

國立臺灣師範大學運動與休閒學院
體育系碩士學位論文

健康族群在不同弓箭步的
下肢肌肉共同收縮特徵



研究生：戴詠璇
指導教授：李恆儒

中華民國 107 年 1 月
中華民國臺北市

健康族群在不同弓箭步的下肢肌肉共同收縮特徵

2018 年 1 月

研究生：戴詠璇

指導教授：李恆儒

摘要

弓箭步動作被廣泛的運用於增強股四頭肌與腿後肌的力量，並有助於促進肌肉共同活化，共同活化可以增強肌肉在執行動作時的功能，且可以用來評估關節的穩定性，因此，了解股四頭肌和腿後肌的活化狀態，能有益於預防膝關節損傷和運動的穩定。本研究目的為比較三種弓箭步肌肉活化狀態、共同收縮模式及關節力矩，從中找出三種動作的生物力學特徵。實驗招募 12 名健康大專男性（年齡 20.7 ± 1.4 歲，身高 174.6 ± 3.9 公分，體重 68.8 ± 8.5 公斤）、10 台 Vicon 紅外線攝影機 (200Hz)、Kistler 測力板 2 塊 (1000Hz)、5 個 Delsys 肌電電極 (1000Hz)。肌電電極黏貼於慣用腳的股直肌、股內側、股外側、股二頭與半腱肌，收集不同弓箭步動作中的肌肉活化情形，收集肌肉活化、關節力矩並計算肌肉共同活化比（為平均股四頭肌活化除以平均腿後肌活化）。統計方法以 SPSS20.0 版利用單因子重複量數變異數分析 (One way ANOVA with repeated measures) 來比較不同方向弓箭步對肌肉活化的影響。顯著水準設為 $\alpha = .05$ 。研究結果顯示無論下蹲期或上升期股四頭肌在側弓箭步的活化最大，且三種弓箭步在上升期的股四頭肌活化皆大於下蹲期；而無論下蹲期或上升期腿後肌在後弓箭步的活化最大，且三種弓箭步在上升期的腿後肌活化皆大於下蹲期；側弓箭步的膝關節伸肌力矩為三種弓箭步中最大，比較共同活化發現後弓箭步的比值最趨近於 1，而側弓箭步不得比值最大。由上述結果結論股四頭肌在側弓箭步的活化最高，在膝關節的伸肌力矩也較高，進而造成側弓箭步在股四頭肌與腿後肌的比值也是三者間最高。而腿後肌

在後弓箭步的活化最高，在膝關節伸膝力矩顯著的小於側弓箭步，而在股四頭肌與腿後肌的共同活化比值較接近 1。側弓箭步較為股四頭肌主導的動作，會增加膝關節不穩定的機率，因而增加受傷的風險，而後弓箭步因為股四頭肌與腿後肌活化比率較平衡，能提高膝關節穩定性。三種弓箭步都能促進肌肉的共同活化，只是會因為不同方向產生不一樣的肌肉活化比，因此在選擇動作的過程中，可以循序漸進的選擇膝關節穩定性最高的後弓箭步，先強化膝關節的穩定，最後再進階到較具有挑戰性的側弓箭步，避免膝關節一開始就有過大的負荷。

關鍵詞：後箭步、肌電訊號、共同活化



Lower Extremity Muscle Co-contraction Characters During Different Plane of Lunges in Healthy Individuals

December, 2017

Author: Dai, Yong-Xuan

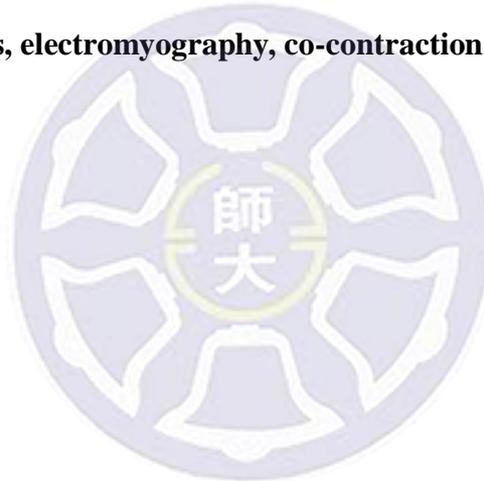
Advisor: Lee, Heng-Ju

Abstract

Lunge exercises were widely been used to strengthen the quadriceps and hamstrings muscles, and co-activation of the quadriceps and hamstrings could affect stabilization of the knee and movement. Therefore, identifying lunges that facilitate balanced activation of the quadriceps and hamstrings might be beneficial in knee joint injury prevention and stabilization of movement. Purpose: this study was to examine the co-activation of the quadriceps and hamstrings during multiple planes of lunges. Methods: There were twelve healthy collegiate individuals volunteered to participate in this study (age 20.7 ± 1.4 yrs, height 174.6 ± 3.9 cm, weight 68.8 ± 8.5 kg). Surface EMG signals were collected by five Delsys Trigno sensors at 1000 Hz. Sensors were placed on rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, semitendinosus of the dominant leg. One-way ANOVA with repeated measures was used to exam the differences in biomechanical parameters of the lower limb muscle activations during multiple planes of lunges. Results: The muscle co-activation ratios (Q:H) are calculated as mean quadriceps activation divided by mean hamstring activations during movement. The quadriceps activation and knee extensor moment of side lunge was greater than other two lunge exercises, the hamstrings activation of reverse lunge during descending phase and ascending was greater than other two lunge,

The Q:H ratios of reverse lunge was smaller than other two lunge exercises. Discussion: A resulting Q:H ratio equal or close to 1.0 indicates a more balanced muscle activation. The smaller Q:H ratio (close to 1.0) during descending phase of reverse lunge could be speculated that reverse lunge was a more hamstring dominant exercise than other two lunge exercises. A significant greater Q:H ratio of side lunges could indicate that a stronger quadriceps muscle activation was existed and tended to lead to greater stresses on the knee joints.

Key words: reverse lunges, electromyography, co-contraction



謝誌

感謝指導老師李恆儒教授這兩年的指導，帶我進入運動生物力學領域，讓我漸漸成長茁壯，順利從碩士學位中畢業。猶記在大學部時，就已跟隨李老師的研究生一起學習，從那一刻起就深受李老師的諸多關照，讓我在銜接研究所的過程中較易上手。每一次的讀書會以及與老師個別面談，使我更獲益良多，老師在研究上給予實用的建議，讓我在做實驗及撰寫文章及論文時更加完善。謝謝老師對我的嚴格要求，讓我在碩班培養出更積極主動的態度學習新知識。向李老師獻上最誠摯的敬意與感謝。

此外，感謝口試委員黃長福教授與黎俊彥教授，提供許多寶貴的建議，讓本研究能更加嚴謹及完善。

在這段期間，要感謝博班的建志學長，在體育署當兵的期間，撥空指導我一些研究上的問題，還有博涵學長在實驗上的幫忙，以及同學舜評、柏穎、盈祥還有學妹虹臻及學弟柏穎，在每一次練習報告以及做實驗上的幫忙與建議，謝謝大家的支持，實驗沒有大家的同心協力也無法順利完成，這段日子謝謝大家的觀照。

還要謝謝從小到大一起練游泳的學妹芷穎，我最好的姊妹。雖然我們讀不同學校，但是謝謝妳每次在我最低落的時候當我的垃圾桶，聽我分享我的喜怒哀樂，讓我快樂加倍，煩惱降低。以及生理學的政廷，在讀書以外的時間，偶爾一起運動健身，強健我的體魄，謝謝你們當我的開心果。

最後要謝謝我的家人，爸爸、媽媽、奶奶還有姊姊，我最強大的後盾，一路上跌跌撞撞，有笑有淚，但你們仍然給我最大的支持與鼓勵，雖然一個人在台北打拼，但

每當我覺得挫折的時候，總有你們在電話那頭的關心，在身後支撐著我，讓我能順利完成學位，也謝謝在台北當老師的姊姊，放假的時候會陪我一起讀書、放鬆還有開導我，妳總能化解我緊張的心情，沒有你們，就沒有現在這樣的成就，獻上我最衷誠的感謝。



目次

中文摘要.....	i
英文摘要.....	iii
謝誌.....	v
目次.....	vii
表次.....	x
圖次.....	xi
第壹章 緒論.....	1
第一節、問題背景.....	1
第二節、研究假設.....	3
第三節、研究範圍與限制.....	4
第四節、名詞操作型定義.....	5
第貳章 文獻探討.....	6
第一節 下肢關節動態穩定的訓練模式.....	6
第二節 下肢神經肌肉共同活化的重要性.....	9
第三節 弓箭步對下肢的影響.....	12
第四節 文獻總結.....	15

第參章 研究方法	16
第一節 研究對象.....	16
第二節 實驗儀器與設備.....	16
第三節 實驗流程與說明.....	27
第四節 資料處理.....	30
第五節 統計分析.....	34
第肆章 結果	35
第一節 受試者基本資料.....	35
第二節 股四頭肌與腿後肌肌肉活化.....	35
第三節 膝關節伸膝力矩.....	41
第四節 肌肉活化比.....	42
第伍章 討論	43
第一節 各肌肉肌電振幅.....	43
第二節 不同弓箭步在股四頭肌及腿後肌的活化狀態.....	44
第三節 不同弓箭步在膝關節伸膝例舉的差異.....	45
第四節 不同弓箭步的股四頭肌與腿後肌比值差異.....	46
第陸章 結論與建議	48
第一節 結論.....	48

第二節 建議.....	48
引用文獻.....	49
附錄一.....	55



表次

表 3-1、反光球名稱與其解剖學位置.....	22
表 4-1、受試者基本資料.....	35
表 4-2、股四頭肌與腿後肌之上升期與下蹲期肌肉活化.....	41
表 4-3、膝關節深膝力矩.....	41
表 4-4、股四頭肌與腿後肌肌肉活化比.....	42



圖次

圖 3-1、VICON 攝影機.....	16
圖 3-2、VICON 擷取軟體.....	17
圖 3-3、3-marker Wand 校正棒.....	17
圖3-4、ErgoCal L-Frame 校正架.....	17
圖 3-5、Visual 3D 動作分析軟體.....	18
圖 3-6、Kistler 測力板.....	19
圖 3-7、實驗場地示意圖.....	20
圖3-8、無線肌電.....	21
圖 3-9、反光球黏貼位置：左邊為正面觀、右邊為背面觀.....	22
圖 3-10、肌電黏貼位置圖（取自 The ABC of EMG）.....	24
圖 3-11、前、後弓箭步之目標物.....	25
圖3-12、側弓箭步之目標物.....	26
圖 3-13、前弓箭步動作示意圖.....	29
圖 3-14、側弓箭步動作示意圖.....	29
圖 3-15、後弓箭步動作示意圖.....	30
圖3-16、單一受試者前弓箭步之膝關節角度.....	31
圖 3-17、單一受試者前弓箭步之膝關節力矩.....	32
圖 3-18、單一受試者之前弓箭步各肌肉電位訊號示意圖，BF 為股二頭肌、RF 為股直肌、ST 為半腱肌、VL 為股外側肌、VM 為股內側肌.....	33
圖 4-1、前弓箭步在股二頭、半腱、股直、股外、股內側肌肌電振幅變化圖（單一受	

試者).....37

圖 4-2、側弓箭步在股二頭、半腱、股直、股外、股內側肌肌電振幅變化圖 (單一受
試者) 38

圖 4-3、側弓箭步在股二頭、半腱、股直、股外、股內側肌肌電振幅變化圖 (單一受
試者) 39



第壹章 緒論

第一節 問題背景

無論是靜態的站立，或是動態的活動像是走路、跑步甚至跳躍，都仰賴雙腳支撐及行動。為了要維持姿勢以及讓我們在做動作時不受限制，可以利用訓練，協同下肢的肌肉共同運作，因此如何選擇適合及有效率的運動做為訓練，就是一門重要課題。

在下肢運動過程中，需要髖、膝、踝關節及週邊肌肉共同協調。當我們在活動時，會使用到較多股四頭肌的力量，股四頭肌越強壯，越能吸收膝關節在活動時所造成的衝擊，讓我們能維持良好的運動形態，而對需要大量跑步的運動員來說，可以增進運動表現，而腿後肌群的運用則相對較小，但是腿後肌可以幫助減緩在高速或爆發力的運動下，如短跑及跳躍動作時所產生的衝擊。因為生活形態的關係，股四頭肌的力量遠大於腿後肌，不過基於平衡原則，當股四頭肌的力量越強大時，增加腿後肌的力量則必須被重視。有研究發現股四頭肌收縮所引起的脛骨前移現象，可能就會讓前十字韌帶產生應變，而腿後肌可以減少脛骨前移、旋轉及均衡關節面的壓力 (Alkjær, Henriksen, Dyhre-Poulsen, & Simonsen, 2009; Alkjær, Wieland, Andersen, Simonsen, & Rasmussen, 2012; Baratta et al., 1988)。訓練腿後肌可以保護前十字韌帶，降低股四頭肌與腿後肌的不平衡，雖然股四頭肌是人體最強大且有力的肌群之一，但是為了要預防傷害的發生，就需要靠股四頭肌與腿後肌共同活化 (Cronström & Ageberg, 2014)。肌肉的共同活化可以增強肌肉在執行動作時的功能，並且可以用來評估關節的穩定性。

訓練的模式又分為閉鎖鏈運動 (closed kinetic chain) 與開放鏈運動 (open kinetic

chain)。具功能性的閉鎖鏈運動最常被使用，因為這種運動方式比較接近人們普遍的運動模式 (Stone et al., 2000)。當我們在動態活動的過程中，經常需要協同主動肌與拮抗肌共同作用，雖然股四頭肌為主要負責控制膝關節伸直的動作，腿後肌為主要負責膝蓋彎曲的動作，不過若要增加運動表現及穩定膝關節，除了肌肉力量的提升，股四頭肌與腿後肌的共同活化也很重要。有研究顯示增加腿後肌的力量，可以抵抗因股四頭肌收縮所產生的脛骨前移現象，降低前十字韌帶的負荷 (Draganich 1989; Palmitier 1991; Solomonow et al., 1987)，讓大腿前、後側的力量能較平衡。為了要觀察訓練是否可有效地促進肌肉活化，可以透過肌電訊號，了解動作過程中肌肉徵招的狀態，如果肌肉活化大於 45% 的最大自主收縮，可定義為能增強肌肉力量，而小於 45% 則可作為訓練肌肉耐力的參考 (Ekstrom, Donatelli & Carp, 2007)，此外也可以藉由股四頭與腿後肌的共同活化比率，評估膝關節的穩定性。將訓練與肌電訊號結合，可以提供開立運動處方時一個良好的參考依據。

弓箭步即為一項具功能性的閉鎖鏈運動，同時協調髖、膝、踝關節共同作用，並且可同時訓練股四頭肌與腿後肌，能訓練單側肌群，減少一直針對同一肌群做訓練，如此可減低因過度訓練和重複使用單一肌群所造成的傷害 (Flanagan, Wang, Greendale, Azen, & Salem, 2004)。有研究認為弓箭步動作除了能增加股四頭肌的力量，也會提升腿後肌的活化 (Escamilla et al, 2010a, 2010b; Heijne et al., 2004)，在訓練肌時可以增加安全性以及預防膝蓋受傷的效益。不過也有學者認為弓箭步動作為股四頭肌主導之動作，使得脛骨向前移動，產生剪力，可能會造成前十字韌帶的負荷，進而造成膝關節的損傷 (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik S, Garrett, 2004)。弓箭步動作對下肢關節與肌群的效益，仍存在許多不確定性。

雖然閉鎖鏈形態的弓箭步動作常被當作訓練及復健運動，但是研究結果顯示的效益卻不盡相同。弓箭步的動作形態有很多種，有學者僅針對下肢關節做運動學或動力學的分析，有研究只分析了肌肉活化的狀態。因此本研究欲將不同形態的弓箭步結合運動學、動力學及肌電做分析，探討弓箭步對下肢肌肉與骨骼的影響，目的為比較三種弓箭步肌肉活化狀態、共同收縮模式及關節力矩，比較三種動作生物力學特徵之差異。

第二節 研究假設

本研究主要探討前弓箭步、側弓箭步以及後弓箭步的動力學參數與股四頭肌（股直肌、股內側肌、股外側肌）以及腿後肌（股二頭肌、半腱肌）的肌電訊號變化情形，並將動作過程分為下蹲期與上升期。根據本研究之目的，所擬定的假設為：

- 一、三種弓箭步（前、側、後）在股四頭肌的肌肉活化比較會有差異。
- 二、三種弓箭步（前、側、後）在腿後肌的肌肉活化比較會有差異。
- 三、三種弓箭步（前、側、後）在膝關節伸肌力矩比較會有差異。
- 四、三種弓箭步（前、側、後）在股四頭肌與腿後肌的共同活化比較會有差異。

第三節 研究範圍與限制

一、研究範圍

為了避免避免因為受試者運動習慣或是病變因素之影響，因此本實驗設定的研究範圍與限制設定為：

(一)研究對象為有運動習慣之大學生，定義為每週運動三次，每次運動至少 30 分鐘，排除運動專項選手，避免因運動項目的差異造成誤差。

(二)受試者在過去均無下肢開刀病史，且無任何慢性疾病（如糖尿病、高血壓），且在半年內無肌肉或是骨骼傷害以及頭部的傷害。

(三)為了避免動作上的差異，標準化受試者的動作及跨部距離，以及固定每位實驗參與者的動作時間。

(四)為了避實驗數據的誤差，本實驗全程都以赤腳進行。

二、研究限制

(一)本研究只針對健康族群做下肢肌群肌肉活化、運動學及動力學分析，若非在本研究下之族群，請勿沿用本實驗之數據。

(二)本研究為了避免實驗參與者之上肢前、後傾之角度、跨步距離及執行動作速度而導致肌肉活化產生差異，標準化實驗參與者之動作。

(三)本研究只針對膝關節及周圍肌肉做運動學、動力學以及肌肉活化之探討。

第四節 名詞操作行定義

一、肌電圖 (Electromyography, EMG)

肌電圖是用來偵測伴隨骨骼肌 (skeletal muscle) 收縮的電位活動 (electric activity) (Luca, 1997)。常被用於生物力學或臨床上的分析之用，本研究利用肌肉活化來分析各條肌肉在不同動作產生的活化，以及利用肌電訊號分析肌肉的共同活化。

二、運動學 (Kinematics)

指探討人體動作的形式，但不涉及力量的問題，包括速度、加速度、角度等參數。本研究主要為找出膝蓋彎曲最低點，以定義下蹲期與上升期。

三、動力學 (Kinetics)

指探討人體動作的產生與力量的關係，包括力矩、動量、衝量等參數，本研究主要為找出著地後與離地前 10 牛頓，以及分析膝關節力矩。

四、動作分期

本研究將動作區分為下蹲期與上升期，下蹲期定義為著地後 10 牛頓至膝蓋彎曲最低點，上升期定義為膝蓋彎曲最低點至離地前 10 牛頓

五、慣用腳

實驗參與者習慣踢球的腳定義為慣用腳，實驗中皆分析慣用腳的肌肉活化狀態。

第貳章 文獻探討

第一節 下肢關節動態穩定的訓練模式

在日常活動中，無論是走路、跑步、或是上下樓梯，都需要下肢肌肉與關節協調做支撐與活動。下肢的髖關節可以幫助傳遞軀幹和下肢的力量，而腳踝是第一個接觸地面的關節，腓腸肌為踝關節主要的作用肌之一，因為橫跨雙關節，亦可以提供膝關節的穩定。膝蓋位於髖關節與踝關節之間，膝關節的功用在於傳遞關節受力、形成人體的姿勢和運動、維持整體動量的平衡（骨骼肌肉系統基礎生物力學，2013）。而股四頭肌是人體最大且最有力的肌肉之一，它的功能是幫助伸展膝關節和彎曲髖關節，股四頭肌提供了膝蓋的穩定性，在下肢運動的時候提供阻抗，因此加強股四頭肌的力量可以減少膝蓋的負擔。位於大腿後側的股二頭肌主要控制膝蓋彎曲與大腿伸展的動作，雖然腿後肌群相較於股四頭肌較不容易使用到，但是當股四頭肌的力量逐漸增加時，腿後肌群也必須要鍛鍊，舉例來說當我們在跑步時，股四頭肌收縮，股二頭肌則會拉長，若腿後肌的力量不夠，可能就會導致肌肉拉傷。有學者發現前十字韌帶上的應變和膝屈曲角度有關，在接近完全伸直時有較大的應變，且會隨著股四頭肌的收縮程度而增加，當膝關節在較大的屈曲角度時，或股四頭肌與腿後肌群的共同收縮下，所測得的前十字韌帶應變是較小的（Beynon, B., Howe, J.G., Pope, M.H, 1992）。因此發現肌肉共同收縮能提升膝關節的勁度並藉此提供膝關節的穩定度。有研究發現腿後肌群可能是重要的穩定膝關節的力量（Alkjær, Simonsen, Magnusson, Aagaard, & Dyhre-Poulsen, 2002），而許多研究也顯示，腿後肌與股四頭肌的共同收縮就一直存在，因此共同收縮的機制也提升了膝關節的穩定度

(骨骼肌肉系統基礎生物力學，2013)。在安排訓練時，就必須要找到一個有效的訓練方法，能同時訓練股四頭肌與腿後肌，提升運動表現，並且避免傷害發生。

然而訓練的方式又分為閉鎖鏈運動 (closed kinetic chain) 與開放鏈運動 (Open kinetic chain)，用來增進運動表現與應用於傷後復健 (Heijne et al., 2004; Jonhagen, Ackermann, & Saartok, 2009a, 2009b)。有研究對於開放鏈運動的伸膝動作與閉鎖鏈運動的深蹲動作做運動學和肌電的反應，發現在做深蹲動作時，有較大的股四頭肌與腿後肌的共同收縮，而開放鏈運動因為肌肉的單獨收縮，導致對膝關節產生較大的剪力，因此發現大腿肌肉的共同收縮對於膝關節的穩定非常重要。(Escamilla et al., 1998) 近來也有許多相關文獻指出閉鎖鏈運動 (closed kinetic chain) 優於開放鏈運動 (Open kinetic chain)(Glass, R., Waddell, J., & Hoogenboom, B, 2010)。因此在開立運動處方時，多功能的閉鎖鏈運動是最常被使用的，因為這種運動方式比較接近人們普遍的運動模式，為一種多關節的運動，並且可以同時使用到多個肌肉，招募更多的運動單位，刺激肌肉活化 (Graham, Gehlsen, & Edwards, 1993; Signorile et al., 1994; Stone et al., 2000)。像是弓箭步、深蹲、硬舉等動作廣泛地被使用在提升運動表現、測驗力量、柔軟度及平衡 (Cook, 2001)，並且能提供姿勢和動作時的穩定性。先前有研究發現不同的閉鎖鏈動作，對於下肢的影響也會有所不同。如果是想要增強股四頭的肌的力量，則可以用弓箭步作為訓練 (Begalle, DiStefano, Blackburn, & Padua, 2012)。除了訓練外，閉鎖鏈運動也常被應用在傷後復健，利用動作中產生的共同收縮，讓腿後肌有效的抵抗因股四頭肌收縮所產生脛骨前移的現象，減少前十字韌帶的負荷，維持膝關節的穩定 (Boden, Griffin, & Garret, 2000, Myer et al., 2009, Chappel, Creighton, Giuliani, Yu, & Garret, 2007)，幫助膝關節恢復正常的活動，防止再次收受傷的風險。

無論是一般人或是運動員，增加下肢肌肉的力量與功能性以及維持下肢關節的穩定都很重要，因此如何在訓練時選擇最有效的方式達成肌肉力量的提升以及避免傷害的發生便成為了一項重要的課題。



第二節 下肢神經肌肉共同活化的重要性

使用肌電訊號談論下肢穩定性及肌肉的徵招是一個很好的方式，因為肌電訊號的大小可以用來了解肌肉運動單位的活化。先前有研究表示，肌肉活化大於50%至60%的最大自主收縮，有利於增加肌肉強度 (Ayotte, Stetts, Keenan, & Greenway, 2007; Myers et al., 2005)。也可以利用肌電訊號觀察肌肉共同活化的狀態，檢測肌肉平衡的指標，提供關節穩定的評估。而關節的穩定透過兩種方式進行，一種是靜態的系統，由韌帶維持，另一種則是動態系統，由肌肉控制。當我們在運動時，膝關節需要承受較高的關節受力，會超出韌帶的負荷，為了要維持關節的功能性與穩定度，肌肉就必須介入來增加動態的穩定 (Wikstrom, Tillman, Chmielewski, & Borsa, 2006)。下肢肌肉的共同活化是膝關節週邊作用的肌肉同時活動的情形，是促進運動效率和關節穩定性的重要因素。和過去有研究探討下肢肌肉的共同收縮，其主要目的在增強動態系統的功能，以維持關節的穩定度 (Aune, Nordsletten, Skjeldal, Madsen, & Ekeland, 1995)。

無論膝關節屈曲或是伸展，都會對韌帶有所影響，當膝關節伸直時，股四頭肌會產生向心收縮，腿後肌產生離心收縮；反之，當膝蓋彎曲時，股四頭肌為離心收縮，腿後肌則產生向心收縮。股四頭肌收縮所引起的脛骨前移現象，可能就會讓前十字韌帶產生應變，而腿後肌可以減少脛骨前移、旋轉，均衡關節面的壓力 (Alkjær, Henriksen, Dyhre-Poulsen, & Simonsen, 2009; Alkjær, Wieland, Andersen, Simonsen, & Rasmussen, 2012)，雖然股四頭肌對於伸膝是很重要的，但若要讓膝關節能較穩定，就必須協調股四頭肌與腿後肌共同活化，可以降低對前十字韌帶的應力 (Kvist et al., 2001)，以保護膝關節 (Cronström, A., & Ageberg, E. 2014)。在閉鎖鏈運動中下蹲的動作，腿後肌協同股四頭肌產生共同收縮，增加脛骨向後的拉力，幫助抵抗股四頭肌所產生脛骨向前的剪

力 (Hewett, T. E., Myer, G. D., & Zazulak, B. T, 2008), 維持關節的穩定, 共同收縮也可以幫助膝關節在額狀面的穩定, 幫助支撐內收和外展的力矩。有研究指出在不同性別中, 女性的股四頭肌與腿後肌的共同活化比率比較不平衡, 導致較大的膝蓋外翻現象, 建議如果增加腿後肌的活化可以增加膝關節的穩定性, 並且可以降低膝關節的鬆弛, 減少膝關節內轉的力矩 (Palmieri-Smith, McLean, Ashton-Miller, & Wojtys, 2009)。Kellis 等人 (2009)比較膝關節的伸肌肌群和屈曲肌群在疲勞前後對地面反作用力和肌電圖的影響, 研究結果顯示在肌肉疲勞後股四頭肌和腿後肌肌電活化的比值也增加。通常較高的比值象徵著伸肌與屈肌在共同收縮時所產生的差異過大, 此不平衡現象會導致膝關節穩定度的降低而造成較高的傷害風險。White等 (2003) 強調了股四頭肌與腿後肌在膝蓋之間的交互作用, 對於運動來說扮演著重要的角色。不適當的訓練會降低拮抗肌的功能, 運動員如果抑制了腿後肌的活化, 可能會有明顯脛骨前移的現象。在運動過程中, 為了要提供關節的穩定性, 大腿肌肉力量的平衡是很重要的。Holcomb等 (2007) 針對NCAA十二名足球女選手安排了六周腿後肌的力量訓練, 研究發現經過訓練後除了會增加腿後肌的力量, 在做動作時亦會增加腿後肌與股四頭肌共同活化的比值, 此外也發現可以幫助保護前十字韌帶。Clark等 (2006) 分析了腿後肌的訓練對於垂直跳高度的影響, 研究結果顯示在訓練之後垂直跳的高度表現有增加, 發現向心的腿後肌訓練可以有利的增加神經肌肉的適應, 並且能保護腿後肌預防傷害。Hewett等 (1999) 做了包含伸展和增強式訓練, 分析訓練後對垂直跳的影響, 結果顯示因為肌肉的共同收縮, 在垂直跳時降低了著地的力量, 也降低了膝蓋內外翻的動作, 並且提高了腿後肌的力量, 降低了大腿前後肌力不平衡的狀態。

因此如果可以讓股四頭肌與腿後肌的活化達到平衡，可以增加運動表現並且維持關節穩定，亦可以防止受傷的可能性。而閉鎖鏈運動比開放鏈運動較能減少對前十字韌帶所產生的壓力，並且能促進股四頭肌與腿後肌的共同活化，提供膝關節的穩定性 (Aagaard et al., 2000)，如果共同活化比率為一，即為穩定膝關節的最佳狀態，如果共同活化比率大於一，表示該動作主要為股四頭肌主導 (Begalle, DiStefano, Blackburn, & Padua, 2012)。不過在分析閉鎖鏈運動時，股四頭肌與腿後肌的活化比率可能會因為動作的不同而產生很大的差異。有相關研究針對多項閉鎖鏈運動做股四頭肌及腿後肌共同活化的比較，發現在單腳硬舉、Lateral hop-to-balance、transverse hop-to-balance 及 lateral band-walk exercises 共同活化比率較平衡，股四頭肌的活化介於45-68%最大自主收縮，而腿後肌為10-18%最大自主收縮，雖然這些運動被認為較能促進共同活化，但仍是以前四頭肌為導向 (Begalle, DiStefano, Blackburn, & Padua, 2012)，因此在開立運動處方時，要特別注意股四頭肌的活化及加強腿後肌的力量，讓膝蓋能更穩定。

雖然股四頭肌與腿後肌力量的差異一直都存在，但是透過訓練增加腿後肌的力量，增進股四頭肌與腿後肌的共同收縮，不只可以提升運動表現，也提供了膝關節的穩定性並且預防運動傷害。在安排訓練的過程中，將運動與肌電訊號結合，藉由肌肉活化的狀況，選擇能有效的訓練股四頭肌與腿後肌的動作，作為訓練參考的依據。

第三節 弓箭步對下肢的影響

下肢閉鎖鏈運動是一項功能性運動，最常被使用在訓練及復健上，此種運動方式比較接近人們普遍的運動模式。一般日常生活中都需要雙腳幫助支撐及行動，增加肌肉力量能讓我們在靜態中維持良好的姿勢，在動態活動中有更好的動作控制，並且增加運動表現。而弓箭步就是一項功能性且多關節的運動，可使用到較多的肌群。相較於深蹲，弓箭步利用動作的不對稱性，可以訓練下肢單側肌群，調整左右兩邊的差異，並且減少一直針對同一肌群做訓練，如此可減低因過度訓練和重複使用單一肌群所造成的傷害 (Flanagan, Wang, Greendale, Azen, & Salem, 2004)，而弓箭步也時常被運用在膝關節傷後復健。有學者比較單腳下蹲、前弓箭步及後弓箭步三種動作對於下肢的動力學及運動學的影響，發現前、後弓箭步比單腳下蹲有較大的膝關節彎曲角度，然而前弓箭步與單腳下蹲比後弓箭步產生較大的膝伸肌力矩，如果要增加膝伸肌的力量，前弓箭步與單腳下蹲較適合，然而髌骨股骨關節會因為膝關節的彎曲角度增加而對膝蓋造成較大的負荷，因此前弓箭步相較於其他兩個動作，膝蓋比較會有受傷的風險，因為前弓箭步在膝關節屈曲角度與膝伸力矩都比較大 (Comfort, Jones, Smith, & Herrington, 2015)。另外有研究將行走式弓箭步與跳躍式弓箭步動作納入 32 名足球員的訓練中，進行六周的訓練研究，發現兩種弓箭步都有效地增強了腿後肌的力量與衝的速度 (Jönhagen, Ackermann, & Saartok, 2009)，提升了運動表現，也增強了肌肉力量。除了針對兩個不同形態的弓箭步做研究外，另外有研究比較在負重下的深蹲、弓箭步、Step up、硬舉以及腿部伸展機器做下肢肌肉活化的比較，結果顯示在做腿部深蹲機器時股直肌的活化會較大，其次則是深蹲與弓箭步動作，而股外側肌的活化則是弓箭步與深蹲大於腿部伸膝機，而腿後肌的活化在閉鎖鏈動作中皆大於腿部伸膝肌，

儘管腿部伸膝機能有效的促進股直肌的活化，但是並沒有協同腿後肌的共同收縮，這可能會導致訓練上受到限制，若訓練上能促進股四頭肌與腿後肌的共活化，有助於預防傷害的發生 (Ebben et al., 2009)。有研究分析了九項復健運動在軀幹、臀部、以及大腿肌肉的肌電活化情形，其中包含了弓箭步動作，結果顯示弓箭步動作刺激了較多的股內側肌的活化，且肌電訊號大於 45% 的最大自主收縮，有助於增強肌肉力量，雖然腿後肌的活化小於 45%，但可能有助於訓練肌肉的耐力或是穩定。有學者比較多種下肢閉鎖鏈運動對肌肉活化的影響，其中發現前、側、後三種不同方向的弓箭步刺激了較多的股四頭肌的活化，認為弓箭步動作較傾向股四頭肌主導 (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004)，因為較大股四頭肌活化，使得脛骨向前移動，產生剪力，可能會造成前十字韌帶的負荷，進而造成膝關節的損傷。建議如果要使用弓箭步當作復健運動，可以安排在後期復原狀況較穩定時，增加股四頭肌的力量。雖然弓箭步動作刺激了較多股四頭肌的活化，但仍能促進腿後肌的活化，因此有研究認為弓箭步動作是一個安全的運動，只是會因為在執行動作的過程中膝蓋的方向、膝屈曲角度及地面反作用力的不同而有所影響 (Stuart, Meglan, Lutz, Growney, & An, 1996)，研究發現在做前弓箭步的整個過程中，脛骨關節會在後方產生剪力，且屈曲角度增加並不會對前十字韌帶造成負荷。類似研究也指出，在做前、側弓箭步時，並不會對前十字韌帶造成過多的負 (Escamilla et al, 2010b)。提到膝關節的穩定，有一些文獻發現在做弓箭步時臀大肌的活化也可以幫助脛骨向後方拉避免前移，所以當膝蓋彎曲時，可以幫助膝蓋做屈曲的動作，因此可以穩定膝關節 (Alkjær, Wieland, Andersen, Simonsen, & Rasmussen, 2012)，而同樣也是雙關節肌的腓腸肌，亦可以協助膝蓋彎曲，幫助腿後肌穩定膝關節，降低膝蓋外翻及足內旋的控制能力，將此動力鏈效果由遠端

踝關節延伸至膝關節 (Shultz et al., 2000)，幫助維持穩定，避免膝關節處於前十字韌帶傷害的風險。

根據上述文獻，了解到雖然閉鎖鏈形態中的弓箭步動作常被用來當做為訓練或復健運動，但確有許多不同的論點出現。有學者認為弓箭步可以強化肌肉力量，然而也有學者認為弓箭步動作會導致脛骨前移，反而會有受傷的風險，不過可以確定的是，弓箭步可以協同股四頭與腿後肌同時作用，能使膝關節較穩定，但弓箭步的形態有很多種，執行動作時的強度及方向對於下肢的影響也會有所不同，因此要找出最符合訓練的方式還有待證實。



第四節 文獻總結

肌肉是維持動態穩定的重要因素，增加肌肉力量可以幫助提升運動表現，而肌肉的共同收縮可以穩定關節，避免傷害發生。日常生活中如走路、跑步、甚至跳躍會運用到較多股四頭肌的力量，然而腿後肌為股四頭肌的拮抗肌，若腿後肌的活化不足，則會導致在做動作時產生限制，如果股四頭肌與腿後肌力量失衡，會直接影響膝關節的健康，因此選擇適合的運動就相當重要。而又以具功能性的閉鎖鏈運動為最普遍被使用在臨床及訓練上，此種運動模式可同時運用髌、膝、踝關節，並且能招募更多的運動單位。而結合肌電訊號，可以了解運動對神經肌肉的活化，使得在開立運動處方時能有良好的依據。而弓箭步利用動作的不對稱性，有助於減少重複使用單一肌群所造成的傷害，能增強股四頭肌的力量，又能促進與腿後肌的共同活化，並且能減少前十字韌帶的應力，同時能協同臀部肌群及踝關節週邊肌肉共同作用，幫助穩定膝關節。不過也有學者認為弓箭步動作會增加膝關節的負荷，導致傷害的發生，目前研究對於弓箭步在訓練及復健上的效益仍尚未有定論。因此結合運動學、動力學以及肌肉活化情形，從不同形態的弓箭步中選擇最有效率方式作為訓練的方針，正是本研究欲探討的問題。

第參章 研究方法

第一節 研究對象

- 一、本研究對象以 12 名健康大專院校男性為實驗參與者
- 二、在實驗之前，先讓受試者閱讀並簽寫同意書，並確定受試者在過去沒有下肢開刀病史，及在半年內下肢及頭部沒有受到重大的傷害。

第二節 實驗儀器與設備

一、運動學-影像擷取設備：

(一)Vicon 動作分析量測系統 (Vicon MX13+, Germantown, Oxford, UK, 200Hz)

利用十台 Vicon 紅外線攝影機 (圖3-1) 收集黏貼於身體重要關節處的反光球，將所採集到的反光球位置轉變成在實驗室空間座標系統中的軌跡位置，用以進行運動學的分析。



圖3-1、VICON 攝影機

(二)Vicon Nexus 1.85 版影像擷取軟體

搭配 Vicon 紅外線攝影機來進行資料的擷取，並與測力板和肌電圖進行同步之工作。

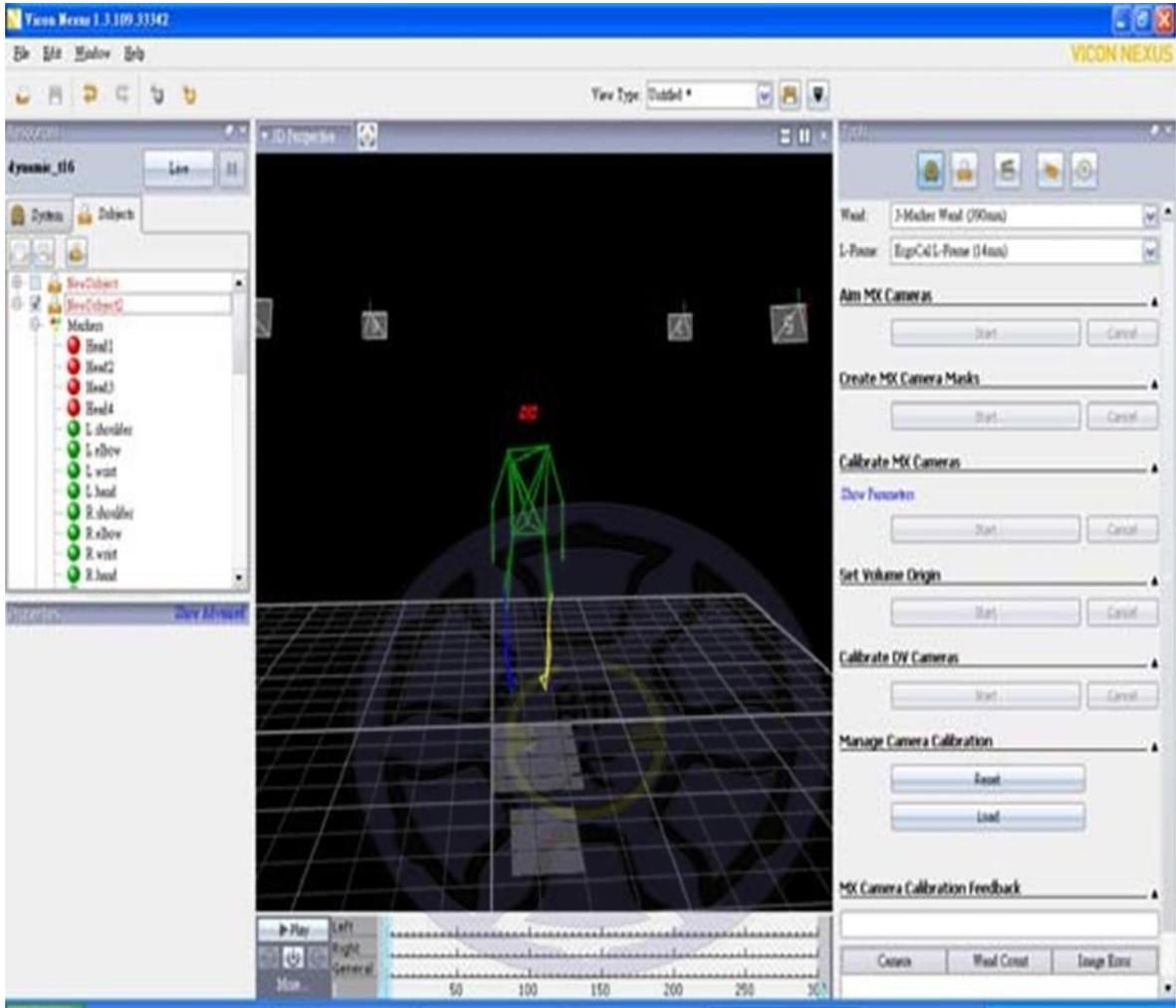


圖3-2、VICON 擷取軟體

(三)Vicon Calibration Kit 校正器：3-marker Wand 校正棒 (390mm)(圖 3-3) 與 ErgoCal L-Frame 校正架 (14mm)(圖 3-4)。



圖 3-3、3-marker Wand 校正棒



圖 3-4、ErgoCal L-Frame 校正架

(四)反光球 (直徑約 14 公釐)。

(五) Visual 3D 動作分析軟體 (C-Motion Inc., Germantown, MD, USA)

用來處理空間中反光球的資料，藉以取得運動學、動力學及肌電電極資料，包括關節角度、力矩。

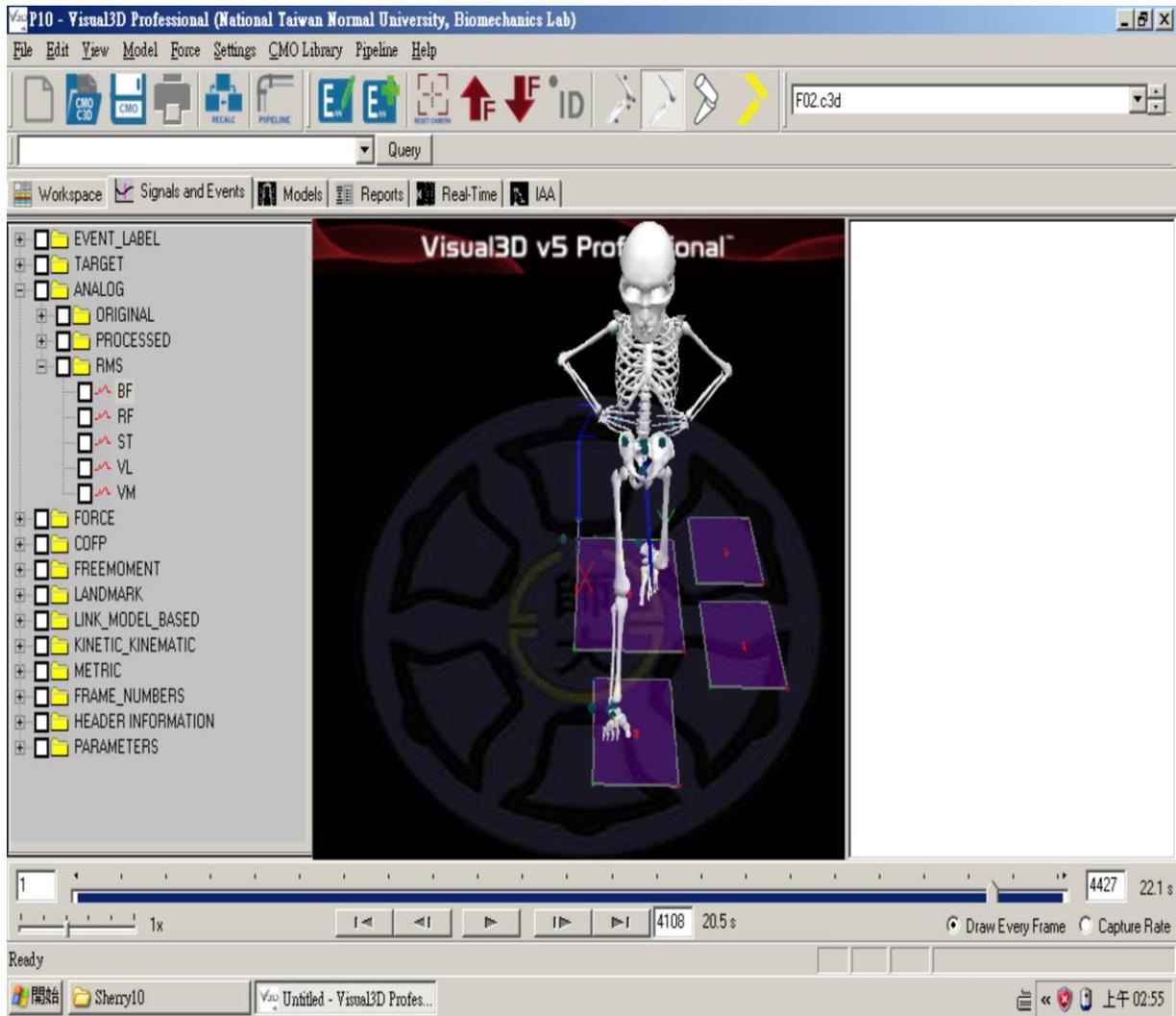


圖3-5、Visual 3D動作分析軟體

二、動力學-地面反用力擷取設備：

(一) Kistler 測力板二台 (Kistler9821, Germany, 1000Hz)

測力板長寬分別為，藍色 90×60，綠色 60×40。

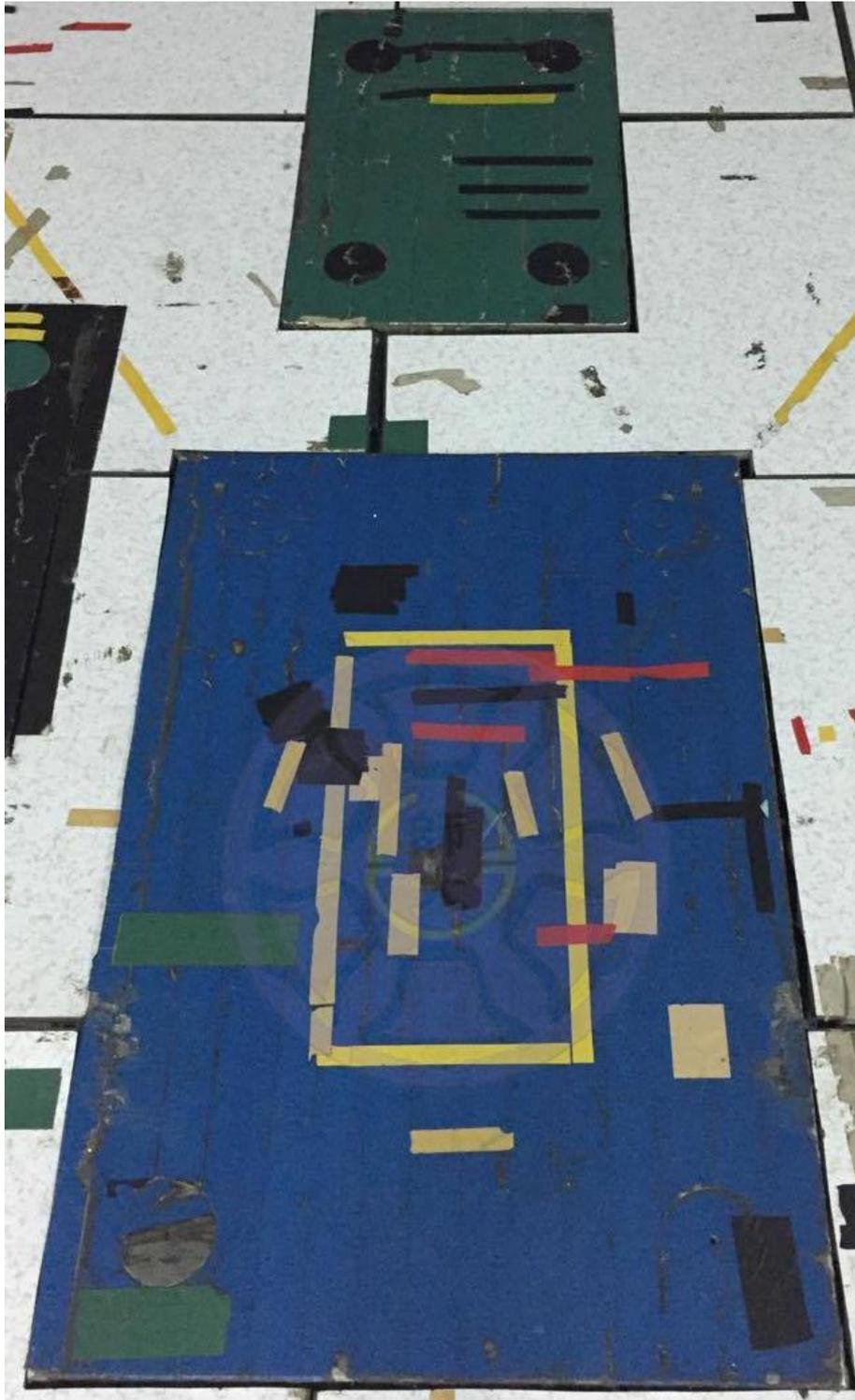


圖3-6、Kistler 測力板

(二)放大器二台 (Kistler 9865; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland)

(三)A/D 類比-數位訊號轉換器。

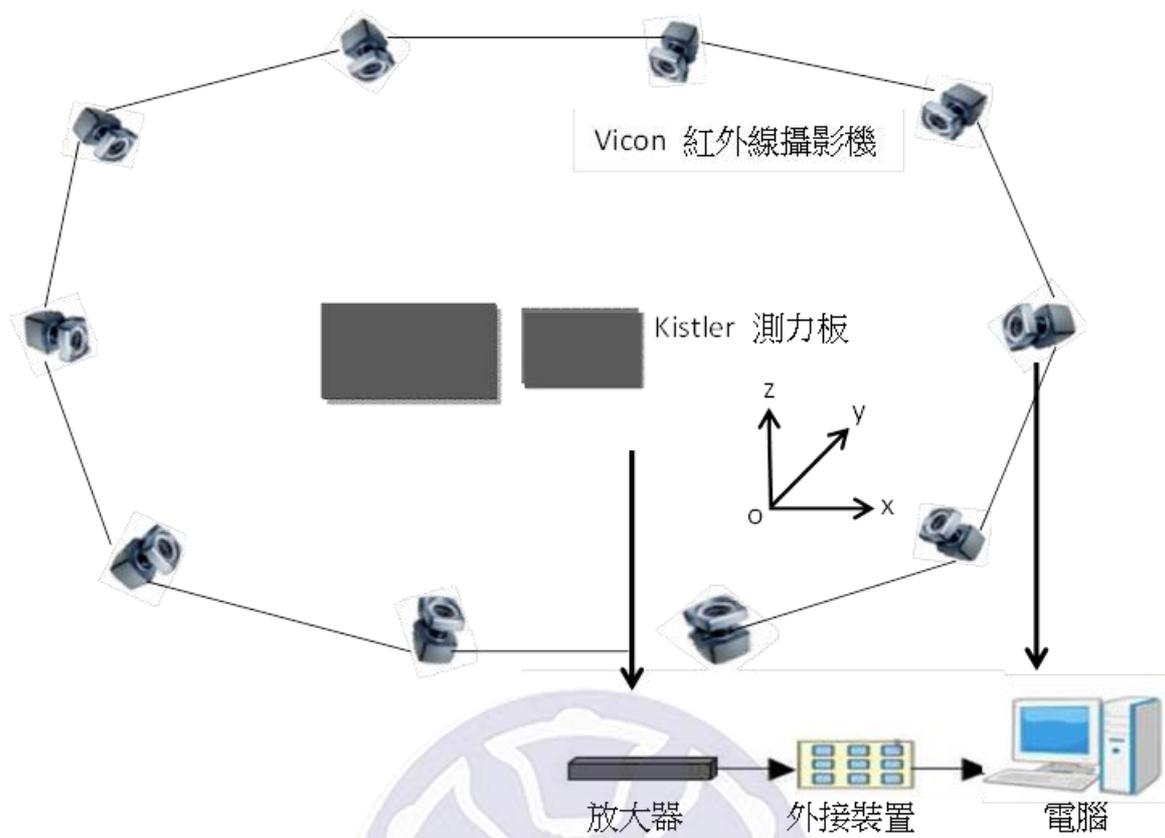


圖3-7、實驗場地示意圖

三、肌電學-肌肉活化訊號擷取設備：

(一)無線肌電 (DELSYS, Trigno Wireless EMG System, USA)

用來收集動作過程中不同肌肉的活化值。藉以比較肌肉在不同動作的活化狀態。



圖3-8、無線肌電

四、反光球黏貼位置

為了取得各肢段在空間中的位置，本研究使用自建的反光球貼法來黏貼於特定的關節位置，總共 51 顆反光球，黏貼的位置 (圖 3-9)，用以建出身體各肢段，其肢段包括頭部、左右上臂、左右前臂 (含手掌)、軀幹、骨盆、左右大腿、左右小腿以及左右足部。

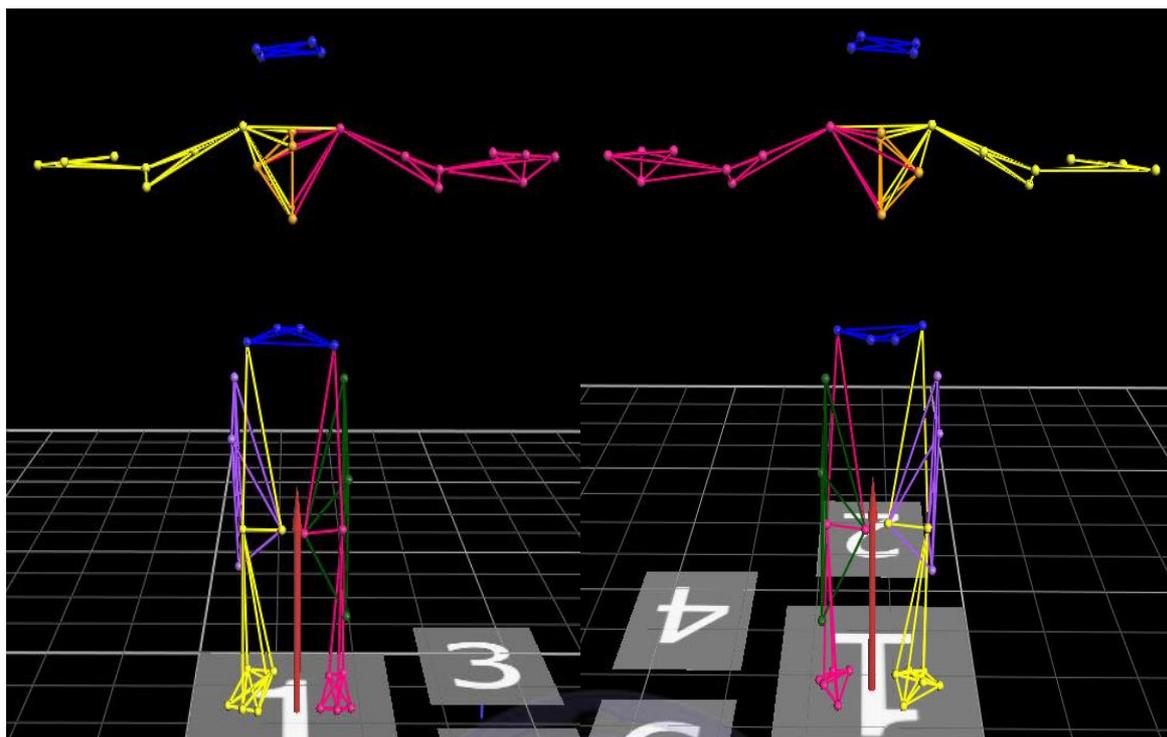


圖3-9、反光球黏貼位置：左邊為正面觀、右邊為背面觀。

表3-1、反光球名稱與其解剖學位置

反光球名稱	解剖學位置	註解
FHD*		大約在太陽穴附近
BHD*		位於頭部後面，與 FHD 在同一個水平面
C7	頸椎第 7 節 (7th cervical vertebrae)	
T10	胸椎第 10 節 (10th thoracic vertebrae)	
CLAV	鎖骨 (clavicle)	
STRN	胸骨 (sternum)	
SHO*	肩鎖骨 (Acromio-clavicular)	
UPA*		上臂，肩鎖骨與手肘連線中點
ELB*	外上髁 (lateral epicondyle of elbow)	
MELB*	內上髁 (medial epicondyle of elbow)	
FRA*		前臂，手肘與手腕連線中點

WRA*		橈骨最遠端
WRB*		尺骨最遠端
FIN*	第三掌骨頭 (head of third metacarpal)	
RBAK	右側肩胛骨 (right scapula)	
ASI*	髂前上棘 (anterior superior iliac spine)	
PSI*	髂後上棘 (posterior superior iliac spine)	
TRO*	大轉子 (Trochanter major)	
THI*		大腿，大轉子與股骨外髁連線中點
KNE*	股骨外髁 (lateral epicondyle of femoral)	
MKNE*	股骨內髁 (Medial epicondyle of femoral)	
TIB*		小腿，股骨外髁與外踝連線中點
ANK*	外踝 (lateral malleolus)	
反光球名稱	解剖學位置	註解
MANK*	內踝 (Medial malleolus)	
TOE*	第二趾骨頭 (head of second metatarsal)	
HEE*	跟骨 (calcaneus)	
MP1*	第一趾骨 (1st metatarsals)	
MP5*	第五趾骨 (5th metatarsals)	

備註：*代表包含左右兩側

五、表面肌電黏貼位置

實驗中表面肌電圖的收集資料的位置分別為股外側肌 (Vastus Lateralis, VL)、股直肌 (Rectus Femoris, RF)、股內側肌 (Vastus Medialis, VM)、股二頭肌 (Biceps Femoris, BF)、半腱肌 (Semitendinosus, ST)(圖 3-10)。

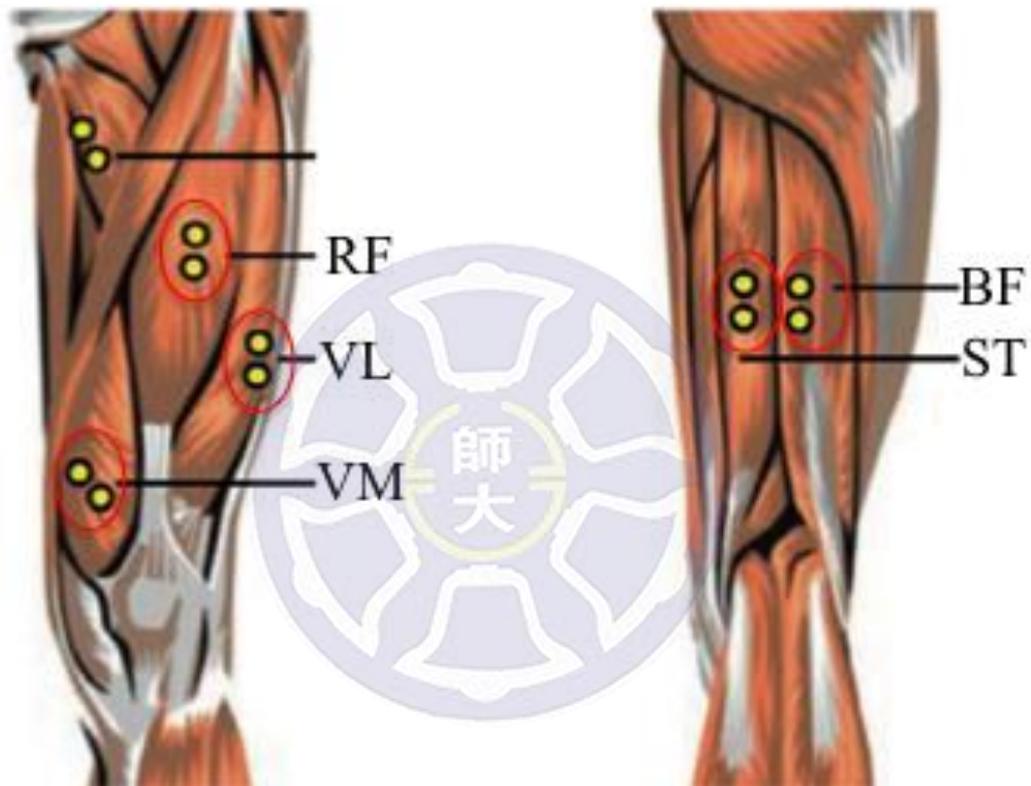


圖3-10、肌電黏貼位置圖 (取自The ABC of EMG)

六、節拍器

標準化動作執行速度。

七、目標物

(一)執行前弓箭步與後弓箭步時，非慣腳需觸碰於目標物，目標物高度為5公分，寬為10公分 (3-11)。

(二)執行測弓箭步時，慣用腳需觸碰於目標物，目標物高度依照每位實驗參與者身高做60%標準化，使用七條紅色塑膠繩，長為70公分，直徑為50毫米，捆綁於兩座高為70公分的鋁架上 (圖3-12)。



圖3-11、前、後弓箭步之目標物

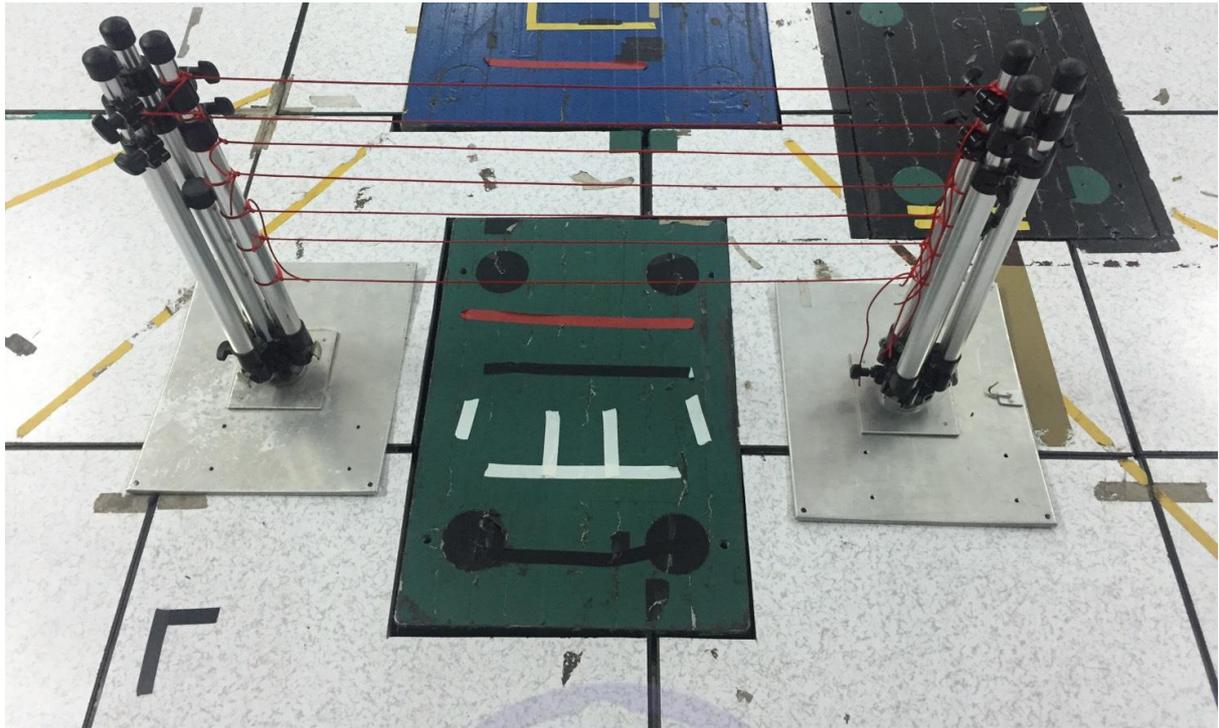


圖3-12、側弓箭步之目標物



第三節 實驗流程與說明

實驗流程圖：



首先架設實驗器材，並對攝影機與測力板進行校正，接著請實驗參與者填寫基本資料及實驗參與者同意書，並告知受試者整個實驗流程及注意事項，要求受試者著緊身短褲並赤足，以避免實驗中不必要之干擾，並於受試者下肢黏貼表面肌電電極，黏貼前先刮除皮膚毛髮、擦拭酒精，並使用透氣貼布及皮膚膜將肌電電極固定，以防止動作過程中儀器脫離產生雜訊及不穩定訊號，肌電電極黏貼位置如圖二，接著進行實驗參與者身體之段長度測量，並於關節位置黏貼反光球，全身共51顆反光球，如圖3-9。爾後進行動作講解及試做，熟悉動作後開始進行正式實驗，最後進行資料處理及統計分析。

動作分為前、側、後三種不同方向，跨步腳皆為慣用腳，慣用腳定義為常用之踢球腳，跨步距離依照實驗參與者腿長進行標準化，腿長量測方式為測方式為髌前上棘至內踝，跨部距離量測方式為後腳腳尖至前腳腳跟，動作執行速度為每分鐘三十拍，每個動作做五次三組，組間休息三十秒，不同方向之間休息兩分鐘，動作定義如下：

一、前弓箭步 (圖 3-13)

雙腳與肩同寬，站立於第一塊測力板，全程雙手叉腰，上半身保持挺直，跨步距離為腿長的 80%，後腳膝蓋需碰觸於目標物 (距地面高度約五公分)，而後前腳收回回到原始姿勢，為一次完整動作。動作過程中若失去平衡、上半身晃動、未觸及目標物及軀幹未保持直立皆視為失敗動作。

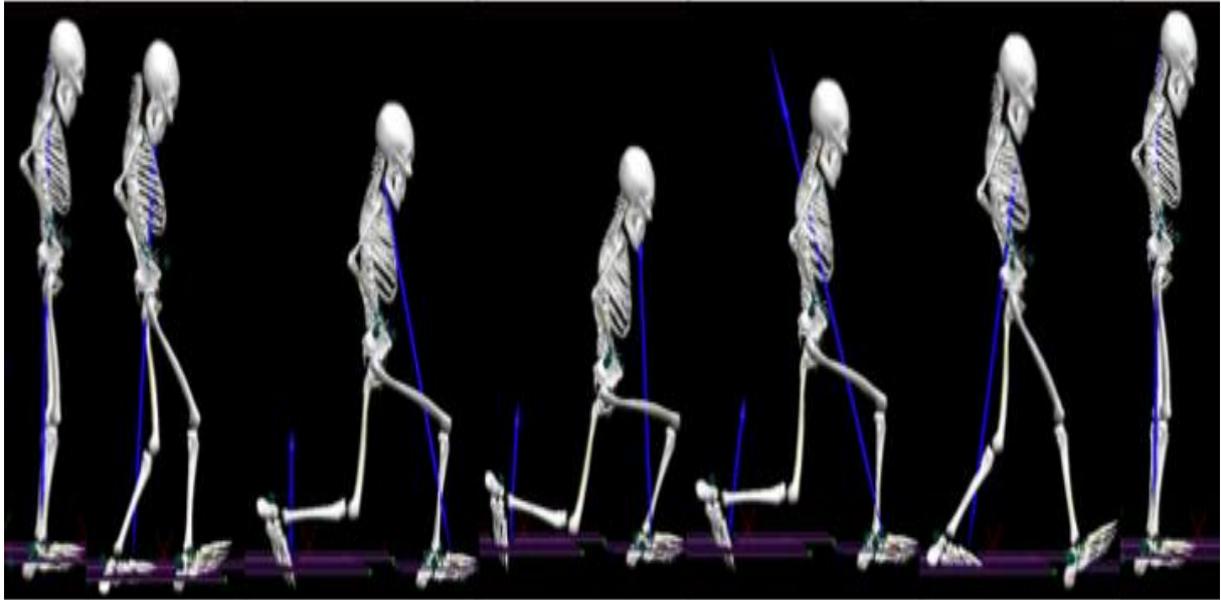


圖 3-13、前弓箭步動作示意圖

二、側弓箭步 (圖 3-14)

雙腳與肩同寬，站立於第一塊測力板，全程雙手叉腰，上半身保持挺直，跨步距離為腿長之長度，膝蓋與大腿需碰觸於目標物 (為受試者膝蓋高度)，而後跨步腳收回回到原始姿勢，為一次完整動作。動作過程中若失去平衡、上半身晃動、未觸及目標物及軀幹未保持直立皆視為失敗動作。

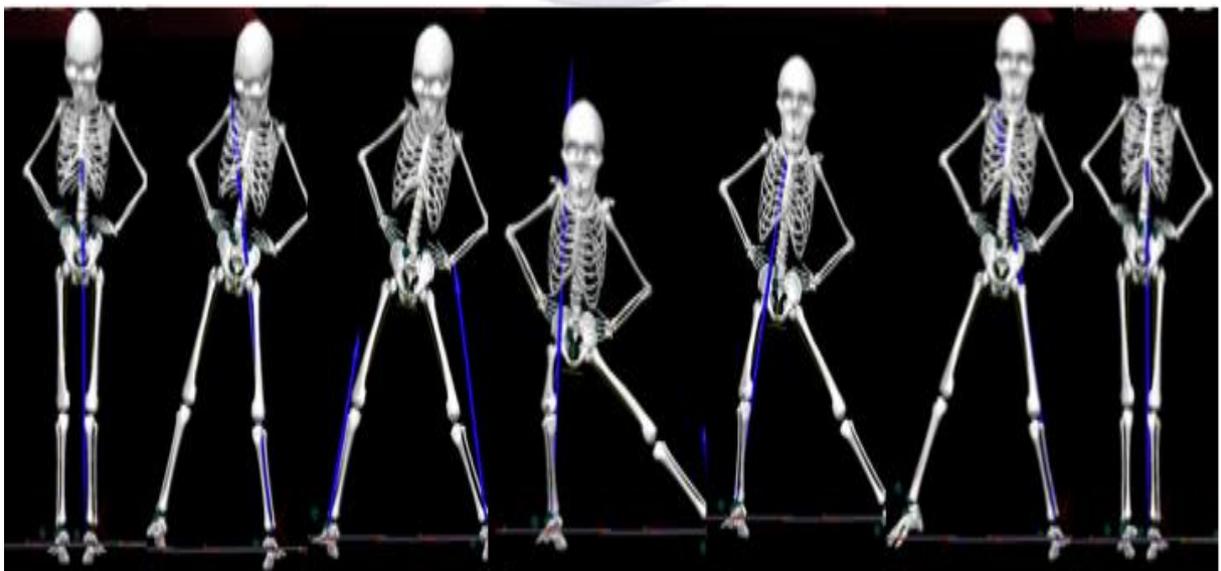


圖 3-14、側弓箭步動作示意圖

三、後弓箭步 (圖 3-15)

雙腳與肩同寬，站立於第二塊測力板，全程雙手叉腰，上半身保持挺直，跨步距離為腿長之長度，非慣用腳向後跨且膝蓋需碰觸於目標物 (距地面高度約五公分)，而後非慣用腳收回回到原始姿勢，為一次完整動作。動作過程中若失去平衡、上半身晃動、未觸及目標物及軀幹未保持直立皆視為失敗動作。

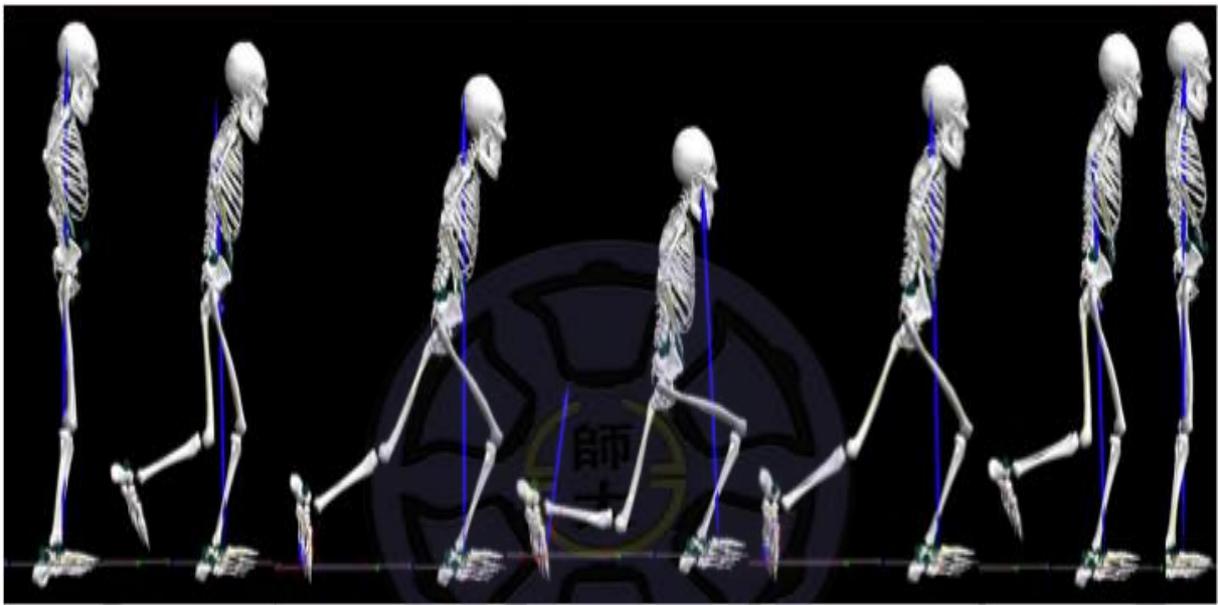


圖 3-15、後弓箭步動作示意圖

第四節 資料處理

本實驗資料分析分為兩部分，其各部分設定的參數如下。每個動作取成功的三筆資料做平均。

一、運動學與動力學

利用套裝軟體 Visual 3D 進行動力學與運動學的分析並做動作分期，分析下蹲期 (著地後到達膝關節最大屈曲角度) 及上升期 (膝關節最大屈曲角度至腳跟離地前)，各參數的變化

(一)運動學

分析下蹲期（著地後到達膝關節最大屈曲角度）及上升期（膝關節最大屈曲角度至腳跟離地前）的時間，期間各關節（踝、膝、髖）的最大屈曲角度。關節角度的定義為自然站立時，其下肢各關節的角度為 0 度。

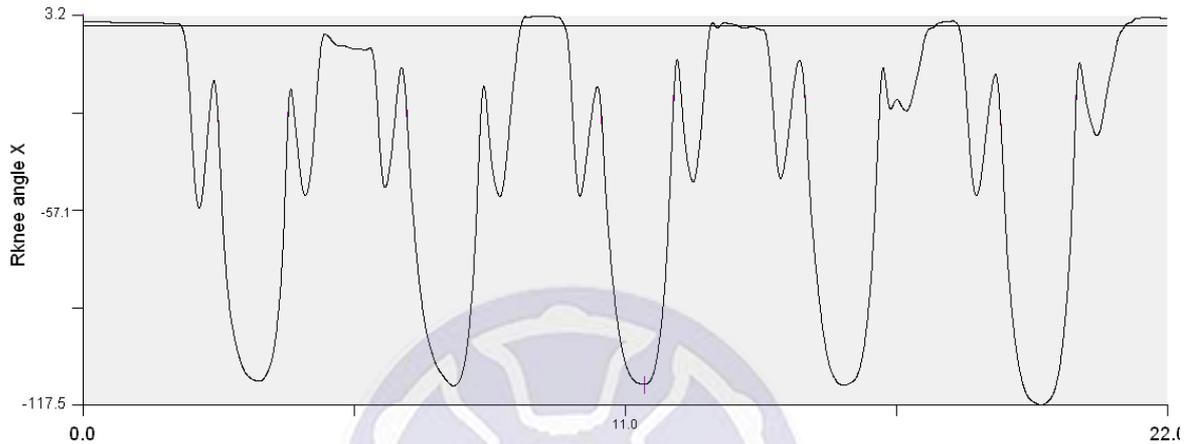


圖 3-16、單一受試者前弓箭步之膝關節角度

(二)動力學

以十牛頓垂直地面反作用力為閾值，定義著地階段，並分析膝關節最大角度時所產生的最大地面反作用力與膝關節力矩，再將其除以體重以進行標準化工作。關節力矩的計算方法為利用逆動力學方法進行運算，其方法為結合和 Dempster 人體肢段參數 (Dempster, 1995)、Vicon 所得肢段運動學參數、以及從測力板所得地面反作用力及壓力中心位置，配合動力學逆過程原理，以獲得各關節之肌肉淨力矩，在 Visual3D 軟體中，計算關節例力矩公示如下：

$$C_i = I_i \alpha_i + \omega_i \times (i_i \omega_i)$$
$$M_{\text{proximal}} = \sum_{i=1}^n (C_i + R_i \times A_i) + \sum_{j=1}^q (P_j \times F_a) + \sum_{k=1}^p \tau_k$$
$$A_i = m_i (a_i + \varphi)$$

$$R_i = r_i + r_i + r_{i-1}$$

公式中， C_i 為肢段力矩、 I_i 為肢段轉動慣量、 α 為角加速度、 m_i 為肢段質量、 α_i 為肢段加速度、 n 為遠端所鏈節的肢段數量、 q 為外力的數量、 F_a 為外力的力量、 τ_k 為肢段力偶、 A_i 為力量、 p 為外力矩之數量、 P_i 為外力作用至近端關節之向量、 R_i 為各遠端肢段重心到近端關節的力矩、 r_i 為肢段力臂，將實驗所得參數（如：地面反作用力、關節力矩等）除以自身體重予以標準化（Body weight, B.W.）。

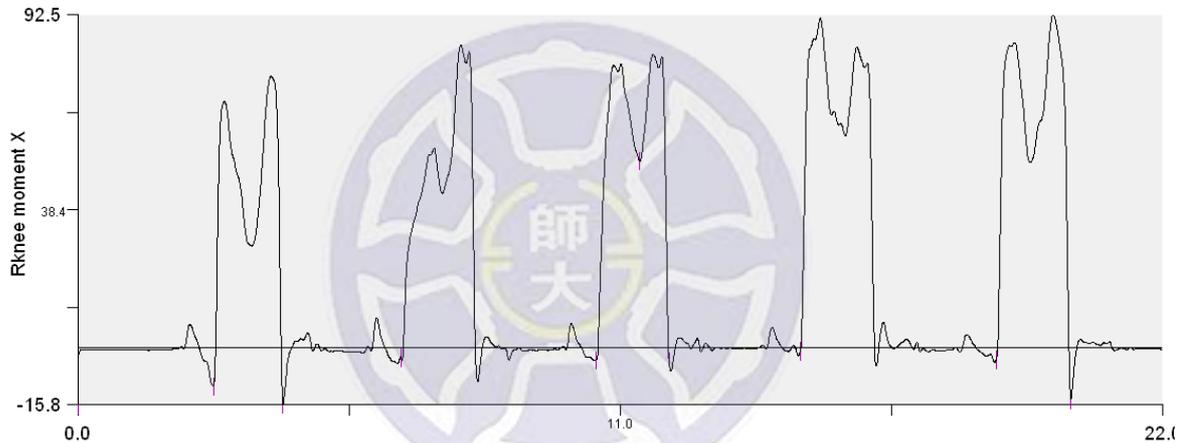


圖 3-17、單一受試者前弓箭步之膝關節力矩

二、肌肉電位訊號

本研究分析的肌電訊號分別為慣用腳的股直肌、股內側肌、股外側肌、股二頭肌以及半腱肌，以 Visual 3D 進行資料分析，原始資料經過帶通濾波 20-450 Hz (band pass filter)，再進行全波整流翻正 (full wave rectification)，最後再以 root mean square 20 毫秒做平滑化 (smoothing) 的處理，將所得到的資料以平均肌電 (average EMG) 的方式處理，所有的 EMG 資料再以動作過程中肌肉活化最大值 (Peak task) 來做標準化。最後茲分為以下的面向來進行分析

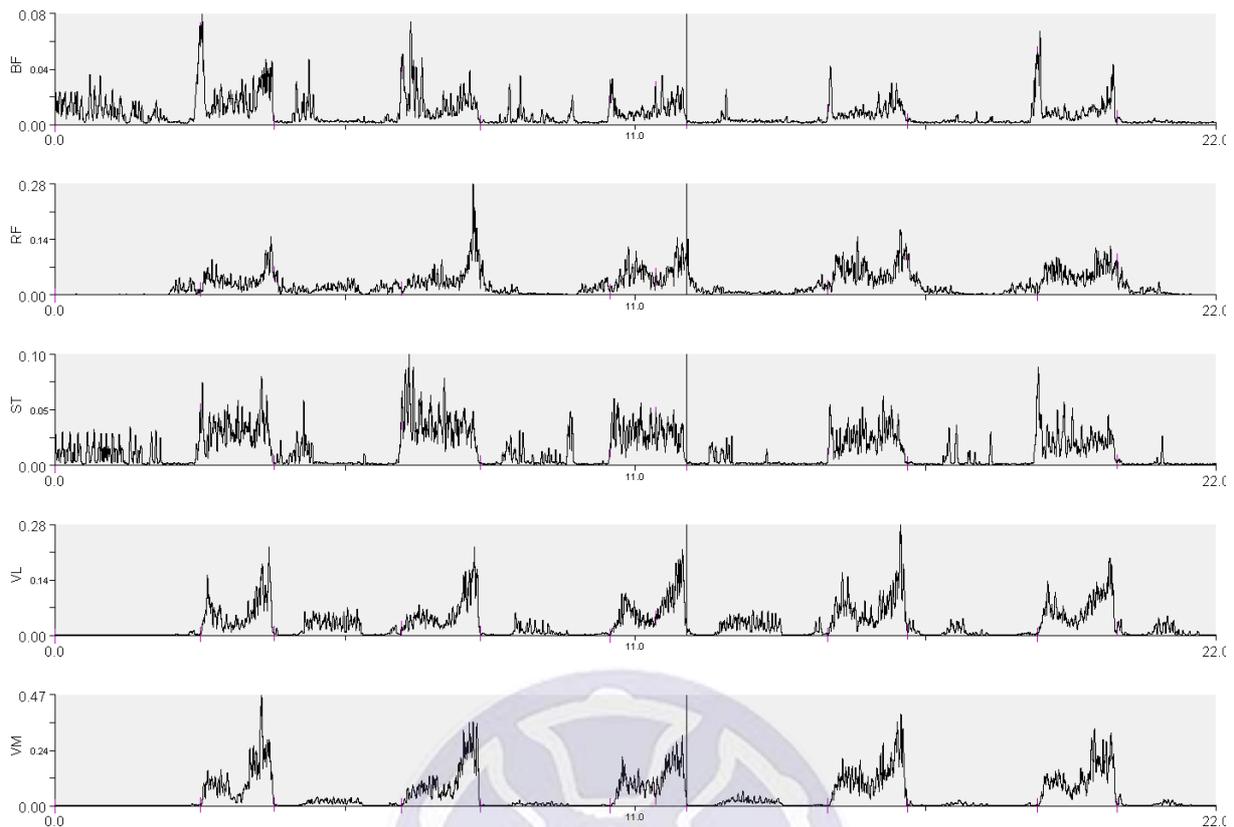


圖 3-18、單一受試者之前弓箭步各肌肉電位訊號示意圖，BF 為股二頭肌、RF 為股直肌、ST 為半腱肌、VL 為股外側肌、VM 為股內側肌

(一) 主動收縮

分析下蹲期與上升期各肌肉活化的程度。

(二) 共同收縮

分析膝關節伸肌肌群 (quadriceps, Q) 和屈曲肌群 (hamstrings, H) 的比率 (Q:H ratio)。其中 Q 為 VM、RF 和 VL 的總和，H 為 BF、ST 的總和，比率即為 Q 除以 H。當比值為 1 時，此時關節最為穩定，代表股四頭肌與腿後肌收縮一樣，當比值大於 1 時，代表股四頭肌的收縮較大，當比值小於 1 時，代表腿後肌的收縮較大 (Begalle, DiStefano, Blackburn, & Padua, 2012)。

$$Q:H \text{ ratio} = \frac{(RF + VL + VM)}{(BF + ST)}$$

第五節 統計分析

本研究以 SPSS 20.0 版之套裝軟體進行統計分析。利用單因子重複量數變異數分析 (One way ANOVA with repeated measures) 來比較不同方向弓箭步對肌肉活化的影響。顯著水準設為 0.05。自變項為三種不同方向 (前、側、後) 弓箭步，依變項為肌肉電位訊號、動力學與運動學所設定的分析參數。



第肆章 結果

本章節將實驗所收集之資料，依下排序分別為：第一節為受試者基本資料、第二節為股四頭肌與腿後肌肌肉活化、第三節為膝關節力矩、第四節為肌肉共同活化比。

第一節 受試者基本資料

本研究共招募12名健康大專男性受試者，受試者資料包含年齡、身高、體重和最大垂直跳高度，以平均數±標準差詳列於表中。

表 4-1、受試者基本資料

	平均數	標準差
年齡 (歲)	20.7	1.4
身高 (公分)	174.6	3.9
體重 (公斤)	68.8	8.5

第二節 股四頭肌與腿後肌肌肉活化

一、著地後到離地前各肌肉的肌電訊號分析

在三種弓箭步中，肌電訊號分析皆為實驗參與者之慣用腳（載重腳），訊號收集從跨步腳著地後至離地前的肌肉活化狀態。在做前弓箭步時當跨步腳落地後，股二頭肌及半腱肌會先活化，當膝關節逐漸彎曲時，股直肌、股外側肌及股內側肌的活化開始上升，當膝關節彎曲角度越大時，股二頭肌、股直肌、股外側肌、

股內側肌會漸漸下降且穩定，從膝關節最彎曲時到上升期，股二頭肌、股直肌、股外側肌、股內側肌的活化也逐漸上升，並且有大於下蹲期的趨勢，但半腱肌的活化狀態在下蹲期及上升期則沒有太大的差異，如圖 4-1 所示。在做側弓箭步時當跨步腳落地後，股二頭肌與半腱肌活化會先上升，當逐漸接近膝關節最彎曲時，會慢慢的下降且趨於穩定，而後在上升期，肌肉活化也逐漸上升，且較下蹲時期的活化大，當膝關節逐漸彎曲時，股直肌、外側肌及股內側肌的活化開始上升，股直肌的肌肉活化在下蹲期及上升期則沒有太大的差異，而股外側肌及股內在膝關節逐漸到達最彎曲角度時，肌肉活化也會趨於平緩，而進入上升階段時，肌肉活化則會再上升，且有大於下蹲期趨勢如圖 4-2 所示。在後弓箭步時，當膝蓋漸漸彎曲，股二頭肌及半腱肌的活化會漸漸變小且趨於平緩，進入上升階段時，肌肉活化又會再上升，而股外側肌、股內側在膝蓋逐漸彎曲時持續較穩定的肌肉活化狀態，從膝關節最彎曲時則逐漸上升，並且有大於下蹲期的趨勢，股直肌的肌肉活化在下蹲期及上升期則沒有太大的差異，如圖 4-3 所示。

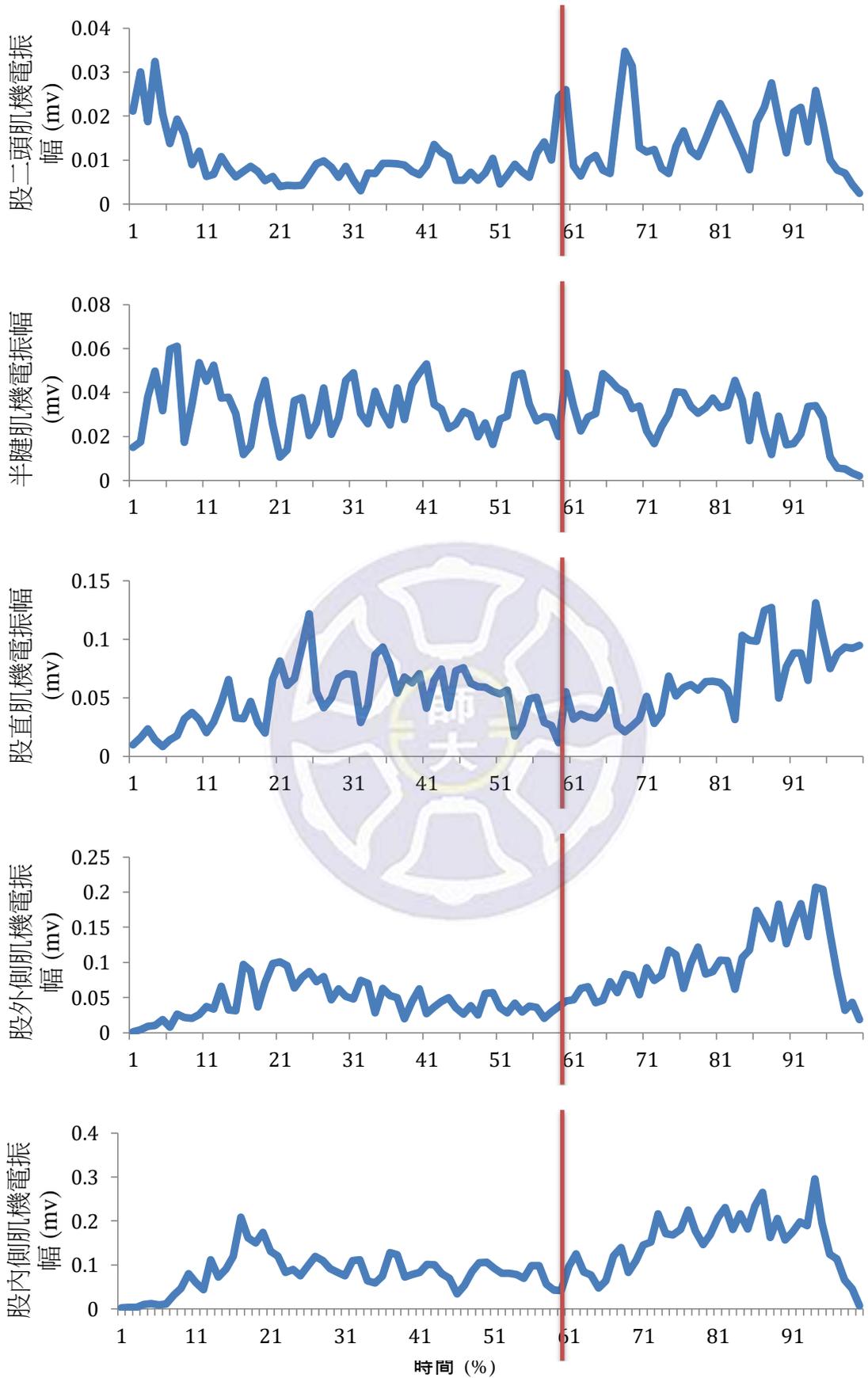


圖 4-1、前弓箭步在股二頭、半腱、股直、股外、股內側肌肌電振幅變化圖 (單一受試者)

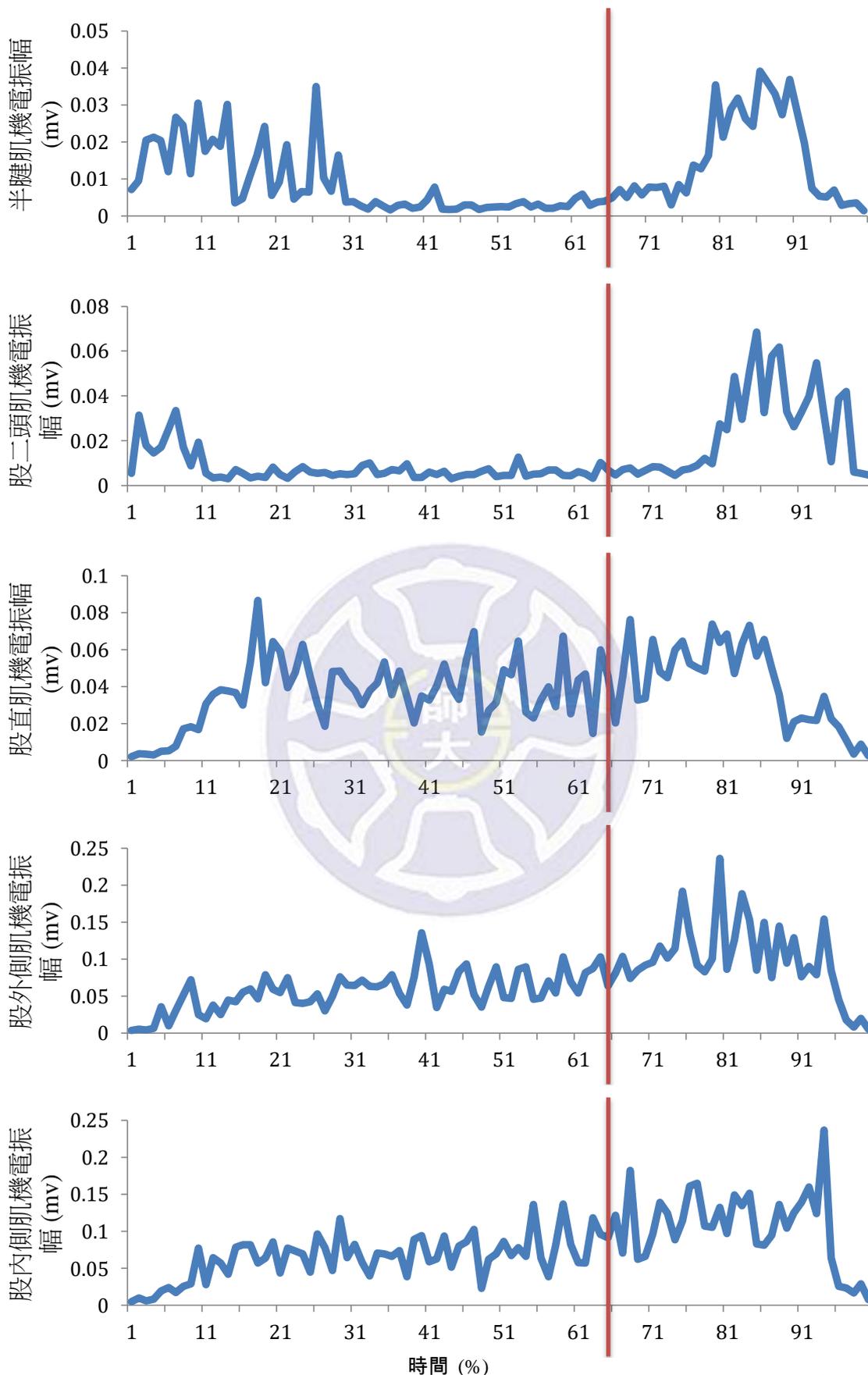


圖 4-2、側弓箭步在股二頭、半腱、股直、股外、股內側肌肌電振幅變化圖 (單一受試者)

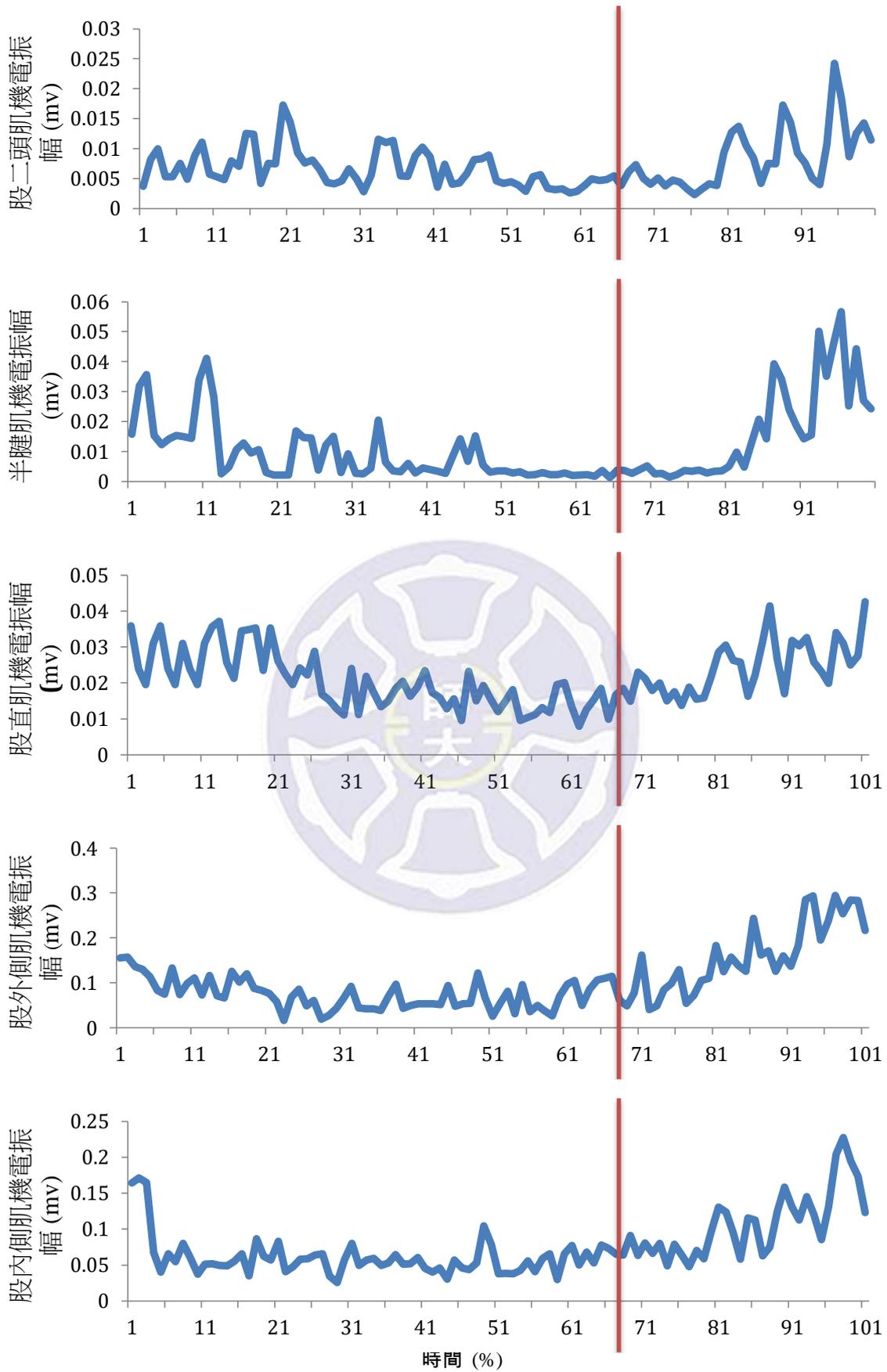


圖 4-3、後弓箭步在股二頭、半腱、股直、股外、股內側肌肌電振幅變化圖 (單一受試者)

二、股四頭肌與腿後肌的活化

表 4-2 為股四頭肌與腿後肌在三種弓箭步的下蹲期及上升期的肌肉活化狀態。

在下蹲期，股四頭肌在側弓箭步的活化最大 ($32.32 \pm 5.14\%$ EMG)，且與前弓箭步 ($20.81 \pm 4.88\%$ EMG) 達顯著差異 ($p < .05$)，雖然側弓箭步與後弓箭步 ($31.66 \pm 3.40\%$ EMG) 未達顯著差異，但側弓箭步肌肉活化仍有高於後弓箭步的趨勢。而在上升期股四頭肌在側弓箭步的活化仍然最大 ($42.19 \pm 4.33\%$ EMG)，且與前弓箭步 ($38.47 \pm 3.89\%$ EMG) 達顯著差異 ($p < .05$)，側弓箭步雖然未與後弓箭步 (31.66 ± 3.40) 達顯著差異，但肌肉活化仍大於後弓箭步，而三種弓箭步在上升期的肌肉活化 ($38.47 \sim 42.19$) 皆大於下蹲期 ($20.81 \sim 32.32$)。腿後肌的肌肉活化在下蹲期為後弓箭步最高 (30.86 ± 7.10)，且與側弓箭步 (21.83 ± 8.44)，達顯著差異 ($p < .05$)，後弓箭步雖然未與前弓箭步 (27.41 ± 4.99) 達顯著差異，但肌肉活化仍大於前弓箭步，上升期後弓箭步 (35.25 ± 9.21) 的肌肉活化皆與前弓箭步 (28.00 ± 7.23) 及側弓箭步 (27.27 ± 7.99) 達顯著差異，而三種弓箭步在上升期的肌肉活化 ($28.00 \sim 35.25$) 皆大於下蹲期 ($21.83 \sim 30.86$)。

表 4-2、股四頭肌與腿後肌之上升期與下蹲期肌肉活化

	前弓箭步	側弓箭步	後弓箭步
股四頭肌肌肉活化 (%EMG)			
下蹲期	20.81 ± 4.88 ^{a,b}	32.32 ± 5.14	31.66 ± 3.40
上升期	38.47 ± 3.89 ^a	42.19 ± 4.33	40.72 ± 2.37
腿後肌肌肉活化 (%EMG)			
下蹲期	27.41 ± 4.99 ^a	21.83 ± 8.44 ^b	30.86 ± 7.10
上升期	28.00 ± 7.23 ^b	27.27 ± 7.99 ^b	35.25 ± 9.21

a 與側弓箭步達顯著差異 ($p < .05$)

b 與後弓箭步達顯著差異 ($p < .05$)

第三節 膝關節伸膝力矩

本研究主要針對膝關節力矩做分析 (表 4-3)，結果顯示在下蹲期側弓箭步的伸膝力矩 (1.583 ± 0.341 N-m/Kg) 會顯著大於前弓箭步 (1.275 ± 0.167 N-m/Kg)，雖然未與後弓箭步 (1.324 ± 0.194 N-m/Kg) 達顯著差異，側弓箭步伸膝力矩仍然較大。而上升期側弓箭步的伸膝力矩 (1.636 ± 0.299 N-m/Kg) 皆顯著大於前弓箭步 (1.447 ± 0.236 N-m/Kg) 與後弓箭步 (1.323 ± 0.194 N-m/Kg)。

表 4-3、膝關節深膝力矩

	前弓箭步	側弓箭步	後弓箭步
最大膝關節深膝力矩 (N-m/Kg)			
下蹲期	1.275±0.167 ^a	1.583 ± 0.341	1.324 ± 0.194
上升期	1.447± 0.236 ^a	1.636± 0.299 ^b	1.323 ± 0.194

a 與側弓箭步達顯著差異 ($p < .05$)

b 與後弓箭步達顯著差異 ($p < .05$)

第四節 肌肉活化比

為股四頭肌（股直肌、股內側肌、股外側肌）與腿後肌（半腱肌、股二頭肌）的比值。結果發現下蹲期後弓箭步的比值 (1.09 ± 0.37) 皆與前弓箭步 (0.77 ± 0.16) 與側弓箭步達顯著差異 (1.74 ± 0.75)，並且最接近 1.0，而上升期的趨勢也與下蹲期相似，後弓箭步比值 (1.09 ± 0.37) 仍與前弓箭步 (0.77 ± 0.16) 與側弓箭步達顯著差異 (1.74 ± 0.75)，比值也較趨近於 1.0。而側弓箭步比值為三種弓箭步中最高。

表 4-4、股四頭肌與腿後肌肌肉活化比

	前弓箭步	側弓箭步	後弓箭步
股四頭肌與腿後肌活化比 (Index)			
下蹲期	0.77 ± 0.16^b	$1.74 \pm 0.75^{a,b}$	1.09 ± 0.37
上升期	1.45 ± 0.34^b	1.65 ± 0.46^b	1.21 ± 0.27

a 與側弓箭步達顯著差異 ($p < .05$)

b 與後弓箭步達顯著差異 ($p < .05$)

第五章 討論

本研究在探討不同弓箭步對下肢肌肉活化、共同收縮以及力矩的影響，並將動作分為下蹲期與上升期，再進一步探討肌肉活化比率較佳的動作。

第一節、各肌肉肌電振幅

探討各條肌肉肌電振幅變化時，我們發現在前弓箭步及側弓箭步時，著地瞬間股二頭肌和半腱肌的活化比股直肌、股內側及股外側肌早，然而先前有學者指出，著地時膝關節彎曲角度較小，腿後肌做「剎車」功能，因而較早出現腿後肌的活化 (Arms et al. 1984; Beynnon et al. 1995; & Li et al., 1999)，然而在後弓箭步卻沒有發現這樣的趨勢存在，我們認為這是由於做後弓箭步時為非慣用腳向後跨出，在跨步的階段，慣用腳的肌肉已經活讓身體保持穩定，而本實驗分析肌肉電位訊號開始時期為著地後 10 牛頓，因此在非慣用腳接觸地面後，慣用腳肌肉活化的先後順序並不會有差異。另外本研究也發現在執行前、側、後弓箭步時股二頭肌的活化有類似的趨勢，在著地後到下蹲最低點時，肌肉活化會先上升之後再下降且漸漸穩定，而到了下蹲最低點到離地前，肌肉活化會上升，且有高於下蹲期的趨勢。Isear Jr, Erickson, & Worrell (1997) 研究深蹲時發現上升期的肌肉活化大於下蹲期，上升期需要更多的肌肉活化來推動身體向上。探討股直頭肌在前弓箭步的活化時，我們發現從著地後到下蹲最低點會先上升後下降，而進入到上升期，肌肉活化又會再上升，但這樣的趨勢並不明顯，而側弓箭步及後弓箭步在股直肌的肌肉活化都呈現較穩定的狀態，且肌肉活化比股外側肌及股

內側肌小，Isear Jr 等人 (1997) 在研究深蹲動作時結果顯示，股外側肌及股內側肌的活化會高於股直肌，由於股直肌為雙關節肌，主要作用為伸展膝關節屈曲髖關節，然而在上升期為髖伸展及膝伸展的動作，對股直肌的需求較少，因此股直肌的肌肉活化較低。

第二節、不同弓箭步在股四頭肌及腿後肌的活化狀態

本次實驗在不同弓箭步對於股四頭肌與腿後肌活化的結果共有兩個主要的發現：

(一)無論下蹲期或上升期，股四頭肌在側弓箭步的活化最大；(二)無論下蹲期或上升期，腿後肌在後弓箭步的活化最大

弓箭步是多關節的閉鎖鏈運動，閉鎖鏈運動可以增進股四頭肌與腿後肌的活化，不過肌肉活化狀態可能會因為不同方向、執行速度、軀幹前、後傾斜的角度及肌肉收縮過程中向心、離心的狀態而有所不同 (Stuart, Meglan, Lutz, Growney, & An, 1996)。本研究主要探討不同方向對下肢的生物力學影響，因此實驗過程中標準化實驗參與者間動作執行速度與、跨步距離及軀幹的角度。結果發現無論在下蹲期或上升期時，股四頭肌在側弓箭步的活化皆會大於後弓箭步、前弓箭步。過去有許多研究指出，若股四頭肌的活化較大，會增加脛骨前移的機率 (Baratta et al., 1988; Alkjær, Henriksen, Dyhre-Poulsen, & Simonsen, 2009; Alkjær, Wieland, Andersen, Simonsen, & Rasmussen, 2012)，有研究比較九種復健運動的肌肉活化，也發現在側弓箭步時，股四頭肌活化最大 (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004)，先前也有研究指出額狀面的活動會增加臀部肌群及股四頭肌的活化，然而側弓箭步又為額狀面的活動，因此推測若運動時膝關節在額狀面的活動度增加，膝關節的不穩定性也會提升 (Pollard, Sigward, & Powers., 2010)。而三種

動作的股四頭肌活化在上升期皆會大於下蹲期，先前有研究指出在等速收縮的開放鏈運動中，股四頭肌的向心收縮皆會大於離心收縮 (Bigland, & Lippold., 1954), Abbott, Bigland & Ritchie., 1954) 也指出離心收縮招募較少的肌肉纖維提供力量，而有研究發現在閉鎖鏈運動時也會產生相同的結果，做Step-up的動作時，上升期，也就是股四頭肌向心收縮時，由於要抵抗重力及額外的負重，因此產生了比下蹲期大的肌肉活化 (Selseth, Dayton, Cordova, Ingersoll, & Merrick., 2000)。

腿後肌在後弓箭步的活化，在上升期與下蹲期都較高，過去有研究發現若腿後肌的活化較高，能防止脛骨前移的狀況，因此能讓膝關節較穩定，我們認為後弓箭步在三種弓箭步中，最能穩定膝關節。而三種弓箭步在上升期，腿後肌的活化都會大於下蹲期。過去有研究探討腿後肌下蹲期與上升期的肌肉活化，發現上升期因為股四頭肌的力量較大，為了要維持膝關節的穩定，腿後肌的活化相對比下蹲階段多，從膝蓋彎曲90度到推動身體向上的過程，便產生較大的肌肉活化 (Isear Jr, Erickson, & Worrell, 1997)。

第三節、不同弓箭步在膝關節伸膝力矩的差異

從動力學的角度來看，本研究結果顯示，無論在下蹲期或上升期，側弓箭步的膝關節伸膝力矩都會大於前、後弓箭步，側弓箭步除了要維持矢狀面的動作，也要控制額狀面的穩定。有學者指出增加額狀面的關節活動度及膝關節力矩，會改變動作策略及增加膝關節傷害的風險 (Yeow, Lee, & Goh, 2011)，而膝關節在額狀面的神經肌肉控制，也被認為能預測膝關節受傷的風險 (Hewett, et al., 2005)，過去研究發現，膝關節趨近完全伸直時，股四頭肌所造成的力量，會產生脛前剪力在膝關節 (Li, Rudy, Sakane, Kanamori,

Ma, & Woo, 1999; Withrow, Huston, Wojtys, & Ashton-Miller, 2006)，而脛前剪力代表在動作中，膝關節的股骨與脛骨間產生的向前力量，即矢狀面上的力量表現，而側弓箭步在本研究結果中出現較大伸膝力矩，故產生較大的脛前剪力。過去有文獻比較前、後弓箭步膝關節力矩，結果顯示後弓箭步的力矩會小於前弓箭步，對於脛骨關節的壓力會比較小，能降低膝關節產生剪力。

第四節、不同弓箭步的股四頭肌與腿後肌比值差異

肌肉的共同活化是圍繞在關節週邊肌肉共同收縮的情，是對關節的穩定性和促進人體運動的效率的重要因素，重要若要探討膝關節的穩定性，最常使用的方式就是參考股四頭肌與腿後肌的共同活化，如果共同活化的比直接近 1.0 或等於 1.0，表示該運動為穩定膝關節的最佳狀態，而活化的比值大於 1.0。本研究發現，比較股四頭肌與腿後肌活化的比值，後弓箭步無論在下蹲期或上升期都較趨近於 1.0，表示後弓箭步在股四頭肌與腿後肌的肌肉活化較接近，也就是說，當在執行後弓箭步時，會伴隨著提高腿後肌的肌肉活化，而使得膝關節共同活化的比值降低，讓大腿前後側的肌肉活化呈現較平衡的狀態，在執行動作的過程中也較能穩定膝關節，而使得膝關節共同收縮的比值降低。腿後肌的活化可以抵消因股四頭肌收縮所產生脛骨前移的狀況，而側弓箭步因為股四頭肌活化較大，在三個動作中的肌肉活化比值較高，表示側弓箭步比較趨近於股四頭肌主導的動作，先前也有研究指出相較於前、後弓箭步，在後弓箭步有較大的股四頭肌活化，過大的股四頭肌活化和較小的腿後肌活化會使膝蓋產生較大脛股向前的剪力，提高了傷害的風險 (Comfort, Jones, Smith, & Herrington., 2015)。

綜合力矩與肌電訊號，我們發現，股四頭肌在側弓箭步的活化最高，在膝關節的伸肌力矩也較高，進而使側弓箭步在股四頭肌與腿後肌的比值也是三者間最高。而腿後肌在後弓箭步的活化最高，在膝關節伸膝力矩顯住小於側弓箭步，而在股四頭肌與腿後肌的共同活化比值較接近1.0。雖然先前有研究在多種閉鎖鏈運動中，弓箭步的股四頭肌與腿後肌的肌肉活化比都較高，較為股四頭肌主導的動作，會提升膝關節不穩定，因而增加受傷的機率，不過也有學者認為，做弓箭步動作是安全的，可以促進股四頭肌與腿後肌的共同活化，增加腿後肌收縮時在膝關節後方產生的拉力可以防止脛骨前移，能提高膝關節穩定性除了肌肉活化會影響膝關節的穩定性，膝關節的力矩也是判斷傷害風險的指標。我們認為三種弓箭步都能促進共同活化，只是會因為不同方向產生不一樣的活化比，因此在選擇動作的過程中，可以循序漸進的選擇穩定性最高的後弓箭步，先強化膝關節的穩定，最後再進階到較具有挑戰性的側弓箭步，避免膝關節一開始就有過大的負荷。

第陸章 結論與建議

第一節 結論

本研究經實驗結果之探討後，獲得以下的結論：

前弓箭步的肌肉活化與膝關節深膝力矩介於兩者之間，比較趨近於能穩定膝關節的動作，對於傷害的風險也較測弓箭步小；側弓箭步在股四頭肌的活化、膝關節伸膝力矩、共同活化比都較高，這可能會增加脛骨前移的機率，進而導致膝關節的不穩定；後弓箭步在腿後肌的活化較高，股四頭肌與腿後肌的活化比例較平衡，且股四頭肌之伸膝力舉較低，因此推測可以降低因股四頭肌收縮所產生脛骨前移情況，做動作時可以讓膝關節更穩定，

第二節 建議

本研究之建議如下：

- 一、前弓箭步在三者之中屬於中等難度，可應用在有運動基礎的族群以及膝關節傷後復健較進階的患者作為訓練。
- 二、測弓箭步比較不是用在股四頭肌肌力不足及膝關節傷後患者，若目標是為了增進股四頭肌的力量，可使用測弓箭步作為訓練。
- 三、後弓箭步適合應用在熱身運動或肌力訓練不足之初學者，以及臨床初期膝蓋傷後復健患者。

引用文獻

- Margareta. N & Victor H. F. (2003)。骨骼肌肉系統基礎生物力學。(林燕慧、鄭智修、魏鴻文，譯)。台北：人民衛生出版社。(原著第四版出版於2013年)
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen Møller, F., & Dyhre Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10(2), 58-67.
- Alkjær, T., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Aagaard, H., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers. *Clinical Biomechanics*, 17(8), 586-593.
- Alkjær, T., Wieland, M. R., Andersen, M. S., Simonsen, E. B., & Rasmussen, J. (2012). Computational modeling of a forward lunge: towards a better understanding of the function of the cruciate ligaments. *Journal of anatomy*, 221(6), 590-597.
- Aune, A. K., Nordsletten, L., Skjeldal, S., Madsen, J. E., & Ekeland, A. (1995). Hamstrings and gastrocnemius co-contraction protects the anterior cruciate ligament against failure: An in vivo study in the rat. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(1), 147-150.
- Ayotte NW., Stetts DM., Keenan G., Greenway EH. (2007). Electromyo-graphical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37(2):48-55.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., & D'ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American journal of sports medicine*, 16(2), 113-122.

- Begalle, R. L., DiStefano, L. J., Blackburn, T., & Padua, D. A. (2012). Quadriceps and hamstrings coactivation during common therapeutic exercises. *Journal of athletic training, 47*(4), 396-405.
- Beynon, B., Howe, J. G., Pope, M. H., Johnson, R. J., & Fleming, B. C. (1992). The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *International orthopaedics, 16*(1), 1-12.
- Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A., & Garrett, W.E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics, 23*, 573–578.
- Chappell, J. D., Creighton, R. A., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine, 35*(2), 235-241.
- Clark, R. A., Bryant, A. L., & Reaburn, P. (2006). The acute effects of a single set of contrast preloading on a loaded countermovement jump training session. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 20*(1), 162-166.
- Cook, G. (2001). *High-performance sports conditioning*. Champaign, Illinois.
- Comfort, P., Jones, P. A., Smith, L. C., & Herrington, L. (2015). Joint kinetics and kinematics during common lower limb rehabilitation exercises. *Journal of athletic training, 50*(10), 1011-1018.
- Cronström, A., & Ageberg, E. (2014). Association between sensory function and medio-lateral knee position during functional tasks in patients with anterior cruciate ligament injury. *BMC musculoskeletal disorders, 15*(1), 1.
- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive

quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 32(2), 477-483.

Draganich, L. F., Jaeger, R. J., & Kralj, A. R. (1989). Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *The journal of bone and joint surgery American*, 71(7), 1075-1081.

Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37(12), 754-762.

Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(4), 556-569.

Escamilla, R. F., Zheng, N., MacLeod, T. D., Imamura, R., Edwards, W. B., Hreljac, A., ... & Andrews, J. R. (2010). Cruciate ligament forces between short-step and long-step forward lunge. *Medicine & science in sports & exercise*, 42(10), 1932-42.

Escamilla, R. F., Zheng, N., MacLeod, T. D., Imamura, R., Edwards, W. B., Hreljac, A., ... & Andrews, J. R. (2010). Cruciate ligament tensile forces during the forward and side lunge. *Clinical biomechanics*, 25(3), 213-221.

Flanagan, S. P., Wang, M. Y., Greendale, G. A., Azen, S. P., & Salem, G. J. (2004). Biomechanical attributes of lunging activities for older adults. *Journal of strength and conditioning research*, 18(3), 599.

Graham, V. L., Gehlsen, G. M., & Edwards, J. A. (1993). Electromyographic evaluation of closed and open kinetic chain knee rehabilitation exercises. *Journal of athletic training*, 28(1), 23.

Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of

- neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 27(6), 699-706.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Zazulak, B. T. (2008). Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of science and medicine in sport*, 11(5), 452-459.
- Heijne, A. N. N. E. T. T. E., Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Peura, G. D., Beynon, B. D., & Werner, S. U. Z. A. N. N. E. (2004). Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Medicine & science in sports & exercise*, 36(6), 935-941.
- Holcomb, W. R., Rubley, M. D., Lee, H. J., & Guadagnoli, M. A. (2007). Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring: quadriceps strength ratios. *The journal of strength & conditioning research*, 21(1), 41-47.
- Jönhagen, S., Ackermann, P., & Saartok, T. (2009). Forward lunge: a training study of eccentric exercises of the lower limbs. *The journal of strength & conditioning research*, 23(3), 972-978.
- Jonhagen S, Halvorsen K, Benoit DL (2009b) Muscle activation and length changes during two lunge exercises: implications for rehabilitation. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 19, 561-568.
- Kvist J, Karlberg C, Gerdle B, Gillquist J. (2011). Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 31: 4-15
- Kellis, E., & Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19(1), 55-64.

- Myer, G. D., Ford, K. R., Foss, K. D. B., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical journal of sport medicine*, 19(1), 3-8.
- Myers, J. B., Pasquale, M. R., Laudner, K. G., & Sell, T. C. (2005). On-the-field resistance-tubing exercises for throwers: an electromyographic analysis. *Journal of athletic training*, 40(1), 15.
- Pincivero, D. M., Aldworth, C., Dickerson, T., Petry, C., & Shultz, T. (2000). Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. *European journal of applied physiology*, 81(6), 504-509.
- Palmitier RA, An KN, Scott SG, Chao YS (1991) Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports medicine 11*: 402-413
- Palmieri-Smith, R. M., McLean, S. G., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2009). Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. *Journal of athletic training*, 44(3), 256-263.
- Romanazzi, M., Galante, D., & Sforza, C. (2015). Intralimb joint coordination of the lower extremities in resistance training exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(1), 61-68.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., & D'ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(3), 207-213.
- Stone MH, Collins D, Plisk S, Haff G, Stone ME (2000). Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training. *Strength & conditioning journal*, 22(3):65-76.

Stuart MJ, Meglan DA, Lutz GE, Growney ES, An KN (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *The American journal of sports medicine*, 24(6):792-799.

Shultz, S. J., Perrin, D. H., Adams, J. M., Arnold, B. L., Gansneder, B. M., & Granata, K. P., (2000). Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of electromyography and kinesiology*, 10, 159-170.

Signorile JF, Weber B, Roll B, Caruso JF, Lowensteyn I, Perry AC (1994). An electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. *The journal of strength & conditioning research*, 8:178 -183

White, K. K., Lee, S. S., Cutuk, A. D. N. A. N., Hargens, A. R., & Pedowitz, R. A. (2003). EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(3), 371-376.

Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., & Borsa, P. A. (2006). Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. *Sports Medicine*, 36(5), 393-410.

附錄一 實驗參與者同意書

引言

您被邀請參與此研究計畫，此為實驗參與者同意書。目的是要提供您本研究之相關資訊，以便決定是否參加本研究。計劃研究者會為您說明研究內容並回答您的任何疑問。您可以提出任何和此研究有關的問題，在您的問題尚未獲得滿意的答覆之前，請不要同意參與此研究。如果您決定參與本研究，此文件將作為您的同意紀錄。即使您同意後，仍可不具有任何理由隨時退出。

研究名稱：健康族群在不同弓箭步的下肢生物力學特徵

研究者：戴詠璇

指導教授：李恆儒

*研究計畫簡介

1. 研究目的：就生物力學的研究手段檢測前、側、後弓箭步下肢肌肉的狀況，收集運動學、動力學及肌電訊號參數，並比較三種弓箭步的收縮模式，找出較能提供穩定性的動作。
2. 研究參與者之招募條件：有規律運動習慣者（每週至少三次且每次至少三十分鐘以上）。下肢無任何開刀病史，且近半年內無下肢傷害之問題，亦無慢性疾病（如：心臟病、高血壓及糖尿病）。
4. 實驗流程：於全身黏貼 51 顆反光球，接著量測肢段參數及定義慣用腳，而後將接受實驗進行前弓箭步、側弓箭步、後弓箭步以隨機次序分配，測量股直肌、股內側肌、股外側肌、股二頭肌及半腱肌，五條肌肉在動作過程中作用狀態。動作執行如下：
 - (1)前弓箭步：雙腳站立與肩同寬，慣用腳向前跨（跨步距離為腿長的 80%），後腳膝蓋需觸碰於目標物（距地面高度約 5 公分），而後慣用腳收回，為一次完整的動作。
 - (2)側弓箭步：雙腳站立與肩同寬，慣用腳側向跨出（跨步距離為腿長之長度），慣用側臀部需處於目標物（為腿長 60%），而後慣用腳收回，為一次完整的動作。
 - (3)後弓箭步：雙腳站立與肩同寬，非慣用向後跨（跨步距離為腿長的 80%），非慣用腳膝蓋需觸碰於目標物（據地面高度約 5 公分），而後非慣用腳收回，為一次完整的動作。

*參與研究可能遭遇之不適、不便或傷害及處置方法

- 在研究中所討論的某些問題可能會使您感到不適或困擾，但您隨時可以拒絕回答

任何問題或隨時退出討論。

- 每次實驗進行時，研究者先協助實驗參加者填寫實驗同意書與基本資料表。經過動作講解及練習後，再進行實驗的正式收集，當執行動作的過程中，參與者如感到不適或下肢疼痛等情況則會立即中止實驗收集。

補助

若您決定參與本計畫，將不獲支付任何費用或補助。

*** 研究之參與、中止及退出**

您可自由決定是否參加本計畫；研究過程中也可不需任何理由隨時撤銷同意、退出計畫，且不會引起任何不愉快、或有任何附加的懲罰，或影響到您任何其他方面的權益（例如：工作／醫療照護／學校成績）。

*** 聯絡資訊**

如果您對本研究有任何問題，請與研究計畫者：國立臺灣師範大學 體育系研究所 戴詠璇 聯絡（電話：0935-679157 信箱：swimsherry@hotmail.com）。

參加本研究計劃實驗參與者個人權益將受以下保護：

本計劃執之測驗所得資料可能發表於學術性雜誌，但實驗參與者姓名將不會公佈，實驗參與者之隱私將予絕對保密。

研究者：戴詠璇 簽名：

日期：

實驗參與者簽章：

本人已經詳閱上列各項資料，有關本研究計畫的疑問，業經計畫主持人或指定研究說明者詳細予以解釋。本人同意接受為此研究計畫的自願研究參與者。

實驗參與者簽名：

日期：