應用小波轉換技術於腦機介面之研究

Apply Wavelet Transform to Brain Computer Interface

孫光天
Koun-Tem Sun
國立臺南大學　理工學院
數位學習科技學系
ktsun@mail.nutn.edu.tw

吳長達
Chang-Ta Wu
國立臺南大學　理工學院
數位學習科技學系
pedor.wu99@msa.hinet.net

李耀全
Yao-Chuan Li
國立臺南大學　理工學院
數位學習科技學系
t865001@yahoo.com.tw

摘要

早期腦機介面技術，普遍以傅利葉轉換為主，近年來，小波轉換技術逐漸被採用，其特性在對於未知訊號的頻率分佈，在時間軸上可以得到很好的解析度，適合應用於腦波的不穩定訊號分析處理。再配合類神經網路非線性分辨能力，可有效分辨α波、β波。故本研究將結合這二項技術、方法，針對腦機界面研究，提出一新技術，經人體實驗測試其技術在游標二維(上、下)方向控制之正確可達到 75.5%，與目前國際水準相近。

關鍵字：腦機介面、游標控制、小波轉換、類神經網路

Abstract

In the previous day, Fourier is the most common method used on brain computer interface(BCI). Recently, wavelet transform widely used to BCI the ability to process the unknown signal frequency distribution, and it can obtain a better resolution at time domain. The neural network has the non-linear classification ability that can be used to classify the α and β band frequency. In this, we will combine the wavelet transform and the neural network to analyze the EEG signals.

The experimental results show that the success rate of controlling the cursor up and down morement above 75.5%. This achievement is comparable with other related researches in the world.

Keywords: Brain Computer Interface (BCI), cursor control, wavelet transform, back-propagation neural network.

1、前言

科技越來越進步，許多事情都必須仰賴電腦，現在的電腦也進步到只需要滑鼠就可以完成工作，不像以前文字輸入的時代，凡事都需要鍵盤輸入。一般正常人對於控制滑鼠游標並不會有障礙，但是一些全身癱瘓的患者，要控制游標究相當困難了。目前義肢或是功能性電刺激對重度癱瘓患者所能提供的幫助有限，通常只能達到某些特定動作，對於病患能是相當不便。為了使患者能夠恢復更多的自主動作，最直接的方式就是以其本身的腦波做為義肢或電刺激之正元，因此本研究希望可以找出明顯的腦波變化來當控制源。國外有相當多研究團隊研究使用腦波訊號來控制滑鼠游標[5][6][7][8][9][11][13]。本實驗室也投入許多人力在這方面的研究。黃昭翰在 2005 年，在應用腦波於游標控制之腦機介面系統中利用動手與不動手的腦波變化當成控制游標的輸入，其成果平均 70%[3]。劉明機在 2006 年，利用動右手拇指、握右拳與抬手臂等動作的μ波衰減來當成游標控制的輸入[4]。小波轉換近來相當廣泛的運用在腦波訊號處裡上，本研究，腦波訊號的擷取改採用小波轉換並結合類神經網路技術，以進一步提升正確率[1][2][10][12]。

2、方法

2.1、受試者

本實驗選擇一名受試者，年齡為 25 歲。無大腦、神經相關疾病，慣用手為右手

2.2 腦波紀錄與分析流程

本研究電極點的黏貼位置採國際的 10-20 制位置之 Fz、Cz、Pz、C3、C4、P3、P4、T3、T4、T5、T6、O1、O2 並以$(A_1+A_2)/2$為參考電極。如圖 1所示。

針對想像黑色與想像紅色狀態、想像紅色跟放鬆不想狀態兩種狀態設計一套腦波訊號擷取流程，以下本文中想像紅色跟放鬆不想將簡稱為想像狀態與放鬆狀態。

1.想像黑色與想像紅色

實驗開始螢幕中央會出現「+」，此時受試者保持放鬆狀態準備做實驗，五秒過後螢幕「右上」會出現提示物並維持五秒鐘，受試者需想像紅色持續五秒，直到螢幕提示物出現在「右下」並且維持五秒，此時受試者需持續想像黑色五秒，此為一筆資料，提示物會在螢幕「右上」、「右下」交替出現五次，再讓受試者休息，此為一次測試，如圖 2所示。共收七個測試。

2.想像狀態跟放鬆狀態

同上，狀態由想紅想黑換成想像狀態與放鬆狀態。

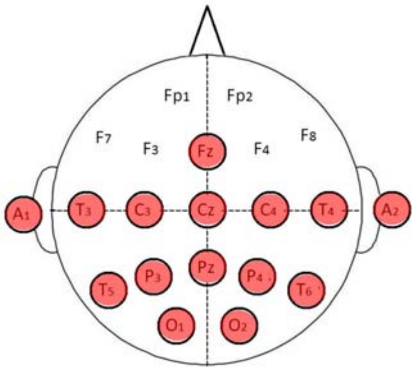


圖 1：電極點黏貼位置圖

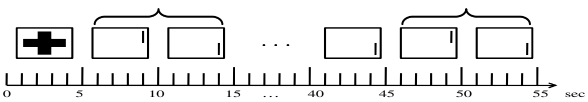


圖 2：腦波紀錄流程圖

腦波訊號分析流程如圖 3所示。

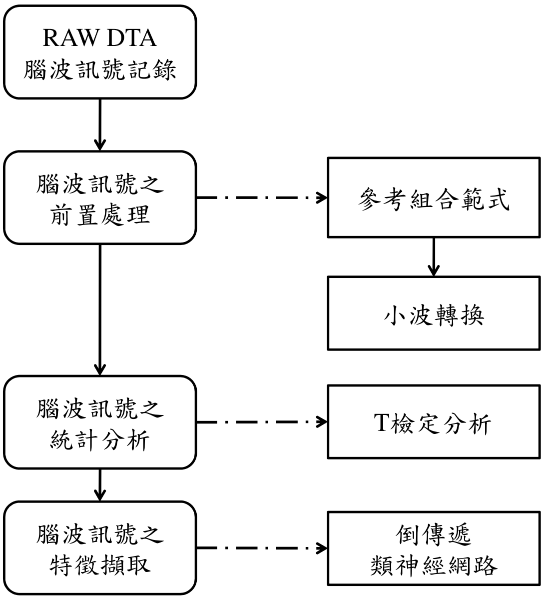


圖 3：腦波訊號分析流程圖

2.3 資料處理

2.3.1 小波轉換(Wavelet Transform)

我們選用 Daubechies 的 D16 母波去擷取出腦波訊號的 8~12Hz、13~16Hz、17~32Hz 三個頻段，並將三個頻段分量取其絕對值。將 1 秒取樣頻率 512Hz 的腦波訊號做 5 階的小波轉換得到 8~16Hz、17~32Hz 的頻段，再將 8~16Hz 做 1 次小波轉換得到 8~12Hz、13~16Hz 頻段，每 0.5 秒做位移進行小波轉換。

2.3.2 統計分析

為了要比較兩種狀態下腦波訊號的平均數是否有差異，本研究採用 T 檢定的統計分析法，來找出腦波訊號在哪些區段能量變化有顯著差異。

2.3.2 腦波特徵辨識

類神經網路(Artificial Neural Network, ANN)是以模仿生物神經網路為基礎而設計，主要由許多人工神經元(artificial neurons)所組成，人工神經元是生物神經元的簡單模擬，透過學習與回想過程建構出一個類神經網路模型。學習過程：輸入訓練樣本，使網路計算出實際輸出值，將輸出值與期望值的誤差回饋做權重的修正，此為一個學習循環。回想過程：學習過程後，可將測試樣本輸入類神經網路來評估學習效果。如圖 4所示。

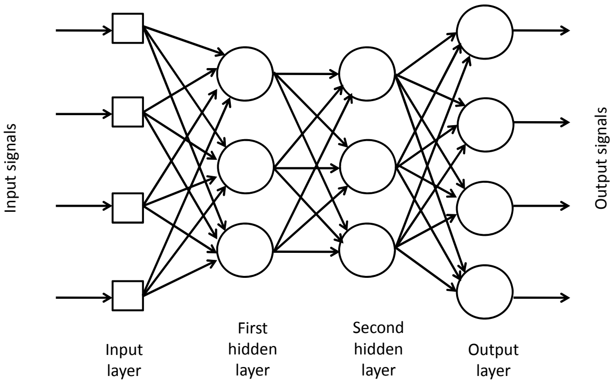


圖 4：類神經網路示意圖

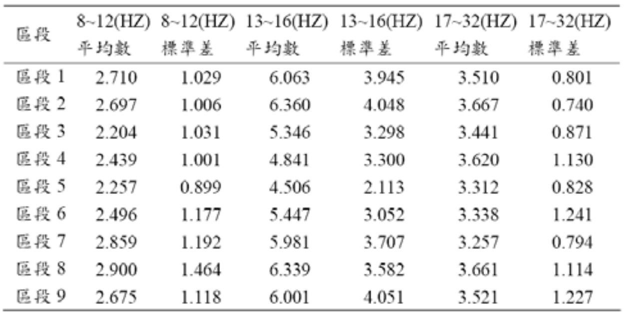
3、分類結果與討論

3.1 統計分析結果與討論

3.1.1 想紅色與想黑色九個區段的每個頻段的能量比較

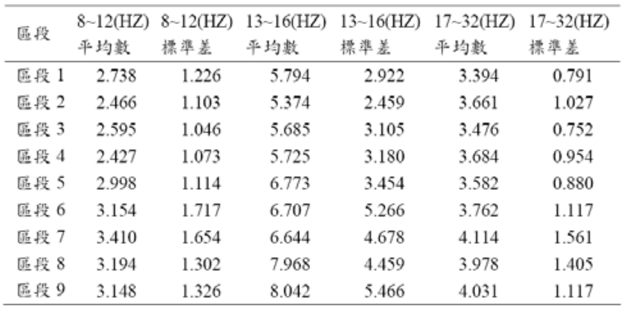
針對 Fz、Cz、Pz、C3、C4、P3、P4、T3、T4、T5、T6、O1、O2 電極點做分析。以 Cz 為例，Cz 點在 8~12(HZ) 區段 3、5~9 中想像紅色能量小於想像黑色能量，在 13~16(HZ)區段 1、2 中想像紅色能量大於想像黑色能量，區段 3~9 中，想像紅色能量小於想像黑色能量，在 17~32(HZ)區段 1 中想像紅色能量大於想像黑色能量，區段 5~9 中，想像紅色能量小於想像黑色能量。如表 1、表 2所示。

表 1：Cz 點想像紅色之平均數、標準差



區段	8~12(HZ) 平均數	8~12(HZ) 標準差	13~16(HZ) 平均數	13~16(HZ) 標準差	17~32(HZ) 平均數	17~32(HZ) 標準差
區段 1	2.710	1.029	6.063	3.945	3.510	0.801
區段 2	2.697	1.006	6.360	4.048	3.667	0.740
區段 3	2.204	1.031	5.346	3.298	3.441	0.871
區段 4	2.439	1.001	4.841	3.300	3.620	1.130
區段 5	2.257	0.899	4.506	2.113	3.312	0.828
區段 6	2.496	1.177	5.447	3.052	3.338	1.241
區段 7	2.859	1.192	5.981	3.707	3.257	0.794
區段 8	2.900	1.464	6.339	3.582	3.661	1.114
區段 9	2.675	1.118	6.001	4.051	3.521	1.227

表 2：Cz 點想像黑色之平均數、標準差



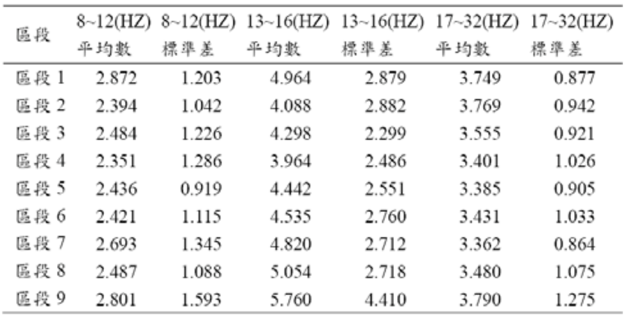
區段	8~12(HZ) 平均數	8~12(HZ) 標準差	13~16(HZ) 平均數	13~16(HZ) 標準差	17~32(HZ) 平均數	17~32(HZ) 標準差
區段 1	2.738	1.226	5.794	2.922	3.394	0.791
區段 2	2.466	1.103	5.374	2.459	3.661	1.027
區段 3	2.595	1.046	5.685	3.105	3.476	0.752
區段 4	2.427	1.073	5.725	3.180	3.684	0.954
區段 5	2.998	1.114	6.773	3.454	3.582	0.880
區段 6	3.154	1.717	6.707	5.266	3.762	1.117
區段 7	3.410	1.654	6.644	4.678	4.114	1.561
區段 8	3.194	1.302	7.968	4.459	3.978	1.405
區段 9	3.148	1.326	8.042	5.466	4.031	1.117

之後再作統計分析，由統計分析中發現到想像不同的顏色，腦波的能量變化並無明顯的差異，Fz、Pz、C3、C4、P3、P4、T3、T4、T5、T6、O1、O2 點也有相同情況。推測其原因，想像紅色或是想像黑色都是想像，腦波對於顏色不同能量變化差異不大。

3.1.2 想像狀態與放鬆狀態九個區段間之每個頻段的能量比較

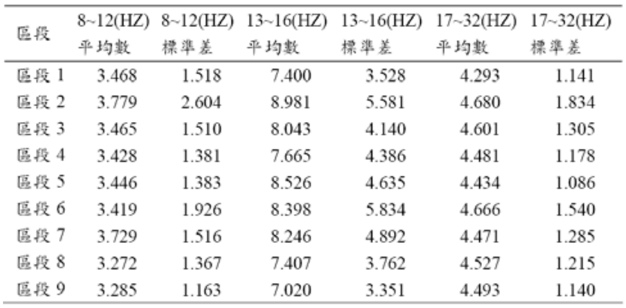
Cz點在 8~12(HZ)區段 1~9 中想像紅色能量小於想像黑色能量，在 13~16(HZ)區段 1~9 中想像紅色能量小於想像黑色能量，在 17~32(HZ)區段 1~9 中，想像紅色能量小於想像黑色能量。如表 3、表 4所示。

表 3：Cz 點想像狀態之平均數、標準差



區段	8~12(HZ) 平均數	8~12(HZ) 標準差	13~16(HZ) 平均數	13~16(HZ) 標準差	17~32(HZ) 平均數	17~32(HZ) 標準差
區段 1	2.872	1.203	4.964	2.879	3.749	0.877
區段 2	2.394	1.042	4.088	2.882	3.769	0.942
區段 3	2.484	1.226	4.298	2.299	3.555	0.921
區段 4	2.351	1.286	3.964	2.486	3.401	1.026
區段 5	2.436	0.919	4.442	2.551	3.385	0.905
區段 6	2.421	1.115	4.535	2.760	3.431	1.033
區段 7	2.693	1.345	4.820	2.712	3.362	0.864
區段 8	2.487	1.088	5.054	2.718	3.480	1.075
區段 9	2.801	1.593	5.760	4.410	3.790	1.275

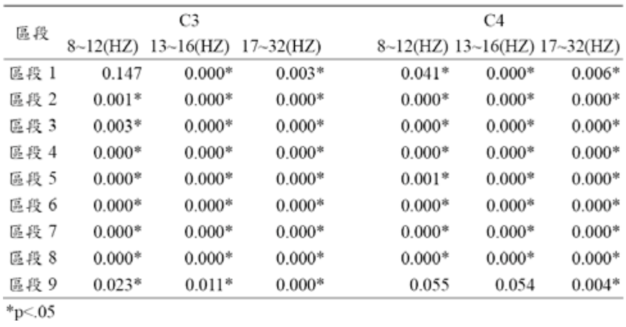
表 4：Cz 點放鬆狀態之平均數、標準差



區段	8~12(HZ) 平均數	8~12(HZ) 標準差	13~16(HZ) 平均數	13~16(HZ) 標準差	17~32(HZ) 平均數	17~32(HZ) 標準差
區段 1	3.468	1.518	7.400	3.528	4.293	1.141
區段 2	3.779	2.604	8.981	5.581	4.680	1.834
區段 3	3.465	1.510	8.043	4.140	4.601	1.305
區段 4	3.428	1.381	7.665	4.386	4.481	1.178
區段 5	3.446	1.383	8.526	4.635	4.434	1.086
區段 6	3.419	1.926	8.398	5.834	4.666	1.540
區段 7	3.729	1.516	8.246	4.892	4.471	1.285
區段 8	3.272	1.367	7.407	3.762	4.527	1.215
區段 9	3.285	1.163	7.020	3.351	4.493	1.140

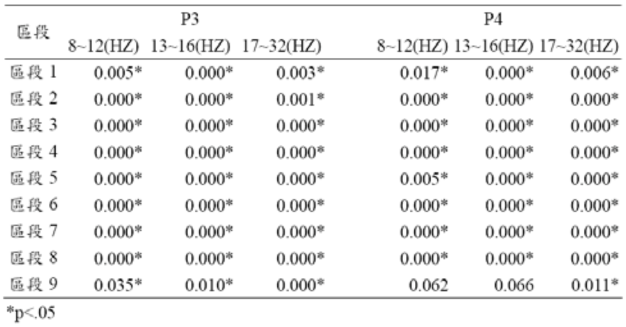
再做每個電極點的每個頻段之統計分析，觀察是否有其顯著差異，發現到想像狀態能量小於放鬆狀態能量各channel之區段 2~8 均有顯著差異，結果如表 5所示。

表 5：T 檢定分析結果



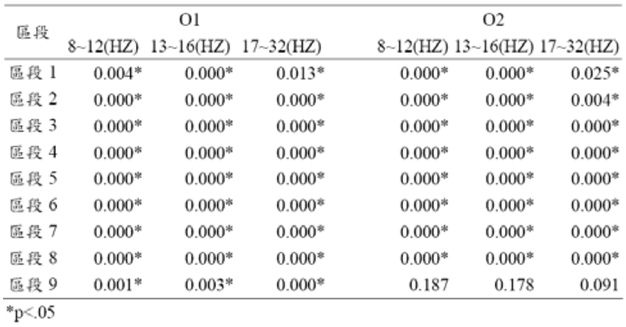
區段	C3			C4		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.147	0.000*	0.003*	0.041*	0.000*	0.006*
區段 2	0.001*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 3	0.003*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*	0.001*	0.000*	0.000*
區段 6	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 8	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 9	0.023*	0.011*	0.000*	0.055	0.054	0.004*

*p<.05



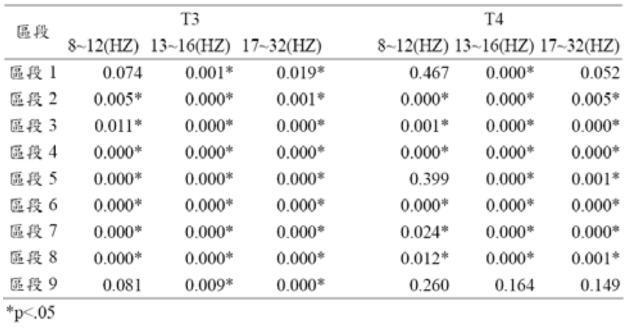
區段	P3			P4		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.005*	0.000*	0.003*	0.017*	0.000*	0.006*
區段 2	0.000*	0.000*	0.001*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 3	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*	0.005*	0.000*	0.000*
區段 6	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 8	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 9	0.035*	0.010*	0.000*	0.062	0.066	0.011*

*p<.05



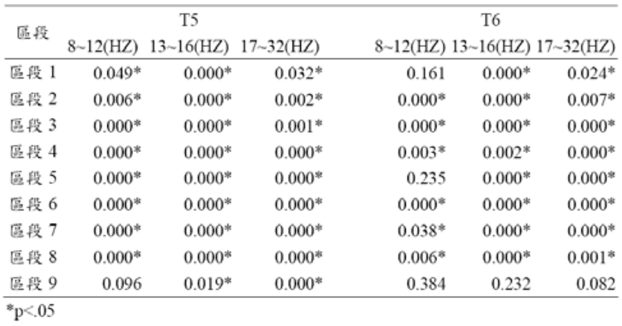
區段	O1			O2		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.004*	0.000*	0.013*	0.000*	0.000*	0.025*
區段 2	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.004*
區段 3	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 6	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 8	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 9	0.001*	0.003*	0.000*	0.187	0.178	0.091

*p<.05



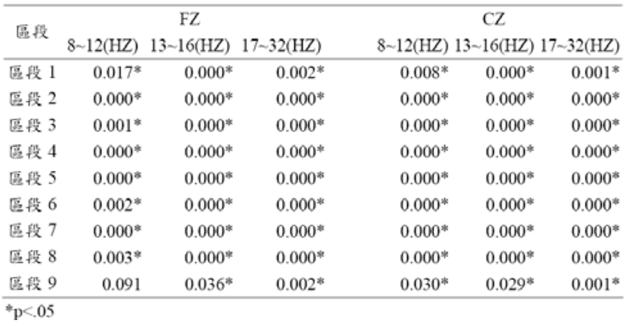
區段	T3			T4		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.074	0.001*	0.019*	0.467	0.000*	0.052
區段 2	0.005*	0.000*	0.001*	0.000*	0.000*	0.005*
區段 3	0.011*	0.000*	0.000*	0.001*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*	0.399	0.000*	0.001*
區段 6	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*	0.024*	0.000*	0.000*
區段 8	0.000*	0.000*	0.000*	0.012*	0.000*	0.001*
區段 9	0.081	0.009*	0.000*	0.260	0.164	0.149

*p<.05



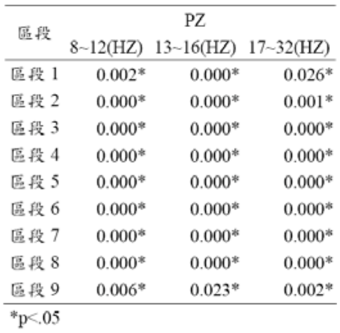
區段	T5			T6		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.049*	0.000*	0.032*	0.161	0.000*	0.024*
區段 2	0.006*	0.000*	0.002*	0.000*	0.000*	0.007*
區段 3	0.000*	0.000*	0.001*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*	0.003*	0.002*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*	0.235	0.000*	0.000*
區段 6	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*	0.038*	0.000*	0.000*
區段 8	0.000*	0.000*	0.000*	0.006*	0.000*	0.001*
區段 9	0.096	0.019*	0.000*	0.384	0.232	0.082

*p<.05



區段	FZ			CZ		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.017*	0.000*	0.002*	0.008*	0.000*	0.001*
區段 2	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 3	0.001*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 6	0.002*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 8	0.003*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
區段 9	0.091	0.036*	0.002*	0.030*	0.029*	0.001*

*p<.05



區段	PZ		
	8~12(HZ)	13~16(HZ)	17~32(HZ)
區段 1	0.002*	0.000*	0.026*
區段 2	0.000*	0.000*	0.001*
區段 3	0.000*	0.000*	0.000*
區段 4	0.000*	0.000*	0.000*
區段 5	0.000*	0.000*	0.000*
區段 6	0.000*	0.000*	0.000*
區段 7	0.000*	0.000*	0.000*
區段 8	0.000*	0.000*	0.000*
區段 9	0.006*	0.023*	0.002*

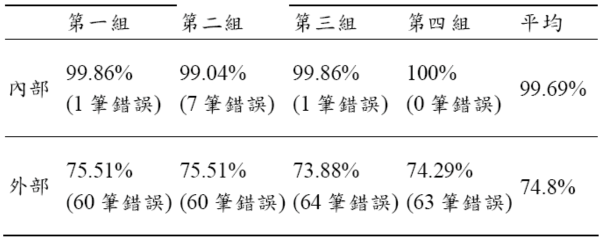
*p<.05

由平均數與統計分析得知，各 channel 之區段 2~8 都有達到想像狀態能量小於放鬆狀態能量，其中 P3、O1、Cz、Pz 在區段 1~9 更是想像狀態皆小於放鬆狀態。因為特徵相當明顯，接下來的特徵辨識方面，本研究將針對想像狀態與放鬆狀態做倒傳遞類神經網路的訓練。

3.2 倒傳遞分類結果與討論

選C3、C4、P3、P4、O1、O2、FZ、CZ、PZ點之腦波訊號為樣本，將 980 筆樣本切割成 3/4 為訓練樣本，1/4 為測試樣本，每組各有 735 筆訓練資料，245 筆測試資料，每筆訓練資料有 27 個輸入神經單元，2 個輸出神經單元。當期望輸出值為[1, 0]時，若實際輸出值前面值大於後面為正確分類，反之則判定為錯誤分類；當期望輸出值為[0, 1]時，若實際輸出值後面值大於前面值為正確分類，反之則判定為錯誤分類。其分類結果如表 6所示。

表 6：想像與放鬆之倒傳遞分類結果



	第一組	第二組	第三組	第四組	平均
內部	99.86% (1 筆錯誤)	99.04% (7 筆錯誤)	99.86% (1 筆錯誤)	100% (0 筆錯誤)	99.69%
外部	75.51% (60 筆錯誤)	75.51% (60 筆錯誤)	73.88% (64 筆錯誤)	74.29% (63 筆錯誤)	74.8%

倒傳遞分類內部平均正確率為 99.69%，外部測試平均正確率 74.8%。

4、游標控制系統

4.1 系統架構

控制畫面一開始目標(target)會隨機出現在畫面的右上方或右下方，當目標出現在右上方時，受試者需思考想像，當目標出現在右下方時，則受試者腦中不做任何思考放鬆心情。2 秒後游標出現在畫面左方中間並開

始移動，游標每次移動會將受試者的腦波以倒傳遞網路分類後的控制命令做垂直方向移動，並且會自動的做水平方向移動，游標由左邊移動至右邊約略三秒鐘的時間，期間受試者仍需持續想像狀態或放鬆狀態，當游標移動至畫面最右方後，畫面會靜止 2 秒鐘，此為完成一次游標控制試驗，並在清空畫面 1 秒鐘後，出現下一個目標。如圖 5、圖 6所示。

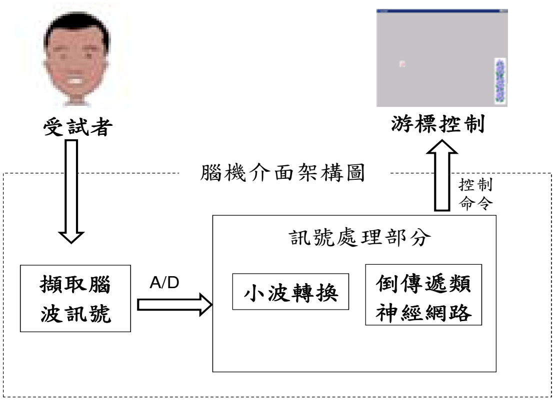


圖 5：游標控制系統架構圖

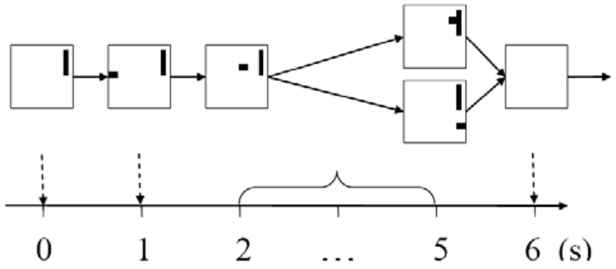


圖 6：游標控制流程圖

4.2 游標控制結果與討論

本次實驗共做 10 次每次有三場測試，10 次的平均正確率為 75.5%。如表 7所示。

表 7：線上游標控制結果

	第一場	第二場	第三場	平均
第一次	75%	75%	80%	76.67%
第二次	75%	80%	85%	80.00%
第三次	75%	80%	85%	80.00%
第四次	85%	70%	75%	76.67%
第五次	70%	65%	65%	66.67%
第六次	65%	70%	80%	71.67%
第七次	70%	70%	80%	73.33%
第八次	70%	80%	90%	80.00%
第九次	75%	80%	80%	78.33%
第十次	65%	70%	80%	71.67%
總　和	**72.50%**	**74.00%**	**80.00%**	**75.50%**

5、結論與建議

本研究採用小波轉換代替傅立葉轉換，並且比較了兩種特徵(想像紅色想像黑色及想像狀態與放鬆狀態)腦波的變化，在想像狀態與放鬆狀態時，發現人在想像的時候，全頻段(8~12Hz、13~16Hz、17~32Hz)的腦波能量都會衰減，利用此特性來當控制游標的輸入，實驗證明用想像狀態與放鬆狀態在線上游標控制其準確度可以達到 75.5%。

在資料前處理中，除了利用參考組合範式來降低干擾波的影響也可加入 FIR(Finite Impulse Response)濾波器減低雜訊的干擾，未來仍可加入其他的研究工具，如獨立成份分析(Independent Component Analysis, ICA)或模糊理論(Fuzzy Theory)，使得腦波在不同狀態時有更好的辨識能力。

參考文獻

[1] C.-W. Chen, C.-C. K. Lin, and M.-S. Ju, "Detecting movement-related EEG change by wavelet decomposition-based neural networks trained with single thumb movement," *Clinical Neurophysiology,* vol. 118, pp. 802-814, 2007.

[2] P. H. Hsu, Y. H. Tseng, and P. Gong, "Spectral Feature Extraction of Hyperspectral Images Using Wavelet Transform," *Journal of Photogrammetry and Remote Sensing,* vol. 11, pp. 93-109, 2006.

[3] C. H. Huang, "The System of Brain Computer Interface on Applying EEG to Cursor Control," in *Department of Information and Learning Technology,* Tainan: National University of Tainan 2005.

[4] M. C. Liu, "Using the brain wave to control the computer cursor," in *Department of Information and Learning Technology,* Tainan: National University of Tainan 2006.

[5] D. J. McFarland, W. A. Sarnacki, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, "Brain-computer interface (BCI) operation: signal and noise during early training sessions," *Clinical Neurophysiology,* vol. 116, pp. 56-62, 2005.

[6] G. Pfurtscheller, "Graphical display and

statistical evaluation of event-related desynchronization (ERD)," *Electroencephalography and clinical neurophysiology,* vol. 43, pp. 757-60, 1977.

[7] G. Pfurtscheller, C. Neuper, D. Flotzinger, and M. Pregenzer, "EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement," *Electroencephalogr Clin Neurophysiol,* vol. 103, pp. 642-51, 1997.

[8] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Electroencephalography and clinical neurophysiology,* vol. 89, pp. 1123-1134, 2001.

[9] G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles," *Electroencephalography and clinical neurophysiology,* vol. 110, pp. 1842–1857, 1999.

[10] A. Subasi, "Automatic recognition of alertness level from EEG by using neural network and wavelet coefficients," *Expert Systems with Applications,* vol. 28, pp. 701-711, 2005.

[11] L. J. Trejo, R. Rosipal, and B. Matthews, "Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering],* vol. 14, pp. 225-229, 2006.

[12] S. L. Walker, "Wavelet-based Feature Extraction for Robust Speech Recognition," *ENGINEERING, ELECTRICAL & ELECTRONIC,* vol. 64-02, p. 0888, 2003.

[13] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, G. W. Neat, and C. A. Forneris, "An EEG-based brain-computer interface for cursor control," vol. 78, pp. 252-9, 1991.