

創客精神融入體育之示例 — 自製 IoT 肌電儀探究肌肉疲勞時 肌電功率頻譜的特性之個案研究

鄭承昌

摘要

運用生理監測的教學科技設備如計步器、心電儀及肌電儀能協助體育教師增進教學效能與達成教學目標。但是大部份的科技設備價格高昂且受限於廠商所提供的軟、硬體限制，難以實現於體育教學現場。依據創客教育的精神，本研究基於 Arduino 開發環境，發展一低價、可攜式、可連上物聯網（Internet of Things, IoT）平台之單通道肌電儀。藉此自製肌電儀分析業餘鐵人三項運動員之個案，比較其休息三日未接受訓練及完成 90 公里自行車與 5 公里路跑訓練後疲勞時之靜態股直肌肌電，經 t 檢定考驗與使用傅立葉轉換（Fourier transform, FT）後發現有如下特徵：

（1）休息時股直肌靜態肌電強度顯著高於疲勞時的肌電強度；（2）休息時的股直肌靜態肌電功率頻譜會於 28.689 Hz 附近出現峰值，此頻率附近的範圍可能是肌肉的同步訊號；（3）疲勞時的股直肌靜態肌電功率頻譜會於 24.61 Hz、16.219 Hz 與 7.649 Hz 三個頻率附近出現峰值，驗證肌肉疲勞時會出現低頻的肌電現象；（4）肌肉疲勞時，肌電功率頻譜會發生降檔的現象，上述發現可提供給體育教師或運動教練觀察肌肉施力與疲勞現象的客觀參考。文末提出改進此研究的建議。

關鍵詞：創客教育、Arduino、物聯網、肌電圖、功率頻譜

鄭承昌，國立臺東大學教育學系副教授。E-mail: cjeng@nttu.edu.tw

投稿日期：2020.10.21；修改日期：2020.11.25；採用日期：2020.12.01

doi: 10.3966/102711202020123102004

Example of Incorporating the Concepts of Maker Education into Physical Education: A Case Study Exploring the Electromyography Power Spectrum Characteristics of Fatigued Muscles Using Self-Made IoT Electromyography Machine

Cheng-Chang Jeng

Abstract

Physiological monitoring equipment such as pedometers, electrocardiograph machines, and electromyography (EMG) machines can assist physical education teachers in enhancing their teaching effectiveness and achieving their teaching objectives. However, the application of such technological equipment in the physical education venue is limited by high equipment prices and the types of software and hardware provided by manufacturers. According to the concepts of maker education, a low-cost, portable single-channel EMG machine that can connect to an Internet of Things (IoT) platform was created using the Arduino integrated development environment. This self-made EMG machine was used to analyze an amateur triathlete and compare the EMGs of the subject's rectus femoris during lying flat after resting for three days with no training and after a training session involving biking for 90 km and running for 5 km. T tests and Fourier transform analysis revealed the following: (1) the lying flat of the rectus femoris in a rested state presented significantly higher EMG signal intensity than those in a fatigued state; (2) the EMG power spectrum of lying flat of the rectus femoris in a rested state displayed a peak around 28.689 Hz; the range around this frequency may be the synchronization signals of the muscle; (3) the EMG power spectrum of lying flat of the rectus femoris in a fatigued state presented peaks around 24.61 Hz, 16.219 Hz, and 7.649 Hz, thereby verifying that fatigued muscles show low-frequency EMG; (4) downshifting occurs in the EMG power spectrum of fatigued muscles. These findings can provide physical education teachers or trainers with objective reference when they observe muscle exertion and fatigue. Suggestions on possible improvements were put forward.

Keywords: maker education, Arduino, Internet of Things (IoT), electromyography (EMG), power spectrum.

壹、緒論

教學科技能協助體育教師或教練增進其教學效能與達成教學目標，以及深化學生參與學習活動的動機與進行有意義的學習，進而內化體育相關知識與技能。美國健康和體育教育協會（SHAPE America, 2017）則具體建議，體育教學者在規畫與施行教學內涵時，應讓學生適當的使用科技以達成教學者所設定的短期乃至於長期的教學目標。例如，簡易且價格低廉的計步器可讓學生由步數的計算，具體監控與記錄他們參與體育活動的程度、設定個人活動目標與發展促進活動的策略；對教師而言，則能管控教學時間、評估不同教學內容的活動程度、增進教學效能以及學習責任移轉（Beighle, Morgan, & Pangrazi, 2004）。由於心率的高低和活動的強度呈現正向的關聯，因此更先進的生理監測設備，例如心率監測儀（heart rate monitor）亦有助於體育教學。Nichols, Davis, McCord, Schmidt 與 Slezak（2009）認為，應用心率監測儀於體育教學現場，適當地設定目標心率區間（target heart rate zone）能有效鼓勵學生自我挑戰並主動參與更多的體育活動；對教師而言，則能具體評估學生在體育課堂上是否努力參與學習，並能促進學習責任移轉。但是使用心率監測儀在體育教學最大的困難處在於設備的價格與設備的安置問題。

使用科技設備亦有助於教師檢視是否達成其體育教學的教學目標。以目前市面上常見的加速規（accelerometer）產品為例，Costa, Oliveira, Mota, Santos 與 Ribeiro（2017）利用市售的加速規，分析 472 名 10 至 18 歲的學生在體育課堂上的活動水準（activity level）發現，整體而言學生在課堂上所表現出中高強度之體能活動（moderate and vigorous physical activity, MVPA）的程度，僅及 50% 課程所建議的 MVPA 水準。換言之，學生的表現遠低於體育課程的目標，而且更讓教師沮喪的是，研究發現學生的表現低落事實上和其 BMI（body mass index）指數無關，毋論學生的 BMI 指數為何，學生在課堂上的表現都低於預期。況且研究中所使

用的市售加速規單套售價約 200 元美金，設備的價格顯然是科技融入體育教學的阻礙因素之一。

除了上述步態、心率等數據外，其它的生理表徵設備亦可用來提昇訓練成效、運動動機與參與，其中又以肌電儀價格較低且便於安裝使用，因而被廣泛應用在運動科學分析體姿(林清泉, 2012)、肌肉施力狀態(林羿志、林怡欣、陳韋翰、劉宗翰、相子元, 2020)、疲勞狀態(黃勝裕, 2000; 黃健庭, 2005; 王信寰、周宜辰、張凱隆、陳映蓉、陳家祥, 2018)的研究中。肌電儀又分為侵入式肌電儀(indwelling EMG, iEMG)與表面式肌電儀(surface EMG, sEMG)，侵入式肌電儀必須以細針刺入肌肉以觀察肌電，常在醫學檢驗時使用，雖然較為精確，但是相較於表面式肌電儀，使用者的接受程度較低，且針刺的傷口處理不當有感染的風險；表面式肌電儀則以電極貼片貼於皮膚表層以測量肌肉放電的訊號，較為便利，常應用於運動研究中，且不似侵入式肌電儀會引起讓人不悅的疼痛(江勁政, 2016)。但是儀器判讀肌電訊號時易受環境雜訊與溫濕度的影響，為表面式肌電儀主要的缺點。運用肌電儀於運動訓練的相關研究已有不少論述，然則實際應用於體育課堂上的實徵研究卻不多，與其它佩戴式、手環式或可攜式的消費型產品，而肌電儀除了尚未有消費型的產品問世外，Walters, Kaschinske, Strath, Swartz 與 Keenan (2013)指出，當時坊間可充電式、能連續使用 4 小時的專業肌電儀價格區間落於 20,000 美元附近，如此高昂的價格，使得肌電儀於過去的相關研究中僅能在實驗室環境進行，而非在自然狀況下的真實情境進行研究。縱使近年已有價格約 1,800 美元左右的可攜式無線肌電儀可供研究使用，但要在體育教學的課堂中廣泛的供學生使用肌電儀，除了師生無法近用的問題外，肌電儀的市售價格仍然太高。

科技融入體育教學雖然對增進教師教學效能、達成教學目標，促進學生學習動機與學習責任移轉有所幫助，但是科技設備的價格、近用性

與設備安置複雜程度是阻礙科技融入體育教學的因素。省思上述的阻礙因素，創客教育（maker education）又稱為自造者教育的精神或許可提供科技融入體育教學的部份解決方案。創客教育的目的在於基於知識建構論，師生能結合科學、科技、工程與數學的知識與技能，於創客空間（makerspace）具體實作來提供特定問題的解決方案（Valente & Blikstein, 2019）。在此所謂的創客空間，不僅是指一般的課室環境，而是能方便存取知識與傳遞訊息、彼此協作、近用傳統工藝與現代數位化工具、最終能具體實作出產品以解決實務問題的教與學空間。

再者，研究者目前正協助一名從事耐力型體育活動的學生分析其肌肉疲勞狀況，除了學生自述肌肉疲勞的主觀陳述外，缺乏客觀的量測工具來進行分析。而肌肉疲勞時，由於人體自我修復的機制，原本多數被利用來輸出運動動力的快速肌群因疲累必須進入養護的狀態，神經的傳導速率也下降，因此慢速肌群工作時的低頻訊號會更為顯著；由此可知使用傅立葉轉換（Fourier transform, FT）分析肌電，若發現低頻譜訊號顯著發生，可以判別肌群已有的疲勞現象（黃勝裕，2000）。黃健庭（2005）的研究也發現，肌肉疲勞時，會發現在兩個低頻頻率域 8~12 Hz 與 20~40 Hz 中，出現顯著的頻譜峰值，此發現可與黃勝裕的研究結果互為呼應：肌肉疲勞時，量測到的低頻訊號會更為顯著。

讓學生能依據客觀的數據採行適當的休養策略以減輕肌肉疲勞所產生的運動傷害，顯然採用肌電儀輔以 FT 的分析技術來幫助此名學生分析肌肉疲勞狀態為可行的取向。但受限於肌電儀的不易在實驗室外使用及高昂的價格，無法讓學生自行攜帶肌電儀於真實環境以及日常訓練時進行檢測，因此，為解決實務上的問題，本研究採行創客教育的精神，自行製作可攜式的肌電儀，並基於物聯網（Internet of Things, IoT）的概念，使得研究者能遠端監看個案的肌電狀態，減少與學生的肢體接觸與雜訊干擾，來協助學生進行肌肉疲勞之分析，而不須受限於實驗室的情境。研究目的統整如下：

- (1) 製作一低成本、可攜式肌電儀，提供師生仿製應用於體育課堂中；
- (2) 此肌電儀可在網路上即時看到受測者之肌電狀況；
- (3) 由自製的肌電儀所儲存的數據，以 FT 分析肌肉疲勞的肌電特徵。

貳、研究工具與方法

此節中依序說明本研究自製肌電儀之硬體、軟體設計與原始肌電資料取得的方法，最後描述 FT 處理肌電資料的數學方法。

一、硬體設計

在文獻探討中，大多數使用肌電儀進行肌電分析的研究都採用市售的，並且軟、硬體皆為封閉格式的產品。除了成本較高，所取得的原始數據亦僅能依據廠商所提供的格式來進行處理，若是為特殊規格，尚須受限於廠商所提供的軟體來進行讀取。因此本研究採用開放式的軟、硬體開發環境，來設計模組化可攜式肌電儀，可方便研究者取得原始肌電資料或自行修改軟、硬體。硬體主要採用基於 ESP8266 微控制器（micro control unit, MCU）的 D1 Mini 模組，此模組整合 WiFi 連線之能力，適合設計 IoT 相關應用。

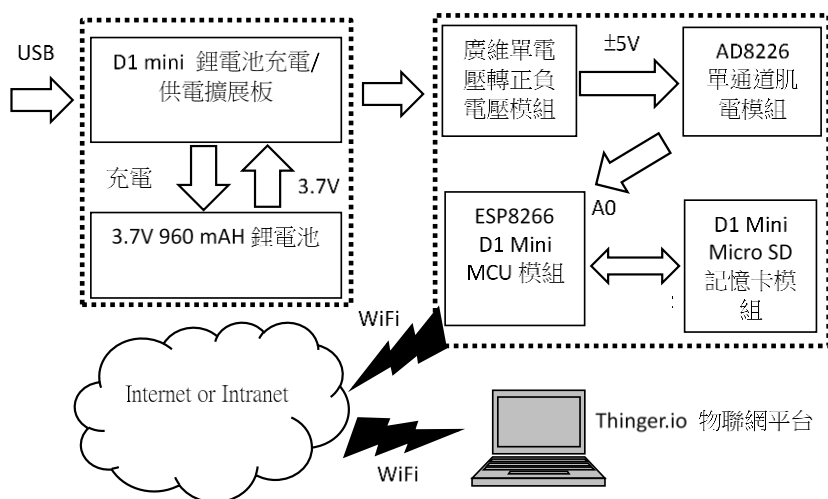


圖 1 系統架構圖

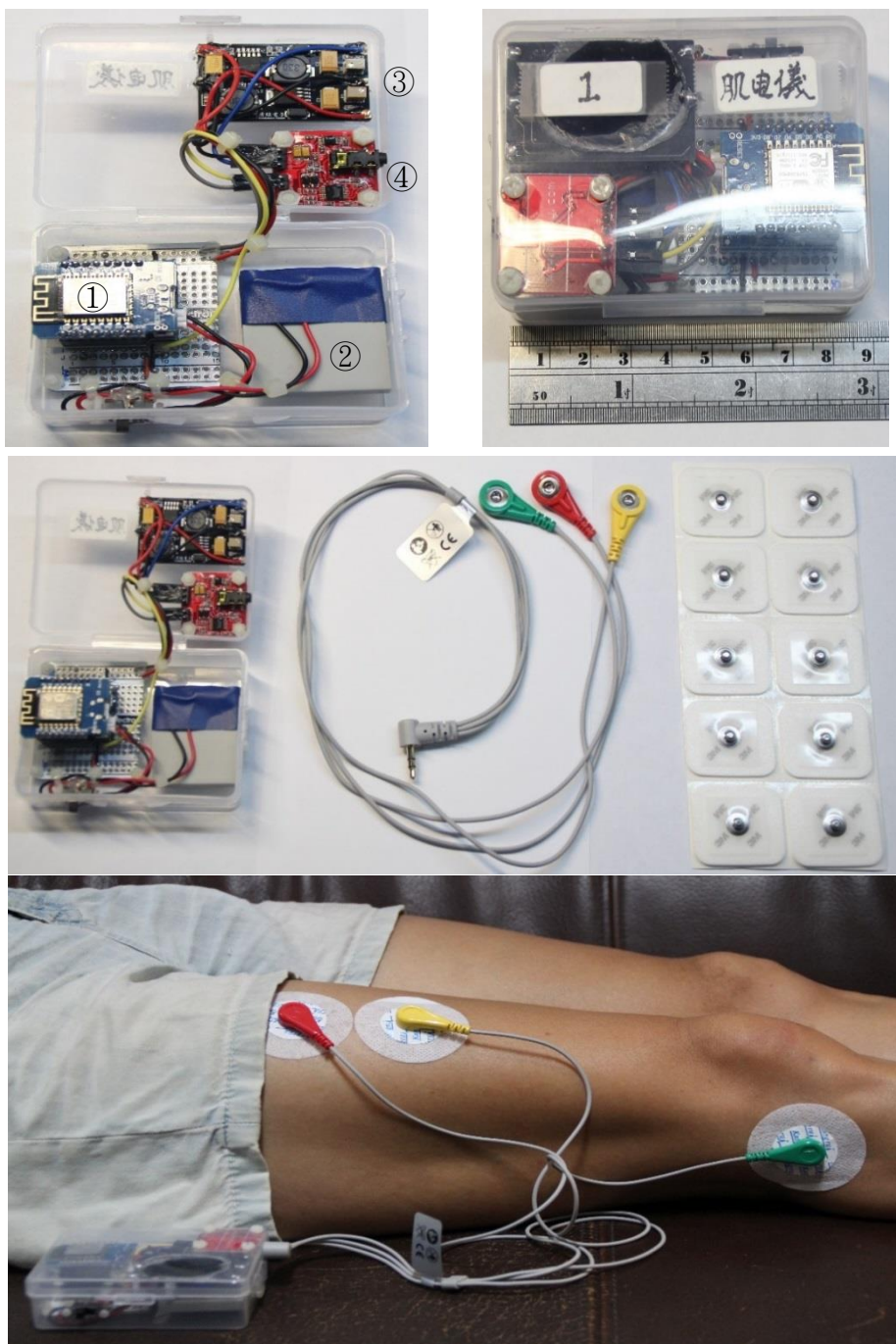


圖 2 (左上) 個別模組 ; (右上) 完成圖 ; (中) 肌電儀、電極導線及電極貼片 ; (下) 靜態施測示意圖

整體系統架構如圖 1，可分成兩個主要的部份，圖 1 左方虛線方塊的部份為充電及供電線路，右方虛線方塊為 MCU 與肌電資料讀取及儲存線路。D1 mini 鋰電池充電/供電擴展板為可使用 USB 對鋰電池充電，以及將鋰電池升壓後供電給其它電子模組的 D1 Mini 專用擴展板，使用時僅需疊加在 D1 Mini 微控制器模組即可工作。由於 AD8226 單通道肌電模組必須使用正、負雙電壓，因此必須安裝一雙電壓轉換模組，以取得 ± 5 電壓讓肌電模組能正常工作。肌電模組的原始訊號輸出則連接至 D1 Mini MCU 模組的類比訊號輸入端點 A0，D1 Mini MCU 設定為 100 Hz 的取樣率讀到肌電的原始訊號後，將時間之訊號資訊經 SPI 協定送至 Micro SD 模組，把資訊儲存至 Micro SD 記憶卡內以供事後分析。

由於 D1 Mini MCU 模組具 WiFi 通訊能力，在取得肌電資訊在存到記憶卡的同時，亦將這些資訊經無線網路傳送至 IoT 平台 Thingier.io。Thingier.io 為一開源軟體（open-source software），可整合來自不同 MCU 平台及各式感測器的資訊，並將這些感測資訊以時間折線圖、圓餅圖等視覺化工具呈現於使用者端的網頁瀏覽器上（Luis Bustamante, Patricio, & Molina, 2019）。本研究將 Thingier.io 平台安裝於 Linux 系統，可讓使用者經內聯網（intranet）或網際網路（internet）觀察視覺化的肌電資訊。

圖 2 左上為將各模組組合後的實際圖片，圖 2 左上標註號碼的主要元件，依編號分別為：（1）ESP8266 D1 Mini MCU 模組、鋰電池充電/供電擴展板模組與 Micro SD 記憶卡模組共三個模組的堆疊；（2）3.7V 960 mAH 鋰電池；（3）單電壓轉正負電壓模組；（4）AD8226 單通道肌電模組。圖 2 右上方為各元件配線及組裝後的成品，大小為 8.5 公分×6.0 公分×2.0 公分。圖 2 中由左至右分別為肌電儀、導線及電極貼片，最後圖 2 下為靜態施測示意圖，其中紅、黃電極相距約 3 公分貼在要測試的肌肉上，綠色參考電極則貼在肌肉較少的區域。硬體成本約為台幣 600 元，約莫 20 元美金，製作成本約市售肌電儀價格的 1/90。顯見就以經費而

言，此自製肌電儀若配合創客課程讓學生自行製作，比起大量購置市售價昂的肌電儀而言，較易於體育課堂上應用。在實測時，圖 2 中所使用之 3.7V 960 mAH 鋰電池可連續記錄資料超過 150 分鐘，足夠在 2 節的體育課堂中使用，由於鋰電池可輕易替換，若更換為市面上常見的 1250 mAH 鋰電池，則大約可連續記錄肌電 195 分鐘，能滿足大部份體育課堂的時間需求。要完成此肌電儀還必須將模組焊於洞洞板或稱為萬用板上，以及配線與模組的焊接工作，再加上測試與除錯的時間，預估整體實作需耗費 6 小時完成，而製作經費約 600 元台幣以內。

二、韌體設計

發展讀取肌電訊號的程式必須藉由 Arduino 開發環境寫入 ESP8266 D1 Mini MCU 中，程式以 100 Hz 的取樣率（sample rate）於 Analog 0 輸入端取得 AD8223 肌電模組的原始數據後，將時間及數據寫入 Micro SD 記憶卡中，再將資料經 WiFi 傳輸至 Thingier.io 平台。詳細的韌體程式置於附錄一中以供參考，以下說明韌體程式的架構要點。

附錄一中行號 1 至 27 為變數及函式庫的引用設定，為了要連接 Thingier.io 的平台，行號 4 設定 IoT 平台的 IP、行號 5 至 7 分別設定 IoT 平台的使用者名稱以及 EMG 設備的名稱與密碼，最後行號 8 及 9 設定無線路由器的 SSID 與密碼。行號 23 設定取樣的時間間隔，程式中設定為 10 微秒取樣一次，意即 1 秒中取樣 100 次。要注意的是 SD 模組的 chip select 控制接腳設定在 D1 Mini 的 D8，若設定錯誤將無法對記憶卡存儲。行號 28 到 84 為 setup（）函式的範圍，主要用來設定硬體的初始狀態，其中行號 50 至 67 用來檢查儲存於記憶卡中的檔名，若已存在相同檔名，則檔名序號自動加 1，例如若已存在檔名 m3.txt，則此段程式碼會將檔名設為 m4.txt，依序增至新檔名和已存在記憶卡中的舊檔完全不同為止。行號 85 到 131 為 loop（）函式的範圍，此段函式為用來連續讀取肌電狀態、傳輸至 IoT 平台並將資料儲存至記憶卡的主程式。函式中行號

89 至 113 為每隔 10 微秒即從類比輸入端讀取肌電訊號並傳輸至 IoT 平台，若 IoT 平台未能成功連線則連續嘗試三次，若三次後還是無法成功連線則放棄，繼續執行行號 113 至最末了儲存肌電資料至記憶卡的程式片段。

軟體的發展過程必須注意函式庫的處理，其中 Thingier.io 的函式庫用來處理 MCU 連結到 IoT 平台的通訊，elapsedMillis 用來處理感測器讀取及送出資料的時序問題，這兩個函式庫可從 Arduino 的程式庫管理選項中匯入到編譯環境中。其中應特別注意的是 SD 記憶卡函式庫，編譯時會預設連結到 Arduino 所附的原始函式庫，但是本研究使用 ESP8266 的硬體函式庫中包函了另一套 SD 函式庫，這與 Arduino 原始的 SD 函式庫會產生衝突。可先將原始函式庫備份移除後，即可讓編譯階段自動採用 ESP8266 所附的 SD 函式庫。

三、肌電資料之取得

髕骨疼痛症候群（patellofemoral pain syndrome, PFPS）或俗稱為跑者膝（runner's knee），常發生於跑者（Esculier, Bouyer, Dubois, Frémont, Moore, & Roy, 2016）或自行車運動者（張特彰、賴仲亮、蔡明妙、呂傳欽、許碧珊，2009）。又股直肌縱貫髕部和膝部的關節，若其弱化或力量不足是引起 PFPS 的原因之一（Kaya, Citaker, Kerimoglu, Atay, Nyland, Callaghan, & Doral, 2011）。由於本研究的單一受試者為 38 歲之女性，平時就已在進行耐力運動的訓練，以參加鐵人三項競賽為目標，過去已有參加 42.195 公里馬拉松與 113 公里鐵人三項的經驗，且曾經歷 PFPS 症狀，因此以其股直肌為主要肌電測量部位，藉以瞭解在長距離跑步及自行車運動後，股直肌的疲勞狀況。業經其書面同意，並告知實驗之目的與設備並無侵入式傷害之風險。

圖 3 為在 Thingier.io 平台上直接讀取到的受試者肌肉在平時狀態時，即時股直肌肌電資料之示例，驗證肌電訊號可傳送至 IoT 平台，再

以瀏覽器拜訪 IoT 平台網址以讀取動態且即時之肌電訊號線圖。此自製肌電儀所讀取到的資料為肌電放大後之絕對值肌電訊號或稱為整流（rectified）訊號，並且被 D1 Mini MCU 對應到 0 至 1023 的值域範圍。將肌電訊號取絕對值主要用來觀察肌群的施力與活動強度，也就是施力越大則整流後的肌電振幅也越大，此值加以處理可被用來進行姿態的辨識（Lobov, Mironov, Kastalskiy, & Kazantsev, 2015）。圖 4 為受試者在平時狀態，未接受訓練且已休養三日後，所測得的肌電資料。受試時平躺約 10 分鐘，取得股直肌未施力的絕對值肌電訊號，圖 4 中紅色虛線為迴歸線 $y = -0.0002x + 72.061$ ，可以發現隨著休息的時間越長，肌電絕對值強度呈現緩慢下降的趨勢。接著受試者被告知隨意進行 10 次半蹲再直立的動作後，測得圖 5 股直肌之肌電圖。由圖 5 可以很清楚的辨識 10 次半蹲的發生時間區段，以及肌電的振幅大小。經配合錄影觀察比對，受測者每次半蹲將要直立的瞬間，股直肌會產生最大的肌電訊號。說明前導實驗（pilot experiment）實徵成效的圖 3 至圖 5，驗證了本研究的自製肌電儀能有效讀取、傳輸、儲存肌電訊號。

四、對肌電資料進行傅立葉轉換

在受試者某日在 3 小時 20 分完成 90 公里自行車練習及 40 分鐘完跑 5 公里路跑後，自覺已讓大腿肌群感覺疲勞的狀況下，使用此研究所設計的肌電儀取得疲勞時的肌電資料。期間要求受試者不接觸金屬物、他人及地面，並安靜、平躺於舒適之絕緣躺椅 10 分鐘左右取得其疲勞狀態時股直肌的肌電資料。依據過去的實徵研究已指出，肌肉疲勞時將顯著量測得低頻的頻譜訊號（黃勝裕，2000；黃健庭，2005），因此本研究將採用 FT 來對自製肌電儀所量測得的肌電訊號進行處理，以探究肌肉疲勞時肌電的頻譜分布情況。

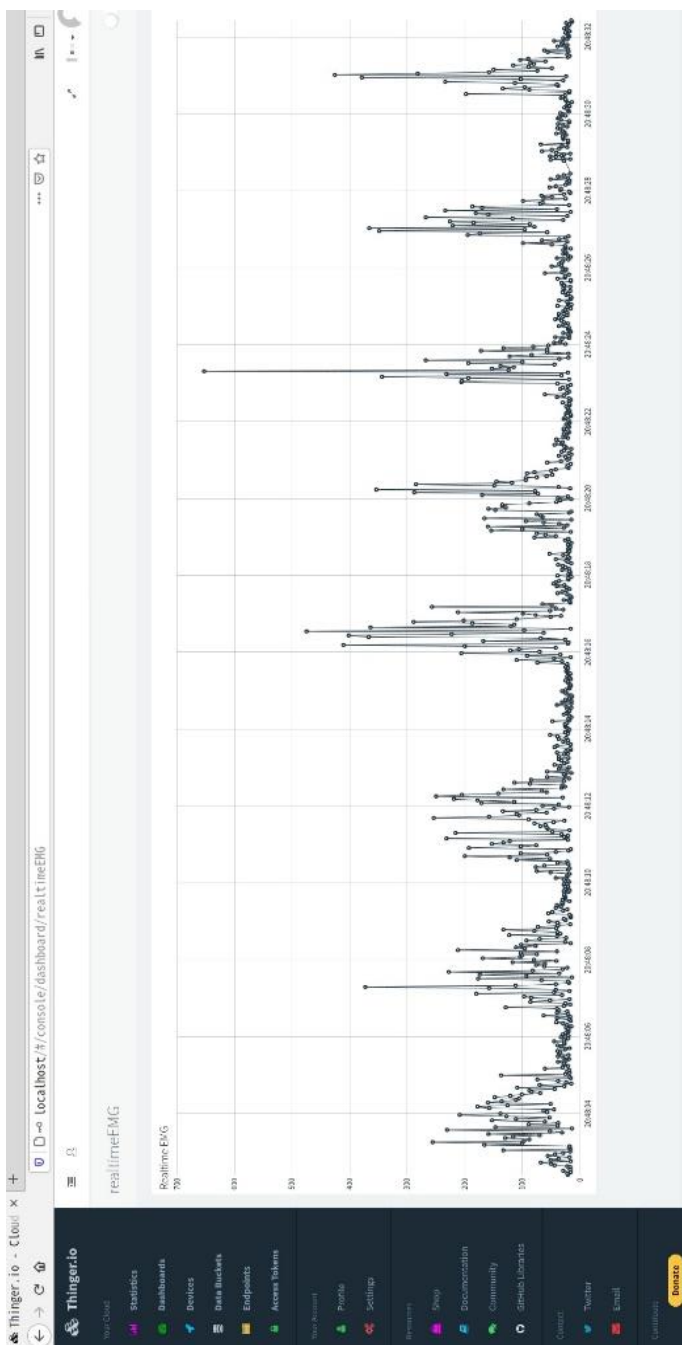


圖 3 受測者時隨意半蹲數次時於 Thingier.io 平台讀到的股直肌即時肌電

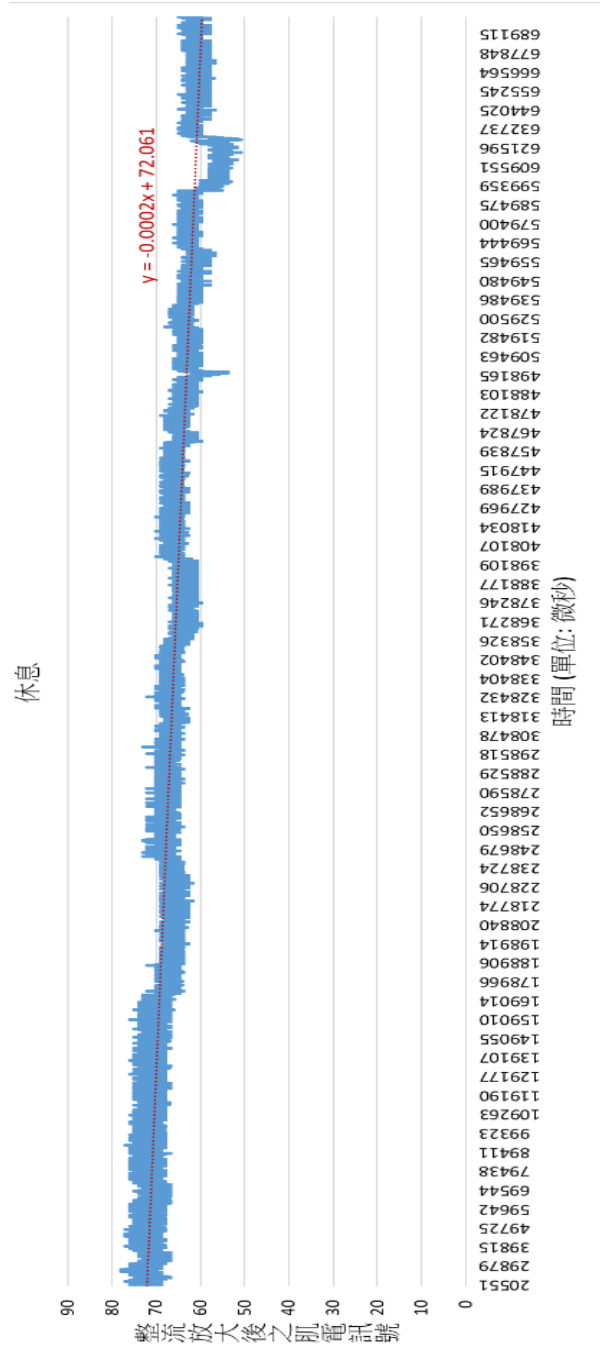


圖 4 受測者平躺未施力時所讀取到的股直肌肌電資料

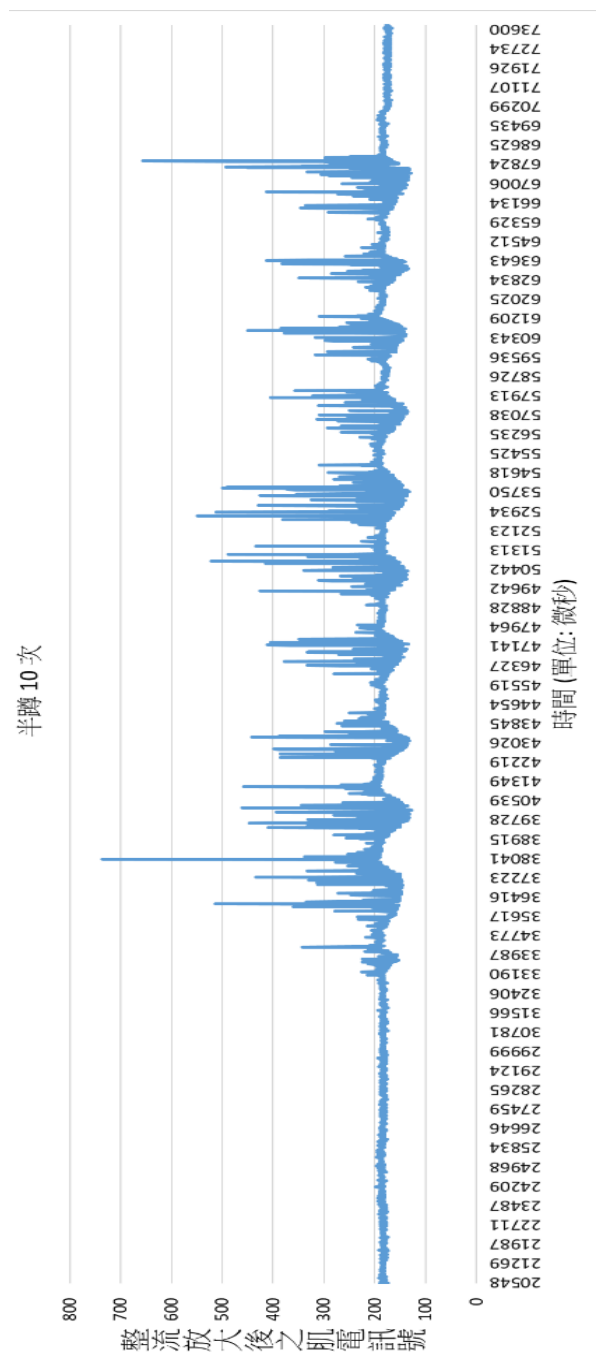


圖 5 受測者隨意半蹲 10 次後所讀取到的股直肌肌電資料

FT 的定義如式 (1)，值域為虛數。其中 N 代表肌電訊號的總長度， j, t 為時間， m_t 則表示時間 t 時的肌電訊號強度。 f_j 為頻率自變項，其中 S 為每秒取樣次數，例如 10 微秒取樣一次，則 1 秒為 100 次取樣，此時 $S = 100$ (Hz)，式 (2) 為其定義，因此周期為頻率的倒數如式 (3)。

$$F(f_j) = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1} m_t e^{(-2\pi i t f_j)}, j = 0 \dots N - 1 \quad (1)$$

$$f_j = S \cdot \frac{j}{N} \quad (2)$$

$$g_j = \frac{1}{f_j} \quad (3)$$

研究指出肌電分析時應濾除心率及身體自然顫動所產生的 5 或 6 Hz 以下的直流與極低頻信號 (Burden & Bartlett, 1999; Benoit, Lamontagne, Cerulli, & Liti, 2003; Onish, Yagi, Oyama, Akasaka, Ihashi, & Handa, 2002)，因此本研究採行式 (4) 的作法，直接將頻率 5 Hz 以下的信號截斷以濾除身體產生的低頻訊號干擾。

$$F(f_j \leq 5 \text{ Hz}) = 0 \quad (4)$$

另外在臺灣的市電頻率為 60 Hz，極易對敏感的肌電儀器產生嗡嗡聲 (humming) 雜訊的干擾，利用式 (5) 可截斷 59 Hz 到 61 Hz 之間的訊號，藉以濾除 60 Hz 左右的雜訊後再進行頻譜分析。

$$F(59 \text{ Hz} \leq f_j \leq 61 \text{ Hz}) = 0 \quad (5)$$

最後，頻譜的強度或稱功率頻譜 (power spectrum) 由式 (6) 計算，當頻率為 f_j 時經 $F(f_j)$ 轉換後所得到的虛數取其模數 (norm) 平方，作為討論肌電頻譜的依據。

$$P(f_j) = |F(f_j)|^2 = F(f_j)F(f_j)^T \quad (6)$$

式 (1) 到式 (6) 的計算相當複雜，因此本研究於科學計算平台 Matlab 2015，按照上述 6 個數學式所描述的 FT 運算及濾波歷程進行程式設計，

以計算與分析肌電訊號。最後將式 (6) 的結果於平面座標系統圖示之，其中 X 軸為頻率 f_j ，Y 軸為功率值 $P(f_j)$ ，可方便研究者對肌電的頻譜進行視覺化分析與討論。

參、研究結果與討論

本節首先討論休息狀態與疲勞狀態股直股肌電強度的差異，並探究其差異的原因。接著藉由功率頻譜的分析，討論不同狀態時肌電頻譜的特性。

一、休息狀態與疲勞狀態的股直股肌電強度差異分析

圖 6 將受試者休息三日未進行訓練，靜態且平躺未施力時所量測到的股直肌肌電 ($M = 65.88$, $SD = 4.15$) 與進行 90 公里自行車暨 5 公里路跑後處於疲勞狀態的股直肌肌電 ($M = 14.70$, $SD = 1.29$) 繪置於同一圖表上進行比較，由圖中可發現，休息狀態的肌電強度明顯高於疲勞狀態時的肌電強度，再以 t 檢定考驗發現，兩者在統計上具極為顯著的差異 ($t(104184) = 2672.64$, $p = 0.000$)。

再觀察休息狀態之肌電可發現時間越長，肌電強度有逐步下降的趨勢，由其迴歸方程式 $y = -0.0002x + 72.061$ 亦可察覺斜率為負；然而疲勞時的肌電幾乎不因時間越長而有肌電強度下降的現象，圖形的表現相當的平緩，由疲勞時肌電的迴歸方程式 $y = -7 \times 10^{-6}x + 14.875$ ，斜率 -7×10^{-6} 幾乎為 0，且此斜率僅為休息時肌電迴歸線斜率的 35/1000。

由於肌電大小的測量會受到難以完全控制的變因諸如：測試時的環境變數、受試者當日的皮膚狀況、貼片粘著於皮膚的緊密程度及位置些微的差異等影響，而讓讀取到的肌電強度可能有所誤差。雖然依據上述的結果發現在不同日期測試休息與疲勞狀態的肌電強度具顯著差異，但仍只能當作參考，多數的研究仍以從物理的觀點而言，不受振幅（即肌電強度）影響的頻率域來分析肌肉的疲勞狀況。

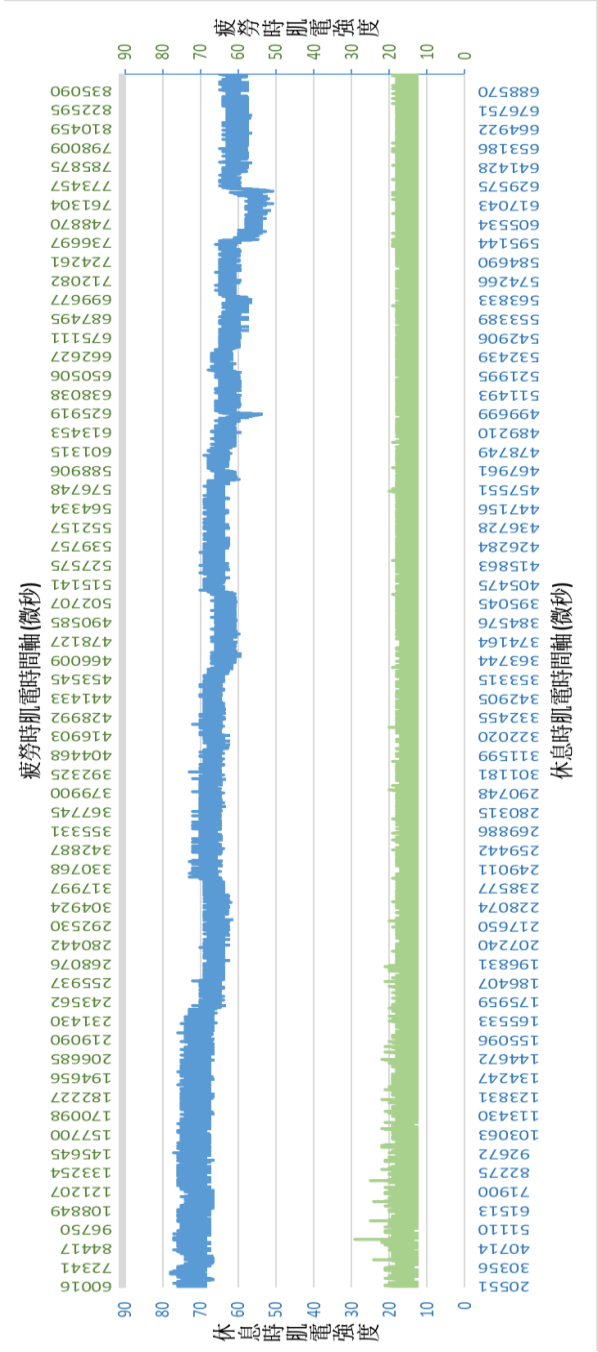


圖 6 休息時肌電強度 (藍色) 與疲勞時肌電強度 (綠色) 之比較

二、休息狀態與疲勞狀態的肌電功率頻譜分析

圖 7 為受試者休息 3 日未接受訓練後，靜態且平躺未施力時所量測到的股直肌肌電頻譜。由圖中可發現於頻率 28.689 Hz 出現了功率峰值 1540，而在其它的頻率區域中並未出現，此時受試者是完全平躺，股直肌未出力的狀態，仍可測得肌肉出現週期性的肌電訊號。

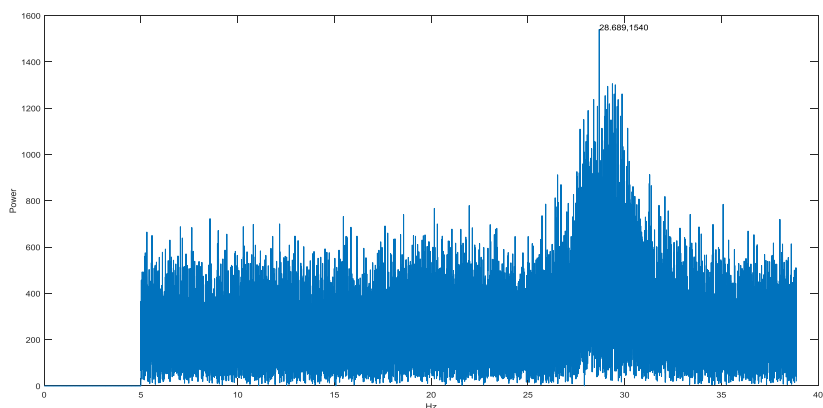


圖 7 休息狀態肌電的功率頻譜圖

在靜止、未出力的狀況會出現此週期性的肌電訊號，探究其成因可能為肌肉工作時序或同步訊號。Christou 與 Neto (2010) 認為，30 Hz 附近的訊號和神經系統控制肌肉的同步訊號有所關聯。以電腦系統來類比，就有如電腦系統中的時鐘振盪器 (clock oscillator) 週期性的發出同步訊號，讓 CPU 與系統上其它元件能依據此同步訊號協同工作。

接著觀察肌肉疲勞狀態的功率頻譜結果，圖 8 為受試者騎自行車 90 公里與路跑 5 公里訓練後，受試者自覺大腿已達肌肉疲勞的程度，實驗時靜態且平躺未施力狀況下所量測到的股直肌肌電頻譜。由圖中可發現於頻率 24.61 Hz、16.219 Hz 與 7.649 Hz 皆出現了相對應的峰值 1862, 1155 與 9478，與休息時的肌電狀態出現單一峰值有很大的不同，另外也可以觀察到週期性的同步訊號有從 28.689 Hz 降至 24.61 Hz 的降檔 (downshifting) 現象。

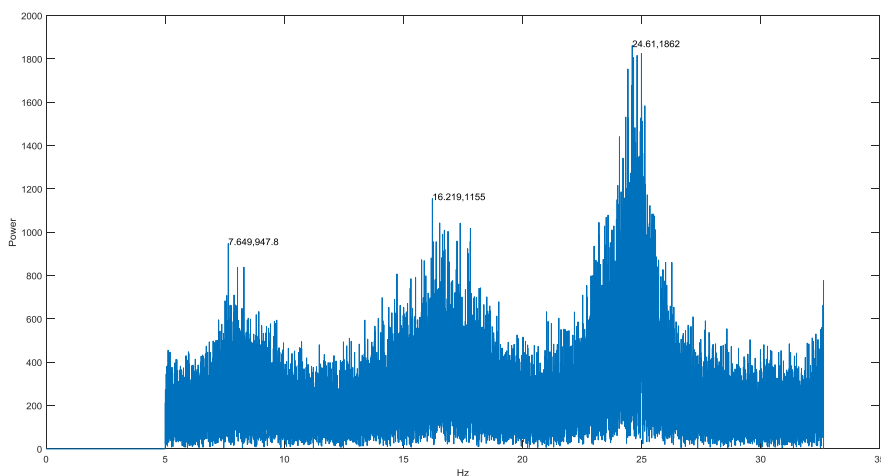


圖 8 肌肉疲勞狀態肌電的功率頻譜圖

圖 8 和圖 7 相較除了頻率有降檔的現象外，亦可觀察到數個低頻峰值竄起。本研究所發現的頻率降檔現象與黃勝裕（2000）的論述相近，認為當肌肉疲累時，神經傳導速率會降低，因此肌電頻率域會向低頻擠壓。

7.649 Hz 的峰值現象則與黃健庭（2005）的研究發現類似，其研究中針對手掌部位的震顫特徵發現在 8~12 Hz 與 20~40 Hz 附近，會觀測到顯著的頻譜峰值。由於本研究量測的部位為股直肌，且個體疲勞狀況與黃的實驗對象亦可能有些差異，因此頻率上亦或有些降頻偏移。但是本研究觀察到 16.219 Hz 左右亦有功率頻譜的峰值，推測其原因可能為肌肉疲累的關係，慢速肌群被喚起，而慢速肌群具有低頻的特徵，且腿部的肌肉群較手掌部位為多，因此比其它研究多觀察到 16.219 Hz 附近的慢速肌肌電頻率峰值。

綜觀以上的討論，肌肉疲勞時進行靜態的測量會有肌電的強度衰减現象與頻譜的降頻現象，對體育教師或選手的教練而言，這是評估學生或選手在進行完體育活動或訓練課表後，對特定肌群是否發生疲勞現象的客觀檢驗方式。

肆、結論與建議

本研究所提出的低成本自製 IoT 肌電儀，經個案分析驗證此設備能讀取肌肉不同狀態時的肌電訊號。可以從 IoT 平台遠距觀察肌電的狀態，亦可直接由記憶卡存儲肌電資料。由於設計簡易且成本低廉，適合於创客課程中實作，並應用於體育的課堂上，協助師生客觀且具體探究肌肉施力或疲勞的現象。此外利用這個自製設備發現未施力狀態下的疲勞股直肌其肌電強度具削弱與低頻壓縮特徵，並且會產生數個顯著的低頻峰值，此研究的結果可以用來觀察體育選手是否有肌肉疲勞現象的客觀依據。

本研究整體而言為一個 STEM（science, technology, engineering, & mathematics）创客教育的示例，過程中包含了解決問題時所採行的、從發現問題到最後解決問題策略的科學化歷程，與運用及省思過去研究的科學知識（S），接著依據製作的方法論、技術與步驟（T），具體創作與實現解決問題的工具（E），再以數學方法來分析現象（M），最後提出解釋。整體歷程可提供給创客相關的教育者參考。

雖然研究中取得了部份的成果，仍然存在有數個問題，像是（1）取樣率不如市售的肌電儀；（2）本例中的創作僅有一個通道（single channel）來測試單一股直肌肌群；（3）個案研究無法全然推論於普遍的情形。因此對於未來研究的建議為：使用性能更佳的 MCU 與多通道肌電模組來創作肌電儀，進而採行多位受試者進行肌肉疲勞的試驗，並實際應用於體育課堂。

參考文獻

一、中文部份

- 王信寰、周宜辰、張凱隆、陳映蓉、陳家祥 (2018)。透過肌電儀觀察肌肉疲勞之肌肉活化現象。 **休閒觀光與運動健康學報**，8 (3)，10-20。
- 江勁政 (2016)。肌電圖在網球運動之應用。 **中華體育季刊**，30 (1)，49-56。
- 林羿志、林怡欣、陳韋翰、劉宗翰、相子元 (2020)。不同坡度與速度下走跑對下肢肌肉活化的影響。 **華人運動生物力學期刊**，17 (1)，33-44。
- 林清泉 (2012)。改良座椅之舒適性評估研究。 **亞東學報**，32，91-100。
- 張特彰、賴仲亮、蔡明妙、呂傳欽、許碧珊 (2009)。腳踏車運動引起之傷害及預防。 **家庭醫學與基層醫療**，24 (12)，439-443。
- 黃健庭 (2005)。不同施力程度的疲勞性收縮對震顫特徵之影響 (未出版之碩士論文)。國立成功大學，臺南市。
- 黃勝裕 (2000)。肌肉週邊疲勞之肌電圖判定。 **中華體育**，14 (1)，109-115。

二、西文部份

- Beighle, A., Morgan, C. F., & Pangrazi, R. P. (2004). Using pedometers in elementary physical education. *Teaching Elementary Physical Education*, 15(1), 17-18.
- Benoit, D. L., Lamontagne, M., Cerulli, G., & Liti, A. (2003). The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait & Posture*, 18(2), 56-63.
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 21(4), 247-257.
- Luis Bustamante, A., Patricio, M. A., & Molina, J. M. (2019). Thinger.io: an open source platform for deploying data fusion applications in IoT environments. *Sensors*, 19(5), 1044.
- Christou, E., & Neto, O. (2010). Identification of oscillations in muscle activity

- from surface EMG: reply to Halliday and Farmer. *Journal of Neurophysiology*, 103(6), 3548–3549. doi: 10.1152/jn.00325.2010
- Costa, M., Oliveira, T., Mota, J., Santos, M. P., & Ribeiro, J. C. (2017). Objectively measured physical activity levels in physical education classes and body mass index. *Retos*, 31, 271-274.
- Esculier, J. -F., Bouyer, L. J., Dubois, B., Frémont, P., Moore, L., & Roy, J. -S. (2016). Effects of rehabilitation approaches for runners with patellofemoral pain: protocol of a randomised clinical trial addressing specific underlying mechanisms. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17(5), 1-7.
- Farfán, F. D., Politti, J. C., & Felice, C. J. (2010). Evaluation of EMG processing techniques using Information Theory. *BioMedical Engineering OnLine*, 9(1), 72. doi: 10.1186/1475-925X-9-72
- Kaya, D., Citaker, S., Kerimoglu, U., Atay, O. A., Nyland, J., Callaghan, M., & Doral, M. N. (2011). Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(2), 242-247. doi: 10.1007/s00167-010-1290-2
- Lobov, S., Mironov, V., Kastalskiy, I., & Kazantsev, V. (2015). Combined use of command-proportional control of external robotic devices based on electromyography signals. *Sovremennye Tehnologii v medicine*, 7(4), 30-38. doi: 10.17691/stm2015.7.4.04.
- Nichols, R., Davis, K., McCord, T., Schmidt, D., & Slezak, A. (2009). The use of heart rate monitors in physical education. *Strategies: A Journal for Physical and Sport Educators*, 22(6), 1-40. doi:10.1080/08924562.2009. 10590845
- Onishi, H., Yagi, R., Oyama, M., Akasaka, K., Ihashi, K., & Handa, Y. (2002). EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12(5), 399-406. doi:10.1016/S1050-6411(02)00033-0
- SHAPE America - Society of Health and Physical Educators. (2020, October 10). *2017 National standards for initial physical education teacher educa-*

- tion. Retrieved from <https://www.shapeamerica.org/accreditation/upload/2017-SHAPE-America-Initial-PETE-Standards-and-Components.pdf>
- Valente, J. A., & Blikstein, P. (2019) Maker education: where is the knowledge construction? *Constructivist Foundations*, 14(3), 252-262.
- Walters, T. J., Kaschinske, K. A., Strath, S. J., Swartz, A. M., & Keenan, K. G. (2013). Validation of a portable EMG device to assess muscle activity during free-living situations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5), 1012-1019.

附錄一

Arduino 開發環境下的韌體程式碼

行號	程式碼
1	#include <Arduino.h>
2	#include <ThingyESP8266.h>
3	#define _DEBUG_
4	#define THINGER_SERVER "192.168.0.100"
5	#define USERNAME "emguser"
6	#define DEVICE_ID "realtimeEMG"
7	#define DEVICE_CREDENTIAL "realtimeEMGpassword"
8	#define SSID "WiFiSSID"
9	#define SSID_PASSWORD "WiFipassword"
10	bool thingerConnected = true;
11	bool serverFailed = false;
12	ThingyESP8266 thing(USERNAME, DEVICE_ID, DEVICE_CREDENTIAL);
13	int connectReryCount = 0;
14	float realtimeEMG;
15	String strInitname = "m";
16	String strMainname = strInitname;
17	String strExtname = ".txt";
18	String strFilename = strMainname + strExtname;
19	#include <SPI.h>
20	#include <SD.h>
21	#include <elapsedMillis.h>
22	elapsedMillis timeElapsed;
23	unsigned int interval = 10; //unit: milliseconds
24	const int chipSelect = D8; //chip select on pin D8 for D1 Mini SD shield
25	const int LED_PIN = LED_BUILTIN;
26	unsigned long preTime, currTime;
27	int LEDMode = HIGH;
28	void setup() {
29	Serial.begin(9600);
30	pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
31	Serial.println("Connecting to WiFi AP...");
32	thing.add_wifi(SSID, SSID_PASSWORD);
33	thing["realtimeEMG"] >> outputValue(realtimeEMG);
34	thing.handle();
35	connectReryCount = 0;
36	if (!SD.begin(chipSelect)) {
37	Serial.println("Card failed, or not present. Flashing LED");
38	while (1) {
39	digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
40	delay(500);
41	digitalWrite(LED_PIN, LOW);

```
42     delay(500);
43     }
44     return;
45 }
46 Serial.println("card initialized.");
47 int fcounter = 0;
48 int initNameCounter = 0;
49 strMainname = strInitname + String(fcounter);
50 while (SD.exists(strFilename)) {
51     if (strFilename.length() == 8) {
52         initNameCounter++;
53         strMainname = strInitname;
54         for (int i = 0; i < initNameCounter; i++)
55             strMainname = strMainname + strInitname;
56     } else {
57         fcounter++;
58         strMainname = strInitname + String(fcounter);
59     }
60     strFilename = strMainname + strExtname;
61     Serial.print("File exists, new File Name = ");
62     Serial.println(strFilename);
63     digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
64     delay(250);
65     digitalWrite(LED_PIN, LOW);
66     delay(250);
67 }
68 File dataFile = SD.open(strFilename, FILE_WRITE);
69 String dataString = "Elapsed, raw";
70 if (dataFile) {
71     dataFile.println(dataString);
72     dataFile.close();
73 } else {
74     Serial.println("error opening file. Flashing LED.");
75     while (1) {
76         digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
77         delay(500);
78         digitalWrite(LED_PIN, LOW);
79         delay(500);
80     }
81 }
82 timeElapsed = 0; preTime = 0; currTime = 0;
83 LEDMode = HIGH; serverFailed = false;
84 } //end of setup
85 void loop() {
86     LEDMode = !LEDMode;
87     digitalWrite(LED_PIN, LEDMode);
```

```
88     currTime = timeElapsed;
89     if (currTime - preTime >= interval)
90     {
91         preTime = currTime;
92         int sensorValue = analogRead(A0);
93         if (!serverFailed) {
94             if (thing.is_connected()) {
95                 realtimeEMG = sensorValue;
96                 thing.stream(thing["realtimeEMG"]);
97                 thingerConnected = true;
98                 thing.handle();
99                 connectReryCount = 0;
100             } else {
101                 Serial.println("Failed to connect to Thingier.io Server!");
102                 connectReryCount++;
103                 if (connectReryCount < 3) {
104                     Serial.printf("Retrying...(\\%d)", connectReryCount);
105                     Serial.println();
106                     thingerConnected = false;
107                     thing.handle();
108                 } else { // if (connectRetry...)
109                     Serial.printf("Faield to connect to server. No more retry!!");
110                     serverFailed = true;
111                 } // if (connectRetry...) else...
112             } // if (thing.is_connected()) else
113         } // if (!serverFailed)
114         String dataString = "";
115         dataString = String(timeElapsed, DEC) + "," + String(sensorValue, DEC);
116         File dataFile = SD.open(strFilename, FILE_WRITE);
117         if (dataFile) {
118             dataFile.println(dataString);
119             dataFile.close();
120         }
121         else {
122             Serial.println("error opening file. Flashing LED.");
123             while (1) {
124                 digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
125                 delay(500);
126                 digitalWrite(LED_PIN, LOW);
127                 delay(500);
128             } // end of while(1)
129         } // end of if (dataFile) else
130     } // end of if (currTime-preTime...)
131 } //end of loop
```
