



(21) 申請案號：104126841

(22) 申請日：中華民國 104 (2015) 年 08 月 18 日

(51) Int. Cl. : G06N3/08 (2006.01)

(71) 申請人：國立交通大學 (中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)
新竹市東區大學路 1001 號

(72) 發明人：林進燈 LIN, CHIN TENG (TW)；黃志勝 HUANG, CHIH SHENG (TW)

(74) 代理人：林火泉

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：11 項 圖式數：4 共 18 頁

(54) 名稱

用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法

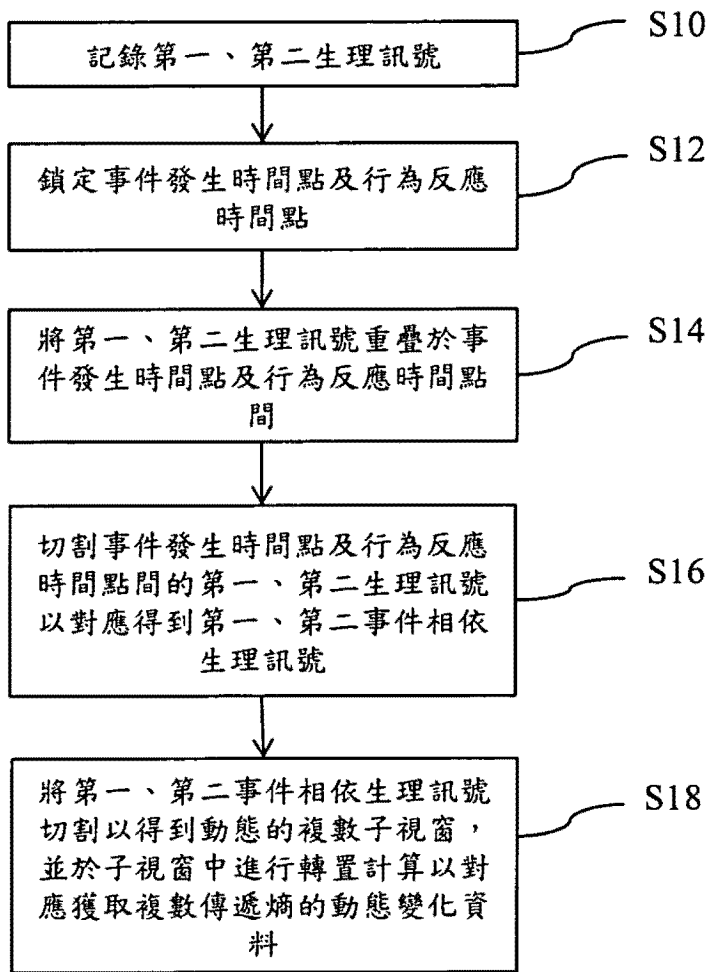
DYNAMIC EVENT-RELATED CAUSALITY METHOD BY TRANSFER ENTROPY

(57) 摘要

本發明係揭露一種用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其係可記錄第一、第二生理訊號，並依據事件發生時間點及行為反應時間點將第一、第二生理訊號重疊以進行時間鎖定，依據設定之複數個子視窗將第一、第二生理訊號進行動態子視窗切割並對應得到第一、第二事件相依生理訊號。基於每個子視窗獲得之第一、第二事件相依生理訊號進行傳遞熵計算，並整合獲取傳遞熵的動態變化。本發明可藉偵測人體不同處的大腦生理訊號，如腦電波訊號以進行資料的蒐集及事件相依傳遞熵動態變化計算，得到生理訊號之間相依的動態因果相關，以利進行生理訊號資料的探討與分析。

The present invention discloses a dynamic event-related causality method by transfer entropy, for any pairs of bio-signals, which simply define as first and second bio-signal. First, the first and second bio-signals are time-locked with the presentation of a stimulus (event) and a behavioral response time, to obtain the first and second event-related bio-signals. According to the time course of an experimental trial, the first and second event-related bio-signals are further segmented by a plurality of sub-windows. The first and second event-related bio-signals in each sub-window are used to estimate the instantaneous causality by transfer entropy. With these causality estimations from all sub-windows, the dynamic event-related causality between the pair of event-related bio-signals is finally obtained. The present invention can be adopted to investigate the event-related causality relation between any brain bio-signals, which can be electrical activities, and provides an alternative way to explore the brain dynamic causality changes.

指定代表圖：



第三圖

201709114

【發明摘要】

【中文發明名稱】用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法

【英文發明名稱】dynamic event-related causality method by transfer entropy

【中文】

本發明係揭露一種用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其係可記錄第一、第二生理訊號，並依據事件發生時間點及行為反應時間點將第一、第二生理訊號重疊以進行時間鎖定，依據設定之複數個子視窗將第一、第二生理訊號進行動態子視窗切割並對應得到第一、第二事件相依生理訊號。基於每個子視窗獲得之第一、第二事件相依生理訊號進行傳遞熵計算，並整合獲取傳遞熵的動態變化。本發明可藉偵測人體不同處的大腦生理訊號，如腦電波訊號以進行資料的蒐集及事件相依傳遞熵動態變化計算，得到生理訊號之間相依的動態因果相關，以利進行生理訊號資料的探討與分析。

【英文】

The present invention discloses a dynamic event-related causality method by transfer entropy, for any pairs of bio-signals, which simply define as first and second bio-signal. First, the first and second bio-signals are time-locked with the presentation of a stimulus (event) and a behavioral response time, to obtain the first and second event-related bio-signals. According to the time course of an experimental trial, the first and second event-related bio-signals are further segmented by a plurality of sub-windows. The first and second event-related bio-signals in each sub-window are used to estimate the instantaneous causality by transfer entropy. With these causality estimations from all sub-windows, the dynamic event-related causality between the pair of event-related bio-signals is finally obtained. The present invention can be adopted to investigate the event-related causality relation between any brain

(10,1809)

bio-signals, which can be electrical activities, and provides an alternative way to explore the brain dynamic causality changes.

【指定代表圖】：第（三）圖。

【代表圖之符號簡單說明】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法

【英文發明名稱】dynamic change method with transfer entropy for bio-signal

【技術領域】

【0001】 本發明係一種生理訊號（Bio-Signal）的蒐集方法，特別是一種關於在人體大腦不同位置所偵測到之生理訊號，並用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法。

【先前技術】

【0002】 近年來，隨著科技的進步及人們對於健康的重視程度日益增高，各種人體大腦生理訊號的偵測及分析已不僅限制於醫院內執行，倘若能將範圍更擴大至一般居家或是利用雲端計算已完成分析。如此一來，及能將人體大腦的生理訊號之偵測技術應用於一般日常生活中的活動，則更可以預防各種意外的產生。

【0003】 人體大腦中存在許多的功能性區域，當人體發生功能性事件時，例如受到光線刺激、自外界傳來巨大聲響、或是肢體運動等，對應的腦部皮質功能區係有所對應的神經元將被激活而放電，除在鄰近區域造成局部之離子濃度變化外，並造成一段距離內之微量電場及磁場變化。因此各種發生事件所引發之神經放電過程，可經由在人體頭部表面貼附電極以量測腦電波或是由腦磁波儀偵測，因為時間解析度（temporal resolution）高的優點，故可偵測腦中所產生各種頻率的生理訊號以進行腦波的分析。

【0004】 雖然習知有許多可以偵測或研究人體腦電波的方法，且皆可藉由儀器來偵測出人體的腦電波，但主要仍侷限於單一腦區或是單一腦電波訊號的電波圖，無法提供使用者作更進一步的因果關係之研究，未能直接去分析及探討腦區與腦區之間或是所產生出的腦電波的訊號與訊號之間的交互作用。

【0005】 有鑑於此，本發明係在針對習知之缺失，提出一種可藉由偵測人體大腦中不同處生理訊號的用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，以同時改善上述的該些問題。

【發明內容】

【0006】 本發明的主要目的係在提供一種用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，利用人體大腦不同處所偵測到的生理訊號，再從生理訊號中鎖定人體大腦遇到事件時的事件發生時間點及行為反應時間點，並藉由這段時間點的生理訊號變化，以動態子視窗方式對生理訊號時間相依的子視窗進行切割，再藉由轉置運算以計算出不同時間點的生理訊號，藉由這些相依的生理訊號以產生一動態的因果關係之資料。

【0007】 爲了達到上述之目的，本發明提供一種用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，此方法係記錄第一生理訊號及第二生理訊號；鎖定事件發生時間點及行為反應時間點；將第一生理訊號及第二生理訊號重疊於事件發生時間點及行為反應時間點間之間；切割事件發生時間點及行為反應時間點之間的第一生理訊號及第二生理訊號，以對應得到第一事件相依生理訊號及第二事件相依生理訊號；以及將第一事件相依生理訊號及第二事件相依生理訊號進行切割，以得到動態的複數子視窗，並於動態的這些子視窗中進行轉置計算，以對應獲取複數傳遞熵的動態變化資料。

【0008】 底下藉由具體實施例配合所附的圖式詳加說明，當更容易瞭解本發明之目的、技術內容、特點及其所達成之功效。

【圖式簡單說明】

【0009】

第一圖係爲本發明的架構示意圖。

第二圖係爲本發明生理訊號及轉置結果的示意圖。

第三圖係為本發明用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法的步驟流程圖。

第四圖係為本發明的子視窗的示意圖。

【實施方式】

【0010】 熵或稱能趨疲，其係被用以計算系統中的亂度，當熵增加，系統中可被利用的能量將減少，能量由一種形式轉換為另一種形式之過程中，有些能量會形成不具潛能的形式，本發明係利用生理訊號之間的相關傳遞熵的動態變化，藉由傳遞熵方法將複雜且混亂的生理訊號計算出其因果關係，並依據外在事件發生時間點及人類反應時間點計算出生理訊號之間及因事件發生和行為發生造成動態的因果關係。

【0011】 本發明係提供一種用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，在說明方法之前，先說明本發明的系統架構。首先，請先參照本發明第一圖所示，先以一生理訊號偵測裝置10以偵測人體大腦的各式生理訊號，例如可以偵測自人體大腦的腦電波訊號、功能性核磁共振訊號或紅外線血氧濃度訊號，因此生理訊號偵測裝置10係可為腦電波偵測器、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)或是功能性磁振造影(Functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI)等技術，生理訊號偵測裝置10係擷取人體大腦中不同處所偵測的生理訊號，請同時參照本發明的第二圖所示，可分為第一生理訊號及第二生理訊號，於本實施例中第一生理訊號及第二生理訊號係為人體腦中不同處的腦電波，再將所偵測的第一生理訊號及第二生理訊號傳輸至電腦運算單元12中進行轉置運算，於本實施例中電腦運算單元12係可為矩陣實驗室數學軟體MATLAB(Matrix Laboratory, MATLAB)或電腦運算軟體Mathematica等運算軟體，並且再將轉置運算後的變化資料顯示於資料輸出單元14，以供使用者進行資料的蒐集運用。

【0012】 說明完本發明的系統架構之後，接續詳述本發明用於生理訊號之事件相依傳遞動態變化方法的步驟流程，請參照本發明第三圖所示並同時請再參照第二圖。首先，如步驟S10所示，記錄第一生理訊號及第二生理訊號，在本實施例中，第一生理訊號及第二生理訊號係為人體的腦中不同處的腦電波訊號，接著進行下一步驟。如步驟S12所示，鎖定事件發生時間點A及行為反應時間點B，於本實施例中事件發生時間點A係產生在0秒時與行為反應時間點B係產生在1.3秒時，使用者可以依據被偵測到的人於事件發生到產生反應的1.3秒間，因為發生的特殊事件以至於腦電波產生不同的變化，因此可以選擇記錄發生事情當下的時間點以及到產生反應時的時間點間的生理訊號變化。如步驟S14所示，再將第一生理訊號及第二生理訊號重疊於事件發生時間點A及行為反應時間點B的1.3秒間，以擷取人體腦中不同處的生理訊號的變化。如步驟S16所示，接著切割事件發生時間點A及行為反應時間點B間所重疊的第一生理訊號及第二生理訊號，以獲取事件發生時間點A及行為反應時間點B間的第一事件相依生理訊號C及第二事件相依生理訊號D，其中第一事件相依生理訊號C及第二事件相依生理訊號D係分別對應產生於事件發生時間點A及行為反應時間點B間每一被切割的第一生理訊號及第二生理訊號所往前切n秒及往後切m秒的時間內。如步驟S18所示，並請同時參照本發明第四圖所示，再將第一事件相依生理訊號C及第二事件相依生理訊號D依時間軸進行切割，以得到動態的複數子視窗，在本實施例中動態的複數子視窗為子視窗E1~E3，其中切割子視窗的方式係為第一事件相依生理訊號C及第二事件相依生理訊號D係依據每一子視窗大小及每一子視窗傳遞的步伐大小，以設定切割動態的該等子視窗，例如，子視窗E1係有子視窗大小F，每一子視窗大小F係為0.5秒，而子視窗傳遞的步伐G大小則係為子視窗E2與前一子視窗E1未重疊的時間秒數大小，例如每一步伐G大小係為0.1秒，且子視窗E1~E3係隨時間依序排序，但子視窗的數量不以此為限，並再於動態的這些

子視窗中進行轉置計算，以對應獲取複數傳遞熵的動態變化資料，這些傳遞熵所產生的變化資料則係傳遞於依時間排序的子視窗之中。

【0013】 承接上段，在此繼續詳述步驟S18中的轉置計算公式，動態的複數子視窗中包含下列數據：所偵測的第一生理訊號係為X， x_1 至 x_n 代表第一生理訊號中的每一點，所偵測的第二生理訊號係為Y， y_1 至 y_n 代表第二生理訊號中的每一點， t 代表時間點， τ 代表過去的時間點， u 代表預測的時間點， d 及 m 代表步伐， $p(x, y)$ 代表聯合機率函數， $p(x|y)$ 代表條件機率函數，上述的轉置計算公式係可再經由下列公式(1)、公式(2)、公式(3)、公式(4)及公式(5)計算出：

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \quad (1)$$

$$Y = \{y_1, y_2, \dots, y_n\} \quad (2)$$

$$x_t^d = \{x_t, x_{t-\tau}, x_{t-2\tau}, \dots, x_{t-(d-1)\tau}\} \quad (3)$$

$$y_t^m = \{y_t, y_{t-\tau}, \dots, y_{t-(m-1)\tau}\} \quad (4)$$

$$TE(Y \rightarrow X) = \sum p(x_{t+u}, x_t^d, y_t^m) \log \frac{p(x_{t+u} | x_t^d, y_t^m)}{p(x_{t+u} | x_t^d)} \quad (5)$$

其中公式(1)及公式(2)係為人體不同處的生理訊號，公式(3)則為 x_t^d 是在 t 時間點，有一訊號集合為 x 訊號有 τ 過去的時間點，且步伐為 d ，公式(4) y_t^m 是在 t 時間點，有一訊號集合為 y 訊號有 τ 過去的時間點，且步伐為 m ，第一生理訊號中的每一點及第二生理訊號中的每一點更可利用一非參數模型以預測出現的機率分析，例如非參數模型可用近鄰估計(Nearest Neighbor Estimation)或核密度估計(Kernel Density Estimation)，公式(5)則係為轉置計算的公式。

【0014】 本發明以下實施例作為計算說明，假設 $\tau=1$ 、步伐為 $d=1$ 、步伐為 $m=1$ 、預測時間 $u=1$ ，公式(5)更換成：

$$\begin{aligned}
TE(Y \rightarrow X) &= \sum p(x_{t+1}, \mathbf{x}_t^1, y_t^1) \log \frac{p(x_{t+1} | \mathbf{x}_t^1, y_t^1)}{p(x_{t+1} | \mathbf{x}_t^1)} \\
&= \sum p(x_{t+1}, x_t, y_t) \log \frac{p(x_{t+1} | x_t, y_t)}{p(x_{t+1} | x_t)} \\
&= \sum_t p(x_{t+1}, x_t, y_t) \log \frac{p(x_{t+1}, x_t, y_t) p(x_t)}{p(x_{t+1}, x_t) p(x_t, y_t)}
\end{aligned}$$

此時機率函數係使用Kernel Density Estimation，如以下公式(6)：

$$\begin{aligned}
p(x_{t+1}, x_t, y_t) &\approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_{t+1}} h_{x_t} h_{y_t}} k\left(\frac{x_{t+1} - x_j}{h_{x_{t+1}}}\right) k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) k\left(\frac{y_t - x_j}{h_{y_t}}\right) \\
h_{x_{t+1}} &= 1.06 \hat{\sigma}_{x_{t+1}} n^{-0.2} \\
k(x) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-0.5x^2} \text{ (Gaussian kernel)} \tag{6}
\end{aligned}$$

其中n是訊號長度， $\hat{\sigma}_{x_{t+1}}$ 是 x_{t+1} 這個維度的變異數。

$$\mathbf{X} = \{41, 52, 62\}, \mathbf{Y} = \{1, 6, 10\}$$

根據X和Y要先產生三個維度的資料，而此時資料中只會有兩個t時間點，再根據

公式(1)~(6)以計算：

$$\begin{aligned}
(x_{t+1}, x_t, y_t)_{t=1,2} &= \{(52, 41, 1)_{t=1}, (62, 52, 6)_{t=2}\} \\
h_{x_{t+1}} &= 6.5251 \\
h_{x_t} &= 7.1776 \\
h_{y_t} &= 3.2625 \\
p(x_{t+1}, x_t, y_t)_{t=1} &\approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_{t+1}} h_{x_t} h_{y_t}} k\left(\frac{x_{t+1} - x_j}{h_{x_{t+1}}}\right) k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) k\left(\frac{y_t - x_j}{h_{y_t}}\right) \\
&= 0.00011 \\
p(x_t)_{t=1} &\approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_t}} k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) = 0.0182 \\
p(x_{t+1}, x_t)_{t=1} &\approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_{t+1}} h_{x_t}} k\left(\frac{x_{t+1} - x_j}{h_{x_{t+1}}}\right) k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) = 0.00095
\end{aligned}$$

$$p(x_t, y_t)_{t=1} \approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_t} h_{y_t}} k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) k\left(\frac{y_t - x_j}{h_{y_t}}\right)$$

$$= 0.00185$$

$$p(x_{t+1}, x_t, y_t)_{t=2} \approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_{t+1}} h_{x_t} h_{y_t}} k\left(\frac{x_{t+1} - x_j}{h_{x_{t+1}}}\right) k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) k\left(\frac{y_t - x_j}{h_{y_t}}\right)$$

$$= 0.00011$$

$$p(x_t)_{t=2} \approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_t}} k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) = 0.0182$$

$$p(x_{t+1}, x_t)_{t=2} \approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_{t+1}} h_{x_t}} k\left(\frac{x_{t+1} - x_j}{h_{x_{t+1}}}\right) k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right)$$

$$= 0.00095$$

$$p(x_t, y_t)_{t=2} \approx \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{h_{x_t} h_{y_t}} k\left(\frac{x_t - x_j}{h_{x_t}}\right) k\left(\frac{y_t - x_j}{h_{y_t}}\right) = 0.00185$$

$$TE(Y \rightarrow X) = \sum_{t=1}^2 p(x_{t+1}, x_t, y_t) \log \frac{p(x_{t+1}, x_t, y_t) p(x_t)}{p(x_{t+1}, x_t) p(x_t, y_t)}$$

$$= 0.00002866$$

即可算出一數據0.00002866，此即為X及Y經轉置後的數據資料。

【0015】 綜上所述，本發明的用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法係可用於偵測人體大腦中的各種生理訊號，並於同一個時間點中，偵測如腦中不同處的腦電波訊號、不同處的血氧濃度或是其他生理訊號等，再從中擷取事件發生的時間點以及行為反應的時間點，經由轉置運算後可以得到一組連續的數據，以得知事件發生和行為發生時所造成的動態因果關係，藉此大量的資料收集，更可提供新的分析技術，以及對於人體其他領域進入更深的探討。

【0016】 以上所述之實施例僅係為說明本發明之技術思想及特點，其目的在使熟習此項技藝之人士能夠瞭解本發明之內容並據以實施，當不能以之限定本發明之專利範圍，即大凡依本發明所揭示之精神所作之均等變化或修飾，仍應涵蓋在本發明之專利範圍。

【符號說明】

【0017】

- 10 生理訊號偵測裝置
- 12 電腦運算單元
- 14 資料輸出單元
- A 事件發生時間點
- B 行為反應時間點
- C 第一事件相依生理訊號
- D 第二事件相依生理訊號
- E1~E3 子視窗
- F 子視窗大小
- G 步伐

【發明申請專利範圍】

- 【第1項】 一種用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，包括下列步驟：
- (a)記錄一第一生理訊號及一第二生理訊號；
 - (b)鎖定一事件發生時間點及一行為反應時間點；
 - (c)將該第一生理訊號及該第二生理訊號重疊於該事件發生時間點及該行為反應時間點間；
 - (d)切割該事件發生時間點及該行為反應時間點之間的該第一生理訊號及該第二生理訊號，以對應得到一第一事件相依生理訊號及一第二事件相依生理訊號；以及
 - (e)將該第一事件相依生理訊號及該第二事件相依生理訊號進行切割，以得到動態的複數子視窗，並於動態的該等子視窗中進行轉置計算，以對應獲取複數傳遞熵的動態變化資料。
- 【第2項】 如請求項1所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該第一及該第二事件相依生理訊號係分別對應產生於該事件發生時間點及該行為反應時間點間每一被切割的該第一及第二生理訊號所往前切n秒及往後切m秒的時間內。
- 【第3項】 如請求項1所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該第一及該第二事件相依生理訊號係依據每一該子視窗大小及每一該子視窗傳遞的步伐大小，以設定切割動態的該等子視窗。
- 【第4項】 如請求項3所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該子視窗傳遞的步伐大小係為該子視窗與前一該子視窗未重疊的時間秒數大小。
- 【第5項】 如請求項3所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該子視窗的位置係隨時間依序排序。

【第6項】如請求項3所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該等傳遞熵所產生之訊息係傳遞於依序排序的該子視窗中。

【第7項】如請求項1所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中在進行步驟(e)轉置計算動態的該等子視窗的公式係可為

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \quad , \quad Y = \{y_1, y_2, \dots, y_n\} \quad , \quad y_i^m = \{y_i, y_{i-\tau}, \dots, y_{i-(m-1)\tau}\} \quad ,$$

$$x_i^d = \{x_i, x_{i-\tau}, x_{i-2\tau}, \dots, x_{i-(d-1)\tau}\} \quad \text{及}$$

$$TE(Y \rightarrow X) = \sum p(x_{t+u}, x_t^d, y_t^m) \log \frac{p(x_{t+u} | x_t^d, y_t^m)}{p(x_{t+u} | x_t^d)}$$

，其中上述公式之各參數分別為：X代表該第一生理訊號， x_1 至 x_n 代表該第一生理訊號中的每一點，Y代表該第二生理訊號， y_1 至 y_n 代表該第二生理訊號中的每一點，t代表時間點， τ 代表過去的時間點，u代表預測的時間點，d及m代表步伐， $p(x, y)$ 代表聯合機率函數， $p(x|y)$ 代表條件機率函數。

【第8項】如請求項7所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該第一生理訊號中的該每一點及該第二生理訊號中的該每一點更可利用一非參數模型以預測出現的機率分析。

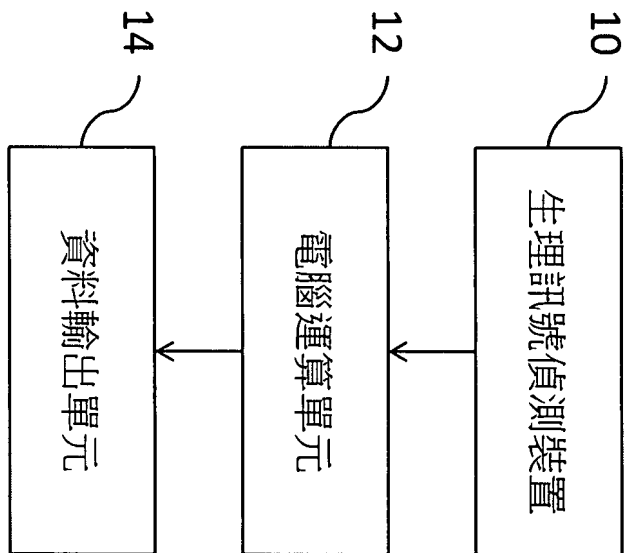
【第9項】如請求項8所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該非參數模型係為近鄰估計（Nearest Neighbor Estimation）或核密度估計（Kernel Density Estimation）。

【第10項】如請求項1所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該生理訊號係為偵測自人體大腦的腦電波訊號、功能性核磁共振訊號或紅外線血氧濃度訊號。

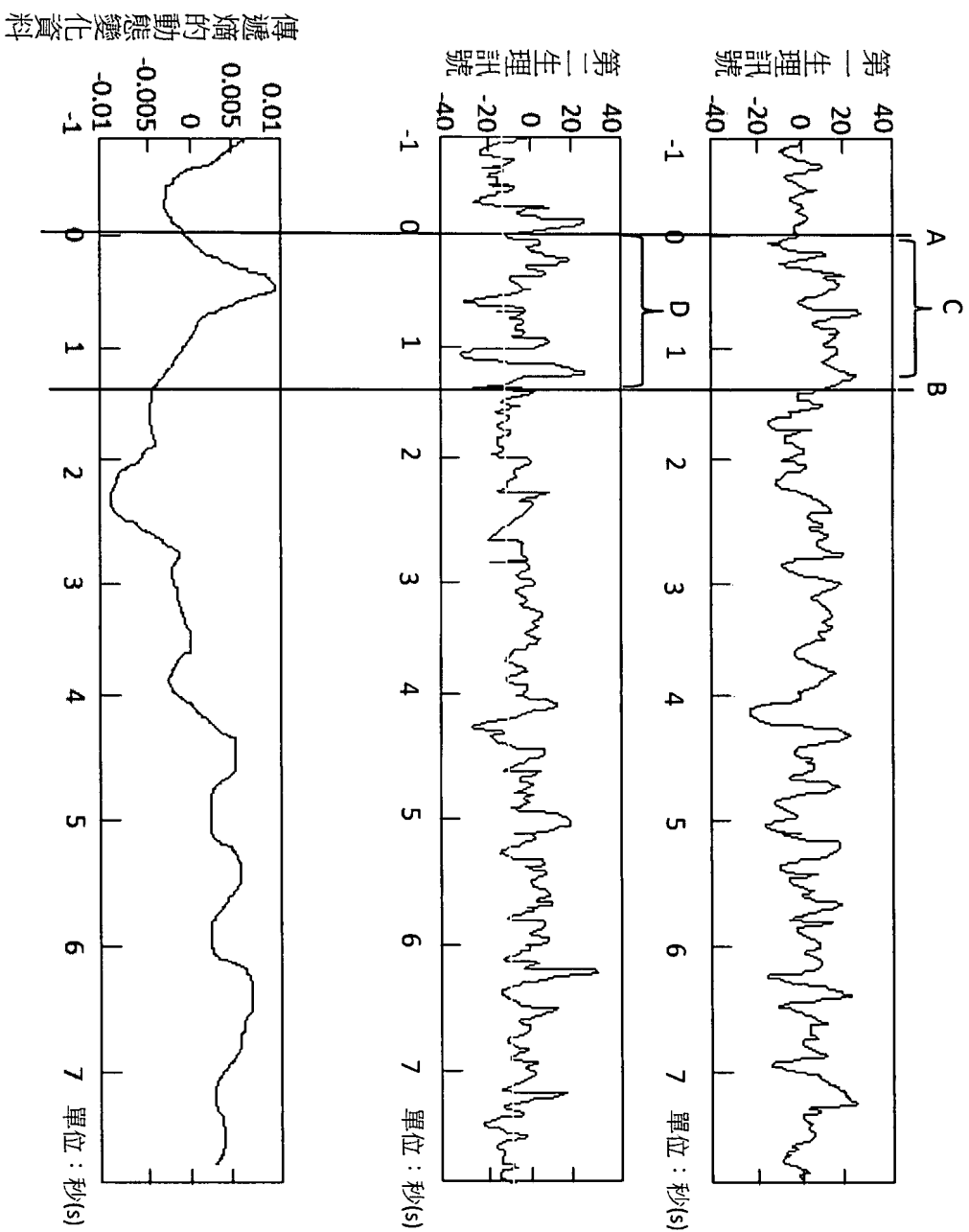
【第11項】如請求項1所述之用於生理訊號之事件相依傳遞熵動態變化方法，其中該第一生理訊號及該第二生理訊號係為擷取自人體大腦中不同處

所偵測記錄的生理訊號。

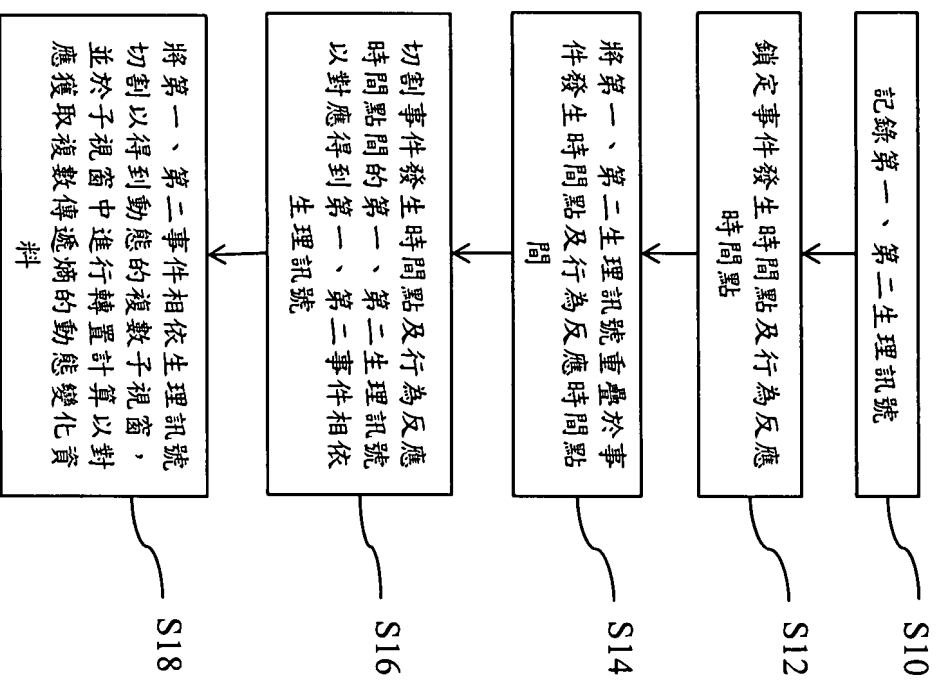
【發明圖式】



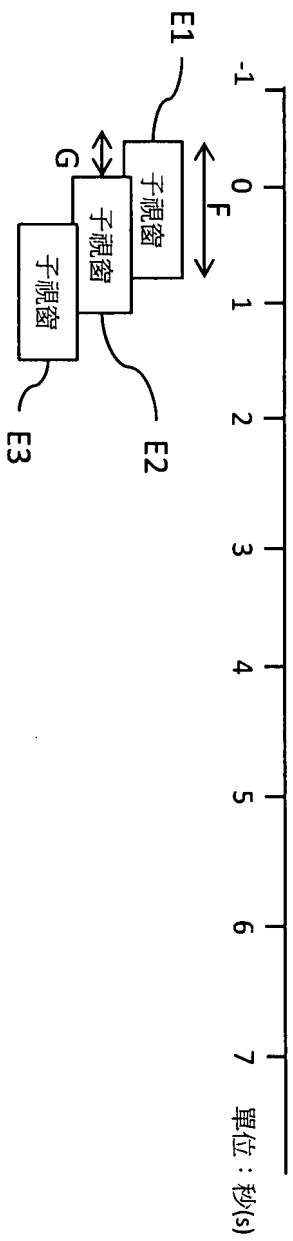
第一圖



第二圖



第三圖



第四圖