



(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 I586324 B

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 06 月 11 日

(21)申請案號：104102466

(22)申請日：中華民國 104 (2015) 年 01 月 26 日

(51)Int. Cl. : A61B5/021 (2006.01)

A61B5/0225 (2006.01)

A61B5/0205 (2006.01)

G06Q50/22 (2012.01)

(71)申請人：神仙科學股份有限公司(中華民國) (TW)

臺北市中山區建國北路 1 段 55 號 4 樓之 1

周常安(中華民國) (TW)

臺北市士林區承德路 4 段 222 號 7 樓

(72)發明人：周常安(TW)

(56)參考文獻：

TW M460634

TW M463111

TW 200744531A

TW 200924713A

TW 201019903A

TW 201216922A

TW 201437978A

US 5560370

US 2011/0246028A1

審查人員：張耕誌

申請專利範圍項數：6 項 圖式數：19 共 47 頁

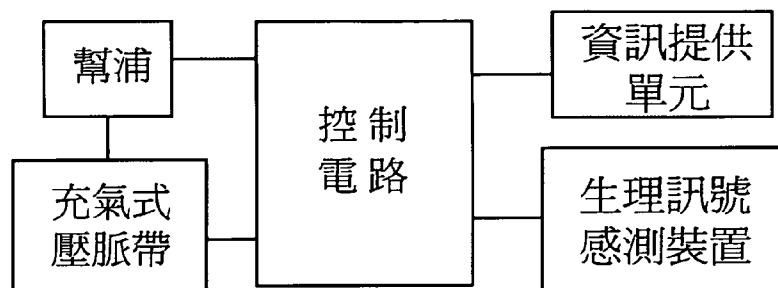
(54)名稱

血壓管理裝置及方法

(57)摘要

本發明關於一種用以調整血壓的血壓管理裝置及方法。該血壓管理裝置用以在一 ANS(Autonomic Nervous System, 自律神經系統)訓練區段中作為一生理回饋工具，以及用以提供血壓測量功能。在該 ANS 訓練區段期間，一生理訊號感測單元被依附至使用者身上，以取得相關於受 ANS 影響的生理活動的生理訊號，且根據該生理訊號會產生一代表該生理活動的資訊，並即時提供給使用者，以作為使用者透過生理回饋而調節自身生理活動的基礎，進而達成影響血壓的效果。

指定代表圖：



第 1 圖

## 發明摘要

※ 申請案號：104102466

※ 申請日：104.1.26

※IPC 分類：A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/025 (2006.01)

A61B 5/025 (2006.01)

G06Q 50/22 (2012.01)

【發明名稱】(中文/英文)

血壓管理裝置及方法

【中文】

本發明關於一種用以調整血壓的血壓管理裝置及方法。該血壓管理裝置用在一ANS (Autonomic Nervous System, 自律神經系統) 訓練區段中作為一生理回饋工具, 以及用以提供血壓測量功能。在該ANS訓練區段期間, 一生理訊號感測單元被依附至使用者身上, 以取得相關於受ANS影響的生理活動的生理訊號, 且根據該生理訊號會產生一代表該生理活動的資訊, 並即時提供給使用者, 以作為使用者透過生理回饋而調節自身生理活動的基礎, 進而達成影響血壓的效果。

【英文】

**【代表圖】**

**【本案指定代表圖】**：第（ 1 ）圖。

**【本代表圖之符號簡單說明】**：

無

**【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】**：

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

## 【發明名稱】(中文/英文)

血壓管理裝置及方法

## 【技術領域】

【0001】 本發明相關於一種血壓管理裝置及方法，更特別地是，相關於一種同時提供調整及測量血壓功能的血壓管理裝置，以及透過該裝置而管理血壓的方法。

## 【先前技術】

【0002】 心血管疾病是影響心臟、血管、或兩者的疾病，而造成心血管疾病的其中一個最常見原因就是高血壓。高血壓不但是冠狀動脈性心臟病的危險因子，也是發生中風的重要致病原因，因此，世界衛生組織已將高血壓列為是世界性的早期死亡重要原因之一。

【0003】 已知，自律神經系統 (Autonomic Nervous System, ANS) 是大部分在非意識狀況下作用的控制系統，其主要在於控制內臟功能，例如，心率，消化，流汗，以及呼吸，ANS包括交感神經系統 (SNS) 以及副交感神經系統 (PNS)，其中，SNS通常是負責攻擊或逃走 (fight or flight)，而PNS則通常是負責休息及消化 (rest and digest)，在許多情況下，PNS以及SNS具有相反的作用，其中一個會活化一項生理反應，而另一個則抑制它。

【0004】 在血管系統中，交感神經活化會使動脈收縮，進而增加血管阻力以及減少遠端的血流，而當此在人體中發生時，增加的血管阻力則是會造成動脈壓力增加，另外，因交感神經所導致的靜脈收縮則是會減少靜脈順應性以及血液容量，進而增加靜脈血壓，所以，交感神經活化所造成

的整體效果是，增加心臟輸出、系統血管阻力（動脈及靜脈）、及動脈血壓。

【0005】 有相當大量的證據顯示，有一些自律神經的控制效果是可透過生理回饋訓練而被改變。生理回饋訓練是一種學習程序，在此程序中，人體係運用意識而控制受自律神經系統控制的生理過程，在訓練期間，人體中隨著自律神經系統而改變的生物訊號，例如，心率或皮膚溫度，會受到監測，並即時回饋給受試者，因此，受試者就可藉此而加強所需的反應，所以，對有高血壓問題的人而言，生理回饋訓練是影響血壓的可行方法。

【0006】 此外，研究亦顯示，控制呼吸可以影響交感神經以及副交感神經的平衡，一般而言，交感神經活性可藉由降低呼吸速率（respiration rate）、改變潮氣量（Tidal volume）、及/或增加呼氣期間/吸氣期間的比例而被降低，因此，透過改變呼吸速率的方式，就能非侵入地且簡單地透過降低交感神經活性的方式而降低血壓。

【0007】 因此，對於希望藉由生理回饋的方式而影響血壓的使用者而言，確實有需要一種血壓管理裝置，可在提供使用者觀察與影響自律神經活動之途徑外，亦提供測量血壓的功能，而讓使用者在每次使用裝置進行生理回饋訓練時，可很自然且容易地察看先前儲存的血壓記錄，並得知生理回饋訓練的成效，以在無形中正向地激勵使用者持續進行訓練，另外，也可合理地讓使用者能在訓練之前及/或之後進行血壓測量，以即時瞭解生理回饋訓練的效果，更可在測量血壓時激起進行生理回饋訓練的想法，兩者相輔相成，讓血壓管理的目的更有效達成。

【0008】 再者，當需於生理回饋訓練期間取得生理訊號時，生理訊號的取得方式亦是影響使用效果及意願的重要因素。眾所周知，生理回饋訓

練進行的時間較長，因此，在選擇用以取得生理訊號的生理感測器時，有幾點需要考量的重點，例如，感測器若能在長時間內維持與皮膚間的穩定接觸，就可避免在生理回饋期間出現不穩定的生理回饋資訊；另外，若能儘量減少使用者為了維持生理感測器與皮膚間的接觸所需付出的注意力，就可避免讓使用者出現無法專心、或無法放鬆地進行生理回饋的情形，並且，容易安裝且低操作困難度的感測器設計，也有助於讓使用者以更輕鬆的身心狀態進行生理回饋訓練；再者，若能提供可重複使用的生理感測器，就可讓使用者在低花費的情形下長期使用，以因應生理回饋訓練需長期進行以累積效應的特性。據此，本發明在實現血壓管理裝置時，即是以此些作為考量的基礎。

#### **【發明內容】**

**【0009】** 因此，本發明的一目的在於提供一種血壓管理裝置，其同時提供調整及測量血壓的功能。

**【0010】** 本發明的另一目的在於提供一種血壓管理裝置，其係藉由自律神經生理回饋訓練而提供使用者調整血壓的途徑。

**【0011】** 本發明的另一目的在於提供一種血壓管理裝置，其採用穿戴式生理訊號感測單元，以讓生理感測元件可長時間且穩定地設置於使用者身體上，進而有利於在回饋訓練期間取得高品質的生理訊號。

**【0012】** 本發明的再一目的在於提供一種血壓管理裝置，其於生理回饋訓練期間，藉由提供使用者相關自律神經的資訊而達到回饋的效果，而有助於進行血壓調整。

**【0013】** 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理裝置，其可於使用

者透過呼吸訓練而進行生理回饋的期間，提供呼吸導引，以進一步幫助血壓調整的進行。

【0014】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理裝置，其於使用者透過呼吸訓練而進行生理回饋的期間，藉由提供使用者相關呼吸的資訊而達到生理回饋的效果，而有利於血壓調整的進行。

【0015】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理裝置，其透過於回饋訓練前以充氣壓脈帶取得血壓值的方式，而得出血壓值與生理感測元件所取得之生理訊號間的相對關係，進而可於生理回饋訓練期間提供有關血壓變化趨勢的資訊。

【0016】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理方法，其具有一操作流程，以讓使用者可自然記錄下回饋訓練期間前後的血壓值，有助於瞭解生理回饋訓練的成效。

【0017】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理方法，用以在偵測到血壓值高於一預設值時，提醒使用者進行一生理回饋訓練。

【0018】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理方法，可於血壓測量期間亦取得可進行HRV分析的生理訊號，以同時顯示血壓值及HRV分析結果，進而讓使用者可瞭解血壓值與自律神經活動間的關係。

【0019】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理方法，可在偵測到血壓值高於一預設值時，提醒使用者進行一HRV測量，以藉由HRV分析結果而讓使用者瞭解血壓值與自律神經活動間的關係。

【0020】 本發明的又一目的在於提供一種血壓管理方法，可記錄下所測得的血壓值以及回饋訓練的過程，以作為使用者觀察血壓變化與生理回

饋訓練間關係的基礎。

### 【圖式簡單說明】

#### 【0021】

第1圖顯示根據本發明之血壓管理裝置的方塊示意圖；

第2-3圖顯示根據本發明血壓管理裝置，採用光感測器的示範性實例；

第 4A-4C 圖顯示根據本發明血壓管理裝置，光感測器與壓脈帶結合的示範性實例；

第 4D-4E 圖顯示根據本發明血壓管理裝置，光感測器與殼體結合的示範性實例；

第 5 圖顯示根據本發明血壓管理裝置，光感測器與壓脈帶結合的示範性實例；

第 6 圖顯示根據本發明血壓管理裝置，採用心電電極的示範性實例；

第 7A-7C 圖顯示根據本發明血壓管理裝置，電極與壓脈帶結合的示範性實例；

第 8A-8C 圖顯示根據本發明血壓管理裝置採用第 7A-7C 圖所示電極設置的示範性實例；

第 9A-9C 圖顯示本發明血壓管理裝置之電極與殼體結合的示範性實例；

第 10 圖顯示本發明血壓管理裝置的另一實施實例示意圖；

第 11 圖顯示本發明血壓管理裝置，實施為偵測皮膚電活動的示範性實例；

第 12 圖顯示本發明血壓管理裝置，實施為偵測肢體末稍溫度的示範性



實例；

第 13-14 圖顯示本發明血壓管理裝置，採用呼吸動作感測綁帶的示範性

實例；

第 15 圖顯示本發明血壓管理裝置，採用呼吸動作感測綁帶以及指戴

PPG 感測器的示範性實施例；以及

第16-19圖顯示本發明血壓管理裝置的操作流程圖。

### 【實施方式】

【0022】 本發明係相關於同時具有血壓調整功能以及血壓測量功能  
的血壓管理裝置，且在本發明中，該血壓調整功能是透過執行相關於自律  
神經系統（ANS，Autonomic Nervous System）之生理回饋程序而達成。

【0023】 首先，請參閱第1圖，其顯示根據本發明之血壓管理裝置的  
方塊示意圖。該血壓管理裝置包括一控制電路，一充氣式壓脈帶，一幫浦，  
以及一資訊提供單元，其中，該控制電路用以控制該血壓管理裝置的運作，  
該壓脈帶用以環繞使用者的一肢體，且可藉由該幫浦而進行充氣及放氣，  
產生壓力改變，進而偵測使用者的血壓，以及該資訊提供單元係用以將資  
訊提供給使用者。

【0024】 再者，為了達成透過進行生理回饋而調整血壓的目的，根據  
本發明的血壓管理裝置進一步包括了一生理訊號感測單元，以於執行生理  
回饋期間測量因生理回饋而發生變化的生理訊號，且其中，該生理訊號感  
測單元係包括一穿戴結構，以及與該穿戴結構相結合的一生理感測元件，  
因此，在擷取生理訊號的期間，該生理感測元件是透過該穿戴結構而設置  
於使用者身上。

【0025】 在此，特別地，根據本發明的該生理訊號感測單元係實施為穿戴的形式，這是因為，眾所周知，生理回饋的進行需要持續一預設的時間區段，例如，15分鐘或是更長的時間，因此，為了讓使用者可以在執行生理回饋時無須擔心生理感測元件的設置情形，本發明係利用穿戴結構承載生理感測元件的方式，而使生理感測元件可長時間且穩定地設置於使用者身上，此不但有利於取得穩定的生理訊號，也讓使用者可更為專心地執行生理回饋程序。

【0026】 因此，利用本發明之該血壓管理裝置進行生理回饋訓練的程序是：首先，使用者透過該穿戴結構而將該生理訊號感測單元設置於身上，以在訓練期間持續取得生理訊號，接著，開始生理回饋訓練後，該控制電路執行預載的一演算式，以對所取得的生理訊號進行分析，及/或將分析結果與一預設目標進行比較，之後，所取得之生理訊號，相關分析結果的資訊，及/或相關於比較結果的資訊，透過該資訊提供單元而被即時地提供給使用者，使用者在接收到資訊後，透過穩定情緒、放鬆身心等方式而調整自身的身心狀況，進而影響自律神經，並反應在所測量的生理訊號以及所提供之資訊的改變上，因此，使用者就可透過得知資訊的改變而不斷地調整身心狀況，並逐漸朝向目標的生理狀態。此即所謂的生理回饋迴路。

【0027】 所以，在本發明中，該資訊提供單元所提供的資訊可包括，但不限於，利用壓脈帶進行血壓測量時所取得的資訊，例如，血壓值，以及平均心率等，以及進行生理回饋訓練所需的資訊，例如，代表即時生理狀況的資訊，以及引導使用者朝向目標生理狀況的資訊。

【0028】 該資訊提供單元提供資訊的方式包括，但不限於，視覺、聽

覺、以及觸覺等方式，舉例而言，該資訊提供單元可實施為顯示元件及/或發光元件，以利用文字顯示、圖形變化、及/或燈號變化等方式而提供資訊；或者，該資訊提供單元也可實施為發聲模組，以透過聲音頻率或音量的改變、或語音的方式而提供資訊；又或者，該資訊提供單元亦可實施為振動模組，並利用如振動的強弱、長短等變化方式而提供資訊。

【0029】 另外，該資訊提供單元亦可進一步實施為，經由一有線傳輸模組、或一無線傳輸模組而將資訊輸出至一外部裝置，以透過該外部裝置而將該資訊提供予使用者，其中，該外部裝置可以是，但不限於，一個人電腦、一智慧型手機、一平板電腦、或是一智慧手錶等，只需是能夠將該資訊提供給使用者的裝置即可，因此，沒有限制。

【0030】 此外，該資訊提供單元的實施形式亦有許多選擇，舉例而言，在一較佳實施例中，其係實施為與穿戴於使用者身上的部件相結合，例如，壓脈帶以及生理訊號感測單元；替代地，在另一較佳實施例中，其則實施為與裝置的操作介面相結合，例如，顯示螢幕、指示燈等，因此，可依實際實施的需求而選擇合適的形式。

【0031】 在本發明中，由於主要目的係在於透過執行影響自律神經系統的生理回饋程序而達到調整血壓的效果，因此，該生理訊號感測單元所感測的生理訊號，乃是能夠反應自律神經之活動的生理訊號。

【0032】 一般而言，自律神經系統的活動可透過HRV（Heart Rate Variability，心率變異率）分析而得知，因此，該生理感測元件的選擇之一就是可偵測使用者心率序列的感測器，舉例而言，利用光感測器偵測脈搏，在此，光感測器是指具有光發射元件以及光接收元件，並利用PPG

(photoplethysmography) 原理而取得光訊號的感測器，例如，利用穿透方式或反射方式進行測量者，或是利用心電電極測量心電圖，皆可取得用以進行HRV分析的心率序列；另外，亦可用壓力感測器取得心率序列，例如，利用壓脈帶，或者，將壓力感測器直接至於動脈上，例如橈骨動脈，同樣可藉由取得連續脈波而得出心率序列。

【0033】 在此，上述利用生理感測元件取得心率序列（無論是透過偵測脈波或是心電圖）的敘述，係在於表示，利用生理感測元件取得使用者心跳間隔的一時間序列，而HRV分析即是對該時間序列進行分析。因此，在接下來的內容中，兩種敘述方式係視情況而交替使用，兩者代表相同的意義。

【0034】 而除了進行HRV分析外，亦可透過觀察受自律神經系統影響之生理訊號的變化情形而得知自律神經系統的活動，例如，心率，皮膚電活動（EDA，Electrodermal Activity），肢體末梢溫度等，其中，心率受到交感神經與副交感神經兩者的調控，當交感神經活性增加時，心率變快，當副交感神經活性增加時，心率則變慢，因此可透過觀察心率而得知兩者間的活性消長情形；另外，由於汗腺分泌僅受交感神經影響，且當交感神經活性增加時，汗腺活動增加，因此可透過測量皮膚電活動（EDA，Electrodermal Activity）的方式得知交感神經的活性增減；再者，因為傳送至肢體末端皮膚的血管僅受交感神經影響，當交感神經活性降低時，血管收縮減少，管徑變大，血流增加，皮膚表面溫度上升，因此也可藉由測量肢體末梢皮膚溫度而推知交感神經相對於副交感神經的活性增減。

【0035】 在此，需要注意地是，在本發明中，無論是藉由執行HRV

分析、或是透過觀察受自律神經系統影響之生理訊號的變化而得知自律神經系統的活動，在執行生理回饋程序的期間，都可透過該資訊提供單元而將相關的資訊即時提供給使用者，以作為使用者進行身心調整的依據，例如，可以即時提供HRV分析的結果，心率，皮膚電活動情形，及/或肢體末梢溫度變化等，而且，所提供的資訊易不限於僅一種，可以有各種選擇。

【0036】 以即時HRV分析為例，由於HRV分析是對一段時間內心率序列進行分析，因此，即時HRV分析的進行可透過移動時間窗格（Moving Window）的概念而實施，亦即，先決定一計算時間區段，例如，1分鐘、或2分鐘，之後，透過不斷將此時間區段向後推移的方式，例如，每5秒計算一次，就可持續地得到HRV分析結果，例如，每5秒獲得一HRV分析結果，因而達成提供即時HRV分析結果的目的，另外，亦可採用加權計算（weighting）的概念，適度地增加較接近分析時間之生理訊號的計算比重，以讓分析結果更貼近即時的生理狀況。

【0037】 接著，請參閱第2圖，其顯示根據本發明血壓管理裝置之一實施實例的示意圖，在此實例中，該生理訊號感測單元係實施為一指戴式光感測器11，以偵測使用者的連續脈波，所以，在此情形下，可透過所測得的連續脈波而得知使用者的心率序列，且在取得心率序列後就可進行HRV分析，進而得知自律神經系統的活動，或者，也可透過觀察心率而推知交感神經及副交感神經的活性消長，在此，圖中所示雖為設置於指尖的指夾形式光感測器，但也可以實施為以其他形式而設置於手上，例如，實施為戒指形式、環繞於指節之帶體、或是夾設於手指之近端指節的形式等，而且，也不限於將光感測器設置於手指的那個部位。

【0038】 另外，如第3圖所示，光感測器亦可實施為耳戴式光感測器12，同樣可透過所測得的連續脈波而得知使用者的心率序列，並在取得心率序列後進行HRV分析，進而得知自律神經系統的活動，或者，也可透過觀察心率而推知交感神經及副交感神經的活性消長。在此，圖中所示雖為夾設於耳垂上的耳夾式光感測器，但也可以實施為以其他形式而設置於耳朵或是其鄰近的區域上，例如，夾設於耳廓上、耳塞、或是掛於耳朵上等形式，且接觸的位置亦不受限制，例如，可接觸耳垂、耳廓的內面或背面、耳廓與頭殼的交界處附近，如，耳屏（tragus）附近處，耳道口或耳道內，及/或耳後的乳突骨（mastoid）附近等，因此，沒有限制。

【0039】 在此，需要注意地是，雖然第2-3圖中所顯示之血壓管理裝置皆為殼體10與壓脈帶14分開的形式，但不受限的，亦可實施為殼體10由壓脈帶14承載的形式，例如，設置於上臂、前臂、或手腕的位置等，都是可實施的方式。

【0040】 再者，如第4-5圖所示，該光感測器13亦可透過壓脈帶14而設置於上肢，例如，手腕，上臂，或是前臂上，而採用此種方式的優勢是，當壓脈帶環繞肢體的動作完成後，光感測器的設置亦同時完成，更具方便性。

【0041】 第4A-4B圖舉例說明了當血壓管理裝置之殼體10是由壓脈帶14所承載時，光感測器13依附於壓脈帶上的可能情形。在第4A圖中，該光感測器13被設置於壓脈帶14中，故在此情形下，該壓脈帶則是會在相對該光感測器的位置處具有一可透光部分，以讓光感測器所發出的光通過，在此，該光感測器可採用各種波長的光，例如，可利用可見光或不可見光，

如紅光以及紅外線（IR）等都是可使用的波長頻段，因此，該可透過部分係指由可通過可見光及/或不可見光的材質所形成的部分，或是鏤空的部分，沒有限制。

**【0042】** 在實際實施時，第4A圖的該光感測器13可實施為結合在殼體10的表面，或是與該殼體10分離並透過連接線而電連接至殼體10內的電路，另外，該光感測器與壓脈帶之間的關係亦可有不同的設置選擇，例如，該光感測器可嵌設於該壓脈帶與上肢接觸的內側表面上，或是可設置於該壓脈帶內部，亦即，壓脈帶囊袋內，或是位在該殼體與該壓脈帶之間等，因此，可依實際需求而改變。

**【0043】** 另外，光感測器13亦可透過一依附結構而設置於壓脈帶14上，例如，第4B圖顯示了利用魔鬼氈15的情形；或者，實施為透過夾設的方式而設置於壓脈帶上，如第4C圖所示；或者，也可利用磁力吸附的方式而讓光感測器依附至壓脈帶上，例如，可利用隔著壓脈帶彼此磁性相吸的兩個部件，其中一個部件設置於殼體上或壓脈帶內部，以透過磁力而吸引承載該光感測器的另一部件，且兩個部件可實施為兩者皆具有磁性，或是一個部件具有磁力，而另一個部件可被磁力吸引，沒有限制，在此，磁力可以透過於部件的內部設置磁性物質，或是直接由磁性物質製成部件而達成，另外，同樣地，受磁力吸引的物質亦可設置於部件內部或用以形成部件。

**【0044】** 進一步地，如第4B-4C圖所示之光感測器，亦可實施為可與殼體分開，只在有需要時再連接上即可，此外，除了利用連接線而延伸自殼體的情形外，還可實施為採用無線連接的方式，如此一來，光感測器的

設置位置將可更為自由。

【0045】 再者，第4D圖則是顯示光感測器13與殼體10實施為一體成形的情形，且透過結構的設計，該光感測器13可在壓脈帶環繞肢體上時被設置於壓脈帶與肢體之間，以進行訊號的擷取，而替代地，該光感測器亦可實施為與該殼體一體成形且突出於壓脈帶之外，如第4E圖所示，如此一來，該光感測器僅會藉由壓脈帶環繞肢體的動作而貼緊肢體，但不夾置於壓脈帶與肢體之間，因此，有各種可能的實施方式。

【0046】 進一步地，第4D-4E圖所示的該光感測器13與該殼體10之間亦可實施為可拆卸形式，例如，透過電連接器，或是透過機械結合結構，故在無須使用時，可自殼體分離，且在此，特別地是，該光感測器還可實施為與該殼體間僅進行機械結合，而所取得的訊號則是透過無線的方式進行傳輸。因此，可以有各種可能，沒有限制。

【0047】 所以，當殼體是由壓脈帶所承載時，該光感測器13可實施為與該壓脈帶及/或該殼體相結合，沒有限制，只需在壓脈帶環繞於肢體的同時可完成擷取生理訊號所需的設置即可。

【0048】 另一方面，當殼體10實施為與壓脈帶14分離的情形時，該光感測器13則僅會被設置於壓脈帶上，例如，可採用如第4A-4C圖所示的依附形式，直接設置於壓脈帶上，或是透過魔鬼氈、夾子或磁力而依附於壓脈帶內側，第5圖即顯示了光感測器夾設於壓脈帶邊緣的情形，並且，同樣地，可實施為有線或無線連接，而當採用有線連接時，作為舉例，電連接線還可隱藏於壓脈帶的充氣管中。因此，可依需求而實施為各種形式，沒有限制。



【0049】 而且，特別地是，只需透過結構的設計，該光感測器13亦可實施為可自該壓脈帶或殼體上取下而設置於身體的其他位置，例如，手指、耳朵等，如此一來，就可根據實際使用情況而變化設置位置，更具方便性。

【0050】 在此，需注意地是，當光感測器實施為自如手腕，前臂，或上臂等位置取得生理訊號時，相較於穿透方式，較佳地是採用反射方式進行測量，可取得較佳的訊號。

【0051】 此外，該光感測器除了用以偵測脈搏變化進而取得心率外，亦可取得其他許多有關心血管系統的生理資訊，例如，血氧濃度，血量變化等，舉例而言，可藉由調整發光源的數量而取得不同的血液生理資訊，例如，當具有二個發光元件時，就可取得血氧濃度的資訊，因而可提供更多資訊予使用者。

【0052】 再者，也可利用心電電極測量心電圖，進而獲得心率序列。而在本發明中，特別地是，電極亦實施為可穿戴的形式，這是因為，在本發明中，測量心電圖的主要目的在於取得生理回饋期間的心率序列，因此，必須於整個生理回饋期間維持電極與皮膚間的接觸，而當此接觸是由使用者主動施力達成時，除了會因長時間操作而造成使用者不便外，通常也會出現肌電訊號干擾的問題，所以，針對這樣的情形，本發明提出了利用穿戴結構承載電極，並透過該穿戴結構而維持電極與皮膚間之接觸的方案，如此一來，使用者由於無須施力維持電極與皮膚間的接觸，故可更專注於放鬆身心，另外也因此讓肌電訊號的干擾降至最低，更有利於取得高品質的心電訊號，以及更準確的分析結果。

【0053】 如第6圖即顯示了二個心電電極分別實施為透過耳戴結構而

與耳朵或耳朵附近的皮膚接觸，以及透過指戴結構而接觸手指皮膚的情形，提供了讓使用者可輕鬆自然地進行生理回饋訓練的配置；替代地，二個心電電極亦可皆實施為透過指戴結構而設置於手指上的形式；又或者，電極亦可選擇實施為腕戴的形式，同樣可以達到對主動對使用者施力並減少肌電訊號干擾的效果。

【0054】 在此，需要注意地是，雖然圖中所示之耳戴結構為耳掛的形式，但並不受限於此，也可實施為耳塞、夾於耳垂之耳夾、或夾於耳廓之耳夾等各種形式，且其接觸位置也沒有限制，可接觸耳垂、耳廓的內面或背面、耳廓與頭殼的交界處附近，如，耳屏（tragus）附近處，耳道口或耳道內，及/或耳後的乳突骨（mastoid）附近等；或者，也可實施為利用磁力的方式而附著於耳朵上，舉例而言，可利用隔著耳朵彼此磁性相吸的兩個部件，並將電極設置於兩個部件或其中一部件上的方式而達成，在此，兩個部件可實施為具有磁性，例如，透過內部具有磁性物質、或本身即為磁性物質的方式，或是實施為由可受磁性吸引的材質所製成，舉例而言，可以一個部件實施為具有磁力，而另一個部件可被磁力吸引，或者，也可是二個部件皆實施為具有磁力，可以有各種實施可能，沒有限制。

【0055】 同樣地，指戴結構也可有不同的實施形式，例如，可實施為夾設於指尖、夾設於手指之近端指節處、或是透過環繞手指的帶體而固定等其他形式，而且，也不限於接觸手指的那個部位，因此，可依實際需求而有所變化，沒有限制。

【0056】 另外，亦需注意地是，如此的配置中，耳戴式電極可選擇地配戴於左耳或右耳，沒有限制，然而，經實驗後得知，另一電極的設置位

置對於訊號品質有相當程度的影響，其中，當另一電極設置於左上肢時，所獲得之心電訊號的品質遠優於右上肢所取得的訊號，因此，在以接觸耳朵之方式而進行心電訊號測量時，較佳地是將另一電極接觸左上肢的皮膚，例如上臂，下臂，手腕，手掌，手指等處，以避免因將電極設置於右上肢而造成訊號品質不良，進而導致分析產生誤判。

【0057】 再者，除了上述結合於穿戴結構上之電極的形式外，根據本發明的心電電極亦可實施為與裝置本身的殼體或是壓脈帶相結合的形式，以藉由環繞壓脈帶的動作而達成電極接觸，同樣無須使用者施力。

【0058】 當電極實施為與壓脈帶相結合時，根據本發明的一較佳實施例，類似於上述的光感測器，電極可透過一依附結構而與該壓脈帶相結合，舉例而言，如第7A圖所示，該依附機構可實施為相對應的一對黏附元件，例如，魔鬼氈，分別位於電極與壓脈帶上，以達成兩者間的相互結合；或者，如第7B圖所示，該依附機構亦可實施為一夾具，與電極相結合，以透過夾設的方式而將電極設置於壓脈帶上；或者，如第7C圖所示，可以是一對金屬扣具，以在結合的同時，同時達成電連接。

【0059】 進一步地，該依附結構亦可實施為具有一殼體，以用於容置電路，舉例而言，為了避免所取得之心電訊號經由連接線感應環境雜訊，可在取得訊號時於電極附近先行進行處理，例如，放大、緩衝、濾波、數位化等電路處理，以確保訊號的清晰度，此時，就可將電路容置於殼體中，也藉由殼體的硬度增加電極與皮膚間的接觸力，據此，該殼體也可進一步實施為具有符合所接觸部位之人體工學的結構，例如，符合手臂的弧度等，因此，沒有限制。

【0060】 而也由於利用該依附機構的緣故，因此當使用者不需要使用心電電極時、或需要清理壓脈帶時、或需要更換電極時，例如，更換為不同材質之電極，就可方便地將電極自壓脈帶上取下及/或進行更換。

【0061】 在此，與壓脈帶相結合的電極，可以是透過外部連接線而連接至殼體，如第7A圖所示透過魔鬼氈的方式黏附於壓脈帶內側，以及第7B圖所示透過夾設的方式設置於壓脈帶邊緣，或者，當殼體由壓脈帶所承載時，也可如第7C圖所示，其與電極間的電連接隱藏於壓脈帶內部，並利用扣接的方式設置於壓脈帶內側，因此，沒有限制。

【0062】 所以，在實際實施時，若裝置的殼體是由壓脈帶所承載時，就可如第8A圖（採用第7A圖的連接方式）以及第8B圖（採用第7C圖的連接方式）所示，讓結合於壓脈帶上的電極接觸受壓脈帶環繞之肢體的皮膚，再配合上耳戴結構將另一電極接觸耳朵或耳朵附近的皮膚，而完成測量心電圖所需的電極配置，或者，若殼體不為壓脈帶所承載時，如第8C圖（採用第7B圖的連接方式）所示，也可配合指戴結構而使另一電極接觸另一肢體手指的方式，因此，沒有限制。

【0063】 另外，當裝置的殼體是由壓脈帶所承載時，若可將電極設置在當壓脈帶環繞於肢體上時殼體可接觸至皮膚的位置上，就可藉由環繞壓脈帶的動作而提供讓電極接觸手臂皮膚的主動施力，同樣可減少肌電訊號的干擾。

【0064】 在此情形下，根據本發明之殼體的結構，如第9A-9C圖所示，係實施為在與壓脈帶結合的表面上具有一電極承載結構112，以在壓脈帶環繞於肢體上時接觸上臂或前臂的皮膚，因此，當電極被設置於該電極

承載結構上時，電極與皮膚的接觸就同樣可在安裝壓脈帶的動作中完成。

【0065】 舉例而言，如第9A圖所示，該電極承載結構112可實施為位在接近壓脈帶的邊緣，且該壓脈帶在相對應該承載結構的位置處實施為具有一開口114，因此，藉由壓脈帶環繞上臂或前臂的動作就能同時達成電極113於皮膚間的接觸，或者如第9B圖所示，也可實施為在壓脈帶之中具有一開口114，而該電極承載結構112則位於與其相對應的位置，再者，如第9C圖所示，該電極承載結構112則實施為位在壓脈帶的兩側外緣，如此一來就可在不改變壓脈帶之結構的情形下達成與皮膚的接觸，在此，雖然圖中顯示兩側外緣皆具有該承載結構，但不受限地，亦可實施為僅設置於單側外緣。

【0066】 而更進一步地，該電極承載結構還可實施為具可收縮性，例如，可透過採用可伸縮機構而達成，或是採用具彈性材質的方式，以適應充氣期間所可能出現的變化，也確保電極與皮膚間接觸的穩定性。

【0067】 並且，需要注意地是，雖然該電極承載結構可如圖所示的實施為凸起的形式，但並不限於此，可視殼體與壓脈帶之間的結合方式不同而有所改變，例如，亦可以是與殼體表面同等高度的承載結構，只需可在壓脈帶環繞於手臂上時可達成電極與皮膚間的接觸即可，沒有限制。

【0068】 因此，如第10圖所示，當一個電極被設置於殼體表面且透過環繞壓脈帶接觸被環繞之肢體的皮膚時（如第9C圖所示之殼體結構），只要再配合上耳戴結構將電極接觸耳朵或耳朵附近的皮膚，就可完成測量心電圖所需的電極配置。當然，也可配合指戴結構而使另一電極接觸另一肢體手指的方式，因此，沒有限制。

【0069】 再者，根據本發明的血壓管理裝置亦可透過測量皮膚電活動而得知自律神經活動於生理回饋期間的變化，如第11圖顯示了於手上設置二個電極而偵測皮膚電活動之改變的情形，或者，也可透過測量肢體末端溫度變化而得知自律神經活動於生理回饋期間的變化，如第12圖所示。

【0070】 更進一步地，在設置心電電極的穿戴結構中，還可增設光感測器，例如，設置於指戴結構或耳戴結構中，因此，透過所測得的心電訊號以及脈波，就可得出脈波從心臟傳至光感測器之感測位置所需的時間，也就是所謂的脈波傳遞時間（Pulse Transit Time，PTT），且由於PTT與影響血壓高低之動脈血管硬度有關，因此就可透過PTT與血壓值間特定的關係而計算出參考的血壓值，如此一來，就可在生理回饋期間提供使用者即時的血壓變化趨勢；另外，類似地，也可藉由將光感測器設置於不同位置，例如，耳朵及手指，並透過計算兩處脈波傳遞的時間差而得到同樣的資訊。

【0071】 而本領域具通常知識者皆知，若欲藉由PTT計算出相對應的血壓值，不可或缺地仍需利用標準血壓測量裝置進行校準，而由於根據本發明的裝置同時具備有透過壓脈帶進行血壓測量的功能，因此，此校準動作將可很方便地直接由同一個裝置完成，使用者可在自然的操作中達成於生理回饋期間獲得即時血壓值的準備動作。

【0072】 此外，特別地是，由於本發明同時具備透過壓脈帶進行血壓測量的功能，因此，當結合可取得受自律神經影響之生理訊號的生理感測元件時，根據本發明的血壓管理裝置將可在生理回饋訓練期間即時地提供使用者相關於血壓變化趨勢的資訊。

【0073】 只需在生理回饋訓練開始前，透過測量血壓以及取得生理訊

號的步驟，分別取得起始血壓值以及生理訊號，並執行所測得之生理訊號與該起始血壓值之間的一校準程序，如此一來，就可將此時所測得生理訊號視為是相對於該起始血壓值的一基準值，接著，當開始進行生理回饋程序後，只需將持續取得之生理訊號與該基準值進行比較，就可得知相對於血壓值的變化趨勢，在此，該生理訊號可以是，但不限制，皮膚電活動、肢體末梢溫度、心率等。

**【0074】** 舉例而言，若所檢測的生理訊號為皮膚電活動，則只需在生理回饋程序開始前分別取得血壓值以及進行EDA檢測（例如，以電阻值或電導值呈現），並將此數值視為一基準值，之後，基於電阻值會因交感神經活性增加而減小，且交感神經活性增加代表著血管收縮增加，血壓上升，因此，就可在生理回饋期間，藉由即時測得之電阻值的上升或下降，而提供使用者相關血壓之變化趨勢的資訊。

**【0075】** 另外，除了直接以所取得之生理訊號的變化而推知血壓變化趨勢外，如前所述地，即時的HRV分析也可用以作為提供類似資訊的基礎，或是，前述的PTT同樣也可用於推知血壓變化趨勢，因此沒有限制。

**【0076】** 而且，由於人體的生理狀況隨時在變化，因此，藉由每次生理回饋訓練前的血壓測量，就可自然地完成重新校準，並得到符合當下生理狀況之生理訊號與血壓值間的關係。

**【0077】** 在使用上述各種感測元件進行生理回饋訓練的情形下，該資訊提供單元的實施形式可以有各種可能，例如，可實施為與耳戴結構、指戴結構、殼體、或壓脈帶等部件相結合，沒有限制，另外，該資訊提供單元也可透過有線或無線傳輸模組而將資訊輸出至外部裝置，因此，可以有

各種實施選擇，沒有限制。此外，提供資訊的方式亦沒有限制，可透過聽覺、視覺、觸覺等方式而呈現，例如，可實施為發聲模組、振動模組、及/或顯示模組及/或發光元件等。

**【0078】** 在一較佳實施例中，當與耳戴結構結合時，由於與耳朵接近，因此較佳地是實施為發聲模組，讓聲音直接進入耳朵，提供較佳的隱密性，或者，由於該耳戴結構會接觸皮膚，因此也可實施為振動模組，或者，亦可實施為延伸至眼前的顯示模組及/或發光元件等，所以，可以依實際需求而選擇適合的形式。

**【0079】** 另外，該資訊提供單元所提供之資訊的內容同樣沒有限制。舉例而言，可以是血壓值變化、或相關於血壓的變化趨勢；可以是所測得的生理訊號，例如，心率、皮膚電阻值、末端肢體溫度等；可以是生理訊號的分析結果，例如，HRV分析結果；可以是與目標值的比較結果，例如，皮膚電阻值、末端肢體溫度等相對於目標值的差距，以及HRV分析結果與目標值的差距；或者也可以是使用者的自律神經資訊，例如，交感神經活性受到抑制及/或副交感神經活性增加，因此，提供資訊的內容可依所測量之生理訊號的不同、使用者需求的不同等而有所變化，沒有限制。

**【0080】** 另外，該資訊提供單元於生理回饋訓練期間提供資訊的方式亦有各種選擇，舉例而言，當利用視覺方式而提供資訊時，可實施為利用文字而顯示生理訊號的即時變化，生理訊號的即時分析結果，與目標值間的即時比較結果，及/或使用者的自律神經資訊，以透過這樣的方式讓使用者可藉由瞭解自身的即時生理變化情形而調整身心狀況，以逐漸達到目標生理狀況；或者，替代地，也可實施為利用圖形、發光亮度、光閃爍頻率



等的改變而將與目標值間的差距提供給使用者，由於目標值通常代表著身心較為放鬆、穩定的生理狀況，因此，當越接近目標值時，可利用圖形變化趨緩、發光亮度變小、或閃爍頻率變慢等方式表示，而當與目標值間的差距越大時，就表示使用者的身心緊張程度越高，就可利用圖形變化強烈、發光亮度變大、或閃爍頻率變快等方式表示。

**【0081】** 當利用聽覺方式而提供資訊時，同樣可提供上述的各種資訊，例如，可透過語音提醒的方式讓使用者得知生理訊號的即時變化、生理訊號的即時分析結果、及/或與目標值間的即時比較結果等；或者，也可透過聲音的頻率及/或音量變化而表現與目標值間的差距，例如，音量越大及頻率越高表示使用者身心狀況越緊張，與目標值的差距越大，而音量越小及頻率越低則表示使用者越放鬆，越接近目標值。

**【0082】** 當利用觸覺方式而提供資訊時，可實施為利用振動來提醒是否達到目標範圍，或者也可由產生振動訊號的時間間隔及/或振動的強弱等而代表與是否達到目標範圍、及/或與目標值間的差距，例如，可在超出目標範圍時，發出振動而提醒使用者需要放鬆，或者也可以是，藉由振動越強及振動間隔越短來表示使用者身心狀況越緊張，與目標值的差距越大，而振動越弱及振動間隔越長則表示使用者越放鬆，越接近目標值。

**【0083】** 在此，需要注意地是，無論所使用之感測元件為何，以及無論所檢測之生理訊號為何，該資訊提供單元的資訊提供方式皆不受限制。

**【0084】** 在本發明另一方面的構想中，也可透過呼吸導引的方式而進行生理回饋，以達到影響自律神經活動的效果。這是因為，呼吸除了受自律神經系統控制外，亦可受自主意識直接控制，其中，呼吸對自律神經系

統的影響是，呼氣期間增加副交感神經活性，吸氣期間增加交感神經活性，故已有許多研究指出，藉由控制呼吸可改變交感神經及副交感神經的平衡。

【0085】 根據研究內容，呼吸速率、潮氣量、以及呼氣期間/吸氣期間比例皆是影響交感與副交感神經活性的因子，其中，速率變慢可降低交感神經的活性，而速率變快則會使交感神經活性增加，舉例而言，一般成人的呼吸速率約落在每分鐘10-18次的範圍內，當呼吸的速率可降低至每分鐘5-8次的範圍時，可有助於增加副交感神經活性，另外，當呼氣期間/吸氣期間比例增加時，亦即，當具有相對於吸氣期間而言較長的呼氣期間時，副交感神經的活性同樣可獲得提升。因此，在人體能以意識控制呼吸的前提下，確實可透過自主控制呼吸活動的方式而改變交感神經及副交感神經的活性平衡，進而改善因自律神經失衡或交感神經活性過高等所導致的血壓不正常情形，並達到調控血壓的目的。

【0086】 所以，在本發明中，即是藉由提供具有有利於調整血壓之呼吸模式的一呼吸導引訊號，例如，落在可降低交感神經活性之每分鐘5-8次的呼吸速率，及/或在可自然呼吸的前提下，增長的呼氣期間，並透過該資訊提供單元而提供予使用者的方式，以讓使用者可跟隨該變化模式而調整呼吸，進而達成調整血壓的效果。

【0087】 該呼吸導引訊號的其中一種選擇是，提供一固定導引訊號，以促使使用者將呼吸調整為與其相同，並藉此達到調整血壓的效果，在此，該固定導引訊號可以是，例如，有助於降低血壓的呼吸速率，例如，每分鐘8次，或是讓呼氣期間/吸氣期間比例增加的引導等，沒有限制，並且可提供多種固定導引訊號，例如，每分鐘7次、每分鐘6次、或每分鐘5次等，而

讓使用者自行選擇符合自身需求的導引訊號。

**【0088】** 另一種選擇則是，提供一漸變導引訊號，而讓使用者的呼吸逐漸趨向理想的呼吸速率及呼氣期間/吸氣期間比例，舉例而言，該漸變導引訊號可以實施為提供逐漸變慢的呼吸模式，讓使用者逐漸適應，以避免速率驟降而造成不適，例如，在1個15分鐘的訓練區段中，前面5分鐘提供每分鐘10次的速率，中間5分鐘提供每分鐘8次的速率，以及在最後5分鐘提供每分鐘6次的速率，另外，也可實施為逐漸增長呼吸期間，例如，在1個15分鐘的訓練區段中，前面5分鐘提供呼氣期間/吸氣期間比例為1:1的引導，中間5分鐘提供比例為2:1的引導，以及最後5分鐘提供比例為3:1的引導。

**【0089】** 進一步地，若再搭配上使用生理訊號感測單元以偵測可反應呼吸變化的生理訊號，使用者將可得知自己的呼吸是否與呼吸導引訊號相符，並即時調整自己的呼吸，而且，若經過一段時間後，例如，在同一次的呼吸導引訓練中持續一段時間後，或是在經過多次進行呼吸導引訓練後，仍覺得無法跟上導引訊號，使用者就可選擇另一種更接近當下之生理條件所能達到的導引訊號，以避免為了符合導引訊號反而打亂呼吸的情形。

**【0090】** 再者，上述所取得之相關於呼吸模式的資訊，亦可用來作為調整該呼吸導引訊號的依據，因而提供予使用者可即時調整的一動態導引訊號，也就是，透過即時獲得之使用者的呼吸狀況，以得知呼吸速率為何、及/或是否落在有利於降低血壓的速率範圍中，並據以動態調整導引訊號，而讓使用者能以最輕鬆舒適的方式達到呼吸導引訓練的效果。

**【0091】** 舉例而言，在一較佳實施例中，當測得呼吸已落在預設之有利於降低血壓的速率範圍內時，例如，低於每分鐘8次時，即讓使用者自行

呼吸而不進行導引，只在發現呼吸模式超出範圍，例如，過快時，才進行導引；在另一較佳實施例中，導引訊號以區段變化的方式驅使使用者的呼吸速率變慢，且若在導引速率變慢後一特定時間內，發現使用者無法跟隨導引訊號之節奏時，則恢復至前一區段的呼吸導引速率，並經一特定時間後再次變慢，而透過重複如此的程序，就可溫和地導引使用者的呼吸朝向目標呼吸模式。因此，可依使用者當下的生理狀態或是實際的需求而有所變化，進而提供各種動態導引方式，沒有限制。

【0092】 再者，當呼吸導引訓練配合使用生理訊號感測單元時，也可進一步實施為，如前所述地，偵測因呼吸影響自律神經而發生變化的生理訊號，以在呼吸導引訓練期間提供相關自律神經活動的資訊，而讓使用者知道呼吸調整是否對自律神經活動造成了預期的影響效果，例如，是否達成了有助於血壓降低的交感神經活性下降。

【0093】 舉例而言，該資訊提供單元在提供該呼吸導引訊號的同時，亦可即時顯示相關心率、皮膚電活動、肢體末端溫度等的資訊，及/或透過頻譜計算而獲得之相關呼吸與心率的同步性的資訊，藉此，使用者就可即時得知呼吸調整對於自律神經所造成的影響，例如，副交感神經的活性是否獲得提升，或是交感神經的活性是否已降低等，如此一來，將可讓利用呼吸導引訊號而進行的生理回饋程序更具效率。

【0094】 當實際實施時，即如前述一樣，只是，該資訊提供單元會在提供相關生理訊號的資訊之外，同時輸出呼吸導引訊號，以供使用者作為調整自身呼吸的依據。

【0095】 在此，在提供該呼吸導引訊號時，如前所述地，該資訊提供

單元可實施為與穿戴於使用者身上的部件相結合的形式，也可與裝置的操作介面相結合的形式，沒有限制，而其提供該導引訊號的方式亦有各種選擇，例如，可採用視覺、聽覺、及/或觸覺的方式進行導引，亦無限制。視覺導引的選擇包括，但不限於，圖形變化，文字顯示，發光亮度變化，及/或燈號變化等，皆為合適的方式，舉例而言，可在顯示元件上利用符合呼吸變化模式的圖案而導引使用者進行吸氣及吐氣；或者由LED燈的數量變化代表吸氣及吐氣；又或者可利用文字直接告知使用者進行吸氣及吐氣等。

**【0096】** 另外，當採用聽覺導引的方式時，選擇則包括，但不限於，聲音變化以及語音，舉例而言，可由聲音的強弱代表吸氣及吐氣變化；或者由不同的聲音種類代表吸氣及吐氣，而讓使用者跟隨，例如，鳥叫聲、海浪聲、不同的音樂曲目等；或者也可以透過語音而告知使用者該進行吸氣或吐氣，例如，當剛開始進行呼吸導引訓練時，可透過符合呼吸變化模式的「吸氣」及「吐氣」語音指示而導引使用者的呼吸模式，而當偵測到使用者的呼吸已符合欲達到的變化模式時，即告知使用者「繼續維持現在的吸吐速率」，而停止「吸氣」「吐氣」的語音導引。因此，可以有各種選擇，可依實際實施的需求而變化，沒有限制。

**【0097】** 再者，當採用觸覺導引的方式時，則較佳地是透過與使用者身體接觸的部件相結合的形式而提供振動的變化，例如，與壓脈帶、受壓脈帶承載的殼體、或是生理訊號感測單元的穿戴結構等部件相結合，而至於振動的變化方式，則同樣沒有限制，例如，可實施為利用振動訊號來提醒使用者正確的呼氣及/或吸氣起始時間點，或是只在發現使用者之呼吸模式偏離預設的目標導引訊號過多時才產生振動導引等。

【0098】 在此，具優勢地是，當採用聽覺及/或觸覺導引的方式時，

使用者可於呼吸導引訓練期間闔上雙眼，更有助於身體放鬆及呼吸調整。

【0099】 此外，呼吸導引訓練的執行時間，亦可依使用者的實際需求而加以變化，例如，可以提供固定的數個時間長度，例如，10分鐘、15分鐘、或20分鐘，以供使用者自行選擇，另外，也可實施為根據訓練期間的生理狀況而變化，同樣沒有限制。

【0100】 另外，在一較佳實施例中，該呼吸導引訊號（可以是固定、漸變、或動態導引訊號）亦可實施為經由該資訊提供單元以及有線/無線傳輸模組而輸出至該外部裝置後，例如，智慧型手機，平板電腦，智慧手錶等，再由該外部裝置將該呼吸導引訊號提供給使用者，以供使用者進行呼吸訓練。

【0101】 而特別地，在另一較佳實施例中，該呼吸導引訊號則是實施為由該外部裝置產生並提供給使用者，此時，該外部裝置會進一步自該資訊提供單元接收由該生理訊號感測單元所取得之相關使用者呼吸模式的資訊，以在提供該呼吸導引訊號的同時提供給使用者，或是用來作為調整該呼吸導引訊號的依據，另外，該外部裝置也可進一步將所需接收之相關使用者呼吸模式的資訊儲存下來，以作為之後察看記錄時的參考。

【0102】 在此，當該生理訊號感測單元實施為偵測呼吸時，該生理感測元件可實施為一般市面上常見之偵測呼吸的感測器，舉例而言，設於胸部及/或腹部的呼吸動作感測元件，以感受呼吸所造成的體腔起伏，例如，RIP綁帶（Respiratory Inductance Plethysmography (RIP，呼吸感應體積描記器) effort belt），以及壓電呼吸綁帶（piezo respiratory effort belt），設置於鼻

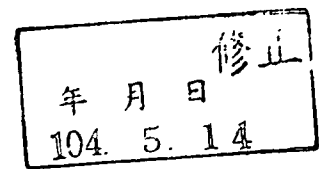
修正  
104. 5. 14

呼吸道的呼吸氣流管，以偵測呼吸氣流的變化，以及設置於口鼻間的熱感應器，以感應呼吸氣流的溫度變化等。

【0103】 如第13圖所示，根據本發明的血壓管理裝置配置了一條呼吸動作感測元件，例如，壓電呼吸綁帶傳感器或RIP綁帶，以在呼吸導引訓練期間取得使用者的呼吸訊號。在進行呼吸導引訓練時，使用者將綁帶設置於胸部、或腹部，放鬆心情開始進行呼吸，並根據顯示元件上的呼吸導引訊號（以及相關於因呼吸而發生變化之生理訊號的資訊）、或聲音的導引而調整自己的呼吸，並於持續一段時間後完成呼吸導引訓練過程。

【0104】 在此，如第14圖所示，也可實施為兩條綁帶，不受限制，而且，由於亦有研究指出，採用腹式呼吸有助於增加副交感神經的活性，因此，當使用兩條綁帶時，透過分別設置於胸部以及腹部的方式，就可分辨使用者所進行的是否為腹式呼吸。

【0105】 替代地，也可透過觀察呼吸所造成的血量（blood volume）波動，或是藉由測量心率而得知呼吸的變化。首先，由於呼氣與吸氣會造成血量的波動，例如，可於動脈，靜脈，及微血管中觀察到，所以，透過使用光感測器就可藉由分析穿透或反射自受試者之血液的光訊號而獲得有關血量波動的資訊，進而得知使用者的呼吸行為；再者，由於心率是受自律神經所控制，故呼吸會因對自律神經系統產生影響而使得心跳出現變化，也就是，所謂的竇性心律不整（Respiratory Sinus Arrhythmia, RSA），一般而言，吸氣期間會使心跳加速，而呼吸期間則使心跳減緩，故可藉由觀察心率而得知呼吸變化，所以，就可採用如前所述之可取得心率序列的感測器，例如，光感測器，心電電極等，而於呼吸導引訓練期間提供呼吸



變化的資訊。

【0106】另外，由於加大RSA的振幅有助於觸發放鬆反應（Relaxation Response），解除累積的壓力，而達到提高副交感神經/交感神經活性比例的效果，因此，可透過觀察使用者的心率變化模式，並在心率開始加速時，透過導引告知使用者可以開始吸氣，以及在心率開始減緩時，透過導引告知使用者可以開始吐氣，以達到增大RSA振幅的效果，也達到調整血壓的目的。此外，由於RSA之波峰與波谷所取得之振幅的大小，亦即，在一呼吸週期中，心率之極大值與極小值間的差值，係相關於自律神經的活性高低，因此，同樣可將此資訊即時地提供予使用者，以作為使用者調節生理活動的基礎。

【0107】更進一步地，也可如第15圖所示，在呼吸動作感測元件以外，再配合上指夾式光感測器取得心率序列，而透過這樣的感測器設置，除了可因多取得心率，而進一步地確認呼吸導引訓練所造成的影響外，由於呼吸與心率間較好的和諧及同步性代表著較有秩序且協調的心跳節律，也就是，人體處於比較放鬆、穩定的狀態，因此，還可藉由分析呼吸與心率間是否和諧及同步而用以判斷呼吸導引訓練的成效及/或作為即時提供予使用者的資訊，舉例而言，例如，可對心率序列進行頻域分析，當頻譜越集中時即表示兩者間同步性越高，或是也可計算於時域中兩者間的相位差，當相位差越小時表示兩者間同步性越高；或者，替代地，也可利用耳戴結構以及指戴結構設置電極而取得心電訊號，再配合上綁帶取得呼吸訊號，亦可達到同樣的效果；又或者，也可在綁帶內側增設了心電電極接觸皮膚，取得心電訊號。因此，可依使用者實際需求及使用習慣而變化，沒有限制。



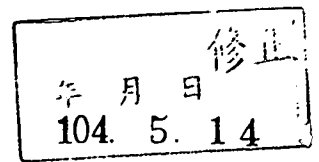
修正  
年 月 日  
104. 5. 14

【0108】 在此需注意的是，雖然上述的實例具體地描述了實施的方式，但本發明並不受限於單個實例內的使用方式，可多個實例間合併、或部分合併使用，或多個實例間相互交換使用，因此，上述實例僅是眾多可能之實施方式中的一些組合，本領域通常知識者可據以進行修飾仍不脫本發明之範疇。

【0109】 再者，根據本發明再一方面的構想，為了讓使用者能即時得知其所進行之生理回饋的效果，根據本發明的血壓管理裝置亦提供一操作流程，以讓使用者可於生理回饋訓練完成後立即評估訓練效果。

【0110】 第16圖顯示了根據本發明血壓管理裝置的操作流程圖。當使用者使用根據本發明的血壓管理裝置時，首先將壓脈帶環繞於手臂，以及若具備生理訊號感測單元時，設置好生理訊號感測單元，例如，心電電極或光感測器等，之後，按下啟動鍵後，血壓測量隨即開始，壓脈帶進行充氣及放氣，以取得血壓值並顯示予使用者，接著，開始生理回饋程序，而在生理回饋期間，根據進行之程序以及所測量之生理訊號的不同，可以提供使用者相關於所測得之生理訊號的資訊、相關自律神經的資訊、相關血壓變化趨勢的趨勢、及/或呼吸導引訊號等，以讓使用者據以執行生理回饋，而當訓練結束後，裝置隨即開始另一次血壓測量，亦即，壓脈帶再次進行充氣及放氣，以取得經過生理回饋訓練後的血壓值，如此一來，只要比較訓練前與訓練後的血壓值，使用者就可得知生理回饋訓練的成效。

【0111】 因此，透過這樣的流程，使用者將可自然地於整體流程結束後立即得知所執行的生理回饋訓練是否達到預期的目的，相當方便，而且，如此的流程亦使得血壓值變化、生理回饋訓練過程、及血壓值與訓練間的



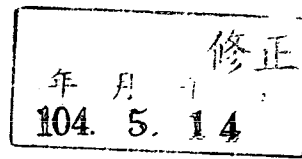
關係等皆確實地被記錄下來，有利於長期追蹤管理。

【0112】更進一步地，上述的操作流程亦可實施為透過引導的方式而實現，例如，透過該資訊提供單元，或是該外部裝置執行一程式，並以聽覺或視覺的方式提供引導指示，而使用者只需跟隨指示就可輕鬆且自然地完成生理回饋訓練並得知訓練所達成的效果。

【0113】舉例而言，首先，當裝置被啟動後，可先指示使用者將壓脈帶環繞於一上肢體，以及若具備生理感測元件時，進行生理感測元件的設置，之後，透過壓脈帶進行血壓測量，以獲得進行生理回饋訓練前的血壓值，接著，引導使用者開始進行生理回饋訓練，而在生理回饋期間，根據進行之程序以及所測量之生理訊號的不同，可以提供使用者相關於所測得之生理訊號的資訊、相關自律神經的資訊、相關血壓變化趨勢的趨勢、及/或呼吸導引訊號等，以引導生理回饋程序的進行，而當訓練結束後，則再次指示使用者利用壓脈帶進行血壓測量，以獲得訓練後的血壓值。

【0114】在此，該操作引導機制係主要透過語音的方式呈現，舉例而言，透過「請綁上壓脈帶」、「請啟動血壓測量」、「請開始執行生理回饋訓練」、「請跟隨螢幕的導引進行呼吸」、「請再次啟動血壓測量」等敘述而提醒使用者，以降低操作的複雜度，而在一較佳實施例中，此則是可透過與耳戴式生理訊號感測單元相結合的發聲模組而實現，例如，實施為耳機形式的生理感測元件，以進一步簡化操作複雜度。

【0115】或者，替代地，也可利用螢幕顯示的方式提供使用者操作步驟的指引，或者也可同時利用語音與螢幕顯示的方式進行引導，另外，也可進一步利用外部裝置作為引導操作流程的媒介，例如，智慧型手機、平



板電腦等，因此，沒有限制。

【0116】而如此方便之執行流程的基礎就在於，本發明血壓管理裝具有多重功能，除了能夠偵測使用者的自律神經活動、提供呼吸導引、進行HRV測量及分析、以及提供有關心率與呼吸之同步性的資訊等之外，亦具備有血壓測量功能，所以，使用者在為了調整血壓而執行訓練的同時，於同一個裝置中就能確認血壓調整的目的是否達成，相當具有效率，而且，為了進行生理回饋訓練，使用者只需在執行血壓測量所需的動作之外，額外增加配戴生理訊號感測單元的動作即可，沒有複雜的操作程序，簡單又方便。

【0117】再者，由於實現血壓測量及生理回饋訓練所需的硬體設備有許多部分可以共用，例如，控制電路、資訊提供單元等，因此在多重功能的前提下，更具成本效益。

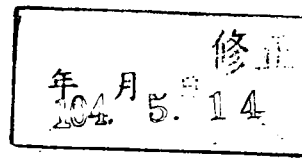
【0118】在此，最後的結果顯示可以有各種不同的方式，例如，可同時顯示呼吸導引訓練前後所測得的血壓值，或是顯示兩血壓值間的差值等，另外，也可連帶地顯示訓練的時間長度，而讓使用者知道訓練的時間長短與血壓值變化間的關係，因此，沒有限制，主要在於讓使用者瞭解血壓值的變化。

【0119】另外，除了上述讓使用者同時完成血壓測量及生理回饋訓練並得知訓練成效的流程外，根據本發明的血壓管理裝置亦具有另一提醒機制，如第17圖所示，其可在血壓測量後發現血壓值過高時，例如，高於一預設值時，提醒使用者進行生理回饋訓練，以進行血壓調整，如此一來，使用者就可自然地接著進行生理回饋訓練，相當方便。

【0120】 在此，提醒的方式同樣可以有不同的選擇，例如，螢幕顯示，燈號顯示，聲音或語音提醒，及/或振動提醒等，另外，有關血壓過高的比較預設值，可由使用者自行設定、或是依循裝置本身的設定值，例如，WHO的血壓標準，沒有限制。

【0121】 再者，請參閱第18圖，由於HRV分析可提供自律神經的資訊，因此，當該生理訊號感測單元具備之生理感測元件所取得的生理訊號，可據以獲得心率序列而進行HRV分析時，則根據本發明的血壓管理裝置就可進一步實施為，在測量血壓的同時亦進行生理訊號擷取，以在血壓測量結束後，除了血壓值之外，亦將HRV分析結果提供予使用者，舉例而言，可藉由使用光感測器，心電電極，及/或壓力感測器等生理感測元件，而在血壓測量的同時，取得使用者心跳間隔的時間序列，之後，再對該時間序列進行HRV分析，以藉此獲得有關自律神經活動的資訊。

【0122】 其中，所進行的該HRV分析可依需求而有不同選擇，例如，可進行頻域分析 (Frequency domain)，以獲得可用來評估整體心率變異度的總功率 (Total Power, TP)，可反應副交感神經活性的高頻功率 (High Frequency Power, HF)，可反應交感神經活性、或交感神經與副交感神經同時調控結果的低頻功率 (Low Frequency Power, LF)，以及可反應交感/副交感神經之活性平衡的LF/HF (低高頻功率比) 等，另外，亦可在進行頻率分析後，藉由觀察頻率分佈的狀態而得知自律神經運作的和諧度；或者，也可進行時域分析 (Time Domain)，而獲得可作為整體心率變異度之指標的SDNN，可作為長期整體心率變異度之指標的SDANN，可作為短期整體心率變異度之指標的RMSSD，以及可用來評估心率變異度之中高頻變異的



R-MSSD、NN50、及PNN50等。

【0123】 而在此情形下，若出現高血壓時，就可進一步透過HRV分析結果而判斷血壓高與自律神經系統之間的關連性，例如，是否是因為交感神經的活性太高、或者是自律神經失衡所造成，相當方便。

【0124】 之後，當從HRV分析的結果發現血壓高與自律神經系統相關時，除了將此關連性的資訊提供給使用者外，還可進一步提醒使用者執行生理回饋訓練，並在生理回饋訓練完成後再次測量生理訊號，進行HRV分析，以得知自律神經的平衡狀況是否獲得改善。

【0125】 另外，由於進行HRV分析所需的時間較長，因此，亦可如第19圖所示，實施為當發現血壓值過高時，例如，高於一預設值時，再提醒使用者進行HRV測量，以透過HRV分析結果而判斷血壓高是否與自律神經有關。

【0126】 當血壓測量及生理回饋訓練完成後，根據本發明的血壓管理裝置，藉由內置的記憶體，可即時且長期地儲存使用者的血壓測量結果，並同時記錄下使用者訓練的過程，因此，透過這樣依時間順序的紀錄，本發明將可提供使用者不同於單獨之血壓測量裝置或生理回饋訓練裝置的交叉分析結果。

【0127】 首先，最直接地是，可提供執行訓練之前與之後的血壓值比較。藉由記錄期間內的發生時間順序，除了如前所述地立即得知當次之訓練前後的血壓值差異外，使用者亦可追溯到某次訓練之前的血壓，以及經過多少次訓練後的血壓，只需比對所經歷之訓練的紀錄，就可清楚的知道訓練的時間長度及次數等對血壓變化所帶來影響。

【0128】舉例而言，使用者可選擇將某一個時間點，例如，尚未進行生理回饋訓練前，所測量的血壓值作為參考值，然後，每次進行完訓練就與該參考值進行比較，例如，設定由系統自動產生比較結果，如此一來，使用者就可獲得明確的量化數值，例如，訓練累積次數與血壓變化間的關係，這將有助於增加使用者持續進行訓練的動力。而且，由於生理回饋訓練的效果具有累積效應，長期的觀察將更有助於瞭解生理回饋對血壓調整的影響。

【0129】另外，由於人一天中的血壓是隨著時間及活動而不同，因此也可以設定不同時段的參考值，例如，早上、中午、晚上的參考值，讓經過生理回饋訓練後所測得的血壓值與相近時段的參考值進行比較，避免造成不正確的判斷；或者，使用者也可根據自身需求而自由地選擇參考值以及建立比較基準，進行對自身最有助益的分析，因此，沒有限制。

【0130】綜上所述，根據本發明之可同時提供血壓調整及血壓測量兩種功能的血壓管理裝置，其係藉由生理回饋訓練而提供使用者調整血壓的途徑，並且，在執行生理回饋程序期間，用以取得相關於自律神經活動之生理訊號的生理感測元件，乃是透過穿戴的形式而設置於使用者身上，可提供生理感測元件與人體間長時間且穩定的接觸，以獲得高品質的生理訊號，而且，由於同時具備的血壓測量功能，也讓使用者可即時確認生理回饋對血壓調整的效果；另外，根據本發明之血壓管理裝置，亦可藉由提供呼吸導引訊號而幫助使用者執行生理回饋程序，同樣可有效達到調整血壓的效果；此外，藉由依時間順序記錄的生理回饋訓練過程及血壓量測值，使用者能輕鬆監控血壓值的變化，以及生理回饋訓練對血壓改變所帶來的

修正  
年 月 日  
104 5. 14

影響，有助於更有效地達成調整血壓的目的。

**【符號說明】**

**【0131】**

10 殼體

11 指戴式光感測器

12 耳戴式光感測器

13 光感測器

14 壓脈帶

15 魔鬼氈

111 表面

112 承載結構

113 電極

114 開口

## 申請專利範圍

1. 一種血壓管理方法，包括下列步驟：

透過一血壓管理裝置偵測一使用者的血壓；

將所測得之血壓與一預設條件進行比較；

當所測得之血壓與該預設條件不相符時，即結束測量；或者

當所測得之血壓與該預設條件相符時，產生一提示資訊，以通知使用者；

該使用者根據該提示資訊而得知兩者相符，並選擇是否執行一HRV測量；

當使用者選擇不執行HRV測量時，即結束測量；或者

當使用者選擇執行HRV測量時，該使用者利用該血壓管理裝置的一穿戴式生理訊號感測單元而執行該HRV測量，以取得使用者心跳間隔的一時間序列；

以該時間序列作為基礎而執行一HRV頻域分析；

獲得至少一HRV分析結果；

以該HRV分析結果為基礎而產生代表使用者交感神經及副交感神經活動的資訊；以及

透過該血壓管理裝置的一資訊提供單元而將該代表使用者交感神經及副交感神經活動的資訊提供予使用者。

2. 如申請專利範圍第1項所述之方法，其更包括下列步驟：

產生該 HRV 分析結果以及血壓值間的一關連性；以及

透過該資訊提供單元而將代表該關連性的一資訊提供予使用者。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，該生理訊號感測單元包括一穿戴結構，以及至少一生理感測元件，設置於該穿戴結構上，且其中，該



生理感測元件係為下列群組的其中之一或多，包括：光感測器，ECG 電極，以及壓力感測器。

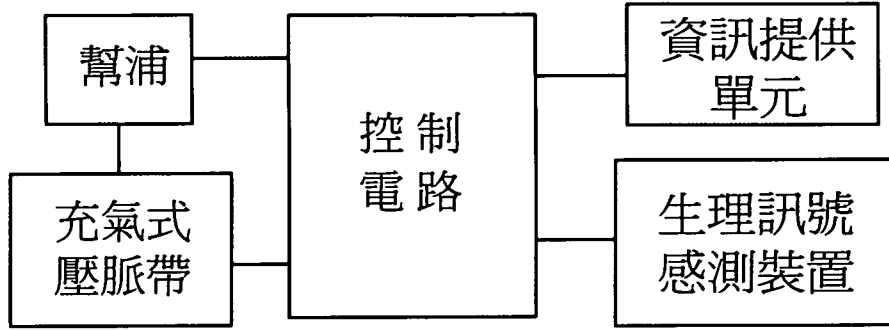
4. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，該生理訊號感測單元係穿戴於選自下列群組之使用者身體的一部份，包括：耳朵，手指，肢體，以及軀幹。

5. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其更包括下列步驟：

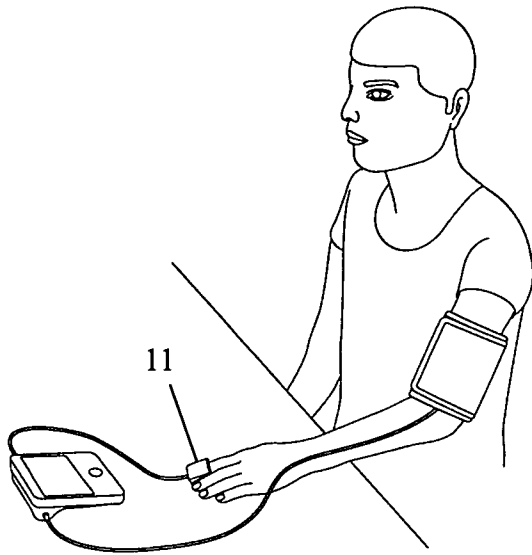
根據該 HRV 分析結果而進一步產生下列資訊的其中之一或多，包括：總功率 (Total Power, TP)，高頻功率 (High Frequency Power, HF)，低頻功率 (Low Frequency Power, LF)，LF/HF，以及頻率分佈狀態。

6. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，該預設條件實施為血壓高於一預設值。

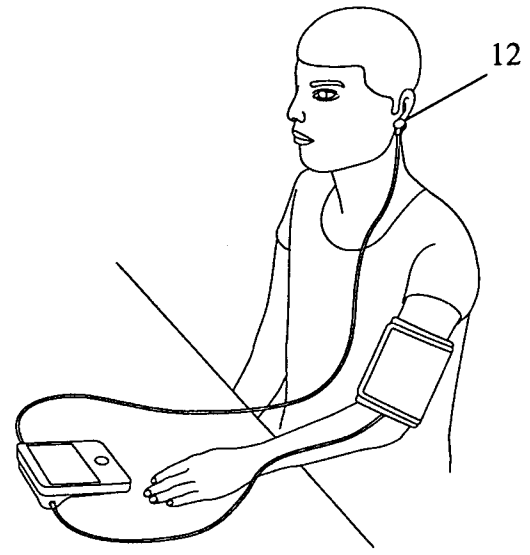
# 圖式



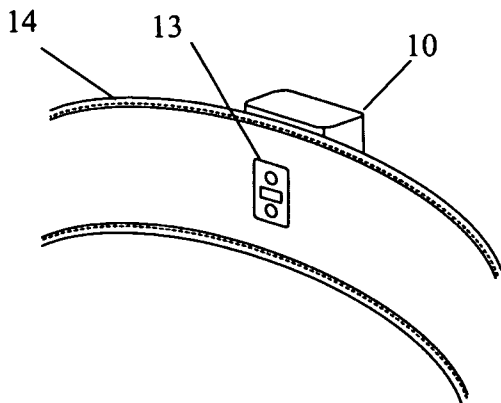
第 1 圖



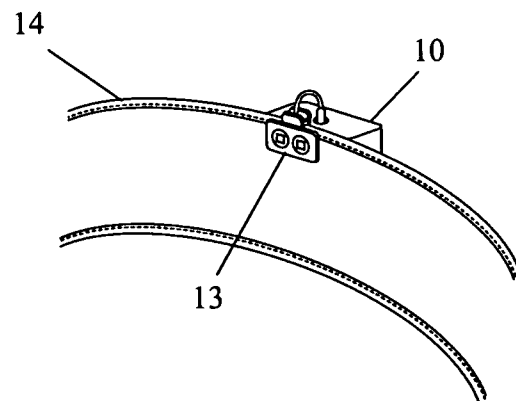
第 2 圖



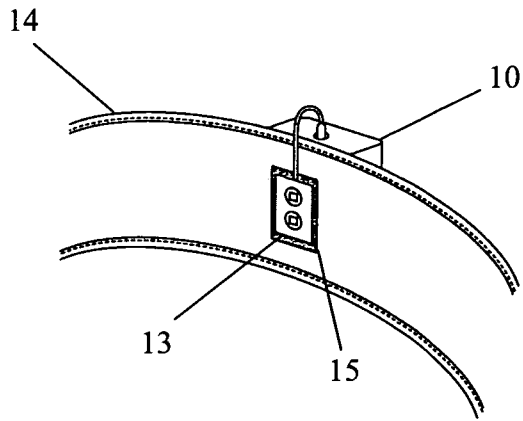
第 3 圖



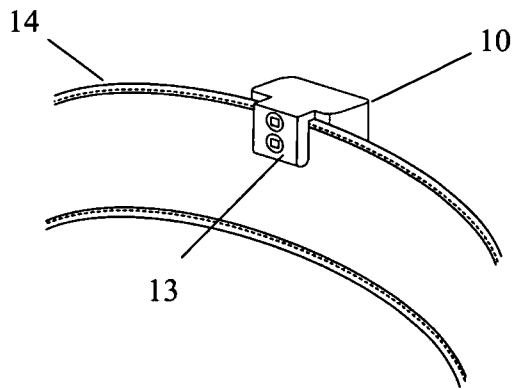
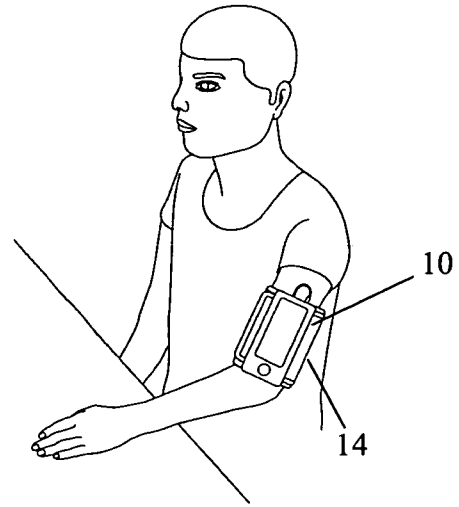
第 4A 圖



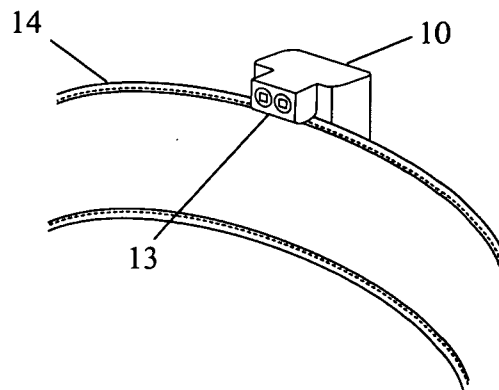
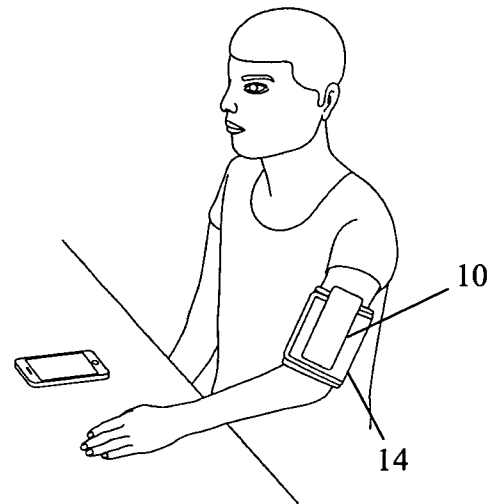
第 4C 圖



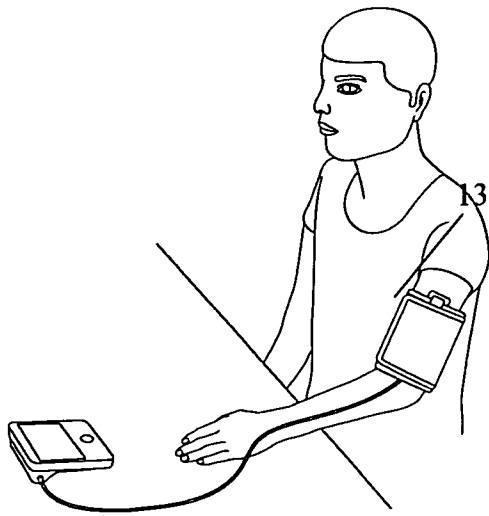
第 4B 圖



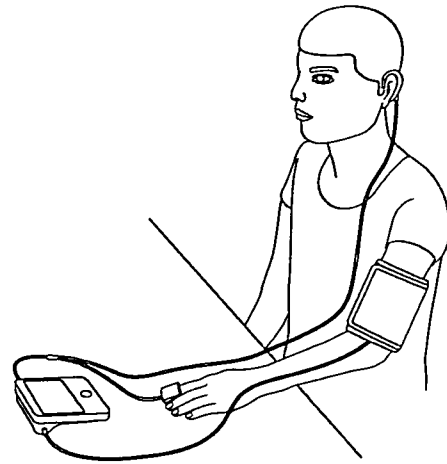
第 4D 圖



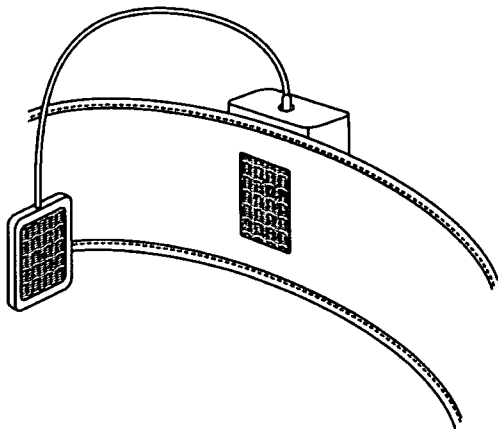
第 4E 圖



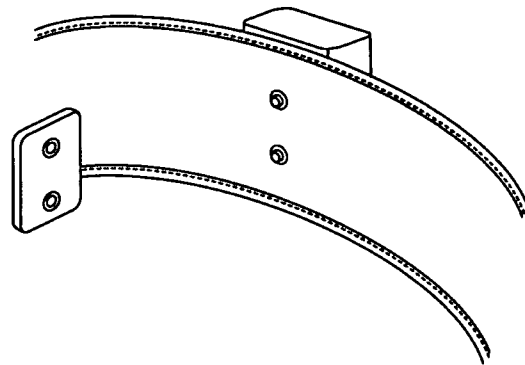
第 5 圖



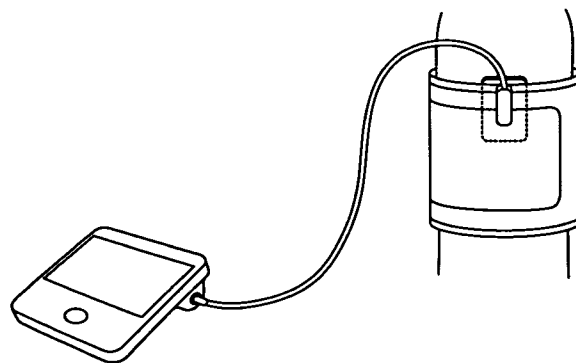
第 6 圖



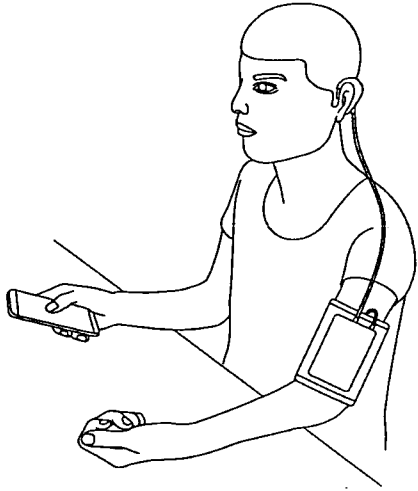
第 7A 圖



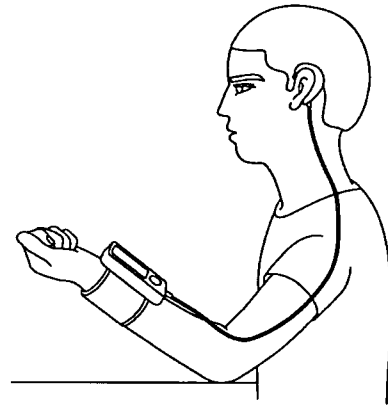
第 7C 圖



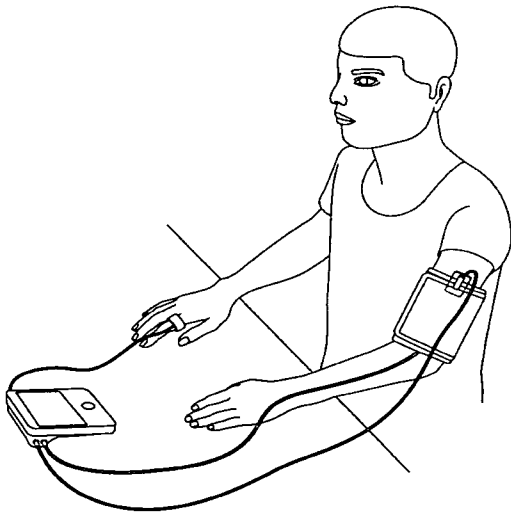
第 7B 圖



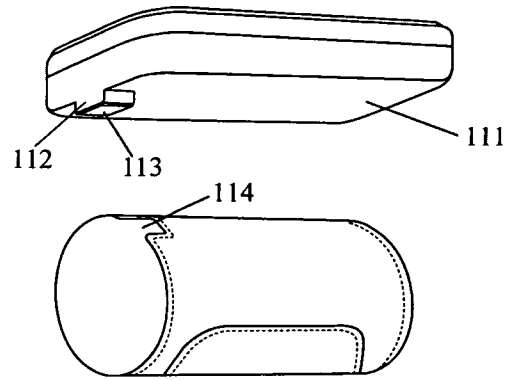
第 8A 圖



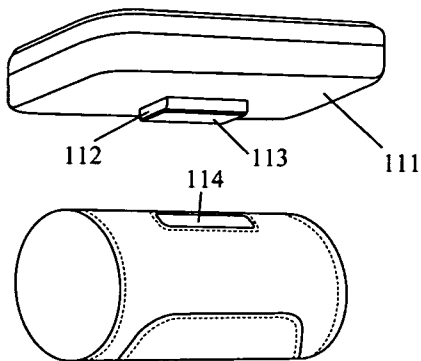
第 8B 圖



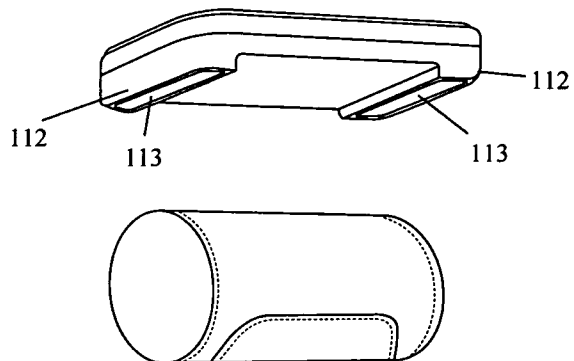
第 8C 圖



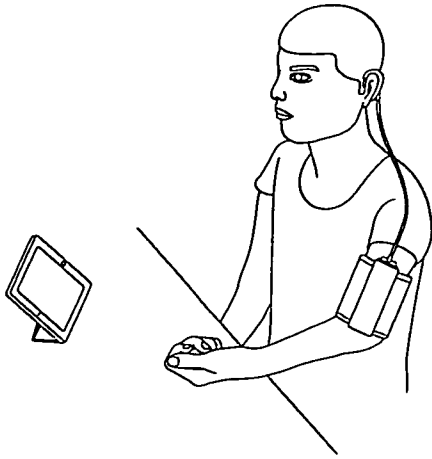
第 9A 圖



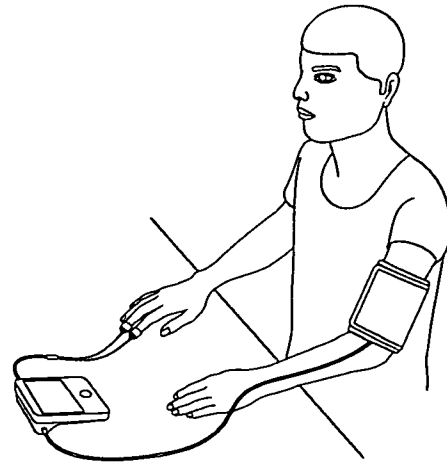
第 9B 圖



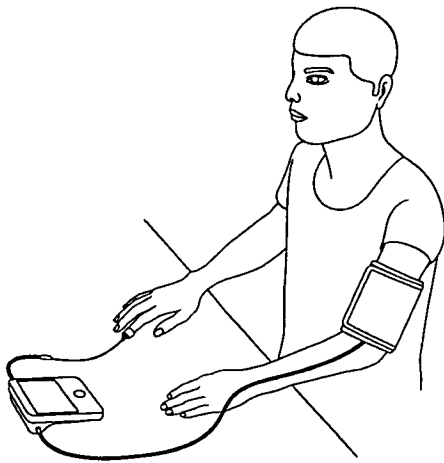
第 9C 圖



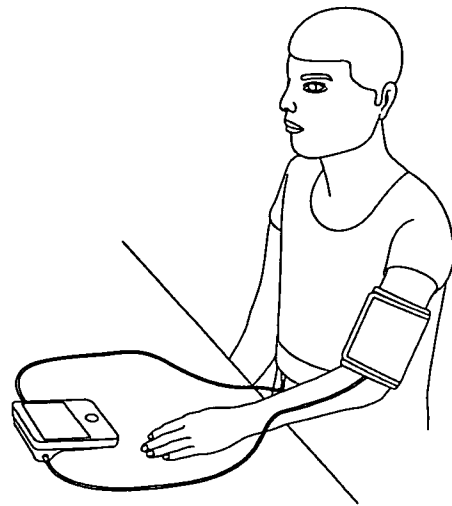
第 10 圖



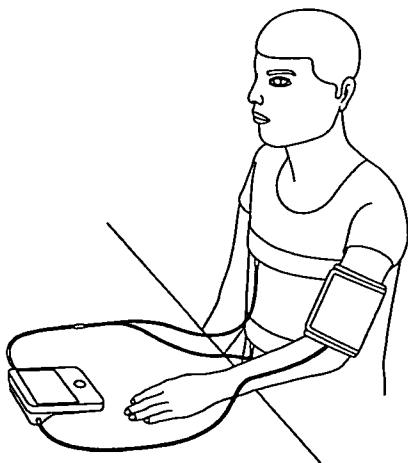
第 11 圖



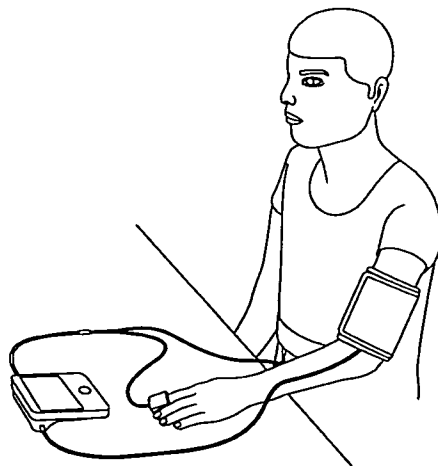
第 12 圖



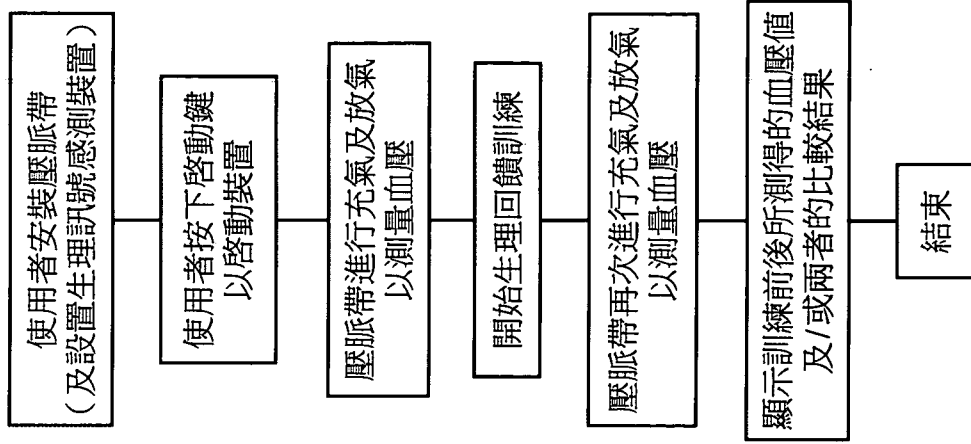
第 13 圖



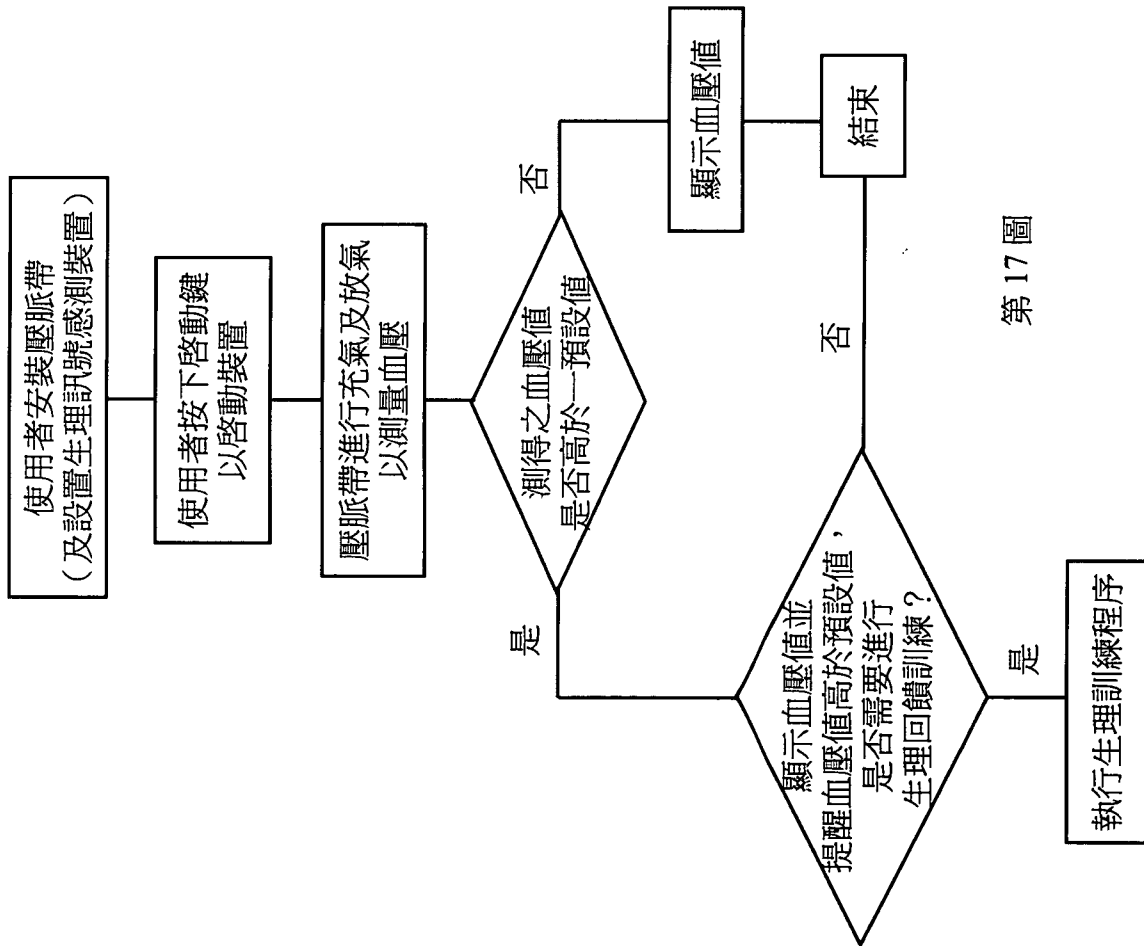
第 14 圖



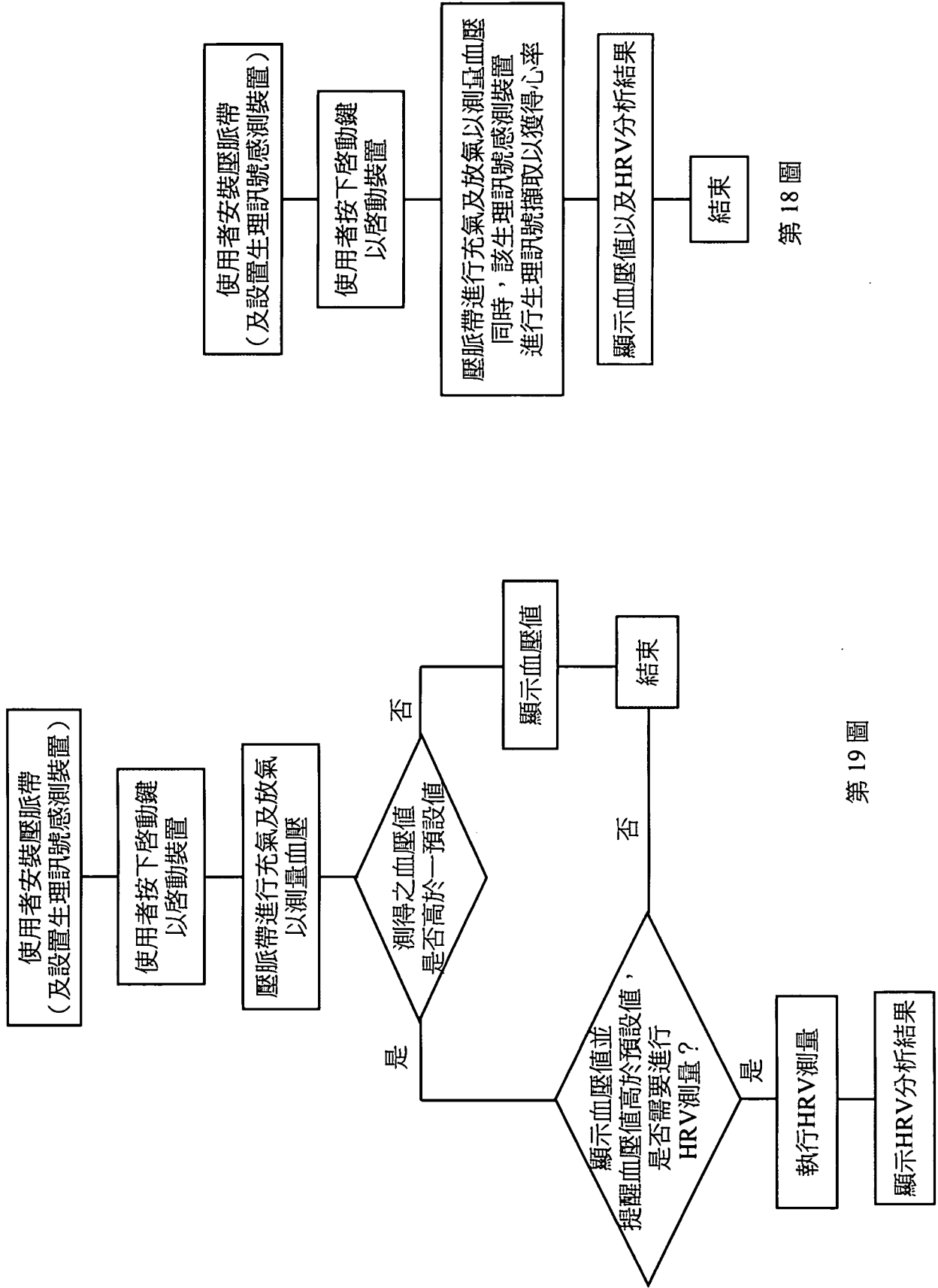
第 15 圖



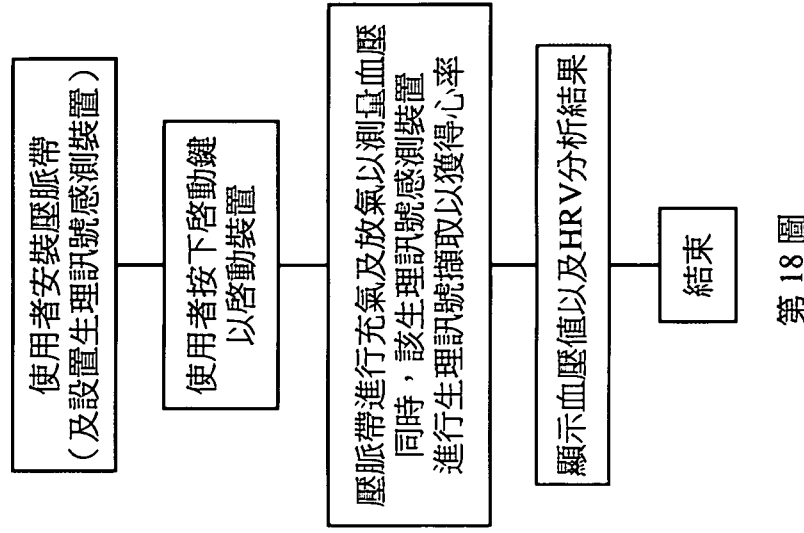
第 16 圖



第 17 圖



第 19 圖



第 18 圖