



(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 I744017 B

(45)公告日：中華民國 110 (2021) 年 10 月 21 日

(21)申請案號：109134135

(22)申請日：中華民國 109 (2020) 年 09 月 30 日

(51)Int. Cl. : A61B5/0245 (2006.01)

A61B5/352 (2021.01)

A61B5/16 (2006.01)

A61B5/021 (2006.01)

(71)申請人：高雄醫學大學(中華民國) (TW)

高雄市三民區十全一路 100 號

國立中山大學(中華民國) (TW)

高雄市鼓山區蓮海路 70 號

(72)發明人：賴怡宏(TW)；郭藍遠(TW)；彭昭暉(TW)；楊家琪(TW)；蘇瑋淵(TW)

(74)代理人：高玉駿；楊祺雄

(56)參考文獻：

CN 109846459A

US 2019/0175118A1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：6 項 圖式數：5 共 25 頁

(54)名稱

疲勞分析方法

(57)摘要

一種疲勞分析方法，藉由一伺服端來實施，該伺服端用於持續接收相關於一觀察者的心電訊號，當該伺服端接收到該觀察者於一先前時間期間中測得的心電訊號時，獲得在該先前時間期間中之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 n 個連續的先前時間點，並在接收到該觀察者於一當前時間期間中測得的心電訊號時，獲得該當前時間期間之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的一當前時間點，進而分析該觀察者是否進入一疲勞狀態。藉由本發明疲勞分析方法，該伺服端能夠即時判斷該觀察者是否進入疲勞狀態，進而可應用於需要即時判斷該觀察者是否疲勞的產業。

指定代表圖：

符號簡單說明：

301~315:步驟

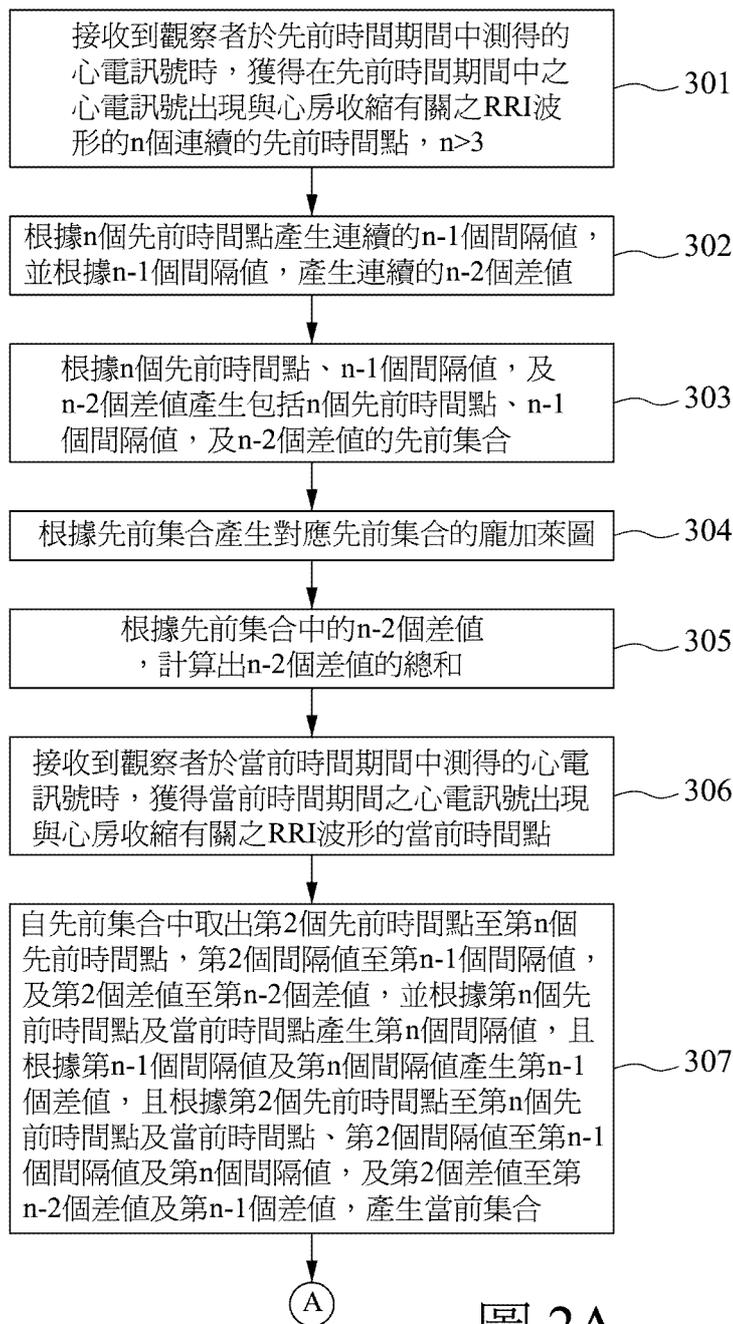


圖 2A

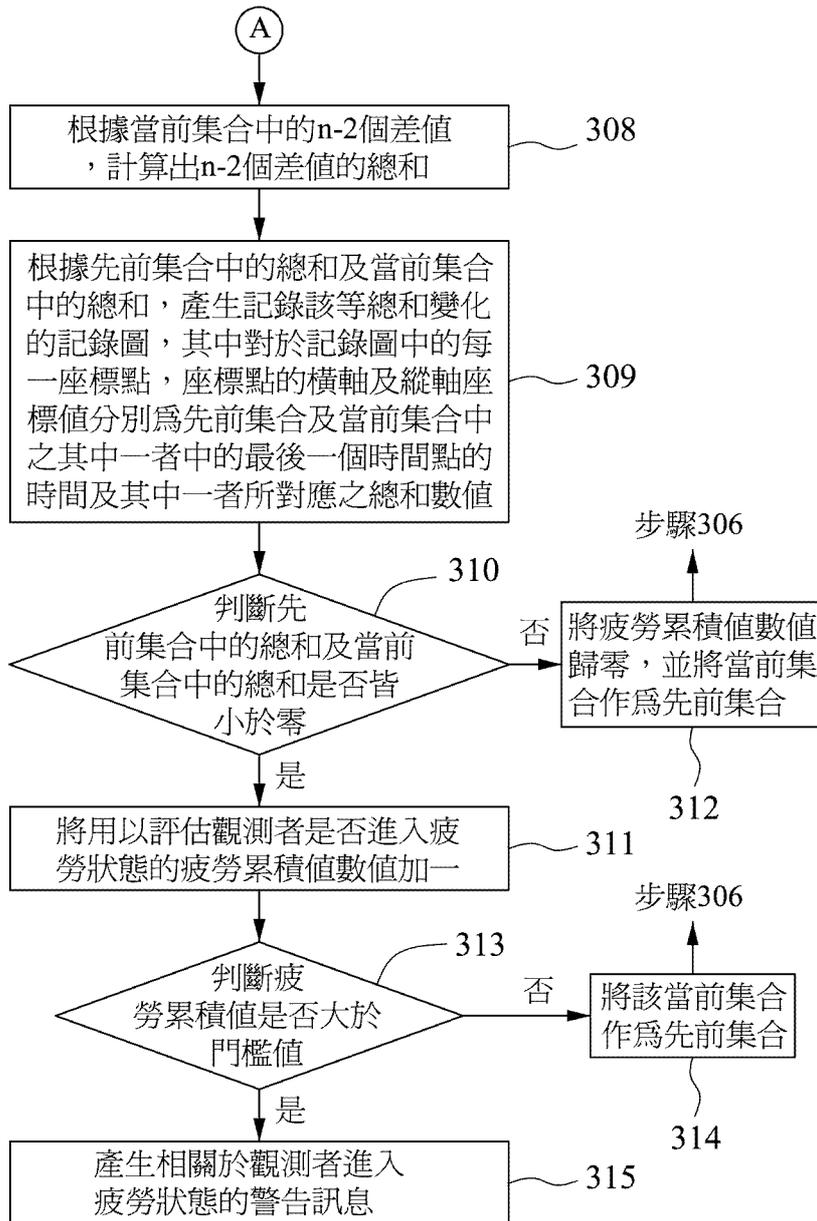


圖 2B



I744017

【發明摘要】

【中文發明名稱】 疲勞分析方法

【中文】

一種疲勞分析方法，藉由一伺服器端來實施，該伺服器端用於持續接收相關於一觀察者的心電訊號，當該伺服器端接收到該觀察者於一先前時間期間中測得的心電訊號時，獲得在該先前時間期間中之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 n 個連續的先前時間點，並在接收到該觀察者於一當前時間期間中測得的心電訊號時，獲得該當前時間期間之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的一當前時間點，進而分析該觀察者是否進入一疲勞狀態。藉由本發明疲勞分析方法，該伺服器端能夠即時判斷該觀察者是否進入疲勞狀態，進而可應用於需要即時判斷該觀察者是否疲勞的產業。

【指定代表圖】：圖（2）。

【代表圖之符號簡單說明】

301~315…… 步驟

【發明說明書】

【中文發明名稱】 疲勞分析方法

【技術領域】

【0001】本發明是有關於一種數據處理方法，特別是指一種利用每次心房收縮間隔時間進行分析的疲勞分析方法。

【先前技術】

【0002】疲勞是一種生理訊號，多為代表受觀察者需要休息，當人體感覺疲勞卻仍持續不進行休息時，有可能發生注意力分散、反應遲緩、視力下降、視野變小等不良影響，因此在執行需要高度集中注意力或高危險性的行為或工作時，例如駕駛車輛或處理毒物，如何偵測觀察者是否疲勞成為目前業界鑽研的技術。

【0003】而目前有關偵測疲勞的方法，如中華民國專利第1559902號發明案所揭示，根據所量測到心電訊號產生R波間隔數值(R-R interval, RRI)，並將R波間隔數值進行快速傅利葉轉換(Fast Fourier Transform, FFT)及功率頻譜密度(power spectral density, PSD)計算以判斷是否進入疲勞狀態。雖然該方法僅需根據心電訊號即可判斷觀察者是否進入疲勞狀態，然而，在該方法中需要將屬於時域的R波間隔數值透過快速傅利葉轉換變換為頻域數

值進行分析，導致不適合即時判斷觀察者是否進入疲勞狀態，有鑑於此，實有必要提出一種全新方法以即時判斷觀察者是否進入疲勞狀態。

【發明內容】

【0004】因此，本發明的目的，即在提供一種不需將心電訊號的RRI時域數值轉換為頻域數值的一疲勞分析方法。

【0005】於是，本發明一種疲勞分析方法，藉由一伺服端來實施，該伺服端用於持續接收相關於一觀察者的心電訊號，該疲勞分析方法包含一步驟(A)、一步驟(B)、一步驟(C)、一步驟(D)、一步驟(E)、一步驟(F)、一步驟(G)、一步驟(H)，及一步驟(I)。

【0006】在該步驟(A)中，當該伺服端接收到該觀察者於一先前時間期間中測得的心電訊號時，藉由該伺服端，獲得在該先前時間期間中之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 n 個連續的先前時間點， $n > 3$ 。

【0007】在該步驟(B)中，藉由該伺服端，根據該 n 個先前時間點，產生連續的 $n-1$ 個間隔值，並根據該 $n-1$ 個間隔值，產生連續的 $n-2$ 個差值。

【0008】在該步驟(C)中，藉由該伺服端，根據該 n 個先前時間點、該 $n-1$ 個間隔值，及該 $n-2$ 個差值，產生一包括該 n 個先前時間點、該 $n-1$ 個間隔值，及該 $n-2$ 個差值的先前的集合。

【0009】在該步驟(D)中，藉由該伺服端，根據該先前的集合中的 $n-2$ 個差值，計算出該 $n-2$ 個差值的一總和。

【0010】在該步驟(E)中，當該伺服端接收到該觀察者於一當前時間期間中測得的心電訊號時，藉由該伺服端，獲得該當前時間期間之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 m 個當前時間點， $m \geq 1$ 。

【0011】在該步驟(F)中，藉由該伺服端，自該先前的集合中取出第 $m+1$ 個先前時間點至第 n 個先前時間點，第 $m+1$ 個間隔值至第 $n-1$ 個間隔值，及第 $m+1$ 個差值至第 $n-2$ 個差值，並根據該第 n 個先前時間點及該 m 個當前時間點產生 m 個連續的間隔值，且根據該第 $n-1$ 個間隔值及該 m 個連續的間隔值產生 m 個連續的差值，且根據該第 $m+1$ 個先前時間點至該第 n 個先前時間點及該 m 個當前時間點、該第 $m+1$ 個間隔值至該第 $n-1$ 個間隔值及該 m 個間隔值，及該第 $m+1$ 個差值至該第 $n-2$ 個差值及該 m 個差值，產生一當前的集合。

【0012】在該步驟(G)中，藉由該伺服端，根據該當前的集合中的 $n-2$ 個差值，計算出 $n-2$ 個差值的一總和。

【0013】在該步驟(H)中，藉由該伺服端，判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和是否皆小於零。

【0014】在該步驟(I)中，當該伺服端判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和皆小於零時，藉由該伺服端，將一用以評估該觀察者是否進入一疲勞狀態的疲勞累積值數值加一。

【0015】本發明的功效在於：該伺服端根據該先前時間期間中測得的心電訊號，產生包括該 n 個先前時間點、該 $n-1$ 個間隔值，及該 $n-2$ 個差值的該先前的集合及該 $n-2$ 個差值的一總和，並根據該當前時間測到的心電訊號，產生該當前的集合及該當前的集合中的 $n-2$ 個差值的總和，以及判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和是否皆小於零，藉此，該伺服端能夠直接根據該等時域數值直接判斷觀察者是否進入疲勞狀態，而不須再將該等時域數值轉換為頻域數值再進行分析，而能大幅降低運算複雜度及分析時間，以即時地判斷觀察者是否進入疲勞狀態。

【圖式簡單說明】

【0016】本發明的其他的特徵及功效，將於參照圖式的實施方式中清楚地呈現，其中：

圖 1 是一示意圖，說明實施本發明疲勞分析方法的一實施例之一系統；

圖 2A 是一流程圖，說明本發明疲勞分析方法之實施例之一部分；

圖 2B 是一流程圖，說明本發明疲勞分析方法之實施例之另一部分；

圖 3 是一示意圖，說明本發明疲勞分析方法之實施例所產生的

一龐加萊圖；

圖 4 是一示意圖，說明本發明疲勞分析方法所產生的一記錄圖；

及

圖 5 是一示意圖，說明本發明疲勞分析方法之實施例所產生的另一記錄圖。

【實施方式】

【0017】在本發明被詳細描述之前，應當注意在以下的說明內容中，類似的元件是以相同的編號來表示。

【0018】參閱圖 1，本發明疲勞分析方法的一實施例，由一系統 1 來實施，該系統 1 包含該伺服端 11 及電連接至該伺服端 11 的一監控裝置 12。

【0019】該監控裝置 12 用於持續感測一觀察者 2 之心跳而產生相關於該觀察者 2 的心電訊號，並將所感測到之心電訊號傳送至該伺服端 11。在本實施例中，該監控裝置 12 例如為一心電儀，該伺服端 11 例如為一個人電腦、一筆記型電腦，或一平板電腦。

【0020】參閱圖 1、圖 2A 及圖 2B，本發明疲勞分析方法，包含一步驟 301、一步驟 302、一步驟 303、一步驟 304、一步驟 305、一步驟 306、一步驟 307、一步驟 308、一步驟 309、一步驟 310、一步驟 311、一步驟 312、一步驟 313、一步驟 314，及一步驟 315，

說明當該伺服端11接收到該觀察者2的心電訊號時，如何判斷該觀察者2是否進入疲勞狀態。

【0021】 在該步驟301中，當該伺服端11接收到該觀察者2於一先前時間期間中測得的心電訊號時，該伺服端11獲得在該先前時間期間中之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 n 個連續的先前時間點，在本實施例中，與心房收縮有關之波形為心跳間隔(R-R interval, RRI)，其中 n 的數值需大於3，代表所偵測到的R波，亦即心跳，需大於三次。

【0022】 在該步驟302中，該伺服端11根據該 n 個先前時間點，產生連續的 $n-1$ 個間隔值，並根據該 $n-1$ 個間隔值，產生連續的 $n-2$ 個差值。在本實施例中，對於每一間隔值，該間隔值為兩相鄰時間點之後一時間點減去兩相鄰時間點之前一時間點所產生的數值，對於每一差值，該差值為兩相鄰間隔值之前一間隔值減去兩相鄰間隔值之後一間隔值的數值再除以根號二所獲得的一數值。舉例來說，第一個間隔值為第二個先前時間點減去第一個先前時間點所產生的數值，依此類推，第 $n-1$ 個間隔值為第 n 個先前時間點減去第 $n-1$ 個先前時間點所產生的數值。而第一個差值為第一個間隔值減去第二個間隔值的數值再除以根號二所獲得的數值，依此類推，第 $n-2$ 個差值為第 $n-2$ 個間隔值減去第 $n-1$ 個間隔值的數值再除以根號二所獲得的數值。

【0023】在該步驟303中，該伺服端11根據該n個先前時間點、該n-1個間隔值，及該n-2個差值，產生一包括該n個先前時間點、該n-1個間隔值，及該n-2個差值的先前的集合。在本實施例中，當該伺服端11接收到該觀察者2於一先前時間期間中測得的心電訊號時，該伺服端11獲得在該先前時間期間中之心電訊號出現與心房收縮有關之RRI波形的12個連續的先前時間點、11個連續的間隔值、10個連續的差值，以及包含該12個連續的先前時間點、該11個連續的間隔值，及該10個連續的差值的該先前的集合，如表1所示，其中第1個間隔值800ms為第2個時間點AM10:16:30.800減去第1個時間點AM10:16:30.000所獲得，第2個間隔值700ms為第3個時間點AM10:16:31.500減去第2個時間點AM10:16:30.800所獲得，第1個差值 $100/\sqrt{2}$ 為第一個間隔值800ms減去第2個間隔值700ms再除以 $\sqrt{2}$ 所獲得。

表1

| 編號 | 時間點 | 間隔值(ms) | 差值 |
|----|----------------|---------|-----------------|
| 1 | AM10:16:30.000 | 800 | $100/\sqrt{2}$ |
| 2 | AM10:16:30.800 | 700 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 3 | AM10:16:31.500 | 750 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 4 | AM10:16:32.250 | 800 | $-100/\sqrt{2}$ |
| 5 | AM10:16:32.650 | 900 | 0 |
| 6 | AM10:16:33.550 | 900 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 7 | AM10:16:34.450 | 950 | $50/\sqrt{2}$ |
| 8 | AM10:16:35.400 | 900 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 9 | AM10:16:36.300 | 950 | $50/\sqrt{2}$ |
| 10 | AM10:16:37.250 | 900 | $50/\sqrt{2}$ |

| | | |
|----|----------------|-----|
| 11 | AM10:16:38.150 | 850 |
| 12 | AM10:16:39.000 | |

【0024】在該步驟304中，該伺服端11根據該先前的集合，產生一對應該先前的集合的龐加萊圖，其中對於該龐加萊圖上的每一座標點，該座標點的座標值為(兩相鄰間隔值之前一間隔值，兩相鄰間隔值之後一間隔值)。在本實施例中，對應該先前的集合的該龐加萊圖如圖3所示，其中橫軸代表兩相鄰間隔值中前一間隔值的數值，縱軸代表兩相鄰間隔值中後一間隔值的數值，10個座標點的座標值依序為(800,700)、(700,750)、(750,800)、(800,900)、(900,900)、(900,950)、(950,900)、(900,950)、(950,900)，及(900,850)，而L1為一條橫軸座標值等於縱軸座標值的直線，亦即當某一座標點位於該直線L1上時，例如(900,900)，代表該座標點的座標值中，橫軸與縱軸的座標值是相等的。

【0025】需要注意的是，由於該龐加萊圖中，橫軸與縱軸分別為兩相鄰間隔值中前一間隔值與後一間隔值的數值，因此位於該直線L1上的該座標點代表兩相鄰間隔值中前一間隔值與後一間隔值是相等的，亦即產生該等心電訊號的該等時間點間的時間間隔是一致的，換言之，在對應位在該直線L1上的該座標點的該先前時間期間中心跳的頻率是一致的，而當兩相鄰間隔值中後一間隔值小於前一間隔值時，亦即該座標點在該龐加萊圖中位於該直線L1的下方時，

代表每次心跳的時間間隔逐漸縮短，心跳的頻率逐漸變高，意味著心臟獲得能量提升心跳的速度，以提供人體運作所需的機能，例如當人體為清醒狀態時心跳速度會逐漸增加以供應人體日常生活所需能量，而心跳速度增加時，心跳時間間隔縮短，該座標點與該直線L1的距離也隨之增加，反之，當兩相鄰間隔值中後一間隔值大於前一間隔值時，亦即該座標點在該龐加萊圖中位於該直線L1的上方時，代表每次心跳的時間間隔逐漸增長，心跳的頻率逐漸變低，意味著心臟降低心跳的速度以降低能量的消耗，例如當人體進入疲勞狀態時，心跳的速度也隨之降低，心跳時間間隔增長，該座標點與該直線L1的距離也隨之增加，總而言之，在該龐加萊圖中，位於該直線L1下方的座標點代表人體處於清醒狀態時心跳加速所獲得的能量，位於該直線L1上方的座標點代表人體處於疲勞狀態時心跳減速所降低的能量，而對於每一座標點，該座標點與該直線L1的距離與對應該座標點的時間期間中所獲得或流失的能量呈正相關，其中該座標點於該直線L1的距離可透過以下公式得出：

$$d = \frac{|x - y|}{\sqrt{2}}$$

其中d為該座標點至該直線L1的距離，x為該座標點中兩相鄰間隔值之前一間隔值，y為該座標點中兩相鄰間隔值之後一間隔值。其中該座標點至該直線L1的距離d代表對應該座標點的該差值的絕對值。

【0026】在該步驟305中，該伺服端11根據該先前的集合中的 $n-2$ 個差值，計算出該 $n-2$ 個差值的一總和。以表1為例，該伺服端11根據該先前的集合中的該10個差值，計算出該10個差值的總和為 $-50/\sqrt{2}$ 。值得一提的是，在本實施例中，該伺服端11係依序進行該步驟303、該步驟304，及該步驟305，但在其他實施例中，該伺服端亦可同時進行該步驟303、該步驟304，及該步驟305，並不以此為限。

【0027】在該步驟306中，當該伺服端11接收到該觀察者2於一當前時間期間中測得的心電訊號時，該伺服端11根據該當前時間期間之心電訊號，獲得該當前時間期間之心電訊號出現與心房收縮有關之RRI波形的 m 個當前時間點， $m \geq 1$ 。在本實施例中，該當前時間期間之長短只需涵蓋RRI波形中自該先前時間期間後至該心電訊號第一次出現R波的時間區間即可，亦即 $m=1$ ，藉此即能獲得該當前時間點。

【0028】在該步驟307中，該伺服端11自該先前的集合中取出第 $m+1$ 個先前時間點至第 n 個先前時間點，第 $m+1$ 個間隔值至第 $n-1$ 個間隔值，及第 $m+1$ 個差值至第 $n-2$ 個差值，並根據該第 n 個先前時間點及該 m 個當前時間點產生 m 個連續的間隔值，且根據該第 $n-1$ 個間隔值及該 m 個連續的間隔值產生 m 個連續的差值，且根據該第 $m+1$ 個先前時間點至該第 n 個先前時間點及該 m 個當前時間點、該

第 $m+1$ 個間隔值至該第 $n-1$ 個間隔值及該 m 個連續的間隔值，及該第 $m+1$ 個差值至該第 $n-2$ 個差值及該 m 個連續的差值，產生一當前的集合。在本實施例中， $m=1$ ，代表該伺服端根據一筆當前時間點即可產生該當前的集合，則當該伺服端 11 獲得一筆當前時間點為 AM10:16:39.900 時，如表 2 所示，該伺服端 11 自該先前的集合剔除最早一筆的該先前時間點並新增最新一筆的該當前時間點，以產生該當前的集合，其中在該當前的集合中的第 1 筆間隔值至第 10 筆間隔值係對應該先前的集合中第 2 筆間隔值至第 11 筆間隔值，而該當前的集合中的第 11 筆間隔值 900ms 係該當前的集合中第 12 筆時間點 AM10:16:39.900 減去第 11 筆時間點 AM10:16:39.000 而獲得，類似地，該當前的集合中的第 1 筆差值至第 9 筆差值係對應該先前的集合中第 2 筆差值至第 10 筆差值，該當前的集合中第 10 筆差值 $-50/\sqrt{2}$ 係該當前的集合中第 10 筆間隔值 850ms 減去第 11 筆間隔值 900ms 的數值再除以根號二而獲得。

表 2

| 編號 | 時間點 | 間隔值(ms) | 差值 |
|----|----------------|---------|-----------------|
| 1 | AM10:16:30.800 | 700 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 2 | AM10:16:31.500 | 750 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 3 | AM10:16:32.250 | 800 | $-100/\sqrt{2}$ |
| 4 | AM10:16:32.650 | 900 | 0 |
| 5 | AM10:16:33.550 | 900 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 6 | AM10:16:34.450 | 950 | $50/\sqrt{2}$ |
| 7 | AM10:16:35.400 | 900 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 8 | AM10:16:36.300 | 950 | $50/\sqrt{2}$ |

| | | | |
|----|----------------|-----|----------------|
| 9 | AM10:16:37.250 | 900 | $50/\sqrt{2}$ |
| 10 | AM10:16:38.150 | 850 | $-50/\sqrt{2}$ |
| 11 | AM10:16:39.000 | 900 | |
| 12 | AM10:16:39.900 | | |

【0029】在該步驟308中，該伺服端11根據該當前的集合中的n-2個差值，計算出n-2個差值的一總和。在本實施例中，該伺服端11根據該當前的集合中的該10個差值，計算出該10個差值的總和為 $-200/\sqrt{2}$ 。

【0030】在該步驟309中，該伺服端11根據該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和，產生一記錄該等總和變化的記錄圖，其中對於該記錄圖中的每一座標點的橫軸及縱軸座標值如圖4所示，分別對應每一集合中的最後一個時間點的時間及每一集合的總合數值。

【0031】在該步驟310中，該伺服端11判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和是否皆小於零，當該伺服端11判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和皆小於零時，進行該步驟311，當該伺服端11判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和並未皆小於零時，進行該步驟312。

【0032】在該步驟311中，該伺服端11將一用以評估該觀察者是否進入一疲勞狀態的疲勞累積值數值加一。

【0033】在該步驟312中，該伺服端11將該疲勞累積值數值歸

零，並將該當前的集合作為該先前的集合，且返回該步驟306。

【0034】在該步驟313中，該伺服端11判斷該疲勞累積值是否大於一門檻值，當該伺服端11判斷該疲勞累積值不大於該門檻值時，進行該步驟314，當該伺服端11判斷該疲勞累積值大於該門檻值時，進行該步驟315。

【0035】在該步驟314中，該伺服端11將該當前的集合作為該先前的集合，並返回該步驟306。

【0036】在該步驟315中，該伺服端11產生一相關於該觀察者2進入該疲勞狀態的警告訊息。舉例來說，該伺服端11根據該先前的集合的總合及該當前的集合的總和產生該記錄圖，其中第一個座標點對應到如表1所示的第一個先前的集合，第一個座標點的橫軸座標值9為AM10:16:39.000，第一個座標點的縱軸座標值 $-50/\sqrt{2}$ 代表第一個先前的集合的差值總和，第二個座標點對應到如表2所示的該當前的集合，第二個座標點的橫軸座標值為AM10:16:39.900，第二個座標點的縱軸座標值 $-200/\sqrt{2}$ 代表該當前的集合的差值總和，該伺服端11判斷第一個先前的集合的總合 $-50/\sqrt{2}$ 和該當前的集合的總合 $-200/\sqrt{2}$ 皆小於零，因此將該疲勞累積值的數值加一，再判斷該疲勞累積值1並未大於該門檻值10，因此將該當前的集合作為第二個先前的集合並返回該步驟306，直到該記錄圖如圖4所示，其中該疲勞累積值為11已大於該門檻值10，因此該伺服端11

產生一相關於該觀察者2進入該疲勞狀態的警告訊息。值得一提的是，該紀錄圖的橫軸可以是如圖4所示，代表每一座標點分別所對應的每一集合中的最後一個時間點的時間，或是如圖5所示，代表每一座標點距離開始觀測所經過的時間，並不以此為限。

【0037】綜上所述，本發明疲勞分析方法，藉由該伺服端11根據該觀察者2於該先前時間期間中測得的心電訊號，產生包括該 n 個先前時間點、該 $n-1$ 個間隔值，及該 $n-2$ 個差值的先前的集合並計算出該先前的集合中該 $n-2$ 個差值的總合，之後再根據該觀察者2於該當前時間期間中測得的心電訊號，產生該當前的集合並計算出該當前的集合中的 $n-2$ 個差值的總合，並判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和是否皆小於零以分析該觀察者2是否進入疲勞狀態，藉此，該伺服端11能夠直接根據該等時間點、該等間隔值，及該等差值等時域數值分析該觀察者的狀態，而不須將該等時域數值轉換為頻域數值再進行分析，另一方面，當該伺服端11每次產生該當前的集合所根據的 m 越少，代表該伺服端11能夠越快速地產生該當前的集合，繼而能夠越快進行分析該觀察者2是否進入疲勞狀態，藉此，能夠更為即時地監控觀察者的精神狀況是否進入疲勞狀態，再者，該伺服端11根據該等時間點、該等間隔值，及該等差值分析該觀察者的狀態，當觀察者2的心電訊號產生瞬間變化時，例如心跳速度突然變快後再回復正常，該伺服端11將會獲得少數幾筆

數值較小的間隔值，但該伺服端11不僅同時會根據其他筆心跳速度回復正常時的間隔值判斷該觀察者是否進入疲勞狀態，還會進一步判斷用以評估該觀察者是否進入疲勞狀態的該疲勞累積值數值是否大於該門檻值，藉此減低該等數值較小的間隔值對於分析結果的影響，換言之，該伺服端11透過該等時間點、該等間隔值，及該等差值分析該觀察者的狀態，能夠降低該觀察者瞬間心跳速度的變化所產生的誤判，故確實能達成本發明的目的。

【0038】惟以上所述者，僅為本發明的實施例而已，當不能以此限定本發明實施的範圍，凡是依本發明申請專利範圍及專利說明書內容所作的簡單的等效變化與修飾，皆仍屬本發明專利涵蓋的範圍內。

【符號說明】

【0039】

- 1…………… 系統
- 11 …………… 伺服端
- 12 …………… 監控裝置
- 2…………… 觀察者
- 301~315…… 步驟

【發明申請專利範圍】

【請求項1】一種疲勞分析方法，藉由一伺服端來實施，該伺服端用於持續接收相關於一觀察者的心電訊號，該疲勞分析方法包含以下步驟：

(A)當該伺服端接收到該觀察者於一先前時間期間中測得的心電訊號時，藉由該伺服端，獲得在該先前時間期間中之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 n 個連續的先前時間點， $n > 3$ ；

(B)藉由該伺服端，根據該 n 個先前時間點，產生連續的 $n-1$ 個間隔值，並根據該 $n-1$ 個間隔值，產生連續的 $n-2$ 個差值；

(C)藉由該伺服端，根據該 n 個先前時間點、該 $n-1$ 個間隔值，及該 $n-2$ 個差值，產生一包括該 n 個先前時間點、該 $n-1$ 個間隔值，及該 $n-2$ 個差值的先前的集合；

(D)藉由該伺服端，根據該先前的集合中的 $n-2$ 個差值，計算出該 $n-2$ 個差值的一總和；

(E)當該伺服端接收到該觀察者於一當前時間期間中測得的心電訊號時，藉由該伺服端，獲得該當前時間期間之心電訊號出現與心房收縮有關之波形的 m 個當前時間點， $m \geq 1$ ；

(F)藉由該伺服端，自該先前的集合中取出第 $m+1$ 個先前時間點至第 n 個先前時間點，第 $m+1$ 個間隔值至第 $n-1$ 個間隔值，及第 $m+1$ 個差值至第 $n-2$ 個差值，並根據該第 n 個先前時間點及該 m 個當前時間點產生 m 個連續的間隔

值，且根據該第 $n-1$ 個間隔值及該 m 個連續的間隔值產生 m 個連續的差值，且根據該第 $m+1$ 個先前時間點至該第 n 個先前時間點及該 m 個當前時間點、該第 $m+1$ 個間隔值至該第 $n-1$ 個間隔值及該 m 個間隔值，及該第 $m+1$ 個差值至該第 $n-2$ 個差值及該 m 個差值，產生一當前的集合；

(G)藉由該伺服器端，根據該當前的集合中的 $n-2$ 個差值，計算出 $n-2$ 個差值的一總和；

(H)藉由該伺服器端，判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和是否皆小於零；及

(I)當該伺服器端判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和皆小於零時，藉由該伺服器端，將一用以評估該觀察者是否進入一疲勞狀態的疲勞累積值數值加一。

【請求項2】如請求項1所述的疲勞分析方法，其中，在該步驟(H)後還包含以下步驟：

(J)當該伺服器端判斷該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和並未皆小於零時，藉由該伺服器端，將該疲勞累積值數值歸零，並將該當前的集合作為該先前的集合，且返回該步驟(E)。

【請求項3】如請求項1所述的疲勞分析方法，其中，在該步驟(I)後還包含以下步驟：

(K)藉由該伺服器端，判斷該疲勞累積值是否大於一門檻值；

(L)當該伺服器端判斷該疲勞累積值並未大於該門檻值

時，藉由該伺服端，將該當前的集合作為該先前的集合，並返回該步驟(E)；及

(M)當該伺服端判斷該疲勞累積值大於該門檻值時，藉由該伺服端，產生一相關於該觀察者進入該疲勞狀態的警告訊息。

【請求項4】如請求項1所述的疲勞分析方法，其中，在該步驟(B)中，對於每一間隔值，該間隔值係根據兩相鄰時間點而獲得，對於每一差值，該差值為兩相鄰間隔值之前一間隔值與兩相鄰間隔值之後一間隔值的相減數值除以根號二。

【請求項5】如請求項4所述的疲勞分析方法，其中，在該步驟(C)後，還包含以下步驟：

(N)該伺服端根據該先前的集合，產生一對應該先前的集合的龐加萊圖，其中對於該龐加萊圖上的每一座標點，該座標點的橫軸及縱軸座標值分別為兩相鄰間隔值之前一間隔值與兩相鄰間隔值之後一間隔值。

【請求項6】如請求項1所述的疲勞分析方法，其中，在該步驟(G)後，還包含以下步驟：

(O)該伺服端根據該先前的集合中的總和及該當前的集合中的總和，產生一記錄該等總和變化的記錄圖，其中對於該記錄圖中的每一座標點的橫軸及縱軸座標值分別對應每一集合中的最後一個時間點的時間及每一集合的總和數值。

【發明圖式】

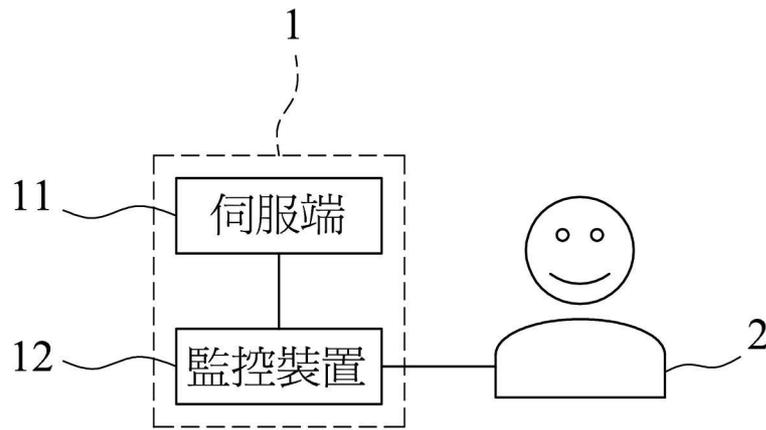


圖 1

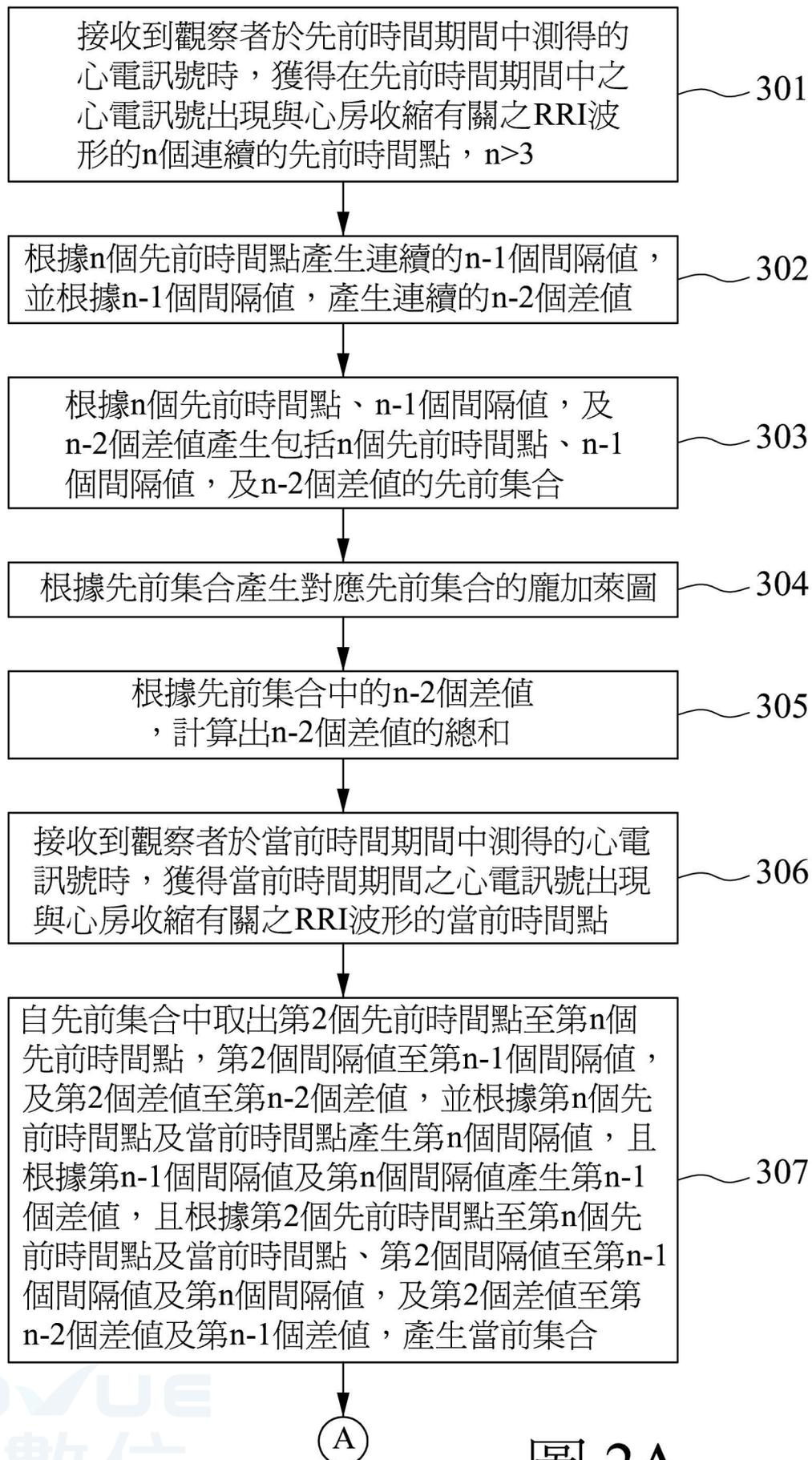


圖 2A

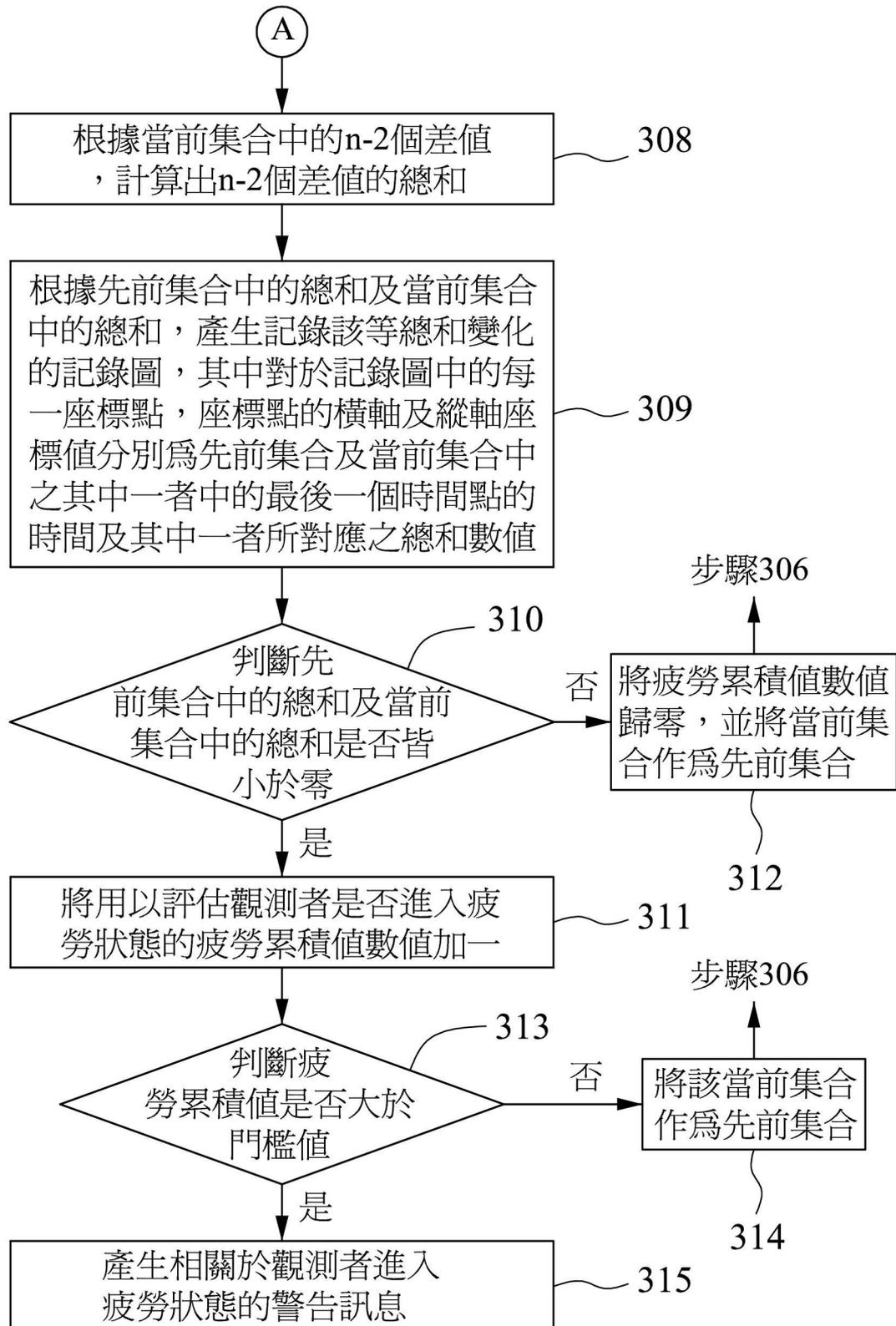


圖 2B

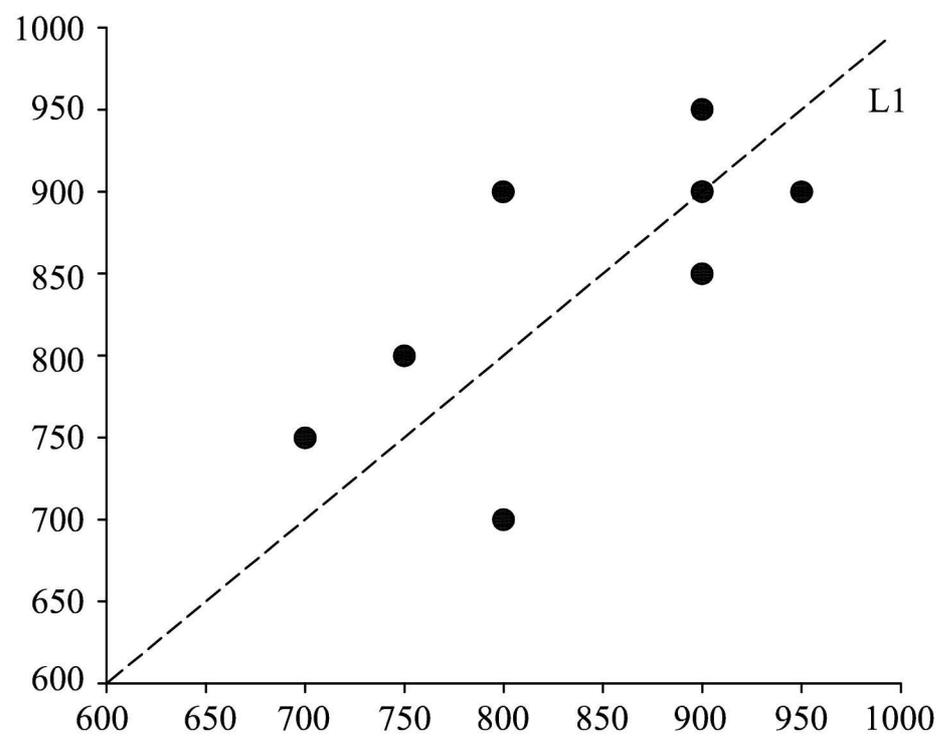


圖 3

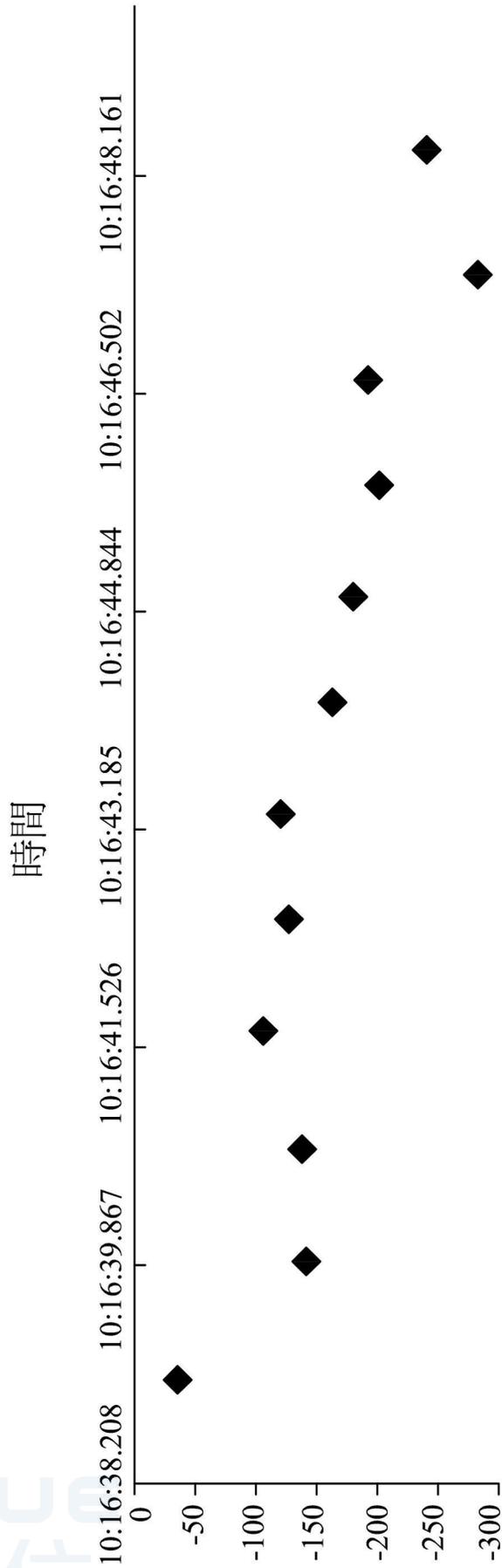


圖 4

INNOVUE
新穎數位

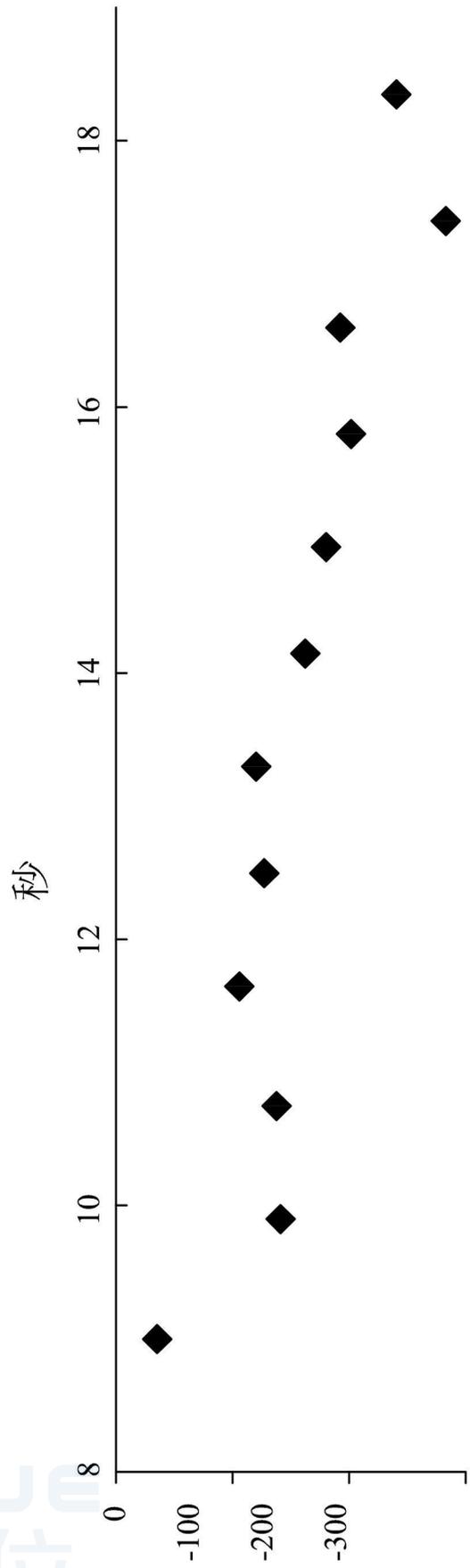


圖 5

INNOVUE
新穎數位