

第三章

軟硬體實現與模擬

第二章我們已經針對基於 EMG 之機器臂控制系統的四個部分加以介紹，並詳細說明相關的原理與方法，這一章將敘述如何基於第二章所提之系統，搭配適合的軟硬體來實踐我們的系統架構，以期達到下列功能：(1) 高品質的 EMG 訊號量測，(2) 舒適與方便的量測過程，(3) 即時的訊號顯示與儲存，(4) 人性化的操控介面，(5) 彈性的參數調整，(6) 即時的資料處理與分析，以及 (7) 即時的機器臂控制，我們將分別透過 EMG 訊號擷取系統、人機介面以及即時機器臂控制系統三個部分的建立，來實現第二章所提的系統並達到前述的七項功能，詳細的系統架構如圖 3.1。前臂運動（屈曲、伸展與放鬆）所產生的 EMG 訊號透過 EMG 訊號擷取系統來擷取，並轉換成數位訊號以便傳送到電腦端即時顯示，而架構在電腦端的人機介面，提供了操控者與整個系統的溝通方式，並以程式化的步驟來完成濾波設計、特徵分析以及分類器的設計工作，分類結果則透過即時機器臂控制系統來完成即時控制之目的，隨後我們將分別介紹詳細的建構流程與軟硬體的考量，並於最後針對此系統以初步的模擬來驗證其正確性。

3.1 EMG 訊號擷取系統建構

一般的市面上的生理訊號擷取系統通常包含了電極、生理訊號放大器、紀錄器以及搭配的應用軟體，電極主要用以從肌肉表面收集 EMG 訊號，並將其轉換為電壓訊號，藉由放大器將 EMG 訊號適度的放大，使得原始的 EMG 訊號得以

從外部雜訊中分離出來，紀錄器用以暫存這些資料，並將原本的類比訊號轉換為數位訊號以等待電腦端接收，搭配的分析軟體通常只有簡單的資料顯示、儲存與簡單的分析功能，除了資料顯示與儲存之外，我們更希望能自行開發其他的分析函數，並且利用分析的結果來即時操控外部裝置（如機器臂），因此我們必須自行建構一套 EMG 訊號擷取系統，讓擷取出來的 EMG 訊號不只是單純的儲存與顯示，夠能夠透過程式編譯來達到我們的需求，如即時分析處理與即時控制外部裝置，因此我們所建構的 EMG 訊號擷取系統包含以下幾個元件，（1）電極與放大器，（2）資料擷取（Data Acquisition ,DAQ ）卡，以及（3）可程式化軟體。

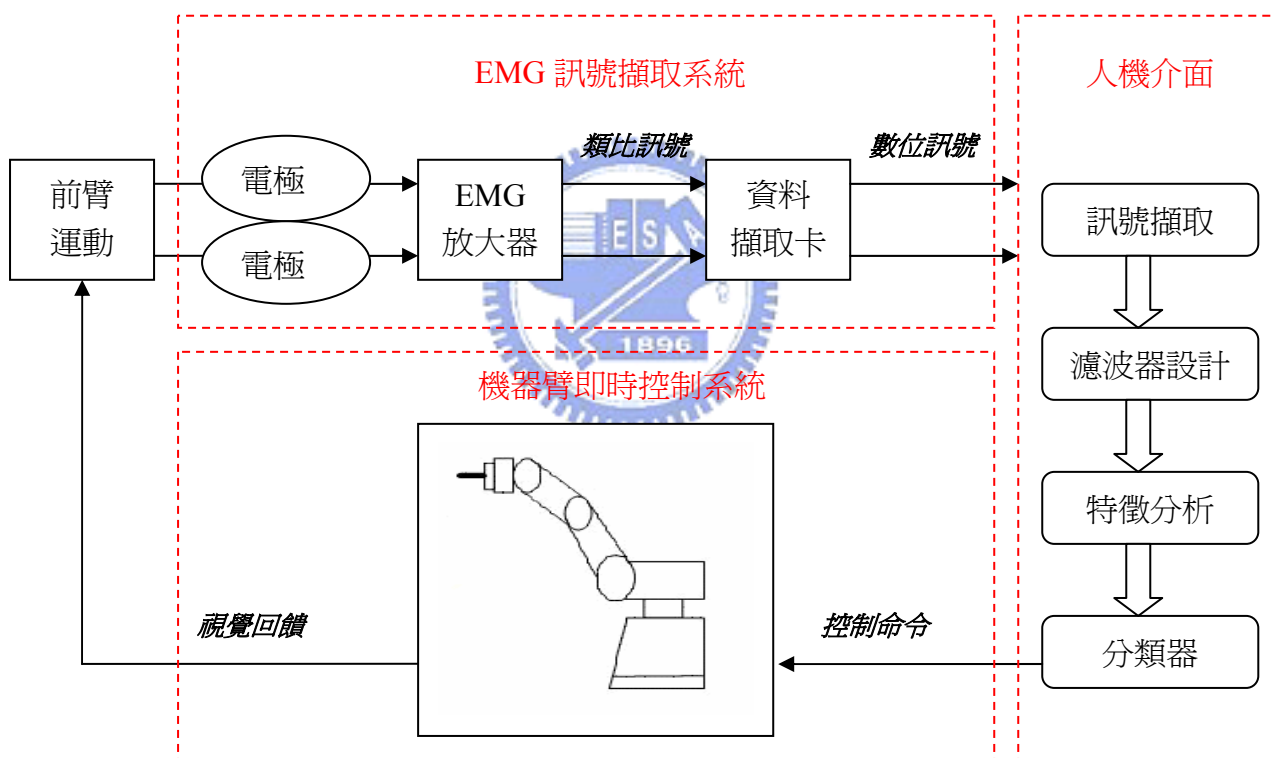


圖 3.1 基於肌電圖之機器臂控制系統架構圖

3.1.1 電極與放大器

EMG 訊號是極微弱的訊號，加上週遭的雜訊干擾，因此取得高品質的訊號，

是 EMG 訊號擷取系統的主要目的。一般較常使用的電極有兩種：表面電極 (surface electrode) 以及針式電極 (needle electrode)，如圖 3.1，表面肌電圖訊號其缺點為無法量測深層的肌肉，且訊號容易受到電極和皮膚間阻抗的影響，以及容易受到外界雜訊干擾，所以在使用表面電極量測前必須做降低雜訊的處理，並且使用前置放大器來放大訊號，以減少外部雜訊的干擾。使用針式電極，可獲得單一運動單元動作電位的訊號，其訊號品質優於表面電極，然而其侵入式的量測方法不僅有細菌感染的疑慮，且容易造成受測者的不適，基於安全性與舒適性的考量我們選擇用表面電極。

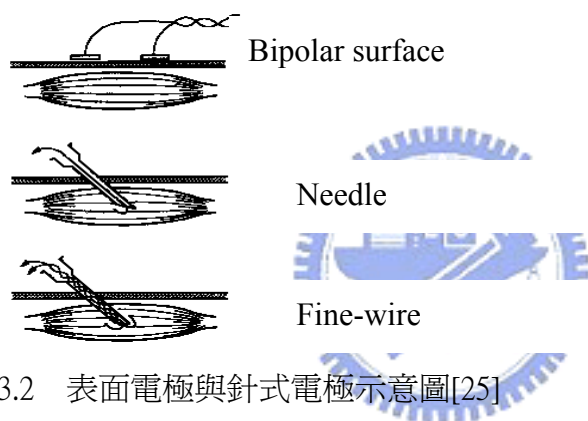


圖 3.2 表面電極與針式電極示意圖[25]

當使用電極來收集 EMG 訊號時常會受到外部雜訊的干擾，此外部雜訊相對於 EMG 訊號($<10\text{mV}$)是振幅較大的訊號，一般量測 EMG 訊號通常會設計前置放大器，讓 EMG 訊號從雜訊中分離出來，擷取出的 EMG 訊號，對於我們隨後的處理分析有極大的影響，為了得到失真度最小的訊號，以確保訊號的正確性，電極與放大器的設計也是訊號擷取中相當重要的一環，因此放大器的規格有幾個重要的考量，最主要的為差動放大方式與高輸入阻抗。差動放大器主要為了消除一些外部雜訊及電源線的輻射干擾，一般 EMG 訊號的前置放大器通常採用差動放大的設計技巧，如圖 3.3 所示，共模部分（如背景雜訊）會經過放大器正負極相減而消除，EMG 訊號 (m_1, m_2) 則被放大，評估差動放大器能力的值為共模排斥比 (CMRR)，一般而言 EMG 的放大器必須大於 80dB ($S/N=10000$)。乾燥

的皮膚與偵測表面間的阻抗約為幾千歐姆到幾百萬歐姆，爲了避免輸入負載造成的訊號衰減與失真，在量測之前必須對皮膚做一些前處理（如去角質），以降低皮膚與電極之間的阻抗，因此放大器的輸入阻抗的設計應該盡可能的越大越好，量測 EMG 訊號的放大器必須大於 $10M\Omega$ ，當放大器的輸入阻抗大於 $10G\Omega$ 時，則不需要對皮膚作前處理。綜合上述討論，因此我們使用了美商 iWorx 公司的 ETH-256 雙通道 ECG/EMG/EEG 生理訊號放大器。

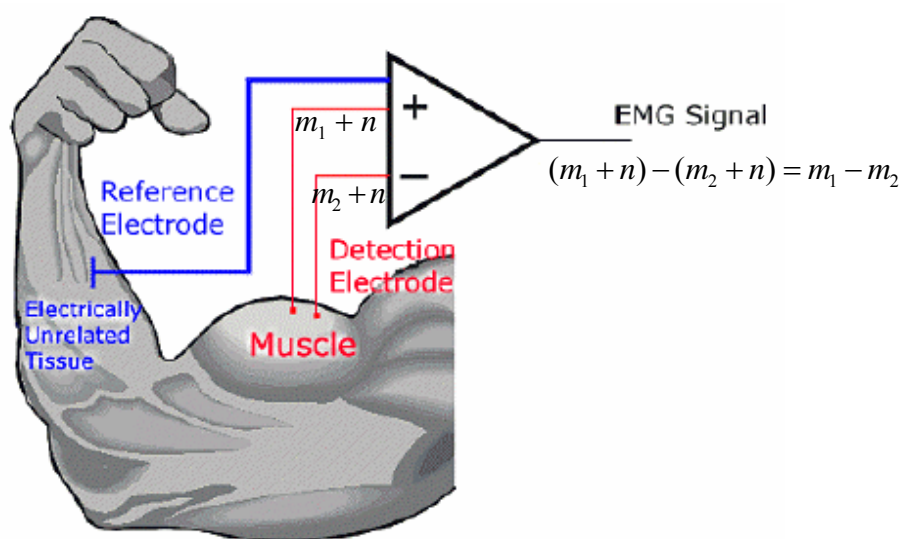


圖 3.3 差動放大器之設計原理[4]

ETH-256 是高性能的生理訊號放大器，規格如表 3.1，其高輸入阻抗與高 CMRR 的特性，可以讓我們量測到高品質的 EMG 訊號，對於增益值以及前置濾波器也能夠彈性的設定，只要利用前置面板上的按鈕調整，就能夠設定高通與低通濾波器的截止頻率以及增益值的大小。除了規格符合我們的要求，在使用上的方便性與舒適性也提供了不錯的解決方案，一般在量測 EMG 訊號之前，通常需要去除皮膚表面雜質以降低皮膚與電極之間的阻抗，並且需要在電極上塗電極膠以增加導電性，這樣的前處理動作不僅耗費時間，實驗後受測者更要做清洗，ETH-256 的輸入阻抗高達 $10G\Omega$ ，因此可以省卻去除皮膚表面雜質的步驟，另一

方面鈕扣式的電極與貼片不僅讓使用者比較舒適，也的確節省了實驗時間。另外，這套設備不僅適用於 EMG 的訊號放大，只要經過適當的參數設定也可用於量測 ECG 與 EEG 等生理訊號，電極與放大器外觀如圖 3.4。

ETH-256	
Number of channel	2
Operation Modes	Bridge/Biopotential (ECG,EMG,EEG)
Gain	$\times 1, \times 5, \times 10, \times 100, \times 500, \times 1k, \times 5k$
Filters	High Pass (Hz) : DC, 0.03, 0.3, 3 Low Pass (Hz) : 5.0, 50, 150, 2k, 10k
Input impedance	10G Ω
Output impedance	100 Ω
Input Connector	DIN 8 or BNC
Output Connector	BNC
Offset Range	-5 ~ +5V
CMR	100db @ 60Hz

表 3.1 ETH-256 規格表



(a) ETH-256



(b) 電極及貼片

圖 3.4 電極與 ETH-256 生理訊號放大器與量測電極外觀圖：
(a) ETH-256 外觀圖和 (b) 量測電極及貼片外觀圖。

3.1.2 資料擷取卡

經由電極與放大器所得之訊號為類比訊號，為了將訊號傳送到電腦端做進一步的儲存與即時處理，必須透過資料擷取卡將訊號取樣轉為數位訊號，最後藉由電腦端的可程式化軟體將訊號擷取出來，做進一步的顯示、處理、分析與儲存的工作。在資料擷取卡的選擇除了考量與可程式化軟體是否可以溝通之外，通道數、解析度與取樣頻率是三個重要的指標，雖然目前我們只使用兩個通道（肱二頭肌與肱三頭肌）來量測前臂運動產生的 EMG 訊號，未來則可能需要分析包含腕關節與肩關節等更多軸的運動，因此通道數至少需要八個以上，而解析度與取樣頻率的選擇關係著訊號的品質與正確性，取樣頻率太低會導致訊號的失真（aliasing），而太高的取樣頻率卻又同時增加計算量，造成軟硬體負擔，嚴重時可能會造成大量的時間延遲。EMG 訊號的頻率大約分布在 0~500Hz，根據奈式法則，因此取樣頻率必須大於 1KHz，以避免訊號失真的發生，我們使用了兩個通道，取樣頻率則必須為原來取樣頻率的兩倍（2KHz）以上，依此類推當我們使用四個通道則必須相對的增加取樣頻率為四倍（4KHz）以上。基於通道數、解析度與取樣頻率的考量，我們選擇 ADLink 公司的 DAQ-2213（詳細規格如表 3.2），它提供了 16 單端輸入的通道以及 8 通道的差動輸入，16-bits 的高解析度，以及最高達 250KHz 的取樣頻率，因為放大器與資料擷取卡的接頭不匹配，因此必須透過連接器來轉換，使用的通道必須藉由連接器的接腳來設定（如圖 3.5），當使用通道 1 時必須將正負極分別接於 1 與 35，使用通道 2 時則必須將正負極分別接於 2 與 36，取樣頻率則可藉由軟體來設定，與 PC 間的溝通則是透過 PCI 介面來傳遞資料與指令。使用此資料擷取卡除了規格符合需求，更因為它可以透過驅動程式的配合，利用 LabVIEW 將資料擷取到電腦端即時顯示，LabVIEW 將在稍後介紹。

DAQ-2213	
Resolution	16 bits, no missing codes
Number of channels	16 single-ended or 8 differential (software selectable per channel)
Channel gain queue size	512
Maximum sampling rate	250 kS/s
Programmable gain	1, 2, 4, 8
Bipolar input ranges	± 10 V, ± 5 V, ± 2.5 V, ± 1.25 V
Unipolar input ranges	0-10 V, 0-5 V, 0-2.5 V, 0-1.25 V
Offset error	± 1 mV
Gain error	$\pm 0.01\%$ of FSR
Input coupling	DC
Overvoltage protection	Power on: Continuous ± 30 V, Power off: Continuous ± 15 V
Input impedance	1 G Ω /100 pF
CMRR (gain = 1)	83 dB
Settling time	4 μ s to 0.01% error
-3dB small signal bandwidth (gain = 1)	760 kHz
Trigger sources	Software, external digital/analog trigger, SSI bus
Trigger modes	Pre-trigger, post-trigger, middle-trigger, delay-trigger, and repeated trigger
FIFO buffer size	1 k samples
Data transfers	Polling, scatter-gather DMA

表 3.2 DAQ-2213 規格表

AI0 (AIH0)	1	35	(AIL0)	AI8
AI1 (AIH1)	2	36	(AIL1)	AI9
AI2 (AIH2)	3	37	(AIL2)	AI10
AI3 (AIH3)	4	38	(AIL3)	AI11
AI4 (AIH4)	5	39	(AIL4)	AI12
AI5 (AIH5)	6	40	(AIL5)	AI13
AI6 (AIH6)	7	41	(AIL6)	AI14
AI7 (AIH7)	8	42	(AIL7)	AI15
NC	9	43	NC	
NC	10	44	NC	
NC	11	45	NC	
NC	12	46	NC	
NC	13	47	NC	
NC	14	48	NC	
NC	15	49	NC	
NC	16	50	NC	
AISENSE	17	51	AIGND	
NC	18	52	NC	
NC	19	53	NC	
NC	20	54	NC	
NC	21	55	NC	
NC	22	56	NC	
NC	23	57	NC	
NC	24	58	NC	
NC	25	59	NC	
NC	26	60	NC	
NC	27	61	NC	
NC	28	62	NC	
NC	29	63	NC	
NC	30	64	NC	
NC	31	65	NC	
NC	32	66	NC	
NC	33	67	NC	
EXTATRIG	34	68	AIGND	



圖 3.5 連接器接腳設定

3.1.3 可程式化軟體

在可程式化軟體方面，我們選擇了 National instrument 公司所發展的 LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)，它是一種繪圖程式語言，又稱為 G 語言。在程式設計方面，則是圖形方式編輯程式，其程式結構部份，又可稱為虛擬儀表 (Virtual Instrument)。LabVIEW 可以完全整合控制的通訊介面，例如 GPIB、VXI、PXI、RS-232、RS-485 等，以及支援資料擷取 DAQ (Data Acquisition) 與影像擷取 (Image Acquisition) 的功能，它較一般

其它的語言容易著手學習。不單如此，LabVIEW 還具有強而有力的功能，包括資料擷取、資料分析與結果呈現。除此之外，LabVIEW 更提供量測後的數學分析與顯示功能，並且對於操作者與真實世界中所選擇的待測物提供一個溝通的介面，利用此軟體可以快速的發展出一套人性化的人機介面，此介面的建構將在稍後（3.3）介紹。藉過硬體的連結（電極、生理訊號放大器以及資料擷取卡）以及驅動程式（DAQ 驅動程式與 LabVIEW 驅動程式）的配合，我們便能夠將前臂運動（屈曲、伸展與放鬆）所產生的 EMG 訊號透過 EMG 擷取系統來擷取，並轉換成數位訊號，再透過編譯程式來完成資料的擷取、儲存與顯示，並在人機介面部分進行分析處理的工作，如圖 3.6 所示。

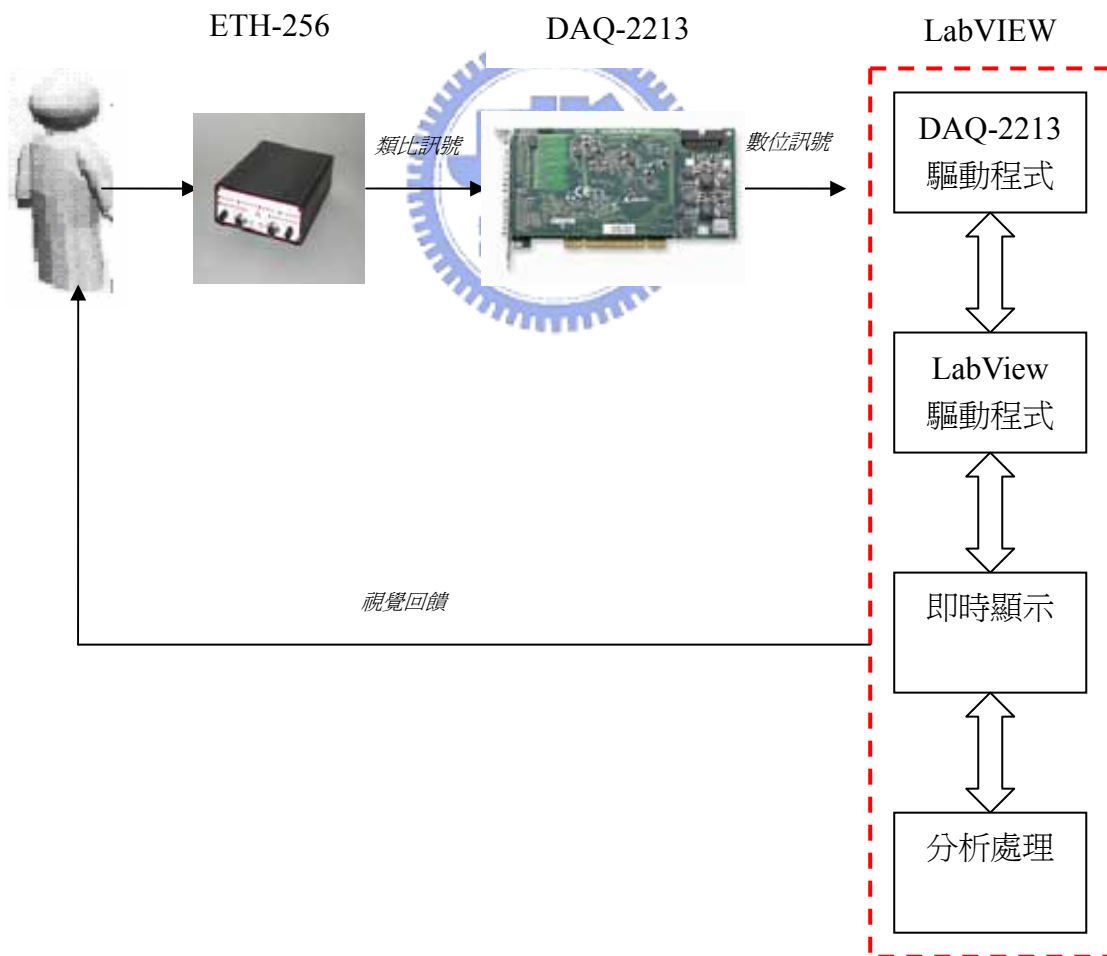



圖 3.6 EMG 訊號擷取系統架構圖

3.2 即時機器臂控制系統

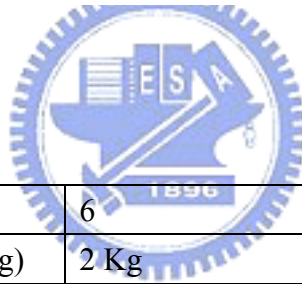
本節將介紹我們實驗室的機器手臂其規格及特性，並且針對如何達到即時機器臂控制的方法及流程詳細的探討，論文中所操控的機器手臂是 Mitsubishi RV-2A（搭配 CR1-571 控制器）外觀如圖 3.7，其規格如表 3.3，在控制方法上，除了可以使用 Teach Pendant（T/B）來操控機器臂，還提供了外部即時操控的功能[28]，此功能使得操作者可以透過電腦端的程式來即時操控機器臂，我們希望能夠將分類器辨識出的手部運動轉換為機器臂的控制命令，再藉由電腦來即時操控機器手臂完成期望的動作，因此我們必須利用外部即時操控的功能，讓電腦與機器手臂之間能夠建立起即時通訊的機制，為了完成即時通訊的任務，在電腦與控制器之間必須有一些設定與連結的程序，其程序說明如下。



首先透過網路線連結控制器與電腦，並設定電腦端的網路位址及控制器的參數，（如表 3.4），設定完成之後便可執行程式，此步驟的程式包含了兩部分，一個是控制器的程式（將在 3.2.1 討論），另一個是電腦端的應用程式（將在 3.2.2 討論）。控制器程式藉由 MXT 指令來開啓外部通訊的功能，接收電腦端的資料，電腦端則可利用 VB 或 VC++ 等建立自己的應用程式，電腦與控制器之間的連結建立之後，在 MXT 命令執行期間，我們便可利用電腦端所建立的應用程式來傳送控制命令並接收相關的資料。程式的結束可由電腦端下達停止命令來結束 MXT 命令，斷開通訊閘道，結束程式的執行。



圖 3.7 RV-2A 外觀圖



Degrees of freedom		6
Maximum load capacity (rating)		2 Kg
Maximum reach radius		621 mm
Working area	J1	320° (-160 to +160)
	J2	180° (-45 to +135)
	J3	120° (+50 to +170)
	J4	320° (-160 to +160)
	J5	240° (-120 to +120)
	J6	400° (-200 to +200)
Repeat position accuracy		0.04 mm
Weight		37 Kg

表 3.3 RV-2A 機器臂規格

參數名稱	參數值
NETIP	140.113.149.123
NETPORT	10000
MATTOUT	-1
MXTCOM1	140.113.149.124
MXTCOM2	140.113.149.124
MXTCOM3	140.113.149.124

表 3.4 啟動即時外部通訊時，控制器的參數設定

3.2.1 控制器程式



控制器的程式主要是用來啟動即時外部控制的功能，其所使用的語言為這套控制器所專用的語言 MOVEMASTER，當 MXT 指令執行之後，控制器將會透過網路接收控制命令來移動機器手臂，控制命令周期約為 7.1ms，接收到控制命令的同時，目前的位置資料也會從控制器傳送到電腦端，若是沒有接收到控制命令，機器臂則會保持目前的位置，通訊的終止可由電腦端下達停止命令來結束 MXT 命令，或是由控制器面板的按鈕來終止命令。MXT 的命令格式與描述如下：

MXT <通訊目的>, <回覆的位置資料型態>

其中通訊目的參數值為 1-3，描述 MXTCOM1 到 MXTCOM3（參考表 3.4）之間其中之一所指定的通訊目的位址，也就是指定電腦端的網路位址，回覆的位置資料型態描述由電腦端所回覆的位置資料的型態（0 代表以卡氏座標系 XYZ，1 代表軸座標系的 Joint Angle）。以下將以我們的程式來說明執行的功能：

10	<i>MXT 1,2</i>	—————▶	通訊位置：MXTCOM1 (140.113.149.124) 資料型態：2 (Joint Angle)
20	<i>GO</i>	—————▶	夾爪打開
30	<i>MXT1,2</i>		
40	<i>GC</i>	—————▶	夾爪關閉

10-40 為此語言判斷程式執行先後的依據，首先程式會依序執行 **10** 所描述的程式 ***MXT1,2***，根據前面對 **MXT** 指令的說明，首先控制器會開啓外部通訊功能，讓網路位置為 140.113.149.124 的電腦可藉由此功能來操控機器臂，因此控制器會接收電腦端傳送過來的的位置資料（資料型態為軸座標系），同時傳送目前的位置資料，等到電腦端傳送的停止命令後，接著執行 **20** 的敘述 ***GO***，機器手臂的夾爪便會張開，接著再執行 **30** 的描述 ***MXT1,2***，再次開啓外部通訊功能，直到收到停止命令後，執行 **40** 的描述 ***GC*** 夾爪關閉，這四行程式會不斷的遞迴執行，其他的指令格式請參考[29]。

3.2.2 電腦端應用程式

在控制器執行 **MXT** 開啓外部通訊功能之後，電腦端便能利用網路與控制器做溝通，進一步傳送控制命令來操控機器臂的移動，圖 3.8 為即時外部控制時控制器端與電腦端的通訊流程圖，首先必須初始化網路的設定，包括網路位址以及傳送及回覆的資料型態等，接著建立傳送的資料封包，將控制命令透過網路封包的方式傳送到機器臂的控制器，若是沒有收到結束命令，則控制器端每隔一個命令週期，會根據電腦端的指令來來操控機器臂的移動，並將目前位置以及其他資

訊透過網路封包在回傳到電腦端，若是沒有結束的命令，電腦端則接收此資料封包，並繼續建立傳送的資料封包來下達下一個控制命令，因此只要了解控制器與電腦之間資料傳輸的封包格式，我們便能根據我們的需求利用 VC++來撰寫程式，以達到即時操控機器臂的功能，並將相關的位置資料呈現出來。

3.3 人機介面

爲了能夠方便使用者操作此系統，且能夠即時的了解肌肉的活動狀況，並且監督機器臂的運動情形，發展一套友善的人機介面有其必要性，鑒於 LabVIEW 在建立人機介面的優勢，因此我們使用此軟體來建構人機介面。LabVIEW 的前置面板工具，可以讓我們很迅速的建立起友善的操控介面，並加入彈性的參數設定功能，如圖 3.9 爲人機介面的前置面板設計，更分爲五個區域，Save 可儲存兩個通道所擷取出來的原始 EMG 訊號以及其特徵值，Filter Design 則調整濾波器設計的相關參數，可選擇取樣頻率、濾波器類型、階數及截止頻率等相關參數，Feature setup 設定特徵擷取時的參數如 BZC 的 bisa 值、WAMP 的臨界值以及分類器的高低臨界值，Feature Table 顯現出特徵擷取的結果，Control State 則顯示出目前分類器的輸出四種狀態，並根據這四種狀態來操控機器手臂的單一軸（第五軸），0 代表前臂放鬆因而機器臂第五軸不動（STOP），1 代表前臂屈曲因而機器臂第五軸往上（UP），2 代表前臂伸展因而機器臂第五軸往下（DOWN），3 則代表錯誤產生，此錯誤的產生即是我們在第二章所提到運動時的肌肉相互干擾，因此我們根據這個訊息來調整分類器的臨界值，以修正這種錯誤的產生。

另外，在訊號擷取系統的建構部分，我們也使用了 LabVIEW 將訊號從資料擷取卡中擷取到電腦並即時的顯示，而 LabVIEW 本身提供了一些數學函式及程

式化的功能，因此經過程式編譯過程，便可同時將擷取到的 EMG 訊號做進一步的分析及處理，包括濾波器的設計、特徵的擷取以及分類器的設計，然而在即時的機器臂控制部分，我們所使用的是 C 語言，爲了整合整個系統並完成即時控制的目的，我們仍必須完成 LabVIEW 與機器臂之間的溝通。在 LabVIEW 中提供了呼叫外部程式碼的功能，利用 Call Library Function Node 來呼叫動態連結程式庫 (DLL)，主要是用來呼叫其他已經設計好的程式，將他們放在以建立好的 VIs 內，當作附屬的程式，如此可以減少許多時間去開發一個程式，而且程式的複雜度也會降低很多。因此我們必須先將機器臂的控制程式以動態連結程式庫的形式呈現，再利用 Call Library Function Node 呼叫此 DLL，便能將機器臂的控制程式納入 VIs 中，以此方式來完成 LabVIEW 與機器臂之間的溝通。

透過 EMG 訊號擷取系統我們得以完成高品質的訊號量測、舒適與方便的量測過程以及即時的訊號顯示與儲存三項功能，利用 LabVIEW 所建構的人機介面則完成了即時的處理及分類器的設計，並提供了彈性的參數調整，像是濾波器設計、特徵值參數以及分類器的臨界值設定，最後利用 LabVIEW 呼叫控制機器臂的 DLL 檔，以此方式完成了即時的操控，因此透過這三個部分我們得以建構出基於肌電圖之機器臂控制系統，並達成包含即時的擷取、處理與控制等前述的七項功能，接下來我們將實際的模擬以驗證此系統。

3.4 系統模擬

在模擬部分我們首先觀察前臂屈曲以及伸展時的原始 EMG 訊號、濾波器設計、資料擷取、分類器設計等結果，再藉由離線的訓練來決定適合的參數，包含濾波器的設計參數以及分類器的參數，最後以此參數來進行即時的機器臂操控，並計算其正確率，以下我們將分別呈現前臂屈曲與前臂伸展模擬的結果，其中

CH1 代表肱二頭肌的訊號，CH2 代表肱三頭肌的訊號。

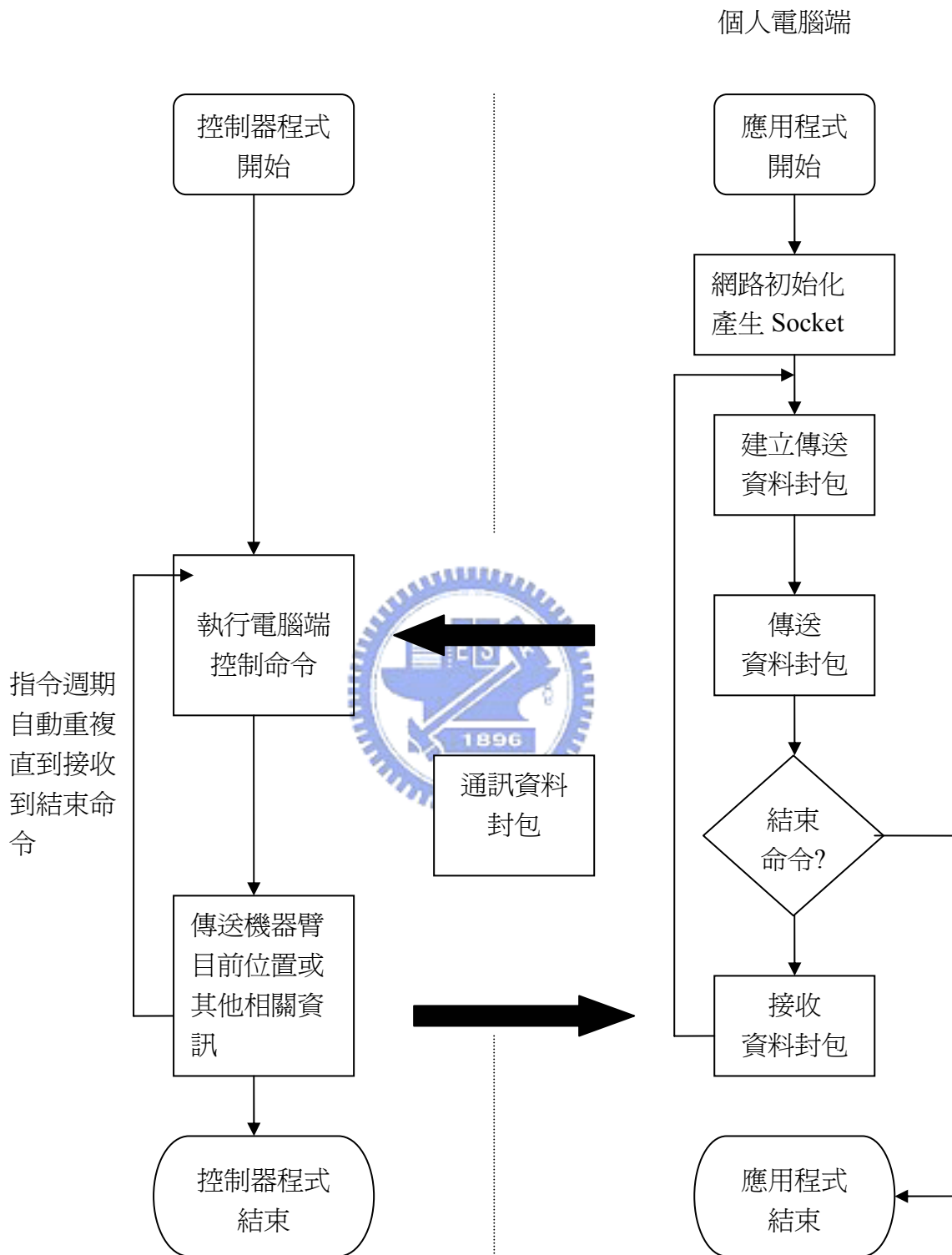


圖 3.8 外部通訊功能電腦端與控制器端通訊流程圖[28]

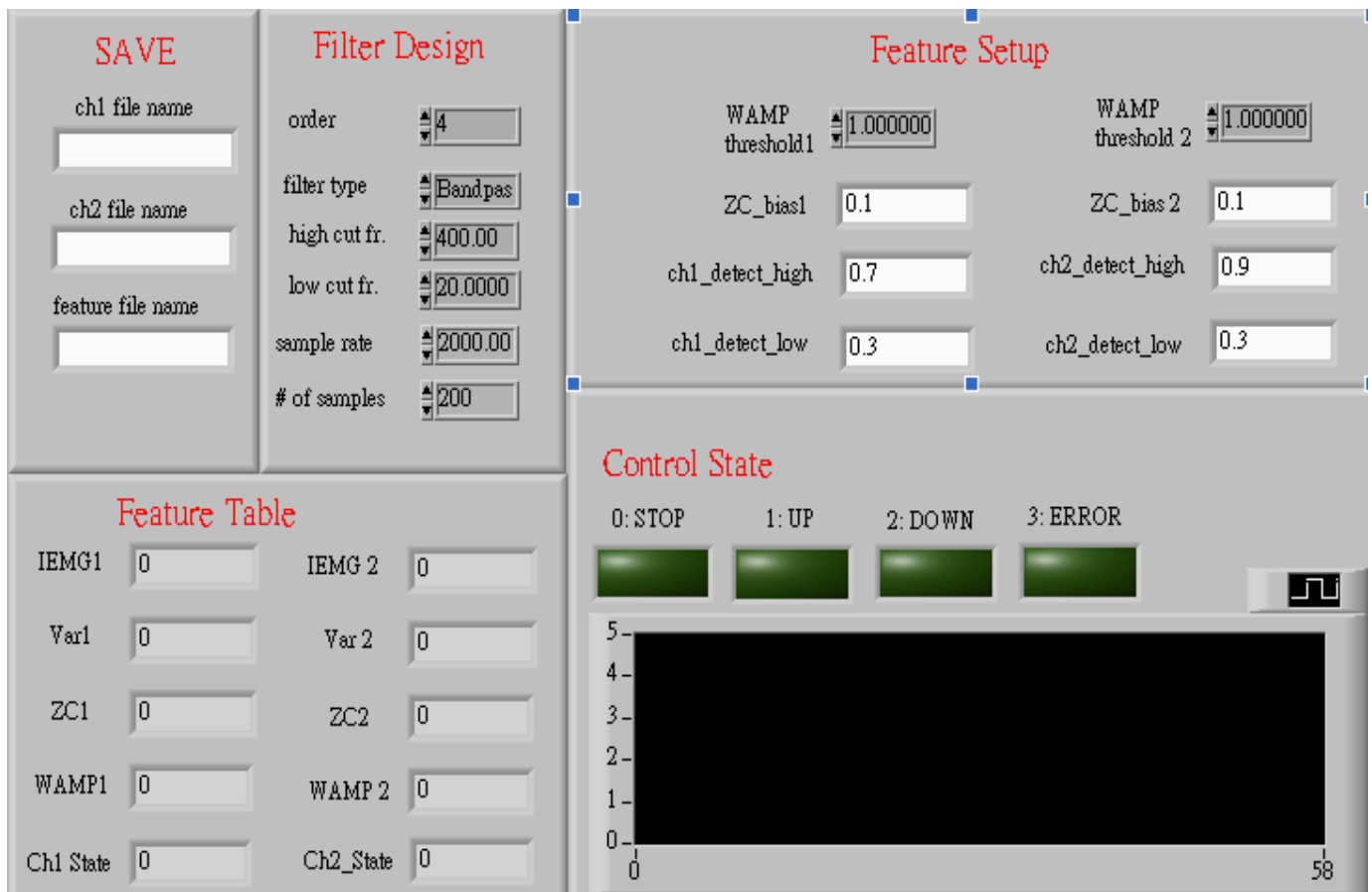


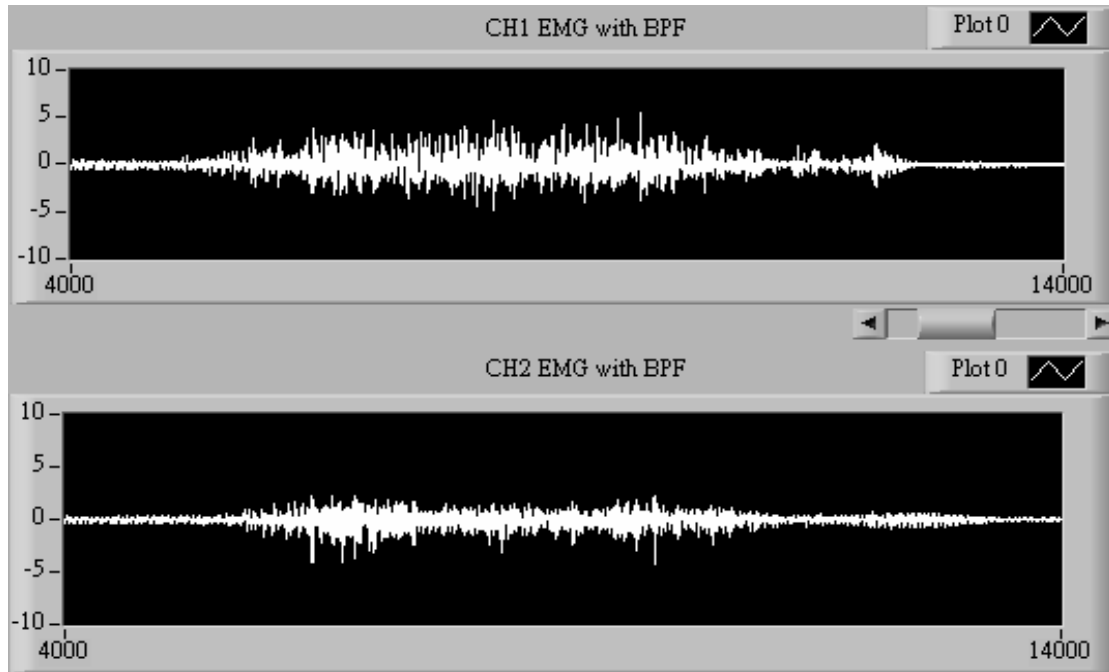
圖 3.9 人機介面前置面板

圖 3.10(a)為前臂屈曲時，CH1 與 CH2 的原始 EMG 訊號，可發現如電極移動與導線晃動等因為運動所造成的雜訊干擾，在圖 3.10(b)為經過濾波器設計的結果，圖中可看見這部分的雜訊已成功的濾除掉，觀察此圖我們便可看出肌肉活動的狀況，圖 3.10x 軸代表取樣點的順序，也就是時間軸，y 軸代表電壓值大小，其單位為伏特 (V)，根據 EMG 訊號與施力的高度相關性可以了解，當電壓值越大代表越用力屈曲，圖 3.11 為每兩百個取樣點所計算出來的四個特徵值，越穩定、平滑的特徵值變化越容易透過分類器辨識出正確的動作，顯然從 ZC 比較不適合做為起始點判斷的依據，圖 3.12 為使用 MAV 這個特徵做為分類器輸入所分類出來的結果，y 軸代表的輸出狀態，0 為 STOP，1 為 UP，2 為 DOWN，3 代表 ERROR，結果顯示在前臂持續屈曲的過程中（約第 30-50 個點），分類器的輸

出狀態始終是 UP，並沒有辨識錯誤的產生，從視覺回饋觀察到機器臂第五軸的移動方向也確實是往上。圖 3.13(a)為前臂伸展時，CH1 與 CH2 的原始 EMG 訊號，從 CH1 可更清楚發現運動所造成的雜訊干擾，在圖 3.13(b)為經過濾波的情形，確實也看到了濾除雜訊的效果，圖 3.13 的 x 軸代表取樣點的順序，也就是時間軸，y 軸代表電壓值大小，其單位為伏特 (V)，圖 3.14 為特徵擷取部分所計算出來 CH2 的四個特徵值，同樣顯示 ZC 在此系統中是一個較不好的特徵，圖 3.15 為分類器的輸出結果，結果顯示在前臂持續伸展的過程中（約第 80-100 點），分類器的輸出狀態持續為 2 (DOWN)，同樣沒有辨識錯誤的產生，觀察機器臂第五軸也確實是往下移動，藉由這兩個動作的模擬，可確定我們系統的正确性。

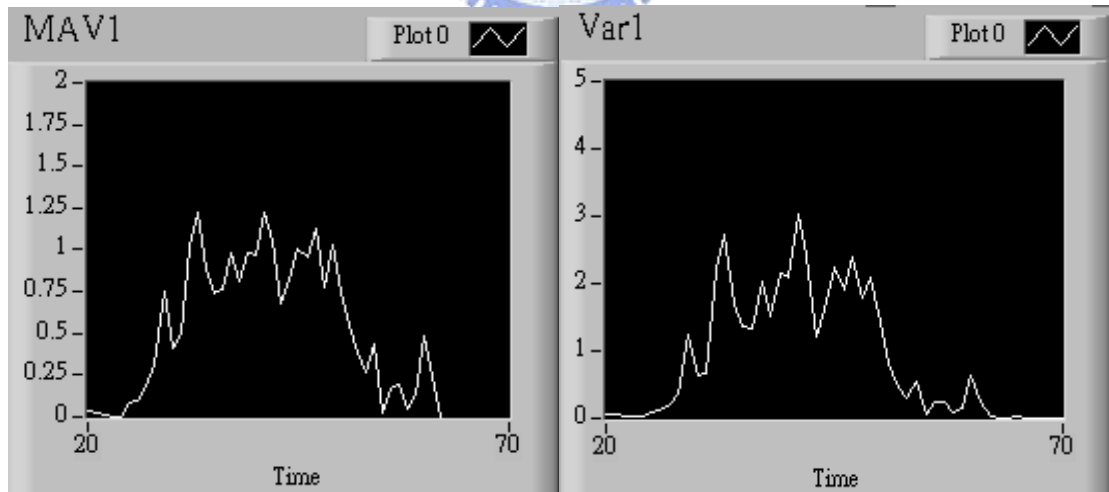


(a) 原始 EMG 訊號



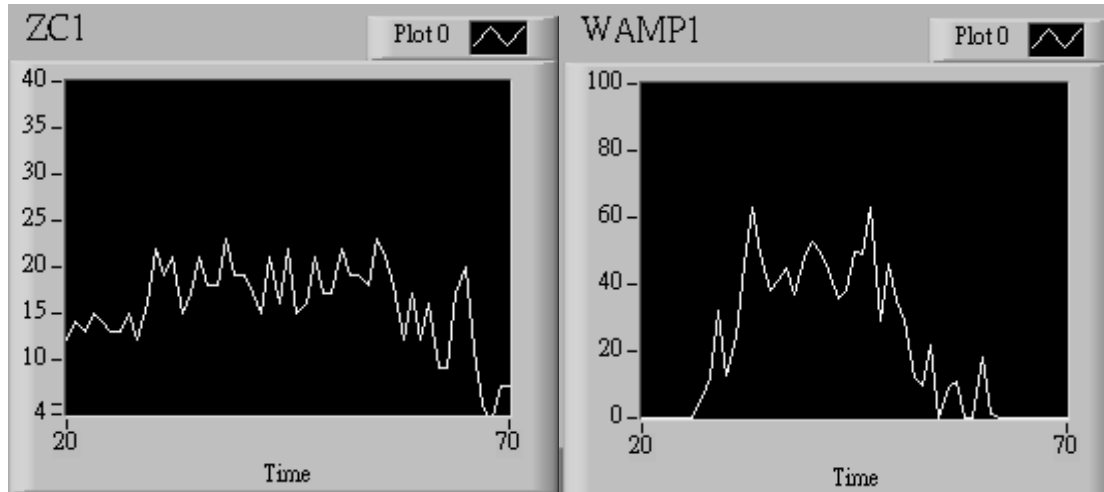
(b)經過高通濾波器後的訊號

圖 3.10 前臂屈曲時 CH1 與 CH2 的原始訊號與經過高通濾波器後的訊號：
(a) 原始訊號，和(b)經過高通濾波器後的訊號



(a) MAV 特徵值

(b) VAR 特徵值



(c) ZC 特徵值

(d) WAMP 特徵值

圖 3.11 CH1 (肱二頭肌) 的訊號經過特徵擷取部分，所計算出來的四個特徵，(a)MAV，(b)VAR，(c)ZC，(d)WAMP。

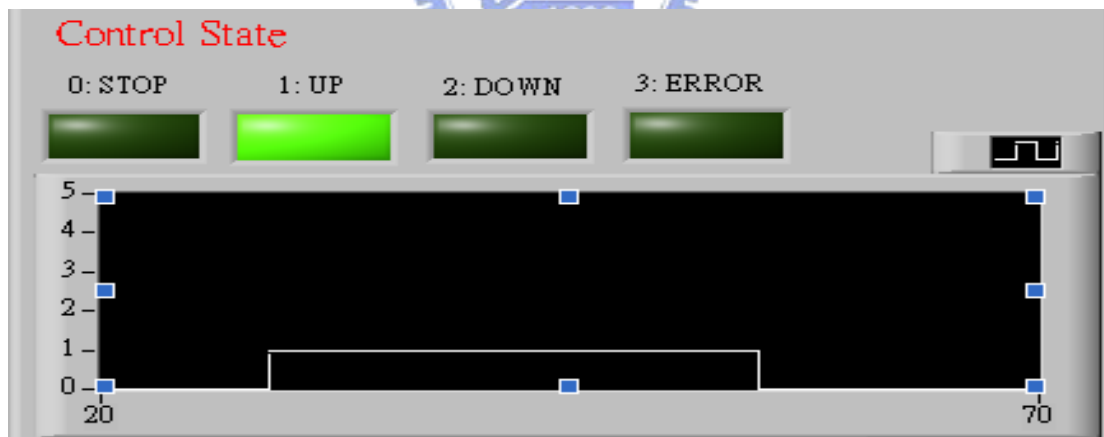
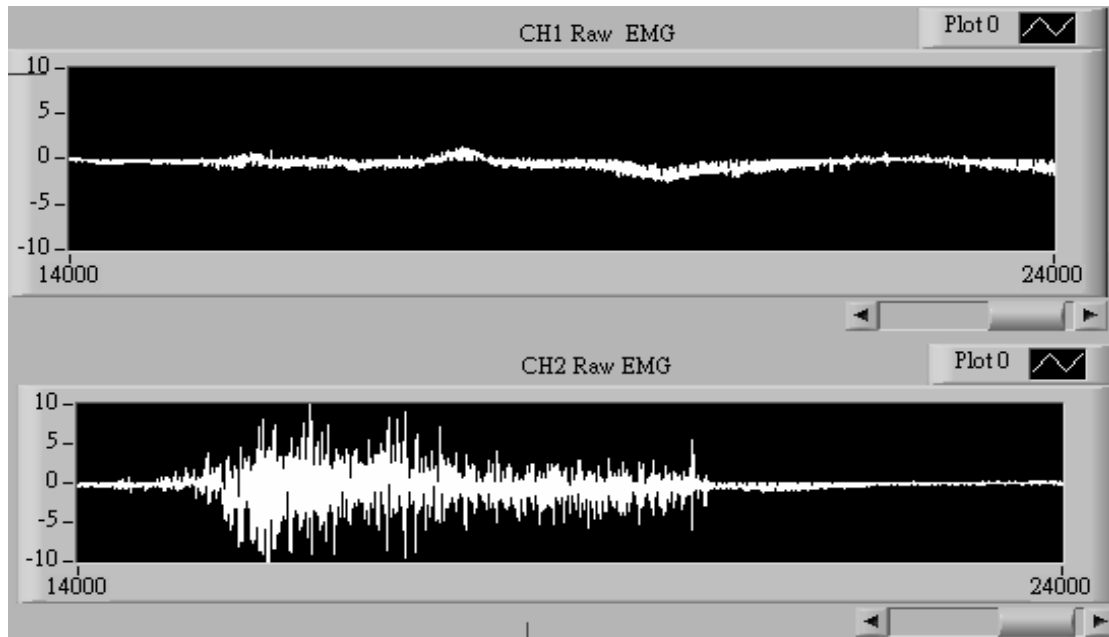
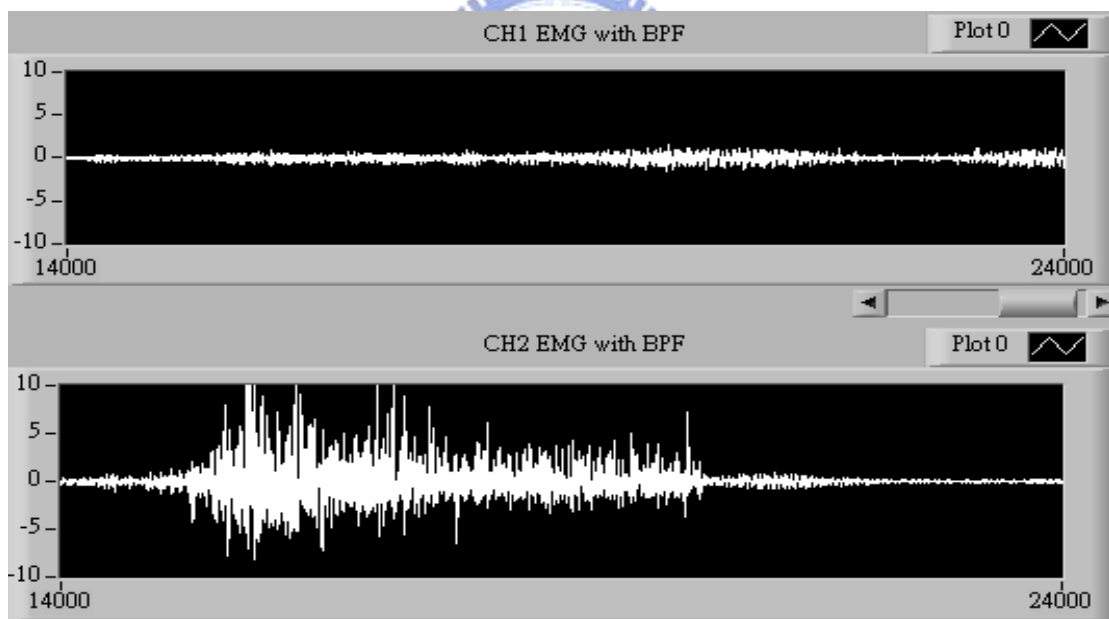


圖 3.12 前臂屈曲時，分類器辨識的結果

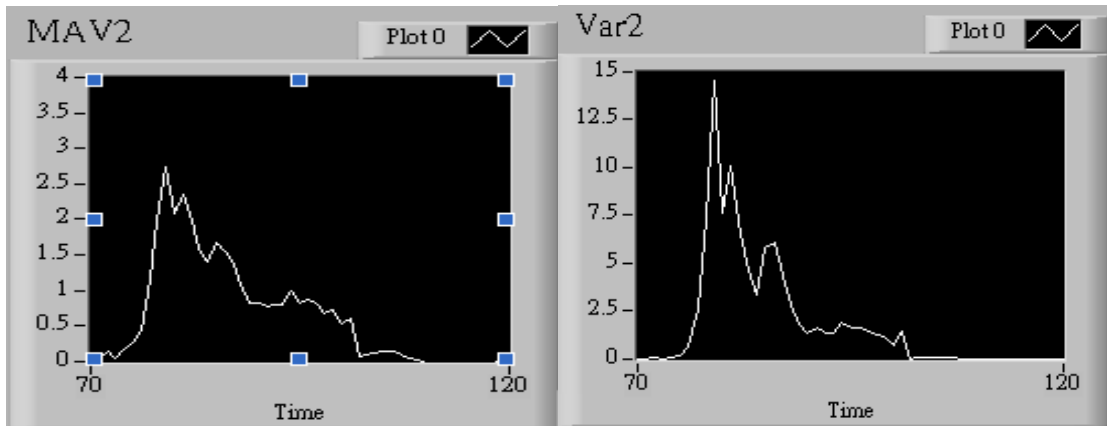


(a)原始訊號



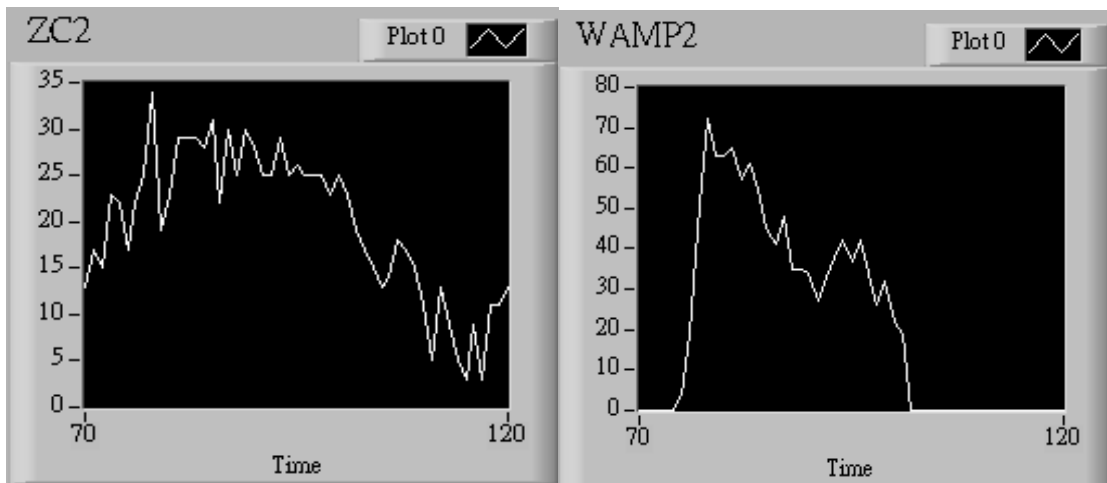
(b)經過高通濾波器之後的訊號

圖 3.13 前臂伸展時 CH1 與 CH2 的原始訊號與經過高通濾波器後的訊號：
(a)原始訊號，和(b)經過高通濾波器之後的訊號。



(a) MAV 特徵值

(b) VAR 特徵值



(c) ZC 特徵值

(d) WAMP 特徵值

圖 3.14 CH2 (肱三頭肌) 的訊號經過特徵擷取部分，所計算出來的四個特徵，(a)MAV，(b)VAR，(c)ZC，(d)WAMP。

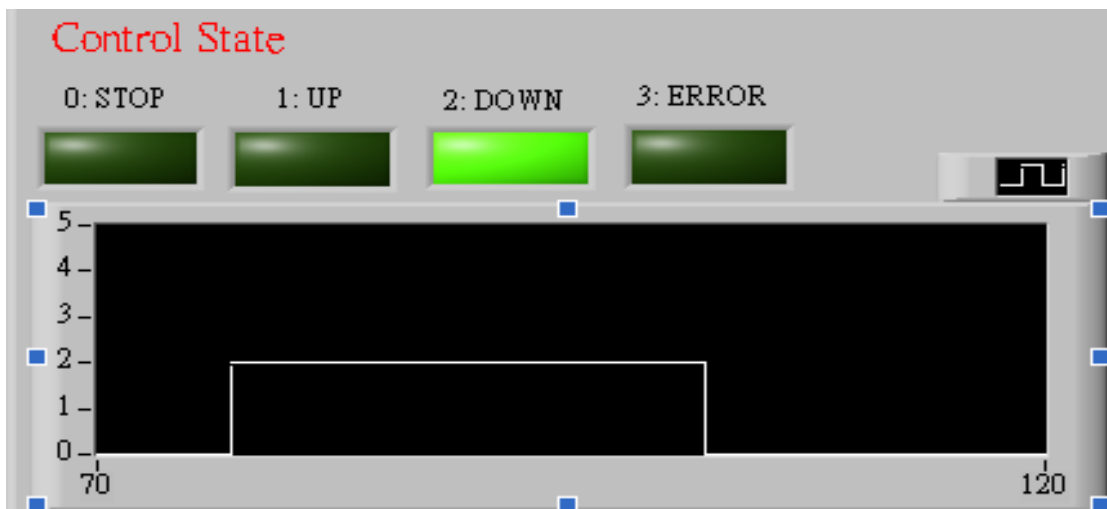


圖 3.15 前臂伸展時，分類器辨識的結果