



國立臺灣大學電機資訊學院生醫電子與資訊研究所

碩士論文

Graduate Institute of Biomedical Electronics and Bioinformatics

College of Electrical Engineering and Computer Science

National Taiwan University

Master Thesis

可攜式智慧型手腕肌力評估系統之臨床試驗

Clinical Trial for a Portable and Intelligent Evaluation System of
Wrist Muscle Strength

林雨澤

Yu-Tse Lin

指導教授：賴金鑫 教授

陳中平 教授

郭德盛 教授

Advisor: Jin-Shin Lai, M.D. & Prof.

Chung-Ping Chen, Ph.D. & Prof.

Te-Son Kuo, Ph.D. & Prof.

中華民國 103 年 7 月

July, 2014



國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

可攜式智慧型手腕肌力評估系統之臨床試驗
Clinical Trial for a Portable and Intelligent Evaluation
System of Wrist Muscle Strength

本論文係林雨澤君（學號 R01945025）在國立臺灣大學生醫
電子與資訊學研究所完成之碩士學位論文，於民國 103 年 6 月 25
日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

賴金鑫 陳中平 鄭結貞 (指導教授)

陳適卿

陳中平

賴金鑫

洪哲軒


彭志維

鄭結貞

所長：

莊耀宗

致謝

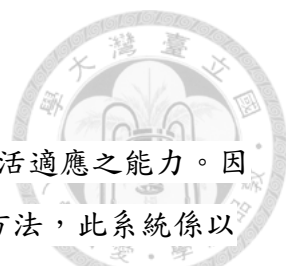


首先要誠摯的感謝我的指導老師郭德盛教授以及賴金鑫主任對於學生的教誨，除了在研究問題上給予學生幫助之外，也教導我做人處事應有的態度，記憶深刻的是第一次報告進度時，賴主任告誡研究報告要嚴謹才能讓大眾信服。感謝國科會品味長青計畫(計畫編號 NSC 101- 2627 -E -002-006)，讓實驗室得以添購研究所所需的設備器材，若沒有完善的經費與設備，無法順利完成階段性的研究任務。此外也要感謝賴金鑫主任、郭德盛教授、陳適卿副院長、彭志維教授、陳中平教授及陸哲駒教授撥冗參與學生口試並給予學生寶貴的意見，使得論文能夠更加完整嚴謹。

在生醫訊號實驗室短短的兩年內，雖然實驗室的人員越來越少，但非常感謝每位學長與同學，一起切磋研究並交換彼此意見，令我受益良多。其中最要感謝穎聰學長，如果沒有學長的幫助，我不可能順利完成本研究，總是在最困惑時候，有學長在旁相助與提醒。感謝同學偉峰，除了幫忙分擔實驗室事務之外，也會一起討論研究中所碰到的問題，一起成長。

感謝家人，在我懷疑是否能完成研究所的學程而感到茫然時，給予我最大的支持，總是鼓勵我盡力去做，最後謝謝參與臨床試驗的所有受試者，沒有他們的幫忙，本研究也無法如期完成初步研究。

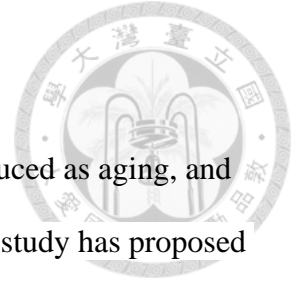
中文摘要



隨年齡增加手腕肌力可能會因老化而衰退，進而影響日常生活適應之能力。因此本研究團隊先前計畫已提出一套評估手腕肌力的標準流程與方法，此系統係以自製平台、模具搭配FUTEK Model TDF400扭力計與Jamar握力計所架構出的可攜式手腕肌力評估系統。本團隊去年已完成女性手腕肌力之評估，本年之研究則完成男性手腕肌力之量測，除探討年齡與性別對手腕肌力的影響之外，也分析施力方向與模具大小對手腕肌力之關係。同時評估網球肘護帶對於健康受試者與網球肘病患之利弊。並利用表面肌電圖(sEMG)進一步探討手腕肌力之肌群間的關係，期望能對手腕肌力的退化或網球肘的治療有所貢獻。另為達成居家量測並收取龐大的受試者手腕肌力數據，本研究結合藍芽傳輸與雲端科技，研發一套可攜式智慧型手腕肌力評估系統，收取資料之結果上傳雲端，以便醫護人員能透過即時資料傳遞和歷史資料進行比較分析，幫助醫師評估扭握力衰退的準確性與方便性。由於過往的手腕肌力訓練是採用抓握彈力球或軟式網球，本研究研發一套可攜式握力球訓練系統，此系統以壓力感測器與LabVIEW程式結合作為量測平台，利用數值數位化的訓練機制，以利使用者訓練其手腕之肌肉群，盼進一步減少老年人在生活上遭受到的受傷風險或不便，造福社會大眾。

關鍵字：手腕肌力、表面肌電圖、藍芽、雲端、壓力感測器

ABSTRACT



The muscle strength of involved wrist muscles may be gradually reduced as aging, and impair their operating skills and even life quality of the elderly. This study has proposed an evaluation system of wrist muscle strength to grip or twist. This system consists of a torque meter (FUTEK TDF400) and three plugs/sockets for simulation of common grip or twist in daily living. This study has completed to evaluate the wrist muscle strength of men and women. In addition to the effects of age and gender, this study analyzes the influence of applied force and its plug/socket diameter on the wrist muscle strength. Simultaneously, this study measured the effect of proper forearm supporter to alleviate pain and improve the wrist and grip strength in the subjects with tennis elbow. And quantitative surface EMG was used to analyze the relationship between different forearm muscles involved. In order to achieve the user-friendly effect, this system intergraded with Cloud service and Bluetooth technology, and developed a portable and intelligent evaluation system of wrist muscle strength. It can help medical personnel to assess and analysis of real-time data. The traditional training of wrist muscle is using grip or grasp a soft tennis ball. In this study a portable grip ball training system is developed. It consists of a pressure sensor and LabVIEW program. It's expected to reduce the risk of injury of the elderly in their daily lives.

Keyword :

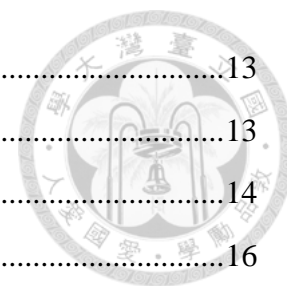
wrist muscle strength, sEMG, Bluetooth, Cloud service, Pressure sensor

目錄



口試委員會審定書	#
致謝	i
中文摘要	ii
ABSTRACT	iii
目錄	iv
圖目錄	vi
表目錄	viii
第一章 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究動機與目的	2
1.3 文獻回顧	2
1.4 研究目標	4
1.5 論文架構:	5
第二章 系統材料與架構	7
2.1 實驗系統	7
2.2 實驗設備器材介紹	7
2.2.1 握力測量儀器(Grip Dynamometer G100)	8
2.2.2 扭力測量感應器(FUTEK Reaction Torque Sensor TDF400)	8
2.2.3 表面肌電圖: SX-230 EMG	8
2.2.4 資料擷取卡: NI USB-6211	8
2.2.5 自製測量平台及測量模具	9
2.2.6 微處理器(Arduino Nano V3.0)	9
2.2.7 藍牙模組(CSR BC04-B)	10
2.2.8 自製放大、濾波電路	10
2.2.9 握力球(吹球與軟式網球)	12
2.2.10 壓力感測晶片(MOTOROLA MPX53D)	12
2.2.11 軟體(LabVIEW 2013 32bit)	12
2.2.12 軟體(MATLAB R2009b)	13

2.3	系統架構	13
2.3.1	手腕肌力臨床試驗平台	13
2.3.2	行動式智慧型手腕肌力評估系統	14
2.3.3	可攜式數位握力球訓練系統	16
第三章	系統測試與討論	18
3.1	測試方法	18
3.1.1	可攜式智慧型手腕肌力評估系統	18
3.1.2	可攜式握力球訓練系統	19
3.2	測試結果與討論	19
3.2.1	可攜式智慧型手腕肌力評估系統	19
3.2.2	可攜式握力球訓練系統	21
第四章	臨床試驗設計與討論	24
4.1	臨床試驗設計	24
4.1.1	實驗設計 A – 探討健康受試者之手腕肌力	26
4.1.2	實驗設計 B – 探討網球肘護帶之助益	27
4.1.3	實驗討論 C – 釐清手腕肌力差異之肌群關係	27
4.2	臨床試驗討論	29
4.2.1	實驗設計 A – 探討健康受試者之手腕肌力	29
4.2.2	實驗設計 B – 探討網球肘護帶之助益	37
4.2.3	實驗討論 C – 釐清手腕肌力差異之肌群關係	38
第五章	結論與未來展望	41
	參考文獻	42
	附錄 取得「臨床試驗許可書」證明	44

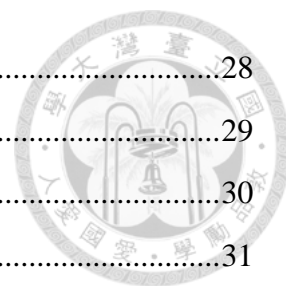


圖目錄



圖 1-1 Jamar 握力計文獻圖	2
圖 1-2 網球肘示意圖	3
圖 1-3 球內初始壓力 150kPa.....	4
圖 1-4 雲端構想示意圖	5
圖 2-1 自製施測模具(小瓶蓋、大瓶蓋、門把).....	9
圖 2-2 自製施測平台	9
圖 2-3 自製放大、濾波電路.....	10
圖 2-4 虛接地電路圖(運算放大器:AD817)	11
圖 2-5 調整偏移電路	11
圖 2-6 握力球(吹球、軟式網球).....	12
圖 2-7 手腕肌力臨床試驗平台架構.....	13
圖 2-8 肌電訊號轉換 RMS 訊號處理示意圖	14
圖 2-9 可攜式智慧型手腕肌力評估系統架構.....	14
圖 2-10 可攜式智慧型手腕肌力評估系統程式介面圖	15
圖 2-11 上傳執行成功(左)上傳執行失敗(右).....	15
圖 2-12 雲端介面	16
圖 2-13 可攜式握力球訓練系統架構.....	16
圖 2-14 可攜式握力球訓練系統程式介面圖	17
圖 3-1 扭力扳手圖示	18
圖 3-2 天平砝碼裝置圖示	18
圖 3-3 砝碼圖示	18
圖 3-4 STC-25kg 通過 FM 認證	19
圖 3-5 扭力計校正(扭力扳手、天平砝碼)	20
圖 3-6 握力計校正	20
圖 3-7 握力球校正(秤重力量與輸出電壓關係圖)	21
圖 3-8 握力球與 Jamar 握力計力量圖	22
圖 4-1 網球肘護帶	27
圖 4-2 肌肉群位置圖	27

圖 4-3 不同年齡層中男性扭力平均趨勢圖.....	28
圖 4-4 不同年齡層中女性扭力平均趨勢圖.....	29
圖 4-5 不同年齡層中男性與女性握力平均趨勢圖.....	30
圖 4-6 20-40 歲性別扭力比較(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	31
圖 4-7 41-60 歲性別扭力比較(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	31
圖 4-8 61-75 歲性別扭力比較(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	32
圖 4-9 性別對握力比較圖(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	32
圖 4-10 大瓶蓋模式-尺側與橈側方向比較.....	33
圖 4-11 小瓶蓋模式-尺側與橈側方向比較(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	33
圖 4-12 尺側方向模式-瓶蓋大小比較(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	34
圖 4-13 橈側方向模式-瓶蓋大小比較(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	35



表目錄



表 1-1 施力最佳次數.....	3
表 2-1 系統軟硬體清單.....	7
表 3-1 握力球與握力計力量平均表.....	21
表 3-2 握力球三次施測力量表(單位:Kg).....	22
表 3-3 可信度高低與 Cronbach α 係數之對照表.....	23
表 4-1 受試者選擇標準.....	24
表 4-2 受測姿勢.....	25
表 4-3 實驗步驟.....	26
表 4-4 電極貼片位置.....	28
表 4-5 受試者依類別與年齡人數分布.....	29
表 4-6 力矩關係.....	36
表 4-7 健康受試者綁帶力量差異.....	37
表 4-8 網球肘患者綁帶力量差異.....	37
表 4-9 門把橈側運動方向的力量差異.....	38
表 4-10 疼痛改善人數.....	38
表 4-11 肌電圖量化之 T-test 結果(* p 值< 0.05 具顯著差異).....	38
表 4-12 握力球與握力計肌電訊號比較.....	39



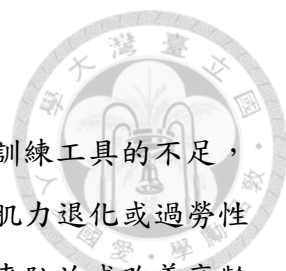
第一章緒論

1.1 研究背景

根據世界衛生組織(WHO)標準，65歲以上的長者定義為老年人，而高齡化社會的定義是老年人口佔總人口比例的7%，當老年人口比例超過14%，則定義為高齡社會，老年人口比例超過20%，則定義為超高齡社會。根據內政部統計處資料指出，截至2010年1月底止，台灣65歲以上的高齡人口佔總人口數的10.65%，已經邁入高齡化社會。根據估算，2017年的台灣老年人口將佔總人口比例為16.2%，正式走向高齡社會[1]。高齡化會衍生出許多問題，例如肌力退化、生活中的工具使用能力與環境適應力或控制能力逐漸下降、修復能力衰退等問題。

為控制日常生活中所需之工具、輔具或環境裝置，抓握與旋轉扭動是不可避免之動作[2,3]，需要足夠的手腕肌力才能完成目標。但隨著年齡增長，手腕肌力可能會逐漸退化，進而影響高齡者使用生活或工作上所需之工具、輔具或環境適應能力與活動功能。同時高齡者從事日常活動與面對環境或工作負荷與壓力時，其肌肉或關節受到傷害的風險可能隨之增加。研究報告指出，手腕肌力嚴重退化的高齡者面臨的死亡風險遠高於同齡者[4-7]。

醫學診斷上，肱骨外側骨突炎(網球肘)是肘關節的外側肌肉過度使用造成的發炎疼痛，患者大部分是打網球或是長期使用電子產品造成前臂的腕部伸肌受傷。生活中如開關瓶罐、扭轉毛巾、開啟門把等動作會造成困擾並影響手腕的活動範圍[8,9]，若從痛點處施力向下壓，疼痛感會加劇，手腕往上翹會痠痛無力。雖然網球肘治療方式很多，根據研究報告指出[10]，短期內侵入性的治療(注射類固醇)是最有效；長期觀察，適當休息並且加強肌肉群肌力是最佳之方式。因此研發一套完善手腕肌力量測與訓練系統，對於高齡者或網球肘病患皆有莫大幫助。目前所見的手腕肌力檢測主要於握力，而少有將扭力量化的研究。



1.2 研究動機與目的

由於目前少有扭力量化之研究，並且手腕肌力分析評估與訓練工具的不足，老化對於手腕肌力退化間的關係，臨床醫師無法早期發現手腕肌力退化或過勞性傷害等問題，因而無法安排適當的早期介入治療與復健訓練，來防治或改善高齡者手腕肌力的退化。

等速肌力測試系統(CSMi-HUMAC NORM、BTE)是傳統測量扭力之方式，此系統能幫助受試者對四肢關節進行肌力測試或訓練，是目前施行扭力測試之器材。由於體積龐大與重量限制，不具攜帶性，必須在醫療院所由專業人員操作，無法提供醫護人員至受試者方便處（居家）進行施測之便利性。本研究盼研發一套可攜式智慧型手腕肌力評估系統，提供量測的方便性與即時性，為建立完善的評估與訓練機制，同時研發一套可攜式握力球訓練系統，提供手腕肌力的訓練。

1.3 文獻回顧

研究報告指出[11]，Jamar握力計在量測手部握力的力量精確性相當高，並提出握力計的第二位置和第三位置量測的力量效果為最佳，因此本研究採用Jamar握力計是第二位置。透過圖1-1所示，男性的力量無論在握力計的任何位置皆高於女性力量，本研究將會利用自製量測系統再次驗證和延伸探討。

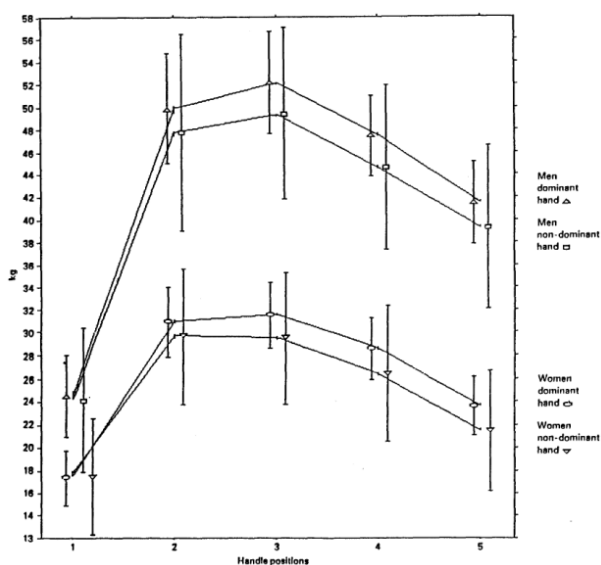


圖1-1 Jamar握力計文獻圖 [11]

本研究團隊已於先前計畫中提出一套手腕肌力評估系統與標準量測流程 [12]。故將採用此套系統結合表面肌電圖建立一套「手腕肌力臨床試驗平台」，利用此平台分析手腕肌力的臨床問題。文獻也指出，在量測手部肌力的標準動作，建議採取 ASHT(American Society of Hand Therapists)提出的標準姿勢(受試者需坐著與肩同寬，並且身體自然垂下，手肘彎曲近 90 度)。每個動作量測之次數，經過本團隊先前計畫實驗之結果，將採取每種動作一次出力最大力為收取資料，如表 1-1 所示，採取一次施力之正規化結果最接近 1。因此本研究之實驗標準動作，也將採用 ASHT 建議之姿勢並施力一次最大力為標準流程。

表 1-1 施力最佳次數 [12]

	第一次施力 NORMALIZE 值	只取前三次 NORMALIZE 值	只取前六次 NORMALIZE 值	全部八次之 NORMALIZE 值
門把順時針	0.916	0.898	0.874	0.863
瓶蓋順時針	0.917	0.910	0.891	0.882
瓶蓋逆時針	0.947	0.906	0.907	0.890
罐子順時針	0.932	0.908	0.899	0.886
罐子逆時針	0.905	0.869	0.827	0.821

臨床研究指出[13]，網球肘護帶對於網球肘患者之手腕肌力及疼痛是有顯著的改善效果。31 位網球肘患者參與研究中，測試結果顯示使用護帶可增加網球肘患者的手腕肌力，同時也可減輕疼痛。此實驗是利用 BTE 肌力系統量測，為證實本研究研發手腕肌力量測系統之可行性，將利用自製系統分析健康受試者與網球肘患者在綁上護帶前和護帶後的手腕肌力差異，未來搭配表面肌電圖(sEMG)量化分析觀察綁護帶前和綁護帶後的肌電訊號差異。

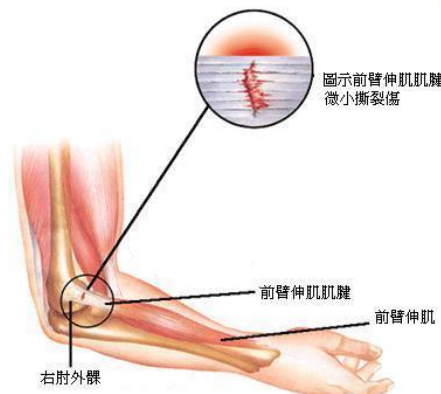


圖 1-2 網球肘示意圖

(本圖引用自 <http://docwglee.blogspot.tw/2011/01/tennis-elbow.html>)

根據最新研究報告，握力球量測系統的可靠性和有效性已在於IEEE發表[14]。此系統利用Jamar握力計與握力球進行校正，所得最佳判定係數為0.8715，如下圖1-3，球內初始壓力為150kPa。並提出球內初始壓力不同會造成握力球量測的準確性。本研究將利用擠壓球體造成的壓力差變化研發一套可攜式握力球訓練系統，並與文獻比較盼能提升握力球之可靠性與有效性。由於球內初始壓力不同會造成量測的準確性，因此本實驗研發之握力球量測系統，必須固定初始球內壓力。

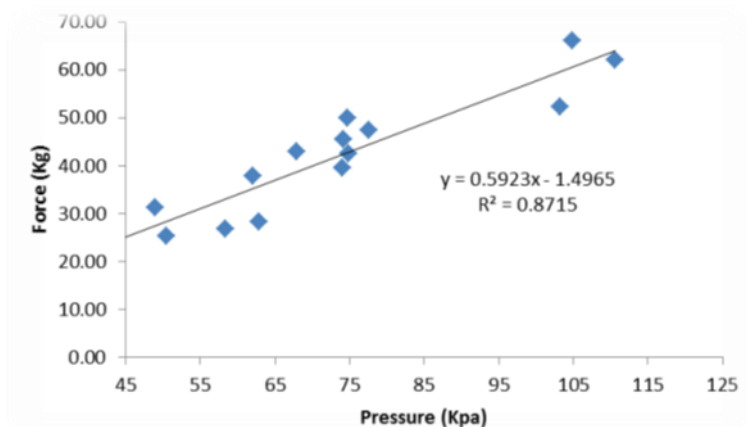


圖1-3 球內初始壓力150kPa [14]

1.4 研究目標

本研究有三個研究目標盼能完成。第一為達到量測的可攜性與資料即時性，將手腕肌力評估系統改良為無線傳輸訊號並與雲端系統結合。由於資料儲存空間有限，雲端資料庫可方便儲存更多受試者資料，並透過雲端資料庫將受試者資料即時做比對分析，以便醫師能更有效了解病人狀態或復健的成效。圖1-4為結合雲端的構想示意圖。

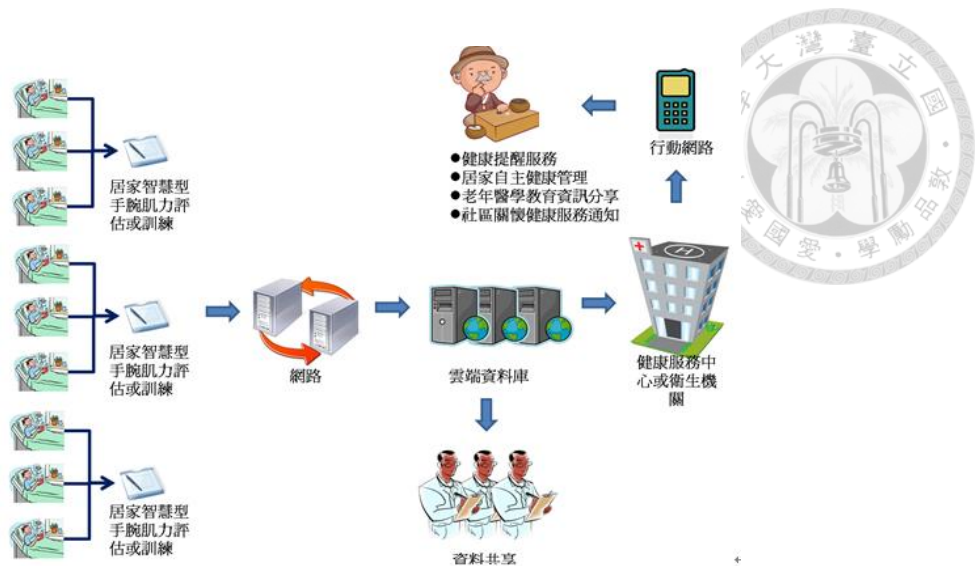


圖 1-4 雲端構想示意圖

為建立完善的量測與復健機制，本研究第二個目標為研發可攜式握力球訓練系統。希望透過握力球的訓練效果，能改善高齡者或網球肘患者的肌力衰退現象，並且因個案能力不同調整握力球訓練強度與療程。為達到居家型需求，此系統盼為可攜式之器材。為驗證握力球能有效訓練手腕肌力，將利用表面肌電圖量化分析握力球和握力計的肌肉群參與的差異關係。

第三目標為施行臨床試驗。本研究團隊先前計畫提出女性老化過程中，手腕肌力依循年齡遞增的趨勢在衰退。本研究將完成男性的手腕肌力量測，並和女性受測結果共同分析與比較。另利用表面肌電圖量化分析深入探討造成手腕肌力的力量差異之肌肉群關係。為驗證網球肘護帶的助益性，將觀察健康受試者與網球肘患者在綁帶前與綁帶後的力量變化。

1.5 論文架構

第一章 緒論

說明本研究動機目的與期盼達成的研究目標，由於本研究運用本團隊先前計畫研究之成果，因此在本章文獻回顧中引以述之。

第二章 系統材料與架構

說明本研究三套系統所用之軟硬體材料與系統架構。

第三章 系統測試與討論

本章說明系統測試之方法與結果，目的為驗證本研究研發系統之可靠性與有效性。由於「手腕肌力臨床試驗平台」是沿用本團隊先前計畫研究中的成果，故相關系統驗證，本章將不再詳述。



第四章 臨床試驗與討論

說明實驗方法與如何利用獲得數據分析資料，並與學術理論對照。實驗設計與討論分成三大部分，其一為分析健康受試者在性別、年齡、模具、施力方向等不同因素中，對於手腕肌力之影響。其二為釐清護帶對於網球肘患者的助益性，將透過施測綁帶前與綁帶後的力量差異與健康受試者的結果共同比較。其三為利用表面肌電圖量化分析驗證握力球對於手腕肌力訓練的有效性並釐清不同模具中，手腕肌力之肌肉群差異。

第五章 結論與未來展望

敘述本研究所達到之成果，並提出未來發展可以改善的方向與建議。



第二章系統材料與架構

2.1 實驗系統

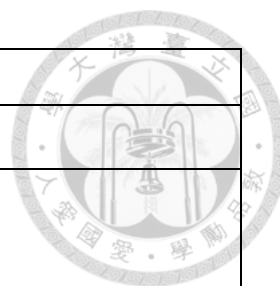
本研究有三套系統，其一是延續本團隊先前計畫研發之「手腕肌力臨床試驗平台」用來施行臨床研究，而本研究增添表面肌電圖量化分析，以便觀察手腕肌肉群之關係。其二是本研究研發之「可攜式智慧型手腕肌力評估系統」，為符合居家量測與資料即時性，結合藍芽傳輸與雲端功能改良於第一套系統的成果。其三為本研究建構完善的手腕肌力量測與訓練機制，因而研發「可攜式握力球訓練系統」，此系統盼能透過握力訓練提升其手腕肌力。

2.2 實驗設備器材介紹

下表為本研究三套系統的軟硬體清單：

表2-1 系統軟硬體清單

手腕肌力臨床試驗平台
握力測量儀器：Grip Dynamometer G100
扭力感測器：FUTEK's Reaction Torque Sensor TDF400
表面肌電圖：SX-230 EMG
資料擷取卡：NI USB-6211
自製施測平台及施測模具
軟體：LabVIEW 2011 32bit
軟體：MATLAB R2009b
可攜式智慧型手腕肌力評估系統
握力測量儀器：Grip Dynamometer G100
扭力感測器：FUTEK's Reaction Torque Sensor TDF400
自製施測平台及施測模具
微處理器：Arduino NANO V3.0
藍牙模組：CSR BC04-B
自製放大、濾波電路
軟體：LabVIEW 2013 32bit



可攜式握力球訓練系統
壓力感測晶片: Motorola MPX53D
微處理器: Arduino NANO V3.0
藍牙模組: CSR BC04-B
自製放大電路
吹球.軟式網球
軟體: LabVIEW 2013 32bit

2.2.1 握力儀器: Grip Dynamometer G100

本研究使用 Biometrics 公司研發的握力計。原理為壓力傳感器技術並有高測試靈敏度和精密度，儀器精密度優於 $\pm 1\%$ ，測量範圍是 0-90 公斤。

2.2.2 扭力感測器: FUTEK Reaction Torque Sensor TDF400

本研究使用之扭力計為美國 FUTEK 公司研發的感測器。輸入電壓為 10V，最大測量扭力值可達 7.5Nm。

2.2.3 表面肌電圖: SX-230 EMG

SX-230 是 Biometrics 公司研發。測量中不需導電凝膠即可獲得良好信號，獨特設計是大於 10,000,000M ohms 放大器的輸入阻抗。

2.2.4 資料擷取卡: NI USB-6211

利用資料擷取卡將類比訊號轉成數位訊號，用於本研究的手腕肌力臨床試驗平台。硬體規格如下：

- 高機動性的 USB 匯流排供電，內建訊號連結功能。
- NI 訊號串流技術，為透過 USB 的穩定高速資料串流。
- 16 個類比輸入 (250 kS/s、16 位元)。
- 2 個類比輸出通道 (16 位元解析度、250 kS/s 取樣率)、4 個數位輸入通道、4 個數位輸出通道、2 個 32 位元計數器。



2.2.5 自製施測平台及施測模具

為符合生活中手腕扭力活動情形，本研究扭力施測模具採用較常接觸的門把、寶特瓶瓶蓋(小瓶蓋)和玻璃罐瓶蓋(大瓶蓋)，如圖 2-1。



圖 2-1 自製施測模具(小瓶蓋、大瓶蓋、門把)

本研究自製可攜式固定平台，如圖 2-2。平台上固定扭力感測器，而且在平台的四個角落設置真空吸盤，用來防止平台在光滑接觸面上的滑動。由於量測動作需求，平台可平放也可垂立狀態。



圖 2-2 自製施測平台

2.2.6 微處理器: Arduino Nano V3.0

利用微處理器將類比訊號轉成數位訊號並搭配藍芽傳輸來取代資料擷取卡的功能。Arduino Nano 是一塊極小 Simple I/O 平台，並且有 8 個 A/D 輸入端，具有 USB 電源和外接電源自動切換功能。

Arduino Nano V3.0 技術規格：

- Digital I/O 數位輸入/輸出端 0~13，Analog I/O A/D 輸入 0~7。
- 支援單晶片 TX/RX 端子，尺寸為寬 18mm X 高 45mm。
- 輸入電壓：接上 USB 時無須外部供電或外部 6V~12V DC 輸入。
- 輸出電壓：5V DC 輸出和 3.3V DC 輸出。



2.2.7 藍牙模組：CSR BC04-B

將數位訊號傳送到 LabVIEW 程式中，本研究採用藍芽模式傳輸訊號。BC04-B 採用 Blue2.0、支援主從模式、支援串列傳輸速率 1200 到 1382400。

CSR BC04-B 技術規格：

- 採用 CSR 主流藍牙晶片，藍牙 V2.0 協定標準。
- 模組工作電壓 3.3V。
- 串列傳輸速率默認出廠 9600，用戶可設置。
- 支援低功耗模式，不休眠。

2.2.8 自製放大、濾波電路

本研究自製放大、濾波電路包含供電、放大訊號、平移訊號電壓準位、低通濾波等功能。電路架構如圖 2-3 所示：

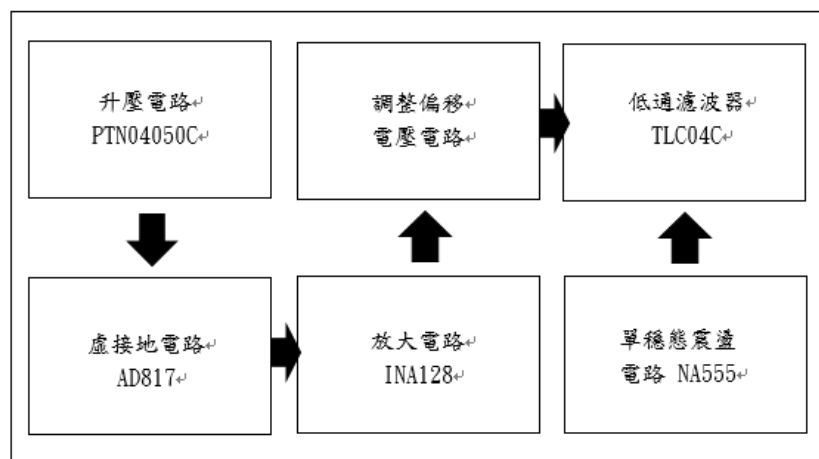


圖 2-3 自製放大、濾波電路架構圖

◆ 升壓電路(Wide Adjust Output Boost Converter)

由於系統輸入電壓為 5 伏特電壓，為提供足夠電壓給扭力計與握力計，利用 PTN04050C 升壓電路將 5 伏特提高成 10 伏特。

◆ 虛接地電路(Simple Buffered Virtual Ground Circuit)

為提供後級放大電路所需之正負電源，透過虛接地電路將 0 伏特至 10 伏特的電壓範圍切換成-5 伏特至+5 伏特的電壓範圍。此電路的運算放大器型號為 AD817，可提供較大的輸出電流。

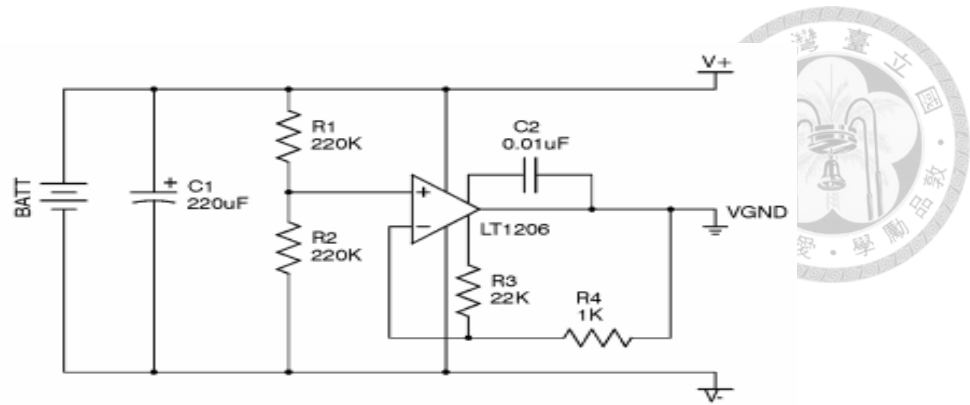


圖 2-4 虛接地電路圖

(本圖引用自 <http://tangentsoft.net/elec/vgrounds.html>)

◆ 放大電路(Amplifier Circuit)

由於扭力計、握力計及壓力感測晶片輸出訊號為差動訊號且電壓訊號過小，不適用於微處理器的類比轉數位轉換器(ADC)，因此需要雙端輸入之放大器。本研究採用 INA128 之儀表放大器，此放大器為高精確度且省電。

◆ 調整偏移電路(Adjust the Shift Circuit)

為讓扭力計與壓力感測晶片訊號在儀器未施加外力情況下符合準位需求，因此採用偏移電壓達到目的。此電路由兩個電阻組成，如圖 2-5 所示。利用兩個電阻決定電壓平移值。

$$V_{out} = \frac{R1}{R1 + R2} V_{sig} + \frac{R2}{R1 + R2} VDD$$

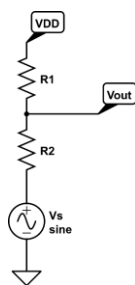


圖 2-5 電壓平移電路圖 [12]

◆ 低通濾波電路(Low-pass Filter Circuit)

本研究使用德州儀器公司製造之 TLC04 (Butterworth Fourth-Order Low-Pass Switched-Capacitor Filter)，於 TTL 模式達成低通濾波之目的。



◆ 單穩態振盪器(Oscillation circuit)

本研究使用之單穩態震盪器型號為LM555，提供於TLC04之TTL的Clock In。

2.2.9 握力球：吹球與軟式網球

軟式網球在復健醫學上，常用於訓練手腕肌力。本研究握力球選用與軟網材質相似之吹球，原因為吹球有氣閥，能穩定每次球內初始內部壓力。



圖 2-6 吹球、軟式網球

2.2.10 壓力感測晶片：MOTOROLA MPX53D

壓力感測器是將壓力變化轉換成電訊號表示。MPX53D 型號有高精確性，並且輸入電壓符合本研究規格。

MPX53D 技術規格：

- 精確的線性輸出電壓正比於施加的壓力變化
- 屬於差壓型態感測器
- 輸入電壓為 3V~6V
- 壓力變化範圍為 0 至 50kPa

2.2.11 軟體：LabVIEW 2013 32bit

為方便受試者在居家量測與容易上手，本研究選用 Win8 作業系統的觸控螢幕電腦。由於 LabVIEW 軟體程式版本 2013 支援 Win8 作業系統，且整套軟體程式所佔據的硬碟空間約在 5G 以內，因此未來能進一步套用在 Win8 作業系統的可攜式平板電腦上，方便攜帶與使用。



2.2.12 軟體:MATLAB R2009b

MATLAB 程式常用於訊號處理。本研究為將肌電圖量化分析，故採用 MATLAB 程式處理肌電訊號。

2.3 系統架構

2.3.1 手腕肌力臨床試驗平台

本系統沿用本團隊先前計畫研發之平台，並新增表面肌電圖之功能。在手腕肌力量測時，同步收取表面肌電訊號資料，待施測完成後，再利用 MATLAB 程式做肌電訊號量化分析。圖 2-7 為手腕肌力臨床試驗平台的架構圖。

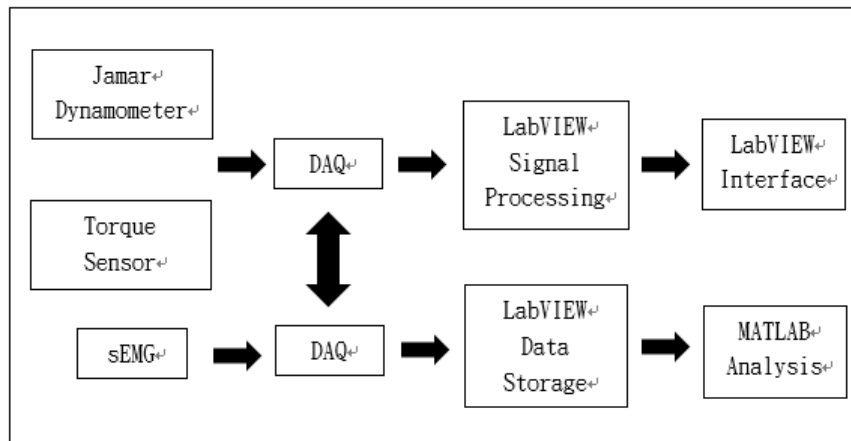


圖 2-7 手腕肌力臨床試驗平台架構

◆ MATLAB 量化分析

為釐清手腕肌力之力量差異，本研究觀察施測中的肌電訊號強度，利用 Root Mean Square 處理肌電訊號，將類比肌電訊號轉成 RMS 訊號，參考公式如下：

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i^2}$$

本研究採用之 Sample Rate 為 1k，而 N 值為 50(本研究嘗試 N 為 30、50、80、100 結果的失真程度，決定最佳 N 值)。訊號轉換示意圖如 2-8。

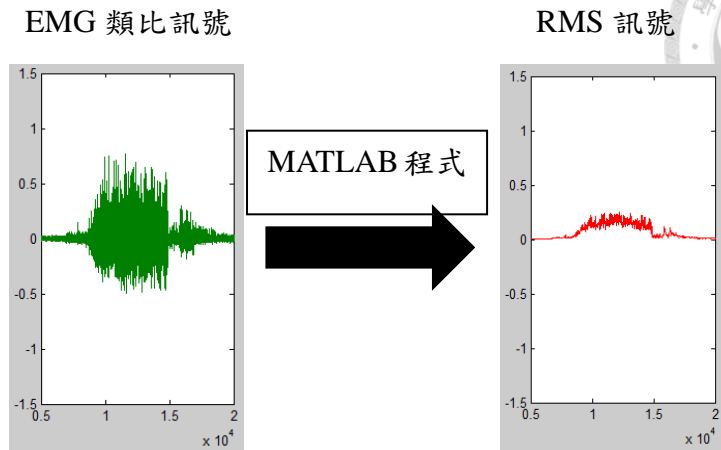


圖 2-8 肌電訊號轉換 RMS 訊號示意圖

2.3.2 可攜式智慧型手腕扭力評估系統

為達成居家量測便利性與資料即時性，因而改良第一套系統，利用微處理器搭配藍芽模組取代資料擷取卡的傳輸。為達到資料即時性，本系統也結合雲端功能，盼能完成受試者在居家量測後，臨床醫師可即時知道受測結果。本系統在有網路情形下執行時，受測資料能上傳至雲端；若在無網路情形下執行時，受測資料將會暫存 Microsoft Access 資料庫，等待有網路時，再將資料從資料庫上傳至雲端。圖 2-9 為本系統架構。

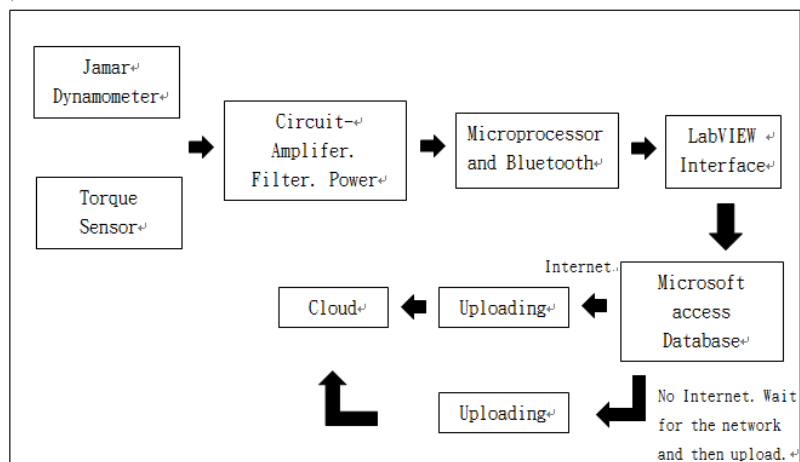
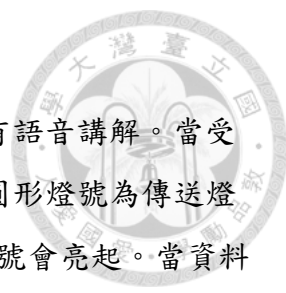


圖 2-9 可攜式智慧型手腕扭力評估系統架構



◆ LabVIEW 介面設計

修改人機介面並新增語音提示功能，在施測準備期間有語音講解。當受測結束後，扭力與握力最大值資訊會顯示於程式介面中。圓形燈號為傳送燈號，當受測資料成功傳送到 Microsoft Access 資料庫時，燈號會亮起。當資料成功上傳雲端，上傳執行式將會完整執行結束；若上傳雲端失敗，上傳執行檔會警示上傳失敗畫面。

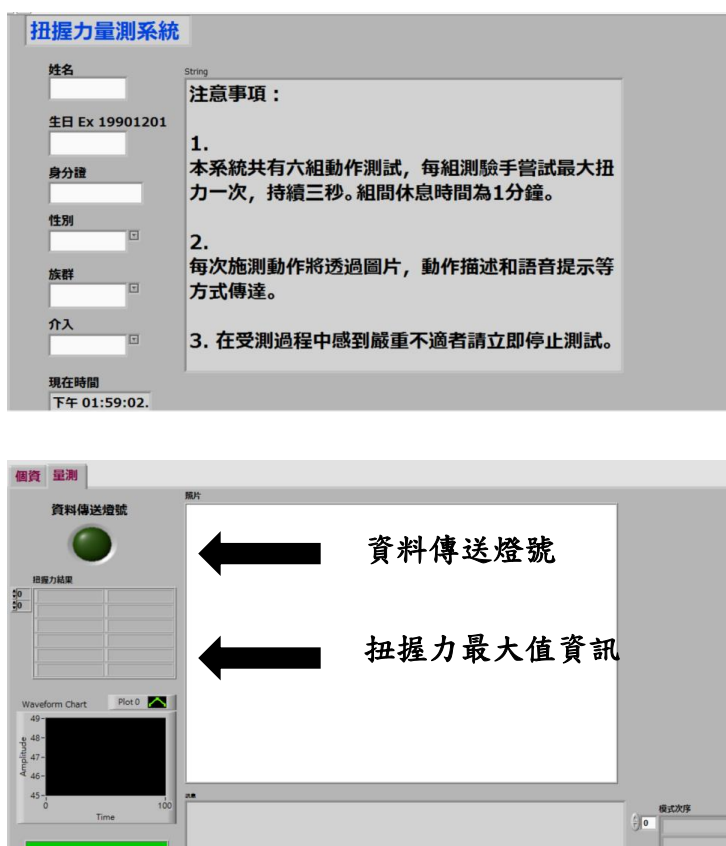


圖 2-10 可攜式智慧型手腕扭力評估系統程式介面圖

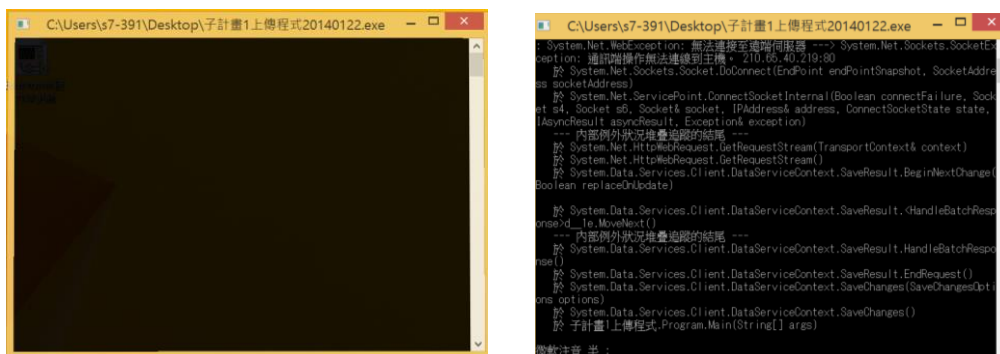


圖 2-11 上傳執行成功(左)上傳執行失敗(右)

◆ 雲端

本研究的雲端架構是利用受試者的身分證號碼做為編號，第一次量測需提供基本個資，之後重複性測試只需輸入身分證即可。



身分證號	個案姓名	生日	性別	族群	介入	離子嗶嗶針(AaC)	離子嗶嗶針(AaRC)	順嗶嗶針(ABC)	順嗶嗶針(AaRC)	門對門嗶嗶針(BaC)	握力測試(grasp)	量測時間
☑ 個案姓名: #VALUE! (7)												
☑ 個案姓名: 大O (2)												
A000456987	大O		男	一般組	未綁帶	3.0560	2.8576	0.6385	1.7144	3.2101	41.960	2013/11/12 16:06
A000456987	大O		男	一般組	未綁帶	1.8231	2.6539	0.1770	1.0065	2.0434	34.408	2013/11/12 16:19
A000456987	大O		男	一般組	未綁帶	1.8231	2.8576	0.6385	0.8936	2.0434	28.785	2014/1/7 16:19
☑ 個案姓名: 宜O (2)												
A000456789	宜O		女	一般組	未綁帶	2.0796	2.1982	0.8370	1.5370	1.8920	16.487	2013/11/12 15:59
A000456789	宜O		女	一般組	未綁帶	1.5217	1.3582	0.5972	0.8936	1.6345	22.312	2013/11/12 16:13
☑ 個案姓名: 陳金O (2)												
A000456789	陳金O		男	一般組	綁帶	4.4353	3.0272	1.0248	1.3571	2.0846	44.628	2013/11/13 17:00
A000456789	陳金O		男	一般組	未綁帶	3.1080	2.9675	1.0131	1.3530	2.8247	39.171	2013/11/13 15:56

新增項目

圖 2-12 雲端介面

2.3.3 可攜式握力球訓練系統

建構可攜式握力球訓練系統，目的為受試者透過精確的數值握力訓練提升手腕肌力之力量。原理是利用握球導致的球內壓力變化，透過壓力感測器將壓力變化轉成電訊號，藉由藍芽模組與微處理器將訊號傳送至 LabVIEW 介面。本系統的穩定度和力量單位轉換將於下一章系統測試與討論中陳述。圖 2-13 為本系統架構。

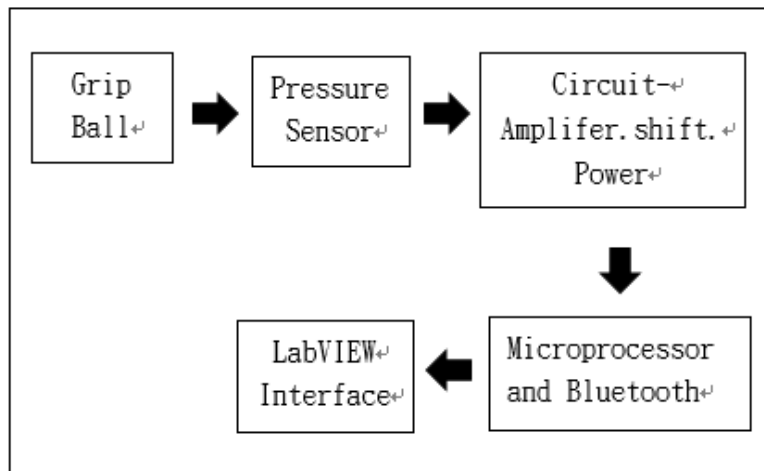


圖 2-13 可攜式握力球訓練系統架構



◆ LabVIEW 介面設計

本系統之程式介面除基本的握力最大值與瞬間握力值顯示外，特別採用燈號方便高齡者清楚知道握力過程的施力程度，施力程度可透過個案需求不同做調整，盼此方式能輕鬆讓高齡者使用握力球訓練系統。

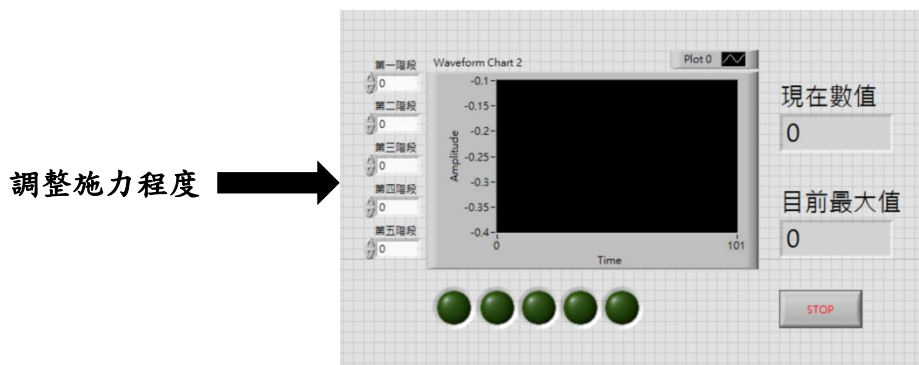


圖 2-14 可攜式握力球訓練系統程式介面圖



第三章系統測試與討論

3.1 測試方法

本研究有三套系統，由於第一套「手腕肌力臨床試驗平台」是沿用本團隊先前計畫研發的量測系統，故本章不再重複校正測試與論述。

3.1.1 可攜式智慧型手腕肌力評估系統

本系統扭力計採用扭力扳手校正，其校正數值範圍為 2-7Nm。為增加系統的精確性，本研究另設計一套天秤砝碼校正裝置，砝碼數值範圍為 500g-3.5Kg，由於 1Kg 相當於 9.8N，而天秤擺臂為 19cm，因此放 500g 砝碼相當於 0.931Nm，透過砝碼數值變化校正實際扭力值。



圖 3-1 扭力扳手圖示

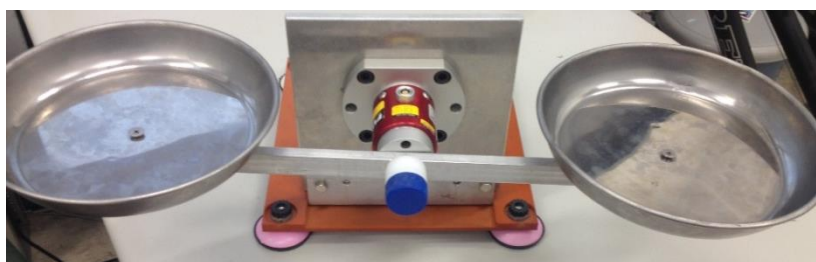


圖 3-2 天平砝碼裝置圖示



圖 3-3 砝碼圖示

本系統握力計採用美國 CELTRON 公司所售之秤重傳感器(STC-25Kg)校正。此傳感器校正範圍為 0-25Kg，並通過美國職業安全衛生署指定國家認可實驗室的 FM 認證，代表品質與準確度高。



圖 3-4 STC-25Kg 通過 FM 認證

(本圖引用自 <http://www.vishaypg.com/docs/11710/STC.pdf>)

3.1.2 可攜式握力球訓練系統

為將壓力感測器輸出電壓值(V)轉換為實際力量值(Kg)，本系統使用秤重傳感器(STC-25Kg)擠壓握力球，透過擠壓之傳感器力量變化和壓力電壓值變化觀察兩者間之關係。為驗證握力球系統的可靠性與有效性，將採納文獻提供之方式。有效性部分，尋找受試者分別對握力球和 Jamar 握力計採取三次施力最大力之結果取平均，並將結果作線性迴歸曲線圖，觀察判定係數的數值。可靠性部分，本研究採用內信度方法，同一種握力球測驗對同一群受試者，前後施測三次，然後依據三次測驗結果計算相關係數。

3.2 測試結果與討論

3.2.1 可攜式智慧型手腕肌力評估系統

提高系統量測之精確性，採用扭力板手與天秤裝置共同對扭力計校正，校正結果作線性迴歸曲線圖，如圖 3-5 所示。

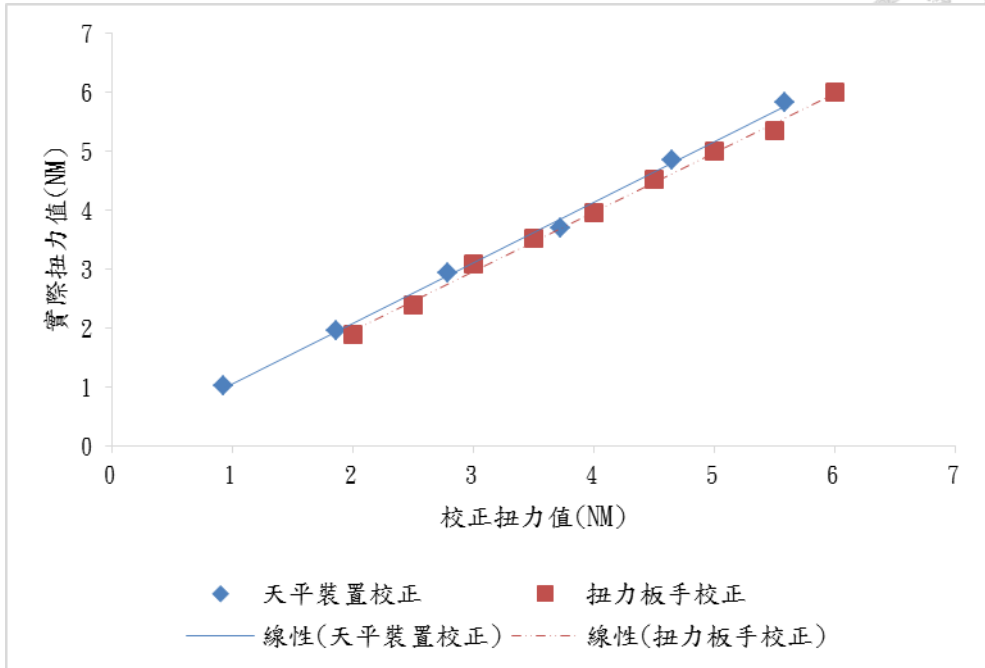


圖 3-5 扭力計校正

扭力扳手校正之趨勢方程式為 $y = 1.0039x - 0.0398$ ，判定係數為 0.9968。天秤裝置校正之趨勢方程式為 $y = 1.0285x + 0.0353$ ，判定係數為 0.9979。由圖 3-5 可知，校正後的線性程度非常高，代表本系統之扭力計準確性高。

握力計校正採用秤重傳感器擠壓握力計，觀察實際握力的變化。校正結果作線性迴歸曲線圖，如圖 3-6 所示。

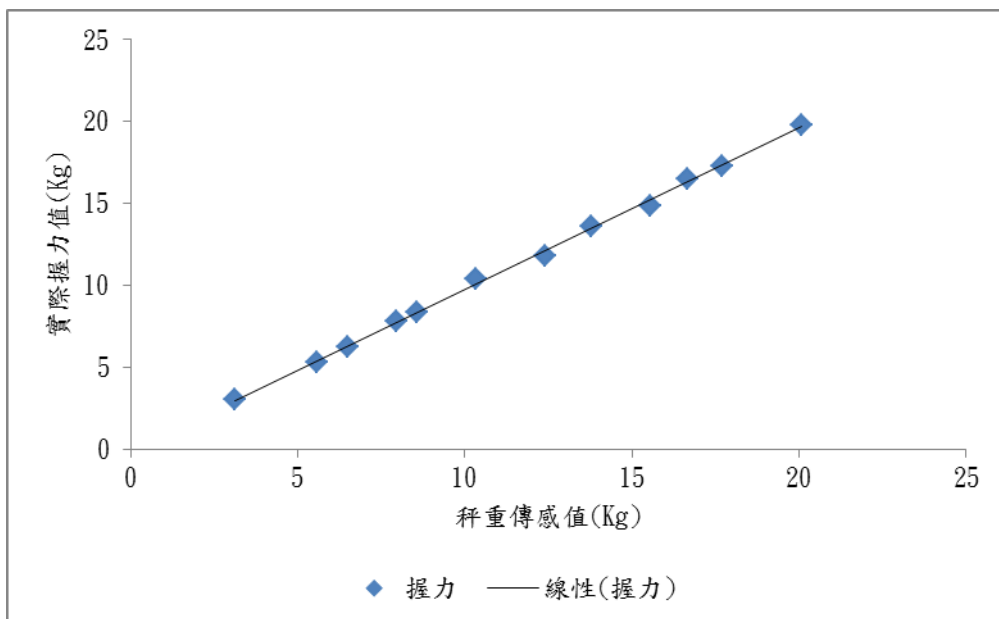


圖 3-6 握力計校正



握力計校正之趨勢方程式為 $y = 0.9829x - 0.0537$ ，判定係數為 0.9987。由圖 3-6 可知，校正後的線性程度非常高，代表本系統之握力計準確性高。

3.2.2 可攜式握力球訓練系統

秤重傳感器擠壓握力球，壓力晶片電壓變化與秤重傳感器力量變化關係圖，如圖 3-7 所示，其關係式如下：

$$\text{實際力量值(Kg)} = 10.448 \times \text{差動電壓訊號(V)} - 0.7368$$

由圖 3-7 可知，握力球輸出電壓值與秤重力量值之間為良好線性關係。

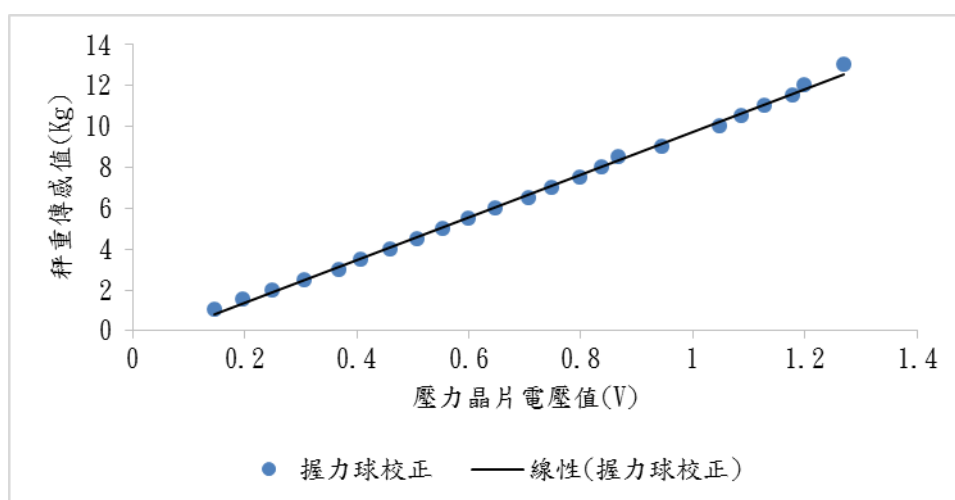


圖 3-7 握力球校正(秤重力量與輸出電壓之關係)

為驗證系統之有效性與可靠性，本測驗找尋 9 名受試者進行握力量測，使用握力球和握力計分別施力三次最大力之平均，如表 3-1。並作線性迴歸曲線圖，如圖 3-8 所示。

表 3-1 握力球與握力計力量平均表

	握力球(Kg)	Jamar(Kg)
受試者一	8.72493	27.478
受試者二	17.5517	42.604
受試者三	23.5968	57.149
受試者四	17.098	50.765
受試者五	10.5750	30.988
受試者六	11.0441	24.832
受試者七	12.1937	35.356
受試者八	19.9780	50.503
受試者九	17.564	45.34

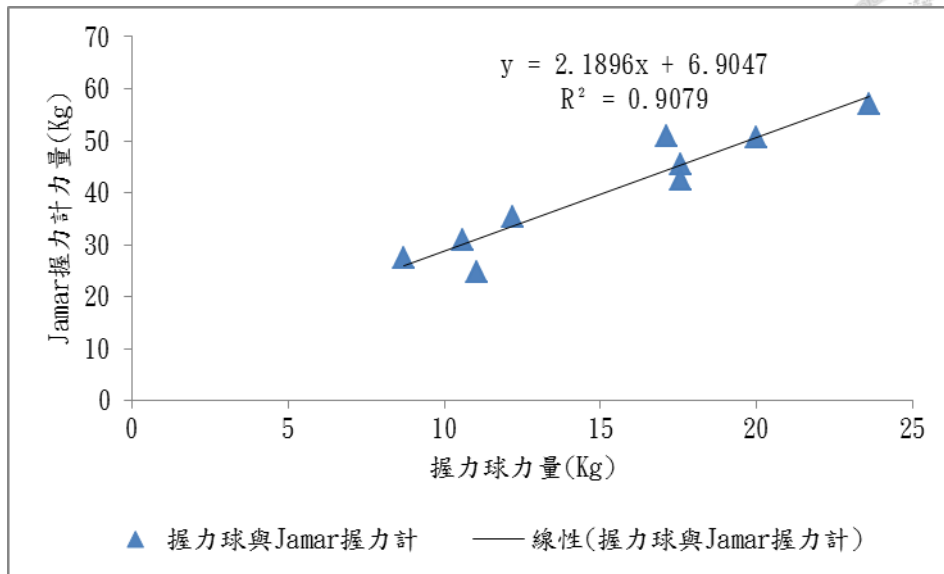


圖 3-8 握力球與 Jamar 握力計力量圖

由圖 3-8 可知判定係數為 0.9079，判定係數越接近 1 代表線性程度越高，根據文獻記載，之前相似握力球之線性程度最好的判定係數為 0.8715，故本研究研發之握力球系統有效性更佳。


握力球內信度採用方法為握力球對同一群受試者(9 名)前後施測三次，然後依據三次測驗結果計算相關係數，表 3-2 為受測力量結果，並利用 IBM SPSS Statistics 中的 Analyze->Scale->Reliability Analysis 以 intraclass correlation coefficient 中的 Two-Way Mixed Model Absolute Agreement 做信度分析。

表 3-2 握力球三次施測力量表(單位:Kg)

	第一次	第二次	第三次
受試者一	7.33	9.35	9.49
受試者二	19.95	20.07	19.91
受試者三	18.26	17.03	17.40
受試者四	18.27	17.06	17.32
受試者五	25.34	23.99	21.46
受試者六	17.45	17.09	16.75
受試者七	9.63	11.23	10.85
受試者八	10.54	11.12	11.46
受試者九	13.12	12.71	10.74

表 3-3 可信度高低與 Cronbach α 係數之對照表

(本表引用自 http://ctl.nttu.edu.tw/ezfiles/38/1038/attach/69/pta_7716_6290077_01531.pdf)



可信度	Cronbach α 係數
不可信	Cronbach α 係數 < 0.3
勉強可信	$0.3 \leq$ Cronbach α 係數 < 0.4
可信	$0.4 \leq$ Cronbach α 係數 < 0.5
很可信 (最常見)	$0.5 \leq$ Cronbach α 係數 < 0.7
很可信 (次常見)	$0.7 \leq$ Cronbach α 係數 < 0.9
十分可信	$0.9 \leq$ Cronbach α 係數

分析之相關係數值(Cronbach α 係數)為 0.986，由表 3-3 可知，，在可信度表中落在十分可信之位置，故表示握力球量測系統可靠性高。

第四章臨床試驗設計與討論

4.1 臨床試驗設計

為探討高齡化之手腕肌力問題與網球肘護帶之助益，本研究利用「手腕肌力臨床試驗平台」進行臨床試驗。目前已通過臺大附設醫院臨床試驗申請(案號:201302026RINB)，受試者選擇標準、受測姿勢與流程於下列敘述。

表4-1 受試者選擇標準

受試者選擇標準 - 【納入條件】
1. 年齡在20~75歲間。
2. 無上肢關節明顯疼痛或神經麻痺者。(網球肘患者只選擇典型案例)
3. 未曾接受上肢關節手術治療者。
4. 無重大心血管疾病等病史者。
5. 慣用手為右手
受試者選擇標準 - 【排除條件】
1. 有明顯意識障礙。
2. 無法用聽語方式溝通。
3. 心智能力不足導致無法理解本實驗之說明及同意書內容。
4. 情緒不穩定無法配合實驗者。
5. 有全身性重大疾病者。
6. 具有上肢關節或肌肉、肌腱明顯病變者(如：關節脫臼或半脫臼、骨折、肌肉或肌腱斷裂等)。

表4-2 受測姿勢



受測姿勢	
<p>施測前，先清潔器材，且請受測者洗淨雙手。受測動作採用 American Society of Hand Therapists 建議，測驗小瓶蓋模具，請受試者掌心向下，以大拇指、食指、中指握住小瓶蓋(圖 A)。測驗大瓶蓋模具，請受試者掌心向下，以全部五指握住大瓶蓋(圖 B)。測驗門把模具，將平台豎立模擬開門情境，請受試者站立並面向門把，雙腳與肩同寬，五指握住門把(圖 C)。</p> <p>受測前，調整受測者的施測姿勢為手肘角度接近 90 度，此時手掌自然握住模具 (圖 D)。身體靠椅背，肩膀自然放鬆。受測時，受測者身體全程皆靠椅背，避免身體重量給施測模具之正向力影響受測結果。全程肩膀自然放鬆，避免使用肩膀之力。受測者依施測人員及施測螢幕之提示進行測驗。握力之姿勢也採用上述之方式。</p>	
	
A -小瓶蓋姿勢	B -大瓶蓋姿勢
	
C -門把姿勢	D -標準受測姿勢

表4-3 實驗步驟

實驗步驟					
<p>為提高量測資料的精確性，受測前四個動作之次序(大瓶蓋與小瓶蓋的尺側方向運動與橈側方向運動)是採用隨機執行，而第五動作為門把尺側方向運動，第六動作為握力，而動作與動作間，為避免肌肉疲勞，休息時間為一分鐘。流程如下圖所示：</p>					
<p style="text-align: center;">實驗流程圖</p>					
測量動作 一共六組					
代號	動作	代號	動作	代號	動作
AaC	大瓶蓋尺側方向	AaRC	大瓶蓋橈側方向	BcC	門把尺側方向
AbC	小瓶蓋尺側方向	AbRC	小瓶蓋橈側方向	grasp	Jamar 握力計

臨床試驗分成三套設計，設計 A 為分析性別與年齡對於手腕肌力之關係，並比較不同模具與施力方向對於手腕肌力之影響。設計 B 為釐清護帶對於網球肘患者之助益性。設計 C 為利用表面肌電圖(sEMG)量化分析手腕肌力有顯著力量差異之肌肉群關係，且驗證本研究研發之握力球相對於傳統握力計的肌肉群差異。

4.1.1 實驗設計 A – 探討健康受試者之手腕肌力

本研究將健康成人受試者分為三組，一為年齡 20 歲~40 歲，二為 41 歲~60 歲，三為 61 歲~75 歲。由於本團隊已於前期計畫收取 40 名女性健康案例，本實驗將收取 40 名男性健康案例，共同觀察與分析手腕肌力之結果。探討四部分如下。

1. 比較年齡對手腕肌力之關係，
2. 比較性別對手腕肌力之影響，
3. 相同模具中比較施力方向不同對手腕肌力之影響，
4. 相同施力方向中比較不同模具對手腕肌力之影響。



4.1.2 實驗設計 B – 探討網球肘護帶之助益

網球肘是一種常見的過勞性傷害，為避免日常生活中容易引起的肘部疼痛(橈側伸腕肌)，網球肘患者常利用網球肘護帶保護，為觀察護帶對於網球肘患者的助益性，本實驗招募30名健康受試者與9名網球肘病患，觀察綁護帶前與綁護帶後，造成的力量差異與疼痛改善的效果。護帶綁於離手肘外側骨突遠端五公分處，將護帶綁緊，以分散其用力時不會將受力點只集中於肱骨外側骨突處，達到預防或減少疼痛之目的。



圖 4-1 網球肘護帶

4.1.3 實驗設計 C – 釐清手腕肌力差異之肌群關係

本實驗招募16名健康受試者施測表面肌電圖量化分析(sEMG)，以便釐清手腕肌力之肌群間的關係。另外為驗證研發的握力球能有效訓練手腕肌力，將利用表面肌電圖分析握力球與傳統握力計的肌電訊號差異，受試者各別對握力計與握力球施力50%、75%、100%的力量，紀錄肌電訊號的數值並分析。

本實驗量測肌肉群為前臂淺層肌肉中的橈側屈腕肌、尺側屈腕肌、橈側伸腕肌、尺側伸腕肌。肌肉位置如圖4-2所示。

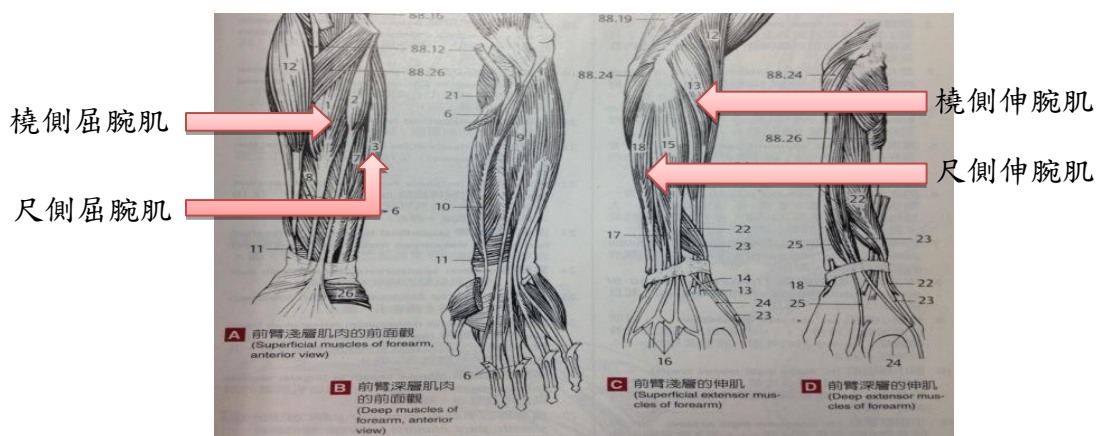


圖 4-2 肌肉群位置圖

(本圖引用自圖解人體解剖學手冊,合記出版,p91,2005)



表 4-4 電極貼片位置

	
<p>橈側屈腕肌</p>	<p>橈側伸腕肌</p>
	
<p>尺側屈腕肌</p>	<p>尺側伸腕肌</p>

表面肌電圖表之電極貼位置為各肌肉群之 Motor Point 運動點，以便取得較強之肌電訊號。



4.2 臨床試驗結果討論

4.2.1 實驗討論 A – 探討健康受試者之手腕肌力

本實驗結合本團隊前期計畫女性資料共招募80名受試者，人數與年齡分布如表4-4所示。

表 4-5 受試者依類別與年齡人數分布

代號	類別	年齡	人數
A	成人男性 20~40 歲	26.3±4.88	15
B	成人男性 41~60 歲	48.9±5.39	15
C	成人男性 61~75 歲	67.3±5.98	10
D	成人女性 20~40 歲	22.0±2.51	14
E	成人女性 41~60 歲	57.5±2.72	10
F	成人女性 61~75 歲	67.9±4.19	16

比較年齡對手腕肌力之影響

成人男性在不同年齡層於不同模具測試中所測得之扭力值，經由統計後，得到各組的平均值，圖4-3為扭力平均對年齡層之趨勢圖。

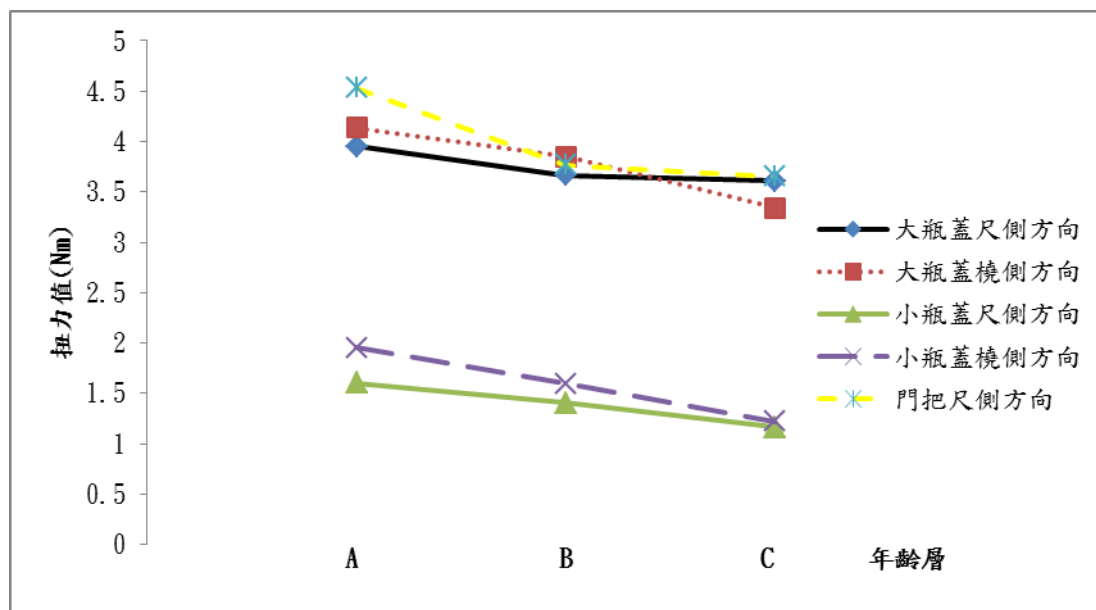


圖 4-3 不同年齡層中男性扭力平均趨勢圖

其回歸曲線方程式如下：大瓶蓋尺側方向為 $y = -0.172x + 4.087$ ，大瓶蓋橈側方向為 $y = -0.398x + 4.572$ ，小瓶蓋尺側方向為 $y = -0.219x + 1.826$ ，小瓶蓋橈側方向為 $y = -0.364x + 2.318$ ，門把尺側方向為 $y = -0.439x + 4.861$ 。由此可知隨著年齡遞增，男性扭力有下降之趨勢，其中同模式下，橈側方向運動衰退速度比尺側方向運動快。

成人女性在不同年齡層於不同模具測試中所測得之扭力值，經由統計後，得到各組的平均值，圖4-4為扭力平均對年齡層之趨勢圖。

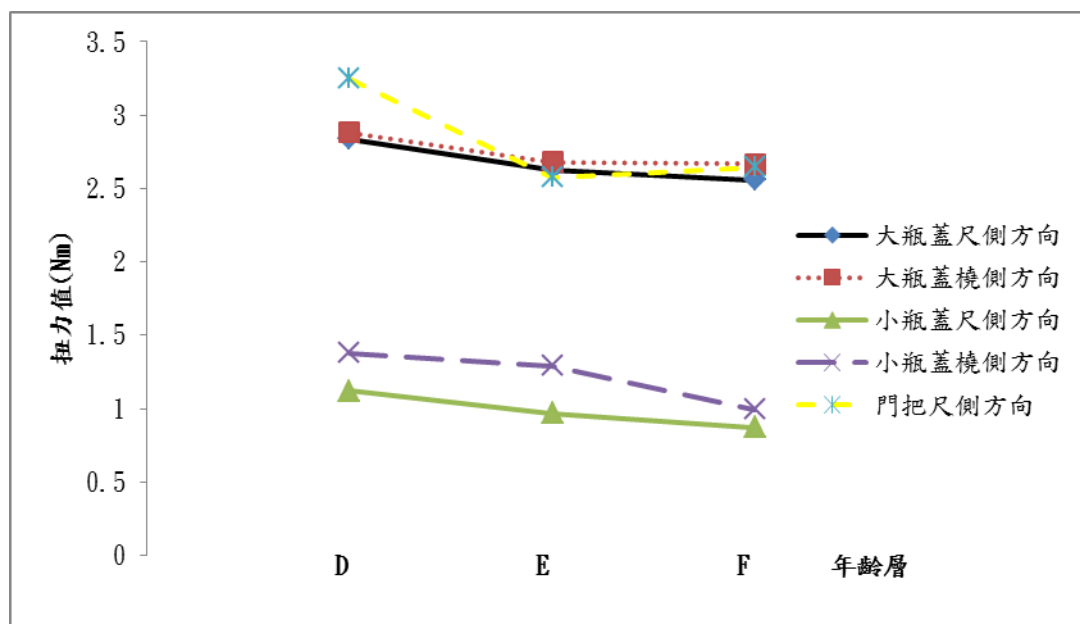


圖 4-4 不同年齡層中女性扭力平均趨勢圖

其回歸曲線方程式如下：大瓶蓋尺側方向為 $y = -0.140x + 2.955$ ，大瓶蓋橈側方向為 $y = -0.107x + 2.956$ ，小瓶蓋尺側方向為 $y = -0.125x + 1.235$ ，小瓶蓋橈側方向為 $y = -0.191x + 1.602$ ，門把尺側方向為 $y = -0.302x + 3.427$ 。由此可知隨著年齡遞增，女性扭力有下降之趨勢，其中小瓶蓋橈側方向運動衰退速度比尺側方向運動快。

成人男性與女性在不同年齡層測得之握力值，經由統計後，得到各組的平均值，圖4-5為握力平均對年齡層之趨勢圖。

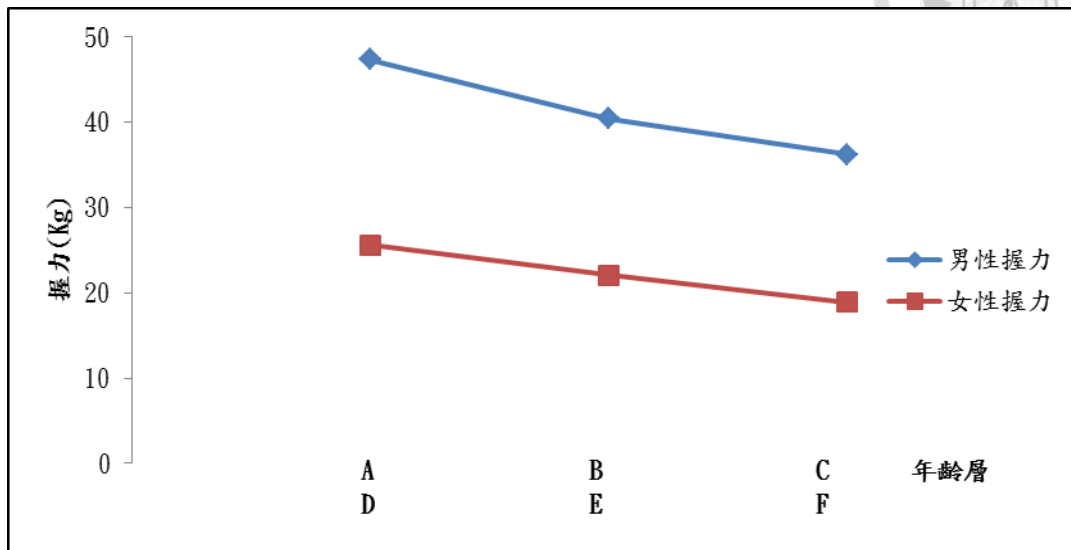


圖 4-5 不同年齡層中男性與女性握力平均趨勢圖

其回歸曲線方程式如下：男性握力為 $y = -5.581x + 52.506$ ，女性握力為 $y = -3.356x + 28.930$ 。由此可知隨著年齡遞增，男性與女性握力有下降之趨勢。

根據以上男性與女性回歸曲線方程式斜率可知，無論任何動作模式，男性手腕肌力隨著年齡遞增的衰退速度皆比女性快，其中不論性別，小瓶蓋橈側方向運動隨著年齡遞增的衰退速度比小瓶蓋尺側方向運動快。

比較性別對手腕肌力之影響

圖 4-6 至 4-9，動作類別為大瓶蓋尺側方向(AaC)、大瓶蓋橈側方向(AaRC)、小瓶蓋尺側方向(AbC)、小瓶蓋橈側方向(AbRC)、門把尺側方向(BcC)。年齡層分為男性 20-40 歲(A)、男性 41-60 歲(B)、男性 61-75 歲(C)、女性 20-40 歲(D)、女性 41-60 歲(E)、女性 61-75 歲(F)，共六組。

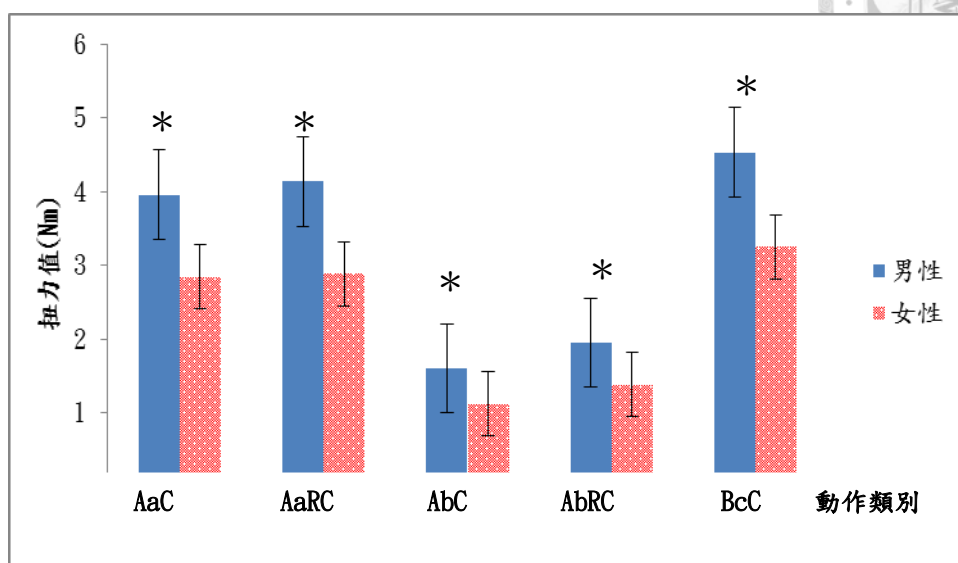


圖 4-6 20-40 歲性別扭力比較(* p 值< 0.05 具顯著差異)

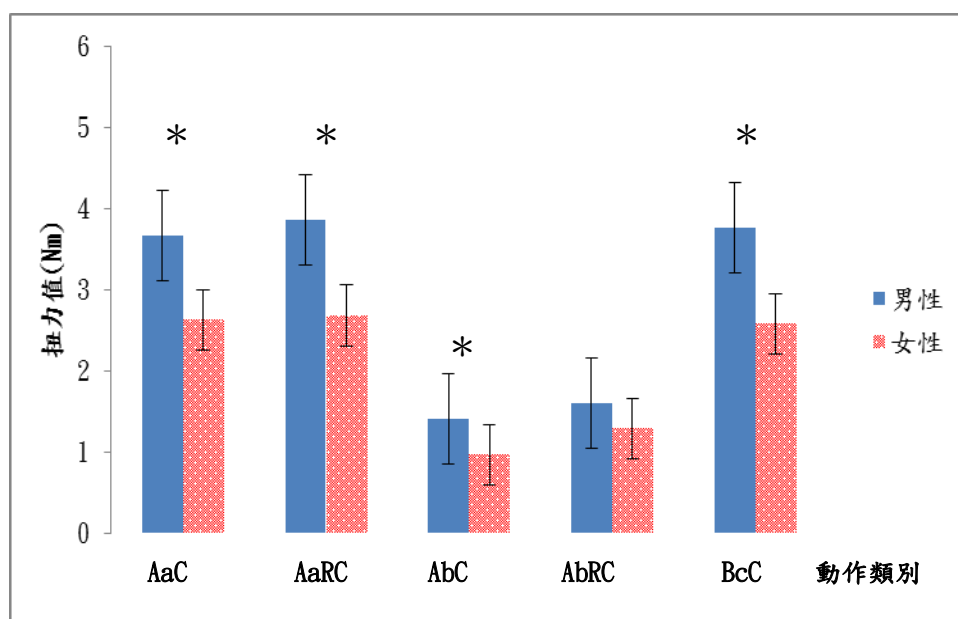


圖 4-7 41-60 歲性別扭力比較(* p 值< 0.05 具顯著差異)

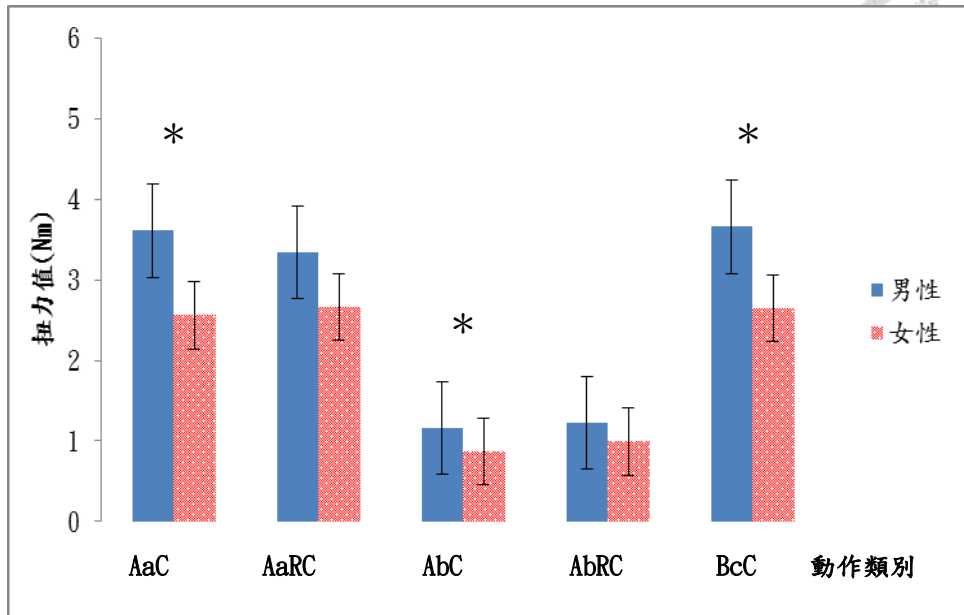


圖 4-8 61-75 歲性別扭力比較(* p 值<0.05 具顯著差異)

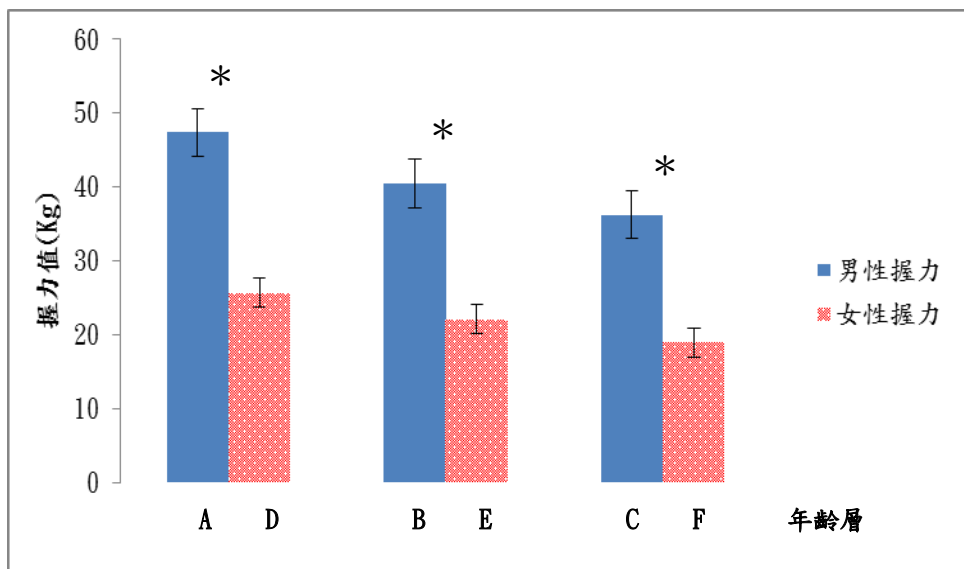


圖 4-9 性別對握力比較圖(* p 值<0.05 具顯著差異)

由結果可知，無論任何年齡層，各種量測動作之手腕肌力，男性平均力量皆會大於同年齡層之女性平均力量。透過 T-test 做顯著差異分析，年齡層為 20-40 歲之男性與女性的力量顯著差異動作為 6 項，年齡層為 41-60 歲之力量顯著差異動作為 5 項，其中小瓶蓋橈側運動方向動作沒有顯著差異，年齡層為 61-75 歲之力量顯著差異動作為 4 項，其中小瓶蓋橈側運動方向動作與大瓶蓋橈側運動方向動作沒有顯著差異。可能暗示著隨著年齡遞增，男性手腕肌力橈側運動方向動作衰退趨勢比女性快。



比較同模具中施力方向不同對手腕肌力之影響

將不分年齡層，所有男性與女性受測者分別在大瓶蓋尺側方向及大瓶蓋橈側方向運動模式比較。

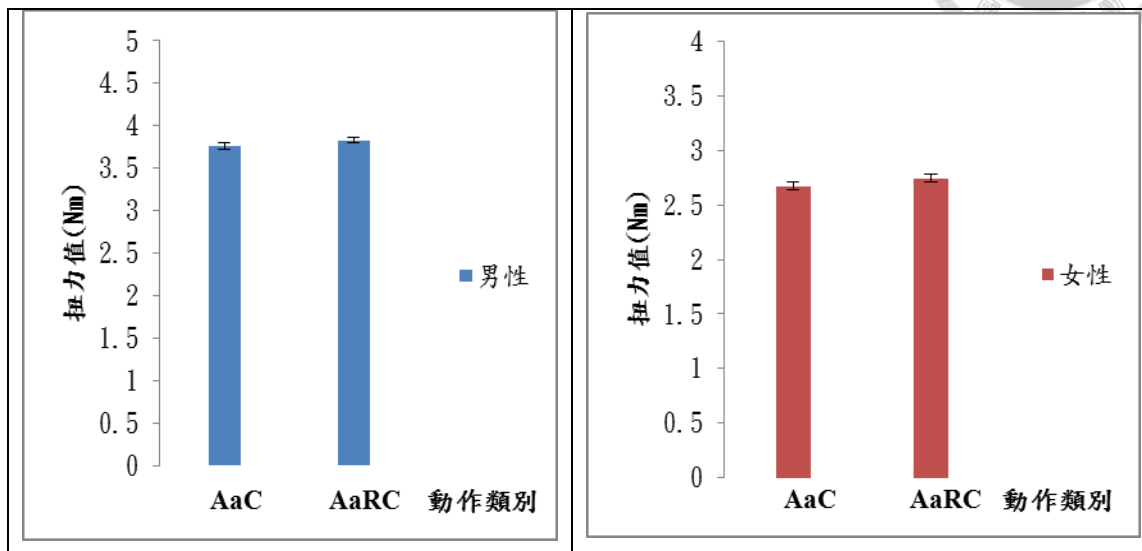


圖 4-10 大瓶蓋模式-尺側與橈側方向比較

男性大瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 3.76 ± 1.38 Nm。大瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 3.83 ± 1.46 Nm。此兩組間以 T-test 統計並無顯著差異。女性大瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 2.67 ± 0.72 Nm。大瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 2.74 ± 0.79 Nm。此兩組間以 T-test 統計並無顯著差異。

將不分年齡層，所有男性與女性受測者分別在小瓶蓋尺側方向及小瓶蓋橈側方向運動模式比較。

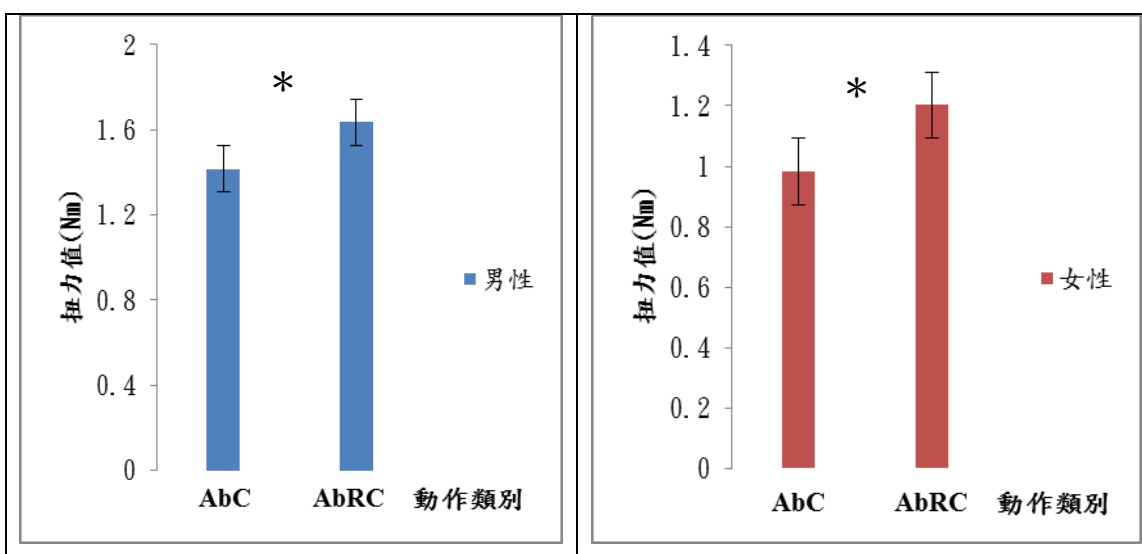


圖 4-11 小瓶蓋模式-尺側與橈側方向比較(* p 值 < 0.05 具顯著差異)

男性小瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 1.42 ± 0.42 Nm。小瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 1.64 ± 0.58 Nm。此兩組模式間以 T-test 統計有顯著差異($p < 0.05$)。女性小瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 0.98 ± 0.37 Nm。小瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 1.20 ± 0.62 Nm。此兩組模式間以 T-test 統計有顯著差異($p < 0.05$)。

由於同模式分析並不會有模具大小差異造成的力量影響。因此同模式的力量差異可能來自不同方向施測所使用的肌肉群差異關係，因此本研究將利用表面肌電圖量化分析進一步探討。

比較同施力方向不同模具對手腕肌力之影響

將不分年齡層，所有男性與女性受測者分別在大瓶蓋尺側方向及小瓶蓋尺側方向運動模式比較。

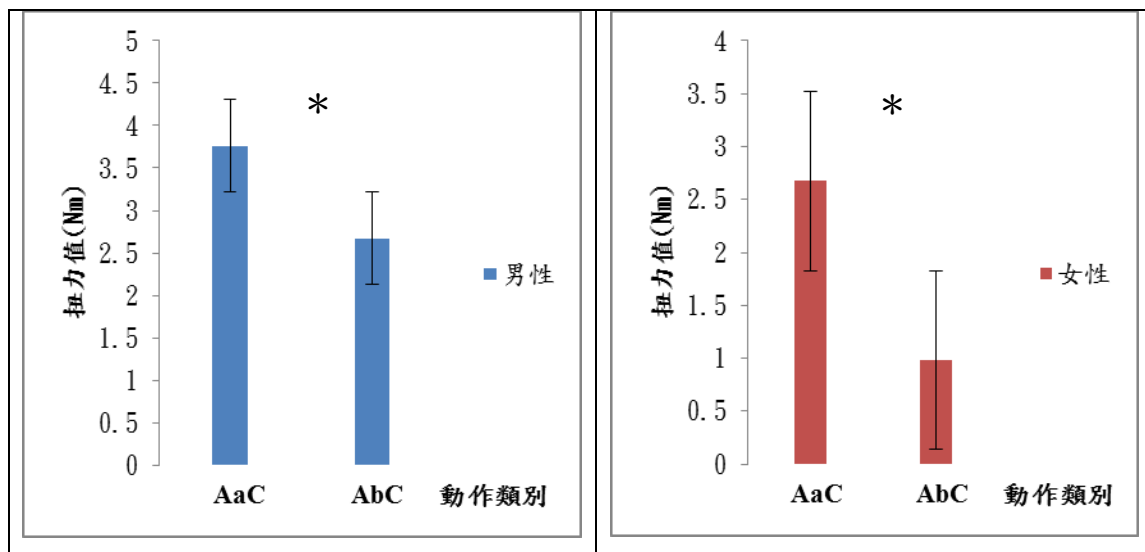


圖 4-12 尺側方向模式-瓶蓋大小比較(* p 值<0.05 具顯著差異)

男性大瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 3.76 ± 1.38 Nm。小瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 1.42 ± 0.42 Nm。此兩組模式間以 T-test 統計有顯著差異($p < 0.05$)。女性大瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 2.67 ± 0.72 Nm。小瓶蓋尺側方向運動模式平均扭力值為 0.98 ± 0.37 Nm。此兩組模式間以 T-test 統計有顯著差異($p < 0.05$)。

將不分年齡層，所有男性與女性受測者分別在大瓶蓋橈側方向及小瓶蓋橈側方向運動模式比較。

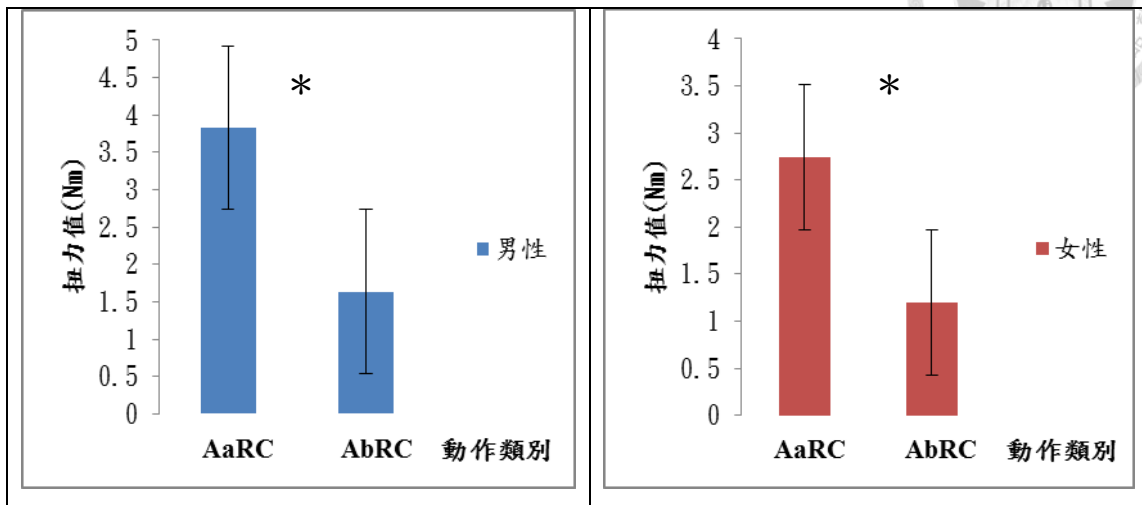


圖 4-13 橈側方向模式-瓶蓋大小比較(* p 值<0.05 具顯著差異)

男性大瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 3.83 ± 1.46 Nm。小瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 1.64 ± 0.58 Nm。此兩組模式間以 T-test 統計有顯著差異($p < 0.05$)。女性大瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 2.74 ± 0.79 Nm。小瓶蓋橈側方向運動模式平均扭力值為 1.20 ± 0.62 Nm。此兩組模式間以 T-test 統計有顯著差異($p < 0.05$)。

為釐清同施力方向不同模具造成力量差異的原因是來自模具大小或施力大小，將透過下列式子觀察切線施力比值與模具直徑比值。由於大瓶蓋模具直徑為 6.5 cm，小瓶蓋模具直徑為 2.9 cm，所造成的差異比約為 2.24。

$$\text{力矩} = \text{作用力} \times \text{力臂}$$

$$\frac{\text{大瓶蓋切線施力值}}{\text{小瓶蓋切線施力值}} \times \frac{\text{大瓶蓋直徑}}{\text{小瓶蓋直徑}} = \frac{\text{大瓶蓋實際力量值}}{\text{小瓶蓋實際力量值}}$$

表4-6力矩關係

男性尺側	$1.26 \times 2.24 = 2.82$
女性尺側	$1.29 \times 2.24 = 2.89$
男性橈側	$1.13 \times 2.24 = 2.53$
女性橈側	$1.11 \times 2.24 = 2.49$



由結果可知，同施力方向不同模具造成力量差異，大部分來自模具大小影響。其中無論性別，尺側運動方向的施力比值皆比橈側運動方向的施力比值高，是否為使用不同肌肉群造成的影響，將利用表面肌電圖量法分析進一步探討。

◆ 實驗討論 B – 探討網球肘護帶之助益

比較網球肘護帶對健康受試者與網球肘病患之影響

為了解網球肘護帶的助益性，將測試健康受試者與網球肘患者綁帶前與綁帶後的力量差異。表 4-7 為健康受試者綁帶前與綁帶後的力量變化，表 4-8 為網球肘患者綁帶前與綁帶後的力量變化。

表 4-7 健康受試者綁帶力量差異

模式	AaC 綁前	AaC 綁後	AaRC 綁前	AaRC 綁後	AbC 綁前	AbC 綁後
平均力量值	2.637	2.379	2.779	2.725	1.013	1.030
變化量%	-9.78%		-1.96%		1.62%	
模式	AbRC 綁前	AbRC 綁後	BcC 綁前	BcC 綁後	grasp 綁前	grasp 綁後
平均力量值	1.506	1.492	2.519	2.439	35.039	33.828
變化量%	-0.97%		-3.17%		-3.46%	

表 4-8 網球肘患者綁帶力量差異

模式	AaC 綁前	AaC 綁後	AaRC 綁前	AaRC 綁後	AbC 綁前	AbC 綁後
平均力量值	3.435	3.393	3.498	3.501	1.327	1.29
變化量%	-4.25%		-1.55%		-2.84%	
模式	AbRC 綁前	AbRC 綁後	BcC 綁前	BcC 綁後	grasp 綁前	grasp 綁後
平均力量值	1.217	1.476	4.09	4.08	25.013	26.677
變化量%	24.18%		4.12%		8.29%	

由表 4-7 結果可知，護帶對於健康受試者之力量提升幫助並不高，除小瓶蓋尺側運動方向之外，其餘綁帶皆會造成力量衰退。由表 4-8 結果可知，護帶對於網球肘患者之力量提升可能有助益，小瓶蓋橈側運動方向、門把尺側方向、握力計的變化量皆是正成長。為完整觀察橈側方向動作的力量差異，本實驗增添一個模式動作為門把橈側運動方向，並招募健康成人受試者與網球肘患者各 9 名。表 4-9 為門把橈側運動方向的力量差異。

表 4-9 門把橈側運動方向的力量差異

模式	健康 BcRC 綁前	健康 BcRC 綁後	病患 BcRC 綁前	病患 BcRC 綁後
平均力量值	3.346	3.369	3.423	3.758
變化量%	1.1%		12.24%	

由結果可知，網球肘病患綁帶造成的力量上升程度高於健康成人受試者。為了解綁帶對於網球肘患者疼痛改善的程度，表 4-10 為記錄網球肘病患綁帶前與綁帶後的疼痛改善人數。其中門把橈側運動方向為網球肘患者最容易引起疼痛之動作，而其次容易引起疼痛動作為小瓶蓋橈側運動方向與 Jamar 握力計。此三個動作在綁帶造成的力量提升也有明顯差異，可能來自使用不同肌肉群之影響，未來將利用表面肌電圖量化分析釐清。

表 4-10 疼痛改善人數

	AaC	AaRC	AbC	AbRC	BcC	BcRC	握力計
疼痛改善(人數)	2	3	2	5	2	8	5

◆ 實驗討論 C – 釐清手腕肌力差異之肌群關係

比較旋扭瓶蓋的肌肉群差異

本實驗招募 16 名受試者(男性 9 名，女性 7 名)，將肌電訊號透過 T-test 統計其顯著性。表 4-11 為受測之結果：

表 4-11 肌電圖量化之 T-test 結果(* p 值<0.05 具顯著差異)

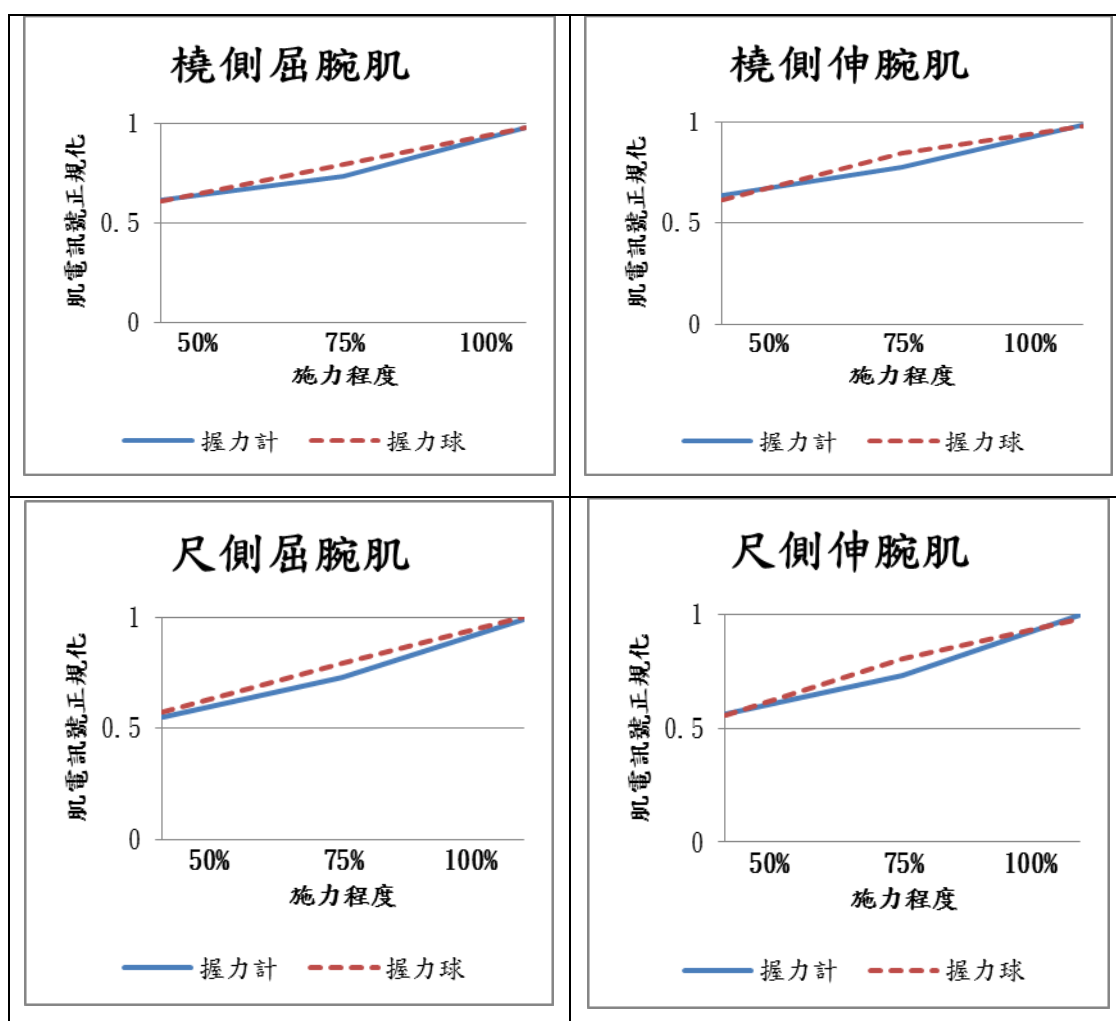
	橈側屈腕肌	尺側屈腕肌	橈側伸腕肌	尺側伸腕肌
小瓶蓋橈側方向	*		*	
小瓶蓋尺側方向				
	橈側屈腕肌	尺側屈腕肌	橈側伸腕肌	尺側伸腕肌
大瓶蓋尺側方向		*	*	*
小瓶蓋尺側方向				
	橈側屈腕肌	尺側屈腕肌	橈側伸腕肌	尺側伸腕肌
大瓶蓋橈側方向	*		*	
小瓶蓋橈側方向				

由結果可知，無論性別，小瓶蓋橈側運動方向與尺側運動方向力量差異，可能來自橈側屈腕肌與橈側伸腕肌之肌肉群參與較多之關係，從學理上解釋，旋扭動作為橈側方向時，橈側屈腕肌之參與會比動作為尺側方向高，故此結論可信度高。另外比較大瓶蓋與小瓶蓋尺側運動方向力量差異的肌肉群關係，發現尺側屈腕肌、橈側伸腕肌、橈側屈腕肌的肌電訊號皆有顯著差異。比較大瓶蓋與小瓶蓋橈側運動方向力量差異的肌肉群關係，發現橈側屈腕肌、橈側伸腕肌的肌電訊號有顯著差異。

比較握力球與握力計的肌肉群差異

為驗證本研究研發之握力球能用運在復健運動上，本實驗將觀察握力球與握力計之間的肌電訊號差異，受試者分別對握力球與握力計施力 50%、75%、100% 之力量，並將肌電訊號透過數值正規化後作圖。表 4-12 為握力球與握力計肌電訊號比較，表中施力程度分別為 50%、75%、100% 之力量。

表 4-12 握力球與握力計肌電訊號比較



根據結果發現，無論任何肌群，當施力程度達 75% 時，握力球之肌電正規化平均數值高於握力計。未來將招募受試者使用握力球訓練手腕肌力，並觀察手腕肌力的力量變化與肌群關係。



第五章結論與未來展望

本研究沿用先前團隊提出之手腕肌力評估系統，擴大招募受試者，完成健康成人組40名男性手腕肌力量測，並與先前團隊收取之健康成人組40名女性資料共同分析。由回歸曲線之斜率顯示，男性與女性隨年齡增加手腕肌力可能會受老化影響而有下降之趨勢，且觀察到男性各量測模具中，手腕肌力衰退速度皆比女性快。進一步分析性別對手腕肌力之影響，發現相同年齡層中，無論任何扭握動作，男性平均力量皆比女性高。為探討不同使用扭力之情形下，肌肉使用方式之依據，本研究也納入量化表面肌電圖分析(sEMG)。發現小瓶蓋橈側方向運動時所測得之扭力會比尺側方向運動時為高，可能原因是橈側屈腕肌與橈側伸腕肌參與之肌群較多，而相同施測方向的旋轉大瓶蓋之扭力會比旋轉小瓶蓋時更高，可能原因除參與之肌群不同之外，瓶蓋的大小也是主要影響因素之一。

為確切了解網球肘護帶對於網球肘患者的助益性，本研究將網球肘病患納入研究對象，分析護帶綁前與綁後造成的力量差異並與健康受試者做比較。觀察到網球肘患者綁帶前與綁帶後的力量提升最多為小瓶蓋橈側方向、門把橈側方向與握力計等三個動作，且此三個動作對於網球患者的疼痛改善程度也是最高。未來將招募更多網球肘病患受試者量測與分析，並透過表面肌電圖進一步探討造成力量差異的肌群變化方式。

本研究將手腕肌力評估系統研發成可攜式之裝置，因應未來進行居家量測並招募更多受試者，因此結合藍芽傳輸與雲端資料庫系統，即時運算後立刻提供資訊給臨床醫師。未來將提供受測試者有關自身扭力能力相當於何年齡層族群之資訊，並訂出扭力能力之分級，是良好、一般、或是需復健介入以改進扭力能力，以提供患者對自身扭力是否須改善之依據並增進受試者受測之意願。

另外本研究研發可攜式握力球訓練系統具備有良好可信度，未來將提供給需要手腕肌力訓練之患者，透過握力球訓練後觀察手腕肌力改善程度，並利用表面肌電圖表進一步觀察力量改善之肌群關係。未來應以可攜式智慧型手腕肌力評估系統為基礎，可攜式握力球訓練系統為輔具，建構一套完整的手腕肌力評估與訓練系統，提供給手腕肌力退化或網球肘患者有效提升手腕肌力之友善工具。

參考文獻



- [1] C.F. Lee, C.C Kuo, *Manual Ability For Various Age People in Taiwan*. The Journal of Technology (Taiwan), 2009, Vol. 18(2): p. 89-96.
- [2] K.D. Plancher, J. Halbrecht, G. Lourie, *Medial and Lateral Epicondylitis in the Athlete*. Clinics in Sports Medicine, 1996, Vol. 15(2): p. 283-304.
- [3] B.S. Kraushaar, R.P. Nirschl, *Current Concepts Review-Tendinosis of the Elbow (Tennis Elbow). Clinical Features and Findings of Histological, Immunohistochemical, and Electron Microscopy Studies*. The Journal of Bone and Joint Surgery (American), 1999, Vol. 81(2): p. 259-278.
- [4] T. Rantanen, *Handgrip Strength and Cause-Specific and Total Mortality in Older Disabled Women: Exploring the Mechanism*. The Journal of the American Geriatrics Society, 2003, Vol. 51(5): p. 636-641.
- [5] P.T. Katzmarzyk, C.L. Craig, *Musculoskeletal Fitness and Risk of Mortality*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2002, Vol. 34(5): p. 740-744.
- [6] T. Rantanen, *Midlife Hand Grip Strength as a Predictor of Old Age Disability*. JAMA: The Journal of the American Medical Association, 1999, Vol. 281(6): p. 558-560.
- [7] J. Humphreys, *Muscle Strength as a Predictor of Loss of Functional Status in Hospitalized Patients*. Nutrition, 2002, Vol. 18(7-8): p. 616-620.
- [8] M.I. Boyer, H. Hastings 2nd, *Lateral Tennis Elbow: "Is There Any Science Out There?"*. The Journal of Shoulder and Elbow Surgery/American Shoulder and Elbow Surgeons, 1999, Vol.8(5): p. 481-491.
- [9] R. Nirschl, *Elbow Tendinosis/Tennis Elbow*. Clinics in Sports Medicine, 1992, Vol. 11(4): p. 851-870.

[10] K.C. Shih, *Tennis Elbow, What Kind of Treatment is Best?*. 2003.

[11] H. Alaranta, R. Härkönen, R. Harju, *Accuracy of the Jamar Dynamometer*, 1993,
Vol 6(4): p. 259-262.

[12] H.Y. Ho , *Intelligent Evaluation System of Wrist Twist Capability:
Development and Application*, Master Thesis, 2013, p. 1-58.

[13] T.J. Liu, T.C. Hsu, Z.L. Zhou, Z.J. Gao, *Effect of the Armband on Wrist and Grip
Strength and Pain in Subjects with Tennis Elbow*. *The Journal of Rehabilitation
Medicine*, 1991, Vol. 19: p. 31-36.

[14] A. Chkeir, R. Jaber, D.J. Hewson, J. Duchêne, *Reliability and Validity of the
Grip-Ball Dynamometer for Grip Strength Measurement*. 34th Annual International
Conference of the IEEE EMBS, 2012, p. 1996-1999.



附錄 取得「臨床試驗許可書」證明



正本

發文方式：紙本遞送

檔 號：

保存年限：

國立臺灣大學醫學院附設醫院 函

地址：10002臺北市中山南路7號
承辦人：陳俞瑾
電話：02-2312-3456#63750
電子信箱：ntuhrec@ntuh.gov.tw

受文者：本院復健部賴金鑫醫師

發文日期：中華民國102年4月15日

發文字號：校附醫倫字第1023701463號

速別：普通件

密等及解密條件或保密期限：普通

附件：如文

主旨：有關 台端所主持之「高齡者之手腕肌力評估與臨床應用」
(案件編號：201302026RINB)純學術臨床試驗計畫案，通
過本院B研究倫理委員會第40次會議審查，符合研究倫理規
範，惟應依說明辦理。隨函檢附「臨床試驗許可書」乙份，
請 查照。

說明：

- 一、依據本院102年3月15日B研究倫理委員會第40次會議決議辦理，請自行上網查詢會議紀錄：(網址：<http://www.ntuh.gov.tw/RECO>)。
- 二、本臨床試驗核准之有效期限為1年，計畫主持人應於到期前6至12週向本會提出持續審查報告，本案需經持續審查，方可繼續執行。
- 三、本臨床試驗計畫若需變更、暫停執行、中途終止或結束時，主持人應向本會提出審查申請。
- 四、依據國際醫學雜誌編輯委員會(The International Committee of Medical Journal Editors, ICMJE)之投稿規定，臨床試驗研究計畫投稿者，需於招募第一位受試者參與試驗前，將通過研究倫理委員會審核之臨床試驗計畫資料登錄於臨床試驗公開網站，完成登錄作業後，國際醫學雜誌編



輯委員會(ICMJE)才會接受研究結果之發表。WHO對臨床試驗研究計畫之定義為任何對受試者或特定族群進行一個或多個與健康有關的介入措施(如藥物、外科處置、器材、行為治療、飲食介入及照護過程改變)以評估對健康的效益之計畫，非屬上述臨床試驗計畫，請計畫主持人自行決定是否登錄。須登錄者，請於本院PTMS線上系統之新案申請書點選「產生XML」下載XML檔案，並上傳至Clinicaltrials.gov。

五、本院已向美國國家衛生研究院(National Institutes of Health, NIH) ClinicalTrials.gov 網站- Protocol Registration System (PRS [https:// register.clinicaltrials.gov/](https://register.clinicaltrials.gov/))申請本院專用帳號，供本院計畫主持人(PI)登錄所主持之臨床試驗研究計畫，登入網頁之帳號及密碼如後：

(一)Organization : NTaiwanUH

(二)User Name : NTUH

(三>Password : 99NTUH99



六、計畫主持人及研究團隊應遵循之相關研究倫理規範，請參閱研究倫理委員會網頁<http://www.ntuh.gov.tw/RECO>，並遵照執行；臨床試驗執行期間，請確實依據「人體研究法」之相關規定辦理；並請計畫主持醫師保存所有文件備查。

七、隨函檢附「招募受試者廣告文宣品樣張」，請持許可公文正本及擬張貼或發送之海報或招募文宣品至本會用印。

八、另檢附「臨床研究重要訊息通知單」、「嚴重不良事件及非預期問題通報須知」、「台大醫院臨床試驗/研究參與者須知」及「受試者知情同意過程記錄格式」各乙份，請依計畫需要辦理相關事宜。

九、請研究人員在邀請可能參加試驗/研究之病友、家屬或民眾

裝

訂

線





時，先分發給予「臺大醫院臨床試驗/研究參與者須知」單張(如附件，請自行影印使用)，並依單張內容詳細說明參加本院之試驗或研究將受到之保護，上述給予單張之過程請記錄於病歷。

正本：本院復健部賴金鑫醫師

副本：本院研究倫理委員會(含附件)

院長 陳明豐

裝



線



NTUHREC_Version : AF-065 /04.0

國立台灣大學醫學院附設醫院B研究倫理委員會

Research Ethics Committee B
National Taiwan University Hospital
7, Chung-Shan South Road, Taipei, Taiwan 100, R.O.C
Phone: 2312-3456 Fax: 23951950

臨床試驗/研究許可書

許可日期：2013年4月12日

倫委會案號：201302026RINB

計畫名稱：高齡者之手腕肌力評估與臨床應用

部門/計畫主持人：復健部/賴金鑫醫師

計畫文件版本日期：【計畫書：2013/04/01 version 3、同意書：2013/04/01 version 3、招募受試者廣告文宣：2013-04-01 Version 1、中文摘要：2013/02/18 version 1】

上述計畫業經 2013 年 3 月 15 日本院 B 研究倫理委員會第 40 次會議審查同意，符合研究倫理規範。本委員會的運作符合優良臨床試驗準則及政府相關法律規章。

本臨床試驗/研究許可書之有效期限為 1 年(自 2013 年 4 月 12 日起至 2014 年 4 月 11 日止)，計畫主持人須依國內相關法令及本院規定通報嚴重不良反應事件及非預期問題，並應於到期日至少 6 週前提出持續審查申請表，本案需經持續審查，方可繼續執行。

主任委員

Clinical Trial/Research Approval National Taiwan University Hospital

Date of approval: Apr 12, 2013

NTUH-REC No.: 201302026RINB

Title of protocol: An intelligent evaluation of wrist strength for the elderly people and its clinical application

Department/ Principle Investigator: Department of Physical Medicine and Rehabilitation/ Dr.

Version date of documents: 【Protocol: 2013/04/01 version 3 ; ICF: 2013/04/01 version 3 ; Advertisement for Subject Recruitment: 2013-04-01 Version 1; Chinese Summary: 2013/02/18 version 1】

The protocol has been approved by the 40th meeting of Research Ethics Committee B of the National Taiwan University Hospital on Mar 15, 2013. The committee is organized under, and operates in accordance with, the Good Clinical Practice guidelines and governmental laws and regulations.

The duration of this approval is one year (from Apr 12, 2013 to Apr 11, 2014). The investigator is required to report Serious Adverse Events and Unanticipated Problems in accordance with the governmental laws and regulations and NTUH requirements, and apply for a continuing review not less than six weeks prior to the approval expiration date.


Hong-Nerng Ho, M.D.
Chairman
Research Ethics Committee B

正本

發文方式：紙本遞送

檔 號：

保存年限：

國立臺灣大學醫學院附設醫院 函

地址：10002臺北市中山南路7號
承辦人：呂芷茵
電話：02-23123456#63998
傳真：02-23951950
電子信箱：ntuhrec@ntuh.gov.tw

受文者：本院復健部賴金鑫醫師

發文日期：中華民國103年4月15日

發文字號：校附醫倫字第1033701726號

速別：普通件

密等及解密條件或保密期限：普通

附件：

主旨：有關 台端所主持之「高齡者之手腕肌力評估與臨床應用」
(本院案號：201302026RINB) 臨床試驗計畫變更案乙案，
符合簡易審查條件及研究倫理規範，業經本院B研究倫理委
員會審查，同意核備，並提第53次會議報備追認，詳如說明，
請 查照。

說明：

- 一、本院研究倫理委員會同意變更事項及變更後文件版本日期如下：
 - (一) 同意展延預期試驗期限，展延期間內，需每年向本會提出持續審查申請，本案需經持續審查通過後，方可繼續執行。
 - (二) 同意變更本計畫預期試驗人數為160人。
 - (三) 受試者同意書：2014/03/10 version 4。
- 二、本院研究倫理委員會的運作符合優良臨床試驗準則及政府相關法律規章。

正本：本院復健部賴金鑫醫師

副本：本院研究倫理委員會

院長 黃冠棠 請 假
副院長 何弘能 代為決行

第1頁 共1頁