

行政院國家科學委員會專題研究計畫 期中進度報告

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(1/2)

計畫類別：整合型計畫

計畫編號：NSC94-2213-E-009-096-

執行期間：94 年 08 月 01 日至 95 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：梁勝富，柯立偉，趙志峰，陳玉潔，蕭力碩

報告類型：精簡報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 95 年 6 月 1 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-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(1/2)

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 94-2213-E-009-096-

執行期間：94 年 08 月 01 日至 95 年 07 月 31 日

計畫主持人：林進燈教授

計畫參與人員：梁勝富，柯立偉，趙志峰，陳玉潔，蕭力碩

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分
- 赴大陸地區出差或研習心得報告一分
- 出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一分
- 國際合作研究計畫國外研究報告書一分

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 95 年 5 月 30 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-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(1/2)

計畫編號：NSC 94-2213-E-009-096-

執行期限：94 年 08 月 01 日至 95 年 07 月 31 日

主持人：林進燈 教授

執行機構：國立交通大學 電機與控制工程學系

一、摘要

本子計畫的目的以 VR 動感模擬平台為基礎，開發腦機介面中操控者之心理工作負荷(Mental Workload)偵測技術，以發展新一代之腦機介面 (Brain-Computer Interface)。本年度的研究重點分為兩大研究核心：(1) 研究生理訊號與動態刺激之間的關聯性；(2) 發展以 ARM/DSP 為核心之可攜式即時嵌入式系統。

第一項研究核心之主要目的為利用虛擬實境動態實驗環境，設計一套具有突發狀況之駕車場景，來探討駕駛者腦波訊號 (EEG) 與其駕駛風格之關聯性，並於不同駕駛風格下，了解其 EEG 訊號變化與特徵。實驗過程中，擷取受測者之事件相關腦波電位 (event-related potentials, ERPs)，並利用獨立成分分析法 (independent component analysis, ICA) 對這些 ERPs 訊號進行分析，濾除多餘雜訊並取出重要的腦波訊號源。最後以獨立成分平均能量頻譜分析，來觀察不同駕駛風格之受測者，其腦波訊號之特徵變化情形。實驗結果顯示，具有較衝動型駕駛風格之受測者，其腦波之 ERP 在 10Hz 有較明顯的上升現象，而溫和型駕駛者則是在 20Hz 有較明顯的上升現象。

第二項研究核心之主要目的為發展一套以 ARM/DSP 雙核心為基礎之 OMAP 可攜式嵌入式系統。此系統具有低電源消耗與高計算效率的特性，且有生理訊號分析處理功能，可作為腦機介面的處理跟分析核心，

擷取與模型化 (Modeling) 生理訊號之快速動態變化。本研究已在 DSP 與 ARM 上面架設即時核心 (DSP/BIOS) 與嵌入式作業系統 (ARM-Linux)，並用實際腦波訊號透過 OMAP 上所實現 ICA 演算法進行測試。實驗結果顯示，本系統可將 EEG 量測訊號中的干擾訊號成功分離出來，與其他系統相較，本研究發展的 OMAP 效能快了十倍左右。未來將結合所發展之生理訊號分析演算法，實際應用於線上即時腦波訊號分析、處理與認知狀態之估測。

基於本年度的研究成果，明年度之研究重點包含：1. 建構神經感知人機互動介面，本研究將發展各種類神經運算技術，分析人類在動態 (dynamic) 與視覺聽覺刺激下之不同感知狀態所反應之腦神經活動，完成建構神經感知人機互動介面。2. 系統整合與測試，本研究整合已發展的心理工作負荷監控技術，用於可攜式即時嵌入式系統，進行線上 (on-line) 與即時 (real-time) 測試，使系統達到最佳化與穩定的效能，讓本系統可以實際應用於日常生活中。

關鍵字：

駕駛風格分析、獨立成分分析法、事件相關腦波電位、可攜式嵌入式系統、腦機介面

二、研究成果

(一) 生理訊號與動態刺激 (dynamic stimuli) 之間的關聯性研究

1. 實驗設計與建構

在此研究中，我們利用第一年所建構之虛擬實境動態環境，設計出一套有非預期障礙物出現之駕車場景，用來研究EEG與駕駛風格之關聯性。此虛擬實境(virtual reality, VR)場景包含以下三項主要部分，如圖1-1所示：(1) 基於動態虛擬技術之虛擬駕駛環境；(2) 30通道之腦波與2通道肌電訊號量測系統；(3) 操控虛擬車輛之駕駛方向盤[1-3]。

A. 虛擬實境VR場景

本實驗以VR場景為基礎，設計並建構出一套互動式之駕車模擬環境。實驗過程中，非預期出現之障礙物(故障車輛)將會隨機出現於行駛道路中央，如圖1-2所示。VR場景則是以電漿顯示面板(XVGA 42" Plasma Display Panel, PDP)呈現夜間駕車場景，要求受測者坐在距離PDP前60cm處。駕車路徑為四線道之高速公路，車道從左到右分為256個單位(數位化為0-255)，單一車道與車輛之寬度分別為60單位與32個單位。固定車速設定為120km/hr，並且要求受測者駕駛時維持車輛行駛在第三線道。

B. 實驗設定

實驗過程中，障礙物(故障車輛)將隨機出現在高速道路中央，受測者必須儘可能閃避此障礙物並避免與此障礙物相互碰撞。測試間距(Inter-trial intervals, ITIs)以10到30秒之隨機方式出現，以防止受測者產生預期心理之現象。

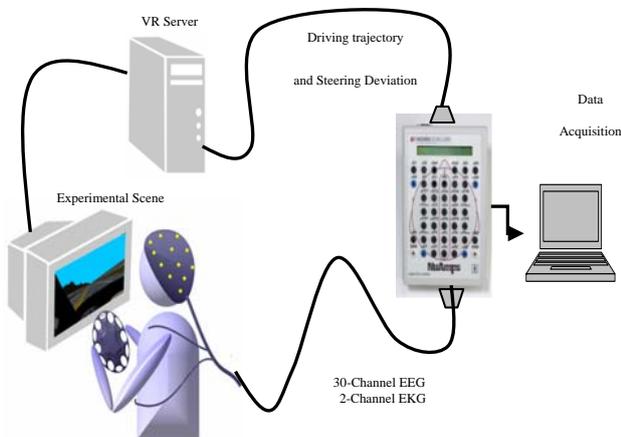


圖 1-1 基於虛擬實境之駕駛模擬場景與生理訊號擷取系統。

C. 受測者與生理訊號擷取

每位受測者在不同天分別進行三次實驗，每位實驗開始有1~5分鐘的時間讓受測者熟悉實驗環境與場景。接著，將進行兩段長達30分鐘之實驗期，兩段實驗期中間有5分鐘的休息時間，腦波訊號與方向盤轉動角度將同步記錄於電腦內。

十個健康的受測者(7男3女)參與本實驗，且沒有任何胃腸、心臟、或是內耳之相關疾病史，這些受測者必須在實驗前一個禮拜內沒有抽菸、喝咖啡、飲酒與服用藥物等紀錄(這些行為可能影響中央神經或自律神經系統運作)。其中有三個受測者由於腦波訊號受到嚴重的雜訊干擾，因此這些受測者的資料將不進行後續分析。

受測者在實驗中頭戴一電極帽，用來擷取腦波訊號。EEG電極以10-20國際標準系統位置擺放，量測30通道之EEG訊號與2通道之ECG訊號。這些生理訊號與事件發生之定位訊號(由場景端發送)則是經由Neuroscan生依訊號放大器傳送至生理訊號擷取系統。

2. 研究方法

我們利用方向盤轉動的角度變化來當作駕駛者駕駛風格的參考依據。圖 1-3 顯示



圖 1-2 駕駛風格實驗 - 出現障礙物之 VR 場景

了兩種不同駕駛者駕駛風格的行車軌跡，衝動型駕駛風格與溫和型駕駛風格。

目前使用的訊號分析流程如圖1-4所示，我們利用行車軌跡與方向盤轉動角度來進行駕駛風格辨認。受測者依據此兩項參數分為兩大類：(1)衝動型駕駛者(較彎折的駕駛軌跡) (2) 溫和型駕駛者(較平滑的駕駛軌跡)。在非預期障礙物出現時間點，我們擷取受測者之事件相關腦波電位(event-related potentials, ERPs)，其擷取時間區間為[-500ms, 3000ms]。接著，將所有擷取出來的ERP訊號合併，並利用獨立成分分析法(independent component analysis, ICA) [4-7]對這些ERP訊號進行分析，濾除多餘雜訊並取出重要的腦波訊號源。針對每個獨立成分之各epoch進行頻譜分析後，我們將所有epoch之ICA成分頻譜進行平均，即得到每個ICA成分之平均能量頻譜。

由30個ICA成分所分析得到之30個平均能量頻譜，如圖1-5所示。利用不同ICA成分之平均能量頻譜，計算出不同類別駕駛風格其腦波關聯性係數，其計算方式如式(1)與(2)所示。

$$R_{under-driving}^j = \text{corrcoef}(PSD_1^j, PSD_6^j) \quad (1)$$

$$R_{over-driving}^j = \text{corrcoef}(PSD_5^j, PSD_8^j) \quad (2)$$

其中 j 為第 j 個獨立成分訊號， PSD_i^j 為第 i 個受測者的第 j 個平均能量頻譜。針對某個ICA成分之平均能量頻譜計算方式如下所示。

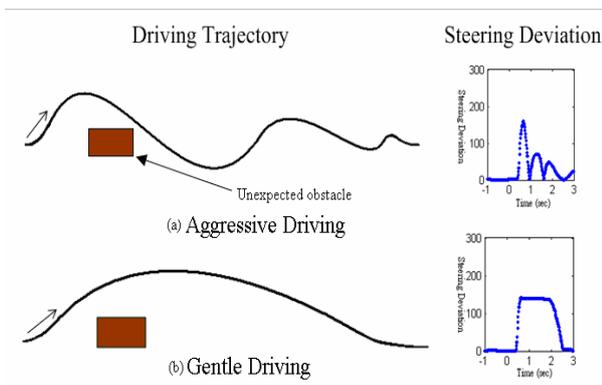


圖 1-3 兩種不同駕駛風格之軌跡路線

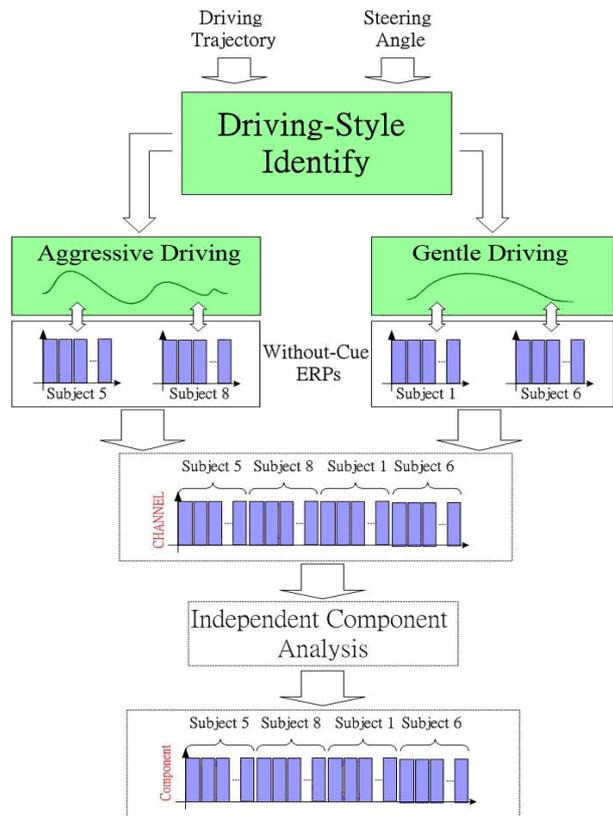


圖1-4 駕駛風格分析之流程圖

$$\overline{PSD}_{under-driving}^j = \text{avg}(PSD_1^j, PSD_6^j) \quad (3)$$

$$\overline{PSD}_{over-driving}^j = \text{avg}(PSD_5^j, PSD_8^j) \quad (4)$$

若其關聯性係數 $R_{under-driving}^j > 0.8$ 或是 $R_{over-driving}^j > 0.8$ ，且 $\overline{PSD}_{under-driving}^j$ 與 $\overline{PSD}_{over-driving}^j$ 之關聯係數小於 0.5 時，將視為駕駛風格之重要ICA成分。根據分析後的結果可知，與駕駛風格之相關性最高為第三個ICA成分，因此選擇此成分作為駕駛風格分類之依據。

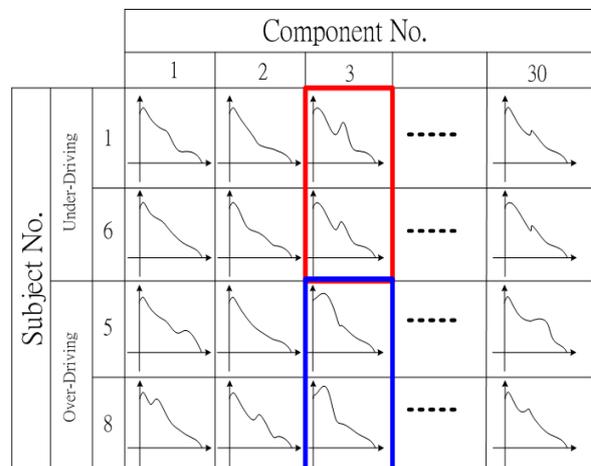


圖1-5 ICA成分之平均能量頻譜示意圖

3. 研究成果

根據圖 1-6 所示，衝動型駕駛者與溫和型駕駛者在第三個 ICA 成分的 10Hz 與 20Hz 有明顯的差異。藍色曲線代表 5 號受測者與 8 號受測者在第三個 ICA 成分之平均能量頻譜；紅色曲線代表 1 號受測者與 6 號受測者在第三個 ICA 成分之平均能量頻譜。因此我們可以發現衝動型駕駛者之腦波 ERP 在 10Hz 有較明顯的表現，而溫和型駕駛者則是在 20Hz 有較明顯的表現。

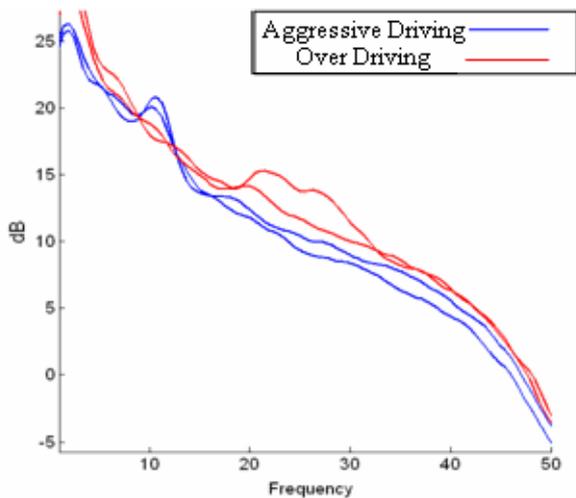


圖 1-6 不同駕駛風格之腦波頻譜圖比較

(二) 發展以 OMAP(ARM/DSP) 為核心之可攜式即時嵌入式系統

我們利用第一年在 PC 端所開發之環境[8-9]，發展以 ARM/DSP 為核心之可攜式即時嵌入式系統。為了達到攜帶方便之目的，此系統必須具有低電源消耗與高計算效率的特性。OMAP(ARM/DSP) 硬體架構可發展為一般化生理訊號分析處理模組，作為腦機介面(Brain Computer Interface)之處理與分析核心，並且可達到模型化(Modeling)生理系統的目的，經由不同的認知狀態實驗可以瞭解和模型化人類不同生理區域的活動機制。OMAP 同時具有處理整個系統的控制流程：包括資料傳輸(data transmission)與輸入輸出的監控(I/O monitor)，及處理數位訊號計算的能力。

1. 研究方法

OMAP 為 Open Multimedia Architecture Platform 的縮寫，是一個具有雙核心的微處理器，結合 TI-enhanced ARM925 微處理器與 TMS320C55x DSP 核心。OMAP 為了保持其運作時的彈性，讓一般使用 ARM 的開發者不需要 DSP 核心時，使得其開發環境仍然和單核心處理器(ARM)時相同。於是，為了方便使用元件中的 DSP 模組，我們使用 DSP Gateway 的概念建立 ARM 和 DSP 之間的連結。DSP Gateway 可被視為同時存在於兩個核心中的軟體層，主要是用來將 ARM 上所執行的多媒體引擎，建立出一組應用程式介面，以便存取 DSP 端之資源。在 DSP 端，DSP Gateway 用於管理 DSP 資源和數據流，並針對 DSP 演算法提供一處理介面。在架設 DSP Gateway 之前，由於需要呼叫與管理 DSP Gateway 的介面，再加上在 DSP 與 ARM 上面有許多任務需要執行，所以，我們分別在 DSP 與 ARM 上面架設即時核心(DSP/BIOS)與嵌入式作業系統(ARM-Linux)來管理這兩個核心的資源。

圖 2-1 表示 DSP Gateway 架構的關係圖。從圖中看出 DSP Gateway 包含兩部分，靠著這兩者合作完成通訊的功能：(1) Linux 裝置驅動程式：提供介面讓 ARM 的程式以 system call 的方式使用 DSP。

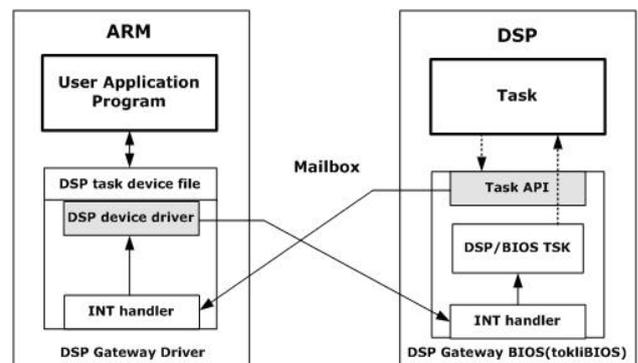


圖 2-1 DSP Gateway 系統架構圖

(2) DSP 的函式庫：提供函式讓 DSP task 可以被 ARM 透過驅動程式使用。

在 OMAP 處理器中的 ARM 與 DSP 資料交互傳遞的方法有三種，透過 Mailbox、MPU Interface(MPUI)與 Share Memory 等機制來達成。在 DSP Gateway 中則是以 Mailbox 以及 Share Memory 來實現 ARM 與 DSP 資料交互傳遞。以下先對這兩種機制作簡介：

(1) Mailbox 機制：

OMAP1510 中有三組 Mailbox 暫存器，一組是給 ARM 用，當 ARM 有資料寫入 Mailbox 時，會送出中斷(INT5)給 DSP；其他兩組則是當 DSP 有資料寫進時，才會送出中斷(IRQ10/11)給 ARM。每一組 Mailbox 是包含兩個 16 位元暫存器與一個 1 位元旗標暫存器。當中斷發生時，中斷的處理器會用兩個 16 位元的暫存器各自將命令與資料傳到被中斷的處理器上。

(2) Share Memory 機制：

由於 mailbox 只能傳送兩個 16 位元暫存器與一個 1 位元旗標暫存器，而無法傳送大量的資料，所以，我們必須借由 Share Memory 的方式來傳送大量的資料。而 Share Memory 這樣的架構則是靠 OMAP 上的 Traffic Controller 達成，藉由 ARM 與 DSP 存取相同的記憶體空間。ARM 可以控制 DSP 的 MMU 讓 DSP 可以存取這些記憶媒介。在 DSP Gateway 中，我們稱這一塊記憶體為 IPBUF，圖 2-2 表示了 IPBUF 轉移的過程，傳輸時需要注意的是 IPBUF 使用完後要作釋放動作，以免一直被 task 佔據。

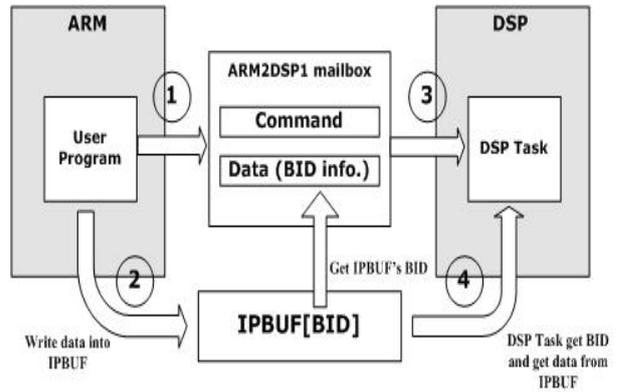


圖2-3 ARM/DSP內部傳輸說明圖

圖2-3表示Mailbox和IPBUF在ARM和DSP之間的關係，ARM端的程式要將資料交給DSP task處理時，也要將資料傳給DSP端。資料傳輸的型式，所採取的方式是block send的方式，ARM在傳送資料時的Mailbox command中下達BKSND的命令，並且傳送BID(buffer ID)給DSP。ARM在傳送資料時，會先傳送Mailbox command，這時會有Mailbox interrupt(INT5)產生，接收這個命令，經過interrupt handler的處理DSP task(Estimation task)收到接收資料的命令，並會到Mailbox command裡面指定的IPBUF內取得所要處理的資料，經過在DSP中 Estimation Task運算，將得到結果存在記憶體內。同樣的ARM這時會送接收資料的命令過來，DSP將得到的結果送到IPBUF中，ARM可從IPBUF取得精神狀態相關頻譜資料，再經過一些運算，即可得精神狀態參考數值。

在軟體方面，我們需要在三個不同的平台上撰寫程式，分別是OMAP上的ARM與DSP以及PC端的顯示介面。由於在OMAP上會執行許多不同的工作(task)，內容包括(1)無線模組裝置控制並接收生理量測模組測量的EEG原始資料、(2)系統初始狀態配置、(3)精神狀態估測與(4)區域網路資訊共享控制等工作。如圖2-4所示，我們根據DSP與ARM的特性，適當的將這些工作分配給這兩個處理核心，詳細的工作分配如表2-1所示。

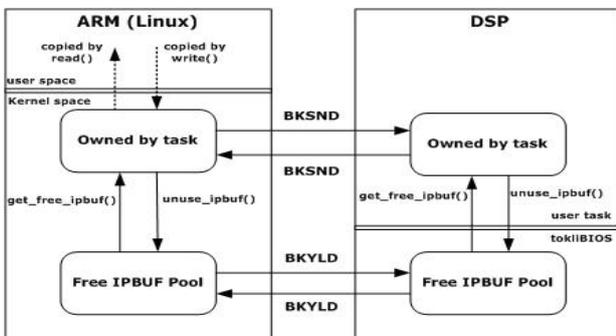


圖2-2 IPBUF所有權的轉移

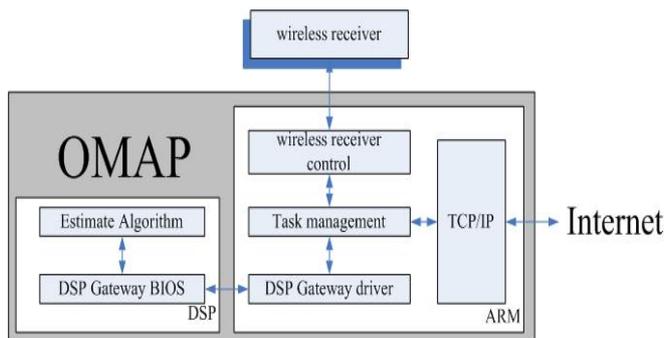


圖 2-4 ARM/DSP 系統架構圖

表 2-1 ARM 和 DSP 工作分配表

處理器	工 作
ARM	1. 無線模組控制與 EEG 資料接收 2. Data 位元轉換 3. 呼叫 DSP task 運算、從 IPBUF 傳送與接收資料 4. 將運算結果利用網路封包傳輸出去給其他裝置使用
DSP	1. 從 IPBUF 接收資料，和傳送資料給 IPBUF 2. 執行演算法

■ 精神狀態估測演算法部分由於需要持續的運算大量 EEG 訊號，安排給 DSP 處理器處理，並將 DSP task 的功能寫成模組型態，供 ARM 微處理器的執行程序依需求來呼叫。

■ ARM 處理器主要用來與周邊裝置溝通，並透過無線傳輸模組，來擷取生理量測模組測量的 EEG 原始資料，接著呼叫 DSP task 去進行運算，再透過區域網路將結果顯示（聲音或波形）出來。由於這樣的工作不需要用到數學運算，且需要很多的系統呼叫與控制介面，所以由 ARM 處理器來執行上述的程序是合理的。

2. 研究成果

ARM/DSP 系統完成圖如圖 2-5 所示。表 2-2 證明了 OMAP 的效能比其他兩個平台快了十倍左右。另外，使用 OMAP 也大幅降低了 ARM 的負荷，利用 Linux 內部指令，當只使用 ARM 做 ICA 運算時其 CPU 負荷會達到 60% 以上，如果交由 DSP 運算，則情況正

好相反，ARM 幾乎處於空載的狀態。如此一來，便可利用這一段時間來處理其他的行程。

接著，我們利用此系統來進行實際腦波量測訊號之測試，以 ICA 演算法將雜訊與真實腦波訊號分離。輸入為 2 筆 128 點的腦波訊號；輸出為 2 個腦波訊號的成分。

腦波的資料區段的擷取是以人接受一個刺激點為基準，如特殊的燈光。往前取 200ms，往後取 1sec，共 1.2sec 長度的腦波訊號。其中腦波訊號輸入 ICA 運算前，必須先經過一些前置處理程序，將原始訊號經過一低通濾波濾除多餘的雜訊，再將取樣頻率降低，得到 128 點的訊號資料。本實驗利用 ICA 將腦波中的雜訊去除，留下腦波訊號原本該有的資訊，例如，眼動訊號的雜訊去除、心跳訊號的雜訊去除。



圖 2-5 ARM/DSP 系統外觀圖

表 2-1 效能測試整理

	Handler	Testing1 Excution time	Testing2 Excution time
OMAP	ICA compute	2.2971 sec	2.7574sec
ARM	ICA compute	29.5488 sec	27.9550sec
LART(StrongARM)	ICA compute	21.9179 sec	20.5453sec

本實驗選擇一靠近眼球的腦波通道來量測訊號（圖 2-6 上方訊號），以及另一含有較多腦波成分但同樣也受到眼動干擾的腦波訊號（圖 2-6 下方訊號），以 ICA 演算法來進行分離此兩個受到眼動干擾之腦波訊號。

經過 ICA 演算法分離後，得到兩個獨立成分的訊號，如圖 2-7 所示。ICA 演算法將此兩段訊號中具有最高相似程度的獨立成分訊號分離出來。圖 2-7 上圖為經過 ICA 演算法運算後分離出的真實腦波訊號，圖 2-7 下圖為經過 ICA 運算後分離出的眼動干擾訊號。實驗測試結果證明本系統可以將隱藏在 EEG 裡之干擾訊號成功分離出來。

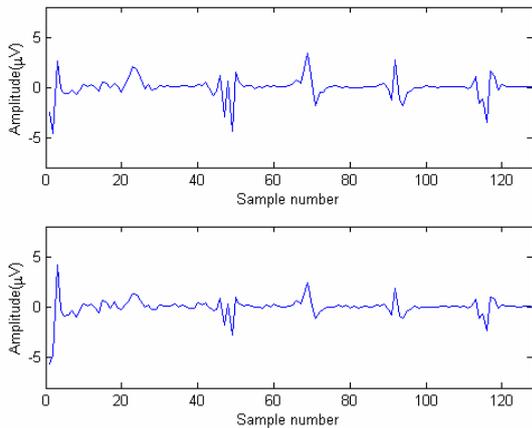


圖 2-6 含有眼動干擾的腦波訊號

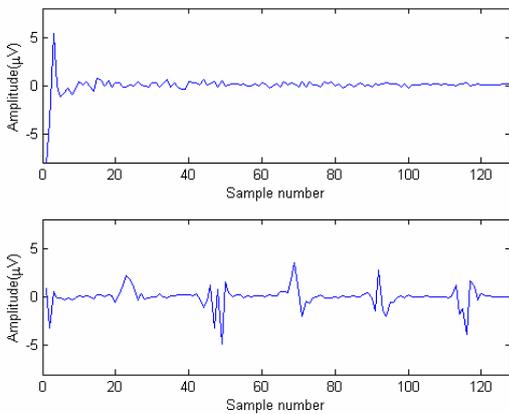


圖 2-7 經由 ICA 分離後得到的實際腦波(上圖)與眼動干擾(下圖)獨立成分訊號

三·參考文獻

- [1] C. T. Lin and C. F. Juang, "An adaptive neural fuzzy filter and its applications," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 27, No. 4, pp. 635-656, 1997.
- [2] C. F. Juang and C. T. Lin, "A recurrent self-organizing neural fuzzy Inference network," *IEEE Transactions on Neural Networks*, Vol. 10, No. 4, pp. 828-845, Jul. 1999.

- [3] C. T. Lin, Y. C. Chen, R. C. Wu, S. F. Liang, and T. Y. Huang, "Assessment of driver's driving performance and alertness using EEG-based fuzzy neural networks," *Proceedings of the 2005 IEEE International Circuits and Systems Symposium*, Vol.1, pp.152-155, May 2005.
- [4] P. Comon, "Independent component analysis — A new concept?" *Signal Processing*, Vol. 36, pp. 287–314, 1994.
- [5] A. J. Bell and T. J. Sejnowski, "An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution," *Neural Computation*, Vol. 7, pp. 1129–1159, 1995.
- [6] J. F. Cardoso, and B. Laheld, "Equivariant adaptive source separation," *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 45, pp. 434–444, 1996.
- [7] D. T. Pham, "Blind separation of instantaneous mixture of sources via an independent component analysis," *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 44, pp. 2768–2779, 1997.
- [8] C. T. Lin, R. C. Wu, T. P. Jung, S. F. Liang, and T. Y. Huang, "Estimating driving performance based on EEG spectrum analysis," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, Vol. 2005, No. 19, pp. 3165-3174, Mar. 2005
- [9] C. T. Lin, R. C. Wu, S. F. Liang, W. H. Chao, Y. J. Chen, and T. P. Jung, "EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I*, Vol. 52, No. 12, pp. 2726 – 2738, Dec. 2005.