

PEMBINAAN SISTEM KAWALAN BAGI ALAT BANTU BERJALAN RGO  
BERMOTOR

MOHD FAIZOL BIN ABDULLAH

TESIS YANG DIKEMUKAKAN UNTUK MEMENUHI SEBAHAGIAN  
DARIPADA SYARAT MEMPEROLEH IJAZAH SARJANA MUDA  
KEJURUTERAAN PEMBUATAN

JABATAN KEJURUTERAAN MEKANIK DAN BAHAN  
FAKULTI KEJURUTERAAN DAN ALAM BINA  
UNIVERSITI KEBANGSAAN MALAYSIA

BANGI

2012

JABATAN KEJURUTERAAN MEKANIK DAN BAHAN

FAKULTI KEJURUTERAAN & ALAM BINA

UNIVERSITI KEBANGSAAN MALAYSIA

PENGESAHAN TESIS TAHUN AKHIR

Nama pelajar : MOHD FAIZOL BIN ABDULLAH  
Nombor matriks : A123618  
Tajuk Tesis : PEMBINAAN SISTEM KAWALAN BAGI ALAT BANTU  
BERJALAN RGO BERMOTOR

Dengan ini tesis tahun empat berjudul seperti di atas adalah disahkan dan diperakui.

Nama Penyelia : Dr. Rizauddin bin Ramli

Tandatangan Penyelia : .....

Tarikh : .....

**PENAKUAN**

Saya akui karya ini adalah hasil kerja saya sendiri kecuali nukilan dan ringkasan yang setiap satunya telah saya jelaskan sumbernya.

6 Julai 2012

MOHD FAIZOL ABDULLAH  
A123618

## PENGHARGAAN

Segala pujian bagi Allah S.W.T., Tuhan sekalian alam dan Pemilik semua ilmu pengetahuan serta rahsia. Selawat dan salam ke atas junjungan besar Nabi Muhammad S.A.W. yang telah diutuskan sebagai rahmat untuk sekalian alam, ke atas keluarga Baginda, para sahabat dan sekalian yang berjuang di jalanNya.

Disebalik kejayaan saya dalam menyiapkan projek ilmiah selama dua semester ini, banyak pihak telah terlibat secara langsung atau tidak langsung. Pada kesempatan ini, setinggi-tinggi penghargaan dan jutaan terima kasih saya ucapkan kepada penyelia saya, Dr. Rizauddin Ramli yang telah memberi bimbingan, bantuan kewangan, tunjuk ajar, nasihat sepanjang projek ilmiah dijalankan.

Ucapan terima kasih juga saya tujukan kepada pihak pentadbiran universiti dan jabatan yang secara tidak langsung membekalkan dana bagi kajian ini. Sememangnya tidak dapat saya nafikan kos yang terlibat bagi menjayakan kajian ini agak besar dan ianya tidak sanggup ditanggung oleh seorang pelajar seperti saya.

Setinggi-tinggi terima kasih juga diucapkan kepada rakan- rakan seperjuangan saya yang telah memberi dan berkongsi idea, tunjuk ajar, dan keyakinan kepada saya. Akhir sekali, saya ingin mengucapkan terima kasih kepada ahli keluarga saya yang banyak membantu saya dari segi moral, dan kewangan sepanjang menyiapkan projek ilmiah.

## ABSTRAK

*Reciprocating Gait Orthosis* (RGO) merupakan alat yang digunakan untuk membantu pergerakan berjalan secara tegak bagi mereka yang lumpuh ataupun paraplegia. Akan tetapi, RGO konvensional yang terdapat pada masa kini masih memerlukan tenaga dari pengguna untuk menggerakannya. Oleh kerana harganya yang mahal juga, ianya tidak mampu dimiliki oleh sebahagian besar dari kelas masyarakat di negara ini. Di dalam tesis ini, sistem kawalan bagi RGO dibina. Kajian dijalankan menggunakan motor DC servo berus karbon IG42GM yang dilengkapi pengkod tokokan yang digunakan untuk pengawalan posisi bagi ortosis 2 darjah kebebasan (DOF) ini. Peranti persampelan data (DAQ) model PCI-6221 digunakan sebagai antaramuka keadaan fizikal sebenar dengan sistem kawalan perisian melalui pertukaran isyarat analog ke digital dan sebaliknya. Setiap kad PCI mampu membekalkan dua output analog bagi motor DC. DAQ menerima input dari pengkod dengan menyambungkan saluran pengkod ke *counter* PFI peranti DAQ tersebut. Sistem dengan pemampas *proportional-integral-derivative* (PID) bagi setiap motor direka menggunakan Simulink *Real Time Window Target* (RTWT) untuk membolehkan tugas dijalankan secara masa nyata. Respon bagi sistem diterjemahkan menggunakan graf bagi menganalisis prestasi bagi setiap sistem kawalan. Sudut output bagi pautan RGO dibandingkan dengan input dari pengguna dan didapati beberapa ralat di dalam respon yang mana sukar untuk dihapuskan dengan hanya kaedah penalaan PID. Di dalam simulasi masa nyata, sekurang-kurangnya terdapat 2.2% lajukan yang tidak mampu diperbaiki oleh pengawal dan sekitar 1<sup>0</sup> ralat keadaan mantap di dalam respon sistem. Walaubagaimanapun, kriteria yang lain bagi repon adalah baik dan keseluruhan respon sistem adalah stabil. Trajektori bagi pautan RGO selepas input motor pinggul dan lutut diberikan ditafsirkan dari simulasi Simulink Simscape. Posisi akhir bagi hujung efektor dijangka hasil dari pengiraan kinematik hadapan seterusnya lokasinya boleh ditentukan sepertimana yang dikehendaki. Hasil dari kajian ini membuktikan penggunaan motor DC sebagai penggerak RGO yang boleh diharap dan mudah dikawal, disamping kos yang terlibat adalah rendah. Berdasarkan dari analisis kinematik RGO yang bermula dari sudut input, ianya adalah tidak mustahil untuk menghasilkan corak pergerakan manusia normal, tetapi ianya juga memerlukan beberapa penambahbaikan dari segi pengawal dan juga faktor ergonomik yang terlibat.

## **DEVELOPMENT OF REAL TIME CONTROL SYSTEM OF POWER ASSISTED RECIPROCATING GAIT ORTHOSIS**

### **ABSTRACT**

Reciprocating Gait Orthosis (RGO) is a device that can help upright walking and ambulation for people with disability to walk or paraplegia. However, the conventional RGO that still available around mostly required patient's energy to initiate movement and also because of the complexity the price is not affordable for the major class of people in our country. In this thesis, a real time control system for the RGO is developed. The study was carried out in which carbon brushed DC servo motor type IG42GM equipped with incremental encoder was used for position control for this 2 degree of freedom (DOF) orthotic. Data acquisition device (DAQ) model PCI-6221 was used in this research as an interface between real physical world and software control system by converting analog to digital signal and otherwise. Each PCI card will able to handle up to two analog outputs for DC motors. DAQ and receive the input from encoder by attaching the encoder's channels to respective PFI counter at screw terminal for those DAQ devices. The control system with proportional-integral-derivative (PID) compensator for each motor designed accordingly in Simulink using Real Time Window Target (RTWT) to enable the task executed in real time. The response in system with controller was identified graphically to analyze the performance for each control system. The output angle of RGO's link was compared with input from user and there were a small number of errors in the response that hardly rejected by tuning PID itself. In real time simulation, at least there was 2.2% overshoot that cannot be conditioned by controller and around 1<sup>0</sup> steady state error in system respond. However, the others criteria in respond were acceptable and all system was perfectly stable. The trajectory of RGO's links after input of hip and knee joint was interpreted by Simulink SimMechanics simulation. The final position end of effectors was predicted by forward kinematic calculation and then location end of effectors can be placed as desired. The result from this research show that the utilization of DC motor as actuator of RGO to become active is quite reliable with the ease of control and low cost. Based on kinematic analysis of RGO that start with input angle, it is possible to create a normal walking gait but some improvement need to consider in term of controller and ergonomic factors.

## KANDUNGAN

		<b>Halaman</b>
<b>PENGESAHAN</b>		ii
<b>PENGAKUAN</b>		iii
<b>PENGHARGAAN</b>		iv
<b>ABSTRAK</b>		v
<b>ABSTRACT</b>		vi
<b>KANDUNGAN</b>		vii
<b>SENARAI JADUAL</b>		x
<b>SENARAI RAJAH</b>		xi
<b>SENARAI SIMBOL</b>		xiii
<b>BAB I</b>	<b>PENDAHULUAN</b>	
1.1	Pengenalan	1
1.2	Latar Belakang Kajian	2
	1.2.1 Paraplegia	2
	1.2.2 Ortosis bagi Paraplegia	4
1.3	Permasalahan Kajian	6
1.4	Objektif Kajian	6
1.5	Skop Kajian	7
<b>BAB II</b>	<b>KAJIAN KEPUSTAKAAN</b>	
2.1	Pengenalan	8
	2.1.1 Masalah Kelumpuhan	8
	2.1.2 Gaya Berjalan Manusia Normal	10
2.2	Alat Bantu Berjalan	14
2.3	Pengawalan Motor DC	18
	2.3.1 Motor DC	18
	2.3.2 Teknik Pengawalan	20
	2.3.3 Simulasi Sistem Kawalan Motor	21
	2.3.4 Teknik Simulasi Masa Nyata	22
	2.3.5 Simulink Real Time Window Target	23

	2.3.6 Kawalan Masa Nyata bagi Motor	25
2.4	Platform Masa Nyata RT-LAB	26
	2.4.1 Simulasi Masa Nyata Penuh	27
	2.4.2 Pengawalan Prototaip Pantas	27
	2.4.3 Simulasi HIL	28
<b>BAB III</b>	<b>METODOLOGI KAJIAN</b>	
3.1	Pengenalan	29
3.2	Sistem Mekanikal dan Elektrikal	30
	3.2.1 Kerangka RGO	30
	3.2.2 Motor dan Pengkod	31
	3.2.3 Gear Serong	32
	3.2.4 Peranti Persampelan Data	33
	3.2.5 Litar Penyambung Amplifier	35
3.3	Carta Alir Kajian	36
3.4	Permodelan Kinematik dan Matematik	37
	3.4.1 Kinematik Hadapan	37
	3.4.2 Kinematik Songsang	39
	3.4.3 Model Motor DC	42
3.5	Sistem Kawalan	44
	3.5.1 Pemasangan dan Konfigurasi	44
	3.5.2 Rangkap Pindah Motor	45
	3.5.3 Pengawal Sistem	47
	3.5.4 Model Sistem Kawalan Bukan Masa Nyata	49
	3.5.5 Model Sistem Kawalan Masa Nyata	50
	3.5.6 Model Kinematik SimMechanics	51
<b>BAB IV</b>	<b>KEPUTUSAN DAN PERBINCANGAN</b>	
4.1	Pengenalan	53
4.2	Pengawalan Motor Lutut	53
	4.2.1 Rangkap Pindah Motor	53
	4.2.2 Penalaan Parameter PID	56
	4.2.3 Simulasi Sistem Kawalan Lutut	59



4.3	Pengawalan Motor Pinggul	66
4.4	Trajektori RGO	67
<b>BAB V KESIMPULAN DAN CADANGAN</b>		
5.1	Kesimpulan Kajian	70
5.2	Cadangan	71
<b>RUJUKAN</b>		73

**SENARAI JADUAL**

No. Jadual		Halaman
2.1	Perbandingan antara jenis motor DC	19
2.2	Perbandingan antara cara-cara pengawalan sistem	26
3.1	Spesifikasi motor DC	32
3.2	Sambungan pin bagi motor dan pengkod	35
3.3	Parameter DH bagi sebelah kaki RGO	37
3.4	Parameter bagi motor DC	42
3.5	Kesan pekali PID pada respon sistem gelung tertutup	48
4.1	Parameter $K_p$ , $K_i$ , dan $K_d$ bagi sistem lutut	57
4.2	Perbandingan prestasi bagi setiap jenis pengawal	59
4.3	Prestasi respon bagi simulasi bukan masa nyata	61
4.4	Respon sistem bagi simulasi bukan masa nyata	64
4.5	Respon sistem bagi simulasi masa nyata	64
4.6	Parameter DH yang lengkap bagi sebelah kaki RGO	67
4.7	Kedudukan hujung efektor berdasarkan sistem koordinat sendi	68

## SENARAI RAJAH

No. Rajah		Halaman
1.1	Tulang belakang manusia normal	3
1.2	Ortosis pesakit paraplegia	5
2.1	Putaran roda mewakili gait manusia	10
2.2	Gait lengkap bagi manusia	11
2.3	Kedudukan satah badan manusia	11
2.4	Peratusan kitar gait melawan sudut sendi	12
2.5	Peratusan kitar gait melawan kuasa sendi	13
2.6	Pergerakan pesakit di dalam gait lengkap	13
2.7	Skematik kitar gait untuk mengoptimumkan fungsi AFO	14
2.8	Alatan bantu berjalan ABLE	15
2.9	Ortosis yang diperkuasa dengan penggerak servo dua hala	16
2.10	Ortosis kaki dengan penstabil graviti	16
2.11	Ortosis EXPOS	18
2.12	Sistem mekanikal bagi penggerak RGO	18
2.13	Komponen utama motor DC	19
2.14	Struktur asas sistem SISO	21
2.15	Subsistem di dalam pengawalan robot pengolah 5 DOF	22
2.16	Model kawalan halaju sudut motor secara masa nyata	25
2.17	Binaan RT-LAB berdasarkan simulator	26
2.18	RT-LAB bagi RCP motor dalam DriveLab™	28
3.1	Blok bagi sistem kawalan posisi motor DC	30
3.2	Kerangka RGO bermotor	31
3.3	Motor DC, kotak gear, dan pengkod tokokan	31
3.4	Pengkod tokokan bagi motor DC	32
3.5	Gear serong pada aci motor DC	33
3.6	Komponen-komponen DAQ	34
3.7	Konfigurasi pin bagi DAQ PCI-6221	34
3.8	Litar sambungan input pengkod ke amplifier	35
3.9	Carta alir perlaksanaan kajian	36
3.10	Kerangka dan sendi RGO beserta kedudukan satah x,y, dan z	37

3.11	Parameter yang terlibat bagi sebelah kaki RGO	39
3.12	Gambarajah skematik bagi sistem motor DC	42
3.13	Parameter-parameter simulasi masa nyata	44
3.14	Pemasangan output persampelan data	45
3.15	Sistem gelung terbuka motor lutut	46
3.16	Tetingkap <i>System Identification Toolbox</i> Matlab	47
3.17	Struktur pengawal PID	47
3.18	Sistem gelung terbuka bukan masa nyata	49
3.19	Sistem kawalan gelung tertutup bukan masa nyata	50
3.20	Sistem gelung terbuka masa nyata	50
3.21	Model kawalan gelung tertutup masa nyata	51
3.22	Model kinematik hadapan bagi RGO	52
3.23	Keseluruhan sistem kawalan bagi sebelah kaki RGO	52
4.1	Penganggaran rangkap pindah sistem lutut	54
4.2	Graf output model motor lutut	55
4.3	Graf pertama bagi output model motor lutut	56
4.4	Arahan tettingkap Matlab bagi rangkap pindah	56
4.5	Respon sistem menggunakan pengawal PI	58
4.6	Respon sistem menggunakan pengawal PD	58
4.7	Respon sistem menggunakan pengawal PID	59
4.8	Simulasi bukan masa nyata bagi input $40^0$	60
4.9	Simulasi bukan masa nyata bagi input $-40^0$	60
4.10	Sistem kawalan masa nyata motor lutut	61
4.11	Output sistem pada input $45^0$	62
4.12	Output sistem pada input $-45^0$	63
4.13	Kedudukan blok <i>Saturation</i> di dalam sistem kawalan	64
4.14	Had voltan bekalan ke motor lutut	65
4.15	Posisi sendi lutut yang sebenar pada input $-45^0$	65
4.16	Trajektori virtual RGO di dalam SimMechanics	68
4.17	Graf sudut pautan berterusan pinggul dan lutut	69
5.1	Pengawal PID beserta penyelarasan logik kabur	71
5.2	Sistem kawalan keseluruhan berdasarkan kinematik songsang	72

**SENARAI SIMBOL**

$L_a$	induktans elektrik
$R_a$	rintangan elektrik
$J_m$	momen inersia
$B_m$	pekali geseran
$K_t$	pemalar tork
$K_b$	pemalar daya gerak elektrik
$\theta_m$	sudut aci motor
$\tau_m$	tork motor
$i_a$	arus armatur
$V_b$	voltan daya gerak elektrik
$R_a$	rintangan armatur
$K_p$	pekali pengawal berkadar
$K_i$	pekali pengawal sepadu
$K_d$	pekali pengawal terbitan
$T_i$	pemalar masa pengawal sepadu
$T_d$	pemalar masa pengawal terbitan
$T_r$	masa menaik bagi respon
$T_s$	masa penetapan bagi respon
$T_r$	masa menaik bagi respon
$OS$	lajakan bagi respon
$e_{ss}$	ralat keadaan mantap bagi respon

## **BAB I**

### **PENDAHULUAN**

#### **1.1 PENGENALAN**

Orang Kelainan Upaya (OKU) ditakrifkan sebagai mereka yang mempunyai kekurangan jangka panjang fizikal mental, intelektual atau deria yang apabila berinteraksi dengan pelbagai halangan boleh menyekat penyertaan penuh dan berkesan mereka dalam masyarakat (Akta Orang Kurang Upaya 2008). Menurut Sam Wong (2010) di dalam penulisannya, berdasarkan statistik yang dikeluarkan oleh Pertubuhan Bangsa-Bangsa Bersatu (PBB), golongan OKU merupakan 10 peratus daripada jumlah penduduk di dunia ini. 80 peratus daripada golongan OKU ini berada di negara-negara membangun. Berdasarkan statistik ini juga, bagi negara Malaysia yang mempunyai anggaran penduduk seramai 28 juta orang, jumlah OKU di negara ini boleh dianggarkan seramai 2.8 juta orang. Namun sedemikian, jumlah OKU yang berdaftar dengan Jabatan Kebajikan Masyarakat (JKM) hanyalah seramai 280 ribu sahaja, iaitu sekitar 10% daripada anggaran penduduk OKU di negara kita.

Secara umumnya golongan OKU ini boleh dikategorikan kepada dua kumpulan umum iaitu kelainan upaya secara kekal dan kelainan upaya secara sementara. Antara mereka yang dikategorikan dalam kurang upaya kekal ini ialah golongan yang cacat anggota, cacat pendengaran, cacat penglihatan dan warga tua. Manakala individu yang cedera, sakit dan mengandung dikategorikan sebagai kelainan upaya secara sementara. Kelumpuhan merupakan salah satu penyakit yang

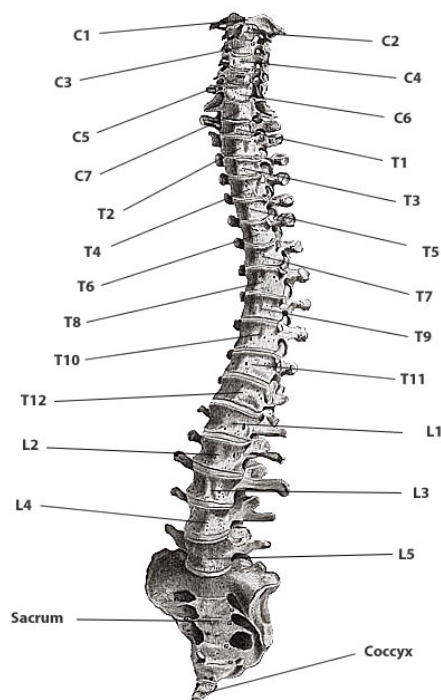
mbolehkan seseorang individu digolongkan di dalam golongan OKU. Bagi mereka yang mengalami kelumpuhan sementara, kini sudah banyak terdapat alat yang mampu membantu pergerakan harian mereka dan proses pemulihan berjalan.

*Reciprocating Gait Orthosis* (RGO) merupakan sejenis alat bantu berjalan yang berfungsi untuk memberi sokongan pada kaki pengguna untuk membolehkan mereka berjalan terutamanya bagi pesakit lumpuh. RGO secara ringkasnya terdiri daripada pendakap kaki, besi sokongan, dan sendi mekanikal. RGO konvensional mampu membantu pesakit lumpuh secara perlahan-lahan berjalan secara tegak sepertimana manusia normal dan secara berterusan memberi kestabilan kepada pengguna untuk mengelakkan dari jatuh, tergelincir, dan sebagainya. Dalam kajian ini, RGO dijadikan bahan eksperimen untuk menyelidik cara dan kaedah pengawalan penggerak sendi mekanikalnya. Kajian yang dijalankan ini juga merupakan inisiatif yang diambil bagi menggantikan RGO konvensional yang mana tidak menggunakan penggerak dan hanya bergantung kepada daya yang dikenakan oleh pemakainya sahaja.

## **1.2 LATAR BELAKANG KAJIAN**

### **1.2.1 Paraplegia**

Paraplegia merujuk kepada *Handbook Of Spinal Cord Injuries* berpunca daripada kecederaan saraf tunjang yang berada pada kedudukan bawah dari leher manusia. Ianya disebabkan oleh kerosakan pada saraf tunjang pada segmen T1 dan ke bawah. Paraplegia menyebabkan kelemahan dan kehilangan deria pada batang tubuh, kaki, pundi kencing, usus dan organ seks. Walaubagaimanapun, paraplegia tidak menjejaskan tangan dan lengan manusia dan sejauh mana ia menjejaskan batang tubuh bergantung kepada tahap kecederaan saraf tunjang. Rajah 1.1 menunjukkan struktur tulang belakang manusia yang melindungi saraf tunjang.



Rajah 1.1 Tulang belakang manusia normal

Sumber: Stevens 2001

Menurut *Handbook Of Spinal Cord Injuries* lagi, kecederaan yang berlaku di bahagian toraks dan ke bawah akan menyebabkan paraplegia. Merujuk Rajah 1.1, pada T-1 hingga T-8 tangan kebanyakannya masih dalam kawalan, sebaliknya kawalan batang tubuh adalah teruk akibat kekurangan kawalan otot abdomen. Selain kehilangan berfungsi deria atau motor, orang yang menderita SCI (*Spinal Cord Injury*) juga mengalami perubahan yang lain. Sebagai contoh, mereka mungkin mengalami usus dan pundi kencing tidak berfungsi. Fungsi seksual juga sering terjejas atau hilang apabila menderita SCI. Bagi lelaki, kesuburan mereka mungkin terjejas manakala kesuburan wanita secara amnya tidak terjejas. Kesan-kesan lain SCI boleh termasuk tekanan darah rendah, ketidakupayaan untuk mengawal tekanan darah dengan berkesan, kurang kawalan suhu badan, ketidakupayaan untuk berpeluh di bawah paras kecederaan, dan sakit kronik.

Kecederaan T-1 adalah tahap pertama dengan fungsi tangan biasa. Mereka boleh melaksanakan segala fungsi motor orang yang tidak cedera, kecuali berdiri dan berjalan. Memandangkan tahap torasik berterusan secara kaudal, hasilnya akan



terdapat pemulihan otot interkosta serta perut, dan juga berlaku peningkatann fungsi pernafasan dan kestabilan batang tubuh. Sebahagian pesakit kecederaan tulang belakang yang lengkap mempunyai pergerakan sebahagian batang tubuh dan mungkin dapat berdiri, dengan pendakap kaki yang panjang dan tongkat, dan juga mungkin boleh berjalan jarak pendek yang menggunakan peralatan orthosis. Pesakit T6-12 juga mempunyai sebahagian kekuatan otot abdomen, dan mungkin dapat berjalan secara bebas untuk jarak yang dekat dengan pendakap kaki yang panjang dan tongkat.

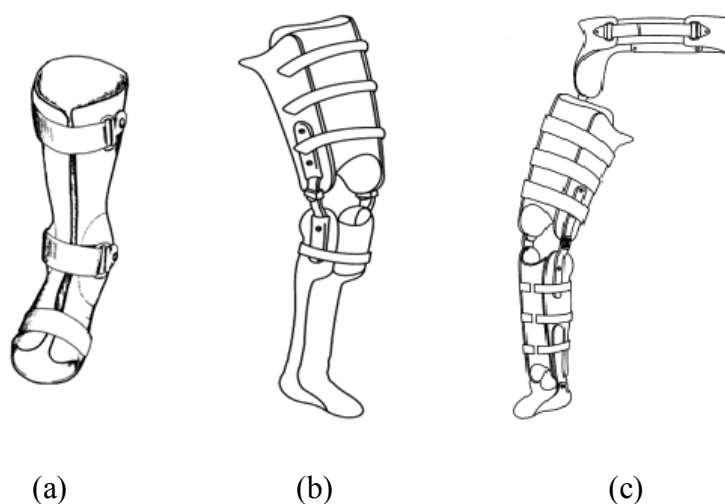
Percubaan berjalan bagi pesakit paraplegia biasanya merupakan salah satu pilihan dalam dunia perubatan. Ianya memerlukan azam yang tinggi dan kekuatan untuk mencapai kejayaan berjalan seperti ini. Bagaimanapun, senarionya banyak orang yang menderita paraplegia lengkap tidak mahu mencuba dan berusaha untuk berjalan.

### **1.2.2 Ortosis bagi Paraplegia**

Ortosis merupakan istilah lazim yang biasanya digunakan yang merujuk kepada alat bantuan berjalan. Tidak dapat dinafikan sememangnya telah terdapat ortosis telah direka untuk tujuan membantu pesakit paraplegia berjalan seperti manusia normal; antaranya ialah seperti *Ankle-foot orthosis* (AFO), *Knee-ankle-foot-orthosis* (KAFO), *Hips-knee-ankle-foot-orthosis* (HKAFO) dan *Knee Orthosis* (KO). AFO adalah orthosis atau pendakap yang mengelilingi buku lali dan sekurang-kurangnya sebahagian dari kaki. AFO dipakai pada luaran dan bertujuan untuk mengawal kedudukan dan pergerakan buku lali, mengimbangi kelemahan, atau membetulkan kecacatan. Mereka mengawal pergelangan kaki secara langsung, dan juga boleh direka bentuk untuk mengawal sendi lutut secara tidak langsung.

Menurut sumber dari laman sesawang Aetna Inc., AFO lazimnya digunakan dalam pemulihan gangguan yang menjejaskan fungsi otot seperti strok, kecederaan saraf tunjang, distrofi otot, dan sebagainya. KAFO pula merupakan sejenis ortosis yang menyokong lutut, buku lali, dan kaki. Keadaan pesakit yang mungkin mendapat manfaat daripada penggunaan KAFO adalah termasuk lumpuh, sendi longgar atau

arthritis, keretakan tulang, dan lain-lain. Walaupun tidak digunakan secara meluas sebagai ortosis lutut, KAFO dan HKAFO berupaya untuk membawa perubahan dalam kehidupan seseorang yang lumpuh, membantu mereka untuk berjalan secara terapeutik, dan juga membantu pesakit polio pada peringkat komuniti. Peranti ini adalah mahal dan memerlukan penyelenggaraan. KO pula merupakan pendakap yang dipakai untuk memberi sokongan pada lutut. Ia dipakai di sekeliling lutut dan berfungsi dengan melegakan tekanan dari bahagian sendi lutut yang terjejas oleh penyakit-penyakit seperti arthritis atau osteoarthritis. Ia menyokong lutut dan menyediakan kestabilan yang diperlukan untuk menjalankan aktiviti harian.



Rajah 1.2 Ortosis pesakit paraplegia (a) AFO, (b) KAFO, dan (c) HKAFO

Sumber: Central Texas Orthotics and Prosthetics. LP 2011

Rajah 1.2 menunjukkan perbandingan antara 3 jenis ortosis yang lazim dari segi bentuk dan tahap kompleksitinya. RGO adalah pendakap yang paling kerap digunakan berbanding peralatan-peralatan ortosis yang dinyatakan sebelum ini untuk keperluan ambulatori kanak-kanak atau orang dewasa yang lumpuh. RGO juga menyediakan fungsi berjalan yang sangat baik berbanding dengan peranti lain. RGO yang tradisional adalah jenis pasif iaitu memerlukan tenaga dari kaki pemakai untuk menggerakannya, manakala terdapat RGO aktif yang menggunakan motor ataupun sistem hidraulik sebagai penggerak.

### 1.3 PERMASALAHAN KAJIAN

Terdapat beberapa permasalahan yang boleh dipetik dari kajian-kajian kepustakaan yang dilakukan. Permasalahan-permasalahan yang telah dikenalpasti bagi menjalankan kajian ini adalah seperti yang berikut:

1. Ortosis selain dari ortosis yang telah dinyatakan berfungsi dengan cara memberi sokongan bergerak secara duduk.
2. Peralatan ortosis yang dinyatakan sebelum ini juga perlu digerakkan oleh tenaga pemakai. Ianya menghauskan tenaga, meletihkan pemakai, dan memberi negatif pada kecenderungan penggunaan ortosis bantuan tegak berkenaan.
3. Bagi ortosis konvensional yang menggunakan penggerak, hampir sebahagian besar adalah kompleks dan menyebabkan harganya melambung tinggi.
4. Ortosis seumpama RGO, HKAFO, dan sebagainya yang dilengkapi penggerak juga masih menghasilkan pergerakan/gait yang tidak stabil. Ianya tidak ergonomik dan lebih kepada pergerakan robot berbanding tujuan asal untuk proses pemulihan gait pesakit.

### 1.4 OBJEKTIF KAJIAN

Objektif kajian ini adalah untuk membina sistem kawalan masa nyata bagi pengawalan motor DC penggerak RGO. Kerangka RGO yang digerakkan oleh motor DC mampu menjadikan ortosis berjalan tegak ini aktif dan tidak lagi menghauskan tenaga pemakai. Pengawalan motor DC adalah salah satu alternatif yang mempunyai nilai kos per prestasi yang efisien. Objektif sampingan kajian ini juga adalah berkenaan penentuan sifat pergerakan keseluruhan RGO hasil dari sistem kawalan yang dibina melalui analisis kinematik kerangka ortosis. Ianya bertujuan untuk menganggar julat hayunan RGO dan memastikan RGO ini mampu bergerak dengan corak yang hampir kepada gait manusia.

## 1.5 SKOP KAJIAN

Skop kajian dalam projek ini adalah melibatkan:

1. RGO sebagai bahan eksperimen adalah sebuah robot yang mempunyai 2 darjah kebebasan (DOF).
2. Pengawalan adalah melibatkan sebelah kaki RGO yang terdiri daripada motor pinggul dan motor lutut.
3. Pengawalan kajian melibatkan kedua-dua simulasi kawalan gelung tertutup secara masa nyata dan bukan masa nyata.
4. Pengawalan sistem menggunakan teknik *proportional-integral-derivative* (PID) bagi kedua-dua simulasi tanpa membandingkan dengan jenis pengawal yang lain.
5. Melibatkan penggunaan set *data acquisition* (DAQ) yang mempunyai kadar pensampelan 250 kS/s, 16bits resolusi, 2 output, dan tidak menyokong pensampelan serentak.

## **BAB II**

### **KAJIAN KEPUSTAKAAN**

#### **2.1 PENGENALAN**

Kajian kepustakaan bertujuan untuk mendapatkan pengetahuan dan maklumat yang lebih khusus berkenaan projek dan ilmu-ilmu yang berkaitan yang telah sedia ada hasil dari usaha pengkaji-pengkaji yang terdahulu. Hampir keseluruhan dari bahan bacaan dan rujukan adalah yang terkini bermula dari tahun 2005 hingga ke tahun 2012, melainkan beberapa sumber penting yang diberi pengecualian. Kajian kepustakaan dalam projek ini boleh dibahagikan kepada dua bahagian yang utama iaitu berkenaan peralatan-peralatan bantuan berjalan yang terdahulu dan pengenalan kepada pengawalan motor. Hasil dari kajian kepustakaan yang dijalankan, konsep-konsep asas yang berkaitan dengan pengawalan dan pembinaan RGO bermotor ini dapat diadaptasi semula untuk membantu dan menjimatkan masa kajian.

##### **2.1.1 Masalah Kelumpuhan**

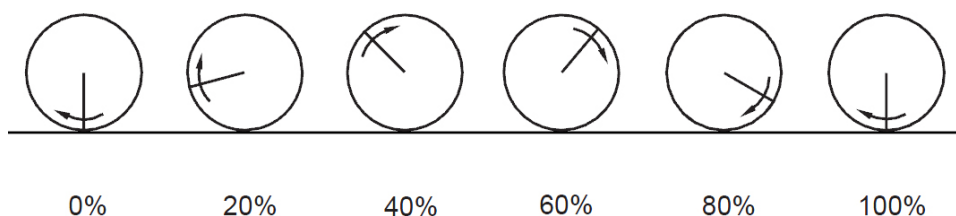
Masalah kelumpuhan bahagian bawah tubuh ataupun paraplegia adalah salah satu dari takrif ketidakupayaan dan boleh dikategorikan di dalam golongan OKU. Mengikut Akta Orang Kurang Upaya 2008, OKU adalah meliputi mereka yang mempunyai

kekurangan jangka panjang fizikal, mental, intelektual, atau deria yang apabila berinteraksi dengan pelbagai halangan, boleh menyekat penyertaan penuh dan berkesan mereka dalam masyarakat. Pesakit yang menderita paraplegia tidak mampu berjalan secara tegak sepertimana manusia normal. Menurut sumber laman sesawang Spinal Injury Network, beberapa contoh paraplegia adalah seperti SCI, Spina Bifida, distrofi otot, dan sebagainya. Spina Bifida adalah salah satu kecacatan sejak lahir dikenali sebagai kecacatan di tiub neural. Sebahagian atau keseluruhan tulang belakang tidak bersambung dengan sempurna dan menyebabkan saraf tunjang terdedah manakala distrofi otot adalah sejenis penyakit keturunan yang menyebabkan kepada kelemahan otot progresif. Sehubungan dengan ini, beberapa inisiatif telah diambil oleh penyelidik-penyelidik untuk menghasilkan satu alat yang mampu untuk membantu mereka berjalan sepertimana gaya berjalan manusia normal. Secara kasarnya alatan yang digunakan oleh pesakit paraplegia untuk bergerak dapat dikategorikan kepada dua bahagian iaitu bantuan secara duduk dan bantuan secara berdiri.

Menurut Mazur et al. (1989), postur berdiri dan berjalan tegak mendatangkan lebih kebaikan kepada pesakit lumpuh bahagian bawah tubuh berbanding postur duduk. Kajiannya adalah berdasarkan perbandingan antara pesakit paraplegia yang menggunakan kerusi roda dengan pesakit yang berjalan tegak menggunakan alat bantuan seperti HKFO, tongkat dan sebagainya. Beliau mendapati program bantuan berjalan adalah berkesan dan 12 orang (33 peratus) dari 36 orang pesakit paraplegia mampu berjalan secara normal bersama komuniti. Mereka juga mempunyai peningkatan dalam kebolehan untuk bergerak dan berpindah dari satu tempat ke satu tempat yang lain, dan juga tahap berdikari yang lebih baik. Dalam kajiannya juga membuktikan bahawa pesakit paraplegia yang berjalan pada awal hidupnya menyebabkan mereka lebih kurang cenderung diserang kudis tekanan (*bedsore*) dan keretakan tulang (*fracture*) kerana kedua-dua masalah ini sebenarnya disebabkan oleh duduk yang terlalu lama.

### 2.1.2 Gaya Berjalan Manusia Normal

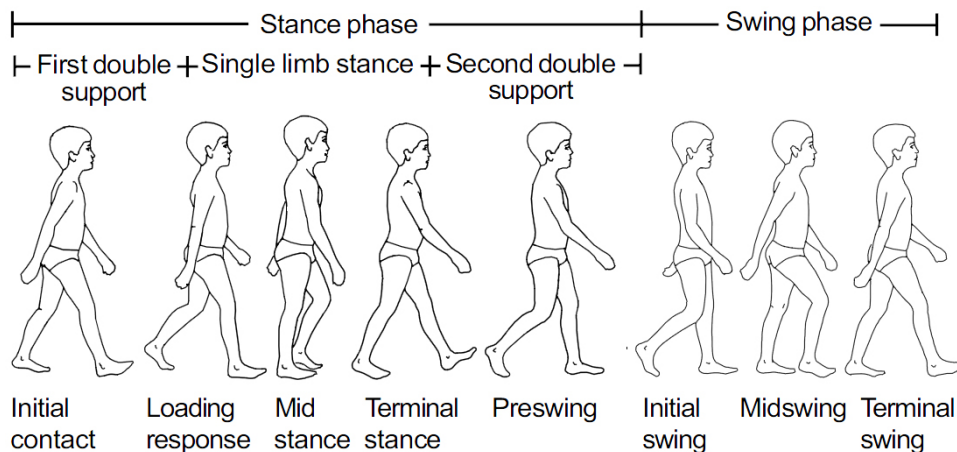
Sebelum penerangan lanjut dimulakan, ianya adalah penting untuk memberikan latar belakang ringkas berkenaan biomekanik gaya manusia berjalan (gait). Menurut Vaughan et al. (1999), analogy bagi roda dapat diaplikasikan pada gait manusia. Rajah 2.1 menunjukkan putaran bagi sebuah roda yang mewakili kitaran gait manusia. Ini kerana apabila kita memikirkan tentang seseorang yang berjalan, kita dapat menggambarkan bentuk kitaran pergerakan adalah berulang seterus dan seterusnya, langkah demi langkah.



Rajah 2.1 Putaran roda mewakili gait manusia

Sumber: Vaughan et al. 1999

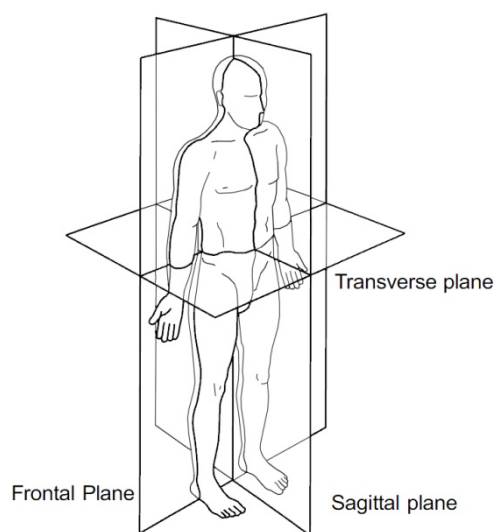
Menurut Vaughan et al. (1999) lagi, terdapat dua fasa utama di dalam kitar gait. Fasa pertama adalah fasa persediaan ataupun *stance* dan ianya terdiri daripada tiga fasa yang berlainan iaitu fasa dua sokongan pertama, sokongan sebelah badan, dan dua sokongan kedua. Fasa dua sokongan adalah fasa dimana kedua-dua kaki bersentuhan dengan permukaan tanah, lantai dan sebagainya manakala fasa sokongan sebelah badan adalah fasa dimana hanya kaki kanan yang bersentuhan dengan tanah dan kaki kiri dihayunkan. Apabila tamat fasa ini, fasa yang seterusnya iaitu hayungan ataupun *swing* dimulakan. Fasa hayunan terdiri daripada tiga fasa utama iaitu hayunan permulaan, hayunan pertengahan, dan hayunan perngakhiran. Rajah 2.2 menunjukkan gait lengkap bagi seorang manusia yang merupakan budak lelaki yang berusia lapan tahun.



Rajah 2.2 Gait lengkap bagi manusia

Sumber: Vaughan et al. 1999

Dollar dan Herr (2007) pula menerangkan bahawa struktur badan manusia dapat dipisahkan pada tiga satah atonomi yang utama iaitu satah koronal, satah sagital dan satah paksi. Rajah 2.3 menunjukkan kedudukan satah-satah utama pada anatomi manusia. Satah koronal adalah satah yang membahagikan tubuh badan kepada bahagian depan dan belakang manakala satah sagital pula membahagikan tubuh kepada kiri dan kanan dan satah paksi membahagikan tubuh kepada bahagian atas dan bawah dan bersudut tepat dengan dua satah yang sebelumnya.



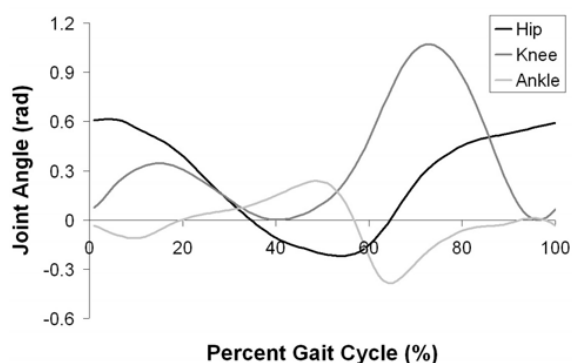
Rajah 2.3 Kedudukan satah badan manusia

Sumber: Dollar dan Herr 2007



Kaki manusia mempunyai tujuh darjah kebebasan yang mana terdiri daripada tiga darjah putaran pada pinggul, satu pada lutut dan tiga pada pergelangan kaki. Dengan menfokuskan pada bahagian kaki, pergerakan yang terhasil pada sendi dapat diistilahkan sebagai fleksi (arah positif) dan ekstensi (arah negatif) manakala pula pergerakan pada pinggul pada satah koronal dapat dirujuk sebagai adduksi (mendekati titik tengah) dan abduksi (menjauhi titik tengah).

Dollar dan Herr (2007) juga telah melakukan eksperimen berkenaan biomekanik gait manusia di atas permukaan yang mendatar. Subjek merupakan lelaki normal yang sihat dengan berat badan 82 kg, panjang kaki 0.99 m, 28 tahun dan berkelajuan 1.27 m/s. Rajah 2.4 menunjukkan graf kitar gait melawan sudut bagi sendi. Dapat diperhatikan bahawa ketika kaki dihayunkan ke hadapan, maksimum sudut bagi pinggul adalah sekitar 0.6 rad manakala sudut lutut pula mampu mencecah sehingga 1.2 rad. Sendi lutut manusia hanya mampu berputar ke belakang (positif) manakala sendi pinggul pula mampu berputar pada ke hadapan (positif) dan ke belakang (negatif).

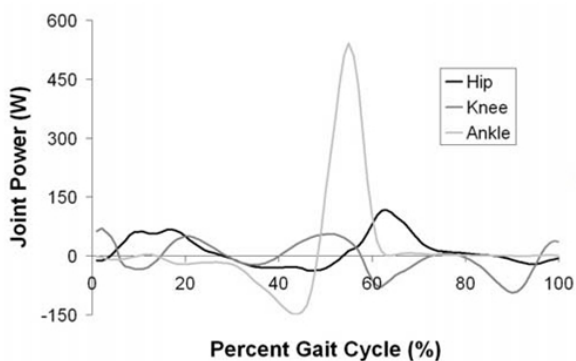


Rajah 2.4 Peratusan kitar gait melawan sudut sendi

Sumber: Dollar dan Herr 2007

Rajah 2.5 pula menunjukkan graf kitar gait melawan kuasa yang dihasilkan oleh sendi. Dapat diterangkan bahawa khususnya pada kelajuan berjalan perlahan, kuasa pada pinggul adalah positif atau hampir sifar, kuasa di lutut kebanyakannya negatif (melesapkan kuasa), dan kuasa pada buku lali adalah seimbang antara positif dan negatif. Perhatikan juga bahawa semasa berjalan tanah datar, kuasa bersih individu secara keseluruhan seharusnya hampir kepada sifar kerana tiada kerja yang

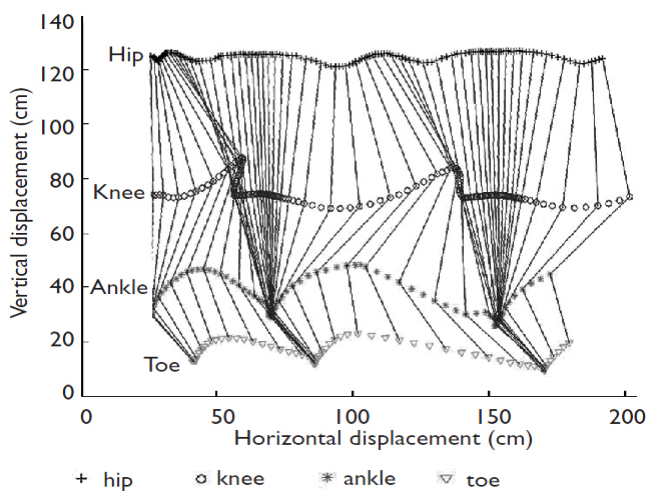
sedang dilakukan dan rintangan terhadap gerakan adalah kecil. Walau bagaimanapun, keputusan ini berubah secara dramatik apabila subjek berjalan pada kelajuan sederhana berubah kepada lebih cepat ataupun berubah pergerakan dari permukaan mendatar kepada permukaan cerung.



Rajah 2.5 Peratusan kitar gait melawan kuasa sendi

Sumber: Dollar dan Herr 2007

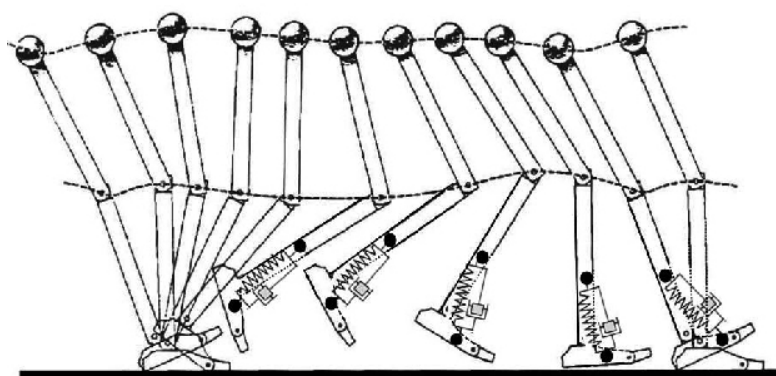
Pada tahun 2009, Jamshidi et al. telah menjalankan kajian berkenaan permodelan dinamik bagi manusia yang berjalan. Dalam kajian ini, fokus utamanya adalah untuk mengoptimumkan fungsi bagi ortosis pesakit yang menderita *neuropathic*, iaitu sejenis penyakit yang melibatkan tapak kaki. Rajah 2.6 menunjukkan data kinematik yang diperolehi melalui model dinamik yang diselesaikan dengan kaedah kinematik sonsang.



Rajah 2.6 Pergerakan pesakit di dalam gait lengkap

Sumber: Jamshidi et al. 2009

Pesakit yang menderita kekejangan otot tidak mempunyai perjalanan ataupun pergerakan sendi lutut yang normal. Kajian yang dijalankan oleh Jamshidi et al. (2009) juga bertujuan untuk menggantikan peranan otot dengan cara menambah spring pemampas ke dalam modelnya sebagai pemampas bagi kelemahan mereka melalui rekabentuk AFO berdasarkan data kinematik pesakit *Guillan-Barré syndrome* (GBS). Dengan cara menggantikan pekali pemampas bagi spring, tork bagi sendi pergelangan kaki dapat dianggarkan sama dengan tork di dalam gait yang normal. Kajian ini menggunakan kaedah jaringan saraf (NN) untuk mencari nilai pekali spring yang paling sesuai. Rajah 2.7 menunjukkan skematik bagi kitar gait AFO yang digunakan.



Rajah 2.7 Skematik kitar gait untuk mengoptimumkan fungsi AFO

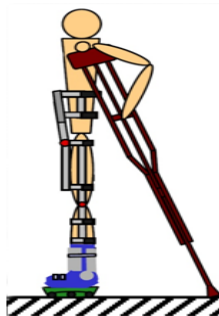
Sumber: Jamshidi et al. 2009

## 2.2 ALAT BANTU BERJALAN

Seawal tahun 1942, terdapat paten yang mengaplikasikan penggunaan hidraulik bagi mengaktifkan alat ortosis. Akan tetapi disebabkan pengetahuan tentang kawalan yang masih tidak meluas pada masa itu, alat tersebut hanya dapat dikawal dengan pembukaan dan penutupan valve hidraulik secara fizikal menggunakan kabel dan sistem rantai yang aktif pada sudut sendi yang tertentu semasa dalam kitar gait. Alatan bantu berjalan secara berdiri dapat dikategorikan kepada dua jenis mengikut cara ia berfungsi iaitu secara pasif dan aktif. Bagi alat yang pasif ianya memerlukan daya dari manusia untuk membolehkan ia berfungsi manakala alat bantuan berjalan yang aktif adalah digerakkan oleh tenaga luar seperti motor. Oleh kerana alatan pasif

tidak dapat membekalkan sumber tenaga semasa kitar berjalan, kebolehan tidak dapat dinafikan sememangnya terbatas.

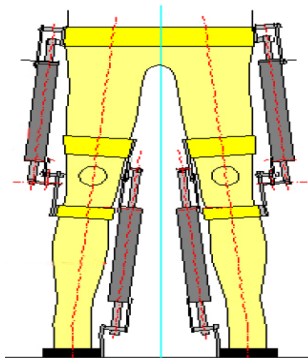
Mori et al. (2005) berjaya menghasilkan sebuah alat bergerak secara tegak yang dinamakan ABLE melalui kajian yang dijelaskannya. Rajah 2.8 menunjukkan ortosis ABLE. Ortosis ini membenarkan manusia lumpuh berjalan pada permukaan rata dan tidak rata, berdiri dari duduk di atas kerusi, dan juga mendaki tangga. ABLE terdiri daripada tiga modul; pertamanya adalah sepasang tongkat teleskopik, ortosis yang diperkuasa untuk bahagian kaki bawah, dan sepasang platform mudah alih. Alat ini secara umumnya bagus dari segi keselamatan dan modul kawalan yang terlibat juga adalah tidak kompleks. Walaubagaimanapun, platform mudah alih hanya dapat digunakan digunakan untuk membantu pergerakan dengan cara bantuan dari permukaan lantai dan ianya mengunci pengguna di dalam postur tegak. Disebabkan ini, *ortosis* ini telah membawa kepada masalah kestabilan kepada si pemakai.



Rajah 2.8 Alatan bantu berjalan ABLE

Sumber: Mori et al. 2005

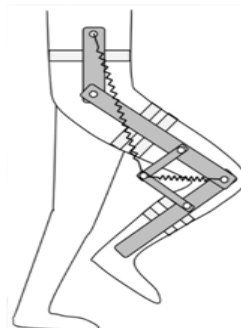
Saito et al. (2005), telah membangunkan ortosis anggota badan bawah yang dikuasakan oleh mekanisme penghantaran hidraulik dua hala (tanpa motor) yang lancar dan kawalan kedudukan yang tepat seperti otot bi-artikular. Rajah 2.9 menunjukkan ortosis yang telah dibangunkan. Ortosis ini mengendalikan dua sendi manusia oleh satu otot yang secara mekanikalnya mencontohi fungsi otot bi-artikular. Alat ini menggabungkan ortosis anggota badan bawah yang dikuasakan bersama peralatan pemulihan gait supaya latihan berjalan untuk pesakit lumpuh dapat dijalankan dengan lebih selesa. Alat ini juga memerlukan penggunaan kerangka yang direka khas untuk menempatkan bekalan kuasa dan juga alat bantuan berjalan.



Rajah 2.9 Ortosis yang diperkuasa dengan penggerak servo dua hala

Sumber: Saito et al. 2005

Banala et al. (2006) telah membangunkan sebuah peranti bantu berjalan pasif yang menggunakan konsep penstabil graviti. Rajah 2.10 menunjukkan ortosis kaki yang telah dihasilkan. Ortosis ini direka untuk membantu orang-orang menderita hemiparesis untuk berjalan melalui kaedah penghapusan kesan graviti. Ortosis ini mempunyai ciri-ciri berikut; pertamanya ia boleh menstabil graviti bagi kaki manusia dalam julat pergerakan kaki dengan sepenuhnya mahupun sebahagian. Keduanya ia boleh disesuaikan mengikut geometri dan inersia bagi subjek manusia yang spesifik untuk mencapai tahap yang dikehendaki seterusnya mengimbangi graviti. Walaubagaimanapun, ortosis ini masih tidak mampu untuk mengimbangi daya seperti interaksi momen yang terhasil dari aktiviti dinamik anggota badan dan disebabkan itu apabila berhadapan dengan gaya berjalan yang lebih laju, penstabil graviti adalah tidak mencukupi.



Rajah 2.10 Ortosis kaki dengan penstabil graviti

Sumber: Banala et al. 2006

Kong dan Jeon (2006) pula mencipta sebuah ortosis secara tegak yang diberi nama EXPOS. Ianya terdiri daripada ortosis anggota bawah badan yang penuh yang mana menggabungkan pejalan kaki (*walker*) yang direka khas untuk menempatkan bateri, motor DC, dan komputer pengawal. Idea ini dihasilkan untuk mengurangkan berat ortosis tersebut. Ortosis membekalkan kuasa dalam arah fleksi dan ekstensi bagi pinggul dan lutut, seterusnya membolehkan pergerakan di dalam darjah kebebasan kaki kecuali putaran pada buku lali kaki. Potentiometer dipasang di takal bahagian yang dipakai supaya dapat mengukur sudut dan mengira halaju bagi setiap sendi. Pegas tekanan dipasang pada pendakap paha dan kasut. Apabila otak memberi arahan kepada sendi untuk bergerak, isyarat elektrik dipindahkan ke otot melalui neuron. Otot akan menegang ataupun mengecut untuk menjana kuasa otot dan ia akan menolak pundi udara yang dilekatkan pada otot dan dibaluti oleh pendakap. Pegas tekanan seterusnya mengesan perubahan tekanan di dalam pundi udara. Apabila otot menegang, isyarat pegas seterusnya akan mendahului pergerakan sendi yang terlibat. Rajah 2.11 menunjukkan komponen lengkap bagi EXPOS yang telah dibina.

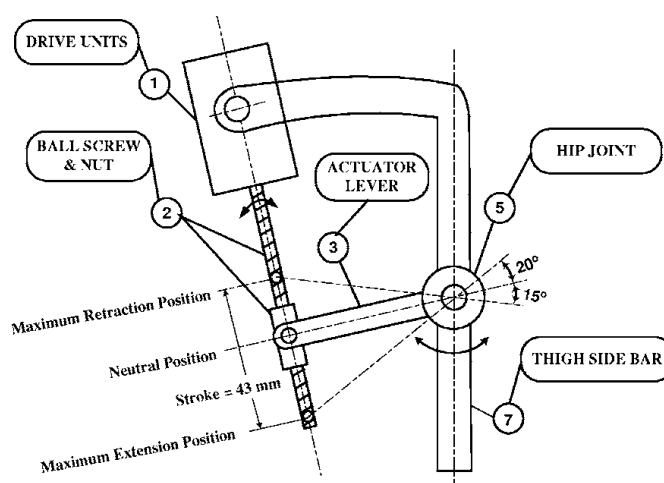


Rajah 2.11 Ortosis EXPOS

Sumber: Kong dan Jeon 2006

Pada tahun 2006, Nouri dan Zaidan telah mencipta sebuah model RGO yang mempunyai dua DOF yang diperkuasa oleh motor DC tanpa berus. Rajah 2.12 menunjukkan sistem mekanikal bagi pemacu RGO yang dihasilkan. Motor DC tanpa berus yang digunakan dikatakan mampu membekalkan sehingga 100W kuasa puncak

dengan kecekapan 80% dan lebih daripada 0.7Nm tork puncak. Walau bagaimanapun, terdapat 20% kelesapan kuasa kepada haba dan menjadikan kecekapannya 80% pada suhu bilik. Dengan kecekapan tersebut, motor mampu menghasilkan tork maksimum yang berterusan pada 0.152Nm pada aci motor dan 26.3Nm pada pinggul. Anggaran tork berterusan pada pinggul sebanyak 26.3Nm adalah berdasarkan subjek ujikajinya iaitu berjisim 70kg, 1m kaki, dan 0.75m jarak melangkah dan boleh mencapai kelajuan berjalan kira-kira 22m/min. Dalam eksperimen tersebut juga, bateri 24V NiCad telah digunakan untuk membuatkan ortosis tersebut autonomi sepenuhnya.



Rajah 2.12 Sistem mekanikal bagi penggerak RGO

Sumber: Nouri dan Zaidan 2006

## 2.3 PENGAWALAN MOTOR DC

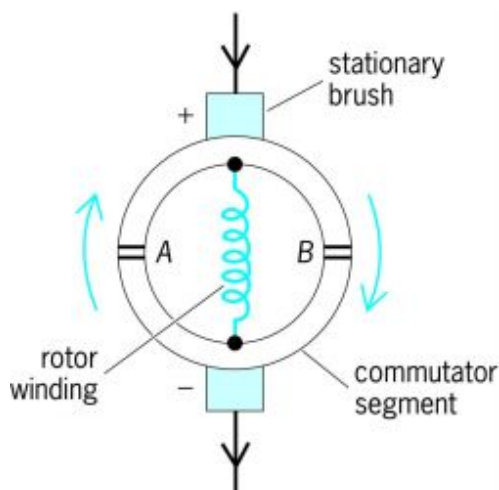
### 2.3.1 Motor DC

Terdapat beberapa jenis motor yang terdapat di pasaran. Kesemua jenis motor mempunyai beberapa kelebihan dan kelemahannya yang tersendiri dan perlu dipilih mengikut kesesuaian aplikasi dan keadaan. Jadual 2.1 menunjukkan perbandingan ringkas antara dua jenis motor DC yang biasa digunakan di dalam mana-mana projek ataupun aplikasi pada masa kini.

Jadual 2.1 Perbandingan antara jenis motor DC

Jenis	Kelebihan	Kekurangan
Motor DC dengan gegelung medan	Julat tork dan laju yang lebih besar. Lebih berkuasa dari motor magnet kekal.	Memerlukan arus yang lebih berbanding motor magnet kekal dan lebih berat.
Motor DC magnet kekal	Kecil, padat, dan mudah didapati. Kos yang rendah.	Tidak boleh memanipulasi kekuatan medan magnet.

Motor DC terdiri daripada rotor, stator, dan komutator. Stator merupakan lapisan luar motor yang mengandungi magnet, bearing, dan sebagainya. Rotor merupakan bahagian berputar motor yang mempunyai gegelung wayar di mana arus mengalir melaluinya. Gegelung wayar di dalam rotor bersambung dengan komutator dan menerima arus melalui berus. Komutator memastikan arus mengalir di dalam arah yang betul semasa rotor berputar. Rajah 2.13 menunjukkan komponen asas bagi sebuah motor DC.



Rajah 2.13 Komponen utama motor DC

Sumber: TheFreeDictionary

Secara tradisinya, motor DC dianggap sebagai motor kelajuan boleh ubah dan motor arus ulang alik (AC) ialah motor yang mempunyai kelajuan yang malar. Motor



DC digunakan di dalam industri kerana ciri-ciri tork dan kelajuannya yang boleh diubah di dalam julat yang besar di samping mengekalkan efisyennya yang tinggi. Di dalam robotik contohnya, ia memerlukan pengawalan halaju dan posisi yang tinggi julatnya. Bagi banyak kes robot pengolah, motor DC digunakan untuk mengikut kelajuan yang telah ditetapkan di dalam laluan posisi bagi beban yang berbeza.

Motor DC pada masa kini digunakan secara meluas dalam industri yang menggunakan sistem pemandu seperti konveyor dan motor servo hidraulik. Menurut Srisertpol (2009), prestasi sistem kawalan motor DC dikurangkan oleh kesan tork yang terdapat pada motor DC. Sistem kawalan motor DC akan meningkatkan arus elektrik di motor DC untuk mengekalkan kelajuan yang diinginkan apabila motor DC menerima tork boleh ubah ataupun tork gangguan. Walau bagaimanapun, tork yang berubah-ubah ini tidak diambil kira dalam kebanyakan kaedah kawalan. Secara umumnya, tork boleh ubah motor DC adalah sukar untuk diukur dalam situasi sebenar tetapi ianya boleh dianggarkan.

### **2.3.2 Teknik Pengawalan**

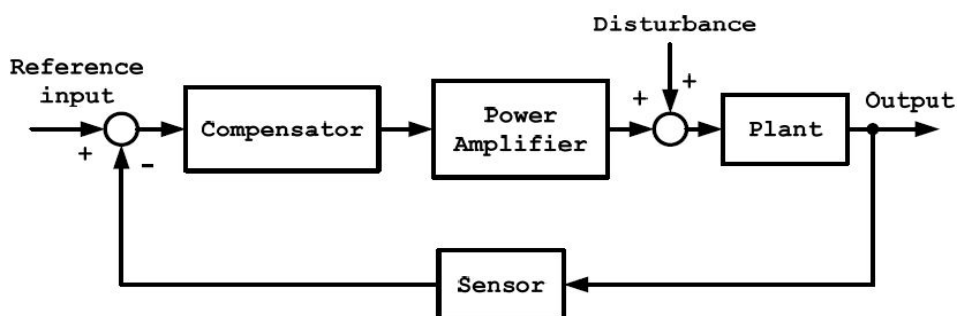
Terdapat dua jenis teknik pengawalan terhadap motor DC servo yang sering digunakan di dalam sistem kawalan gelung tertutup. Pengawal sistem gelung tertutup yang pertama ialah pengawal PID dan keduanya ialah pengawal logik kabur. Sistem servo dikawal oleh algoritma kawalan PID dengan pekali PID yang boleh dilaraskan untuk mengoptimumkan operasi. Objektif pengawal PID dalam sistem kawalan kedudukan ataupun sistem kawalan halaju ialah untuk mengekalkan pada titik input yang ditetapkan pada nilai yang diberikan dan boleh menerima nilai titik set baru secara dinamik.

Cara menetapkan parameter-parameter bagi pengganda P, I, dan D dinamakan penalaan PID. Menurut Alassar (2010), semenjak dari enam puluh tahun yang lalu, beberapa kaedah telah dicadangkan bagi menentukan parameter-parameter bagi pengganda PID. Salah satu diantaranya ialah dengan menggunakan maklumat berkenaan ciri-ciri gelung terbuka seperti kaedah Cohen-Coon, dan kaedah yang lain-lain adalah menggunakan pemplotan lengkungan Nyquist bagi loji kawalan; contohnya

kaedah penalaan Ziegler-Nichols. Walaubagaimanapun, kesemua kaedah bagi penalaan PID ini memerlukan pengetahuan asas berkenaan sistem yang dikawal. Teknik kawalan PID digunakan untuk mengawal dan meningkatkan ciri-ciri sistem seperti mengurangkan terlajak, mempercepatkan masa yang menaik, dan menghapuskan ralat keadaan mantap. Setiap satu dari parameter PID mempunyai kriteria-kriteria yang tertentu untuk meningkatkan ciri-ciri sistem yang dikawal.

### 2.3.3 Simulasi Sistem Kawalan Motor

Alassar (2010) dalam kajiannya berkenaan pengawalan robot pengolah 5 DOF telah memulakan kajiannya dengan memodelkan sistem motor yang terlibat kepada model matematik dan analisis kinematik. Sistem yang dibangunkan merupakan sistem kawalan gelung tertutup dengan sebuah sensor sebagai suap balik negatif dan menggunakan pengawal PID. Setiap motor merupakan sistem SISO (*Single Input Single Output*) untuk meringkaskan sistem pengawalan. Rajah 2.14 menunjukkan keseluruhan bagi sistem kawalan yang terlibat di dalam kajian tersebut.

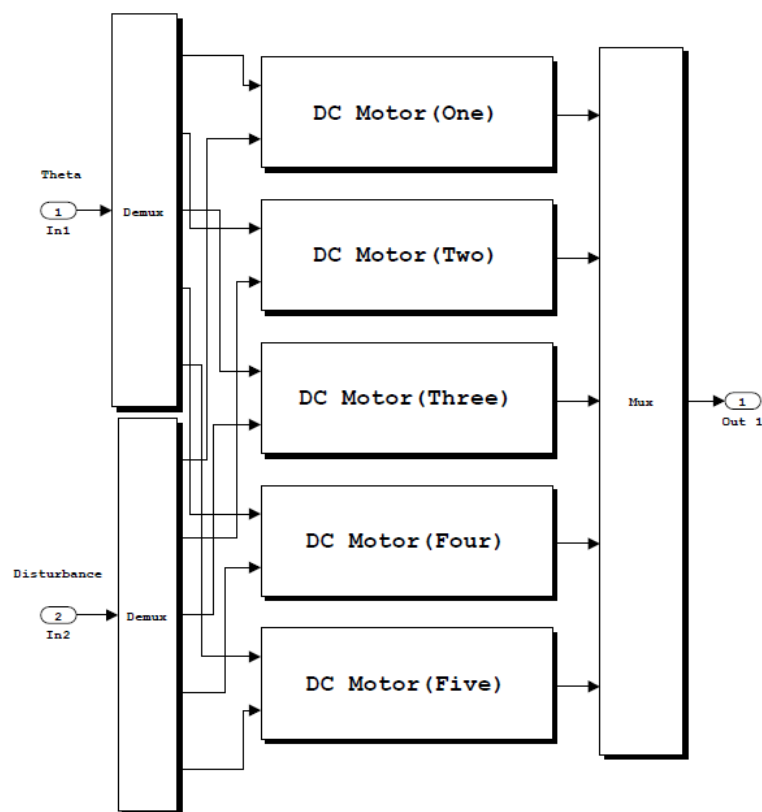


Rajah 2.14 Struktur asas sistem SISO

Sumber: Alassar 2010

Di dalam kajian tersebut, simulasi kawalan adalah sepenuhnya menggunakan Simulink dengan nilai-nilai parameter motor DC yang diketahui. Input bagi motor DC bagi setiap sendi robot pengolah 5 DOF tersebut ialah sudut yang dikehendaki hasil dari analisis kinematik songsang yang dibuat dan input gangguan berupa tork dalam

sistem mengikut nilai yang boleh dilaraskan. Kesemua 5 buah motor DC digunakan bagi menghasilkan pergerakan 5 DOF dan hasil yang diperolehi hasil dari simulasi yang dijalankan dapat diperhatikan dan diplot secara graf di dalam Simulink.



Rajah 2.15 Subsistem di dalam pengawalan robot pengolah 5 DOF

Sumber: Alassar 2010

### 2.3.4 Teknik Simulasi Masa Nyata

Dahulu, pengesahan sistem dilakukan dengan simulasi bukan masa nyata pada peringkat awal dalam reka bentuk kemudian sistem diuji sebaik sahaja reka bentuk siap dilaksanakan. Akan tetapi, kaedah ini mempunyai dua kelemahan utama. Pertama, dari simulasi *off-line* (bukan masa nyata) untuk prototaip sebenar adalah begitu luas dan ianya terdedah kepada banyak masalah dan masalah yang berkaitan dengan integrasi pada seketika untuk modul yang berlainan. Keduaanya, *off-line* membuatkan simulasi boleh menjadi panjang dan membosankan bagi mana-mana

sistem sederhana kompleks, terutamanya bagi pemacu motor elektrik dengan kuasa pensuisan elektronik (Grega et al. 1998).

Laakkonen et al. (2004) menyatakan bahawa pengujian dan pengesahan algoritma kawalan motor adalah sangat memerlukan dan mengambil masa yang lama. Sistem ujian biasanya menggunakan sambungan elektrik kepada garis isyarat atau pin untuk mendapatkan maklumat dari peranti yang diuji. Algoritma yang digunakan di litar FPGA (*Field Programmable Gate Arrays*) adalah lebih rumit untuk diuji kerana jumlah isyarat dalaman. Isyarat-isyarat ini hanya boleh dicapai melalui modul ujian yang dilaksanakan di dalam litar. Perkakasan platform dSPACE adalah berdasarkan DSP. Platform ini mempunyai dua ciri yang membezakan ia daripada produk-produk lain yang sepertinya. Pertama, bod mikropemproses dipasang di dalam slot PCI komputer PC, dan yang kedua ialah sistem ini menggunakan Matlab/Simulink alat membangunkan perisian. Platform perkakasan daripada dua DSP, yang mana keduanya berkongsi tugas-tugas aplikasi-komunikasi yang berbeza untuk membolehkan aplikasi berjalan secara masa nyata. Bagi membangunkan perisian, sistem dSPACE menggunakan Matlab/Simulink. Apabila algoritma pengguna dicipta di Simulink, sasaran kod DSP mesti dijana. Matlab *Real Time Workshop* dan pembina tertentu, dipasang dengan pakej perisian dSPACE, menyediakan pembinaan dan memuat turun algoritma pengguna secara langsung dari Simulink. Apabila algoritma pengguna siap memuat turun nyahpijat masa nyata, pelarasan parameter dan isyarat yang memerhatikan direalisasikan dengan pakej perisian *Control Desk*. Platform dSPACE masa nyata membolehkan simulasi dan pengesahan persekitaran dibuat dari Simulink.

### **2.3.5 Simulink Real Time Window Target**

Menurut Menghal dan Laxmi (2010), pelaksanaan sistem kawalan digital dan sistem masa nyata bagi motor elektrik adalah seiring dan mereka harus disambung pada masa yang sama ke dalam mesin elektrik. Hal ini disebabkan oleh kemajuan peranti semikonduktor kuasa dan pelbagai jenis pengawal digital. Secara umum, isu-isu masa nyata secara beransur-ansur menjadi telus bagi kawalan pelbagai jenis motor elektrik.

Ketelusan ini telah meningkat dalam beberapa tahun yang lalu dengan kemunculan alat-alat perisian seperti Matlab / Simulink dengan RTW (*Real Time Workshop*) dan RTWT (*Real Time Windows Target*). Walaupun pelaksanaan eksperimen masa nyata lebih mudah dan menjimatkan masa banyak, tetapi ianya juga sebenarnya menjarakkan dari masalah sebenar yang mana boleh muncul semasa pelaksanaan masa nyata sistem kawalan motor elektrik. Sistem masa nyata adalah salah satu di mana ketepatan keputusan tidak hanya bergantung kepada ketepatan logik pengiraan tetapi juga bergantung pada masa di mana hasilnya diperoleh. Takrif ini menekankan tanggapan bahawa masa adalah satu entiti yang paling penting dalam sistem dan terdapat kekangan penentuan masa yang berkaitan dengan tugas sistem. Tugas yang biasa seperti mengawal atau bertindak balas terhadap keadaan fizikal yang berlaku di dunia luar dan yang berlaku dalam masa nyata. Idea utama menggunakan kawalan masa nyata adalah untuk melicinkan peralihan daripada analisis dan simulasi bukan-nyata (*non-real*) kepada eksperimen masa nyata dan pelaksanaannya. Jadual 2.2 menunjukkan perbandingan bagi beberapa jenis aplikasi kawalan masa nyata dan simulasi digital.

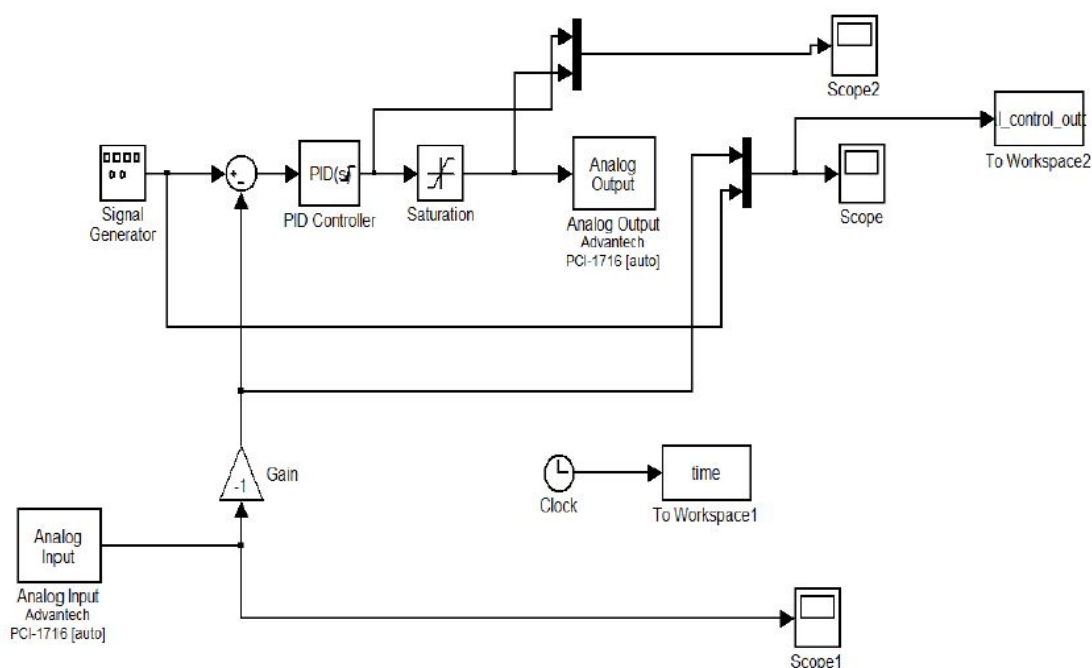
Jadual 2.2 Perbandingan antara cara-cara pengawalan sistem

<b>Cara</b>	<b>Keboleh- percayaan</b>	<b>Fleksibiliti</b>	<b>Kemajuan Algoritma</b>	<b>Kos</b>	<b>Kobolehan Prototaip Pantas</b>
<b>PLC</b>	Tinggi	Sederhana	Rendah	Tinggi	Sederhana
<b>μC</b>	Sederhana	Rendah	Rendah	Rendah	Rendah
<b>VME</b>	Tinggi	Sederhana	Sederhana	Tinggi	Sederhana
<b>DSP</b>	Sederhana	Sederhana	Sederhana	Sederhana	Tinggi
<b>DAQ</b>	Rendah	Tinggi	Tinggi	Rendah	Tinggi

Sumber: Menghal dan Laxmi 2010

### 2.3.6 Kawalan Masa Nyata bagi Motor

Pada tahun 2010, Roy et al. telah membuat satu kajian ringkas berkenaan pengawalan halaju sudut bagi motor DC servo dengan menggunakan peranti persampelan data dan komputer pengawal. Simulasi masa nyata adalah berbeza dengan simulasi bukan masa nyata seperti yang dilakukan oleh Alassar (2010) dimana di dalam simulasi masa nyata terdapat interaksi secara langsung antara perkakasan dan perisian. Roy et al. (2010) membina sebuah model menggunakan Simulink yang menjadi perantara peranti persampelan data dengan sistem pengawal. Dalam sistem ini, pengawalan yang dilakukan adalah terhadap halaju sudut motor menggunakan pengawal PID. Rajah 2.16 menunjukkan keseluruhan model yang telah dihasilkan.

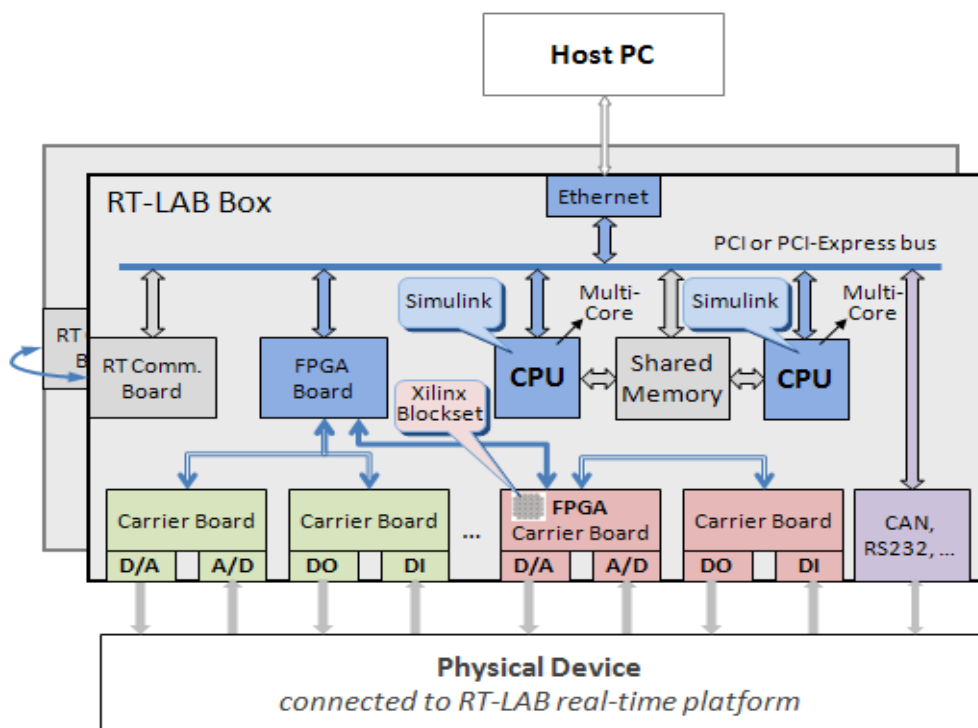


Rajah 2.16 Model kawalan halaju sudut motor secara masa nyata

Sumber: Roy et al. 2010

## 2.4 PLATFORM MASA NYATA RT-LAB

Menurut Grega et al. (1998), RT-LAB adalah platform perisian masa nyata bersepadu yang membolehkan model berasaskan rekabentuk dengan menggunakan prototaip pantas, simulasi HIL (*Hardware-In-the-Loop*), dan ujian sistem kawalan mengikut proses reka bentuk kitaran V. RT-LAB merupakan platform masa nyata yang teguh, modular dan teragih yang membolehkan jurutera dan penyelidik melaksanakan model gambarajah blok Simulink dalam platform PC dengan cepat, menyokong kaedah reka bentuk model berasaskan oleh penggunaan prototaip pantas dan simulasi HIL bagi sistem dinamik yang kompleks. Unsur-unsur utama yang bersepadu dalam platform masa nyata ini ialah seni bina pemprosesan teragih, pemproses yang berkuasa, antaramuka input / output yang sangat cepat dan berkuasa tinggi, penjadual masa nyata yang tepat, perpustakaan pemodelan dan penyelesaian yang direka khas untuk pemacu motor yang tidak linear, kuasa elektronik, dan akhir sekali sistem kuasa. Rajah 2.17 menunjukkan binaan bagi sebuah RT-LAB.



Rajah 2.17 Binaan RT-LAB berdasarkan simulator

Sumber: Simon dan Jean 2009

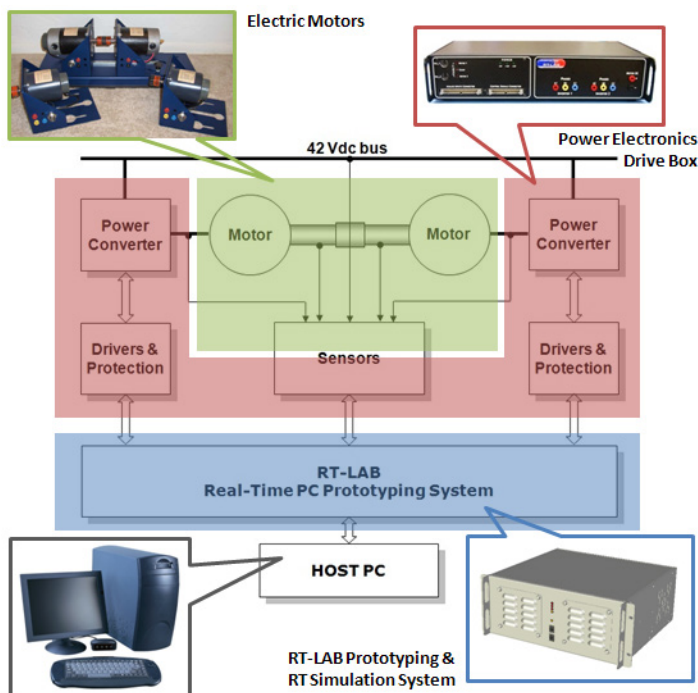
### **2.4.1 Simulasi Masa Nyata Penuh**

Menurut Simon dan Jean (2009), sebuah sistem kawalan biasanya terdiri daripada pengawal dan loji yang disambungkan dalam gelung tertutup, pengesan untuk menghantar isyarat maklum balas dari loji ke pengawal, dan penggerak yang akan mengawal tahap isyarat yang dihantar dari pengawal ke loji. Simulasi masa nyata meliputi penukaran model Simulink sebagai sistem yang lengkap (loji dan pengawal) kepada perisian masa nyata yang dimuat naik ke platform masa nyata RT LAB (simulator) untuk menjalankan simulasi masa nyata digital yang sepenuhnya bagi sistem lengkap sistem tersebut.

### **2.4.2 Pengawalan Prototaip Pantas**

RCP (*Rapid Control Prototyping*) menurut sumber yang dipetik dari Simon dan Jean (2009), ianya terdiri daripada penjanaan prototaip berfungsi bagi pengawal secara pantas, dan kemudiannya menguji dan melelar algoritma kawalan tersebut ke atas platform masa nyata menggunakan alat-alatan input / output yang sebenar. RCP adalah berbeza dari HIL dari segi strategi kawalan disimulasikan dalam masa nyata dan loji iaitu sistem di bawah kawalan adalah nyata. Aplikasi sistem masa nyata RT-LAB untuk RCP adalah banyak dan ianya boleh dijumpai dalam pembangunan lokomotor berkaki dua yang digunapakai dalam bidang perubatan dan sebagainya. Rajah 2.18 menunjukkan RT-LAB bagi prototaip pantas motor.





Rajah 2.18 RT-LAB bagi RCP motor dalam DriveLab™

Sumber: Simon dan Jean 2009

### 2.4.3 Simulasi HIL

Menurut Simon dan Jean (2009), simulasi HIL berbeza dari simulasi masa nyata yang tulen dengan penggunaan pengawal nyata dalam gelung (pengawal pemacu motor, unit kawalan elektronik bagi automotif, FADEC (*Full Authority Digital Engine Control*) bagi aeroangkasa, dan lain-lain); pengawal ini disambungkan ke seluruh sistem yang disimulasi oleh peranti input / output. Berbeza dari RCP, di dalam HILS, loji adalah perkara yang disimulasikan dan pengawal itu adalah nyata. Simulasi HIL membenarkan pengulangan dan perubahan ujian ke atas perkakasan yang sebenar mahupun prototaip tanpa sebarang risiko kepada manusia ataupun sistem. Ujian boleh dilakukan dalam keadaan realistik dan boleh diulang-ulang. Mereka juga boleh diprogramkan dan dilaksanakan secara automatik. Beberapa aplikasi dalam bidang simulasi pemacu motor HIL telah digunakan dalam pelbagai bidang seperti robotik, industri, automotif dan lain-lain.

## **BAB III**

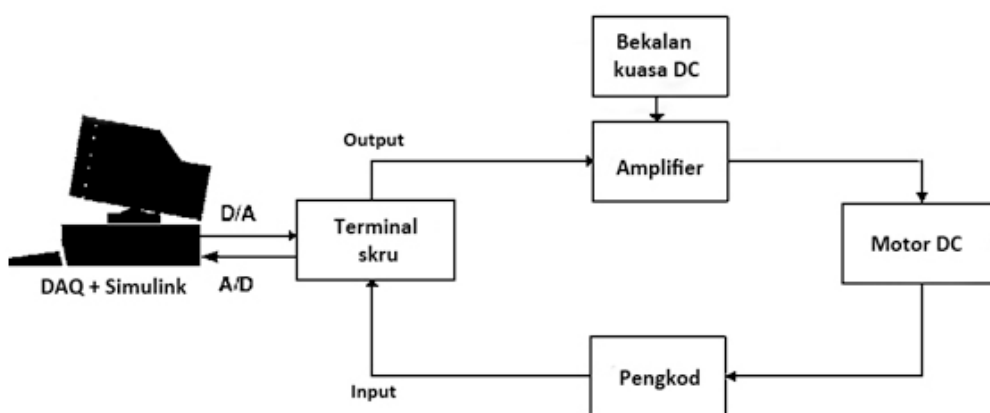
### **METODOLOGI KAJIAN**

#### **3.1 PENGENALAN**

Terdapat tiga subsistem utama yang perlu dibina bagi membolehkan pergerakan dan pengawalan sendi RGO; pertamanya ialah sistem mekanikal, diikuti oleh sistem elektrik, dan seterusnya sistem kawalan. Sistem mekanikal meliputi kesemua sendi, pautan, hujung efektor, dan besi sokongan RGO. Sistem mekanikal ini membenarkan pergerakan hujung efektor kerangka RGO pada posisi x dan y dari pangkalan pinggul. Pergerakan hujung efektor ini juga memerlukan pendawaian elektrik yang lengkap bagi setiap motor dan bergantung pada nilai input sistem kawalan. Secara amnya, ianya melibatkan putaran motor dan dipindahkan kepada pergerakan sendi melalui gear serong.

Seperti yang telah dibincangkan sebelum ini, sistem kawalan adalah sangat penting untuk mengawal dan melaraskan sebarang pergerakan RGO. Secara umumnya, terdapat dua jenis sistem kawalan yang digunakan iaitu sistem kawalan gelung terbuka dan sistem kawalan gelung tertutup. Di dalam sistem kawalan gelung terbuka, pengawal menghantar isyarat kepada motor tetapi tidak mengukur ralat dalam sistem. Sebaliknya, dalam sistem kawalan gelung tertutup, pengawal menghantar isyarat kepada motor dan isyarat keluaran akan dikembalikan sebagai maklum balas untuk menggambarkan keadaan semasa motor.

Dalam projek ini, kerangka RGO yang telah siap dibina akan berfungsi sebagai peranti ortosis aktif dengan bantuan motor DC. Sebanyak 4 buah motor DC dipasang pada setiap sendi pinggul dan lutut bagi kedua-dua belah kaki untuk membolehkan tork dan tenaga kinetik dari motor dipindahkan ke sendi. Motor arus terus ini masing-masing dilengkapi dengan pengkod magnetik sebagai pengesan posisi semasa aci motor dan seterusnya bertindak sebagai suapbalik negatif di dalam sistem. Walaubagaimanapun, kajian kali ini hanya tertumpu pada 2 pasang motor pada sebelah kaki iaitu motor pinggul dan motor lutut. Rajah 3.1 menunjukkan keseluruhan komponen yang terlibat dalam kajian ini.

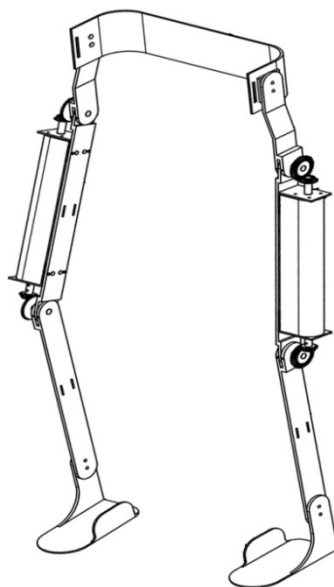


Rajah 3.1 Blok bagi sistem kawalan posisi motor DC

## 3.2 SISTEM MEKANIKAL DAN ELEKTRIKAL

### 3.2.1 Kerangka RGO

Sebagaimana yang sedia maklum, kerangka RGO yang digunakan dalam kajian ini terdiri daripada kepingan besi ataupun pautan yang memberi sokongan di sisi kaki, sendi, penyokong pinggul, dan hujung efektor iaitu pelapik tapak kaki. Rajah 3.2 menunjukkan kerangka RGO yang telah siap difabrikasi dan sedia untuk dipasang pendawaian sistem elektikal.



Rajah 3.2 Kerangka RGO bermotor

### 3.2.2 Motor dan Pengkod

Rajah 3.3 menunjukkan sebuah motor DC yang digunakan untuk mengerakkan RGO dan Rajah 3.4 pula merupakan pengkod tokokan yang disertakan bersama motor tersebut. Kesemua 4 buah motor yang digunakan ini masing-masing siap dilengkapi dengan kotak gear dan pengkod tokokan. Jadual 3.1 menunjukkan spesifikasi-spesifikasi ringkas yang dibekalkan oleh pengeluar bagi motor tersebut.

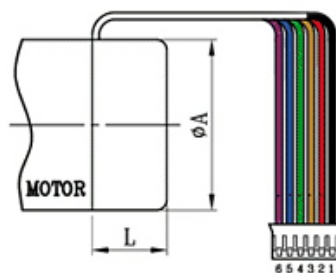


Rajah 3.3 Motor DC, kotak gear, dan pengkod tokokan

Jadual 3.1 Spesifikasi motor DC

Spesifikasi	Nilai
Model	IG42GM
Voltan berkadar	12 V
Kuasa	41.3 W
Julat tork gear	2.2 – 30.0 Kg.cm

Pengkod yang digunakan menyediakan bilangan tertentu denyutan sama jaraknya satu revolusi (PPR). Denyut akan dihasilkan tanpa mengira putaran arah. Bagi aplikasi pengesanan arah, output kuadratur menyediakan dua saluran yang berkod 90 darjah elektrik keluar fasa. Ia digunakan di dalam pengesanan kedudukan dwiarah dan aplikasi pengukuran panjang. Isyarat kuadratur dinyahkod oleh litar khusus yang menentukan arah pergerakan berdasarkan hubungan fasa saluran A dan saluran B.



Rajah 3.4 Pengkod tokokan bagi motor DC

### 3.2.3 Gear Serong

Sepasang gear serong digunakan pada setiap sendi RGO. Oleh kerana arah putaran aci motor DC arah tidak selari dengan arah putaran kerangka RGO, gear serong digunakan untuk mengubah arah putaran. Pasangan gear serong mempunyai diameter dan bilangan gigi yang berlainan. Salah satu gear tersebut dilekatkan pada kerangka RGO manakala satu lagi dilekatkan pada aci motor DC. Rajah 3.5 menunjukkan contoh gear serong yang digunakan di dalam kajian.



Rajah 3.5 Gear serong pada aci motor DC

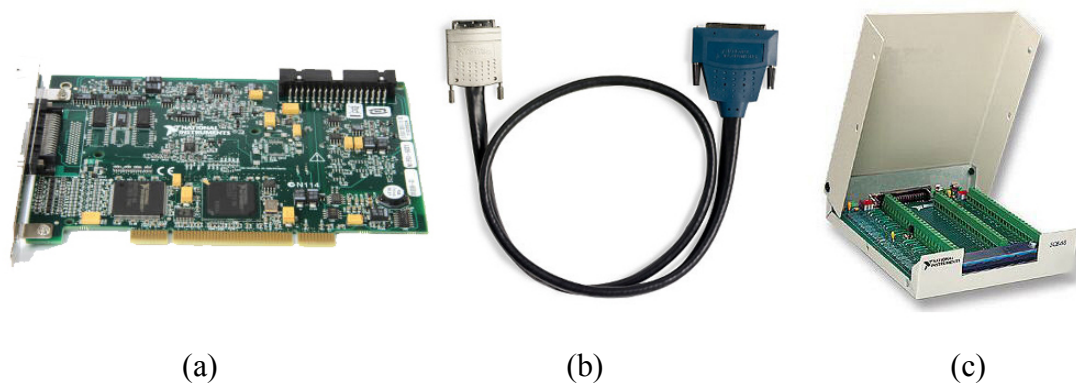
Input putaran bagi aci motor DC yang dikehendaki boleh didapati dengan membuat nisbah antara diameter bagi aci motor DC dengan diameter gear serong.

$$\theta_1 = \theta_2 \frac{N_1}{N_2}$$

$\theta_1$  ialah sudut putaran aci motor DC,  $\theta_2$  ialah sudut bagi putaran gear serong yang dilekatkan pada RGO, serta  $N_1$  dan  $N_2$  masing-masing mewakili bilangan gigi gear pada aci motor DC dan gear yang dilekatkan pada pautan RGO.

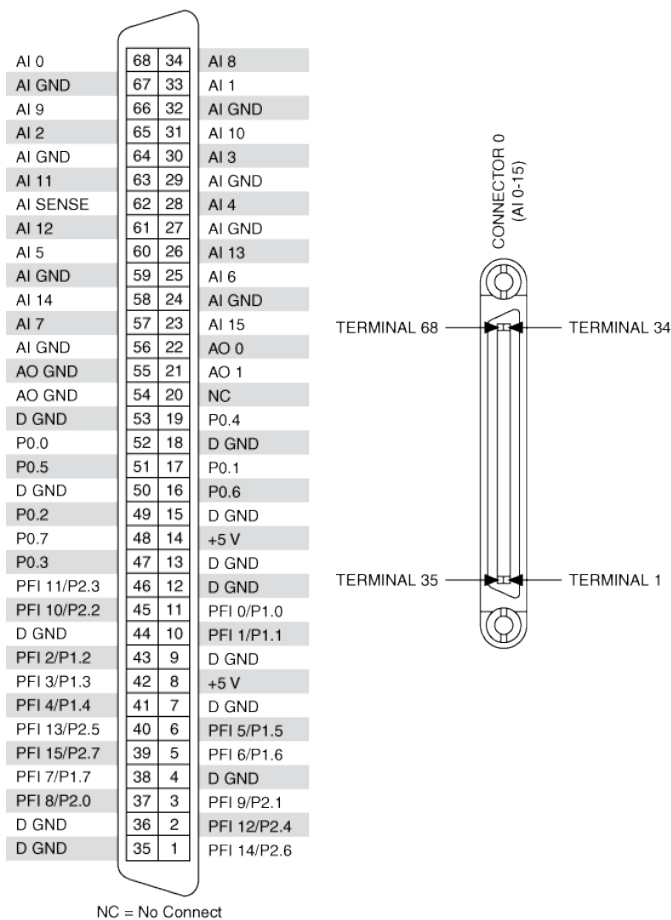
### 3.2.4 Peranti Persampelan Data

Peranti *Data Acquisition* (DAQ) digunakan untuk melakukan proses pensampelan isyarat yang mengukur keadaan fizikal sebenar dan menukar sampel yang terhasil kepada nilai digital yang boleh difahami oleh komputer. Di dalam kajian ini, DAQ jenis PCI-6221 beserta aksesori-aksesori yang berkaitan iaitu terminal skru SCB-68 dan wayar penyambung SH-68 digunakan. Rajah 3.6 menunjukkan kesemua komponen DAQ yang digunakan di dalam kajian ini.



Rajah 3.6 Komponen-komponen DAQ (a) PCI-6221 (b) SH-68 (c) SCB-68

Kedudukan pin-pin pada SCB-68 di dalam Rajah 3.7 adalah mewakili kedudukan pin pada kad PCI-6221 yang dipasang pada antaramuka PCI papan ibu komputer pengawal. Jadual 3.2 pula menunjukkan pin-pin terpilih yang digunakan bagi sambungan-sambungan tertentu.



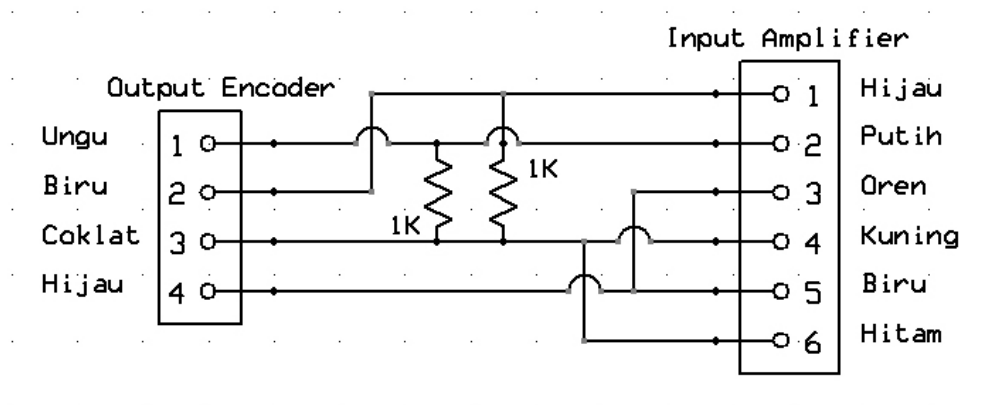
Rajah 3.7 Konfigurasi pin bagi DAQ PCI-6221

Jadual 3.2 Sambungan pin bagi motor dan pengkod

	<b>Output Analog</b>	<b>Ground Analog</b>	<b>Saluran A Pengkod</b>	<b>Saluran B Pengkod</b>
<b>Motor Lutut</b>	Pin 22	Pin 55	Pin 37	Pin 45
<b>Motor Pinggul</b>	Pin 21	Pin 54	Pin 42	Pin 46

### 3.2.5 Litar Penyambung Amplifier

Litar khas yang menyambungkan output pengkod ke input amplifier dibina menggunakan papan litar dan perintang sepertimana di dalam Rajah 3.8. Terdapat 4 wayar elektrik khas bagi pengkod selain warna merah dan hitam yang dikhaskan kepada motor DC; wayar ungu, biru, hijau, dan coklat. Warna ungu pada pengkod adalah mewakili saluran A, biru mewakili saluran B, hijau adalah bumi (*ground*), dan warna coklat adalah mewakili voltan bekalan pengkod ( $V_{cc}$ ).



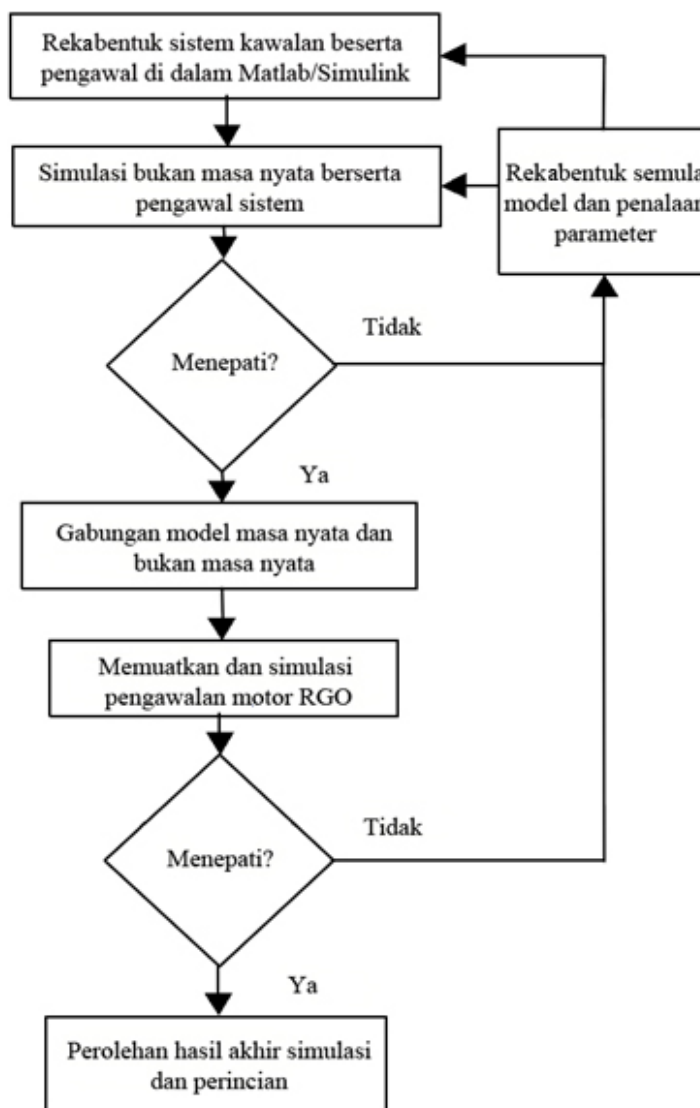
Rajah 3.8 Litar sambungan input pengkod ke amplifier

Output dari pengkod perlu melalui amplifier sebelum dihantar ke terminal skru DAQ untuk menguatkan isyarat pengkod tokokan. Sepertiman di dalam Rajah 3.8, dua perintang bernilai 1k ohm dipaterikan di atas litar yang menyambungkan 4 wayar pengkod kepada 6 pin penyambung min-DIN untuk menghasilkan sebuah litar jenis *pull out* yang ringkas.



### 3.3 CARTA ALIR KAJIAN

Rajah 3.9 menunjukkan carta alir kerja ataupun pelaksanaan kajian yang digunakan di dalam kajian ini. Pelaksanaan kajian menurut objektif utama bermula dengan proses mereka bentuk model sistem kawalan; akan tetapi ianya sebenarnya bermula selepas kerja-kerja persediaan peralatan sistem mekanikal dan elektrik seperti yang dibincangkan sebelumnya bagi memastikan pautan RGO boleh bergerak mengikut input yang diberikan.

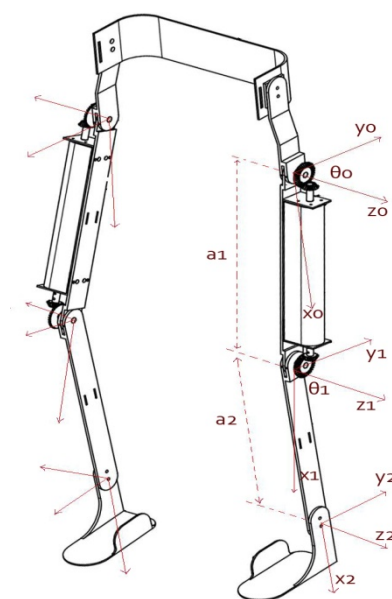


Rajah 3.9 Carta alir pelaksanaan kajian

### 3.4 PERMODELAN KINEMATIK DAN MATEMATIK

#### 3.4.1 Kinematik Hadapan

Kinematik ke depan merupakan hubungan antara pembolehubah sendi dengan posisi dan orientasi hujung efektor. Apabila setiap motor sendi pinggul dan lutut diputar dengan nilai-nilai tertentu pada paksi z, kedudukan hujung efektor RGO iaitu pelapik kaki akan mengambil nilai-nilai tertentu pada paksi x dan y. Rajah 3.10 menunjukkan bahagian kiri RGO diambil sebagai sampel untuk analisis kinematik. Jadual 3.3 menunjukkan kesemua parameter Denavit Hartenberg (DH) yang terlibat pada kaki kiri RGO.



Rajah 3.10 Kerangka dan sendi RGO beserta kedudukan satah x,y, dan z

Jadual 3.3 Parameter DH bagi sebelah kaki RGO

Pautan	Sendi	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	0 - 1	$a_1$	$\alpha_1$	$d_1$	$\theta_1$
2	1 - 2	$a_2$	$\alpha_2$	$d_2$	$\theta_2$

Matrix transformasi dari sendi 1 ke sendi  $i$  dapat diperoleh dengan cara:

$$A_i = Rot(z, \theta_i) Trans(z, d_i) Trans(x, a_i) Rot(x, \alpha_i) \quad (3.1)$$

ataupun di dalam bentuk matrix penjelmaan homogenous yang lengkap yang hasilnya seperti yang berikut:

$$A_i = \begin{pmatrix} C_{\theta_i} & -S_{\theta_i}C_{\alpha_i} & S_{\theta_i}S_{\alpha_i} & a_iC_{\theta_i} \\ S_{\theta_i} & C_{\theta_i}C_{\alpha_i} & -C_{\theta_i}S_{\alpha_i} & a_iS_{\theta_i} \\ 0 & S_{\alpha_i} & C_{\alpha_i} & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

Matrix homogenous yang lengkap dapat diterbitkan dengan mendarab kesemua matrix penjelmaan dari  $A_1$  hingga ke  $A_i$  seperti berikut.

$$H_0^i = A_1 A_2 \dots A_i$$

$$H_0^i = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = A_1 A_2 \dots A_i$$

$$H_0^1 = \begin{pmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & a_1C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & a_1S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

$$H_1^2 = \begin{pmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & a_2C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & a_2S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

$$H_0^2 = H_0^1 \times H_1^2$$

$$H_0^2 = \begin{pmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & a_1C_1 + a_2C_{12} \\ S_{12} & C_{12} & 0 & a_1S_1 + a_2S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

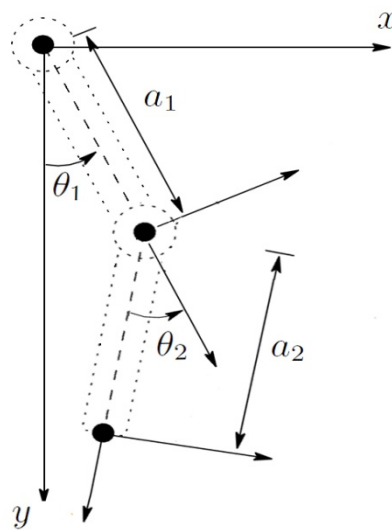
Matrix penjelmaan homogenous terdiri dari dua komponen utama iaitu matrix putaran dan vector posisi bagi hujung efektor RGO. Posisi x dan y bagi hujung efektor ialah:

$$p_x = a_1 C_1 + a_2 C_{12} \quad (3.6)$$

$$p_y = a_1 S_1 + a_2 S_{12} \quad (3.7)$$

### 3.4.2 Kinematik Songsang

Bagi menyelesaikan masalah kinematik songsang bagi RGO ini, ianya boleh dilakukan dengan mengira nilai setiap pembolehubah sendi jika kedudukan yang dikehendaki dan orientasi akhir hujung kaki diketahui.



Rajah 3.11 Parameter yang terlibat bagi sebelah kaki RGO

$$p_x = a_1 C\theta_1 + a_2 C\theta_{12} \quad (3.8)$$

$$p_y = a_1 S\theta_1 + a_2 S\theta_{12} \quad (3.9)$$

dengan  $C\theta_{12} = C\theta_1 C\theta_2 - S\theta_1 S\theta_2$  dan  $S\theta_{12} = S\theta_1 C\theta_2 + C\theta_1 S\theta_2$ . Penyelesaian bagi  $\theta_2$  boleh didapatkan hasil dari kuasa dua kedua-dua persamaa (3.8) dan (3.9).

$$p_x^2 = a_1^2 C^2 \theta_1 + a_2^2 C^2 \theta_{12} + 2a_1 a_2 C \theta_1 C \theta_{12}$$

$$p_y^2 = a_1^2 S^2 \theta_1 + a_2^2 S^2 \theta_{12} + 2a_1 a_2 S \theta_1 S \theta_{12}$$

$$p_x^2 + p_y^2 = a_1^2 (C^2 \theta_1 + S^2 \theta_1) + a_2^2 (C^2 \theta_{12} + S^2 \theta_{12}) + 2a_1 a_2 (C \theta_1 C \theta_{12} + S \theta_1 S \theta_{12}) \quad (3.10)$$

Memandangkan  $C^2 \theta_1 + S^2 \theta_1 = 1$ , persamaan diatas dapat dipermudahkan seperti yang berikut.

$$p_x^2 + p_y^2 = a_1^2 + a_2^2 + 2a_1 a_2 (C \theta_1 [C \theta_1 C \theta_2 - S \theta_1 S \theta_2] + S \theta_1 [S \theta_1 C \theta_2 + C \theta_1 S \theta_2])$$

$$p_x^2 + p_y^2 = a_1^2 + a_2^2 + 2a_1 a_2 (C^2 \theta_1 C \theta_2 - C \theta_1 S \theta_1 S \theta_2 + S^2 \theta_1 C \theta_2 + C \theta_1 S \theta_1 S \theta_2)$$

$$p_x^2 + p_y^2 = a_1^2 + a_2^2 + 2a_1 a_2 (C \theta_2 [C^2 \theta_1 + S^2 \theta_1])$$

$$p_x^2 + p_y^2 = a_1^2 + a_2^2 + 2a_1 a_2 C \theta_2 \quad (3.11)$$

$$C \theta_2 = \frac{p_x^2 + p_y^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1 a_2} \quad (3.12)$$

Memandangkan  $C^2 \theta_i + S^2 \theta_i = 1$  bagi  $i = 1, 2, 3, \dots, n$ ,  $S \theta_2$  boleh didapatkan sebagai

$$S \theta_2 = \pm \sqrt{1 - \left( \frac{p_x^2 + p_y^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1 a_2} \right)^2} \quad (3.13)$$

Akhirnya, dua penyelesaian yang mungkin bagi  $\theta_2$  boleh ditulis sebagai

$$\theta_2 = A \tan \left( \pm \sqrt{1 - \left( \frac{p_x^2 + p_y^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1 a_2} \right)^2}, \frac{p_x^2 + p_y^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1 a_2} \right) \quad (3.14)$$

Darabkan persamaan (3.8) dengan  $C \theta_1$  dan persamaan (3.9) dengan  $S \theta_1$  dan kemudiannya gabungkan kedua-dua persamaan untuk mencari penyelesaian bagi  $\theta_1$  di dalam bentuk parameter pautan dan pembolehubah  $\theta_2$  yang telah diketahui.

$$C \theta_1 p_x = a_1 C^2 \theta_1 + a_2 C^2 \theta_1 C \theta_2 - a_2 C \theta_1 S \theta_1 S \theta_2$$

$$\begin{aligned}
C\theta_1 p_y &= a_1 S^2 \theta_1 + a_2 S^2 \theta_1 C \theta_2 - a_2 S \theta_1 C \theta_1 S \theta_2 \\
C\theta_1 p_x + S\theta_1 p_y &= a_1 (C^2 \theta_1 + S^2 \theta_1) + a_2 C \theta_2 (C^2 \theta_1 + S^2 \theta_1)
\end{aligned} \tag{3.15}$$

Persamaan dipermudahkan sepertimana yang berikut.

$$C\theta_1 p_x + S\theta_1 p_y = a_1 + a_2 C \theta_2 \tag{3.16}$$

Darabkan persamaan (3.8) dengan  $-S\theta_1$  dan persamaan (3.9) dengan  $C\theta_1$  dan kemudiannya gabungkan kedua-dua persamaan menghasilkan

$$\begin{aligned}
-S\theta_1 p_x &= -a_1 S \theta_1 C \theta_1 - a_2 S \theta_1 C \theta_1 C \theta_2 + a_2 S^2 \theta_1 S \theta_2 \\
C\theta_1 p_y &= a_1 S \theta_1 C \theta_1 + a_2 C \theta_1 S \theta_1 C \theta_2 + a_2 C^2 \theta_1 S \theta_2 \\
-S\theta_1 p_x + C\theta_1 p_y &= a_2 S \theta_2 (C^2 \theta_1 S^2 \theta_1)
\end{aligned} \tag{3.17}$$

Persamaan dipermudahkan menjadi

$$-S\theta_1 p_x + C\theta_1 p_y = a_2 S \theta_2 \tag{3.18}$$

Kemudian, kedua-dua belah persamaan (3.16) didarabkan dengan  $p_x$  dan persamaan (3.18) dengan  $p_y$  dan selepas itu gabungkan persamaan bagi mendapatkan  $C\theta_1$ .

$$\begin{aligned}
C\theta_1 p_x^2 + S\theta_1 p_x p_y &= p_x (a_1 + a_2 C \theta_2) \\
-S\theta_1 p_x p_y + C\theta_1 p_y^2 &= p_y a_2 S \theta_2 \\
C\theta_1 (p_x^2 + p_y^2) &= p_x (a_1 + a_2 C \theta_2) + p_y a_2 S \theta_2
\end{aligned} \tag{3.19}$$

$$C\theta_1 = \frac{p_x (a_1 + a_2 C \theta_2) + p_y a_2 S \theta_2}{p_x^2 + p_y^2} \tag{3.20}$$

$$S\theta_1 = \pm \sqrt{1 - \left( \frac{p_x (a_1 + a_2 C \theta_2) + p_y a_2 S \theta_2}{p_x^2 + p_y^2} \right)^2}$$

Akhirnya, dua penyelesaian yang mungkin bagi  $\theta_1$  boleh ditulis sebagai

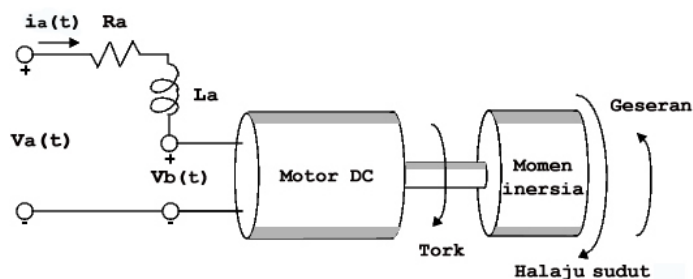
$$\theta_1 = A \tan 2 \left( \pm \sqrt{1 - \left( \frac{p_x(a_1 + a_2 C\theta_2) + p_y a_2 S\theta_2}{p_x^2 + p_y^2} \right)^2}, \frac{p_x(a_1 + a_2 C\theta_2) + p_y a_2 S\theta_2}{p_x^2 + p_y^2} \right) \quad (3.21)$$

### 3.4.3 Model Motor DC

Setiap motor DC yang terlibat dalam pengawalan dan menggerakkan RGO perlu dimodelkan secara matematik untuk dimasukkan ke dalam sistem kawalan. Jadual 3.4 menunjukkan kesemua parameter bagi motor yang terlibat beserta simbol dan unit dan Rajah 3.12 menunjukkan skematik bagi sistem motor DC.

Jadual 3.4 Parameter bagi motor DC

Parameter	Simbol	Unit
Induktans elektrik	$L_a$	H
Rintangan elektrik	$R_a$	$\Omega$
Momen inersia	$J_m$	$\text{Kg.m}^2$
Pekali geseran	$B_m$	N.m.s
Pemalar tork	$K_t$	N.m/A
Pemalar D.G.E	$K_b$	$\text{V/m.s}^{-1}$
Sudut aci	$\theta_m$	Darjah ( $^\circ$ )



Rajah 3.12 Gambarajah skematik bagi sistem motor DC

Secara teorinya, tork motor,  $\tau_m$ , adalah berkadar langsung dengan arus armatur,  $i_a$ , dengan faktor pemalar  $K_m$  :

$$\tau_m(t) = K_t i_a(t) \quad (3.22)$$

Daya gerak elektrik (d.g.e),  $V_b$  pula dapat dikaitkan dengan halaju sudut dengan persamaan:

$$V_b(t) = K_b \frac{d\theta_m(t)}{dt} \quad (3.23)$$

Berdasarkan Rajah 3.12, persamaan (3.24) dan (3.25) dapat diterbitkan hasil dari gabungan hukum Newton dan hukum Kirchoff:

$$J_m \frac{d^2\theta_m(t)}{dt^2} + B_m \frac{d\theta_m(t)}{dt} = K_t i_a(t) \quad (3.24)$$

$$L_a \frac{di_a(t)}{dt} + R_a i_a(t) = V_a(t) - K_b \frac{d\theta_m}{dt} \quad (3.25)$$

Menggunakan transformasi Laplace, persamaan (3.24) dan (3.25) boleh ditulis sebagai:

$$J_m s^2 \theta_m(s) + B_m s \theta_m(s) = K_t I_a(s) \quad (3.26)$$

$$L_a s I_a(s) + R_a I_a(s) = V_a(s) - K_b s \theta_m(s) \quad (3.27)$$

Dengan  $s$  mewakili operator Laplace. Dari persamaan (3.27),  $I(s)$  boleh terbitkan sebagai:

$$I_a(s) = \frac{V_a(s) - K_b s \theta_m(s)}{L_a s + R_a} \quad (3.28)$$

Kemudian gantikan dalam persamaan (3.26) untuk mendapatkan persamaan yang baru:

$$J_m s^2 \theta_m(s) + B_m s \theta_m(s) = K_t \frac{V_a(s) - K_b s \theta_m(s)}{L_a s + R_a} \quad (3.29)$$



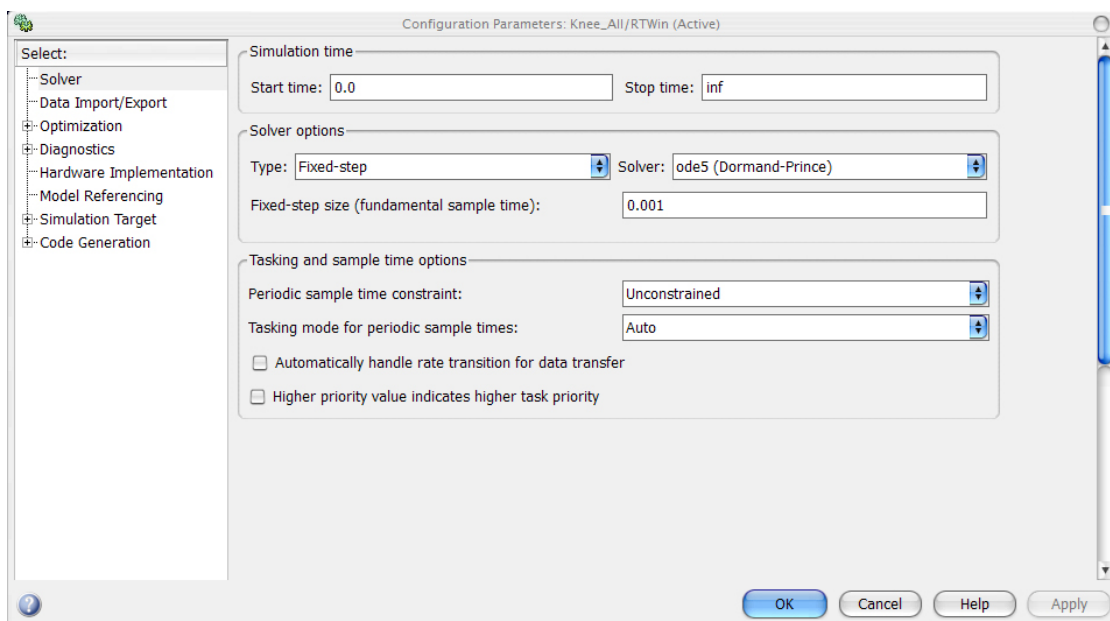
Dari persamaan (3.29), fungsi pindah dari voltan input  $V_a(s)$ , ke sudut output  $\theta_m(s)$  dapat diterbitkan:

$$G_p(s) = \frac{\theta_m(s)}{V_a(s)} = \frac{K_t}{s[(L_a s + R_a)(J_m s + B_m) + K_t K_b]} \quad (3.30)$$

### 3.5 SISTEM KAWALAN

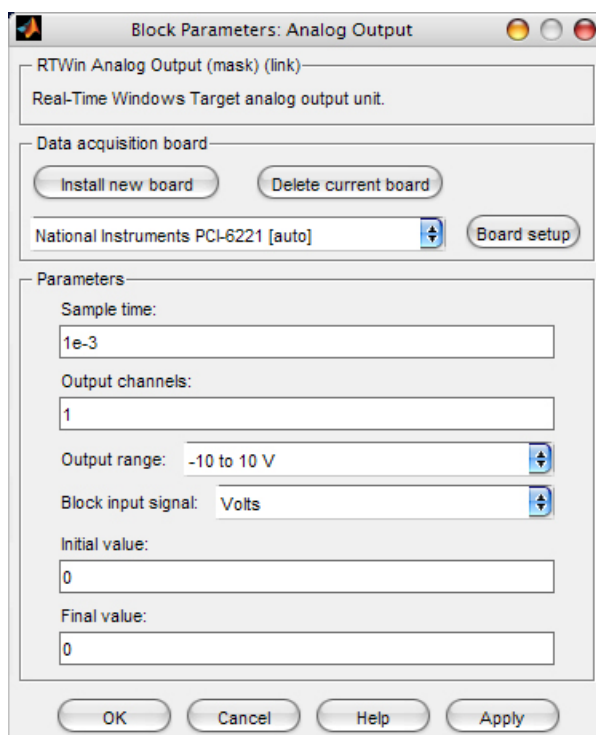
#### 3.5.1 Pemasangan dan Konfigurasi

Sebelum memulakan mana-mana simulasi secara masa nyata, kernel masa nyata perlu dipasang ke dalam komputer melalui Matlab. Parameter simulasi yang perlu diberi perhatian adalah jenis penyelesaian. Di dalam setiap simulasi, jenis penyelesaian langkah tetap ode5 digunakan. Rajah 3.13 menunjukkan tettingkap konfigurasi parameter bagi simulasi Simulink.



Rajah 3.13 Parameter-parameter simulasi masa nyata

Kesemua peranti-peranti persampelan data dipasang di dalam persekitaran Simulink untuk memastikan ada interaksi antara perkakasan iaitu sistem motor DC dengan sistem kawalan perisian. Bagi pengawalan sebuah motor DC yang menggerakkan salah sebuah sendi RGO, terdapat sebuah blok *Real-time-window-target* (RTWT) yang mewakili sebagai output dan sebuah blok bagi mewakili input pengkod. Rajah 3.14 menunjukkan sebuah contoh blok output analog saluran 1 bagi kad PCI-6221 yang mewakili motor pinggul.

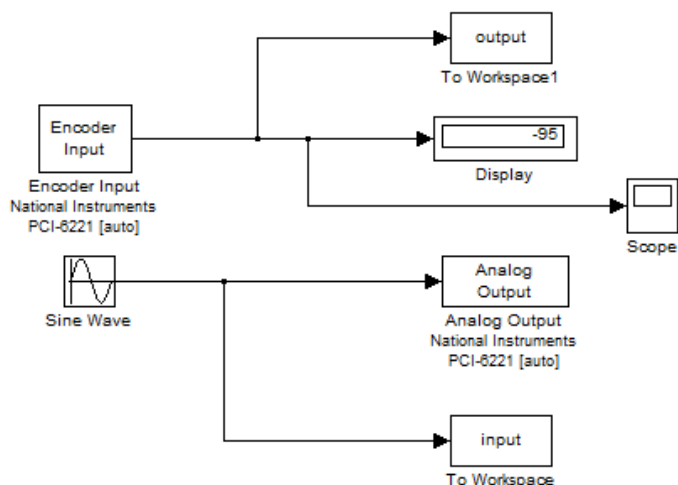


Rajah 3.14 Pemasangan output persampelan data

### 3.5.2 Rangkaian Pindah Motor

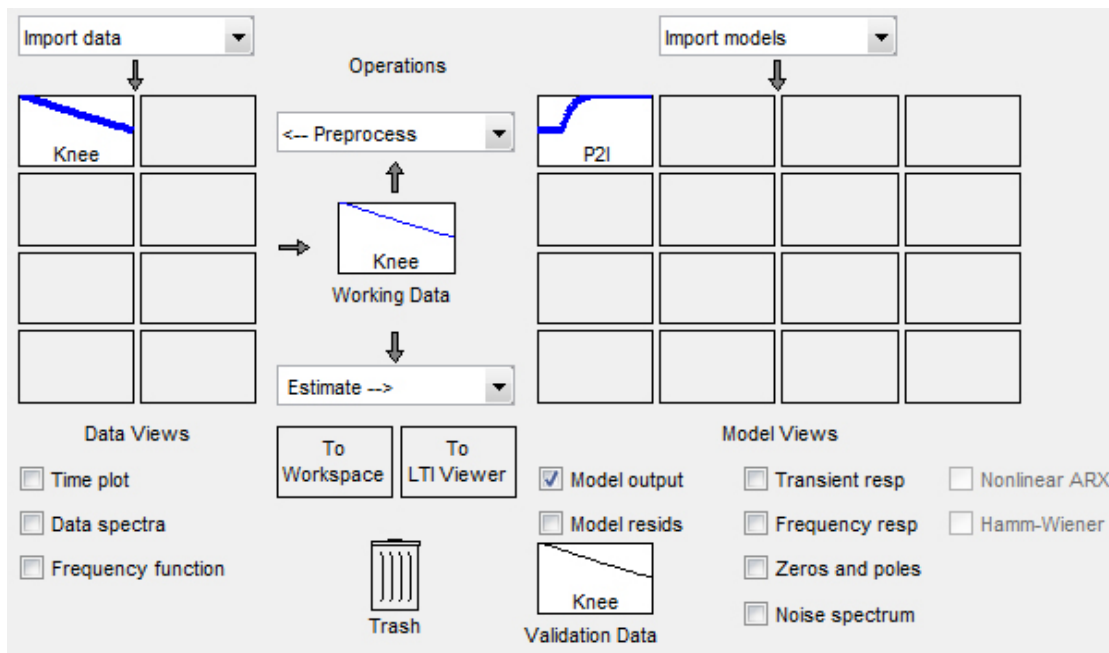
Rangkaian pindah bagi motor yang digunakan bagi menggerakkan sendi RGO ialah merupakan ciri-ciri bagi motor tersebut. Oleh kerana tiada spesifikasi lengkap bagi IG42GM yang digunakan, rangkaian pindah tidak dapat diperolehi daripada pengiraan menggunakan formula dan teori motor DC. Akan tetapi, sebagai alternatif rangkaian pindah output posisi aci dari input voltan motor dapat ditentukan menggunakan *System Identification Toolbox* di dalam Matlab. Rangkaian pindah bagi sistem kawalan

adalah penting bagi tujuan penalaan parameter pengawal PID. Rajah 3.15 menunjukkan sebuah sistem kawalan gelung terbuka yang ringkas bagi tujuan penentuan model proses motor DC.



Rajah 3.15 Sistem gelung terbuka motor lutut

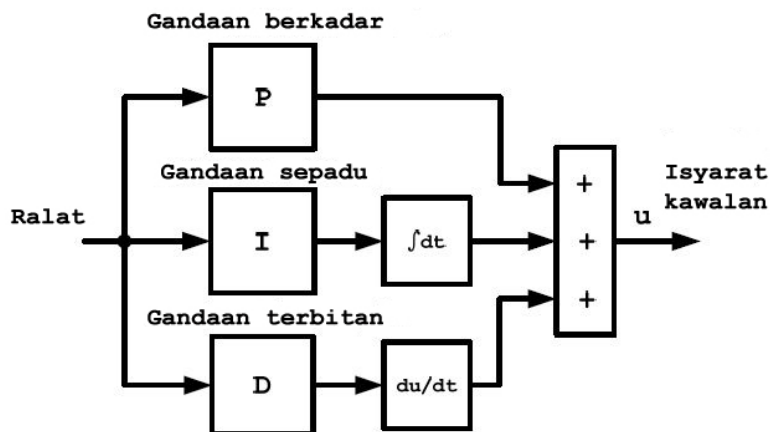
Bagi tujuan ini, simulasi motor DC dijalankan pada keadaan sistem gelung terbuka. Perhatikan di dalam sistem tersebut terdapat blok *To Workspace* yang berfungsi merekodkan nilai di dalam Simulink ke ruang kerja Matlab. Input voltan dan output posisi aci bagi dari model Simulink diimport ke dalam ruang kerja Matlab di dalam bentuk *array* berdasarkan pilihan yang boleh didapati dalam blok tersebut. *System Identification Toolbox* dilaksanakan di dalam Matlab menggunakan arahan 'ident' dan data yang diimport adalah input dan output dari simulasi model Simulink yang telah dijalankan. Rajah 3.16 menunjukkan tettingkap bagi *toolbox* tersebut. Di sebelah kiri atas, *Import data* yang digunakan adalah jenis *Time domain data*. Data diimport dengan masa permulaan sifar dan jarak persamplean adalah 0.01. Selepas itu, di ruangan *estimate*, jenis *process model* dipilih untuk dianggarkan. Sepertimana yang dinyatakan di dalam persamaan (3.30), model proses motor DC di dalam kajian ini mempunyai 2 kutub (*pole*) dan sebuah *integrator*. Penganggaran adalah dibuat secara lelaran dan di akhir process, *toolbox* akan memberikan hasil akhir pekali bagi rangkap pindah dan peratusan ketetapan anggaran.



Rajah 3.16 Tetingkap *System Identification Toolbox* Matlab

### 3.5.3 Pengawal Sistem

Pengawal PID merupakan salah satu teknik yang digunakan secara meluas dalam sebarang aplikasi kawalan. Pengawal PID terdiri daripada gabungan  $K_p$ ,  $K_I$ , dan  $K_D$  iaitu masing-masing mewakili gandaan bagi berkadar (P), sepadu (I), dan terbitan (D). Rajah 3.17 menunjukkan bentuk yang ringkas bagi pengawal PID yang digunakan dalam kajian ini.



Rajah 3.17 Struktur pengawal PID

Ralat adalah diwakili oleh  $e(t)$  dan isyarat kawalan adalah diwakili oleh  $u(t)$ . Fungsi pindah bagi pengawal PID yang selari adalah seperti berikut:

$$G_{PID}(s) = K_P + \frac{K_I}{s} + K_D = \frac{K_P s + K_I + K_D s^2}{s} \quad (3.31)$$

$$G_{PID}(s) = K_P \left(1 + \frac{1}{T_I s} + T_D s\right) \quad (3.32)$$

dengan  $T_I = K_P / K_I$  dan  $T_D = K_P / K_D$  masing-masing merupakan pemalar masa sepadu dan terbitan. Nilai bagi setiap gandaan PID boleh ditentukan melalui beberapa kaedah seperti kaedah londar punca, Ziegler-Nicholas, dan sebagainya.

Pekali berkadar  $K_p$  bertujuan untuk menambahbaik masa menaik bagi sistem dan mengurangkan ralat keadaan mantap. Walau bagaimanapun, nilai  $K_p$  yang tinggi juga menghasilkan lajukan yang besar dan respon sistem juga mungkin berayun. Oleh itu,  $K_i$  digunakan untuk mengurangkan ralat keadaan mantap. Pekali  $K_d$  pula mempunyai kesan bagi meningkatkan redaman di dalam sistem, mengurangkan lajukan dan meningkatkan sambutan fana. Jadual 3.5 meringkaskan kesan setiap parameter pengawal PID. Sebarang perubahan pada salah satu daripada tiga pekali akan memberi kesan kepada ciri-ciri tindak balas sistem.

Jadual 3.5 Kesan pekali PID pada respon sistem gelung tertutup

<b>Respon Gelung Tertutup</b>	<b>Masa Menaik (Tr)</b>	<b>Lajukan (%OS)</b>	<b>Masa Penetapan (Ts)</b>	<b>Ralat Keadaan Mantap (<math>e_{ss}</math>)</b>
<b>Peningkatan <math>K_p</math></b>	Pantas	Meningkat	Tiada Kesan	Menurun
<b>Peningkatan <math>K_i</math></b>	Pantas	Meningkat	Meningkat	Menurun
<b>Peningkatan <math>K_d</math></b>	Tiada Kesan	Menurun	Menurun	Tiada Kesan

Lajukan maksimum merupakan nilai puncak yang maksimum bagi lengkungan respon yang didapati. Lajukan boleh dikira menggunakan rumus:

$$\%OS = e^{-(\zeta\pi/\sqrt{1-\zeta^2})} \times 100 \quad (3.33)$$

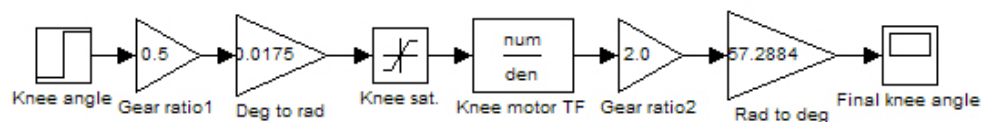
Masa menaik (*rising time*) ialah masa yang diperlukan bagi repond untuk naik dari 10% ke 90% dari nilai akhir. Masa penetapan (*settling time*) ialah masa yang diperlukan bagi lengkungan respon untuk tiba dan kekal di dalam julat nilai akhir ( $\pm 2\%$ ). Masa penetapan boleh didapati menggunakan formula masa penetapan:

$$T_s = 4 / \zeta\omega_n \quad (3.34)$$

Ralat keadaan mantap (SSE) merupakan perbezaan akhir di antara pembolehubah proses dengan nilai tetapan.

### 3.5.4 Model Sistem Kawalan Bukan Masa Nyata

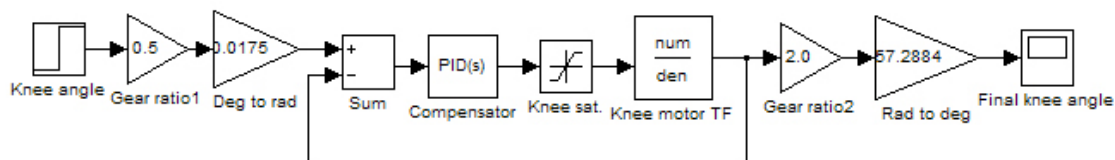
Secara ringkasnya, sistem gelung terbuka merupakan sistem yang tidak mempunyai suap balik negatif. Apabila nilai input diberikan, nilai output akhir dari rangkaian pindah diperhatikan pada skop. Di dalam sistem gelung terbuka ini, tiada pengawal seperti PID diperlukan kerana pada asalnya tiada konsep kawalan pada sistem ini. Rajah 3.18 menunjukkan sebuah contoh sistem gelung terbuka yang mempunyai nilai sudut yang dikehendaki sebagai input dan berakhir dengan nilai sudut tindakbalas. Perhatikan bahawa di dalam simulasi gelung terbuka, proses menggunakan rangkaian pindah sebagai sistem utama.



Rajah 3.18 Sistem gelung terbuka bukan masa nyata

Apabila nilai PID didapati melalui kaedah yang sebelum ini, sistem kawalan masa nyata gelung tertutup yang lengkap boleh dibina. Model sistem kawalan seperti dalam Rajah 3.19 adalah bermula dari punca isyarat yang berupa input posisi (darjah) bagi pautan RGO, dan output dari rangkaian pindah motor yang ditukarkan semula ke

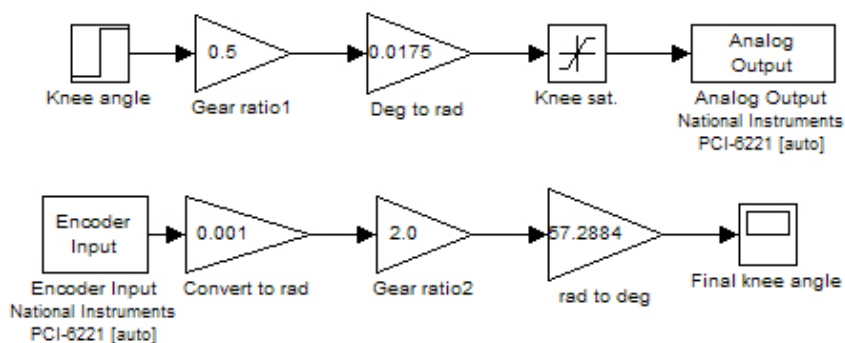
bentuk darjah. Pengawal PID seperti yang telah dibincangkan digunakan untuk membetulkan ralat yang terhasil dari perbezaan nilai input dan nilai output dari rangkap pindah.



Rajah 3.19 Sistem kawalan gelung tertutup bukan masa nyata

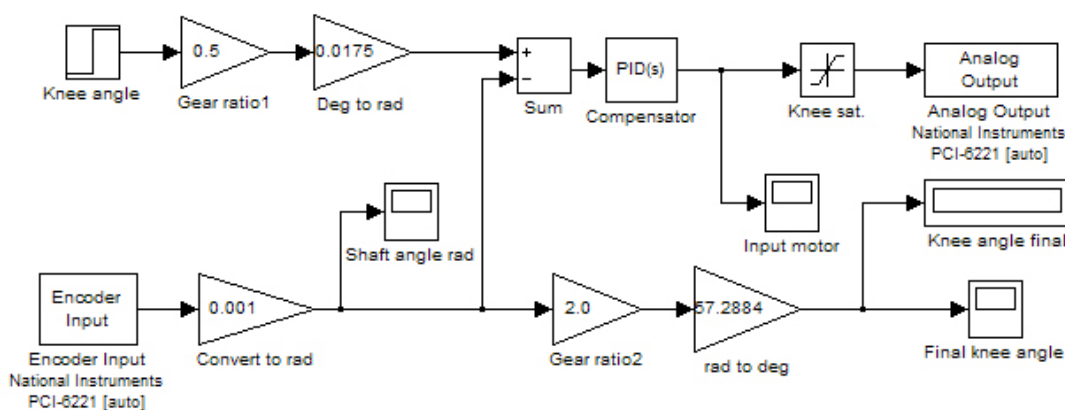
### 3.5.5 Model Sistem Kawalan Masa Nyata

RTW (*Real-Time Workshop*) berfungsi untuk menjana dan melaksanakan kod C bersendirian untuk membangunkan dan menguji algoritma yang dimodelkan di dalam Simulink. Kod yang terhasil boleh digunakan samada untuk aplikasi masa nyata dan juga bukan masa nyata. RTWT pula menggunakan kernel masa nyata yang kecil untuk memastikan aplikasi tersebut iaitu model sistem kawalan boleh dilaksanakan secara masa nyata. Rajah 3.20 menunjukkan sebuah model ringkas sistem gelung terbuka masa nyata. Bagi simulasi masa nyata, rangkap pindah digantikan dengan blok input pengkod dan blok output analog RTWT di dalam Simulink. Blok analog output menghantar voltan kawalan analog berdasarkan nilai digital kepada motor DC manakala blok input pengkod menerima nilai analog dari pengkod tokokan dan menukarkannya ke dalam nilai digital.



Rajah 3.20 Sistem gelung terbuka masa nyata

Rajah 3.21 menunjukkan sebuah sistem kawalan gelung tertutup bagi simulasi masa nyata. Sistem kawalan masa nyata tidak mempunyai perbezaan yang ketara berbanding sistem kawalan gelung tertutup simulasi bukan masa nyata melainkannya penggantian blok rangkap pindah sepertimana yang telah dibincangkan sebelumnya. Sistem kawalan ini mempunyai beberapa komponen utama iaitu input sudut pautan RGO, pertukaran sudut pautan ke sudut aci, pertukaran nilai sudut dari darjah ke rad, suap balik negatif dari pengkod, pemampas PID, penghad output sistem menggunakan blok *saturation*, output analog, dan beberapa skop yang digunakan untuk memerhatikan dan merekodkan nilai-nilai tertentu.

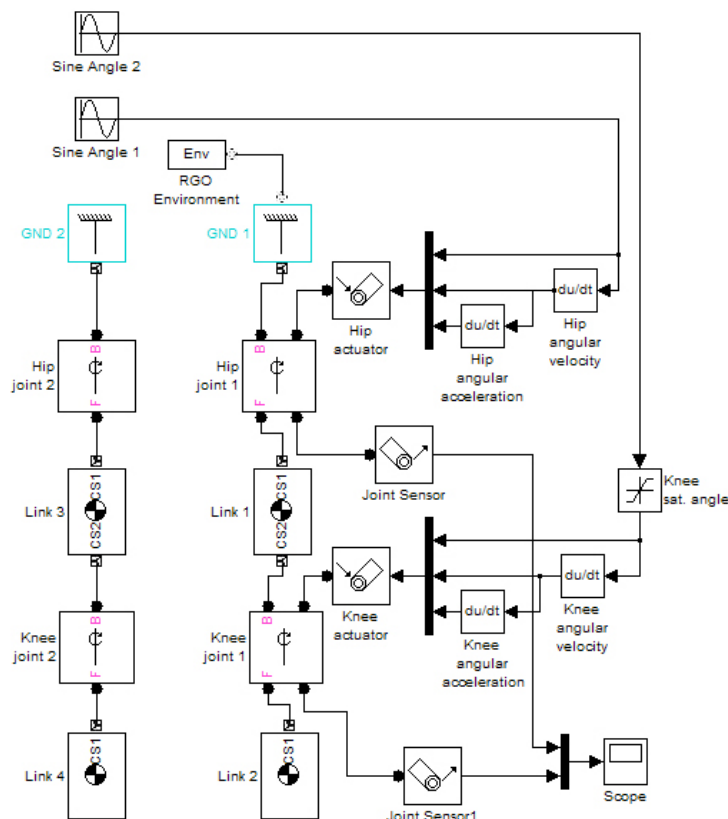


Rajah 3.21 Model kawalan gelung tertutup masa nyata

### 3.5.6 Model Kinematik SimMechanics

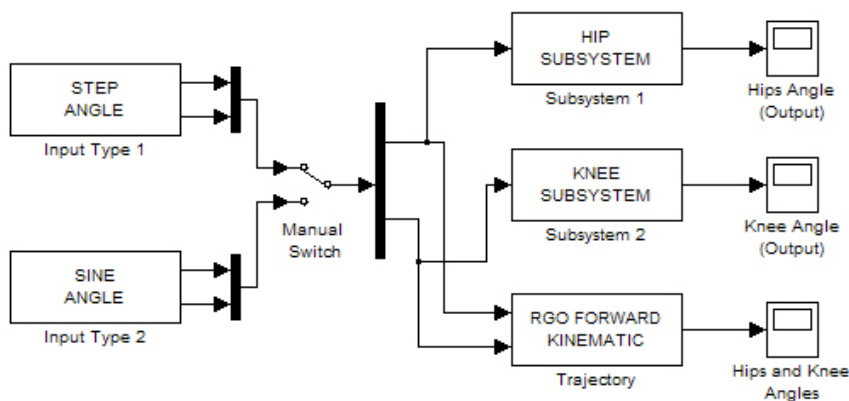
Bagi menyelesaikan masalah kinematik hadapan, model RGO boleh direka menggunakan SimMechanics iaitu salah satu komponen di dalam Simulink. Rajah 3.22 menunjukkan model kinematik yang direka berdasarkan panjang sebenar bagi setiap pautan RGO. Model ini mempunyai beberapa komponen utama iaitu input sudut, penggerak sendi (motor), kerangka RGO, dan sudut akhir pautan (pengkod). Di dalam kes ini, hanya sebelah kaki yang digerakkan dan disebabkan itu, hanya dua input sudut yang terlibat iaitu sudut pinggul dan sudut lutut. Apabila simulasi bagi model ini dijalankan, sebuah tettingkap akan muncul dan memberikan gambaran skematik bagi kedudukan semasa bagi pautan-pautan RGO.





Rajah 3.22 Model kinematik hadapan bagi RGO

Rajah 3.23 menunjukkan keseluruhan sistem kawalan bagi kaki kiri RGO. Terdapat tiga jenis subsistem yang utama iaitu subsistem bagi input, subsistem pinggul dan lutut, dan akhir sekali subsistem bagi trajektori. Kesemua model yang dinyatakan sebelum ini digabungkan di dalam sebuah model yang tunggal menggunakan blok subsistem bagi meringkaskan model keseluruhan.



Rajah 3.23 Keseluruhan sistem kawalan bagi sebelah kaki RGO

## **BAB IV**

### **KEPUTUSAN DAN PERBINCANGAN**

#### **4.1 PENGENALAN**

Bab ini akan membincangkan tentang hasil yang diperolehi berdasarkan metodologi kajian di dalam bab yang sebelumnya. Hasil yang diperolehi meliputi kedudukan ataupun posisi akhir pautan-pautan RGO dan trajektori pergerakan kaki RGO beserta perbincangan dan ulasan yang berkaitan mengenai data yang telah diperolehi.

#### **4.2 PENGAWALAN MOTOR LUTUT**

##### **4.2.1 Rangkap Pindah Motor**

Rangkap pindah motor lutut adalah berbeza nilai dengan rangkap pindah motor pinggul walaupun jenis motor dan nisbah gear yang sama digunakan. Ini kerana pada setiap motor tersebut terdapat nilai pembolehubah-pembolehubah yang berlainan yang menentukan nilai output motor seperti berat beban yang ditanggung, pekali geseran, geseran gear, dan

sebagainya. Anggaran yang dibuat adalah berdasarkan input voltan dan output posisi (rad). Model motor lutut dimuatkan untuk simulasi masa nyata dan simulasi dijalankan untuk 10 saat. Ini adalah untuk membolehkan data yang mencukupi diperolehi dan dikumpul oleh Matlab. Jurang antara persampelan nilai input dan outout juga diberikan nilai yang kecil iaitu 0.001 untuk meningkatkan ketepatan anggaran rangkap pindah. Berdasarkan *toolbox* Matlab yang digunakan, rangkap pindah bagi model proses boleh diwakili oleh persamaan (4.1).

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{K}{s(1+Tp1*s)(1+Tp2*s)} \quad (4.1)$$

The screenshot shows the MATLAB Parameter Estimation tool interface. The main window is titled "Model Transfer Function" and displays the transfer function  $G(s) = \frac{K}{s(1+Tp1*s)(1+Tp2*s)}$ . The "Poles" section is set to "2" and "All real". The "Integrator" checkbox is checked. The "ParameterKnown" table is as follows:

ParameterKnown	Value	Initial Guess	Bounds
K	0.88357	Auto	[-Inf Inf]
Tp1	0.019374	Auto	[0.001 Inf]
Tp2	0.0193	Auto	[0.001 Inf]
Tp3	0	0	[0.001 Inf]
Tz	0	0	[-Inf Inf]
Td	0	0	[0 0.03]

The "Initial Guess" section has "Auto-selected" selected. The "Disturbance Model" is set to "None", "Focus" is "Simulation", and "Initial state" is "Auto". The "Covariance" is set to "Estimate". The "Iteration" is 20, "Fit" is 0.000000, and "Improvement" is 0%. The "Name" field contains "P2I".

Rajah 4.1 Penganggaran rangkap pindah sistem lutut

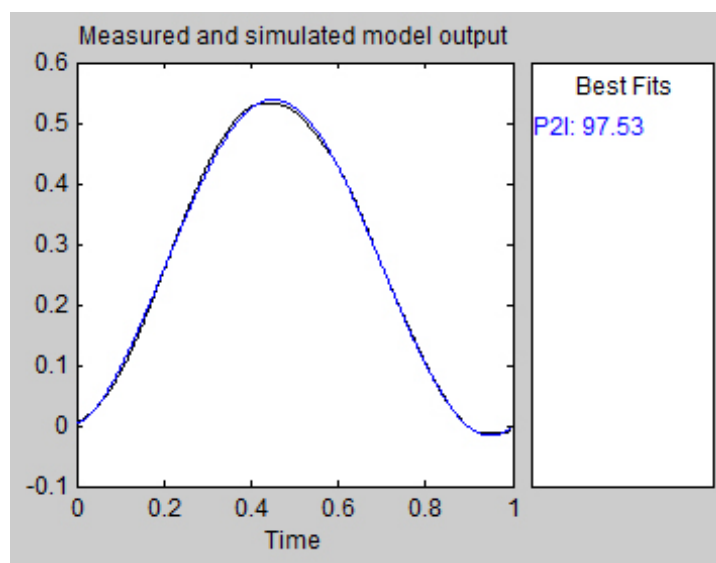
Rajah 4.1 menunjukkan tettingkap bagi penentuan rangkap pindah motor lutut. Tetingkap ini memberikan ruang kepada pengguna untuk menentukan bentuk rangkap pindah dan parameter yang telah diketahui oleh pengguna. Kesemua parameter-parameter

yang terdapat di dalam rangkap pindah tidak diketahui oleh pengguna dan ianya sepenuhnya bergantung kepada *toolbox* untuk melakukan penekanan awal bagi nilai-nilai tersebut. Rangkap pindah yang lengkap boleh diperolehi menggunakan nilai-nilai yang dibekalkan sepertimana yang diringkaskan di dalam persamaan (4.2) dan (4.3).

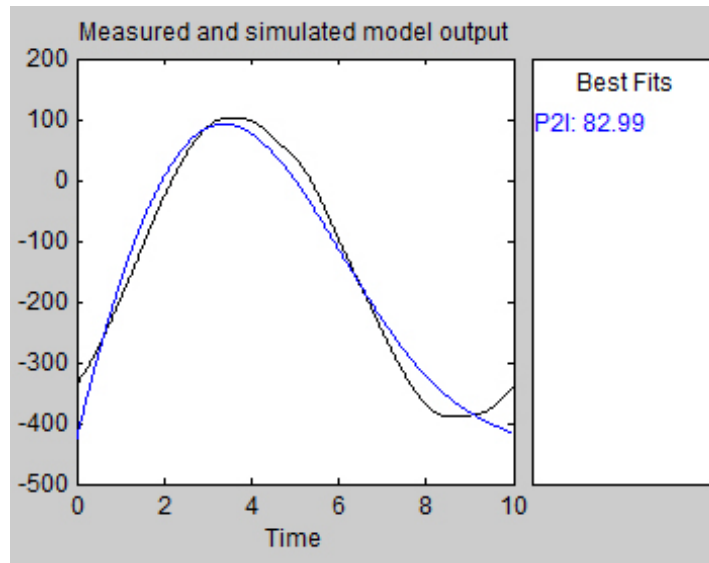
$$G(s) = \frac{0.88357}{s(1+0.019374s)(1+0.0193s)} \quad (4.2)$$

$$G(s) = \frac{0.88357}{0.000373918s^3 + 0.038674s^2 + s} \quad (4.3)$$

Di dalam menganggarkan rangkap pindah bagi sesebuah proses, sekurang-kurangnya ketepatan yang diperolehi adalah 90% kesamaan dengan nilai yang sebenar. Memandangkan penganggaran yang dibuat oleh *toolbox* Matlab tersebut mencapai nilai 97.53% kesamaan, secara teorinya rangkap pindah yang diperolehi diterima pakai bagi mewakili proses model motor lutut. Rajah 4.2 menunjukkan graf yang dibekalkan oleh *toolbox* yang mewakili proses penganggaran yang telah dilakukan. Rajah 4.3 pula menunjukkan contoh bagi penganggaran pertama yang dibuat dan ianya ditolak kerana tidak mencapai sasaran 90% kesamaan dengan nilai sebenar.



Rajah 4.2 Graf output model motor lutut



Rajah 4.3 Graf pertama bagi output model motor lutut

#### 4.2.2 Penalaan Parameter PID

Penalaan parameter P, I, dan D dilakukan menggunakan arahan di dalam Matlab. Rangkap pindah yang diperolehi menggunakan *System Identification Toolbox* ditakrifkan semula di dalam tettingkap Matlab dan fungsi 'pidtool' digunakan bagi mengaktifkan GUI penalaan PID. Rajah 4.4 menunjukkan arahan yang diberikan ke dalam Matlab untuk mentakrifkan rangkap pindah di dalam ruang kerja Matlab.

```
num= [0.8836];
den= [0.0003739182 0.035674 1 0];
sys=tf(num, den);
pidtool(sys);
```

Rajah 4.4 Arahan tettingkap Matlab bagi rangkap pindah

Rangkaian pindah yang telah ditakrifkan di dalam Matlab tersebut digunakan untuk menguji nilai parameter P, I, dan D yang sesuai berdasarkan output yang diberikan secara rawak. Dalam proses penalaan parameter pengawal PID, tiga jenis gabungan pengawal iaitu PI, PD, dan PID dibandingkan respon tindakbalas sistem.

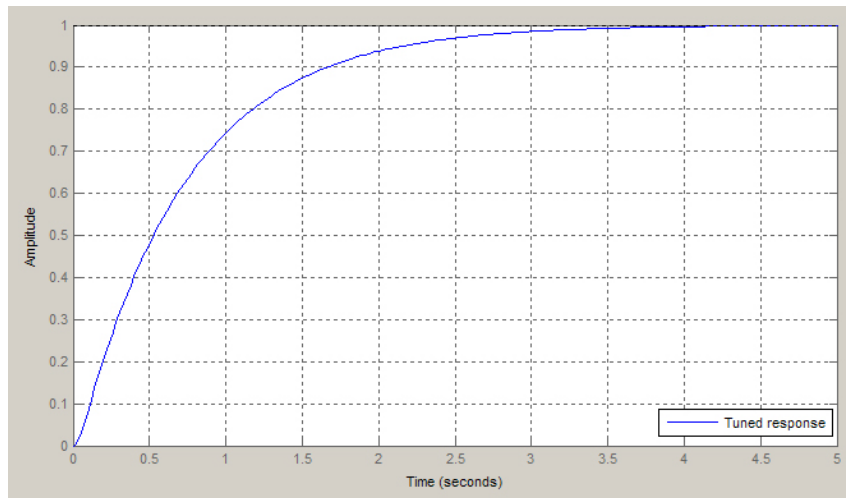
Jadual 4.1 menunjukkan parameter bagi setiap pekali  $K_p$ ,  $K_i$ , dan  $K_d$  yang terdapat di dalam setiap jenis pengawal. Perhatikan bahawa pengawal PID yang digunakan bagi lutut adalah sebenarnya hanyalah pengawal PI dengan nilai  $K_d$  sifar. Akan tetapi nilai  $K_p$  dan  $K_i$  di dalam PID adalah jauh lebih besar berbanding di dalam PI untuk menghasilkan respon sistem yang lebih baik.

Jadual 4.1 Parameter  $K_p$ ,  $K_i$ , dan  $K_d$  bagi sistem lutut

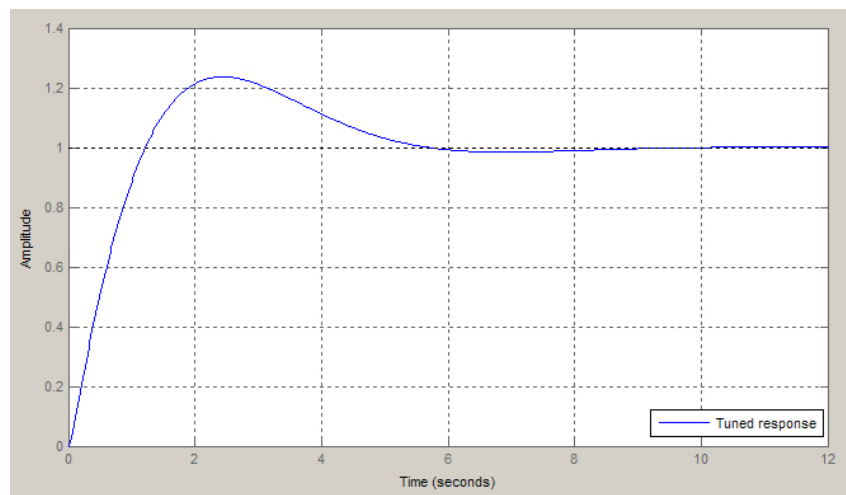
<b>Pengawal</b>	<b><math>K_p</math></b>	<b><math>K_i</math></b>	<b><math>K_d</math></b>
PI	1.3539	0.93789	-
PD	1.5229	-	0
PID	15.9425	10.3694	0

Rajah 4.5 menunjukkan respon sistem bagi rangkaian pindah yang telah dimasukkan ke dalam ruang kerja Matlab yang menggunakan pengawal jenis PI. Rajah 4.6 pula menunjukkan bentuk respon bagi rangkaian pindah yang sama menggunakan pengawal jenis gabungan PD. Kedua-dua graf yang dihasilkan ini bukanlah data sebenar yang ingin diperolehi tetapi hanya graf ringkas yang disediakan oleh Matlab untuk memberikan gambaran lengkungan respon kepada pengguna.

Perhatikan bahawa masa bagi respon di dalam pengawal PI adalah lebih lambat berbanding PD. Walaubagaimanapun, respon bagi sistem yang menggunakan pengawal PD menghasilkan lajukan yang jauh lebih besar berbanding jenis PI yang tidak mempunyai lajukan.

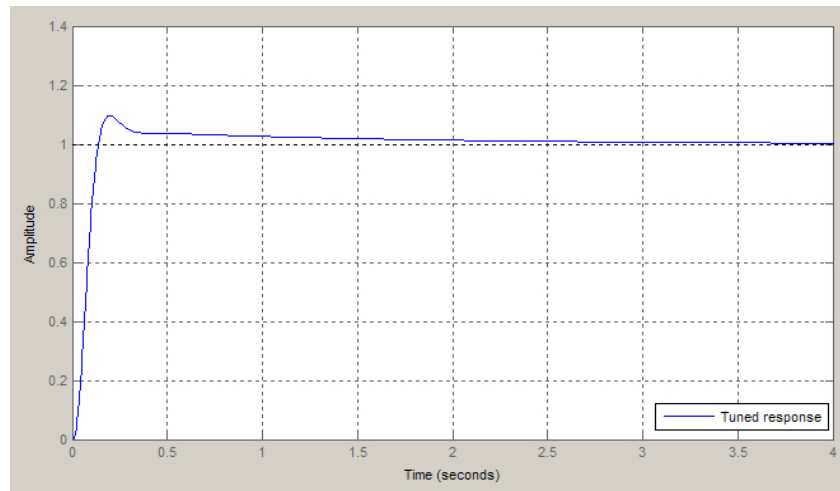


Rajah 4.5 Respon sistem menggunakan pengawal PI



Rajah 4.6 Respon sistem menggunakan pengawal PD

Rajah 4.7 menunjukkan respon bagi rangkap pindah apabila menggunakan PID (akan tetapi nilai  $K_d$  adalah sifar). Seperti yang telah dinyatakan, ianya sebenarnya merupakan pengawal PI melainkan nilai  $K_d$  yang boleh diubah di dalam simulasi yang seterusnya bergantung kepada keperluan pekali tersebut.



Rajah 4.7 Respon sistem menggunakan pengawal PID

Prestasi bagi nilai pengawal P, I, dan D yang dinyatakan dijadualkan di dalam Jadual 4.2. Walaupun kesemua nilai pekali PID yang dicadangkan oleh Matlab adalah stabil bagi sistem, tetapi yang dipilih dan diguna pakai adalah nilai-nilai di dalam PID kerana sebab respon sistem yang terbaik di antara tiga jenis gabungan pekali yang dibandingkan.

Jadual 4.2 Perbandingan prestasi bagi setiap jenis pengawal

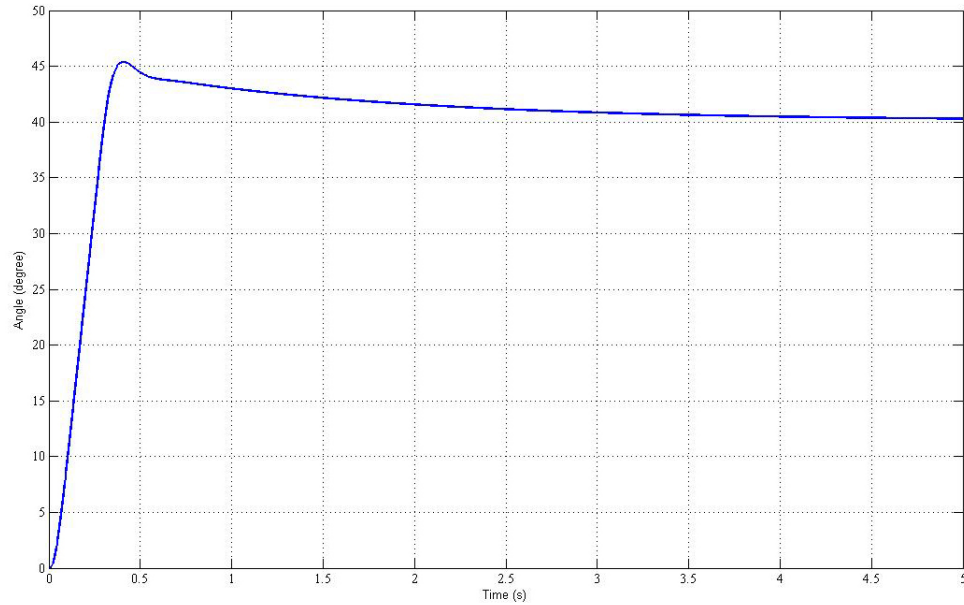
Pengawal	$T_r$ (s)	OS (%)	$T_s$ (s)	Puncak	Kestabilan
PI	1.55	0.00	2.80	1.00	Stabil
PD	0.91	23.70	5.19	1.24	Stabil
PID	0.08	9.66	1.40	1.10	Stabil

### 4.2.3 Simulasi Sistem Kawalan Lutut

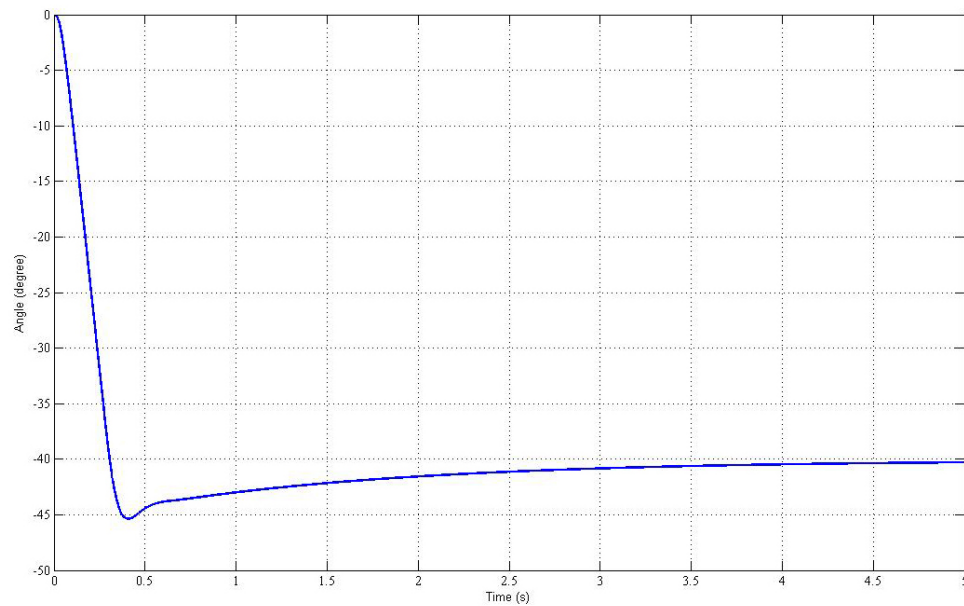
Simulasi bagi model sistem kawalan gelung tertutup motor lutut dijalankan dengan nilai pekali pengawal  $K_p=15.9425$  dan  $K_i=10.3694$ . Rajah 4.8 menunjukkan respon bagi simulasi bukan masa nyata menggunakan nilai input  $40^\circ$ . Rajah 4.9 pula menunjukkan hasil simulasi yang sama tetapi menggunakan nilai input sudut yang berlainan iaitu  $-40^\circ$ .



Kedua-dua simulasi dijalankan selama 5 saat untuk membolehkan kedua-dua tindakbalas sampai ke tahap keadaan mantap.



Rajah 4.8 Simulasi bukan masa nyata bagi input  $40^0$



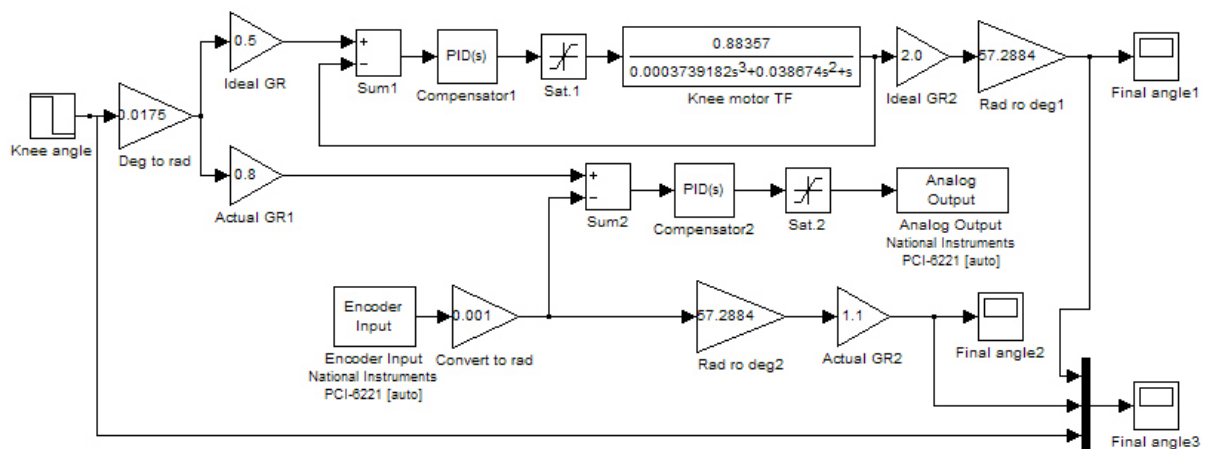
Rajah 4.9 Simulasi bukan masa nyata bagi input  $-40^0$

Jadual 4.3 menunjukkan prestasi bagi kedua-dua respon di dalam tempoh simulasi selama 5 saat. Kedua-dua respon adalah stabil tetapi mempunyai nilai lajukan yang agak besar melebihi 10% dan selain daripada lajukan, keseluruhan respon yang lain adalah baik memandangkan nilai PID ditala menggunakan kaedah yang paling menjimatkan masa.

Jadual 4.3 Prestasi respon bagi simulasi bukan masa nyata

	$T_r$ (s)	OS (%)	$T_s$ (s)	$e_{ss}$ ( $^{\circ}$ )	Puncak ( $^{\circ}$ )	Kestabilan
$40^{\circ}$	0.2	12.5	3.0	0.5	45.0	Stabil
$-40^{\circ}$	0.2	12.5	3.0	0.5	-45.0	Stabil

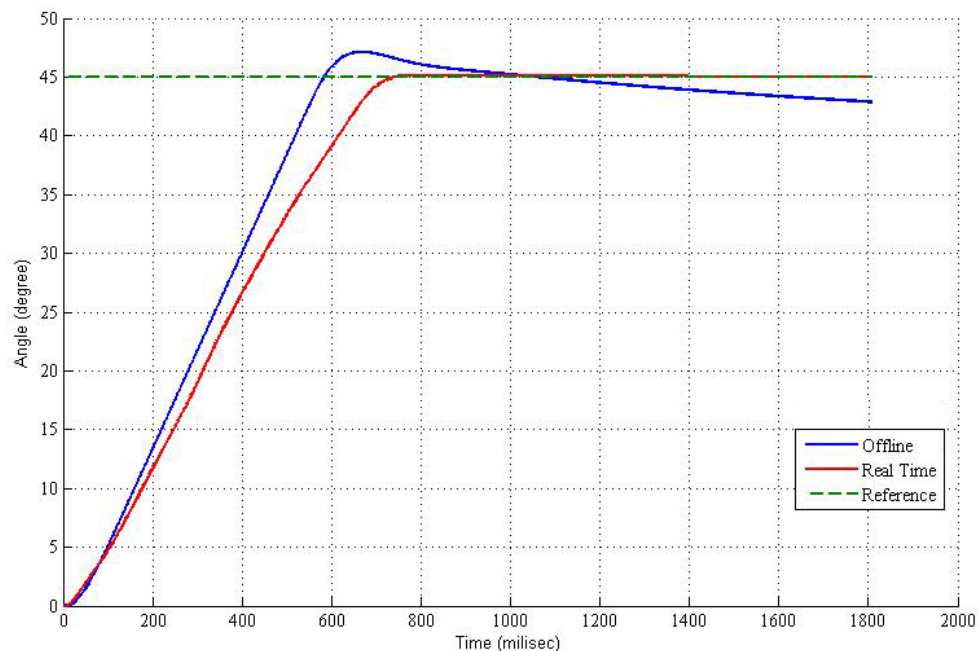
Bagi simulasi pengawalan masa nyata motor, sistem kawalan gelung tertutup yang telah dihasilkan dimuatkan ke dalam Matlab. Rajah 4.10 menunjukkan sistem kawalan motor lutut seperti yang terdiri daripada kawalan masa nyata yang menggerakkan sendi lutut RGO dan simulasi bukan masa nyata berdasarkan rangkap pindah motor tersebut. Pengawal PID yang ditala berdasarkan nilai rangkap pindah dimasukkan ke dalam sistem kawalan sebagai pemampas ralat. Skop akhir yang menerima 3 input; input sudut dari pengguna, sudut output rangkap pindah dan sudut output pengkod direkodkan ke dalam ruang kerja Matlab bagi tujuan perolehan graf bagi tujuan perbandingan.



Rajah 4.10 Sistem kawalan masa nyata motor lutut

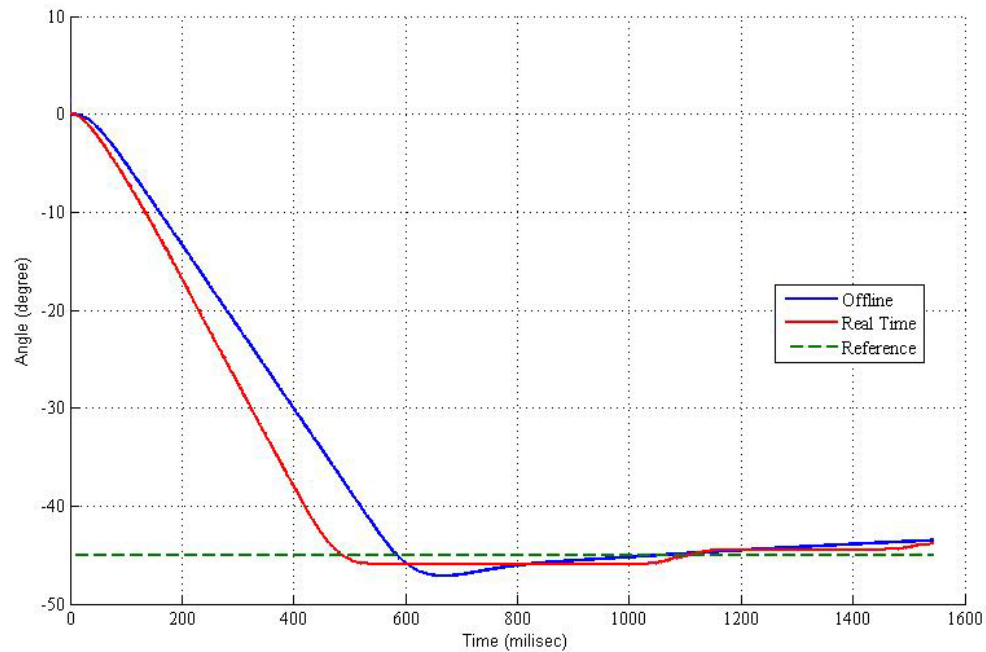
Perhatikan pada Rajah 4.10, sistem kawalan mempunyai perbezaan pada nisbah gear. Nisbah gear yang asal iaitu 1:2 digantikan dengan nilai-nilai di dalam Rajah 4.10 kerana terdapat ralat yang mungkin disebabkan geseran gear dan juga memandangkan nilai pekali geseran gear di dalam kajian ini tidak diketahui. Sistem kawalan dijalankan untuk beberapa saat untuk membolehkan input jenis langkah selesai dijalankan. Simulasi dihentikan apabila mendapati tiada lagi respon fizikal pada pergerakan sendi lutut dan kemudiannya data-data yang dikumpul oleh skop akhir dihantar ke ruang kerja Matlab untuk diplot.

Rajah 4.11 menunjukkan graf yang diplot menggunakan Matlab bagi kedua-dua simulasi bukan masa nyata dan simulasi masa nyata dengan input  $45^{\circ}$ . Garisan biru adalah mewakili respon di dalam simulasi bukan masa nyata manakala garisan merah adalah mewakili respon di dalam simulasi masa nyata. Garisan hijau putus-putus merupakan nilai asal input bagi sistem kawalan.



Rajah 4.11 Output sistem pada input  $45^{\circ}$

Rajah 4.12 menunjukkan kedua-dua simulasi yang sama sepertimana yang sebelumnya melainkan perbezaan sudut input yang digunakan iaitu  $-45^0$ . Jenis garisan yang sama digunakan seperti di dalam Rajah 4.11 untuk membezakan jenis simulasi yang terlibat.



Rajah 4.12 Output sistem pada input  $-45^0$

Corak lengkungan respon bagi kedua-dua simulasi adalah sama kecuali terdapat beberapa kelainan yang menentukan prestasi bagi respon tersebut. Jadual 4.4 mengandungi kriteria-kriteria yang terlibat bagi respon simulasi bukan masa nyata manakala Jadual 4.5 pula mewakili simulasi masa nyata. Kedua-dua simulasi dijalankan dengan selang masa sifar ke infiniti tetapi dihentikan secara manual oleh pengguna apabila pautan RGO tidak lagi memberikan respon untuk bergerak (sifar hingga ke 1.5 saat). Kedua-dua respon adalah stabil dengan lajukan di bawah 10% tetapi terdapat ralat keadaan mantap, masa menaik yang agak perlahan, dan masa penetapan yang lebih lama. Kelihatan pautan RGO jatuh ke bawah sedikit di hujung simulasi dan menyebabkan

terdapat ralat keadaan mantap. Hal ini berlaku kerana terdapat ruang di antara gear serong dan juga kesan daripada tarikan graviti ke atas pautan ortosis.

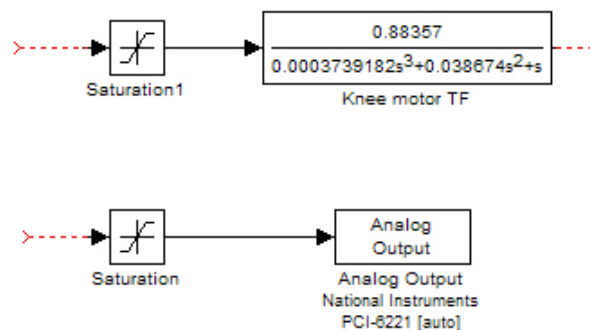
Jadual 4.4 Respon sistem bagi simulasi bukan masa nyata

	$T_r$ (s)	OS (%)	$T_s$ (s)	$e_{ss}$ ( $^{\circ}$ )	Puncak ( $^{\circ}$ )	Kestabilan
$45^{\circ}$	0.5	4.4	0.8	-2.0	47.0	Stabil
$-45^{\circ}$	0.6	4.4	0.9	-2.0	-47.0	Stabil

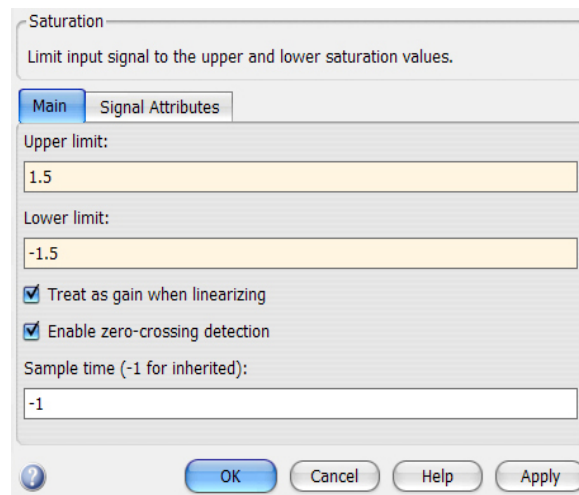
Jadual 4.5 Respon sistem bagi simulasi masa nyata

	$T_r$ (s)	OS (%)	$T_s$ (s)	$e_{ss}$ ( $^{\circ}$ )	Puncak ( $^{\circ}$ )	Kestabilan
$45^{\circ}$	0.6	0	0.7	0	45.0	Stabil
$-45^{\circ}$	0.4	2.2	0.9	-1.0	-46.0	Stabil

Jika ralat keadaan mantap dapat dikaitkan dengan kelemahan pada gear serong dan kesan daya graviti, masa menaik bagi respon dapat pula dikaitkan dengan sistem kawalan itu sendiri. Hal ini disebabkan nilai pekali  $K_p$  di dalam pengawal PID tidak berfungsi sepenuhnya kerana blok *Saturation* digunakan mendahului blok rangkap pindah dan output analog untuk menghadkan voltan yang dibekalkan kepada motor. Rajah 4.13 menunjukkan kedudukan blok tersebut di dalam sistem kawalan. Dua buah blok ini digunakan bahagian simulasi bukan masa nyata dan juga pada bahagian simulasi masa nyata.

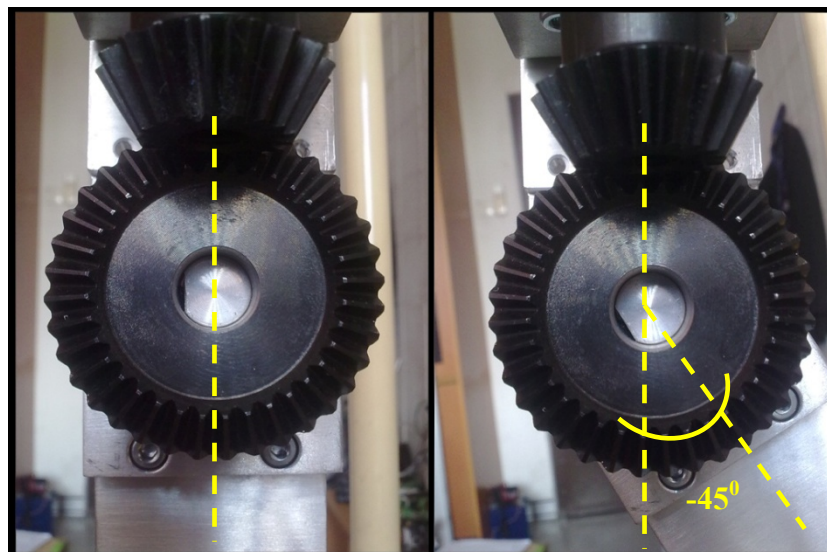


Rajah 4.13 Kedudukan blok *Saturation* di dalam sistem kawalan



Rajah 4.14 Had voltan bekalan ke motor lutut

Rajah 4.14 menunjukkan perincian bagi blok *Saturation* yang ditunjukkan di dalam Rajah 4.13. Nilai maksimum bagi voltan yang dibenarkan melalui motor lutut adalah di dalam julat -1.5v hingga 1.5v. Ini merupakan langkah keselamatan yang diambil kira bagi mengelakkan berlaku kerosakan pada motor dan amplifiler apabila voltan dan arus yang berlebihan melalui komponen elektrik ini. Rajah 4.15 pula menunjukkan kedudukan pautan dibawah sendi lutut apabila input sudut  $-45^{\circ}$  diberikan kepada sistem kawalan.



Rajah 4.15 Posisi sendi lutut yang sebenar pada input  $-45^{\circ}$

### 4.3 PENGAWALAN MOTOR PINGGUL

Apabila tiba pada proses penentuan rangkap pindah bagi model motor DC yang menggerakkan sendi pinggul, terdapat masalah yang kritikal yang membuatkan kajian terhadap motor pinggul ini gagal dilaksanakan secara lengkap. Masalah-masalah yang terlibat yang dikenal pasti dapat disenaraikan seperti:

- i. Motor tidak mampu menggerakkan pautan untuk mencapai sudut minimum  $10^0$  dan  $-10^0$  menanggung berat yang berlebihan dari kerangka ortosis.
- ii. Jika input berupa sinus diberikan, motor pada mulanya tidak mampu untuk bergerak sepertimana input yang diberikan tetapi mungkin dapat mencapai tahap input apabila beberapa saat simulasi berlansung. Ini kerana, setiap kali hayunan pautan, terdapat inersia yang membantu gerakan yang seterusnya dan bukanlah kerana bergantung sepenuhnya pada putaran aci motor. Hal ini membuatkan ralat yang amat besar apabila menentukan rangkap pindah proses model.
- iii. Terdapat kelemahan pada amplifiler yang digunakan. Amplifiler akan memotong arus secara automatik apabila beban yang berat membuatkan motor menarik sejumlah arus yang menghampiri nilai maksimum yang dibenarkan oleh amplifiler.
- iv. Motor pinggul secara teorinya perlu membekalkan tenaga kepada sendi pinggul pada nilai yang jauh lebih besar dari keadaan semasa kerana apabila simulasi sebenar dilakukan, model diletakkan di atas permukaan lantai (motor menanggung beban tambahan pada pendakap belakang pinggul) dan terdapat kesan momen hasil dari aktiviti dinamik pautan di bawah sendi lutut ke hujung penggerak.

Terdapat beberapa perkara yang perlu dilakukan untuk mengatasi masalah yang dinyatakan, di antaranya:

- i. Menggantikan amplifiler supaya dapat menampung arus yang lebih besar.
- ii. Mengubahsuai kerangka ortosis supaya lebih ringan (menambah rongga pada kerangka melalui proses pemesinan).

#### 4.4 TRAJEKTORI RGO

Penyelesaian kinematik hadapan digunakan untuk menentukan trajektori bagi ortosis ini. Jadual 4.6 menunjukkan parameter DH yang lengkap bagi ortosis ini sebagai robot pengolah yang mempunyai 2 DOF.

Jadual 4.6 Parameter DH yang lengkap bagi sebelah kaki RGO

Pautan	Sendi	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	0 - 1	-0.45	0	0	$\theta_1$
2	1 - 2	-0.44	0	0	$\theta_2$

Matrix penjelmaan homogenous yang lengkap bagi  $H_0^2$  dapat diselesaikan dengan mendarabkan persamaan (4.4) dan (4.5) untuk menghasilkan persamaan (4.6).

$$H_0^1 = \begin{pmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & -0.45C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & -0.45S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

$$H_1^2 = \begin{pmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & -0.44C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & -0.44S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.5)$$

$$H_0^2 = H_0^1 \times H_1^2$$

$$H_0^2 = \begin{pmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & -0.45C_1 - 0.44C_{12} \\ S_{12} & C_{12} & 0 & -0.45S_1 - 0.44S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$



Kedudukan hujung efektor iaitu pelapik kaki di dalam paksi x dan y dapat dikira menggunakan persamaan (4.7) dan (4.8) yang diambil berdasarkan persamaan (4.6).

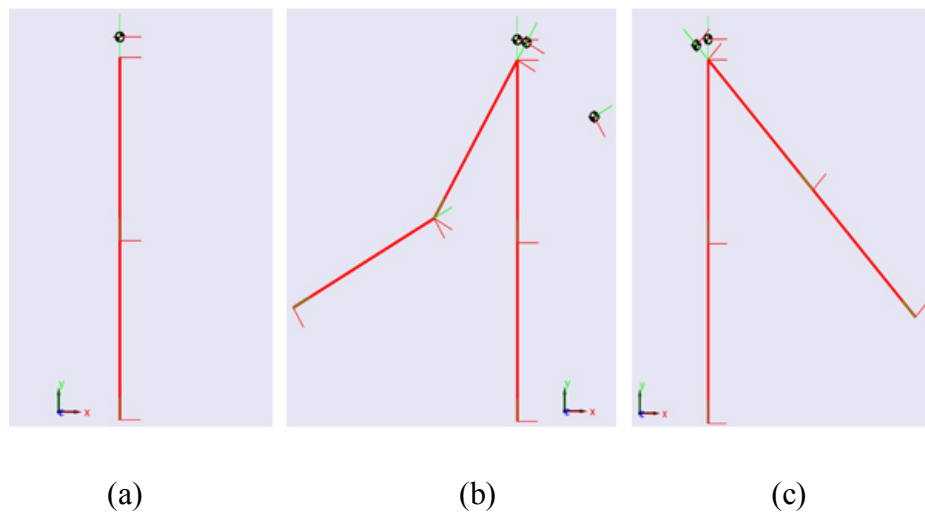
$$p_x = -0.45C_1 - 0.44C_{12} \quad (4.7)$$

$$p_y = -0.45S_1 - 0.44S_{12} \quad (4.8)$$

Jadual 4.7 menunjukkan kedudukan hujung efektor bagi RGO pada tiga fasa yang berbeza di dalam kitar gait; pertama ialah keadaan asal, keduanya ialah hayunan ke belakang, dan ketiga ialah hayunan ke hadapan. Posisi pada paksi x dikira menggunakan persamaan (4.7) manakala bagi y ianya menggunakan persamaan (4.8). Rajah 4.16 menunjukkan trajektori bagi pautan pada setiap fasa yang telah dinyatakan.

Jadual 4.7 Kedudukan hujung efektor berdasarkan sistem koordinat sendi

	Asal	Hayunan ke belakang	Hayunan ke depan
<b>Posisi x (m)</b>	0	-0.72	0.63
<b>Posisi y (m)</b>	-0.89	-0.50	0.63

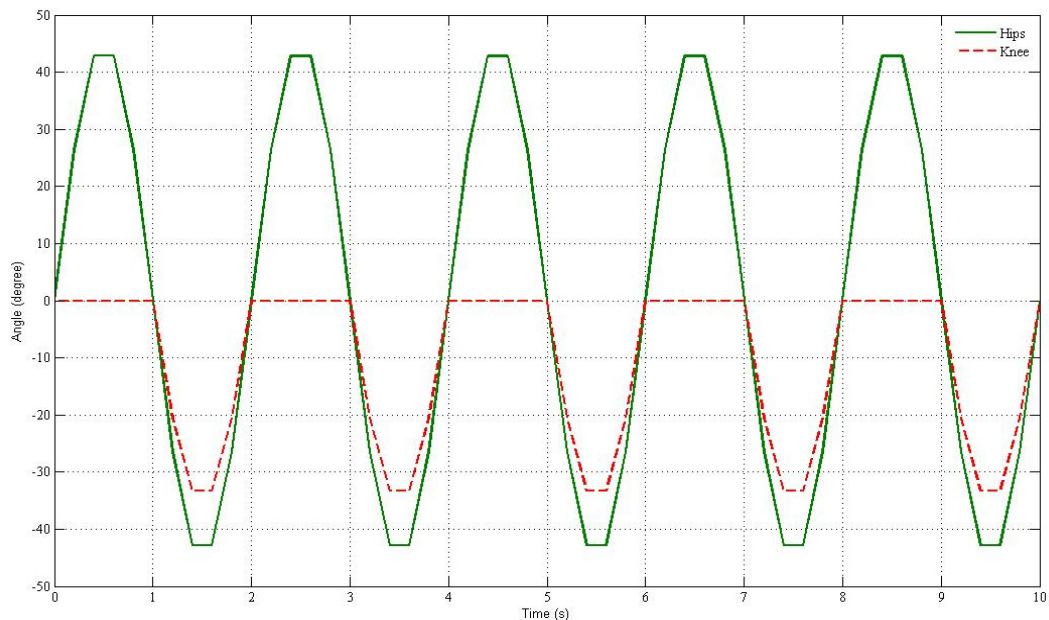


Rajah 4.16 Trajektori virtual RGO di dalam SimMechanics (a) pinggul: 0, lutut: 0,

(b) pinggul:  $-30^\circ$ , lutut:  $-30^\circ$  (c) pinggul:  $45^\circ$ , lutut: 0

Simulasi bagi trajektori pautan ortosis ini tidak bergantung pada nilai-nilai hasil simulasi sistem kawalan motor pinggul dan lutut. Simulasi trajektori menggunakan input sudut yang sama dengan input sistem kawalan motor lutut dan pinggul sepertimana yang ditunjukkan oleh Rajah 3.23 di dalam metodologi kajian. Jika diperhatikan kesemua nilai-nilai yang digunakan adalah berlainan bagi setiap simulasi; ini kerana di dalam simulasi trajektori ianya lebih kepada penyelesaian kinematik hadapan manakala di dalam simulasi sistem kawalan yang utama ia tidak mampu menyelesaikan kinematik RGO disebabkan masalah pada sendi pinggul.

Rajah 4.17 menunjukkan graf simulasi trajektori yang diperolehi apabila simulasi model ini dijalankan selama 10 saat. Garisan hijau adalah mewakili sudut bagi pautan pinggul manakala gaisan merah putus-putus mewakili sudut pautan lutut. Sudut pinggul boleh mengambil nilai positif dan negatif manakala sudut lutut hanya terbatas kepada nilai sifar dan negatif. Walaubagaimanapun, ini hanyalah nilai yang maksimum bagi setiap sudut dan frekuensi bagi input adalah tinggi. Simulasi bagi nilai maksimum ini tidak sepatutnya digunakan bagi pergerakan RGO yang dipakai oleh pesakit paraplegia yang sebenar kerana ianya amat tidak sesuai dengan keupayaan pesakit.



Rajah 4.17 Graf sudut pautan berterusan pinggul dan lutut

## **BAB V**

### **KESIMPULAN DAN CADANGAN**

#### **5.1 KESIMPULAN KAJIAN**

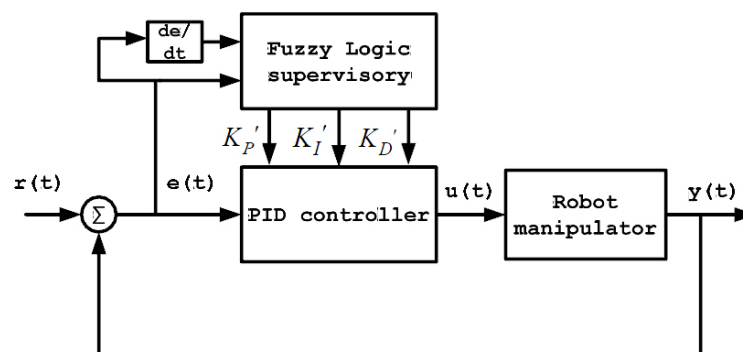
Kajian mula disimpulkan apabila kesemua binaan sistem kawalan siap dan eksperimen-eksperimen yang penting telah dijalankan mengikut skop yang dinyatakan. Di akhir kajian yang dijalankan sepanjang masa yang dibekalkan, beberapa perkara utama yang dapat dirumuskan. Perkara-perkara tersebut adalah:

1. Sistem kawalan yang dibina menggunakan Simulink sebenarnya mampu untuk mengawal pergerakan RGO sebagai sebuah ortosis aktif.
2. Input simulasi yang dimasukkan ke dalam sistem kawalan yang dibina dapat menghasilkan prestasi respon yang agak baik berdasarkan lajukan yang kurang 10% dan sebagainya. Akan tetapi, masih terdapat banyak ruang untuk penambahbaikan keseluruhan dari segi masa penetapan, masa menaik bagi respon, ralat keadaan mantap, dan juga lajukan.
3. Kos bagi motor DC dan keseluruhan alatan beserta peranti DAQ yang digunakan masih dikategorikan kos rendah jika dibandingkan dengan pengawal lain. Ini membuktikan pengawalan DAQ dengan komputer merupakan salah satu pilihan yang optimum bagi aplikasi ortosis seperti ini.

4. Masalah yang berlaku pada pengawalan motor pinggul RGO sebenarnya berpunca daripada perkakasan fizikal yang digunakan seperti gear, motor, dan amplifier.
5. Simulasi pergerakan keseluruhan RGO secara masa nyata bagi menentukan trajektori sebenar gagal dilakukan oleh kerana masalah yang dinyatakan sebelum ini. Walaubagaimanapun, masih terdapat trajektori virtual yang dapat digunakan sebagai panduan gait manusia bagi pergerakan ortosis tersebut.

## 5.2 CADANGAN

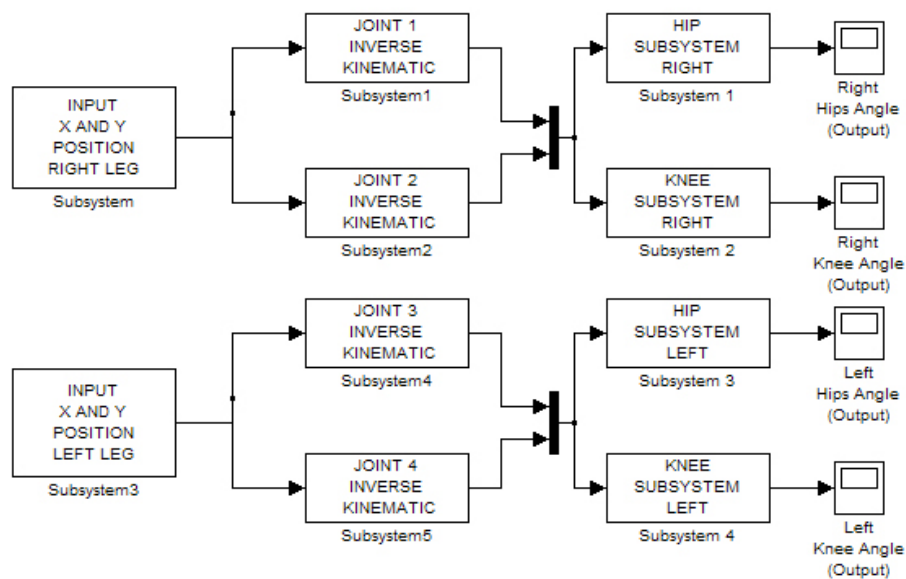
Terdapat beberapa penambahbaikan yang dapat dilakukan mengenai kajian pengawalan RGO bermotor ini. Cadangan pertama ialah berkenaan penggunaan pengawal sistem yang lebih baik di dalam sistem kawalan gelung tertutup. Pengawal logik kabur (FLC) berdasarkan perbandingan yang dilakukan oleh pengkaji yang lepas sudah terbukti mampu memberikan hasil yang lebih baik dari pengawal jenis PID yang digunakan di dalam kajian ini. Rajah 5.1 menunjukkan contoh kaedah pengawalan logic kabur yang digunakan untuk menentukan parameter pengawal PID berdasarkan keupayaannya untuk menghasilkan inferen berdasarkan keadaan ataupun dan peraturan yang ditetapkan oleh pengguna.



Rajah 5.1 Pengawal PID beserta penyesuaian logik kabur

Cadangan yang keduanya adalah berkenaan struktur sistem kawalan RGO. Di dalam kajian ini, kinematik yang digunakan adalah kinematik ke hadapan iaitu bermula dari nilai sudut sendi yang ditetapkan oleh pengguna, ianya dikawal supaya nilai akhir yang diperolehi adalah sama dengan nilai asal. Jika terdapat kajian yang seperti ini dijalankan di masa hadapan, adalah wajar pula menjadikan kedudukan hujung efektor pada paksi x dan y pula sebagai input bagi sistem kawalan. Posisi yang dikendaki bagi hujung efektor digunakan di dalam kinematik songsang bagi menentukan sudut yang sepatutnya dan sudut tersebut dikawal sepertimana di dalam kajian ini.

Akhir sekali, perkara yang perlu dititikberatkan pada kajian masa datang ialah pengawalan motor bagi kedua-dua belah kaki RGO. Ini adalah penting bagi meneliti dan membuat analisis lanjut yang lebih tepat berkenaan trajektori kaki. Rajah 5.2 menunjukkan gambaran bagi keseluruhan sistem kawalan sepertimana yang telah dinyatakan.



Rajah 5.2 Sistem kawalan keseluruhan berdasarkan kinematik songsang

## RUJUKAN

Undang-Undang Malaysia .

Malaysia. 2008. Akta Orang Kurang Upaya (Akta 685).

Sam Wong. 2010. Kepentingan Pendaftaran Orang Kurang Upaya. *Persatuan Pengguna-Pengguna Standard Malaysia*.

*Handbook Of Spinal Cord Injuries*. Ed. ke-2. Queensland Spinal Cord Injuries Service (QSCIS).

Stevens, C. 2001. How the Nervous System Interacts with Other Body Systems.. [http://www.internationalastrologers.com/nervous\\_system\\_and\\_planets.htm](http://www.internationalastrologers.com/nervous_system_and_planets.htm) [18 Jun 2012]

Aetna Inc. 2008. Clinical Policy Bulletin: Ankle Orthoses, Ankle - Foot Orthoses (AFOs), and Knee-Ankle-Foot Orthoses (KAFOs). [http://www.aetna.com/cpb/medical/data/500\\_599/0565.html](http://www.aetna.com/cpb/medical/data/500_599/0565.html) [18 Jun 2012]

Central Texas Orthotics and Prosthetics. LP (CTOPLP). 2011. Products. <http://www.ctopl.com/products.html> [18 Jun 2012]

Spinal Injury Network. <http://www.spinal-injury.net/paraplegia.htm> [18 Jun 2012]

Mazur, J.M., Shurtleff, D., Menelaus, M. & Colliver, J. 1989. Orthopaedic management of high-level spina bifida: early walking compared with early use of a wheelchair. *J Bone Joint Surg* 71(6): 56-61.

Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1999. *Dynamics of human gait*. Ed. ke-2. Cape Town: Kiboho Publishers.

- Dollar, A.M. & Herr, H. 2007. Active orthoses for the lower-limbs: challenges and state of the art. *IEEE transaction on robotics* 24(1): 144-158.
- Jamshidi, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M.B., Saadatian, M. & Firooz, S. 2009. *Singapore medical journal* 50(4): 412-417.
- Mori, Y., Okada, J. & Takayama, K. 2005. Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled "ABLE". *International conference on advanced intelligent mechatronics Monterey*, hlm. 1176-1181.
- Saito, Y., Kikuchi, K., Negoto, H., Oshima, T. & Haneyoshi, T. 2005. Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral-servo actuator. *International conference on rehabilitation robotics*, hlm. 394-399.
- Banala, S.K., Agrawal, S.K., Fattah, A., Krishnamoorthy, V., Hsu, W.L., John, S., & Rudolph, K. 2006. Gravity-balancing leg orthosis and its performance evaluation. *IEEE transactions on robotics* 22(6): 1228-1239.
- Kong, K. & Jeon, D. 2006. Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 11(4): 428-432.
- Nouri, B.M.Y. & Zaidan, A. 2005. Computer control of a powered two degree freedom reciprocating gait orthosis. *ISA transactions* 45(2): 249-258.
- TheFreeDictionary. <http://encyclopedia2.thefreedictionary.com/Commutation> [18 Jun 2012]
- Srisertpol, J. 2009. Estimation of DC motor variable torque using adaptive compensation. *Control and decision conference*, hlm. 712 – 717.
- Alassar, A.Z. 2010. Modeling and control of 5DOF robot arm using supervisory control. Tesis Sarjana, Electrical Engineering Department, The Islamic University of Gaza.

- Grega, W., Kolek, K. & Turnau, A. 1998. Rapid prototyping environment for real-time control education. *Proceedings of real-time systems education III*, hlm. 85-92.
- Laakkonen, O., Rauma, K., Saren, H., Luukko, J. & Pyrhonen, O. 2004. Electric drive emulator using dSPACE real time platform for VHDL verification. *IEEE international midwest symposium on circuits and system*, hlm. 279-283.
- Menghal, P.M. & Laxmi, A.J. 2010. Real time control of electrical machine drives: A review. *International conference on power, control and embedded systems (ICPCES)*, hlm. 1-6.
- Roy, A., Gazta, A. & Sahadevan, S. 2010. Matlab based real time control implementation of DC servo motor using PCI card. Tesis Sarjana Muda. Department of Electrical Engineering, National Institute of Technology Rourkela.
- Simon, A. & Jean, B. 2009. Real-time platform for the control prototyping and simulation of power electronics and motor drives. *International conference on modeling, simulation and applied optimization*.