



UNIVERSITAS DIPONEGORO

**RANCANG BANGUN PROTOTIPE *TRANSTIBIAL BIONIC*
PROSTHESIS UNTUK PASIEN AMPUTASI KAKI
BAWAH LUTUT**

TESIS

**ADE REZA ISMAWAN
NIM. 21050119410007**

**FAKULTAS TEKNIK
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN**

**SEMARANG
AGUSTUS 2021**



ACC 21/12
Dr. RITIKY ISMAIL

Toni Prahasto

UNIVERSITAS DIPONEGORO

**RANCANG BANGUN PROTOTIPE *TRANSTIBIAL BIONIC*
PROSTHESIS UNTUK PASIEN AMPUTASI KAKI
BAWAH LUTUT**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Teknik

**ADE REZA ISMAWAN
NIM. 21050119410007**

FAKULTAS TEKNIK

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN

PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN

SEMARANG

AGUSTUS 2021

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun yang dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Ade Reza Ismawan

NIM : 21050119410007

Tanda Tangan : 

Tanggal : 20 Agustus 2021

LEMBAR PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :

Nama : Ade Reza Ismawan

NIM : 21050119410007

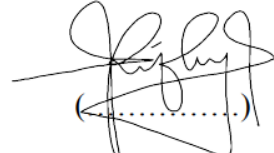
Departemen/Program Studi : Magister Teknik Mesin

Judul Tesis : Rancang Bangun Prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* Untuk Pasien Amputasi Bawah Lutut

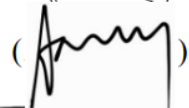
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Tim Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Teknik pada Program Studi Magister Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro.

TIM PENGUJI

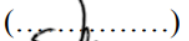
Pembimbing : Dr. Rifky Ismail, S.T.,M.T.



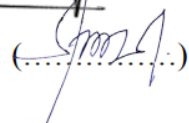
Co. Pembimbing : Dr. Ir. Toni Prahasto, M.ASc, Ph.D.



Penguji 1 : Dr. Eng. Achmad Widodo, S.T.,M.T.

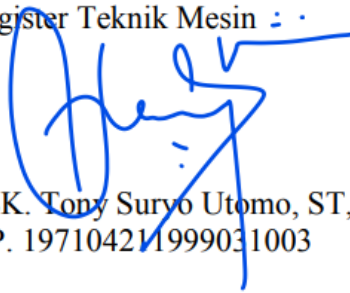


Penguji 2 : Ojo Kurdi, S.T., M.T. PhD



Semarang, Agustus 2021

Ketua Program Studi
Magister Teknik Mesin : .



MSK. Tony Suryo Utomo, ST, MT, PhD.
NIP. 197104211999031003

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS
AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademika Universitas Diponegoro, saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Ade Reza Ismawan
NIM : 21050119410007
Departemen/Program Studi : Teknik Mesin/Magister Teknik Mesin
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Tesis

Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Diponegoro **Hak Bebas Royalti Noneksklusif** (None-exclusive Royalty Free Right) atas karya ilmiah saya yang berjudul: “**Rancang Bangun Prototipe Transtibial Bionic Prosthesis Untuk Pasien Amputasi Bawah Lutut**” beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti/Noneksklusif ini Universitas Diponegoro berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta. Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Semarang
Pada tanggal : 20 Agustus 2021

Yang menyatakan



Ade Reza Ismawan
NIM. 21050119410007

ABSTRAK

Rancang Bangun Prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* Untuk Pasien Amputasi Bawah Lutut

Disusun Oleh:

Ade Reza Ismawan

NIM : 21050119420012

Prostesis merupakan sebuah alat kesehatan untuk menggantikan fungsi anggota tubuh tertentu yang hilang akibat amputasi, amputasi transtibial dan transfemoral adalah amputasi yang paling umum di dunia. Cara utama untuk mengembalikan fungsi anggota tubuh pada amputasi transtibial adalah dengan menggunakan prostesis transtibial. Plantarfleksi dan dorsifleksi merupakan karakteristik pergelangan kaki manusia dan juga menjadi pertimbangan penting dalam merancang prostesis transtibial. Sebagian besar prostesis transtibial komersial yang tersedia di Indonesia adalah prostesis transtibial pasif, dan pengguna prostesis pasif menunjukkan pola gaya berjalan yang asimetris sehingga dapat menyebabkan cedera muskuloskeletal. Selain itu, prostesis pasif tidak dapat menghasilkan gaya dorong seperti pergelangan kaki manusia serta mengabdikan lebih banyak energi metabolik sehingga cepat lelah ketika menggunakannya. *Transtibial Bionic Prosthesis* dapat mengatasi kelemahan prostesis pasif karena dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi dan dapat memberikan gaya tolak saat fase *heel-off* dan *toe-off*. Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan menganalisis kekuatan prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis*, metode morfologi dan matrik keputusan digunakan dalam pemilihan konsep perancangan. Alumunium 6061 yang ringan digunakan sebagai material pembuatan prostesis transtibial, analisis statik dilakukan untuk mengetahui kekuatan prostesis transtibial, analisis kinematika dan kinetika ketika berjalan dilakukan untuk mengitung momen *ankle joint* dalam pemilihan aktuator. Perancangan dan Analisis kekuatan dalam penelitian ini menunjukkan prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* mampu menerima beban maksimal 100 kg dan memiliki *Range of Motion* 20° dorsifleksi dan 30° plantarfleksi.

Kata kunci: cedera muskuloskeletal, prostesis pasif, *transtibial bionic prosthesis*, , aktuator, *range of motion*

ABSTRACT

Transtibial Bionic Prosthesis Prototype Design for Below Knee Amputation Patients

Prosthesis is a medical device to replace the function of certain limbs lost due to amputation, transtibial and transfemoral amputations are the most common amputations in the world. The main way to restore limb function in transtibial amputations is to use a transtibial prosthesis. Plantarflexion and dorsiflexion are characteristics of the human ankle and are also important considerations in designing a transtibial prosthesis. Most commercial transtibial prostheses available in Indonesia are passive transtibial prostheses, and users of passive prostheses exhibit an asymmetrical gait pattern that can cause musculoskeletal injuries. In addition, passive prostheses cannot generate thrust like the human ankle and consume more metabolic energy so they tire quickly when using them. Transtibial Bionic Prosthesis can overcome the weakness of passive prosthesis because it can move in dorsiflexion and plantarflexion and can provide repulsion force during the heel-off and toe-off phases. This study aims to design and analyze the strength of the Transtibial Bionic Prosthesis prototype, morphological methods and decision matrices are used in the selection of design concepts. Lightweight aluminum 6061 was used as a material for making transtibial prostheses, static analysis was carried out to determine the strength of the transtibial prosthesis, kinematics and kinetics analysis when walking was carried out to calculate the ankle joint moment in the selection of actuators. The design and strength analysis in this study showed that the Transtibial Bionic Prosthesis prototype was able to accept a maximum load of 100 kg and had a Range of Motion of 20° dorsiflexion and 30° plantarflexion.

Keywords: *musculoskeletal injury, passive prosthesis, transtibial bionic prosthesis, actuator, range of motion*

KATA PENGANTAR

Dengan menyebut nama Allah Subhanahu Wa Ta'ala yang Maha Pengasih dan Maha Penyanyang. Segala puji syukur senantiasa penulis panjatkan kehadiran Tuhan Yang Maha Esa yang tiada hentinya mencurahkan kasih-Nya, sehingga dengan segala karunia-Nya penulis dapat menyelesaikan Tesis ini dengan judul “Rancang Bangun Prototipe Transtibial Bionic Prosthesis Untuk Pasien Amputasi Bawah Lutut” ini.

Dalam kesempatan ini penulis ingin menyampaikan rasa hormat dan terimakasih kepada semua pihak yang telah membantu dan memberikan dorongan dalam menyelesaikan Tesis ini, dengan segala kerendahan hati penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada :

1. Dr. Rifky Ismail, S.T.,M.T. dan Dr. Ir. Toni Prahasto, M.ASc, Ph.D. selaku dosen pembimbing, yang telah memberikan bimbingan, pengarahan serta masukan-masukan kepada penulis dalam menyusun Thesis ini.
2. Bapak, ibu, istri serta seluruh keluarga yang tidak berhenti mendoakan untuk kelancaran thesis ini.
3. Magister Teknik Mesin dan teman teman di Teknik Mesin Universitas Diponegoro dan yang tidak dapat disebutkan satu persatu atas dukungan moril dan material sehingga penulis senantiasa terpacu untuk menyelesaikan thesis ini.

Dengan penuh kerendahan hati, penulis menyadari akan kekurangan dan keterbatasan pengetahuan yang penulis miliki sehingga tentu saja penyusunan tesis ini jauh dari kata sempurna. Akhir kata, dengan selesainya Tesis ini berarti selesai pula masa studi penulis di Magister Teknik Mesin Undip. Penulis berharap semoga karya ini dapat bermanfaat. Terima kasih.

Semarang, 20 Agustus 2021



Ade Reza Ismawan
NIM. 21050119410007

DAFTAR ISI

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TESIS UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiv

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Batasan Penelitian	4
1.4 Tujuan dan Manfaat Penelitian	4
1.5 Luaran Inovasi	5

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Anatomi <i>Ankle</i>	6
2.1.1 Struktur Tulang <i>Regio Ankle</i>	6
2.1.2 Struktur Otot <i>Regio Ankle</i>	7
2.2 <i>Transtibial Prosthesis</i>	8
2.3 Gaya Reaksi Permukaan	8
2.4 Siklus berjalan (<i>Normal Gait Cycle</i>)	11
2.5 Gaya dorong (<i>Propulsive Force</i>) saat siklus berjalan	15
2.6 Karakteristik Pergelangan Kaki Manusia	15
2.7 Perkembangan <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	16
2.8 Sinyal <i>Electromyograph (EMG)</i>	18

2.9 Penelitian Kaki Bionik Terdahulu.....	20
2.10 Perancangan Produk dan Siklus kehidupan Produk.....	20
2.11 Tipe Perancangan dan Pengembangan Produk	22
2.12 Langkah Dalam Perancangan dan Pengembangan Produk.....	22
2.13 Proses Pengembangan Konsep Produk	25
2.14 Metode Pencarian Konsep Produk.....	28
2.14.1 Metode Brain-Storming	29
2.14.2 Metode Brainwriting atau Metode 6-3-5	31
2.14.3 Metode Analogi	32
2.14.4 Memakai Paten sebagai Sumber Ide	32
2.14.5 Buku, Jurnal Profesi dan Katalog Manufacture sebagai Sumber Ide	33
2.14.6 Menyewa Konsultan untuk Mengembangkan Konsep Produk.....	33
2.14.7 Metode Morfologi	33

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian	35
3.2 Tahap Perancangan Transtibial Bionic Prothesis	36
3.3 Tahap Pengumpulan Data	40
3.4 Tahap Penentuan Parameter dan Kriteria Desain	42

BAB IV METODE PENELITIAN RANCANG BANGUN *TRANSTIBIAL BIONIC PROSTHESIS*

4.1 Analisa Kebutuhan <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	44
4.2 Latar Belakang Permasalahan	45
4.3 Studi Produk <i>Existing Transtibial Bionic Prosthesis</i>	46
4.4 Penentuan Spesifikasi Produk.....	51
4.5 Batasan Rancangan Produk.....	51
4.6 Perancangan Dengan Metode Morfologi	52
4.6.1 Penerus Daya	53
2.14.7 Aktuator	54

4.7 Pengembangan Konsep Perancangan <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	54
4.8 Pemilihan Konsep Dengan Matrik Keputusan.....	61
4.9 Konsep Terpilih Dan Gambar 3D Model.....	62
4.10 <i>Range of Motion</i> Dorsifleksi Dan Plantarfleksi Kaki <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	66
4.11 Analisis Kinematika Dan Kinetika Saat <i>Gait Cycle</i>	67
4.12 Analisis Kekuatan Dengan Pembebanan Statik.....	79
4.13 Prototipe <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	82

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan	83
5.2 Saran.....	83

DAFTAR PUSTAKA

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Anatomi pergelangan kaki manusia	6
Gambar 2.2 Tulang pada kaki (a) <i>lateral view</i> dan (b) <i>medial view</i> (Milner, 2008)	7
Gambar 2.3 Otot penyusun kaki <i>anterior view</i> (Sobotta, 2012).....	7
Gambar 2.4 (a) Amputasi Transtibial dan <i>Transtibial Prosthesis</i> (b) <i>iWalk's Power Foot BiOM</i>	8
Gambar 2.5 Representasi letak gaya reaksi permukaan atau <i>Ground Reaction Force</i> (lippincott williams & wilkins, 2006)	9
Gambar 2.6 Posisi <i>Ground Reaction Force</i> saat siklus berjalan manusia (Vaughan, 1996)	10
Gambar 2.7 Grafik puncak gaya maksimum GRF (Wang, 2017).....	10
Gambar 2.8 Simulasi distribusi GRF saat <i>loading response (first peak)</i> , <i>midstance (balanced standing)</i> , dan <i>push off (second peak)</i> (Wang, 2017).....	11
Gambar 2.9 Siklus berjalan normal manusia (Seymour, 2002).....	11
Gambar 2.10 Fase <i>Heel strike</i> pada siklus berjalan (Whittle, 2007).....	12
Gambar 2.11. Fase <i>Loading Response (Foot Flat)</i> pada siklus berjalan (Whittle, 2007)	12
Gambar 2.12 Fase <i>Midstance</i> pada siklus berjalan (Whittle, 2007)	13
Gambar 2.13 Fase <i>Heel Off</i> pada siklus berjalan (Whittle, 2007).....	13
Gambar 2.14 Fase <i>Toe Off</i> pada siklus berjalan (Whittle, 2007).....	14
Gambar 2.15 Fase <i>Terminal swing</i> (Whittle, 2007)	14
Gambar 2.16 (a) GRF dan perubahan pusat beban tubuh kedepan (b) Gaya dorong akibat telapak kaki melakukan push off mengakibatkan momen (Hsiao dkk, 2015)	15
Gambar 2.17 Dorsifleksi, plantar fleksi, inversi dan eversi pada <i>ankle</i> manusia	16
Gambar 2.18 Perkembangan <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> dari produk konvensional hingga kaki bionik (Versluys, 2009)	17
Gambar 2.19 Skema desain sinyal EMG pada pengguna transtibial prosthesis .	19

Gambar 2.20 <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> atau <i>Power Ankle</i> penelitian pertama	20
Gambar 2.21 Siklus kehidupan produk (Pahl, 1996).	21
Gambar 2.22 Proses pengembangan produk (Ulrich, 2004)	23
Gambar 2.23 Proses pengembangan konsep produk (Ulrich, 2004)	25
Gambar 2.24 Metode Pengembangan Konsep (Ullman, 1997).....	29
Gambar 3.1 Diagram alir penelitian.	35
Gambar 3.2 3D Scanner Eiscan Pro 2X Plus	41
Gambar 4.1 Grafik jumlah penduduk Difabel di Indonesia (Susenas, 2012).....	44
Gambar 4.2 Lima alternatif konsep desain <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	56
Gambar 4.3 Alternatif konsep pertama desain <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	57
Gambar 4.4 Konsep kedua desain <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	58
Gambar 4.5 Konsep ketiga desain <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	59
Gambar 4.6 Konsep keempat <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	60
Gambar 4.7 Konsep kelima <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	60
Gambar 4.8 Desain <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> yang meniru anatomi Ankle	63
Gambar 4.9 Konsep <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> kedua sebagai konsep terpilih.....	63
Gambar 4.10 Gambar 2D dimensi konsep <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	64
Gambar 4.11 3D model <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> dengan Software Autodesk Fusion 360.....	65
Gambar 4.12 a) Sudut ankle pemodelan 7 batang. (b) sudut ankle manusia normal literatur (Rose, 2006).	66
Gambar 4.13 Analisis gait cycle dengan model 7 batang	67
Gambar 4.14 Anatomi kaki dan diagram benda bebas.....	68
Gambar 4.15 Data Antropometri(Winter, 2009)	68
Gambar 4.16 DBB dan DM telapak kaki saat toe off	69
Gambar 4.17 DBB dengan arah gaya reaksi pada ankle bernilai negatif.....	70
Gambar 4.18 Arah momen dan gaya reaksi aktual pada DBB ankle	71
Gambar 4.19 DBB dan DM untuk segmen betis (shank) FBD dan semua diasumsikan memiliki arah positif	72
Gambar 4.20 Arah gaya reaksi aktual pada DBB shank	73

Gambar 4.21 DBB dan DM pada segmen paha (thigh).....	74
Gambar 4.22 DBB aktual pada segmen paha	75
Gambar 4.23 Analisis FEM dengan parameter pembebanan 1000 N tebal	79
Gambar 4.24 Prototipe berbahan Polylactic Acid (PLA) sebelum menggunakan AL 6061	82

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Perbandingan <i>Existing Transtibial Bionic Prosthesis</i>	15
Tabel 3.1 Data sifat mekanik material Alumunium 6061	42
Tabel 3.2 Parameter dan kriteria Desain	42
Tabel 3.3 Parameter dan variabel pembebanan statik dengan FEM <i>Solidwork</i> ...	28
Tabel 4.1 <i>Price list</i> produk existing kaki bionik atau Transtibial Bionic Prosthesis.....	46
Tabel 4.2 Perbandingan <i>Existing Transtibial Bionic Prosthesis</i>	49
Tabel 4.3 Matriks morfologi <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	52
Tabel 4.4 Varian konsep <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	53
Tabel 4.5 Jenis transmisi penerus daya.	53
Tabel 4.6 Jenis aktuator.....	54
Tabel 4.7 Pemilihan konsep berdasarkan matriks penilaian keputusan.	61
Tabel 4.8 Perbandingan pemodelan 7 batang orang Indonesia, jurnal <i>Human walking</i> dan sudut yang dihasilkan prototipe <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i>	66
Tabel 4.9 Massa segmen tubuh.	69
Tabel 4.10 Parameter dan variabel pembebanan statik dengan FEM Ansys	79

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perkembangan teknologi kesehatan untuk *transtibial prosthesis* sudah sangat maju terutama di negara-negara besar seperti Amerika, Jepang, Inggris, Jerman dan negara maju lainnya. Tetapi perkembangan *prosthetic leg* di Indonesia sendiri tertinggal jauh dengan negara-negara lain. Produk prostesis baik transfemoral dan transtibial di Indonesia didominasi oleh produk impor yang mahal sedangkan kaki prostesis buatan Indonesia sendiri masih konvensional berbahan serat fiber yang kaku dan berfungsi sebagai kosmetik saja, secara fungsi belum banyak memenuhi beberapa *foot abilities*, seperti dorsifleksi dan plantarfleksi.

Jumlah penyandang disabilitas menunjukkan sebanyak 21,84 juta atau sekitar 8,56 persen dari jumlah penduduk Indonesia adalah penyandang disabilitas. Data tersebut diambil dari Survei Penduduk Antar Sensus atau SUPAS 2015. Persentase penduduk usia 10 tahun ke atas yang mengalami kesulitan berjalan atau naik tangga sebesar 3,76 persen dengan rincian 0,32 persen sepenuhnya membutuhkan bantuan orang lain, 0,16 persen memakai alat bantu dan bantuan orang lain, 0,53 persen memakai alat bantu, dan 2,75 persen tidak memakai alat bantu. Secara nasional, laki-laki yang mengalami kesulitan berjalan/naik tangga sebesar 3,09 persen dan perempuan sebesar 4,43 persen (SUPAS, 2015).

Ini menunjukkan kebutuhan kaki palsu di Indonesia masih sangat besar. Kaki palsu transtibial (*transtibial prosthesis*) merupakan produk teknologi di bidang kesehatan yang berfungsi sebagai alat pengganti kaki untuk orang dengan amputasi kaki dibawah lutut dan untuk mengembalikan kualitas hidup pasien pasca operasi. yang penyebab utamanya adalah karena diabetes dan trauma. Industri pembuatan kaki palsu di Indonesia masih belum mampu memproduksi kaki palsu mekanis yang baik, produk kaki palsu buatan indonesia berbahan serat

fiber konvensional, yang memiliki kekurangan dalam kenyamanan, *lifetime*, fleksibilitas, dan tidak ergonomis. Fleksibilitas merupakan hal penting yang harus dimiliki dari suatu kaki palsu. Kaki *transtibial prosthesis* di negara maju sudah dilengkapi dengan sistem kontrol komputer, kaki prostesis sudah diseting untuk beberapa kondisi, kaki prostesis secara otomatis menyesuaikan tipe pemakaian berdasarkan kondisi, seperti berjalan, naik tangga, berlari, menaiki bukit dan menuruni bukit. pada era globalisasi yang kompetitif ini industri manufaktur di bidang teknologi kesehatan selalu dituntut untuk terus berinovasi mengembangkan teknologi yang tepat guna tanpa mengabaikan standarisasi kualitas maupun kuantitasnya, karena keberhasilan industri dalam menghadapi persaingan ditentukan oleh keberhasilan dalam merancang dan mengembangkan produk yang sesuai dengan keinginan konsumen dan kecepatan industri tersebut dalam beradaptasi dan merespon perubahan keinginan konsumennya.

1.2 Perumusan Masalah

Kaki transtibial komersil yang tersedia di pasaran Indonesia khususnya adalah kaki transtibial pasif tanpa aktuator, dan dalam penelitian disebutkan jika orang dengan kaki pasif menunjukkan kepincangan atau ketidakseimbangan (*asymmetric gait pattern*). Orang dengan amputasi ekstremitas bawah yang menggunakan prostesis pasif konvensional menghadapi serangkaian tantangan terkait ketidaknyamanan berupa nyeri selama berjalan seperti kekuatan yang lebih besar pada kaki mereka yang tidak terpengaruh, dan karenanya dapat mengalami cedera muskuloskeletal sekunder seperti gangguan sendi kronis.

Konsumsi energi juga menjadi fokus pertimbangan dalam merancang kaki bionik, pada orang yang diamputasi penggunaan prostesis pasif dapat menghabiskan 20-30% energi metabolik lebih banyak untuk berjalan dengan kecepatan yang sama dengan orang yang berbadan sehat. Kami telah menghasilkan tangan bionik dan saat ini berfokus pada kaki bionik untuk mengurangi dominasi produk impor di bidang kesehatan dan sangat sedikit peneliti melakukan penelitian tentang kaki prostesis bionik transtibial di Indonesia.

Keunggulan *Transtibial Bionic Prothesis* dibanding dengan kaki pasif transtibial adalah *Transtibial Bionic Prothesis* dapat menghasilkan *push off* gaya tolak saat plantarfleksi dari gerak *actuator* yang dikontrol sehingga bergerak menyerupai gerak pergelangan kaki manusia, menyesuaikan posisi saat fase siklus berjalan. Dengan adanya gaya tolak (*push off*) diharapkan dapat mengurangi pola kepincangan (*asymmetric gait pattern*) yang dapat menyebabkan cedera muskuloskeletal sekunder seperti gangguan sendi kronis. Dengan gaya tolak (*push off*) tentunya dapat menghasilkan gaya dorong tubuh (*propulsive force*) sehingga dapat mengurangi konsumsi energi metabolik penderita amputasi agar tidak mudah letih ketika menggunakannya.

Peneliti telah berupaya untuk menjawab kelemahan kaki transtibial pasif dengan merancang kaki bionik diawali dengan penelitian dasar *ankle robot* (Tim Dr. Rifky Ismail S.T., M.T, tahun 2017- 2018) dan melakukan *review* pada produk *existing Transtibial Bionic Prothesis* sehingga dapat menghasilkan *Transtibial Bionic Prothesis*. Selama 1 tahun penelitian.

Enam bulan pertama adalah dengan mempelajari dan membuat *preliminary research* mengenai perbandingan produk *existing*, dari produk *existing* tersebut akan mendapatkan *breakdown* mengenai *mechanical design*, detail aktuator, transmisi, serta keunggulan dari produk tersebut dilanjutkan dengan pembuatan 5 konsep perancangan *Transtibial Bionic Prothesis*, dari variasi konsep tersebut dilakukan penilaian sehingga didapat konsep terpilih dengan nilai tertinggi, untuk dilanjutkan menjadi sebuah prototipe *Transtibial Bionic Prothesis*.

Enam bulan kedua adalah menganalisis kekuatan statik konstruksi kaki *Transtibial Bionic Prothesis* dengan *software*, dilanjutkan dengan analisis kinematika dan kinetika untuk memilih motor, menentukan jenis aktuator, dan memperkirakan konsumsi baterai. Dilanjutkan dengan membuat sistem kontrol agar dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi sesuai dengan *Range of Motion* (ROM) yaitu dorsifleksi 5°- 25° dan plantarfleksi 10°- 45° saat berjalan normal.

1.3 Batasan Penelitian

Batasan masalah untuk selama penelitian ini antara lain :

1. Fokus penelitian dilakukan pada studi kasus untuk amputasi kaki bawah lutut atau pengguna *Transtibial Prosthesis*
2. Analisis kekuatan dan perhitungan dilakukan pada konstruksi *ankle bionic prosthesis*, sedangkan *shank*, soket serta kontrol tidak termasuk dalam fokus penelitian saat ini.
3. Analisis kekuatan dilakukan dengan pembebanan statik dengan software simulasi *Ansys*
4. *Range of Motion* dalam perancangan kaki bionik hanya fokus pada dorsifleksi dan plantarfleksi
5. Parameter analisis pembebanan perancangan *Transtibial Bionic Prosthesis* adalah kondisi batas pembebanan sebesar 100 kg, Material yang digunakan adalah Alumunium 6061 dengan *Modulus Elastisitas* $E = 68,9$ GPa, *Poisson's ratio* $\nu = 0.33$, dan *Yield Strength* $\sigma_y = 275$ MPa.

1.4 Tujuan dan Manfaat Penelitian

Tujuan yang ingin dicapai pada penelitian ini antara lain:

1. Menghasilkan Prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* yang menggunakan system kontrol dan dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi seperti *Gait Cycle* kaki manusia.
2. Menganalisis kekuatan *Transtibial Bionic Prosthesis* dengan pembebanan statik, menganalisis kinematika dan kinetika gerak berjalan, dan estimasi *Range of Motion* (ROM) yang dihasilkan.

Manfaat yang dicapai pada penelitian ini antara lain:

1. Mendukung program UNDIP yaitu pada fokus bidang prioritas kemandirian produksi teknologi alat kesehatan. Konsep pemikiran: produksi teknologi alat kesehatan di Indonesia perlu dijamin kualitasnya, kuantitasnya, dan ketersediaannya melalui pengembangan teknologi

Transtibial Bionic Prosthesis, untuk mengurangi ketergantungan produk teknologi kesehatan impor dan meningkatkan kemandirian produksi alat kesehatan di Indonesia khususnya produk kaki palsu bawah lutut yang terjangkau.

2. Menghasilkan inovasi dan pengembangan IPTEK yang dapat dimanfaatkan oleh masyarakat dan industri dalam bentuk prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis*. Serta meningkatkan jumlah publikasi ilmiah Undip.

1.5 Luaran Temuan/Inovasi Yang Ditargetkan Serta Penerapannya Dalam Menunjang Pembangunan Dan Pengembangan IPTEKS

Kemampuan kaki bionik agar dapat digunakan lebih lama dengan pemilihan baterai sesuai; efisiensi berat kaki palsu agar penyerapan energi ketika melangkah tidak besar dan membuat lelah pasien; mengoptimalkan desain kosmetik agar memiliki daya tarik dan menimbulkan rasa percaya diri pasien ketika menggunakan, pengaturan kontrol linier actuator agar gerak ankle lebih lembut dan natural seperti kaki normal manusia, sangat bermanfaat dalam rangka pengembangan *Transtibial Bionic Prosthesis* untuk mendukung kemandirian produksi alat kesehatan di Indonesia. sekaligus tentunya menunjang pengembangan IPTEK secara khusus di bidang teknologi alat kesehatan.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Anatomi Ankle*

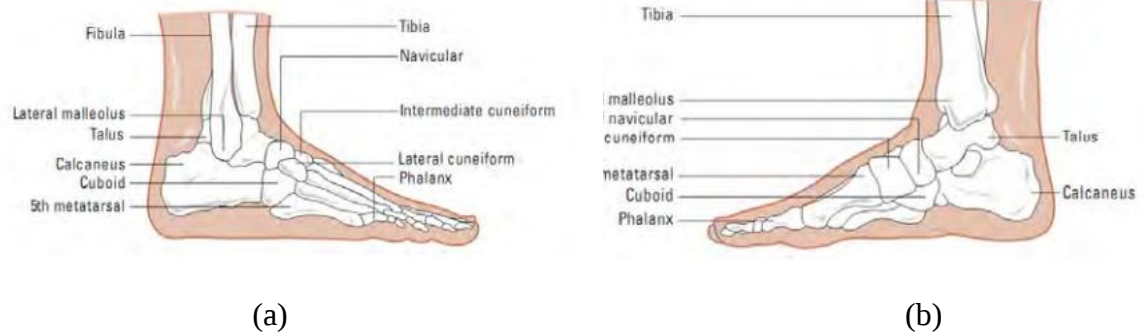
Ankle dan kaki merupakan struktur kompleks yang terdiri dari 28 tulang dan 55 artikulasi yang dihubungkan dengan ligamen dan otot. Ankle merupakan sendi yang menopang beban tubuh terbesar pada permukaannya, puncak beban mencapai 120% ketika berjalan dan hampir 275% ketika berlari. Sendi dan ligamen berperan sebagai stabilitator untuk melawan gaya dan menyesuaikan ketika aktivitas menahan beban agar stabil (Dutton, 2012).



Gambar 2.1 Anatomi pergelangan kaki manusia

2.1.1 *Struktur Tulang Regio Ankle*

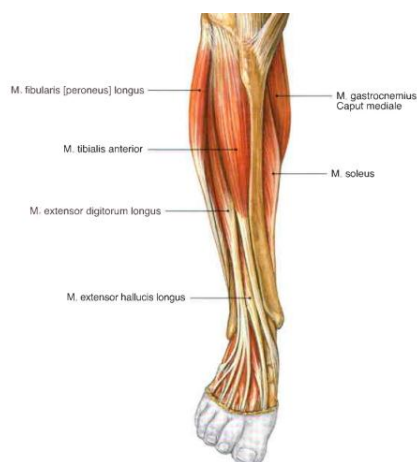
Bagian distal dari tulang tibia dan fibula berartikulasi dengan tulang tarsal membentuk struktur pergelangan kaki. Yang termasuk tulang tarsal adalah *calcaneus*, *talus*, *navicular*, *cuneiform 1*, *cuneiform 2*, *cuneiform 3* dan *cuboid*.. Dikarenakan menumpu beban yang besar maka bentuk dan ukurannya lebih luas. Kaki memiliki persendian yang kompleks dengan 7 tulang tarsal, 5 tulang meta tarsal dan 14 tulang phalang yang menopang beban tubuh ketika berdiri, berjalan dan berlari (Wright, 2011).



Gambar 2.2 Tulang pada kaki (a) *lateral view* dan (b) *medial view* (Milner, 2008)

2.1.2 Struktur Otot *Regio Ankle*

Sendi ankle terbentuk dari struktur yang kompleks seperti tulang, ligamen dan otot. Struktur tersebut yang memungkinkan sendi ankle menjadi fleksibel dan mudah beradaptasi dengan lingkungan. Fleksibilitas ini dibutuhkan karena kaki beresentuhan langsung dengan tanah dan harus dapat beradaptasi ketika berubah posisi. Fungsi otot sangat berpengaruh terhadap fleksibilitas tersebut. Otot pada kaki dibedakan menjadi empat macam, yaitu : Otot bagian anterior yang ditunjukkan dalam gambar 2.2 (*m. tibialis anterior*, *m. peroneus tertius*, *m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus*) berfungsi untuk gerakan dorsi fleksi.



Gambar 2.3 Otot penyusun kaki *anterior view* (Sobotta, 2012)

2.2 *Transtibial Prosthesis*

Amputasi transtibial merupakan amputasi di daerah tungkai bawah atau dibawah lutut, yang dipotong adalah tulang kering dan tulang betis. Amputasi transtibial sering dilakukan trauma parah (kecelakaan), *perifer* penyakit pembuluh darah (PVD), tumor, infeksi, atau bawaan defisiensi tungkai (Murdoch, 1996). Dari literatur medis diketahui bahwa amputasi di bawah lutut adalah yang paling sering terjadi (Carrol, 2006), dan operasi harus dilakukan dengan baik untuk mempersiapkan pasien agar dapat memakai *Transtibial Prosthetic* dengan nyaman. Pemilihan prosthesis ini akan sangat tergantung pada kebutuhan dan kemampuan yang diamputasi. Secara umum, semakin tinggi tingkat atau banyak amputasi tungkai bawah dilakukan, maka semakin besar energi pengeluaran yang dibutuhkan untuk berjalan (Bowker, 1992). Selama beberapa dekade terakhir, banyak peneliti telah mempelajari dan berupaya meniru karakteristik anggota tubuh kaki secara utuh dalam hal kinematika, dinamika, dan pengeluaran energi dengan mengembangkan perangkat *bionic prosthesis* baru yang bertujuan untuk meningkatkan *3C level* (kontrol, kenyamanan, dan kosmetik) (Cherelle dkk, 2014).

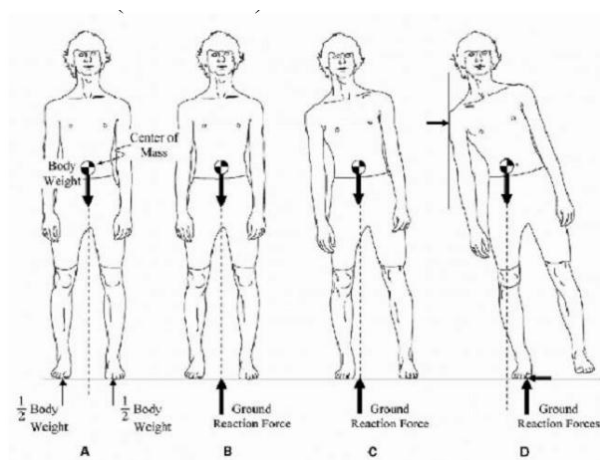


Gambar 2.4 (a) Amputasi Transtibial dan *Transtibial Prosthetic* (b) *iWalk's Power Foot BiOM*

2.3 *Gaya Reaksi Permukaan*

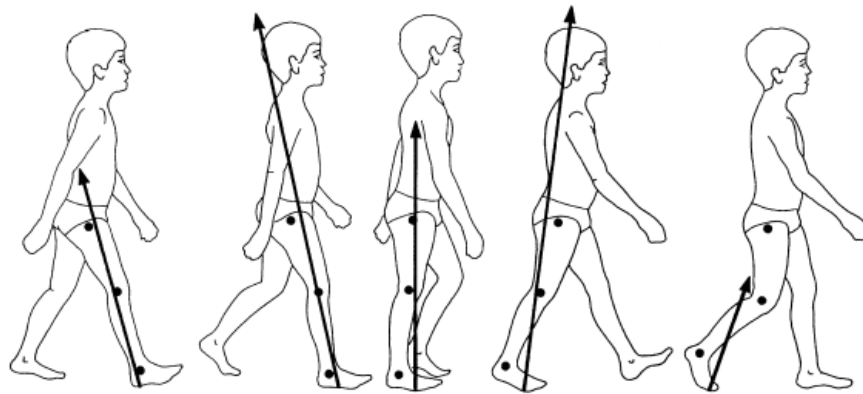
Gaya reaksi permukaan atau *Ground Reaction Force* (GRF) adalah gaya reaksi yang dihasilkan oleh permukaan akibat interaksi beban tubuh dengan permukaan karena adanya pengaruh gravitasi. Besarnya *ground reaction force*

pada permukaan saat berdiri sama besarnya dan berlawanan dengan arah beban tubuh pada permukaan melalui kaki (McGinnis, 2013). Akibat gaya gravitasi, gaya reaksi permukaan pada saat seseorang yang berdiri tegak simetris (Gambar 2.4), besarnya berat beban tubuh orang tersebut akan ditumpu sama rata oleh kedua kaki orang tersebut. gaya yang terbagi rata ini, dapat digambarkan oleh suatu gaya tunggal yang disebut sebagai *Ground Reaction Force* (GRF). Pada posisi berdiri tegak simetrik, GRF ini besarnya akan sama dengan gaya berat dan lokasinya terletak di sekitar sumbu simetri dari kedua kaki yang menumpu ke tanah.



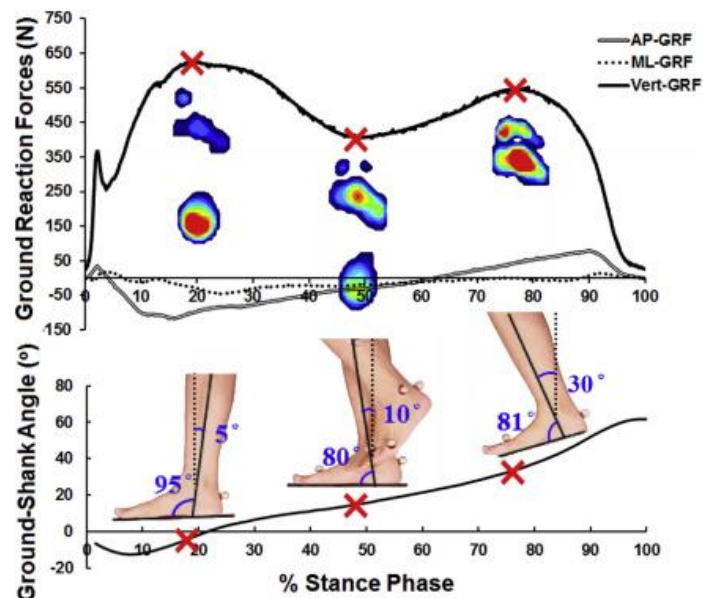
Gambar 2.5 Representasi letak gaya reaksi permukaan atau *Ground Reaction Force* (Rose, 2006)

Ketika seseorang mencondongkan badannya ke salah satu sisi, misalnya ke arah kanan atau sebaliknya, maka akan mengakibatkan perubahan posisi GRF sebagai bentuk keseimbangan akibat berat tubuh orang tersebut, dapat dikatakan bahwa posisi gaya reaksi permukaan seseorang akan berubah menyesuaikan dengan arah sikap badan orang tersebut.

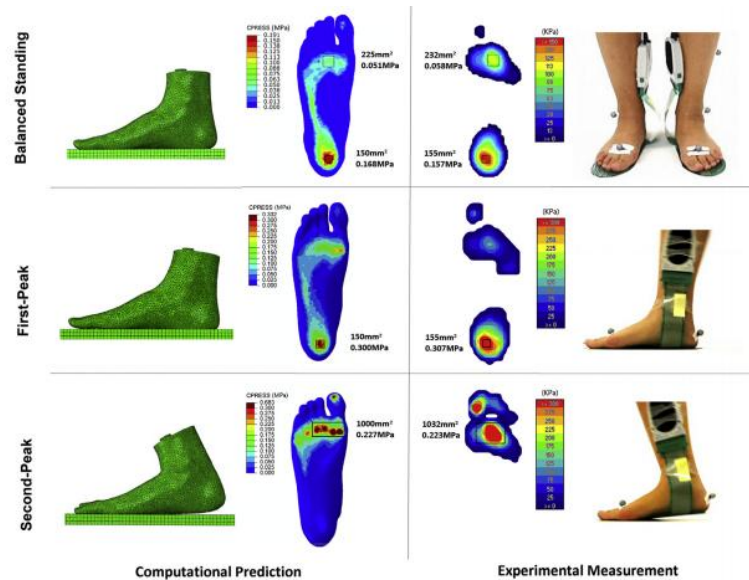


Gambar 2.6 Posisi *Ground Reaction Force* saat siklus berjalan manusia (Vaughan, 1996)

Besarnya gaya *Ground Reaction Force* ditunjukkan pada gambar 2.6 grafik GRF menunjukkan analisa gaya pada tiga titik saat *loading response*, *midstance*, dan *push off*, dari grafik menunjukkan puncak gaya maksimum GRF pada dua titik yaitu saat *loading response* pada tumit dan *push off* ujung telapak.



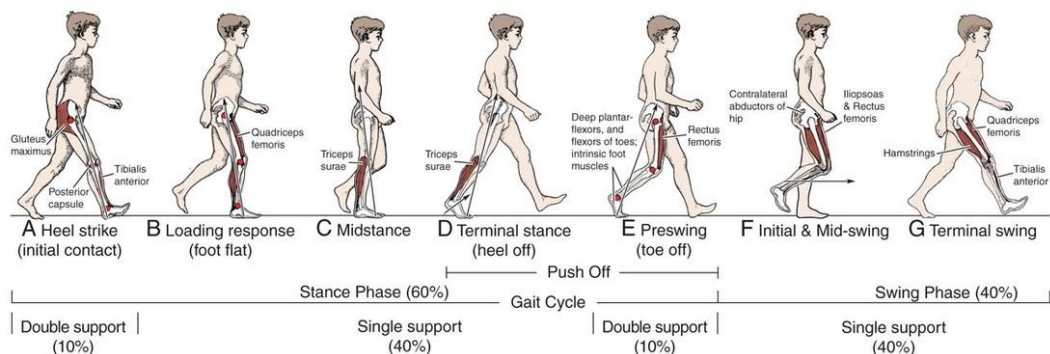
Gambar 2.7 Grafik puncak gaya maksimum GRF (Wang, 2017)



Gambar 2.8 Simulasi distribusi GRF saat *loading response (first peak)*, *midstance (balanced standing)*, dan *push off (second peak)* (Wang, 2017)

2.4 Siklus Berjalan (*Normal Gait Cycle*)

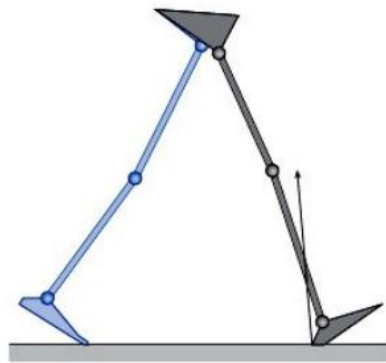
Siklus Berjalan (*Gait Cycle*) merupakan suatu rangkaian fungsional gerakan manusia saat berjalan. Siklus berjalan ini mempunyai 8 fase yaitu, *initial contact*, *loading response*, *mid stance*, *terminal stance*, *pre-swing*, *initial swing*, *mid swing* dan *terminal swing*. Gerakan berjalan merupakan gerakan dengan koordinasi tinggi yang dikontrol oleh susunan saraf pusat. Hal ini berlangsung sejak kaki kanan menginjak lantai hingga kaki kanan menginjak lantai kembali. Dalam satu siklus berjalan (*Gait Cycle*) terdiri dari 2 fase utama, yaitu fase menapak (*Stance phase*) dan fase mengayun (*Swing Phase*). Fase *stance* 60% dan fase *Swing* 40% dimana setiap fase memiliki tahapan masing-masing:



Gambar 2.9 Siklus berjalan normal manusia (Seymour, 2002)

1. *Initial Contact (Heel Strike)*

Dalam *stance phase* pada *Human gait cycle* diawali oleh *Initial contact* atau *heel strike* , yang merupakan periode pertama dari *stance phase*. pada fase ini tubuh ditumpu oleh kedua kaki. *Initial contact* merupakan gerakan salah satu kaki dimana tumit pertama kali menyentuh permukaan lantai, juga dikenal sebagai *heel contact*, *footstrike*, dan *foot contact*.



Gambar 2.10 Fase *Heel strike* pada siklus berjalan (Whittle, 2007)

2. *Loading Response (Foot Flat)*

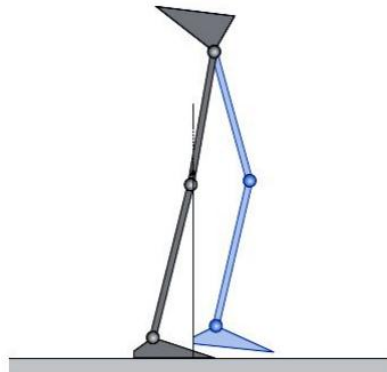
Fase *loading response* adalah fase awal peralihan dimana beban tubuh ditumpu dari 2 kaki menjadi 1 tumpuan kaki. Fase peralihan periode *double support* antara fase *initial contact* dan fase *midstance*. Berat tubuh secara penuh dipindahkan kepada kaki depan, sedangkan kaki lainnya berada pada fase *pre-swing*.



Gambar 2.11 Fase *Loading Response (Foot Flat)* pada siklus berjalan (Whittle, 2007)

3. *Midstance*

Fase *midstance* merupakan fase dimana tubuh berada tegak lurus dengan kaki dan beban tubuh seluruhnya ditumpu oleh satu kaki, sedangkan kaki lainnya berada fase mid-swing mendahului kaki tumpuan. Pada posisi *midstance*, energi kinetic berubah menjadi energi potensial. Trunk naik ke posisi tertinggi sekitar 20 mm di atas level rata-rata.



Gambar 2.12 Fase *Midstance* pada siklus berjalan (Whittle, 2007)

4. *Terminal Stance (Heel Off)*

Fase *terminal stance* disebut juga *heel off* karena tumit pada fase ini meninggalkan permukaan. Fase ini merupakan fase akhir dari *single support* dalam *stance phase*. Beban tubuh berpindah dari bagian tumit ke bagian jari kaki, pada saat *heel off* telapak kaki memberikan gaya dorong (*push off*) pada lantai sehingga terjadi momen, mendorong tubuh kedepan. *Ankle* dalam posisi peralihan dari dorsifleksi sebesar 10° lalu bergerak 20° plantarfleksi.



Gambar 2.13 Fase *Heel Off* pada siklus berjalan (Whittle, 2007)

5. *Pre-Swing (Toe-Off)*

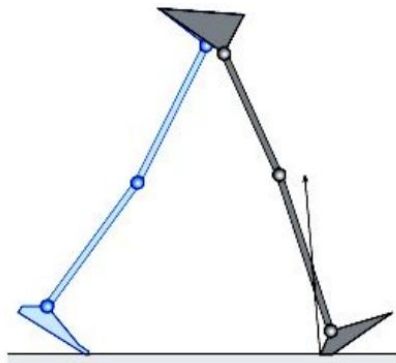
Fase *pre-swing* merupakan fase dimana jari kaki melakukan puncak gaya tolak (*push off*) terhadap permukaan, bersiap meninggalkan landasan untuk periode mengayun (*toe-off*) dan *ankle* berada dalam puncak *plantar flexion* dimana membentuk sudut sebesar 25° . Kaki lain berada pada fase initial contact dan kembali ditumppu oleh 2 kaki. Pada fase ini menyebabkan terjadinya rotasi yang ekstrim pada tubuh bagian atas, berotasi terhadap ujung jari kaki.



Gambar 2.14 Fase *Toe Off* pada siklus berjalan (Whittle, 2007)

6. *Swing Phase*

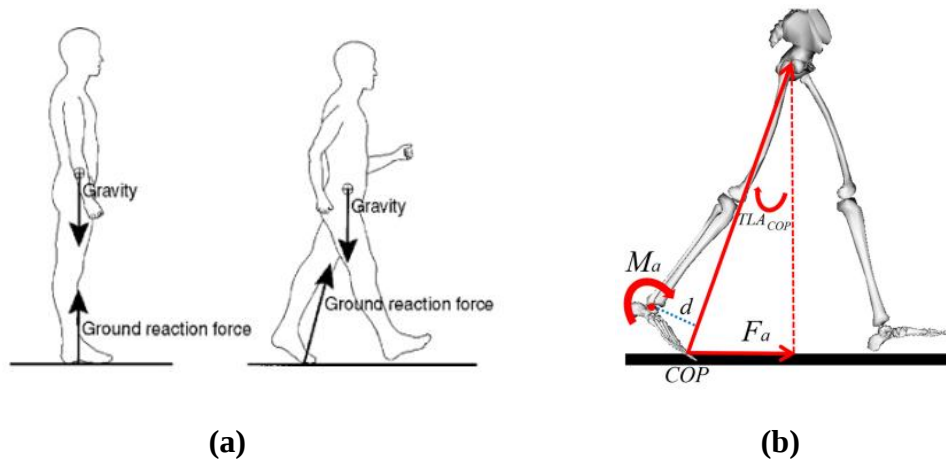
Swing phase atau fase mengayun terdiri dari *initial swing*, *mid swing* dan diakhiri dengan *terminal swing*, saat *initial swing*, kaki acuan mengayun dan tubuh berada tegak lurus dengan kaki dan kaki lainnya menumpu beban tubuh. Fase mengayun (*swing phase*) merupakan 40% dari siklus berjalan, dan akhir dari fase dimana tumit kontak dengan lantai (*terminal swing*).



Gambar 2.15 Fase *Terminal swing* (Whittle, 2007)

2.5 Gaya Dorong (*Propulsive Force*) Saat Siklus Berjalan

Fase menapak (*Stance phase*) dan fase mengayun (*Swing Phase*). Fase menapak dipandang sebagai fase yang paling penting dalam *gait cycle* karena pada fase inilah kaki dan telapak kaki (*foot*) menopang berat badan. Pada saat kaki pada fase *loading response (foot flat)*, *midstance*, dan *heel off*, kaki mengalami fase single support dan kaki yang lain berada dalam fase *swing*, sehingga seluruh bobot tubuh ditopang oleh satu kaki saja. Pada fase *midstance*, telapak kaki dan kaki berperan sebagai landasan yang stabil untuk perpindahan berat badan. Pada saat fase *terminal stance* dan *toe off* telapak kaki mengalami plantar fleksi, sehingga memberikan dorongan (*push off*) dan menghasilkan momen sehingga menggerakkan beban tubuh ke depan.



Gambar 2.16 (a) GRF dan perubahan pusat beban tubuh kedepan (b) Gaya dorong akibat telapak kaki melakukan *push off* mengakibatkan momen (Hsiao dkk, 2015)

2.6 Karakteristik Pergelangan Kaki Manusia

Kaki transtibial prostetik dirancang agar mampu mendekati karakteristik pergelangan kaki manusia normal. Karakteristik tersebut termasuk plantarfleksi, dorsifleksi, eversi, dan inversi. Ini adalah karakteristik utama yang dihasilkan oleh kaki manusia selama berjalan (*gait*) siklus normal dan *range of motion* (luas gerak sendi) dalam keadaan normal. Bagi kebanyakan orang, rentang sudut gerakan

pergelangan kaki berbeda. Untuk pergelangan kaki yang sehat, gerakan normal disajikan pada gambar (Leardini dkk, 2014)

a. Dorsifleksi

Merupakan gerakan telapak kaki ketika menekuk keatas dengan sudut 5° - 25°

b. Plantarfleksi

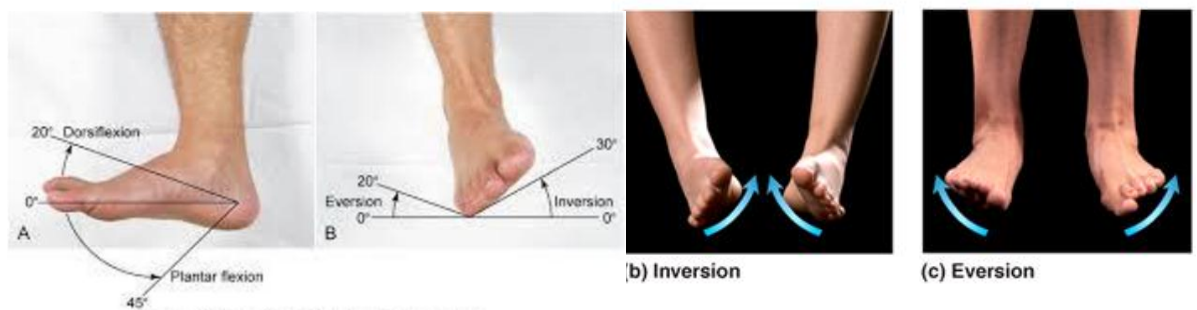
Merupakan gerakan telapak kaki ketika menekuk kebawah dengan sudut 10° - 45°

c. Inversi

Kemampuan pergelangan kaki menyesuaikan permukaan tanah yang tidak rata dengan menekuk kearah dalam dengan sudut 30°

d. Eversi

Kemampuan pergelangan kaki menyesuaikan permukaan tanah yang tidak rata dengan menekuk kearah luar dengan sudut 20°



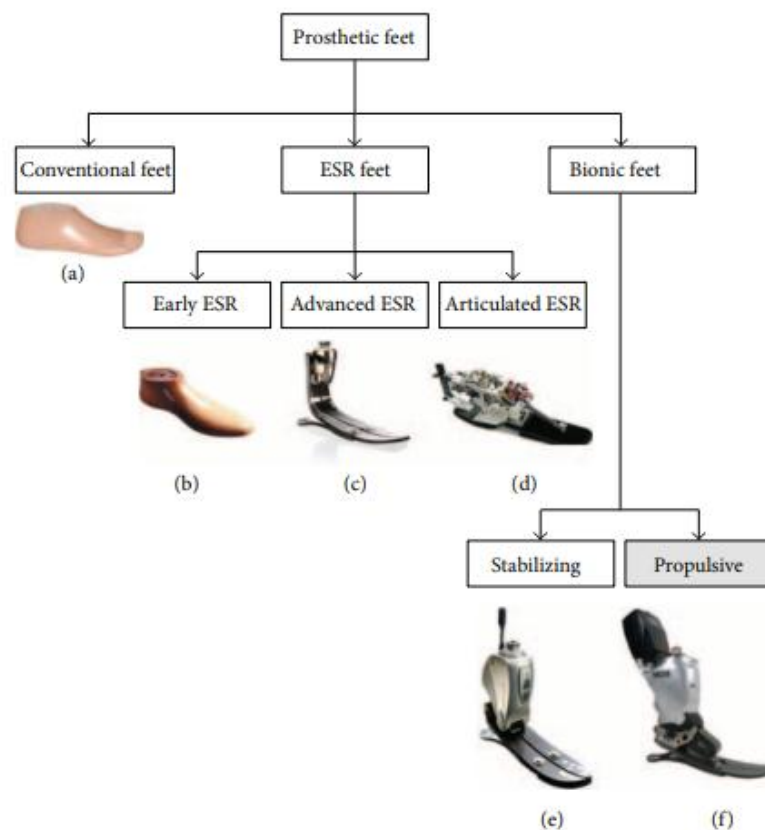
Gambar 2.17 Dorsifleksi, plantarfleksi, inversi, dan eversi pada *ankle* manusia

2.7 Perkembangan *Trans tibial Bionic Prosthesis*

Pada tahun 80-an, desain kaki palsu hanya berfokus untuk mengembalikan *basic walking* dan memenuhi tugas-tugas dasar serta sebagai kosmetik pengganti saja yang disebut kaki konvensional (CF), Didorong oleh keinginan orang yang diamputasi untuk berjalan lebih baik secara alami, dan bahkan dapat digunakan untuk olahraga, kaki palsu berkembang secara signifikan selama beberapa dekade

terakhir. Banyak kaki palsu saat ini yang dipasarkan ditujukan untuk keperluan yang berbeda beda yang mengutamakan 3C (*Control, comfort, dan Cosmetics*). Secara umum, kaki palsu dapat diklasifikasikan menjadi tiga kategori utama: kaki konvensional (CF), kaki dengan penyimpanan energi dan pengembalian (*Energy Storing & Returning ESR*), dan apa yang disebut kaki bionik.

Kaki bionik didefinisikan sebagai sebuah perangkat mekanis dengan satu atau lebih komponen aktif, dengan stabilisasi kaki yang berpenggerak. Sebagian besar *Transtibial Bionic Prosthesis* yang dikomersialkan saat ini menggunakan aktuasi untuk memberikan stabilisasi pergelangan kaki yang kompleks. Contohnya adalah *Motion and Raize Foot (Fillauer)*, *Elan Foot (Endolite)*, dan *Proprio Foot (Ossur)*. Jenis prostesis ini menggunakan hidrolik atau *electric actuation* untuk memberikan kinematika pergelangan kaki secara alami.



Gambar 2.18 Perkembangan *Transtibial Bionic Prosthesis* dari produk konvensional hingga kaki bionik (Versluys, 2009)

2.8 Sinyal *Electromyograph* (EMG)

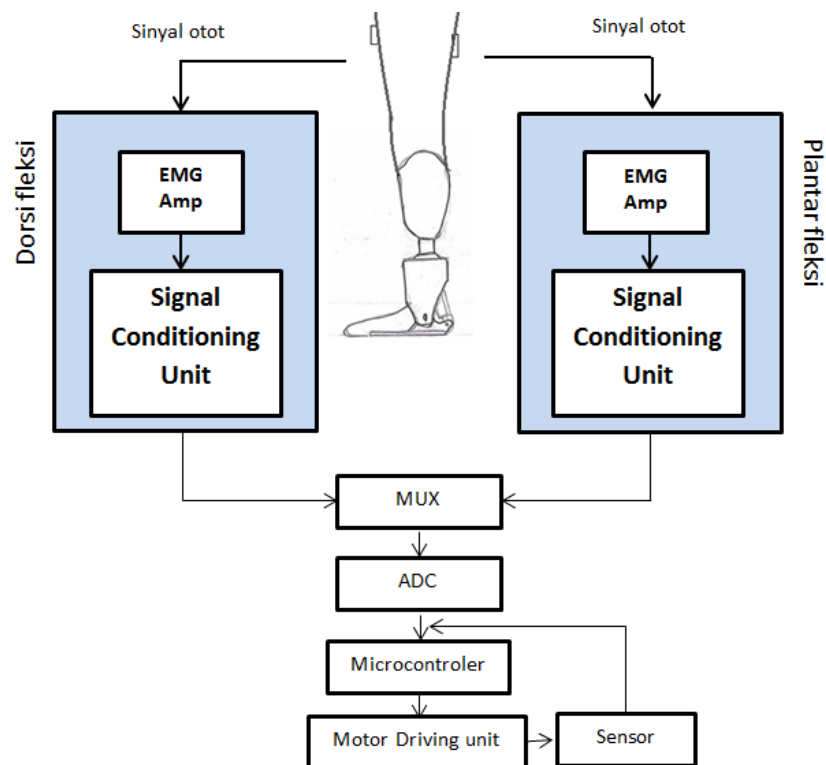
Seiring waktu perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi saat ini berdampak pada perkembangan teknologi dibidang mekanika dan elektro medis, utamanya pada bidang biomedical engineering. Penelitian tentang *Electromyograph* (EMG) yang merupakan bagian dari biomedical engineering telah berkembang pesat pula, sebagai contoh yaitu penelitian aplikasi biosignal pada manusia untuk kontrol buatan pada manusia maupun untuk mendeteksi adanya kelainan aktifitas pada otot. Beberapa penelitian mengenai *Electromyograph* (EMG) dalam hubungannya dengan aplikasi pada tangan bionik dan kaki bionik telah banyak dikembangkan oleh para ahli. Kaki bionik ini memiliki peranan yang penting dalam kehidupan manusia terutama untuk penyandang disabilitas. Para penyandang disabilitas yang memiliki keterbatasan fisik seperti amputasi transtibial mengalami kesulitan untuk menjalani kegiatan harian mereka yang dapat berpengaruh terhadap produktifitas dan dapat berdampak pada kualitas hidup mereka. Dalam bidang mekanika, *transtibial bionic prosththesis* berfungsi untuk mengganti fungsi kerja dari pergelangan kaki manusia pada penyandang disabilitas amputasi transtibial. Untuk menunjang hal tersebut, dibutuhkan pendeteksian sinyal otot yaitu EMG.

Electromyography adalah sebuah proses yang digunakan untuk mendeteksi, menganalisa dan juga sebagai pemanfaatan sinyal listrik yang berasal dari kontraksi otot. sinyal yang diperoleh disebut dengan myoelectric. Dalam definisi lain dikatakan *elektromyography* adalah teknik untuk memantau dan merekam aktifitas sinyal otot pada tubuh manusia dengan keluaran berupa sinyal. Otot yang dipantau adalah otot lurik yaitu otot yang bersifat tidak sadar dan tidak teratur karena aktifitasnya bergantung pada kehendak pasien.

Proses untuk memperoleh sinyal EMG dilakukan dengan cara meletakkan elektroda sebagai media penerima. Elektroda dapat diletakkan langsung pada permukaan kulit luar atau dimasukkan ke dalam tubuh. Sinyal yang diperoleh oleh elektroda merupakan sinyal acak dari otot yang berkontraksi maupun relaksi. Karakteristik dari sinyal otot EMG mempunyai rentang frekuensi antara 20 Hz sampai 245 Hz dan rentang tegangan antara 0,4V sampai dengan 5V. Elektroda

yang diletakkan pada permukaan kulit merupakan elektroda yang ditempelkan pada otot yang terdapat di dalam kulit. Dimana pergerakan otot akan dijadikan sebuah sumber sinyal EMG untuk diproses selanjutnya. Elektroda ini mengambil tegangan yang dihasilkan oleh kontraksi serat otot. Sinyal EMG adalah sinyal acak atau stokastik yang amplitudonya berkisar dari 0,4 V sampai 5 V dan terdapat amplitudo yang tinggi ketika terjadi kontraksi otot. Serta frekwensi dari sinyal ini mempunyai *range* antara 20Hz–500Hz.

Transtibial Bionic Prosthesis ini bekerja dengan menggunakan rangkaian elektromiografi dan mikrokontroler memanfaatkan sinyal otot pada bagian kaki yang masih berfungsi untuk dibaca dan diolah sebagai referensi untuk menggerakkan kaki transtibial robot. Pergerakan kaki robot dimotori oleh motor servo yang seolah bekerja sebagai sendi dan pergerakan motor servo diatur oleh sinyal PWM yang dihasilkan oleh mikrokontroler dengan mengolah sinyal keluaran dari rangkaian Elektromiografi yang didapat setelah membaca sinyal otot kaki yang masih berfungsi ketika kontraksi dan relaksasi.



Gambar 2.19 Skema desain sinyal EMG pada pengguna *transtibial prosthesis*

2.9 Penelitian Kaki Bionik Terdahulu

Produk *Transtibial Bionic Prosthesis* atau *Power Ankle* yang akan dilakukan pengembangan lebih lanjut dapat dilihat pada Gambar 2.17, *Transtibial Bionic Prosthesis* yang telah dikembangkan oleh Universitas Diponegoro telah mampu dikendalikan menggunakan sensor dan telah menggunakan motor sebagai penggerak utama dalam pergerakan pergelangan kaki. Namun, ukuran dari kaki robot transtibial Universitas Diponegoro terhitung cukup besar, terlebih apabila dibandingkan dengan ukuran pergelangan kaki orang dewasa dan remaja di Indonesia. Oleh sebab itu, *Transtibial Bionic* aktif tersebut tidak dapat diaplikasikan pada orang dewasa dan remaja penyandang disabilitas transtibial secara optimal. Penempatan posisi setiap komponen dari prototipe *power ankle* Universitas Diponegoro juga menimbulkan masalah karena motor bekerja sangat berat menyebabkan momen gaya yang ditimbulkan terlalu besar. Desain *joint* dari *power ankle* aktif Universitas Diponegoro dinilai masih kurang bagus, pernyataan ini diambil setelah melakukan pengamatan, dimana pada bagian *joint* dari *power ankle* beberapa kali mengalami kegagalan dalam menahan beban.

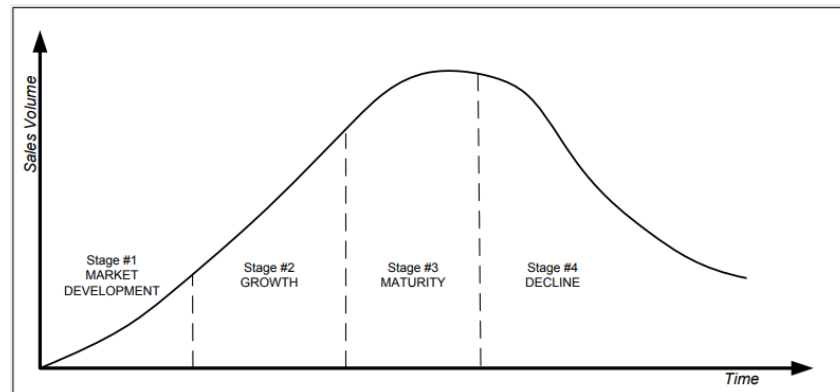


Gambar 2.20 *Transtibial Bionic Prosthesis* penelitian pertama

2.10 Perancangan Produk dan Siklus kehidupan Produk

Produk merupakan hasil transformasi perubahan bentuk maupun dimensi fisik dari bahan baku serta sifat sifat material lainnya sesuai dengan rancangannya. Produk dapat didefinisikan sebagai *output* dari sebuah proses produksi dan merupakan pertambahan nilai dari bahan baku (material input) dan merupakan komoditi yang dijual perusahaan kepada konsumen. Proses

transformasi ini baru akan berarti positif apabila diikuti dengan adanya pertambahan nilai (*added value*) dari output yang dihasilkan baik berupa pertambahan nilai fungsional maupun ekonomi (Widodo, 2006).



Gambar 2.21 Siklus kehidupan produk (Pahl, 1996).

Siklus hidup produk (*product life cycle*) ini yaitu suatu grafik yang menggambarkan riwayat produk sejak diperkenalkan ke pasar sampai dengan ditarik dari pasar. Siklus hidup produk adalah suatu konsep penting yang memberikan pemahaman tentang dinamika kompetitif suatu produk. Seperti halnya dengan manusia, suatu produk juga memiliki siklus atau daur hidup. Konsep ini dipopulerkan oleh levitt (1978) yang kemudian penggunaannya dikembangkan dan diperluas oleh para ahli lainnya.

Ada berbagai pendapat mengenai tahap – tahap yang ada dalam siklus hidup produk (*product life cycle*) suatu produk. Ada yang menggolongkannya menjadi *introduction*, *growth*, *maturity*, *decline* dan *termination*. Sementara itu ada pula yang menyatakan bahwa keseluruhan tahap – tahap siklus hidup produk (*product life cycle*) terdiri dari *introduction (pioneering)*, *rapid growth (market acceptance)*, *slow growth (turbulence)*, *maturity (saturation)*, dan *decline (obsolescence)*. Meskipun demikian pada umumnya yang digunakan adalah penggolongan ke dalam empat tahap, yaitu *introduction*, *growth*, *maturity* dan *decline*.

2.11 Tipe Perancangan dan Pengembangan Produk

Setiap produk mengandung originalitasnya sendiri, kandungan originalitas produk yang satu berbeda dari kandungan originalitas produk lainnya. Dari segi originalitas dibedakan produk-produk sebagai berikut (Ulrich, 2004):

a. Produk Platform Baru

Produk original adalah produk yang dapat dikatakan sama sekali baru yang merupakan hasil kreatifitasnya penemuannya. Produk original tersebut adalah produk yang belum pernah ada sebelumnya. Produk original dapat terealisasi karena : (1) terjadinya penemuan baru hasil daya kreativitas penemu produk, (2) timbulnya teknologi baru sebagai hasil kreativitas seseorang atau sebuah tim, (3) kombinasi dari prinsip-prinsip kerja atau teknologi yang telah dikenal sebelumnya yang dikombinasikan secara kreatif sedemikian rupa sehingga menghasilkan produk baru.

b. Produk hasil inovasi

Produk inovasi adalah produk lama (produk yang sudah ada) yang mengalami perubahan- perubahan baik perubahan dalam bentuk dan ukurannya tetapi terutama perubahan dalam fungsinya sebagai hasil inovasi perancang, sehingga menjadi produk baru dengan fungsi baru.

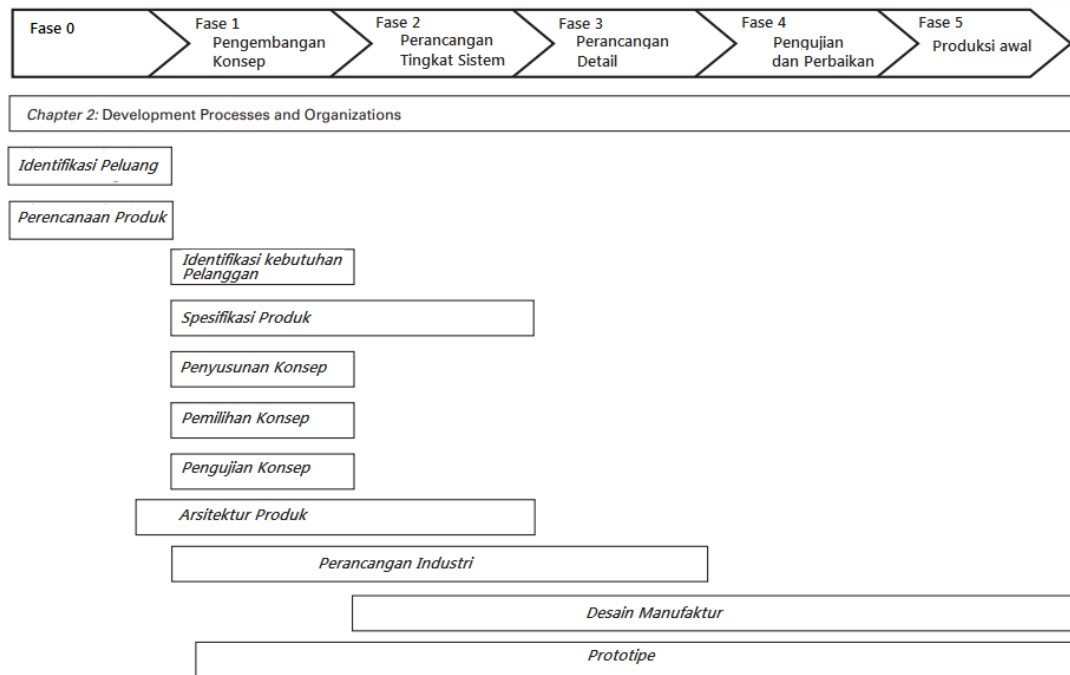
c. Produk varian

Produk varian adalah produk yang hanya berbeda dimensinya dari produk yang sudah ada. Tidak diperlukan kreativitas maupun daya inovasi untuk merancang produk varian. Dalam praktek orang agak sukar membedakan dengan tegas antara produk varian dari produk hasil inovasi, sebab pada produk varian, misalnya: dapat terjadi seorang perancang masih harus merubah hal-hal lain diluar dimensi agar produk dapat berfungsi dengan sempurna. Padahal produk sebagai hasil perubahan diluar perubahan dimensi sebenarnya adalah produk hasil inovasi, dan bukan produk varian.

2.12 Langkah Dalam Perancangan dan Pengembangan Produk

Secara umum, Proses Pengembangan produk secara umum terdiri dari tahapan-tahapan atau sering juga disebut sebagai fase. Menurut Karl T. Ulrich dan

Steven D. Eppinger dalam bukunya yang berjudul “Perancangan dan Pengembangan Produk”, proses pengembangan produk secara keseluruhan terdiri dari 6 fase, yaitu perencanaan produk, pengembangan konsep, perancangan tingkatan sistem, perancangan detail, pengujian dan perbaikan, dan produksi awal. Untuk lebih jelasnya, tahapan dalam perancangan dan pengembangan produk dapat dilihat dalam Gambar 2.22 berikut :



Gambar 2.22 Proses pengembangan produk (Ulrich, 2004)

Fase pada perancangan dan pengembangan produk adalah sebagai berikut :

a. Fase 0. Perencanaan

Kegiatan ini disebut sebagai ‘*zerofase*’ sebagai langkah awal perenceraan karena kegiatan ini mendahului persetujuan proyek dan proses peluncuran pengembangan produk aktual.

b. Fase 1. Pengembangan Konsep

Pada fase pengembangan konsep ini target keinginan pasar diidentifikasi, mencari alternatif konsep-konsep produk dan dievaluasi, dan selanjutnya dilakukakn pemilihan konsep dari alternatif tersebut untuk dilakukan

pengembangan dan percobaan lebih jauh. konsep di sini adalah uraian dari bentuk, fungsi, dan tampilan suatu produk dan biasanya disertai dengan sekumpulan spesifikasi, analisis produk-produk pesaing serta pertimbangan ekonomis proyek.

c. Fase 2. Perancangan Tingkatan Sistem

Fase Perancangan Tingkatan Sistem mencakup definisi arsitektur produk dan uraian produk menjadi subsistem-subsistem serta komponen-komponen. Output pada fase ini biasanya mencakup tata letak bentuk produk, spesifikasi secara fungsional dari tiap subsistem produk, serta diagram aliran proses pendahuluan untuk proses rakitan akhir.

d. Fase 3. Perancangan Detail

Fase perancangan detail mencakup spesifikasi lengkap dari bentuk, material, dan toleransi-toleransi dari seluruh komponen unit pada produk dan identifikasi seluruh komponen standar yang dibeli dari pemasok. Rencana proses dinyatakan dan peralatan dirancang untuk tiap komponen yang dibuat, dalam sistem produksi. Output dari fase ini adalah pencatatan pengendalian untuk produk, gambar untuk tiap komponen produk dan peralatan produksinya, spesifikasi komponen-komponen yang dapat dibeli, serta rencana untuk proses pabrikan dan perakitan produk.

e. Fase 4. Pengujian dan Perbaikan

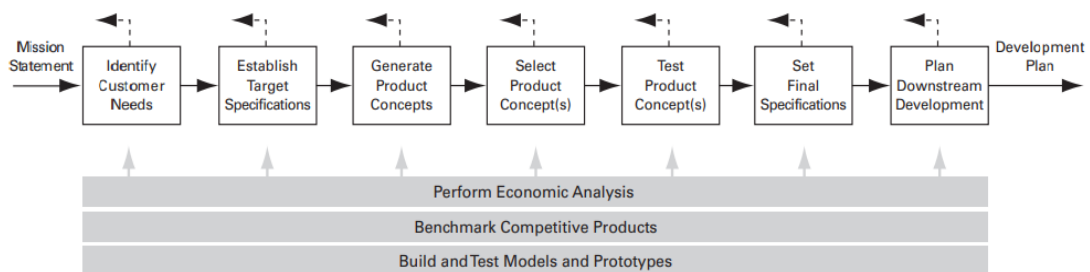
Fase pengujian dan perbaikan melibatkan konstruksi dan evaluasi dari bermacam-macam versi produksi awal produk. Prototipe awal (alpha) biasanya dibuat dengan menggunakan komponen-komponen dengan bentuk dan jenis material pada produksi sesungguhnya, namun tidak memerlukan proses pabrikan dengan proses yang sama dengan yang dilakukan pada proses pabrikan sesungguhnya. Sasaran dari prototipe beta biasanya adalah untuk menjawab pertanyaan mengenai kinerja dan keandalan dalam rangka mengidentifikasi kebutuhan perubahan-perubahan secara teknik untuk produk akhir.

f. Fase 5. Produksi awal

Pada fase produksi awal, produk dibuat dengan menggunakan sistem produksi yang sesungguhnya. Tujuan dari produksi awal ini adalah untuk melatih tenaga kerja dalam memecahkan permasalahan yang mungkin timbul pada proses produksi sesungguhnya. Pada beberapa titik pada masa peralihan ini, produk diluncurkan dan mulai disediakan untuk didistribusikan (Ulrich & Eppinger, 2004).

2.13 Proses Pengembangan Konsep Produk

Pengembangan konsep merupakan proses dari awal hingga akhir. Karena tahap pengembangan konsep dalam proses pengembangan itu sendiri membutuhkan lebih banyak koordinasi dibandingkan fungsi-fungsi lainnya, sehingga banyak metode pengembangan yang terintegrasi baik dalam pernyataan maupun penjelasannya. Proses awal hingga akhir biasanya terdiri dari banyak kegiatan yang saling berhubungan.



Gambar 2.23 Proses pengembangan konsep produk (Ulrich, 2004)

Proses pengembangan konsep mencakup kegiatan-kegiatan sebagai berikut :

1. Identifikasi kebutuhan konsumen

Sasaran kegiatan ini adalah untuk memahami kebutuhan pelanggan dan mengkomunikasikannya secara efektif kepada tim pengembangan. Keluaran dari langkah ini adalah sekumpulan pernyataan kebutuhan pelanggan yang tersusun rapi, diatur dalam daftar secara hierarki, dengan bobot-bobot kepentingan untuk tiap-tiap kebutuhan.

2. Penetapan spesifikasi target

Spesifikasi memberikan uraian yang tepat mengenai bagaimana produk bekerja. Ia merupakan terjemahan dari kebutuhan pelanggan menjadi kebutuhan secara teknis. Target spesifikasi mula-mula dipersiapkan di awal dan merupakan harapan dari tim pengembangan. Yang tentunya spesifikasi ini diperbaharui agar konsisten dengan batasan-batasan berdasarkan konsep produk yang dipilih oleh tim. Keluaran dari langkah ini adalah suatu daftar spesifikasi produk. Setiap spesifikasi terdiri dari suatu metrik (besaran), serta nilai-nilai batas dan ideal untuk besaran tersebut.

3. Penyusunan konsep

Sasaran penyusunan konsep adalah menggali lebih jauh area konsep-konsep produk yang mungkin sesuai dengan kebutuhan pelanggan. Penyusunan konsep mencakup gabungan dari penelitian eksternal, proses pemecahan masalah secara kreatif oleh tim dan penelitian sistematis dari bagian-bagian solusi yang dihasilkan oleh tim. Hasil dari kegiatan ini biasanya terdiri dari 10 sampai 20 konsep, dimana tiap-tiap konsep diwakili dengan suatu sketsa dan teks uraian ringkas.

4. Pemilihan konsep

Pemilihan konsep merupakan kegiatan dimana berbagai konsep dianalisis dan secara berturut-turut dieliminasi untuk mengidentifikasi konsep yang paling menjanjikan. Proses ini biasanya membutuhkan beberapa iterasi dan mungkin diajukannya tambahan penyusunan dan perbaikan konsep.

5. Pengujian konsep Satu atau lebih

konsep yang diuji untuk mengetahui apakah kebutuhan pelanggan telah terpenuhi, memperkirakan potensi pasar dari produk, dan mengidentifikasi beberapa kelemahan yang harus diperbaiki selama proses pengembangan selanjutnya. Jika tanggapan pelanggan buruk, proyek pengembangan mungkin dihentikan, atau beberapa kegiatan awal mungkin diulang apabila dibutuhkan.

6. Penentuan spesifikasi

Spesifikasi yang telah ditentukan diawal proses ditinjau kembali setelah proses dipilih dan diuji. Pada titik ini, tim harus konsisten dengan nilai-nilai besaran spesifik yang mencerminkan batasan-batasan pada produk itu sendiri, batasan-batasan yang diidentifikasi melalui pemodelan secara teknis, serta pilihan antara biaya dan kinerja.

7. Perencanaan Proyek

Pada kegiatan akhir pengembangan konsep ini, tim membuat suatu jadwal pengembangan secara rinci, menentukan strategi untuk meminimasi waktu pengembangan, dan mengidentifikasi sumber daya yang digunakan untuk menyelesaikan proyek. Hasil utama dari kegiatan awal hingga akhir ini biasanya dikumpulkan dalam satu buku kontrak yang terdiri dari pernyataan misi, kebutuhan pelanggan, detail konsep yang dipilih, spesifikasi target, analisis ekonomis produk, jadwal pengembangan, penentuan staf proyek dan anggaran. Buku kontrak ini harus mencatat perjanjian (kontrak) antara tim dan manajemen perusahaan.

8. Analisis ekonomi

Tim sering didukung oleh analisis keuangan, membuat model ekonomis untuk produk baru. Model ini digunakan untuk memastikan kelanjutan program pengembangan menyeluruh dan memecahkan tawar-menawar spesifik, misalnya antara biaya manufaktur dan biaya pengembangan. Analisis ekonomi merupakan salah satu kegiatan di dalam tahap pengembangan. Analisis ekonomi hampir selalu dilakukan bahkan sebelum proyek dimulai, dan analisis ini diperbaharui begitu ada tambahan informasi.

9. Analisis produk-produk pesaing

Pemahaman mengenai produk pesaing adalah penting untuk penentuan posisi produk baru yang berhasil dan dapat menjadi sumber ide yang kaya untuk rancangan produk dan proses produksi. Analisis pesaing dilakukan untuk mendukung banyak kegiatan pada awal dan akhir.

10. Pemodelan dan pembuatan prototipe

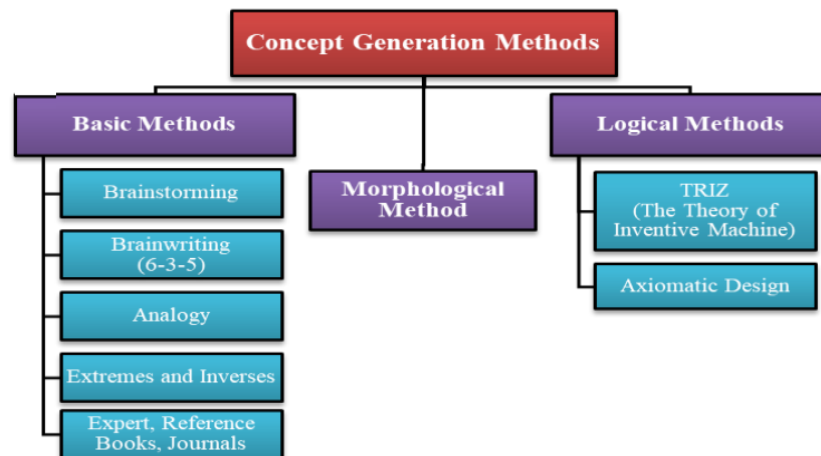
Setiap tahapan dalam proses pengembangan konsep melibatkan banyak bentuk model dan prototipe. Hal ini mencakup, antara lain model pembuktian konsep yang akan membantu tim pengembangan dalam menunjukkan kelayakan : model “ hanya bentuk” dapat ditunjukkan pada pelanggan untuk mengevaluasi keergonomisan dan gaya, sedangkan model lembar kerja adalah untuk pilihan teknis. Organisasi pengembangan produk merupakan skema dimana perancangan

2.14 Metode Pencarian Konsep Produk

Selama fase pertama proses perancangan produk berlangsung, yaitu ketika dirumuskan proyek dan penyusunan spesifikasi teknis produk dan seterusnya, para anggota tim perancangan yang terlibat sudah dapat memperoleh beberapa ide tentang solusi yang dapat dikembangkan lebih lanjut menjadi beberapa konsep produk dan akhirnya dikembangkan menjadi produk.

Konsep produk yang diperoleh selama fase perancangan pertama tersebut dapat dikumpulkan dalam suatu daftar konsep produk. Pencarian solusi konsep produk lebih lanjut dapat dilakukan dengan cara yang lebih baik dan lebih sistematis, Metode dasar pencarian konsep produk, yang terdiri dari (Harsokoesoemo, 2000)

- Metode *Brainstorming*
- Metode 6 - 3 - 5 (*Brain Writing*)
- Metode Analisis
- Buku-buku referensi dan jurnal teknik
- Melakukan konsultasi dengan pakar
- Metode Morfologi
- Metode Logis
- TRIZ dan perancangan Aksiomatik.



Gambar 2.24 Metode Pengembangan Konsep (Ullman, 1997)

Metode morfologi dapat menemukan alternatif konsep produk terbanyak dibandingkan dengan metode-metode lainnya, untuk keperluan pembahasan metode morfologi diperlukan pengertian dan definisi fungsi, sistem fungsi dan struktur fungsi produk, disamping metode morfologi yang banyak digunakan dan yang menghasilkan banyak alternatif konsep produk, maka ada beberapa metode lain yang dikelompokkan dalam metode dasar pencarian konsep produk.

Metode lain adalah metode logis, yang antara lain meliputi metode TRIZ dari Rusia dan metode perancangan aksiomatik yang dikembangkan di MIT, dalam kelompok metode dasar, maka pencarian konsep produk adalah: (1) metode brain-storming, (2) metode brain-writing (metode (6-3-5), (3) metode analogi, (4) mencari informasi dari penerbitan-penerbitan teknik dan (5) meminta bantuan konsultan atau pakar untuk mencarikan idea konsep produk.

2.14.1 Metode *Brain-Storming*

Pada sub-sub-bab ini akan dibahas metode *brainstorming* saja. *Brainstorming* adalah aktivitas yang didasarkan pada dinamika grup yang mula-mula digagas oleh Osborn. Proses *brainstorming* dilakukan oleh grup yang secara singkat, dapat dijelaskan sebagai berikut (Harsokoesoemo, 2000):

- a. Komposisi Grup
 - Grup harus mempunyai seorang pemimpin. Grup terdiri dari sedikitnya lima orang dan maksimum 15 orang.

- Anggota grup jangan dibatasi pada para pakar saja, tetapi juga anggota yang datang dari berbagai kalangan, termasuk kalangan non-teknis, untuk menambah dimensi baru ide konsep produk.
 - Grup disusun tanpa hirarki, kecuali pemimpin grup. Semua anggota grup mempunyai kedudukan yang sama.
- c. Pemimpin Grup
- Pada prinsipnya, pemimpin grup hanya mempunyai kewenangan organisasi, seperti mengatur komposisi grup, mengundang ke pertemuan, menentukan lama pertemuan, dan melakukan evaluasi.
 - Pada permulaan pertemuan, pemimpin grup menjelaskan soal yang dihadapi. Pemimpin grup harus berusaha agar semua peraturan ditaati.
 - Pemimpin grup berupaya agar pertemuan berlangsung santai dan betas dan tidak ada satu kritikpun yang dilontarkan atas idea yang diajukan oleh para anggota grup.
- d. Prosedur
- Semua anggota harus membebaskan diri dari semua prasangka intelektual; para anggota tidak mencemoohkan ide yang diajukan oleh anggota lain, tidak boleh mengkritik.
 - Setiap anggota harus mengusulkan ide sebanyak-banyaknya tanpa kendala.
 - Ide dapat dalam bentuk kata-kata atau sketsa.
 - Ide sebaiknya cukup nyata untuk memungkinkan terbentuknya ide yang merupakan solusi problem.
 - Kemungkinan apakah ide dapat direalisasikan atau tidak, tidak perlu dipikirkan terlebih dulu.
 - Lama pertemuan *brainstorming* sebaiknya tidak melebihi 45 menit. Lebih baik menyelenggarakan pertemuan pada lain kesempatan daripada memperlama pertemuan.
- d. Evaluasi
- Semua ide yang terkumpul pada pertemuan *brainstorming* dicatat dan dikaji oleh para pakar untuk memperoleh ide yang mempunyai potensi untuk menjadi solusi problem. Hasil evaluasi tersebut diurutkan dengan

urutan teratas ide yang paling baik dan layak untuk dikembangkan lebih lanjut.

- Hasil akhir diputuskan oleh pertemuan dimana semua anggota grup hadir. Dalam pertemuan ini, masih mungkin muncul ide-ide baru atau dalam pertemuan ini ide-ide terdahulu dimatangkan.

2.14.2 Metode *Brainwriting* atau Metode 6-3-5

Salah satu kelemahan metode brainstorming adalah adanya kemungkinan pertemuan didominasi oleh satu atau beberapa anggota saja. Metode brainwriting memaksa agar semua anggota team berpartisipasi dengan kedudukan yang sama. Pertukaran ide solusi tidak dilakukan secara lisan melainkan secara tertulis. Ide disampaikan dengan deskripsi kata-kata atau deskripsi skets.

Jumlah anggota team yang optimal adalah 6, karena itu nama metode ini dimulai dengan bilangan 6-3-5. Dalam praktek, jumlah peserta dapat berkisar antara 3 dan 8. Setiap peserta mengambil secarik kertas, membaginya menjadi 3 kolom; pada masing-masing kolom dituliskan/digambarkan ide solusi dan fungsi konsep produk yang sedang dibahas. Bilangan 3, yaitu jumlah kolom, termasuk dalam nama metode ini, 6-3-5.

Setiap peserta diberi waktu 5 menit untuk menuliskan/menggambarkan ketiga ide solusi dari fungsi konsep produk. Angka 5 termasuk dalam nama metode ini 6-3-5. Setelah selesai maka kertas yang sudah berisi dengan 3 ide solusi, diedarkan kepada peserta yang ada disebelah kanannya. Kemudian semua peserta diberi waktu 5 menit lagi untuk menuliskan/menggambarkan 3 ide solusi lagi pada kertas yang ada dihadapannya. Peserta sebaiknya mempelajari terlebih dahulu ide solusi peserta yang ada disebelah kirinya, sebelum dia menambah 3 ide solusi lagi. Setelah 5 menit kedua ini selesai, kertas diedarkan lagi pada peserta yang ada disebelah kanannya.

Demikian seterusnya sampai setiap kertas selesai diedarkan pada semua peserta. Akhirnya peserta dapat berdiskusi untuk mencari ide solusi terbaik. Selama proses pencarian konsep produk berlangsung, tidak boleh terjadi komunikasi lisan, kecuali pada akhir proses (Harsokoemo, 2000).

2.14.3 Metode Analogi

Dengan mengamati bagaimana binatang, alam atau benda lain dapat melaksanakan suatu fungsi, maka hal tersebut dapat memicu datangnya ide solusi pada pengamat yang sedang mencoba mencari solusi fungsi suatu produk/konsep produk yang sedang dihadapinya, yang sama atau mirip dengan fungsi yang dilakukan oleh binatang, alam atau benda tadi.

Metode analogi dapat menghasilkan ide solusi yang baik ataupun yang buruk. Mencoba ide solusi untuk terbang dengan meniru burung terbang dengan mengepakkan sayapnya, ternyata merupakan pencarian ide solusi yang buruk. Dalam hal ini metode analogi tidak memberikan hasil.

Banyak perancang sependapat bahwa proses mencari ide solusi untuk suatu konsep produk adalah pengalaman yang menyenangkan. Tetapi setelah dengan suatu usaha yang keras menemukan beberapa ide, ternyata tidak sedikit dari ide tersebut bukanlah ide baru atau ide original, tetapi ide yang sudah ditemukan orang sebelumnya. Hal tersebut dapat terjadi karena memang belum dibuat daftar dari semua ide solusi yang dapat memenuhi suatu fungsi dan karena banyak ide dan konsep produk yang tidak dituliskan atau dicatat terutama sebelum dan pada awal abad ke-20. Dari pengalaman tersebut, maka selama proses pencarian ide untuk konsep produk, perancang sebaiknya juga membuka-buka dokumen, seperti dokumen paten dan jurnal-jurnal profesi, agar perancang terhindar dari menciptakan ide yang sudah dibuat orang sebelumnya (Harsokoesoemo, 2000).

2.14.4 Memakai Paten sebagai Sumber Ide

Jumlah penemuan yang dipatenkan di Indonesia tidak terlalu banyak, sehingga daftar paten di Indonesia bukan merupakan sumber ide yang subur. Lain halnya dengan di Amerika Serikat, dimana tercatat lebih dari lima juta buah paten. Disana, mencari paten yang dapat dipakai sebagai sumber ide bahkan menjadi problem tersendiri. Untuk mengatasi hal tersebut haruslah dipakai jasa konsultan yang pakar dalam mencari paten-paten yang diperlukan (Harsokoesoemo, 2000).

2.14.5 Buku, Jurnal Profesi dan Katalog *Manufacture* sebagai Sumber Ide

Buku dan jurnal profesi, termasuk buku dan jurnal lama, merupakan sumber ide solusi untuk suatu konsep produk. Sekali lagi, keadaan di Indonesia tidak menunjang hal ini. Perpustakaan-perpustakaan di Indonesia tidak mempunyai koleksi buku-buku teknik yang cukup lengkap dan (apalagi) jurnal profesi yang dapat dipakai sebagai sumber ide solusi untuk konsep produk.

Sumber ide untuk konsep produk yang sangat menolong adalah katalog yang dikeluarkan oleh pembuat/pabrik atau *manufactures* berbagai produk dan perwakilan *manufacturer* yang dalam usaha memasarkan produk-produknya akan terbuka untuk memberi informasi tentang produk-produknya tersebut (Harsokoesoemo, 2000).

2.14.6 Menyewa Konsultan untuk Mengembangkan Konsep Produk

Dalam hal perancangan produk original di bidang yang tidak dikuasai oleh seorang perancang pun di perusahaan, maka dapat disewa jasa konsultan yang ahli dalam bidang produk yang sedang dirancang, jika dapat ditemukan konsultan tersebut. Perusahaan mempunyai pilihan lain untuk merancang sendiri produk baru tersebut dengan resiko menghabiskan waktu yang agak panjang dan tekanan berat yang akan dialami para anggota tim perancang. Tetapi akhirnya perusahaan akan memperoleh keahlian yang sangat berharga, terutama untuk perancangan produk yang akan datang karena sudah menemukan metode merancang produk baru (Harsokoesoemo, 2000).

2.14.7 Metode Morfologi

Metode morfologi menggunakan struktur fungsi untuk menemukan alternatif-alternatif konsep produk. Metode morfologi merupakan metode yang dapat menemukan hanya alternatif konsep produk. metode yang sistematis dari menggunakan prosedur yang mudah diikuti. Metode morfologi terdiri dari dua langkah yaitu: (1) untuk setiap sub-fungsi yang tak teruraikan dan sub-sub-fungsi dicari solusinya, bahkan diusahakan dicari sebanyak mungkin solusinya. Solusi-solusi tersebut berupa mekanisme yang dapat melaksanakan sub-fungsi tak

teruraikan dan sub-sub-fungsi-sub-sub-fungsi. (2) untuk menemukan alternatif-alternatif konsep produk. maka dibentuklah kombinasi-kombinasi solusi, yaitu setiap kombinasi terdiri dari satu solusi dari setiap sub-fungsi yang tak teruraikan dan sub-sub-fungsi.

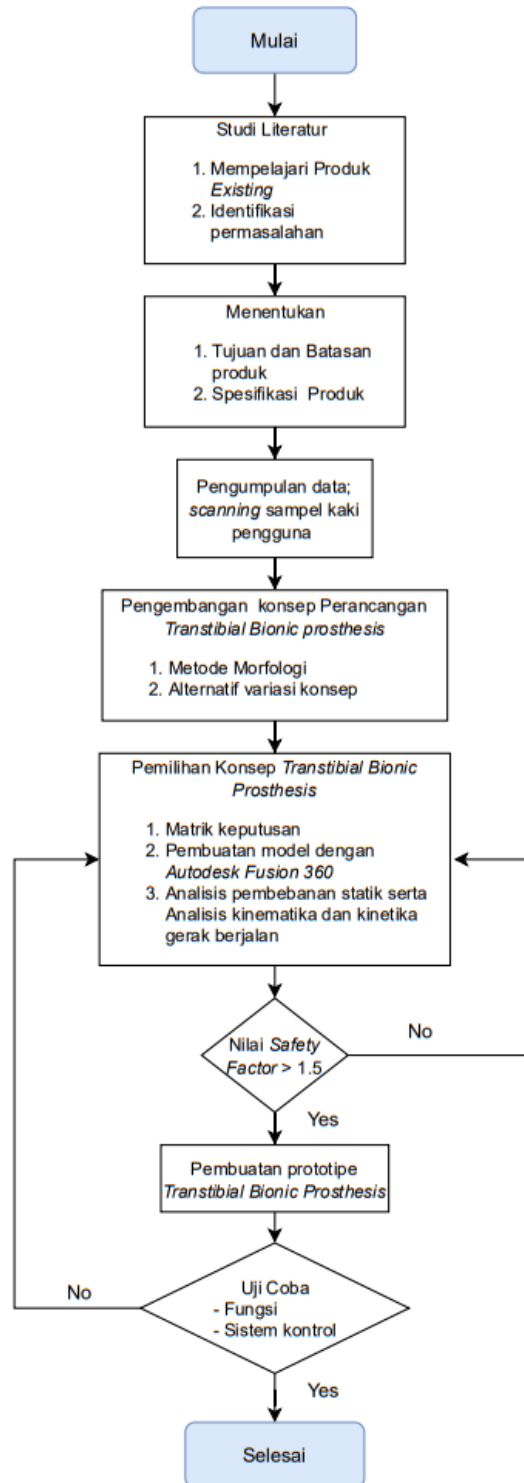
Jumlah kombinasi solusi yang dapat dibentuk merupakan jumlah yang sangat banyak, mungkin terlalu banyak. Tempat banyak pula diantara kombinasi solusi tersebut yang tidak dapat disambung atau dihubungkan, dapat ditambahkan disini, bahwa gambar sketsa dapat dibuat pada setiap pembentukan atau penyusunan kombinasi solusi, suatu hal yang sangat menjelaskan apakah penyambungan mekanisme dapat dibuat. Metode morfologi banyak digunakan dalam praktek perancangan. Salah satu aspek yang menarik dari metode morfologi adalah kemampuannya menyimpan sejarah tentang cars pemenuhan banyak macam fungsi, yang pasti akan sangat berguna untuk pemecahan solusi berbagai produk baru pada waktu yang akan datang (Harsokoesoemo, 2000).

Menurut Ritchey (2009), analisis morfologi ialah metode penyusunan dan penyelidikan menyeluruh dari seperangkat hubungan dalam kompleks masalah multi-dimensi non-kuantitatif yang tak terpisahkan. Dengan kata lain, metode ini merupakan metode yang digunakan dalam pemecahan masalah dengan menggunakan penilaian secara kualitatif, dan dapat membantu penyelesaian setiap permasalahan baik yang sifatnya sosial maupun teknis. Metode morfologi merupakan metode yang dapat menemukan banyak alternatif konsep produk, metode yang sistematis dan menggunakan prosedur yang mudah diikuti. Istilah “morfologi” (dari bahasa Yunani, *morphe* = bentuk) digunakan dalam sejumlah disiplin ilmu untuk merujuk pada studi tentang hubungan struktural antara berbagai bagian atau aspek dari objek penelitian. Misalnya, dalam ilmu biologi, morfologi adalah studi tentang bentuk dan struktur organisme dan fitur structural. Dalam ilmu linguistik, morfologi adalah cabang tata bahasa yang mempelajari struktur bentuk kata-kata, terutama melalui penggunaan konstruksi morfem. Dalam ilmu geologi, geomorfologi adalah studi tentang bentang alam dan proses-proses yang membentuk mereka. Dalam konteks ini, “analisis morfologi” mengacu pada analisis hubungan struktural dalam disiplin ilmu tertentu di mana istilah ini digunakan (Ritchey, 2015).

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian



Gambar 3.1 Diagram alir penelitian.

3.2 Tahap Perancangan *Transtibial Bionic Prothesis*

Kesuksesan sebuah perusahaan manufaktur tergantung pada kemampuan untuk mengidentifikasi kebutuhan pelanggan, kemudian secara tepat menciptakan produk yang dapat memenuhi kebutuhan tersebut dengan biaya yang rendah. Untuk membuat sebuah produk biasanya kita akan melewati tahap-tahap sebagai berikut:

1. Identifikasi permasalahan

Latar belakang penelitian ini berisi permasalahan yang ditemukan pada produk existing yang digunakan sebagai landasan dalam perbaikan dari produk yang sudah tersedia.

2. Studi literatur dan Analisa produk Existing

Penelitian ini dimulai dengan melakukan studi literatur terhadap produk existing dan penelitian yang sudah ada. Hal ini ditujukan untuk mengetahui bagaimana *peneliti merancang* dan menghadapi permasalahan yang berhubungan dengan. Dalam analisa produk existing kita akan mendapatkan informasi mengenai cara kerja, komponen yang dipakai, jenis material, teknologi yang digunakan yang nantinya bermanfaat ketika merancang *Transtibial Bionic Prothesis*.

3. Menentukan Tujuan dan Batasan Produk

Tujuan dan batasan diperlukan agar kita tidak berlebihan dalam merancang produk tersebut yang akan berakibat mahal nya harga jual ke konsumen. Konsumen tentu saja menginginkan nilai tambah yang ditawarkan dalam produk tersebut sepadan dengan biaya yang dikeluarkannya (*reasonable price*). Tentu saja market research diperlukan untuk mengetahui selera pasar. Dari menentukan tujuan dan batasan ini kita memperoleh spesifikasi komponen-komponen dan material apa saja yang akan dipakai.

4. Menetapkan Spesifikasi Teknik

Spesifikasi memberikan deskripsi yang tepat tentang apa produk harus dilakukan. Mereka adalah terjemahan dari kebutuhan pelanggan ke dalam istilah teknis. Target spesifikasi ditetapkan di awal proses dan mewakili harapan para tim pengembangan. Kemudian spesifikasi ini disempurnakan agar konsisten dengan batasan yang diberlakukan oleh pilihan konsep produk oleh tim. Output dari tahap ini adalah daftar spesifikasi target.

Keinginan pelanggan umumnya diekspresikan dalam "bahasa pelanggan". sementara ekspresi seperti itu membantu dalam mengembangkan pemahaman yang jelas tentang isu-isu yang diminati pelanggan, mereka memberikan sedikit panduan khusus tentang cara merancang dan merekayasa produk.

Beberapa perusahaan menggunakan istilah "persyaratan produk" atau "karakteristik teknik" dengan cara ini. Perusahaan lain menggunakan "spesifikasi" atau "spesifikasi teknis" untuk mengacu pada variabel desain utama produk.

5. Pengembangan Konsep

Tujuan pengembangan konsep adalah untuk memberikan alternatif mengenai konsep produk yang mungkin memenuhi kebutuhan pelanggan. Konsep produk merupakan hasil dari penggabungan fungsi dan sub-sub fungsi. Konsep produk adalah sebuah gambaran atau perkiraan mengenai bentuk, teknologi, prinsip kerja produk. Sasaran penyusunan konsep adalah menggali lebih jauh area konsep-konsep produk yang mungkin sesuai dengan kebutuhan konsumen. Konsep produk merupakan gambaran singkat bagaimana produk memuaskan kebutuhan konsumen. Hasil kegiatan ini biasanya berupa beberapa bahkan puluhan konsep, masing-masing biasanya diwakili oleh sketsa dan teks deskriptif singkat.

Dengan menggambarkan produk berdasarkan hubungan dimensi komponen-komponen yang sudah ditentukan dalam tahap-2 di atas, kita akan mendapatkan ilustrasi produk jadi. Produk bisa digambar dalam 2 dimensi atau 3 dimensi, biasanya gambar 3 dimensi lebih mudah dimengerti oleh sebagian besar

orang. Merancang produk dalam 3 dimensi bisa dilakukan dengan menggunakan *software SolidWorks, Inventor, Catia* dll.

6. Perancangan dengan metode morfologi

Tujuan utama dari metode ini adalah untuk memperluas penelitian terhadap solusi baru yang akan dipilih. Morfologi yang dimaksud adalah mempelajari suatu bentuk atau karakteristik, dan merupakan usaha yang sistematis dalam menganalisa bentuk yang terdapat pada produk yang akan dirancang. Dari beberapa kemungkinan alternatif pilihan yang ditemukan, lalu dipilih solusi akhir yang merupakan pilihan terbaik terhadap konsep suatu produk. Konsep produk diperoleh dengan membuat kombinasi solusi sub-fungsi yaitu satu solusi dari setiap sub-fungsi. Beberapa kombinasi solusi sub-fungsi digambarkan dalam bentuk tabel. Alternatif dikumpulkan dari berbagai macam sumber, kemudian pemilihan dilakukan oleh pihak dalam hal ini yaitu designer/producer (Sapuan, 2005).

Perancangan dapat berarti membuat sesuatu yang baru atau sesuatu yang belum pernah ada. Namun, perancangan juga dapat merupakan variasi atau modifikasi dari produk yang telah ada. Umumnya konsumen menginginkan peningkatan atau perbaikan produk yang telah ada dari pada sesuatu yang sama sekali baru. Oleh sebab itu, membuat variasi dalam kegiatan perancangan adalah penting. Hal ini memerlukan kreativitas yang tinggi, misalnya dengan mengkombinasikan elemen-elemen yang ada (Chandra, 2012).

Peta morfologi (*Morphological Chart*) adalah suatu daftar atau ringkasan dari analisis perubahan bentuk secara sistematis untuk membantu para perancang produk dalam mengidentifikasi kombinasi-kombinasi baru dari elemen atau komponen produk. Kombinasi yang berbeda dari sub solusi dapat dipilih dari chart menuju solusi baru yang belum teridentifikasi sebelumnya. Morphological Chart berisi elemen–elemen, komponen– komponen atau sub–sub solusi yang lengkap yang dapat dikombinasikan. Langkah-langkahnya adalah sebagai berikut (Arif, dkk, 2012):

1. Mendaftar/membuat daftar yang penting bagi sebuah produk. Daftar tersebut haruslah meliputi seluruh fungsi pada tingkat generalisasi yang tepat.
2. Daftar setiap fungsi yang dapat dicapai yang menentukan komponen apa saja untuk mencapai fungsi. Daftar tersebut meliputi gagasan baru sebagaimana komponen-komponen yang ada dari bagian solusi.
3. Menggambar dan membuat sebuah chart untuk mencantumkan semua kemungkinan-kemungkinan hubungan solusi.
4. Identifikasi kelayakan gabungan/kombinasi sub-sub solusi. Jumlah total dari kombinasi tersebut mungkin sangat banyak sehingga pencarian strategi mungkin harus berpedoman pada konstrain atau kriteria.

7. Pemilihan Konsep dan Matrik Keputusan

Pemilihan konsep merupakan kegiatan dimana berbagai konsep dianalisis secara berturut-turut, kemudian dieliminasi untuk mengidentifikasi konsep yang paling menjanjikan. Pemilihan konsep juga merupakan suatu proses evaluasi terhadap beberapa konsep yang ada yang berkenaan dengan kriteria yang ditentukan dalam pemenuhan kebutuhan konsumen. Dalam pemilihan ini dilakukan perbandingan terhadap kekuatan dan kelemahan dari masing-masing konsep dan mengambil satu diantaranya yang dianggap layak untuk dikembangkan lebih lanjut. Baik penyaringan maupun penilaian konsep menggunakan matrik sebagai 6 (enam) tahapan proses pemilihan. Pemilihan konsep terdiri atas dua tahap, yaitu :

a. Penyaringan Konsep

penyaringan konsep adalah mempersempit jumlah konsep secara cepat dan untuk memperbaiki konsep.

b. Penilaian konsep dengan Matrik Keputusan

Pada tahap ini, tim memberikan bobot kepentingan relatif untuk setiap kriteria seleksi dan memfokuskan pada hasil perbandingan yang lebih baik dengan penekanan pada setiap kriteria.

Produk review dilakukan untuk mengevaluasi apakah ada kekurangan pada rancangan yang sudah dibuat desainnya sampai tahap gambar ini. Diskusi dengan melihat gambar produk biasanya lebih mudah berkembang daripada hanya membayangkannya saja. Pada tahap ini kembali dilakukan brainstorming untuk mendapatkan hasil yang optimal dan meminimalisir masalah yang akan timbul ketika produksi masal nanti. Pada tahap ini pula biasanya produk yang sedang dirancang perlu dibenahi disana-sini.

8. Membuat Prototype/Sample

Sample barang yang akan diproduksi masal bisa dibuat dengan berbagai cara. Untuk produk-produk dari resin bisa dimodelkan dengan mesin rapid prototyping, desain body mobil yang stylish bisa dimodelkan dengan tanah liat khusus, kardus pembungkus produk bisa dibuat dengan tangan. Untuk produk-produk yang sudah umum tidak perlu sampai membuat sample barangnya (produk-produk dari besi), namun memerlukan ketelitian dalam menggambar dan tidak boleh ada kesalahan gambar yang bisa berakibat fatal: barang reject.

9. Uji Coba

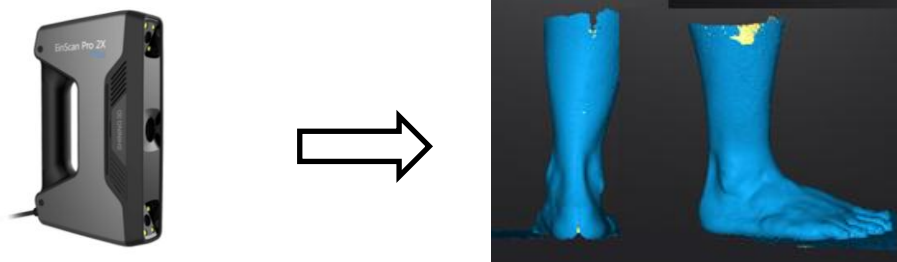
Sebelum dipasarkan tentu kita perlu menguji apakah barang yg kita buat ini benar-benar handal atau tidak. Untuk kaki bionik Trastibial akan dilakukan uji coba terhadap pasien amputasi kaki bawah lutut ketika berjalan. Kemampuan dalam bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi menyesuaikan posisi tiap fase dalam siklus berjalan. Ada yang mengujinya berdasarkan waktu, berjalan cepat, berjalan lambat, melompat, menaiki dan menuruni tangga, bahkan menguji ketahanannya terhadap air. Hal-hal yang memuaskan tentu saja harus dilihat dari sudut pandang konsumen, bukan produsen. Begitulah produsen-produsen besar saat ini mengkaji terus menerus produk mereka agar nama produk yang mereka buat tetap terjaga.

3.3 Tahap Pengumpulan Data

Dalam tahap pengumpulan data ini, data yang kumpulkan digunakan sebagai dasar dalam proses perancangan, yaitu dimensi spesifik dari pasien untuk perancangan geometri tinggi mata kaki dan panjang telapak kaki, menggunakan

sampel dari pergelangan kaki pasien, dengan menggunakan pemindaian *3D scan*, gambar dari pemindaian ini berupa gambar visual 3D format STL dengan perbandingan 1:1, File STL atau singkatan dari Stereolithography adalah file format yang biasanya didukung program-program CAD, salah satunya adalah Solidwork. STL juga bisa disebut singkatan dari Standard Triangle Language atau Standard Tessellation Language. Dari hasil pemindaian sampel pergelangan kaki yang berupa format STL, kemudian dilanjutkan menggunakan software Solidwork untuk menentukan dimensi tinggi mata kaki.

Dalam penelitian ini, pembebanan statik menggunakan data sifat mekanik material Alumunium 6061 yang digunakan, meliputi Modulus Young, Tensile Strength, dan Poison Ratio.



Gambar 3.2 3D Scanner Eisco Pro 2X Plus

Alasan penggunaan AL 6061, karena Aluminium Alloy 6061 (Alloy 6061) merupakan paduan aluminium dari grup 6XXX yang paling sering dipakai. Paduan ini termasuk paduan yang ringan, tahan korosi, dan *machinability* yang baik, terjangkau, dan mudah ditemukan di Indonesia. Aluminium, *magnesium* dan silikon merupakan komposisi utama dalam material ini. Kombinasi antara Aluminium, *magnesium*, dan silikon pun menghasilkan material yang sangat reaktif terhadap oksigen. Beberapa produsen juga menambahkan sedikit krom dan tembaga untuk memperoleh sifat tertentu.

Ketika permukaan Alumunium Alloy 6061 terkena udara, akan segera terbentuk lapisan tipis yang melindungi logam paduan ini dari karat. Apabila lapisan ini terkelupas, logam paduan yang terbuka juga akan segera bereaksi membentuk lapisan baru. Hasilnya, ketahanan paduan ini terhadap korosi menjadi

begitu tinggi. Selain tahan terhadap korosi, Alloy 6061 juga mudah dibentuk, dilas, ditempa, maupun dicor. Terlebih, sebagai produk berbahan utama aluminium, material ini cukup ringan dibandingkan dari material antikarat lainnya. Oleh karena itu, Alloy 6061 pun banyak digunakan pada alat transportasi dan produk-produk lain yang membutuhkan material yang ringan tetapi cukup kuat. Berikut mechanical properties dari aluminium AL 6061 yang dijadikan acuan dalam pengukuran beban statik.

Tabel 3.1 Data sifat mekanik material Aluminium 6061

Parameter	Keterangan
<i>Material</i>	Aluminium 6061
<i>Yield Strength</i>	275 MPa
<i>Ultimate Tensile Strength</i>	310 Mpa
<i>Young 's Modulus</i>	68,9 GPa
<i>Poisson's Ratio</i>	0,33 ul

3.4 Tahap Penentuan Parameter dan Kriteria Desain

Dalam tahap ini dilakukan penentuan parameter sebagai acuan dan penentuan kriteria desain sebagai syarat penggunaan *Transtibial Bionic Prosthesis*.

Tabel 3.2 Parameter dan kriteria Desain

Step penelitian	Detail Penelitian
1. Parameter Penelitian	1. Saat siklus berjalan, ada fase kaki menompang beban seluruh tubuh dengan satu tumpuan, menurut (AKG Kemenkes RI, 2019) berat rata rata orang Indonesia untuk laki laki umur 16-64 tahun adalah 60 kg, sedangkan berat rata rata perempuan Indonesia umur 19-64 tahun adalah 56 kg, maka dari itu <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> harus mampu menumpu beban maksimal tubuh, dengan asumsi batas pembebanan yang aman 100 kg.
	2. Material yang digunakan, yaitu <i>Aluminium Alloy 6061</i> yang memiliki nilai <i>Modulus Elastisitas</i> $E = 68,9 \text{ GPa}$, <i>Poisson's ratio</i> $\nu = 0.33$, dan <i>Yield Strength</i> $\sigma_y = 275 \text{ MPa}$.

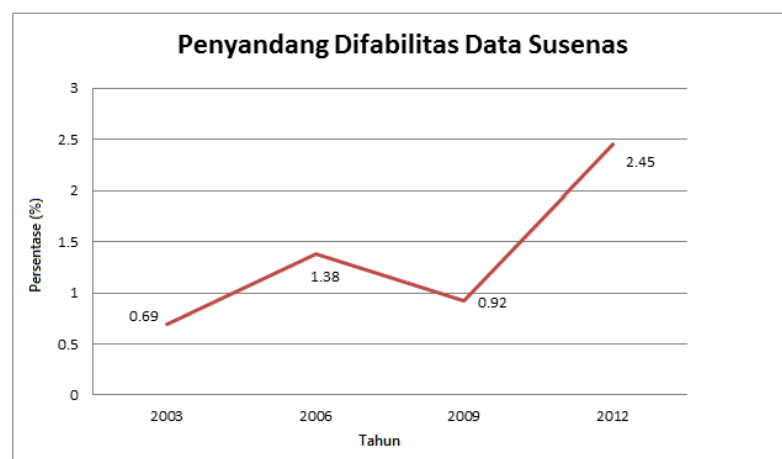
	3. Menurut (Tayyari, 1997) berat bagian kaki dibawah lutut memiliki berat sebesar 5,7 % dari berat manusia. Dari nilai tersebut maka dapat dihitung berat maksimal prostesis sebesar: 41,9 kg (masa terendah orang Indonesia) Massa prostesis maksimal = $5,7\% \times 41,9 \text{ kg} = 2,3883 \text{ kg}$
	4. Berat <i>existing Transtibial Bionic Prosthesis</i> 1.3-2.3 kg
2. Kriteria Desain	e. Umur pengguna kaki <i>Transtibial Bionic Prosthesis</i> 16-64 tahun, dengan berat rata rata 60 kg.
	f. Ringan, berat kaki <i>transtibial bionic prosthesis</i> harus dibawah 2.3 kg berat kaki manusia
	g. Kuat, mampu menompang beban maksimal 100 kg
	h. Saat berjalan dan beraktifitas dapat melakukan Dorsifleksi dengan <i>range</i> sudut 5°- 25° dan Plantarfleksi dengan sudut 10°- 45°

BAB IV

RANCANG BANGUN *TRANSTIBIAL BIONIC PROSTHESIS*

4.1 Analisa Kebutuhan *Transtibial Bionic Prosthesis*

Data Susenas 2012 mendapatkan penduduk Indonesia yang menyandang disabilitas sebesar 2.45%, mengalami peningkatan tiap tahunnya, yang salah satunya menurut Kementerian Kesehatan RI (2014) menyatakan bahwa penyandang disabilitas terbanyak yang mengalami keterbatasan berjalan atau naik tangga sebesar 10,26% dari total disabilitas.



Gambar 4.1 Grafik jumlah penduduk Difabel di Indonesia (Susenas, 2012)

Jumlah amputasi pada alat gerak bawah (*lower limb*) mencapai 85-90% dari seluruh amputasi dan amputasi bawah lutut (*transtibial amputation*) merupakan jenis operasi amputasi yang paling sering dilakukan (Vitriana, 2002). Menurut Vitriana angka insidensi dan prevalensi amputasi yang pasti tidak diketahui, tetapi di Amerika Serikat saat ini terjadi 43.000 amputasi per tahun dari jumlah penduduk 280.562.489 jiwa atau sekitar 0,02 %.

Beberapa penyakit penyebab amputasi, antara lain Trauma, Cacat bawaan lahir, Penyakit Diabetes Melitus. Pada trauma Amputasi terjadi pada salah satu anggota tubuh dapat terjadi akibat kecelakaan, seperti patah tulang terbuka atau

cedera neurovaskular parah. Sedangkan Cacat bawaan lahir merupakan cacat tidak adanya anggota gerak lengkap atau sebagian. Penyebab utama amputasi pada penderita DM adalah akibat dari 3 trias yaitu Peripheral vaskular disease (PVD), neuropati, dan infeksi akibat bakteri aerob gram negatif yang mengakibatkan terjadinya ulkus diabetik (Sutjahjo, 2013; Brookes & O'Leary, 2006 ; Boulton, 2004).

IDF menyatakan penderita DM di Indonesia mencapai 9 juta orang pada tahun 2014. Indonesia termasuk dalam urutan ke lima negara dengan penderita DM terbanyak di dunia (International Diabetes Federation, 2015).

4.2 Latar Belakang Permasalahan

Latar belakang penelitian ini berisi permasalahan yang ditemukan pada produk existing yang digunakan sebagai landasan dalam perbaikan dari produk yang sudah tersedia.

1. Produk transtibial prosthesis existing yang tersebar di Indonesia didominasi oleh produk impor, dan masih sedikit sekali penelitian tentang kaki bionik transtibial
2. Produk kaki palsu transtibial baik lokal maupun impor merupakan produk kaki palsu pasif yang hanya dapat melakukan dorsifleksi tanpa bisa melakukan plantarfleksi dan memberikan gaya tolak (*push off*) ketika siklus berjalan.
3. Kaki transtibial komersil yang tersedia di pasaran Indonesia khususnya adalah kaki transtibial pasif tanpa aktuator, dan dalam penelitian disebutkan jika orang dengan kaki pasif menunjukkan kepincangan atau ketidakseimbangan (*asymmetric gait pattern*).
4. Pasien dengan amputasi ekstremitas bawah yang menggunakan prostesis pasif konvensional mengalami ketidaknyamanan berupa nyeri yang dapat menyebabkan cedera muskuloskeletal sekunder seperti gangguan sendi kronis.

4.3 Studi Produk *Existing Transtibial Bionic Prosthesis*

Pemahaman mengenai produk pesaing adalah penting untuk penentuan posisi produk baru yang berhasil dan dapat menjadi sumber ide yang kaya untuk rancangan produk dan proses produksi. Analisis pesaing dilakukan untuk mendukung proses perancangan dengan mempelajari keunggulan dan kekurangan dari tiap produk kaki bionik yang tersedia.

Salah satu yang menjadi permasalahan pada produk *existing* kaki bionik adalah mahalnya kaki bionik tersebut, sebagai contoh harga produk kaki bionik *Ottobock Empower Ankle* mencapai 581.758.000 juta – 727.197.500 juta, yang tentunya sangat mahal terutama untuk pasar Indonesia, dan ini menjadi sebuah tantangan untuk menciptakan kaki bionik yang dapat dijangkau. Berikut merupakan list harga kaki bionik produk impor pada tabel 4.1.

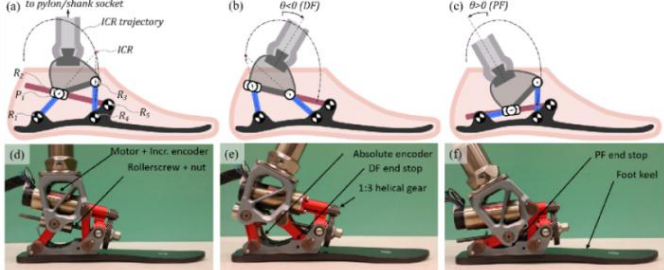
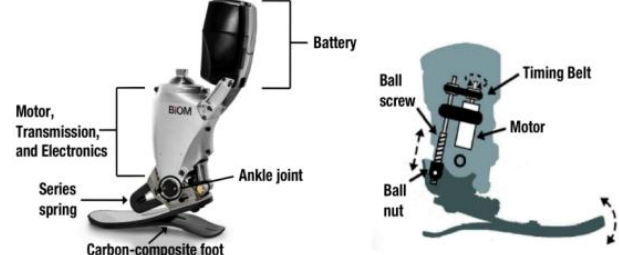
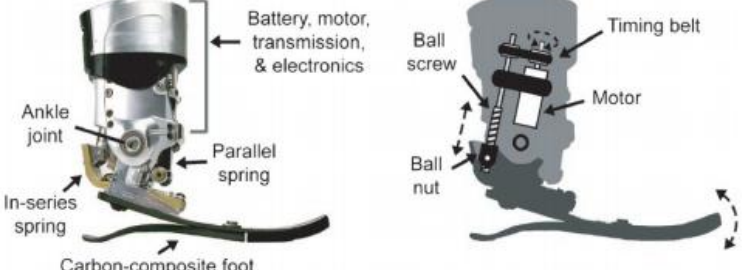
Tabel 4.1 *Price list* produk existing kaki bionik atau Transtibial Bionic Prosthesis

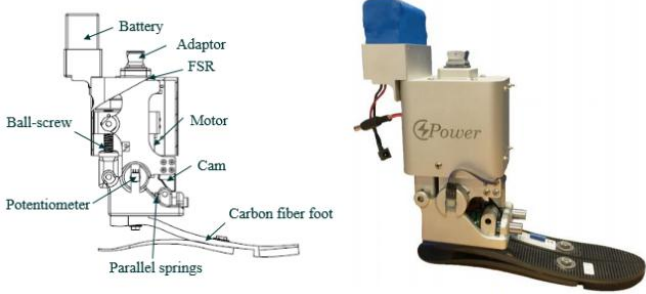
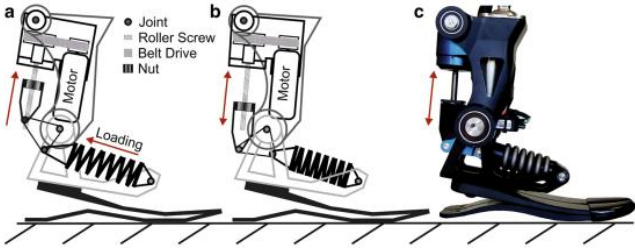
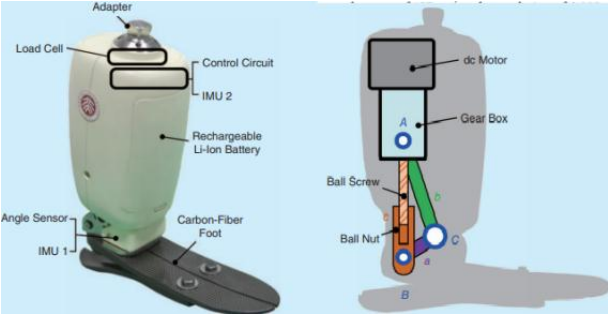
No.	<i>Bionic Foot / Ankle</i>	Model	Harga
1.	<i>Ottobock Empower Ankle</i>		\$40,000 to \$50,000 US
2.	<i>Freedom Innovations Kinnex</i>		\$18,000 to \$22,000 US

No.	<i>Bionic Foot / Ankle</i>	<i>Model</i>	<i>Harga</i>
3.	<i>Blatchford Elan Foot</i>		\$18,000 to \$20,000 US
4.	<i>Blatchford Elan IC</i>		Tidak diketahui
5.	<i>Ossur Proprio Foot</i>		\$20,000 to \$25,000 US
6.	<i>Ottobock Meridium</i>		\$20,000 to \$25,000 US
7.	<i>Fillauer Raize</i>		Tidak diketahui

Studi produk eksisting dalam penelitian ini juga membahas tentang perbandingan antara 6 desain *Powered Ankle* yang di beberapa publikasi pada Tabel 4.2. Perbandingan produk eksisting ini berguna untuk mempelajari teknologi, mechanical design, dan keunggulan dari tiap produk. Pembahasan difokuskan pada (i) desain dan sistem mekanis, (ii) aktuator (iii) transmisi daya dari aktuator ke komponen yang bergerak. Pada Tabel 1, prostesis yang dibandingkan dalam penelitian ini adalah: (i) Pergelangan kaki bertenaga polisentrik, Universitas Utah, AS (ii) Prostesis pergelangan kaki bertenaga BiOM, David Hill & Hugh Herr Media Lab Massachusetts Institute of Technology Cambridge, Massachusetts, AS, (iii) Prostesis pergelangan kaki bertenaga iWalk BiOM, Grup Biomekatronik dari Laboratorium Media MIT, (iv) Prostesis Pergelangan Kaki Bertenaga dengan Mekanisme Pegas Paralel Ringkas Universitas Cina Hongkong, Tiongkok dan (v) *Walk Run Ankle*, Pergelangan Kaki Odyssey Ruggedized (ROA) Technische Universität, Darmstadt Jerman, dan (vi) Prostesis Transtibial Aktif Ringan, Kelompok Riset Robotika, Universitas Peking, Beijing.

Tabel 4.2 Perbandingan existing *Transtibial Bionic Prosthesis*

No.	Mechanical Design of Ankle Bionic Prosthesis	Motor penggerak	Transmisi	Keunggulan dan kekurangan
1.	<i>The powered polycentric ankle, Utah University (Cempini, 2017)</i> 	- <i>Brushless motor</i> dengan <i>encoder</i> dan <i>connector</i> yang dibuat khusus - <i>Linear actuator</i> termasuk <i>brushless motor</i> (<i>Maxon Motors, EC fourpole 30, 24 V dan 200 W</i>)	- Transmisi roda gigi heliks primer, (mesin khusus dari <i>Boston-Gear H2412L dan H2436R</i>, heliks 45°, dan rasio gigi 36:12) - Transmisi <i>roller screw</i> sekunder, (<i>Rollvis</i>, timah 2 mm, dengan efisiensi 90%)	- berat keseluruhan ; 1,32 kg - <i>Range of Motion</i> (ROM) pergelangan kaki adalah dari 28° dorsifleksi dan 27° plantarfleksi.
2.	<i>BiOM powered ankle-foot prosthesis, David Hill & Hugh Herr Media Lab Massachusetts Institute of Technology Cambridge, Massachusetts, USA (Hill, 2013)</i> 	- Prostesis bionik menggunakan aktuatur elastis seri yang terdiri dari motor <i>brushless DC 200 Watt</i> - Baterai <i>Lithium-polymer</i> modular	- transmisi <i>ball screw</i> , dan menggunakan pegas daun secara seri berbahan komposit karbon	- Berat keseluruhan prostesis 2.36 kg.
3	<i>iWalk BiOM powered ankle-foot prosthesis, Biomechatronics Group of the MIT Media Laboratory (Eilenberg, 2010)</i> 	- Aktuatur elastis seri terdiri dari motor <i>brushless DC 200 Watt</i> - Baterai <i>Lithium - Polymer Modular</i> 0,22 kg, memiliki 165 <i>Watt-Hour / kg energy density</i>. Baterainya mampu menyediakan kebutuhan daya sehari termasuk 5.000 langkah saat berjalan kaki.	- Transmisi sabuk (<i>belt drive</i>) dengan reduksi 40/15, dan 3 mm <i>ball screw</i> linier dengan <i>pitch</i> 3 mm - Torsi maksimum yang dapat dihasilkan motor, kira-kira 340 Nm	- Berat keseluruhan prostesis 1.8 kg.

No.	Mechanical Design of Ankle Bionic Prosthesis	Motor penggerak	Transmisi	Keunggulan dan kekurangan
4.	<i>Powered Ankle-Foot Prosthesis with Compact Parallel Spring Mechanism</i> <i>The Chinese University of Hongkong, Hong Kong, China (Gao, 2016)</i> 	- Menggunakan penggerak motor dan mekanisme pegas paralel (Maxon DC motor RE-35), dengan torsi 120 Nm. - Baterai lithium-polymer (24V-2,2 Ah, 300 g) digunakan untuk memberi daya pada prosthesis.	- transmisi timing-belt (rasio: 1: 1,38), dan ball-screw nut (ball-screw diameter: 10 mm, lead: 2 mm).	-
5.	<i>Walk-Run ankle, Ruggedized Odyssey Ankle (ROA) Technische Universität, Darmstadt Germany (Grimmer, 2016)</i> 	- Sistem menggunakan motor DC brushless 200 W. - PC-104 digunakan untuk kontrol dan baterai 4400 mAh 25,9 V (sumber daya pergelangan kaki dan PC-104) - Output Torsi Pergelangan Kaki Puncak 190 Nm.	- Penggerak sabuk digunakan sebagai transmisi antara motor dan roller-screw.	- Memiliki berat 1,9 kg, tidak termasuk baterai dan perangkat elektronik. Berat keseluruhan 2,4 kg - Range of Motion (RoM), 26 ° di dorsofleksi, 38 ° di plantarflexion.
6.	<i>A Lightweight Active Transtibial Prosthesis, The Robotics Research Group, Peking University, Beijing, China (Wang, 2015)</i> 	- Sistem motor menggunakan motor brushless dc 50-W dari Maxon (EC 45 50 W), dilengkapi dengan gearbox reduksi 5,8: 1	- Transmisi ball screw yang digerakkan motor.	- Kisaran ROM sendi pergelangan kaki adalah dorsifleksi sebesar 25 ° dan plantarfleksi 25 °. - Berat total prosthesis (tidak termasuk rechargeable Li-ion baterai yang dapat diisi ulang) adalah 1,3 kg.

4.4 Penentuan Spesifikasi Produk

Spesifikasi teknik produk merupakan uraian yang tepat mengenai bagaimana produk bekerja. Ia merupakan terjemahan dari kebutuhan pelanggan menjadi kebutuhan secara teknis. Target spesifikasi mula-mula dipersiapkan di awal dan merupakan harapan dari tim pengembangan. Yang tentunya spesifikasi ini diperbaharui agar konsisten dengan batasan-batasan berdasarkan konsep produk yang dipilih oleh tim. Keluaran dari langkah ini adalah suatu daftar spesifikasi produk. Berikut spesifikasi produk untuk kaki *Transtibial Bionic Prosthesis*

1. Kaki bionik (*Transtibial Bionic Prosthesis*) mampu menerima beban tubuh maksimal 100 kg.
2. Penggunaan *Transtibial Bionic Prosthesis* saat berjalan dan berkatifitas dapat melakukan dorsifleksi 5°- 25° dan plantarfleksi 10°- 45°
3. *Transtibial Bionic Prosthesis* dirancang dengan aktuator dan system kontrol

4.5 Batasan Rancangan Produk

1. Perancangan kaki bionik atau *Transtibial Bionic Prosthesis* diperuntukan pada pasien amputasi kaki bawah lutut (Below Knee Amputee) yang masih memiliki puntung 50%.
2. Penelitian rancang bangun prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* saat ini digunakan untuk keperluan berjalan normal.
3. Batasan umur pengguna kaki bionik (*Transtibial Bionic Prosthesis*) adalah umur 16-64 tahun dengan rata rata berat tubuh 60 kg,
4. Berat *Transtibial Bionic Prosthesis* tidak melebihi 2,3883 kg yang merupakan berat bagian kaki dibawah lutut yaitu 5,7 % dari berat manusia.

4.6 Perancangan dengan metode morfologi

Berikut ini merupakan matrik morfologi Transtibial Bionic Prothesis yang merupakan kombinasi konsep produk yang dipakai untuk menghasilkan beberapa varian konsep produk yang mungkin dibuat.

Tabel 4.3 Matriks morfologi *Transtibial Bionic Prosthesis*

Sub Fungsi	Sub sub fungsi	Sub sub sub fungsi
Jenis Material	A. Pemilihan material <i>Frame</i>	A.1 <i>Carbon Composite</i>
		A.2 <i>Alumunium 6061</i>
		A.3 <i>Alumunium 7075</i>
		A.4 <i>Stainless Steel</i>
	B. Material <i>Foot</i>	B.1 <i>Carbon Composite</i>
		B.2 <i>Alumunium 6061</i>
		B.3 <i>Stainless Steel</i>
Sistem Mekanis	C. <i>Actuator</i>	C.1 <i>Linier actuator Set</i>
	D. <i>Customized Actuator</i>	D.1 <i>Brushed DC Motor</i>
		D.2 <i>Brushless DC Motor</i>
		D.3 <i>Gearbox</i>
		D.4 <i>Timing Belt</i>
		D.5 <i>Helical gear</i>
		D.6 <i>Lead Screw</i>
		D.7 <i>Ball Screw</i>
		D.8 <i>Roller Screw</i>
	E. <i>Link</i>	E.1 <i>Singgle Link</i>
		E.2 <i>Multilink</i>
	F. <i>Pegas</i>	F.1 <i>Non Spring</i>
		F.2 <i>Shock Absorber</i>
		F.3 <i>Carbon Spring</i>

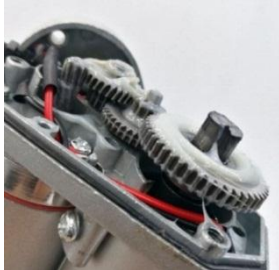
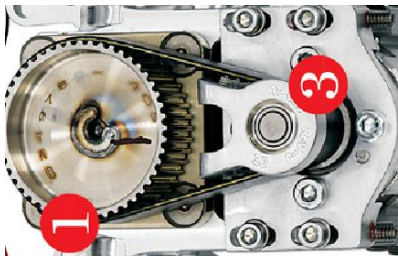
Langkah selanjutnya setelah membuat matriks morfologi adalah membuat kombinasi alternatif konsep dengan cara menyusun konsep-konsep tersebut kemudian dibandingkan satu-persatu. Pembuatan alternatif konsep produk dapat disusun berdasarkan Tabel 4.3, sehingga menghasilkan beberapa varian konsep sebagai berikut:

Tabel 4.4 Varian konsep *Transtibial Bionic Prosthesis*

Konsep	Varian Konsep
Konsep 1	A1 + B1 + C1 + E1 + F1
Konsep 2	A2 + B2 + D2 + D3 + D6 + E1 + F1
Konsep 3	A4 + B3 + D1 + D5 + D8 + E2 + F1
Konsep 4	A3 + B1 + D2 + D3 + D7 + E1 + F3
Konsep 5	A3 + B1 + D2 + D4 + D7 + E1 + F2

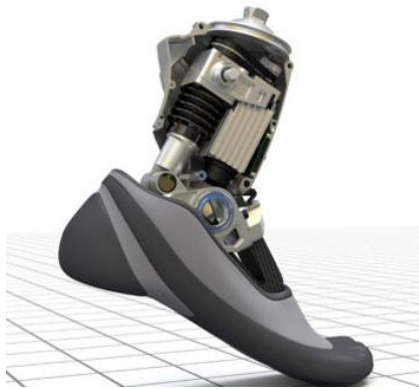
4.6.1 Penerus Daya

Tabel 4.5 Jenis transmisi penerus daya

Komponen	Jenis	<i>Mechanical Design</i>
Transmisi Penerus Daya	<i>Gearbox</i>	
	<i>Helical gear</i>	
	<i>Timing Belt</i>	

4.6.2 Aktuator

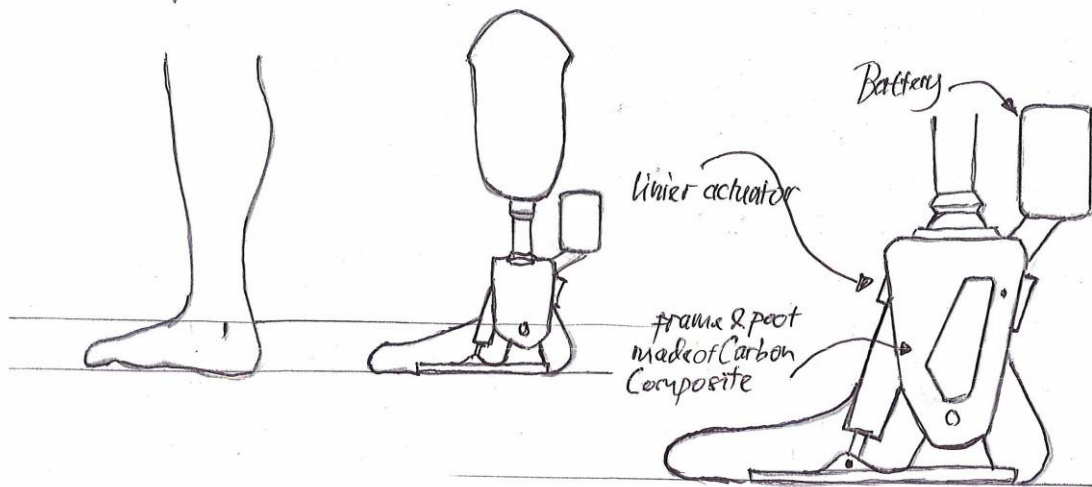
Tabel 4.6 Jenis akatuator

Komponen	Jenis	<i>Mechanical Design</i>
Aktuator	<i>Customized Motor and Ball Screw</i>	
	<i>Linier Actuator</i>	

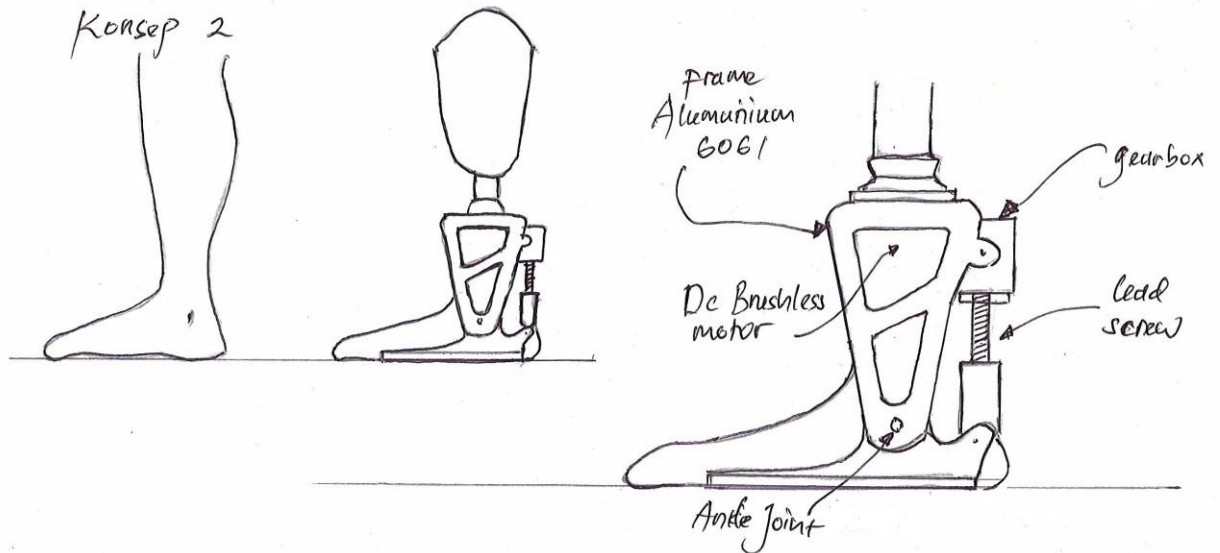
4.7 Pengembangan Konsep Perancangan *Transtibial Bionic Prosthesis*

Bentuk desain *Transtibial Bionic Prosthesis* mengacu pada anatomi pergelangan kaki (*ankle*) manusia yang memiliki sumbu rotasi pada mata kaki lateral Malleolus dan memiliki *Achilles Tendon* yang digantikan fungsinya oleh *Actuator*. Kombinasi dari sub sub sub fungsi dari morfologi di atas telah menghasilkan varian konsep yang setiap konsepnya mungkin untuk dapat dibuat. dengan variasi konsep-konsep produk tersebut maka akan dapat dianalisis berdasarkan matrik penilaian untuk dikembangkan menjadi sebuah produk .Berikut 5 konsep *Transtibial Bionic Prosthesis*:

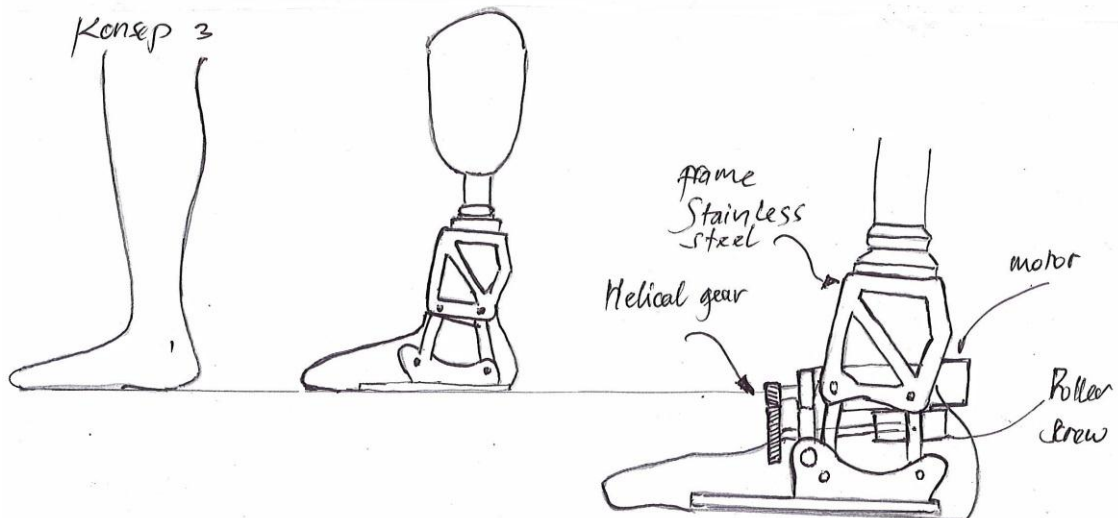
Konsep 1

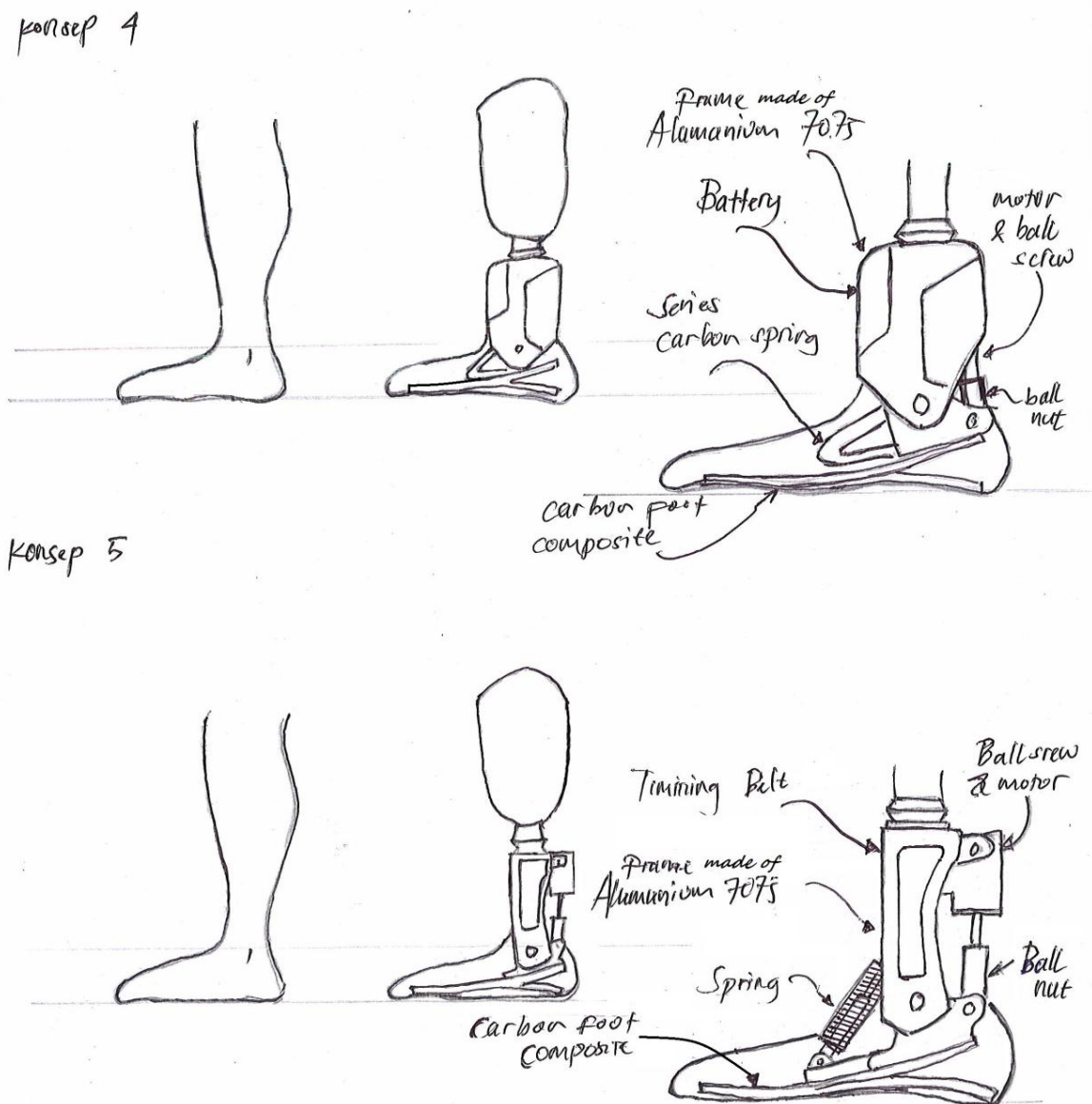


Konsep 2



Konsep 3



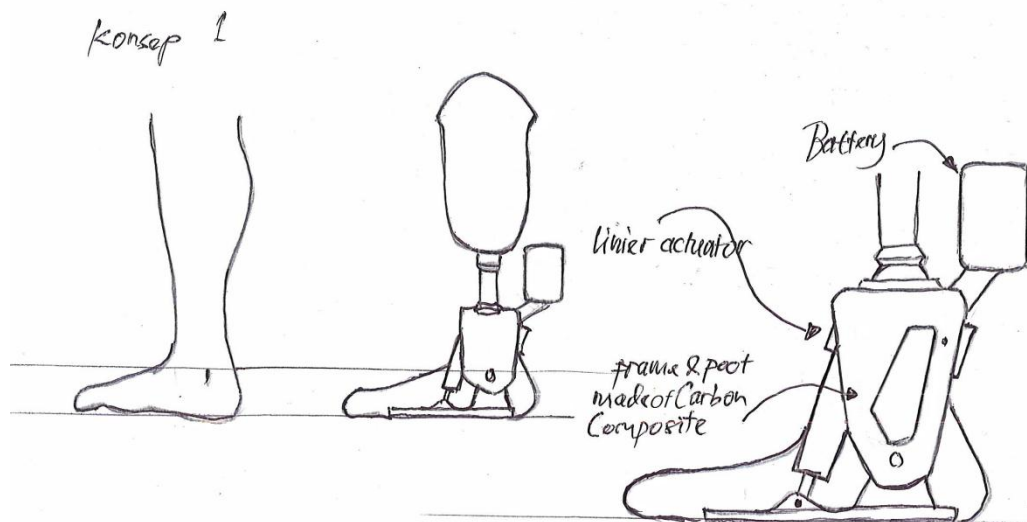


Gambar 4.2 Lima alternatif konsep desain *Transtibial Bionic Prosthesis*

a. Pengembangan Konsep Produk Pertama

Konsep *Transtibial Bionic Prosthesis* pertama ini menggunakan material utamanya adalah serat karbon (*carbon fiber composite*) pada frame dan telapak, material serat karbon ini memiliki keunggulan dari bobot yang ringan namun kuat. Kaki *Transtibial Bionic* ini dilengkapi sistem kontrol untuk mengatur gerakan telapak mengikuti gerakan saat fase siklus berjalan. Kaki bionik transtibial ini dilengkapi dengan aktuator (linier aktuator set) yang produknya dapat dengan mudah ditemukan di Indonesia. Linier aktuator

berfungsi sebagai pengganti otot *Achilles Tendon* agar dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi yang merupakan karakteristik utama pergelangan kaki manusia dan juga agar dapat berjalan dengan nyaman secara natural.



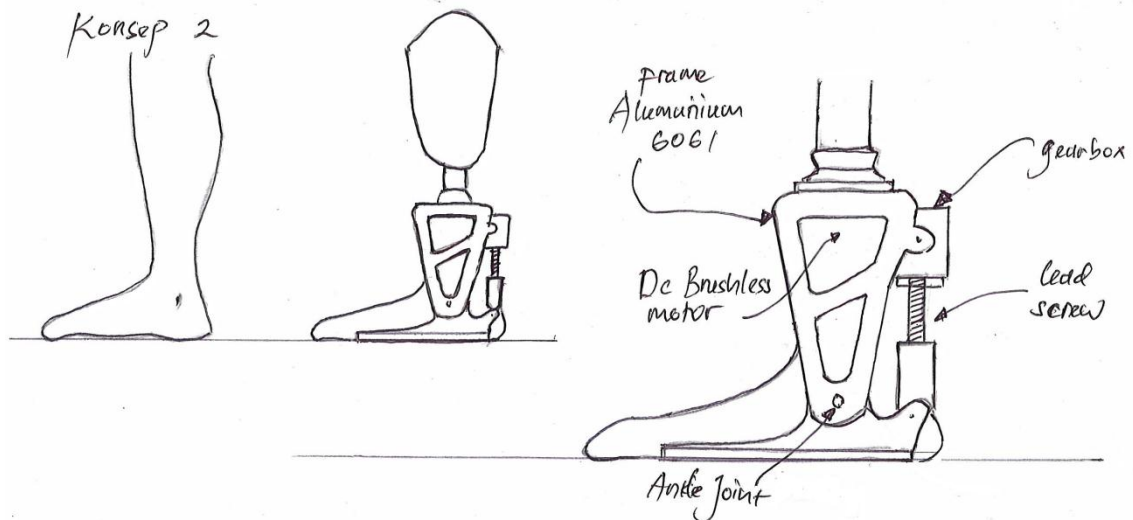
Gambar 4.3 Alternatif konsep pertama desain *Transtibial Bionic Prosthesis*

b. Pengembangan Konsep Produk Kedua

Transtibial Bionic Prosthesis/ Bionic ankle-foot prosthesis/ Powered Ankle-foot prosthesis kedua ini menggunakan material Aluminium 6061 untuk *frame* dan telapak (*foot*), Aluminium 6061 mempunyai keunggulan yaitu ringan, kuat, ketahanan korosi yang baik, serta sifat mampu bentuk (*formability*) dan *machinability* yang baik, dan tersedia luas dipasaran. Aluminium 6061 biasa digunakan dalam industri otomotif, industri kemasan makanan dan minuman, dan rangka sepeda.

Al 6061 hampir selalu memiliki keunggulan di atas 7075 dalam hal fabrikasi. Kekerasan yang lebih rendah memungkinkannya untuk dikerjakan lebih mudah daripada 7075. Kekuatan tarik yang lebih rendah berarti 6061 lebih mudah dibentuk daripada 7075. Kaki *Transtibial Bionic* ini dilengkapi system kontrol untuk mengatur gerakan telapak mengikuti gerakan saat fase siklus berjalan. Kaki bionik transtibial ini dilengkapi dengan *customized actuator* yang produknya dapat dengan mudah ditemukan di Indonesia.

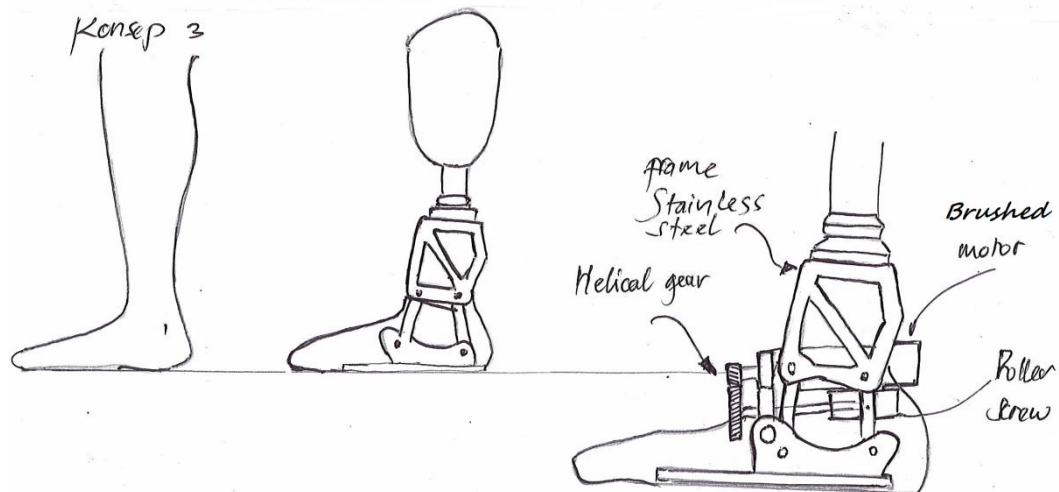
Menggunakan motor DC brushless, untuk transmisi menggunakan gearbox serta lead screw agar dapat bergerak translasi sehingga dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi.



Gambar 4.4 Konsep kedua desain *Transtibial Bionic Prosthesis*

c. Pengembangan Konsep Produk Ketiga

Transtibial Bionic Prosthesis ketiga ini menggunakan material *Stainless Steel* untuk frame dan telapak (*foot*), *Stainless Steel* mempunyai keunggulan dalam kekuatan dan ketahanan korosi yang baik, namun memiliki kekurangan dari material yang berat. Menggunakan system kontrol untuk mengatur gerakan dorsifleksi dan plantarfleksi, dilengkapi dengan *customized actuator*. Menggunakan *brushed DC Motor*, untuk transmisi menggunakan *helical gear* serta *roller screw* agar dapat bergerak translasi sehingga dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi. Kaki transtibial bionik ini memiliki konstruksi *polycentric* atau *four-bar linkage* untuk memaksimalkan ROM plantarfleksi dan dorsifleksi.

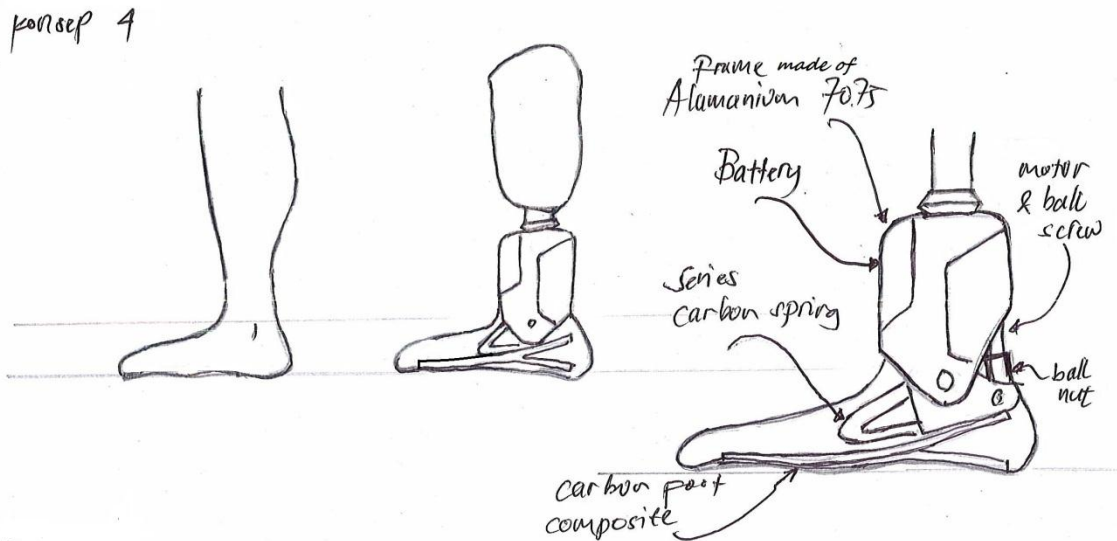


Gambar 4.5 Konsep ketiga desain *Transtibial Bionic Prosthesis*

d. Pengembangan Konsep Produk Keempat

Transtibial Bionic Prosthesis ketiga ini menggunakan material Alumunium 7075 untuk frame dan serat karbon (*carbon composite*) untuk telapak (*foot*), Aluminium 7075 merupakan salah satu jenis paduan aluminium terkuat yang tersedia, namun sulit untuk dibentuk dan dilas namun memiliki machinability yang baik seperti 6061. Alumunium 7075 sebagian besar digunakan dalam industri dirgantara, transportasi, dan industri militer, Setiap industri yang menuntut kekuatan tinggi dan sifat ringan umumnya memanfaatkan 7075.

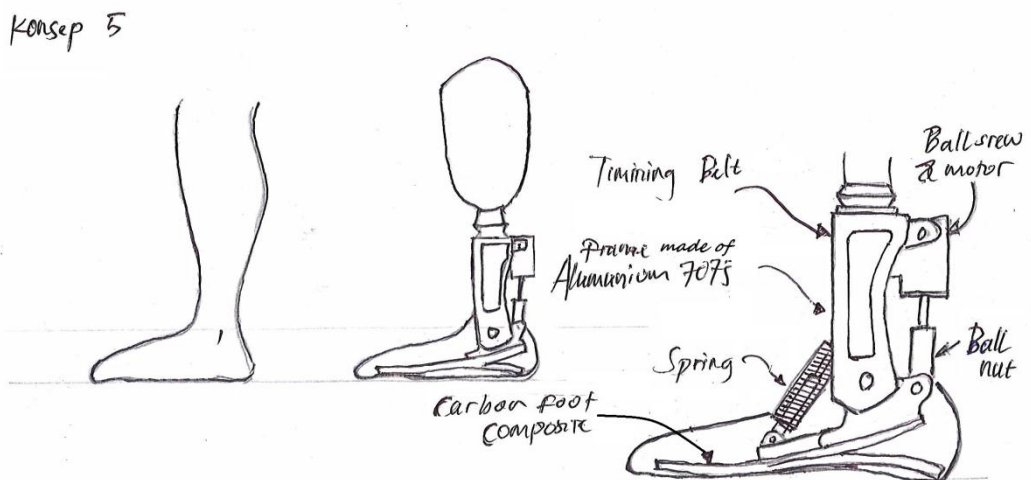
Bentuk *Transtibial Bionic Prosthesis* ini lebih *compact* dan *aesthetic* dibanding konsep lain, letak baterai yang menyatu dengan frame kaki bionic transtibial, dilengkapi dengan *series spring* yang terbuat dari serat karbon untuk mengembalikan posisi pergelangan kaki bionik. Menggunakan system kontrol untuk mengatur gerakan dorsifleksi dan plantarfleksi, dilengkapi dengan *customized actuator*. Menggunakan *brushless DC Motor*, untuk transmisi menggunakan *gearbox* serta *ball screw* agar dapat bergerak translasi sehingga dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi.



Gambar 4.6 Konsep keempat Transtibial Bionic Prosthesis

e. Pengembangan Konsep Produk Kelima

Transtibial Bionic Prosthesis ketiga ini menggunakan material Aluminium 7075 untuk *frame* dan serat karbon (*carbon composite*) untuk telapak (*foot*), *Transtibial Bionic Prosthesis* ini dilengkapi dengan pegas yang terletak di depan yang berfungsi untuk memberikan gaya tolak saat dorsifleksi. Menggunakan sistem kontrol mengatur gerakan dorsifleksi dan plantarfleksi, dilengkapi dengan *customized actuator*. Menggunakan *brushless DC Motor*, menggunakan *timing belt* serta *ball screw* agar dapat bergerak translasi sehingga bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi



Gambar 4.7 Konsep kelima Transtibial Bionic Prosthesis

4.8 Pemilihan Konsep Dengan Matrik Keputusan

Metode matriks pengambilan keputusan, yang juga dikenal dengan metode Pugh, dari beberapa alternatif konsep produk yang dibuat, harus dipilih salah satunya sebagai konsep produk yang akan dibuat. Dalam memilih konsep produk yang terbaik digunakan metode dengan menggunakan matriks keputusan. Untuk setiap alternatif konsep produk diberikan nilai. Nilai yang tertinggi adalah 10. Kemudian dari penilaian tersebut, konsep produk yang dipilih adalah konsep produk yang memiliki nilai tertinggi. Tabel 4.6 merupakan matriks keputusan untuk memilih konsep produk kaki palsu atas lutut.

Tabel 4.7 Pemilihan konsep berdasarkan matriks penilaian keputusan

No	Kriteria	Wt	Konsep				
			K-1	K-2	K-3	K-4	K-5
1.	Kuat	10	10	9	10	10	10
2.	Ringan	9	9	8	7	8	8
3.	<i>Formability</i> dan <i>Machinability</i> yang baik	9	5	9	7	5	6
4.	ROM Dorsifleksi Plantarfeksi	8	7	7	8	7	7
5.	Harga terjangkau (material dan produksi)	8	5	8	6	5	6
Jumlah			36	41	38	35	37

K = Konsep *Transtibial Bionic Prosthesis*

Wt = Bobot Nilai Maksimum

Keterangan objektif yang dipilih:

1. Kuat : *Transtibial Bionic Prosthesis* kuat menerima beban maksimal 100 kg sebagai batas aman ketika digunakan.

2. Ringan : Berat *Transtibial Bionic Prosthesis* yang diinginkan tidak melebihi dari pergelangan kaki manusia.
3. *Formability* dan *Machinability* yang baik : Kemampuan material yang untuk di olah, dibentuk serta diproses machining untuk dibuat menjadi *Transtibial Bionic Prosthesis*
4. ROM Dorsifleksi Plantarfeksi : *Transtibial Bionic Prosthesis* dapat bergerak Dorsifleksi dengan sudut 15° - 20° , Plantarfeksi dengan sudut 20° - 45°
5. Harga terjangkau (material dan produksi): diinginkan kemudahan memperoleh material serta harga yang terjangkau untuk material dan proses produksinya.

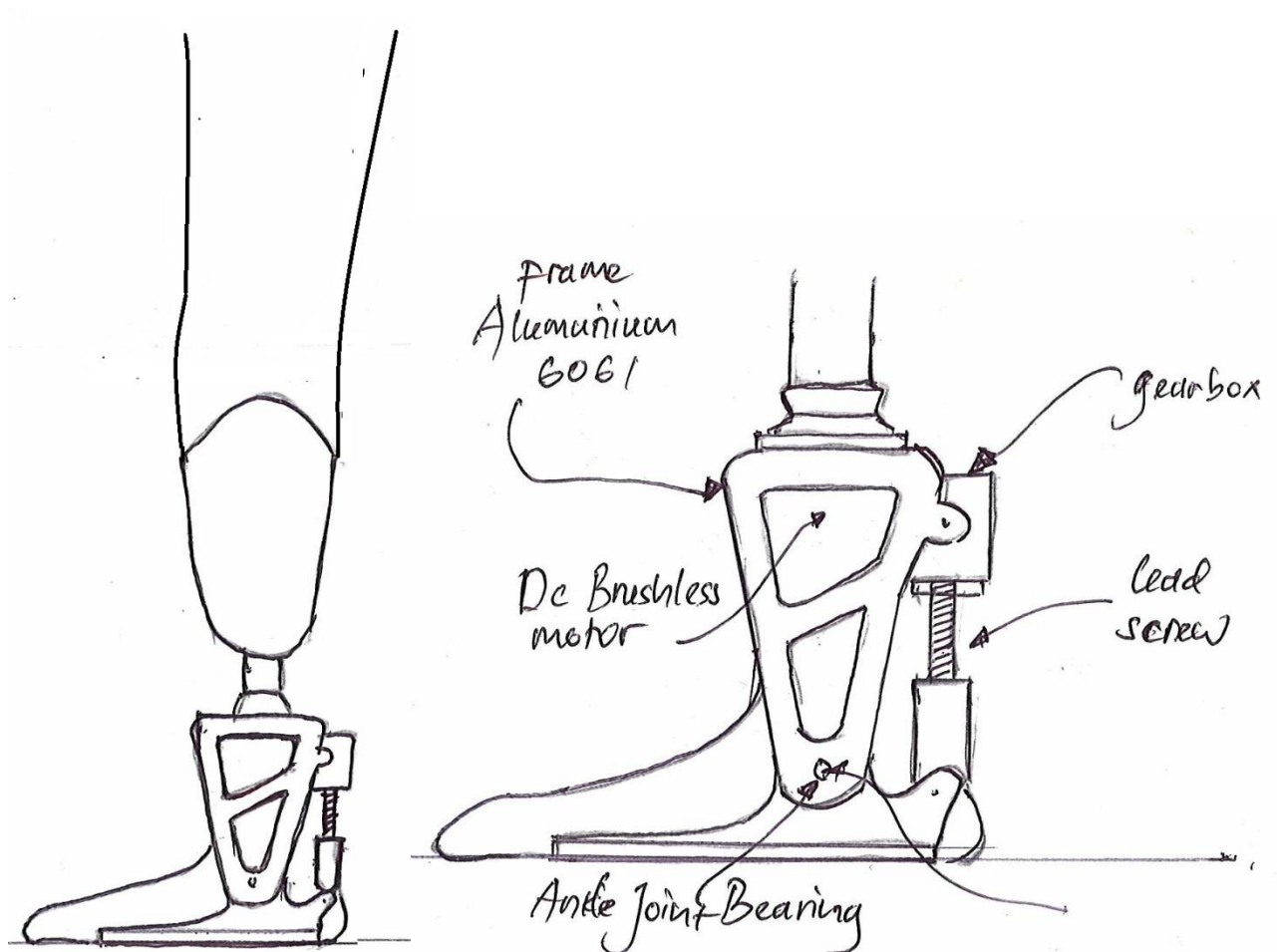
4.9 Konsep Terpilih Dan Gambar 3D Model

Berdasarkan penilaian dengan kriteria matrik keputusan didapatkan konsep dengan nilai tertinggi sebagai konsep terpilih yaitu konsep 2 dengan nilai 41 dari nilai total 44. *Transtibial Bionic Prosthesis* kedua ini menggunakan material Aluminium 6061 untuk *frame* dan telapak (*foot*), Aluminium 6061 mempunyai keunggulan yaitu ringan, kuat, ketahanan korosi yang baik, serta sifat mampu bentuk (*formability*) dan *machinability* yang baik, dan tersedia luas dipasaran. Kaki bionik transtibial ini dilengkapi dengan *customized actuator* yang produknya dapat dengan mudah ditemukan di Indonesia. Menggunakan motor DC brushless, untuk transmisi menggunakan gearbox serta lead screw agar dapat bergerak translasi sehingga dapat bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi.

Pembuatan gambar 3D model dengan menggunakan *software Autodesk Fusion 360*. Bentuk desain *Transtibial Bionic Prosthesis* mengacu pada anatomi pergelangan kaki (*ankle*) manusia yang memiliki sumbu rotasi pada mata kaki *Lateral Malleolus*, dan memiliki *Achilles Tendon* yang terletak dibelakanng yang digantikan fungsinya oleh *Linier Actuator*

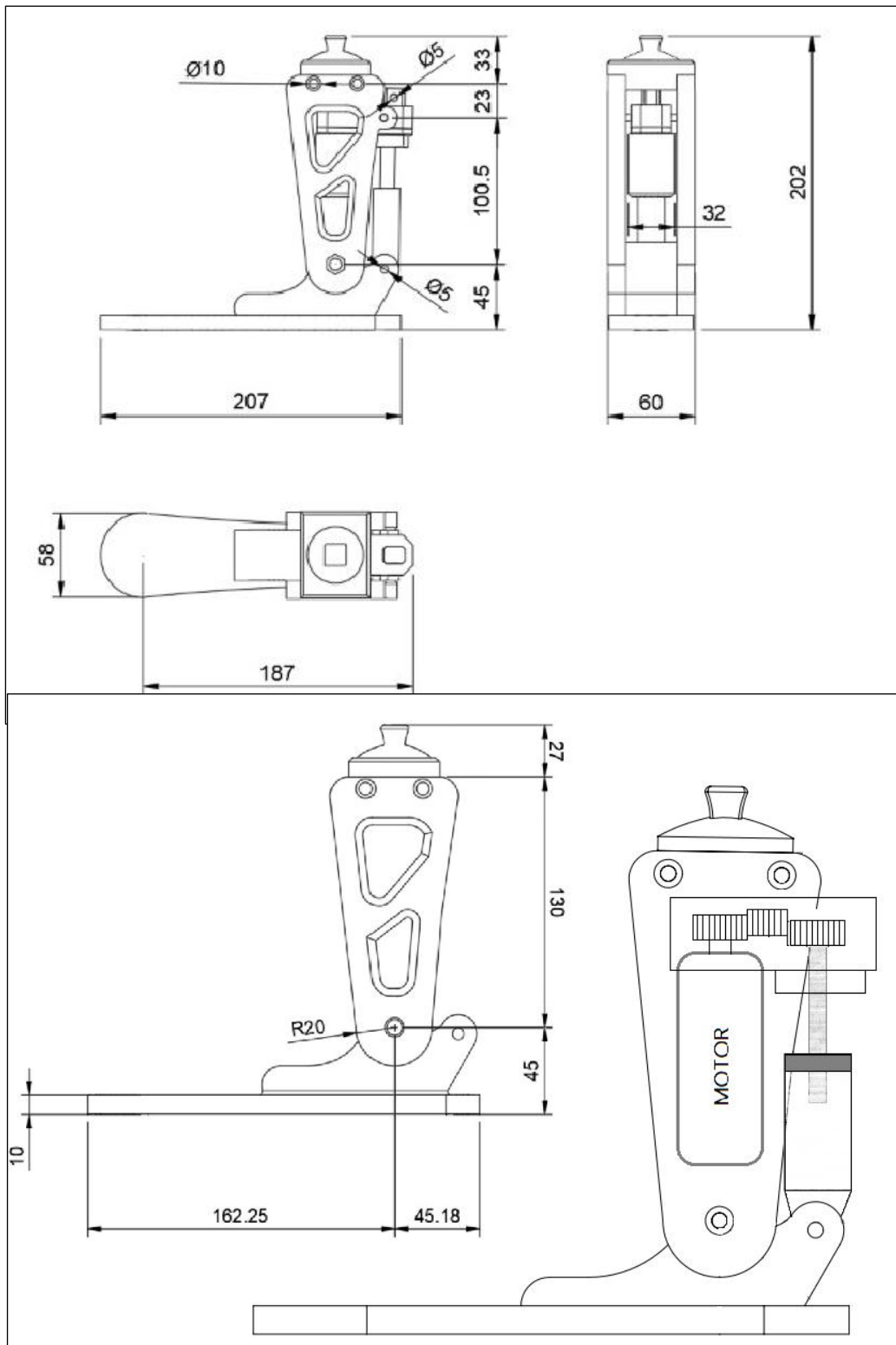


Gambar 4.8 Desain *Transtibial Bionic Prosthesis* yang meniru anatomi *Ankle*



Gambar 4.9 Konsep *Transtibial Bionic Prosthesis* kedua sebagai konsep terpilih.

Setelah pembuatan sketsa konsep dan menentukan konsep pilihan dilanjutkan dengan proses pembuatan gambar 2D dan 3D model dengan *Autodesk Fusion 360*.



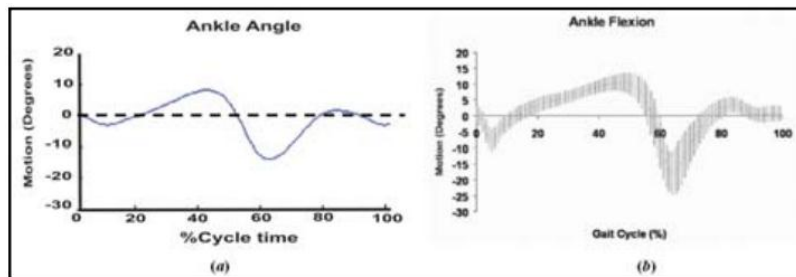
Gambar 4.10 Gambar 2D dimensi konsep *Transtibial Bionic Prosthesis*



Gambar 4.11 3D model *Transtibial Bionic Prosthesis* dengan Software *Autodesk Fusion 360*

4.10 Range of Motion Dorsifleksi Dan Plantarfleksi Kaki *Transtibial Bionic Prosthesis*

Dari Gambar grafik pemodelan tujuh batang sudut maksimum *ankle* selama siklus berjalan untuk orang Indonesia dan literatur yang digunakan sebagai pembandingan menunjukkan bahwa prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* mampu menghasilkan elevasi sudut maksimum dorsifleksi dan plantarfleksi melebihi dari data maksimum siklus berjalan untuk orang Indonesia sehingga prototipe masuk dalam rentang dorsifleksi dan plantarfleksi berjalan normal orang Indonesia.

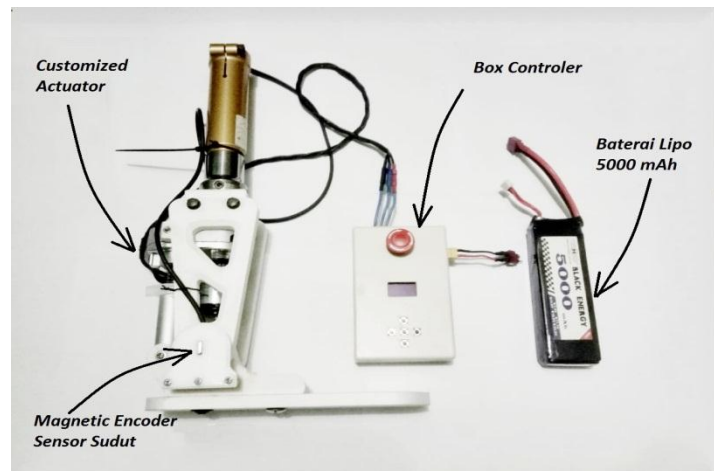


Gambar 4.12. a) Sudut *ankle* pemodelan 7 batang. (b) sudut *ankle* manusia normal literatur (Rose dkk, 2006).

Tabel 4.8 Perbandingan pemodelan 7 batang orang Indonesia, jurnal *Human walking* dan sudut yang dihasilkan prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis*

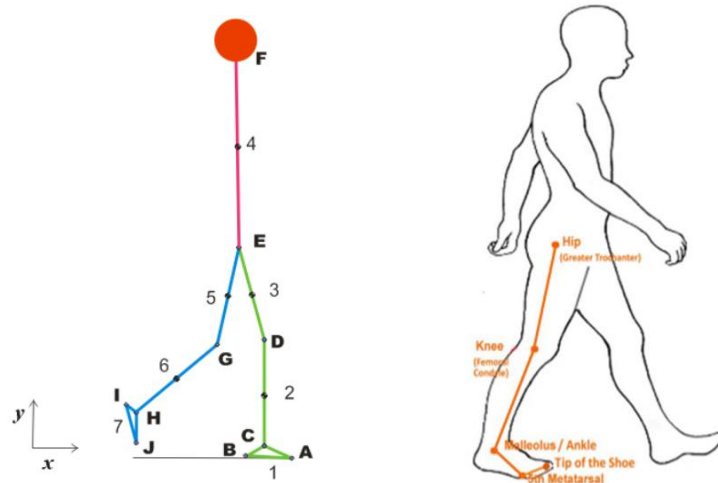
Fase	Sudut maksimum ketika berjalan normal orang Indonesia	Jurnal <i>Human Walking</i>	ROM <i>Transtibial Boinic Prosthesis</i>
<i>Ankle Dorsiflexion</i>	5 °-10°	5 °-15°	20°
<i>Ankle Plantarflexion</i>	10°-20 °	10°-25 °	30°

Spesifikasi	Nilai
<i>Max. Dorsifleksi</i>	20°
<i>Max. Plantarfleksi</i>	30°
<i>Tinggi</i>	19 cm



4.11 Analisis Kinematika Dan Kinetika Saat *Gait Cycle*

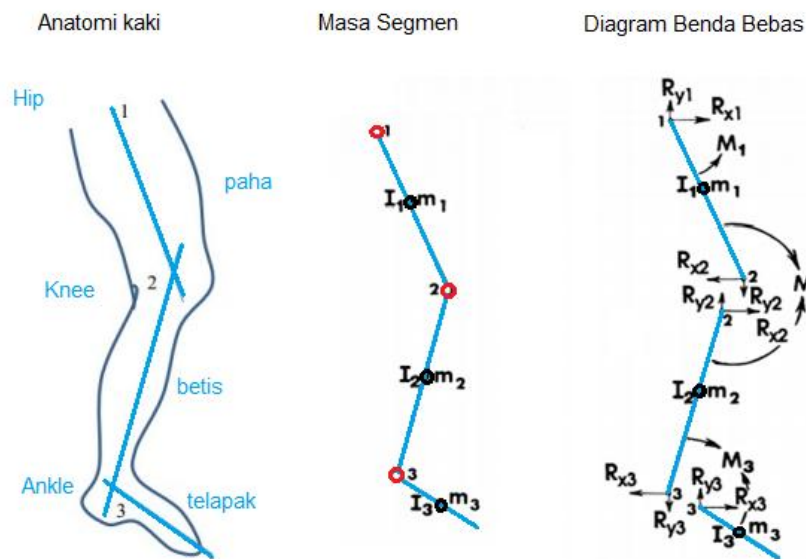
Pada penelitian ini menggunakan pemodelan manusia berupa sistem benda jamak 7 batang untuk menganalisis gerak berjalan manusia. Dalam hal ini, tubuh manusia dimodelkan oleh 1 batang yang mewakili tubuh (kepala, tangan dan badan), 2 batang paha kanan dan kiri, 2 batang betis kanan dan kiri dan 2 batang telapak kaki kanan dan kiri.



Gambar 4.13 Analisis gait cycle dengan model 7 batang

Untuk penelitian kaki Transtibial Bionic Prosthesis hanya menggunakan analisis pada salah satu alat gerak bawah (*lowerlimb*) yaitu pada *hip*, *knee* dan *ankle*. Dalam analisis ini, beberapa asumsi yang digunakan diantaranya adalah:

- Seluruh massa segmen atau batang terkonsentrasi pada pusat massa. Letak pusat massa tetap terhadap segmen.
- Segmen dianggap sebagai benda kaku yang selama pergerakan tidak mengalami lendutan dan perubahan dimensi.
- Sendi dianggap sebagai engsel yang hanya bergerak dalam arah rotasi bidang.
- Saat siklus berjalan besarnya massa dan momen inersia tetap.



Gambar 4.14 Anatomi kaki dan diagram benda bebas

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length			Density
			Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal	
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

Gambar 4.15 Data Antropometri (Winter, 2009)

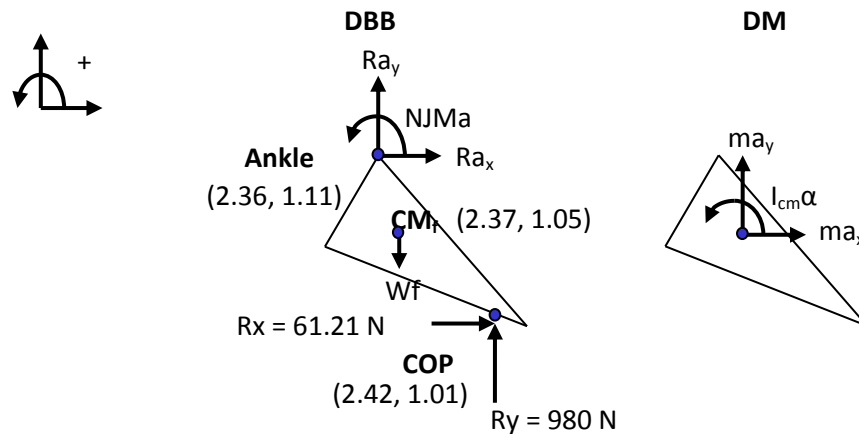
Ankle

Hasil Analisis perhitungan gaya reaksi dan momen pada *ankle* akan digunakan dalam pertimbangan menentukan jenis aktuator dan motor dalam perancangan Transtibial Bionic Prosthesis. Diasumsikan objek memiliki berat tubuh 100 kg sebagai batas maksimal pembebanan, dianalisis pada kondisi objek sedang berjalan, saat posisi *ankle toe off*, telapak memiliki percepatan horizontal 4.67 m/s^2 , dan percepatan vertikal 2.87 m/s^2 , *ankle* memiliki percepatan angular -30.48 rad/s^2 , jika telapak memiliki massa 1.45 kg dan momen inersia 0.0046 kgm^2 , tentukan NJF (R_{ax} and R_{ay}) dan NJM pada *ankle*.

Tabel 4.9 Massa segmen tubuh

Segmen		Massa Tiap Segmen	Massa
Massa Tubuh			100 kg
Telapak kaki (foot)	m_f	$0,0145 M$	1.45 kg
Betis (<i>shank</i>)	m_s	$0,0465 M$	4.65 kg
Paha (<i>thigh</i>)	m_t	$0,100 M$	10 kg

M = Massa total tubuh



Gambar 4.16 DBB dan DM telapak kaki saat toe off

Asumsi

Koordinat Segmen

Ankle (2.36, 1.11)

CM_f (2.37, 1.05)

CP (2.42, 1.01)

$m_f = 1.45 \text{ kg}$

$a_x = 4.67 \text{ m/s}^2$ $a_y = 2.87 \text{ m/s}^2$

$I_{cm} = 0.0046 \text{ kgm}^2$

R_x: Gaya reaksi horizontal 61.21 N

$$\alpha = -30.48 \text{ rad/s}^2$$

R_y: Gaya reaksi vertical 980 N

$$g = 9.81 \text{ m/s}^2$$

Determine

- NJMa: *net joint moment* pada *ankle*
- R_{a_x}: Gaya reaksi horizontal pada *ankle*
- R_{a_y}: Gaya reaksi vertikal pada *ankle*

Dari nilai dan Diagram Benda Bebas yang diketahui diatas, selanjutnya menentukan gaya gaya reaksi horizontal dan vertikal pada ankle.

Horizontal

$$\Sigma F_x = ma_x$$

$$\Sigma F_x = R_x + R_{a_x} = ma_x$$

$$R_x + R_{a_x} = ma_x$$

$$61.21 + R_{a_x} = (1.45 \times 4.67)$$

$$R_{a_x} = -54.44 \text{ N}$$

Vertikal

$$\Sigma F_y = ma_y$$

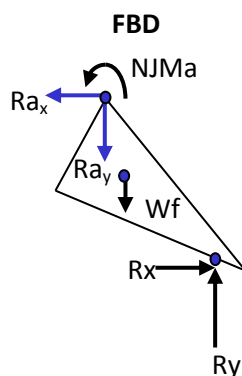
$$\Sigma F_y = R_y - W_f + R_{a_y} = ma_y$$

$$R_y - (m \cdot g) + R_{a_y} = ma_y$$

$$980 - (1.45 \times 9.81) + R_{a_y} = (1.45 \times 2.87)$$

$$R_{a_y} = -962.59 \text{ N}$$

hasil R_{a_x} = -54.44 N , R_{a_y} = -962.59 N bernilai negatif, yang artinya arah gaya berkebalikan.



Gambar 4.17 DBB dengan arah gaya reaksi pada ankle bernilai negatif

Selanjutnya adalah menentukan jarak yang akan digunakan sebagai lengan momen dari tiap koordinat COP, CM_f dan Ankle.

$$R_y: d_1 = CP_x - CM_x = (2.42 - 2.37) = 0.05 \text{ m}$$

$$R_x: d2 = CM_y - CP_y = (1.05 - 1.01) = 0.04 \text{ m}$$

$$W_f: d3 = 0$$

$$R_{a_y}: d4 = CM_x - Ankle_x = (2.37 - 2.36) = 0.01 \text{ m}$$

$$R_{a_x}: d5 = Ankle_y - CM_y = (1.11 - 1.05) = 0.06 \text{ m}$$

Setelah menentukan jarak dari CM, selanjutnya dapat dihitung NJM pada *ankle* atau momen minimum yang diperlukan untuk berotasi.

$$\Sigma M_{cm} = I_{cm} \alpha$$

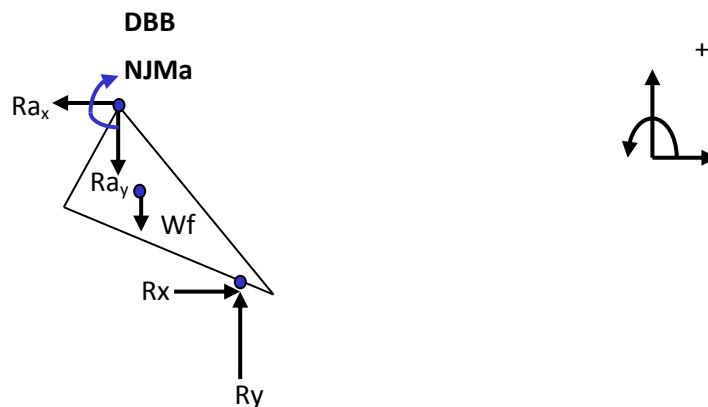
$$NJMa + (R_y \times d1) + (R_x \times d2) + (W_f \times d3) + (R_{a_y} \times d4) + (R_{a_x} \times d5) = I_{cm} \alpha$$

$$NJMa = I_{cm} \alpha - (R_y \times d1) - (R_x \times d2) - (R_{a_y} \times d4) - (R_{a_x} \times d5)$$

$$NJMa = (0.0046 \times -30.48) - (980 \times 0.05) - (61.21 \times 0.04) - (962.59 \times 0.01) - (54.44 \times 0.06)$$

$$NJMa = -64.46 \text{ Nm}$$

NJMa bernilai negatif menandakan arah momen berkebalikan dari arah momen acuan, sehingga DBB menjadi

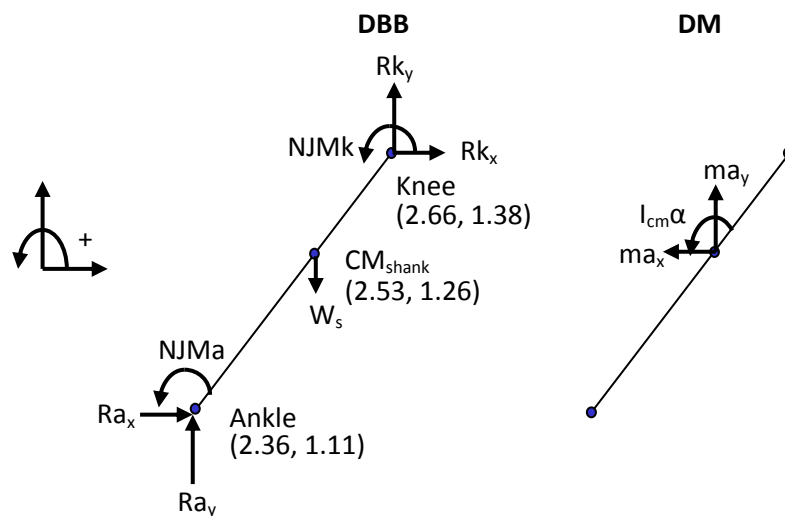


Gambar 4.18 Arah momen dan gaya reaksi aktual pada DBB ankle

Hasil perhitungan *Net Joint Moment (NJMa)* pada *ankle* ini akan digunakan sebagai pertimbangan dalam menentukan actuator pada prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis*

Knee

menggunakan data (R_{ax} dan R_{ay}) dan $NJMa$ pada ankle, selanjutnya menentukan gaya reaksi dan NJM pada *knee*. Diasumsikan massa betis (*shank*) adalah 4.65 kg, percepatan horizontal adalah -0.65 m/s^2 , dan percepatan vertikal pada *Center of Mass* betis (CM) adalah 17.90 m/s^2 . momen inersia dari shank 0.0535 kgm^2 dan percepatan angular 54.284 rad/s^2 .



Gambar 4.19 DBB dan DM untuk segmen betis (*shank*) FBD dan semua diasumsikan memiliki arah positif

Asumsi

Ankle (2.36, 1.11)

CM_k (2.53, 1.26)

Knee (2.66, 1.38)

R_{ax} : **54.44 N**

R_{ay} : **962.59 N**

$NJMa$: **64.46 Nm**

$m_s = 4.65 \text{ kg}$

$a_x = -0.65 \text{ m/s}^2$ $a_y = 17.90 \text{ m/s}^2$

$I_{cm} = 0.0535 \text{ kgm}^2$

$\alpha = 54.28 \text{ rad/s}^2$

$g = 9.81 \text{ m/s}^2$

Determine

NJM_k : Net joint moment pada *knee*

R_{kx} : Gaya reaksi horizontal pada *knee*

R_{ky} : Gaya reaksi vertikal pada *knee*

Selanjutnya menentukan gaya reaksi arah horizontal dan vertikal pada *knee*.

Horizontal

$$\Sigma F_x = ma_x$$

$$\Sigma F_x = Ra_x + Rk_x = ma_x$$

$$Ra_x + Rk_x = ma_x$$

$$54.44 + Rk_x = (4.65 \times -0.65)$$

$$Rk_x = -57.46 \text{ N}$$

Vertikal

$$\Sigma F_y = ma_y$$

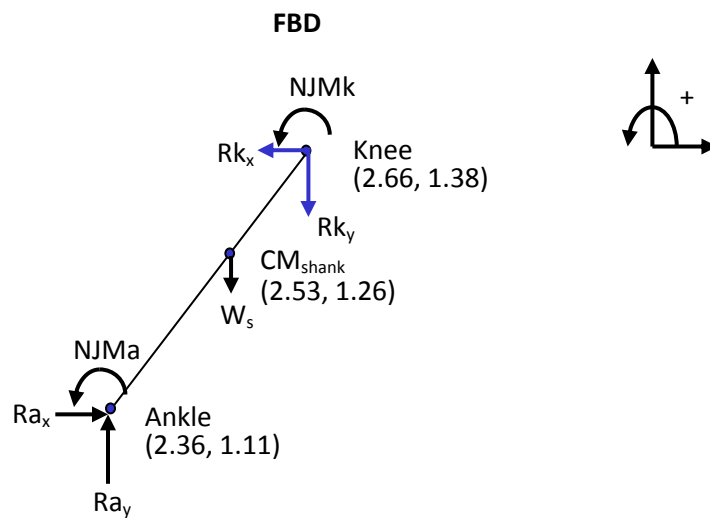
$$\Sigma F_y = Ra_y - W_s + Rk_y = ma_y$$

$$Ra_y - (m \cdot g) + Rk_y = ma_y$$

$$962.59 - (4.65 \times 9.81) + Rk_y = (4.65 \times 17.90)$$

$$Rk_y = -833.74 \text{ N}$$

karena nilai Rk_x dan Rk_y bernilai negatif maka arah aktual gaya reaksi pada DBB berkebalikan dari arah referensi



Gambar 4.20 Arah gaya reaksi aktual pada DBB *shank*

Selanjutnya menentukan lengan momen dari tiap gaya reaksi.

$$Ra_y: d1 = CM_x - Ankle_x = (2.53 - 2.36) = 0.17 \text{ m}$$

$$Ra_x: d2 = CM_y - Ankle_y = (1.26 - 1.11) = 0.15 \text{ m}$$

$$W_s: d3 = 0$$

$$Rk_y: d4 = knee_x - CM_x = (2.66 - 2.53) = 0.13 \text{ m}$$

$$Rk_x: d5 = knee_y - CM_y = (1.38 - 1.26) = 0.12 \text{ m}$$

Setelah jarak dari CM diketahui selanjutnya menghitung NJM pada *knee*.

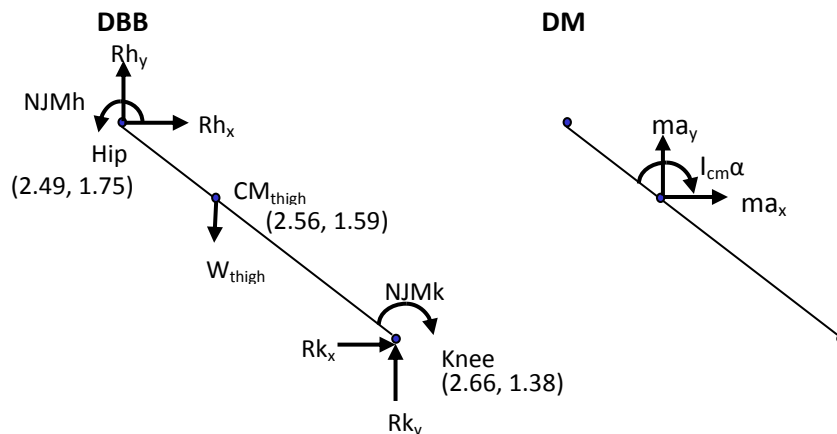
$$\Sigma M = I_{cm} \alpha$$

$$NJMk + NJMa - (Ra_y \times d1) + (Ra_x \times d2) + (W_s \times d3) - (Rk_y \times d4) + (Rk_x \times d5) = I_{cm} \alpha$$

$$\begin{aligned}
 NJMk &= I_{cm}\alpha - NJMa + (Ra_y \times d1) - (Ra_x \times d2) + (Rk_y \times d4) - (Rk_x \times d5) \\
 NJMk &= (0.0535 \times 54.28) - 64.46 + (962.59 \times 0.17) - (54.44 \times 0.15) + \\
 &\quad (833.74 \times 0.13) - (57.46 \times 0.12) \\
 NJMk &= 195.41 \text{ Nm}
 \end{aligned}$$

Hip

Dengan menggunakan data gaya reaksi (Rk_x dan Rk_y) dan $NJMk$ pada lutut, selanjutnya menentukan gaya reaksi dan NJM pada *Hip*. Diasumsikan massa paha (*thigh*) adalah 10 kg, percepatan horizontal adalah 1.54 m/s^2 , dan percepatan vertikal pada Center of Mass paha (CM) adalah 34.35 m/s^2 . momen inersia dari *thigh* 0.2972 kgm^2 dan percepatan angular 44.512 rad/s^2 .



Gambar 4.21 DBB dan DM pada segmen paha (*thigh*)

Asumsi Variabel yang diketahui

Knee (2.66, 1.38)

$m_t = 10 \text{ kg}$

CM_t (2.56, 1.59)

$a_x = 1.54 \text{ m/s}^2$ $a_y = 34.35 \text{ m/s}^2$

Hip (2.49, 1.75)

$I_{cm} = 0.2972 \text{ kgm}^2$

Rk_x : 57.46 N

$\alpha = 44.5126 \text{ rad/s}^2$

Rk_y : 833.74 N

$g = 9.81 \text{ m/s}^2$

$NJMk$: 195.41 Nm

Determine

$NJMh$: Net joint moment pada hip

Rh_x : Gaya reaksi horizontal pada hip

Rh_y : Gaya reaksi vertikal pada hip

Selanjutnya menentukan gaya reaksi pada arah horizontal dan vertikal pada hip

Horizontal

$$\Sigma F_x = ma_x$$

$$\Sigma F_x = Rk_x + Rh_x = ma_x$$

$$Rk_x + Rh_x = ma_x$$

$$57.46 + Rh_x = (10 \times 1.54)$$

$$Rh_x = -42.06 \text{ N}$$

Vertikal

$$\Sigma F_y = ma_y$$

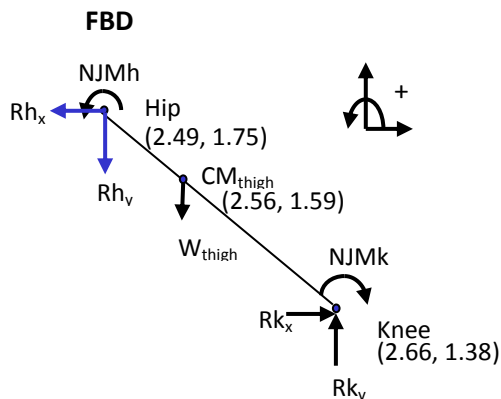
$$\Sigma F_y = Rk_y - W_s + Rh_y = ma_y$$

$$Rk_y - (m \cdot g) + Rh_y = ma_y$$

$$833.74 - (10 \times 9.81) + Rh_y = (10 \times 34.35)$$

$$Rh_y = -392.14 \text{ N}$$

Rhx dan Rhy bernilai negatif, artinya arah gaya berlawanan dari arah referensi acuan. Again, sehingga DBB aktual menjadi berikut.



Gambar 4.22 DBB aktual pada segmen paha

Selanjutnya adalah menghitung jarak lengan momen dari masing masing gaya terhadap *center of mass* (CM) dari paha

$$Rk_y: d1 = CM_x - Knee_x = (2.56 - 2.66) = -0.1 \text{ m}$$

$$Rk_x: d2 = CM_y - Knee_y = (1.59 - 1.38) = 0.21 \text{ m}$$

$$W_{thigh}: d3 = 0 \text{ (because the force of gravity acts directly through the CM)}$$

$$Rh_y: d4 = hip_x - CM_x = (2.49 - 2.56) = -0.07 \text{ m}$$

$$Rh_x: d5 = hip_y - CM_y = (1.75 - 1.59) = 0.16 \text{ m}$$

Setelah lengan momen ditentukan, selanjutnya menentukan NJM pada hip

$$\Sigma M = I_{cm}\alpha$$

$$NJMh - NJMk + (Rk_y \times d1) + (Rk_x \times d2) + (W_s \times d3) + \overset{0}{\cancel{(Rh_y \times d4)}} + (Rh_x \times d5) = I_{cm}\alpha$$

$$NJMh = I_{cm}\alpha + NJMk - (Rk_y \times d1) - (Rk_x \times d2) - (Rh_y \times d4) - (Rh_x \times d5)$$

$$NJMh = (0.2972 \times 44.512) + 195.41 - (833.74 \times 0.1) - (57.46 \times 0.21) - (392.14 \times 0.07) - (42.06 \times 0.16)$$

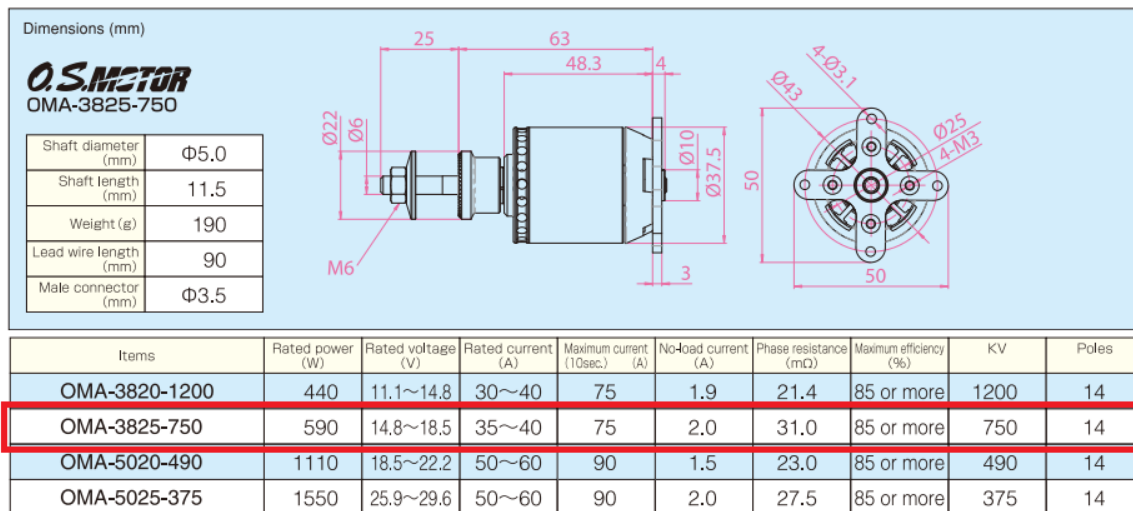
$$NJMh = 79.02 \text{ N}$$

NJMh bernilai positif sesuai dengan arah momen DBB pada Hip.

Spesifikasi Motor

MOTOR

Dimensions / Specifications



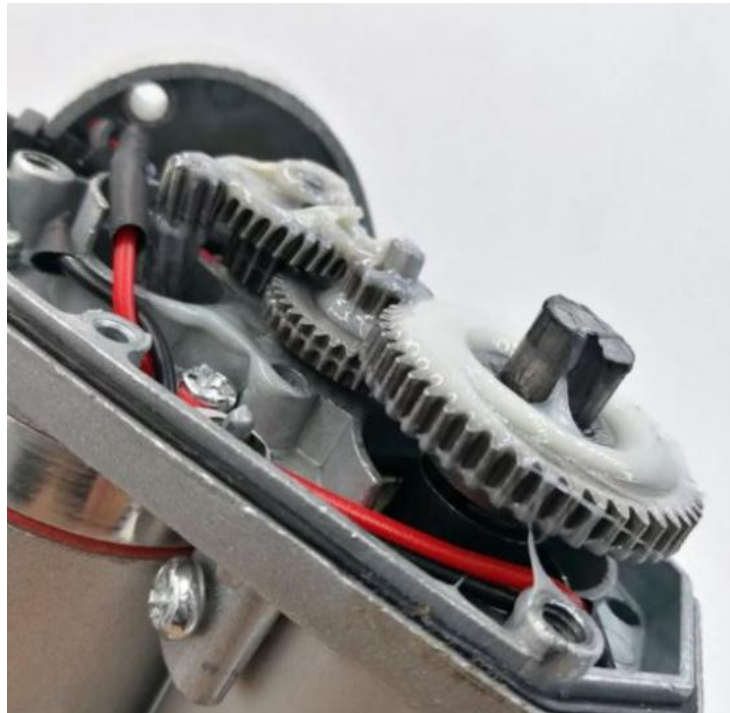
OMA-3825-750



Propeller Size	LiPo Cell	Voltage	Current	Wattage	Thrust	r.p.m.
10x7	4S	16.8V	30A	504W	2.0kg	11,000
11x6	4S	16.8V	36A	605W	2.1kg	10,700
11x7E	4S	16.8V	37A	622W	2.5kg	10,500
12x6E	4S	16.8V	40A	672W	2.8kg	10,400
12x8E	4S	16.8V	48A	806W	3.4kg	10,000
13x8E	4S	16.8V	60A	1,008W	3.8kg	9,400
14x7E	4S	16.8V	65A	1,092W	3.9kg	9,100
15x7E	4S	16.8V	79A	1,327W	3.6kg	7,900

Spesifikasi Gearbox

Linear Pnueumatik 50mm aktuator 5cm 110KG



4.12 Analisis kekuatan dengan Pembebanan Statik

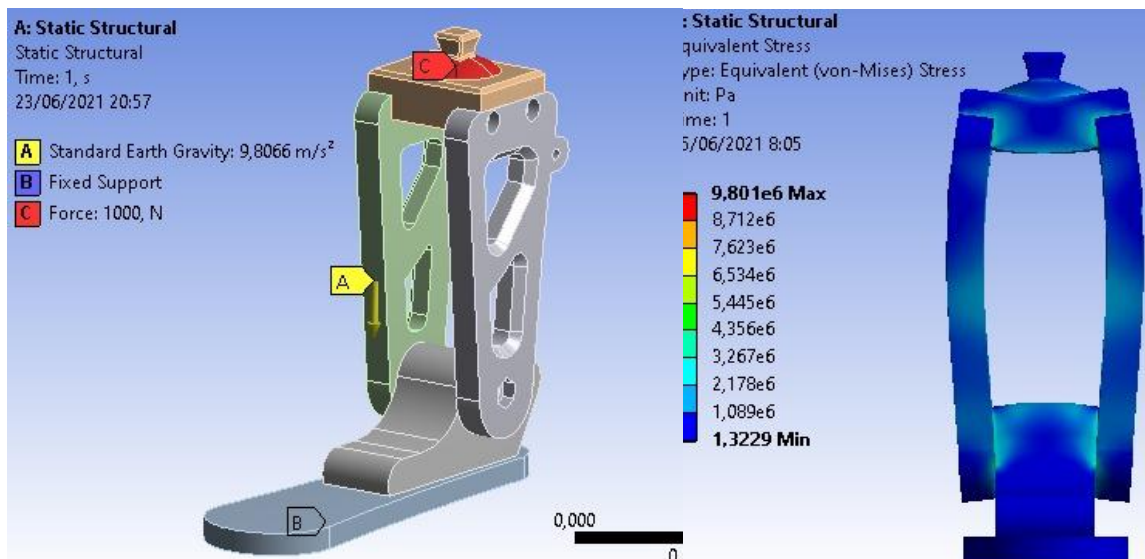
Analisis dengan *Software Ansys* pembebanan 1000 N

Analisis pembebanan dengan simulasi FEM pada *Ansys*, analisa ini untuk mensimulasikan kekuatan material ketika menerima beban statik, parameter material yang digunakan adalah Alumunium 6061 yang memiliki *Modulus Elastisitas* $E = 68,9 \text{ GPa}$, *Poisson's ratio* $\nu = 0.33$, dan *Yield Strength* $\sigma_y = 275 \text{ MPa}$. Apabila nilai tegangan yang bekerja (tegangan *Von Mises*) dibawah tegangan desain *Yield Strength* maka mengalami deformasi elastis dan dikatakan aman, sebaliknya bisa tegangan yang dihasilkan melebihi tegangan luluh (*yield strength*) maka akan terjadi deformasi plastis atau tidak aman.

Tabel 4.10 Parameter dan variabel pembebanan statik dengan FEM *Ansys*

Parameter	Variabel
Pembebanan statik	- 1000 N (100 kg sebagai Asumsi batas aman pembebanan maksimal, melebihi bobot rata rata orang Indonesia, 60 kg)
Tebal material bodi Alumunium	- 12.5 cm

a. Analisis FEM pembebanan static dengan *software Ansys* dengan variabel pembebanan 1000 dengan tebal 12.5 cm.



Gambar 4.23 Analisis FEM dengan parameter pembebanan 1000 N tebal

Analisis statik dengan *Ansys* pada Gambar 4.23 dengan parameter pembebanan 100 kg dengan variabel ketebalan 12,5 cm menunjukkan tegangan *Von Mises* sebesar 9,8 Mpa, dibawah kekuatan luluh *Yield Strength* $\sigma_y = 275$ Mpa dan deformasi yang terjadi adalah deformasi elastis, sehingga material Al 6061 dengan tebal 12.5 cm mampu dan aman menerima beban 1000 N.

Analisis Perhitungan dengan pembebanan statik 100 kg

Kaki *Transtibial Bionic Prosthesis* diasumsikan sebagai sebuah batang dengan penampang persegi, dengan panjang sisi penampang 6.5 cm, menerima beban 100 kg, berbahan Material Alumunium 6061.

Asumsi

Alumunium 6061 yang memiliki *Modulus Elastisitas* $E = 68,9$ GPa, *Poisson's ratio* $\nu = 0.33$, *Yield Strength* $\sigma_y = 275$ MPa, *Tensile strength* = 310 MPa

1. Tegangan yang diterima dari batang persegi
2. Tentukan *safety factor* jika *yield strength* al 6061 = 275 MPa

Analisis

Menentukan tegangan yang diterima batang Al 6061

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F}{(pxl)}$$

dimana $F = \text{asumi } 100 \text{ kg} = 100 \times 9.81 \text{ m/s}^2 = 981 \text{ N}$

Nilai luas penampang $A = pxl = 0,065 \times 0,065 = 0.0042 \text{ m}^2$

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{981}{(0.0042)} = 233.57 \text{ Pa} = 233.57 \times 10^{-6} \text{ MPa}$$

$233.57 \times 10^{-6} < 310 \text{ MPa}$ (jauh dibawah tensile strength sehingga kuat menerima beban 100 kg)

Menentukan *safety factor* desain

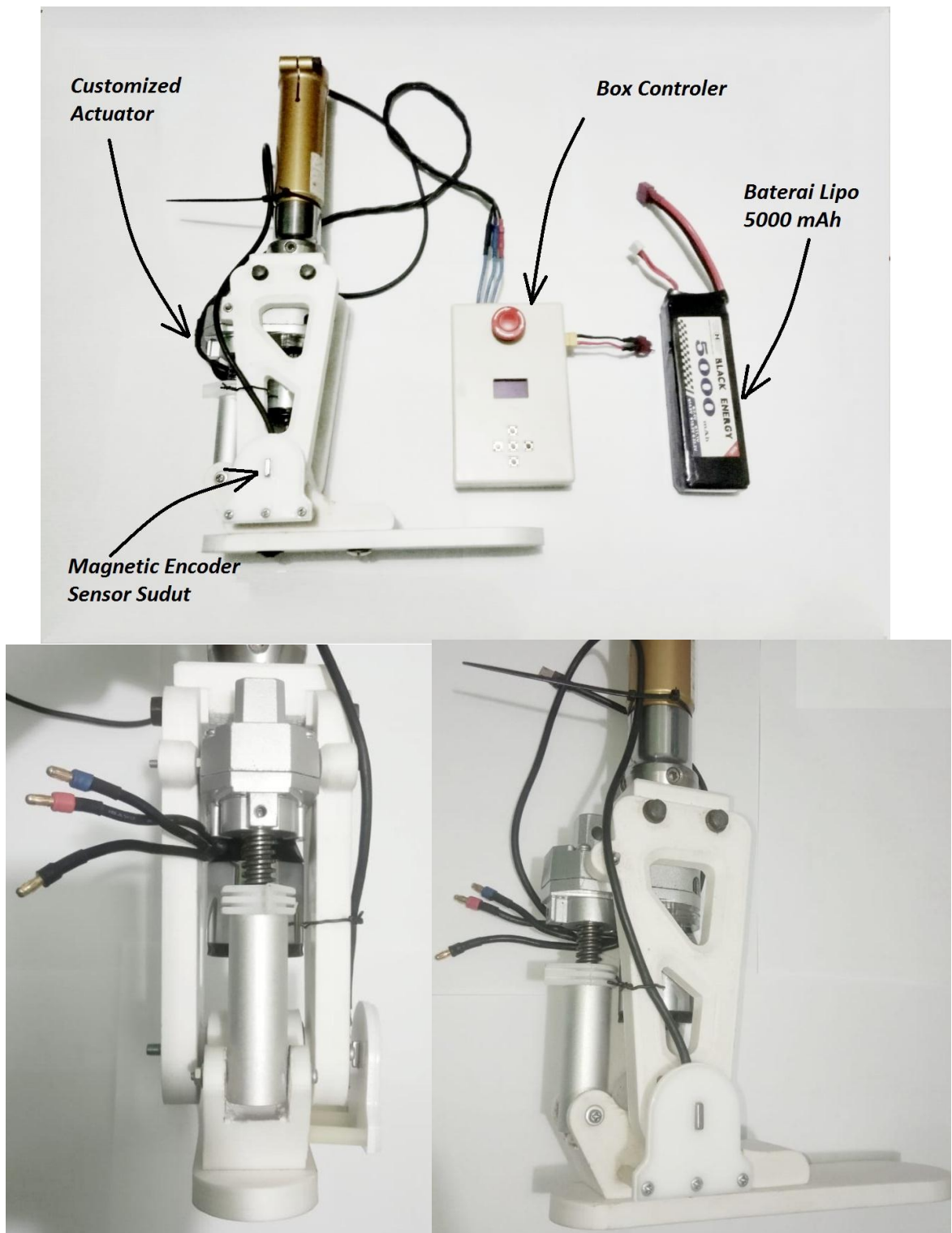
$$f_s = \frac{Y_s}{D_s}$$

dengan asumsi tegangan desain $\sigma = 233.57 \times 10^{-6}$ MPa

$$\text{sehingga } f_s = \frac{275}{233.57 \times 10^{-6}} = 118 \times 10^4$$

$$f_s > 1 \text{ (aman)}$$

4.13 Prototipe Transtibial Bionic Prosthesis



Gambar 4.24 Prototipe berbahan *Polylactic Acid* (PLA) sebelum menggunakan AL 6061

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 KESIMPULAN

Pada penelitian ini telah dilakukan perancangan prototipe Transtibial Bionic Prosthesis untuk pasien amputasi transtibial bawah lutut. Kesimpulan dari hasil penelitian ini dijelaskan sebagai berikut.

1. Penelitian ini telah menghasilkan Prototipe *Transtibial Bionic Prosthesis* yang menggunakan system kontrol *close loop* tanpa pemicu gerakan (*trigger*) dapat bergerak dorsifleksi 20 °dan plantarfleksi 30° seperti siklus berjalan (*Gait Cycle*) manusia, melebihi batas ROM dalam *range* jurnal *Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint*.
2. Analisis statik dengan *software Ansys* menunjukkan *Transtibial Prosthesis* mampu dan aman menerima beban hingga 100 kg.

5.2 SARAN

Setelah melakukan penelitian ini, terdapat beberapa saran yang dapat dilakukan pada penelitian berikutnya.

1. Untuk saat ini *Transtibial Bionic Prosthesis* baru dapat bergerak plantarfleksi dan dorsifleksi, selanjutnya perlu dilakukan penelitian mengenai trigger atau pemicu sumber gerakan. Dapat menggunakan EMG dan sensor agar dapat menyesuaikan sudut saat plantarfleksi dan dorsifleksi saat fase *heelstrike loading response midtstance toe off* pada siklus berjalan manusia.
2. Ketika *Transtibial Bionic Prosthesis* bergerak dorsifleksi dan plantarfleksi terjadi hentakan (*overshoot*) sehingga pembacaan sensor sudut mengalami gangguan akibat *housing Magnetic Encoder* bergeser dan mengirimkan feedback error ke interface. Perlunya memperbaiki konstruksi rumah sensor sudut (*Magnetic Encoder*).

3. Variasi konsep dapat dijadikan referensi pembuatan prototipe, karena setiap konsep memiliki peluang untuk dikembangkan dijadikan prototipe berdasarkan kriteria yang di tentukan.

DAFTAR PUSTAKA

- AKG, 2019. Angka Kecukupan Gizi Yang Dianjurkan Untuk Masyarakat Indonesia. Peraturan Kementrian Kesehatan Republik Indonesia Nomor 28 Tahun 2019.
- Arif, Muhammad, dkk. (2012). Technology, Industry and Entrepreneurship Conference (TIEC). Rancangan Tas Notebook Dengan Menggunakan Morfological Chart Dan Prinsip Ergonomi Studi Kasus Sekolah Tinggi Teknologi (Stt Dumai). Jurnal. Sekolah Tinggi Teknologi Dumai, Riau
- Bowker, J., Goldberg, B., dan Poonekar, P., 1992, "Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles," American Academy of Orthopaedic Surgeons, TY - JOUR.
- Carroll, K., dan Edelstein, J.E., 2006, "Prosthetics and Patient Management: A Comprehensive Clinical Approach," SLACK Incorporated.
- Cempini M., Hargrove L. J. and Lenzi T., 2017 "Design, development, and bench-top testing of a powered polycentric ankle prosthesis," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Vancouver, BC, 2017, pp. 1064-1069, doi: 10.1109/IROS.2017.8202276
- Chandra, Dedy (2012). Jurnal Materi Perancangan Produk 8 (Analisis Fungsi dan morfologi produk).
- Cherelle, P., dkk, 2014, "Advances in Mechanical Engineering: Review Article Advances in Propulsive Bionic Feet and Their Actuation Principles,".
- David. A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th Edition, John Wiley and Son Inc., New Jersey, 2009.
- Dutton, M., 2012, " Dutton's Orthopedic Examination, Evaluation and Intervention," Third edition. China : McGraw-Hill Companies, Inc., 943-963.

- Eilenberg M. F., Geyer H. dan Herr H., 2010, "Control of a Powered Ankle–Foot Prosthesis Based on a Neuromuscular Model," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 2, pp. 164-173, April 2010, doi: 10.1109/TNSRE.2009.2039620.
- Gao F., Liu Y. dan Liao W., 2016, "A new powered ankle-foot prosthesis with compact parallel spring mechanism," *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Qingdao, 2016, pp. 473-478, doi: 10.1109/ROBIO.2016.7866367.
- Grimmer, M.,dkk , 2016, "A powered prosthetic ankle joint for walking and running. *BioMed Eng OnLine* **15**, 141. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0286-7>
- Harsokoesoemo, D., 2000, "Pengantar Perancangan Teknik", Depdiknas, Jakarta.
- Hill D., Herr H., 2013, "Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the contralateral limb: A case series," *IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Seattle, WA, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICORR.2013.6650375.
- Hsiao, H., dkk , 2015, "Mechanisms to increase propulsive force for individuals poststroke,". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **12**, 40. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0030-8>
- International Diabetes Federation.WDD 2015 Campaign. Sara Webber: International Diabetes Federation.2015.
- Leardini A, O'Connor JJ, Giannini S. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *J Foot Ankle Res*. 2014;7(1):8. Published 2014 Feb 6. doi:10.1186/1757-1146-7-8
- McGinnis, P., 2013, " Biomechanics of Sport and Exercise," Human Kinetics, Inc.; Third edition
- Milner, C.E., 2008, "Functional Anatomy for Sport and Exercise," New York : Madison Ave.

- Misbach D., 2014, “Seluk Beluk Tunadaksa & Strategi Pembelajarannya,” Jogjakarta: Javalitera.
- Murdoch, G., dan Wilson, A. B. J., 1996, “Amputation: Surgical Practice and Patient Management,” Butterworth-Heinemann Medical.
- Pahl, G., and Beitz, W., 1996, “ Engineering Design, A Systematic Approach”, Springer -Verlag, Inc., London.
- Parenteau, C. S., Viano, D. C., and Petit, P. Y. (February 1, 1998). "Biomechanical Properties of Human Cadaveric Ankle-Subtalar Joints in Quasi-Static Loading." *ASME. J Biomech Eng.* February 1998; 120(1): 105–111. <https://doi.org/10.1115/1.2834289>
- Ritchey, T. Asuncion, Alvarez. 2015. Applications of General Morphological Analysis From Engineering Design to Policy Analysis (Acta Morphologica Generalis). AMG Vol. 4 No. 1 (2015). Swedish Morphological Society, Swedia
- Rose, J., dan Gamble, J.G., 2006, “Human Walking, 3rd Edition,” Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sapuan, S.M. 2005. A Conceptual Design of the Concurrent Engineering Design System for Polymeric-Based Composite Automotive Pedals. Department of Mechanical and Manufacturing Engineering. University Putra Malaysia. Malaysia
- Seymour, R., 2002, “Prosthetics and orthotics - Lower limb and Spinal,” Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0-7817-2854-1.
- Sobotta, 2012, “Atlas Anatomi Manusia. Di sunting oleh R. Putz dan R. Pabst. Edisi 22. Jakarta: EGC. Waterman, B.R., Owen, B.D., Davey, S., Zacchilli, M.A., Belmont, P.J. (2010),” The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States, 92(13), 2279-2280.
- SUPAS, 2015, “Indonesia - Survei Penduduk Antar Sensus 2015,” *Disabilitas Survey, 2015*, 71–80.

- BPS, Survey Sosial Ekonomi Nasional, Susenas 2012 - 2016, Badan Pusat Statistik, Jakarta
- Tayyari, F., dan Smith, J.L., 1997, "Occupational Ergonomics, Principle and Application," London: Chapman and Hall, 11, 54-59
- Ullman, David G. 1997. "The Mechanical Design Process". Eregon State University.
- Ulrich, K.T dan Eppinger, S.D. 2004, "Perancangan dan Pengembangan Produk", Edisi Ketiga, Salemba Teknik, Jakarta.
- Versluys, R., dkk, 2009, "Prosthetic feet: state-of-the-art review and the importance of mimicking human anklefoot biomechanics," Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, vol. 4, no. 2, pp. 65–75.
- Vaughan, C.L., 1996, "Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis?," Human Movement Science 15, 423–443.
- Vitriana, 2002, "*Rehabilitasi Pasien Amputasi Bawah Lutut dengan Menggunakan Immediate Post Operative Prosthetic*", Bagian Ilmu Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi.
- Wang, Q., dkk, 2015, "Walk the Walk: A Lightweight Active Transtibial Prosthesis," in *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 22, no. 4, pp. 80-89, doi: 10.1109/MRA.2015.2408791.
- Wang, Y., dkk, 2017, "Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot," *Journal of Orthopaedic Translation*. 12. 10.1016/j.jot.2017.12.003.
- Whittle, M.W., 2007, "Gait Analysis an introduction, " 4th edition, Elsevier Ltd.
- Widodo, I. D., 2006, "Perencanaan dan Pengembangan Produk", UII Press, Yogyakarta.
- Wright, K.C., 2011, "Structural Balancing A Clinical Approach," New York : McGraw-Hill Companies, Inc., 27-28.