TUGAS AKHIR – TM 141585

PERANCANGAN,PEMODELAN DAN ANALISIS PENGARUH VARIASI NILAI KOEFISIEN REDAMAN DAN KEKAKUAN TERHADAP RESPON DINAMIS *ANKLE FOOT ORTHOSIS (AFO)*

NOVITA NUR WULANDARI
NRP 02111440000068

Dosen Pembimbing
Dr. Harus Laksana Guntur, ST., M.Eng.

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2018

FINAL PROJECT – TM141585

DESIGNING, MODELING AND ANALYSIS OF EFFECT OF VARIOUS STIFFNESS AND DAMPING COEFFICIENT TO DYNAMIC RESPONSE OF ANKLE FOOT ORTHOSIS (AFO)

NOVITA NUR WULANDARI
NRP. 02111440000068

Advisory Lecturer
Dr. Harus Laksana Guntur, ST., M.Eng.

BACHELOR PROGRAM
DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA 2018

TUGAS AKHIR – TM141585

PERANCANGAN, PEMODELAN DAN ANALISIS PENGARUH VARIASI NILAI KOEFISIEN REDAM DAN KEKAKUAN TERHADAP RESPON DINAMIS *ANKLE FOOT ORTHOSIS (AFO)*

NOVITA NUR WULANDARI
NRP. 02111440000068

Dosen Pembimbing:
Dr. Harus Laksana Guntur, ST., M.Eng.

PROGRAM SARJANA
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2017

PERANCANGAN, PEMODELAN DAN ANALISIS PENGARUH VARIASI NILAI KOEFISIEN REDAMAN DAN KEKAKUAN TERHADAP RESPON DINAMIS *ANKLE FOOT ORTHOSIS (AFO)*

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Program Studi S-1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

NOVITA NUR WULANDARI
NRP. 02111440000068

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

1. Dr. Eng. Harus Laksana G., S.T., M. Eng. (Pembimbing)
   NIP. 197505111999031001
2. Dr. Wiwiek Hendrowati, S.T., M.T. (Penguji I)
   NIP. 197004121997032003
3. Moch. Solichin, S.T., M.T. (Penguji II)
   NIP. 198908172015041003
4. Aida Annisa Amin Daman, S.T., M.T (Penguji III)
   NIP. 198907052015042005

SURABAYA

JANUARI, 2018

PERANCANGAN, PEMODELAN DAN ANALISIS PENGARUH VARIASI NILAI KOEFISIEN REDAM DAN KEKAKUAN TERHADAP RESPON DINAMIS *ANKLE FOOT ORTHOSIS (AFO)*

Nama	**: Novita Nur Wulandari**
NRP	**: 02111440000068**
Jurusan / Fakultas	**: Teknik Mesin / FTI-ITS**
Dosen Pembimbing	**: Dr. Harus Laksana Guntur ST., M.Eng**

ABSTRAK

Anggota gerak tubuh bawah menjadi hal penting bagi manusia dalam melakukan aktivitas sehari-hari, khususnya pergerakan (moving). Tetapi bilamana salah satu atau bahkan kedua anggota gerak bawah mengalami keterbatasan maka akan mengakibatkan terganggunya berbagai aktivitas kehidupan sehari-harinya. Keterbatasan ini dapat terjadi akibat 2 faktor yaitu suatu penyakit dan cedera sendi yang biasanya terjadi pada atlet. Seseorang yang mengalami keterbatasan karena 2 faktor tersebut akan mengalami peningkatan pengeluaran energy saat berjalan hampir sebesar 89% dibanding dengan pejalan kaki normal. Dalam mengatasi keterbatasan tersebut, diperlukan alat bantu untuk angota gerak bawah yang dikenal dengan Ankle Foot Orthosis (AFO). Oleh karena itu adalah sangat penting untuk merancang orthosis dengan aspek biomekanis yang memungkinkan mereka berjalan layaknya manusia normal.

Dalam penelitian tugas akhir ini dimulai dari studi literatur dan studi lapangan mengenai sistem kerja Ankle Foot Orthosis (AFO) dan komponen yang menunjang kerja alat tersebut. Kemudian, membuat rancangan sistem Ankle Foot Orthosis (AFO) berdasarkan parameter-parameter yang didapatkan dari literartur. Langkah selanjutnya yaitu melakukan pemodelan dinamis dari rancangan sistem Ankle Foot Orthosis

(AFO). Setelah model dinamis dari sistem Ankle Foot Orthosis (AFO) diketahui, free body diagram dari sistem dapat digambar dan dijabarkan persamaan matematisnya. Persamaan matematis yang telah diperoleh dapat digunakan sebagai dasar pembuatan model blok diagram pada MATLAB Simulink. Setelah didapatkan nilai persamaan matematis tersebut, dimasukkan nilai parameter utama yang didapatkan dari literature yaitu nilai koefisien stiffness dan konstanta redaman serta parameter-parameter yang lain agar dapat mulai disimulasikan pada blok diagram yang telah dibuat pada MATLAB Simulink. Selanjutnya, dilakukan analisa pada grafik respon dinamisnya. Pada tahapan selanjutnya, dilakukan proses simulasi untuk variasi kecepatan orang berjalan santai (2km/jam), sedang (6km/jam), normal (10km/jam) dan cepat (20 km/jam). Serta juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan dan redaman dengan rasio terhadap nilai konstanta kekakuan dan redaman utama yaitu 0,5 ; 1 ; 2 agar dapat diketahui karakteristik respon dinamis Sistem Ankle Foot Orthosis (AFO) pada kondisi-kondisi tersebut dan didapatkan nilai konstanta kekakuan dan redaman yang paling baik bagi kenyamanan penggunanya.

Dari hasil simulasi, didapatkan Sistem Ankle Foot Orthosis yang telah dirancang menghasilkan respon dinamis dengan nilai respon pada foot-plate yang lebih besar apabila dibandingkan dengan nilai respon dinamis yang dihasilkan oleh joint ankle. Dari hasil simulasi, juga dapat diketahui bahwa semakin besar kecepatan orang berjalan, semakin besar pula gaya reaksinya. Gaya reaksi minimum besarnya 156 N terjadi pada kecepatan 2 km/jam, sedangkan gaya reaksi maksimum besarnya 1564 N yang terjadi pada kecepatan 20 km/jam. Berdasarkan variasi konstanta redaman dan kekakuan juga didapat nilai yang paling baik yaitu yang besarnya konstanta redaman 1000 Ns/m bagian belakang midsole dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan.

Kata kunci: Ankle Foot Orthosis (AFO), Biomekanis, Hemiplegic, koefisien kekakuan, koefisien redaman.

DESIGNING, MODELING AND ANALYSIS OF EFFECT OF VARIOUS STIFFNESS AND DAMPING COEFFICIENT TO DYNAMIC RESPONSE OF ANKLE FOOT ORTHOSIS (AFO)

Name	**: Novita Nur Wulandari**
NRP	**: 02111440000068**
Deparment	**: Mechanical Engineering FTI-ITS**
Advisory Lecturer	**: Dr. Harus Laksana Guntur ST., M.Eng**

ABSTRACT

Ankle Foot Orthosis (AFO) is one of the tools that used to improve posture and muscle contractures, to support normal joint position, and to facilitate or improve motion function based on biomechanical aspects. The lower body is important for humans in performing daily activities, especially moving. But if one or even both of the motion experience the limitations, it will result in disruption of various activities of daily life. This limitation can occur due to 2 factors that is a disease and joint injury that usually occurs in athletes. The disease factors that cause these limitations generally occur in stroke patients known as Hemiplegic disease and cause many problems of walking patterns. Hemiplegic is reduced walking speed, asymmetric walking patterns, increased energy, and decreased muscle function. As for factors of joint injury, used as an injury prevention tool for athletes, namely to reduce pain and help walk the athletes. Someone who is experiencing limitations because of these 2 factors will experience an increase in energy expenditure when running almost equal to 89% compared with normal human. In overcoming these limitations, we need a tool for the lower body motion known as Ankle Foot Orthosis (AFO). Therefore it is very important to design orthoses with

biomechanical aspects that enable them to walk like normal human beings.

In this research is started from literature study and field study on Ankle Foot Orthosis (AFO) working system and the components that support the work of the tool. Then, design the Ankle Foot Orthosis (AFO) system based on the parameters obtained from the literartur. The next step is to do dynamic modeling of Ankle Foot Orthosis (AFO) system design. After the dynamic model of Ankle Foot Orthosis (AFO) system is known, free body diagram of the system can be drawn and described mathematical equations. The mathematical equations that have been obtained can be used as the basis for making block diagram models in MATLAB Simulink. After obtaining the value of mathematical equations, the value of the main parameters obtained from the literature is the value of stiffness coefficient and damping constant and other parameters to be simulated in the block diagram that has been created on MATLAB Simulink. Furthermore, an analysis is done on the graph of the dynamic response. At the next stage, a simulation process is performed for variations of the speed of the person walking casually (2km / hr), medium (6km / hr), normal (10km / hr) and fast (20 km / hr). As well as variations in stiffness and damping constant values with the ratio to the main parameter, those are 0,5 ; 1 ; 2 in order to know the dynamic characteristic of Ankle Foot Orthosis (AFO) in these conditions.

From the simulation results, the Ankle Foot Orthosis System has been designed to produce dynamic response with a response value on a larger foot-plate when compared to the dynamic response value generated by the joint ankle. From the simulation results, also can be seen that the greater the speed of people walking, the greater the reaction force. The minimum reaction force of 156 N occurs at a speed of 2 km / h, while the maximum reaction force of 1564 N occurs at speeds of 20 km / h. Based on the variation of damping and stiffness constant also obtained the best value that is the amount of damping constant

1000 Ns / m back of midsole and 800 Ns / m front and stiffness constant 90000 N / m back and 60000 N / m front.

Keywords: Ankle Foot Orthosis (AFO), Biomechanical, Hemiplegic, coefficient of damping, stiffness coefficient,

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat 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 kerjasama dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. Orangtua penulis, khususnya Bapak Mohammad Miftah yang senantiasa mendoakan, mendorong, dan menyemangati penulis. Terimakasih kepada Ibu Hafidah (Fidah) karena telah menjadi ibu terbaik bagi penulis dan selalu memberikan doa serta dorongan dalam segala kondisi.Walaupun kata terimakasih tidak dapat berbalas budi untuk Mande.
2. Saudara kandung penulis, Devita Sella Nur S yang selalu mendoakan dan menjadi semangat penulis untuk segera menyelesaikan studinya. Saudara sepupu mulai dari yang tertua hingga termuda, Feri Kurniawan, Yuda Prasetyo, Fitra Ariansyah, dan Tito Eka Pradipto, atas doa restu untuk kelancaran penulis dalam menyelesaikan tugas akhir.
3. Dr. Harus Laksana Guntur, S.T., M.Eng. yang selalu memberikan bimbingan dan arahan dalam penulisan Tugas Akhir ini.
4. Dr. Wiwiek Hendrowati, ST, MT., Moch. Solichin, ST., MT., dan Aida Annisa Amin Daman, ST., MT. selaku dosen penguji yang telah memberikan saran dan kritik kepada penulis tentang Tugas Akhir ini.
5. Segenap dosen dan karyawan Jurusan Teknik Mesin FTI ITS, atas ilmu yang telah diberikan kepada penulis selama ini.
6. Mas Bambang, Alvibrionis, Intan Dewani, dan Rifai Arif yang telah banyak memberikan bantuan, dukungan, dan ilmu baru dalam dunia modeling.

7. Teman-teman angkatan M57 yang selalu meramaikan grup LINE dan selalu memberikan informasi seputar apapun mulai dari hal tidak penting ke paling penting.
8. Sahabat terbaik penulis, Nidya Marchika S, selalu memberikan motivasi dan tempat berteduh ketika penulis mengalami kegundahan yang tidak tertahankan.
9. Teman-teman sesama pejuang Tugas Akhir, Mas Didi, Mas Bima, Mas Alan, yang selalu mengibur penulis saat sedang hilang arah.
10. Teman Riset H.L.G sekaligus teman seperjuangan untuk lulus tugas akhir.
11. Teman-teman Lab. Vibrasi yang senantiasa menemani dan menghibur penulis saat sedang penat serta memberikan dukungan kepada penulis.

Dengan segala keterbatasan kemampuan serta pengetahuan penulis, tidak menutup kemungkinan Tugas Akhir ini jauh dari sempurna. Oleh karena itu, penulis bersedia menerima kritik dan saran dari berbagai pihak untuk penyempurnaan lebih lanjut. Semoga hasil penulisan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak.

Surabaya, Januari 2018

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK iii
ABSTRACT vi
KATA PENGANTAR.....ix
DAFTAR ISI xi
DAFTAR GAMBAR ..... **Error! Bookmark not defined.**
DAFTAR TABEL ..... **Error! Bookmark not defined.**
BAB I 1
PENDAHULUAN.....1
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Rumusan Masalah 2
1.3 Tujuan.....3
1.4 Batasan Masalah.....3
1.5 Manfaat.....4
BAB II 5
DASAR TEORI.....5
2.1 Penelitian Terdahulu.....5
2.2 Biomekanik 33
2.2.1 Pengenalan Biomekanik Gerakan Manusia.....33
2.2.2 Mekanika Analisa Gerakan Tubuh Manusia Secara Biomekanik.....35
2.3 Tentang Orthosis 42
2.3.1 Definisi dan Fungsi Orthosis 42
2.3.2 Material Orthosis 44
2.3.3 Jenis-jenis Orthosis.....45
2.3.4 *Ankle Foot Orthosis (AFO)* 47

2.4 Sistem Getaran Multi Derajat Kebebasan (M-DOF).....48
2.5 *Damping Constant of a Parallel Plates Separated by Viscous Fluid*.....50
BAB III.....54
METODOLOGI 54
3.1 Metode Penelitian.....54
3.2 Penjelasan Diagram Alir Penelitian.....56
3.2.1 Tahap Studi Literatur.....56
3.2.2 Pemodelan Dinamis Rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)*.....57
3.2.3 Penentuan Persamaan Matematis Sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*.....60
3.2.4 Blok Diagram Persamaan Sistem Menggunakan MATLAB Simulink.....66
3.2.5 Simulasi Menggunakan MATLAB Simulink.....67
3.2.6 Simulasi Menggunakan Variasi Kecepatan Orang Berjalan pada MATLAB Simulink dan Analisa Grafik Respon Dinamis Sistem.....67
3.2.7 Simulasi Menggunakan Variasi Koefisien Redaman dan Analisa Grafik Respon Dinamis Sistem.....67
3.3 Penjabaran Proses Simulasi pada MATLAB Simulink.....68
3.4 Parameter - Parameter pada Simulasi.....72
BAB IV 77
HASIL ANALISA DAN PEMBAHASAN 77
4.1 Perancangan Sistem Utama *Ankle Foot Orthosis*.....77
4.2 Pemodelan Sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*.....82
4.2.1 Input yang digunakan 82

4.3 Analisa Pemodelan 83
4.3.1 Hasil Respon Input *Ground Reaction Force (GRF)* dengan *Pulse Generator* 85
4.3.2 Respon Variasi 92
4.4 *Ankle Foot Orthosis Final Design* 118
BAB V 121
KESIMPULAN DAN SARAN 121
5.1 Kesimpulan 121
5.2 Saran 122
Daftar Pustaka xix
LAMPIRAN xix
BIODATA PENULIS lxxxi

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 (a) *ankle foot orthosis (AFO) with oil damper* (b) diagram skematik (c) sendi ankle (d) Penyesuaian momen resistif dengan rotasi[3] 7
Gambar 2.2 Momen Sendi[3] 8
Gambar 2.3 Model massa tubuh bagian bawah[4] 9
Gambar 2.4 Gaya reaksi yang dihasilkan[4]..... 10
Gambar 2.5 Model *spring mass damper*[5] 12
Gambar 2.6 GRF[5] 16
Gambar 2.7 *Gait Cycle*[6] 18
Gambar 2.8 diagram skematis sendi pergelangan kaki AFO dengan peredam minyak[6] 25
Gambar 2.9 AFO with *MR fluid damper*[6] 28
Gambar 2.10 (a) Skematik sistem pengereman, (b) *linkage mechanism*[6] 29
Gambar 2.11 AFO dengan *fluid damper*[6]..... 31
Gambar 2.12 AFO dengan SEA[6]..... 33
Gambar 2.13 bidang anatomi gerak utama, dan sumbu rotasi[7] 35
Gambar 2.14 gerakan fleksi-ekstensi dan gerakan abduksi-adduksi[7] 36
Gambar 2.15 Sudut Absolut pada paha, lutut, pergelangan kaki[8] 38
Gambar 2.16 Ground Reaction Force[8] 41
Gambar 2.17 Grafik GRF[8] 42
Gambar 2.18 GRF ketika (A) Berjalan (B) Berlari[8]..... 43
Gambar 2.19 Kontrol Sendi Pada CP Spastik[9]..... 44
Gambar 2.20 Sistem getaran multi derajat kebebasan[10] 50
Gambar 2.21 FBD Multi derajat kebebasan[10] 51
Gambar 2.22 *Hyteresis loop* untuk material yang elastis[10] 53
Gambar 2.23 Plat paralel dengan fluida *viscous* diantaranya[10]..... 54

Gambar 3.1 Diagram alir penyelesaian tugas akhir 57
Gambar 3.2 (a) Model 3D rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* tampak samping (b) Model dinamis *Ankle Foot Orthosis (AFO)* 61
Gambar 3.3 (a)*Foot-plate* (b)*Fluid Damper* (c)*Free body diagram* 64
Gambar 3.4 Ground Reaction Force[8] 70
Gambar 3.5 Diagram alir tahap simulasi sistem AFO . 71
Gambar 4.1 (a) Gambar hasil rancangan sistem AFO; (b) Gambar 2D serta dimensi;(c) Gambar sistem AFO tampak depan; (d) Gambar foot-plate 82
Gambar 4.2 Grafik respon dinamis (a)displacement *foot-plate*;(b)angular displacement foot-plate;(c)velocity foot-plate;(d)angular velocity foot-plate;(e)acceleration foot-plate;(f)angular acceleration foot-plate;(g)angular acceleration ankle; (h)reaction force 92
Gambar 4.3 Grafik respon dinamis variasi kecepatan orang berjalan (a)displacement *foot-plate*; (b)angular displacement foot-plate; (c)velocity foot-plate;(d)angular velocity foot-plate;(e)acceleration foot-plate; (f)angular acceleration foot-plate; (g)angular acceleration ankle; (h)reaction force 100
Gambar 4.4 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 2 km/jam . 107
Gambar 4.5 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 6 km/jam .. 110
Gambar 4.6 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 10 km/jam 113

Gambar 4.7 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 20 km/jam 116
Gambar 4.8 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan tiap variasi kecepatan berjalan..... 119
Gambar 4.9 Rancangan akhir AFO..... 121

"Halaman ini sengaja dikosongkan"

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Parameter-parameter pada model *spring-mass-damper* [5] 13
Tabel 2.2 Parameter gaya reaksi vertikal [5]..... 15
Tabel 2.3 parameter modifikasi gaya reaksi vertikal [5]..... 15
Tabel 2.4 Berbagai macam AFO[6]..... 23
Tabel 2.5 Gaya-gaya maksimum yang bekerja pada tubuh manusia[8] 39
Tabel 2.6 Kriteria material orthosis[9]..... 47
Tabel 3.2 Parameter *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan dalam perhitungan[11] 74
Tabel 3.3 Spesifikasi material *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan dalam perhitungan[10]…… 75
Tabel 4.1 Parameter *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan dalam perhitungan[11] 80
Tabel 4.2 Data hasil respon sistem AFO..... 92
Tabel 4.3 Data hasil respon sistem AFO dengan variasi kecepatan..... 100
Tabel 4.4 Gaya reaksi pada kecepatan 2 km/jam..... 105
Tabel 4.5 Gaya reaksi pada kecepatan 6 km/jam..... 106
Tabel 4.6 Gaya reaksi pada kecepatan 10 km/jam... 109
Tabel 4.7 Gaya reaksi pada kecepatan 20 km/jam... 112
Tabel 4.8 Gaya reaksi pada tiap variasi kecepatan (gabungan) 115

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Salah satu ilmu tentang gerak makhluk hidup adalah biomekanik. Biomekanik mempelajari keseluruhan gerakan tubuh yang dilakukan oleh anggota gerak atas maupun anggota gerak bawah dengan menggunakan ilmu mekanika, yaitu gaya dan pengaruhnya. Salah satu gerakan anggota gerak bawah manusia (human gait) yang sederhana dan mendasar adalah gerakan yang dilakukan oleh kaki manusia. Gerakan kaki antara lain berdiri (*standing*), berjalan (*walking*), berlari (*running*), dan melompat (*jumping*). Gerakan kaki manusia merupakan gerakan gabungan antara sendi yang saling berhubungan antara satu sendi dengan sendi yang lain. Pergerakan sendi pada kaki manusia disebut sebagai pergerakan anggota gerak bawah.

Anggota gerak bawah tubuh menjadi hal penting bagi manusia dalam melakukan aktivitas sehari-hari, khususnya pergerakan (moving). Tetapi bilamana salah satu atau bahkan kedua anggota gerak bawah mengalami keterbatasan maka akan mengakibatkan terganggunya berbagai aktivitas kehidupan sehari-harinya. Keterbatasan ini dapat terjadi akibat 2 faktor yaitu suatu penyakit dan cedera sendi yang biasanya terjadi pada atlet. Faktor penyakit yang menyebabkan keterbatasan tersebut umunya terjadi pada penderita stroke yang dikenal dengan penyakit *Hemiplegic* dan menyebabkan banyak masalah pola berjalan. *Hemiplegic* ciri-cirinya yaitu penurunan kecepatan berjalan, pola berjalan yang asimetris, peningkatan energy, dan penurunan fungsi otot [1]. Sedangkan untuk faktor cedera sendi, digunanakan sebagai *injury prevention tool* untuk para atlet, yaitu untuk mengurangi nyeri dan membantu berjalan para atlet[2] . Seseorang yang mengalami keterbatasan karena 2 faktor tersebut akan

mengalami peningkatan pengeluaran energy saat berjalan hampir sebesar 89% dibanding dengan pejalan kaki normal. Dalam mengatasi keterbatasan tersebut, diperlukan alat bantu untuk angota gerak bawah yang dikenal dengan *Ankle Foot Orthosis (AFO).* Oleh karena itu adalah sangat penting untuk merancang orthosis dengan aspek biomekanis yang memungkinkan mereka berjalan layaknya manusia normal.

Berdasarkan hal yang telah diuraikan di atas, permasalahan yang harus lebih didalami untuk dilakukan analisa lebih lanjut yaitu mengenai bagaimana melakukan perancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang khusus untuk penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dengan menggunakan aspek biomekanis. Pengujian *Ankle Foot Orthosis (AFO)* berdasarkan parameter dan karakteristik dinamisnya serta variasi nilai stiffnes dan redaman agar dapat diketahui respon dari objek yang diuji terhadap beban yang dikenakan. Sehingga dibutuhkan suatu sistem yang dapat merepresentasikan beban dinamis pada *Ankle Foot Orthosis (AFO)* untuk menguji dan mengetahui bagaimana rancangan yang ideal dan memberikan kenyamanan pada pengguna sesuai dengan aspek biomekanis. *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang akan dirancang memiliki sistem translasi, dimana merupakan sistem yang cukup sederhana namun mampu memenuhi kriteria untuk pengujian *modal analysis.* Dengan sistem yang cukup sederhana tersebut, diharapkan alat ini mampu dan mudah untuk dapat direalisasikan dan tidak memakan banyak biaya dalam proses pembuatannya.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana design atau rancangan dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dengan aspek biomekanis pada

sampel pengguna penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet ?

2. Bagaimana karakteristik dinamis dari rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang dirancang ?
3. Bagaimana respon dinamis dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang akibat variasi nilai koefisien redaman dan *stiffness* ?

1.3 Tujuan

Adapun tujuan dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Membuat design atau rancangan dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dengan aspek biomekanis pada sampel pengguna penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet.
2. Mengetahui karakteristik dinamis dari rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang dirancang.
3. Menganalisis respon dinamis dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang akibat variasi nilai koefisien redaman dan *stiffness.*

1.4 Batasan Masalah

Adapun beberapa batasan masalah yang diambil dalam tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Pengambilan data dilakukan pada pengguna dengan tinggi $\pm$165 cm dan berat tubuh rata-rata 65 Kg.
2. Pengukuran dilakukan terhadap pengguna AFO saat gerakan jalan tanpa adanya beban tambahan.
3. Orthosis yang dimodelkan adalah jenis *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dengan *fluid damper*
4. Parameter untuk pengujian diperoleh dari jurnal.
5. Parameter untuk dimensi yang berhubungan dengan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan, diperoleh dari jurnal.

6. Perancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* diutamakan pada fungsi atau fenomena dinamis.
7. Sistem hanya bergerak secara translasi ke arah vertical.
8. Material struktur pendukung *Ankle Foot Orthosis (AFO)* homogen.

1.5 Manfaat

Adapun manfaat dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

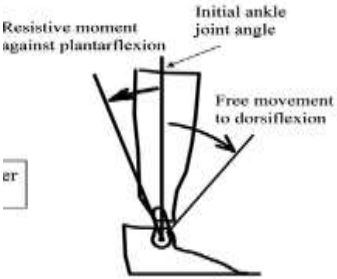
1. Mengetahui hasil analisis dari pemodelan dan penganalisisan yang dilakukan sehingga dapat dijadikan data acuan untuk pengembangan selanjutnya.
2. Memberikan informasi pengaruh perubahan nilai kecepatan orang berjalan.
3. Memberikan informasi pengaruh perubahan nilai kekakuan dan redaman sehingga didapat rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang nyaman bagi pengguna.
4. Memberikan informasi mengenai respon dinamis dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang akibat variasi nilai koefisen kekakuan dan redaman, sehingga dihasilkan konstruksi *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang nyaman bagi pengguna.

BAB II
DASAR TEORI

2.1 Penelitian Terdahulu

Tahun 2005, S.Yamamato[3] melakukan penelitian mengenai perkembangan *ankle foot orthosis (AFO) with oil damper* untuk penderita hemiplegic. Oil damper berfungsi untuk menyediakan moment resistif untuk gerakan *plantarflexion* sendi ankle pada awal kondisi berdiri. Besarnya momen ini dihasilkan oleh AFO yang bisa diubah secara mudah untuk menyesuaikan dengan kebutuhan penderita. Penelitian yang dilakukan ini menggunakan beberapa spesifikasi yaitu : AFO yang sudah disambungkan dengan sendi ankle dan menghasilkan kemampuan gerakan inversi/eversi, sudut sendi ankle awal AFO disesuaikan antara range 0°- 8° *dorsiflexion*, sudut *dorsiflexion* > 308° dari sudut sendi ankle awal, dan AFO tidak menghasilkan moment *dorsiflexion*, untuk sudut *plantarflexion* > 10° dari sudut sendi ankle awal. AFO menghasilkan moment resistif *plantarflexion* yang besarnya antara 5-20 Nm per 108 *plantarflexion.* Design untuk AFO ditunjukkan pada gambar 2.1a, diagram skematiknya pada gambar 2.1b, design khusus sendi ankle pada gambar 2.1c, dan fleksibilitas AFO bisa dilihat pada gambar 2.1d di bawah ini

Gambar 2.1a. *ankle foot orthosis (AFO) with oil damper*[3]

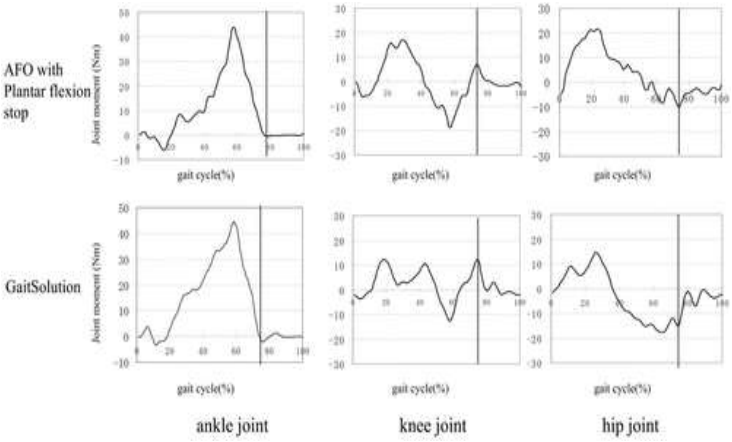


Gambar 2.1b. diagram skematik[3]

Gambar 2.1c. sendi ankle[3]

Gambar 2.1d. penyesuaian momen resistif dengan rotasi sekrup[3]

Penelitian yang dilakukan melakukan pengujian dengan kecepatan rata-rata 0,353 m/s, 0,408 m/s, dan 0,451 m/s yang ditunjukkan pada gambar 2.2 di bawah ini



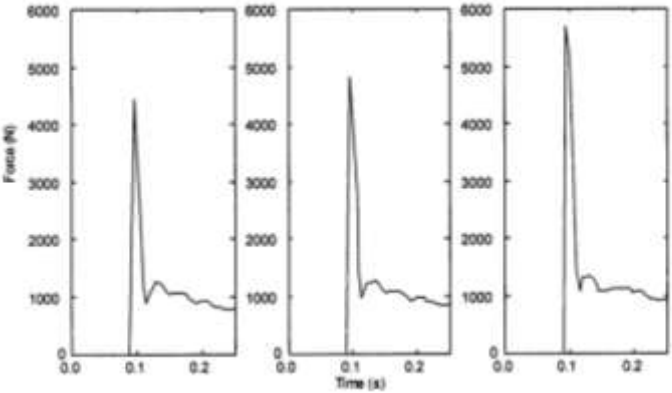
Gambar 2.2 momen sendi[3]

Dari grafik tersebut menunjukkan momen saat berjalan. Sumbu horizontal menunjukkan siklus gaya berjalan mulai dari kontak awal. Sumbu vertikal menunjukkan momen sendi, dengan nilai positif yang menunjukkan *Plantar-flexion*. Perubahan yang ditandai diamati pada momen sendi pinggul. Sebuah momen fleksi besar pada pertengahan sampai akhir diamati saat pasien berjalan dengan GaitSolution. Peak momen besarnya antara 30 Nm- 50 Nm, berfluktuasi di awal gerak namun kemudian stabil sampai melewati 1 periode *gait cycle*.

Tahun 2006, Matthew T.G Pain dan John H Challis[4] melakukan penelitian mengenai pengaruh gaya reaksi tanah (*Ground Reaction Force*) terhadap anggota tubuh bagian bawah. Penelitian ini menggambarkan model massa tubuh bagian bawah dibagi menjadi 3 *rigid linked segments* seperti pada gambar 2.3 yang mempresentasikan gerak translasi non-linear *spring damper*. Parameter-parameter secara sistematis bervariasi pada satu waktu dan efeknya terjadi pada puncak gaya reaksi tanah. Dengan memvariasikan kontanta stiffness pada *heel pad* bahwa ada pengaruh terbesar gaya reaksi yang terjadi pada kaki.

Gambar 2.3 Model massa tubuh bagian bawah[4]

2D model massa tubuh bagian bawah dikembangkan dengan simulasi DADS (Versi 9.00, CADSI) digunakan untuk mensimulasikan respon dari tumit. Model terdiri dari 3 segmen yang mempresentasikan bagian bawah tubuh. Tiap segmen dihubungkan dengan sendi yang dikontrol dengan actuator sendi untuk mensimulasikan gerakan-gerakan otot. Hubungan antara tiap segmen sama dengan *spring dampers*. Grafik yang dihasilkan dari simulasi dapat dilihat pada gambar 2.4 berikut



Gambar 2.4 Gaya reaksi yang dihasilkan[4]

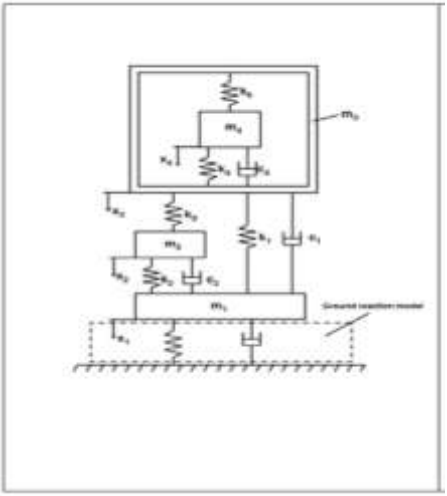
Dari grafik tersebut, dapat diketahui gaya reaksi vertical yang dihasilkan dengan torsi dimulai 5ms setelah impact, waktu impact, dan 5ms sebelum impact. Gaya reaksi vertical puncak terjadi pada 40ms untuk torsi yang dimulai 5ms setelah impact. Waktu mencapai puncak sama untuk semua kondisi, kecuali jika dibandingkan dengan 5ms sebelum impact yaitu terjadi peningkatan gaya reaksi sebesar 28%. Model grafik mengalami peak force namun kemudian stabil. Stiffness pada *heel pad* memperbesar gaya reaksi, tetapi

meningkatkan variasi kinematic. Semakin besar *stiffness* maka gaya reaksi vertical yang dihasilkan semakin besar.

Sedangkan di tahun 2009, Quoc Hung Ly[5] melakukan penelitian mengenai model *spring-damper-mass* pada tubuh manusia supaya menghasilkan gaya reaksi vertikal serta pengaruh karakteristik kekakuan mid-soles/karet sepatu pada impact force. Dia menganalisa bahwa selama pergerakan tubuh manusia, secara berulang terdapat *impact force* yang menyebabkan nyeri dan cedera. Ini adalah salah satu alasan pemodelan dan pengurangan *impact force* sebagai hal yang penting dalam bidang penelitian biomekanik. Dia juga mengamati atlet menyesuaikan kinematic dan kinetiknya dengan cepat ketika berubah dari satu *impact condition* ke *impact condition* yang lain. Tentang pengaruh mid-sole, studi eksperimen ini menyimpulkan bahwa ada korelasi yang kuat antara puncak *impact force* dan penurunan kekakuan karet sepatu. *impact force* dipelajari secara eksperimen dan pengembangan model mekanika dari sistem *body-shoe-ground*. model *spring-damper-mass* berhasil dikembangkan oleh (Alexander, 1998; Cavagna et al,1990; Kim et al,1994; Nig and Anton,1994). Semua itu merupakan model massa non rigid tubuh, seperti otot dan jaringan tubuh yang lain. Tubuh manusia terdiri atas bagian-bagian rigid (tulang) dan jaringan tubuh yang melewati jaringan *viscous* dan elastis. Dia juga menggunakan modelnya untuk mempelajari pengaruh massa, rasio massa, konstanta kekakuan dan redaman pada *impact force* yang bekerja. Beberapa tahun kemudian, Zadpoor dan Nikoyan, pada tahun 2006 bekerja sama membawa beberapa hubungan parameter seperti kecepatan, koefisien sebagai fungsi gaya reaksi tanah yang digunakan oleh Liu dan Nig.

Tujuan dari penelitiannya adalah mengembangkan alat untuk design karet sepatu. Penelitian ini difokuskan pada pemodelan impact dari tumit dan memperhitungkan parameter-parameter biomekanik yang terlibat selama impact.

Penelitian yang dilakukan menggunakan 2 model, yaitu Liu and Nig (2000) dengan disempurnakan oleh Zadpoor dan Nikoyan (2007) atau yang dikenal dengan model LNZN dan model baru. Model Liu dan Nigg dapat digambarkan pada gambar 2.5 dan parameter-parameternya ada pada tabel 2.1 dibawah ini



Gambar 2.5. model *spring-mass-damper*[5]

Tabel 2. 1 Parameter-parameter pada model *spring-mass-damper*[5]

m_1 (kg)	m_2 (kg)	m_3 (kg)	m_4 (kg)	k_1 (kN/m)	k_2 (kN/m)	k (kN/m)	k_4 (kN/m)	k_5 (kN/m)	c_1 (kg/s)	c_2 (kg/s)	c_4 (kg/s)
6.15	6	12.58	50.34	6	6	10	10	18	300	650	1900

Persamaan geraknya dapat ditulis sebagai berikut :

$$m_1\ddot{x}_1 = m_1 g - F_g - k_1(x_1 - x_3) - k_2(x_1 - x_2) - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_3) - c_2(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)$$

$$m_2\ddot{x}_2 = m_2 g + k_2(x_1 - x_2) - k_3(x_2 - x_3) + c_2(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)$$

$$m_3\ddot{x}_3 = m_3 g + k_1(x_1 - x_3) + k_3(x_2 - x_3) - (k_4 + k_5)(x_3 - x_4) + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_3) - c_4(\dot{x}_3 - \dot{x}_4)$$

$$m_4\ddot{x}_4 = m_4 g + (k_4 + k_5)(x_3 - x_4) + c_4(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) \qquad (2.1)$$

Dimana:

m_1 = massa rigid tubuh bagian bawah

m_2 = wobbling mass

m_3 = massa rigid tubuh bagian atas

m_4 = wobbling mass

k_1 dan c_1= koefisien stiffness dan redaman 1

k_2 dan c_2= koefisien stiffness dan redaman 2

k_3 dan c_3= koefisien stiffness dan redaman 3

k_4 dan c_4= koefisien stiffness dan redaman 4

k_5 dan c_5= koefisien stiffness dan redaman 5

g = percepatan gravitasi

F_g= gaya kontak vertical

$$F_g = A_e(a\, x_1^b + c\, x_1^d\, x_1^e) \qquad (x_1 > 0) \qquad (2.2)$$

$$F_g = 0 \qquad (x_1 \leq 0) \qquad (2.3)$$

Ini adalah gaya viskoelastik non linear yang menyatakan properti material di bagian tumit, sepatu dan permukaan yang saling berhubungan. Parameter a,b,c,d dan e diasumsikan sebagai spesifikasi sepatu, karena tumit dan tanah tidak berubah selama pengujian. Dua jenis model *shoe-foot* digunakan dalam simulasi, dengan nilai parameter ditentukan oleh pendulum pengujian impact pada tabel 2.2. kecepatan vertical sama sebesar 0,6 m/s dan kontanta $A_e$diambil 2.

Tabel 2. 2 parameter gaya reaksi vertikal[5]

	a	b	c	d	e
Soft shoe	$1.0*10^6$	1.56	$2.0*10^4$	0.73	1.0
Hard shoe	$1.0*10^6$	1.38	$2.0*10^4$	0.75	1.0

	m_1	m_2	m_3	m_4
Velocities	0.6 m/s	0.6 m/s	0.6 m/s	0.6 m/s

Zadpoor dan Nikoyan (2007) menunjukkan beberapa parameter dari model Liu dan Nigg yang dimodifikasi sehingga memberikan hasil eksperimen yang lebih baik. Nilai parameter ini ditunjukkan pada tabel 2.3 di bawah ini

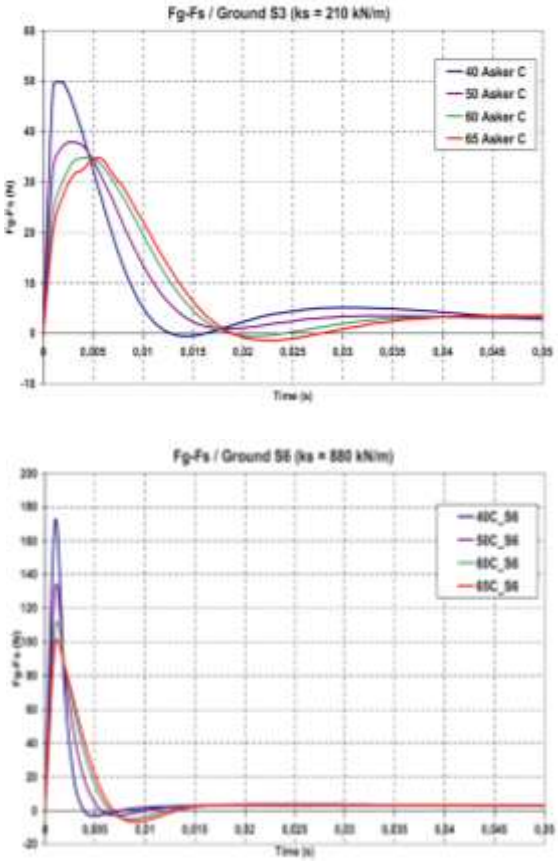
Tabel 2.3. parameter modifikasi gaya reaksi vertikal[5]

	a	b	c	d	e
Soft shoe	$0.6*10^6$	1.56	$2.0*10^4$	0.73	1.0
Hard shoe	$0.6*10^6$	1.38	$2.0*10^4$	0.75	1.0

	m_1	m_2	m_3	m_4
Velocities	0.96 m/s	0.96 m/s	2.0 m/s	2.0 m/s

Pada penelitian ini, ada 4 karet sepatu yang dilakukan pengujian. Bentuknya sama hanya berbeda tingkat kekerasan material midsoles. Pengujian dilakukan dengan menggunakan mesin hydraulic ZWICK ROELL HC25. Input sinusoidal

diaplikasikan pada bagian belakang sol, yaitu sebagai gaya penopang tumit pada awal impact. Untuk gaya reaksi tanah (Fg) bisa dilihat pada gambar 2.6 di bawah ini



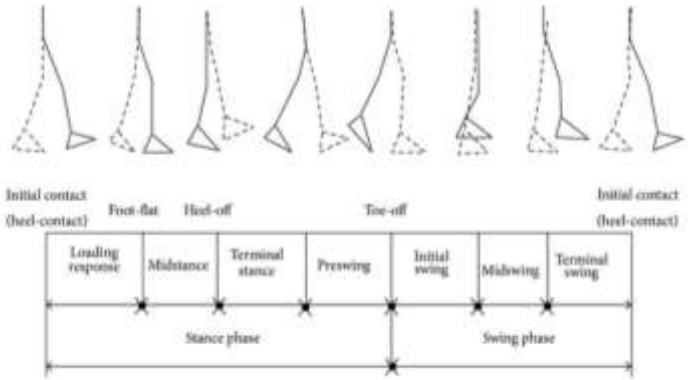
Gambar 2.6. Ground Reaction Force[5]

Hasil dari pengujian ini didapat amplitude beban 1200 N (Fmax = 1400 N, Fmin = 200 N) dan frekuensi 1,5 Hz. Profil GRF secara kontinu berubah sebagai fungsi waktu. Komponen vertical ketika berjalan mempunyai bentuk bimodal yang mempunyai 2 nilai maksimum, yaitu yang pertama antara range waktu (0s - 0,02 s) dan yang kedua antara range waktu (0,1s - 0,15s).

Penelitian terus berkembang, sampai tahun 2011, Kenneth Alex Shorther[6] membahas *gait cycle* berbagai desain AFO untuk *drop-foot*, mekanismenya, dan mengidentifikasi keterbatasan. Seseorang yang menderita stroke dan gangguan neurologis lainnya sering mengalami dorsi-fleksi yang tidak seimbang selama fase ayunan siklus jalan karena kelemahan otot dorsi-flexi.. Ankle foot orthotic (AFO) dipakai untuk mengatasi kelemahan ini. AFO yang ada dirancang dengan berbagai elemen gerakan kontrol seperti pegas, peredam, mekanisme empat bar, aktuator elastik seri, dan sebagainya. AFO yang tersedia secara komersial, memiliki beberapa desain untuk digunakan sebagai alat pakai sehari-hari. Namun, desain dan mekanisme AFO harus memastikan kekompakan, ringan, rendah noise, dan efisiensi tinggi.

Stroke dianggap sebagai penyebab utama kecacatan di seluruh dunia. Seseorang yang menderita stroke dan gangguan neurologis lainnya telah mengurangi kapasitas berjalan, yang memiliki dampak besar pada kehidupan sehari-hari. Berbagai kerusakan pada sistem otot saraf, adanya spastisitas, kontraktur, dan kelemahan juga dapat mengakibatkan penurunan kecepatan jalan, kenaikan energi, dan peningkatan

risiko terjatuh. Penyebab utama gangguan *muskuloskeletal* adalah kelemahan *fleksor plantar* dan otot *dorsiflexer*. Kelemahan otot *fleksor plantar* akan mengakibatkan berkurangnya daya dorong dan kenaikan energi penderita karena sebagian besar daya dalam berjalan dihasilkan oleh pergelangan kaki. Seseorang dengan kelemahan otot dorsal tidak mampu mengangkat kaki pada *midswing* karena kekurangan dorsi-fleksi, hal ini menyebabkan turunnya kecepatan berjalan, memperpendek panjang langkah, dan berisiko tinggi tersandung. Gambar 2.7 menunjukkan berbagai macam fase berjalan. Selain stroke, orang-orang dari bisa menderita kelemahan otot karena trauma, cedera otak, cedera tulang belakang, dan sebagainya.



Gambar 2.7. *Gait Cycle*[6]

Perawatan dengan *orthosis* adalah hal yang paling umum. Selain itu, otot *fleksor plantar* tidak terpengaruh, Itulah sebabnya sebagian besar alat *orthosis* pergelangan kaki

didesain untuk pencegahan *drop-foot*. Secara umum, ada tiga jenis perangkat AFO, yaitu perangkat pasif, perangkat semi aktif, dan perangkat aktif. Perangkat AFO pasif tidak terdiri dari elemen listrik atau elektronik atau sumber listrik apapun. Perangkat ini terdiri dari elemen mekanis seperti peredam atau pegas untuk mengendalikan gerak kompleks kaki pada pergelangan kaki. Perangkat AFO semiaktif memvariasikan fleksibilitas sendi pergelangan kaki dengan menggunakan kontrol komputer. AFO aktif terdiri dari sumber daya, sistem kontrol, sensor, dan aktuator. Di antara perangkat ini, AFO pasif adalah perangkat pakai sehari-hari yang paling populer karena daya tahan dan desainnya yang tidak terlalu rumit.

Perangkat *orthosis* kaki pasif AFO terdiri dari elemen mekanis seperti pegas atau peredam untuk mengendalikan gerak sendi pergelangan kaki saat berjalan. AFO biasanya dibuat dari bahan mudah dibentuk,termoplastik ringan, dan mencakup bagian dorsal kaki dan bagian bawah kaki. Desain AFO ini bervariasi dari yang sangat kaku hingga fleksibel. AFO dengan pergelangan kaki kaku menahan pergelangan kaki dalam posisi tetap, dan mempertahankan jarak antara kaki depan dan tanah. Namun, jika AFO terlalu kaku maka menyebabkan momen fleksi lutut yang berlebihan saat melakukan respon loading yang mengakibatkan ketidakstabilan berjalan. Karakteristik AFO ini bergantung pada material dan bentuk geometris. Serat karbon juga merupakan tipe pegas AFO dan mampu meningkatkan gaya berjalan secara signifikan dengan menyimpan energi selama deformasi dan meningkatkan tekanan selama percobaan. Penelitian yang berbeda telah menunjukkan bahwa serat

karbon AFO dapat menurunkan pengeluaran energi pada penderita.

Beberapa elemen kontrol gerakan yang digunakan pada AFO dapat dijelaskan berikut:

Pegas. Sebuah studi oleh Palmer telah menunjukkan bahwa fungsi pergelangan kaki dapat dianggap sebagai pegas torsi linier selama *plantarflexion*. Pada kebanyakan AFO, pegas digunakan untuk membantu gerakan *plantarflexion*, mencegah kaki tersandung dan dalam beberapa kasus membantu dorsi-fleksi. Pada AFO konvensional, sendi engsel terdiri dari pegas untuk menahan atau membantu gerakan pergelangan kaki. Yamamoto dkk. mengembangkan AFO yang disebut "bantuan dorsi-fleksi yang dikendalikan oleh pegas". AFO untuk pasien hemiplegia untuk mencegah *drop-foot*. Pegas di bagian *posterior tibialis* menghasilkan momen penahan *plantarflexion* saat mengenai tumit dan mencegah *foot-slap*. Hal ini mampu memberikan momen dorsifleksi sebesar 2-17 Nm per 10 derajat plantarflexion. Kekakuan dari AFO dapat diubah dengan mengubah pegas dengan koefisien yang berbeda.

Aktuator elastik seri (SEA) menyerupai sumber torsi pada persendian. Unsur elastis digunakan secara seri dengan motor DC untuk membuat aktuator ini. Dengan mengubah defleksi elemen elastis, gaya keluaran dapat diubah. Sistem kontrol digunakan untuk menggerakkan motor dengan gaya output yang diinginkan. Aktuator ini memiliki impedansi yang sangat rendah, kekuatan kontrol bandwidth yang baik, toleransi goncangan, gesekan rendah. Selain itu, dapat

memberikan bantuan *plantarflexion* dan *dorsiflexion* dan juga mampu mengendalikan impedansi sendi pergelangan kaki. Karakteristik ini menguntungkan untuk berbagai aplikasi seperti suspensi adaptif, lengan robot, *exoskeleton*, robot berkaki, dan perangkat *orthotic*.

Elemen Pneumatik Pasif,mengembangkan elemen mekanik pasif, yang memiliki elastisitas dan viskositas variabel. Bahan elemen ini ringan dan elemen itu sendiri berukuran kecil. Hal ini dimungkinkan untuk mengubah impedansi mekanis elemen ini dengan menyesuaikan tekanan vakum yang diterapkan. Karakteristik ini membuat elemen pneumatik pasif lebih nyaman dibanding elemen aktif robot yang dapat dipakai seperti rem elektromagnetik, rem magnetorheologi atau rem elektrorheologis, dan sebagainya.

Oil damper. *Oil damper* adalah salah satu jenis shock absorber hidrolik yang menggunakan hambatan hidrolik. Yamamoto dkk. mengembangkan *Oil damper* hidrolik kecil yang ringan untuk memberikan torsi resistif *plantarflexion* pada sendi pergelangan kaki. *Oil damper* mampu menyerap *shock* saat mengenai tumit dan memberikan redaman saat respon *loading*.

Desain perangkat *orthosis* memerlukan pertimbangan dinamika anggota gerak bawah, yang membuatnya lebih menantang daripada merancang perangkat prostetik. Untuk pengobatan *drop-foot*, AFO yang ideal harus mengkompensasi kelemahan otot *dorsiflexer* dengan mencegah gerakan *plantarflexion* yang tidak diinginkan pada pergelangan kaki tanpa mempengaruhi pergerakan normal. AFO harus memberikan ketahanan untuk mencegah *foot-slap*, dan ketahan

besar terhadap plantarflexion selama fase ayun untuk mencegah *foot-drop*. Harus ada ketentuan penyesuaian sudut awal yaitu 0 sampai 8°. Pada arah *dorsoflexion*, sendi seharusnya tidak memberikan momen resistif dan sudut rentang gerak harus lebih dari 30° dari sudut pergelangan kaki awal. Dalam arah *plantarflexion*, AFO harus menghasilkan momen resistif dan harus disesuaikan yaitu 5 sampai 20 Nm per 10 ° *plantlofleksion*.

Kekakuan sendi pergelangan kaki harus dijaga dengan baik; Jika tidak maka hal itu bisa menghambat aktivitas fungsional penderita. Jika AFO kurang kaku, momen resistif *plantarflexion* tidak cukup untuk menahan kaki. Sebaliknya, jika AFO terlalu kaku, ia akan melawan *plantarflexion* pergelangan kaki saat kontak awal sehingga menghailkan momen lutut yang berlebihan. AFO dengan kekakuan tinggi juga menghalangi dorsi-fleksi pergelangan kaki selama posisi berdiri yang menyebabkan ketidakstabilan dan penurunan kecepatan berjalan.

AFO harus berukuran ringan untuk memudahkan pemakaian sehari-hari. AFO bertenaga harus memiliki aktuator, sumber tenaga portabel dan penyediaan penyesuaian dengan perubahan kondisi penderita. Tabel 2.4 menyajikan ringkasan berbagai AFO:

Tabel 2.4 Berbagai macam desain AFO[6]

AFO type	Weight	Active joint element	Locking/ assistive moment mechanism	Maximum resistive moment	Advantage	Disadvantage
Dream brace [31]	0.35 Kg	One-way frictional clutch	Resistive	1.6–1.8 Nm for small and medium size	Light weight, compact	Fixed resistance in plantarflexion direction throughout the gait cycle
AFO with oil damper [27]	0.40 Kg	Oil damper	Resistive	5–20 Nm per 10° of plantarflexion	Adjustability of initial angle and stiffness, lightweight	Resistive torque cannot be modulated
AFO with passive pneumatic element [28]	—	Passive pneumatic element	Resistive	4 Nm	Compact, lightweight, variable motion control	Difficult to adjust the constraint force
University of Illinois AFO [10]	1 Kg	Cam lock mechanism	Locking	—	Energy harvesting capacity, variable motion control	Bulky size, no resistance during loading response
Okayama University AFO [29]	0.06 Kg	Pneumatic actuator	Assistive	2 Nm	Energy harvesting capacity, untethered	Bulky size, small assistive torque
iAFO [40]	1.3 Kg	MR damper	Resistive	5 Nm at 20°/s angular velocity	Different modes of rigidity during gait cycle, smaller power system required, untethered	Heavy, control setting needs skilled physician
AFO with MR brake [30]	1.6 Kg	MR brake	Resistive	24 Nm	Large braking torque, modulation of stiffness in different phases of gait	Heavy, tethered and high energy consuming
Hainmal AFO [32]	—	MR damper	Resistive	—	Responds to change of surface condition, simple and untethered design, only three control parameters	Bulky, not capable of producing assisting torque
AFO with CMRFB [41]	0.99 Kg	Compact MR fluid brake and a spring unit on the ankle joint	Resistive	10 Nm	Lightweight, compact, better motion control	Tethered, complex mechanism
AFO with SEA [34]	2.6 Kg	Series elastic actuator	Assistive	—	Adjustable ankle impedance, provides both plantarflexion and dorsiflexion assistance	High weight, tethered
AAFO with SEA [42]	—	Series elastic actuator	Assistive	—	Plantarflexion and dorsiflexion motion control, adjustable impedance	Bulky size, tethered

AAFO [40]	1.3 Kg	MR damper	Resistive	5 Nm at 20°/s angular velocity	Different modes of rigidity during gait cycle, smaller power system required, untethered	Heavy, control setting needs skilled physician
AFO with MR brake [39]	1.6 Kg	MR brake	Resistive	24 Nm	Large braking torque, modulation of stiffness in different phases of gait	Heavy, tethered and high energy consuming
Hybrid AFO [38]	—	MR damper	Resistive	—	Responds to change of surface condition, simple and untethered design, only three control parameters	Bulky, not capable of producing assisting torque
AFO with CMRFB [41]	0.99 Kg	Compact MR fluid brake and a spring unit on the ankle joint	Resistive	10 Nm	Lightweight, compact, better motion control	Tethered, complex mechanism
AFO with SEA [34]	2.6 Kg	Series elastic actuator	Assistive	—	Adjustable ankle impedance, provides both plantarflexion and dorsiflexion assistance	High weight, tethered
AAFO with SEA [42]	—	Series elastic actuator	Assistive	—	Plantarflexion and dorsiflexion motion control, adjustable impedance	Bulky size, tethered

Penjelasan untuk berbagai jenis AFO pada tabel 2.4, adalah sebagai berikut :

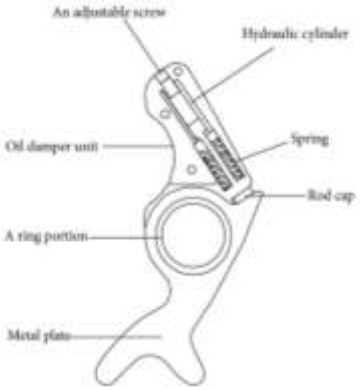
1. *Dream Brace*

Perusahaan ORTHO, Jepang, pertama kali mengembangkan "dream brace," yang fungsinya memberikan gerakan pergelangan kaki sesuai siklus berjalan. Elemen aktif untuk mekanisme inovatif yang digunakan pada AFO ini adalah kopling bearing friksi satu arah. Sendi ini terdiri dari dua tipe; tipe A dan tipe B. Tipe A sendi memiliki mekanisme *dial rock* dengan tiga pengaturan sudut yang berbeda untuk menyesuaikan plantarflexion pada posisi sudut 13 °, 38 °, atau -7 ° (untuk penjepit lutut), dan sendi tipe B memiliki plantarflexion bebas. Dorsiflexion maksimal 100 ° dan sama untuk kedua jenis persendian. Kekuatan resisten bantalan gesekan adalah tetap dan torsi dapat dipilih dari bagan yang disediakan oleh produsen untuk ukuran yang berbeda. Bobot

penjepitnya kira-kira 350 g dan bahan yang digunakan untuk joint ini adalah SUS304 stainless steel. Selama sentuhan tumit saat kontak awal, gesekan sendi meredam *foot-slap* dengan memberikan ketahanan terhadap *Plantar-flexion*.

2. AFO dengan *Oil Damper*

Kawamura Gishi Co. Ltd., Jepang, memproduksi *Gait solution orthosis* yang dilengkapi dengan pergelangan kaki dengan peredam minyak dan pegas. Yamamoto dkk.mengembangkan AFO berdasarkan beberapa spesifikasi dari penelitian sebelumnya. Di AFO ini, sendi pergelangan kaki yang dirancang khusus dengan mekanisme cam melekat pada sisi lateral pergelangan kaki. Komponen sendi yang ditunjukkan pada Gambar 2.8



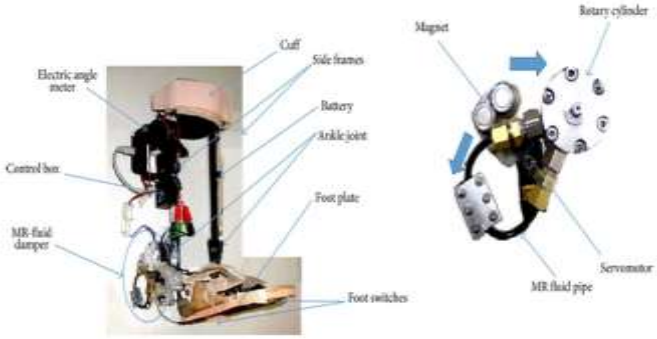
Gambar 2.8. diagram skematis sendi pergelangan kaki AFO dengan peredam minyak[6]

Selama respon *loading*, dengan pergerakan plantarflexion pada pergelangan kaki, piston peredam minyak dipindahkan ke atas untuk memaksa minyak melewati lubang dinding silinder. Orifice membatasi aliran minyak dan memberikan momen *plantarflexion* resistif yang dapat bervariasi dalam kisaran 5 sampai 20 Nm per 10 ° *plantarflexion* dengan memvariasikan diameter lubang dengan bantuan sekrup pengatur di bagian atas minyak peredam. Mekanisme cam mengubah pergerakan rotasi sendi pergelangan kaki menjadi kompresi linier peredam minyak. Peredam minyak hanya membatasi gerak *plantarflexion* dan tidak membantu dorsofleksi. Selama fase *stance*, pegas kecil membantu pergelangan kaki bergerak bebas dalam arah dorsofleksi dan membantu piston kembali ke titik awal dan oli ke silinder melalui katup. Pegas juga memastikan kaki terbuka saat fase ayunan, di bagian bawah piston digunakan untuk mengatur sudut awal di antara 0 ° dan 8 °, yang diperlukan untuk memastikan stabilitas pada fase stance. Kesesuaian kekakuan sendi pergelangan kaki dan sudut pergelangan kaki awal adalah dua hal yang menguntungkan AFO dan yang penting untuk mengendalikan keselarasan tubuh saat berjalan.

3. AFO Menggunakan *Magnetorheological Fluid*

Peneliti dari Osaka University, Jepang, mengembangkan prototipe AFO yang memiliki pergelangan kaki dengan torsi resistansi yang dapat disesuaikan. AFO terdiri dari sepasang pelat kaki yang terbuat dari polimer serat karbon, manset, dan sistem sambungan pergelangan kaki yang resistan terhadap variabel dengan menggunakan cairan *magnetorheologis* (MR). Komponen sendi pergelangan kaki adalah silinder putar,

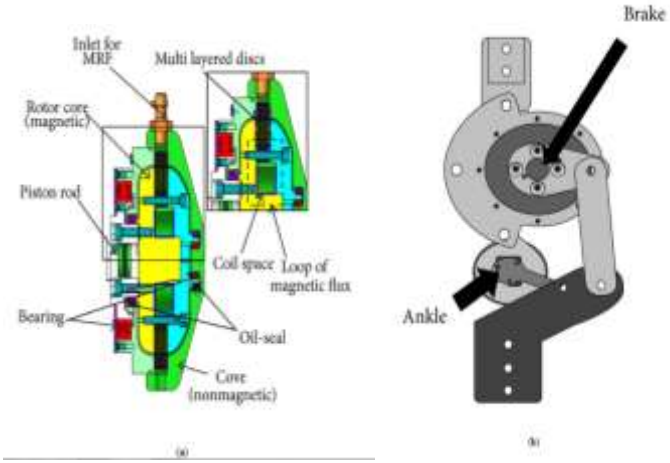
servometer, dan magnet permanen. Silinder rotari dua bilik, dipisahkan oleh baling-baling, diisi dengan cairan MR. Cairan ini mengalir dari satu ruangan ke ruang lain melalui pipa polipropilena. Torsi resistan rotari silinder diubah dengan memvariasikan viskositas cairan MR yang dilakukan dengan mengubah jarak antara magnet dan pipa fluida MR dengan menggunakan servomotor. Sistem kontrol sendi mencakup pengukuran sudut listrik, sensor gaya yang ditempelkan pada solnya di daerah tumit dan kaki depan, kotak kontrol dengan mikroprosesor, dan baterai. Pengukuran sudut dan sensor kaki digunakan untuk mengidentifikasi fase gaya berjalan, sementara pengukuran sudut mengukur sudut vertikal, dan sensor kaki mendeteksi kontak ground. Dari mode 1 sampai mode 4, torsi resistansi berubah dari yang terkecil hingga yang terbesar. Selama fase stance, torsi perlawanan diatur ke mode paling fleksibel untuk memungkinkan gerakan bebas pergelangan kaki. Pada posisi terlambat, sedangkan sudut *shank* adalah 10 ° ke vertikal. Dibandingkan dengan AFO aktif lainnya, AFO ini membutuhkan unit daya yang lebih kecil namun bobot prototipnya harus dikurangi agar menjadikannya perangkat pemakaian sehari-hari. Selain itu, pengaturan kontrol memerlukan seorang ahli untuk penyesuaian.



Gambar 2.9. AFO with *MR fluid damper*[6]

Furusho dkk mengembangkan AFO aktif yang menggunakan rem MR tipe geser untuk mengendalikan gerakan sendi pergelangan kaki. Sistem rem terdiri dari rumahan nonmagnetik yang dipasang pada perangkat *orthosis*, rotor tipe disk yang dilekatkan pada poros (sumbu pergelangan kaki), stator yang menempel pada rumahan, dan koil di sekitar poros (Gambar 2.10 (a)). Mekanisme piston digunakan untuk mencegah kebocoran cairan. Saat arus melewati koil, medan magnet dibuat di sekitar koil yang bekerja pada cairan MR. Modulasi viskositas menghasilkan tegangan geser tinggi dan torsi rem. Sistem ini mampu menghasilkan torsi resistif maksimum 11,8 Nm. Mekanisme ini digunakan untuk memperkuat torsi dan torsi yang diperkuat sebesar 24 Nm (Gambar 2.10 (b)). Sistem kontrol AFO melibatkan potensiometer pada pergelangan kaki untuk mengukur sudut, sensor momen lentur di bagian lateral betis AFO. Selama menyentuh tumit, untuk meredam *shock* dan mencegah *foot-*

slap, torsi pengereman yang diberikan sebanding dengan kecepatan sudut pergelangan kaki. Selama fase berdiri tidak ada torsi yang disediakan untuk memungkinkan gerak bebas dan fase ayun. Rem MR mengkonsumsi daya 3-6 W dan berat AFO adalah 1,6 Kg.



Gambar 2.10. (a) Skematik sistem pengereman[6] , (b) *linkage mechanism*[6]

Kikuchi dkk memperbaiki AFO sebelumnya dengan rem MR dengan mengembangkan rem ketahanan magnetorheologi kompak 5 Nm (CMRFB). AFO baru ini kurang berbobot (990 g) dibandingkan dengan prototipe sebelumnya dan sistem kontrol ditingkatkan. CMRFB baru dapat menghasilkan torsi 10 Nm, yang cukup untuk mencegah penurunan kaki tapi tidak cukup untuk mengendalikan plantarflexion saat melakukan pemuatan. Sebuah unit pegas, pada sendi pergelangan kaki, diperkenalkan pada prototipe

baru untuk memberikan gerakan plantarflexion terkontrol pada pergelangan kaki saat melakukan pemuatan. Mekanisme hati mendorong pegas untuk membatasi pergerakan plantarflexion pada pergelangan kaki. Pada sistem kontrol, switch sensor kaki digantikan oleh accelerometer yang dilekatkan pada strut AFO. Spesifikasi dan sistem kontrol baru AFO menghasilkan pengendalian yang baik dan rasio torsi terhadap kerja yang tinggi.

Svensson dan Holmberg mengembangkan AFO yang memiliki fitur yang dapat disesuaikan untuk kondisi tanah yang berbeda, seperti tangga naik atau menurun atau permukaan miring. Perangkat *orthotic* ini juga menggunakan peredam *magnetorheological* untuk mengendalikan gerak pergelangan kaki (Gambar 2.11). *Orthosis* ini terbuat dari bahan komposit dengan satu sambungan baja di setiap sisi pergelangan kaki. Peredam linier ditempelkan ke sisi posterior kaki dengan sistem penghubung. Sistem kontrol terdiri dari mikroprosesor PIC18F 40 MHz, sensor pengukur sudut dengan konverter AD 10-bit, dan filter rendah, dan semua elektronika dimasukkan ke dalam kotak kecil yang terpasang pada AFO. Perangkat ini juga terdiri dari peralatan khusus, unit Bluetooth untuk mengirim data ke PC, untuk menganalisis kinerja sistem. Sistem kontrol menggunakan sinyal termodulasi pulsa delapan bit untuk mengatur arus peredam sesuai dengan fase gerak jalan yang berbeda. Perangkat ini memiliki empat keadaan redaman. (i) Redam: redaman sedang dasar/alas kaki untuk mencegah *foot-slap*. (ii) Bebas: sangat kecil atau tidak ada redaman selama fase *stance* untuk memungkinkan gerakan bebas. (iii) Kunci: redaman tinggi

untuk mengunci pergelangan kaki saat fase ayunan. (iv) Bebas ke bawah: sangat kecil atau tidak ada redaman saat ayunan dan berdiri ketika gerakan bebas.

Gambar 2.11 AFO dengan *fluid damper*[6]

Kondisi tanah atau situasi berjalan, permukaan miring atau turun, menentukan urutan keadaan ini. Beralih antar keadaan bergantung pada sudut pergelangan kaki. Selama tingkat berjalan, AFO memberikan redaman pada sentuhan tumit, gerakan bebas pada fase *stance*, dan redaman tinggi untuk mengunci gerak pergelangan kaki dalam fase ayunan.

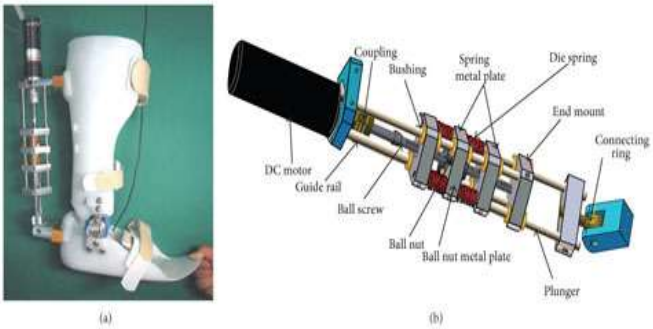
4. AFO dengan Aktuator Elastis Seri

Blaya dan Herr adalah yang pertama menggunakan aktuator elastis seri (SEA) untuk konstruksi AFO. Sebuah aktuator SEA di bagian dorsal, sebuah potensiometer putar di pergelangan kaki, dan enam transduser gaya kapasitif

dipasang pada AFO,*polypropylene* standar untuk membantu gaya berjalan kaki. Motor aktuator SEA dikendalikan oleh komputer, yang mengambil keputusan berdasarkan algoritma kontrol adaptif. Algoritma ini memisahkan siklus jalan menjadi tiga keadaan berbeda, yang terdeteksi oleh sinyal dari pergelangan kaki dan sensor gaya. Dari sentuhan tumit ke tengah, peneliti memodelkan fungsi pergelangan kaki sebagai pegas torsi linier, dan selama periode ini terjadi penyesuaian kekakuan untuk mencegah *foot-slap*.

Hwang dkk. mengembangkan AFO yang menampilkan aktuator elastik seri (SEA), untuk mencegah *drop-foot* dan *foot-slap* (Gambar 2.12 (a)). Struktur dasar AFO terdiri dari sendi pergelangan kaki yang bisa menyebabkan plantarflexion / dorsofleksi bebas. Sistem kontrol AFO mencakup sensor-sensor penginderaan (FSR) yang ditempatkan di permukaan bagian bawah kaki (heel, hallux, dan posisi dasar metatarsal 1 dan 5), potensiometer putar, dan *encoder* yang terpasang pada motor SEA. Prosesor master off-board mendeteksi fase jalan dengan menggunakan sinyal dari sensor dan prosesor slave mengendalikan motor SEA sesuai dengan output prosesor master dan *encoder* (data posisi dan kecepatan motor). SEA menggunakan motor listrik DC, empat pegas kompresi secara seri dengan motor, sekrup bola, mur bola, bushing, dan beberapa komponen lainnya (Gambar 2.12 (b)). Motor DC menggerakkan sekrup bola yang mengubah gerakan putar mur bola. Bergantung pada arah rotasi motor, mur bola bergerak ke depan dan ke belakang pada sekrup bola. Dengan putaran motor, mur bola menggeser dorong pegas kompresi. Pada

gilirannya, pegas kompresi memindahkan pelat logam yang dilekatkan pada plunger output.



Gambar 2.12. (a)AFO dengan SEA[6] , (b) struktur SEA[6]

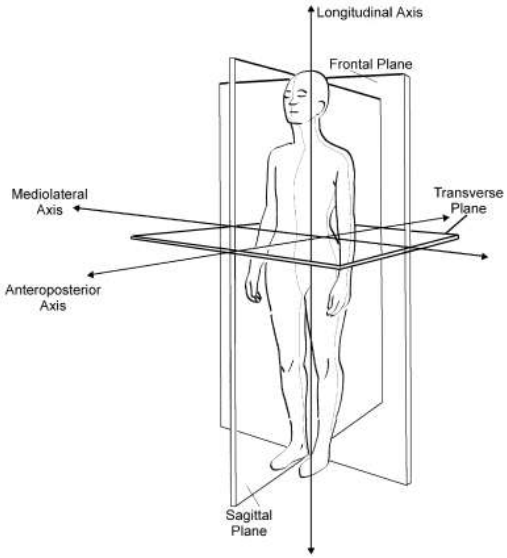
Penelitian ini menunjukkan bahwa, untuk aplikasi pemakaian sehari-hari, perlu dikembangkan AFO yang ringan, kompak, efisien, dan dapat mengakomodasi berbagai fungsional sendi pergelangan kaki dalam satu perangkat. Perangkat *orthotic* pergelangan kaki aktif memiliki potensi untuk digunakan sebagai perangkat pemakaian sehari-hari karena meningkatkan fase jalan secara patologis dengan mencegah *drop-foot* saat fase ayun, memungkinkan gerak pergelangan kaki normal selama fase lainnya, dan membantu proses *push-off* dalam beberapa kasus. Namun, ada hambatan teknologi yang substansial untuk mengakomodasi semua karakteristik ini dalam satu perangkat. Memahami desain dan mekanisme masing-masing AFO sangat penting bagi pengembangan AFO baru yang akan meningkatkan kemampuan berjalan individu dan menjamin kenyamanan juga.

2.2 Biomekanik

2.2.1 Pengenalan Biomekanik Gerakan Manusia

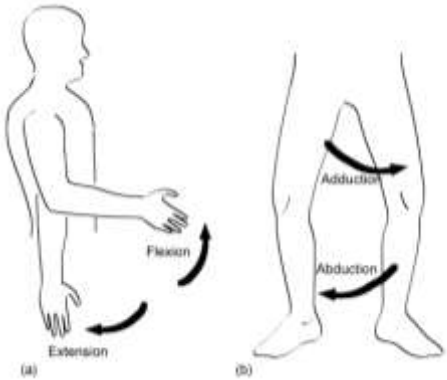
Biomekanik didefinisikan sebagai ilmu yang mempelajari pergerakan manusia dengan menggunakan mekanika. Aplikasi dari biomekanik adalah untuk peningkatan kinerja dan pencegahan serta pengobatan luka [7] . Biomekanik mempunyai 9 prinsip biomekanik dan hubungannya dengan hukum-hukum ilmiah. Kesembilan prinsip biomekanik itu adalah gaya-gerakan, gaya-waktu, inersia, rentng gerak, keseimbangan, coordination-continuum, interaksi segmental, proyeksi optimal dan perputaran.

Salah satu konsep penting dalam biomekanik adalah anatomi manusia. Anatomi mendeskripsikan tubuh manusia relative terhadap posisi anatomi. Posisi anatomi dibagi dalam beberapa segment yang digambarkan di bawah ini



Gambar 2.13. bidang anatomi gerak utama, dan sumbu rotasi[7]

Anatomi juga mempunyai terminology khusus yang mendeskripsikan rotasi utama tulang pada sendi. “Fleksi” menyatakan penurunan sudut sendi di bidang sagittal, sedangkan “ekstensi” gerakan peningkatan sudut sendi. Gerakan menjauh dari garis tengah pada bidang depan disebut sebagai “abduksi”, sedangkan pergerakan kembali ke garis tengah disebut “adduksi”. Gerakan-gerakan tersebut ditunjukkan pada gambar di bawah ini



Gambar 2.14. gerakan fleksi-ekstensi dan gerakan abduksi-adduksi[7]

2.2.2 Mekanika Analisa Gerakan Tubuh Manusia Secara Biomekanik

Secara biomekanik, analisa gerakan tubuh manusia dapat dibagi dalam 2 kategori yaitu kinematika dan kinetika. Kinematika merupakan deskripsi gerakan yang meliputi jarak, kecepatan dan percepatan tanpa ada hubungannya dengan gaya. Secara kinematika, terbagi lagi menjadi 2 bagian yaitu linear dan angular. Gerakan angular terjadi ketika semua bagian tubuh bergerak melewati sudut yang sama tetapi tidak mengalami perpindahan linear yang sama. Pada pembahasan sudut sendi seperti pada lutut dan pergelangan kaki, menggunakan sudut absolut untuk menghitung sudut-sudut sendi yang sangat berguna untuk para dokter dan lainnya yang tertarik dalam fungsi sendi [8].

Berdasarkan sudut absolut antara paha dan badan, sudut panggul dapat dirumuskan sebagai berikut

$$\theta_{hip} = \theta_{thigh\ absolute} - \theta_{trunk\ absolute}$$

Dimana, bila θ_{hip} berharga positif terjadi gerakan fleksi, sedangkan bila θ_{hip} berharga negative maka terjadi gerakan ekstensi. Jika 0, maka paha dan tubuh secara vertical ada dalam satu garis yang sama. Untuk sudut lutut, dihitung dengan menggunakan sudut antara paha dan kaki, sehingga dapat dirumuskan sebagai berikut

$$\theta_{knee} = \theta_{thigh\ absolute} - \theta_{leg\ absolute}$$

Di dalam penggerak tubuh manusia, sudut lutut selalu positif dan harganya bervariasi dari 0°-50° selama fase berjalan dan dari 0°-80° selama fase berlari. Karena sudut lutut selalu positif, maka lutut selalu melakukan gerakan fleksi. Sudut pergelangan kaki dapa dihitung dengan formulasi sebagai berikut

$$\theta_{ankle\ joint\ angle} = \theta_{leg} - \theta_{foot} + 90^o$$

Penambahan sudut 90° membuat sudut pergelangan kaki berosilasi di sekitar 0° . jika sudut positif, menyatakan *dorsi-flexion* sedangkan jika negative menyatakan *plantar-flexion.* Sudut pergelangan kaki berosilasi sekitar 20° selama fase berjalan dan sekitar 35° selama fase berlari. Untuk diagram skematik sudut sendi yang sudah dibahas sebelumnya, dapat dilihat pada gambar di bawah ini

Gambar 2.15. sudut absolut pada paha, lutut, pergelangan kaki[8]

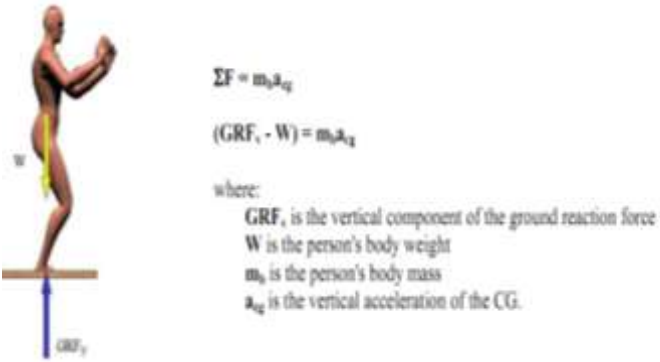
Secara Kinetik, biomekanik focus pada gaya-gaya yang bekerja pada sistem. Berikut adalah nilai-nilai maksimum gaya yang bekerja pada tubuh manusia dalam beberapa pergerakan tubuh. Jenis-jenis gaya yang bekerja pada tubuh manusia dibagi dalam *contact force* dan *non-contact force*. *contact force* dihasilkan dari interaksi langsung antara 2 benda. *contact force* pada gerakan tubuh manusia dibagi dalam gaya rekasi lantai(GRF), gaya reaksi sendi, gesekan, hambatan udara, gaya inesia, gaya otot dan gaya elastis.

Tabel 2.5. Gaya-gaya maksimum yang bekerja pada tubuh manusia[8]

Activity	Relative Force (N/BW)
Squat jumpt	1.4-8.3
Countermovement	2.2
Hopping	1.5-5.4
Landing on hard surface from 0.45m	5-7
Dismount from horizontal bars	8.2-11.6
Single leg landing,double back	9.3-10.6
Basketball rebound landing	1.3-6.0
Vertical jump, hard surface	>3
Vertical jump, soft surface	2
Hop	7-10
Step	8-12
Jump	7.1-12.2
Basketball jump shot, vertical	2.6
Basketball jump shot, horizontal	0.5

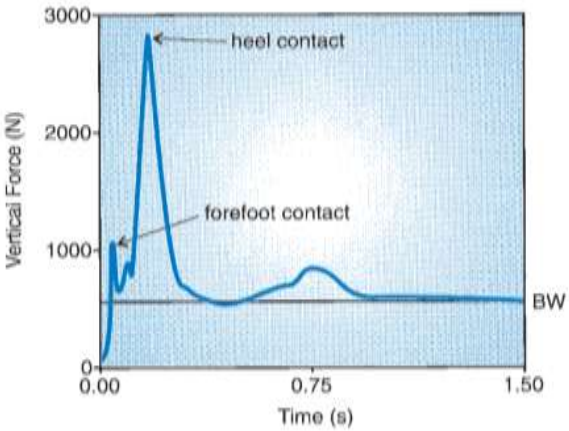
Walking (vertical)	12.5
Compressive forces in the ankle joint	3-5.5
Reaction forces in the ankle joint	3.9-5.2
Reaction forces in the subtalar joint	2.4-2.8
Running (vertical)	2-3.5
Bone on bone force in the ankle joint	13
Patellar tendon force	4.7-6.9
Patellafamoral force	7.0-11.1
Plantar fascia force	1.3-2.9
Achilles tendon forces walking	3.9
Achilles tendon forces running	7.7

Gaya reaksi lantai (GRF) adalah gaya reaksi yang timbul pada permukaan karena salah satu yang bergerak. Semua permukaan yang berinteraksi satu sama lain akan menimbulkan gaya reaksi. Seseorang yang melakukan pijakan ke lantai (memberikan aksi) akan menimbulkan gaya reaksi dari lantai yang besarnya sama namun arahnya berlawanan, gaya reaksi itulah yang disebut dengan gaya reaksi lantai (GRF). Gambar untuk GRF dapat dilihat pada gambar 2.16 di bawah ini dan Rumus untuk GRF adalah sebagai berikut.



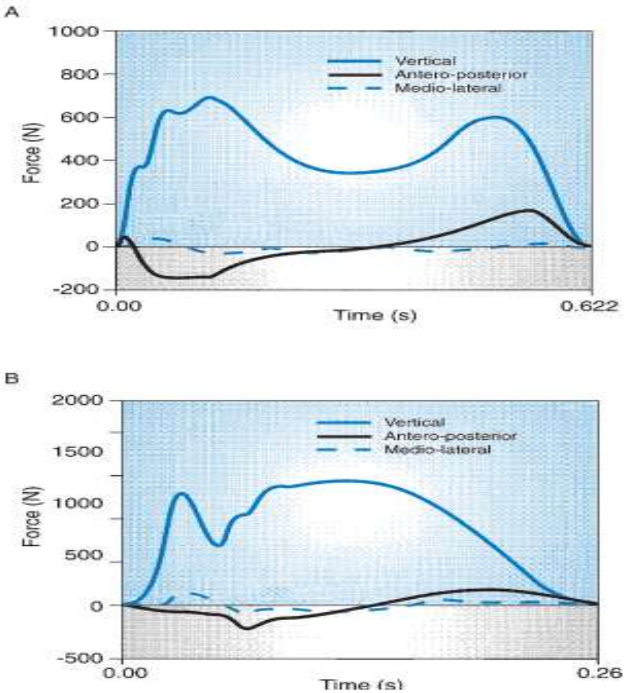
Gambar 2.16 Ground Reaction Force[8]

Grafik komponen vertical dari salah satu kaki saat posisi berdiri digambarkan di bawah ini. Hanya komponen vertical yang dinyatakan karena nilainya lebih besar dari komponen-komponen yang lain. Di dalam grafik tersebut, puncak pertama menyatakan hubungan awal lantai dengan kaki depan. Puncak kedua adalah hubungan tumit dengan permukaan lantai. Secara umum, puncak kedua lebih besar dari puncak pertama. Setiap orang biasanya mempunyai 1 puncak impact. Grafi tersebut adalah sebagai berikut



Gambar 2.17. Grafik gaya vertical lantai (GRF) [8]

Profil GRF secara kontinu berubah sebagai fungsi waktu. Besarnya komponen GRF selama berlari lebih besar dari pada berjalan. Komponen vertical GRF lebih besar dari komponen-komponen yang lain dan sudah mendapat banyak perhatian oleh pakar-pakar biomekani. Ketika berjalan, komponen vertical mempunyai nilai maksimum 1-1,2 BW, dan ketika berlari, nilai maksimumnya 2-5BW. Komponen vertical ketika berjalan mempunyai bentuk bimodal yang mempunyai 2 nilai maksimum. Puncak modal pertama terjadi selam 1 ½ pendukung dan mencirikan bagian dari pendukung ketika total tubuh diturunkan setelah kontak kaki. Gaya naik di atas BW. Puncak kedua menyatakan dorongan aktif yang melawan lantai untuk bergerak ke langkah selanjutnya. Grafik untuk GRF selama berjalan dan berlari ditunjukkan pada gambar di bawah ini



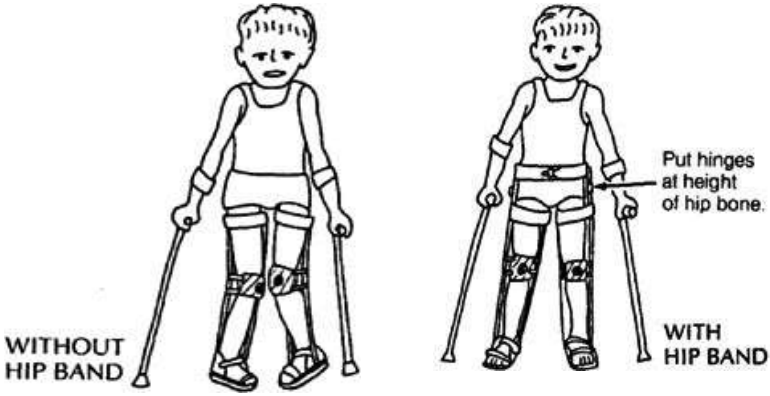
Gambar 2.18 GRF ketika (A) Berjalan (B) Berlari[8]

2.3 Tentang Orthosis

2.3.1 Definisi dan Fungsi Orthosis

Tujuan utama dalam penggunaan *orthosis* adalah untuk memperbaiki postur dan kontraktur otot, untuk mendukung posisi sendi normal, dan memfasilitasi atau meningkatkan fungsi gerak [9]. Prinsip, manfaat, dan tujuan *orthosis* adalah

- Memperbaiki deformitas
  Orthosis bisa diresepkan untuk mencegah kelainan bentuk atau deformitas yang mungkin terjadi peningkatan deformitas saat tidak dilakukan latihan. Pada penderita untuk penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dapat diatasi dengan penggunaan *orthosis.*
- Untuk kontaktur pada lutut dan panggul CP Spastik dapat diatasi dengan mendorong bagian pantat. Pada lutut yang menekuk kedepan dapat diberi strap yang menarik lutut ke belakang.
- Mendukung posisi sendi dan gerak normal
  Solid *orthosis* memiliki kesempatan lebih besar untuk mencapai tujuan ini dibandingkan *orthosis* besi konvensional karena dapat menutup seluruh sisi. Prinsip ini dalam medis disebut "*tone reduction*" atau pengurangan kontraktur. Posisi yang benar lebih penting dibanding penambahan tekanan pada titik terpilih dalam mengurangi kontraktur. Jika secara konstan kaki dikontrol dengan *orthosis* kontrol otot dan kekuatan kaki akan meningkat



Gambar 2.19 Kontrol Sendi Pada CP Spastik[9]

- Memfasilitasi fungsi gerak.
  Orthotic tidak boleh membatasi penderita, tetapi perlu mendorong fungsi gerak. Terapis perlu untuk menilai secara teliti kesesuaian dan fungsi dari *orthosis*. Perubahan pada *orthosis* dibutuhkan seiring perubahan kemampuan dan fungsi otot penderita, sehingga pastikan kebutuhan alat dan tidak menghambat perkembangan penderita.

2.3.2 Material Orthosis

Banyak variasi material yang digunakan dalam pembuatan AFO. Secara tradisional, *steel* masih digunakan dengan pembungkus berbahan kulit. Material besi mungkin masih digunakan, namun banyak material terbaru yang dapat dikembangkan untuk desain yang lebih baik, lebih kuat, meningkatkan daya tahan dan memperindah penampilan. Material tersebut harus memenuhi kriteria untuk menentukan kesesuaian penggunaannya. Karakteristik utama yang layak untuk material *orthosis* adalah:

Tabel 2.6 Kriteria material orthosis[9]

Aspek Material	**Keterangan**
Strength	Beban eksternal maksimum yang dapat Ditahan
Stiffness	Regangan atau kekuatan untuk perpindahan rasio
Durability resistance)	Kemampuan untuk menahan beban terus menerus
Density	Berat per satuan volume
Corrosion resistence	Ketahanan dari pengikisan kimiawi
Ease of fabrication	Pengaplikasian dan teknik pembentukan

2.3.3 Jenis-jenis Orthosis

Orthosis dibagi dalam 3 jenis, berdasarkan atas bagian dari tubuh manusia, yaitu:

a. *Orthosis* anggota gerak atas,

Orthosis ini diberikan kepada orang yang mengalami kecacatan atau kelumpuhan pada anggota gerak atas yaitu lengan dan tangan. *Orthosis* untuk orang sakit, penyakit tersebut misalnya *stroke, osteoarthritis, cerebral palsy*.

Fungsi *Orthosis* yang lain sebagai alat koreksi kecacatan agar dapat meningkatkan luas garak sendi, dan sebagai immobilitation pada masa pemulihan setelah operasi.

Contoh:

1. *Static cock up splint* yang digunakan pada tangan yang mengalami drop hand yang memungkinkan jari-jari tangan tidak dapat digerakan.
2. *Cock up slint dynamic* yang digunakan pada tangan yang mengalami drop hand yang memungkinkan jari-jari tangan dapat digerakan.
3. *Elbow brace* yang digunakan untuk penguat sendi siku, orthose pada AGA.
4. *Arm corset* yang digunakan untuk stabilitasi lengan bawah karena fracture.
5. *Night splint* yang digunakan untuk tangan yang mengalami drop hand tetapi digunakan pada malam hari.

b. *Orthosis* anggota gerak bawah,

Orthosis ini diberikan kepada orang yang mengalami kecacatan atau kelumpuhan pada anggota gerak bawah yaitu paha, betis dan kaki.

Contoh:

1. *HKAFO (hip knee ankle foot orthose)* yang digunakan pada anggota gerak bawah yang seluruhnya mengalami kelayuan.
2. *KAFO (knee ankle foot orthose)* yang digunakan pada pasien dengan kelainan panjang tungkai dan polio.
3. *AFO (ankle foot orthose)* yang digunakan untuk koreksi kecacatan pada daerah ankle dan foot yang mengalami drop foot.
4. *FO (foot orthose)* yang digunakan untuk koreksi kecacatan pada telapak kaki.
5. *Orthopaedic shoes* yang digunakan untuk mengoreksi kelainan kaki yang cacat,seperti flat foot, menetralisir dari kaki yang mengalami valgus atau varus.

c. *Orthosis* untuk orang sehat,

Orthose untuk orang yang sehat seperti deker lutut, deker ankle, dan corset.

d. Alat bantu mobilisasi,

Alat bantu mobilisasi seperti crutch, walker, kursi roda, dan *three foot*.

2.3.4 *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

Sesuai dengan namanya, yang dimaksudkan dengan *Ankle Foot Orthosis* (AFO) adalah alat bantu ortopedi yang berbentuk splint sehingga bisa menutup sebagian daerah lesi atau kecacatan yang dipasangkan pada area *ankle* kaki.

Alat bantu AFO ini bentuknya menyerupai seperti kaki, dan memiliki fungsi utama sebagai alat bantu ortopedi yang mampu memfiksasi sendi *ankle* atau lebih tepatnya pada *tendon achiles* untuk mempertahankan posisi kaki pada bentuk anatomi normal manusia.

Indikasi pemakaian AFO sendiri saat ini dapat diberikan pada pasien cerebral palsy (CP) yang mengalami drop foot (kaki lemah), *stroke*, *valgus* atau *varus ankleindikasi*, *support paralisys spastik*, dan lesi yang terjadi pada sendi *ankle*.

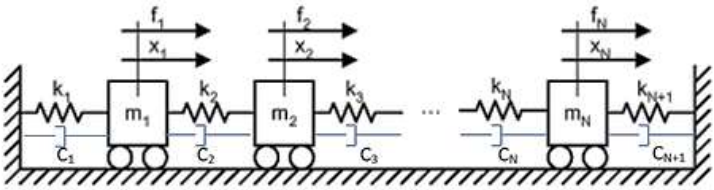
Dalam perkembangannya, sekarang AFO dapat dibagi dalam berbagai model dan ukuran sesuai kebutuhan pasien. Seperti misalnya DAFO (*dynamic ankle foot orthosis*), GRAFO (*ground reaction ankle foot orthosis*), KAFO (*Knee Ancle Foot Orthosis*), dan lain sebagainya. Fungsi AFO adalah sebagai berikut :

- Pada kasus pasien celebal palsy, AFO berfungsi untuk mencegah kaki anak yang masuk ke arah dalam. Disini AFO berfungsi sebagai alat terapi agar kondisi kaki pasien yang lemah (*drop foot*) tidak semakin parah.

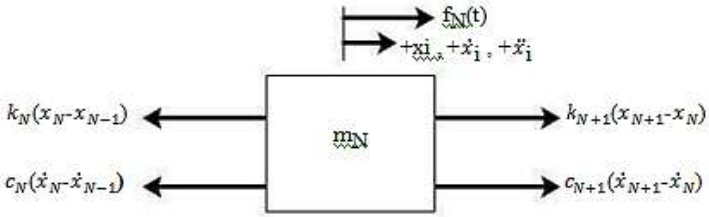
- AFO juga berfungsi untuk mengkoreksi telapak kaki pasien yang jinjit atau kaku (*rigid*) pada pasien cerebral palsy.
- Fungsi lain dari AFO juga sebagai alat bantu penguat kaki, untuk mengembalikan posisi normal bagian angkle.
- Pada pasien stroke, AFO berfungsi sebagai alat bantu latihan jalan.

2.4 Sistem Getaran Multi Derajat Kebebasan (M-DOF)

Sistem getaran mesin dengan multi derajat kebebasan (M-DOF) adalah sistem yang digunakan untuk menentukan kedudukan massa dalam ruang yang membutuhkan banyak (n) arah koordinat bebas. Selain getaran alami sistem, sistem juga dapat menerima getaran paksa yang disebabkan karena adanya gaya eksternal yang mengenai sistem dan dinamakan *forced vibration*[10]. Sistem getaran tersebut dapat digambarkan seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.19.



Gambar 2.20 Sistem getaran multi derajat kebebasan[10]



Gambar 2.21 *Free body diagram* multi derajat kebebasan[10]

Untuk analisa *free body diagram* multi derajat kebebasan dapat dilihat pada gambar 2.12 dan persamaan gerak dari sistem diatas untuk massa m_N dapat disederhanakan menjadi :

$$m_N\ddot{x}_N - c_N\dot{x}_{N-1} + (c_N + c_{N+1})\dot{x}_N - C_{N+1}\dot{x}_{N+1} - k_N x_{n-1} + (k_N + k_{N+1})x_N - k_{N+1}x_{N+1} = F_N(t) \quad (2.4)$$

Persamaan dapat digambarkan dengan metode matriks sehingga didapatkan

$$[M]\ddot{x} + [C]\dot{x} + [K]x = \{F\} \quad (2.5)$$

dengan M mewakili matriks massa, K matriks kekakuan dan C matriks redaman yang mempunyai jumlah baris dan kolom yang sama yaitu n.

$$[m] = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & & 0 & 0 \\ & \vdots & & \ddots & & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & 0 & m_N \end{bmatrix}$$

$$[c] = \begin{bmatrix} c_1 + c_2 & -c_2 & 0 & & 0 & 0 \\ -c_2 & c_2 + c_3 & -c_3 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & -c_3 & c_3 + c_4 & & 0 & 0 \\ & \vdots & & \ddots & & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & -c_N & (c_N + c_{N+1}) \end{bmatrix}$$

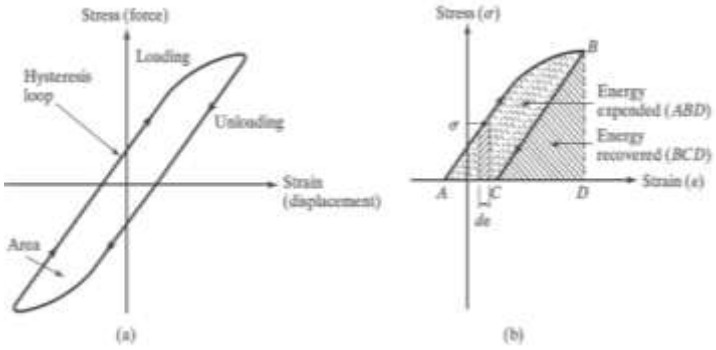
$$[k] = \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & & 0 & 0 \\ -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & & 0 & 0 \\ & \vdots & & \ddots & & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & -k_N & (k_N + k_{N+1}) \end{bmatrix}$$

2.5 *Damping Constant of a Parallel Plates Separated by Viscous Fluid*

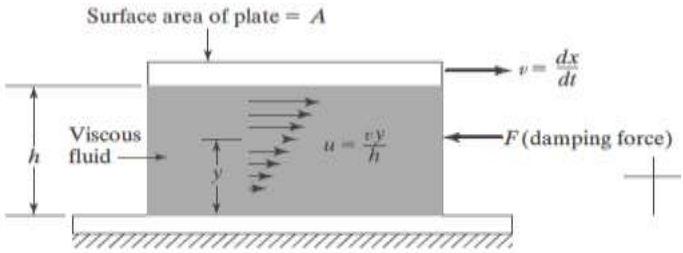
Viscous damping adalah suatu jenis mekanisme redaman yang paling umum digunakan dalam proses analisa getaran. Ketika sistem mekanis bergetar pada suatu media fluida seperti udara, gas, air, atau oli, nilai resistansi yang dihasilkan oleh fluida terhadap benda yang bergerak menyebabkan energi disipasi (dihamburkan). Pada kasus ini, jumlah energi yang terdisipasi bergantung pada banyak faktor seperti, ukuran dan bentuk dari benda yang bergetar, viskositas dari fluida, frekuensi getaran dan kecepatan getar dari benda. Pada *viscous damping*, gaya redam sebanding dengan kecepatan getar dari benda. Contoh yang khas

dari *viscous damping* termasuk (1) Lapisan fluida yang ada diantara permukaan yang bergeser, (2) Aliran fluida disekitar piston dalam sebuah silinder, (3) Aliran fluida mengalir melalui suatu *orifice* (lubang) dan (4) Lapisan fluida disekitar *journal bearing*.

Konstruksi dari *viscous damping* dapat dibuat dalam beberapa cara, seperti contohnya ketika suatu plat bergerak relatif terhadap plat paralel lain dengan fluida *viscous* diantara palt tersebut, menyebabkan *viscous damper* didapatkan.



Gambar 2.22 *Hyteresis loop* untuk material yang elastis[10]



Gambar 2.23 Plat paralel dengan fluida *viscous* diantaranya[10]

Seperti pada gambar 2.22 tersebut, diketahui bahwa satu plat terpasang fix dengan kondisi tetap tidak bergerak dan plat yang lain dapat bergerak dengan kecepatan v pada bidangnya sendiri. Kecepatan dari lapisan fluida yang menengah dapat diasumsikan bervariasi secara linier antara 0 dan v, seperti pada gambar 2.4. Menurut hukum Newton mengenai aliran *viscous*, tegangan geser (τ) dapat dihitung menggunakan rumusan

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \tag{2.6}$$

Dimana $du/dy = v/h$ adalah gradien kecepatan. Gaya geser atau gaya resistif yang dapat timbul karena plat yang bergerak mempunyai suatu rumusan yaitu

$$F = \tau A = \frac{\mu A v}{h} \tag{2.7}$$

Dimana A adalah luas permukaan plat yang bergerak. Dengan mengekspresikan F sebagai

$$F = c\ v \tag{2.8}$$

Sehingga nilai konstanta redaman c didapatkan

$$c = \frac{\mu A}{h} \tag{2.9}$$

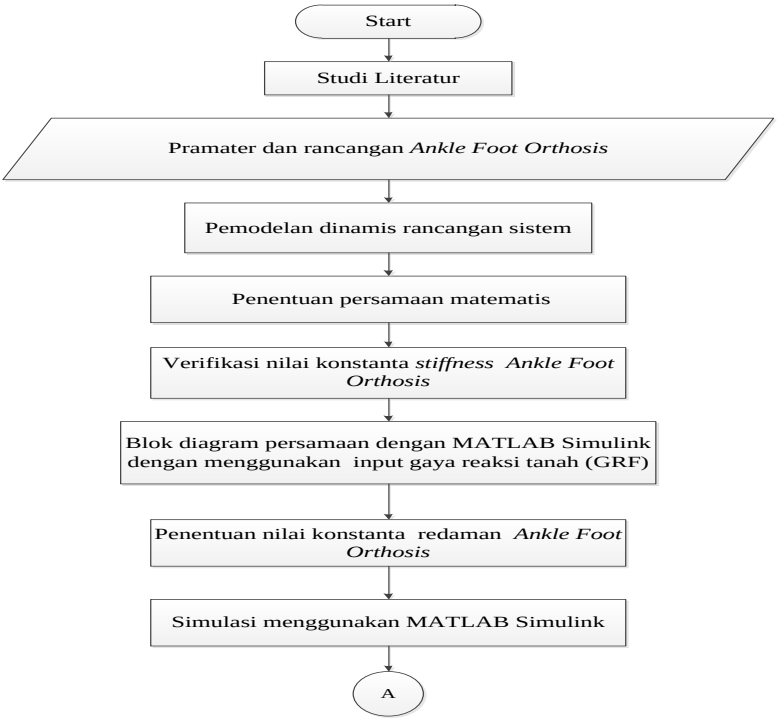
"Halaman ini sengaja dikosongkan"

BAB III

METODOLOGI

3.1 Metode Penelitian

Penulisan tugas akhir ini dilakukan untuk mendapatkan nilai konstanta kekakuan dan redaman dari rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)* untuk penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dengan menggunakan aspek biomekanis berdasarkan parameter dan karakteristik dinamisnya. Dalam proses analisis dilakukan beberapa langkah yang ditunjukkan oleh diagram alir pada gambar 3.1.



Gambar 3. 1 Diagram alir penyelesaian tugas akhir

Metode penyelesaian tugas akhir ini secara umum ditunjukkan pada gambar 3.1, dimulai dari studi literatur dan studi lapangan mengenai sistem kerja *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dan komponen yang menunjang kerja alat tersebut. Langkah selanjutnya yaitu melakukan perancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* berdasarkan parameter-parameter yang didapatkan dari jurnal "*Stiffness and viscous damping of the human leg*". Kemudian,dilakukan pemodelan dinamis dari rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dibuat. Setelah model dinamis dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* diketahui, *free body diagram* dari sistem dapat digambar dan dijabarkan persamaan matematisnya. Persamaan matematis yang telah diperoleh dapat digunakan sebagai dasar pembuatan model blok diagram pada MATLAB Simulink. Selanjutnya dilakukan analisa pada grafik respon dinamisnya. Pada tahapan selanjutnya, dilakukan proses simulasi untuk variasi kecepatan orang berjalan dan konstanta redaman agar dapat diketahui karakteristik respon dinamis *Ankle Foot Orthosis (AFO)* pada kondisi-kondisi tersebut. Serta dilakukan juga variasi konstanta redaman dan kekakuan dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO).*

3.2 Penjelasan Diagram Alir Penelitian

Pada Gambar 3.1 telah diuraikan diagram alir dari proses pengerjaan Tugas Akhir yang akan dikerjakan dan terdapat beberapa proses utama dalam metode pelaksanaannya. Berikut adalah penjelasan dari diagram alir tersebut:

3.2.1 Tahap Studi Literatur

Dalam menyelesaikan penulisan tugas akhir ini diperlukan referensi-referensi yang dapat menunjang dalam proses analisa sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* untuk untuk penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dengan

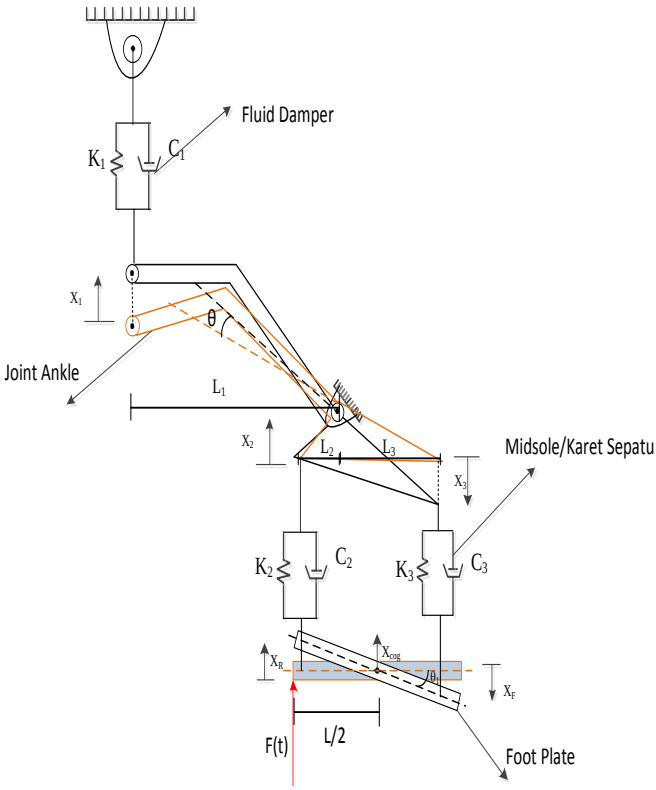
menggunakan aspek biomekanis. Oleh karena itu, dilakukan studi literatur guna menambah wawasan, pengetahuan, dan landasan mengenai topik permasalahan yang akan dibahas. Adapun materi dari studi literatur yang mendukung dalam penulisan tugas akhir ini yaitu mengenai sistem getaran multi *degree of freedom, Damping Constant of a Parallel Plates Separated by Viscous Fluid*, dasar hukum sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*, desain dan konsep dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* kegunaan, aspek biomekanis, ,konstruksi *Ankle Foot Orthosis (AFO)*, kajian dari penelitian terdahulu. Nilai parameter yang berupa data karakteristik dinamis dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dan *mechanical properties*nya didapatkan dari jurnal.

3.2.2 Pemodelan Dinamis Rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

Pemodelan dinamis dari rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)*ini mempunyai ide yaitu dengan mengubah gaya mekanis yang ditimbulkan oleh tumit menjadi gaya reaksi lantai (GRF), dimana *Ground Reaction Force* tersebut translasi ke arah atas, yang nantinya digunakan sebagai input. Mekanismenya mengubah pergerakan rotasi sendi pergelangan kaki menjadi kompresi linier oil damper. Pegas pada *oil damper* ini juga memastikan kaki terbuka saat fase ayunan. Kesesuaian antara kekakuan sendi pergelangan kaki dan sudut pergelangan kaki adalah hal penting dalam mengendalikan keseimbangan tubuh saat berjalan. Selama berjalan, AFO memberikan redaman pada tumit, gerakan bebas pada fase berdiri, dan redaman tinggi untuk mengunci gerak pergelangan kaki pada fase ayunan.

Gambar di bawah merupakan pemodelan dinamis sistem dasar dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)*:

(a)

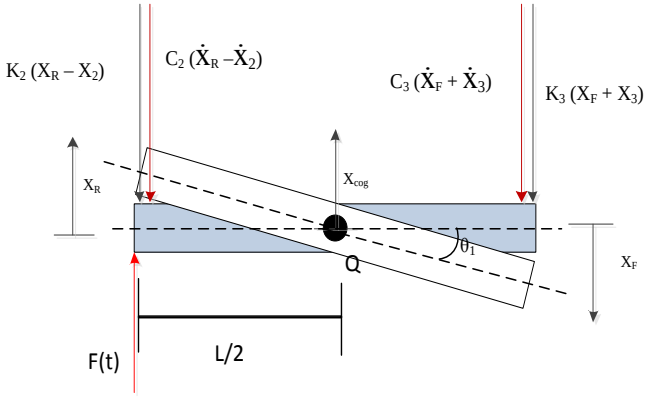


(b)

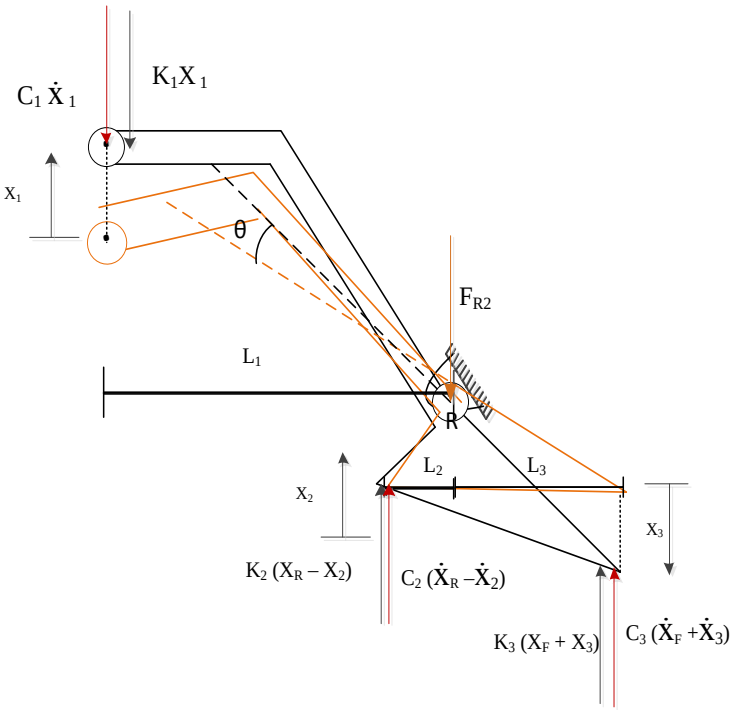
Gambar 3. 2 (a) Model 3D rancangan *Ankle Foot Orthosis (AFO)*; (b) Model dinamis *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

3.2.3 Penentuan Persamaan Matematis Sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

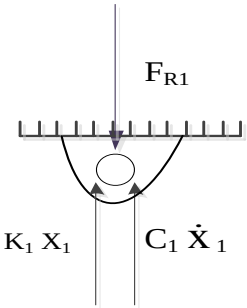
Penentuan persamaan matematis dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* bisa didapatkan berdasarkan *free body diagram.* Pada gambar 3.3 (a) merupakan *foot-plate* yang ikut bergerak dan mempunyai displacement di bagian depan dan belakang ,(b) merupakan fluid damper dan pegas yang terhubung dengan bagian lutut, sedangkan (c) merupakan *free body diagram* sistem utama *Ankle Foot Orthosis (AFO)*. Pada sistem tersebut terdapat gaya pegas 2, gaya redaman 2, gaya pegas 3, dan gaya redaman 3, gaya redaman 1 serta gaya reaksi 2



(a)


$C_1 \dot{X}_1$
$K_1 X_1$
X_1
θ
F_{R2}
L_1
R
L_2
L_3
X_2
X_3
$K_2 (X_R - X_2)$
$C_2 (\dot{X}_R - \dot{X}_2)$
$K_3 (X_F + X_3)$
$C_3 (\dot{X}_F + \dot{X}_3)$

(b)



(c)

Gambar 3.3 (a) *Foot-Plate* (b) *Joint Ankle* (c)*F;uid damper*

Keterangan :

X_1 = Respon perpindahan fluid damper(m)

X_2 = Respon perpindahan dari bagian belakang sistem utama (m)

X_3 = Respon perpindahan dari bagian depan sistem utama (m)

$\dot{X}_1$ = Respon kecepatan dari fluid damper (m/s)

$\dot{X}_2$ = Respon kecepatan dari bagian belakang sistem utama (m/s)

$\dot{X}_3$ = Respon kecepatan dari bagian depan sistem utama (m/s)

K_1 = Koefisien pegas dari viskos (N/m)

K_2 = Koefisien pegas dari bagian belakang sol sepatu (N/m)

K_3 = Koefisien pegas dari bagian depan sol sepatu (N/m)

C_1 = Koefisien redaman viskos (Ns/m)
C_2 = Koefisien redaman dari bagian belakang sol sepatu (Ns/m)
C_3 = Koefisien redaman dari bagian depan sol sepatu (Ns/m)
F_{R1} = Gaya reaksi tumpuan 1 (N)
F_{R2} = Gaya reaksi tumpuan 2 (N)
X_{cog} = Perpindahan dari *central of gravity of foot-plate* (m)
X_R = Perpindahan dari bagian belakang *Foot-Plate* (m)
X_F = Perpindahan dari bagian depan *Foot-Plate* (m)
$\dot{X}_R$ = Kecepatan dari bagian belakang *Foot-Plate* (m/s)
$\dot{X}_F$ = Kecepatan dari bagian depan *Foot-Plate* (m/s)

Dari *free body diagram*, didapatkan persamaan matematis berdasarkan hukum inersia adalah sebagai berikut :

a. Untuk *Foot-Plate*

- *Displacement* bagian belakang dan depan *Foot-Plate*

$$X_R = X_{cog} + \theta_1 \frac{L}{2} = x + \theta_1 \frac{L}{2}$$

$$X_F = X_{cog} - \theta_1 \frac{L}{2} = x - \theta_1 \frac{L}{2}$$

- Persamaan gaya untuk *Foot-Plate*

$$\Sigma F = m\ddot{x}$$

$$F(t) - K_2(X_R - X_2) - C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2) - K_3(X_F + X_3) - C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3) = m\ddot{x}$$

$$F(t) - K_2(x + \theta_1 \frac{L}{2} - L_2\theta) - C_2(\dot{x} + \dot{\theta}_1 \frac{L}{2} - L_2\dot{\theta}) - K_3(x - \theta_1 \frac{L}{2} + L_3\theta) - C_3(\dot{x} - \dot{\theta}_1 \frac{L}{2} + L_3\dot{\theta}) = m\ddot{x}$$

$$F(t) - (C_2 + C_3)\,\dot{x} - (K_2 + K_3)\,x - \left(C_3\frac{L}{2} - C_2\frac{L}{2}\right)\dot{\theta}_1 + \left(K_3\frac{L}{2} - K_2\frac{L}{2}\right)\theta_1 + (C_2 L_2 - C_3 L_3)\dot{\theta} + (K_2 L_2 - K_3 L_3)\,\theta = m\ddot{x} \qquad (3.1)$$

Persamaan momen untuk *Foot-Plate*

$$\Sigma M_Q = J_1\ddot{\theta}_1$$

$$F(t).\frac{L}{2} - K_2(X_R - X_2)\frac{L}{2} - C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2).\frac{L}{2} + K_3\,(X_F + X_3)\frac{L}{2} + C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3)\frac{L}{2} = J_1\ddot{\theta}_1$$

$$F(t).\frac{L}{2} - K_2\left(x + \theta_1\frac{L}{2} - L_2\theta\right).\frac{L}{2} - C_2\left(\dot{x} + \dot{\theta}_1\frac{L}{2} - L_2\dot{\theta}\right).\frac{L}{2} + K_3\left(x - \theta_1\frac{L}{2} + L_3\theta\right).\frac{L}{2} + C_3\left(\dot{x} - \dot{\theta}_1\frac{L}{2} + L_3\dot{\theta}\right).\frac{L}{2} = J_1\ddot{\theta}_1$$

$$F(t)\frac{L}{2} - \left(C_2\frac{L^2}{4} + C_3\frac{L^2}{4}\right)\dot{\theta}_1 - \left(K_2\frac{L^2}{4} + K_3\frac{L^2}{4}\right)\theta_1 + \left(C_3\frac{L}{2} - C_2\frac{L}{2}\right)\dot{x} + \left(K_3\frac{L}{2} - K_2\frac{L}{2}\right)x + \left(C_2 L_2\frac{L}{2} + C_3 L_3\frac{L}{2}\right)\dot{\theta} + \left(K_2 L_2\frac{L}{2} + K_3 L_3\frac{L}{2}\right)\theta = J_1\ddot{\theta}_1 \qquad (3.2)$$

Untuk Joint ankle

- Momen yang bekerja pada sistem utama terhadap O

$$\Sigma M_O = J\ddot{\theta}$$

$$-K_1 x_1 L_1 - C_1\dot{X}_1 L_1 + K_2(X_R - X_2)\,L_2 + C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2)L_2 - K_3\,(X_F + X_3)\,L_3 - C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3)\,L_3 = J\ddot{\theta}$$

$$-K_1 L_1^2\theta - C_1 L_1^2\dot{\theta} + K_2\left(x + \theta_1\frac{L}{2} - L_2\theta\right)L_2 + C_2\left(\dot{x} + \dot{\theta}_1\frac{L}{2} - L_2\dot{\theta}\right)L_2 - K_3\left(x - \theta_1\frac{L}{2} + L_3\theta\right)L_3 - C_3\left(\dot{x} - \dot{\theta}_1\frac{L}{2} + L_3\dot{\theta}\right)L_3 = J\ddot{\theta}$$

$$-(C_1L_1^2 + C_2L_2^2 + C_3L_3^2)\dot{\theta} - (K_1L_1^2 + K_2L_2^2 + K_3L_3^2)\theta + (C_2\,L_2 - C_3L_3)\dot{x} + (K_2\,L_2 - K_3L_3) + \left(C_2\,L_2\frac{L}{2} + C_3L_3\frac{L}{2}\right)\dot{\theta_1} + \left(K_2\,L_2\frac{L}{2} + K_3L_3\frac{L}{2}\right)\theta_1 = J\ddot{\theta}$$

(3.3)

- Gaya reaksi tumpuan 2 pada joint ankle

$\Sigma F = 0$

$F_{R2} + C_1\dot{x}_1 + K_1x_1 - K_2(X_R - X_2) - C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2) - K_3\,(X_F + X_3) - C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3) = 0$

$F_{R2} = -C_1\dot{x}_1 - K_1x_1 + K_2(X_R - X_2) + C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2) + K_3\,(X_F + X_3) + C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3)$ (3.4)

b. Untuk *Fluid Damper*

- Gaya reaksi tumpuan 1 pada fluid damper

$\Sigma F = 0$

$F_{R1} - C_1\dot{x}_1 - K_1x_1 = 0$

$F_{R1} = C_1\dot{x}_1 + K_1x_1$ (3.5)

Gaya reaksi tumpuan total didapat dari persamaan (3.4) dan (3.5) berikut :

$Fr_{tot} = Fr_1 + Fr_2$

$= C_1\dot{x}_1 + K_1x_1 - C_1\dot{x}_1 - K_1x_1 + K_2(X_R - X_2) + C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2) + K_3\,(X_F + X_3) + C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3)$

$$= K_2(X_R - X_2) + C_2(\dot{X}_R - \dot{X}_2) + K_3(X_F + X_3) + C_3(\dot{X}_F + \dot{X}_3) \quad (3.6)$$

***State Variable* dari *free body diagram* didapat dari persamaan (3.1),(3.2) dan (3.3) :**

$$\ddot{x} = \frac{1}{m}[F(t) - (C_2 + C_3)\dot{x} - (K_2 + K_3)x - (C_3\frac{L}{2} - C_2\frac{L}{2})\dot{\theta}_1 + (K_3\frac{L}{2} - K_2\frac{L}{2})\theta_1 + (C_2 L_2 - C_3 L_3)\dot{\theta} + (K_2 L_2 - K_3 L_3)\theta] \quad (3.7)$$

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{1}{J_1}[F(t)\frac{L}{2} - (C_2\frac{L^2}{4} + C_3\frac{L^2}{4})\dot{\theta}_1 - (K_2\frac{L^2}{4} + K_3\frac{L^2}{4})\theta_1 + (C_3\frac{L}{2} - C_2\frac{L}{2})\dot{x} + (K_3\frac{L}{2} - K_2\frac{L}{2})x + (C_2 L_2\frac{L}{2} + C_3 L_3\frac{L}{2})\dot{\theta} + (K_2 L_2\frac{L}{2} + K_3 L_3\frac{L}{2})\theta] \quad (3.8)$$

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{J}[-(C_1L_1^2 + C_2L_2^2 + C_3L_3^2)\dot{\theta} - (K_1L_1^2 + K_2L_2^2 + K_3L_3^2)\theta + (C_2 L_2 - C_3 L_3)\dot{x} + (K_2 L_2 - K_3 L_3) + \left(C_2 L_2\frac{L}{2} + C_3 L_3\frac{L}{2}\right)\dot{\theta}_1 + \left(K_2 L_2\frac{L}{2} + K_3 L_3\frac{L}{2}\right)\theta_1$$

(3.9)

3.2.4 Blok Diagram Persamaan Sistem Menggunakan MATLAB Simulink

Dari hasil *state varible* persamaan yang didapatkan berdasarkan gerak pada *free body diagram* disetiap kondisi, dapat dijadikan sebagai acuan untuk membuat blok diagram dengan menggunakan *software* MATLAB Simulink. Pada blok diagram yang telah dibuat tersebut, dapat dimasukkan nilai-nilai parameter yang telah didapatkan dari perhitungan dan studi literatur yang telah dilakukan. Nilai parameter yang telah didapatkan tersebut

dimasukkan pada program editor *m-file* terlebih dahulu baru kemudian dapat dihubungkan dengan blok diagram yang telah dibuat. Dan dapat diketahui nahwa pada tahap ini proses input dapat dilakukan, dimana input yang digunakan pada tugas akhir ini menggunakan gaya reaksi tanah (GRF)

3.2.5 Simulasi Menggunakan MATLAB Simulink

Pada tahap simulasi ini, simulasi yang pertama dilakukan adalah dengan menggunakan inputan gaya reaksi tanah (GRF). Tahapan ini memuat konstanta *stiffness* dan konstanta redamannya yang telah disesuaikan dengan nilai yang telah diperoleh. Disamping itu, analisa grafik respon dinamis dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang juga dilakukan pada tahapan ini.

3.2.6 Simulasi Menggunakan Variasi Kecepatan Orang Berjalan pada MATLAB Simulink dan Analisa Grafik Respon Dinamis Sistem

Pada tahap variasi kecepatan orang berjalan, simulasi dilakukan pada penggunaan input gaya reaksi tanah (GRF) menggunakan MATLAB Simulink dan kemudian dianalisa respon dinamisnya saat terdapat variasi kecepatan orang berjalan. Nilai Gaya Reaksi Tanah (GRF) menentukan besarnya gaya reaksi yang ditimbulkan oleh sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

3.2.7 Simulasi Menggunakan Variasi Koefisien Redaman dan Analisa Grafik Respon Dinamis Sistem

Pada tahap ini dilakukan proses simulasi menggunakan variasi untuk jenis redaman yang berbeda dari simulasi yang telah dilakukan. Hal tersebut bertujuan untuk mengetahui perubahan respon dinamis *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang

ketika digunakan untuk penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dengan input gaya reaksi tanah (GRF).

3.3 Penjabaran Proses Simulasi pada MATLAB Simulink

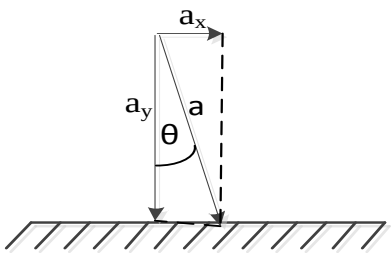
Proses pertama yang dilakukan adalah dengan menggunakan input gaya reaksi tanah (GRF) untuk. Persamaan untuk jenis inputan tersebut adapat dituliskan sebagai berikut :

Gambar 3.4 Ground Reaction Force[8]

$$\Sigma F = ma_y$$

$$(GRF_v - W) = ma_y \qquad (3.10)$$

Pada saat kita berjalan, tubuh lebih sedikit condong dengan sudut 10^0 ($\theta=10^0$), sehingga :



Gambar 3.5 Vektor kecondongan tubuh ketika berjalan[8]

$$\text{Tan } \theta = \frac{a_x}{a_y}$$

$$a_y = \frac{a_x}{\tan \theta}$$

$$a_x = \frac{\Delta v_x}{\Delta t}$$

$$a_y = \frac{\Delta v_x}{\Delta t x \tan\theta} \qquad (3.11)$$

Persamaan (3.10) dan (3.11)

$$(GRF_v - W) = m.\frac{\Delta v_x}{\Delta t.\tan\theta}$$

$$GRF_v = m.\frac{\Delta v_x}{\Delta t.\tan\theta} + W \qquad (3.12)$$

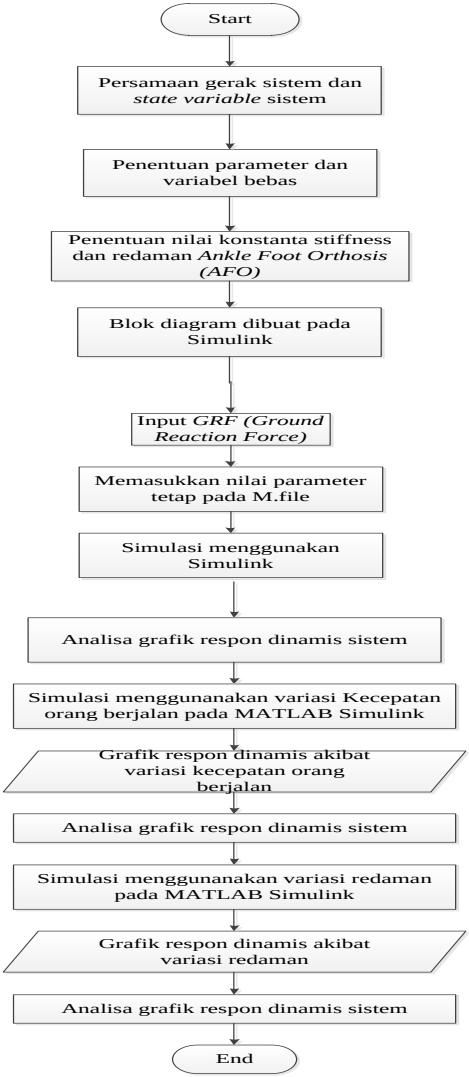
Dimana :

GRF = gaya reaksi tanah

W = berat tubuh

m = massa tubuh

a_y = percepatan vertikal



Gambar 3.6 Diagram alir tahap simulasi sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

3.4 Parameter - Parameter pada Simulasi

Parameter yang digunakan pada sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* sangat dibutuhkan untuk menunjang informasi yang akan diinputkan pada *m-file* dan nantinya dapat dihubungkan dengan blok diagram yang telah dibuat pada MATLAB Simulink. Berikut merupakan parameter yang dapat digunakan pada proses simulasi tugas akhir ini.

Tabel 3.2 Parameter *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan dalam perhitungan[11]

Parameter	Simbol	Nilai
Massa *foot-plate*	m	1,639 kg
Momen inersia *foot-plate*	J_1	0,001652 kgm^2
Momen inersia *joint-ankle*	J	11300,35 kgm^2
Koefisien redaman *fluid damper*	C_1	1500 Ns/m
Koefisien pegas viskos	K_1	300000 N/m
Koefisien damping bagian belakang midsole	C_2	500 Ns/m
Koefisien damping bagian depan midsole	C_3	400 Ns/m

Koefisien stiffness bagian belakang midsole	K_2	180000 N/m
Koefisien stiffness bagian depan midsole	K_3	120000 N/m
Panjang dari tumit ke ankle	L_1	0,06 m
Panjang dari ankle ke kaki depan	L_2	0,09 m
Panjang joint ankle	L_3	0,15 m
Panjang setengah foot-plate	L	0,11 m

Untuk material *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan dalam perancangan dipilih dari jurnal dan disesuaikan untuk nilai modulus young dan *ground stiffnes* agar diperoleh dimensi yang tepat dan sistem yang nyaman bagi pengguna penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dengan menggunakan aspek biomekanis. Material yang digunakan adalah jenis polyethelin dengan spesifikasi sebagai berikut :

Tabel 3.3 Spesifikasi material *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang digunakan [10]

Parameter	Nilai	Satuan

Modulus Young Minimal	3,59	MPa
Modulus Young Maximal	7,18	MPa
Modulus Young	3,59	MPa
Poison Ratio	0,4	
Ground Stiffness	429	N/m

"Halaman ini sengaja dikosongkan"

"Halaman ini sengaja dikosongkan"

BAB IV
HASIL ANALISA DAN PEMBAHASAN

4.1 Perancangan Sistem Utama *Ankle Foot Orthosis*

Dalam penelitian ini telah dilakukan perancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang terdiri dari sistem utama (*foot-plate*) yang terdiri dari pegas dan peredam midsole dan sistem pendukung (*joint ankle*) yang digunakan untuk mereduksi getaran dari sistem utama. Peredam viskos juga digunakan di bagian penghubung joint ankle dan lutut yang dibuat fix yang berfungsi membantu meredam getaran dan menjaga keseimbangan. Tujuan utama dari penelitian ini adalah mengetahui karakteristik dinamis dari rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dibuat berdasarkan parameter-parameter sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang didapatkan dari literature, selain itu juga menganalisa respon dinamis yang dihasilkan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang akibat variasi nilai koefisien kekakuan dan redaman pada midosole AFO.

Telah didefinisikan pada penjabaran bab sebelumnya bahwa nilai dari konstanta *stiffness* dan *damping* dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* diperoleh dari literature yang mempresentasikan nilai utama atau parameter utama yang digunakan pada simulasi. Parameter utama yang berupa konstanta kekakuan dan redaman pada midsole ini divariasikan sehingga didapatkan karakteristik dinamis dan respon dinamis berdasarkan rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dibuat. Pada rancangan ini, ukuran panjang *foot-plate*, *joint ankle*, lutut, dsb ditujukan kepada individu dengan tinggi $\pm$165 cm dan berat tubuh rata-rata 65 Kg. Bahan yang dipakai polyethelin karena sifatnya yang ringan dan cukup fleksibel. Dari material yang dipakai tersebut dengan *software solidwork* digunakan untuk

menentukan besar momen inersia dari *foot-plate* dan *joint ankle*. Berikut adalah parameter-parameter yang digunakan pada sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO).*

Tabel 4.1 Parameter pada sistem utama *Ankle Foot Orthosis*[11]

Parameter	Simbol	Nilai
Massa *foot-plate*	M	1,639 kg
Momen inersia *foot-plate*	J_1	0,001652 kgm^2
Momen inersia *joint-ankle*	J	11300,35 kgm^2
Koefisien redaman *fluid damper*	C_1	1500 Ns/m
Koefisien pegas viskos	K_1	300000 N/m
Koefisien damping bagian belakang midsole	C_2	500 Ns/m
Koefisien damping bagian depan midsole	C_3	400 Ns/m
Koefisien stiffness bagian belakang midsole	K_2	180000 N/m
Koefisien stiffness bagian depan midsole	K_3	120000 N/m
Panjang dari tumit ke	L_1	0,06 m

ankle		
Panjang dari ankle ke kaki depan	L_2	0,09 m
Panjang joint ankle	L_3	0,15 m
Panjang setengah foot-plate	L	0,11 m

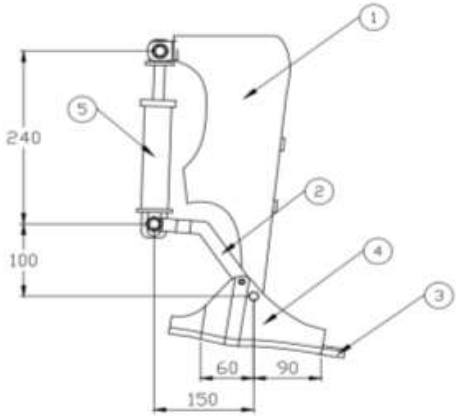
Berdasarkan informasi yang diketahui dari parameter-paramter tersebut, didapatkan rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* secara keseluruhan yang digunakan untuk pengujian. Mekanisme sistem utama *Ankle Foot Orthosis* terlihat pada gambar 4.1 berikut.

(a)

Keterangan Gambar :

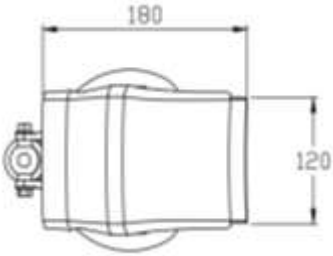
1. Foot-Support
2. Joint Ankle
3. Midsole sepatu

4. Foot-Plate
5. Peredam Viskos



(b)

(c)



(d)

Gambar 4.1 (a) Gambar hasil rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*; (b) Gambar 2D serta dimensi; (c) Gambar sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* tampak depan; (d) Gambar *foot-plate*

Dalam tugas akhir ini, sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang memiliki tiga derajat kebebasan dengan arah translasi dan rotasi. Respon sistem diwakilkan dengan melalui respon perpindahan, kecepatan dan percepatan. Sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* menerima input pertama kali melalui tumit yang berupa gaya reaksi tanah (GRF). Setelah didapatkan model dinamis dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*, langkah selanjutnya yakni membuat pemodelan fisik dari sistem tersebut. Model dinamis dari sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dapat dilihat pada gambar 3.2 (b) dan *free body diagram*nya dapat dilihat pada gambar 3.3 (a), (b) dan (c) serta persamaan geraknya pada persamaan (3.1),(3.2) dan (3.3). Setelah menjabarkan persamaan gerak, dibuat matrix persamaan gerak sistem *multi degree of freedom* dari *Ankle Foot Orthosis (AFO)* adalah sebagai berikut:

$$\begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & J_1 & 0 \\ 0 & 0 & J \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x} \\ \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta} \end{Bmatrix} +$$

$$\begin{bmatrix} C_2 + C_3 & C_2\frac{L}{2} - C_3\frac{L}{2} & C_3L_3 - C_2L_2 \\ C_2\frac{L}{2} - C_3\frac{L}{2} & C_2(\frac{L}{2})^2 + C_3(\frac{L}{2})^2 & -C_2L_2\frac{L}{2} - C_3L_3\frac{L}{2} \\ C_3L_3 - C_2L_2 & -C_2L_2\frac{L}{2} - C_3L_3\frac{L}{2} & C_1L_1^2 + C_2L_2^2 + C_3L_3^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{x} \\ \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} K_2 + K_3 & K_2\frac{L}{2} - K_3\frac{L}{2} & K_3L_3 - K_2L_2 \\ K_2\frac{L}{2} - K_3\frac{L}{2} & K_2(\frac{L}{2})^2 + K_3(\frac{L}{2})^2 & -K_2L_2\frac{L}{2} - K_3L_3\frac{L}{2} \\ K_3L_3 - K_2L_2 & -K_2L_2\frac{L}{2} - K_3L_3\frac{L}{2} & K_1L_1^2 + K_2L_2^2 + K_3L_3^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x \\ \theta_1 \\ \theta \end{Bmatrix}$$

$$\begin{Bmatrix} F(t) \\ F(t)\frac{L}{2} \\ 0 \end{Bmatrix}$$

4.2 Pemodelan Sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)*

4.2.1 Input yang digunakan

Pada tugas akhir ini akan dilakukan simulasi untuk sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* dengan variasi kecepatan orang berjalan dan nilai koefisien redaman. Input yang digunakan saat simulasi yaitu input gaya reaksi tanah (GRF) yang rumusnya diperoleh dari literatur dengan menggunakan beberapa orang sebagai sampel kemudian dihitung nilai gaya reaksi tanah (GRF) dan kemudian dirata-rata dan didapatkan nilai gaya reaksi tanah (GRF) pada saat kondisi berjalan normal. Pada saat pemodelan dengan program simulasi digunakan *pulse generator*. *Pulse generator* digunakan karena menghasilkan respon gelombang secara berkala, yang cocok digunakan untuk mendapatkan respon langkah kaki yang berulang secara periodik.

Selanjutnya, inputan yang kedua menggunakan input *step*, dimana jenis inputan ini digunakan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* untuk dapat melihat respon *transient* yang terjadi pada sistem *Ankle Foot Orthosis* ketika dikenai gaya. Dimana untuk besaran parameter-parameter yang digunakan pada simulasi menggunakan input *step* ini secara keseluruhan disamakan dengan input *Ground Reaction Force (GRF)* dengan *pulse generator* karena input *Ground Reaction Force (GRF)* dengan *pulse generator* merupakan jenis input yang sesuai untuk merepresentasikan gerak sistem *Ankle Foot Orthosis*, dan untuk input *step* hanya dipergunakan untuk melihat kondisi sistem *Ankle Foot Orthosis* ketika dikenai gangguan.

Pada persamaan gerak 4.1, nilai gaya reaksi tanah (GRF) merupakan amplitude yang digunakan. Besaran ini akan divariasikan sesuai dengan kondisi kecepatan orang berjalan yang berbeda-beda, yaitu pada saat santai (2 km/hr), pada saat berjalan dengan kecepatan sedang(6 km/hr), pada saat berjalan dengan kecepatan normal (10 km/hr) dan kecepatan berjalan cepat (20 km/hr). Untuk melakukan simulasi pada sistem utama *Ankle Foot Orthosis*, parameter-parameter yang digunakan adalah yang tercantum pada tabel 4.1.

4.3 Analisa Pemodelan

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui karakteristik dinamis dari rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dibuat berdasarkan parameter-parameter sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang didapatkan dari literatur, selain itu juga menganalisa respon dinamis yang dihasilkan sistem *Ankle Foot Orthosis (AFO)* yang telah dirancang akibat variasi nilai koefisien kekakuan dan redaman pada midosole AFO untuk kenyamanan pengguna dengan aspek biomekanis pada sampel pengguna

penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet. Untuk itu dilakukan pemodelan sistem *Ankle Foot Orthosis* berdasarkan variasi kecepatan orang berjalan. Pada sistem *Ankle Foot Orthosis*, didapatkan grafik respon dinamis dari perpindahan, kecepatan, dan percepatan terhadap waktu. Respon dinamis tersebut merupakan hasil respon dari getaran yang dialami oleh pengguna *Ankle Foot Orthosis.* Hasil akhirnya juga didapatkan gaya reaksi tumpuan total dari sistem *Ankle Foot Orthosis*, dimana gaya reaksi tumpuan total inilah yang merupakan gaya reaksi yang diterima oleh kaki pengguna yang harus seminimal mungkin, karena jika terlalu besar nilainya menimbulkan impact yang besar pula pada kaki.

Hal yang pertama dilakukan dalam simulasi pada sistem *Ankle Foot Orthosis* yakni pemilihan parameter seperti tercantum pada tabel 4.1. *Input* yang digunakan yaitu *input* gaya reaksi tanah (GRF) menggunakan *pulse generator* dengan kecepatan yang bervariasi yaitu pada saat santai (2 km/jam), pada saat berjalan dengan kecepatan sedang(6 km/jam), pada saat berjalan dengan kecepatan normal (10 km/jam) dan kecepatan berjalan cepat (20 km/jam). Dari *input* ini didapatkan *output* respon dinamis dari sistem sistem *Ankle Foot Orthosis* yang berupa perpindahan, kecepatan dan percepatan sistem *Ankle Foot Orthosis* dengan parameter utama.

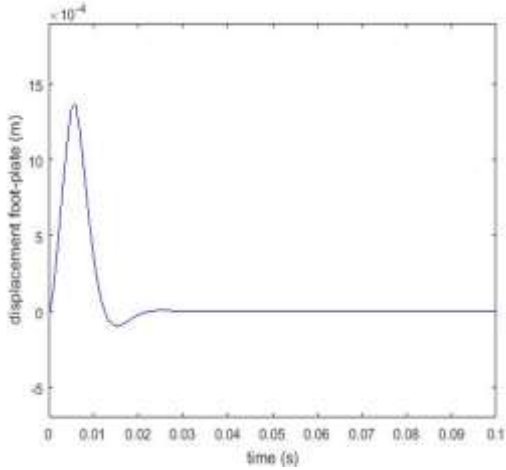
Pada tahap selanjutnya, dilakukan juga variasi konstanta redaman. Konstanta redaman dan *sole of foot-plate* dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan

variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna.

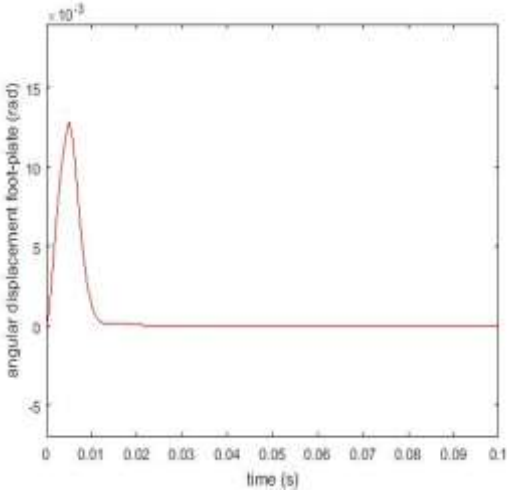
4.3.1 Hasil Respon Input *Ground Reaction Force (GRF)* dengan *Pulse Generator*

Simulasi untuk proses yang pertama dilakukan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* adalah dengan jenis input *Ground Reaction Force (GRF)* dengan *pulse generator* dengan nilai koefisien kekakuan dan redaman sesuai dengan tabel 4.1. Dimana hasil pada simulasi ini menghasilkan respon perpindahan, kecepatan, percepatan, perpindahan sudut, kecepatan sudut, percepatan sudut dan gaya reaksi.

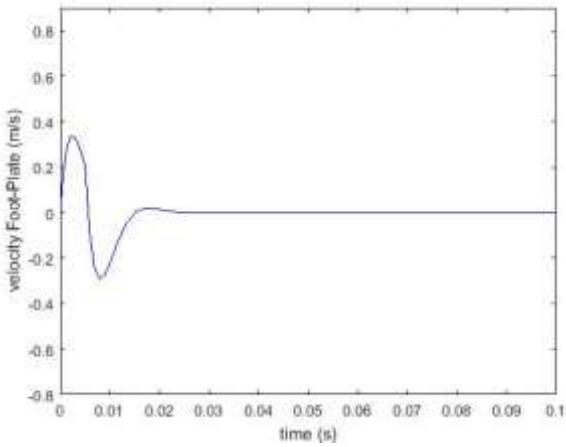
Berikut merupakan analisa respon dinamis saat input yang digunakan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* adalah input gaya reaksi tanah dengan *pulse generator* pada Amplitudo 567 N (kecepatan berjalan normal) sesuai dengan persamaan 3.12 untuk jenis inputan GRF dan parameter yang digunakan terlampir pada tabel 4.1


× 10⁻⁴
15
10
5
0
-5
displacement foot-plate (m)
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

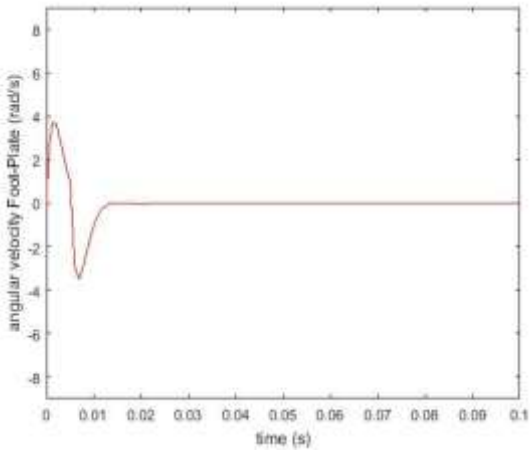
(a)


× 10⁻³
15
10
5
0
-5
angular displacement foot-plate (rad)
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

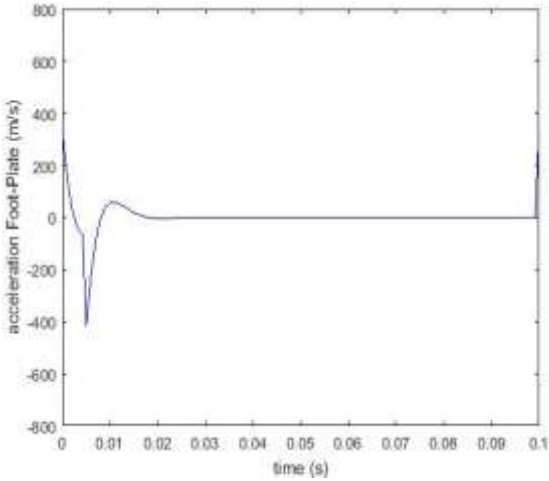
(b)


velocity Foot-Plate (m/s)
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

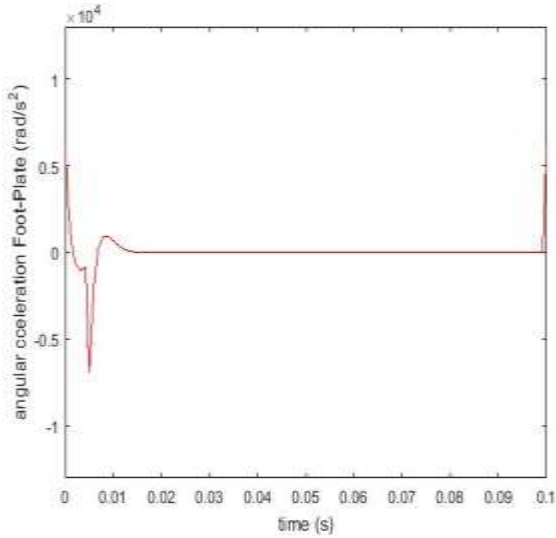
(c)


angular velocity Foot-Plate (rad/s)
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

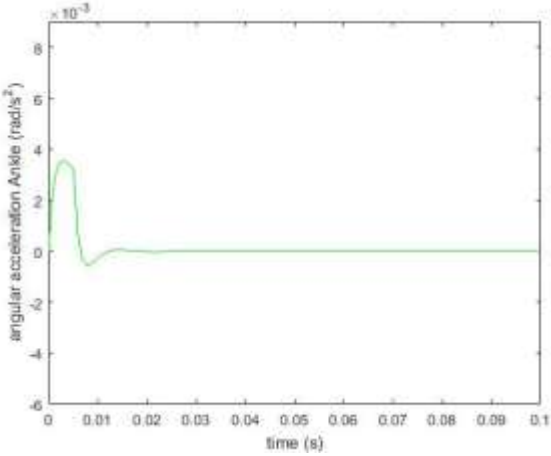
(d)


800
600
400
200
0
-200
-400
-600
-800
acceleration Foot-Plate (m/s)
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

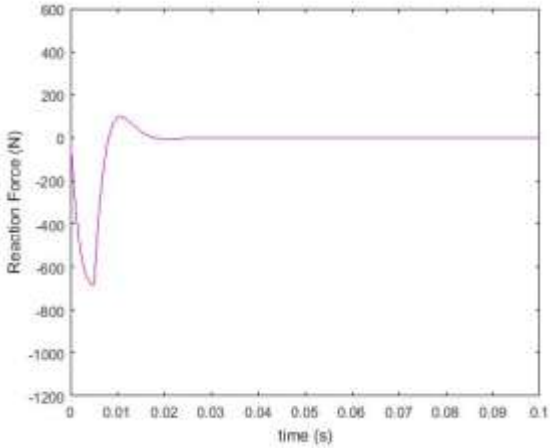
(e)


×10^4
1
0.5
0
-0.5
-1
angular ceeleration Foot-Plate (rad/s^2)
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

(f)


× 10^-3
angular acceleration Ankle (rad/s^2)
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

(g)


Reaction Force (N)
600
400
200
0
-200
-400
-600
-800
-1000
-1200
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

(h)

Gambar 4.2 Grafik respon dinamis (a) displacement *foot-plate*, (b) angular displacement *foot-plate*, (c) velocity *foot-plate* , (d) angular velocity *foot-plate*, (e) acceleration *foot-plate*, (f) angular acceleration *foot-plate*, (g) angular acceleration *ankle*, dan (h) reaction force

Dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai-nilai dari setiap besaran gaya, percepatan, kecepatan dan perpindahan untuk sistem *Ankle Foot Orthosis*, hasil yang didapatkan dari hasil simulasi dapat ditabelkan menjadi seperti tabel 4.2 berikut.

Tabel 4.2 Data hasil respon sistem *Ankle Foot Orthosis*

Jenis Respon	*Foot-plate*	*Joint Ankle*
x (perpindahan maksimum; m)	0,00137	-
v (kecepatan maksimum; m/s)	0,3403	-
a (percepatan maksimum; m/s^2)	345,9	-
θ (perpindahan sudut maksimum; rad)	0,01286	0,00002205
ω (kecepatan sudut maksimum; rad/s)	3,81	0,0000754
α (percepatan sudut	6290	0,003558

maksimum; rad/s^2)		

Gambar 4.2 merupakan gambar grafik respon dinamis dari (a) displacement *foot-plate*, (b) angular displacement *foot-plate*, (c) velocity *foot-plate* , (d) angular velocity *foot-plate*, (e) acceleration *foot-plat*, (f) angular acceleration *foot-plat*, (g) angular acceleration *ankle*, dan (h) reaction force dengan menggunakan inputan gaya reaksi tanah (GRF). Berdasarkan tabel 4.2, dapat diketahui bahwa respon yang dihasilkan oleh *foot-plate* secara keseluruhan menunjukkan hasil yang lebih besar jika dibandingkan respon dinamis yang terjadi pada *joint ankle*. Hal tersebut dapat disebabkan karena *foot-plate* memiliki nilai momen inersia yang jauh lebih kecil daripada *joint ankle* yaitu sebesar 0,001652 kgm^2 untuk *foot-plate* dan 11300,35 kgm^2 untuk *ankle*. Dimana nilai momen inersia ini didapat dari *software solidwork* untuk masing-masing *foot-plate* dan *joint ankle*. Sehingga, sesuai dengan teori yang ada, bahwa momen inersia berbanding terbalik dengan percepatan sudut sistem untuk momen gaya yang sama. Jika momen inersia kecil, maka respon perpindahan, kecepatan dan percepatan akan menghasilkan nilai yang besar. Disamping itu, respon dinamis perpindahan,kecepatan dan percepatan yang dihasilkan oleh *foot-plate* menunujukkan nilai yang lebih besar dikarenakan gaya reaki tanah (GRF) yang terjadi pada tumit lebih dahulu mengenai *foot-plate* lalu kemudian baru diteruskan ke *joint ankle*. Pada grafik respon dinamis perpindahan, percepatan dan kecepatan tersebut juga dapat dilihat bahwa pada awalnya mengalami *initial impact* kurang lebih sekitar 2ms pada kedua jenis massa *foot-plate* dan *joint ankle* kemudian, mencapai kondisi stabilnya setelah 2ms. Waktu yang dibutuhkan sistem

relative cukup singkat untuk mencapai kondisi stabilnya. Respon ini berulang secara periodik sesuai dengan dengan step orang berjalan pada kecepatan normal. Dari simulasi yang dihasilkan, juga diketahui besar nilai gaya reaksi total tumpuan kaki yang merupakan jumlah tumpuan fluid damper dan tunpuan di bagian joint ankle. Nilai gaya reaksi tumpuan total yang diperoleh langsung dari simulasi adalah sebesar 782,6 N. Nilai gaya reaksi total tumpuan ini sudah sesuai dengan kriteria yang diminta sesuai dengan teori yang diperoleh bahwa gaya reaksi tumpuan total ini merupakan gaya reaksi yang diterima oleh kaki yang besarnya berada dalam range 100 N-1470N (sesuai literatur). sehingga parameter utama yang digunakan sudah memenuhi kriteria sistem *Ankle Foot Orthosis* yang ideal.

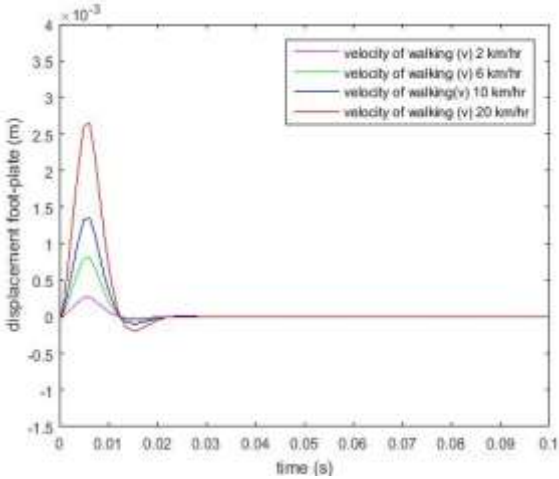
4.3.2 Respon Variasi

Tahapan selanjutnya yaitu melakukan simulasi dengan menggunakan variasi nilai kondisi kecepatan orang berjalan pada sistem *Ankle Foot Orthosis.* Dimana seperti penjelasan yang telah disampaikan sebelumnya bahwa dalam proses simulasi dengan variasi kecepatan orang berjalan ini, input yang digunakan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* adalah input gaya reaksi tanah dengan *pulse generator* karena input ini merupakan representasi gerak sistem yang sebenarnya. Besar nilai perbedaan kecepatan orang berjalan yang diberikan pada sistem yaitu sebesar 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr. Selain variasi untuk kecepatan orang berjalan ini, variasi juga dilakukan untuk konstanta redaman *sole of foot-plate* dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian

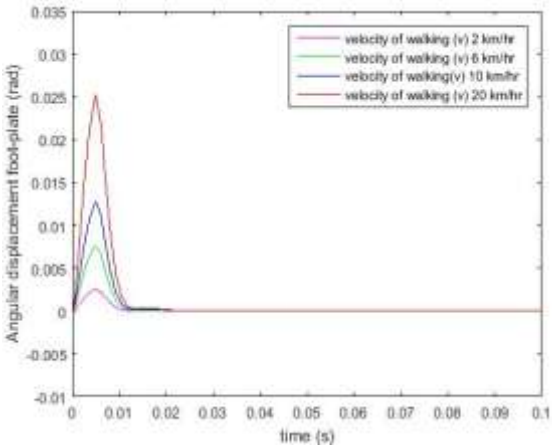
depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna.

4.3.2.1 Respon Variasi Kecepatan Orang Berjalan

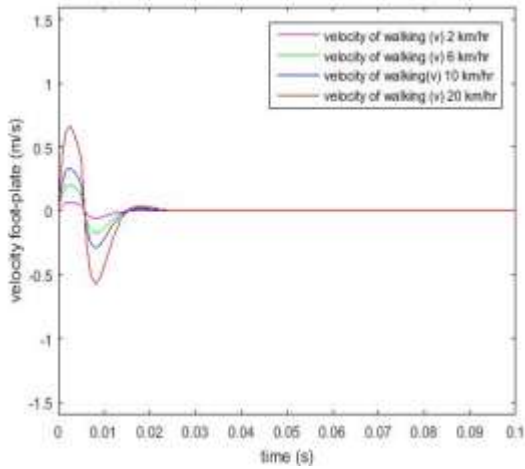
Pemodelan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* dilakukan dengan menggunakan variasi kecepatan orang berjalan. Variasi ini adalah sebesar 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr. Amplitudo yang disimulasikan sesuai dengan persamaan 3.12 untuk jenis inputan GRF yang arahnya tegak lurus dengan kecepatan orang berjalan kemudian dikonversikan menjadi gaya reaksi tanah (GRF) pada sistem *Ankle Foot Orthosis*, yaitu sebesar 113 N, 340 N, 567 N dan 1133 N. Berikut merupakan analisa respon dinamis sistem *Ankle Foot Orthosis*.


× 10^-3
velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
displacement foot-plate (m)
time (s)

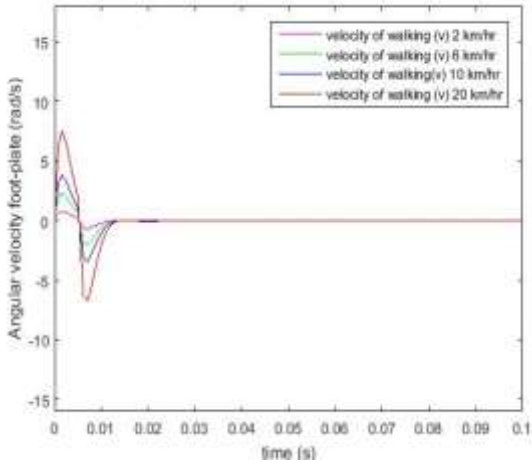
(a)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular displacement foot-plate (rad)
time (s)

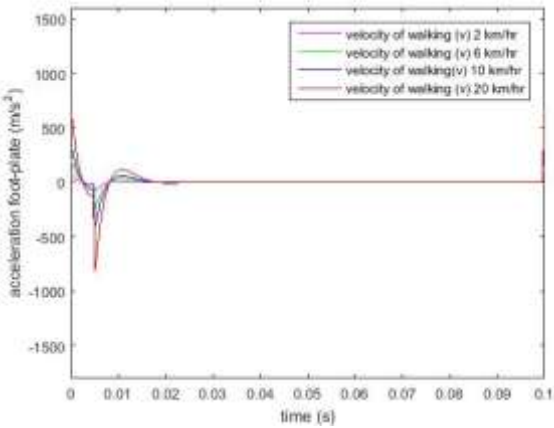
(b)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
velocity foot-plate (m/s)
time (s)

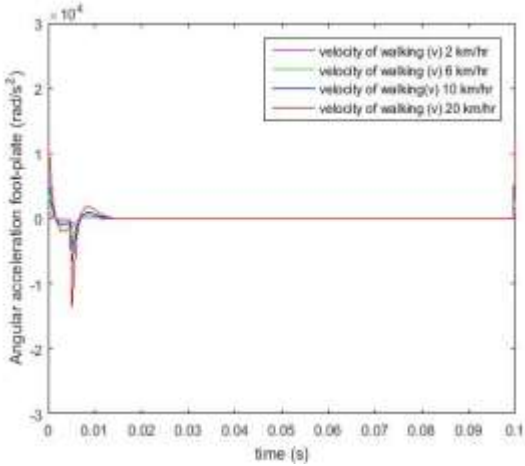
(c)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

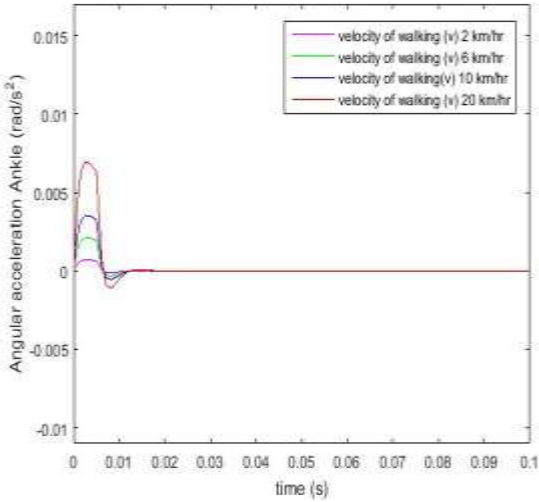
(d)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
acceleration foot-plate (m/s²)
time (s)

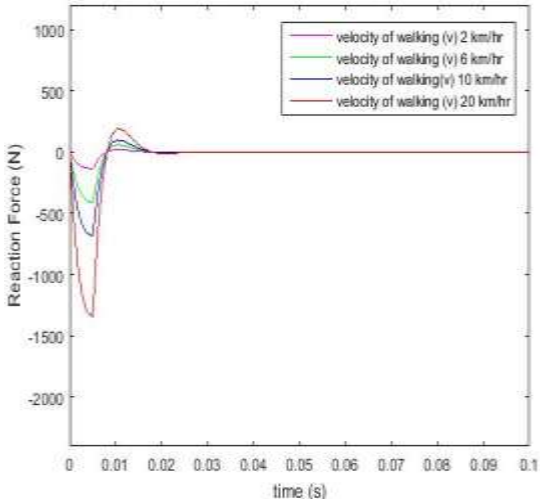
(e)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular acceleration foot-plate (rad/s²)
time (s)

(f)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular acceleration Ankle (rad/s^2)
0.015
0.01
0.005
0
-0.005
-0.01
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

(g)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Reaction Force (N)
1000
500
0
-500
-1000
-1500
-2000
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
0.06
0.07
0.08
0.09
0.1
time (s)

(h)

Gambar 4.3 Grafik respon dinamis variasi kecepatan orang berjalan(a) displacement *foot-plate*, (b) angular displacement *foot-plate*, (c) velocity *foot-plate* , (d) angular velocity *foot-plate*, (e) acceleration *foot-plat*, (f) angular acceleration *foot-plat*, (g) angular acceleration *ankle*, dan (h) reaction force

Dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai-nilai dari setiap besaran gaya, percepatan, kecepatan dan perpindahan untuk sistem *Ankle Foot Orthosis*, hasil yang didapatkan dari hasil simulasi dapat ditabelkan menjadi seperti tabel 4.3 berikut.

Tabel 4.3 Data hasil respon sistem *Ankle Foot Orthosis* dengan variasi kecepatan

Respon Dinamis	**Kecepatan orang berjalan**			
	2km/hr	6km/hr	10km/hr	20km/hr
x_1 (m)	0.000293	0.0008814	0.00147	0.002937
v_1 (m/s)	0.1263	0.3799	0.6636	1.266
a_1 (m/s^2)	152.1	457.6	763.1	1525
θ_1 (rad)	0.00256	0.007715	0.01287	0.02571
ω_1 (rad/s)	1.457	4.383	7.31	14.61
α_1 (rad/s^2)	2637	7933	13230	26440

θ (rad)	4.394E-06	1.322E-06	0.00002205	0.00004406
ω (rad/s)	0.00001503	0.00004522	0.0000754	0.0001507
α (rad/s^2)	0.0008258	0.002485	0.004144	0.008208
F_r (N)	156	469.3	782.6	1564

Gambar 4.3 merupakan gambar grafik respon dinamis dari (Grafik respon dinamis (a) displacement *foot-plate*, (b) angular displacement *foot-plate*, (c) velocity *foot-plate* , (d) angular velocity *foot-plate*, (e) acceleration *foot-plat*, (f) angular acceleration *foot-plat*, (g) angular acceleration *ankle*, dan (h) reaction force dengan input *Ground Reaction Force (GRF)* pada variasi kecepatan orang berjalan sebesar 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr. Serta pada tabel 4.4 dapat diketahui data hasil simulasi respon sistem *Ankle Foot Orthosis* dengan variasi besar kecepatan orang berjalan.

Pada gambar 4.3 (a) dan (b) di atas merupakan grafik perpindahan dan perpindahan sudut massa utama dengan amplitude masing-masing sebesar nilai gaya reaksi tanah (GRF) pada kecepatan orang berjalan 2 km/hr, 6 km/hr, 10 km/hr, dan 20 km/hr yaitu 113 N, 340 N, 567 N dan 1133 N. Garis berwarna merah, biru, hijau dan magenta masing-masing adalah respon perpindahan dan perpindahan sudutnya. Pada saat kecepatan orang berjalan 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr masing-masing memiliki amplitude terbesar di 0.000293 m, 0.0008814 m, 0.00147 m, dan 0.002937 m, sedangkan untuk perpindahan

sudutnya 0.00256 rad, 0.007715 rad, 0.01287 rad dan 0.02571 rad. Grafik menunjukkan *trendline* saat semakin besar nilai kecepatan orang berjalan yang bekerja pada sistem *Ankle Foot Orthosis* maka akan semakin besar juga respon dinamis yang diterima. Dengan kata lain, grafik menunjukkan bahwa semakin besar nilai kecepatan orang berjalan, maka respon perpindahan dan perpindahan sudut sistem akan semakin besar. Grafik berwarna merah merupakan respon perpindahan sistem terbesar yaitu 0.002937 m dan 0.02571 rad pada kecepatan orang berjalan 20km/hr.

Pada gambar 4.3 (c) dan (d) di atas menunjukkan grafik respon kecepatan dan kecepatan sudut massa utama dengan variasi kecepatan orang berjalan 2 km/hr, 6 km/hr, 10 km/hr, dan 20 km/hr. Garis berwarna merah, biru, hijau dan magenta masing-masing adalah respon kecepatan dan kecepatan sudutnya. Pada saat kecepatan orang berjalan 2 km/hr, 6 km/hr, 10 km/hr, dan 20 km/hr masing-masing memiliki amplitude terbesar di 0.1263 m/s, 0.3799 m/s, 0.6636 m/s, dan 1.266 m/s, sedangkan untuk kecepatan sudutnya 1.457 rad/s, 4.383 rad/s, 7.31 rad/s, dan 14.61 rad/s. Grafik menunjukkan *trendline* saat semakin besar nilai kecepatan orang berjalan yang bekerja pada sistem *Ankle Foot Orthosis* maka akan semakin besar juga respon dinamis yang diterima. Dengan kata lain, bahwa semakin besar nilai kecepatan orang berjalan, maka respon kecepatan dan kecepatn sudut sistem akan semakin besar. Grafik berwarna biru merupakan respon kecepatan sistem terbesar yaitu 1.266 m/s dan 14.61 rad/s^2 pada kecepatan orang berjalan 20 km/hr.

Gambar 4.3 (e) dan (f) di atas menunjukkan grafik respon percepatan dan percepatan sudut massa utama dengan variasi kecepatan orang berjalan 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr. Garis berwarna merah, biru, hijau dan magenta masing-masing

adalah respon percepatannya. Pada saat kecepatan orang berjalan 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr masing-masing memiliki amplitude terbesar di 152.1m/s^2, 457.6m/s^2, 763.1m/s^2, dan 15251m/s^2, sedangkan untuk percepatan sudutnya 2637 rad/s^2, 7933 rad/s^2, 13230 rad/s^2 dan 26440 rad/s^2. Grafik menunjukkan *trendline* saat semakin besar nilai kecepatan orang berjalan yang bekerja pada sistem *Ankle Foot Orthosis* maka akan semakin besar juga respon dinamis yang diterima. Dengan kata lain, grafik menunjukkan bahwa semakin besar nilai kecepatan orang berjalan, maka respon percepatan dan percepatan sudut sistem akan semakin besar. Grafik berwarna magenta merupakan respon percepatan sistem terbesar yaitu 15251 m/s^2 dan 26440 rad/s^2 pada kecepatan orang berjalan 20km/hr.

Sedangkan Gambar 4.3 (g) dan (h) di atas menunjukkan grafik respon percepatan sudut *joint ankle* dan gaya reaksi total dengan variasi kecepatan orang berjalan 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr. Respon perpindahan dan kecepatan sudut *joint ankle* sama seperti respon percepatan sudutnya. Garis berwarna merah, biru, hijau dan magenta masing-masing adalah respon percepatan sudut dan gaya reaksi totalnya. Untuk respon percepatan sudut *joint ankle* dan gaya reaksi total pada saat kecepatan orang berjalan 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr masing-masing memiliki amplitude terbesar di 0.0008258 rad/s^2, 0.002485 rad/s^2, 0.00414 rad/s^2, dan 0.008208 rad/s^2, sedangkan gaya reaksi totalnya sebesar 156 N, 469,3 N, 782,6 N dan 1564 N. Grafik menunjukkan *trendline* saat semakin besar nilai kecepatan orang berjalan yang bekerja pada sistem *Ankle Foot Orthosis* maka akan semakin besar juga respon dinamis yang diterima. Dengan kata lain, grafik menunjukkan bahwa semakin besar nilai kecepatan orang berjalan, maka respon percepatan sudut dan gaya reaksi total akan semakin besar. Grafik berwarna magenta

merupakan respon percepatan sudut sistem terbesar yaitu 0.008208 rad/s^2, sedangkan grafik berwarna biru merupakan gaya reaksi total terbesar yaitu 1564 N pada kecepatan orang berjalan 20km/hr.

4.3.2.2 Respon Variasi Konstanta Redaman dan Kekakuan Midsole

Pemodelan selanjutnya dilakukan menggunakan variasi konstanta redaman dan kekakuan *sole of foot-plate*. Sama halnya dengan variasi sebelumnya, amplitudo yang digunakan besarnya diambil pada msing-masing kecepatan tersebut,namun di tiap kondisi tersebut dilakukan variasi terhadap konstanta redaman dan kekakuan *sole of foot-plate* dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna. Tabel 4.4 merupakan tabel variasi redaman dan kekakuan yang divariasikan untuk masing-masing kondisi kecepatan.

Tabel 4.4 Jenis variasi redaman dan kekakuan midsole

	C_{rear} 250 Ns/m, C_{front} 200 Ns/m	**C_{rear} 500 Ns/m, C_{front} 400 Ns/m**	**C_{rear} 1000 Ns/m, C_{front} 800 Ns/m**
K_{rear} 90000 N/m, K_{front} 600000 N/m	**Model 1**	**Model 4**	**Model 7**
K_{rear} 180000 N/m, K_{front} 1200000 N/m	**Model 2**	**Model 5**	**Model 8**
K_{rear} 360000 N/m, K_{front} 2400000 N/m	**Model 3**	**Model 6**	**Model 9**

Amplitudo yang disimulasikan berasal dari gaya reaksi tanah (GRF) yang arahnya tegak lurus dengan kecepatan orang berjalan kemudian dikonversikan menjadi gaya reaksi tanah (GRF) pada sistem *Ankle Foot Orthosis*, yaitu sebesar 113 N, 340 N, 567 N dan 1133 N. Berikut merupakan analisa respon dinamis saat input yang digunakan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* menggunakan input gaya reaksi tanah (GRF) dengan *pulse generator* menggunakan variasi konstanta redaman dan kekakuan *sole of foot-plate* di tiap kondisi kecepatan orang berjalan sebesar 2km/hr, 6km/hr, 10km/hr, dan 20 km/hr.

4.3.2.2.1 Kecepatan Santai (2 km/hr)

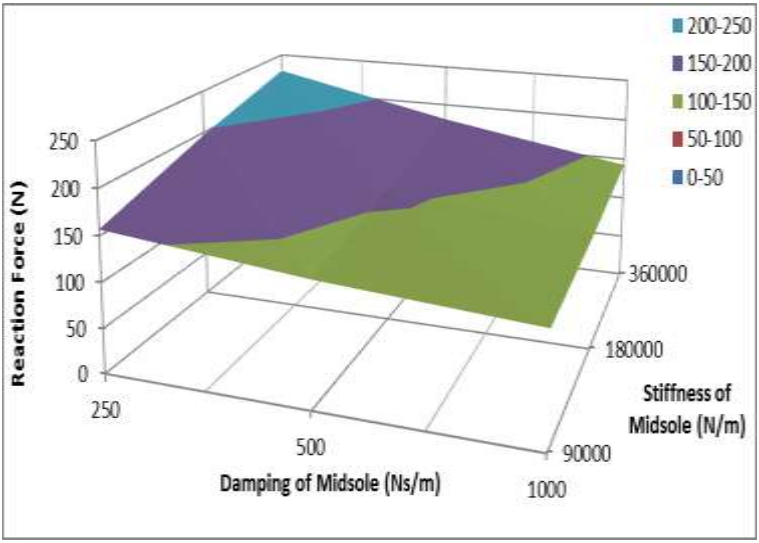
Berikut merupakan variasi konstanta redaman dan kekakuan sistem *Ankle Foot Orthosis* pada variasi kecepatan 2

km/hr dengan nilai konstanta redaman *sole of foot-plate* yang dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna. Hasil grafik dapat dilihat pada lampiran. Dan dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai gaya reaksi total untuk masing-masing variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 2 km/hr pada tabel 4.5 berikut

Tabel 4.5 Gaya reaksi (N) pada kecepatan 2 km/hr

	C_{rear} 250 Ns/m, C_{front} 200 Ns/m	**C_{rear} 500 Ns/m, C_{front} 400 Ns/m**	**C_{rear} 1000 Ns/m, C_{front} 800 Ns/m**
K_{rear} 90000 N/m, K_{front} 600000 N/m	**Model 1 (157)**	**Model 4 (135.4)**	**Model 7 (121)**
K_{rear} 180000	**Model 2**	**Model 5**	**Model 8**

N/m, K_{front} 1200000 N/m	**(196.9)**	**(156)**	**(128.8)**
K_{rear} 360000 N/m, K_{front} 2400000 N/m	**Model 3 (228.3)**	**Model 6 (180.8)**	**Model 9 (142.5)**



Gambar 4.4 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan kecepatan 2 km/jam

Berdasarkan grafik 4.4,dapat diketahui bahwa pada saat konstanta redaman bernilai 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi maksimum sebesar 228,3 N,sedangkan pada saat konstanta redaman bernilai 1000 Ns/m bagian belakang dan 800

Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi minimum sebesar 121 N. Dari hasil tersebut dapat diketahui bahwa pada kecepatan 2 km/hr, nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan memiliki respon yang lebih baik jika dibandingkan dengan yang lain, hal ini dikarenakan menghasilkan nilai perpindahan yang lebih kecil, selain itu juga gaya reaksi total yang lebih kecil/minimum namun tetap berada dalam range ideal gaya reaksi kaki. Gaya reaksi minimum diperlukan agar diperlukan pengeluaran energi yang sedikit ketika berjalan, sehingga yang dipilih untuk menghasilkan gaya reaksi minimum untuk kondisi kecepatan 2 km/hr adalah midsole model 7 yaitu nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m.

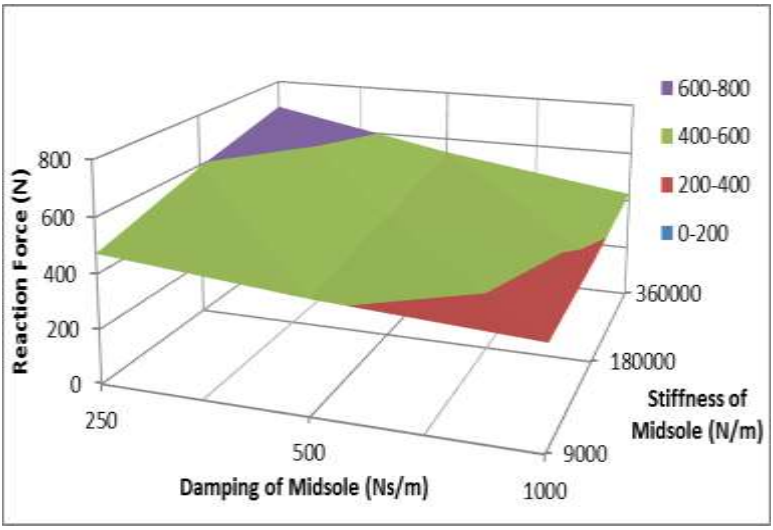
4.3.2.2.2 Kecepatan Sedang (6 km/jam)

Berikut merupakan variasi konstanta redaman dan kekakuan sistem *Ankle Foot Orthosis* pada variasi kecepatan 6 km/hr dengan nilai konstanta redaman *sole of foot-plate* yang dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian

belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna. Hasil grafik dapat dilihat pada lampiran. Dan dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai gaya reaksi total untuk masing-masing variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 6 km/hr pada tabel 4.6 berikut

Tabel 4.6 Gaya reaksi (N) pada kecepatan 6 km/hr

	C_{rear} 250 Ns/m, C_{front} 200 Ns/m	**C_{rear} 500 Ns/m, C_{front} 400 Ns/m**	**C_{rear} 1000 Ns/m, C_{front} 800 Ns/m**
K_{rear} 90000 N/m, K_{front} 600000 N/m	**Model 1 (472.8)**	**Model 4 (407)**	**Model 7 (364.1)**
K_{rear} 180000 N/m, K_{front} 1200000 N/m	**Model 2 (592.5)**	**Model 5 (469.4)**	**Model 8 (387.6)**
K_{rear} 360000 N/m, K_{front} 2400000 N/m	**Model 3 (686.7)**	**Model 6 (542.2)**	**Model 9 (428.8)**



Gambar 4.5 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan kecepatan 6 km/hr

Berdasarkan grafik 4.5,dapat diketahui bahwa pada saat konstanta redaman bernilai 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi maksimum sebesar 686,7 N,sedangkan pada saat konstanta redaman bernilai 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi minimum sebesar 364,1 N. Dari hasil tersebut dapat diketahui bahwa pada kecepatan 6 km/hr, nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan memiliki respon yang lebih baik jika dibandingkan dengan yang lain, hal ini dikarenakan

menghasilkan nilai perpindahan yang lebih kecil, selain itu juga gaya reaksi total yang lebih kecil/minimum dibandingkan yang lain untuk kecepatan 6 km/hr namun tetap berada dalam range ideal gaya reaksi kaki. Gaya reaksi minimum diperlukan agar diperlukan pengeluaran energi yang sedikit ketika berjalan, sehingga yang dipilih untuk menghasilkan gaya reaksi minimum untuk kondisi kecepatan 6 km/hr adalah midsole model 7 yaitu nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m.

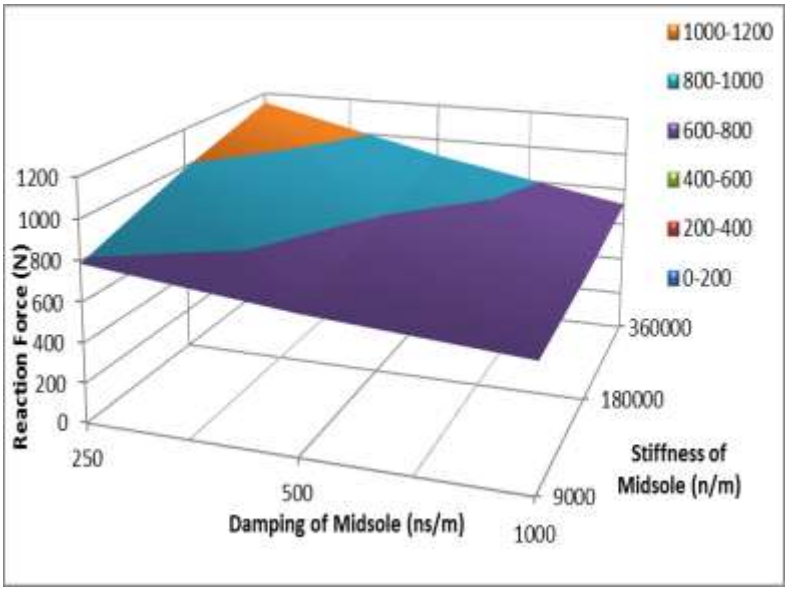
4.3.2.2.3 Kecepatan Normal (10 km/hr)

Berikut merupakan variasi konstanta redaman dan kekakuan sistem *Ankle Foot Orthosis* pada variasi kecepatan 10 km/hr dengan nilai konstanta redaman *sole of foot-plate* yang dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna. Hasil grafik dapat dilihat pada

lampiran. Dan dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai gaya reaksi total untuk masing-masing variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 10 km/hr pada tabel 4.7 berikut

Tabel 4.7 Gaya reaksi (N) pada kecepatan 10 km/hr

	C_{rear} 250 Ns/m, C_{front} 200 Ns/m	**C_{rear} 500 Ns/m, C_{front} 400 Ns/m**	**C_{rear} 1000 Ns/m, C_{front} 800 Ns/m**
K_{rear} 90000 N/m, K_{front} 600000 N/m	**Model 1 (788)**	**Model 4 (679.3)**	**Model 7 (607.2)**
K_{rear} 180000 N/m, K_{front} 1200000 N/m	**Model 2 (988)**	**Model 5 (782.8)**	**Model 8 (646.2)**
K_{rear} 360000 N/m, K_{front} 2400000 N/m	**Model 3 (1145)**	**Model 6 (906.9)**	**Model 9 (715)**



Gambar 4.6 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan kecepatan 10 km/hr

Berdasarkan grafik 4.6,dapat diketahui bahwa pada saat konstanta redaman bernilai 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi maksimum sebesar 1145 N,sedangkan pada saat konstanta redaman bernilai 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi minimum sebesar 607,2 N. Dari hasil tersebut dapat diketahui bahwa pada kecepatan 10 km/hr, nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan memiliki respon

yang lebih baik jika dibandingkan dengan yang lain, hal ini dikarenakan menghasilkan nilai perpindahan yang lebih kecil, selain itu juga gaya reaksi total yang lebih kecil/minimum dibandingkan yang lain untuk kecepatan 10 km/hr namun tetap berada dalam range ideal gaya reaksi kaki. Gaya reaksi minimum diperlukan agar diperlukan pengeluaran energi yang sedikit ketika berjalan, sehingga yang dipilih untuk menghasilkan gaya reaksi minimum untuk kondisi kecepatan 10 km/hr adalah midsole model 7 yaitu nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m.

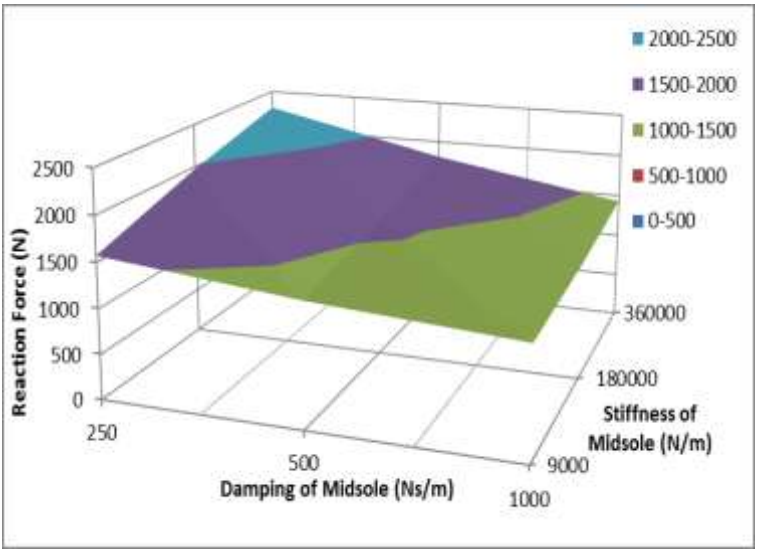
4.3.2.2.4 Kecepatan Cepat (20 km/hr)

Berikut merupakan variasi konstanta redaman dan kekakuan sistem *Ankle Foot Orthosis* pada variasi kecepatan 20 km/hr dengan nilai konstanta redaman *sole of foot-plate* yang dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga

aman untuk kaki pengguna. Hasil grafik dapat dilihat pada lampiran. Dan dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai gaya reaksi total untuk masing-masing variasi redaman dan kekakuan pada kecepatan 20 km/hr pada tabel 4.8 berikut

Tabel 4.8 Gaya reaksi (N) pada kecepatan 20 km/hr

	C_{rear} 250 Ns/m, C_{front} 200 Ns/m	**C_{rear} 500 Ns/m, C_{front} 400 Ns/m**	**C_{rear} 1000 Ns/m, C_{front} 800 Ns/m**
K_{rear} 90000 N/m, K_{front} 600000 N/m	**Model 1 (1574)**	**Model 4 (1357)**	**Model 7 (1213)**
K_{rear} 180000 N/m, K_{front} 1200000 N/m	**Model 2 (1974)**	**Model 5 (1564)**	**Model 8 (1291)**
K_{rear} 360000 N/m, K_{front} 2400000 N/m	**Model 3 (2289)**	**Model 6 (1806)**	**Model 9 (1429)**



Gambar 4.7 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan kecepatan 20 km/hr

Berdasarkan grafik 4.7,dapat diketahui bahwa pada saat konstanta redaman bernilai 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi maksimum sebesar 2289 N,nilai ini melebihi range ideal gaya reaksi yang seharusnya diterima oleh kaki. Sedangkan pada saat konstanta redaman bernilai 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi minimum sebesar 1213 N, nilai ini masih ada di range ideal gaya reaksi kaki. Dari hasil tersebut dapat diketahui bahwa pada kecepatan 20 km/hr, nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000

N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan memiliki respon yang lebih baik jika dibandingkan dengan yang lain, hal ini dikarenakan menghasilkan nilai perpindahan yang lebih kecil, selain itu juga gaya reaksi total yang lebih kecil/minimum dibandingkan yang lain untuk kecepatan 20 km/hr namun tetap berada dalam range ideal gaya reaksi kaki. Gaya reaksi minimum diperlukan agar diperlukan pengeluaran energi yang sedikit ketika berjalan, sehingga yang dipilih untuk menghasilkan gaya reaksi minimum untuk kondisi kecepatan 20 km/hr adalah midsole model 7 yaitu nilai koefisien redaman sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m.

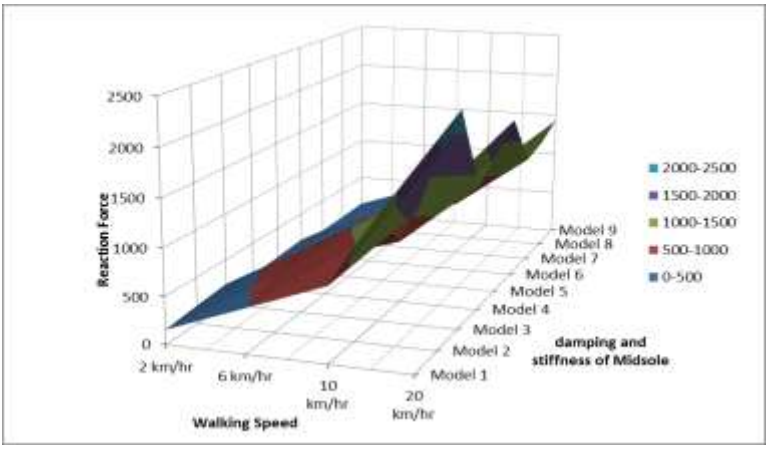
4.3.2.3 Analisa Gabungan Variasi Kecepatan dan Redaman serta Kekakuan

Tahap terkhir dilakukan analisa gabungan terhadap sistem *Ankle Foot Orthosis* dari setiap kondisi kecepatan berjalan santai, sedang, normal dan cepat yang divariasikan juga nilai konstanta redaman dan kekakuan *sole of foot-plate* yang dibuat berbeda dalam 1 set pasangan *sole*-nya dengan rasio terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan; 500 Ns/m bagian belakang dan 400 Ns/m bagian depan; dan 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan. Selain itu, juga dilakukan variasi nilai konstanta kekakuan di tiap variasi kecepatan dan redaman dengan rasio variasi terhadap parameter utama yaitu 0,5;1;2. Nilainya yaitu sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan; 180000 N/m bagian belakang dan 120000 N/m; dan 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan hal ini dilakukan untuk setiap kondisi berjalan dan

kemudian dipilih nilai redaman dan kekakuan yang paling baik dan sesuai dari setiap kondisi yaitu yang menghasilkan gaya reaksi tumpuan total yang minimum, sehingga aman untuk kaki pengguna. Hasil grafik dapat dilihat pada lampiran. Dan dari hasil simulasi yang telah dilakukan, diperoleh nilai gaya reaksi total untuk masing-masing variasi redaman dan kekakuan di tiap kecepatan 2 km/hr, 6 km/hr, 10 km/hr dan 20 km/hr pada tabel 4.9 berikut

Tabel 4.9 Gaya reaksi pada tiap variasi kecepatan

	2 km/hr	**6 km/hr**	**10 km/hr**	**20 km/hr**
Model 1	**157**	**472.8**	**788**	**1574**
Model 2	**196.9**	**592.5**	**988**	**1974**
Model 3	**228.3**	**686.7**	**1145**	**2289**
Model 4	**135.4**	**407**	**679.3**	**1357**
Model 5	**156**	**469.4**	**782.8**	**1564**
Model 6	**180.8**	**542.2**	**906.9**	**1806**
Model 7	**121**	**364.1**	**607.2**	**1213**
Model 8	**128.8**	**387.6**	**646.2**	**1291**
Model 9	**142.5**	**428.8**	**715**	**1429**



Gambar 4.8 Grafik nilai gaya reaksi variasi redaman dan kekakuan tiap variasi kecepatan

Berdasarkan grafik 4.8,dapat diketahui bahwa pada saat kecepatan 2 km/hr respon gaya reaksi yang ditimbulkan lebih kecil daripada saat kecepatan 20 km/hr. Hal ini menunjukkan bahwa semakin besar kecepatan jalan, maka gaya reaksi yang ditimbulkan oleh kaki semakin besar karena pengaruh impact yang besar ketika kecepatan jalan paling besar, dan sesuai dengan teori gaya reaksi kaki sebanding dengan kecepatan jalannya. Semakin besar kecepatan jalan semakin besar gaya reaksi kaki yang dihasilkan. Nilai gaya reaksi minimum yang terjadi pada saat kecepatan 2 km/hr dengan konstanta redaman bernilai 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi minimum sebesar 121 N. Sebaliknya, Gaya reaksi maksimum yang terjadi pada saat kecepatan 20 km/hr dengan konstanta redaman bernilai 250 Ns/m bagian belakang dan 200 Ns/m bagian depan serta

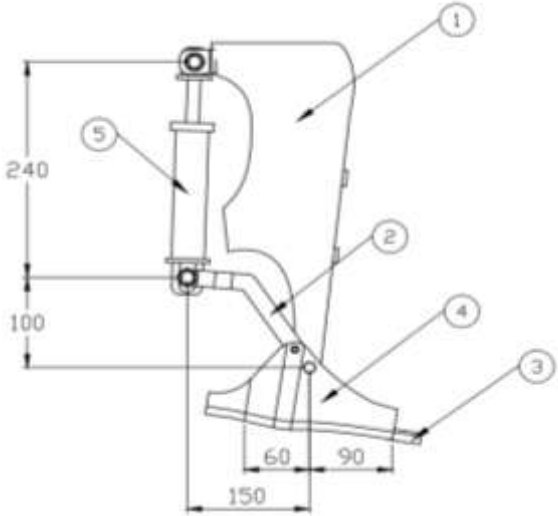
konstanta kekakuan bernilai 360000 N/m bagian belakang dan 240000 N/m bagian depan, didapatkan nilai gaya reaksi maksimum sebesar 2289 N. Hal ini menunjukkan bahwa semakin besar nilai konstanta redaman dan semakin kecil nilai kekakuan, maka gaya reaksi yang ditimbulkan semakin kecil. Hal ini sesuai dengan teori yang diperoleh dari literatur bahwa redaman dapat mereduksi getaran yang ditimbulkan serta ada pengaruh nilai kekakuan terhadap *impact force peaks* yang dalam hal ini berupa gaya reaksi kaki yaitu saling berbanding terbalik. Semakin besar nilai stiffness, maka gaya reaksi yang ditimbulkan semakin kecil, dan sebaliknya.

4.4 *Ankle Foot Orthosis Final Design*

Berdasarkan pada proses simulasi sistem *electrodynamic shaker* menggunakan input *Ground Reaction Force (GRF)* seperti yang telah dilakukan, didapatkan nilai redaman dan kekakuan dari kesatuan sistem *Ankle Foot Orthosis* yang telah sesuai dengan rancangan. Nilai koefisien redaman yang paling baik adalah sebesar 1000 Ns/m bagian belakang dan 800 Ns/m bagian depan serta konstanta kekakuan bernilai 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan, hal ini dikarenakan pada saat konstanta redaman dan kekakuan tersebut, nilai gaya reaksi kaki yang ditimbulkan paling minimal dari yang lain untuk tiap kondisi kecepatan jalan. Untuk dapat menghasilkan *electrodynamic shaker* yang dapat mudah dilakukan proses manufaktur, dimensi yang proporsional dan sesuai dapat diketahui pada gambar 4.14 berikut.

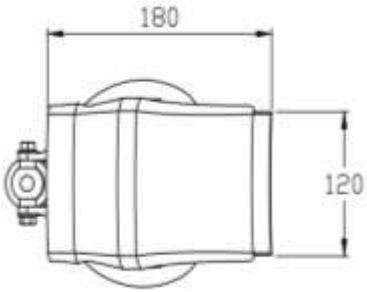
1. Foot-Support
2. Joint Ankle
3. Midsole sepatu
4. Foot-Plate

5. Peredam Viskos



(a)

(b)



(c)

Gambar 4.9 Rancangan akhir dari *Ankle Foot Orthosis* (a) dengan keterangan, (b) tampak depan (c) tampak bawah

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian dan analisa yang telah dilakukan pada sistem *Ankle Foot Orthosis*, didapatkan kesimpulan yaitu sebagai berikut :

1. Diperoleh hasil rancangan sistem *Ankle Foot Orthosis* yang digunakan untuk penderita penyakit *Hemiplegic* dan cedera sendi pada atlet dengan menggunakan aspek biomekanis dengan panjang *foot-plate* (massa utama) sebesar 0,22 m panjang *joint ankle* 0,15 m dan nilai konstanta *stiffness* bagian belakang dan depan midsole berturut-turut yaitu sebesar 180000 N/m dan 120000 N/m dengan jenis material yang digunakan adalah *platic polyethelin* karena ringan dan cukup fleksibel. Untuk nilai koefisien redaman dari keseluruhan sistem *Ankle Foot Orthosis* bagian belakang dan depan midsole berturut-turut yaitu 500 Ns/m dan 400 Ns/m dimana nilai tersebut mewakili keseluruhan nilai redaman pada sistem. Nilai redaman tersebut tidak hanya diakibatkan oleh nilai bagian belakang dan depan midsole yang ada pada *foot-plate*, namun juga karena pengaruh dari redaman lain berupa *fluid damper* yang besarnya 1500 Ns/m.
2. Sistem *Ankle Foot Orthosis* yang telah dirancang menghasilkan respon dinamis dengan nilai respon pada *foot-plate* lebih besar apabila dibandingkan dengan nilai respon dinamis yang dihasilkan oleh *joint-ankle*. Hal tersebut dapat terjadi karena adanya pengaruh gaya reaksi tanah (GRF) yang bekerja pada tumit pertama kali di bagian *foot-plate* kemudian baru diteruskan ke *joint-ankle*.
3. Besar nilai kecepatan orang berjalan yang diinputkan pada sistem *Ankle Foot Orthosis* berpengaruh pada besar

atau kecilnya respon dinamis yang dihasilkan oleh sistem. Dimana semakin besar nilai kecepatan orang berjalan (v) yang diinputkan, maka semakin besar pula gaya reaksi (Fr) yang dihasilkan sistem serta respon dinamisnya dan begitu pula sebaliknya.

4. Sesuai dengan sistem *Ankle Foot Orthosis* yang telah dirancang, besar nilai koefisien redaman dan kekakuan utama yang digunkan tidak sesuai, karena diperlukan nilai koefisien redaman bagian belakang dan depan midsole yang paling baik yaitu senilai 1000 Ns/m dan 800 Ns/m serta nilai koefisien kekakuan sebesar 90000 N/m bagian belakang dan 60000 N/m bagian depan. Nilai koefisien redaman dan kekakuan tersebut dianggap cukup aman karena untuk dapat menghasilkan nilai gaya reaksi tumpuan paling minimal serta yang berada dalam range gaya reaksi kaki ideal yang bisa diterima kaki.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, saran untuk pengembangan dalam penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Disarankan pada penelitian selanjutnya untuk melakukan pengujian eksperimen sistem *Ankle Foot Orthosis* untuk lebih memastikan hasil respon dinamis yang didapat

DAFTAR PUSTAKA

[1] McAnelly MD, Faulkner V. **Lower Limb Prostheses**. In: Randall L, raddom MD,editors. Physical Medicine and Rehabilitation. Philadlphia: Saunders Company:1996.

[2] A.Angelia, Claudia. 2016. **Biomechanical Design of Functional Foot Orthotics: An Innovative Technique Used as an Injury Prevention Tool**.- : Elsevier Ltd.

[3] Yamamto, Sumiko. 2014. **Gait Changes in a Hemiplegic Patient Using an Ankle-Foot Orthosis With an Oil Damper**.- : Elsevier Ltd.

[4] Pain, Matthew. 2015. **Wobling Mass Influence on Impact Ground Reaction Force: A Simulation Model Sensitivity Analysis**.- : Elsevier Ltd.

[5] Hung Ly,Quoc. Alaoui,Amina. Erlicher,Silvano. Baly,Laurent. **Towards a Footware Design Tool : Influence of Shoe Midsole Properties and Ground Stiffness on The Impact Force During Runing**. Journal of Biomechanics, Elsevier.2009.

[6] Alex Shorter, Kenneth. 2011. **Technologies for Powered Ankle-Foot Orthotic System: Possibilities and Challenges**.- : Elsevier Ltd.

[7] Knudsen, Duane. 2010. **Fundamentals of Biomechanics**. California: California State University

[8] Hamill,Joseph. 2001. **Biomechanical Basis of Human Movement**. New York: Wolters Kluwer

[9] Ni'amah, Syukriyatun. 2016. **Design Orthosis Untuk Penderita Cerebral Palsy Spastik Dengan Konsep Easy to Use, Light Weight, dan Social Convident**. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

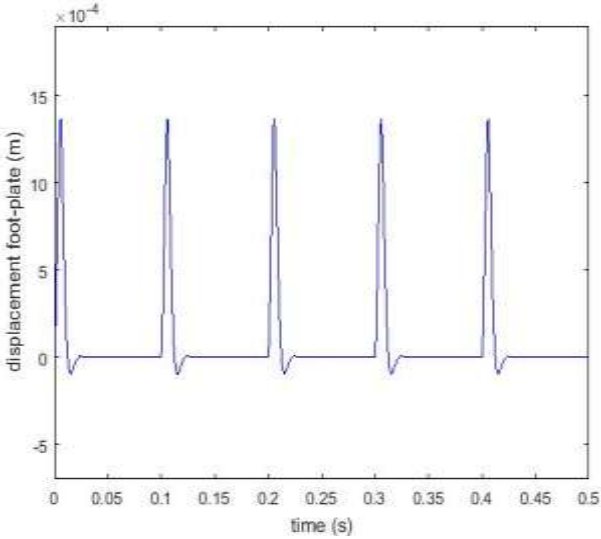
[10] Rao, Singiresu S. 2011. **Mechanical Vibrations Fifth Edition**. Miami: Pearson Education, Inc.

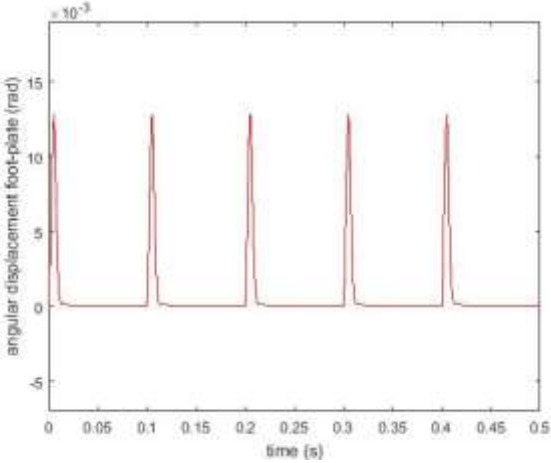
[11] Zhang, Li-Qun. 2005. **Stiffness and Viscous Damping of The Human Leg**.- : Elsevier Ltd.

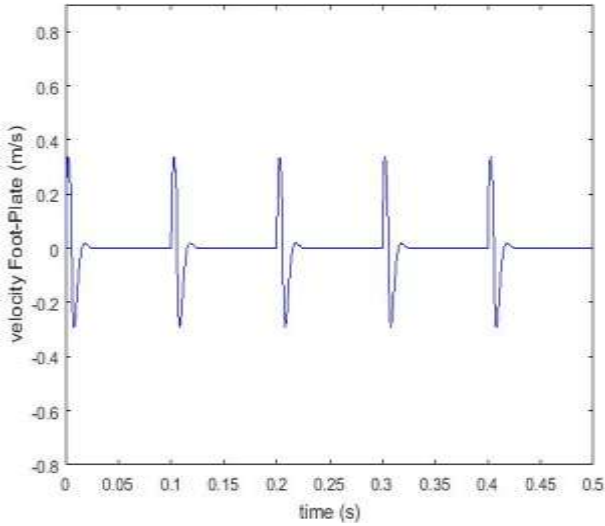
[12] Jindrich, Devin. 2017. **Differential Leg Joint Function During Human Running**.- : Elsevier Ltd.

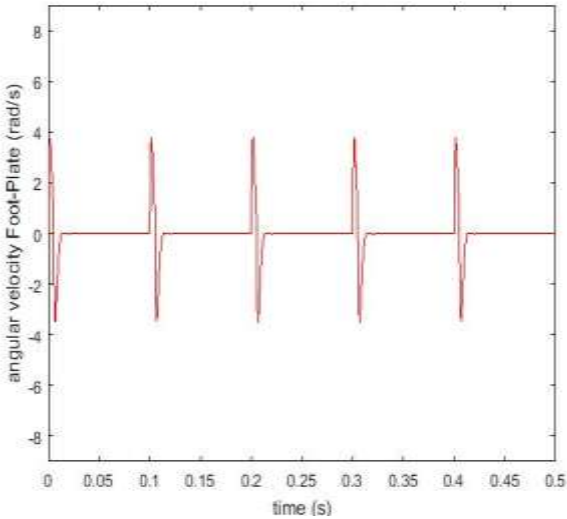
LAMPIRAN

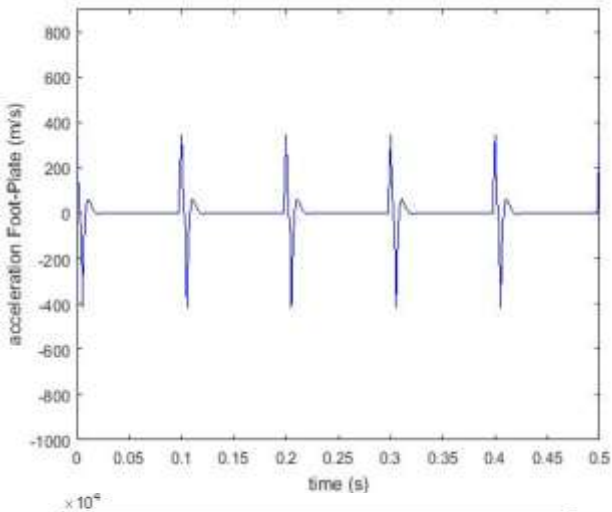
- **Hasil Respon Input *Ground Reaction Force (GRF)* dengan *Pulse Generator* parameter utama**

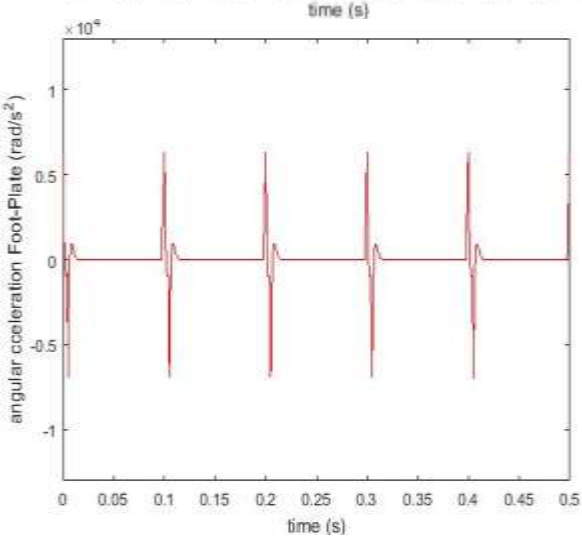


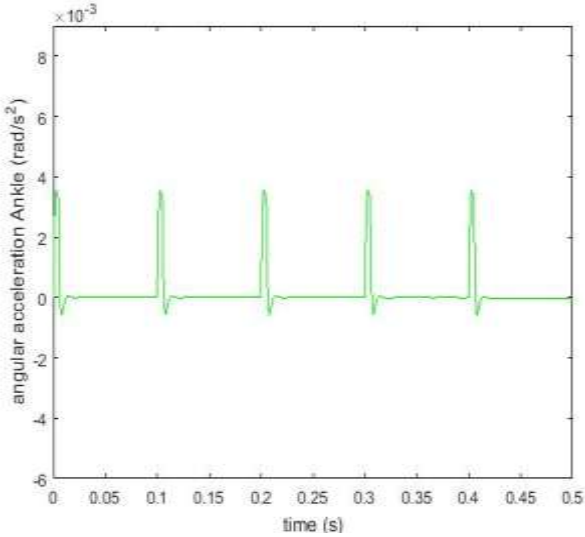

× 10^-3
angular displacement foot-plate (rad)
15
10
5
0
-5
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

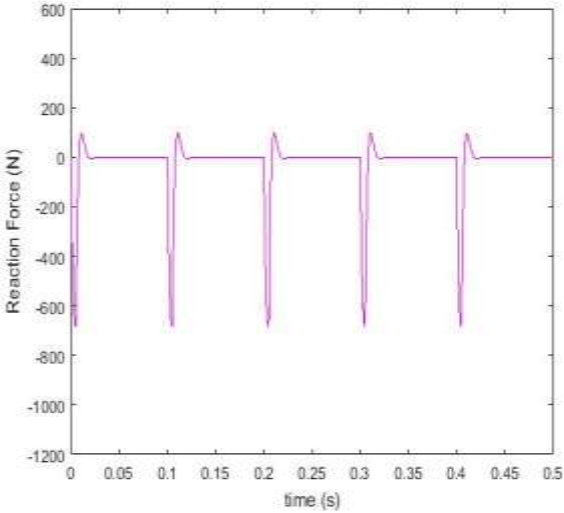

velocity Foot-Plate (m/s)
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)


angular velocity Foot-Plate (rad/s)
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

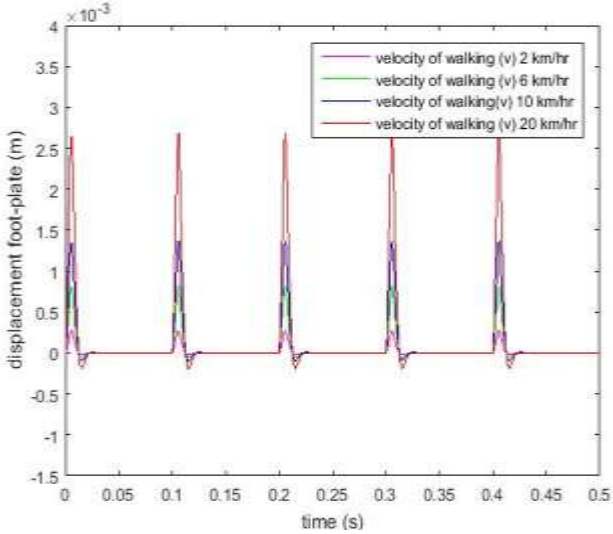

acceleration Foot-Plate (m/s)
800
600
400
200
0
-200
-400
-600
-800
-1000
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

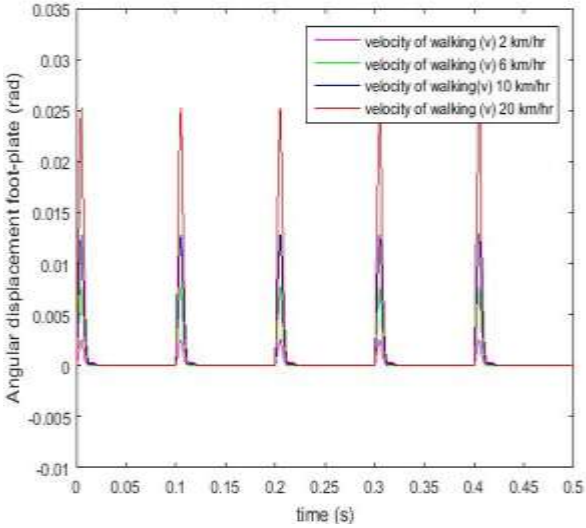

× 10^6
angular ccleration Foot-Plate (rad/s^2)
1
0.5
0
-0.5
-1
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

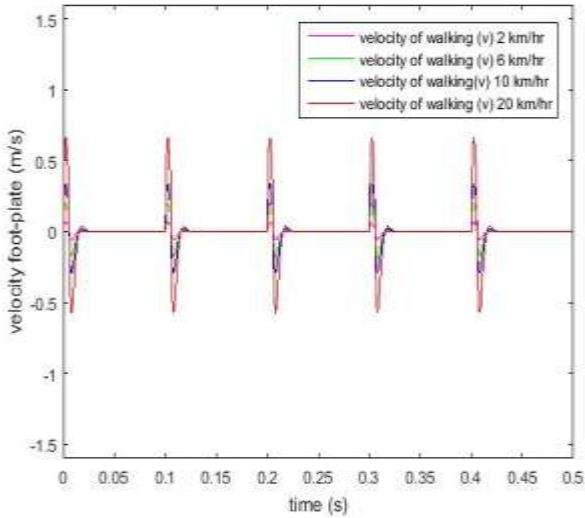

×10^-3
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
angular acceleration Ankle (rad/s^2)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

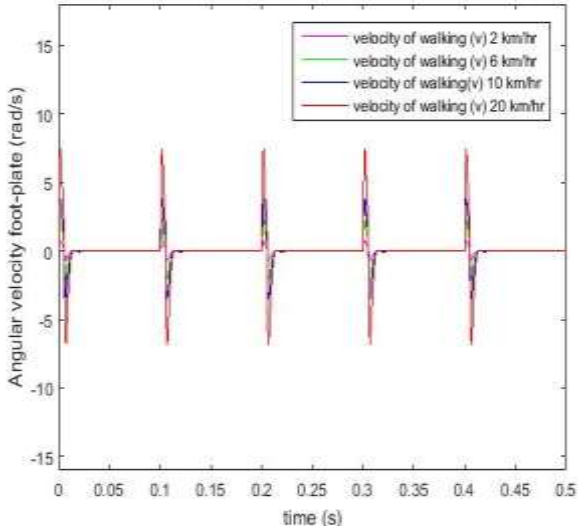

600
400
200
0
-200
-400
-600
-800
-1000
-1200
Reaction Force (N)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

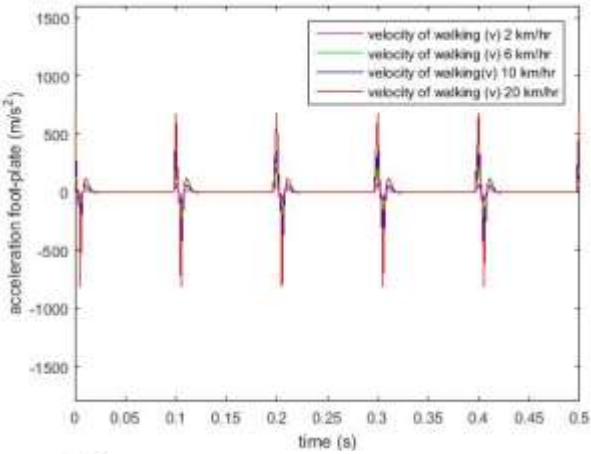
- **Respon Variasi Kecepatan Orang Berjalan**

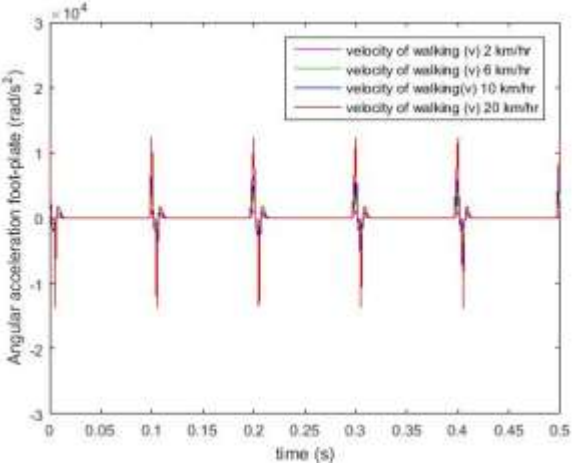


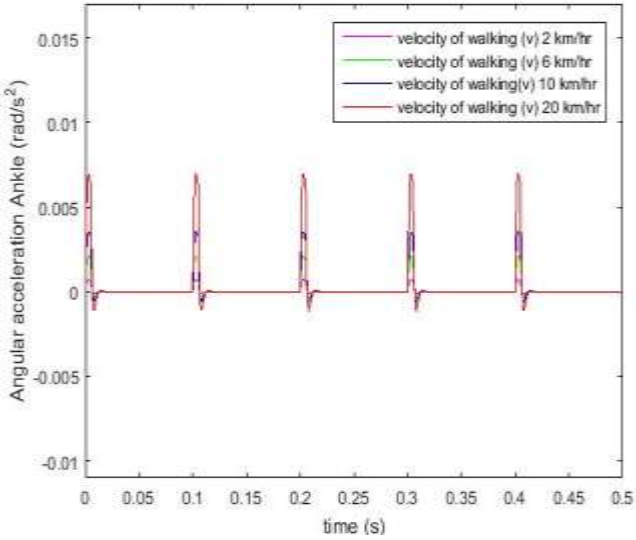


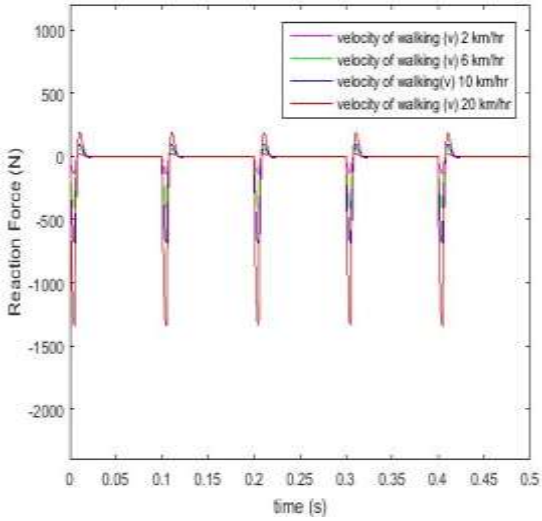

velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
velocity foot-plate (m/s)
time (s)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)


velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
time (s)

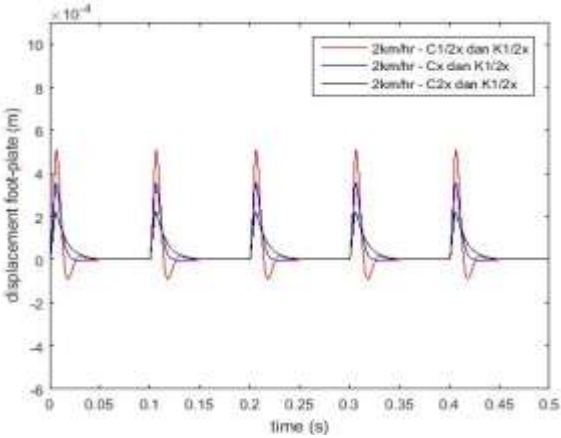

velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Angular acceleration Ankle (rad/s^2)
0.015
0.01
0.005
0
-0.005
-0.01
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

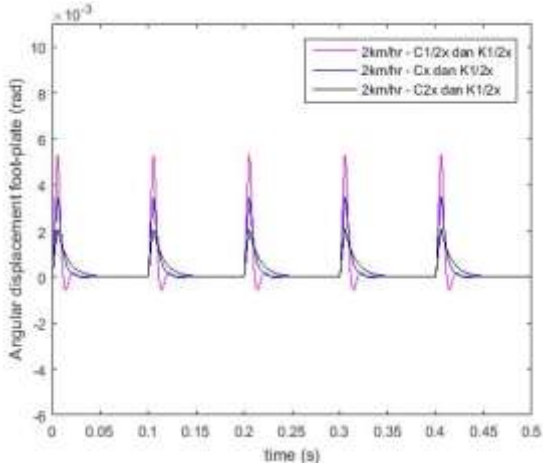

velocity of walking (v) 2 km/hr
velocity of walking (v) 6 km/hr
velocity of walking(v) 10 km/hr
velocity of walking (v) 20 km/hr
Reaction Force (N)
1000
500
0
-500
-1000
-1500
-2000
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

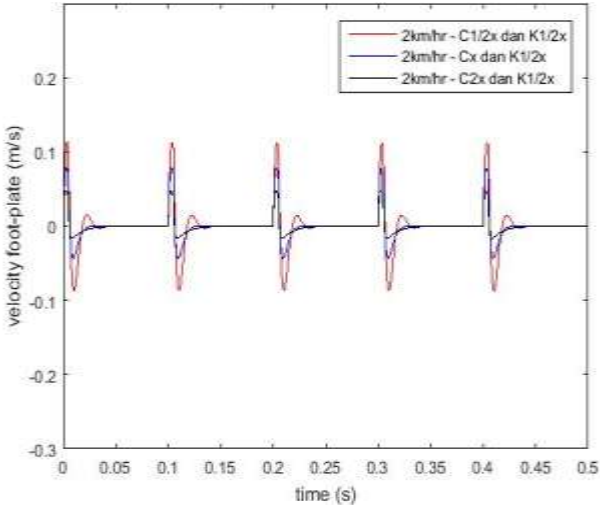
- **Respon Variasi Konstanta Redaman dan Kekakuan Midsole**

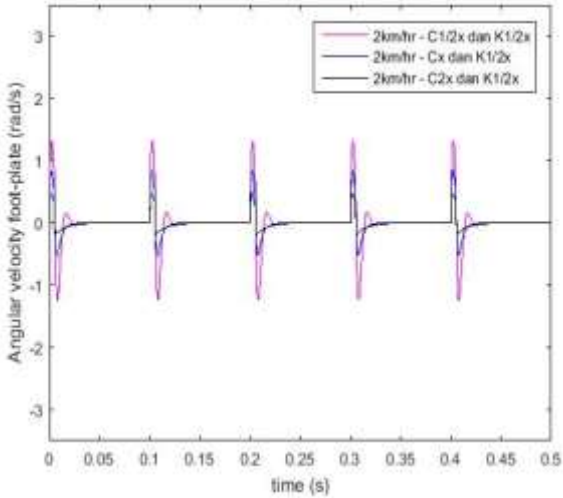
Kecepatan 2 km/jam

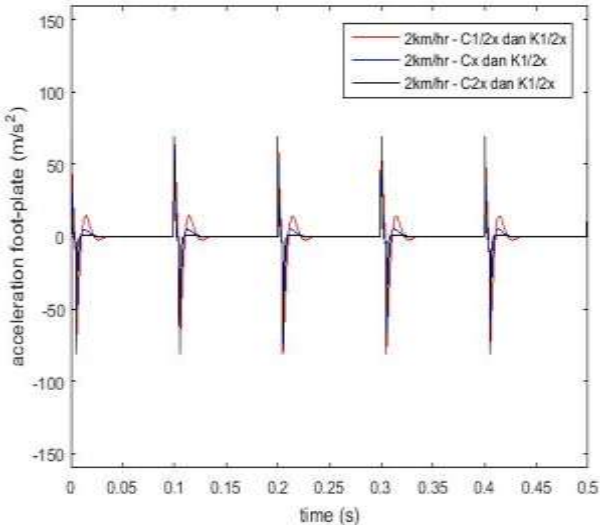
a) Variasi C1/2x K1/2x, Cx K1/2x dan C2x K1/2x

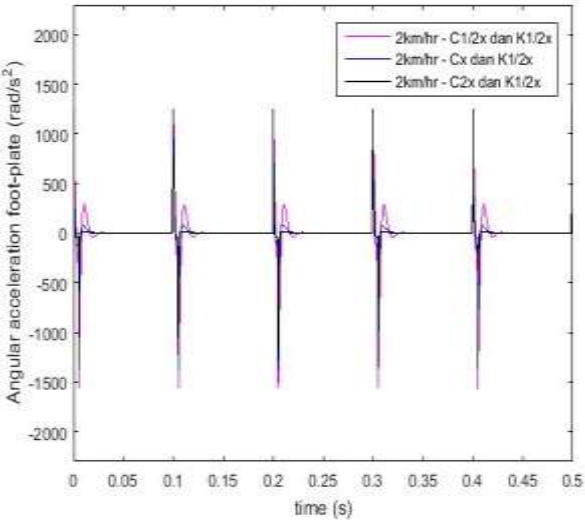


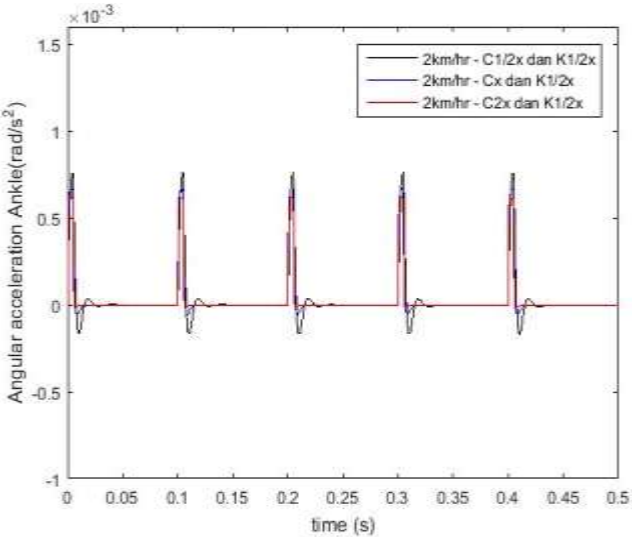


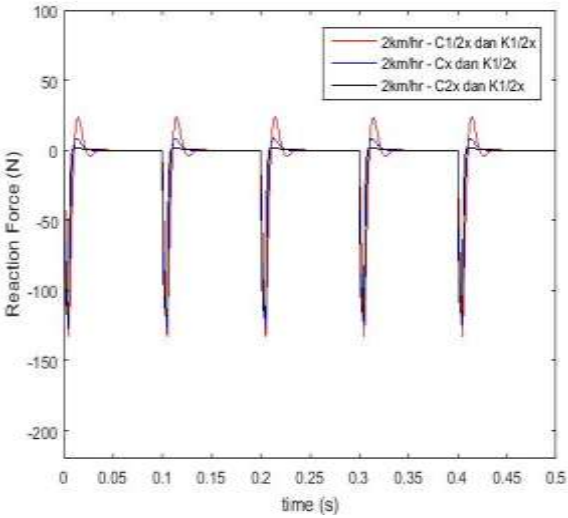

2km/hr - C1/2x dan K1/2x
2km/hr - Cx dan K1/2x
2km/hr - C2x dan K1/2x
velocity foot-plate (m/s)
time (s)


2km/hr - C1/2x dan K1/2x
2km/hr - Cx dan K1/2x
2km/hr - C2x dan K1/2x
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

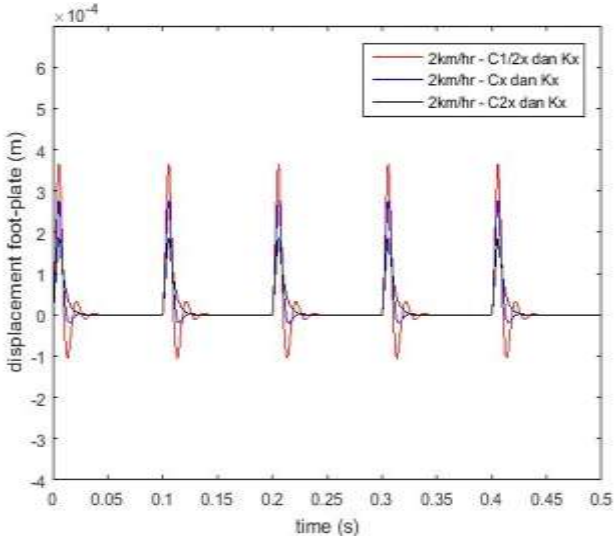

2km/hr - C1/2x dan K1/2x
2km/hr - Cx dan K1/2x
2km/hr - C2x dan K1/2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)

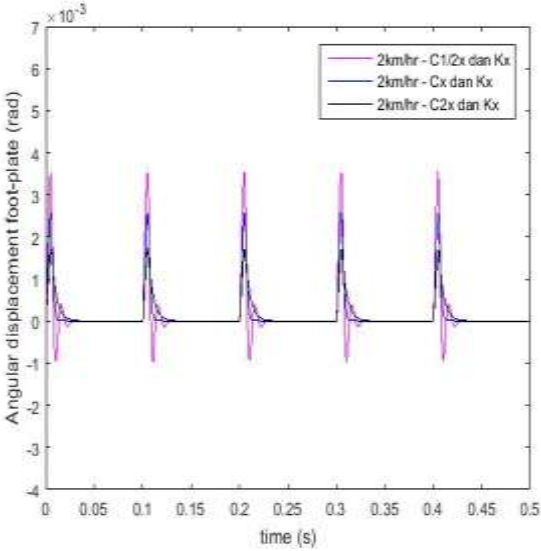

2km/hr - C1/2x dan K1/2x
2km/hr - Cx dan K1/2x
2km/hr - C2x dan K1/2x
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
time (s)

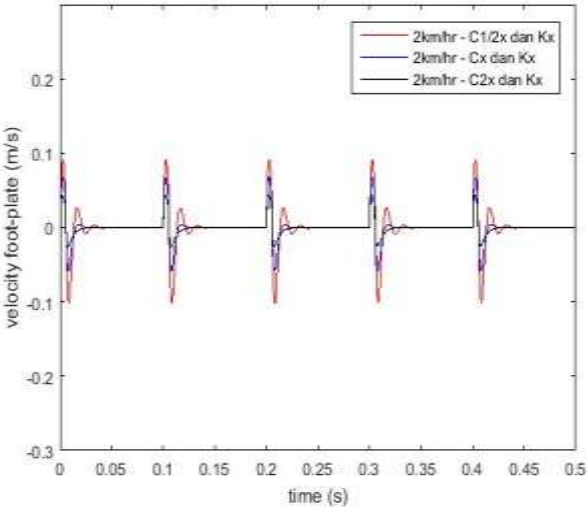


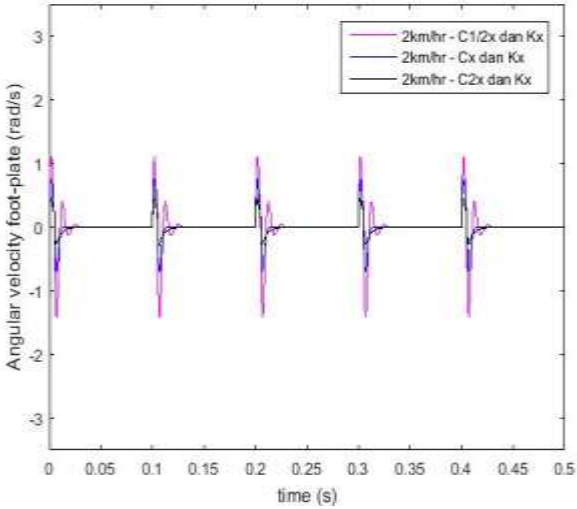


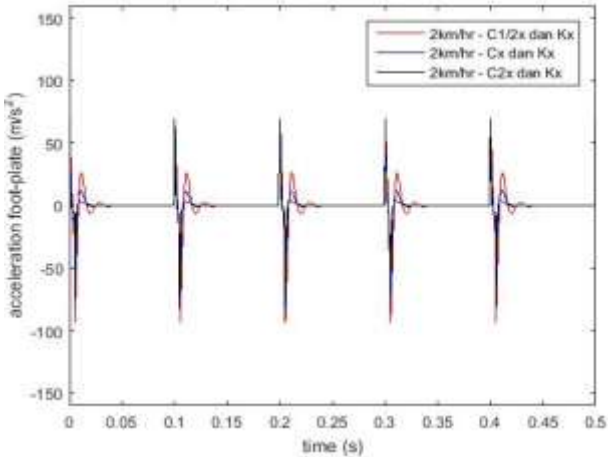
b) Variasi C1/2x Kx, Cx Kx dan C2x Kx

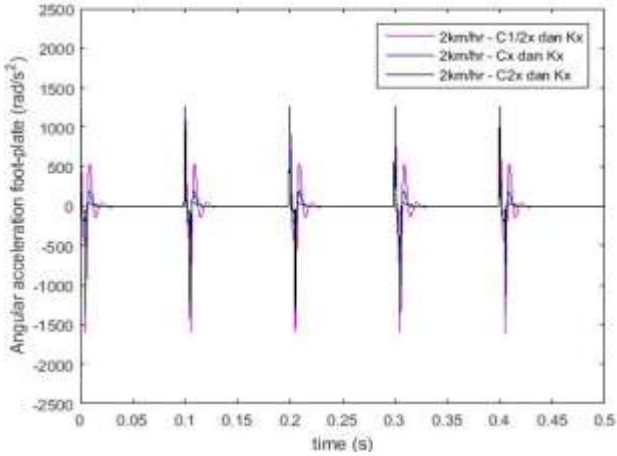

×10^-4
2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx
displacement foot-plate (m)
time (s)

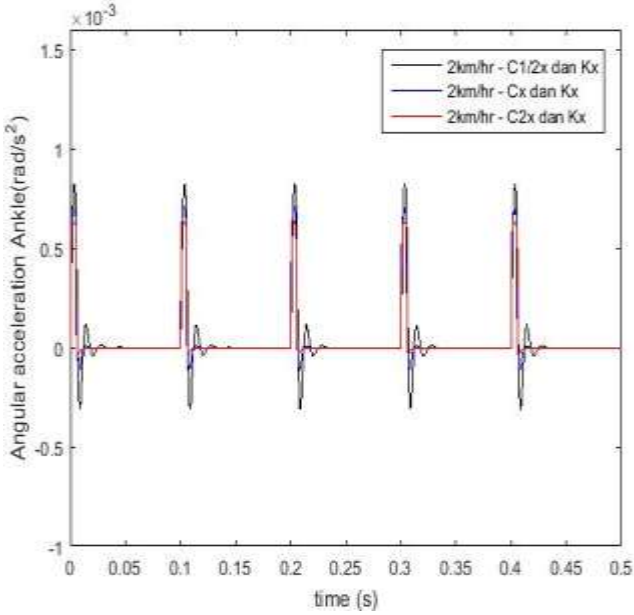

×10^-3
2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx
Angular displacement foot-plate (rad)
time (s)

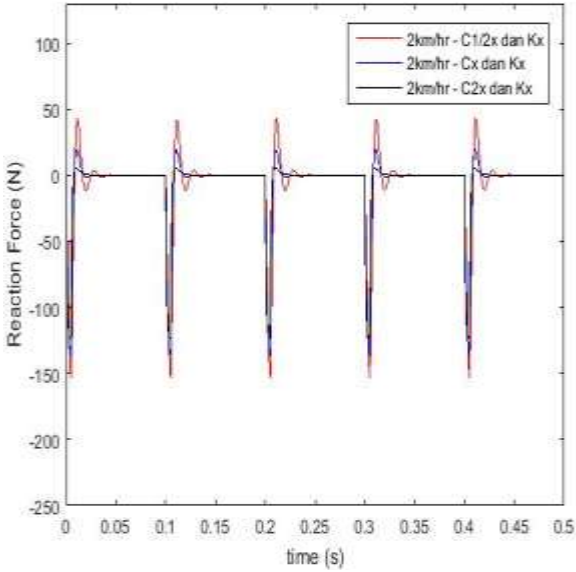

2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx
velocity foot-plate (m/s)
time (s)


2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

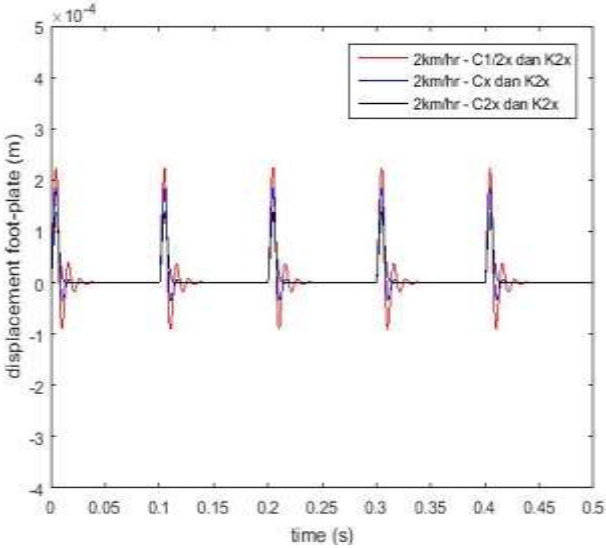

2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx
acceleration foot-plate (m/s²)
time (s)

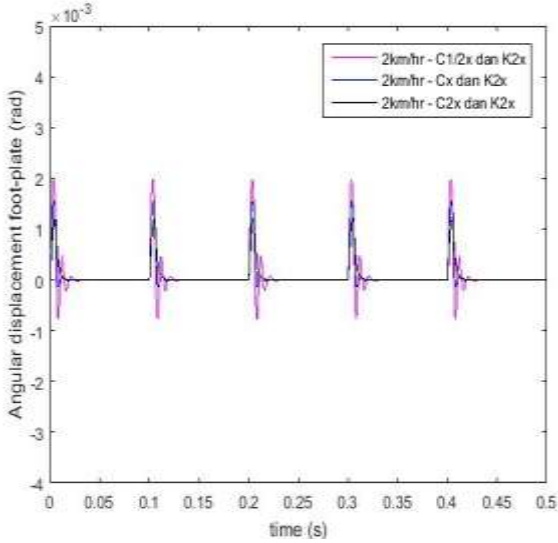

2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx
Angular acceleration foot-plate (rad/s²)
time (s)

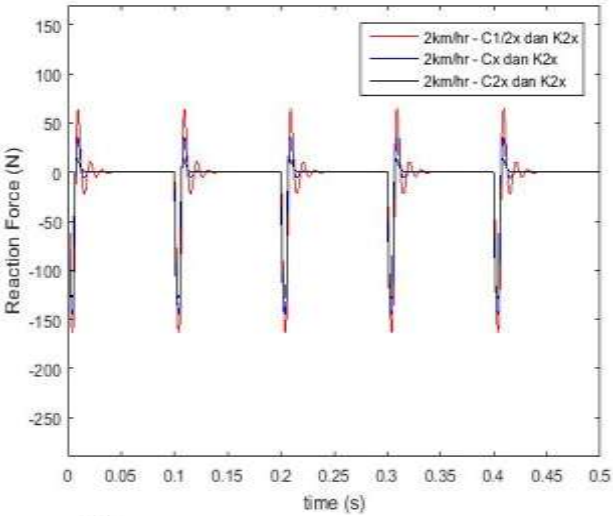

×10^-3
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
Angular acceleration Ankle(rad/s^2)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)
2km/hr - C1/2x dan Kx
2km/hr - Cx dan Kx
2km/hr - C2x dan Kx

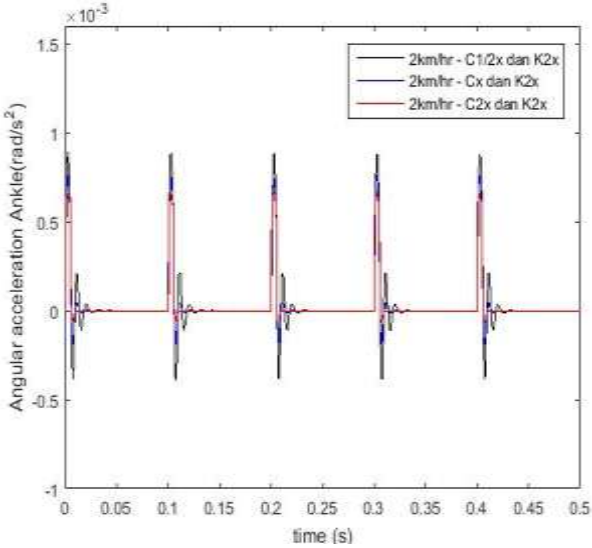


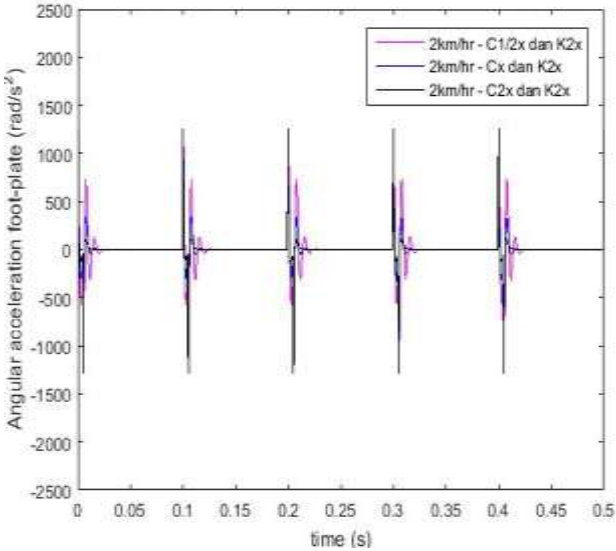
c) Variasi C1/2x K2x, Cx K2x dan C2x K2x

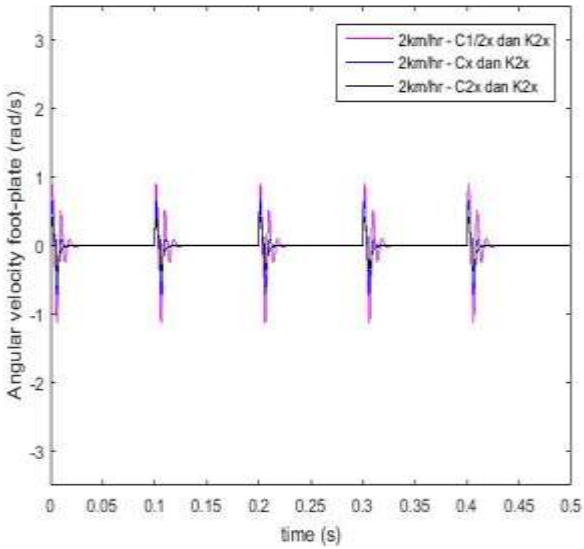

× 10^-4
2km/hr - C1/2x dan K2x
2km/hr - Cx dan K2x
2km/hr - C2x dan K2x
displacement foot-plate (m)
time (s)

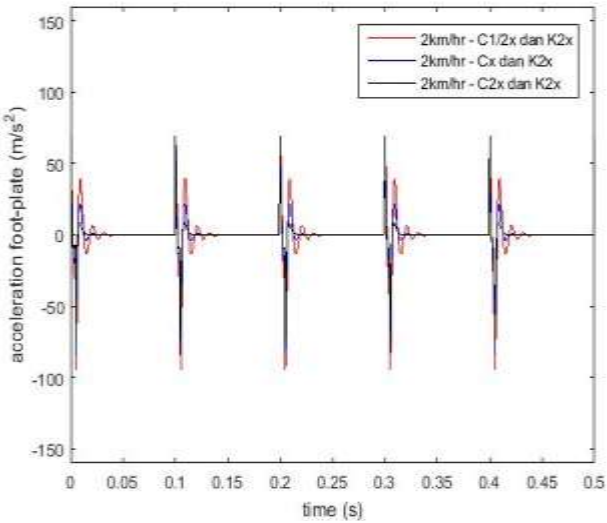

× 10^-3
2km/hr - C1/2x dan K2x
2km/hr - Cx dan K2x
2km/hr - C2x dan K2x
Angular displacement foot-plate (rad)
time (s)

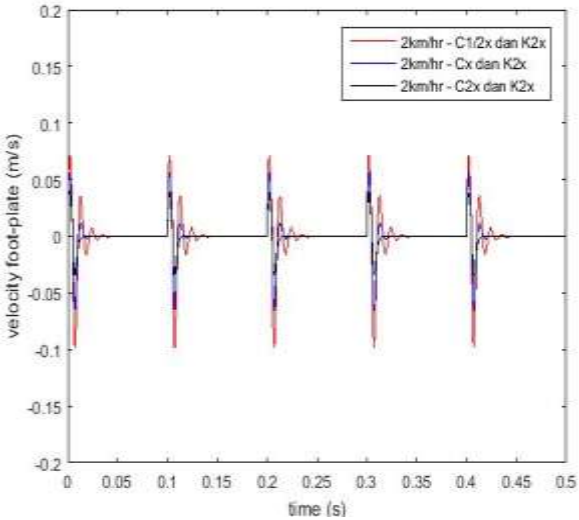

2km/hr - C1/2x dan K2x
2km/hr - Cx dan K2x
2km/hr - C2x dan K2x
Reaction Force (N)
time (s)


×10^-3
2km/hr - C1/2x dan K2x
2km/hr - Cx dan K2x
2km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration Ankle(rad/s^2)
time (s)


2km/hr - C1/2x dan K2x
2km/hr - Cx dan K2x
2km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration foot-plate (rad/s²)
time (s)

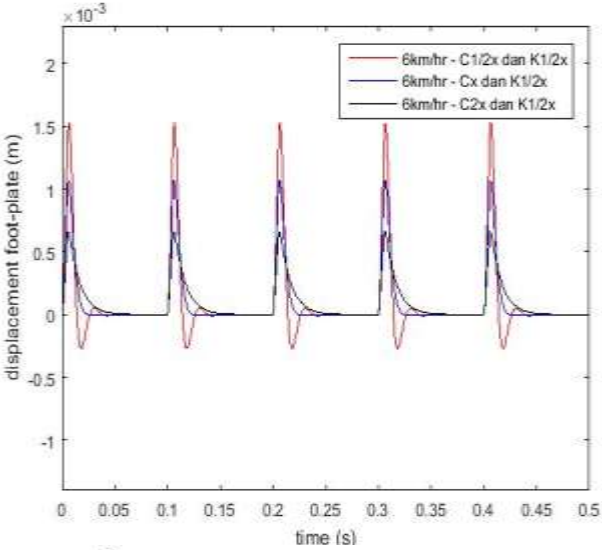

2km/hr - C1/2x dan K2x
2km/hr - Cx dan K2x
2km/hr - C2x dan K2x
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

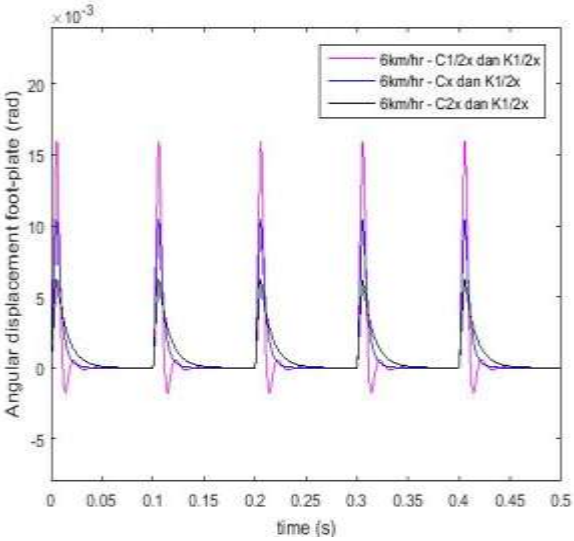


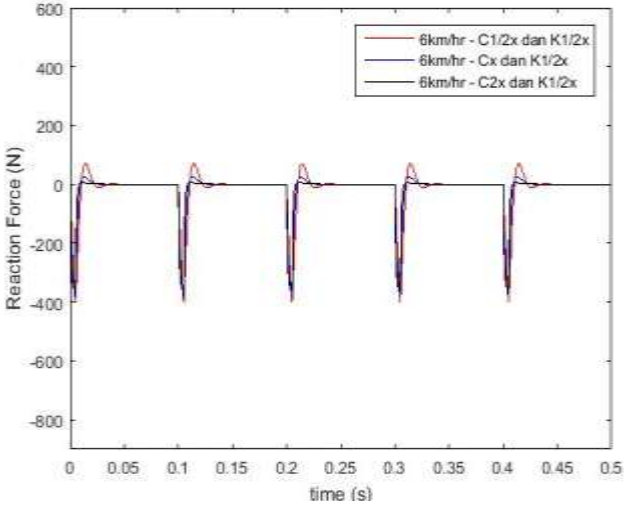


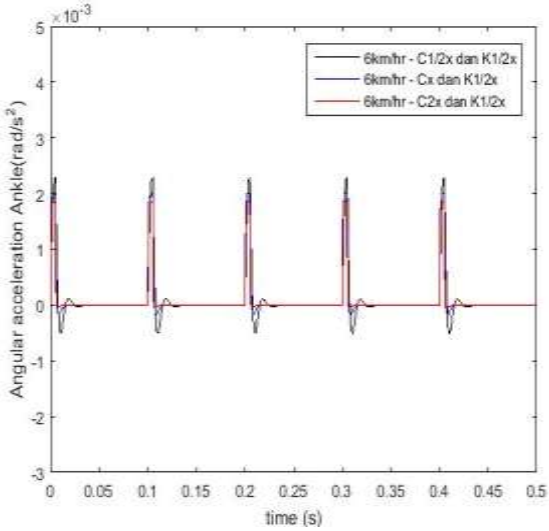
Kecepatan 6 km/jam

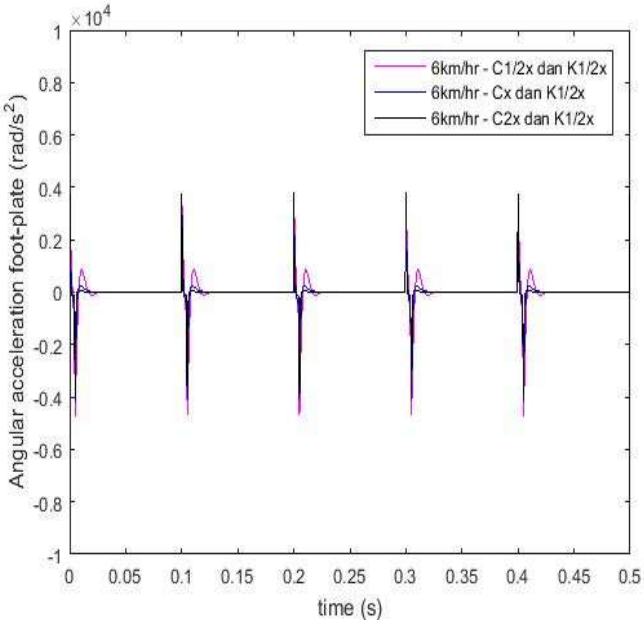
a) Variasi C1/2x K1/2x, Cx K1/2x dan C2x K1/2x

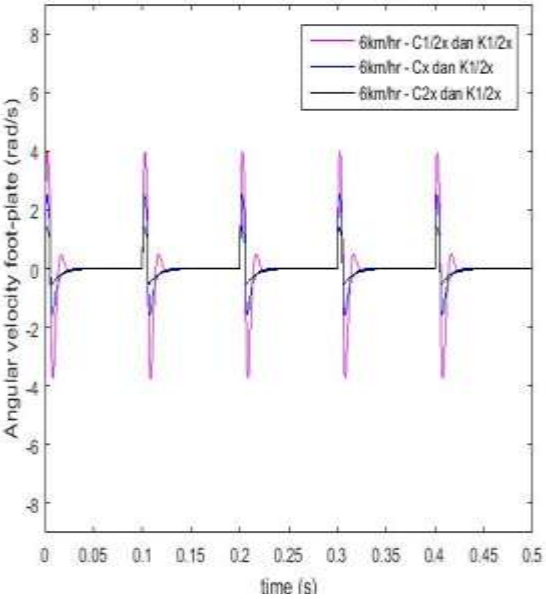


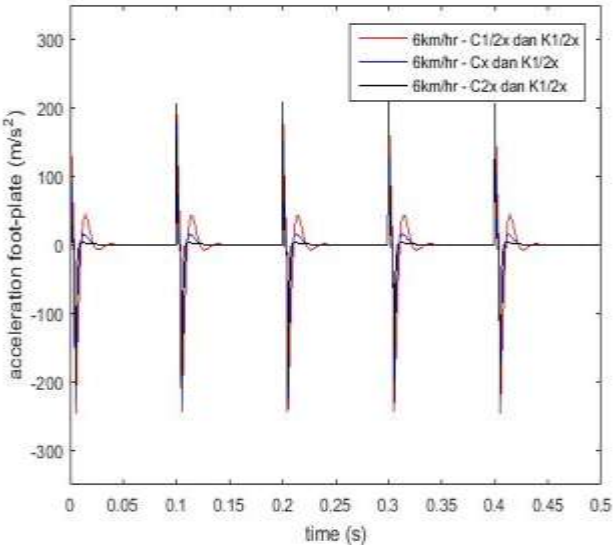


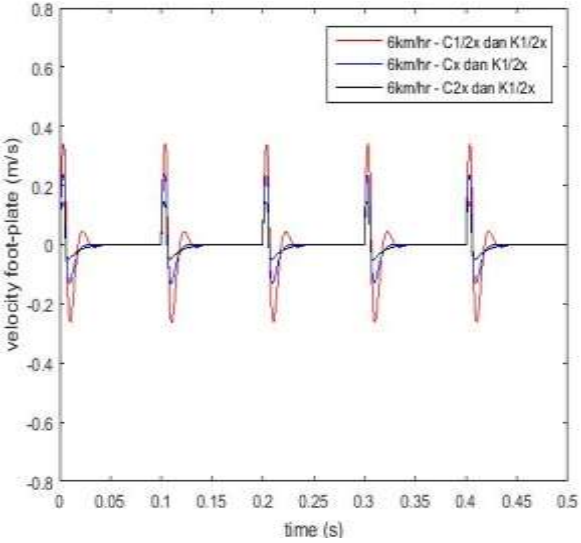

6km/hr - C1/2x dan K1/2x
6km/hr - Cx dan K1/2x
6km/hr - C2x dan K1/2x
Reaction Force (N)
time (s)


×10^-3
6km/hr - C1/2x dan K1/2x
6km/hr - Cx dan K1/2x
6km/hr - C2x dan K1/2x
Angular acceleration Ankle(rad/s^2)
time (s)

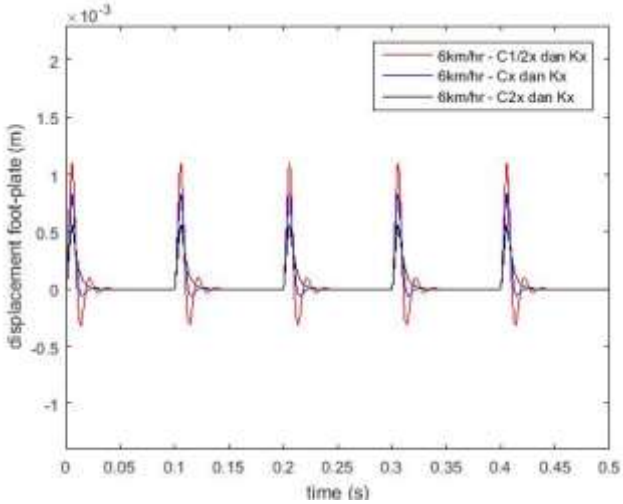

×10^4
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
-1
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)
6km/hr - C1/2x dan K1/2x
6km/hr - Cx dan K1/2x
6km/hr - C2x dan K1/2x

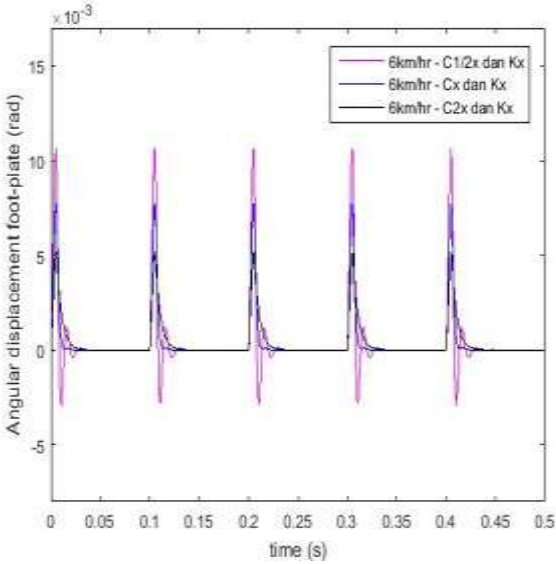

6km/hr - C1/2x dan K1/2x
6km/hr - Cx dan K1/2x
6km/hr - C2x dan K1/2x
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

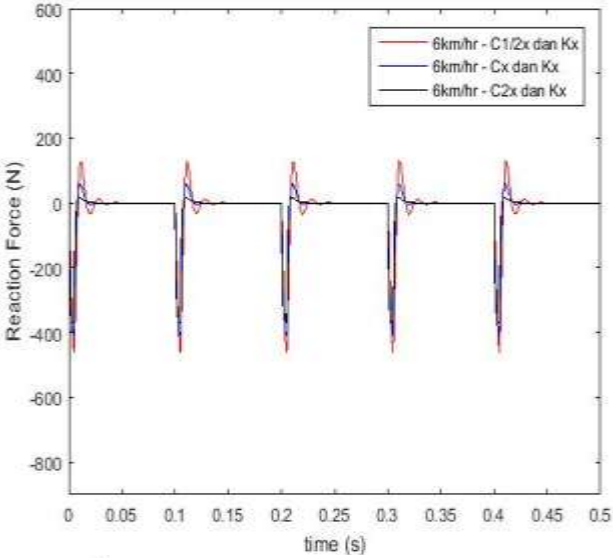

6km/hr - C1/2x dan K1/2x
6km/hr - Cx dan K1/2x
6km/hr - C2x dan K1/2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)

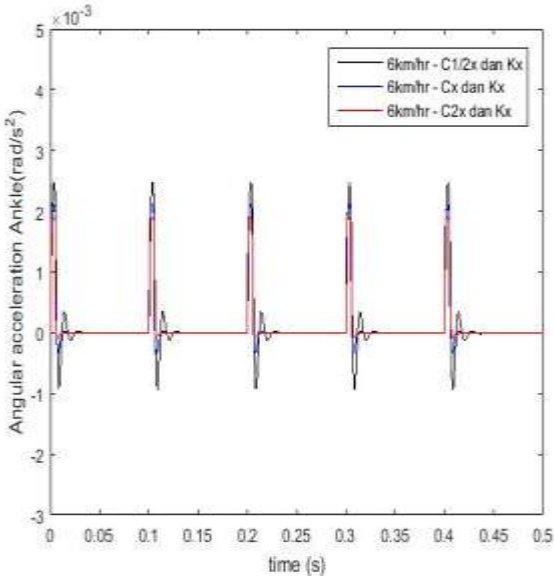


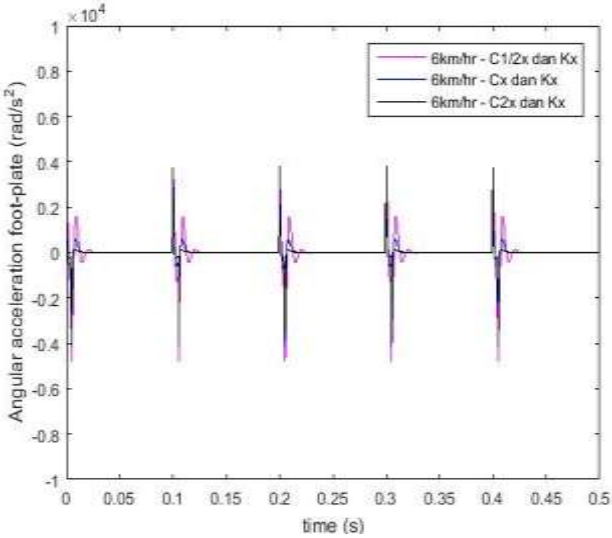
b) Variasi C1/2x Kx, Cx Kx dan C2x Kx

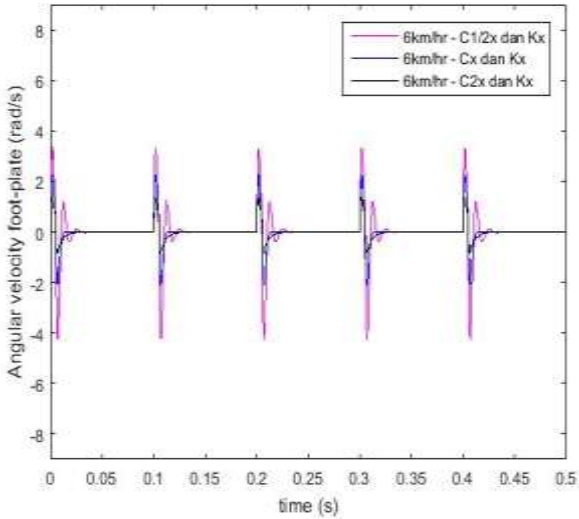


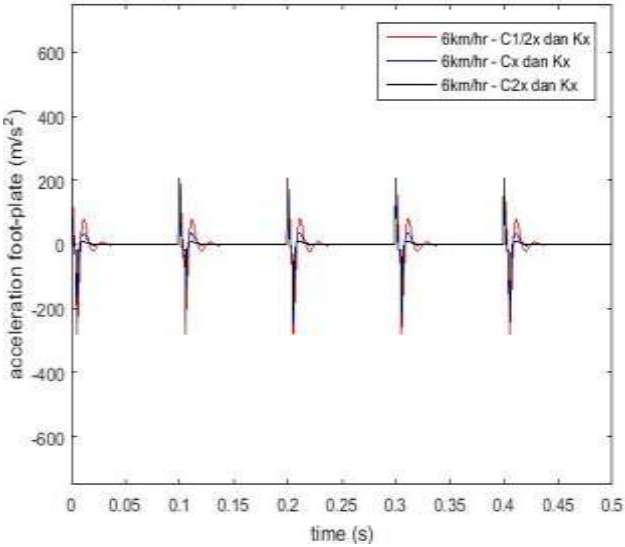

x 10^-3
15
10
5
0
-5
Angular displacement foot-plate (rad)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)
6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx

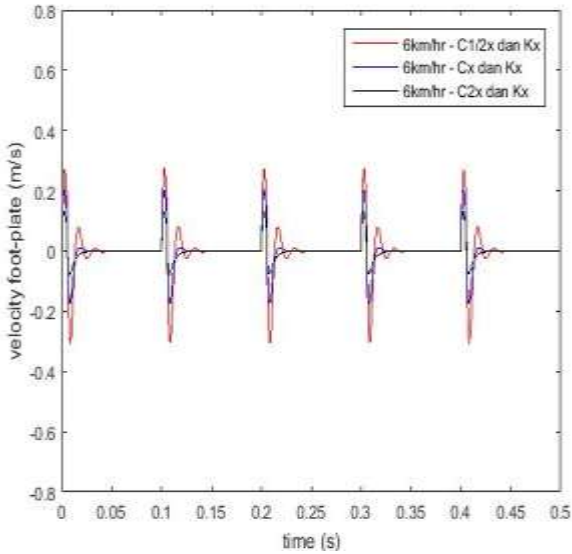

6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx
Reaction Force (N)
time (s)


6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx
Angular acceleration Ankle(rad/s²)
time (s)

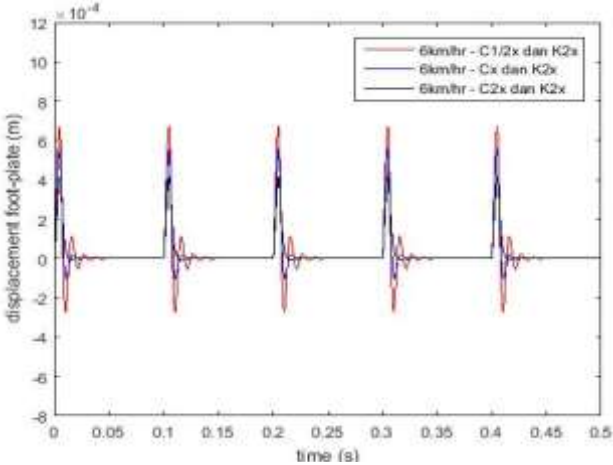

×10^4
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
time (s)
6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx

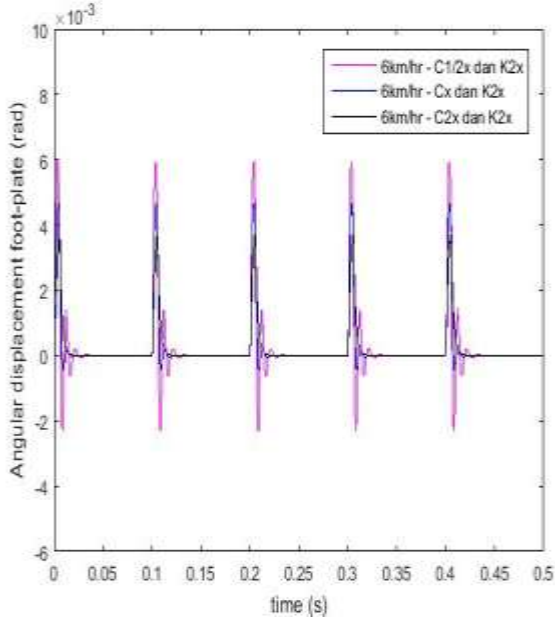

Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)
6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx

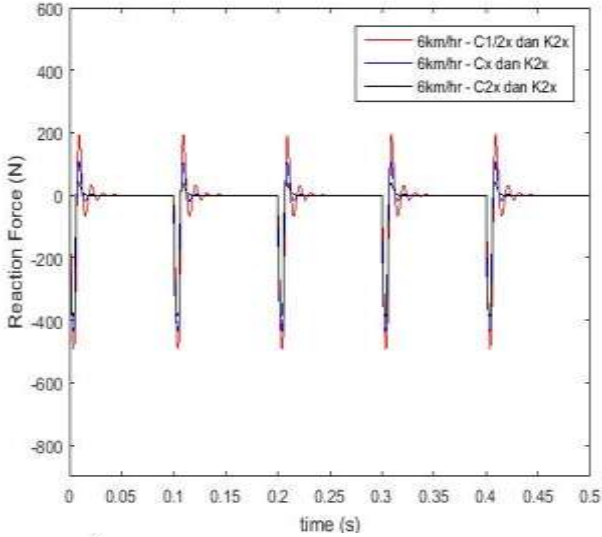

6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)

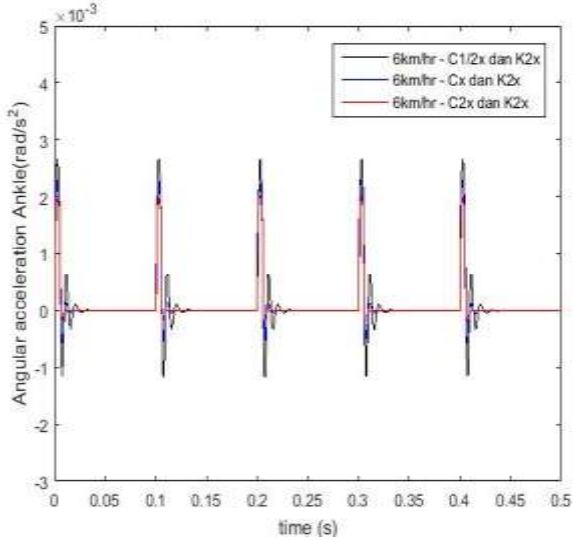

6km/hr - C1/2x dan Kx
6km/hr - Cx dan Kx
6km/hr - C2x dan Kx
velocity foot-plate (m/s)
time (s)

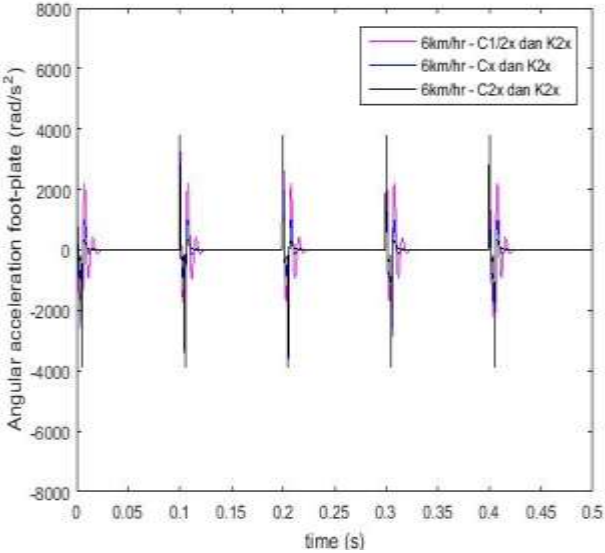
c) Variasi C1/2x K2x, Cx K2x dan C2x K2x

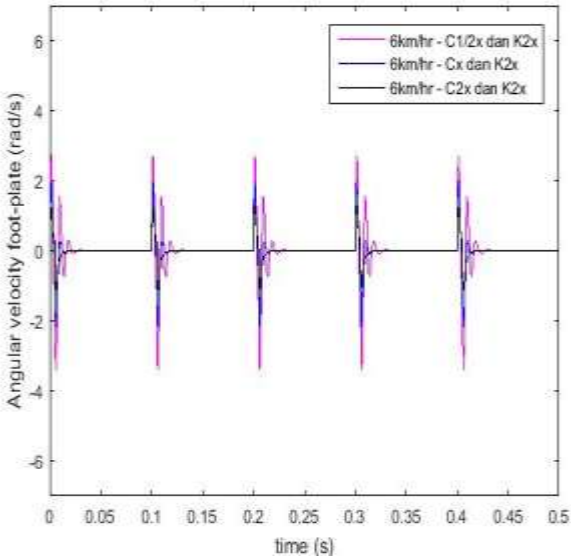


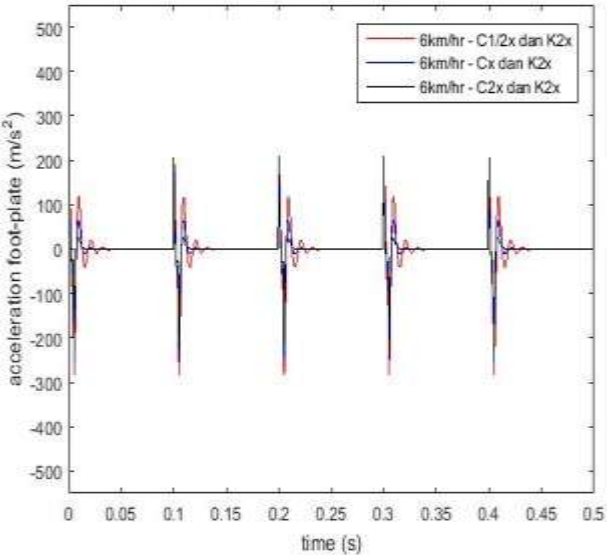


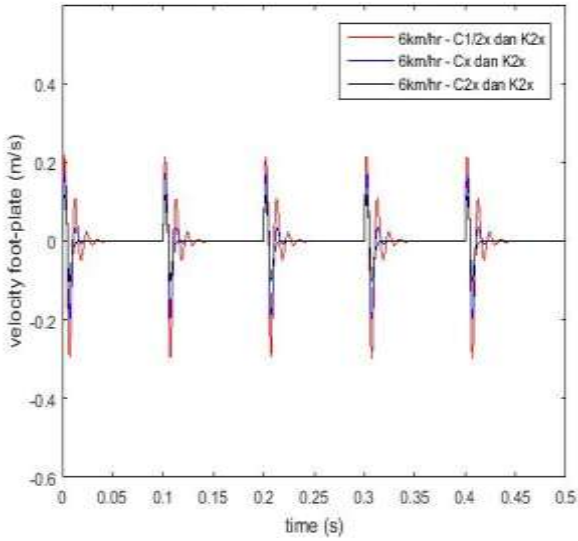

6km/hr - C1/2x dan K2x
6km/hr - Cx dan K2x
6km/hr - C2x dan K2x
Reaction Force (N)
time (s)


6km/hr - C1/2x dan K2x
6km/hr - Cx dan K2x
6km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration Ankle(rad/s²)
time (s)


6km/hr - C1/2x dan K2x
6km/hr - Cx dan K2x
6km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
time (s)

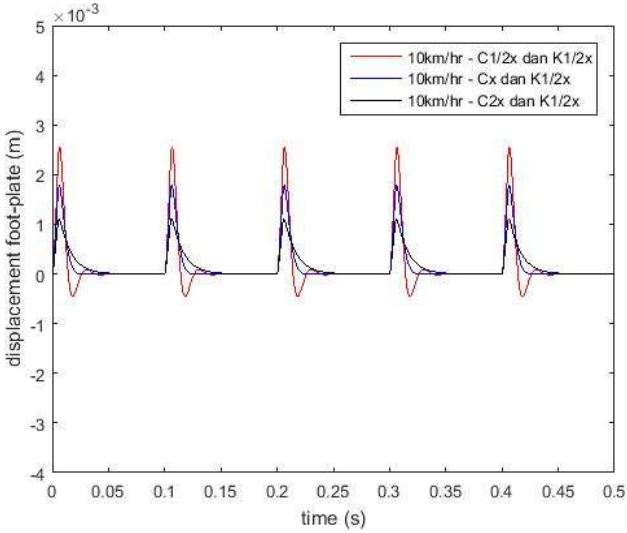

6km/hr - C1/2x dan K2x
6km/hr - Cx dan K2x
6km/hr - C2x dan K2x
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

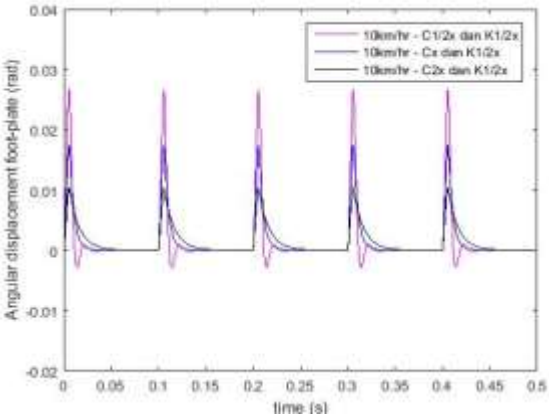

6km/hr - C1/2x dan K2x
6km/hr - Cx dan K2x
6km/hr - C2x dan K2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)

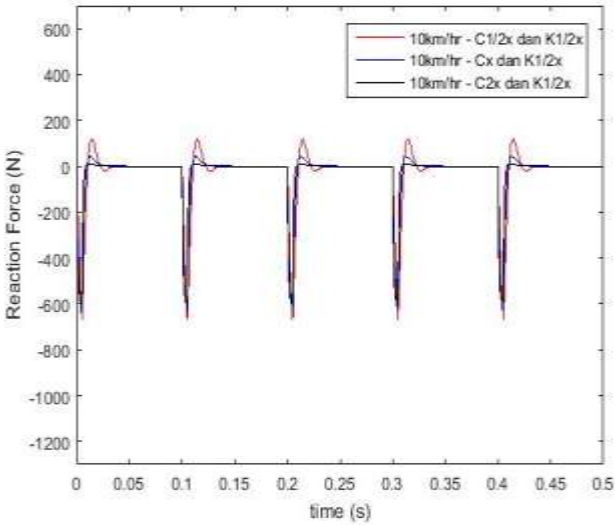

6km/hr - C1/2x dan K2x
6km/hr - Cx dan K2x
6km/hr - C2x dan K2x
velocity foot-plate (m/s)
time (s)

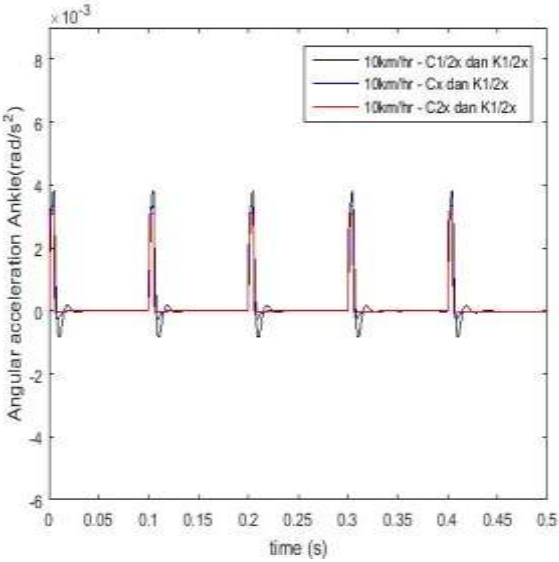
Kecepatan 10 km/jam

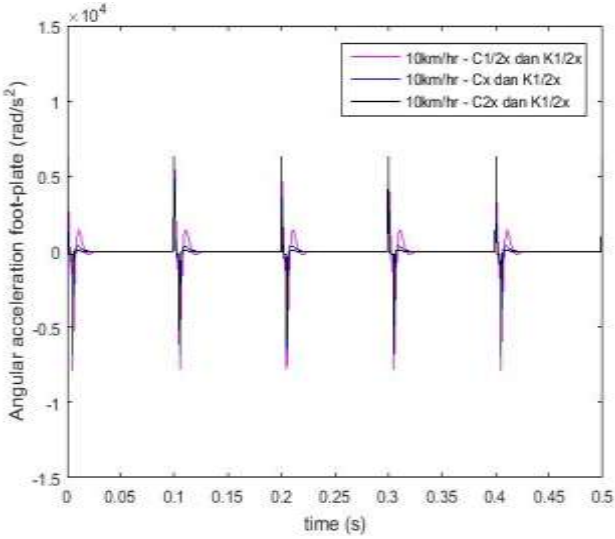
a) Variasi C1/2x K1/2x, Cx K1/2x dan C2x K1/2x

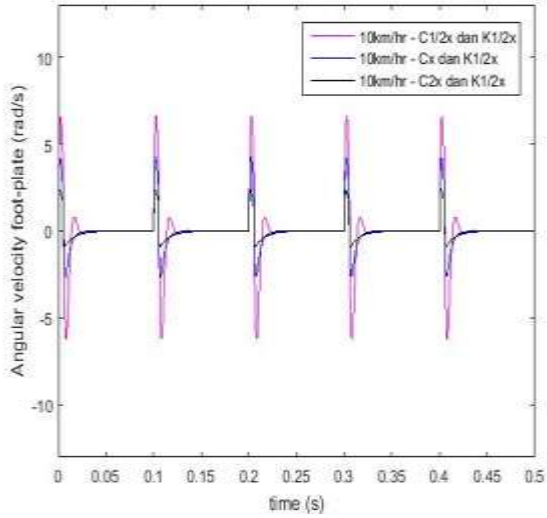


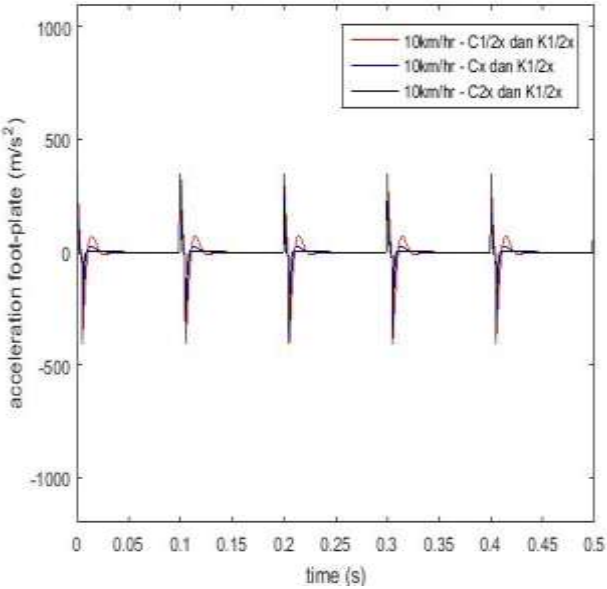


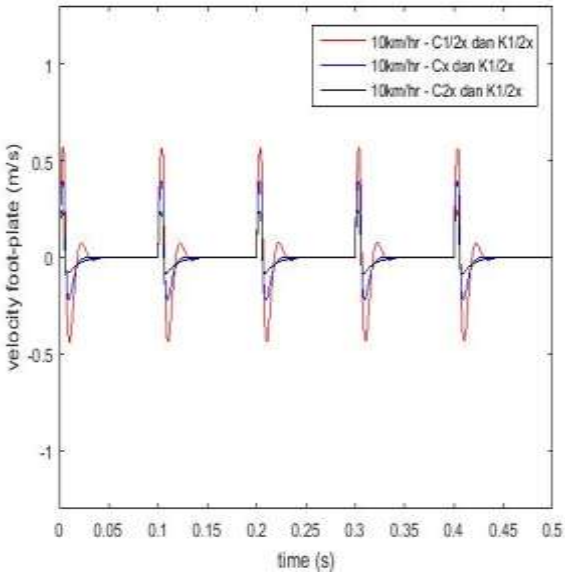

10km/hr - C1/2x dan K1/2x
10km/hr - Cx dan K1/2x
10km/hr - C2x dan K1/2x
Reaction Force (N)
time (s)


×10^-3
10km/hr - C1/2x dan K1/2x
10km/hr - Cx dan K1/2x
10km/hr - C2x dan K1/2x
Angular acceleration Ankle(rad/s^2)
time (s)

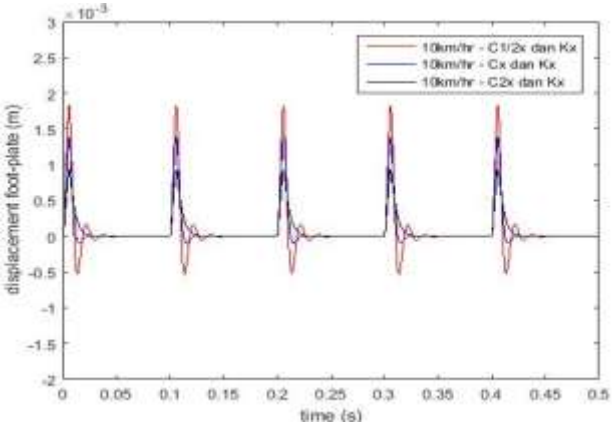

×10^4
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
10km/hr - C1/2x dan K1/2x
10km/hr - Cx dan K1/2x
10km/hr - C2x dan K1/2x
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

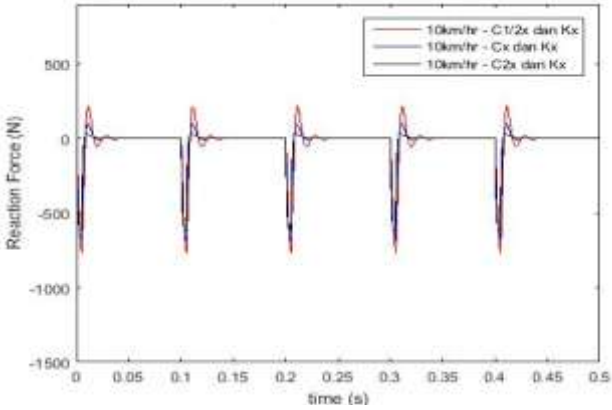

10
5
0
-5
-10
Angular velocity foot-plate (rad/s)
10km/hr - C1/2x dan K1/2x
10km/hr - Cx dan K1/2x
10km/hr - C2x dan K1/2x
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

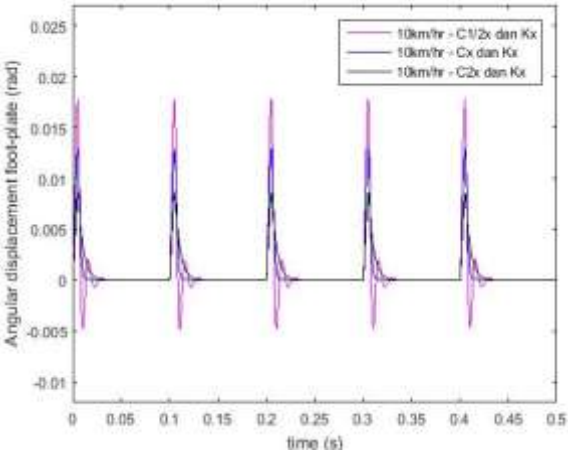

10km/hr - C1/2x dan K1/2x
10km/hr - Cx dan K1/2x
10km/hr - C2x dan K1/2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)
1000
500
0
-500
-1000
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5

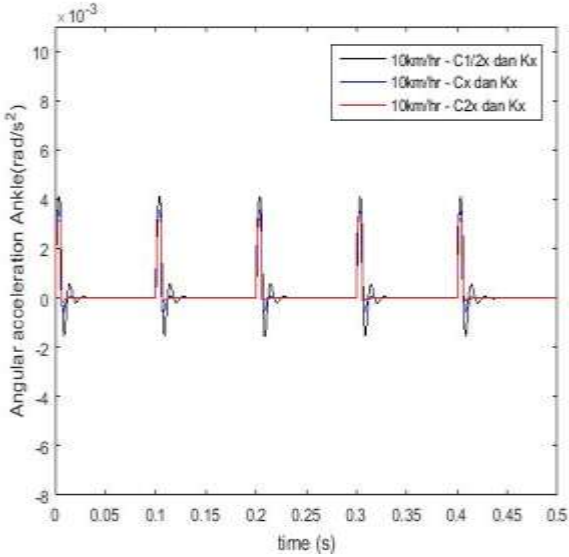


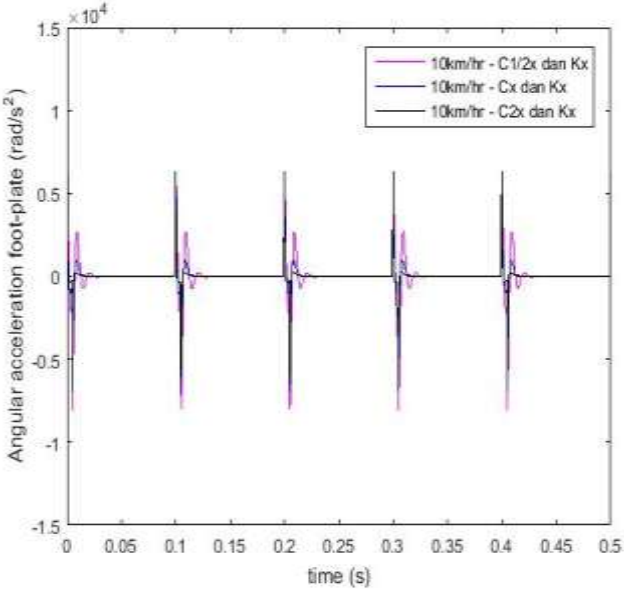
b) Variasi C1/2x Kx, Cx Kx dan C2x Kx

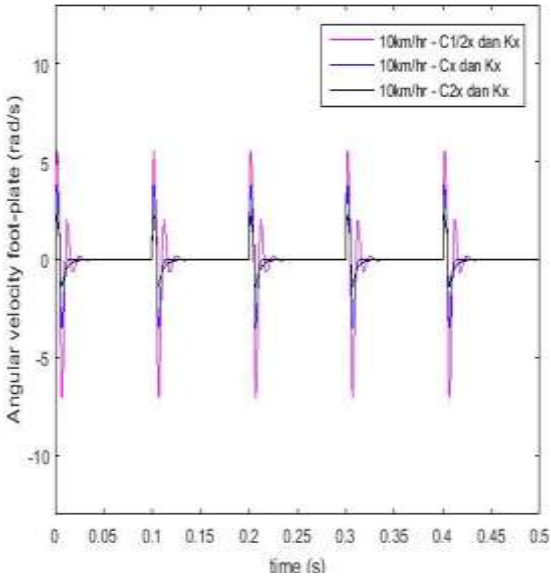


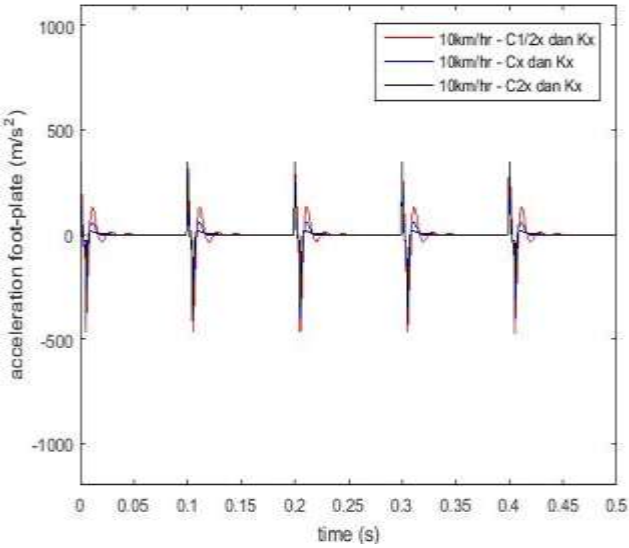

10km/hr - C1/2x dan Kx
10km/hr - Cx dan Kx
10km/hr - C2x dan Kx
Reaction Force (N)
500
0
-500
-1000
-1500
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

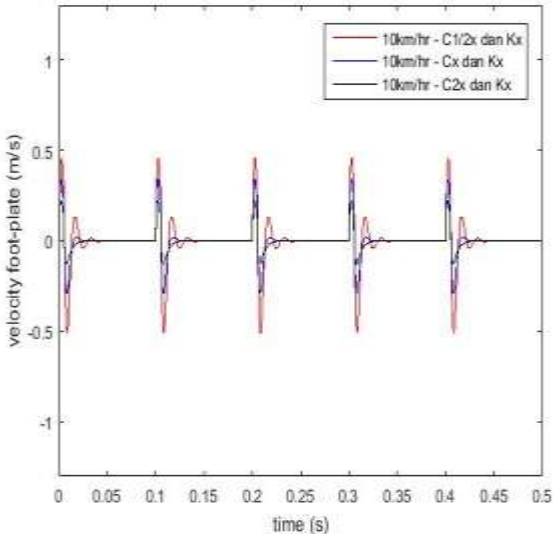

10km/hr - C1/2x dan Kx
10km/hr - Cx dan Kx
10km/hr - C2x dan Kx
Angular displacement foot-plate (rad)
0.025
0.02
0.015
0.01
0.005
0
-0.005
-0.01
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)


×10^-3
10km/hr - C1/2x dan Kx
10km/hr - Cx dan Kx
10km/hr - C2x dan Kx
Angular acceleration Ankle(rad/s^2)
time (s)
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5

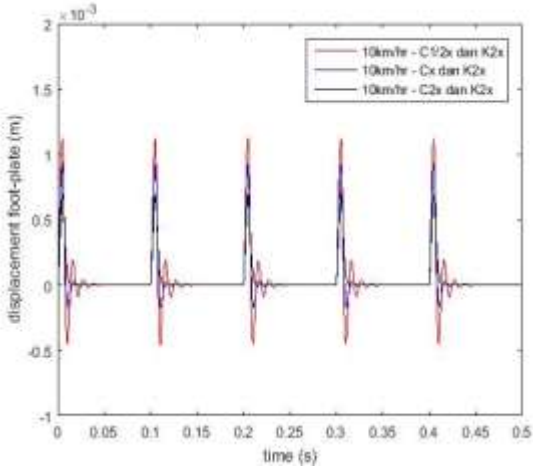

×10^4
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)
10km/hr - C1/2x dan Kx
10km/hr - Cx dan Kx
10km/hr - C2x dan Kx

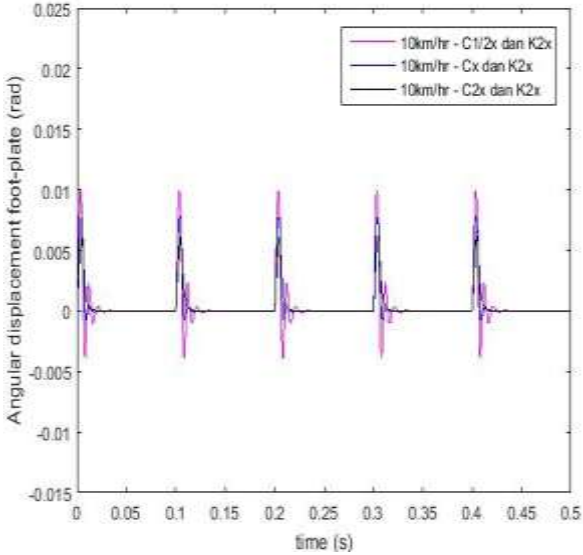

10km/hr - C1/2x dan Kx
10km/hr - Cx dan Kx
10km/hr - C2x dan Kx
Angular velocity foot-plate (rad/s)
10
5
0
-5
-10
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

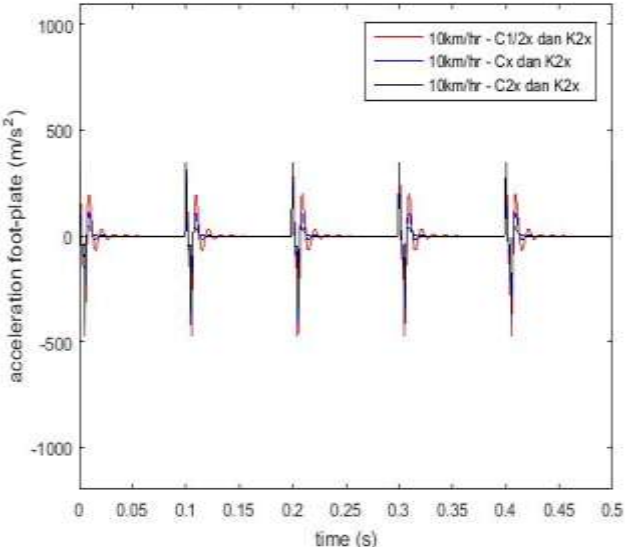

10km/hr - C1/2x dan Kx
10km/hr - Cx dan Kx
10km/hr - C2x dan Kx
acceleration foot-plate (m/s^2)
1000
500
0
-500
-1000
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

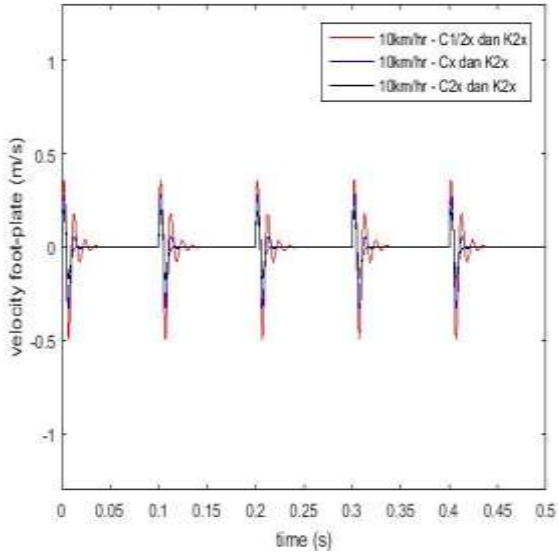


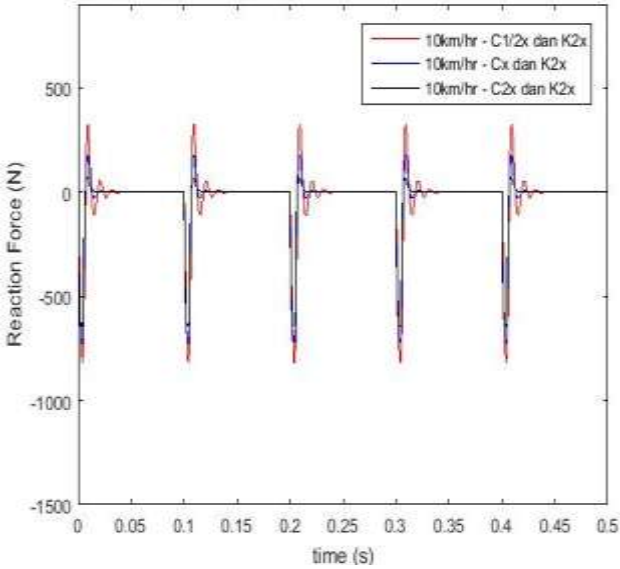
c) Variasi C1/2x K2x, Cx K2x dan C2x K2x

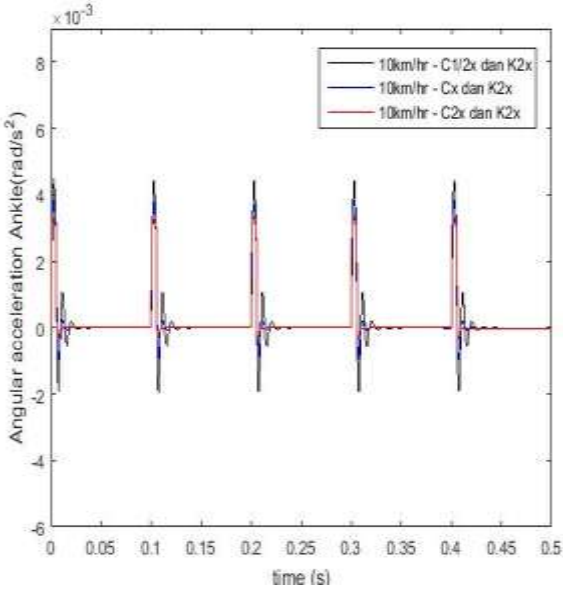


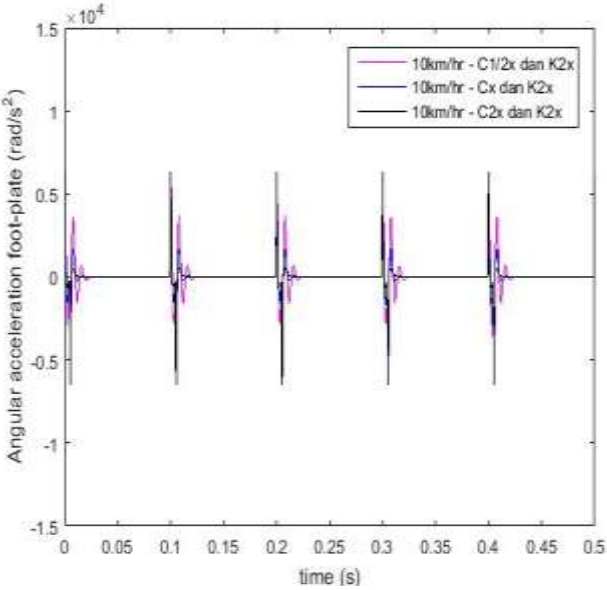

10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x
Angular displacement foot-plate (rad)
time (s)
0.025
0.02
0.015
0.01
0.005
0
-0.005
-0.01
-0.015
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5

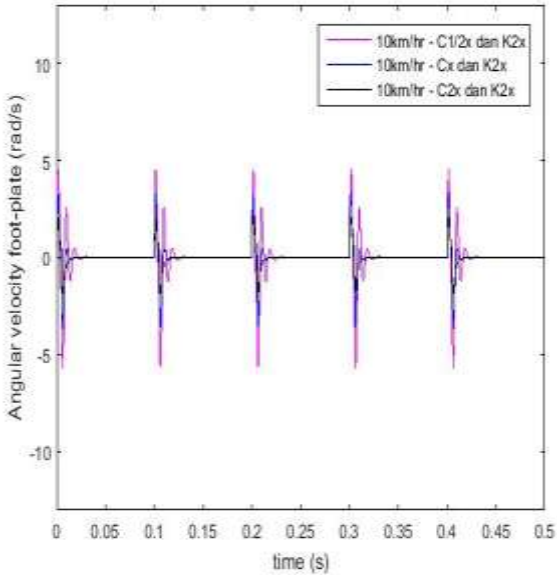

10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)


10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x
velocity foot-plate (m/s)
time (s)


10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x
Reaction Force (N)
500
0
-500
-1000
-1500
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

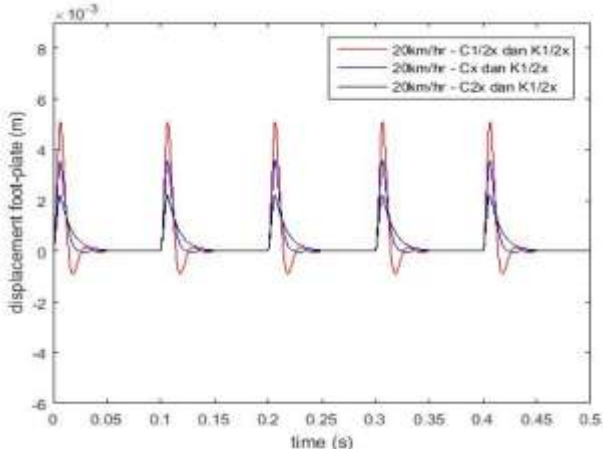

×10^-3
10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration Ankle(rad/s^2)
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)

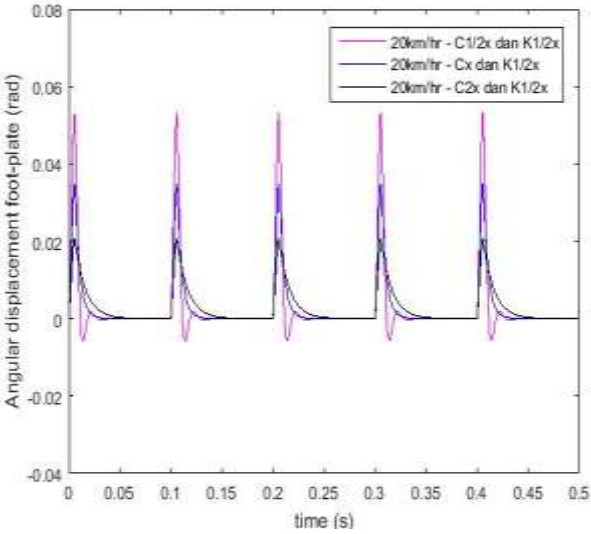

×10^4
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)
10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x

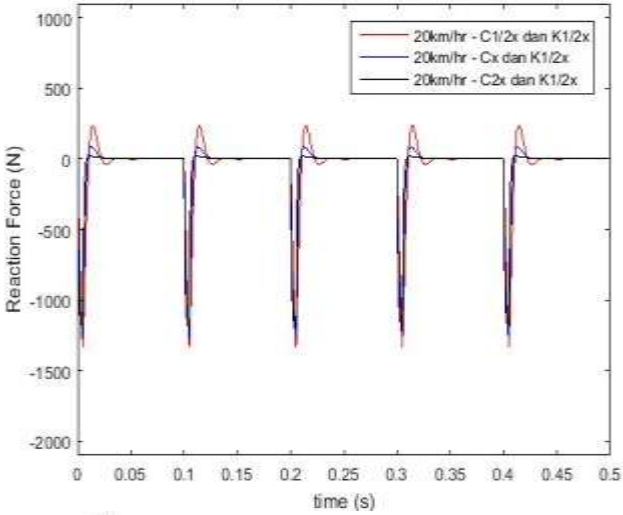

10
5
0
-5
-10
Angular velocity foot-plate (rad/s)
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5
time (s)
10km/hr - C1/2x dan K2x
10km/hr - Cx dan K2x
10km/hr - C2x dan K2x

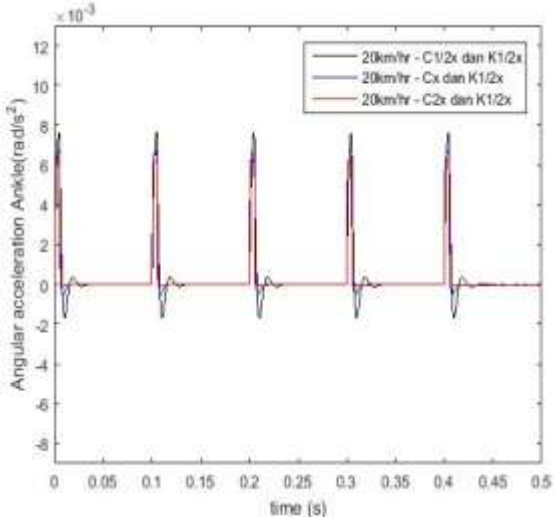
Kecepatan 20 km/jam

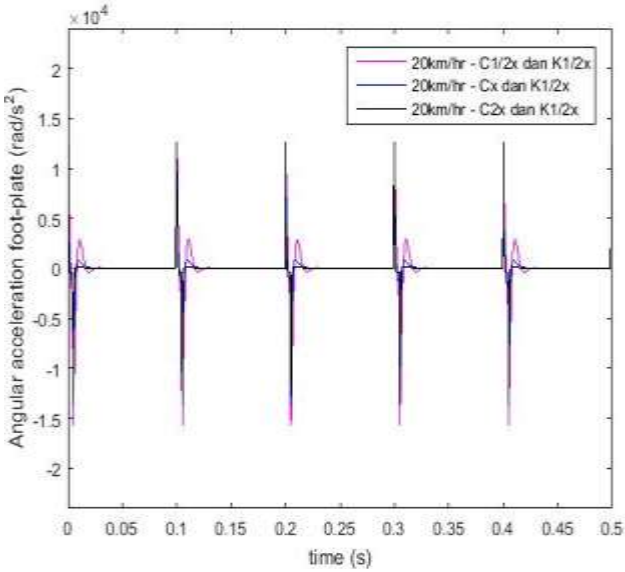
a) Variasi C1/2x K1/2x, Cx K1/2x dan C2x K1/2x

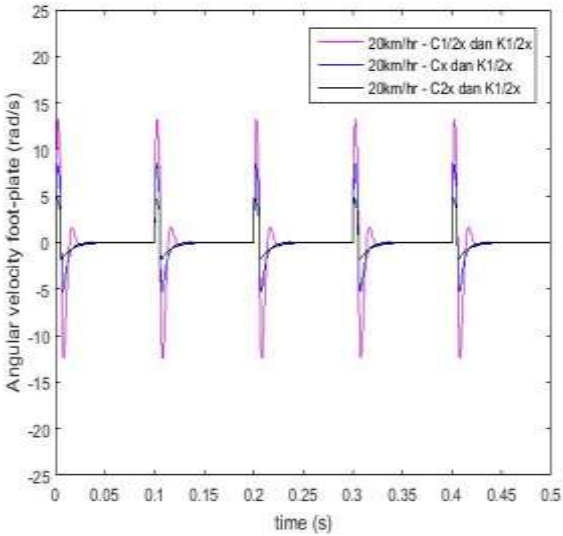


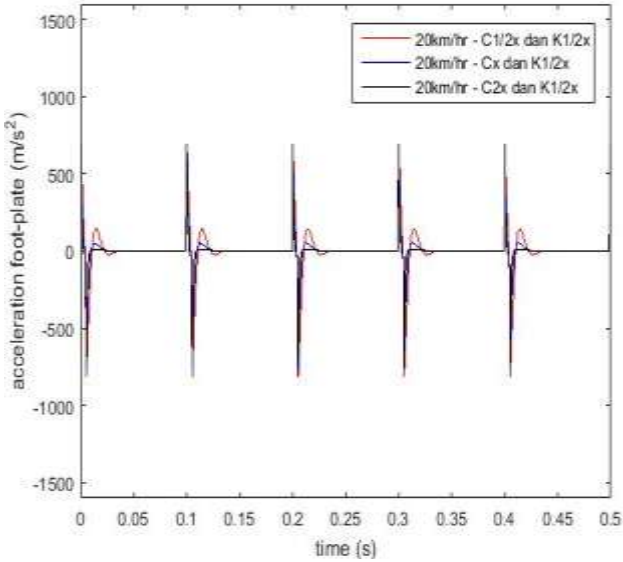


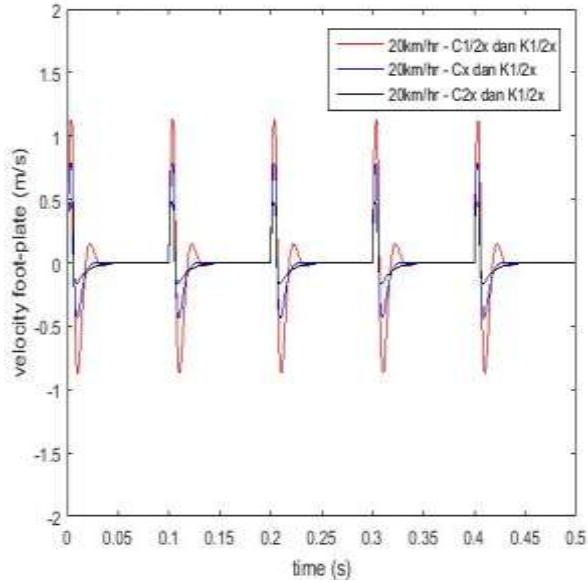

20km/hr - C1/2x dan K1/2x
20km/hr - Cx dan K1/2x
20km/hr - C2x dan K1/2x
Reaction Force (N)
time (s)


20km/hr - C1/2x dan K1/2x
20km/hr - Cx dan K1/2x
20km/hr - C2x dan K1/2x
Angular acceleration Ankle(rad/s²)
time (s)

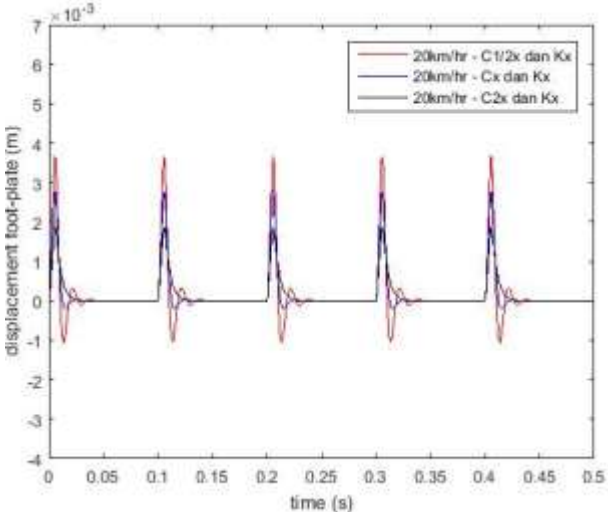

× 10^4
20km/hr - C1/2x dan K1/2x
20km/hr - Cx dan K1/2x
20km/hr - C2x dan K1/2x
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
time (s)

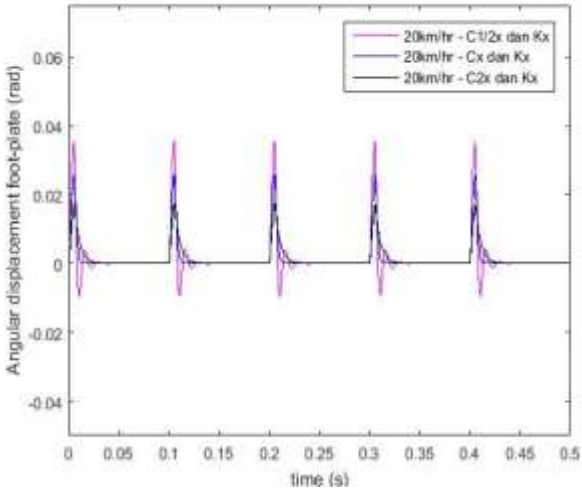

20km/hr - C1/2x dan K1/2x
20km/hr - Cx dan K1/2x
20km/hr - C2x dan K1/2x
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

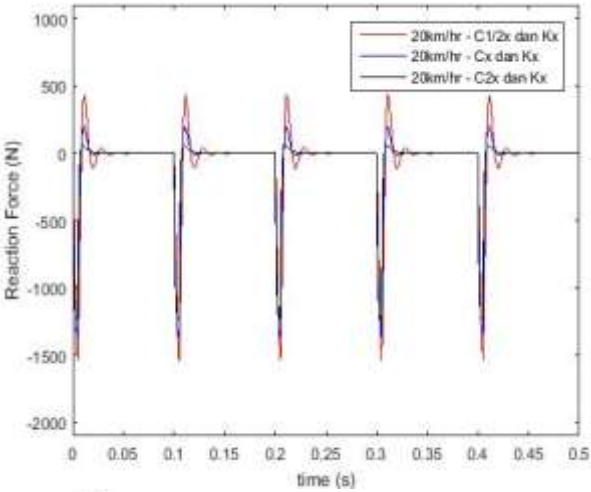

20km/hr - C1/2x dan K1/2x
20km/hr - Cx dan K1/2x
20km/hr - C2x dan K1/2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)

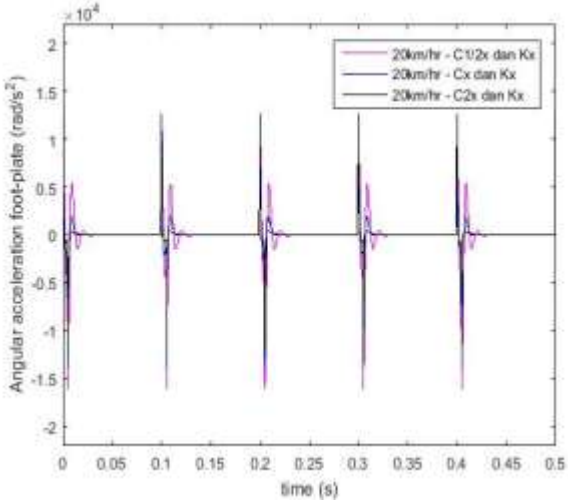

20km/hr - C1/2x dan K1/2x
20km/hr - Cx dan K1/2x
20km/hr - C2x dan K1/2x
velocity foot-plate (m/s)
time (s)

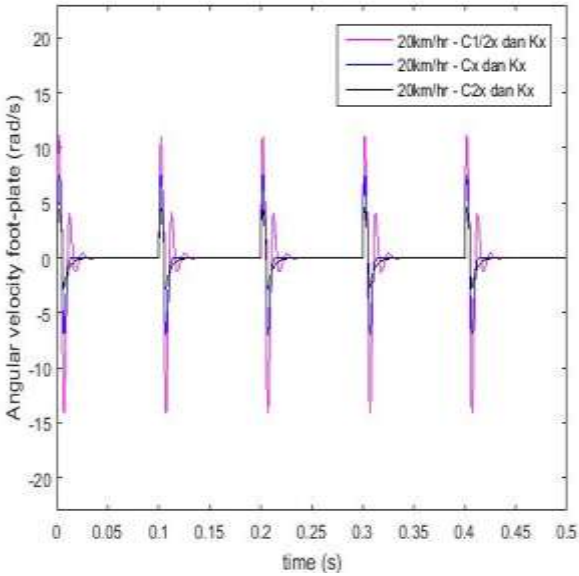
b) Variasi C1/2x Kx, Cx Kx dan C2x Kx

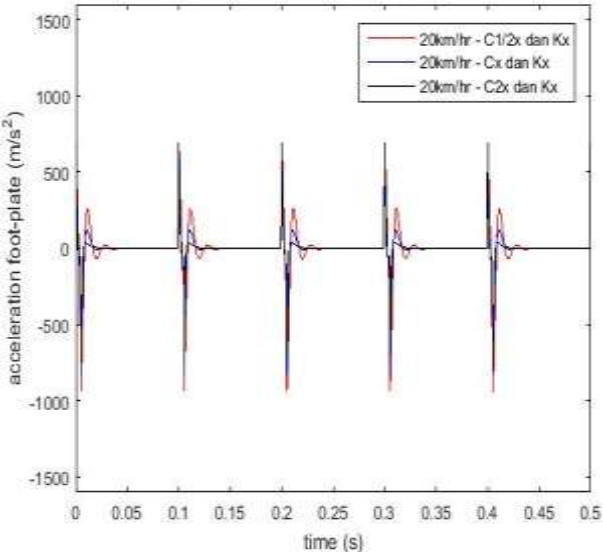


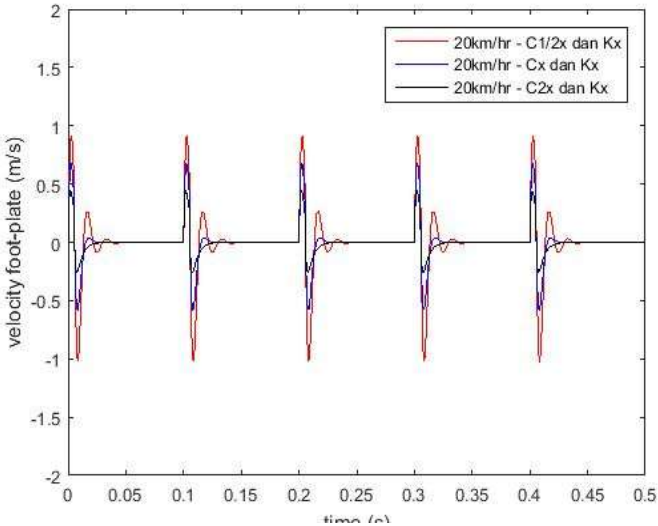



20km/hr - C1/2x dan Kx
20km/hr - Cx dan Kx
20km/hr - C2x dan Kx
Reaction Force (N)
time (s)

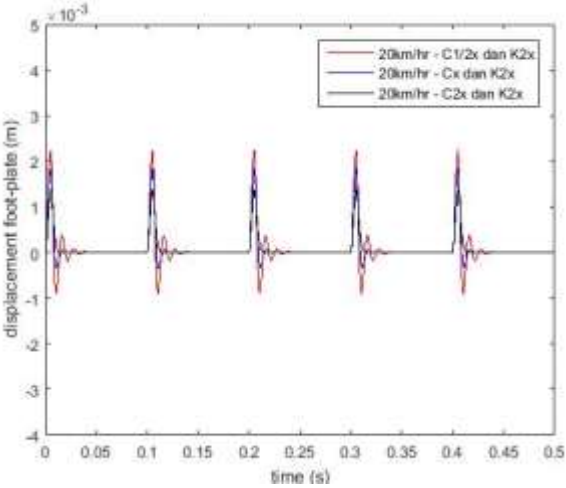

20km/hr - C1/2x dan Kx
20km/hr - Cx dan Kx
20km/hr - C2x dan Kx
Angular acceleration foot-plate (rad/s²)
time (s)

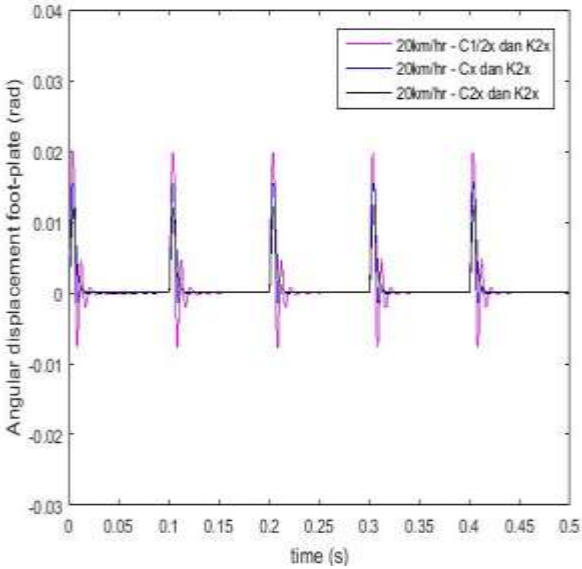

20km/hr - C1/2x dan Kx
20km/hr - Cx dan Kx
20km/hr - C2x dan Kx
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)

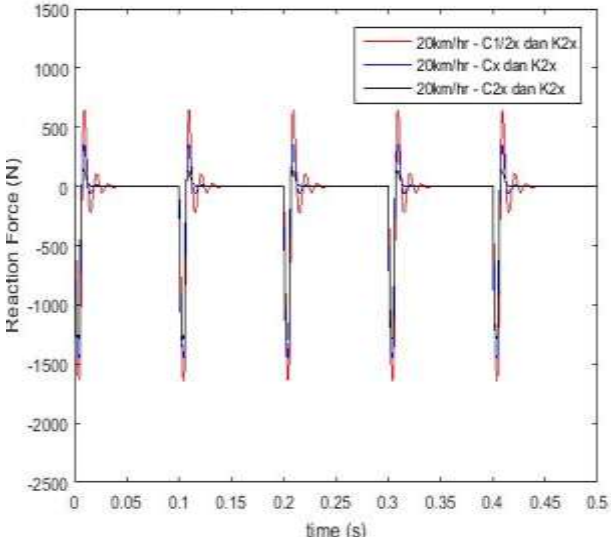

20km/hr - C1/2x dan Kx
20km/hr - Cx dan Kx
20km/hr - C2x dan Kx
acceleration foot-plate (m/s²)
time (s)

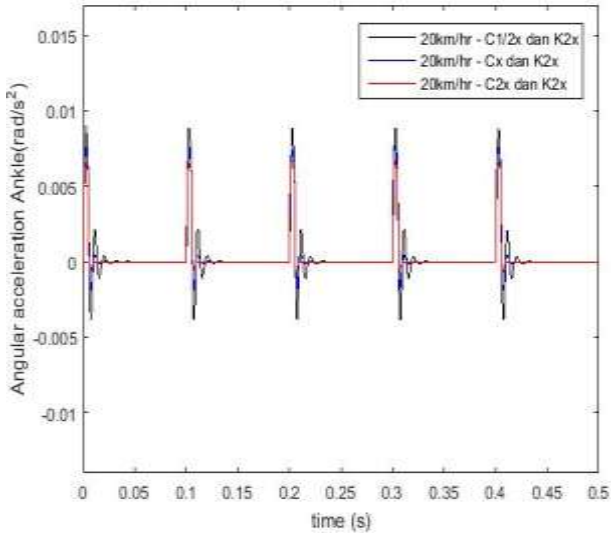


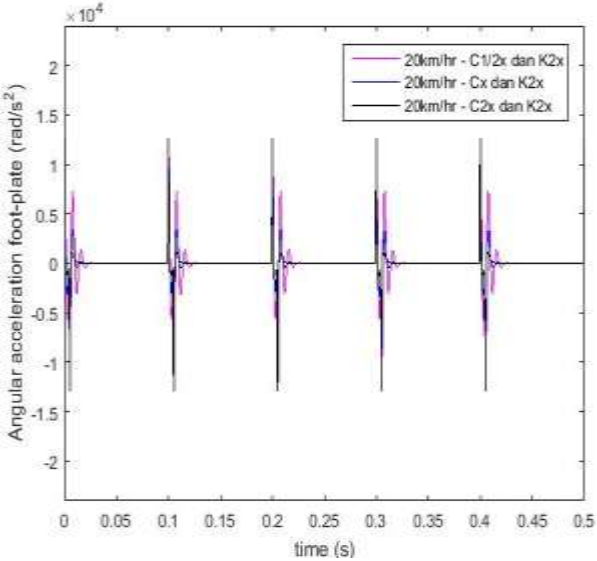
c) Variasi C1/2x K2x, Cx K2x dan C2x K2x

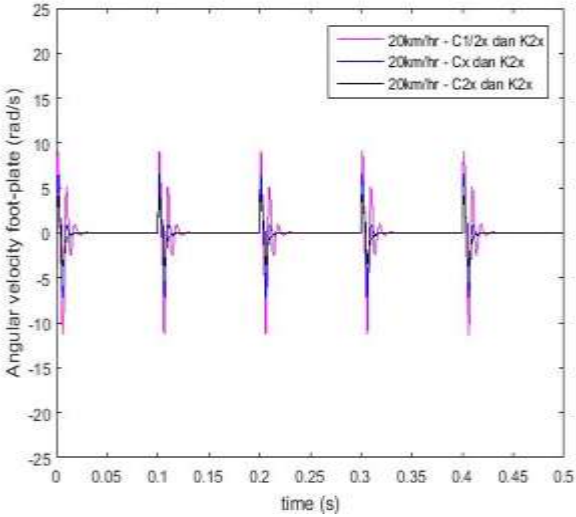


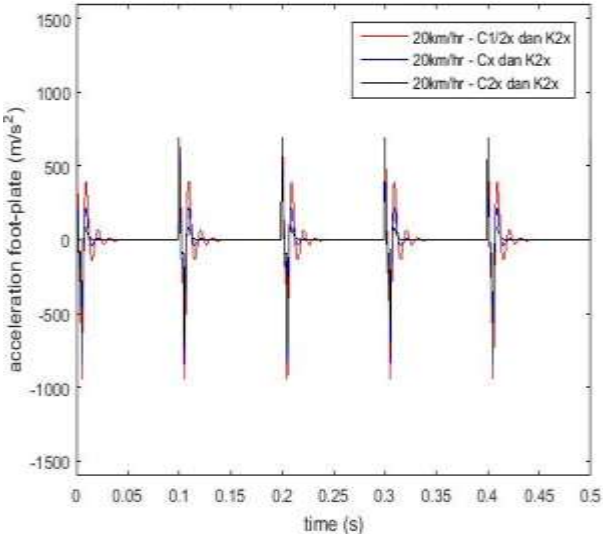

20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
Angular displacement foot-plate (rad)
time (s)
0.04
0.03
0.02
0.01
0
-0.01
-0.02
-0.03
0
0.05
0.1
0.15
0.2
0.25
0.3
0.35
0.4
0.45
0.5

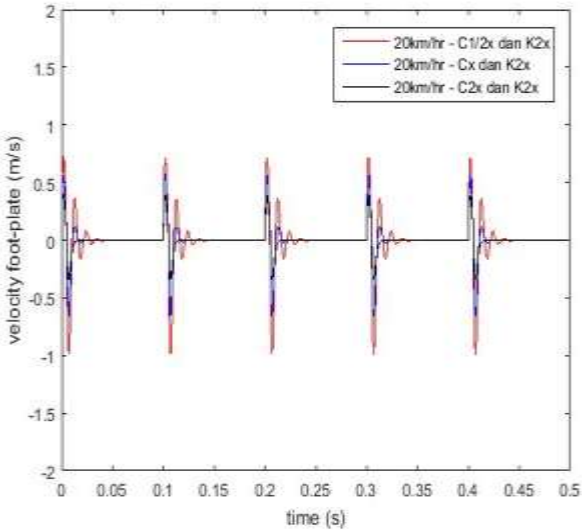

20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
Reaction Force (N)
time (s)


20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration Ankle(rad/s²)
time (s)


×10^4
20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
Angular acceleration foot-plate (rad/s^2)
time (s)


20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
Angular velocity foot-plate (rad/s)
time (s)


20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
acceleration foot-plate (m/s^2)
time (s)


20km/hr - C1/2x dan K2x
20km/hr - Cx dan K2x
20km/hr - C2x dan K2x
velocity foot-plate (m/s)
time (s)

"Halaman ini sengaja dikosongkan"

BIODATA PENULIS

Novita Nur Wulandari dilahirkan di Sumenep, 5 November 1995 anak yang terlahir dari orangtua terbaik bernama Mohammad Miftah dan Hafidah. Riwayat pendidikan penulis diawali di SDN Pamolokan II, Sumenep pada tahun 2002-2008. Setelah itu melanjutkan pendidikan di SMPN 1 Sumenep pada tahun 2008-2011. Kemudian melanjutkan ke SMAN 1 Sumenep, pada tahun 2011-2014. Lalu penulis melanjutkan ke jenjang perkuliahan S1 di Departemen Teknik Mesin di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya melalui jalur SNMPTN Undangan.

Penulis aktif dalam kegiatan akademik maupun organisasi selama perkuliahan. Penulis juga pernah menjadi asisten dosen di kelas maupun asisten Laboratorium Vibrasi dan Sistem Dinamis. Dalam organisasi kemahasiswaan, penulis aktif menjadi staff UKM Volley ITS 2015-2017. Penulis mempunyai motto hidup "*Dimana ada kesusahan, disitu ada jalan keluar karena Allah Maha Bijaksana"* yang membuat penulis berusaha untuk selalu *positive thinking* dalam menghadapi segala kondisi dan keadaan. Hal ini dapat menjadikan penulis lebih bersemangat dan berusaha keras untuk membanggakan orang sekitarnya. Untuk semua informasi dan masukan terkait tugas akhir ini dapat menghubungi penulis melalui email novitanurw@gmail.com