

即時腦控輸入介面設計

TOWARD a REAL-TIME BRAIN-CONTROLLED INPUT INTERFACE (BCI)

吳崇民 Chung-Ming Wu¹

林清助 Ching-Zhu Lin¹

¹崑山科技大學電子系 Department of Electronic Engineering, Kun Shan University

摘要

本研究所發展之即時腦波輸入介面，乃以單點量測的方式，來偵測特定動作之腦波訊號，經特徵點擷取運算後，使用模糊史密特觸發演算法來調整腦波動作訊號之判斷準位，可穩定的將腦波動作訊號轉換成脈波式動作訊號，再搭配摩斯碼文書輸入系統，建立 EEG 摩斯碼文書輸入系統(EEG Morse code Text input system, EEG McTin)，其可將腦波訊號轉換為可讀字元、電腦操作指令或家電控制訊號。本研究可在每 0.125 秒，下達一個控制命令(如 ON/OFF 開關命令)，若是複雜指令(如打字)，約 3~5 秒鐘可以完成。第一次使用的受測者在使用 McTin 訓練系統進行 30 分鐘的訓練後，受測者平均可在 37.62 秒內完成摩斯碼“A~J”等 10 個字母的輸入練習，其平均辨識率可達到 96.34%，使用者可在短時間內熟悉並操作 EEG McTin 系統。

關鍵字：腦波、輸入介面、摩斯碼、肢體障礙
Abstract

In this study, the development of real time brain-computer interface to detect a specific action of the EEG signals by a single-point measurement method. After the operation by capture the feature points, using fuzzy algorithm to automatic adjust the levels of the Schmitt trigger and convert the EEG action signals to impulse action signals. Then this brain-computer interface combines with Morse code text input system, we named to 'EEG McTin' that can translate the Morse code sequences to characters, computer operating instructions or the appliance control signals.

EEG McTin can be issue a control command every 0.125 seconds (such as ON / OFF command), if typing a word that spends about 3 to 5 seconds. The seven beginner users will accept the training course of EEG McTin about thirty minutes. Then typing a test of character 'A' to 'J', the average of recognition is 96.34% and the average of the time is 37.62 seconds. So users can be familiar with the operation of the system within a short time. The patients with severe physical disabilities can communication with the others by this system easy.

Keywords: EEG, BCI, Morse code, physical disabilities.

一、前言

隨著科技的演進，人們的生活愈來愈多采多姿，科技滿足了人們在食衣住行育樂等方面的需求；但對於身心障礙者而言，能夠使其生活便利、舒適的相關輔助設備，相較之下卻明顯不足。尤其是重度肢體障礙者，如脊髓損傷、運動神經元疾病患者等長期癱瘓在床的病人，常合併溝通困難，使其日常生活起居處處充滿著不便。一般與此類患者溝通之最簡單的方式，就是製作一些簡易字卡，依其基本的身體或心理層面來推敲他的需要，如天氣轉涼了，「冷」「熱」「穿衣服」等...，但這並不能完全表達患者的需求，因此常造成無法滿足患者需求的情況，造成生活上非常的不便利。

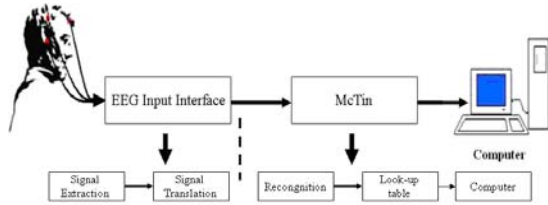
由於摩斯碼僅藉由兩個基本音組合出各種不同的字元，對重度肢體障礙患者而言，實用性相當高；但摩斯碼輸入除了需熟記每個字元的摩斯碼外，還需依照長短音的規則(3:1)，經過相當時間的輸入速度控制訓練，才能做到準確的字元輸入，因此其普遍性及方便性大大的降低。在 1995 年以前，摩斯碼自動辨識系統是針對正常學習者所設計的，對輸入速度的穩定性要求極為嚴格；在 1995 年以後，便有許多研究成功的解決不規則輸入速度的辨識問題[1-3]，其中本篇作者吳於 2004 年，發表可自動調整摩斯碼比例之摩斯碼文書輸入系統[4]，此系統可讓重度肢體障礙患者以咬合嘴控開關方式來進行摩斯碼的輸入，但仍有些患者不適合使用此輸入模式。

在現今腦波研究中，所採用的大多為多點量測[5-10]，多點量測的優點為數據齊全，可做精密的特徵參數及動作訊號分析，但由於量測點多，常造成設備裝置時間長，使用後須花較長時間清理；在訊號分析方面，多點訊號分析常導致訊號辨識速度慢，不容易做即時控制的運用。因此本研究將採用單點量測，以縮短裝置時間及增快訊號分析速度，以達到即時辨識的目的。透過本研究建立之即時腦波輸入介面，擷取特定動作之腦波訊號(EEG)，並將訊號轉換為脈波式動作訊號，再與摩斯碼文書輸入系

統結合，建立EEG摩斯碼輸入系統(EEG McTin)，讓重度肢體障礙患者可藉由此輸入介面作為與週遭人、事、物的溝通橋樑。

二、系統設計

本系統主要分為兩部分，分別為腦波輸入介面與摩斯碼文書輸入系統，系統架構圖如圖一。



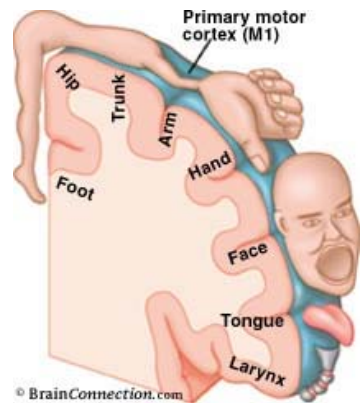
圖一 EEG McTin之系統架構圖

2.1 腦波輸入介面 (EEG Input Interface)

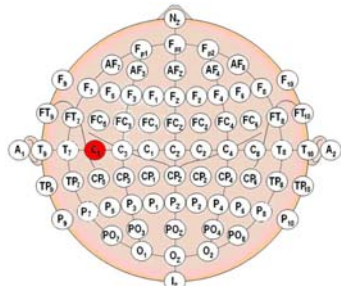
腦波輸入介面主要由腦波訊號擷取(Signal Detection)與腦波訊號轉換(Signal Translation)等二部份組成。

2.1.1 腦波訊號擷取

本研究主要使用g.tec公司所開發的腦波量測儀對受測者進行EEG訊號單點量測，以得到良好的訊號品質。由於腦部初級運動皮質區，包含了多重形式的系統，它合併了各種的感官輸入，其中包括臉部、手、腳...等各部位[11]，如圖二，本研究所擷取之EEG訊號是經由輕微咬合動作，造成初級運動皮質區之訊號改變，此動作不會受到講話、眨眼及轉頭等干擾，訊號量測點參考國際10-20腦波電極配置法，以C5作為訊號量測點(圖三)，取樣率為256 Hz/sec。



圖二 初級運動皮質示意圖

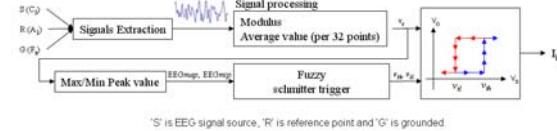


圖三 EEG訊號量測點(C5)

2.1.2 腦波訊號轉換

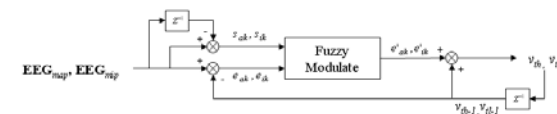
腦波訊號轉換是以每0.125秒進行一次腦波訊號處理，以增快系統對EEG動作訊號之反

應速度，再以史密特觸發電路來濾除雜訊干擾、避免訊號彈跳，並整形為脈波式的動作訊號。由於每個人的EEG訊號強度有差異，所以無法以一個固定的史密特觸發準位來做腦波辨識，因此本研究發展模糊史密特觸發演算法來取代史密特觸發電路，以模糊演算調整訊號轉換準位，以適應不同的使用者，使輸入介面更具彈性(如圖四)。圖四中，由C5擷取EEG訊號，再經訊號處理後，當EEG訊號大於高準位(v_{th})或小於低準位(v_{tl})則進行極值偵測，找出最大值、最小值，再利用極值之大小及變化率作為模糊史密特觸發準位之修正依據。



圖四 腦波訊號轉換流程圖

模糊史密特觸發演算法中是以最大峰值(EEG_{map})與高準位之差異量，以及 EEG_{map} 和 EEG_{map-1} 之變化率 s_a ，作為模糊史密特觸發演算法之高準位輸入變數，反之以最小峰值(EEG_{mip})與低準位之差異量，以及 EEG_{mip} 和 EEG_{mip-1} 之變化率 s_l ，作為模糊史密特觸發演算法之低準位輸入變數，經運算後調整訊號高低判斷準位，轉換為脈波式的動作訊號(I_k)，圖五為雙輸入模糊史密特觸發演算法。



圖五 模糊史密特觸發演算法

圖五變數定義如下

e_{ak} : EEG_{map} 與 v_{th-1} 的差異量(高準位之模糊輸入變數1)

e_{ik} : EEG_{mip} 與 v_{tl-1} 的差異量(低準位之模糊輸入變數1)

s_{ak} : EEG_{map} 與 EEG_{map-1} 的變化率(高準位之模糊輸入變數2)

s_{ik} : EEG_{mip} 與 EEG_{mip-1} 的變化率(低準位之模糊輸入變數2)

e'_{ak} , e'_{ik} : 高/低準位修正量(高/低準位之模糊輸出變數)

v_{th-1} , v_{tl-1} : 下一次輸入之高/低準位判斷值

模糊史密特觸發演算法演算步驟如下：

- 當輸入訊號大於高準位，則計算最大峰值 EEG_{map} 與 v_{th-1} 之差異量 e_{ak} (1)式，及計算 EEG_{map} 與 EEG_{map-1} 的變化率 s_{ak} (2)式，作為模糊史密特觸發高準位校正之模糊輸入變數。

$$e_{ak} = EEG_{map} - v_{th-1} \quad (1)$$

$$s_{ak} = \frac{Y_m - Y_n}{X_m - X_n} \quad (2)$$

$e_{ik} \backslash s_{ik}$	LN	SN	ZE	SP	LP
LN	LN ₁	ZE ₂	LN ₃	ZE ₄	SN ₅
SN	LN ₆	ZE ₇	SN ₈	ZE ₉	SN ₁₀
ZE	LN ₁₁	ZE ₁₂	ZE ₁₃	ZE ₁₄	SN ₁₅
SP	SN ₁₆	SP ₁₇	ZE ₁₈	SP ₁₉	SP ₂₀
LP	ZE ₂₁	ZE ₂₂	ZE ₂₃	LP ₂₄	LP ₂₅

其中 $EEG_{map} = (X_m, Y_m)$,
 $EEG_{map-1} = (X_n, Y_n)$, X_m 代表第 m 個峰值,
 Y_m 代表第 m 個峰值大小, 而 X_n 代表
第 n 個峰值, Y_n 代表第 n 個峰值大小。

2. 本研究採 Mamdani implication 模糊推論法[12, 13], 高準位之模糊推論規則如表 2.1 所示。

模糊推論規則 R^i :

| 命題部 | | 推論部 |
if e_{ak} is A_{1i} and s_{ak} is A_{2i} then e'_{ak} is B_i ,
 $i=1,2,\dots,n$
 A_1 與 A_2 是命題部之歸屬函數, i 為規則
編號。

表 2.1、高準位之模糊推論規則

$e_{ak} \backslash s_{ak}$	LN	SN	ZE	SP	LP
LN	LN ₁	LN ₂	LN ₃	LN ₄	SN ₅
SN	LN ₆	SN ₇	SN ₈	SN ₉	SN ₁₀
ZE	LN ₁₁	SN ₁₂	SN ₁₃	SN ₁₄	SN ₁₅
SP	SN ₁₆	ZE ₁₇	ZE ₁₈	ZE ₁₉	SP ₂₀
LP	ZE ₂₁	ZE ₂₂	ZE ₂₃	SP ₂₄	LP ₂₅

求各規則命題部的適合度

$$w_i = \min\{\max_{e_{ak}}[\min(A_{1i}, A_1)], \max_{s_{ak}}[\min(A_{2i}, A_2)]\} \quad (3)$$

A_1, A_2 為輸入值

以重心法解模糊化, 求出下次輸入之判斷準位
修正量 e'_k

$$e'_{ak} = \frac{\sum_{i=1}^n W_i B_i}{\sum_{i=1}^n W_i} \quad (4)$$

e'_{ak} 為模糊辨識系統的修正量, W_i 為第 i 個辨識規則命題部的適合程度, B_i 為第 i 個辨識規則推論部歸屬函數中心點對稱值。

3. 修正高準位 (5)式, 作為下一次輸入的辨識準位。

$$v_{th} = v_{th-1} + e'_{ak} \quad (5)$$

重覆步驟 1~3, 讓系統可以隨著使用者的使用狀態來調整判斷準位, 達到提高準確之訊號轉換效果。同理, 可以修正低準位, 表 2.2 為低

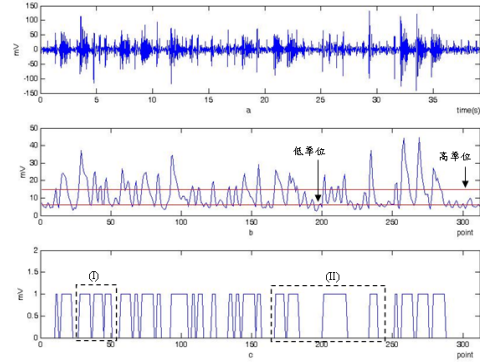
準位之模糊推論規則。

表 2.2、低準位之模糊推論規則

三 結果

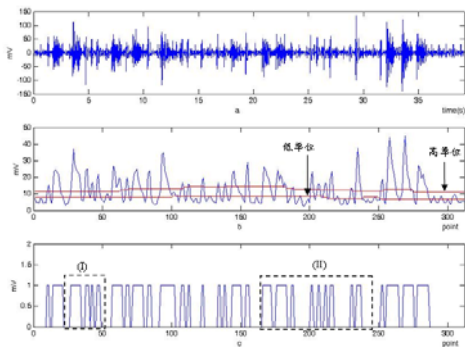
3.1 腦波輸入介面測試

圖六為使用者採用傳統固定式之史密特觸發準位進行腦波輸入介面測試之訊號分析, 圖六(a)為摩斯碼字元'A~J'之腦波輸入訊號, 圖六(b) EEG訊號之絕對平均值序列, 圖中史密特觸發之高準位設在15mV, 低準位設在6mV, 而圖六(c)為轉換之脈波式動作訊號, 圖中區塊(I) (II)的部份代表著系統辨識錯誤。圖六(c)中的區塊(I)應該為字元' B ', 其摩斯碼為' - * * * ' 為四個音的連續組合, 使用者在輸入完第一個音後, 隨即輸入第二個音, 因輸入過快導致腦波訊號還沒回到基準線, 系統即進行反應下一個輸入, 造成系統錯誤的判斷, 將字元' B ' 的判斷成字元' O ', 圖六(c)中的區塊(II) 因為訊號之最小振幅仍大於低準位, 而造成辨識的錯誤, 這些因素將導致系統錯誤率的上升。



圖六 傳統固定式史密特觸發準位之摩斯碼A-J腦波訊號轉換(a)原始EEG訊號 (b) EEG訊號之絕對平均值序列 (c)脈波式動作訊號轉換

故本研究提出模糊史密特觸發演算法, 隨著使用者輸入狀態的變化, 調整判斷準位, 來提升辨識率, 圖七(a)與圖六(a)為同筆資料, 圖七(b)採用模糊史密特觸發調整準位, 透過自動準位調整後, 圖七(c)中之區塊I及區塊II, 則可正確的判斷出所對應的摩斯碼字元。



圖七模糊史密特觸發準位調整之摩斯碼A-J腦波訊號轉換(a)原始EEG訊號 (b) EEG訊號之絕對平均值序列 (c)脈波式動作訊號轉換

3.2 系統操作圖

本研究發展之腦人機介面搭配摩斯碼文書輸入系統[4]，便可讓使用者透過腦波來操控電腦或一般家電，圖八為EEG McTin系統實際操作圖，圖中使用者操作本研究所開發的EEG McTin系統，利用腦波直接輸出字元於螢幕上。



圖八 EEG McTin系統實際操作

圖八(a)為g.tec腦波訊號放大器，主要用來將腦波訊號放大濾波，圖八(b)為EEG Input Interface，主要將腦波訊號轉換成脈波式的動作訊號輸入至McTin，圖八(c)為McTin系統[4]，將動作訊號辨識後產生可讀字元於電腦螢幕上，或是以紅外線或無線方式控制家電等功能。

3.3 系統性能測試

本研究在進行EEG McTin系統性能測試的實驗前，先對初次使用本系統的實驗者，進行30分鐘的EEG McTin系統操作訓練，本研究有七個受測者(S1~S7)，各進行10次“A~J”的輸入測試。字元'A'的摩斯碼為'*-'，包含有4個音，即2個有聲音和2個無聲間隔音，因此“A~J”等十個英文字母共有62個基本音，本研究之系統辨識率則是以(6)式來計算。七個個案之辨識率及輸入時間如表3所示，辨識率總平均為96.34%，所花的平均時間為37.62秒。

$$\text{系統辨識率} = \frac{\text{全部的音} - \text{總錯誤的音}}{\text{全部的音}} \times 100\% \quad (6)$$

表3 系統辨識率

Case	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
Recognition rate(%)	94.677	95	97.419	98.872	97.098	96.29	95.807
Time(sec)	38.605	38.976	37.903	36.329	37.393	36.829	37.323

四、結論

本研究可在每 0.125 秒，以腦波下達一個控制命令(如 ON/OFF 開關命令)，若是複雜指令(如打字)，每個英文字元約 3~5 秒可完成。在使用者經過30分鐘McTin訓練系統進行訓練後，輸入“A~J”平均時間約為 37.62 秒，對於第一次使用本系統的使用者，其辨識率最低為 80.65%，最高可達 100%，7 個初學測試者系統平均辨識率約為 96.34%，使用者可在短時間內熟悉並操作 EEG McTin 系統。

以往研究中常發生腦波辨識速度慢或辨識率低，導致難以實現腦波即時控制系統，本研究提供一個即時腦控輸入介面，讓患者可透過

大腦訊號來與外界溝通、傳達訊息。而且透過 EEG McTin系統，可隨使用者輸入的速度來變化，改善傳統摩斯碼輸入須保持穩定的輸入速度，提升了普遍性及方便性。使照護者或家人可以藉由此系統了解重度肢體障礙患者的需求與想法，而患者亦可藉由本系統增進與周圍人事物之互動關係，提高生活品質。

參考文獻

- [1] M. C. Hsieh, C. H. Luo, C. W. Mao, Unstable Morse code recognition with adaptive variable-ratio threshold prediction for physically disabled persons, (2000) *IEEE Trans. Rehab. Eng.* 8(3):405-413.
- [2] C. M. Wu, C. H. Luo, Morse code recognition system with fuzzy algorithm for disabled persons, (2002) *J. Med. Eng. & Tech.* 26(5):202-207.
- [3] C. M. Wu, C. H. Luo, S. W. Lin, Chen SC, Hsieh MC, Chao CT, Tai CC, Morse code recognition system with adaptive fuzzy algorithm for the disabled, (2002) *J. Med. & Bio. Eng.* 22(4):205-210.
- [4] 吳崇民 (2004)，「應用於重度脊髓損傷患者之摩斯碼模糊辨識嘴控輸入系統」，博士論文，成功大學。
- [5] M. A. Lebedev and M. A. L. Nicolelis, “Brain-machine interfaces: past, present and future”, (2006) *TRENDS in Neurosciences*, Vol.29, No.9.
- [6] N. Birbaumer, “Brain-computer-interface research: coming of age”, (2006) *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, pp. 479-483.
- [7] M. Middendorf et al., “Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response”, (2000) *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 8, pp. 211-214.
- [8] F. Piccione et al., “P300-based brain computer interface: reliability and performance in healthy and paralysed participants”, (2006) *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, pp. 531-537.
- [9] E.W. Sellers and E. Donchin, “A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients”, (2006) *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, pp. 538-548.
- [10] A. Kubler et al., “Patients with ALS can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface”, (2005) *Neurology*, Vol. 64, pp.1775-1777.
- [11] 楊大和、饒怡君 (2003)，「大腦的皮質功能」，五南圖書出版公司，台灣。
- [12] E. H. Mamdani, “Application of fuzzy logic to approximate reasoning using linguistic synthesis”, (1977) *IEEE Trans. Computers*, Vol. C-26.
- [13] Y. Tsukamoto (1979), “An approach to fuzzy reasoning method,” in *advance in Fuzzy Set Theory and Applications*, M.M.Gupta, R.K.Ragade, and RE.R.Yager, Eds. Amsterdam: North-Holland.