

# 作業場所上肢重複性傷害現場監測技術開發

陳協慶<sup>1</sup> 盛啓峰<sup>1</sup> 陳志勇<sup>2</sup> 劉永平<sup>1</sup> 林瑞豐<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 朝陽科技大學工業工程與管理系，吉峰東路 168 號，台中縣霧峰鄉，台灣

<sup>2</sup> 行政院勞委會勞工安全為研究所，橫科路 407 巷 99 號，台北縣汐止市，台灣

hcchen@mail.cyut.edu.tw

## 摘要

上肢因工作而罹患肌肉骨骼傷害的情形，普遍地存在於各行各業中。其中，不當的姿勢、過大的施力、與高度的重複性是造成工作上累積性傷害（cumulative trauma disorders, CTD）的主要原因。為防範此類傷害所提出之作業規範，正逐步朝向同整工作時程（exposure time）、機械性暴露程度（exposure level）、與重複性模式（temporal pattern）等因子效應的方向發展，但至今對於擬定確切適用之規範仍然欠缺充分的科學佐證。因此，長時間收集現場作業資訊並對作業負荷加以量化的研究，將有助於重複累積性傷害防治工作的進行。本研究的目的在於研發可攜式之資料記錄器，應用該裝置實地記錄現場作業人員之肌電、心電、肢體角度、及加速度等訊號。研究中配合自行開發之互動式分析軟體，對作業中所收集之訊號加以分析運算；透過實驗室多項軟硬體之測試與驗證，證實該系統具有一定之可靠性及穩定性。希望透過此項研究，未來能夠將完成之資料記錄器應用於重複性危害防治之相關研究。

關鍵詞：資料記錄器、重複性傷害、工作分析

## Abstract

Upper extremity cumulative trauma disorders (CTD) have been associated with work activity in a variety of industries, jobs, and specific tasks. The majority of CTDs attribute to awkward postures, excessive manual forces, and high rate of manual repetition. The on-going developments of ergonomics guidelines are focusing on combining variables of exposure duration, exposure level, and temporal pattern of exposure delivery (repetitiveness). Research concerning long-term data collection at a job field and quantification of physical workload can facilitate the development of CTD prevention programs. The aim of this project is to develop a data logger and utilize it in recording worker's EMG, EKG, joint angles, and accelerations during working hours. Several tests were conducted in the laboratory to test the data logger's reliability and stability and to justify the equipped functions of the logger. Through this project, the newly developed data logger can be applied in investigating variety of CTD infected jobs

Keywords: data logger, cumulative trauma disorder, job analysis

## 1 研究背景及目的

上肢因工作而罹患肌肉骨骼傷害的情形，普遍地存在於各行各業中。

過去對於靜態作業負荷的評估大多使用（1）推估技術，例如以生物力學模式推算人員之肌肉骨骼受力情形；（2）直接量測，例如量測肌肉活

動程度（肌電訊號）；（3）效應測量，例如測量脊椎/椎間盤短縮量（spinal shrinkage）；（4）主觀評量，例如使用 RPE，舒適度記錄等；以及（5）描述說明，例如使用 OWAS 進行工作姿勢評量等幾種方式進行。對於動態作業負荷的評估則多著重於（1）能量消耗，例如量測機械功、耗氧率、工作能力；（2）心率記錄分析，例如計算心率恢復、心負荷指標；（3）主觀評量；（4）環境熱壓力影響評估等[1]。

直到目前，有關肌肉骨骼傷害研究的趨勢正逐步朝向調整工作時程（exposure time）、機械性暴露程度（exposure level）、重複性模式（temporal pattern）等因子效應的方向發展，但至今對於擬定確切適用之規範仍然欠缺充分的科學佐證（scientific evidence）。此種情形應可歸因於各行業工作性質間存在的差異性極大，以及作業現場之資料記錄收集困難所致，因此，長時間收集現場作業資訊並對作業負荷加以量化的研究，將有助於重複累積性傷害防治工作的進行。

本研究主要目的即為開發一可攜式記錄器，將其應用於記錄現場作業人員之肌電、心電訊號、肢體角度、與加速度等訊號，希望未來能夠將完成之資料記錄器應用於重複性危害防治之相關研究。

## 2 研究方法

### 2.1 記錄器硬體製作

本研究所開發之記錄器本體為由微處理器、快閃記憶卡(compact flash, CF)、訊號處理電路等構件所組成之資料擷取記錄裝置，使用 7.2V 的電池供給電源，可搭配電子角度計、肌電訊號感測器、心電訊號感測器，以及多軸加速計等多種感測器。

記錄器核心採雙微處理器之硬體架構，以一 805x 微處理器進行內部 CF 記憶卡之資料儲存，及外部訊號擷取與訊號之數位/類比(A/D)轉換。透過該微處理器之類比輸入埠，可使角度訊號及肌電訊號共同使用 8 個 12-bit 解析度之通道；此外，

記錄器採用另一 PIC-16F877 微處理器擷取 1 個 10-bit 解析度的心電訊號通道，及 3 個 10-bit 解析度的加速度規訊號通道(x, y, z 軸各一個)。A/D 之取樣頻率為每個通道 1000 samples/sec。EKG 訊號與加速度計訊號擷取乃透過 PIC-16F877 前端之 10-bit A/D 擷取資料後，再以數位 I/O 埠傳送給後端之 805x 進行儲存。

記錄器在輸入/輸出(I/O)部分搭配無線傳輸模組，以 8-bit 之 I/O 作為狀態及同步訊號之輸入；其中 I/O 的取樣方式亦採用 1000 samples/sec 之掃描取樣。採用無線方式傳輸作為狀態記錄（event marker）的目的是為了方便在實驗進行中，觀查者可以將目視的判定狀態透過非接觸的方式輸入記錄器，以方便後續資料處理時對於長時間所記錄之資料進行判定；同時，對於兩分離之記錄裝置，亦可利用單一之外部無線狀態傳輸模組發射同步訊號，以進行擷取資料之同步。

本研究於資料記錄器上設計一個 LCD 顯示器，使用者可透過 LCD 顯示器查看每一通道之訊號，以進行量測前之訊號確認，並可於資料擷取過程中隨時觀察是否有外在或內在的因素導致不良訊號產生。

面對上肢關節活動的複雜性，無法以電子角度計獲得可信賴之角度訊號，因此本計畫加入一三軸向之加速度計作為上臂與重力垂線夾角之量測。根據多軸加速度計的特性，其所獲得之加速度訊號(0~5g)除了可利用數值積分來推算運動之速度外，亦可由其低頻的反應獲得物體相對與水平面之傾角。

### 2.2 記錄器驗證

為驗證本研究中所開發之資料記錄器所記錄之生理訊號是否堪用，本研究於實驗室中以三項測試來驗證本資料記錄器之性能，三項測試項目分別為：（1）可靠度驗證，（2）系統差異性驗證，（3）記錄器續航力與電子量角器精度驗證。以下即針對實驗室測試的項目加以說明。

### 2.2.1 可靠度驗證

爲了得知資料記錄器所收集之肢體角度訊號的可靠性，研究分別在不同的時間，重複進行簡易校正與插件測試，並檢視所得測試資料的可靠度。由於記錄器所記錄之電子量角器資料爲解析度 12bit 的電壓值(0~5V)，必須經由校正才能轉換爲實際的角度值，因此本研究採用簡易的線性校正方式，以兩組已知角度值求算線性轉換方程式之校正參數，再經由該方程式將電壓值校正轉換爲角度值。該線性校正方程式如下：

$$Unit = (V - Offset) \times Scale$$

其中，*Unit* 爲外部所量測到的角度值，而 *V* 爲資料記錄器所擷取到的電壓值。

爲了解上述經簡易校正後肢體角度之可靠度，乃由一位自願參與實驗的男性大學生受試者，於三天中重複執行相同的重複性插件作業。每次實驗開始前，先量測兩段靜態角度值以供簡易校正用。過程中以資料記錄器配合兩具電子量角器，分別收集作業中肘部及腕部的屈曲/伸展角度。實驗中每次進行插件 60 次，過程中以電子節拍器控制插件速度爲每週期 3 秒（圖 1），所獲得之實驗資料分別以下列三種不同之方式進行驗證。



圖 1 重複性插件測試實驗設置

#### ● 角度活動範圍測試

將所收集到之角度訊號以分析程式定義其週期，再將週期間的角度經簡易校正後，以最大值減去最小值計算出各週期的角度活動範圍，再比較三天所收集到之資料分佈，進行差異性分析。

#### ● 基準線測試

本項測試與前述處理之方式相同，惟檢定的項目爲週期間的平均角度值，同樣的以三天所收集之資料進行差異性分析。

#### ● 相似性測試

本項測試的目的在於比較單一測試中角度變化之相似性。處理之方式乃是將資料記錄器所取得的角度訊號經分析程式定義週期後，將每個週期中的資料數等比例的重新取樣(resample)至 100 筆，再以相關性分析相互比較每個週期中角度變化的相似性。

### 2.2.2 系統差異性驗證

本測試主要的目的爲測試記錄器所記錄之角度訊號，經簡易校正後與其他系統量測角度間之差異性。本驗證以資料記錄器搭配運動分析系統(Vicon460 Motion Analysis System, Optotrak Inc., USA)同時進行測試，實驗中以兩具電子量角器分別黏附於受試者之肘部及腕部，擷取其屈曲/伸展之肢體角度訊號，並以運動分析系統以 120Hz 之頻率擷取六顆固定於上肢之反光標訂點。實驗開始前，收集特定的兩組靜態角度以供簡易校正之用。實驗過程中，受試者執行随意的上肢動作，動作中包含肘部及腕部的屈曲/伸展。實驗完成後利用剛體旋轉之方式，對 Vicon 系統所擷取之運動資料進行肢體角度計算，並將其與資料記錄器校正後之角度訊號進行比較。

### 2.2.3 記錄器續航力與電子角度計精度驗證

本項測試之主要目的，一方面是爲了測試本系統使用簡易校正後角度訊號之精度，另一方面是爲了同時測試記錄器長時間持續工作的能力。

本實驗共分爲兩組，第一組實驗將四組電子角度計之一端以膠帶固定於測試桌面，並預先於桌面上設置標有五種角度位置（-90°，-45°，0°，45°，及 90°）的紙張，以碼錶計時，每分鐘以手動之方式同時調整四組角度計之角度至下一個角度位置，改變位置時以目視將電子角度計對準於

紙上所繪之直線，並以無線狀態記錄器記錄改變的狀態，以利後續分析的進行。

第二組實驗僅以一組電子角度計進行測試，測試方式同第一組實驗，惟紙上設有檔板，當改變角度時，以緊靠檔板為準。此外，為了測試記錄器長時間的工作能力，除了角度計所輸入的 4 個訊號通道外，其餘訊號通道亦同時連接上 4 個肌電訊號感測器，3 頻道之加速度計，以及單通道心電訊號，使記錄器維持在滿負載的情形下，持續測試兩小時。

研究中使用自行開發之互動式分析軟體（圖 2）進行收集訊號之運算分析。



圖 2 分析軟體（Viewlog）主控制畫面

### 3 結果

#### 3.1 記錄器硬體

完成之記錄器是由(1)核心運算處理模組(2)八通道類比訊號處理模組(3)四通道類比訊號處理暨無線狀態接收模組(4)CF 卡儲存模組 (5)液晶顯示暨控制模組 (6)訊號橋接模組(7)無線狀態傳輸模組 (8)大容量充電鋰電池 等八項硬體所組成，組裝後含電池總背負重量約 1400 公克（圖 3）。



圖 3 記錄器輸入/控制面板及外觀

資料記錄器內建單通道 1000 Hz 之擷取頻率，前 8 通道及後 4 通道分別以 12 bits 及 10 bits 之解析度擷取類比資料，並將每筆資料以 2 bytes 之大小，每秒鐘 32k bytes 之速率將資料寫入 CF 卡磁軌中，估計每小時持續資料記錄量為 115.2M bytes，可分段記錄資料，記錄之總資料量僅受限於所使用 CF 卡之儲存容量。

資料記錄器面板除了裝設訊號輸入源之 Lemo 連接座外，還具備啟動資料擷取與中斷資料擷取之按鈕及切換 LCD 顯示模式之按鈕，同時，還設置有 LED 來分別顯示電源供應、資料擷取、資料記錄、與外部無線同步訊號之輸入狀態。

為方便電池之更換與拆卸，直流電源供應採用外接式額定電壓 7.2V、重量 135 公克、蓄電能力為 2000mAh 之高密度鋰電池。

無線狀態傳輸模組設置有輸入按鍵，可依操作者之輸入將 (0~9) 狀態值傳送於記錄器之接收模組，方便後續資料處理時快速找尋特定狀態下之資料，訊號於操作者放開按鍵後立即傳送。該模組另內建有雷射發射器(laser pointer)，可作為現場錄影資料與記錄器記錄資料調整同步時之用。

#### 3.2 記錄器驗證

##### 3.2.1 可靠度驗證

角度活動範圍測試結果經分析程式計算後，以 t-test 檢定三天實驗的肘部及腕部角度活動範圍(ROM)，結果皆無明顯的差異(p-value > 0.05, 表 1)，顯示以簡易校正方式所得之角度活動範圍在相同的實驗中並無明顯的差異。

表 1 角度活動範圍統計( $\bar{x} \pm s.d.$ ) (單位：度)

| 角度    | 手肘       | 手腕       |
|-------|----------|----------|
| Day 1 | 49.2±4.6 | 43.3±7.6 |
| Day 2 | 49.9±4.9 | 43.8±7.1 |
| Day 3 | 50.4±3.8 | 44.2±8.7 |

基準線測試結果經分析程式計算後，以 t-test 檢定三天實驗的肘部及腕部角度基準線，肘部有明顯的差異，但於腕部皆無明顯的差異(表 2)。

表 2 基準線統計( $\bar{x} \pm s.d.$ ) (單位:度)

| Item  | 手肘         | 手腕      |
|-------|------------|---------|
| Day 1 | 68.2±2.8** | 2.3±7.7 |
| Day 2 | 58.0±3.9** | 3.1±6.0 |
| Day 3 | 59.4±3.2*  | 1.2±8.0 |

\* p-value < 0.05

\*\* p-value < 0.01

相似性的分析結果中，交叉比對由分析程式所定義出的 60 個週期中的角度波形，共獲得 1770 筆相關係數，表 3 為三天實驗中肘部相關係數之機率分布列表，其相關係數之第 50 百分位數達 0.875 以上，相關係數之第 10 百分位數至少也都有 0.567。而在腕部的相關性分析中，其相關程度較肘部低，但是由表 4 可得知，其相關係數之第 50 百分位數也可達 0.719 以上。

表 3 肘部相關係數第 10、50 及 90 百分位列表

| %ile   | Day 1 | Day 2 | Day 3 |
|--------|-------|-------|-------|
| 10%ile | 0.618 | 0.631 | 0.567 |
| 50%ile | 0.896 | 0.875 | 0.875 |
| 90%ile | 0.963 | 0.962 | 0.959 |

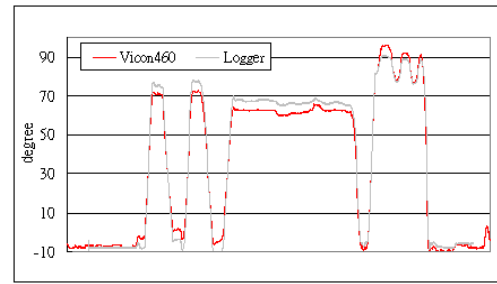
表 4 腕部相關係數第 10、50 及 90 百分位列表

| %ile   | Day 1 | Day 2 | Day 3 |
|--------|-------|-------|-------|
| 10%ile | 0.389 | 0.442 | 0.513 |
| 50%ile | 0.719 | 0.740 | 0.730 |
| 90%ile | 0.879 | 0.863 | 0.852 |

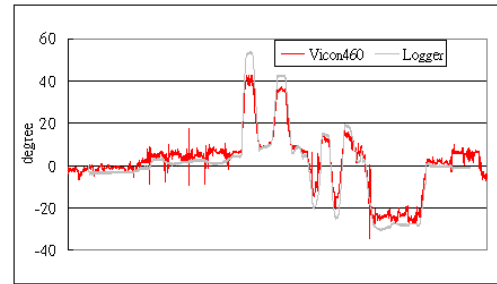
### 3.2.2 系統差異性驗證

以資料記錄器所擷取之角度訊號經簡易校正後所得之關節角度值，直接與運動學資料經剛體旋轉計算所獲得之角度值進行比對，由於兩資料來源之取樣頻率不同且兩系統間最初未採取同步，因此乃將 1000Hz 所擷取的記錄器資料重新取樣，使之解析度降至 120Hz。圖 3 中分別顯示受測者於兩種系統中所測得之肘部與腕部屈曲角度值之比對。

結果顯示兩套系統所得之波形變化趨勢相當吻合，兩者肘部與腕部之相關性係數分別為 0.98 及 0.96。然而以絕對數值來看，兩系統間仍存在相當之差異；電子角度計所獲得之角度與運動學推算的結果平均的誤差角度約為 3 度，最大差距約於 10 度以內。



(a)



(b)

圖 3 Vicon 與記錄器所測得之角度值(a)肘部(b)腕部

### 3.2.3 記錄器續航力與電子角度計精度驗證

本階段實驗將電子量角器測試所獲得之資料計算各週期間調整後之平均角度，再與設定之角度值進行比較。第一組實驗所量測到之角度訊號經簡易校正後，四具電子量角器與所設定之角度之平均誤差分別如圖 4 之 Set 1 所示，其中角度計 2、3 為同一人操作，1、4 角度計由另外兩位實驗者操作。結果顯示各組電子量角器之平均誤差介於 2 至 4 度之間，但約有 3 度之標準差。第二組實驗所量測到之角度訊號經校正後，與設定的角度誤差為  $2.0 \pm 1.7$ ，如圖 4 之 Set 2 所示。

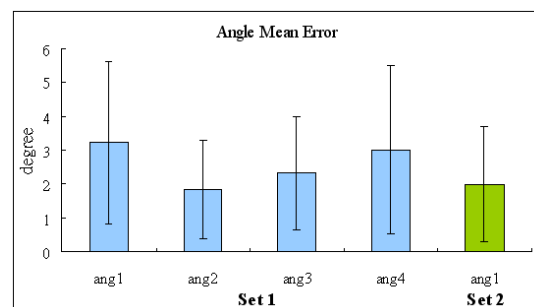


圖 4 電子量角器之平均角度誤差

## 4 討論

記錄器之測試結果顯示該系統相當穩定。記錄器於滿載狀況下可持續工作 2 小時以上，所擷

取之訊號品質穩定，可實際運用於作業現場進行相關作業資訊之收集與分析。

在可靠度方面，於不同時日重覆進行相同的實驗及簡易校正，所獲得之肢體角度訊號僅有肘部之基準線角度平均值具有明顯的差異，此可能是因為在不同時日所進行的實驗中，未明確限制受試者相對於插件桌面之站立位置所導致。而腕部對於插件的動作差異不大，因此其基準線的差異相去不遠。於角度活動範圍以及相似性統計檢定中，並未有明顯的差異，顯示本系統除去人為所造成之誤差影響後，可靠度頗佳。

Hansson[2]曾於研究中指出，BioMetrics Ltd. 所生產之電子量角器，其角度的精度約為 $\pm 2$ 度，這與本研究中第二項實驗所得的結果吻合(平均值 2.0，標準差 1.7)，這同時也驗證本記錄器對於量取肢體角度具有合理的精確度。

由實驗室測試所得到之電子量角器訊號發現，電子量角器之靜態雜訊約為 1 至 2 度，此與電子量角器廠商所宣稱的量測精度相符，但若經由簡易校正的方式(兩點校正)來校正電子量角器之訊號，則會因人為操作的影響而使誤差摻雜進來，導致實際應用上有較大之誤差。在比較記錄器持續工作能力與電子量角器精度測試所獲得之兩項結果，以及第一組實驗三位操作者所得到之誤差大小，可以明顯地驗證人為操作上的誤差將會對於角度訊號校正後的準確度有明顯的影響。這種誤差屬於系統性的誤差(systematic error)，當資料被引用來進行組間比對時，不至於影響到結果，但若引用來比較不同受測者或是不同時間點所蒐集之資料，則有可能會對結果造成影響，這項結果亦暗示未來於作業現場除了採用簡易式之角度校正方式，應有適當的設計來檢驗所獲得之角度資料。

儘管如此，利用重複性插件實驗所得到之結果顯示，記錄器所測得之角度訊號與運動學資料之推算結果數值間之最大誤差約為 10 度，估不論此項差距是否完全歸咎於本記錄器，相較於傳統以目視分析定格影片之姿勢分析方式，此誤差應

仍介於容許範圍之中。校正後記錄器角度訊號與 Vicon 角度訊號上的差異，一方面固然可能是因簡易校正時的人為誤差所導致，另一方面也可能是由剛體座標透過尤拉旋轉方式來計算角度，與由關節外部直接測量角度，兩種方法間即存在某種程度之差異。

由角度資料變化之波形來看，記錄器與 Vicon 兩系統所獲得之結果相當一致，因此若使用記錄器所測得之資料來進行週期性資料之判定與計算，而不計資料絕對數值之大小，所獲得之結果應具有相當高的準確性。

在重複插件測試中利用加速度計來測量上臂抬舉角度時發現，以 0.5Hz cut-off 頻率處理後之角度訊號會與真實的波形較為接近，然而因動態活動週期的末端必然含有較大之加速度，因此在移動加速度之影響下，以加速度所導出之角度變化值可能會高估於真實的角度。此種以加速度計作為角度量測之方法僅適用於低頻 0.5Hz 以下之重複性動作。而當加速度值過大而使測量值超過 1 個重力加速度值時，即無法利用該加速度訊號求算角度值，此種狀況發生時即代表該活動狀態不屬於靜態或低動態之活動。

## 5 誌謝

本研究承蒙行政院勞委會勞工安全衛生研究所 IOSH92-H121、IOSH91-H328 計畫，與國科會 NSC89-2213-E324-041、NSC90-2213-E324-003 計畫經費支持，特此誌謝。

## 6 參考文獻

1. Luopajarvi, T., et al, 1979, Prevalence of tenosynovitis and other injuries of the upper extremities in repetitive work. *Scand J Work Environ Health*, Vol. 5(S3), pp39-47.
2. Hasson, G.-Å., Balogh, I., et al, 1996, Goniometer measurement and computer analysis of wrist angle and movements applied to occupational repetitive work. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, Vol.6(1), pp23-35.