TUGAS AKHIR - TM 184835

PERANCANGAN PEGAS PADA ANKLE-FOOT DEVICE DARI KAKI PROSTESIS SKYWALKER

Nur Aisyah
02111540000112

Dosen Pembimbing
Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhD

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI DAN REKAYASA SISTEM
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2020

TUGAS AKHIR – TM 184835

PERANCANGAN PEGAS PADA ANKLE-FOOT DEVICE DARI KAKI PROSTESIS SKYWALKER

Nur Aisyah
02111540000112

Dosen Pembimbing
Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhD

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI DAN REKAYASA SISTEM
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA – 2020

FINAL PROJECT – TM 184835

DESIGN SPRING FOR ANKLE FOOT PROSTHESES SKYWALKER

Nur Aisyah
02111540000112

Dosen Pembimbing
Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhD

DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF TECHNOLOGY AND ENGINEERING SYSTEM
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA – 2020

PERANCANGAN PEGAS PADA ANKLE-FOOT DEVICE DARI KAKI PROSTESIS SKYWALKER

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Program Studi S-1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

NUR AISYAH
NRP 02111540000112

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir

1. Achmad Syaifudin, S.T., M.Eng., Ph.D. (Pembimbing)
   NIP.197909262005011001
2. Ir. Julendra B. Arifteja, M.T (Penguji I)
   NIP. 196807061999031004
3. Prof. Dr. Harus Laksana Guntur, S.T., M.Eng. (Penguji II)
   NIP. 197505111999031001
4. M. Khoirul Effendi, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D. (Penguji III)
   NIP. 198204142010121001

SURABAYA
AGUSTUS 2020

PERANCANGAN PEGAS PADA ANKLE-FOOT DEVICE DARI KAKI PROSTESIS SKYWALKER

Nama : **Nur Aisyah**
NRP : **02111540000112**
Jurusan : **Teknik Mesin FTIRS-ITS**
Dosen Pembimbing: Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhD.

ABSTRAK

Hasil survei dinas sosial RI pada tahun 2008 menunjukkan bahwa 21,86% dari tunadaksa Indonesia mengalami kekurangan pada kemampuan penggunaan kaki. Tetapi masih banyak yang kurang mampu untuk membeli kaki prostesis karena biaya yang mahal sehingga tidak sepenuhnya ditanggung oleh asuransi BPJS. Pada tahun 2019 telah dibuat kaki prostesis pasif transfemoral yang dinamai *SkyWalker* dengan metode manufaktur 3d *printing*. Namun muncul keluhan dari pengguna mengenai kenyamanannya, yang disebabkan oleh desain pegas yang belum optimal.

Penelitian ini dilakukan untuk mendefinisikan posisi dan desain pegas terbaik pada kaki prostesis *Sky Walker*. Model solid 3d diambil dari desain awal Sky Walker. Ada 2 pegas pada Sky Walker yang keduanya bersifat kompresi. Terdapat 3 pasang variasi posisi pegas. Posisi pegas belakang adalah 75°,90° dan 105° terhadap sumbu x. Posisi pegas depan adalah 75° terhadap sumbu x. Perhitungan awal di lakukan untuk memilih kekakuan pegas yang diperlukan. Selanjutnya dilakukan simulasi menyerupai ISO 22675 pada software Ansys Workbench, Rigid Dynamic untuk mengetahui kemampuan kaki menerima beban dan sudut rentang gerak kaki prostesis.

Hasil yang diharapkan pada penelitian ini adalah ditemukannya posisi pegas yang memiliki rentang gerak sendi pergelangan kaki prostesis yang sesuai dan dapat menahan beban saat kaki berjalan.

Kata kunci: *Gait Analysys*, ISO 22675, Kaki Prostesis, Transfemoral

DESIGN SPRING FOR ANKLE FOOT PROSTHESES SKYWALKER

Nama : Nur Aisyah
NRP : 02111540000112
Jurusan : Teknik Mesin FTIRS-ITS
Dosen Pembimbing: Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhD.

ABSTRAK

Result of survey by Indonesia's social survey at 2008 showed that 21,86% of people with dissability have a difficulty to use their leg. But a lot of people can't afford prostheses because it's cost is not fully covered by BPJS insurance. At 2019 a transfemoral passive prostheses leg,named Sky Walker was created using 3d printing manufacturing method. However users have complained about its comfort,which may happen because of it's spring design that doesn't fully support this prostheses.

In this final project, we look for spring design, and it's position (slope) that best suited for Sky Walker. Sky Walker have two compression spring, at front and back. Spring at back will have 3 slope as variable, at 75°, 90° and 105° while front spring's slope is 75°. Preliminary calculation are made select the required spring stiffness. After that simulation at Ansys Rigid Dynamic will be carried out to simulate ISO 22675 test condition. This test is used to evaluate foot prostheses ability to receive load while being used for walking and foot's range of motion.

Desired result for this study is to choose spring for Sky Walker prostheses that have appropriate range of motion and can withstand load when being used for walking.

Key Word: Prostheses leg, transfemoral, Gait Analysis

KATA PENGANTAR

Puji syukur ke hadirat Allah Subhanallahu Wa Ta'ala atas tuntunan-Nya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi persyaratan kelulusan pendidikan Sarjana S-1 di Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Penyusunan Tugas Akhir ini dapat terlaksana dengan baik atas bantuan dan kerja sama dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua dan keluarga penulis atas doa dan dukungannya
2. Bapak Achmad Syaifudin, ST, M.Eng, Ph.D selaku dosen pembimbing penulis atas arahan dalam penulisan tugas akhir.
3. Ir. Julendra B. Ariateja, M.T , Prof. Dr. Harus Laksana Guntur, S.T., M.Eng. dan Mohammad Khoirul Effendi, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D selaku dosen penguji atas masukan dan saran untuk tugas akhir ini.
4. Seluruh civitas akademika Teknik Mesin ITS yang telah banyak membantu, membimbing dan mengarahkan penulis.
5. Disya, Mbak Amel dan Fira atas bantuan dan dukungannya selama pengerjaan tugas akhir.

Daftar Isi

ABSTRAK vii
KATA PENGANTAR 0
Daftar Isi 1
BAB 1 PENDAHULUAN 5
1.1 Latar Belakang 5
1.2 Rumusan Masalah 7
1.3 Batasan Masalah 7
1.4 Tujuan 7
1.5 Manfaat 8
BAB 2 DASAR TEORI 9
2.1 Amputasi Kaki 9
2.2 Biomekanik 12
2.3 Kaki prostesis pasif untuk Tunadaksa Transfemoral 18
2.4 Kaki prostesis Pasif pada Pasaran 20
2.5 Penelitian Sebelumnya 21
2.6 Ground Reaction Force (GRF) 24
2.7 Parameter Segmentasi Tubuh 26
2.8 ISO 22675 27
2.9 Kinematika dan Dinamika 28
2.10 Tegangan dan Regangan 33
BAB 3 METODOLOGI 35
3.1 Metode Penelitian 35

3.2 Desain Kaki Prostesis *Sky Walker* 37
3.3 Parameter Kenyamanan pada Kaki Protesis 38
3.4 Perubahan Rancangan Kaki prostesis 39
3.5 Perhitungan Berat Maksimal Kaki prostesis 40
3.6 Pemodelan Dinamis 42
3.7 Simulasi Anys 48
3.8 Data Awal 50
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN 53
4.1 Pemilihan Pegas 53
4.2 Simulasi dengan Ansys Workbench 53
BAB 5 KESIMPULAN 59
5.1 Kesimpulan 59
5.2 Saran.....59
DAFTAR PUSTAKA.....60

Daftar Gambar

Gambar 2.1 Amputasi Transfemoral (Amputation Level, 2019) 9
Gambar 2.2 Amputasi pada Lutut (Amputation Level, 2019) 10
Gambar 2.3 Amputasi Transtibial (Amputation Level, 2019) 10
Gambar 2.4 Amputasi Transmetatarsal (Amputation Level, 2019).....11
Gambar 2.5 Dorsifleksi dan Plantarfleksi (Ann, 2019) 12
Gambar 2.6 Siklus Cara Berjalan (Daniel Rihs, 2001).....13
Gambar 2.7 Struktur otot pada kaki (Bhat, 2017).....14
Gambar 2.8 Grafik Sudut Rentang Gerak dan Kecepatan Sudut dari Pergelangan Kaki Terhadap Persentase Siklus Cara Berjalan Saat Manusia Berjalan (Artemiadis, 2014) 16
Gambar 2.9 Grafik Torsi dan Daya dari Pergelangan Kaki Terhadap Persentase Siklus Cara Berjalan Saat Manusia Berjalan (Artemiadis, 2014) 17
Gambar 2.10 Kaki prostesis SACH (Yadan Zeng, 2013).....20
Gambar 2.11 Kaki prostesis ESAR (Yadan Zeng, 2013) 21
Gambar 2.12 Kaki prostesis Sky Walker (Bagaskara, 2019) 22
Gambar 2.13 Kaki prostesis Ganapati (Bhat, 2017) 23
Gambar 2.14 grafik GRF pada sumbu y (Winter, 2009) 25
Gambar 2.15 grafik GRF pada sumbu x(Winter, 2009) 26
Gambar 2.16 Grafik pembebanan dan posisi plat pada uji ISO 22675 28
Gambar 3.1 Desain Sky Walker (Bagaskara, 2019) 37
Gambar 3.2 ISO 22675.....38

Gambar 3.3 Gambar sederhana 2D kaki prostesis (Bhat, 2017) 39
Gambar 3.4 Desain 3D kaki prostesis Skywalker 40
Gambar 3.5 Gambar sederhana 2D kaki prostesis (Bhat, 2017) 42
Gambar 3.6 Gaya internal pada kaki prostesis 43
Gambar 3.7 Gaya eksternal pada kaki prostetik 43
Gambar 3.8 FBD posisi tumit menyentuh dataran (Bhat, 2017) 46
Gambar 3.9 FBD posisi ujung kaki terakhir menyentuh dataran (Bhat, 2017) 47
Gambar 3.10 Model pada Ansys 49
Gambar 4.1 Model Pasangan 1 54
Gambar 4.2 Grafik Gaya Reaksi pada Telapak Kaki terhadap Waktu Fase Bertumpu untuk posisi 1 54
Gambar 4.3 Model Pasangan 2 55
Gambar 4.4 Grafik Gaya Reaksi pada Telapak Kaki terhadap Waktu Fase Bertumpu untuk posisi 2 56
Gambar 4.5 Model Pasangan 3 57
Gambar 4.6 Grafik Gaya Reaksi pada Telapak Kaki terhadap Waktu Fase Bertumpu untuk posisi 3 57

Daftar Tabel

Tabel 2.1 Tabel PST (Zatsiorsky, 2002) 27
Tabel 3.1 Tabel sifat material kaki prostesis Sky Walker 37
Tabel 3.2 Hasil perhitungan awal 48
Tabel 3.3 Variasi pasangan posisi pegas 50
Tabel 3.4 Data kaki pada fase bertumpu (Winter, 2009) 51
Tabel 3.5 Data ISO 22675 52

BAB 1
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Berdasarkan data dari Badan Pusat Statistik pada tahun 2018 di Indonesia terdapat 1.167.111 penyandang cacat yang merupakan warga kurang mampu. Dari data tersebut diketahui 274.880 jiwa di antaranya memiliki kekurangan pada anggota gerak tubuhnya (tunadaksa).Hasil survei dinas sosial RI pada tahun 2008 menunjukkan bahwa 21,86% dari total warga tunadaksa Indonesia mengalami kekurangan pada kemampuan penggunaan kaki. Besarnya angka warga tunadaksa meningkatkan permintaan alat gerak bantu, salah satunya adalah kaki prostesis. Tetapi masih banyak warga tunadaksa Indonesia yang kurang mampu untuk membeli kaki prostesis karena biayanya yang tinggi dan masih belum bisa ditanggung sepenuhnya oleh asuransi BPJS.

Kaki prostesis pasif, adalah jenis alat gerak bantu berupa kaki palsu dengan mekanisme tanpa motor listrik. Pada saat ini,jenis kaki prostesis pasif yang umumnya ada di pasaran terbagi menjadi dua tipe,yaitu *Solid Ankle Cushioned Heel* (SACH) dan *Energy Storage and Return* (ESAR). Kaki prostesis jenis SACH memiliki bagian kaki yang kaku,rentang geraknya terbatas,serta tidak memiliki kemampuan menyimpan energi saat pengguna bergerak. Kaki prostesis jenis ESAR memiliki mekanisme yang memungkinkan adanya penyimpanan energi serta rentang gerak yang lebih baik.

Bhat, membuat desain kaki prostesis jenis ESAR yang diperuntukkan untuk penyandang amputasi transtibial (bawah

lutut). Desain tersebut menggunakan empat pegas untuk mengontrol gerak kaki prostesis. Yaitu dua pegas kompresi di depan dan belakang pergelangan kaki dan dua pegas daun sebagai alas kaki prostesis. Cara kerja dari dua pegas kompresi ini adalah pegas di belakang terkompresi karena menahan beban pengguna dan menyerap tumbukan pada tumit saat pertama menyentuh bidang datar. Selanjutnya energi yang diserap pegas di belakang akan mendorong kaki prostesis untuk menapak sepenuhnya pada bidang datar. Lalu beban dari tubuh yang bergerak ke depan menyebabkan pegas di depan terkompresi sehingga saat tumit akan meninggalkan bidang datar energi yang dihasilkan dapat mendorong kaki untuk mengayun ke depan. Alas kakinya memiliki bentuk dua pegas daun yang berhubungan di tengahnya. Pegas ini berfungsi untuk menahan beban pengguna serta memungkinkan adanya sedikit gerakan rotasi ke kanan dan kiri. Sehingga kaki memiliki rentang gerak rotasi pada dua arah. Simulasi dengan robot menghasilkan data bahwa kaki dapat berjalan dengan baik pada bidang datar.

SkyWalker adalah kaki prostesis jenis ESAR karya iDIG (*Integrated Digital Design Laboratory),* Departemen Desain Produk ITS. Kaki prostesis ini diperuntukkan untuk penyandang amputasi transfemoral. Penggunaan teknologi *3d print* serta komponennya yang mudah diganti jika mengalami kerusakan diharapkan dapat menekan biaya kaki prostesis ini. Kaki prostesis telah dibuat dengan metode *reverse engineering*, yaitu mengekspos objek dan mempelajari mekanisme atau proyek yang dibuat oleh pabrik selanjutnya informasi yang didapat di aplikasian pada benda yang akan dibuat. Sejauh ini komponen pegas belum di analisa dan desain kaki belum diberi simulasi gerak. Setelah di produksi, hasil penggunaan oleh salah satu pasien memberikan masukan untuk meningkatkan

kenyamanan pengguna dengan menyesuaikan rentang gerak pada bagian pergelangan kaki.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana pengaruh kemiringan dan desain pegas terhadap kenyamanan penggunaan kaki prostetik Skywalker ?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Target pengguna kaki prostesis ini adalah penyandang amputasi transfemoral (amputasi di atas lutut)
2. Nilai beban pada simulasi mengacu pada referensi beban manusia di Indonesia sebesar 60 kg
3. Desain rangka kaki *Sky Walker* tidak dirubah.
4. Tipe desain kaki prostesis yang digunakan adalah tipe pasif
5. Komponen yang dianalisa adalah bagian pergelangan kaki ke bawah.
6. Gerakan rotasi ke kanan dan kiri pada kaki diabaikan.
7. Simulasi hanya dilakukan pada *stance phase* pada *gait cycle.*

1.4 Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah

1. Menganalisa pengaruh kemiringan pegas terhadap perpindahan yang terjadi pada rangka kaki prostesis *Sky Walker*.

2. Memilih parameter desain pegas pada pasaran yang sesuai untuk jenis prostesis kaki *Sky Walker*.
3. Menganalisa pengaruh desain pegas terhadap kenyamanan penggunaan kaki prostesis.

1.5 Manfaat

Manfaat dari penelitian ini adalah untuk mengetahui hasil analisis dari desain sendi pergelangan kaki prostesis pasif agar dapat digunakan sebagai acuan dan pengembangan selanjutnya.

BAB 2
DASAR TEORI

2.1 Amputasi Kaki

Amputasi adalah prosedur operasi yang dilakukan untuk memisahkan bagian tubuh manusia yang mengalami kerusakan dan tidak bisa di satukan dengan tulang pada tubuh. Bagian yang di amputasi dinilai tidak dapat disembuhkan lagi dan terdapat luka yang sangat serius dan ada kekhawatiran dapat memengaruhi bagian tubuh yang masih sehat.

Berikut adalah beberapa jenis amputasi pada kaki.

a. Amputasi *Transfemoral*

Gambar 2.1 Amputasi Transfemoral (Amputation Level, 2019)

Amputasi *Transfemoral* adalah amputasi di atas lutut. Prosedur yang dilakukan adalah pemotongan sebagian tulang paha ke bawah. Pasien mengalami kehilangan sebagian paha,sendi lutut,kaki bagian bawah dan telapak kaki.

b. Amputasi pada Lutut

Gambar 2.2 Amputasi pada Lutut (Amputation Level, 2019)

Prosedur yang dilakukan pada pasien dengan amputasi pada lutut adalah pemotongan seluruh tulang tempurung lutut. Bagian paha ke atas seluruhnya utuh. Pasien mengalami kehilangan sendi lutut, kaki bagian bawah dan telapak kaki.

c. Amputasi *Transtibial*

Gambar 2.3 Amputasi Transtibial (Amputation Level, 2019)

Amputasi *Transtibial* adalah amputasi di bawah lutut. Prosedur yang dilakukan adalah pemotongan sebagian tulang betis dan tulang kering. Pasien mengalami kehilangan sebagian kaki bagian bawah dan telapak kaki

d. Amputasi *Transmetatarsal*

Gambar 2.4 Amputasi Transmetatarsal (Amputation Level, 2019)

Amputasi *Transmetatarsal* adalah amputasi pada telapak kaki. Telapak kaki memiliki banyak tulang,ada dua belas macam operasi pada amputasi telapak kaki. Prosedur yang dilakukan adalah pemotongan sebagian tulang secara keseluruhan pada bagian yang harus diamputasi. Tindakan yang dilakukan bervariasi dari amputasi pada ibu jari kaki hingga amputasi sampai pertengahan telapak kaki.

2.2 Biomekanik

Biomekanik adalah ilmu yang mempelajari struktur,fungsi dan pergerakan dari makhluk hidup

2.2.1 Fungsi tulang,otot dan sendi

Pada tubuh tulang berfungsi sebagai penopang serta pemberi struktur pada tubuh. Otot dapat berkontraksi dan berelaksasi sesuai kebutuhan untuk menyediakan atau menerima gaya pada tubuh. Sendi adalah penghubung antar tulang sehingga otot dapat menggerakkan serangkaian tulang.

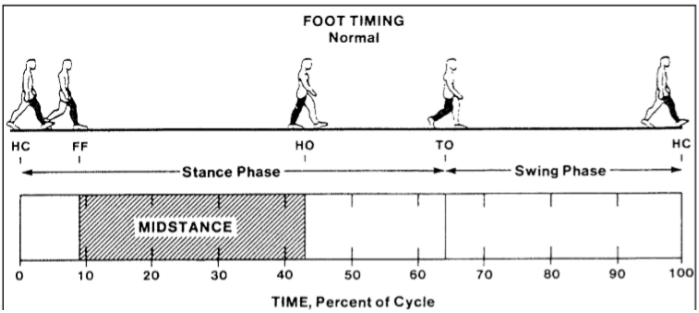
2.2.2 Dorsifleksi dan Plantarfleksi

Dorsifleksi adalah kemampuan telapak kaki untuk menekuk ke atas dan Plantarfleksi adalah kemampuan telapak kaki untuk menekuk ke bawah. Kedua gerakan yang berlawanan ini berada pada bidang dan sumbu yang sama,hanya berlawanan arah saja.

Gambar 2.5 Dorsifleksi dan Plantarfleksi (Ann, 2019)

2.2.3 Siklus Cara Berjalan (*Gait Cycle)*

Manusia berjalan dengan mengulang pergerakan yang sama secara berurutan. Pergerakan yang berulang ini membentuk siklus yang disebut Siklus Cara Berjalan. Secara garis besar terdiri atas fase bertumpu (*stance phase*) dan fase ayun (*swing phase)*.



Gambar 2.6 Siklus Cara Berjalan (Daniel Rihs, 2001)

Saat posisi HC (*heel contact*) otot anterior tibial berkontraksi secara eksentris (panjangnya bertambah) sehingga kaki hanya berplantarfleksi sampai kaki sejajar dengan bidang datar .Selanjutnya saat posisi kaki sejajar dengan bidang datar (selama posisi *midstance*), otot anterior tibial akan pasif dan otot gastrocnemius dan otot soleus akan berkontraksi secara eksentris untuk menahan kaki agar tidak terdorsifleksi secara berlebihan. Pada posisi TO (*toe off*) otot gastrocnemius dan otot soleus akan berkontraksi

secara konsentris (panjangnya berkurang) dan otot anterior tibial tetap pasif. Saat fase ayun (*swing phase*) otot gastrocnemius dan soleus pasif dan otot anterior tibial berkontraksi secara konsentris. Gerakan ini menghasilkan momen rotasional secara dorsifleksi sehingga arah ujung kaki berubah posisi agar dapat mengayun kedepan (Pitkin, 2010)

Gambar 2.7 Struktur otot pada kaki (Bhat, 2017)

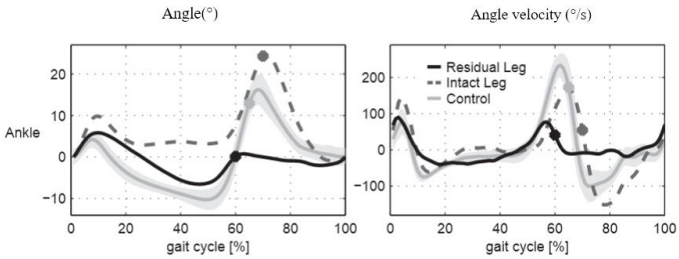
2.2.5 Pengamatan Cara Berjalan Manusia Normal dan Pasien Amputasi

Pada saat manusia berjalan secara normal pada *treadmill* dengan kecepatan yang naik dari 0,5 m/s hingga 2,6 m/s,rentang gerakan dari sendi pergelangan kaki manusia berkisar antara 20° sampai 38° .Pada saat manusia berlari,dengan

kecepatan yang naik dari 0,5 m/s hingga 4 m/s ,rentang gerakan sendi pergelangan kaki manusia berkisar antara 26° sampai 40°.Sedangkan untuk lari cepat,sendi pergelangan kaki dapat bergerak hingga 50°. Pada manusia sehat diketahui pergelangan kaki dapat bergerak dorsifleksi hingga 20̊ dan plantarfleksi hingga 60̊ serta bergerak inversi hingga 30̊ dan eversi hingga 20 ̊.

Pada pengguna kaki prostesis pasif,rentang gerakan sendi pergelangan kaki manusia berkisar antara 16,8° sampai 21,2° pada kecepatan berjalan 1,35 m/s dan 11° sampai 23° pada pengamatan lainnya. Pada umumnya kaki prostesis tipe ESAR dapat memiliki rentang gerakan sendi dua kali lebih besar dari kaki tipe SACH yang hanya dapat memberikan rentang gerakan sendi Dorsifleksi hingga 14°.Kaki prostesis dengan sendi pergelangan kaki mekanikal (jenis Lager atau 1H38,Ottobock) dapat memberikan rentang gerakan sendi lebih besar dari kaki prostesis tipe ESAR dan SACH.

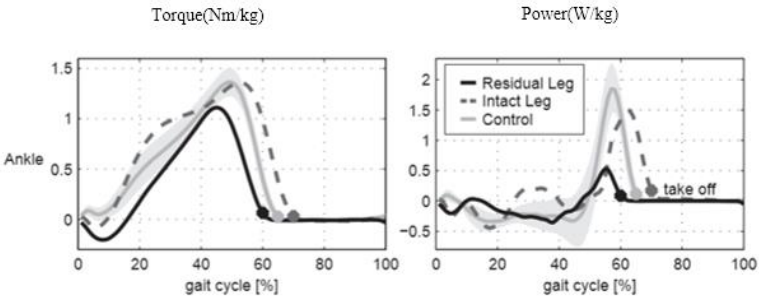
Pada tahun 2010,Lipfert melakukan pengamatan mengenai kinematika dan kinetik sendi pada cara berjalan manusia anyang kemudian digunakan oleh Schaarschmidt pada tahun 2012 untuk membandingkan kaki manusia normal dengan kaki manusia yang telah diamputasi transfemoral. Tunadaksa pada penelitian ini menggunakan kaki model *C-Walk* merek Ottobock



Gambar 2.8 Grafik Sudut Rentang Gerak dan Kecepatan Sudut dari Pergelangan Kaki Terhadap Persentase Siklus Cara Berjalan Saat Manusia Berjalan (Artemiadis, 2014)

Grafik diatas membandingkan sudut rentang gerak dan kecepatan sudut sendi pergelangan kaki terhadap persentase siklus cara berjalan dari kaki normal,kaki tunadaksa yang telah di amputasi,dengan kaki dari tunadaksa yang tidak diamputasi. Kedua kelompok subjek penelitian berjalan dengan kecepatan yang sama yaitu 1,1 m/s. Titik menandakan gerakan kaki mulai melangkah pada tiap kecepatan tiap individual

Pada grafik diatas dapat dilihat bahwa pergerakan tunadaksa pada kaki yang telah diamputasi lebih terbatas,pergelangan kaki tidak dapat memiliki sudut rentang gerak seperti kaki normal sedangkan kaki yang tidak diamputasi bergerak dengan sudut rentang gerak yang lebih luas dari kaki normal. Hal ini menyebabkan ketidakseimbangan gerakan antar kedua kaki.



Gambar 2.9 Grafik Torsi dan Daya dari Pergelangan Kaki Terhadap Persentase Siklus Cara Berjalan Saat Manusia Berjalan (Artemiadis, 2014)

Gambar di atas adalah grafik perbandingan antara torsi dan daya sendi pergelangan kaki terhadap persentase siklus cara berjalan dari kaki normal,kaki tunadaksa yang telah di amputasi,dengan kaki dari tunadaksa yang tidak diamputasi. Kedua kelompok subjek penelitian berjalan dengan kecepatan yang sama yaitu 1,1 m/s. Torsi pada sendi dihitung menggunakan *inverse dynamic*. Daya dihitung menggunakan data torsi dan kecepatan pada sendi. Kedua hasil perhitungan di normalisasikan terhadap massa badan. Titik menandakan gerakan kaki mulai melangkah pada tiap kecepatan tiap individual. Dari grafik di atas dapat dilihat bahwa dibandingkan kaki yang diamputasi,kaki yang tidak diamputasi pada tunadaksa menghasilkan daya yang lebih besar. Hal ini menyebabkan gerakan yang tidak seimbang antara kaki satu dengan yang lain. Namun nilai daya yang dihasilkan kedua kaki pun

masih berada di bawah nilai daya yang dihasilkan kaki normal.

Pada *review* jurnal oleh Pei Xuan Ku,4 dari 7 artikel yang membahas mengenai distribusi penerimaan beban pada kaki tunadaksa menyatakan bahwa kaki yang tidak amputasi menerima beban yang lebih besar dibandingkan kaki yang diamputasi. Pembagian beban yang asimetris ini ditemukan memiliki nilai lebih besar pada tunadaksa Transfemoral dibandingkan Transtibial. Kelompok yang telah menggunakan kaki prostesis lebih lama memiliki distribusi beban yang lebih baik dibandingkan pengguna kaki prostesis pemula. Tunadaksa transfemoral juga lebih mudah goyah saat berdiri dibandingkan dengan tunadaksa transtibial. Tubuh cenderung goyah ke arah depan atau belakang dibandingkan ke arah kanan atau kiri. (Ku et al., 2014)

2.3 Kaki prostesis pasif untuk Tunadaksa Transfemoral

Prostetik merupakan sebuah alat kesehatan yang didesain untuk menggantikan bagian tubuh tertentu untuk membantu pasien mendapatkan kembali fungsi tertentu setelah bagian tubuhnya cedera berat karena kecelakaan atau terkena penyakit.

Tunadaksa transfemoral tidak memiliki tulang paha yang utuh,lutut, tungkai bawah dan telapak kaki. Sisa kaki yang ada tidak dapat menumpu tubuh seperti dulu lagi dan kemampuan berjalan tanpa alat bantu pun nihil.

Amputasi menyebabkan perubahan letak pusat gravitasi pada tunadaksa transfemoral. Pergeseran pusat gravitasi tidak dapat

diubah hanya dengan penggunaan kaki prostesis dengan massa yang sama pada bagian kaki yang hilang. Karena massa yang dulu bergerak dengan gaya yang dihasilkan kaki utuh berubah menjadi kaki prostesis yang bergerak dari gaya yang dihasilkan sisa paha dan pinggul saja. Pergeseran pusat gravitasi juga menyebabkan penerimaan beban yang asimetris pada kaki.

Kehilangan otot juga menyebabkan hilangnya kemampuan kaki untuk bergerak secara dorsifleksi dan plantarfleksi. Hal ini dapat menyebabkan gerakan yang canggung saat berjalan. Contohnya saat kaki terlalu cepat menapak, pada telapak kaki akan dirasakan *impact* yang lebih besar, gerakan yang terjadi tiba-tiba juga dapat menyebabkan pengguna kehilangan keseimbangan dan terjatuh.

Pengamatan dilakukan kepada tunadaksa yang melakukan proses rehabilitasi dan menggunakan kaki prostesis bertahun-tahun. Hasilnya, tunadaksa transfemoral dapat menerima 40% dari beban tubuh pada kaki prostesis saat berdiri, dan saat berjalan nilai *Ground Reaction Force* pada arah vertikal sedikit lebih besar dibandingkan nilai normalnya. *Baker* dan *Hewison* mengukur adanya kenaikan kecepatan berjalan sebesar 100% saat melatih pengguna kaki prostesis.

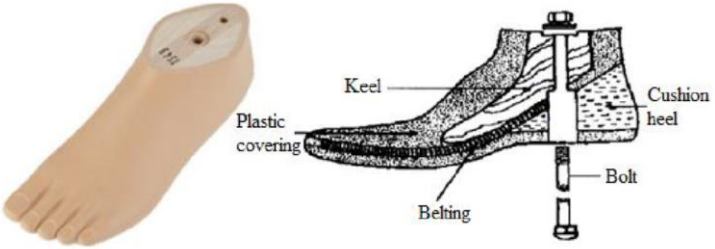
Karena itu dibutuhkan kaki prostesis yang dapat memberikan profil sudut,torsi dan daya pada pergelangan kaki yang serupa dengan kaki normal hanya dengan memanfaatkan beban yang diterima kaki prostesis saat melangkah.

2.4 Kaki prostesis Pasif pada Pasaran

Pada saat ini,jenis kaki prostesis pasif yang umumnya ada di pasaran terbagi menjadi dua tipe,yaitu *Solid Ankle Cushioned Heel* (SACH) dan *Energi Storage and Return* (ESAR).

2.4.1. Kaki prostesis SACH

Kaki prostesis tipe SACH memungkinkan gerakan Plantarfleksi saat mengangkat tumit dengan kompresi pada bantalan tumit dan gerakan Dorsifleksi dari fleksibilitas *belting*. Komponennya adalah *Keel* kayu,bantalan tumit karet,*belting* logam dan *cover* plastik. Konstruksi dari tipe ini sederhana tanpa adanya bagian yang bergerak sehingga sangat mudah perawatan dan penggantiannya jika ada kerusakan. Kaki prostesis ini juga ringan dan dapat memberikan pilihan berbagai ukuran kaki,namun penyerapan tumbukan dan sudut rentang gerak yang terbatas mengakibatkan kaki prostesis jenis ini hanya cocok digunakan untuk berjalan pada dalam ruangan dan aktivitas luar ruangan yang sangat terbatas.



Gambar 2.10 Kaki prostesis SACH (Yadan Zeng, 2013)

2.4.2. Kaki prostesis ESAR

Kaki prostesis ESAR didesain untuk menyimpan energi pada awal tumit menapak dan melepaskan energi secara perlahan seiring kaki bergerak ke depan. Komponen penyimpan energi inilah yang membedakannya dengan kaki SACH.

Salah satunya adalah *Flex Foot*. Komponennya terdiri dari *flexible carbon fiber shank* dan *heel spring (*pegas pengganti tumit). Pegas pengganti tumit pada *Flex Foot* memungkinkan sudut rentang gerak yang lebih baik sehingga pusat tekanan pada alas kaki dapat berpindah seperti pada kaki normal. Performa pegas pengganti tumit meniru cara kerja otot pada kaki sehingga dihasilkan gerakan dorsifleksi dan plantarfleksi mendekati gerakan kaki normal.

Gambar 2.11 Kaki prostesis ESAR (Yadan Zeng, 2013)

2.5 Penelitian Sebelumnya

a. Imam bagaskara,2019

SkyWalker,kaki prostesis untuk penyandang amputasi transfemoral. Penulis fokus untuk membuat kaki prostesis dengan harga cenderung lebih murah dibandingkan yang ada di pasaran. Sebisa mungkin komponen dibuat menggunakan teknologi 3d *Printing*.

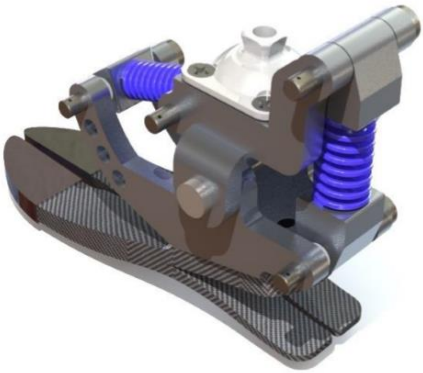
Komponen dari kaki prostesis memiliki konsep *system interchange*, tiap komponennya mudah dirakit dan di lepas.

Gambar 2.12 Kaki prostesis Sky Walker (Bagaskara, 2019)

b. Sandesh Ganapati Bhat,2017

Ganapati membuat desain kaki prostesis pasif jenis ESAR dengan memakai pegas untuk mengontrol gerak kaki prostesis. Pegas yang digunakan adalah pegas helikal di depan dan belakang pergelangan kaki,serta pegas daun pada alas kaki. Cara kerja dari desain ini adalah pegas helikal di belakang terkompresi karena menahan beban pengguna dan menyerap tumbukan pada tumit saat menyentuh bidang datar. Energi yang diserap pegas helikal di belakang akan mendorong kaki prostesis untuk menapak sepenuhnya pada bidang datar. Selanjutnya beban dari tubuh yang bergerak ke

depan menyebabkan pegas helikal di depan terkompresi sehingga saat tumit akan meninggalkan bidang datar energi yang dihasilkan dapat mendorong kaki untuk mengayun ke depan. Alas kakinya adalah dua pegas daun yang memungkinkan sedikit gerakan rotasi ke arah kanan dan kiri. Perhitungan awal dilakukan untuk mencari kekakuan pegas terbaik. Hasil perhitungan awal berupa torsi yang dihasilkan selama fase bertumpu dibandingkan dengan kaki normal. Simulasi dengan robot menghasilkan data bahwa kaki dapat berjalan dengan baik pada bidang datar.



Gambar 2.13 Kaki prostesis Ganapati (Bhat, 2017)

c. David A. Winter (2009)

David melakukan pengamatan pada cara berjalan manusia. Pengamatan dilakukan dengan menggunakan kamera dan *force plate.* Sebagian data hasil pengamatan yang akan digunakan pada tugas

akhir ini adalah data kinematik linear dan angular pada kaki, gaya reaksi dan torsi pada pergelangan kaki,serta titik pusat tekanan pada telapak kaki.

d. Zatsiorsky dan Seluyanova (2002)
Bagian tubuh dari manusia memiliki bentuk geometri yang tidak teratur dan tidak memiliki massa jenis yang sama pada tiap titik. Perbedaan massa jenis dikarenakan oleh bagian dalam tubuh sendiri terdapat tulang,otot,jaringan lemak serta jaringan kulit. *Zatsiorsky* dan *Seluyanov*a melakukan pemindaian bagian tubuh pada sekelompok manusia dengan sinar gama. Pemindaian tubuh menggunakan sinar gama dilakukan untuk mengetahui secara pasti komposisi bagian dalam dari tubuh manusia. Nilai yang didapatkan dari hasil pengamatan kemudian di rumuskan menjadi persamaan regresi.

2.6 Ground Reaction Force (GRF)

GRF adalah gaya reaksi yang timbul pada bidang datar saat sedang kaki menapak.

$$\overrightarrow{M.a} = \overrightarrow{GRF} + \overrightarrow{M.g} \qquad (1)$$

Dengan keterangan

M = Massa tubuh (kg)

a = percepatan pada titik pusat massa tubuh (m/s^2)

g = percepatan gravitasi (m/s^2)

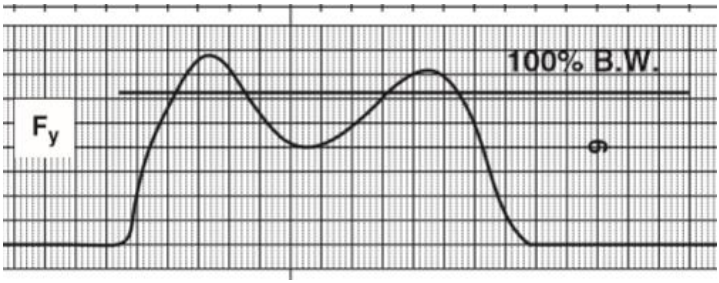
Persamaan di atas menyatakan bahwa total gaya merupakan penjumlahan vektor dari GRF dan beban tubuh. Jika di modelkan pada bidang 2 dimensi,maka pada sumbu y,arah GRF dengan beban tubuh saling berlawanan sehingga persamaan di atas menjadi

$$GRF_y = Ma_y + Mg$$

$$GRF_y = M(a_y + g)$$

$$GRF_y[BW] = \frac{(a_y + g)}{g} \qquad (2)$$

GRF_y[BW] adalah nilai GRF pada sumbu y yang telah dinormalisasikan terhadap beban tubuh. Berikut adalah plot grafik nilai GRF_y[%BW] terhadap siklus cara berjalan



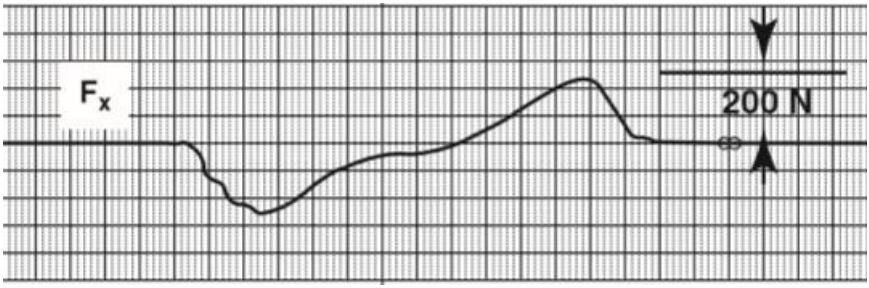
Gambar 2.14 grafik GRF pada sumbu y (Winter, 2009)

Puncak pertama pada grafik menunjukkan fase di mana kaki menahan beban tubuh sepenuhnya. Lalu pada saat kaki di posisi pertengahan bertumpu,kaki lainnya mulai mengayun sehingga sebagian beban pada kaki berkurang. Hal ini menyebabkan turunnya nilai GRF_y. Lalu nilainya naik lagi saat kaki menyiapkan

Sedangkan pada sumbu x nilai GRF hanya dipengaruhi oleh percepatan pada titik pusat massa tubuh saja

$$GRF_x = Ma_x \qquad (3)$$

Berikut adalah plot nilai GRF_x[%BW] terhadap persentase siklus cara berjalan



Gambar 2.15 grafik GRF pada sumbu x(Winter, 2009)

2.7 Parameter Segmentasi Tubuh

Parameter Segmentasi Tubuh (PST) adalah karakteristik fisik serta *properties* inersia dari bagian tubuh yang dibutuhkan untuk menganalisa pergerakan manusia. PST mencakup massa,lokasi titik pusat massa, serta momen inersia tiap segmentasi tubuh manusia. Sehingga didapatkan prediksi data PST dalam bentuk persamaan regresi seperti berikut

$$Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 + B_3X_3 \qquad (4)$$

Tabel 2.1 Tabel PST *(Zatsiorsky, 2002)*

Parameter	B_0	B_1	B_2	B_3
Mass, kg	–0.6286	0.066	–0.0136	0.0048
CoM, cm	–1.267	0.519	0.176	0.061
I_s, kg cm^2	–91.17	5.25	–0.335	0.386
I_f, kg cm^2	–89.1	4.788	0.477	0.271
I_l, kg cm^2	–11.9	0.771	0.047	0.243

Keterangan

Y :massa (kg)

X_1 :Panjang kaki (cm)

X_2 :Lebar maksimal kaki (cm)

X_3 :Berat badan (kg)

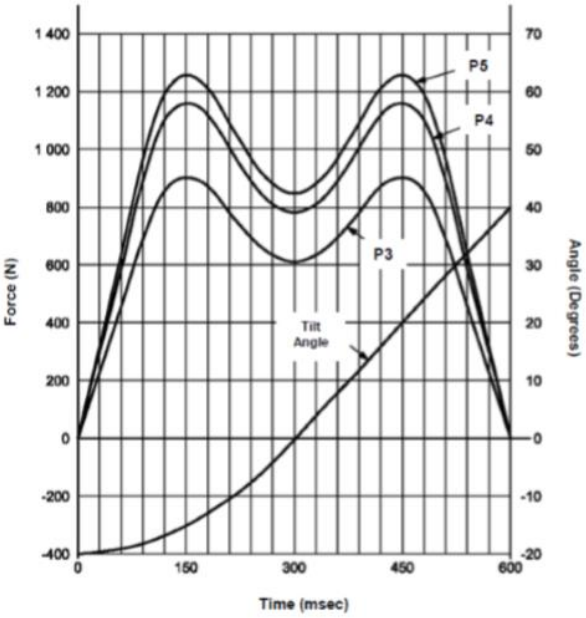
2.8 ISO 22675

ISO 22675 adalah pegujian yang digunakan untuk menilai kesesuaian kaki prostesis. Pada pengujian ini kaki prostesis diberi beban yang secara realistis menirukan beban pada pergelangan kaki saat fase bertumpu. Beban yang diberikan didapatkan dari resultan GRF pada arah horizontal dan vertikal (Anterior-Posterior) dan arah tulang tibia terhadap telapak kaki.

Pengujian di kelompokkan berdasarkan berat badan pengguna kaki prostesis. Kode P3,P4,dan P5 untuk berat badan 60 kg,80 kg dan 100 kg. Dapat dilihat dari grafik di bawah beban terbesar ada pada dua titik pada dua posisi yaitu pada saat plat

memiliki kemiringan -15˚ pada posisi tumit menapak dan 20˚ pada posisi ujung kaki ujung kaki depan menapak.

Salah satu dari hasil pengujian ini adalah untuk mengetahui apakah kaki dapat memenuhi sudut rentang gerak yang diperlukan agar kaki prostetik nyaman digunakan.



Gambar 2.16 Grafik pembebanan dan posisi plat pada uji ISO 22675

2.9 Kinematika dan Dinamika

Kinematika adalah ilmu yang mempelajari geometri dari gerakan. Hal ini berhubungan dengan perpindahan kecepatan, dan percepatan .Sedangkan dinamika adalah ilmu yang mempelajari gerakan benda yang disertai dengan percepatan.

2.9.1. Perpindahan

Satu objek dikatakan berpindah jika objek tersebut berubah posisi. Perpindahan dipengaruhi oleh arah objek bergerak. Jika objek berpindah secara translasi,maka

$$\Delta s = s' - s \qquad (5)$$

Dimana, Δs = perpindahan (m)

s' = posisi benda akhir (m)

s = posisi benda awal (m)

Jika objek berpindah secara rotasi,maka

$$\Delta\theta = \theta' - \theta \qquad (6)$$

Dimana, ΔΘ = perpindahan (˚)

Θ' = posisi benda akhir (˚)

Θ = posisi benda awal (˚)

2.9.2. Kecepatan

Kecepatan adalah nilai dari perpindahan tiap satuan waktu. Jika objek berpindah secara translasi,maka

$$v = \frac{\Delta s}{\Delta t} \qquad (7)$$

Dimana, v= kecepatan linear (m/s)

Δs = perpindahan linear (m)

Δt = interval waktu selama objek berpindah (s)

Jika objek berpindah secara rotasi,maka

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad (8)$$

Dimana, ω = kecepatan angular(˚/s)

ΔΘ = perpindahan angular (˚)

Δt = interval waktu selama objek berpindah (s)

2.9.3. Percepatan

Percepatan adalah nilai dari perubahan kecepatan tiap satuan waktu. Jika objek berpindah secara translasi,maka

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (9)$$

Dimana, α = percepatan linear (m/s^2)

Δv = perubahan kecepatan linear (m/s)

Δt = interval waktu selama objek berpindah (s)

Jika objek berpindah secara rotasi,maka

$$\alpha = \frac{\Delta\omega}{\Delta t} \quad (10)$$

Dimana α = percepatan angular ($^{\circ}/s^2$)

ω = kecepatan angular ($^{\circ}/s$)

Δt = interval waktu selama objek berpindah (s)

2.9.4. Gaya

Gaya adalah suatu agen yang menghasilkan atau cenderung menghasilkan atau merusak atau cenderung merusak gerakan.

$$F = ma \quad (11)$$

Dimana, F = Gaya (N)

m = massa (kg)

α = percepatan (m/s^2)

2.9.5. Momen Inersia

Objek solid terdiri dari partikel-partikel kecil .Momen inersia adalah nilai yang didapat dari perkalian antara massa partikel dengan kuadrat jarak tegak lurus dari tiap partikel terhadap garis tetap. Radius girasi adalah jarak,yang diambil dari satu titik referensi, di mana seluruh massa dari objek di asumsikan terpusat di titik tersebut,sehingga nilai inersia dari objek solid adalah

$$I = mr_g{}^2 \quad (12)$$

Dimana, I = Momen Inersia (kgm^2)

m = massa objek (kg)

r_g = radius girasi (m)

2.9.6. Torsi

Torsi adalah nilai yang di dapatkan dari gaya yang di aplikasikan pada benda yang berotasi. Arah gaya yang di aplikasikan tegak lurus terhadap jarak antara pusat rotasi titik gaya diberikan. Torsi juga bisa di dapatkan dari momen inersia dan percepatan sudut pada titik rotasi.

$$T = Fr \quad (13)$$

$$T = I\,\alpha \quad (14)$$

Dimana, T= Torsi (Nm)

I = Momen Inersia (kgm^2)

F = Gaya (N)

r = Jarak antara titik pusat rotasi terhadap titik gaya diaplikasikan (m)

α = percepatan angular (rad/s^2)

2.9.7. Kerja

Saat gaya diberikan pada satu objek dan objek berpindah,dapat dikatakan bahwa kerja telah dilakukan. Nilai kerja bisa didapatkan dari gaya dan perpindahan benda, serta torsi dan perpindahan angular benda

$$W = Fs \quad (15)$$

$$W = T\,\theta \quad (16)$$

Dimana W = Kerja (Nm)
F = Gaya (N)
s = Perpindahan (m)
T = Torsi (Nm)
Ɵ = Perpindahan Sudut (rad)

2.9.8. Daya

Daya adalah nilai dari kerja yang dilakukan tiap satuan waktu

$$P = \frac{W}{t} \quad (17)$$

Dimana, P = Daya (Nm/s)
W = Kerja (Nm)
t = waktu (s)

2.10 Tegangan dan Regangan

2.10.1. Konsep Tegangan

Tegangan adalah distribusi gaya yang bekerja pada satu satuan luas permukaan benda. Tegangan diklasifikasikan menjadi dua macam, yaitu tegangan normal dan tegangan geser.

Tegangan normal didefinisikan sebagai tegangan yang bekerja secara tegak lurus pada permukaan benda (σ)

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (18)$$

Dimana, σ = Tegangan Normal (MPa)

P = Gaya Normal (N)

A = Luas Permukaan (mm^2)

Tegangan geser adalah tegangan yang bekerja sejajar dengan permukaan benda (τ).

$$\tau = \frac{V}{A} \qquad (19)$$

Dimana, τ = Tegangan Geser (Mpa)

V = Gaya Resultan Geser pada Permukaan Sejajar (N)

A = Luas Penampang (mm^2)

2.10.2. Konsep Regangan

Untuk memperoleh satuan deformasi atau regangan (ϵ) terdapat dua aspek yang mempengaruhi yaitu perubahan panjang benda antara sebelum dan sesudah benda diberi tegangan. Untuk mendapatkan besar regangan dari suatu benda didapat dengan rumus sebagai berikut:

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_o} \qquad (20)$$

Dimana, ϵ = Regangan (mm/mm)

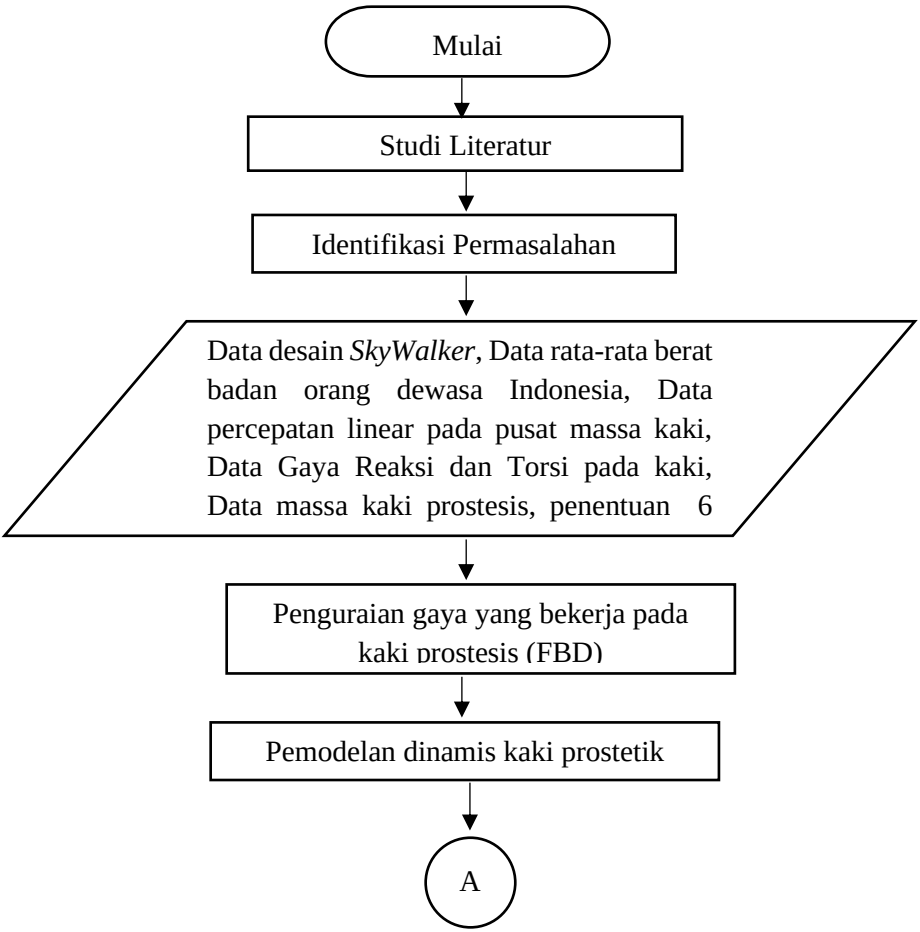
δ = Perbedaan Panjang (mm)

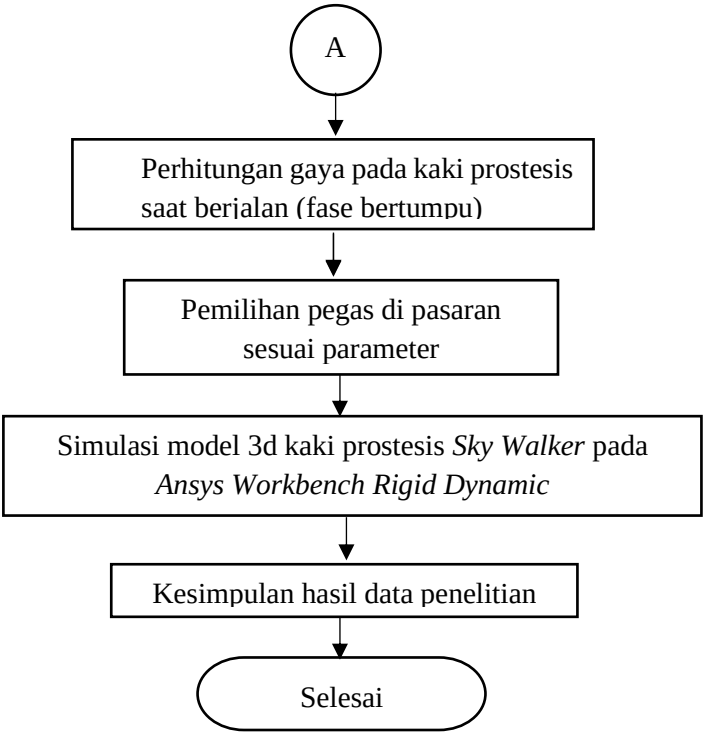
L_o = Panjang Awal (mm)

BAB 3
METODOLOGI

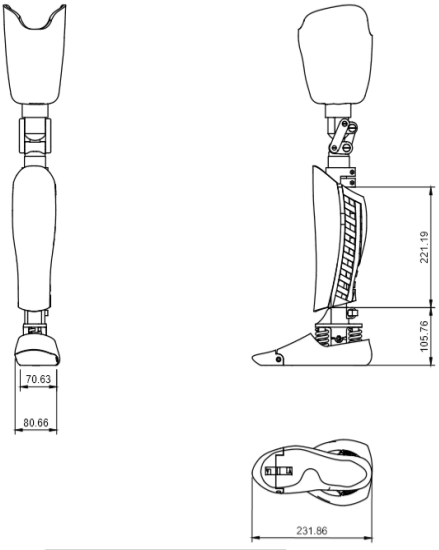
3.1 Metode Penelitian

Penulisan tugas akhir ini dilakukan untuk meningkatkan desain kaki prostesis *Sky Walker* . Dalam proses analisis dilakukan beberapa langkah yang ditunjukkan pada diagram alir di bawah




A
Perhitungan gaya pada kaki prostesis saat berjalan (fase bertumpu)
Pemilihan pegas di pasaran sesuai parameter
Simulasi model 3d kaki prostesis *Sky Walker* pada *Ansys Workbench Rigid Dynamic*
Kesimpulan hasil data penelitian
Selesai

3.2 Desain Kaki Prostesis *Sky Walker*



Gambar 3.1 Desain Sky Walker (Bagaskara, 2019)

Dari desain sebelumnya didapatkan dimensi dari kaki prostesis *SkyWalker* serta bahan yang digunakan pada bagian pergelangan kaki ke bawah adalah

Tabel 3.1 Tabel sifat material kaki prostesis Sky Walker

No.	Nama bagian	Material	Densitas	Modulus Young	*Yield strength*	*Ultimate Tensile Strength*
1	Engkel	Aluminum	2.7E-06 kg / mm^3	68900 MPa	275 MPa	310 MPa

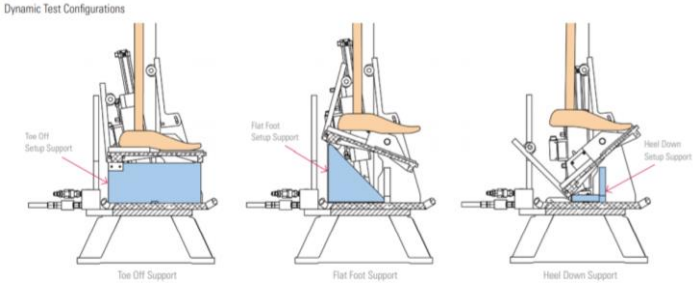
2	Spring Engkel	baja	7.85E-06 kg / mm^3	210000 MPa	207 MPa	345 MPa
3	Telapak	Polyurethane	1.26E-06 kg / mm^3	14,988 MPa	0,9 MPa	34,5MPa

Kaki prostesis *Sky Walker* telah dibuat dan didapatkan masukan dari pengguna untuk meningkatkan kenyamanan dengan menyesuaikan rentang gerak.

3.3 Parameter Kenyamanan pada Kaki Protesis

Kenyamanan kaki prostesis dapat diukur dari

- Dapat menopang beban tubuh selama kaki berjalan
  Beban pada kaki pada perhitungan didapatkan dari input gaya reaksi pada pergelangan kaki pada kaki prostesis. Sesuai standar ISO 22675,nilai gaya reaksi yang digunakan adalah gaya reaksi pada kaki normal. Uji standar ISO 22675 dilakukan dengan memberikan gaya pada pergelangan kaki dan memosisikan kaki seperti sedang berjalan.

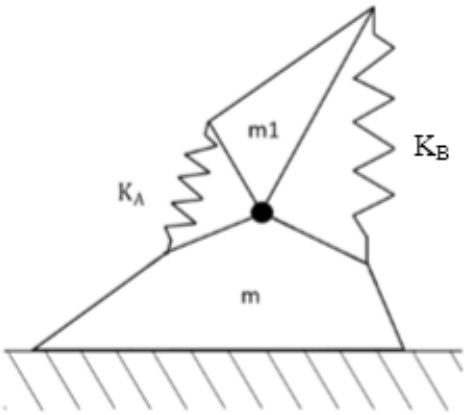


Gambar 3.2 ISO 22675

- Memiliki berat yang sesuai
  Berat kaki prostesis di sarankan untuk berada di bawah atau sama dengan berat kaki asli pengguna. (Artemiadis, 2014)

3.4 Perubahan Rancangan Kaki prostesis

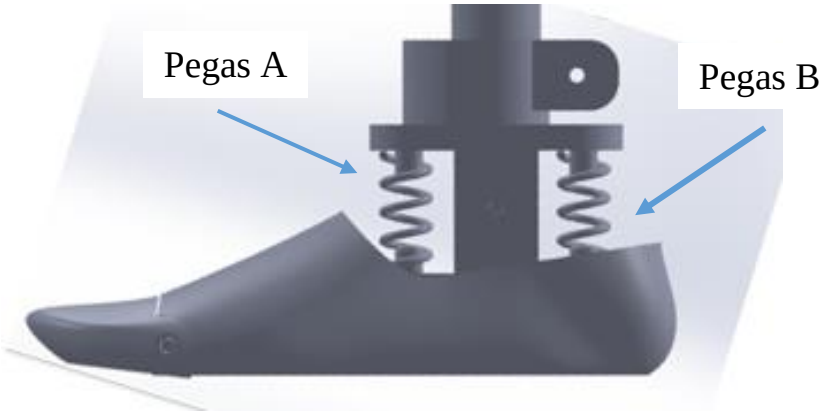
Pada penelitian ini akan di cari pengaruh posisi pegas terbaik untuk desain kaki prostesis *Sky Walker*.



Gambar 3.3 Gambar sederhana 2D kaki prostesis (Bhat, 2017)

Cara kerja dari desain ini adalah pegas B terkompresi karena menahan beban pengguna dan menyerap tumbukan pada tumit saat menyentuh bidang datar. Energi yang diserap pegas B akan mendorong kaki prostesis untuk menapak sepenuhnya pada bidang datar. Selanjutnya beban dari tubuh yang bergerak ke depan menyebabkan pegas A terkompresi sehingga saat

tumit akan meninggalkan bidang datar energi yang dihasilkan dapat mendorong kaki untuk mengayun ke depan.



Gambar 3.4 Desain 3D kaki prostesis Skywalker

Pada penelitian ini akan diambil 6 variasi posisi pegas. Posisi pegas B adalah 75̊, 90̊ dan 105̊ terhadap sumbu x .Posisi pegas A adalah 75̊ terhadap sumbu x.

3.5 Perhitungan Berat Maksimal Kaki prostesis

Perhitungan berat maksimal dilakukan dengan menghitung Parameter Segementasi Tubuh menggunakan persamaan 4 dari bab II untuk perhitungan massa,maka

$$\boldsymbol{Y} = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 + B_3X_3$$

Keterangan

Y :massa (kg)

X_1 :Panjang kaki (cm)

X_2 :Lebar maksimal kaki yaitu (cm)

X_3 :Berat badan (kg)

B_0 : –0.6286

B_1 : 0.066

B_2 : –0.0136

B_3 : 0.0048

Pada studi ini digunakan didapatkan dimensi kaki prostesis dari rancangan kaki *SkyWalker* maka diketahui nilai X_1=23,186 cm , X_2= 8,066 cm dan X_3= 60 kg.

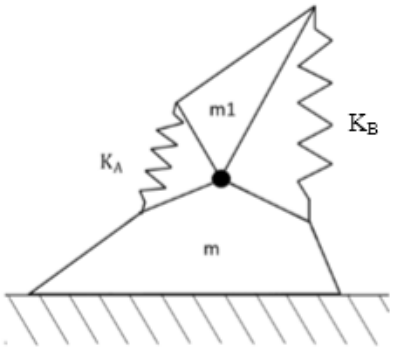
Dengan memasukkan nilai di atas maka

$$\boldsymbol{Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 + B_3X_3}$$

$$\boldsymbol{Y} = -0{,}6286 + (0{,}066 \times 23{,}186) + (-0{,}0136 \times 8{,}066) + (0{,}0048 \times 60\ )$$

$$\boldsymbol{Y} = 1{,}019\ kg$$

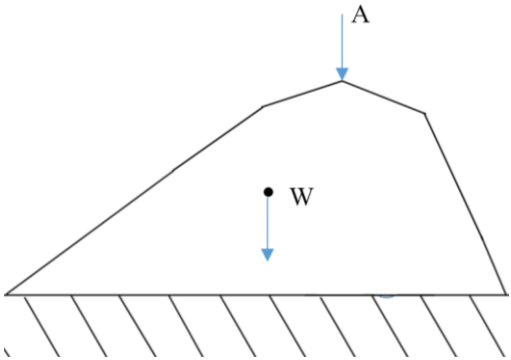
3.6 Pemodelan Dinamis



Gambar 3.5 Gambar sederhana 2D kaki prostesis (Bhat, 2017)

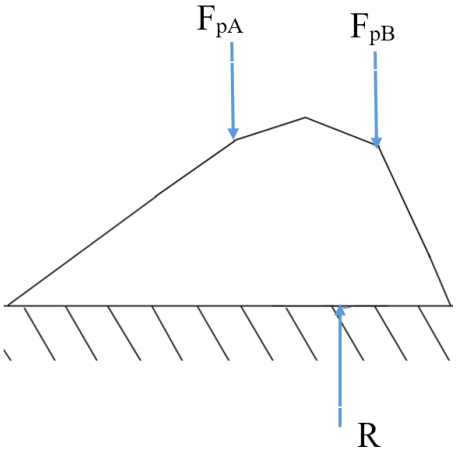
Sesuai referensi pada tesis Ganapati Bhat, gaya pegas pada kaki prostesis bisa didapatkan dari persamaan gaya pada kaki prostesis.

Terdapat 2 gaya internal yang bekerja pada kaki prostesis yaitu gaya beban kaki prostesis (W) dan gaya reaksi pada pergelangan kaki (A)



Gambar 3.6 Gaya internal pada kaki prostesis

Selanjutnya terdapat 3 gaya eksternal yang bekerja pada kaki prostesis,yaitu GRF pada telapak kaki (R),gaya pegas A (F_{pA}), dan gaya pegas B (F_{pB}).



Gambar 3.7 Gaya eksternal pada kaki prostetik

Gaya yang bekerja pada kaki prostetik akan dihitung dengan menguraikan gaya yang bekerja ke arah sumbu x

dan sumbu y sehingga perlu diperhatikan arah gaya yang bekerja. Gaya reaksi pada pergelangan kaki akan selalu searah dengan posisi betis kaki dan gaya GRF akan selalu tegak lurus terhadap telapak kaki. Sudut yang dibentuk kedua gaya tersebut terhadap sumbu netral tidak dimasukkan pada perhitungan karena data referensi menunjukkan nilai gaya terhadap sumbu netral

Setelah mengetahui gaya-gaya yang bekerja pada kaki prostesis maka dihitung total gaya yang bekerja pada kaki prostesis

$$F_{kaki} = F_{pegas} + F_{reaksi\ pergelangan\ kaki} + GRF + W \qquad (21)$$

Persamaan dinamis sesuai posisi kaki saat berjalan kaki adalah sebagai berikut.

Keterangan pada persamaan di bawah

F_{pA} = Gaya dari pegas A
F_{pB} = Gaya dari pegas B
Ax = Gaya reaksi pada pergelangan kaki di sumbu x
Ay = Gaya reaksi pada pergelangan kaki di sumbu y
m = Massa kaki
M = Massa tubuh
Rx = GRF pada sumbu x
Ry = GRF pada sumbu y
g = Percepatan gravitasi
β = Sudut antara permukaan bidang datar dengan telapak kaki terhadap sumbu x
θ = Sudut antara pergelangan kaki dan lutut terhadap sumbu x

Perhitungan nilai sudut β dilakukan dengan menggunakan data posisi tumit dan ujung kaki pada fase bertumpu

$$arctan\left(\frac{Y_{ujung} - Y_{tumit}}{X_{ujung} - X_{tumit}}\right) = \beta \quad (23)$$

contoh untuk *frame* 35

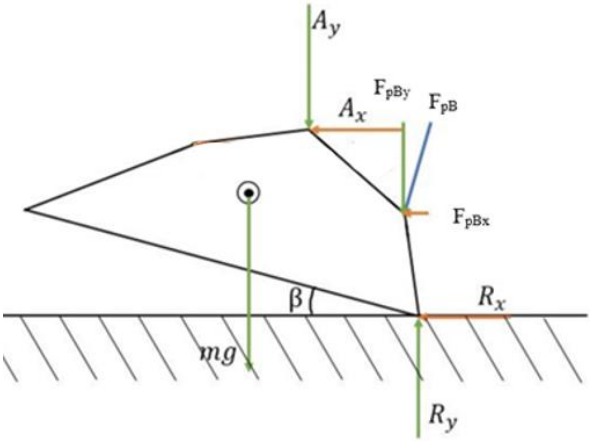
$$arctan\left(\frac{0{,}0476 - 0{,}0448}{1{,}4697 - 1{,}2406}\right) = 0{,}7°$$

Perhitungan nilai sudut θ dilakukan dengan menggunakan data posisi pergelangan kaki dan lutut pada fase bertumpu

$$arctan\left(\frac{Y_{lutut} - Y_{pergelangan\ kaki}}{X_{lutut} - X_{pergelangan\ kaki}}\right) + \beta = \theta \quad (24)$$

contoh untuk *frame* 35 untuk kaki depan

$$arctan\left(\frac{0{,}5182 - 0{,}0934}{1{,}2677 - 1{,}2999}\right) + \ 0{,}7° = 0{,}4°$$



Gambar 3.8 FBD posisi tumit menyentuh dataran (Bhat, 2017)

Dengan menggunakan persamaan 21 yang mana pada posisi ini adalah

$$ma_x = A_x - R_x - F_{pBx} \quad (2)$$

$$ma_y = R_y - F_{pBy} - A_y - mg \quad (3)$$

$$F_{pB} = \sqrt{{F_{pBy}}^2 + {F_{pBx}}^2} \quad (4)$$

Perhitungan pada *frame* 35 adalah

$$1{,}029 \times (-1{,}21) = 97{,}1 - 98{,}1 - F_{pBx}$$

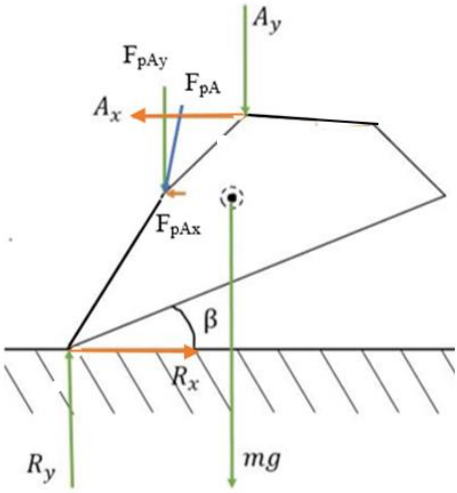
$$F_{pBx} = -0{,}245N$$

$$1{,}029 \times (1{,}25) = 604{,}5 - F_{pBy} - 595{,}7 - (0{,}89 \times 0{,}98)$$

$$F_{pBy} = 2{,}58\ N$$

$$F_{pB} = \sqrt{-0{,}245^2 + 2{,}58^2}$$

$$F_{pB} = 2{,}59N$$



Gambar 3.9 FBD posisi ujung kaki terakhir menyentuh dataran (Bhat, 2017)

Dengan menggunakan persamaan 21 yang mana pada posisi ini adalah

$$ma_x = -A_x + R_x + F_{pAx} \qquad (5)$$

$$ma_y = R_y - F_{pAy} - A_y - mg \qquad (6)$$

Perhitungan pada *frame* 60 adalah

$$1{,}029 \times 4{,}22 = -87{,}4 + 90{,}8 + F_{pAx}$$

$$F_{pAx} = 0{,}942\ N$$

$$1{,}029 \times 1{,}88 = 612{,}1 - F_{pAy} - 602{,}8 - (1{,}029 \times 0{,}98)$$

$$F_{pAy} = 2{,}729\ N$$

$$F_{pA} = \sqrt{0{,}942^2 + 2{,}729^2}$$

$$F_{pA} = 2{,}887\ N$$

Selanjutnya dihitung nilai defleksi pegas dengan persamaan berikut

$$Defleksi\ pegas = Panjang\ pegas * \sin\theta$$

Kemudian dihitung nilai kekakuan pegas sesuai gaya dari perhitungan (Fpa dan Fpb) dan panjang pegas. Berikut adalah nilai yang didapatkan di setiap pegas

Tabel 3.2 Hasil perhitungan awal

kemiringan	Gaya Pegas (N)	Panjang pegas (mm)	Defleksi pegas (mm)	Kekakuan pegas hitung (N/mm)
75° (depan)	2,887	45,2	11,2	0,265
90°	2,59	43,7	10,8	8,44
105°	2,59	45,2	11,2	8,15
75° (belakang)	2,59	45,2	11,2	8,15

3.7 Simulasi Anys

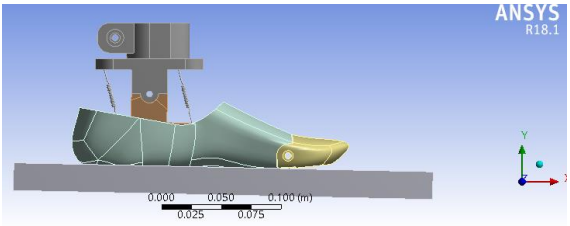
Simulasi dilakukan pada Ansys *Rigid Dynamic* dengan memodelkan simulasi uji ISO 22675

3.7.1 Material

Material yang digunakan sesuai pada tabel 3.1 dengan tambahan material plat adalah polyurethane

3.7.2 Model

Model yang diberikan pada Ansys meliputi kaki prostetik *Sky Walker* bagian pergelangan kaki kebawah dan plat



Gambar 3.10 Model pada Ansys

3.7.3 *Contact*

Contact yang diberikan pada model adalah sebagai berikut

- *Revolute joint*

  Diberikan pada dua tempat yaitu pada plat terhadap *ground*,dan pada engkel bawah. Keduanya diberikan agar benda dapat berputar secara rotasi pada sumbu Z. Pusat rotasi pada plat berada 84mm dari tumit kaki prostesis

- *Translation joint*
  Diberikan pada engkel atas agar kaki dapat bergerak secara translasi pada sumbu Y

- *Fixed joint*
  Diberikan antara engkel bawah dan telapak kaki agar diantara dua objek tidak ada gerakan.

- *No separation contact*

Diberikan antara alas telapak kaki dan plat bagian atas agar kedua objek tidak berpisah dengan tetap memperbolehkan gerakan translasi sepanjang plat.

Gerakan pada simulasi disamakan dengan gerakan pada uji ISO 22675

3.7.4 *Input*

Input gaya yang diberikan pada simulasi ini berupa *remote force* pada engkel atas,*joint load* pada plat serta *Standard Earth Gravity.* Nilai input terdapat pada tabel 3.4 .

3.7.5 *Solution*

Hasil yang diambil dari simulasi ini adalah, *Spring Probe* ,untuk mengetahui gaya dan defleksi pada pegas selama simulasi dan *Joint probe* pada *revolute joint* di plat untuk mengetahui gaya reaksi pada plat.

3.8 Data Awal

Berikut adalah data awal yang perlu diketahui untuk perhitungan awal dan simulasi

Parameter pengguna kaki prostesis

Massa tubuh = 60 kg (World Data, t.thn.)

3.8.1 Variasi pasangan posisi pegas

Tabel 3.3 Variasi pasangan posisi pegas

Pasangan	Pegas A (α)	Pegas B (γ)

Pasangan 1	75°	75°
Pasangan 2	75°	90°
Pasangan 3	75°	105°

3.8.2 Data kaki saat berjalan

Data diambil dari buku Biomechanics and Motor Control of Human Movement oleh Winter. Data yang dipilih adalah *frame* 35 dan 60

Tabel 3.4 Data kaki pada fase bertumpu (Winter, 2009)

data	*Frame 35*	*Frame 60*
t (waktu fase bertumpu)	0,129s	0,458s
ax	-1,21 m/s^2	4,22 m/s^2
ay	1,25 m/s^2	1,88 m/s^2
Ax	97,1 N	-87,4 N
Ay	-595,7 N	602,8 N
Rx	-98,1 N	90,8 N
Ry	604,5 N	612,1 N
Posisi pergelangan kaki (x,y)	(1,299 ; 0,0934)	(1,3227 ; 0,1257)
Posisi lutut (x,y)	(1,2977 ; 0,518)	(1,5135 ; 0,5037)
Posisi tumit (x,y)	(1,2406 ; 0,0448)	(1,2606 ; 0,0869)
Posisi ujung kaki depan (x,y)	(1,4697 ; 0,0476)	(1,4695 ; 0,0394)

3.7.5 Data ISO 22675

Tabel 3.5 Data ISO 22675

waktu	Kemiringan plat	Gaya
0	-20	0
0.03	-19.5	238
0.06	-19	477
0.09	-18	716
0.12	-16.5	878
0.15	-15	915
0.18	-13	873
0.21	-10.5	785
0.24	-7.5	697
0.27	-4	632
0.3	0	611
0.33	4	632
0.36	8	694
0.39	12	781
0.42	16	866
0.45	20	903
0.48	24	861
0.51	28	698
0.54	32	463
0.57	36	231
0.6	40	0

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Pemilihan Pegas

Pada subbab 3.6 telah dihitung nilai kekakuan pegas sesuai nilai gaya yang didapatkan. Selanjutnya dilakukan pemilihan pegas mengacu pada katalog pegas dari situs centuryspring.com .

Dari data yang telah ada didapatkan spesifikasi pegas sebagai berikut

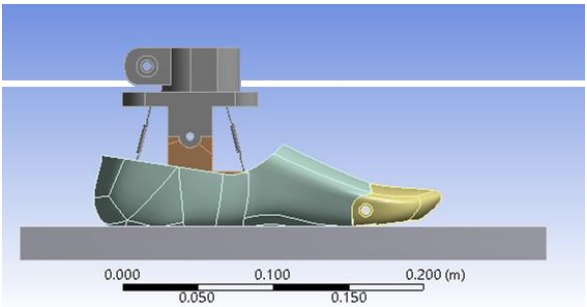
Tabel 4.1 Properties pegas

kemiringan	d mm	D mm	Panjang Pegas mm	k N/mm	Beban Maksimal N	Defleksi Maksimal mm
75° (depan)	0,76	15,88	45,2	0,21	7,562	35,56
90°	2,67	25,4	43,7	7,18	155,688	21,59
105°	3,15	28,17	45,2	10,332	209,066	20,07
75° (belakang)	3,15	28,17	45,2	10,332	209,066	20,07

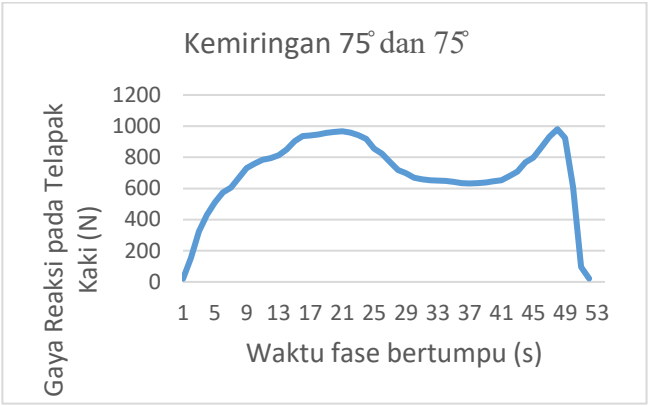
4.2 Simulasi dengan Ansys Workbench

Dari hasil berikut dilakukan simulasi pada Ansys Workbench mengikuti standar ISO 22675.

4.2.1 Pasangan 1



Gambar 4.1 Model Pasangan 1



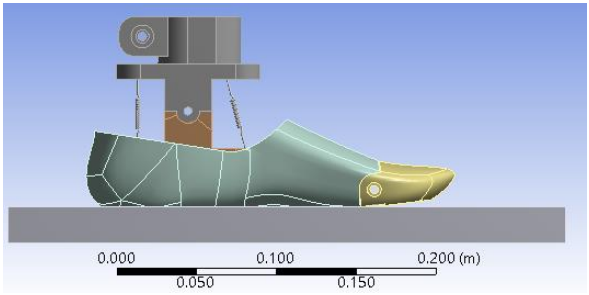
Gambar 4.2 Grafik Gaya Reaksi pada Telapak Kaki terhadap Waktu Fase Bertumpu untuk posisi 1

Hasil dari simulasi pada pasangan 1 menunjukkan bahwa gaya reaksi yang diterima pada telapak kaki menyerupai grafik GRF dari gambar 2.16 , hal ini menunjukkan simulasi yang dilakukan benar.

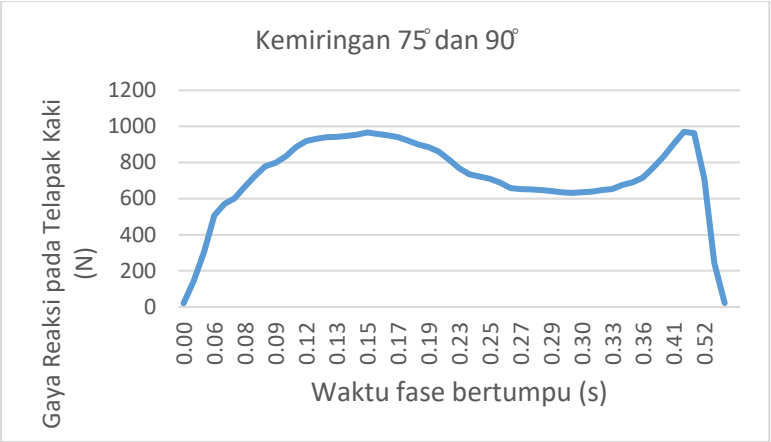
Selanjutnya pada pegas depan, gaya pegas maksimal bernilai 4,32 N dan defleksi maksimal bernilai 21,495 mm , sedangkan nilai yang

disarankan adalah 7,562 N dan 35,56 mm. Selanjutnya pada pegas belakang gaya pegas maksimal bernilai 188,72 N dan defleksi maksimal 18,26 mm , sedangkan nilai yang disarankan adalah 209,066 N dan 20,07 mm. Karena kedua pegas memenuhi persyaratan yang ada maka posisi pasangan 1 dapat digunakan sebagai opsi untuk kaki prostetik Sky Walker

4.2.2 Pasangan 2



Gambar 4.3 Model Pasangan 2

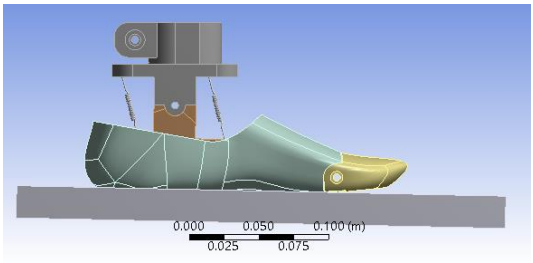


Gambar 4.4 Grafik Gaya Reaksi pada Telapak Kaki terhadap Waktu Fase Bertumpu untuk posisi 2

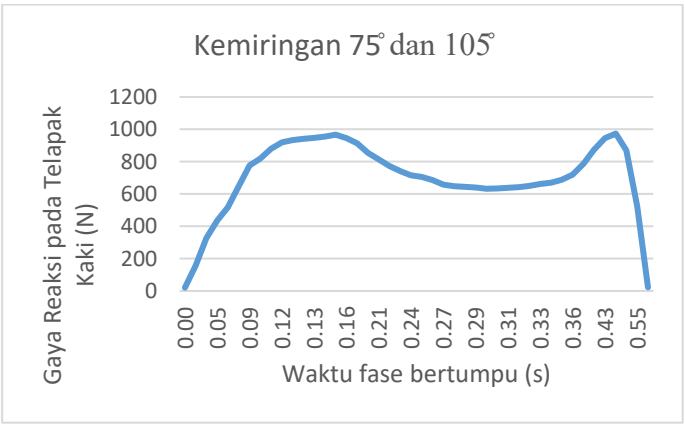
Hasil dari simulasi pada pasangan 2 menunjukkan bahwa gaya reaksi yang diterima pada telapak kaki menyerupai grafik GRF dari gambar 2.16 , hal ini menunjukkan simulasi yang dilakukan benar.

Selanjutnya pegas depan gaya pegas maksimal bernilai 4,32 N dan defleksi maksimal bernilai 21,495 mm , sedangkan nilai yang disarankan adalah 35,56 N dan 7,562 mm. Selanjutnya pada pegas belakang gaya pegas maksimal bernilai 136,15 N dan defleksi maksimal 18,962 mm , sedangkan nilai yang disarankan adalah 155,688 N dan 21,59 mm. Karena kedua pegas memenuhi persyaratan yang ada maka posisi pasangan 2 dapat digunakan sebagai opsi untuk kaki prostetik Sky Walker.

4.2.3 Pasangan 3



Gambar 4.5 Model Pasangan 3



Gambar 4.6 Grafik Gaya Reaksi pada Telapak Kaki terhadap Waktu Fase Bertumpu untuk posisi 3

Hasil dari simulasi pada pasangan 3 menunjukkan bahwa gaya reaksi yang diterima pada telapak kaki menyerupai grafik GRF dari gambar 2.16 , hal ini menunjukkan simulasi yang dilakukan benar.

Selanjutnya pada pegas depan gaya pegas maksimal bernilai 4,32 N dan defleksi maksimal bernilai 21,495 mm , sedangkan nilai yang disarankan adalah 7,562 N dan 35,56 mm. Selanjutnya pada pegas belakang gaya pegas maksimal 193,12 N dan defleksi maksimal 18,69 mm , sedangkan nilai yang disarankan adalah 209,066 N dan 20,07 mm. Karena kedua pegas memenuhi persyaratan yang ada maka posisi pasangan 3 dapat digunakan sebagai opsi untuk kaki prostetik Sky Walker.

BAB 5 **KESIMPULAN**

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

- Kemiringan pada pegas memengaruhi gaya yang diterima pegas dan besar defleksi yang terjadi pada pegas. Dengan pemberian beban dan posisi yang sama,posisi 2 memiliki gaya pegas yang paling rendah sehingga posisi 2 ,dengan kemiringan 75̊ dan 90̊ adalah posisi pegas terbaik untuk kaki prostesis Sky Walker
- Analisa pengaruh posisi pegas dan kenyamanan pegas didapatkan dari simulasi pada Ansys. Simulasi diberikan mengikuti ketentuan uji ISO 22675. Hasil dari pengujian adalah ketiga pasangan memenuhi kriteria yang diberikan yaitu memenuhi sudut rentang gerak dan beban yang diberikan.

5.2 Saran

Saran untuk tugas akhir berikutnya dilakukan pengujian kaki prostesis beserta tungkai bawah,lutut dan *socket* nya untuk mengetahui kemampuan kaki prostetik pasif secara keseluruhan dalam menerima beban serta menghasilkan gaya saat digunakan melangkah.

DAFTAR PUSTAKA

Amputation Level. (2019, oktober 7). Diambil kembali dari ottobock: https://www.ottobock.in/prosthetics/information-for-amputees/von_amputation_bis_rehabilitation/amputationshoehe/

Ann, K. (2019, september 21). *what is plantar flexion and eversion of foot*. Diambil kembali dari quora: https://www.quora.com/What-is-plantar-flexion-and-eversion-of-foot

Bagaskara, I. (2019). *Desain Kaki untuk Amputasi Transfemoral.* Surabaya: ITS.

Bhat, S. G. (2017). *Design and Development of a Passive Prosthetic Ankle.* Arizona: ARIZONA STATE UNIVERSITY.

Daniel Rihs, I. P. (2001). *Prosthetic Foot Design.* Melbourne: REHAB Tech- Monash Rehabilitation Technology Research Unit.

World Data. (t.thn.). Dipetik October 11, 2019, dari https://www.worlddata.info/average-bodyheight.php

Yadan Zeng, B. (2013). Design And Testing Of A Passive Prosthetic Ankle With Mechanical Performance Similar To That Of A Natural Ankle.

Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion.* Human

Kinetics.

Artemiadis, P. (2014). Neuro-Robotics: From Brain Machine Interfaces to Rehabilitation Robotics. In *Trends in Augmentation of Human Performance 2* (Issue August 2015). https://doi.org/10.1007/978-94-017-8932-5

Ku, P. X., Abu Osman, N. A., & Wan Abas, W. A. B. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. In *Gait and Posture* (Vol. 39, Issue 2, pp. 672–682). https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.006

Pitkin, M. R. (2010). Biomechanics of lower limb prosthetics. In *Biomechanics of Lower Limb Prosthetics*. https://doi.org/10.1007/978-3-642-03016-1

Winter, D. A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition. In *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*. https://doi.org/10.1002/9780470549148

BIODATA PENULIS

Nur Aisyah dilahirkan pada tanggal 17 Juni 1997 dari orang tua bernama Bapak Sumarno dan Ibu Nurlaili Qodaria. Riwayat pendidikan penulis diawali di SD Muhammadiyah 4 Surabaya pada tahun 2003-2009. Selanjutnya di SMP Muhammadiyah 5 Surabaya pada tahun 2009-2012. Kemudian di SMA Negeri 5 Surabaya pada tahun 2012-2015. Selanjutnya penulis kuliah pada jenjang sarjana di Teknik Mesin ITS Surabaya pada tahun 2015.

Selama perkuliahan penulis aktif dalam kegiatan akademik maupun organisasi. Penulis pernah menjadi asisten dosen pada mata kuliah Kinematika Mekanisme serta menjadi asisten praktikum di laboratorium Perencanaan dan Pengembangan Produk. Penulis juga pernah menjadi panitia dari kegiatan GERIGI (Generasi Integralistik) ITS dan KMHE (Kontes Mobil Hemat Energi). Penulis dapat dihubungi melalui email 176nuraisyah@gmail.com.