

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

總計劃：以生理訊號為基礎之人機介面設計與應用—人類操  
控機器的新模式(I)

計畫類別：整合型計畫

計畫編號：NSC93-2218-E-009-022-

執行期間：93年08月01日至94年07月31日

執行單位：國立交通大學電機與控制工程學系(所)

計畫主持人：林進燈

計畫參與人員：&#63866；勝富，柯&#63991；偉，陳俞傑，&#63969；欣泓，  
高士政

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 94 年 10 月 14 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫  成果報告  
 期中進度報告

## 以生理訊號為基礎之人機介面設計與應用-人類操控機器 的新模式-總計畫

計畫類別： 個別型計畫  整合型計畫

計畫編號：NSC 93-2218-E-009-022-

執行期間：93 年 08 月 01 日至 94 年 07 月 31 日

計畫主持人：林進燈教授

共同主持人：張志永教授

陳永昇 助教授

劉省宏 副教授

邱俊誠 教授

計畫參與人員：梁勝富，柯立偉，陳俞傑，李欣泓，高士政

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告  完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、  
列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年  二年後可公開查詢

執行單位：國立交通大學電機與控制工程學系

中華民國 94 年 10 月 14 日

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

以生理訊號為基礎之人機介面設計與應用-人類操控機器的新模式-總計畫

計畫編號：NSC 93-2218-E-009-022-

執行期限：93年08月01日至94年07月31日

主持人：林進燈 國立交通大學 教授

執行機構：國立交通大學電機與控制工程學系

## 一、摘要

自1929年Hans Berger發表有關腦波論文以來，尋求以非一般的神經與肌肉系統管道，來研發新的通訊與控制模式的努力乃持續不斷，而在醫學、生物科技、電機、資訊等領域高度發展的今天，實際建立以生理訊號為基礎的操控系統，已經不再是遙不可及的夢想；此新興跨領域的研究在國際間已是方興未艾，而在台灣仍在起步階段，此三年期整合計畫，第一年核准一年，二、三年以預核。即是結合生物科技與電機資訊的一項努力，我們將發展基於生理訊號的人機介面，並將其實際應用到電腦、動感平台等的操控上，而目前大多數此方面的成果仍在實驗室階段，我們的目標是達到日常生活與工業應用的可行性。

在此人機介面的研發中，首先我們需要有生理訊號的量測系統，在取得可靠、穩定的訊號之後，將進行訊號分析與解讀，萃取其特徵，再根據控制的對象，將其轉換成適當的控制指令，基於上述的各項工作，我們以五個子計畫來進行，子計畫一將以虛擬實際動感平台為基礎，開發人機介面的心理工作負荷偵測技術，建立工作環境、腦波、與人體各部分反應的三方對應關係；子計畫二將發展基於生理訊號與表情辨識為主的身心舒適與健康狀態之判斷與預測技術，並將應用於醫療監控系統；子計畫三將建立腦部活動之電生理訊號源模型，以及其估算與分析技術，以計算與控制意念或特定事件相關之腦部神經元活動時序訊號；子計畫四將以非侵入的方式，設計可攜式的心血管訊號測量裝

置，來探討中樞與自律神經系統於人機子計畫五在於結合光學微機電技術，設計製作具有波長可調變之微機電多波段生理訊號量測系統，以期獲取較傳統固定波長之光學量測系統更多之生理訊息。

整合計畫結合五個子計畫所發展的系統完成一多功能基於生理訊號之人機介面，並實地進行電腦、動感平台等操控實驗，而為了有一致的標準，將共同建立成效評量方式與準則，其中將同時考量到工程與生物的觀點，並與國際研究社群接軌；此計畫是生物與工程領域的成功整合，也提供了彼此合作、互相學習的平台，進而得以擴展各自的能力與應用的範圍。

### 關鍵字

情緒與生理訊號監控、人機介面、控制應用、心裡工作負荷、心血管訊號量測、波長調變、微電腦晶片。

## 二、研究成果

本年度此計畫共以五個子計畫完成各自負責的項目，以下分別陳述各子計畫的研究成果：

### 子計畫一：以VR動感平台為基礎之人機介面操控者心理工作負荷偵測(I)

本子計畫探討當駕駛員夜間開車時，閃避前方突如其來的障礙物時，受到不預期刺激的腦波反應。我們使用虛擬實境結合腦波量測分析來研究夜間駕車之腦波特性；實驗場景為夜間直線高速公路之駕車環境，並有不預期之障礙物突然出現在駕駛員前方車道，使其產生一不預期差異之認知狀態[1-2]，紀錄

並觀察腦波訊號，此外另設計有警示標誌出現來提醒駕駛員將出現障礙物，進而來觀察有警示與無警示下兩者之腦波差異。我們觀察駕駛員看到障礙物時的認知狀態。透過獨立成分分析（ICA, independent component analysis）將原始腦波分離為數個獨立之成分，進而使用交叉相關性分析比較各個駕駛員之間獨立成分之關聯性，實驗結果發現與心理負荷相關[1]之腦波獨立成分來源在顱頂中央(CPz)。在 CPz 附近，約於刺激出現後 400ms，腦波會產生一負波。此現象與過去研究中廣泛應用於語言或圖形實驗的 N400 事件相關腦波十分吻合。此外，於 6~7Hz 頻帶有功率增強之情形，則證實了驚嚇程度與該頻段的功率大小有關。

### 一、研究方法

為描述受測者與虛擬實境及腦波量測的關係之實驗架構圖如圖 1-1 所示，圖 1-2 為我們開發之虛擬環境場景實際駕駛之畫面。圖 1-3 為實驗流程圖，實驗中有為 cue 為隨機的，事件發生的間隔也是無法預期的。

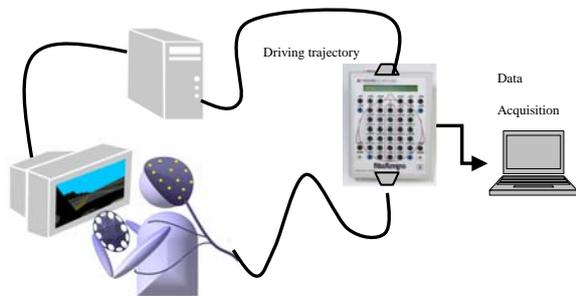


圖 1-1 實驗架構圖



圖 1-2 實驗場景

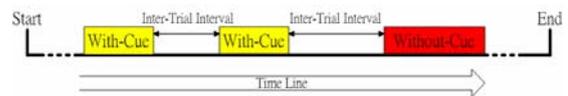


圖 1-3 實驗流程圖

### 二、研究成果

EEG 訊號分析的流程圖如圖 1-4 所示。

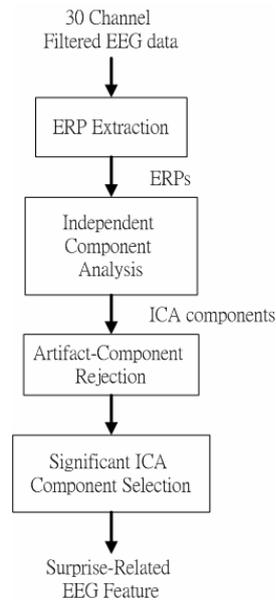


圖 1-4 EEG 訊號分析流程圖

圖 1-5 為實驗結果發現與心理負荷相關之頭部位置 CPz 與跟他有關之獨立成分。圖 1-5 右圖中，為 ERP 的平均曲線，可明顯發現於 400ms 附近有一負波。

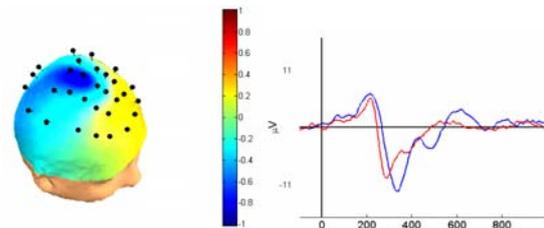


圖 1-5 在 CPz 之獨立成分

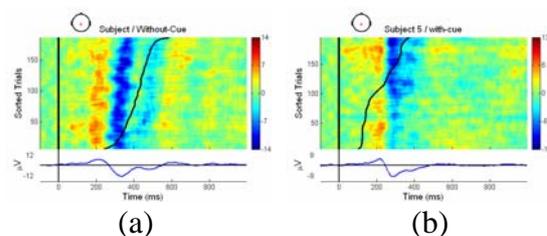


圖 1-6 沒有警示與有警示在 CPz 的 ERP

## 影像圖

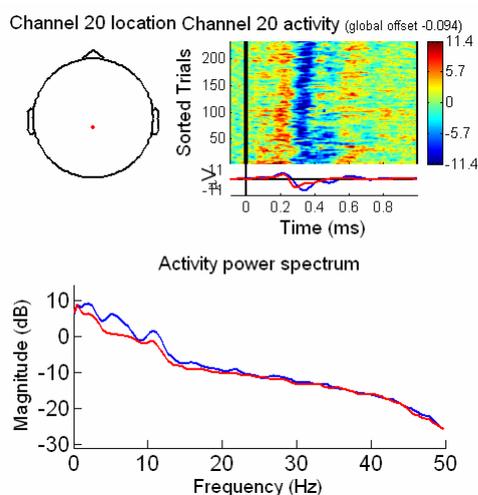


圖 1-7 沒有警示與有警示在 CPz 的功率頻譜比較圖

圖 1-6 為一位受測者在 CPz 的 ERP 影像圖比較沒有警示及有警示的差別，圖 1-7 則是其功率頻譜的比較圖。實驗結果發現與心理負荷相關之腦波獨立成分來源在顱頂中央(CPz)。在 CPz 附近，約於刺激出現後 400ms，腦波會產生一負波。此現象與過去研究中廣泛應用於語言或圖形實驗的 N400 事件相關腦波十分吻合。此外，於 6~7Hz 頻帶有功率增強之情形，則證實了驚嚇程度與該頻段的功率大小有關。

### 子計畫二：人類情緒與生理訊號監控系統研發及其於健康狀態偵測與維護之應用(I)

本子計畫研發一個以影像為基礎的人類動作、表情情緒與生理訊號監控系統，並使用機器學習技術，由所監控影像之動作、表情與生理訊號共同建構一個健康狀態辨認知識系統 [4-6]，以驗證其於健康狀態自動偵測與健康維護應用之可行性。本年度研發重點如下：藉由彩色 CCD 攝影機拍攝家裏人的運動情況，並能自動分析他的動作；亦即本報告提出一個能夠自動監控並且辨識人類動作的初步研究。我們利用資料轉換將影像轉換至特徵空間 (Eigenspace transformation)，再轉至標準空間

(Canonical space transformation)，提供一個能夠在視訊影像中辨識人類動作的系統。在我們的系統中，每一影像序列的前景人物會利用一個背景模型而被抽取出來，並以二值化影像代替。背景模型會使用到連續影像的相除 (frame ratio)。接著，二值化影像經由特徵空間及標準空間轉換投影至標準空間。最後人類動作的識別在標準空間中完成。我們所提供的系統對每一類的動作僅使用幾個必要且有效的樣板來代表，而不使用全部的影像序列；也就是對影像序列作降頻取樣，這麼做的好處是可以降低辨識問題的複雜度、減低運算負載並且增加辨識率。我們提出的這個系統僅僅使用這些二值化的影像來辨識人物的動作，而且沒有參考其他任何資訊例如位置、路徑或速度等等，並有相當高的辨識率。本報告提供一個能夠自動監控、追蹤並且辨識人類動作的系統。我們所提出的系統利用灰階影像來做追蹤以及辨識能找出前景人物在整張影像上的位置，並且辨識出前景人物的動作。

#### 一、研究方法

##### (1) 特徵空間及標準空間轉換

我們利用特徵空間轉換來縮減影像序列的維度，並利用標準空間轉換來增加識別率。基於主成分分析的特徵空間轉換對於縮減資料量是個強而有力的工具，在縮減資料量的同時，也能保留資料的代表性。而標準分析的標準空間轉換能最佳化類別間的分散度，進而增加分類表現。

##### (2) 影像序列的前處理

我們發展了一個對光線變化有適應性的方法，這個方法稱為 frame ratio。就效果來說，使用 frame ratio 會較傳統的 frame difference 來的有效。通常，同一個地點的光線變化是緩慢且柔和的，但是長時間的光線變化依然會影響整個背景模型。

##### (3) 動作樣板的選擇

在實驗中，我們設計了四類的動作，分別是“痛苦”“由右朝左走”、“由

左朝右走”、“跳”、“蹲下”。我們對“右朝左走”與“由左朝右走”分別選擇九個有效樣板，對“跳”及“蹲下”分別選擇一個有效樣板，對“共同狀態”選擇三個有效樣板。“共同狀態”指的是跳與蹲下時會有的共同姿勢，如圖 2-1 所示。

#### (4) 分類法

每一二值化序列影像在分類之前，都會先由先前所建立的轉換矩陣 H 將影像投影至標準空間中。系統會將轉換至標準空間的二值化影像與之前所訓練完成的訓練組 Z 作比對，並作出前景人物動作的識別。我們所提出的系統用了兩種分類法：nearest neighbor 以及 maximum likelihood 分類法。

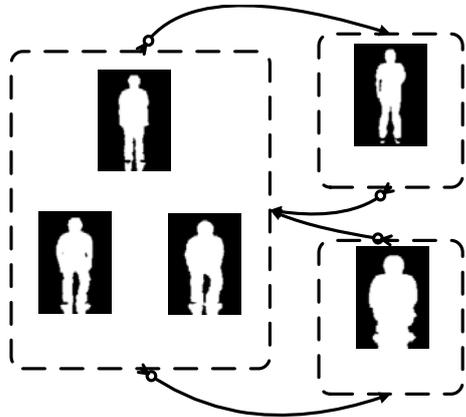


圖 2-1：跳(d)和蹲(e)皆會有的共同姿勢(a)、(b)、(c)。

#### 二、研究成果

在我們的實驗當中，先前所選擇的有效樣板即是我們的訓練組，首先這些有效樣板(訓練組)會先經過特徵空間轉換與標準空間轉換，並建立出所需的轉換矩陣 H。接著，每一個視訊影像序列中的前景人物皆會經由背景模型抽取出二值化前景影像。被取樣到的二值化影像接著利用轉換矩陣 H 投影至標準空間中。最後利用兩個分類法，nearest neighbor 與 maximum likelihood 分稱為演算法一與二，識別前景人物的動作。辨識正確率的比較分為兩序列影像中的每一張影像皆取樣出來，並比較之。在有硬體實現限制的演算法的部分，由於對視訊序列影像作了降頻取樣，因此有

硬體實現限制的演算法只對彼此作比較。藉由觀察“由右朝左走”及“由左向右走”，我們發現所選擇的樣板之間的時間間隔大約是五個攝影機取樣時間(5 frames)，因此，針對兩個有硬體實現限制的演算法，我們假設執行速度是每秒六張影像，也就是 5:1 的降頻取樣。在對影像序列作比對時，一個常碰到的問題是比對序列起始點不同會影響比對的結果。根據我們的假設，我們比較了五個不同的起始點，並將兩種分類結果與比較列在表 2-1。

表 2-1 Nearest neighbor 與 maximum likelihood 兩種分類法的正確率

	Nearest neighbor	Maximum likelihood
Person 1	87.6	90.3
Person 2	77.6	89.3
Person 3	92.9	93.9
Person 4	92.0	89.5
Person 5	93.0	94.7
Person 6	78.1	80.2
Person 7	93.3	96.4
Average	87.8	90.2

#### 子計畫三：腦部活動之電生理訊號源模型建立、估算、與分析(I)

傳統以腦電波儀為基礎之腦機介面 (EEG-based Brain-Computer Interface) 研究是在受試者的頭皮貼上 EEG 電極，然後利用在電極上所量測到的頭皮電位波形來進行訊號分類並轉換成控制命令，以操控電腦或機器執行該受試者的意念所相對應的任務。由於在電極上所量測的電位，是由腦部所有活化區域所誘發的電生理訊號傳導至該電極位置的整體效應，因此與控制意念或特定事件不相關的腦部活動將會干擾訊號量測與分析。為了增加腦機介面系統的準確性、穩定度、與效能，我們在本計畫中開發腦部活動之電生理訊號源模型建立、估算、與分析技術，以計算與控制意念或特定事件相關之腦部神經元活動

時序訊號，腦機介面系統即可利用這個腦部活動訊號來進行特徵擷取與訊號分類。在此階段性計畫中，我們已可以採用重疊球體模型建立精準的電生理訊號源正向模型，並且使用訊號量測器座標推算模型參數以加速正向模型的計算，以此描述腦部活動訊號與任一個 EEG 電極量測訊號之間的關係。此一模型之建立，是未來估算、分析電生理訊號中，相當重要的一環。

### 一、研究方法

在單層球體或多層球體之腦電波活化源正向模型中，因為 EEG 電位感測器的位置並非位於同一球面上，針對距離模擬球體表面越遠的電極感測器所計算出的腦電波值將會有越大的誤差。若能對每一個 EEG 電位感測器分別計算其模擬球體（重疊球體模型，Overlapping-Sphere），如圖 3-1 所示，將可大幅度的降低誤差[7-8]。於是我們取了 innermost skull 的點來代表訊號源位置以加速計算，並使用 EEG 電位感測器的位置來計算 innermost skull 的表面座標，故提出如下之計算方式：

$$\min_{R,C} \sum_{i=1}^N \left\| \bar{n}(i) \cdot \frac{\bar{r}^f - \bar{r}(i)}{\|\bar{r}^f - \bar{r}(i)\|^3} - \frac{\bar{r}(i) - \bar{C}}{\|\bar{r}(i) - \bar{C}\|} \cdot \frac{\bar{r}^f - \bar{C} - R \left( \frac{\bar{r}(i) - \bar{C}}{\|\bar{r}(i) - \bar{C}\|} \right)}{\left\| \bar{r}^f - \bar{C} - R \left( \frac{\bar{r}(i) - \bar{C}}{\|\bar{r}(i) - \bar{C}\|} \right) \right\|^3} \right\|^2$$

其中  $\bar{r}^f$  是現正鎖定計算的 EEG 電極位置， $\bar{r}(i)$  為所有 EEG 電極的位置 ( $i=1, \dots, N$ )， $\bar{n}(i)$  為 EEG 電極的法線向量， $R$  及  $\bar{C}$  為所欲計算球體之半徑及球心座標。

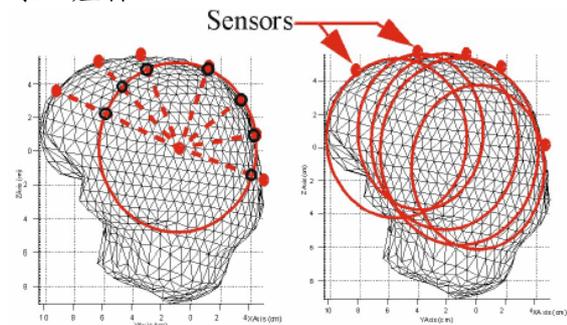


圖 3-1（左圖）所有 EEG 電極感測器，皆使用相同的球體模型，（右圖）對於每一個

EEG 電極感測器，使用相對應的球體模型

### 二、研究成果

目前我們已經建立以單層球體及多層球體腦電波活化源正向模型，並利用 Mosher [9] 等人在 1998 年所建立之假體資料（phantom data），來分析不同正向模型之準確度。假體資料的取得為將一人頭骨填塞以具有近似於實際人腦導電係數之介質並埋入數段導線後，將導線分別通以電流，並記錄 32 個電流偶極所產生的電位訊號。將這些實際電流偶極之位置、方向、大小等資料代入腦電波活化源正向模型，即可算出腦電波圖之模型預估值，與假體資料中之實際測量值相比較，即可驗證該正向模型的準確度。圖 3-2 是利用假體資料中的第 2 個電流偶極資料，透過多層球體腦電波活化源正向模型所計算出的模型預估電位拓撲圖，以及假體資料中實際測量到的電位拓撲圖。

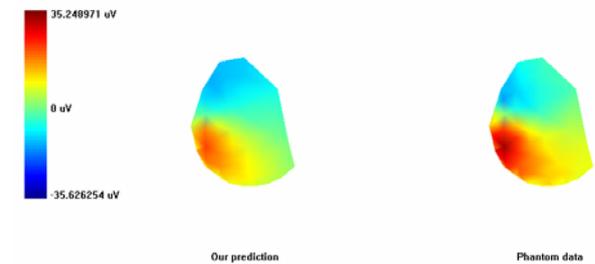


圖 3-2（左圖）透過多層球體腦電波活化源正向模型所計算出的模型預估電位拓撲圖，（右圖）假體資料中實際測量到的電位拓撲圖

圖 3-3 為模型預估與實際測量值之間相似程度之比較結果。相似程度之計算式為： $\frac{\bar{x}' \cdot \bar{x}}{\|\bar{x}\| \|\bar{x}\|} \times 100\%$ ， $\bar{x}$  為 EEG 實際測量值， $\bar{x}'$  為模型預估值。圖 3-3 為重疊球體模型下分別以 Sun 及 Berg 的方式所計算的相似程度（紅線為 Sun，藍線為 Berg）。將 32 個電流偶極之相似程度平均之後，Berg 為 85.8325%，Sun 為 84.9416%。

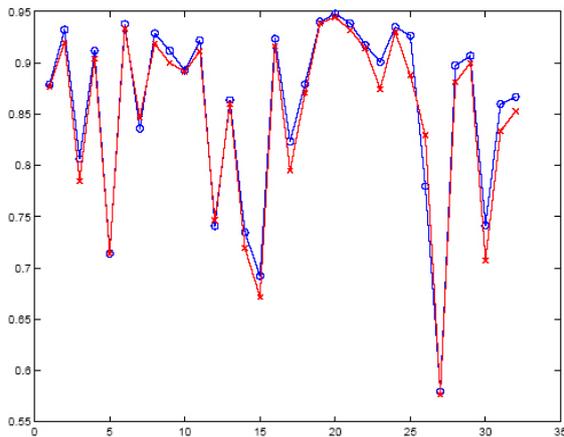


圖 3-3 此為重疊球體模型下分別以 Sun(紅線)，Berg(藍線)，利用假體電流偶極資料計算出的模型預估值與實際測量值之間的相似程度(橫軸為電流偶極編號)

#### 子計畫四：非侵入可攜式的心血管訊號測量系統之設計和製作

一個非侵入式的技術，其利用壓振式的理論，和配合系統辨識理論，與相關的硬體電路測量，可測量出動脈的動態順應性模型。由壓振式的理論可知所測量的臂帶內壓壓振波振幅變化是受到三種的影響：動脈特性、體表組織和臂帶特性。藉由壓感器和微量流量計來測量臂帶於洩氣時的壓力和體積變化，以系統辨識的理論建立出臂帶的特性。配合臂帶壓和相對應的壓振波振幅，可反推出相對應的傳遞壓之動脈體積變化量。因此，整個「動脈的動態壓力—順應性曲線」即可反推出。

##### 一、研究方法

圖 4-1 所示為壓振式血壓測量原理圖。

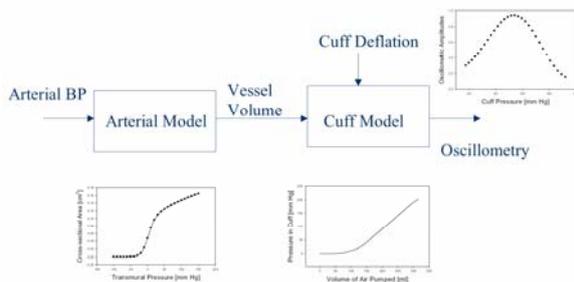


圖4-1 壓振式血壓測量模型

，當動脈壓波經動脈血管，產生出動脈積波，體積波再影響到臂帶內壓的變化，即產生我們所測量到的壓振波圖形。由圖中可知若建構臂帶模型和壓振式模型，即可反推出動脈模型。

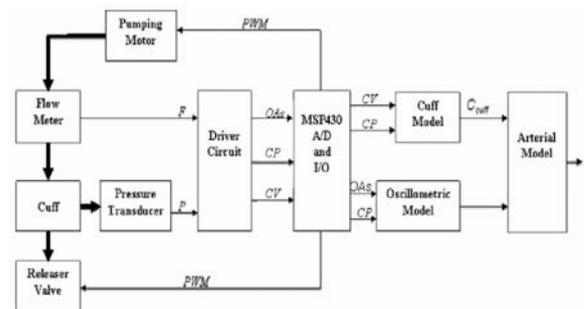


圖4-2 計畫所設計的測量裝置方塊圖

圖 4-2 為本計畫所設計的測量裝置方塊圖，硬體包含有質量流量計、壓感計、腕式臂帶、MSP 430 微控器、相關類比電路；建立模型包含有臂帶模型，壓振式模型，如此可反推出動脈模型。粗體線帶表系統的氣路，細體線為系統的電路。流量計和壓感計為記錄臂帶於洩壓過程中的體積和壓力變化；MSP430 控制加壓馬達、洩器磁閥和 A/D 轉換；演算包含：壓振波參數萃取、遞迴式迴歸逼近法建立壓振波模型和建臂帶模型，配合動脈體積重建法，即可建立動脈的動態壓力—順應性曲線。

##### 二、研究成果

圖 4-3 為硬體之實體圖，依編號分別為 MSP430 微控器、流量計、充壓馬達、洩器閥、顯示面板。圖 4-4 為所建構的臂帶模型可看出其為一彈性物質，為一指數曲線。圖 4-5 為與 CuffLink 連接所建構的壓立與順應性的曲線圖，如同 CuffLink 的內設曲線。

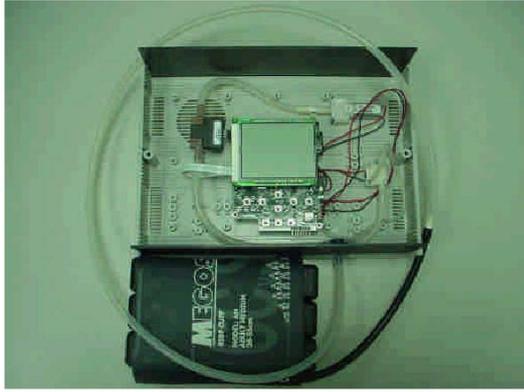


圖4-3 硬體之實體圖

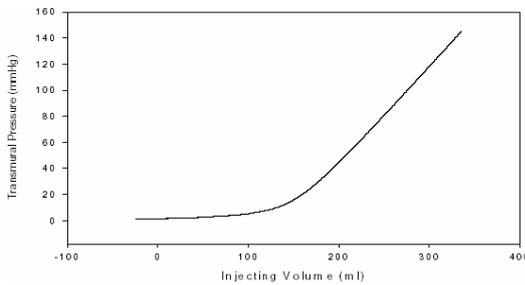


圖4-4 建構的臂帶模型

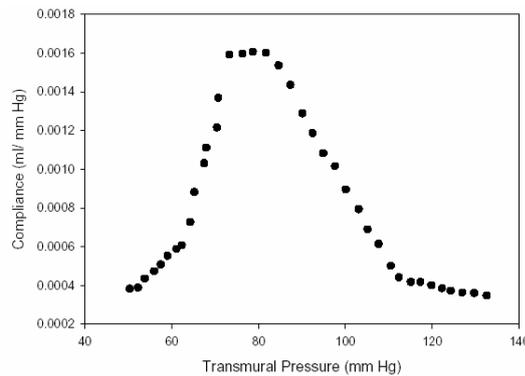


圖4-5 以CuffLink 模擬建構的壓立—順應性的曲線

子計畫六：應用於生理訊號量測系統之多波段波長可調變微機電晶片研究

本子計畫是以利用近紅外光發展一非侵入式的生理訊號量測元件，過程中，先以光學元件獲得所需要的近紅外光波長後，在進行非侵入式的生理訊號的量測，進而驗證整個架構的可行性。利用所發展出的元件、感測電路以及理論，目前已經成功的量測出人體中的血氧濃度。此外，從對老鼠的實驗結果中，可以發現老鼠的血氧濃度與老鼠的肝硬化以及急性肝功能衰竭之間，具有相當

重要的關係。

一、研究方法

放大器電路圖與系統架構流程圖如圖 6-1、6-2 所示，

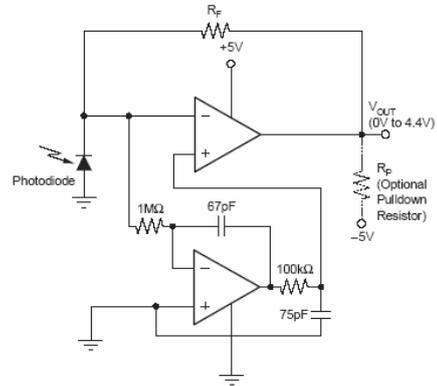


圖 6-1 放大器電路

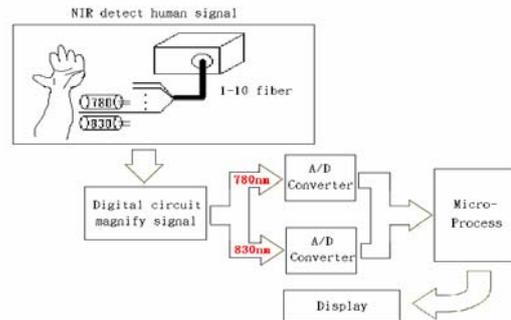
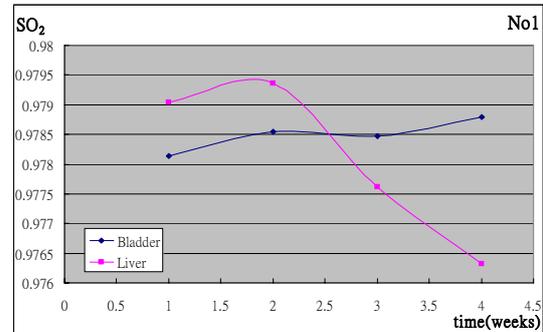


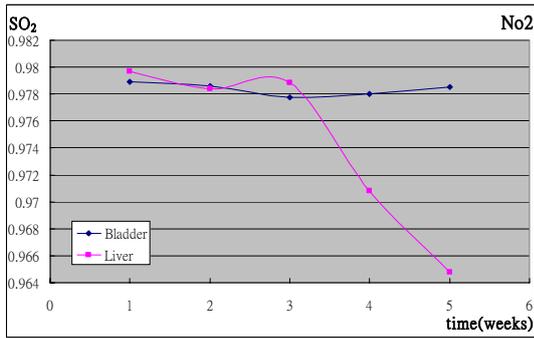
圖 6-2 系統架構流程圖

二、研究成果

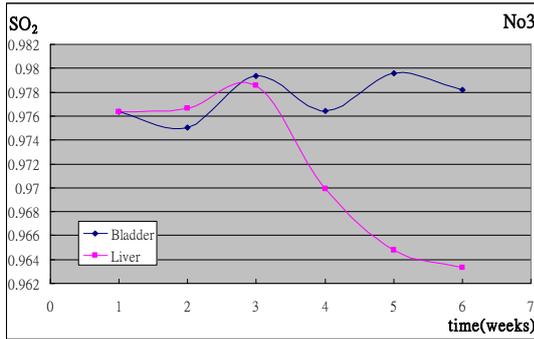
圖 6-3 為實際量測 4 隻老鼠漸漸肝硬化時，肝臟與膀胱之血氧濃度，肝臟的血氧濃度會隨著肝硬化的增加而降低。



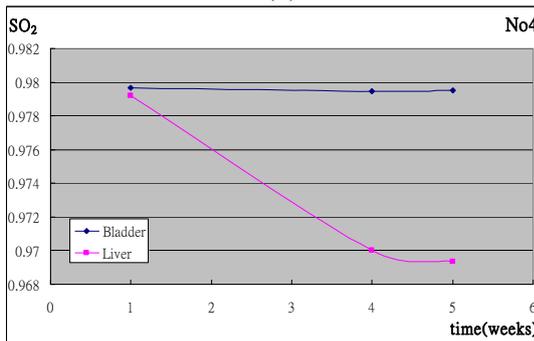
(a)



(b)



(c)



(d)

圖 6-3 血氧濃度

### 三、參考文獻

- [1] Parasuraman, R.. "Memory load and event rate control sensitivity decrements in sustained attention," *Science*, Vol. 205, pp. 924-927, 1979
- [2] Jex, H. R., "Measuring mental workload. Problems, progress, and promises," In P. A. Hancock & N. Meshkati (Eds), *Human mental workload*, pp. 5-39, North Holland, Amsterdam, 1988
- [3] S. Plainis, K. Chauhan, I.J. Murray, W.N. Charman, "Retinal adaptation under night-time driving conditions," Department of Optometry and Vision Sciences.
- [4] Lewis, D. C., "Predicting the future of health care," *The Brown University Digest of Addiction Theory & Application*, vol. 18, no.

4, pp. 12-16, 1999.

- [5] P. S. Huang, C. J. Harris, and M. S. Nixon, "Human gait recognition in canonical space using temporal templates," *Vis. Imag. Signal Process.*, vol. 146, no. 2, pp. 93-100, 1999.
- [6] D. J. Jobson and G. A. Woodell, "Properties of a center/surround retinex part two: surround design", *NASA Technical Memorandum #110188*, 1995.
- [7] J. J. Ermer, J. C. Mosher, S. Baillet, and R. M. Leahy. Rapidly recomputable EEG forward models for realistic head shapes. *Physics in Medicine and Biology*, 46:1265-1281, 2001.
- [8] M. X. Huang, J. C. Mosher, and R. M. Leahy. A sensor-weighted overlapping-sphere head model and exhaustive head model comparison for MEG. *Physics in Medicine and Biology*, 44:423-440, 1999.
- [9] R. M. Leahy, J. C. Mosher, M. E. Spencer, M. X. Huang, and J. D. Lewine. A study of dipole localization accuracy for MEG and EEG using a human skull phantom. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 107, 1998.
- [10] K.Eba, A.Kozato, "Spatial Attention in Car Driving Activates the Right Tostromendial Prefrontal Cortex," *Technical Report of TOYOTA CENTRAL R&D LAB*.
- [11] P. Berg and M. Scherg. A fast method for forward computation of multiple-shell spherical head models. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 90, 1994.
- [12] M, Malik, "Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *Circulation*, vol. 93, pp. 1043-1065, 1996.
- [13] P. S. Tsai, C. B. Yucha, W. W. Nichols, and H. Yarandi, "Hemodynamics and arterial properties in response to mental stress in individuals with mild hypertension," *Psychosom. Med.*, vol. 65, pp.613-619, 2003.
- [14] Butler WL, Norris KH. 1960. The spectrophotometry of dense light-scattering material. *Arch. Biochem. Biophys.* 87:31-40.
- [15] M. Cope, "The development of a near infrared spectroscopy system and its application for non-invasive monitoring of cerebral blood and tissue oxygenation in the newborn infant", PhD, University College London, London, 1991.