



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201306794 A1

(43)公開日：中華民國 102 (2013) 年 02 月 16 日

---

(21)申請案號：100128214

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 08 月 08 日

(51)Int. Cl. : *A61B5/00 (2006.01)*

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

(72)發明人：蕭子健 HSIAO, TZU CHIEN (TW)；徐如欣 HSU, JU HSIN (TW)

(74)代理人：蘇建太；陳聰浩；蘇清澤

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：16 項 圖式數：9 共 37 頁

---

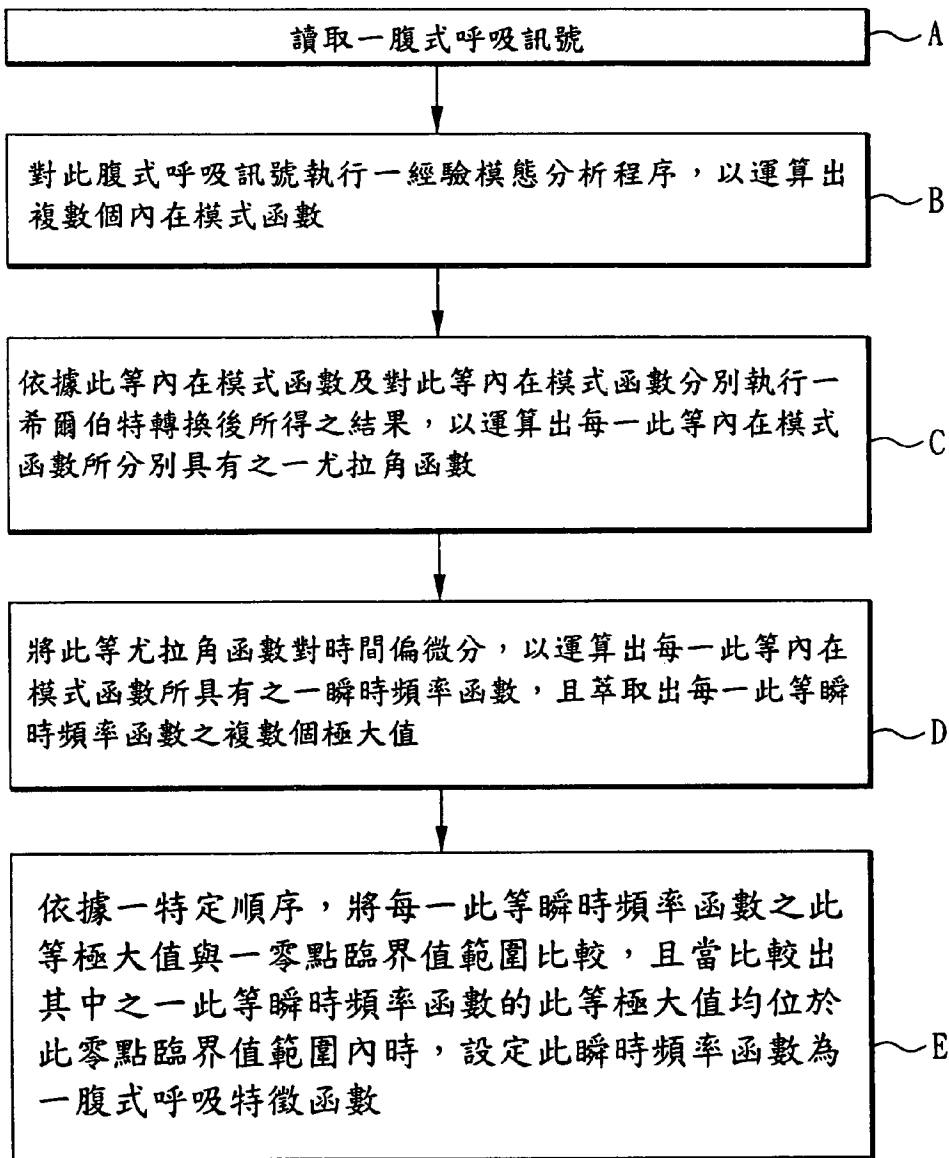
(54)名稱

腹式呼吸特徵萃取方法及使用此方法的腹式呼吸特徵萃取系統

METHOD FOR EXTRACTING THE FEATURE OF AN ABDOMINAL BREATHING AND A SYSTEM USING THE SAME

(57)摘要

本發明揭露一種無需使用一腹式呼吸標準模型，且一受測者亦無需接受一學習程序，便可萃取出此受測者之腹式呼吸特徵的腹式呼吸特徵萃取方法。藉由運算出對應至其所讀取之腹式呼吸訊號的複數個內在模式函數的方式，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法接續運算出各內在模式函數的一尤拉角函數及一瞬時頻率函數。隨後，這些瞬時頻率函數便依序與一預先設定之零點臨界值範圍互相比較，且依據比較所得之結果，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法萃取出其中一個瞬時頻率函數作為一腹式呼吸特徵函數。如此，此受測者之腹式呼吸特徵被可被萃取出來。



# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：100128214

※ 申請日：100.8.8

※IPC 分類：

A61B 5/00 (2006.01)

## 一、發明名稱：(中文/英文)

腹式呼吸特徵萃取方法及使用此方法的腹式呼吸特徵萃取系統

METHOD FOR EXTRACTING THE FEATURE OF AN  
ABDOMINAL BREATHING AND A SYSTEM USING THE  
SAME

## 二、中文發明摘要：

本發明揭露一種無需使用一腹式呼吸標準模型，且一受測者亦無需接受一學習程序，便可萃取出此受測者之腹式呼吸特徵的腹式呼吸特徵萃取方法。藉由運算出對應至其所讀取之腹式呼吸訊號的複數個內在模式函數的方式，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法接續運算出各內在模式函數的一尤拉角函數及一瞬時頻率函數。隨後，這些瞬時頻率函數便依序與一預先設定之零點臨界值範圍互相比較，且依據比較所得之結果，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法萃取出其中一個瞬時頻率函數作為一腹式呼吸特徵函數。如此，此受測者之腹式呼吸特徵被可被萃取出來。

### 三、英文發明摘要：

A method for extracting the feature of an abdominal breathing is disclosed, capable of extracting the feature of an abdominal breathing, without the requirement of a standard model of an abdominal breathing and the execution of a learning process being executed prior to the method for extracting the feature of an abdominal breathing. By means of computing a plurality of intrinsic mode functions corresponding to the abdominal breathing signal received, an Euler angle function and an instantaneous frequency function of each of the plurality of intrinsic mode functions, and comparing the plurality of instantaneous frequency function with a pre-determined zero-point threshold region, the method for extracting the feature of an abdominal breathing defines one of the plurality of instantaneous frequency function as an abdominal breathing feature function, which contains the feature of the abdominal breathing. In this way, the feature of an abdominal breathing is extracted.

**四、指定代表圖：**

(一)本案指定代表圖為：圖( 1 )。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

(該圖為一流程圖故無元件代表符號)

**五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：**

「無」

## 六、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種腹式呼吸特徵萃取方法及一種腹式呼吸特徵萃取系統，尤指一種無需使用一腹式呼吸標準模型，且一受測者亦無需於萃取其腹式呼吸特徵前事先接受一用於學習如何進行一標準的腹式呼吸之學習程序，便可萃取出此受測者之腹式呼吸特徵的腹式呼吸特徵萃取方法，以及一種腹式呼吸特徵萃取系統。

### 【先前技術】

近年來，腹式呼吸在復健及壓力釋放的程序上都扮演了非常重要的角色。然而，一需要執行腹式呼吸的人，如即將接受心臟手術的病人，必須由一老師(如醫生或護理人員)事先進行一段時間的訓練。然而，前述之訓練的結果，如病人執行腹式呼吸的正確率，仍無法有效地被評估出來，因為仍需要一個腹式呼吸標準模型，以病人學習模仿。除此之外，前述之腹式呼吸標準模型並不見得符合各種類型之病人的需要，如分別作為老人及小孩學習對象之兩個腹式呼吸標準模型，彼此應該略有差異。

如前所述，為了讓病人學習前述之腹式呼吸標準模型一學習程序必須被執行，而此學習程序不僅會耗費相當時間及一定程度的金錢成本。更重要的是，在此學習程序中，教授腹式呼吸的老師及學習腹式呼吸的病人必須位於相同

的處所，造成在人員運輸上的困難，尤其對於年長的病人而言。

因此，業界需要一種無需使用一腹式呼吸標準模型，且一受測者亦無需於萃取其腹式呼吸特徵前事先接受一用於學習如何進行一標準的腹式呼吸之學習程序，便可萃取出此受測者之腹式呼吸特徵的腹式呼吸特徵萃取方法，以及一種腹式呼吸特徵萃取系統。

### 【發明內容】

本發明之主要目的係在提供一種腹式呼吸特徵萃取方法，俾能在無需使用一腹式呼吸標準模型，且一受測者亦無需於萃取其腹式呼吸特徵前事先接受一學習程序的情況下，萃取出此受測者之腹式呼吸特徵。

本發明之另一目的係在提供一種腹式呼吸特徵萃取系統，俾能在無需使用一腹式呼吸標準模型，且一受測者亦無需於萃取其腹式呼吸特徵前事先接受一學習程序的情況下，萃取出此受測者之腹式呼吸特徵。

為達成上述目的，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法係包括下列步驟：讀取一腹式呼吸訊號；對此腹式呼吸訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出複數個內在模式函數；依據此等內在模式函數及對此等內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，以運算出每一此等內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數；將此等尤拉角函數對時間偏微分，以運算出每一此等內在模式函數所具有之

一瞬時頻率函數，且萃取出每一此等瞬時頻率函數之複數個極大值；以及依據一特定順序，將每一此等瞬時頻率函數之此等極大值與一零點臨界值範圍比較，且當比較出其中之一此等瞬時頻率函數的此等極大值均位於此零點臨界值範圍內時，設定此瞬時頻率函數為一腹式呼吸特徵函數。

為達成上述目的，本發明之腹式呼吸特徵萃取系統係包括：一感測模組，係用於感測出一腹式呼吸訊號；一運算模組，係耦合至此感測模組，以萃取出腹式呼吸特徵函數；以及一腹式呼吸特徵輸出模組，係耦合至此運算模組，以輸出此腹式呼吸特徵函數；其中，此運算模組係藉由執行一腹式呼吸特徵萃取方法的方式，從此腹式呼吸訊號中萃取出此腹式呼吸特徵函數，而此腹式呼吸特徵萃取方法則包含下列步驟：讀取此腹式呼吸訊號；對此腹式呼吸訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出複數個內在模式函數；依據此等內在模式函數及對此等內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，以運算出每一此等內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數；將此等尤拉角函數對時間偏微分，以運算出每一此等內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數，且萃取出每一此等瞬時頻率函數之複數個極大值；以及依據一特定順序，將每一此等瞬時頻率函數之此等極大值與一零點臨界值範圍比較，且當比較出其中之一此等瞬時頻率函數的此等極大值均位於此零點臨界值範圍內時，設定此瞬時頻率函數為此腹式呼吸特徵函數。



由於本發明之腹式呼吸特徵萃取方法可運算出對應至其所接收之腹式呼吸訊號之複數個內在模式函數，且接續地運算出每一個內在模式函數所具有之尤拉角函數。隨後，藉由將每一個內在模式函數所具有之尤拉角函數對時間偏微分的方式，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法可運算出每一個內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數。接著，每一個瞬時頻率函數所具有之複數個極大值便被萃取出來，且這些極大值便與一零點臨界值範圍比較。最後，依據比較所得之結果，所接收之腹式呼吸訊號的一腹式呼吸特徵函數便可被設定出來。因此，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法可直接從所接收之腹式呼吸訊號萃取出受測者之腹式呼吸特徵，而無需使用一腹式呼吸標準模型，且受測者亦無需於萃取其腹式呼吸特徵前事先接受一學習程序。

此外，由於包含一執行一腹式呼吸特徵萃取方法的運算模組、一用於感測出一腹式呼吸訊號的感測模組、以及一用於輸出一腹式呼吸特徵函數的腹式呼吸特徵輸出模組，本發明之腹式呼吸特徵萃取系統可萃取出受測者之腹式呼吸特徵，而無需使用一腹式呼吸標準模型，且受測者亦無需於萃取其腹式呼吸特徵前事先接受一學習程序。

本發明之其餘目的、優點及創新之特徵，將可從後續之詳細說明及相關的圖式中被突顯出來。

## 【實施方式】

如圖1所示，其係本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法的流程示意圖。其中，本發明之腹式呼吸特徵萃取方法係包括下列步驟：

(A) 讀取一腹式呼吸訊號；

(B) 對此腹式呼吸訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出複數個內在模式函數；

(C) 依據此等內在模式函數及對此等內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，以運算出每一此等內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數；

(D) 將此等尤拉角函數對時間偏微分，以運算出每一此等內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數，且萃取出每一此等瞬時頻率函數之複數個極大值；以及

(E) 依據一特定順序，將每一此等瞬時頻率函數之此等極大值與一零點臨界值範圍比較，且當比較出其中之一此等瞬時頻率函數的此等極大值均位於此零點臨界值範圍內時，設定此瞬時頻率函數為一腹式呼吸特徵函數。

以下，將配合圖式，詳細敘述本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法所包括之各步驟的詳細流程。

首先，請參閱圖2，其係本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統的示意圖。一受測者係分別穿戴兩條固定束帶21、22於其胸部及腹部，以被萃取其腹式呼吸特徵。接著，此受測者分別執行腹式呼吸或胸式呼吸，直到其接到到進一步指示。

當本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法被執行的過程中，受測者之胸部位移及腹部位移係分別且同時地藉由兩條固定束帶21、22而被萃取出來。這兩條固定束帶21、22將這些位移(胸部位移及腹部位移)，透過使用一壓電元件的方式，轉換為對應的電子訊號。一旦這些電子訊號(將被稱為呼吸訊號)被得出，這些電子訊號便藉由各種可能的訊號傳輸方法(例如有線或無線)，而被傳輸至一電腦及/或可攜式裝置23。而此電腦及/或可攜式裝置23係儲存一電腦程式於其記憶單元中，以執行本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法。

當腹式呼吸特徵萃取之電腦及/或可攜式裝置23接收到腹式呼吸訊號，即本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法之步驟(A)，本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法之步驟(B)便接續地被執行。如圖1所示，在步驟(B)中，一經驗模態分析程序(empirical mode decomposition process)係被執行於前述之腹式呼吸訊號，以運算出每一個腹式呼吸訊號所分別具有之複數個內在模式函數(intrinsic mode function, IMF)。

在本實施例中，當受測者執行腹式呼吸或胸式呼吸時，共有兩個呼吸訊號透過兩條固定束帶21、22被萃取出來。接著，這些呼吸訊號均被經驗模態分析程序(簡稱為EMD程序)進行處理，以運算出每一個腹式呼吸訊號所分別具有之複數個內在模式函數。在本實施例中，便運算出這兩個呼吸訊號所分別具有的複數個內在模式函數。

例如，如圖2所示，當固定束帶21所萃取之呼吸訊號被電腦及/或可攜式裝置23接收之後，電腦及/或可攜式裝置23便對此呼吸訊號(如圖3所示之胸式呼吸訊號)執行前述之經驗模態分析程序，以得到對應於此呼吸訊號(胸式呼吸訊號)之複數個內在模式函數，即所謂的IMF。在圖3A所示的例子中，圖3A所示之胸式呼吸訊號可解構出16個內在模式函數。但需注意的是，每一個呼吸訊號所能解構出之內在模式函數的數目並非以此為限，亦可能為12或20，端看呼吸訊號的本質特徵(intrinsic characteristic)而定。

一旦圖3所示之胸式呼吸訊號所具有的16個內在模式函數都被得出之後，其中第11個內在模式函數便被顯示於圖3B，以作為一個例子。需注意的是，被挑選出而被顯示於圖3B之內在模式函數係隨意選取的，而此挑選(第11個內在模式函數)不應被用於限制本發明所能主張之範圍。

以下的8個圖式，即從圖3A至圖6B，係用於顯示4個呼吸訊號(圖3A、圖4A、圖5A及圖6A)，以及經過執行經驗模態分析程序後，從運算所得之複數個內在模式函數中挑選而出的其中一個內在模式函數。如前所示，圖3A係顯示當一受測者執行胸式呼吸時，由放置於受測者之胸部之固定束帶21所萃取到之胸式呼吸訊號隨著時間變化的情形。而經過執行經驗模態分析程序後，從運算所得之16個內在模式函數中被挑選出的其中一個內在模式函數(第11個內在模式函數)，則被顯示於圖3B。

依據相同的模式，圖4A係顯示當一受測者執行胸式呼吸時，由放置於受測者之腹部之固定束帶22所萃取到之腹式呼吸訊號隨著時間變化的情形。而經過執行經驗模態分析程序後，從運算所得之複數個內在模式函數中被挑選出的其中一個內在模式函數，則被顯示於圖4B。此外，圖5A係顯示當一受測者執行腹式呼吸時，由放置於受測者之胸部之固定束帶21所萃取到之胸式呼吸訊號隨著時間變化的情形。而經過執行經驗模態分析程序後，從運算所得之複數個內在模式函數中被挑選出的其中一個內在模式函數，則被顯示於圖5B。

另一方面，圖6A係顯示當一受測者執行腹式呼吸時，由放置於受測者之腹部之固定束帶22所萃取到之腹式呼吸訊號隨著時間變化的情形。而經過執行經驗模態分析程序後，從運算所得之複數個內在模式函數中被挑選出的其中一個內在模式函數，則被顯示於圖6B。

由於對於一訊號(如本發明之呼吸訊號)執行一經驗模態分析程序的詳細步驟，已經廣為業界所熟悉，例如在非線性及非穩定態資料處理的領域中。為此，關於經驗模態分析程序之執行步驟的詳細說明，在此便不再贅述。

在一腹式呼吸訊號(如圖6A所示之腹式呼吸訊號)所具有的複數個內在模式函數被運算出後，本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法之步驟(C)便被執行。在本實施例中，圖6A所示之腹式呼吸訊號經過運算後，共可解構出16個內在模式函數。然而，一腹式呼吸訊號在被執行前述之

經驗模態分析程序後，所能解構(運算)出之內在模式函數的數目並非以此為限，且依據腹式呼吸訊號的本質特徵，所解構出之內在模式函數的數目可為一介於1至16之間的整數。此外，在這些內在模式函數中，每一個內在模式函數分別具有一特徵頻率(characteristic frequency)，且每一個特徵頻率的數值彼此不同。

如圖1所示，在步驟(C)中，每一個內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數(Euler angle function)係依據此內在模式函數及對此內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換(Hilbert transform)後所得之結果而被運算出來。在本實施例中，由於有16個內在模式函數，經過執行希爾伯特轉換後便可得到16個結果。所以，在執行步驟(C)後，可得到16個尤拉角函數。

由於對於一函數執行一希爾伯特轉換的詳細步驟，已經廣為業界所熟悉，例如在訊號處理的領域中。為此，關於希爾伯特轉換之執行步驟的詳細說明，在此便不再贅述。

在對於16個內在模式函數執行希爾伯特轉換後，便得到16個尤拉角函數。在本實施例中，尤拉角函數係為一用於描述在一尤拉式(Euler formula)中，一尤拉角(Euler angle)與時間之間關係的函數，且此尤拉式可表示為：

$$re^{j\theta} = r(\cos\theta + j\sin\theta) \quad \text{式(1)}$$

其中， $r$ 係為強度(magnitude)， $\theta$ 則為尤拉角。

因此，由於尤拉角函數係依據一內在模式函數及一對此內在模式函數執行一希爾伯特轉換後所得之結果而被運算出來，所以尤拉角函數可表示為：

$$r_a e^{j\theta_a} = IMFS_a + jH(IMFS_a) \quad \text{式(2)}$$

其中， $r_a$ 係為第a個內在模式函數( $a^{\text{th}}$  intrinsic mode function)的強度， $\theta_a$ 係為第a個內在模式函數的尤拉角，H則代表希爾伯特轉換。

如前所述，當執行步驟(C)後，可運算出16個尤拉角函數。接著，在本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法之步驟(D)中，藉由將每一個內在模式函數所具之尤拉角函數對時間偏微分的方式，運算出每一個內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數(instantaneous frequency function)。而此瞬時頻率函數可表示為：

$$\omega_a = \frac{d\theta_a}{dt} \quad \text{式(3)}$$

其中， $\omega_a$ 係為第a個內在模式函數的瞬時頻率函數， $\theta_a$ 係為第a個內在模式函數的尤拉角。

如前所述，由於一共有16個內在模式函數係對應至圖6A所示之腹式呼吸訊號(此腹式呼吸訊號係當受測者執行腹式呼吸時，由放置於受測者之腹部之固定束帶22所萃取)，所以經過對這16個內在模式函數所具之尤拉角函數對時間偏微分後，便可運算出16個瞬時頻率函數。而在這16個瞬時頻率函數中，其中5個瞬時頻率函數隨著時間變化的

情形係被顯示於圖7A至圖7E。需注意的是，這5個被挑選出而被顯示於圖7A至圖7E。之5個瞬時頻率函數係隨意選取的，而此挑選不應被用於限制本發明所能主張之範圍。

一旦所有的瞬時頻率函數都被運算出來後，每一個瞬時頻率函數(在本實施例中，係為16個瞬時頻率函數)所分別具有的複數個極大值(maximum values)便被萃取出來。此外，如這5個圖式(圖7A至圖7E)所示，這5個瞬時頻率函數所分別具有的複數個極大值係為複數個局部極大值(local maximum value)。

最後，在本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法之步驟(E)中，依據一特定順序，將每一個內在模式函數所具有之瞬時頻率函數之複數個極大值分別與一零點臨界值範圍(zero-point threshold region)比較。在本實施例中，此特定順序係指一由一具有較高特徵頻率的內在模式函數，排列至另一具有較低特徵頻率的內在模式函數的順序。換句話說，這些瞬時頻率函數係依據它們所對應之內在模式函數之特徵頻率的數值而被依序排列。

因此，在本實施例中，係首先將一對應至具有最高特徵頻率之內在模式函數的一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值分別與前述之零點臨界值範圍比較，例如圖7A所示之瞬時頻率函數。

如圖7A所示，零點臨界值範圍71係指一瞬時頻率函數之數值介於-0.5至0.5之間的範圍，故零點臨界值範圍71亦稱為零點臨界值 $\pm 0.5$ 範圍。而從圖7A可輕易看出，此瞬時



頻率函數所具有之複數個極大值大部分係高於零點臨界值範圍71的上限(top-limit)。因此，並無法從圖7A所示之瞬時頻率函數得到一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值均位於零點臨界值範圍71內的結果。

接著，將位於前述之特定順序裡下一個內在模式函數所具有之瞬時頻率函數(如圖7B所示之瞬時頻率函數)之複數個極大值分別與零點臨界值範圍71比較。從圖7B可輕易看出，此瞬時頻率函數所具有之複數個極大值部分係高於零點臨界值範圍71的上限。因此，也無法從圖7B所示之瞬時頻率函數得到一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值均位於零點臨界值範圍71內的結果。

隨後，再依據相同的方式，將位於前述之特定順序裡下一個內在模式函數所具有之瞬時頻率函數(如圖7C所示之瞬時頻率函數)之複數個極大值分別與零點臨界值範圍71比較。從圖7C可輕易看出，此瞬時頻率函數所具有之複數個極大值中的最大值，即廣域極大值(global maximum value)係高於零點臨界值範圍71的上限。因此，也無法從圖7C所示之瞬時頻率函數得到一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值均位於零點臨界值範圍71內的結果。

接下來，再依據相同的方式，將位於前述之特定順序裡下一個內在模式函數所具有之瞬時頻率函數(如圖7D所示之瞬時頻率函數)之複數個極大值分別與零點臨界值範圍71比較。從圖7D可輕易看出，此瞬時頻率函數所具有之複數個極大值中的最大值，即位於93秒附近之廣域極大

值，係高於零點臨界值範圍71的上限。因此，也無法從圖7D所示之瞬時頻率函數得到一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值均位於零點臨界值範圍71內的結果。

然而，在位於前述之特定順序裡下一個內在模式函數所具有之瞬時頻率函數(如圖7E所示之瞬時頻率函數)中，複數個極大值中的最大值係低於零點臨界值範圍71的上限，且複數個極大值中的最小值係高於零點臨界值範圍71的下限。因此，從圖7E所示之瞬時頻率函數可得到一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值均位於零點臨界值範圍71內的結果。

此時，即得到一瞬時頻率函數所具有之複數個極大值均位於零點臨界值範圍71內之結果時，此具有複數個極大值之瞬時頻率函數便被設定一腹式呼吸特徵函數(abdominal breathing feature function)。在本實施例中，圖7E所示之瞬時頻率函數係被設定一對應至圖6所示之腹式呼吸訊號的腹式呼吸特徵函數。除此之外，在本實施例中，腹式呼吸特徵函數之複數個極小值出現的頻率即為此受測者進行腹式呼吸的頻率。

需注意的是，藉由執行本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法，對應至其餘腹式呼吸訊號(如圖5A所示之腹式呼吸訊號及圖6A所示之腹式呼吸訊號)之腹式呼吸特徵函數均可被得出。

請參閱圖8，其係本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統的示意圖。如圖所示，本發明另一實施例之腹式呼

吸特徵萃取系統包括：一感測模組81、一耦合至感測模組81之運算模組82以及一耦合至運算模組82之腹式呼吸特徵輸出模組83。其中，感測模組81係用於感測出一腹式呼吸訊號，而運算模組82則用於萃取出此一腹式呼吸特徵函數。此外，腹式呼吸特徵輸出模組83係用於輸出此腹式呼吸特徵函數。

另一方面，運算模組82係藉由執行一腹式呼吸特徵萃取方法的方式，從此腹式呼吸訊號中萃取出此腹式呼吸特徵函數。如圖9所示，本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統之運算模組所執行之腹式呼吸特徵萃取方法係包括下列步驟：

(A) 讀取一腹式呼吸訊號；

(B) 對此腹式呼吸訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出複數個內在模式函數；

(C) 依據此等內在模式函數及對此等內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，以運算出每一此等內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數；

(D) 將此等尤拉角函數對時間偏微分，以運算出每一此等內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數，且萃取出每一此等瞬時頻率函數之複數個極大值；以及

(E) 依據一特定順序，將每一此等瞬時頻率函數之此等極大值與一零點臨界值範圍比較，且當比較出其中之一此等瞬時頻率函數的此等極大值均位於此零點臨界值範圍內時，設定此瞬時頻率函數為一腹式呼吸特徵函數。

在本實施例中，本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統之感測模組81係整合至一固定束帶上。例如，一可讓一受測者穿戴於其身上之固定束帶，尤其讓受測者穿戴於其腹部。此外，如圖8所示，感測模組81包含一用於萃取受測者之身體位移的壓電單元811，以及一電性連接至壓電單元811之類比數位轉換單元812，以將一來自於壓電單元811的類比訊號轉換為一對應之數位訊號。此外，為了縮小感測模組81的體積及重量，感測模組81係為一系統單晶片(System on Chip, SoC)。

除此之外，如圖8所示，腹式呼吸特徵輸出模組83包含一無線傳輸單元831，以透過無線傳輸的方式，如3G或WiFi，將腹式呼吸特徵函數傳輸至一位於遠端的伺服器(圖中未示)。

由於在本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統中，運算模組82所執行之腹式呼吸特徵萃取方法係與本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法相同，故本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統之運算模組82所執行之腹式呼吸特徵萃取方法之各步驟的詳細說明，在此便不再贅述，以簡化關於本實施例之說明內容。

上述實施例僅係為了方便說明而舉例而已，本發明所主張之權利範圍自應以申請專利範圍所述為準，而非僅限於上述實施例。

#### 【圖式簡單說明】

圖1係本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取方法的流程示意圖。

圖2係本發明一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統的示意圖。

圖3A係顯示當一受測者執行胸式呼吸時，由一放置於受測者之胸部的固定束帶所萃取到之胸式呼吸訊號隨著時間變化的情形。

圖3B係顯示在對應於圖3A所示之胸式呼吸訊號的複數個內在模式函數中，其中一個內在模式函數隨著時間變化的情形。

圖4A係顯示當一受測者執行胸式呼吸時，由一放置於受測者之腹部的固定束帶所萃取到之腹式呼吸訊號隨著時間變化的情形。

圖4B係顯示在對應於圖4A所示之腹式呼吸訊號的複數個內在模式函數中，其中一個內在模式函數隨著時間變化的情形。

圖5A係顯示當一受測者執行腹式呼吸時，由一放置於受測者之胸部的固定束帶所萃取到之胸式呼吸訊號隨著時間變化的情形。

圖5B係顯示在對應於圖5A所示之胸式呼吸訊號的複數個內在模式函數中，其中一個內在模式函數隨著時間變化的情形。

圖6A係顯示當一受測者執行腹式呼吸時，由一放置於受測者之腹部的固定束帶所萃取到之腹式呼吸訊號隨著時間變化的情形。

圖 6B 係顯示在對應於圖 6A 所示之腹式呼吸訊號的複數個內在模式函數中，其中一個內在模式函數隨著時間變化的情形。

圖 7A 至圖 7E 係顯示在對應於圖 6A 所示之腹式呼吸訊號的複數個內在模式函數中，其中 5 個內在模式函數所分別具有之一瞬時頻率函數隨著時間變化的情形。

圖 8 係本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統的示意圖。

圖 9 係本發明另一實施例之腹式呼吸特徵萃取系統之運算模組所執行之腹式呼吸特徵萃取方法的流程示意圖。

**【主要元件符號說明】**

21、22 固定束帶	23 電腦及/或可攜式裝置
81 感測模組	82 運算模組
83 腹式呼吸特徵輸出模組	811 壓電單元
812 類比數位轉換單元	831 無線傳輸單元

## 七、申請專利範圍：

1. 一種腹式呼吸特徵萃取方法，係包括下列步驟：

讀取一腹式呼吸訊號；

對該腹式呼吸訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出複數個內在模式函數；

依據該等內在模式函數及對該等內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，以運算出每一該等內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數；

將該等尤拉角函數對時間偏微分，以運算出每一該等內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數，且萃取出每一該等瞬時頻率函數之複數個極大值；以及

依據一特定順序，將每一該等瞬時頻率函數之該等極大值與一零點臨界值範圍比較，且當比較出其中之一該等瞬時頻率函數的該等極大值均位於該零點臨界值範圍內時，設定該瞬時頻率函數為一腹式呼吸特徵函數。

2. 如申請專利範圍第1項所述之腹式呼吸特徵萃取方法，其中該尤拉角函數係為一尤拉式中，一尤拉角與時間的函數關係，且該尤拉式係為

$$re^{j\theta} = r(\cos\theta + j\sin\theta)$$

其中，r係為強度， $\theta$ 則為尤拉角。

3. 如申請專利範圍第1項所述之腹式呼吸特徵萃取方法，其中每一該等瞬時頻率函數之該等極大值係為一局部極大值。

4. 如申請專利範圍第1項所述之腹式呼吸特徵萃取方法，其中該等內在模式函數的數目係介於1至16之間，且每一該等內在模式函數分別具有不同數值之特徵頻率。

5. 如申請專利範圍第1項所述之腹式呼吸特徵萃取方法，其中該特定順序係指一由一具有較高特徵頻率的內在模式函數，排列至另一具有較低特徵頻率的內在模式函數的順序。

6. 如申請專利範圍第1項所述之腹式呼吸特徵萃取方法，其中該零點臨界值範圍係指一瞬時頻率函數之數值介於-0.5至0.5之間的範圍。

7. 如申請專利範圍第1項所述之腹式呼吸特徵萃取方法，其中在該腹式呼吸特徵函數中，該等極小值出現的頻率係為一受測者進行腹式呼吸的頻率。

8. 一種腹式呼吸特徵萃取系統，係包括：

一感測模組，係用於感測出一腹式呼吸訊號；

一運算模組，係耦合至該感測模組，以萃取出腹式呼吸特徵函數；以及

一腹式呼吸特徵輸出模組，係耦合至該運算模組，以輸出該腹式呼吸特徵函數；

其中，該運算模組係藉由執行一腹式呼吸特徵萃取方法的方式，從該腹式呼吸訊號中萃取出該腹式呼吸特徵函數，而該腹式呼吸特徵萃取方法則包含下列步驟：

讀取該腹式呼吸訊號；



對該腹式呼吸訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出複數個內在模式函數；

依據該等內在模式函數及對該等內在模式函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，以運算出每一該等內在模式函數所分別具有之一尤拉角函數；

將該等尤拉角函數對時間偏微分，以運算出每一該等內在模式函數所具有之一瞬時頻率函數，且萃取出每一該等瞬時頻率函數之複數個極大值；以及

依據一特定順序，將每一該等瞬時頻率函數之該等極大值與一零點臨界值範圍比較，且當比較出其中之一該等瞬時頻率函數的該等極大值均位於該零點臨界值範圍內時，設定該瞬時頻率函數為該腹式呼吸特徵函數。

9. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該感測模組係設置於一固定束帶上，且該感測模組係包含一壓電單元及一類比數位轉換單元。

10. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該感測模組係為一系統單晶片。

11. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中腹式呼吸特徵輸出模組係包含一無線傳輸單元。

12. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該尤拉角函數係為一尤拉式中，一尤拉角與時間的函數關係，且該尤拉式係為

$$re^{j\theta} = r(\cos\theta + j\sin\theta)$$

其中， $r$ 係為強度， $\theta$ 則為尤拉角。

13. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該等內在模式函數的數目係介於1至16之間，且每一該等內在模式函數分別具有不同數值之特徵頻率。

14. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該特定順序係指一由一具有較高特徵頻率的內在模式函數，排列至另一具有較低特徵頻率的內在模式函數的順序。

15. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該零點臨界值範圍係指一瞬時頻率函數之數值介於-0.5至0.5之間的範圍。

16. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中在該腹式呼吸特徵函數中，該等極小值出現的頻率係為一受測者進行腹式呼吸的頻率。

八、圖式 (請見下頁)：

13. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該等內在模式函數的數目係介於1至16之間，且每一該等內在模式函數分別具有不同數值之特徵頻率。

14. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該特定順序係指一由一具有較高特徵頻率的內在模式函數，排列至另一具有較低特徵頻率的內在模式函數的順序。

15. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中該零點臨界值範圍係指一瞬時頻率函數之數值介於-0.5至0.5之間的範圍。

16. 如申請專利範圍第8項所述之腹式呼吸特徵萃取系統，其中在該腹式呼吸特徵函數中，該等極小值出現的頻率係為一受測者進行腹式呼吸的頻率。

八、圖式 (請見下頁)：

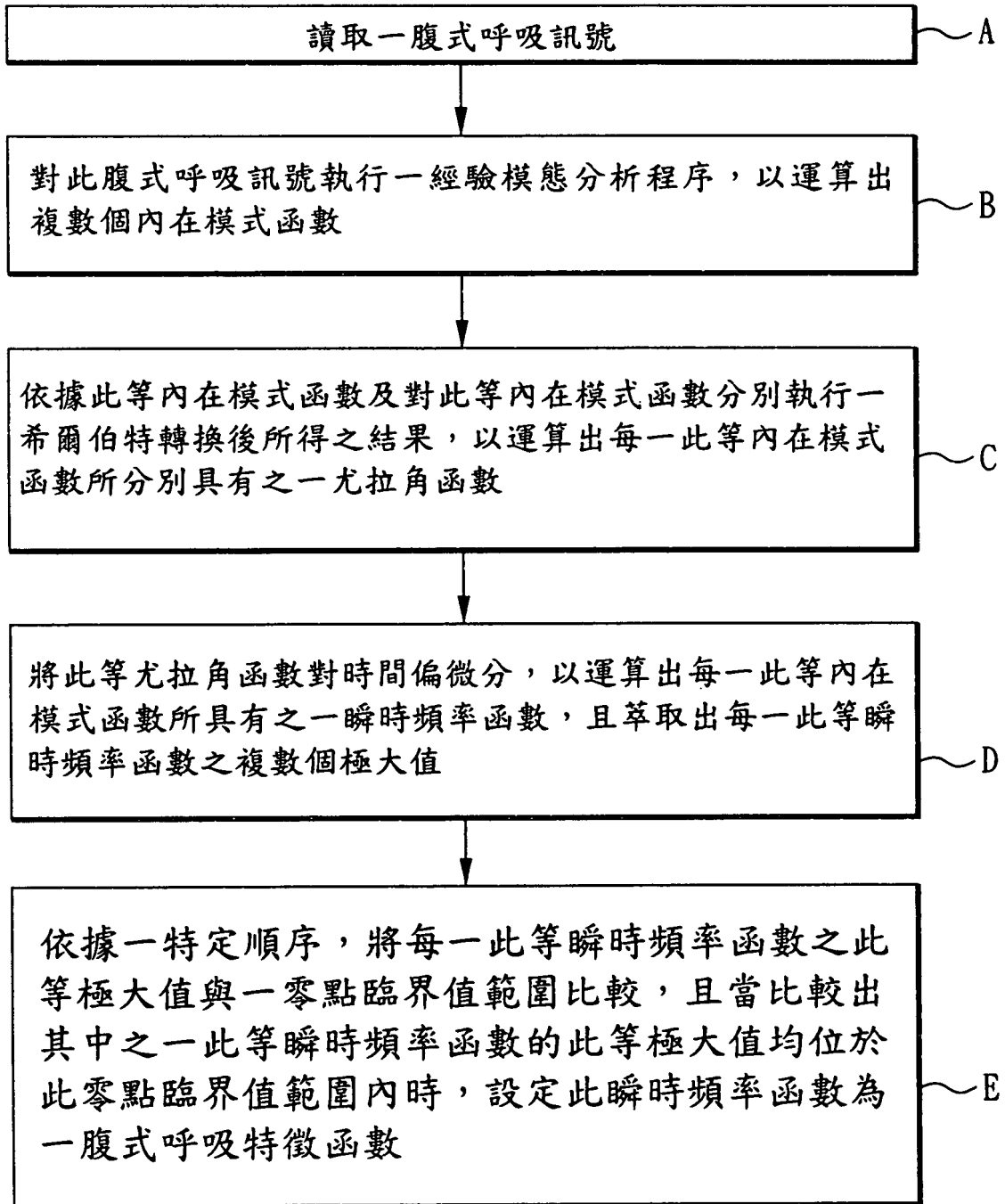


圖1

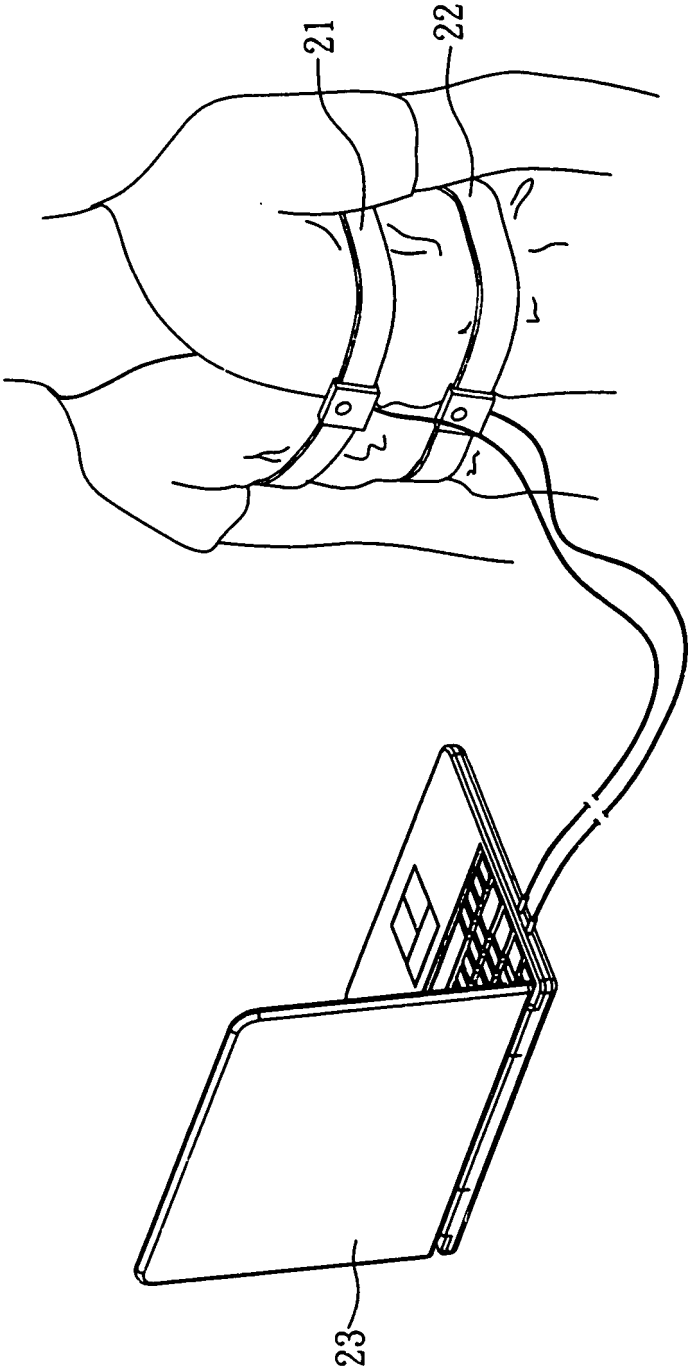
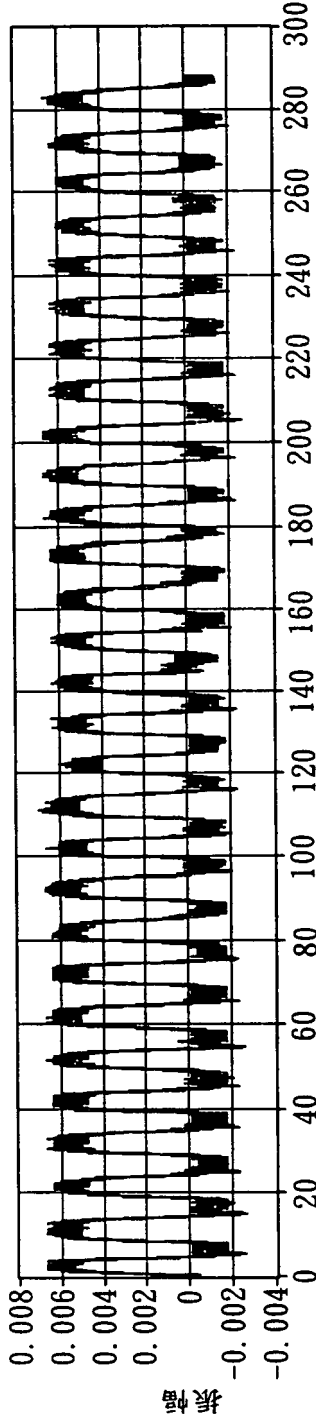
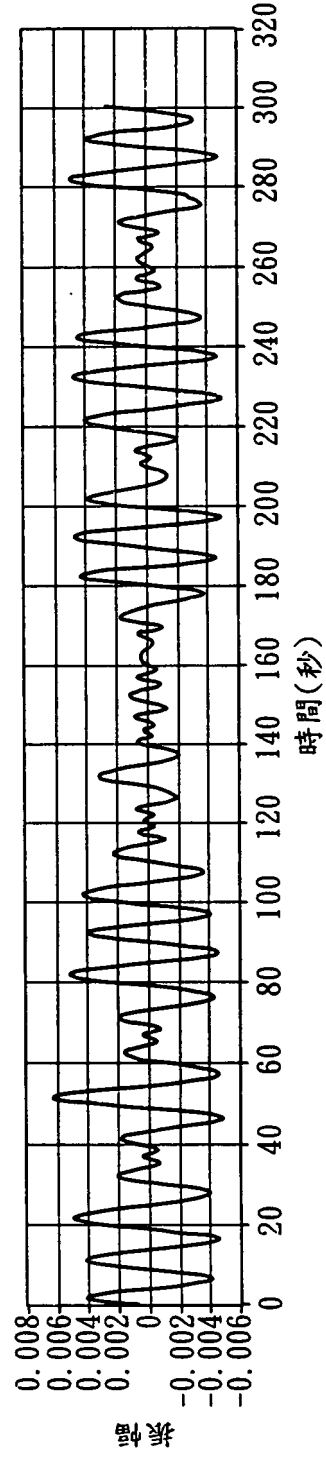


圖2



時間(秒)

圖3A



時間(秒)

圖3B

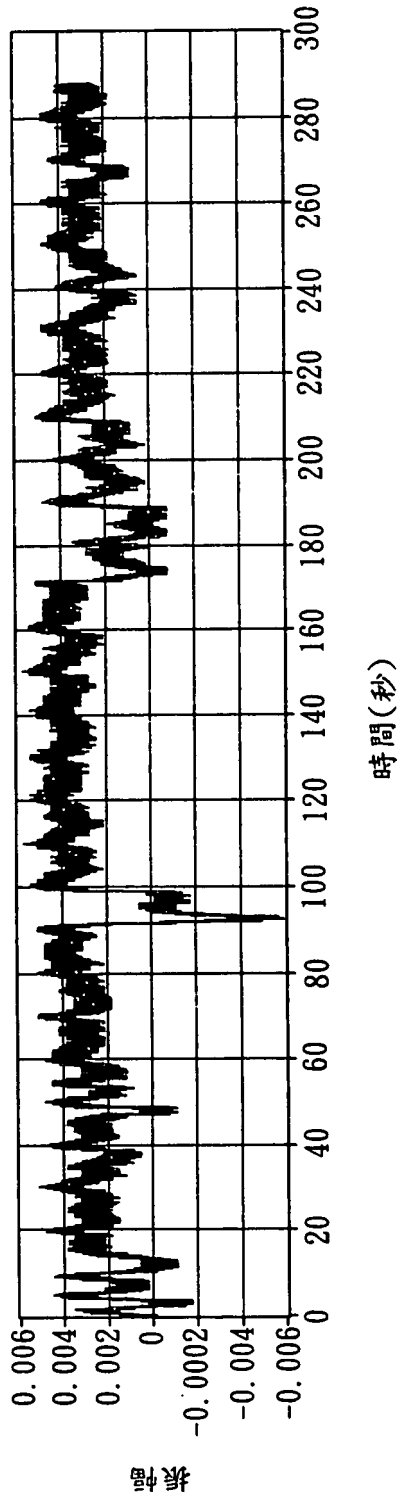


圖 4A

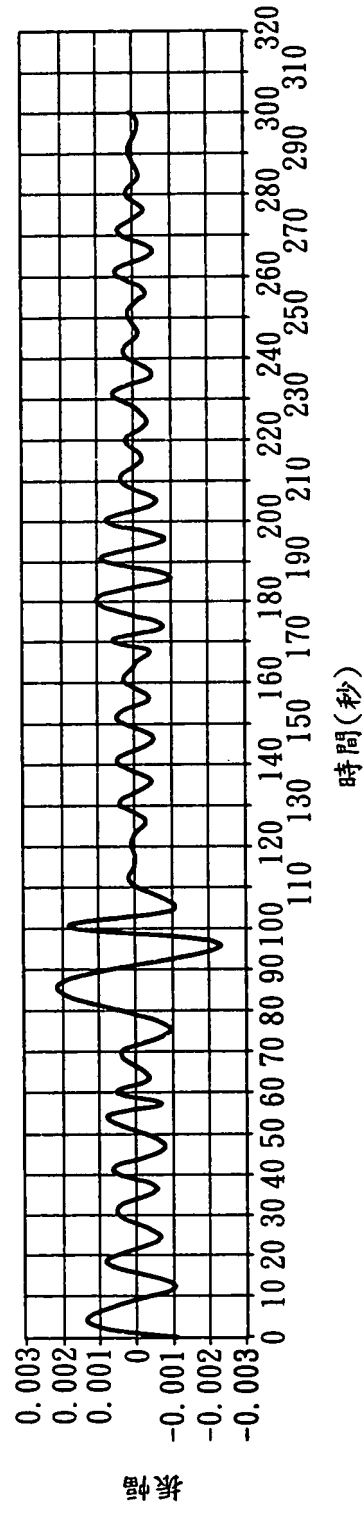


圖 4B

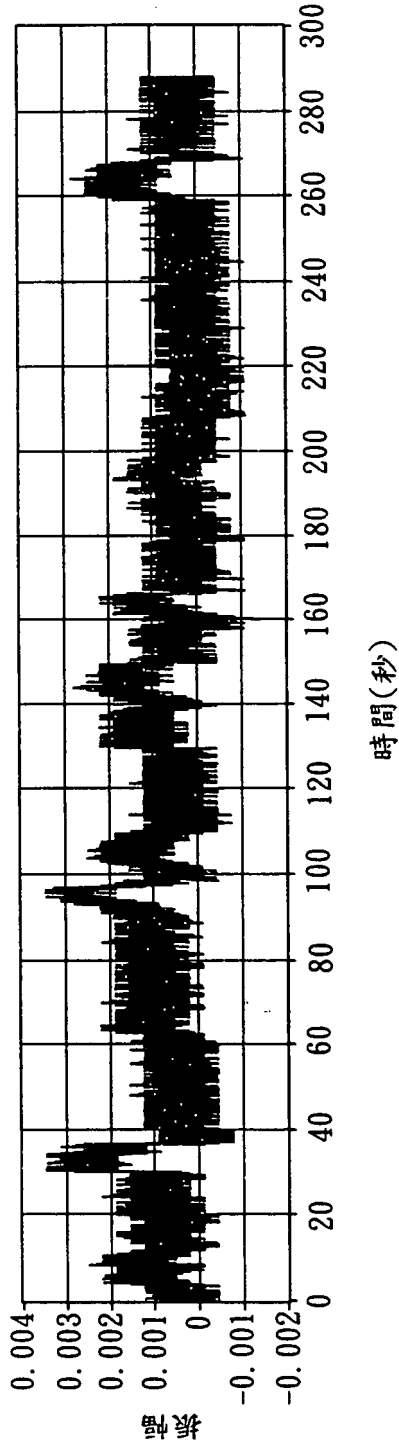


圖5A

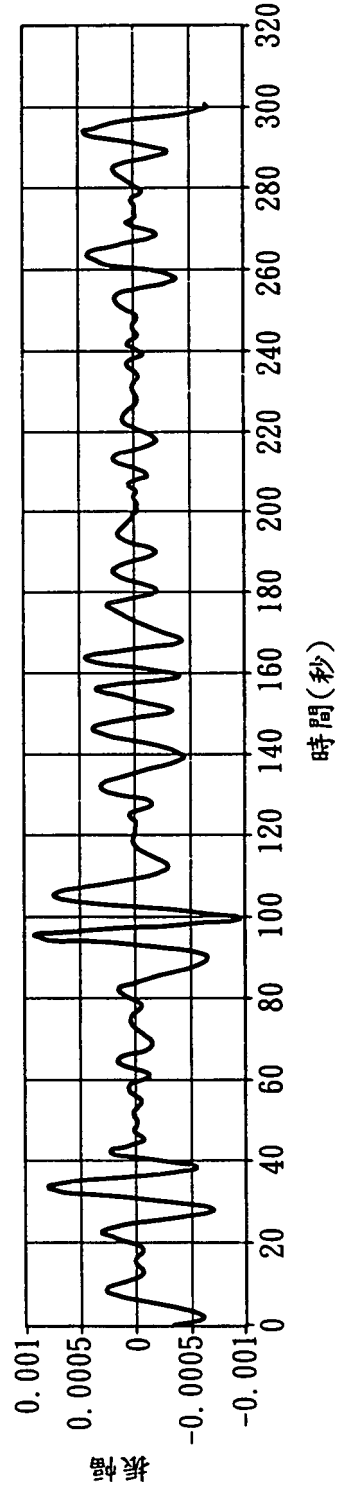


圖5B



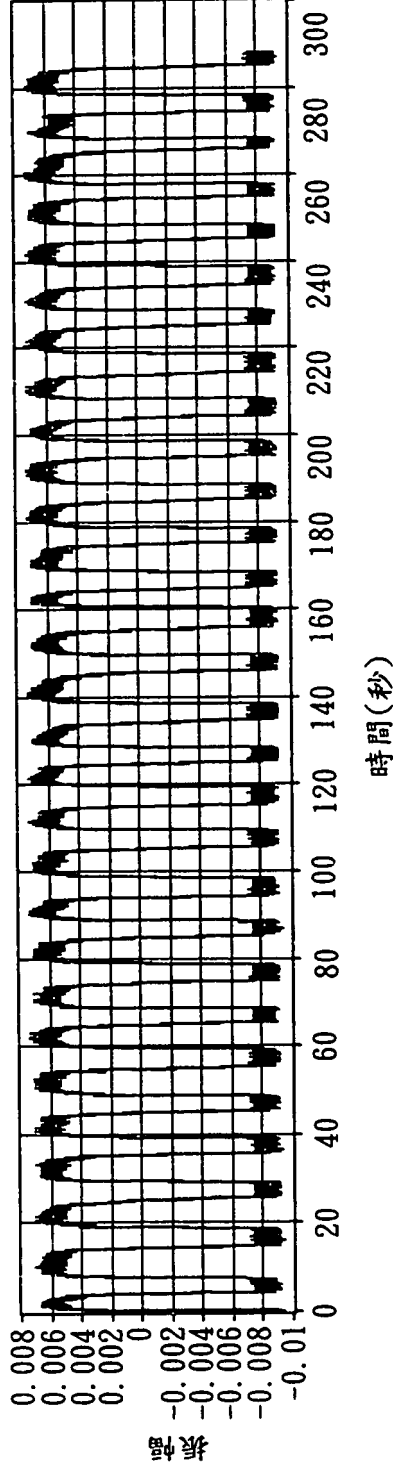


圖6A

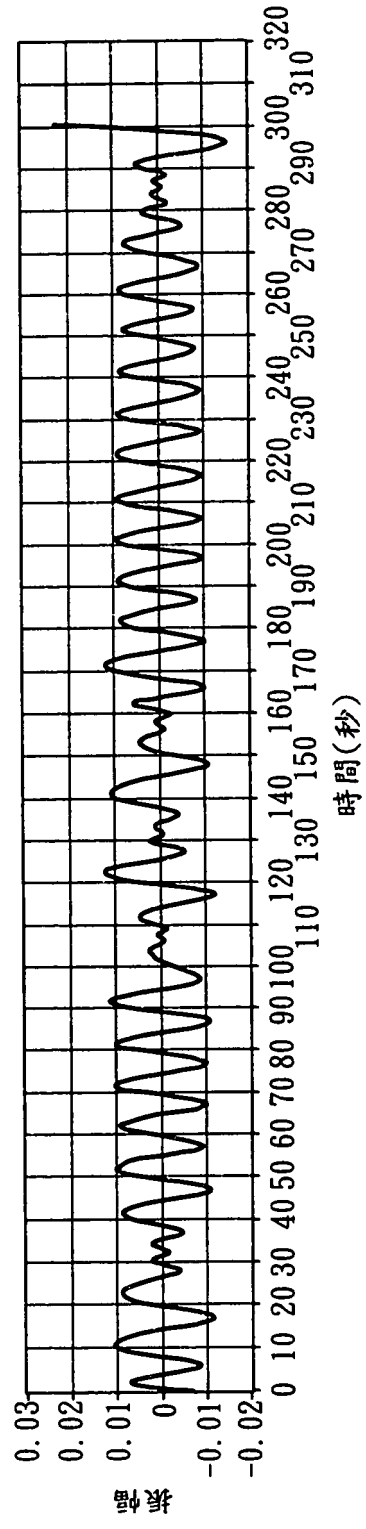
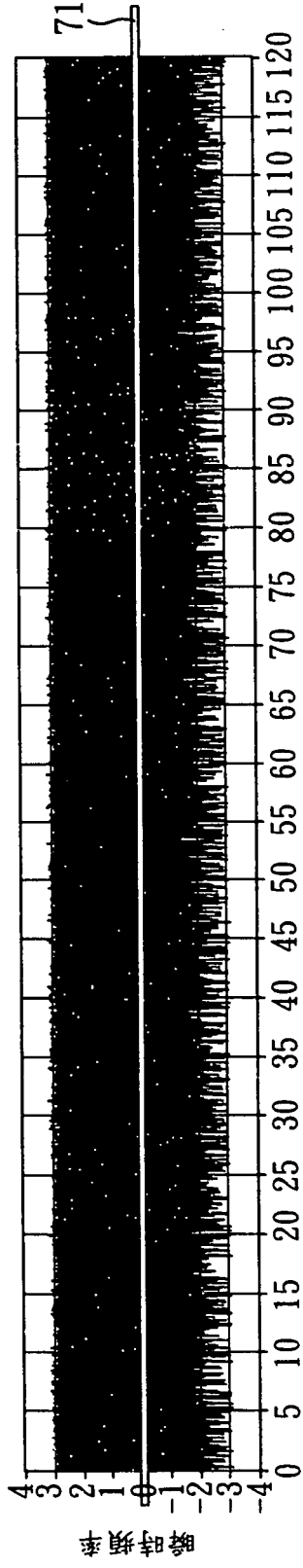
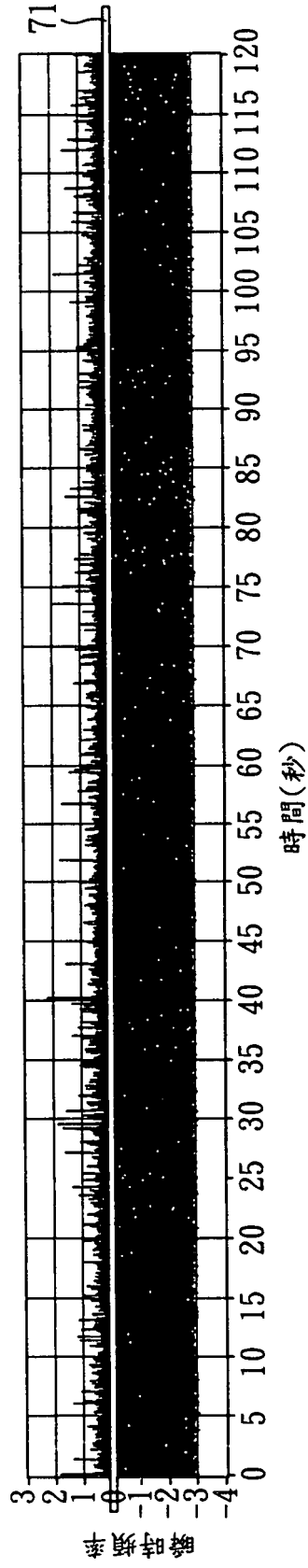


圖6B



時間(秒)

圖7A



時間(秒)

圖7B

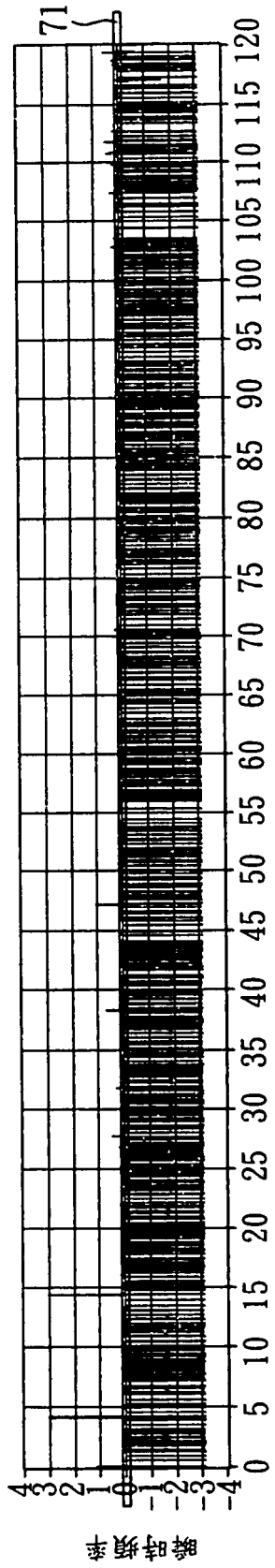


圖7C

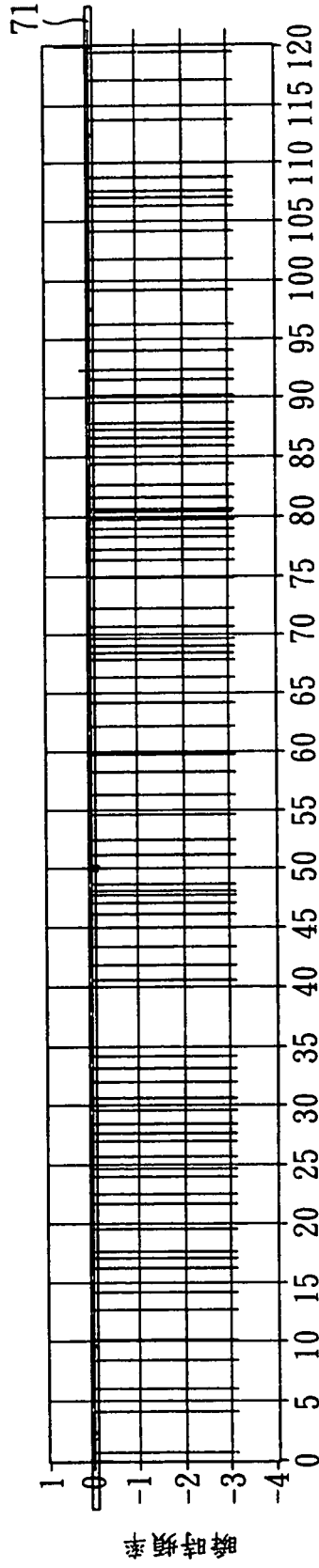


圖7D

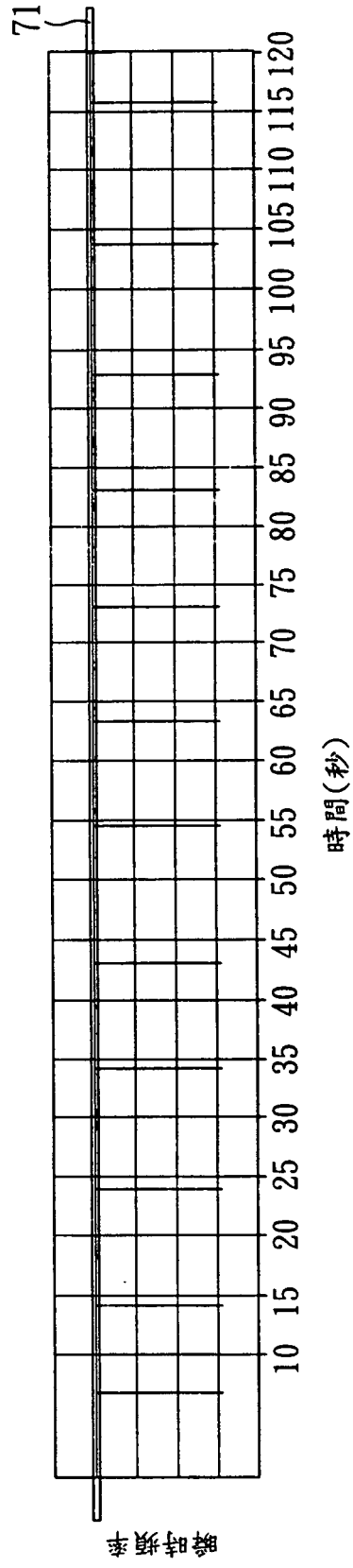


圖7E

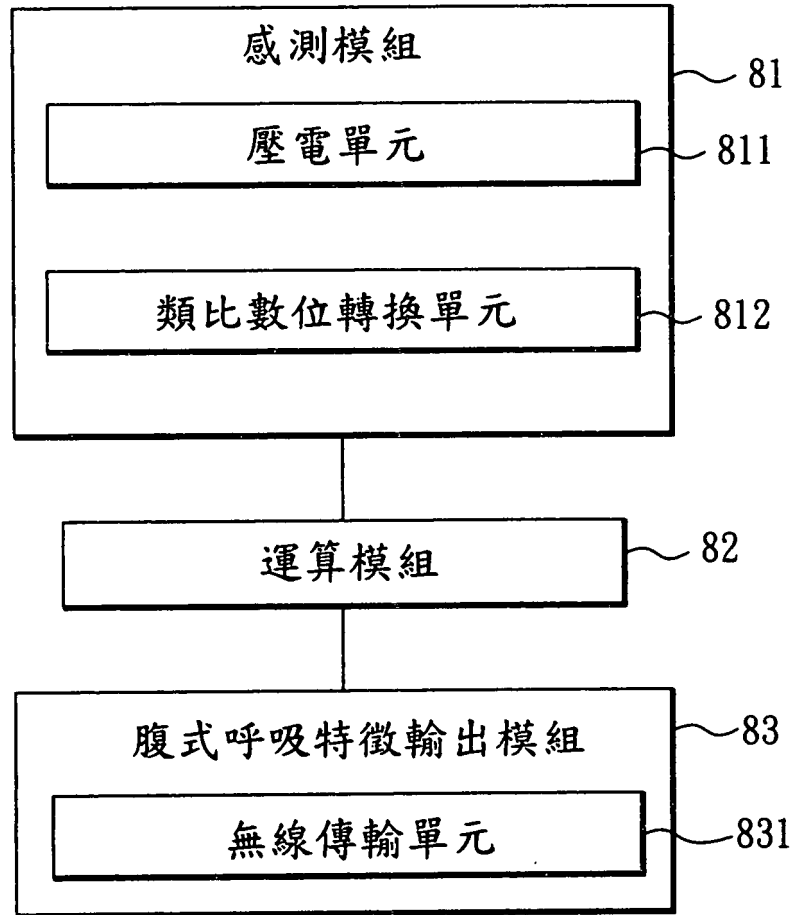


圖8

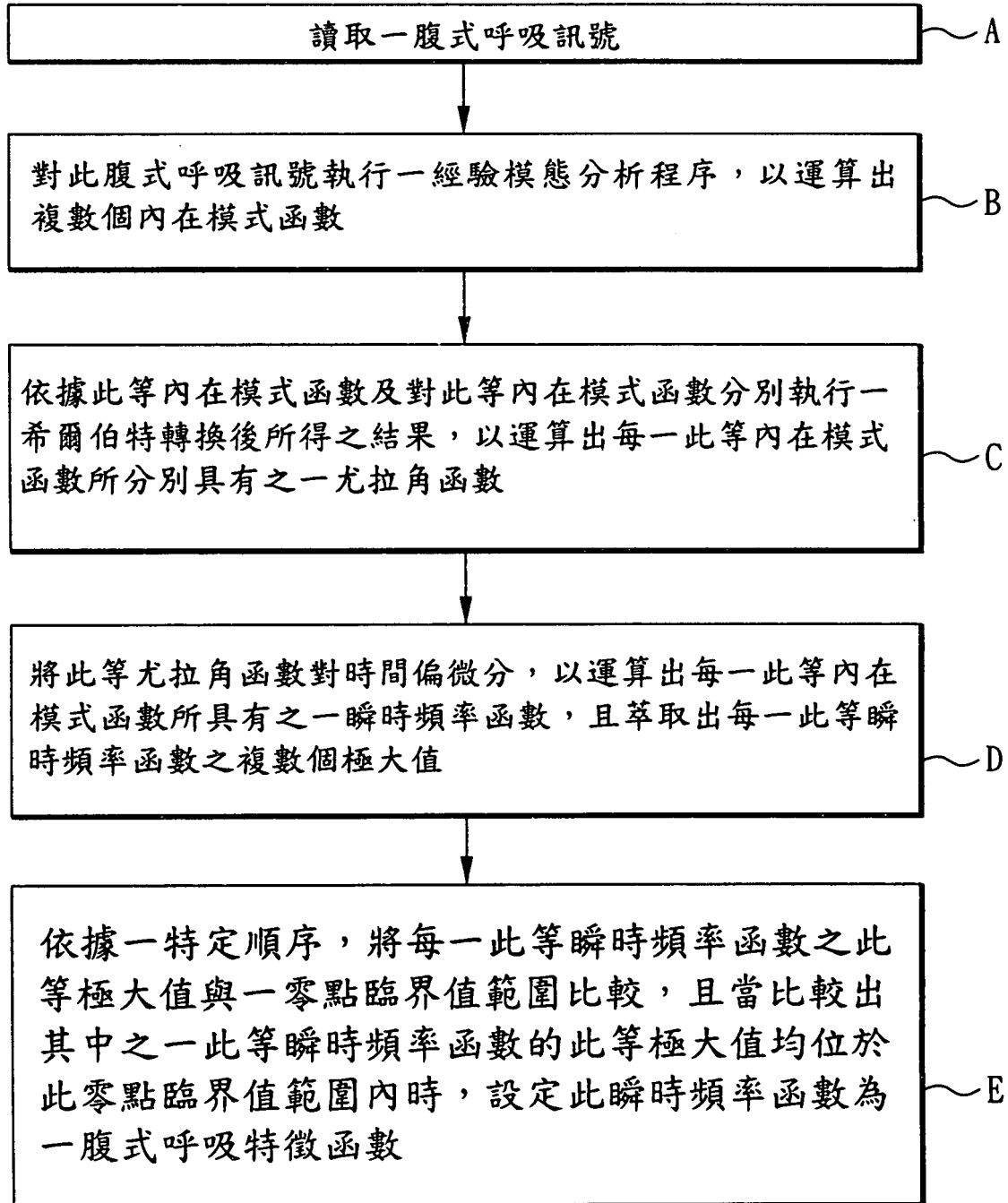


圖9