



朝陽科技大學工業工程與管理系

Department of Industrial Engineering and Management

Chaoyang University of Technology

碩士論文

Thesis for the Degree of Master

長時間作業現場監測之可攜式資料記錄器研製

Development of a portable data logger for long-period monitoring of  
onsite work

指導教授：陳協慶博士 ( Dr. Hsieh-Ching Chen )

研究生：林 瑞 豐 ( Jei-Feng Lin )

中華民國九十年七月三十日

30, July 2001



朝陽科技大學

工業工程與管理系

碩士論文

長時間作業現場監測之可攜式資料記錄器研製

Development of a portable data logger for long-period  
monitoring of onsite work

指導教授：陳協慶

研究生：林瑞豐

中華民國九十年七月三十日



累積性傷害(cumulative trauma disorder, CTD)是工業界所面臨的一大挑戰，而絕大部份這類型傷害都是因長期性暴露在不良的作業方式下所造成的。根據調查統計，勞工罹患重複性累積傷害的人數有逐年增加的趨勢，其中又以以下背痛的影響層面最廣，已有許多研究致力於尋找關鍵的危害因子與防治措施。

從事重複性累積傷害研究所常用的方法中，包括生理量測、生物力學分析、心理物理法、流行病學調查等，然而，其中絕大部份的研究主要都是在實驗中，以模擬實際作業的方式來進行資料蒐集，較少以長時間現場量測的方式進行。為了能更深入實際地探討在不同職場中，重複性累積傷害的形成及各危險因子彼此間的互動關係，以可攜式記錄器進行長時間的作業負荷測量是有必要的。

本研究的主要目的為設計開發一型可攜式資料記錄器，配合肌電訊號感測器、心搏率計及三軸向加速度計，用以長時間記錄作業人員之作業姿勢、頻率、及肌肉施力大小與疲勞程度。希望藉由計畫的執行，未來能整合各類特殊之感測器，進行不同作業性質人員之現場監測及危害防治之相關研究。

**關鍵字：**記錄器，儀器，累積性傷害，運動分析。



Cumulative trauma disorder (CTD) is one of the greatest challenges in industry. Most of the CTDs are developed gradually over long periods of time as a result of awkward manner. As indicated by statistics cited, the number of recorded cases of CTD is rising each year. Especially, the magnitude of low back pain has been expressed in many forms by researchers, government agencies, and health care professionals.

Methods applied in CTDs researches include physiological measurement, biomechanical analyses, psychophysical approach, and epidemiological investigation. However, most of the studies were conducted in laboratory by collecting data under emulated condition. Only very few studies collected data onsite over a long period of time. In order to explore the causes of CTDs and interactions between hazardous factors, it is necessary to evaluate onsite physical workload by using portable data logger for long period data collection.

The purpose of this project is to design a portable data logger, utilizing engineering techniques of microprocessors, modern sensors and signal conditioning, to record worker's posture, repetitive frequency, and magnitude of exertion over a long period of time.

Keywords : data logger, instrument, cumulative trauma disorder, motion analysis



本論文得以完成，最重要的是要感謝恩師陳協慶老師，由於他的細心指導與適時的啟發，讓學生不論在專業領域及人生方向的規劃上，均有長足的進步。老師總在學生最感困惑時給予最確切的指引，使得學生在研究所的學習過程中能夠篤定地向目標邁進，在此獻上最真摯的感謝。

研究內容中的資料記錄器得以完成，最主要得感謝劉永平學長在電子技術上的指導，每當我遇到問題的時候，學長始終能給予我正確的解決方向，也因此才能從學長身上學到了研究所中最寶貴的專業知識。

在論文的撰寫與口試期間，承蒙清華大學游志雲老師以及本校李正隆老師的撥冗閱讀，並給予寶貴的建議與指導，在此亦致上最誠摯的感謝。

除此之外，更感謝贈予心搏率計(PULSE-T)的金儀國際科技股份有限公司以及受測者偉祥、威廷、建佑、冠安和育維，還有陪伴我撰寫論文的暘桂，有了你們的幫助我的論文才得以順利完成。

最後，特別要感謝的是我的父母親，因為您們提供我最好的讀書環境與生活條件使得我能在學業上無後顧之憂，實為感恩！

林瑞豐 謹致於  
朝陽科技大學  
工業工程與管理研究所  
中華民國九十年七月



# 目錄

摘 要.....	I
ABSTRACT.....	II
誌 謝.....	III
目 錄.....	I
表目錄.....	IV
圖目錄.....	V
第一章 緒論.....	1
1-1 研究背景與動機.....	1
1-2 研究目的.....	4
1-3 研究架構.....	4
第二章 文獻探討.....	6
2-1 工作現場之資料收集.....	6
2-2 肌電訊號之評估與分析.....	7
2-2-1 肌電訊號的強度(amplitude).....	7
2-2-2 肌電訊號的頻率分佈(spectrum).....	8
2-2-3 肌肉活動狀態評估.....	8
2-3 心搏率對工作負荷之評估.....	9
2-4 使用加速度計量測人體動作與姿勢.....	11
第三章 研究方法及步驟.....	13



3-1 可攜式資料記錄器硬體設計與製作.....	14
3-1-1 感測器訊號介面.....	15
3-1-2 訊號擷取模組.....	19
3-1-3 資料儲存模組.....	19
3-1-4 電源模組.....	20
3-2 可攜式資料記錄器程式設計.....	21
3-3 資料處理與分析程式撰寫.....	21
3-3-1 資料處理程式.....	22
3-3-2 資料分析程式.....	23
3-4 實際量測評估.....	25
3-5 資料分析.....	31
第四章 結果.....	32
4-1 資料記錄器硬體設備.....	32
4-2 肌電訊號.....	35
4-3 心搏率測試訊號.....	37
4-4 加速度測試訊號.....	40
第五章 討論.....	44
5-1 肌電訊號對於肌肉施力與疲勞的評估.....	44
5-2 心搏率對於工作負荷的評估.....	45
5-3 加速度計量測人體動作頻率.....	47
5-4 資料記錄器之限制與效用評估.....	49
第六章 結論與未來研究方向.....	51
參考文獻.....	52



附錄一：資料擷取微處理器控制程式（C 語言） .....	61
附錄二：資料儲存微處理器控制程式（C 語言） .....	66
附錄三：資料分析程式碼（LAB VIEW） .....	72
附錄四：資料擷取電路模組電路圖 .....	73
附錄五：資料儲存電路模組電路圖 .....	74
附錄六：CF 記憶卡座電路模組電路圖 .....	75





表 3-1 測試項目 .....	25
表 4-1 爬梯時肌電訊號 RMS 值 .....	36
表 4-2 爬梯時肌電訊號 MF 值 .....	37
表 4-3 爬梯時心搏率變化斜率 .....	38
表 4-4 休息時心搏率變化 .....	39
表 5-1 各區間平均心搏率經 BROUHA 方法計算後結果 .....	46



圖 1-1 常見之累積性傷害部位及病變 .....	1
圖 1-2 與工作相關之上肢累積性傷害有明顯逐年增加的趨勢.....	2
圖 1-3 研究架構圖 .....	5
圖 2-1 肌電訊號強度及頻率分佈變化肌肉對應施力大小及疲勞與否關係圖 .....	9
圖 2-2 工作前、工作中及工作結束後心搏率的變化.....	10
圖 3-1 記錄器與感應元件、電腦架構圖.....	13
圖 3-2 研究方法及步驟.....	14
圖 3-3 記錄器內部硬體架構 .....	15
圖 3-4 TSD150A 肌電訊號感測器 .....	16
圖 3-5 ADXL150EM-3 加速度計感測器 .....	16
圖 3-6 PULSE PE3-T 心搏率計感測器.....	17
圖 3-6 PULSE PE3-T 配戴位置.....	17
圖 3-7A 濾波前的心搏率訊號.....	18
圖 3-7B 濾波後的心搏率訊號.....	18
圖 3-8 32MB CF 記憶卡.....	19



圖 3-9 POCFSM-USB CF 卡讀取機.....	20
圖 3-10 AAA NIMH 充電電池組.....	20
圖 3-11 PSTART 微處理器燒錄器.....	21
圖 3-12 資料處理程式使用畫面.....	22
圖 3-13A 資料分析程式使用畫面一 .....	23
圖 3-13B 資料分析程式使用畫面二 .....	24
圖 3-14 感測器及資料記錄器 .....	26
圖 3-15 受測者配戴心搏率計 .....	26
圖 3-16 受測者配戴肌電訊號感測器.....	27
圖 3-17 受測者配戴感測器及資料記錄器.....	27
圖 3-18 實驗程序流程.....	28
圖 3-19 受測者負重爬梯.....	29
圖 3-20 DM-17 電子節拍器 .....	29
圖 3-21 實驗所爬行之樓梯 .....	30
圖 4-1 資料記錄器外觀.....	32
圖 4-2 資料記錄器內部結構 .....	33
圖 4-3 感測器訊號擷取及電源轉電路模組.....	34



圖 4-4 資料儲存電路模組.....	34
圖 4-5 CF 記憶卡座電路模組.....	35
圖 4-6 爬梯時肌電訊號 RMS 值分佈之盒形圖.....	36
圖 4-7 爬梯時肌電訊號 MF 值之盒形圖.....	37
圖 4-8 爬梯時心搏率變化斜率之盒形圖.....	39
圖 4-9 休息時心搏率變化之盒形圖.....	39
圖 4-10A 受測者 A 於負重 0 KG、FREE 步頻時的心搏率變化曲線.....	40
圖 4-10B 受測者 A 於負重 8 KG、FREE 步頻時的心搏率變化曲線.....	40
圖 4-11A 受測者 A 於負重 8 KG、步頻為 110 STEP/MIN 時的加速度變化曲線和實際爬梯的運動類型對照.....	42
圖 4-11B 爬梯 1/2 樓層時的加速度變化曲線.....	43
圖 4-11C 行走於四樓平台的加速度變化曲線.....	43
圖 4-11D 行走於六樓 12 公尺走道的加速度變化曲線.....	43
圖 5-1 實驗結果與 LUTTMANN 及 JAGER 研究結果的比較.....	45
圖 5-2 實驗結果與 MULLER 研究結果的比較.....	47
圖 5-3A 受測者 A 於 110 STEP/MIN、負重 0 KG 時的加速度變化曲線....	48
圖 5-3B 受測者 A 於 80 STEP/MIN、負重 0 KG 時的加速度變化曲線.....	48

## 1-1 研究背景與動機

重複性累積傷害(cumulative trauma disorder, CTD)是工業界所面臨的一大挑戰，而絕大部份這類型傷害都是因長期性暴露在不良的作業方式下所造成的[1]。研究結果指出，高度重複性的工作、超過體力負荷的施力以及不當的工作姿勢是造成累積性職業傷害的主要原因，而這類型傷害主要集中於人體的上肢及下背部（圖 1-1）。

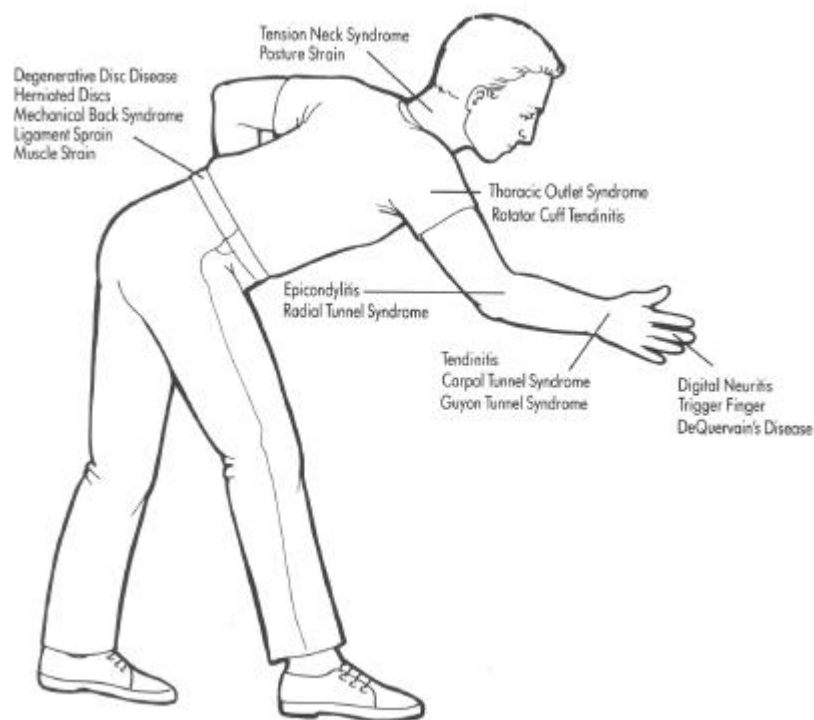


圖 1-1 常見之累積性傷害部位及病變[1]

根據美國勞工局的統計，勞工上肢罹患重複性累積傷害的人數有逐年增加的趨勢（圖 1-2）[2, 3]，其中又以下背痛的影響層面最廣，已引起各界學者的注意，並致力於尋找關鍵的危害因子與防治措施[4-9]。



從事重複性累積傷害研究所常用的方法中，包括生理量測[10]、生物力學分析[11-13]、心理物理法[14-16]及流行病學調查[17]等，而不同的方法各有其適用的地方與優缺點[18]。生理量測的方法較適用於評估頻繁性高且持續一段時間的作業，但其實用往往受到環境與設備的限制。生物力學分析的方法較適用於偶發性的作業，因此較不適用於評估長期性的作業。心理物理法被視為可以有效整合生理上及生物力學上作業壓力的一種方式，但此種研究方法需對受測者施以特別的控制，才能獲得有效的資料。流行病學的調查雖能提供相關的寶貴訊息，但其可信度往往受限於抽樣區域及產業型態，同時亦較難在短期內獲得對改善方法的評估結果。

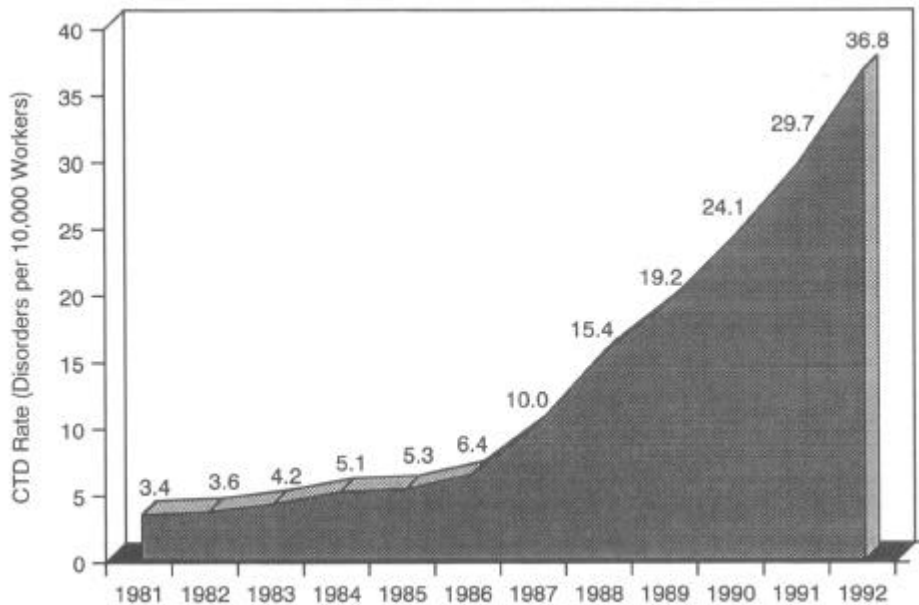


圖 1-2 與工作相關之上肢累積性傷害有明顯逐年增加的趨勢（來源：美國勞工局，1994）

在上述的幾類方法中，除了流行病學常使用問卷或訪談的方式來進行外，絕大部份的研究主要都是在實驗室中，以模擬實際作業方式來進行資料的蒐集，而較少以長時間現場量測的方式進行。其主要原因為在實驗室中較易進行環境因素的控制，而且方便進行精密複雜儀器的校正與架設，



因此可獲得品質良好的實驗結果；但其缺點在於未能完全模擬真實的工作狀況，而且資料的蒐集時間遠較實際工作時間短；因此以這種方式所進行的研究，較適用於低頻率高施力的工作評估。

對於長期累積性傷害的研究，目前大多仍以流行病學的研究方法進行，而以長時間連續記錄工作者工作姿勢、頻率、及生理值之研究，仍屬少見。其主要原因，可能是受到場地與設備本身的限制，而難以在工作現場實地進行。

在許多不同的研究及工程領域中，常見因實際上的需要，使用資料記錄器(data logger)持續收集記錄現場數據，爾後在將資料下載至工作站，進行數據分析處理的作法[19-22]。這種方法多應用於環境(噪音、震動、化學物質、空氣品質及水質等)、氣候(溫度及濕度等)及土木結構(震動及應力等)之監測，亦有應用於人體做生理訊號監測，例如醫用心電圖及脈搏記錄器等。然而，多數資料記錄器的設計多屬固定或定點式裝置，並專為某特殊用途而設計，因此彼此間沒有太大的替代性，而能具有質量輕且方便作業人員長時間配戴，並同時記錄多種運動及生理訊號之記錄器，更屬少見[23]。

適用於人員配戴並持續記錄其作業壓力(work load)之記錄器，需具備質量輕(數百公克以下)、長時間工作能力(省電)及同時處理多種不同物理訊號源的能力[24, 25]。從工程的角度來看，這種需求以過去的電子零件及半導體技術並無法輕易達成，但近年來由於半導體製程技術的提昇，多樣且品質優越的感測器(sensor)已被業界開發製造，大幅改善傳統感測器易受雜訊干擾及其放大電路耗電的問題，因此若能配合高性能低功率之單晶片處理器，將可達到上述的要求。

為了能更深入實際地探討在不同職場中，重複性累積傷害的形成及各危險因子彼此間的互動關係，以可攜式記錄器進行長時間的作業負荷測量是有必要的。



## 1-2 研究目的

本研究的目的為設計發展一具可攜式資料記錄器，配合肌電訊號感測器、心搏率及三軸向加速度感測器，用以長時間記錄作業人員之肌肉施力狀況、心搏率變化及作業姿勢與頻率，並利用 USB 標準電腦傳輸介面將記錄資料下載至個人電腦，以利後續資料分析。

希望透過這項先期研究計畫之執行，未來能整合各類特殊之感測器，進行不同作業性質人員之現場監測及危害防治之相關研究。

## 1-3 研究架構

本研究的流程根據圖 1-3 研究架構依序進行。首先進行相關文獻的蒐集與探討，並在研究方向及目的確定後對研究的方法及實施步驟進行規劃，並依照研究方法，設計製作資料記錄器之軟、硬體部份及撰寫資料處理分析程式。而後進行實際的量測與資料的收集來評估其可用性。所收集之資料以相關統計方法進行分析，最後並對分析結果作進一步的討論及建議。



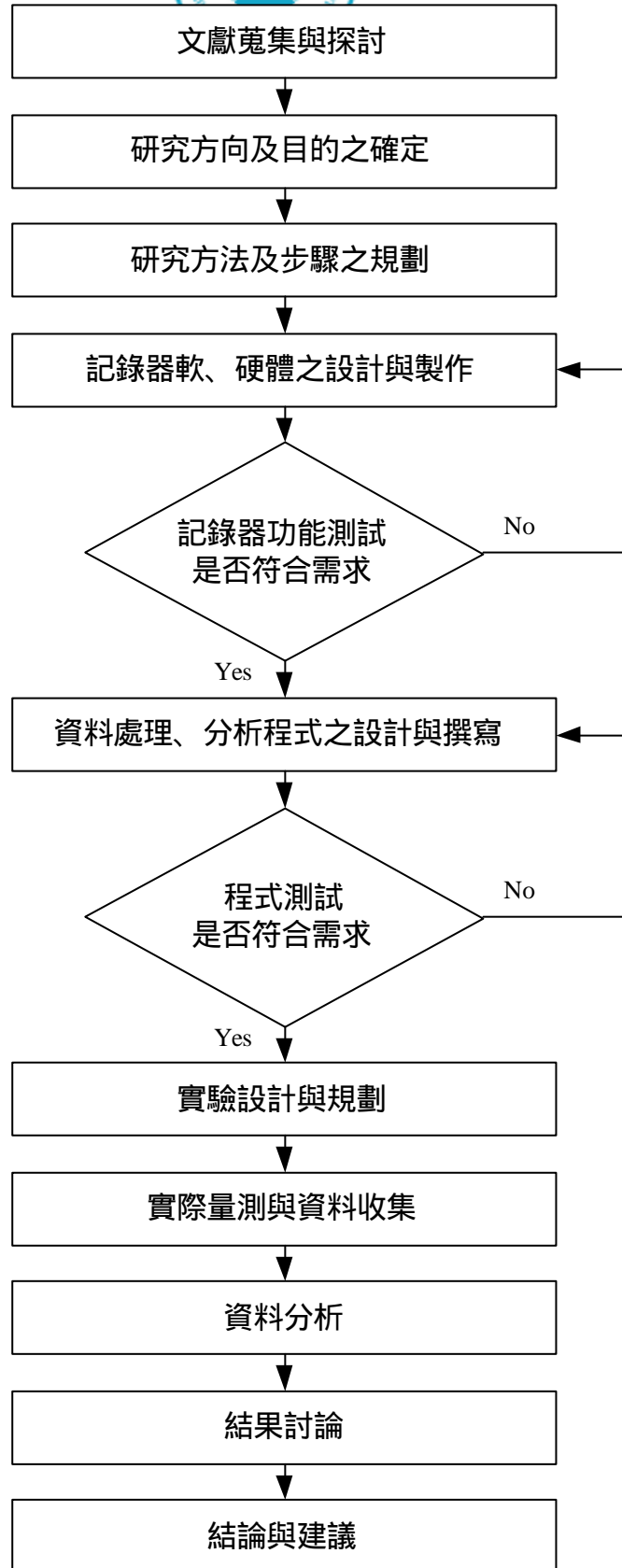


圖 1-3 研究架構圖



## 第二章 文獻探討

本章將研究相關的文獻分為四類：(1)工作現場之資料收集 (2)肌電訊號之評估與分析 (3)心搏率對工作負荷之評估及 (4)使用加速度計量測人體動作與姿勢，以下茲就各類文獻分別作說明。

### 2-1 工作現場之資料收集

傳統的研究實驗因受到儀器設備可攜性低的限制，大多以模擬的方式於實驗室中進行。其主要原因為在實驗室中較易進行環境因素的控制，而且方便進行精密複雜儀器的校正與架設，因此可獲得品質良好的實驗結果；但其缺點在於未能完全模擬真實的工作狀況，而且資料的收集時間遠較實際工作時間短，因此以這種方式所進行的研究，較適用於低頻率高施力的工作評估。

一般運動分析的方式及所使用的儀器設備依功能大致可分為 (1)運動分析(motion analysis)系統 (2)動態肌電圖(dynamic electromyography)系統 (3)地面作用力量測(ground reaction)系統與 (4)能量及耗氧量測 (oxygen collection)系統四大類。運動分析系統乃是應用電子量角(electrogoniometer) [26-29]、光學攝影(camera) [30-33]或運動光點(motion marker)的技術 [34, 35]，提供人體運動中相關的運動學資料。動態肌電圖系統則是利用皮膚外電極(surface electrode) [36-38]或插針式電極(wire/needle electrode) [39]來收集主要肌肉之活動狀況，提供運動施力時肌肉群之間量化的協調資訊[37]。地面作用力量測系統大多是利用測力板(force platforms)裝置[26]或足底壓力裝置[40]來測量站立或步行時人體足部與地面間之作用力，可以提供步行時足部之動力學資料。能量及耗氧量測系統則是利用耗氧分析或功率量測



的方法來求取運動中的新陳代謝量，作為運動時生理負荷的指標[41-44]。

在許多不同的研究及工程領域中，常見因實際上的需要，使用資料記錄器(data logger)持續收集記錄現場數據，爾後在將資料下載至工作站，進行數據分析處理的作法。這種方法多應用於環境（噪音、震動、化學物質、空氣品質及水質等）氣候（溫度及濕度等）及土木結構（震動及應力等）之監測，亦有應用於人體做生理訊號監測，例如醫用心電圖及脈搏記錄器等。

## 2-2 肌電訊號之評估與分析

肌電訊號(electromyogram, EMG)代表肌肉活動的狀況，對於生理上作業壓力評估是一項重要的工具[45]。先期的研究顯示，肌電訊號在經過適當的訊號處理後，可以表現肌肉施力的大小與疲勞的程度[46-50]。然而肌電訊號常被量化作為施力大小與疲勞程度的因子主要為 (1)肌電訊號的強度(amplitude)及 (2)肌電訊號的頻率分佈(spectrum)，在過去的研究中常以分析此兩種訊息來評估肌肉施力的大小與疲勞。以下就針對上述兩種訊息所代表的意義及過去相關研究處理這兩種訊號的方法作進一步的討論及說明。

### 2-2-1 肌電訊號的強度(amplitude)

肌電訊號的強度主要反應肌肉活動程度的大小。在沒有疲勞的情況下，同一條肌肉的肌電訊號強度愈大即表示該肌肉施力愈大[51, 52]，而這種情形於靜態等長收縮施力(isometric contraction)下尤其明顯[53-55]。

一般常以 EA(electrical activity)及 ACT(muscular activity)幾種方式來表示肌肉活動強度[45]，而將肌肉活動強度量化的方法主要為 RMS(root mean square)，RMS 是對量測到的肌電訊號，作下列數學式的運算。

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=0}^n x_i^2 / n} \quad , \quad i = 1, 2, 3 \dots n.$$



上式中 $n$ 為肌電訊號的總個數，而 $x_i$ 為肌電訊號中第 $i$ 筆資料的值。

### 2-2-2 肌電訊號的頻率分佈(spectrum)

藉由觀察肌電訊號的頻率分佈可推估肌肉施力及疲勞的情形[56-69]。過去的研究對於肌肉施力增加時，EMG 頻率分佈會集中於較高的頻帶[70, 71]或是較低的頻帶[72, 73]有兩極的看法。而 Krogh-Lund 和 Caffier 等人[63, 74-76]指出，肌電訊號的頻譜變化除了受肌肉施力大小影響外，還會因肌肉的疲勞而有所變化。當肌肉尚未疲勞前，施力的增加會使得頻率分佈於較高的頻帶；而當肌肉疲勞後，疲勞卻會使得頻率分佈於較低的頻帶。這種發現至今以廣泛地被各界的學者接受。

常被引用來評估肌肉疲勞的肌電訊號處理方式有 MF(median frequency)[77]及 MPF(mean power frequency)[78]兩種。MF 的計算方法，是先將肌電訊號以傅利葉轉換後求得肌電訊號的頻譜分佈，然後再將頻譜分佈作正規化的積分運算(也就是積分後所得到的值為 1)，最後 MF 就等於積分值為 0.5 所對應到的頻率。MPF 的計算方法，和 MF 一樣先求得肌電訊號的頻譜分佈，而 MPF 就等於肌電訊號頻譜分佈平均值所對應的頻率。

### 2-2-3 肌肉活動狀態評估

Luttmann 和 Jager[79, 80]在所發展的 JASA (joint analysis of EMG spectrum and amplitude)方法指出，若要能正確地評估肌肉的施力行為及疲勞程度，必須同時考量肌電訊號的強度及肌電訊號的頻譜。圖 2-1 為 Luttmann 和 Jager 提出關於肌電訊號強度及頻譜變化，對應肌肉施力大小及疲勞與否的關係圖。

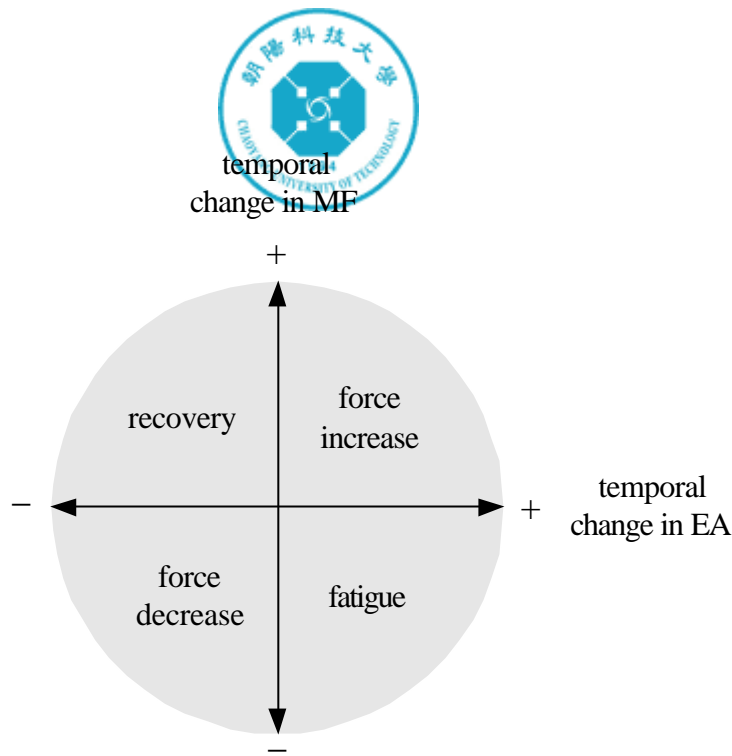


圖 2-1 肌電訊號強度及頻率分佈變化肌肉對應施力大小及疲勞與否關係圖

圖 2-1 說明肌電訊號強度大小及頻率分佈的高低，相對關係到肌肉施力大小及疲勞與否。當代表肌電訊號強度的 EA(electrical activity)及代表肌電頻分佈的 MF(median frequency)同時增加時，肌肉處於施力增加的狀況；而當 EA 增加，MF 卻減小時，肌肉處於疲勞的狀態；若 EA 及 MF 同時減小時，肌肉處於施力減小的情形；如果 EA 減小而 MF 增加時，肌肉處於恢復的階段。

### 2-3 心搏率對工作負荷之評估

欲評估心理或生理上的作業壓力，心搏率是相當有效的評估指標[81]。當作業壓力來自於心理因素(緊張、生氣或憂慮等)時，由於交感神經(sympathetic nerve)的作用會使心搏率不自主的增加，當心理因素消失或停止時，由於副交感神經的抑制作用會使心搏率在非常短的時間內恢復到正常的率頻；而當作業壓力是來自於生理上的因素時(肌肉施力)，則心臟需提高跳動頻率使血液進行大量的氧氣與燃料給肌肉，因此工作中所量測得到的心搏率及工作後恢復至正常狀態所量測得到的心搏率皆會因作業負荷的



大小而有所差異，而工作中心搏率的量測值及工作結束後恢復過程心搏率的量測值即成為評估生理作業壓力之適當指標。

Muller[82]在研究中指出，於穩定規律的工作狀況下心跳頻率與工作負荷是呈線性增加的。如圖 2-2 所示，當工作負荷較輕時(50 牛頓/秒)，脈搏數於短時間內上升到一適當的水準後即維持不再改變，且在工作結束後的幾分鐘內亦很快地恢復到正常工作前的脈搏數；而當工作量較重時(150 牛頓/秒)，心跳頻率會持續的增加直到工作被中斷或操作者因過度疲乏而被迫停止，此時心臟為了償還先前肌肉系統中行無氧反應所積欠的氧債，心搏率不會馬上恢復到正常的頻率，而需較長的時間緩慢地恢復至正常的頻率。

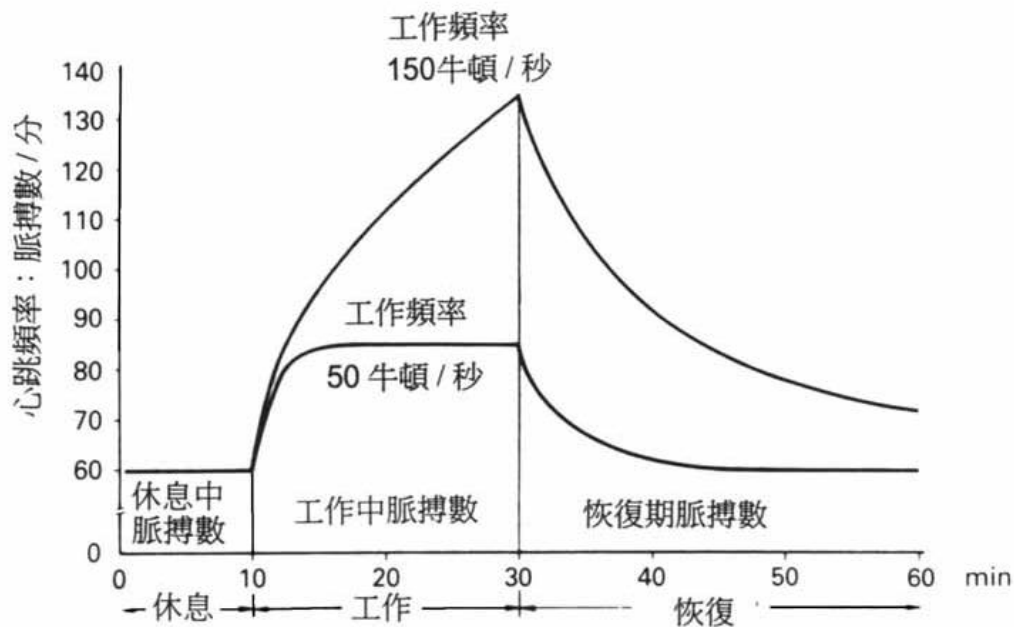


圖 2-2 工作前、工作中及工作結束後心搏率的變化[82]

Muller 在研究中指出疲勞是一主觀的感受，往往會因個人的認知而有所差異，若要以較客觀的方法評估此類的生理工作負荷，可以工作結束後心搏率的恢復率來衡量疲勞及恢復能力。而 Brouha[83]也建議以量測工作結束後的心搏率作為工作負荷的衡量指標，其方法為於工作結束後以 30 秒的間隔測量手腕的平均脈搏數，共分有三個間隔：



- (1)從 30 秒到 1 分鐘。
- (2)從 1.5 分到 2 分鐘。
- (3)從 2.5 分到 3 分鐘。

並以這 3 次量測得到的平均值作為評估工作負荷的指標。此外，Brouha 亦針對維持一天八小時的工作負荷極限，建議間隔(1)所量測到的平均脈搏數應小於等於 110 次，而間隔(3)所量測到的平均脈搏數應較間隔(1)所量測到的平均脈搏數少 10 次以內。

## 2-4 使用加速度計量測人體動作與姿勢

為了量測人體動作及姿勢等相關的資料，在過去的研究中曾使用的量測方法有光學攝影(camera systems)、運動光點(motion marker)、測力板(force platforms)及量角器(goniometers)、電子量角(electrogoniometer)或加速度量測計(accelerometers)等[84-96]。

然而上述所提到的方法中，光學攝影、運動光點、測力板、及量角器等設備極為龐大，且操作複雜，大多是架設於實驗室中進行量測，對架設在工作現場進行量測而言較為困難。而電子量角(electrogoniometer)及加速度量測計(accelerometers)相較於上述的大型設備是屬較輕巧且易攜帶的量測工具，但由於量測的資料在儲存上需配合儲存設備(如個人電腦)，因此受測者需受限在固定範圍內進行量測，故對於較大活動範圍之實驗則無法有效進行。

針對上述電子量角器或加速度量測計受限於實驗範圍的缺點，可運用輕便可攜的資料記錄器(Data Logger)來取代個人電腦，藉此改善量測時受限的情況。因此，以簡易的電子量角器或加速度量測計配合輕便可攜的資料記錄器(Data Logger)對人體的動作姿勢及頻率進行量測，不僅可以避免龐大、複雜的設備安裝，在測試上亦可不受量測空間、地點的限制，另外對



於實驗室無法模擬的工作環境之測試情形提供了解決之道。Moe-Nilssen [97] 在研究中曾使用三軸向加速度計配合可攜式的記錄器(PCMCIA, Logger Technology)對人行走於戶外雪地上的平衡情形進行量測及分析，此一方法使實驗無需對戶外雪地的測試環境作模擬，在量測時也不會因複雜的量測設備使得量測範圍受限，如此，不但提昇了測量數據的準確性，也降低了實驗模擬的巨額成本。





### 第三章 研究方法及步驟

本研究主要內容為製作一可長時間使用於現場監測人員活動狀況的可攜式記錄器。該記錄器本體為一具由單晶片微處理器、記憶卡(compact flash, CF)、訊號處理電路等構件所組成之資料擷取記錄裝置，可使用 6V 的電池電源供給以達到可攜及長時間記錄的功能。

記錄器在配合肌電訊號感測器、心搏率計及三軸向加速度計後，可監測的生理及動作訊號包含有 (1)肌電訊號 (2)心搏率及 (3)三軸向的加速度。記錄器在工作現場收集資料後，可將記憶卡抽出，透過 CF 卡讀卡機介面將資料下載到個人電腦進行離線的(offline)分析。記錄器內部架構與感測器、電腦之間的架構如圖 3-1 所示。

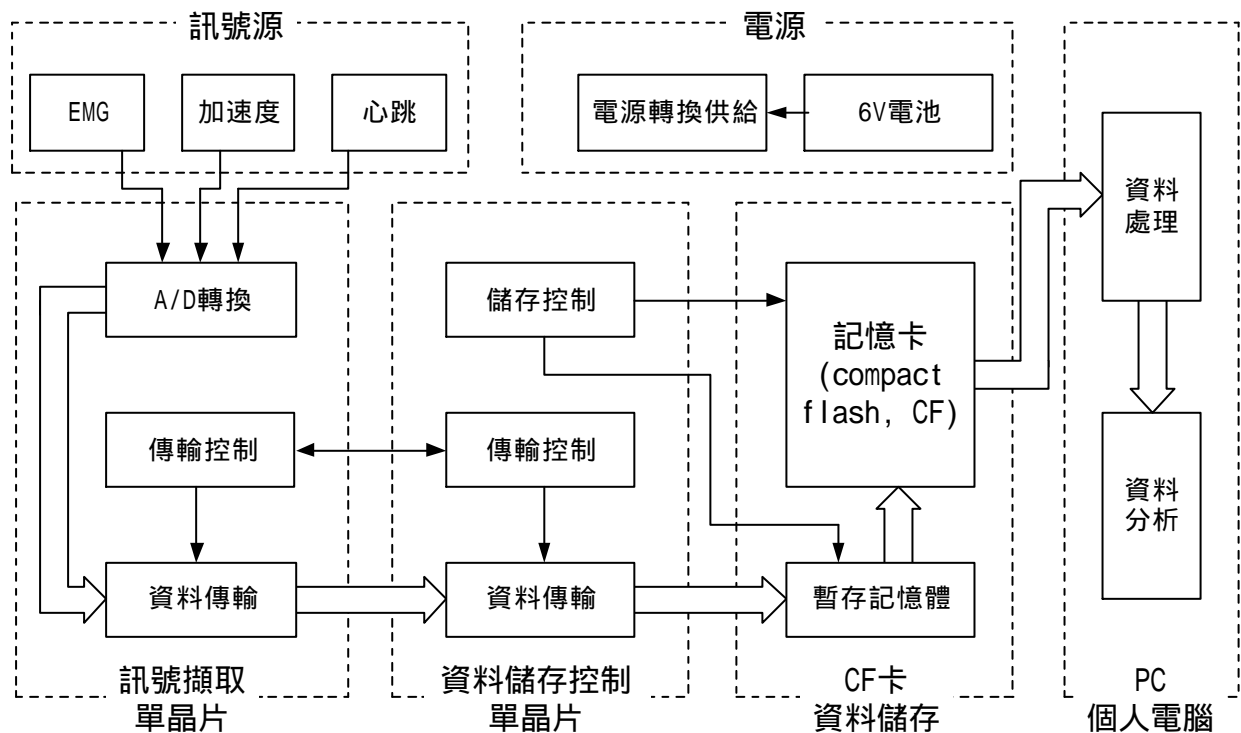


圖 3-1 記錄器與感應元件、電腦架構圖



本研究進行的實作部份主要包含 (1)可攜式資料記錄器硬體設計與製作 (2)可攜式資料記錄器程式設計 (3)資料處理與分析程式撰寫 (4)實際量測評估及 (5)資料分析等五個部分,各步驟進行之順序及關聯如圖 3-2 所示

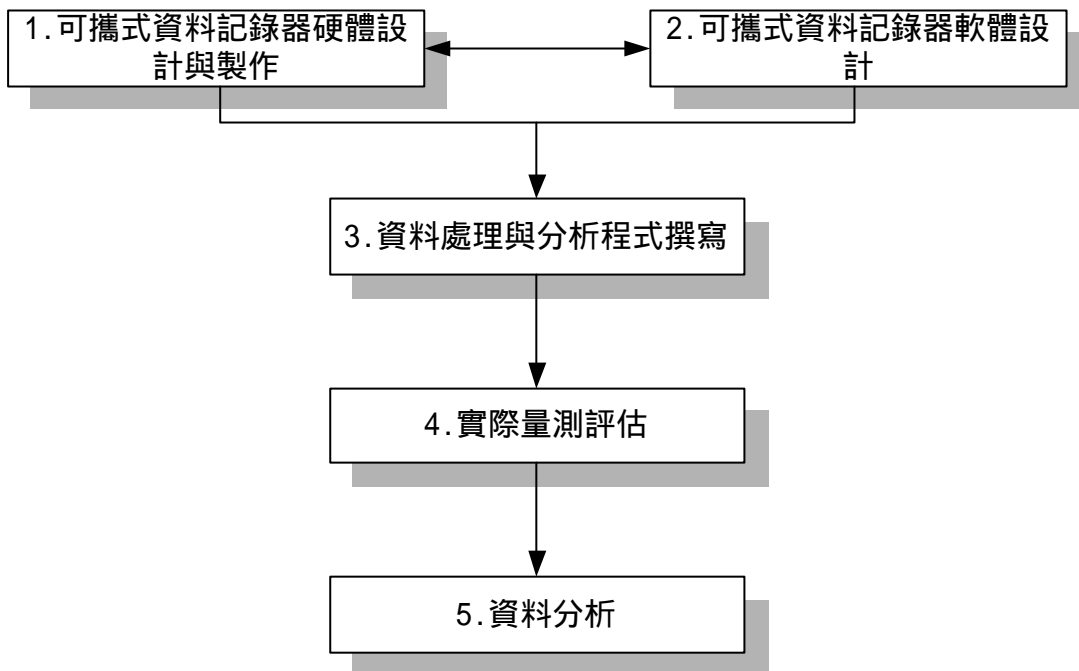


圖 3-2 研究方法及步驟

在研究初期同步執行 (1)可攜式資料記錄器硬體設計與製作與 (2)可攜式資料記錄器程式設計等兩部份,接著再依順進行 (3)資料處理與分析程式撰寫 (4)實驗設計與實際量測評估及 (5)資料分析,以下茲就實作內容作進一步說明。

### 3-1 可攜式資料記錄器硬體設計與製作

記錄器硬體架構(圖 3-3)主要包含 (1)感測器訊號介面 (2)訊號擷取模組 (3)資料儲存模組及 (4)電源模組等四個部份,以下將分別說明其設計的主要功能。

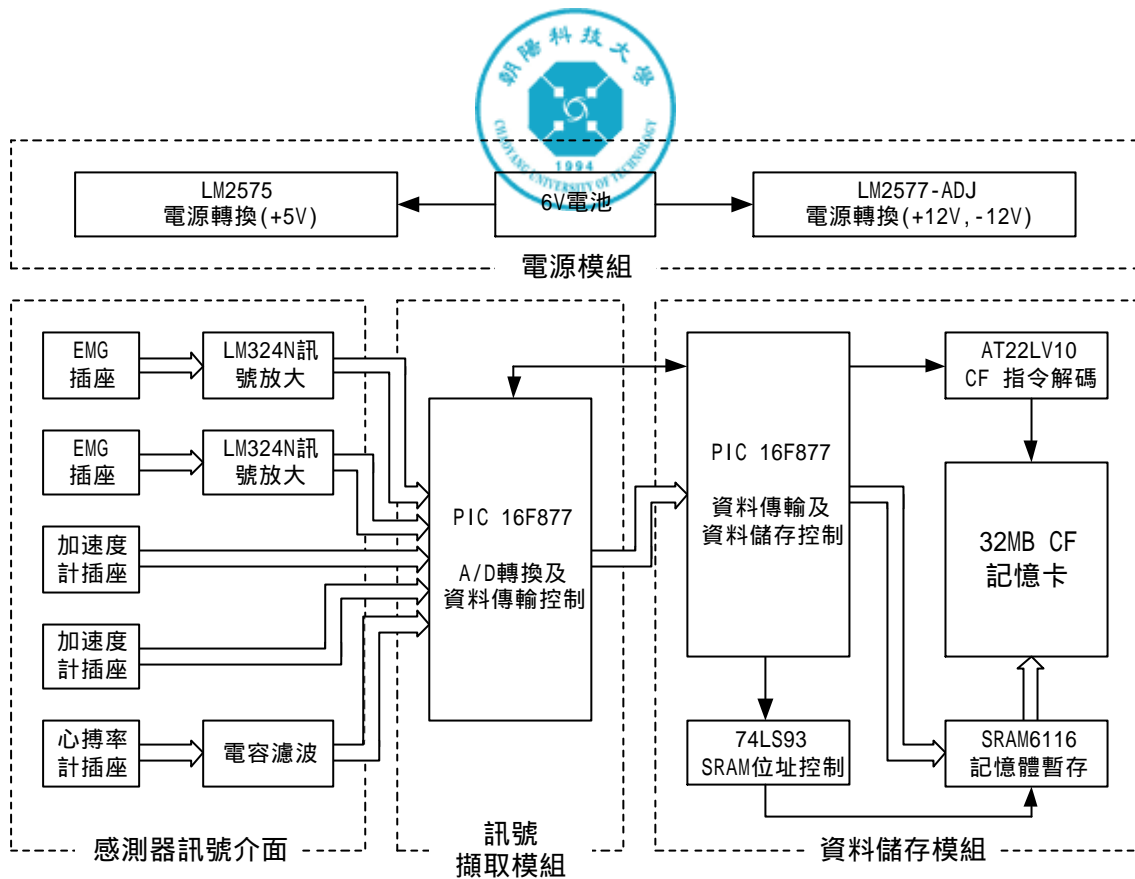


圖 3-3 記錄器內部硬體架構

### 3-1-1 感測器訊號介面

感測器訊號介面主要功能為接收各感測器的訊號，並因應不同的訊號類型給予適當的訊號處理(signal conditioning)。本裝置之感測器訊號介面包括兩組肌電訊號感測器輸入、訊號放大模組、兩組加速度計感測器輸入、一組心博率計輸入及電容濾波電路。

研究中所使用的感測器種類包含 (1)肌電訊號感測器 (2)三軸向加速度計及 (3)心博率計等三類，以下對此三種感測器作說明。

#### (1)肌電訊號感測器

本研究所使用的肌電訊號感測器為 TSD150A(BIOPAC Inc.)(圖 3-4)。該款感測器具有內建之前置放大器，使用 $\pm 12V$ 工作電源，為一種主動式表面電極片(active surface eletrode)，將該感測器貼附於皮膚上，可量測皮膚下肌肉的肌電訊號。



圖 3-4 TSD150A 肌電訊號感測器

## (2)三軸向加速度計

本研究所使用的加速度計訊號感測器為 ADXL150EM-3(ANALOG DEVICES)(圖 3-5)之三軸加速度計，該加速計可量測 $\pm 10g$  之加速度值，對應 0~5V 的輸出電壓；將感測器配戴於人體上，可量測配戴部位於動態活動下之三軸向加速度，或靜態時相對於重力方向之傾角。



圖 3-5 ADXL150EM-3 加速度計感測器



### (C)心搏率計

本研究所使用的心搏率計感測器為國產之 PULSE PE3-T (KING I Tech Corporation, 金儀國際科技股份有限公司)(圖 3-6), PULSE PE3-T 為一胸帶式心搏率計(圖 3-7), 其主體具有近距離無線傳輸的功能, 能將心搏訊號以無線傳輸的方式傳送至訊號接受器。



圖 3-6 PULSE PE3-T 心搏率計感測器

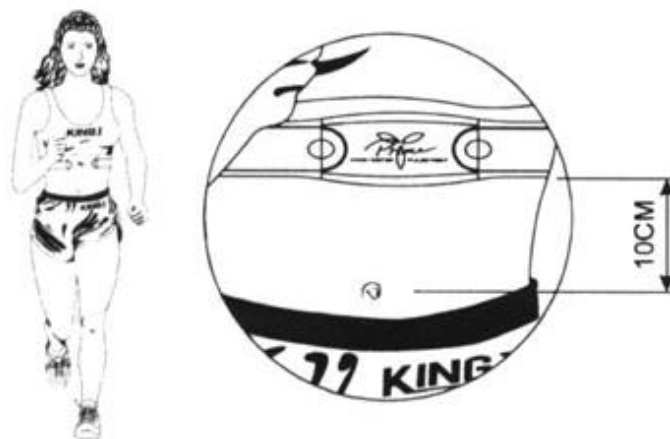


圖 3-6 PULSE PE3-T 配戴位置

上述的裝置中, 輸入的肌電訊號及心搏率訊號需先經過訊號的處理,



才能夠獲得理想的訊號。肌電訊號需透過 LM324 IC 進行訊號放大，以便能穩定微弱的輸入訊號並提高擷取訊號的解析度；而心搏訊號需利用電容濾波處理，將偵測心跳跳動所產生的方波訊號(圖 3-7a)，處理成微處理器適用的正源觸發訊號(圖 3-7b)。

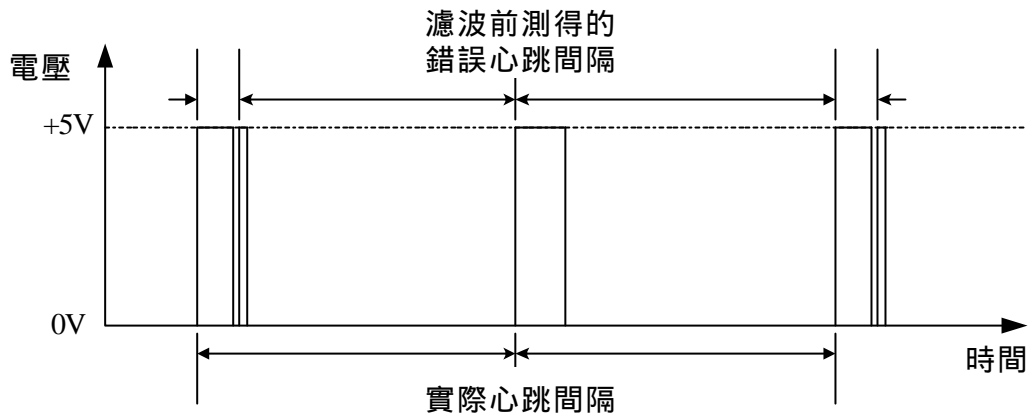


圖 3-7a 濾波前的心搏率訊號

PULSE PE3-T 心搏率計所產生的原始方波訊號並非十分完整，在心跳脈波發生後往往會產生訊號彈跳的情形 (圖 3-7a)，造成微處理器測得圖中不規律之心跳間隔。而在原始的方波訊號經過電容濾波後 (圖 3-7b)，微處理器即可獲得規律的心跳間隔時間。

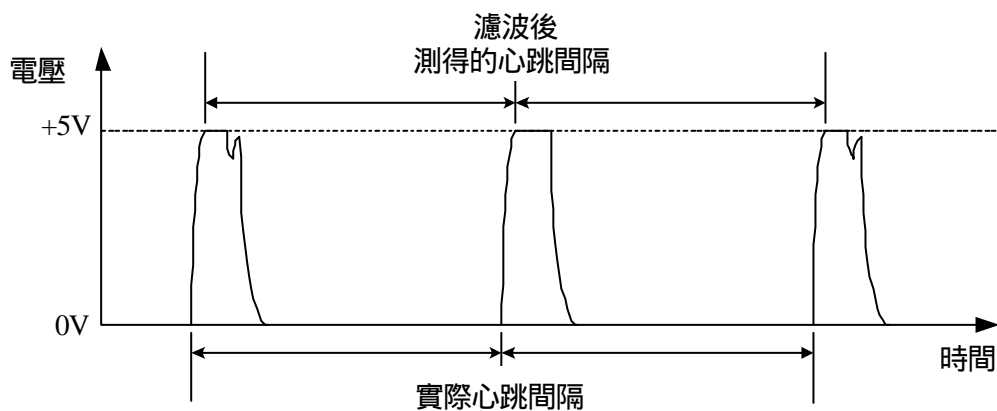


圖 3-7b 濾波後的心搏率訊號



### 3-1-2 訊號擷取模組

訊號擷取模組主要由一顆 PIC 16F877 微處理器所構成，負責以不同的頻率透過內建之類比/數位轉換介面(A/D convertor)擷取訊號處理後的感測器訊號，而在訊號擷取後再把擷取後的資料傳送至資料儲存模組加以儲存。考量各感測器訊號的特性，針對不同的訊號採用不同的擷取頻率 (sampling rate)，肌電訊號每一通道的擷取頻率為 500 Hz，而加速度計每一軸向及心博率計所使用的擷取頻率皆為 250 Hz。

### 3-1-3 資料儲存模組

資料儲存模組主要由一顆 PIC 16F877 微處理器、CF 指令解碼模組、SRAM 位址控制模組、SRAM 記憶體暫存模組及一張 CF 記憶卡所組成。

資料儲存模組功能為將所擷取之資料儲存於 CF 記憶卡中。模組中的微處理器透過 SRAM 位址控制模組的位址控制，將資料擷取模組所傳送的資料暫存於 SRAM 記憶體暫存模組內，當 SRAM 記憶體暫存模組內的所暫存的資料量達到 512 bytes 時，微處理器再透過 CF 指令解碼模組的指令解碼，將 SRAM 記憶體暫存模組內的資料移轉儲存至 CF 記憶卡內。

研究中所使用的 CF 記憶卡為 32MB Compact Flash Card(S.S.S.)，而 CF 卡讀取機為 POCFSM-USB(DATAFAB)，如圖 3-8 及圖 3-9 所示。



圖 3-8 32MB CF 記憶卡



圖 3-9 POCFSM-USB CF 卡讀取機

### 3-1-4 電源模組

電源模組是由電池、+5V 電源轉換模組及 $\pm 12V$  電源轉換模組所構成。研究中所使用的電池為四顆容量為 1800mA 的 AAA NiMH 充電電池（圖 3-10），經由兩電源轉換模組的電源轉換，除了提供心搏率計、三軸向加速度計兩種感測器以及記錄器內部電路所需的+5V 工作電源外，亦提供肌電訊號感測器 $\pm 12V$  的工作電源。

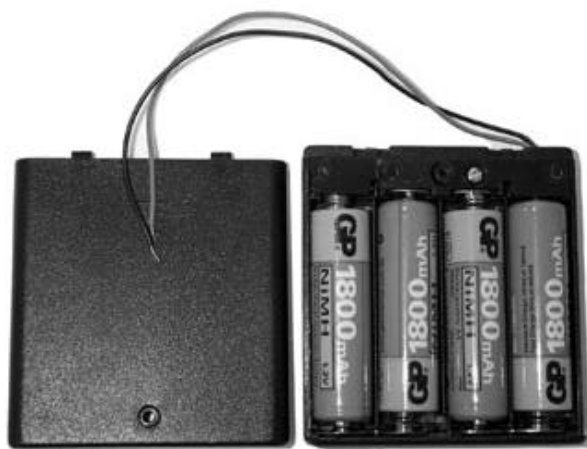


圖 3-10 AAA NiMH 充電電池組





### 3-2 可攜式資料記錄器程式設計

研究中資料記錄器內微處理器之控制程式可分為兩部分，分別用來控制兩顆 PIC 16F877 微處理器執行感測器訊號擷取及資料儲存的功能。其中位於資料擷取模組之微處理器，負責根據設定之取樣頻率擷取經訊號介面處理後的感測器訊號，並將擷取後的資料傳送至資料儲存模組。而位於資料儲存模組之微處理器，則負責接收資料擷取模組所傳送的資料，並將資料儲存至 CF 記憶卡中。

資料擷取模組及資料儲存模組中的兩顆微處理器所使用之控制程式(附錄一及附錄二), 在使用 C 語言撰寫後, 經由 MPLab 5.0(Microchip Technology) 編譯軟體轉譯成組合語言, 最後透過 PSTART(LEAP ELECTRONIC)微處理器燒錄器(圖 3-11)將轉譯後控制程式燒錄至微處理器中。



圖 3-11 PSTART 微處理器燒錄器

### 3-3 資料處理與分析程式撰寫

資料處理程式以及分析程式的功能分別是用來轉換記錄於 CF 記憶卡中的資料及分析轉換後的資料。以下茲就資料處理程式及資料分析程式作



進一步的說明。

### 3-3-1 資料處理程式

記錄器儲存於 CF 記憶卡的資料先需使用 CF 讀卡機，藉由資料處理程式以磁軌讀取的方式將記憶卡上的資料轉換至個人電腦上後，再以分析程式進行資料分析。

研究中的資料處理程式是使用 Borland C++ Builder 3.0 應用軟體進行撰寫。處理程式主要功能為讀取及轉換記錄於 CF 記憶卡中的資料，使用者開啟資料處理程式後的畫面如下圖 3-12 所示。

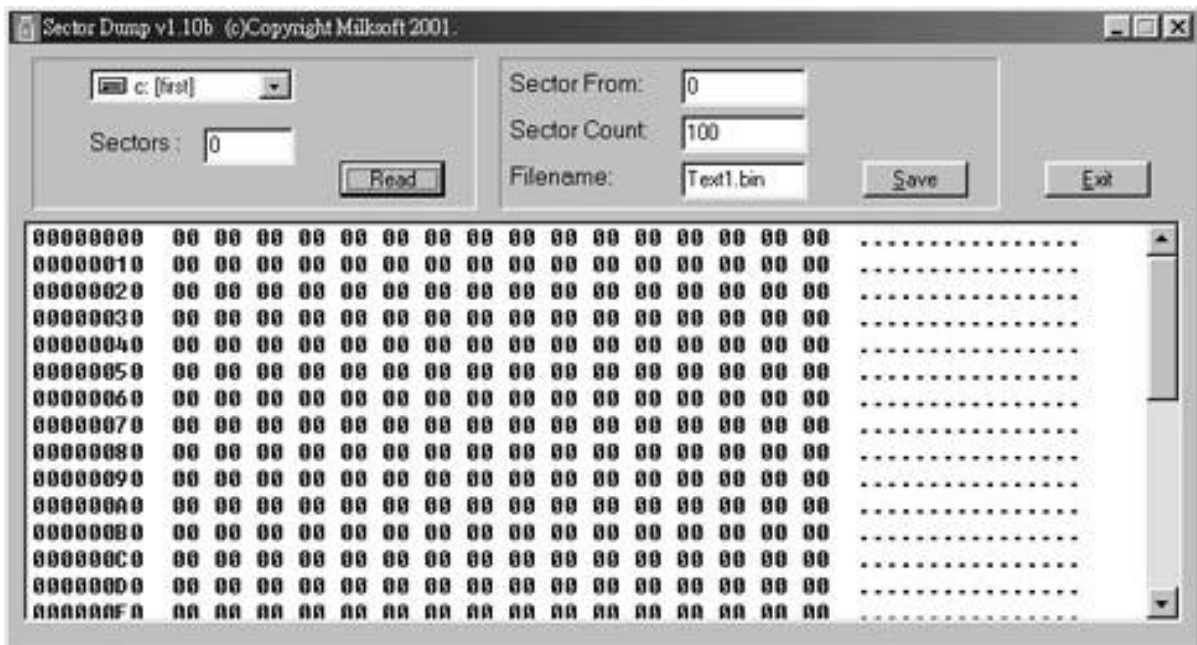


圖 3-12 資料處理程式使用畫面

使用者在開啟資料處理程式後，可依下列步驟對記錄於 CF 記憶卡中的資料進行轉換。

- (1) 將 CF 卡插入 CF 讀卡機。
- (2) 在畫面的左上方選擇讀卡機所在位置。
- (3) 在 Sector From 和 Sector Count 兩個輸入框中輸入欲轉換的磁區範圍。
- (4) 在 File name 的輸入框中輸入欲儲存的資料檔名稱。



(5) 按下 Save 按鈕後，便可進行資料的轉換。

### 3-3-2 資料分析程式

本研究使用 LabVIEW 5.1 (National Instruments) 應用軟體撰寫後續爬梯實驗中所需之資料分析程式 (附錄三)。程式以時間為主軸由螢幕畫面呈現所量測到肌電訊號、加速度訊號、及心搏訊號的波形變化 (圖 3-13a、3-13b)，由使用者設定分析的區間範圍後，程式會自動計算出肌電訊號的 RMS 與 MF 值、爬梯的步數以及平均心搏率。

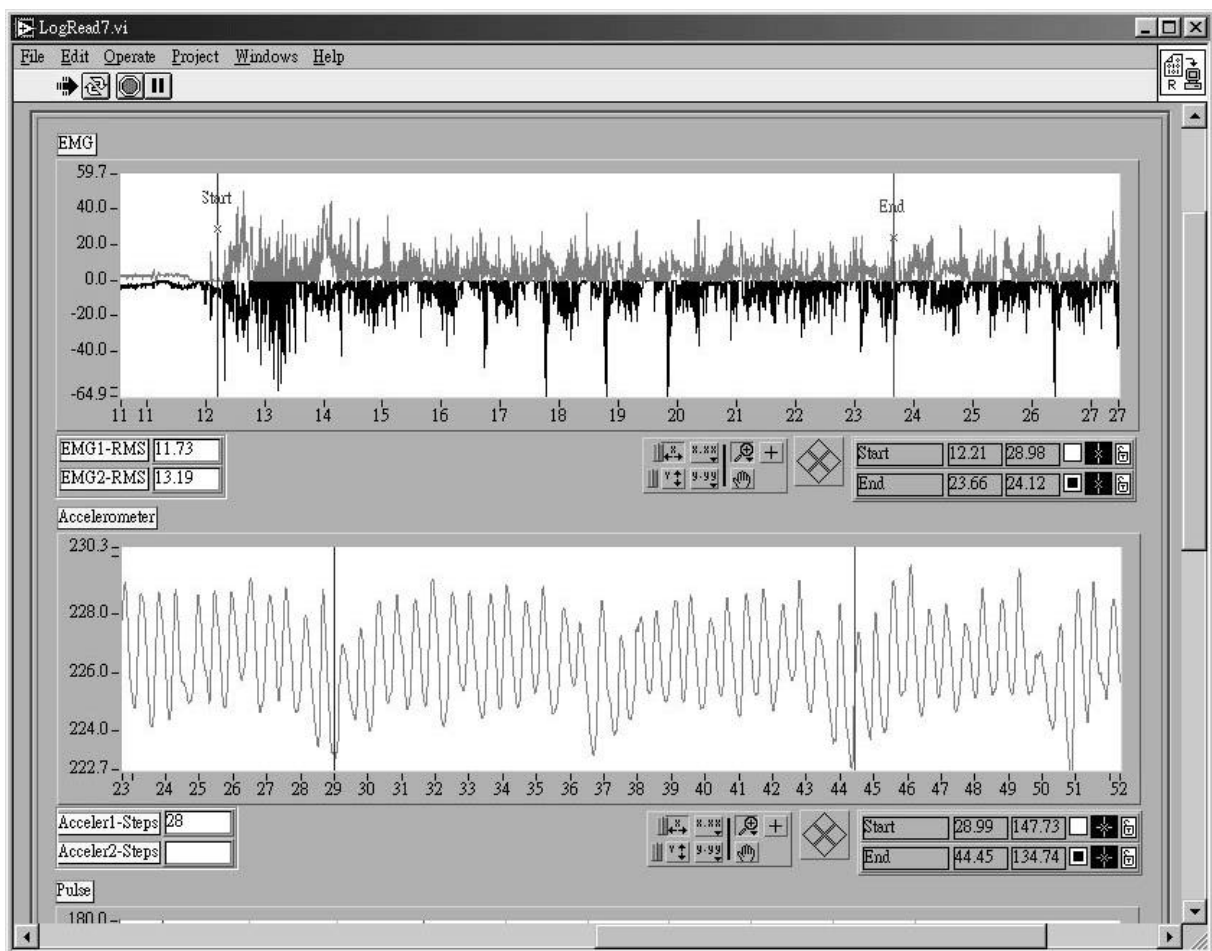


圖 3-13a 資料分析程式使用畫面一

圖 3-13a 中標題為 EMG 及 Accelerometer 的圖框中分別呈現了實驗中所量測的兩個 EMG 訊號以及一個加速度規訊號。使用者可在 EMG 的視窗中，以滑鼠調整左右的標示線 (marker line) 來設定設定肌電訊號均方根值



(RMS)的計算範圍，而程式計算出的結果值會立即呈現於 EMG 視窗的左下角。

分析程式亦針對三軸向的加速度值以數值濾波(low pass filter)、積分等數學運算，求得運動期間之加速度與速度之週期變化，使用者可以使用與肌電訊號同樣的操作步驟來估算爬梯時的平均步頻。

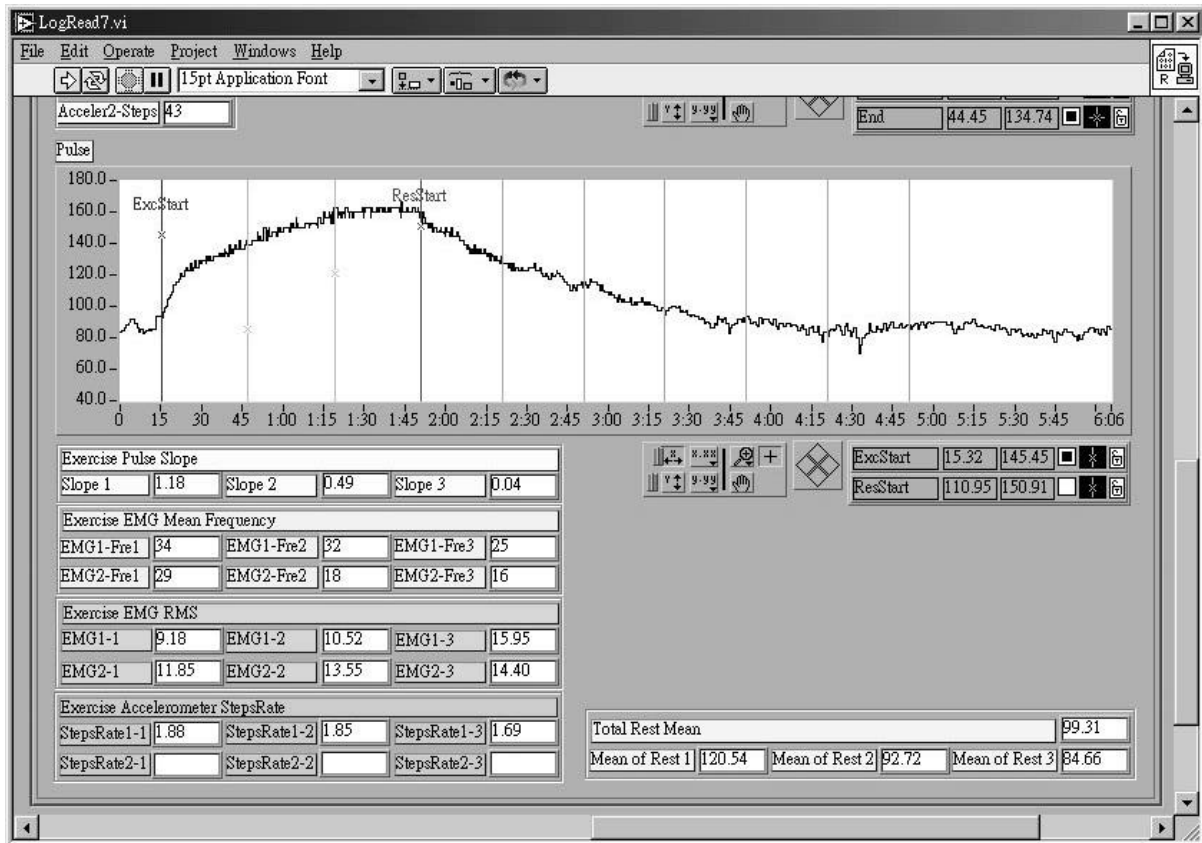


圖 3-13b 資料分析程式使用畫面二

圖 3-13b 標題為 Pulse 的圖框中呈現量測過程中受測者的心搏率變化曲線，圖框的下方顯示分析程式分別對各種量測訊號所計算出的結果。計算的方式分為運動與休息兩部分。針對運動部分將時間平分三個區間，並計算各區間內之 (1)心搏率變化的斜率(Slope) (2)左右兩組肌電訊號的 MF 值與 RMS 值以及 (3)加速度計訊號所估算出的步頻。而針對爬梯部分以休息開始之時間點每 30 秒分成一個區間，並分別計算第二個、第四個及第六個區間內的平均心搏率及三個平均心搏率的總平均值。



### 3-4 實際量測評估

為評估所設計之資料記錄器的實際效用，研究中以實驗量測來進行評估。實驗中主要量測受測者於不同之負重與步頻下，爬行五層樓高之階梯時的作業壓力。實驗過程所量測記錄的受測者資料為：

- (1) 下背左右背直肌的肌電訊號。
- (2) 爬梯過程及爬梯結束後恢復過程的心搏率。
- (3) 爬梯時的軀幹的加速度。

實驗的受測對象為六名身體健康良好且無心血管疾病的男性研究生，受測者平均年齡為 24 歲 (範圍由 23 至 25 歲)，平均身高為 173 公分 (範圍由 168 至 177 公分)，而平均體重為 63.3 公斤 (範圍由 57 至 70 公斤)。

實驗中每位受測者測試以 0 公斤與 8 公斤兩種負重及三種爬梯步頻 (80 step/min、110 step/min 及受測者自定頻率) 共 6 種不同的測試項目(表 3-1) 進行量測。實驗分為 3 天進行量測，各個測試間均給予數小時之休息時間，以確保各個測試在不受其它測試的影響下進行量測。

表 3-1 測試項目

實驗變因	項目					
	1	2	3	4	5	6
手抬負重	0 kg	8 kg	0 kg	8 kg	0 kg	8 kg
爬梯步頻	80 step/min	Free	110step/min	80 step/min	Free	110step/min

註 1：手抬負重 0 Kg 為手沒有負荷，而 8 Kg 為手抬一張 8 Kg 的椅子

註 2：爬梯步頻 Free 為受測人員依自己的頻率喜好進行測量

實驗開始前受測者必須先將各種感測器及資料記錄器(圖 3-14)配戴於身上，然後才進行量測。首先將心搏率計束縛於胸前(圖 3-15)，接著把兩組肌電訊號感測器分別固定於下背左、右背直肌(圖 3-16)，然後將加速度計固定於資料記錄器上，最後再以腰束縛帶將記錄器固定於受測者下背(圖

3-17)。



圖 3-14 感測器及資料記錄器



圖 3-15 受測者配戴心搏率計



圖 3-16 受測者配戴肌電訊號感測器

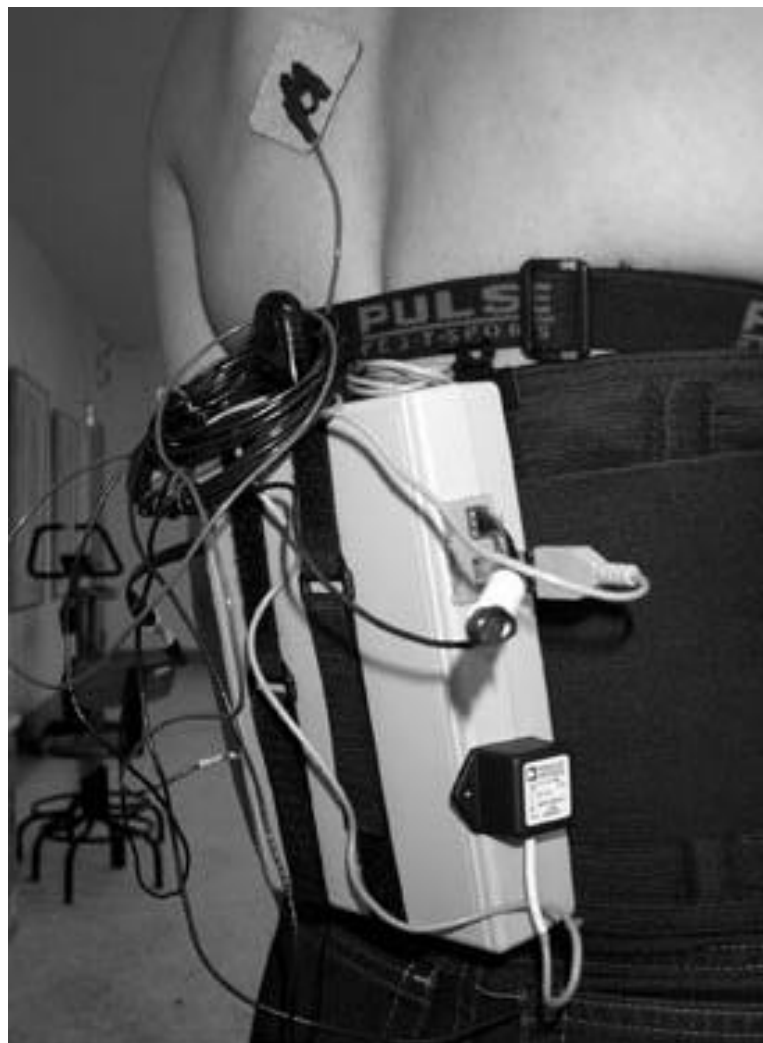


圖 3-17 受測者配戴感測器及資料記錄器



本研究之實驗程序流程如圖 3-18 所示，而各流程之詳細內容分述如下。

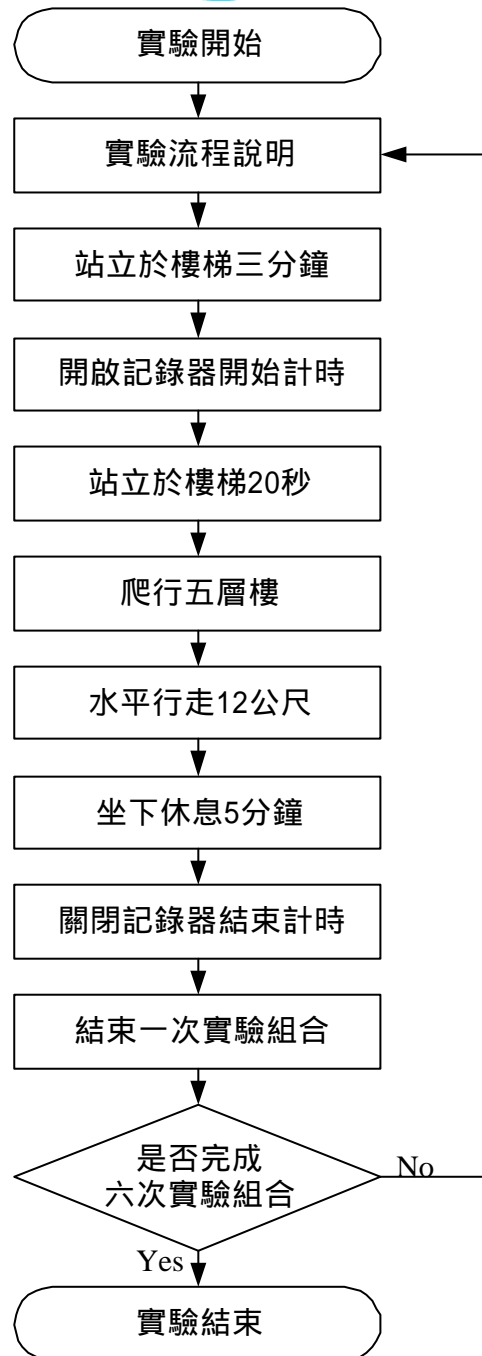


圖 3-18 實驗程序流程

- (1) 各個實驗組合量測前，先對受測者說明實驗內容，使受測者在充份瞭解的情況下進行量測。
- (2) 實驗開始，受測者站立於樓梯前的受測起點 3 分鐘使得心跳恢復平靜。





(3) 開啟資料記錄器進行資料收集，而受測者繼續站立於受測起點 20 秒。

(4) 受測者依實驗組合之要求，負重 0kg 或 8kg(圖 3-19)依電子節拍器 (Digital Metronome, DM-17, SEIKO) (圖 3-20)所發出的節拍爬上五層樓(圖 3-21)。



圖 3-19 受測者負重爬梯(左：負重 0 kg；右負重 8 kg)



圖 3-20 DM-17 電子節拍器



- (5) 在到達第五層之後，受測者水平行走 12 公尺的走道前往受測終點。
- (6) 受測者於到達受測終點後，坐下休息 5 分鐘。
- (7) 休息結束後，關閉資料記錄器結束資料收集，完成一次實驗組合。
- (8) 受測者依據實驗規劃，繼續完成剩餘的 5 次實驗組合。

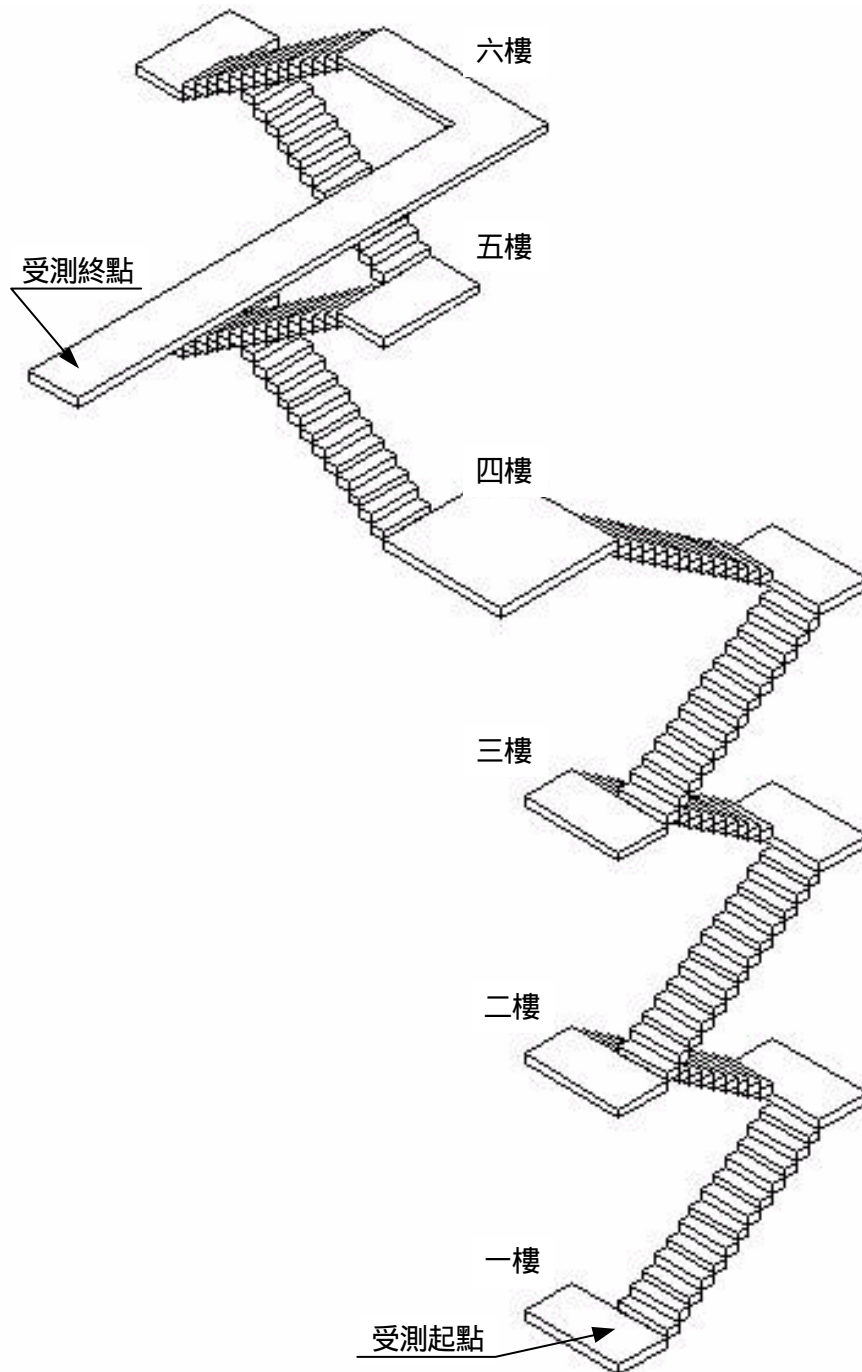


圖 3-21 實驗所爬行之樓梯



### 3-5 資料分析

量測資料經由資料分析程式處理後的結果利用統計方法進行分析比較。統計分析項目主要分為三部分：(1)以重複性量測變異數分析(repeated-measures ANOVA)比較三個爬梯段區間中 RMS 值間的差異性及 MF 值間的差異性，藉此驗證肌肉施力大小及疲勞程度是否會受到負重、步頻之影響而有顯著的差異 (2)同樣以重複性量測變異數分析比較三個爬梯段區間中心搏率上升斜率的差異性以及恢復時期之平均心搏率，藉此驗證不同的作業負荷對於心搏率上升斜率及平均心搏率的影響 (3)以 t 檢定比較分析程式於 110 step/min 及 80 step/min 步頻測試中依加速度變化曲線所計算出的平均步頻是否與實驗中所設定的爬梯步頻符合。



## 第四章 結果

本章主要針對所完成之資料記錄器硬體設備及實驗測試結果做說明，實驗測試結果共分為 (1)肌電訊號 (2)心搏率測試訊號及 (3)加速度測試訊號等三部份。

### 4-1 資料記錄器硬體設備

本研究所完成之資料記錄器大小為長 18.5 公分、寬 13 公分、厚度 4.5 公分，含電池之總重量為 587.2 公克，外部設計有電源開關、心搏率計接受器插座、心跳顯示燈、左右肌電訊號感應器插座、加速度插座及肌電訊號感測器接地插座等(圖 4-1)。該資料記錄器可同時量測兩組肌電訊號、兩組三軸向加速度訊號及一組心搏率訊號，資料記錄器的記憶容量可隨 CF 記憶卡而調整，目前一般市售的 CF 記憶卡容量規格有 8MB、16MB、及 32MB，本研究在實驗上即採用 32MB 容量的 CF 記憶卡。

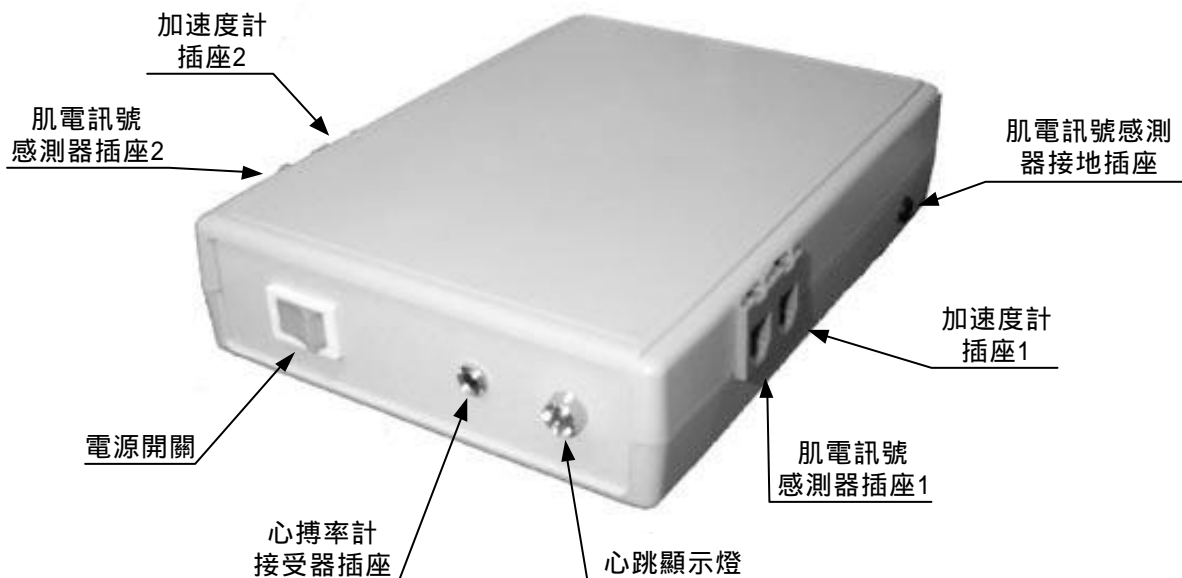


圖 4-1 資料記錄器外觀



記錄器內部主要是由電池組及三塊電路模組所構成(圖 4-2)。其中資料記錄器所用的電池為 1800mA 的 AAA NiMH 充電電池，可連續提供資料記錄器四小時的工作電壓。而三塊電路模組的功能分別為 (1)感測器訊號擷取及電源轉換(圖 4-3) (電路圖請見附錄四)：擷取肌電訊號、心搏率及加速度訊號，並將電池所供給的 6V 電源轉換成資料記錄器內部電路所需的+5V 工作電源，及肌電訊號感測器所需的 $\pm 12V$  工作電源 (2)資料儲存(圖 4-4) (電路圖請見附錄五)：將所擷取之資料儲存於 CF 記憶卡中 (3)CF 記憶卡座(圖 4-5) (電路圖請見附錄六)：插入 CF 記憶卡。

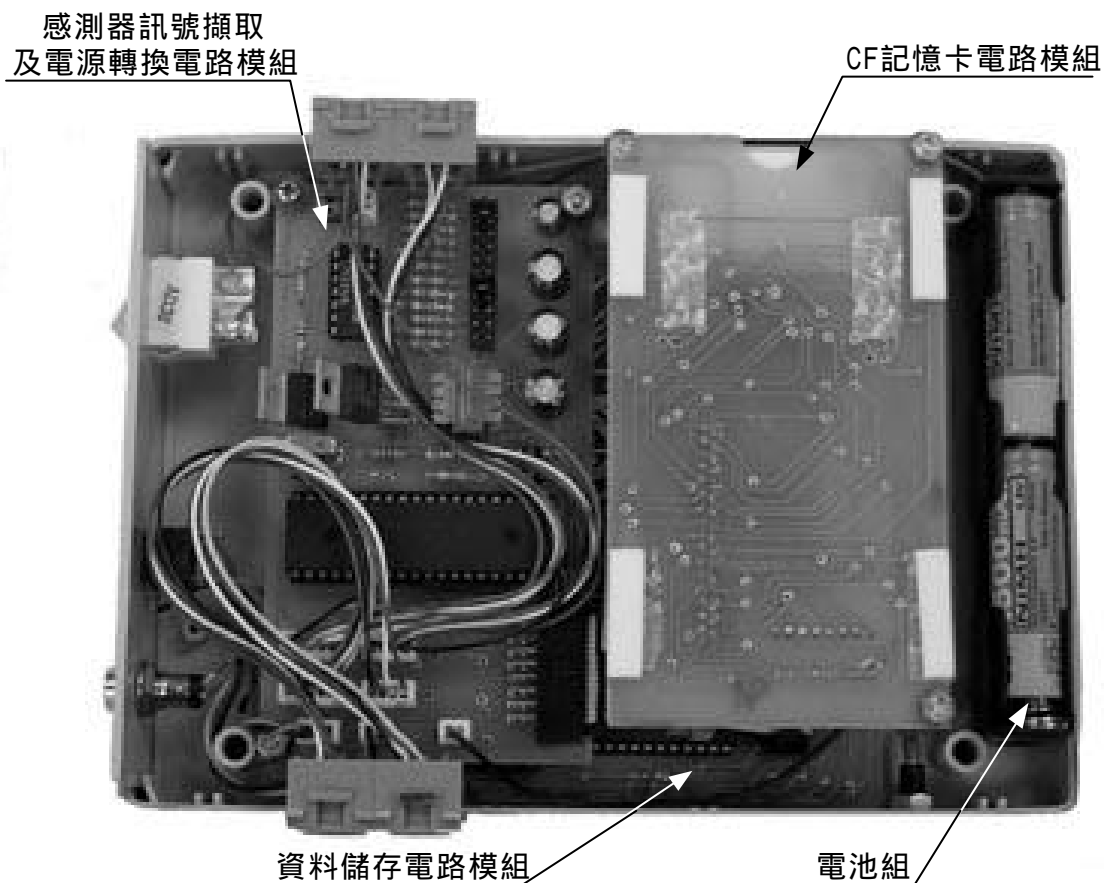


圖 4-2 資料記錄器內部結構

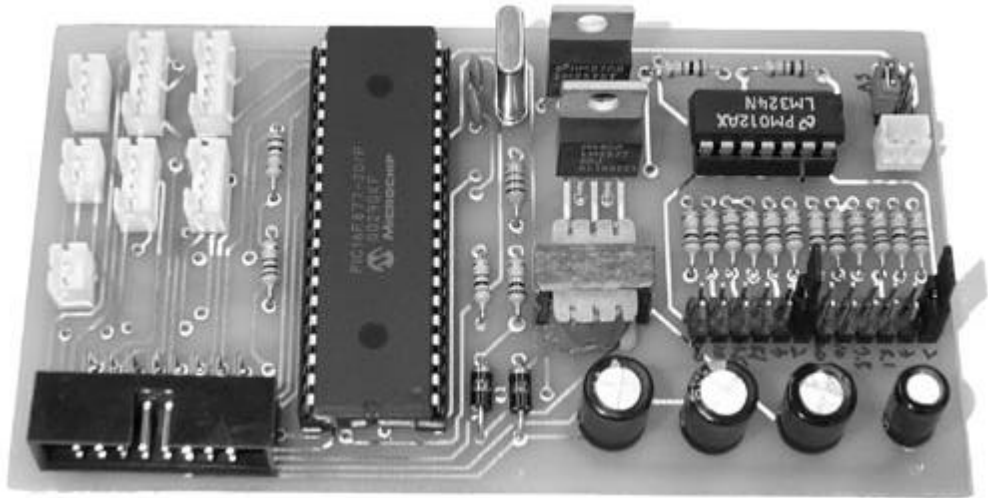


圖 4-3 感測器訊號擷取及電源轉電路模組

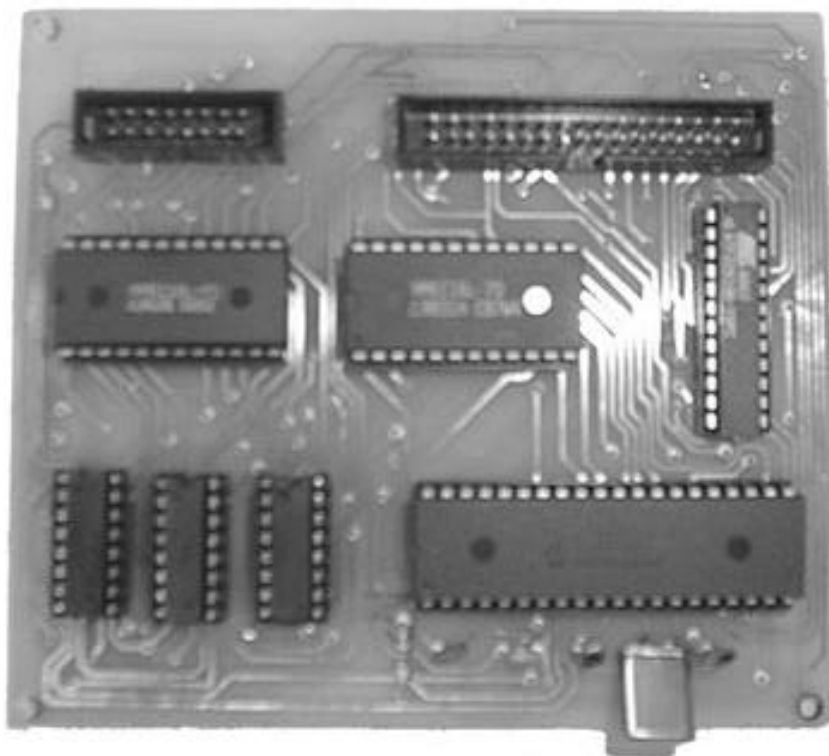


圖 4-4 資料儲存電路模組

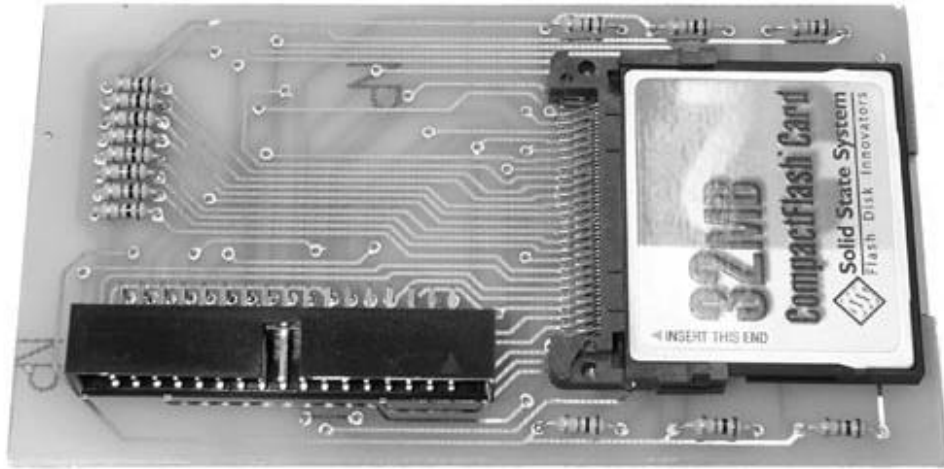


圖 4-5 CF 記憶卡座電路模組

## 4-2 肌電訊號

儘管實驗中只採用 6 名受測者，結果顯示爬梯各階段 EMG 之 RMS 值隨著爬梯數的增加有明顯的增加 ( $p < 0.05$ , repeat measures ANOVA) (表 4-1)。在圖 4-6 中分別以盒形圖來表示負重、爬梯步頻及爬梯階段等變項對正規劃 RMS 之影響，其中正規劃 RMS 所採用之計算方式如下列公式所示。

$$\text{Normalized } RMS_{stage\_i} = \frac{RMS_{stage\_i}}{\sum_{stage\_j=1}^3 RMS_{stage\_j}} \times 100\%, \text{ stage\_}i = 1,2,3 \quad (1)$$

$$\text{Normalized } RMS_{weight\_i} = \frac{RMS_{weight\_i}}{\sum_{weight\_j=1}^2 RMS_{weight\_j}} \times 100\%, \text{ weight\_}i = 1,2,3 \quad (2)$$

$$\text{Normalized } RMS_{Fre\_i} = \frac{RMS_{Fre\_i}}{\sum_{Fre\_j=1}^3 RMS_{Fre\_j}} \times 100\%, \text{ Fre\_}i = 1,2,3 \quad (3)$$

相反地，EMG 之 MF 隨著爬梯階段的增加卻有明顯的減少(表 4-2) ( $p < 0.05$ , repeat measures ANOVA) (圖 4-7)。



雖然負重大小亦對 RMS 與 MF 之影響在統計上並未達到顯著水準 (  $p=0.069$ ,  $p=0.053$  ), 但仍有不可忽視的影響力。依趨勢來看, 較高之負重會同時造成 RMS 與 MF 值之增加。

表 4-1 爬梯時肌電訊號 RMS 值

爬梯階段*	測試項目					
	0 公斤重			8 公斤重**		
	80 步/分	自選頻率	110 步/分	80 步/分	自選頻率	110 步/分***
	7.03±1.20	7.29±2.57	6.96±2.28	10.04±3.68	7.82±1.39	10.53±3.66
	8.27±2.09	7.52±2.69	6.89±1.43	11.56±5.39	9.52±2.00	12.10±5.60
	8.92±3.14	9.19±3.79	9.64±2.71	9.75±2.60	12.36±4.87	14.93±5.50

\*  $P < 0.05$ , Sig. RECOVER STAGE Effect (repeated measure ANOVA)

\*\*  $P = 0.069$ , Sig. WEIGHT Effect (repeated measure ANOVA)

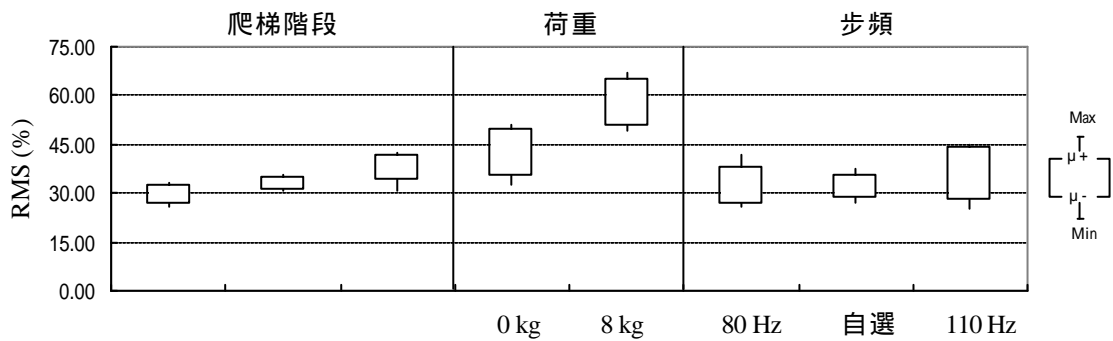


圖 4-6 爬梯時肌電訊號 RMS 值分佈之盒形圖





表 4-2 爬梯時肌電訊號 MF 值

爬梯階段*	測試項目					
	0 公斤重			8 公斤重**		
	80 步/分	自選頻率	110 步/分	80 步/分	自選頻率	110 步/分***
	29.83±11.65	26.83±16.98	31.58±6.33	39.50±13.78	48.33±8.77	40.25±17.33
	23.83±11.56	26.42±16.48	33.08±4.86	35.17±9.87	40.17±9.58	34.67±15.54
	21.00±11.00	24.33±16.80	21.67±10.82	37.17±9.45	30.92±7.10	25.58±10.02

\* P < 0.05, Sig. RECOVER STAGE Effect (repeated measure ANOVA)

\*\* P = 0.053, Sig. WEIGHT Effect (repeated measure ANOVA)

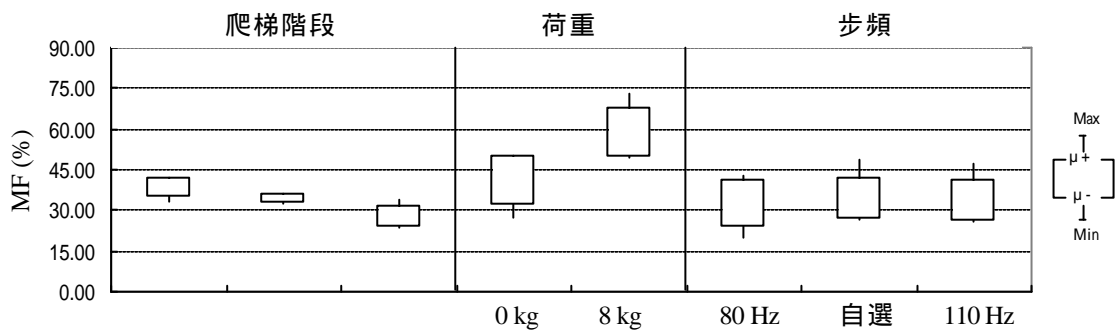


圖 4-7 爬梯時肌電訊號 MF 值之盒形圖

### 4-3 心博率測試訊號

經由資料分析程式計算所得的結果，顯示不同的作業負荷對於心搏率之變化與平均恢復心搏率有明顯的影響。

除了爬梯與休息的第一階段心搏變化斜率與平均心搏率分別明顯地大於其它兩個階段之外 (  $p < 0.001$  ), 負重與爬梯步頻的增加皆會造成爬梯心搏變化率 (  $p < 0.05$ ,  $p < 0.001$  ) (表 4-3) 與平均恢復心搏率的明顯增加 (  $p < 0.05$ ,



$p < 0.05$ ) (表 4-4)。由圖 4-8 與 4-9 分別可看出當負重由 0 kg 增至 8 kg 時，不管是爬行過程的心搏率變化斜率或平均恢復心搏率均上升。而爬梯步頻由 80 step/min 增至 110 step/min 時(一般受測者採 free 方式爬梯時，其步頻均介於 80-110 step/min 之間)，不管是爬行過程的心搏率變化斜率或休息恢復過程的平均心搏率亦均遞增，象徵生理上的壓力增加。

爬梯過程中及休息過程中的心搏變化率均隨時間而遞減。爬梯過程與休息恢復過程中初期的心搏率變化率較大，而隨著量測時間的增長，爬梯過程心搏的增加率及休息恢復過程的心搏的降低率逐漸變小，形成如圖 4-10a, b 典型的變化曲線。

表 4-3 爬梯時心搏率變化斜率

爬梯階段*	測試項目					
	0 公斤重			8 公斤重**		
	80 步/分	自選頻率	110 步/分	80 步/分	自選頻率	110 步/分***
	0.60±0.08	0.79±0.23	0.98±0.13	0.96±0.12	1.12±0.19	1.42±0.18
	0.16±0.04	0.21±0.06	0.30±0.22	0.19±0.14	0.40±0.06	0.40±0.22
	0.04±0.08	-0.08±0.18	0.08±0.17	0.08±0.07	0.08±0.08	0.11±0.11

\*  $P < 0.001$ , Sig. RECOVER STAGE Effect (repeated measure ANOVA)

\*\*  $P < 0.05$ , Sig. WEIGHT Effect (repeated measure ANOVA)

\*\*\*  $P < 0.001$ , Sig. FREQUENCY Effect (repeated measure ANOVA)

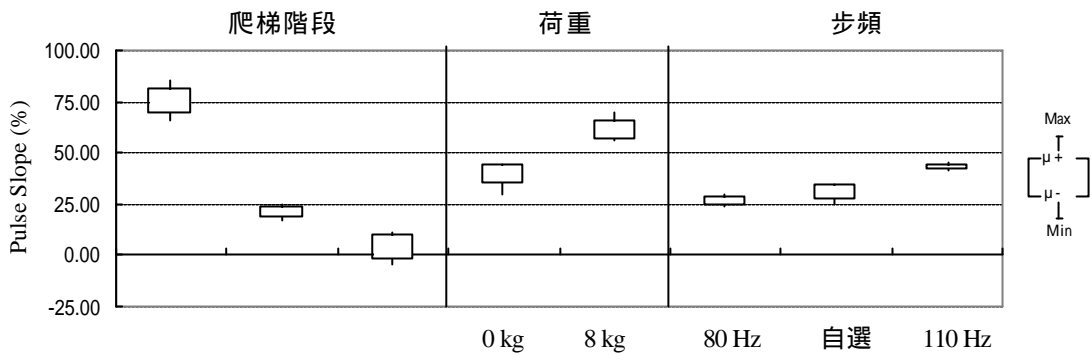


圖 4-8 爬梯時心搏率變化斜率之盒形圖

表 4-4 休息時心搏率變化

休息階段*	測試項目					
	0 公斤重			8 公斤重**		
	80 步/分	自選頻率	110 步/分	80 步/分	自選頻率	110 步/分***
	88.66±12.80	91.96±14.33	104.14±11.20	100.67±12.74	109.85±16.51	115.88±12.88
	76.70±12.50	79.42±14.87	82.28±12.18	83.69±13.06	88.90±12.03	90.76±15.38
	74.67±13.85	76.88±13.35	77.35±12.72	79.87±10.39	83.49±11.03	85.26±11.26

\* P < 0.001, Sig. RECOVER STAGE Effect (repeated measure ANOVA)

\*\* P < 0.05, Sig. WEIGHT Effect (repeated measure ANOVA)

\*\*\* P < 0.05, Sig. FREQUENCE Effect (repeated measure ANOVA)

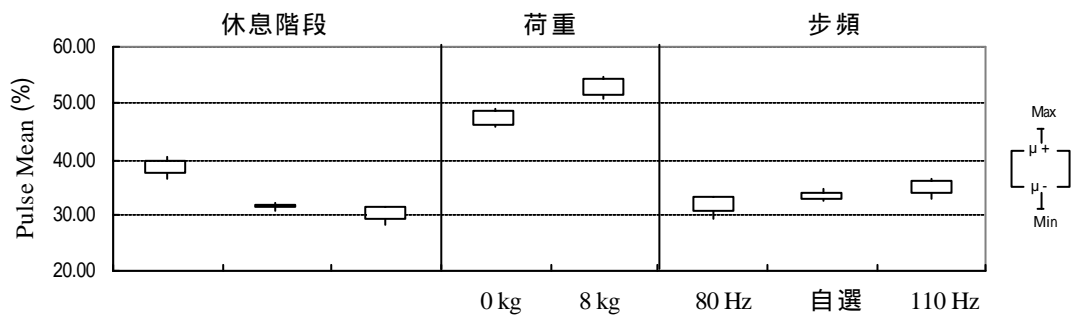


圖 4-9 休息時心搏率變化之盒形圖

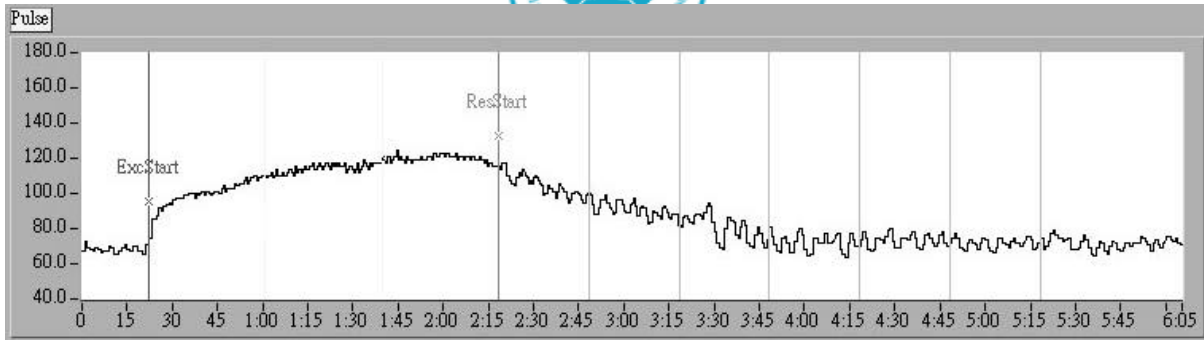


圖 4-10a 受測者 A 於負重 0 kg、free 步頻時的心搏率變化曲線

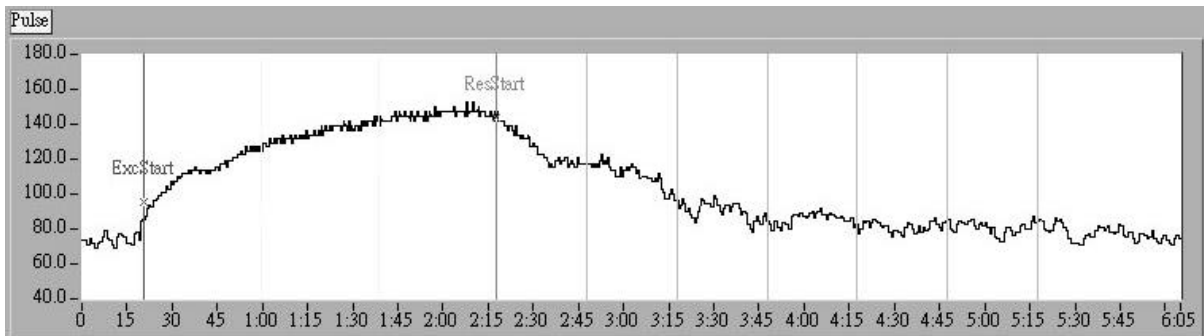


圖 4-10b 受測者 A 於負重 8 kg、free 步頻時的心搏率變化曲線

#### 4-4 加速度測試訊號

分析程式對實驗中 110 step/min 及 80 step/min 爬梯步頻測試所求得之平均步頻以 t 檢定比較後顯示，當爬梯步頻為 110 step/min 時分析程式所計算出的平均步頻為  $110.98 \pm 1.71$  step/min，和實驗中所設定的爬梯步頻相符 ( $p \cong 0.1$ , t-test)，但爬梯步頻為 80 step/min 時所計算出的平均步頻為  $84.68 \pm 1.89$  step/min，和實驗中所設定的爬梯步頻不符 ( $p < 0.01$ , t-test)。

儘管在平均步頻上有些許的差異，加速度測試訊號在經由資料分析程式的濾波與數值積分處理後，所呈現之加速變化曲線可解釋爬梯過程中的運動類型(圖 4-11a)。受測者的爬梯過程受樓梯結構所影響，主要的運動類型可分為 (1)爬梯 (2)水平行走於四樓平台及 (3)水平行走於六樓 12 公尺走道等三類，而由資料分析程式畫面所呈現出的加速變化曲線亦可觀察出三種運動的類型。受測者於運動類型(1)時的加速度變化曲線如圖 4-11b 反白



區域所示，由圖中可看到受測者每爬一階梯的波峰變化，及於樓層之間爬梯時向上的整體加速度變化。當受測者自平台剛開始向上爬梯時，身體向上的整體加速度較小使得加速度曲線偏低，當受測者加速行進至階層中央時，身體之整體向上加速度達到最大，而當受測者減速行進至上一階層平台時，身體之整體向上加速度又回復到原始較低的水準。當受測者於運動類型(2)時的加速度變化曲線如圖 4-11c 反白區域所示，水平且規律的波形表示受測者行走於水平的平台。而當受測者於運動類型(3)時的加速度變化曲線如圖 4-11d 反白區域所示，水平且規律的較長波形表示受測者水平行走於六樓 12 公尺的走道。

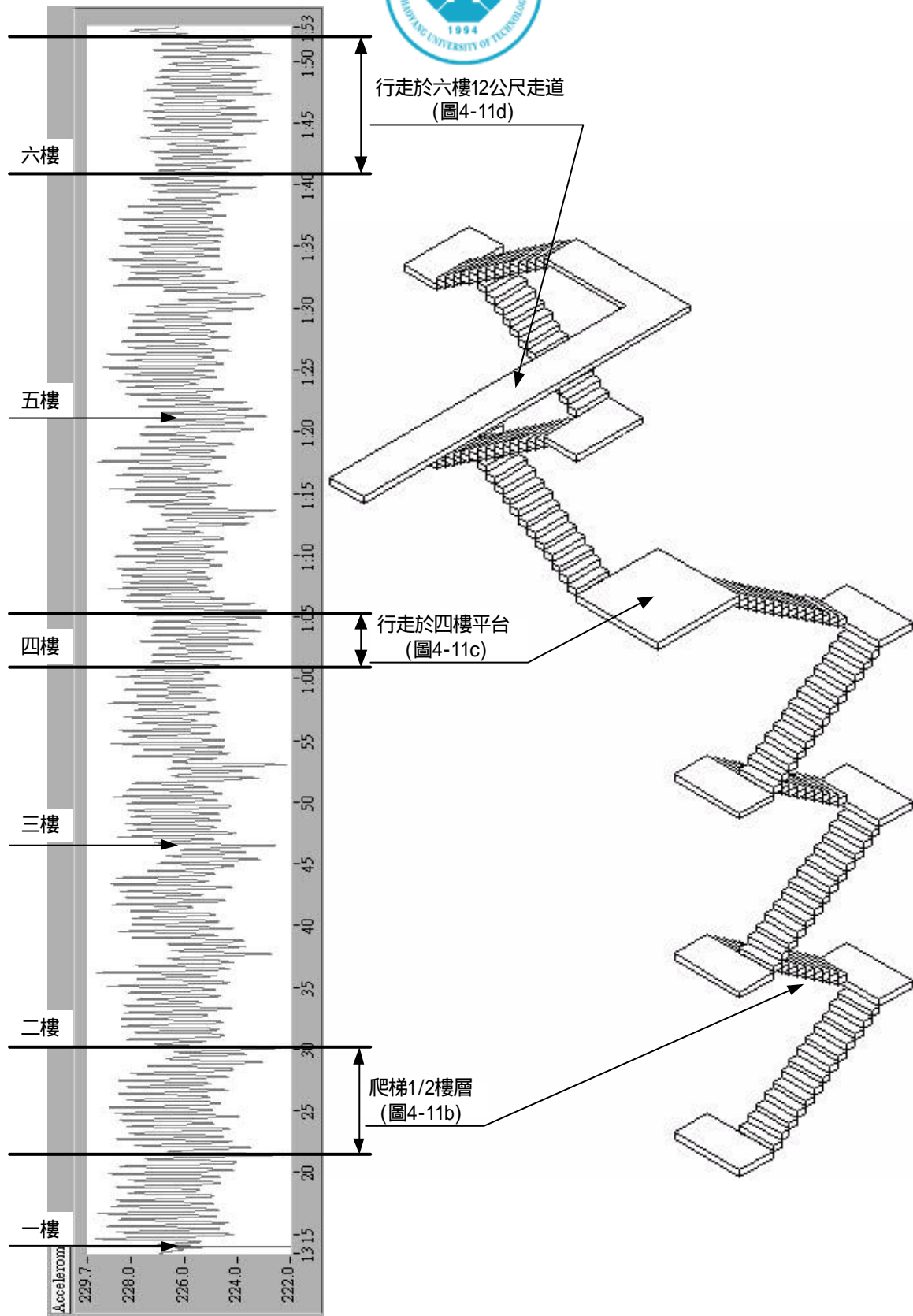


圖 4-11a 受測者 A 於負重 8 kg 步頻為 110 step/min 時的加速度變化曲線和實際爬梯的運動類型對照

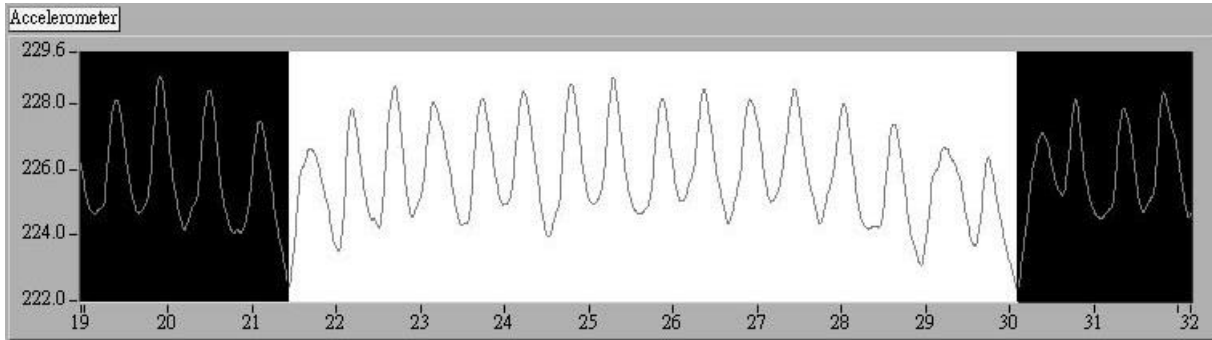


圖 4-11b 爬梯 1/2 樓層時的加速度變化曲線

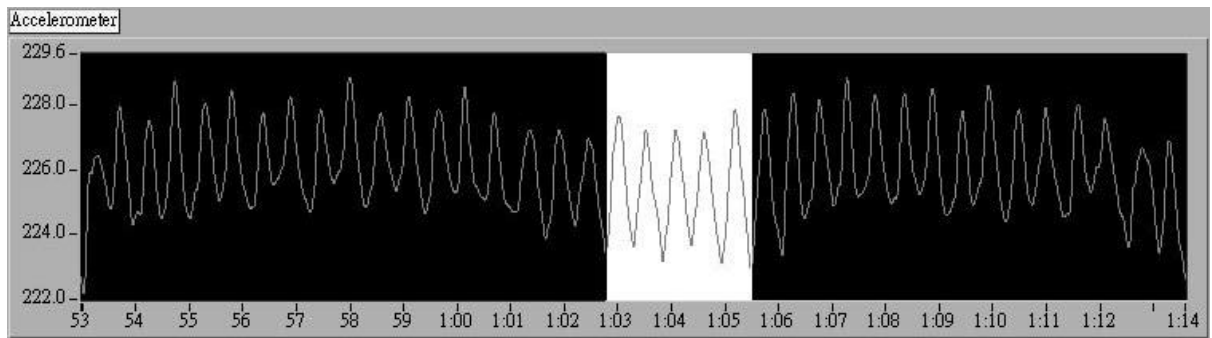


圖 4-11c 行走於四樓平台的加速度變化曲線

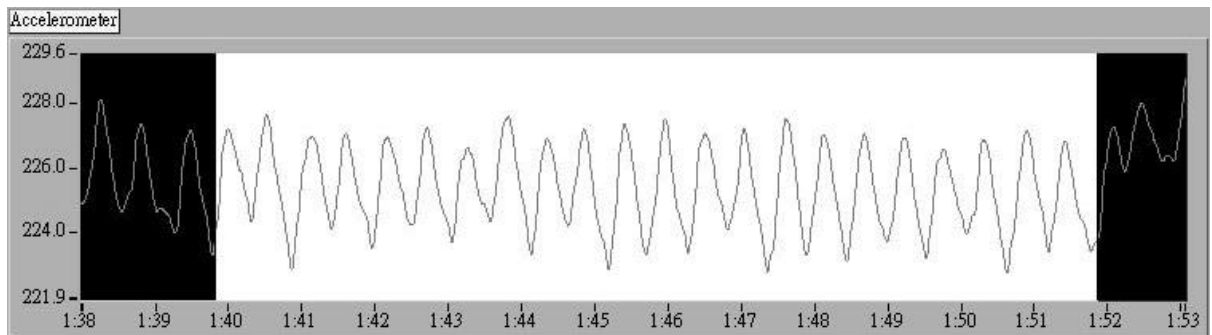


圖 4-11d 行走於六樓 12 公尺走道的加速度變化曲線



## 第五章 討論

本章將實驗結果與相關文獻作比較，探討資料記錄器所獲得到的實驗結果是否和過去的研究結論相同，藉此評估資料記錄器之效用。

### 5-1 肌電訊號對於肌肉施力與疲勞的評估

Luttmann及Jager在研究中所發展的JASA (joint analysis of EMG spectrum and amplitude)方法中提到，需同時考量肌電訊號的強度及肌電訊號的頻譜，才能正確地評估肌肉的施力行為及疲勞程度。本研究針對實驗中下背左右背直肌的施力情況，同時考量肌電訊號的強度及肌電訊號的頻譜所含有的訊息，對肌肉的施力行為及疲勞程度的影響做分析。

本研究由肌電訊號的 RMS 值及 MF 值所觀察到的現象，與 Luttmann 及 Jager 所提當肌電訊號強度 EA 值及肌電頻率分佈 MF 值同時增加時，肌肉處於施力增加的狀況；而當 EA 值增加，MF 值卻減小時，肌肉處於疲勞的狀態之結論相同(圖 5-1)。當實驗中之負重增加時(由 0 kg 增至 8 kg)，RMS 值及 MF 值均上升，即負重增加時肌肉的施力行為跟著增加。而隨著爬梯時間的增加，RMS 值遞增，MF 值卻遞減，即表示爬梯時間愈久肌肉疲勞程度愈明顯。



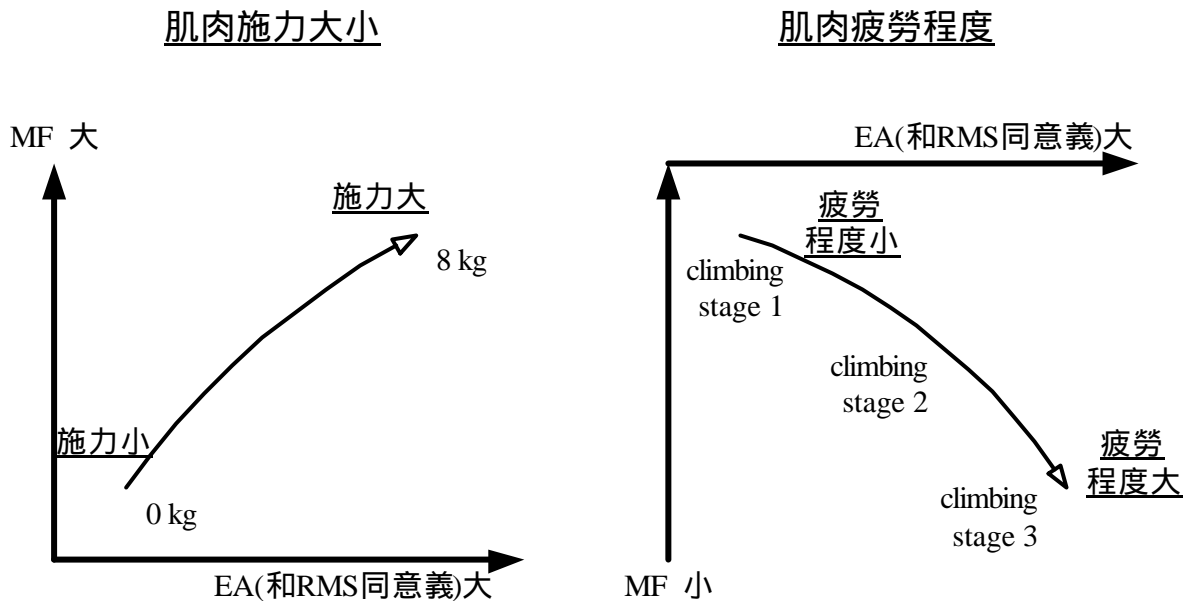


圖 5-1 實驗結果與 Luttmann 及 Jager 研究結果的比較

## 5-2 心搏率對於工作負荷的評估

Brouha 在過去的研究中建議以量測工作結束後的心搏率作為工作負荷的衡量指標，而 Muller 對於不同的工作負荷下，工作過程及休息時的心搏率變化也提出說明。因此本研究除了使用 Brouha 的方法以工作結束後心搏率來評估不同的實驗組合之工作負荷，並以實驗所得的爬梯心搏率變化與 Muller 研究結果作一比照。

實驗結果顯示負重與爬梯步頻的增加皆會造成爬梯心搏變化率與平均恢復心搏率的明顯增加，將實驗結果經計算後和 Brouha 針對維持一天八小時的工作負荷極限所提出的建議作比較如下表 5-1 所示。



表 5-1 各區間平均心搏率經 Brouha 方法計算後結果

Brouha 建議方法	測試項目					
	0 公斤重			8 公斤重		
	80 步/分	自選頻率	110 步/分	80 步/分	自選頻率	110 步/分
(1)	88.66±12.80	91.96±14.33	104.14±11.20	100.67±12.74	109.85±16.51	115.88±12.88
(1)-(3)	13.99±7.47	15.08±13.90	26.79±7.92	20.80±6.09	26.36±11.22	30.62±8.61

由上表 5-1 可發現隨著工作負荷的增加(負重及爬梯頻率的增加), 恢復過程中階段(1)及階段(1)、(3)的平均心搏率差距也隨之增加, 此外沒有任何一個實驗組合所得到的結果是同時符合 Brouha 所建議休息階段(1)所量測到的平均脈搏數應小於等於 110 次, 以及階段(3)所量測到的平均脈搏數應較階段(1)所量測到的平均脈搏數少 10 次兩項準則, 亦說明實驗中所規劃的六種實驗組合的工作負荷皆超過維持一天八小時的工作負荷極限。

而研究中所測量得到受測者在 0 kg 及 8 kg 不同的負重下的心搏率變化曲線, 與 Muller 所提到在當工作量較重時的反應相同, 心搏率會持續地增加到工作被中斷為止。例如實驗中的一個例子(圖 5-2), 受測者 A 於爬梯頻率同為 110step/min, 而負重分別為 0 kg 及 8 kg 下, 所得到的心搏率變化曲線和 Muller 於研究中的結果作一比照, 有極類似之趨勢。然而, 本實驗的作業狀況中, 並未有如 Muller 研究中 50 牛頓/秒作業負荷所產生的變化趨勢, 脈搏率於短時間內上升到一適當的水準後即維持水平不再明顯地改變, 由此亦顯示本實驗中之 0 kg 作業尚高於長時間作業之標準。



Muller研究結果

本研究結果

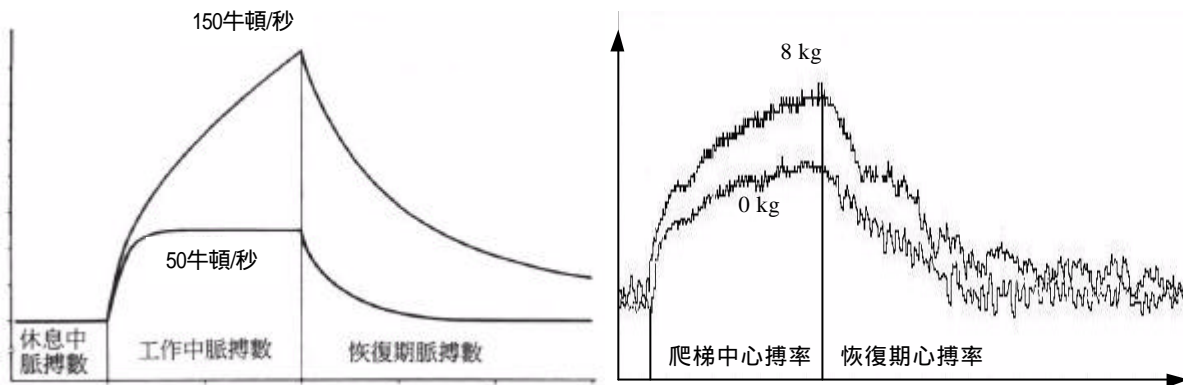


圖 5-2 實驗結果與 Muller 研究結果的比較

本裝置可藉由量測工作者之心搏率，有效地評估其作業上之生理負荷。雖然研究中並未對同一位受測者之生理作業負荷，應用此裝備來進行敏感度評估，但由僅僅六名受測者的統計資料即可明顯地反映出不同生理壓力條件的影響力，相信本量測設備對人員作業負荷之評估應具有一定程度的功用。

### 5-3 加速度計量測人體動作頻率

實驗結果顯示經由處理後的加速度訊號，雖可藉由觀察其曲線變化得知受測者的運動類型，但未必能忠實的表現作業的動作頻率。由 110 step/min 爬梯步頻的實驗組合所計算求得之平均步頻是符合的，但於 80 step/min 的實驗組合卻不符，其主要原因可能為 110 step/min 實驗組合所量測得到的加速度變化曲線較容易為資料分析程式所計算，反之，80 step/min 實驗組所量測得到的加速度變化曲線較不容易為資料分析程式所計算，上述的情形可藉由實驗中一個例子(圖 5-3a, b)進行說明。

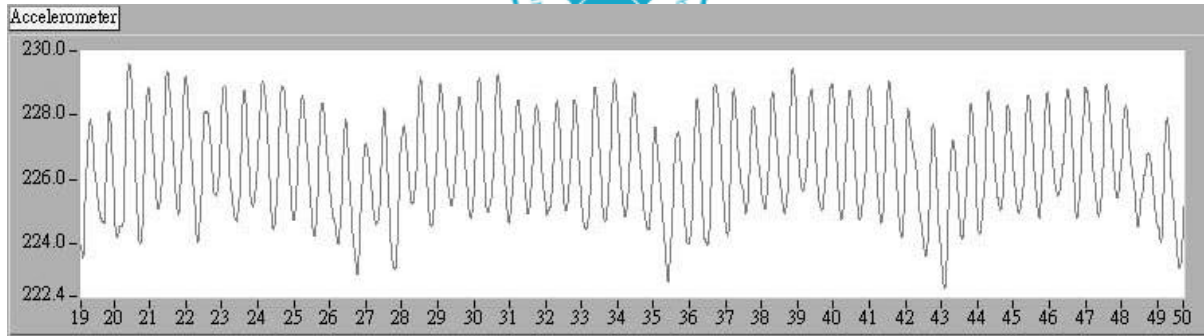


圖 5-3a 受測者 A 於 110 step/min、負重 0 kg 時的加速度變化曲線

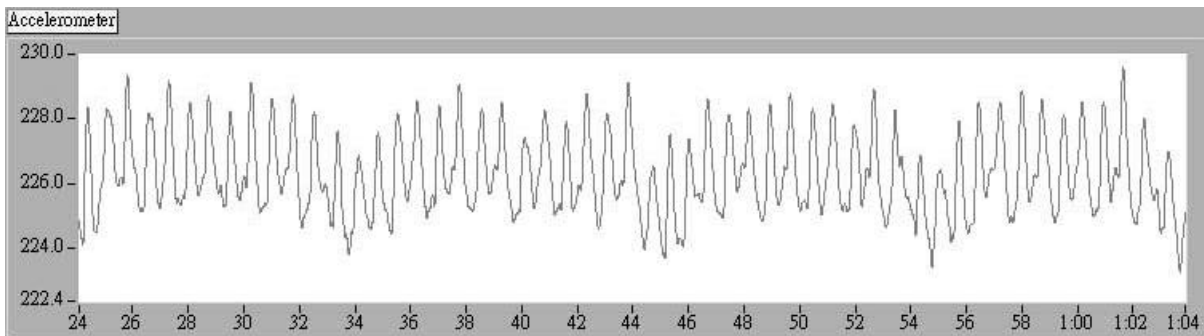


圖 5-3b 受測者 A 於 80 step/min、負重 0 kg 時的加速度變化曲線

由於受測者於 110 step/min 爬梯步頻時爬梯頻率較高，而每一爬梯步伐的衝量變化較大，亦即加速度較大，使得加速度變化曲線中波形的振幅會較大(圖 5-3a)；而於爬梯步頻為 80 step/min 時，頻率較低而每一爬梯步伐的衝量變化較小，使得加速度變化曲線中波形的振幅會較小(圖 5-3b)。而較大的波形振幅表示波形變化明顯，較容易被資料分析程式所計算。

此外，藉由觀察實驗量測中受測者的爬梯情形發現，爬梯步頻為 110 step/min 相較於爬梯步頻為 80 step/min 是較適合於受測者爬梯的速度，受測者可以很容易地以 110 step/min 爬梯，但以 80 step/min 爬梯時，由於爬梯步頻較一般正常爬梯速度低，受測者在爬梯時需刻意放慢步伐，而使得步伐不流暢，也因而產生圖 5-3b 中不規則的鋸齒狀波形。而規律的波形相較於不規則且鋸齒狀波形是較容易被資料分析程式所計算。

爬梯步頻為 80 step/min 時所量測到的加速度變化曲線由於 (1)波形振幅較小及 (2)不規則的鋸齒狀波形 兩點情形使得資料分析程式無法準確地



計算出正確的平均步頻。針對上述兩點問題應該可以透過修改資料分析程式的方式，在程式中使用適當的數值處理方法來獲得改善。

以加速度計配合資料記錄器量測人體動作頻率的實驗結果顯示，此一方法是較適合用來觀察人體特定部位的動作變化，但對於爬梯步頻的量測由於所量測的加速度變化曲線需經由複雜的訊號處理，而得到的結果也不夠準確。因此，加速度計應是較適用於量測反應時間、振動曝量、撞擊、肢體平衡等，而對於步頻的量測，建議以一般市售的開關式(switch)計步器會較適合，原因為此一類型計步器精確度高，而得到的訊號也無需再經過複雜的訊號處理。

#### 5-4 資料記錄器之限制與效用評估

經由測試結果顯示：(1)量測到的肌電訊號可以表現出評估肌肉的施力大小與疲勞程度 (2)量測到的心搏率變化曲線可用來評估受測者的作業壓力 (3)量測到的加速度變化曲線可用來觀察人體的運動加速度情況，由此可證實本資料記錄器的有效性，未來將可應用於複雜工作環境中人員的作業評估。

然而，在研究的測量過程中發現現階段的資料記錄器仍存在著些許的缺點。這些缺點有部分是因為工程電子技術的不成熟，而部分是屬於人機介面上的設計未盡周詳，以下茲就所發現的缺點及解決辦法條列式地作說明。

- (1) 受到資料擷取電路模組中電容濾波電路的限制，資料記錄器只能量測到 170 pulse/min 以下的心搏率。解決方法為改善電容濾波電路。
- (2) 所有量測到的感測器訊號會隨著電池耗電所產生的壓降，產生訊號位準向下偏移的現象。解決方法為在資料記錄器中增加穩壓電路。
- (3) 由於肌電訊號感測器和加速度感測器的插座同樣使用 6 Pin 的電話



插孔，因此使用者有可能會將兩種感應器插在錯誤的插座上，造成感應器及 Logger 的損壞。解決方法為改變接頭，使兩種感測器各使用不同形式的插座。

- (4) 於較長的量測實驗中，使用者不容易知道資料記錄器的電源及記憶體容量是否不足。解決方法為於記錄器系統中設計增加電源及記憶體不足的警報聲響。



## 第六章 結論與未來研究方向

綜合以上討論結果，將本研究所獲得的結論可包括下列四點：

- (1)根據本研究結果顯示，長時間量測下所記錄之肌電訊號可以用來評估肌肉的施力大小與疲勞程度。
- (2)量測到的心搏時脈訊號可以用來紀錄受測者的心搏率變化以及評估其作業壓力。
- (3)量測到的加速度變化曲線可用來紀錄人體的動作（靜態姿勢與動態加速度），並可透過分析計算獲得工作頻率之訊息。
- (4)本研究之可攜式資料記錄器可應用於複雜工作環境中，進行人員的作業評估。

未來的研究中，可將資料記錄器搭配其它的感測器(如電子量角器、溫度感測器等)，並將資料記錄器運用於以往一般設備無法勝任的複雜工作環境中，以評估環境中人員的作業負荷。研究的子題可包括：駕駛人員駕駛行為評估、人員噪音與振動曝露評估、物料抬舉與搬運作業壓力評估、不當姿勢與重複性累積傷害等相關之課題。



1. Hunter, D., 1978, *The Disease of Occupations*, 6<sup>th</sup> ed., London: Hodder and Southton, pp857-864.
2. U.S. Department of Labor, Bureau of Labor Statistics, 1994, *Occupational Injuries and Illnesses in the United States by Industry, 1992*, Bulletin: Vol. 2196, pp2-3.
3. Putz-Anderson, V., 1988, *Cumulative Trauma Disorders*. London: Taylor & Francis.
4. Dan MacLeod, 1994, *Van Nostrand Reinhold*. The Ergonomics Edge.
5. Putz-Anderson, V., Pizatella, T., Tanaka, S., 1986, A proposed national strategy for the prevention of musculoskeletal injuries. *National Institute for Occupational Safety and Health and Associations of Schools of Public Health*, pp17-34.
6. Caillet, R., 1981, *Low back pain syndrome*. Philadelphia: FA Davis.
7. Klein, B., Roger, M., Jensen, R., Sanderson, L., 1984, Assessment of workers' compensation claims for back sprain/ strains. *J. Occupational Medicine*: Vol. 26, pp443-448.
8. Deyo, R.A., 1988, Back pain in workers. *Occupational Medicine*: Vol. 3, No. 1, pp7-16.
9. National Institute for Occupational Safety and Health, 1981, A work practices guide for manual lifting. U.S. Dept. of Health and Human Services (NOISH), Cincinnati, OH. *Tech. Report*: pp81-122,
10. Genaidy, A., Asfour, S., 1987, Review and evaluation of physiological cost prediction models for manual materials handling. *Human Factors*: Vol. 29, No. 4, pp465-476.
11. Kroemer, K., Snook, S., Meadows, S., Seutsh, S., 1988, Ergonomic models of anthropometry, human biomechanics, and operator-equipment interface: Proceedings of a workshop. Washington, DC: National Academy Press.
12. Chaffin, D., 1987, Biomechanical strength models in industry. In American Conference of Governmental Hygienists, Ergonomic interventions to prevent musculoskeletal injuries in industry. Chelsea, MI: Lewis Publishers.





13. Chaffin, D., Anderson, G., 1991, *Occupational Biomechanics* (2<sup>nd</sup> ed.). New York: Wiley.
14. Mital, A., 1983, The psychological approach in manual lifting: A verification study. *Human Factors*: Vol. 25, pp485-491.
15. Ayoub, M., Mital, A, 1989, *Manual materials handling*. London: Taylor & Francis.
16. Genaidy, A., Asfour, S., Mital, A., Waly S., 1990, Psychological models for manual lifting tasks. *Ergonomics*: Vol. 21, No. 4, pp295-303.
17. Checkoway, H., Pearce, N.E., Crawford-Brown, D.J., 1989, *Research methods in occupational epidemiology*. New York: Oxford University Press.
18. Sanders, M.S., McCromick E.J., 1993, *Human factors in engineering and design* (7<sup>th</sup> ed.). McGraw-Hill.
19. Harrison, A.J., Atkins, R.M., Scott, H.J.F., 1994, Simple device for measurement of load-bearing forces during walking. *J. Engineering in Medicine*: Vol. 208 No. 3, pp159-162.
20. Kulkarni, M.S., Panta, P., Kannan, S., Venkateswaran, T.V., 1993, Data logger for personnel monitoring TLD readers. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors & Associated Equipment*: Vol. 2, No. 3, pp512-515.
21. Toyonori, Y., Yuhara, H., Takahashi, H., Micallef, C., 1988, Advanced data logger with high-speed trend recording. *Advances in Instrumentation*: Vol. 42, No. 3, pp1675-1680.
22. Slemmer, B., 1989, What to look for in a portable data logger. *Intech*: Vol. 36, No. 4, pp52-53.
23. Yoshida, M., Yanagida, Y., Ichihashi, N., Evaluation of human activities by long period measurement of EMG and body movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Electromyography and Motor Control*. Vol. 97, No. 4, ppS272.
24. Price, V.A., 1990, Anatomy of a data logger. *Intech*: Vol. 37, No. 4, pp42-43.
25. Connors, J.V., Olobri, J.P., 1987, Data logger with unique data storage. *IEEE Service Cent* (Cat. Publ by IEEE, NY, USA, 87CH2405-9),



Piscataway, NJ, USA, pp186.

26. Bresler, B., and Frankel, J.P., 1950, The forces and movements in the leg during level walking. *ASME*: Vol. 72, pp27-36.
27. Murray, M.P., Drought, A.B., Ross, C., et al. 1964, Walking patterns of normal men. *J. Bone Joint Surg*: Vol. 46, pp355-360.
28. Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H., 1969, Walking patterns of healthy old men. *J. of Gerontology*: Vol. 24, pp169-178.
29. Holt, K.S., Jones, R.B., Wilson, R., 1974, Gait analysis by means of a multiple sequential exposure camera. *Develop. Med. and Child Neurology*: Vol. 16, pp742-745.
30. Hageman, P.A., and Blake, D.J., 1986, Comparison of gait of young women and elderly women. *Physical Therapy*: Vol. 66, pp1382-1388.
31. Blake, D.J., and Hageman, P.A., 1989, Comparison of gait of young men and elderly men. *Physical Therapy*: Vol. 69, pp144-147.
32. Winter, D.A., Greenlaw, G.K., Hobson, D.A., 1972, Television-computer analysis of kinematics of human gait. *Comput. & Biomed. Res*: Vol. 5, pp498-504.
33. Whittle, M.W., 1982, Calibration and performance of a 3-D TV system for kinematic analysis. *J. Biomech*: Vol. 15, pp185-196.
34. Soderberg, G.L., Gabel, R.H., 1978, A light-emitting diode system for analysis of gait: a method and selected clinical examples. *Physical Therapy*: Vol. 58, pp426-432.
35. Woltring, H.J., 1980, Planar control in multi-camera calibrations for 3D gait studies. *J. Biomech*: Vol. 13, pp39-48.
36. Winter, D.A., Yack, H.J., 1987, EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin. Neurophysiol*: Vol. 67, pp401-411.
37. Yang, J.F., Winter, D.A., 1985, Surface EMG profiled during different walking cadences in humans. *Electroencephalogr Clin. Neurophysiol*: Vol. 60, pp485-491.
38. Dubo, H.I., Peat, M., etc., 1976, Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. *Arch. Phys. Med. Rehabil*: Vol. 57, No. 9,



pp415-420.

39. Lyons, K., Perry, J., etc., 1983, Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: an EMG study. *Phys. Ther.*: Vol. 63, pp1597-1605.
40. Scranton, P.E., McMaster, J.H., 1976, Momentary distribution of forces under foot. *J. Biomech.*: Vol. 9, pp45-48.
41. Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F., 1981, Human walking. Baltimore, MD, Waverly Press.
42. Waters, R.L., Lunsford, B.R., etc., 1988, Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J. Orthop. Res.*: Vol. 6, pp215-222.
43. Yakura, J.S., Waters, R.L., Adkins, R.H., 1990, Changes in ambulation parameters in SCI individuals following rehabilitation. *Paraplegia*: Vol. 28, pp364-370.
44. Winter, D.A., Isliac M., Deathe, A.B., Olin, M., et al., 1993, A technique to analyze the kinetic and energetic of cane-assisted gait. *Clinical Biomechanics*: Vol. 8, pp37-43,.
45. Luttmann, A., Jager, M., Luring, W., 1999, Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *International Journal of Industrial Ergonomics*: Vol. 25, No. 2000, pp645-660.
46. Cobb, S., Forbes, A., 1923,. Electromyographic studies of muscular fatigue in man. *Americal Journal of Physiology*: Vol. 65, pp234-251.
47. Hagg, G.M., Suurkula, J., Liew, M., 1987, A worksite method for shoulder muscle fatigue measurements using EMG, test contractions and zero crossing technique. *Ergonomics*: Vol. 30, pp1541-1551.
48. Luttmann, A., Jager, M., 1998, Discrimination between fatigue-induced and force-related EMG changes in occupational field studies. In: Kumar, S. Ed. *Advances in Occupational Ergonomics and Safety 2*. IOS Press, Amsterdam: pp218-221.
49. Luttmann, A., Jager, M., Laurig, W., 1988, Surface electromyography in work-physiological field studies for the analysis of muscular strain and fatigue. In: Wallinga, W., Boom, H.B.K., de Vries, J. Eds. *Electrophysiological Kinesiology*. Elsevier Science Publishers, Amsterdam: pp301-304.



50. Sjogaard, G., 1990, Exercise-induced muscle fatigue: The significance of potassium. *Acta. Physiologica*: Vol. 140, Suppl., pp593.
51. Hermens, H.J., V. Bruggen, T.A.M., Baten, C.T.M., Rutten, W.L.C., Boom, H.B.K., 1992, The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: Vol. 2, pp15-25.
52. Spaepen, A., Hermans, V., 1996, EMG in occupational settings: Measurement of muscle load or muscle fatigue, In: Mital, A., Krueger, H., Kumar, S., Menozzi, M., Fernandez, J.E., Eds.
53. Hagberg, M., 1981, Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*: Vol. 51, pp1-7.
54. Luttmann, A., Jager, M., Witscher, K., Vorgerd, M., Tegenthoff, M., 1998, Fatigue-induced EMG changes during low-level isometric contractions. In: Hermens, H.J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Freriks, B., Eds. *surface Electromyography: Application Areas and Parameters – Proceedings of the Third General SENIAM Workshop*. Roessingh Research and Development, Enschede: pp141-150.
55. Spaepen, A.J., Baumann, W., Meas, H., 1987, *Relation between mechanical load and EMG-activity of selected muscles of the trunk under isometric conditions*. In: Bergmann, G., Kolbel, R., Rohlmann, A. (Eds.), *Biomechanics: Basic and Applied Research*. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht: pp 473-478.
56. Komi, P.V., Viitasalo, J.H.T., 1976, Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta. Physiologica Scandinavia*: Vol. 96, pp267-276.
57. Viitasalo, J.H.T., Komi, P.V., 1977, Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology*: Vol. 37, pp111-121.
58. Viitasalo, J.H.T., Komi, P.V., 1978, Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*: Vol. 18, pp167-178.
59. Petrofsky, J.S., 1980, Computer analysis of the surface EMG during isometric exercise. *Computers in Biology and Medicine*: Vol. 10, pp83-95.
60. Petrofsky, J.S., Lind, A.R., 1980, Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *European Journal*



*of Applied Physiology*: Vol. 43, pp173-182.

61. Petrofsky, J.S., Glaser, R.M., Phillips, C.A., Lind, A.R., Williams, C., 1982, Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as in index of muscle fatigue. *Ergonomics*: Vol. 25, No. 3, pp213-223.
62. Hagberg, M., Ericson, B.-E., 1982, Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *European Journal of Applied Physiology*: Vol. 48, pp147-156.
63. Broman, H., Bilotto, G., de Luca, C.J., 1985, Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *Journal of Applied Physiology*: Vol. 58, No. 5, pp1428-1437.
64. Moritani, T., Muro, M., 1987, Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology*: Vol. 56, pp260-265.
65. Nagata, S., Arsenault, A.B., Gagnon, D., Smyth, G., Mathieu, P.-A., 1990, EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. *Medical & Biological Engineering & Computing*: Vol. 28, pp374-378.
66. Bilodeau, M., Arsenault, A.B., Gravel, D., Bourbonnais, D., 1990, The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *European Journal of Applied Physiology*: Vol. 61, pp461-466.
67. Bilodeau, M., Arsenault, A.B., Gravel, D., Bourbonnais, D., 1991, EMG power spectrum of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*: Vol. 63, pp24-28.
68. Bilodeau, M., Arsenault, A.B., Gravel, D., Bourbonnais, D., 1992a, Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: Vol. 2, No.3, pp121-129.
69. Bilodeau, M., Arsenault, A.B., Gravel, D., Bourbonnais, D., 1992b, Time and frequency analysis of EMG signals of homologous elbow flexors and extensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*: Vol. 30, pp640-644.
70. Basmajian, J. V., De Luca, C., 1985, *Muscles Alive—Their Functions Revealed by Electromyography*, 5<sup>th</sup> Edition: Williams and Wilkins, Baltimore.



71. De luca, C., 1985, Myoelectric manifestations of localized muscle fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*: Vol. 11, pp251-279.
72. Hagg, G.M., 1992, Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *Journal of Applied Physiology*: Vol. 73, pp1211-1217.
73. Hagg, G.M., Kadefors, R., 1996, EMG alterations at sustained contractions with special emphasis on applications in ergonomics. In: Kumar, S., Mital, A., Eds. *Electromyography in Ergonomics*. Taylor and Francis, London: pp163-181.
74. Krogh-Lund, C., 1993, Myo-electric fatigue and force failure from submaximal static elbow flexion sustained to exhaustion. *European Journal of Applied Physiology*: Vol. 67, pp389-401.
75. Caffier, G., Heinecke, D., Hinterhan, R., 1993, Surface EMG and load level during long-lasting static contractions of low intensity. *International Journal of Industrial Ergonomics*: Vol. 12, pp77-83.
76. Merletti, R., Knaflitz, M., De Luca, C.J., 1992, Electrically evoked myoelectric signals. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*: Vol. 19, pp293-340.
77. Stulen, F.B., De Luca, C.J., 1981, Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*: Vol. 28, pp515-523.
78. Kwatny, E., Thomas, D.H., Kwatny, H.G., 1970, An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*: Vol. 17, pp303-313.
79. Luttmann, A., Jager, M., Sokeland, J., Laurig, W., 1996b, Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) of electromyograms applied for the indication of muscular fatigue among surgeons in urology. In: Mital, A., Krueger, H., Kumar, S., Menozzi, Fernandez, J.E., Eds. *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*. Int. Soc. For Occupational Ergonomics and Safety, Cincinnati: pp523-528.
80. Luttmann, A., Jager, M., Witscher, K., Vorgerd, M., Tegenthoff, M., 1997, Individual fatigue response in the joint analysis of EMG spectrum and amplitude (JASA). In: Hermens, H.J., Hagg, G., Freriks, B. Eds. *European Applications on Surface Electromyography*. Roessingh Research and



Development, Enschede: pp138-146.

81. 鄔慎智、藍俊雄、藍天雄、汪慧瑜譯，人因工程，高立圖書 pp130。
82. Muller, E. A., 1961, *Die. Physische. Ermudung.* In Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin, Band 1. Berlin: Urban & Schwarzen-berg.
83. Brouha, L., 1967, *Physiology In Industry*, 2<sup>nd</sup> edn. Oxford: Pergamon Press.
84. Bernstein NA., 1967, *The co-ordination and regulation of movements*, 1<sup>st</sup> edn. Oxford: Press.
85. Patla AE., editor. 1991, *Adaptability of human gait – implications for the control of locomotion*, 1<sup>st</sup> edn. Amsterdam: North Holland; Chapter 1, Understanding the control of human locomotion: a prologue: pp3-17.
86. Abernethy B., Sparrow WA., editor. 1992, *Approaches to the study of motor control and learning.* Amsterdam: North Holland; Chapter 1, Summers JJ, editor. The rise and fall of dominant paradigms in motor behaviour research: pp3-45.
87. Newell KM., Corcos DM editors. 1993, *Variability and motor control.* Champaign, Ill: Human Kinetics Publishers, Chapter 1, Issues in variability and motor control: pp1-12.
88. Rozendal RH., 1989, Gait analysis and ICIDH. Vol. 2, No. 3, pp89-93.
89. Geurts AC., Mulder TW., Rijkcn RA., Nienhuis B., 1991, From the analysis of movements to the analysis of skills. Bridging the gap between laboratory and clinic. *J. Rehabil:* Vol. 4, No. 1, pp9-12.
90. Patla AE., Prentice SD., Robinson C., Neufeld J., 1991, Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. *J. Exp. Psychol. Hum. Percept Perform:* Vol. 17, No. 3, pp603-634.
91. Spaulding SJ., Patla AE., Elliot DB., Flanagan J., Rietdyk S., Brown S., Elliott DB., 1994, Waterloo vision and mobility study: Gait adaptations to altered surfaces in individuals with age-related maculopathy. *Optom. Vis:* Vol. 71, No. 12, pp770 -777.
92. Aminian K., Robert P., Jequier E., Schutz Y., 1995, Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Sports Exerc:* Vol. 27, pp226 -234.
93. Patla AE editor, 1991, *Adaptability of human gait – implications for the*



*control of locomotion*. 1<sup>st</sup> edn. Amsterdam. North Holland: Chapter 9, Understanding the control of human locomotion: a “Janus” perspective: pp441-52.

94. Morris ME., Matyas TA., Ianseck R., Summers JJ., 1996, Temporal stability of gait in Parkinson’s disease. *Phys. Ther*: Vol. 76, No.7, pp763-789.
95. Panzer VP., Bandinelli S., Hallett M., 1995, Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch. Phys. Med. Rehabil*: Vol. 76, No. 2, pp151-157.
96. Hughes MA., Schenkman ML., Chandler JM., Studenski SA., 1995, Postural responses to platform perturbation – kinematics and electromyography. *Clin Biomech*: Vol. 10, pp318-322.
97. Moe-Nilssen R., 1998, A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clin. Biomech*: Vol. 13, pp328-335.





## 附錄一：資料擷取微處理器控制程式（C 語言）

```
/*=====*/
/*=====*/
/*          *** Datas-Logger for All Complete ***          2001/3/14  */
/*-----*/
/*
/*          Hi-Tech C Compiler   Version 1.00a
/*
/*          9 Signals content :  1.EMG 1           [With 500Hz]
/*                               2.EMG 2           [With 500Hz]
/*                               3.Analog 1 X       [With 125Hz]
/*                               4.Analog 1 Y       [With 125Hz]
/*                               5.Analog 1 Z       [With 125Hz]
/*                               6.Analog 2 X       [With 125Hz]
/*                               7.Analog 2 Y       [With 125Hz]
/*                               8.Analog 2 Z       [With 125Hz]
/*                               9.Pulse           [With 125Hz]
/*
/*          First Version By Linus
/*
/*=====*/
/*          Finish
/*=====*/
```

```
#include <pic.h>
#include "delay.h"
#include "delay.c"
#include "stdio.h"
#include "stdlib.h"
#include "string.h"
#include "conio.h"
```

```
#define POLLING_PERIOD 250      //with 4Mhz processor, 250us
#define TMR0_PRESCALER 2       //gives 1:8, 2000us(500Hz)
#define TMR0_SETTING (0xff - (POLLING_PERIOD-5))
                                //the -5 factor is to make up for overhead
                                //the 0xff- factor is because the timer counts up to 0xff
```

```
void WriteCF(void);
void WaitFree(void);
void AdcRead(unsigned char channel);
unsigned char ClientRead(void);
void ClientWrite(unsigned char CWData);
```

```
static int SRAMAdd = 0;         // SRAM Address
static int SectorsAdd0 = 0;    // Sectors Address Byte 0
static int SectorsAdd1 = 0;    // Sectors Address Byte 1
static unsigned char TimerCounterLo; // Low Timer Counter
static unsigned char TimerCounterHi; // High Timer Counter
static unsigned char PulseTime;    // The time between two Pulses
static unsigned char PulseBefTime; // Time at berore Pulse
static unsigned char PulseNowTime; // Time at now Pulse
static unsigned char ChannelSwitch; // Switch for store of Datas[2~9]
static unsigned char TOIF_Flag;    // The Flag of TOIF
```



```

static unsigned char INTF_Flag; // The Flag of INTF
static unsigned char DataChannel;
static unsigned char WriteChannel;
static unsigned char Base;
static unsigned char Datas[10]; // Store EMG 1, 2, Pulse Value, Analog 1 and 2
// 10th bit be [ED] for mark

void main(void)
{
    OPTION&= 0b11000000; // Turn off bottom 6 bits to configure TMR0
    OPTION|= TMR0_PRESCALER; // TMR0 prescaler, 1:16 (OPTION_REG)
    ADCON1 = 0b00000000; // Let 8 analog channel all be used
    INTCON = 0b00000000; // Disable any interrupts

    TRISB = 0b00000001; // Set PORTB RB0 be INT(external interrupt for Pulse)
    TRISD = 0b00000000; // PORTD all outputs
    PORTD = 0b00000000; // Clear PORTD
    TRISC = 0b00000101; // RC0 be input;RC1 be output;RC2 be input
    RC1 = 0; // Initial DRQ be low

    TOCS = 0; // Timer increments on instruction clock
    TOIE = 1; // Enable interrupt on TMR0 overflow
    INTE = 1; // Enable the external interrupt RB0/INT
    INTEDG = 1; // Rising edge trigger the interrupt

    TimerCounterLo = 0x00;
    TimerCounterHi = 0x00;
    PulseTime = 0x00;
    Datas[9]=0xED; // 10th bit be [ED:mean END] for mark
    ChannelSwitch = 1;

    for(DataChannel=0;DataChannel<9;DataChannel++)
        Datas[DataChannel]=0; // Clear Datas

    DelayMs(200); // Wait for CF warm up

    while(1)
    {
        GIE = 1; // Global interrupt enable

        for(DataChannel=0;DataChannel<8;DataChannel++)
        {
            AdcRead(DataChannel); // Read A/D Channel 0~7
            Datas[DataChannel] = ADRESH;

            if(TOIF_Flag == 1)
            {
                GIE = 0; // Disable global interrupt

                if(ChannelSwitch > 4)
                    ChannelSwitch = 1;

                WaitFree();
                ClientWrite(0x02); //Function Type SRAM Write
                ClientWrite((unsigned char) SRAMAdd); //SRAM Address Low
                ClientWrite((unsigned char) (SRAMAdd>>8)); //SRAM Address High
                SRAMAdd++;
                for(WriteChannel=0;WriteChannel<2;WriteChannel++)
                    ClientWrite(Datas[WriteChannel]);
            }
        }
    }
}

```





```

    }
  }
  if(INTF)
  {
    INTF = 0;           // clear the RB0/INT interrupt flag
    INTF_Flag =1;      // Let Flag of INTF be ON
  }
}
/*=====*/
/*          ---Function AdcRead()---          */
/*=====*/
void AdcRead(unsigned char channel)
{
  ADCON0 = (channel << 3) + 0b01000001;    // Fosc/8, A/D enabled
  DelayUs(30);
  ADGO = 1;
  while(ADGO)
    continue;                               // wait for conversion complete
}
/*=====*/
/*          ---Function ClientRead()---      */
/*=====*/
unsigned char ClientRead(void)
{
  unsigned char CRData;
  TRISD = 0b11111111;    //Set Host Data Input
  while(!(RC0&1));       //Wait Client DRQ
  CRData = PORTD;
  RC1 = 1;               //Set Ans PortC
  while(RC0&1);         //Wait Client DRQ Clear PortB
  RC1 = 0;               //Clear Host Ans PortC
  return(CRData);
}
/*=====*/
/*          ---Function ClientWrite()---     */
/*=====*/
void ClientWrite(unsigned char CWDData)
{
  TRISD = 0b00000000;    //Set Host Data Output
  PORTD = CWDData;       //Send Data to Client
  RC1 = 1;               //Set Host DRQ PortC
  while(!(RC0&1));       //Wait Client ANS PortB
  RC1 = 0;               //Clear Host DRQ
  while(RC0&1);         //Wait Client ANS Clear
  TRISD = 0b11111111;    //Set Host Data Input
}
/*=====*/
/*          ---Function WaitFree()---       */
/*=====*/
void WaitFree(void)
{
  while(RC2&1);          //Wait Datalog Free
}
/*=====*/
/*          ---Function WriteCF()---       */
/*=====*/
void WriteCF(void)
{

```



unsigned char Temp;

```
SectorsAdd0++;  
if(SectorsAdd0 < 100 || SectorsAdd0 > 30720) //Store in 15M bytes  
    SectorsAdd0 = 100;  
SectorsAdd1 = SectorsAdd0/256;  
  
WaitFree();  
ClientWrite(0x14); //Function Type CF DMA Write Sector  
ClientWrite(0x00); //Memory Page  
ClientWrite(0x01); //Count  
ClientWrite((unsigned char)SectorsAdd0); //Sector No Byte 0  
ClientWrite((unsigned char)SectorsAdd1); //Sector No Byte 1  
ClientWrite(0x00); //Sector No Byte 2  
ClientWrite(0x00); //Sector No Byte 3  
Temp = ClientRead();  
}  
/*=====*/  
/*=====*/
```



## 附錄二：資料儲存微處理器控制程式（C 語言）

```
/* Compact Card Reader*/
/* Yung-Ping Liu */
/* Hi-Tech C Compiler */
/* Firmware Version : 2.00b */
/* Hardware Version : 2.00b */
/* Last Data 2001/02/07 */

#include <pic.h>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>

#define Byte0(x)      (unsigned char)*(((unsigned char *)&x)+0)
#define Byte1(x)      (unsigned char)*(((unsigned char *)&x)+1)
#define Byte2(x)      (unsigned char)*(((unsigned char *)&x)+2)
#define Byte3(x)      (unsigned char)*(((unsigned char *)&x)+3)

#define Word0(x)      (unsigned int)*(((unsigned int *)&x)+0)
#define Word1(x)      (unsigned int)*(((unsigned int *)&x)+1)

//char TargetFilename[13]="MSCF0001.DAT";

#include "delay.h"
#include "delay.c"
#include "sramio.h"
#include "cfio.h"
#include "hostio.h"

//=====
//= Main Program Begin =====
//=====

void main(void)
{
    unsigned int iTemp;
    unsigned int iTemp1;
    unsigned char cTemp;
    unsigned char cTemp1;
    unsigned long lTemp;
    unsigned char FunctionType;

    GIE = 0;    // Disable all interrupt

    PEIE = 0;
    TOIE =0;
    INTE =0;
    RBIE =0;

    EEIE =0;
    PSPIE =0;
    ADIE =0;
    RCIE =0;
    TXIE =0;
    SSPIE =0;
    CCP1IE =0;
```



```
TMR2IE =0;
TMR1IE =0;
CCP2IE =0;
BCLIE =0;

PIE1 = 0;
PIE2 = 0;
INTCON = 0;
OPTION = 0b10000111; // TMR0 prescaler, 1:256 (OPTION_REG)
ADON = 0; //Shutoff A/D module
ADCON1 = 0b00000110; //All PORTA to Digital I/O

/* Initialize Port A */
TRISA = 0b00111110; // PORTA 0-5 outputs,
PORTA = 0b00000001; //

/* Initialize Port E */
TRISE = 0b00000010; // RE0,2 Output RE1 Input, DRQ out, ANS in, CF Busy

/* Initialize Port B */
TRISB = 0x00; // PORTB all output, SRamCS SRamR/W CounterPreLoad CounterCLK
CFCommandBit3~Bit0
PORTB = 0b10110110; // Set SRAM and Counter and CF to Standby mode

/* Initialize Port C */
TRISC = 0xff; // PORTC all Input, Data Bus 8~15 for CF, SRAM.

/* Initialize Port D */
TRISD = 0xff; // PORTD all Input, Data Bus 0~7 for CF, Counter, SRAM, HOST.

/* Initialize Function Viriable */

//-----
while(1)
{
    RE2 = 0; //Set Datalog Free;
    FunctionType = HostRead();
    RE2 = 1; //Set Datalog Busy;
    //FunctionType = 0x99;

    switch(FunctionType)
    {
        case 0x01: //Host SRAM Read
            {
                Byte0(iTemp1) = HostRead();
                Byte1(iTemp1) = HostRead();
                iTemp = SRAMRead(iTemp1);
                cTemp = Byte0(iTemp);
                HostWrite(cTemp);
                cTemp = Byte1(iTemp);
                HostWrite(cTemp);
                break;
            }
        case 0x02: //Host SRAM Write
            {
                Byte0(iTemp1) = HostRead();
```



```
Byte1(iTemp1) = HostRead();
cTemp = HostRead();
Byte0(iTemp) = cTemp;
cTemp = HostRead();
Byte1(iTemp) = cTemp;
SRAMWrite(iTemp1, iTemp);
break;
}
case 0x03: //Host SRAM DMA Write
{
Byte0(iTemp1) = HostRead();
cTemp = HostRead(); //Data Low
Byte0(iTemp) = cTemp;
cTemp = HostRead(); //Data High
Byte1(iTemp) = cTemp;
cTemp = Byte0(iTemp1);
SRAMDMAWrite(cTemp, iTemp);
HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x10: //Host Read CF Status Function
{
cTemp = ReadCFStatus();
HostWrite(cTemp); //Send Status byte to Host
HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x11: //Host Set CF into Sleep Mode
{
CFSleep();
HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x12: //Host Read CF CIS Function
{
ReadCFCIS();
HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x13: //Host DMA Read CF Sector Function
{
cTemp = HostRead(); //Memory Page
cTemp1 = HostRead(); //Count

Byte0(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 0
Byte1(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 1
Byte2(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 2
Byte3(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 3

ReadCFSector(cTemp, cTemp1, lTemp);

HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x14: //Host DMA Write CF Sector Function
{
cTemp = HostRead(); //Memory Page
cTemp1 = HostRead(); //Count
```





```
Byte0(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 0
Byte1(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 1
Byte2(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 2
Byte3(lTemp) = HostRead(); //Sector NO Byte 3

WriteCFSector(cTemp, cTemp1, lTemp);

HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x15: //Host Set Init CF Paramater Function
{
InitCFParamater();

cTemp = Byte0(IBPB);
HostWrite(cTemp); //Send BPB Byte 0
cTemp = Byte1(IBPB);
HostWrite(cTemp); //Send BPB Byte 1
cTemp = Byte2(IBPB);
HostWrite(cTemp); //Send BPB Byte 2
cTemp = Byte3(IBPB);
HostWrite(cTemp); //Send BPB Byte 3

cTemp = Byte0(iFAT1);
HostWrite(cTemp); //Send FAT1 Byte 0
cTemp = Byte1(iFAT1);
HostWrite(cTemp); //Send FAT1 Byte 1

cTemp = Byte0(iFATSize);
HostWrite(cTemp); //Send FATSize Byte 0
cTemp = Byte1(iFATSize);
HostWrite(cTemp); //Send FATSize Byte 1

cTemp = Byte0(iFAT2);
HostWrite(cTemp); //Send FAT2 Byte 0
cTemp = Byte1(iFAT2);
HostWrite(cTemp); //Send FAT2 Byte 1

HostWrite(cClusterSize); //Send Cluster Size

cTemp = Byte0(iFDBSize);
HostWrite(cTemp); //Send FDBSize Byte 0
cTemp = Byte1(iFDBSize);
HostWrite(cTemp); //Send FDBSize Byte 1

cTemp = Byte0(iRootDirBlock);
HostWrite(cTemp); //Send iRootDirBlock Byte 0
cTemp = Byte1(iRootDirBlock);
HostWrite(cTemp); //Send iRootDirBlock Byte 1

cTemp = Byte0(iRootDirBlockSize);
HostWrite(cTemp); //Send iRootDirBlockSize Byte 0
cTemp = Byte1(iRootDirBlockSize);
HostWrite(cTemp); //Send iRootDirBlockSize Byte 1

HostWrite(cFATType); //Send FAT Type
```



```
HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x16: //Host Read Cluster Content
{
Byte0(iTemp) = HostRead(); //Clustert NO. Byte 0
Byte1(iTemp) = HostRead(); //Clustert NO. Byte 1

iTemp1 = ReadCluster(0x00, iTemp);
cTemp = Byte1(iTemp1);
HostWrite(cTemp); //Send Cluster NO. Content High Byte
cTemp = Byte0(iTemp1);
HostWrite(cTemp); //Send Cluster NO. Content Low Byte

HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x17: //Host Write Cluster Content
{
Byte0(iTemp) = HostRead(); //Clustert NO. Byte 0
Byte1(iTemp) = HostRead(); //Clustert NO. Byte 1
Byte0(iTemp1) = HostRead(); //Clustert Content Byte 0
Byte1(iTemp1) = HostRead(); //Clustert Content Byte 1

WriteCluster(iTemp, iTemp1);

HostWrite(0x55); //Send Complete Chenk byte to Host
break;
}
case 0x18: //Host Find Free Cluster
{
iTemp = FindFreeCluster();
cTemp = Byte0(iTemp);
HostWrite(cTemp); //Send Free Cluster No. Low to Host
cTemp = Byte1(iTemp);
HostWrite(cTemp); //Send Free Cluster No. High to Host
break;
}
case 0x20: //Create FDB in Root Directory
{
Byte0(iTemp) = HostRead(); //Filename Low Byte
Byte1(iTemp) = HostRead(); //Filename High Byte
iTemp1 = CreateRootFDB(iTemp);
cTemp = Byte0(iTemp1);
HostWrite(cTemp); //Send Free Cluster No. Low to Host
cTemp = Byte1(iTemp1);
HostWrite(cTemp); //Send Free Cluster No. High to Host
break;
}
case 0x21: //Find File
{
Byte0(iTemp) = HostRead(); //Filename Low Byte
Byte1(iTemp) = HostRead(); //Filename High Byte
iTemp1 = FindFile(iTemp);
cTemp = Byte0(iTemp1);
HostWrite(cTemp); //Send FDB Offset Low to Host
cTemp = Byte1(iTemp1);
HostWrite(cTemp); //Send FDB Offset High to Host
```



```
        break;
    }
    /*
case 0x22:    //Find File
    {
        Byte0(iTemp) = HostRead();    //Filename Low Byte
        Byte1(iTemp) = HostRead();    //Filename High Byte
        cTemp = AppendFile(iTemp, 0x0200);
        HostWrite(cTemp);            //Send Resoult to Host
        break;
    }
    */
case 0x95:    //Host Test
    {
        break;
    }
case 0x96:    //Host Test
    {
        break;
    }
case 0x97:    //Host Test
    {
        HostWrite(0x55);            //Send Complete Chenk byte to Host
        break;
    }
case 0x98:    //Host Test
    {
        break;
    }
case 0x80:    //Host Read CF Diag. Function
    {
        cTemp = CFDiag();
        HostWrite(cTemp);            //Send Diag. Result byte to Host
        HostWrite(0x55);            //Send Complete Chenk byte to Host
        break;
    }
case 0x99:    //Send Ok Signal...
    {
        HostWrite(0x55);            //Send Complete Chenk byte to Host
        break;
    }
case 0xAA:    //Send Firmware Version...
    {
        HostWrite('2');
        HostWrite('.');
        HostWrite('0');
        HostWrite('1');
        HostWrite('b');
        break;
    }
default:
    break;
}
}
}

//=====
//=Main Program End=
//=====
```



## 附錄三：資料分析程式碼 ( Lab VIEW )



## 附錄四：資料擷取電路模組電路圖



## 附錄五：資料儲存電路模組電路圖



## 附錄六：CF 記憶卡座電路模組電路圖