

國立臺灣大學電機資訊學院生醫電子與資訊學研究所

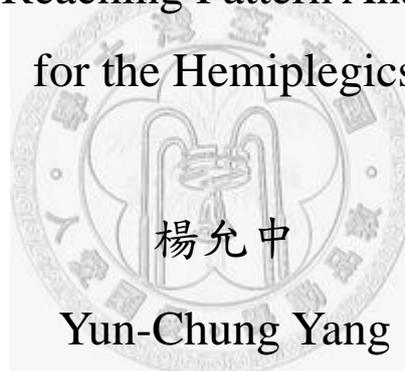
碩士論文

Graduate Institute of Communication Engineering  
College of Electrical Engineering and Computer Science  
National Taiwan University  
Master Thesis

可攜式偏癱患者伸手動作分析系統

A Portable Reaching Pattern Analysis System

for the Hemiplegics



楊允中

Yun-Chung Yang

指導教授：陸哲駒博士、賴金鑫教授、郭德盛教授

Advisor: Jer-Junn Luh, Ph.D, Prof. Jin-Shin Lai,  
Prof. Te-Son Kuo

中華民國 99 年 7 月

July, 2010

## 誌謝

回想三年前進台大來念研究所，首次進入到全國第一的學府，到現在能獲得碩士學位的時刻，真的要感謝許多人的幫忙，才能有今天的成果。首先能完成這篇論文，要特別感謝我的指導教授郭德盛教授、賴金鑫主任與陸哲駒老師，沒有這3位老師的指導無法完成這份論文。也要感謝陳有倫老師、陳適卿主任在會議時都能給予許多論文方向及研究內容的建議。沒有這些老師們在學術上面的建議，對一個在職生來說，很多方面都不會想到，所以要特別感謝老師們的細心指導。

在求學的過程中，也有許多同學給予很多的鼓勵與幫助，讓我能在此碩士的這段時間，也能夠有跟一般生一樣的一些回憶，要感謝敬棠、鈞安、奇軒，沒有你們在這些日子的陪伴與鼓勵，碩士的生活不會如此充實。要感謝實驗室的來珊，有你的幫忙才能順利的收集到病人的資料，也要謝謝實驗室的士維寄信來提醒開會時間，猴子、穎聰在學校事務的問題上面給予幫忙。另外要感謝公司的主管 Banjars，給予上課期間在工作的包容，與工作的調配，讓我能夠在工作與學業中能達到平衡，不至於因為工作而讓學業無法順利進行。也要感謝我的同事們，Andy、Taiyi 在製作系統遇到困難時給予許多的幫助與建議，Scott 對投影片及論文的建議、Timothy、Jason、sonata、Steven、Kelly、Arthur、Wayne 在工作上給予許多的幫助，沒有你們不可能把工作與學校都能顧好。

最後我要感謝我的家人，母親謝鳳傑女士，辛勞的工作照顧家裏及對我日常生活上照顧，讓我在飲食上能正常，能有健康的身體的專心面對學業及工作上的挑戰。碩士學位本來對我來說只是個夢想，因為有這麼多人的幫助才能完成這個碩士學位的夢想，完成一個夢想是下一個夢想的開始，人生有夢，逐夢踏實，再人生的道路上，不斷的追求不同的夢想，努力讓人生能過的更精彩。

## 中文摘要

腦血管疾病(cerebral vascular accident, CVA or stroke)，大約有三分之二的中風患者發病後，無法用偏癱側上肢進行功能性動作，進而影響日常生活自理的能力。因此，對於如何恢復病患之上肢功能是一大重點。然而在進行有效的治療前，需先進行上肢功能的評估。目前常用之臨床量表與運動學的動作分析儀，皆須要有受過專業人員操作，故本研究的目的是藉由簡單的儀器設計並同時以時域與頻域分析進行中風患者之上肢功能評估，藉以幫助醫療人員得到更方便有效的評估。

本研究首先改良現有之系統，以嵌入式系統取代筆記型電腦，並以 Linux 為核心進行開發，降低系統操作的複雜度與系統成本。而在運動學特徵分析方面，以 LabVIEW 撰寫分析程式，分析經由系統取得的原始訊號，取得其速度、加速度、距離、頻率等特徵值，找出中風患者之上肢運動功能中最有效之特徵，以達到簡易上肢功能評估之目的。

本研究收取了 13 位受測者(正常人 4 位與中風患者 9 位)的上肢運動學資料並加以分析。根據本研究分析結果發現，在加速度與頻率上，中風患者與正常人間有顯著的不同，但在上肢功能喪失者的程度上則並無法分辨出明顯的不同，而在距離、速度、時間上則能明確的分辨出的上肢功能喪失患者程度的不同。

關鍵字： 中風、上肢運動、嵌入式系統、Linux

# ABSTRACT

Cerebral vascular accident (CVA, or stroke) is in the top three causes of death in Taiwan. About two-thirds of stroke survivors cannot use the upper limb in affective side to perform functional movements and daily life tasks. Therefore how to regain their upper limb function is a major focus. However before an effective treatment can be conducted, the residual upper limb function needs to be assessed. The most commonly used methods such as clinical instruments and kinematics movement analysis. However, these methods need to be performed by well-trained professional personnel. In this study, we try to implement a simple device to perform the upper limb function assessment both on time and frequency domain to help medical personnel to have more convenient and effective assessment.

First improvement to the existing system is complete by replacing of the original system with a Linux based embedded system to reduce complexity and costs.

A kinematics analysis software written by LabVIEW is used to extract the kinematic features such as speed, acceleration, distance, frequency. According the data obtained from the stroke survivor, the most effective features to represent the upper limb motor function of stroke survivors can be found and used as reference by the clinical therapists and achieve the purpose of simply the assessment of upper limb function.

Kinematic data from 13 subject's upper limbs (4 normal subject and 9 stroke patients) were collected in this study. According our results, we found significant differences between stroke patients and healthy individuals in acceleration and frequency but no significant difference within varying severities of functions loss in upper limbs. Maximal movement distances, maximal reaching speed, and time cost for reaching can be used to distinguish patients with different severities of function

loss in upper limbs.

Key words: Stroke, Upper limb movement, Embedded system, Linux



# 目錄

口試委員會審定書.....#	#
誌謝.....1	1
中文摘要.....2	2
ABSTRACT.....3	3
目錄.....5	5
圖目錄.....7	7
表目錄.....10	10
<b>第 1 章 序論.....11</b>	<b>11</b>
1.1 研究背景.....11	11
1.2 研究動機.....12	12
1.3 研究目的.....13	13
<b>第 2 章 文獻回顧與相關理論.....15</b>	<b>15</b>
2.1 中風上肢偏癱.....15	15
2.2 頻率分析.....16	16
2.3 嵌入式系統.....19	19
2.4 Linux 操作系統.....21	21
2.5 運動資料擷取系統.....22	22
2.6 評估量表.....25	25
<b>第 3 章 研究系統架構.....27</b>	<b>27</b>
3.1 基礎架構.....27	27

3.2	硬體系統 .....	27
3.3	系統規格比較 .....	45
3.4	系統操作 .....	48
3.5	分析程式 .....	50
<b>第 4 章</b>	<b>實驗分析與討論 .....</b>	<b>53</b>
4.1	實驗流程 .....	53
4.2	實驗設置 .....	53
4.3	分析方法與特徵值 .....	55
4.4	分析結果 .....	57
4.5	討論 .....	66
<b>第 5 章</b>	<b>結論與未來展望 .....</b>	<b>70</b>
參考文獻	.....	72
附錄	.....	75



## 圖目錄

圖 2.1 鋸齒波訊號分解 .....	17
圖 2.2 Xsens 公司發售的 Xbus Kit 與 MTx .....	22
圖 2.3 FASTRAK 三維電磁追蹤系統 .....	23
圖 2.4 超音波式頭盔 .....	23
圖 2.5 機械式位置感測器 .....	24
圖 2.6 影像式位置感測器 .....	25
圖 3.1 系統架構圖 .....	27
圖 3.2 Wii 遊戲機台與手把 Wii Remote .....	29
圖 3.3 感測器 ADXL330 實體 .....	29
圖 3.4 MEMS 加速度計結構 .....	30
圖 3.5 ADXL330 內部功能圖 .....	31
圖 3.6 電子尺輸出電壓與擺臂的關係圖 .....	32
圖 3.7 LCD 模組系統方塊圖 .....	33
圖 3.8 LCD 模組外觀 .....	34
圖 3.9 晶片組方塊圖 .....	38
圖 3.10 趨動程式方塊圖 .....	39
圖 3.11 U-boot 的控制流程 .....	39
圖 3.12 近端韌體控制流程 .....	40
圖 3.13 遠端韌體控制流程 .....	41
圖 3.14 電源控制電路 .....	42

圖 3.15 網路系統電路.....	42
圖 3.16 USB 介面電路.....	43
圖 3.17 SD 介面電路.....	43
圖 3.18 I2C 介面電路.....	44
圖 3.19 ADC 介面電路.....	45
圖 3.20 原系統.....	46
圖 3.21 本系統.....	46
圖 3.22 系統實體圖.....	47
圖 3.23 兩系統資料差異度比較.....	48
圖 3.24 開機顯示.....	49
圖 3.25 系統狀態顯示.....	49
圖 3.26 遠端控制介面.....	50
圖 3.27 圖形化程式編譯平台(LabVIEW).....	51
圖 3.28 分析程式流程.....	51
圖 3.29 分析程式介面.....	52
圖 4.1 實驗桌椅的相對位置.....	53
圖 4.2 2 號加速規手腕放置位置與方向.....	54
圖 4.3 實驗示意圖.....	54
圖 4.4 實驗桌面圖.....	54
圖 4.5 FFT 頻率分析.....	57
圖 4.6 上肢屈伸肩部加速規訊號.....	58
圖 4.7 上肢屈伸肩部 X 軸速度.....	58

圖 4.8 上肢屈伸肩部 Y 軸速度 .....	59
圖 4.9 上肢屈伸肩部 Z 軸速度 .....	59
圖 4.10 上肢屈伸肩部 X 軸加速度 .....	59
圖 4.11 上肢屈伸肩部 Y 軸加速度 .....	60
圖 4.12 上肢屈伸肩部 Z 軸加速度 .....	60
圖 4.13 上肢屈伸肩部 X 軸頻率 .....	61
圖 4.14 上肢屈伸肩部 Y 軸頻率 .....	61
圖 4.15 上肢屈伸肩部 Z 軸頻率 .....	61
圖 4.16 電子尺資料 .....	62
圖 4.175 上肢屈伸距離 .....	62
圖 4.18 上肢屈伸手部速度 .....	63
圖 4.19 上肢屈伸手部加速度 .....	63
圖 4.20 上肢屈伸手部頻率 .....	63
圖 4.21 上肢屈伸時間 .....	64
圖 4.22 上肢前伸訊號 .....	64
圖 4.23 前伸距離 .....	65
圖 4.24 前伸速度 .....	65
圖 4.25 前伸加速度 .....	65
圖 4.26 前伸頻率 .....	66
圖 4.27 前伸時間 .....	66
圖 4.28 加速度與頻率 .....	67
圖 4.29 距離、時間與速度 .....	67

## 表目錄

表 3.1 ADXL330 規格表 .....	28
表 3.2 電子尺規格 .....	32
表 3.3 LCD 連接介面 .....	33
表 3.4 字元表 .....	34
表 3.5 I2C 控制命令表 .....	35
表 3.6 系統規格表 .....	37
表 3.7 系統比較表 .....	47
表 4.1 受試者資料 .....	55
表 4.2 電子尺位移關係 .....	55
表 4.3 系統比較 .....	68
表 4.4 各中風評估方式比較 .....	68



# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

「腦中風」一般通稱之為中風，是由於腦部供血受阻而迅速發展的腦功能損失。成因可分為血栓或栓塞所造成的缺血（缺乏血液供應），或因出血。在過去，中風被稱為腦血管意外或 CVA(Stroke, cerebral vascular accident)。

中風屬於急症，可造成永久性神經損害，如不及時診斷和治療將造成併發症和死亡。在台灣，中風是第三大死因，美國和歐洲則是導致成人殘疾的首因。在全世界中風是第 2 大死因，並可能很快成為死亡的首要原因。中風的危險因素包括高齡，高血壓，前中風史或短暫性腦缺血發作（TIA），糖尿病，高膽固醇，抽煙，心房顫動。高血壓是中風最重要的危險因素變數[1]。

由世界衛生組織在 20 世紀 70 年代給出的中風的傳統定義是「24 小時以上腦神經功能缺損，或在 24 小時內死亡」[10]。這個 24 小時的定義是用來區別短暫性腦缺血（可在 24 小時內完全康復）。因為中風如果早期治療，可以減少中風的後遺症，許多人現在寧願用其他代概念，如腦攻擊和急性缺血性腦症候群（模仿心臟病發作和急性冠脈綜合征），反映中風需要迅速採取行動的迫切性[3]。

近年來在台灣，中風雖居國人第三大死因，死亡率卻逐年下降，原因為近年醫療及健康水準的提升，使得因中風直死亡的患者下降。根據世界衛生組織（WHO）的統計，全球每年 1500 萬的中風人口，全世界每年約有五百七十萬人死於腦中風，未直接死亡而產生功能障礙的存活者更高達五百一十萬人，但人口老化、不健康的食物、抽菸及缺乏運動，更將增加高血壓、高膽固醇、肥胖、糖尿病、中風、心臟病及血管性認知障礙的發生，預估至公元 2015 年，因腦中風死亡人口每年將增至六百七十萬人。台灣每年約有將近一萬三千人死於中風，每年約有一萬七千人會因為中風而導致日常生活失能，是成人殘障的第一要因，更是使用健保資源前三名的疾病。近年來中風人口有逐步年輕化的趨勢，已經不再是老年人的疾病，目前中風人口已經降到 20~30 歲的趨勢，更是值得注意的趨勢，將會有越來越多存活者面臨中風後遺症的影響。

由於中風人口的年輕化，使得在中風後仍需要繼續生活的時間變長，而中風導致發生功能障礙(disability)，影響身體各系統，影響程度和損傷的部位，其中動作系統的症狀最普遍，如半側偏癱(hemiplegia)或輕癱(hemiparesis)，及肢體協調困難。大約三分之二的中風患者有不同程度的上肢性病徵，痙攣(spasticity)、多關協同動作(synergy pattern)、肌肉無力、肢節協調困難等。中風患者在上肢伸臂動作中，會有動作較慢、方向控制不佳、較不流暢及異常的肌肉收縮模式，使得 30%~66%的中風患者無法順利的使用上肢從事功能性動作，進而影響生活的獨立性。在一般的恢復狀況下，急性期上肢輕癱患者有 79 可恢復功能，重癱者只有 18%可恢復功能，大約只有 15%的病人上肢動作可以順利回復到中風前的功能，因此如何幫助物理治療師來評估並促進中風患者上肢動作功能是非常重要的課題[14]。

## 1.2 研究動機

伸手動作(reaching)經常當作是中風後上肢功能指標性的評估方式。在日常生活中，伸手動作扮演著一個不可或缺的角色，比如：取物、進食、開關燈、開關門等，都需要一個完整的伸手動作才能夠去完成。在研究中就發現，目前在復健的臨床研究上，常用來評估分析中風患者上肢功能的工具，大都使用空間定位儀器，比如：VICON、FASTRAK 動作分析系統或是虛擬實境 (Virtual Reality, VR) 的系統，以及治療師使用的評估量表，如：Fugl-meyer、Brunnstrom、Ashworth 等[8]，然而這些評估工具有許多缺點，其最主要的原因如下：

### (1)研究設備成本高

一般空間定位追蹤系統造價成本很高，整套完整的定位系統需要花費幾百萬台幣，又需要比較大的設置空間，所以只有比較大型的研究單位才可能有此系統設備。

### (2)研究設備分析不易

大多空間定位系統廠商都會提供套裝軟體，供使用者處理所需要的資料，不過往往處理後續的數據時，都需要透過龐大的後端資料處理才能得到自己所需要的結果。

### (3)研究設備與評估量表使用不便在臨床上，常常用來分析的空間定位系統與評

估量表，皆需具有專業知識的物理治療人員在旁陪同下操作檢測患者的動作，檢測時需要花費較多時間與人力，在使用上較不方便。

目前在復健治療上，中風病患在復健期間前往醫院接受治療時，由於物理治療師太少，患者太多的情形，使得病患無法隨時隨地得到物理治療師的指導及糾正。所以說為了解決醫療系統上發展的問題，首要面臨開發研究設備成本以及復健治療上人力使用的問題。因此，本論文以應用範圍較廣泛、療效較為一致的手部固定式的伸臂動作為基礎，之前的評估系統是以 NI 的 DAQ 卡及 LabVIEW 做為核心，利用加速規和電子尺等感測器的特性，搭配電腦上虛擬實境的人機介面，將中風偏癱患者的伸手動作分析後取得量化參數的結果，但由於系統價格仍然是屬偏高，所以為了能符合未來開發的走向，並讓評估系統能夠朝真正的市售系統，系統改為嵌入式系統的方式，並以 Linux 為核心來開發，降低了系統操作的複雜度與系統成本，並大幅縮小了系統的體積，使系統設計接近真正產品化，以此系統來開發研究並最後再交由臨床治療師做為參考的依據。藉由量測不同的中風偏癱患者，比較其運動學特徵與上肢功能的關係，以運動學的特徵評估上肢功能，達到簡易上肢功能評估的目的。並以時域及頻域方向，將中風偏癱病患的上肢運動訊號分析，希望能從不同的切入角度，來看是否能找到與以前所不同且有效的特徵，來提供物理治療師更多不同的評量參考，讓中風病患能得到更有效且更好的協助。

本研究之主要目的之一為降低醫療成本，並減少醫療人員的工作量，盡量使用簡單方便的介面來取得患者相關的資訊，不需要特殊醫療專業人員即可以操作本系統來取得所需之患者資訊，也可以至患者住所，不需要患者來回往返醫院及住所，只要將系統取得之資訊帶回至醫院再做分析即可，更可以透過網路來操作，可達到降低醫療成本之目的。

### 1.3 研究目的

目前一般可以做為上肢功能的評估，包括傳統的光學動作分析系統(如 VICON)或各種專業評估量表 (傳格梅爾氏評估量表上肢部份 Upper extremity section of Fugl-Meyer Assessment, FMA-UE、針對活動能力的上肢動作研究量表 Action Research Arm Test, ARAT、針對日常生活使用的動作活動量表(Motor

activity log, MAL 等) [citation required]。

然而量表的使用方式皆必須有專業人員在場方能有效評估，且數據並非完全量化的科學數值，但如以動作分析系統來評估則成本十分高昂。先前研究已發展一套有效的臨床評估中風病患上肢動作功能之系統，利用加速規 ADXL330、電子尺 SP1-50 以及資料擷取卡完成此系統的架構，然而在先前的研究之中，系統尚未做到較完整的開發，且也未得到比較好的量化指標用以評估患者動作之評估特徵，為了能更進一步本研究，將原系統在軟、硬體上做改良能更快速簡便的取得運動學資料。

本研究希望能對上肢功能評估分析其特徵，幫助醫療人員對於中風病患程度之判斷，以減少醫療人員的時間及人力成本。本系統以嵌入式系統晶片做為核心，利用其類比與數位轉換介面，並配合加速規和電子尺等感測器的特性，取得中風偏癱患者的伸手動作之訊號，再經由 SD 卡儲存資料後，再經由分析後取得量化參數的結果，其主要的優點為，系統體積縮小，並且輕量化，操作簡便，方便攜帶，並大幅的降低了系統的造價，並且資料是儲存在現在最普遍的 SD 記憶卡中，方便傳遞，當收到患者的資料後，可以直接經由回收 SD 卡來取得資料，不需再經由特別的系統再來做處理，更可以經由網路直接控制系統並存取資料，大幅的減少人力及運輸上的成本；本系統採用的是 Linux 的開放程式碼，在軟體成本方面的也大幅的降低，回收後的資料經由分析程式找出在中風患者在頻率與時域上相關的特徵，最後再交由臨床治療師做為參考的依據。藉由量測中風偏癱患者，上肢屈伸動作的分析，能夠以定性的方式評估上肢功能，達到中風病患程度之評估的目的。本研究希望能找出中風病患的相關特徵，藉以幫助物理治療師能做出更多評估參考的依據。

## 第2章 文獻回顧與相關理論

### 2.1 中風上肢偏癱

世界衛生組織在 20 世紀 70 年代給出的中風的傳統定義是「24 小時以上腦神經功能缺損，或在 24 小時內死亡」[11]。這個 24 小時的定義是用來區別短暫性腦缺血（可在 24 小時內完全康復）。因為中風如果早期治療，可以減少中風的後遺症，許多人現在寧願用其他代概念，如腦攻擊和急性缺血性腦症候群（模仿心臟病發作和急性冠脈綜合征），反映中風需要迅速採取行動的迫切性[4]。「腦中風」一般通稱之為中風，是由於腦部供血受阻而迅速發展的腦功能損失。成因可分為血栓或栓塞所造成的缺血（缺乏血液供應），或因出血。在過去，中風被稱為腦血管意外或 CVA(Stroke, cerebral vascular accident)。中風屬於急症，可造成永久性神經損害，如果不及時診斷和治療可造成併發症和死亡。

中風是導致發生功能性障礙的首因，影響中動作系統的症狀最普遍，約有三分之二的中風病患會有上肢不同種度的功能性障礙，物理治療在強調密集訓練的練習能促使功能的提昇，並促進腦部的使用性重組；而侷限誘發治療（constraint-induced therapy, CIT）也被證實相較於傳統神經發展治療（NDT）在提昇功能方面有較佳的成效。在中風治療上中風患者上肢動作治療是非常多的，因日常生活中大部份的活動，都需以上肢之動作來完成，如行走手的擺動手、拿取物品、打招呼等；而事物性的動作如打字、駕駛、日常開關電器等，而上肢屈伸動作是最基本在動作中會被使用到的上肢動作功能。

一般常見之中風上肢復健之訓練方式，根據 McCombe Waller 和 Whitall FBB 2008 年的分類，過去研究的方式可以為三大類：

(1) 手部固定重複伸動作(repetitive reaching practice with the hand fixed)，此訓練方式是將患者的雙手支持並固定，但允許肩與肘重複伸直與屈曲的動作。而研究結果發現手部固定的重複伸臂動作對於有部份自主動作的中風患者有和功能進步相關的神經生理學變化，特別是左腦損傷的右撇子患者，在偏癱側手的動作現上，這種訓練可以讓偏癱側上肢身體功能與構造層次進步，包括傳格梅爾氏分數及肌力的增加；功能層面也增加中偏癱側手對於日常生活中的使用；而動作策略方面也

發現屈伸速度會加快。

(2)特定肌肉重複伸臂動作(isolated muscle repetitive task practice,)此方式以除了以上述全手臂的伸臂動作外，也對偏癱側手部的肌肉用電刺激或是機械輔助，使之產生特定之動作。而研究結果顯示，特定肌肉重動作為主的上肢運動訓練，無論是輔以電刺激或是機械輔助，對於中到重度偏癱患者，訓練後發現兩側大腦半球間的活動漸漸趨於正常，以及上肢身體功能與構造層面的改善；對於手指與手腕保有動作的輕度偏癱患者而言，有者顯著功能進步，反應時間也有改善。

(3)全手手臂的功能任務訓練(whole arm functional task training)，此訓練是以伸臂，抓握物件；放開物件為訓練動作之元素。而此研究結果發現，此動訓練對較輕微的中風患者，對身體功能與構造層面的改善與伸臂時間的減少比較有效，但對於重度的患者此種任務訓練則太困難，以致成效不彰。

在研究中風上肢病患復健及評估中，皆以上肢屈伸運動做為復健及評估的動作，因此，本研究綜合上述所看到的現象，以應用範圍效廣、療效較一致的手部固定重複伸臂動作為基礎，來做為收取資料動作[15]。

## 2.2 頻率分析

傅立葉轉換在醫學工程、物理學、聲學、光學、結構動力學、數論、組合數學、機率論、統計學、訊號處理、密碼學、海洋學、通訊等領域都有著廣泛的應用。例如在訊號處理中，傅立葉轉換的典型用途是將訊號分解成幅值分量和頻率分量，傅立葉轉換能將滿足一定條件的某個函數表示成三角函數（正弦和/或餘弦函數）或者它們的積分的線性組合。

本研究是使用傅立葉分析來做時頻上的轉換，傅立葉轉換是在 1812 年，由法國數學物理學家約瑟夫·傅立葉(1768~1830)在解”熱傳導定律”的相關問題是發現的，熱傳是指熱在物質之間傳遞的現象，這是會受到各式各樣因素影響的現象，傅立葉發現這些複雜的現象可由簡單的現象來組合而成，連結到訊號分析上，複雜的訊號也可由簡單的波來合成，但由於要計算自然界各種複雜的波形，工程很浩大，所以在早期傅立葉分析並未為人廣范利用，直至在 1965 年有人想出了快速傅立葉轉換”FFT”(Fast Fourier Transform)這方法，巧妙的結合了三角函數的基本性質，能有效的來做到傅立葉轉換，再加上電腦的普及，使得傅立葉轉換在

物理學與工程學的領域的應用一下子變的十分廣泛。

傅立葉研究熱量傳遞波動行為時，發現這種波雖然很複雜但是還是一種週期波，包含著一再重複的相同波形，當發現一個波如果是週期波，不管它多麼複雜，只要波形會不斷的重複出現，都可以分解成很多個簡單的波，如圖 2.1 所示之鋸齒波則可分解為多個不同弦波。

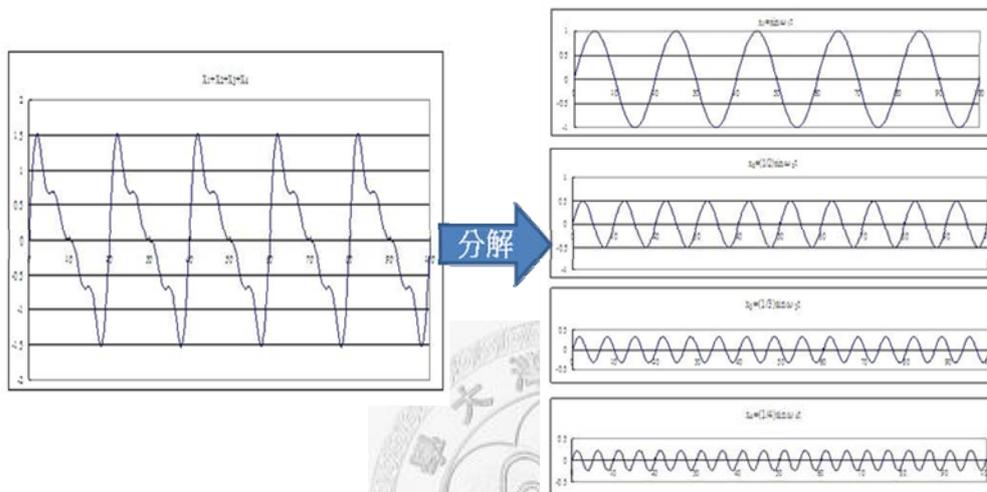


圖 2.1 鋸齒波訊號分解

而其分解出來的波則為

$$f(t) = a_1 \cos \omega t + b_1 \sin \omega t + a_2 \cos 2\omega t + b_2 \sin 2\omega t + \dots$$

$$+ a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t$$

加以簡化後就可以得到讓一個複雜的週期波，表示成正弦波和餘弦波的傅立葉級數方程

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t$$

其中  $\omega$  亦可寫做  $\frac{2\pi}{T}$

而當知道這些複雜波的組成是簡單的波的成份後，可再經由積分轉換而得到每個

簡單波的量，也就是  $a_0, b_1, \dots, a_n, b_n$  的值，也就是傅立葉係數

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt$$

$$a_n = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \cos n\omega t dt$$

$$b_n = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \sin n\omega t dt$$

接下來以歐拉公式來帶進方程式做轉換

$$e^{in\omega t} = \cos n\omega t + i \sin n\omega t$$

$$e^{-in\omega t} = \cos n\omega t - i \sin n\omega t$$

則可以得到傅立葉級複數表示與傅立葉系數的複數表示

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n e^{in\omega t}$$

$$C_n = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-in\omega t} dt$$

但在一般會需要量測到的波形中，其實有大多都是非週期波，特別是在生理訊號部份，不可能使波形無限期的重複出現，所以通常波形中任意挑出一個模式，定義這是它的週期，所以不代表這模式會永無止境的重複出現。之前傅立葉的基本定義都是定義在取得的波為無限長之週期波，但現實中發現永遠不能確定它是不是週期波，而且也無法觀察一個波無限長的時間，所以只能假定它的週期是一段無限長的時間，這樣就能符合傅立葉的基本定義「在一段無限長的時間裏會不斷重複」。為了能求得非週期波，所以就再進一步的改寫公式，就會得到傅立葉轉換公式

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt$$

由於波的週期是自己定義的，所以轉換出來的數值可能會因為所選擇的週期而有所不同，這種因為選擇的不同而造成那些未選擇的部份轉換出來後會讓沒有辦法看到，這種認識不清的情況就叫做「不確定性」，在近代物理有很多領域都用到傅立葉分析，而在「量子力學」裏，傅立葉更是重要。量子力學中將宇宙中的基本粒子稱之為量子，也可以看作是波動，所以粒子的行為也可以描述為一種波，所以當然就適用傅立葉來描述，當這種次原子尺度上的現象，以傅立葉轉換來描述時就會發現，只能達到某種程度的精確度，永遠有不確定性存在，這項原理就是由德國物理學定海森堡所提出的「測不準原理」[28]。

一般傳統的傅立葉分析是將輸入訊號，拆成不同的弦波訊號，進而將時間訊號轉換成頻域


$$F(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt$$

但是由於一般生物訊號都是屬於比較短時間的訊號，比較不可能是長時間一直重覆的訊號，所以以這種特徵來說，就會需要對的訊號取出所想要的部份來做分析，這時就會使用短時間傅立葉轉換，它提供了一個窗函數(Window function)的觀念，這個觀念是 Dennis Gabor 在 1946 提出。

## 2.3 嵌入式系統

嵌入式系統之定義，一般根據英國電機工程師協會的定義，嵌入式系統為控制、監視或輔助設備、機器或甚至工廠運作的裝置。它通常具備了下列的特性：

(1)通常執行特定功能，與一般桌上型辦公設備或資料庫伺服系統有很大的區別。以微電腦與周邊構成核心，其規模可由如 8051 單晶片到先進的 x86 晶片系統不等。

(2)嚴格的時序與穩定度要求，例如在機器控制上，稍有不慎則可能失去控制，

釀成災害。

(3)全自動操作循環，例如斷電時的緊急處理，使復電後仍能回復原有的狀態。

一般嵌入式系統幾乎涵蓋所有微電腦控制的裝置，例如個人電腦中的磁碟機或光碟機的伺服控制與資料存取介面等。在美國工程發展的歷史上，1949年由 J. Presper Eckert 及 John Mauchly 完成的 BINVAC ( BINary Automatic Computer )，其中一項目的為操控長程飛彈，1944年由 Jay W. Forrest 開始的 WHIRLWIND 計劃 ( 於 1951 年完成 )，則製作出全美第一台即時電腦 ( real-time computer )，其目的為指揮軍用飛行器的訓練設備。嵌入式系統設計的技術發展與微電腦技術的演進是相輔相成的，其中嵌入式系統的需求刺激，更是微電腦今日成功的主要動力。

在嵌入式系統硬體設計部份，一般在嵌入式系統的設計可說是小規模的系統整合，較偏重於技術層面，往往人的整合因素取決系統的成敗。以今日電子資訊的版圖而言，嵌入式系統的設計概分為幾個層次。以製作本系統來說明。本系統裝置包含開機時資料處理的技術，收取資料的儲存及讀取，遠端與近端控制，以及使用者介面四大部分。因為資料擷取不能間斷，因此有一定程度的時序要求。

(1)以現有的處理晶片為主軸。此時所設計的微電腦，大部分的時間在作資料儲存及搬運的動作，其目的在服侍該晶片及收集使用者命令。雖有即時性需求。但只要時間來得及就夠，微電腦本身無須複雜[26]。

(2)以韌體實現晶片存取資料的功能。這時候設計的變化就相當多了。簡單的設計是使用如 Master-Slave 架構，以趨動晶片有提供介面，並使用晶片內部的計算功計算，利用晶片的特性並完全以韌體作到所述的功能。

(3)韌體實現的差異。由於資料處理並無規範如何執行。因此韌體的實現端看設計者的功力，如程式最佳化、定點數與浮點數的問題，以及可否運用一些技巧簡化計算流程等。設計中應特別注意，嵌入式系統設計並非要發明世上沒有的東西，而是必須遵守工程設計的原則以最少的資源達到最大的效能，才是設計的重點。

(4)是否使用即時多工核心。雖說這樣的一個小裝置牽涉的工作不多，但各項工作間有一定程度的 interlock，也就是時序與優先權的關係。使用多工核心的目的，是將 CPU 資源的分配，與實際工作內容分開，並利用核心將韌體模組化，便

於維護及管理。

(5)整體的系統化的發展方向。由於目前 ASIC 的設計製造日趨成熟，嵌入式系統的整合功能，在一定生產規模下，如何以現有的晶片組，利用它達成所要的最大目的，並且使得它所提供的功能得到最有效的利用，且在成本的考量也能達到低的要求，這是在嵌入式系統設計中最困難且在實際產品中最重要的。

## 2.4 Linux 操作系統

Linux 操作系統 (Linux)，是一類 Unix 計算機操作系統的統稱。Linux 操作系統的內核的名字也是「Linux」。Linux 操作系統也是自由軟體和開放源代碼發展中最著名的例子。[9]

嚴格來講，Linux 這個詞本身只表示 Linux 內核，但在實際上人們已經習慣了用 Linux 來形容整個基於 Linux 內核，並且使用 GNU 工程各種工具和資料庫的操作系統（也被稱為 GNU/Linux）。基於這些組件的 Linux 軟體被稱為 Linux 發行版。一般來講，一個 Linux 發行套件包含大量的軟體，比如軟體開發工具、資料庫（例如 PostgreSQL、MySQL）、網路服務器（例如 Apache）、X Window、桌面環境（例如 GNOME 和 KDE）、辦公套件（例如 OpenOffice.org）、腳本語言（例如 Perl、PHP 和 Python）等等。

Linux 內核最初是為英特爾 386 微處理器設計的。現在 Linux 內核支援從個人電腦到大型主機甚至包括嵌入式系統在內的各種硬體設備。

Linux 已經成為了一種受到廣泛關注和支援的操作系統。包括國際商用機器公司和惠普、戴爾在內的一些計算機業巨頭也陸續支援 Linux，並且成立了一些組織支援其發展，如 Open Invention Network (OIN)（成員有 IBM，索尼，NEC，Philips，Novell，Red hat 等）購買了微軟專利，允許任何個體以開放的原則使用。很多人認為，和微軟 Windows 相比，作為自由軟體的 Linux 具有低軟體成本，高安全性，更加可信賴等優勢，但是同時卻需要更多的人力成本。

在本系中使用 Linux 為開發的系統，利用其 open-source 的優點能快速的開發系統，且其在系統中的資源消耗也是十分的低，完全可以配合使用者選擇所需的程式安裝，對系統的需求度不會像一般 Windows 的有許多的要求，對於嵌入式系統來說，是個非常適合的選擇。且 Linux 的原始碼多為 open source 在使用時

是不需要支付任何費用的，在設計系統的成本考量上也是最佳的選擇。

## 2.5 運動資料擷取系統

在上肢復健的研究領域中，系統的開發與使用上，為了要得到上肢動作中肢體的相對位置，會有相關的空間定位系統來偵測空間中的即時位置，比如電磁式感測器、數據手套、機器手臂、超音波感測器、影像式感測器等，均已廣泛地使用在各種復健評估系統當中，並有類似相關應用的產品在市面上發售，例如：Xsens 公司所發售的 3D Motion Tracking 如圖 2.2 所示[36]



圖 2.2 Xsens 公司發售的 Xbus Kit 與 MTx

目前的復健研究中，為了量測運動學的參數，常用來定位空間位置的系統，依其作用之方式大致可分為四大類：

### 1. 磁力式 (Magnetic Sensors)

磁力式的感應裝置是利用低頻的磁場，偵測一個在三度空間裡移動物體的位置。這種低頻的磁場由一個發射器 (Transmitter) 所產生的。在偵測物體上有一個接受器 (Receiver)，感應發射器所發射出來的磁場。再去計算所量測到磁力的大小，來判斷物件在三度空間的位置。計算後的數據透過串列埠 RS-232 傳送到電腦上。目前市面上類似的產品有頭盔定位裝置，Polhemus 公司的 Isotrak、FASTRAK 定位如圖 2.3 所示[40]、DataGlove 數據手套等。

但操作環境中，有磁力的物體，或是金屬物體在其中，皆會影響其資料的正確性。

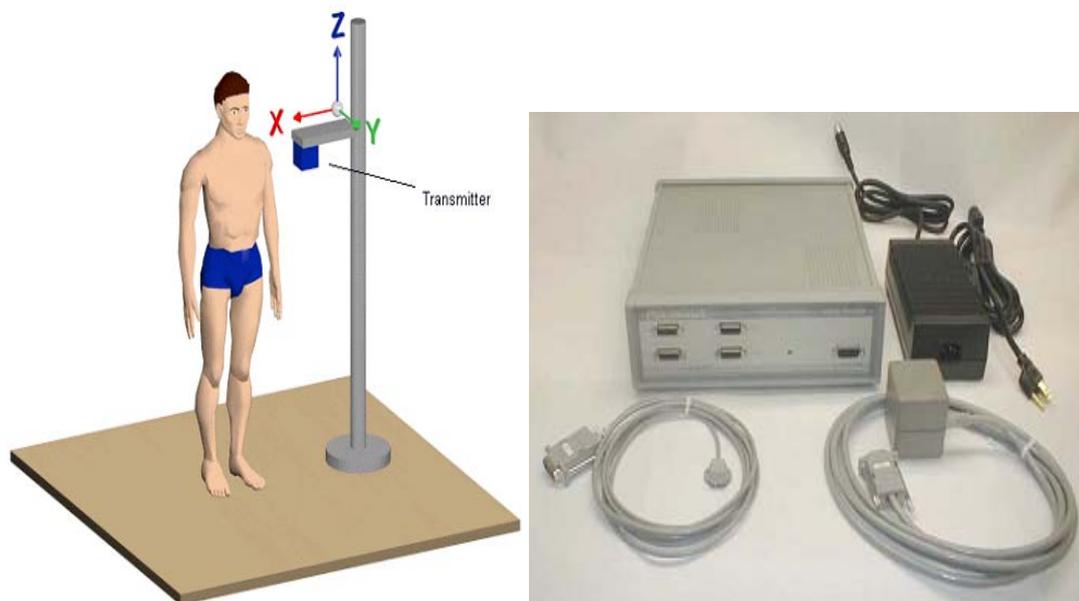


圖 2.3 FAKTRAK 三維電磁追蹤系統

## 2. 超音波式 (Ultrasound Sensors)

超音波感測裝置原理類似磁力式感測裝置，但感測裝置所發射的是超音波，而非磁力。超音波式感應裝置的缺點，就是在超音波傳遞的過程中，若是受障礙物阻擋，容易影響其準確性。目前市面上的產品有 Logitech 公司的 Head Tracker 如圖 2.4 所示[34]。但超音波的感測裝置，也會影響到醫療器材，並且精確度比較低，故在使用上也受到某些的限制。

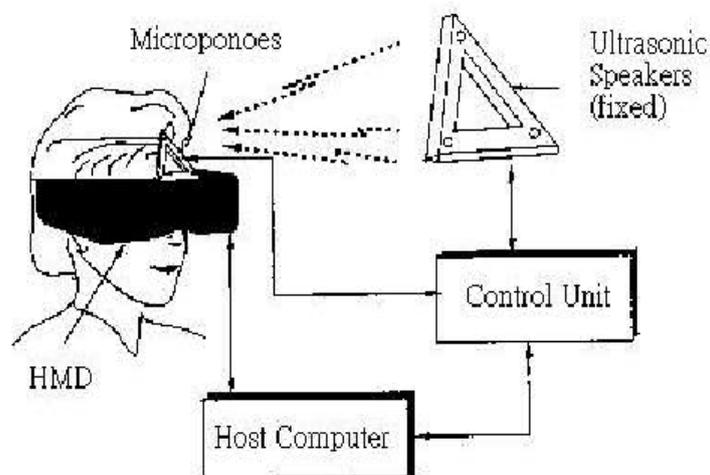


圖 2.4 超音波式頭盔

### 3. 機械式 (3-D Probes)

機械式感應裝置是利用連桿、齒輪、彎曲感應器 (Bending Sensor)、及一些機構所構成如圖 2.5 所示[38]。其特色就是位置準確度高，能夠正確的得到待測物的位置，每秒可以偵測 100 個位置以上。類似的產品有 Dextrous 公司的 Hand Master、SensAble Technologies 公司的 PHANTON。



圖 2.5 機械式位置感測器

### 4. 影像式感應器 (Image Sensors)

影像式的工作原理是利用 CCD (Charge Coupled Device) 或是 PD (Photo Diode) 等光電元件來抓取影像訊號，再將影像訊號做進一步的處理，以判斷所要偵測物件在空間中的位置如圖 2.6 所示[39]。其缺點是，這種判斷的方式需要較佳的電腦配備，處理速度才不會過於緩慢。若是要判斷三度空間中的座標，則需要兩台以上的攝影機，或是配合其他的裝置，待測物的位置資訊才能準確的被偵測到。

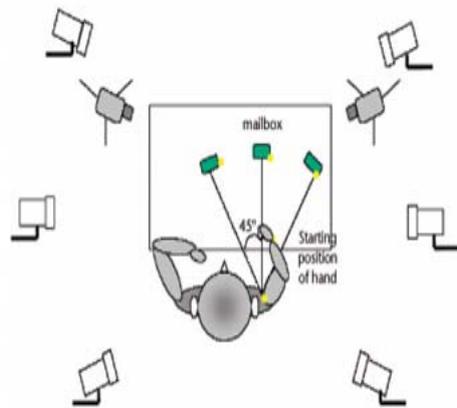


圖 2.6 影像式位置感測器

上述的系統都需要特殊的場地與專業人員的操作才能夠使用，且設備成本皆屬於偏高，且病患不能方便取得；而本研究希望研究的則是以便宜且不需要特殊場地與專業人員才能使用的系統，且希望能配合讓病患能方便的取得，加速醫病之間的醫療流程。[14]

## 2.6 評估量表

在評估上肢動作能力與品質上的方法有很多大致包括如下：

(1)功能性層面的評估：

觀察、功能性量表

例如：the Functional Independence Measure (FIM)、

the Barthel Index

標準化的手功能測驗

例如：the Jebsen-Taylor Test of Hand Function

針對活動能力的上肢動作研究量表 Action Research Arm Test (ARAT)

針對日常生活使用的動作活動量表 Motor activity log (MAL)

(2)動作策略層面的評估：

使用動作分析的科技、標準化精細度的評估工具

例如：the Purdue Pegboard Test、

Minnesota Rate of Manipulation Test (MRMT)

(3)損傷層面的評估：

知覺、肌肉骨骼、力量等

例如：Brunnstrom stage、Fugl-meyer、Ashworth

其中 Brunnstrom stage 是一種主要適用於偏癱中風病人復健的評估量表，共分為 1~6 個等級，級數越高越接近正常人的動作，而分級方式大多是看患者的伸手動作與肌肉張力來區分。

然而各種評估量表的方法依其目的而定，由於目前職能治療評估方法上，多使用功能性的測驗，或是手部功能評估工具。一般的全面性功能量表可以看出大動作的改變，但是對於肢體精細動作的微小改變辨識性不佳，無法掌握角度的細微改變。利用運動學分析的方法能夠探討中風患者上肢動作功能的表現，是可以改善一般評估量表上缺點的方法之一。



## 第3章 研究系統架構

### 3.1 基礎架構

本研究分為感測接收系統(硬體)、記錄程式(韌體)、程式分析(軟體)三個架構所組成如圖 3.1 所示。硬體感測接收是硬體的嵌入式系統加上感測器來收取病患上肢屈伸資料，而記錄程式則是由 Linux 所撰寫的韌體程式來接收上肢運動學資料並記錄，分析程式是由 LabVIEW 所撰寫的程式將系統記錄到的資料加以分析出結果，最後再將分析的結果做整體的統計與分析，在接下來的章節中將會做介紹。

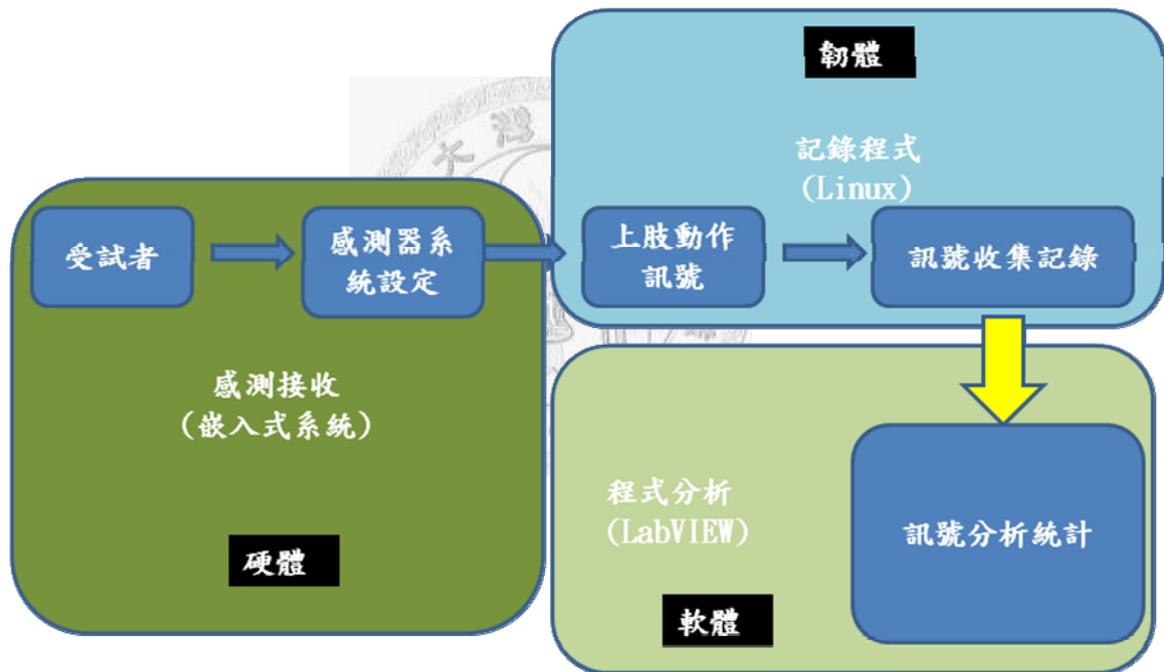


圖 3.1 系統架構圖

### 3.2 硬體系統

#### 3.2.1 ADXL330 感測器

本研究使用慣性元件的加速度感測器 ADXL330 是採用微機電製程 (MEMS)，微機電製程結構的實現方式是利用近年來成熟的半導體技術，其規格如表 3.1 所示[20]，透過在半導體基板上刻蝕特定的圖形，來實現感測器單元或者可以移

動零點幾微米的機械執行器。而此感測器是由任天堂遊戲公司 (Nintendo) 推出 Wii 遊戲機中如圖 3.2 所示[19]，手把 Wii Remote 所使用的加速度感測器，具有體積小、低功率、成本低廉等優點。另外，由於系統提供 ADXL330 感測器操作電壓 5V，不過加速規無法使用在此操作電壓上，所以在 ADXL330 加上的 3.3V 穩壓 IC 後，才能夠正常使用如圖 3.3 所示。

表 3.1 ADXL330 規格表

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
<b>SENSOR INPUT</b>					
Measurement Range	Each axis	±3	±3.6		g
Nonlinearity	% of full scale		±0.3		%
Package Alignment Error			±1		Degrees
Interaxis Alignment Error			±0.1		Degrees
Cross Axis Sensitivity <sup>1</sup>			±1		%
<b>SENSITIVITY (RATIOMETRIC)<sup>2</sup></b>					
Sensitivity at $X_{out}$ , $Y_{out}$ , $Z_{out}$	Each axis $V_S = 3\text{ V}$	270	300	330	mV/g
Sensitivity Change Due to Temperature <sup>3</sup>	$V_S = 3\text{ V}$		±0.015		%/°C
<b>ZERO g BIAS LEVEL (RATIOMETRIC)</b>					
0 g Voltage at $X_{out}$ , $Y_{out}$ , $Z_{out}$	Each axis $V_S = 3\text{ V}$	1.2	1.5	1.8	V
0 g Offset vs. Temperature			±1		mg/°C
<b>NOISE PERFORMANCE</b>					
Noise Density $X_{out}$ , $Y_{out}$			280		µg/√Hz rms
Noise Density $Z_{out}$			350		µg/√Hz rms
<b>FREQUENCY RESPONSE<sup>4</sup></b>					
Bandwidth $X_{out}$ , $Y_{out}$ <sup>5</sup>	No external filter		1600		Hz
Bandwidth $Z_{out}$ <sup>5</sup>	No external filter		550		Hz
$R_{HR}$ Tolerance			32 ± 15%		kΩ
Sensor Resonant Frequency			5.5		kHz
<b>SELF TEST<sup>6</sup></b>					
Logic Input Low			+0.6		V
Logic Input High			+2.4		V
ST Actuation Current			+60		µA
Output Change at $X_{out}$	Self test 0 to 1		-150		mV
Output Change at $Y_{out}$	Self test 0 to 1		+150		mV
Output Change at $Z_{out}$	Self test 0 to 1		-60		mV
<b>OUTPUT AMPLIFIER</b>					
Output Swing Low	No load		0.1		V
Output Swing High	No load		2.8		V
<b>POWER SUPPLY</b>					
Operating Voltage Range		1.8		3.6	V
Supply Current	$V_S = 3\text{ V}$		320		µA
Turn-On Time <sup>7</sup>	No external filter		1		ms
<b>TEMPERATURE</b>					
Operating Temperature Range		-25		+70	°C



圖 3.2 Wii 遊戲機台與手把 Wii Remote

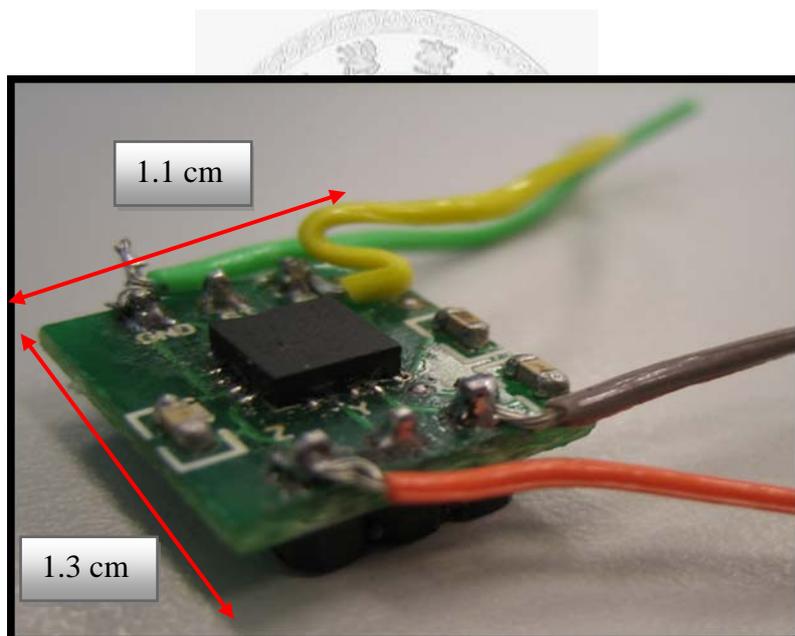


圖 3.3 感測器 ADXL330 實體

ADXL330 感測器是 ADI (Analog Devices Inc.) 公司 3 軸加速度感測器系列的首款產品，它適合多種要求低功率、體積小和檢測 3 軸加速度的應用。其應用實例包括：

(1) 可檢測帶有運動和健康狀態感知的裝置，例如：手機能夠監視手機所在位置以及被使用情形。

- (2) 隨著對可攜式設備儲存功能要求的增加，測量衝擊和跌落事件有助於提高產品的安全性，比如：裝在有硬碟保護系統的筆記型電腦和媒體播放器等等。
- (3) 安裝在數位相機，通過檢測其位置、運動和振動，自動幫助使用者得到更好的照相品質。
- (4) MEMS 製程加速度感測器常應用於汽車裝置上的安全氣囊、翻滾檢測以及汽車報警系統。
- (5) 可安裝在樂器中，利用震動感應的原理擷取音頻訊號，經過訊號處理過後，可得到更好的音效。

#### ADXL330 內部工作原理

A ADXL330 是一個微機電系統 (MEMS) 之加速度感測器，典型的 MEMS 加速度計的核心單元是一個由兩組指狀柵條所組成的可移動條形結構如圖 3.4 所示 [37]，其中一組固定到基片上一個實體地平面上，而另一組則連接到一個安裝到一組彈簧上的質量塊上，該彈簧能夠根據所施加的加速度產生移動。所施加的加速度將改變固定和移動柵條之間的電容。

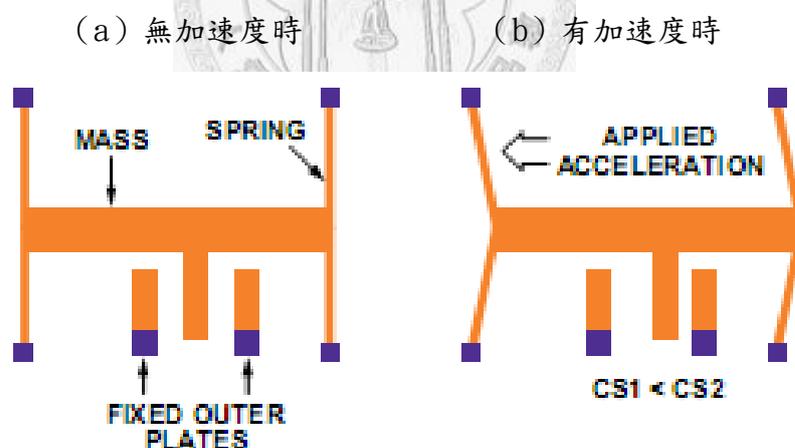


圖 3.4 MEMS 加速度計結構

ADXL330 加速度計可偵測 X、Y、Z 軸方向的加速度，能夠輸出類比電壓來表示所偵測到的加速度大小，其內部功能方塊圖如圖 3.5 所示 [13]

## FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

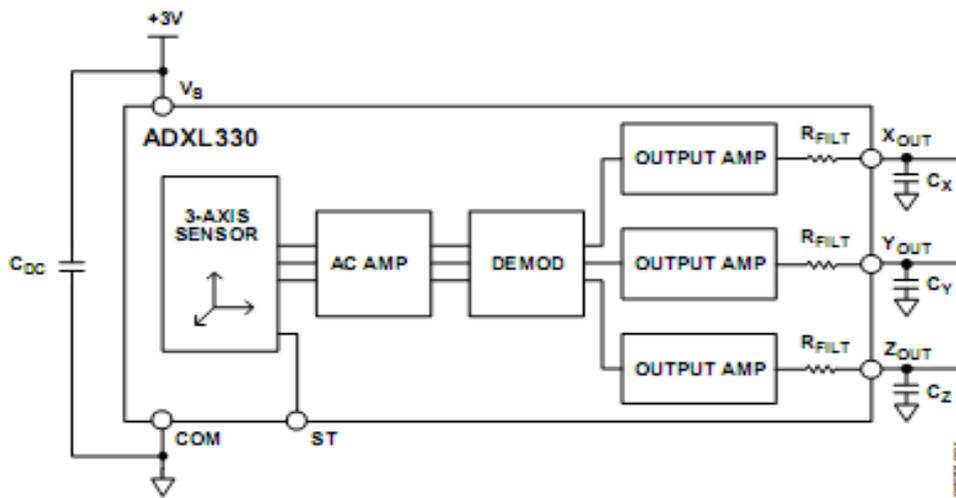


圖 3.5 ADXL330 內部功能圖

加速規 ADXL330 的外部需加上濾波電容  $C_X$ 、 $C_Y$ 、 $C_Z$  來減少測量上的誤差，此電容設定的頻寬必須是小於或等於外部類比轉數位之取樣頻率的一半，而本研究所使用的外部電容為  $0.1 \mu\text{F}$ 。

此加速度感測的主要原理為，利用感測器內部電容值 ( $C$ ) 大小與電極板面積 ( $A$ ) 大小成正比和電極板的間隔距離 ( $d$ ) 成反比，如下公式 1 所示，模擬出感測器上所承受的加速度。

$$\text{平行板間的電容值 } C \equiv \frac{Q}{V} = \frac{Q}{Ed} = \epsilon \frac{A}{d} \quad (\text{公式 1})$$

感測器由雙晶片所構成，是一種在矽晶片上製作的多晶矽表面微機械結構。懸掛的多晶矽彈性結構附著在晶片的表面上並且易於抵抗加速度力。並使用一個由極板構成的差分電容器測量該感測器，移動的變化程度，其中可移動的電容極板附著在可移動的質量塊上，該移動極板可在兩片獨立固定的極板之間移動，由相位相差  $180^\circ$  方波電壓驅動兩個固定的極板，用產生的電壓表示加速度變化。加速度使移動的質量塊偏移，導致差分電容器失衡，從而產生與加速度成比例的具有一定幅度的方波輸出，利用相敏解調技術可讀取出加速度的幅度和極性。

### 3.2.2 SP1-50 電子尺

本研究使用的 SP1-50 電子尺又稱為電位計，其外型如圖 3.6(a)所示，最主要的特色是線性度，所謂線性度即是擺臂每拉長移動一距離，裡面的精密電阻會產生一等比例於距離的電壓變化如圖 3.6(b)所示，而與擺臂所在的位置無關。

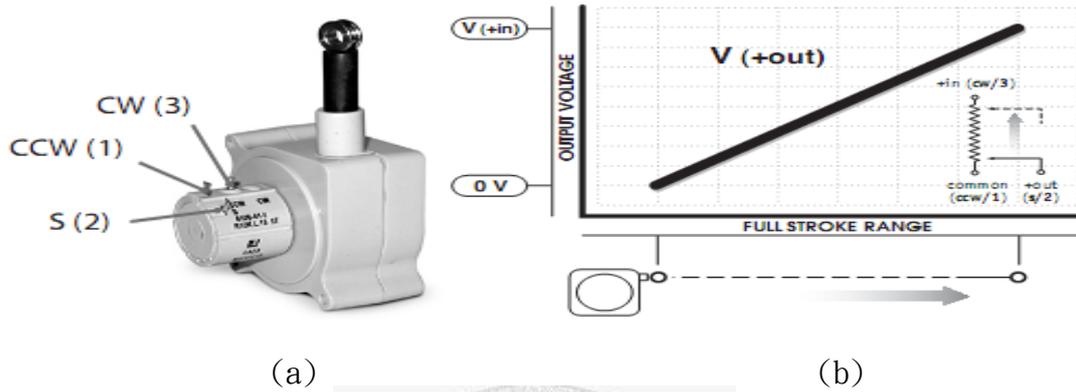


圖 3.6 電子尺輸出電壓與擺臂的關係圖

而其規格如下表 3.2 所示[21]，本研究所選用的是 0-50 英尺的規格，其最大電壓可以使用到 30V，精準度可以到達 $\pm 0.25\%$

表 3.2 電子尺規格

<b>GENERAL</b>	
Full Stroke Range Options .....	0-4.75, 0-12.5, 0-25, 0-50 inches
Output Signal .....	voltage divider (potentiometer)
Accuracy .....	$\pm 0.25$ to $\pm 1.00\%$ <i>see ordering information</i>
Repeatability .....	$\pm 0.05\%$ full stroke
Resolution .....	essentially infinite
Measuring Cable .....	0.019-in. dia. nylon-coated stainless steel
Enclosure Material .....	polycarbonate
Sensor .....	plastic-hybrid precision potentiometer
Weight .....	3 oz. (w/o mounting bracket) max.
<b>ELECTRICAL</b>	
Input Resistance .....	10K ohms, $\pm 10\%$
Power Rating, Watts .....	2.0 at 70°F derated to 0 at 250°
Recommended Maximum Input Voltage .....	30 V (AC/DC)
Output Signal Change Over Full Stroke Range .....	94% $\pm 4\%$ of input voltage
<b>ENVIRONMENTAL</b>	
Enclosure .....	IP 50
Operating Temperature .....	0° to 160°F (-18° to 71°C)
Vibration .....	up to 10 G's to 2000 Hz maximum

### 3.2.3 系統顯示

一般的 LCD 顯示器，是採平行匯流排的方式，其控制腳多達 16 支(讀寫控制，致能控制，8 位元資料匯流排等)，而本系統採用 LCD 顯示器是採用串列方式的資料傳輸，其使用的是 I2C 介面，只需要 2 條控制線即可傳輸資料，把 I2C 介面傳輸的資料經由其控制晶片解碼後傳至 LCD 的 16x2 的顯示器上，其連接介面與方塊圖如下圖 3.7 所示[24]

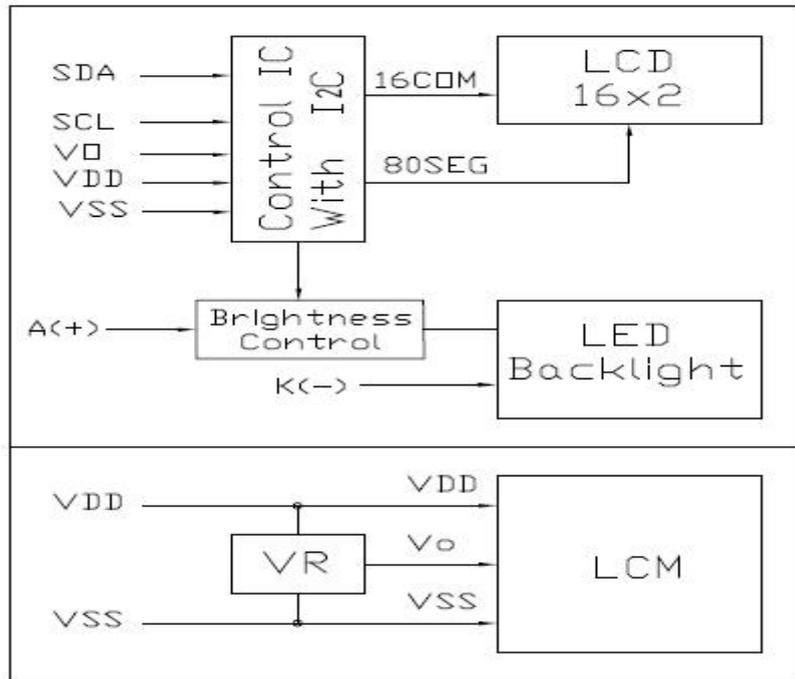


圖 3.7 LCD 模組系統方塊圖

而實際外觀如下所示，為一 2\*16 的介面的顯示器，而其介面是 I2C 介面如表 3.3 所示，

表 3.3 LCD 連接介面

NO	SYMBOL	LEVEL	FUNCTION
1	VSS	--	GND (0V)
2	VDD	--	DC +5V
3	VO	H/L	Contrast Adjust
4	SDA	H/L	Serial Data Line
5	SCL	H/L	Serial Clock Line
6	A(+)	--	LED Backlight +5V

在背面由 HT46R22 的控制晶片來做為並列與串列介面的轉換控制，其模組外觀如圖 3.8 所示

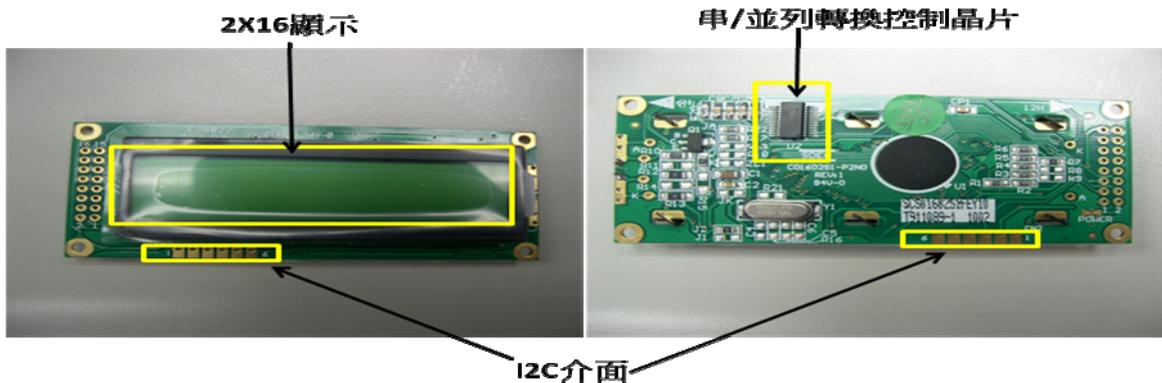


圖 3.8 LCD 模組外觀

而此種顯示器最為方便的地方則是它提供了內建的字元表，可以讓使用者直接使用內建的字元表，由於字元表是內建所以在程式碼的控制上就很簡便，可讓開發者達到快速開發的目的，且由於字元表由硬體內建如表 3.4 所示，控制的速度會有所提升。

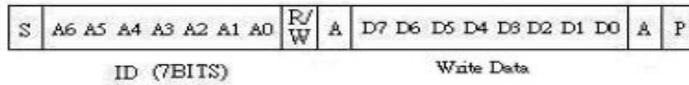


表 3.4 字元表

		CHARACTER PATTERN CHART (5x7DOTS+CURSOR)																
		Higher																
		0000	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1010	1011	1100	1101	1110	1111				
Lower 4-bit (D0-D3) of Character Code (Hexadecimal)	xxxx0000	CG RAM		0	a	P	\	P	一	夕	三	α	p					
	xxxx0001	(2)	!	1	A	Q	a	q	ア	チ	△	△	q					
	xxxx0010	(3)	"	2	B	R	b	r	「	イ	ツ	×	β	θ				
	xxxx0011	(4)	#	3	C	S	c	s	」	ウ	テ	ε	ε	ω				
	xxxx0100	(5)	\$	4	D	T	d	t	、	エ	ト	μ	μ	ω				
	xxxx0101	(6)	%	5	E	U	e	u	・	オ	ナ	1	ε	Ω				
	xxxx0110	(7)	&	6	F	V	f	v	ヲ	カ	ニ	ヨ	ρ	Σ				
	xxxx0111	(8)	'	7	G	W	w	w	ヲ	キ	ヌ	ラ	g	π				
	xxxx1000	(1)	<	8	H	X	h	x	イ	ク	ネ	リ	フ	Σ				
	xxxx1001	(2)	>	9	I	Y	i	y	ウ	ケ	ル	リ	フ	Σ				
	xxxx1010	(3)	*	:	J	Z	j	z	エ	コ	ハ	レ	j	キ				
	xxxx1011	(4)	+	;	K	E	k	e	ク	オ	サ	ヒ	ロ	×	π			
	xxxx1100	(5)	、	<	L	¥	l	l	カ	シ	フ	フ	φ	π				
	xxxx1101	(6)	—	=	M	J	m	j	ユ	ヌ	ヘ	ン	も	÷				
	xxxx1110	(7)	。	>	N	^	n	n	ヨ	セ	ホ	マ	π					
	xxxx1111	(8)	/	?	O	_	o	o	ケ	ツ	マ	マ	ε					



(3) 字元控制指令：

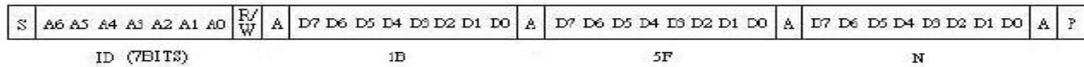


```

EX:   start_bit();
       write_byte(0x40);
       for(i = 0x30; i < 0x43; i++) //WRITE ACSII CODE
       write_byte(i);
       stop_bit();
       wait_key();

```

(4) 游標控制指令：



```

EX1:  start_bit();
       write_byte(0x40);
       write_byte(0x1B);
       write_byte(0x5F);
       write_byte(0x01); //SET CURSOR OFF
       stop_bit();
       wait_key();

```

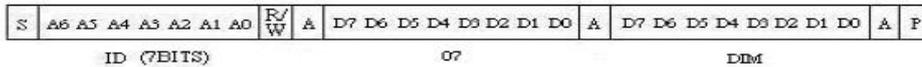
//-----

```

EX2:  start_bit();
       write_byte(0x40);
       write_byte(0x1B);
       write_byte(0x5F);
       write_byte(0x00); //SET CURSOR ON
       stop_bit();
       wait_key();

```

(5) 亮度控制指令：



```

EX1:  start_bit();
       write_byte(0x40);
       write_byte(0x07); // BACKLIGHT (-)
       write_byte(0x00);
       write_byte(0x07);
       write_byte(0x00);
       write_byte(0x07);
       write_byte(0x00);
       write_byte(0x07);
       write_byte(0x00);
       stop_bit();
       wait_key();

```

```

=====
EX2:  start_bit();
       write_byte(0x40);
       write_byte(0x07); // BACKLIGHT (+)
       write_byte(0x01);
       write_byte(0x07);
       write_byte(0x01);
       write_byte(0x07);
       write_byte(0x01);
       write_byte(0x07);
       write_byte(0x01);
       stop_bit();
       wait_key();

```

經由這5組控制指令再加上字元表，就可以經由程式來控制LCD所需顯示的資料。

會選擇此種 I2C 介面的 LCD 的原因是因為，此種 LCD 的顯示已經完全可以達到在近端時所需顯示的資料，而且目前此種技術已經很成熟，所以在模組的價位上並不會有太過昂貴的狀況，可以符合設計上基本要的低價的考量，且跟一般的平行匯流排的 LCD 其控制線會減少很多，在整體設計上，會使得設計上更加簡單，在電路的排列上可以更加節省其空間與成本，在實際應用上比使用平行匯流排式更實用，所以本系統才會採用此種 LCD 顯示器。

### 3.2.4 Linux 嵌入式系統

本研究所使用的是 Linux 的嵌入式系統，使用的是瑞薩(Renesas)公司所出的 SH7757 晶片組的嵌入式系統，本研究使用其 ADC 介面來收取感測器之訊號，再經由 Linux 的系統來處理與接收其資料，並將其資料存入 SD 記憶卡中，以便資料可以方便攜帶，亦可透過網路系統經由遠端來控制及存取資料，整體的實驗開發板的硬體規格[29]如下〈表 3.6〉所示：

表 3.6 系統規格表

Item	Specifications
CPU & CPG	R5S77570C384BG (Core:SH-4A) [ Clock modes ] - CPU frequency: max 384 MHz - Local bus: max 96 MHz - SDRAM-DDR3: max 384 MHz - Peripheral max 48 MHz - USB: 48 MHz - GRA (pixel clock) 25.2 MHz-230 MHz - WDT 32.768 kHz (T.B.D)
DDR Memory	DDR-3 384MHz Micron, 1Gb ( x16 ) ---MT41J64M16LA-187E
Flash Memory	NOR-Flash: Spansion, 512Mb ---S29GL512P90TFIR10 NAND-Flash: Numonyx, 4Gb ---NAND04GW3B2DN1
I/F	SCIF x 6ch (DSUB9 x4ch(uses option board) ,Pin Header x2ch) I2C x 8ch + 2ch foe DDC SPI x 2ch Ether(10/100M) x 2ch USB2.0 x 2ch SD x 1ch SIM x 1ch LPC x 1ch PECI x 1ch PCIe (GRA) PCIe (MCTP) H-UDI (14pin connector IF) AUD (38pin connector IF) R-SPI SGPIO A/D x 16ch
SW	Power Switch (Slide Switch) Reset Switch(Push Switch), NMI Switch(Push Switch) DIP SW (8bit x 3) :For CPU Mode setting, Debug
LED	For Power Status, CPU Status and Ether Status For Debug(Port A x8bit)
Power Supply	DC12V(AC/DC Adopter or Input from PCIe connector)
Board size	275mm x 110mm

使用的晶片組的系統架構如下圖 3.9 所示[29]，主頻率為 576MHz，且支援 16 組 ADC 介面可供使用，也提供了網路的功能，自動回復機制的看門狗系統也包括在晶片組內，整體架構提供了許多不同的使用者介面，能達到高速大量運算的能力。

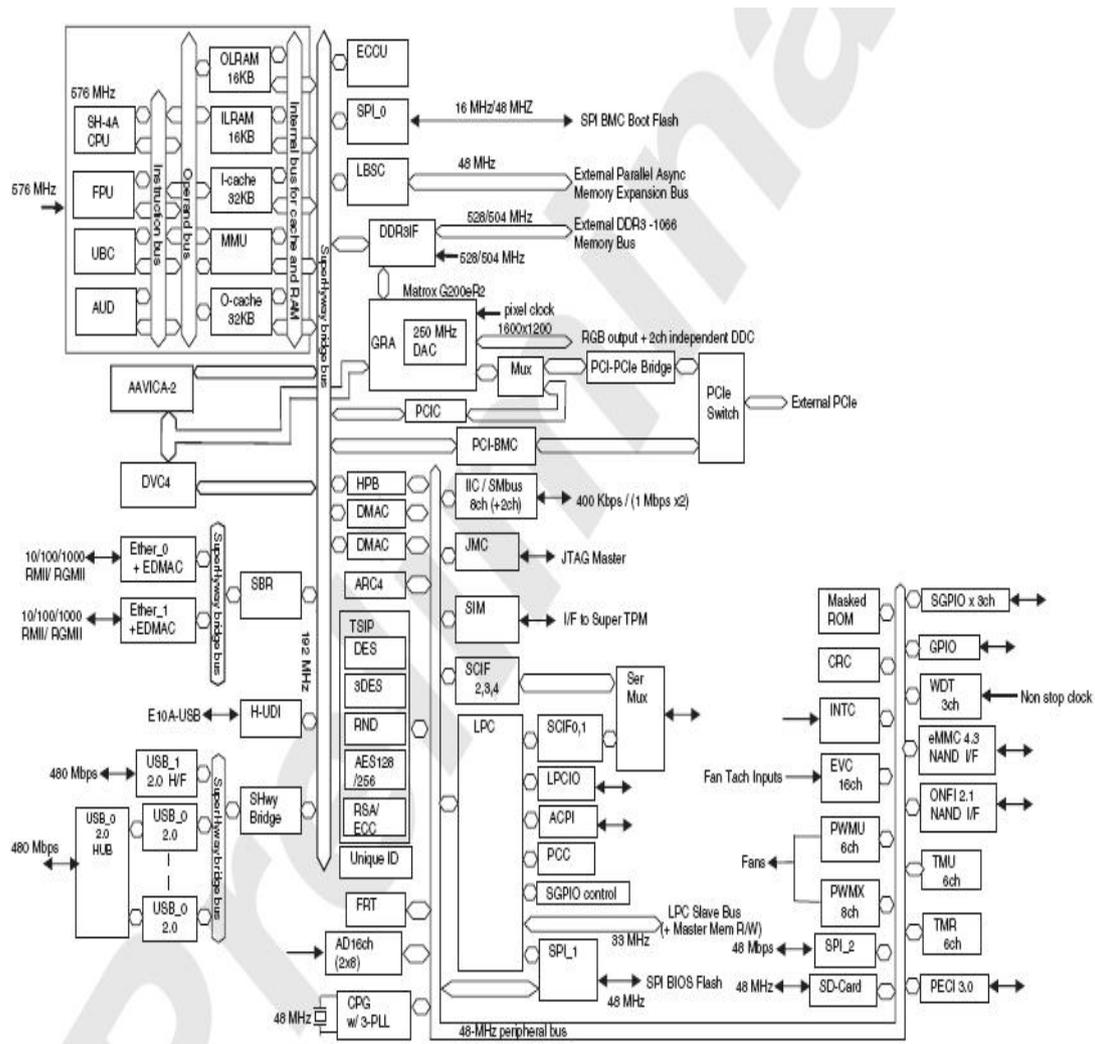


圖 3.9 晶片組方塊圖

而內部使用的是 Linux 的系統，提供了不同的趨動程式來使用，配合了各種不同的趨動程式，才能使得嵌入式系統能順利動作，其首先是從 U-Boot 來啟動基本的硬體的暫存器的設定，讓系統晶片能正常運，進而能控制系統的硬體，當硬體都能正常運作後，再經由 Linux 系統把硬體的趨動程式載入，來趨動所需控制的功能，其功能如圖 3.10 所示。

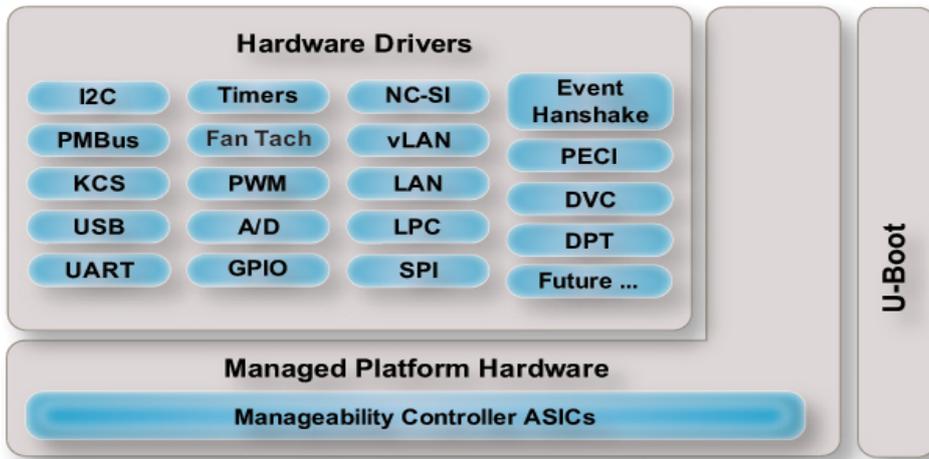


圖 3.10 趨動程式方塊圖

系統使用的最初的硬體趨動程式叫做 U-BOOT，是在電源啟動後，開始進入主板控制晶片(BMC)，再接著晶片將會把 DDR3 記憶體做初始化的動作，再把 Linux 的程式由 SPI Flash 搬到記憶體中，再啟動串列介面( serial)與網路(Lan)，讓使用者能夠進入 Linux 的系統來做控制，再經由啟動 SD 記憶卡介面來存取資料，最後再啟動 Linux 其它相關的趨動程式，使的整體系統能順利運作，開機流程如圖 3.11 所示。

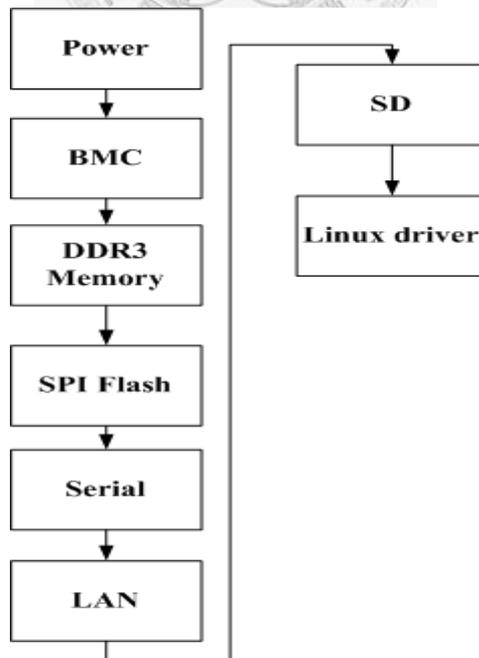


圖 3.11 U-boot 的控制流程

在近端操作的軟體的控制上如下圖，會經由 ADC 介面來取得感測器的資料，並會先加以判斷使用者是否要開始記錄資料，如使用者按下開始鍵就會，開始把 ADC 的上的感測器資料先存入記憶體中，等使用者停止記錄後，則會把記憶體中的資料存到 SD 記憶卡上，讓使用者拿走記憶卡回去分析資料。

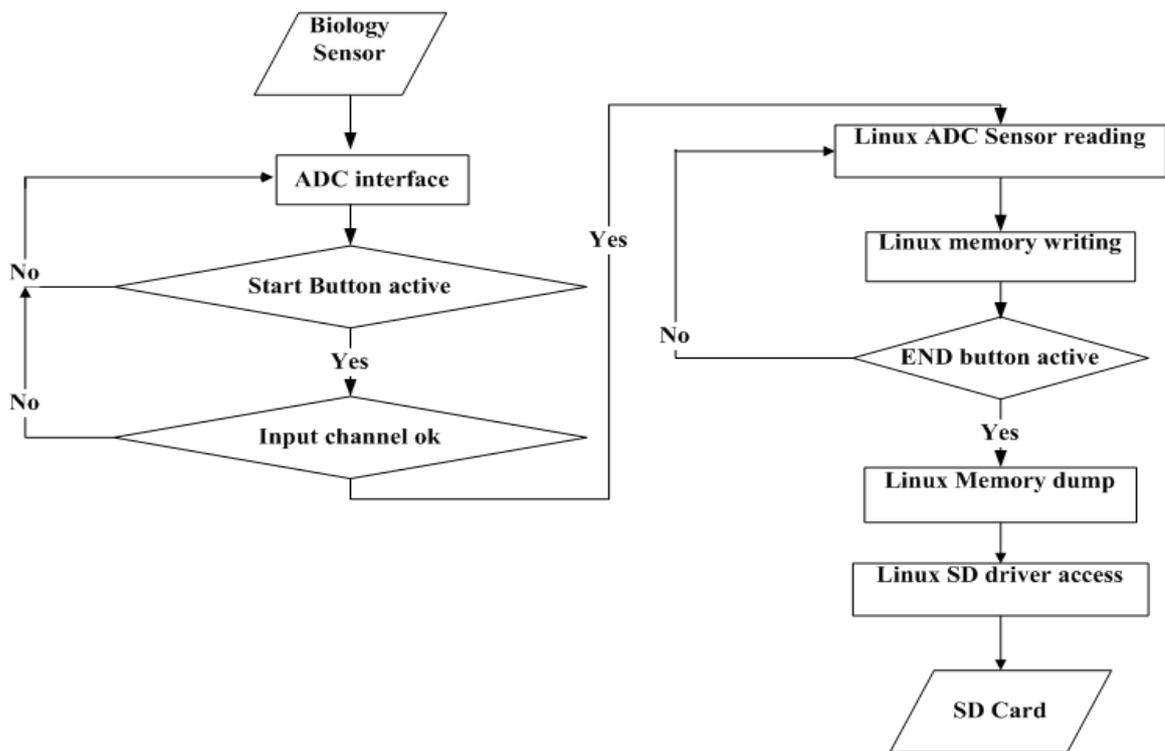


圖 3.12 近端軟體控制流程

而在遠端的操作的軟體操作上如下圖，從遠端經由網路連線進入，為了資料及系統的安全性，會先檢查使用者的名稱及密碼，沒權限的使用者是無法進入系統中，如果使用者正確，則會經由 ADC 介面來取得感測器的資料，並會先加以判斷使用者是否要開始記錄資料，如使用者從遠端下達開始記錄，就會開始把 ADC 的上的感測器資料先存入記憶體中，等使用者下達停止記錄後，使用者就可以從遠端把資料存到近端的儲存設備中。

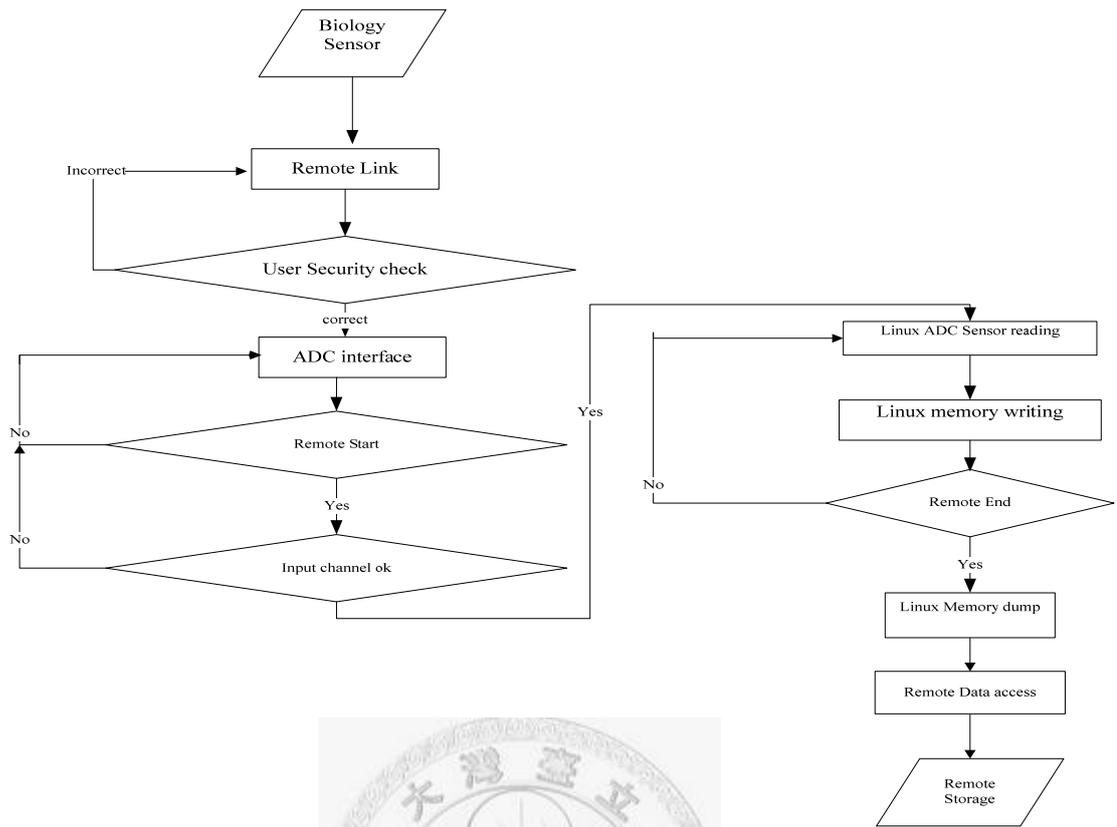


圖 3.13 遠端硬體控制流程

### 3.2.5 嵌入式系統硬體電路

本系統採用的是瑞薩科技的 sh7757 晶片組的設計，採用了它晶片組中 USB、I2C、ADC、LAN 的功能，這邊會依照所使用到的硬體功能上的電路設計做介紹。

電源設計：

在此系統中使用的是一組 12V 的電源供應器，它提供了整個系統所需的電壓包括了 USB 及感測器所需的 5V 電壓，I2C 介面與 SD 記憶卡所需的 3.3V 電壓，及晶片本身所需要的 1.5V 與 1.25V 的電壓皆是由此電源供應器之 12V 所轉換提供的。

DC Power 12V Conn

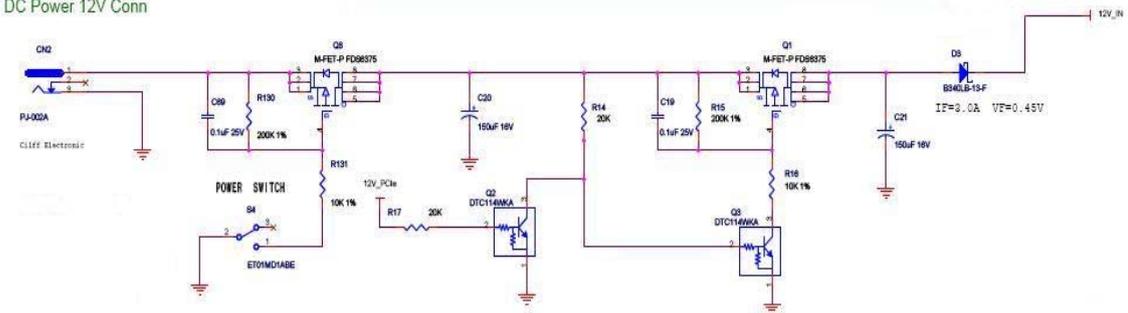


圖 3.14 電源控制電路

網路系統設計：

在網路部份晶片組本身提供內部有提供了兩組網路的 MAC, 及同時也提供了兩組 RMII 的介面給使用者使用, 而本系統目前所使用的是使用 RMII0 的介面來做為網路傳輸功能的介面, 配合的 LAN PHY 是 National semiconductor 的 DP833848C 的 10/100 網路晶片。

Ether(RMII) ch0

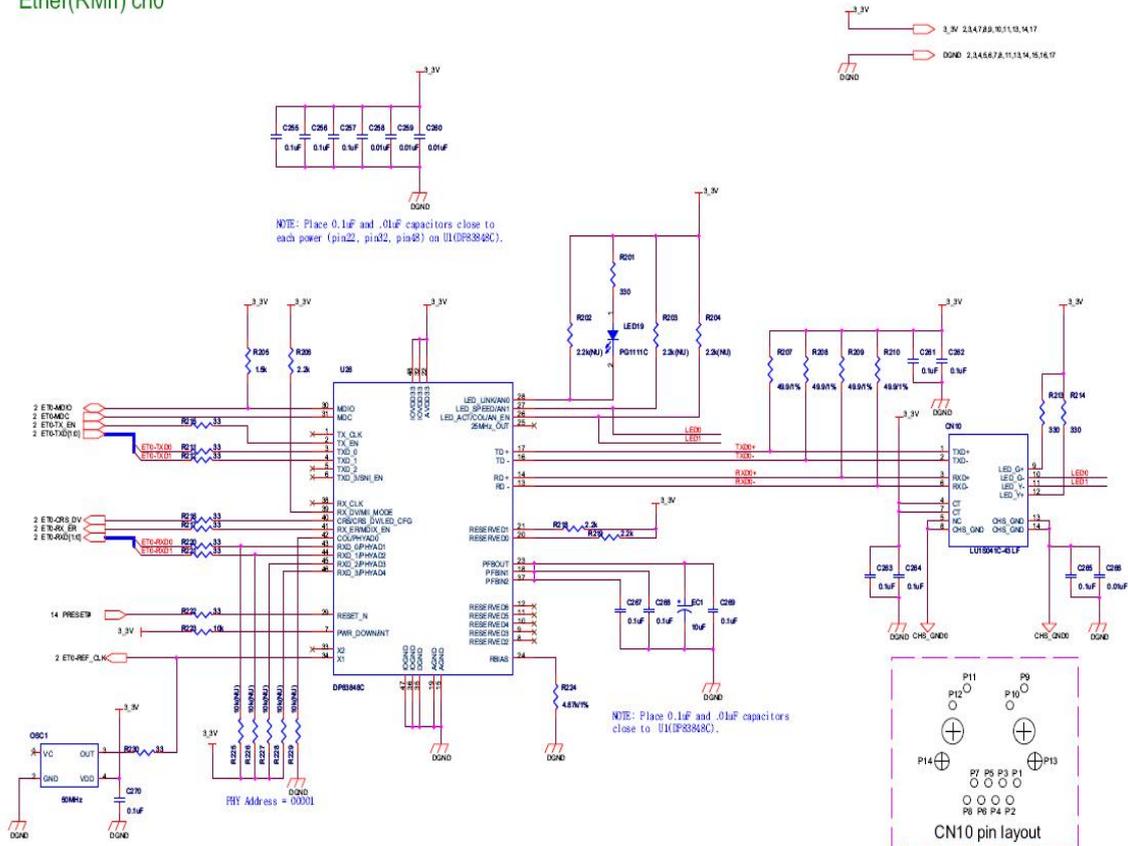


圖 3.15 網路系統電路

USB 介面設計：

而在 USB 介面部份是晶片組內含了 USB2.0 的功能，而本系統所使用的 debug 介面則是經由外部 OP2102 的 USB 對串列埠轉換晶片，將串列埠的資料轉換成 USB 介面，讓系統可以直接將 debug 的資訊輸經由 USB 介面傳輸到電腦上。

## USB Serial I/F

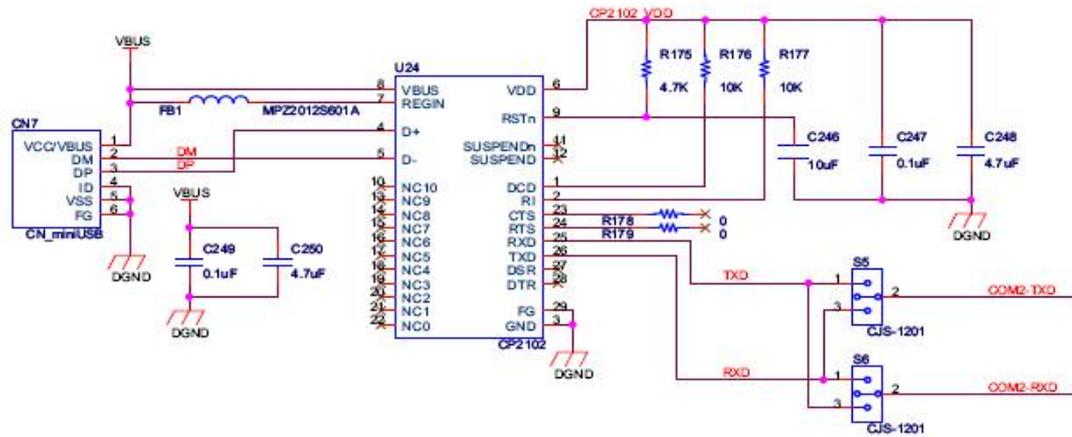


圖 3.16 USB 介面電路

SD 介面設計：

在本系統中所使用的是 CN12 的 SD 記憶卡插槽，是直接由晶片組提供的 SD 介面將訊號拉到 CN12 上來做使用，最大傳輸頻率是 50Mhz，而且也支援 DMA 的傳輸。

## SD I/F

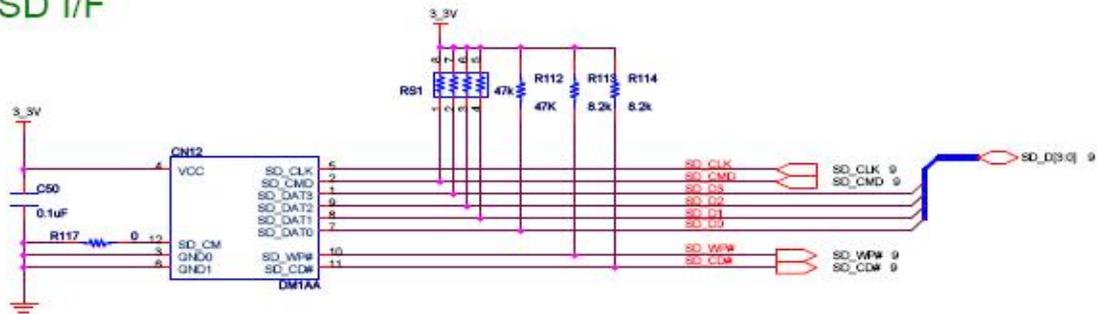


圖 3.17 SD 介面電路

### I2C 介面設計：

在晶片組中總共提供了 8 組的 I2C 介面來給使用者使用，一般而言現在嵌入式系統設計會非常常使用這種介面系統，因為它的硬體設計簡單，對設計而言可以節省硬體設計上的空間，進而縮小系統，雖然 I2C 介面在傳輸速度上只有提供到 400Kbps，但在一般介面資料傳輸中已經十份足夠了，而且新的 I2C 介面的規格也更向上提升到 1Mhz 的傳輸速度，所以在嵌入式系統設計中，是非常多應用的介面，而本系統目前只需使用到 1 組 I2C 介面，來提供 LCD 的顯示器來顯示系統資訊，在顯示資料中人眼的反應速度遠小於 I2C 介面提供的速度，所以在本系統中使用 I2C 介面來做為顯示介面，讓未來在產品化的過程會更加容易。

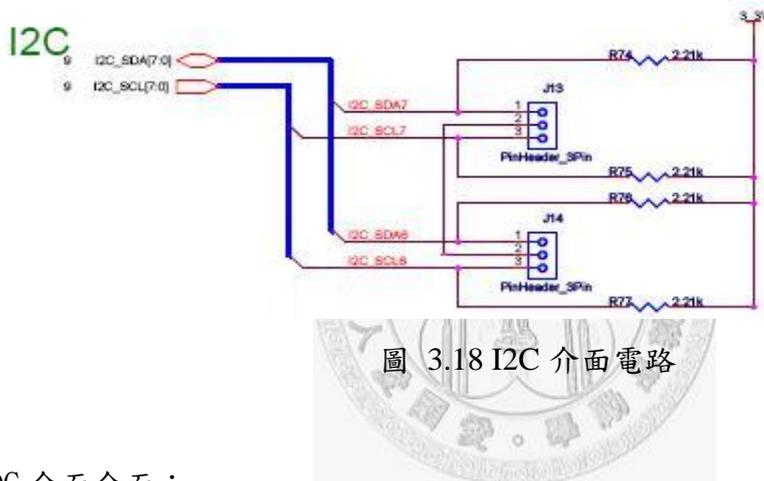


圖 3.18 I2C 介面電路

### ADC 介面介面：

在晶片組中提供了 16 組的 ADC 轉換的介面，在晶片中提供的 10bit 的解析度與 5.5us 的轉換時間，每一組 ADC 都可以有獨立掃描其上的感測器電壓值，而本系統的感測器目前只需使用到 7 組，包括了電子尺 1 組、加速規 6 組，所以此系統提供的非常足夠，未來需要再擴充時，也能夠隨時再擴充系統。

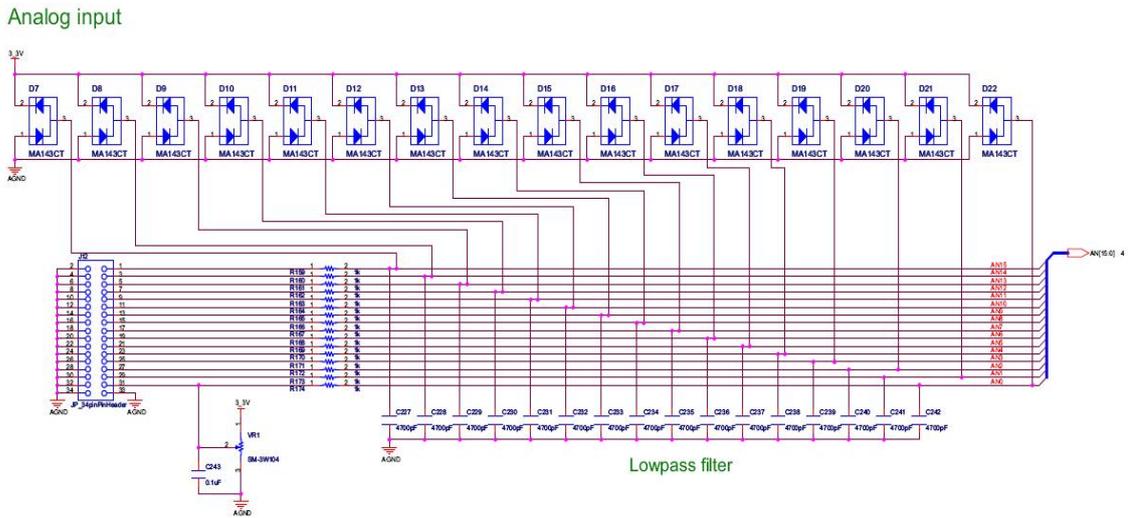


圖 3.19 ADC 介面電路

### 3.2.6 嵌入式系統軟體

要讓 Linux 嵌入式系統能夠運做需要使用趨動程式來先趨動所需使用的硬體，將其設定成所需要的功能，這種設定硬體系統使其能動作的軟體程式，稱之為韌體，在系統中主要使用到的韌體程式會有 ADC, I2C, GPIO 這 3 支程式做為資料擷取及判斷的介面程式，主程式會呼叫到這些趨動程式來運作，主程式及各趨動程式。

## 3.3 系統規格比較

在原系統中如圖 3.20 所示是使用了美商國家儀器公司資料擷取卡(NI USB-6008)，來擷取感測的資料而程式部份則是也是使用美商國家儀器公司的 LabVIEW 的程式來做為收取資料的程式，而由於 Labview 程式是 Windows 系統的程式，所以需要以一台筆記型電腦來做為程式執行及資料儲存，在整體的體積及重量上面都是偏高，而且整體系統的成本又偏高所以在本研究中亦改良了此系統。



黃英傑 2009

圖 3.20 原系統

在本系統中，以嵌入式系統來取代了資料擷取卡與筆記型電腦，並以 Linux 做為嵌入式系統的執行與分析程式，取代了原有使用的 windows XP 與 LabVIEW 如圖 3.21 所示

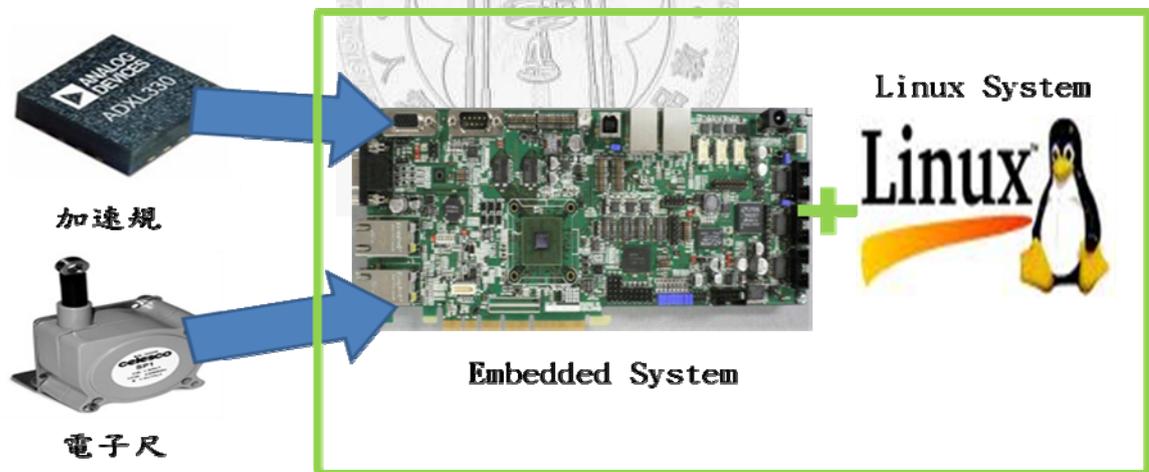


圖 3.21 本系統

本系統是以 SD 記憶卡做為資料儲存的媒介，減少了系統的操作的複雜度與重量，成本也大幅的降低。更在系統中加入了網路的功能，讓使用者可以從遠端就能操作，並收取資料，讓整個系統的便利度更加提升，且減少了往來的時間，如果放置一台系統在患者處就可以每天收取病患的資料，節省了許多時間與人力成本，其實體圖如圖 3.22 所示。

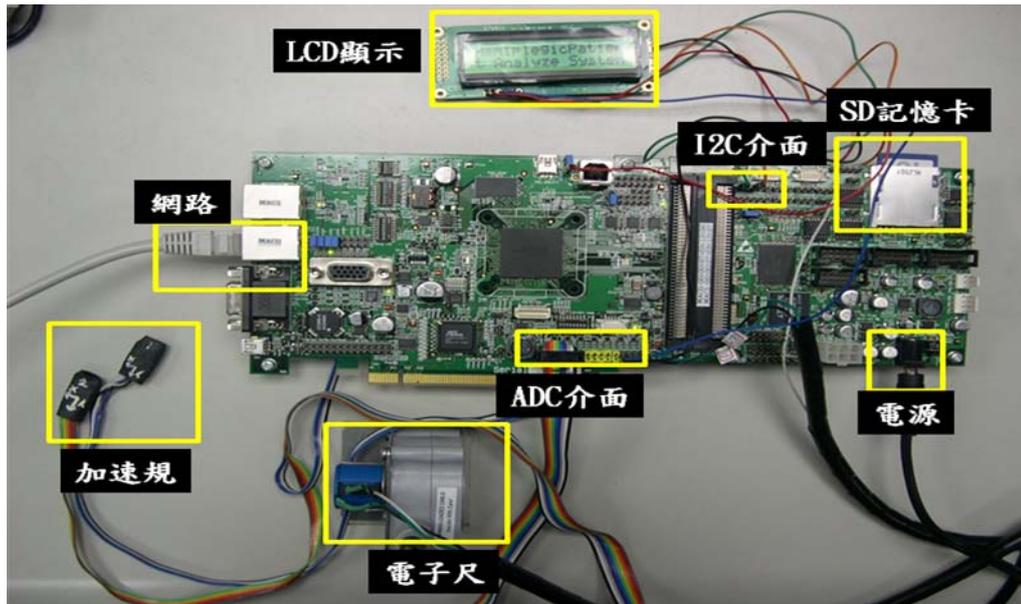


圖 3.22 系統實體圖

在兩系統整體比較上如表 3.7 所示，在解析度上原系統是比本系統高一些，但是對於想收取的上肢屈伸動作資料來說，並沒有特別大的影響性，而在系統頻率上本系統則是比原系統高出許多，而可攜性也是本系統比較好，因為原系統還必需多攜帶一台筆記型電腦，而本系統則完全不用。在重量上，本系統的重量也大大的減輕到 1 公斤左右，而原系統則是超過 4 公斤以上。而系統如在需要產品化上最大的差異則是，價格上的差異，本系統的價格將會遠遠的低於原系統，對未來在需要產品化時，會是非常重要的。

表 3.7 系統比較表

	原系統	本系統	
訊號截取硬體	DAQ+Nootbook	EVB+SD/Internet	
軟體	LabVIEW	Linux	
OS	Windows	Linux	
輸入通道數	16	16	
解析度	12bit	勝 10bit	
最大頻率	10KHz	190KHz	勝
可攜性	好	優	勝
重量	10Kg~4Kg	1Kg~2Kg	勝
整體大小	大(80cm x 70cm)	小(30cm x 11cm)	勝
價格	貴(NTD 100000~150000)	便宜(NTD 14000~16000)	勝

在兩系統上亦做了收取資料的比較，在兩系統取得的資料的相關系數上，都高達 0.99 以上如圖 3.23 所示，這代表了兩系統取得的資料的差異度幾乎是相同的，所以完全可以使用本系統取代原系統，而之前已使用原系統取得的資料，也仍可以繼續使用，不會有資料不同的問題。

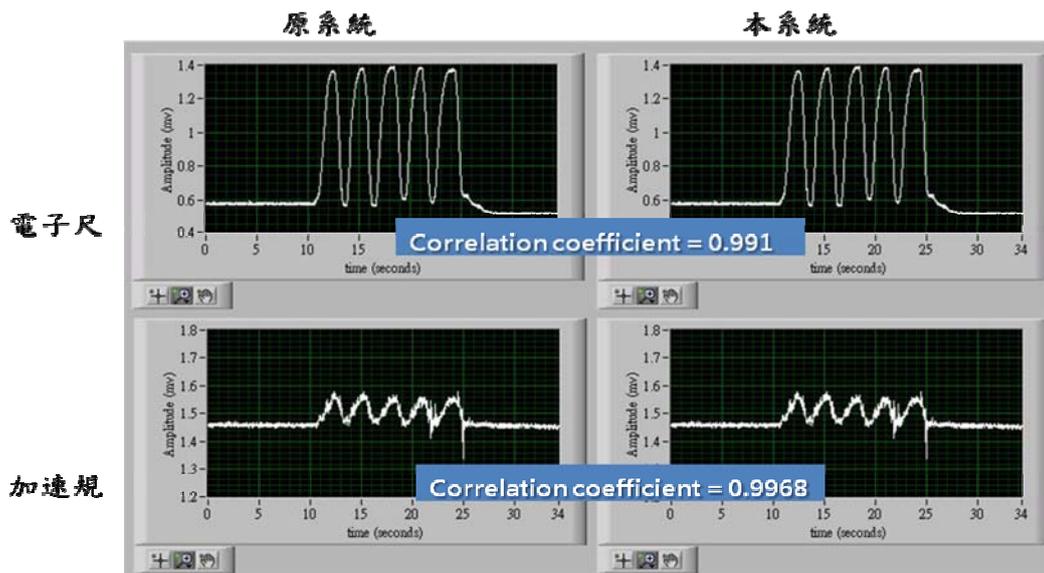


圖 3.23 兩系統資料差異度比較

### 3.4 系統操作

本系統提供了近端與遠端二種不同的操作模式，能收取的資料都是一致的，完全看操作者是要在遠端或是近端操作的選擇。

#### (1) 近端系統操作

本系統提供近端操作，當系統與操作者都在一起時，可以採用近端操作的模式，當系統開機後會在系統的液晶顯示器中秀出 Apoplexy Patient Analyze System 的字樣，表示系統已經開機成功如圖 3.24 所示



圖 3.24 開機顯示

當收取資料按鍵打開時，系統將會開始記錄資料，並顯示出目前的狀態是在 Running，且同時顯示已經收取的秒數，並會顯示目前感測器所感測的電壓值如圖 3.25(a)所示，當關閉按鍵時，系統會停止收取資料並把資料記錄到 SD 卡中，並會顯示出 Stop 的字樣，表示現在系統已經停止記錄資料如圖 3.25(b)所示。

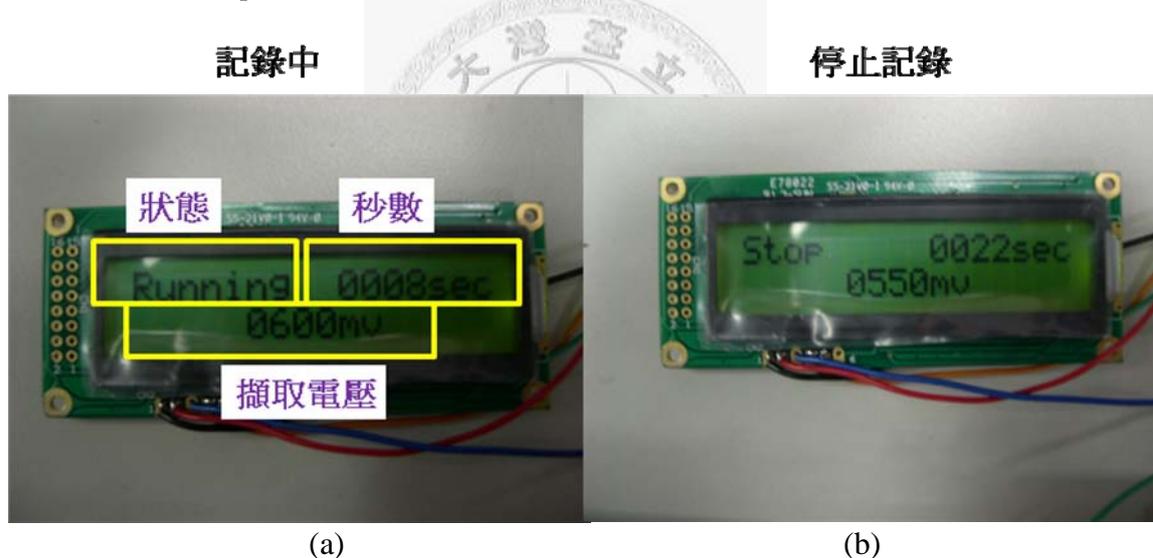


圖 3.25 系統狀態顯示

### (1) 遠端系統操作

在用遠端操作時，需先將系統接上網路系統，再經由遠端電腦連線至本系統。再經由 Telnet 程式來連結系統或是經由 C# 程式來連結系統。

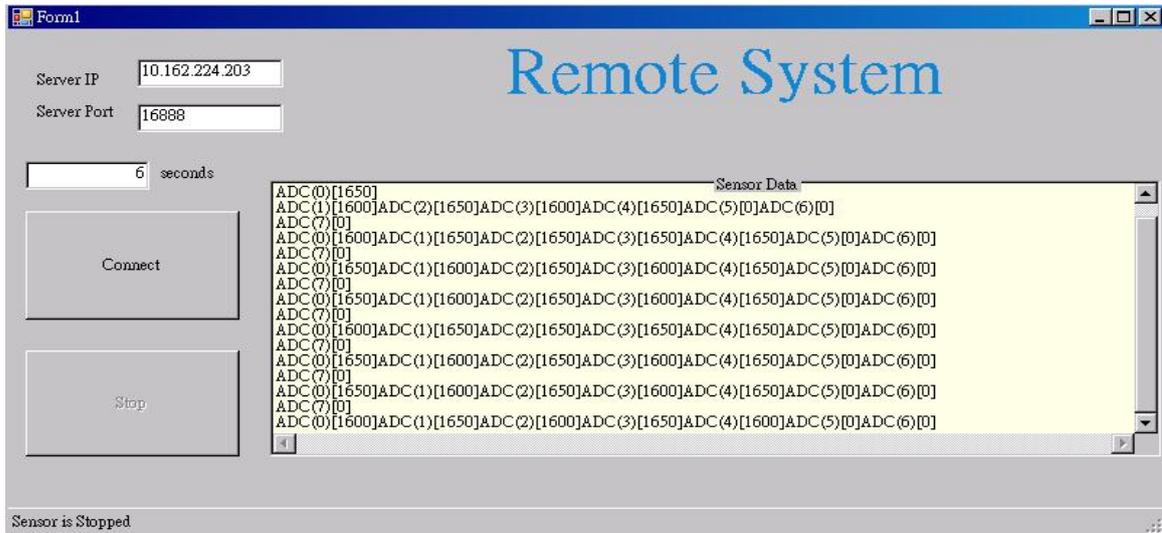


圖 3.26 遠端控制介面

### 3.5 分析程式

本系統使用量測的軟體是美商國家儀器公司 NI 所發展的 LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) 圖形化程式編譯平台[圖]，有別於在傳統上使用文字型態的程式語言，LabVIEW 使用資料流 (dataflow) 的概念來撰寫程式，使得程式設計者在流程圖構思完畢的同時即完成程式的撰寫，而且內部具備人性化的除錯功能能夠快速的幫助使用者修正程式錯誤的地方如圖 3.27 所示。而整體程式的設計包括前置面板 (Front Panel) 與程式方塊圖 (Block Diagram)，圖形程式的擺放位置可以使用者之需要放置，另外 LabVIEW 使用了電子儀表的概念，使用者可以利用前置面板所構成的人機介面，直接控制自行開發的儀器或系統。此外 LabVIEW 提供的函式庫包含：訊號擷取、訊號分析、機器視覺、數值運算、邏輯運算、資料儲存等功能，可供使用者運用。

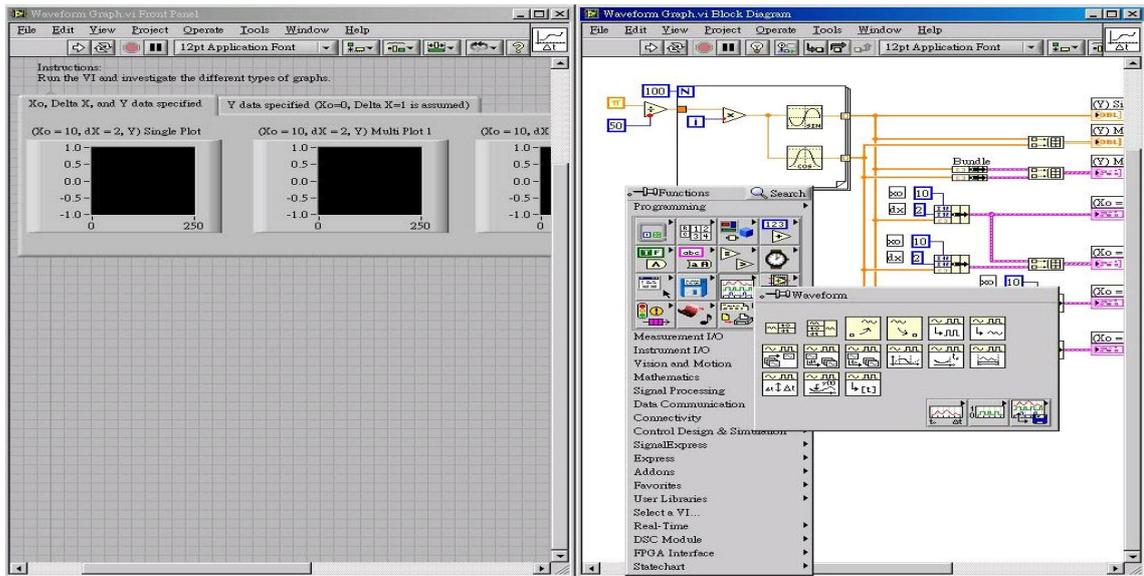


圖 3.27 圖形化程式編譯平台(LabVIEW)

(1) 程式流程

本研究之分析程式是將前述設計之資料擷取系統所取得之中風病患是運動學資料，將其資料讀取進所寫的 LabVIEW 程式中，將資料分析做轉換成能解析的格式，再把取出時間、變化量、移動距離等數值，把訊號加以處理後，再經由 STFT 的分析，找出其時頻上相關的結果，再把結果輸出，程式流程圖如圖 3.28 所示。

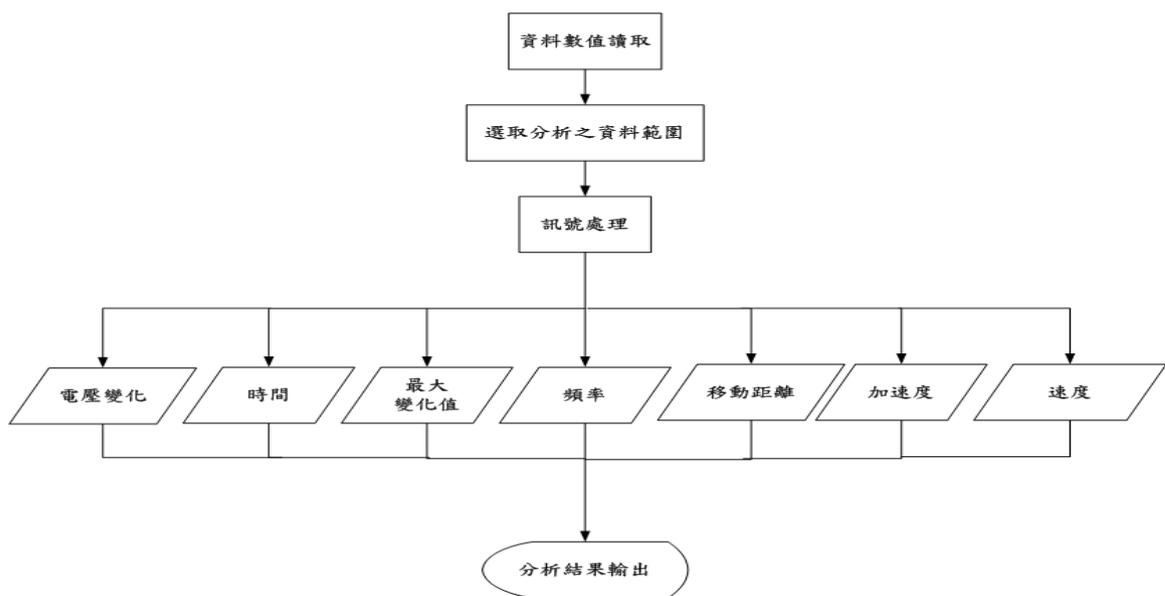


圖 3.28 分析程式流程

## (2) 使用者介面

在分析程式的使用者介面中如圖 3.29 所示，會將原始資料轉換成圖型，讓使用者能直接看到原始資料，並可設定在資料中所想分析的長度，再經由程式加以分析結果，將結果輸出，讓研究人員能記錄其結果，再加以分析統計資料。這邊會將資料擷取系統所取得的電子尺、加速規的資料放入分析程式，再經由所選取的分析的區段來分析在中風患者上肢屈伸時所發生的訊號，取出其時間、速度、加速度、距離、頻率、電壓變化等之結果。

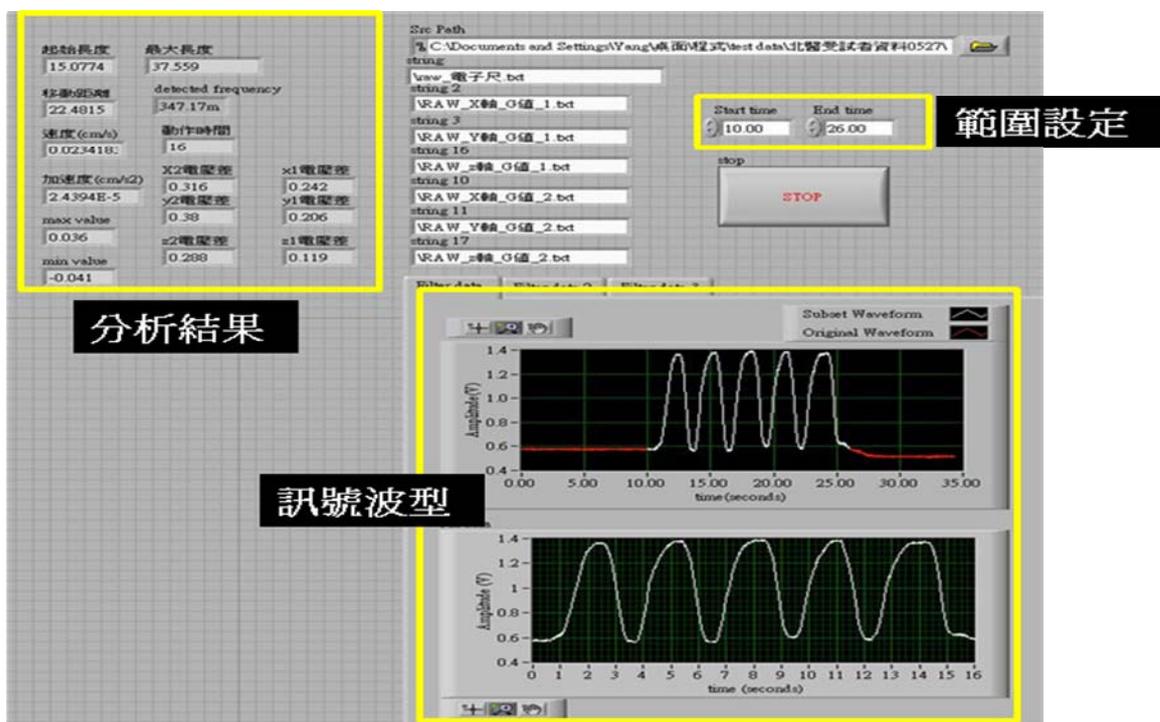


圖 3.29 分析程式介面

## 第4章 實驗分析與討論

### 4.1 實驗流程

受試者採取坐姿，端坐於一靠背式的木椅（高 45 公分、寬 42 公分、深 38 公分），在雙膝前放置一木製桌面（高 75 公分、寬 60 公分、長 90 公分），桌面上劃有一直線供受試者做為參考移動方向如圖 4.1 所示，使受試者盡可能的沿著參考方向移動。直線距離的決定，會根據受試者上肢向前水平伸直的手腕位置作個別調整，並加以記錄，以便評估時使用相同位置施測。

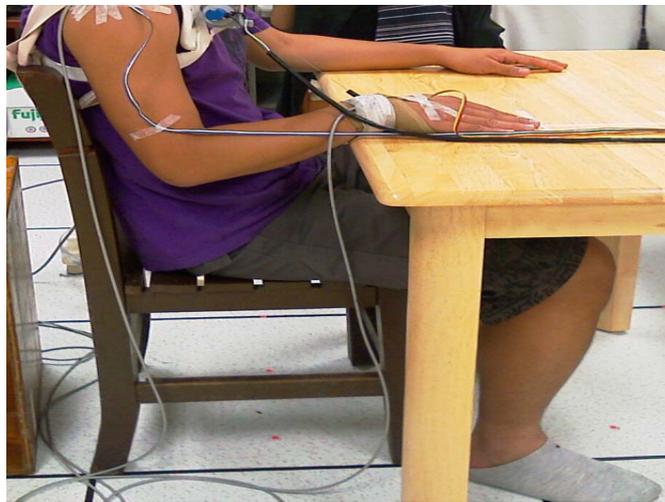


圖 4.1 實驗桌椅的相對位置

### 4.2 實驗設置

當實驗前準備工作完成後，會讓受試者穿上自製之背心，並會在受試者手腕穿戴上一個有魔鬼氈的活動式護腕，將加速規 1 號放置在肩部的肩峰（acromion）之位置，利用魔鬼氈與透氣膠帶固定，而加速規 2 號放置在手腕上的橈骨莖突（radial styloid process）和尺骨莖突（ulnar styloid process），中指延伸線之交叉位置利用魔鬼氈與透氣膠帶固定，如圖 4.2 所示。電子尺一端固定在背心上，另一端固定在橈骨莖突的護腕位置上，利用魔鬼氈與透氣膠帶固定，如圖 4.3 所示。

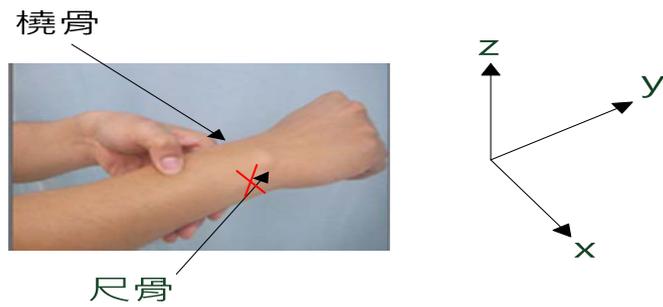


圖 4.2 2 號加速規手腕放置位置與方向

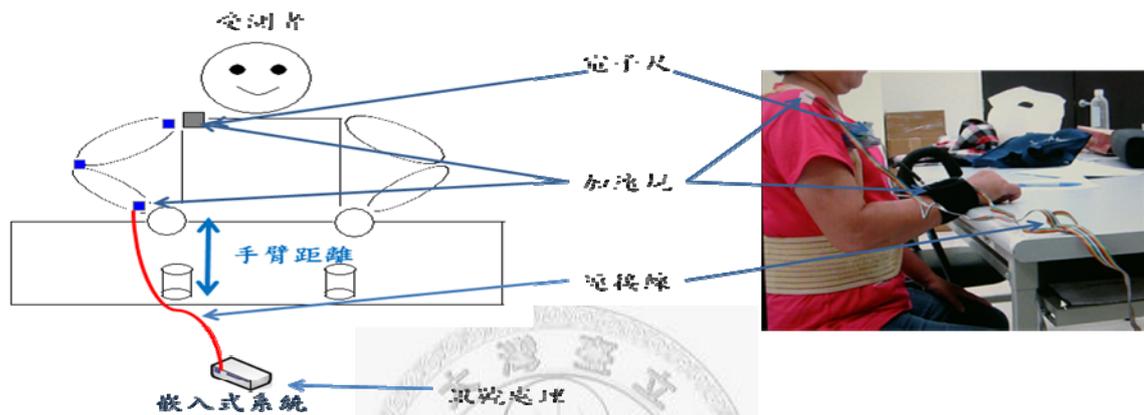


圖 4.3 實驗示意圖

實驗開始時，手部往前伸展的起始點為受試者的手肘角度以量角器固定為 90 度 (+/-5 度)，手肘角度量測方式是以鷹嘴突 (Olecranon Process) 作為原點，量測肩部肩峰位置與手腕尺骨莖突的角度。手部終止點為受試者手部可以伸展的最大距離，而中風患者接受施測時，偏癱側前伸距離則以其能主動動作達到的距離為準。待受試者聽到開始訊號後，以最快與最準確的方式去碰觸最前方已設定的終止點，盡量沿著桌面已畫上的直線，進行手掌向下前伸展的動作，擷取來回 5 次屈伸的資料。

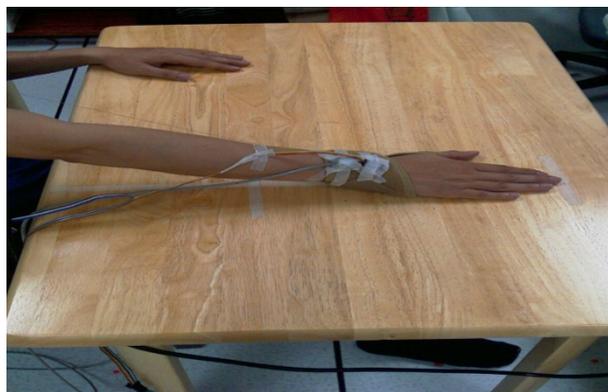


圖 4.4 實驗桌面圖

### 4.3 分析方法與特徵值

以上肢能夠屈伸的受測者為前題，從 Br(Brunnstrom) stage III、IV、V 到正常人，取得了 13 組同意受測之受測者，以 stage V 的受測者會最多數，取得其電子尺、手部加速規、肩部加速規的資料，其中每位受測者的偏癱側、性別、發病時間、年齡、慣用手、中風程度、實驗次數如表 4.1 所示

表 4.1 受試者資料

偏癱側	性別	發病時間	Br stage	年齡	慣用手	實驗次數
R't	男	3yr	V	62	R't	3
L't	女	7yr	V	87	R't	3
L't	男	2yr	V	39	R't	4
L't	女	5yr	V	71	R't	5
L't	女	1yr	V	59	R't	4
R't	男	2yr	V	43	R't	3
R't	女	2yr	V	40	R't	3
R't	女	5yr	IV	54	R't	4
L't	男	2yr up	III	62	R't	6
N/A	女	N/A	Normal	24	R't	3
N/A	女	N/A	Normal	25	R't	3
N/A	男	N/A	Normal	35	R't	3
N/A	男	N/A	Normal	27	R't	3

將受測者的資料輸入到 LabVIEW 分析程式後，取得以下之特徵值

(1) 距離-經由 SP1-50 電子尺取得：

SP1-50 是類似精密可變電阻的分壓器，其精確度為  $\pm 0.25\%FS$ ，最大允許的輸入電壓為 30V。因為其輸出和位移是呈線性關係如表 4.2 所示

表 4.2 電子尺位移關係

理想電子尺電壓位移關係						
電壓(伏特)	0	1	2	3	4	5
位移(英吋)	0"	10"	20"	30"	40"	50"

不考慮精確度  $\pm 0.25\%FS$ ，以理想值而言，針對不同的供應電壓，其輸出電壓和位移的相對關係公式如下單位為 Inch/V

$$\text{距離} = \text{電子尺電壓} * (50'' / \text{額定電壓})$$

由於使用的電子尺的額定電壓是 5V，再把英制轉成公制所以轉換後的距離公式則變成如下之公式：

$$((\text{最大電壓值} - \text{最小電壓值}) / (5 / 50)) * 2.54 = \text{移動距離 (cm)}$$

(2)速度-經由 SP1-50 電子尺與加速規取得：

取得電子尺的距離與時間的關係再把它轉換成速度，或是電加速規的加速度經由積分後轉換成速度，單位 cm/sec。

電子尺：速度 = 距離 / 時間

加速規：速度 = 初速 + 加速度 \* 時間

(3)加速度-由加速規取得

將加速規取得的加速度電壓值轉換成加速度，單位  $\text{cm}/\text{sec}^2$

公式如下：

加速度 = (感測電壓值 / 加速規感測比例) \* 重力加速度

加速規感測比例 =  $330\text{mv}/\text{g}$

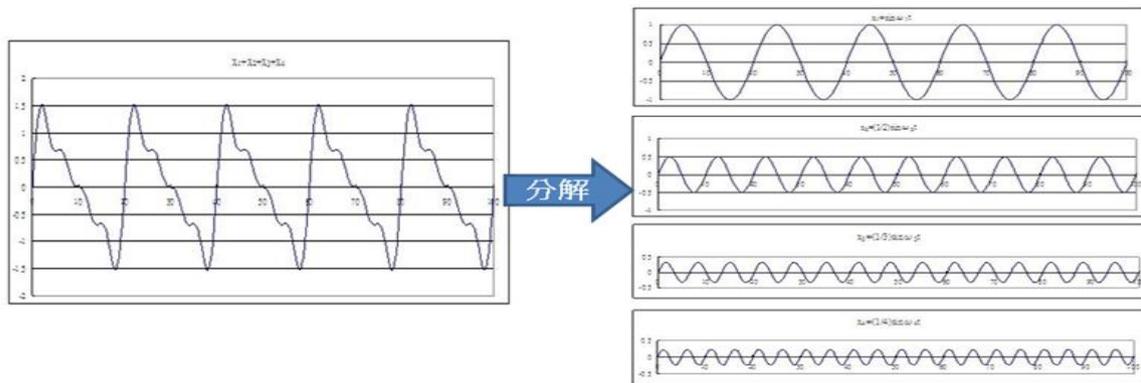
重力加速度 =  $9.8 \text{ g-cm}/\text{s}^2$

(4)動作時間

在記錄時會把時間記錄下來，分析程式會將開始移動到停止移動這段時間讀出，單位為秒。

(5)頻率分析

將擷取到的資輸入到分析程式中，算出移動時的頻率，單位 mHz。經由 LabVIEW 的 FFT 的轉換程式來取得訊號的頻率如下圖 4.5 所示。



$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

圖 4.5 FFT 頻率分析

#### (6) 標準差分析

標準差主要是用以衡量觀資料與平均數之間的差異量數。

而在 excel 中的語法提供為 STDEV 其公式如下

$$\sqrt{\frac{n \sum x^2 - (\sum x)^2}{n(n-1)}}$$

其中， $\bar{x}$  為樣本平均數，而  $n$  為樣本大小。

## 4.4 分析結果

針對在經由本研究之系統所取得之上肢運動學資料，對上肢屈伸與上肢前伸在肩部及手部，將以上的資料經由分析程式取得速度、距離、加速度、頻率，分析這些特徵值的數值與標準差。

### 肩部加速規訊號分析

在把不同程度受測者之肩部加速規所取得的肩部加速度之 X、Y、Z 軸的訊號來加以分析比較，在訊號的比較上比較無法看出十分明顯的差異如圖 4.12 所示

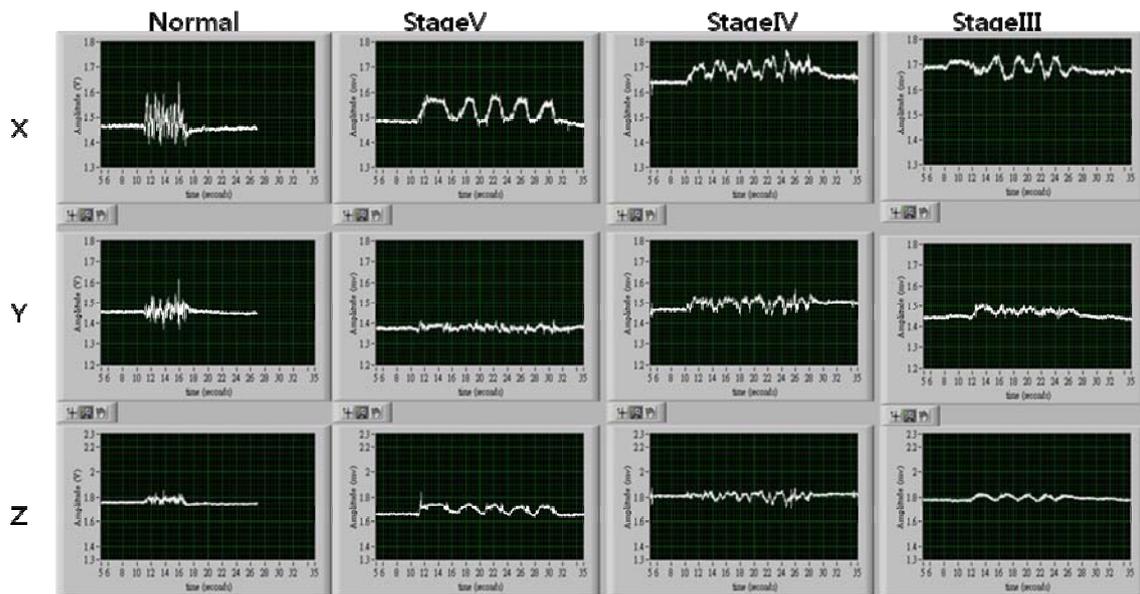


圖 4.6 上肢屈伸肩部加速規訊號

肩部速度：

X 軸

在不同程度的中風病患無法看出明顯之差異，但在正常比與中風病患則可以看出正常人的 X 軸的速度會比較快

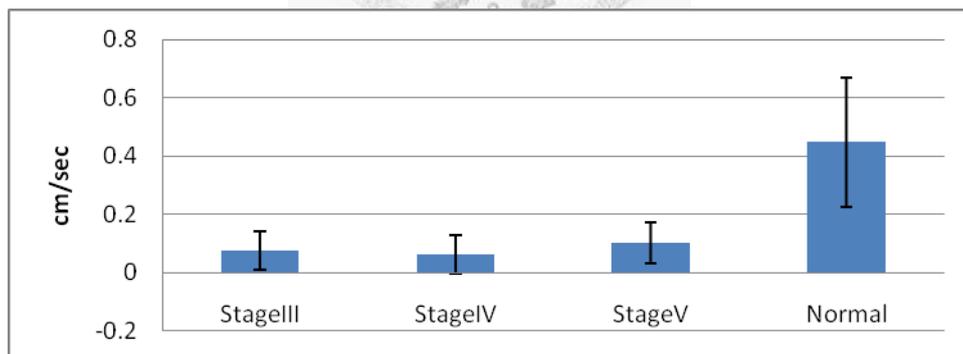


圖 4.7 上肢屈伸肩部 X 軸速度

Y 軸

在不同程度的中風病患中，可以看出 Y 軸的速度會有略微上升的趨勢，但不是十分明顯，在正常人與病人的差異則會比較明顯

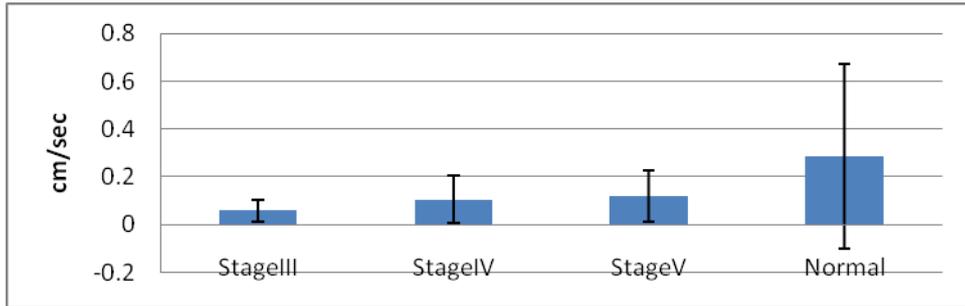


圖 4.8 上肢屈伸肩部 Y 軸速度

### Z 軸

在不同程度的中風病患中，不是十分明顯，但在正常人與病人的差異則會比較明顯

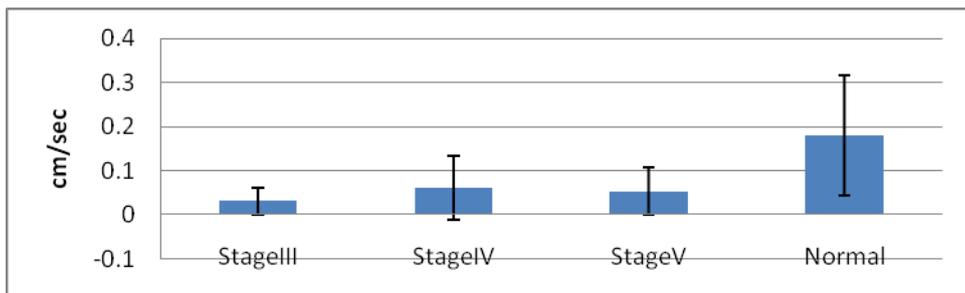


圖 4.9 上肢屈伸肩部 Z 軸速度

肩部加速度：

### X 軸

在不同程度的中風病患中，可以看出 X 軸的加速度會有略微上升的趨勢，但不是十分明顯，在正常人與病人的差異則會比較明顯

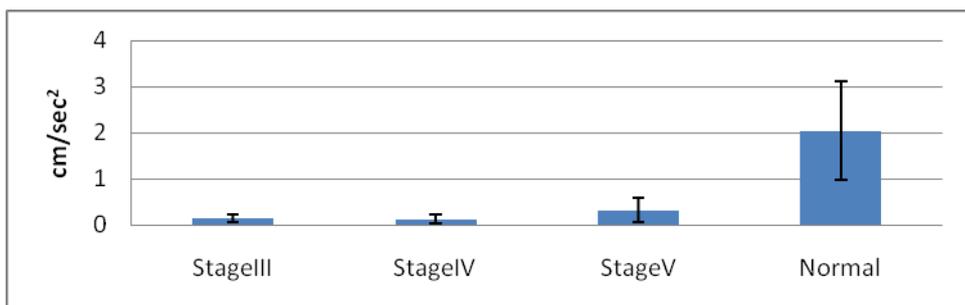


圖 4.10 上肢屈伸肩部 X 軸加速度

### Y 軸

在不同程度的中風病患中，可以看出 Y 軸的加速度會有上升的趨勢，在正常人與病人的差異則會比較明顯

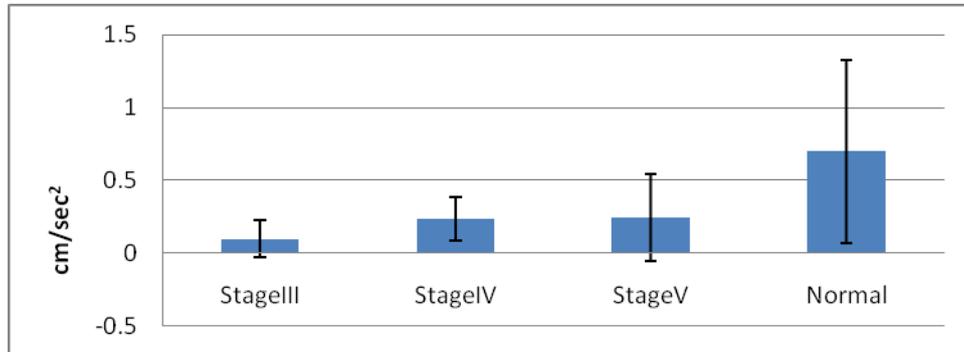


圖 4.11 上肢屈伸肩部 Y 軸加速度

### Z 軸

在不同程度的中風病患中，不是十分明顯，但在正常人與病人的差異則有很明顯的差異

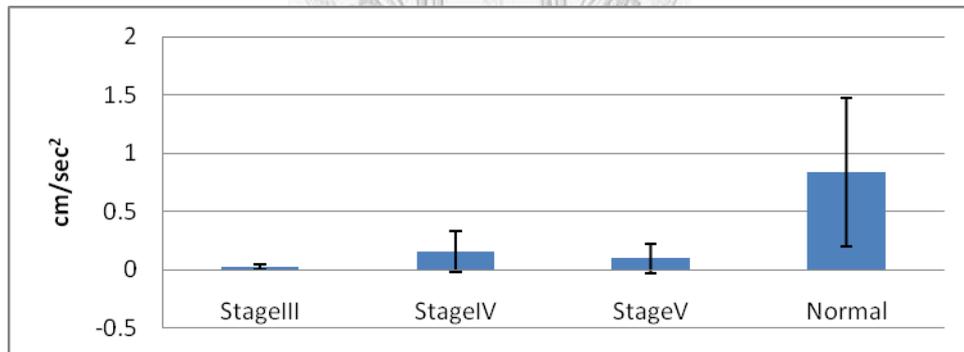


圖 4.12 上肢屈伸肩部 Z 軸加速度

肩部頻率：

### X 軸

在不同程度的中風病患中，不是十分明顯，在正常人與病人的差異則會有比較明顯

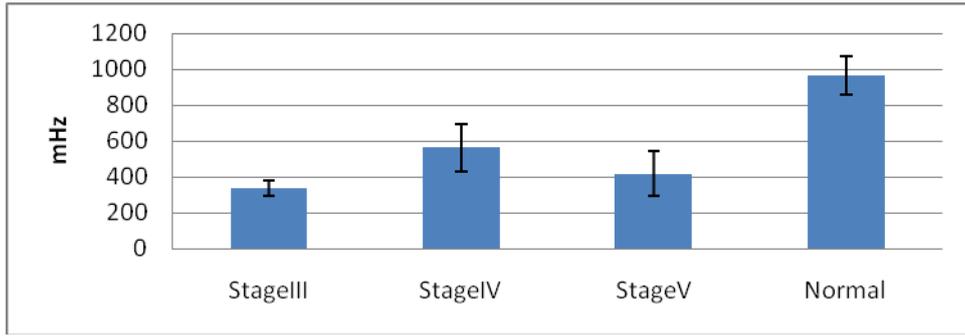


圖 4.13 上肢屈伸肩部 X 軸頻率

Y 軸

在不同程度的中風病患中，可以看出 Y 軸的加速度會有上升的趨勢，在正常人與病人的差異則會比較明顯

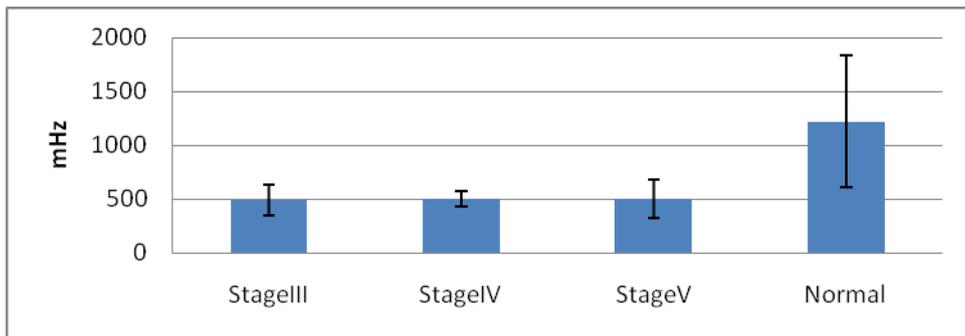


圖 4.14 上肢屈伸肩部 Y 軸頻率

Z 軸

在不同程度的中風病患中，不是十分明顯，在正常人與病人的差異則會有比較明顯的差異

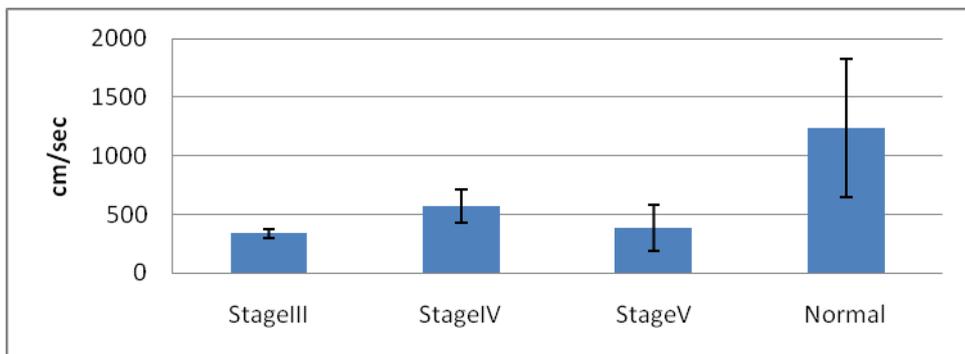


圖 4.15 上肢屈伸肩部 Z 軸頻率

## 電子尺訊號分析

人 5 次屈伸的資料後，把取的的屈伸資料做分析取出所需之特徵值。在電子尺的資料部份，可以明顯看到不同的差異如圖 4.6 所示，在以這些電子尺的資料為基礎，取得手部移動時的特徵值。

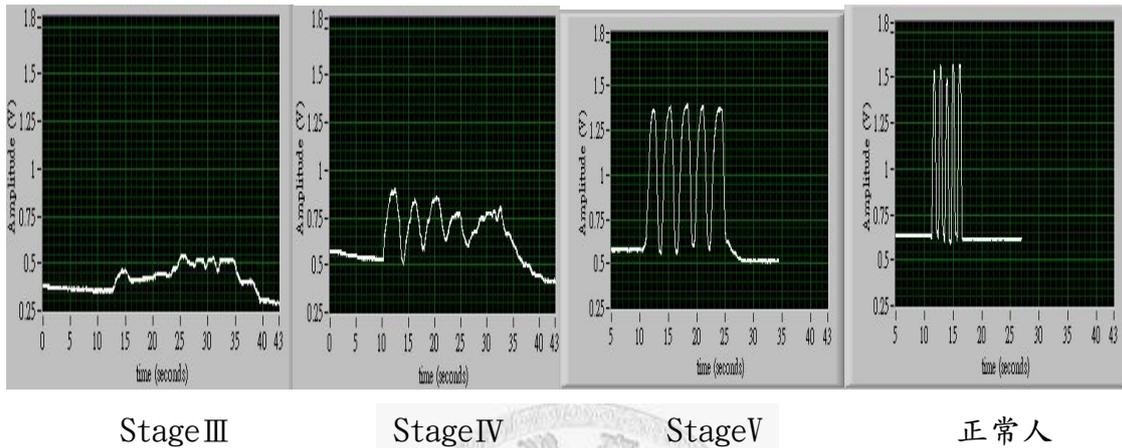


圖 4.16 電子尺資料

上肢屈伸移動距離：

可以看到在不同 stage 的病人中，以 stage 的程度不同所移動的距離會有所不同，程度愈好的，能移動的距離則是愈長。

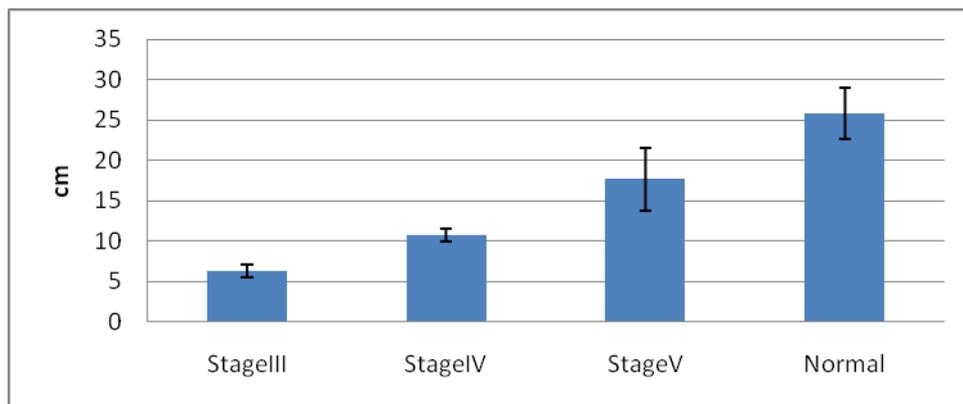


圖 4.175 上肢屈伸距離

上肢屈伸速度：

在速度上則是可以看出，在程度愈好的狀況下，能移動的速度也就愈快。

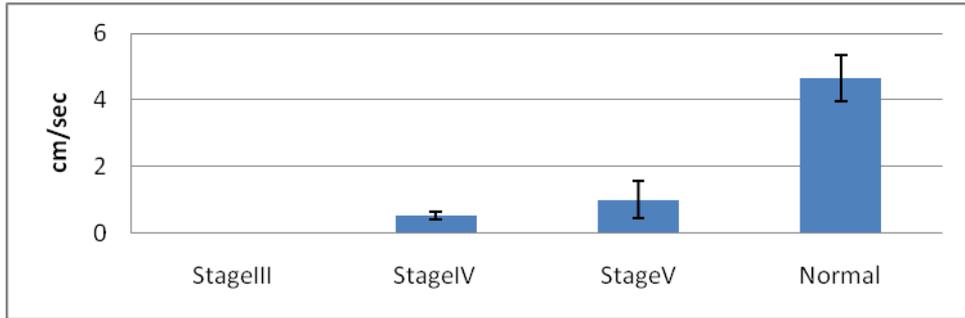


圖 4.18 上肢屈伸手部速度

上肢屈伸加速度：

在加速度方面，則無看到比較明顯的差異。

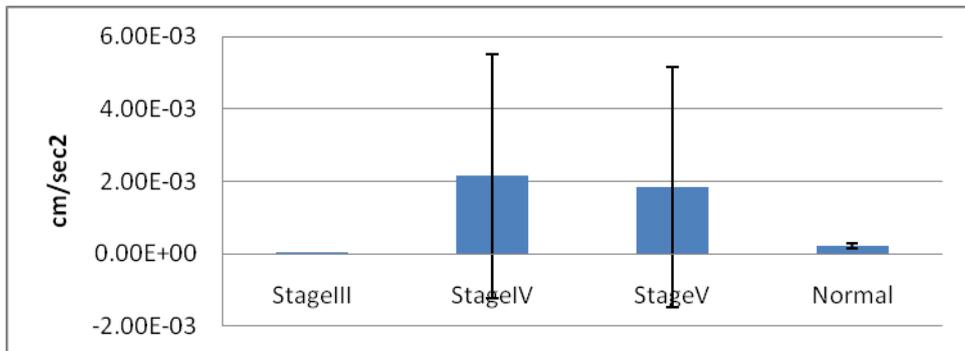


圖 4.19 上肢屈伸手部加速度

上肢屈伸頻率：

在頻率上，可以在病人部份是無法看出比較一致性的趨勢，但在正常人與病人之間則可以明顯看出，頻率會有變高的趨勢

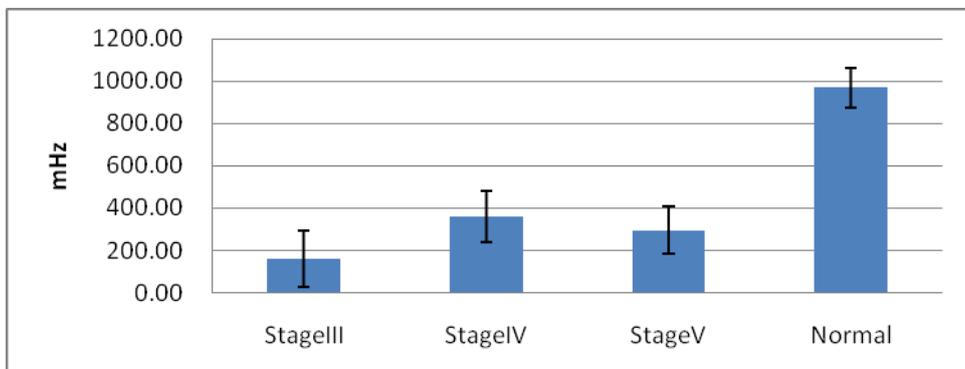


圖 4.20 上肢屈伸手部頻率

上肢屈伸時間：

在時間上可以看出程度愈好的，移動的時間會愈短的趨勢。

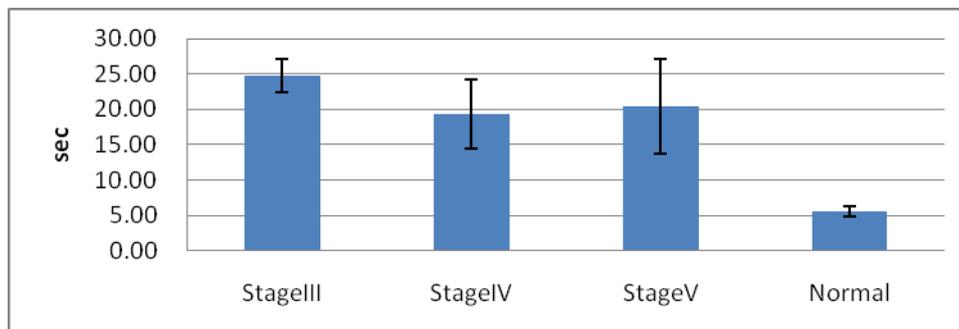


圖 4.21 上肢屈伸時間

### 上肢前伸分析

以上肢前伸時的訊號做分析取得在手向前伸時的訊號分析，在把不同程度的受測者的伸手訊號比較時，在訊號上也可以看出在不同程度上的病人它在訊號上會有明顯的差異如圖 4.22 所示

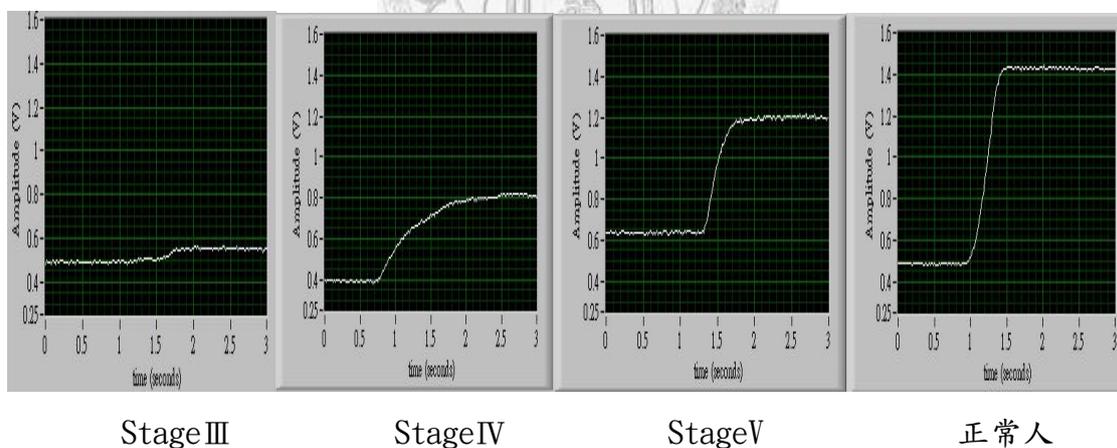


圖 4.22 上肢前伸訊號

上肢前伸距離：

在前伸時不同程度的受測者會有明顯的差異在程度愈好的受測者，它明顯的在能屈伸的距離會有明顯的上升。

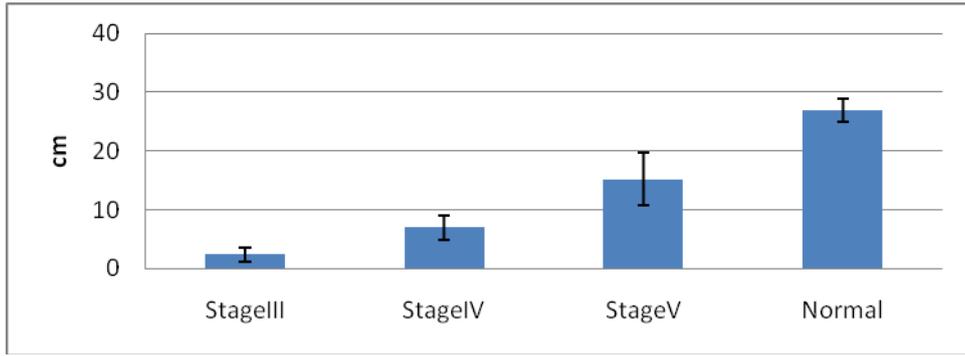


圖 4.23 前伸距離

### 上肢前伸速度

在速度上則是可以看出，程度愈好受測者的狀況下，其能移動的速度也就愈快，在圖中也可以看出明顯的差異。

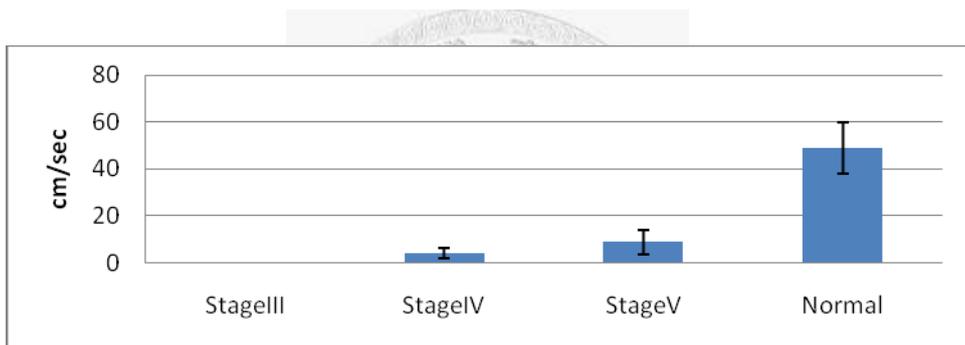


圖 4.24 前伸速度

### 上肢前伸加速度

在加速度方面，中風病患的差異則是無法特別找到明顯的差異，但在中風病患與正常人的加速度的差異就有明顯的差異。

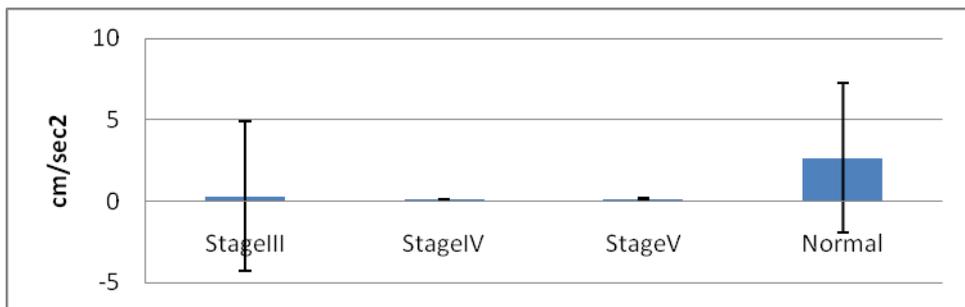


圖 4.25 前伸加速度

### 上肢前伸頻率

在頻率上，中風病患的差異上是比較沒有特別的差異，但在正常人與中風病患的頻率，正常人比會有較高的趨勢

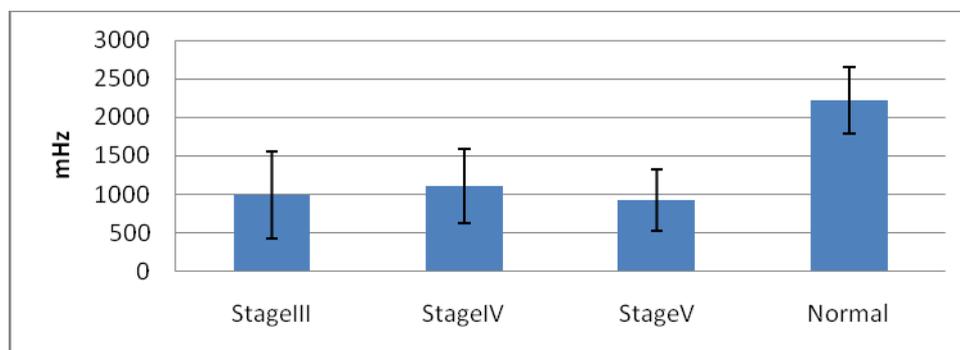


圖 4.26 前伸頻率

### 上肢前伸時間

在時間上可以看出在不同程度的受測者中，程度愈好的受測者，移動的時間會愈短的趨勢。

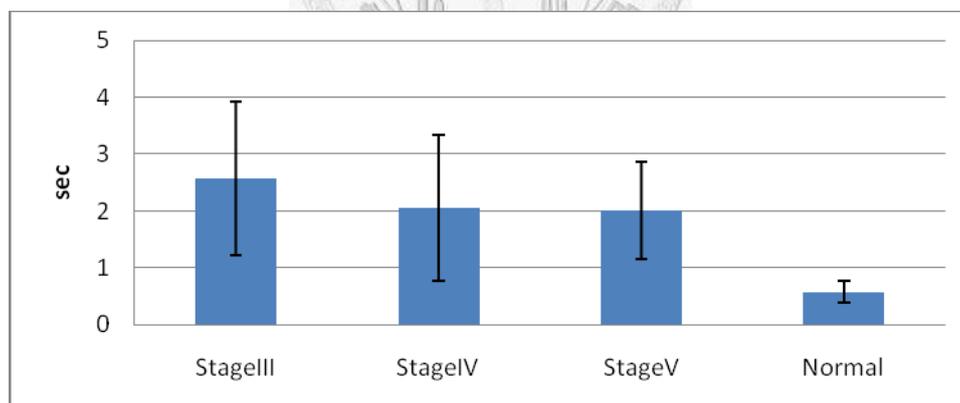


圖 4.27 前伸時間

## 4.5 討論

由實驗結果可以看到，在不同的程度的中風病患中，可以看出在頻率及加速度上，在不同程度的中風病患無論在上肢前伸或是屈伸上較無明顯的差異，但在正常與中風病患上則可以看出明顯差異如圖 4.29 所示。

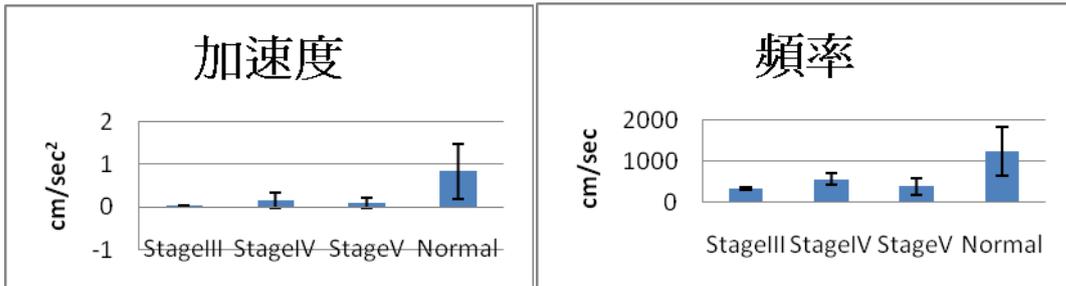


圖 4.28 加速度與頻率

而在速度、距離、時間上則不論是在上肢屈伸或是前伸，都能夠看出明顯的差異，不同程度的病患及正常人，有很明顯的上升或下降的趨勢。

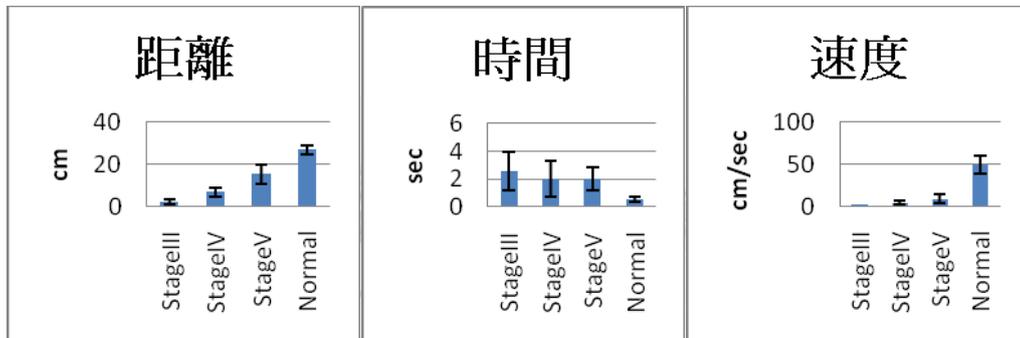


圖 4.29 距離、時間與速度

而在不同的感測元件，在電子尺取出的訊號由於是線性的訊號，所以在分析時的資料會比較明顯，而在肩部的加速規的資料，取得的分析值明顯度其實並不高，其原因應該是由於加速規取得的資料由於是加速度值，需要再經過積分的轉換比較複雜，而且動作中並不是會一直有加速度的狀態，且在加速規上測量到的是加速度的電壓，它是經由 IC 來做量測，它會因為不同 IC 的本身誤差而會有差異，且溫度的影響也會影響量測值的準確性，再者由於量測時加速規是黏貼在受測者身上，在黏貼時的位置與黏貼的牢靠程度，也會影響加速規量測時的準度，所以加速規取得之分析看起來會不如電子尺來的明顯。

在系統上本研究之系統因使用的是 Linux 的嵌入式系統如表 4.3 所示，在開機速度會比原系統來快速，且消耗功率也比原系統來的低很多，且本系統體積及重量也小很多在可攜性也是比較好，更提供了遠端的操控方式，可以節省許多的時間成本。

表 4.3 系統比較

	原系統	本系統
開機時間	3 分鐘	20 秒
程式啟動時間	1 分鐘	3 秒
消耗功率	30~90W	2W(max)
重量	10Kg~4Kg	900g
整體大小	大(80cm x 70cm)	小(30cm x 11cm)
價格	貴(NTD 100000~150000)	便宜(NTD 16000)
遠端操控	否	可

在比較其它常見之系統上如評估量表與空間分析系統比較上如表 4.4 所示，在造價成本及操控方便性會比空間分析系統來的好，而需要專業人員操作上比一般的評估量表少，且在減少專業人員之時間上也優於評估量表，顯示本系統在實用性上有很高的實用性。

表 4.4 各中風評估方式比較

	本系統	VICON、FASTRAK 等空間分析系統	評估量表 (Fugl-meyer、Brunnstrom、Ashworth 等)
造價成本	低	高	低
可攜性	高	低	高
優點	一般照護人員即可操作，成本低廉，方便性高，不需病人到特定地點，遠端即可使用	可測得較多參數，精準度較高	簡易方便，可評估病患上肢功能等級

缺點	目前局限於評估手部的往前伸展功能、感測之準確性與靈敏度會受到感測器慣性元件的限制	要在固定的空間裝上多個感測器，花費較多時間設置與後續資料分析，且需要專業人員陪同操作、易受到金屬物質的干擾	需要專業人員在旁陪同評估，各個評估量表測量參數較少
----	--	---	---------------------------

所以在本研究中發現，如果要快速的分辨中風病患與正常人，則可以使用加速度、頻率，但如要分辨出不同程度的中風病患則以電子尺量測距離，速度，時間這三個特徵值會是最簡單的中風上肢偏癱病患程度分析的方法。所以目前覺得如果需要使用程式來做快速簡單的判斷中風上肢偏癱病患的程度，比較有較且快速的特徵值是可以取速度、距離、時間這三項特徵值來做為程度判讀的依據，會是目前比較簡單且快速的方法。



## 第5章 結論與未來展望

### 5.1 結論

本研究在有限的時間內改良了之前的系統架構，並且撰寫了對於中風上肢動作在速度、加速度、距離、頻率的分析程式，且對所分析的資料做了統計，在本研究中，在不同中風患者的時頻分析上，是找出了相對的特徵值可以來判斷中風患者的程度，對於在復健臨床研究上，由於目前上肢功能評估的工具，有時有太多的特徵值與評估方法，常常使得物理治療師需多花費精力在操作儀器與評估量表上，為了減少醫療資源的浪費，故本研究設計開發一個簡易的上肢評估系統，並且利用該系統找到了有效的特徵值，希望能夠輔助臨床的研究，幫助醫師與治療師做出可靠且正確的評估。

在研究中會發現系統的使用的難易度會影響治療師的使用意願，所以改良後的系統做到了盡量簡化的情況，只用一個按鍵就可以操作，且在重量大小上也大大的減少，讓使用者不會太過於難以攜帶，這樣可以增加治療師使用的意願，且系統成本也降低，可以直接將系統放在受測者所在處，由於操作簡單可讓受測者自行操作或是家屬幫忙操作，治療師只需再將儲存資料的 SD 卡帶回即可。

在原系統與本系統的比較上本系統無論是執行時間重量、價格都比原系統好，且在消耗功率方面也是非常低，符合現在環保節能的要求，且也可以做遠端操控，減少往返受測的時間。

本研究之系統與一般常見之評估系統做比較，雖各有其優缺點，本系統在整體的成本與可攜性上優於一般的市售系統，在需要專業人員的操作上比一般的評估量表少，在減少專業人員之時間上也優於評估量表，故本系統有其存在應用之價值。

在分析中也發現在加速度與頻率部份，可以看出在中風患者與正常人之間會有明顯的差異但在中風患者之間卻比較無明顯之差異。在距離、速度、時間這三個特徵會最能表現出受測者程度的好壞。另外在感測器部份，線性的電子尺量測出的資料其準確度最高，且最容易處理；加速規則比較會由於外在因素而造成量測數值的變化，所以在本研究中發現以電子尺量測距離，速度，時間這三個特徵值會是最簡單的中風上肢偏癱病患程度分析的方法。

## 5.2 未來展望

在本研究中統計的結果部份似乎不如預期的好，分析原因可能是收取實驗的資料時，感測器的擺放位置固定方式，很容易受到滑動的影響。且病患並不是都能夠非常配合所需要做到的程度，未來在整體實驗上的設計應該再嚴謹一些，才能減少實驗誤差，進而能更正確的分析統計結果。

由於系統晶片的功能很多，系統上應可再加上不同的功能，不用只是使用在 ADC 方面，如可以使用 GPIO 的功能來動態偵測，或是使用 PWM 的功能來控制電刺激器，使得系統不但會有收取資料的功能，更可以俱備治療的功能。當功能確定後，再重新設計系統，把不需要的功能拿掉，可以減少系統成本且做出更小且更俱備整體性的系統；加上適合的外殼，會對整體系統會更好操作，且更且有方攜帶的效果，也更可以提升系統的實用價值。本系統在遠端控制上有很好的功能，如果能利用系統的遠端控制功能，不但可以每天收取病人的資料，可以對受測者做長期的追縱評估，如果再加上電刺激器的控制，也可以讓病人在家中就能夠讓治療師幫助做治療。

在一般的簡易判斷上電子尺的效果看來會比加速規來的明顯且有效，但是加速規仍然可以有更多的應用，來做到更多不同面向的探討，未來可能要在整合這些分析程式並且找出能更有效的結合電子尺與加速規的方法，進而能找到更多更好且有效的特徵，來使得使用本系統在中風病人的評估上能更有效。

## 參考文獻

- [1] Wikipedia <http://zh.wikipedia.org/zh-tw/%E4%B8%AD%E9%A2%A8>
- [2] Cotran, Ramzi S.; Kumar, Vinay; Fausto, Nelson; Robbins, Stanley L.; Abbas, Abul K. (2005). Robbins and Cotran pathologic basis of disease. St. Louis, Mo: Elsevier Saunders.
- [3] Wapedia <http://wapedia.mobi/zhtrad/%E4%B8%AD%E9%A3%8E>
- [4] Feigin VL (2005). "Stroke epidemiology in the developing world". Lancet 365 (9478): 2160 – 1. doi:10.1016/S0140-6736(05)66755-4.
- [5] World Health Organisation. Cerebrovascular Disorders (Offset Publications). Geneva: World Health Organization.
- [6] Trombly, C. A. (2002). Optimizing motor behavior using the Brunnstrom movement therapy approach. In C. A. Trombly & M. V. Radomski (Eds.). Occupational Therapy for Physical Dysfunction (5th ed., pp. 543-560).
- [7] Gowland, C., deBruin, H., Basmajian, J. V., Plews, N., & Burcea, I. (1992). Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. Physical Therapy, 72(9), 624-633
- [8] David J. Gladstone, Cynthia J. Danells, and Sandra E. Black. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. Neurorehabil Neural Repair, 2002;16(3):232-240
- [9] Embedded System Design. <http://www.embedded.com/>
- [10] World Health Organization. [http://www.who.int/topics/cerebrovascular\\_accident/en/](http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/)
- [11] McCrea, P. H., Eng, J. J., & Hodgson, A. J. (2002). Biomechanics of reachin: clinical implications for individuals with acquired brain injury. Disability and Rehabilitation, 24(10), 534-541
- [12] Levin, M. F., Michaelsen, S. M., Cirstea, C. M., & Roby-Brami, A. (2002). Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach

- in adult hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 143, 171–180.
- [13] ADXL330, Data Sheet Rev A , Analog Devices, Inc., 09/2006
- [14] 黃英傑, Development Of An Upper Limb Assessment System For Hemiplegic Patient, Master dissertation, Graduate Institute of Biomedical Electronics and Bioinformatics, Taiwan University., 2009
- [15] 邱宜君, Effects of Task-oriented Bilateral Arm Training on Motor Fncion for Stroke Patients, Graduate Institute of Pyhsical Therapy College of Medicine, Taiwan University., 2009
- [16] 蕭子健, 劉建昇, LabVIEW 概論篇, 高立, 2001
- [17] 劉啟昇 Digital Auido Watermarking Utilizing Discrete Wavelet Packet Transform, Master dissertation, Graduate Institute of Networking and Communication Engineering, Chaoyang University of Technology
- [18] National Instruments Corporation,  
<http://www.ni.com/dataacquisition/compactdaq/zht/>
- [19] Nintendo company, <http://www.nintendo.co.jp/wii/console/index.html>
- [20] ADXL330, Data Sheet Rev A, Analog Devices, Inc., 2007
- [21] SP1, Data sheet Version: 7.0, Celesco Transducer Products, Inc., 2008
- [22] Fugl-Meryer AR, Jaasako L, Leyman I, Olsson S, Steglind S, The post-stroke hemiplegic patient. 1. A method ofr evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 1975;7(1):13-31
- [23] Betker AL, Desia A, Nett C, Kapadia N, Szturm T. Game-base exercises for dynamic short-setting balance rehabilitation of people with chronic spinal cord and traumatic brain injuries. *Phys Ther* 2007
- [24] Dot matrix liquid crystal display module user manual, SCS-106102S1-FEY00, SDEC Technology corp.
- [25] Rob O' Reilly, Alex Khenkin, Kieran Harney. Sonic nirvana: using MEMS accelerometers as acoustic pickups in musical instruments. 2009; *Analog Dialogue* 43-02.
- [26] Wikipedia <http://www.wikipedia.org/zh-tw/Linux>

- [27] J. Raethjen., F. Pawals., M. Lindemann., R. Wenzelburger, G. Deuschl. (2000). Determinants of Physiologic tremor in a large normal population. *Clinical Neurophysiology* 111(2000) 1825-1837
- [28] 澀谷道雄著, 謝仲其譯, 世界第一簡單傅立葉分析, 世茂, 2009
- [29] Renesas 32-Bit RISC Microcomputer SuperH RISC engine Family/SH7757 Series, 2009
- [30] THE I2C-BUS specifaction, Version2.1, JANUARY 2000
- [31] Secure Digital Input/Output(SDIO) Card Specification, Version 1.00, October 2001
- [32] Universal Serial Bus Specification, Revision 2.0, April27, 2000
- [33] 蕭子健, 劉建昇, LabVIEW 概論篇, 高立, 2001
- [34] Logitech 3D Mouse and Head Tracker,  
[http://www.qualixdirect.com/html/3d\\_mouse\\_and\\_head\\_tracker.html](http://www.qualixdirect.com/html/3d_mouse_and_head_tracker.html).
- [35] 3 SPACE FASTRAK User' s Manual. 1993. Revision F. Colchester, VT: Polhemus Inc.
- [36] XSens Technologies, <http://www.xsens.com/>
- [37] Rob O'Reilly, Alex Khenkin, Kieran Harney. Sonic nirvana: using MEMS accelerometers as acoustic pickups in musical instruments. 2009; *Analog Dialogue* 43-02.
- [38] E. Chen. Six Degree-of-Freedom Haptic System For Desktop Virtual Prototyping Applications. In *Proceedings of the First International Workshop on Virtual Reality and Prototyping*, Laval France, June 1999:97-106.
- [39] Yu-Ping Chen. Use of Virtual Reality to Improve Upper-Extremity Control in Children With Cerebral Palsy A Single-Subject Design, Department of Physical Therapy, California State University, Fresno, Calif, 2007 American Physical Therapy Association
- [40] 3 SPACE FASTRAK User's Manual. 1993. Revision F. Colchester, VT: Polhemus Inc

## 附錄

### 附錄 I 受試者同意書

# 國立台灣大學醫學院附設醫院 臨床試驗受試者說明及同意書

您被邀請參與此臨床試驗研究。這份表格提供您本研究之相關資訊，研究主持人或研究護士將會為您說明研究內容並回答您的任何疑問。

**研究計畫名稱：**

中文：用於中風偏癱患者的上肢評估系統之研發

英文：Development of an upper limb assessment system for hemiplegic patient

執行單位：台灣大學物理治療學系暨研究所 委託單位/藥廠：無

主要主持人：陸哲駒 職稱：講師 電話：(02) 3366-8133

協同主持人：賴金鑫 職稱：主治醫師 電話：(02) 2312-3456 轉 66583

※二十四小時緊急聯絡人：陸哲駒 電話：0968662939

**受試者姓名：**

性別： 出生日期：

病歷號碼：

通訊地址：

聯絡電話：

法定代理人或有同意權人之姓名：

與受試者關係：

性別： 出生日期：

身分證字號：

通訊地址：

聯絡電話：

### 一、藥品、醫療技術、醫療器材全球上市現況簡介：

本研究不涉及藥品、醫療技術、醫療器材。

### 二、試驗目的：

本研究目的為建立一個簡易的上肢評估工具系統，此系統利用加速規與電子尺等感測器可以去量測不同程度的中風偏癱患者上肢功能，可以做為未來臨床治療評估的參考。

### 三、試驗之主要納入與排除條件：

當您符合下列條件者時，您可以參與本試驗，預定收納 15 位受試者：

1. 您是單側阻塞型或出血型的中風。
2. 您上肢有主動的動作能力。
3. 您的關節活動度是正常的。
4. 您可以充分了解實驗的過程並能夠完全配合實驗的指令。

當您若有下列狀況者，不能參與本試驗：

1. 您目前除了感冒外，正患有其他感染性疾病。
2. 您的上肢因為患有骨骼或肌肉系統的疾病，以致您無法運動上肢。
3. 你有使用心律調整器或是身體有配戴金屬物質的生理監測器，這些可能會影響到實驗的正確性。

### 四、試驗方法及相關檢驗：

研究人員會先蒐集您的基本資料(年齡、性別、病史、上肢動關節活動度)，試驗開始前，為受試者量測上手臂和下手臂的長度並記錄下來，手腕與肩部上各放置一加速規，而電子尺固定在受試者穿戴的鎖骨固定帶上，試驗時須將身上的金屬物件取下，否則可能會影響到實驗的準確性，試驗過程中以坐姿測試，端坐於木椅上，在雙膝前放置一木製桌面，桌面上有一直線供受測者做為參考移動方向，使受試者盡可能的沿著參考方向移動。實驗進行方式是手心向下做前伸展的動作，利用電腦記錄其過程。在進行的同時，會有外兩個電磁感測器(FASTRAK)

同時放在您的肩膀與手腕處，以記錄您的動作。

試驗期間，會有一位領有執照之物理治療師在旁協助施測，經由研究人員的指示以最準確、最快的方式完成偏癱側往前伸展的動作，一次的試驗總共需要收取三次的完整數據。

#### **五、可能產生之副作用、發生率及處理方法：**

本研究實驗所需要設置的感測器皆屬於非侵入式的，所以對於受試者不會產生危險的情況。然而本研究隨時有專業物理治療人員在旁陪同監測，根據個人狀況作強度調整，將可能發生的傷害減到最低，如有任何副作用發生的話，隨時可以終止試驗。

#### **六、其他替代療法及說明：**

無

#### **七、試驗預期效益：**

經過簡易的上肢往前伸展功能的評估，取得其運動學上的特徵如:加速度、速度、位移等參數，與其上肢功能的關係，經由量化的結果，能夠代替一些評估量表的檢測，盡可能減少人力資源以及時間的浪費，除了協助本系統功能完善外，亦可提供受試者了解自己的上肢功能狀態。除了協助本系統功能完善外，亦可了解目前的上肢功能狀況，提供參與者瞭解自己上肢功能的狀態。

#### **八、試驗進行中受試者之禁忌、限制與應配合之事項：**

請於測試評估前避免從事劇烈手部運動，而實驗進行中，須將身體上金屬物質盡量移除如：手機、金屬項鍊等等，可能會影響到系統的準確性。

#### **九、機密性：**

臺大醫院將依法把任何可辨識您的身分之記錄與您的個人隱私資料視為機密來處理，不會公開。如果發表試驗結果，您的身分仍將保密。您亦瞭解若簽署同意書即同意您的原始醫療紀錄可直接受監測者、稽核者、研究倫理委員會及主管機關檢閱，以確保臨床試驗過程與數據符合相關法律及法規要求；上述人員並承諾絕不違反您的身分之機密性。

#### **十、損害賠償與保險：**

- (一) 如依本研究所訂臨床試驗計畫，因而發生不良反應或損害，本醫院願意提供專業醫療照顧及醫療諮詢。您不必負擔治療不良反應或傷害之必要醫療費用。

(二) 本研究不提供其他形式之補償。若您不願意接受這樣的風險，請勿參加試驗。

(三) 您不會因為簽署本同意書，而喪失在法律上的任何權利。

### 十一、受試者權利：

(一) 試驗過程中，與您的健康或是疾病有關，可能影響您繼續接受臨床試驗意願的任何重大發現，都將即時提供給您。

(二) 如果您在試驗過程中對試驗工作性質產生疑問，對身為患者之權利有意見或懷疑因參與研究而受害時，可與本院之研究倫理委員會聯絡請求諮詢，其電話號碼為：02-2312-3456 轉 63155。

(三) 為進行試驗工作，您必須接受賴金鑫醫師的照顧。如果您現在或於試驗期間有任何問題或狀況，請不必客氣，可與在復健部的賴金鑫醫師聯絡(24 小時聯繫電話：0968662939 陸哲駒)。

本同意書一式 2 份，醫師已將同意書副本交給您，並已完整說明本研究之性質與目的。陸哲駒老師已回答您有關研究的問題。

### 十二、試驗之退出與中止：

您可自由決定是否參加本試驗；試驗過程中也可隨時撤銷同意，退出試驗，不需任何理由，且不會引起任何不愉快或影響日後醫師對您的醫療照顧。試驗主持人或贊助廠商亦可能於必要時中止該試驗之進行。

### 十三、簽章

- (一) 主要主持人、協同主持人已詳細解釋有關本研究計畫中上述研究方法的性質與目的，及可能產生的危險與利益。

主要主持人/協同主持人簽章：

日期：           年       月       日

- (二) 受試者已詳細瞭解上述研究方法及其所可能產生的危險與利益，有關本試驗計畫的疑問，業經計畫主持人詳細予以解釋。本人同意接受為臨床試驗計畫的自願受試者。

受試者簽章：

法定代理人簽章：

日期：           年       月       日

\* 受試者為無行為能力(未滿七歲之未成年人者或禁治產人)，由法定代理人為之；禁治產人，

由監護人擔任其法定代理人。

\* 受試者為限制行為人者(滿七歲以上之未成年人)，應得法定代理人之同意。

有同意權人簽章：

日期：           年       月       日

\* 受試者雖非無行為能力或限制行為能力者，但因意識混亂或有精神與智能障礙，而無法進行有

效溝通和判斷時，由有同意權之人為之。前項有同意權人為配偶及直系親屬。

- (三) 見證人：

姓名：

身份證字號：

聯絡電話：

通訊地址：

簽章：

日期：           年       月       日

\*受試者、法定代理人或有同意權之人皆無法閱讀時，應由見證人在場參與所有有關受試者同意之討論。並確定受試者、法定代理人或有同意權之人之同意完全出於其自由意願後，應於受試者同意書簽名並載明日期。試驗相關人員不得為見證人。

## 附錄 IV 臨床試驗許可書

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：100臺北市中山南路7號

承辦人：戴君芳

電話：02-2312-3456轉63160

傳真：02-2395-1950

電子信箱：ntuhrec2008@yahoo.com.tw

受文者：臺灣大學醫學院物理治療學系暨研究所陸哲駒講師

發文日期：中華民國98年2月13日

發文字號：校附醫倫字第0983700471號

速別：最速件

密等及解密條件或保密期限：普通

附件：如主旨

主旨：有關 台端所主持之「任務取向雙側上肢運動訓練對中風患者動作功能之療效」（案件編號：200810043R）純學術臨床試驗計畫案，通過本院研究倫理委員會第146次會議審查，符合研究倫理規範，惟應依說明段辦理。隨函檢附「臨床試驗許可書」乙份，請 查照。

說明：

- 一、依據本院98年1月16日第146次研究倫理委員會會議決議辦理，請自行上網查詢會議紀錄：（網址：<http://www.ntuh.gov.tw/RECO>）。
- 二、為配合WHO之稽核及符合ICH 4.10.1之規範「Where required by the applicable regulatory requirements, the investigator should submit written summaries of the trial's status to the institution. The investigator/ institution should submit written summaries of the status of the trial to the IRB/IEC annually, or more frequently, if requested by the IRB/IEC.」，凡通過本會審查之案件，需於追蹤年限1年到期前的1個月內提出持續審查申請，逾期未繳交者，不得申請新案。
- 三、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([http://www.icmje.org/clin\\_trialup.htm](http://www.icmje.org/clin_trialup.htm))，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。

四、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下列：

(一)Organization : NTaiwanUH

(二)User Name : NTUH

(三>Password : NTUH99

五、臨床試驗執行期間，請確實依據「藥品優良臨床試驗準則」之相關規定辦理；為符合「藥品優良臨床試驗準則」結案查核作業，請計畫主持醫師保存所有文件備查。

六、隨函另檢附臨床研究重要訊息通知單，請依計畫需要辦理相關事宜。

正本：臺灣大學醫學院物理治療學系暨研究所陸哲駒講師

副本：研究倫理委員會(含附件)

院長 陳明豐

國立台灣大學醫學院附設醫院研究倫理委員會

Research Ethics Committee

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

臨床試驗許可書

2009年2月12日

計畫名稱：任務取向雙側上肢運動訓練對中風患者動作功能之療效。

計畫主持人：臺灣大學醫學院物理治療學系暨研究所 陸哲駒講師

上述計畫業經2009年1月16日本院研究倫理委員會第146次會議審查同意，符合研究倫理規範。

本臨床試驗許可書之有效期限為1年(自2009年2月12日起至2010年2月11日止)，計畫主持人應於到期前的1個月內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

何弘能

Clinical Trial Approval  
National Taiwan University Hospital

Date of approval: Feb 12, 2009

The protocol " *Effects of Task-oriented Bilateral Arm Training on Motor Function for Stroke Patients.* " [ *NTUH-REC No.:200810043R* ], submitted by the investigator Dr. Jer-Junn Luh, Department of School and Graduate Institute of Physical Therapy, has been approved by the 146<sup>th</sup> meeting of Research Ethics Committee of the National Taiwan University Hospital on Jan 16, 2009. 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 Feb 12, 2009 to Feb 11, 2010). The investigator is required to apply for a continuing review within one month prior to the approval expiration date.



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