



(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 I720215 B

(45)公告日：中華民國 110 (2021) 年 03 月 01 日

(21)申請案號：106120825

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 06 月 22 日

(51)Int. Cl. : **H04L29/12 (2006.01)****H04L29/00 (2006.01)****A61B5/00 (2006.01)**

(30)優先權：2016/06/29 美國

62/356,164

2016/09/13 美國

15/264,333

(71)申請人：南韓商三星電子股份有限公司 (南韓) SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD. (KR)
南韓

(72)發明人：李葉磊 LI, YELEI (CN)

(74)代理人：林孟閱；盧佩君；陳怡如

(56)參考文獻：

US 2012/0123232A1

US 2015/0112606A1

審查人員：黃偉倫

申請專利範圍項數：25 項 圖式數：12 共 43 頁

(54)名稱

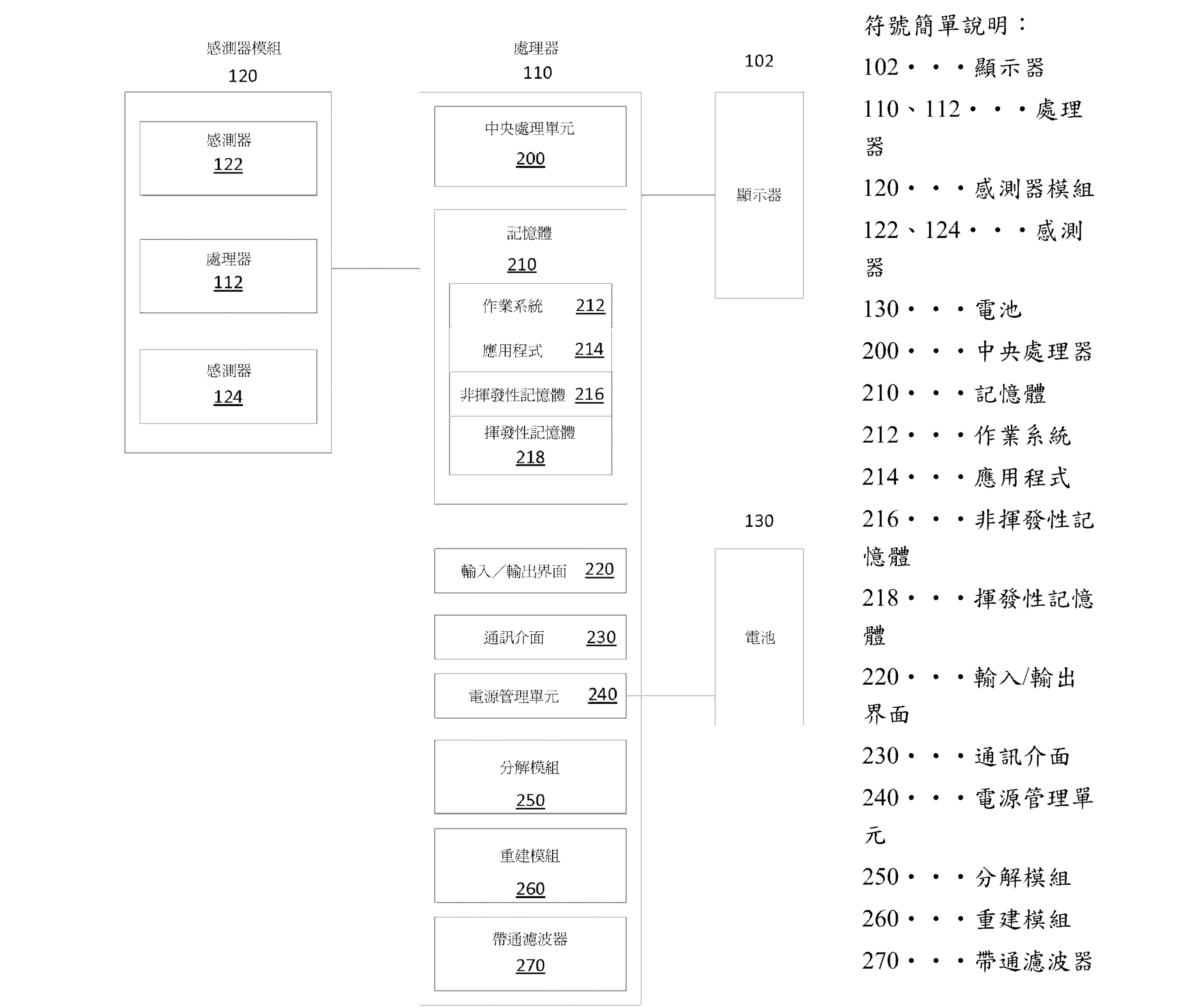
提供即時訊號分段和基準點對準架構的系統與方法

(57)摘要

一種電子裝置，用以監控使用者的生物特徵測量，其中，感測器經配置以自使用者取得第一訊號，以及診斷處理器經配置以對第一訊號進行預處理，產生第二訊號，將第二訊號分割以形成數個訊號段，針對各訊號段，判定至少一個事件位置，將相鄰的訊號段匹配以進行特徵對準，以及利用特徵對準的結果，提供第三訊號。

Provided is an electronic device to monitor a user's biological measurements, where a sensor is configured to acquire a first signal from a user, and a diagnostic processor is configured to pre-process the first signal to generate a second signal, segment the second signal to form signal segments, determine at least one event location for each of the signal segments, match adjacent signal segments for feature alignment, and provide a third signal using results of the feature alignment.

指定代表圖：



符號簡單說明：

102 . . . 顯示器

110、112 . . . 處理器

120 . . . 感測器模組

122、124 . . . 感測器

130 . . . 電池

200 . . . 中央處理器

210 . . . 記憶體

212 . . . 作業系統

214 . . . 應用程式

216 . . . 非揮發性記憶體

218 . . . 揮發性記憶體

220 . . . 輸入/輸出界面

230 . . . 通訊介面

240 . . . 電源管理單元

250 . . . 分解模組

260 . . . 重建模組

270 . . . 帶通濾波器

【圖2】



I720215

【發明摘要】

IPC分類：

【中文發明名稱】 提供即時訊號分段和基準點對準架構的系統與方法

【英文發明名稱】 SYSTEM AND METHOD FOR PROVIDING A REAL-TIME SIGNAL SEGMENTATION AND FIDUCIAL POINTS ALIGNMENT FRAMEWORK

【中文】 一種電子裝置，用以監控使用者的生物特徵測量，其中，感測器經配置以自使用者取得第一訊號，以及診斷處理器經配置以對第一訊號進行預處理，產生第二訊號，將第二訊號分割以形成數個訊號段，針對各訊號段，判定至少一個事件位置，將相鄰的訊號段匹配以進行特徵對準，以及利用特徵對準的結果，提供第三訊號。

【英文】 Provided is an electronic device to monitor a user's biological measurements, where a sensor is configured to acquire a first signal from a user, and a diagnostic processor is configured to pre-process the first signal to generate a second signal, segment the second signal to form signal segments, determine at least one event location for each of the signal segments, match adjacent signal segments for feature alignment, and provide a third signal using results of the feature alignment.

【指定代表圖】 圖2。

【代表圖之符號簡單說明】

102：顯示器

110、112：處理器

120：感測器模組

122、124：感測器

130：電池

200：中央處理器

210：記憶體

212：作業系統

214：應用程式

216：非揮發性記憶體

218：揮發性記憶體

220：輸入／輸出界面

230：通訊介面

240：電源管理單元

250：分解模組

260：重建模組

270：帶通濾波器

【發明說明書】

【中文發明名稱】 提供即時訊號分段和基準點對準架構的系統與方法

【英文發明名稱】 SYSTEM AND METHOD FOR PROVIDING A REAL-TIME SIGNAL SEGMENTATION AND FIDUCIAL POINTS ALIGNMENT FRAMEWORK

[相關申請案交叉引用]

【0001】 本申請案主張於 2016 年 6 月 29 日提交美國暫時專利申請案第 62/356,164 號，及於 2016 年 9 月 13 日提交美國專利申請案第 15/264,333 號的優先權，其揭露以全文參考的方式併入本文中。

【技術領域】

【0002】 本揭露是有關於使用者身體訊號的測量，且特別是有關於一種提供即時訊號分段和基準點對準架構的系統與方法。

【先前技術】

【0003】 吾人需要一種可搭配任一種可攜式電子裝置來監控生理訊號以準確地檢測所需生理訊號的穿戴式感測器裝置。然而，使用者的動作、所檢測到訊號的複雜性以及所檢測到訊號中的雜訊使得準確檢測生理訊號充滿挑戰。

【0004】 習知心跳檢測的方法一般用於從各種不同測量感測器，來判定健

康狀況的測量結果（例如，心跳率、呼吸率等）。這些測量感測器會測量不同類型的感測器訊號，例如心衝擊波（Ballistocardiography，BCG）訊號、光體積變化描述波（Photoplethysmogram，PPG）、心電波（Electrocardiogram，ECG）訊號、皮膚電反應（Galvanic Skin Response，GSR）訊號，和生物阻抗訊號。這些習知心跳檢測方法卻無法提供精確的檢測性能，也不能可靠地識別雜訊訊號上的特徵點。

【發明內容】

【0005】 一種即時訊號分段和基準點對準架構的系統與方法。一示範性實施例可包含一種方法，用以判斷經由至少一通道自使用者接收之第一訊號的訊號類型，其中所述第一訊號為所述使用者的生理訊號。從第一訊號提供第二訊號，及將所述第二訊號分段，以形成第一訊號段與第二訊號段。

【0006】 基於所述訊號類型，對所述第一訊號段與所述第二訊號段進行處理，以決定所述第一訊號段與所述第二訊號段的每一個的基準點。當所述訊號類型屬於第一類時，直接決定所述第一訊號段與所述第二訊號段的每一個的基準點。當所述訊號類型屬於第二類時，自所述第一訊號段判定第一事件位置，及將所述第一事件位置識別為所述第一訊號段的基準點。

【0007】 將來自所述第二訊號段的一或多個相鄰點匹配到所述第一訊號段的基準點，以及從所述一或多個相鄰點中選擇一者做為對應於所述第一訊號段的基準點之所述第二訊號段的基準點。

【0008】 另一示範性實施例可包括非暫時性機器可讀取媒體，儲存機器可執行指令，當所述指令被執行時，使運算系統控制操作，所述操作判斷經由至少一個通道自使用者接收之第一訊號的訊號類型。所述第一訊號可為所述使用者的生理訊號。從所述第一訊號提供第二訊號，其中，所述第二訊號可不同於所述第一訊號，或者實質上相同於所述第一訊號。所述第二訊號可被分段以形成第一訊號段與第二訊號段。所述第一訊號段與所述第二訊號段接著可基於所述訊號類型來處理，以決定所述第一訊號段與所述第二訊號段的每一個的基準點，且可利用所述基準點產生第三訊號。

【0009】 再另一示範性實施例可包括一種系統，包括至少一個感測器，經配置以自使用者取得第一訊號，其中所述感測器具有至少一個通道，且所述第一訊號來自所述通道中的一個通道。診斷處理器可經配置以判定所述第一訊號的訊號類型、自所述第一訊號提供第二訊號、將所述第二訊號分段以形成第一訊號段與第二訊號段，以及基於所述訊號類型，處理所述第一訊號段與所述第二訊號段，以決定所述第一訊號段與所述第二訊號段的每一個的基準點。

【0010】 當所述訊號類型屬於第一類時，所述診斷處理器可判定所述第一訊號段與所述第二訊號段的每一個的基準點。當所述訊號類型屬於第二類，所述診斷處理器自所述第一訊號段判定第一事件位置，及將所述第一事件位置識別為所述第一訊號段的基準點。所述診斷處理器接著可將來自所述第二訊號段的一或多個相鄰點匹配到所述第一訊號段的基準點，以及從所述相鄰點中選擇一者做為對應於所述

第一訊號段的基準點之所述第二訊號段的基準點。利用所述經判定的基準點，而產生第三訊號。

【0011】 本揭露另一實施例是一種方法，其包括經由至少一個通道自使用者接收第一訊號，以及基於所述第一訊號，提供第二訊號。所述第二訊號可被分段以形成複數個訊號段，以及可判定各所述複數個訊號段的至少一個事件位置。將所述至少一個事件位置匹配於所述複數個訊號段的鄰近訊號段，以進行特徵對準（**Feature Alignment**），以及利用所述特徵對準的結果，提供第三訊號。

【0012】 在某些實施例中，以具有二個訊號段為範例進行描述；然而，訊號段的數目可大於二。

【0013】 其他態樣將藉由以下所示的示範性實施例的實作而的描述如下或獲得相關教示。

【圖式簡單說明】

【0014】 作為本說明書一部份而包含的附圖繪示有目前優選的實施例，並且與上文給出的一般說明及下文給出的詳細說明一同用作解釋並教示本文中所述原理。

【0015】 圖 1 為根據本揭露的一實施例所繪示的電子裝置的圖示。

【0016】 圖 2 為根據本揭露的一實施例所繪示的電子裝置的高階方塊圖。

【0017】 圖 3 為根據本揭露的一實施例所繪示的通訊網路中的電子裝置。

【0018】 圖 4A 為根據本揭露的一實施例所繪示的心衝擊波（**Ballistocardiography**，**BCG**）標記圖的範例。

- 【0019】 圖 4B 為根據本揭露的一實施例所繪示的 BCG 標記圖的範例。
- 【0020】 圖 4C 為根據本揭露的一實施例所繪示的 BCG 標記圖的範例。
- 【0021】 圖 4D 為根據本揭露的一實施例所繪示的心電圖（Electrocardiogram，ECG）標記圖的範例。
- 【0022】 圖 4E 為根據本揭露的一實施例所繪示的光體積變化描記圖（Photoplethysmogram，PPG）標記圖的範例。
- 【0023】 圖 5 為根據本揭露的一實施例所繪示的處理輸入訊號的範例流程圖。
- 【0024】 圖 6A 為根據本揭露的一實施例所繪示的被分段的 BCG 標記圖的範例。
- 【0025】 圖 6B 為根據本揭露的一實施例所繪示的被分段的 BCG 標記圖的範例。
- 【0026】 圖 6C 為根據本揭露的一實施例所繪示的被分段的 BCG 標記圖的範例。
- 【0027】 圖 6D 為根據本揭露的一實施例所繪示的被分段的 ECG 標記圖的範例。
- 【0028】 圖 6E 為根據本揭露的一實施例所繪示的被分段的 PPG 標記圖的範例。
- 【0029】 圖 7 為根據本揭露的一實施例所繪示的經過濾 PPG 波形的範例。
- 【0030】 圖 8 為根據本揭露的一實施例所繪示的經過濾 PPG 波形的時間延遲標記圖的範例波形。
- 【0031】 圖 9 為根據本揭露的一實施例所繪示的基於雙變量高斯

(Bi-variate Gaussian based)的動態時間扭曲(Dynamic Time Warping, DTW)
輪廓的範例圖。

【0032】 圖 10A 為根據本揭露的一實施例所繪示的 BCG 波形的逐點匹配的範例圖示。

【0033】 圖 10B 為根據本揭露的一實施例所繪示的已移除剩餘點的 BCG 匹配比對的範例圖示。

【0034】 圖 11A 為根據本揭露的一實施例繪示的 BCG 標記圖的特徵點。

【0035】 圖 11B 為根據本揭露的一實施例繪示的 BCG 標記圖的特徵點。

【0036】 圖 11C 為根據本揭露的一實施例繪示的 BCG 標記圖的特徵點。

【0037】 圖 11D 為根據本揭露的一實施例繪示的 ECG 標記圖的特徵點。

【0038】 圖 11E 為根據本揭露的一實施例繪示的 PPG 標記圖的特徵點。

【0039】 圖 12 為根據本揭露的一實施例所繪示心跳位置內插的範例波形。

【實施方式】

【0040】 本揭露一或多實施例的優點與特徵，可藉由以下諸多實施例之詳細描述，配合所附圖示而更加明顯易懂。

【0041】 基於此點，所述實施例並不侷限於在此所提出之說明，而所述諸多實施例僅提供做為範例，使得本揭露是全面和完整的，且將諸多實施例的概念充分地傳達予本領域一般技術人員。以下所附發明申請專利範圍演示了本揭露各實施例。

【0042】 在通篇說明書中，相似之標號代表相似元件。所有用語，包含在此所使用之描述性或技術性用語，其含義對本領域一般技術人員而言，是

顯而易見的。當某一用語歸因於語言的演變、相關前例或新技術的出現，而使得其含義具有歧異或不明時，在本揭露中所用之用語的意涵應由其與本揭露中所使用之用途和／或定義闡明之。如有用語需進一步釐清，則所述用語應以本領域一般技術人員，於本揭露於公開時，為其對本揭露上下文所理解者闡明之。

【0043】 當某一部件「包含」或「包括」一元件時，除非另有特定不同之說明，否則所述部件可進一步包含其它元件。本揭露各實施例中提及之用語「單元」意指執行某一特定功能之軟體構件或硬體構件。所述硬體構件可包含，例如，場可程式化閘陣列（Field-Programmable Gate Array，FPGA）或特殊應用積體電路（Application-Specific Integrated Circuit，ASIC）。

【0044】 軟體構件可指可定址儲存媒體（Addressable Storage Medium）中的可執行程式碼和／或可執行程式碼所使用之資料。因此，軟體構件可以是，例如，物件導向軟體構件（Object-Oriented Software Components），類別組件（Class Component）及任務組件（Task Component）等，且可包含處理、功能、屬性、程序、次常式、程式碼段、驅動程式、韌體、微碼（Micro Codes）、電路、資料、資料庫、資料結構、表單、陣列或變數等。

【0045】 由一單元所提供的功能可被劃分為附加構件或「多個單元」。

【0046】 現將詳細參考本發明之實施例，在附圖中說明所述實施例之實例。基於此點，本揭露諸多實施例可有不同形式，且不應

對此處提出之說明構成限制。

【0047】 在以下說明中，公知的功能或結構將不再細述，避免不必要細節造成本揭露實施例模糊不清。

【0048】 本揭露各實施例提出一種用於訊號事件檢測及週期性或偽週期 (Pseudo-periodic) 訊號的即時架構，以識別對應的特徵點。所述諸多實施例包含訊號最佳化、訊號重建、時間延遲嵌入 (Time Delay Embedding , TDE) 跳動檢測法和動態時間扭曲 (Dynamic time warping , DTW) 法中的一或多者。所述各實施例可耐於型態變異、高雜訊值和／或訊號假影。基此，本揭露各實施例可應用於睡眠/呼吸暫停診斷、血壓診斷、心率變異性 (Heart Rate Variability , HRV) 診斷、呼吸率變異性 (Respiration Variability , RRV) 診斷、心率失常檢測 (Cardiac Arrhythmia Detection) 和動作識別等中的一或多者。

【0049】 各實施例提出一種利用循環樣本 (recurrent pattern) 訊號的即時訊號分段和對準架構。各實施例可接收並分析生理資料訊號，包含，但不限於，心衝擊圖 (Ballistocardiography , BCG) 訊號 (其例如是測量自低功率運動感測器，如加速度計)，光體積變化描記圖 (Photoplethysmogram , PPG) 訊號 (其例如是測量自使用者腕上所配戴的光感測器)，心電圖 (Electrocardiogram , ECG) 訊號 (其例如是自一可穿戴式裝置取得)，膚電感應 (Galvanic Skin Response , GSR) 訊號 (其例如是自 GSR 感測器取得)，和生物阻抗訊號。

【0050】 圖 1 為根據本揭露的一實施例所繪示的電子裝置的圖示。請參照圖 1，電子裝置（例如是使用者可穿戴式裝置 100）具有顯示器 102、處理器 110 和 112、感測器模組 120、電池 130、繫帶 140 和扣夾 142。感測器模組 120 可包含感測器 122 和 124。處理器 110 或處理器 112 亦可稱為診斷處理器且可執行指令。基此，所述診斷處理器可例如為數位訊號處理器、控制器、特定用途處理器、一般處理器等。為易於說明起見，診斷處理器有時亦可統指各種硬體的組合（如上或如下所述）。

【0051】 雖然使用者可穿戴式裝置 100 可穿戴於腕部，但本揭露各實施例不需限定於此。使用者可穿戴式裝置 100 亦可設計為穿戴於人體其他部位，例如，手臂（環繞前臂、肘部或上臂），腿上、胸前、像頭帶般穿戴於頭上、如「項鍊」般地戴於脖子和耳朵上等。使用者可穿戴式裝置 100 可與其它電子裝置（例如，智慧型手機、膝上型裝置，或者位於醫院或醫師辦公室中的各式醫療裝置）進行通訊。此將參照圖 3 詳述之。

【0052】 顯示器 102 可將來自使用者身體的受監控生理訊號輸出，以供使用者和／或其他人所觀看。所述受監控訊號可稱為生理訊號或生物特徵資料。所述受監控訊號可為，例如，心率（脈搏率）、脈搏型態（形狀）、脈搏間距（心跳間隔）、呼吸率和血壓。顯示器 102 亦可將指令，以及例如狀態和診斷結果等，輸出給使用者、其他使用所述使用者可穿戴式裝置 100 的人或使用其它測量裝置的人。

【0053】 處理器 110 可經由感測器模組 120 中的感測器，接收受監控訊號。感測器模組 120 包含例如感測器 122 和 124，其可在使用者可穿戴式裝置 100 穿戴於一使用者時，自使用者腕部取得訊號，並提供其他可指示使

用者身體位置、動作等的資訊。感測器 122 和／或 124 可例如為加速度計、光感測器、陀螺儀和相似物等。處理器 112 可控制感測器 122 和 124，並處理感測器 122 和 124 所監控之訊號。本揭露各實施例可令所述處理器 110 亦執行處理器 112 的功能。在本揭露各實施例中，可有不同數目的感測器。

【0054】 感測器 122 可例如為用於監控脈搏相關資訊的運動感測器或加速度計。感測器 124 可類似於感測器 122，或為不同類型之感測器，例如，用於量測使用者體溫的溫度計。各實施例中可包含不同數目的感測器模組。舉例來說，某些實施例中僅具有一個感測器模組，而其他實施例中可具有兩個以上的感測器模組。

【0055】 電池 130 經配置以將電力提供予使用者可穿戴式裝置 100。電池 130 可利用有線充電系統或無線充電系統進行充電。繫帶 140 可環繞於手腕上，並利用扣夾 142 將使用者可穿戴式裝置 100 固定於手腕上。

【0056】 圖 2 為根據本揭露的一實施例所繪示的電子裝置的高階方塊圖。請參照圖 2，其繪示出上述的顯示器 10、處理器 110、感測器模組 120 和電池 130。至顯示器 102 的輸出可例如藉由處理器 110 來控制。顯示器 102 亦可包含輸入裝置（未繪示），如按鈕、撥號鍵、觸控感應螢幕和麥克風等。

【0057】 處理器 110 包含中央處理單元（CPU）200、記憶體 210、輸入／輸出（IO）界面 220、通訊介面 230、電源管理單元（Power Management unit，PMU）240、分解模組（Decomposition Module）250、重建模組（Reconstruction Module）260 和帶通濾波器（Bandpass Filter）270。雖然處理器 110 經描述為包含這些各式裝置時，但其他實施例中可利用其他將不同功能分為不同組別的架構。舉例來說，上述的分組可實作於不同積體電路晶片（Integrated

Circuit Chip)。或者，上述的分組可結合不同裝置，例如，所述 IO 界面 220 和通訊界面 230 分在一組，或者所述分解模組 250 和重建模組 260 分在一組。

【0058】 中央處理器 200 可控制感測器模組 120 的運作，以及接收來自感測器模組 120 的受監控訊號。中央處理器 200 可控制使用者可穿戴式裝置 100，包含處理來自感測器模組 120 的受監控訊號、將經處理訊號顯示於顯示器 102 上、接收來自顯示器 102 的輸入、藉由執行記憶體 210 中的指令而經由 IO 界面 220 或通訊界面 230 與不同裝置介接。中央處理器 200 可利用 IO 界面 220 與顯示器 102 介接。

【0059】 在不同實施例中，處理器 112 可使用不同架構來運行。舉例來說，處理器 112 可利用記憶體 210 來儲存要執行的指令，或者，處理器 112 可具有用於其指令的特有記憶體（未繪示）。雖然某些實施例中具有單獨的處理器 110 和 112，但各實施例並不限定於此。使用者可穿戴式裝置 100 的功能可由單一處理器 110 或數個處理器所控制。

【0060】 記憶體 210 可包含非揮發性記憶體 216 和揮發性記憶體 218。非揮發性記憶體 216 中可儲存作業系統和應用程式。本揭露各實施例可依設計和／或實作需要，使用不同記憶體架構。

【0061】 通訊界面 230 可允許使用者可穿戴式裝置 100 經由例如有線或無線傳輸協定，如 USB、藍芽（Bluetooth），近場通訊（Near Field Communication，NFC）和 WiFi 等，與其他裝置進行通訊。電源管理單元 240 可控制自外部電源接收的電力，對電池 130 進行充電，也可將電力分配至使用者可穿戴式裝置 100 的不同元件。

【0062】 分解模組 250 可進行分解運作，例如，利用時頻轉換，將 BCG 訊號等輸入訊號分解為數個頻段。重建模組 260 可進行重建，例如，將來自分解模組 250 的經分解訊號重建，以精細化並存取所需的 BCG 訊號等原始訊號的分量。訊號的分解和重建已詳述於相關美國專案申請案編號 14/928,072 中，其以全文參考的方式併入本文中。帶通濾波器 270 可用以自一訊號中選擇特定頻率。

【0063】 圖 3 為根據本揭露的一實施例所繪示的通訊網路中的電子裝置。請參照圖 3，其繪示上述使用者可穿戴式裝置 100 和智慧型手機 300。所述使用者可穿戴式裝置 100 可利用通訊界面 230 與智慧型手機 300 進行通訊。此通訊可經由通訊訊號 302 來進行，其中所述通訊可直接是使用者可穿戴式裝置 100 和智慧型手機 300 之間，或者包含使用者可穿戴式裝置 100 和智慧型手機 300 之間的其他組成。

【0064】 使用者可穿戴式裝置 100 的應用程式 214 其中之一可允許智慧型手機 300 對使用者可穿戴式裝置 100 的至少某些操作進行控制。舉例來說，使用者可穿戴式裝置 100 可將處理器 110 的處理結果輸出給顯示器 102，及／或相同結果可被傳送給智慧型手機 300。使用者亦可在使用者可穿戴式裝置 100 抑或智慧型手機 300 上選擇一選項。上述選項可例如是由使用者可穿戴式裝置 100 啟動一生理訊號監控程序，或者停止所述生理訊號監控程序。

【0065】 由於智慧型手機 300 具有較大的顯示幕，相較於使用者可穿戴式裝置 100 而言，使用者在智慧型手機 300 上可以更容易地觀看結果或選擇選項。然而，應說明的是，所述智慧型手機 300 通常可能不需要操作使用

者可穿戴式裝置 100。

【0066】 圖 4A 至 4E 繪示 ECG、BCG 和 PPG 的未經處理偽週期訊號的各種標記圖。圖 4A、4B 和 4C 是 BCG 訊號標記圖的範例，圖 4D 是 ECG 訊號標記圖的範例，且圖 4E 是 PPG 訊號標記圖的範例。由此可見，所述偽週期訊號的訊號複雜度範圍很廣。本揭露各實施例將說明如下，以描述針對這些訊號提供可靠準確性的事件檢測方法。

【0067】 圖 5 為根據本揭露的一實施例所繪示的處理輸入訊號的範例流程圖。請參照圖 5，所示的流程圖 500 描述藉由本範例系統處理信號分割和基準點檢測。所要處理的訊號可接收自一可穿戴式裝置，例如是使用者可穿戴式裝置 100。使用者可穿戴式裝置 100 可經由感測器模組 120 檢測生理訊號。

【0068】 在步驟 502，若有一個以上的感測器，本範例系統可選定用以監控生理訊號的感測器。所選擇的感測器可例如基於其他標準中的訊號清晰度、所需之生理訊號的類型、監控生理訊號所需的電力。不同實施例所適用的標準不同，而不同的感測器可提供不同的訊號類型，其中訊號類型一般可列為提供「乾淨」訊號的第一訊號類型和提供「有雜訊」訊號的第二訊號。「有雜訊」訊號在進一步處理之前，需先進行預處理，以移除不必要的訊號分量。舉例來說，ECG 和 PPG 訊號可被稱為第一訊號類型（「乾淨」）訊號，而 BCG 訊號可被稱為第二訊號類型（「有雜訊」）訊號。此將相對於步驟 512 進一步說明。

【0069】 在步驟 504，感測器模組 120 上的感測器，例如加速度計，可監控／檢測使用者的動作。雖然某些生理信號可能不會受到使用者動作的影

響，但是在使用者大致上不動的狀態時，其他受監控信號可提供更好的訊號。舉例來說，在使用者大致上不動的狀態時，**BCG** 和 **PPG** 訊號可提供較為可靠的訊號。基此，當需要 **BCG** 或 **PPG** 訊號時，若使用者動作處於或超過一預定閾值水準，此處理程序回到步驟 504。當使用者動作低於所述預定閾值水準，來自感測器的生理訊號會被接受而進行處理，且此處理程序進入步驟 506。應注意的是，對於本揭露的某些實施例而言，步驟 504 中動作的監控可為非必要性的操作。

【0070】 在步驟 506，針對那些具有數個通道可供選擇的實施例，本範例系統可選定一通道，以決定所需的訊號候選。舉例來說，若測量感測器如加速度計和陀螺儀提供 **BCG** 訊號，所述通道候選可包含所述加速度計的三個軸各自的輸出、加速度計的大小，以及陀螺儀的多個輸出，用以作為從中挑選一個通道的多個通道。但本揭露各實施例不需限定於此。根據一實施例，本範例系統可基於加強信號品質的目的，進一步將通道如同訊號融合般地組合，以形成新的通道，進而增加通道的數目。本範例系統可基於例如復發率分析、頻譜中主導（或顯性）頻率的決定（**determinism**）及熵分析中的一或多者，選定一個通道。舉例來說，當使用光譜分析來進行 **BCG** 通道的選擇時，顯性頻率分量中較高的功率比可指示測定訊號的較佳決定，同時存在較少的信號假影。各實施例中也可將通道選擇作為非必要性選項。舉例來說，若僅有一通道輸入，則毋需進行通道的選擇。

【0071】 在步驟 508，本範例系統從感測器的選定通道接收未經處理訊號。在步驟 510，本範例系統可例如將身體位置資訊，例如身體的姿勢和方位等，儲存於記憶體 210，以用於上述架構的重新初始化。

【0072】 在步驟 512，基於在步驟 506 中是否有通道選擇程序，本範例系統可對來自上述選定通道或直接來自上述測量感測器的未經處理訊號（自步驟 508 接收）進行預處理。舉例來說，本範例系統可利用例如時頻處理和／或時域處理等技術對 BCG 訊號進行預處理，以移除呼吸假影和高頻干擾。時頻處理技術包括小波係數重建（Wavelet Coefficient Reconstruction）等技術，而時域處理技術包括帶通過濾（Bandpass Filtering）等技術。

【0073】 在一實施例中，可利用具有大致為 0.5 至 3.5 赫茲（Hz）的所需通過頻帶的帶通濾波器，來過濾未經處理的 BCG 訊號。所述帶通過濾可經由上述帶通濾波器 270 執行，或利用例如處理器 112 或中央處理器 200 的一或多個診斷處理器，透過數位訊號處理來執行。若上述來自使用者的訊號經判定為相對乾淨的訊號，步驟 512 中的預處理程序亦可為非必要選項。基此，此類的感測器亦可用於判定是否需要執行預處理。舉例來說，來自 ECG 感測器或 PPG 感測器的訊號可不需要進行預處理。在其他實施例中，無論使用感測器與否，皆可判定訊號是否足夠乾淨而不需進行預處理。相似地，在不同實施例中，即使在使用了一般會產生乾淨訊號的感測器的情況下，仍亦可判定此訊號需進行預處理。

【0074】 在步驟 514，本範例系統會產生經預處理訊號，例如經帶通過濾訊號。在其他實施例中，本範例系統可將未經處理的 BCG 訊號分解為多個頻帶。舉例來說，可利用 5 階的多貝西 5（Daubechies5）小波，使用 100 Hz 的取樣率對一 BCG 訊號進行分解。第二至第四頻帶的小波係數可被視為運載大多數的心跳資訊。極低頻（Very Low Frequency，VLF）帶可被視為呼吸訊號。應注意的是，母小波（Mother Wavelet）和分解設定（例如，分

解層級的數目)可被調整以達到相似的結果，而不悖離本揭露的範圍。

【0075】 本範例系統接著利用小波係數重建，藉由將能量熵 (Energy Entropy) 應用至經分解的訊號頻帶，對經分解的 BCG 訊號進行重建。然後，重建後的 BCG 訊號可具有增強的基本反覆圖樣，而不存在諧波分量和假像模糊。重建後的 BCG 訊號被繪示為步驟 514 中的經預處理訊號。雖然本揭露的一實施例中所述經分解的 BCG 訊號可利用能量熵進行重建，但本揭露各實施例不需限定於此，所述經分解的 BCG 訊號亦可利用其他技術來進行重建。

【0076】 2016 年 5 月 31 日所提申之美國專利申請案號第 15/168,531 號，名稱為「使用低功率感測器估計心跳和呼吸率的方法及裝置 (Method and Apparatus for Heart Rate and Respiration Rate Estimation Using Low Power Sensor)」的申請案中，描述了一種用以將 BCG 訊號分解為數個頻帶並重建該 BCG 訊號的系統和方法，且其以全文參考的方式併入本文中。

【0077】 在步驟 516，本範例系統可自步驟 512 接收已濾出的頻率分量，並將此濾出的頻率分量儲存於例如記憶體 210 以進一步分析。本範例系統可分析已濾出的低頻分量，以估計例如呼吸率以及吸氣和呼氣的開始時間。已濾出的高頻分量可例如用於生物特徵辨識。

【0078】 在步驟 518，本範例系統可進一步處理上述經預處理訊號，以基於例如時間延遲嵌入 (Time Delay Embedding, TDE) 心跳檢測，進行訊號事件分割。上述 TDE 方法可以針對已知訊號的不同型態變異，以較低的計算成本，產生強健的心跳點 (Beat locations)。所述 TDE 方法透過針對延遲點標繪取樣點來將一訊號映射 (Map) 至二維空間。適應性閾值 (Adaptive

Thresholding) 心跳檢測亦可用於訊號事件分割。此將參照圖 6A 至圖 8 進一步說明。

【0079】 在步驟 520，本範例系統可針對事件位置，處理經分段訊號，且即時的特徵對準 (Feature Alignment) 可在步驟 522 中，採用未經處理訊號 (自步驟 508 取得) 而開始。上述步驟 518 至 522 的流程詳述於在 2015 年 10 月 30 日提申之美國暫時專利申請案第 14/928,072 號，名稱為「心血管周期、輪廓分析和心率的低功耗、強健性評估方法 (Method for Low-Power-Consumption, Robust Estimation of Cardiovascular Periodicity, Contour Analysis, and Heart Rate)」的申請案中，其中上述應用描述了基於時間延遲的心跳檢測系統和方法，且其以全文參考的方式併入本文中。

【0080】 各種不同相似度匹配技術可被用以進行即時的特徵對準 (Feature Alignment)，例如相關法 (Correlation Method) 和／或動態時間扭曲 (Dynamic Time Warping，DTW) 法。舉例來說，DTW 法可用於匹配兩個連續剪輯片段的時間相似性圖案。DTW 距離可提供相似性指標，用以判斷兩個已知序列之間的最佳匹配。

【0081】 根據一實施例，可將一機率函數應用於上述動態時間扭曲法中，以針對靠近片段中間的主要特徵點分配較大的權重，且針對可被視為雜訊的邊緣點分配較少的權重。如此一來，可進一步提升對準性能的可靠度與精確性。此由圖 9 所繪示。所述機率函數包括，但不限於，Softmax 函數、熵和模數距離 (Modulus Distance)。

【0082】 在步驟 524，本範例系統可利用來自上述步驟 522 的即時特徵對準的輸出來判斷訊號品質信度指標。上述 DTW 法產生的對準程度可被用作

訊號品質的信度指標。舉例來說，對準程度可為經對準訊號長度與兩個預先對準訊號（其被對準以產生所述經對準訊號）中較短片段的長度的比值。越高的對準程度表示兩個連續片段具有較高的相似度，而越低對準程度表示所述訊號具有較大的型態變異。若所述訊號品質信度指標低於一預定閾值，上述流程會進入步驟 506，以進行通道的選擇，並導致步驟 510 中的重新初始化。

【0083】 在步驟 526，本範例系統可從未經處理訊號（自步驟 508 取得）和／或即時特徵對準的輸出（自步驟 522 取得）產生精細的事件位置/基準點，以便用於例如，睡眠診斷、血壓診斷，心率變異性（HRV）診斷，呼吸率變異性（RRV）診斷、心律失常識別/呼吸暫停（Arrhythmia Identification/Apnea）和動作識別，心率（脈搏率）、脈搏型態（形狀）、脈搏間隔（心跳間隔）、呼吸率和血壓。

【0084】 雖然已於圖 5 的流程圖中描述了一實施例，但應了解的是，各實施例可使用不同的處理程序，其中繪示不同流程、增加或移除一些功能。舉例來說，各實施例中，基於在步驟 502 中自感測器接收的訊號的類型，可選擇性地執行上述步驟 522 的對準。若在步驟 502 中接收的訊號是經由例如 PPG 或 ECG 感測器接收，則可能不需執行此特徵對準。基此，用於一個片段的事件位置可獨立於其他片段進行判定，且此事件可為所述片段的基準點。然而，若在步驟 502 中接收的訊號是經由例如 BCG 感測器接收，則可在步驟 522 執行上述的特徵對準，以判定各片段的基準點。在一種情況下，可自所述經判定的基準點產生輸出訊號。

【0085】 本揭露的各實施例例如亦可使用局部最小值或局部最大值來決

定事件位置／或基準點。

【0086】 圖 6A 至 6E 為根據本揭露的一實施例所繪示的被分段的各種標記圖的範例。請參照圖 6A 至 6E，其對應於圖 4A 至圖 4E 中繪示的訊號標記圖，其中各個訊號標記圖皆已由圖中所示的虛線分割。所述分割可例如為在圖 5 的步驟 518 中進行的程序的結果。

【0087】 圖 6A 至 6C 為具有對各種訊號來源使用 TDE 心跳檢測的信號分割結果的 BCG 波形。圖 6D 所示為具有使用 TDE 心跳檢測的信號分割結果的 ECG 波形。圖 6E 所示為具有使用 TDE 心跳檢測的信號分割結果的 PPG 波形。在另一實施例中，訊號事件分割（例如，用於 BCG 訊號）可利用各種適應性閾值跳動檢測法來執行。上述訊號可進一步利用 TDE 心跳位置剪輯為後續步驟所用的複數個片段（如圖 6A 至 6E 中的虛線所示）。

【0088】 圖 7 繪示根據本揭露的一實施例的經過濾 PPG 訊號的示範性波形。所述已過濾 PPG 訊號可例如為圖 5 步驟 514 中程序的結果。

【0089】 圖 8 繪示根據本揭露的一實施例的經過濾 PPG 訊號的時間延遲圖的範例波形。決定線 804（如圖 8 中標示的對角虛線）是用於識別交叉點。所述交叉點為如圖 6 中虛線所示的 TDE 分割位置（事件位置）。

【0090】 圖 8 繪示了根據一實施例的觀測數據的對應於時間序列之相位軌跡的示範性二維重建的圖形圖。示範性軌跡記錄 800 示出二維重建的幾個週期。評估向量 802 相對於 x 軸和 y 軸的軌跡在以 45 度角通過空間座標原點（0, 0）的決定線 804 或射線上的

交叉點。所述向量 802 和決定線 804 交叉於決定線 804 上的多個點。所述箭頭 806 和 808 指出其軌道方向。每次所述向量 802 和決定線 804 在特定方向上（例如，圖 8 中所示由左到右的方向）的交叉表示一周期或一期間的開始。針對上述二維重建，所需的線為一維。

【0091】 例如，在圖 7 中，在 $X = 0$ 時的大小為 -1.056×10^5 ，而在相對時間 50 時的大小為 -1.062×10^5 。為簡化起見，在此將不再贅述在 $X = 0$ 時的相對大小為 -1.056 ，且在相對時間 50 時的大小為 -1.062 。這可以映射至圖 8，其中位於軌跡 800 終點的點 810 具有座標值 $(-1.056, -1.062)$ 。圖 8 的軌跡 800 可藉由將 PPG 訊號沿著 X 軸於時間 T 的大小作為 X 軸座標值，並將延遲時間 $T+D$ 的大小作為 Y 軸座標值來繪製，在此例中相對延遲 D 為 50。

【0092】 圖 9 為根據本揭露的一實施例所繪示的基於雙變量高斯 (Bi-variate Gaussian based) 的動態時間扭曲 (Dynamic time warping, DTW) 輪廓的範例圖。請參照圖 9，圖中繪示將進行比較的兩個片段 902 和 912。高斯曲線 904 和 914 分別示出片段 902 和 912 應加重權重的部分，以利比較。由此可見，中央部分可加重权重，而端部可減輕权重。雙變量高斯輪廓 920 示出上述兩片段 902 和 912 的感興趣區域。

【0093】 圖 10A 和 10B 為根據一實施例所繪示的 BCG 片段匹配結果的示範性波型。

【0094】 圖 10A 為根據本揭露的一實施例所繪示的 BCG 波形的逐點匹配

的範例圖示。圖 10A 繪示採用本揭露動態時間扭曲法於兩個連續 BCG 片段上的 DTW 圖形性能的範例，其中突出特徵，尤其是收縮波形，被成對地正確識別，而邊緣剩餘部分則顯示不匹配。請參照圖 10A，其中繪示片段 1 和片段 2，其中片段 1 和 2 中的各點各自匹配。一片段上的一點可匹配於其他片段上的多點。舉例來說，片段 1 上的點 1000 可匹配於片段 2 上的點 1000a 和 1000b。雖然各實施例具有不同方法以從複數個匹配點中選擇一點，其中一種所用的方法可為保留最近的一個點，基此，對於片段 1 上的點 1000，片段 2 上的點 1000b 可被保留作為匹配點。相似地，片段 2 上的點 1002 可被匹配於片段 1 上的點 1002a。未被選定點稱為剩餘點，而可被忽略。

【0095】 圖 10B 為根據本揭露的一實施例所繪示的已移除剩餘點的 BCG 匹配比對的範例圖示。請參照圖 10B，其繪示 BCG 的匹配比對，其中片段 1 和 2 的剩餘點已移除。所述兩片段藉由移除剩餘點，被截短為同一長度。各實施例中可將心跳匹配結果用於諸如心跳心律失常檢測、心率變異性和血壓計算等的應用程式。

【0096】 圖 11A 至 11E 為根據本揭露的一實施例所繪示的各標記圖的特徵點。圖 11A 至 11C 示出 BCG 訊號的特徵點，圖 11D 示出 ECG 訊號的特徵點，而圖 11E 示出 PPG 訊號的特徵點。所述特徵點（例如，BCG 訊號中的 J 波峰或 I 波峰、ECG 訊號中的 R 波峰和 PPG 訊號上的主波峰）可在初始化或重設之後，透過針對第一片段搜尋區域最大能量點來判定。接續片段的對應特徵點可利用本動態

時間扭曲法進行識別。

【0097】 根據一實施例，在初始化或重設之後，可類似地選擇第一片段的其他基準點，接著可重複地識別接續片段的基準點。舉例來說，若 PPG 波上的主底（Primary Foot）被選定作為第一事件的特徵點，則本揭露的架構可在接續的 PPG 片段中識別出對應的主波峰。

【0098】 圖 12 為根據本揭露的一實施例所繪示的心跳位置內插的範例波形。鑑於感測器取樣率的限制，心跳檢測的精度為 $1/F_s$ ，如圖 12 所示，其中 F_s 為取樣頻率。根據一實施例，本範例系統進一步提出內插（Interpolation）以增加心跳位置的解析度使其超出原始取樣率。

【0099】 在一實施例中，可由以下等式推導出較為精確的心跳位置和振幅：

$$Amplitude = \sqrt{Amplitude_p^2 - 0.8467 * (Amplitude_{p-1} - Amplitude_{p+1})^2} \quad (1)$$

Shift ratio =

$$\sqrt{\left| \frac{Amplitude_{p+1} - Amplitude_{p-1}}{Amplitude_p} \right|} * \text{sign} \left(\frac{Amplitude_{p+1} - Amplitude_{p-1}}{Amplitude_p} \right) * 0.602 \quad (2)$$

其中 $Amplitude_{p-1}$ 、 $Amplitude_p$ 、 $Amplitude_{p+1}$ 為三個相鄰點的振幅，且中點 P 被選定為特徵點。上述「偏移率（Shift ratio）」為中點 P 的水平調整相對於其所在片段長度的百分率。可以理解的是，本範例系統可使用任一類型的內插法，而不悖離本揭露的範圍。舉

例來說，所述內插法可包括高階多項式內插（**Higher Order Polynomial Interpolation**）、線性內插（**Linear Interpolation**），以及其它內插法。

【0100】 根據一實施例，當一啟用流（**Enable Stream**）被觸發，則開始心跳和基準點的檢測。舉例來說，如圖 5 中關於動作檢測所述，當使用者活動等級低於一預定閾值時，心跳資訊會持續地進行計算。

【0101】 只要使用者活動等級越過預定閾值，本範例系統基於一重設旗標（**Reset Flag**），將心跳和基準點檢測重設。根據一實施例，在一可穿戴式裝置應用程式中，本範例系統會隨著重設旗標記錄位置／方位的估計。所述位置估計提供受測量對象的有價值的手勢資訊，尤其是指睡眠數據。

【0102】 根據一實施例，本範例系統可將位置資訊與心跳和基準點結合，用於其他診斷應用中，例如睡眠分階（**Sleeping Staging**）、心率變異性（**HRV**）診斷，和睡眠位置診斷（**Sleeping Position Diagnosis**）。

【0103】 各實施例中已說明 **BCG**、**ECG** 和 **PPG** 訊號的處理。然而，應了解的是本揭露各實施例亦可應用於其他生理訊號。

【0104】 本揭露各實施例可被描述為電腦程式，並實作於執行使用非暫時性電腦可讀取記錄媒體的程式的一般用途數位電腦。

【0105】 非暫時性電腦可讀取記錄媒體可包括例如磁性儲存媒體（例如，唯讀記憶體（**ROM**）），磁片（**Floppy Disks**）和硬碟（**Hard**

Disks)) 和光學記錄媒體 (例如 , 光碟 (CD-ROMs) 或數位多功能光碟 (DVDs)) 。

【0106】 上述範例實施例已說明如上 , 並藉由各種實施例來說明如何實施並提供可程式化去重複率控制機制給去重複記憶體系統的系統和方法。任何所屬技術領域中具有通常知識者 , 在不脫離本揭露的精神和範圍內 , 當可作些許的更動與潤飾 , 故本揭露的保護範圍當視後附的申請專利範圍所界定者為準。

【符號說明】

【0107】

100 : 使用者可穿戴式裝置

102 : 顯示器

110 、 112 : 處理器

120 : 感測器模組

122 、 124 : 感測器

130 : 電池

140 : 繫帶

142 : 扣夾

200 : 中央處理器

210 : 記憶體

212 : 作業系統

214 : 應用程式

- 216：非揮發性記憶體
- 218：揮發性記憶體
- 220：輸入／輸出界面
- 230：通訊介面
- 240：電源管理單元
- 250：分解模組
- 260：重建模組
- 270：帶通濾波器
- 300：智慧型手機
- 302：通訊訊號

【發明申請專利範圍】

【第1項】 一種提供即時訊號分段和基準點對準架構的方法，包括：

判斷經由至少一感測器的至少一通道自使用者接收之第一訊號的訊號類型；

監控所述使用者的動作，其中當所監控的所述動作低於預定閾值時：

從所述第一訊號提供第二訊號；

將所述第二訊號分段，以形成第一訊號段與第二訊號段；

基於所述訊號類型，處理所述第一訊號段與所述第二訊號段，以決定所述第一訊號段與所述第二訊號段中的每一個的基準點（fiducial point），

其中

當所述第一訊號的所述訊號類型判定為心衝擊波（BCG）訊號時：

自所述第一訊號段判定一第一事件位置，及將所述第一事件位置識別為所述第一訊號段的所述基準點，

將來自所述第二訊號段的一或多個相鄰點匹配到所述第一訊號段的所述基準點，以及

選擇所述一或多個相鄰點中的一者做為對應於所述第一訊號段的所述基準點之所述第二訊號段的基準點；以及

利用所述基準點，產生第三訊號。

【第2項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，其中所述第一訊號段與所述第二訊號段中的每一個的所述基準點是藉由判定局部最大值與局部最小值中之一者而判定。

【第3項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，其中當所述第一訊號判定為心電波（ECG）訊號或光體積變化描述波（PPG）訊號時，所述第一訊號通過預處理，並且藉此提供相同於所述第一訊號的所述第二訊號，及

當所述第一訊號判定為心衝擊波訊號時，藉由以時域（Time-domain）處理與時頻（Time-frequency）處理其中之一者對所述第一訊號進行預處理來提供所述第二訊號。

【第4項】 如申請專利範圍第3項所述的方法，其中時域處理包括帶通過濾（Bandpass Filtering）。

【第5項】 如申請專利範圍第3項所述的方法，其中所述時頻處理包括小波係數重建（Wavelet Coefficient Reconstruction）。

【第6項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，更包括完成用以接收所述第一訊號的所述至少一通道其中一者的選擇。

【第7項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，更包括儲存部分的所述第一訊號。

【第8項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，包括利用時間延遲嵌入（Time Delay Embedding，TDE）心跳檢測法與適應性閾值法（Adaptive Thresholding）其中之一者來形成所述第一訊號段與所述第二訊號段。

【第9項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，更包括利用相似度匹配技術來匹配所述第一訊號段與所述第二訊號段。

【第10項】 如申請專利範圍第9項所述的方法，其中所述相似度匹配技術包括動態時間扭曲（Dynamic Time Warping，DTW）法與相關法（Correlation Method）的至少一者。

【第11項】 如申請專利範圍第10項所述的方法，更包括將機率函數應用於所述動態時間扭曲法，以將不同權重分配予部分的所述第一訊號段與所述第二訊號段。

【第12項】 如申請專利範圍第1項所述的方法，更包括若所述第三訊號低於預定閾值，選擇新通道以自所述使用者接收所述第一訊號，其中所述至少一通道中的任一者可為所述新通道。

【第13項】 一種提供即時訊號分段和基準點對準架構的系統，包括：

至少一感測器，經配置以自使用者取得第一訊號，其中所述至少一感測器具有至少一通道，且所述第一訊號來自所述至少一通道中的一個通道，且其中所述至少一感測器的至少一者經配置以監控所述使用者的動作；以及

診斷處理器，經配置以：

當受監控的所述動作低於預定閾值時：

判斷所述第一訊號的訊號類型；

從所述第一訊號提供第二訊號；

將所述第二訊號分段，以形成第一訊號段與第二訊號段；

基於所述訊號類型，處理所述第一訊號段與所述第二訊號段，以決定所述第一訊號段與所述第二訊號段中的每一個的基準點，

其中當所述第一訊號判定為心衝擊波（**BCG**）訊號時，所述診斷處理器，經配置以：

自所述第一訊號段判定一第一事件位置，及將所述第一事件位置識別為所述第一訊號段的所述基準點，

將來自所述第二訊號段的一或多個相鄰點匹配到所述第一訊號段的所述基準點，

選擇所述一或多個相鄰點中的一者做為對應於所述第一訊號段的所述基準點之所述第二訊號段的所述基準點，以及利用所述基準點，產生第三訊號。

【第14項】如申請專利範圍第13項所述的系統，更包括記憶體，其經配置以至少儲存所述使用者的身體位置資訊，其中所述身體位置資訊是由所述診斷處理器從所述至少一感測器所監控之訊號來判定。

【第15項】如申請專利範圍第13項所述的系統，其中所述第一訊號段與所述第二訊號段中的每一個的所述基準點是藉由判定局部最大值與局部最小值中之一者而判定。

【第16項】如申請專利範圍第13項所述的系統，其中當所述第一訊號類型判定為心電波（**ECG**）訊號或光體積變化描述波（**PPG**）訊號時，所述診斷處理器經配置以通過對所述第一訊號進行預處理，並且藉此提供相同於所述第一訊號的所述第二訊號，及

當所述第一訊號類型為心衝擊波訊號時，所述診斷處理器藉由以時域處理與時頻處理其中之一者對所述第一訊號進行預處理來提供所述第二訊號。

【第17項】 如申請專利範圍第16項所述的系統，其中時域處理包括帶通過濾。

【第18項】 如申請專利範圍第16項所述的系統，其中所述時頻處理包括小波係數重建。

【第19項】 如申請專利範圍第13項所述的系統，其中所述診斷處理器經配置以完成用以自所述至少一感測器接收所述第一訊號的通道的選擇。

【第20項】 如申請專利範圍第13項所述的系統，更包括記憶體，其經配置以儲存至少部分的所述第一訊號。

【第21項】 如申請專利範圍第13項所述的系統，其中所述診斷處理器經配置以利用時間延遲嵌入（TDE）心跳檢測法與適應性閾值法其中之一者來形成所述第一訊號段與所述第二訊號段。

【第22項】 如申請專利範圍第13項所述的系統，其中所述診斷處理器經配置以利用相似度匹配技術來匹配所述第一訊號段與所述第二訊號段。

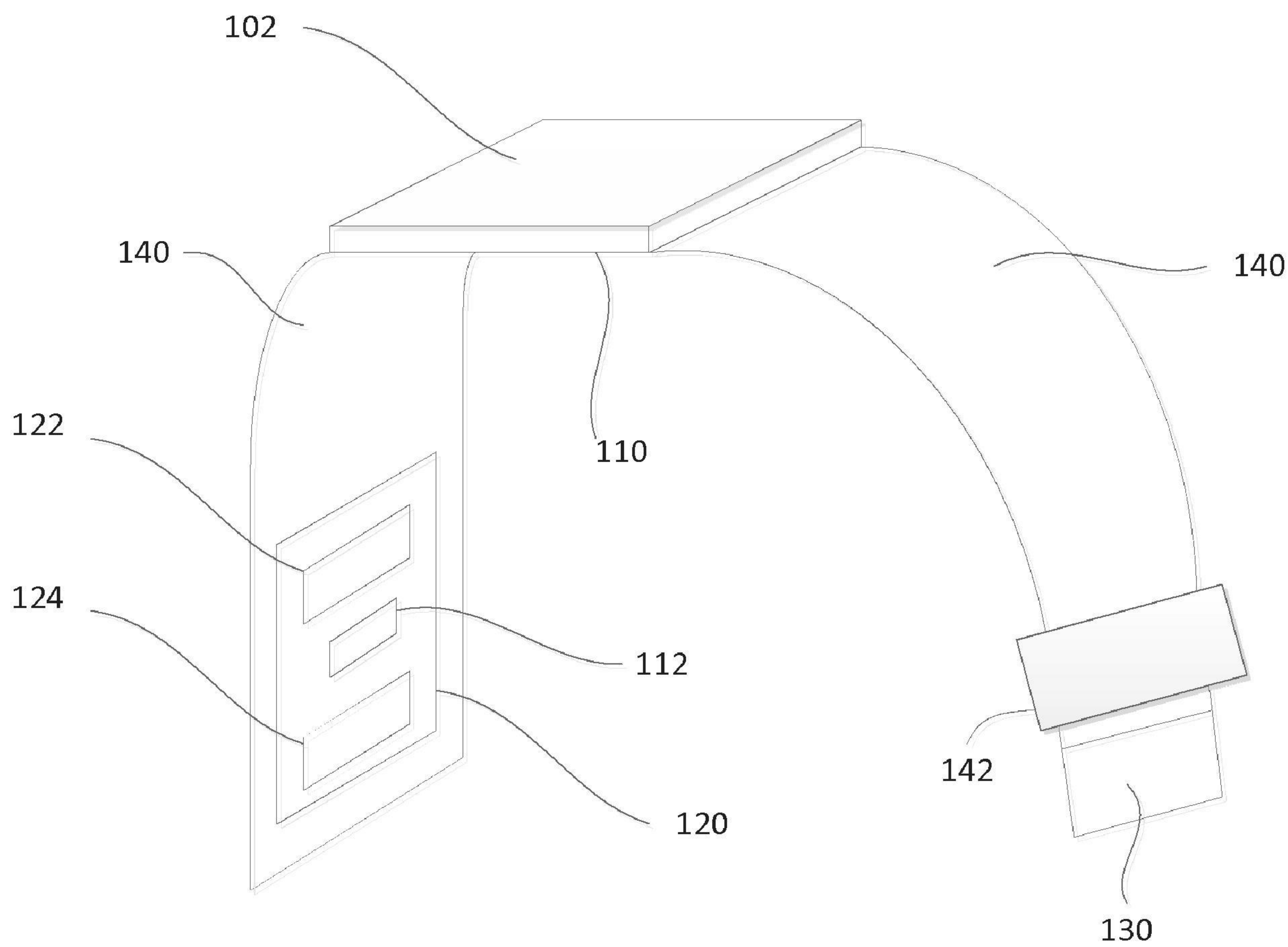
【第23項】 如申請專利範圍第22項所述的系統，其中所述相似度匹配技術包括動態時間扭曲（DTW）法與相關法的至少一者。

【第24項】 如申請專利範圍第23項所述的系統，其中所述診斷處理器經配置以將機率函數應用於所述動態時間扭曲法，以將不同權重分配予部分的所述第一訊號段與所述第二訊號段。

【第25項】 如申請專利範圍第13項所述的系統，其中所述診斷處理器經配置以，若所述第三訊號低於預定閾值，自所述至少一感測器選擇通道以自所述使用者接收所述第一訊號。

【發明圖式】

使用者可穿戴式裝置
100



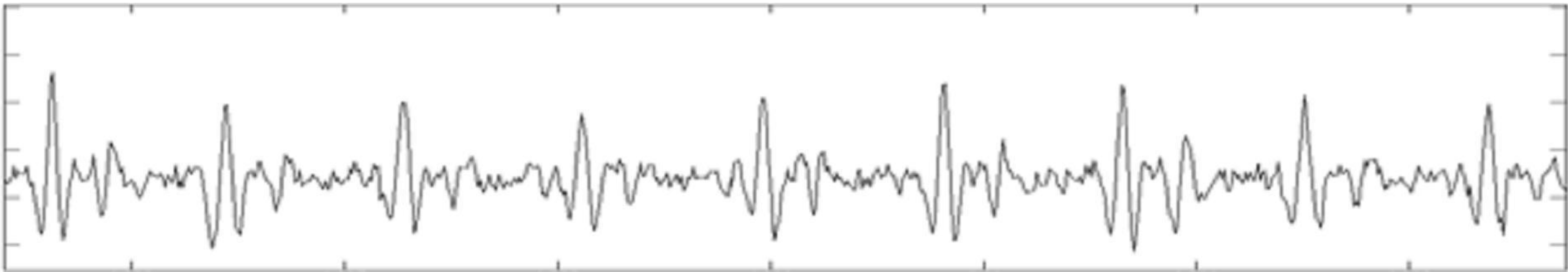
【圖1】



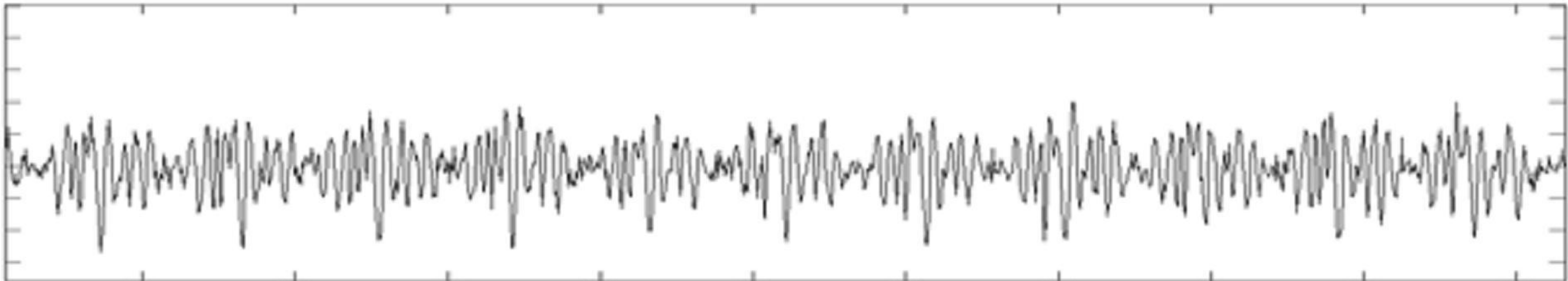
【圖2】



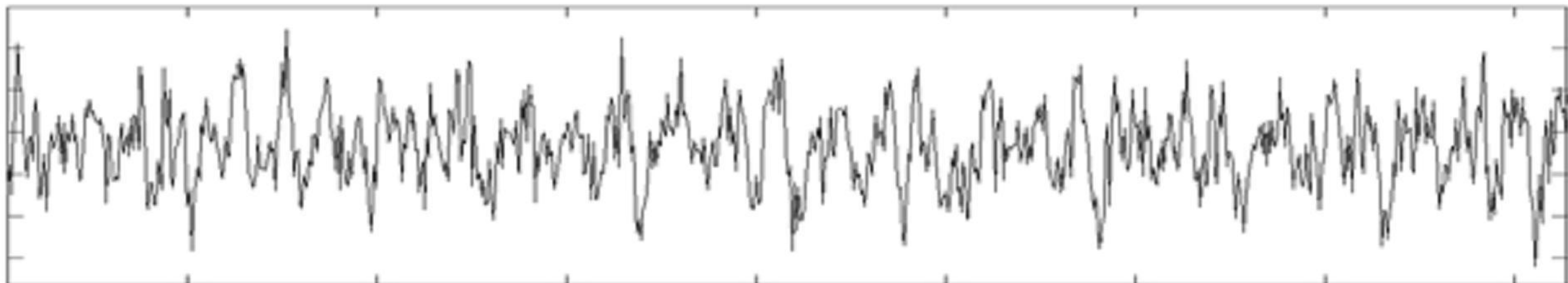
【圖3】



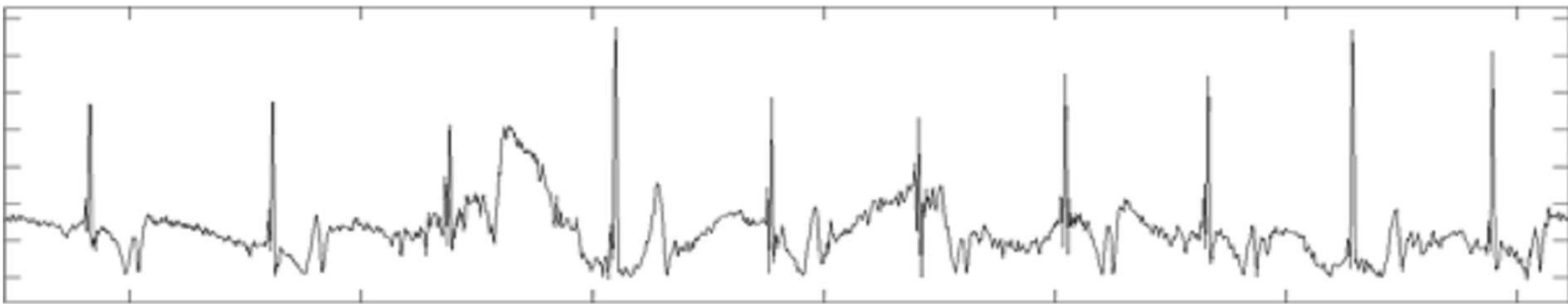
【圖4A】



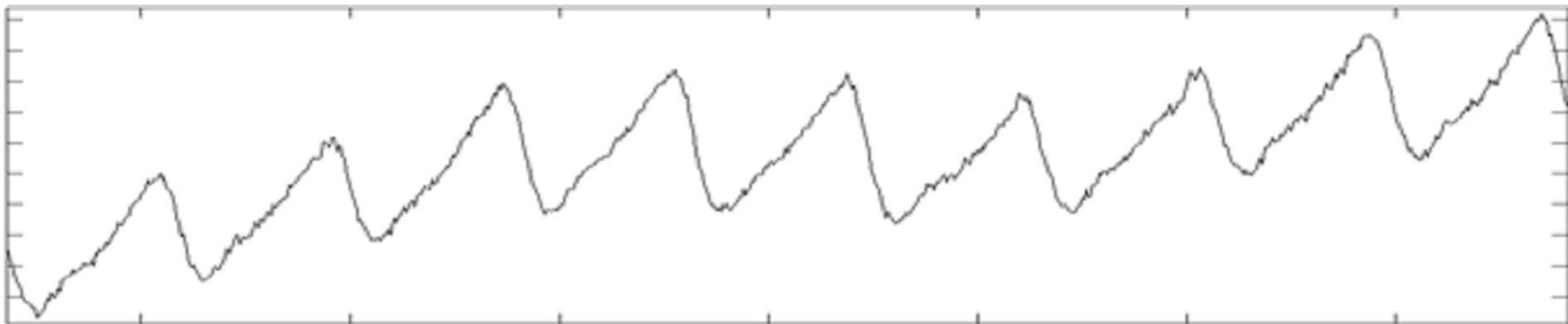
【圖4B】



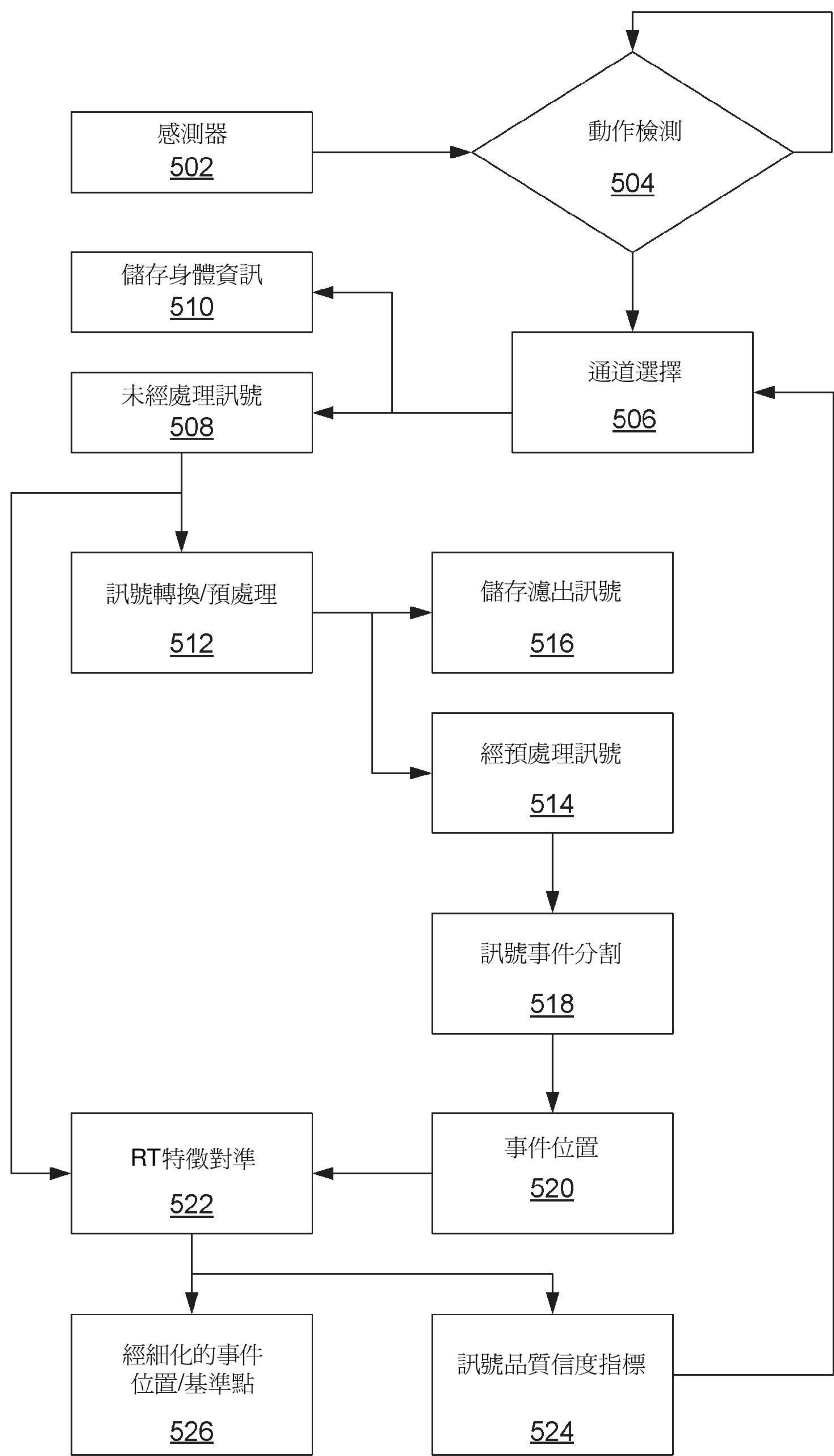
【圖4C】



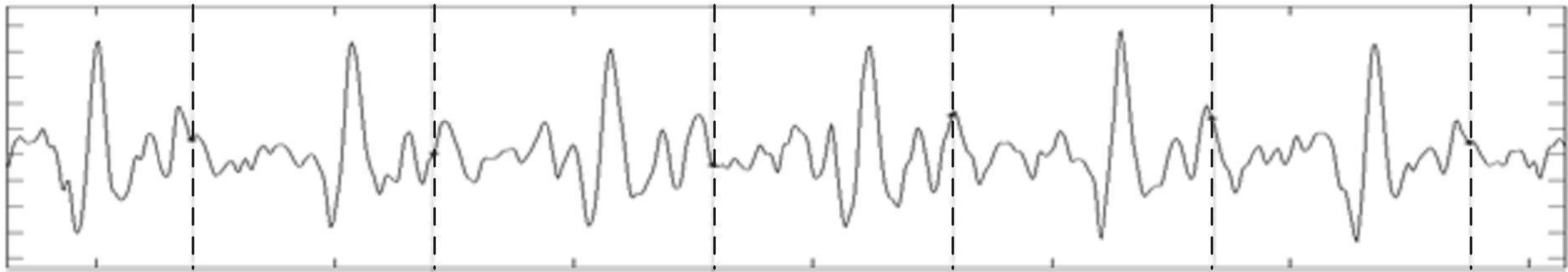
【圖4D】



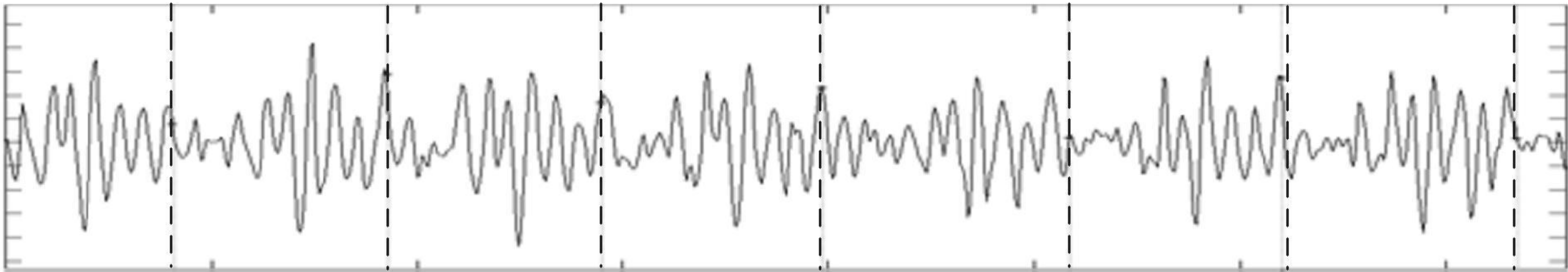
【圖4E】



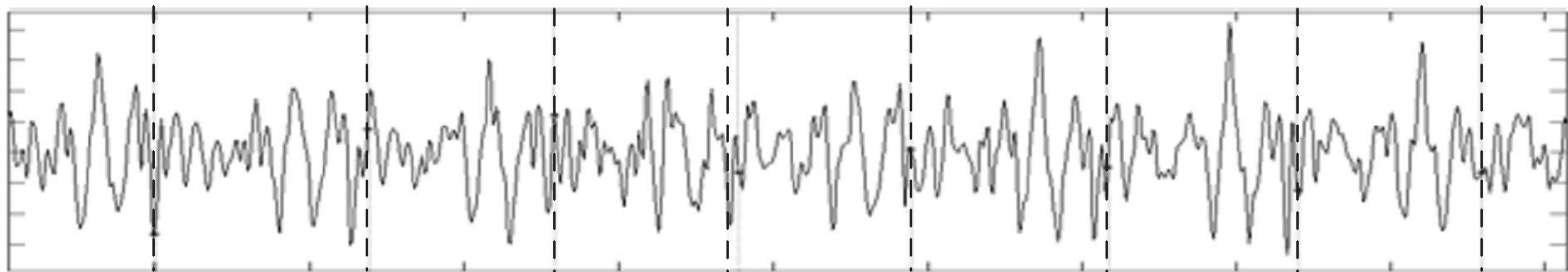
【圖5】



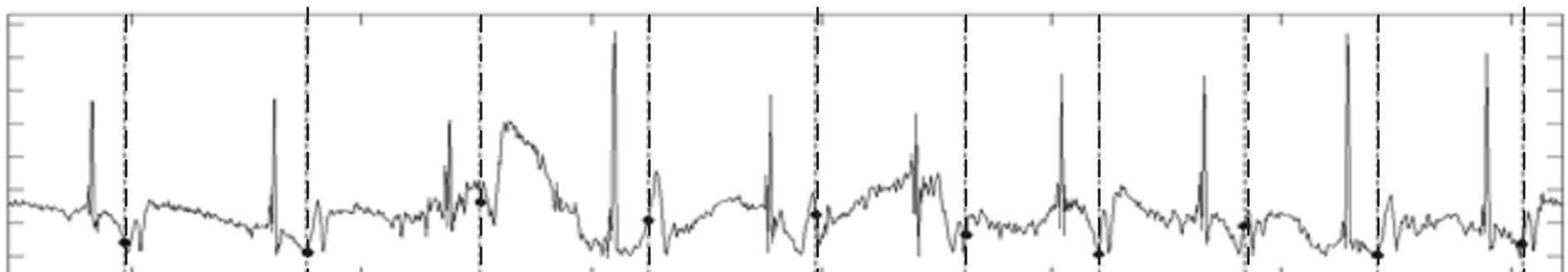
【圖6A】



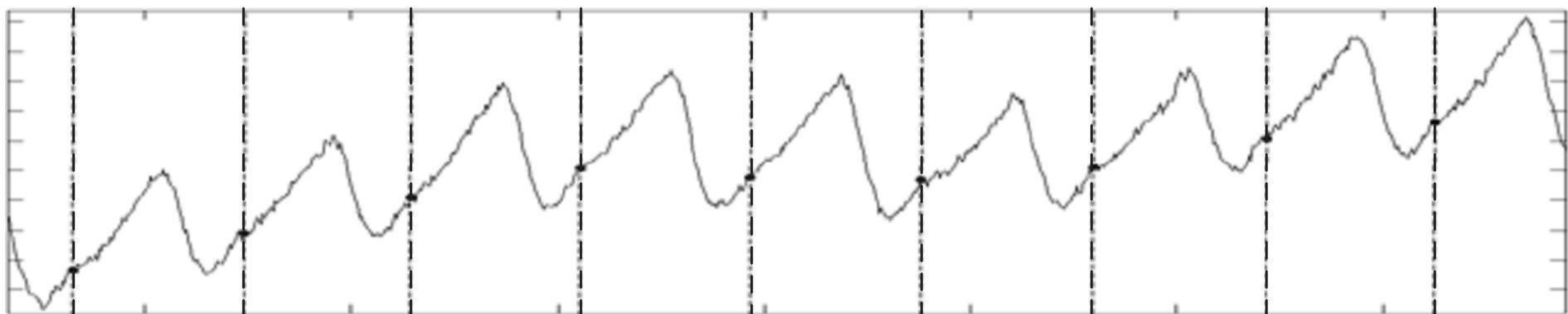
【圖6B】



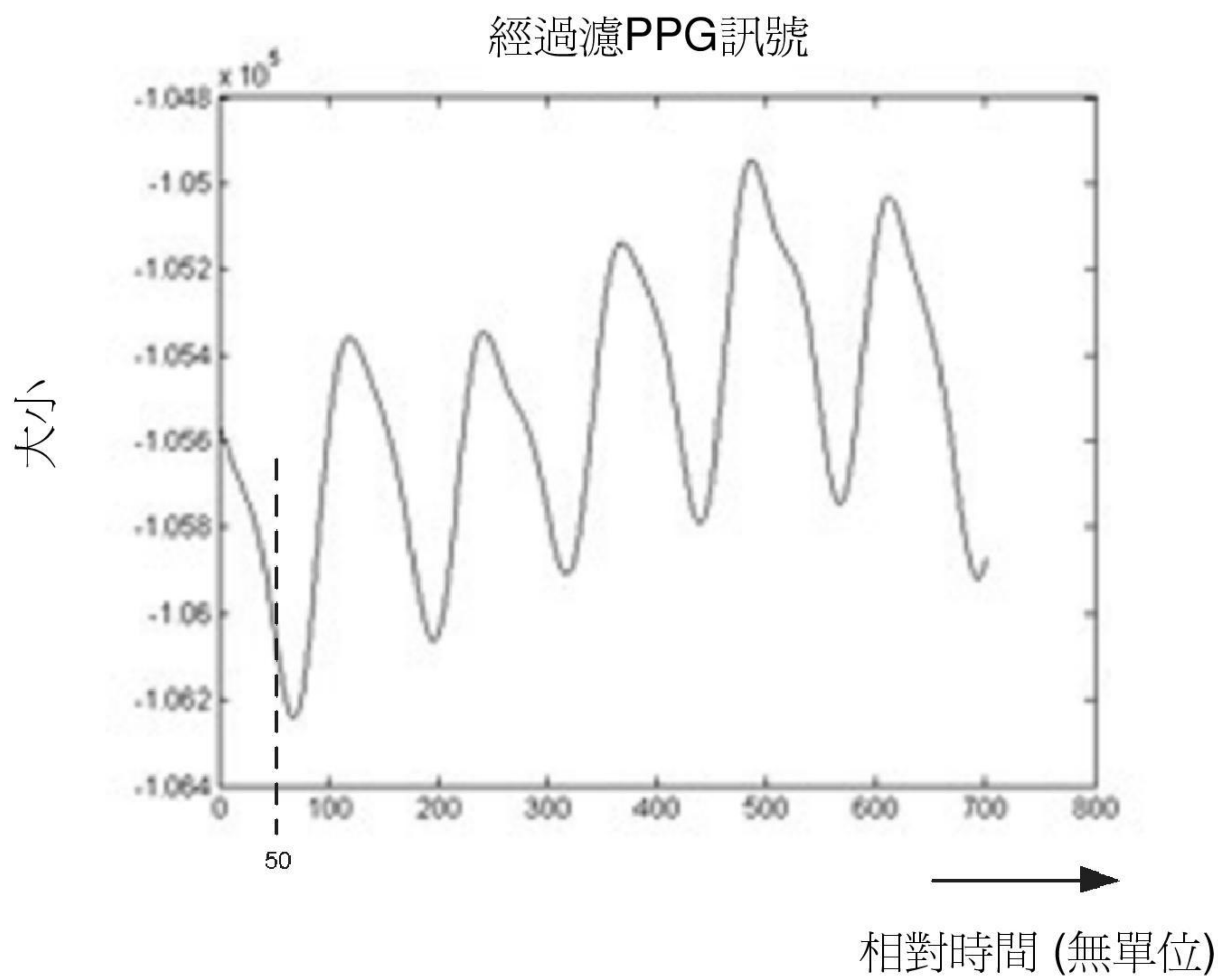
【圖6C】



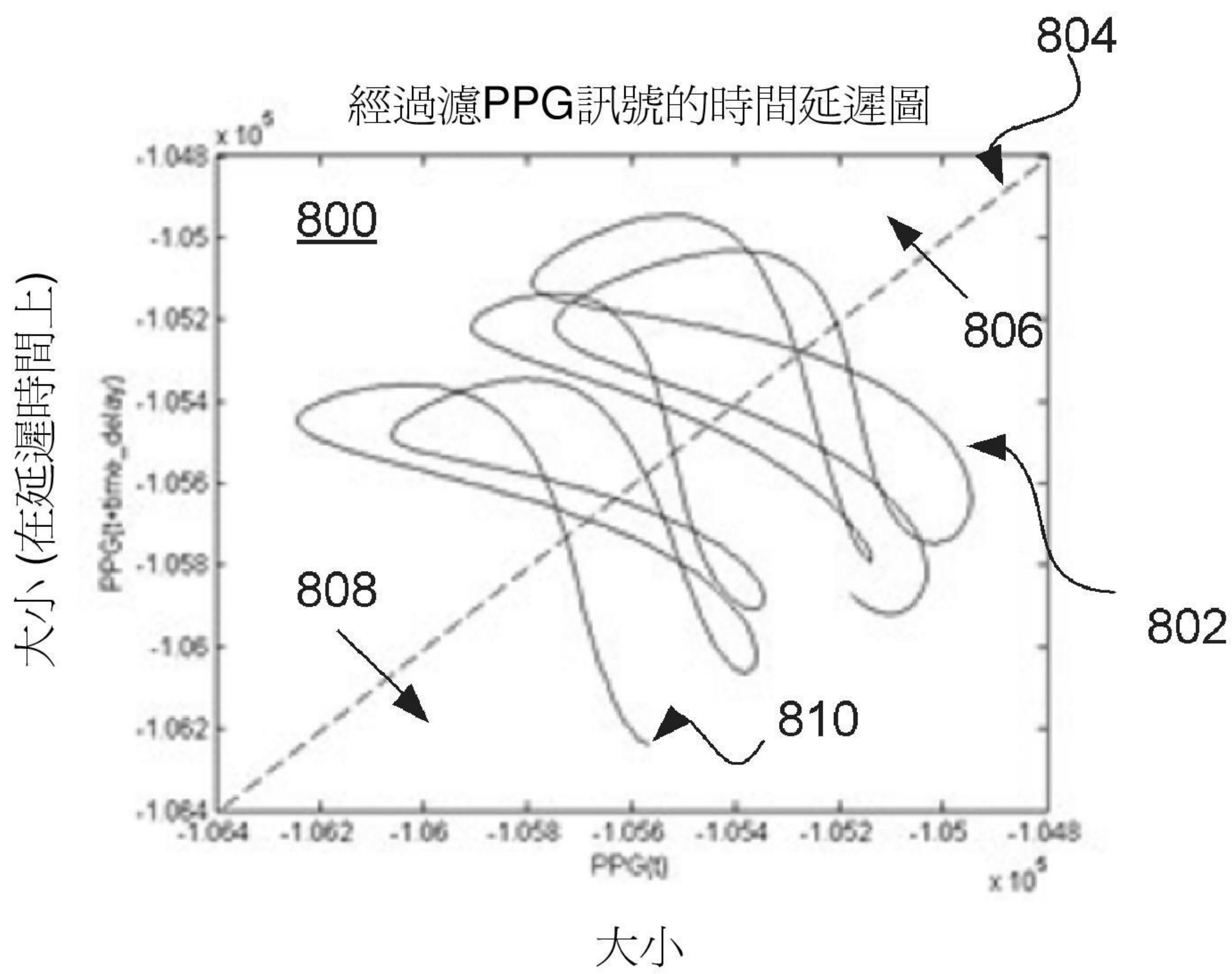
【圖6D】



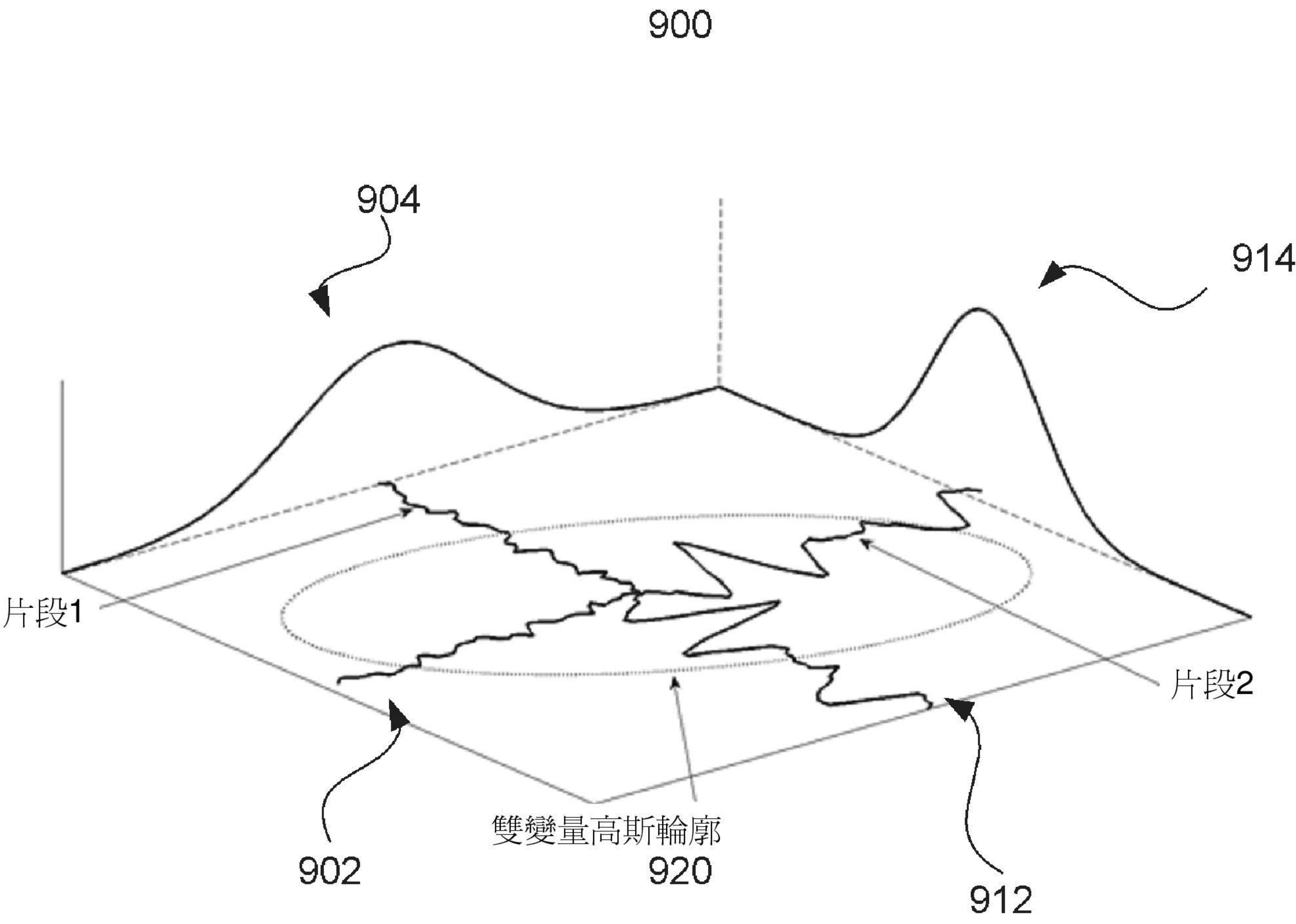
【圖6E】



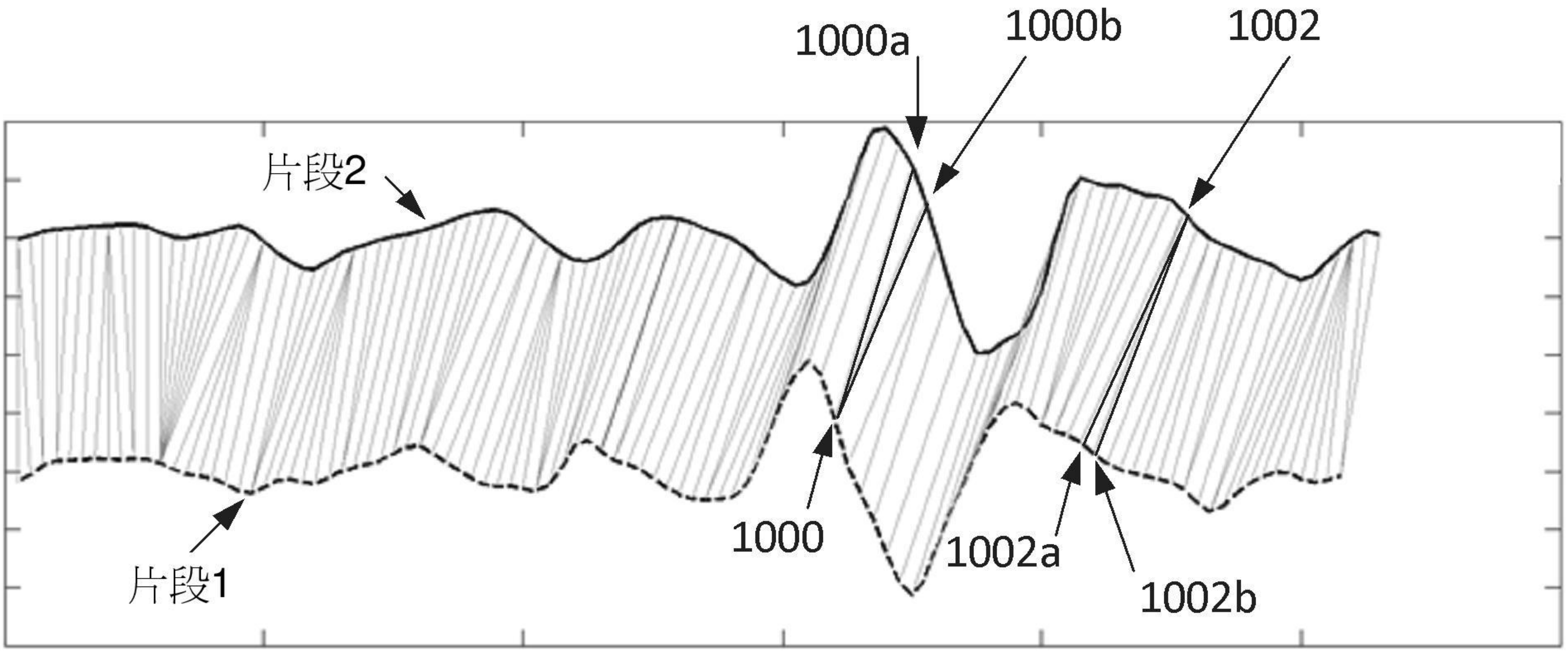
【圖7】



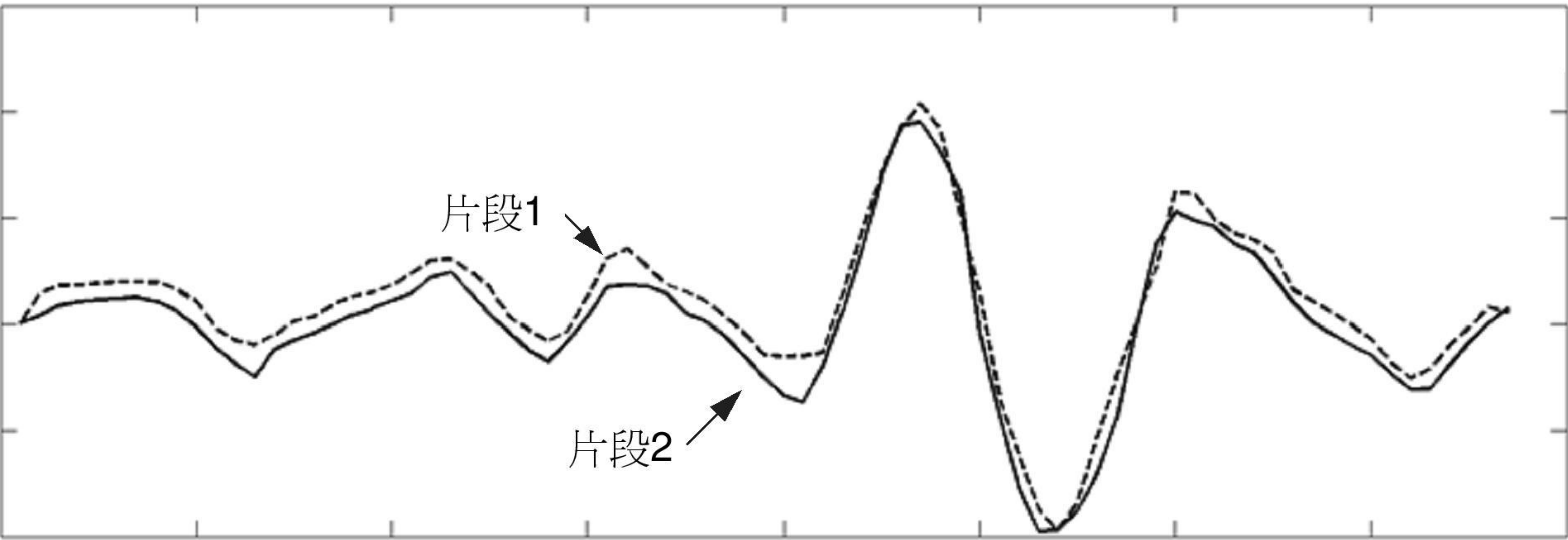
【圖8】



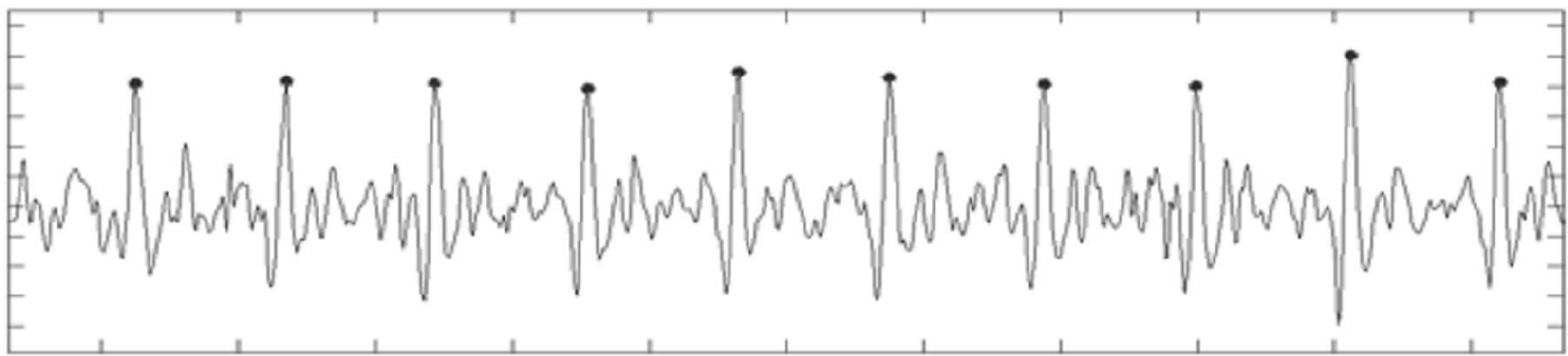
【圖9】



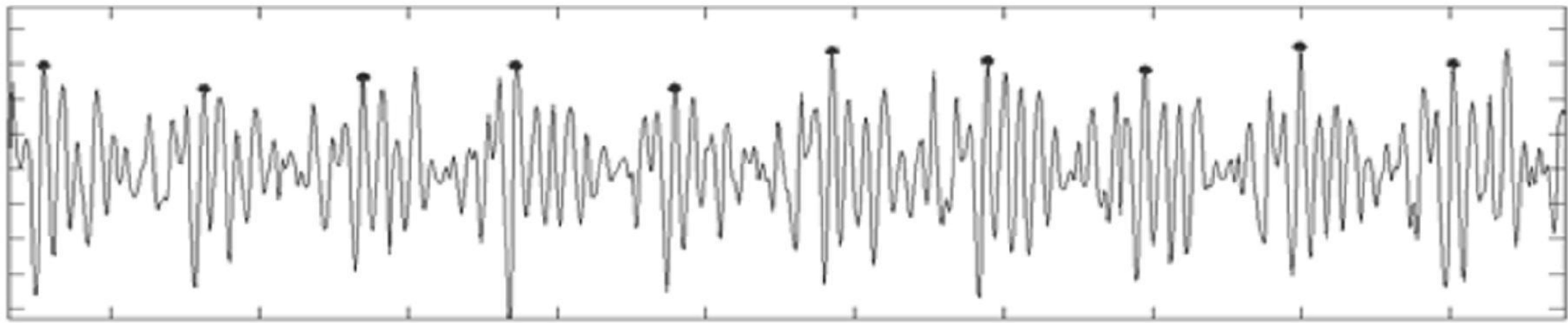
【圖10A】



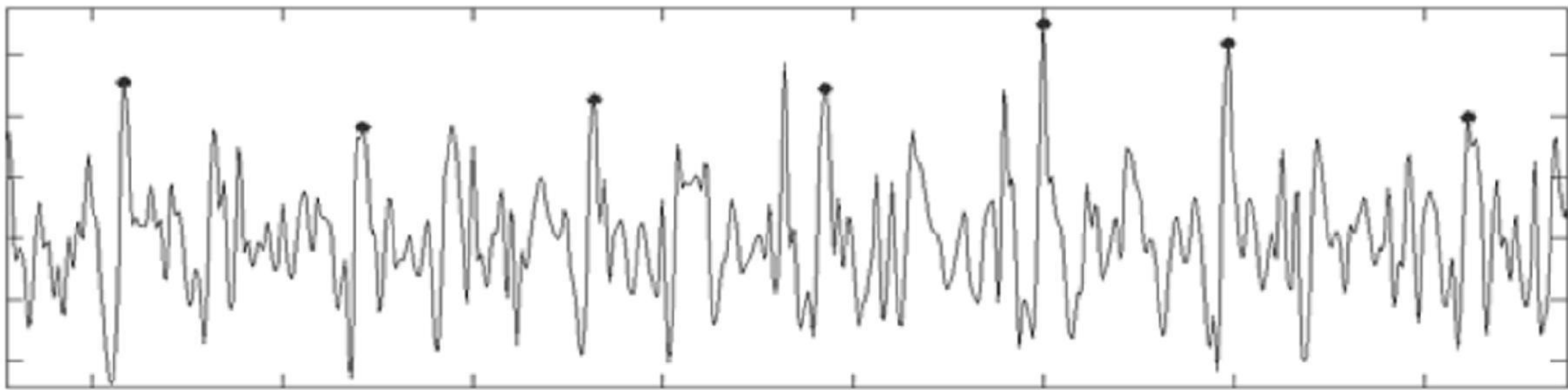
【圖10B】



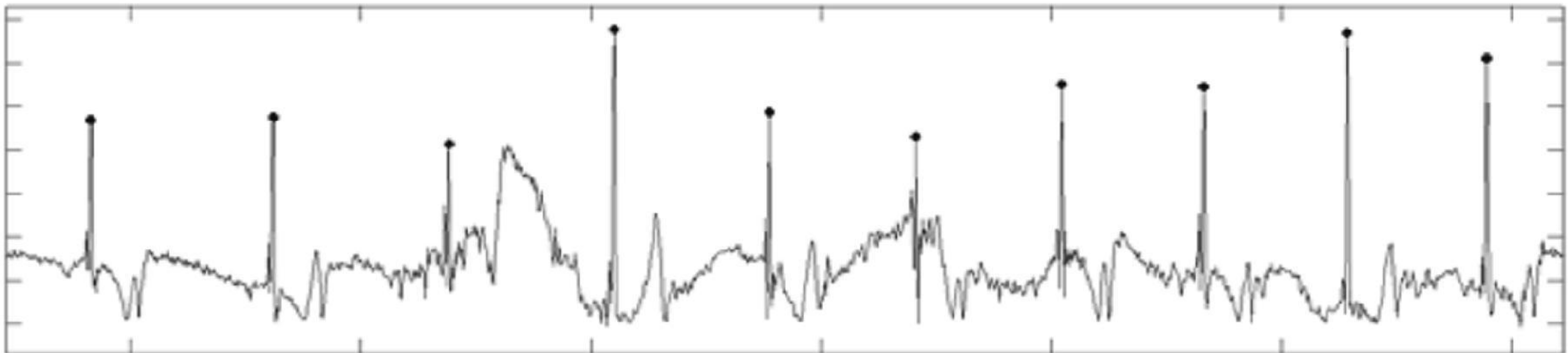
【圖11A】



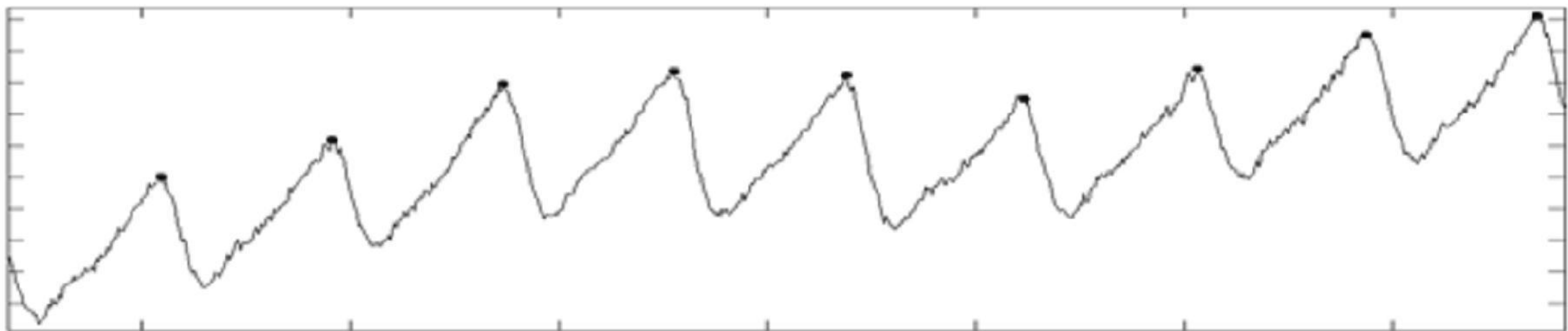
【圖11B】



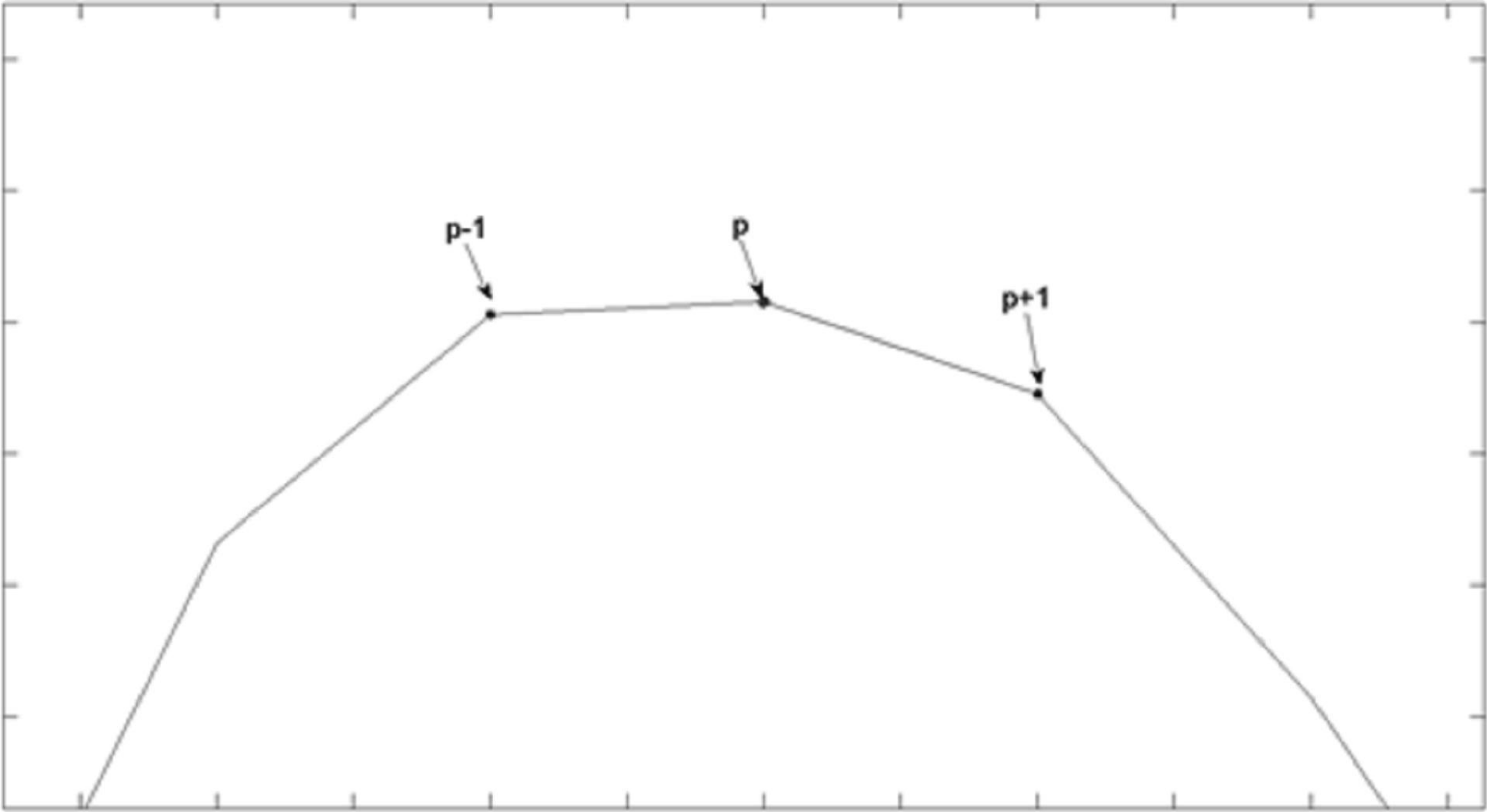
【圖11C】



【圖11D】



【圖11E】



【圖12】