



(21) 申請案號：105138286 (22) 申請日：中華民國 105 (2016) 年 11 月 22 日
 (51) Int. Cl. : G08B21/04 (2006.01) A61B5/02 (2006.01)
 (30) 優先權：2016/01/08 世界智慧財產權組織 PCT/CN2016/070471
 (71) 申請人：心匠有限公司 (香港地區) HEARTISANS LIMITED (HK)
 香港
 (72) 發明人：呂 衍衛 LUI, HIN-WAI (HK)
 (74) 代理人：何美瑩
 申請實體審查：有 申請專利範圍項數：16 項 圖式數：13 共 37 頁

(54) 名稱

一種評估心跳停止發生可能的穿戴式裝置及其方法

A WEARABLE DEVICE FOR ASSESSING THE LIKELIHOOD OF THE ONSET OF CARDIAC ARREST AND A METHOD THEREOF

(57) 摘要

一種評估心跳停止即將發生可能的裝置和方法。所述裝置包含一光學感測器，用來監控個體的心律。機器學習演算法(例如，人工神經網絡(ANN)演算法)即時分析個體心律之脈衝間隔的趨勢特徵，以作出評估結果。所述裝置以穿戴式形式呈現，例如一腕戴裝置。

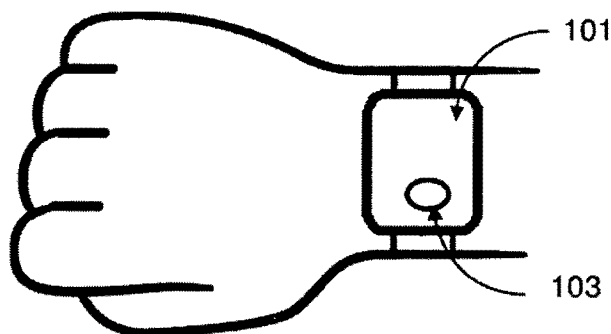
A device and a method for assessing the likelihood of an imminent occurrence of cardiac arrest. The device comprises an optical sensor for monitoring the heart rhythm of a person. A Machine Learning Algorithm such as the Artificial neural network (ANN) algorithm analyse features from a trending of pulse intervals in the person's heart rhythm in real time to make the assessment. The device is provided in wearable form, such as a wrist worn device.

指定代表圖：

符號簡單說明：

101 . . . 心臟監控器

103 . . . 按鍵



第1圖

201725559

專利案號: 105138286



不明示

申請案號:

201725559

申請日: 105.11.22

IPC分類:

G08B 21/04 (2006.01)

A61B 5/02 (2006.01)

【發明摘要】

【中文發明名稱】一種評估心跳停止發生可能的穿戴式裝置及其方法

【英文發明名稱】A WEARABLE DEVICE FOR ASSESSING THE LIKELIHOOD OF THE ONSET OF CARDIAC ARREST AND A METHOD THEREOF

【中文】一種評估心跳停止即將發生可能的裝置和方法。所述裝置包含一光學感測器，用來監控個體的心律。機器學習演算法(例如，人工神經網絡 (ANN)演算法)即時分析個體心律之脈衝間隔的趨勢特徵，以作出評估結果。所述裝置以穿戴式形式呈現，例如一腕戴裝置。

【英文】

A device and a method for assessing the likelihood of an imminent occurrence of cardiac arrest. The device comprises an optical sensor for monitoring the heart rhythm of a person. A Machine Learning Algorithm such as the Artificial neural network (ANN) algorithm analyse features from a trending of pulse intervals in the person's heart rhythm in real time to make the assessment. The device is provided in wearable form, such as a wrist worn device.

【指定代表圖】第1圖

【代表圖之符號簡單說明】

101 心臟監控器

103 按鍵

【發明說明書】

【中文發明名稱】一種評估心跳停止發生可能的穿戴式裝置及其方法

【英文發明名稱】A WEARABLE DEVICE FOR ASSESSING THE LIKELIHOOD OF THE ONSET OF CARDIAC ARREST AND A METHOD THEREOF

【技術領域】

【0001】 本發明關於一種用以評估個體發生心跳停止可能性並且能夠提前提供警報的裝置和方法。

【先前技術】

【0002】 根據世界衛生組織的統計數據，2013年心血管疾病死亡人數為1730萬人，佔全球死亡人數的30%，高居排行第一。在各種心臟疾病中，因心跳停止造成猝死的案例越來越多。然而，統計資料顯示若患者於心跳停止發生時3-5分鐘內接受除顫或心肺復甦術(cardiopulmonary resuscitation；CPR)，則可提高患者的存活率達30%。另一方面，若每延遲一分鐘接受治療，存活率會下降7至10%。因此，若醫生能夠預測是否會在短時間內發生心跳停止，對於人們來說是有益的。不幸的是，目前醫生僅能透過讀取間接指標來預測心跳停止；上述間接指標如：患者的膽固醇數值、家庭病史、任何近期發生的心臟疼痛等。雖然這些指標能夠用以判斷患者是否可能發生心跳停止，但卻無法用以預測心跳何時會停止。

【0003】 個體發生心跳停止時，若周遭無人陪伴，且若其行動因為心跳停止而受到限制，就無法向外求救或聯絡急救護服務，最終將延誤或無法得到治療；這就是為什麼經常發生獨居老人因為心跳停止而死亡的事件。

【0004】 可以將有心跳停止風險的患者留置於醫院或護理之家，這些場所可提供全天候的照護。然而，這種方式會消耗巨大的財政資源，且佔據醫院有限的床位。此外，心跳停止也可能永遠不會發生，而患者應能夠正常工作和享受休閒生活。因此，要求患者生活在受持續受監視的環境下，只是為了能夠及時提供救援，是不切實際的方式。

【0005】 心電圖是評估心臟狀況最常見的方式。心電圖可擷取心臟竇房節的電訊號。然而，解讀心電圖需要大量的訓練。拍攝心電圖時，必須將心電圖裝置之電極放置於胸口或身體其他部位的特定點，以使得至少兩個電接點能夠形成一個橫跨心臟的完整電路。在居家環境中，由於欠缺受過完善訓練的人員，較難拍攝並解讀心電圖。此外，一般解讀心電圖的方法無法讓無經驗的人判別心跳停止，因為顯示心跳停止的心電圖信號可能不會一直存在。正因如此，也時常聽聞有經醫護人員判定心電圖正常而離院的病患在返家途中發生心跳停止。

【0006】 US 9,161,705專利揭示一種穿戴式心電圖監控器；此裝置可基於心電圖的圖形來辨識穿戴者是否即將心臟病發作。「心臟病」是指因冠狀動脈阻塞而導致心臟缺氧之狀況，而「心跳停止」則是指心律異常而導致心臟無法泵送血液。所述心電圖監控器是以帶狀環繞於穿戴者胸部且須與智慧型手機程式搭配使用之裝置。然而，對於任何人來說，長期每天穿戴胸背帶絕非一件舒適的事情。再者，個體於日常活動時常會造成胸背帶位移，導致無法正確收集電子訊號，是以無法準確解釋心臟狀況。

【0007】 美國食品藥物管理局核准了名為AliveCor心臟監視器的裝置；此裝置是與行動裝置相連之心電圖記錄器。使用者可啟用行動裝置內的應用程式，並將手指置放於心電圖記錄器的感測器上，即可完成心電圖的記錄。接著，使用者能夠收集、檢視、儲存並傳送心電圖給個人的心臟病醫師或AliveCor 註

第 2 頁，共 21 頁(發明說明書)

冊的心臟病醫師以進行諮詢。然而，使用者僅能於行動應用程式開啟時，監控和記錄其心律；而無法長期連續追蹤心臟狀況。

【0008】 目前針對全天候持續監控個體並無實際且有效的方案。再者，現行方案中亦無法在即將發生心跳停止之前發送任何有效警報。

【0009】 有鑑於此，本領域亟需一種方法或裝置能夠在即將發生心跳停止之前發出警報，以及能夠全天候不間斷的進行監控。

【發明內容】

【0010】 在本發明第一態樣中，提出一種穿戴式裝置，用以評估一穿戴所述穿戴式裝置之個體發生心跳停止之可能性，包含：一穿戴構件，供穿戴於該個體之一身體部分；一光源，用以照射所述身體部分；一光學感測器，用以偵測來自所述身體部分的反射光；其中利用所述光學感測器，由反射光強度的脈動來測量該個體的心律；以及利用所述穿戴式裝置分析所述心律，且當所述心律的圖譜與預先決定之心跳停止發生前的圖譜相符時，令所述穿戴式裝置發出一警報。

【0011】 本發明優勢在於採用一種堅固和耐用的技術，以全天候監控個體的心臟狀況。不同於心電圖監控器，本發明的光偵測系統不需要兩個電接點以形成一橫跨心臟的完整電路，因此，能夠縮減裝置體積，並可供穿戴於身體的任一部位，如手腕。

【0012】 在較佳的實施方式中，本發明所提出的穿戴式裝置是利用一機器學習演算法分析個體的心律，例如，利用人工神經網絡評估心跳停止發生的風險，以預先發出警報。一般而言，機器學習演算法是從觀察到的心律中擷取心率變異的特徵進行分析。

【0013】 心率變異(Heart rate variation)是指脈衝或心博之間間隔的變異。在可任選的實施方式中，可利用其他方式取代心律分析，例如，以脈衝強度取代脈衝間隔。

【0014】 在較佳的實施方式中，運用人工神經網絡能夠建構涵蓋多重變數的模型，來預測結果；於評估心跳停止發生風險時，可同時考量心律的多種特徵，以發出預先警報。再者，隨著越來越多使用者穿戴本裝置，會有更多的數據，這些數據可以不斷地改善或再訓練已經過訓練的人工神經網絡。

【0015】 在可任選的實施方式中，利用心跳停止前至少15分鐘的心律記錄來訓練所述人工神經網絡。在其他實施方式中，利用心跳停止前至少30分鐘的心律記錄來訓練所述人工神經網絡。這種訓練方式使得人工神經網絡能夠在15或30分鐘之前決定是否可能發生心跳停止，以提升個體即時得到救援的機會。

【0016】 在較佳的實施方式中，穿戴式裝置更包含一加速儀，此加速儀可用以偵測所述個體的活動，其中心律分析包含將光學感測器偵測到的心律因個體活動所造成的影響消除。

【0017】 依據一較佳的實施方式，穿戴式裝置以腕帶的形式配置，因手腕是身體上最便於穿戴本裝置的部位，也是最能夠每日24小時穿戴本裝置之方式。

【0018】 在較佳的實施方式中，穿戴式裝置更包含一皮膚阻抗感測器，所述皮膚阻抗感測器設於該穿戴式裝置上，藉使皮膚阻抗感測器所測定的阻抗能夠表示光學感測器和個體皮膚間緊密接觸或充分接觸。

【0019】 本發明的第二態樣提供一種評估一個體發生心跳停止的方法，以便預先發出警報，所述方法包含以下步驟：提供一光源，以照射該個體的一身體部分；偵測從身體部分反射的反射光強度的脈動，以得到個體的心律；分析所述心律；以及當分析檢測出所述心律的圖譜與預先決定之心跳停止發生前的圖譜相符時，發出一警報。

【0020】 在較佳的實施方式中，分析心律的步驟是利用一演算法分析所述心律，且所述演算法是一機器學習演算法。

【0021】 在較佳的實施方式中，機器學習演算法是一人工神經網絡。

【0022】 在較佳的實施方式中，機器學習演算法分析是基於由該心律所觀察到的心率變異。

【0023】 在較佳的實施方式中，所述心率變異是預先決定心博數之間區間的變化，例如二心博或脈衝之間。

【0024】 在可任選的實施方式中，可利用其他方式取代分析心律，例如，以脈衝強度代替脈衝間隔。

【0025】 在較佳的實施方式中，係於數個時間窗中觀察心律，每一時間窗提供一段期間內的心律，其可與其他時間窗內的心律一起進行同步分析，且每一時間窗內觀察到的心律期間為先前記錄的心律期間或當前觀察到的心律期間。一般而言，所述時間窗不會重疊。利用不同且不重疊的心律時間窗可以增加在任一時間點即時饋送給人工神經網絡的觀察量，此一方式提升了判定心跳停止可能性的準確度。在較佳的實施方式中，利用三個時間窗進行分析。

【0026】 一般而言，所述機器學習演算法可利用在監控期間發生心跳停止之患者的心律資料進行再次訓練。隨著本發明實施方式的實際使用以及越來越多能夠更新或重新訓練所述實施方案的資料產生，此一方式使得本發明預測心跳停止的能力越來越優秀。

【0027】 通常是利用心跳停止前至少15分鐘的心律記錄來訓練人工神經網絡。在更佳的實施方式中，利用心跳停止前至少30分鐘的心律記錄來訓練人工神經網絡。目前可輕易取得的紀錄僅涵蓋心跳停止發生前5到15分鐘的心律記錄。然而，本發明所提供的方法和裝置能夠持續監控個體。若任何人在接受本

發明提出的方法或裝置監控時發生心跳停止，本裝置就能夠取得心跳停止發生前30分鐘或60分鐘的記錄。這些記錄皆可以用來再訓練人工神經網絡，使其能夠識別心臟停止發生前30分鐘甚至60分鐘前的圖譜。

【0028】 在參閱下文實施方式後，本發明所屬技術領域中具有通常知識者當可輕易瞭解本發明之基本精神及其他發明目的，以及本發明所採用之技術手段與實施態樣。

【圖式簡單說明】

【0029】 為讓本發明的上述與其他目的、特徵、優點與實施例能更明顯易懂，所附圖式之說明如下：

【0030】 第1圖為本發明一實施方式；

第2圖為第1圖所示實施方式之底部圖；

第3圖為第1圖所示實施方式內部結構示意圖；

第4圖為個體使用第1圖所示實施方式的示意圖；

第5圖第1圖所示實施方式的環境配置示意圖；

第6圖顯示第1圖所示實施方式中所使用的心律；

第7圖顯示第1圖所示實施方式中所使用的心律；

第8圖顯示第1圖所示實施方式中監控的心律；

第9圖顯示第1圖所示實施方式中監控的心律；

第10圖繪示第1圖所示實施方式可採用的人工神經網絡圖；

第11圖為第1圖所示實施方式實用示意圖；

第12圖為第1圖所示實施方式實用示意圖；以及

第13圖是用以闡釋第1圖所示實施方式的流程圖。

【0031】 根據慣常的作業方式，圖中各種特徵與元件並未依比例繪製，其繪製方式是為了以最佳的方式呈現與本發明相關的具體特徵與元件。此外，在不同圖式間，以相同或相似的元件符號來指稱相似的元件/部件。

【實施方式】

【0032】 第1圖顯示穿戴於個體手腕上的腕戴式心臟監控器101。第2圖為心臟監控器101的底部圖。心臟監控器101的底部是光體積變化掃描圖(Photoplethysmographic, PPG)感測器。PPG感測器是利用光學技術感測心臟泵血作用產生的血流率。簡而言之，PPG感測器包含至少一光源201，例如，發光二極體(light emitting diode, LED)和一相對應的光學感測器203。

【0033】 所述心臟監控器101係配置成使其於穿戴時能夠讓光源201和光學感測器203緊貼在皮膚上，以避免環境光源在光學感測器203中產生過多的雜訊。

【0034】 在實際使用的過程中，所述光源201將光傳遞至個體的皮膚上，且所述光經皮膚表面擴散和反射，再經由光學感測器203偵測。「反射」在此係指光穿透皮膚表面下方，但經由皮膚和組織的頂層擴散或反散至光學感測器203。所述反射光(redirected或rebounded)強度會隨著個體皮膚內血流脈動改變。因此，所述光學感測器203能夠偵測個體的心律。

【0035】 PPG感測器體積小且偵測時僅需與個體單點接觸，不同於心電圖偵測時需多點接觸。因此，利用PPG感測器能夠製造一體積小且方便攜帶形式的心臟監控裝置，例如，第1圖所示之腕戴式配置方式，能夠每日置放和穿戴在個體上使用。

【0036】 第3圖是心臟監控器101的內部結構示意圖。所述心臟監控器101包含一微控器301和一記憶體303。所述微控器301用以操作所述光學感測器203偵測從個體皮膚反射的光線。

【0037】 所述記憶體303中儲存了用以評估個體心律的演算法。在較佳的實施方式中，所述記憶體303能夠儲存至少一個月的個體心律歷史記錄。

【0038】 無線收發器305可和行動電話或任何需要心臟監控器101資訊的裝置進行無線通訊傳輸。在較佳的實施方式中，本裝置與行動電話或電腦是利用低功耗藍牙進行通訊傳輸。為了操控藍牙通訊傳輸，所述心臟監控器101的上面設有一按鍵103(第1圖)，其可以是行動電話應用程式。

【0039】 在可任選的實施方式中，所述心臟監控器101包含一觸覺反饋組件311，用以發出一警報至穿戴心臟監控器101的個體。在其他實施方式中，所述警報可被一聲響警報(例如，小警報)或視覺警報(例如，閃爍的LED)取代，或者是更包含該些警報。

【0040】 可替換和充電電池307能夠提供電源給心臟監控器101中的所有構件。在較佳的實施方式中，所述電池307是一充電電池且可以替換，讓個體在任何時刻能快速的替換電池307，使得個體不必等待電池307充電過程。此一方式的優勢在個體幾乎能夠持續不間斷的監控其心臟。

【0041】 在實際使用的過程中，以PPG即時採樣個體的心律，且微控器301利用演算法進行分析。所述演算法是從心律中計算將來心跳停止發生的可能性。若心臟監控器101從個體心律中偵測出可能發生心跳停止的狀況，所述心臟監控器101發出警報。

【0042】 再者，所述心臟監控器101可任選地包含一皮膚阻抗感測器315(未繪示於第1圖)，設於心臟監控器101的底部，且位於光源201和光學感測器203旁。皮膚阻抗感測器315測量皮膚表面的導電度和阻抗。皮膚的阻抗和空氣

的阻抗並不相同。因此，當皮膚阻抗感測器315接觸個體的皮膚時，可測得阻抗值。所述結果表示光學感測器203是與皮膚緊貼或充分接觸，減少環境光源對於光學感測器203讀取時的影響。若個體的皮膚和光學感測器203間具有一空隙，所述皮膚阻抗感測器315則無法偵測到一般皮膚的阻抗，但會偵測到一般空氣的阻抗。因此，所述皮膚阻抗感測器315可用來測定光源201和光學感測器203是否與皮膚充分接觸，使PPG感測器309確實讀取心律。在較佳的實施方式中，所述心臟監控器101可以警示個體，所述光源201和光學感測器203並無充分緊密貼合至皮膚上，例如，藉由發出一系列特定節奏的觸覺訊號。再者，若皮膚阻抗感測器315測定出光源201和光學感測器203無接觸至皮膚上，光學感測器203拒絕讀取數據，且無法評估心跳停止發生的可能性。

【0043】 第4圖更進一步繪示個體如何穿戴心臟監控器101於手腕上(如，腕帶)。在其他實施方式中，所述心臟監控器101可以穿戴於身體其他部位上，例如，以臂帶形式穿戴於手臂上，或以一環形穿戴於手指上(未繪示)。

【0044】 在較佳的實施方式中，一行動應用程式安裝於個體的行動電話中，以收集來自於心臟監控器101的數據，並顯示個體心臟狀況的數據及分析報告，以及將數據傳送至一服務器供儲存，或更進一步以機器學習演算法處理或進行再訓練。當發出可能即將發生心跳停止的警報時，所述行動應用程式將資訊顯示於行動電話的螢幕上，導引個體至最近的急救服務或自動外部除顫器(Automatic External Defibrillator, AED)。所述AED是一種給予心臟電擊，對於心臟進行處置的裝置，以重建正常心臟收縮節律。

【0045】 在可任選的實施方式中，所述心臟監控器101能夠透過網際網路或電信網絡發出一警報至一特定的護理人員或緊急服務提供者。

【0046】 第5圖繪示所述心臟監控器101能夠直接與行動電話501和伺服器503進行無線通訊。在其他實施方式，所述心臟監控器101是智慧型手錶的一部

份(未繪示)，其具備自有網際網路通信功能和用戶通信功能，且該些功能不需透過智慧型手機中的應用程式來執行。

【0047】 第6圖顯示心電圖採樣的二連續脈衝。每一心電圖脈衝具有複數個波峰，分別標示為PQRST，其中P是心房收縮點(上心室)、S是心室收縮點(下心室)，以及T是舒張點。波峰R是每一脈衝中最高的波峰，且其是二脈衝間隔之間最容易測定的點。因此，已知二脈衝之間間隔稱為RR間隔601。有時，該間隔亦稱為NN間隔，亦即「正常至正常」的區間。

【0048】 第7圖是心臟監控器101中PPG感測器309所測得的心律圖。PPG感測器所測得脈衝型態與心電圖所測得的脈衝具體內容不同。目前市面上大部分的PPG感測器，藉由皮膚和組織反射光所測得的個體心律一般皆未顯示P和T波峰。

【0049】 R波峰是最容易觀察到的波峰。因此，在不利用心電圖的情況下，得以利用PPG感測器測量個體心律中的RR間隔。

【0050】 以心臟監控器101中的演算法分析PPG感測器309所測得的RR間隔中(即，時間數列)變化的特定特徵，以評估發生心跳停止的可能性。RR間隔中的趨勢和改變的分析法為心率變異性(HRV)分析。相對地，在先前技術中認為利用PPG進行心臟活動監控的效果比心電圖差。因此，先前技術主要著重於分析心電圖波峰的形態，否決利用HRV分析評估心跳停止風險的益處。

【0051】 HRV與個體的自主神經系統有關。所述自主神經系統是神經系統的一部分，其能夠影響內部器官的功能，且負責在無意識主導下調控身體功能，例如，呼吸、心博和消化過程。自主神經系統有二分支：交感神經系統和副交感神經系統。在發生心跳停止之前，於心率變異中應當觀察交感和副交感神經系統的特定活化圖譜。利用心臟監控器101中的演算法尋找個體心律中這些變化圖譜，以評估心跳即將停止的風險並預先發出警報(即，HRV分析)。

第 10 頁，共 21 頁(發明說明書)

【0052】 第8圖是監控一個體心率心跳停止發生前約10分鐘的圖譜。第8圖中的縱軸為以毫秒表示的RR間隔。橫軸為取樣時間。圖譜顯示RR間隔中的改變，即，每一個接續的R波峰和各自前一個R波峰之間(即，移動波峰對)。於縱軸上有較大值顯示二R波峰間有一較長時間間隔，以及較低值顯示二R波峰間有一較短時間間隔。

【0053】 通常RR間隔越趨於一致，RR間隔中的變化越少。相似地，RR間隔越短，RR間隔中的變化越少。然而，若心臟功能正常情況下，所述RR間隔不一致但呈波動，即，RR間隔以不規律方式變大或變小。這是正常的生理現象。相反地，當個體快要發生心跳停止時，心率變異性低。

【0054】 在第8圖中，上方線801顯示心律中的RR間隔隨著時間逐漸變短(從圖左方至右方)，且標示出三個區段。第一區段為最左邊的部分，元件符號為805，其中RR間隔逐漸變短。第二區段元件符號為807，其中RR間隔穩定且變異較小，為即將心跳停止的預兆。

【0055】 第三區段為最右邊的部分，元件符號為809，其中RR間隔突然變短且RR間隔變異小，顯示心博增加。在此部分中的心博顯示個體發生心室性心博過速(ventricular tachycardia, VT)，此為心跳停止的形式。

【0056】 再者，在第一區段805中，RR間隔逐漸減少，且第二區段807中有低RR間隔，皆為第三區段809中即將發生心跳停止的指標。RR間隔變異性的特徵(即，HRV)可以從第一區段805和第二區段807中擷取出，且作為第三區段809中是否會發生心跳停止的指標。

【0057】 所屬技術領域之人皆知VT是異常心跳加快，其是由心臟底室(心室)中的不正常的電活動所引起。在VT期間，心室以快速且不協調的方式收縮。也就表示心室纖維化，而心律非以健康節奏跳動。因此，心臟泵血較少或沒有

血液。這可能導致心室纖顫(ventricular fibrillation, VF)、突發性心跳停止(sudden cardiac arrest, SCA)或死亡。

【0058】 第8圖中的下方線803係自上方線801中摘錄，並顯示先前技術如何解釋上方線801。通常，上方線801中的低頻段會被濾除或「去趨勢化(de-trended)」以獲得下方線803。在下方線803中高頻段，僅監控心跳加速或短RR間隔，即VT的指標。所以，先前技術中HRV特徵的移動趨勢是不被重視的，因為傳統的分析是觀察心臟的穩定特性，而不是心臟在發病之前如何從高HRV轉變到低HRV(亦即，從第一區段805轉至第二區段807)。與先前技術相比，本實施方式所分析心臟動力的移動趨勢，正如上方線801中所揭示者。

【0059】 需要注意的是，第8圖中RR間隔的突發尖峰是單一問題和不規則的心博，此現象稱為異位博動。在分析心律前這些隨機發生的博動通常會利用訊號處理方法移除。

【0060】 第9圖是其他和第8圖具有相同縱軸和橫軸的圖式。線最左區段901尚未發生心跳停止。線最右區段903捕捉到RR間隔(vertical axis)突然下降心跳停止發生。

【0061】 再者，藉由分析RR間隔變異性(即，HRV)，本發明心臟監控器101能夠在VT或VF實際發生之前，評估VT或VF發生的可能性。從個體即時心律的RR間隔之一分鐘時間窗擷取特定特徵，以得知心臟功能是否正常或即將發生心跳停止。表1列舉了由HRV分析可得之特徵的某些實施例。

表1	
時間域	
1	MeanRR-連續RR間隔之間的平均期間
2	SDNN-連續RR間隔之間的標準差

3	RMSSD-連續RR間隔之間的均方根差。
4	pRR50-連續RR間隔之間間隔差的比例和較早的RR間隔間的差異大於50毫秒。此將顯示是否每一脈衝從一較早的脈衝具有較短的期間。
頻率域	
5	VLF-極低頻率功率範圍(0-0.04 Hz)
6	LF-低頻率功率範圍(0.04-0.15 Hz)
7	HF-高頻率功率範圍(0.15-0.4 Hz)
8	LF/HF -低頻功率與高頻功率之比。
非線性分析因子	
9	SD1潘卡瑞圖形(Poincaré plot) $SD1 = \frac{1}{\sqrt{2}} \times \sqrt{\frac{\text{var}(RR_n - RR_{n+1})}{2}}$ 其中RR是連續波峰之任一對波峰與波峰區間
10	SD2潘卡瑞圖形(Poincaré plot) $SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - \frac{SD1^2}{2}}$
11	SD1/SD2-SD1和SD2比例
12	ApEn-以近似熵作為混沌的度量

【0062】 一般而言，在校正一分鐘時間窗內的異常心律後，從RR間隔中擷取四時間域參數(RR間隔的平均數、標準差或RR間隔的SD、均方根差或SD之RMS，以及pRR50)和潘卡瑞圖形之三種非線性參數(SD1、SD2和SD1/SD2，參見表1)，以及近似熵(Approximate Entropy, ApEn)。接著，利用Lomb Periodogram得到光譜功率密度曲線。計算VLF、LF和HF區域的光譜功率。最終計算特定時間窗內的近似熵。

【0063】 單以機器學習演算法建立區分VLF、LF和HF的特定閾值，也就是利用機器學習演算法尋找出這些閾值，以達到最高預測準確度。亦可利用機器學習演算法尋找其他特徵的閾值，以及每一特徵線性和非線性的組合。

【0064】 機器學習是一種預測分析或預測建模，且是一種利用人工智能的圖形識別研究。通常機器學習是建構演算法，其可以基於數據學習並作出預測。此類演算法是藉由輸入樣本數據所建立的，以進行資料驅動(data-driven)預測，以及當設計和編程顯性演算法是不可行時亦可利用之。機器學習法的具體內容已為公眾所知，在此不另贅述。

【0065】 在較佳的實施方式中，心臟監控器101中記憶體303內的機器學習演算法是一人工神經網絡(ANN)演算法。將RR間隔一分鐘時間窗擷取的特徵饋送至ANN，以評估將來發生心跳停止之可能。

【0066】 所述技術領域之人應當可以理解，ANN是一種機器學習技術，其採用多個輸入參數來預測特定類別的結果。利用機器學習預測心跳停止的優勢在於當越多人使用心臟監控器101且隨著歷史數據的增加，能夠改善演算法的準確度、敏感性和專一性。

【0067】 因此，為了評估心跳停止發生的風險，ANN採納表1中五種特徵。這些特徵是及時提供的就像以PPG感測器309及時採樣心律。ANN演算法從該些特徵中確認可能發生心跳停止，即令心臟監控器101發出一警報。

【0068】 然而，為了使ANN能夠預測心跳停止，首先需要訓練ANN。ANN訓練方法之一為提供院內心跳停止患者的心電圖歷史數據。從心電圖的RR間隔中擷取列示於表1的特徵，並將其饋送至ANN進行訓練。從發生心跳停止個體的資料庫中取得數個心跳停止發生前5至15分鐘的心律樣本，擷取出這些樣本的特徵，並用來訓練ANN。於訓練ANN後，ANN可用來讀取從穿戴心臟監控器101

個體的RR間隔趨勢中所擷取出的特徵，以尋找於心跳停止發生前5至15分鐘的徵狀。

【0069】 第10圖是ANN的基本結構或拓撲。最左欄的節點為一輸入層1001，可將表1所述特徵餽送至此輸入層中。在此實施例中，最右欄的節點1005 (本實施例中有兩個)代表饋送至輸入層的特徵可能的類別結果。在此實施例中，二類結果分別為VT/VF和「正常」。中心欄節點1003是一極簡的圖式，其中中心欄可以是多個。所述中心欄稱為隱藏層1003，因為ANN的運算子不需要與此層交流。隱藏層1003中的節點包含分配一權重至每個特徵之演算法，以達到已知的結果。ANN更進一步的具體細節是本領域習知的技術內容，在此不需贅述。

【0070】 在實際使用過程，實際ANN拓撲可透過實驗確定。在目前的實施方式中，額外添加的隱藏層相較於單一隱藏層並不會產生更佳的结果，且結果顯示單一神經元隱藏層可產生最佳的结果。

【0071】 在可任選的實施方式中，擷取從未發生心臟停止個體的歷史RR間隔趨勢中的特徵，並饋送至ANN作為「正常」類別結果的指標。此能夠訓練ANN辨識特徵中代表發生心跳停止的可能性較低的圖譜。

【0072】 第11圖顯示應用一分鐘移動時間窗1101至一RR間隔圖譜。除了上圖顯示較早的時間點，下圖顯示較晚的時間點外，上、下圖於其他部分皆相同。隨著PPG感測器讀取個體的心律，RR間隔圖譜隨著即時更新。一分鐘時間窗1101沿著最遲的RR間隔「移動」，如上圖所示的位置移動至下圖所示的位置。

【0073】 在較佳的實施方式中，所述心臟感測器101亦含有如美國專利公開案「US20140213919」所述之降噪演算法，從噪訊中更強勁擷取非線性訊號，或包含其他能夠提供類似降噪輸出的演算法。

【0074】 在較佳的實施方式中，所述心臟監控器101包含一加速儀313(第3圖)，以偵測穿戴所述心臟監控器101個體的移動。個體移動所產生的PPG訊號之

第 15 頁，共 21 頁(發明說明書)

運動假影可以被消除。也就是說當心律採樣時，計算從加速儀313得到的讀值，所述心臟監控器101可消除雜訊，以移除個體移動的影響。在個體移動過於嚴重影響心律讀取，且無法去噪的情況下，所述心臟監控器101暫停HRV分析以避免發出偽警報。

【0075】 一般而言，所述加速儀313和皮膚阻抗感測器315能夠協助偵測心臟監控器101錯位，藉使透過行動電話應用程式發出一警報至個體，使其重新擺放心臟監控器101。

【0076】 本發明實施方式優勢之一在於，雖然心臟監控器101在穿戴本裝置的個體上，但ANN仍可以不斷地被訓練。當穿戴所述心臟監控器101的任一個體心跳停止，其RR間隔的歷史圖譜會饋送至所述ANN以供訓練，藉使ANN能夠更準確評估心跳停止的風險。因此，隨著使用者和時間增加，所述心臟監控器101能夠增加預測的準確度。

【0077】 在不同的實施方式中，所述心臟監控器101不僅取自於單一移動時間窗，而是連續三個連續時間窗 (1101、1103、1105)，如第12圖所示。每一移動時間窗皆含相同的一分鐘區間，但分別取自於RR間隔圖譜中不同的區段。以ANN同時分析取自於三個時間窗(1101、1103、1105)中的數據。因此，用以供ANN訓練和預測的輸入節點數量為三倍，即，36個節點而非12個節點。因在此實施方式中僅提出兩種結果(VT/VF或正常)，所以輸出節點數量仍相同。

【0078】 在其他方面，將每一時間窗提供的一段期間內的心律，與其他時間窗內的心律一起進行同步分析。以第12圖中最左邊的兩個時間窗觀察最近的心律(即，最近歷史記錄)，而最右邊的時間窗觀察當前期間的心律。一般而言，時間窗(1101、1103、1105)不重疊，為了不重複輸入至ANN中。

【0079】 第13圖是一執行本實施方式的流程圖。首先，訓練ANN。在步驟301中，從個體的歷史記錄中擷取表1所示之特徵以進行HRV分析，其中所述

歷史記錄為個體心跳停止前所測得的心電圖記錄。將擷取的特徵及已知的心跳停止結果饋送至ANN以進行訓練，使ANN辨識每一特徵的線性和非線性如何組合是心跳停止的預兆(步驟1303)。

【0080】 由於心臟監控器 101是電池供電的且能量和記憶體有限，因此，心臟監控器101自行執行ANN訓練是不方便的 因此，在較佳的實施方式中，所述ANN是於中央電腦或伺服器503中進行訓練。當認為ANN已充分訓練時，將ANN的模型參數經由行動網路和藍牙以及一行動應用程式無線播送和下載至所有本實施方式之心臟監控器10(步驟1305)。心臟監控器101中僅利用已經訓練的ANN，因此，所述心臟監控器 101不需要額外的處理能量和記憶體，可提升電池307的續航力。

【0081】 在使用中，每一心臟監控器101連續監控配戴者的心律是藉由所述PPG感測器讀取配戴者的脈搏。即時取得每一心搏的RR間隔，且從RR間隔趨勢中擷取表1所示之特徵(步驟1307)。最新的特徵不斷地饋送至ANN以進行訓練(步驟1309)。當ANN從該些特徵中偵測到可能發生心跳停止時(步驟1311)，令所述心臟監控器101發出一警報(步驟1313)。

【0082】 只要ANN未偵測到心跳停止的可能，所述ANN回到步驟1307以持續監控心律中最新的RR間隔中心跳停止的徵狀。

【0083】 一般而言，有許多個體將配戴所述心臟監控器101。若任一配戴心臟監控器101的個體發生心跳停止時，擷取個體RR間隔的歷史特徵並饋送至伺服器503中的ANN複本，以進一步訓練ANN複本(步驟1315)。當ANN複本經過再訓練後，所述ANN複本被下載至所有心臟監控器101，重複步驟1303，以提升準確度的預測。

【0084】 目前個體心率的實際記錄最多能夠得到心跳停止前約5至15分鐘。然而，因更多的個體是全天配戴所述心臟監控器101，所以所述心臟監控器

101能夠收集心跳停止發生前至少30分鐘或1小時的心律數據，其能夠用來訓練ANN提前30分鐘或1小時辨識心跳停止的徵狀。

【0085】 在其他實施方式，ANN的訓練和應用是在伺服器503中執行的。在此實施例中，所述心臟監控器101簡化成一數據收集裝置，且即時將個體的心律上傳至伺服器503以進行HRV分析，預測發生心跳停止的可能性。若預測可能將發生心跳停止，即令所述伺服器503藉由無線方式通知心臟監控器101發出一警報。

【0086】 再者，所述實施方式提供一種生命預警心臟監控器101，其能夠每日24小時監控心臟狀況。能夠在心跳停止發生前監控任何個體潛在的心臟問題，並發出一合適的警報。任何個體不規則的心律皆會驅動一警示系統對個體的家人、鄰居和緊急救護單位發出警報。所述方式能夠更快地接受醫療處置，實質上提升存活的機會。

【0087】 再者，所述實施方式提供區分健康心臟和患有心臟疾病心律的方案，告知使用者其未知的潛在心臟狀況。

【0088】 因此，所述心臟監控器101是一種穿戴式裝置101能夠評估心跳停止發生的可能，包含：一穿戴構件，供穿戴於一身體部分，一光源201，用以照射所述身體部分，其中，利用所述光學感測器203，由反射光強度的脈動測量穿戴了該穿戴式裝置101之個體的心律，且所述穿戴式裝置101能夠分析該心律，且當心律的圖譜與預先決定之心跳停止發生前的圖譜相符時，令該穿戴式裝置發出一警報。

【0089】 因此，所述心臟監控器101提供一種評估心跳停止發生可能性的方法，包含以下步驟：提供一光源201，用以照射一個體的身體部分；偵測從身體部分反射的反射光強度的脈動，以得到個體的心律；分析該心律；以及，當

該分析檢測出該心律的圖譜與預先決定之心跳停止發生前的圖譜相符時，發出一警報。

【0090】 雖然上文實施方式中揭露了本發明的具體實施例，然其並非用以限定本發明，本發明所屬技術領域中具有通常知識者，在不悖離本發明之原理與精神的情形下，當可對其進行各種更動與修飾，因此本發明之保護範圍當以附隨申請專利範圍所界定者為準。

【0091】 舉例而言，雖然在此提及一神經網絡演算法，亦可利用其他分析多變量因子的方式分析結果。

【0092】 雖然這裡提到一個神經網絡演算法，但是可以使用以一種結果分析多變量因子的其他方式。舉例而言，以Support Vector Machine、K-Nearest Neighbour或Singular Vector Decomposition不同的演算法取代ANN。再者，雖在此是利用ANN分析RR間隔，或以PPG觀察心律變異性。然而，所述技術領域具有通常知識者應當可以理解任何類似的演算法能夠用來分析心電圖中的RR間隔。

【0093】 雖然所述實施方式中含ANN二可能的類別結果，但依據實際使用的狀況所述實施方式能夠含多種可能的類別結果。舉例而言，在其他實施方式中，ANN可能有三種類別結果，例如，VT、VF或正常。使得ANN的預測能夠更具體準確。

【0094】 所屬技術領域之人可以理解的是在此所述的伺服器包含一雲端伺服器。

【0095】 雖然在此所述的RR間隔是以圖和圖的形式分析，所屬技術領域之人應當可以理解此僅為一種呈現方式，可將所述RR間隔已被視為一或多個電子表單或表格中的數據，不需實際以圖對圖的方式呈現。

【0096】 雖然在此所述的RR間隔是連續脈衝之間的時間，此亦可以取自任何一致脈衝數量間的時間，例如，每第一和第三脈衝之間的時間，或任一預先決定的脈衝數量。

【0097】 雖然在此是以HRV分析法分析，在某些實施方式，可利用其他方式分析心律，例如，脈衝強度，其中心律是利用光學感測器203所測得。

【0098】 在此所述的個體涵蓋人類和動物。

【符號說明】**【0099】** 主要元件符號說明如下：

101	心臟監控器
103	按鍵
201	光源
203	光學感測器
301	微控器
303	記憶體
305	無線收發器
307	電池
311	觸覺反饋組件
501	行動電話
503	伺服器
601	RR間隔
801	上方線
803	下方線
805	第一區段
807	第二區段
809	第三區段

【發明申請專利範圍】

【第1項】一種穿戴式裝置，用以評估一穿戴該穿戴式裝置之個體發生心跳停止的可能性，包含：

- 一穿戴構件，供穿戴於該個體之一身體部分；
- 一光源，用以照射該身體部分；
- 一光學感測器，用以偵測來自該身體部分的反射光；

其中：利用該光學感測器，由反射光強度的脈動來測量該個體的心律；以

● 及

利用該穿戴式裝置分析該心律，且當該心律的圖譜與預先決定之心跳停止發生前的圖譜相符時，令該穿戴式裝置發出一警報。

【第2項】如請求項1所述之穿戴式裝置，其中該穿戴式裝置是以一機器學習演算法分析心律。

【第3項】如請求項2所述之穿戴式裝置，其中該機器學習演算法是一人工神經網絡。

● 【第4項】如請求項2或3所述之穿戴式裝置，其中該機器學習演算法基於由該心律所觀察到的心率變異進行分析。

【第5項】如請求項1至4任一項所示之穿戴式裝置，更可用以監控一個體心律，且更包含：

- 一加速儀，用以偵測該個體的活動；

其中該分析心律包含將該光學感測器偵測到的該心律中因為該個體活動所造成的影響消除。

【第6項】如請求項1至5任一項所示之穿戴式裝置，更可用以監控一個體心律，且更包含：

一皮膚阻抗感測器，設於該穿戴式裝置上，藉使該皮膚阻抗感測器所測定的阻抗可用以代表該光學感測器和該個體皮膚間的接觸。

【第7項】如請求項1至6任一項所示之穿戴式裝置，更可用以監控一個體心律，且其中該穿戴式裝置是配置成一腕帶的形式。

【第8項】如請求項3所述之穿戴式裝置，其中利用在心跳停止前至少15分鐘的心律記錄來訓練該人工神經網絡。

【第9項】如請求項3所述之穿戴式裝置，其中該人工神經網絡是利用在心跳停止前至少30分鐘的心律記錄來加以訓練。

【第10項】一種評估一個體發生心跳停止之可能性的方法，包含以下步驟：

提供一光源，用以照射該個體的一身體部分；

偵測從該身體部分反射的反射光強度的脈動，以得到該個體的心律；

分析該心律；以及

當該分析檢測出該心律的圖譜與預先決定之心跳停止發生前的圖譜相符時，即發出一警報。

【第11項】如請求項10所述之方法，其中該分析心律是利用一演算法分析該心律，且該演算法是一機器學習演算法。

【第12項】如請求項11所述之方法，其中該機器學習演算法是一人工神經網絡。

【第13項】如請求項10-12任一項所述之方法，其中該分析是基於由該心律所觀察到的心率變異。

【第14項】如請求項10-13任一項所述之方法，其中：

第 2 頁，共 3 頁(發明申請專利範圍)

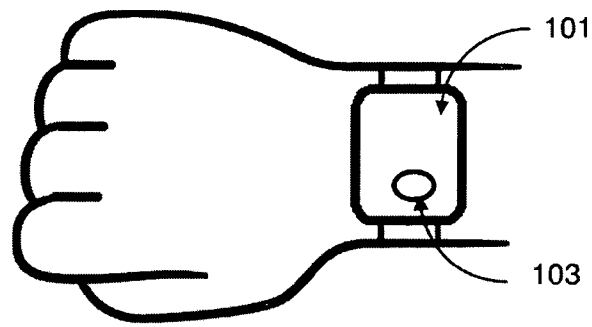
該心律是取自於一預先決定之時間窗數量；

每一時間窗可提供一段期間內的心律，其可與其他時間窗內的心律一起進行同步分析。

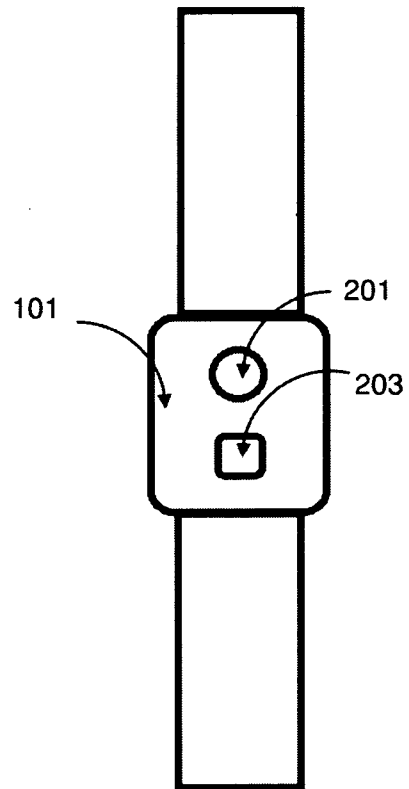
【第15項】如請求項12所述之方法，其中利用在心跳停止前至少15分鐘的心律記錄來訓練該人工神經網絡。

【第16項】如請求項12所述之方法，其中利用在心跳停止前至少30分鐘的心律記錄來訓練該人工神經網絡。

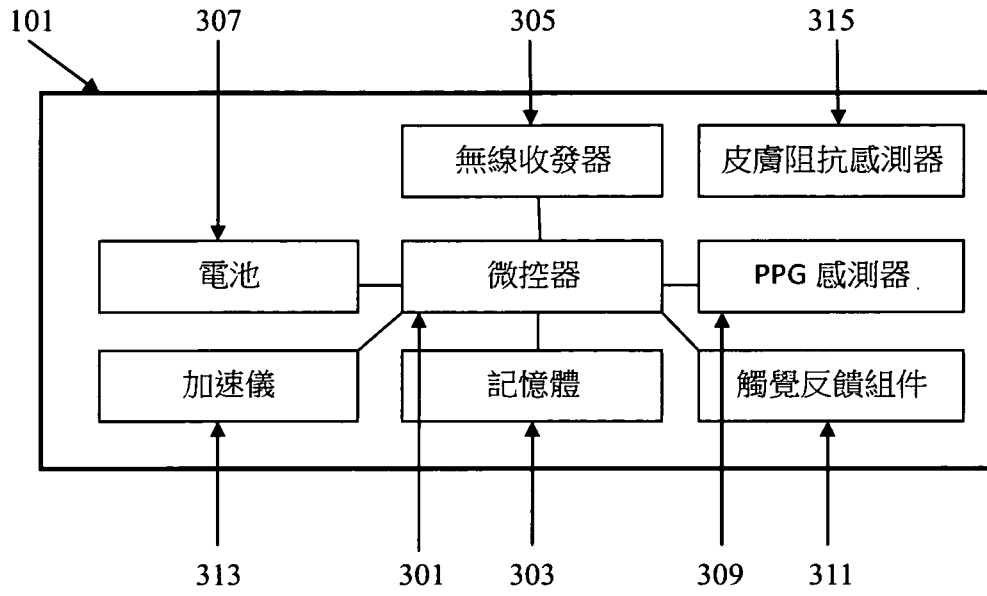
【發明圖式】



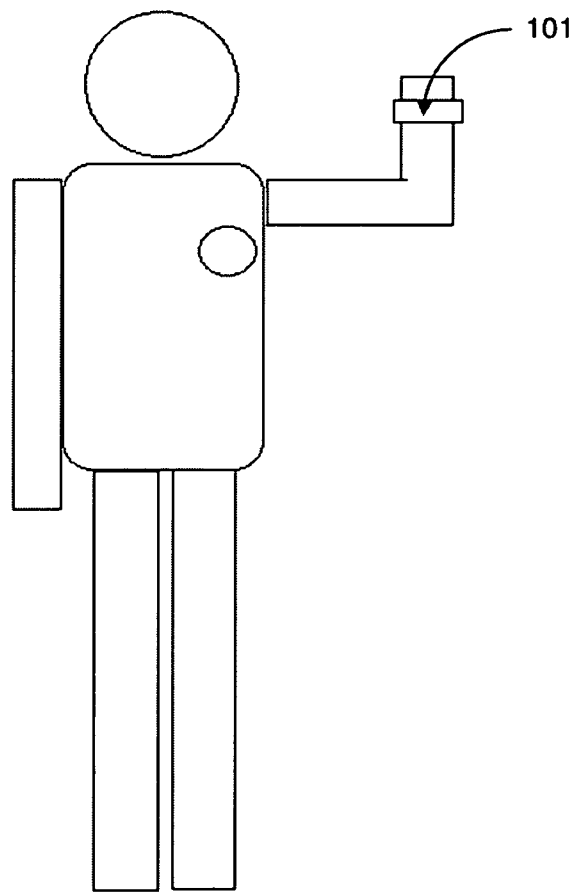
第1圖



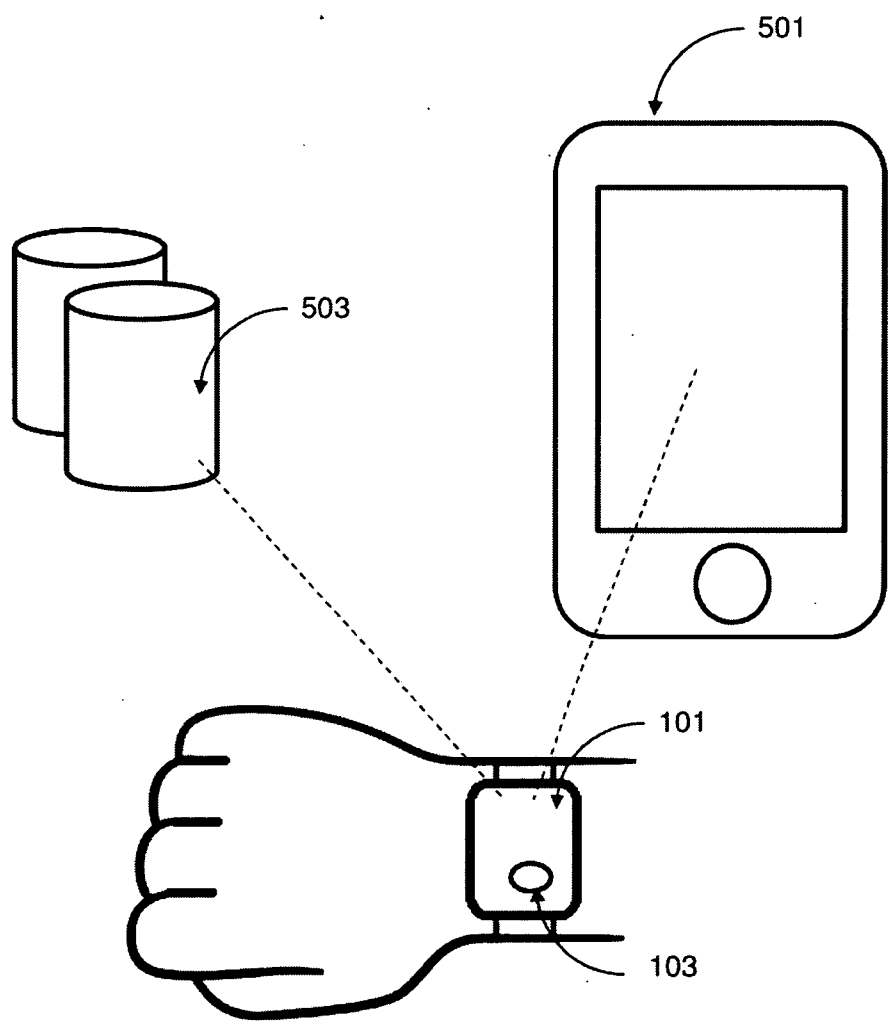
第2圖



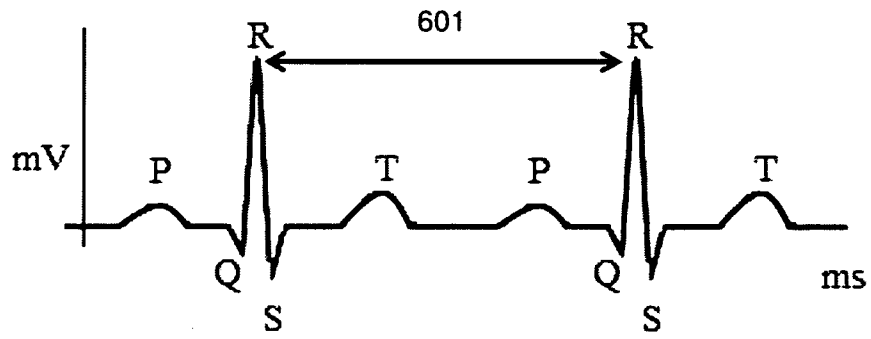
第3圖



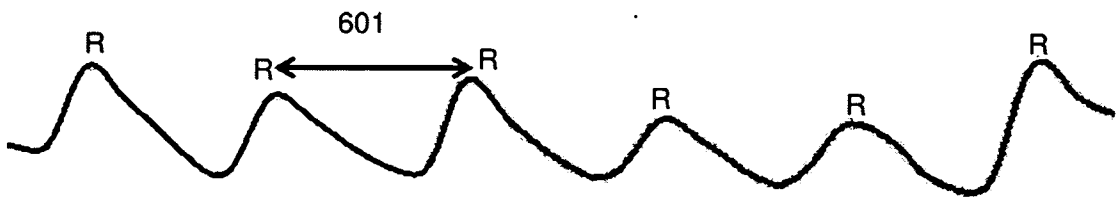
第4圖



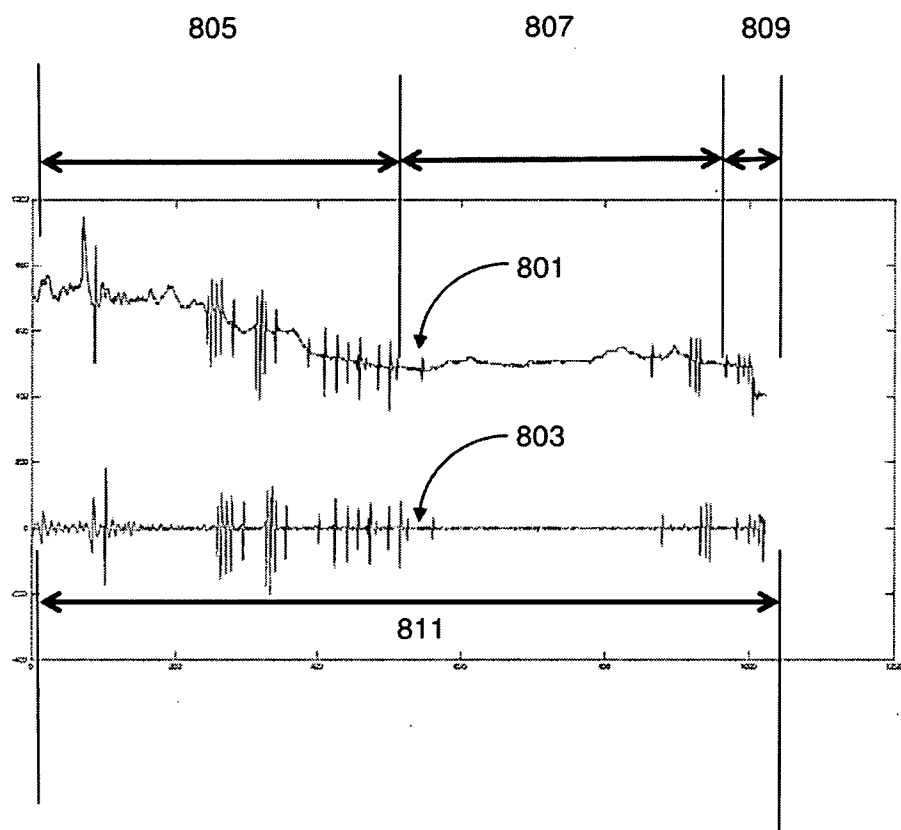
第5圖



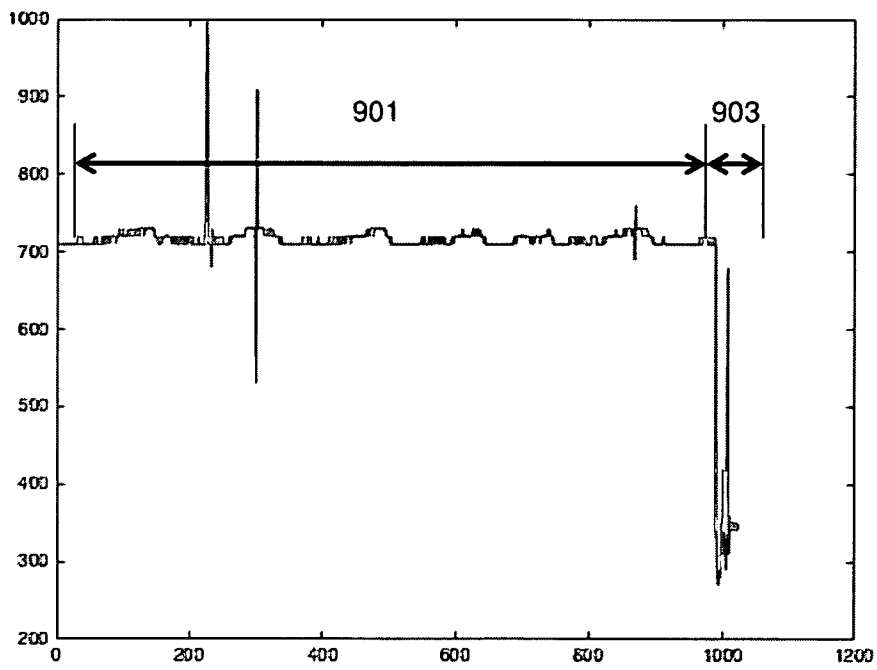
第6圖



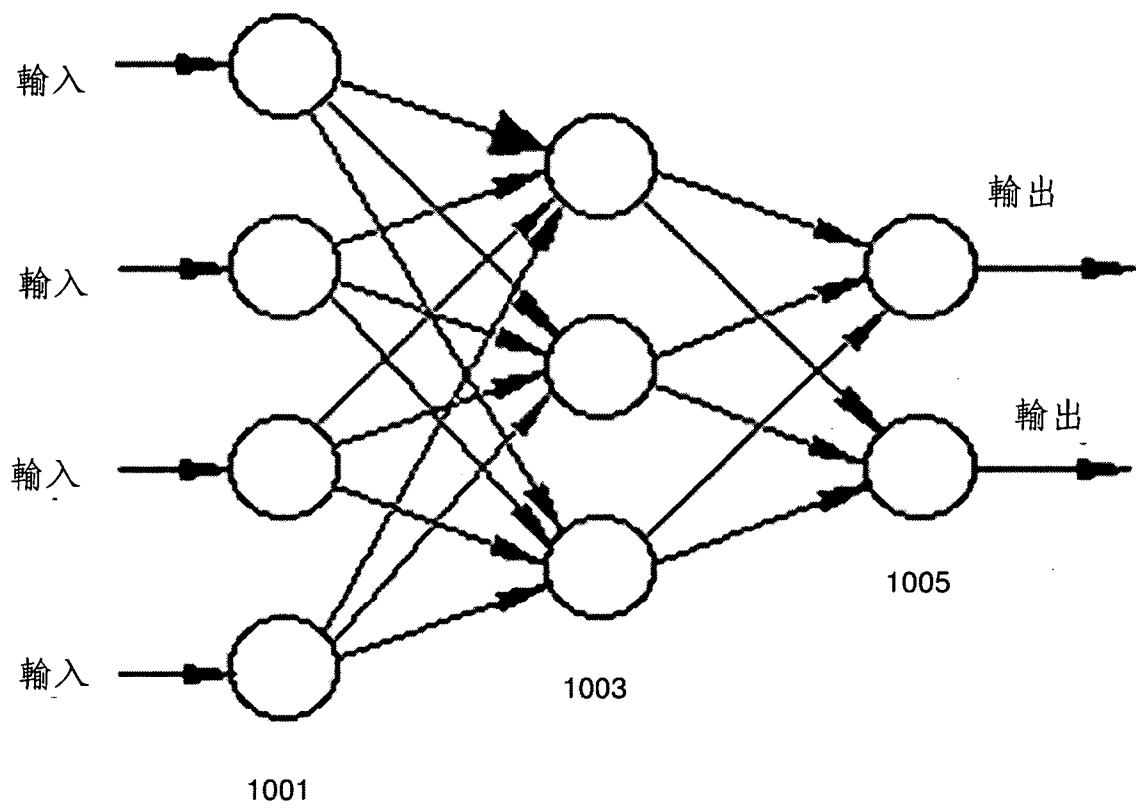
第7圖



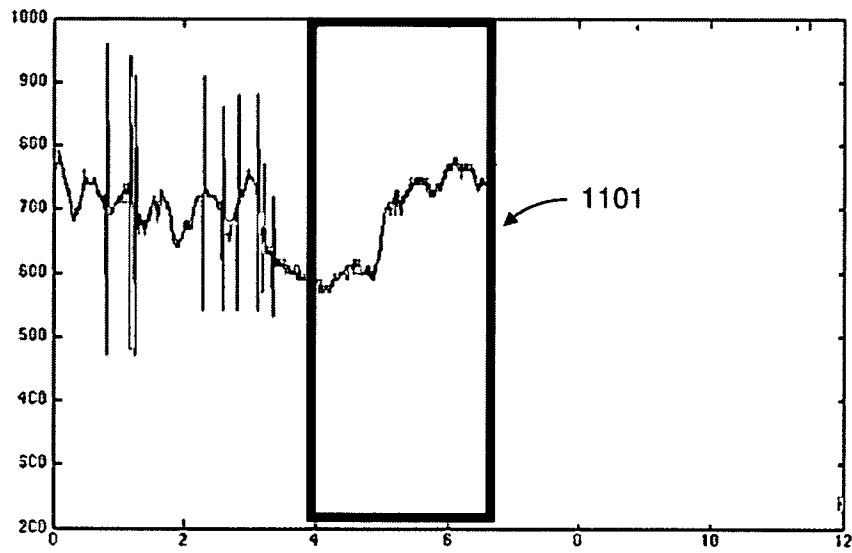
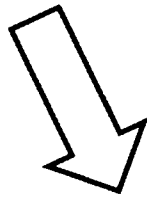
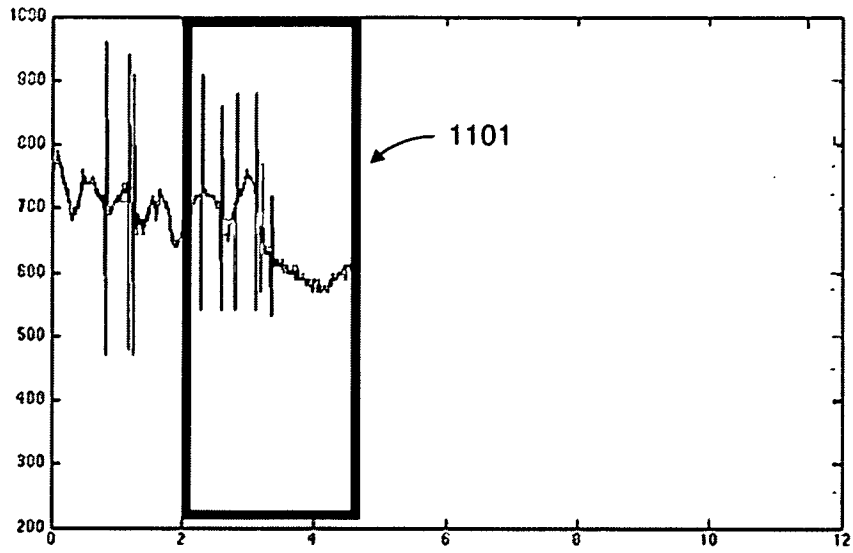
第8圖



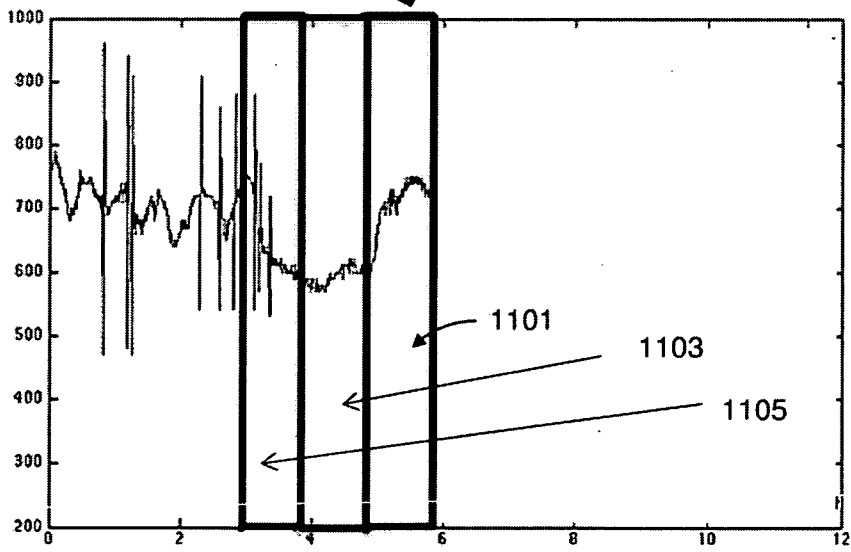
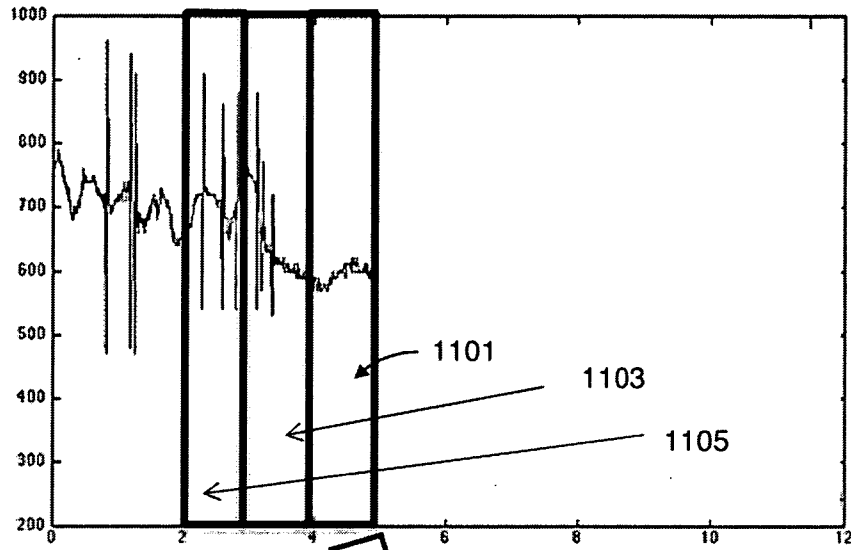
第9圖



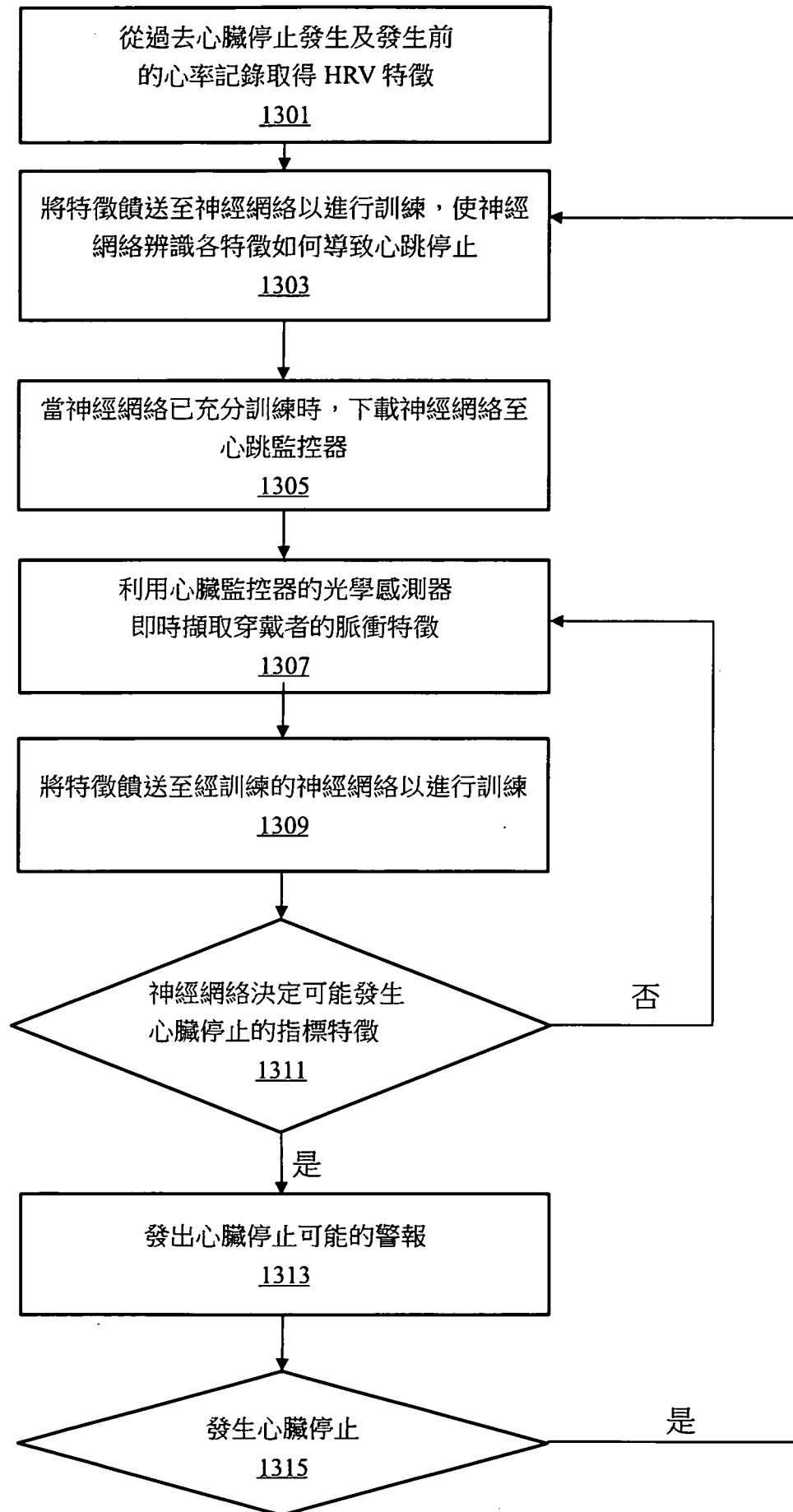
第10圖



第11圖



第12圖



第13圖