

國立臺灣大學工學院機械工程學系

碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master's Thesis



探討在嚴肅遊戲中線驅動力對於手腕之影響

Investigate the Effect of Applied Cable-driven Force on
Wrist Abduction-Adduction in Serious Game

潘嗣其

Tzu-Chi Pan

指導教授：張秉純 博士

Advisor: Biing-Chwen Chang, Ph.D.

中華民國 113 年 7 月

July, 2024

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

MASTER'S THESIS ACCEPTANCE CERTIFICATE
NATIONAL TAIWAN UNIVERSITY

探討在嚴肅遊戲中線驅動力對於手腕之影響

Investigate the Effect of Applied Cable-driven Force on
Wrist Abduction-Adduction in Serious Game

本論文係 潘嗣其 R11522643 在國立臺灣大學機械工程學系完成之碩士學位論文，於民國 113 年 7 月 22 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明。

The undersigned, appointed by the Department of Mechanical Engineering College of Engineering on 22 July 2024 have examined a Master's thesis entitled above presented by Tzu-Chi Pan R11522643 candidate and hereby certify that it is worthy of acceptance.

口試委員 Oral examination committee:

張秉純

(指導教授 Advisor)

陳湘鳳

陳湘鳳

系主任/所長 Director:

林志揚

誌謝



「要感謝的人太多了，那就謝天吧。」

在攻讀碩士的期間，我確診罹患重度憂鬱症，對於身心的壓力不言而喻。今天有幸能走到口試結束這一人生态程，最需感謝的非張秉純老師莫屬，老師對於我的耐心以及細心指導，讓我即使是在症狀發作後，仍能趕上研究的進度，並如期完成口試。在開始時，我對於人生方向的迷茫與無助，也幸好老師願意在我迷茫了半年，仍願意指導我在碩士相關的學習與研究。在研究過程中，張秉純老師與以我最大的協助與鼓勵，從不知道該如何研究，至如今順利完成口試，期間老師的付出與耐心不言而喻。我打從心底的感謝張秉純老師這兩年的指導，即使我未來未必為繼續往機械的領域發展，但這兩年的經驗仍會是我人生未來遇到挑戰時的重要基石。

在 635 實驗室的生活中，我也接受到來自同學們許多的幫助，我對於實驗器材的不熟悉，以及研究所流程的疑問，皆是同學的指點迷津，讓我在研究上以及文件流程上能順利完成。在此特別感謝吳恩奇、陳旻彥、林靖哲、張大維這幾位實驗室夥伴，我有任何不理解的地方，他們都相當願意給予我建議以及答覆，使我順利完成學業以及文件流程。

由於我的身心狀況，所以我需要經常到心輔中心進行定期輔導，感謝江維婷老師以及謝珊瑚老師，在我精神狀況不佳的時候，特別跟課堂的教授溝通，使我在課業上的負擔減輕許多。同時，他們對我的耐心輔導也使我在讀研究所的期間，精神狀況有轉好的趨勢，能走到如今，輔導老師的貢獻功不可沒。

最後，感謝我的家人願意在我人生目前為止最困難的時候，仍對我不離不棄，尤其是母親，在 12 月我病情最嚴重的時候，頂著身體的不適，仍堅持陪伴我長達一個月的時間，為我調整生活作息，使我在短短一個月的期間能恢復狀態至可以繼續做研究的程度。我也相當感謝父親對於我的論文修改以及建議，對

於我的錯別字，文意不通甚至是缺乏參考文獻時，都是父親幫助我處理相關的問題，順利通過這些難關。

我想感謝的人還有非常多，網路上交到的朋友、未來老闆等，都在這期間給予我莫大的精神支持。我由衷的感謝在我攻讀碩士期間，給予我相當多幫助的人們。



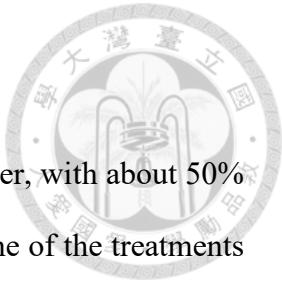
潘嗣其 謹誌

民國一百一十三年七月於臺灣大學機械系設計組碩士班

摘要

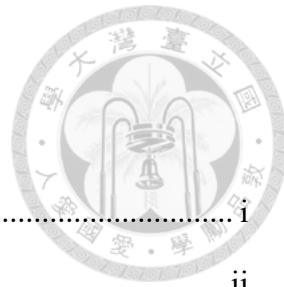
腕隧道症候群是一種常見的手腕累積性運動傷害，約有五成是源自於職業性傷害，手腕肌肉的復健是治療的方法之一。本研究的目的是針對腕隧道症候群，透過嚴肅遊戲結合穿戴式裝置輔助手腕運動，提供有趣且能省力與提升表現的復健訓練。本研究設計了一款方塊放置嚴肅遊戲以及配合的穿戴式裝置；遊戲部分玩家須往復將方塊放置於盤中，放置成功次數越多則分數越高；裝置部分包含硬體的線驅動手腕穿戴式裝置，以及控制馬達、讀取感測器資料以及電腦訊號溝通的微機電控制器。實驗分為探討日常手腕動作特徵的前導人體實驗，以及探討裝置對手腕動作影響的嚴肅遊戲人體實驗，兩個實驗皆分析手腕動作角度與肌肉激發程度。前導實驗目的為瞭解日常生活探討活動中手腕的運動範圍，實驗的結果顯示多數日常手腕活動會用到橈側/尺側偏斜運動，因此設計上選用橈側/尺側偏斜的嚴肅遊戲設計。嚴肅遊戲實驗目的為探討裝置給予腕部外力對執行嚴肅遊戲時的動作影響。實驗的結果顯示裝置並未提供使用者顯著助力，但裝置能提升使用者在嚴肅遊戲中的表現。本研究未來期望能輕量化、提升輔助能力、結合機器學習以即建立資料庫的方向研究。





Abstract

Carpal tunnel syndrome is a common wrist cumulative trauma disorder, with about 50% resulting from occupational injuries. Wrist muscle rehabilitation is one of the treatments methods. This study aims to create an engaging and efficient rehabilitation training for carpal tunnel syndrome by combining a serious game with a wearable wrist device to assist wrist movements. We designed a block-placing serious game along with a matching wearable device. In the game, players repeatedly place blocks onto a tray. They can earn scores based on successful placements. The device includes a cable-driven wrist device with a microcontroller to control motors, read sensor data, and communicate with a computer. The experiment is divided into a preliminary daily wrist movements characterization and a serious game human experiment to investigate the device's impact on wrist movements. Both experiments analyze wrist movement angles and muscle activation levels. The purpose of the preliminary experiment is to understand the range of wrist movements in daily activities. The results show that most daily wrist activities involve radial/ulnar deviation movements. Hence, the serious game design incorporates these movements. The purpose of the serious game experiment is to investigate the effect of external force on the wrist provided by the device in the serious game. The results indicate that the device does not provide significant assistance to the user, but it does improve the user's performance in the serious game. Future research aims to lighten the device, enhance its assistance capabilities, and integrate machine learning to establish a database.



目次

口試委員審定書	i
誌謝	ii
中文摘要	iv
英文摘要	v
目次	vi
圖次	viii
表次	xiii
縮寫目次	xiv
第一章 緒論	1
1.1 研究背景與動機	1
1.2 研究目的	2
第二章 文獻回顧	4
2.1 腕關節腕隧道症候群	4
2.1.1 腕部肌肉與運動模式	4
2.1.2 腕隧道症候群簡介	11
2.2 嚴肅遊戲(Serious Game)	16
2.3 穿戴性裝置	26
2.3.1 線驅動穿戴式裝置	26
2.3.2 氣動式穿戴式裝置	29
2.3.3 記憶金屬穿戴式裝置	33
2.3.4 穿戴式裝置結合虛擬環境	37
第三章 研究方法	40
3.1 研究流程	40



3.2 人體實驗與前導人體實驗	41
3.2.1 前導人體實驗設計	42
3.2.2 實驗設備	43
3.2.3 前導實驗流程	44
3.2.4 前導人體實驗結果	46
3.3 腕部運動訓練輔助系統簡介	68
3.4 嚴肅遊戲設計	70
3.5 線驅動腕部穿戴裝置設計	73
3.5.1 硬體設計	73
3.5.2 數學計算	80
3.5.3 力學分析	81
3.5.4 微機電控制器	82
3.5.5 程式碼	85
3.6 性能測試	88
3.6.1 推拉力測試	88
3.6.2 延遲測試	89
第四章 結果與討論	91
4.1 人體實驗流程與配置	91
4.2 人體實驗結果	93
第五章 結論	110
5.1 結論	110
5.2 未來研究方向	111
參考資料	112

圖次



圖 2.1 手腕肌肉(資料來源：[28])	4
圖 2.2 手腕運動方位(資料來源：[22]).....	5
圖 2.3 雙軸電動量角儀	6
圖 2.4 雙軸電動量角儀	7
圖 2.5 手腕肌肉的力臂對應	8
圖 2.6 手腕肌肉的力臂對應	9
圖 2.7 手腕肌肉的力臂對應	10
圖 2.8 手腕部(左手)解剖構造圖，橫切面朝向身體遠端。	11
圖 2.9 斐倫式測試(PHALEN'S TEST).....	12
圖 2.10 手腕固定夾板(資料來源：[7]).....	13
圖 2.11 嚴肅遊戲定義(資料來源：[14]).....	16
圖 2.12 嚴肅遊戲之改念與應用領域(資料來源：[15]).....	17
圖 2.13 嚴肅遊戲之改念與應用領域(資料來源：[14]).....	18
圖 2.14 嚴肅遊戲發展簡史(資料來源：[35]).....	19
圖 2.15 (A)沿路徑畫遊戲，(B)拿取香蕉遊戲	20
圖 2.16 蔴集星星遊戲	21
圖 2.17(A) LEAP MOTION 控制器的測試畫面，(B)鴨子划水遊戲	22
圖 2.18 A,B,C 為此研究所設計的嚴肅遊戲，內容操作基本上與超級瑪利歐相似	23
圖 2.19 此圖描述了玩家所能達成的程度	23
圖 2.20 TANGO:H 的結構圖	24
圖 2.21 EXO-WRIST 的設計	27
圖 2.22 DTM 軌跡圖(紅色虛線)與穿戴式裝置動作追蹤軌跡圖(藍線).....	28



圖 2.23 穿戴式裝置的設計，A 為手套與 3D 列印結構，F 為前臂帶與錨點	29
圖 2.24 外骨骼上人工肌肉的位置簡圖	30
圖 2.25 致動器設計圖	31
圖 2.26 致動器進行手腕的屈曲與偏斜運動	31
圖 2.27 致動器的壓力與扭矩關係圖	32
圖 2.28 麻田散鐵相與沃斯田鐵相的相互交換	33
圖 2.29 研究所設計的外骨骼	34
圖 2.30 BPID 的結構	34
圖 2.31 SMA 的遲滯現象(左)與此研究改善方案後的輸出情形(右)	35
圖 2.32 模組化致動器的設計以及其變形情形	35
圖 2.33 手腕外骨骼的設計、(A)側視、(B)上視、(C)下視	36
圖 2.34 三自由度前臂外骨骼	38
圖 3.1 研究流程圖	40
圖 3.2 實驗流程圖	41
圖 3.3 反光球黏貼處，紅色與綠色為分別兩個不同的剛體	43
圖 3.4 sEMG 放置處	43
圖 3.5 手腕屈曲一次的角度與肌電訊號圖	46
圖 3.6 手腕伸展一次的角度與肌電訊號圖	47
圖 3.7 手腕屈曲/伸展各慢速循環的角度與肌電訊號圖	48
圖 3.8 手腕屈曲/伸展各快速循環的角度與肌電訊號圖	49
圖 3.9 手腕外展一次的角度與肌電訊號圖	50
圖 3.10 手腕內縮一次的角度與肌電訊號圖	51
圖 3.11 手腕外展/內縮的慢速循環的角度與肌電訊號圖	52



圖 3.12 手腕外展/內縮的快速循環的角度與肌電訊號圖	53
圖 3.13 手腕旋繞慢速循環的角度與肌電訊號圖	54
圖 3.14 手腕旋繞快速循環的角度與肌電訊號圖	55
圖 3.15 滑鼠使用的角度與肌電訊號圖	56
圖 3.16 往下揮鐵鎚 5 次的角度與肌電訊號圖	57
圖 3.17 平均化後往下揮鐵鎚 5 次的角度與肌電訊號圖	58
圖 3.18 往下揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖	59
圖 3.19 平均化後往下揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖	60
圖 3.20 往上揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖	61
圖 3.21 平均化後往上揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖	62
圖 3.22 向上施力 1.25KGW 的肌電訊號圖	63
圖 3.23 向下施力 1.25KGW 的肌電訊號圖	64
圖 3.24 寫字的角度與肌電訊號圖	65
圖 3.25 寫 C 字的手腕關節角度	66
圖 3.26 寫 T 字的手腕關節角度	66
圖 3.27 寫 S 字的手腕關節角度	67
圖 3.28 寫 O 字的手腕關節角度	67
圖 3.29 腕部運動訓練輔助系統整體架構	69
圖 3.30 方塊放置遊戲示意圖	71
圖 3.31 剛體旋轉與碰觸示意圖	72
圖 3.32 穿戴式裝置的實體圖	73
圖 3.33 手部支撐的設計簡圖	74
圖 3.34 卡扣設計簡圖	75



圖 3.35 腕環硬質部位的設計	75
圖 3.36 馬達座的設計	77
圖 3.37 滑輪鎖孔的設計(解剖圖).....	78
圖 3.38 鮑登纜線固定處的設計	79
圖 3.39、本設計的計算概念圖	80
圖 3.40、本設計的馬達、齒輪組與滑輪	81
圖 3.41 TB6560 腳位(圖源自 TB6560 購買網站).....	83
圖 3.42 整體電路連接	84
圖 3.43 程式碼流程圖	85
圖 3.44 測試平台實體圖	88
圖 3.45 含六角螺母孔之卡扣設計	89
圖 3.46 推拉力計所量測的力與時間圖	89
圖 3.47 WI-FI 延遲的計算方式(紅框中的數字為毫秒)	90
圖 3.48 馬達延遲的量測方式示意圖	90
圖 4.1 人體實驗配置	92
圖 4.2 手腕角度變化的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本二).....	93
圖 4.3 未出現收斂情形的無輔助力樣本(樣本十一)	94
圖 4.4 手腕角速度變化的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本二).....	94
圖 4.5 尺側腕屈肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一).....	95
圖 4.6 尺側腕伸肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一).....	95
圖 4.7 檻側腕屈肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一).....	95
圖 4.8 檻側腕長伸肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一)..	96
圖 4.9 檻側偏斜時尺側腕屈肌的平均激發程度比較	97



圖 4.10 尺側偏斜時最大手腕角度比較	98
圖 4.11 橫側偏斜時最大手腕角度比較	98
圖 4.12 最大角速度比較	99
圖 4.13 循環次數比較	99
圖 4.14 準確率比較，有輔助力者較無輔助力者的準略略高	100
圖 4.15 FCR 的最大尺側偏斜激發比較	100
圖 4.16 FCR 的最大橫側偏斜激發比較	101
圖 4.17 FCR 的平均尺側偏斜激發比較	101
圖 4.18 FCR 的平均橫側偏斜激發比較	101
圖 4.19 FCU 的最大尺側偏斜激發比較	102
圖 4.20 FCU 的最大橫側偏斜激發比較	102
圖 4.21 FCU 的平均尺側偏斜激發比較	103
圖 4.22 ECRL 的最大尺側偏斜激發比較	103
圖 4.23 ECRL 的最大橫側偏斜激發比較	104
圖 4.24 ECRL 的平均尺側偏斜激發比較	104
圖 4.25 ECRL 的平均橫側偏斜激發比較	104
圖 4.26 ECU 的最大尺側偏斜激發比較	105
圖 4.27 ECU 的最大橫側偏斜激發比較	105
圖 4.28 ECU 的平均尺側偏斜激發比較	106
圖 4.29 ECU 的平均橫側偏斜激發比較	106



表次

表 2.1	感測器量測所統計的手腕最大運動範圍	7
表 2.2	該研究中嚴肅遊戲的總類以及訓練方向、方式	20
表 4.1	手腕運動相關數據的 P-VALUE	107
表 4.2	橈側腕屈肌激發數據的 P-VALUE	107
表 4.3	尺側腕屈肌激發數據的 P-VALUE	107
表 4.4	橈側腕長伸肌激發數據的 P-VALUE	108
表 4.5	尺側腕伸肌激發數據的 P-VALUE	108

縮寫目次



ECU：尺側腕伸肌(Extensor Carpi Ulnaris)

FCU：尺側腕屈肌(Flexor Carpi Ulnaris)

ECRL：橈側腕長伸肌(Extensor Carpi Radialis Longus)

ECRB：橈側腕短伸肌(Extensor Carpi Radialis Brevis)

ECU：橈側腕屈肌(Extensor Carpi Ulnaris)

CTS：腕隧道症候群(Carpal tunnel syndrome)

EMG：肌電訊號(electromyogram)

sEMG：表面肌電訊號(surface electromyogram)

H：鉤骨 (Hamate)

C：頭狀骨 (Capitate bone)

Td：小多角骨(Trapezoid)

Tm：大多角骨(Trapezium)

FDP：深屈肌腱(Flexor Digitorum Profundus)

FDS：指淺屈肌腱(Flexor Digitorum Superficialis)

FPL：拇長屈肌腱(Flexor Hallucis Longus)

外展：橈側旋繞\橈側偏斜

內縮：尺側旋繞\尺側偏斜

PREhab：復健用嚴肅遊戲(Platform games for Rehabilitation)

SMA：記憶金屬(Shape Memory Alloy)

BPID：雙線性 PID 控制器

IMU：慣性感測元件

MVC：最大自主用力 (Maximal voluntary contraction)

第一章 緒論



1.1 研究背景與動機

腕隧道症候群(Carpal tunnel syndrome, CTS)是一常見的周邊神經壓迫症狀，俗稱滑鼠手，好發於高度重複使用到手腕或需要手腕部用力的職業族群[1, 2, 3]，如機械技工、林業工人、礦工、流水線工人、牙醫、電腦相關工作者、以及家政工作者等[2, 3]，尤其好發於慣用手。除了工作導致的過度使用腕部肌肉，造成肌腱腱鞘增厚外，類風濕性關節炎、懷孕時的淋巴水腫、痛風、退化性關節炎以及糖尿病患者等也都是腕隧道症候群的好發群體[4, 5, 7]。腕隧道症候群的形成是由於通過腕隧道的正中神經受到壓迫或病變，主要症狀包括手腕疼痛、麻木感、刺痛、無力感以及手指的感覺異常[3, 6, 7]，進而導致手指運動困難，手部功能受限，其症狀會因手腕運動增加而加劇[8]。

根據國內外研究，腕隧道症候群的盛行率(prevalence rate)約為 5%~10% [9]，以台灣的健保資料為基礎，發生率(incidence rate)約為 0.1%~0.4%[3, 4]，在特定職業中腕隧道症候群的風險更高[3]。手部功能受限造成失能、使這疾病影響患者的工作能力，乃至生活品質[9]，足見對於腕隧道症候群的治療、復健與預防的重要性。在許多復健治療的方式中，嚴肅遊戲是一種相當有趣的復健治療方式，並且能提升復健訓練的效果。[10, 11, 12, 13]

嚴肅遊戲是跨領域的電子遊戲，其目的不僅僅只是以娛樂，而是包含教育、醫療保健、科學探索、工程、政治與管理等應用領域[14, 15]，而在醫療保健領域中的復健訓練及預防訓練，嚴肅遊戲具有潛在優勢。相較於傳統的物理職能治療等復健方式，復健嚴肅遊戲具有增加復健的動機與參與度、減少焦慮與抵抗心理、可即時反饋以及個性化的治療方案等優勢[16, 17]。



由於腕隧道症候群的成因包含手腕部用力(施力大於 1kgw 或 Brog $10 > 2$)[1, 3]，僅單純使用嚴肅遊戲軟體的復健方式較難模擬手腕部用力的情形，尚需要有外部施力給予額外的復健訓練力，才能有效提升復健的效果；此外，已患病的患者較難達到正常人日常活動中所能達成的施力大小，是因為患者的症狀之一是手腕會產生無力感[3, 6, 7]。而穿戴式裝置提供了一種輕巧、易穿戴的方法，透過主動施力可以提供對手腕的輔助力，減少施力的困難，達到有效復健的效果。過往在中風或帕金森氏症患者的手腕復健研究中，手腕或手部外骨骼就是一項專門的研究方向，其方法是通過致動器或是被動的彈性裝置，對手部肌肉產生輔助力，協助患者進行復健運動。傳統上治療腕隧道症候群所採取的職能復健方式，與中風或帕金森氏症患者的手腕復健相近，因此就手腕外骨骼這方面的先前研究文獻進行探討，對於治療腕隧道症候群的研究具有一定的參考價值。

綜上所述，腕隧道症候群的職能復健治療或是預防性訓練，能通過結合嚴肅遊戲與穿戴式外骨骼這兩種方式的結合，進行輔助力訓練或阻力訓練，達到治療或預防的目的，為腕隧道症候群的職能復健治療或預防性訓練帶來全新的可能。這種綜合的訓練方法不僅可以提升患者的治療體驗，更能夠有效地促進其康復進程。

1.2 研究目的

本研究具體目的包含以下二項：

- 一、以預防或復健腕隧道症候群為目的，建立一款嚴肅遊戲，使其能透過手腕運動速度、手腕運動精確程度來達到復健或預防訓練的效果，並且透過分數與手部運動變化去紀錄正常人與患者之間的差異。
- 二、結合嚴肅遊戲與穿戴式外骨骼，使整個系統能透過硬體裝置去進行輔助力訓練以及阻力訓練，分別達到復健訓練與預防訓練的目的。

本研究之假設為：

在穿戴裝置後施予輔助力的情形下，預期一般人的手腕肌肉之肌電訊號強度降低，也就是肌肉激發強度較無裝置輔助的狀態下低。

在穿戴裝置後施予輔助力的情形下，嚴肅遊戲的分數增加，也就是輔助力有協助手腕快速轉動的效果。



第二章 文獻回顧



2.1 腕關節腕隧道症候群

2.1.1 腕部肌肉與運動模式

屈動手腕關節的腕部肌肉如圖 2.1 共分為五條肌肉，分別為：尺側腕伸肌(Extensor Carpi Ulnaris, ECU)、尺側腕屈肌(Flexor Carpi Ulnaris, FCU)、橈側腕長伸肌(Extensor Carpi Radialis Longus, ECRL)、橈側腕短伸肌(Extensor Carpi Radialis Brevis, ECRB)以及橈側腕屈肌(Extensor Carpi Ulnaris, ECU)。橈側腕長伸肌與橈側腕短伸肌可以視為一組肌肉，則四組肌肉分別兩兩對應到手腕的外展(abduction) / 內縮(adduction)(橈側 / 尺側旋轉)以及屈曲(Flexion) / 伸展(Extension)的手腕運動，如圖 2.2 所示，值得注意的是，手腕的環動(Circumduction)動作本質上是外展 / 內縮與屈曲 / 伸展運動的混合，而旋前(pronation)和旋後(supination)動作則是前臂運動，是尺骨與橈骨的滑動，而非腕關節的運動。

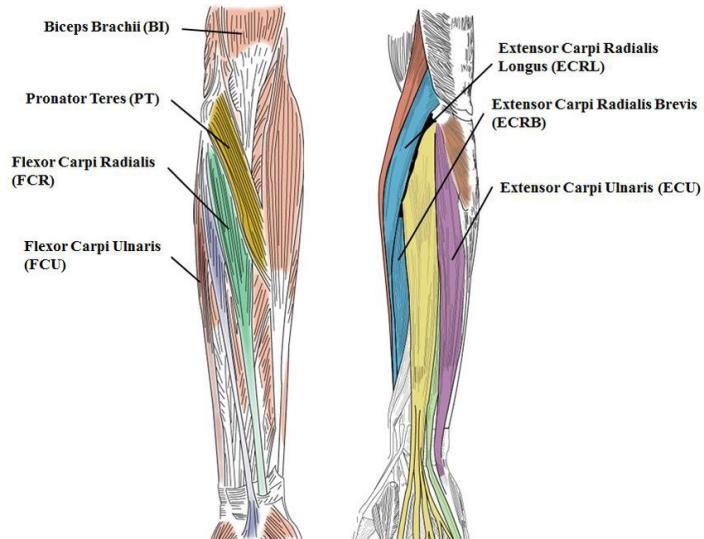


圖 2.1 手腕肌肉(資料來源：[28])

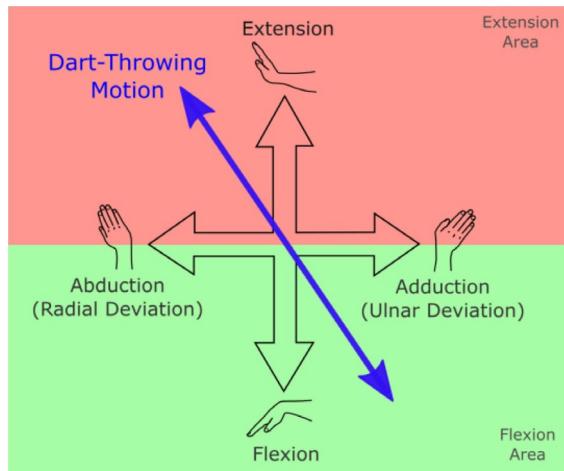


圖 2.2 手腕運動方位(資料來源：[22])

一般認為手腕的最大運動範圍為手腕能夠伸展 70° 、屈曲 80° 、橈側旋轉 20° 以及尺側旋轉 40° 。根據 Jaiyoung(1991)[29]等的對於手腕最大運動範圍的研究，手腕的最大運動範圍為伸展 60° 、屈曲 78° 、橈側旋轉 21° 以及尺側旋轉 38° ，除了伸展以外，其餘的角度皆相當接近一般認為的手腕最大運動範圍；而該研究中的日常活動所需使用到的運動範圍為手腕最大運動範圍的 70% ；其研究方式為設計一雙軸電動量角儀，如圖 2.3，令 40 位健康受試者穿帶裝置，並進行最大角度的運動以及日常生活活動，在透過電動量角器量測日常生活活動之前會進行電動量角器與研究者的手動量測的最大角度進行比較，並進行誤差的比較，以瞭解誤差值並用於量測日常生活活動中的運動角度範圍。此研究的文獻回顧也整理了其他研究的所量測出的角度，分別為：伸展 $64^\circ\sim75^\circ$ 、屈曲 $73^\circ\sim82^\circ$ 、橈側旋轉 $19^\circ\sim21.5^\circ$ 以及尺側旋轉 $40^\circ\sim58^\circ$ 。

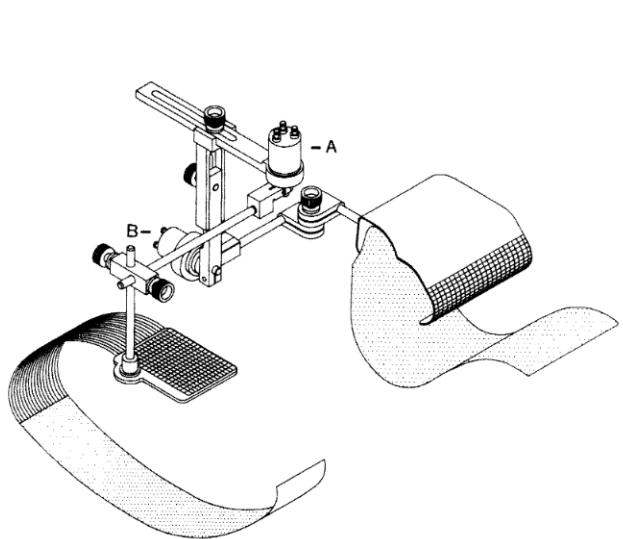
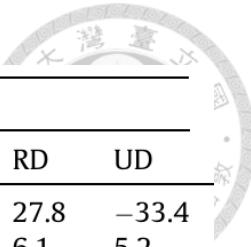


圖 2.3 雙軸電動量角儀

在 Verónica(2020)[30]的研究中，主要量測手腕的環動動作範圍去推測手腕的整體運動範圍，包含橈側 / 尺側旋轉以及屈曲 / 伸展的運動範圍；實驗同樣是透過雙軸角度感測器進行量測，但相較於之前的研究，感測器的精度以及輕便度已經有顯著性的提升，因此可以研究更多種類的日常生活活動。此研究所使用的感測器為 SG65 Biometrics Ltd，為一種彎曲感測器，可以量測兩軸的彎曲角度，相較於上一個研究的精確度有 10° 的差距，這款感測器的精確度在 90° 時的誤差為 $\pm 2^\circ$ ，可以得到較上個研究更精確的數據。此研究共統計了主要運動範圍、環動以及 34 個日常生活活動，手腕最大運動範圍的統計結果如表 2.1 與圖 2.4，藍色橢圓形為調整後的最大運動範圍，可以發現事實上手腕的環動並非一個正橢圓，而是有偏移一個角度，而此角度正好符合圖 2.2 中投擲動作所需達成的複合運動，圖中綠色線表達了日常生活活動所需要的運動範圍，信心水平在 95%，此範圍所需的手腕自由度與 Jaiyoung(1991)[29]等的研究大致符合。



	Non-dominant hand				Dominant hand			
	F	E	RD	UD	F	E	RD	UD
Mean	76.8	-85.2	29.5	-35.0	77.6	-79.5	27.8	-33.4
SD	7.9	10.9	5.9	6.1	6.9	9.9	6.1	5.2
Min	63.7	-109.9	16.8	-45.2	65.7	-93.5	15.0	-42.4
Max	95.5	-63.9	41.2	-24.3	94.7	-63.2	38.6	-23.4

表 2.1 感測器量測所統計的手腕最大運動範圍，表左為非慣用手，表右為慣用手

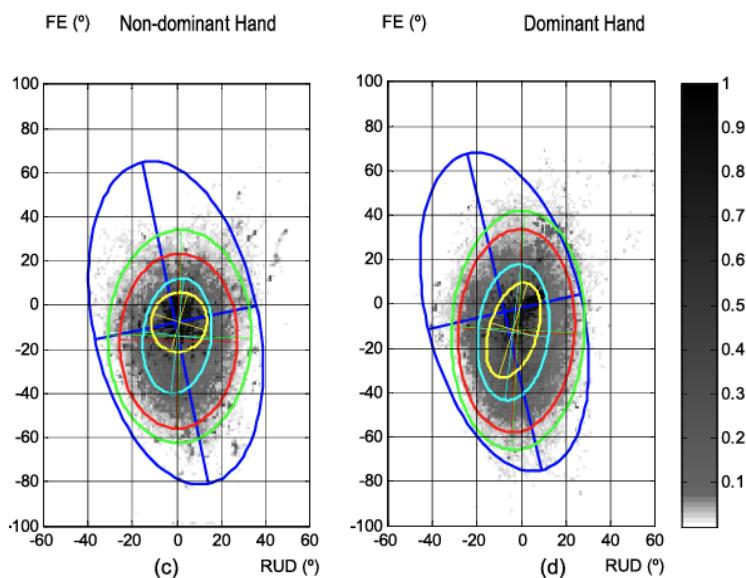


圖 2.4 雙軸電動量角儀

在理想情況下，手腕肌肉的名稱即為控制該動作的肌肉，例如 FCR 即是主要在手腕進行屈曲與橈側旋轉時會激發。然而實際情況上，由於 ECRL 與 ECRB 肌肉相當接近，且在進行橈側旋轉時主要是 ECRL 與 ECRB 激發，反而 FCR 主要激發處更接近於屈曲運動，同時由於每個人的手腕肌肉位置有些許差異，部份人的 FCR 甚至更傾向尺側旋轉的動作時會激發。在 Buchanan, T. S.(1993)[31]的研究中，標示出了手腕肌肉在環動時對應到的力臂位置以及其對應的手腕運動方位，手腕肌肉力臂位置是通過解剖學的觀念，由兩個肌腱連線找尋肌肉力臂，如圖 2.5，依照此研究的結論，可以發現其實 FCR 更接近屈曲偏尺側運動激發，而橈



側運動主要是 ECRL 激發。此研究是透過肌電訊號(EMG)進行肌肉激發的量測，而確定手腕運動方位的方式則是透過一個設計的設備，讓受試者放置於設備中，進行手腕運動方向與施力的量測，因此此研究亦可知悉在不施力的情形下，每一條肌肉的激發程度。此研究對於施力的部份僅可知道最大施力強度對應到的施力程度，而無法知道每一條肌肉所施的力，此研究結果與 Hoffman, D. S., & Strick, P. L(1999)[32]的研究結果相近。

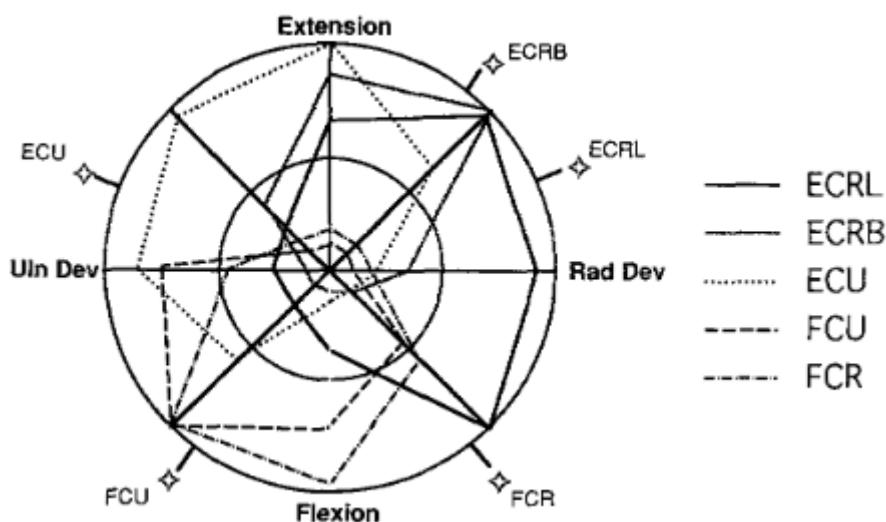


圖 2.5 手腕肌肉的力臂對應

Goislard De Monsabert(2018)[33]等的研究與 Shah, D. S(2017)[34]等的研究皆是透過前臂標本進行腕部肌肉的模擬與量測在不同姿勢下，其所需要施的力。在 Goislard De Monsabert(2018)的研究中，使用光學攝影機以及反光球量測肌肉兩點之間的距離，並通過肌肉的變化量去推算肌肉施加了多少力，而肌肉彈力係數的計算則是通過手腕的極限角度與手掌的重量去推算得知，另外此研究透過數學公式進行手腕的建模，並比較各種模型之間的差異，此研究只考慮的屈曲 / 伸展；而在 Shah, D. S 的研究當中，則是將標本所有的軟組織去除，並透過鋼製纜線去重建手腕的肌肉，進而通過纜線的張力得知手腕在做特定運動時所需施的力，此



研究通過投擲動作與環動進行手腕肌肉的運動模擬。而此兩個研究所得到的結果如圖 2.6 與圖 2.7，兩個研究都有考慮到不同手掌姿態下手腕肌肉的變化，Goislard De Monsabert(2018)的研究與前述通過肌電訊號量測最大的不同在於 FCU 在進行伸展的動作時施力程度比進行屈曲時的施力程度還要大，且無論其所研究的姿態如何，皆有這現象，且由於此研究僅研究了屈曲 / 伸展的部份，因此不知尺側 / 桡側旋轉時肌肉的施力程度；而 Shah, D. S(2017)的研究結果則較接近前述使用肌電訊號的研究，但仍有差距，例如 ECRL 與 ECRB 的施力情形更偏向橈側，而非 ECRL 更為橈側偏伸展，ECRB 較 ECRL 更偏向伸展，而圖中實線與虛線的差異在於不同的環動方向，實線為逆時針環動，虛線則相反。

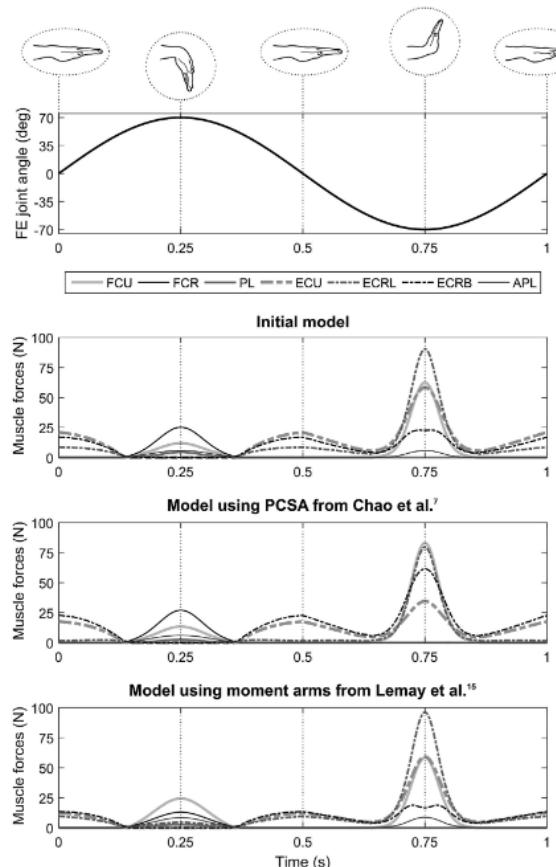


圖 2.6 手腕肌肉的力臂對應

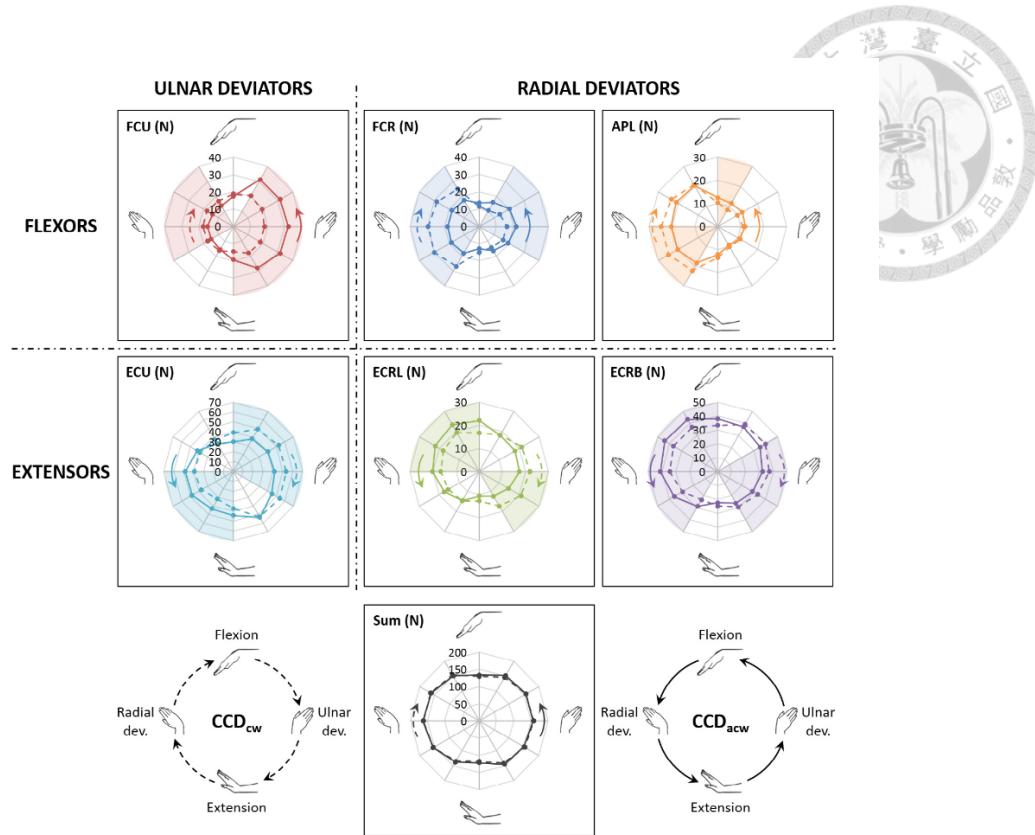


圖 2.7 手腕肌肉的力臂對應

此兩研究皆可得知手腕在運動時所需施加的力，但兩者的結果不盡相同，前者所得到的結果為伸展所需的力遠大於屈曲，其主要原因為將手掌平放，因此所有肌肉變化量皆受地心引力的影響，此研究所得到的結論，其所需要的最大力約為 300N，而後者的研究則是將手掌向上，因此纜線的拉力較不受地心引力的影響，此研究所得出的結論，總和的最大施力約為 160N，方向在尺側 / 橫側旋轉。

在大部分的日常生活活動中，手腕關節僅會運用到手腕最大自由度的 70%，因此在設計對手腕日常活動的輔具裝置時，需考慮自由度的安全以及有效範圍，超過 70% 自由度的復健動作較為多餘且容易造成安全問題。由於 ECRB 在文獻回顧中僅控制手腕的橫側偏斜運動，即使其位置更接近手背，而 FCR 則是更接近屈曲運動，因此在表面肌電訊號的量測中，ECRB 與 FCR 的肌肉訊號所控制的運動方位與其名稱較不相符，因此在探討手腕運動肌電訊號時，需考慮此因素影響的



狀況。

2.1.2 腕隧道症候群簡介

按照解剖學(圖 2.8)，腕隧道是一種由纖維-骨共同形成的隧道型結構，分為骨部分與纖維部分；骨部分由鉤骨(Hamate , H)、頭狀骨(Capitate , C)、小多角骨(Trapezoid , Td)、大多角骨(Trapezium , Tm)四塊腕骨組成，纖維部分則是腕橫韌帶(Transverse carpal ligament)，此兩部分共同組成的管狀空間，稱之為腕隧道(Carpal tunnel)，在腕隧道內部通過了屈指深肌(Flexor digitorum profundus)、屈指淺肌(Flexor digitorum superficialis)、屈拇指長肌(Flexor pollicis longus)、橈側屈腕肌(Flexor carpi radialis)等肌肉之肌腱以及正中神經(Median nerve) [7] 。

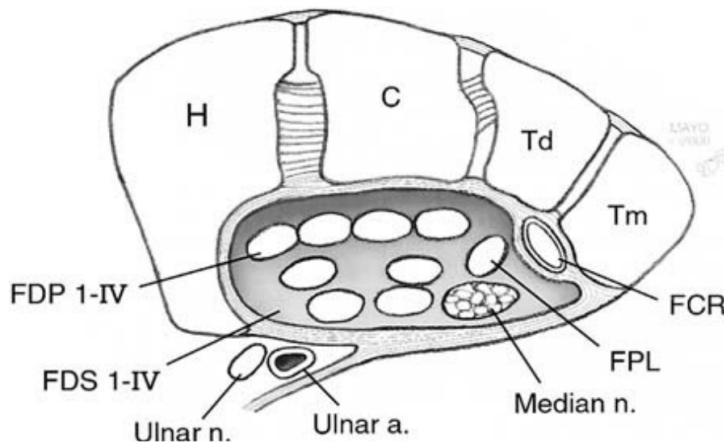


圖 2.8 手腕部(左手)解剖構造圖，橫切面朝向身體遠端。H，鉤骨；C、頭狀骨；Td，小多角骨；Tm，大多角骨；FDP I-IV，指深屈肌腱；FDS I-IV，指淺屈肌腱；FPL，拇指長屈肌腱；n，神經；a.動脈。

(資料來源：[7])

腕隧道症候群的成因是因為正中神經受到壓迫所引起，而這種壓迫乃是因為腕隧道內的壓力增加造成[3, 6, 7]。由於腕隧道有限制的空間大小，引起隧道內部膨脹的所有情況都會造成腕隧道壓力增加，進而壓迫到正中神經，使支配正中神經配之區域出現感覺功能的異常(大姆指、食指、中指及近大姆指側的第四指一半



等區域)。腕隧道症候群的症狀包含：

1. 感覺過敏(hyperesthesia)。
2. 灼熱感、針刺感等感覺異常(paresthesia)。
3. 疼痛。
4. 麻痺感。
5. 夜間症狀加劇(Nocturnal exacerbation of symptoms)。
6. 外展拇指短肌萎縮致使動作喪失(Motor loss with wasting of abductor pollicis brevis)。
7. 無力感[3, 6, 7]。

腕隧道症候群常見的自我診斷方式為：

1. 斐倫式測試(Phalen's test)：如圖 2.9，雙手平舉胸前，手背互靠，手腕關節向下呈 90°彎曲，維持 30 秒到 1 分鐘，出現手指指端有麻痺感，則表示正中神經受到異常壓迫。

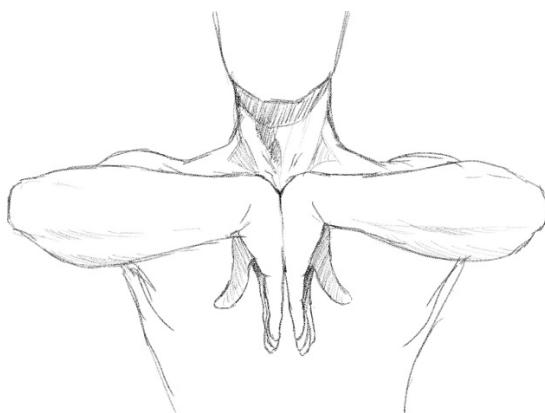


圖 2.9 斐倫式測試(Phalen's test)

2. 提內耳氏徵象(Tinel's sign)：手掌向上，輕輕敲擊腕隧道正中神經通過的位置，正中神經所支配的肢段會產生類似被電擊感，則可能診斷為腕隧道症候群。須注意不可過度用力或過長的敲擊，否則正常的手也會有上述的異常感[3, 6, 7]。



實驗室與臨床診斷方式為：

1. X 光影像檢查：檢查項為手部正面、側面以及腕隧道面，以排除骨折、關節炎、脫臼及腕道異物等因素。
2. 神經電生理學檢查
3. 電腦斷層掃描、核磁共振
4. 超音波檢查[3, 6]

腕隧道症候群的治療方式包含：使用符合人體工學設計的工具，以減少劇烈的手腕的重複運動與振動，研究顯示人體工學的設計不一定對腕隧道症候群有顯著的效果，但此類的研究相對較少，尚須更多研究佐證其有效性。腕部夾板(圖 2.10)可在數天內減輕患者 80%的症狀，在夜間配戴則能防止夜間症狀，通過限制手腕的運動空間減少手腕運動，使手腕得到休息，需固定於不會壓迫正中神經的位置。口服藥物是針對疼痛與發炎的症狀的緩解方式，如利尿劑、非類固醇抗發炎藥、維生素 B6、口服類固醇等藥物；另外，也可透過注射皮質類固醇進行更嚴重的疼痛等症狀的緩解[7]。



圖 2.10 手腕固定夾板(資料來源：[7])

若是上述的治療方式成效不彰時，則會考慮通過手術的方式進行治療，通過



將手腕處的橫腕韌帶切開，減少腕隧道內壓。分為傳統的開放式手術(Open carpal tunnel release, OCTR)與內視鏡減壓手術(Endoscopic Carpal Tunnel Release, ECTR)；內視鏡減壓手術相較於傳統開放式手術具有：較少的術後復發率、較快恢復以及手術傷口較小等優勢，因此近年來內視鏡減壓手術逐漸地取代了傳統的開放式手術[7]。

在腕隧道症候群的復健過程中，分為物理治療與職能訓練。物理治療是透過物理現象(如：光、熱、磁場、電流、超音波)或自然因素(如：陽光、水、運動)等方式進行治療，包括熱敷、水療、蠟療、電療、雷射、磁療及超音波等[18]。職能訓練是屬於物理治療中運動的一部分，是透過訓練使失能的患者重新獲得職能。腕隧道症候群易造成大拇指的魚際肌(Thenar muscles)萎縮，因此需要有抓握的復健訓練；其他有效的訓練包含手指屈伸訓練、肩膀運動、手腕運動與職能訓練等。

根據國內外研究，腕隧道症候群的盛行率(prevalence rate)約為 5%~10%[9]，以台灣的健保資料為基礎，發生率(incidence rate)約為 0.1%~0.4%[3, 4]，所有研究都顯示出，女性的盛行率大於男性，源自於兩性的解剖構造與力量的差異[3, 4, 5, 7]，另外在特定職業中腕隧道症候群的風險更高[3]。

根據勞動部職業安全衛生署的《職業性腕隧道症候群認定參考指引》[3]，日常工作中經常處於以下情況者，在生物力學上更具風險罹患腕隧道症候群：

1. 手腕部反覆性動作之作業。
2. 手腕部用力之作業。
3. 手部或腕部以不自然方式操作之作業。
4. 直接對腕隧道施予壓迫之作業。
5. 使用振動手工具之作業。



在生物力學上，腕隧道症候群屬於長期運動累積造成的運動傷害。因此在統計上分為兩種模式：已發生腕隧道症候群去反推相關成因[1, 2]，以及長時間追蹤特定族群人去觀察腕隧道症候群的發生率[3]。由過往的研究[1, 2]可以推斷，當手腕進行屈曲或伸展的動作時，與腕隧道症候群有較大的正相關性。在過往的研究[3]中，當手部用力程度為越大，腕隧道症候群的風險越大，呈現正相關性。在每分鐘重複動作次數的研究中，在一般情形下，沒有較明顯的正相關性，但當手部用力程度為 Brog.10>2 時，隨重複次數增加，呈現正相關性。在用力與非用力時間比的研究中，在一般情形下，沒有較明顯的正相關性，但當手部用力程度為 Brog.10>2 時，隨用力時間比增加，呈現正相關性。手腕的彎曲角度與使用震動工具則沒發現正相關性。綜合上述，腕隧道症候群與手腕運動，尤其是當手部位用力且重複的運動時，正相關性較明顯。

除了生物力學的原因，腕隧道症候群的發生可能與其他疾病有關，類風濕性關節炎、懷孕時的淋巴水腫、痛風、退化性關節炎以及糖尿病患者等也都是腕隧道症候群的好發群體[4, 5, 7]。

上述的研究與書籍皆說明腕隧道症候群是相當常見且影響日常生活極大的累積性傷害，因此其影響不容忽視，尤其腕隧道症候群會極大程度影響勞工的工作能力，因此除了治療外，復健過程也是相當重要，尤其是職能訓練。由於腕隧道症候群所影響的肌肉群涉及整隻手臂，因此可將其復健分為手指、手腕與肩膀的訓練。



2.2 嚴肅遊戲(Serious Game)

嚴肅遊戲(Serious Game)是一種以遊戲為主體，並實現至少一種娛樂以外的額外目標(例如學習或健康)的電子遊戲，額外目標在嚴肅遊戲中又稱為特徵目標[21]。嚴肅遊戲的定義如圖 2.11，需包含實驗、環境以及多媒體(Multimedia)等三個要素，特徵目標包含教育、醫療保健、科學探索、工程、政治與管理等應用領域[14, 15]。其中復健領域是嚴肅遊戲在醫療中相當有潛力並且正在快速發展的應用領域之一。

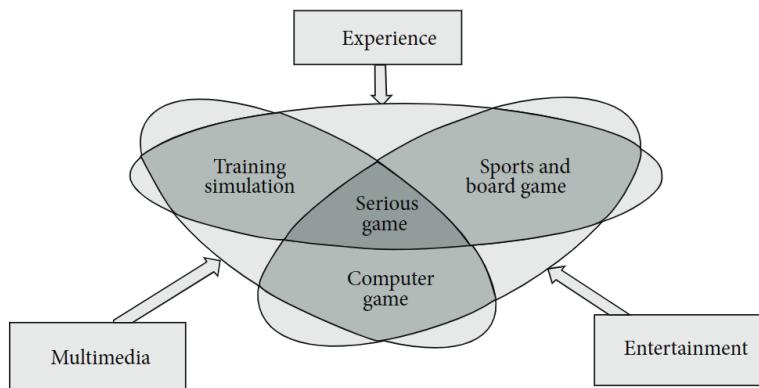


圖 2.11 嚴肅遊戲定義(資料來源：[14])

相較於傳統的物理職能治療等復健方式，復健嚴肅遊戲具有以下優勢：

- 一、增加復健的動機與參與度：相較於傳統職能治療等復健方式，僅能透過重複同樣的動作進行訓練，容易使患者覺得無聊；嚴肅遊戲能提供更具互動性、挑戰性、有趣的復健訓練活動，這有助於提升患者對於復健訓練的興趣與動機，使患者更積極參與治療過程[13]。
- 二、減少焦慮與抵抗心理：由於嚴肅遊戲的娛樂性質，它們有助於減輕患者可能感受到治療過程中的焦慮和抵抗心理，使治療更加融洽和順利進行。
- 三、即時反饋：嚴肅遊戲能提供即時反饋，使患者能知道自己當前的進展與狀態。這種即時性的反饋有助於患者調整他們的行為和努力，以達到更好的治療效果。

療效果。

四、個性化的治療方案：嚴肅遊戲可以依照每個人不同的情況，提供不同的訓練內容以及訓練強度，使治療方案可以個性化，有助於不同患者進行康復的過程。

對於嚴肅遊戲的理解：遊戲技術 / 概念以及應用的領域如圖 2.12，為根據 2010 年嚴肅遊戲大會所定義的嚴肅遊戲方法以及其用應用領域範圍，嚴肅遊戲將遊戲(核心)與來自不同領域的學科(第二層)的進一步技術與跨領域學科概念相結合，並將其運用於娛樂以外廣泛應用領域和市場領域嚴肅的遊戲(外圈)。這意味著嚴肅的遊戲可以被視為以輕鬆和愉快的方式實現其特徵目標（例如學習、訓練、健康益處或健身）的工具。嚴肅遊戲的開發需要遊戲技術和博奕論的知識以及進一步的應用到特定技術和概念。其中包括資訊和通訊技術（ICT）、數位媒體、心理學和教育學，或社會學和經濟學等，視其所應用的領域而定。

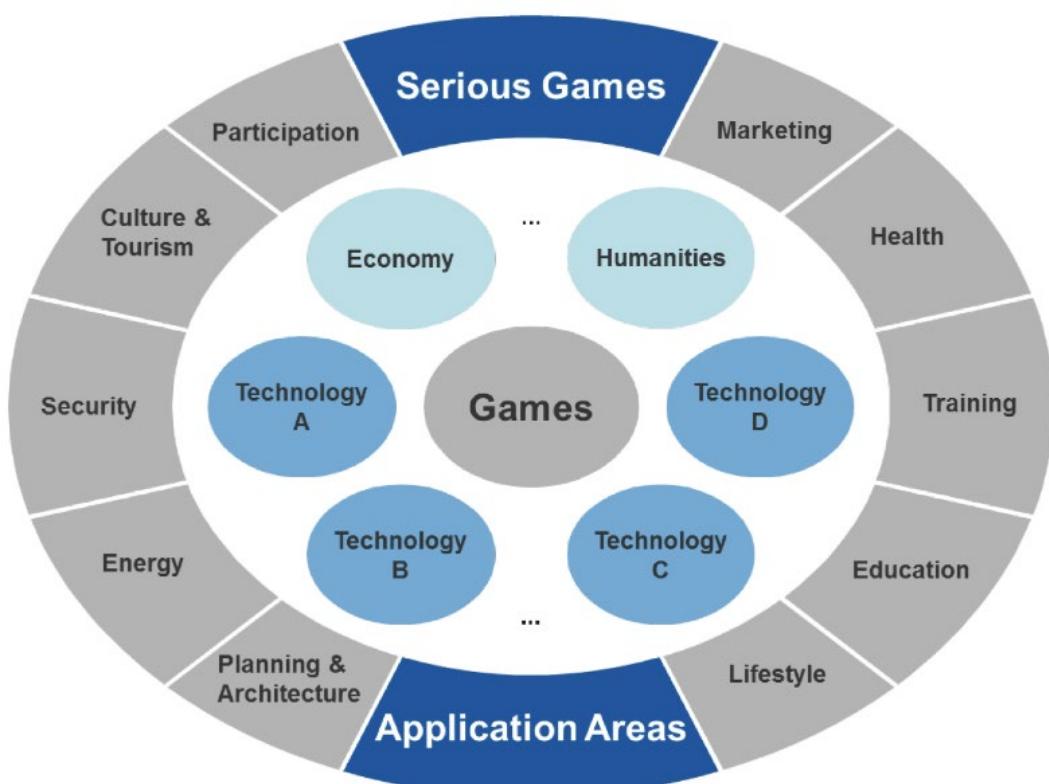


圖 2.12 嚴肅遊戲之概念與應用領域(資料來源：[15])

嚴肅遊戲也被稱為「應用遊戲」或是「有目的的遊戲」，例如「教育遊戲」或「健康遊戲」即是嚴肅遊戲的子類，分別針對教育部門和衛生部門在其預防教育與復健訓練、心理輔導與身體健康輔助等方面所進行的應用。經常與嚴肅遊戲混淆的概念是「遊戲化」，前者是基於特定目的或是學科領域而做出的遊戲，後者則是基於遊戲的概念和元素將現有的應用程式或流程進行遊戲化，這種遊戲化的概念所製做的應用程式一般不如嚴肅遊戲有完整的遊戲內容。

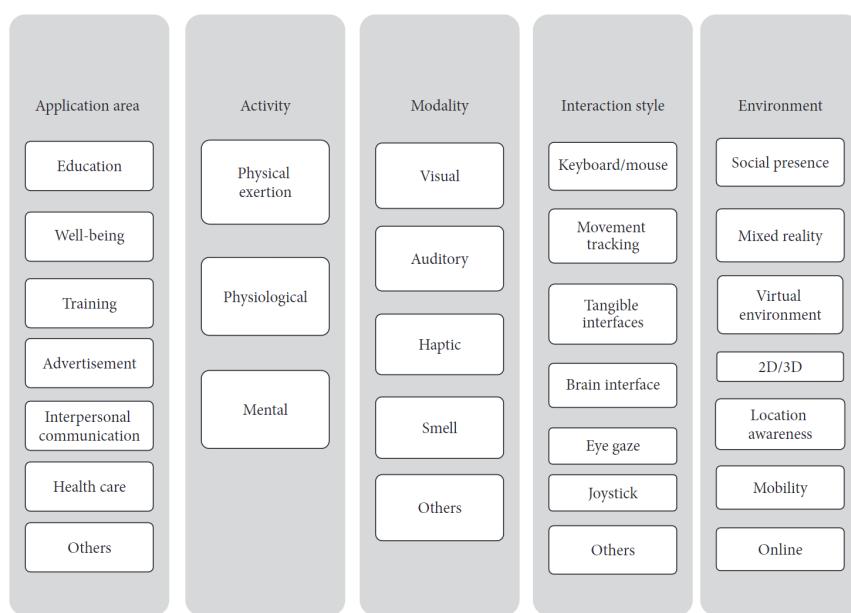


圖 2.13 嚴肅遊戲之改念與應用領域(資料來源：[14])

圖 2.13 概述了現今嚴肅遊戲的分類、應用領域以及所使用的技術，前述已說明嚴肅遊戲的應用領域，故不再討論，嚴肅遊戲的行為方式包含身體的活動、生理以及心理的行為；而其是透過視覺、聽覺、觸覺、味覺等人類感官方式使人可以體驗與嚴肅遊戲互動的情境；嚴肅遊戲可透過鍵盤滑鼠、動態捕捉、實體使用者介面、虛擬介面、視線追蹤以及操縱桿等計算機界面的輸入源做為媒介，與嚴肅遊戲中的物件互動以進行嚴肅遊戲所設計的活動內容；現今嚴肅遊戲所應用到的計算機環境包含社交、混合實境、虛擬實境、2D / 3D 遊戲環境以及可攜式電子產品等。當前流行的 Pokémon GO 事實上即是運用了社交、3D 遊戲環境以及可

攜式電子產品，透過視覺感官以及電子界面進行互動的嚴肅遊戲，其原始目的是為了使老人或是自閉症患者有機會出門進行身體的活動，是屬於醫療衛生的嚴肅遊戲。

現今嚴肅遊戲相當廣泛的運用於復健訓練的領域，此類嚴肅遊戲被稱為運動復健嚴肅遊戲(Serious Game for Exercise Rehabilitation, SGER)[35]，如前述，相較於傳統復健訓練的枯燥乏味，嚴肅遊戲可以很好的改善傳統復健訓練容易產生疲乏的缺陷，又可以透過伺服器後台紀錄的數據去調整遊戲的訓練方式。嚴肅遊戲應用於復健訓練的研究已經有相當多的實例，從 2002 年開始，便已經有足夠成熟的電子界面嚴肅遊戲問世，主要透過搖桿、鍵盤滑鼠等控制器與嚴肅遊戲進行物件的互動，2006 年如 wii 等新型操縱器也開始投入於嚴肅遊戲的應用領域[35]，而在這之前，如圍棋、西洋棋等廣義上的嚴肅遊戲已存在相當長的時間，而根據 2010 年嚴肅遊戲的新定義，此類遊戲已不能稱之為嚴肅遊戲。

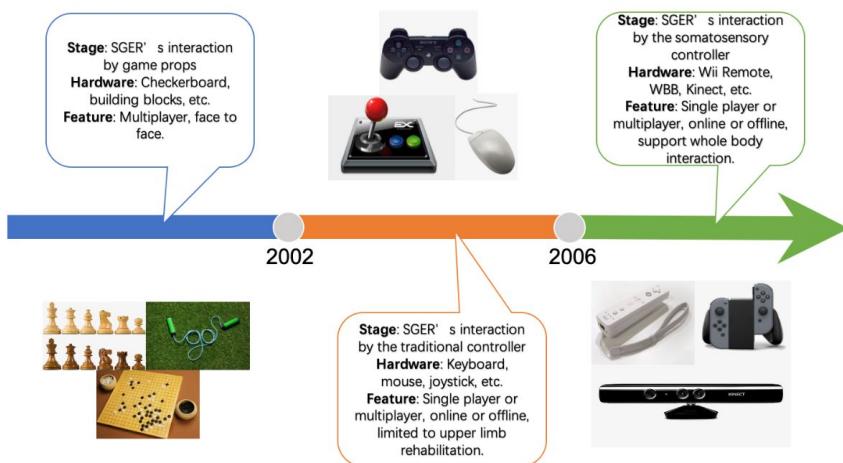


圖 2.14 嚴肅遊戲發展簡史(資料來源：[35])

在 Gutierrez, A.(2020)[36]等的研究中，對於頸部脊髓損傷造成上肢功能受損的復健運動設計了三個嚴肅遊戲，並透過 Unity3D、Novint Falcon 三軸桌上型觸覺反饋控制器以及 Myo Gesture 肌電訊號量測手環作為嚴肅遊戲的環境、操縱以及數據記錄方式；嚴肅遊戲的更新速度為每秒 30 帧，可以透過使用這些控制器去

操縱嚴肅遊戲中的物件，以達成可視化的目的，同時，肌電訊號量測手環以 500HZ 的頻率去紀錄前臂的肌電訊號。此研究一共設計了三種嚴肅遊戲，分別對應到不同的訓練方式，如表 2-2，訓練的方向為準確性以及強度，訓練的方式為根據路徑以及透過觸覺回饋的阻力模式，並遵守虎克定律進行虛擬物理的模擬以及反饋。三種遊戲分別為：沿路徑畫、拿取香蕉以及蒐集星星遊戲；沿路徑畫遊戲只訓練準確度，透過控制器去控制虛擬筆，虛擬筆遇到線時會有阻力回饋；拿取香蕉遊戲則是同時訓練肌肉強度、反應力以及準確度，玩家須透過虛擬籃子去蒐集不同樹上的香蕉，當香蕉即將掉落時，顏色會改變，此時玩家須將籃子移動至該香蕉樹下，才能獲得香蕉，同時，虛擬籃子會隨著消滅的數量增加進而增加阻力的反饋，達到訓練肌肉的效果；蒐集星星遊戲訓練了準確性以及強度，玩家須在遊戲時間內，盡可能的去蒐集星星，同時，在畫面中央有一個引力場，當玩家的控制器越接近引力場時，越容易受到阻力的反饋，進而達到訓練肌肉的效果，而星星的大小則是訓練準確性的部份，即越小的星星越難蒐集，遊戲畫面如圖 2.15 與圖 2.16。

Table 1. Summary with the main characteristics of each game.

Game	Exercise Type	Force Type	Therapeutic Objective
Following the path	Path guidance	Hooke's law	Accuracy
Picking bananas	Resistive	Viscosity	Accuracy, Strength
Collecting stars	Resistive	Hooke's law	Accuracy, Strength

表 2.2 該研究中嚴肅遊戲的總類以及訓練方向、方式

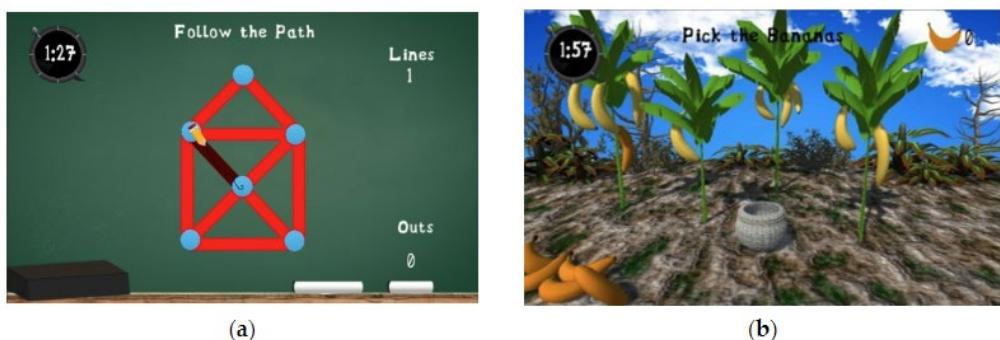


圖 2.15 (a)沿路徑畫遊戲，(b)拿取香蕉遊戲

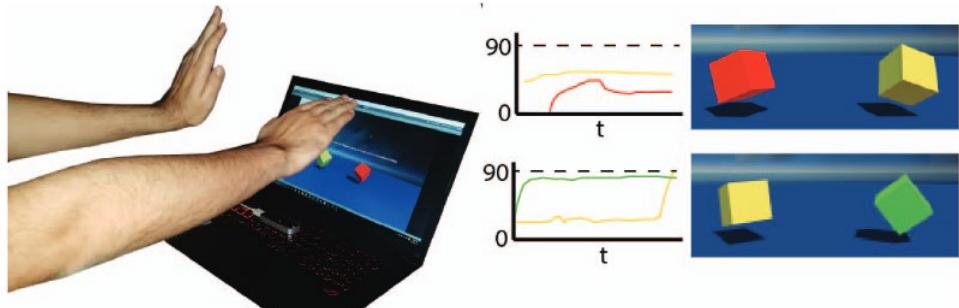


圖 2.16 蔴集星星遊戲

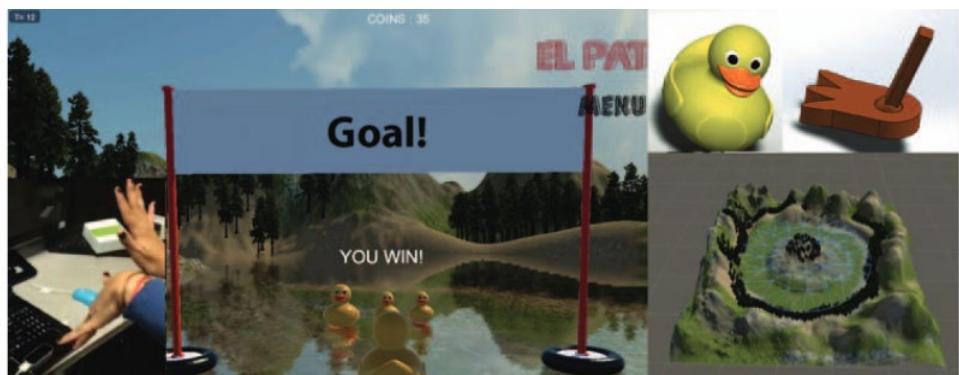
在 Uribe-Quevedo, A.(2016)[37]等的研究中，與上一個研究一樣，使用 Unity3D 作為虛擬環境，而操控方式則是透過 Leap Motion 控制器，此控制器是一種小型光學運動追蹤設備，它使用紅外線感測器和攝影機來追蹤 3D 空間中的手和手指運動。它發射紅外光並捕捉反射光，以高精度檢測使用者的手和手指的位置和方向，具有一定的追蹤體積，可以在其中偵測手和手指的運動；其透過 Leap Motion 提供的軟體開發套件 (SDK) 支援，使其能控制虛擬遊戲中的物件。SDK 包含資產和工具，使開發人員能夠根據裝置捕獲的運動追蹤資料對互動進行程式設計。這樣就可以將手部追蹤數據整合到互動式應用程式和遊戲中。本研究是為了應對重複運動累積損傷所造成的腕隧道症候群而設計，基於手部伸展的非侵入性的練習方式已被證明是有效的，此研究設計基於此訓練方式設計了一款鴨子划水的嚴肅遊戲，如圖 2.17，玩家透過 Leap Motion 控制器控制鴨子的腿，進行滑水的動作，驅動遊戲中的鴨子前進，此訓練方式主要是以速度進行手腕的伸展 /



屈曲的往復運動訓練，此遊戲的精確度經過量角器證實其具有足夠的精確度將手腕的角度輸入至嚴肅遊戲中。



(a)



(b)

圖 2.17(a) Leap Motion 控制器的測試畫面，通過手腕的伸展控制畫面中的方塊，(b)鴨子划水遊戲

在 Hocine, N.(2015)[12]等的研究中，此研究假設了動態難度適應策略對中風患者的訓練結果比增量難度適應和隨機難度適應兩種控制策略產生更積極的影響，因此設計了三款專為中風患者設計的上肢復健嚴肅遊戲，稱為 PREhab(Platform games for Rehabilitation)。七名中風患者和三名治療師參與了實驗，並在圖形平板電腦上玩了所有三個版本的遊戲，三個遊戲如圖 2.18。實驗結果表明，我們的動態適應技術增加了治療過程中的運動幅度，這項發現可以作為改善患者復原的基礎。PREhab，得出了幾個關鍵發現，在可用性和接受度中，患者和治療師發現 PREhab 很有趣，非常適合中風患者，並建議將其納入治療計



劃。患者感受到遊戲適合他們的能力，不太容易但不太困難，任務很容易理解。遊戲的目標很明確，突顯了對遊戲設計和結構的正面看法。治療師回饋該遊戲很有趣並且非常適合中風患者，顯示其作為復健工具的潛力。對訓練結果的影響中，PRhab 中實施的動態難度適應策略提高了患者在運動幅度方面的表現。可增強中風患者的運動控制和準確性方面。總體而言，該實驗證明了中風患者和治療師對 PREhab 的積極接受，凸顯了其作為上肢復健有效工具的可用性、接受度和潛力。動態難度適應策略以其個人化和即時調整遊戲難度為特點，與增量和隨機難度適應方法相比，在提高中風後患者的訓練效果方面顯示出優異的效果，圖 2.19 描述了不同難度下，玩家所能達成的程度。動態難度適應的客製化性質可能有助於其在上肢復健治療期間優化患者參與度、動機和表現的有效性。

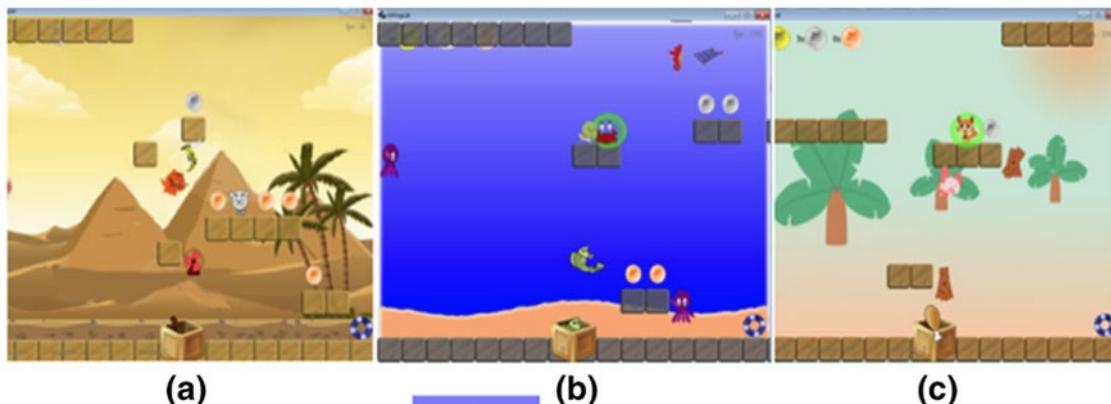


圖 2.18 a,b,c 為此研究所設計的嚴肅遊戲，內容操作基本上與超級瑪利歐相似

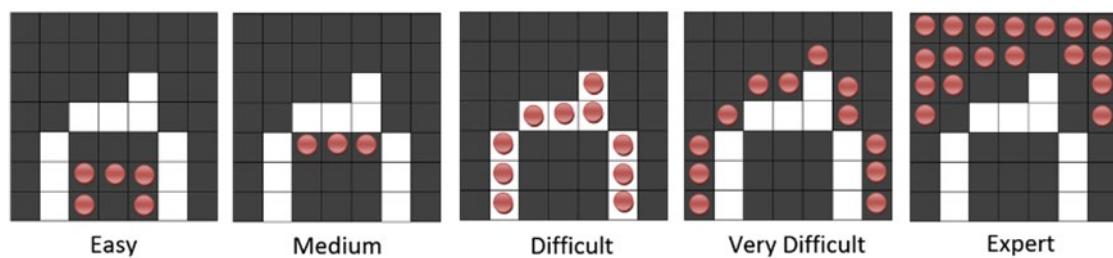


圖 2.19 此圖描述了玩家所能達成的程度，越往中下分數越高，白色方框為及格分界線

嚴肅遊戲除了前台的遊戲方式外，伺服器後台可以透過紀錄的資料庫進行個別的嚴肅遊戲難度調整，使復健與訓練更符合個案的需求。González, C. S.(2019)[11]等的研究即是以上肢嚴肅遊戲為基礎的一個跨部門前台後台資料庫系統，目標是為住院兒童的康復創建活躍的遊戲，其名稱為 TANGO:H（有形目標：健康），該綜合系統整合了手勢互動、個人化遊戲化練習和用於康復目的的推薦系統。此平台分為兩個部份，遊戲端專注於使用者互動並執行使用者選擇的預定義練習/遊戲；Designer 端讓醫療專業人員設計練習、指定目標並為使用者制定令人滿意地完成練習的步驟。該系統利用基於骨骼追蹤的手勢交互，使用戶能夠透過身體動作與平台進行交互，而無需與傳統控制系統進行物理接觸。該系統旨在為用戶提供有吸引力的、個人化的、有效的康復體驗，利用遊戲化技術來激勵用戶並提高他們的康復進度。此平台能分析功能與歷史紀錄，透過使用者的表現以及過往的數據，評估使用者的狀態，並進行個人化的調整(如：練習強度、難度)，平台的結構如圖 2.20。

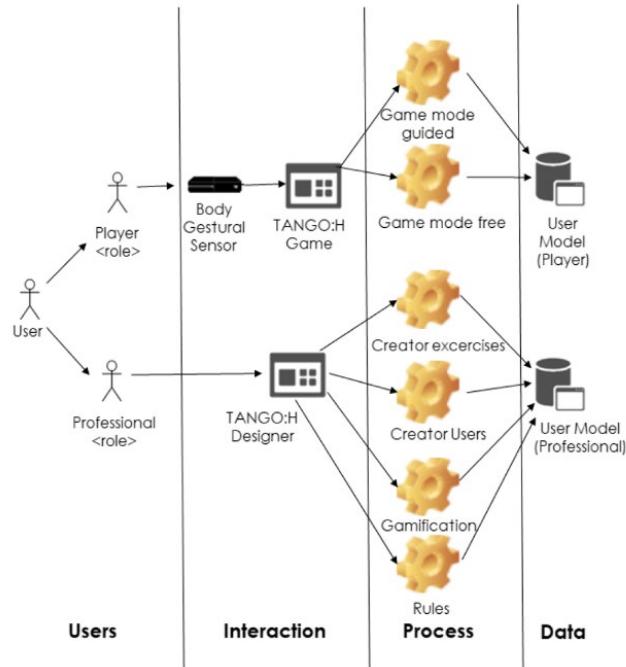


圖 2.20 TANGO:H 的結構圖



嚴肅遊戲對於前肢或是手腕的復健與訓練具有相當大的潛力，在過往的研究中也有相當多例子可以佐證嚴肅遊戲用於復健訓練是有效的，包含了以控制器以及肌電訊號紀錄為主的前臂阻力訓練、通過紅外線發射器與紅外線攝影機追蹤手部動態的手腕訓練嚴肅遊戲、可以透過後台數據動態即時更改訓練強度的遊戲以及跨部門資料庫鄭和系統的康復用嚴肅遊戲。這些嚴肅遊戲的研究皆證明了相較於傳統復健訓練方式，嚴肅遊戲可以更好的提升復健訓練的效率以及患者訓練的意願。



2.3 穿戴性裝置

在過往的研究中，手腕外骨骼的主要目的是為了治療中風後或帕金森氏症的手腕疾病，以輔助患者的日常活動與復健過程。其驅動方式除了對於關節的馬達直接驅動，另外有線驅動[22, 23]、氣壓驅動[24, 25]與記憶金屬[26, 27]等方式。線驅動外骨骼的固定端需要緊實，這樣當線進行力的輔助時，才不會因為固定處滑脫造成纜線無法產生輔助手腕的力。氣壓驅動外骨骼受到人工肌肉或氣室體積的影響，雖然能產生足夠的輔助力，但會影響到手腕的自由度(degree of freedom, DoF)，其中在[24]的實驗中，其能輔助的自由度為 70%，在一定程度上限制手腕的運動範圍。記憶金屬外骨骼是三者中相對輕便的外骨骼，主要受到輸入源的影響，線驅動外骨骼需要考慮馬達的重量，氣壓驅動外骨骼則需考慮汽缸的重量，相較之下，記憶金屬外骨骼僅需考慮電源的重量。但記憶金屬外骨骼需要考慮到記憶金屬的冷卻效率，否則無法在恢復時產生足夠快的反應，造成輔助的失效，因此記憶金屬外骨骼需要設計一套冷卻系統，以達到足夠快的反應，產生足夠的輔助效果。

2.3.1 線驅動穿戴式裝置

在 CHOI, Hyungmin(2019)[22]等的研究中，設計了一款軟性線驅動穿戴式手腕機器人，其名稱為 Exo-wrist，設計如圖 2.21。此裝置設計的主要目的是為了中風患者的約束誘導式運動療法更為有效，原因為此療法並非任何人都適合，而此裝置設計可以增加此療法的適合患者，使療法的效益增加。此裝置以投擲運動(dart-throwing motion, DTM)作為復健訓練的動作，投擲動作是最大化的手腕自由度動作以及最小化的方向。此裝置的主要部件分為：手套(Hand glove)、腕環(Wrist ring)、前臂錨固器(Forearm anchor)以及 EMG 感測器。在手套的設計上，有兩條纜線縫製於高爾夫球手套上，高爾夫球手套因變形度低，因此相當適合作



為纜線固定於手掌上的手套的手套的兩條纜線收束於投擲運動在手腕剖面上的對應位置。腕環的設計是客製化設計，其分為硬質結構與軟結構，硬質結構為手腕的環型結構以及纜線通過的通道，而軟結構則是手腕環型結構與手腕接觸的內層以及三角形纜線引導結構，其材質為矽膠，而三角形引導結構與皮膚的接觸曾為特福龍(Teflon)，三角形引導結構可以使纜線貼合於前臂，使其施力不會因手掌角度改變而改變方向。前臂錨固器為三層結構，分別為接觸內層的矽膠層，中間層的特福龍層以及最外層的 PET 層，矽膠層的特色是摩擦力大，可以很好的貼合於皮膚，而特福龍則是摩擦力小，使最上層與最下層可以互相滑動，在 PET 層上，共有 10 個錨固滑輪，此設計是為了血液流通，當裝置施力時，前臂錨固器的線會收緊，使其透過類似球鞋鞋帶的收緊力固定於前臂上，由於此種固定方式會導致血液循環不良，因此此設計在不需要施力的時候，會放鬆前臂錨固器，使患者的血液循環暢通。

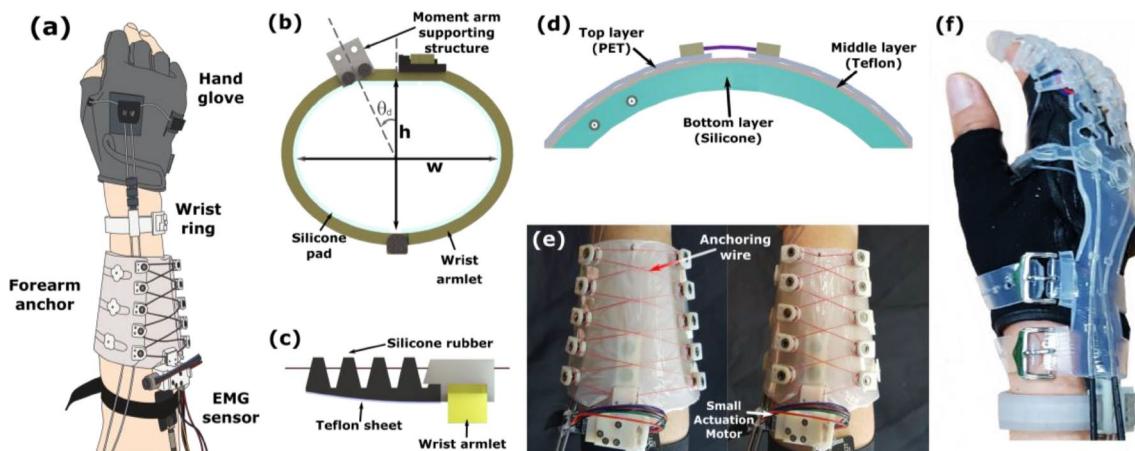


圖 2.21 Exo-wrist 的設計，(a)整體設計，(b)腕環設計，(c)三角形結構，(d)前臂錨固器的三層結構設計，(e)前臂錨固器收緊與放鬆的樣子，(f)實體照片

腕環纜線通道的位置，根據圖 2.21(b)的圖，其位置偏移了一個 θ_d 角度，此角度是根據 DTM 動作在前臂剖面位置所偏移的角度進行設計，w 為腕寬，h 為腕高。在主動錨的可行性測試中，當前臂錨固器未啟動時，機器人無法以足夠的扭

矩輔助手腕。這是因為執行器產生的力量意外消散，導致機器人難以有效輔助手腕，而當馬達施加的張力超過目標張力，前臂錨可能會滑動，此設計仍有進步空間。當前臂錨點啟動後，機器人可以提供超過 0.5 Nm 的協助，當錨點未啟動時，機器人無法產生超過 0.2 Nm 的平均輔助扭矩。實驗結果表明，機器人可以使所有參與者的手腕伸展超過 50°，並且機器人導致的目標與真實腕部運動之間的（均方根誤差）RMSE 小於 3°，穿戴後握力減少約 5kgf，而手指的自由度則沒有任何重大變化，圖 2.22 為未穿戴裝置的 DTM 動作軌跡以及裝置動作追蹤的軌跡。

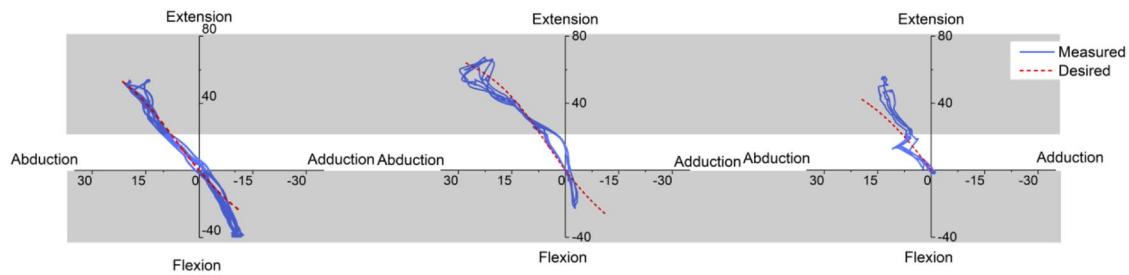


圖 2.22 DTM 軌跡圖(紅色虛線)與穿戴式裝置動作追蹤軌跡圖(藍線)

在 Chiaradia, D.(2021)[23]等的研究中，設計了一款可以輔助手腕屈曲運動的穿戴性線驅動裝置，此設計的目的是為了增強人類的運動能力，使人在進行運動或工作時，可以避免過度疲勞並提高運動或工作品質。本設計共分為四個主要的部件：手套與 3D 列印結構、前臂帶、鮑登纜線以及馬達滑輪組，手套與 3D 列印結構為此設計之重點，著重在低變形度、傳力效能高的設計，因此在手套的基礎上，增加了由 3D 列印製造的支撐結構，此結構的剛性較強，變形度低，相較於單純的手套可以更有效的將纜線的力傳輸到手掌上，3D 列印結構分為上下兩個部件，其中掌心的部件有纜線固定處，是用於固定鮑登纜線於手掌上拉動手腕進行屈曲的動作，兩個結構透過卡扣進行固定，為了能更貼合於手掌，此兩結構經過人體工學設計，為符合手掌形狀的弧形結構，在手套上另有慣性感測元件

(IMU)，用於感測手腕是否屈曲，進而驅動馬達施予拉力。前臂帶的目的是將鮑登纜線的外管固定於前臂上，使鮑登纜線可以給予手掌拉力，在前臂帶上有四個錨點以及一條鋼絲，此設計的目的是為了能將前臂帶擰緊，使其能更牢固的固定於前臂上，防止滑脫，在前臂帶上有微機電控制器，適用於將感測器的讀值輸入至電腦中進行計算以及給予馬達控制，而在前臂帶與手套中間有一個力感測器，可以用來量測纜線的拉力，本研究的設計如圖 2.23。兩個感測器的讀值會通過一個閉迴路的控制器，並經由計算得出馬達所需施加的力，IMU 感測器主要的讀值為角度與角速度，角速度的閉迴路會直接送至速度控制器，改變馬達的轉速，馬達的速度也會回饋至速度控制器，而角度則會與力感測器讀到的力值一起計算轉換為扭矩回饋。在實驗部分，前臂上安裝了 EMG 感測器用以讀取肌電訊號，實驗結果為此設計可以降低肌電訊號或是可以輔助舉起 3kgw 的物體。

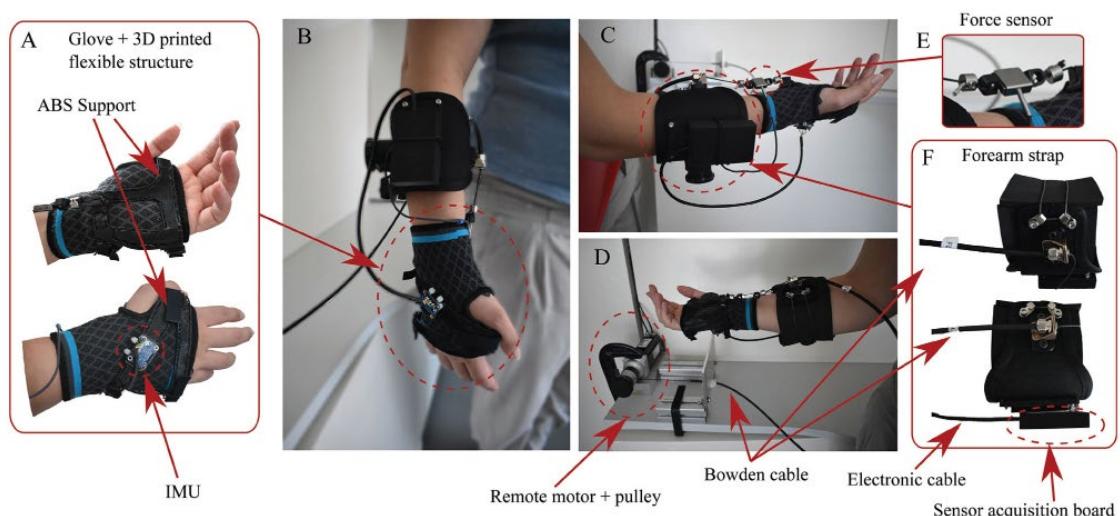


圖 2.23 穿戴式裝置的設計，A 為手套與 3D 列印結構，F 為前臂帶與錨點

2.3.2 氣動式穿戴式裝置

在 Al-Fahaam, H.(2016)[25]等的研究中，氣動人工肌肉被運用於手腕穿戴式軟性外骨骼上，通過對於五條人工肌肉的控制，實現輔助手腕運動的功能，包含屈曲 / 伸展、橈骨 / 尺骨偏斜和圓週運動。長條型的人工氣動肌肉共有 3 種類



型，收縮型、伸長型以及彎曲型，此3種人工肌肉的致動方式與其名稱相符，在充氣後，收縮型人工肌肉會變短，伸長型與彎曲型的型變也是相同概念。此研究之設計使用了三個伸長型氣動人工肌肉與兩個收縮型氣動人工肌肉，通過控制器的控制，實現輔助手腕的各種運動，達成復健訓練的效果，人工肌肉的放置位置如圖 2.24。

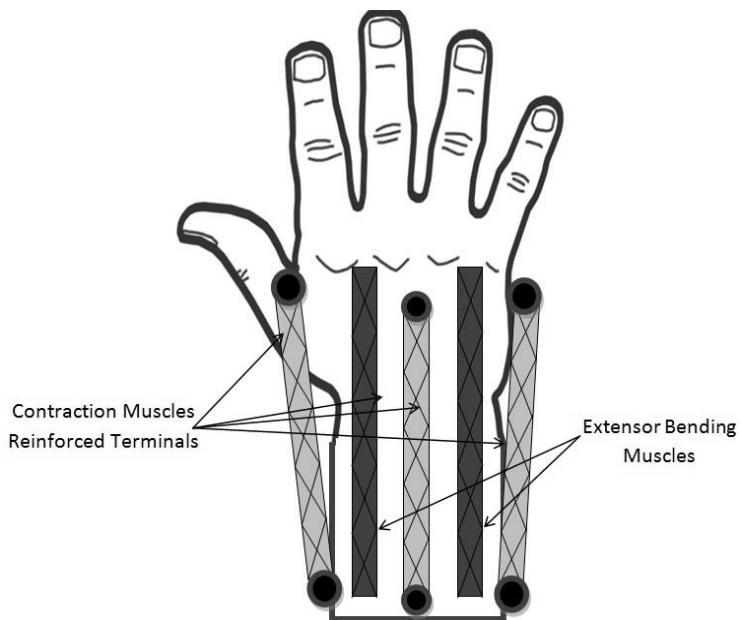


圖 2.24 外骨骼上人工肌肉的位置簡圖

在 Ang, B. W.(2019)[24]等的研究中，設計了一款全新的氣動致動器，其目的是為了在安全氣壓下也能施加足夠的力進行手腕的復健訓練。一般的人工氣動肌肉需在 400kPa 的壓力下才能達成明顯伸縮，進而產生施力，然而在高壓力的情形下，很容易造成爆裂等危險的情況，因此此研究設計了一款專為手腕運動設計的折疊式氣動軟性致動器，通過其特殊的 2D 摺疊腔體設計，其在 100kPa 的工作壓力下即有明顯的變形，一個致動器有兩個腔體，兩個腔體輸入不同氣壓時也會產生不等邊的變形。2D 摺疊腔體設計分為內層牆、外層牆以及限制層，當氣體輸入致腔體時，內層牆與外層牆會被撐開，而限制層限制了腔體向前伸縮，由於限制層只與內層牆連接，因此只會限制內層牆的伸縮，且此結構是通過相同的軟性



材料 3D 列印技術製成，故限制層也會變形，而限制層主要是以彎曲為變形的方向，因此整個致動器便會產生彎曲，同一致動器的兩個腔體在輸入不同氣壓時所產生的變形也是這原理，整個致動器的設計如圖 2.25。

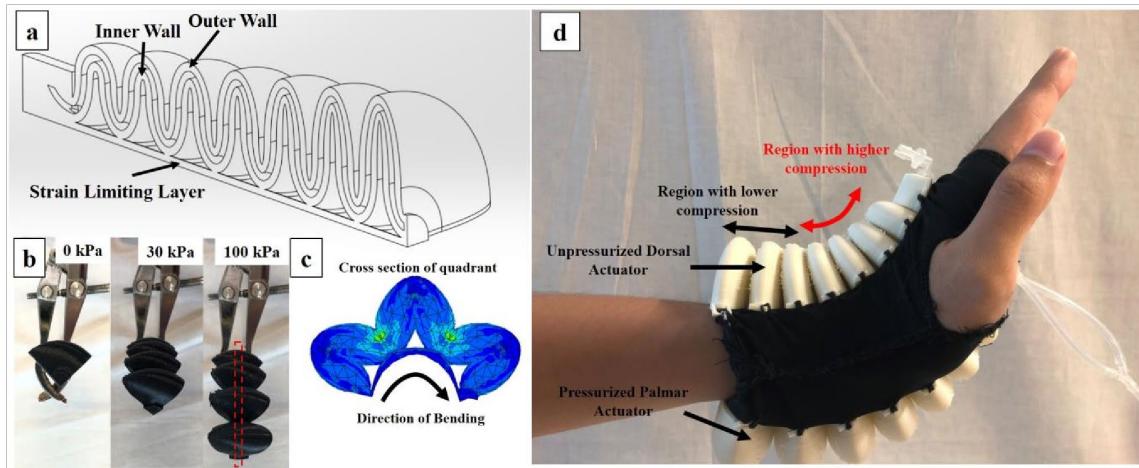


圖 2.25 致動器設計圖，(a)致動器分層設計剖面圖，(b)致動器變形實際情形，(c)致動器變形模擬，(d)致動器實體

此致動器所製成的軟性手腕外骨骼經過時研可以提供健康個體 70%的手腕自由度，此自由度已足以應負大部分的日常生活活動，而相較於一班的人工氣動肌肉，此致動器可以在 100kPa 的情形下產生 2.5Nm 的扭矩，且此致動器可以產生一定的曲率以符合手腕彎曲的情形，致動器的變形實際情況如圖 2-3.6，而致動器的氣壓-扭矩關係圖則見圖 2.27。

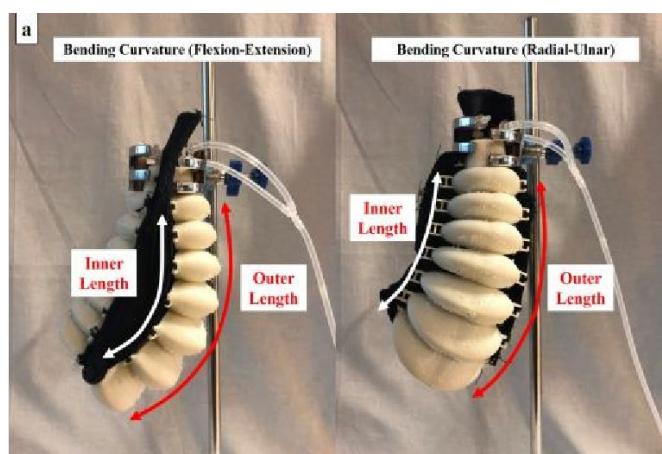


圖 2.26 致動器進行手腕的屈曲與偏斜運動

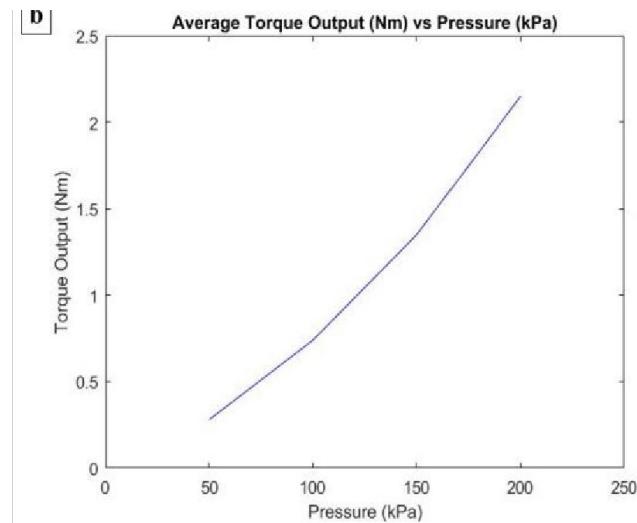


圖 2.27 致動器的壓力與扭矩關係圖

氣動致動器最大的特性在於其反應具有遲滯現象，此遲滯現象源自於氣腔在充氣以及放氣時，氣體充滿以及流出氣腔需要時間，致使在控制時，氣腔的體積會出現弧形的遲滯線，在放氣時會更明顯。



2.3.3 記憶金屬穿戴式裝置

記憶金屬的變形為可逆性，其變形原理為晶相的改變，在特殊的合金結構中，合金的麻田散鐵相與沃斯田鐵相可以通過降溫與加熱互相交換，由於麻田散鐵的晶相結構較沃斯田鐵相的晶相結構鬆散，所以層與層之間更容易滑動，而當加熱變為沃斯田鐵相後，晶相會因為變為沃斯田鐵相而恢復原本的位置，故可以恢復原本的形狀，而記憶金屬的麻田散鐵相與沃斯田鐵相的變化為可逆性，因此可以記憶其原始的形狀，進而透過這個特性去製成致動器。圖 2.28 為兩相互交換的方式。

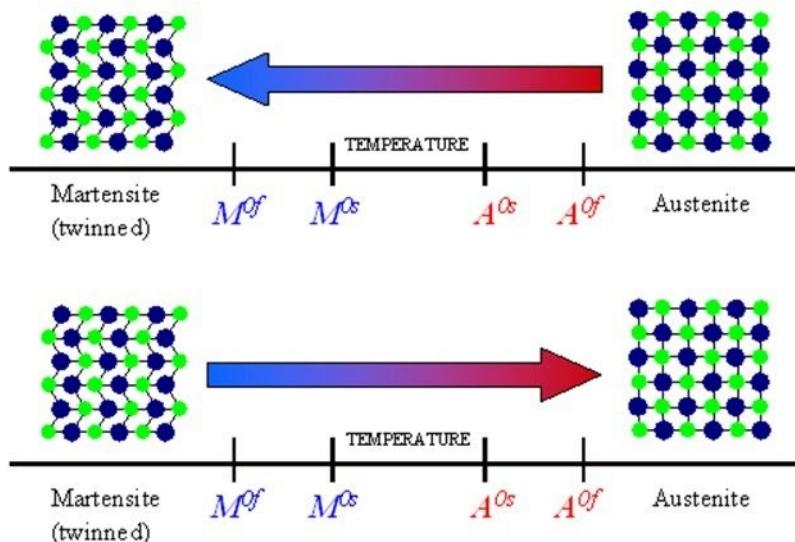


圖 2.28 麻田散鐵相與沃斯田鐵相的相互交換

在 Serrano, D.(2018)[26]的研究中，以螺旋形記憶金屬(Shape Memory Alloy, SMA)為基礎，設計了一個輕便的固定式兩自由度手腕外骨骼，用於手腕的屈曲／伸展以及橈側／尺側偏斜之復健訓練。如圖 2.29，具有兩個自由度的手腕 SMA 外骨骼中使用的執行器總數為：一個執行器用於伸展運動，不執行屈曲運動（透過重力進行此運動），以及兩個執行器，一個用於尺側偏斜，另一個用於橈向偏斜。在控制方面，四個雙線性 PID (BPID) 控制策略已成功應用於控制單根 SMA 線，BPID 控制器是標準線性 PID 控制器與雙線性補償器級聯的組合，控制器結

構如圖 2.30， Y_{ref} 是所需的角位置，Y 是位置感測器訊號，V 是 PID 控制器產生的控制訊號，U 是經過雙線性項整流的控制訊號。

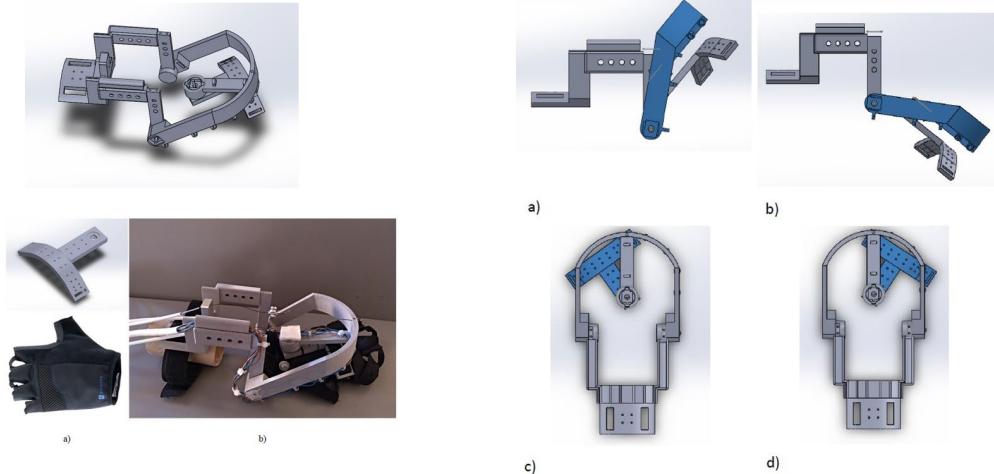


圖 2.29 此研究所設計的外骨骼，最終端的 T 型結構連接手套，使手腕隨外骨骼進行復健訓練，右四圖為部件的運動情況

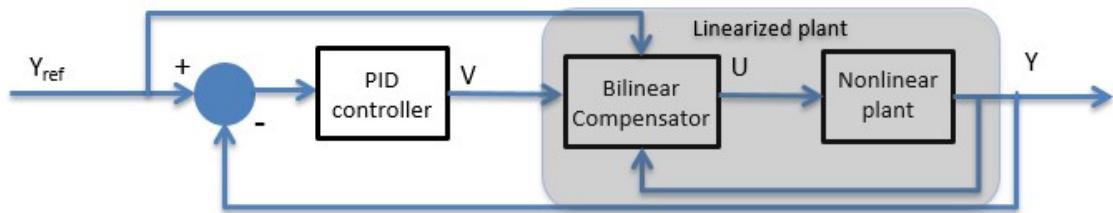


圖 2.30 BPID 的結構

SMA 致動器與氣動致動器同樣有遲滯現象，如圖 2.31，單一個 SMA 致動器會因為冷卻需要時間導致遲滯，進而導致輸入訊號失真，而此研究的解決方式為將致動器設計為拮抗制動器，由於 SMA 致動器在加溫時遲滯效應相當不明顯，因此通過拮抗的設計可以有效的改善單一個 SMA 致動器所造成的遲滯現象。

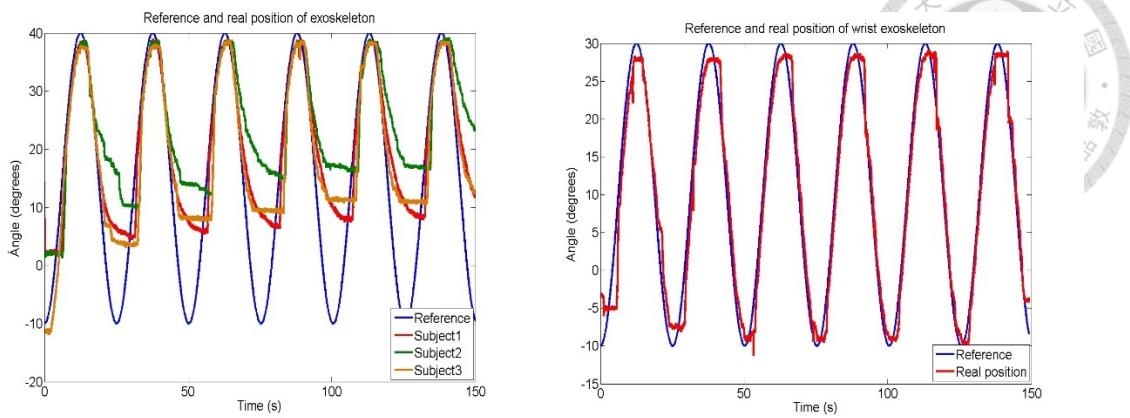


圖 2.31 SMA 的遲滯現象(左)與此研究改善方案後的輸出情形(右)

在 Jeong, J. (2019)[27]等的研究中，使用了彈簧形狀的 SMA 致動器去進行手腕穿戴式軟性外骨骼的設計，彈簧形狀的 SMA 致動器相較於直線或式螺旋型，可以更有效的增加記憶金屬的變形行程，使 SMA 致動器可以有更大的變形空間進行致動。此研究的致動器元件的設計如圖 2.32，是模組化致動器，其元件包含：彈簧形狀記憶金屬、聚碳酸酯外管、冷卻液以及冷卻液輸入輸出口。冷卻液的目的是為了使 SMA 致動器可以在恢復時進行冷卻，減少冷卻時間進而降低遲滯效應對整個外骨骼的影響，而聚碳酸酯外管則是為了能使記憶金屬維持泡在冷卻液中的狀態，使其減少遲滯效應，聚碳酸酯具有相當高的彈性變形量，可以與彈簧型記憶金屬的變形量配合，使整個模組化致動器可以有效運作。

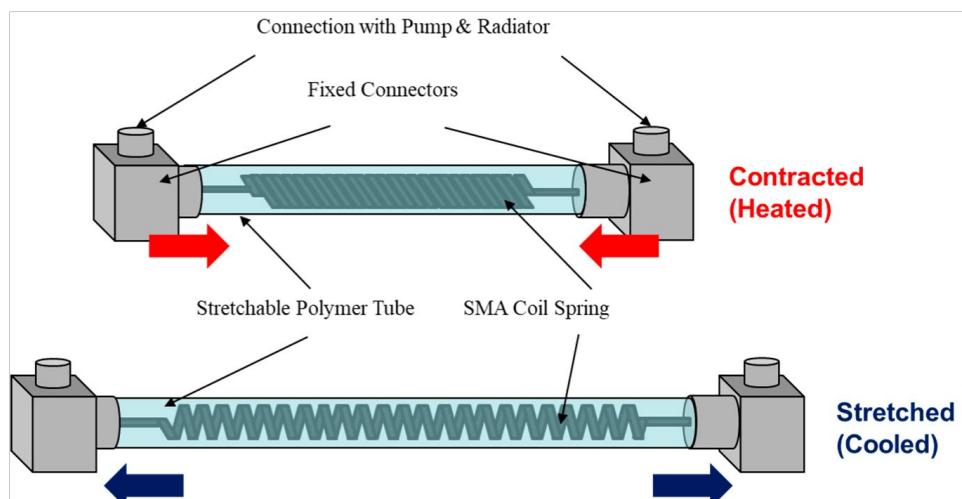


圖 2.32 模組化致動器的設計以及其變形情形



彈簧型 SMA 的設計可以相當大程度的增加致動器的變形長度，此研究中的彈簧型 SMA 可以產生超過原長度 200% 的拉伸變形，此變形量足以應付手腕肌肉的變形。外骨骼的設計如圖 2.33，由五個類似肌肉的模組化 SMA 致動器，兩端固定於手掌與前臂，且分別對應到控制手腕運動的肌肉位置上，進行該方向的拉力輔助，以達到手腕復健訓練的目的。由於大多數使用手腕運動的日常生活活動需要小於 1.5 Nm 的扭矩，因此預計所提出的外骨骼可以支援在一些不需要相對高扭矩的日常生活活動期間執行的手腕運動。

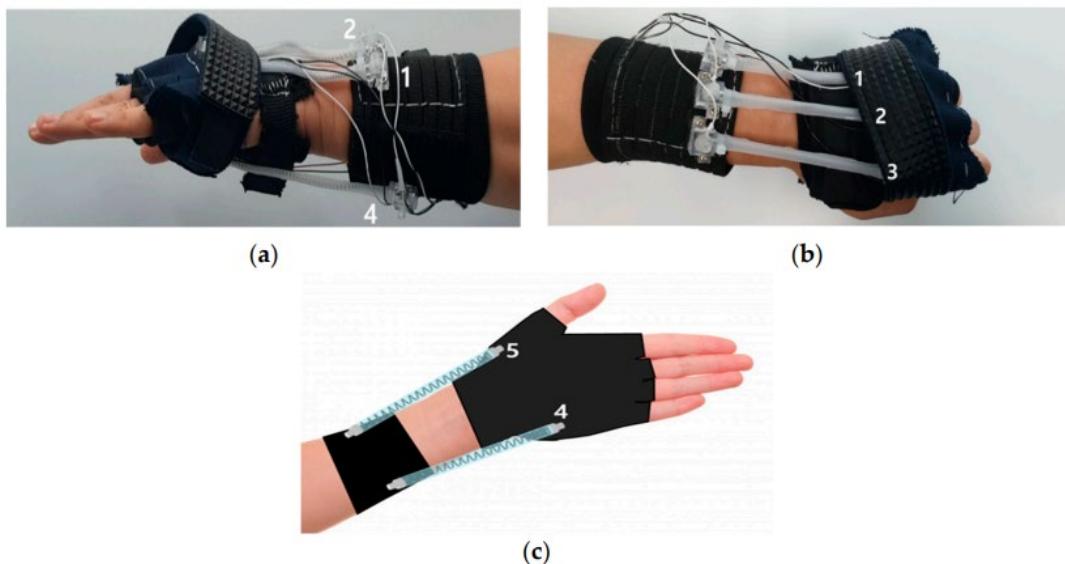


圖 2.33 手腕外骨骼的設計、(a)側視、(b)上視、(c)下視

記憶金屬可以用於軟性致動器的設計上，然而其受到冷卻時間的影響，在恢復為變形量高的麻田散鐵相時，毀產生遲滯效應，上述的兩個研究分別通過詰抗設計以及冷卻管結構解決冷卻時間所造成的遲滯現象。



2.3.4 穿戴式裝置結合虛擬環境

穿戴式裝置一般都需要微機電控制器，而微機電控制器能夠與電腦端進行串接，因此穿戴式裝置可以結合虛擬環境，提升穿戴式裝置的效能或增加趣味性。

穿戴式裝置需通過感測器以及虛擬環境內對應的建模，才能將現實中的裝置映射到虛擬環境中，並通過視覺回饋等方式讓使用者知道現在裝置與虛擬物件互動的情形，並做出相對應的反應。事實上，人體要映射至虛擬環境中除了光學攝影以外，就是推過穿戴式的感測器進行映射，而穿戴式裝置則是在此基礎上增加一個或數個力輸入源，使其能在映射至虛擬世界之餘，可以提供一個輔助力或是阻力，進行身體上的訓練。

在 Wan, G. C. (2017)[38]等的研究中，設計了針對前肢復健訓練的三自由度手臂外骨骼，由肩膀至手腕共有七個自由度，考慮到自由度對運動複雜性、運動學計算複雜性以及逆運動學唯一性的影響，手臂外骨骼僅設計了肘關節以及手腕關節的主動電機關節，且手腕關節的自由度去除了尺側／橈側偏斜的方向，如圖 2-3.14。機器人透過 MAXON 馬達提供旋轉所需的扭矩，並使用陀螺儀記錄和儲存運動角度資訊。

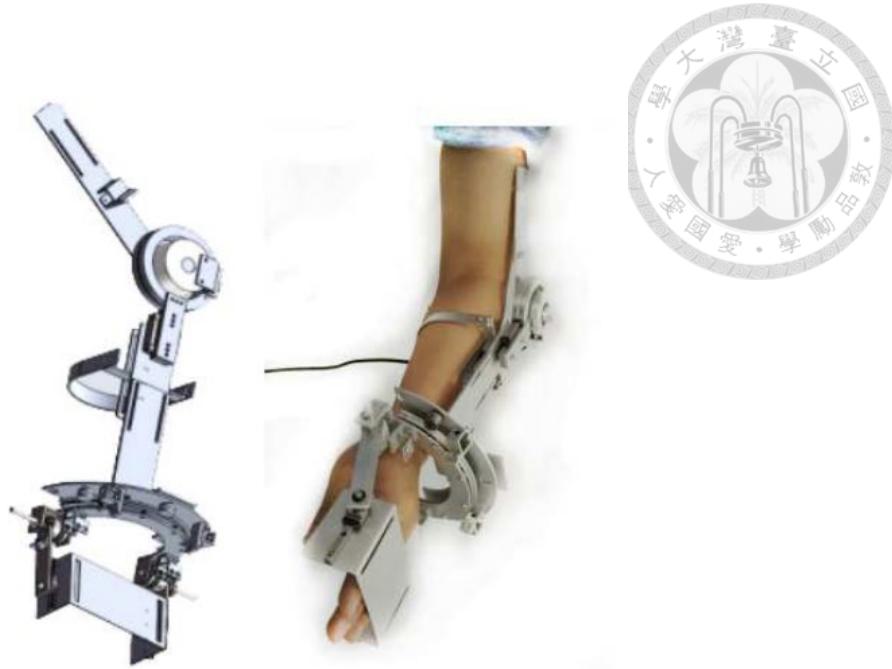


圖 2.34 三自由度前臂外骨骼

陀螺儀的角度資訊將會變為四階轉移矩陣，可運用於工作空間的運動學以及逆運動學的解算、以及 3D 虛擬模型的關節角度變換。通過 socket 傳輸實現嚴肅遊戲的遠端資料傳輸以及儲存，醫療人員可以用以分析患者使用狀態並即時調整復健模式，以達到遠端醫療的目的。肌電訊號也被運用於這項研究中，通過資料庫以及機器學習，更能精準的分析目前使用者的狀態。

穿戴式裝置結合嚴肅遊戲、物聯網等新穎技術應用於醫療衛生的復健或阻力訓練上具有相當大的潛力，穿戴式裝置的輔助能提升訓練的效果；嚴肅遊戲可以增加趣味性，使患者進行復健時能更加專注以及提升耐心；物聯網可以遠端儲存與分析資料庫的數據，並能及時做出反饋以及建議，提升整體復健訓練的成效與品質。

手腕做為日常生活中高度往復運動的關節，其累積性傷害以及影響不容忽視，腕隧道症候群即是一種常見並能嚴重影響工作及生活能力的累積性傷害，通過對手腕肌肉及其對應運動方向的研究，能了解手腕適合的復健訓練方式。嚴肅遊戲相較於傳統復健方式，能提供一個有趣、客製化以及可變動性的訓練方案，

使復健訓練的成效有所提升。穿戴式裝置提供的輔助力能幫助諸如肌肉僵硬、肌肉無法控制或是肌肉力量萎縮等原因導致肌力變弱的情形下，仍能使復健訓練獲得足夠效用，以強化肌肉與神經的能力，進而達到恢復日常生活或是工作所需的腕運動能力。上述的研究方向皆是針對手腕復健的方式提供優化的方案，因此結合上述的研究所提供的優化方案並產生更具成效的復健方式具有研究價值。



第三章 研究方法



3.1 研究流程

圖 3.1 為研究流程圖。分為研究方向、文獻回顧、前導人體實驗、設計過程、人體實驗以及結果與討論。文獻回顧以腕隧道症候群、嚴肅遊戲以及手腕外骨骼三大方向為主軸；前導人體實驗的目的是為了證實或排除腕隧道症候群的文獻回顧中所遇到的情形是否與實驗相符合；同時進行嚴肅遊戲與穿戴式外骨骼的設計，並在前測實驗後修改設計，以使設計更符合真實遇到的狀況；完成設計後進行正式的人體實驗，分為阻力訓練實驗、輔助訓練實驗以及對照組實驗，以比較三者之間數據上的差異。

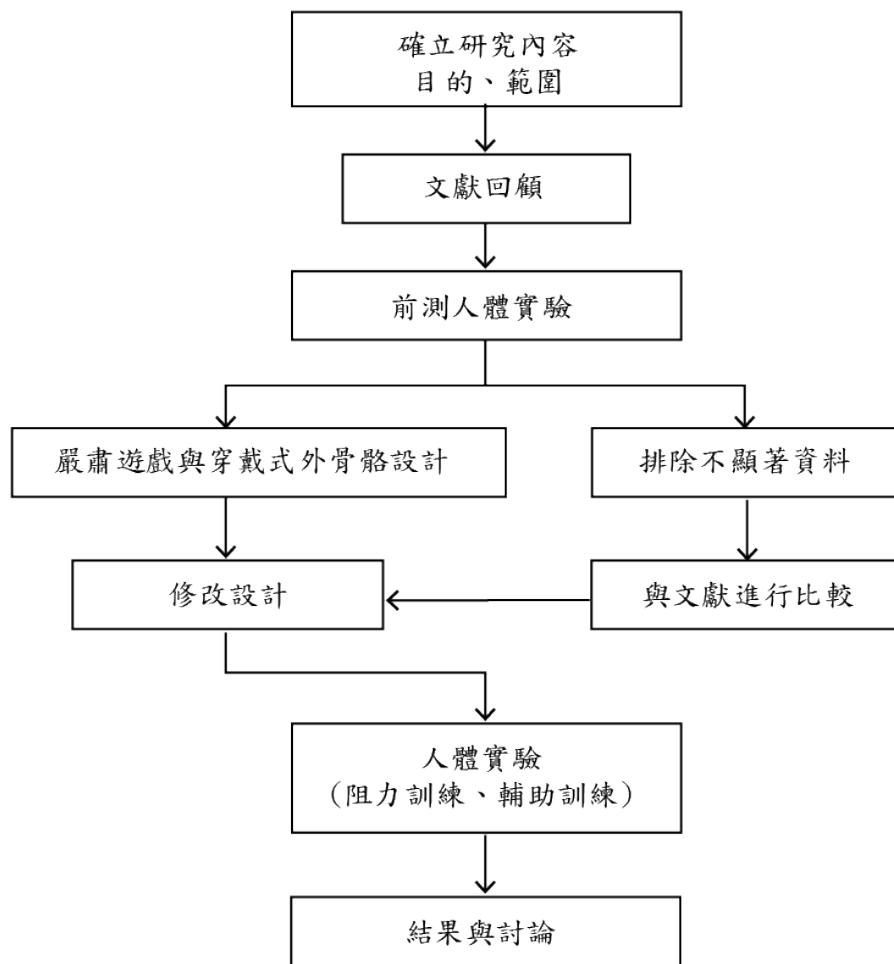


圖 3.1 研究流程圖

3.2 人體實驗與前導人體實驗

圖 3-2.1 為人體實驗的流程圖，人體實驗的流程為；確定實驗肢段與關節、程式啟動、校準 VICON 攝影機、表面肌肉電訊號感測器(Surface Electromyography , sEMG)的前置作業(包含清潔)以及黏貼、反光球的黏貼、VICON 攝影機與 sEMG 蔊集數據，最後則是數據的分析(通過 MATLAB)。前測人體實驗以及輔助訓練人體實驗除了有無穿戴外骨骼與實驗內容外，基本上並無明顯差異，因此可以透過一套固定流程進行人體實驗。

本研究之人體實驗通過 VICON 蔊集肢段在空間中的姿態，進而進入 MATLAB 計算轉換成關節旋轉角度，以分析關節的運動情形。VICON 是透過黏貼在身體或是物體上的反光球進行空間中物體的定位，而在生物力學分析中，同一肢段上的三個點視為一個不會變形的鋼體，因此需在一個肢段上黏貼至少三個反光球。VICON 攝影機的校準分為動態校準與靜態校準。

另外透過表面肌肉電訊號感測器(Surface Electromyography , sEMG) 蔊集肌電訊號，並透過兩次濾波，第一次為 20~450Hz 的帶通濾波，此濾波為去除固有雜訊，第二次為設定頻率的低通濾波，兩次濾波過後，則可得較乾淨的肌電訊號圖。

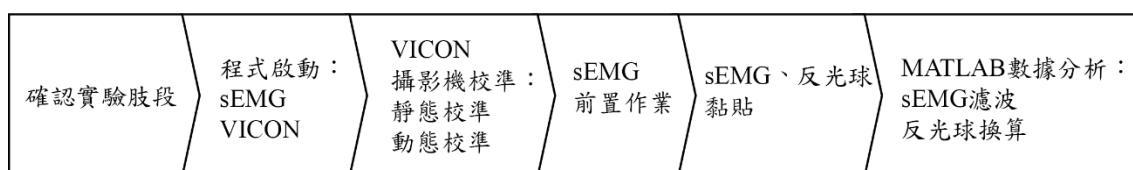


圖 3.2 實驗流程圖



3.2.1 前導人體實驗設計

前導人體實驗的目的是為了瞭解真實情形下，手腕關節的運動是否與文獻回顧中的內容相符，以及在實驗中，那些動作的分析才是有效的，避免因為實驗項目過多導致難以完成，之所以需考慮很多動作的可能性，是因為生物力學因素以及職業因素造成腕隧道症候群的成因眾多，須集中在重要的幾項進行未來的實驗。另外的目的則，為了瞭解手腕運動的模式，何者更為適合作為嚴肅遊戲的運動模式，因此須了解各基本活動以及日常活動，作為嚴肅遊戲設計的參考依據。在前測人體實驗項目中，我們要求了受試者進行了手腕的屈曲/伸展各一次、慢速循環(0.35 次/秒)5 次與快速循環(1.6 次/秒)5 次；外展/內縮各一次、慢速循環(0.5 次/秒)5 次與快速循環(1.25 次/秒)5 次；旋繞慢速循環(0.55 次/秒)5 次與快速循環(1.6 次/秒)5 次；在工作實驗部分，要求了受試者寫字(C、T、S、O 各 5 次)、滑鼠使用、往下揮木棒 5 次、往上揮木棒 5 次、往下揮鐵鎚 5 次、往上施力 1.25kgw 與向下施力 1.25kgw。

實驗分為位置角度測定與肌電訊號測定兩個主軸。位置角度測定透過 VICON 簈集每個點在時間上的位置，其中三個點視為一個剛體，因此此實驗在手掌與前臂上各安放三個反光球，共形成兩個剛體(圖 3.3)。肌電訊號的部分，我們測定四條控制手腕運動的肌肉，如標號所示，分別為 1. 機側腕屈肌(Flexor Carpi Radialis, FCR)、2. 尺側腕屈肌(Flexor Carpi Ulnaris, FCU)、3. 機側腕長伸肌(Extensor carpi radialis longus, ECRL)與 4. 尺側腕伸肌(Extensor carpi ulnaris, ECU)(EMG4)。在數值換算的時候，透過剛體上三個點可以得出兩個向量，這兩個向量再透過外積後可得第三個向量，由此可得該剛體的三方向座標。而透過這三方向座標，可以得知兩個剛體的相對旋轉角度。

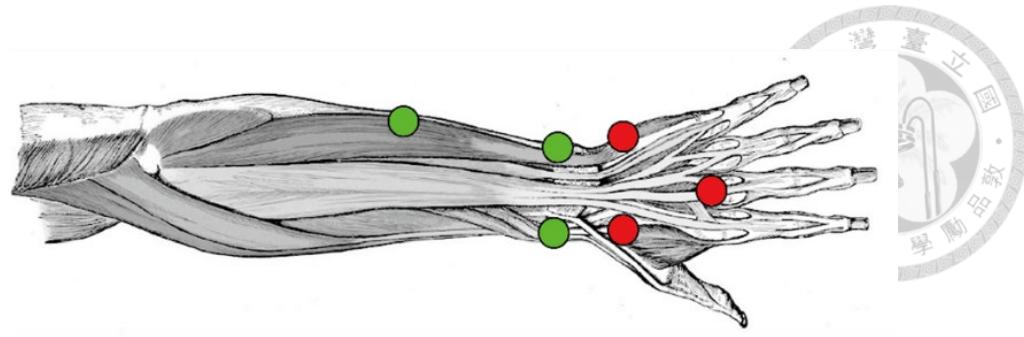


圖 3.3 反光球黏貼處，紅色與綠色為分別兩個不同的剛體

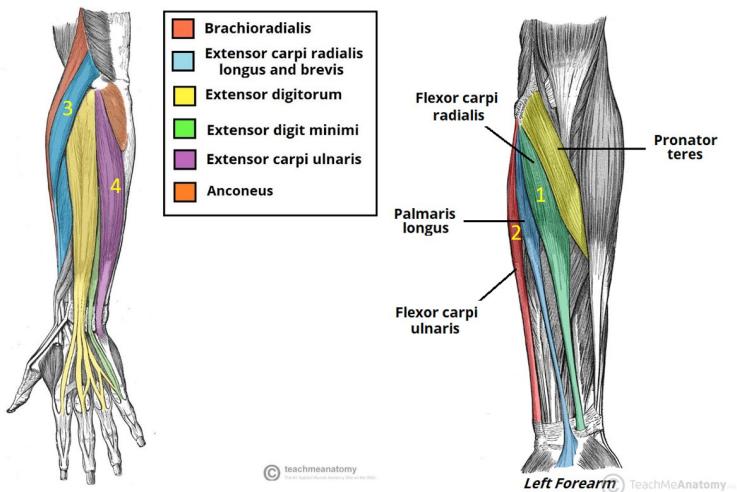


圖 3.4 sEMG 放置處

3.2.2 實驗設備

前導實驗與主要實驗的共同實驗設備如下：

- (1) VICON 攝影機：用以動態捕捉，通過紅外線反射捕捉 maker 的位置。
- (2) VICON maker：用以動態捕捉，黏貼於身體需要捕捉的位置。
- (3) VICON 校正棒：用以校正 VICON 攝影機
- (4) Nexus 12.2：VICON 的錄影程式，用以紀錄以及處理 maker 數據。
- (5) DELSYS trigono sEMG：Wi-Fi 連線無線裝置，用以讀取表面積電訊號。
- (6) 捲尺：用以量測手腕的周長以及手掌的長度。
- (7) Microsoft Excel 2024 統計軟體。
- (8) MATLAB 2022 計算軟體。



前導實驗所需的實驗設備：

- (1) 鉛筆：用以給受試者繪製圖案用。
- (2) 紙：紙上印有固定圖案，受試者須按照圖案進行繪製。
- (3) 木棒：用以模擬打鼓等負載輕的投擲動作，及模擬腕部持續施力的情形。
- (4) 鐵鎚：用以模擬負載重的投擲動作。
- (5) 槓片：作為高負載下的重物。

主要實驗所需的實驗設備：

- (1) 實驗所設計之嚴肅遊戲與穿戴式裝置系統。
- (2) 筆記型電腦：安裝嚴肅遊戲的筆記型電腦，用以遊玩以及紀錄手腕數據。

3.2.3 前導實驗流程

此實驗首先會將 DELSYS trigono sEMG(此段落簡稱 sEMG)連線至 Wi-Fi 無線網路，並開啟電腦上的 sEMG 程式，使其能作為外掛程式連結 Nexus 程式，對 VICON 攝影機進行校正部分，首先須先將會被攝影機偵測到的發光點遮掉，以防其造成實驗上的失誤，若是現實環境無法遮擋，則會透過程式中的遮罩(Mask)覆蓋掉，而後通過 VICON 校正棒對攝影機進行校正，並通過 Nexus 程式初始化座標軸位置與方向，位置與方向由 VICON 校正棒決定。而後須將 VICON maker 以及 sEMG 黏貼於身體上相應的位置，因此需要通過捲尺量測相對應的身體數值，此實驗所需的身體量測為手掌長度以及腕周長。在以酒精清理過皮膚後，將 sEMG 的電極黏貼於相對應的肌肉上進行肌肉發力測試，以確認是否黏貼於正確的肌肉位置上，因此需要求受試者進行手腕的特定運動，此運動對應到該肌肉的激發位置。在確定 sEMG 與反光球的位置正確後，即可進行主要的實驗，即前述



實驗設計的內容，此時 Nexus 會記錄反光球的點座標位置以及 sEMG 訊號強度的時間序列，在開始實驗前，會先要求受試者進行一次靜態的姿勢，作為剛體轉換的參考。反光球座標點會進行濾波 6Hz 低通濾波以去除雜訊，使點座標的時間序列變為穩定連續變化的數據，此數據用於計算兩剛體的座標變換關係。手腕動作與肌電訊號的數據分析皆使用 MATLAB 計算。

手腕動作藉由分別定義手掌與前手臂於空間中的坐標系統，以計算手掌坐標系在前手臂坐標系下的旋轉矩陣，每個剛體的坐標系定義則是使用反光球資訊，將一個反光球點視為該剛體的原點，並與剛體另兩點分別連線後定義為 xy 平面上的 x 軸單位向量 \vec{i} 與不在 y 軸上的單位向量 \vec{j} ，兩向量的外積 $\vec{i} \times \vec{j}$ 即是 z 軸上的單位向量 \vec{k} ，而向量 \vec{k} 與向量 \vec{i} 的外積 $\vec{k} \times \vec{i}$ 即可求出 y 軸上的單位向量 \vec{j} 。由於人體並非理想機構，因此在靜態狀態下軀幹上剛體仍會有偏移角度，須將此偏移角度去除，才能得到原始的角度變化，因此在計算剛體的旋轉矩陣時，會乘上一個靜態剛體的偏移旋轉矩陣，經過計算得到的角度即為動態運動下，兩剛體整個時間段的三軸角度旋轉變化。

在肌電訊號的部分，由於表面肌電訊號會因為接觸的問題產生異常大的突波雜訊，因此首先須先經過去除針刺的計算，接著進行移除直流偏移(DC-offset)、消除人因雜訊的帶通濾波(4th order 20-450Hz Butterworth filter)以及波形平滑化(smoothening)的低通濾波(3Hz low-pass filter)。

由於手腕動作皆是循環運動，因此需對資料進行分段以及標準化，分段是通過程式或是人工辨別每個循環之間的中斷點，同時對應到該時間段的肌電訊號，而標準化是由於每次循環的長度不固定，因此需要將資料進行統一長度的標準化，才能繪製出該循環運動平均值以及標準差圖樣，肌電訊號則是依照剛體的腳步變化循環進行資料切割以及標準化。



3.2.4 前導人體實驗結果

圖 3.5 與圖 3.6 為手腕屈曲(左)/伸展(右)各一次的角度與肌電訊號圖，由圖表可以看出當手腕進行屈曲時，可看到 FCU 與 FCR 肌肉激發；當手腕進行伸展時，ECRL 與 ECU 肌肉激發。

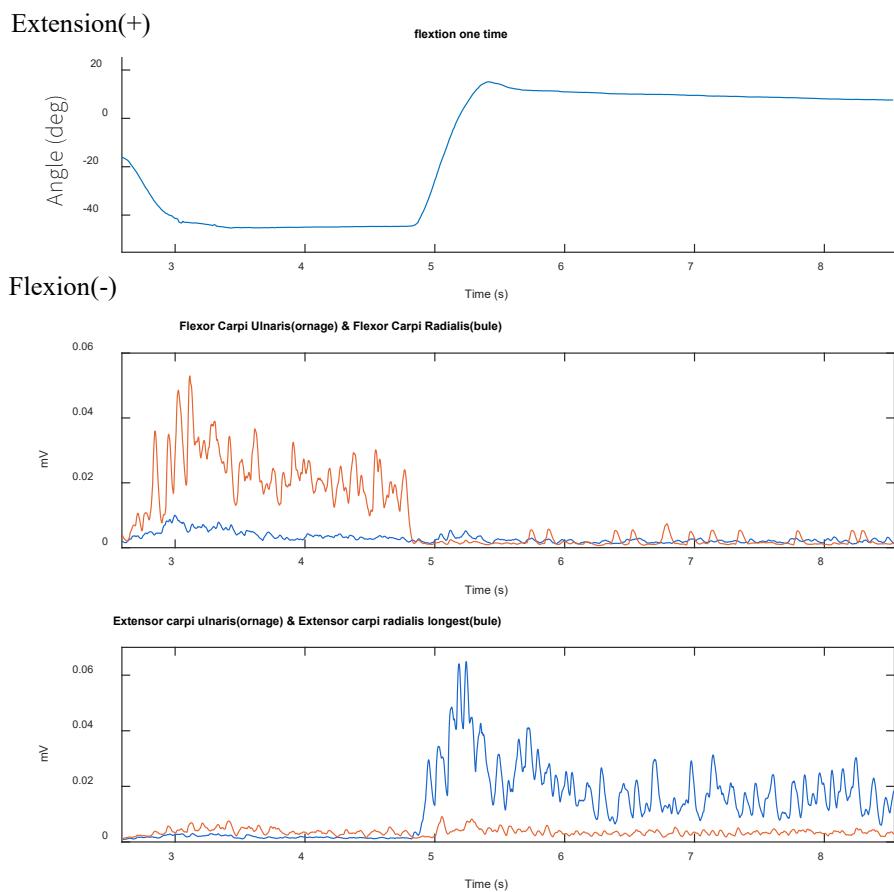


圖 3.5 手腕屈曲一次的角度與肌電訊號圖

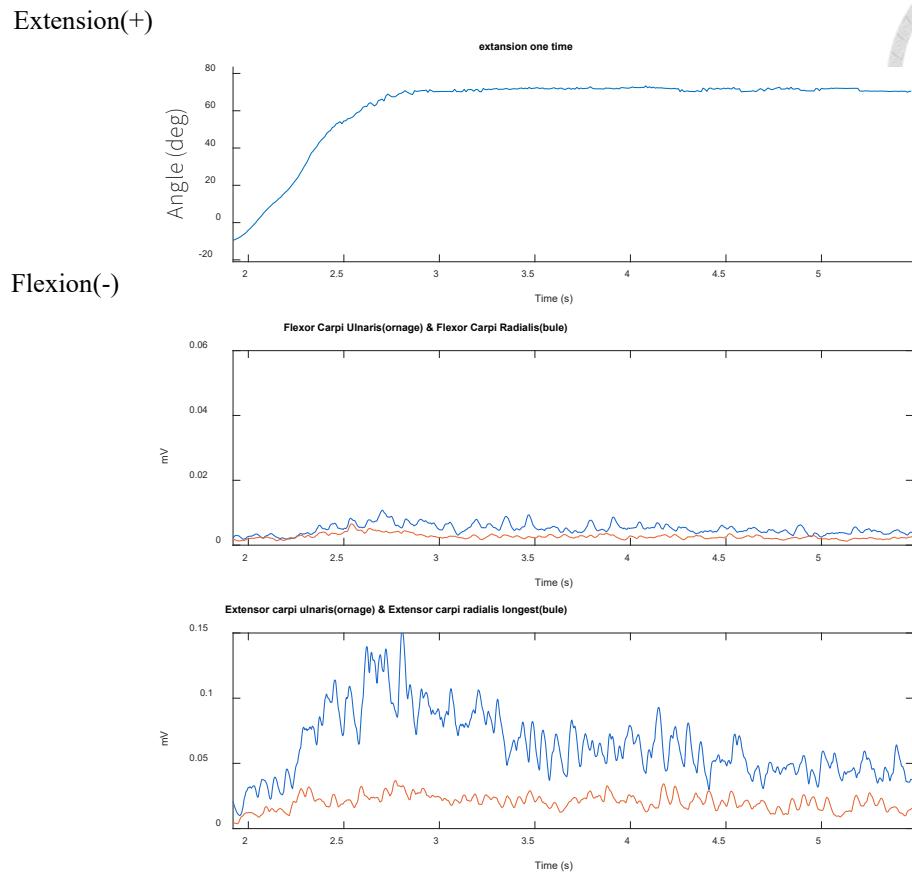


圖 3.6 手腕伸展一次的角度與肌電訊號圖

圖 3.7 與圖 3.8 為手腕屈曲(角度為負)/伸展(角度為正)的慢速循環與快速循環的角度與肌電 MVC 訊號圖，相較於慢速循環，快速循環明顯在激發上的度都有所增加。而激發強度上，FCU 的慢速的訊號強度最大值約為 0.17mV，快速的訊號強度最大值約為 0.29mV，ECRL 的差異更為明顯，慢速訊號強度最大值為 0.24mV，快速約為 0.4mV，FCR 慢速最大值約為 0.03mV，快速約為 0.04mV，ECU 慢速約為 0.03mV，快速約為 0.047mV。

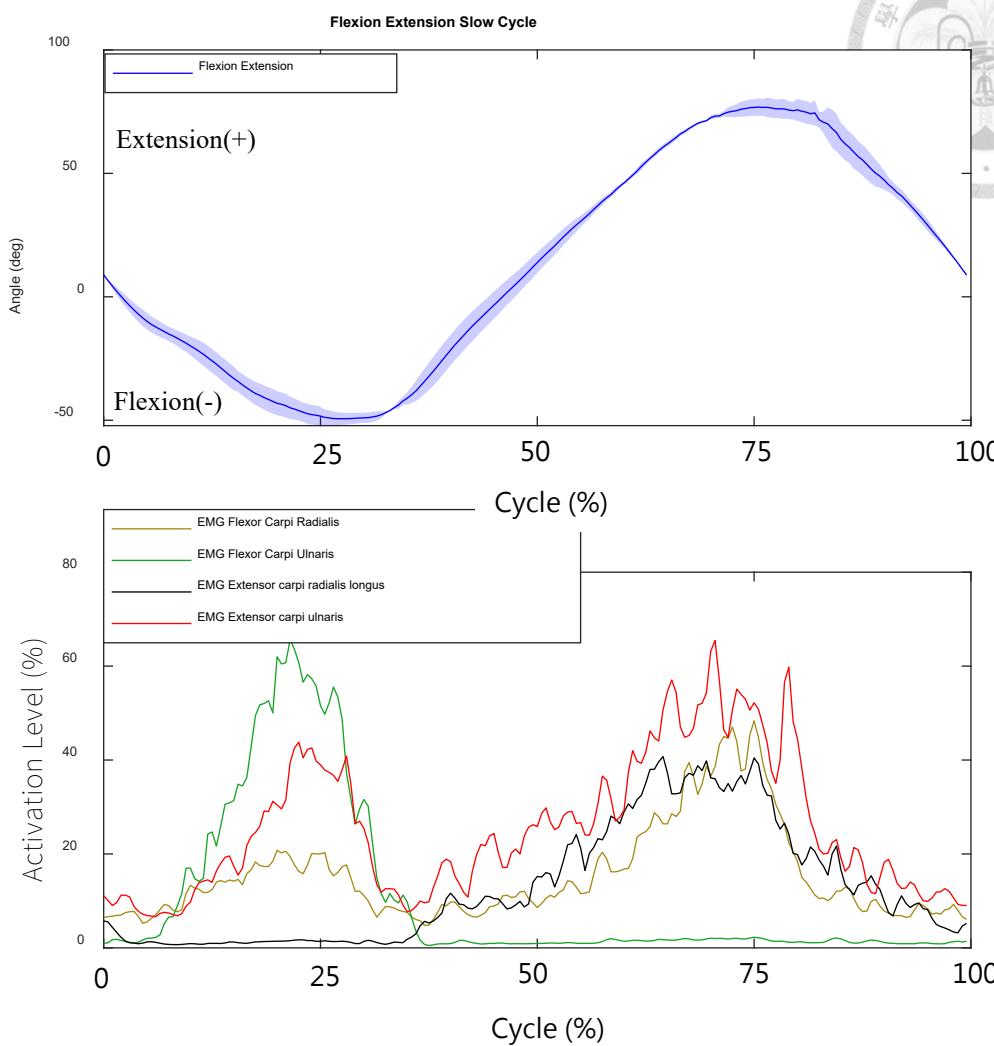


圖 3.7 手腕屈曲/伸展各慢速循環的角度與肌電訊號圖

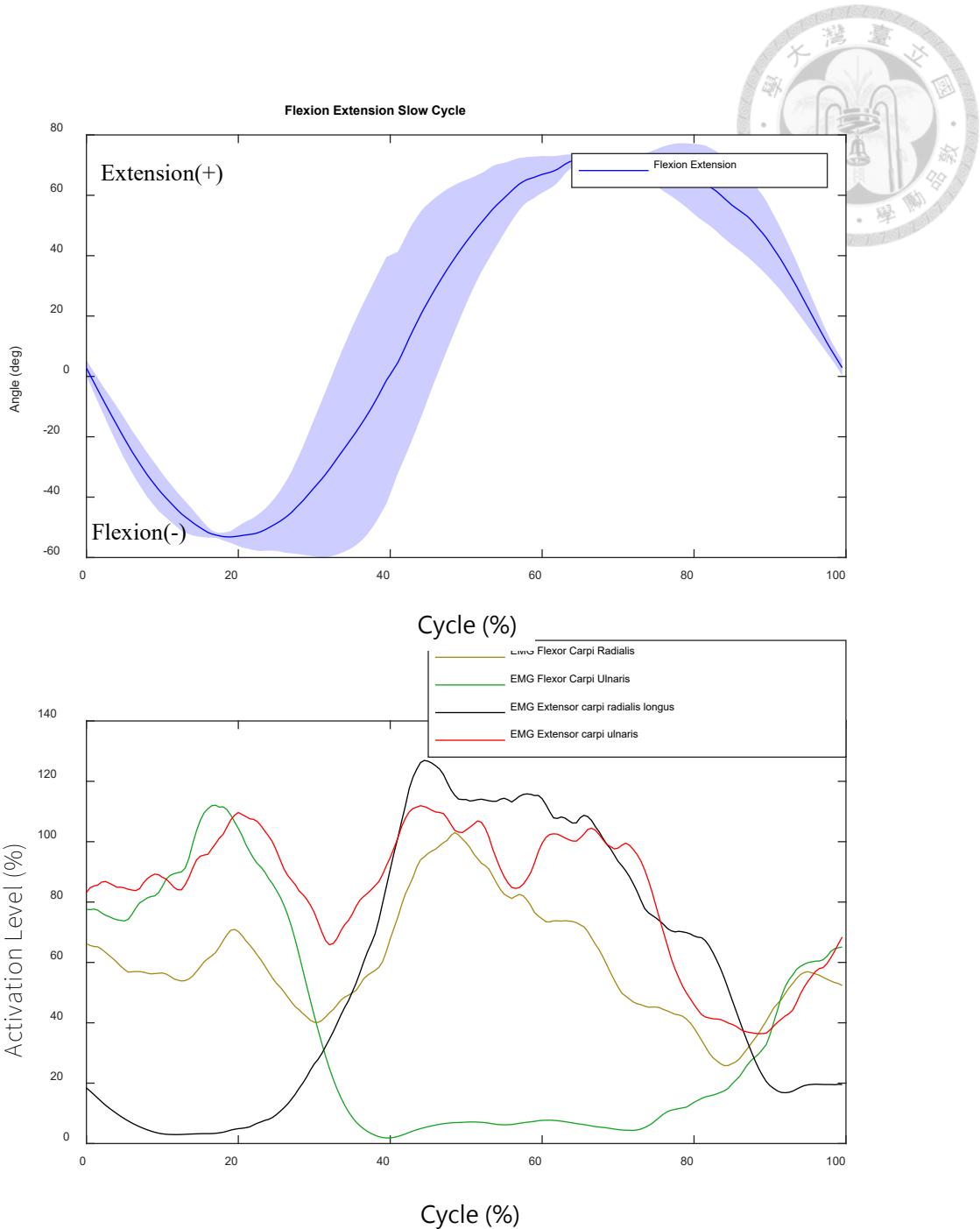


圖 3.8 手腕屈曲/伸展各快速循環的角度與肌電訊號圖

圖 3.9 與圖 3.10 為手腕外展(角度為正)/內縮(角度為負)各一次的角度與肌電訊號圖，由圖表可以看出當手腕進行外展時，ECRL 激發、FCR 略為激發；當手腕進行內縮時，ECRL、ECU、FCU 激發。

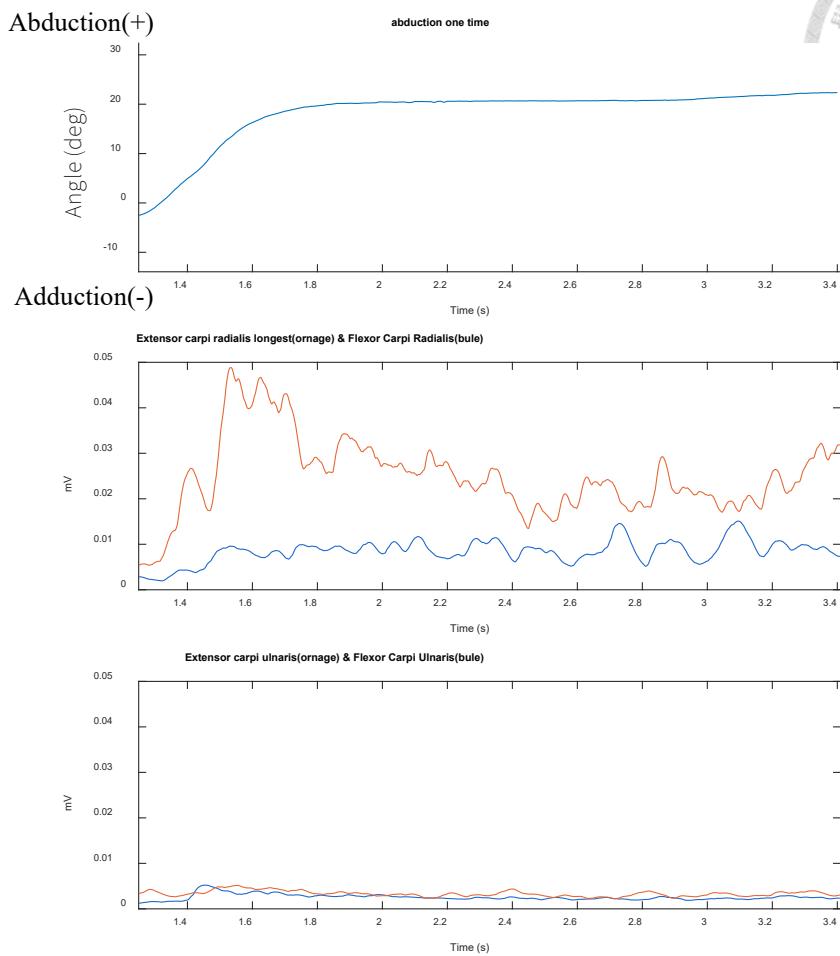


圖 3.9 手腕外展一次的角度與肌電訊號圖

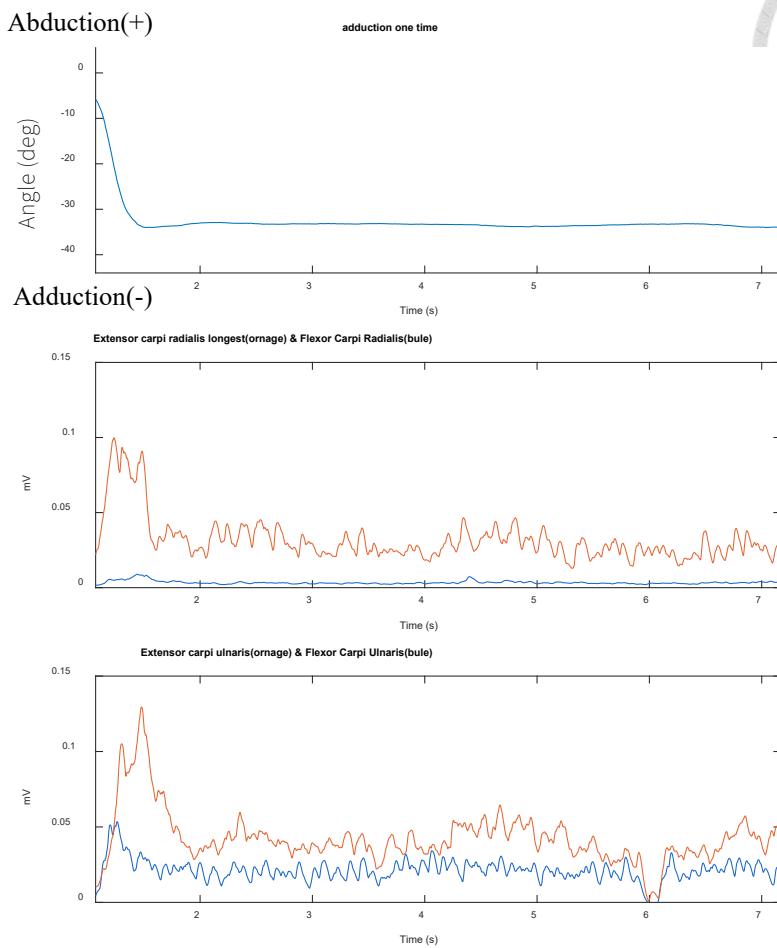


圖 3.10 手腕內縮一次的角度與肌電訊號圖

圖 3.11 與圖 3.12 為手腕外展/內縮的慢速循環與快速循環的角度與肌電訊號圖，與相屈曲/伸展相同，較於慢速循環，快速循環明顯在激發上的寬度有增加。而強度上也與屈曲/伸展時相同，比較特別的是，受試者的 ECRL 在內縮時，激發的狀態比外展時來的大。此處的 MVC 是以慢速循環作為基準

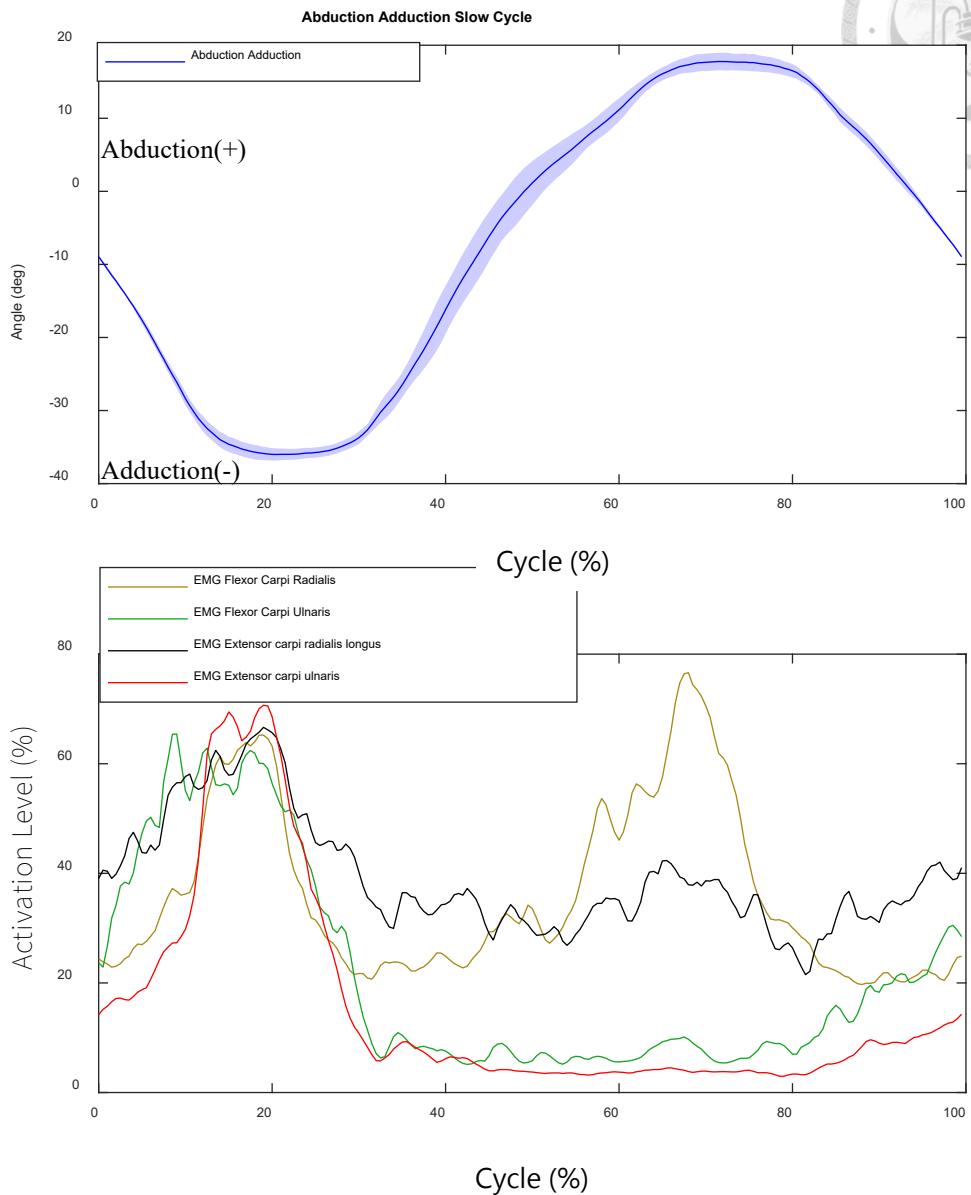


圖 3.11 手腕外展/內縮的慢速循環的角度與肌電訊號圖

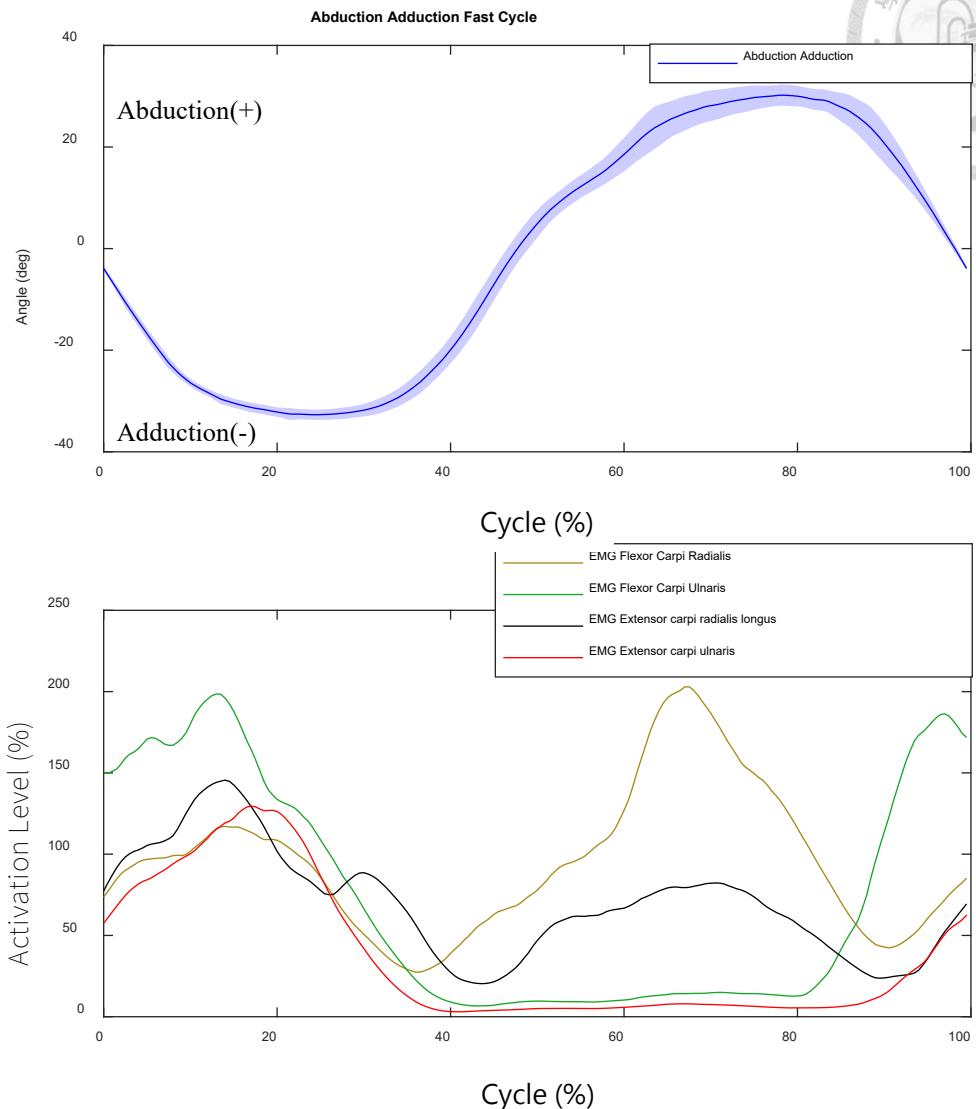


圖 3.12 手腕外展/內縮的快速循環的角度與肌電訊號圖



圖 3.13 與圖 3.14 為手腕旋繞的慢速循環(左)與快速循環(右)的角度與肌電訊號圖，可以看出，肌電訊號是呈現輪流激發的狀態。此處的 MVC 是以旋繞的慢速循環為基準，以此看出兩者的差異。

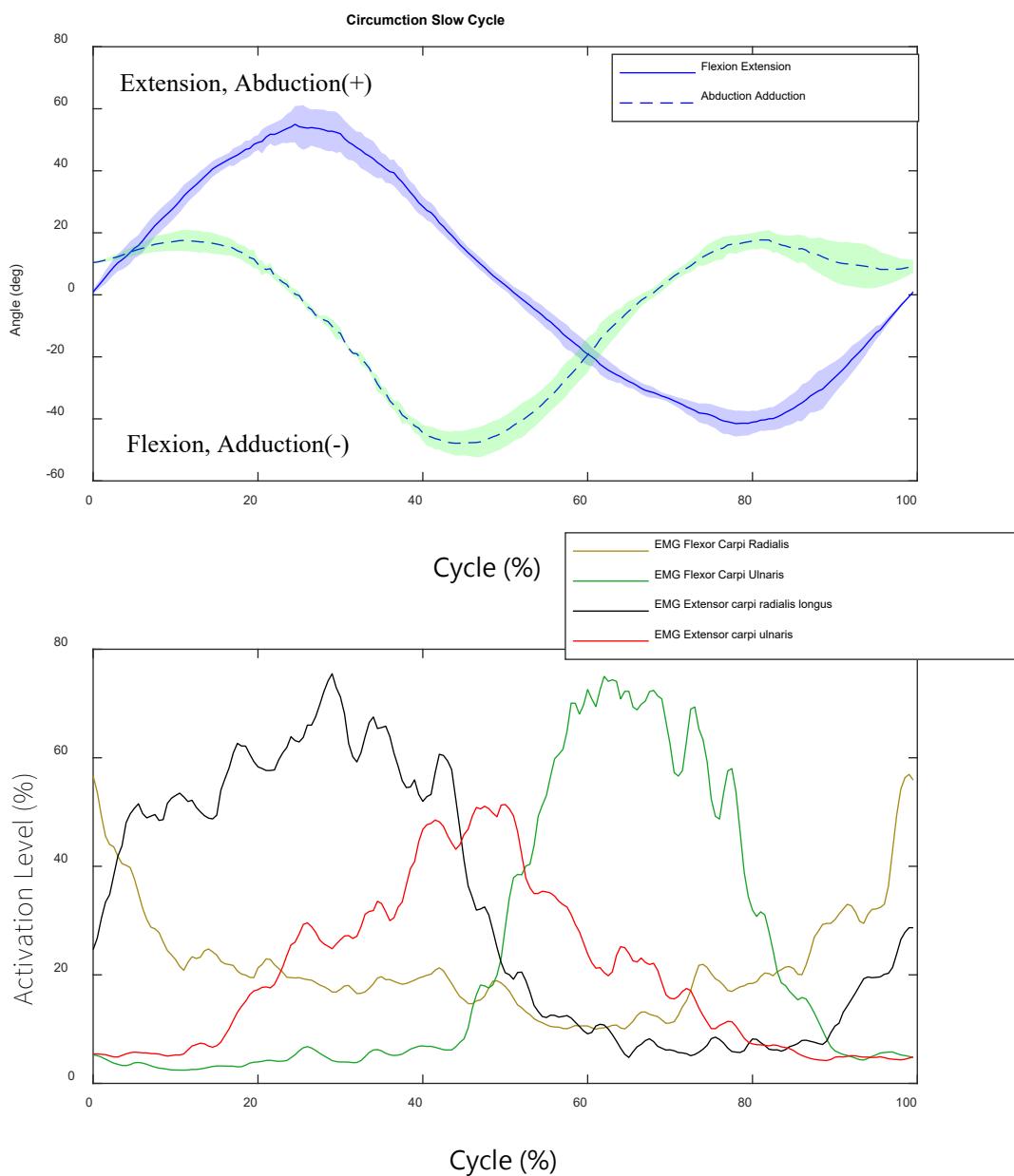


圖 3.13 手腕旋繞慢速循環的角度與肌電訊號圖

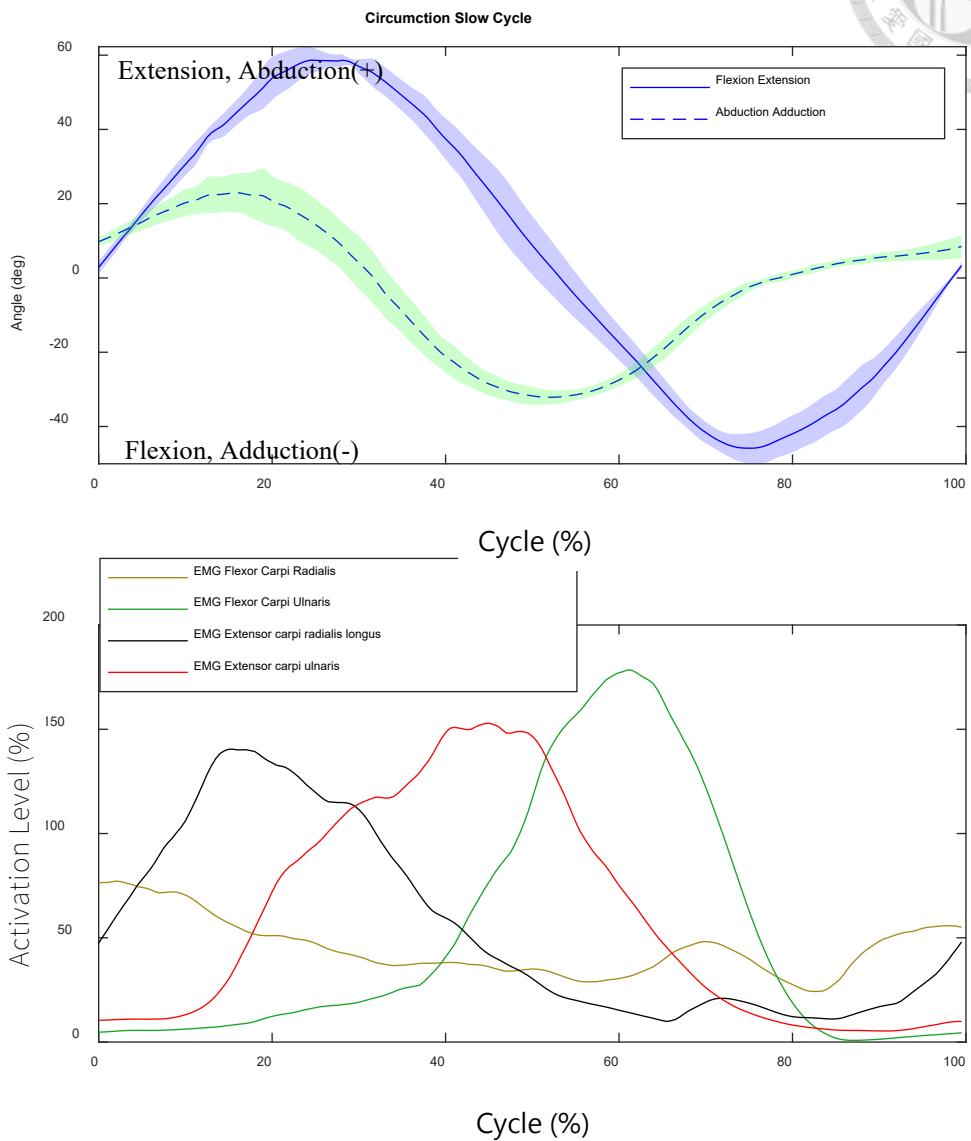


圖 3.14 手腕旋繞快速循環的角度與肌電訊號圖



圖 3.15 為滑鼠使用的角度與肌電訊號圖，可以看出，在滑鼠使使用時，手腕的外展/內縮(橘)與屈曲/伸展(藍)相比，其訊號較為明顯。肌電訊號因手腕的運動幅度較小，無法觀察出其規律性。

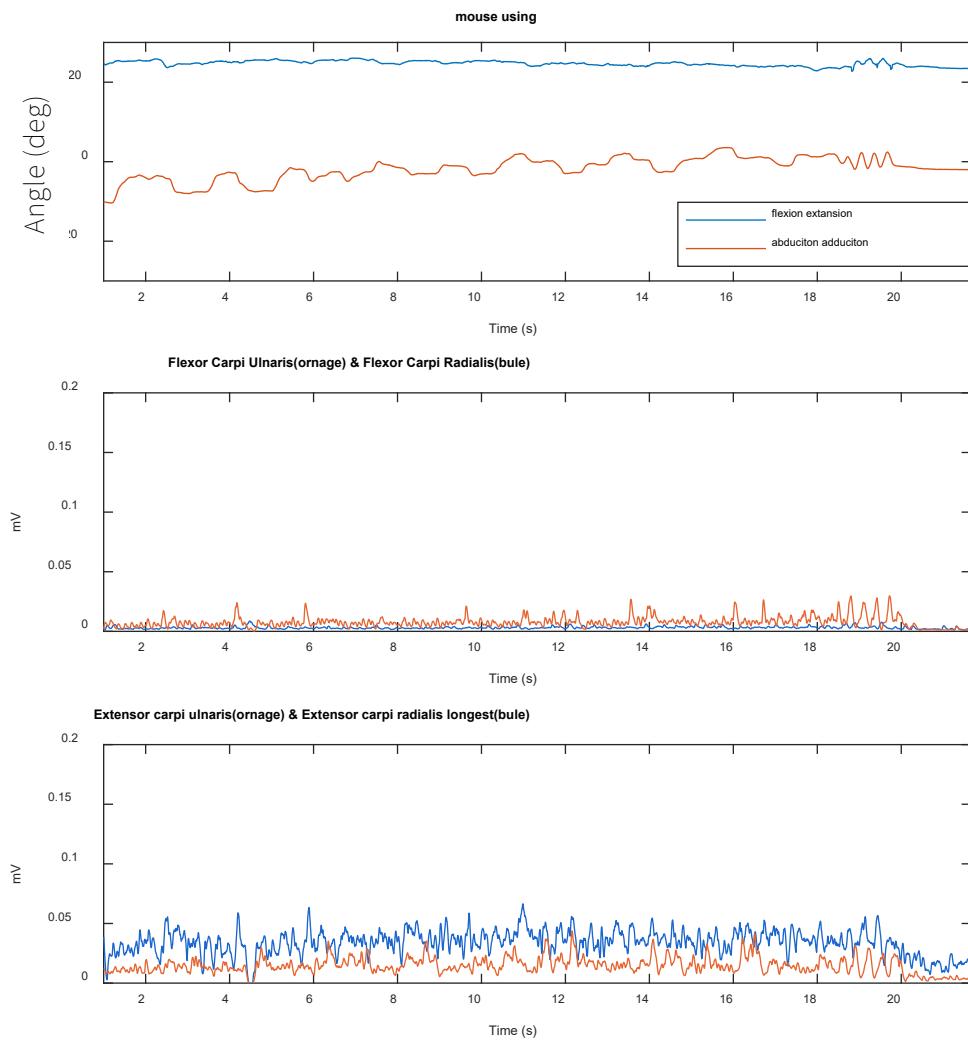


圖 3.15 滑鼠使用的角度與肌電訊號圖



圖 3.16 與圖 3.17 為往下揮鐵鎚 5 次的角度與肌電訊號圖，可以看出，在揮動鐵鎚時手腕的外展/內縮(橘)與屈曲/伸展(藍)運動相近。從右圖可以看出，肌電訊號的激發出現在內縮轉為外展的時候，此時為鐵鎚往下敲之後，要進行第二次敲擊前的復位，鐵槌敲擊時最大激發的肌肉為 ECU，約為 0.36mV。由角度圖的運動幅度可看出，鐵鎚在揮舞的過程中，手腕會因為鐵鎚的慣性力做出超過自身主動運動的自由度，此現象表明鐵鎚揮舞對手腕運動具傷害性，手腕的運動呈現投擲運動。

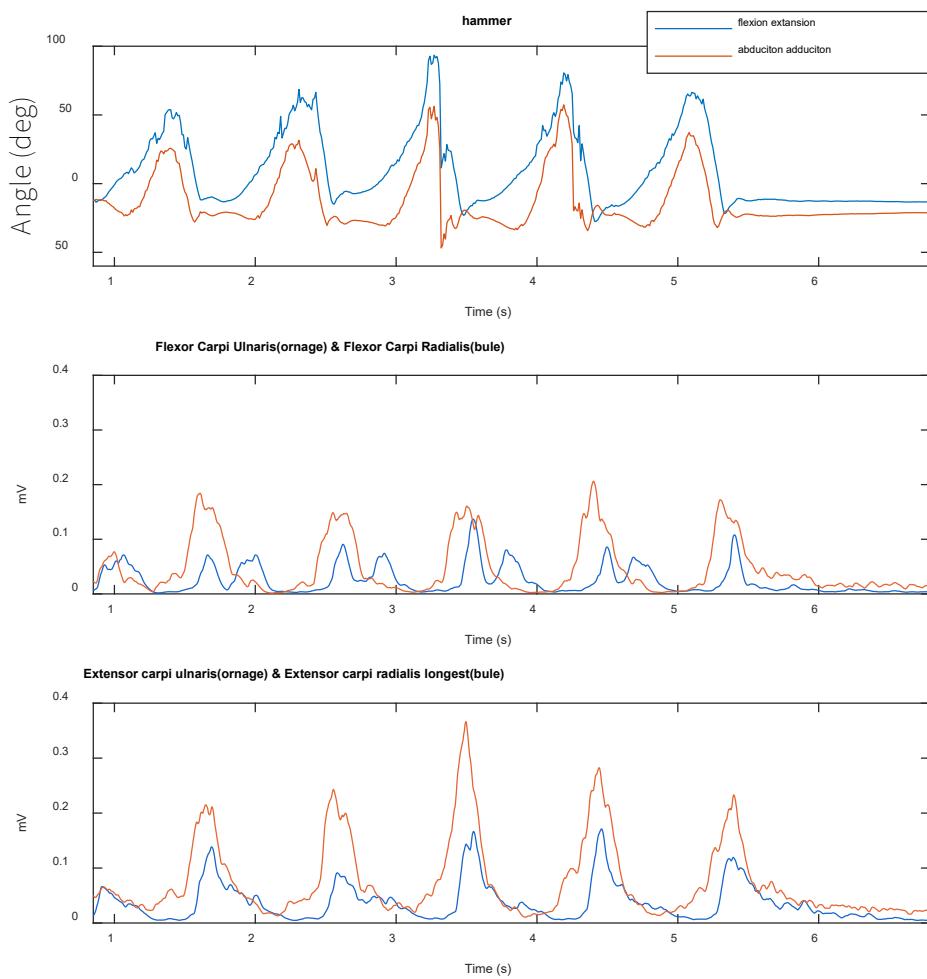


圖 3.16 往下揮鐵鎚 5 次的角度與肌電訊號圖

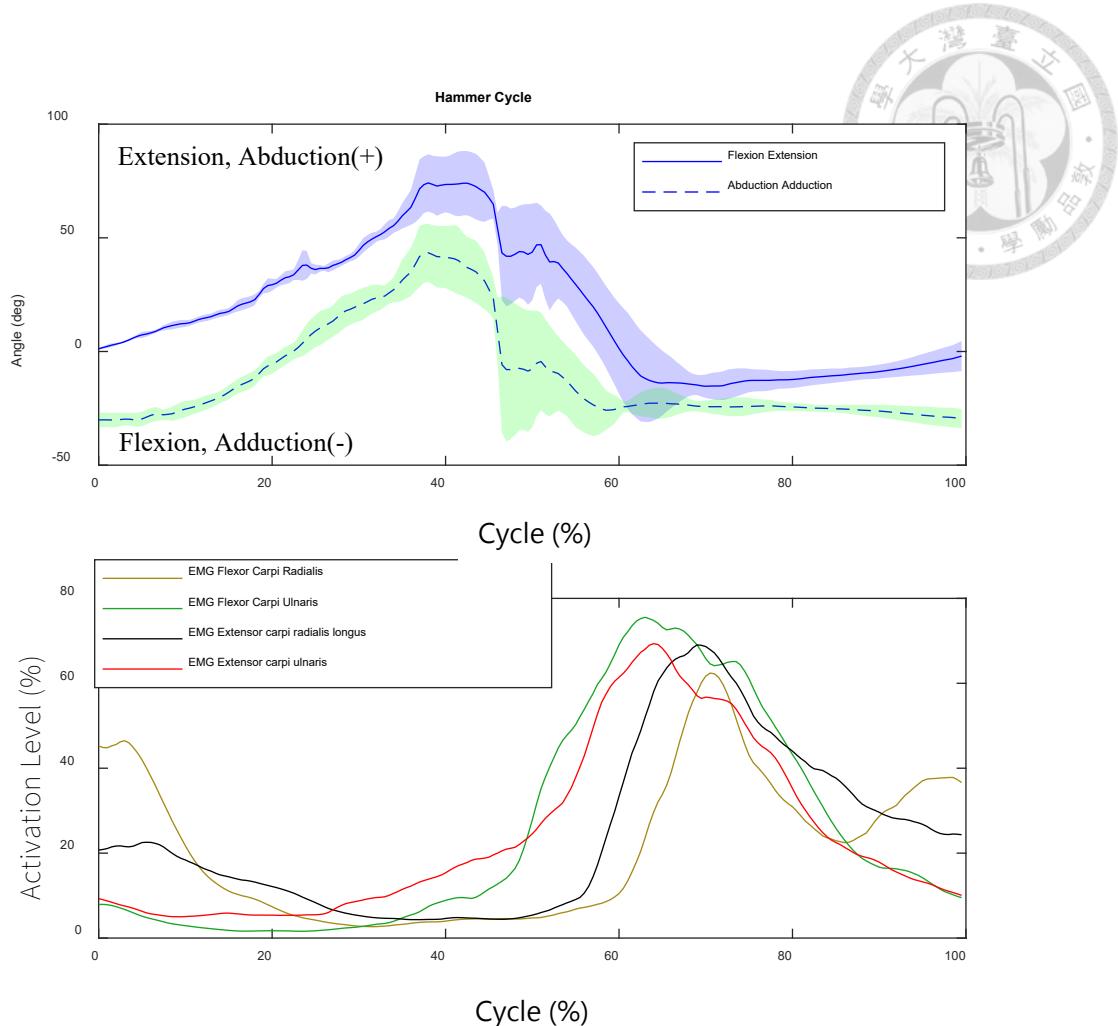


圖 3.17 平均化後往下揮鐵鎚 5 次的角度與肌電訊號圖



圖 3.18 與圖 3.19 為往下揮木棒 5 次，圖 3.20 與圖 3.21 為往上揮木棒 5 次，可以看出，手腕的屈曲/伸展(藍)與外展/內縮(橘)相比，其訊號較為明顯，而從頻均化的結果來看，手腕在外展/內縮的運動自由度中幾乎一直保持在 30° 的姿態，即主要運動範圍為屈曲/伸展，且並未出現超過自主運動角度的現象，可見此運動對手腕的傷害較小，在運動角度上並無發現向上揮舞與向下揮舞的差異。在肌肉激發上，ECRL 與 FCR 激發在已進入伸展的動作，ECU 與 FCU 激發在屈曲進入伸展的動作。

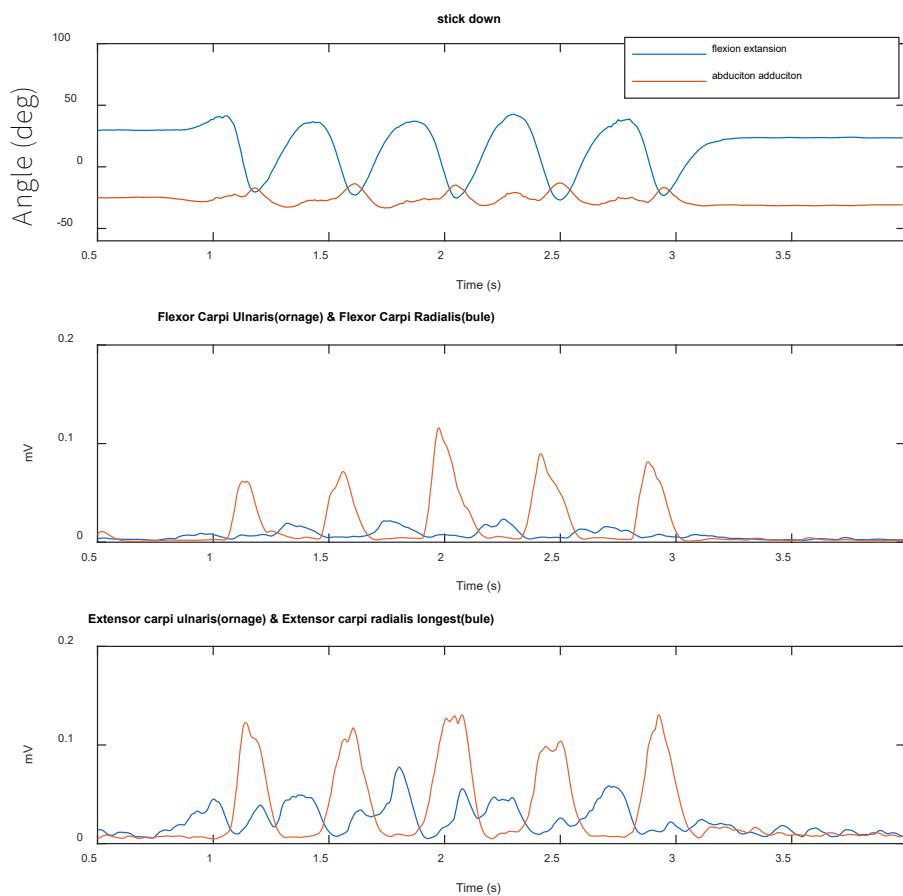


圖 3.18 往下揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖

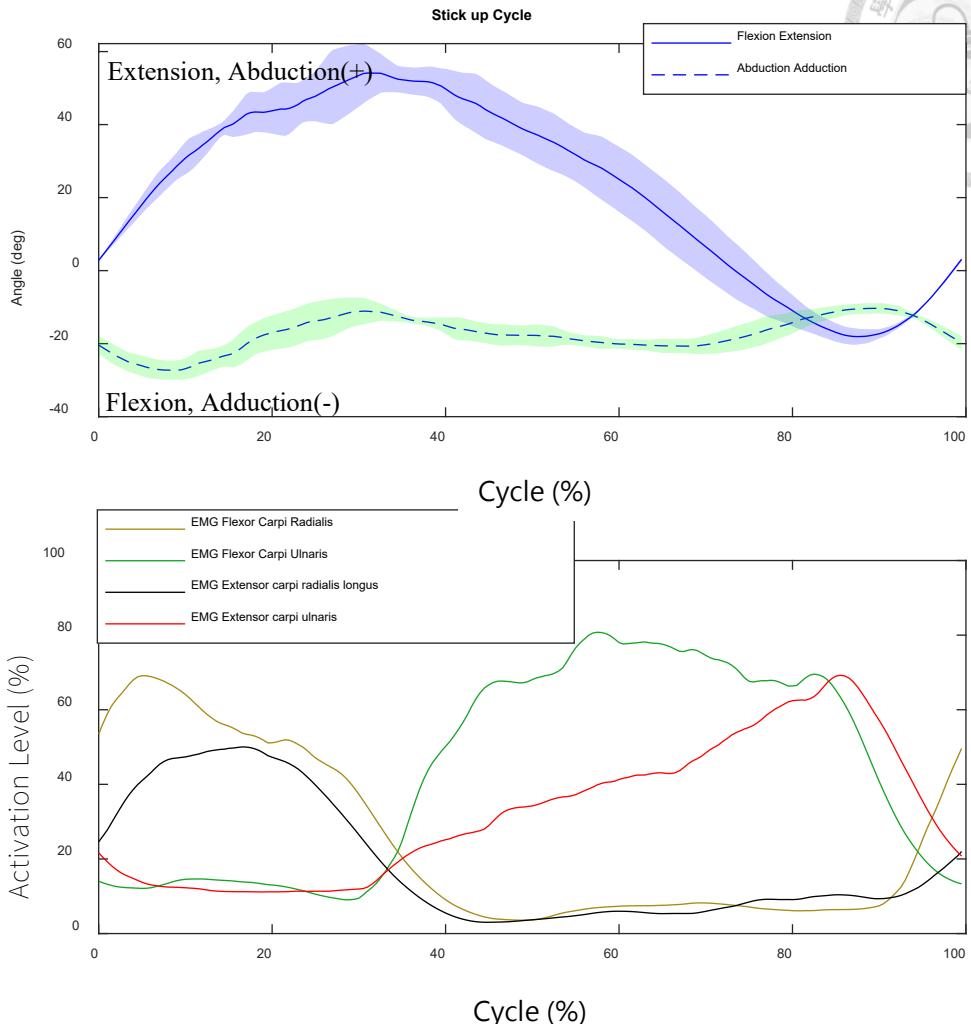


圖 3.19 平均化後往下揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖

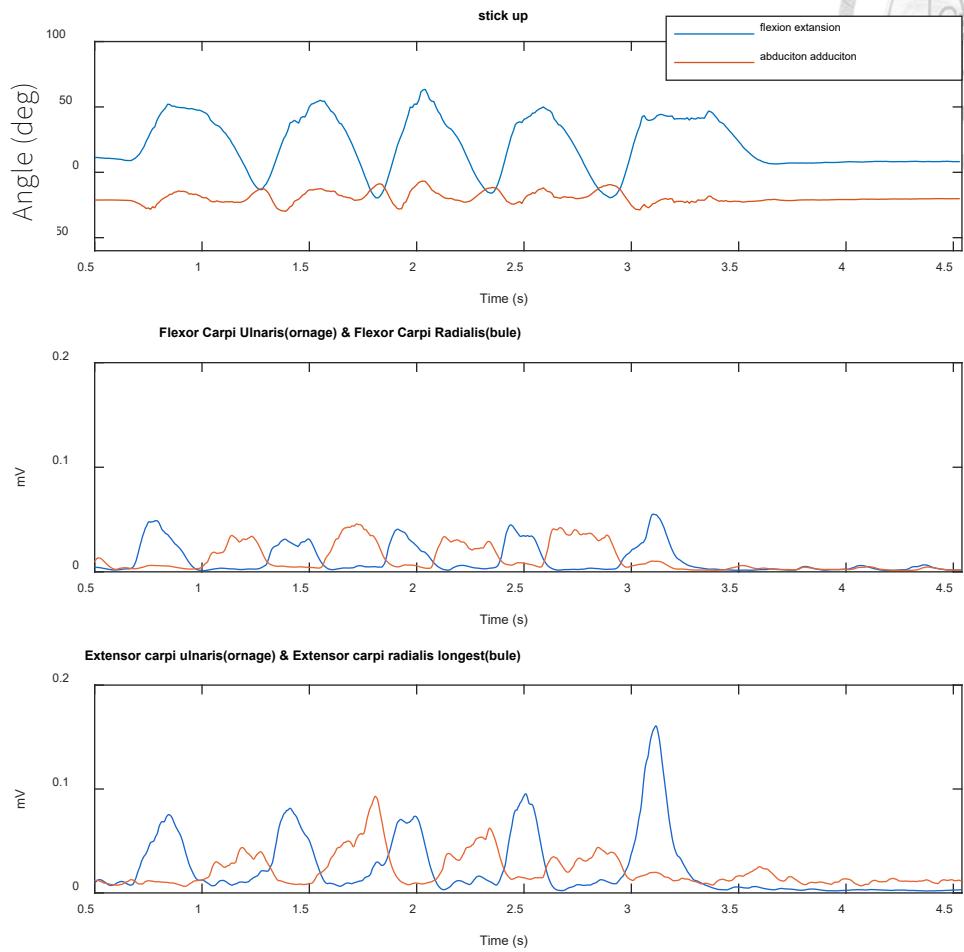


圖 3.20 往上揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖

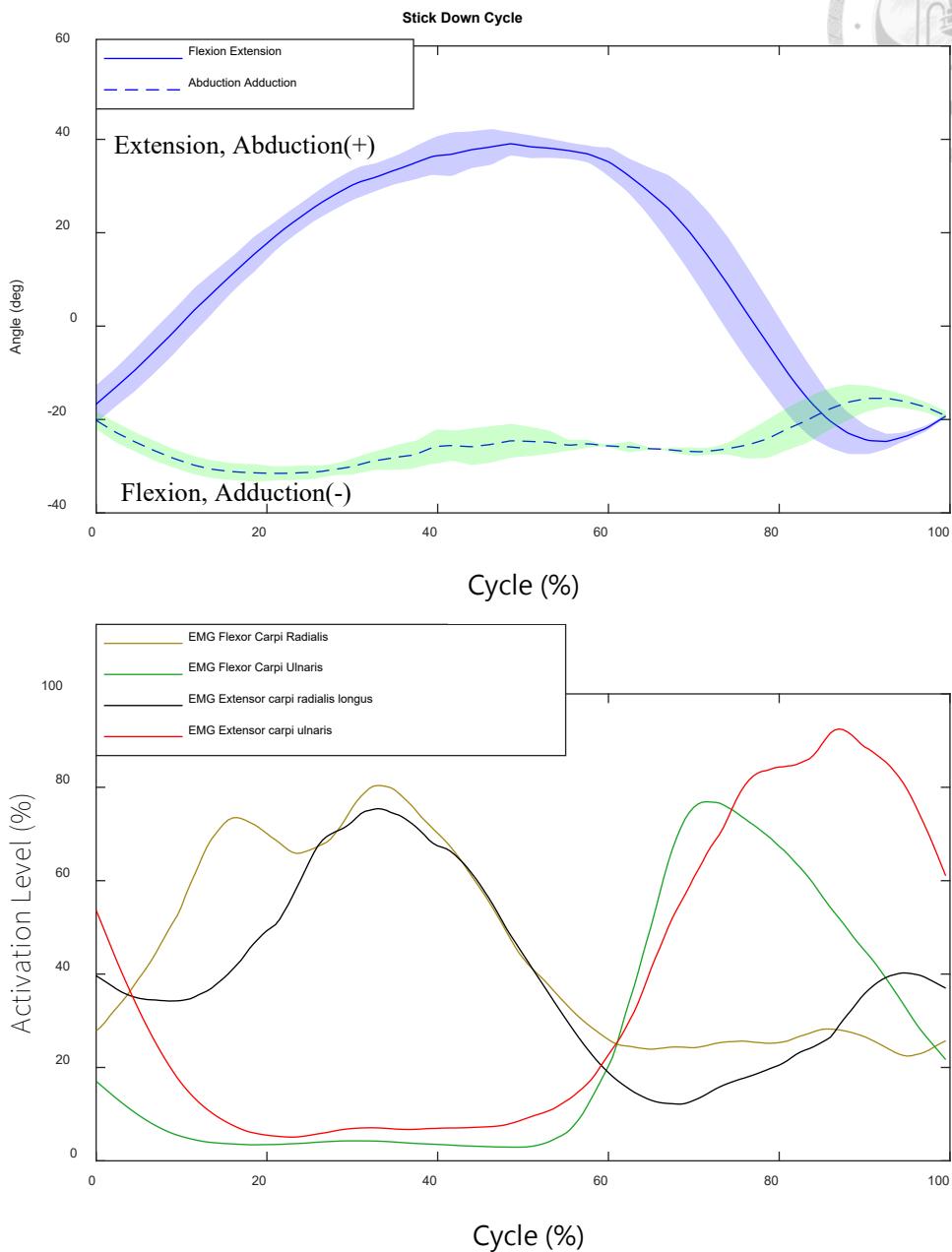


圖 3.21 平均化後往上揮木棒 5 次的角度與肌電訊號圖

圖 3.22 與圖 3.23 為往上施力 1.25kgw 與向下施力 1.25kgw 的肌電訊號圖，可以發現，往上施力時所有肌肉都激發，但往下施力時，除了實驗方法導致的暫態訊號外，只有 FCU 與 ECU 激發。

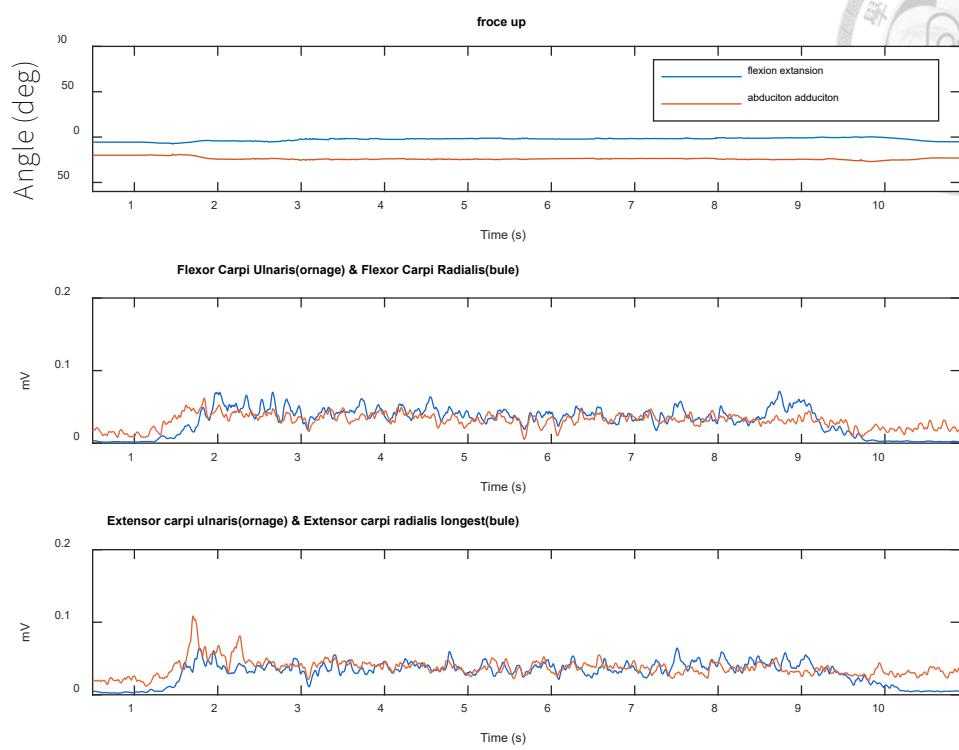


圖 3.22 向上施力 1.25kgw 的肌電訊號圖

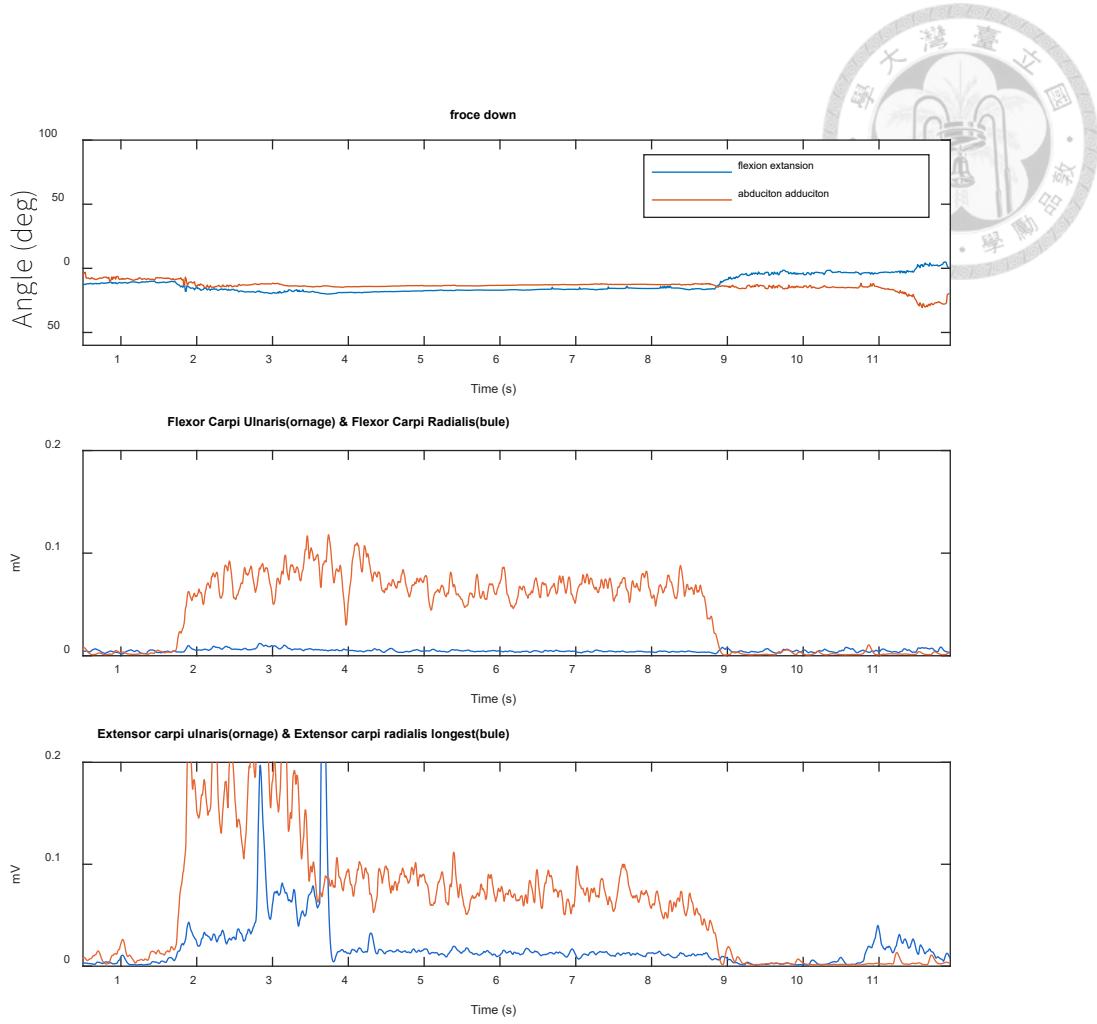


圖 3.23 向下施力 1.25kgw 的肌電訊號圖

圖 3.24 為寫字的角度與肌電訊號圖，可以發現手腕的外展/內縮(橘)與屈曲/伸展(藍)相比，其訊號較為明顯。圖 3.25 到圖 3.38 為分別寫 C、T、S、O 的循環進行平均化後的角度圖，可以看出在寫字上，手腕旋轉的狀態具有一定程度的規律，例如寫 C 時，其外展\內縮的角度圖形為一個小波峰跟一個較大的波峰，且標準差圖在可接受範圍內。肌電訊號雖具衣錠規律性，但由於寫字動作較複雜，因此不在此描述。此處的角度圖可看出，在寫字時，外展\內縮的角度變化與特徵性較屈曲\伸展大，因此在相關研究可以著重在外展\內縮的角度變化。

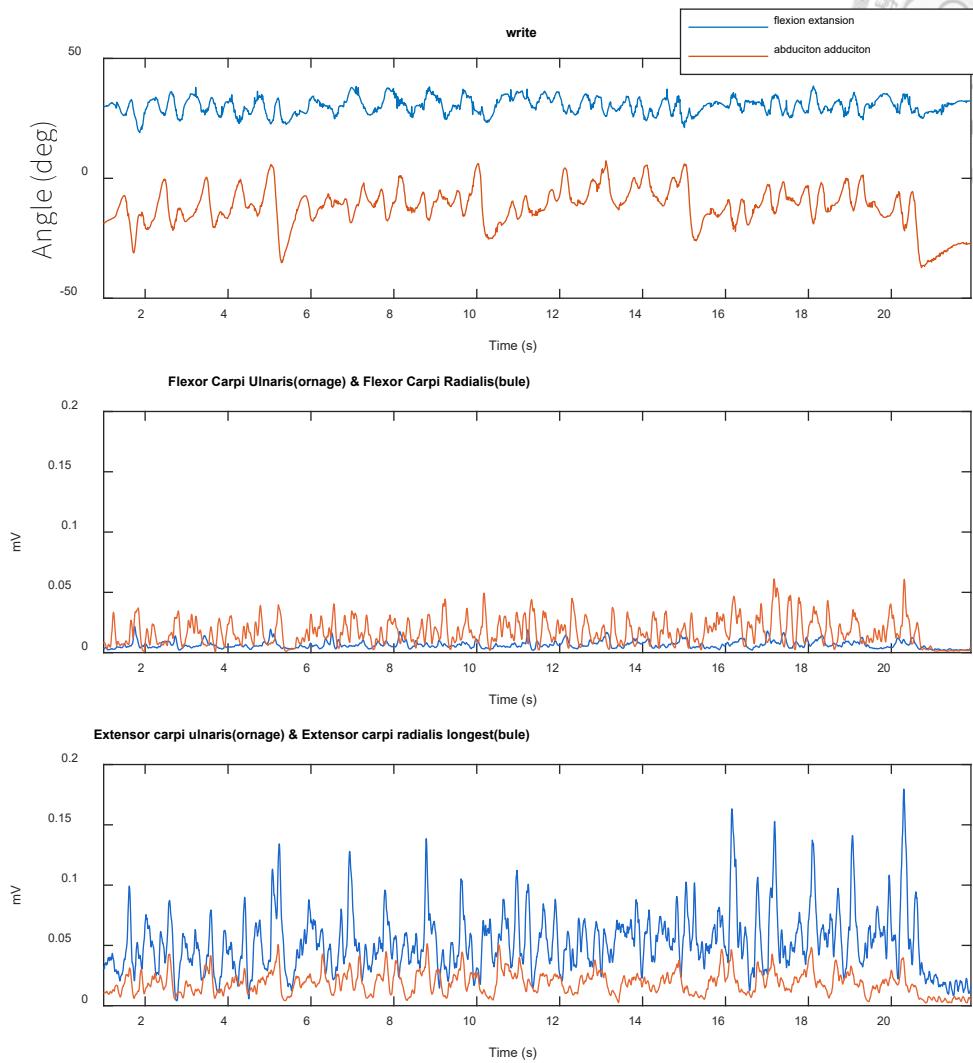


圖 3.24 寫字的角度與肌電訊號圖

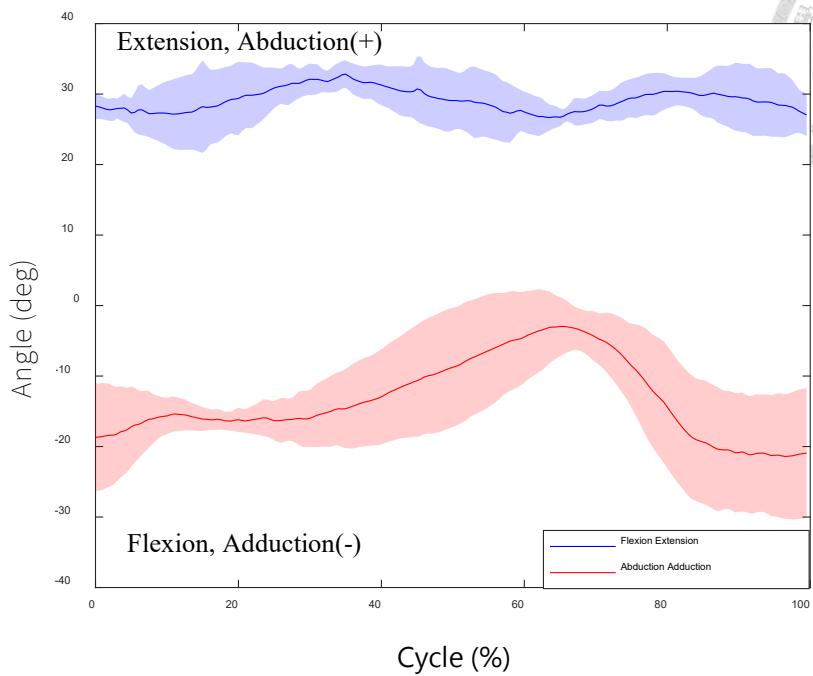
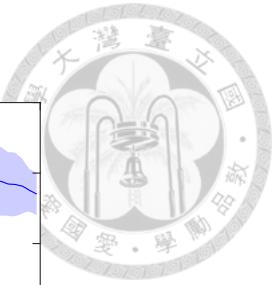


圖 3.25 寫 C 字的手腕關節角度

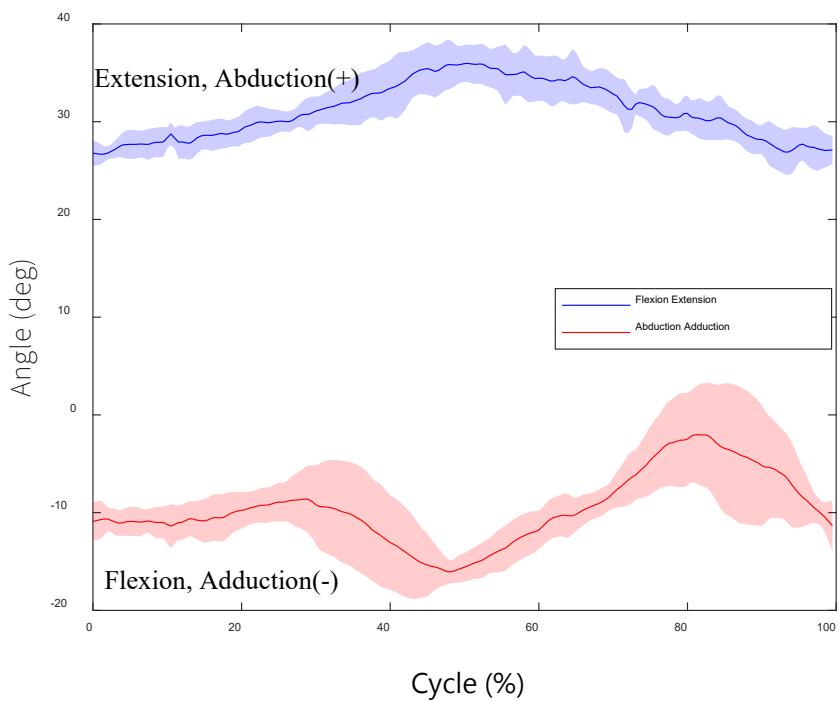


圖 3.26 寫 T 字的手腕關節角度

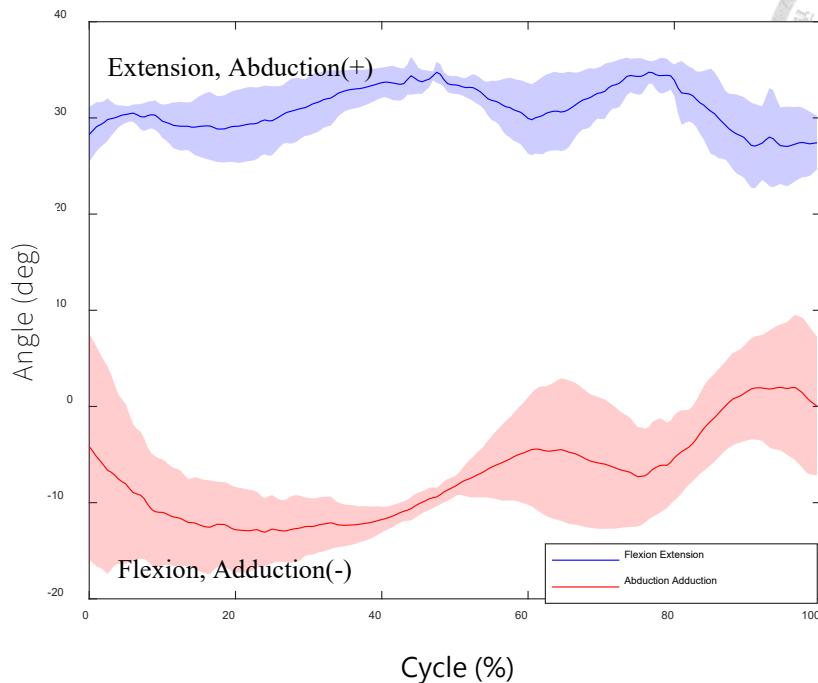


圖 3.27 寫 S 字的手腕關節角度

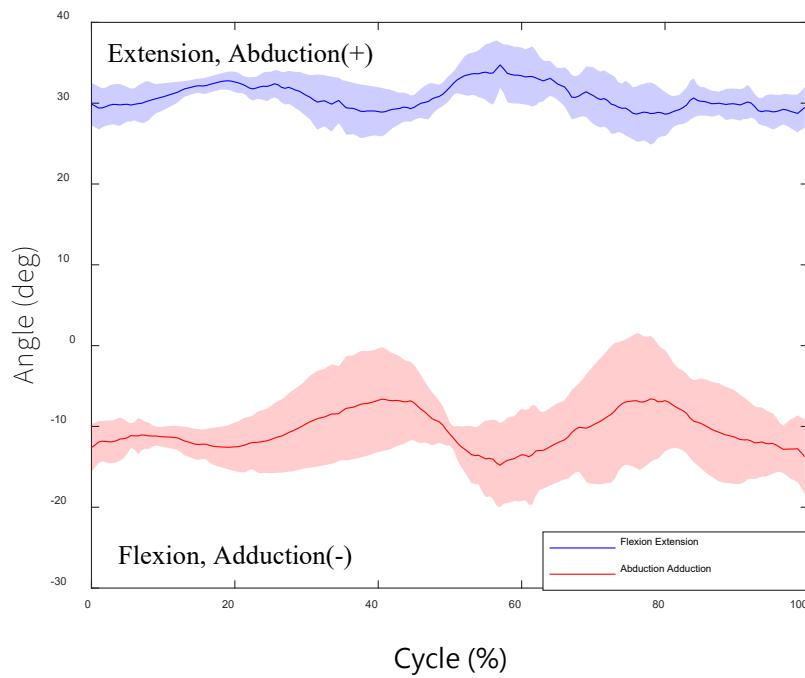


圖 3.28 寫 O 字的手腕關節角度

手腕關節角度以及肌電訊號的研究，可以了解手腕在基本運動以及日常活動下的關節角度變化以及肌肉激發程度，在此研究中，發現揮舞鐵槌等重物時，會對手腕造成過大的角度，從而產生累積性傷害，在外展\內縮方向的角度尤其明



顯，而寫字的情形下，外展\內縮方向的角度變化頻率較高，代表此方向的運動程度較大，因此，在復健訓練的部份，外展\內縮的復健訓練研究效益較屈曲\伸展大。

前導人體實驗的目的是為了瞭解在手腕日常運動中，哪個方向的自由度是最為常運用到的自由度，朝此方向進行研究，由於螢幕的視覺反饋為左右方向，因此在設計時選用單一自由度的方向式較為合理的設計，而前導人體實驗的重要結果為使用槌子是投擲運動，即屈曲\伸展與外展\內縮的複合運動，以及寫字時手腕在外展\內縮的運動幅度大於屈曲\伸展，因此在設計嚴肅遊戲時，選用了外展\內縮作為此研究的訓練方向。

3.3 腕部運動訓練輔助系統簡介

圖 3.29 為腕部運動訓練輔助系統的整體架構，分為嚴肅遊戲部分與穿戴式裝置控制部分，在 IMU 以及微控制板中，兩者的系統迴圈是共用的，而 IMU 資料經過微控制板處理過後，透過無線網路(Wi-fi)以及 UDP 通訊協定傳輸至執行嚴肅遊戲的電腦當中，電腦接收到角度資訊，就會使遊戲中的虛擬手造成姿態的變化，並產生視覺的即時回饋，而視覺收到回饋後，就會使中樞神經(大腦)進行手腕動作的調整。而穿戴式外骨骼則是 Arduino 對步進馬達進行轉動角度的指令，通過齒輪組、滑輪與鮑登線，轉動角度將會轉換成鮑登線內線的長度，進而對手腕產生輔助力或是阻力，達到復健的目的。

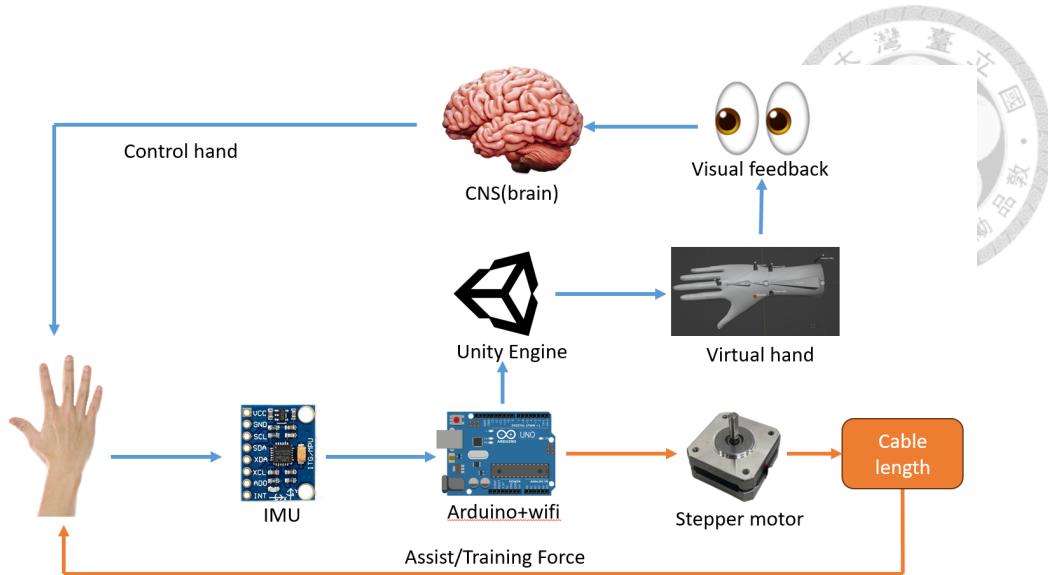


圖 3.29 腕部運動訓練輔助系統整體架構

設計是依據前測人體實驗以及論文回顧所得到的結果進行設計，前測人體實驗的結果已於前一章節(3.2)進行詳細介紹，其結果為多數的日常活動常使用到外展 / 內縮的運動或是手腕投擲運動；而根據文獻回顧，由於手腕的外展 / 內縮的角度比起屈曲 / 伸展的過程角度要小很多，因此對於骨骼的傷害較小，且由於手腕再進行外展 / 內縮的動作與屈曲 / 伸展的動作所使用的肌群相同，因此在復健訓練中，外展 / 內縮動作與屈曲 / 伸展動作的訓練可以達到相似的訓練效果；而在視覺部分，由於一般的個人電腦或是筆電的螢幕是橫向，且根據視覺範圍，人的橫向視覺範圍比縱向視覺範圍的空間多，因此在設計上選擇用左右移動的方式較上下移動的方式更佳，而在日常運動的習慣中，由於多數的外展 / 內縮為左右移動，因此綜上所述，在嚴肅遊戲與硬體設計上，針對外展 / 內縮運動的輔助訓練進行設計。



3.4 嚴肅遊戲設計

本研究之嚴肅遊戲設計以手腕運動的靈活性(速度/反應力)為訓練目標，因此設計方塊放置遊戲作為訓練與評估訓練成果的方式，運動模式經過前導人體實驗後，選擇使用外展\內縮的手腕運動設計嚴肅遊戲。

方塊放置遊戲的設計是透過限制時間內，盡可能的將右邊的方塊移動到左邊的盤子，使手部進行外展(Abduction)/內縮(Adduction)的動作。由於此設計係以速度/反應力訓練為目的的嚴肅遊戲，因此在方塊與圓形放置盤的大小與樣子必須是視覺上能快速分辨的，而且在遊戲中的觸碰範圍能符合視覺直覺，避免因為視覺上分辨不出或是觸碰範圍問題，影響判讀以及手腕運動速度；同時，虛擬手在螢幕上的展現需明確直觀，故使用包含手臂的手部模型以及使用膚色作為模型顏色，讓使用者在進行嚴肅遊戲訓練時，可以在視覺上直觀的分辨出手、方塊與放置盤的位置。在畫面編排上(圖 3.30)，分為了四大區塊，最上方為使用者介面(User Interface, UI)，由左到右分別為計時，啟動按鈕以及記分板，由於遊戲過程中，除了開始與結束，使用者的注意力一般集中於手、方塊以及放置盤上，因此UI 的畫面編排集中於上方，且相較於其餘三大區塊所占面積較小。剩餘的三大區塊由左至右分別為放置盤、右手模型以及方塊；在大小設計上，放置盤的大小與手掌相近，而方塊的大小則與掌心相近，或略小於手掌，此物件大小的設計是為了能較為直觀的分辨物件以及物件互動過程中產生的變化。此外，右下角有一個小型的手模型，其是運算兩關節差異的角度後的結果，可以方便研究者即時知道手腕的運動狀況。

在虛擬手選用更接近人手的手部模型，是根據 Johannes Brand[39]等的研究，研究顯示出，在視覺上使用更接近人手的模型作為虛擬互動物件，相較於單純的圓形會使使用者的反應速度有顯著性的提升。而再更加逼真的手部模型對於反應



速度則無顯著性影響，故建模時不考慮材質上色與紋理，省略此步驟可以省略大部分的建模時間，故選用面數較低的人手模型，在 3D 模型領域中，面數越低則算法演算越快，可以節省電腦算力和時間。

攝影機的角度設定為與 XY 平面沿 Y 軸夾 45° 倾視角，雖然在一般桌面工作空間的操作上，人眼的最佳傾視視角落在 $15^\circ \sim 30^\circ$ 之間，這與人眼可視範圍有關；然而，Unity3D 中攝影機的可視範圍較人眼可視範圍的角度小，6mm 的標準鏡頭，其視野範圍為左右正負 60° ，上下正負 30° ，且根據攝影學與螢幕擺設角度的研究(伍星揚, 2017)[40]， 45° 倾視拍攝角度或視螢幕擺設為最理想角度，故選用 45° 倾視角作為攝影機擺設的角度。

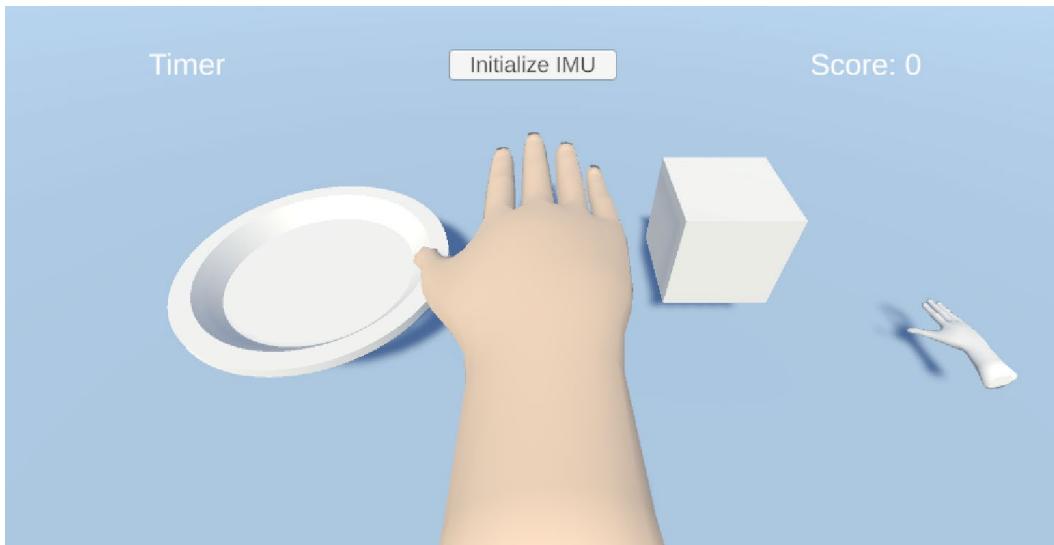


圖 3.30 方塊放置遊戲示意圖

遊戲方式為：使用者首先須先觸碰放塊的位置，當方塊放置到目標的放置盤時，方塊會消失，同時在原處產生新的方塊，以進行下一個循環，同時方塊消失時代表目標達成，得記一分；遊戲結束時，畫面中央會呈現出最終獲得的分數。在遊玩過程中，為了能讓使用者透過視覺了解現在是否有觸碰到方塊與方塊是否有成功放置於放置盤中，虛擬手在觸碰到方塊時，方塊會黏著於虛擬手部的手指位置，黏著於此處可以讓使用者清楚地辨別出方塊在手上的方位，也能理解現



在方塊已經被虛擬手觸碰，準備要放置到放置盤中。在開始遊玩的過程中，使用者須先按下空白建或是使用滑鼠點擊上方的「Initialize IMU」並等待慣性感測器(IMU)進行校準，校準完畢後，遊戲會發出「啟動」的提示聲音，此提示聲時長為1秒，能讓使用者有足夠的時間反應，且同時與連接IMU的微控制器進行時間上的對應。

除了畫面中可看到的物件以外，場景中有額外兩個隱形的剛體(rigid body)物件，分別放置於方塊起始位置並可以與虛擬手進行互動，其目的是為了在虛擬手觸碰到物件的時候的能發送訊號至微控制器，以進行後續的控制。方形剛體放置於方塊同一位置的剛體功能為傳送訊號，使微控制器控制馬達拉向尺側方向，圓柱形剛體放置於放置盤偏移一距離的剛體則與之相反，其放置位置是根據手掌剛體在進行橈側/尺側旋轉時的軌跡進行放置；其位置使手腕關節須至少向尺側旋轉 12° 以及向橈側旋轉 7° 的角度，如圖 3.31。

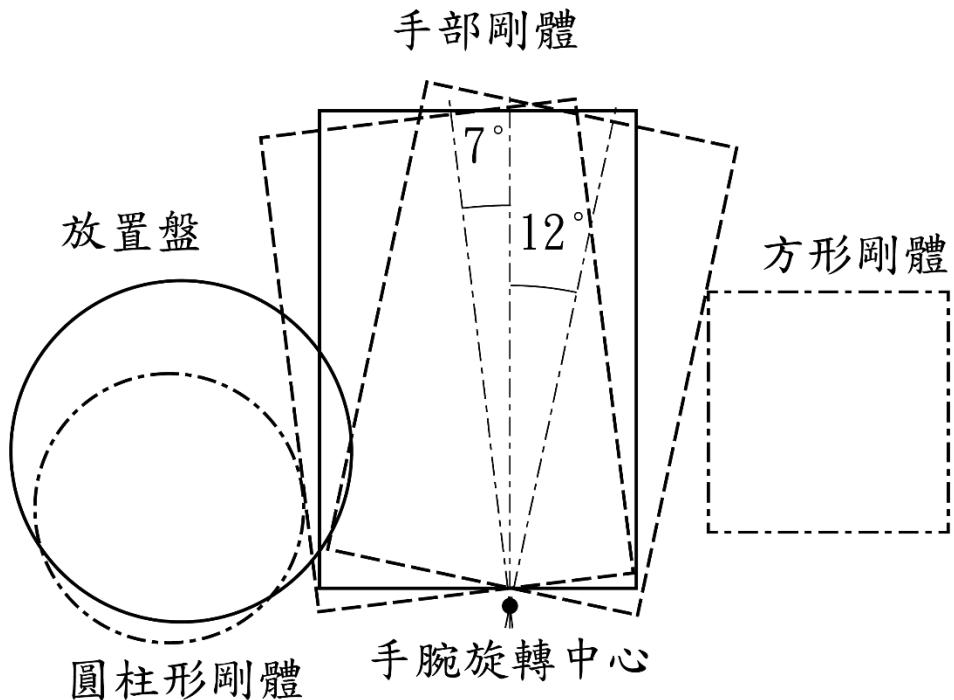


圖 3.31 剛體旋轉與碰觸示意圖



3.5 線驅動腕部穿戴裝置設計

3.5.1 硬體設計

硬體設計是配合嚴肅遊戲近型設計，而此研究嚴肅遊戲的手腕運動模式是外展\內縮，因此硬體設計的線驅動力方向也是影響手腕的外展\內縮運動。

如圖 3.32，線驅動穿戴式裝置分為 4 個主要的結構：手套(glove)、腕環(wrist ring)、鮑登纜線(Bodwen cable)以及馬達與滑輪組齒輪箱(motor and pulley gearbox)。



圖 3.32 穿戴式裝置的實體圖。由右至左分別是手套、腕環、鮑登纜線以及馬達與滑輪組齒輪箱

二、手套：此部分分為三個部件，手套、鮑登線卡扣以及手部支撐；手套為一般工業用手套，其特性為強韌、非彈性布料，同時成本相當低，作為穿戴於手上對抗來自線驅動的拉力以帶動手腕進行橈側/尺側旋轉。手部支撐使用 3D 列印技術製造，其材質為 TPU-95A，為軟性材質，使其具有可變形的性質，以符合手背的曲面，上方有兩個卡扣軌道，可以提供鮑登線卡扣安裝的位置，使其能固定於手部支撐上。原先的設計是分為上下兩個部件，並分別設計了皮帶與卡扣，使其能根據使用者的手掌大小進行調整；然而，由於設計時未考慮到著力點以及舒適度的部分，此設計共有兩個缺點，首先是其相對於手套有四個著力點，僅有位於手部虎口的著力點，且同時因為著力點僅有

一個，因此容易對虎口造成更大壓力造成不舒適，同時皮帶與卡扣也因設計不良、材質太軟以及著力點的關係，造成容易滑脫與卡扣因施力過大而損毀；因此更改設計，捨棄下半部分，將手部支持上半部分縫合於手套上。更改後的設計雖然失去了可調整性的部分，但由於手套上手部支撐的位置固定，因此其牽涉到的長度從原先需考慮掌長與掌圍，變更設計後僅需考慮掌長，故變更後的設計僅需調整鮑登線的長度即可。手套上黏著一塊魔鬼氈，其目的是為了能夠將 IMU 感測元件貼合於手套上，以方便進行手腕關節角度的計算。

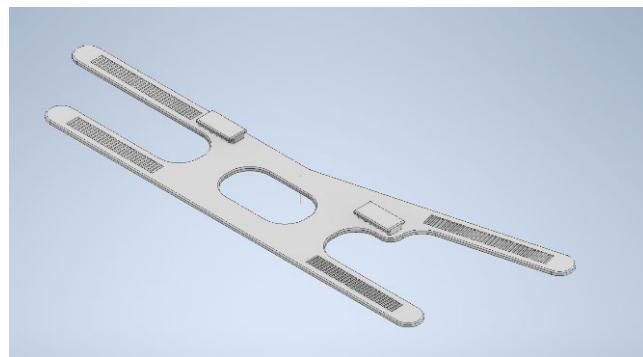


圖 3.33 手部支撐的設計簡圖

如圖鮑登線卡扣為一方形，其中間有圓柱形與線型凹槽，是給予鮑登纜線端點的固定凹槽，在側邊有一個凸型挖空，此挖空的兩邊突起為用來咬合手部支撐上，為卡扣設計的固定軌道，軌道方向為縱向，而拉力為橫向，再加上突起的咬合，鮑登纜線將可固定於手部支撐而不滑脫，由於鮑登纜線的端點被包覆在卡扣中，而部分纜線被包覆於卡扣與手部支撐之間，因此鮑登纜線可以很好的固定於手部，圖 3.34 為卡扣設計簡圖。

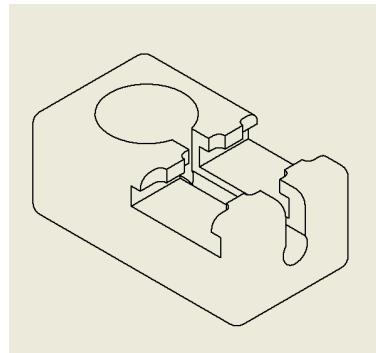


圖 3.34 卡扣設計簡圖

三、腕環：腕環的設計目的是為了引導鮑登纜線，使纜線能夠再提供拉力的時候，不會受到前臂內翻／外翻時，因為角度差造成纜線在拉動手部支撑產生偏差。其分為兩個部件，每個部件皆有兩個；第一個部件由 PLA 材質進行 3D 列印的部件，為鮑登管固定用部件，如圖 3.35，是圓弧形結構，有兩個長形孔洞以及一個圓柱的孔洞，圓柱的孔洞設計目的是為了固定鮑登管以及引導鮑登纜線的方向。另一個部件則是魔鬼氈條，通過摩擦力以及魔鬼氈的黏著力使固定部件可以維持在固定的位置，並且不會發生滑脫或偏移，進而防止纜線在施予輔助力的時候，受到前臂內翻／外翻產生的徑向力而造成力的損耗以及方向上的偏差。魔鬼氈條的另一項用處則是固定 IMU 感測器於腕環上，通過上下包裹的方式，使 IMU 感測器能有更好的固定。

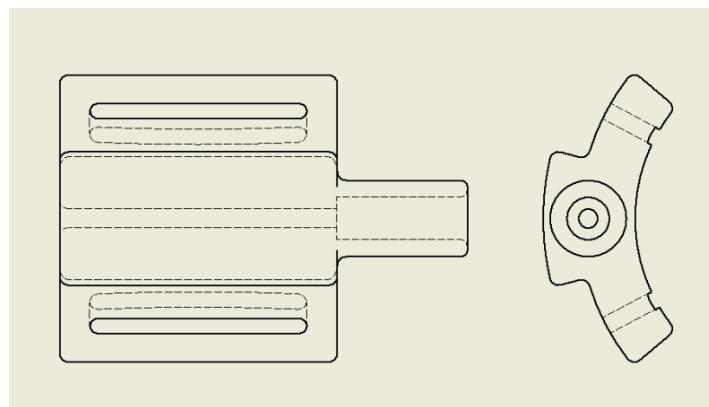


圖 3.35 腕環硬質部位的設計

四、鮑登纜線：線驅動力主要傳輸的媒介，可以將馬達的力透過滑輪的旋轉改變



纜線的長度，進而給予手部拉力以及些許的推力。能夠產生些許的推力是因為選用的纜線為腳踏車剎車用纜線，其剛性較高，在傳輸力的過程中較難產生大曲率的變形；其缺點則是難以纏繞在滑輪上，為了能固定於滑輪上，將其固定於滑輪的長度截短為 1/4 個滑輪周長(滑輪半徑為 25mm，故長度為 78.54mm)，加上整個鮑登管的長度以及預設的手部支撐到腕環的長度 100mm，即是纜線的長度。鮑登纜線相較於其他線驅動的優勢是，可以改變線驅動力的方向而不影響其張力所帶來的拉力，因此在本設計當中，使用鮑登管結合腕環可以使施力的過程不因方向的改變而造成力方向的變化，使力傳輸的方向更侷限，更不易受到手腕的姿勢影響而造成力方向的改變而成無效拉力的產生。

五、馬達、齒輪組、滑輪與骨架：此部件為整個穿戴式裝置的輸入源，所選用的馬達為步進馬達，其優勢為容易控制、精確度高，且產生的扭矩相較於直流馬達更大，其缺點則是步進馬達普遍的轉速較慢，且發熱的情形較一般馬達更為嚴重。但由於此設計主要是為了輔助復健訓練，而一般復健訓練不會要求速度，而是要求較大的扭力，因此剩餘需解決的缺點是發熱的問題。發熱的問題透過了鼓風扇以及散熱片去進行降溫，鼓風扇相較於一般風扇具有較強的空氣對流能力，因此在散熱方面具有優勢，散熱片選用鋁材散熱片，及一般微機電控制器所使用的散熱片，其優勢是體積小以及低成本，可以放置於較狹小的位置，並配合鼓風扇進行更強效的散熱。因此，在骨架上馬達座的設計共有五處主要的挖空以及兩處小挖空，如圖 3.36；其中中間的空間是預留給角度感測器的空間，以監測與紀錄馬達旋轉角度，此挖空放置上角度感測器後，與馬達旋轉軸上磁鐵的距離為 0.5mm，其目的是為了使角度感測器能精確的紀錄馬達旋轉的角度；其餘四個主要的挖空則是給四片散熱片，

其中兩片位於側面的散熱片上方各有兩個鎖孔，目的是用來固定鼓風扇，而兩個次要的隙縫挖空則是為了給步進馬達電線的空間。

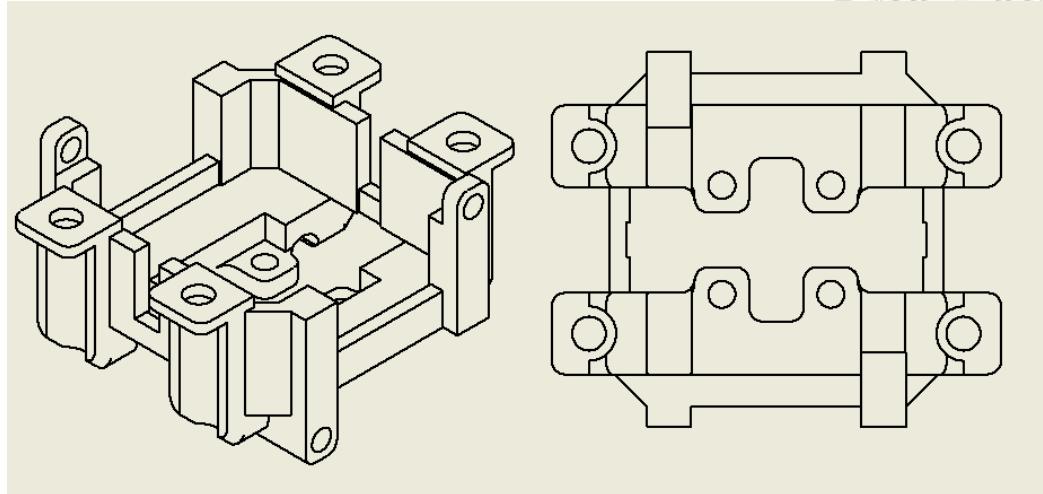


圖 3.36 馬達座的設計

齒輪共做了兩個階級的減速齒輪，分別是 1:1.5 的減速齒輪以及 1:2 的正齒輪，會做兩個階級的齒輪只要是為了纜線施力的方向以及縮小空間用；纜線施力的方向須為相反，才能產生相反的拉力與些許推力，而在空間上，二階級的齒輪可以減少齒輪的大小，因此在骨架的設計上，可以主要依據滑輪與馬達的大小進行設計，同時依據滑輪與馬達的大小設計齒輪組。而在設計上不選擇單一正齒輪組驅動兩個滑輪而是選用協齒輪與正齒輪組的設計是因為在組裝上以及維修上，二級齒輪組較單一的正齒輪組更容易組裝與維修。齒輪組透過 PLA 為材料進行 3D 列印，其中最大的正齒輪為挖空，並具有圓形倒角，挖空的目的是為了減輕重量以及節省材料，而圓形倒角則是為了增加結構的強度。其餘的齒輪之所以沒有相同的設計，主要是因為其大小已經太小，再增加挖空會造成結構變弱，因此採用填充的設計，而為了減輕其重量，在 3D 列印內部的填充中，選擇 15% 的填充密度，既可以不影響外殼與齒的結構，又能減輕重量與節省材料。連接馬達的斜齒輪選用的並非一般的 PLA 材料，而是含碳纖維的 PLA 材料，其緣由是因為步進馬達在驅動時，會



產生超過 65° 的高熱，一般 PLA 在此溫度較容易變形，造成滑脫而影響力的傳輸，因此選用較耐高溫的碳纖維 PLA 材質，預防斜齒輪因高熱而變形。所有的齒輪與滑輪在軸孔都有銑平面的設計，其目的是為了與同樣有銑平面的軸接合，使其在轉動時不會滑脫。

滑輪主要的目的是為了固定以及伸縮鮑登纜線，因此在設計上，除了有圓弧形槽狀設計，另外又增加了螺絲釘固定槽，當鮑登纜線穿過螺絲釘固定槽側面的圓孔時，螺絲釘會透過上下兩個墊片去咬緊鮑登纜線，並透過依照六角螺帽設計的凹槽使螺絲釘能順利向下擰緊而不會滑脫，同時，鮑登纜線穿過圓孔時提供了固定螺絲釘與螺帽上下移動的力，使整個結構既不會因重力掉落，也不會因拉力滑脫，如圖 3.37。由於穿過滑輪的纜線原孔與滑輪徑向方向不一致，因此在組裝時，需先對纜線折一角度，使其能貼合滑輪的徑向，以免在力傳輸時，因為纜線的韌性，造成扭轉的直徑變大，使施力變小。

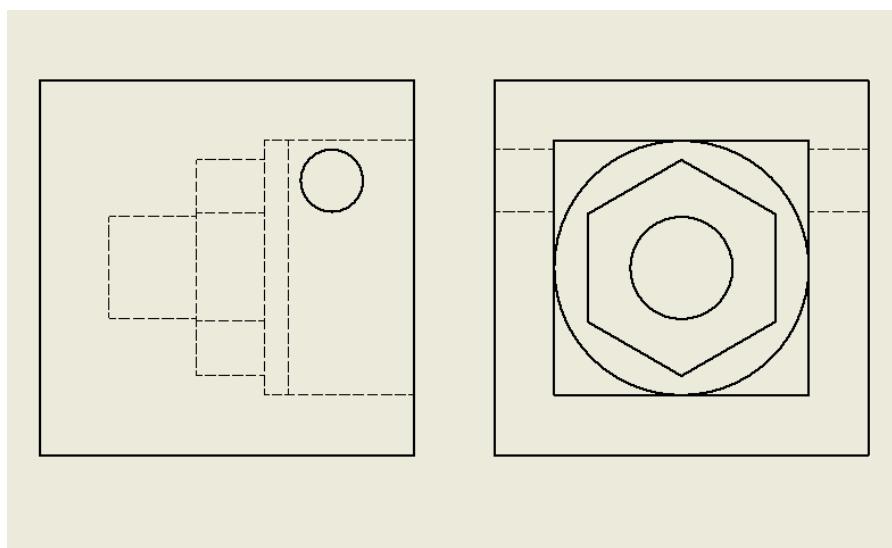


圖 3.37 滑輪鎖孔的設計(解剖圖)

骨架除了馬達座以外，另外還有三個部件，分別為兩個側蓋以及一個主幹，主幹上有共計 18 個六角形螺帽的鎖孔，可以將螺帽放入，使其能與兩



個側蓋以及馬達座的螺絲孔接合，如圖 3.37。主幹上共有五個圓柱形槽，其目的是為了安裝軸承，使軸在旋轉時不會受到摩擦力的影響，其中 3 個為孔徑 12mm 的圓柱槽，為斜齒輪軸上以及馬達軸上的軸承放置槽，所使用的軸承外徑為 11mm，內徑為 5mm，另外 2 個孔徑 20mm 的圓柱槽，則是正齒輪與滑輪軸上的軸承放置槽，其所使用的軸承外徑為 19mm，內徑為 10mm。圓柱槽的大小為製圖時所繪製的大小，考慮到配合與 3D 列印的誤差(約 0.5mm)，事實上其配合會較製圖的情況下更緊密。其餘兩側蓋上各有一組與主幹上相同的大小圓孔，其位置分別對應主幹上兩側的圓柱槽，使軸與軸承可以平行的安裝於整個骨架中，平行軸可以使正齒輪組正確的啮合；而在傘齒輪啮合處，馬達座的中心對應到主幹上的小圓柱槽，且與另外兩個小圓柱槽互相垂直，使三個傘齒輪能垂直啮合。主幹上，大圓柱槽與小圓柱槽的對稱面不一致，其設計是為了使其中一個滑輪位置移動至兩個傘齒輪的中央，節省整體骨架的空間以及 3D 列印的材料。在滑輪固定處，有延伸兩個小孔，其長寬為 5.2mm×4.6mm 的橢圓柱孔，其目的是為了固定鮑登管，固定方式為主幹與兩側的側蓋透過螺絲釘與螺帽擰緊的力夾住鮑登管，使鮑登管不會因鮑登纜線的拉力而滑脫，如圖 3.38。

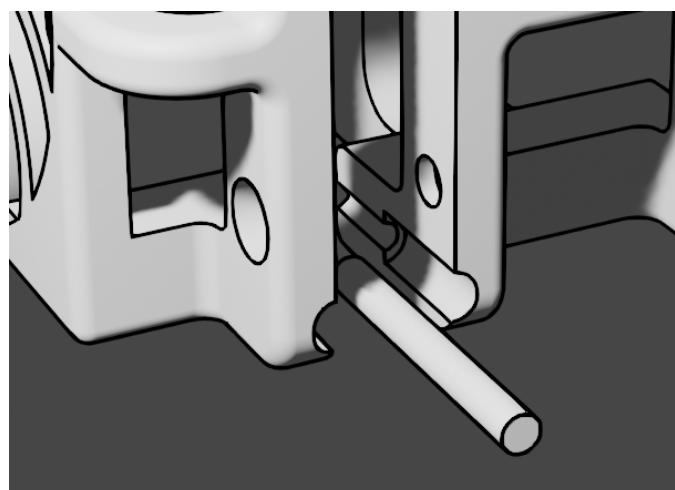


圖 3.38 鮑登纜線固定處的設計



3.5.2 數學計算

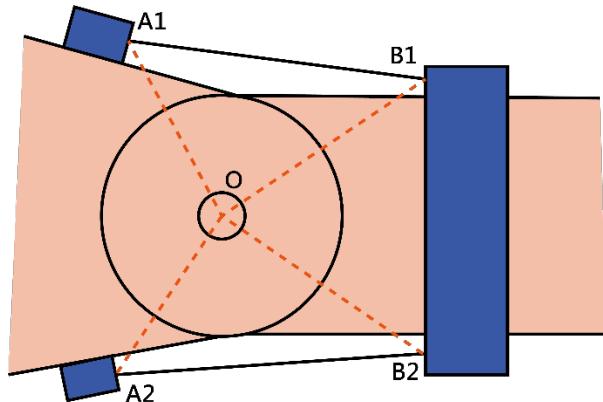


圖 3.39、本設計的計算概念圖

圖 3.39 為整體設計的計算概念圖，其中 O 點為旋轉中心，A、B 點分別為固定在手部支撐與腕環上的線段。當 $\overline{OA_1}$ 順時針旋轉時， $\overline{A_1B_1}$ 將會因 $\angle A_1OB_1$ 變小而減短。同時 $\overline{A_2B_2}$ 將會因 $\angle A_2OB_2$ 變大而增長。由於 $\overline{OA_1}$ 、 $\overline{OB_1}$ 、 $\overline{OA_2}$ 與 $\overline{OB_2}$ 為已知長度，因此可以透過餘弦定理得：

$$\text{令} : \angle A_1OB_1 = \theta_1 - \theta, \angle A_2OB_2 = \theta_2 + \theta$$

其中 θ 為手掌旋轉角度

得：

$$\overline{A_1B_1}^2 = \overline{OA_1}^2 + \overline{OB_1}^2 - 2\overline{OA_1} \times \overline{OB_1} \times \cos(\theta_1 - \theta)$$

$$\overline{A_2B_2}^2 = \overline{OA_2}^2 + \overline{OB_2}^2 - 2\overline{OA_2} \times \overline{OB_2} \times \cos(\theta_2 + \theta)$$

由此式可得知，透過角度運算與人的身體數據，即可計算出線長的變化。得出現長的變化後，即可求得馬達所需轉動的角度，並加以控制。



3.5.3 力學分析

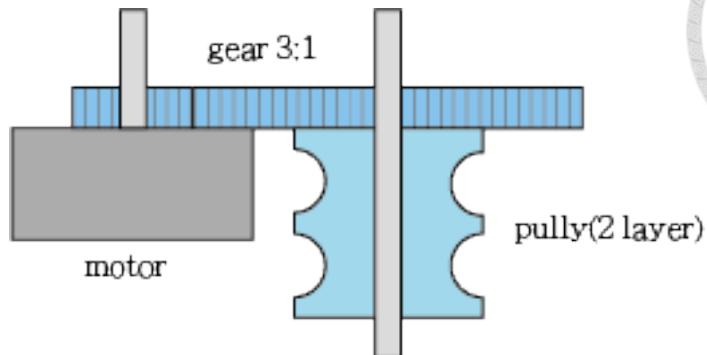


圖 3.40、本設計的馬達、齒輪組與滑輪

本研究所購買的步進馬達型號為 17Hs08-1004S，其最大轉速為 600rpm、最大動扭矩為 $0.11\text{N}\cdot\text{m}$ ，經過一個 1:3 的齒輪組後，輸出的轉速與力矩分別為 600rpm 與 $0.33\text{ N}\cdot\text{m}$ 。通過以下公式可以求得鮑登線對於手腕輸出的最大力(N)：

$$T = Fr$$

T=扭矩、F=力、r=半徑

其中 T 與 r 為已知，T 為齒輪組輸出的力矩， $0.33\text{ N}\cdot\text{m}$ ，r 為滑輪半徑，設計為 0.025 公尺(m)。因此可得：

$$F = \frac{T}{r} = \frac{0.33}{0.025} = 13.2(N)$$

可得輸出力為 $13.2(N)$ 。

3.5.4 微機電控制器

微機電控制器有以下元件：NodeMCU-Esp32s 開發板、MPU6050 慣性感測(IMU)元件、AS5600 磁性角度感測器以及 TB6560 步進馬達控制器。

一、NodeMCU-Esp32s 開發板：此開發板的語言是基於 C 語言進行編撰，因此可以與 Arduino IDE 互相接通，透過 Arduino 開發語言進行程式的撰寫。此開發板為整合 Wifi 晶片模組與雙核心 CPU 之小型開發板，其優點為價格便宜，雙核心可執行多執行緒，且能連通互聯網。缺點則是整體控制器空間過小，難以運行較大型的程式碼，因此程式碼需盡可能簡單。

二、MPU6050 慣性感測元件：一種常見的六軸慣性感測(IMU)元件，可透過 I2C 通訊方式進行指令的下達與資料的傳輸，其 I2C 地址可以透過 AD0 腳位去進行更改，因此可以同時連接兩個感測器。相較於九軸 IMU 感測元件，少了磁軸的部分，因此無法透過地球磁力去進行角度的校準，使其角度進行校準時，會將校準時姿態設定為 0，而非原始姿態。感測器搭載了數值運動處理器((Digital Motion Processor, DMP)，可以通過其晶片的演算方式，直接輸出角度姿態，然而此角度姿態容易受積分誤差影響，長時間下會出現偏移的情形。

三、AS5600 磁性角度感測器：透過磁鐵感應的方式，其精度可達 0.09° ，且不易受外界干擾，因此本感測器的數據相當可信與精確；與 MPU6050 相同，可透過 I2C 通訊方式進行指令的下達與資料的傳輸，而預設地址則與 MPU6050 不同；由於靈敏度問題，其僅對於 1mm 距離內的磁力變化有反應，因此前述在設計馬達座時，將感測器與磁鐵的距離設計在 0.5mm 的距離，使其能精確的紀錄馬達軸旋轉的角度。

四、TB6560 步進馬達控制器：一種能承受高電壓、大電流的步進馬達控制器，其能透過開關對步進馬達進行步數與電流流通大小的控制，最高可以精確至 1/16 步，即步進馬達原始每步的角度之 1/16。本控制器需要通過微控制板如 Arduino 與樹莓派等進行指令的下達。相較於一般的控制器需分為不同相位的控制，TB6560 已將控制步徑馬達步數的方式簡化為三個腳位，如圖 3.41，分別為控制步數的 CLK 脈衝訊號腳位、控制旋轉方向 CW 方向訊號腳位以及控制啟動與否的 EN 使能訊號腳位。

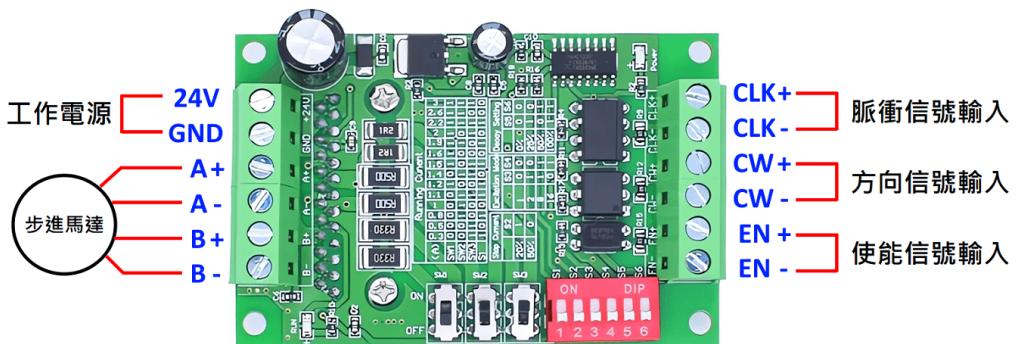


圖 3.41 TB6560 腳位(圖源自 TB6560 購買網站)

微機電控制器的腳位與電路連接方式如圖 3.42，由於在 I2C 的連接方式上，角度感測器與 IMU 感測器的地址不一樣，而兩個 IMU 感測器又能透過 AD0 腳位去更改 I2C 的連接地址，因此本電路不需要透過 I2C 分配器去進行地址的分配，即可直接對所有感測器下達指令，進行資料的傳輸；故在感測器的連接方式上，除了兩個 IMU 感測器的 AD0 腳位外，所有對應腳位都互相連接，在電路設計上即為同一線路。連接 TB6560 的部分，則是三個不同的 GPIO 腳位，以控制所有 TB6560 可控制的腳位，TB6560 的開關設定在 1/8 步，其目的是為了降低馬達的旋轉速度，並提高脈衝的頻率，使微控制器的反應時間縮短，提升反應速率，TB6560 的三個地線則與感測器共地線。在電路上，另外有一個腳位是給紅外線



LED 燈與紅色 LED 燈，紅外線 LED 燈的目的是為了在 VICON 的攝影機攝影時，能找到 IMU 開始校準與嚴肅遊戲啟動的時間點。

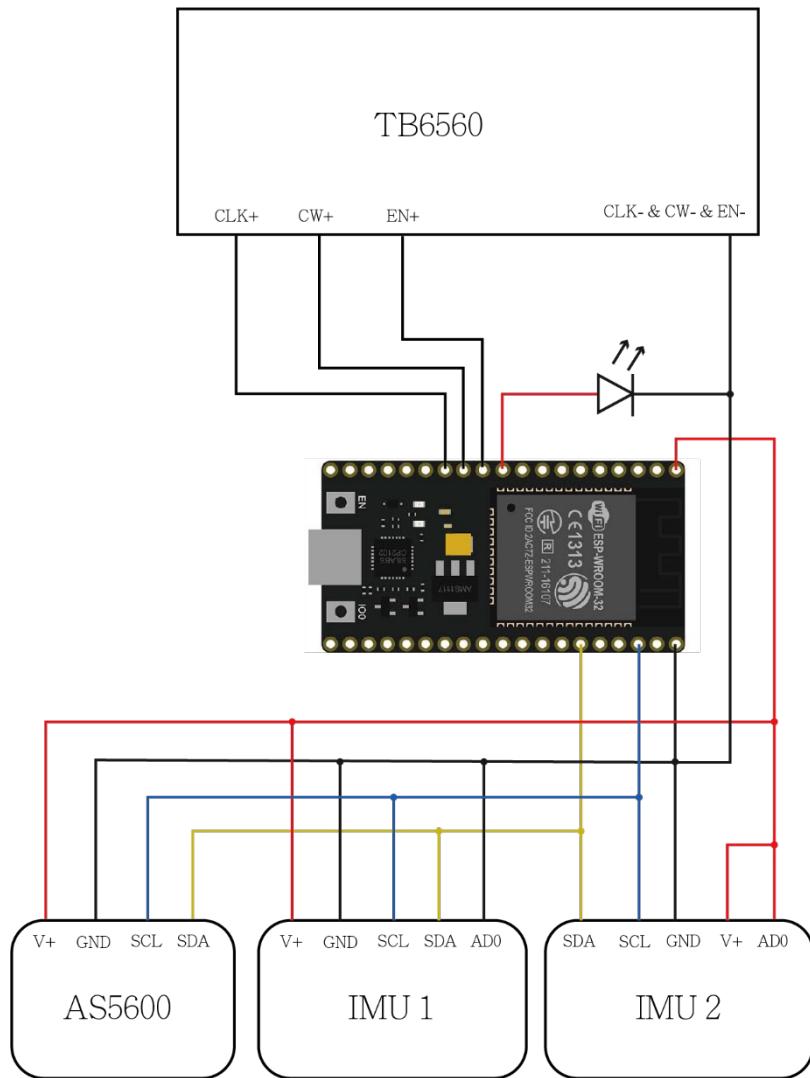


圖 3.42 整體電路連接，連接 I2C SDA 腳位與 SCL 腳位的電阻為拉升電阻，連接 LED 燈的電
阻為控制電流用電阻



3.5.5 程式碼

如圖 3.43，程式碼分為兩個主體，嚴肅遊戲端與微機電控制器端，而程式運行流程也如圖。

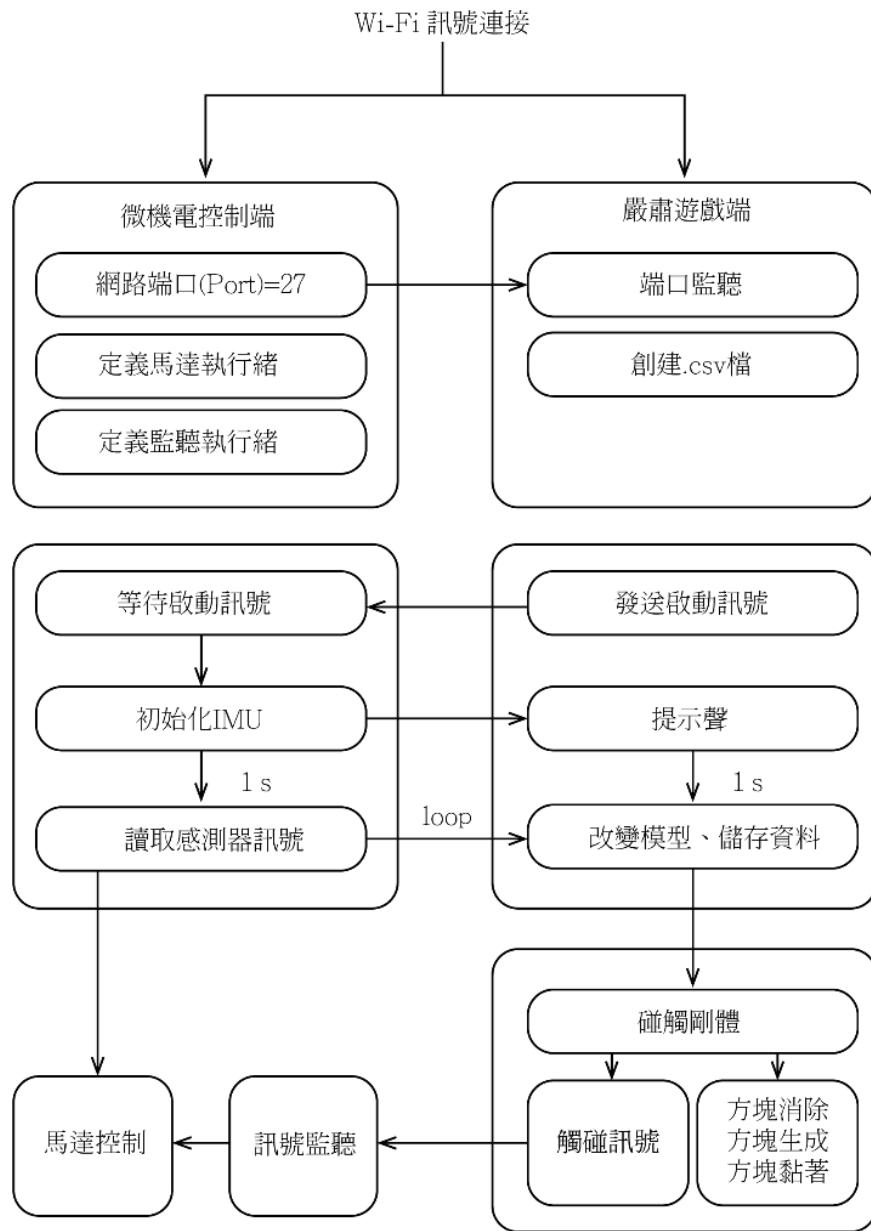


圖 3.43 程式碼流程圖

首先是兩端連接在相同網域的 Wi-Fi 無線網路下，以確保兩端能透過 Wi-Fi 進行資料的傳輸。而後則是兩端的啟動程式碼，微機電控制器端會首先進行腳位的初始化以及兩個多執行緒的定義，這兩個執行緒分別為步進馬達控制與監聽來

自嚴肅遊戲端的訊號，另外在 Wi-Fi 串接部分，微機電控制器負責開端口給嚴肅遊戲端進行連接；而嚴肅遊戲端則是先創造與準備寫入慣性感測元件以及角度感測器的數據，寫入的資料形式為.csv 檔，而後會連接至同一網域下的微機電控制器端口，同時給予網路傳輸一個執行緒。在迴圈部分，微機電控制器共有 3 個執行緒，包含前述定義的兩個執行緒，主要的執行緒迴圈為讀取感測器數據並將其通過使用者資料包通訊協定(UDP)的方式進行資料的打包與傳輸，UDP 通訊協定的好處是打包與通訊方式簡單，可以快速傳輸資料，但因其缺乏可靠性的緣故，因此在連線距離上有所限制，而本研究因嚴肅遊戲端與微機電感測器端不需考慮連線距離的問題，因此選用 UDP 傳輸協定。監聽執行緒是對來自嚴肅遊戲端的訊號執行相對應的機電控制，嚴肅遊戲端會傳輸兩種訊號，分別為 TouchCube 與 TouchPlate，此兩種訊號會用於控制馬達，通過改變步進馬達執行緒的邏輯變數，控制步進馬達的旋轉方向與步數。在步進馬達執行緒中，有兩個邏輯變數，分別對應到 TouchCube 與 TouchPlate，在初始狀態，兩個邏輯變數都是 false，代表尚未碰到任何東西，在此時設定為馬達可以轉向兩個方向的任意一個方向，直到接收到來自嚴肅遊戲端 TouchCube 或 TouchPlate 的訊號，接收到 TouchCube 後，步進馬達會鎖定往橈側方向提供拉力，直到到達微機電控制器設定的最高角度，或是接收到 TouchPlate 訊號，而接收到 TouchPlate 後，其行為除了拉力為尺側方向，與前述並無差別。步進馬達是否需要轉動受慣性感測元件所讀到角速度值控制，當角速度大於域值後，會將馬達的狀態由待機狀態更改為啟動狀態，慣性感測元件的姿態與角速度讀值則是由主要執行緒進行。

在嚴肅遊戲端的程式碼初始化後，也會進入迴圈部分，分別為監聽執行緒、訊號傳送執行緒與方塊計分執行緒，監聽執行緒與微機電控制器的監聽執行緒功能相同，監聽來自感測器的訊號；訊號傳送執行緒會在嚴肅遊戲中觸碰到隱形剛



體時，對微機電控制器下達控制馬達的指令，即前述之 TouchCube 與 TouchPlate；方塊計分執行緒則是生成、摧毀方塊與計分，當方塊碰觸到放置盤時，首先會在方塊原處的固定位置生成一個新的方塊，而後會摧毀原本的方塊，而方塊的序號與計分會增加 1。由於在 Unity 當中，大部分的功能與函式可以透過事件(Event)語法完成，因此執行緒相較於微機電控制器簡單許多，除了監聽執行緒，其餘函式只需等待事件發生再運行即可，在慣性感測元件初始化的過程中，也是等待按鈕被按下的事件發生時才對為機電控器下達指令。

在座標運算中，由於 Unity 的 Y 軸與 Z 軸與一般定義的空間座標互相置換，即 Y 軸與 Z 軸對調，因此在如果透過一般的轉換矩陣，會出現因為 Y、Z 軸旋轉順序的問題造成姿態上的偏移，因此在姿態的計算上，選用四元數做為計算方式，此有兩個好處，第一為姿態固定，一組四元數只會對應到一種姿態，而不受軸的旋轉順序的影響，第二為感測器的 DMP 輸出即為四元數姿態，因此使用四元數可以避免運算過程，增加對感測器的採樣率。而四元數旋轉的計算方式為對當前座標的前端乘上一個四元數，後端乘上一個反四元數，值得注意的是，雖然四元數不受軸的旋轉順序影響，但仍受每次的旋轉順序影響，由於四元數的旋轉皆是以世界座標為基礎，因此在旋轉時的順序會與尤拉旋轉矩陣不同，在尤拉旋轉矩陣下，手掌的旋轉矩陣是以手臂旋轉後的座標為基礎，因此旋轉順序為轉完手臂後再旋轉手掌；而在四元數的情形下，則是手掌先對世界座標旋轉，而後手臂再對世界座標進行旋轉。

因此在反推 Unity 中手掌對手臂的座標時，是將手臂的反四元數放置於前方進行乘法，而非後方。而由於四元數唯一性的特性，因此在座標轉換上，只需要將感測器讀值的 Y 軸跟 Z 軸互換即可，而無需考慮軸旋轉順序的問題。



3.6 性能測試

3.6.1 推拉力測試

推拉力測試為此研究之重要性能測試，通過設計一個測試平台與推拉力計，去量測馬達通過鮑登纜線所能提供的拉力及推力，拉力源自於馬達的扭轉力，而推力則源自於鮑登纜線的剛性，圖 3.44 為所設計之實驗平台實體圖，如圖所示，最左邊為推拉力計，通過有六角螺母孔設計的卡扣(圖 3.45)，連接到鮑登纜線的其中一端，而實驗平台的凸型結構，則用於固定腕環硬質結構的其中一端，使其在進行推拉力時不會產生位移，但實際情況下，在產生推力時仍產生了位移，因此通過外部施力抵住腕環硬質結構，使其在推力時不會產生位移。圖 3.36 為通過推拉力計進行數次測時所得到的推拉力圖，其中拉力可達 7.8N，推力可達 7.1N，但考慮到實際穿戴並無固定處，因此測試了一次無施力固定腕環的推力(第一次)，所得出的推力為 4.2N，此結果與計算所得的最大拉力理論值相差甚大。

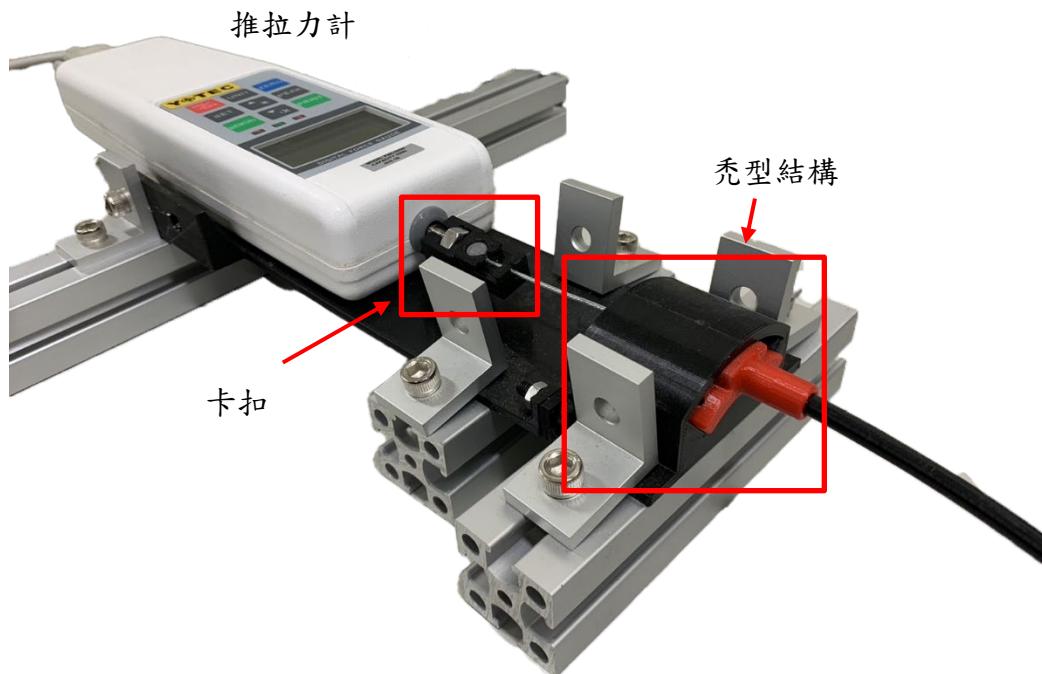


圖 3.44 測試平台實體圖

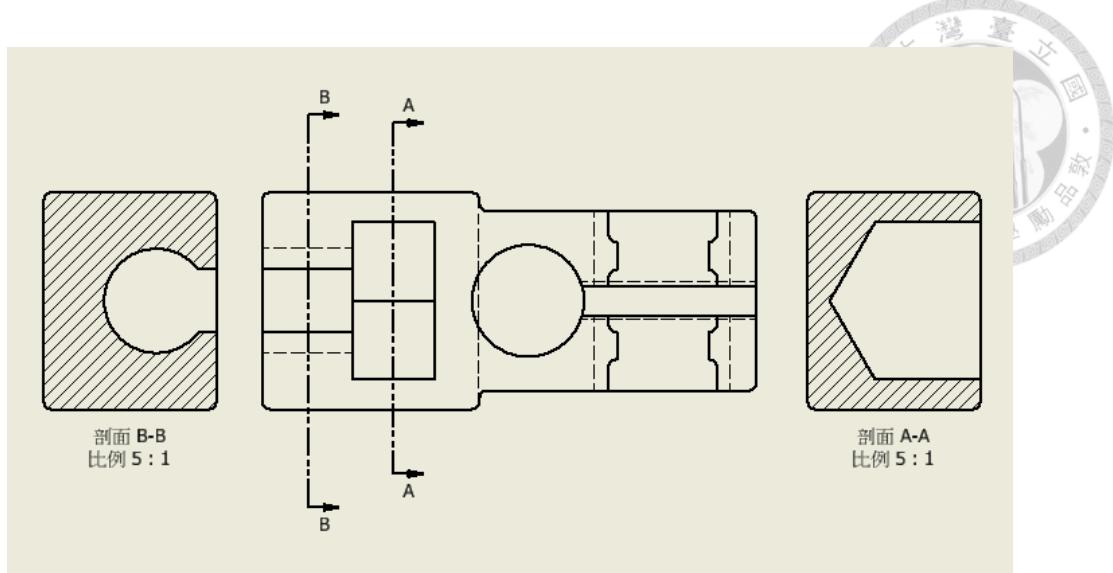


圖 3.45 含六角螺母孔之卡扣設計

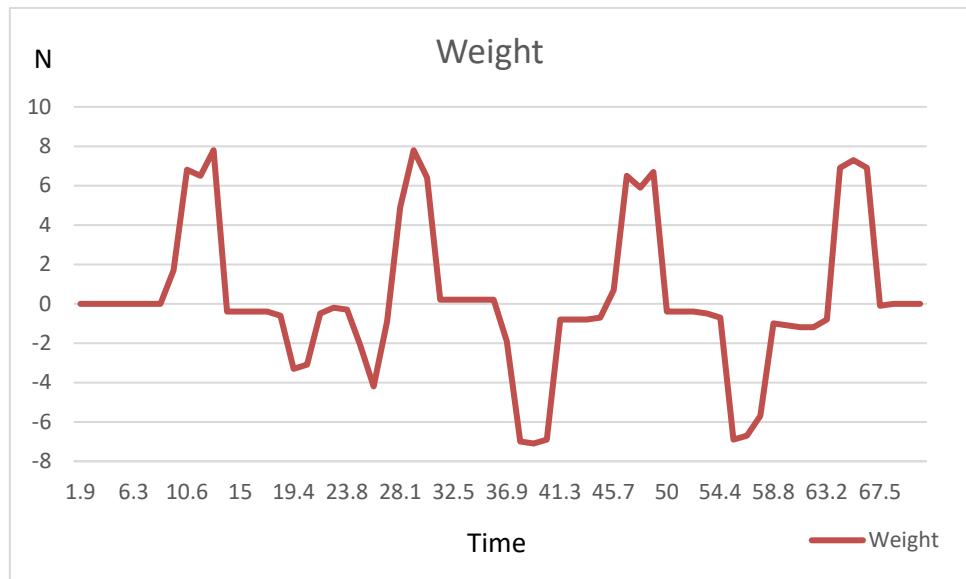


圖 3.46 推拉力計所量測的力與時間圖

3.6.2 延遲測試

延遲測試共分為兩個部分，Wi-Fi 訊號傳輸延遲與馬達啟動延遲，Wi-Fi 傳輸延遲的量測方式為，在嚴肅遊戲端獲得 IMU 啟動訊號後，經過多少毫秒後會得到第一組 IMU 訊號，共計 20 次的計算取平均，方式如圖 3.47，後三碼為毫秒。馬達啟動延遲則是通過 VICON 記錄其中一端纜線的伸縮與 IMU 的角度變化，在



VICON 中通過點座標的變化量測延遲，共取 10 次數據，取幀數至十進位，即以 100 毫秒為單位。Wi-Fi 訊號傳輸的延遲平均為 20.85 毫秒，標準差為 8.869。

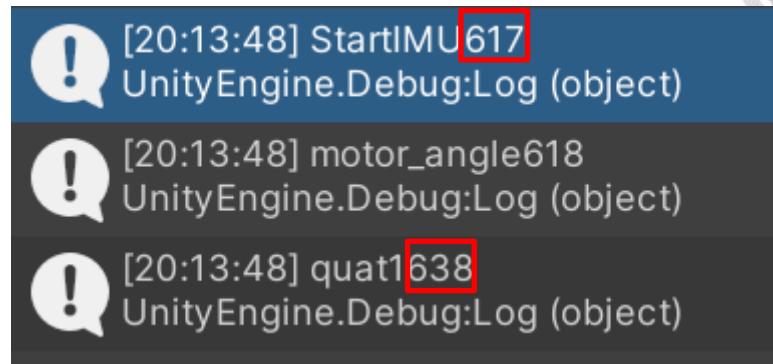


圖 3.47 Wi-Fi 延遲的計算方式(紅框中的數字為毫秒)

馬達延遲的計算示意圖如圖 3.48，通過 IMU 角度變化的時間軸與纜線長度變化的時間軸做對應，得到馬達所產生的延遲，共取 10 次數據，以 100 毫秒為單位計算，馬達延遲平均秒數為 320 毫秒，標準差為 147.57。

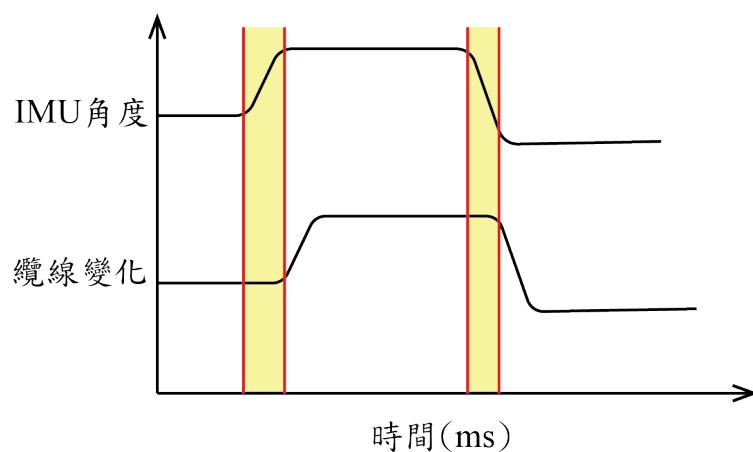


圖 3.48 馬達延遲的量測方式示意圖

第四章 結果與討論



4.1 人體實驗流程與配置

在前導人體實驗中，進行了對手腕的基本運動以及日常生活活動的手腕角度以及肌電訊號的量測，目的是為了瞭解手腕運動模式，以此作為嚴肅遊戲設計的參考依據，嚴肅遊戲根據前導人體實驗的結果，使用了外展\內縮作為設計的遊戲訓練動作。而人體實驗的目的則是為了瞭解嚴肅遊戲與穿戴性裝置設計後對於手腕的訓練效果，因此也進行了手腕的角度與肌電訊號的量測，並進行了 Friedman 與 Wilcoxon 的無母數檢定。此人體實驗分為前測、訓練以及後測，在訓練步驟分為進行裝置輔助以及無裝置輔助，而前測與後測目的是為了比較有無輔助力在訓練前後的差異，以進行穿戴式裝置輔助力對手腕訓練之有效性比較。

人體實驗的流程基本上與前導人體實驗差異不大，除了實驗內容，前導人體實驗是為了瞭解手腕在日常活動下的運動模式以及手腕肌肉激發程度，而嚴肅遊戲的人體實驗是為了了解嚴肅遊戲以及裝置的效能。人體實驗的配置如圖 4.1，在第三章已有描述，人體實驗需要有安裝嚴肅遊戲的電腦以及穿戴式裝置，此節將更詳細的描述整體的實驗配置，由於穿戴式裝置的設計預想是右手慣用手的使用者，因此考慮到裝置的設計，筆記型電腦放置於左邊，使用者才能有更大的右手工作空間可以運動，同時嚴肅遊戲空白鍵的按鈕功能讓使用者可以透過左手控制嚴肅遊戲的啟動。在右手上放置了一個硬質紙盒，目的是為了使前臂有空間支撐，以免因為手腕整個放置於桌面上，使摩擦力影響手腕的運動。



圖 4.1 人體實驗配置

12 名健康男女參與這次實驗(8 位男性、4 位女性，年齡為 22~34 歲，標準差 2.89)，在開始嚴肅遊戲實驗前，首先會進行與前導人體實驗一樣的流程，直到靜態動作為止，靜態姿勢將先被記錄做為運動變化的參考基準。實驗進行前，會先與受試者解釋嚴肅遊戲的玩法，並與受試者進行一次嚴肅遊戲的練習，確認受試者已經完全了解嚴肅遊戲的玩法後，即開始逕行實驗。參與者將先進行穿戴式裝置、肌電感測元件與動作量測元件安裝，安置於受試者手部與前臂。開始試驗一，將請受試者在未施加輔助力的情形下進行嚴肅遊戲的訓練，持續一分鐘。試驗一結束，則分為實驗組與對照組進行試驗二，實驗組會進行施加輔助力試驗，進行三組持續一分鐘的嚴肅遊戲訓練，對照組則是在不施加輔助力的情形下進行與實驗組相同的訓練內容。試驗三則是在完成試驗二後，進行與試驗一相同的內容。各個試驗階段間將有 1 分鐘休息時間，各個試驗前也會詢問受試者體力狀況及是否需要休息。此研究分為兩組，分別為在試驗二的三次訓練中給予輔助力以及不給予輔助力，每一組各有六人(4 男 2 女)，以此作為有無穿戴裝置的差異性比較。



4.2 人體實驗結果

由於第 9 號樣本以及第 6 號樣本數據上有極大的偏差，因此此兩個樣本將不列入結果討論的範圍，去除這些偏差數據後，有輔助力的樣本與沒有輔助力的樣本各為 5 人，第 9 號樣本的問題在於肌電訊號有許多極大的毛刺，且無法通過去除針刺的 MATLAB 函式進行去除，而第 6 號樣本則是出現不合理的尺側 / 橈側偏斜情形，在第二次訓練時，其手腕的角度始終維持在尺側偏斜，無法進行數據上的切分，故剔除之。

圖 4.2 為進行嚴肅遊戲時手腕的尺側 / 橈側偏斜角度的代表性樣本，左右分別為施予輔助力(樣本一)以及未施予輔助力(樣本二)的樣本，此兩樣本為最顯著可看出差異的樣本，施予輔助力的樣本會在訓練時手腕運動範圍略微收縮，而第一次試驗與最後一次試驗則是相近，較難看出有收斂的情形，而未施與輔助力的練習則能相較之下明顯看出手腕運動幅度有收斂的情形。也有部分未施予輔助力的樣本出現未收斂的情形，但並非如樣本一一樣的第一次與最後一次較相近，而是每一次的訓練角度圖都很相近，推測應是因為一開始訓練時便已經是最佳的運動角度範圍導致，角度正為橈側偏斜，負為尺側偏斜。

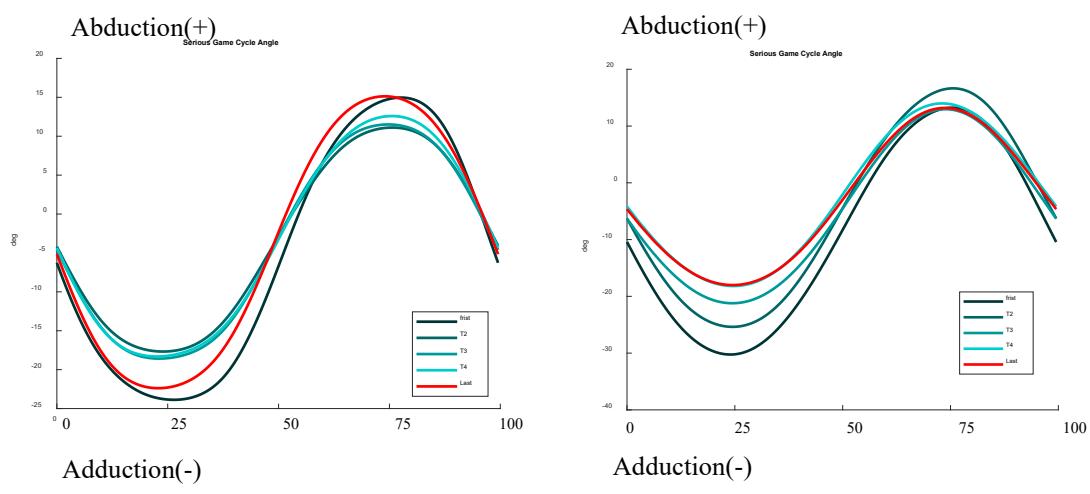


圖 4.2 手腕角度變化的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本二)

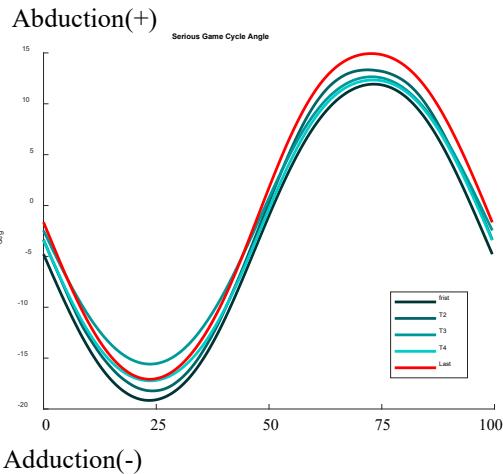


圖 4.3 未出現收斂情形的無輔助力樣本(樣本十一)

在角速度的部分，無輔助力樣本較有輔助力樣本呈現的角速度更為圓滑，在輔助力施予的期間，手腕會受到來自裝置的阻力，因為裝置要施予輔助時需要時間啟動，而這啟動時間造成了阻力，因此會相較於無輔助力的樣本，有輔助力的樣本在角速度為零時會出現一段較為平緩的斜坡，而後才會增加角速度。

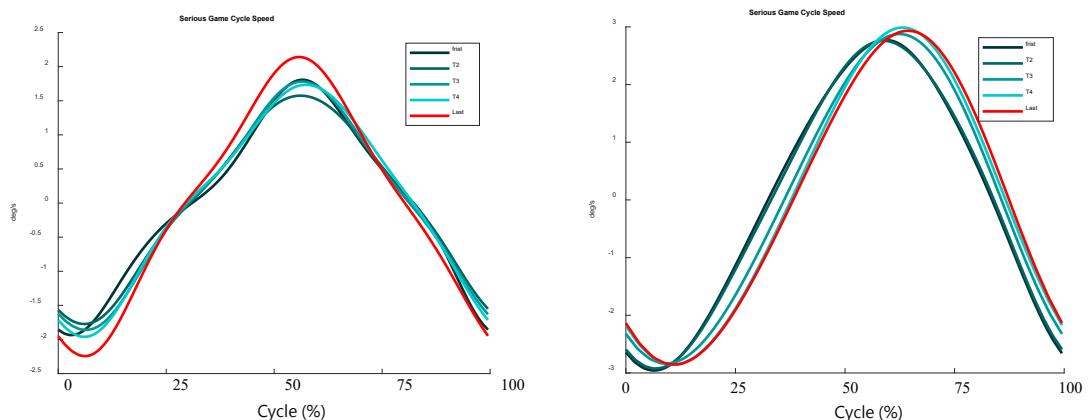


圖 4.4 手腕角速度變化的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本二)

肌電訊號的部分，單從圖象難以解釋有無輔助力的差異性，僅能確定手腕在做尺側 / 橫側偏斜運動時，手腕肌肉的激發程度，因此需經過統計鑑定方式來進行差異性辨別。

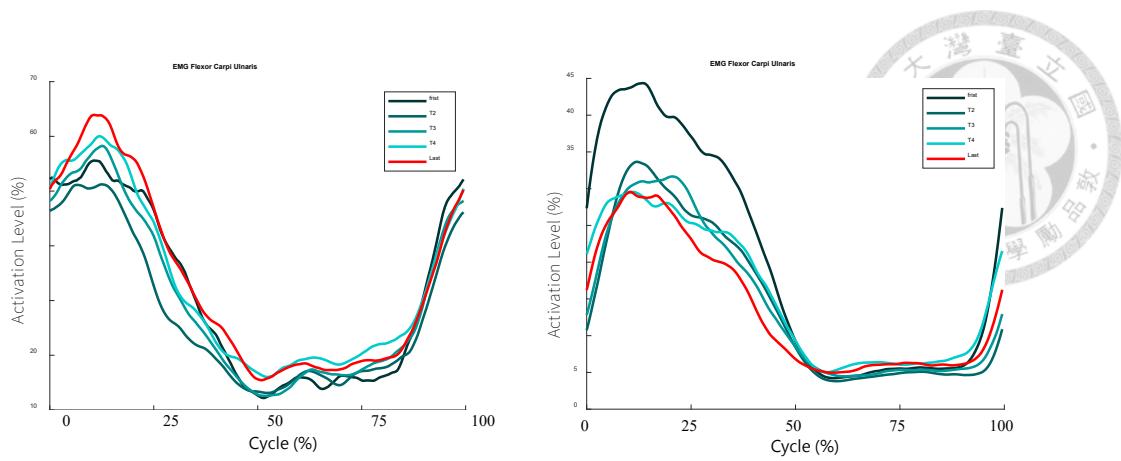


圖 4.5 尺側腕屈肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一)

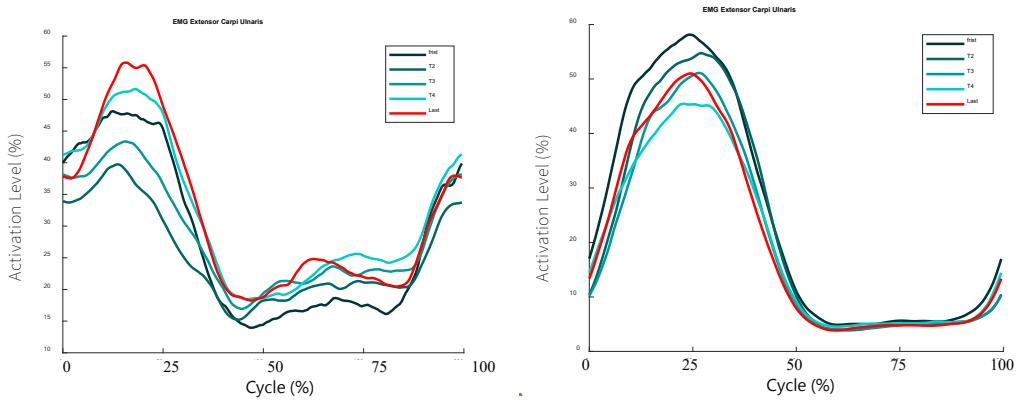


圖 4.6 尺側腕伸肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一)

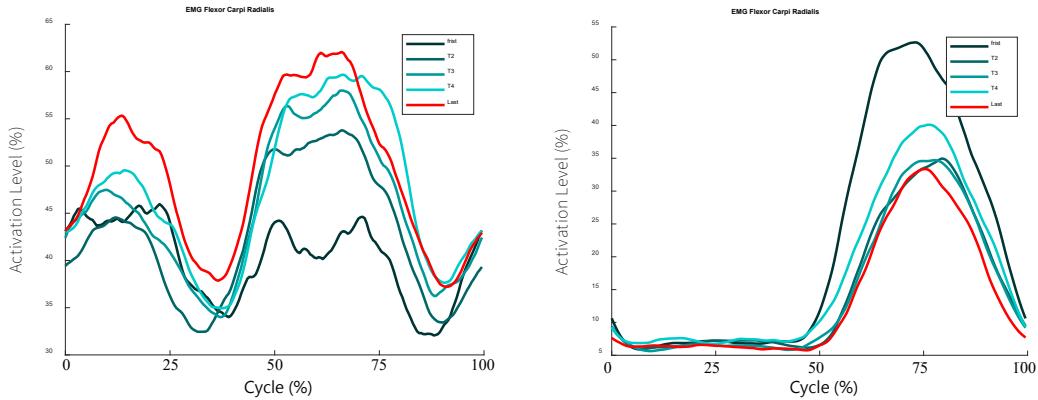


圖 4.7 檺側腕屈肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一)

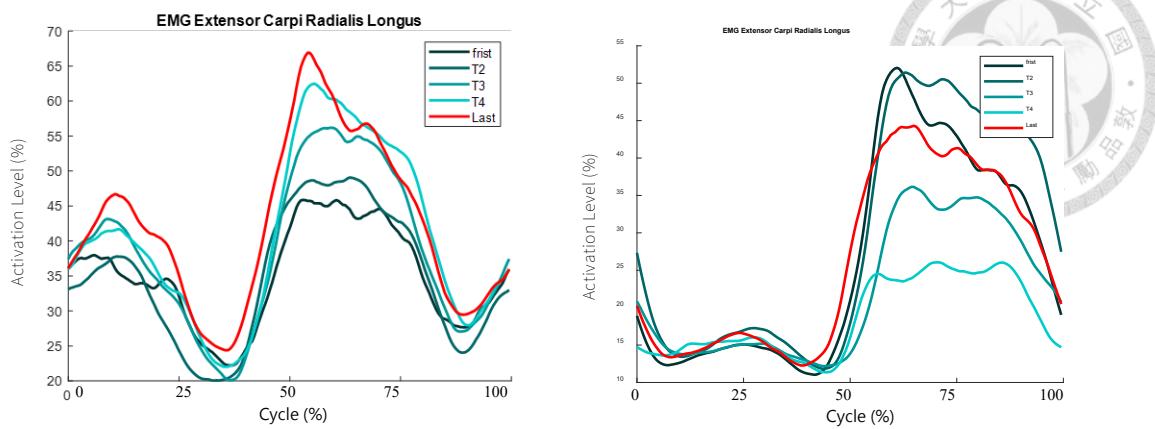


圖 4.8 檢側腕長伸肌的肌電訊號的代表性樣本(左：樣本一，右：樣本十一)

此研究通過 Friedman 測試進行五次訓練的差異性比較以及 Wilcoxon 符號鑑定進行試驗一以及試驗三的比較，此兩種測驗方式皆是無母數鑑定，在小樣本的情形下使用。檢驗方式為分無輔助力與有輔助力兩組，而這兩組數據再分別做 Friedman 與 Wilcoxon 測驗。在 Friedman 測試結果中，基本上並不存在任何實質意義上的顯著性差異，僅有施予輔助力時的尺側 / 檢側偏斜次數($p=0.058$)，以及在檢側偏斜時尺側腕屈肌(Flexor Carpi Ulnaris) 的激發平均值($p=0.054$)較接近顯著性差異。

Wilcoxon 測驗則是除了施予輔助力時的尺側偏斜角度($p=0.043$)有顯著性差異外，其餘結果皆無顯著性差異，但前述的兩者仍與顯著性差異較為相近($p=0.08$)，且此相近情形較無輔助力明顯，因此可以推測有無輔助力會影響：(1)運動的次數、(2) 檢側偏斜時尺側腕屈肌的平均激發程度以及(3) 尺側偏斜角度。值得注意的是，檢側偏斜時尺側腕屈肌應為未激發狀態，即激發程度較低，而會產生差異性說明在手腕進行檢側偏斜時，有可能產生了阻力或是輔助力，搭配直條圖進行比較後，發現其激發程度較無輔助力的樣本強，可以推論此時馬達產生了阻力，造成本應不激發的肌肉激發了，圖 4.9 比較了在有無輔助力的情形下，檢側偏斜時尺側腕屈肌的平均激發程度，此圖的兩組數據分為有無輔助力的兩個

類別數據取平均。在 Friedman 鑑定中，有輔助力者 $p=0.054$ ，而無輔助者 $p=0.364$ ，雖然皆為非顯著性差異，但仍可說明有輔助者的差異性較無輔助者大；Wilcoxon 鑑定中，有輔助力者 $p=0.08$ ，而無輔助者 $p=0.225$ ，此比較了第一次與最後一次的差異性，從圖中也可以看出此現象，即有附註力者最後一次的肌電訊號較第一次大。

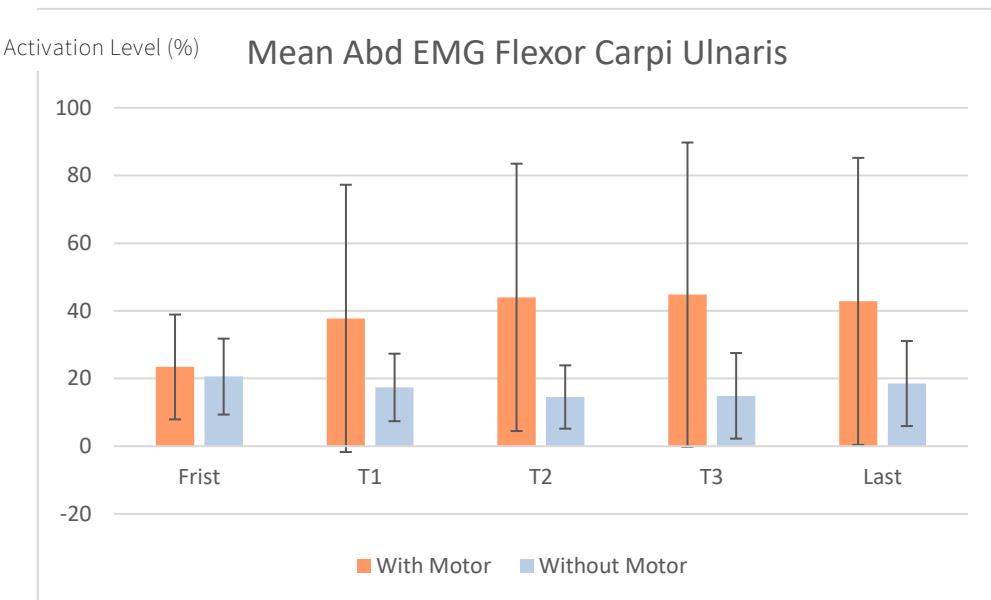


圖 4.9 橋側偏斜時尺側腕屈肌的平均激發程度比較

圖 4.10 為尺側偏斜(adduction)的最大角度比較圖，其中中間三次的訓練可以看見有輔助力的角度變小幅度較無輔助力大，可以推論馬達的有無會影響手腕的自由度，有馬達輔助時自由度會變小。但通過 Friedman 測驗後，無論有無輔助力，並無發現其具有顯著性差異(有輔助力 $p=0.525$ ，無輔助力 $p=0.218$)，而 Wilcoxon 鑑定則給出了不同結果，顯示了第一次與最後一次之間，有輔助力者具有顯著性差異($p=0.043$)，而無輔助力($p=0.686$)則無顯著性差異。

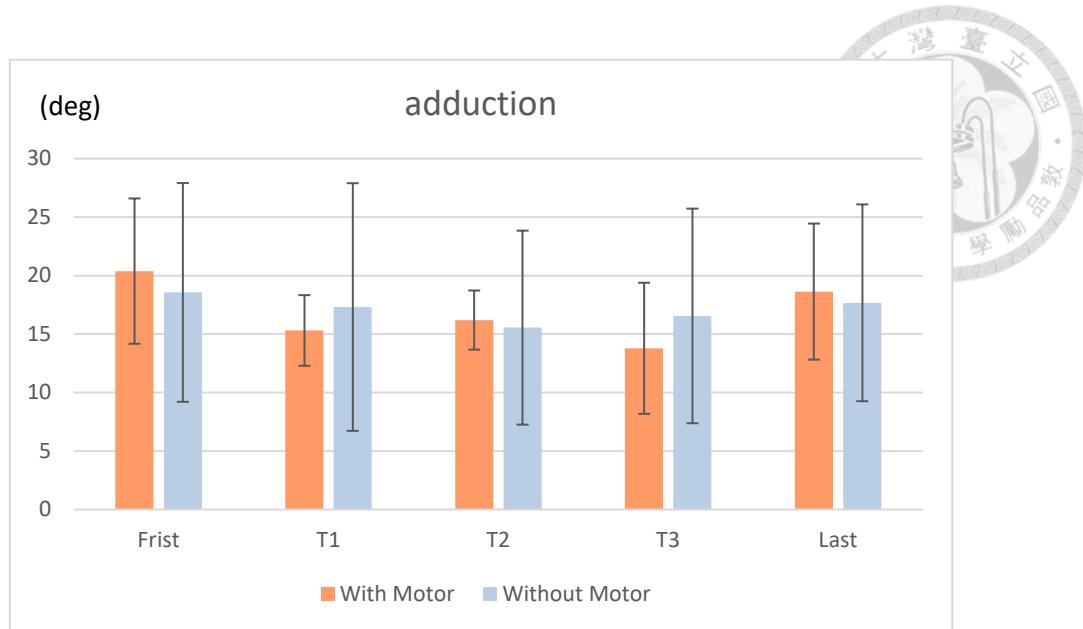


圖 4.10 尺側偏斜時最大手腕角度比較

圖 4.11 為橈側偏斜(abduction)的最大角度比較圖，與圖 4-2.9 的情形相同，皆是在有馬達輔助時出現手腕自由度較低的情形，但較不明顯，無母數鑑定也說明了此現象無顯著差異，較為不明顯。

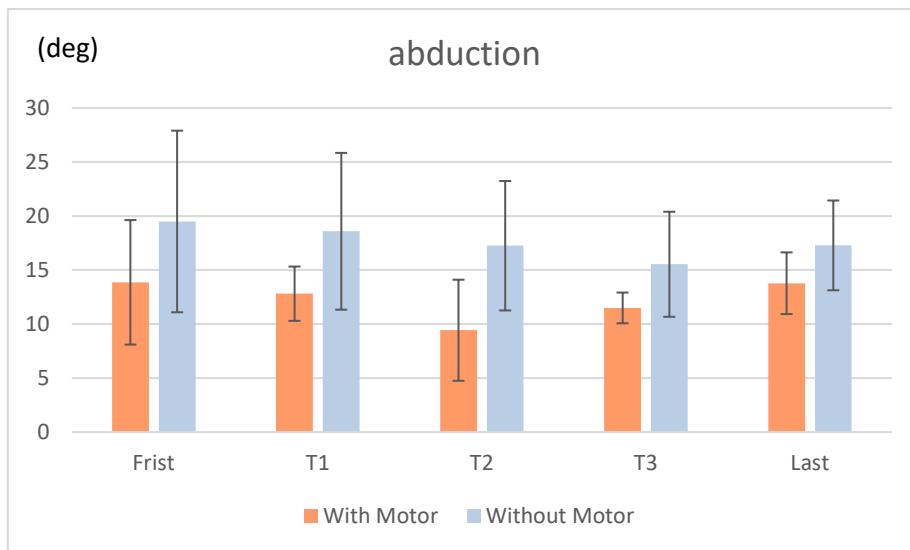


圖 4.11 橈側偏斜時最大手腕角度比較

圖 4.12 為角速度比較圖，可以見得其變化量較小，無母數鑑定也表明此現象無任何顯著性差異，因此可以推論有馬達輔助並不影響手腕運動速度的快慢。

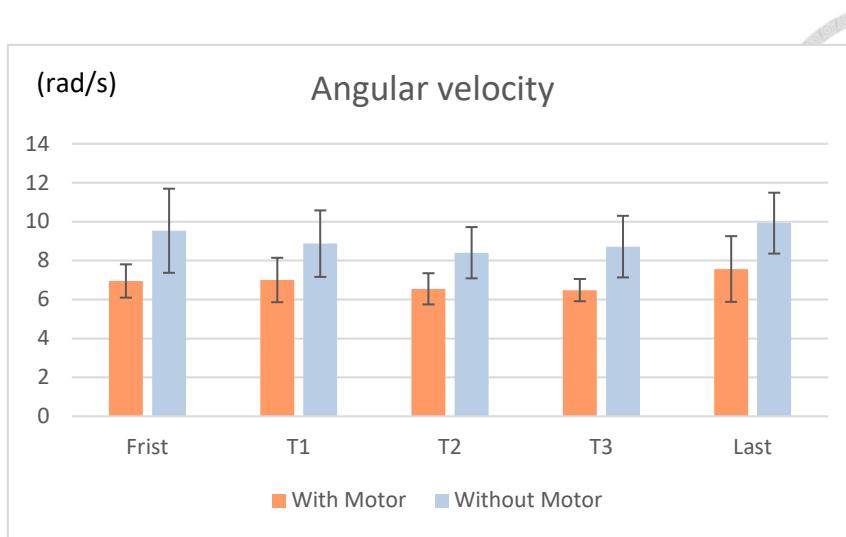


圖 4.12 最大角速度比較

圖 4.13 為循環次數比較圖，可以見得循環次數有逐漸提升，而且加上輔助力的訓練期間無輔助力的訓練期間提升的情形更為明顯，從 Friedman 測驗來看，有輔助力者的差異性較為明顯，雖然並非顯著性差異，但其 p 值($p=0.058$)仍相當接近顯著性差異，而無輔助力在 Friedman 測試中則無顯著差異($p=0.634$)，在第一次與最後一次訓練的 Wilcoxon 測驗中，兩者皆無顯著性差異，但有輔助力者($p=0.08$)仍較無輔助力者($p=0.225$)差異性明顯。

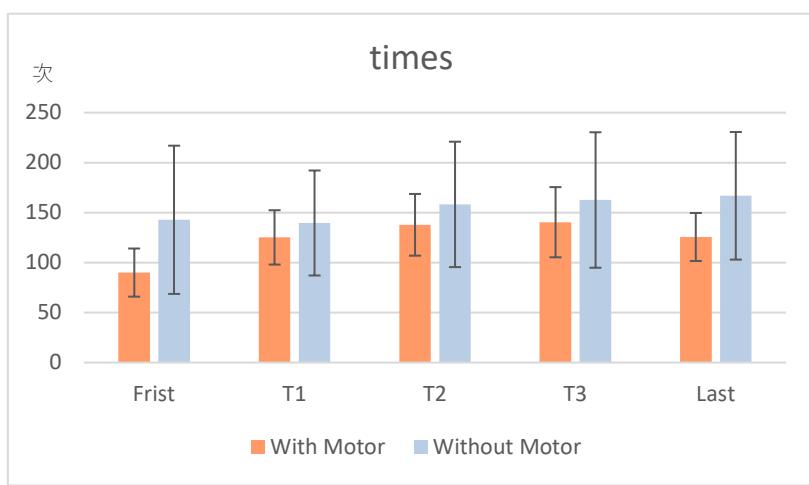


圖 4.13 循環次數比較

通過 Friedman 以及 Wilcoxon 鑑定，其餘的數據皆無顯著性差異，在長條圖上可以看見其具有一定程度的變化，但基本與前述的情形相同，因此不再贅述。



剩餘數據的長條圖見圖 4.14~圖 4.29。表 4-1~表 4-5 為所有數據經過 Friedman 以及 Wilcoxon 鑑定後的 p 值。

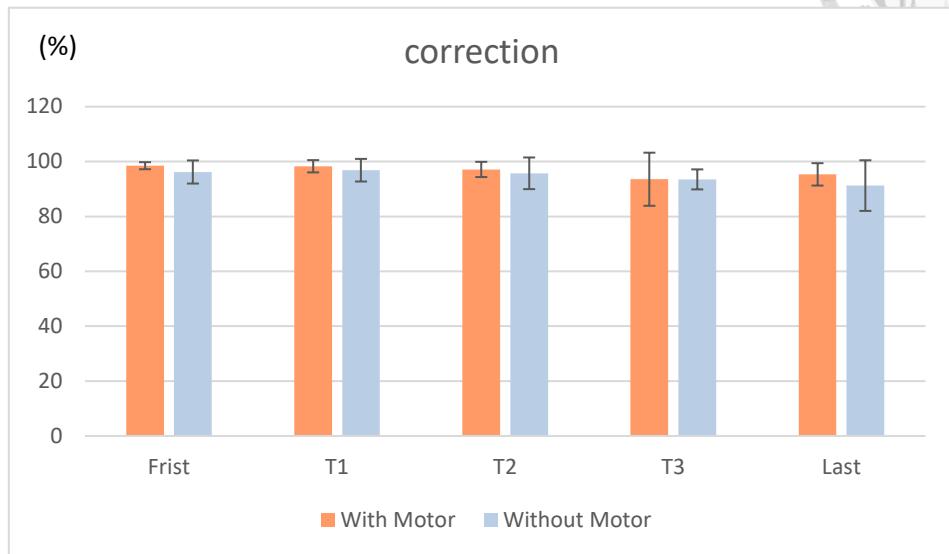


圖 4.14 準確率比較，有輔助力者較無輔助力者的準略略高

圖 4.15~圖 4.18 為橈側腕屈肌(以下簡稱 FCR)在尺側 / 橫側偏斜時的最大激發程度與平均激發程度。

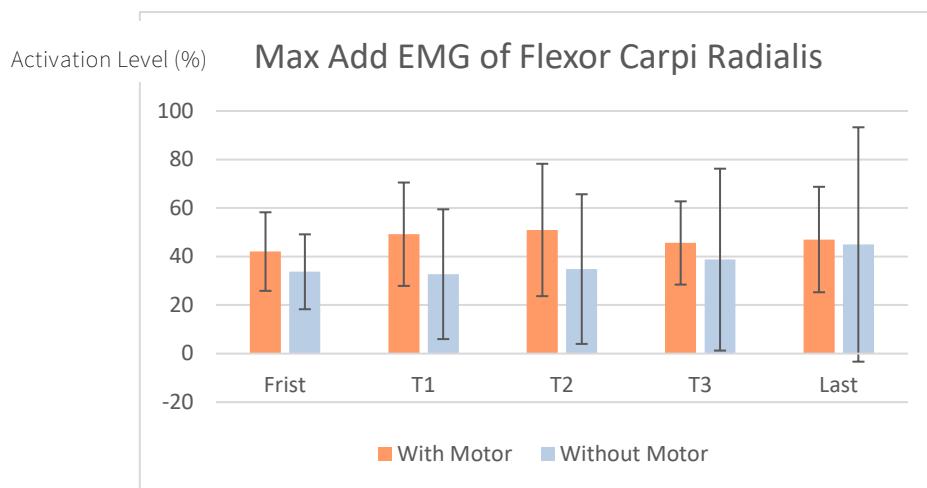


圖 4.15 FCR 的最大尺側偏斜激發比較



Activation Level (%) Max Abd EMG of Flexor Carpi Radialis

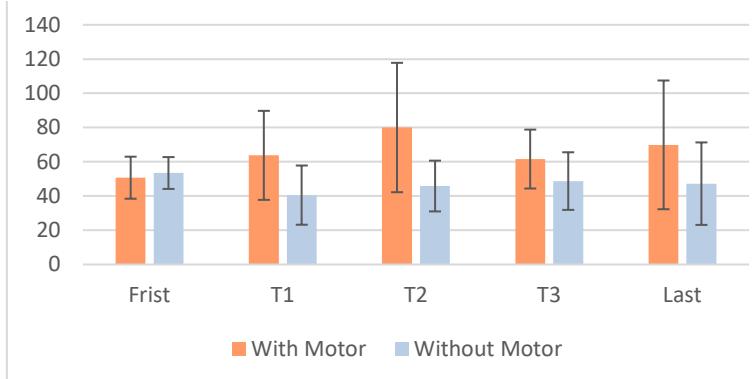


圖 4.16 FCR 的最大橈側偏斜激發比較

Activation Level (%) Mean Add EMG of Flexor Carpi Radialis

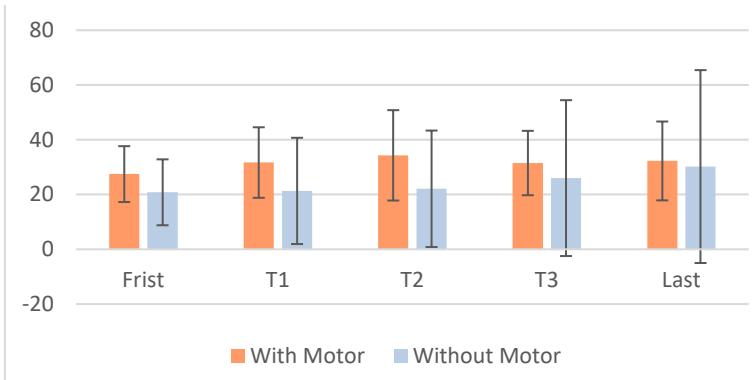


圖 4.17 FCR 的平均尺側偏斜激發比較

Activation Level (%) Mean Abd EMG of Flexor Carpi Radialis

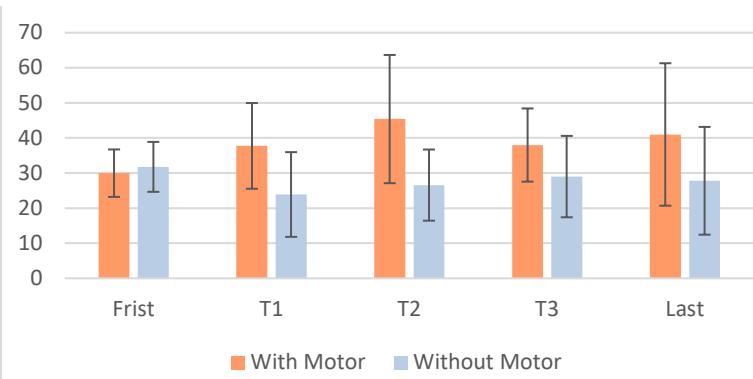


圖 4.18 FCR 的平均橈側偏斜激發比較

圖 4.19~圖 4.21 為尺側腕屈肌(以下簡稱 FCU)在尺側 / 橫側偏斜時的最大激發程度與平均激發程度，FCU 的橫側平均激發已在前述描述過，故略之。由此三張圖可以見得在有輔助力的情形下，FCU 反而激發程度較大，尤其是在橫側偏斜時，可推論有輔助力的情形下，會對此肌肉回復位置時產生阻力。

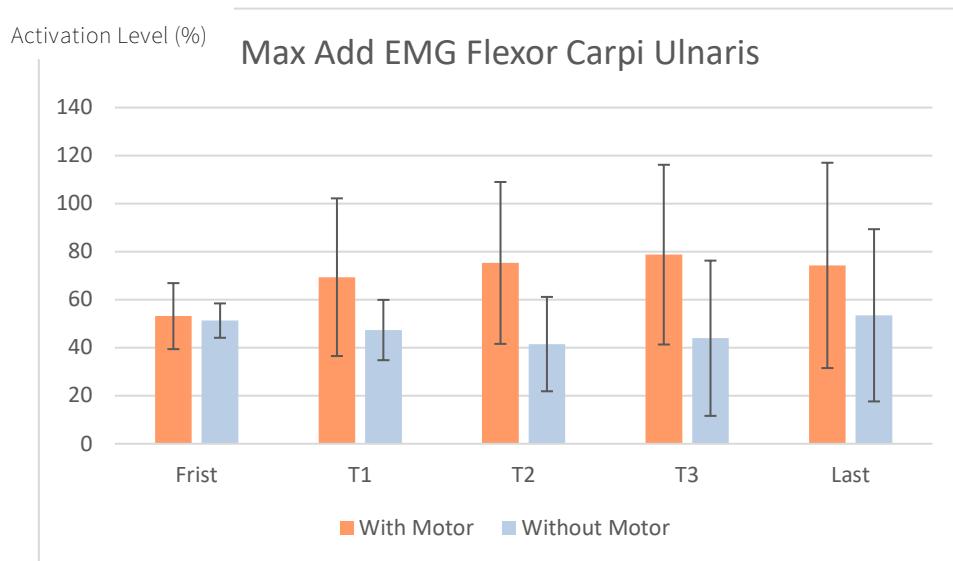


圖 4.19 FCU 的最大尺側偏斜激發比較

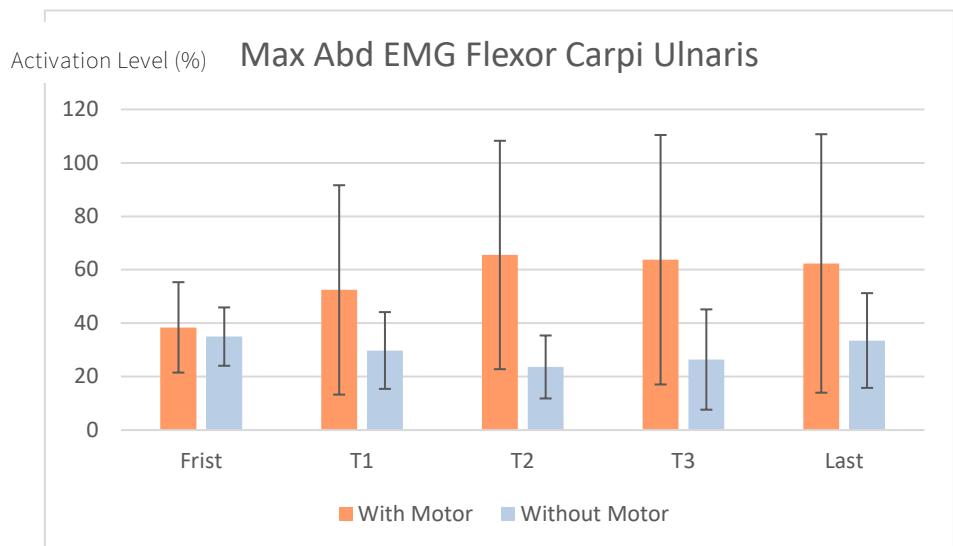


圖 4.20 FCU 的最大橫側偏斜激發比較

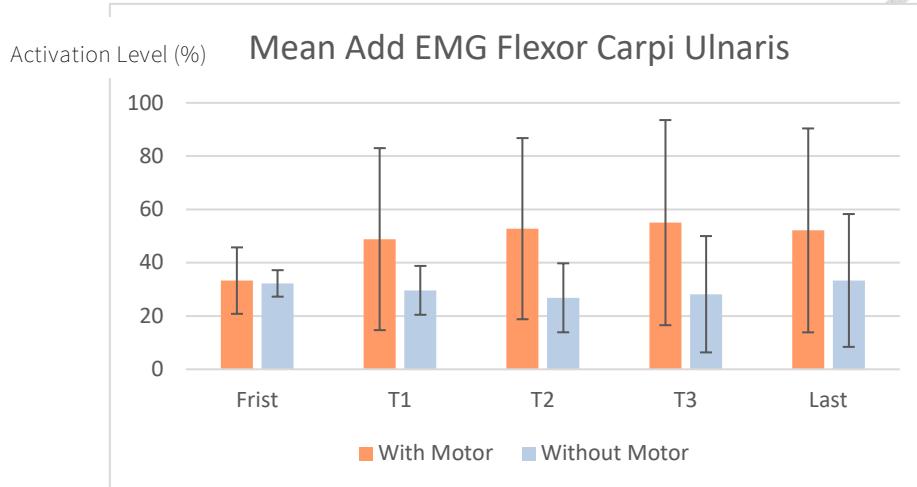


圖 4.21 FCU 的平均尺側偏斜激發比較

圖 4.22 到~圖 4.25 為橈側腕長伸肌(ECRL)在尺側 / 橈側偏斜時的最大激發程度與平均激發程度。圖表顯示，有輔助力者略大於無輔助力者。

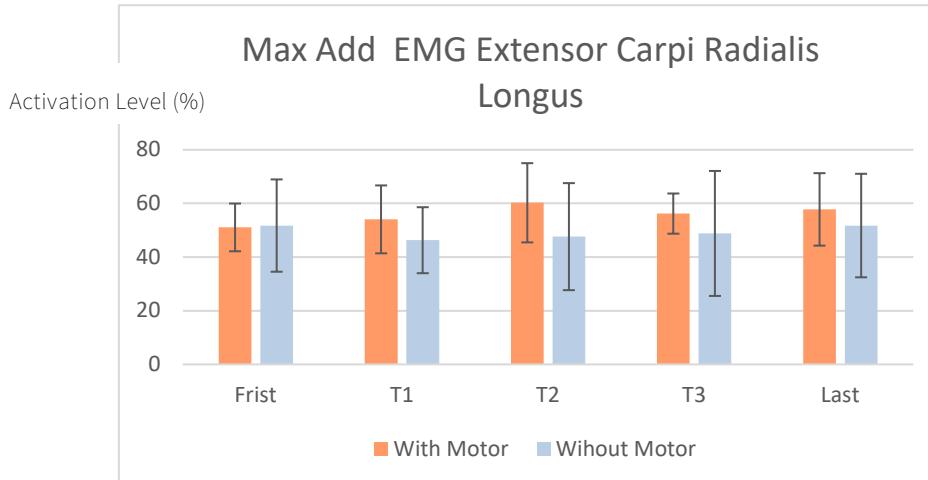


圖 4.22 ECRL 的最大尺側偏斜激發比較

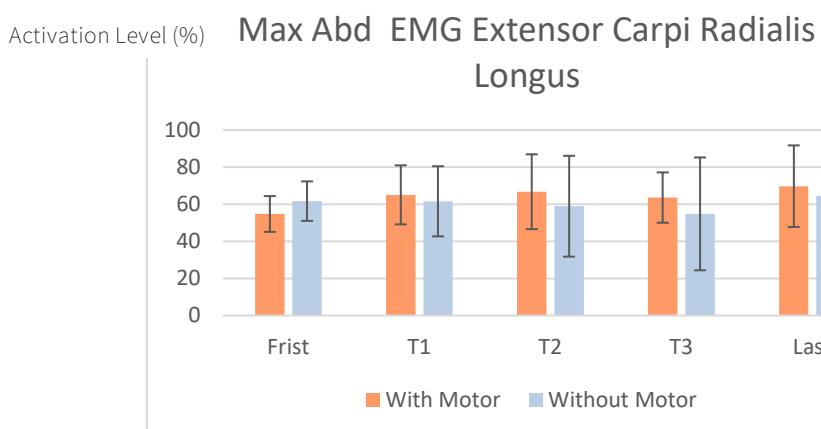


圖 4.23 ECRL 的最大橈側偏斜激發比較

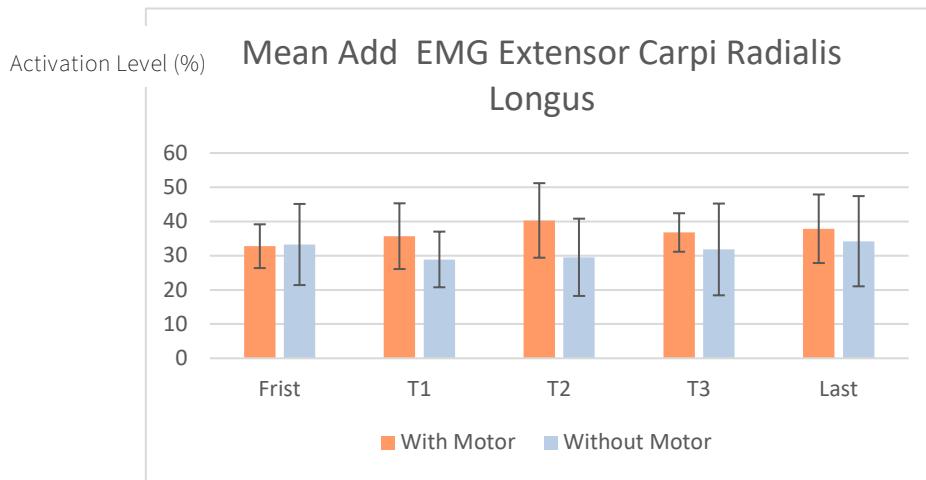


圖 4.24 ECRL 的平均尺側偏斜激發比較

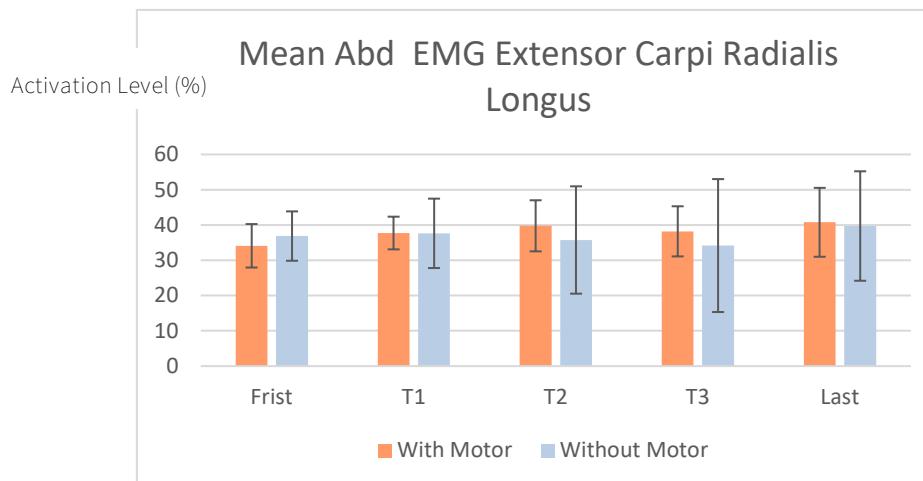


圖 4.25 ECRL 的平均橈側偏斜激發比較



圖 4.26~圖 4.29 為尺側腕伸肌(ECU)在尺側 / 槎側偏斜時的最大激發程度與平均激發程度。圖表顯示在進行橈側運動時，有輔助力者較無輔助力者有更高的激發程度，與 EMG2 相呼應，但差異程度較小。

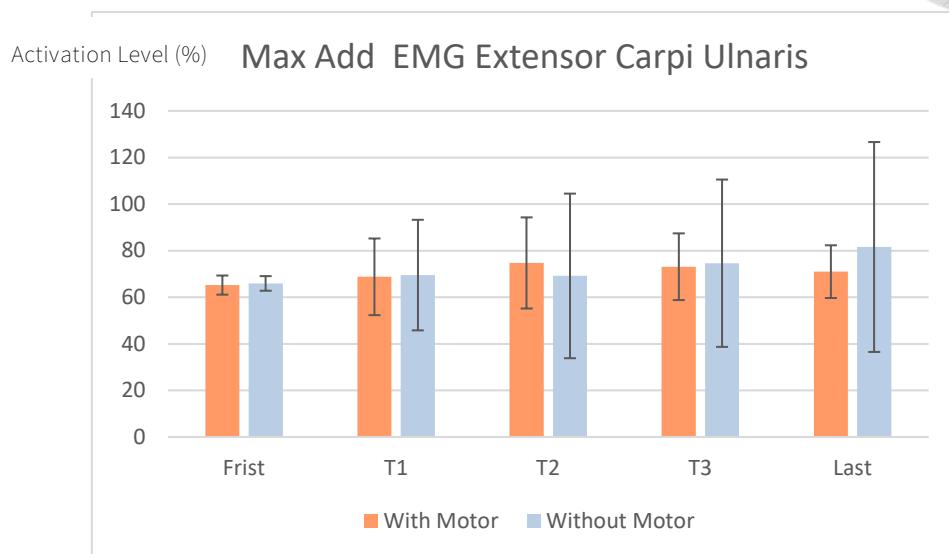


圖 4.26 ECU 的最大尺側偏斜激發比較

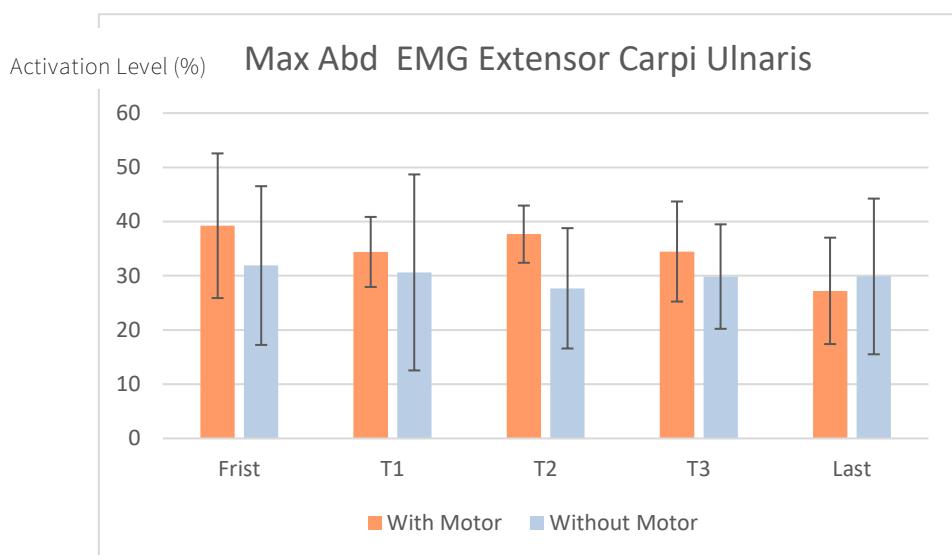


圖 4.27 ECU 的最大橈側偏斜激發比較

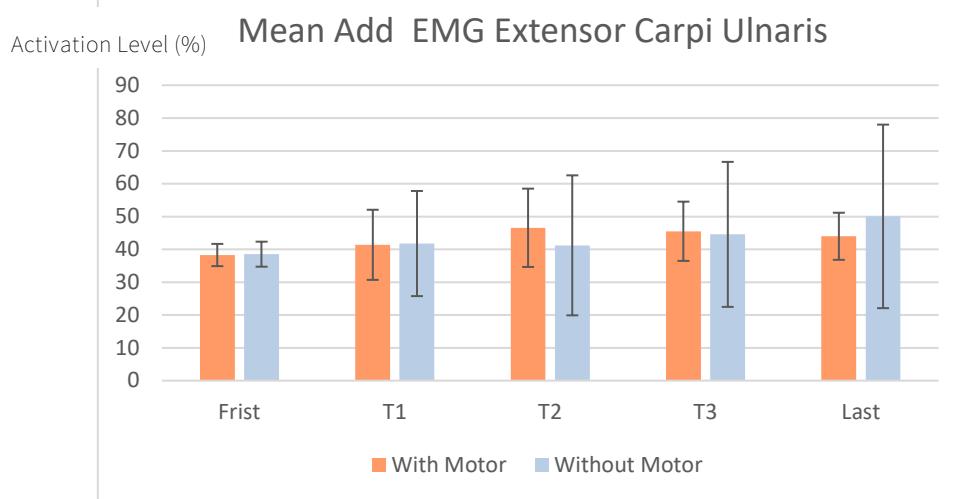


圖 4.28 ECU 的平均尺側偏斜激發比較

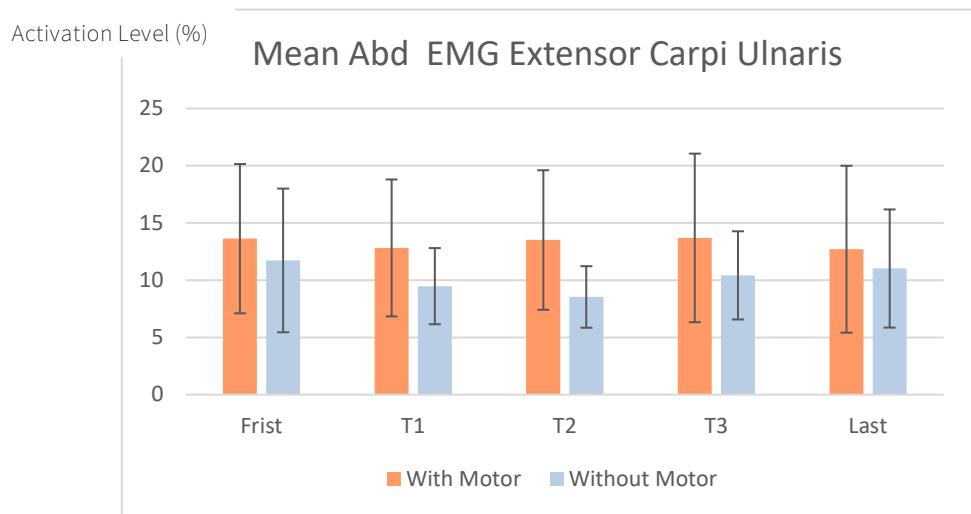
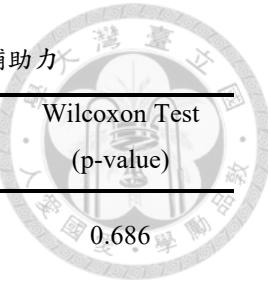


圖 4.29 ECU 的平均橈側偏斜激發比較



	有輔助力		無輔助力	
	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)
最大尺側偏斜角 (adduction)	0.525	0.043	0.218	0.686
最大橈側偏斜角 (abduction)	0.364	0.893	0.218	1
最大角速度	0.75	0.5	0.111	0.686
循環次數	0.058	0.08	0.634	0.225
準確率	0.395	0.08	0.499	0.225

表 4.1 手腕運動相關數據的 p-value

橈側腕屈肌(Flexor Carpi Radialis)

	有輔助力		無輔助力	
	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)
最大尺側激發	0.721	0.138	0.451	0.686
最大橈側激發	0.205	0.225	0.406	0.5
平均尺側激發	0.364	0.08	0.364	0.893
平均橈側激發	0.161	0.138	0.451	0.5

表 4.2 橈側腕屈肌激發數據的 p-value

尺側腕屈肌(Flexor Carpi Ulnaris)

	有輔助力		無輔助力	
	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)
最大尺側激發	0.151	0.138	0.326	0.5
最大橈側激發	0.326	0.225	0.151	0.5
平均尺側激發	0.275	0.138	0.291	0.5
平均橈側激發	0.054	0.08	0.364	0.225

表 4.3 尺側腕屈肌激發數據的 p-value

橈側腕長伸肌(Extensor Carpi Radialis Longus)

	有輔助力		無輔助力	
	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)
最大尺側激發	0.142	0.345	0.721	0.5
最大橈側激發	0.182	0.225	0.345	0.686
平均尺側激發	0.086	0.345	0.126	0.5
平均橈側激發	0.326	0.225	0.291	0.5

表 4.4 橈側腕長伸肌激發數據的 p-value

尺側腕伸肌(Extensor Carpi Ulnaris)

	有輔助力		無輔助力	
	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)	Friedman Test (p-value)	Wilcoxon Test (p-value)
最大尺側激發	0.663	0.345	0.275	0.686
最大橈側激發	0.161	0.08	0.692	0.5
平均尺側激發	0.865	0.225	0.275	0.893
平均橈側激發	0.865	0.5	0.182	0.345

表 4.5 尺側腕伸肌激發數據的 p-value

此研究中的限制為樣本數量較小，因此無法採用多樣本數的統計方式進行統計，在樣本數較小的情形下，很可能因為個體差異導致實驗結果產生偏差，此研究中，同時存在於 1 分鐘內進行 97 次循環以及 261 次循環的樣本，個體差異極大，因此研究的結果極可能受此因素影響。由於樣本除了男女比例，為隨機分配，事先不知道受試者的能力，而實驗過後發現，無輔助力組的次數較有輔助力組的次數高，因此研究中，可能會因為兩組別在統計學上的偏差影響結果。同時，由於實驗受試者都是健康男女，因此無法比較患有腕隧道症候群人士在使用嚴肅遊戲與穿戴式裝置進行復健訓練的成效。

根據上述討論，可以得出一個總結，雖然有輔助力組的肌電訊號較無輔助力組大，但各自的前後差異在經過 Friedman 以及 Wilcoxon 無母數統計檢定後，除了前述的顯著差異以及接近顯著差異者外，並無發現任何顯著性差異，因此本研究之結論仍具一定參考價值。此處所得的結論為：「裝置給予輔助力時，會讓使用者的表現提升，但不顯著影響使用者的運動自由度，卻同時在延遲時會對肌肉產生一定的阻力。」。但此現象有另一個可能性：拮抗運動。因為手腕過度運動，要收回原本的位置時就會出現拮抗運動，在經過延遲測驗後，發現馬達的延遲高達 320ms，因此馬達延遲所造成的阻力可能性較大。然而，根據受試者口述，施以輔助力時確實感受到有外力輔助的感覺，除了馬達延遲會造成阻力感外，大部分都是有外力輔助的感覺。在觀測結果中，發現了有進行輔助力的受試者的標準差較沒有進行輔助力的受試者的標準差要小，可能的原因猜測有兩個，第一為隨機抽樣樣本過少，導致無輔助力群體的個體間差異過大，與有輔助力者相比，標準差就會擴大，而另一個可能原因則為馬達的轉速是固定的，因此在施予輔助力時，手腕的運動速度相較於無輔助力者更為一致。

本研究另有就假設錯誤的情形進行研究，腕隧道症候群的復健訓練方式一般是以減少肌肉損耗，意即減少肌電訊號的方式作為復健訓練的方向，而本研究的嚴肅遊戲設計為越快則分數越高，與腕隧道症候群的復健訓練方式相悖，在腕隧道症候群患者的復健訓練中，並不預期會以越多越好做為訓練方式，而是以能達到規定的位置作為訓練目標，其原因為腕隧道症候群患者有一大部分的成因是因為手腕的往復運動過多，而越多越好的復健訓練方式反而是增加腕隧道症候群患者的負擔，因此，雖然本研究之結果仍具一定參考性，但無法作為針對腕隧道症候群患者的復健訓練達到恢復手腕功能治療效果之參考結果。

第五章 結論

本研究旨在設計一款穿戴式裝置，並結合嚴肅遊戲進行針對腕隧道症候群的手腕復健訓練。經由文獻回顧以及裝置的設計與實驗後，歸納了以下總結，並提出建議以利後續研究。



5.1 結論

本研究所設計的穿戴式裝置，具有輕巧、易穿戴等特點，腕環僅需拉動魔鬼氈帶即可調節鬆緊度，使之可以固定於手腕上而不滑脫，其中魔鬼氈帶施加的摩擦力使整個腕環不會產生徑向運動，而手套上的卡扣設計使鮑登纜線拆裝容易，可以控制是否在嚴肅遊戲期間需要施與輔助力。嚴肅遊戲中的隱形剛體設計使穿戴式裝置與嚴肅遊戲的聯動成為可能，能更直觀的操作嚴肅遊戲的物件以及即時接受來自裝置的輔助力。此研究最大的貢獻為結合了嚴肅遊戲以及主動輔助穿戴是裝置此兩概念之優勢，成為一種全新的復健訓練的可能研究方向。

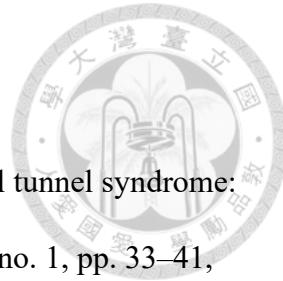
在實驗部分，根據受試者的描述，在施予輔助力的情況下，除了延遲或是程式出錯造成受阻力的感覺外，其餘的期間皆感受到輔助力對當下的動作有幫助，然而，根據數據，有輔助力者的肌電訊號普遍略高於無輔助者，尤其是尺側腕屈肌在橈側運動時，肌電訊號明顯高於無輔助者，這段期間認為是在回覆原始位置時因延遲出現的阻力，而其餘的肌電訊號雖有略高，但統計上無顯著差異，因此不列入考慮。在次數的部分，無論是統計上或是圖表上，都有相對顯著差異的情形，雖然並非統計上的顯著差異，但仍相當接近顯著差異，因此可以認定此裝置在施予輔助力時，會提升使用者的循環次數，對應到嚴肅遊戲即是分數提高。上述討論可認定此裝置的輔助力無法減少肌肉施力程度，但能提升循環運動次數，讓使用者表現更好，但同時延遲的阻力也會增加肌肉的施力。



5.2 未來研究方向

- 一、目前的裝置在齒輪箱上仍有 500gw 的重量，放置於身上做為可攜式裝置仍有一段距離，因此可以往齒輪箱輕量化的方向研究，使之成為便攜式穿戴式裝置，可以不受位置影響，進而能輔助更多日常生活活動。
- 二、根據實驗結果，此裝置並不能使手腕肌肉省力，同時研究假設錯誤，因此可以朝向省力的方向發展，而非次數越高的方向發展，例如嚴肅遊戲的機制更改或是馬達轉速與到達位置的限制，皆能改善此一問題。
- 三、嚴肅遊戲端有紀錄 IMU 以及角度感測器的資料，但由於 IMU 的準確度因此未將此數據進行討論，將 IMU 的數據透過機器學習減少誤差，以及透過機器學習了解現在正在進行的手腕運動是相當值得研究的方向。
- 四、EMG 在本實驗中僅作為量測工具，然而，在肌肉激發的過程中，肌電訊號是最先出來的，同時，嚴肅遊戲本身能作為多重感測器的載體以及紀錄者，因此，使用 EMG 訊號作為此研究之未來研究方向是具有研究價值的。
- 往後的研究，如果能就腕隧道症候群患者，在符合人體實驗的法規下，及達到醫療實驗統計上有效性的樣本數，進行患者的人體測試，再將本研究的嚴肅遊戲內容及穿戴式裝置的設計，配合患者在各個復健階段上的需求加以調整及改進，相信未來將嚴肅遊戲結合復健訓練的作法，仍將會提供腕隧道症候群患者有更好且更有效的復健訓練的選項之一。

參考資料



- [1] C. Harris-Adamson et al., “Biomechanical risk factors for carpal tunnel syndrome: a pooled study of 2474 workers,” *Occup Environ Med*, vol. 72, no. 1, pp. 33–41, Jan. 2015.
- [2] K. T. Palmer, E. C. Harris, and D. Coggon, “Carpal tunnel syndrome and its relation to occupation: a systematic literature review,” *Occupational Medicine*, vol. 57, no. 1, pp. 57–66, Jan. 2007.
- [3] 湯豐誠。“職業性腕隧道症候群認定參考指引。”勞動部職業安全衛生署，腕隧道症候群查詢網址：
<https://www.osha.gov.tw/48757/135195/?q=%E8%85%95%E9%9A%A7%E9%81%93%E7%97%87%E5%80%99%E7%BE%A4&search=%E6%90%9C%E5%B0%8B>, 2017.
- [4] C. Yang et al., “Risk Factors of Carpal Tunnel Syndrome in Taiwan: A Population-Based Cohort Study,” *Annals of Plastic Surgery*, vol. 88, no. 1, p. 74, Jan. 2022.
- [5] J. M. GEOGHEGAN, D. I. CLARK, L. C. BAINBRIDGE, C. SMITH, and R. HUBBARD, “Risk Factors in Carpal Tunnel Syndrome,” *Journal of Hand Surgery*, vol. 29, no. 4, pp. 315–320, Aug. 2004.
- [6] N. Massy-Westropp, K. Grimmer, and G. Bain, “A systematic review of the clinical diagnostic tests for carpal tunnel syndrome,” *The Journal of Hand Surgery*, vol. 25, no. 1, pp. 120–127, Jan. 2000.
- [7] R. Luchetti and P. Amadio, *Carpal Tunnel Syndrome*. Springer Science & Business Media, 2008.
- [8] I. Atroshi, C. Gummesson, R. Johnsson, and A. Sprinchorn, “Symptoms, disability,

and quality of life in patients with carpal tunnel syndrome," *The Journal of Hand Surgery*, vol. 24, no. 2, pp. 398–404, Mar. 1999.

- 
- [9] I. Atroshi, C. Gummesson, R. Johnsson, E. Ornstein, J. Ranstam, and I. Rosén, "Prevalence of Carpal Tunnel Syndrome in a General Population," *JAMA*, vol. 282, no. 2, pp. 153–158, Jul. 1999.
 - [10] A. Uribe-Quevedo, S. Ortiz, D. Rojas, and B. Kapralos, "Hand tracking as a tool to quantify carpal tunnel syndrome preventive exercises," in 2016 7th International Conference on Information, Intelligence, Systems & Applications (IISA), pp. 1 – 5, Jul. 2016.
 - [11] C. S. González-González, P. A. Toledo-Delgado, V. Muñoz-Cruz, and P. V. Torres-Carrión, "Serious games for rehabilitation: Gestural interaction in personalized gamified exercises through a recommender system," *Journal of Biomedical Informatics*, vol. 97, p. 103266, Sep. 2019.
 - [12] N. Hocine, A. Gouaïch, S. A. Cerri, D. Mottet, J. Froger, and I. Laffont, "Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation: an approach to improve training outcomes," *User Model User-Adap Inter*, vol. 25, no. 1, pp. 65–98, Mar. 2015.
 - [13] B. Bonnechère, *Serious Games in Physical Rehabilitation*. Cham: Springer International Publishing, 2018. doi: 10.1007/978-3-319-66122-3.
 - [14] F. Laamarti, M. Eid, and A. El Saddik, "An Overview of Serious Games," *International Journal of Computer Games Technology*, vol. 2014, no. 1, p. 358152, 2014.
 - [15] R. Dörner, S. Göbel, M. Kickmeier-Rust, M. Masuch, and K. Zweig,

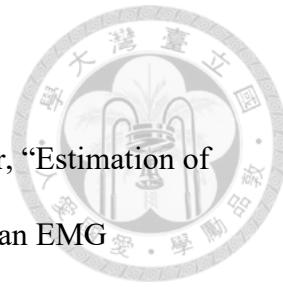
Entertainment Computing and Serious Games: International GI-Dagstuhl Seminar 15283, Dagstuhl Castle, Germany, July 5-10, 2015, Revised Selected Papers. Springer, 2016.



- [16] P. Rego, P. M. Moreira, and L. P. Reis, "Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy," in 5th Iberian Conference on Information Systems and Technologies, pp. 1–6, Jun. 2010.
- [17] J. Wiemeyer and A. Kliem, "Serious games in prevention and rehabilitation—a new panacea for elderly people?," Eur Rev Aging Phys Act, vol. 9, no. 1, pp. 41–50, Apr. 2012.
- [18] A. Zaralieva, G. P. Georgiev, V. Karabinov, A. Iliev, and A. Aleksiev, "Physical Therapy and Rehabilitation Approaches in Patients with Carpal Tunnel Syndrome," Cureus, vol. 12, no. 3, p. e7171, Mar, 2020.
- [19] M. C. T. F. M. DE KROM, A. D. M. KESTER, P. G. KNIPSCHILD, and F. SPAANS, "RISK FACTORS FOR CARPAL TUNNEL SYNDROME," American Journal of Epidemiology, vol. 132, no. 6, pp. 1102–1110, Dec. 1990.
- [20] D. L. Nordstrom, R. A. Vierkant, F. DeStefano, and P. M. Layde, "Risk factors for carpal tunnel syndrome in a general population.," Occupational and Environmental Medicine, vol. 54, no. 10, pp. 734–740, Oct. 1997.
- [21] R. Dörner, S. Göbel, W. Effelsberg, and J. Wiemeyer, Eds., Serious Games. Cham: Springer International Publishing, 2016.
- [22] H. Choi, B. B. Kang, B.-K. Jung, and K.-J. Cho, "Exo-Wrist: A Soft Tendon-Driven Wrist-Wearable Robot With Active Anchor for Dart-Throwing Motion in Hemiplegic Patients," IEEE Robotics and Automation Letters, vol. 4, no. 4, pp. 4499–4506, Oct. 2019.

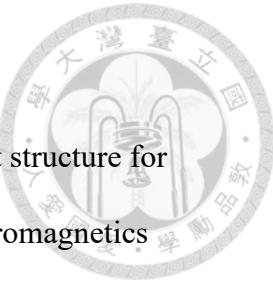
- [23] [1] D. Chiaradia, L. Tiseni, M. Xiloyannis, M. Solazzi, L. Masia, and A. Frisoli, “An Assistive Soft Wrist Exosuit for Flexion Movements With an Ergonomic Reinforced Glove,” *Front. Robot. AI*, vol. 7, Jan. 2021.
- [24] B. W. K. Ang and C.-H. Yeow, “Design and Characterization of a 3D Printed Soft Robotic Wrist Sleeve with 2 DoF for Stroke Rehabilitation,” in 2019 2nd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft), pp. 577–582., Apr. 2019.
- [25] H. Al-Fahaam, S. Davis, and S. Nefti-Meziani, “Wrist rehabilitation exoskeleton robot based on pneumatic soft actuators,” in 2016 International Conference for Students on Applied Engineering (ICSAE), pp. 491–496, Oct. 2016.
- [26] D. Serrano, D. Copaci, L. Moreno, and D. Blanco, “SMA based wrist exoskeleton for rehabilitation therapy,” in 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp. 2318–2323, Oct. 2018.
- [27] J. Jeong, I. B. Yasir, J. Han, C. H. Park, S.-K. Bok, and K.-U. Kyung, “Design of Shape Memory Alloy-Based Soft Wearable Robot for Assisting Wrist Motion,” *Applied Sciences*, vol. 9, no. 19, Art. no. 19, Jan. 2019.
- [28] M. E. McGregor, “A Biomechanical Investigation of Load Sharing at the Distal Forearm,” M.Eng.Sc., 2017.
- [29] J. Ryu, W. P. Cooney, L. J. Askew, K.-N. An, and E. Y. S. Chao, “Functional ranges of motion of the wrist joint,” *The Journal of Hand Surgery*, vol. 16, no. 3, pp. 409–419, May 1991.
- [30] V. Gracia-Ibáñez, J. L. Sancho-Bru, M. Vergara, A. Roda-Sales, N. J. Jarque-Bou, and V. Bayarri-Porcar, “Biomechanical function requirements of the wrist. Circumduction versus flexion/abduction range of motion,” *Journal of*

Biomechanics, vol. 110, p. 109975, Sep. 2020.



- [31] T. S. Buchanan, M. J. Moniz, J. P. A. Dewald, and W. Z. Rymer, “Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method,” *Journal of Biomechanics*, vol. 26, no. 4, pp. 547–560, Apr. 1993.
- [32] D. S. Hoffman and P. L. Strick, “Step-Tracking Movements of the Wrist. IV. Muscle Activity Associated With Movements in Different Directions,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 81, no. 1, pp. 319–333, Jan. 1999.
- [33] B. Goislard De Monsabert, D. Edwards, D. Shah, and A. Kedgley, “Importance of Consistent Datasets in Musculoskeletal Modelling: A Study of the Hand and Wrist,” *Ann Biomed Eng*, vol. 46, no. 1, pp. 71–85, Jan. 2018.
- [34] D. S. Shah, C. Middleton, S. Gurdezi, M. D. Horwitz, and A. E. Kedgley, “The effects of wrist motion and hand orientation on muscle forces: A physiologic wrist simulator study,” *Journal of Biomechanics*, vol. 60, pp. 232–237, Jul. 2017.
- [35] H. Ning, Z. Wang, R. Li, Y. Zhang, and L. Mao, “A Review on Serious Games for Exercise Rehabilitation,” *arXiv: arXiv:2201.04984*. Jan. 13, 2022.,
- [36] Á. Gutiérrez, D. Sepúlveda-Muñoz, Á. Gil-Agudo, and A. de los Reyes Guzmán, “Serious Game Platform with Haptic Feedback and EMG Monitoring for Upper Limb Rehabilitation and Smoothness Quantification on Spinal Cord Injury Patients,” *Applied Sciences*, vol. 10, no. 3, pp. 963, Jan. 2020.
- [37] A. Uribe-Quevedo, S. Ortiz, D. Rojas, and B. Kapralos, “Hand tracking as a tool to quantify carpal tunnel syndrome preventive exercises,” in *2016 7th International Conference on Information, Intelligence, Systems & Applications (IISA)*, pp. 1 –

5, Jul. 2016.



- [38] G. C. Wan, F. Z. Zhou, C. Gao, and M. S. Tong, “Design of joint structure for upper limb exoskeleton robot system,” in 2017 Progress in Electromagnetics Research Symposium - Fall (PIERS - FALL), pp. 1092–1095, Jan. 2017.
- [39] J. Brand, M. Piccirelli, M.-C. Hepp-Reymond, M. Morari, L. Michels, and K. Eng, “Virtual Hand Feedback Reduces Reaction Time in an Interactive Finger Reaching Task,” PLOS ONE, vol. 11, no. 5, p. e0154807, May 2016.
- [40] 伍星揚, “智慧型行動電話之實體巡覽操控裝置,” 台灣碩博士論文加值系統, <https://hdl.handle.net/11296/xt7y27>, 2017.