



(21) 申請案號：103142878

(22) 申請日：中華民國 103 (2014) 年 12 月 09 日

(51) Int. Cl. : *A61B5/0402 (2006.01)*(71) 申請人：國立交通大學 (中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)
新竹市大學路 1001 號

(72) 發明人：伍紹勳 WU, SAU HSUAN (TW)；許智皓 HSU, CHIH HAO (TW)

(74) 代理人：高玉駿；楊祺雄

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：18 項 圖式數：7 共 28 頁

(54) 名稱

利用三個導程之差動電壓產生十二導程心電圖信號之方法與系統

METHOD AND SYSTEM FOR GENERATING 12-LEAD ELECTROCARDIOGRAPHY SIGNALS
USING DIFFERENTIAL VOLTAGES OF THREE LEADS

(57) 摘要

一種產生十二導程心電圖信號的系統包含：貼附在一人體胸部特定位置的三信號感測裝置，其每一者包含兩彼此分開且構成一差動導程的電極，並經由該兩電極感測該人體胸部的肌電信號，且以無線方式輸出一對應於該兩電極所感測之肌電信號間的電位差之差動電壓；及一信號處理端，以無線方式接收來自該等信號感測裝置的該等差動電壓，並根據所接收的該等差動電壓，利用一預先建立、相關於該等信號感測裝置所貼附之特定位置且規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型，產生作為該十二導程心電圖信號的十二導程信號。

This invention provides a system for generating 12-lead electrocardiography (ECG) signals. The system includes three signal sensing devices and a signal processing terminal. Each signal sensing device is attached to a respective specific position on a human chest, includes two electrodes that are spaced apart from each other and cooperatively constitute a differential lead for sensing myoelectric signals occurring in the human chest, and outputs a differential voltage between the myoelectric signals to the signal processing terminal in a wireless way. The signal processing device generates, based on the differential voltages from the signal sensors, 12 lead signals that serve as the 12-lead ECG signals using a pre-built dynamic system model that is associated with the respective specific positions of the signal sensing devices and that is specified with temporal and spatial correlations among 12 leads.

指定代表圖：

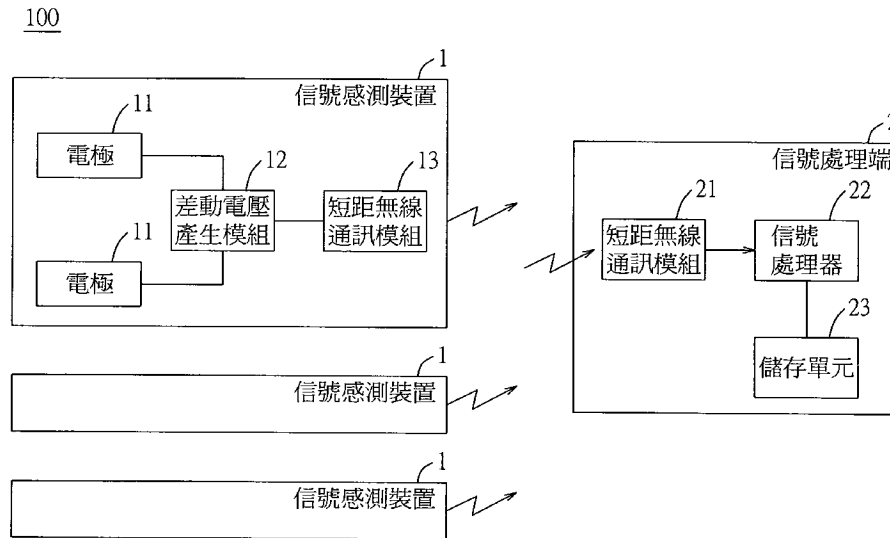


圖 2

符號簡單說明：

- 1 . . . 信號感測裝置
- 11 . . . 電極
- 12 . . . 差動電壓產生模組
- 13 . . . 短距無線通訊模組
- 2 . . . 信號處理端
- 2 . . . 1 短距無線通訊模組
- 22 . . . 信號處理器
- 23 . . . 儲存單元
- 100 . . . 產生十二導程心電圖信號之系統

201620440

發明摘要

103142878

※ 申請案號：

※ 申請日：103.12.09

※IPC 分類：~~A61B~~ 5/0402(2006.01)

【發明名稱】 利用三個導程之差動電壓產生十二導程心電圖信號之方法與系統/Method and system for generating 12-lead electrocardiography signals using differential voltages of three leads

【中文】

一種產生十二導程心電圖信號的系統包含：貼附在一人體胸部特定位置的三信號感測裝置，其每一者包含兩彼此分開且構成一差動導程的電極，並經由該兩電極感測該人體胸部的肌電信號，且以無線方式輸出一對應於該兩電極所感測之肌電信號間的電位差之差動電壓；及一信號處理端，以無線方式接收來自該等信號感測裝置的該等差動電壓，並根據所接收的該等差動電壓，利用一預先建立、相關於該等信號感測裝置所貼附之特定位置且規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型，產生作為該十二導程心電圖信號的十二導程信號。

【英文】

This invention provides a system for generating 12-lead electrocardiography (ECG) signals. The system includes

three signal sensing devices and a signal processing terminal. Each signal sensing device is attached to a respective specific position on a human chest, includes two electrodes that are spaced apart from each other and cooperatively constitute a differential lead for sensing myoelectric signals occurring in the human chest, and outputs a differential voltage between the myoelectric signals to the signal processing terminal in a wireless way. The signal processing device generates, based on the differential voltages from the signal sensors, 12 lead signals that serve as the 12-lead ECG signals using a pre-built dynamic system model that is associated with the respective specific positions of the signal sensing devices and that is specified with temporal and spatial correlations among 12 leads.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖（2）。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1	………	信號感測裝置	21	………	短距無線通訊模組
11	………	電極	22	………	信號處理器
12	………	差動電壓產生模組	23	………	儲存單元
13	………	短距無線通訊模組	100	………	產生十二導程心電圖
2	………	信號處理端			信號之系統

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

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】 利用三個導程之差動電壓產生十二導程心電圖信號之方法與系統 /Method and system for generating 12-lead electrocardiography signals using differential voltages of three leads

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於十二導程心電圖，特別是指利用三個導程之差動電壓產生十二導程心電圖信號的方法與系統。

【先前技術】

【0002】 爲了可以得知心臟病的早期徵兆和心臟病發作的症狀，心電圖(electrocardiography, ECG)已成爲一種廣泛使用於心臟評估的非侵入式工具。參閱圖 1，一傳統的標準十二導程心電圖的量測裝置包含十個電極、及一電連接該等電極的信號處理器。在測量時，其中四個電極分別貼附在病人的四肢，剩下的六個電極分別貼附在該病人胸部，並以有線的方式將該等電極所量測到的肌電信號傳送至該信號處理器，該信號處理器根據該等肌電信號，產生標準十二導程心電圖信號。然而，如此的量測裝置恐不適合於需要長時間監控心電訊號之患者長時間配戴。

【0003】 因此，上述心電圖量測裝置仍有極大的改善空間。

【發明內容】

【0004】 因此，本發明之目的，即在提供一種利用三導程的差動電壓來產生十二導程心電圖信號的方法。

【0005】 本發明之另一目的，即在提供一種產生十二導程心電圖信號的系統，其利用三導程之差動電壓且以無線方式傳送該等差動電壓，並適於需要長時間心電信號監控的患者使用。

【0006】 於是，本發明產生十二導程心電圖信號的方法，藉由一信號處理器來實施，該產生十二導程心電圖信號的方法包含以下步驟：

(a)接收多個分別來自多個貼附在一人體胸部之電極且在一段時間內所感測的肌電信號、及在該段時間內量測自該人體的標準十二導程心電圖信號；

(b)根據該等肌電信號，獲得多個分別對應多個差動導程的差動電壓，其中每一差動電壓為一來自對應兩相鄰電極的肌電信號之電位差且該對應兩相鄰電極共同構成該對應差動導程；

(c)根據該等差動電壓，形成多個獨特差動電壓子集合，每一差動電壓子集合是由該等差動電壓中的對應三者所組成；

(d)對於每一差動電壓子集合，根據該對應三個差動電壓、及該標準十二導程心電圖信號，建立一規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型，並利用該動態系統模型，以該對應三個差動電壓合成一組對應的

十二導程信號；

(e)對於每一差動電壓子集合，比較該對應的十二導程信號與該標準十二導程心電圖信號以獲得一比較結果；及

(f)根據分別對應於該等差動電壓子集合的該等比較結果、及該等差動導程在該人體胸部之位置，自該等組的十二導程信號選出一目標組的十二導程信號作為該十二導程心電圖信號。

【0007】 此外，本發明之產生十二導程心電圖信號的系統，包含三信號感測裝置及一信號處理端。

【0008】 該等信號產生裝置分別貼附在一待測者之人體胸部的特定位置。每一信號感測裝置包含兩彼此分開且共同構成一差動導程的電極，並經由該兩電極分別感測該人體胸部的肌電信號，且以無線的方式輸出一對應於該兩電極所感測之兩肌電信號間的電位差之差動電壓。

【0009】 該信號處理端以無線的方式接收來自該等信號感測裝置的該等差動電壓，並根據所接收的該等差動電壓，利用一預先建立、相關於該等信號感測裝置貼附在該人體胸部的該等特定位置且規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型，產生十二導程信號，該十二導程信號作為該十二導程心電圖信號。

【0010】 本發明之功效在於僅利用三導程的差動電壓來產生十二導程心電圖信號，並以無線的資料傳送方式來傳送該等差動電壓，增進擷取肌電信號的便利性。

【圖式簡單說明】

【0011】 本發明之其他的特徵及功效，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，說明一傳統標準十二導程心電圖量測裝置的安裝方式；

圖 2 是一方塊圖，說明本發明產生十二導程心電圖信號之系統的第一實施例；

圖 3 是一流程圖，說明如何決定本發明第一實施例之系統中的三信號感測裝置之特定貼附位置的位置決定程序；

圖 4 是一示意圖，說明一組對應於三信號感測裝置之貼附位置的三差動導程；

圖 5 是一示意圖，說明另一組對應於該三信號感測裝置之貼附位置的三差動導程；

圖 6 是一方塊圖，說明本發明產生十二導程心電圖信號之系統的第二實施例；及

圖 7 是一方塊圖，說明本發明產生十二導程心電圖信號之系統的第三實施例。

【實施方式】

【0012】 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。

【0013】 參閱圖 2，本發明產生十二導程心電圖信號之系統 100 的第一實施例包含三信號感測裝置 1 及一信號處理端 2。

【0014】 該等信號感測裝置 1 是用於分別貼附在一待測者之人體胸部的特定位置，特別是在該人體心臟附近的位

置。在此實施例中，每一信號感測裝置 1 包含兩彼此分開且共同構成一差動導程電極 11、一電連接該兩電極 11 的差動電壓產生模組 12、及一電連接該差動電壓產生模組 12 的短距通訊模組 13。

【0015】 以下詳細說明每一信號感測裝置 1 的細節與運作。該兩電極 11 之間的距離是在 10cm 至 15cm 的一範圍內，並且該兩電極 11 分別感測該人體胸部的肌電信號，例如，心電信號。該差動電壓產生模組 12 接收該兩電極 11 所感測之該等肌電信號，以產生一對應於該等肌電信號間的電位差的差動電壓，並將該差動電壓輸出至該短距無線通訊模組 13。於是，該差動電壓經由該短距無線通訊模組 13 被傳送至外部。在此實施例中，該短距無線通訊模組 13，例如，是一 Zigbee 模組，但不限於此。

【0016】 在本此實施例中，該信號處理端 2 包含一短距無線通訊模組 21、一電連接該短距無線通訊模組 21 的信號處理器 22、及一電連接該信號處理器 22 的儲存單元 23。值得注意的是，該信號處理端 2 可被實施為一配帶在該待測者的行動裝置，例如，一智慧型手機、一平板電腦等。

【0017】 值得注意的是，在使用該系統 100 之前，可藉由該信號處理器 22 執行一位置決定程序，以便建立該使用者在使用該系統 100 時所需的一規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型並進一步決定該等信號感測裝置 1 所要貼附的特定位置。以下將配合所附圖式

來說明該信號處理器 22 所實施的位置決定程序。

【0018】 參閱圖 3、圖 4 及圖 5，藉由該信號處理器 22 所實施的位置決定程序說明了如何建立該動態系統模型及如何決定出該等信號感測裝置 1 所要貼附的特定位置，並包含以下步驟。

【0019】 在步驟 301 中，該信號處理器 22 接收多個分別來自多個貼附在一人體胸部之電極(如圖 4 及圖 5 所示的 24 個電極 E)且在例如 10 秒的一段時間內所感測的肌電信號、以及在該段時間內藉由一傳統標準十二導程心電圖測量裝置(圖未示)量測該人體的標準十二導程心電圖信號。值得注意的是，該人體胸部，例如，可為該待測者之人體胸部，但不再在此限，並且該等電極 E 是以一二維方式來配置(如圖 4 及圖 5 所示)，且其中任兩相鄰者之間的距離是在 10cm 至 15cm 的一範圍內。此外，該等電極 E 所感測的肌電信號與來自該標準十二導程心電圖測量裝置的標準十二導程心電圖信號是以有線方式傳送至該信號處理器 22。

【0020】 在步驟 302 中，該信號處理器 22 根據該等肌電信號，獲得多個分別對應多個差動導程的差動電壓。值得注意的是，每一差動電壓為一來自對應兩相鄰電極 E 之肌電信號的電位差，且該對應兩相鄰電極 E 共同構成該對應差動導程。

【0021】 在步驟 303 中，該信號處理器 22 根據該等差動電壓，形成多個獨特差動電壓子集合，每一差動電壓子集合是由該等差動電壓中的對應三者所組成。

【0022】 在步驟 304 中，對於每一差動電壓子集合，該信號處理器 22 根據取自該對應的三個差動電壓及該等標準十二導程心電圖信號的訓練資料，建立該動態系統模型，並利用該動態系統模型，以該對應三個差動電壓合成一組對應的十二導程信號。值得注意的是，所有訓練資料僅取自該等差動電壓及該標準十二導程心電圖信號中對應，例如，10 秒內的前 3 秒的資料部分，而該等差動電壓對應 10 秒內的後 7 秒的資料部分被用於合成該等十二導程信號。

【0023】 在此實施例中，對於每一差動電壓子集合的該動態系統模型可以下式來表示

$$\mathbf{x}[n] = \tilde{\mathbf{H}}\tilde{\mathbf{s}}[n] + \mathbf{w}[n] \dots \dots \dots (1),$$

其中 $\mathbf{x}[n]$ 為一在時間 n 代表對應三個差動電壓的 3×1 向量， $\tilde{\mathbf{s}}[n] = [\mathbf{s}[n], \mathbf{s}[n-1], \dots, \mathbf{s}[n-L+1]]^T$ ，其代表在時間 n 對應該等十二導程中的八獨立導程(例如，導程 I、導程 II、及導程 V1~V6)的信號、且是一具有該等八獨立導程之間的空時相關性且符合一 L 階自回歸模型的 $8L \times 1$ 向量， L 為一預定的動態系統階數(例如， $L=3$)， $\tilde{\mathbf{H}}$ 為一相對於一轉換矩陣 $\mathbf{H}_{3 \times 8}$ 的 $3 \times 8L$ 矩陣， $\mathbf{w}[n]$ 是一在時間 n 代表雜訊的 3×1 向量， $\mathbf{H}_{3 \times 8}$ 與 $\mathbf{w}[n]$ 是獲得自該訓練資料， $\tilde{\mathbf{H}}$ 進一步被定義成如下式

$$\tilde{\mathbf{H}} = [\mathbf{H}_{3 \times 8} \quad \mathbf{0}_{3 \times 8(L-1)}] \dots \dots \dots (2)。$$

【0024】 藉由該 L 階自回歸模型， $\tilde{\mathbf{s}}[n]$ 進一步被表示成以下的動態方程式

$$\tilde{\mathbf{s}}[n] = \mathbf{F}\tilde{\mathbf{s}}[n-1] + \mathbf{B}\mathbf{v}[n] \dots \dots \dots (3),$$

其中 \mathbf{F} 為一代表空時相關性的 $8L \times 8L$ 矩陣， \mathbf{B} 為一代表雜

訊功率的 $8L \times 8$ 矩陣， $\mathbf{v}[n]$ 為一在時間 n 代表雜訊的 8×1 向量， \mathbf{F} 係根據該訓練資料，利用 Wiener-Hopf 方程式而獲得。

【0025】 將式 (2) 及式 (3) 代入式 (1)，並經由例如一 Kalman 濾波器的濾波處理以濾除雜訊後，對於每一組差動電壓子集合，所合成的該組對應十二導程信號中對應該八獨立導程的八導程信號 $\hat{\mathbf{s}}[n]$ 被獲得且以下式來表示

$$\hat{\mathbf{s}}[n] = \mathbf{F}\hat{\mathbf{s}}[n-1] + \mathbf{K}[n](\mathbf{x}[n] - \tilde{\mathbf{H}}\mathbf{F}\hat{\mathbf{s}}[n-1]),$$

其中 $\mathbf{K}[n]$ 代表在時間 n 的濾波增益矩陣，而所合成的該組對應十二導程信號中的其他四導程信號是根據 $\hat{\mathbf{s}}[n]$ 而獲得。

【0026】 在步驟 305 中，對於每一差動電壓子集合，該信號處理器 22 將所合成的該對應十二導程信號與該標準十二導程心電圖信號對應例如 10 秒內的後 7 秒的資料部分比較，因此獲得在該對應十二導程信號及該標準十二導程心電圖信號之間的 12 個相關係數值 CC ，在此實施例中，該 12 個相關係數值 CC 中的一最小者 CC_{\min} 作為一比較結果。

【0027】 在步驟 306 中，根據分別對應於該等差動電壓子集合的該等比較結果、及該等差動導程在該人體胸部之位置，自該等差動電壓子集合中選出一目標差動電壓子集合，並將對應該目標差動電壓子集合的該三差動導程位置決定為該等信號感測裝置 1 的特定貼附位置。值得注意的是，對應該目標差動電壓子集合的 12 個相關係數 CC 是相對較大的，並且對應該目標差動電壓子集合的三差動導程

是分別位於該人體心臟附近的位置。在此實施例中，如圖 4 或圖 5 所示的三差動導程 L 的位置，也就是，該人體心臟右上緣與該人體鎖骨下方之間的位置、該人體心臟左下緣的位置、及該人體心臟右側的位置，可被決定為該等信號感測裝置 1 的特定貼附位置。值得注意的是，圖 4 或圖 5 所示的三差動導程 L 之位置有效地避開人體容易堆積脂肪的位置，進而降低因脂肪所導致的雜訊干擾，因此適合各種體型的使用者。再者，經由實驗結果可得知，對應該圖 4 或圖 5 之三差動導程 L 的差動電壓子集合(即，該目標差動電壓子集合)的 12 個相關係數值均大於 0.85 且大致上大於 0.95，因此確保所產生之十二導程心電圖信號的精確性。

【0028】 在使用該系統 100 時，由貼附在該等特定位置之該等信號感測裝置 1 所產生的該等差動電壓經由該短距無線通訊模組 13 傳送至該信號處理端 2。於是，該信號處理端 2 的該信號處理器 22 經由該短距無線通訊模組 21 接收來自該等信號感測裝置 1 的該等差動電壓，並以相似於上述的處理方式，根據該等差動電，利用已建立且對應於該等特定位置的該動態系統模型，產生十二導程信號，該十二導程信號作為相關於該待測者的十二導程心電圖信號並且被儲存在該儲存單元 23 中。

【0029】 參閱圖 6，本發明產生十二導程心電圖信號之系統 100' 的第二實施例是該第一實施例的一變化實施例，其大致與該第一實施例相似，而不同之處在於：本實施例

之系統 100'更包含一連接至一如網際網路的通訊網路 5 之雲端伺服器 3。該雲端伺服器 3 包含一儲存單元 31。

【0030】此外，圖 2 中的儲存單元 23 在本實施例中可被省略，並且該信號處理端 2 更包含一連接至該通訊網路 5 的通訊模組 24。因此，在使用時，該信號處理端 2 所產生的該十二導程心電圖信號可藉由該通訊模組 24 經該通訊網路 5 傳送至該雲端伺服器 3，之後，該雲端伺服器 3 可將來自該信號處理端 2 的該十二導程心電圖信號儲存於該儲存單元 31 中，以便該雲端伺服器 3 蒐集與記錄相關於該待測者之心電圖資料並進一步據以評估該待測者之心臟功能。

【0031】值得注意的是，本發明之系統 100'並不限於僅包含該三個信號感測裝置 1 及一個信號處理端 2。在其他實施例中，本發明之系統 100'可包含多組三個信號感測裝置 1、及多個分別對應該等組信號感測裝置 1 的信號處理端 2，換言之，本發明之系統 100'可支援多個待測者或心臟病患者的心電圖之量測與監控。在此情況下，該雲端伺服器 3 可被設置於醫療機構或相關的健康管理機構中，以便同時監控多個待測者或心臟病患者的心臟情況。

【0032】參閱圖 7，本發明產生十二導程心電圖信號之系統 100"的第三實施例是該第一實施例的另一變化實施例，其大致與該第一實施例相似。

【0033】在本實施例中，該信號處理端被實施為一連接至一通訊網路 5 的雲端伺服器 3'，該雲端伺服器 3'包含有圖 2 中的該信號處理器 22、及一儲存單元 32。

【0034】此外，該系統 100”還包含一行動裝置 4，例如，一智慧型手機、一平板電腦或具無線通訊功能的穿戴裝置。該行動裝置 4 包含一相似於該短距無線通訊模組 13 的短距無線通訊模組 41、一連接至該通訊網路 5 的通訊模組 43、及一電連接該短距無線通訊模組 41 與該通訊模組 43 的處理單元 42。值得注意的是，該行動裝置 4 最好配帶在該待測者上或者距離該待測者在一預定通訊範圍內。

【0035】在使用時，該行動裝置 4 經由該短距無線通訊模組 41 接收來自該等信號感測裝置 1 的該等差動電壓，並且該處理單元 42 經由執行，例如一應用程式，藉由該通訊模組 43，將所接收的該等差動電壓經該通訊網路 5 傳送至該雲端伺服器 3’(即，該信號處理端)，以便該雲端伺服器 3’的該信號處理器 22 根據所接收的該等差動電壓來產生十二導程心電圖信號。接著，該信號處理器 22 所產生的該十二導程心電圖信號被儲存在該儲存單元 32 中。

【0036】相似於該第二實施例之系統 100’，本實施例之系統 100”亦可支援多個待測者或心臟病患者的心電圖之量測與監控，而相較於第二實施例之系統 100’，本實施例之系統 100”僅需利用一個包含在該雲端伺服器 3’的信號處理器 22 來產生與處理對應多個待測者或心臟病患者的十二導程心電圖信號。

【0037】綜上所述，本發明產生十二導程心電圖信號之系統 100，100’，100”，利用該等信號感測裝置 1，以較少的三差動導程擷取相關於待測者心電信號的差動電壓，並

利用本發明所建立的動態系統模型，能確實產生具高精確度的十二導程心電圖信號。此外，由於該等信號感測裝置 1 具有相對精簡的尺寸(10cm 至 15cm)，其可容易地貼附在可避開人體容易堆積脂肪的位置以降低雜訊干擾的合適特定位置，並以無線方式將所感測之心電信號傳送給信號處理端 2，3'。基於上述，該等信號感測裝置 1 適合待測者或心臟病患者長時間配戴，以利本發明系統 100，100'，100''對於待測者或心臟病患者的心臟情況的監控。另一方面，由於該雲端伺服器 3，3'的使用，本發明之系統 100'，100''更可同時支援多個待測者或心臟病患者的心電圖之量測與監控。

【0038】 惟以上所述者，僅為本發明之實施例而已，當不能以此限定本發明實施之範圍，即大凡依本發明申請專利範圍及專利說明書內容所作之簡單的等效變化與修飾，皆仍屬本發明專利涵蓋之範圍內。

【符號說明】**【0039】**

1·····	信號感測裝置	31,32·····	儲存單元
11·····	電極	4·····	行動裝置
12·····	差動電壓產生模組	41·····	短距無線通訊模組
13·····	短距無線通訊模組	42·····	處理單元
2·····	信號處理端	43·····	通訊模組
21·····	短距無線通訊模組	5·····	通訊網路
22·····	信號處理器	100,100',100''..	產生十二導程心電 圖信號之系統
23·····	儲存單元	S31~S36..	步驟
24·····	通訊模組		
3,3'·····	雲端伺服器		

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依：寄存機構、日期、號碼順序註記】

無

國外寄存資訊【請依：寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

無

【序列表】 (請換頁單獨記載)

申請專利範圍

1. 一種產生十二導程心電圖信號的方法，藉由一信號處理器來實施，該方法包含：

(a) 接收多個分別來自多個貼附在一人體胸部之電極且在一段時間內所感測的肌電信號、及在該段時間內量測自該人體的標準十二導程心電圖信號；

(b) 根據該等肌電信號，獲得多個分別對應多個差動導程的差動電壓，其中每一差動電壓為一來自對應兩相鄰電極的肌電信號之電位差且該對應兩相鄰電極共同構成該對應差動導程；

(c) 根據該等差動電壓，形成多個獨特差動電壓子集合，每一差動電壓子集合由該等差動電壓中的對應三者所組成；

(d) 對於每一差動電壓子集合，根據該對應三個差動電壓、及該標準十二導程心電圖信號，建立一規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型，並利用該動態系統模型，以該對應三個差動電壓合成一組對應的十二導程信號；

(e) 對於每一差動電壓子集合，比較該對應的十二導程信號與該標準十二導程心電圖信號以獲得一比較結果；及

(f) 根據分別對應該等差動電壓子集合的該等比較結果、及該等差動導程在該人體胸部之位置，自該等組的十二導程信號選出一目標組的十二導程信號作為該十二

導程心電圖信號。

2. 如請求項 1 所述之產生十二導程心電圖信號的方法，其中，步驟(a)中的該等電極之數量為 24，該等電極是以一二維方式來配置且其中任兩相鄰者之間的距離是在 10cm 至 15cm 的一範圍內。

3. 如請求項 1 所述之產生十二導程心電圖信號的方法，其中，步驟(d)中的該動態系統模型式係以下式來表示

$$\mathbf{x}[n] = \tilde{\mathbf{H}}\tilde{\mathbf{s}}[n] + \mathbf{w}[n],$$

其中 $\mathbf{x}[n]$ 為一在時間 n 代表該對應三個差動電壓的 3×1 向量， $\tilde{\mathbf{s}}[n] = \left[\mathbf{s}[n], \mathbf{s}[n-1], \dots, \mathbf{s}[n-L+1] \right]^T$ ，其代表在時間 n 對應該等十二導程中的八獨立導程之信號、且是一具有該等八獨立導程之間的空時相關性並符合一 L 階自回歸模型的 $8L \times 1$ 向量， L 為一預定的動態系統階數， $\tilde{\mathbf{H}}$ 為一相關於一轉換矩陣 $\mathbf{H}_{3 \times 8}$ 的 $3 \times 8L$ 矩陣而且被定義為 $\tilde{\mathbf{H}} = [\mathbf{H}_{3 \times 8} \quad \mathbf{0}_{3 \times 8(L-1)}]$ ， $\mathbf{w}[n]$ 是一在時間 n 代表雜訊的 3×1 向量， $\mathbf{H}_{3 \times 8}$ 與 $\mathbf{w}[n]$ 是獲得自該對應三差動電壓與該標準十二導程心電圖信號。

4. 如請求項 3 所述之產生十二導程心電圖信號的方法，其中，在步驟(d)，藉由該 L 階自回歸模型， $\tilde{\mathbf{s}}[n]$ 被表示成以下的動態方程式

$$\tilde{\mathbf{s}}[n] = \mathbf{F}\tilde{\mathbf{s}}[n-1] + \mathbf{B}\mathbf{v}[n],$$

其中 \mathbf{F} 為一代表空時相關性的 $8L \times 8L$ 矩陣， \mathbf{B} 為一代表雜訊功率的 $8L \times 8$ 矩陣， $\mathbf{v}[n]$ 為一在時間 n 代表雜訊的 8×1 向量。

5. 如請求項 4 所述之產生十二導程心電圖信號的方法，其中，在步驟 (d)，所合成的該組對應十二導程信號中對應該八獨立導程的八導程信號 $\hat{\mathbf{s}}[n]$ 是根據 $\mathbf{x}[n]$ 、 $\tilde{\mathbf{s}}[n]$ 及 $\tilde{\mathbf{H}}$ 且經由濾波處理而獲得，並且係以下式來表示

$$\hat{\mathbf{s}}[n] = \mathbf{F}\hat{\mathbf{s}}[n-1] + \mathbf{K}[n](\mathbf{x}[n] - \tilde{\mathbf{H}}\mathbf{F}\hat{\mathbf{s}}[n-1]),$$

其中 $\mathbf{K}[n]$ 代表在時間 n 的濾波增益矩陣，而所合成的該組對應十二導程信號中的其他四導程信號是根據 $\hat{\mathbf{s}}[n]$ 而獲得。

6. 如請求項 1 所述之產生十二導程心電圖信號的方法，其中，在該步驟 (f)，該目標組十二導程信號與該標準十二導程心電圖信號的相關係數是相對較大的，並且對應該目標組十二導程信號的三差動導程分別是位於該人體心臟附近的位置。
7. 如請求項 1 所述之產生十二導程心電圖信號的方法，其中，對應該目標組十二導程信號的三差動導程分別是位於該人體心臟右上緣與該人體鎖骨下方之間的位置、該人體心臟左下緣的位置、及該人體心臟右側位置。
8. 一種產生十二導程心電圖信號的系統，包含：

三信號感測裝置，用於分別貼附在一待測者之人體胸部的特定位置，每一信號感測裝置包含兩彼此分開且共同構成一差動導程的電極，並經由該兩電極分別感測該人體胸部的肌電信號，且以無線的方式輸出一對應於該兩電極所感測之兩肌電信號間的電位差之差動電壓；及

一信號處理端，以無線的方式接收來自該等信號感測裝置的該等差動電壓，並根據所接收的該等差動電壓，利用一預先建立、相關於該等信號感測裝置貼附在該人體胸部的該等特定位置且規範有十二導程之間在空間與時間上之相關性的動態系統模型，產生十二導程信號，該十二導程信號作為該十二導程心電圖信號。

9. 如請求項 8 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中，對於每一信號感測裝置，該等電極的距離是在 10cm 至 15cm 的一範圍內。
10. 如請求項 8 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中該動態系統模型是根據該等信號感測裝置先前貼附在該人體胸部之該等特定位置以感測該人體而產生的三差動電壓、以及同時量測自該人體的標準十二導程心電圖信號而建立出，該三差動電壓與該標準十二導程心電圖信號共同構成用於訓練該動態系統模型的訓練資料。
11. 如請求項 10 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中，該動態系統模型式是以下式來表示

$$\mathbf{x}[n] = \tilde{\mathbf{H}}\tilde{\mathbf{s}}[n] + \mathbf{w}[n],$$

其中 $\mathbf{x}[n]$ 為一在時間 n 代表該三信號感測裝置所產生之三差動電壓的 3×1 向量， $\tilde{\mathbf{s}}[n] = \left[\mathbf{s}[n], \mathbf{s}[n-1], \mathbf{s}[n-L] \right]^T$ ，其代表在時間 n 對應十二個導程中的八個獨立導程的信號、且是一具有該等八個獨立導程之間的空時相關性並符合一 L 階自回歸模型的 $8L \times 1$ 向量， L 為一預定的動態系統階數， $\tilde{\mathbf{H}}$ 為一相關於一轉換矩陣 $\mathbf{H}_{3 \times 8}$ 的 $3 \times 8L$ 矩陣而

且被定義為 $\tilde{\mathbf{H}} = [\mathbf{H}_{3 \times 8} \quad \mathbf{0}_{3 \times 8(L-1)}]$ ， $\mathbf{w}[n]$ 是一在時間 n 代表雜訊的 3×1 向量， $\mathbf{H}_{3 \times 8}$ 與 $\mathbf{w}[n]$ 係獲得自該訓練資料。

12. 如請求項 11 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中，藉由該 L 階自回歸模型， $\tilde{\mathbf{s}}[n]$ 被表示成以下的動態方程式

$$\tilde{\mathbf{s}}[n] = \mathbf{F}\tilde{\mathbf{s}}[n-1] + \mathbf{B}\mathbf{v}[n],$$

其中 \mathbf{F} 為一代表空時相關性的 $8L \times 8L$ 矩陣且係獲得自該訓練資料， \mathbf{B} 為一代表雜訊功率的 $8L \times 8$ 矩陣， $\mathbf{v}[n]$ 為一在時間 n 代表雜訊的 8×1 向量。

13. 如請求項 12 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中，該十二導程信號中對應該八獨立導程的八個導程信號 $\hat{\mathbf{s}}[n]$ 是根據 $\mathbf{x}[n]$ 、 $\tilde{\mathbf{s}}[n]$ 及 $\tilde{\mathbf{H}}$ 且經由濾波處理而獲得，並且係以下式來表示

$$\hat{\mathbf{s}}[n] = \mathbf{F}\hat{\mathbf{s}}[n-1] + \mathbf{K}[n](\mathbf{x}[n] - \tilde{\mathbf{H}}\mathbf{F}\hat{\mathbf{s}}[n-1]),$$

其中 $\mathbf{K}[n]$ 代表在時間 n 的濾波增益矩陣，而該十二導程信號中的其他四導程信號是根據 $\hat{\mathbf{s}}[n]$ 而獲得。

14. 如請求項 8 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中，該等信號感測裝置所貼附的特定位置是位於該人體心臟附近。

15. 如請求項 14 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中，該等特定位置包含該人體心臟右上緣與該人體鎖骨下方之間的位置、該人體心臟左下緣的位置、及該人體心臟右側位置。

16. 如請求項 8 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其

中該信號處理端為一配帶在該人體的行動裝置，該行動裝置經由短距無線通訊接收來自該等信號感測裝置的該等差動電壓。

17. 如請求項 16 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，還包含：

一雲端伺服器，經由一通訊網路與該行動裝置通訊，

其中，該行動裝置將所產生之該十二導程心電圖信號，經由該通訊網路，傳送至該雲端伺服器，以便該雲端伺服器蒐集與記錄相關於該人體心臟的心電圖資料，並進一步據以評估該人體心臟的功能。

18. 如請求項 8 所述之產生十二導程心電圖信號的系統，其中該信號處理端為一連接至一通訊網路的雲端伺服器，該雲端伺服器進一步儲存所產生的該十二導程心電圖信號，以便據以評估該人體心臟的功能，該系統還包含：

一行動裝置，用於配戴在該待測者上或距離該待測者在一預定通訊範圍內，經由短距無線通訊接收來自該等信號感測裝置之該等差動電壓，並且經由該通訊網路將該等差動電壓傳送至該雲端伺服器。

圖式

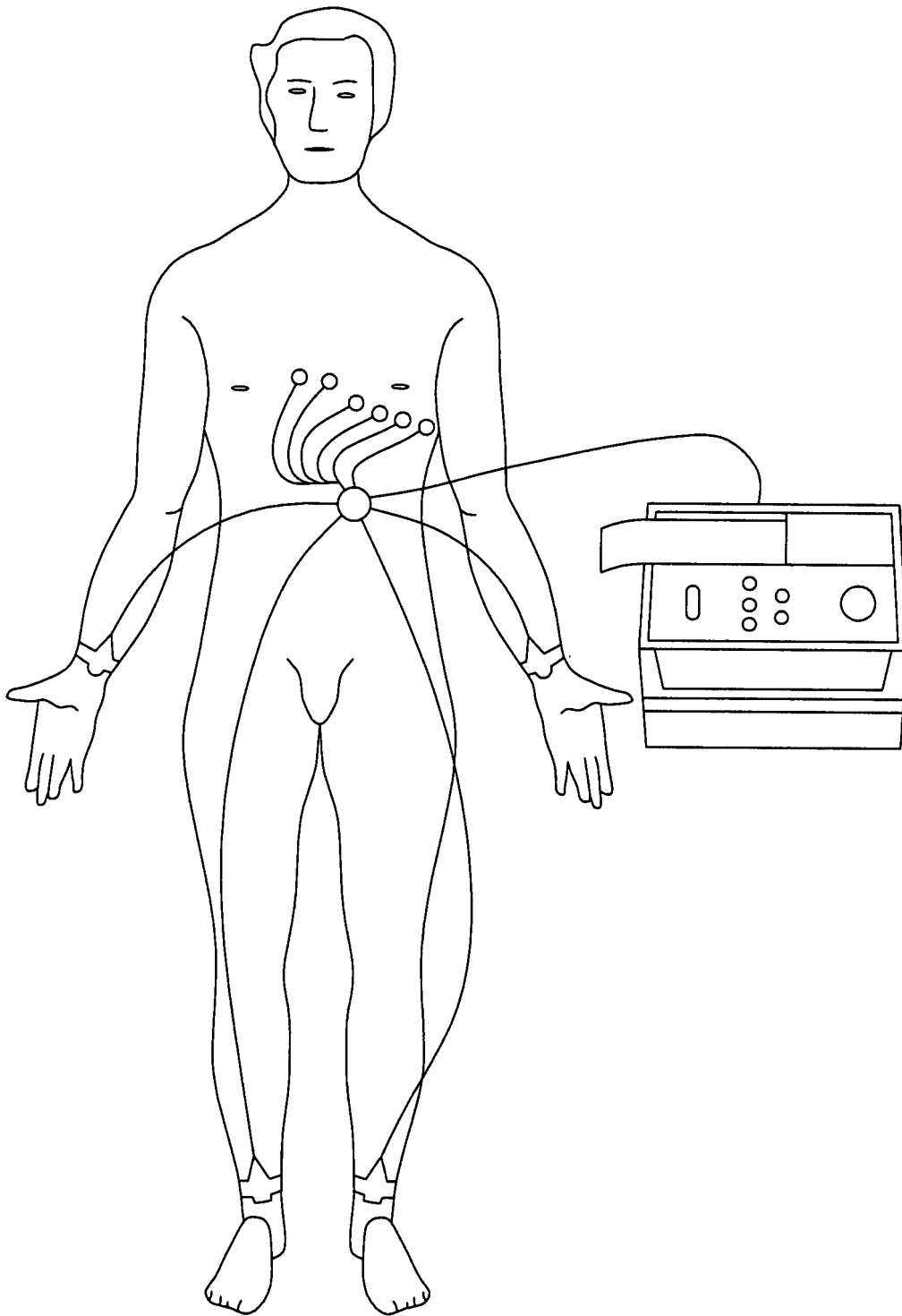


圖 1

100

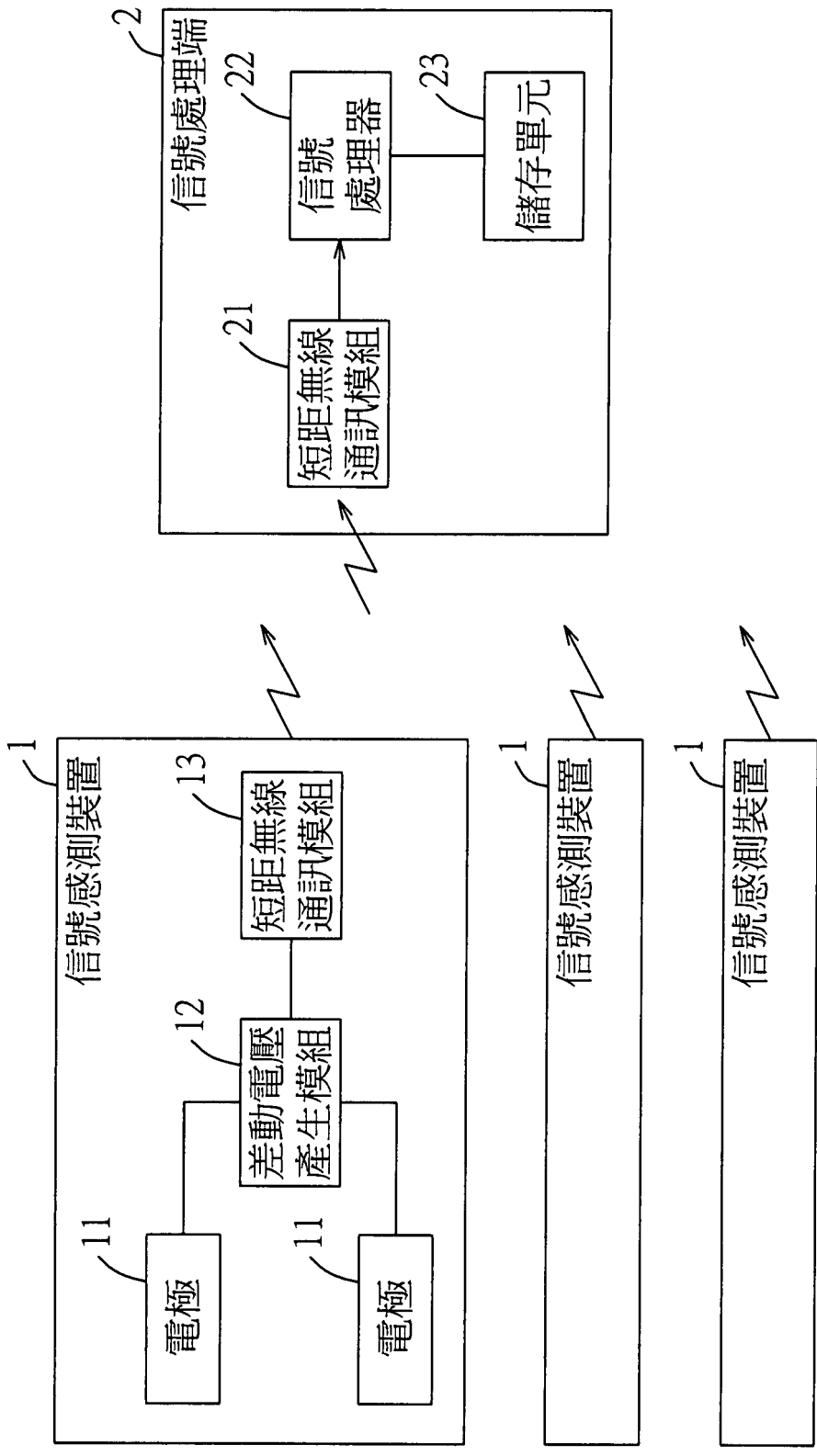


圖 2



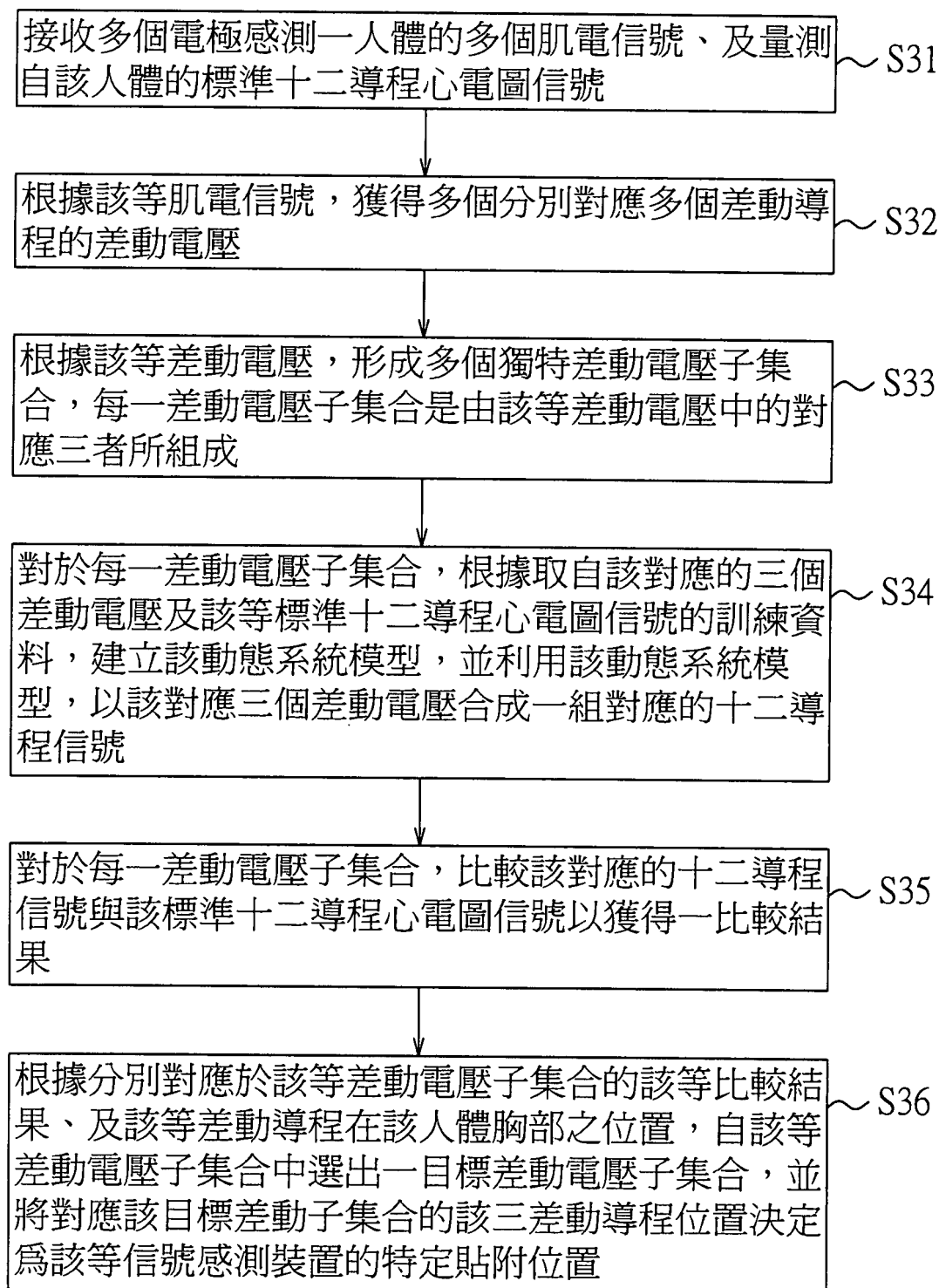


圖 3

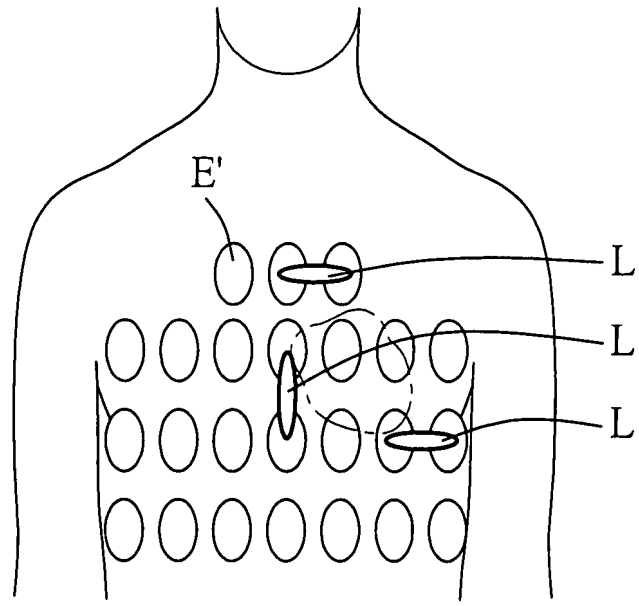


圖 4

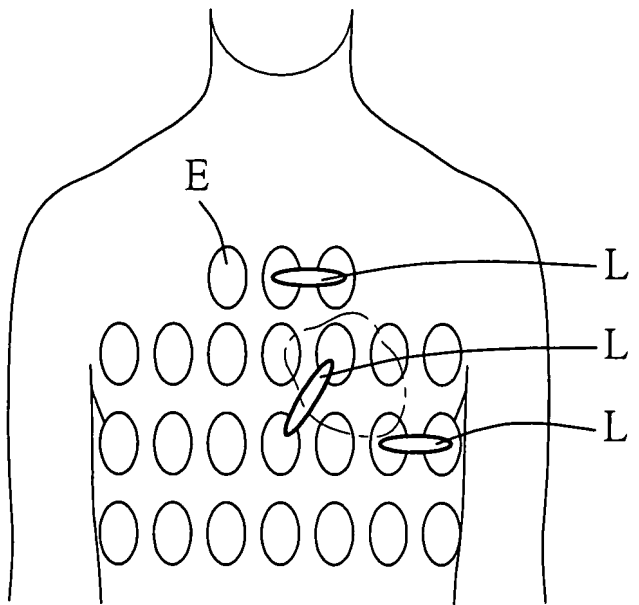


圖 5

100'

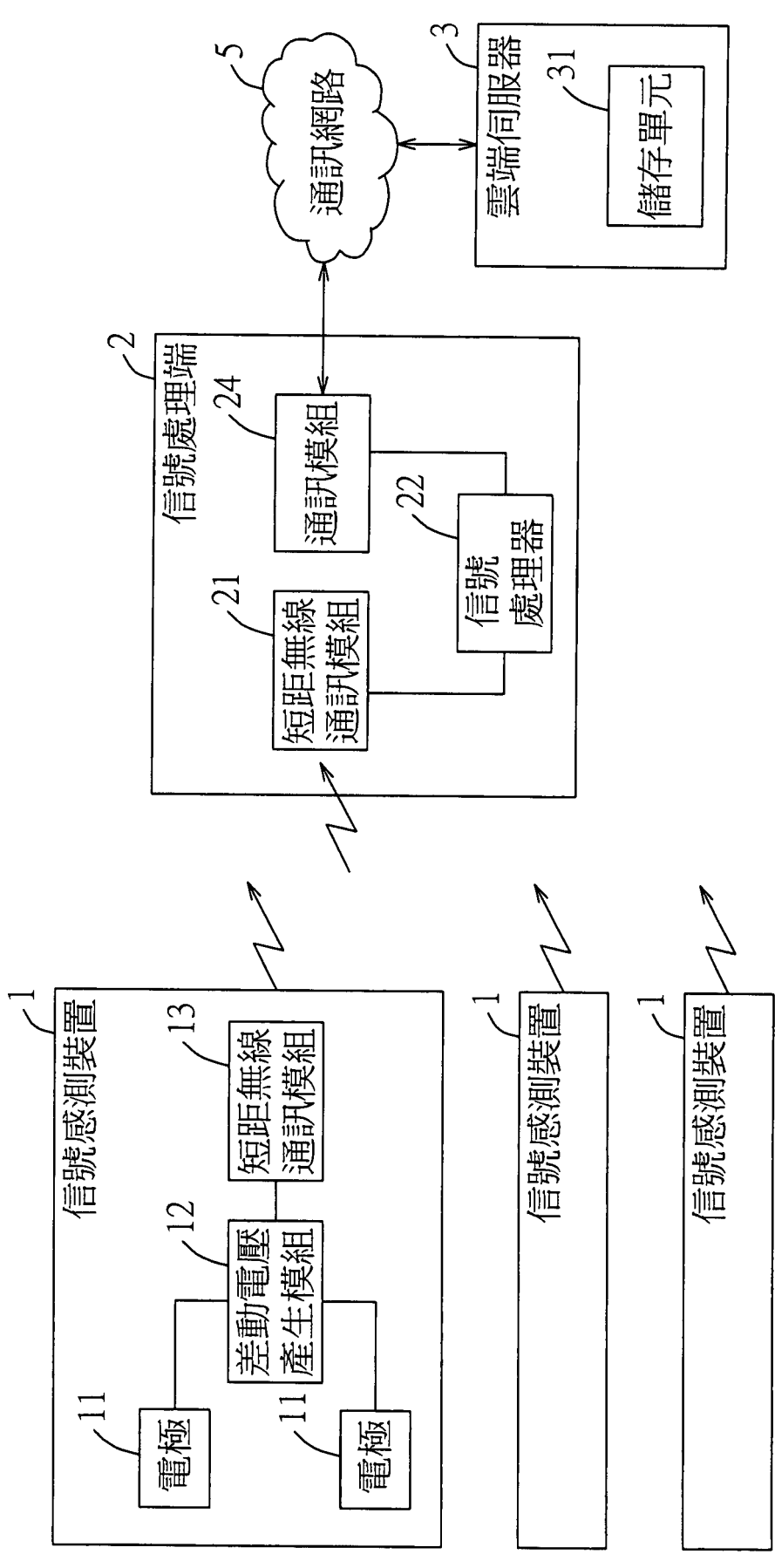


圖6

100"

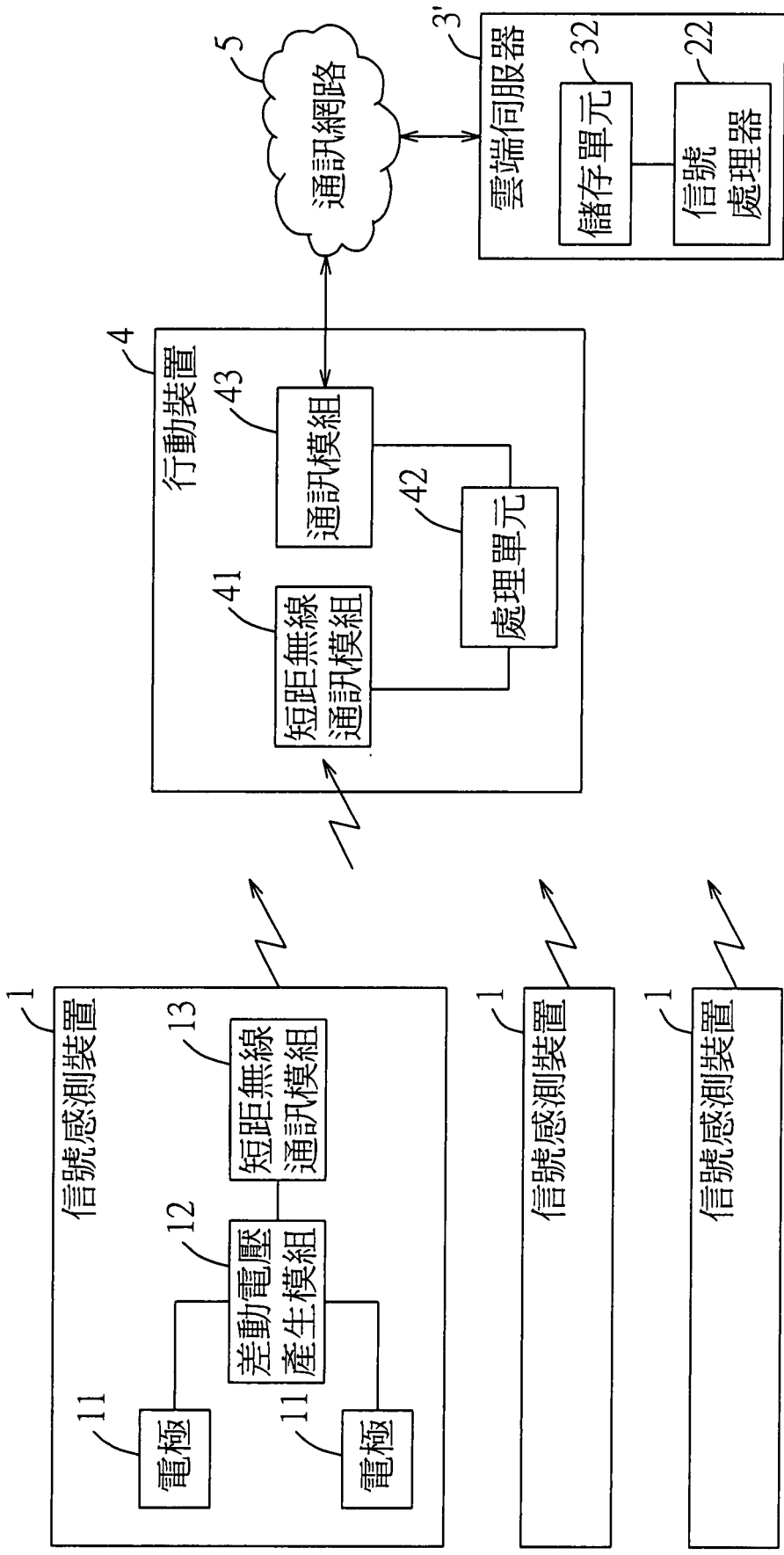


圖 7

