

# 應用視覺誘發腦波之高傳輸率腦波人機介面設計

## The Design of Visual Evoked Potential-Based Brain Computer Interface with High Information Transfer Rate

李柏磊、徐國鎧

Po-Lei Lee, Kuo-Kai Shyu

在本文中筆者將介紹以視覺誘發電位為基礎的大腦人機介面，這個系統藉由使用 LED 或 LCD 螢幕作為產生閃光刺激的來源，以呈現多重時序的閃光刺激的方式，來控制此大腦人機介面。使用者可以利用眼睛注視所欲選擇的選項，以引發特定的視覺誘發電位，這些特定的視覺誘發電位訊號在經過判別之後，將可送出對應的指令給輸出裝置，以達到溝通與資訊傳輸的目的。這種視覺誘發腦波人機介面，只需要簡單數個試驗的平均，就可以將視野中央的閃光所誘發的視覺誘發電位萃取出來，並衰減視野周圍的閃光刺激所引發的訊號。經過判別可以選擇具最大視覺誘發訊號的閃光選項為目前受測者正在注視的閃光選項，並輸出其對應的指令。本大腦人機介面系統可以讓肢體殘障的病人，能夠利用腦波快速且正確地與其外在環境溝通。

In this article, we introduce a novel visual evoked potential (VEP)-based brain computer interface (BCI) which allows paralyzed patients to communicate with external environments, independent of peripheral nerves and muscles. In the present systems, flashing stimuli, such as digits or letters, are displayed on a LED array or a LCD screen to induce user's visual evoked potentials (VEPs). User can generate desired commands one after one while he/she stares at target stimulus. Since VEPs are time-locked and phase-locked to the flash onsets of visual stimuli, VEPs induced by gazed targets, having greater amplitudes due to cortical magnification, can be extracted using a simple averaging process to remove task-unrelated noise. The commands corresponding to the detected gazed targets are then identified for paralyzed patients to communicate with external environments. The present VEP-based BCI systems establish a reliable communication channel for users to control environmental devices via their brain waves.

### 一、腦波人機介面簡介

肌肉神經損傷、肢體發育不全、腦部癱瘓、脊椎神經傷害、老年人、以及漸凍人等，經常具有肢

體活動障礙的問題，使得這些病人無法自由的活動，進而影響到日常生活的活動能力，甚至失去與外界溝通的能力。為了解決這個問題，在過去十年間，國際上的研究團隊皆致力於開發新的技術，讓

這些病人能夠表達他們的意念，進而與外界溝通。其中一個受到重視的技術則是擷取大腦的神經訊號，辨識特定的腦波型態 (brain signal pattern)，以作為與外界裝置溝通的管道，使這些病人可以不需要依靠周邊神經和肌肉，僅利用腦部的訊號，就可以達到與外界溝通、傳達訊息、自主行動，以及自我照顧等目的，此種技術稱之為「大腦人機介面 (brain computer interface, BCI)」<sup>(1)</sup>。

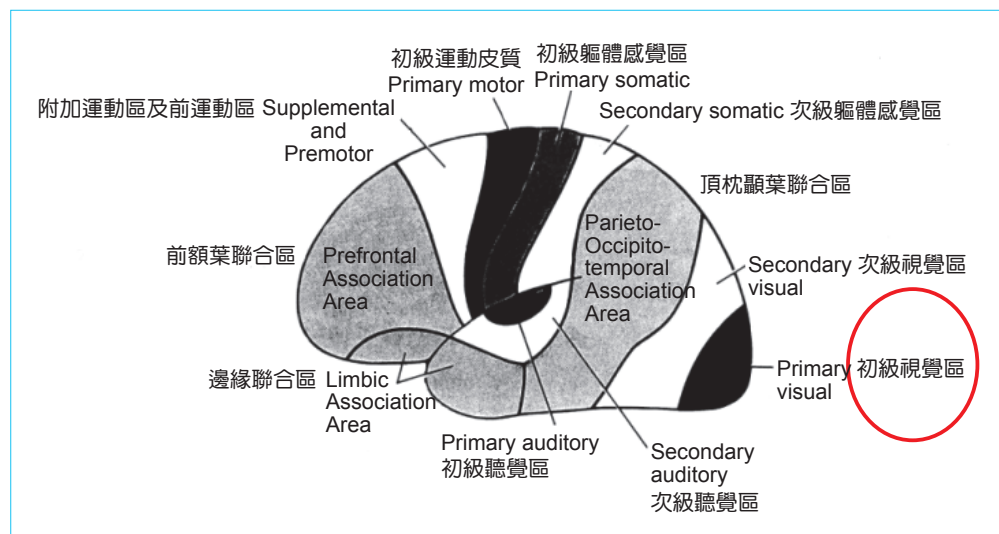
大腦人機介面是經由要求受測者執行特定的作業 (task)，使大腦產生特定的誘發腦波，經由辨識這些被誘發的腦波，達到傳達使用者意念、腦波控制的目的。因此，一個好的大腦人機介面的要素必須包含：(1) 適當的外界刺激，或是容易為使用者執行的作業，以產生明確的腦波型態；(2) 好的雜訊去除 (de-noise) 方法，以萃取微弱的腦波訊號；(3) 穩定且正確的演算法則，將特定的腦波型態辨識出來，並轉換成外界裝置需要的控制訊號；(4) 受到腦波控制之外部裝置。在這些要素之中，尤其是在受測者作業的設計上與腦波訊號萃取的理論開發上，更是腦波人機介面研究上的重點。然而，腦波是十分複雜的訊號，除了訊號微弱之外 (約為  $\mu\text{V}$  等級)，更存在著個體之間的差異，因此，如何設計出穩定且具有高傳輸率的大腦人機介面，為主要的挑戰目標。

大腦人機介面主要可以分為非侵入式與侵入式兩種。非侵入式的腦波人機介面大多是利用腦電波 (electroencephalographic, EEG) 量測頭皮上的腦波電訊號，經由分析腦波頻率的振幅變化或時間域上腦波的波形變化，作為腦波人機介面的控制訊號；侵入式的腦波人機介面是利用 subdural EEG 或 single-unit recording 直接侵入式量測大腦皮質的神經活化訊號<sup>(1-2)</sup>。此兩種方式互有優缺點，對於非侵入式腦波訊號量測而言，從腦神經出來的電訊號必須經過腦脊髓液、頭骨和頭皮才能被電極量到，因為頭骨為不良導體，所以一般所量測到訊號都經過相當程度的衰減而變得很微弱，所以在定位與雜訊的去除上，需要做很多的訊號處理。對於侵入式電極量測而言，因為電極直接貼在大腦皮質上，所以量測到的訊號，比非侵入式訊號的訊雜比高很多，對於電極的定位與植入的位置，則必須事先在 CT、fMRI、PET 或 MEG 作定位，所以需要較多

的資訊藉以找到正確的電極植入位置。此外，侵入式電極的危險性，遠遠較非侵入式量測高。因此，以非侵入式量測的方式來設計的大腦人機介面，近年來受到消費電子業者與一般民眾的重視。

目前在世界上的非侵入式大腦人機介面主要有 P300 腦波、感覺運動區的 mu 波律動 (sensorimotor mu rhythm)、慢速變化腦波 (slow cortical potential, SCP)、閃光誘發腦波 (flash visual evoked potential, FVEP) 與穩態視覺誘發腦波 (steady state visual evoked response, SSVEP) 等。在 P300 的研究方面，Emanuel Donchin 和 Kevin M. Spencer 等人利用螢幕的選單產生 rare-event 來誘發出 P300 訊號，他們所使用的螢幕選單是一個  $6 \times 6$  的選單陣列，螢幕上共有 26 個字母、1 至 9 的 9 個數字及一個 space，此方法的好處是受測者不需要經過 training 的過程，此 virtual keyboard 已經可以達到 80% 的正確率<sup>(3)</sup>；M. Middendorf 等人甚至利用 SSVEP 成功操縱模擬飛行器左轉與右轉<sup>(4)</sup>；在感覺運動區的 mu 波律動研究方面，C. Nuper 等人將兩個雙極性 (bipolar) 電極貼在左右半腦的感覺運動區域，藉由量測 mu 波動在特定頻帶下的能量變化，讓螢幕上的游標 (cursor) 向左或向右移動<sup>(5)</sup>；G. Pfurtscheller 等人，發展事件相關非同步腦波運律動 (event-related desynchronization, ERD) 和事件相關同步腦波律動 (event-related synchronization, ERS) 技術，偵測由於手部想像運動所誘發的感覺運動區的 mu 波律動的能量變化，並經由類神經網路中的學習向量量化演算法 (learning vector quantization, LVQ)，把每筆資料用向量表示經由 ERD 和 ERS 的特徵來分類<sup>(6-7)</sup>，並且已經讓一個經過五個月訓練的病人能夠藉著想像雙腳運動及想像右手運動來控制機器手臂拿取第一個蘋果來吃了<sup>(8)</sup>；在慢速皮質電位 (slow cortical potential, SCP) 方面，N. Birbaumer 等人藉由給予病人某些的特定字辭，量測當病人默念這些文字時所引發的 SCP，此方法約可達到 75% 左右的正確率<sup>(9)</sup>；在閃爍視覺誘發電位 (flash visual evoked potential, FVEP) 部分，本實驗室使用時間編碼 (temporal encoding)，對使用者注視的閃光進行編碼，由於每個閃光都有不同的時間編碼，由於視覺腦波是一種時間鎖定 (time-locked)、相位鎖定 (phase-locked) 的訊號，因此在

圖 1.  
初級視覺皮質區。



閃光發生後固定 100 ms 左右就可以量測到視覺腦波，因此我們只要辨識所量測到腦波的發生時間與順序，就能判斷出使用者正在注視哪一個選項。

SSVEP 的研究方面，目前主要有兩個團隊在進行研究，分別是中央大學團隊與北京清華大學團隊，穩態視覺誘發電位使用一具有固定頻率的光刺激產生器，誘發受測者視覺皮質區的 SSVEP，以此當作控制訊號輸入大腦人機介面系統來偵測受試者是注視螢幕上哪一個按鈕，此方法已能達到 27.15 bits/min 以上的資訊傳輸率<sup>(10)</sup>。

雖然上述的人機介面都已經有不錯的正確率，但是仍然有其缺點：(1) 以感覺運動區之 mu 波律動，是讓使用者想像左右手運動，此種方式不但造成使用者訓練上的困難，而每次所能送出的指令只有一個位元 (1 bit, 讓游標往左或往右)，因此造成低傳輸率；(2) 以 P300 為基礎之大腦人機介面是給予使用者 rare event，造成 P300 的產生，雖然 P300 是很強的生理訊號，具有很高的訊雜比，但是必須花費比較多的時間等待 rare event 產生，造成傳輸率較慢；(3) 以閃光誘發腦波 (FVEP) 與穩態視覺誘發腦波 (SSVEP) 為基礎之大腦人機介面，雖然具有高的訊號傳輸率，但是使用者必須具有基本的些微視覺能力，對於完全看不見的病人是無法使用的。此外，腦波的訊號非常微弱，如何撰寫好的演算法，以避開環境雜訊、心電訊號 (electrocardiogram)、alpha 波 (occipital alpha

rhythm) 與運動區腦波 (sensorimotor mu rhythm) 等訊號的干擾，在腦波人機介面的設計上都需做到通盤的考慮。

在這篇文章中，我們將介紹本研究團隊所開發的視覺誘發腦波人機介面系統，包含 FVEP 與 SSVEP 兩種，研究的目標在開發一種具有高傳輸率的非侵入式大腦人機介面，以高時間解析度的腦電波 (electroencephalography) 在大腦視覺區 (如圖 1 所示) 對腦波進行量測，作為使用者與外界溝通的控制訊號。所使用的閃光刺激為一閃光刺激陣列，陣列上的每一個閃光選項具有彼此獨立的閃光時序。當使用者注視閃光刺激時，在大腦視覺皮質區會有一與閃光刺激時序相同的對應腦波訊號產生。由於在視野中央的閃光選項所誘發的人腦視覺誘發電位會有中央視野放大 (central magnification)<sup>(11)</sup> 的特性，因此，使用者所注視的視野中央的閃光刺激將會有最大的視覺誘發電位產生，藉由比較每一個閃光選項所誘發的視覺誘發電位大小，可以判斷使用者正在注視螢幕上哪一個閃光選項，並輸出一對應的控制訊號，以達到裝置控制或溝通的目的<sup>(12)</sup>。

本系統所使用的閃光刺激的閃光時序利用時間編碼 (temporal encoding) 與頻率編碼 (frequency encoding) 的技術，可以同時在螢幕上顯示多個閃光選項，具有優於 P300、sensorimotor mu rhythm、slow cortical potential 等系統的資訊傳輸

率。此外，本系統是以視覺誘發電位作為大腦人機介面的控制訊號，視覺誘發電位在臨床上是很容易量測的一種評量指標，同時也是十分重要的診斷依據。視覺誘發電位已經被廣泛應用於視神經的多發性硬化症 (multiple sclerosis)<sup>(13-15)</sup>、視神經交叉前後損傷 (prechiasm and retrochiasm lesions)<sup>(16-21)</sup>、頭部損傷之腦內壓監控 (monitoring of intracranial pressure)<sup>(22-23)</sup>、手術時之麻醉指標 (monitoring of anesthesia level during surgery operation)<sup>(24-25)</sup>，以及腦死的警訊 (alarm of brain death)<sup>(26-27)</sup>。因此，相較於目前世界上其他研究團隊所發展之大腦人機介面系統，視覺腦波人機介面系統具有容易量測、高傳輸率、低成本，以及同時顯示多個選項等優點，故非常適合推廣於臨床與一般民生應用上。

## 二、視覺腦波人機介面

在筆者的研究中，我們共發展了兩種系統，一種是閃光誘發腦波 (FVEP) 系統，另外一種是穩態視覺誘發腦波 (SSVEP) 系統。在本文中分別以應用這兩種系統於腦波滑鼠的應用為例，以便說明此兩種系統的差異，並分別介紹如下：

### 1. 閃光誘發腦波 (FVEP) 人機介面系統架構

閃光視覺誘發的腦波人機介面系統包含一個顯示幕、一組腦電波電極與腦波放大器、一個眼動電極(EOG)、類比／數位轉換 (A/D card) 與一台個

人電腦 (如圖 1)。顯示幕用來呈現多時序的閃光刺激，以作為引發大腦視覺誘發電位的刺激光源用；腦電波電極用來量測由大腦視覺區誘發的腦波訊號；眼動電極則用來量測由眼睛轉動所引發的雜訊，將含有眼部肌肉雜訊的腦電波資料段 (epoch) 捨棄，但是如果在系統中配合好的訊號處理技術，通常可以將眼動雜訊去掉，因此眼動電極在一般情形下並非必要；類比／數位轉換器用來將經過生理放大器 (BioAmplifier) 放大的腦電波與肌電訊號取樣 (sampling) 後，輸入個人電腦進行資料處理；個人電腦則根據閃光刺激 (flash onset) 的時間點 (trigger time point)，將量測到的腦波訊號分割成許多資料段 (epoch)，並選擇沒有肌電訊號干擾的資料段，經過處理後，比較不同閃光選項所引發的視覺誘發電位的大小，選擇具有最大視覺誘發電位的閃光選項為目前受測者正在注視的選項，並將選項所對應的控制訊號輸出<sup>(28-30)</sup>。

#### (1) 視覺刺激材料設計

圖 2 中共有六個 LED 燈位於 LCD 螢幕的周圍，其中分別代表滑鼠控制的「up」、「down」、「left」、「right」、「Left button」、「與「Right button」指令，每一個 LED 燈各自以互相獨立的閃光時序進行閃爍，我們讓每一個閃光選項的閃光時序以「亮 (ON)」與「暗 (OFF)」的狀態組成，每一個「亮」或「暗」的狀態在閃光時序中將維持一由電腦隨機決定的時間長度，其時間長

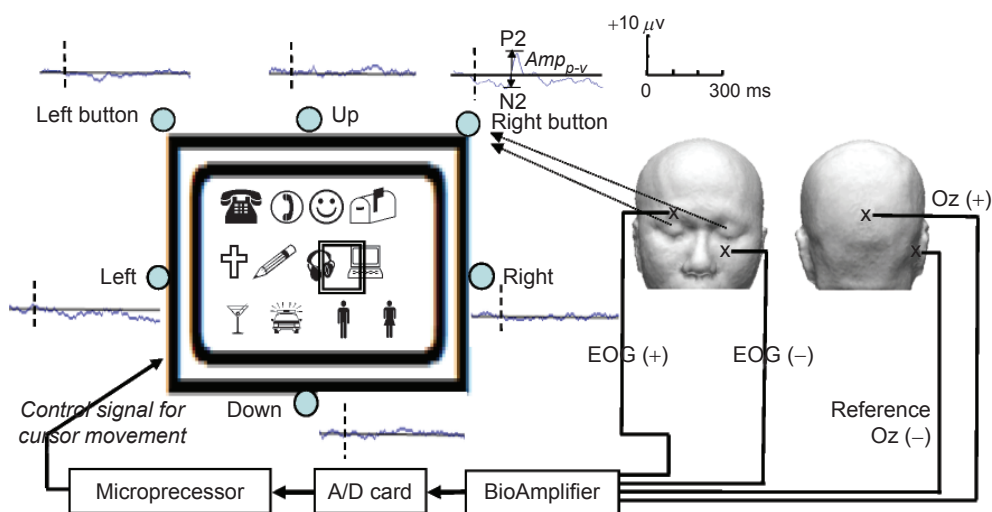
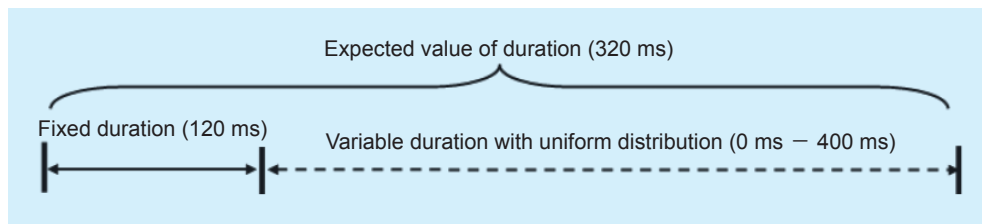


圖 2. 視覺誘發電位之大腦人機介面系統架構圖<sup>(28-30)</sup>。

圖 3.

閃光時序中，「ON」與「OFF」狀態的可變時間長度。



度的組成為一固定時間段 (fixed duration) 與一可變時間段 (variable duration) 的組合 (如圖 3)。其中固定時間段 (fixed duration) 是用來避免兩個連續閃光之間的視覺誘發電位互相重疊干擾，因為視覺誘發電位的反應一般主要發生在閃光刺激發生 (flash onset) 後 0–120 ms 之間；而可變時間段 (variable duration) 則為一隨機分佈於 0–400 ms 之間的時間段，此可變時間段的用意在於來增加不同閃光選項的閃光時序間彼此的隨機性與獨立性。圖 4 顯示利用上述可變時間段方法所產生的閃光時序序列，其中白色的部份表示選項為「亮 (on)」的狀態，黑色表示選項為「暗 (off)」的狀態。

## (2) 訊號平均與使用者注視選項確認

由於每一個閃光都是經由互相獨立的閃光時序進行驅動，因此只需要簡單進行約 10 次試驗 (trials) 平均，就能夠將視覺誘發電位給萃取出來。

在閃光誘發腦波人機介面的部分，由於我們的大腦人機介面使用了時間編碼 (temporal encoding) 的技術，每一個閃光選項的閃光時序的刺激發生時間點 (flash onset) 具有彼此互相獨立的特性；也就是說，對於任何一個閃光選項的刺激發生時間 (flash onset) 而言，其它閃光選項的刺激發生時間是隨機 (random) 的。因此，我們如果針對某一個閃光選項的刺激發生時間進行訊號平均，則只有這個閃光選項所誘發的視覺刺激會被增強，由其它閃

光選項所誘發的腦波訊號則會被衰減。而且，由於人眼具有中央視野放大 (cortical magnification) 的特性，所以視野中央的閃光刺激將具有最大的視覺誘發電位。利用視覺誘發電位的 N2 peak 與 P2 peak 的峰對峰值 (peak-to-valley value,  $Amp_{p-v}$ ) (如圖 5) 作為判斷受測者所注視閃光選項的特徵 (feature)，具有最大  $Amp_{p-v}$  的閃光選項，將被辨識為受測者正在注視的閃光選項。

圖 6 的第一列顯示經過十次平均之後的 Oz 腦電波訊號，當受測者正在注視選項「Right Button」的閃光序列，可以看見第一列以「Right Button」的閃光時序進行平均，得到最顯著的視覺誘發電位反應。經由比較每一個選項閃光所誘發的視覺誘發電位 (VEPs)，可以得知受測者正在注視選項「Right Button」。

## 2. 穩態視覺誘發腦波 (SSVEP) 人機介面系統架構

根據閃光刺激頻率的不同，視覺腦波可分為兩種，當刺激頻率小於 2 Hz 則稱為閃光視覺誘發腦波 (FVEP)，而大於 6 Hz 的固定的頻率閃爍閃光，則所產生的視覺腦波會變成有如正弦波一般的波形，稱為穩態視覺誘發電位 (SSVEP)。大腦人機介面系統，可藉由偵測經由多頻相位編碼的刺激頻率或相位來決定使用者所凝視的方向及目標，以發出控制命令，藉此表達出使用者的想法。這種穩態視

Channel 1 'Right Button'  
Channel 2 'Left Button'  
Channel 3 'Up'  
Channel 4 'Down'  
Channel 5 'Left'  
Channel 6 'Right'

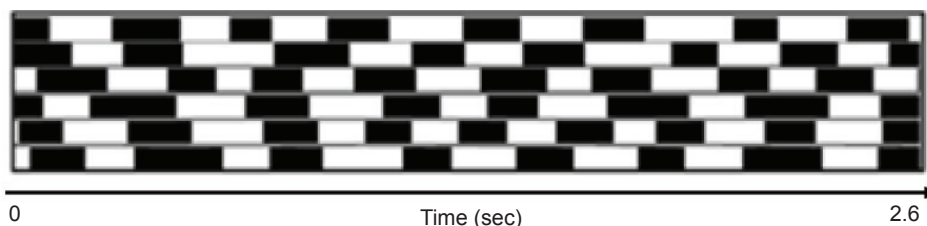


圖 4. 經由可變時間段方法所得到的閃光時序。

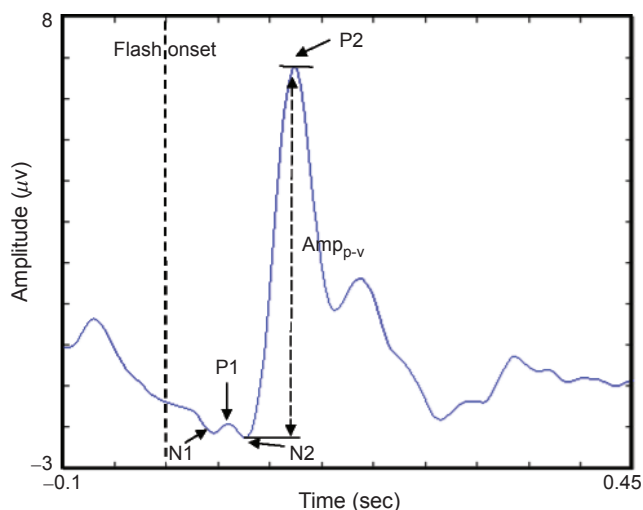


圖 5. 閃光誘發腦波 (FVEP) 波形<sup>(30)</sup>。

覺誘發電位的腦波人機介面，如果可以將閃爍頻率設計在 24 Hz 以上，則可以高於人眼的視覺融合頻率 (flicker fusion effect)，因此具有低閃爍、高傳輸率的優點。

圖 7 顯示穩態視覺誘發腦波人機介面的架構圖，在這項例子中，閃光頻率設計在 31.25 Hz，每一個閃光分別以不同的相位 (phase) 予以編碼，因此只需先校正使用者觀看  $0^\circ$  閃光 ( $LED_1$ ) 的腦波，然後就可以利用偵測相位的方式，判斷使用者在觀看哪一個選項。圖 7 中系統包括一組腦波電極、一個生理放大器 (Bioamplifier)、以及一個微電腦 (microprocessor) 進行閃爍光源的控制，以及資料處理與選項判斷<sup>(31-34)</sup>。

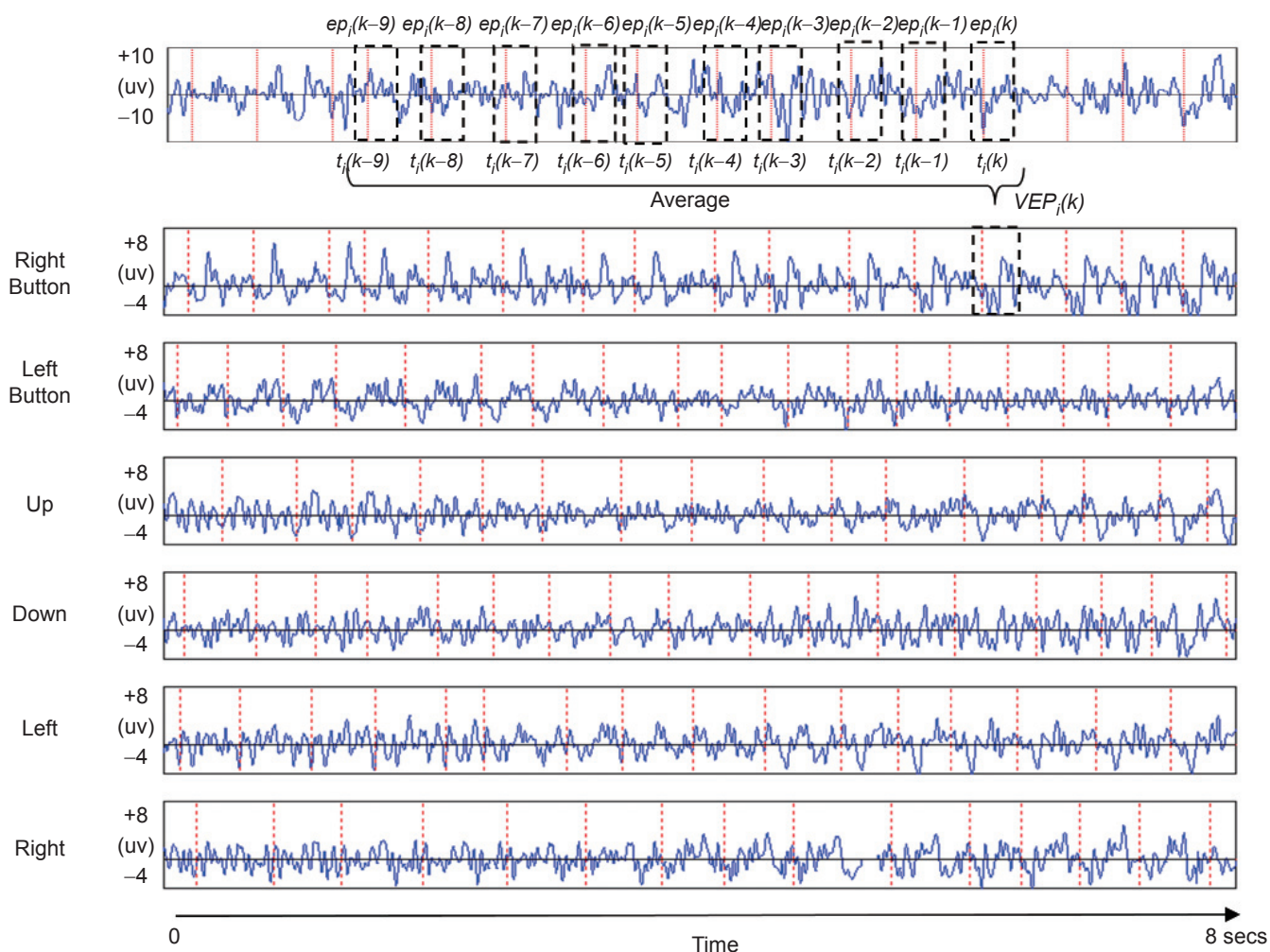


圖 6. 在 Oz 位置所量測到的腦電波，經過不同閃光時序 trigger 進行平均，可以看見以「Right Button」時序進行平均會有最高的視覺誘發腦波，因此可以確定受試者正在注視「Right Button」<sup>(28)</sup>。

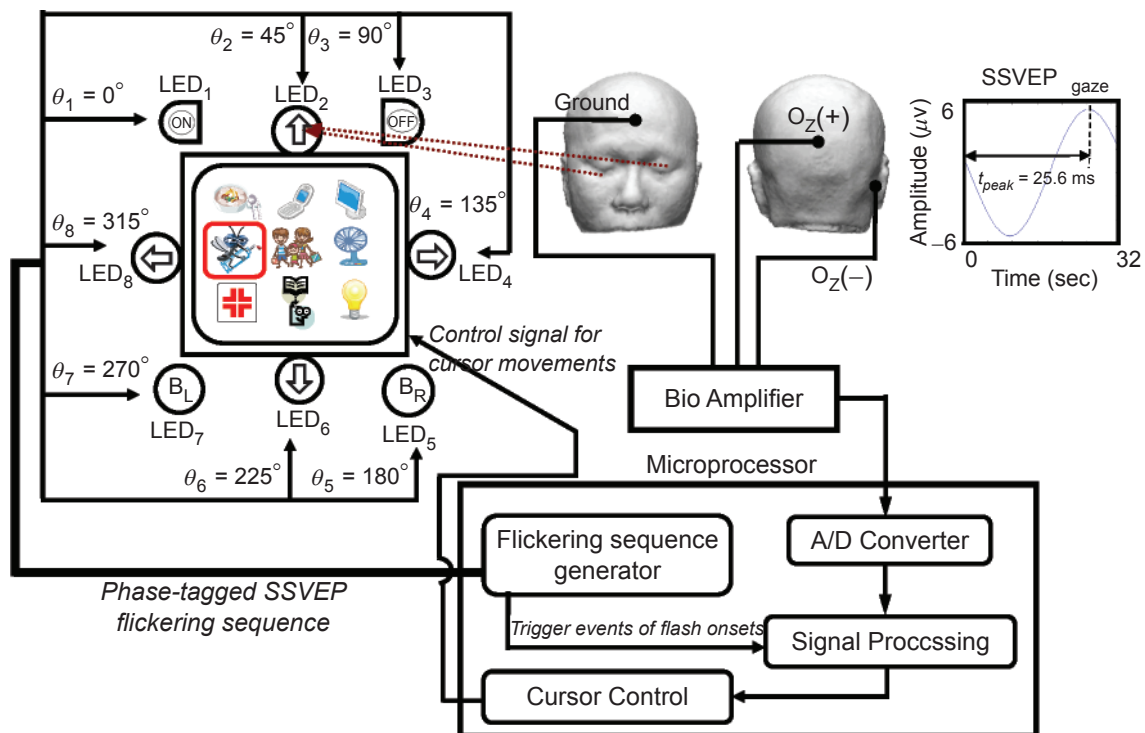


圖 7. 穩態誘發電位之大腦人機介面系統架構圖<sup>(31)</sup>。

### (1) 視覺刺激材料設計

圖 7 中共有八個 LED 燈位於 LCD 螢幕的周圍，其中分別代表滑鼠控制的「system on」、「cursor up」、「system off」、「cursor right」、「right button」、「cursor down」、「left button」與「cursor left」指令，每一個 LED 燈都以不同相位的閃光時序進行閃爍，以 31.25 Hz 閃爍為例，每延遲 4 ms 將產生 45° 的延遲相位 (如圖 8)，其中

白色部份表示選項為「亮 (on)」的狀態，黑色表示選項為「暗 (off)」的狀態。

### (2) 訊號平均與使用者注視選項確認

由於視覺腦波訊號是時間鎖定 (time-locked)、相位鎖定 (phase-locked) 訊號，因此可以對 LED<sub>1</sub> 的時間時序進行訊號平均 (average)，然後偵測平均之後波形的峰值時間 ( $t_{peak}$ )，並以使用者先前觀

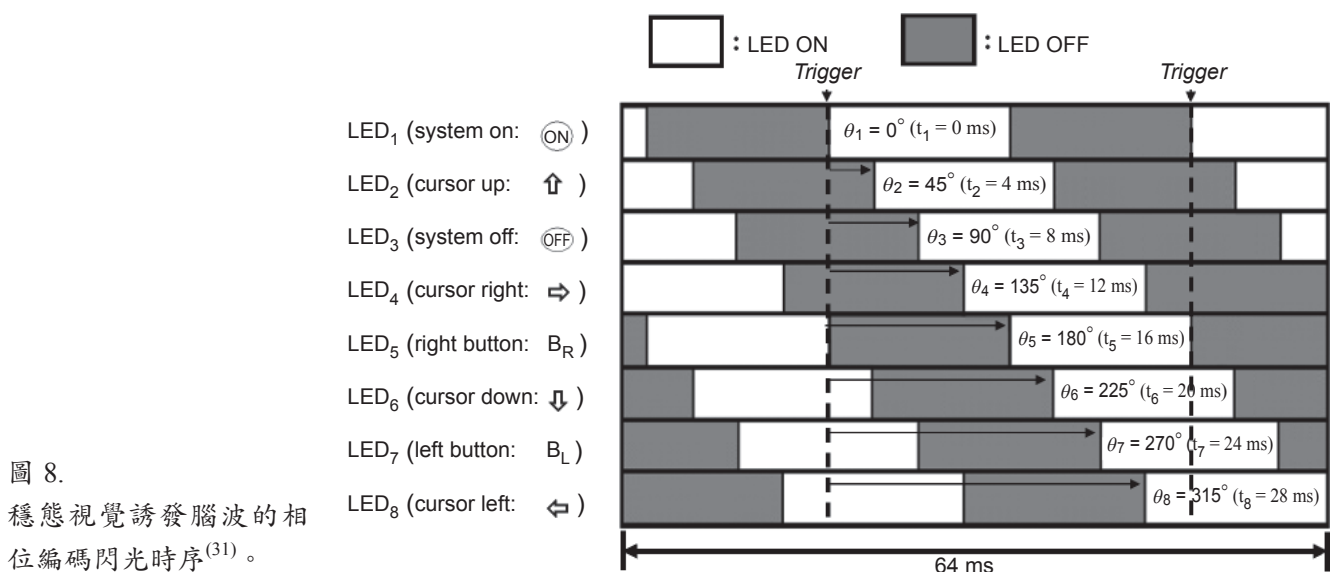


圖 8. 穩態視覺誘發腦波的相位編碼閃光時序<sup>(31)</sup>。

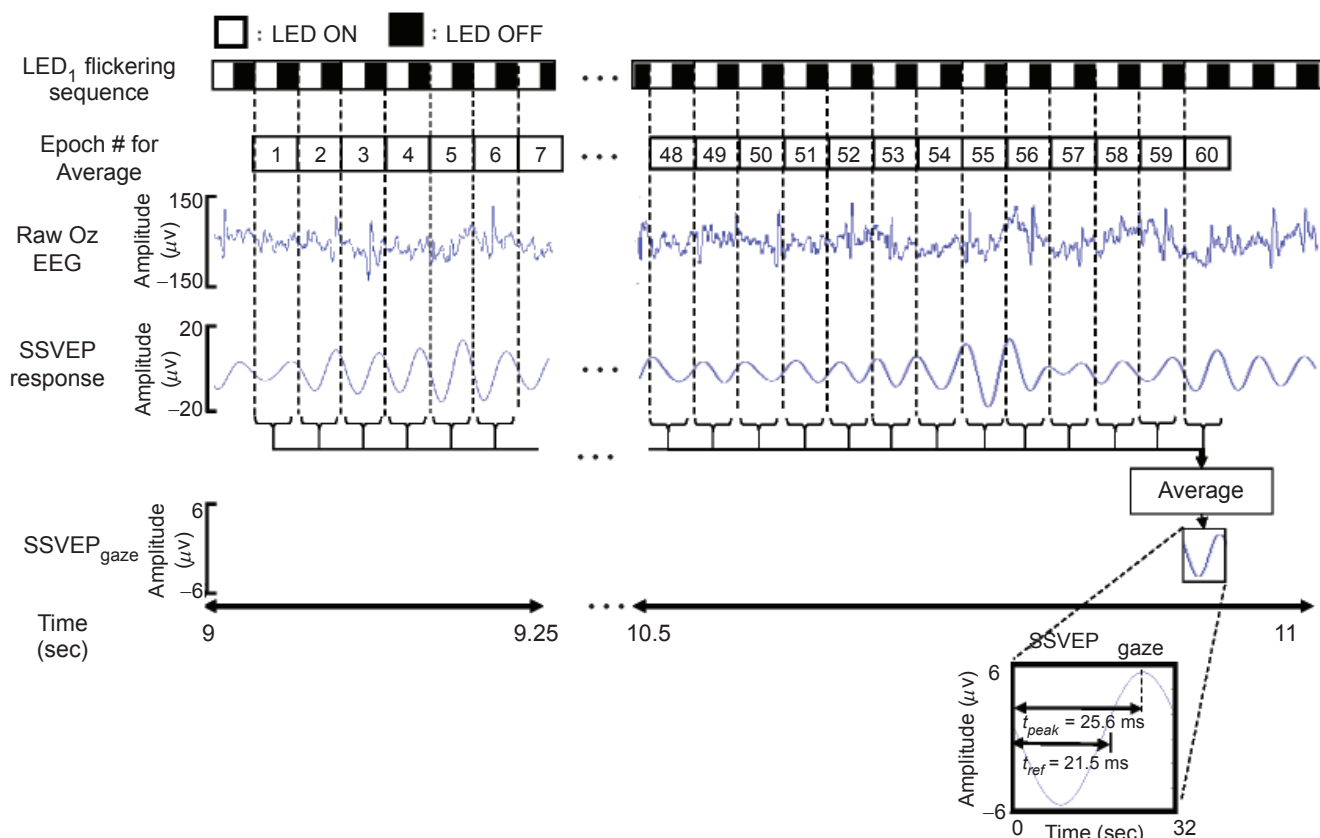


圖 9. 受試者觀看 LED<sub>2</sub> 時的視覺誘發腦波，藉由對準於 LED<sub>1</sub> 閃光时序的觸發 (trigger)，可以偵測觀看 LED<sub>2</sub> 與 LED<sub>1</sub> 的腦波相位差，以確定使用者是在觀看 LED<sub>2</sub> (cursor up)<sup>(31)</sup>。

看 LED<sub>1</sub> 閃光的峰值時間 ( $t_{ref}$ ) 作基準，就可以偵測  $t_{peak}$  與  $t_{ref}$  之間的相位差。以圖 9 的例子而言， $t_{ref}$  為 21.5 ms、 $t_{peak}$  為 25.6 ms，差值為 4.1 ms，相位差值接近 45°，因此可以判斷是 LED<sub>2</sub>。

圖 10 為使用者實際操作的腦波訊號相位分佈圖，操作的指令順序為「system on」→「cursor left」→「left button」→「cursor up」→「cursor down」→「right button」→「cursor right」→「system off」。使用者所花費的時間為 38 秒，而圖中顏色所表示的為腦波訊號的震幅。

### 三、腦波訊號系統的實現

由於腦波訊號十分微弱，相較於環境的雜訊，則必需要經過許多的處理步驟才能夠獲得正確的腦波訊號。在我們過去的經驗，腦波訊號需要經過多次的前處理步驟，必須逐次處理放大才能夠達成消

除雜訊的目的，如果一次將訊號放大 10000 倍，則也會將雜訊放大，這樣反而會使得訊號在輸入訊號放大模組之前，就超過放大器的動態範圍 (dynamic range) 而導致飽和 (saturation)。在我們的設計，我們將訊號以每次 100 倍的放大倍率進行，共分三次達成 100000 的放大，在每一次放大之間，則採用帶通濾波器 (0.1 Hz–100 Hz) 與陷波濾波器 (60 Hz) 進行雜訊濾除。

圖 11 為腦波人機介面的系統架構與實際成品電路圖，其中放大器部分採用儀表放大器 (instrumentation amplifier) 設計，濾波器採用二階 (second-order) sallen and key 濾波器，而陷波濾波器 (notch filter) 採用 state-variable filter 設計，最後微處理器部分則作為產生閃光时序與腦波判斷用。

為了驗證上述的腦波電路成效，我們應用此電路於腦波遙控車的應用，藉由設計三個不同頻率 (13 Hz、14 Hz 與 15 Hz) 的閃光刺激，作為控制

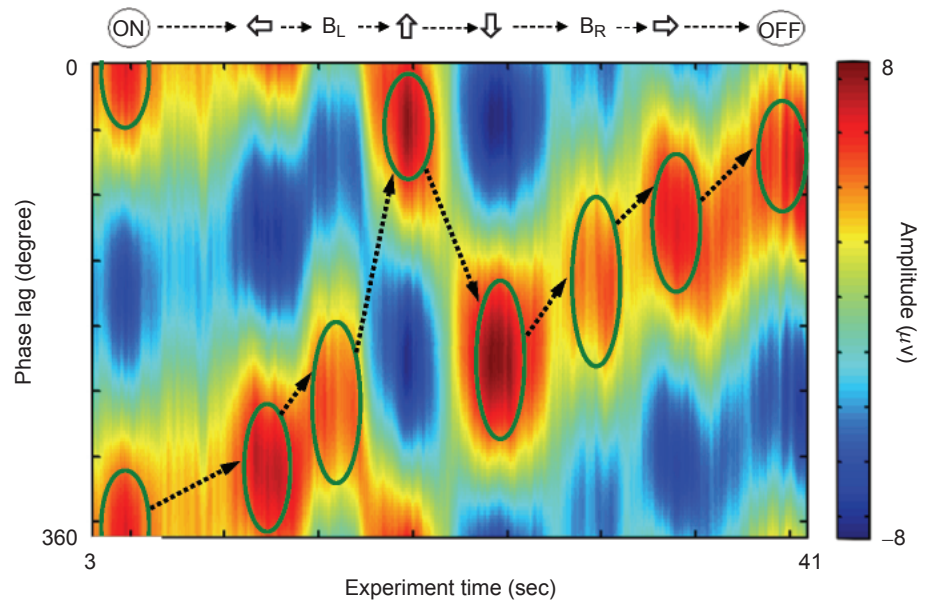


圖 10.  
運用穩態視覺誘發腦波人機介面於滑鼠操控<sup>(31)</sup>。

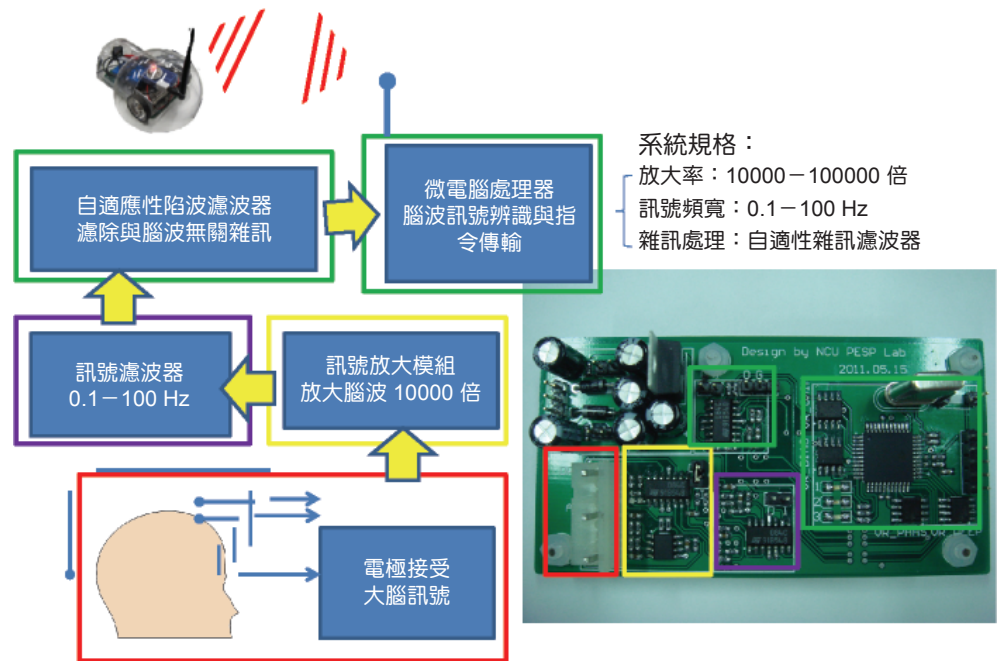


圖 11.  
視覺腦波人機介面電<sup>(34)</sup>。

遙控車的左轉 (left turn)、直走 (forward)、與右轉 (right turn)，而遙控車的前方螢幕則使用無線方式回傳到使用者螢幕上 (圖 12)。圖 13 顯示一位受試者於腦波遙控車操控的軌跡圖，所花費時間為 49 秒鐘，而圖 13(b) 則顯示受試者的腦波時頻圖，以及其所傳送的指令。

#### 四、結論與未來展望

隨著科技的進步，電子裝置的輕巧化與性能提昇，已經讓電子在許多醫學上有卓越的廣泛應用。在本研究中，利用腦波帽量測，配合資料分析演算法，已經能夠讓腦波人機介面達到實用的地步。圖

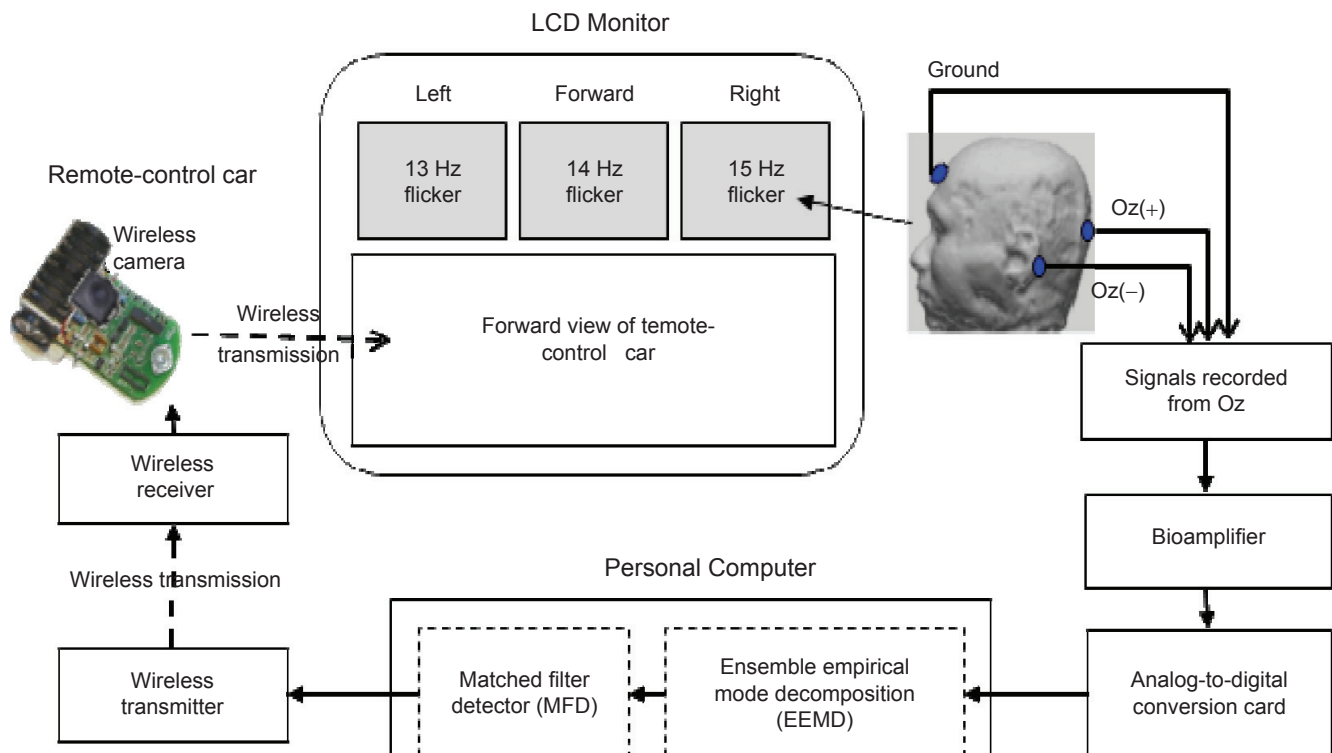


圖 12. 腦波導引遙控車架構圖<sup>(33)</sup>。

14 列表世界上各研究團隊的腦波人機介面比較，由表中可以看出，我們所開發的腦波人機介面，在資訊傳輸率已經可以達到 (44.55 bits/min)，且準確度接近 100%，並且只需要一組腦波電極就可以達成，使用者僅需要簡單熟悉使用方式，就可以立刻開始操作。因此在癱瘓病人的照護上，將能夠提供一個與外界溝通的管道。

然而，腦波量測不可避免的會面臨個體性差異的問題，其中一個大問題是每個人的視覺誘發電位的訊號強度並不一致，且每個人對於不同頻率的反應也大不相同，因此造成使用的腦波誘發頻率，在某些使用者會有訊雜比低下的情形。因此未來發展的重點為腦波的校正演算法開發、腦波訊號的訊雜比提高方法、以及輕巧的腦波量測系統設計，並開發可攜式無線傳輸的即時處理系統。利用現今越來越成熟的電子元件技術，設計低雜訊的電路設計，並且針對每個人的閃光頻率響應不同的特性，達到客製化腦波系統的最佳效應。

## 誌謝

本篇文章感謝中央大學「邁向頂尖大學」計畫、國科會 (NSC 102-2221-E-008-086-MY3, 102-2623-E-008-003-D, 102-2511-S-008-004)，以及國立中央大學跨國頂尖研究中心—動態生醫指標暨轉譯醫學研究中心 (3/5) (NSC 101-2911-I-008-001) 補助。

## 參考文獻

1. J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, *Clin. Neurophysiol.*, **113**, 767 (2002).
2. J. R. Wolpaw and N. Birbaumer, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, **8**, 164 (2000).
3. E. Donchin and K. M. Spencer, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, **8**, 2 (2000).
4. M. Middendorf and G. McMillan, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, **8** (2000).
5. C. Neuper and D. Flotzinger, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **103**, 642 (1997).
6. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva, *Clinical*

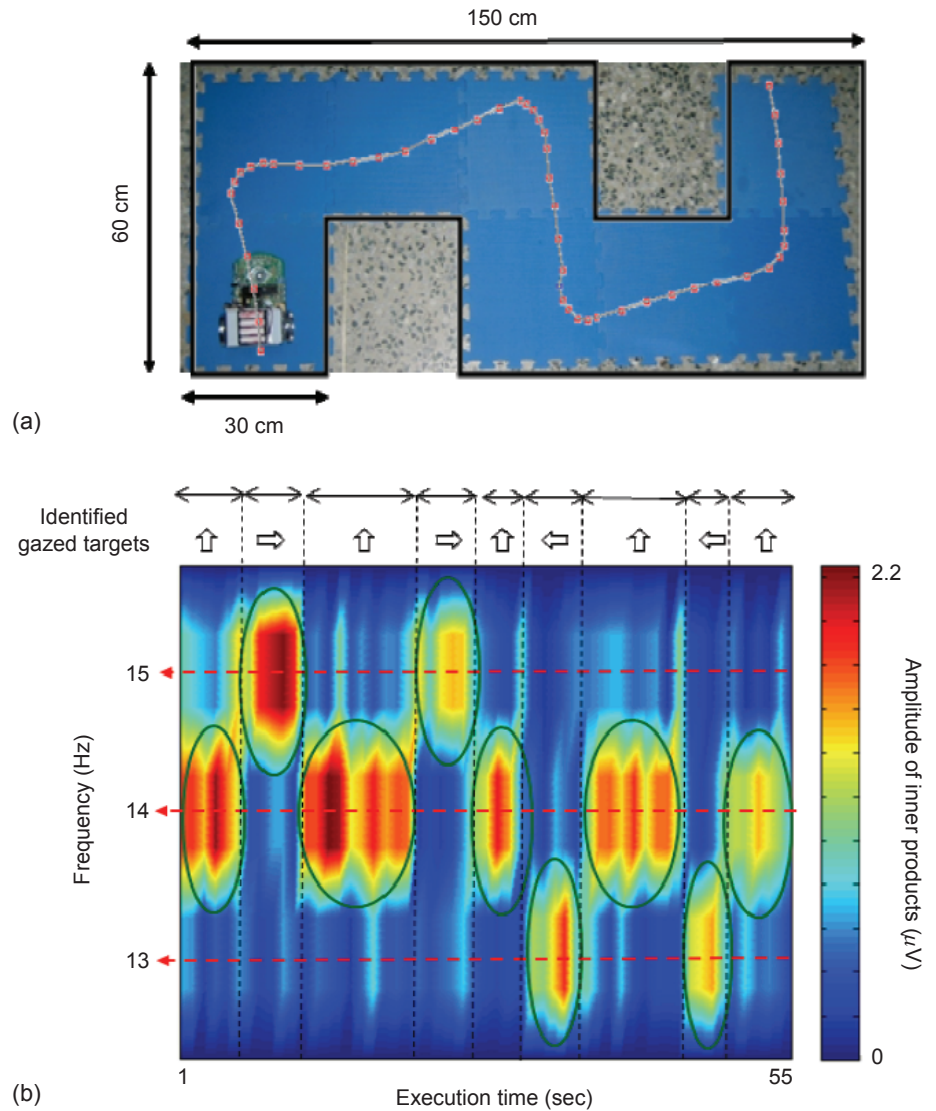


圖 13.  
受測者 I 進行 S-shaped 導引作業的路徑圖與時頻分析圖。  
(a) 受測者 I 的 S-shaped 導引作業路徑圖、(b) 受測者 I 腦波 S-shaped 腦波導引作業時頻分析圖<sup>(33)</sup>。

- Neurophysiology*, **110**, 1842 (1999).
7. G. Pfurtscheller and A. Berghold, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **72**, 250 (1989).
  8. G. Pfurtscheller and C. Guger, *Neuroscience Letters*, **292**, 211 (2000).
  9. N. Birbaumer, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, **8**, 190 (2000).
  10. M. Cheng, X. Gao, S. Gao, and D. Xu, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **49**, 1181 (2002).
  11. E. E. Sutter EE, *Journal of Microcomputer Applications*, **15**, 31 (1992).
  12. P. L. Lee, C. H. Wu, Y. T. Wu, L. F. Chen, T. C. Yeh, and J. C. Hsieh, *Electronics Letters*, **41**, 832 (2005).
  13. C. Ellenberger and S. B. Ziegler, *Annual Neurology*, **1**, 561 (1977).
  14. M. Feinsod and W. F. Hoyt, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, **38**, 1109 (1975).
  15. N. S. Namerow and N. Enns, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, **35**, 829 (1972).
  16. L. Carlin, E. S. Roach, A. Riela, E. Spudis, and W. T. McLean, *Annual neurology*, **13**, 105 (1983).
  17. L. T. Happel, H. Rothschild, and C. Garcia, *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, **48**, 233 (1980).
  18. A. Kriss, W. M. Carroll, L. D. Blumhardt, and A. M. Halliday, *Advances in Neurology*, **32**, 11 (1982).
  19. M. J. Kupersmith, P. A. Weiss, and R. E. Carr, *American Journal of Ophthalmology*, **95**, 307 (1983).
  20. O. N. Markand, B. P. Garg, W. E. DeMyer, and C. Warren C, *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, **54**, 39 (1982).
  21. W. B. Wilson WB, *American Journal of Ophthalmology*, **86**, 530 (1978).

|                                         | 資訊傳輸率<br>(bits/min)      | 精準度 (%) | 所需腦波<br>電極數目 | 訓練時間  |
|-----------------------------------------|--------------------------|---------|--------------|-------|
| 想像運動<br>(Pfurtscheller et al., 1999)    | 5–25                     | 80%     | > 10         | ~ 數月  |
| P300 腦波<br>(Donchin et al., 2000)       | 29.35                    | 87.5%   | ~ 10         | ~ 數小時 |
| 頻率編碼視覺腦波<br>(Shangkai Gao et al., 2003) | Avg: 27.15<br>Max: 55.69 | 100%    | $\geq 2$     | 不需訓練  |
| 慢速腦波<br>(Niels Birbaumer et al., 2006)  | 0.05<br>(1 bit/trial)    | 85%     | > 10         | ~ 數月  |
| 相位編碼視覺腦波<br>(中央大學電機系)                   | Avg: 44.55<br>Max: 55.38 | 100%    | 1            | 不需訓練  |

圖 14.  
腦波人機介面比較列表。

22. J. W. McSherry, C. L. Walters, and J. D. Horbar, *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, **53**, 331 (1982).
23. D. H. York, M. W. Pulliam, J. G. Rosenfeld, and C. Watts C, *Journal of Neurosurgery*, **55**, 909 (1981).
24. C. Raitta, U. Karhunene, A. M. Seppalainen, and M. Naukkarinen, *Albrecht von Graefes Arch. Klin. Exp. Ophthalmol.*, **211**, 139 (1979).
25. R. R. Uhl, K. C. Squires, D. L. Bruce, and A. Starr, *Anesthesiology*, **53**, 273 (1980).
26. E. L. Reilly, C. Kondo, J. A. Brunberg, and D. B. Doty, *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, **45**, 100 (1978).
27. W. Trojaborg, and E. O. Jorgensen, *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, **35**, 301 (1973).
28. P. L. Lee, C. H. Wu, W. T. Wu, L. F. Chen, T. C. Yeh, and J. C. Hsieh, *Electronics Letters*, **21**, 832 (2005).
29. P. L. Lee, J. C. Hsieh, C. H. Wu, T. C. Yeh, and Y. T. Wu, *Annals of Biomedical Engineering*, **34**, 641 (2006).
30. P. L. Lee, J. C. Hsieh, C. H. Wu, K. K. Shyu, and Y. T. Wu, *Clinical Neurophysiology*, **119**, 605 (2008).
31. P. L. Lee, J. J. Sie, C. H. Wu, Y. J. Liu, M. H. Lee, C. H. Shu, P. H. Li, C. W. Sun, and K. K. Shyu, *Annals of Biomedical Engineering*, **38** (7), 2383 (2010).
32. K. K. Shyu, P. L. Lee, Y. J. Liu, and J. J. Sie, *Neuroscience Letters*, **483** (1), 28 (2010).
33. P. L. Lee, H. C. Chang, T. Y. Hsieh, H. T. Deng, and C. W. Sun, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part A:*

*Systems and Humans*, **42**, 1053 (2012).

34. K. K. Shyu, P. L. Lee, M. H. Lee, M. H. Lin, R. J. Lai, and Y. J. Chiu, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, **4** (2), 125 (2010).



李柏磊先生為國立陽明大學醫學工程博士，現任國立中央大學電機工程學系教授。



徐國鎧先生為國立成功大學電機工程博士，現任中央大學電機工程學系教授。

Kuo-Kai Shyu received his Ph.D. in electrical engineering from National Chung-Kung University. He is currently a professor in the Department of Electrical Engineering at National Central University.