



國立臺北科技大學

電子工程系碩士班

碩士學位論文

以肌電訊號複合演算機制評估髌骨外翻之
復健動作

Evaluating Rehabilitation of Patellar Subluxation
based on Complex EMG Algorithm

研究生：曾柏元

指導教授：段裘慶 博士

中華民國一百零五年七月

中文摘要

論文名稱：以肌電訊號複合演算機制評估髌骨外翻之復健動作

頁數：八十頁

校所別：國立臺北科技大學 電子工程 研究所

畢業時間：一百零四學年度 第二學期

學位：碩士

研究生：曾柏元

指導教授：段裘慶 博士

關鍵詞：髌骨外翻、肌電訊號、複合演算機制、抬腿踢

造成髌骨外翻症狀會因膝關節軟組織失衡所致，主要為股內側肌(VMO)和股外側肌(VL)施力不平衡影響，在運動、日常活動、上下樓梯、長時間久坐或蹲時造成疼痛加劇，如無妥善治療約 90%病患會復發或變成慢性疼痛，常見治療方式以加強股內側肌來訓練下肢肌力。本研究目的為針對髌骨外翻之復健動作進行評估，人體下肢在活動時會藉由股四頭肌帶動骨骼進行動作，在不同動作下肌肉之施力狀況亦有所不同，為了解股內外側肌施力比值，製作一套輔具來偵測受測者於復健動作下肌肉的施力大小、股骨加速度及角度變化等，輔助醫護人員了解復健動作之狀態，提升整體復健效率。

利用受測者動作時肌肉收縮所產生的肌電訊號，將其 VMO 與 VL 做複合演算機制，擷取特徵值做分析與計算出比值(VVR)，由此方式來分析股內外側肌活動狀況，經實驗設計不同動作之類型，以尋找最大比值(VVR)之動作為目的，因較高 VMO 有助於髌骨外翻之復健。

依不同角度之抬腿踢實驗，平均 VVR 遞減排列，依序為 $50^{\circ} > 60^{\circ} > 20^{\circ} > 70^{\circ} > 40^{\circ} > 30^{\circ} > 80^{\circ} > 90^{\circ}$ ，約在 $50^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 之差異程度最高，接著進行 ANOVA 分析顯著性，結果顯

示各角度間無顯著性差異，但與正常步態卻存有顯著性差異，所用 $20^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 皆可表現差異($VVR>1$)，本研究各角度之抬腿踢皆能達到訓練股內側肌之目的。



英文摘要

Title: Evaluating Rehabilitation of Patellar Subluxation based on Complex EMG Algorithm

Pages: 80

School: National Taipei University of Technology

Department: Electronic Engineering

Time: July, 2016

Degree: Master

Researcher: Po-Yuan Tseng

Advisor: Chiu-Ching Tuan, Ph.D.

Keywords: Patellar subluxation, Complex EMG algorithm, Electromyography, Kick by raising leg



Patellar subluxation is usually caused by soft tissue imbalance around the patella. The most common factor is the strength imbalance between vastus medialis obliquus (VMO) and vastus lateralis (VL) muscles. This symptom is often aggravated by climbing stairs, squatting or sitting in exercise or daily routine. Ninety percent of patients will become relapse or chronic pain. Treatment of patellar subluxation often focuses on enforcing muscle VMO strength of the lower limb. This study is to assess the patellar subluxation of rehabilitation. When the lower limb exercises, quadriceps femoris muscle supplies the patella movement. It is different muscle forces from different actions. In order to investigate the ratio of VMO to VL muscle, we made a assistive device to measure user's muscle forces, femur angle and acceleration under rehabilitations. The device could assist medical personnel to see the condition of rehabilitation and rise the effectiveness of rehabilitation.

The complex EMG algorithm assesses the subject's activity of muscle during contraction. Analyze the extraction of Electromyography signals and calculate the ratio of VMO to VL (VVR) could explain VMO and VL active situations. Searching the larger VVR on different rehabilitations is good for rehabilitation of patellar subluxation.

According to the kick by raising leg in different angle, the VVR are sorted by descending, $50^{\circ} > 60^{\circ} > 20^{\circ} > 70^{\circ} > 40^{\circ} > 30^{\circ} > 80^{\circ} > 90^{\circ}$. The better differences are in $50^{\circ} \sim 60^{\circ}$. Statistical analysis was performed by ANOVA. The different angles did not exist statistically different, but the normal gait versus angles existed statistically different. The kick by raising leg could achieve the higher VMO in $20^{\circ} \sim 90^{\circ}$ ($VVR > 1$).



誌謝

研究所生涯將畫上句點並邁入人生下一階段，回顧起這兩年來的歷程，首先要感謝指導教授段裘慶老師，除了提供研究上實質的建議與幫助，讓學生能少走些冤枉路；也時常提醒學生做事態度與嚴謹性，指導學生不足之處與鍛鍊學生邏輯能力，並分享人生做事的道理與經驗，讓學生這兩年碩士生涯受益匪淺，這些寶貴經驗對未來必定有所幫助，期待未來能學以致用於職場中。亦感謝陳彥文教授、辛華昀教授與許見章教授於論文口試上，提供指正與寶貴意見給予學生更加廣闊之思考方向，使得本論文更加完善。

感謝博士班呂基亨學長不吝指正與協助，並安排與專科醫師作討論，也感謝林口長庚醫院骨科吳基銓醫師與陳漢娟護理師之協助，並提供學生研究的方向，使研究成果更具完整性。也感謝博士班洪啟富學長給予不同觀點意見與指點，亦感謝碩士班學長智翔、世偉、崧緯與宛儒提供研究上的建議，謝謝同學易隆與柏宏相互鼓勵與陪伴，也感謝學弟妹韋廷和欣玫，還有在職專班弘益、宣豪與冠捷於報告後提供修改建議。

最後，感謝家人始終如一的在背後陪伴與栽培，讓我能無後顧之憂專心地完成學業，再次感謝一路上幫助過我的所有人們，因為有你們的幫助讓我能順利畢業，在此衷心謝謝你們。

曾柏元 謹致

國立臺北科技大學電子工程研究所

中華民國 105 年 7 月

目錄

中文摘要	i
英文摘要	iii
誌謝	v
目錄	vi
圖目錄	ix
表目錄	xi
第一章 緒論	1
1.1 研究動機	2
1.2 研究目的	3
1.3 論文架構	4
第二章 文獻探討	5
2.1 髌骨股骨關節結構	5
2.1.1 膝關節相關病理探討	6
2.1.2 膝關節症狀之治療方法	9
2.2 肌電訊號	10
2.2.1 肌電訊號原理	10
2.2.2 肌電訊號分析與評估	12
2.2.3 肌電訊號之相關應用	14
2.3 髌骨外翻於醫學上探討	16
2.3.1 踢正步動作對治療有效性	17
2.3.2 擾動影響肌電觸發時間差	18
2.3.3 角速度變化之效果	20
2.3.4 行走與跑步之膝關節肌肉力量	21

第三章 材料與方法	23
3.1 訊號感測模組	24
3.1.1 微控制器	24
3.1.2 肌電訊號感測模組	25
3.1.3 角度感測模組	27
3.1.4 訊號模組傳輸設計	28
3.1.5 感測模組固定方式	29
3.2 肌電訊號感測模組處理與分析	30
3.2.1 肌電訊號之濾波器處理	31
3.2.2 肌電訊號複合演算	33
3.3 量測動作設計	36
第四章 實驗與討論	39
4.1 系統準確性實驗設計	39
4.1.1 肌電訊號感測模組效能評估	39
4.1.2 VVR 之準確性評估	43
4.2 量測實驗設計	44
4.2.1 實驗量測限制與對象	44
4.2.2 訊號量測方法架設	46
4.2.3 實驗量測參數表	47
4.3 實驗結果與討論	48
4.3.1 復健動作之分析	48
4.3.2 不同模式之抬腿踢分析	50
4.3.3 抬腿踢角度之分析	53
4.3.4 角度影響之肌電訊號差異	58
4.3.5 結果統計分析	60

第五章 結論與未來研究方向	64
5.1 結論	64
5.2 未來研究方向	65
參考文獻	66
附錄	72
A 參數對照表	72
B 中英文專有名詞對照表	74
C 肌電訊號分析操作介面	78
D 作者簡歷	80



圖目錄

圖 2.1 髌骨股骨關節結構[14]	5
圖 2.2 髌骨位置之評估[19]	8
圖 2.3 髌骨護膝帶(Patella Brace) [22]	9
圖 2.4 肌電訊號量測原理[24]	11
圖 2.5 表面電極[25]	11
圖 2.6 針狀電極[24]	12
圖 2.7 表面肌電訊號分析與識別[32]	14
圖 2.8 手部姿勢辨識[35]	15
圖 2.9 肌肉活動之三種類型[36]	15
圖 2.10 步態運動之三個階段[36]	16
圖 2.11 正步訓練之動作順序[38]	17
圖 2.12 初步研究 VMO/VL [38].....	18
圖 2.13 反射收縮擾動示意圖[41]	19
圖 2.14 髌骨外側之 VMO 和 VL 肌電訊號[42].....	20
圖 2.15 行走與跑步之膝關節肌肉比例[43]	22
圖 3.1 肌電訊號檢測系統架構圖	23
圖 3.2 Arduino-uno 尺寸對照圖	25
圖 3.3 肌電感測模組	25
圖 3.4 右腳 VMO 與 VL 感測點位置擺放	26
圖 3.5 慣性測量器(GY-85).....	27
圖 3.6 接收訊號畫面範例	28
圖 3.7 藍芽感測模組(HC-05)	29
圖 3.8 完整感測模組外觀示意圖	30

圖 3.9 肌電訊號處理與特徵分析流程.....	31
圖 3.10 訊號模組接收之 EMG.....	32
圖 3.11 濾波後之 EMG (Notch and Band-pass filtered).....	33
圖 3.12 全波整流之 EMG.....	33
圖 3.13 經 RMS 計算後之 EMG.....	34
圖 3.14 CT 過濾擷取之 EMG 區段.....	35
圖 3.15 VMO 與 VL 訊號示意圖($VVR > 1$).....	36
圖 3.16 右腳 30°抬腿踢過程.....	37
圖 3.17 右腳 90°抬腿踢過程.....	38
圖 3.18 正常步態過程示意圖.....	38
圖 4.1 輸出訊號值於數位示波器上.....	41
圖 4.2 復健動作分析結果.....	49
圖 4.3 不同模式之 VVR 分析結果(S.2).....	50
圖 4.4 不同模式之 VVR 分析結果(S.3).....	51
圖 4.5 不同模式之 VVR 分析結果(S.5).....	52
圖 4.6 不同模式之 VVR 分析結果(S.4).....	53
圖 4.7 10°~90°之抬腿踢 VVR (S.1、2、4、7、8、11、14、19).....	54
圖 4.8 10°~90°之抬腿踢 VVR (S.5、12、16、17、20).....	55
圖 4.9 10°~90°之抬腿踢 VVR (S.3、6、9、10、13、15、18).....	57
圖 4.10 VMO 和 VL 肌電訊號(S.5 之 10°抬腿踢).....	58
圖 4.11 VMO 和 VL 肌電訊號(S.5 之 50°抬腿踢).....	59
圖 4.12 VMO 和 VL 肌電訊號(S.5 之 90°抬腿踢).....	60
圖 4.13 VVR 統計盒形圖.....	61
圖 C.1 LabVIEW 開發環境介面.....	78
圖 C.2 本系統操作介面.....	78

表目錄

表 4.1 肌電感測模組驗證參數表	40
表 4.2 100 Hz 正弦波之 THD 結果	42
表 4.3 150 Hz 正弦波之 THD 結果	42
表 4.4 200 Hz 正弦波之 THD 結果	43
表 4.5 100、150、200 Hz 正弦波之 VVR.....	44
表 4.6 實驗檢測對象資料(無相關病史)	45
表 4.7 復健動作實驗參數表	48
表 4.8 量測動作之 VVR (S.1、2、4、7、8、11、14、19).....	54
表 4.9 量測動作之 VVR (S.5、12、16、17、20).....	56
表 4.10 量測動作之 VVR (S.3、6、9、10、13、15、18).....	57
表 4.11 變異數同質性檢定表 ($10^{\circ}\sim 90^{\circ}$)	62
表 4.12 ANOVA 結果 ($20^{\circ}\sim 90^{\circ}$)	63

第一章 緒論

隨著科技及醫學技術的進步，近年來全球膝關節置換(Total Knee Arthroplasty, TKA)手術之施行呈現成長趨勢，根據美國於 2009 年統計，施做膝關節置換手術估計達 60 萬例[1]，耗費約九十億美元；預估至 2030 年，將有 300 萬例手術將進行[2]，而國內膝關節置換手術每年約有兩萬多例，並以每年 5~6%持續成長中。由於膝關節病患日趨成長，膝關節對於日常活動所承受之壓力較大；一般而言，人體體重一公斤等同於增加膝關節四公斤之受力，若負荷過大使下肢生物力學發生變化，恐造成膝關節受傷機會，而症狀會因人而異，但多數人會以前膝痛(Anterior Knee Pain, AKP)為常見病徵[3]。

膝關節是人體結構中重要關節之一，日常活動都需伴隨著膝關節來帶動骨骼運作，膝關節主要由股骨、脛骨、髌骨所構成，骨骼彼此之間皆由軟骨組織包覆，軟骨組織能保護骨骼並使骨骼之間能正常活動，於一般下肢活動狀況下能正常運作維持膝關節穩定度[4]。但隨著軟骨組織磨損會逐漸失去彈性功能，即會衍生一些症狀，如膝關節疼痛、發炎或行動困難，症狀從早期輕微膝關節痠痛，中期因上下樓梯、長時間久坐或蹲下時產生疼痛，後期病患因組織嚴重磨損，站立或行走時，伴隨劇烈疼痛間接影響其日常活動。造成軟骨組織磨損之成因複雜多樣，過度使用傷害(如:肌腱、韌帶等等)、髌骨不穩、嚴重外傷、老化等，通常在早期和中期將施以物理治療、改變運動方式或穿戴護膝等方式來改善[5]，以達到紓解改善不適狀況，後期嚴重時才施以膝關節置換手術，雖能維持日常活動的功能，但置換人工膝關節後病患將無法進行較劇烈之運動[6]。為了避免讓膝關節嚴重至需進行置換手術，應提供更多臨床檢查的診斷方式，像以穿戴式裝置記錄膝關節活動各項生理資訊，量化個人訓練或健康指標參數，幫助病患得以預防及治療。

1.1 研究動機

髌骨外翻(Patellar Subluxation)之成因常為髌骨周邊軟組織受損而導致，其可能造成前膝痛或髌骨週邊(內或外側)疼痛，長期導致軟骨磨損而造成骨頭硬化、變形、壞死，是骨科和運動醫學門診中常見的疾病之一。於運動醫學中膝關節症狀約占整個疾病25~40%，影響總人口數約為總患者25%，其中又好發於女性和運動員上[7]。髌骨外翻症狀因髌骨位置向外側偏移，病患之膝關節將有發炎或不適現象，至於髌骨外翻如何在早期精確診斷與治療，以避免疾病變異惡化，醫學上也有許多研究[8]，臨床診斷中已有數種髌骨外翻試驗，如髌骨軌跡、壓縮試驗、等速肌力測試儀(Isokinetic Dynamometer)、髌骨觸診與X光片檢查等[9]。通常以X光片檢查方式來辨別髌骨位置變化，以往相關研究結論傾向由軟組織失衡所致，亦是造成後續異常髌骨移動軌跡罪魁禍首，軟組織失衡主要因股四頭肌(Quadriceps Femoris Muscle)功能障礙而產生的症狀。以下肢生物力學來說明，因股內側肌(Vastus Medialis Obliquus, VMO)和股外側肌(Vastus Lateralis, VL)肌力失衡所致，包括股內側肌過於虛弱無力或外側結構髂胫束緊繃。治療髌骨外翻方法包括物理治療、藥物治療、手術和矯形器，原則上以物理治療為主，並側重於增強股內側肌肉力量或舒緩外側肌肉力量，許多研究會試圖以加強訓練VMO方式為目的[10]，來矯正和舒緩髌骨外翻所帶來不適之症狀。

了解VMO和VL肌肉收縮模式對於物理治療能有所幫助，改善復健動作提升整體復健效率，使用肌電圖量測是一種被廣泛接受之技術[11]，用以量測肌肉收縮所產生之電訊號，推算出肌肉力量的強度。肌電圖會使用兩種不同的檢測方式，透過使用針狀電極的侵入性檢測和使用非侵入性的表面電極，侵入性方法主要用在神經學與深層肌肉上之檢測，而非侵入性方式(Surface Electromyography, sEMG)屬於表面肌電圖檢查，適合運用在運動醫學研究上[12]。

1.2 研究目的

目前臨床檢查中對髌骨外翻肌肉評估較無量化數據給予醫療人員作參考，多以醫師長年累積之經驗視為診斷依據給予病患復健建議。然而能有效量測肌肉之最大肌力與最大自主收縮的有效設備，常利用等速肌力測試儀[13]施作檢查，此儀器可作為肌力測試與訓練之標準，可以作為被動運動(Passive)、等長運動(Isometric)、等速運動(Isokinetic)、等張運動(Isotonic)等測試模組，配合向心與離心收縮做量測，但因設備自身各項因素限制，通常會以醫療中心等級規模才使用此設備。

本研究目的為針對髌骨外翻之復健動作進行評估，探討髌骨外翻復健及肌電圖量應用之相關文獻後，歸納建構一套檢測輔具，透過各種膝關節之復健動作對病患之股內側肌與股外側肌進行整體肌力狀態檢測。評估肌電收縮之肌電量比值，並探討不同復健動作與肌電之關係，輔助醫療人員在臨床診斷髌骨外翻之復健動作成效，提供一套便捷且實用之檢測輔具，研究目的主要方向如下：

1. 檢測輔具便捷易用：主要將輔具朝向穿戴式裝置方面建構，具人性化操作介面、體積輕巧、機動性高適用於任何場所特點，且量測過程所需時間不會過於冗長。
2. 量化數據、驗證量測有效性：將原始肌力轉化為電訊號，經由量化求得股內外側之比值，並提供醫護人員做診斷參考，且經由一系列客觀驗證動作，以確認數據有效性。
3. 動作檢測回饋：使用者利用本裝置經系統將肌電圖訊號感測數據收集後，透過LabVIEW 處理與分析，計算出使用者復健動作中股內外側之比值，利用圖形化介面回饋量測資訊，讓使用者與醫護人員能了解目前狀況。

1.3 論文架構

本論文後續章節架構將分述如下：第二章文獻探討，包括介紹髌骨股骨關節結構與相關病理特徵、肌電訊號產生原理和所得訊號圖形，並說明肌電訊號所呈現之物理意義與評估方式，最後彙整以往醫學研究上所應用肌電圖[10, 11, 12, 13]方法進行探討及重點分析。第三章為研究材料與方法，為本論文之策略與機制，包含本系統之肌電訊號感測模組、肌電訊號之數位濾波處理、肌電訊號分析軟體程設計意義，並詳述量測復健動作之流程。第四章實驗結果與討論，將實際進行系統量測與肌電訊號分析，比較其比值差異並做探討，用以評估本系統之可行性。第五章結論與未來研究方向作總結性歸納，說明研究受限因素及貢獻，並檢討研究限制與缺失，亦提出可行之建議與未來研究方向。



第二章 文獻探討

本章節將先對髌骨股骨關節結構與病理背景做簡易介紹，再者對肌電圖產生原理與評估方式做基礎說明，其次探討醫學上結合肌電圖應用之相關文獻。多數髌骨外翻文獻係探討下肢生物力學的各種變化過程，而研究較多搭配肌電圖來檢測肌肉上之變化，並以此視為復健成效上之參考。藉由研讀文獻所得知之潛在問題與結論進行討論，並歸納提出有效解決方案，擬定本研究之整體系統建置與研究方向。

2.1 髌骨股骨關節結構

髌骨股骨關節(Patellofemoral)是構成膝關節伸展機制(Extensor Mechanism)重要環節，其結構由髌骨(Patella)又名膝蓋骨、股骨(Femur)與脛骨所組成，髌骨在膝關節中會隨彎曲角度而活動，並沿著髌骨溝(Femoral Groove)滑動位移，而髌骨溝是由股骨末端膨起的兩個髁部分(內髁與外髁)構成。滑動軌跡又稱髌骨軌跡，髌骨和股骨之間的接觸面皆有軟骨組織保護，其主要功能為外力對膝關節施壓時，供緩衝作用避免骨骼直接接觸，亦能達到穩定關節之效果，若骨骼兩端之軟骨如發生摩擦現象就可能造成發炎、疼痛等症狀。

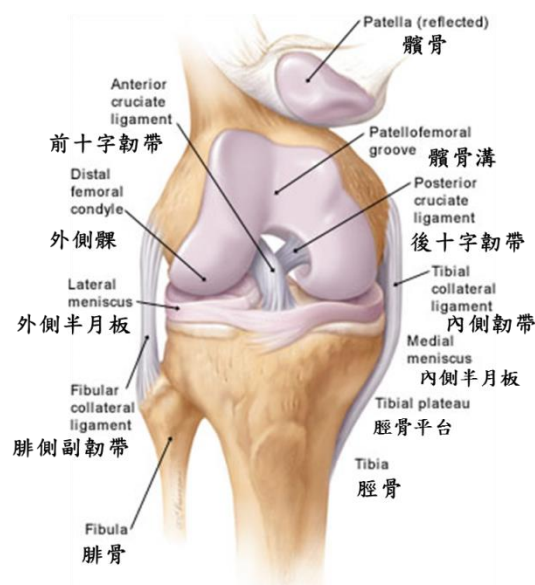


圖 2.1 髌骨股骨關節結構[14]

髌骨確實扮演著人體下肢健康的重要角色，影響著日常生活之行動，也與運動時靈活度有著密切關係，在劇烈的活動中易造成傷害，而髌骨所衍生之問題症狀，影響之程度可大可小，輕微可能是短暫之痠痛或無力，嚴重的話恐怕影響膝蓋彎曲之活動範圍，造成行動上的不便。其中一些髌骨傷害屬於不可逆漸進式傷害，一旦受傷了就屬永久性傷害，例如軟骨會隨著磨損逐漸變薄而無法自我復原，因此平時做好自我檢測就顯得非常重要，以下針對幾項較常見之髌骨病症進行簡單探討說明。

2.1.1 膝關節相關病理探討

膝關節是人體能夠行動自如關鍵，也是經常出現問題的部位，除了一些因新陳代謝異常或自體免疫性疾病(如痛風或類風濕關節炎等)和外傷所造成的膝關節症狀以外，大部分是可以找出其症狀所在。在臨床診斷中最直接方式乃是經由 X 光檢查來觀看膝關節狀況，而這些症狀經過詳細問診大部份是有跡可循的，藉由詢問病患出現疼痛之明確位置、疼痛屬突發性之急性期(3~5 天)或緩慢形成之慢性期(9 天以上)與近期日常活動或運動上是否有膝關節活動之變化。其中多數人會因過度使用所致，而膝關節問題主要會與性別、年齡、體重、職業等有著密不可分關係。

1. 髌骨股骨疼痛症候群(Patellofemoral Pain Syndrome, PFPS)屬於多種症狀之總稱，常見於青少年和年輕成年人中，通常會在運動過後或長時間久坐，發生膝關節部分疼痛現象。該症狀會隨著膝關節屈曲增加使髌骨所受壓力呈倍數遞增[15]，因此治療髌骨股骨疼痛症候群時，必須評估整體狀況來矯正其病因，以強化膝蓋周邊肌肉來減輕和改善疼痛感，避免過度操勞造成膝關節受傷，儘早就醫尋求協助免於成為慢性傷害。
2. 髂脛束摩擦症候群(Iliotibial Band Syndrome, ITBS) [16]指膝蓋外側的髂脛束，是一條纖維束從髋關節延伸至髌骨外側部分，以穩定膝關節彎曲活動，主要於

膝關節彎曲 30°時，與股骨外側上緣部分摩擦最為嚴重，會因過度使用造成摩擦所衍生此症。例如跑步或騎腳踏車屬於單向之運動，長時間膝關節彎曲造成發炎及腫脹，也容易導致腿部肌肉失衡，而髂胫束(Iliotibial Band, ITB)緊繃可能會增加受傷風險，所以在運動前做些伸展動作來舒緩緊繃現象，以降低受傷可能性。

3. 退化性關節炎(Osteoarthritis, OA) [17]屬於一種關節退化疾病，簡言之是指膝關節表面軟骨失去彈性，使得軟骨下方骨頭受力增加，而加速軟骨磨損傷害，使得軟骨變薄、關節之間變窄。罹患退化性膝關節炎者與老化、創傷、肥胖有明顯關聯，易發生於 45 歲以上，軟骨通常是無法自我復原的，再加上年齡老化會造成無法產生足夠醣蛋白(Proteoglycans)、膠原蛋白(Collagen)來維持健康軟骨結構，嚴重影響活動時就需置換人工膝關節，近年來更有年輕化趨勢，所以如何及早預防或延緩退化性關節炎發生，是現代人所面臨到之重要課題。
4. 髌骨外翻(Patellar Subluxation) [18]研究顯示病因包含多發性誘因，主要三個影響誘因：骨骼畸形、異常骨骼軸或軟組織失衡，其中最常見因素是軟組織失衡，因內側力量不足無法與外側抗衡所致，造成髌骨外翻或半脫位現象。此症之治療方式著重於股內側肌力量或減弱外側力量，因 VMO 無法抵抗 VL 和 ITB 的力量，影響髌骨位移，研究指出增強股內側肌為最直接有效方式，藉由物理治療方式來訓練避免造成後續軟骨嚴重磨損。

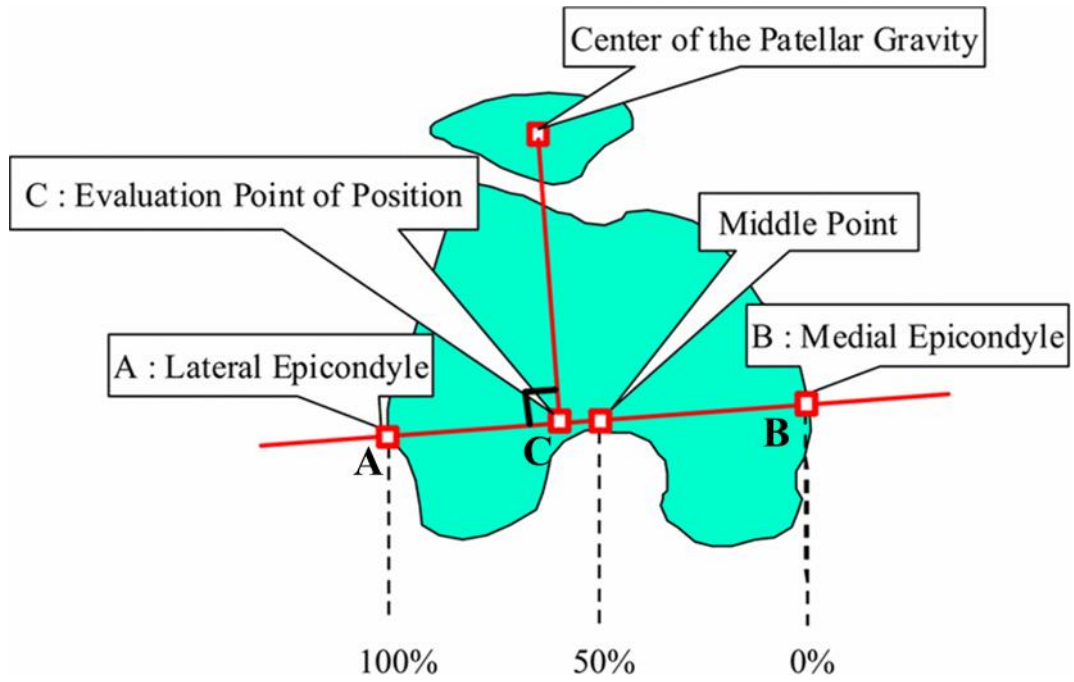


圖 2.2 髌骨位置之評估[19]

髌骨位置(Patellar Position, P_p)依據三個參考點來計算，股骨之內外上髌分別為 A 與 B，其連線稱為股骨髌上軸(Transepicondylar Axis, TEA)，接者由髌骨重心點垂直 TEA 之交點為 C，如圖 2.2 所示。評估計算如公式 2.1 所示，計算值為 0~100%區段，一般認定 45~55%為髌骨位置正常，大於 55%或小於 45%被認定為髌骨位置較為異常之情況，須及早注意及預防發生膝關節之問題。

$$P_p = \frac{\overline{BC}}{\overline{AB}} \times 100\% \quad (2.1)$$

目前臨床檢查方式多以觸診或 X 光片圖像診斷髌骨與股骨位置，並判斷造成髌骨外翻的誘因，最後決定手術治療或非手術治療，如髌骨發育不良，股骨溝和股骨髌缺陷情況，可能以手術治療為主，而非手術治療則考慮加強股四頭肌和保護髌骨等方式進行 [20]。

2.1.2 膝關節症狀之治療方法

前膝疼痛為膝關節病患最常見症狀之一，通常被稱為前膝疼痛症候群(Anterior Knee Pain Syndrome, AKPS)或髕骨股骨疼痛症候群(Patellofemoral Pain Syndrome, PFPS)。其症狀輕微者常以保守性治療為優先，治療方式包括物理治療、矯形器、膠帶或藥物治療等。文獻上闡述許多治療方法與結果[21, 22, 23]，目前尚未存在一套準則，對於該選擇何種治療方式，各有其優缺點做為膝關節治療之參考，簡述三種治療方式如下：

物理治療(Physiotherapy)：舒緩與減輕其症狀為目標，防止症狀復發和惡化，例如：減輕疼痛、放鬆肌肉、增進肌力與肌耐力或舒緩發炎現象等，主要處理範圍為軟組織，包括肌肉、韌帶或關節軟骨等。治療方式有加強股四頭肌、伸展運動、核心肌群穩定性、加強臀部力量、水療與強化下肢肌肉肌力，屬膝關節問題較常使用之治療方式[21]。

矯形器(Orthotics)：為了預防或矯正膝關節症狀，將彈性膠帶貼附於髕骨上方，並以膠帶施予髕骨向內側之力量，以抵消橫向髕骨位移並穩定髕骨。或以護膝帶(Patella Brace)輔具來固定髕骨，如圖 2.3 所示，藉由固定關節來限制其異常活動，保持關節的正常活動並減輕髕骨所承受之壓力[22]。



圖 2.3 髕骨護膝帶(Patella Brace) [22]

藥物治療：任何藥物治療對於膝關節症狀屬輔助性質，像立即性消炎止痛藥、補充軟骨成分的葡萄糖胺製劑或關節注射玻尿酸來降低關節摩擦[23]，通常藥物治療常會伴

隨些許副作用，任何藥物治療皆需專業醫師建議，並可搭配物理治療來達到事半功倍之效果。

2.2 肌電訊號

肌電圖(Electromyography, EMG)常用來評估人體肌肉所產生電活動，肌肉收縮過程中所產生電壓變化即為肌電訊號，多年來已廣泛應於用生物醫學上，臨床上常被用於神經肌肉疾病上重要診斷工具之一[13, 14]，目前有多項指標參數可作為醫療運用。此外 EMG 已被發展應用於理療、康復、運動醫學和訓練等，隨著科技日新月異肌電技術應用也不斷演進，不僅在輔助診斷上能發揮其作用，近年來已有研究使用來代替患者的義肢，透過 EMG 訊號來即時控制機械義肢，藉由感測人體在不同動作下的肌電訊號，讓義肢來模仿與學習人體動作，未來如能準確模擬肌肉達到操控義肢，就能用於已截肢或神經受損病患上之替代輔具。

2.2.1 肌電訊號原理

神經元(Neuron)或稱神經細胞，是構成神經系統的基本功能單位，具有相當大的細胞體，內含細胞核(Nucleus)與細胞質等，其主要特徵是它擁有纖維狀突起來延長它傳導訊息的距離。一般而言，突起可分為樹突與軸突(Axon)兩種類型，樹突可將訊息由突起末端傳入細胞體，而軸突則是將訊息傳出，如圖 2.4 所示。人體內有數以億計條神經元，神經元的突起末端與許多神經元突起相連接，神經訊息在人體神經元內傳遞是一種電訊號，靠離子(Ion)流通過細胞膜(Cell Membrane)來達成，當神經元未傳遞訊息時會處於休止狀態(Resting State)，一但受刺激對膜電位影響總和超過神經元門檻值，就會產生動作電位(Action Potential)，並符合全有全無定理(All or None)，動作電位形成因細胞膜離子通道開關產生通透效應所產生，與鈉離子(Na^+)和鉀離子(K^+)通道有密切關係[24]。

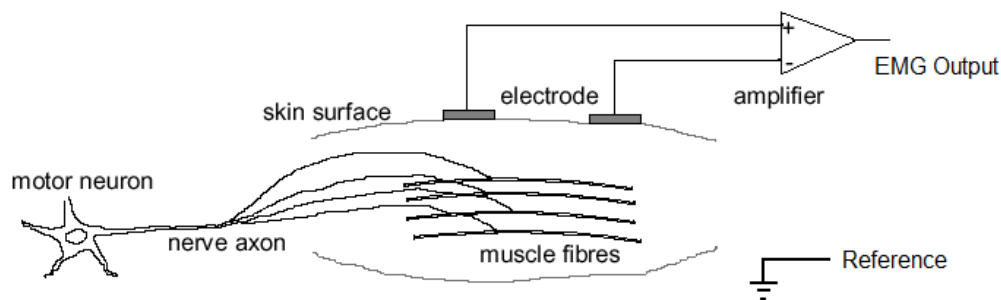


圖 2.4 肌電訊號量測原理[24]

檢測人體肌肉生物電活動常會使用 EMG 工具進行，以電極裝置記錄肌肉內生物電活動，分為兩種主要電極裝置：

表面電極(Surface Electrodes)：通常用於淺層表面肌肉，表面電極片是利用一種鍍上氯化銀極板貼以非侵入式來量測肌肉，氯化銀層允許肌肉電流穿過電解質與電極之間自由地通過，並減少雜訊進入，最後會在極板與皮膚之間塗上一層導電膠，如圖 2.5 所示。因方便量測之優點常用於運動醫學評估上，但具有一定局限性，無法檢測較深層肌肉和易產生雜訊干擾。



圖 2.5 表面電極[25]

針狀電極(Needle Electrodes)：通常用於臨床檢測神經肌肉上，將針狀電極前端具導電性之針極以侵入式插入來檢查之肌肉，如圖 2.6 所示，記錄肌肉在刺入狀態、靜止狀態、輕度收縮和強力收縮下活動，了解運動神經元、運動神經和神經肌肉交接處，用來

診斷神經或肌肉病變，檢查時因需重複插入電極之動作會伴隨些許疼痛感，較具侵害性需專業醫師來操作。



圖 2.6 針狀電極[24]

2.2.2 肌電訊號分析與評估

肌肉評估方式會藉由肌電圖記錄電位之變化以表示肌肉之活動狀況，將 EMG 訊號分析出時域與頻域部分，可得到下列三大類訊息[26]：

1. 時間訊息(Temporal)：代表肌肉收縮觸發的開始時間與結束時間，並顯示某時間點上肌肉收縮的變化狀況。
2. 力量訊息(Force)：肌電訊號和肌肉所產生之收縮力量呈正比關係，以振幅大小解釋肌肉活動的狀態。
3. 疲勞訊息(Fatigue)：當肌肉已產生疲勞現象，其 EMG 訊號高頻部份減少，而相對的低頻部份會增加，亦代表整體頻率有顯著降低趨勢。

評估肌肉功能之肌電訊號特性與參數，主要在 EMG 時域部分，透過積分後所得之數值與肌肉收縮力量之大小成正比關係，計算出單位時間中肌肉收縮活動以積分肌電圖(Integrated Electromyography, iEMG)表示，並計算均方根值(Root Mean Square, RMS)，如公式(2.2)與(2.3) [27]，表示肌電訊號振幅指標，將時間週期內之訊號做總和，可評估肌電訊號之強度，總和數值越大亦為週期時間內肌電訊號越大。

$$iEMG = \int_t^{t+T} EMG(t) dt \quad (2.2)$$

$$EMG_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} EMG^2(t) dt} \quad (2.3)$$

而於頻域分析是以 EMG 訊號之頻率變化特徵為分析指標，對 EMG 訊號進行短時傅立葉轉換(Short-Time Fourier Transform, STFT)，獲得 EMG 訊號之功率頻譜密度函數(Power Spectral Density, PSD)，顯示肌電訊號位於那些頻率及其分布比例。頻域分析通常以平均頻率(Mean Frequency, MNF)和中位頻率(Median Frequency, MDF)，如公式(2.4)與(2.5) [28]，用於判斷肌肉之疲勞情況，並在動態過程中呈現線性下降之狀況，此特性可作為是否產生肌肉疲勞之參考指標。



$$MNF = \frac{\int_0^{\infty} fP(f)df}{\int_0^{\infty} P(f)df} \quad (2.4)$$

$$MDF = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f)df \quad (2.5)$$

肌肉疲勞因持續長時間肌肉收縮使肌肉疲勞無力、痛苦甚至是受傷的危險，肌肉疲勞可能導致肌電訊號準確度降低，須通過監測肌肉頻率部分來防止，因此肌肉疲勞的評估也是肌電訊號重要的一環，在頻域中 MNF 或 MDF 頻率有向較低頻率偏移發生[29]，檢測出肌肉疲勞現象時須予以提醒，以避免發生受傷狀況。

2.2.3 肌電訊號之相關應用

結合相關的肌電訊號研究成果，EMG 技術吸引醫學與工業界的廣泛興趣，義肢技術之研究為最多討論，充分利用先進的處理器和電機技術、體積輕薄、感測反應快速和操作方便之工具[30]。其他相關義肢研究如 Cyberhand [31]、Yokoi Hand [32]和 SJT-2 hand [33]等學者所開發，主要面臨之挑戰為特徵提取和分類器設計，被認為是提高系統準確度的兩個關鍵問題，前者是定義從原始表面肌電訊號所擷取特徵值[34]，而後者是將訊號特徵值分類，並進行辨識分類之動作，如圖 2.7 所示。

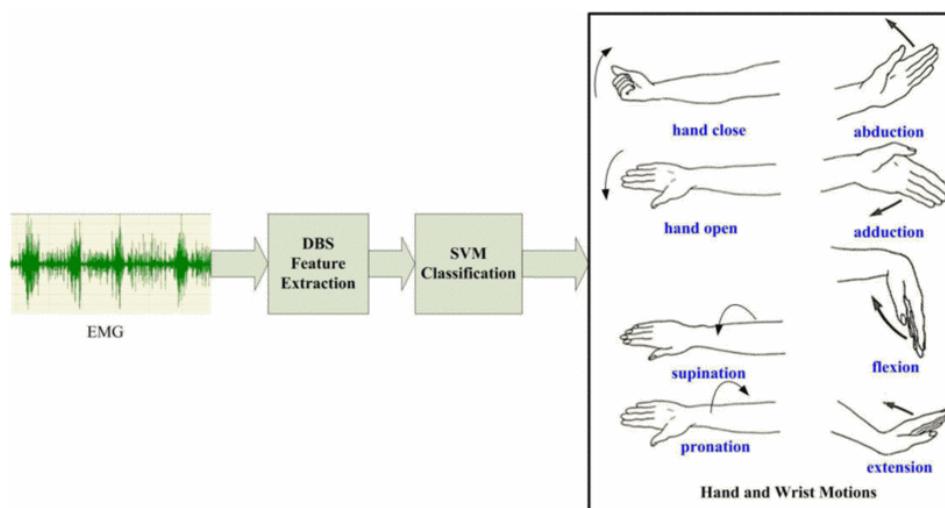


圖 2.7 表面肌電訊號分析與識別[32]

Michael T. Wolf [35]製作一套人機互動(Human-robot Interaction, HRI)穿戴式裝置系統，利用手掌姿勢操作，應用於機器人來達到遠程監控功能，感測器結合 32 組表面肌電圖感測器和慣性測量單元(Inertial Measurement Units, IMU)佩戴於使用者之手臂上，以無線傳輸方式監控肌電訊號來識別手掌之姿勢，並藉由 IMU 提供訊息來追蹤手臂運動方向和位置，以每個姿勢 6~10 秒靜態訓練，擷取使用者原始數據和提取特徵值，利用不同動作下 32 組肌電圖訊號之關係，基於支持向量機(Support Vector Machine, SVM)分類器之模式識別，建立使用者手勢資料庫，能分析 14 組姿勢並有高達 95%辨識準確率，如圖 2.8 所示。

未來潛在之應用包括在於月球上建造機器人宇航員指揮、災難搜救機器人的操作、偵察機器人或截肢者假義肢控制等，使用此肌電圖訊號來辨識之應用方式，近年來大量被用於人機互動上並逐漸成為未來趨勢。

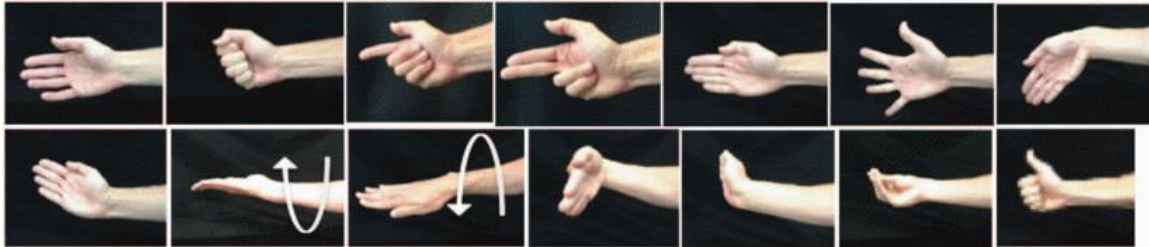


圖 2.8 手部姿勢辨識[35]

Kawamoto [36]提出一種基於混和輔助器(Hybrid Assistive Limb, HAL)，由人與機器裝備之間的相互作用，輔助腿部肌肉力量並藉由步行方式驗證該方法的有效性。基於表面肌電圖來檢測人體運動訊息，肌肉狀態主要分為有主動(Active)、被動(Passive)和自由(Free)，以肌肉活動和肌肉收縮長度方向來區分，如圖 2.9 所示。

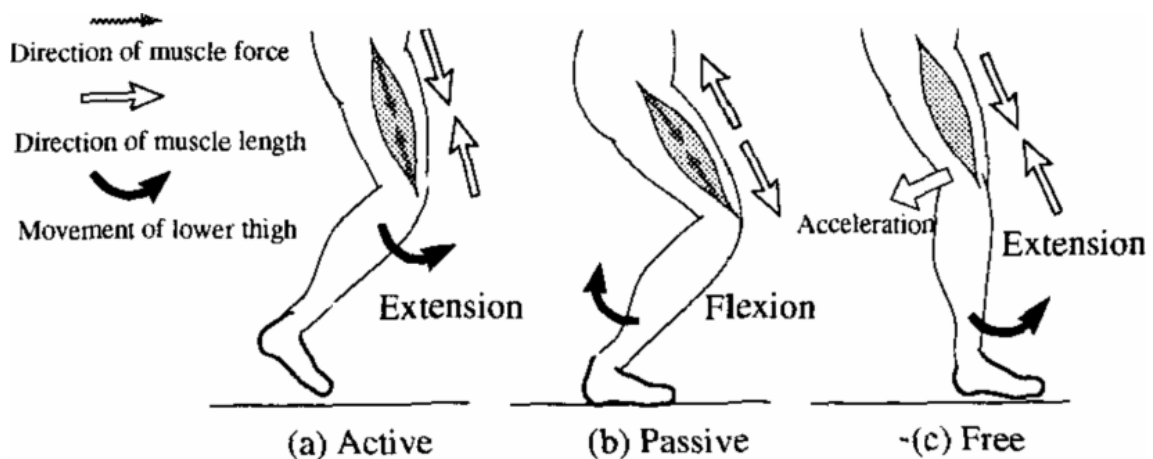


圖 2.9 肌肉活動之三種類型[36]

將行走動作劃分為三個階段，階段 1 為擺動階段，腳尖由地面向前擺動過程；階段 2 為腳跟剛接觸到地面狀態；階段 3 為腳停留於地面並支撐身體狀態，如圖 2.10 所示。

膝關節角度正比於肌肉長度，肌肉活動是從彎曲與伸直之肌電訊號為行為辨識，該研究集中在兩方面，如何計算肌肉力量和關節力矩，另一是如何識別和輔助人體運動。最後實驗結果表明，在 HAL 之三種階段中肌電收縮電壓呈現降低現象，證實了所提出的輔助方法有效性。

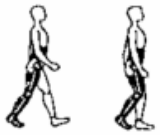

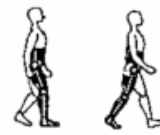
	Phase1		Phase2		Phase3	
						
Joint	Direction	Mode	Direction	Mode	Direction	Mode
Hip	Flexion	Active	Extension	Free	Extension	Active
Knee	Flexion ↓ Extension	Free	Flexion	Free	Flexion ↓ Extension	Passive

圖 2.10 步態運動之三個階段[36]

HAL 系統輔具，主旨在於提高老年人類運動能力和保持其身體靈活性，基於表面肌電圖來量測人體運動訊息，此類運動訊息是在輔助當中扮演重要角色，由肌肉活動方式來辨別其動作狀況。該研究成果不僅有助於運動生物力學、智能控制、人機交互技術等相關研究領域，也能廣泛應用於如殘障康復、老年人輔具和機器人輔助裝置上。

2.3 髕骨外翻於醫學上探討

EMG 應用層面越來越廣闊，主要用在復健科、骨科、神經內科等等，目前也有提供訓練和健康管理層面之應用。本節由探討目前使用肌電訊號研究之應用與結果，主要探討下肢股四頭肌部分，以闡述文獻關於本論文之討論，並以克服目前臨床檢測技術之缺點為目標，提出相應之解決方式。

2.3.1 踢正步動作對治療有效性

此研究試圖找出髌骨排列不齊綜合症(Patellofemoral Malalignment) [37]的有效治療方式，此病症常由物理治療來改善狀況，使用踢正步動作來進行檢測，動作分為：(a)將髌關節屈曲 60° ，膝關節和踝關節保持放鬆垂於地面；(b)小腿向外踢至膝關節完全伸展並使腳尖下壓；(c)身體向前移動，腳跟強力拍擊地面，如圖 2.11 所示。檢測發現此動作能觸發較高之 VMO，成為病患改善症狀的一種有效治療。先以 6 位健康男性(年齡 15-30 歲)做為檢測對象，無髌骨排列不齊症與膝關節症狀，進行表面肌電圖檢查，量測方式以正常步態和踢正步方式進行。並再踢正步分為有無伴隨用力踏之過程，觀察是否有明顯的 VMO 觸發，以 VMO 比 VL 之肌力方式呈現數據，若大於 1 表示 VMO 高於 VL 情況來達到訓練效果，結果顯示有達到所求目標並進一步研究。

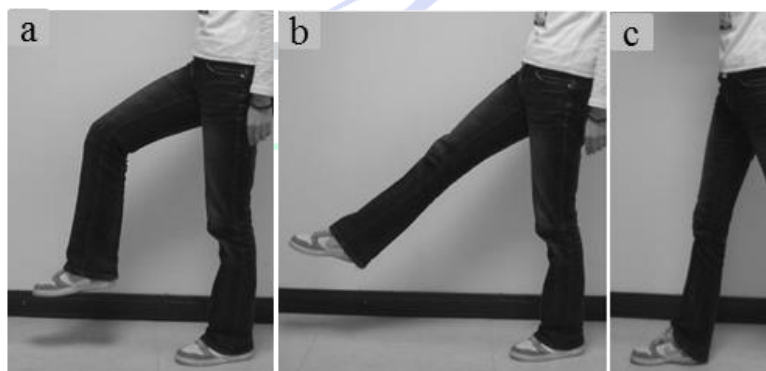


圖 2.11 正步訓練之動作順序[38]

在正常步態中，腳跟著地與腳完全伸直狀態下，二者肌力比值為 1.63 與 0.94。在踢正步無伴隨用力踏過程，腳跟著地與腳完全伸直狀態下，二者肌力比值為 1.72 與 1.87，該比值表明踢正步動作是有效的 VMO 訓練。於踢正步有伴隨用力踏過程，腳跟著地與腳完全伸直狀態下，二者肌力比值為 2.07 與 1.96，該比值大於前面兩組，表明用力踏過程可有更好 VMO 訓練效果。

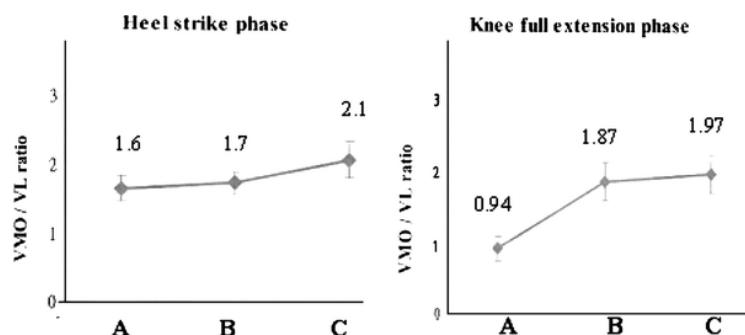


圖 2.12 初步研究 VMO/VL [38]

實驗組從 2004 年 8 月至 2005 年 10 月連續對 40 例患者進行臨床研究，年齡在 20-40 歲之男性與女性，下肢無明顯外傷和其他疾病所造成的下肢後遺症，完成持續 3 個月訓練追蹤研究，並作問卷調查，其中只有包括爬樓梯(10 分)、蹲(5 分)、長時間久坐(10 分)、腫脹(10 分)和大腿萎縮(5 分)，該問卷評分系統能提供髕骨關節患者症狀復原狀況，超過 35 分被認為是較為健康。其中 11 例患者經由膝關節評分後認為治療效果甚微，其餘認為對病情有所改善，改善率為 72.5% (29/40)。此研究顯示踢正步訓練方式，皆能增強 VMO 肌肉力量，經三個月訓練肌力比值也有明顯所提升。

此研究結果中，以踢正步訓練可作為鍛鍊 VMO 一項物理治療方式，膝關節最後用力伸展動作能輕易做到且具有復健功效，其中有無伴隨用力踏過程，兩者都是有效的非手術方法用於治療髕骨排列不齊綜合症候群上，其優點包括方便性、簡易性、低成本和觸發較高 VMO，因此髕骨排列不齊症狀的患者可優先考慮這種技術。但現今因踢正步被認定為不符人體工學，過程中腳後跟經猛烈著地，醫學上認定恐有傷及腦部之虞，而我國國軍也不再進行踢正步訓練，所以此動作可能較不適用於病患身上。

2.3.2 擾動影響肌電觸發時間差

為了比較 VMO 和 VL 的觸發時間對於髕骨關節疼痛症候群(Patellofemoral Pain Syndrome, PFPS)影響，觀察不同動作下肌肉時間差異，並找尋 VMO 和 VL 間之最佳關係。生物力學模型研究顯示，如果 VMO 神經觸發時間降低或不適當時，延遲於 VL 5

毫秒時間差[39]，就可能導致顯著髌骨外側移動影響到髌骨關節，有研究表明[40]，病患 VMO 和 VL 收縮時間相比之下，其 VMO 收縮時間較為延遲，這導致了強調神經肌肉訓練為 VMO 的復健鍛煉，觸發時間的變化可能由於疲勞、神經傳導速度和運動神經元的抑制或反射所造成。

Elton [41]檢測受試者於主動和被動之動作下觸發 VMO 和 VL，每位受測者完成三項自主收縮(蹲、腳尖站立和腳跟站立)和三項反射收縮(正常站立、腳尖站立和腳跟站立)共六項動作。自主收縮是由受測者自行完成，站在支撐腳尖之平台上，雙腳距離約 20 公分雙臂放置身體兩側，如圖 2.13 所示，保持平衡並檢測兩條腿之間的負重小於 1 公斤之內，而反射收縮由受試者後方吊掛一個 3 公斤實心球於上方天花板，由夾角約 60° 地方做擺盪並垂直於受測者背部，當球命中受測者有症狀之膝蓋後部擾動使股四頭肌發生反射。每個動作之間都有 2 分鐘休息避免肌肉疲乏，最後探討擾動所造成 VMO 和 VL 觸發，在測試前會記錄 500 毫秒平均靜止肌電訊號，肌肉觸發的時間被定義為超過靜止肌電訊號加上 3 個標準偏差至少持續 25 毫秒訊號。

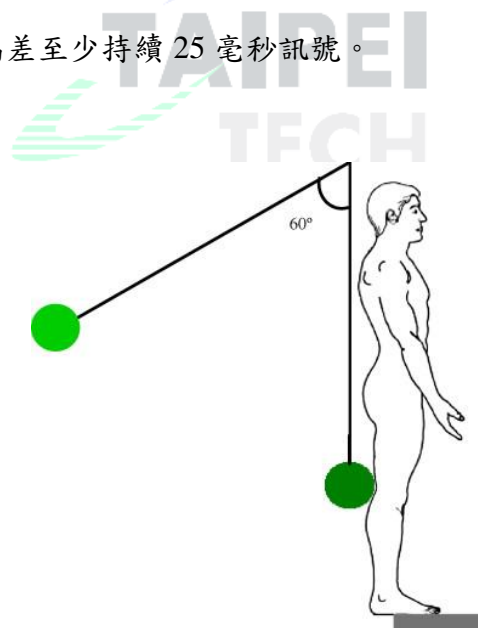


圖 2.13 反射收縮擾動示意圖[41]

檢測對象為 23 位(女 11:男 12)並於臨床診斷為 PFPS 受測者，其觸發時間差為 EMG 訊號上(VMO-VL)觸發時間所得，正值表示 VL 有較早觸發時間，在三項自主收縮(蹲、腳尖站立和腳跟站立)中，其觸發時間差平均為 1.4、58.9、57.7 (ms)，說明在自主收縮

其 VL 有較短觸發時間；而在三項反射收縮(正常站立、腳尖站立和腳跟站立)，其觸發時間差為-2.2、-5.3、-7.8 (ms)，說明在反射收縮時其 VMO 有較短觸發時間。

總結六項動作之觸發時間差，三項自主收縮顯示正值，而另三項反射收縮中顯示負值，這表明擾動造成反射收縮能反轉觸發時間差，相對於反射收縮使 VMO 有較短的觸發時間。在臨床上 PFPS 復健目的在於加強對 VMO 功能，而較早 VMO 收縮可防止橫向髌骨軌跡並保護髌骨關節，所以擾動所導致肌肉觸發具有復健策略的潛力，做為病患治療的一個方向。此研究於動作檢測時因只命中有症狀之腿部，可能因受測者體重或命中過程力量轉移至另一腿上造成偏差，需監測兩腿 EMG 訊號來做比對參考，加上受測者都是 PFPS 病患，可探討應用於正常人腿上是否會有相對應結果。

2.3.3 角速度變化之效果

Simo [42]之研究目的為比較股內側斜肌(VMO)和股外側肌(VL)之關係，在膝關節炎患者之間有無髌骨外側或半脫位患者之肌肉活化功能，檢測 80、120 和 240($^{\circ}$ /s) 等 3 種角速度之等速運動，使用設備為等速肌力測試復健設備(Cybex Norm dynamometer)，並將表面肌電圖訊號排除第一和第五週期，擷取三個週期訊號來作比較，以肌力比值 VMO/VL 和力矩值來進行比較，將訊號整段計算並無過濾。

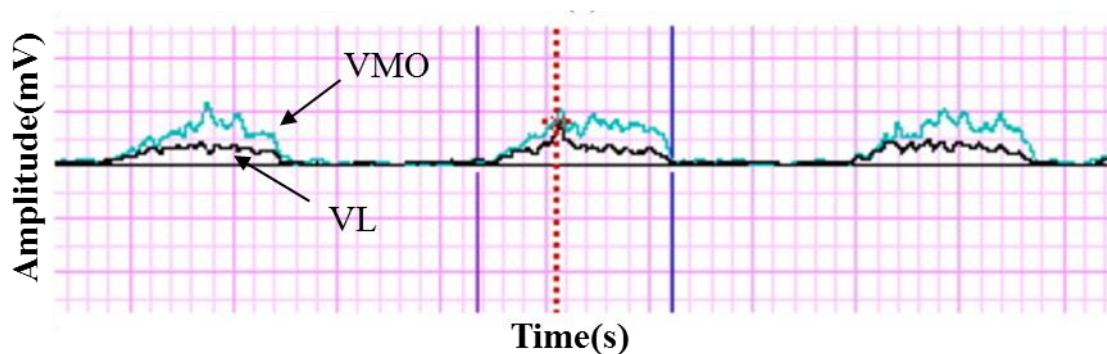


圖 2.14 髌骨外側之 VMO 和 VL 肌電訊號[42]

正常人在角速度 80、120 和 240($^{\circ}$ /s)之等速運動中，其 VMO/VL 肌力比值約各為 0.967、0.974、1.017；在膝關節炎患者無髌骨外側或半脫位，其肌力比值約為 0.980、0.992、1.029；而在膝關節炎患者有髌骨外側或半脫位，其肌力比值約為 0.769、0.818、0.850，如圖 2.14 所示，由結果看出來髌骨外翻或半脫位病患有較低 VMO 的趨勢。

在等速運動中角速度越高其肌力比值有逐漸增加趨勢，於髌骨外側或半脫位患者上較為顯著，VMO 和 VL 之間平衡失調可能為造成此症的一項因素，因 VMO 不足造成其髌骨位移，此研究推測較高之等速運動可能為有效的改善髌骨外翻方式。

2.3.4 行走與跑步之膝關節肌肉力量

Besier [43]研究使用 EMG 之肌肉骨骼模型，量測一般行走和跑步狀態下十組膝關節周圍之肌肉，受測者為 27 名 PFPS 病患(男 11：女 16)和 16 名無症狀之控制組(男 8：女 8)。每位受試者至少進行三次行走和跑步狀態數據檢測，使用 6 個相機動作捕捉系統測定三維標記軌跡加上肌電圖，包括步行和跑步速度、每步長度和規律從標記點軌跡中來計算，於行走與跑步狀態下各股四頭肌的貢獻變化，以股直肌(Rectus Femoris)、股外側肌(Vastus Lateralis)、股內側肌(Vastus Medialis)和股中間肌(Vastus Intermedius)、腘旁肌(Hamstrings)、腓腸肌內側(Medial Gastrocnemius)和腓腸肌外側(Lateral Gastrocnemius)作為量測目標，根據肌電圖來說明彼此間比例狀況，肌肉力量由每塊肌肉之最大值來換算比例大小，並分析討論結果。

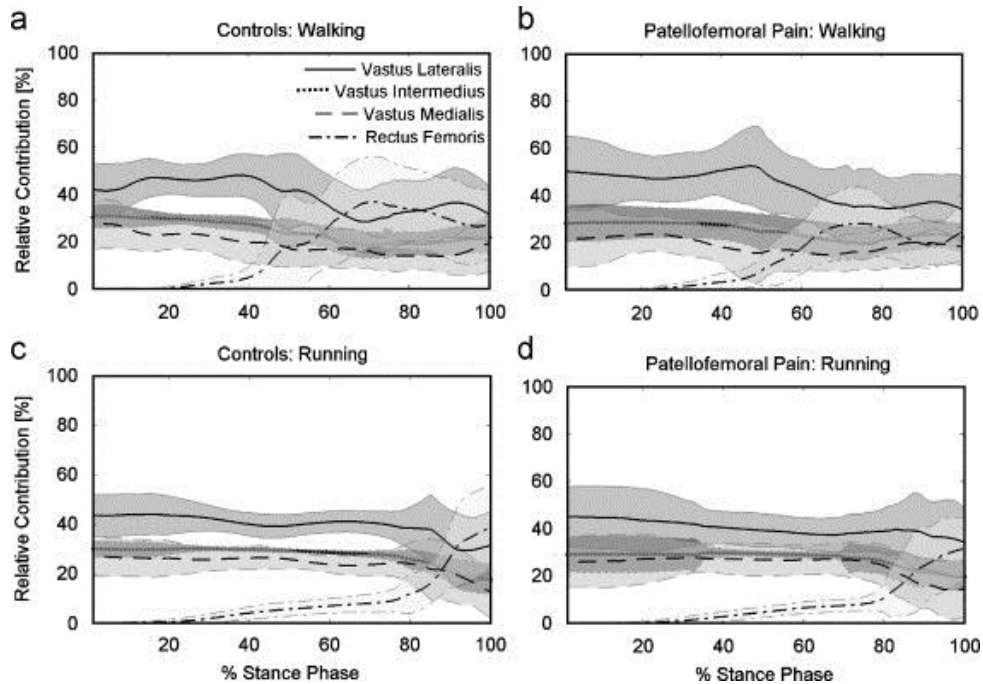


圖 2.15 行走與跑步之膝關節肌肉比例[43]

根據推測，如圖 2.15 所示，在行走(b)和跑步(d)狀態下之 PFPS 病患有較少股內側肌貢獻相對於控制組(a)和(b)，而髕骨關節疼痛病患有較大的共同收縮膕旁肌和股四頭肌相對於控制組。相對於步行狀態，跑步狀態下出現 VMO 增加和 VL 減少情況，說明在步行狀態下其 VMO 會有較為薄弱情況，目前尚未知這些肌肉力量的分佈是否造成疼痛或導致病症，但以增加共同收縮(Co-contraction)能提高膝關節的穩定性，並有助於調整髕骨滑行軌跡。

第三章 材料與方法

本研究目的為針對髌骨外翻之復健動作進行評估，參考過往復健之相關文獻與整合量測方法，建構本系統肌電訊號之複合演算機制(Complex EMG Algorithm)，利用受測者肌電圖之股內外側肌兩者比值，再搭配股骨角度與加速度檢測，客觀地告知醫護人員各種不同的復健動作結果，以輔助醫護人員臨床診斷參考，並提供一套使用便利且低成本之檢測輔具。系統架構主軸分為三大部分：訊號感測模組(Sensing Module)、訊號處理模組(Processing Module)和數據分析與評估模組(Analysis Module)，整體架構如圖 3.1 所示。

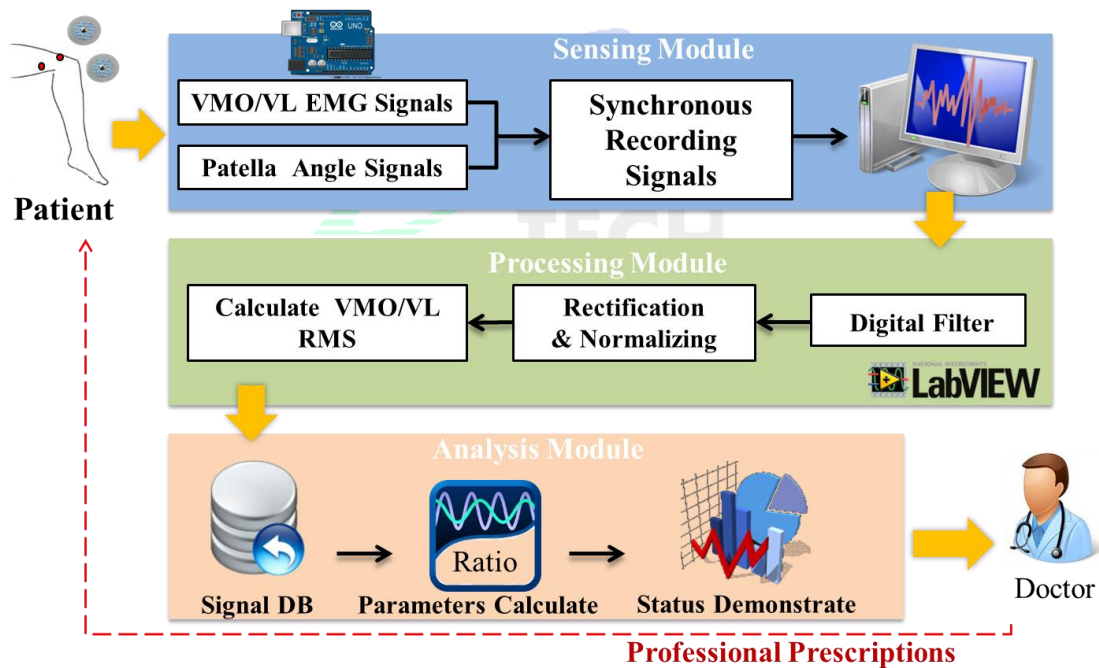


圖 3.1 肌電訊號檢測系統架構圖

(一)量測大腿肌力與角度訊號感測模組，是感測器和訊號接收裝置所組成的硬體架構，以兩組肌電圖感測器與九軸感測器作檢測，再由微控制器直接傳輸或透過藍芽通訊至後端電腦進行紀錄與分析訊號處理；(二)為訊號處理模組，主要處理肌電圖訊號，將

收集之訊號藉由 LabVIEW 軟體撰寫程式模組以作數位濾波、全波整流、正規化等處理，以供後續分析資料所用；(三)數據分析與評估，將訊號分析出所需之指標參數作判讀，回饋予醫師及受測者了解目前狀態之數據，並以圖形用戶介面(Graphical User Interface, GUI)呈現。

從相關研究探討髌骨外翻症狀，文獻[44, 45]較多傾向髌骨內外側之肌力不協調造成髌骨外翻，分別為股內側肌與股外側肌，並藉由肌電圖來檢測肌肉收縮肌電訊號，透過表面電極方式檢測肌電圖。本研究設備非屬於醫療等級，惟乃可當復健輔具品使用，相對於現有醫療檢測方式，其具有立即與便利性，可減少病患等候檢查時間並提供初步檢測之結果。

3.1 訊號感測模組

人體活動時下肢會藉由股四頭肌帶動骨骼進行動作，在不同動作下肌肉施力之狀況亦有所不同，為了解股內外側肌施力比值，製作一套輔具來偵測受測者之復健動作下肌肉施力大小、股骨加速度及角度變化等，並利用產生之肌電訊號，來呈現肌肉活動之狀況。

3.1.1 微控制器

為方便量測肌肉訊號，本研究使用 Arduino UNO 開發板作為系統之微控制器(Microcontroller Unit, MCU)，此平台採用 ATmega 系列，晶片上搭載多通道類比/數位轉換器(Analog-to-Digital Converter, ADC)，具有 10 bits 解析度轉換電壓值功能，結合肌電訊號感測模組轉換電壓，並以 0~1023 整數作顯示。取樣頻率則參考相關文獻，肌電訊號頻段集中在 20~400 Hz [46]，本研究取樣頻率設為 1 k Hz，即可滿足資料擷取需求，MCU 長寬約 7.5 cm × 5.5 cm，體積小並適合與本裝置之肌電和角度感測模組做結合，傳輸訊號至後端作接收與儲存動作，如圖 3.2 所示。

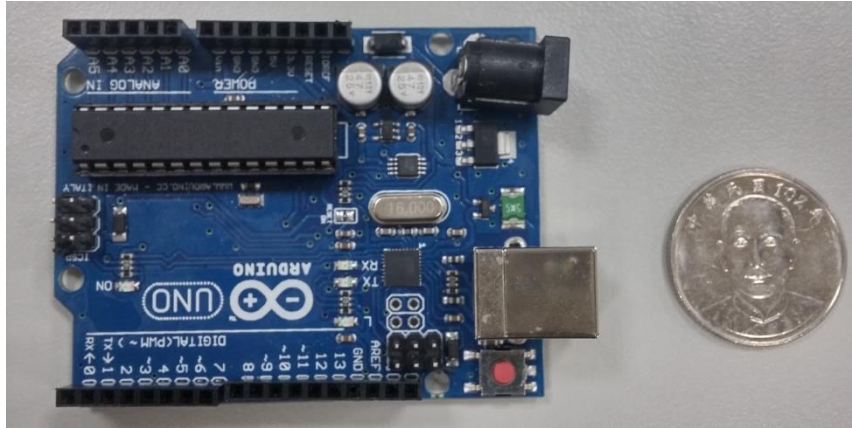


圖 3.2 Arduino-uno 尺寸對照圖

3.1.2 肌電訊號感測模組

肌電訊號擷取由兩組 SHIELD-EKG-EMG [47] 模組所組成，長寬約 $6.5\text{ cm} \times 5.5\text{ cm}$ ，能與 Arduino UNO 開發板兼容之擴充模組，可量測肌電圖(Electromyography, EMG)和心電圖(Electrocardiography, ECG)訊號。最多可堆疊 6 組作 6 通道接收，應用於動作時之肌電訊號或是量測心電圖上，本研究量測位置分別為股內側肌和股外側肌兩點，監測和記錄兩者之間肌電訊號，並使用 SHIELD-EKG-EMG-PRO 專業電極纜線與 SHIELD-EKG-EMG 模組直接作連接，其長度約 80 cm 長，電極貼片分別為黑色端(LA)、白色端(RA)和紅色端(LL)，如圖 3.3 所示。

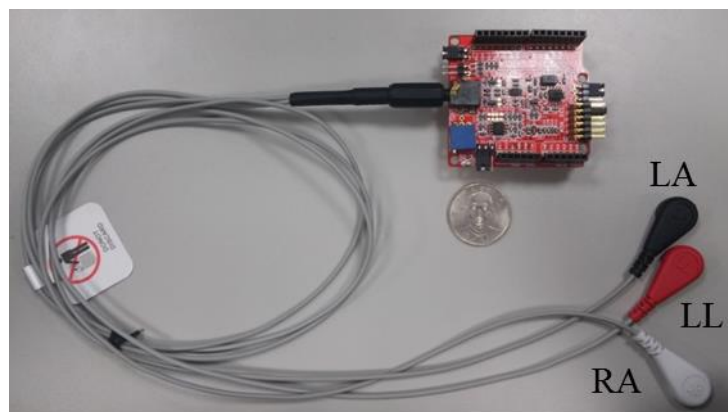


圖 3.3 肌電感測模組

感測點位置分別為 VMO 與 VL，本研究同時擷取股內外側肌之肌電訊號，電極位置是依據 Basmajian and Blumenstein [48]方法作感測點擺放，針對整體股內外側肌進行檢測。考量其訊號差異，將各個感測點位置分別固定擺放，能用肉眼或觸診明顯辨識 VMO 與 VL 肌肉線條，於其肌肉前端部份為感測點放置位置。擺放之過程若無法從肉眼看出前端部份，VMO 感測點以髌骨內側與股骨相交 40° 距離髌骨約 6 cm 處，而 VL 感測點則髌骨外側與股骨相交 30° 距離髌骨約 9 cm 處，而參考電極貼片貼於小腿之脛骨上[49]，如圖 3.4 所示。

本研究使用非侵入式表面電極法(Surface EMG)，將電極貼片附於皮膚表面並導出電壓訊號進行運算，在電極貼片放置前，先以少許酒精擦拭以減少皮膚阻抗，其電極貼片上有附著導凝膠，可降低電極片與皮膚之間所產生摩擦之雜訊，大腿皮膚上若毛髮過多，會導致無法將電極片固定，需先剃除避免影響量測訊號品質或排除量測此受測者。

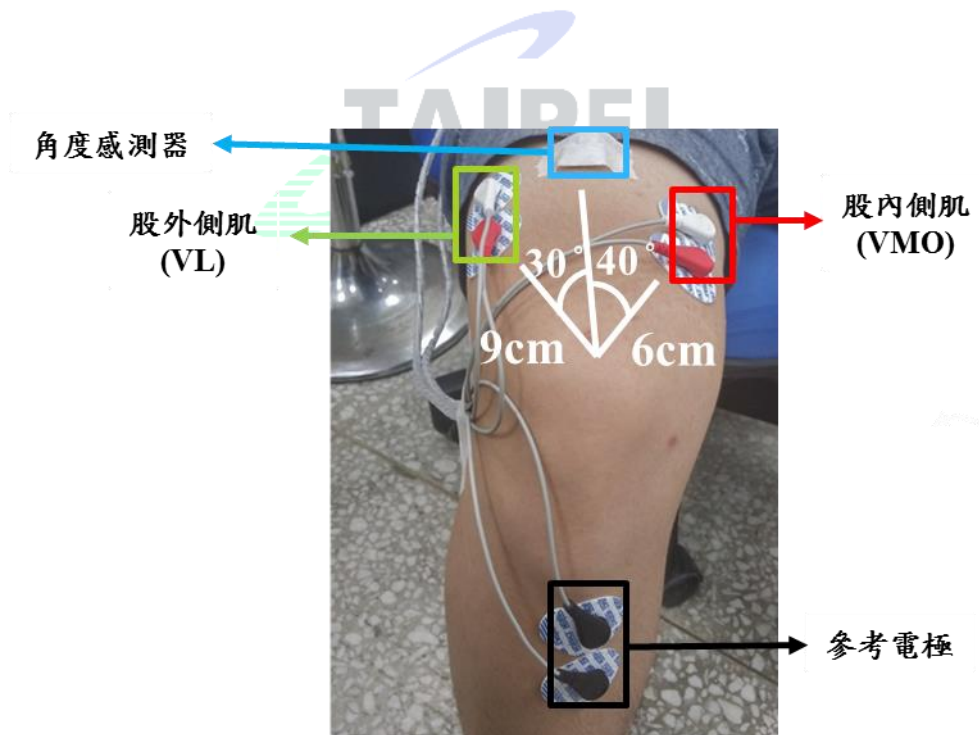


圖 3.4 右腳 VMO 與 VL 感測點位置擺放

3.1.3 角度感測模組

為配合肌電圖量測使用者之動作狀況，同時具備角度與加速度計算，並同步記錄骨骼與肌電訊號其擾動，將搭配 GY-85 九軸加速度慣性測量器(inertial Measurement Units, IMU)，如圖 3.5 所示，藉此量測腿部關節彎曲角度。其中九軸(9 Degree of Freedom, 9DOF)分別為：三軸加速器(ADXL345)、三軸陀螺儀(ITG3205)及三軸地磁計(HMC5883L)，結合加速度、角加速度、地磁等訊號整合運算，將其訊號轉換成物體所在狀態，已運用於飛行器、步態辨識等應用上。其長寬約 2.1 cm × 1.7 cm，體積小利於感測位置之擺放，可推算細微之動作變化，來檢測受測者之角度與加速度之動作變化，主要用來偵測抬腿角度，而感測器則固定於股骨上方平坦處，以不妨礙肌電感測位置為主要目的。

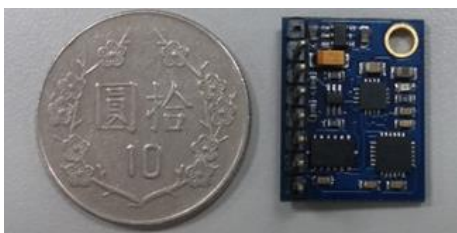


圖 3.5 慣性測量器(GY-85)

加速度計適用於傾斜角度上，故本輔具使用加速度計來計算角度，量測物體重力加速度，向量 P 是加速度所檢測出來值(加速度 $1\text{ g} = 9.8\text{ m/s}^2$)，而加速度計測出來的三軸 P_X 、 P_Y 、 P_Z 就是向量 P 投影出在 X 、 Y 、 Z 三軸，遵守畢氏定理，如公式(3.1)所示。

$$P = \sqrt{P_X^2 + P_Y^2 + P_Z^2} \quad (3.1)$$

物體隨著位置改變，重力加速度同時會在各向軸產生變化，以得知物體姿勢變換，計算出傾斜角度，其各軸旋轉分別為側翻(Roll)與俯翻(Pitch)，藉由此傾斜角度延伸出更多應用，配合抬腿踢動作做角度檢測，如公式(3.2)和(3.3)所示。

$$Roll = \tan^{-1} \frac{P_Y}{P_Z} \quad (3.2)$$

$$Pitch = \tan^{-1} \frac{P_X}{P_Z} \quad (3.3)$$

3.1.4 訊號模組傳輸設計

當 Arduino 模組需要與外部電腦通訊時，透過串行通信(Serial Communication)，使用晶片本身 USB 模擬之串列埠(Serial Port)，用於序列式逐位元資料傳輸。每次得傳輸若干位元數據，鮑率(Baud Rate)控制每秒傳輸多少位元 bits per second (bps)，通常是 9600、19200、57600、115200 等 bps，裝置兩端都要設為相同鮑率才能進行通訊。為符合本裝置肌電訊號，取樣頻率設為 1024 Hz，並使用通訊鮑率為 115200 bps，通用非同步收發傳輸器(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter, UART)收發傳輸，數據傳輸格式為 (VMO,VL)樣式，第一欄為 VMO 肌電訊號電壓值;第二欄為 VL 肌電訊號，中間以逗號作區隔，如圖 3.6 所示，最後資料儲存為 Excel 檔案格式，後續由分析軟體 LabVIEW 進行運算。

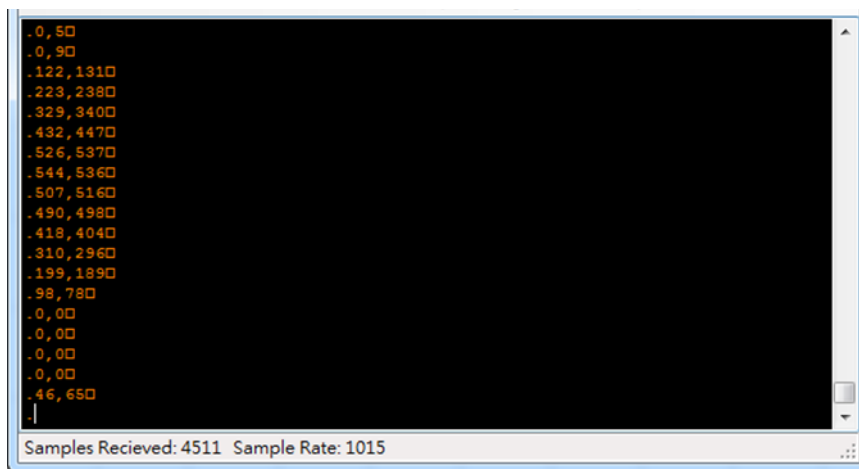


圖 3.6 接收訊號畫面範例

GY-85 九軸加速度感測器使用積體電路匯流排(Inter-Integrated Circuit, I²C)傳輸方式，其透過兩支腳位讓設備傳輸數據，此兩支腳位為：串列資料線(Serial Data line, SDA)和串列時脈線(Serial Clock Line, SCL)，可與 Arduino 腳位 analog pin 4 及 analog pin 5 連接。角度數據傳輸格式為(彎曲角度,角加速度)樣式，第一欄為膝關節彎曲角度值，站立狀態下為 0°，最大彎曲角度為 90°；第二欄為膝關節彎曲角度之加速度值。

本研究使用 HC-05 藍芽(Bluetooth)傳輸設備，主從一體可當 Master，也可作為 Slave 任意配對，其直接應用在 iOS、Android 和電腦端做接收數據，採用英國劍橋 CSR (Cambridge Silicon Radio)公司晶片，支援藍芽 2.1+EDR 規範，通訊距離約 10 公尺，兩端速率相同即可做通訊。本研究之角度訊號模組是經由藍芽做傳輸，只要產品能接受藍芽信號，都可直接連接配對監控角度之變化。



圖 3.7 藍芽感測模組(HC-05)

3.1.5 感測模組固定方式

參考文獻[50, 51]使用之固定工具，大部分為彈性繃帶、魔鬼粘與透氣膠帶等，實際上為避免感測器直接與人體接觸產生雜訊干擾，且檢測時碰撞造成感測器損壞及受測者之問題發生，須將感測模組做完善建構，以提升量測數據準確度和使用者檢測穿戴之便利性。將感測器固定於防水接線盒中，如圖 3.5 所示，研究量測部位為人體大腿部分，藉由復健動作來做肌電訊號檢測，感測器會被放置於腰包中並固定於腰部位置，一方面

固定性較佳又不影響動作之檢測，也可調整鬆緊扣環達到長度伸縮之功能，使體型較為粗壯或是瘦小之受測者皆能穿戴並固定得宜。

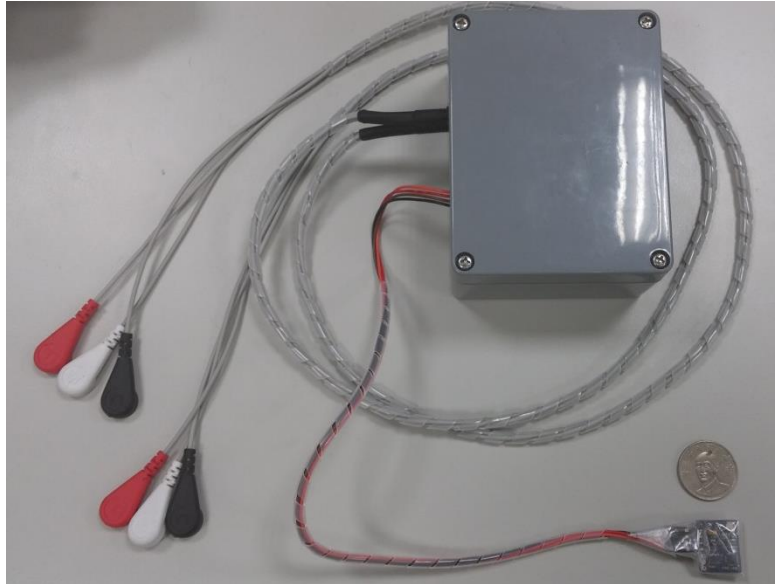


圖 3.8 完整感測模組外觀示意圖

3.2 肌電訊號感測模組處理與分析

EMG 用於記錄肌肉兩端收縮時所產生的動作電位之變化量，藉由動作時肌肉收縮強度大小所轉換成之電位差，亦反映說明肌肉活動程度。當肌肉收縮而使電位增加時，相對的 EMG 振幅也隨之增大，其原始 EMG 參雜些許非穩定性訊號，故需針對 EMG 訊號做適當之處理，將不需要之訊號排除在外，以便於檢視所需之 EMG。由訊號感測模組所收到之肌電訊號再匯入分析軟體 LabVIEW 進行運算，為此分成兩部分，先作濾波處理後再擷取訊號所需之特徵參數，以複合演算機制來呈現 VMO/VL 數據結果，並回饋予使用者與醫護人員作評估，總體流程如圖 3.9 所示。

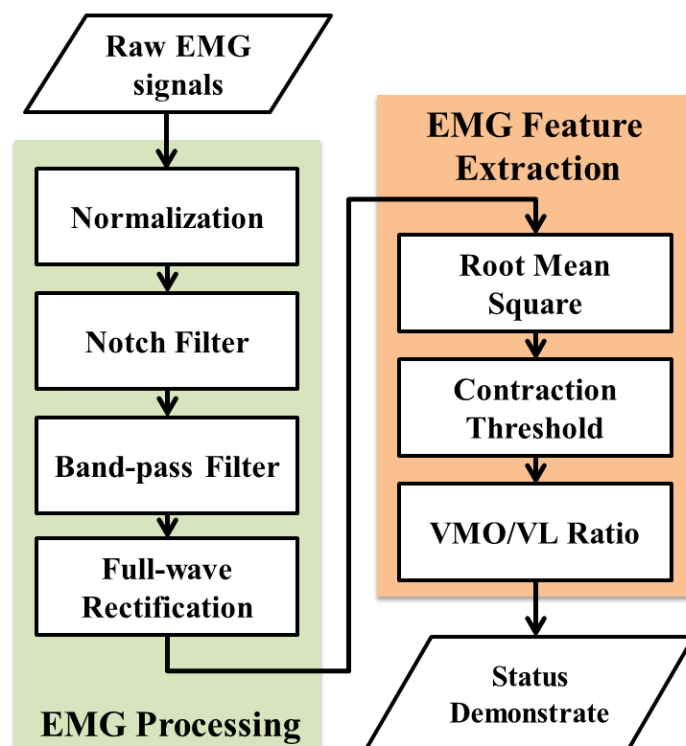


圖 3.9 肌電訊號處理與特徵分析流程

3.2.1 肌電訊號之濾波器處理

根據取樣定理，訊號能被完全實踐所允許頻率範圍，其取樣頻率至少為量測類比訊號頻率的 2 倍，便可將原始類比訊號從所取樣之數位訊號完全重建，且限制訊號頻率之上限。如公式(3.4)所示， f_s 為取樣頻率， B 為待量測訊號之最高頻率。

$$B \leq \frac{f_s}{2} \quad (3.4)$$

本研究之取樣頻率 f_s 為 1024 Hz，能測得訊號最高頻率 B 為 512 Hz，故低於最高頻率訊號時可從時域上被顯示出來，而高過最高頻率訊號將被重建成低於取樣頻率一半之訊號，無法在時域上被顯示出來，這種重疊所導致的失真稱為混疊。為了避免混疊之取

樣頻率大於所偵測訊號頻段兩倍，而肌電訊號主要頻段不超過 512 Hz，且取樣頻率為 1024 Hz 剛好符合上述之條件[46]。

在訊號進行接收過程中，常因一些外在因素干擾，其產生雜訊導致訊號失真，即刻需用濾波器來消除雜訊，使訊號中特定頻率通過並衰減不必要之頻段。首先會經過 60 Hz 陷波濾波(Notch filter)，目的能避免肌電訊號受到 60 Hz 雜訊所干擾，包括電源、日光燈和外界同頻干擾源等，此類型之雜訊在肌電訊號靜止時可明顯看出基準線有小幅度撥動現象，故待量測之訊號需做此濾波予以消除。而另一種干擾會因人為動作造成電極與導線之晃動而產生，這些訊號皆會影響肌電訊號結果並降低原始肌電訊號之可信度，屬於較低頻之干擾，且此類雜訊會造成訊號基準線有顯著大幅度之偏移，如圖 3.10 所示。

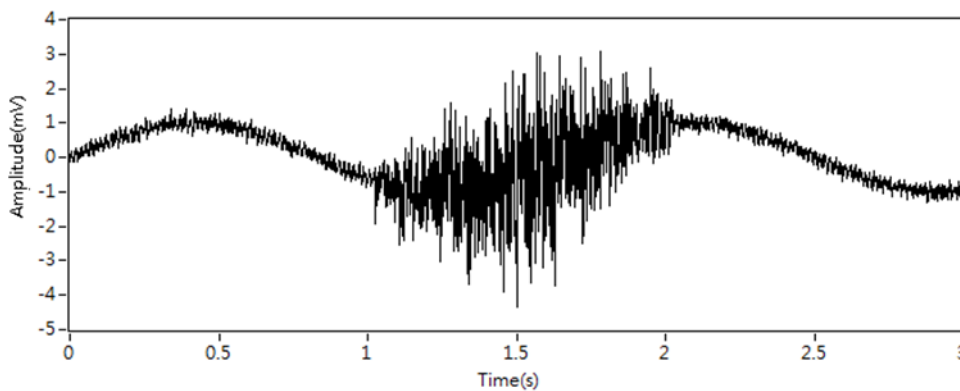


圖 3.10 訊號模組接收之 EMG

肌電訊號接續進行 20~400 Hz 帶通濾波器(Band-pass filter)處理予以排除，肌電訊號集中表現於此頻段上[46]，所以選擇此頻段當作濾波，如圖 3.11 為肌電訊號經過 60 Hz 陷波濾波和 20~400 Hz 帶通濾波。常見濾波器有巴特渥斯(Butterworth)、柴比雪夫(Chebyshev)和貝索(Bessel)等，本研究參考過往肌電圖研究採用二階巴特渥斯濾波器[38, 42, 43]，其特點是具有通帶內最大平坦振幅的特性。一般而言，濾波器之階數越大，通帶與阻帶之近似性會越佳準確，及過度帶也越陡，故其越大越能準確濾除所需之頻段，但伴隨著計算量也會因階數上升隨之增大。

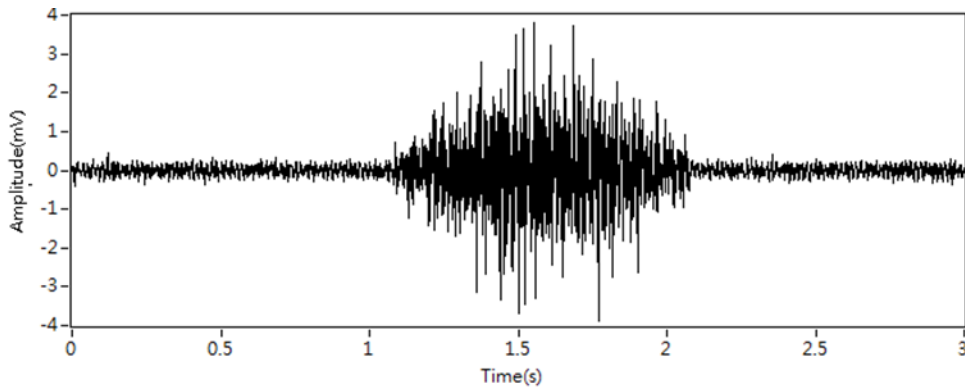


圖 3.11 濾波後之 EMG (Notch and Band-pass filtered)

全波整流(Full-wave rectification)目的將全部訊號值作綜合動作，有兩種方法，一種是把訊號負值去除只剩下正值，此方法雖能快速簡單但會消除原訊號值的一半部分，對於利用訊號作比值計算較為不適，會因消除部分造成結果上之落差。而本研究使用將負值訊號轉為正值，轉換後訊號將維持在正值並能將全部訊號做保留，如圖 3.12 所示，為供後續分析之部分所需。

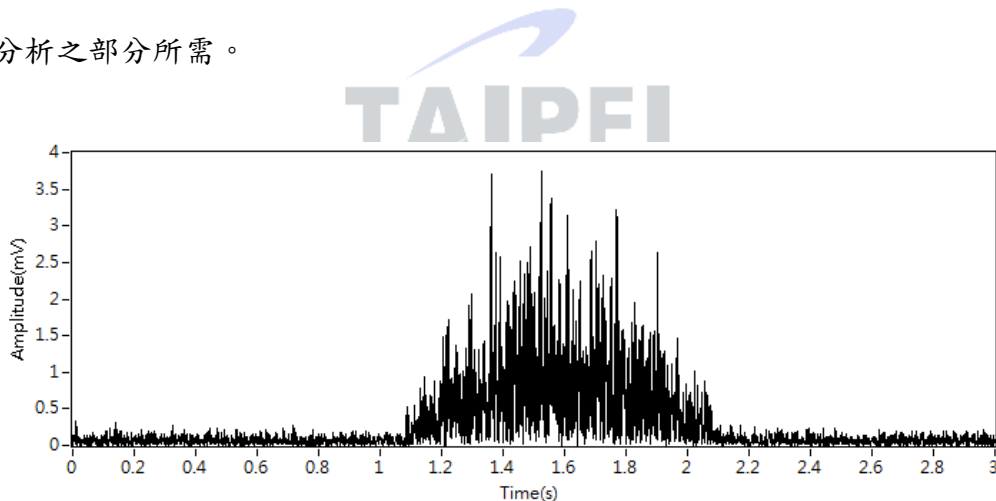


圖 3.12 全波整流之 EMG

3.2.2 肌電訊號複合演算

S_j 表為待演算肌電訊號， $n=100$ 為轉換均方根之基準點數，以每 100 個點來計算出一均方根值，依此循序漸進將原訊號作轉換，如公式(3.5)所示。轉換過後可直觀地呈現肌肉強度與波形變化之情況，並保持與待演算訊號長度一致之訊號總數量 N 。其理論簡

單、計算快速且有效地減少肌電訊號模組所產生之雜訊，增加峰值辨識度，如圖 3.13 所示，與圖 3.12 相比能清楚地呈現肌電訊號上升及下降之趨勢。

$$S'_i = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=i}^{i+n-1} S_j^2}, i = 1, 2, \dots, N \quad (3.5)$$

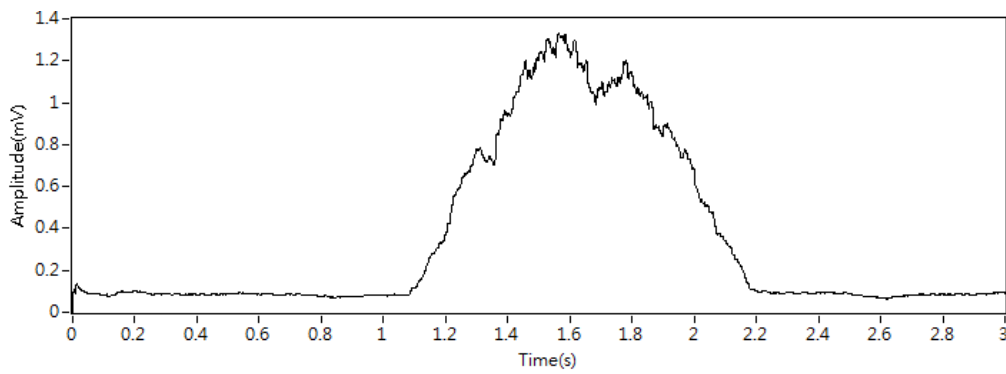


圖 3.13 經 RMS 計算後之 EMG

進行肌電圖量測時，於開始動作前會有 2 秒靜止狀態的紀錄，利用此區段訊號來計算訊號收縮門檻值，即將原始整段訊號擷取，排除靜止狀態部分以增加肌電訊號辨識度。靜止水平訊號(Quiescent Signal, Q)，是由公式(3.5) S'_i 計算完之訊號值中段部分運算，排除前後段部分以避免訊號的波動，其 $m=512$ 為靜止訊號值數量，可換算於整段訊號第 $S'_{512} \sim S'_{1023}$ 部分計算平均訊號值，轉換成時間軸為 0.5~1 秒之區段，如公式(3.6)所示。

$$Q = \frac{1}{m} \sum_{i=m}^{2m-1} S'_i \quad (3.6)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=m}^{2m-1} (S'_i - Q)^2} \quad (3.7)$$

訊號收縮門檻值(Contraction Threshold, CT)定義為以靜止水平訊號加 3 倍標準差 (Standard Deviation, σ)之準位[41]，如公式(3.7)所示，一組近似常態分布機率分布數據內，約 99.7%數值分布在相差 3 倍標準差之內範圍，約 95%數值於 2 倍標準差之內範圍，約 68%於 1 倍標準差之內範圍。利用 CT 值來擷取肌電訊號中因動作所造成之區段計算，排除靜止水平訊號部分，能降低訊號計算總數量也能凸顯動作所造成肌電訊號。假設一組靜止水平訊號為 10 及標準差為 2，則 3 倍標準差之內範圍就等於是 10 ± 6 即 4~16 之間，以 $+3\sigma$ 之值 16 設定為 CT，如公式(3.8)所示。

$$CT = Q + 3\sigma \quad (3.8)$$

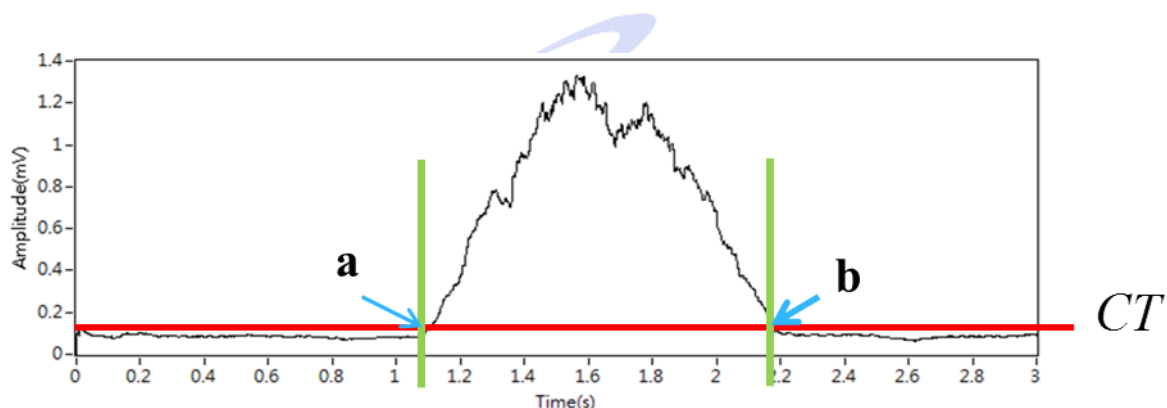


圖 3.14 CT 過濾擷取之 EMG 區段

利用 CT 過濾擷取過門檻之起始與結束位置以 a 到 b 區段作表示， S'_a 設定高於門檻值之起始位置為 a 點， S'_b 設定低於門檻值之結束位置為 b 點， $S'_a, S'_b \geq CT$ ，將此區段以平均值做計算，如公式(3.9)所示，視為振幅與時間之平均值。而 VMO 和 VL 之區段中 a 與 b 點相同，以相同區段計算出 VMO 和 VL 肌電訊號之平均強度，為評估兩者之間訊號平均強度之差異，以複合訊號方式作評估，可較直觀呈現關聯性。計算股內外側肌電訊號比值(VMO VL Ratio, VVR)方式呈現結果，比較兩組肌電訊號強度總和，如公式

(3.10)所示，以 \overline{VMO}_{ab} 股內側肌電訊號平均值比上 \overline{VL}_{ab} 股外側肌電訊號平均值，如圖 3.15 所示。VVR 大於 1 表 VMO 肌電訊號平均值高於 VL，此說明復健訓練動作之 VMO 高於 VL，能達到復健效果之目的；反之，小於 1 表示 VL 肌電平均值高於 VMO。

$$\bar{S}_{ab} = \frac{1}{b-a+1} \sum_{i=a}^b S'_i, S'_a, S'_b \geq CT \quad (3.9)$$

$$VVR = \frac{\overline{VMO}_{ab}}{\overline{VL}_{ab}} \quad (3.10)$$

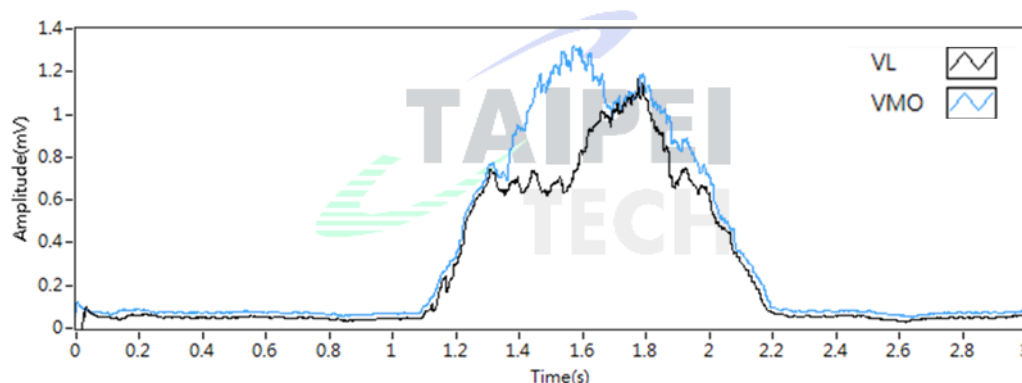


圖 3.15 VMO 與 VL 訊號示意圖(VVR>1)

3.3 量測動作設計

量測動作分別為：抬腿踢與正常步態，以探討分析彼此關係，以抬腿踢而言受測者需自行抬腿至所設定之角度，並延伸至擺盪踢之動作，動作前須保持肌肉放鬆較不易產生雜訊以防影響訊號品質為主。就骨科臨床疾病研究，膝關節能應付日常生活基本活動，須能夠至少彎曲至 90°，以利於跑、跳、坐及上下樓梯等動作。因此本研究設定抬腿角度範圍為 10°~90°，以每 10°為一組動作，且在約 50°以下低角度過程之抬腿踢動作都能順利達成，如圖 3.16 所示為右腳 30°抬腿踢之過程，以此類推 10°~40°。在不同角度作

抬腿踢動作時，抬腿至目標角度後小腿須保持放鬆垂直於地面，並在踢出時要保持腳尖下壓，且膝關節伸直；而踢腿之過程中力量須保持一致性以進行檢測，避免忽大忽小為準則。

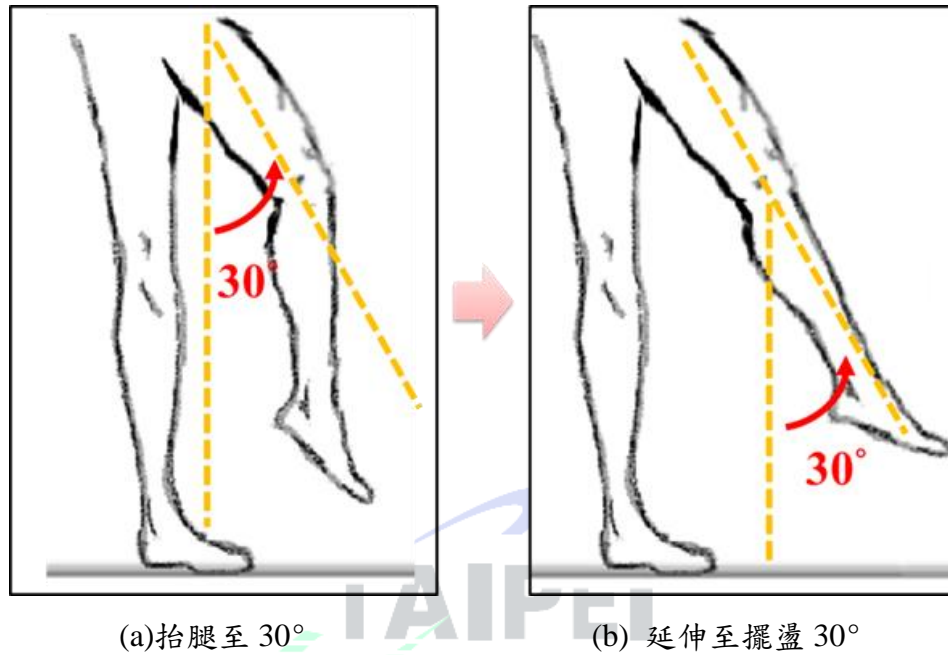
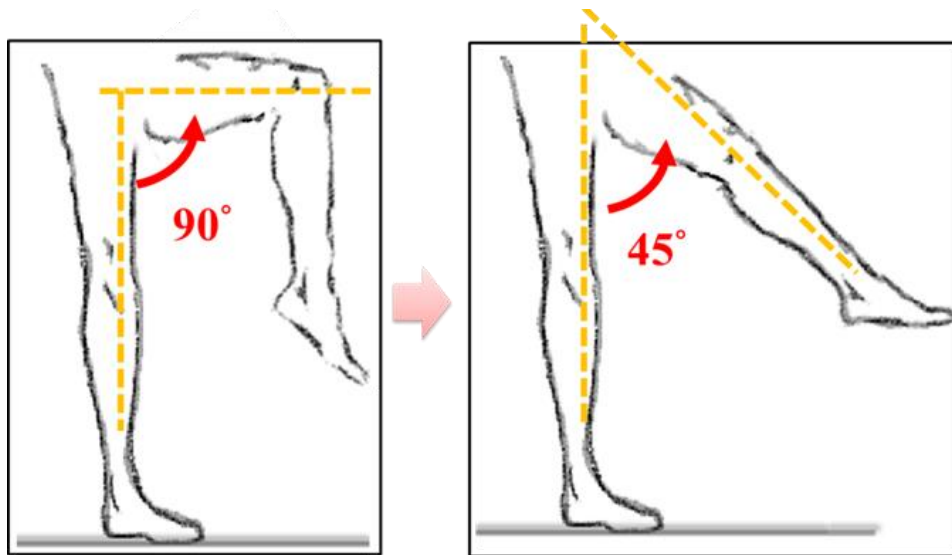


圖 3.16 右腳 30°抬腿踢過程

考量到大於 50°時，較難以作伸直踢之情況，所以當抬腿角度呈現 50°~90°時，受測者在進行檢測時以保持伸直踢狀態，大腿角度可下降至約 45°左右，如圖 3.17 所示為 90°的過程。在不同角度作抬腿踢動作時，抬腿至目標角度後小腿須保持放鬆垂直於地面，並在踢出時要保持腳尖下壓，且膝關節伸直；而踢腿之過程中力量須保持一致性進行檢測，避免忽大忽小為準則。



(a) 抬腿至 90°

(b) 延伸至擺盪大腿約呈 45°

圖 3.17 右腳 90° 抬腿踢過程

正常步態則以受測者平常行走方式作檢測，統計一般人步行速度，一般成年人步行速度約 3~5 km/h，若以身高換算每步距離為例，身高約 170 cm 受測者行走一步距離約 50~70 cm，步態週期為 2 秒鐘。本量測之正常步態以 4 步為一週期進行檢測，左、右腳各走 2 步，以此動作做為復健動作之比較對象。



圖 3.18 正常步態過程示意圖

第四章 實驗與討論

將針對整體系統與實驗架構進行討論，進行驗證系統可靠度與準確度，透過本研究所提出複合演算機制評估髕骨外翻之復健動作，訊號處理與分析工具透過 LabVIEW 視覺化程式語言進行開發與建構，根據前章節所述之演算機制過程進行實驗結果之討論分析，藉以驗證本系統機制與預期目標。

4.1 系統準確性實驗設計

針對第三章所提兩組肌電訊號感測模組進行檢測，架設簡易之實驗環境，利用已知訊號源供給至訊號模組進行擷取分析，驗證兩組肌電訊號擷取之可靠度與演算機制之準確度。再經由實驗設計驗證，是否能對量測對象檢測得具可辨識度之肌電訊號，以輔助醫護人員評估復健動作之參考。

4.1.1 肌電訊號感測模組效能評估

利用輸出固定頻率之正弦波形，以本系統肌電感測模組擷取該訊號，並計算其總諧波失真(Total Harmonic Distortion, THD) [52]，THD 用來檢測一訊號包含非線性失真(Nonlinear Distortion)大小。其定義為輸入訊號經過處理後，在輸出時所產生的錯誤頻率部分，屬於非線性失真稱為諧波(Harmonics)，這些諧波位於原始訊號的整數倍頻段位置。以 100 Hz 訊號源而言， A_1 為基頻振幅， $A_2 \sim A_4$ 為諧波頻段位置中 200 Hz、300 Hz、400 Hz 等以此類推，此數值越低所代表失真部分越少，本研究 THD 計算如公式(4.1)所示。

$$THD(\%) = \frac{\sqrt{A_2^2 + A_3^2 + \dots + A_N^2}}{A_1} \times 100\% \quad (4.1)$$

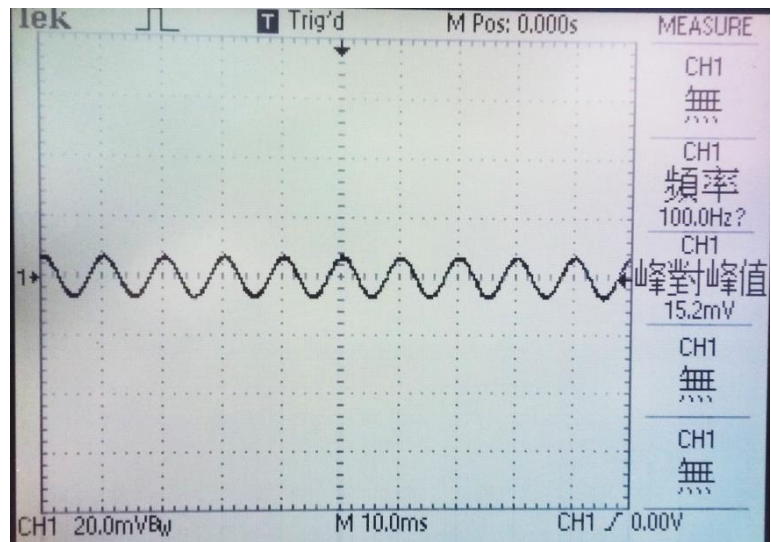
實驗方法：利用訊號產生器輸出固定頻率之正弦波形訊號，以本系統兩組肌電感測模組同時擷取該訊號，並計算 THD 與 VVR。

實驗設備：輸出部分採用多功能函數信號產生器(GW Instek GFG-813)，可輸出 10 Hz ~ 50k Hz 固定頻率之波形訊號，其訊號輸出之 THD < 0.5%，可藉由數位示波器(Tektronix TDS1012)來監看訊號，最後使用 LabVIEW 訊號分析軟體將訊號進行 THD 計算。

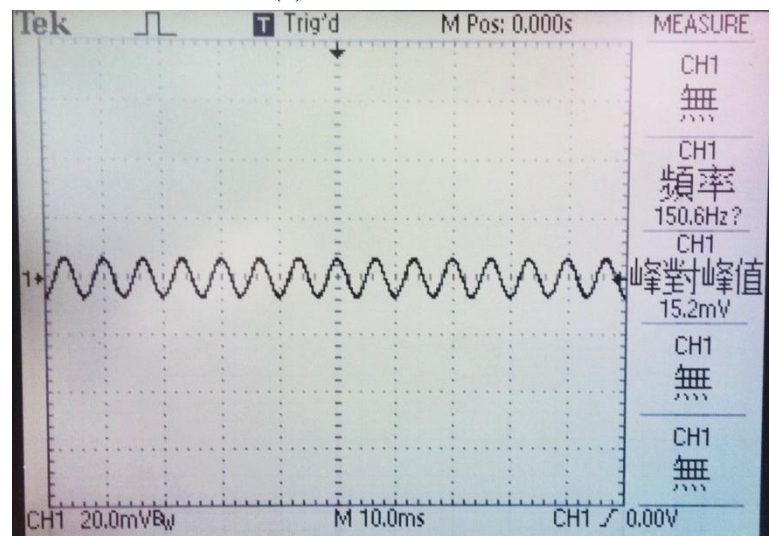
實驗參數：根據傅立葉分析基本理論，THD 與頻率具有相當關連性，藉由訊號產生器設備所輸出小於 0.5% 之 THD。考量到本研究所擷取頻段範圍 20~400 Hz，為了使輸出結果至少都有一組諧波計算 THD，所以擬定輸出訊號為固定頻率 100、150、200 Hz 之正弦波形，如圖 4.1 所示，訊號擷取時間為 3 秒鐘並量測 5 次取平均，取樣頻率則為 1024 Hz，驗證參數如表 4.1 所列，以計算 THD。

表 4.1 肌電感測模組驗證參數表

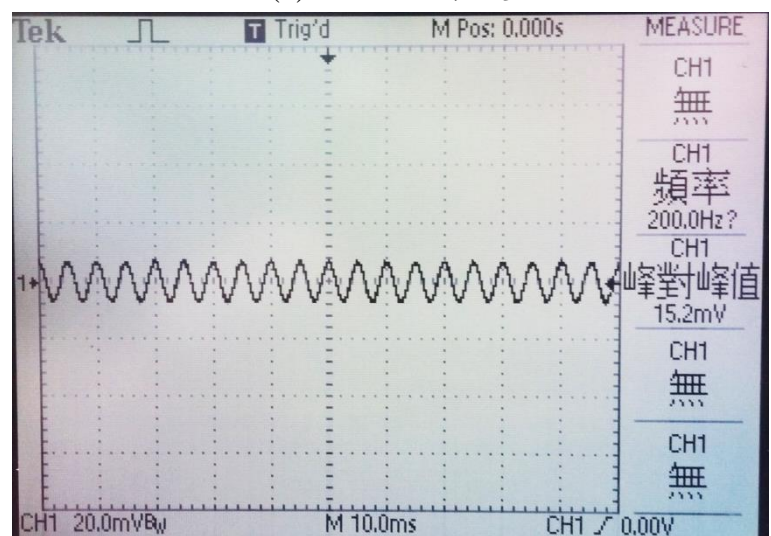
參數	數值/單位
1.肌電圖感測器組數	2 組(VMO、VL)
2.輸出波形	正弦波
3.峰對峰值	15 mV
4.輸出頻率	100、150、200 Hz
5.輸出擷取時間	3 秒
6.量測次數	5 次
7.取樣頻率	1024 Hz



(a) 100 Hz 正弦波



(b) 150 Hz 正弦波



(c) 200 Hz 正弦波

圖 4.1 輸出訊號值於數位示波器上

實驗結果：如表 4.2~4.4 所列，各別以 100、150 和 200 Hz 之正弦波同時量測兩組肌電感測模組之 THD 結果。100 Hz 之正弦波於兩組感測器所測得平均 THD 為 1.19% 和 0.99%；150 Hz 之正弦波於兩組感測器所測得平均 THD 為 0.68% 和 0.59%；最後，200 Hz 之正弦波於兩組感測器所測得平均 THD 為 0.66% 和 0.57%。從測實驗數據顯示，輸出頻率越低所造成諧波影響越高，因輸出頻率 100 Hz 之正弦波所產生諧波數量最多為 3 組，200 Hz 之正弦波所產生諧波數量最少為 1 組。接著比對第一組(VMO)與第二組(VL)於 100 Hz~200 Hz 之間差異，第一組(VMO)之 THD 分別為 0.202%、0.118%、0.062%，第二組(VL)之 THD 分別為 0.190%、0.114%、0.064%。於理想訊號源情況下，此實驗兩組肌電感測模組之 THD 彼此間差異範圍不大，皆能保持在 1% 以內。但驗證是否仍符合計算要求，由後續實驗將此輸出訊號做 VVR 計算，相比第一組(VMO)和第二組(VL)之結果是否能符合預期可接受之範圍。

表 4.2 100 Hz 正弦波之 THD 結果

Sensor \ No.	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	THD _{Avg}
VMO	0.19%	0.19%	0.21%	0.20%	0.22%	0.202%
VL	0.19%	0.20%	0.19%	0.18%	0.19%	0.190%

表 4.3 150 Hz 正弦波之 THD 結果

Sensor \ No.	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	THD _{Avg}
VMO	0.12%	0.10%	0.12%	0.12%	0.13%	0.118%
VL	0.14%	0.12%	0.10%	0.10%	0.11%	0.114%

表 4.4 200 Hz 正弦波之 THD 結果

Sensor \ No.	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	THD _{Avg}
VMO	0.07%	0.07%	0.06%	0.05%	0.06%	0.062%
VL	0.05%	0.05%	0.09%	0.08%	0.05%	0.064%

4.1.2 VVR 之準確性評估

將股內外側肌電訊號作複合分析為本研究量測目標，藉由探討各類動作最大值，亦為內側大於外側肌之情況，利用上一小節之正弦波作為訊號源，擷取同樣時間來分析比值，透過訊號產生器輸出固定相同頻率之訊號，以模擬肌電訊號作 VVR 分析，並透過訊號源頻率選用符合肌電訊號頻率範圍內之驗證方式，即可得知本系統能否以已知訊號源得出理想結果，且實際套用量測於人體檢測，驗證參數如同表 4.1 所列，以分析 VVR 來作實驗計算。

實驗結果：表 4.5 所列，兩組肌電感測模組各別以 100、150 和 200 Hz 正弦波同時計算 VVR 值之結果，輸出訊號 100 Hz 所測得平均 VVR 值為 1.0045 ± 0.0016 ；輸出訊號 150 Hz 所測得平均 VVR 值為 1.0043 ± 0.0011 ；輸出訊號 200 Hz 所測得平均 VVR 值為 1.0044 ± 0.0015 。實驗數據顯示，在擷取三種固定訊號源情況下，所計算之 VVR 預期值為 1，亦說明 VMO 和 VL 肌電訊號之平均值相等，結果證實 VVR 誤差不超過 1%，亦能證明兩組肌電感測模組可達高品質表現之量測結果，誤差於可接受範圍內。

表 4.5 100、150、200 Hz 正弦波之 VVR

頻率 \ No.	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	VVR _{Avg} ± SD
100 Hz	1.0054	1.0013	1.0052	1.0054	1.0053	1.0045 ± 0.0016
150 Hz	1.0053	1.0053	1.0052	1.0033	1.0025	1.0043 ± 0.0011
200 Hz	1.0051	1.0051	1.0014	1.0053	1.0051	1.0044 ± 0.0015

4.2 量測實驗設計

將多種復健動作和模式進行討論，並探討本研究所提肌電訊號複合演算機制評估髌骨外翻之復健動作之結果。經上一節初步驗證結果作為根據，才實際檢測於人體上，期望能達到輔助醫護人員於臨床診斷時判讀復健狀況之檢測系統。

4.2.1 實驗量測限制與對象

由於影響實際結果之因子眾多，需界定實驗範圍之量測限制，例如左右腳經過實驗量測，可發現左右腳之差異並不明顯。以一般正常人在無膝關節問題情況下，考量其實驗複雜度和量測時間，所以擬定以右腳為主要量測對象，並先以右腳來探討結果，以進一步規劃未來探討其他環節。整體量測環境為硬質地板之室內場地，受測者須穿著鞋子避免造成接地情形而影響數據量測；且避免電極片無法牢靠黏附大腿，盡量使檢測部位保持清淨，以及勿使用防曬乳與任何液體狀干擾物等，或因腿毛過多造成干擾，盡可能維持訊號完整性，如有發生類似情況，將受測者作排除。

實驗檢測對象資料詳見表 4.6 所列，本實驗量測總人數為 20 人，都屬無膝關節相關病史之正常人，且在日常生活與運動上並無任何動作障礙，受測對象主要為校內研究生與正常上班族，年齡居多處於 20 至 30 歲年齡層，考量相異年齡層所影響之可能性。也有對 30 歲以上上班族作為量測對象，盡量排除年紀過大導致髌骨軟化症狀之受測者，雖

受測人數僅為 20 位，也有考量性別上之差異，本次實驗男女比為 5:1。最後，希望透過本訊號分析系統對受測樣本進行比較，以初步臨床實驗檢測其系統可行性，得以應用於臨床復健上，幫助相關症狀之病患能提升復健效率。

表 4.6 實驗檢測對象資料(無相關病史)

Subject S.	年齡(歲)	性別	身高(公分)	體重(公斤)	BMI
S.1	26	♂	170	65	22.49
S.2	24	♂	174	75	24.77
S.3	23	♀	153	45	19.22
S.4	29	♂	168	68	24.09
S.5	24	♂	180	75	23.15
S.6	24	♂	180	65	20.06
S.7	48	♂	173	70	23.39
S.8	24	♂	173	55	18.38
S.9	23	♂	178	68	21.46
S.10	24	♀	159	42	16.61
S.11	24	♂	173	60	20.05
S.12	23	♀	155	50	20.81
S.13	23	♂	170	82	28.37
S.14	39	♂	167	75	26.89
S.15	24	♀	160	55	21.48
S.16	25	♂	176	56	18.08
S.17	23	♂	165	68	24.98
S.18	24	♂	172	50	16.90
S.19	27	♂	180	71	21.91

S.20	23	♀	170	65	22.49
平均值	26.2 ±6.1	♂:♀ 15:5	169.4 ±8.6	62.9 ±10.5	21.74 ±3.15

4.2.2 訊號量測方法架設

為使肌電訊號量測能減少外界因素干擾，擬定一套實驗量測流程，使每位受測者能在相同的環境與條件下進行量測，以提升量測數據穩定性，也可節省量測時間達到高效率量測，按照步驟指示避免失誤與疏忽，而所用感測器模組無須安裝步驟，可適用於任何後端電腦設備使用，以下依序為量測流程：

1. 感測模組固定：受測者須先坐於椅上安裝感測模組，卸掉身上背包與可能影響大腿擺動之物體，隨後將電極片貼於右腳之 VMO 與 VL 位置，角度感測器一併貼附於大腿上，將感測器之腰包扣上並調適至受測者合適之鬆緊度以予固定。
2. 訊號擷取：將感測器連接至後端電腦設備，透過終端設備以及藍牙無線傳輸，進行訊號偵測與儲存。
3. 量測動作指示：量測動作部分別為抬腿踢與正常步態，以抬腿踢而言，受測者需自行抬腿至所設定之角度，並延伸至擺盪踢之動作，以每 10°為一組動作進行，並在踢出時要保持腳尖下壓，且膝關節伸直，而踢腿之過程中力量須保持一致性，正常步態就以平時步行方式進行，以步行四步為一週期。
4. GUI 回饋：透過 GUI 介面呈現肌電訊號之數據，並進一步分析肌電訊號比值關係，回饋受測者與醫護人員了解，使其能立即掌握狀況。

4.2.3 實驗量測參數表

實驗中所設定之實驗測量參數，如表 4.7 所列，以下針對各項量測參數設定做簡述：

1. 受測者人數：本實驗總受測者共 20 人，皆屬無膝關節相關病史，包含男女性別比例為 15：5。
2. 受測部位：主要針對右腳之股內側肌(VMO)與股外側肌(VL)進行肌電訊號之檢測。
3. 量測動作：動作分別為抬腿踢與正常步態兩種動作，以抬腿踢來說受測者需自行抬腿至所設定角度，並延伸至膝關節擺盪踢之動作，而正常步態以受測者日常步行之方式進行。
4. 抬腿踢角度：根據骨科臨床研究，膝關節為能應付日常生活基本活動，須至少能夠彎曲到 90° ，故此設定抬腿角度範圍為 $10^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 動作。
5. 量測次數：受測者抬腿踢之次數，每個角度量測週期為 3 次，一位受測者做 9 個角度動作，一共進行 27 次抬腿踢。
6. 量測前靜止時間：在量測動作前需約有 2 秒靜止時間，讓後續計算門檻值有足夠數據量。
7. 取樣頻率：肌電訊號變化集中在 20 Hz 至 400 Hz，故取樣頻率設 1024 Hz，涵蓋肌電訊號之主要變化頻段，其可對範圍作濾波處理。

表 4.7 復健動作實驗參數表

參數	數值
1.受測者數(男:女)	20 人(15:5)
2.受測部位	右腳(VMO、VL)
3.量測動作	正常步態、抬腿踢
4.正常步態之量測次數	3 次/人
5.抬腿踢角度範圍	10°~90°/人，每 10°一組
6.抬腿踢角度之量測次數	3 次/組
7.量測前靜止時間	2 秒
8.取樣頻率	1024 Hz

4.3 實驗結果與討論

本文所提出之複合演算機制，做初步量測結果之討論，將依照不同動作、左右腳、角度、是否下壓，以及相異受測者進行波形和結果顯示與討論，再以表 4.7 所列之方式進行實驗。然而，初步實驗之取樣對象為 20 人，又以 9 種不同角度之結果進行分析，且每種角度各別檢測 3 次，基於考量波形冗長且數據量較為龐大，故於此節僅針對具有差異和較為顯著之部分進行探討。

4.3.1 復健動作之分析

以不同復健動作進行分析，先以簡易之動作來探討不同動作下之施力對 VMO/VL 訊號比值之影響，以肌電訊號之特徵來看，不同動作使振幅大小比例會有所改變。以四位不同受測者進行簡單動作探討，動作分別為正常步態、抬腿和抬腿踢，所檢測抬腿與抬腿踢角度設定為 60°，抬腿踢動作沒有附加腳尖下壓過程，後續進一步探討其腳尖下壓。

如圖 4.2 所示量測對象 VMO/VL 訊號比值，以正常步態而言四位受測者 VVR 為 0.78、0.62、0.81、0.78，比值小於 1 表示其 VMO 小於 VL。經參考文獻[43]所述於行走時股四頭肌之施力比例，VL 施力比例約 $45 \pm 10\%$ ，而 VMO 施力比例約 $26 \pm 7\%$ ，分析之結果類似於文獻所述，正常步態 VVR 小於 1。在抬腿動作而言四位受測者 VVR 為 0.80、0.86、0.78、1.01，整體來說比值有上升趨勢，但其中一位有些許下降；在抬腿踢動作來說四位受測者 VVR 為 0.94、1.03、0.95、1.09，與其他兩項動作相比有最好比值，甚至有超過於 1 的狀況，而本研究所預期結果是比值大於 1 情況，因大於 1 表明 VMO 大於 VL，較能符合髌骨外翻之復健動作設計，希望能使用復健動作來達到訓練 VMO 效果。

經上述討論，儘管本研究中進行抬腿踢動作比值較為良好，但無法推論為最佳復健動作，有可能有更佳之動作觸發較高 VMO，但考量現行骨科對於髌骨外翻病患會建議抬腿踢來進行復健，因此本研究以抬腿踢為主進行實驗與討論。

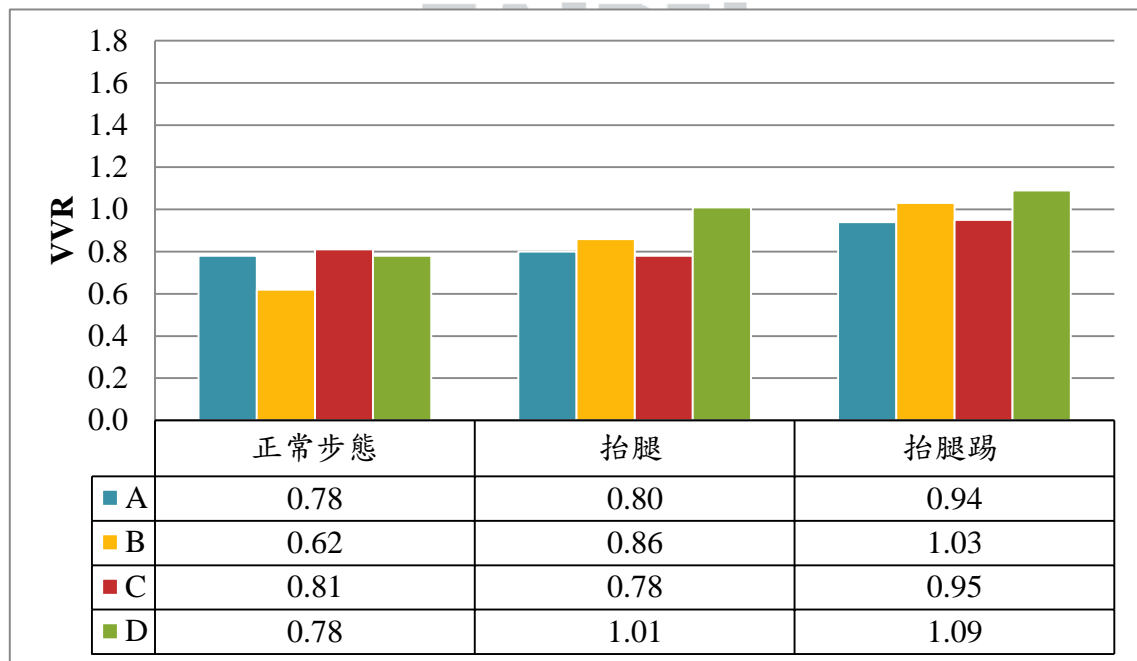


圖 4.2 復健動作分析結果

4.3.2 不同模式之抬腿踢分析

經上一實驗之分析結果，鎖定以抬腿踢為主要動作後，進一步分析細節上之差異，以左右腳、角度及是否下壓模式區分，為得知訊號差異將各模式下 VVR 進行計算，受測者皆屬無膝關節相關病史之正常人，依變化程度歸納出較合適之模式，找尋 VMO 能明顯大於 VL 情況(VVR 大於 1)，以下利用 4 位受測者進行不同模式探討與分析結果。

分析 S.2 受測者，如圖 4.3 所示，右腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.0390、1.1151、1.1271；於右腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.4060、1.4932、1.5707，兩者相比整體平均 VVR 上升 36.1%；以左腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.3036、1.3913、1.4702；於左腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.4012、1.3987、1.6046，兩者相比整體平均 VVR 上升 4.9%。左右腳有無附加下壓模式下，下壓模式能有較高 VVR，又以右腳下壓上升幅度較大。若以 30°與 60°整體而言，VVR 平均上升 11.8%；而 30°與 45°其 VVR 上升較為趨緩平均上升 4.8%，結果顯示在 60°出現最高 VVR。

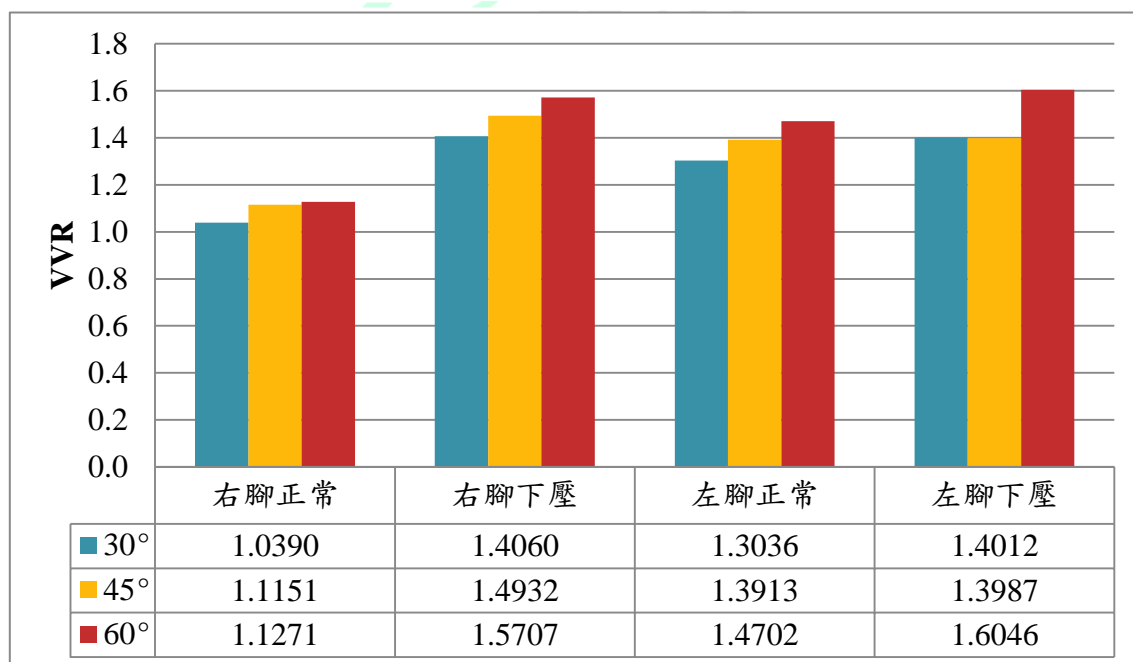


圖 4.3 不同模式之 VVR 分析結果(S.2)

分析 S.3 受測者，如圖 4.4 所示，右腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.0644、1.0281、1.1900；於右腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.0967、1.1590、1.2609，兩者相比整體平均 VVR 上升 7.1%；以左腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.0268、1.0916、1.0971；於左腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 0.9918、1.0139、1.1245，在左腳下壓情況效果不明顯，於 60°才微幅上升 2%。若以角度來看 30°與 60°整體而言，VVR 平均上升 11.7%；而 30°與 45°其 VVR 較無突出平均上升 2.7%，結果顯示在 60°出現最高 VVR。

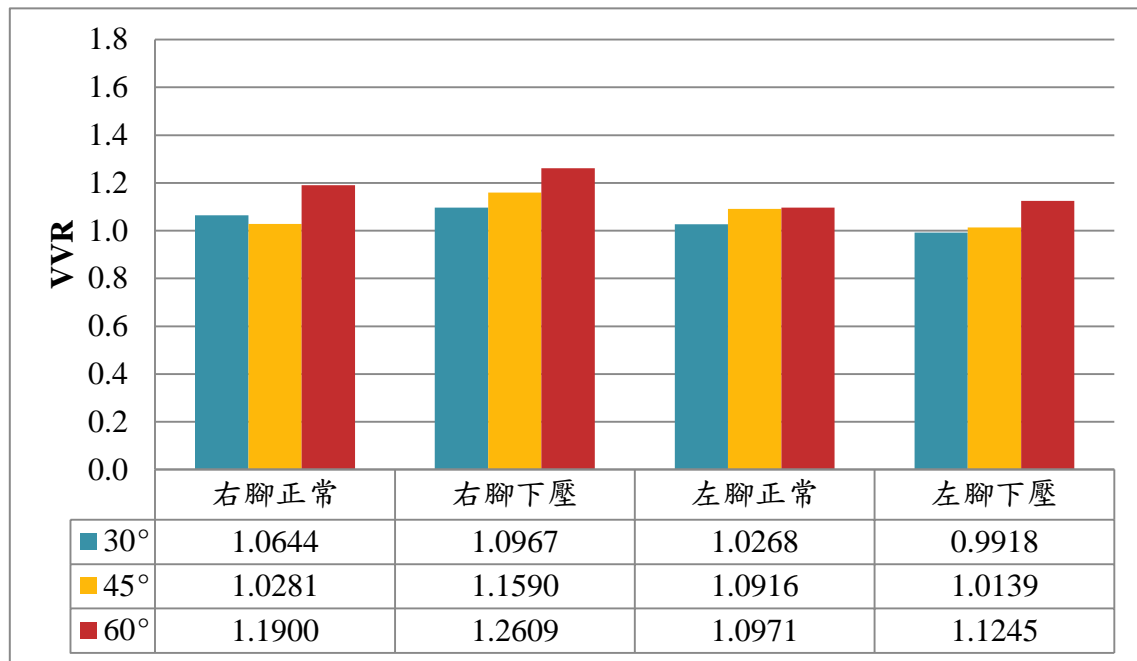


圖 4.4 不同模式之 VVR 分析結果(S.3)

分析 S.5 受測者，如圖 4.5 所示，右腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.2895、1.3416、1.3856，於右腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.3685、1.4176、1.4199，兩者相比整體平均 VVR 上升 4.7%；左腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.3807、1.2984、1.4873，於左腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.4932、1.5775、1.6225，兩者相比整體平均 VVR 上升 12.6%。左右腳有無附加下壓之模式下，下壓模式有較高 VVR，又以左腳下壓上升幅度較大。以角度來看 30°與 60°整體而言，VVR 平均

上升 7.1%；而 30°與 45°整體其 VVR 上升較為趨緩平均上升 2.1%，顯示在 60°出現最高 VVR。

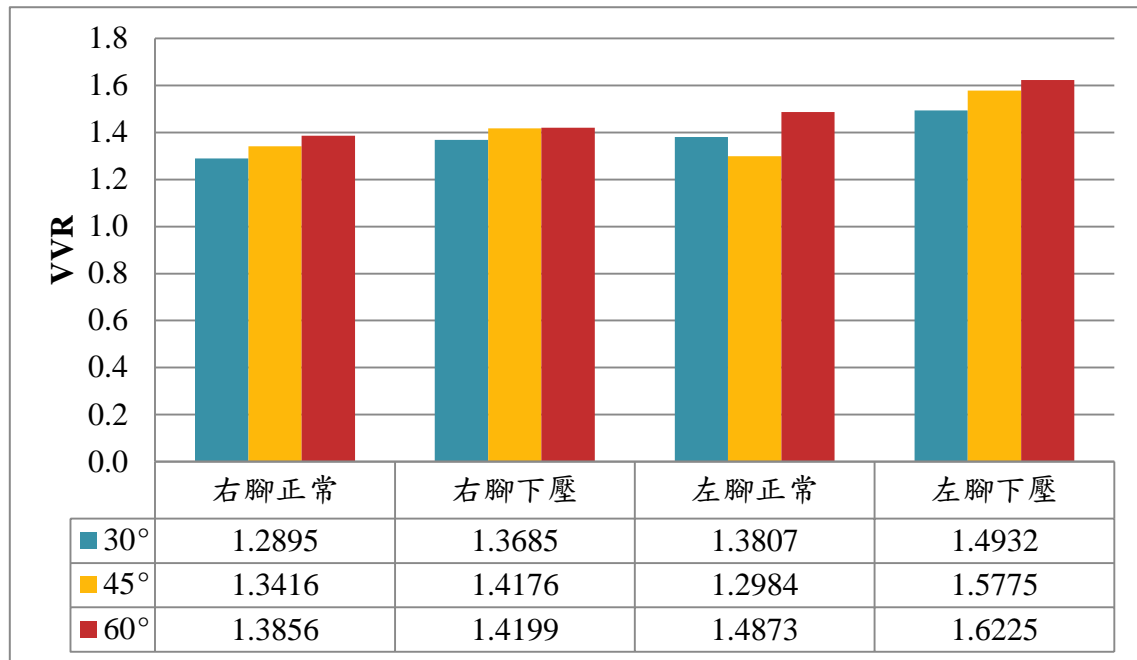


圖 4.5 不同模式之 VVR 分析結果(S.5)

分析 S.4 受測者，如圖 4.6 所示，右腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.1395、1.1780、1.1717，於右腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.1835、1.2227、1.2545，兩者相比整體平均 VVR 上升約 4.9%；左腳正常(無下壓)角度 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.1155、1.1624、1.1537，於左腳下壓 30°、45°及 60°時，VVR 為 1.1092、1.1103、1.1329，兩者相比整體差異較不明顯。以角度來看 30°到 60°整體而言，VVR 平均上升約 3.6%；而 30°到 45°整體其 VVR 上升較為平均約上升 2.7%，顯示在 60°出現最高 VVR。

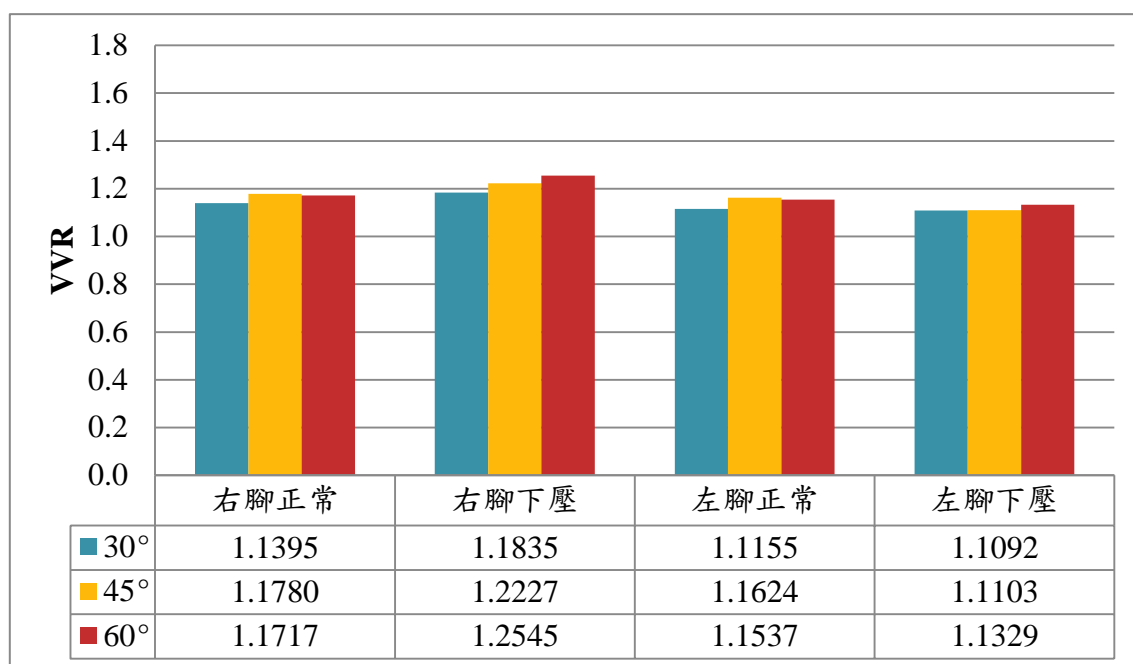


圖 4.6 不同模式之 VVR 分析結果(S.4)

依不同模式下以左右腳、30°、45°、60°及是否下壓區分，察知四位受測者在以下壓動作能有高於無下壓的情形，其中 60°抬腿踢效果最為突出，而左右腳則是尚無定論，以一般正常人在無膝關節問題情況下，左右腳之差異並不明顯，所以擬定以右腳抬腿踢下壓為主要量測對象。

4.3.3 抬腿踢角度之分析

經前兩項實驗結果之分析，鎖定以右腳檢測抬腿踢和正常步態作為實驗範圍，並擴充實驗人數量來作統計與分析，實驗參數如表 4.7 所列，依變化程度來歸納和說明，確實找尋到 VMO 能明顯大於 VL 情況(VVR 大於 1)，以下利用 20 位受測者進行探討與分析結果。

根據圖 4.7 所示，數據顯示 S.1、2、4、7、8、11、14、19 等八位受測者結果有相同特性存在，這一群屬於本實驗最為多數結果予以一併作討論，在 50°上有最高 VVR 分別為 1.6480、1.6573、1.2710、1.3117、1.3654、1.4995、1.5111、1.3873；然而，其餘角度之抬腿踢差距不大皆具有一定水平，如表 4.8 所列，每位抬腿踢平均 VVR 值分別

為 1.4567、1.4565、1.1517、1.2336、1.1976、1.3836、1.4104、1.3432，與正常步態 VVR 分別為 0.9468、0.6386、0.8819、0.7317、0.9267、1.3304、0.7490、1.1912。以 S.11 而言，因正常步態 VVR 原屬大於 1 情形，但抬腿踢平均能高過於正常步態，解釋抬腿踢動作能有訓練 VMO 之效果。其餘受測者都能從正常步態小於 1 情況，在抬腿踢動作達到大於 1 並高於正常步態情況，表明 VMO 從原本小於 VL 轉變成大於的過程，依此結果推論能達到訓練 VMO 之目的，整體抬腿踢動作 VVR 大於 1，若要選出最高抬腿踢 VVR，以上述 8 位受測者而論於 50°之抬腿踢之 VVR 為最高。

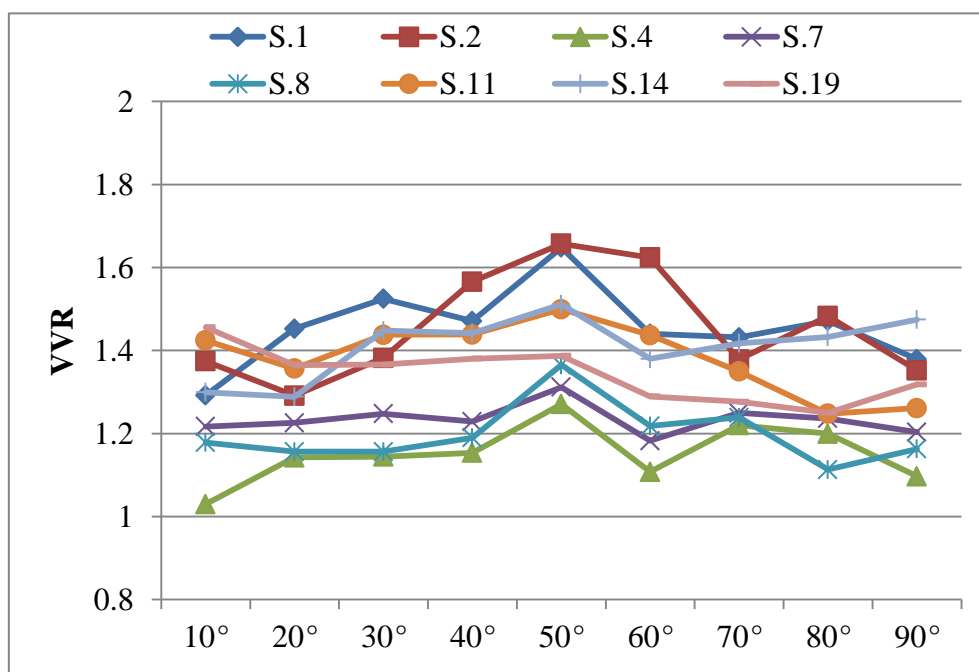


圖 4.7 10°~90°之抬腿踢 VVR (S.1、2、4、7、8、11、14、19)

表 4.8 量測動作之 VVR (S.1、2、4、7、8、11、14、19)

S. 項目	S.1	S.2	S.4	S.7	S.8	S.11	S.14	S.19
正常步態	0.9468	0.6386	0.8819	0.7317	0.9267	1.3304	0.7490	1.1912
抬腿踢 平均值	1.4567	1.4565	1.1517	1.2336	1.1976	1.3836	1.4104	1.3432

根據圖 4.8 所示 S.5、12、16、17、20 等五位受測者結果，這一群主要於 $10^{\circ}\sim 20^{\circ}$ 有開高走低現象，於 30° 以上又趨近於平緩，推測因 $10^{\circ}\sim 20^{\circ}$ 時角度小，動作上與其他角度相比有落差，較不好出力造成在抬腿踢時 VL 無明顯施力以使比值過大。考量到與其他角度相比差距過大，後續予以排除，排除 $10^{\circ}\sim 20^{\circ}$ 每位最高 VVR 分別為 1.4324、1.5501、1.3737、1.3236、1.3678，其餘角度之 VVR 差異皆無明顯變化，如表 4.9 所示，每位抬腿踢平均值分別為 1.4046、1.4496、1.3015、1.2218、1.2674，與正常步態 VVR 分別為 0.7794、1.3699、1.1490、0.9988、0.8190。另以 S.12、16 而言，正常步態 VVR 原屬大於 1 情況，但抬腿踢平均還是能高過於正常步態，達到訓練 VMO 之目的。其餘受測者都能從正常步態小於 1 情況，在抬腿踢動作達到大於 1 並高於正常步態情況，表明 VMO 從原本小於 VL 轉變成大於的過程，依此推論能達到訓練 VMO 之目的，整體抬腿踢動作 VVR 大於 1，VVR 最高值會於 $50^{\circ}\sim 70^{\circ}$ 上下。

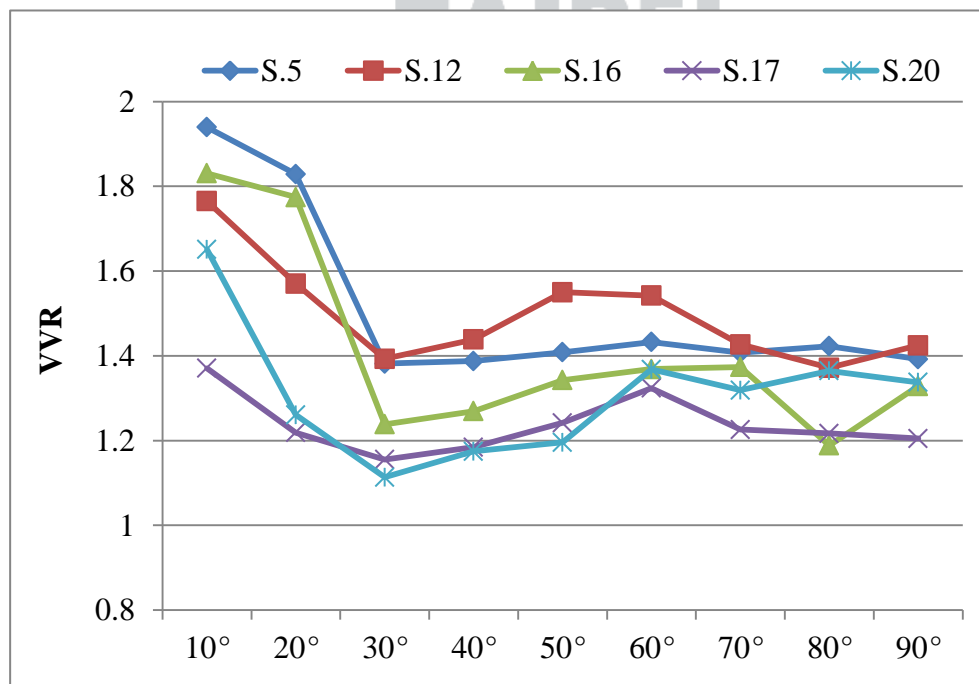


圖 4.8 $10^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 之抬腿踢 VVR (S.5、12、16、17、20)

表 4.9 量測動作之 VVR (S.5、12、16、17、20)

項目 \ S.	S.5	S.12	S.16	S.17	S.20
正常步態	0.7794	1.3699	1.1490	0.9988	0.8190
抬腿踢 平均值	1.4046	1.4496	1.3015	1.2218	1.2674

根據圖 4.9 所示 S.3、6、9、10、13、15、18 等七位受測者結果，這一群屬非 50° 最高又無 10°~20° 開高走低情況，其最高 VVR 分別為 1.0854、1.4123、1.5755、1.3514、1.6730、1.2701、1.5903，這一群其餘角度之 VVR 差異變化不大，如表 4.10 所列，每位抬腿踢平均值分別為 0.9976、1.1800、1.4356、1.1881、1.5487、1.1766、1.4913，與正常步態 VVR 分別為 0.6247、0.5660、0.8811、0.5751、1.1214、0.8630、0.8313。在 S.3 受測者 10°~40° 上 VVR 小於 1，觀察到 50° 以上 VVR 有大於 1，達到訓練 VMO 之目的。而 S.13 則是正常步態 VVR 原屬大於 1 情形，但抬腿踢平均還是能高過於正常步態，達到訓練 VMO 之目的。其餘受測者都能從正常步態小於 1，在抬腿踢動作達到大於 1 並高於正常步態情況，表明 VMO 從原本小於 VL 轉變成大於之過程，VVR 最高值會接近於 40°~70° 附近。

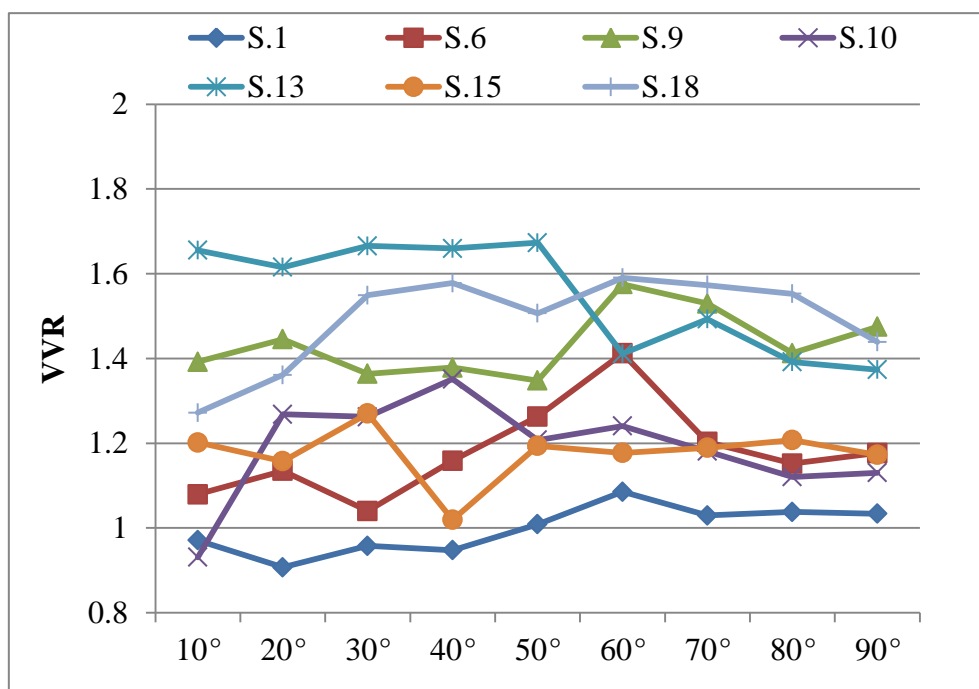


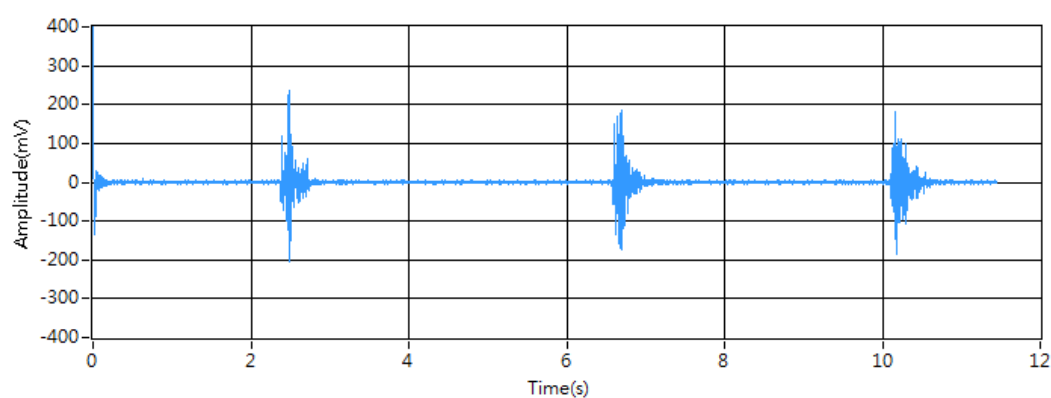
圖 4.9 10°~90°之抬腿踢 VVR (S.3、6、9、10、13、15、18)

表 4.10 量測動作之 VVR (S.3、6、9、10、13、15、18)

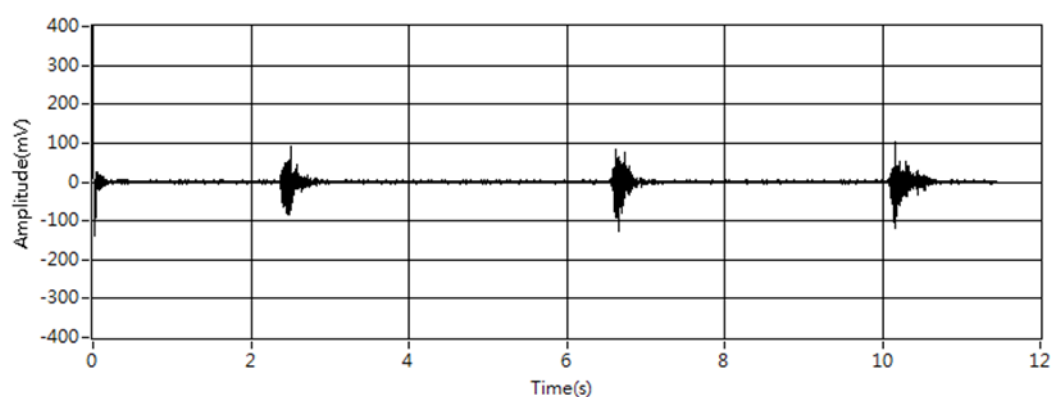
S. 項目	S.3	S.6	S.9	S.10	S.13	S.15	S.18
正常步態	0.6247	0.5660	0.8811	0.5751	1.1214	0.8630	0.8313
抬腿踢 平均值	0.9976	1.1800	1.4356	1.1881	1.5487	1.1766	1.4913

4.3.4 角度影響之肌電訊號差異

依實驗參數設定 9 種角度，為得到最佳 VVR 將探討各不同角度之計算結果，找出適合抬腿踢角度，以下將對各角度下波形差異之結果進行探討。S.5 受測患者 10°之 VMO 和 VL 訊號，如圖 4.10 所示，可發現 VMO 在抬腿踢過程產生較大振幅變化，且 VL 訊號呈小幅度變化，三組波形分別計算之 VVR 為 2.0442、2.0577、1.7169，其振幅變化推測因角度過小造成 VL 使力較為不明顯，整體受測者中有 5 位會發生 10°抬腿踢之 VRR 異常過大。



(a) VMO

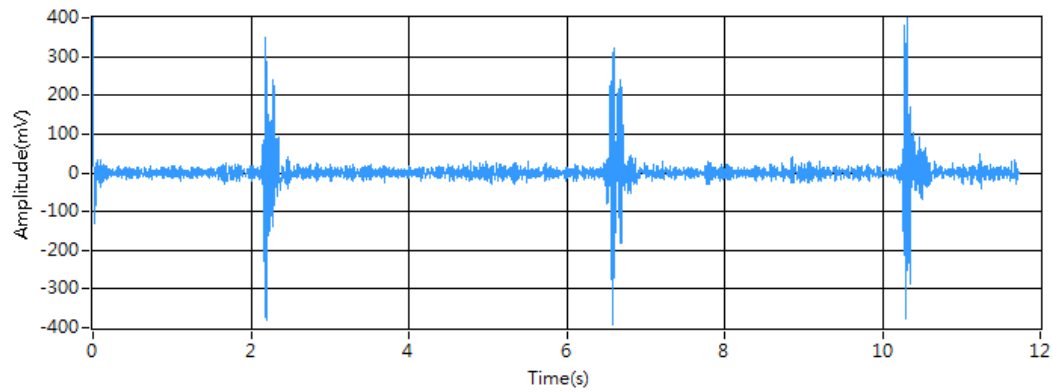


(b) VL

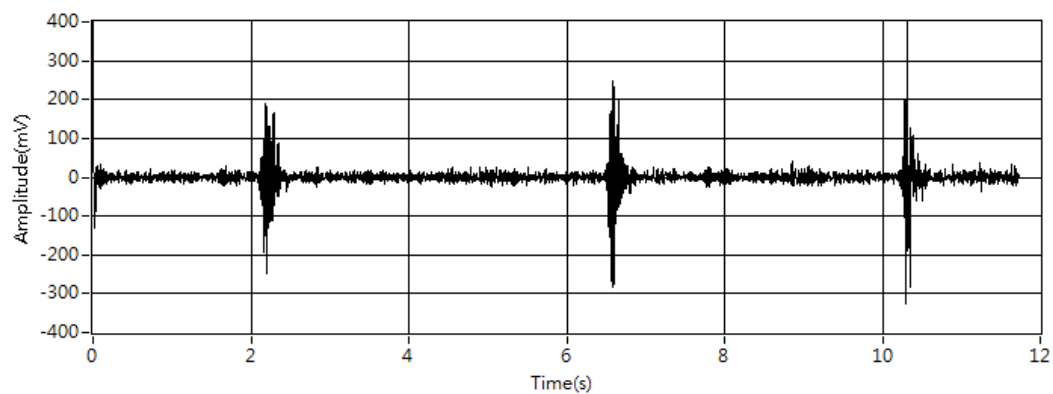
圖 4.10 VMO 和 VL 肌電訊號(S.5 之 10°抬腿踢)

S.5 在 50°之 VMO 和 VL 訊號，如圖 4.11 所示，可發現 VMO 和 VL 在抬腿踢過程產生振幅相較於 10°變化較為大些，VMO 還是高於 VL，三組波形分別計算之 VVR 為

1.4573、1.4466、1.3213，VVR 大於 1 表抬腿踢能訓練 VMO 之目的，而隨著角度上升其基準線訊號會有明顯的振幅變化。



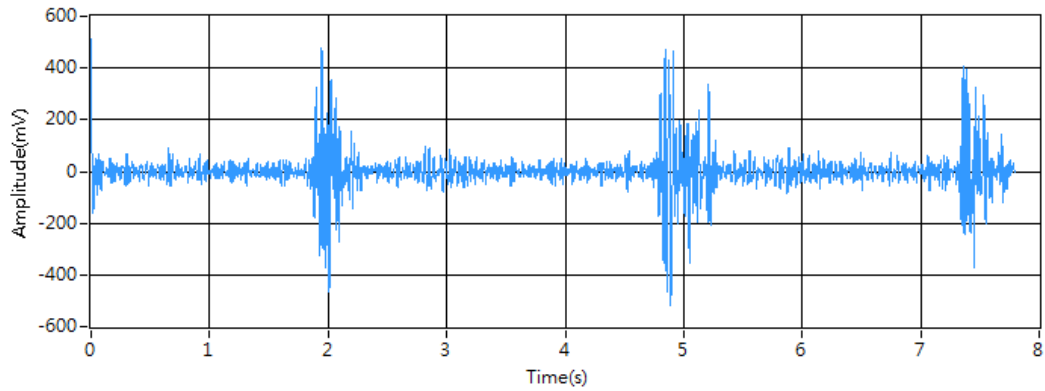
(a) VMO



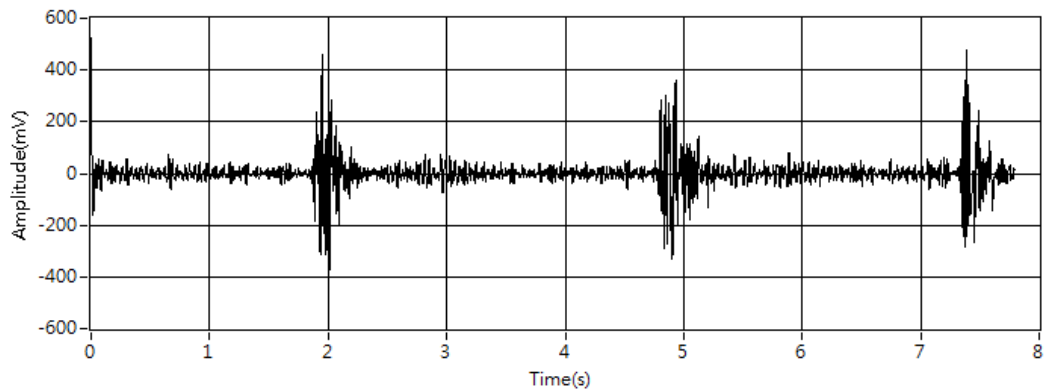
(b) VL

圖 4.11 VMO 和 VL 肌電訊號(S.5 之 50°抬腿踢)

S.5 在 90°之 VMO 和 VL 訊號，如圖 4.12 所示，可發現 VMO 在抬腿踢過程產生較大振幅相較於前面兩組變化更為劇烈，而 VL 幅度還是略低於 VMO，三組波形分別計算之 VVR 為 1.2632、1.6969、1.2167，而因抬腳成 90°過程 VMO 和 VL 肌肉就會有明顯出力，可從基準線上看出訊號會有振幅變化在 90°最為明顯，需觸發較高 VMO 和 VL 肌力來維持 90°之動作。



(a) VMO



(b) VL

圖 4.12 VMO 和 VL 肌電訊號(S.5 之 90°抬腿踢)

4.3.5 結果統計分析

針對實驗結果作分析，並以統計學常用方法判斷各組數據間之差異性，使用軟體 SPSS (Statistical Product and Service Solutions)，版本為 17.0。在後續分析前，先將總數據以盒型圖(Box Plot)表現，可從圖形上顯示數據趨勢與分散程度，利用數據中五個統計量，即為盒形圖中的長方形盒子之上下線分別為第一四分位數(Q1)到第三四分位數(Q3)，盒子中間一直線代表中位數即第二四分位數(Q2)，而盒外上下最高和最低點為數據中最大值和最小值(不包含離群值)，IQR 為(Q3-Q1)值，離群值為大於 Q3 之 1.5 IQR 距離及小於 Q1 之 1.5 IQR 距離，盒形圖特點是能容易察知數據分佈情形，方便比較不同組的分佈情況。

如圖 4.13 盒形圖所示，可初步推斷在 10° 時結果較為分歧，數據分布為最廣造成標準差過大表示結果較不穩定且極端值較高；排除 10° 而言，依照各角度抬腿踢之平均 VVR 作遞減排列，依序為 $50^\circ > 60^\circ > 20^\circ > 70^\circ > 40^\circ > 30^\circ > 80^\circ > 90^\circ$ ，與正常步態相差幅度為 54%、51%、49%、48%、47%、45%、44%、43%，約在 $50^\circ \sim 60^\circ$ 之差異呈為最佳，能達到訓練 VMO 之目的，整體 $10^\circ \sim 90^\circ$ 之 VVR 也都能大過於正常步態。

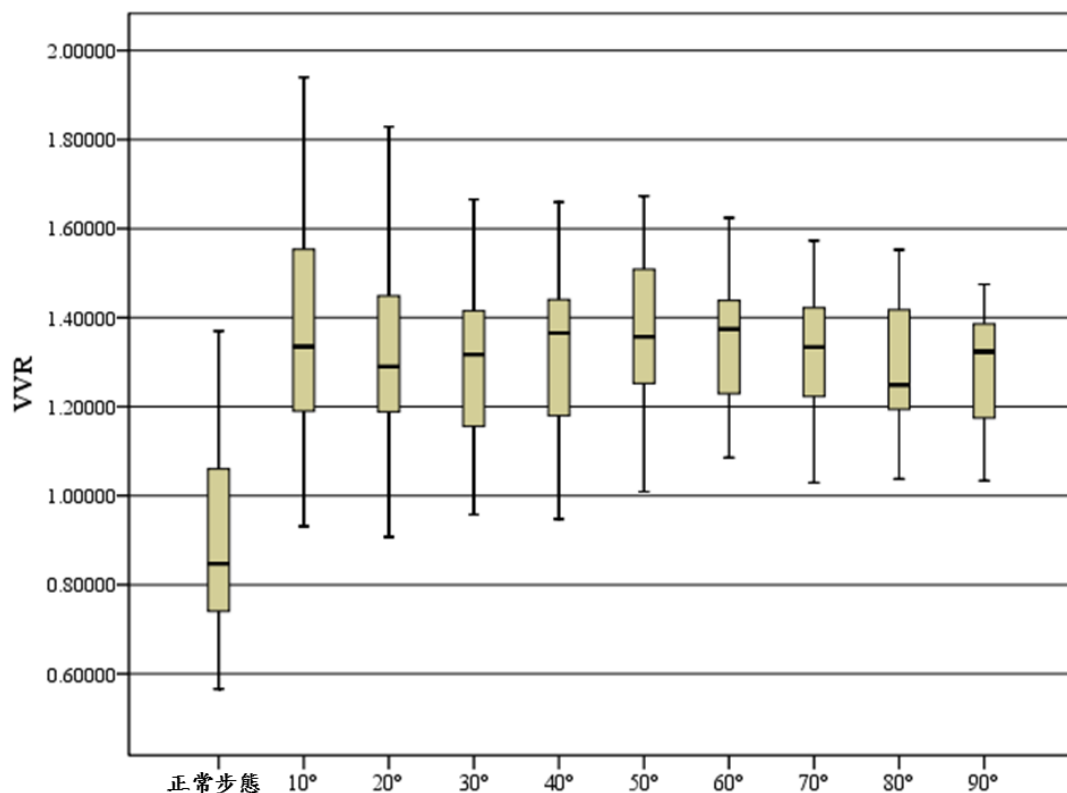


圖 4.13 VVR 統計盒形圖

變異數分析(Analysis of Variance, ANOVA)，適用於兩組以上樣本間之比較，檢定多組數據之平均數之差異性。以 ANOVA 分析前須對表內參數作編制，利用此表判定不同組別間彼此是否存在顯著差異，各組合計之變異數總和，計算組之平方和(Sum of Square, SS)、自由度(Degree of Freedom, DF)和均方和(Mean Square, MS)來計算出 F 值和 P 值。將先進行變異數同質性檢定，若同質性檢定為不同質，後續計算 ANOVA 就不具意義性，如表 4.11 所列， $10^\circ \sim 90^\circ$ 變異數同質性檢定，上述 10° 結果 $P=0.002 < 0.05$ ，表示在 95%

信心水準下，此 ANOVA 同質性具有差異乃屬不同質性，因分析結果將 10°樣本作排除以提升數據可靠度，其餘角度 $P > 0.05$ 皆屬同質性，後續計算 ANOVA 數據皆能成立，固設定 ANOVA 檢定範圍為 20°~90°。

表 4.11 變異數同質性檢定表 (10°~90°)

抬腿踢角度	顯著性(P)
10°	0.002
20°	0.321
30°	0.997
40°	0.684
50°	0.869
60°	0.396
70°	0.147
80°	0.389
90°	0.159

因此，本實驗利用 ANOVA 對 20°~90°之 VVR 數值，進行顯著性檢定，將 20 受測者當作樣本，並探討其結果所代表含意。檢驗結果如表 4.12 所列，得知不論受測者進行 20°~90°之抬腿踢動作，結果各角度間無顯著性差異($P > 0.05$)，其中又以 50°顯著性為最佳($P = 0.135$)，但無法得知何種角度差異較為突出。而比較 20°~90°之抬腿踢與正常步態卻都存在有顯著性差異($P < 0.05$)，推論正常步態與抬腿踢之 VVR 確實存在差異，因在正常步態之 VVR 小於 1，而在抬腿踢動作中之 VVR 反轉成大於 1；最後，能証示本研究 20°~90°抬腿踢皆能激發較大 VMO，而 50°~60°則有較高 VVR 與正常步態相比。本研究結果中，以抬腿踢復健動作能當一項物理治療方式來訓練 VMO，以達到治療所需之目的，過程保持腳尖下和膝關節伸直成動作任何人都能輕易完成，因此髌骨外翻患者可考慮使用抬腿踢復健動作，並建議以 50°~60°之抬腿踢進行。

表 4.12 ANOVA 結果 (20°~90°)

抬腿踢角度	VVR 平均	VVR 標準差	顯著性(P)
20°	1.3411	0.2192	0.684
30°	1.3049	0.1748	0.540
40°	1.3209	0.1831	0.873
50°	1.3795	0.1731	0.135
60°	1.3603	0.1533	0.342
70°	1.3256	0.1326	0.978
80°	1.2936	0.1403	0.352
90°	1.2868	0.1282	0.262
正常步態	0.8952	0.2304	0.000



第五章 結論與未來研究方向

5.1 結論

本研究針對髌骨外翻之復健動作進行評估，欲透過肌電圖模組量測 VMO 和 VL 肌電訊號，了解復健動作狀態，以加強 VMO 為目標，針對不同動作類型及模式來探討與分析。以檢測輔具便捷易用、量化數據證明量測有效性和動作檢測回饋，將量化肌電數據輔助醫護人員了解髌骨外翻之復健動作狀態，以改善復健動作策略來提升復健效率。

於初步實驗結果中，以本研究所提出複合演算機制擷取肌電訊號，透過實驗結果作為驗證，由提供已知訊號 100、150、200 Hz 正弦波作為肌電訊號擷取，VMO 與 VL 之 THD 彼此間差異範圍皆能保持 1% 內，而 VVR 值相互誤差也不超過 1%，證明兩組肌電感測模組可達高品質之量測結果，於可接受之誤差範圍內並實際量測於人體上。

共 20 位正常者作為實驗受測者，進行 10°~90° 抬腿踢和正常步態動作量測，初步推斷在 10° 時 VVR 較為分歧，屬不同質性予以排除 10°，餘依照各角度抬腿踢之平均 VVR 由高至低排列，依序為 50° > 60° > 20° > 70° > 40° > 30° > 80° > 90°，與正常步態相比約在 50°~60° 效果呈現最佳，差異達最高 52%。而整體 20°~90° 時也都能大過於正常步態現象。最後，以 ANOVA 分析顯著性，結果證明各角度間無顯著性差異，但抬腿踢與正常步態卻能有顯著性差異。此說明 20°~90° 皆可表現有效並皆具可行性，以抬腿踢復健動作當一項物理治療方式來訓練 VMO 以達到治療所需之目的，主要建議以 50°~60° 來作抬腿踢復健動作，其優點包括方便性、簡易性、無成本和訓練 VMO 效果。

5.2 未來研究方向

本研究目前只針對 20 位正常之受測者作量測分析，儘管實驗結果顯示能以抬腿踢動作達到預期較果，但因實驗範圍僅先設定為右腳，對於左腳尚無進行量測討論，應在未來量測中可對雙腳進行擷取驗證，另動作部分須與專業的醫護人員討論更好之替代方案。在受測者方面也先選定以正常人當作量測對象並證實動作的確有差異存在，如能增加量測不同對象，如左右腳或膝關節收傷之病患，以收集更多資料來作更深入探討。雖尚未藉由病患得出此結論，但從文獻中得知髌骨外翻病患存在 VMO 較為薄弱現象，若實際套用復健動作，推測可得到類似之結果其 VVR 會稍微下降趨勢。

另外，由於本研究設備之 MCU 具備 10 bits 解析度 ADC，只能將電壓作 0~1023 辨別，若要提高解析度以達更精細之電壓辨識，需在硬體方面作升級來改善。還有量測裝置目前仰賴 USB 供電與傳輸數據，雖然不會讓受測者在量測中感到不適和影響量測結果，但未來構想將裝置建構成穿戴式裝置之無線化，提升量測品質，避免導線遭受拉扯之疑慮，以及結合手機 APP、雲端與 IoT 應用，將數據作傳輸與運算。本研究設備雖非屬於醫療等級，但亦可供作為復健輔具用品而用，相對於現有醫療檢測方式其具有立即和便利性，如能對病患作初步診斷，盡早治療並提供病患立即了解現況進而減少醫療浪費，構想未來能產生更多元輔助復健效果。

參考文獻

- [1] P. Cram, X. Lu, S. L. Kates, J. A. Singh, Y. Li, and B. R. Wolf, "Total knee arthroplasty volume, utilization, and outcomes among Medicare beneficiaries," *Journal of the American Medical Association*, vol. 308, no. 12, pp. 1227-1236, 2012.
- [2] S. M. Kurtz, E. Lau, K. Ong, K. Zhao, M. Kelly, and K. J. Bozic, "Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030," *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, vol. 467, no. 10, pp. 2606-2612, 2009.
- [3] W. M. Denning, S. Woodland, J. G. Winward, M. G. Leavitt, J. T. Hopkins, and A. C. Parcell, "The influence of experimental anterior knee pain during running on electromyography and articular cartilage metabolism," *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 22, no. 8, pp. 1111-1119, 2014.
- [4] C. M. Powers, L. A. Bolgla, M. J. Callaghan, N. Collins, and F. T. Sheehan, "In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain," *Journal of biomechanics*, vol. 43, no.2, pp. 235-241, 2010.
- [5] W. A .Hakim, P. K. Jaiswal, W. Khan, and D. Johnstone, "The non-operative treatment of anterior knee pain," *The open orthopaedics journal*, vol. 6, pp. 320-326, 2012.
- [6] F. Krummenauer, C. Wolf, K. P. Günther, and S. Kirschner, "Clinical benefit and cost effectiveness of total knee arthroplasty in the older patient," *European Journal of Medical Research*, vol. 14, no. 2, pp.76-84, 2009.
- [7] G. Y. Ng, A. Zhang, and C. K. Li, "Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, no.1, pp. 128-133, 2008.
- [8] C. Cook, L. Mabry, M. P. Reiman, and E. J. Hegedus, "Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review," *Physiotherapy*, vol. 98, pp. 93-100, 2012.

- [9] G. S. Nunes, E. L. Stapait, M. H. Kirsten, M. Noronha, and G. M. Santos, "Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: systematic review with meta-analysis," *Physical Therapy in Sport*, vol. 14, pp. 54-59, 2013.
- [10] R. P. Grelsamer and J. R. Klein, "The biomechanics of the patellofemoral joint," *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, pp. 286-298, 1998.
- [11] D. Bevilaqua, V. Monteiro, G. C. Sousa, Z. Silva, and F. Berzin, "Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the vastus lateralis muscle," *Brazilian Journal of Morphological Science*, pp. 47-52, 2004.
- [12] K. G. Keenan, W. V. Massey, T. J. Walters, and J. D. Collins, "Sensitivity of EMG-EMG coherence to detect the common oscillatory drive to hand muscles in young and older adults," *Journal of neurophysiology*, vol. 107, no. 10, pp. 2866-2875, 2012.
- [13] S. F. Tang, C. K. Wu, C. H. Chen, J.T. Chen, A. C. Tang, and S. H. Wu, "Muscle activation features of the osteoarthritic knee with patellar lateral subluxation," *Clinical Neurology and Neurosurgery*, vol. 129, no. 1, pp. 30-35, 2015.
- [14] H. B. Tandeter and P. Shvartzman, "Acute knee injuries: use of decision rules for selective radiograph ordering," *American family physician*, vol. 60, no. 9, pp. 2599-2608, 1999.
- [15] E. Heintjes, M. Y. Berger, S. M. Bierma-Zeinstra, R. M. Bernsen, J. A. Verhaar, and B. W. Koes, "Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome," *Cochrane Database Systematic Reviews*, vol. 4, 2003.
- [16] M. Fredericson, C. L. Cookingham, A. M. Chaudhari, B. C. Dowdell, N. Oestreicher, and S. A. Sahrmann, "Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome," *Clinical Journal of Sport Medicine*, vol. 10, no. 3, pp. 169-175, 2000.
- [17] L. Sharma, D. Kapoor, and S. Issa, "Epidemiology of osteoarthritis: an update," *Current Rheumatology Reports*, vol. 18, no.2, pp. 147-1156, 2006.
- [18] K. J. Mohr, R. S. Kvitne, M. M. Pink, B. Fideler, and J. Perry, "Electromyography of the quadriceps in patellofemoral pain with patellar subluxation," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 415, pp. 261-271, 2003.

- [19] A. Maki, K. Nagamune, S. Oka, and Y. Nishizawa, "An evaluation system for risk factors of the recurrent patellar subluxation: position and profile," in *Proc. of the International Conference on Signal-Image Technology & Internet-Based Systems (SITIS)*, Kyoto, Japan, pp. 831-836, Dec., 2013.
- [20] A. C. Bitar, M. K. Demange, C. O. D'Elia, and G. L. Camanho, "Traumatic patellar dislocation: nonoperative treatment compared with MPFL reconstruction using patellar tendon," *The American journal of sports medicine*, vol. 40, no. 1, pp. 114-122, 2012.
- [21] D. I. Clark, N. Downing, J. Mitchell, L. Coulson, E. P. Syzpryt, and M. Doherty, "Physiotherapy for anterior knee pain: a randomised controlled trial," *Annals of the rheumatic diseases*, vol. 59, no. 9, pp. 700-704, 2000.
- [22] W. Petersen, A. Ellermann, I. V. Rembitzki, S. Scheffler, M. Herbort, and A. G. Koppenburg, "The patella pro study-effect of a knee brace on patellofemoral pain syndrome: design of a randomized clinical trial," *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 15, no. 1, 2014.
- [23] E. M. Heintjes, M. Berger, S. B. Zeinstra, R. Bernsen, J. A. Verhaar, and B. W. Koes, "Pharmacotherapy for patellofemoral pain syndrome," *Cochrane Database Syst Rev*, vol.3, 2004.
- [24] G. R. Naik, *Computational intelligence in electromyography analysis - a perspective on current applications and future challenges*, Croatia, InTech, 2012.
- [25] Olimex, "SHIELD-EKG-EMG," <https://www.olimex.com/>, 2011
- [26] A. Maki, K. Nagamune, S. Oka, and Y. Nishizawa, "Myoelectric control systems-a survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275-294, 2007.
- [27] S. Thongpanja, F. Quaine, Y. Laurillau, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, "Optimal EMG amplitude detectors for muscle-computer interface," in *Proc. of the 10th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, Krabi, Thailand, pp. 1-3, May, 2013.
- [28] K. Veer, and T. Sharma, "A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol 40, pp. 149-154, 2016.

- [29] D. M. Pincivero, V. Gandhi, M. K. Timmons, and A. J. Coelho, "Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 246-254, 2006.
- [30] C. Castellini and P. van der Smagt, "Surface EMG in advanced handprosthetics," *Biological cybernetics. Springer-Verlag*, vol. 100, no. 1, pp. 35-47, 2009.
- [31] C. Cipriani, C. Antfolk, C. Balkenius, B. Ros  n, G. Lundborg, M. Carrozza, and F. Sebelius, "A novel concept for a prosthetic hand with a bidirectional interface: A feasibility study," *IEEE Trans Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 2739-2743, 2009.
- [32] A. Arieta, H. Yokoi, T. Arai, and W. Yu, "Study on the effects of electrical stimulation on the pattern recognition for an EMG prosthetic application," in *Proc. of the 27th IEEE annual conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, United States, pp. 6919-6922, Jan., 2006.
- [33] D. Zhang, X. Chen, S. Li, P. Hu and X. Zhu, "EMG controlled multifunctional prosthetic hand: Preliminary clinical study and experimental demonstration," in *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Shanghai, China, pp. 4670-4675, May, 2011.
- [34] A. Phinyomark, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, "Application of wavelet analysis in EMG feature extraction for pattern classification," *Measurement Science Review*, vol.11, pp. 45-52, 2011.
- [35] M. T. Wolf, J. Karras, J. Reid, and A. Stoica, "JPL BioSleeve for gesture-based control: Technology development and field trials," in *Proc. of the IEEE International Conference on Technologies for Practical Robot Applications (TePRA)*, Woburn, Massachusetts, pp. 1-6, May, 2015.
- [36] H. Kawamoto, and Y. Sankai, "Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit," *Robot and Human Interactive Communication*, Roman, pp. 491-496, 2004.
- [37] R. Thomee, "A comprehensive treatment approach for patellofemoral pain syndrome in young women," *Physical therapy*, vol. 77, no.12, pp. 1690-1703, 1997.

- [38] C. C. Wu, S. W. Chou, and W. H. Hong, "Effectiveness of goosetstep training or its modification on treating patellar malalignment syndrome: clinical, radiographic, and electromyographic studies," *Arthroscopy and Sports Medicine*, vol. 129, no. 3, pp. 333-341, 2008.
- [39] R. R. Neptune, I. C. Wright, and A. J. Bogert, "The influence of orthotic devices and vasti medialis strength and timing on patellofemoral loads during running," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, no. 8, pp. 611-618, 2000.
- [40] R. Chester, T. O. Smith, D. Sweeting, J. Dixon, S. Wood, and F. Song, "The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis," *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 9, no. 1, 2008.
- [41] C. T. Elton, P. Y. Mara, Y. K. Aggie, W. N. Vanriel, and Y. F. Gabriel, "Ankle positioning and knee perturbation affect temporal recruitment of the vasti muscles in people with patellofemoral pain," *Physiotherapy*, vol. 97, no. 1, pp. 65-70, 2011.
- [42] S. F. Tang, C. K. Wu, C. H. Chen, J. T. Chen, A. C. Tang, and S. H. Wu, "Muscle activation features of the osteoarthritic knee with patellar lateral subluxation," *Clinical neurology and neurosurgery*, vol. 129, no. 1, pp. 30-35, 2015.
- [43] T. F. Besier, M. Fredericson, G. E. Gold, G. S. Beaupré, and S. L. Delp, "Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 7, pp. 898-905, 2009.
- [44] Y. M. Wong and G. Y. Ng, "Surface electrode placement affects the EMG recordings of the quadriceps muscles," *Physical Therapy in Sport*, vol. 7, no. 3, pp. 122-127, 2006.
- [45] W. Petersen, A. Ellermann, I. V. Rembitzki, S. Scheffler, M. Herbort, and A. G. Koppenburg, "The patella pro study-effect of a knee brace on patellofemoral pain syndrome: design of a randomized clinical trial," *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 15, no. 1, 2014.
- [46] Z. Tang, H. Yu, and S. Cang, "Impact of load variation on joint angle estimation from surface EMG signals," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, pp. 1, no. 99, 2015.

- [47] M. H. Jali, T. A. Izzuddin, Z. H. Bohari, M. F. Sulaima, and H. Sarkawi, "Predicting EMG based elbow joint torque model using multiple input ANN neurons for arm rehabilitation," *Computer Modelling and Simulation (UKSim)*, pp. 189-194, 2014.
- [48] J. Varoujan and R. Blumenstein, *Electrode placement in EMG biofeedback*, Baltimore, Williams & Wilkins, 1980.
- [49] L. R. Felicio, A. D. P. Baffa, R. F. Liporacci, M. C. Saad, A. S. Oliveira, and D. B. Grossi, "Analysis of patellar stabilizers muscles and patellar kinematics in anterior knee pain subjects," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 21, no. 1, pp. 148-153, 2011.
- [50] G. T. Allison, R. N. Marshall, and K. P. Singer, "EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 3, no. 4, pp. 236-244, 1993.
- [51] R. P. Pfeiffer, M. DeBeliso, K. G. Shea, L. Kelley, B. Irmischer, and C. Harris, "Kinematic MRI assessment of McConnell taping before and after exercise," *The American journal of sports medicine*, vol. 32, no. 3, pp. 621-628, 2004.
- [52] P. K. Chan, G. A. Hanasusanto, H. B. Tan, and V. K. Ong, "A micropower CMOS amplifier for portable surface EMG recording," in *Proc. of the Asia Pacific Conference on Circuits and System*, Singapore, pp. 490-493, Dec., 2006.

附錄

A 參數對照表

\overline{AB} 外與內上髌之距離	8
\overline{BC} 內上髌與髌骨三維之重心點距離	8
CT 收縮門檻值	35
EMG_{rms} 肌電圖均方根值	13
$iEMG$ 積分肌電圖	13
MPF 肌電圖平均功率頻率	13
MF 肌電圖中位頻率	13
m 靜止水平訊號點數	34
n 轉換均方根點數	33
P 隨機向量	27
P_X 向量 P 投影 x 軸之值	27
P_Y 向量 P 投影 y 軸之值	27
P_Z 向量 P 投影 z 軸之值	27
P_P 髌骨位置	8
Q 靜止水平訊號	34
S_j 待演算肌電訊號	34
S'_i 均方根之肌電訊號	34
\overline{S}_{ab} 肌電訊號平均強度	36
S'_a 門檻結束位置 a 點	36
S'_b 門檻結束位置 b 點	36

t 第 t 秒.....	13
T 時間總長 T 秒.....	13
VVR 股內外側肌電訊號比值	36
\overline{VMO}_{ab} 股內側肌電訊號平均強度.....	36
\overline{VL}_{ab} 股外側肌電訊號平均強度.....	36
σ 靜止水平之標準差	34



B 中英文專有名詞對照表

A

Action Potential 動作電位.....	10
All or None 全有全無定理.....	10
Analog-to-Digital Converter, ADC 類比/數位轉換器.....	24
Analysis of Variance, ANOVA 變異數分析.....	61
Anterior Knee Pain, AKP 前膝痛.....	1
Anterior Knee Pain Syndrome, AKPS 前膝疼痛症候群.....	9
Axon 軸突.....	10

B-C

Band-pass Filter 帶通濾波器.....	32
Bessel 貝索.....	32
Bluetooth 藍芽.....	29
Box Plot 盒型圖.....	60
Butterworth 巴特渥斯.....	32
Cell Membrane 細胞膜.....	10
Co-contraction 共同收縮.....	22

E-F

Electrocardiography, ECG 心電圖.....	25
Electromyography, EMG 肌電圖.....	10
Extensor Mechanism 膝關節伸展機制.....	5
Fatigue 疲勞訊息.....	12
Femoral Groove 髌骨溝.....	5
Femur 股骨.....	5

Force 力量訊息	12
Full-wave Rectification 全波整流	33

G-H

Graphical User Interface, GUI 圖形化和表格介面	24
Hamstrings 膕旁肌	21
Harmonics 諧波	39
Human-robot Interaction, HRI 人機互動	14
Hybrid Assistive Limb, HAL 混和輔助器	15

I

Isokinetic Dynamometer 等速肌力測試儀	2
Iliotibial Band, ITB 髂脛束	7
Iliotibial Band Syndrome, ITBS 髂脛束摩擦症候群.....	6
Inertial Measurement Units, IMU 慣性測量單元	14
Integrated Electromyography, iEMG 累積之肌電量	12
Inter-Integrated Circuit, I ² C 積體電路匯流排	29
Ion 離子.....	10
Isokinetic 等速運動	3
Isometric 等長運動	3
Isotonic 等張運動	3

L-M

Lateral Gastrocnemius 腓腸肌外側.....	21
Mean Frequency, MNF 平均功率頻率	13
Median Frequency, MDF 中位頻率	13
Medial Gastrocnemius 腓腸肌內側.....	21
Microcontroller Unit, MCU 微控制器	24

N-O

Neuron 神經元	10
Needle Electrodes 針狀電極	11
Notch Filter 陷波濾波	32
Nonlinear Distortion 非線性失真	49
Nucleus 細胞核	10
Orthotics 矯形器	9
Osteoarthritis, OA 退化性關節炎	7

P

Passive 被動運動	3
Patella 髌骨	5
Patellar Subluxation 髌骨外翻	2
Patellofemoral 髌骨股骨關節	5
Patellofemoral Pain Syndrome, PFPS 髌骨股骨疼痛症候群	6
Patella Brace 護膝帶	9
Physiotherapy 物理治療	9
Power Spectral Density, PSD 功率頻譜密度函數	13

Q-R

Quadriceps Femoris Muscle 股四頭肌	2
Resting State 休止狀態	10
Root Mean Square, RMS 均方根值	12

S

Serial Communication 串行通信	28
Serial Port 串列埠	28
Serial Data line, SDA 串列資料	29

Serial Clock Line, SCL 串列時脈線	29
Short-Time Fourier Transform, STFT 短時傅立葉轉換	13
Standard Deviation 標準差	34
Support Vector Machine, SVM 支持向量機.....	14
Surface Electromyography, sEMG 表面肌電圖	2
Surface Electrodes 表面電極.....	11

T-U

Temporal 時間訊息	12
Total knee arthroplasty, TKA 膝關節置換.....	1
Total Harmonic Distortion, THD 總諧波失真	39
Transepicondylar Axis, TEA 股骨髁上軸.....	8
Universal Asynchronous Receiver/Transmitter, UART 通用非同步收發傳輸器	28

V

Vastus Intermedius 股中間肌.....	21
Vastus Lateralis, VL 股外側肌.....	2
Vastus Medialis Obliquus, VMO 股內側肌	2

C 肌電訊號分析操作介面

本研究之肌電訊號複合演算機制處理系統乃採用 LabVIEW 軟體進行撰寫，其操作介面亦由 LabVIEW 進行整合製作，如圖 C.1 肌電圖訊號分析處理系統之開發環境所示。

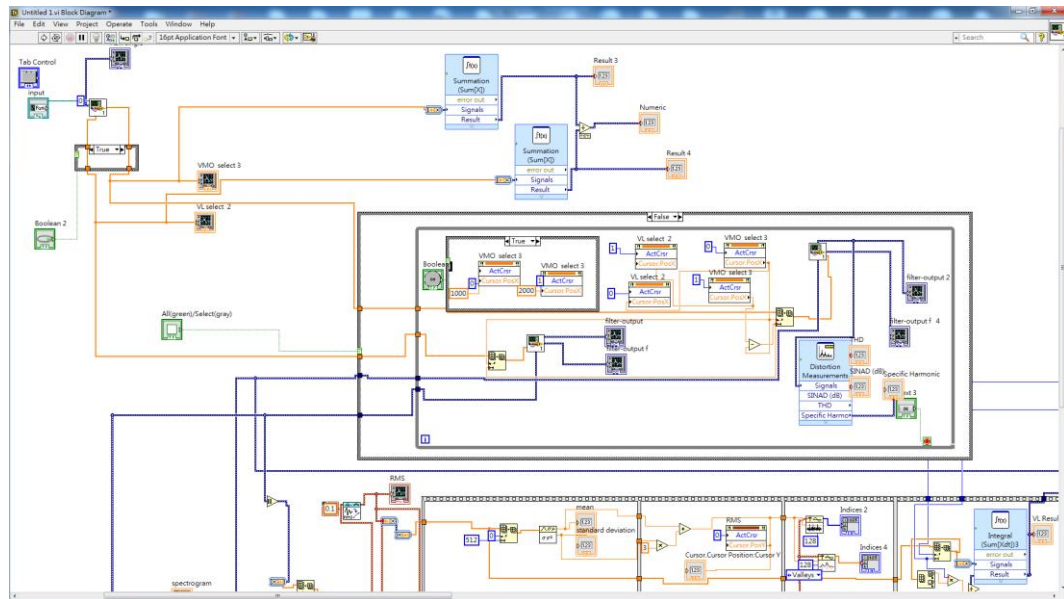


圖 C.1 LabVIEW 開發環境介面

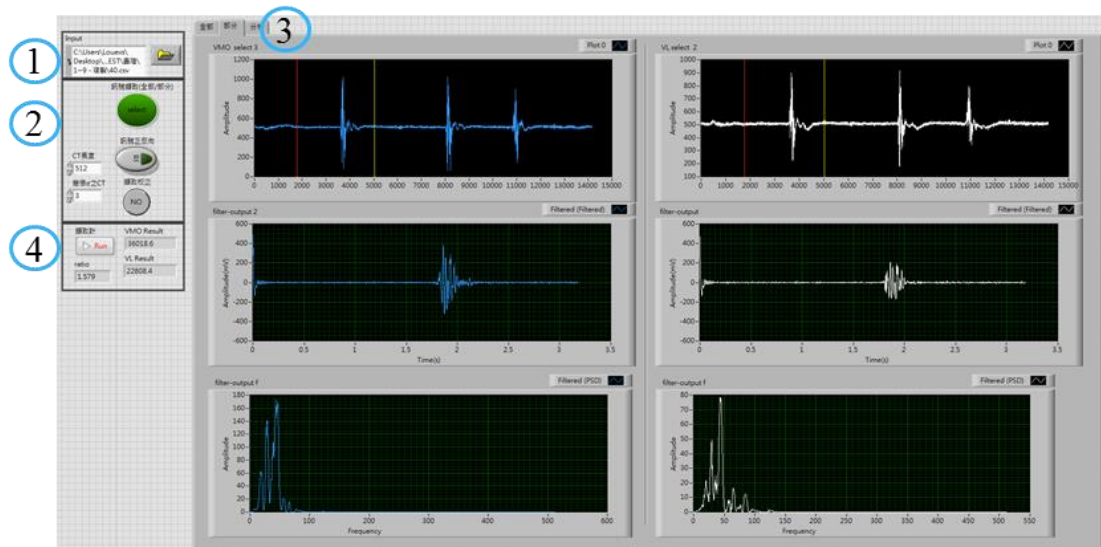


圖 C.2 本系統操作介面

圖 C.2 為本系統訊號分析操作介面，依數字編號進行操作使用與功能解說：

1. 肌電圖訊號檔案路徑：受測者 VMO、VL 之肌電圖訊號檔案(.txt 或.scv 形式)讀取路徑設定。輸入後依 VMO、VL 之肌電圖訊號之波形以藍色和白色區分，同時顯示擷取訊號之結果。
2. 分析參數設定：設定肌電訊號所需分析參數，包含訊號擷取功能、門檻值長度與 σ 倍率設定，設定完成供後續分析過程所用。
3. 肌電圖訊號波形介面：將肌電圖訊號做濾波處理、全波整流和均方根過程之波形圖，並計算 CT 來擷取所需訊號區段之波形。
4. 分析結果資訊：將所擷取之肌電訊號區段，經系統分析出來之結果數據，計算 VMO 和 VL 之訊號依比值(VMO VL Ratio, VVR)方式呈現結果。



D 作者簡歷

姓 名：曾柏元(Po-Yuan Tseng)

性 別：男

出生地：新北市

生 日：民國八十一年六月二十二日

學 歷：

民國一零三年六月 中原大學 電子工程學系 畢業

民國一零五年八月 國立臺北科技大學 電子工程系研究所 畢業

研討會論文發表：

- [1] C.-H. Lu, C.-C. Tuan, **P.-Y. Tseng**, and M.-C. Chen, “Using EMG to Evaluate Effect of Rehabilitation in Patients with Patellar Subluxation,” in *Proceedings of 2015 Workshop on Consumer Electronics (WCE)*, Changhua, Taiwan, Nov., 2015.