

第二章

基於肌電訊號之運動分類器

在這章裡，首先對我們所研究的人類肌電訊號分析架構做一個介紹，接著再說明肌電訊號的基本特性與量測，最後再對我們實驗室量測肌電訊號所使用的硬體設備和對所運用的軟體工具做描述，而前置處理後肌電訊號的後續分析則於下章節進行說明。

2.1 肌電訊號分析流程架構



由於肌電訊號本身較為複雜，且很容易受到其它外在的因素所影響，所以我們需要在對肌電訊號作分析前先對訊號作前處理的動作，而肌電訊號本身變化範圍在 0~10 mV 之間，所以需要先將訊號放大至 10 倍~50 倍之間，如果放大倍率過大，則雜訊會更為明顯，這會使得數據產生較大的誤差，至於肌電訊號雜訊的處理部分，我們會使用帶通濾波器來過濾雜訊。在肌電訊號經過前處理後，我們為了找出較為代表性的特徵，所以還需找出肌電訊號中的獨立成分以作更進一步的分析，並找出運動時因應的主要特徵來完成分類器。

我們所提出的肌電訊號分析的流程架構圖，如圖 2.1 所示，整個流程主要分為四個部分：第一個部分為肌電訊號的前置處理，主要目的是將量測到的肌電訊號做訊號的放大、記錄與雜訊的濾波；第二部分為獨立成分分析法的資料處理，

目的主要為找出肌電訊號的獨立訊號，以進行更進一步的分析；而第三與第四部分則是利用由獨立成分分析法處理後的訊號，在頻域觀察其頻率分佈與特性來找出我們所需要的特徵，最後完成一分類器，以分辨手臂不同彎曲速度，將來可應用至機器手臂或義肢之控制。

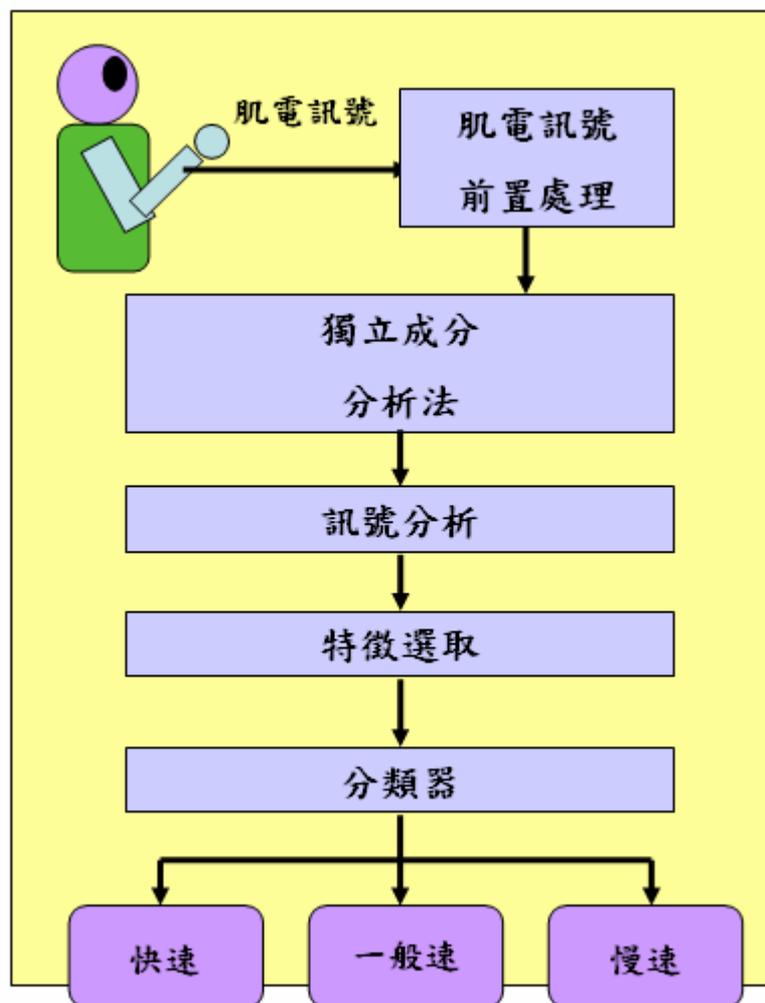


圖 2.1 肌電訊號分析流程架構圖

2.2 肌電訊號介紹

骨骼肌是由許多長形圓柱狀的細胞所構成，因此骨骼肌細胞又稱做為肌纖維 (Muscle Fibers)；而在顯微鏡下觀察，呈現明顯之明暗相間橫紋，故另稱為橫紋肌；骨骼肌的纖維分化最早是來自胚胎時期中胚層之間葉細胞，再由間葉細胞分化成為肌纖維母細胞，其後相鄰之肌纖維母細胞以前後方式相互融合形成長管形之多核細胞稱為肌管，最後再由肌管成熟分化為骨骼肌纖維，肌纖維受運動神經的支配，藉由數量不同的神經元激發，造成不同的肌纖維引起相異的反應，因此導致了整體肌肉產生了不同強度的收縮與伸張；而我們通常將受同一個運動神經支配的所有骨骼肌纖維合稱為一個動作單元 (Motor Unit) [21]。至於肌電訊號 (Electromyography，以下簡稱 EMG) 是一種當肢體在運動時，參與動作的肌肉群在同步運作時的一種激活電位 [22]，一般來說，即是與在運動的過程中，不同的運動單元的肌肉受到運動神經元先後或同時刺激而開始不同程度的收縮時，肌肉電位產生變化的訊號加總結果。

而 EMG 訊號的量測方式一般來說可用侵入式的針電極直接插入肌肉裡，或是利用非侵入式的電極貼片貼在靠近肌腹的肌膚表面上量得電位的改變。侵入式針狀電極可以量測到針頭附近的肌電訊號，可是因為必須將電極插入肌肉裡，這樣不但會造成周圍組織的傷害，而且在肌肉有大範圍收縮運動的時候並不適合。非侵入式電極貼片優點即是不會傷害人體組織，可測量到表層肌肉的平均動作電位，而且在能夠固定電極貼片位置的條件下有不錯的測量重複性，但要注意的是皮膚表面的清潔與否，以及電極貼片的位置，要靠近肌腹，並緊貼在表皮上，以避免電極貼片與肌膚間相對的錯動而形成雜訊的干擾。由於影響肌電訊號的因素相當複雜，要由肌電訊號來估計肌肉中每條肌纖維活化程度，再計算出肌肉所產生的收縮力或是速度快慢是相當困難的 [17, 18]。而處理肌電訊號時常使用的

方法有 IEMG、變異數、平均值或是方均根值等方法，藉此才來做更深入的分析 [23]。

我們所測量到的 EMG 訊號是將局部神經肌肉系統活動時的生物電變化，經由貼置於肌膚表面的電極然後加以放大、濾波以及顯示記錄所得到的依維時間序列訊號，其振幅約為 100 mv，頻率約在 20~500 Hz 之間，主頻率介於 50~150 Hz 之間，訊號型態具有較大的隨機性和不穩定性；有相關研究提到 EMG 訊號來自脊髓運動神經元的生物電活動，形成於多數運動單位的生物電活動在時間和空間上的總和，其訊號的頻率和振幅等特徵取決於肌肉本身活動狀態等生理因素和量測電極所貼置的位置，大小等因素；在良好的條件下，EMG 訊號可以客觀的表現出肌肉的運動狀況。目前使用的指標主要為振幅、積分肌電值(IEMG)、方均根值(RMS)和頻域分析等[25]。



2.3 差動放大器

一般在量測 EMG 訊號時，通常是使用差動放大器，藉由一個共同的參考點，將兩個或數個感測器所測量到的訊號相減，再經由放大器輸出，如此可以降低雜訊干擾的情況，有助於實驗數據的正確性；此外，對於放大器的減法器部分是否有足夠的準確性，以及當外部有雜訊干擾時，是否是在同相位的情況下量測到，這些都是我們應該也要所考慮到的。如圖 2.2 所示，為使用差動放大器量測手臂 EMG 訊號的示意圖，若兩個 EMG 訊號分別為 EMG1、EMG2，雜訊為 N，那麼經過差動放大器後的輸出則為 $(EMG1+N)-(EMG2+N)=EMG1-EMG2$ 。

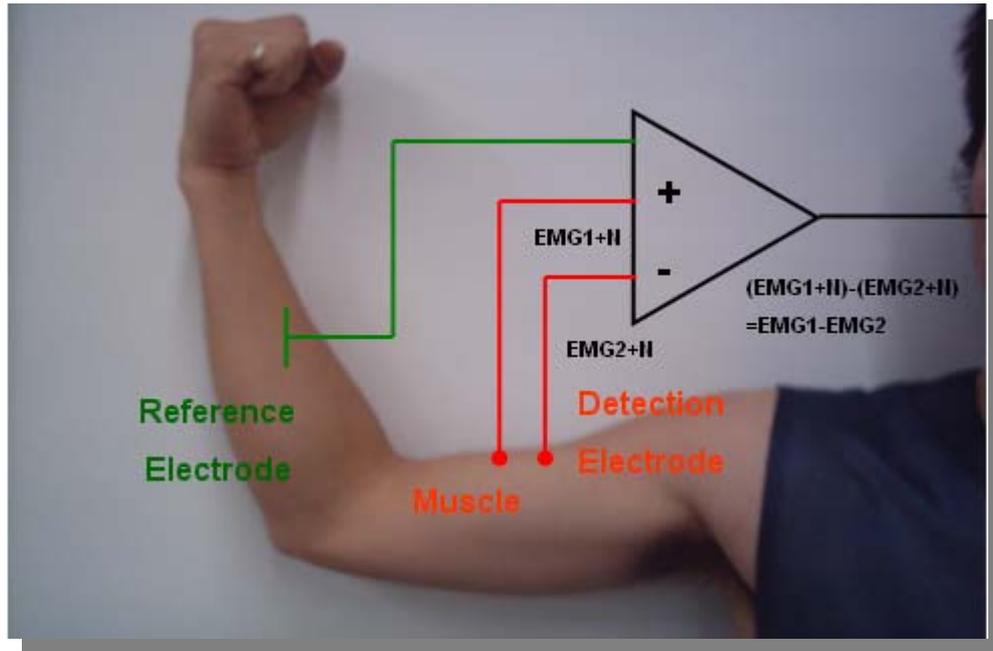


圖 2.2 使用差動放大器量測手臂 EMG 訊號示意圖

2.4 電極位置



基本上量測 EMG 訊號的電極位置應該置於 motor unit 與肌腱，或是介於兩個 motor unit 之間，同時必須在肌肉的中間縱軸上；假使將電極置於肌腱附近，因為這裡的肌纖維較細小，數量也較少，所以會影響到所量測到的 EMG 訊號強度大小，而且電極也會受到運動影響位置變化使得 EMG 訊號有很大的雜訊，一般需要注意的以下狀況[16]：

1. 兩個量測電極的貼片位置應與肌纖維的方向平行。
2. 電極要貼置於肌腹之間。
3. 兩個電極位置相距約一公分左右，最好能將電極固定以避免相對的為宜。
4. 導線盡量避免晃動。
5. 接地點須在電位 0 的地方。
6. 每個受測者所使用的電極都只能共用一個接地點。

此外，EMG 的振幅和頻譜也會受到電極貼片所放置的地方所影響，

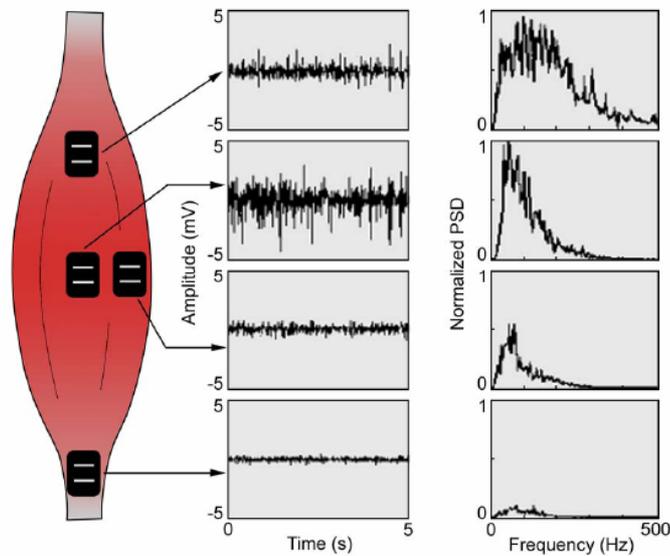


圖 2.3 電極位置對 EMG 訊號影響示意圖 [18]

在圖 2.3 中，可以發現電極位置對 EMG 訊號的振幅與頻譜會造成影響，其中，上方的電極位置為 innervation zone；下方電極位置為 myotendonous junction；而中間右側方的的電極所測量到的 EMG 訊號多為其它的串音，所以振幅明顯較小；而肌腹的部分才是最適合量取 EMG 訊號的電極位置所在。電極理想位置示意圖如圖 2.4 所示。

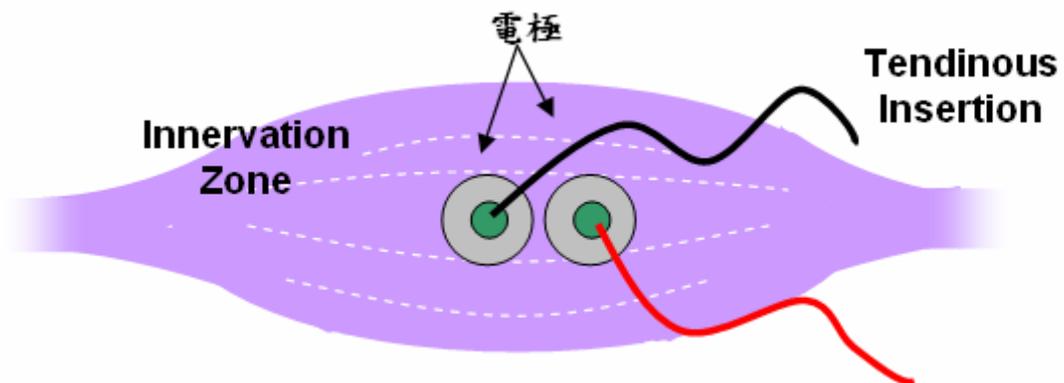


圖 2.4 電極理想位置示意圖

2.5 處理 EMG 訊號注意事項

基本上在處理 EMG 訊號時，最主要需要注意的事項列舉於下：

1. EMG 訊號的頻寬約在 20~500 Hz 之間，而根據數位訊號處理中的奈奎斯 (Nyquist) 取樣定理，量測時的取樣頻率至少需要在 1000 Hz 以上。
2. 由於 EMG 連續訊號的資料量大，若是在多個通道量測的情況下，則需要大量的儲存記憶單位。

在經由一些 EMG 訊號的前處理後，通常都是繼續在所得到的數據中找出特徵值；在時域部分經常看的是 IEMG、RMS 值等特徵，或是在頻域探討其頻率的分佈；而本論文的分析方法最主要的就是利用獨立成分分析法來做分析與探討。

2.6 實驗儀器軟硬體



本節將針對本論文所使用的實驗軟硬體規格作一個簡單的介紹。硬體部分主要為肌電訊號的放大器，以及訊號記錄器；軟體部分則為 LabScribe 應用程式。

2.6.1 硬體部分

本論文中所使用的實驗硬體設備採用了兩個肌電訊號生理放大器以及一個生理訊號記錄器，整套儀器是由美國的 iWorx 公司所生產的產品，如圖 2.5 及圖 2.6 所示，圖 2-5 為 iWorx 生產的 ETH-256 Two Channel Combination Bridge ECG/EMG/EEG Amplifier，主要用途為生理訊號的放大以及濾波；圖 2-6 為 iworx 的 iWorx 118 Research Grade Data Recorder，主要用途為生理訊號的紀錄與輸出。以下則分別針對這兩台儀器的規格作說明。



圖 2.5 ETH-256 Two Channel Combination Amplifier



圖 2.6 iWorx 118 Research Grade Data Recorder

ETH-256 是個雙通道的生理訊號放大器，我們可以藉由其面版上的操作介面來更改其增益的大小以及濾波器的設定，對於生理訊號的紀錄(ECG, EMG, EEG)

有很大的幫助；此外，ETH-256 使用 12 Volts AC 1000 mA 的電器規格，使用標準的 3.0 mm phono plug 連接於儀器後方，其輸出部分為兩個 BNC 連接孔，可將訊號輸出至記錄器做紀錄或是其它類似於 DAQ 卡的相關硬體；而輸入的部分除了一個變壓器的電源輸入外，另有兩個 DIN 8 連接線的插孔，是作為連接感測器之用；規格表如附錄 A。

高通濾波器的部分，儀器使用按鈕的方式來讓使用者更換所想要截止的頻率，有 0.03，0.3 以及 3 Hz 可以選擇，分別可供 ECG、EEG 以及 EMG 訊號量測使用。而低通濾波器部分跟高通濾波器相同，儀器也是使用按鈕的方式來讓使用者更換所想要截止的頻率，儀器的低通濾波器部分能夠設定的上限為 10 kHz，其它 5，50，150 以及 2000 Hz 則視需要以及雜訊干擾的情況來設定。此外可利用調整旋扭的方式來調整輸入訊號的偏壓值，可方便修正誤差值。而每個通道都有自己獨立的控制按鈕來控制 Gain 的大小，可以讓非常小的訊號放大以便於觀察，可以選擇的倍數為：x1，x5，x10，x100，x500，x1k，以及 x5k。

iWorx 118 則是快速、高解析度的資料量取系統，適合做為實驗室的研究工具；圖 2.7 為 iWorx 118 的前方面版圖，儀器含有 8 個類比輸入的通道、8 個通道的數位訊號輸出、四個數位訊號輸入以及兩個 DACs，可以依實驗的需求再連結其它裝置；此外，儀器使用 USB 介面，可方便與電腦連結設定。iWorx 118 需要 Pentium II 等級以上的電腦，以及 Windows 98，ME，2000 or XP 等作業系統，記憶體的需求至少要 64 MB，以及最少 10 MB 的硬碟空間。另外，iWorx 118 利用 16-bit A/D converter 來對資料作取樣，輸入的範圍約為 10 Volt，一般的雜訊大約小於 1 millivolt，所以在不加額外的增益放大情況下，可允許 10

mV~ 10 V 的輸入訊號。iWorx 118 是高速的記錄器，在單一通道記錄的情況下，最高速度約為一秒鐘 100,000, 16-bit 取樣；而當 8 個通道同時使用時，每個通道的速度約為一秒鐘 10,000 個取樣。此儀器是利用大家常使用的 USB 介面，可以避免在做實驗架設硬體時還需要安裝介面卡等繁複過程，所以即使是使用 Notebook，也可以方便架設起實驗所需要的硬體部分系統；規格表如附錄 A。

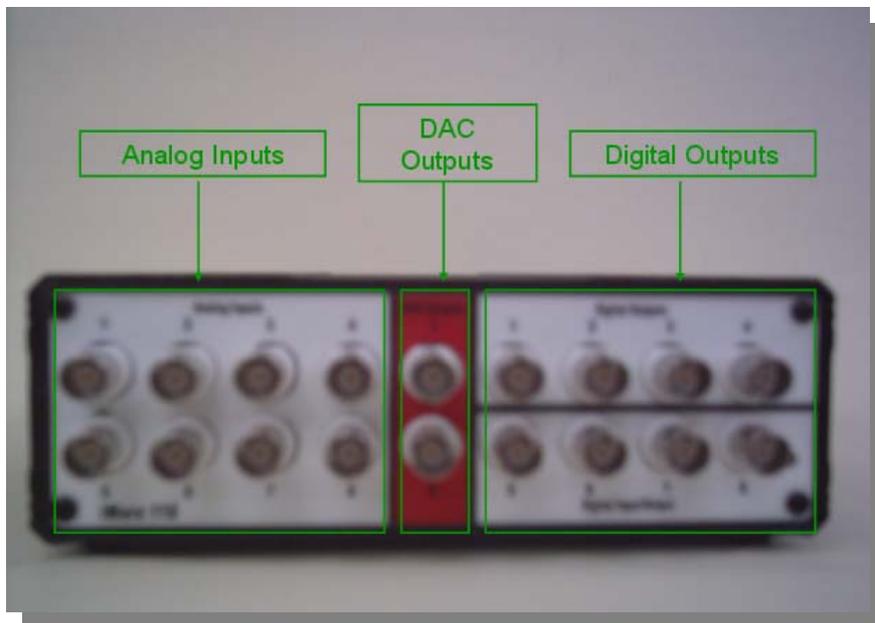


圖 2.7 iWorx 118 Research Grade Data Recorder 前方面版

此外，我們在量測 EMG 訊號時所採用的感測器是採用可拋棄的鈕釦式電極貼片，貼片內含有導電膠可以降低皮膚與感測器之間的阻抗，如圖 2.8(a)和圖 2.8(b)，且黏貼式的電極不易造成電極的滑動，可以降低因為錯動而干擾 EMG 訊號的機會。感測器與鈕釦式電極式電極的照片如圖 2.8(c)。



圖 2.8(a)貼片式電極之外觀



圖 2.8(b) 貼片式電極的內側



圖 2.8(c) 感測器與鈕釦式電極

2.6.2 軟體部分



本論文實驗中所使用的軟體架構主要是建立於個人電腦上，此外我們選擇在 Windows XP 作業系統環境之下，利用 iWoks 所提供的生理訊號記錄分析軟體 LabScribe 作為整個 EMG 訊號擷取系統的工作環境，藉由此工作環境我們直接更改硬體の設定，也可以方便對所擷取的訊號做更進一步的處理，如訊號的濾波、積分、微分等分析以及資料的切割與存取，而其提供的濾波器也是針對生理訊號所設計，也會隨硬體設定不同而有所改變。經由 LabScribe 處理後的資料存檔後，我們再利用 Matlab 作為更進一步處理分析的實驗工具；會採用這套軟體主要的原因是利用 Matlab 軟體下寫出來的程式可讀性較高，對於撰寫的程式內容也比較好維護，最重要的是 Matlab 有關矩陣的運算功能都比利用 C 語言來的完整；除此之外，我們認為在研究起初開發階段，更應該藉由高階語言來驗證所提出的方法正確與否，這樣假使遇到問題也才比較好發現問題所在。