

## 【發明說明書】

### 【中文發明名稱】

腦波分析方法及其裝置

### 【技術領域】

【0001】 本發明係有關一種腦波分析技術，特別是關於一種可判斷腦功能狀態之腦波分析方法及其裝置。

### 【先前技術】

【0002】 習知腦波分析包含有波形分析（Waveform analysis）、時頻分析（Time-frequency analysis）、亂度分析（Complexity measurement）等，其中，時頻分析為一種重要的參考依據，但其計算結果用於評估腦功能狀態（Brain activity）卻常受限於頻譜計算的限制，例如，數學基本假設、時頻解析度、失真及諧波影響等限制，導致其應用面上的可使用性大幅降低。另一方面，時頻分析的解析過程，往往僅能針對線性加法的演算結果進行分析，對於乘法則較無合適的方式能分析其特性。

【0003】 以發生癲癇時的腦波為例，習知採用時頻分析癲癇發作時的腦波，可以發現在癲癇發作時，腦波呈現的變化會包含有頻率的變化（新增30~40Hz的震盪成分）、振幅的變化。但是，大部分的生理訊號是由許多作用與機制（Mechanism）組合而成的，若將神經網路（Neuron network）轉換成數學模型，其演算會包含加法與乘法，且神經元之間有分層（Layer）的結構；其中神經網路最終輸出則為腦波量測設備測量到的腦波訊號。而一般腦波分析技術目的在於解析「運作過程中的特徵」或「對應的腦功能狀態」，但是以現有的技術來說，難以對乘法的訊號調變有很好的解析方法。

【0004】 至於目前已公開之專利前案來說，亦各自存在有不同之缺失。如美國專利 US 6,480,743 B1，其係揭示一種用以治療神經疾病之適應性腦刺激的

系統與方法，但此專利前案係採用半波分析取得參數，以設定治療電刺激波形，其癲癇及參數設定主要依據原始腦波訊號，導致其判斷結果較易受到感測到的原始腦波訊號的偏移影響。如美國專利 US 8,131,352 B2，揭示一種用於回饋控制式神經系統事件檢測器中自動調整檢測閾值的系統與方法，其係以原始腦波振幅特徵為判斷基礎，並以一閾值作為參數調整的依據，但是採用訊號振幅涵蓋的特徵資訊相當的廣，較易因感測訊號的偏移影響而產生誤判的情形。如美國專利 US 6,810,285 B2，係揭示一種使用植入裝置進行感測和檢測的方法與系統，其係透過波形分析（包含時間區間分析和特徵擷取分析）偵測神經事件，其演算均基於腦波訊號的原始波形，使得其判斷結果較易受到干擾，且準確率也受限於部份神經功能的調節呈現於調變後的訊號，無法透過原始波形的特徵進行評估與估算。如我國專利第I 487503號之自動睡眠分期裝置，其係採用熵值分析作為判斷腦波功能狀態的依據，但此種方式僅能針對亂度變化進行估計，無法對應腦波時頻特徵的變化，且此前案前後各用了一次波形處理進行濾波與平滑化，但是在實際應用上，可能因失真而造成誤判。

**【0005】** 有鑑於此，本發明遂針對腦功能狀態評估的應用情境，建構創新的演算法，可同時解析特定的「運作過程中的特徵」及「對應的腦功能狀態」，提出一種腦波分析方法及其裝置，以解決存在於先前技術中的該些缺失。

#### **【發明內容】**

**【0006】** 本發明的主要目的係在提供一種腦波分析方法及其裝置，其係同時針對不同頻率調變與振幅調變等，進行拆分與解析，以構成多層、多維度特徵空間，來呈現腦功能活化狀態的非穩態特徵。

**【0007】** 本發明之另一目的係在提供一種腦波分析方法及其裝置，其係透過特徵遮罩之設計，以大幅度簡化先前技術在拆解訊號上的計算複雜度，同時大幅縮減計算量，以增加其實現可行性。

【0008】 本發明之再一目的係在提供一種可以提高判別準確認率的腦波分析方法及其裝置。

【0009】 為達到上述目的，本發明係提出一種腦波分析方法，其係先量測取得至少一腦電訊號，並利用非穩態拆解法來拆解此腦電訊號，以取得複數個對應內生特徵成分的子訊號；再對每一子訊號進行解調變，以分別取得對應每一子訊號之調變訊號；接著進行重複疊代演算步驟，其係利用一特徵遮罩判斷是否對取得之調變訊號進行更進一步的訊號成分拆解及解調變；若是，係進行訊號成分拆解及解調變，直至完成特徵遮罩所決定的訊號成分拆解及解調變次數，若已完成訊號成分拆解及解調變，則直接進行下一步驟，利用此特徵遮罩，於所有調變訊號中選取有興趣的調變訊號作為特徵調變訊號，以便對此特徵調變訊號進行量化計算（Quantitation）及分類判斷演算（Identification），以取得對應腦電訊號之分析結果。

【0010】 其中，所述之調變訊號包含有頻率調變成分與振幅調變成分。

【0011】 本發明更另外提出一種腦波分析裝置，其係包括有至少一量測裝置係感測一待測者之腦波，以取得至少一腦電訊號，並有一訊號處理分析裝置訊號連接量測裝置，以接收腦電訊號，並利用前述之方法對腦電訊號進行拆解及解調變，再根據特徵遮罩對取得之調變訊號選擇繼續進行重複疊代演算或是從中選取有興趣的特徵調變訊號，取得特徵調變訊號後並對所有特徵進行量化計算及分類演算，進而獲取對應此腦電訊號之分析結果，再將此分析結果顯示於一顯示裝置上，以供使用者參考。

【0012】 其中，腦波分析裝置更包括一儲存單元，電性連接訊號處理分析裝置，用以儲存所有計算處理之訊號、數據與結果。

【0013】 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、技術內容及其所達成的功效。

**【圖式簡單說明】****【0014】**

第1圖係為本發明之腦波分析裝置的方塊示意圖。

第2圖係為本發明進行腦波分析的流程圖。

第3(a)圖係為本發明量測到的原始腦波訊號示意圖。

第3(b)圖係為本發明拆解成複數個內生特徵成分的子訊號示意圖。

第3(c)圖係為本發明經過解調變後的頻率調變部份與震幅調變部份的訊號示意圖。

第3(d)圖係為本發明經過3次拆解及解調變後的訊號示意圖。

第3(e)圖係為本發明利用特徵遮罩決定後的訊號示意圖。

第3(f)圖係為本發明於調變訊號中所選取之有興趣的特徵示意圖。

第4(a)圖～第4(e)圖係為利用本發明所取得的一實際範例，其係對癲癇發作時量測的腦電訊號依序進行拆解、解調變的各步驟訊號示意圖，其中使用的特徵遮罩 $M = x(\text{FM}[2], \text{AM}[1(\text{FM}[1,2], \text{AM}[1,2]), 2])$ 。

**【實施方式】**

**【0015】** 本發明提出之方法與系統可對應神經網路的基本演算架構，其係基於非線性波形分解技術，拆解出各調變的變化特徵及多層次多維度的內生變化，提供一種多維度、低失真的神經功能分析技術，進而提高判斷的準確率。

**【0016】** 首先請參考第1圖為本發明之腦波分析裝置的方塊示意圖，如圖所示，本發明之腦波分析裝置1之架構主要包括有一量測裝置10，用以量測一待測者之腦波並產生腦電訊號，並有一訊號處理分析裝置12訊號連接量測裝置10，並同時電性連接一儲存單元14及一顯示裝置16，訊號處理分析裝置12係可為特殊應用積體電路（ASIC）、微控制器（MCU）或微處理器等，用以接收腦電訊號，並進一步進行各種內生特徵成分的運算，以取得對應前述腦電訊號之

分析結果，例如腦功能活動狀態，處理分析期間使用之模型、數據或計算處理訊號與結果等皆可儲存在內建或外接之儲存單元14中，顯示裝置16則可顯示訊號處理分析裝置12輸出的資訊，最終更可顯示腦功能活動狀態的評估結果。

**【0017】** 在說明完本發明之裝置的基本架構後，接續將完整說明本發明之腦波分析方法，請參考第2圖之腦波分析方法的流程圖，並同時參考第1圖之腦波分析裝置1，如圖所示，一種腦波分析方法係包括有下列步驟：首先，如步驟S10所示，利用量測裝置10量測至少一待測者之腦波，以對應取得如第3(a)圖所示之至少一腦電訊號，其係可選自腦電波（EEG）、顱內腦電波（iEEG）或腦皮層電波（ECoG），並將此腦電訊號傳送至訊號處理分析裝置12進行步驟S12～步驟S24的訊號處理與分析。

**【0018】** 詳言之，如步驟S12所示，利用非穩態拆解法，例如經驗模態拆解法（Empirical mode decomposition，EMD），對腦電訊號進行拆解，以取得複數個內生特徵成分之子訊號，如第3(b)圖所示之成分1～成分7。接著如步驟S14所示，對每一子訊號進行解調變，以利用正規化計算（Normalization）將代表不同內生特徵成分之子訊號進行拆解，以分別取得對應每一子訊號之調變訊號，當然此調變訊號包含有頻率調變成分與振幅調變成分，如第3(c)圖所示之第一層調變訊號Layer 1，即每一子訊號皆拆分為頻率調變成分（ $W_k(t)$ ， $k=1\sim7$ ）與振幅調變成分（ $A_i(t)$ ， $i=1\sim7$ ）。再如步驟S16所示，進行重複疊代演算步驟，其係根據設定好的一特徵遮罩（feature mask）判斷是否對取得之調變訊號（包含頻率調變成分與振幅調變成分）進行重複疊代演算，亦即判斷是否對取得之調變訊號進行更進一步的訊號成分拆解及解調變：若否，則直接進行下一步驟S20；若是，則繼續進行訊號成分拆解及解調變，此部份之拆解與解調變之細節分別與步驟S12與步驟S14之方式相同，完成後即回到步驟S16，直至完成特徵遮罩所決定的訊號成分拆解及解調變次數為止；其中，重複疊代演算的疊代次數

(訊號成分拆解及解調變次數)，代表訊號被拆分的層數，並依據訊號的特性決定解析特徵所需要的疊代次數，在本實施例中，會繼續對第一層調變訊號Layer 1之各成分依序再進行第2次的拆解及解調變，以分別產生如第3(c)圖所示之第二層調變訊號Layer 2以及第3(d)圖所示之第三層調變訊號Layer 3。

**【0019】** 由於重複疊代演算的疊代次數及訊號特性決定的特徵成分，可設定特徵遮罩M來決定，如步驟S20所示，利用此特徵遮罩M，如第3(e)圖所示，於第一層調變訊號Layer 1、第二層調變訊號Layer 2以及第三層調變訊號Layer 3的調變訊號中選取有興趣的調變訊號作為供後續計算的特徵調變訊號，如第3(f)圖所示，以取得代表腦波內生特徵的多維度變化。如步驟S22及步驟S24所示，對有興趣的特徵進行能量密度、瞬時頻率或平均週期等的量化計算，再接續利用一分類模型進行及分類判斷演算，此分類模型係由個人歷史與預訓練參數組成，如此，即可取得對應前述腦電訊號之分析結果，亦即為腦功能活動狀態，訊號處理分析裝置12在取得腦功能活動狀態後即可將此結果顯示於顯示裝置16上。

**【0020】** 在完整說明完本發明之精神後，接續透過第4(a)圖至第4(b)圖所示之一具體範例來說明本發明之技術內容，其中圈選出來的部份即代表特徵遮罩 $M = x(\text{FM}[2], \text{AM}[1(\text{FM}[1,2], \text{AM}[1,2]), 2])$ 決定圈選出來的特徵，其中x為腦電訊號，阿拉伯數字1、2為子訊號，AM表示振幅調變，FM表示頻率調變。首先，如第4(a)圖所示為癲癇發作時量測到的腦電訊號，經過非穩態的拆解後得到如第4(b)圖所示之複數個內生特徵子訊號，接續對每個子訊號進行解調變，如第4(c)圖所示，以分為頻率調變成分與振幅調變成分，並擷取其中的調變訊號 $x(\text{FM}[2])$ 和 $x(\text{AM}[1,2])$ 作為後續運算的特徵；其中對調變訊號 $x(\text{AM}[1])$ 進行下一階段的拆解，以展開此調變訊號的內生特徵變化，如第4(d)所示，再繼續進行解調變，以將其再分為頻率調變成分與振幅調變成分，如第4(e)圖所示，並擷取其中的調變

訊號 $x(\text{AM}[1(\text{FM}[1,2])])$ 和 $x(\text{AM}[1(\text{AM}[1,2])])$ 作為後續運算的特徵調變訊號；根據特徵遮罩即可以取得所有有興趣的特徵調變訊號，以進行後續運算處理。

【0021】 由於本發明之特徵遮罩主要用途係在於決定訊號成分拆解及解調變的次數與選取之特徵調變訊號的位置，前述具體範例係將特徵遮罩設定為以字串形式表示， $M= x(\text{FM}[2], \text{AM}[1(\text{FM}[1,2], \text{AM}[1,2]), 2])$ 。當然，本發明亦可將特徵遮罩設定為數列矩陣形式，奇數的矩陣維度為拆解後的子訊號序列，偶數的矩陣維度為解調變後的調變訊號序列，其數字代表該矩陣維度選取的特徵調變訊號，偶數的矩陣維度其順序：FM在前、AM在後；如此即可將前述 $x(\text{AM}[1(\text{FM}[1,2])])$ 和 $x(\text{AM}[1(\text{AM}[1,2])])$ ，標示為 $([2], [(1, 2) [1, 2]), 2)$ 。除此之外，本發明也可將特徵遮罩設定為多維度矩陣，例如多維度的布林矩陣（Boolean, True/False，縮寫為T/F），詳述如下：

第一次拆解（一維序列、一次拆解得三個子訊號）之格式為： $[000]$ ，解調變成兩個調變成分（二維序列，FM在前、AM在後）之格式： $[(F), (T) (F), (F)]$ ； $x(\text{FM}[2])$ 標示為 $[(F), (F) (T), (F) (F), (F)]$ ，

$x(\text{AM}[1,2])$ 標示為 $[(F), (T) (F), (T) (F), (F)]$ ，

$x(\text{FM}[2], \text{AM}[1,2])$ ，標示為 $[(F), (T) (T), (T) (F), (F)]$ ；

調變成分拆解（三維序列，拆解得三個子訊號為例）格式：

$[(000), (000) (000), (000) (000) (000), (000)]$ ，

再疊代解調變成兩個調變成分（四維序列，FM在前、AM在後）格式：

$[( (F), (T) (F), (F) ), ( (F), (T) (F), (F) ) ( (F), (T) (F), (F) ), ( (F), (T) (F), (F) ) ( (F), (T) (F), (F) ) ]$ ；

選取之特徵遮罩，其部分可以表示如下：

$x(\text{AM}[1(\text{FM}[1,2])])$ 標示為 $[(F), ((T), (F) (T), (F) (F), (F))) (F), (F) (F), (F)]$ ，

$x(\text{AM}[1(\text{AM}[1,2])])$ 標示為 $[(F), ((F), (T) (F), (T) (F), (F))) (F), (F) (F), (F)]$ ，

總和上述，前述 $x(\text{FM}[2], \text{AM}[1(\text{FM}[1,2], \text{AM}[1,2]), 2])$ 的範例，亦可表示成多維度矩陣之標示為  $[(\text{F}),[(\text{T}),(\text{T})] (\text{T}),(\text{T})] (\text{F}),(\text{F})] (\text{T}),(\text{T}) (\text{F}),(\text{F}) ]$ 。

**【0022】** 因此，本發明之分析方式係涵蓋先前技術在波形、頻譜的估計外，更提供內生性特徵的演算，尤其是對於多層次疊加的神經網路（Multi-layer neuron network），有許多調變作用並未呈現於原始波形、頻譜上，本發明不但可呈現其變化，用以提升判別準確率，更因為同時針對不同頻率調變與振幅調變等，進行拆分與解析，以構成多層、多維度特徵空間，足以呈現腦功能活化狀態的非穩態特徵。再者，透過本發明之特徵遮罩之設計，更可以大幅度簡化先前技術在拆解訊號上的計算複雜度，同時大幅縮減計算量，以增加其實現可行性。

**【0023】** 以上所述之實施例僅係為說明本發明之技術思想及特點，其目的在使熟悉此項技術者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內。

### 【符號說明】

#### 【0024】

- 1 腦波分析裝置
- 10 量測裝置
- 12 訊號處理分析裝置
- 14 儲存單元
- 16 顯示裝置
- Layer 1 第一層調變訊號
- Layer 2 第二層調變訊號
- Layer 3 第三層調變訊號



M 特徵遮罩

**公告本****【發明摘要】**

申請日: 106/05/04

IPC分類:

**A61B 5/0476** (2006.01)**【中文發明名稱】**

腦波分析方法及其裝置

**【中文】**

本發明係揭露一種腦波分析方法及其裝置，其係基於非線性波形分解技術，將腦波訊號的內生特徵變化進行拆解，並透過解調變的演算，抽取分離各成分的調變訊號，包含頻率調變及振幅調變，更參照一特徵遮罩決定是否針對抽取的調變訊號進行更進一步的訊號成分拆解及解調變，若否，即可依據特徵遮罩，取得代表腦波內生特徵的多維度變化，進一步透過量化計算、分類判斷的演算，以得到腦功能活動狀態。本發明不但可以有效提高判別的準確率，更利用特徵遮罩的作用，大幅減少計算複雜度與計算量。

## 【發明申請專利範圍】

- 【第1項】 一種腦波分析方法，其係處理至少一腦電訊號，以產生一分析結果，該腦波分析方法包括下列步驟：
- 量測取得該至少一腦電訊號；
- 利用非穩態拆解法拆解該腦電訊號，以取得複數個內生特徵成分的子訊號；
- 對每一該子訊號進行解調變，以分別取得對應每一該子訊號之調變訊號；
- 進行重複疊代演算，其係根據一特徵遮罩判斷是否對取得之該調變訊號進行進一步的訊號成分拆解及解調變，其中該特徵遮罩係可設定為字串形式、數列矩陣形式或多維度矩陣形式：
- 若是，係繼續進行該訊號成分拆解及解調變，並回到該重複疊代演算之步驟；及
- 若否，則直接進行下一步驟；
- 利用該特徵遮罩，於該調變訊號中選取有興趣的該調變訊號作為特徵調變訊號；以及
- 對該特徵調變訊號進行量化計算及分類判斷演算，以取得對應該腦電訊號之分析結果。
- 【第2項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該腦電訊號係利用一量測裝置量測至少一待測者之腦波所取得者。
- 【第3項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該腦電訊號係可選自腦電波（EEG）、顱內腦電波（iEEG）或腦皮層電波（ECoG）。
- 【第4項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該非穩態拆解法係為經驗模態拆解法。

- 【第5項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中在對每一該子訊號進行解調變之步驟中，係利用正規化計算將每一該子訊號解調變為該調變訊號。
- 【第6項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該調變訊號包含有頻率調變成分與振幅調變成分。
- 【第7項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該分析結果係為腦功能活動狀態。
- 【第8項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該量化計算包括能量密度、瞬時頻率或平均週期。
- 【第9項】 如請求項1所述之腦波分析方法，其中該分類判斷演算係利用一分類模型進行計算判斷，且該分類模型係由個人歷史與預訓練參數組成。
- 【第10項】 一種腦波分析裝置，其係處理至少一腦電訊號，以產生一分析結果，該腦波分析裝置包括：
- 至少一量測裝置，其係感測一待測者之腦波，以取得該至少一腦電訊號；
- 一訊號處理分析裝置，其係訊號連接該量測裝置，以接收該腦電訊號，利用非穩態拆解法拆解該腦電訊號，以取得複數個內生特徵成分的子訊號，並對每一該子訊號進行解調變，以分別取得對應每一該子訊號之調變訊號，再根據一特徵遮罩對取得之該調變訊號進行重複疊代演算，並自該調變訊號中選取有興趣的該調變訊號作為特徵調變訊號，並對該特徵調變訊號進行量化計算及分類演算，以取得對應該腦電訊號之分析結果，其中該特徵遮罩係可設定為字串形式、數列矩陣形式或多維度矩陣形式；以及
- 一顯示裝置，電性連接該訊號處理分析裝置，以顯示該分析結果。
- 【第11項】 如請求項10所述之腦波分析裝置，其中該腦電訊號係可選自腦電波

(EEG)、顱內腦電波(iEEG)或腦皮層電波(EECoG)。

- 【第12項】如請求項10所述之腦波分析裝置，其中該非穩態拆解法係為經驗模態拆解法。
- 【第13項】如請求項10所述之腦波分析裝置，其中調變訊號係利用正規化計算將每一該子訊號解調變取得者。
- 【第14項】如請求項10所述之腦波分析裝置，其中該調變訊號包含有頻率調變成分與振幅調變成分。
- 【第15項】如請求項10所述之腦波分析裝置，其中該分析結果係為腦功能活動狀態。
- 【第16項】如請求項10所述之腦波分析裝置，其中該量化計算包括能量密度、瞬時頻率或平均週期。
- 【第17項】如請求項10所述之腦波分析裝置，其中該分類判斷演算係利用一分類模型進行計算判斷，且該分類模型係由個人歷史與預訓練參數組成。
- 【第18項】如請求項10所述之腦波分析裝置，更包括一儲存單元，電性連接該訊號處理分析裝置，用以儲存該訊號處理分析裝置之計算處理訊號數據與結果。