

國立臺灣大學生物資源暨農學院生物產業機電工程學系

碩士論文

Department of Bio-Industrial Mechatronics Engineering
College of Bioresources and Agriculture

National Taiwan University

Master Thesis

利用前足機構設計達成二足機器人直腿型行走控制

Straight Legged Walking Control of Biped Robot with
Forefoot Mechanism



林詩翔

Shih-Hsiang Lin

指導教授：江昭皚 博士

Advisor: Joe-Air Jiang, Ph.D.

中華民國 99 年 6 月

June 2010

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

利用前足機構設計達成二足機器人直腿型行走控制

Straight Legged Walking Control of Biped Robot with

Forefoot Mechanism

本論文係林詩翔君 (R96631002) 在國立臺灣大學生物
產業機電工程學系、所完成之碩士學位論文，於民國 99 年
6 月 29 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此
證明

口試委員：

江 昭 龍

(簽名)

(指導教授)

林 達 德

曾 傳 蘆

連 豐 力

系主任、所長

周 瑞 仁

(簽名)

誌謝

一份論文的完成，代表的不是作者一人的成就，而是其背後許多人共同的心血結晶。我非常榮幸的可以將許多人給予的資源整合規劃出屬於自己的碩士論文，在此對於很多人抱予由衷的感謝。

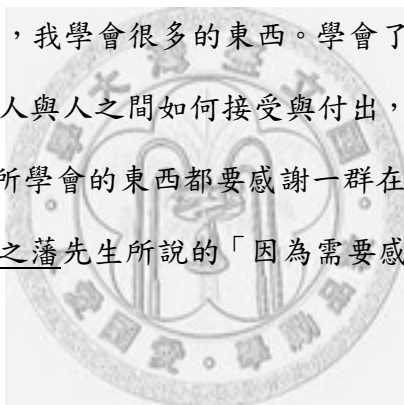
首先，我要感謝我的指導教授江昭皚教授，老師給予我非常多時間上的彈性來完成我的碩士論文。雖然念了三年，老師仍然毫無怨尤的給予最大的支持，這使我能夠沒有後顧之憂的完成我的論文。老師對於論文撰寫上嚴格的要求，對我而言是一種典範，而老師做人處事的態度，更讓我學習到很多的東西。再者，我要感謝林達德副院長、連豐力教授以及曾傳蘆教授三位口試委員。三位委員能抽空給予個人論文撰寫及內容上的指導，使我收穫良多。此外，我要感謝顏炳郎老師，老師能夠深入的指導我關於機器人運動學上的知識，使得這份碩士論文的核心可以有很好的基礎。我還要感謝呂東武教授，能夠慷慨的給予我難得的人體步態量測資料。沒有這份重要的資料這份論文根本不可能有開始。

在產業界方面，首先我要感謝茂綸股份有限公司CATCAN處的楊攸中處長、洪錦偉經理以及劉慈芬專案經理。三位在我就讀碩士三年的時間內給予我很多社會實習的機會。這些機會讓我更加了解台灣機器人產業的動態以及產業資源的流向。在與茂綸共同參加日本iRex機器人大展的經驗之中，我很榮幸的能夠親自認識許多台灣機器人領域的重要人物，不論是學術界或是產業界都讓我收穫良多。最後，也必須感謝茂綸在本研究二足機器人的硬體上給予最大的資助。此外，我要感謝昇東科技有限公司賴宏吉先生在二足機器人軟硬體整合上給予最大的資助以及技術資源，這使我可以很快速的將我的研究方法整合到二足機器人上並作實作展現。最後我要感謝利基應用科技股份有限公司的鮑惟聖總經理以及美商國家儀器股份有限公司台灣分公司的吳維翰行銷部技術經理，兩位在於二足機器人核心晶片的選擇以及機器人控制上給予我非常多的建議及經驗。

實驗室方面，我要感謝文典學長能夠幫助我釐清很多人體步態的觀念。我也要感謝欽龍學長和家榜學長能夠指導我關於MATLAB使用上的方法及技巧。我要感謝慕華姐能夠不辭辛勞的幫我修改英文的文稿部分。同時還要感謝進富學長、丞修學長、子翔、崇瑋、昌旺、子雲、景儀以及志宏在實驗室的幫忙。再者，我要感謝怡靜學妹，在三年研究之中學妹能夠像小祕書一般，提醒我許多雜事的死線日並幫我處理許多行政事項以及收集行政事項的詳細資訊，對於學妹的幫忙我抱予由衷的感謝。

最後，我要感謝我的家人以及我的女友佳蓉。我的家人在我就讀碩士的三年期間，無償的供應我經濟上的需求，並且給予我精神上最大的支持。而我的女友佳蓉，更是在我研究最低潮的時候不時給我鼓勵，給我繼續走下去的動力。

就讀碩士的三年期間，我學會很多的東西。學會了事情怎麼走，學會了資源如何到位，也同時學會了人與人之間如何接受與付出，這些東西遠遠超過了這本論文所能描述的。這一切所學會的東西都要感謝一群在背後默默為我付出以及支持我的人。最後，誠如陳之藩先生所說的「因為需要感謝的人太多了，就感謝天吧！」



林詩翔

中華民國九十九年八月十二日

中文摘要

二足機器人多關節的設計使得二足機器人有很好的障礙處理能力。然而二足機器人高自由度的多連桿機構，造成二足機器人步行上平衡的困難。因此，二足機器人的步態設計一直是二足機器人動態步行的一個重要課題。

本研究主要目的在於利用前足的機構設計來達成二足機器人直腿型的步行。在此研究之中，利用Pro/ENGINEER 4.0設計一個包含前足機構的半身二足機器人。此機器人包含十二個自由度。利用順向運動學將二足機器人建立出一個多連桿的運動模型。利用人體步行時的關節角度作為機器人直腿型步態週期的參照，以進一步降低二足機器人逆向運動學解析時的自由度。此外使用零力矩點(Zero Moment Point, ZMP)的概念判定二足機器人的平衡狀態。最後達成二足機器人動態步型的平衡控制，以及達成利用前足的機構的二足機器人直腿型的步行。



關鍵字：二足機器人、人型機器人、步態規劃、零力矩點、運動學。

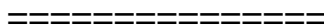
英文摘要

Comparing to other kinds of robot, biped robot has the advantage of obstacle crossing based on its multiple linkages design. However, multiple linkages design which contains many degrees of freedom increases the difficulty of balance control during dynamic walking. To solve the problem of balance control, the gait design has become an important topic to the dynamic walking of biped robot.

The main purpose of this study is to design a straight lagged walking control for biped robot based on forefoot mechanism. In this study, a biped robot which equipped a pair of forefoot mechanisms is designed by using Pro/ENGINEER 4.0. This robot contains 12 degrees of freedom. The robot control model is built by forward kinematic method. The zero moment point (ZMP) trajectory design is used as a main reference for robot dynamic walking, and also as a criterion of robot balance. Moreover, the joints angle of human gait is used to make a sub reference of robot straight lagged walking. The joints angle data can also decrease the calculation loading of robot inverse kinematic model. Finally, a straight lagged walking of biped robot can be implemented by using forefoot mechanism.

Keywords : Biped Robot, Humanoid Robot, Gait Pattern Generation, Zero Moment Point, Kinematics.

目 錄



	頁數
口試委員審定書	
誌謝	i
中文摘要	iii
英文摘要	iv
目錄	v
圖目錄	vii
表目錄	ix
第一章 前言.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究目的.....	3
1.3 論文整體架構.....	4
第二章 文獻探討.....	6
2.1 人體動作分析.....	6
2.2 步態運作原理.....	7
2.3 靜態平衡策略.....	14
2.4 動態平衡策略.....	14
2.5 零力矩點控制(Zero-moment point, ZMP).....	15
2.6 軌跡規劃.....	16
2.7 直腿型步態模型.....	18
2.8 前足關節步態模型.....	19
第三章 材料與方法.....	21

3.1 步態資料處理.....	21
3.2 二足機器人步態週期各關鍵階段與關鍵點界定.....	26
3.3 順向運動學(Forward Kinematics).....	29
3.4 二足機器人設計.....	31
3.5 二足機器人前足機構設計.....	35
3.6 二足機器人模型建立.....	38
3.7 二足機器人步態控制理論.....	45
3.8 零力矩點計算方法.....	58
3.9 零力矩點軌跡規劃.....	60
第四章 結果與討論.....	62
4.1 二足機器人順向運動學模擬.....	62
4.2 二足機器人步態週期關節角度模擬.....	65
4.3 二足機器人零力矩點計算.....	69
第五章 結論與未來工作.....	73
5.1 結論.....	73
5.2 未來工作.....	73
參考文獻.....	74

圖 目 錄

	頁數
圖1-1 單一足部肢段機器人步態(左)與人類步態(右)之比較(Ogura et al., 2006)	3
圖2-1 Muybridge利用連續攝影記錄馬的步態(Muybridge, 1901)	6
圖2-2 步態週期中雙腳站立期和單腳站立期的時間(Sudarsky, 1990)	8
圖2-3 步態週期的七個關鍵階段與七個關鍵點(Whittle, 2007)	9
圖2-4 站立期三個搖桿的運作機制(D-Med Inc., 2009)	11
圖2-5 零力矩點並非落在底部支撐情形(Vokobratovic, 2004)	16
圖3-1 髖關節、膝關節及踝關節在側向平面關節角度投影	21
圖3-2 左腳髖關節、膝關節和踝關節角度一個步態週期的資料擷取	22
圖3-3 左腳髖關節、膝關節和踝關節角度一次正規劃後的資料	23
圖3-4 左腳髖關節、膝關節和踝關節角度二次正規劃後的資料	25
圖3-5 利用左腳資料平移半個周期的右腳各關節角度	26
圖3-6 左腳腳根與右腳腳根x軸向位置的交叉比對	27
圖3-7 Denavit-Hartenberg座標系統表示法則之示意圖	29
圖3-8 關節M型零件Por/ENGINEER設計圖	32
圖3-9 馬達帶動舵輪Por/ENGINEER設計圖	32
圖3-10 伺服馬達Por/ENGINEER 設計圖	33
圖3-11 馬達關節固定零件Por/ENGINEER 設計圖	33
圖3-12 馬達製動飛輪Por/ENGINEER 設計圖	34
圖3-13 利用Pro/ENGINEER 4.0 組合的旋轉關節	34
圖3-14 傳統二足機器人單一肢段腳底板設計	35
圖3-15 二足機器人兩肢段足部設計(左)與前足搖桿設計(右)	36
圖3-16 二足機器人前足機構側牆移除前與移除後的情形	37
圖3-17 二足機器人前足機構組裝	38
圖3-18 二足機器人大腿長度改裝	38
圖3-19 二足機器人整體組裝實體	38
圖3-20 二足機器人在Pro/ENGINEER設計軟體所建立的機構模型	40
圖3-21 二足機器人順向運動學機構模型(a)z軸定義(b) x軸定義	41
圖3-22 二足機器人各肢段順向運動學機構模型座標系統各軸定義	41

圖3-23	人體步態髖關節x方向位置軌跡	48
圖3-24	二足機器人髖關節x方向位置軌跡	49
圖3-25	零力矩點的力圖分析(Vokobratovic, 2004)	58
圖3-26	人體資料模擬零力矩點軌跡	61
圖4-1	利用步態資料在側向平面做順向運動學模擬測試 (4個步態週期)	63
圖4-2	利用步態資料在正向平面做順向運動學模擬測試 (4個步態週期)	63
圖4-3	利用步態資料在上視平面做順向運動學模擬測試 (4個步態週期)	64
圖4-4	利用步態資料在3D做順向運動學模擬測試 (4個步態週期)	64
圖4-5	二足機器人步態與人體步態膝關節角度	65
圖4-6	二足機器人步態與人體步態踝關節比較	66
圖4-7	二足機器人步態蹠骨關節	67
圖4-8	二足機器人側向平面四個步態週期模擬	68
圖4-9	二足機器人規劃步態的三維空間模擬	68
圖4-10	二足機器人各肢段質心位置在正向平面(左)側向平面(右)的投影	71
圖4-11	二足機器人零力矩點模擬軌跡(四個步態週期)	72



表 目 錄

	頁數
表3-1 步態週期裡各關鍵點和關鍵階段發生的時間	28
表3-2 二足機器人Denavit-Hartenberg座標系統表示法則各座標系參數值	44
表4-1 各肢段座標系對原始座標系轉移矩陣推導	62
表4-2 二足機器人各肢段之質量	69
表4-3 二足機器人各肢段之質心位置	70



第一章 前言

1.1. 研究背景

二足機器人簡介

近年來，二足機器人步行的控制技術隨著硬體運算速率的提升而發跡。相較於一般的輪型機器人以及蛇型機器人，足型機器人一直以來都有步態平衡的控制問題，不論是二足機器人、四足機器人或是六足機器人。然而，二足機器人的步態平衡控制的運算複雜度最需硬體系統的計算資源。嚴格來說，就目前控制二足機器人所需的資源及技術是非常不適合商業化的機器人。幾乎不論是在任何的機器人應用的場合裡，輪型機器人的多樣化以可以充分展現他的適用性。不論任何的工作環境，科學家都有辦法開發最適合在該環境下操作的輪型機器人。

相對於其他種類的機器人，二足機器人的造型上對人類擁有更高度的親和力。不論是在社會照顧或是服務性質的行業裡，高度親和力的使得二足機器人在一般大眾心目中的接受度較高。有鑑於此，日本本田公司為了展示二足機器人的親和力以及工作穩定性，特別在本田公司二樓開設 ASIMO 咖啡專區，讓一般大眾更加能接受二足機器人與人的互動能力(Honda, 2007)。

二足機器人最大的特點在於多樣化環境的適應性。由於人類生活環境中有許多人因工程的設定。而應用在人類環境的機器人往往必須同時面對多種複雜度參差不齊的障礙。輪型機器人在簡單的環境中，擁有高度的機動性以及工作效率。但在障礙物複雜的工作環境裡，輪型機器人的適用性則相對降低。二足機器人利用其雙足的設計，可以擁有相對於其他種類機器人對環境障礙物更強的克服能力。

二足機器人現今發展概況

現今多數二足機器人步行的過程之中，多半腳底板在單腳站立期的初期都是

同時著地，而在單腳站立期的末期同時離地。這種設計主要是為了降低二足機器人的自由度。由於二足機器人本身就屬於高自由度多連桿機構，若腳底板在著地以及離地的時候必須以地面做支點來做旋轉，無形之中則會產生另一個被動的自由度存在。而被動自由度在控制上較一般的自由度困難許多。然而，為了要讓二足機器人在單腳站立期能夠腳底板同上同下，並且讓質量中心盡可能的降低位移幅度，許多早期的研究往往過分使用膝關節來當作補償方法，這也使得二足機器人在行走的時候無法跟人類步態一樣完全將腿伸直，而呈現屈膝前進的情形(Honda, 2005)。

此外，為了增加步行時的穩定性，現今的二足機器人足部多半沒有蹠骨關節的設計。舉凡本田公司的 ASIMO、新力公司的 QRIO 以及川田公司的 HRP 都沒有蹠骨關節的設計。近年來，部分團隊開始研究蹠骨關節對於二足機器人步態的影響，例如日本早稻田大學高西實驗室在其二足機器人 WABIAN 上，提出了蹠骨關節設計的概念(Ogura et al., 2006)，並利用軌跡規劃的方法達成二足機器人在單腳站立期完成前足搖桿的使用。然而，該隊所設計的蹠骨關節為一被動關節。但根據人體步態數據指出，在單腳站立期末期蹠骨關節是必須提供推進力量的主動關節。早稻田高西實驗室團隊所做出的二足機器人步態已經與人體步態相似。然而若將二足機器人的蹠骨關節改為主動關節，將可以有效率的提升二足機器人的步長，進一步增加二足機器人的行走速度。

二足機器人腳底板同上同下的步態可以利用量測正向力的方式看出與人類步態不同的地方(Ogura et al., 2006)。人類步態的測力板資料上，會在腳落地的時候以及腳離地的時候分別產生兩個大於自身重量的峰值。然而，在機器人步態的測力板資料當中，這兩個峰值並沒有出現，並且自落地以後力板所承受的力量與身體重量相同而且變動幅度不大(圖 1-1)。

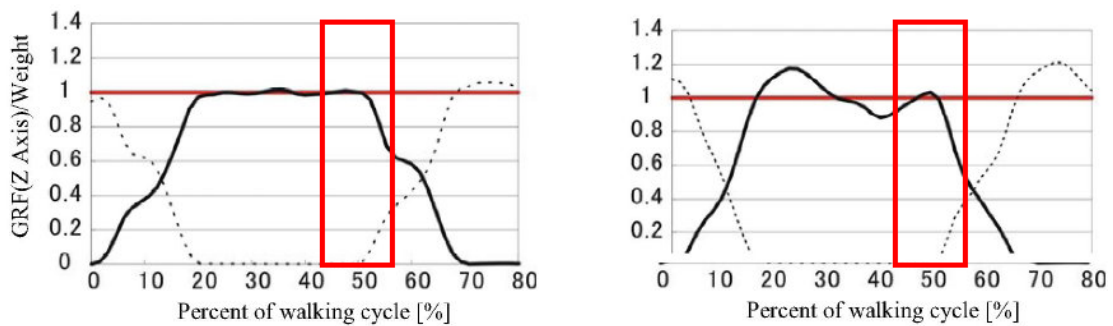


圖 1-1 單一足部肢段機器人步態(左)與人類步態(右)之比較(Ogura et al., 2006)

這兩個測力板資料的差別主要在於，人類步行的時候，在支撐腳要進入單腳站立期的著地開始階段時，地面會產生反作用力，而這個反作用力會順著人體的足底和脛骨向上傳遞。而人會利用膝蓋施力來抵銷地面的衝擊力，進而產生測力板資料上的第一個峰值。第二個峰值則是發生在單腳站立期末期的推進階段，由於蹠骨關節向地面施力以幫助人體前進以及幫助站立腳脫離地面進入擺動期。

1.2. 研究目的

本研究的主要目的可分為兩點。其一，由於近年來二足機器人的腳底板設計多為單一肢段，為了提升二足機器人的步伐長度以及推進能力，本研究則透過二足機器人主動式蹠骨關節的設計來達成直腿型的動態平衡步態。其二，現階段二足機器人多採用零力矩點軌跡規劃，配合二足機器人逆向運動學的計算，達成二足機器人步行的姿態與軌跡。然而，面對高自由度的逆向運動學計算，往往成為二足機器人開發的主要瓶頸。因此，本研究主要目的則是配合拆解人體步態機制，並重新將其設計套用於二足機器人上，配合零力矩點的平衡判定準則，達成二足機器人步態產生方式。

首先，利用 Pro/ENGINEER 4.0 設計主動式的蹠骨關節，並以 Pro/ENGINEER 4.0 設計 12 軸的二足機器人，其中單腳包含髌關節兩個自由度、膝關節一個自由度、踝關節兩個自由度以及前足蹠骨關節一個自由度兩腳共 12 個自由度。利用 Matlab 結合零力矩點控制以及順向運動學建立二足機器人的控制模型以及模擬環

境。利用人體步態學各關節的角度資料，拆解整個人體步態機制並設計成為二足機器人步態控制模型。並且利用實際所測定到的零力矩點做為平衡判定。最後將模擬的方法實做於二足機器人上。

1.3. 論文整體架構

第一章 前言：

主要描述二足機器人平衡技術目前遇到的挑戰，並說明二足機器人相較於其他類型機器人的優勢。此外，說明踝骨關節對於直腿型二足機器人步態的重要性，以及人體步態與傳統機器人步態之差異。

第二章 文獻探討：

主要針對二足機器人目前主流的控制方式進行文獻探討，包含：倒單擺模型、零力矩點平衡判定方式、零力矩點軌跡規劃、直腿型步態、踝骨關節的機器人研究。此外，描述人體步態學資料對於目前機器人研究的應用，以及人體步態學的文獻回顧。

第三章 材料與方法：

本研究由於是基於人體步態資料來做為二足機器人步行時的參考。因此，人體步態週期的結構是重要的研究方法之一。此外，二足機器人的主要控制是基於傳統的機器人學來完成。二足機器人的模型設計可以假設為一個連桿鏈，以站立腳的足部為基點，擺動腳的足部為終點。因此，在模型設計上需要用到順向運動學來做二足機器人模型的設計。而二足機器人的平衡判定方式主要是靠零力矩點來完成，零力矩點的設計理論以及計算方式也會在本章節作為說明。

第四章 結果與討論：

二足機器人順項運動學完成之後，必須先利用人體的步態資料來做運動學的測試，以確認利用 Matlab 所設計出來的二足機器人運動學模型沒有嚴重的錯誤。利用 Pro/ENGINEER 4.0 完成二足機器人機構設計完成之後，則可以同時利用 Pro/ENGINEER 4.0 量測質心的內建功能計算出各個肢段的質心位置。利用質心的

資料配合順向運動學，建立起零力矩點的模型。透過上一章人類步態原理的機制，導入本研究二足機器人的機構模型之中，完成側向平面二足機器人的步態規劃，並利用 MATLAB 展現二足機器人步態規劃的結果。最後再透過正向平面馬達的調整，將零力矩點規劃至支撐面積裡，達成二足機器人動態平衡的展現。

第五章 結論與未來工作：



第二章 文獻探討

2.1. 人體動作分析

步態分析的技術最早是由 Muybridge 所提出(Muybridge, 1901)。Muybridge 早期利用連續拍照方法來進行馬的步態分析。後來由於攝影技術的進步，攝影技術被應用於人體步態分析上(圖 2-1)

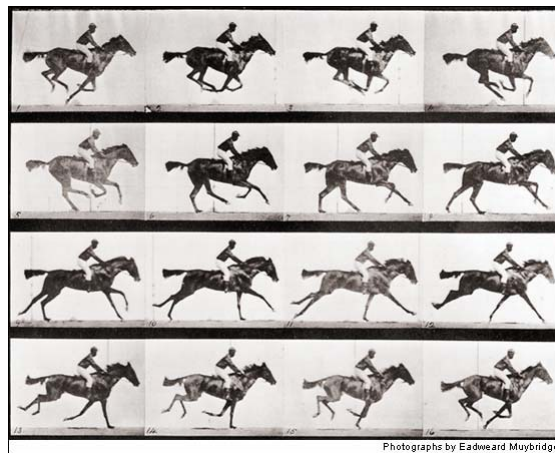


圖 2-1 Muybridge 利用連續攝影記錄馬的步態(Muybridge, 1901)

Bresler 和 Frankel 提出了人體力圖分析之方法，並且成功計算出髖關節、膝關節和踝關節的角度(Bresler and Frankel, 1950)。Inman 等人則是將人體步態分為 6 個指標，進一步描述人類步態在不同時間點上之動作原理(Inman *et al.*, 1953)。此六個指標分別為：髖骨旋轉(Pelvic Rotation)、髖骨傾斜(Pelvic Tilt)、膝關節運作機制(Knee Mechanisms)、腳部運作機制(Foot Mechanisms)、站立期膝關節彎曲(Knee Flexion in the Stance Phase)、正面髖骨位移距離(Lateral Displacement of the Pelvic)。根據以上六個指標的趨勢則可以描述一個人類的正常步態。

部分二足機器人主要是利用人類走路的步態數據做為建立走模型的依據。Ijspeert 等人利用人體步態各個關節角度建立二足機器人之動態模型(Ijspeert *et al.*, 2002)。此模型主要可分為兩個特色，其一是機器人的步態軌跡並非由時間參數來

進行控制策略的設定，而是利用差分方程式建立機器人步態學習系統，利用人類步態資料設定系統的部分參數值，進一步達成二足機器人自行產生步態的方法。其二，此模型的控制策略並不會單獨只依賴人體步態參數，而產生單一特別的期望軌跡。其控制策略主要是將目標動作所有的參數，從起始狀態開始進行整體演化，最後推導出最適合目標動作的軌跡。此種特性可以當機器人動作產生不穩定時，以平滑的動作曲線來穩定機器人的狀態。

近年來，由於高速影機的發展以及紅外線攝影技術，人體步態分析的困難度已經較以往降低許多。利用 VICON 影像擷取系統，已經可以得到解析度跟準確度很高的步態數據。進一步可以充分利用這些數據進行二足機器人行走時各關節軌跡的規劃。Gorce 等人利用量測人體行走時中心質量的偏移以及測力板上力的改變，來建立機器人動態系統的平衡機制，並配合人體多連桿的自由體機構達成利用數值方法解決機器人步態循環中初始狀態下的動態平衡問題(Gorce, 2001)。Gorce 的初始步態的動態控制可分為兩點。其一，步態的初始化可以用多組步態像(Gait Phase)改變來進行描述，其中此研究則是將初始步態視為機器人由雙腳站立期到單腳站立期階段的簡化。其二，利用此研究可以推算出站立期的動態限制以及參數標準的最佳化，並且利用模擬的方式呈現出動態步態產生在初始階段的控制情形。

2.2. 步態運作原理

人類的步態週期就左右腳分開來看，可分為兩個時期與八個關鍵點。其中兩個時期可分為站立期和擺動期，站立期約佔一個步態週期的 60%，而擺動期則佔步態週期的 40%(Sudarsky, 1990)。由於站立其所佔的時間大於擺動其所佔的時間。因此若將兩隻腳的步態週期放在同一時間軸上來比較，人類的步態週期可以分成雙腳站立期和單腳站立期，其中雙腳站立期會在步態週期中出現兩次，每次發生時間佔總步態週期的 10% 到 15% (Sudarsky, 1990) (圖 2-2)。

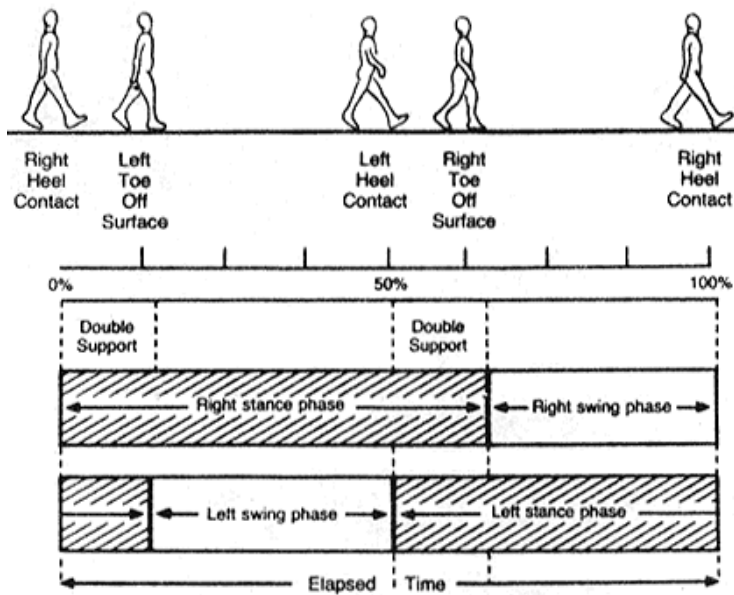


圖 2-2 步態週期中雙腳站立期和單腳站立期的時間(Sudarsky, 1990)

步態分析的七個關鍵階段(Whittle, 2007)可分為：重量轉移(Loading Response)、站立中點(Mid Stance)、站立結束(Terminal Stance)、擺動預備(Pre-swing)、擺動開始(Initial Swing)、擺動中點(Mid swing)、擺動結束(Terminal swing)。

切割上述七個關鍵時期的七個關鍵點(Whittle, 2007)其分別為：著地開始(Initial Contact)、反側腳腳趾離地(Opposite Toe Off)、腳根離地(Heel Rise)、反側腳著地開始(Opposite Initial Contact)、腳趾離地(Toe Off)、腳部鄰接(Feet Adjacent)以及脛骨垂直(Tibia Vertical)。其中從著地開始到站立結束為步態週期的站立期，而擺動預備到擺動結束為步態週期的擺動期(圖 2-3)。

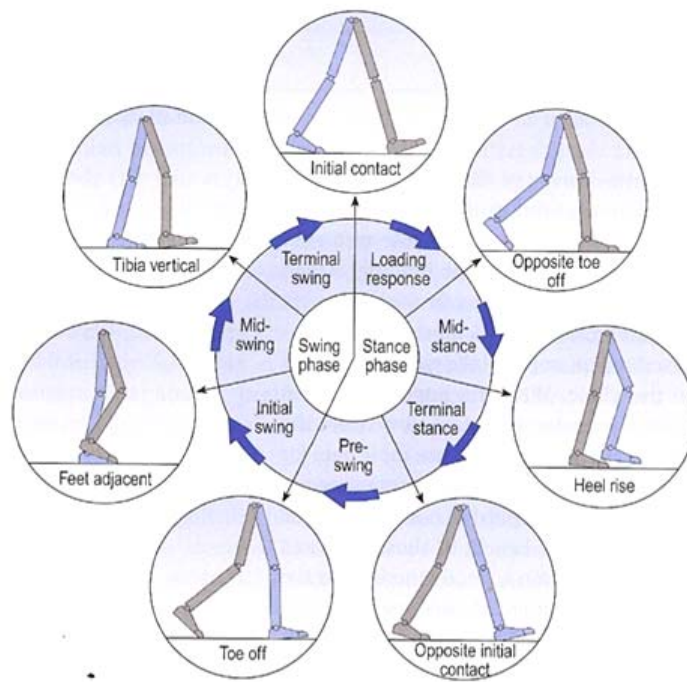


圖 2-3 步態週期的七個關鍵階段與七個關鍵點(Whittle, 2007)

著地開始

著地開始是重量轉移階段的開始，同時也是站立期(Stance Phase)開始的一個重要指標。在此時期，地面的反作用力透過腳根由垂直向上的方向轉向為向上向後的方向。身體位置在這個時期大約在著地腳後面約二分之一個步伐寬度。此外，身體在這個時期則略為旋轉，此狀態使得落地腳側的肩膀位置與反側的髖關節位置的距離為最遠。髖關節角度開始下降，結束了從擺動中點開始大約維持定值的最大髖關節角度。膝關節角度方面，則是在著地開始發生之前就開始轉為伸直。在著地開始以後，則利用膝關節角度的彎曲來達成地面反作用力的吸收。踝關節則是維持其中立位置，小腿略微向後而腳底板略微抬起，使得只有腳根與地面接觸達成著地開始。

著地開始為一個步態成功與否的關鍵，且可為決定步伐長度的主要關鍵點。若步伐長度過大，則會使得在重量轉移階段質量中心與踝關節之間的距離過長，進而使踝關節所需之力矩變大而使得步態週期非常吃力，而步伐長度過小則會使

得底部支撐面積不足而難以平衡。

重量轉移

重量轉移則是雙腳站立期的開始，其介於著地開始與反側腳腳趾離地兩個關鍵點之間。利用踝關節角度的增加使得整個腳底的足部面積皆可以與地面接觸。由於重量進行快速的轉移，此時的地面反作用力急速增加而方向維持向後向上。重量轉移階段通常占據了整個步態週期的前 10% 至 12%(Whittle, 2007)。而在這個階段身體則維持在整個步態週期之中最低的位置。另一方面，身體在這個時期則是快速進行側向移動，並將身體的重心由後腳轉移至前腳。膝關節則是擔任吸收由地面傳遞上來的反作用力的角色，以維持身體進行穩定前進並開始進行站立期彎曲。

重量轉移的主要目的在於利用腳根搖桿(Heel Rocker)將身體的重心由預備擺動腳轉移到站立腳上。利用控制質量中心以及足底壓力中心的位置，使得人體步行進入擺動期時不會傾倒。此外，在重量轉移期間會有地面衝擊力產生，而站立腳也必須將其力道吸收，以防止此力量向上半身傳遞造成上半身的不穩定。

反側腳腳趾離地

反側腳腳趾離地則是雙腳站立期的結束，並將步態循環推向站立中點的階段。在此階段腳部則是平躺且完整的與地面接觸，而原本略為旋轉的身體以及髖關節也逐漸回到中立位置。身體的高度開始增加而且前進速率開始下降。膝關節持續彎曲，並在站立中點階段達到站立期彎曲角度的最大值。此一膝關節彎曲角度對於步行速率有很大的敏感性，並且在極緩速步行時會消失。一旦整隻腳底板平躺且完整的與地面接觸，踝關節則開始增加踝關節角度，使得站立腳以踝關節為支點擺動前進。

站立中點

站立中點階段則是位於反側腳腳趾離地以及腳根離地之間。在此階段擺動腳將會擺過站立腳，其擺動腳對應的階段則是腳部鄰接關鍵點。此時身體的位置到

達整個步態週期的最高點，並持續下降其前進速率。此外，身體的側向位置也完全到達最高點，並使得整個重心位置放置在站立腳的底面積上面。一旦反側腳的腳趾一離地，整個身體的重量將會只由站立腳的髖關節來支撐。在站立中點時期膝關節將到達其最大站立期彎曲角度，此一最大站立期彎曲角度大約發生在步態週期的 15%到 20%。雖然最大站立期彎曲角度因人而異且也與步行速度有密不可分的關係，但是在人體步態上大約為 10 度到 20 度之間。

站立中點為步態週期之中維持平衡最重要的一個時期，由於在站立中點期足部須承受身體所有的慣性力，並利用腳踝搖桿(Ankle Rocker)將身體猶如倒單擺一樣由腳踝後側擺至腳踝前側以幫助擺動腳前進。因此，站立中期在步態週期之中是最重要的一個關鍵點，也是決定步態崩潰與否的時期。

站立結束時期也稱為推進期。此時期，身體會利用前足搖桿(Forefoot Rocker)讓擺動腳向前延伸。而前足搖桿的壓縮則是要儲存能量。此能量的功能則是提供站立腳進入擺動期時離地的主要推力。

由於步態週期的 60%皆為站立期，因此一個好的步態取決於站立期三個搖桿(腳根搖桿、腳踝搖桿、前足搖桿)的運作成功與否(圖 2-4)。擺動期期要的目的在於控制擺動腳避開障礙物以及遠離地面，以防止在步態週期中擺動腳撞擊到地面而跌倒。

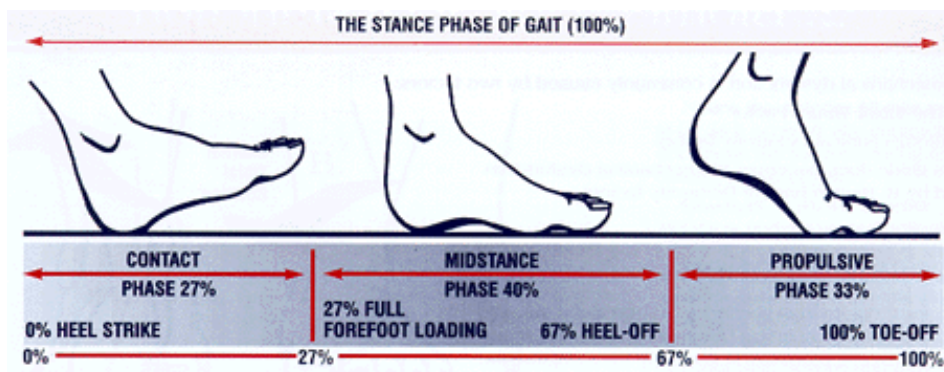


圖 2-4 站立期三個搖桿的運作機制(D-Med Inc., 2009)

腳根離地

腳根離地是由站立中點進入到站立結束的一個重要指標。在這個關鍵點腳根的中心壓力點(Center of Pressure, COP)將會逐漸向前移動，使得腳根可以在穩定步行的前提之下離開行走的地面。身體的位置開始下降，並且側向位置開始回歸中立點。此主要目的是為了讓站立腳預備進入擺動預備期，使其將身體重量漸漸向另一隻腳進行轉移。此外，髖關節的腳步持續增加一直到反側腳著地開始關鍵點的時候到達最大值。然而，髖關節的側向角度仍然需要以維持身體穩定來進行平衡，而到反側腳開始進行著地開始階段。膝關節角度大約在腳根離地的瞬間達到最大站立期彎曲角度。踝關節開始進行反向彎曲，此一目的在於使得膝關節可以向前延伸，並且可以增加地面反作用力。當腳根離地的時候，腳趾的部分仍然與地面貼齊，而足部的跖骨關節角度開始增加。

反側腳著地開始

反側腳著地開始大約發生在整個步態週期的 50% 左右，此關鍵點主要是作為連結單腳站立期(Single Support Phase)與擺動預備開始的兩個階段。在這個關鍵點上，髖關節開始準備增加角度、膝關節則已經為了擺動期而彎曲而踝關節則是呈現略為伸展的情形。在反側腳著地開始關鍵點上準備離地的站立腿是利用跖骨關節將其往前推進。

擺動預備

擺動預備階段則是介在反側腳著地開始到腳趾離地之間。在此階段之中，最重要的則為站立腳三大搖桿機構的前足搖桿。前足搖桿的最主要則是利用跖骨關節機構將身體透過肢幹連桿鏈將其往前推進，此一階段同時也稱之為推進期。由此可知，推進期並非完全被動的讓身體帶動整個腿部。事實上，此一階段的踝關節輸出功率為整個步態週期期間的最大值。而踝關節的輸出功率將必須提供身體的加速度以及腿部擺動的加速度。此外，髖關節在這個階段則到達反向的最大關節角度，其約為 10 度至 20 度左右。

腳趾離地及擺動開始

腳趾離地關鍵點大約在步態週期的 60% 左右發生。此一關鍵點主要為區隔擺動預備階段與擺動開始兩個階段，這代表了站立期的完全結束，並進入了擺動期的階段。在擺動開始階段身體開始回歸到中立位置以及增加高度，並且將重心轉移到另一側的站立腳上面。當腳趾離地以後，髖關節將會讓整隻腿在受重力影響下向前擺動，並準備在下一個階段通過另一隻站立腳。在腳趾離地以後踝關節受到重力影響到達反向角度的最大值，約為 25 度左右。而踝關節在到達最大角度之後會開始反向旋轉，並在下一個階段時回到中立位置。

腳部鄰接及擺動中點

腳部鄰接則是分割了擺動開始以及擺動中點。在此一關鍵點擺動腳以及站立腳會呈現比鄰的狀態。擺動期大約占整個步態週期的 40% 左右而腳部鄰接大約發生在擺動周期的一半左右，大約在步態週期的 80% 發生。在此一個關鍵點身體位置來到了整個步態週期的最高位置，此一高度甚至高於站立期的身體位置高度。這個關鍵點膝關節將到達最大彎曲角度，其約為 60 度至 70 度。而膝關節彎曲角度的最大值則是發生在腳部鄰接發生之前，腳部鄰接之後膝關節則會快速的伸直進入下一個階段。膝關節利用本身的彎曲縮短了髖關節根踝關節的直線距離，使得擺動過程之中腳部不會撞擊到地面。而擺動期中腳趾與地面的最近距離也發生在腳部鄰接的關鍵點上。踝關節在擺動中點階段則是回歸到了中立位置，並保持中立位置直到著地開始。

脛骨垂直與擺動結束

脛骨垂直則是切割擺動中點以及擺動結束兩個階段的關鍵點，此一關鍵點大約發生在整個步態週期的 86%。當脛骨垂直的關鍵點發生時，身體開始降低垂直高度並將重心由站立腳略微移動回到中線位置。脛骨垂直關鍵點發生的時候，膝關節則是呈現快速伸直的狀態，並在擺動結束時期進入完全伸直準備下一個著地開始。踝關節角度在腳部鄰接發生之後一直到著地開始之前則不是非常重要。

2.3. 靜態平衡策略

靜態平衡策略是早期二足機器人行走時的平衡方法，其主要的概念在於機器人行走時期，其中心質量(Center of Mass, COM)必須永遠落在機器人底部支撐的面積裡。因此，機器人在行走時必須先將重心移到其中一隻腳，等機體穩定之後另一隻腳再擺動前進。此種方法需要很大的時間讓機器人達成靜態平衡，也因此機器人行走速率極慢。例如，Honda 公司早期所製作的兩足機器人 E0 則是使用此種方法做為步態平衡的控制策略。目前，已經很少研究使用靜態平衡步態來達成二足機器人行走(Honda, 1986)。

2.4. 動態平衡策略

倒單擺動態平衡模型

動態平衡策略主要是可以讓二足機器人之機體在持續性動態環境下進行前進的方法。Hemami 等人提出利用倒單擺模型模擬雙腿進行。將二足機器人站立腳視為一倒單擺。此模型將足底視為單擺之固定端而身體則視為倒單擺之擺垂，而二足機器人則以踝關節為支點將身體擺動前進(Hemami, 1973)。這是由於二足機器人在單腳站立期間以及週期性運動上有和倒單擺類似的穩定控制和反饋控制。利用倒單擺的位置反饋以及速度的反饋就可以使二足機器人達成動態穩定平衡。Kajita 等人則是進一步提出利用 3D 線性倒單擺模式(Three-Dimensional Linear Inverted Pendulum Mode, 3D-LIPM)來達成二足機器人在 3D 空間裡即時的步行控制(Kajita et al., 2002)。此研究利用 3D-LIPM 配合部分關節的軌跡規劃，則可以用簡單的演算法推算出二足機器人步態模式，並進一步的只需利用遊戲遙控器給予二足機器人行走方向和速度，就可以讓二足機器人穩定的自動產生步態而前進。最後，該團隊將 3D-LIPM 實現在一個 12 個自由度的二足機器人—HRP-2L，以證明該演算法可以讓機器人成功達成動態平衡的穩定步行。

Lee 等人則是進一步以 3D-LIPM 的模型配合零力矩點的概念開發出可適應性

零力矩點調整控制方法(Lee et al., 2007; Lee et al., 2008)。利用將零力矩點在足底面積的調整,可以各別達成二足機器人在單腳站立期時質量中心位置和速度的改變,進一步達成二足機器人的平衡。此外,這個研究所提出之演算法可以透過建立零力矩點可行性的平衡區域,達成判定預定動作的動態可行性。並且,借由閉迴路的控制, Lee 等人所提出的演算法可以達成即時性的步態運算。

被動動態步行模型

此外, McGeer 則提出一種二足機器人步行模型,可讓二足機器人可以在不施外力之狀況下,單靠模型的開路控制則可連續的利用重力下坡步行 (McGeer, 1988)。McGeer 所提出的二足機器人模型其兩腿皆為直桿機構,並沒有包含膝關節。此種模型只能建立在特定的環境參數下,若環境參數改變則模型無法達成二足機器人穩定下坡的功能。其後, McGeer 在 1990 年提出了有膝關節的二足機器人被動動態平衡模型。首先,膝蓋使步態更擬人化,此一設計可以增加對自然步態研究的實用性。此外,膝蓋解決腳趾在恢復階段產生與地面碰撞的問題,讓擺動腳可以準備進行下一個步驟。雖然此模型對於環境有較大的適應性,然而此種模型仍為開迴路控制,因此無法對一般環境的外力進行反應 (McGeer, 1990)。

2.5. 零力矩點控制(Zero-moment point, ZMP)

零力矩點的定義為考慮在行走地面上的一點,其重力舉和慣性力舉之合為零,則此點被定義為零力矩點(Vokobratovic, 1969)。若零力矩點並不在二足機器人的底部支撐面積上,則此點與二足機器人之支撐腳之間會存在一力矩,因而使機器人產生傾倒的情形(Vokobratovic, 2004)(圖 2-5)。

零力矩點控制的方法雖然在 1969 年就被提出,然而第一個零力矩點控制的實際應用,則是實現在 1984 年由日本早稻田大學 Yamakuchi 等人所發展的二足機器人 WL-10RD 上。其後, WL-12RD 利用身體的擺動來補償二足機器人行走時三軸的力矩,達成機器人快速動態的零力矩點的平衡(Yamaguchi et al., 1993)。時至今日,零力矩點控制的方法已經成為目前最廣泛使用的動態平衡控制(Erbatur et al., 2002)。

目前，由本田公司所生產的知名的二足機器人 ASIMO (Sakagami et al., 2002)，以及 ASIMO 的前身 P1、P2、P3 二足機器人也皆採用零力矩點控制成為主要控制的方法之一(Hirai et al., 1998)。

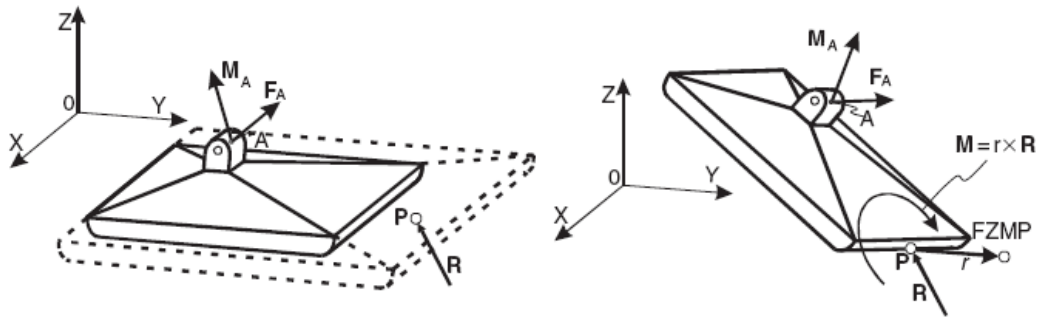


圖 2-5 零力矩點並非落在底部支撐情形(Vokobratovic, 2004)

Tevatia 和 Schaal 將順向運動學的轉移矩陣，利用反轉換的方式推導出速度及加速度的轉移矩陣，並利用轉移矩陣的相互關係以及 Extended Jacobian Method (EJM)演算法呈現了二足機器人的反向運動模型(Tevatia and Schaal, 2000)。EJM 演算法利用一些最佳化的設定，可以降低二足機器人在解反向動力學時所產生不必要的姿態。此外透過設定 EJM 的比例函數，EJM 可以達成和虛擬反轉換 (Pseudo-Inverse)相同的功能。此種特性將可以讓 EJM 與虛擬反轉換方法之間相互使用。

2.6. 軌跡規劃

關節角度軌跡規劃

由於二足機器人屬於高自由度之多連桿機構，對於一架簡易的半身機器人其關節自由度就多達 10 個，若考慮一個全身的機器人甚至多達 22 個自由度以上。基於高自由度的特性，在尋找機器人之反向運動學各關節角度之解集合往往需要同時計算多個參數。然而，這些參數的解集合往往都不是唯一解，這使得在處理機器人反向運動學時，常常會消耗大量的計算資源並且耗費大量的計算時間。

有鑑於此，許多研究在機器人步態開始之前，就直接給予機器人的部分關節

特定軌跡，藉此直接降低在解機器人反向運動學上的自由度。Huang 等人認為在穩定的地面狀況下，機器人必須以符合馬達較小力矩以及較低迴轉速度來進行平衡 (Huang et al.,2001)。首先，根據地面的情形做出足部前進時的軌跡規劃線，之後再利用空間幾何的方式推算平滑的髖關節軌跡。利用此兩個軌跡做為起始條件，進一步推算零力矩點的軌跡。由於馬達的規格和步態的模式之間的關係可以鑑別出來，因此在地面狀況以及穩定的限制條件確認後，可以讓二足機器人選擇力矩較小和迴轉速率較低的方法進行移動。

Albert 等人利用雙質量倒單擺模型 (Two Masses Inverted Pendulum Model, TMIPM) 以及多質量倒單擺模型 (Multiple Masses Inverted Pendulum Model, MMIPM)，配合關節角度的軌跡規劃以及零力矩點的穩定測試，達成二足機器人的動態平衡，並實作於一個七個自由度的半身二足機器人 BART-UH 上 (Albert and Gerth, 2003)。首先，利用一個規劃好之擺動腳的足部軌跡帶進 TMIPM 裡，並利用一個非齊次的微分方程式將髖關節的軌跡點規劃出來。接著再將軌跡補點並利用一個多項式奇函數做回歸形成髖關節的軌跡。再套入 MMIPM 裡使用逆向運動學推算出其他各個關節的軌跡方程式，最後計算出二足機器人的重心軌跡。若重心軌跡不會導致機器人傾倒，再將計算好的資料進行實機測試。

然而，自從零力矩點軌跡規劃的方法被提出以後，大部分的關節軌跡規劃的方法都會搭配零力矩點軌跡規劃來使用。進一步零力矩軌跡規劃以成會成為二足機器人步態穩定的核心方法。

零力矩點軌跡規劃

在零力矩點平衡判定成為二足機器人平衡策略中一個慣用的指標以後，許多人開始利用零力矩點的軌跡規劃，配合反向運動學的計算達成機器人穩定前進的策略。Sugihara 等人建立一個參考零力矩點軌跡，配合反向運動學以及倒單擺控制，建立一個回授系統，將機器人實際所測得的零力矩點軌跡與參考軌跡作曲線擬合，並配合二足機器人中心質量速度的軌跡，達成二足機器人動態穩定平衡 (Sugihara et

al., 2002)。此種方法提供二足機器人一個及時性運動軌跡生成方式，可以提升二足機器人的適應性(Adaptability)和敏捷性(Agility)。同時，此研究利用結合機器人動力學以及倒單擺系統的相似特質來降低及時運算的計算複雜度，以提升運算速度。

Kurazume 等人則是利用人類步行時重心移動的軌跡，提出鋸齒狀零力矩點補償軌跡的方法 (Kurazume et al., 2003)。此方法可在機器人步行的過程之中，持續地控制零力矩點重心線以及兩個腳底板之間穿梭，其形狀如鋸齒狀，同時零力矩點所規劃的軌跡則是設計為時間的函數。首先，Kurazume 等人將二足機器人簡化為一個單質量的模型，再將零力矩點設計在腳底板中心，並規劃零力矩點由擺動腳腳底板移動至支撐腳腳底板上。最後，利用多質量模型重新推算零力矩點，並透過轉換函數的計算使得實際的零力矩點軌跡可以符合所規劃的零力矩點軌跡等。

Lim 等人利用人類步態的重複性來達成機器人動態步行的步態產生 (Lim et al., 2002)。此研究利用機器人的人機介面設定二足機器人的步寬、速度來決定五個步伐的下肢步態模型。Lim 等人所提出的步態模型將二足機器人每隻腳步態分為三個階段及七個動作，前三個動作為擺動期末段，第四個為雙腳站立期，後三個為站立期末段，再雙腳搭配下則可以產生完整的步態循環。在不態規劃完成之後，進行零力矩點的軌跡軌跡規劃。接著利用身體的質量的轉移來使得實際零力矩點軌跡和規劃的軌跡擬合，並使零力矩點的軌跡鎖定在底部支撐面積上，最後再重複上述步驟以產生整體的步態軌跡。配合視覺和聽覺的偵測，則可以達成二足機器人有效率的步態產生方法。Lim 和 Takanishi 則是跟據前述之方法加入地面參數來達成機器人整體的動態平衡，以提升二足機器人的穩定性以及適用性。(Lim and Takanishi, 2005)

2.7. 直腿型步態模型

早期的二足機器人，為了提升質量中心在移動時的穩定型，往往會利用軌跡規劃的方法，將質量中心的軌跡盡可能鎖定在一條水平線上。然而，此種方法使得二足機器人在移動步行的過程之中，必須使膝蓋保持長期彎曲以當做質量中心

緩衝器。由於屈膝行走的步態與真實人體的步態相差很大。因此，近年來許多二足機器人步態工程師致力於直腿型的二足機器人步態模型。

Ogura 等人在一個 14 個自由的二足機器人上模擬直腿型步態模型 (Ogura et al., 2003)。為了達成直腿型步態模型，Ogura 等人利用設計站立腳的膝關節軌跡以及膝關節腳速度的限制來代替設計二足機器人髖關節的高度。此外，配合足部的軌跡以及髖關節的軌跡，將反向運動學分為站立腳以及擺動腳兩個部分，分別進行各關節的求解。最後，透過零力矩點的控制來達成二足機器人的穩定步行，並且利用二足機器人的軟體建模以及數值模擬來驗證直腿型步態模型。此後，Ogura 等人又重新改變整個系統所需的初始條件，放棄使用膝關節角速度而改採用零力矩點軌跡規劃來達成二足機器人直腿型的步態模式，並個別針對膝關節軌跡以三次向多項式、常數來進行模擬。最後，Ogura 等人將系統實做於機器人 WABIAN-2/LL 上(Ogura et al., 2005)。

Kurazume 等人利用二足機器人上肢的上下移動的補償方式，來達成直腿型步態移動 (Kurazume et al., 2005)。透過此種直腿型步態可以使得支撐二足機器人身體所需要的力矩和能量降到最低。此外，Kurazume 等人提出了兩個評估膝關節效率的指標，分別為膝直指標(Knee Stretch Index, KSI)和膝力矩指標(Knee Torque Index, KTI)。此二種指標都可以透過簡單的計算來評估在直腿型步態模式之中膝蓋的使用量。由於二足機器人身體的上下移動是使用軌跡規劃的方式，配合零力矩點的運算以及反向運動學便可以將直腿型步態各關節角度最佳化，此種方法與傳統的步態方法有很大的差別。

2.8. 前足關節步態模型

在直腿型步態模型被研發以後，對於二足機器人步態與人類步態的相似度明顯增加。然而，為了增加二足機器人的步態穩定性，大部份的二足機器人在機體設計上都只有一個肢段的腳底板。這樣的腳底板設計的最大缺點，在於無法使二足機器人擁有在單腳站立期末段的推進階段。此一推進階段會直接影響到二足機

机器人的步長。若二足机器人步行過程之中缺少推進階段，將使得二足机器人無法有效率的提升步行速度。

Guihard 和 Gorce 則提出兩個肢段的足部模型(Guihard and Gorce, 2004)。此模型將腳底板分為前三分之一和後三分之二兩個肢段，兩個肢段之間有一組關節做為連接。此一關節是模仿人類足部的跖骨關節設計，此關節同時也是推進階段最主要的動力關節。此研究利用氣壓制動器配合阻抗關節控制器以提升足部的靈活性，並利用模擬的方式證明在步態演化過程之中，跖骨關節對於足部模型動力學參數有非常明顯的影響。

Ogura 等人則在直腿型模型的二足机器人上增加了兩組跖骨關節，並重新調整了系統控制的方法(Ogura et al., 2006)。首先，Ogura 等人將膝關節、足部、手部、腕關節和零力矩點的軌跡做初始化的規劃。接著，設定步長和跨距高度之後，接著設定腕關節高度並且利用反向運動學推算出下肢角度。此後，再使用能量評估函數尋找最佳解。最後，利用身體旋轉的角度來達成零力矩點平衡，並將演算法實做在 WABIAN-2R 二足机器人上。



第三章 材料與方法

本研究材料與方法則是先利用人體步態學上關鍵階段的分割方式，將一份人體步態資料做不同關鍵階段的分割。此後，建立一個二足機器人的順向運動學模型，並導入人體步態的髖關節側向平面的關節角度資料後，配合不同關鍵階段的限制條件，建立出一套屬於二足機器人在側向平面上的步態策略。此後，再利用正向平面的關節角度，配合零力矩點的軌跡規劃，達成二足機器人的動態平衡策略。

3.1. 步態資料處理

本研究所使用之步態資料是利用 VICON 動作捕捉系統，將空間中反光球的位置轉換為步態資料。此資料包含各個關節在側向平面(Sagittal Plane)、正向平面(Frontal Plane)以及上視平面(Transverse Plane)的關節角度投影。本研究為了模擬人類步行的步態，則利用側向平面的髖關節角度、膝關節角度和踝關節角度的反光球位置，作為分析人體步態機制七個關鍵期以及七個關鍵點的依據(圖 3-1)。

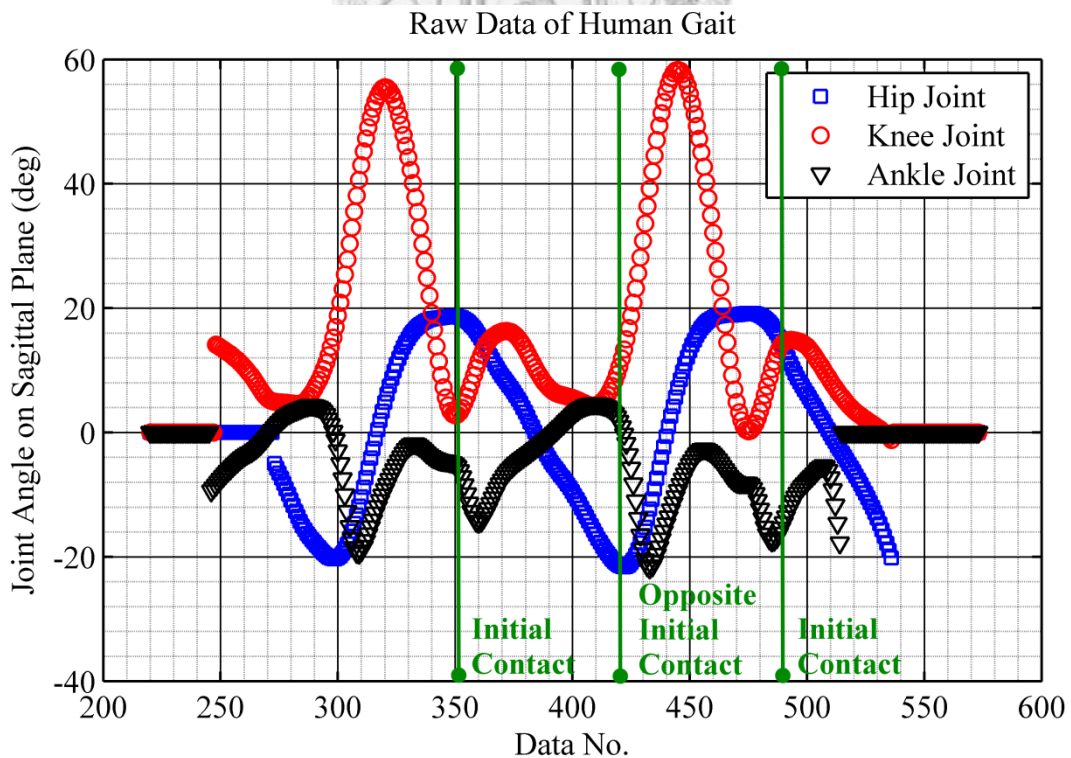


圖 3-1 髖關節、膝關節及踝關節在側向平面關節角度投影

利用前述步態資料來做二足機器人步行時關節角度的參考(圖 3-1)，其最重要的課題，在於必須讓步態資料中各個關節的關節角度能夠根據步態週期達成同步。因此，根據步態週期的定義，重新截取同一段完整步態週期的關節角度資料，用來作為二足機器人步行時的參考依據。根據步態週期的定義，髌關節的關節角度在著地開始時的角度為最大。著地開始之後關節的角度就會隨著步態週期減少直到反側腳著地開始。反側腳著地開始過後再根據步態週期逐漸增加，直到擺動中點到達最大值，而後髌關節角度會維持此最大值直到步態週期到達下一個著地開始。因此，根據這個特性我們可以截取髌關節角度兩次最大值發生之間的時間訂為一個步態週期。本研究的資料則擷取第 352 個資料點至第 484 個資料點，做為二足機器人步行控制的參考(圖 3-2)。

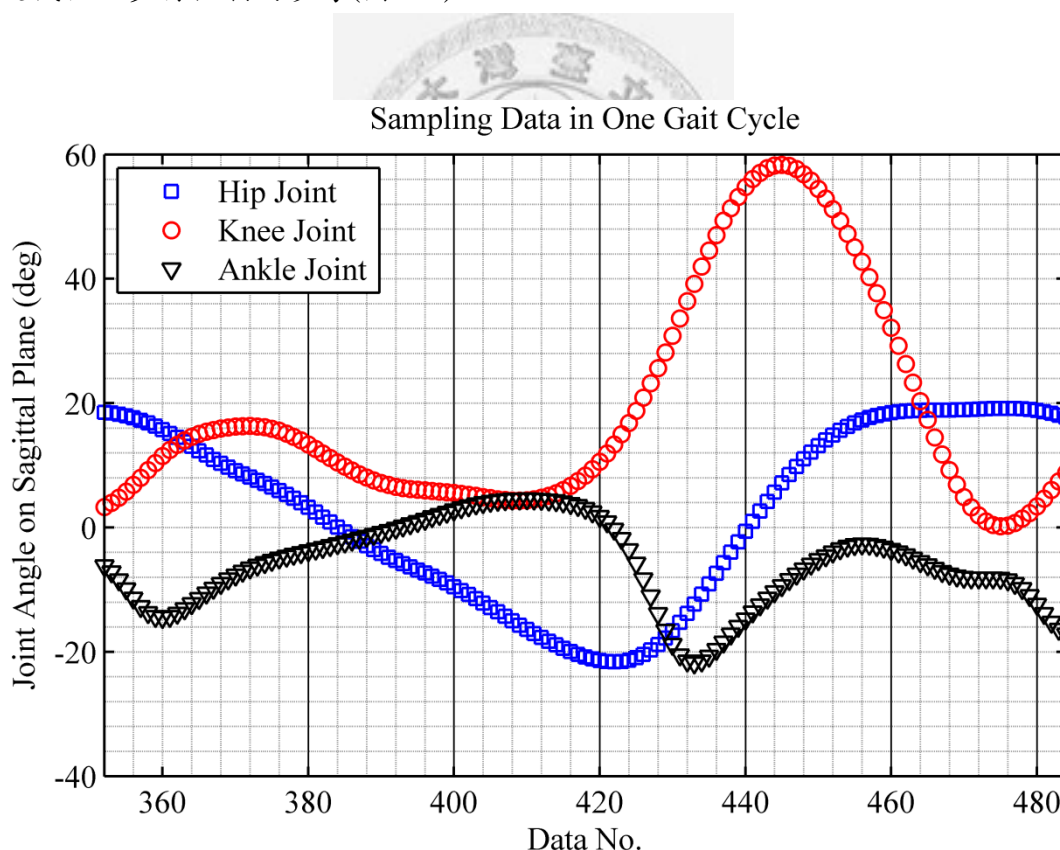


圖 3-2 左腳髌關節、膝關節和踝關節角度一個步態週期的資料擷取

此外，雖然人體的步態週期是左右對稱，然而在實際測量上因為每個受測者的身體構造跟走路習慣都有少許的差異。反側腳著地開始發生在髌關節角度的最

低點。在本研究案例中可以明顯的發現，該點是發生在步態週期的 53%，而與基本定義的 50% 相差 3% 的百分比(圖 3-3)。

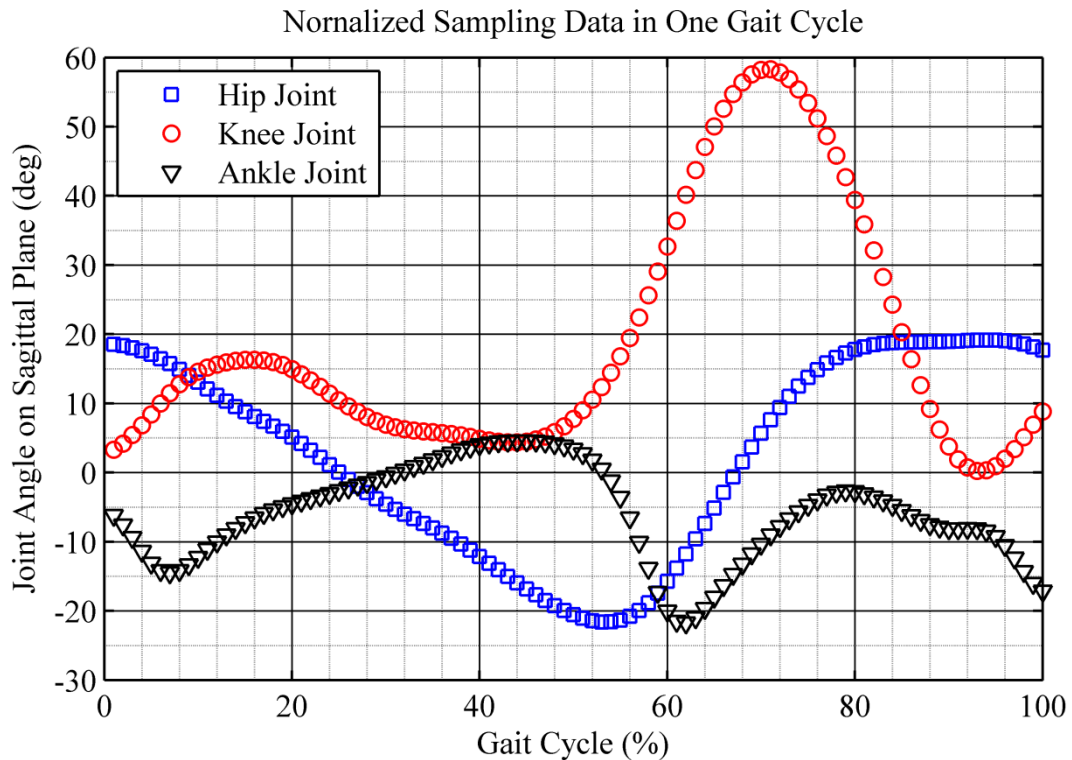


圖 3-3 左腳髖關節、膝關節和踝關節角度一次正規劃後的資料

這樣的現象進一步會影響到擺動預備期的長度，以至於雙腳站立期的不同步。此現象主要是由人體步行時，左右腳使用的比重不同所造成，進一步形成所謂的步態不對稱。為了降低步態不對稱對於本研究的影響。本研究先利用左腳的步態資料做為主要的分析對象。經過資料截取以後，第一步則是先將所截取出的 132 筆資料，以髖關節角度最低點作為中點，前後的資料分別正規劃成 50 筆資料，再將其步態資料合併。此一過程是透過 MATLAB R2009a 的 spline 功能所達成。程式如下：

```

s=352;e=484;t=s-e;m=422;
TI1=time(s):(time(m)-time(s))/49:time(m);
TI2=time(m+1):(time(e)-time(m+1))/49:time(e);

NHipAngle1a=spline(time(s:m),lAngle_hip(s:m,1),TI1)
NHipAngle1b=spline(time(m:e),lAngle_hip(m:e,1),TI2)
NHipAngle1=[NHipAngle1a NHipAngle1b];

NKneeAngle1a=spline(time(s:m),lAngle_k(s:m,1),TI1)
NKneeAngle1b=spline(time(m:e),lAngle_k(m:e,1),TI2)
NKneeAngle1=[NKneeAngle1a NKneeAngle1b];

NAnkleAngle1a=spline(time(s:m),lAngle_a(s:m,1),TI1)
NAnkleAngle1b=spline(time(m:e),lAngle_a(m:e,1),TI2)
NAnkleAngle1=[NAnkleAngle1a NAnkleAngle1b];

N_SampleSaggitalJointL=[NHipAngle1' -NKneeAngle1' NAnkleAngle1'];

plot(N_SampleSaggitalJointL,'o')
Title('Normalize Saggital Joint Angle');
YLABEL('Joint Angle (deg)');
XLABEL('Gait Cycle (%)');

```

s 為開始擷取的資料點編號，e 為節素的資料點編號，m 點為髌關節角度的最低點，TI1 及 TI2 分別用來正規劃為不太週期的前 50% 以及後 50%。lAngle_hip、lAngle_k 和 lAngle_a 分別是原始步態資料髌關節、膝關節及踝關節角度。NHipAngle1a 為正規劃後的前 50% 的寬關節資料，NHipAngle1b 為後 50%，NHipAngle1 為合併之後的步態資料。而膝關節和踝關節的角度處理方法亦同。

合併後的步態週期將成為一個左右步態對稱的步態資料，其分別為步態週期 0% 至 100% 每 1% 所應對應的參考資料(圖 3-4)。此一主要設計在於二足機器人控制的過程之中，可以在確認取樣的時間點後，將取樣的時間點的髌關節資料與步態週期的髌關節資料進行比對，進一步決定二足機器人目前步態所處的關鍵階段。

相較於利用函數設計來作曲線擬合，此種方法較有利於做硬體整合。

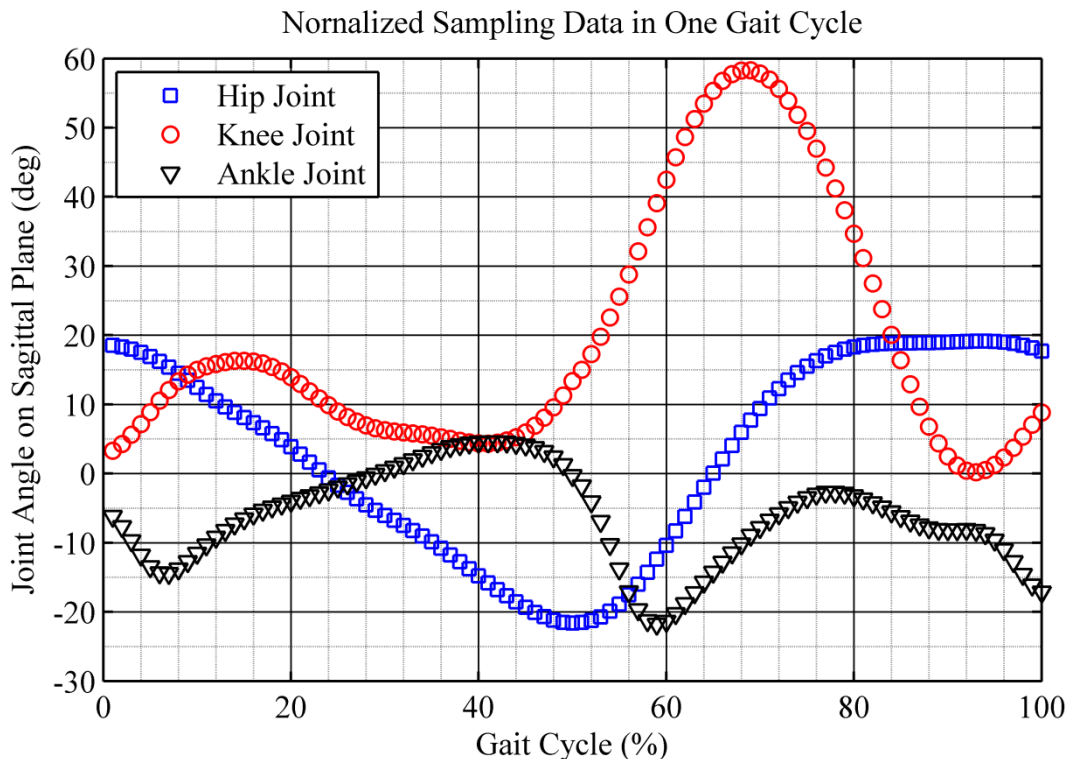


圖 3-4 左腳髖關節、膝關節和踝關節角度二次正規劃後的資料

由於人體步態會因為受測者個人習慣而造成的左右些許不對稱性的狀況。為了降低這種狀況對於本研究的影響，本研究主要是先以左腳最為資料分析的對象，並將其平移 50% 的步態週期後來做為右腳步態個關節角度參考的依據(圖 3-5)。使用步態週期平移的方法可發現右腳腳度在踝關節部分在 50% 步態週期會產生極大的角度不連續點(圖 3-5)。然而，由於本研究只使用髖關節角度做為步行時的關節參考角度，膝關節角度與踝關節角度的主要目的在於解析步態各個關鍵點與關鍵階段。二足機器人的膝關節角度與踝關節角度，將利用本研究所開發的研究方法，配合二足機器人的機構尺寸自行產生。因此，右腳膝關節與踝關節的角度步連續點將不會影響到二足機器人的步態規劃。

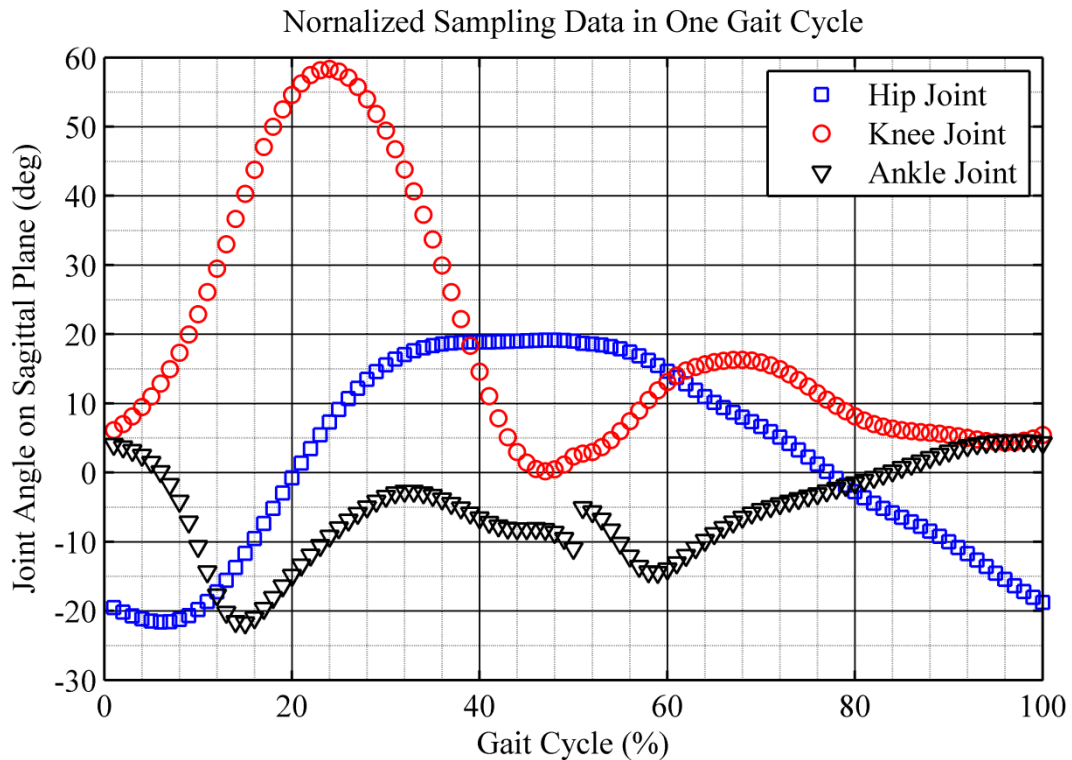


圖 3-5 利用左腳資料平移半個周期的右腳各關節角度

3.2. 二足機器人步態週期各關鍵階段與關鍵點界定

根據資料取樣的定義則可以明確的定義出取樣資料的第一個資料點即為著地開始。在著地開始時髖關節角度為最大值，膝關節角度則大約為完全伸直狀態，踝關節角度也處在約為自然位置。

著地開始發生之後，步態週期進入重量轉移階段。在重量轉移階段，踝關節會向下旋轉，進一步讓二足機器人足底面積可以平貼於地面，而進入站立中點階段。因此，本研究擷取步態週期前 50% 階段中踝關節角度的最低點作為整個重量轉移階段的結束，此點發生在整個步態週期的 7% (圖 3-4)。

重量轉移階段則結束以後則進入站立中點階段，站立中點階段則是結束於腳根離地。腳根離地則是發生於站立期的膝關節彎曲後再次完全伸直。在本研究之中膝蓋彎曲結束發生在步態週期的 32% (圖 3-4)。因此，站立中點階段大約佔據了步態週期的 7% 至 32% (圖 3-4)。而站立結束階段則定義為站立中點階段結束至反側腳著地開始。由於，反側腳著地開始定義再步態週期的 50%，因此站立結束階

段則是結束於步態週期的 50%。

擺動預備階段則是定義為反側腳著地開始到腳趾離地的關鍵點之間。由於進行了步態左右對稱化的過程。因此，根據雙腳站立期對稱的推論，擺動預備階段的長度約為 7%，此與重量轉移階段的長度相同。因此，擺動預備階段發生在整個步態週期的 50% 到 57%。

擺動開始階段則是於腳趾離地關鍵點至腳部鄰接關鍵點結束。腳部鄰接關鍵點則是發生在擺動期中左腳踝關節與右腳踝關節最相近的位置。利用前一節所述的正規劃方法，將左腳與右腳 x 軸方向的腳跟位置進行交叉比對，則可以發現左腳與右腳腳根位置在步態週期的 76% 數值最為接近(圖 3-6)。

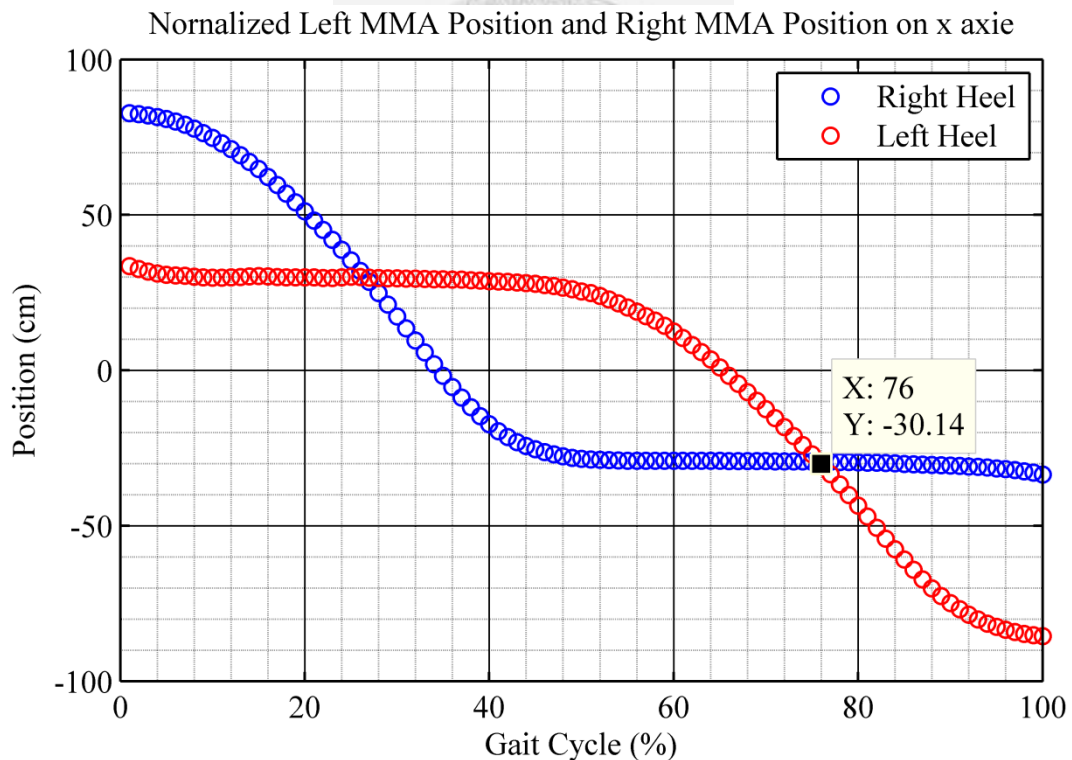


圖 3-6 左腳腳根與右腳腳根 x 軸向位置的交叉比對

由此可知，左腳與右腳最接近的時間點，同時也是腳部鄰接關鍵點發生的時刻在整個步態週期的 76%。因此，擺動開始階段則是發生在步態週期的 54% 至 76% 之間。

擺動中點階段則是發生在腳部鄰接開始至脛骨垂直。當擺動中點階段結束，同時也是脛骨垂直關鍵點發生時，根據腕關節角度以及膝關節角度的基本定義，此時腕關節角度與膝關節角度會呈現兩平行線之內錯角。因此，此兩個角度會相等，而利用這樣的關係則可以判定出該點位置則發生在整個步態週期的 84% (圖 3-4)。因此，擺動中點階段發生介於整個步態週期的 77% 到 84% 之間。而 84% 之後到步態週期的 100% 則為最後的擺動結束階段。將上述的週期切割整理之後，則可以完整的將各個關鍵點與關鍵階段定義在整個步態週期上(表 3-1)。

表 3-1 步態週期裡各關鍵點和關鍵階段發生的時間

步態週期(%)	關鍵點	關鍵階段
0%	著地開始	
		重量轉移
7%	反側腳腳趾離地	
		站立中點
32%	腳根離地	
		站立結束階段
50%	反側腳著地開始	
		擺動預備階段
57%	腳趾離地	
		擺動開始
76%	腳部鄰接	
		擺動中點
84%	脛骨垂直	
		擺動結束
100%	著地開始	

3.3. 順向運動學(Forward Kinematics)

二足機器人屬於高自由度之多連桿機構。順向運動學之目的，在於利用已知的各肢段長度以及各關節的關節角度來分析機器人各肢段在空間中彼此之相對位置。多連桿機構中，任兩個相連之連桿可以使用順向運動學中的 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則 (Denavit and Hartenberg, 1955) 表示法則來描述。Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則是利用關節角度(θ_i)、關節長度(d_i)、連桿旋轉角度(α_i)以及連桿長度(a_i)四個參數來描述兩個連桿之間基點到終點的空間座標關係(圖 3-7)。

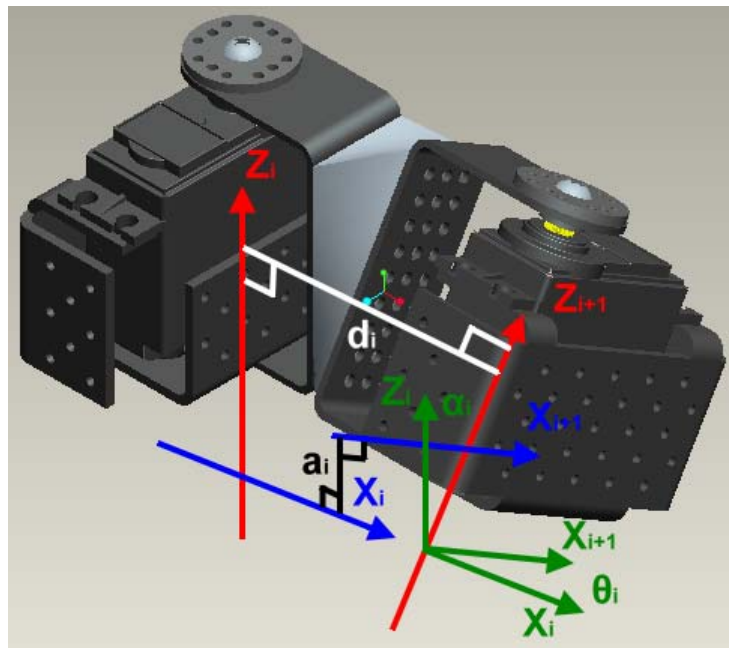


圖 3-7 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則之示意圖

Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則定義方式如下：

1. 定義兩個相連關節 $i-1$ 以及 i 的轉軸分別為該座標系的 z 軸方向，其可以定義為 z_{i-1} 以及 z_i 兩軸。
2. 取 z_{i-1} 及 z_i 兩軸之共同法向量為關節 $i-1$ 座標系之 x 軸方向，其為 x_{i-1} 軸。同理得出關節 i 座標系之 x 軸方向，其為 x_i 軸。

3. 定義 z_{i-1} 軸與 z_i 軸之間之最短垂直距離為關節 $i-1$ 座標系之連桿長度(a_i)。
4. 定義 x_{i-1} 軸與 x_i 軸之間之最短垂直距離為 $i-1$ 座標系之關節長度(d_i)。
5. 平移 $i-1$ 座標系之原點，使其與 i 座標系之原點重合。
6. 定義 z_{i-1} 軸與 z_i 軸之間的夾角為 $i-1$ 座標系之關節角度(θ_i)。
7. 定義 x_{i-1} 軸與 x_i 軸之間的夾角為 $i-1$ 座標系之連桿旋轉角度(α_i)。

Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則之轉移矩陣可以根據以上述七點定義推導出來(圖 3-7)。Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則的設計可以分為兩大步驟。首先則是先將 i 座標系的 z 軸旋轉一個關節角度(θ_i)，以讓 $i-1$ 座標系的 x 軸和 i 座標系的 x 軸平行。顧名思義則是在旋轉關節角度(θ_i)後， x_{i-1} 軸將與 x_i 軸平行。第二步則是將旋轉過後的 $i-1$ 座標系順著其 z_{i-1} 軸平移一個關節長度(d_i)，使 $i-1$ 座標系與 i 座標系的原點可以共同落在 x_{i-1} 軸上。因此，此兩個步驟可以視為先將 z_{i-1} 軸旋轉關節角度(θ_i)再將其平移一個關節長度(d_i)。考慮一個將 x 軸對 z 軸旋轉的轉移矩陣(${}_{i-1}^i T_Z$)，其將 z 軸由 i 座標系轉移至 $i-1$ 座標系。依據 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則，其轉移矩陣可以推倒為一個旋轉矩陣(${}_{i-1}^i R_Z$)和一平移矩陣(${}_{i-1}^i P_Z$)之乘積(Denavit and Hartenberg, 1955)：

$${}_{i-1}^i T_Z(d_i, \theta_i) = {}_{i-1}^i R_Z \cdot {}_{i-1}^i P_Z = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 & 0 \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

在完成 x 軸對 z 軸的旋轉和平移以後，將 $i-1$ 座標系的 x 軸旋轉一個連桿旋轉角度(α_i)使其 x 軸與 i 座標系的 z 軸平行。最後則是將 $i-1$ 座標系的 z 軸延著 x 軸平移一個連桿長度(a_i)，使得 $i-1$ 座標系原點以及其 x 、 y 、 z 三軸可以與 i 座標系完全重合。考慮一個將 z 軸對 x 軸旋轉的轉移矩陣(${}_{i-1}^i T_x$)，其將 x 軸由 i 座標系轉移至 $i-1$ 座標系。同理，依據 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則，其轉移矩陣可以推倒為一個旋轉矩陣(${}_{i-1}^i R_x$)和一平移矩陣(${}_{i-1}^i P_x$)之乘積：

$${}_{i-1}^i T_x(a_i, \alpha_i) = {}_{i-1}^i R_x \cdot {}_{i-1}^i P_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_i & -\sin \alpha_i & 0 \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

根據 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則的設計，若將 i 座標系上之任意點轉移回 $i-1$ 座標系，其轉移矩陣為：

$${}_{i-1}^i\mathbf{T}(d_i, \theta_i, a_i, \alpha_i) = {}_{i-1}^i\mathbf{T}_z(d_i, \theta_i) \cdot {}_{i-1}^i\mathbf{T}_x(a_i, \alpha_i) \quad (3.3)$$

因此， ${}_{i-1}^i\mathbf{T}$ 可由(3.1)式、(3.2)式代入(3.3)式乘推導出(Fu, 1987)：

$${}_{i-1}^i\mathbf{T}(d_i, \theta_i, a_i, \alpha_i) = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

利用上述所推導出座標系轉移矩陣可以有效建立二足機器人腿部不同肢段之上，各點在空間中相對的座標位置，以及各點在原始座標系中的絕對位置。

(3.4)式之中，關節長度(d_i)、連桿旋轉角度(α_i)、連桿長度(a_i)此三個參數皆透過二足機器人的機構及規格所設定。因此，關節長度(d_i)、連桿旋轉角度(α_i)、連桿長度(a_i)此三個參數在運動學以及動力學推倒過程之中皆為定值，機器人各肢段座標系的轉移方程式可寫成一個座標對關節角度(θ_k)的方程式：

$${}_{i-1}^i\mathbf{T} = f(\theta_i) \quad (3.5)$$

由於在順向動力學的推導過程之中，我們必須了解在 i 座標系上的任一點對於原始座標系上之座標位置，則該點座標位置的轉移矩陣可以利用連鎖率來求得：

$$\begin{aligned} {}_1^i\mathbf{T} &= {}_{i-1}^i\mathbf{T} \cdot {}_{i-2}^{i-1}\mathbf{T} \cdot {}_{i-3}^{i-2}\mathbf{T} \cdots {}_0^1\mathbf{T} = f_i(\theta_i) f_{i-1}(\theta_{i-1}) f_{i-2}(\theta_{i-2}) \cdots f_1(\theta_1) \\ &= F(\theta_i, \theta_{i-1}, \theta_{i-2} \cdots \theta_0) \end{aligned} \quad (3.6)$$

因此，對任意一個二足機器人肢段上的任意一點，給予該肢段之前所有關節之關節角度以及該點在該座標系上的座標位置，則可以推出該點在原始座標系上的位置。利用此方法進一步可以推導出二足機器人的順向運動學模型。

3.4. 二足機器人設計

本研究所使用的二足機器人是利用 Pro/ENGINEER 4.0 設計完成。在 Pro/ENGINEER 4.0 之中，二足機器人所需要用到的所有零件可以先預先設計完成。本研究所設計的二足機器人零件包含：關節 M 型零件(圖 3-8)、馬達帶動舵輪(圖 3-9)、伺服馬達(圖 3-10)、馬達關節固定零件(圖 3-11)、馬達製動飛輪(圖 3-12)以及

腕關頂板。

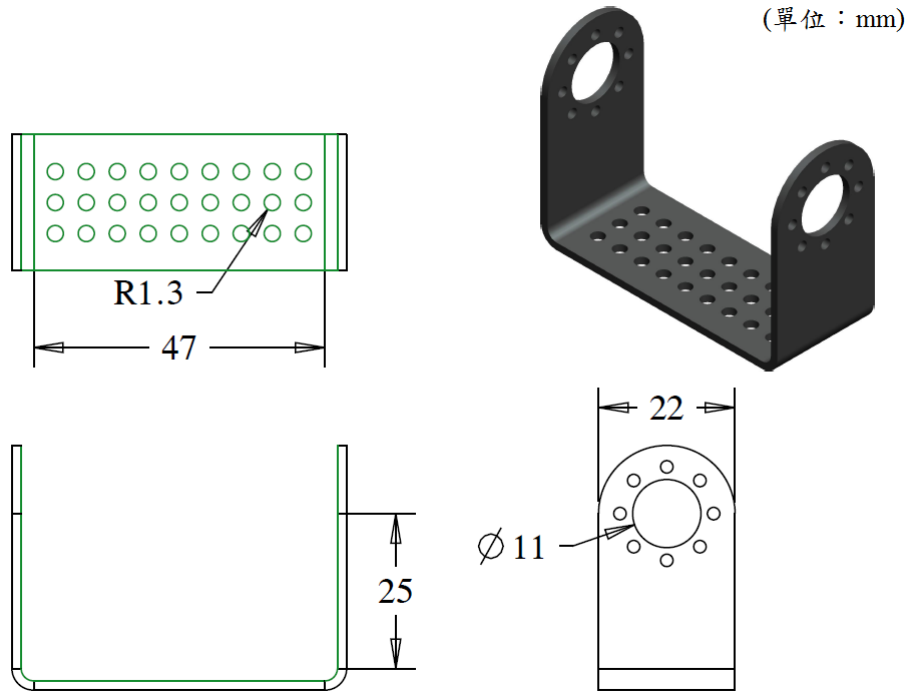


圖 3-8 關節 M 型零件 Por/ENGINEER 設計圖

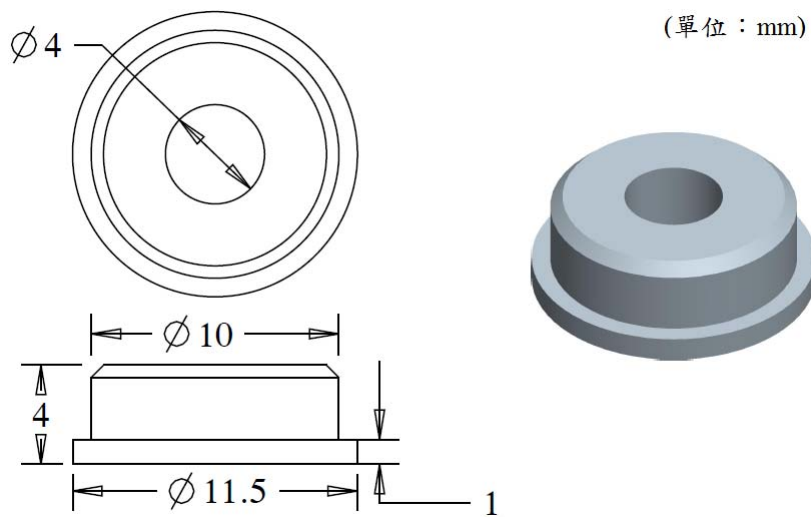


圖 3-9 馬達帶動舵輪 Por/ENGINEER 設計圖

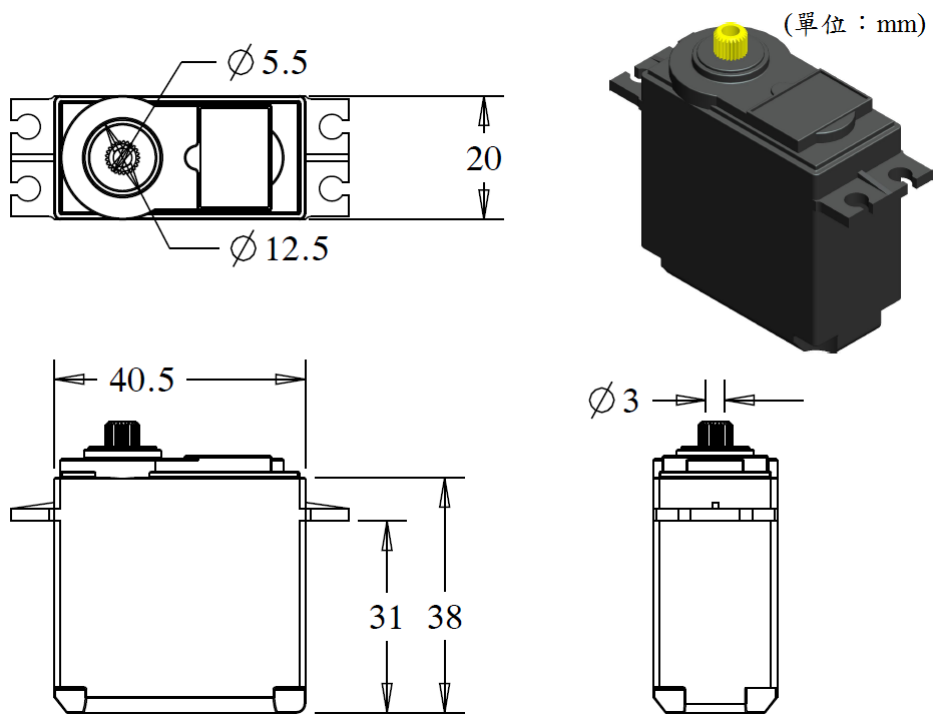


圖 3-10 伺服馬達 Por/ENGINEER 設計圖

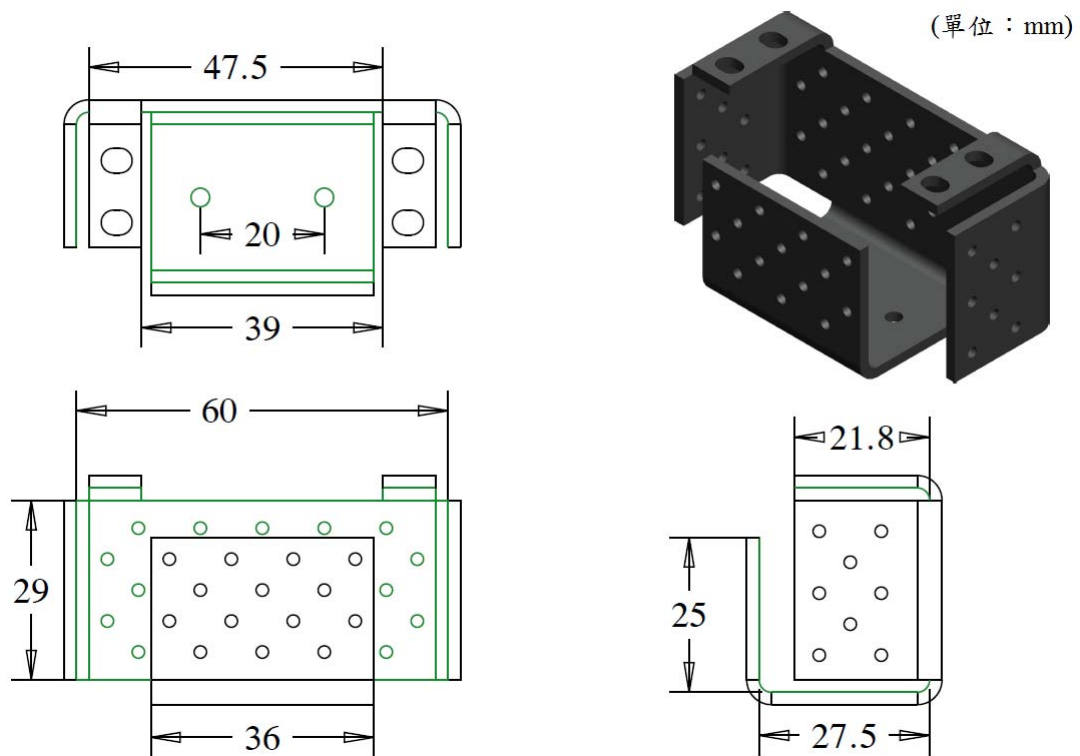


圖 3-11 馬達關節固定零件 Por/ENGINEER 設計圖

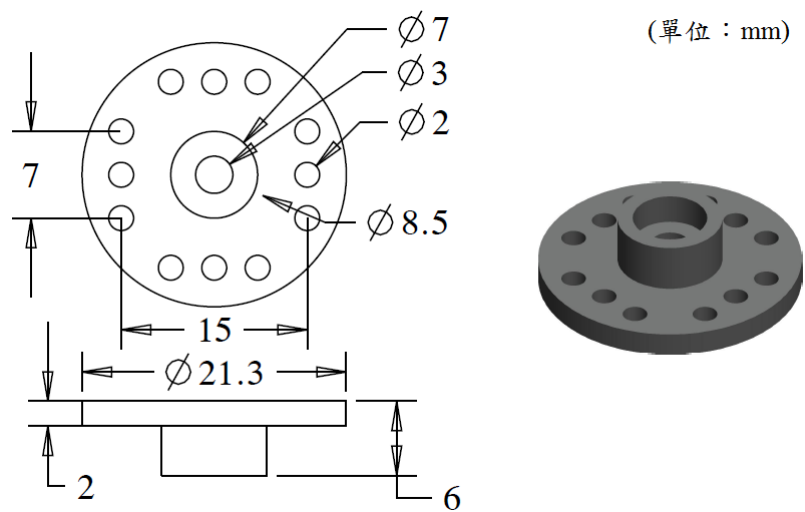


圖 3-12 馬達製動飛輪 Por/ENGINEER 設計圖

將零件設計完成之後，就可以利用 Por/ENGINEER 組合件的方式將伺服馬達、馬達關節固定零件、關節 M 型零件、馬達製動飛輪、馬達帶動舵輪四樣零件組合成為一個旋轉關節(圖 3-13)。完成旋轉關節對之後，就可以利用 12 個旋轉關節對配合足底板以及腕關節頂板在 Pro/ENGINEER 4.0 之中組合成為 12 軸的二足機器人。

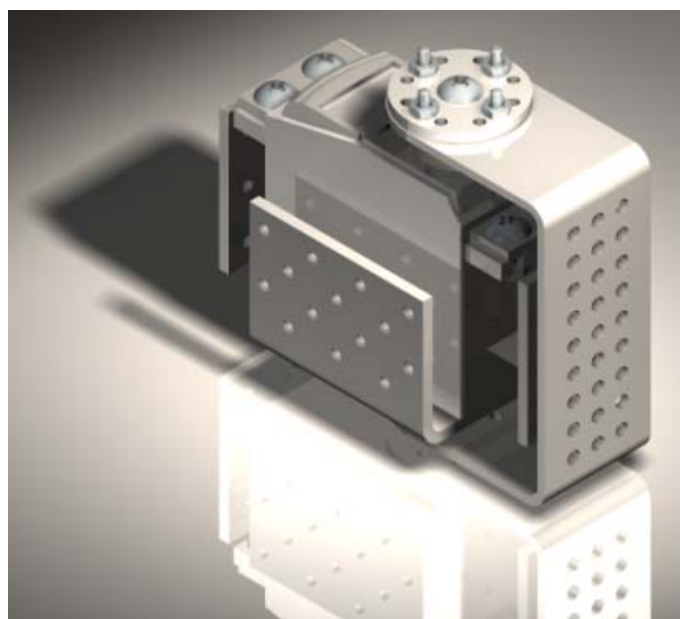


圖 3-13 利用 Pro/ENGINEER 4.0 組合的旋轉關節

3.5. 二足機器人前足機構設計

本研究主要的目的在於展現前足機構設計在二足機器人步態上的優勢。傳統的二足機器人的足部設計主要為單一足底板設計(圖 3-14)。此設計的考量主要是因為大部分的二足機器人步態規劃之中，腳底板與地面是呈現同上同下不滾動的情形。若要讓二足機器人以腳底板邊緣做為轉軸推動前進，則必需考慮如何控制腳底板邊緣這個被動的自由度。然而，腳底板邊緣並無任何動力源，無法提供腳底板旋轉時所需要的任何動力。因此，要讓腳底板與地面之間的夾角依照系統所需的角速度來呈現，必須先控制二足機器人零力矩點的位置離開足底支撐面積，使得一力矩產生於零力矩點與腳底板邊緣之間。利用力矩則可以反推腳底板以其前端邊緣為支點而進行旋轉的角速度。最後，利用角速度回推腳底板轉動的角度。由於此控制方法必須透過兩次積分才可以得到腳底板旋轉的角度值，實為困難度較高的控制。

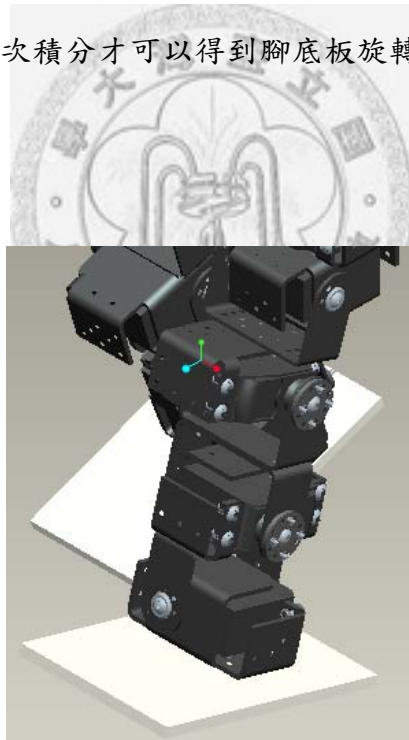


圖 3-14 傳統二足機器人單一枝段腳底板設計

此外，單一枝段足部的二足機器人測力板資料與人類步態資料比較下有明顯的不同(圖 1-1) (Ogura et al., 2006)。單一枝段足部的二足機器人的測力板資料之中，二足機器人的地面反作用力對機器人重量的比值在步態週期的 45% 至 55% 的期間

之內，沒有第二個大於一的峰值產生。而峰值的產生代表人體步行時，蹠骨關節附近的肌肉群會對蹠骨關節施予外力，進一步使蹠骨關節產生旋轉。而蹠骨關節的旋轉則會對身體產生額外的推進力。由此可知，單一枝段足部的二足機器人沒有人類步態週期之中，單腳站立期末端到擺動預備期之間的推進期。

有鑑於此，對於二足機器人而言，兩個肢段的足部關節是一個很重要的設計。為了設計兩個肢段的二足機器人足部，本研究以人體腳底板的設計做為借鏡。人類的足部以蹠骨關節為分界，可以分為前足(Forefoot)與後足(Backfoot)。前足大約占整個足部長度的三分之一，而後足則占三分之二。因此，本研究所提出之二足機器人足底板設計可分成前足與後足兩個部分。而前足與後足之間的分界，則是定義在前足肢段的伺服馬達的轉軸上(圖 3-15)。此轉軸也是二足機器人蹠骨關節的部位。本研究所提出的足底板設計之中，前足長度為 42.00 mm，後足為 81.00 mm。其設計與人體足底板設計 1:2 的設計比例相近。在本研究實機整合之中，利用將前足的馬達關節固定零件的側牆移除掉(圖 3-16)，即可達成本研究之中整個二足機器人足步機構設計的組裝的需求(圖 3-17)。

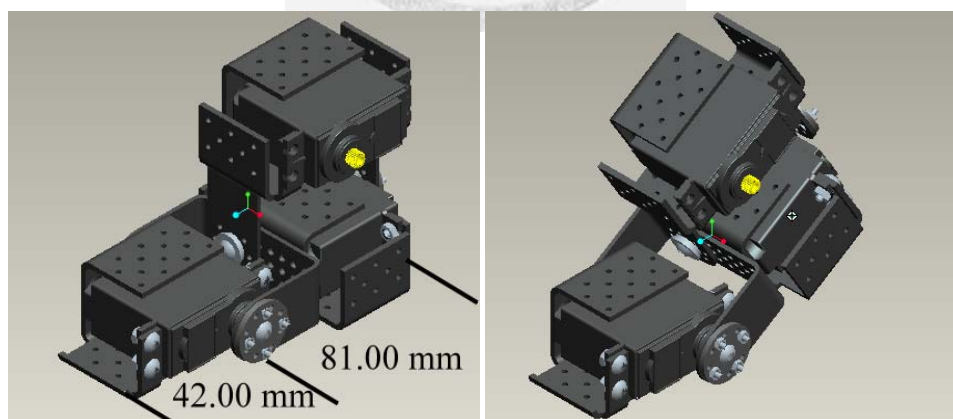


圖 3-15 二足機器人兩肢段足部設計(左)與前足搖桿設計(右)

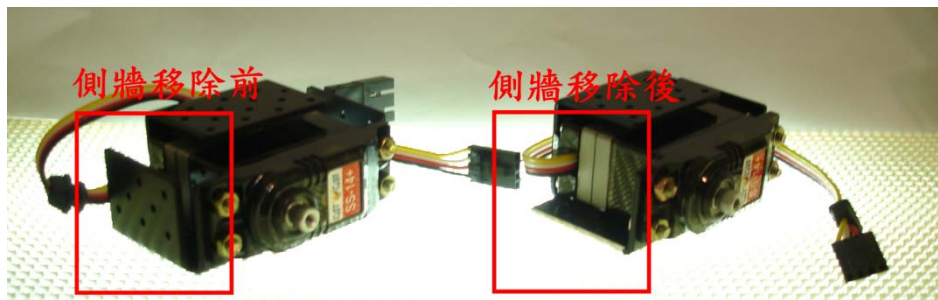


圖 3-16 二足機器人前足機構側牆移除前與移除後的情形

在完成二足機器人的設計之後，則可進一步利用拿鐵盒子(Latte Box)公司實體二足機器人零件組裝出二足機器人的實體機。然而，拿鐵盒子公司二足機器人零件並無法滿足對本研究的二足機器人的需求。其需要改裝的部分可分為以下兩點。其一，為了防止蹠骨關節逆時針轉動時，後足的機構去撞擊到前足馬達固定零件的側牆，應移除前足馬達固定零件的側牆，以讓前足機構運行時不會受到阻礙。在完成側牆移除之後，再依本研究所提出的二足機器人足部設計，完成前足機構的組裝(圖 3-17)。其二，修改大腿長度以達成大小腿的長度一致。修正大腿長度的主要原因在於二足機器人處在置中位置的時候，若大腿長度較短則會導致重心前傾，而大腿長度較常會導致重心後移。拿鐵盒子公司所開發的二足機器人套件則是屬於大腿長度過短的情形。因此，利用厚片壓克力增加大腿長度，並利用較長的螺絲將其固定(圖 3-18)，以達成大小腿長度相等，並使二足機器人的中心維持在髁關節到踝關節的鉛錘線上。新版的大腿相較於左側的小腿零件，其長度差異明顯遠小於右側的舊版大腿零件(圖 3-18)。最後，吾人完成二足機器人的整體架設(圖 3-19)

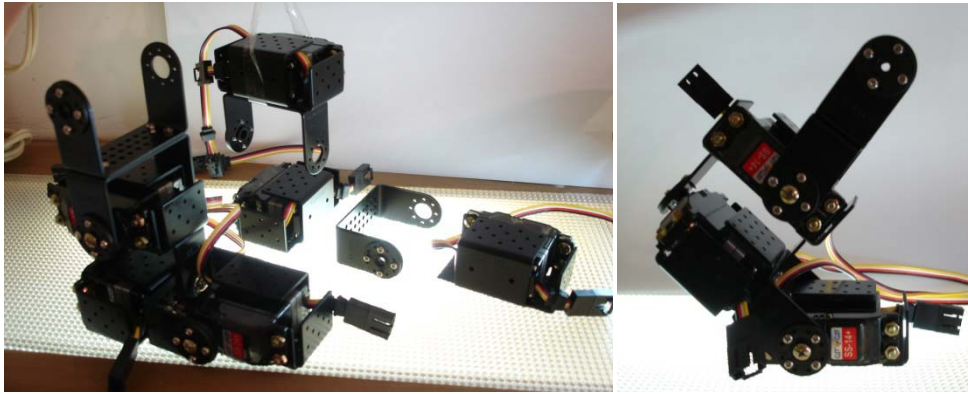


圖 3-17 二足機器人前足機構組裝

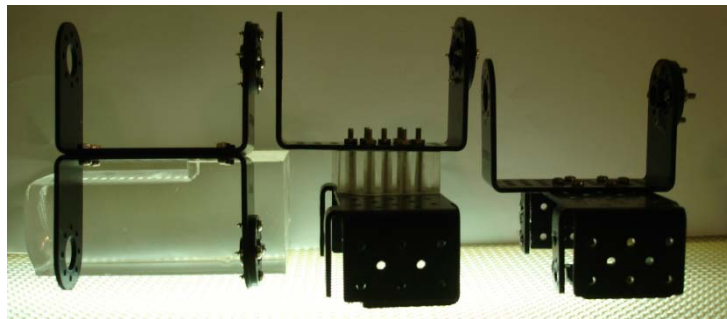


圖 3-18 二足機器人大腿長度改裝

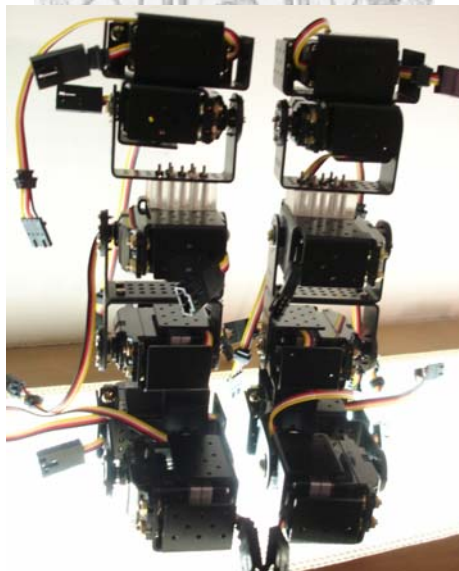


圖 3-19 二足機器人整體組裝實體

3.6. 二足機器人模型建立

本研究所設計的二足機器人，其中每一隻腳的自由度包含前足側向平面一個，

踝關節側向平面一個以及正向平面一個，膝關節側向平面一個，以及髖關節側向平面一個和正向平面一個共六個自由度，左右兩腳共有 12 個自由度(圖 3-20)。

本研究使用 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則(Denavit and Hartenberg, 1955)有效建立出二足機器人順向運動學模型。首先，以每一個伺服馬達轉軸方向建立每個座標系的 z 軸方向(圖 3-21 (a))。第二步則是根據每個座標系與其前一個座標系的 z 軸之共同法向量，建立該座標系的 x 軸方向(圖 3-21 (b))。再利用各座標系 z 軸與 x 軸的外積定義 y 軸的方向，即完成了整個二足機器人各肢段座標系統的各軸定義(圖 3-22)。最後再利用 Pro/ENGINEER 4.0 的量測功能，根據機構設計的尺寸詳細定義每個座標系之間關節角度(θ_i)、關節長度(d_i)、連桿旋轉角度(α_i)、連桿長度(a_i)四個參數。

若考慮二足機器人在單腳站立時期，以站立腳足底做為基點，擺動腳足底做為終點。在此可以形成一個連桿座標系鏈。整個座標系鏈可以分成三大部分，其分別為站立腳座標系統、髖骨座標系統以及擺動腳座標系統。



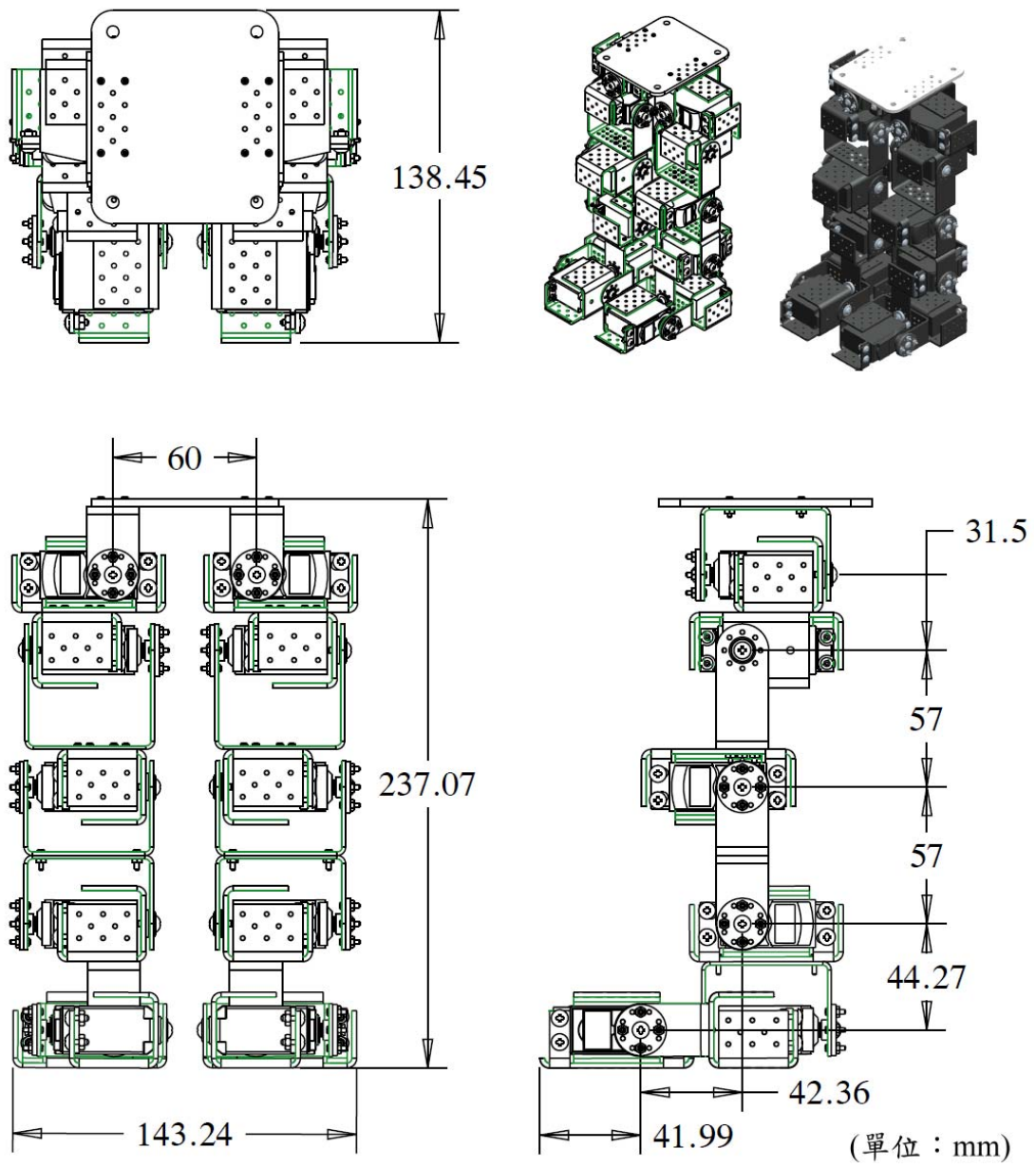
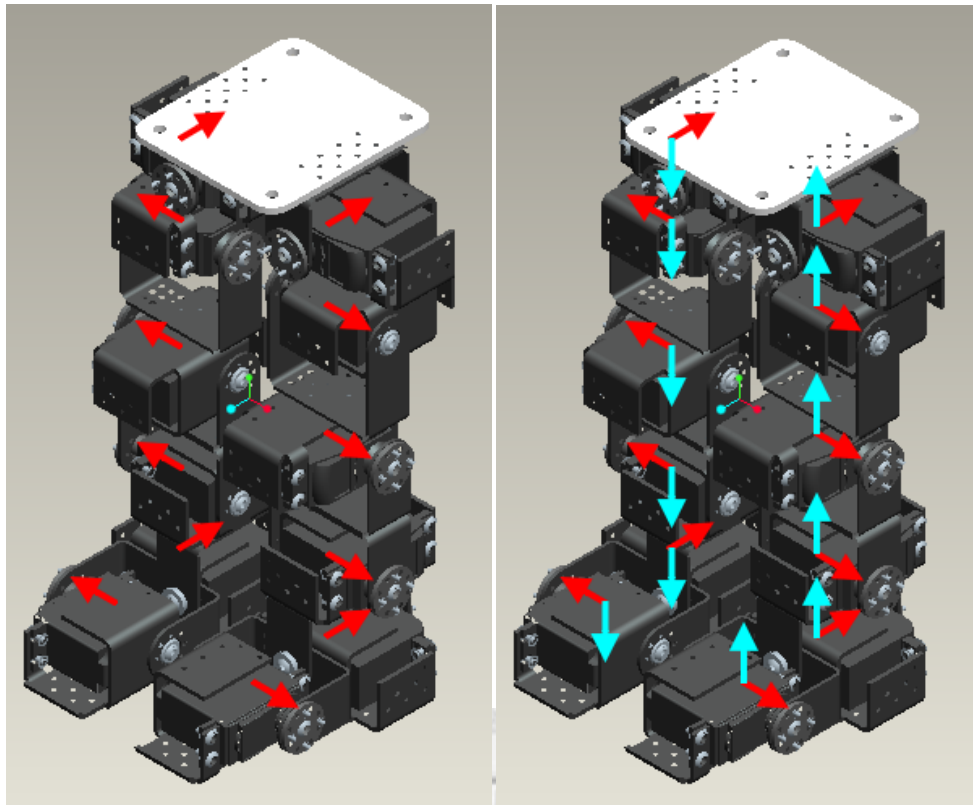


圖 3-20 二足機器人在 Pro/ENGINEER 設計軟體所建立的機構模型



(a)

(b)

圖 3-21 二足機器人順向運動學機構模型(a)z 軸定義(b) x 軸定義

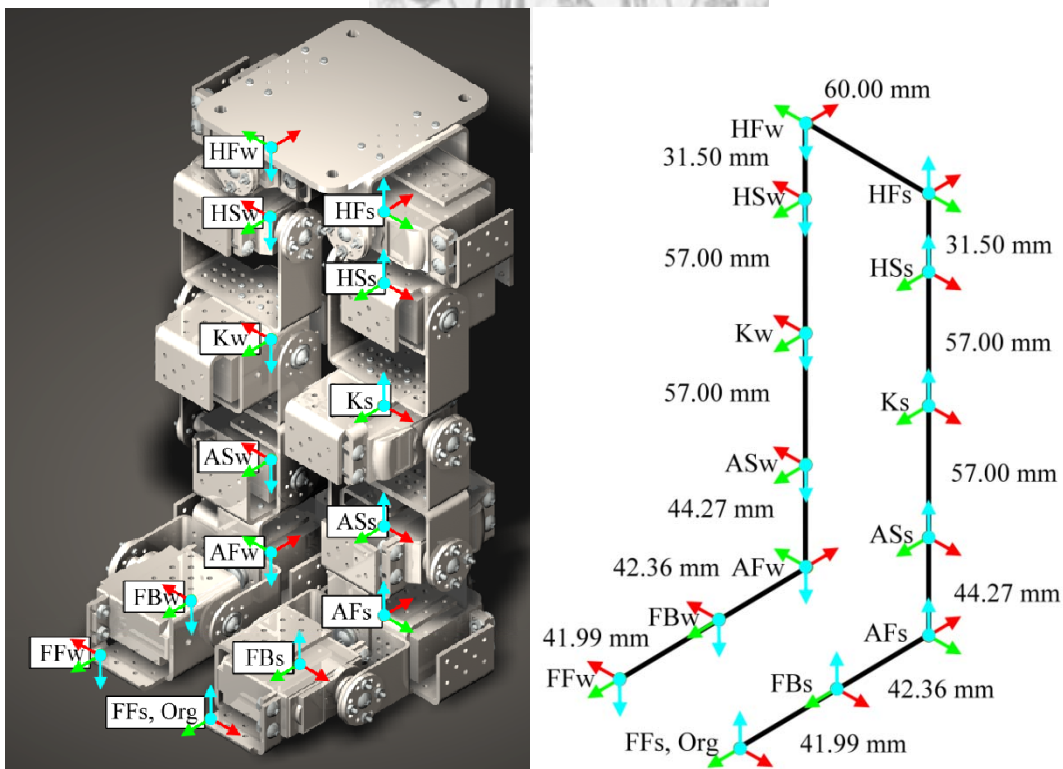


圖 3-22 二足機器人各肢段順向運動學機構模型座標系統各軸定義

站立腳座標系統

站立腳的座標系統依次是由站立腳足部座標系統、站立腳踝關節座標系統、站立腳膝關節座標系統以及站立腳髖關節座標系統所構成。此四個座標系統則分別是由前足座標系(FFs)、後足座標系(FBs)、踝關節正向座標系統(AFs)、踝關節側向座標系統(ASs)、膝關節座標系統(Ks)、髖關節側向座標系統(HFs)和髖關節正向座標系統(HSs)所構成。

足部座標系是由前足座標系(FFs)與後足座標系(FBs)所組成。前足座標系統的原點是設計在二足機器人與地面最後離開的邊緣上面，其位置在該邊緣與踝關節轉軸的交點上。由於此座標系統沒有轉動軸，因此該座標系的 z 軸是跟隨後足座標系統轉動軸的方向來定義，而前足座標系統的 z 軸與後足座標系統的 z 軸公共垂直的方向定義為 x 軸。 y 軸則由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

後足座標系統的原點設計在前足與後足接合的關節轉動軸上，其位置設計在該軸與踝關節轉軸的交點上。此座標系的 z 軸定義為其轉動軸，而後足座標系統的 z 軸與踝關節座標系統的 z 軸公共垂直的方向定義為 x 軸。 y 軸則由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

踝關節座標系統則包含了踝關節正向座標系統(AFs)與踝關節側向座標系統(ASs)。踝關節側向座標系統的原點設計在後足與踝關節接合的關節轉動軸上，其位置設計在該軸與踝關節正像座標系統轉軸的交點上。此座標系的 z 軸定義為其轉動軸，而 x 軸方向定義為踝關節側向座標系統的 z 軸與踝關節正向座標系統的 z 軸公共垂直的方向。 y 軸則由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

踝關節正向座標系統的原點設計在踝關節與小腿接合的關節轉動軸上，其位置在該軸與踝關節側向座標系統轉軸的交點上。此座標系的 z 軸則是定義為其轉動軸，而 x 軸方向則是定義此座標系統的 z 軸與膝關節正向座標系統的 z 軸公共垂直的方向， y 軸則是由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

膝關節座標系統(Ks)原點則是定義膝關節的轉動軸上面，其位置則是該轉軸跟

踝關節座標系統原點與踝關節正向座標系統原點的連線的交點上。膝關節座標系統的 z 軸則是定義為膝關節的轉動軸上。x 軸則是膝關節座標系的 z 軸與髌關節座標系的 z 軸的公共法向量，y 軸則是由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

髌關節座標系統是由髌關節側向座標系統(HFs)與髌關節正向座標系統(HSs)所構成。髌關節側向座標系統的原點則是設計在大腿與髌關節接合的關節轉動軸上，其位置則是在該軸與髌關節正向座標系統轉軸的交點上。此座標系的 z 軸則是定義為其轉動軸，而 x 軸方向則是定義髌關節側向座標系統的 z 軸與髌關節正向座標系統的 z 軸公共垂直的方向，y 軸則是由 z 軸與 x 軸的外積(圖 3-22)。

髌關節正向座標系統的原點則是設計在髌關節與髌骨接合的關節轉動軸上，其位置則是設計在該軸與髌關節側向座標系統轉軸的交點上。此座標系的 z 軸則是定義為其轉動軸，而 x 軸方向則是定義此座標系統的 z 軸與髌關節側向座標系統的 z 軸公共垂直的方向，y 軸則是由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

髌骨座標系統

髌骨座標系統主要是由站立腳的髌關節正向座標系統和擺動腳髌關節正向座標系統所構成(圖 3-22)。站立腳的髌關節座標系統與擺動腳髌關節正向座標系統的設計類似。擺動腳的髌關節座標系統是以髌骨與擺動腳的髌關節轉軸做為 z 軸的方向。x 軸則是以兩個髌關節正向座標系統的 z 軸公共法向量做為 x 軸的方向，y 軸則是由 z 軸與 x 軸的外積得到(圖 3-22)。

擺動腳座標系統

擺動腳的座標系統依然是由足部座標系統、踝關節座標系統、膝關節座標系統(Kw)以及髌關節座標系統所構成。其中足部座標系是由前足座標系(FFw)與後足座標系(FBw)所組成。踝關節座標系統則包含了踝關節正向座標系統(AFw)與踝關節側向座標系統(ASw)。髌關節座標系統是由髌關節側向座標系統(HFw)與髌關節正向座標系統(HSw)所構成。在這之中的七個座標系統的 z 軸定義方式與站立腳的座標系統一樣，其皆為兩個肢段的轉軸連接上。但每個座標系 x 軸的定義方向與

站立腳的方向剛好相反，這是由於擺動腳的座標系統是由髖骨坐標系統開始到擺動腳前足坐標系統結束。而 y 軸則是由 z 軸與 x 軸外積所定義而成的。

表 3-2 二足機器人 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則各座標系參數值

轉移矩陣	關節角度(θ_k)	關節長度(d_k)	連桿旋轉角度(α_k)	連桿長度(a_k)
${}^{FFs}_{Org}T$	θ_o	0	0	0.00 mm
${}^{FBs}_{FFs}T$	θ_{SM}	0	0	42.00 mm
${}^{AFs}_{FBs}T$	θ_{SFA}	0	0	42.36 mm
	90	0	0	0.00 mm
${}^{ASs}_{AFs}T$	θ_{SA}	0	270	44.27 mm
${}^{Ks}_{ASs}T$	θ_{SK}	0	0	57.00 mm
${}^{HSs}_{Ks}T$	θ_{SH}	0	0	57.00 mm
${}^{HFs}_{HSs}T$	θ_{SFH}	0	90	31.50 mm
${}^{HFw}_{HFs}T$	90	0	0	60.00 mm
	90	0	0	0.00 mm
${}^{HSw}_{HFw}T$	θ_{WFH}	0	270	31.50 mm
${}^{Kw}_{HSw}T$	θ_{WH}	0	0	57.00 mm
${}^{ASw}_{Kw}T$	θ_{WK}	0	0	57.00 mm
${}^{AFw}_{ASw}T$	θ_{WA}	0	90	44.27 mm
${}^{FBw}_{ASw}T$	θ_{WFA}	0	270	0.00 mm
	90	0	270	42.36 mm
${}^{FBw}_{FFw}T$	θ_{WM}	0	270	42.00 mm

根據 Denavit-Hartenberg 座標系統表示法則的定義方式，利用 Pro/ENGINEER

的平面距離計算系統，則可以得出每個座標系之間轉換的矩陣的關節角度(θ_i)、關節長度(d_i)、連桿旋轉角度(α_i)、連桿長度(a_i)四個參數(表 3-2)。而這些參數配合第三張順向運動學的矩陣公式則可以推導出各個座標系之間的轉移矩陣。

3.7. 二足機器人步態控制理論

本研究所開發的步態控制理論，其最主要的目的在於為了避開二足機器人 12 個自由度的逆向運動學，故先將二足機器人的關節群分為站立腳側向平面、擺動角側向平面以及正向平面三群。本研究先將步態資料依人體步態機制的理論分成七個不同的關鍵階段。進一步根據三群關節群分別設計一套逆向運動學模型。最後，分別針對二足機器人左右腳的髌關節、膝關節、踝關節以及蹠骨關節，各別設計一套的步態策略。

由前述定義可知，站立腳側向平面關節群包含站立腳髌關節、膝關節、踝關節和蹠骨關節側向平面關節，共有四個自由度。擺動角側向平面關節群包含擺動角髌關節、膝關節、踝關節和蹠骨關節側向平面的自由度，同樣具備四個自由度。正向平面關節群包含站立腳髌關節及踝關節正向自由度與擺動角髌關節及踝關節正向自由度，總計共四個。

站立腳側向平面關節群順向運動學模型

站立腳側向平面關節群順向運動學模型則是由站立腳的髌關節、膝關節、踝關節和蹠骨關節的側向平面的自由度所構成。其以站立腳足底板的前緣為基點，髌關節中心為端點所構成之連桿系統。透過 3.6 節二足機器人模型建立(表 3-2)，基點至端點的轉移矩陣(T_s)可以寫為

$$T_s = \begin{matrix} HF_s \\ HSS \end{matrix} T \cdot \begin{matrix} HSS \\ KS \end{matrix} T \cdot \begin{matrix} KS \\ ASS \end{matrix} T \cdot \begin{matrix} ASS \\ AFS \end{matrix} T \cdot \begin{matrix} AFS \\ FBS \end{matrix} T \cdot \begin{matrix} FBS \\ FFS \end{matrix} T \cdot \begin{matrix} FFS \\ Org \end{matrix} T \quad (3.7)$$

而站立腳側向平面關節群順向運動學模型，只針對側向平面的四個自由度作為描述。因此，在基點至端點的轉移矩陣(T_s)之中，正向平面的兩個自由度則分別假設為自然位置(Nature Position)。

$$\theta_{SFA} = \theta_{SFH} = 0 \quad (3.8)$$

最後，將(3.8)式帶入(3.7)之中，基點至端點的轉移矩陣(T_s)可以簡化為

$$T_s = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK} + \theta_{SH}) & 0 & \cos(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK} + \theta_{SH}) & P_x \\ \cos(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK} + \theta_{SH}) & 0 & \sin(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK} + \theta_{SH}) & P_y \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

其中， θ_{SM} 、 θ_{SA} 、 θ_{SK} 、 θ_{SH} 分別為站立腳蹠骨關節腳度、側向平面踝關節角度、膝關節角度、側向平面髌關節角度。其中，

$$P_x = 42 - 31.5\sin(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK} + \theta_{SH}) - 57\sin(\theta_{SM} + \theta_{SA}) \\ + 42.36\cos(\theta_{SM}) - 44.27\sin(\theta_{SM}) \\ - 57\sin(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK}) \quad (3.10)$$

$$P_y = 31.5\sin(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK} + \theta_{SH}) + 57\cos(\theta_{SM} + \theta_{SA}) \\ + 42.36\sin(\theta_{SM}) + 44.27\cos(\theta_{SM}) \\ + 57\cos(\theta_{SM} + \theta_{SA} + \theta_{SK}) \quad (3.11)$$

P_x 為步行時站立腳側向平面端點的水平位置， P_y 為步行時站立腳側向平面端點的垂直位置。

擺動腳側向平面關節群順向運動學模型

同理，擺動腳側向平面關節群順向運動學模型則是由擺動腳的髌關節、膝關節、踝關節和蹠骨關節的側向平面的自由度所構成。其以擺動腳髌關節中心為基點，足底板的前緣為端點所構成之連桿系統。透過 3.6 節二足機器人模型建立(表 3-2)，基點至端點的轉移矩陣(T_w)可以寫為

$$T_w = {}_{FFw}^{FBw}T \cdot {}_{ASw}^{FBw}T \cdot {}_{ASw}^{AFw}T \cdot {}_{Kw}^{ASw}T \cdot {}_{HSw}^{Kw}T \cdot {}_{HFw}^{HSw}T \quad (3.12)$$

同理，擺動腳側向平面關節群順向運動學模型只針對側向平面的四個自由度作為描述。因此，在基點至端點的轉移矩陣(T_w)之中，正向平面的兩個自由度則分別假設為自然位置(Nature Position)。

$$\theta_{WFA} = \theta_{WFH} = 0 \quad (3.13)$$

最後，將(3.13)式帶入(3.12)之中，基點至端點的轉移矩陣(T_w)可以簡化為

$$T_w = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_{WM} + \theta_{WA} + \theta_{WK} + \theta_{WH}) & -\cos(\theta_{WM} + \theta_{WA} + \theta_{WK} + \theta_{WH}) & 0 & P_x \\ \cos(\theta_{WM} + \theta_{WA} + \theta_{WK} + \theta_{WH}) & -\sin(\theta_{WM} + \theta_{WA} + \theta_{WK} + \theta_{WH}) & 0 & P_y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

其中， θ_{WM} 、 θ_{WA} 、 θ_{WK} 、 θ_{WH} 分別為擺動腳跖骨關節腳度、踝關節側向平面角度、膝關節角度、髌關節側向平面角度。依據順向運動學模型可以推導出 P_x 、 P_y 為

$$\begin{aligned} P_x &= 57 \cos(\theta_{WH} + \theta_{WK}) - 42 \sin(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA} + \theta_{WM}) \\ &\quad + 57 \cos(\theta_{WH}) + 44.27 \cos(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA}) \\ &\quad - 42.36 \sin(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA}) + P_{WHy} \end{aligned} \quad (3.15)$$

$$\begin{aligned} P_y &= 42 \cos(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA} + \theta_{WM}) + 57 \sin(\theta_{WH} + \theta_{WK}) \\ &\quad + 57 \sin(\theta_{WH}) + 42.36 \cos(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA}) \\ &\quad + 44.27 \sin(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA}) + P_{WHx} \end{aligned} \quad (3.16)$$

P_{WHx} 為擺動角髌關節中心 x 方向的座標位置， P_{WHy} 為擺動角髌關節中心 y 方向的座標位置。 P_x 為步行時擺動腳側向平面端點的垂直位置， P_y 為步行時擺動腳側向平面端點的水平位置。擺動腳的轉移矩陣理與站立腳的轉移矩陣所產生的位置轉換結果雖落在同一平行平面上。然而，由於髌關節兩側髌骨的轉移座標系對於 D-H 座標轉移系統產生的影響以至於使得站立腳與擺動角轉移矩陣產生不同平面轉移的效果。

步行軌跡設定

根據上述的順向運動學模型推導可以得知，為了能夠利用步態數據來解出適合機器人步行時的各關節角度，必須引入另外一個做為參考的參數。本研究將使用髌關節的 x 方向位置(P_x)作為解析順向運動學的個關節角度的第二個參考。

雖然髖關節的 x 方向位置可以根據各種不同的需求來進行軌跡設計，然而不良的軌跡設計將會使得關節角度無法解出有效的解集合，而無效的關節角度將會直接影響使得二足機器人順向運動學模型失效。為了能夠讓二足機器人髖關節 x 方向的位置能得出有效的解集合，在此引入人體步態的髖關節 x 方向的位置軌跡作為參考。

利用 Contini 等人所提出的人體各肢段長度對於身高百分比的量測(Contini *et al.*, 1966)，並利用二足機器人的順向運動學模型，配合人體之肢段數據以及人體步態各關節的角度去重建人體步行的髖關節 x 方向的軌跡位置(圖 3-23)。

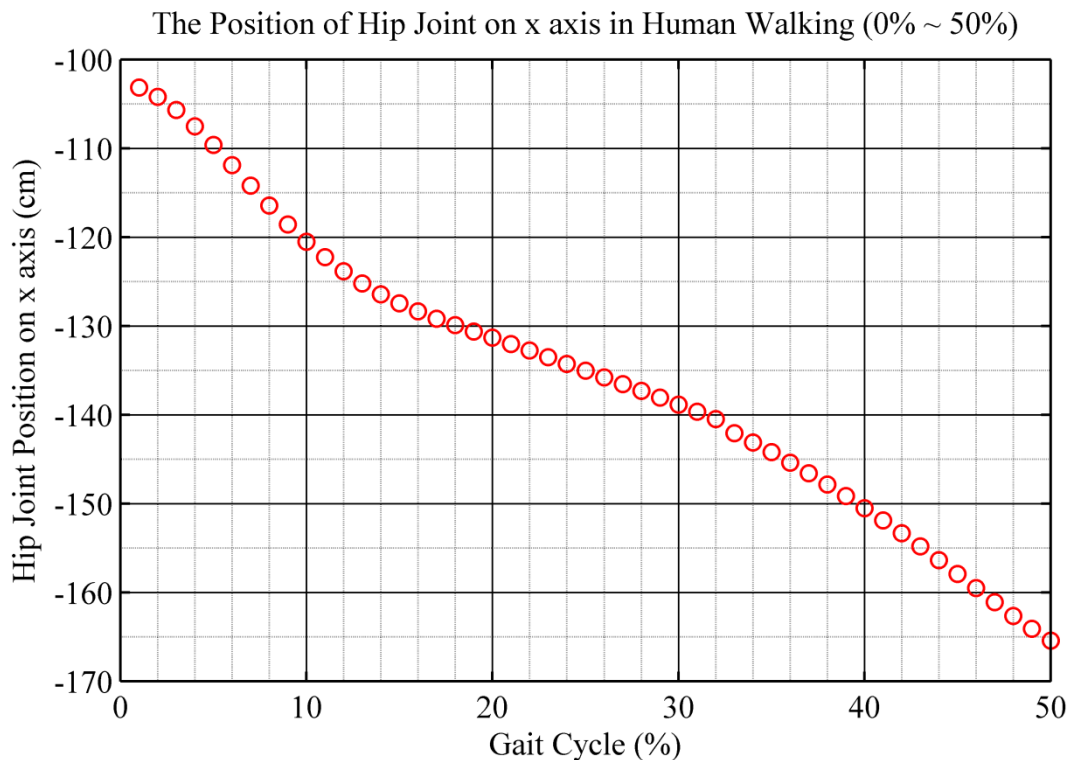


圖 3-23 人體步態髖關節 x 方向位置軌跡

本研究的人體步態髖關節 x 方向位置軌跡所使用的為身高為 160 公分的人體步態數據所製成¹。利用人體步態數據，雖可以建構出單一步態週期人體步行時髖關節之水平位置；然而，此軌跡步伐寬度為 62.2 cm 對於長度只有 23.47 cm 的小

¹ 引用 3.1 節之參考數據實驗

型二足機器人設計也不適合。為了降低腿長對於水平步行速率分析的影響，則將步行軌跡乘以二足機器人大腿長度對受測者大腿長度的比值，將其規劃為二足機器人髖關節 x 方向位置進行水平的步行分析(圖 3-24)。

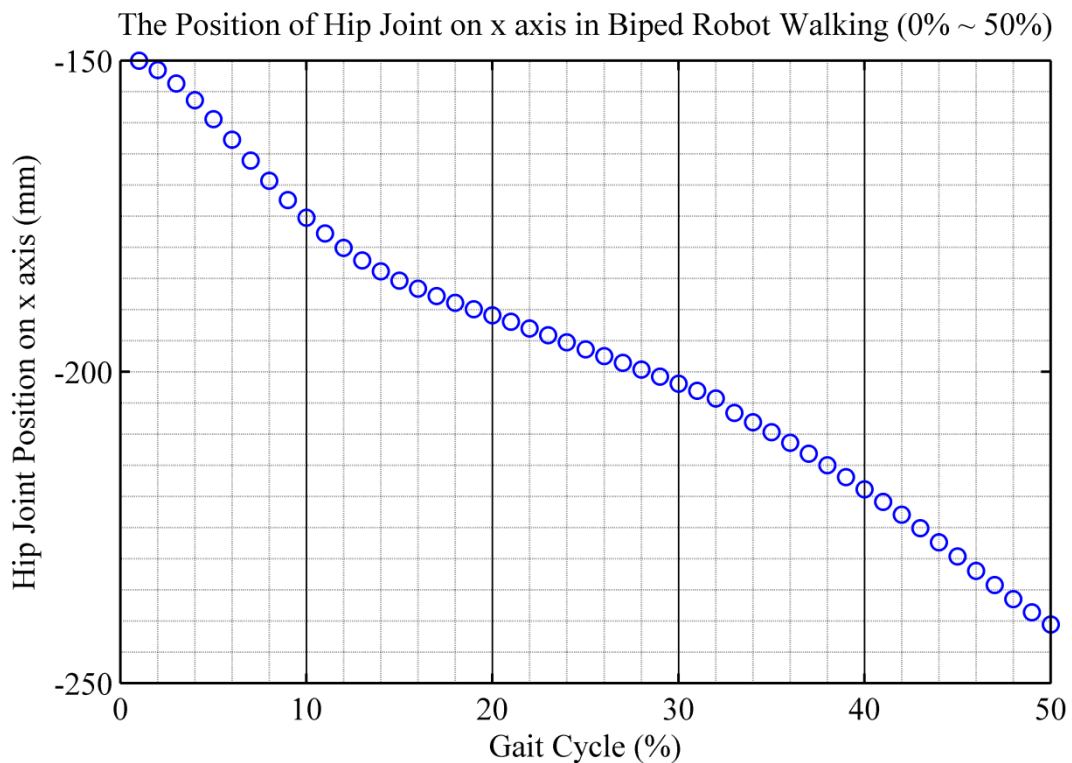


圖 3-24 二足機器人髖關節 x 方向位置軌跡

根據此設計則完成二足機器人髖關節 x 方向的軌跡設計，由於步行過程之中的移動距離主要是由站立腳階段所完成，因此髖關節 x 方向的軌跡設計只需要設計前 50% 的步態週期。

重量轉移階段開始至站立中點階段結束之步態策略

此階段的步態策略主要是定義在整個步態週期的前 32%，此階段的主要目的可分為二。其一，在重量轉移階段結束時(步態週期的 7%)腳底板必須利用踝關節的旋轉落地。其二，在整個 32% 的步態週期之中，可以讓髖關節的水平速率依照本研究所規劃的髖關節 x 方向位置軌跡前進(圖 3-24)。

假設在第 k 個步態週期，髖關節角度(θ_{SH}^k)定義為垂直線與大腿之間的夾角，

膝關節角度(θ_{SK}^k)定義為大腿的延伸線與小腿之間的夾角，踝關節角度(θ_{SA}^k)定義為腳底板與小腿的垂直線之間的夾角，蹠骨關節節角度(θ_{SM}^k)定義前足與後足之間的夾角，步態週期定義為 d_G 。腳根著地之後，根據站立腳側向平面關節群順向運動學模型，將上述的關節角度代入(3.9)式推導出在第 k 個步態週期時站立腳的轉移矩陣為

$$T_S^k = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) & 0 & \cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) & P_x^k \\ \cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) & 0 & \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) & P_y^k \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

其中，將關節角度代入(3.10)式和(3.11)式則可以推導出

$$P_x^k = 42 - 31.5 \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) - 57 \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k) + 42.36 \cos(\theta_{SM}^k) - 44.27 \sin(\theta_{SM}^k) - 57 \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k) \quad (3.18)$$

$$P_y^k = 31.5 \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) + 57 \cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k) + 42.36 \sin(\theta_{SM}^k) + 44.27 \cos(\theta_{SM}^k) + 57 \cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k) \quad (3.19)$$

若假設步行過程中身體皆呈現垂直的狀態，可推導出 HFs 座標系與 Org 座標系三個軸的旋轉角度關係維持一定(圖 3-22)。可推得兩個座標系的 z 軸夾角為 90 度， y 軸夾角為 90 度。因此，考慮 $\theta_i = 90$ 和 $\alpha_i = 90$ 兩個條件帶入(3.4)式可以得出

對任一步態週期 k 其站立腳轉移矩陣為

$$T_S^k = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & P_x^k \\ 1 & 0 & 0 & P_y^k \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

因此，比對(3.17)式和(3.20)式矩陣係數可以發現

$$-\sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) = 0 \quad (3.21)$$

$$\cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) = 1 \quad (3.22)$$

將(3.21)式除以(3.22)再取反正切函數，則可以推導出

$$\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k = \tan^{-1}\left(\frac{0}{1}\right) = 0 \quad (3.23)$$

此外，根據人體步態週期中對重量轉移階段的描述可以得知，在此一階段時足底板為貼平於地面，也因此可以確定在重量轉移階段開始至站立中點階段結束之中，對任意一個步態週期 k ，其蹠骨關節角度(θ_{SM}^k)為零。

$$\theta_{SM}^k = 0, 0 \leq k \leq 32 \quad (3.24)$$

因此可以推導出

$$\theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k = 0 \quad (3.25)$$

在此研究之中髌關節的角度直接使用人體步態數據作為輸入，則 θ_{SH}^k 為人體步態數據，代入(3.18)式可以得出

$$\theta_{SA}^k = \sin^{-1}\left(\frac{84.36 + 57 \sin \theta_{SH}^k - P_x^k}{57}\right) \quad (3.26)$$

因此，

$$\theta_{SK}^k = -\theta_{SH}^k - \theta_{SA}^k = -\theta_{SH}^k - \sin^{-1}\left(\frac{84.36 + 57 \sin \theta_{SH}^k - P_x^k}{57}\right) \quad (3.27)$$

至此則可以完整定義出在重量轉移階段開始至站立中點階段結束段蹠骨關節、踝關節、膝關節和髌關節的關節角度。根據這樣的步態規劃則可以畫出步態週期前32%的膝關節角度。

站立結束階段之步態策略

站立結束階段則發生在步態週期中，腳根離地至反側腳著地開始。根據3.2節的定義，約位於步態週期之中的32%至50%。這個階段的推進力主要是由蹠骨關節所達成，蹠骨關節的轉動除了推進力之外也使得站立腳進入擺動期時能有更充足的空間防止腳底板去撞擊到地面。站立結束階段由於仍屬於站立期，因此順向

運動學的模型的轉移矩陣仍為(3.17)式。而且步行過程中身體皆呈現垂直的狀態仍然成立，(3.23)式的限制條件也依然成立。根據前述的定義，在站立結束階段時，膝關節的關節角度為維持定值，因此，根據前述的順向運動學系統描述可得對任意一個在站立結束階段的步態週期 k ，膝關節角度(θ_{SK}^k)應該在站立中點階段結束後就維持

$$\theta_{SK}^k = \theta_{SK}^{31}, 32 \leq k \leq 50 \quad (3.28)$$

將(3.23)式和(3.28)式的限制條件代入(3.17)式，則可以確認站立腳順向運動學的模型(3.17)式之中， P_x^k 、 θ_{SK}^k 、 θ_{SH}^k 為已知。因此，可以解出

$$\begin{aligned} 42.36 \cos(\theta_{SM}^k) - 44.27 \sin(\theta_{SM}^k) \\ = P_x^k - 42 - 57 \sin(\theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) + 57 \sin(\theta_{SH}^k) \end{aligned} \quad (3.29)$$

因此可以推導出

$$\begin{aligned} \theta_{SM}^k &= \tan^{-1}\left(\frac{42.36}{44.27}\right) - \sin^{-1}\left(\frac{P_x^k - 42 - 57 \sin(\theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) + 57 \sin(\theta_{SH}^k)}{\sqrt{42.36^2 + 44.27^2}}\right) \\ &= 43.74 - \sin^{-1}\left(\frac{P_x^k - 42 - 57 \sin(\theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) + 57 \sin(\theta_{SH}^k)}{61.27}\right) \end{aligned} \quad (3.30)$$

求出蹠骨關節(θ_{SM}^k)之後則可以根據(3.23)式推導出踝關節(θ_{SA}^k)為

$$\theta_{SA}^k = -(\theta_{SM}^k + \theta_{SK}^k + \theta_{SH}^k) \quad (3.31)$$

根據上述的方程式推倒則可以明確的定義出在站立結束階段之中各關節角度的值。

擺動預備階段

擺動預備階段發生在步態週期的反側腳著地開始到腳趾離地。根據 3.2 節的定義，擺動預備階段介於步態週期的 50% 至 57%，也是步態週期之中的雙腳站立期。由於重心在這個階段會轉移至另一隻站立腳，因此擺動預備階段的主要目的在於如何維持髖關節 x 方向的水平位置與 y 方向的垂直位置，使得髖關節的位置能夠與另一隻進入重量轉移階段的站立腳做配合。擺動預備階段由於仍屬於站立期，因此順向運動學的模型的轉移矩陣仍為(3.17)式。而且步行過程中身體皆呈現垂直

的狀態仍然成立，(3.23)式的限制條件也依然成立。將(3.23)式的限制條件代入(3.18)式和(3.19)式，則可以得出髖關節的 x 方向水平位置(P_x)與 y 方向的垂直位置(P_y)的公式為

$$P_x^k = 42 - 57 \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k) + 42.36 \cos(\theta_{SM}^k) - 44.27 \sin(\theta_{SM}^k) - 57 \sin(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k) \quad (3.32)$$

$$P_y^k = 57 \cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k) + 42.36 \sin(\theta_{SM}^k) + 44.27 \cos(\theta_{SM}^k) + 57 \cos(\theta_{SM}^k + \theta_{SA}^k + \theta_{SK}^k) \quad (3.33)$$

而根據之前的假設，，髖關節角度(θ_{SH}^k)為已知條件並以人體步態帶入， P_x 與 P_y 的資料用另一隻站立腳的位置所提供，因此(3.32)式和(3.33)式的資料可以改寫為

$$P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k) + 57 \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) = 42.36 \cos(\theta_{SM}^k) - 44.27 \sin(\theta_{SM}^k) \quad (3.34)$$

$$P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k) - 57 \cos(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) = 42.36 \sin(\theta_{SM}^k) + 44.27 \cos(\theta_{SM}^k) \quad (3.35)$$

設計一個角度為 α 的直角三角形，其底邊為 44.27，對邊為 42.36。假設 L_1 為此三角形的斜邊則

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{42.36}{44.27}\right) = 43.74 \quad (3.36)$$

$$L_1 = \sqrt{42.36^2 + 44.27^2} = 61.27 \quad (3.37)$$

根據三角形的和角公式

$$\begin{aligned} \sin(\alpha - \theta_{SM}^k) &= \sin \alpha \cos \theta_{SM}^k + \cos \alpha \sin \theta_{SM}^k \\ &= \frac{44.27}{61.27} \cos \theta_{SM}^k + \frac{42.36}{61.27} \sin \theta_{SM}^k \end{aligned} \quad (3.38)$$

將(3.34)式和(3.35)式依據(3.38)式進行整理得出

$$P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k) + 57 \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) = 61.27 \sin(43.74 - \theta_{SM}^k) \quad (3.39)$$

$$P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k) - 57 \cos(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) = 61.27 \cos(43.74 - \theta_{SM}^k) \quad (3.40)$$

將(3.39)式和(3.40)式平方相加以後可以得出

$$\begin{aligned}
 & (P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 \\
 & \quad - 114(P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k)) \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) \\
 & \quad + (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2 - 114(P_y^k \\
 & \quad - 57 \cos(-\theta_{SH}^k)) \cos(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) + 57^2 = 61.27^2
 \end{aligned} \tag{3.41}$$

整理方程式得出

$$\begin{aligned}
 & \frac{61.27^2 - 57^2 - (P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 - (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2}{114} \\
 & = (P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k)) \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) + (P_y^k \\
 & \quad - 57 \cos(-\theta_{SH}^k)) \cos(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k)
 \end{aligned} \tag{3.42}$$

同理，設計一個角度為 β 的直角三角形，其底邊為 $P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k)$ ，其對邊為 $P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k)$ 。假設 L_2 為此三角形的斜邊則

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k)}{P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k)} \right) \tag{3.43}$$

$$L_2 = \sqrt{(P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 + (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2} \tag{3.44}$$

利用三角形和角公式

$$\begin{aligned}
 \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k - \beta) & = \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) \cos \beta + \cos(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k) \sin \beta \\
 & = \frac{P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k)}{L_2} \cos \beta + \frac{P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k)}{L_2} \sin \beta
 \end{aligned} \tag{3.45}$$

將(3.42)式依據(3.45)式整理可以得出

$$\begin{aligned}
 & \frac{61.27^2 - 57^2 - (P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 - (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2}{114 \times \sqrt{(P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 + (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2}} \\
 & = \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k - \beta)
 \end{aligned} \tag{3.46}$$

最後可以求出

$$\begin{aligned}
& \theta_{SK}^k \\
& = -\theta_{SH}^k - \tan^{-1}\left(\frac{P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k)}{P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k)}\right) \\
& - \sin^{-1}\left(\frac{61.27^2 - 57^2 - (P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 - (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2}{114 \times \sqrt{(P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k))^2 + (P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k))^2}}\right)
\end{aligned} \tag{3.47}$$

將膝關節角度(θ_{SK}^k)求出之後，代入(3.39)式和(3.40)式。最後將兩式相除可以得出

$$\theta_{SM}^k = 43.74 - \tan^{-1}\left(\frac{P_x^k - 42 + 57 \sin(-\theta_{SH}^k) + 57 \sin(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k)}{P_y^k - 57 \cos(-\theta_{SH}^k) - 57 \cos(-\theta_{SK}^k - \theta_{SH}^k)}\right) \tag{3.48}$$

最後踝關節角度(θ_{SA}^k)可以利用(3.31)式得出。利用上述的假設以及順向運動學的模式就可以推導出擺動預備階段時側向平面的各關節角度。

擺動開始至擺動中點結束

擺動開始至擺動中點結束是由腳趾離地開始至脛骨垂直結束。在這段期間二足機器人正式進入了擺動階段。相較於站立階段，擺動階段沒有較多的幾何限制。擺動階段的最主要目的在於將前腳往前跨步，並且符合腳趾不能撞擊於地面的步態原則。根據 3.2 節步態階段規劃，本研究的二足機器人將會在第 58% 的步態週期完成腳趾離地並於第 84% 的步態週期達到脛骨垂直的關鍵點。這個關鍵點所必須達的條件在於脛骨垂直於地面，且踝關節回復到自然位置。因此，根據踝關節回復到自然位置的條件限制則可以得出

$$\theta_{WA}^{84} = 0 \tag{3.49}$$

由於，擺動角的幾何沒有嚴格的限制。在此使用軌跡規劃的方式規劃出擺動開始至擺動中點結束的踝關節角度。在擺動開始至擺動中點結束的期間之內，膝關節角度的軌跡為一個二次以上的多項式(圖 3-4)。然而，三次以上的多項式在做設計的時候，必須計算一個 4 階以上方陣的反矩陣。然而，二次多項式的設計只需要計算 3 階方陣的反矩陣。從單晶片運算的考量之下，4 階以上方陣的反矩陣的計算量較 3 階方陣的運算量提高許多。因此，為了降低單晶片的運算量，本研究踝關節角度的軌跡規劃採用二次多項式的設計。設計一個步態週期 k 對踝關節角度的

二次多項式，此多項式可寫為

$$\theta_{WA}^k = ak^2 + bk + c \quad (3.50)$$

(3.50)式之中， a 為二次項係數， b 為一次項係數， c 為常數項，且 a 、 b 、 c 分別為實數。為了解出 a 、 b 、 c 三個實數的解，則須準備三組步態週期對踝關節角度的資料點，代入(3.50)式求解。而三組資料點之中的其中一組必須符合(3.49)式的邊界條件，為了能將設計出來的二次項曲線與擺動預備階段的曲線設計接合，則須利用擺動預備階段最後兩組資料點代入(3.50)式求解，此兩組資料點分別為步態週期的 56% 和 57%。

因此，考慮三個已知的步態週期對踝關節角度的資料點 (k, θ_{WA}^k) ，其分別為 $(56, \theta_{WA}^{56})$ 、 $(57, \theta_{WA}^{57})$ 、 $(84, \theta_{WA}^{84})$ 三個資料點代入(3.50)式，則可以列出一組聯立方程式

$$\begin{cases} \theta_{WA}^{56} = 56^2 a + 56b + c \\ \theta_{WA}^{57} = 57^2 a + 57b + c \\ \theta_{WA}^{84} = 84^2 a + 84b + c \end{cases} \quad (3.51)$$

將(3.51)式的聯立方程式寫為矩陣形式則可以得出

$$\begin{bmatrix} 56^2 & 56 & 1 \\ 57^2 & 57 & 1 \\ 84^2 & 84 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_{WA}^{56} \\ \theta_{WA}^{57} \\ \theta_{WA}^{84} \end{bmatrix} \quad (3.52)$$

因此，將擺動預備階段的踝關節角度求出以後再代入(3.52)式求解可以得出

$$\begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0357 & -0.0370 & 0.0013 \\ -5.0357 & 5.1852 & -0.1495 \\ 171.0000 & -174.2222 & 4.2222 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 27.47 \\ 23.80 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.1630 \\ -23.8950 \\ 857.2605 \end{bmatrix} \quad (3.53)$$

最後，得出擺動開始至擺動中點結束階段之中

$$\theta_{WA}^k = 0.1630k^2 - 23.8950k + 857.2605 \quad 58 \leq k \leq 84 \quad (3.54)$$

此外，根據脛骨垂直於地面的條件限制，可以得出膝關節角度應該於髖關節角度相同

$$\theta_{WK}^{84} = \theta_{WH}^{84} \quad (3.55)$$

同理，考慮三個資料點 (k, θ_{WK}^k) 分別為 $(56, \theta_{WK}^{56})$ 、 $(57, \theta_{WK}^{57})$ 、 $(84, \theta_{WK}^{84})$ 三個資料點設計二次多項式為

$$\theta_{WK}^k = dk^2 + ek + f \quad (3.56)$$

則

$$\begin{bmatrix} 56^2 & 56 & 1 \\ 57^2 & 57 & 1 \\ 84^2 & 84 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d \\ e \\ f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_{WK}^{56} \\ \theta_{WK}^{57} \\ \theta_{WK}^{84} \end{bmatrix} \quad (3.57)$$

$$\begin{bmatrix} d \\ e \\ f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0357 & -0.0370 & 0.0013 \\ -5.0357 & 5.1852 & -0.1495 \\ 171.0000 & -174.2222 & 4.2222 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 43.71 \\ 46.61 \\ 18.89 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.1402 \\ 18.7469 \\ -566.3300 \end{bmatrix} \quad (3.58)$$

因此得出，

$$\theta_{WK}^k = -0.1402k^2 + 18.7469k - 566.3300 \quad 58 \leq k \leq 84 \quad (3.59)$$

在離地之後，蹠骨關節開始回到自然位置。在此考慮蹠骨關節與腳趾能有同一水平位置。根據(3.15)式可以得出若要符合蹠骨關節與腳趾能有同一水平位置的假設則

$$\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA} + \theta_{WM} = 0 \quad (3.60)$$

因此，

$$\theta_{WM} = -(\theta_{WH} + \theta_{WK} + \theta_{WA}) \quad (3.61)$$

然而當蹠骨關節回到自然位置之後，則持續維持自然位置直到下一次的著地開始。

擺動結束

擺動結束的最主要功能在於將各個關節角度回復到著地開始的狀態。根據前面的假設，步態是一個週期性的行為。因此，利用同樣的二次多項式設計曲線設計，取 $k = 83$ 、 84 、 1 三個步態時間點作為膝關節和踝關節的步態軌跡設計。則可以求出在擺動結束階段時膝關節角度對於步態週期百分比的函數為

$$\theta_{WK}^k = -0.3049k^2 + 55.5704k - 2536 \quad (3.62)$$

而踝關節角度對步態週期百分比的函數為

$$\theta_{WA}^k = 0.0272k^2 - 4.4551k + 182.7041 \quad (3.63)$$

而擺動結束完成之後即回復到著地開始關鍵點進入下一個步態週期。

3.8. 零力矩點計算方法

零力矩點的定義為在行走地面上的一點，其重力舉和慣性力舉之合為零，則此點被定義為零力矩點(Vokobratovic, 1969)。換句話說，零力矩點的代表在支撐面積上其水平面 x 軸方向和 y 軸方向的力矩為零的點。

根據零力矩點的定義可知，考慮一點零力矩點 P，則 P 點必須符合下面兩個 x 軸方向和 y 軸方向力矩為零的平衡方程式(圖 3-25)：

$$\begin{aligned} (\vec{OP} \times \vec{R})^x + (\vec{OG} \times m_s \vec{g})^x + M_A^x + (\vec{OA} \times \vec{F}_A)^x &= 0 \\ (\vec{OP} \times \vec{R})^y + (\vec{OG} \times m_s \vec{g})^y + M_A^y + (\vec{OA} \times \vec{F}_A)^y &= 0 \end{aligned} \quad (3.64)$$

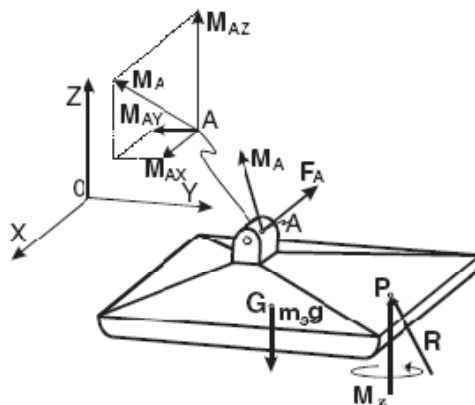


圖 3-25 零力矩點的力圖分析(Vokobratovic, 2004)

其中 O 點為空間座標系的原點，R 為地面反作用力，G 點為此肢段之重心位置， m_s 為足部肢段之重量， g 為重力加速度， M_A 為作用在踝關節的合力矩， F_A 為作用在踝關節的力量。

零力矩點位置的計算方法可分兩種。一種則是在足底板上的四角設置各設置一個壓力感測器，而將足底板建構成一個測力板模型。另外，在腳底板和踝關節的附近設置一六軸加速度計，此加速度計除可以量測 x、y 和 z 軸的加速度之外還可以量測此三個軸的力矩。利用測力板模型可以量測地面反作用力 R，利用六軸加速度計可以量測力矩 M_A 。若將座標系之原點 O 設計與 A 點重疊，則力矩平衡方程式可以寫成：

$$\begin{aligned} (\overline{AP} \times \vec{R})^x + (\overline{AG} \times m_s \vec{g})^x + M_A^x &= 0 \\ (\overline{AP} \times \vec{R})^y + (\overline{AG} \times m_s \vec{g})^y + M_A^y &= 0 \end{aligned} \quad (3.65)$$

根據此方程式得出之結果可以求出零力矩點 P 的座標位置。此方式計算零力矩點之優勢在於其計算量較低，有利於即時運算。然而，此法必須使用到多種感測器，相較來說成本也較高。

零力矩點的另一種計算方式則是利用機體之動力學推倒而出。若考慮任何時期下，機器人的足部底板不會與地面發生滑動之情形，則機體所受之力矩全由重力以及馬達所提供。因此，機體上之各點對於零力矩點所產生的力矩平衡方程則可寫成：

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^N \{ [m_i(p_i - zmp) \times (\ddot{p}_i - \vec{g})]^X + I_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times I_i \omega_i \} &= 0 \\ \sum_{i=1}^N \{ [m_i(p_i - zmp) \times (\ddot{p}_i - \vec{g})]^Y + I_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times I_i \omega_i \} &= 0 \end{aligned} \quad (3.66)$$

其中，N 為二足機器人之總肢段數，zmp 為零力矩點之位置， m_i 為第 i 個肢段之質量， p_i 為第 i 個肢段肢段之重心位置， \ddot{p}_i 為第 i 個肢段肢段之加速度，g 為重力加速度， I_i 為第 i 個肢段之轉動慣量， $\dot{\omega}_i$ 為第 i 個肢段肢段之角加速度， ω_i 為第 i 個肢段之角速度。若考慮各肢段的轉動慣量皆可以忽略，且零力矩點的 z 座標位置固定，則零力矩點之 x 座標和 y 座標的位置可以依下列兩式得出：

$$ZMP_x = \frac{\sum_{i=1}^N \{m_i x_i (\ddot{z}_i + g) - m_i \ddot{x}_i (z_i - ZMP_z)\}}{\sum_{i=1}^N [m_i (\ddot{z}_i + g)]} \quad (3.67)$$

$$ZMP_y = \frac{\sum_{i=1}^N \{m_i y_i (\ddot{z}_i + g) - m_i \ddot{y}_i (z_i - ZMP_z)\}}{\sum_{i=1}^N [m_i (\ddot{z}_i + g)]} \quad (3.68)$$

此種方法的最大優勢在於由於機體各肢段的重量皆為已知，且馬達提供的力矩也為已知，因此各肢段之加速度可以推算出來，也因此不必利用感測器就可以推算出零力矩點的座標位置。然而此法的最大問題在於計算量很高，通常都需要先做模擬之後才可以應用於機器人的控制之上，因此無法達成即時性控制。

零力矩點若非落在底部支撐面積上，則此點稱之為虛擬零力矩點。而此時二足機器人與虛擬零力矩點之間則會存在一力矩，此力矩將會使得二足機器人以最接近此點的支撐部位邊緣，發生傾倒之情形。

3.9. 零力矩點軌跡規劃

若要讓二足機器人維持穩定的動態平衡，則機器人的零力矩點必須維持在底部支撐面積上。而支撐面積根據雙腳站立期和單腳站立期的不同而分成兩種。單腳站立期的時候，由於二足機器人只有站立腳支撐在地面上，而此站立腳必須承受二足機器人整體的質量以及慣性力，因此二足機器人的底部支撐面積則為機器人的站立腳之底面積。雙腳站立期的時候，由於二足機器人在雙足站立下進行質心轉換，而使得雙足支撐面積則是由後腳的前足部和前腳的腳後根所構成之平行四邊形之面積所構成(圖 3-26)。人體步態過程之中在單腳站立期時，零力矩點都可以集中在足底部面積上面。另一方面，零力矩點可以構成一個鋸齒狀之軌跡。這樣的特性即是卻確保人體在步行的過程之中不會發生傾倒的狀況。

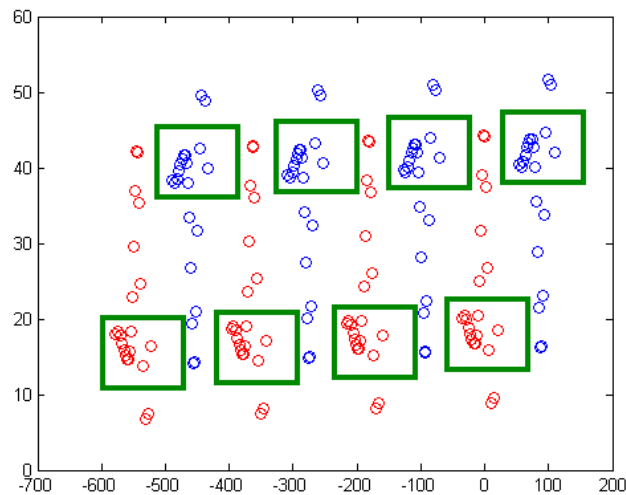


圖 3-26 人體資料模擬零力矩點軌跡

考慮雙足在連續步行的情形下，底部支撐面積則配合零力矩點。利用連續齒狀的軌跡，使得二足機器人的零力矩點在步態週期之中皆可以落在支撐面積之上，則可以確保二足機器人的步態平衡。根據這個特性，將二足機器人的零力矩點的軌跡，根據不同步態週期階段控制在足底支撐面積上成為一個重要的課題。

本研究所使用的方法則是將機器人的控制拆成兩個獨立的平面，根據前面所描述，本研究所開發的步態控制理論，其最主要的目的在於避開二足機器人高自由度的逆向運動學計算。利用步態資料分段導入人體步態的機制的理論，重新根據七個不同的關鍵階段，分別針對二足機器人左右腳的髖關節、膝關節、踝關節以及蹠骨關節，各別設計一套的步態策略。因此，步態策略完成之後 x 方向與 z 方向的加速度也因可以被決定，進一步則決定了零力矩點在 x 方向上的座標。在 x 方向的座標決定之後，則可以配合足底面積的位置，利用正面向的兩個髖關節和兩個踝關節來調整零力矩點的 y 方向的位置。最後就可以達成零力矩點的平衡，機器人也可以保持不會傾倒的姿勢。

第四章 結果與討論

4.1. 二足機器人順向運動學模擬

在本研究之中考慮二足機器人在單腳站立時期，以站立腳前足坐標系統(FFs)做為基底，擺動腳前足坐標系統(FFw)作為端點。根據上述的定義各個座標系統對於基底座標系統的作標轉換，進一步可以使用連鎖律的功能推導出來 (表 4-1)。

表 4-1 各肢段座標系對原始座標系轉移矩陣推導

座標系	轉移矩陣
FFs	${}_{Org}^{FFs}T$
FBs	${}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
AFs	${}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
ASs	${}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
Ks	${}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
HSs	${}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
HFfs	${}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
HFw	${}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
HSw	${}_{HFw}^{HSw}T \cdot {}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
Kw	${}_{HSw}^{Kw}T \cdot {}_{HFw}^{HSw}T \cdot {}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
ASw	${}_{Kw}^{ASw}T \cdot {}_{HSw}^{Kw}T \cdot {}_{HFw}^{HSw}T \cdot {}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
AFw	${}_{ASw}^{AFw}T \cdot {}_{Kw}^{ASw}T \cdot {}_{HSw}^{Kw}T \cdot {}_{HFw}^{HSw}T \cdot {}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
FBw	${}_{AFw}^{FBw}T \cdot {}_{ASw}^{AFw}T \cdot {}_{Kw}^{ASw}T \cdot {}_{HSw}^{Kw}T \cdot {}_{HFw}^{HSw}T \cdot {}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$
FFw	${}_{FBw}^{FFw}T \cdot {}_{AFw}^{FBw}T \cdot {}_{ASw}^{AFw}T \cdot {}_{Kw}^{ASw}T \cdot {}_{HSw}^{Kw}T \cdot {}_{HFw}^{HSw}T \cdot {}_{HFfs}^{HFw}T \cdot {}_{HSs}^{HFfs}T \cdot {}_{Ks}^{HSs}T \cdot {}_{ASs}^{Ks}T \cdot {}_{AFs}^{ASs}T \cdot {}_{FBs}^{AFs}T \cdot {}_{FFs}^{FBs}T \cdot {}_{Org}^{FFs}T$

由於各肢段參數皆為已知，再將轉移矩陣定義完成，則可以利用 MATLAB 建立出整個二足機器人順向動力學模型在側向平面(圖 4-1)、正向平面(圖 4-2)以及在上視平面(圖 4-3)的模擬結果。

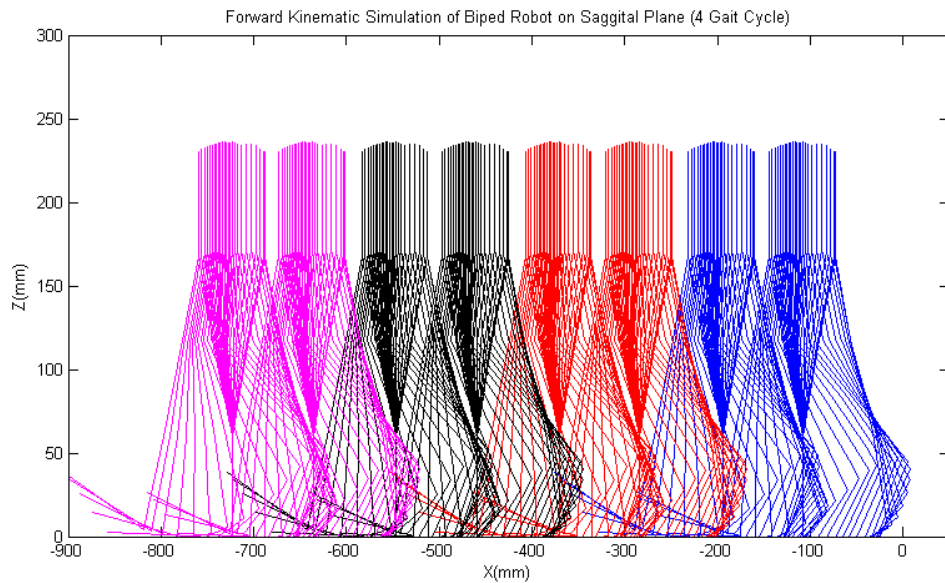


圖 4-1 利用步態資料在側向平面做順向運動學模擬測試 (4 個步態週期)

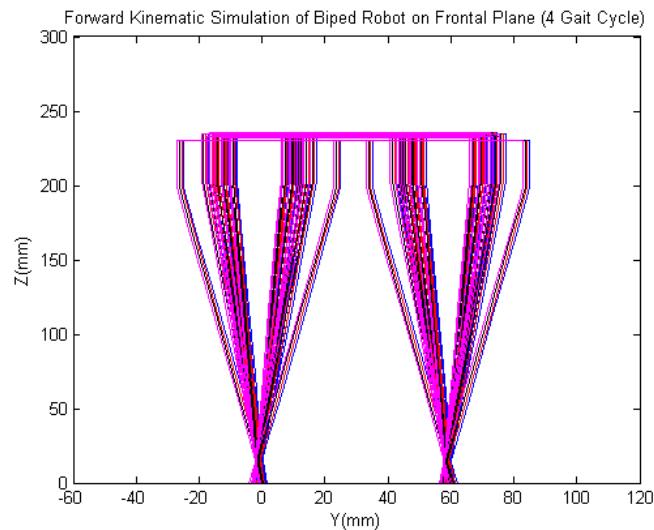


圖 4-2 利用步態資料在正向平面做順向運動學模擬測試 (4 個步態週期)

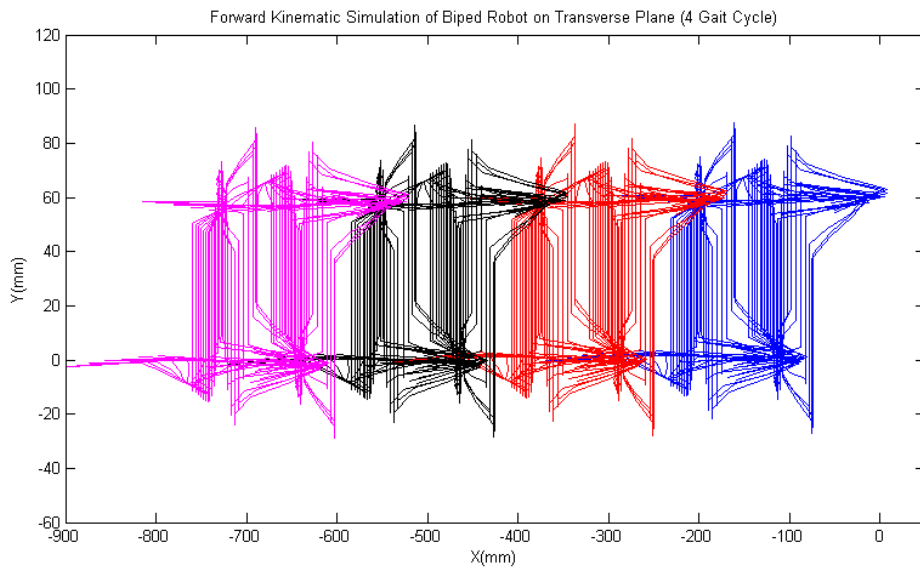


圖 4-3 利用步態資料在上視平面做順向運動學模擬測試 (4 個步態週期)

此外，根據本研究之中預先整理好的步態資料，將規劃好的步態資料模擬四個步態週期放入二足機器人順項運動學模型之中，就可以利用 Matlab 達成二足機器人步行時的軌跡的模擬(圖 4-4)。

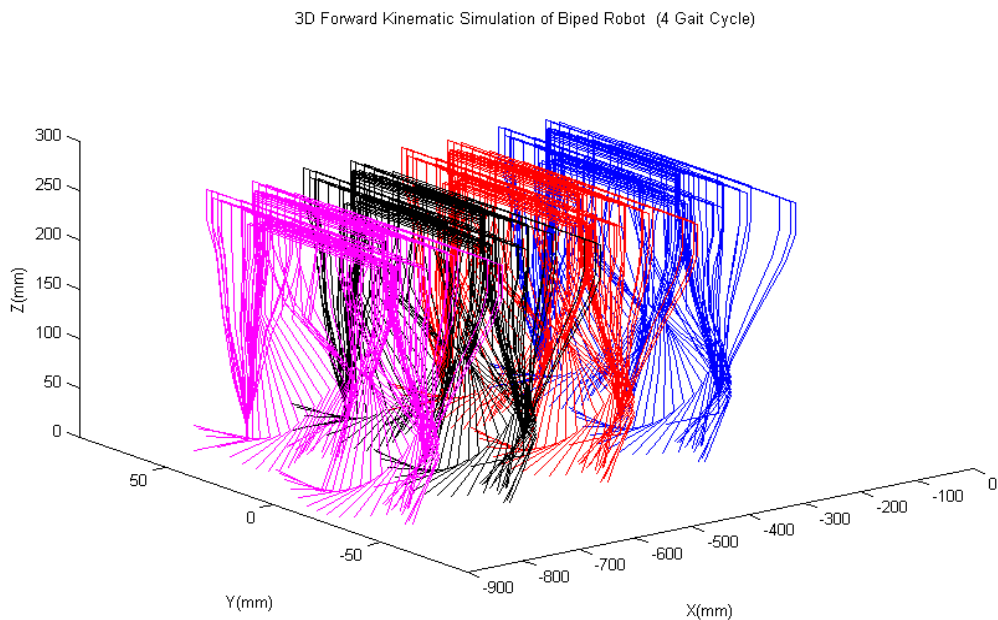


圖 4-4 利用步態資料在 3D 做順向運動學模擬測試 (4 個步態週期)

最後再將模擬結果放入 Pro/ENGINEER 4.0 的機構設計，並定義各伺服馬達轉

軸以及關節位置，則可以利用 Pro/ENGINEER 4.0 建立二足機器人行走時的實物模擬。

4.2. 二足機器人步態週期關節角度模擬

根據第三章順向運動學模型，並配合正規劃以後的髖關節 x 位置軌跡以及各個步態的特徵則可以模擬出膝關節(圖 4-5)、踝關節和蹠骨關節在步態週期之中各個階段的關節角度。

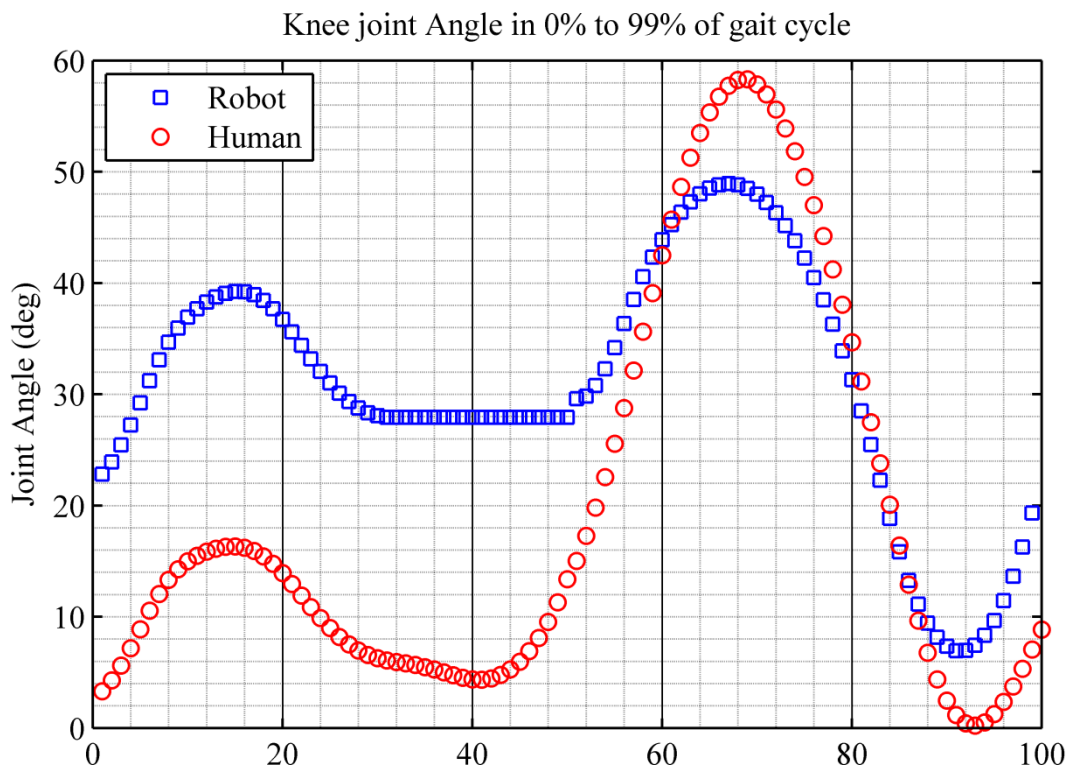


圖 4-5 二足機器人步態與人體步態膝關節角度

由模擬結果可以看出，二足機器人的膝關節角度會再重量轉移階段開始壓縮，並於站立中點階段達到最大值之後開始下降至站立結束階段開始時維持定值(圖 4-5)。相較於傳的的二足機器人步行，本研究所設計的步態規劃達成了二足步行中的直腿行步態。然而，比對二足機器人與人體步態的差異可以發現兩個主要不同處。其一，二足機器人在站立中點階段有較大的壓縮量，此模擬結果所造成的主要原因在於二足機器人與人體在各肢段的長度上有明顯的不同。其二，人體步態資料

之中膝關節的角度在站立結束階的末期有很明顯的角度增加。此主要原因在於站立結束階的末期膝關節的彎曲可以更加長步距的長度，以及輔助二足機器人的站立腳進入擺動期。

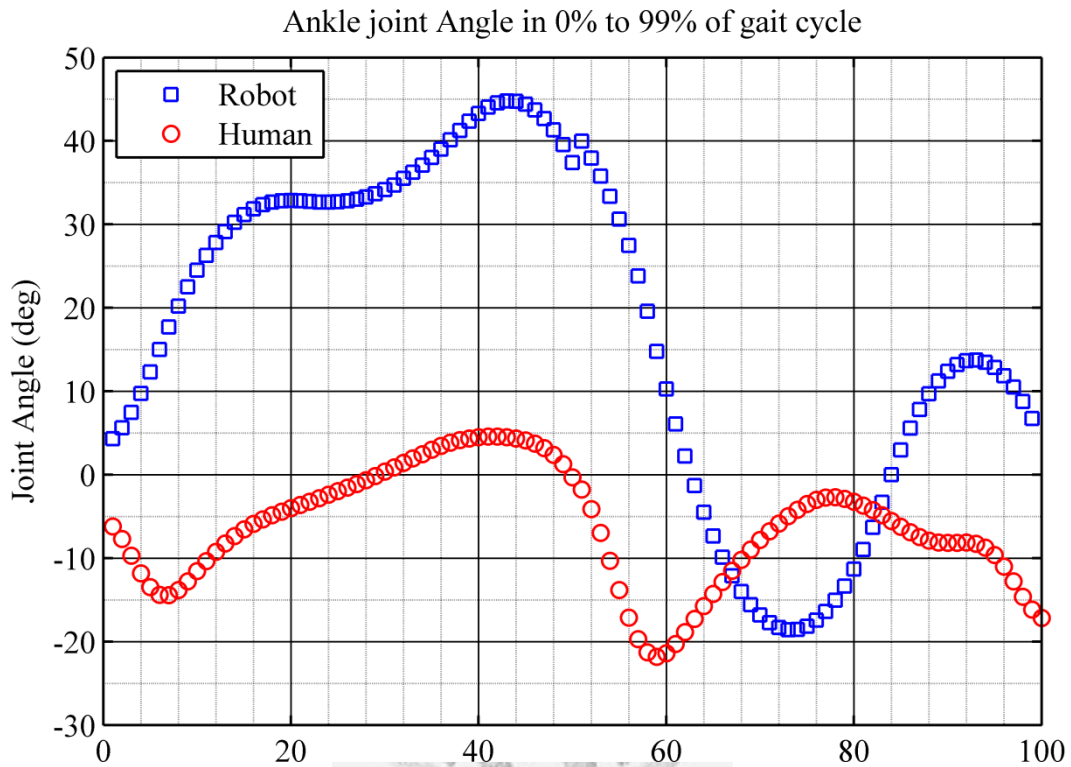


圖 4-6 二足機器人步態與人體步態踝關節比較

由模擬結果可發現二足機器人踝關節角度與人體步態的差別在於，二足機器人的踝關節壓縮的角度較人體步態角度約增加了 15 度左右(圖 4-6)。此主要原因在於本研究的二足機器人踝關節的高度向較於人體的生理構造設計上有顯著的差別。由於本研究的二足機器人踝關節高度對二足機器人大腿長度的比值為 0.7764，而根據 Contini 等人的研究指出，人體踝關節高度對其大腿的比值約為 0.1592。因此在腕關節 x 方向位置的歸機規劃作正規劃的同時。相較於人體步行時腕關節 x 方向移動的位置，二足機器人則必須更加使用關節來進行推進。因此，由模擬之中可以很明確的發現，二足機器人踝關節角度的全距較人體步態數據上來得高。同時由於二足機器人的踝關節長時間的關節角度都大於零。因此在擺動階段的時候

反而不是出現由負向角度回到自然位置，而是由正向角度回到自然位置(圖 4-6)。

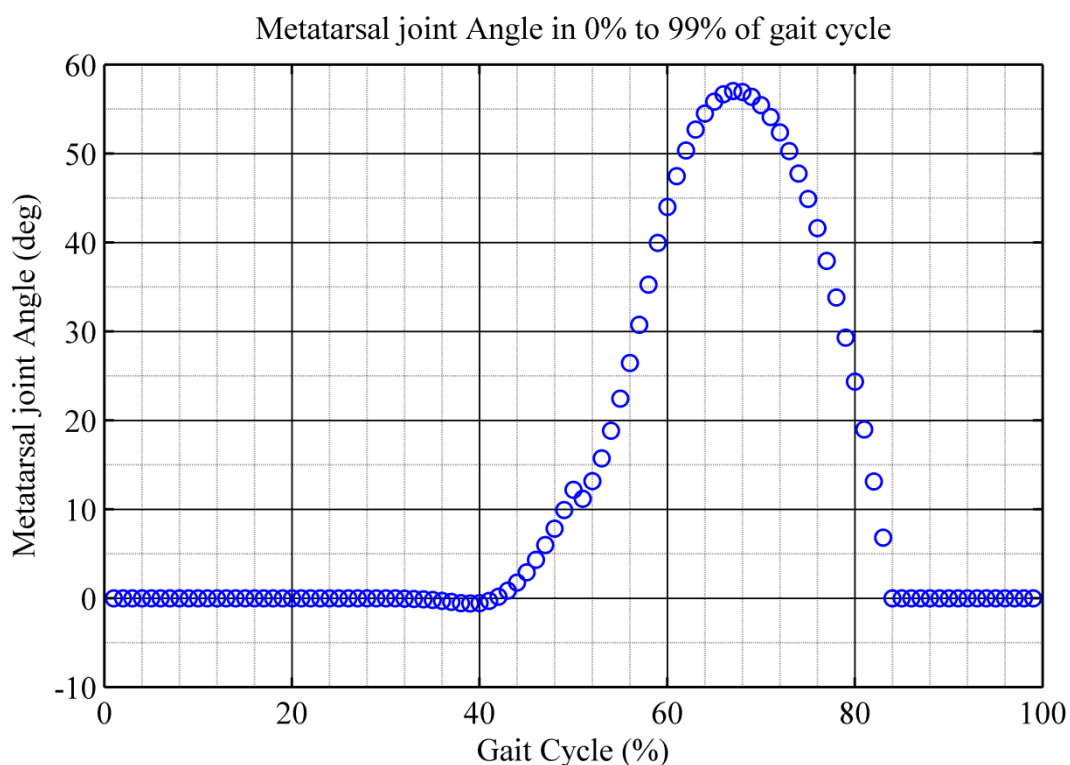


圖 4-7 二足機器人步態蹠骨關節

由模擬結果可以發現蹠骨關節在站立結束階之中，明顯的旋轉增加二足機器人的推進能力(圖 4-7)。然後，當蹠骨關節在到達彎曲的頂點以後馬上回到原來零度的自然位置。利用上述的各關節角度的資料做側向平面模擬 4 個步態週期則可以得出二足機器人步行的步態。

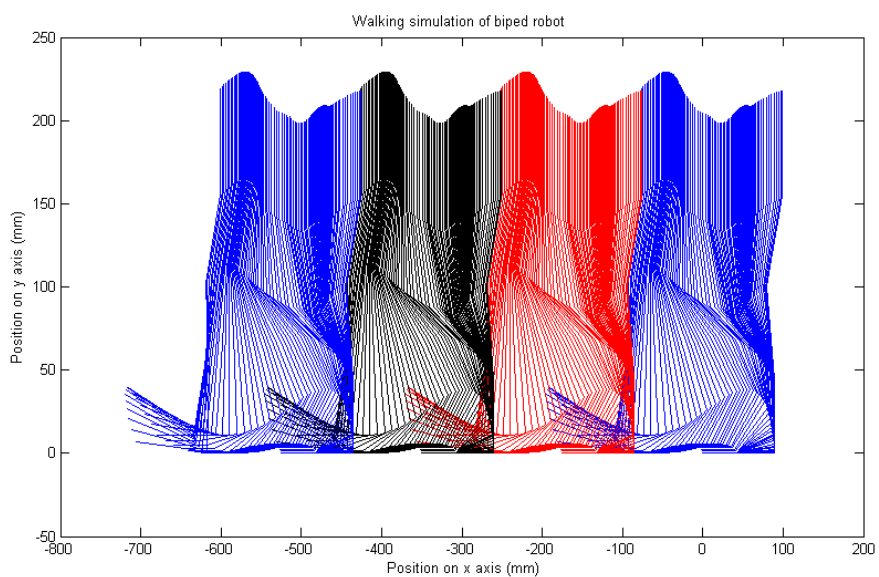


圖 4-8 二足機器人側向平面四個步態週期模擬

最後配合二足機器人的正向平面步態策略則可以完整描繪出二足機器人在三維立體空間中未加入零力矩點平衡策略的完整的運動學模擬(圖 4-9)。

3D Forward Kinematic Simulation of Biped Robot (4 Gait Cycle)

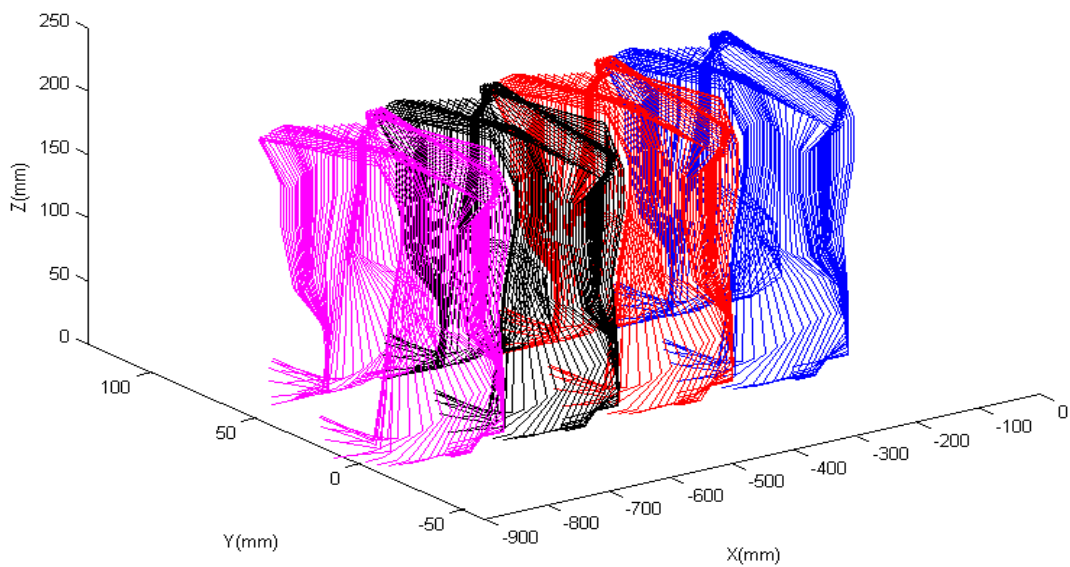


圖 4-9 二足機器人規劃步態的三維空間模擬

4.3. 二足機器人零力矩點計算

零力矩點的定義為在行走地面上的一點，其重力舉和慣性力舉之合為零，則此點被定義為零力矩點(Vokobratovic, 1969)。換句話說，零力矩點的代表在支撐面積上其水平面 x 軸方向和 y 軸方向的力矩為零的點。

本研究所使用的零力矩點的計算方式，是利用二足機器人本身機體之動力學推倒而出。若考慮任何時期下，機器人的足部底板不會與地面發生滑動之情形，則機體所受之力矩全由重力以及馬達所提供。零力矩點之 x 座標和 y 座標的位置可以依(3.67)和(3.68)兩式得出。若將二足機器人各個肢段簡化為一個單質點模型，則每個肢段必須先推算出其質心位置以及各肢段之質量。將所有零件的質量量測出來(表 4-2)並輸入 Pro/ENGINEER4.0 以後，Pro/ENGINEER 4.0 透過其元件材質設定功能，可以將所有二足機器人的元件和組合件的質心位置計算出來(表 4-3)。

表 4-2 二足機器人各肢段之質量

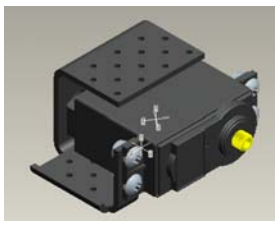
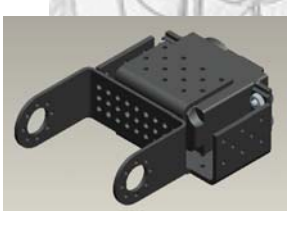
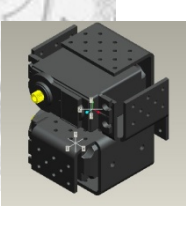
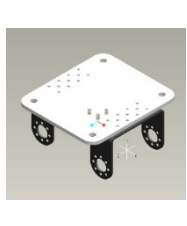
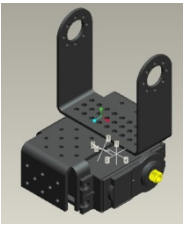
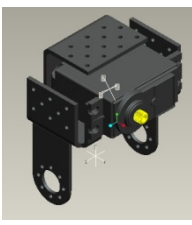
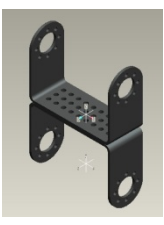
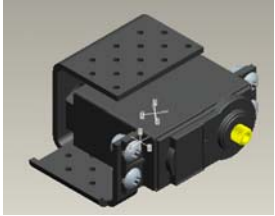
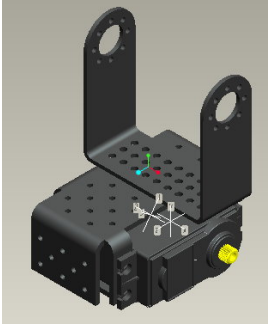
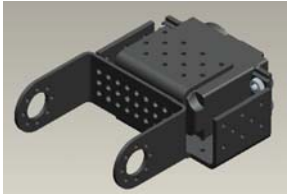
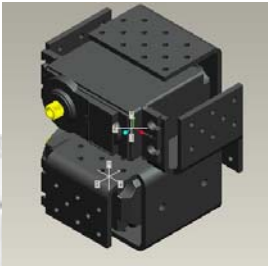
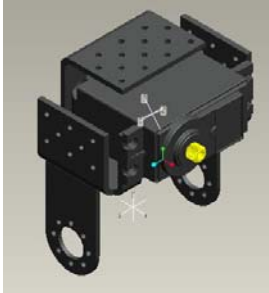
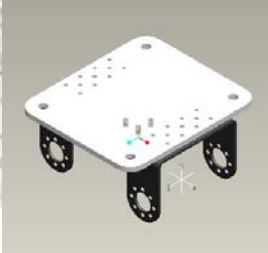
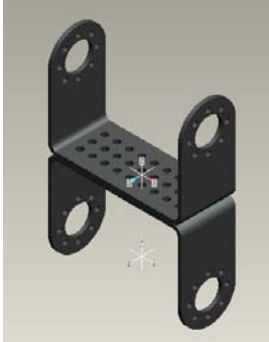
			
80.79g	98.50g	171.00g	49.83g
			
101.64g	98.50g	26.00g	

表 4-3 二足機器人各肢段之質心位置

肢段部位	質心距離 (mm)		肢段部位	質心距離(mm)	
	x	y		x	y
	x	5.6480		x	-1.2157
	y	12.8627		y	5.8107
	z	-32.6497		z	7.8954
	x	3.8071		x	1.0240
	y	-0.8157		y	1.5750
	z	-47.8069		z	-9.5240
	x	8.9736		x	-0.3000
	y	3.9971		y	23.3742
	z	0.5329		z	0.0000
	x	0.0000			
	y	28.5000			
	z	0.0000			

根據零力矩點的公式，在應用零力矩點做為二足機器人的平衡判定之前，必須先將二足機器人各個肢段的質心位置轉移到基底的座標系上面。利用先前所推

導的順向運動學模型，並配合連鎖律的應用，則可以將二足機器人各個肢段的質心位置轉移到站立腳前足座標系統的座標系上。(圖 4-10)

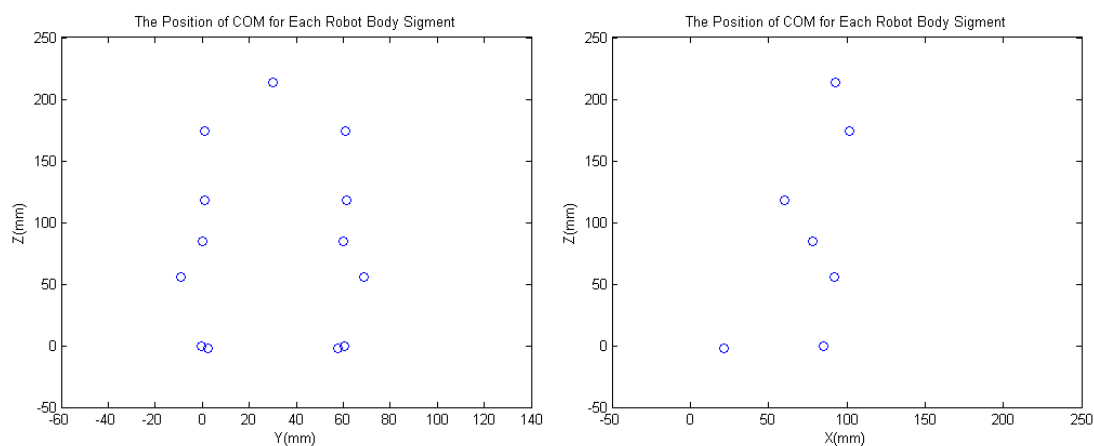


圖 4-10 二足機器人各肢段質心位置在正向平面(左)側向平面(右)的投影

將零力矩點的公式，結合人體步態學的資料，則可以進一步的驗證整個二足機器人的零力矩點模型(圖 4-11)。利用 MATLAB 結合二足機器人各肢段質心位置以及各肢段質量模擬二足機器人四個步態週期的零力矩點軌跡，由軌跡之中可以很明顯的發現到零力矩點集中的部分，其為二足機器人單腳站立時期的支撐腳，而零力矩點程分散鋸齒狀的部分則雙腳站立其重量轉移的時期。

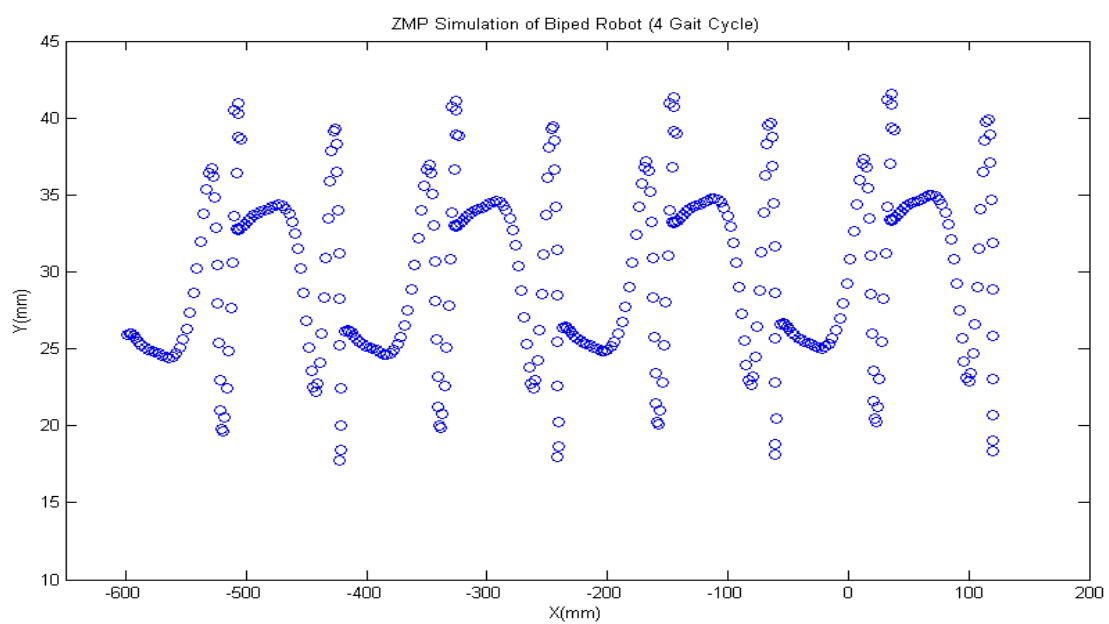


圖 4-11 二足機器人零力矩點模擬軌跡(四個步態週期)



第五章 結論與未來工作

5.1. 結論

根據研究目的所描述，透過本研究提出的二足機器人步態控制。成功的利用 Pro/ENGINEER 4.0 設計出一款二足機器人，並且同時利用二足機器人的規格，配合人體步態得資料及原理，成功設計出屬於二足機器人的直腿型步態。同時，此步態成功的利用蹠骨關節的設計，增加二足機器人的推進能力。最後，透過零力矩點的規劃方式達成二足機器人的平衡限制。

本研究之中最大的優點在於降低了傳統二足機器人逆向運動學模型高自由度求解所需要計算附載。利用人體步態的運作機制，可以成功的將二足機器人的關節依據推進目的或是平衡目的來進行分群。最後，設計出適合二足機器人所使用的步態。



5.2. 未來工作

然而，由研究結果之中可以發現。二足機器人的步態與實際上人體步態有很大的差異。此現象主要是由於二足機器人的結構設計與人體有很大的不同。除此之外，二足機器人的關節角度的活動性也較人體關節角度的活動性高。使得二足機器人在做位置控制時，能夠在關節使用的選擇上來得有更多的選擇性。本研究的控制策略，配合不同的限制條件及可以生成不同的步態軌跡。

目前本研究的所有規劃皆以1%的步態週期作為其控制系統的取樣頻率。因此，若要將此系統進行實體機的整合與測試，必須更進一步的將整個系統模擬於連續性的環境底下。

參考文獻

- [1] Albert, A. and W. Gerth. 2003. Analytic path planning algorithms for bipedal robots without a trunk. *Journal of Intelligent and Robotic Systems* 36: 109–127.
- [2] Bresler, B. and J. P. Frankel. 1950. The forces and moments in the leg during level walking. *Transection of the ASME* 72(27): 25-35.
- [3] Contini, R., R. Drillis, and M. Bluestein. 1963. Determination of body segment parameters. *Human Factors* 5(5): 493-504.
- [4] Craig, J. J. 2005. *Introduction to robotics mechanics and control*. 3rd ed., 75, Person Prentice Hall.
- [5] Denavit, J. and R. S. Hartenberg. 1955. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Journal of Applied Mechanics* 22: 215-221.
- [6] D-Med Inc.. 2009. *Lower limb biomechabics: the gait cycle*, USA: D-Med Inc. Available at: www.d-med.com. Accessed 15 February 2009.
- [7] Erbatur, K., A. Okazaki, K. Obiya, T. Takahashi and A. Kawamura. 2002. A study on the zero moment point measurement for biped walking robots. *7th International Workshop on Advanced Motion Control*, 431-436.
- [8] Fu, K.S., R. C. Gonzalez and C. S. G. Lee. 1987. *Robotics : Control, sensing, vision, and intelligence*, 40-41, Mc Grow Hill.
- [9] Gorce, P., F. El Hafi and J. Coronado. 2001. Dynamic control of walking cycle with initiation process for humanoid robot, *Journal of Intelligent Robotic Systems* 31: 321–337.
- [10] Guihard, M. and P. Gorce. 2004. Biorobotic foot model applied to BIPMAN robot. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* 7: 6491-6496.
- [11] Honda. 1986. *History of humanoid E0(1986)*. Japan: Honda Motor Co. Available at: world.honda.com. Accessed 15 February 2009.

- [12] Honda. 2005. Honda Debuts New ASIMO. Japan: Honda Motor Co. Available at: world.honda.com. Accessed 15 February 2009.
- [13] Honda. 2007. Honda develops intelligence technologies enabling multiple ASIMO robots to work together in coordination. Japan: Honda Motor Co. Available at: world.honda.com. Accessed 15 February 2009.
- [14] Hemami, H., F. Weimer, and S. Koozekanani. 1973. Some aspects of the inverted pendulum problem for modeling of locomotion systems. *IEEE Transactions on Automatic Control* 18(6): 658-661.
- [15] Hirai, K., M. Hirose, Y. Haikawa, and T. Takenaka. 1998. The development of Honda humanoid robot. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2, 1321-1326.
- [16] Huang, Q., K. Yokoi, S. Kajita, K. Kaneko, H. Arai, N. Koyachi, and K. Tanie. 2001. Planning walking patterns for a biped robot. *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 17(3): 280-289.
- [17] Ijspeert, A.J., J. Nakanishi, and S. Schaal. 2002. Movement imitation with nonlinear dynamical systems in humanoid robots. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2, 1398-1403.
- [18] Inman, V. T. E. and J. B. Saunders. 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone Joint Surgery* 35A: 543-558.
- [19] Kajita, S., F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Yokoi, and H. Hirukawa. 2002. A realtime pattern generator for biped walking. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1, 31-37
- [20] Kurazume, R., T. Hasegawa, and K. Yoneda. 2003. The sway compensation trajectory of a biped robot. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 925-931.

- [21] Kurazume, R., S. Tanaka, M. Yamashita, T. Hasegawa, K. Yoneda. 2005. Straight legged walking of a biped robot. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 337-343.
- [22] Lee, B. J., D. Stonier, Y. D. Kim, J. K. Yoo, and J. H. Kim. 2007. Modifiable walking pattern generation using real-time ZMP manipulation for humanoid robots. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4221-4226.
- [23] Lee, B. J., D. Stonier, Y. D. Kim, J. K. Yoo, and J. H. Kim. 2008. Modifiable walking pattern of a humanoid robot by using allowable ZMP variation. *IEEE Transactions on Robotics* 24(4): 917-925.
- [24] Lim H., Y. Kaneshima, and A. Takanishi. 2002. Online Walking pattern generation for biped humanoid with trunk. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3111-3116.
- [25] Lim, H. and A. Takanishi. 2005. Compensatory motion control for a biped walking robot. *Robotica* 23: 1-11.
- [26] McGeer, T. 1990. Passive dynamic walking. *International Journal of Robotics Research* 9(2): 62–82.
- [27] McGeer, T. 1990. Passive walking with knees. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3, 1640-1645.
- [28] Muybridge, E. 1901. *The human figure in motion: an electro-photographic investigation of consecutive phases of muscular actions*: Chapman & Hall.
- [29] Ogura, Y., H. O. Lim, and A. Takanishi. 2003. Stretch walking pattern generation for a biped humanoid robot. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1, 352-357.
- [30] Ogura, Y., T. Kataoka, K. Shimomura, H. Lim, and A. Takanishi. 2004. A novel method of biped walking pattern generation with predetermined knee joint motion.

- IEEE/RAJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2831-2836.
- [31] Ogura, Y., K. Shimomura, A. Kondo, A. Morishima, T. Okubo, S. Momoki, H. Lim, and A. Takanishi. 2006. Human-like walking with knee stretched, heel-contact and toe-off motion by a humanoid robot. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 3976-3981.
- [32] Orthoteer. 2005. Phase of gait cycle. U.K.: Orthoteer. Available at: www.orthoteers.org. Accessed 15 February 2009.
- [33] Sakagami, Y., R. Watanabe, C. Aoyama, S. Matsunaga, N. Higaki, K. Fujimura. 2002 The intelligent ASIMO: system overview and integration. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System 3: 2478-2483.
- [34] Sudarsky L. 1990. Geriatrics: Gait Disorders in the Elderly. The New England Journal of Medicine 20: 1441-1445.
- [35] Sugihara, T., Y. Nakamura, and H. Inoue. 2002. Real-time humanoid motion generation through ZMP manipulation based on inverted pendulum control. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2, 1404-1409.
- [36] Vukobratovic, M. and D. Juricic. 1969. Contribution to the synthesis of biped gait. IEEE Transaction on BioMedical Engineering BME-16(1): 1-6.
- [37] Vukobratovic, M. and B. Borovac. 2004. Zero moment point-thirty-five years of its life. International Journal of Humanoid Robotics 1(1): 157-173.
- [38] Whittle, M. W. 2007. Gait analysis – An introduction. 4rd ed., 52, Butterworth Heinemann.
- [39] Yamaguchi, J.I., A. Takanishi, and I. Kato. 1993. Development of a biped walking robot compensating for three-axis moment by trunk motion. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 1, 561-566.