



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公告本

(11) 證書號數：TW I499404 B

(45) 公告日：中華民國 104 (2015) 年 09 月 11 日

(21) 申請案號：101143045

(22) 申請日：中華民國 101 (2012) 年 11 月 19 日

(51) Int. Cl. : A61B5/08 (2006.01)

A61B5/0402 (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：方偉騏 FANG, WEI CHI (TW)；陳小予 CHEN, HSIAO YU (TW)；黃騰頡 HUANG, TENG CHIEH (TW)

(74) 代理人：陳昭誠

(56) 參考文獻：

US 2004/0210147A1

US 2008/0319326A1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：12 項 圖式數：8 共 29 頁

(54) 名稱

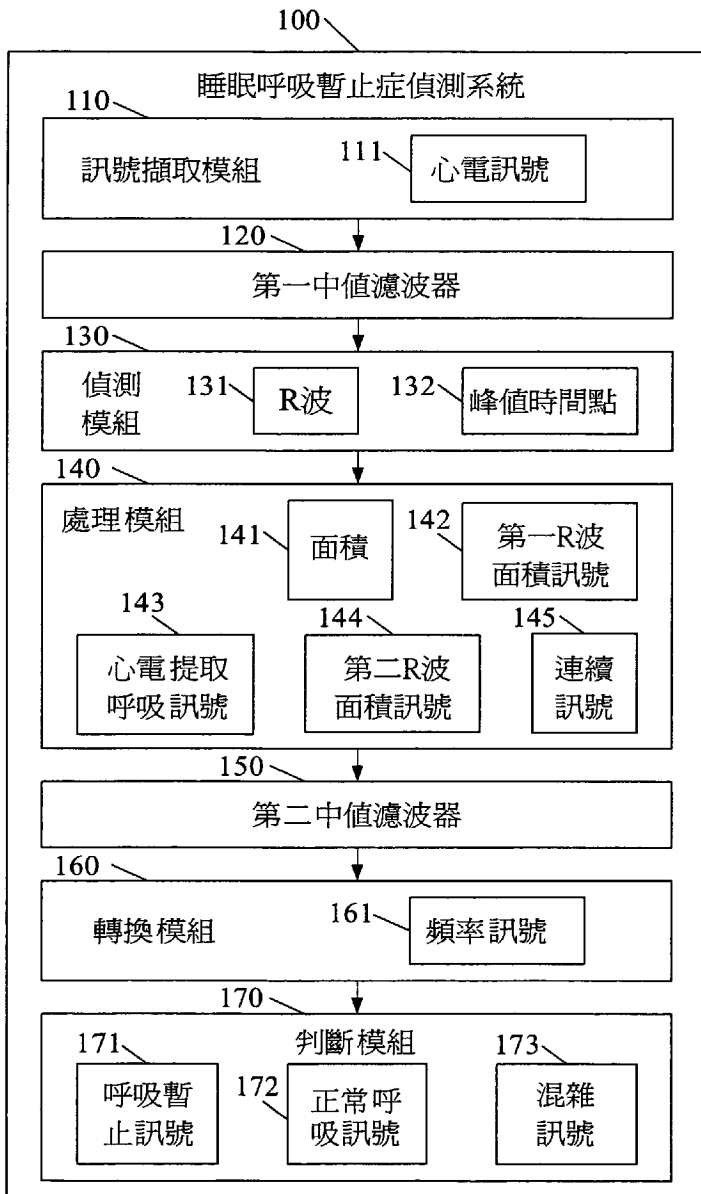
睡眠呼吸暫止症偵測系統及方法

SLEEP APNEA DETECTION SYSTEM AND METHOD

(57) 摘要

本發明係提供一種睡眠呼吸暫止症偵測系統及方法。該系統係包括偵測模組、處理模組、轉換模組以及判斷模組。該偵測模組係偵測心電訊號之複數個 R 波之峰值時間點。該處理模組係依據該些峰值時間點計算該些 R 波於預定時間範圍之面積，以依據該些面積產生複數個第一 R 波面積訊號，並依據該些峰值時間點及該些第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號。該轉換模組係將該心電提取呼吸訊號轉換為頻率訊號。該判斷模組係判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於第一頻率區間或第二頻率區間，以判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號或正常呼吸訊號。藉此，本發明可即時偵測睡眠呼吸暫止症，並提升偵測效率。

The invention provides a sleep apnea detection system and method. The system comprises a detection module, a processing module, a transform module and a determining module. The detection module detects a plurality of peak time points of R waves in ECG (electrocardiograph) signal. The processing module calculates areas of the R waves at predetermined time range based on the peak time points, so as to produce a plurality of first R wave area signals based on the areas, and form EDR (ECG Derived Respiration) signal based on the peak time points and the first R wave area signals. The transform module converts the EDR signal to frequency signal. The determining module determines that whether maximum peak frequency of the frequency signal is at first frequency segment or second frequency segment to decide the frequency signal as apnea signal or normal breathing signal. Thus, the invention can detect sleep apnea at real time and upgrade detecting efficiency.



第1圖

- 100 . . . 睡眠呼吸暫止症偵測系統
- 110 . . . 訊號擷取模組
- 111 . . . 心電訊號
- 120 . . . 第一中值濾波器
- 130 . . . 偵測模組
- 131 . . . R 波
- 132 . . . 峰值時間點
- 140 . . . 處理模組
- 141 . . . 面積
- 142 . . . 第一 R 波面積訊號
- 143 . . . 心電提取呼吸訊號
- 144 . . . 第二 R 波面積訊號
- 145 . . . 連續訊號
- 150 . . . 第二中值濾波器
- 160 . . . 轉換模組
- 161 . . . 頻率訊號
- 170 . . . 判斷模組
- 171 . . . 呼吸暫止訊號
- 172 . . . 正常呼吸訊號
- 173 . . . 混雜訊號

## 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：101143045

A61B 5/08 (2006.01)

※申請日：101.11.19

※IPC分類：

A61B 5/0402 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

睡眠呼吸暫止症偵測系統及方法

SLEEP APNEA DETECTION SYSTEM AND METHOD

二、中文發明摘要：

本發明係提供一種睡眠呼吸暫止症偵測系統及方法。該系統係包括偵測模組、處理模組、轉換模組以及判斷模組。該偵測模組係偵測心電訊號之複數個R波之峰值時間點。該處理模組係依據該些峰值時間點計算該些R波於預定時間範圍之面積，以依據該些面積產生複數個第一R波面積訊號，並依據該些峰值時間點及該些第一R波面積訊號形成心電提取呼吸訊號。該轉換模組係將該心電提取呼吸訊號轉換為頻率訊號。該判斷模組係判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於第一頻率區間或第二頻率區間，以判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號或正常呼吸訊號。藉此，本發明可即時偵測睡眠呼吸暫止症，並提升偵測效率。

### 三、英文發明摘要：

The invention provides a sleep apnea detection system and method. The system comprises a detection module, a processing module, a transform module and a determining module. The detection module detects a plurality of peak time points of R waves in ECG (electrocardiograph) signal. The processing module calculates areas of the R waves at predetermined time range based on the peak time points, so as to produce a plurality of first R wave area signals based on the areas, and form EDR (ECG Derived Respiration) signal based on the peak time points and the first R wave area signals. The transform module converts the EDR signal to frequency signal. The determining module determines that whether maximum peak frequency of the frequency signal is at first frequency segment or second frequency segment to decide the frequency signal as apnea signal or normal breathing signal. Thus, the invention can detect sleep apnea at real time and upgrade detecting efficiency.

#### 四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(1)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

- 100 睡眠呼吸暫止症偵測系統
- 110 訊號擷取模組
- 111 心電訊號
- 120 第一中值濾波器
- 130 偵測模組
- 131 R波
- 132 峰值時間點
- 140 處理模組
- 141 面積
- 142 第一R波面積訊號
- 143 心電提取呼吸訊號
- 144 第二R波面積訊號
- 145 連續訊號
- 150 第二中值濾波器
- 160 轉換模組
- 161 頻率訊號
- 170 判斷模組
- 171 呼吸暫止訊號
- 172 正常呼吸訊號
- 173 混雜訊號

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】

本發明係關於一種偵測睡眠呼吸暫止症之技術領域，特別是關於一種睡眠呼吸暫止症偵測系統及方法。

### 【先前技術】

睡眠呼吸暫止症係指人在睡覺時，上呼吸道(包括鼻咽、口咽及喉部)發生反覆性的塌陷，因而堵住呼吸道造成呼吸變淺且變費力，更嚴重者會因氣道完全堵塞而造成吸不到空氣及窒息。

該睡眠呼吸暫止症通常分為中樞型睡眠呼吸暫止症(CSA; Central Sleep Apnea)、阻塞型睡眠呼吸暫止症(OSA; Obstructive Sleep Apnea)、混合型睡眠呼吸暫止症(Mix Apnea)三類。

該中樞型睡眠呼吸暫止症係指呼吸中樞神經曾經遭受損害而產生障礙，不能正常傳達呼吸的指令導致睡眠呼吸機能失調。該阻塞型睡眠呼吸暫止症係指喉嚨附近的軟組織鬆弛而造成上呼吸道阻塞，呼吸道收窄引致睡眠時呼吸暫停。該混合型睡眠呼吸暫止症係指混合該中樞型睡眠呼吸暫止症及該阻塞型睡眠呼吸暫止症。實務上，純粹患有中樞型或阻塞型睡眠呼吸暫止症的患者很少，多數都是患有混合型睡眠呼吸暫止症。

現有之呼吸暫止症偵測系統如美國公開專利第2003/0055348A1號，其需同時判斷心電(ECG; electrocardiograph)訊號與心電提取呼吸(EDR; ECG

Derived Respiration)訊號，且偵測流程及演算法較為複雜，例如需計算該心電訊號之 PR(P 波~R 波)區間及功率密度(power density)，亦非即時(real time)偵測系統。

再者，如美國公開專利第 2006/0079802A1 號，其需計算胸腔阻抗(impedance)，並需採用阻抗感測器(impedance sensor)和移動感測器(movement sensor)等裝置，使用上較不方便。

因此，如何解決上述習知技術的缺失，以提供簡易之偵測流程、軟硬體及演算法，並即時偵測睡眠呼吸暫止症之發生，遂成為本領域技術人員的重要課題。

#### 【發明內容】

本發明係提出一種睡眠呼吸暫止症偵測系統及方法，先偵測心電(ECG)訊號之 R 波之峰值時間點，並計算複數個 R 波之面積，再產生 R 波面積訊號而形成心電提取呼吸(EDR)訊號，同時判斷頻率訊號之最大峰值及其頻率，進而判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號、正常呼吸訊號或混雜訊號。藉此，本發明可透過簡易之偵測流程、軟硬體及演算法，在最短時間(如 1 分鐘)內即時偵測及判斷睡眠呼吸暫止症之發生，無須再利用額外的偵測儀器或人工判讀，可大幅減少診斷手續及提升偵測效率。

本發明係提供一種睡眠呼吸暫止症偵測系統，其包括偵測模組、處理模組、轉換模組以及判斷模組。該偵測模組係偵測心電訊號之複數個 R 波之峰值時間點。該處理模組係依據該些峰值時間點計算該些 R 波於預定時間範圍之

面積，以依據該些面積產生複數個第一 R 波面積訊號，並依據該些峰值時間點及該些第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號。該轉換模組係將該心電提取呼吸訊號轉換為頻率訊號。該判斷模組係判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於第一頻率區間或第二頻率區間，以判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號或正常呼吸訊號。

本發明亦提供一種睡眠呼吸暫止症偵測方法，其包括偵測心電訊號之複數個 R 波之峰值時間點；依據該些峰值時間點計算該些 R 波於預定時間範圍之面積；依據該些面積產生複數個第一 R 波面積訊號；依據該些峰值時間點及該些第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號；將該心電提取呼吸訊號轉換為頻率訊號；以及判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於第一頻率區間或第二頻率區間，以判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號或正常呼吸訊號。

### 【實施方式】

以下藉由特定的具體實施形態說明本發明之實施方式，熟悉此技術之人士可由本說明書所揭示之內容輕易地了解本發明之其他優點與功效，亦可藉由其他不同的具體實施形態加以施行或應用。

第 1 圖係繪示本發明之睡眠呼吸暫止症偵測系統之方塊示意圖。如圖所示，睡眠呼吸暫止症偵測系統 100 係運用呼吸引發之胸腔擴張縮小對於心電訊號 111 的影響，並計算 R 波 131 之面積 141 而形成心電提取呼吸訊號 143，再根據睡眠呼吸暫止症導致氣管阻塞，因而引發較劇烈的



胸腔運動對於該心電提取呼吸訊號 143 之調變，作為判斷的主要依據。

同時，由於氣管阻塞所引發之胸腔運動相對於一般正常呼吸的週期較長且震幅較大，藉由判斷該心電提取呼吸訊號 143 之頻率訊號 161，即可判斷該睡眠呼吸暫止症是否發生。

該睡眠呼吸暫止症偵測系統 100 可偵測阻塞型睡眠呼吸暫止症 (OSA)、中樞型睡眠呼吸暫止症 (CSA) 或混合型睡眠呼吸暫止症，並包括訊號擷取模組 110、第一中值濾波器 (median filter) 120、偵測模組 130、處理模組 140、第二中值濾波器 150、轉換模組 160 以及判斷模組 170。

該訊號擷取模組 110 係於每一時間間隔擷取預定時間區段之心電訊號 111，例如每 15 秒往前擷取 1 分鐘之心電訊號 111。該訊號擷取模組 110 可為訊號擷取程式、訊號擷取軟體或訊號接收模組。

該第一中值濾波器 120 係濾除該心電訊號 111 之飄移基值 (drifting baseline) 或負極值 (negative singularity)。

該偵測模組 130 係依據小波轉換偵測法 (wavelet transform detection method) 偵測該心電訊號 111 之複數個 R 波 131 之峰值時間點 132，且該小波轉換偵測法係使用二次仿樣 (quadratic spline) 為小波母 (mother wavelet) 函數。該偵測模組 130 可為偵測器、偵測程式或偵測軟體。

該處理模組 140 係依據該些峰值時間點 132 計算該些

R 波 131 於預定時間範圍之面積 141，以依據該些面積 141 產生複數個第一 R 波面積訊號 142，並依據該些峰值時間點 132 及該些第一 R 波面積訊號 142 形成心電提取呼吸訊號 143。該處理模組 140 可為處理器、處理程式或處理軟體。

該處理模組 140 亦可調整該些第一 R 波面積訊號 142 之極值，並依據線性內插法(linear interpolation)產生複數個第二 R 波面積訊號 144 於該些第一 R 波面積訊號 142 之間，使該心電提取呼吸訊號 143 形成連續訊號 145。

該第二中值濾波器 150 係濾除該心電提取呼吸訊號 143 之飄移基值，用以強化該連續訊號 145。

該轉換模組 160 係依據快速傅立葉轉換法(FFT; Fast Fourier Transform)將該心電提取呼吸訊號 143 之連續訊號轉換為頻率訊號 161。該轉換模組 160 可為轉換程式、轉換軟體、轉換器或處理器。

該判斷模組 170 係判斷該頻率訊號 161 之最大峰值之頻率是否位於第一頻率區間或第二頻率區間，且該第一頻率區間小於該第二頻率區間，藉以判定該頻率訊號 161 為呼吸暫止訊號 171 或正常呼吸訊號 172。

當該最大峰值之頻率位於該第一頻率區間時，該判斷模組 170 再比較該最大峰值與預定之門檻值。當該最大峰值大於該門檻值時，則該判斷模組 170 判定該頻率訊號 161 為該呼吸暫止訊號 171；當該最大峰值小於該門檻值時，則該判斷模組 170 判定該頻率訊號 161 為混雜訊號 173，

即具有雜訊(noise)之正常呼吸訊號。當該最大峰值之頻率位於該第二頻率區間時，則該判斷模組 170 判定該頻率訊號 161 為該正常呼吸訊號 172。該判斷模組 170 可為判斷程式或處理器。

第 2 圖係繪示本發明中有關心電訊號之波形示意圖。如圖所示，心電訊號 111 之單一脈波通常可分為 P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波及 U 波，其中 R 波具有最大的峰值。

如第 1 圖及第 2 圖所示，偵測模組 130 係依據小波轉換偵測法偵測該心電訊號 111 之複數個 R 波 131 之峰值時間點 132，且該小波轉換偵測法係使用二次仿樣為小波母函數。

處理模組 140 係依據該些峰值時間點 132 計算該些 R 波 131 於預定時間範圍之面積 141，例如依據該些峰值時間點 132 之前後 50ms 的時間對該些 R 波 131 進行積分，以計算出該些 R 波 131 之面積 141。

第 3 圖係繪示本發明中運用線性內插法產生第二 R 波面積訊號於第一 R 波面積訊號間之示意圖。

如圖所示，先行調整複數個第一 R 波面積訊號(如  $X_a$ 、 $X_b$ )之極值。以調整第一 R 波面積訊號  $X_b$  之極值為例，其公式如下：

$$X_b' = \begin{cases} (1-\alpha)X_a & , X_b \geq (1+\alpha)X_a \\ X_b & , (1+\alpha)X_a > X_b > (1-\alpha)X_a \\ (1+\alpha)X_a & , X_b \leq (1-\alpha)X_a \end{cases}$$

其中， $X_a$  為第一 R 波面積訊號， $X_b$  為下一個第一 R 波

面積訊號， $X_b'$  為調整後之第一 R 波面積訊號  $X_b$ 。 $a$  為第一 R 波面積訊號  $X_a$  之峰值時間點， $b$  為第一 R 波面積訊號  $X_b$  之峰值時間點。 $\alpha$  為調整值，如 0.05 或其他數值。

以  $\alpha=0.05$  為例，上述公式表示，當該第一 R 波面積訊號  $X_b$  大於或等於 1.05 倍的第一 R 波面積訊號  $X_a$  時，則該第一 R 波面積訊號  $X_b'$  等於 0.95 倍的第一 R 波面積訊號  $X_a$ ，用以調降該第一 R 波面積訊號  $X_b$  之極值。

反之，當該第一 R 波面積訊號  $X_b$  小於或等於 0.95 倍的第一 R 波面積訊號  $X_a$  時，則該第一 R 波面積訊號  $X_b'$  等於 1.05 倍的第一 R 波面積訊號  $X_a$ ，用以調升該第一 R 波面積訊號  $X_b$  之極值。

再者，當該第一 R 波面積訊號  $X_b$  介於 0.95~1.05 倍的第一 R 波面積訊號  $X_a$  之間時，則該第一 R 波面積訊號  $X_b'$  等於該第一 R 波面積訊號  $X_b$ ，用以維持該第一 R 波面積訊號  $X_b$  之極值不變。

藉此，本發明可避免第一 R 波面積訊號(如  $X_a$ 、 $X_b$ )之劇烈改變而干擾偵測結果，進而專注於心電提取呼吸訊號之變化趨勢。

在調整完成第一 R 波面積訊號  $X_b$  之極值後，再依據線性內插法產生複數個第二 R 波面積訊號  $X_{a+n}$  於該些第一 R 波面積訊號  $X_a$  及  $X_b$  之間，使該心電提取呼吸訊號形成連續訊號。該線性內插法之公式如下：

$$X_{a+n}=X_a+(X_b'-X_a)*n/(b-a), n=1, 2, \dots, b-a$$

其中， $X_{a+n}$  為自第一 R 波面積訊號  $X_a$  算起第  $n$  個第二

R 波面積訊號， $X_a$  為第一 R 波面積訊號， $X_b'$  為調整後之第一 R 波面積訊號  $X_b$ ， $a$  為第一 R 波面積訊號  $X_a$  之峰值時間點， $b$  為第一 R 波面積訊號  $X_b$  之峰值時間點， $n$  為正整數。

第 4A 圖係繪示本發明第一實施例中依據第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號之波形示意圖，第 4B 圖係繪示使本發明第 4A 圖之心電提取呼吸訊號形成連續訊號之波形示意圖，第 4C 圖係繪示將本發明第 4B 圖之連續訊號轉換為頻率訊號且判定為呼吸暫止訊號之波形示意圖。

如第 4A 圖所示，係運用第 2 圖之原理，先計算出心電訊號 111 之複數個 R 波之面積 141，並依據該些面積 141 產生複數個第一 R 波面積訊號 142，再依據該些 R 波之波峰值時間點 132 及第一 R 波面積訊號 142 形成心電提取呼吸訊號 143。

如第 4B 圖所示，係調整第 4A 圖中複數個第一 R 波面積訊號 142 之極值，並依據線性內插法產生複數個第二 R 波面積訊號(圖中未繪示)於該些第一 R 波面積訊號 142 之間，使該心電提取呼吸訊號 143 形成連續訊號 145。

如第 4C 圖所示，係將該連續訊號 145 轉換為頻率訊號 161，並判斷該頻率訊號 161 之最大峰值 175 之頻率 176 是否位於第一頻率區間 174 或第二頻率區間(圖中未繪示)，藉以判定該頻率訊號 161 為呼吸暫止訊號或正常呼吸訊號。

在第一實施例中，該頻率訊號 161 之最大峰值 175 之頻率 176 約為 0.03Hz，且位於第一頻率區間 174，即頻率

0.01~0.04Hz；同時，該最大峰值 175 約為 900，並超過預定之門檻值(如 400)，故可判定該頻率訊號 161 為呼吸暫止訊號。

第 5A 圖係繪示本發明第二實施例中依據第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號之波形示意圖，第 5B 圖係繪示使本發明第 5A 圖之心電提取呼吸訊號形成連續訊號之波形示意圖，第 5C 圖係繪示將本發明第 5B 圖之連續訊號轉換為頻率訊號且判定為正常呼吸訊號之波形示意圖。

第二實施例與上述第 4A 圖~第 4C 圖之第一實施例於形成心電提取呼吸訊號、連續訊號及頻率訊號之方式相同，故不再重覆贅述，第二實施例之差異如下：

在第 5C 圖中，該頻率訊號 161 之最大峰值 175 之頻率 176 約為 0.19Hz，且位於第二頻率區間 177，即頻率 0.15~0.3Hz，故可判定該頻率訊號 161 為正常呼吸訊號。

第 6A 圖係繪示本發明第三實施例中具有雜訊之心電訊號之波形示意圖，第 6B 圖係繪示依據本發明第 6A 圖之心電訊號產生第一 R 波面積訊號以形成心電提取呼吸訊號之波形示意圖，第 6C 圖係繪示使本發明第 6B 圖之心電提取呼吸訊號形成連續訊號之波形示意圖，第 6D 圖係繪示將本發明第 6C 圖之連續訊號轉換為頻率訊號且判定為混雜訊號之波形示意圖。

第三實施例與上述第 4A 圖~第 4C 圖之第一實施例於形成心電提取呼吸訊號、連續訊號及頻率訊號之方式相同，故不再重覆贅述，第三實施例之差異如下：

在第 6A 圖中，心電訊號 111 係具有雜訊 178。

在第 6D 圖中，該頻率訊號 161 之最大峰值 175 之頻率 176 為 0.03Hz，且位於第一頻率區間 174，即頻率 0.01~0.04Hz，故該頻率訊號 161 可能為呼吸暫止訊號。

但是，由於該心電訊號 111 具有雜訊 178，故在判定該頻率訊號 161 為呼吸暫止訊號或正常呼吸訊號時，尚需判斷該最大峰值 175 是否大於預定之門檻值(如 400)。若是，則判定該頻率訊號 161 為該呼吸暫止訊號。若否，表示該最大峰值 175 小於該門檻值，則判定該頻率訊號 161 為混雜訊號，即具有雜訊之正常呼吸訊號。

第 7 圖係繪示本發明中有關正常呼吸訊號及呼吸暫止訊號於不同時間長度之準確率示意圖。

如圖所示，分別針對第一正常呼吸訊號之準確率 181、第二正常呼吸訊號之準確率 182、第三正常呼吸訊號之準確率 183、第一呼吸暫止訊號之準確率 184、第二呼吸暫止訊號之準確率 185 及第三呼吸暫止訊號之準確率 186 進行不同時間長度之偵測，不管是在 1 分鐘、2 分鐘、4 分鐘或 5 分鐘，其偵測結果之準確率均能達到 80%以上，不會因為時間的長短而影響偵測結果之準確率。

換言之，該偵測結果表示本發明可用於睡眠呼吸暫止症之即時偵測，如每 15 秒偵測前 1 分鐘之心電訊號，藉此即時判斷患者是否有睡眠呼吸暫止症之情形發生。

第 8 圖係繪示本發明之睡眠呼吸暫止症偵測方法之步驟流程圖。如圖所示，睡眠呼吸暫止症偵測方法可包括下

列步驟：

於步驟 S201 中，令訊號擷取模組於每一時間間隔擷取預定時間區段之心電訊號，例如每 15 秒往前擷取 1 分鐘之心電訊號。接著進至步驟 S202。

於步驟 S202 中，令第一中值濾波器濾除該心電訊號之飄移基值或負極值。接著進至步驟 S203。

於步驟 S203 中，令偵測模組偵測該心電訊號之複數個 R 波之峰值時間點。接著進至步驟 S204。

於步驟 S204 中，令處理模組依據該些峰值時間點計算該些 R 波於預定時間範圍之面積。接著進至步驟 S205。

於步驟 S205 中，令該處理模組依據該些面積產生複數個第一 R 波面積訊號。接著進至步驟 S206。

於步驟 S206 中，令該處理模組依據該些峰值時間點及該些第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號。接著進至步驟 S207。

於步驟 S207 中，令該處理模組調整該些第一 R 波面積訊號之極值。接著進至步驟 S208。

於步驟 S208 中，令該處理模組依據線性內插法產生複數個第二 R 波面積訊號於該些第一 R 波面積訊號之間，使該心電提取呼吸訊號形成連續訊號。接著進至步驟 S209。

於步驟 S209 中，令第二中值濾波器濾除該心電提取呼吸訊號之飄移基值以強化該連續訊號。接著進至步驟 S210。



於步驟 S210 中，令該轉換模組依據快速傅立葉轉換法將該連續訊號轉換為該頻率訊號。接著進至步驟 S211。

於步驟 S211 中，令判斷模組判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於第一頻率區間？若是，則進至步驟 S212。若否，表示該最大峰值之頻率位於第二頻率區間，該第一頻率區間小於該第二頻率區間，則進至步驟 S215。

於步驟 S212 中，令該判斷模組判斷該最大峰值是否大於預定之門檻值？若是，則進至步驟 S213。若否，則進至步驟 S214。

於步驟 S213 中，令該判斷模組判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號。

於步驟 S214 中，令該判斷模組判定該頻率訊號為混雜訊號，即具有雜訊之正常呼吸訊號。

於步驟 S215 中，令該判斷模組判定該頻率訊號為正常呼吸訊號。

上述實施形態僅例示性說明本發明之原理、特點及其功效，並非用以限制本發明之可實施範疇，任何熟習此項技藝之人士均可在不違背本發明之精神及範疇下，對上述實施形態進行修飾與改變。任何運用本發明所揭示內容而完成之等效改變及修飾，均仍應為下述之申請專利範圍所涵蓋。因此，本發明之權利保護範圍，應如後述之申請專利範圍所列。

#### 【圖式簡單說明】

第 1 圖係繪示本發明之睡眠呼吸暫止症偵測系統之方

塊示意圖。

第 2 圖係繪示本發明中有關心電訊號之波形示意圖。

第 3 圖係繪示本發明中運用線性內插法產生第二 R 波面積訊號於第一 R 波面積訊號間之示意圖。

第 4A 圖係繪示本發明第一實施例中依據第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號之波形示意圖。

第 4B 圖係繪示使本發明第 4A 圖之心電提取呼吸訊號形成連續訊號之波形示意圖。

第 4C 圖係繪示將本發明第 4B 圖之連續訊號轉換為頻率訊號且判定為呼吸暫止訊號之波形示意圖。

第 5A 圖係繪示本發明第二實施例中依據第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號之波形示意圖。

第 5B 圖係繪示使本發明第 5A 圖之心電提取呼吸訊號形成連續訊號之波形示意圖。

第 5C 圖係繪示將本發明第 5B 圖之連續訊號轉換為頻率訊號且判定為正常呼吸訊號之波形示意圖。

第 6A 圖係繪示本發明第三實施例中具有雜訊之心電訊號之波形示意圖。

第 6B 圖係繪示依據本發明第 6A 圖之心電訊號產生第一 R 波面積訊號以形成心電提取呼吸訊號之波形示意圖。

第 6C 圖係繪示使本發明第 6B 圖之心電提取呼吸訊號形成連續訊號之波形示意圖。

第 6D 圖係繪示將本發明第 6C 圖之連續訊號轉換為頻率訊號且判定為混雜訊號之波形示意圖。

第7圖係繪示本發明中有關正常呼吸訊號及呼吸暫止訊號於不同時間長度之準確率示意圖。

第8圖係繪示本發明之睡眠呼吸暫止症偵測之步驟流程圖。

【主要元件符號說明】

100	睡眠呼吸暫止症偵測系統
110	訊號擷取模組
111	心電訊號
120	第一中值濾波器
130	偵測模組
131	R波
132	峰值時間點
140	處理模組
141	面積
142	第一R波面積訊號
143	心電提取呼吸訊號
144	第二R波面積訊號
145	連續訊號
150	第二中值濾波器
160	轉換模組
161	頻率訊號
170	判斷模組
171	呼吸暫止訊號
172	正常呼吸訊號

173	混雜訊號
174	第一頻率區間
175	最大峰值
176	頻率
177	第二頻率區間
178	雜訊
181	第一正常呼吸訊號之準確率
182	第二正常呼吸訊號之準確率
183	第三正常呼吸訊號之準確率
184	第一呼吸暫止訊號之準確率
185	第二呼吸暫止訊號之準確率
186	第三呼吸暫止訊號之準確率
a、b	峰值時間點
S201~S215	步驟
$X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_b'$	第一 R 波面積訊號
$X_{a+n}$	第二 R 波面積訊號

## 七、申請專利範圍：

### 1. 一種睡眠呼吸暫止症偵測系統，其包括：

偵測模組，係依據小波轉換偵測法偵測心電訊號之複數個 R 波之峰值時間點；

處理模組，係依據該些峰值時間點計算出該些 R 波於預定時間範圍之面積，以依據該些面積產生複數個第一 R 波面積訊號，並依據該些峰值時間點及該些第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號，且該處理模組復調整該些第一 R 波面積訊號之極值；

轉換模組，係將該心電提取呼吸訊號轉換為頻率訊號；以及

判斷模組，係判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於該頻率訊號之第一頻率區間，若是，該判斷模組復比較該頻率訊號之最大峰值與預定之門檻值，當該頻率訊號之最大峰值之頻率位於該第一頻率區間且該頻率訊號之最大峰值大於該門檻值時，該判斷模組判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號，而當該頻率訊號之最大峰值之頻率位於該第一頻率區間且該頻率訊號之最大峰值小於該門檻值時，該判斷模組判定該頻率訊號為混雜訊號。

### 2. 如申請專利範圍第 1 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測系統，復包括訊號擷取模組，係於每一時間間隔擷取預定時間區段之該心電訊號。

### 3. 如申請專利範圍第 1 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測系

- 統，復包括第一中值濾波器，係濾除該心電訊號之飄移基值或負極值。
4. 如申請專利範圍第 1 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測系統，其中，該處理模組係依據線性內插法產生複數個第二 R 波面積訊號於該些第一 R 波面積訊號之間，使該心電提取呼吸訊號形成連續訊號。
  5. 如申請專利範圍第 4 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測系統，復包括第二中值濾波器，係濾除該心電提取呼吸訊號之飄移基值以強化該連續訊號，該轉換模組係依據快速傅立葉轉換法將該連續訊號轉換為該頻率訊號。
  6. 如申請專利範圍第 1 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測系統，其中，該頻率訊號之第一頻率區間小於該頻率訊號之第二頻率區間，當該頻率訊號之最大峰值之頻率位於該頻率訊號之第二頻率區間時，則該判斷模組判定該頻率訊號為正常呼吸訊號。
  7. 一種睡眠呼吸暫止症偵測方法，其包括：
    - (1) 依據小波轉換偵測法偵測心電訊號之複數個 R 波之峰值時間點；
    - (2) 依據該些峰值時間點計算出該些 R 波於預定時間範圍之面積；
    - (3) 依據該些面積產生複數個第一 R 波面積訊號；
    - (4) 依據該些峰值時間點及該些第一 R 波面積訊號形成心電提取呼吸訊號；

(5)調整該些第一 R 波面積訊號之極值，且將該心電提取呼吸訊號轉換為頻率訊號；

(6)判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率是否位於該頻率訊號之第一頻率區間，若是，復比較該頻率訊號之最大峰值與預定之門檻值；以及

(7)當該頻率訊號之最大峰值之頻率位於該第一頻率區間且該頻率訊號之最大峰值大於該門檻值時，則判定該頻率訊號為呼吸暫止訊號，而當該頻率訊號之最大峰值之頻率位於該第一頻率區間且該頻率訊號之最大峰值小於該門檻值時，則判定該頻率訊號為混雜訊號。

8. 如申請專利範圍第 7 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測方法，其中，於步驟(1)之前，復包括：

(0-1)於每一時間間隔擷取預定時間區段之該心電訊號。

9. 如申請專利範圍第 8 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測方法，其中，於步驟(0-1)之後，復包括：

(0-2)濾除該心電訊號之飄移基值或負極值。

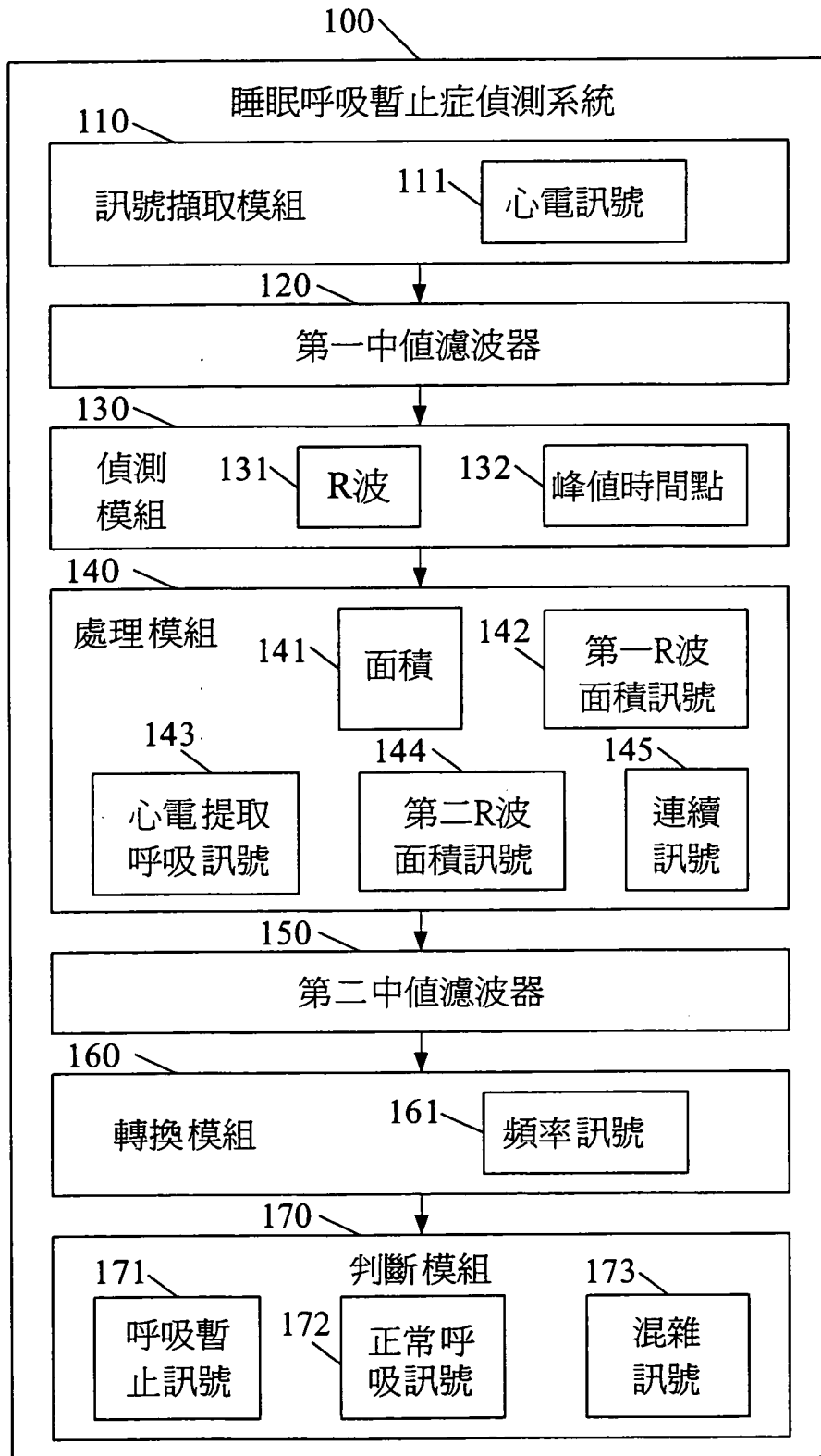
10. 如申請專利範圍第 7 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測方法，其中，步驟(5)復包括：

(5-1)依據線性內插法產生複數個第二 R 波面積訊號於該些第一 R 波面積訊號之間，使該心電提取呼吸訊號形成連續訊號。

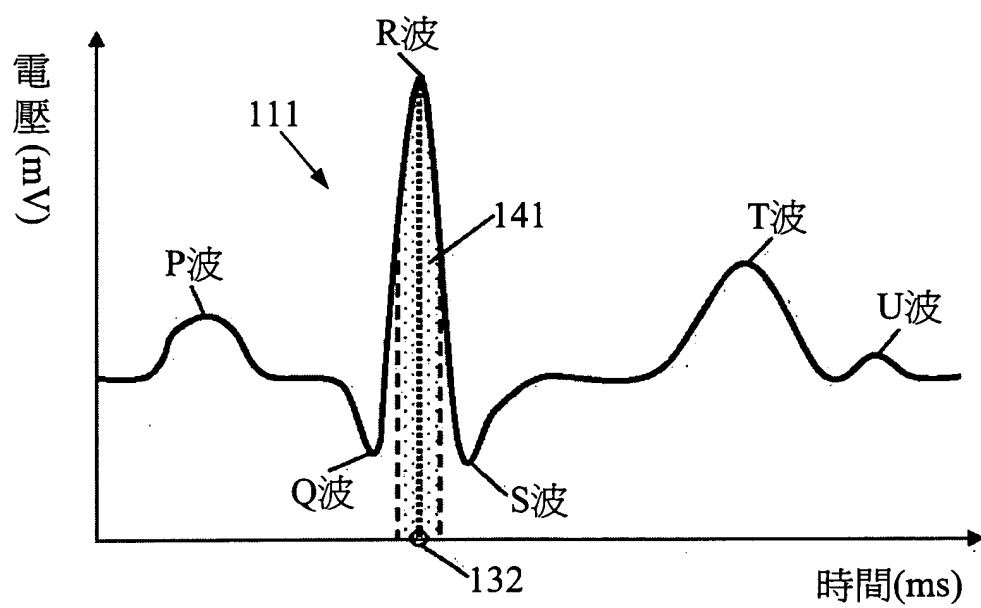
11. 如申請專利範圍第 10 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測方法，其中，於步驟(5-1)之後復包括：
  - (5-2) 濾除該心電提取呼吸訊號之飄移基值以強化該連續訊號；以及
  - (5-3) 依據快速傅立葉轉換法將該連續訊號轉換為該頻率訊號。
12. 如申請專利範圍第 7 項所述之睡眠呼吸暫止症偵測方法，其中，當判斷該頻率訊號之最大峰值之頻率係位於該頻率訊號之第二頻率區間時，則判定該頻率訊號為正常呼吸訊號。



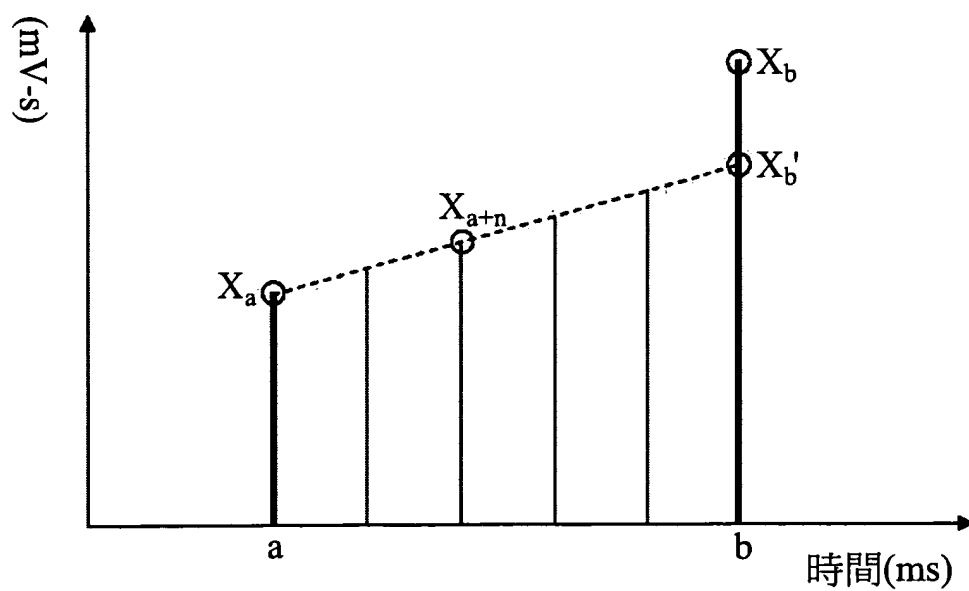
八、圖式：



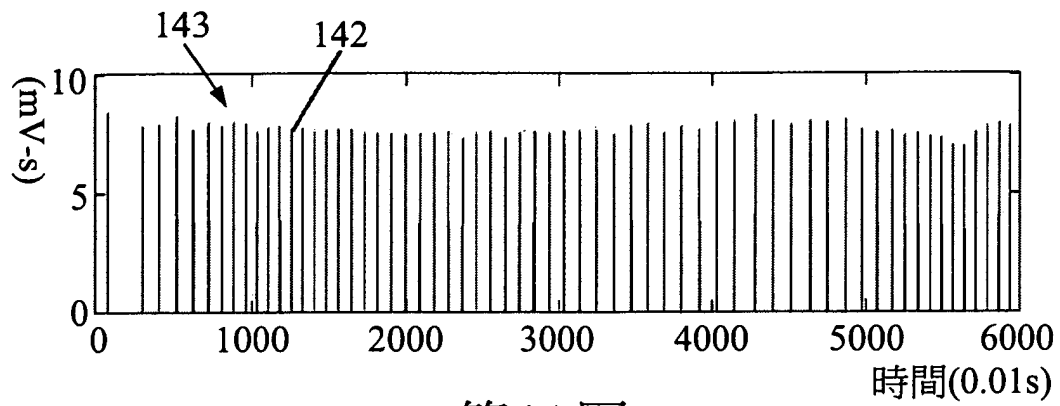
第1圖



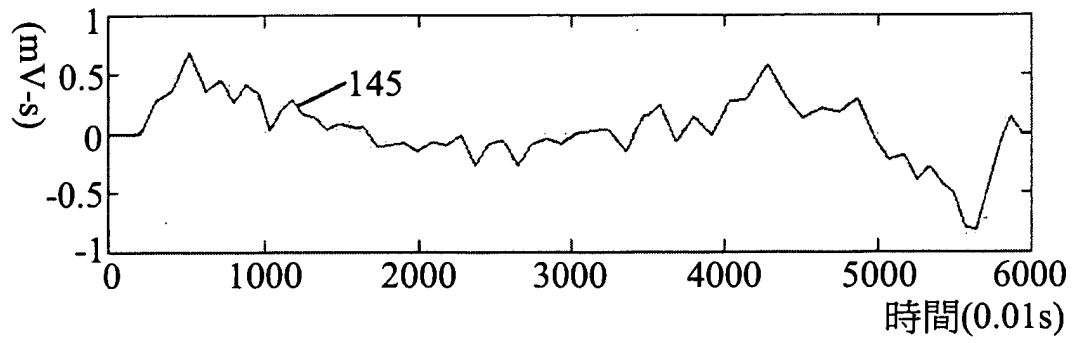
第2圖



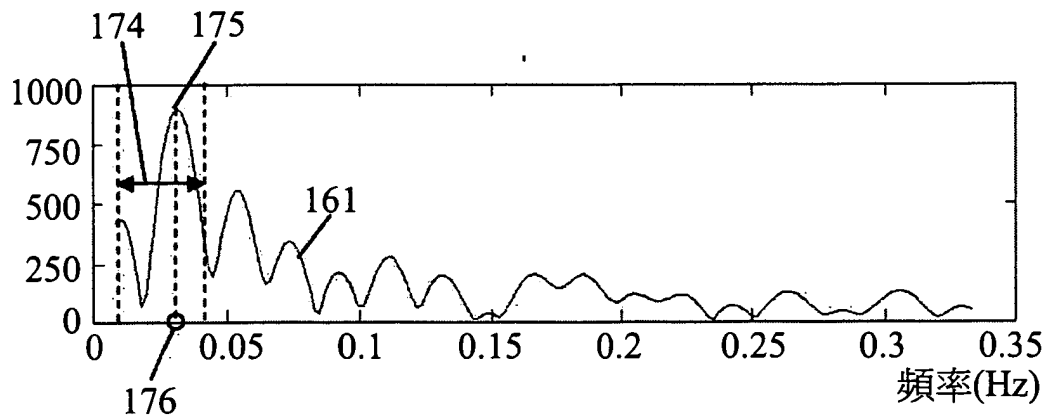
第3圖



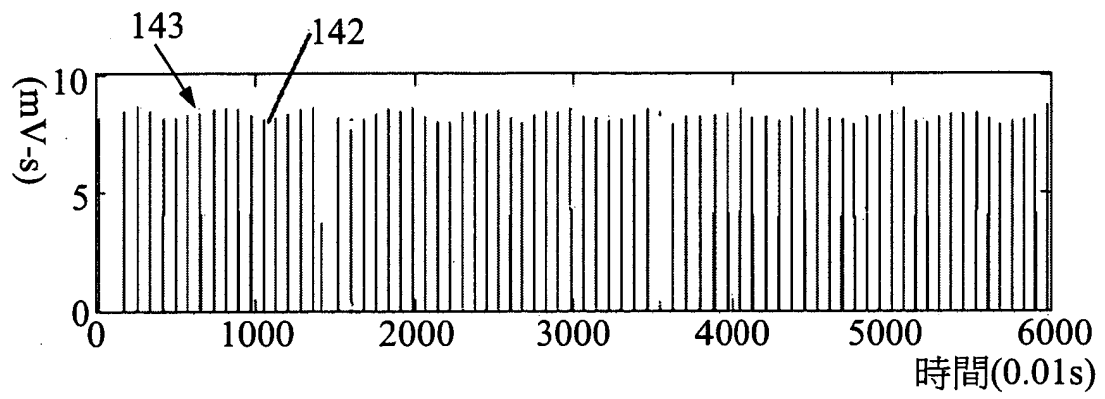
第4A圖



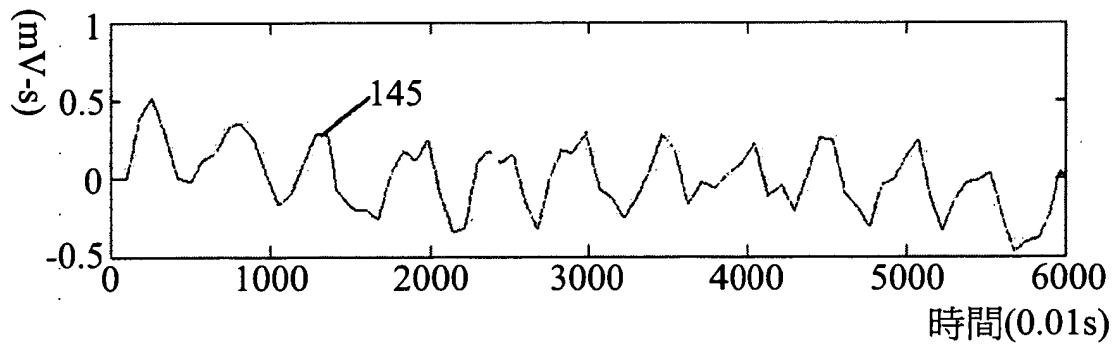
第4B圖



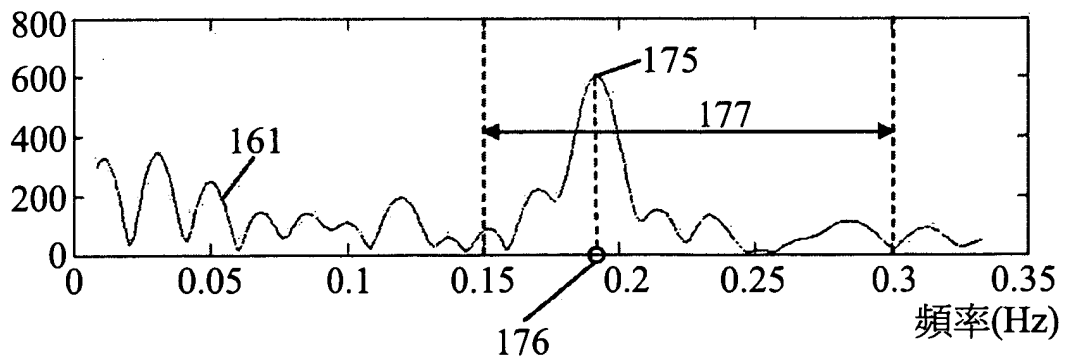
第4C圖



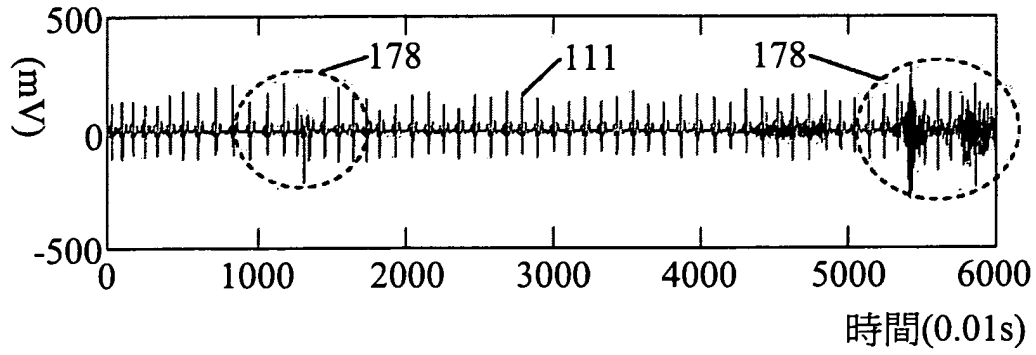
第5A圖



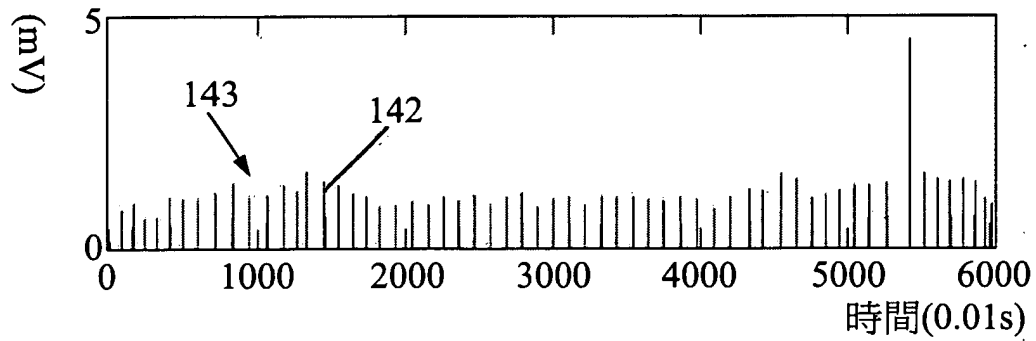
第5B圖



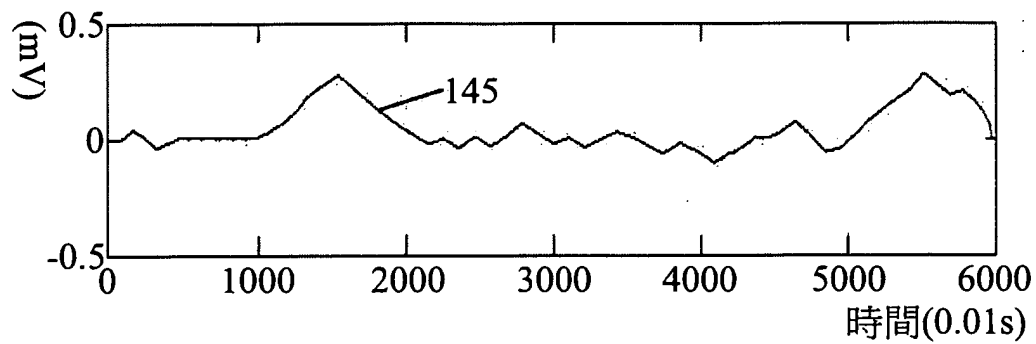
第5C圖



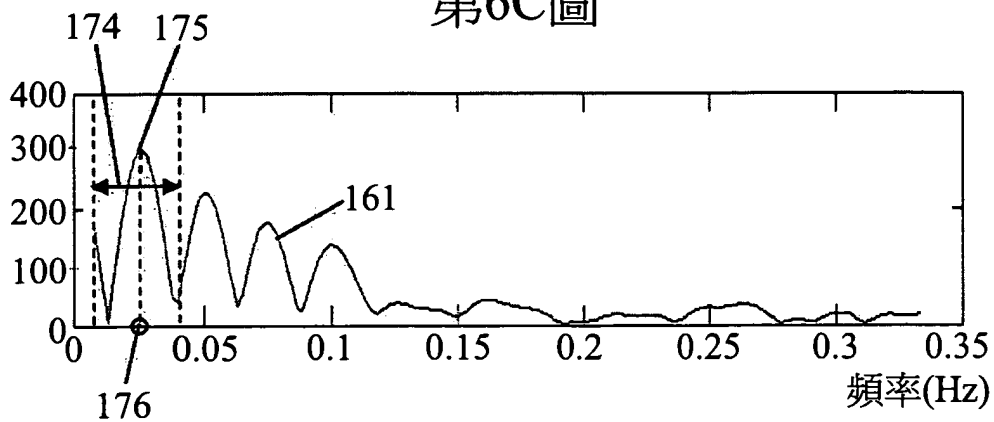
第6A圖



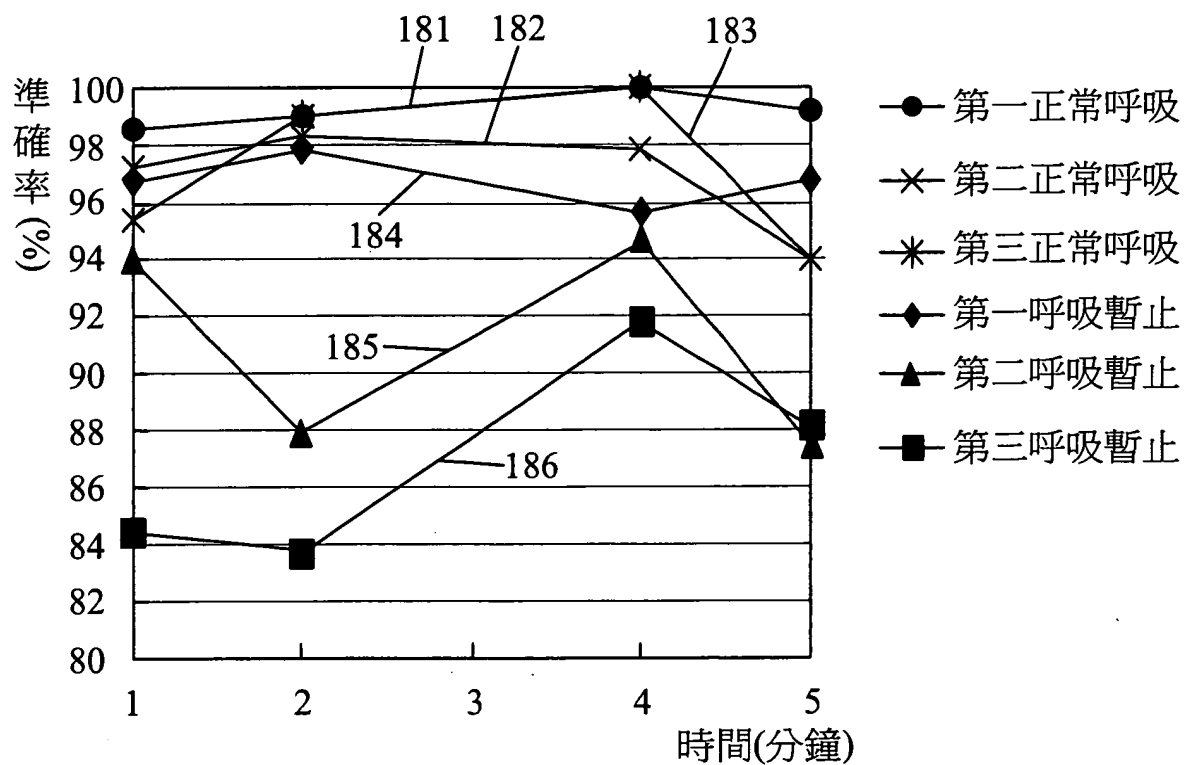
第6B圖



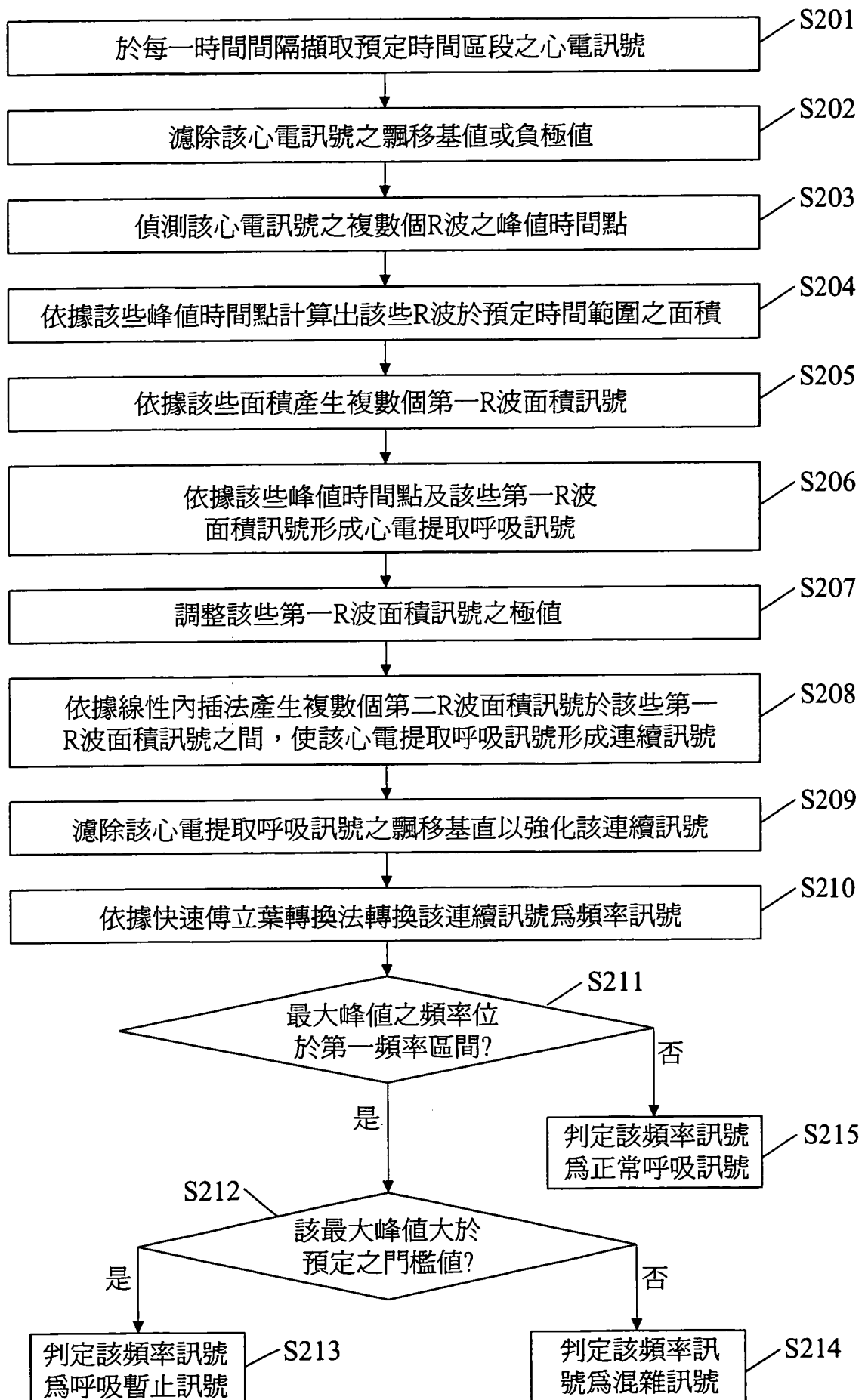
第6C圖



第6D圖



第7圖



第8圖