

國立臺灣大學工學院暨醫學院醫學工程學研究所

碩士論文

Graduate Institute of Biomedical Engineering

College of Medicine & Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

步態中髖屈伸的耦合比例之影響

Effects of Hip flexion/extension coupling ratio on gait



Ting-Wei Chan

指導教授：章良涓 博士

Advisor: Liang-Wey Chang, Ph.D.

中華民國 99 年 2 月

February, 2010

誌謝

直到前一秒我才突然發覺我已經走到要寫致謝的時候，回想過去這幾年求學的過程，心中的感覺五味雜陳，從一開始充滿抱負到中途的喪志玩物，一次又一次的想放棄這個任務，再一次又一次的振作起來重新出發。不敢說經歷過這段風雨我已堅強茁壯，但走到目的地的感覺還蠻踏實的，內心也對未來的許多挑戰增加了許多信心與期待。

而這其中最需要感謝的就是我的指導老師章老師，很謝謝老師如家人一般對待我們，但在研究上又保持著嚴謹的態度，真如同嚴父兼慈母。同樣非常需要感謝的是我的父母，從小就一直讓他們擔心到大，當我在這段人生小插曲中演奏得不順利時，沒有嚴厲的苛責我，只希望我過得好就好。還有我的兩個妹妹，姿君、佩蓉，感覺這些年我們兄妹間的聯繫又更緊密啦！而在最後這段時光很謝謝，喔！耶筱嵐耐心的陪伴與被我開導，讓我在論文最後能以健康的心態完成他。最後要特別感謝的是土風舞社，我想那段時光是在我生命中一段很特別的回憶。最後後，實驗室的各位同學感謝你們，很高興能與你們並肩作戰，特別是鴻彬學長、謨捷、佩育學姐、誌軒、俊德、聖銘、阿昇、燕怡、阿貴及芳君，還有平常三不五時就會出現拉我一把或是問我當兵了沒的很多朋友，這段旅程有你們真是太有趣了，真想再來一次，不過好險人生不能重來。

中文摘要

交替式步行矯具是給下肢癱瘓患者使用的一種輔具，能幫助患者行走。但由於患者本能肌力功能的缺失，以及輔具設計並不完善，使得患者使用輔具行走的時候十分耗能，且行走速度只有正常人行走的速度的六分之一，導致放棄使用而遷就於輪椅的機率極高。而舊式的交替式步行矯具，其髖關節機構為一限制雙邊髖關節只能做出 1:1 交替式運動的鉸鏈機構，在過往改進以及探討交替式行走矯具的研究中，發現使用 2:1 的伸屈耦合比例能降低能量消耗以及增加走路速度。雖然後來也有能自由調控伸屈耦合比例的設計，但尚無研究去探討什麼樣的伸屈耦合比例適合應用在髖關節輔具上，以及為何高伸屈耦合比例能改善步態效率。

本研究的目的是藉由觀察交替動作期間的髖關節耦合運動關係，並嘗試解釋為何有這樣的運動關係，其結果期許能做為日後改良髖關節輔具的設計參考。

實驗中我們利用 Optotrak、AMTI 測力板取得動態中 9 位年輕健康人的三度空間步行資料，在關節限制條件上取了膝踝關節轉動與全固定，並採取快、自選、慢三種步行速度，再以步態分析方法檢視左右髖關節的交替動作關係。接下來再使用力動學模型，來驗證於正常步態中交替動作期間裡高耦合比例的必要性。

在研究最後的結果，研究中的交替運動期間之耦合比例。在三種步行速度下，膝踝關節全固定的耦合比例均高於膝踝關節自由轉動情況(快： $p=0.009$ 、自選： $p=0.003$ 、慢： $p=0.003$)。同時也觀察出在交替動作期間的雙側髖關節耦合比例有隨速度提高而降低的趨勢，但並無統計中的顯著差異。在力動學模型中的模擬也在交替動作期間中，呈現雙邊髖關節耦合比例偏高的現象。

總結而言，由目前本研究實驗中所得的結果，發現在交替運動期間，由正常人來調節在各種關節條件與速度的結合情況，所產生的耦合比例均呈現大於 1 的現象。而從模擬的情況也提示，之所以需要較高的耦合比例有可能是為了達到較省力的效果。因此在未來輔具的髖關節設計上，或許可以藉由提高交替動作期間內的耦合比例以便達到擺盪的順暢性，進而達到省能的效果。

關鍵字: 交替式步態輔具、交替動作期間、髖關節、耦合比例、模型模擬。

Abstract

RGO (reciprocating gait orthoses) were designed for paraplegic patients, the equipments could help them get up and gain physiological benefits as well. However, the orthoses were not well adopted because of the high energy cost and the slow walking speed, which led to a high abandon rate. Instead, patients would rather use wheelchair to go around. This designs of the old type reciprocating gait orthoses limited hip joints flexion and extension in 1:1 coupling ratio. In past studies, the researchers proved that using higher coupling ratio could decrease energy consumption and increase walking speed. Although there were a lot of new designs that could adjust coupling ratio, there was no related literature to prove the appropriate coupling ratio of the orthotic hip joint. And we wonder know if the higher coupling ratio could improve the gait efficiency or not.

The purpose of this study is to demonstrate the relationship between coupling ratio and different walking conditions. We anticipated the results might be the guideline to improve hip joint mechanism design in the future.

In our study, we used Optotrak to collect movement data and AMTI force plate data from 9 young health people to analyze their kinetic performance. We arrange different walking and joint conditions: slow to fast walking conditions and free to locked knee and ankle joint conditions. In the same time, we used the collective gait data to construct a biomechanical model to prove the mechanical role of the coupling ratio in normal gait.

There were three statistically significant differences when we compared the coupling ratio under different conditions. The coupling ratio in joint-locked condition were higher than joint-free condition under three speed conditions (Slow: $p=0.009$, self-select: $p=0.003$, fast: $p=0.003$). And we observed that the coupling ratio decreased

while the walking speed got faster, but there is no statistical significance. In the results of model simulation, the bilateral hip joint coupling ratios were higher.

In conclusion, we found that normal people could adjust the coupling ratio higher than one in both joint-constrained conditions under three walking speed conditions in reciprocating period. And the modeling result shows that people might need higher coupling ratio for the energy-saving. So, for orthotic design in the future, the designed coupling ratio of orthosis in reciprocating period should be higher than one to achieve the smoothness of swing and energy-saving

Keywords: reciprocating gait orthoses, reciprocating period, hip joint, coupling ratio, modeling.



總目錄

誌謝.....	I
中文摘要.....	II
Abstract.....	III
總目錄.....	V
圖目錄.....	VII
表目錄.....	IX
第一章 緒論.....	1
1.1 動機.....	1
1.2 文獻回顧.....	2
1.2.1 耦合比例.....	2
1.2.2 可變耦合比例機構.....	2
1.3 假說.....	3
1.4 目的.....	3
第二章 實驗材料與方法.....	4
2.1 受試者.....	4
2.2 實驗配備.....	5
2.3 步態實驗配備準備程序.....	8
2.4 座標系的建立.....	10
2.4.1 實驗室參考座標系.....	10
2.4.2 下肢座標系.....	11
2.5 實驗程序.....	14
2.5.1 實驗設定情況.....	14
2.5.2 步態實驗流程.....	14
2.6 資料分析.....	14
2.7 力動學人體模型.....	15
第三章 結果.....	19
3.1 實驗結果.....	20

3.2 模擬與實驗的耦合比例之比較	26
第四章 討論	30
4.1 耦合比例之新舊定義	30
4.2 高比例的耦合比例	33
4.3 耦合比例的模擬	33
4.4 可變比例之設計構想圖	33
第五章 結論與未來課題	36
5.1 結論	36
5.2 研究中所遭遇的問題	36
5.3 未來課題	37
參考文獻	38
附錄 A	41
附錄 B	48
附錄 C	52



圖目錄

圖 1-1 (a)為正常人行走時兩邊髖關節的角度對角度對應圖，(b)為文獻中使用非 1:1 耦合比例的理论角度對角度圖。[21]	2
圖 2-1 Optotrak® Certus™ 3D 動作捕捉系統 (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada).....	5
圖 2-2 AMTI® 測力板， Advanced Mechanical Technology Inc, Watertown MA, USA)	6
圖 2-3 Innovator Cool Post-Op Knee Brace.....	7
圖 2-4 Equalizer® Premium Low Top Air Walker.....	7
圖 2-5 剛體紅外線發射器放置位置示圖.....	8
圖 2-6 實驗室慣性座標系.....	10
圖 2-7 人體標定點圖示.....	13
圖 2-8 簡化模型之座標、質量與長度。.....	15
圖 3-1 整個步態的角度對角度對應圖分段圖.....	20
圖 3-2 近似線性的交替動作期間的雙邊髖關節對應圖.....	21
圖 3-3 受試者在兩種關節條件分別於三種不同速度條件下的耦合比例平均值與標準差。.....	23
圖 3-4 於快速的情況下，模擬與實驗的耦合比例值。.....	28
圖 3-5 於自選速度的情況下，模擬與實驗的耦合比例值。.....	28
圖 3-6 於慢速的情況下，模擬與實驗的耦合比例值。.....	29
圖 4-1 一名正常受試者在下肢關節全限制行走於自選速度之整個步態的左右髖關節角度對應圖。.....	30
圖 4-2 交替動作期間內的左右髖關節對應圖(圖 4-1 內 A 點處到 B 點處).....	31
圖 4-3 文獻中左右邊髖關節在 FECR 1:1、2:1 的理论值[21].....	32
圖 4-4 IRGO 在 Proe 下的機構簡圖。.....	34
圖 4-5 IRGO 後視圖，表耦合比例 1:1 時的傳遞狀況，中間原件為轉動軸心。... 35	35
圖 4-6 表可變耦合比例之可能設計，其耦合比例為 A/B。.....	35
圖 A-1 在關節條件自由轉動，速度條件為快速時所有受試者的雙邊髖關節角度對	

角度圖。.....	42
圖 A-2 在關節條件自由轉動，速度條件為自選時所有受試者的雙邊腕關節角度對 角度圖。.....	43
圖 A-3 在關節條件自由轉動，速度條件為慢速時所有受試者的雙邊腕關節角度對 角度圖。.....	44
圖 A-4 在關節條件全固定，速度條件為快速時所有受試者的雙邊腕關節角度對角 度圖。.....	45
圖 A-5 在關節條件全固定，速度條件為自選時所有受試者的雙邊腕關節角度對角 度圖。.....	46
圖 A-6 在關節條件全固定，速度條件為慢速時所有受試者的雙邊腕關節角度對角 度圖。.....	47



表目錄

表 2-1 受試者的人體量測學資料.....	4
表 3-1-1 六種行走狀況下的耦合比例與交替運動期間的平均值與標準差(N=8)。	22
表 3-1-2 六種行走狀況下的耦合比例與交替運動期間以 LSD 事後考驗的 P 值...	22
表 3-2-1 六種步行狀況之步態參數的平均值與標準差(N=8)。	24
表 3-2-2 九種不同行走狀況比較的步態參數在以 LSD 事後考驗的 P 值.....	25
表 3-3 八位受試者於關節條件全固定下三種速度的交替式步態期間，實驗與模擬 耦合比例以及誤差百分比($ (\text{模擬值}-\text{實驗值})/\text{實驗值} *100\%$)的平均值與標準差。	27
表 B-1 使用於模擬中的初始條件 (關節條件：全限制；速度條件：快速).....	49
表 B-2 使用於模擬中的初始條件 (關節條件：全限制；速度條件：自選).....	50
表 B-3 使用於模擬中的初始條件 (關節條件：全限制；速度條件：慢速).....	51
表 C-1 關節自由轉動且於慢速下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。	53
表 C-2 關節自由轉動且於自選速度下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參 數。	54

第一章 緒論

1.1 動機

下肢癱瘓患者就是指病患下肢的神經肌肉機能降低或喪失，以致損及步行能力，通常由神經系統受傷或病變造成(例:SCI(spinal cord injury))。

隨著脊髓受傷的部位越高，病人喪失的神經肌肉機能範圍就越大。當病情嚴重到失去行走能力時，大部分患者被迫選擇輪椅；然而缺乏行走，會帶來許多醫療上的問題，像是肌肉萎縮、骨質疏鬆、血液循環不良甚至會使病患的心理蒙上一層陰影，不管對個人、家人、社會來說都是沉重的負擔。而使用矯具行走除了能使病患延緩肌肉萎縮，防止經攣和攣縮的發生，減少骨質疏鬆機會，改善膀胱機能，減少壓瘡形成機會，同時也能增強心肺功能[1, 2]。在心理上較能克服癱瘓之後會悲觀失望的心情[3]，增加其自信心，感受到與平常人同等的感覺，進而提升患者的生活品質[4]。雖然在市面上有許多適用於下肢癱瘓患者行走的輔具，但由於高能量消耗[8, 9]以及過慢的行走速度[10]，導致使用者的棄用率很高。

而在能使下肢癱瘓患者站立行走的矯具中，RGO (reciprocating gait orthoses) 算是最常用的輔具[11-13, 14]。過去的研究為了使患者更有效率的使用 RGO，有人就使用了 Hybrid RGO 系統[16-17, 18]，乃是結合電刺激搭配機構 RGO 來幫助下肢癱瘓患者增加行走的能力，其系統顯示出與使用其他輔具相比有著較低的能量消耗。然而 Hybrid RGO 的能量消耗仍然高於正常步行以及輪椅數倍，而且 FES 會帶來肌肉疲勞的副作用。因此，在致力於尋找更適當的外在動力源之外，改善機構本身的性能與提升其使用效率也是非常重要的課題。

對大部分下肢癱瘓使用者來說，減少能量消耗或增加走路速度都可能提升他們的使用率。而在過去的研究中，為了使下肢癱瘓患者在穿著行走輔具時更加安全、順暢及有效率，學者們做了許多改良[6, 7, 21, 22, 23, 24, 25, 26]。而在這些研究中，對髁關節機構的探討並沒有太多的著墨。因此本研究想藉由觀察正常人於步態中髁關節的耦合效應變化，來更深入了解髁關節運動的特性。

1.2 文獻回顧

1.2.1 耦合比例

在許多研究探討如何使下肢癱瘓患者更有效率的使用輔具行走的文獻中，L. Yang et al. [21] 的研究裡，將 ARGO (advanced reciprocating gait orthoses) 增加了一些限制，其中一個限制是一個能使髖關節達成無限制和 1:1 或 2:1 髖部屈伸耦合比例 (flexion/extension coupling ratio)。此研究採用正常受試者穿著特製的 RGO 試驗，其中一項結果顯示出 2:1 的髖部屈曲-伸展耦合比例相較於 1:1 伴隨著較低的能量消耗和較快的走路速度。然而文獻中並未對為何有這樣的現象做太多解釋，但此研究結果或許可以做為下肢癱瘓患者的矯具之改進參考。

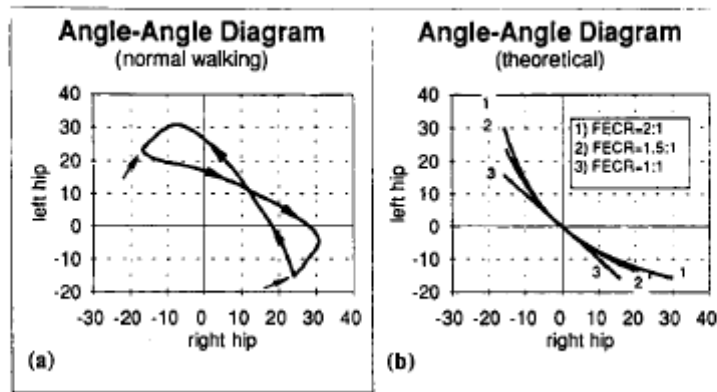


圖 1-1 (a)為正常人行走時兩邊髖關節的角度對角度對應圖，(b)為文獻中使用非 1:1 耦合比例的理论角度對角度圖。[21]

1.2.2 可變耦合比例機構

由於前人發現調整耦合比例[21]是有可能改善穿著 RGO 行走時耗能大、走速慢的問題，接續下來的研究就出現了可調整耦合比例的機構[27]，但要如何調整耦合比例值才能使病患穿著 RGO 在步態表現中變得更好，並沒有相關文獻可以提供參考。而為了使研究者在控制耦合比例值時有所依循，本研究想先藉由觀察正常人在膝關節以及踝關節限制固定與正常行走時的耦合比例變化，再酌以模型討論，進而提供未來設計參考。

雖然從文獻中我們得知改變穿著 RGO 時的耦合比例與能量消耗和走路速度間

的關係，但在此文獻中所提到的耦合比例是一定值，是由屈曲的角度除以伸展的角度得到(見圖表 1-1b)。然而正常人自然行走步態中的耦合比例是隨時間而不同的數值(見圖表 1-1a)。一定值的耦合比例是一種人為的設定，沒有人體力學的方法及理論基礎支持。至今尚未有任何文獻提出理論探討步態與耦合比例的關係，因此本研究將根據人體力學探討正常人於自然行走步態中耦合比例的變化。

1.3 假說

為了使本研究目標能具體的實現，我們規畫了以下五點假說:

1. 受試者在以平順的步態行走時，能在步態中取出一區段的髖關節運動資料，並將此段的運動量化成一個耦合比例。
2. 所量化出來的耦合比例在下肢關節全限制下相較於關節無限制的狀況會有較高比例的呈現。
3. 所量化出來的耦合比例在下肢關節全限制且慢速的耦合比例會大於 1。
4. 耦合比例會隨速度變化而改變。
5. 在步態中髖關節近似固定比例交替式運動區段，有著近似固定比例是使步態有效率的原因之一。

1.4 目的

本研究的目的是要探討在步態中髖關節的耦合比例在不同關節限制以及不同走速下的變化，以及探究耦合比例為何產生，並賦予步態中新的指標，其結果期許可以做為未來 RGO 設計髖關節的參考。

第二章 實驗材料與方法

2.1 受試者

本研究徵招九名健康的自願受試者(表 2-1)，受測者排除患有任何會影響步態的疾病。例如扁平足、關節炎、肌肉過度疲勞或拉傷，或任何會影響到行走狀況的創傷等，均不適宜接受實驗。

本實驗通過台灣大學醫學院附設醫院研究倫理委員會審查，依據規範告知受測者實驗的流程，且詢問受測者意願並簽定同意書。

表 2-1 受試者的人體量測學資料

受試者代號	性別	年齡 (years)	身高 (m)	體重 (kg)
YY	女	29	1.65	70
YS	男	24	1.7	61
TW	男	26	1.76	75
SY	男	27	1.75	62
SF	男	27	1.71	70
FU	男	25	1.68	51
FC	女	25	1.61	49
CX	男	25	1.72	60
CT	男	29	1.7	95
平均(標準差)		26.33(1.48)	1.697(0.03)	65.88(10.32)

2.2 實驗配備

本研究使用實驗量測裝置內容清單如下：

1. Optotrak® Certus™ 3D 動作捕捉系統(Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada)：捕捉身體肢段的 3D 位置(圖 2-1)，受試者的步態在運動學上的資料於採樣頻率 60Hz 下蒐集。



圖 2-1 Optotrak® Certus™ 3D 動作捕捉系統 (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada)

2. 兩塊測力板 (AMTI® force plate, Advanced Mechanical Technology Inc, Watertown MA, USA)：用來計算下肢肢段動力的資料(圖 2-2) ，受試者的步態之動力資料於採樣頻率 200 Hz 下蒐集。



圖 2-2 AMTI® 測力板， Advanced Mechanical Technology Inc, Watertown MA, USA)

3. 膝關節限制輔具：於實驗中用來固定膝關節的輔具（圖 2-3）



圖 2-3 Innovator Cool Post-Op Knee Brace

4. 踝關節限制輔具（圖 2-4）



圖 2-4 Equalizer® Premium Low Top Air Walker

2.3 步態實驗配備準備程序

我們使用 Optotrak® Certus™ 3D 動作捕捉系統來記錄受試者的動作。實驗中把剛體紅外線發射器貼附於頭部、軀幹、骨盆、以及兩邊的足部、小腿、大腿、前臂、上臂(見圖 2-5)。[31, 28]

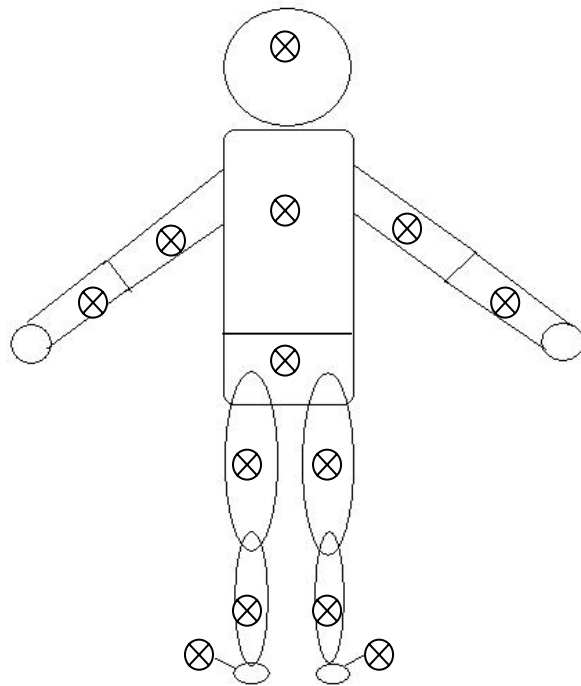


圖 2-5 剛體紅外線發射器放置位置示圖

標定之 Landmark :我們將全身分類成 13 個肢段，下列為各肢段做為動作分析方法所要使用到的定軸標記點

1. 頭部 : LEAR(left ear canal) 、 REAR(right ear canal)
2. 軀幹 : LACR(left acromion) 、 RACR(right acromion)
3. 髖部 : LASI(left anterior superior iliac spine) 、 RASI(right anterior superior iliac spine) 、 SAC(sacrum)
4. 上臂(左右) : RMHC(medial epicondyle on right humerus) 、 RLHC(lateral epicondyle on right humerus) 、 LMHC(medial epicondyle on left humerus) 、

LLHC(lateral epicondyle on left humerus)

5. 前臂(左右) : RRS(right radius styloid processes) 、RUS(right ulnar styloid processes) 、LRS(left radius styloid processes) 、LUS(left ulnar styloid processes)
6. 大腿(左右) : LTRO(left great trochanter) 、LTHI(left thigh) 、LMFC(medial epicondyle on left femur) 、LLFC(lateral epicondyle on left femur) 、RTRO(right great trochanter) 、RTHI(right thigh) 、RMFC(medial epicondyle on right femur) 、RLFC(lateral epicondyle on right femur)
7. 小腿(左右) : LSHA(left shank) 、LMMA(left medial malleolus) 、LLMA(left lateral malleolus) 、RSHA(right shank) 、RMMA(right medial malleolus) 、RLMA(right lateral malleolus)
8. 足部(左右) : LTOE(left toe) 、LBAS(left 5th metatarsal base of foot) 、LHEE(left heel) 、RTOE(right toe) 、RBAS(right 5th metatarsal base of foot) 、RHEE(right heel)

要確保標定之 landmark 的重複性，因此男女生個別由同一個觸診者進行標定 landmark 工作，實驗進行前有由兩位物理治療師陪同訓練觸摸 landmark 的動作程序。



2.4 座標系的建立

2.4.1 實驗室參考座標系

以一號力板的右下角為原點，力板最大邊長為單位向量，所構成的三條兩兩垂直的向量，其中 X 方向假設為受試者行進方向，Y 方向為受試者左右移動的方向，Z 方向為受試者上下移動的方向

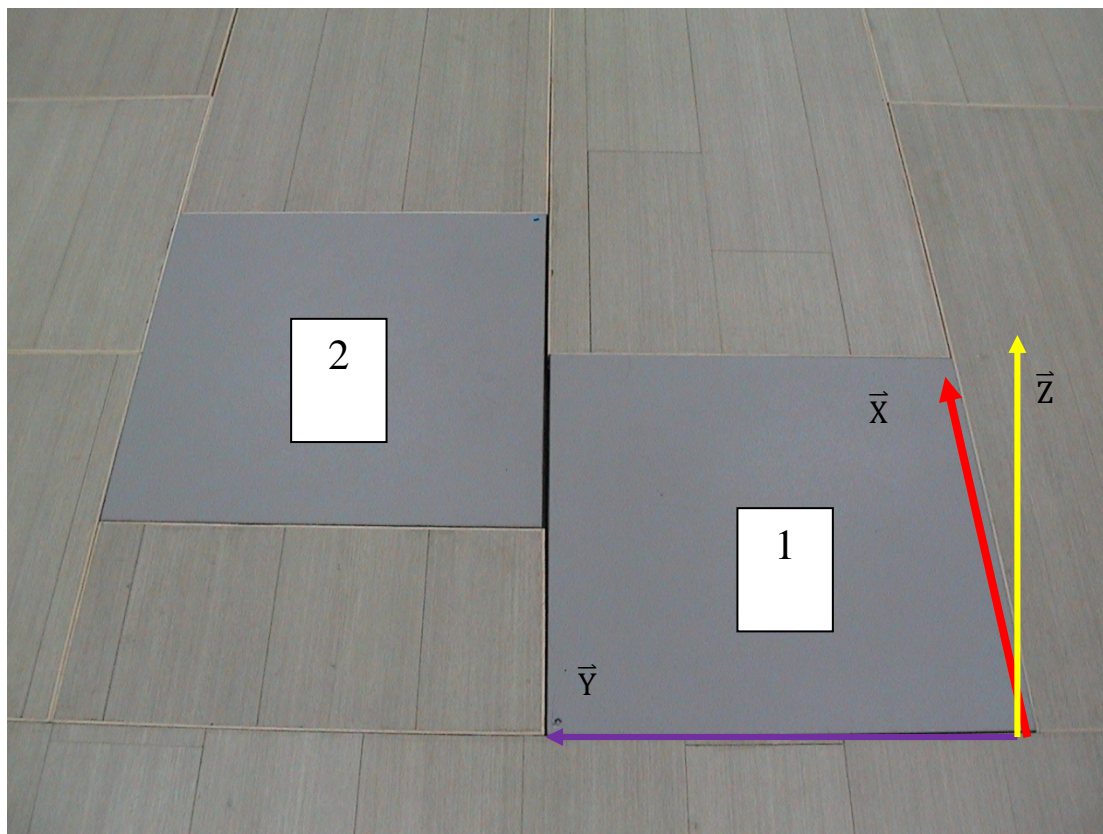


圖 2-6 實驗室慣性座標系

2.4.2 下肢座標系

足部座標系

右腳足部局部座標定義使用足跟部(RHEE)、第五根趾骨最近端(RBAS)以及第二趾尖處(RTOE)，標定時注意三個點盡量在 x-z 平面，同時足跟部(RHEE)到第二趾尖處(RTOE)的連線盡量貼近 x 軸方向，局部座標 $C_f = (\bar{x}_f, \bar{y}_f, \bar{z}_f)$ ，以 RHEE 為原點 (標定點參照圖 2-7)。

$$\bar{x}_f = \frac{\bar{P}_{RTOE} - \bar{P}_{RHEE}}{|\bar{P}_{RTOE} - \bar{P}_{RHEE}|} \quad (\text{式 2-1})$$

$$\bar{y}_f = \frac{(\bar{P}_{RBAS} - \bar{P}_{RHEE}) \times \bar{x}_f}{|(\bar{P}_{RBAS} - \bar{P}_{RHEE}) \times \bar{x}_f|} \quad (\text{式 2-2})$$

$$\bar{z}_f = \bar{x}_f \times \bar{y}_f \quad (\text{式 2-3})$$

小腿座標系

右腳小腿局部座標定義使用腓骨頭(RSHA)、外踝外側最突出處(RLMA)以及內踝內側最突出處(RMMA)，標定時注意三個點盡量在 y-z 平面，同時外踝外側最突出處(RLMA)以及內踝內側最突出處(RMMA)的連線盡量貼近 z 軸方向，局部座標 $C_s = (\bar{x}_s, \bar{y}_s, \bar{z}_s)$ ，以 RMMA 為原點 (標定點參照圖 2-7)。

$$\bar{z}_s = \frac{\bar{P}_{RLMA} - \bar{P}_{RMMA}}{|\bar{P}_{RLMA} - \bar{P}_{RMMA}|} \quad (\text{式 2-4})$$

$$\bar{x}_s = \frac{(\bar{P}_{RSHA} - \bar{P}_{RLMA}) \times \bar{z}_s}{|(\bar{P}_{RSHA} - \bar{P}_{RLMA}) \times \bar{z}_s|} \quad (\text{式 2-5})$$

$$\bar{y}_s = \bar{x}_s \times \bar{z}_s \quad (\text{式 2-6})$$

大腿座標系

右腳大腿局部座標定義使用大轉子外側最突出處(RTRO)、股骨外上髁最外側突出處(RLFC)以及股骨內上髁最內側突出處(RMFC)，標定時注意三個點盡量在 y-z 平面，同時股骨外上髁最外側突出處(RLFC)以及股骨內上髁最內側突出處(RMFC)的連線盡量貼近 z 軸方向，局部座標 $C_t = (\vec{x}_t, \vec{y}_t, \vec{z}_t)$ ，以 RTRO 為原點 (標定點參照圖 2-7)。

$$\vec{z}_t = \frac{\vec{P}_{RLFC} - \vec{P}_{RMFC}}{|\vec{P}_{RLFC} - \vec{P}_{RMFC}|} \quad (\text{式 2-7})$$

$$\vec{x}_t = \frac{(\vec{P}_{RTRO} - \vec{P}_{RLFC}) \times \vec{z}_t}{|(\vec{P}_{RTRO} - \vec{P}_{RLFC}) \times \vec{z}_t|} \quad (\text{式 2-8})$$

$$\vec{y}_t = \vec{z}_t \times \vec{x}_t \quad (\text{式 2-9})$$

骨盆座標系

骨盆局部座標定義使用右側腸骨後上棘後面最突出處(RPSI)跟左側腸骨後上棘後面最突出處(LPSI)的中點(SAC)、右側腸骨前上棘前面最突出處(RASI)與左側腸骨前上棘前面最突出處(LASI)，標定時注意三個點盡量在 x-z 平面，局部座標 $C_p = (\vec{x}_p, \vec{y}_p, \vec{z}_p)$ ，以 SAC 為原點 (標定點參照圖 2-7)。

$$\vec{z}_p = \frac{\vec{P}_{RASI} - \vec{P}_{LASI}}{|\vec{P}_{RASI} - \vec{P}_{LASI}|} \quad (\text{式 2-10})$$

$$\vec{y}_p = \frac{(\vec{P}_{SAC} - \vec{P}_{RASI}) \times \vec{z}_p}{|(\vec{P}_{SAC} - \vec{P}_{RASI}) \times \vec{z}_p|} \quad (\text{式 2-11})$$

$$\vec{x}_p = \vec{y}_p \times \vec{z}_p \quad (\text{式 2-12})$$

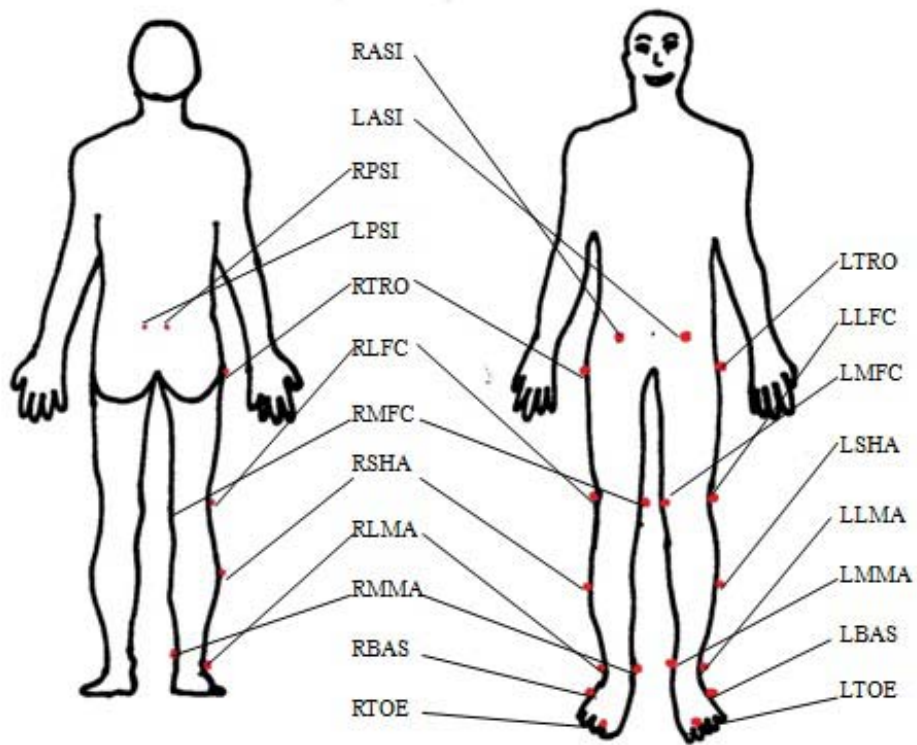


圖 2-7 人體標定點圖示



2.5 實驗程序

2.5.1 實驗設定情況

我們要求受試者走出以下三種不同的速度:(1)快速(情境:想像要過 20 公尺的馬路只剩 10 秒)(2)自選速度,(3)慢速(邊走邊沉思的慢走),以這三種速度再搭配下列兩種人體關節限制條件:(1)所有關節自由轉動,(2)膝關節與踝關節全固定。進行步態的實驗。

2.5.2 步態實驗流程

在實驗中,我們使用三種行走速度搭配兩種關節限制條件,總共 6 個步行受試狀況,而實驗步驟詳述如下:

1. 先進行關節無限制步態試驗
2. 亂數選擇一種步行速度(快速、自選、慢速)
3. 套用情境讓受試者的走速趨近穩定。
4. 請受試者進行行走並擷取步態資料,行進中必須右腳整個腳掌進入到力板當中
5. 取 3~5 個成功樣本
6. 換下一個狀況重複步驟 2~6,直到三個速度情境做完
7. 穿上限制關節之輔具
8. 將綁帶綁緊並將膝關節腳度限制於零度
9. 讓受試者穿戴輔具行走直到完全習慣穿著輔具之後的走法
10. 進行步驟 2~6,直到三種速度情境做完

2.6 資料分析

在使用動態分析硬體取得在步態中的步態資料後,我們將會利用步態分析方法求得運動學資料,以及使用人工方式定義交替動作期間及耦合比例,最後使用 one way ANOVA 來求得在不同關節限制以及不同速度下各參數間的差異性,而比較的結果只截取由不同關節限制對三種不同速度下的差異影響,以及在各關節限制下所受速度影響的比較。

2.7 力動學人體模型

本研究使用了由 Lagrange equation 推導而得的矢狀面力動學模型進行模擬。在此模型的模擬中，因為想要模擬下肢關節受限制固定的情況，我們將模型簡化成两根連桿且有兩個自由度的模型；而又因為於模型中上肢無額外控制策略，因此將上肢視為一放置於髖關節的質點(如圖 2-8)。

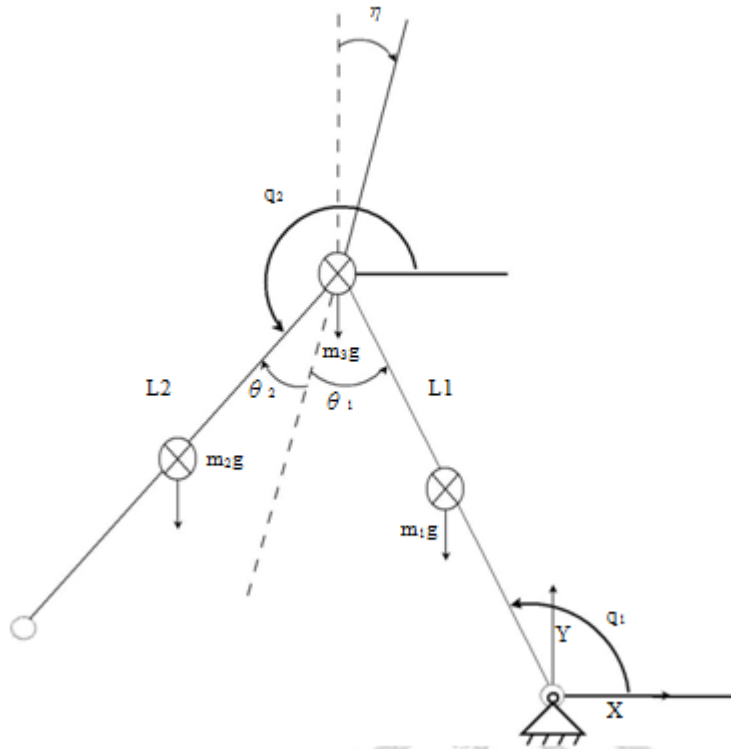


圖 2-8 簡化模型之座標、質量與長度。

研究中使用Lagrange Equation(式 2-7-1)進行推導以求得交替運動期間的耦合比例參數，其中 L 為拉式函數。Q_i 是每個通化座標對應的通化力。

$$\text{Lagrange Equation : } \boxed{\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \quad (i = 1, 2)}$$

(式 2-7-1)

首先，拉式函數 L 得表示為通化座標及其導數的函數。按定義，L = K.E - P.E. (式 2-7-2)，也就是動能 (K.E.) 與位能 (P.E.) 之差。再配合本研究中模型假設寫出式 2-7-3 與 2-7-4。

$$\boxed{L = K.E. - P.E.} \quad (\text{式 2-7-2})$$

$$\boxed{K.E. = \sum_{i=1}^3 \frac{1}{2} m_i (\dot{\vec{R}}_i \cdot \dot{\vec{R}}_i) + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{2} I_i (\dot{q}_i)^2}$$

(式 2-7-3)

$$\boxed{P.E. = \sum_{i=1}^3 m_i g (\vec{R}_i \cdot \vec{j})}$$



(式 2-7-4)

其中 I_i 是第 i 個剛體對質心之轉動慣量，g 為重力加速度， \vec{R}_i 是第 i 個剛體質心的位置向量，其在 Y 方向的分量為 $\vec{R}_i \cdot \vec{j}$ ，為了求得 K.E. 和 P.E.，先將 $\dot{\vec{R}}_i$ 與 \vec{R}_i 表示如下：

$$\vec{R}_1 = \begin{cases} r_1 \cos(q_1) \\ r_1 \sin(q_1) \end{cases} \quad (\text{式 2-7-5})$$

$$\vec{R}_2 = \begin{cases} L_1 \cos(q_1) + r_2 \cos(q_2) \\ L_1 \sin(q_1) + r_2 \sin(q_2) \end{cases} \quad (\text{式 2-7-6})$$

$$\vec{R}_3 = \begin{cases} L_1 \cos(q_1) \\ L_1 \sin(q_1) \end{cases} \quad (\text{式 2-7-7})$$

$$\dot{\vec{R}}_1 = \begin{cases} -r_1 \dot{q}_1 \sin(q_1) \\ r_1 \dot{q}_1 \cos(q_1) \end{cases} \quad (\text{式 2-7-8})$$

$$\dot{\vec{R}}_2 = \begin{cases} -L_1 \dot{q}_1 \sin(q_1) - r_2 \dot{q}_2 \sin(q_2) \\ L_1 \dot{q}_1 \cos(q_1) + r_2 \dot{q}_2 \cos(q_2) \end{cases} \quad (\text{式 2-7-9})$$

$$\dot{\vec{R}}_3 = \begin{cases} -L_1 \dot{q}_1 \sin(q_1) \\ L_1 \dot{q}_1 \cos(q_1) \end{cases} \quad (\text{式 2-7-10})$$

其中 r_i 為第 i 個剛體質心與剛體近端關節之距離，q₁、q₂ 為 θ₁ 與 θ₂ 的函數，可

表示為：

$$\begin{cases} q_1 = 90^\circ + \theta_1 - \eta \\ q_2 = 270^\circ + \theta_2 - \eta \end{cases}, \text{ 因此將(式 2-7-5~10)帶入(式 2-7-2)中得}$$

$$\begin{aligned} L = \frac{1}{2} \{ & m_1[r_1^2 \dot{q}_1^2 + 2r_1 g \sin(q_1)] \\ & + m_2[L_1^2 \dot{q}_1^2 + r_2^2 \dot{q}_2^2 + 2L_1 r_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \cos(q_1 - q_2) + 2r_1 g \sin(q_1)] \\ & + m_3[L_1^2 \dot{q}_1^2 + 2L_1 g \sin(q_1)] + I_1 \dot{q}_1^2 + I_2 \dot{q}_2^2 \} \end{aligned} \quad (\text{式 2-7-11})$$

將(式 2-7-11)帶入(式 2-7-1)中，又

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_1} = Q_1 = 0$$

=>

$$\begin{aligned} m_1 r_1^2 \ddot{q}_1 + m_2 [L_1^2 \ddot{q}_1 + L_1 r_2 \ddot{q}_2 \cos(q_1 - q_2) - L_1 r_2 \dot{q}_2 (q_1 - q_2) \sin(q_1 - q_2)] \\ + m_3 L_1^2 \ddot{q}_1 + I_1 \ddot{q}_1 \\ - \{ m_1 r_1 g \cos(q_1) + m_2 [-L_1 r_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \sin(q_1 - q_2) + L_1 g \cos(q_1)] \\ + m_3 L_1 g \cos(q_1) \} = 0 \end{aligned}$$

且

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_2} = Q_2 = 0$$

=>

$$\begin{aligned} m_2 [r_2^2 \ddot{q}_2 + L_1 r_2 \dot{q}_1 \cos(q_1 - q_2) - L_1 r_2 \dot{q}_1 (q_1 - q_2) \sin(q_1 - q_2)] + I_2 \ddot{q}_2 \\ - m_2 [-L_1 r_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \sin(q_1 - q_2) + r_2 g \cos(q_2)] = 0 \end{aligned}$$

整理成矩陣得

$$\begin{bmatrix} m_1 r_1^2 + m_2 L_1^2 + m_3 L_1^2 + I_1 & m_2 L_1 r_2 \cos(q_1 - q_2) \\ m_2 L_1 r_2 \cos(q_1 - q_2) & m_2 r_2^2 + I_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_1 \\ Q_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (\text{式 2-7-12})$$

其中

$$\begin{aligned} C_1 = & -m_1 r_1 g \cos(q_1) \\ & - m_2 [L_1 r_2 \dot{q}_2 (q_1 - q_2) \sin(q_1 - q_2) - L_1 r_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \sin(q_1 - q_2) \\ & + L_1 g \cos(q_1)] - m_3 L_1 g \cos(q_1) \end{aligned}$$

$$C_2 = -m_2[L_1 r_2 \dot{q}_1 (q_1 - q_2) \sin(q_1 - q_2) - L_1 r_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \sin(q_1 - q_2) + r_2 g \cos(q_2)]$$

在模型的模擬操作上，我們使用體重、身高、左右邊髖關節初始角度(θ_1, θ_2)和初始角速度(ν_1, ν_2)做為模擬的初始條件，此外我們添加了一修正參數-骨盆前傾平均角度(η)，乃是為了消除骨盆前傾所造成的髖關節角度補償現象，而又因於步態中骨盆傾斜角度並無太大的變動，所以採取平均值以使用，所使用的初始條件放置於附錄 B。將初始條件帶入式 2-7-12 積分求得左右邊髖關節角度後，再使用第三章 3.1 中計算耦合比例的公式求得耦合比例。

在此模型主要的目的是尋求在研究中這樣的設計下不需外力影響所造成的雙邊髖關節耦合比例，其最大意義在於提供一個討論思考的方向。



第三章 結果

在一開始我們先闡述如何將雙邊髖關節角度對應的步態資料分段成四個部分，分別為兩段交替式運動期間與兩段轉換期間。接下來本研究取出第一段交替式運動期間的步態資料，將其量化為一耦合比例，所有受試者的雙邊髖關節對應步態資料放於附錄 A。表 3-1-1 則呈現了八名受試者(一位受試者因於步態中有拖足現象而排除在外)之耦合比例相關參數的平均值與標準差，而其統計 P 值放於表 3-1-2。耦合比例的平均資料與標準差則描繪於圖 3-3 中。在圖 3-4、3-5 與 3-6 中則呈現耦合比例於實驗與模擬的資料。

表 3-2-1 呈現了八名受試者在六個不同走路情況的步態參數平均值與標準差。表 3-2-2 則敘述了九種步態參數比較 (六種於速度條件不同的比較，三種於不同關節條件的比較) 的統計 P 值。所有的受試者的運動學參數與耦合比例相關參數均放於附錄 C。



3.1 實驗結果

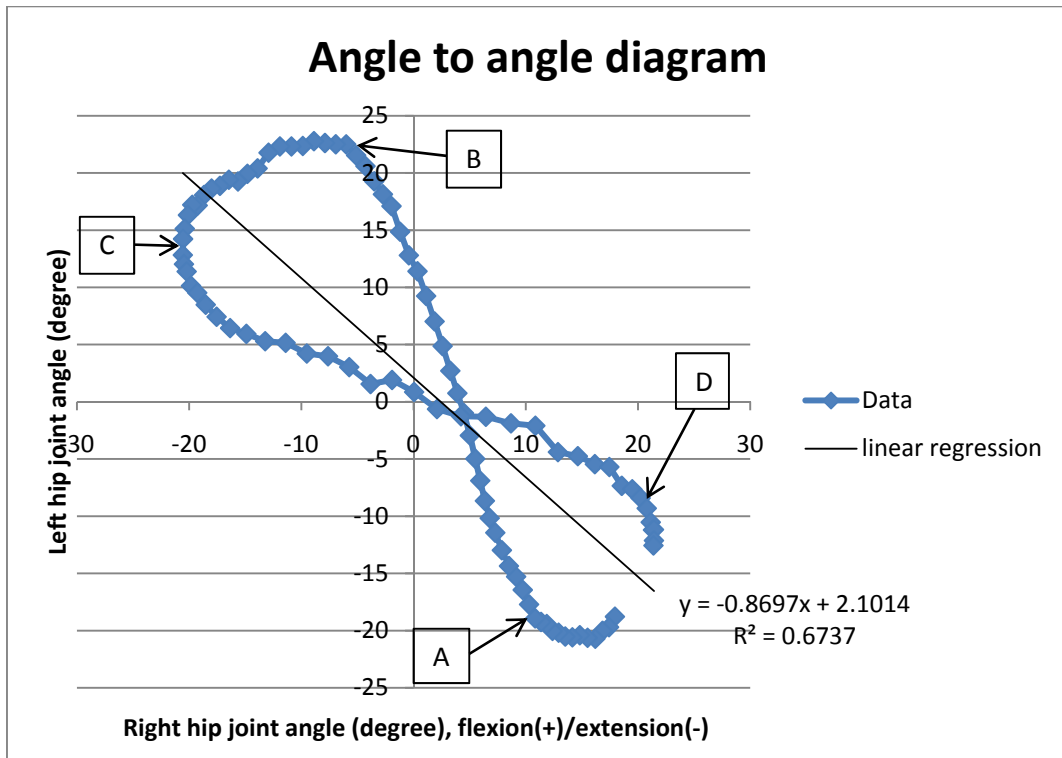


圖 3-1 整個步態的角度對角度對應圖分段圖

在本研究中，我們將兩邊髖關節於整個步態的角度對角度對應圖大略分成四個區域(圖 3-1)。A 到 B：為第一段交替運動期間，此時右腿在做 extension 運動，左腿在做 flexion 運動；B 到 C：第一段轉換期間：此時雙邊髖關節在做調整，準備進入第二段交替運動期間；C 到 D：第二段交替運動期間，此時左腿在做 extension 運動，右腿在做 flexion 運動；D 到 A：第二段轉換期間：此時雙邊髖關節在做調整，準備再進入第一段交替運動期間，同時也完成一個步態週期。所有受試者在兩種關節條件搭配三種速度條件下的雙邊髖關節角度對角度圖均放於附錄 A。

在將整個步態資料分段後，我們在第一段交替運動期間內，取出一段近似線性的部分(如圖 3-2)。在手動將交替動作期間標訂出來之後，我們

令 $Y =$ 左邊髖關節角度

$X =$ 右邊髖關節角度

將其資料點線性迴歸成一條直線，方程式為 $Y = a * X + b$ (a, b 為一定值常數)

耦合比例 = $|a|$ (式 3-1)

由於實驗中切割成交替動作期間的範圍為左邊髖關節正在做 flexion 動作，右邊髖關節在做 extension 動作，因此耦合比例大小的物理意義即代表截取範圍內 flexion 動作與 extension 動作增加量的比例大小。

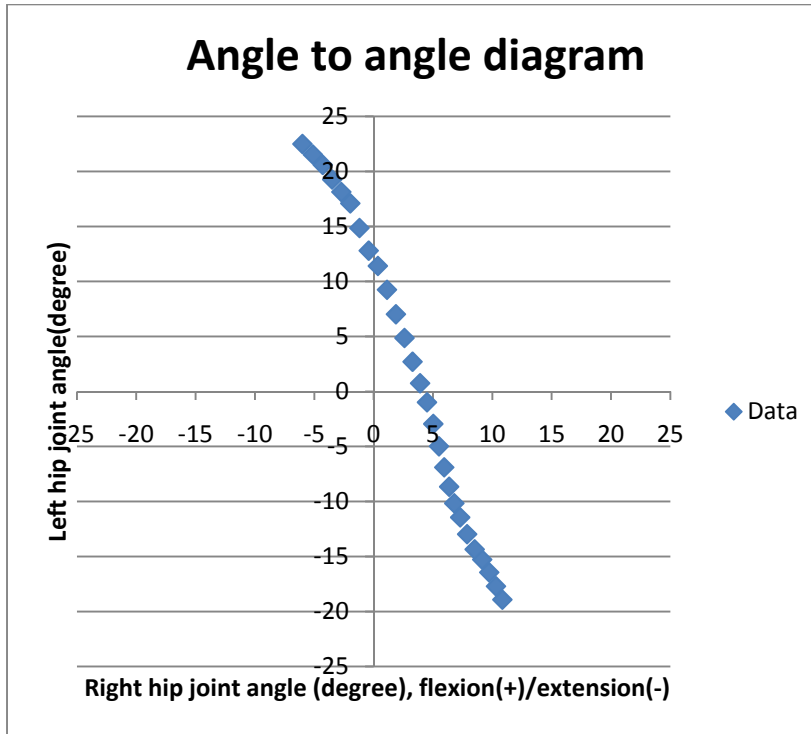


圖 3-2 近似線性的交替動作期間的雙邊髖關節對應圖

於不同關節條件間的耦合比例比較(表 3-1-2)，耦合比例在關節全固定的情況下均高於自由轉動(快速($P=0.009$ ，自選($P=0.003$)，慢速($P=0.003$))。而耦合比例雖在不同速度的區分下並無顯現出有統計上差異，但我們由平均數圖(圖 3-3)發現耦合比例似乎有隨速度增加而減少的趨勢。在交替運動期佔整個步態的比例除了在快速的不同關節條件中有顯著差異，在其他組別的比較並無沒有明顯的變化。但由於交替式運動期間的開始端與結束端均是由人為操作判定，因此此差異目前尚未觀察出有何意義。

在另一個方面，我們發現三種步態期間(站立期、擺盪期與雙支撐期)在兩種關節限制間均沒有顯著差異，似乎隱含著關節條件的改變並不會影響正常人調節步態期的方式(表 3-2-2)。

表 3-1-1 六種行走狀況下的耦合比例與交替運動期間的平均值與標準差(N=8)。

	FSL	FSE	FFA	LSL	LSE	LFA
參數名稱	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)	Mean (S.D.)
耦合比例	2.03 (0.33)	1.86 (0.51)	1.66 (0.71)	3.26 (1.21)	3.11 (0.81)	2.74 (0.88)
交替運動 期間 (%)	28.40 (2.32)	27.10 (2.23)	25.90 (2.96)	28.60 (6.59)	30.10 (4.12)	30.50 (2.99)

表 3-1-2 六種行走狀況下的耦合比例與交替運動期間以 LSD 事後考驗的 P 值

	FSL - FSE	FSL - FFA	FSE - FFA	LSL - LSE	LSL - LFA	LSE - LFA	FSL - LSL	FSE - LSE	FFA - LFA
耦合 比例	0.666	0.355	0.619	0.702	0.202	0.367	0.003*	0.003*	0.009*
交替 運動 期間	0.452	0.151	0.488	0.386	0.273	0.817	0.908	0.086	0.010*

*P<0.05, (FSL：關節自由轉動，慢速；FSE：關節自由轉動，自選；FFA：關節自由轉動，快速；LSL：關節全固定，慢速；LSE：關節全固定，自選；LFA：關節全限制，快速。)

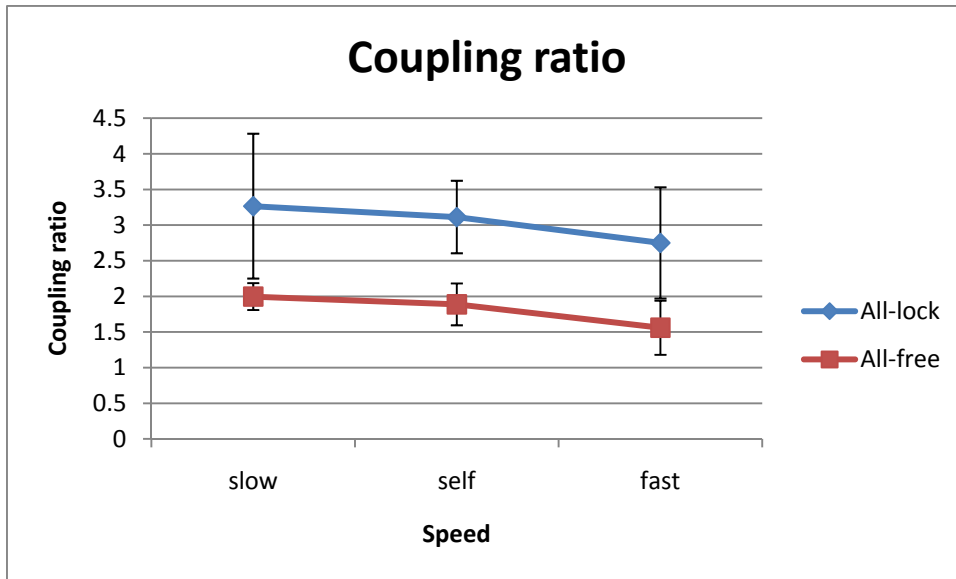


圖 3-3 受試者在兩種關節條件分別於三種不同速度條件下的耦合比例平均值與標準差。



表 3-2-1 六種步行狀況之步態參數的平均值與標準差(N =8)。

	FSL	FSE	FFA	LSL	LSE	LFA
Parameters	Mean(S.D.)	Mean(S.D.)	Mean(S.D.)	Mean(S.D.)	Mean(S.D.)	Mean(S.D.)
Speed(m/s)	0.72(0.18)	1.14(0.24)	1.75(0.20)	0.47(0.16)	0.74(0.16)	1.20(0.21)
step length(m)	1.09(0.11)	1.31(0.15)	1.61(0.14)	0.82(0.19)	1.05(0.17)	1.31(0.22)
Cadence(step/s)	79.84(14.99)	105.83(10.37)	132.22(9.61)	67.31(15.42)	84.73(12.67)	109.66(12.47)
Stance phase (%)	66.05(3.21)	61.05(2.51)	56.05(1.54)	66.30(3.58)	61.50(1.96)	57.35(1.94)
Swing phase (%)	33.95(3.21)	38.95(2.51)	43.95(1.54)	33.70(3.58)	38.50(1.96)	42.65(1.94)
Double stance (%)	16.05(3.21)	11.05(2.51)	6.05(1.54)	16.30(3.58)	11.50(1.96)	7.35(1.94)

表 3-2-2 九種不同行走狀況比較的步態參數在以 LSD 事後考驗的 P 值

	FSL - FSE	FSL - FFA	FSE - FFA	LSL - LSE	LSL - LFA	LSE - LFA	FSL - LSL	FSE - LSE	FFA - LFA
Speed	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.003*	0.000*	0.005*	0.000*	0.000*
Step length	0.006*	0.000*	0.000*	0.003*	0.000*	0.001*	0.001*	0.001*	0.000*
Cadence	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.033*	0.001*	0.000*
Stance phase	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.828	0.696	0.262
Swing phase	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.828	0.696	0.262
Double stance	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.828	0.696	0.262

*P<0.05, (FSL：關節自由轉動，慢速；FSE：關節自由轉動，自選；FFA：關節自由轉動，快速；LSL：關節全固定，慢速；LSE：關節全固定，自選；LFA：關節全限制，快速。)

3.2 模擬與實驗的耦合比例之比較

由於下肢關節全限制的情況較能對應到下肢癱瘓患者使用輔具的現狀，所以我們目前先行發展出來的模型是以下肢關節全限制的條件所設計的。而此模型在模擬時所需要的從實驗中取得之初始條件附於附錄 B 中。

在使用附錄 B 中的初始條件所模擬出來的耦合比例結果中，我們呈現了於三種走路速度中，在使用膝關節以及踝關節受限的條件下所模擬出來的耦合比例結果(圖 3-4~6)與實驗值的誤差(表 3-3)。可以發現在自選速度以及快速速度下的耦合比例模擬狀況較慢速情況好，其中以在自選速度下誤差平均 37.17(14.22)%為最好;而在慢速的速度下其誤差百分比則高達 152.48 (152.62)，甚至有模擬出不符合實際運動方向的情況。這或許表達了一般人平時較不習慣於慢速與快速的走路速度，以致於在行進間需要較多的肌肉控制來進行調整。

補充：於動力模型中由於在下肢關節全限制的自選速度的步態過程約為 1.4 秒，而在此受試者的交替動作期間約佔 30%的步態，故模擬中的模擬時間暫定使用 0.4 秒



表 3-3 八位受試者於關節條件全固定下三種速度的交替式步態期間，實驗與模擬耦合比例以及誤差百分比($|(模擬值-實驗值)/實驗值|*100\%$)的平均值與標準差。

受試者	慢速			自選			快速		
	實驗值	模擬值	誤差(%)	實驗值	模擬值	誤差(%)	實驗值	模擬值	誤差(%)
YY	4.51	2.58	42.91	3.35	2.43	27.23	3.40	1.53	54.88
YS	1.47	6.91	367.94	1.61	2.36	46.90	1.79	0.70	60.77
TW	4.79	-1.80	137.59	3.01	2.69	10.65	3.41	0.86	74.66
SY	3.03	2.00	33.84	3.08	3.65	18.57	3.53	0.82	76.79
SF	4.08	5.43	32.97	4.50	2.04	54.71	3.52	2.75	22.02
FU	1.91	-8.58	547.53	3.51	2.27	35.33	2.97	1.14	61.70
CX	2.56	2.49	2.92	2.74	4.31	56.97	1.60	0.86	46.13
CT	3.72	1.70	54.17	3.06	1.62	47.01	1.72	2.21	28.29
YY	4.51	2.58	42.91	3.35	2.43	27.23	3.40	1.53	54.88
平均值 (標準差)	3.72 (1.01)	1.34 (3.26)	152.48 (152.62)	3.11 (0.50)	2.67 (0.65)	37.17 (14.22)	2.74 (0.77)	1.36 (0.60)	53.16 (15.75)

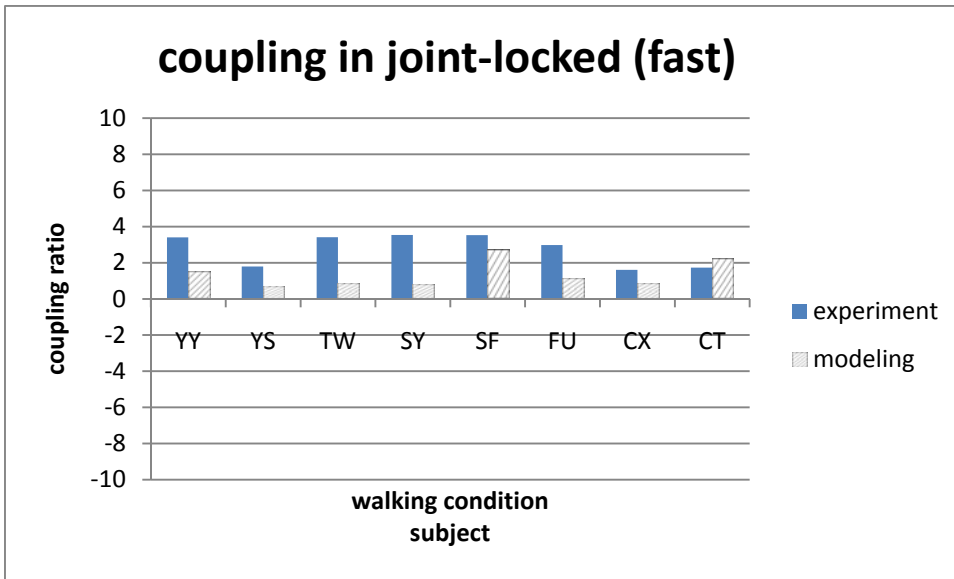


圖 3-4 於快速的情況下，模擬與實驗的耦合比例值。

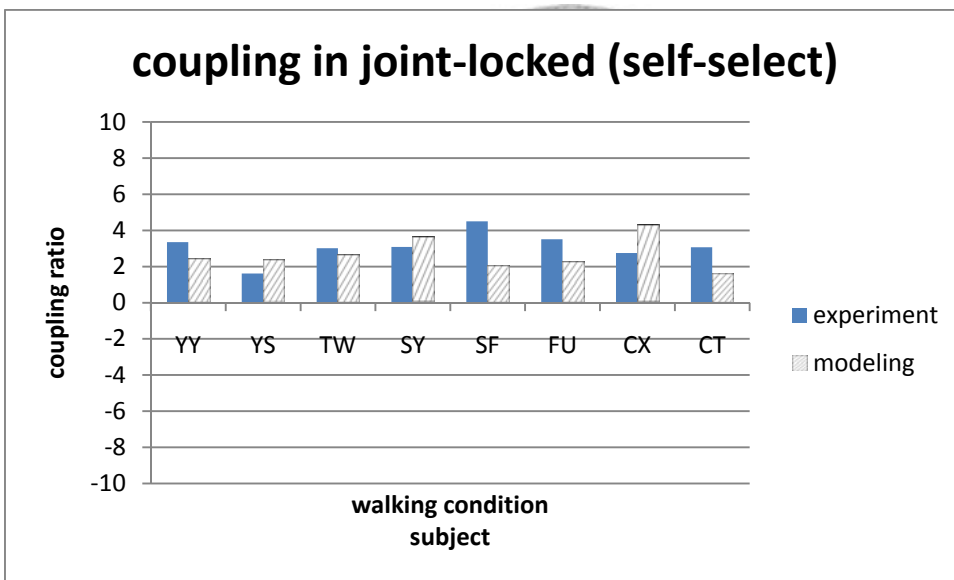


圖 3-5 於自選速度的情況下，模擬與實驗的耦合比例值。

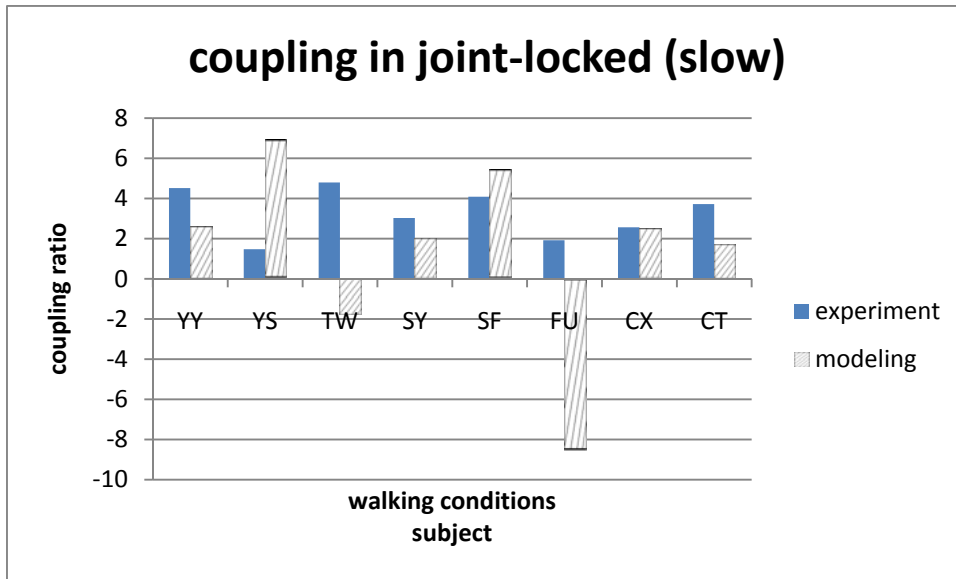


圖 3-6 於慢速的情況下，模擬與實驗的耦合比例值。



第四章 討論

4.1 耦合比例之新舊定義

在本研究所定義的耦合比例與之前文獻的定義[21]在下面做了比對參照

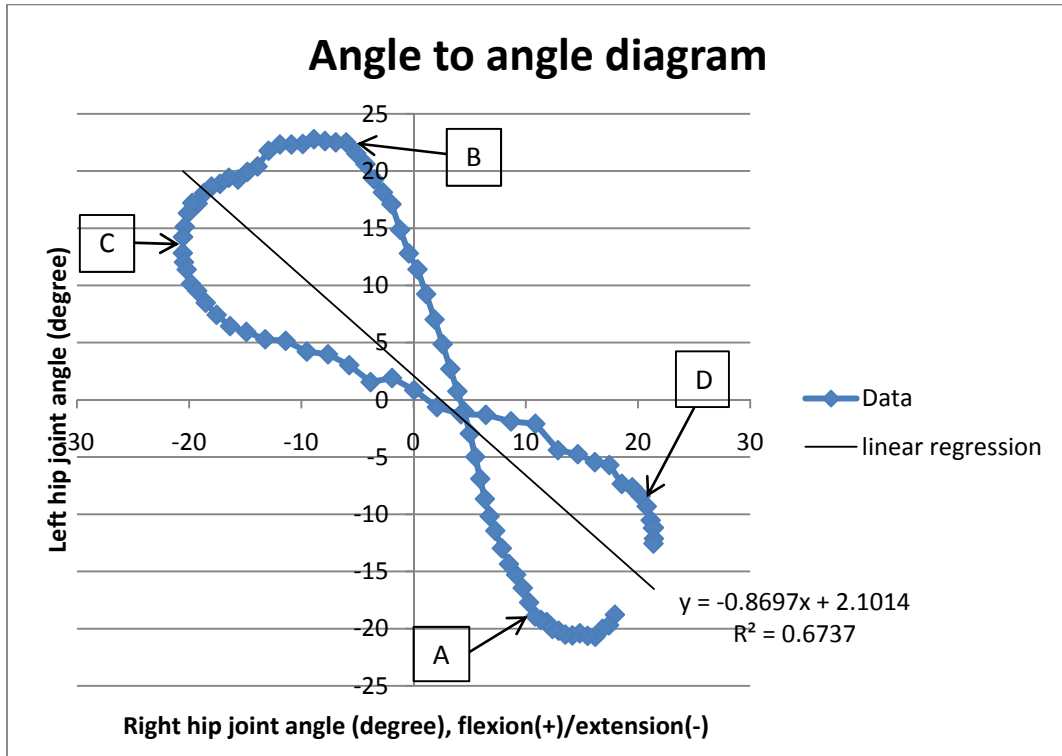


圖 4-1 一名正常受試者在下肢關節全限制行走於自選速度之整個步態的左右髖關節角度對應圖。

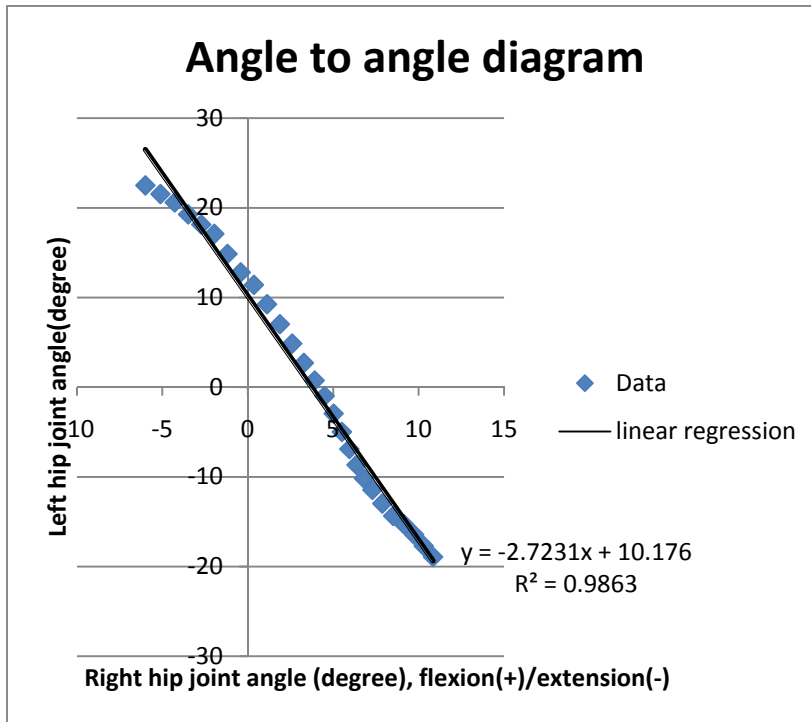


圖 4-2 交替動作期間內的左右髖關節對應圖(圖 4-1 內 A 點處到 B 點處)

首先我們先從以本研究中對耦合比例的定義來解釋為何只取交替運動期間來分析。以一名研究中受試者在下肢關節全限制的情況下的步態資料為例子，行走於自選速度，所表現出的左右邊髖關節角度如圖 4-1(同樣類似的圖形也出現於其他行走狀況，置於附錄 A 中。) ，若我們使用一線性直線來當作資料的趨勢線，可得到方程式: $y = -0.8697x + 2.1014$ (y : 右邊髖關節角度， x : 左邊髖關節角度) ，其中 $R^2 = 0.6737$ 代表以此直線代替整個角度分布圖的解釋力略嫌不足。因為研究中所定義的耦合比例是由左邊髖關節角度增加量除以右邊髖關節角度增加量而得。而在生理上，人體行走於一完整步態中會有兩段交替運動期間(圖 4-1 A->B 與 C->D) ，其運動方向相反，因而造成解釋力偏低。

而當我們只將交替動作期間(圖 4-1 ， A 點到 B 點)的資料拿出來做線性迴歸的時候(見圖 4-2) ，得到的方程式為 : $y = -2.7231x + 10.176$ (y : 右邊髖關節角度， x : 左邊髖關節角度) ， 其中 $R^2 = 0.9863$ ，代表以一直線來預測此區間的數據解釋力相當高。

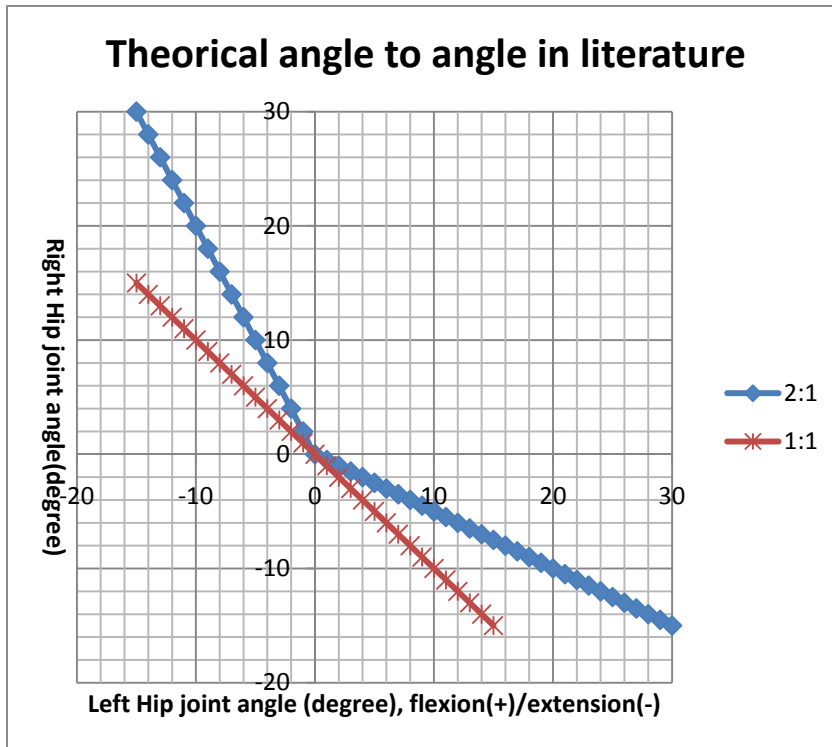


圖 4-3 文獻中左右邊髖關節在 FECR 1:1、2:1 的理論值[21]

而在文獻中[21]所使用的理論值如圖 4-3，為 extension 停止點設在-15 度的理論預測值，可以發現與圖 4-1 之正常人所表現出來的軌跡相當不符合，其耦合比例 2:1 的軌跡方程式為 $y = (-1/2)x$ (when $x \geq 0$)， $y = -2x$ (when $x <= 0$)。以增加量來看的話，在圖 4-2 中所表現的 flexion 增量與 extension 增加量比例為 2.639(即為本研究中所定義的耦合比例)，相較於過去相關研究中的增加量比例分別表示為 1/2 與 2。因此從本研究所定義的耦合比例應更能描述步態中雙邊髖關節的耦合運動關係。而雖然研究中用來分析的軌跡(圖 4-2)並不能完全代表整個步態的表現，但其所呈現的數據仍可反映出 60%左右的步態。

目前本研究指定義完約 60% 的步態週期，在未來期望能將其餘未能釐清的步態區段做進一步的探討。而研究中所使用的受試者為正常人，跟病人的步態絕對是有差異的，但臨床上來說，最大的期望就是病患使用輔具能行走得跟正常人一樣，也因此本研究才先以正常人的步態做分析。或許短期之內無法應用到臨床上，不過算是對一個未來的理想跨出了一步。

4.2 高比例的耦合比例

由結果中的耦合比例值來看，我們發現無論是否有關節限制，在交替動作期間中的耦合比例都呈現一個大於 1 的高比例。高比例的耦合比例就是代表著在此區段在做 flexion 的髖關節角度增加量大於做 extension 動作的另一邊髖關節角度增加量。從臨床的角度上看，一個高比例的耦合比例意味著能使用較小的 extension 帶來另一邊較大的 flexion，這樣的模式能使人在跨步的時候步伐增大而身體仍能保持直立不需往後仰。而在不同行走速度下的耦合比例比較，雖然並無統計上的顯著差異，但從平均數的圖表上可以看出有隨速度減小而增加的跡象。因此我們從步態的觀察上，我們看到在較慢的速度中，由於身體質量中心往前移的速度較慢，而整個身體質量中心往前移的速度是取決於站立那隻腳做 extension 動作的增加速率，因此有可能是因為這樣的現象導致在較慢速的情況下，extension 的增加比例會較小於 flexion 那邊髖關節角度的增加比例。

4.3 耦合比例的模擬

在結果中，我們呈現了在使用實驗裡的初始條件所模擬出的耦合比例。此耦合比例代表著在我們的模型中，若在交替式運動期間，只倚賴重力前進所需的耦合比例值。其結果或許能應用於未來設計輔具的概念上，而不只是參考正常人所表現出的耦合比例。

4.4 可變比例之設計構想圖

在更了解耦合比例與速度和能量消耗之間的關係之後，同時本研究也提供一可行之可變比例的設計構想，其基本原理是參照 IRGO 的設計原理所改進的，IRGO 的機構設計原理簡圖如下圖所示(圖 4-4)，其造成 1:1 耦合比例乃是利用中間一個

不動的轉動軸心，兩邊的腕關節運動就宛如被一個力臂長 1:1 的幹桿限制住其運動模式，而造成兩側腕關節角度耦合比例 1:1 的表現。而本研究所要呈現的是一個可變軸心的概念，利用中間轉動軸心的移動，造成兩邊力臂比例的改變，進而變化出一不同於 1:1 的耦合比例。(圖 4-5，圖 4-6)

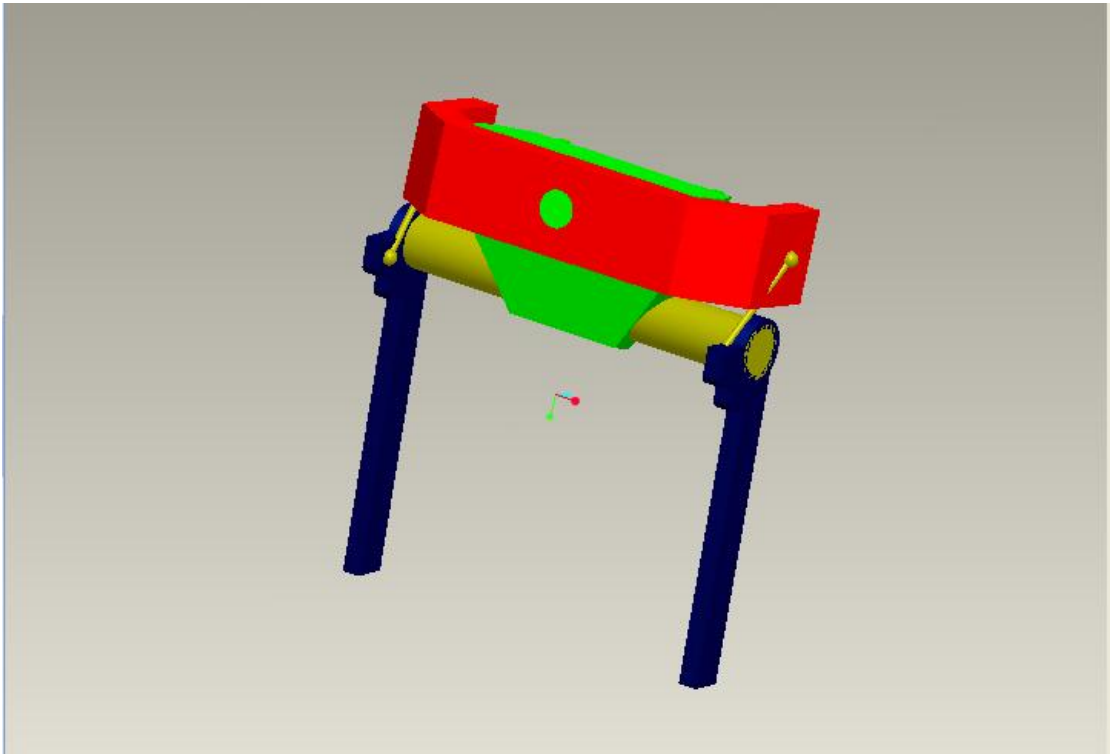


圖 4-4 IRGO 在 Proe 下的機構簡圖。

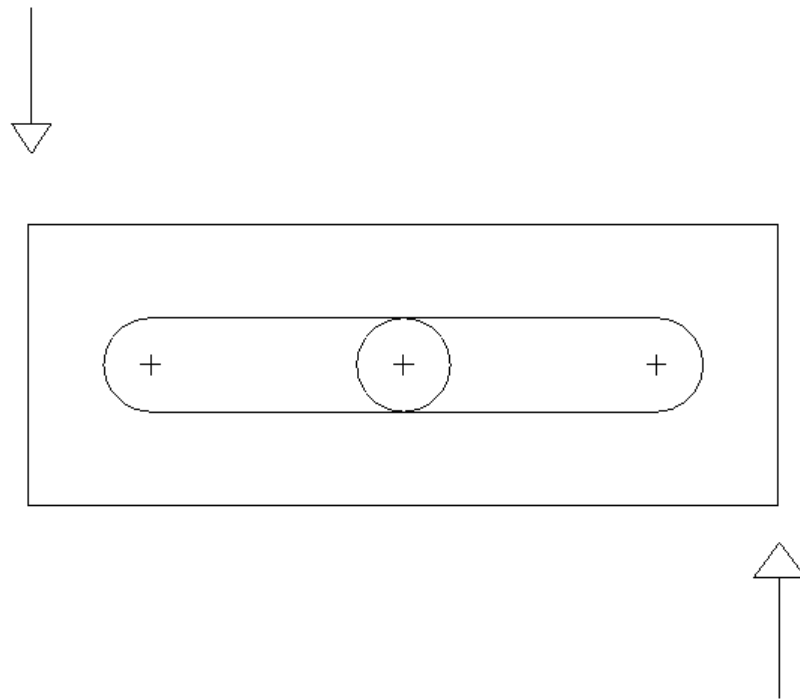


圖 4-5 IRGO 後視圖，表耦合比例 1:1 時的傳遞狀況，中間原件為轉動軸心。

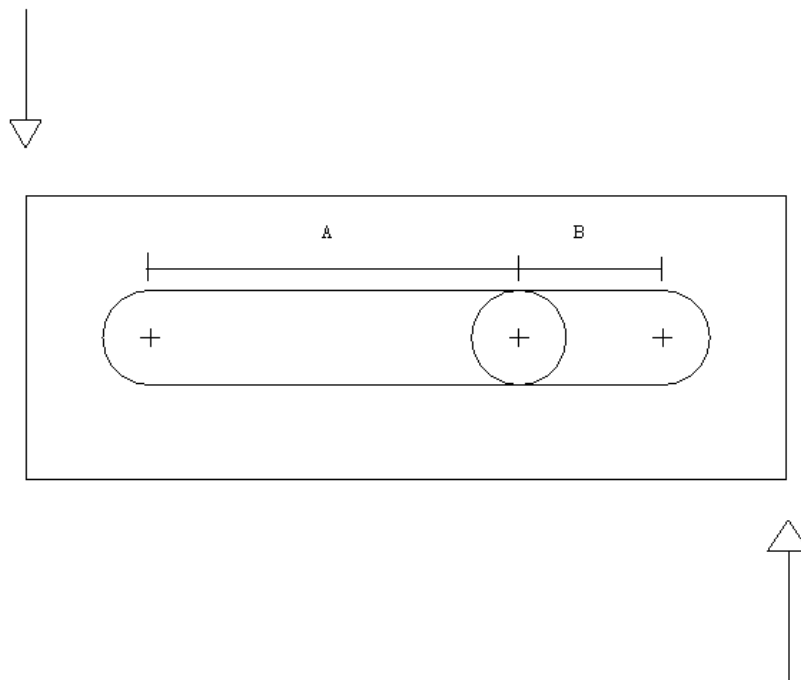


圖 4-6 表可變耦合比例之可能設計，其耦合比例為 A/B。

第五章 結論與未來課題

5.1 結論

最後我們將研究所得的結果與先前我們所做的假說做個對照，首先我們在步態中成功的找到一個區段為兩邊髖關節近似固定比例的交替式運動，而這樣的區段約佔整個步態的 60%。同時由實驗結果也發現在此交替式運動期間所呈現的耦合比例無論是在關節有限制或關節無限制的情況下均大於 1，並且在三種不同速度下，關節全固定的耦合比例都大於自由轉動。雖然在速度的變化下看不到耦合比例的明顯變化，但由平均數的圖形看來有隨速度變慢而比例變大的趨勢。在模型模擬的結果中，發現當關節條件為全固定時，在模型中設定的省能條件下所模擬出來的耦合比例也有呈現一個大於 1 的高比例數值的趨勢，而在自選速度下模擬與實驗值的誤差最小，或許代表著正常人不習慣於快速與慢速的走路速度，因此在行進間需要額外的肌力來控制協調。

而從實際應用面來看，由本研究所模擬出來的耦合比例與實驗的耦合比例，均有高比例的結果。從考慮整個動力系統的模擬中，也似乎隱含著一個高比例的耦合比例能使步態較有效率的進行。在實驗上的耦合比例結果看來，未來輔具的髖關節設計上，或許於交替動作期間提高耦合比例來達到擺盪的順暢性，能使輔具使用者更容易行走，而相關的驗證實驗待未來繼續進行。

5.2 研究中所遭遇的問題

1. 在研究中分析出來的步態資料中發現踝關節的限制並不如預期的良好，但在著裝的時候有特別詢問受試者的感受，再三確認網綁的狀態，或許是限制的力臂不夠長，但全固定時仍比無穿著輔具時的活動範圍小十度左右。
2. 接觸地面的鞋底部分因使用限制之輔具關係，於本研究比較不同關節限制的實驗中無法統一。

5.3 未來課題

1. 本研究中針對步態的交替式運動期間做了耦合比例的探討，未來將進行探討其他區段的功能。
2. 目前對於交替式運動期間的判定操作過程不夠標準化於未來將嘗試找尋標準的操作過程使得計算更方便。
3. 由於本研究中所使用的受試者為正常人，若要應用於下肢癱瘓患者身上，於未來應找尋下肢癱瘓患者適用的實驗設計來分析耦合比例對於步態的影響。
4. 模擬所使用的模型在上肢的部分並無詳盡的設定，於未來可加入更詳細的條件進行模擬。



參考文獻

- [1] 吳發軍,胡永善,吳毅. 脊髓損傷康復治療進展. 中國康復醫學雜誌. 2001, 6:378-379.
- [2] 廖哲安,歐陽並濤,唐丹. 下肢矯形器對脊髓損傷患者 ADL 和行走能力的影響分析. 中國康復醫學雜誌. 2004, 7:502-503.
- [3] Nene AV, Hermens Hj, Zilvold G. Paraplegic locomotion: a review. *Spinal Cord*. 1996, 34:507.
- [4] 邱卓英,馬洪卓,施紅梅. 脊髓損傷患者的心理特點及其康復策略. 中華物理醫學與康復雜誌. 2002, 24(6):377-379.
- [5] Rose GK. The principles and practice of hip guidance articulations. *Prosthetics & Orthotics International*. 1979, 3(1):37-43.
- [6] Beckman J. The Louisiana State University reciprocating gait orthosis. *Physiotherapy* 1987, 73(8): 386-392.
- [7] Douglas R, Larson PF, D'Ambrosia R, McCall RE. The LSU reciprocation gait orthosis. *Orthopedics*. 1983, 6(7): 834-839.
- [8] Bernardi M, Canale I, Castellano V, Di Filippo L, Felici F, Marchetti M. The efficiency of walking of paraplegic patients using a reciprocating gait orthosis. *Paraplegia* 1995, 33(7):409-15.
- [9] Massucci M, Brunetti G, Piperno R, Betti L, Franceschini M. Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance. *Spinal Cord*. 1998, 36(4):223-7.
- [10] Beillot J, Carre F, Le Claire G, Thoumie P, Perruoin-Verbe B, Cormerais et al. Energy consumption of paraplegic locomotion using reciprocating gait orthosis. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. 1996, 73(3-4):376-81.
- [11] Katz DE, Haideri N, Song K, Wyrick P. Comparative study of conventional hip-knee-ankle-foot orthoses versus reciprocating-gait orthoses for children with high-level paraparesis. *Journal of Pediatric Orthopedics*. 1997, 17(3):377-86.
- [12] Harvey LA, Davis GM, Smith MB, Engel S. Energy expenditure during gait using the walkabout and isocentric reciprocal gait orthoses in persons with paraplegia.

- Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. 1998, 79(8):945-9.
- [13] Yngve DA, Douglas R, Roberts JM. The reciprocating gait orthosis in myelomeningocele. *Journal of Pediatric Orthopedics*. 1984, 4(3):304-10.
- [14] Guidera KJ, Smith S, Raney E, Frost J, Pugh L, Griner D et al. Use of the reciprocating gait orthosis in myelodysplasia. *Journal of Pediatric Orthopedics*. 1993, 13(3):341-8.
- [15] Petrofsky JS, Smith JB. Physiologic costs of computer-controlled walking in persons with paraplegia using a reciprocating-gait orthosis. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1991, 72(11):890-6.
- [16] Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1997, 5(1):23-9.
- [17] Isakov E, Douglas R, Berns P. Ambulation using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. *Paraplegia*. 1992, 30(4):239-45.
- [18] Solomonow M, Baratta R, Hirokawa S, Rightor N, Walker W, Beaudette P et al. The RGO Generation II: muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics.[erratum appears in *Orthopedics* 1989 Dec;12(12):1522]. *Orthopedics*. 1989, 12(10):1309-15.
- [19] Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Br Geriatrics Soc*. 2003:137-42.
- [20] Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Elsevier*. 2004:837-44.
- [21] Yang L, Condie DN, Granat MH, Paul JP, Rowley DI. Effects of joint motion constraints on the gait of normal subjects and their implications on the further development of hybrid FES orthosis for para-plegic persons. *J Biomechanics*. 1996, 29:217-226.
- [22] BATAWEF.L AO, EDWARDS J. An orthotic/FES system for paraplegic walking with a knee bending swing phase. In: *BES symposium on electrical stimulation - clinical systems: Proceedings, Bioengineering Unit, University of Strathclyde 6th-7th April, 1995:7-8*.
- [23] IJZERMAN (a) MJ, BAARDMAN G, HERMENS HJ, VELTINK PH, BOOM HBK. AND ZILVOLD G. Prototype hip-knee-ankle-foot-orthosis: the influence of

- knee flexion in the swing phase on energy cost during paraplegic gait. In: Proceedings of 11th ISEK Congress, Enschede, The Netherlands, 1996:211-212.
- [24] STALLARD J, MAJOR RE. The case for lateral stiffness in walking orthoses for paraplegic patients. *J Eng Med* 1993, 207:1-6.
- [25] ROSE GK. The principles and practice of hip guidance articulations. *Prosthet Orthot Int.* 1979, 3:37-43.
- [26] IJZERMAN (b) MJ, BAARDMAN G, HOLWEG GGJ, HERMENS HJ, VELTINK PH, BOOM HBK, ZILVOLD G. The influence of frontal alignment in the advanced reciprocating gait orthosis on energy cost and crutch force requirements during paraplegic gait. Submitted to *Basic and Applied Myology*, 1996.
- [27] To CS, Kobetic R, Triolo RJ. Hybrid orthosis system with a variable hip coupling mechanism *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2006, 1:2928-31.
- [28] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. Journal of Biomechanics.* 2002, 35(4):543-8.
- [29] Herr, H. and M. Popovic. "Angular momentum in human walking." *J Exp Biol.* 2008, 211(Pt 4):467-481.
- [30] Bruijn, S. M., O. G. Meijer, et al. "Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum." *Gait Posture*, 2008, 27(3):455-462.
- [31] Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 2005, 38(5):981-92.



圖 A-1 在關節條件自由轉動，速度條件為快速時所有受試者的雙邊髖關節角度對角度圖。

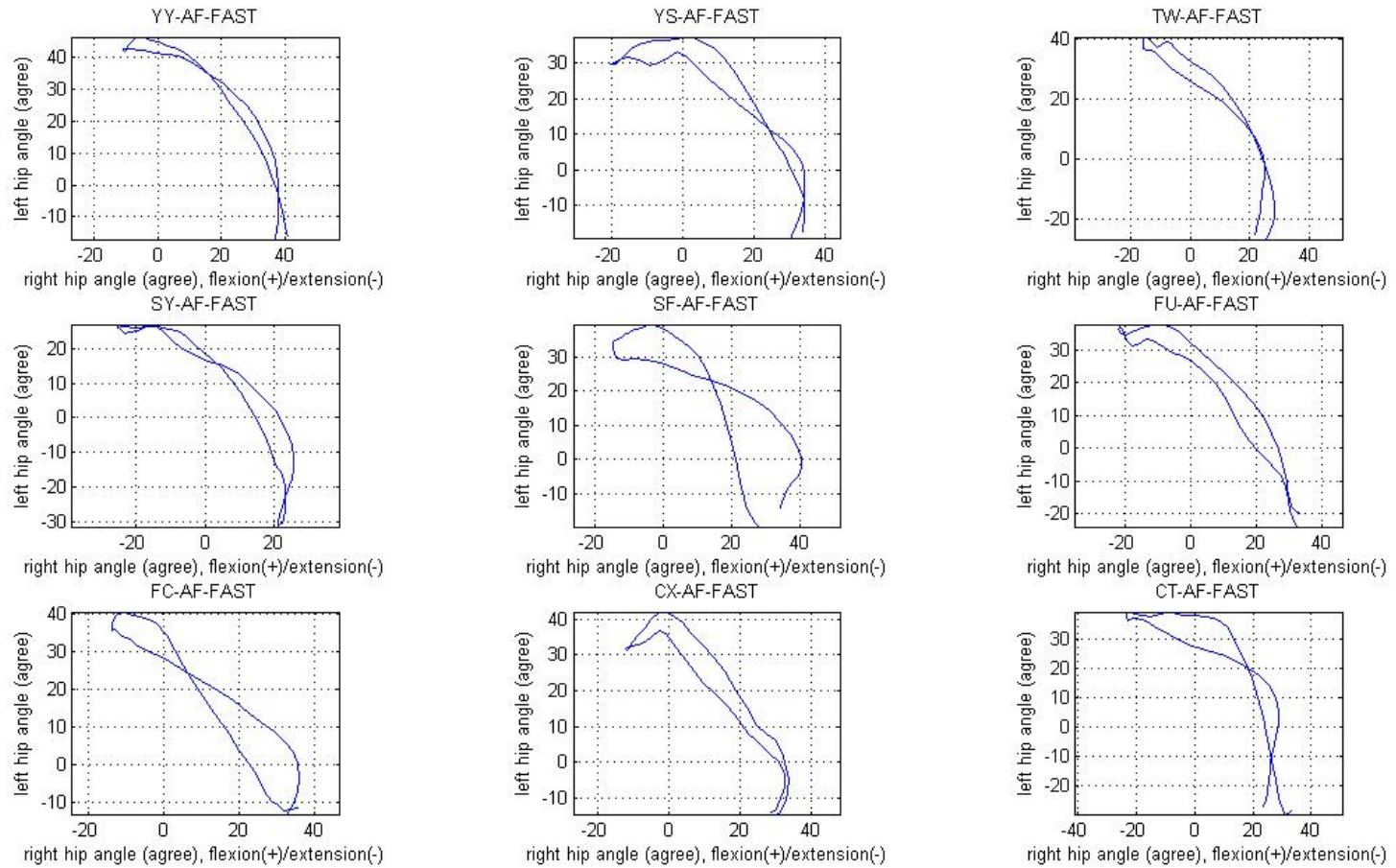


圖 A-2 在關節條件自由轉動，速度條件為自選時所有受試者的雙邊髖關節角度對角度圖。

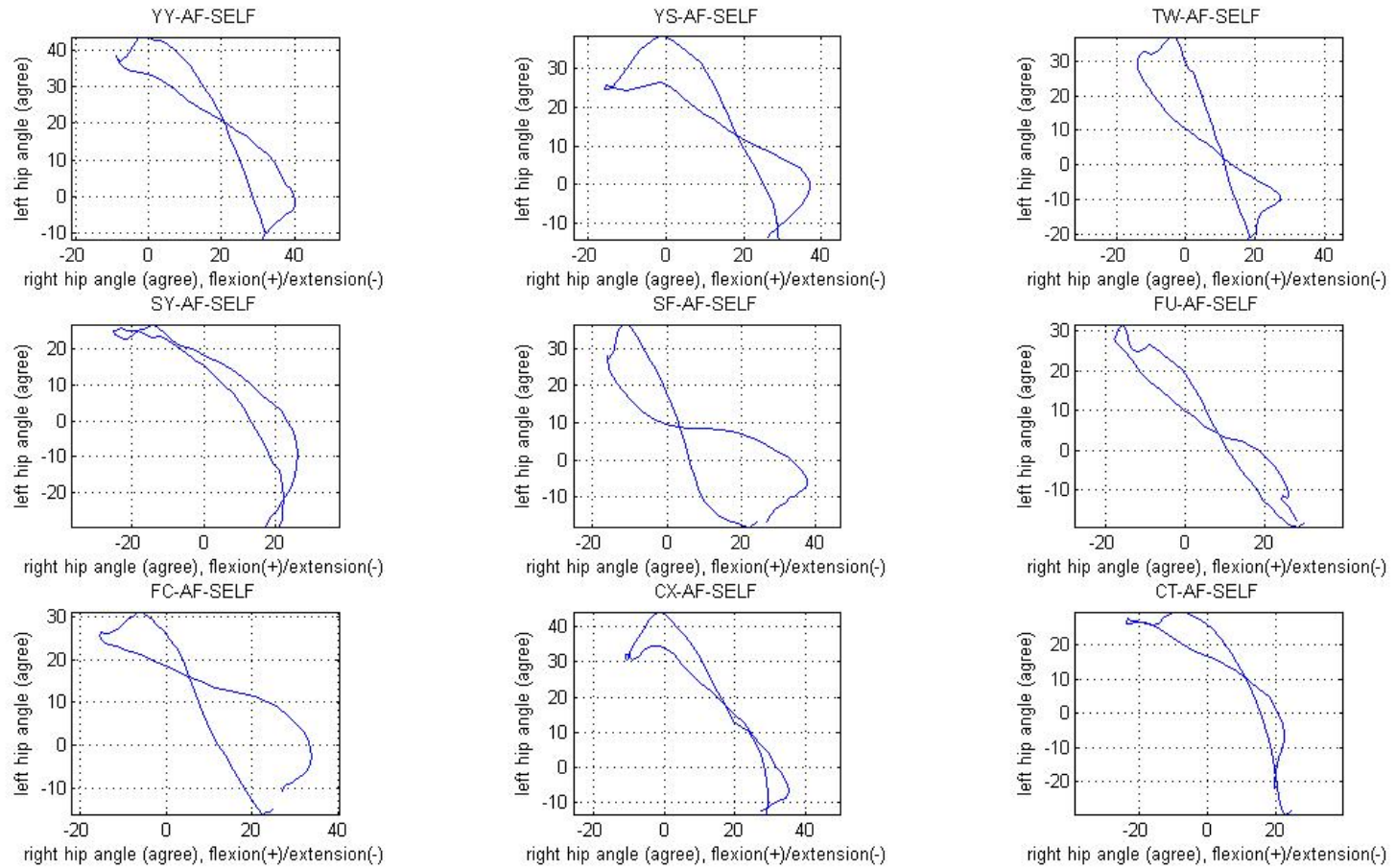


圖 A-3 在關節條件自由轉動，速度條件為慢速時所有受試者的雙邊髖關節角度對角度圖。

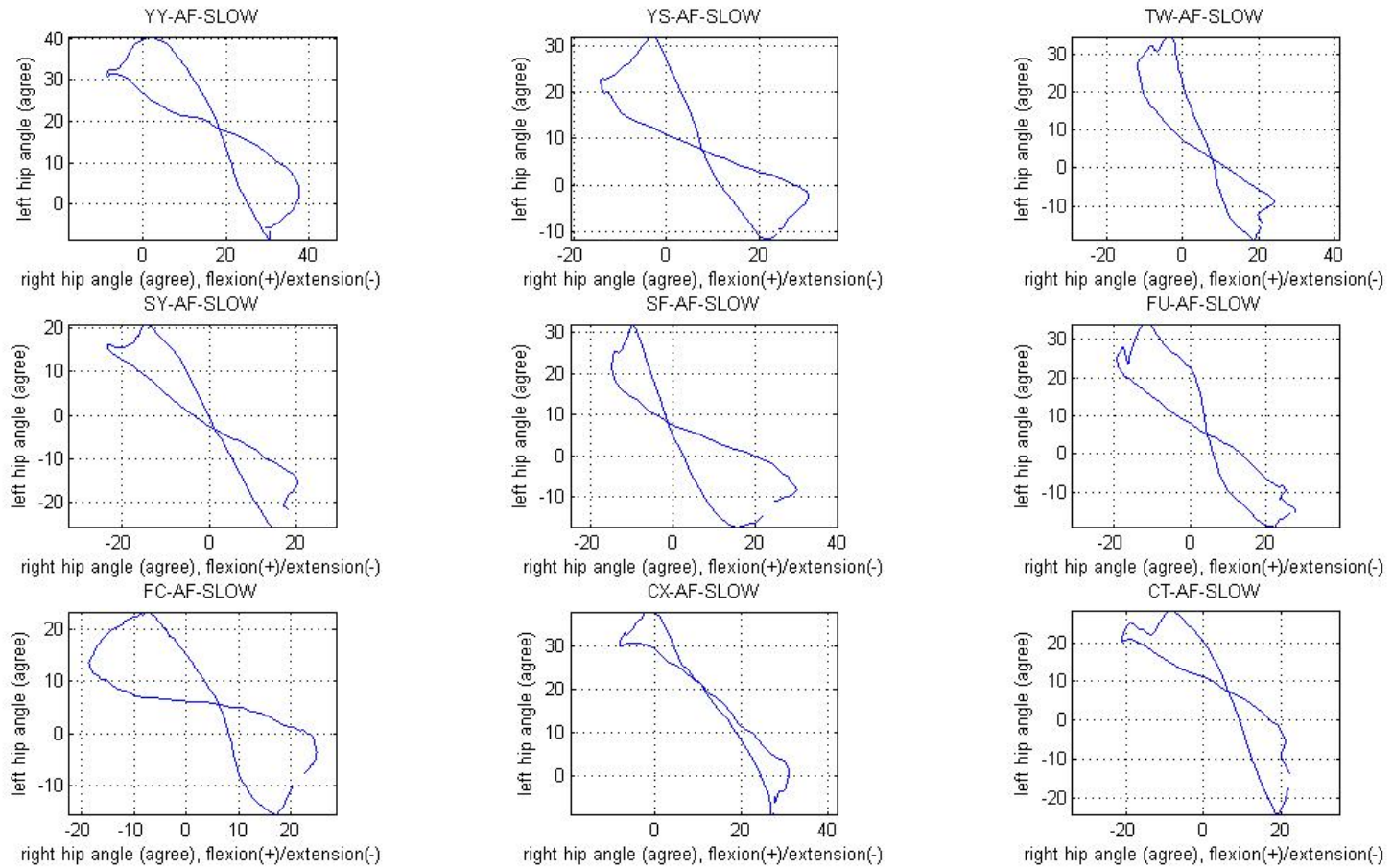


圖 A-4 在關節條件全固定，速度條件為快速時所有受試者的雙邊髖關節角度對角度圖。

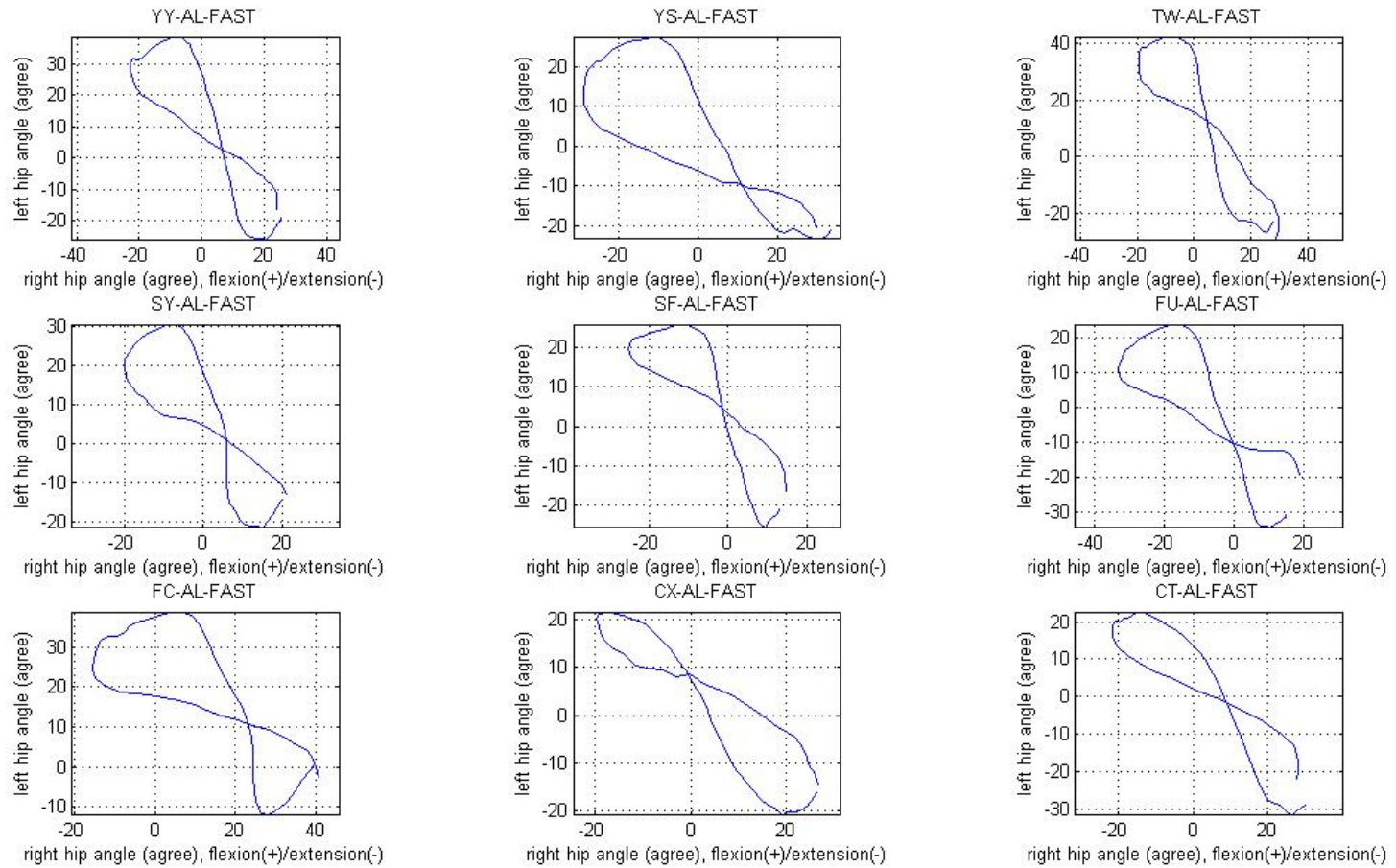


圖 A-5 在關節條件全固定，速度條件為自選時所有受試者的雙邊髖關節角度對角度圖。

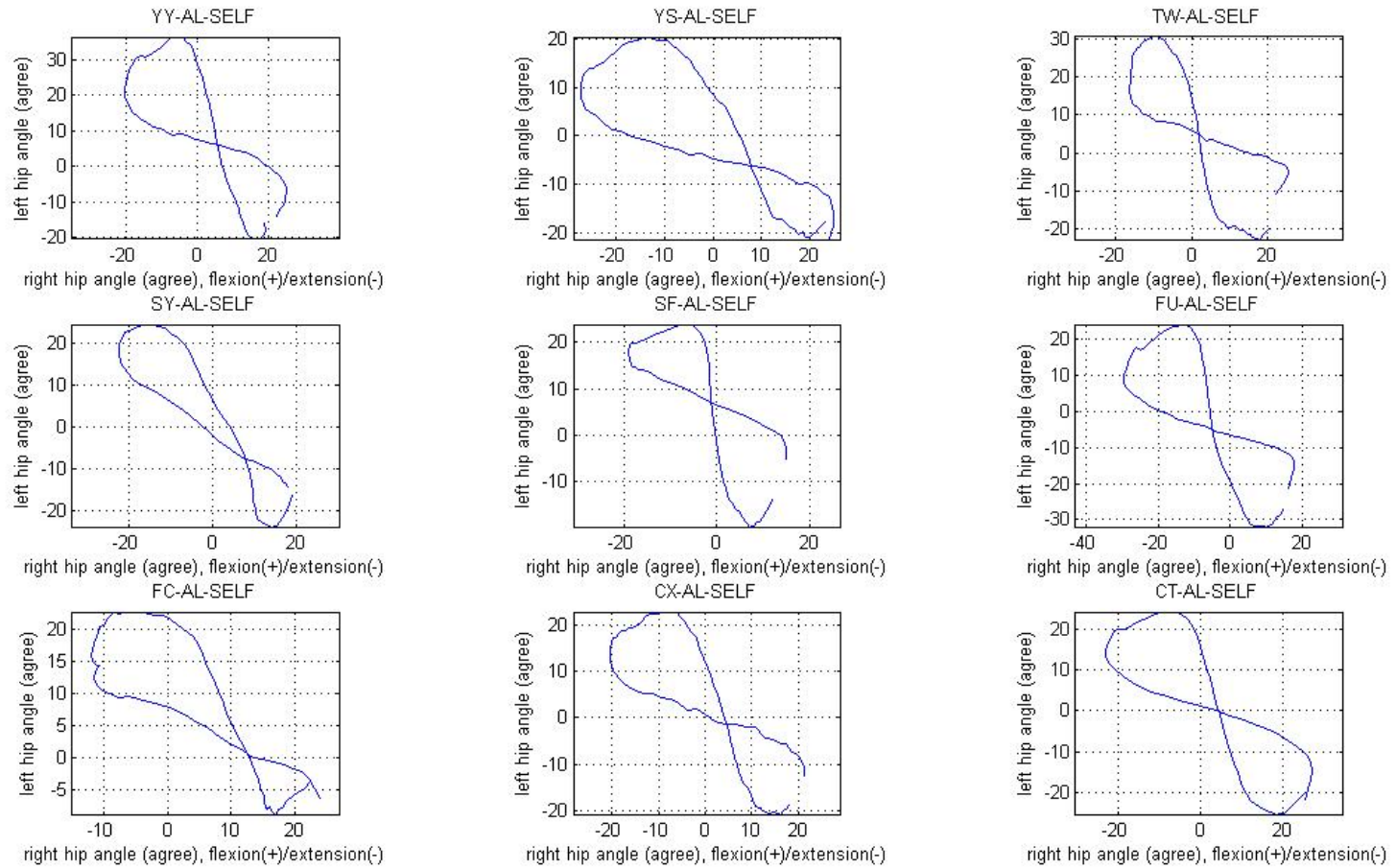
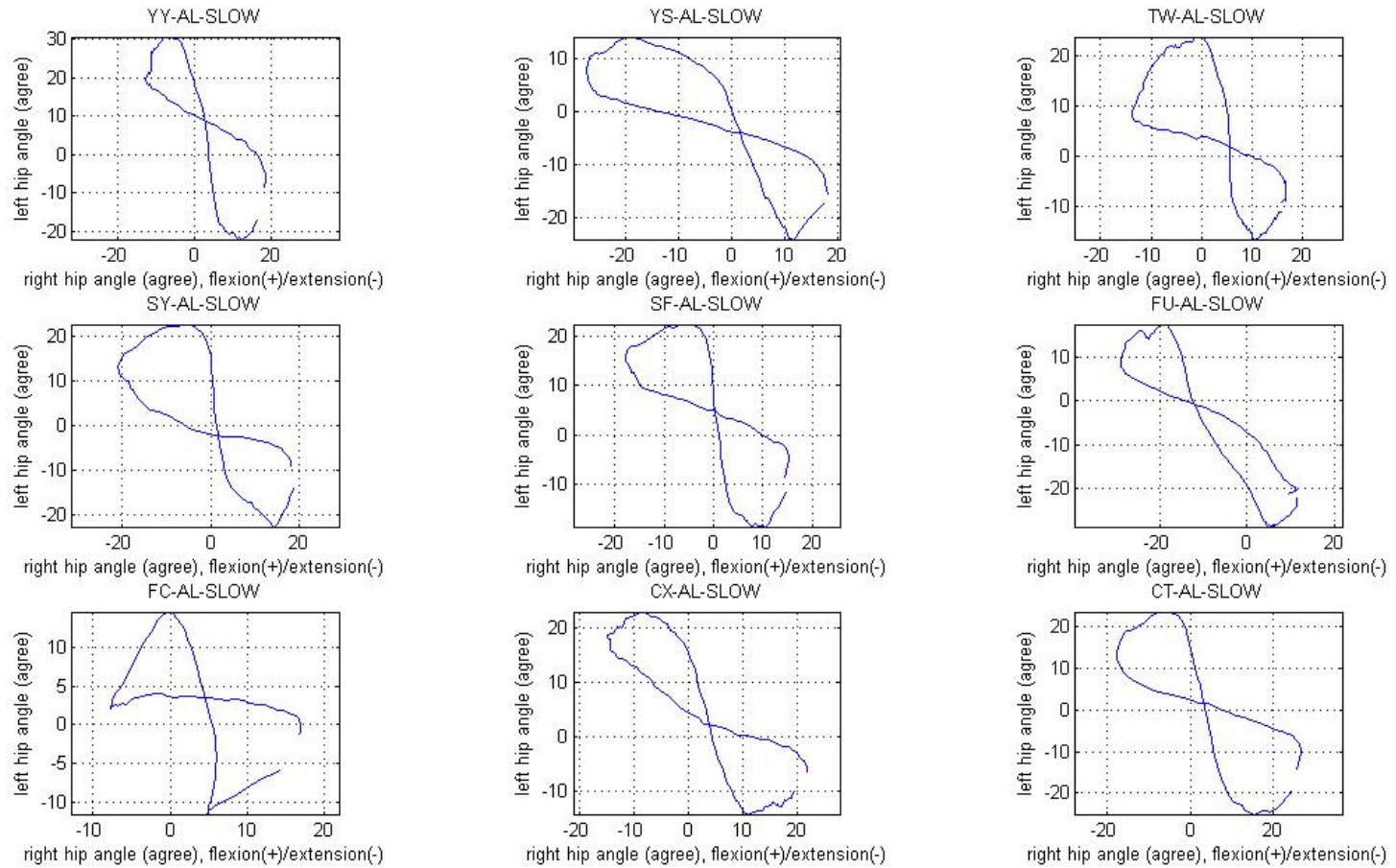


圖 A-6 在關節條件全固定，速度條件為慢速時所有受試者的雙邊髖關節角度對角度圖。





附錄 B

表 B-1 使用於模擬中的初始條件 (關節條件：全限制；速度條件：快速)

受試者	體重 (kg)	身高 (m)	θ_{ri} (°)	ν_{ri} (°/s)	θ_{li} (°)	ν_{li} (°/s)	η (°)
YY	70	1.65	14.61	-79.33	-24.96	79.02	0.06
YS	61	1.7	19.72	-126.7	-21.02	77.97	-1.31
TW	75	1.76	15.76	-109.98	-22.45	83.86	1.51
SY	62	1.75	10.48	-77.4	-20.46	42.48	-3.29
SF	70	1.71	8.68	-37.41	-25.24	28.96	-2.49
FU	51	1.68	7.53	-66.17	-34.07	40.16	1.55
CX	60	1.72	19.18	-85.14	-20.67	23.67	-3.77
CT	95	1.7	20.4	-85.63	-28.04	113.97	2.96

表 B-2 使用於模擬中的初始條件 (關節條件：全限制；速度條件：自選)

受試者	體重 (kg)	身高 (m)	$\theta_{ri} (^{\circ})$	$\nu_{ri} (^{\circ}/s)$	$\theta_{li} (^{\circ})$	$\nu_{li} (^{\circ}/s)$	$\eta (^{\circ})$
YY	70	1.65	15.61	-48.08	-20.32	13.28	5.46
YS	61	1.7	12.33	-52.81	-16.64	67.19	2.03
TW	75	1.76	13.34	-42.6	-20.4	22.42	-0.65
SY	62	1.75	10.81	-42.03	-21.76	69.35	-1.08
SF	70	1.71	4.3	-37.97	-15.96	59.78	-0.4
FU	51	1.68	5.74	-41.79	-31.32	46.31	1.52
CX	60	1.72	9.74	-34.83	-16.44	63.91	-1.86
CT	95	1.7	11.56	-68.79	-21.16	80.17	3.79

表 B-3 使用於模擬中的初始條件 (關節條件：全限制；速度條件：慢速)

受試者	體重 (kg)	身高 (m)	θ_{ri} (°)	ν_{ri} (°/s)	θ_{li} (°)	ν_{li} (°/s)	η (°)
YY	70	1.65	8.51	-36.05	-20.19	26	4.96
YS	61	1.7	8.19	-25.16	-19.05	46.98	0.5
TW	75	1.76	10.45	-13.27	-16.48	10.75	-3.22
SY	62	1.75	12.63	-51.48	-21.24	37.36	-3.82
SF	70	1.71	6.59	-20.27	-17.13	17.8	1.56
FU	51	1.68	4.95	-11.96	-28.45	6.72	3.84
CX	60	1.72	10.46	-36.55	-13.96	24.95	-0.11
CT	95	1.7	13.28	-57.34	-24.19	31.39	0.5

θ_{ri} : 右邊髖關節初始角度; ν_{ri} : 右邊髖關節初始角速度; θ_{li} : 左邊髖關節初始角度; ν_{li} : 左邊髖關節初始角速度; η : 交替運動期間的平均骨盆傾斜角度。



表 C-1 關節自由轉動且於慢速下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。

參數敘述 (關節條件：自由轉動；速度條件：慢速)										
受試者	耦合比	速度	步長	步頻 (步	站立期	擺盪期	雙邊站	交替運動期	交替運動期	總交替運動
	例	(m/s)	(m)	/min)	(%)	(%)	立期(%)	間開始 (%)	間結束(%)	期間 (%)
YY	-1.9727	0.8369	1.1802	87.8049	65.0000	35.0000	15.0000	9	37	28
YS	-1.9576	0.6623	1.0390	78.2609	65.0000	35.0000	15.0000	6	35	29
TW	-2.6567	0.6183	1.0509	71.2871	68.0000	32.0000	18.0000	8	37	29
SY	-1.7542	0.8387	1.1335	90.0000	64.5000	35.5000	14.5000	6	36	30
SF	-2.2136	0.7511	1.0638	87.8049	68.0000	32.0000	18.0000	10	40	30
FU	-2.0927	0.4932	1.0837	54.9618	70.5000	29.5000	20.5000	10	43	33
FC	-1.8263	0.3991	0.8702	54.9618	71.0000	29.0000	21.0000	10	35	25
CX	-1.5087	0.8688	1.2388	84.7059	61.0000	39.0000	11.0000	8	35	27
CT	-2.1165	0.9908	1.2088	98.6301	63.5000	36.5000	13.5000	10	37	27

表 C-2 關節自由轉動且於自選速度下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。

參數敘述 (關節條件：自由轉動；速度條件：自選)										
受試者	耦合比 例	速度 (m/s)	步長 (m)	步頻 (步 /min)	站立期 (%)	擺盪期 (%)	雙邊站 立期(%)	交替運動期 間開始 (%)	交替運動期 間結束(%)	總交替運動 期間 (%)
YY	-1.8754	1.1537	1.3757	104.3478	60.5000	39.5000	10.5000	7	35	28
YS	-1.6675	1.1580	1.3279	105.8824	60.0000	40.0000	10.0000	9	34	25
TW	-2.7592	0.9911	1.2710	93.5065	63.5000	36.5000	13.5000	9	40	31
SY	-1.1757	1.4350	1.5010	116.1290	59.0000	41.0000	9.0000	9	38	29
SF	-2.3205	1.0656	1.2944	102.8571	63.0000	37.0000	13.0000	9	37	28
FU	-1.4568	0.9329	1.1627	97.2973	63.0000	37.0000	13.0000	7	35	28
FC	-1.8759	0.9522	1.1632	101.4085	61.0000	39.0000	11.0000	7	35	28
CX	-1.5204	1.4039	1.4537	118.0328	57.5000	42.5000	7.5000	9	34	25
CT	-2.1148	1.5112	1.4752	124.1379	58.0000	42.0000	8.0000	8	33	25

表 C-3 關節自由轉動且於快速下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。

參數敘述 (關節條件：自由轉動；速度條件：快速)										
受試者	耦合比例	速度 (m/s)	步長 (m)	步頻 (步/min)	站立期 (%)	擺盪期 (%)	雙邊站立期 (%)	交替運動期間開始 (%)	交替運動期間結束 (%)	總交替運動期間 (%)
YY	-1.2293	1.8104	1.7342	128.5714	54.0000	46.0000	4.0000	9	37	28
YS	-1.5093	1.7274	1.6412	124.1379	55.5000	44.5000	5.5000	9	31	22
TW	-1.3653	1.7320	1.6858	124.1379	56.0000	44.0000	6.0000	12	42	30
SY	-1.3044	1.6053	1.5710	124.1379	58.0000	42.0000	8.0000	10	40	30
SF	-2.0749	1.5355	1.4887	126.3158	58.5000	41.5000	8.5000	9	33	24
FU	-1.2143	1.6194	1.5024	130.9091	57.5000	42.5000	7.5000	9	35	26
FC	-1.1365	1.6384	1.3520	146.9388	56.0000	44.0000	6.0000	9	37	28
CX	-1.3013	1.6977	1.6075	128.5714	55.5000	44.5000	5.5000	11	36	25
CT	-3.2968	2.2248	1.8174	150.0000	54.0000	46.0000	4.0000	7	30	23

表 C-4 關節全限制且於慢速下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。

參數敘述 (關節條件：全固定；速度條件：慢速)										
受試者	耦合比例	速度 (m/s)	步長 (m)	步頻 (步/min)	站立期 (%)	擺盪期 (%)	雙邊站立期 (%)	交替運動期間開始 (%)	交替運動期間結束 (%)	總交替運動期間 (%)
YY	-4.5197	0.4553	0.8482	62.6087	65.5000	34.5000	15.5000	15	41	26
YS	-1.4783	0.4884	0.9682	60.0000	64.0000	36.0000	14.0000	10	46	36
TW	-4.7968	0.3085	0.7508	50.3497	70.0000	30.0000	20.0000	13	46	33
SY	-3.0324	0.7175	0.8567	96.0000	64.0000	36.0000	14.0000	12	44	32
SF	-4.0864	0.4769	0.8239	68.5714	67.0000	33.0000	17.0000	12	44	32
FU	-1.9187	0.3840	0.9436	47.3684	68.0000	32.0000	18.0000	18	44	26
FC	-3.5423	0.1802	0.3357	66.6667	74.0000	26.0000	24.0000	30	46	16
CX	-2.5677	0.4464	0.9595	57.6000	65.0000	35.0000	15.0000	22	44	22
CT	-3.7241	0.6859	0.9542	85.7143	63.5000	36.5000	13.5000	17	43	26

表 C-5 關節全限制且於自選速度下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。

參數敘述 (關節條件：全固定；速度條件：自選)										
受試者	耦合比例	速度 (m/s)	步長 (m)	步頻 (步/min)	站立期 (%)	擺盪期 (%)	雙邊站立期 (%)	交替運動期間開始 (%)	交替運動期間結束 (%)	總交替運動期間 (%)
YY	-3.351	0.6474	1.0809	78.2609	60.5000	39.5000	10.5000	10	41	31
YS	-1.6123	0.8451	1.2390	84.7059	60.0000	40.0000	10.0000	18	44	26
TW	-3.0167	0.6809	1.1322	74.2268	61.0000	39.0000	11.0000	13	46	33
SY	-3.0863	0.8799	1.0952	102.8571	59.0000	41.0000	9.0000	12	42	30
SF	-4.5074	0.6987	0.9502	86.7470	63.5000	36.5000	13.5000	12	44	32
FU	-3.5129	0.7104	1.0953	76.5957	62.0000	38.0000	12.0000	16	41	25
FC	-2.008	0.4527	0.7257	67.9245	65.0000	35.0000	15.0000	20	44	24
CX	-2.7478	0.7352	1.1669	77.4194	59.5000	40.5000	9.5000	17	42	25
CT	-3.0646	1.0531	1.2098	107.4627	61.0000	39.0000	11.0000	17	44	27

表 C-6 關節全固定且於快速下的所有受試者的時空參數與耦合比例相關參數。

參數敘述 (關節條件：全固定；速度條件：快速)										
受試者	耦合比 例	速度 (m/s)	步長 (m)	步頻 (步 /min)	站立期 (%)	擺盪期 (%)	雙邊站 立期(%)	交替運動期 間開始 (%)	交替運動期 間結束(%)	總交替運動 期間 (%)
YY	-3.4026	0.9715	1.2714	90.0000	57.5000	42.5000	7.5000	15	46	31
YS	-1.795	1.3311	1.3990	109.0909	56.5000	43.5000	6.5000	15	46	31
TW	-3.418	1.5604	1.8508	104.3478	55.0000	45.0000	5.0000	13	46	33
SY	-3.5377	1.2250	1.1184	135.8491	59.5000	40.5000	9.5000	12	46	34
SF	-3.5294	0.9742	1.1748	100.0000	59.5000	40.5000	9.5000	10	42	32
FU	-2.9784	1.1330	1.1412	112.5000	59.5000	40.5000	9.5000	16	45	29
FC	-2.0879	0.8795	1.0954	101.4085	59.0000	41.0000	9.0000	21	44	23
CX	-1.6052	1.3047	1.3684	114.2857	55.0000	45.0000	5.0000	17	48	31
CT	-1.7288	1.3849	1.3591	120.0000	57.0000	43.0000	7.0000	15	45	30