



(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 I687202 B

(45)公告日：中華民國 109 (2020) 年 03 月 11 日

(21)申請案號：107146296

(22)申請日：中華民國 107 (2018) 年 12 月 21 日

(51)Int. Cl. : **A61B5/0205 (2006.01)****G06F17/00 (2019.01)**

(71)申請人：緯創資通股份有限公司 (中華民國) WISTRON CORPORATION (TW)

新北市汐止區新台五路一段 88 號 21 樓

(72)發明人：邱聖倫 CHIOU, SHENG-LUN (TW)；陳胤語 CHEN, YIN-YU (TW)；吳芳銘 WU, FANG-MING (TW)；張景涵 CHANG, CHING-HAN (TW)

(74)代理人：謝德銘

(56)參考文獻：

CN 102046076A

CN 108474841A

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：18 項 圖式數：5 共 23 頁

(54)名稱

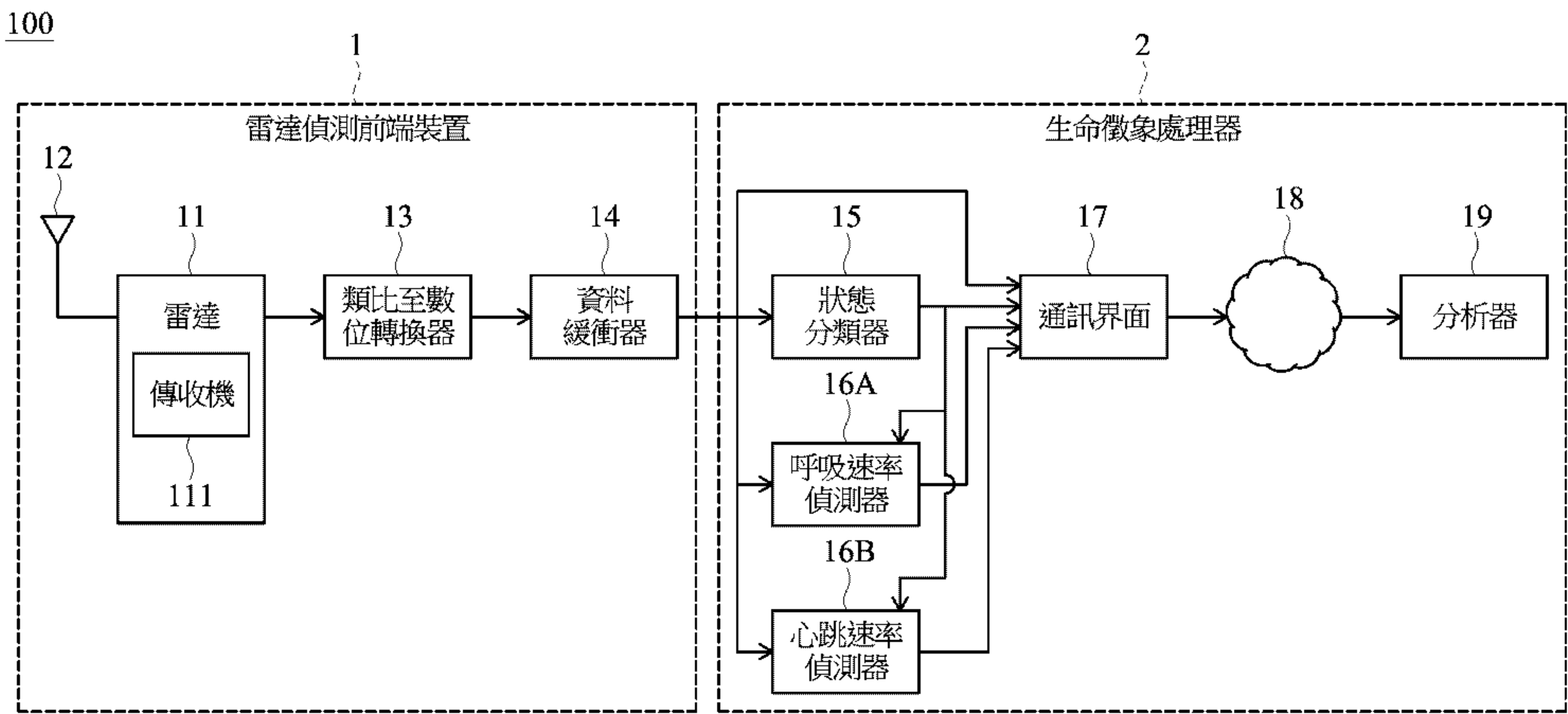
非接觸式生命徵象偵測系統與方法

(57)摘要

一種非接觸式生命徵象偵測系統，其具有設於待測者附近的雷達，該非接觸式生命徵象偵測系統包含資料緩衝器，儲存預設期間內依序取樣的雷達的複數輸出信號；狀態分類器，根據該些輸出信號以決定待測者的狀態；及生命徵象偵測器，當待測者為靜止狀態時，根據該些輸出信號以得到待測者的生命徵象。

A non-contact vital-sign monitoring system having a radar disposed in vicinity of a monitored subject includes a data buffer storing output signals of the radar sampled in sequence during a predetermined period; a status classifier determining status of the monitored subject; and a vital-sign detector determining a vital sign of the monitored subject according to the output signals of stationary status.

指定代表圖：



第一圖

符號簡單說明：

100:非接觸式生命徵象
偵測系統

1:雷達偵測前端裝置

2:生命徵象處理器

11:雷達

111:傳收機

12:天線

13:類比至數位轉換器

14:資料緩衝器

15:狀態分類器

16A:呼吸速率偵測器

16B:心跳速率偵測器

17:通訊界面

18:網路

19:分析器



I687202

【發明摘要】

【中文發明名稱】 非接觸式生命徵象偵測系統與方法

【英文發明名稱】 NON-CONTACT VITAL-SIGN MONITORING SYSTEM AND METHOD

【中文】一種非接觸式生命徵象偵測系統，其具有設於待測者附近的雷達，該非接觸式生命徵象偵測系統包含資料緩衝器，儲存預設期間內依序取樣的雷達的複數輸出信號；狀態分類器，根據該些輸出信號以決定待測者的狀態；及生命徵象偵測器，當待測者為靜止狀態時，根據該些輸出信號以得到待測者的生命徵象。

【英文】A non-contact vital-sign monitoring system having a radar disposed in vicinity of a monitored subject includes a data buffer storing output signals of the radar sampled in sequence during a predetermined period; a status classifier determining status of the monitored subject; and a vital-sign detector determining a vital sign of the monitored subject according to the output signals of stationary status.

【指定代表圖】 第一圖

【代表圖之符號簡單說明】

- | | |
|-----|--------------|
| 100 | 非接觸式生命徵象偵測系統 |
| 1 | 雷達偵測前端裝置 |
| 2 | 生命徵象處理器 |
| 11 | 雷達 |
| 111 | 傳收機 |
| 12 | 天線 |

13	類比至數位轉換器
14	資料緩衝器
15	狀態分類器
16A	呼吸速率偵測器
16B	心跳速率偵測器
17	通訊界面
18	網路
19	分析器

【發明說明書】

【中文發明名稱】 非接觸式生命徵象偵測系統與方法

【英文發明名稱】 NON-CONTACT VITAL-SIGN MONITORING SYSTEM AND METHOD

【技術領域】

【0001】 本發明係有關一種偵測系統，特別是關於一種非接觸式生命徵象偵測系統與方法。

【先前技術】

【0002】 體溫(body temperature, BT)、血壓(blood pressure, BP)、心跳速率(heart rate, HR)及呼吸速率(respiratory rate, RR)是四個主要的生命徵象(vital signs)。生命徵象的偵測或量測可用以評估身體的健康狀況，且能提供疾病的線索。

【0003】 傳統的醫療偵測裝置絕大部分都屬於接觸式的，藉由纜線直接接觸至待測者的身體。因此，造成待測者行動的限制。此外，接觸式的偵測裝置通常需要受過訓練的人員才會操作。

【0004】 傳統的(接觸式或非接觸式)醫療偵測裝置，大都需要藉由專業人員在一旁進行觀察或讀取。限於有限的人力，只能每隔一段時間進行一次量測。因此，很可能在緊急時，因為錯失了偵測機會，而延誤了救治的時機。

【0005】 因此亟需提出一種全天候的非接觸式生命徵象偵測系統，用以改善傳統醫療偵測裝置的缺失。

【發明內容】

【0006】 鑑於上述，本發明實施例的目的之一在於提出一種非接觸式生命徵象偵測系統與方法，用以偵測心跳速率及呼吸速率。

【0007】 根據本發明實施例，非接觸式生命徵象偵測系統具有設於待測者附近的雷達，該非接觸式生命徵象偵測系統包含資料緩衝器、狀態分類器及生命徵象偵測器。資料緩衝器儲存預設期間內依序取樣的雷達的複數輸出信號。狀態分類器根據該些輸出信號以決定待測者的狀態。當待測者為靜止狀態時，生命徵象偵測器根據該些輸出信號以得到待測者的生命徵象。

【圖式簡單說明】

【0008】

第一圖顯示本發明實施例之非接觸式生命徵象偵測系統的系統方塊圖。

第二圖顯示本發明實施例之非接觸式生命徵象偵測方法的流程圖，用以決定生命徵象的狀態。

第三A圖顯示本發明實施例之呼吸速率偵測方法的流程圖。

第三B圖顯示本發明實施例之心跳速率偵測方法的流程圖。

第四圖顯示本發明實施例之非接觸式生命徵象偵測方法的流程圖。

第五圖顯示本發明另一實施例之非接觸式生命徵象偵測系統的系統方塊圖。

【實施方式】

【0009】 第一圖顯示本發明實施例之非接觸式生命徵象(non-contact vital-sign)偵測系統100的系統方塊圖，可用以偵測生命徵象，例如心跳速率(heart rate)或呼吸速率(respiratory rate)。

【0010】 在本實施例中，非接觸式生命徵象偵測系統(以下簡稱偵測系統)100可包含雷達偵測前端裝置1，其可包含雷達11，例如連續波(continuous-wave, CW)雷達，設於待測者的附近，使得待測者可被雷達11之偵測範圍所涵蓋。在一實施例中，雷達11較佳設於躺臥於床之待測者胸腔的正上方。在另一實施例中，雷達11亦可設置於其他方位，例如床的正

下方、側邊方向等。在另一實施例中，雷達11可為超寬頻(Ultra-wideband, UWB)雷達，例如頻率調變連續波(Frequency modulated continuous waveform, FMCW)雷達。偵測系統100的雷達偵測前端裝置1可包含天線12，電性耦接至雷達11，藉以發射射頻(radio-frequency)信號及接收反射的射頻信號。本實施例之雷達11可包含傳收機(transceiver)111，其根據反射的射頻信號以產生基頻(baseband)的輸出信號。在另一實施例中，雷達11和天線12係整合在一起。在另一實施例中，雷達偵測前端裝置1包含分別設置於不同方位的多組雷達11。

【0011】本實施例之偵測系統100的雷達偵測前端裝置1可包含類比至數位轉換器(ADC)13，其接收雷達11的(類比)輸出信號，將其轉換為數位形式的輸出信號。在本實施例中，雷達11的輸出信號包含同相(in-phase)極化(polarization)信號(簡稱同相信號)I與正交(quadrature)極化(簡稱正交信號)信號Q。

【0012】偵測系統100的雷達偵測前端裝置1可包含資料緩衝器14，用以儲存預設期間內依序取樣的複數輸出信號。例如，資料緩衝器14可儲存八筆輸出信號，其取樣時間彼此間隔2.5秒。因此，資料緩衝器14所儲存的輸出信號總共可涵蓋20秒的期間。輸出信號總長度可依實際應用而定，例如10秒、30秒、60秒。取樣時間間隔視反應時間而定，時間間隔越短偵測系統100反應越快。

【0013】在本實施例中，偵測系統100可包含生命徵象處理器2，其可包含狀態分類器15，其接收雷達11的輸出信號，據以決定待測者的狀態(status)。在本實施例中，待測者的狀態可分類為以下三種：靜止(stationary)、移動(motion)、無徵象，但不限定於此。其中，靜止狀態表示待測者可能為睡覺或休息中，移動狀態表示待測者可能為翻轉或運動中，無徵象狀態表示待測者可能不在床上。更明確地說，靜止狀態可以是睡眠中翻身後固定某一睡姿、靜態下休息如看電視、手腳不自主輕微抖動之長

照對象；移動狀態可以是待測者於床上的動作、待測者上床／離床的動作、周遭環境的變化（待測者於床附近走動／晃動）；無徵象狀態可以是待測者停止生命跡象。在另一實施例中，狀態分類器15接收分別設置於不同方位的多組雷達11的輸出信號。

【0014】第二圖顯示本發明實施例之非接觸式生命徵象偵測方法200的流程圖，用以決定生命徵象的狀態，可適用於第一圖之狀態分類器15。於步驟201，接收雷達11的輸出信號，據以決定頻域(frequency domain)的第一能量比例，例如使用快速傅立葉轉換(FFT)演算法。在本實施例中，第一能量比例定義為預設(第一)頻率範圍(例如12.5~25Hz)的(第一)能量與總能量的比值，可表示如下：

$$\text{第一能量比例} = P_{fr1} / P_t$$

其中 P_{fr1} 代表預設(第一)頻率範圍的能量， P_t 代表(所有頻率的)總能量。

【0015】接著，於步驟202，判斷頻域的第一能量比例是否大於預設的(第一)臨界值。

【0016】如果步驟202的判斷結果為肯定，則進入步驟203以決定最大平均差值，其代表複數平均差值(mean difference)當中的最大值。在本實施例中，資料緩衝器14具有一總平均值(total mean) M 。將資料緩衝器14分割為複數(例如 m 個)區塊，可分別得到各個區塊的部分平均值(divisional mean) DM_1 至 DM_m 。平均差值定義為部分平均值減去總平均值(的絕對值)，亦即 $DM_x - M$ ， X 為 $1 \sim m$ 。因此，最大平均差值可表示如下：

$$\text{最大平均差} = \max\{\text{abs}[(DM_1, DM_2, \dots, DM_m) - (M, M, \dots, M)]\}$$

其中 $\text{abs}()$ 為絕對值函數， $\max()$ 為最大值函數。

【0017】於步驟204，判斷最大平均差值是否大於預設的(第二)臨界值。如果步驟204的判斷結果為肯定，則決定待測者為靜止狀態，否則決定待測者為無徵象狀態。

【0018】 另一方面，本實施例之決定生命徵象狀態之方法200可包含步驟205~206，其並行於步驟201~202。於步驟205，接收雷達11的輸出信號，據以決定相位點的數目。在本實施例中，同相信號I、正交信號Q與相位 φ 可表示如下：

$$I(n)=A_I(n)\cos[p(n)+\theta]$$

$$Q(n)=A_Q(n)\sin[p(n)+\theta]$$

$$\varphi=\arctan[Q(n)/I(n)]$$

【0019】 在一實施例中，如果相位 φ 介於預設範圍(例如44.5° 與45.5°)內，則計入為相位點。接著，於步驟206，判斷相位點的數目是否大於預設的(第三)臨界值。

【0020】 如果步驟206的判斷結果為肯定，則進入步驟203以決定最大平均差值。於步驟204，判斷最大平均差值是否大於預設的(第二)臨界值。如果步驟204的判斷結果為肯定，則決定待測者為靜止狀態，否則決定待測者為無徵象狀態。

【0021】 如果步驟202或步驟206的判斷結果為否定，則進入步驟207，決定頻域的第二能量比例，例如使用快速傅立葉轉換(FFT)演算法。在本實施例中，第二能量比例定義為預設(第二)頻率範圍(例如3~25Hz)的(第二)能量與總能量的比值，可表示如下：

$$\text{第二能量比例}=P_{fr2}/P_t$$

其中 P_{fr2} 代表預設(第二)頻率範圍的能量， P_t 代表總能量。值得注意的是，預設第二頻率範圍可相同或異於預設第一頻率範圍。

【0022】 接著，於步驟208，判斷頻域的第二能量比例是否大於預設的(第四)臨界值，其可相同或異於預設的(第一)臨界值。如果步驟208的判斷結果為否定，則決定待測者為靜止狀態，否則進入步驟209。如果預設第二頻率範圍相同於預設第一頻率範圍且預設第四臨界值相同於預設第一臨界值，因步驟207~208相同於步驟201~202，因此可省略步驟207~208。

【0023】於步驟209，決定輸出信號的電壓差，例如點對點(point-to-point)或者波峰與波谷之間(peak-to-valley)的電壓差。接著，於步驟210，判斷電壓差是否大於預設的(第五)臨界值。如果步驟210的判斷結果為肯定，則決定待測者為移動狀態，否則進入步驟211。

【0024】於步驟211，判斷最大平均差值是否大於預設的(第二)臨界值(類似於步驟204)，或者最大平均差和值是否大於預設的(第六)臨界值。如果其中至少一個判斷結果為肯定，則決定待測者為靜止狀態，否則決定待測者為無徵象狀態。在本實施例中，最大平均差和值為同相信號I的最大平均差值與正交信號Q的最大平均差值兩者的和。

【0025】回到第一圖，本實施例之偵測系統100的生命徵象處理器2可包含呼吸速率偵測器16A，其接收狀態分類器15所決定待測者的狀態並根據靜止狀態時雷達11的輸出信號(亦即同相信號I與正交信號Q)，以得到待測者的呼吸速率。如前所述，本實施例之資料緩衝器14可儲存8筆輸出信號，其取樣時間彼此間隔2.5秒。於決定呼吸速率時，如果待測者的狀態非為靜止狀態，則資料緩衝器14的相應資料置換為預設值，例如輸出信號的直流(DC)電壓值。在另一實施例中，預設值可為由一種或多種頻率組成之固定波形。在另一實施例中，預設值可為依據資料緩衝器14先前數據的線性／非線性運算結果。

【0026】第三A圖顯示本發明實施例之呼吸速率偵測方法300A的流程圖，可適用於第一圖之呼吸速率偵測器16A。於步驟301，使用帶通濾波器(band-pass filter)對雷達11的輸出信號(亦即同相信號I與正交信號Q)進行帶通濾波，以得到過濾信號。在一實施例中，帶通濾波器的通帶(passband)頻率範圍相應於呼吸速率的頻率範圍，例如0.16~0.8Hz，但不限定於此。

【0027】於步驟302，根據帶通濾波器所產生的過濾信號，決定時域(time domain)的零點交叉(zero crossing)率。在本實施例中，零點交叉係指輸出信號的交流(AC)成分與直流電壓值的交叉。當輸出信號為正常時，其

零點交叉率較大；當輸出信號發生異常時，交流(AC)成分發生(上或下)偏移，使得零點交叉率變小。

【0028】接著，於步驟303，判斷零點交叉率是否大於預設的(第七)臨界值。如果步驟303的判斷為否定(表示輸出信號的交流(AC)成分發生偏移)，則進入步驟304，調整輸出信號的直流電壓值。

【0029】如果步驟303的判斷為肯定或完成步驟304後，則進入步驟305，根據帶通濾波器所產生的過濾信號，進行頻域(frequency domain)分析以得到同相信號的頻譜(能量分佈)與正交信號的頻譜(能量分佈)。接著，於步驟306，正規化(normalize)同相信號與正交信號的頻譜。

【0030】於步驟307，比較同相信號與正交信號的最大頻譜能量，據以選擇同相信號與正交信號的其中之一作為選擇頻譜。換句話說，如果同相信號的最大頻譜能量大於正交信號的最大頻譜能量，則選擇同相信號的頻譜；否則選擇正交信號的頻譜。於步驟308，決定選擇頻譜當中的最大頻譜能量，以相應的頻率作為呼吸速率。

【0031】回到第一圖，本實施例之偵測系統100可包含心跳速率偵測器16B，其接收狀態分類器15所決定待測者的狀態並根據靜止狀態時雷達11的輸出信號(亦即同相信號I與正交信號Q)，以得到待測者的心跳速率。

【0032】第三B圖顯示本發明實施例之心跳速率偵測方法300B的流程圖，可適用於第一圖之心跳速率偵測器16B。第三B圖之流程類似於第三A圖之流程，相應的步驟以相同符號表示，兩者的相異處說明如下。

【0033】於步驟301，心跳速率偵測方法300B的通帶(passband)頻率高於(或等於)呼吸速率偵測方法300A的通帶頻率。在一實施例中，心跳速率偵測方法300B的通帶頻率範圍相應於心跳速率的頻率範圍，例如0.7~3Hz，但不限定於此。於心跳速率偵測方法300B當中，可省略步驟306的頻譜正規化。於步驟308，決定選擇頻譜當中的最大頻譜能量，以相應的頻率作為心跳速率。

【0034】回到第一圖，本實施例之偵測系統100可包含通訊界面 (communication interface)17，其可將雷達11的輸出信號、狀態分類器15所決定待測者的狀態、呼吸速率偵測器16A所得到之待測者的呼吸速率或/且心跳速率偵測器16B所得到之待測者的心跳速率，藉由網路18(例如網際網路)傳送至分析器19。通訊界面17可以是有線通訊界面如通用非同步接收發送器(UART) / 積體電路匯流排(I2C) / 串列週邊界面(SPI) / 控制器區域網(Controller Area Network, CAN) / 建議標準(RS)232 / 建議標準(RS)422等界面，也可以是無線通訊界面如無線感測網路(例，EnOcean / 藍芽(Bluetooth) / 網蜂(ZigBee))、蜂巢式網路(2G / 3G / 長期演進技術(LTE) / 5G)、無線區域網路(例，無線區域網路(WLAN) / 全球微波連接互通(WiMAX))、短距離點對點通訊(例，射頻識別(RFID) / EnOcean / 近場通訊(NFC))等界面，但不限定於此。在另一實施例中，偵測系統100的通訊界面17將雷達11的輸出信號、狀態分類器15所決定待測者的狀態、呼吸速率偵測器16A所得到之待測者的呼吸速率或/且心跳速率偵測器16B所得到之待測者的心跳速率，藉由信號傳輸線傳送至分析器19。

【0035】第四圖顯示本發明實施例之非接觸式生命徵象偵測方法400的流程圖。於步驟401，開啟雷達11、類比至數位轉換器13、資料緩衝器14、狀態分類器15、呼吸速率偵測器16A及心跳速率偵測器16B的電源。在本實施例中，雷達11、類比至數位轉換器13、資料緩衝器14、狀態分類器15、呼吸速率偵測器16A及心跳速率偵測器16B可使用數位信號處理器(DSP)來實施。

【0036】於步驟402，配置資料緩衝器14、狀態分類器15、呼吸速率偵測器16A及心跳速率偵測器16B的主要參數，例如資料緩衝器14的劃分、(第一)頻率範圍(步驟201)、(第二)頻率範圍(步驟207)、通帶(passband)頻率範圍(步驟301)等。於步驟403，通訊界面17藉由網路18將輸出信號、狀態、呼吸速率或/且心跳速率傳送至分析器19(其可設於雲端)。

【0037】 接著，於步驟404，分析器19從多個雷達偵測前端裝置1當中選擇相應的一個。於步驟405，識別(identify)或判斷偵測情境(scenario)，例如待測者為平躺、斜躺、側躺等。於步驟406，分析並監督雷達偵測前端裝置1所傳送的資料。當判斷發生了緊急情況時，則發出警報給預設的人員或單位。再者，於步驟407，將分析所得到的結果整合至相關的系統(例如醫院的系統)，以得到更廣泛且充分的判斷與理解。

【0038】 第五圖顯示本發明另一實施例之非接觸式生命徵象偵測系統(以下簡稱偵測系統)500的系統方塊圖，其類似於第一圖之偵測系統100，不同的地方說明如下。在本實施例中，偵測系統500的通訊界面17自資料緩衝器14接收雷達11的輸出信號，藉由網路18(或直接)傳送至狀態分類器15、呼吸速率偵測器16A或/且心跳速率偵測器16B。藉此，在本實施例中，每一病房僅需設置雷達偵測前端裝置1(亦即，雷達11、天線12、類比至數位轉換器13及資料緩衝器14)，但不需設置狀態分類器15、呼吸速率偵測器16A及心跳速率偵測器16B。

【0039】 以上所述僅為本發明之較佳實施例而已，並非用以限定本發明之申請專利範圍；凡其它未脫離發明所揭示之精神下所完成之等效改變或修飾，均應包含在下述之申請專利範圍內。

【符號說明】

【0040】

100	非接觸式生命徵象偵測系統
1	雷達偵測前端裝置
2	生命徵象處理器
11	雷達
111	傳收機
12	天線

13	類比至數位轉換器
14	資料緩衝器
15	狀態分類器
16A	呼吸速率偵測器
16B	心跳速率偵測器
17	通訊界面
18	網路
19	分析器
200	決定生命徵象狀態之方法
201	決定頻域的第一能量比例
202	第一能量比例是否大於臨界值
203	決定最大平均差值
204	最大平均差值是否大於臨界值
205	決定相位點數目
206	相位點數目是否大於臨界值
207	決定頻域的第二能量比例
208	第二能量比例是否大於臨界值
209	決定電壓差
210	電壓差是否大於臨界值
211	最大平均差值是否大於臨界值或最大平均差和值是否大於臨界值
300A	呼吸速率偵測方法
300B	心跳速率偵測方法
301	帶通濾波
302	決定時域的零點交叉率
303	零點交叉率是否大於臨界值
304	調整直流電壓值

305	進行頻域分析
306	正規化頻譜
307	比較以選擇同相或正交信號的頻譜
308	決定最大頻譜能量
400	非接觸式生命徵象偵測方法
401	開啟電源
402	配置參數
403	傳送資料
404	選擇雷達偵測前端裝置
405	識別偵測情境
406	分析並監督資料
407	整合至相關系統
I	同相信號
Q	正交信號

【發明申請專利範圍】

【第1項】一種非接觸式生命徵象偵測系統，具有設於待測者附近的雷達，該非接觸式生命徵象偵測系統包含：

一資料緩衝器，儲存預設期間內依序取樣的該雷達的複數輸出信號；

一狀態分類器，根據該些輸出信號以決定該待測者的狀態；及

一生命徵象偵測器，當該待測者為靜止狀態時，根據該些輸出信號以得到該待測者的生命徵象；

其中該狀態分類器根據該些輸出信號的能量比例、相位點的數目及電壓差以決定該待測者的狀態。

【第2項】根據申請專利範圍第1項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，其中該雷達包含一連續波雷達或一超寬頻雷達。

【第3項】根據申請專利範圍第1項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，其中當該待測者非為靜止狀態時，該資料緩衝器的相應資料置換為預設值。

【第4項】根據申請專利範圍第1項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，其中該生命徵象偵測器包含一呼吸速率偵測器。

【第5項】根據申請專利範圍第4項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，其中該呼吸速率偵測器接收該狀態分類器所決定的狀態並根據靜止狀態時的該些輸出信號的最大頻譜能量，以相應的頻率作為該待測者的呼吸速率。

【第6項】根據申請專利範圍第1項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，其中該生命徵象偵測器包含一心跳速率偵測器。

【第7項】根據申請專利範圍第6項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，其中該心跳速率偵測器接收該狀態分類器所決定的狀態並根據靜止狀態時的該些輸出信號的最大頻譜能量，以相應的頻率作為該待測者的心跳速率。

【第8項】根據申請專利範圍第1項所述之非接觸式生命徵象偵測系統，更包含：
一分析器；及
一通訊界面，其將該些輸出信號、該狀態或該生命徵象傳送至該分析器。

【第9項】一種非接觸式生命徵象偵測方法，包含：

根據一雷達的緩衝複數輸出信號以決定頻域的第一能量比例，並判斷該第一能量比例是否大於預設的第一臨界值，其中該雷達設於待測者的附近；

根據該些輸出信號以決定相位點的數目，並判斷該相位點的數目是否大於預設的第三臨界值；

若該第一能量比例大於該第一臨界值或該相位點的數目大於該第三臨界值，則根據該些輸出信號以決定最大平均差值，並判斷該最大平均差值是否大於預設的第二臨界值；

若該第一能量比例非大於該第一臨界值或該相位點的數目非大於該第三臨界值，則根據該些輸出信號以決定頻域的第二能量比例，並判斷該第二能量比例是否大於預設的第四臨界值；及

根據該些輸出信號以決定電壓差，並判斷該電壓差是否大於預設的第五臨界值。

【第10項】根據申請專利範圍第9項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，其中若該最大平均差值大於該第二臨界值，則決定該待測者為靜止狀態，否則決定該待測者為無徵象狀態。

【第11項】根據申請專利範圍第9項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，其中若該第二能量比例非大於該第四臨界值，則決定該待測者為靜止狀態。

【第12項】根據申請專利範圍第9項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，其中若該電壓差大於該第五臨界值，則決定該待測者為移動狀態。

【第13項】根據申請專利範圍第9項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，更包含：
根據該些輸出信號以決定最大平均差和值，並判斷該最大平均差和值是否大於預設的第六臨界值。

【第14項】根據申請專利範圍第13項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，其中若該電壓差非大於該第五臨界值，且該最大平均差和值大於該第六臨界值，則決定該待測者為靜止狀態，否則決定該待測者為無徵象狀態。

【第15項】根據申請專利範圍第9項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，更包含：
對該雷達的輸出信號進行帶通濾波，以得到過濾信號，其包含同相信號與正交信號；

根據該過濾信號，以決定時域的零點交叉率，並判斷該零點交叉率是否大於預設的第七臨界值；

根據該過濾信號，以得到該同相信號的頻譜與該正交信號的頻譜；

比較該同相信號與該正交信號的最大頻譜能量，據以選擇該同相信號的頻譜與該正交信號的頻譜的其中之一作為選擇頻譜；及

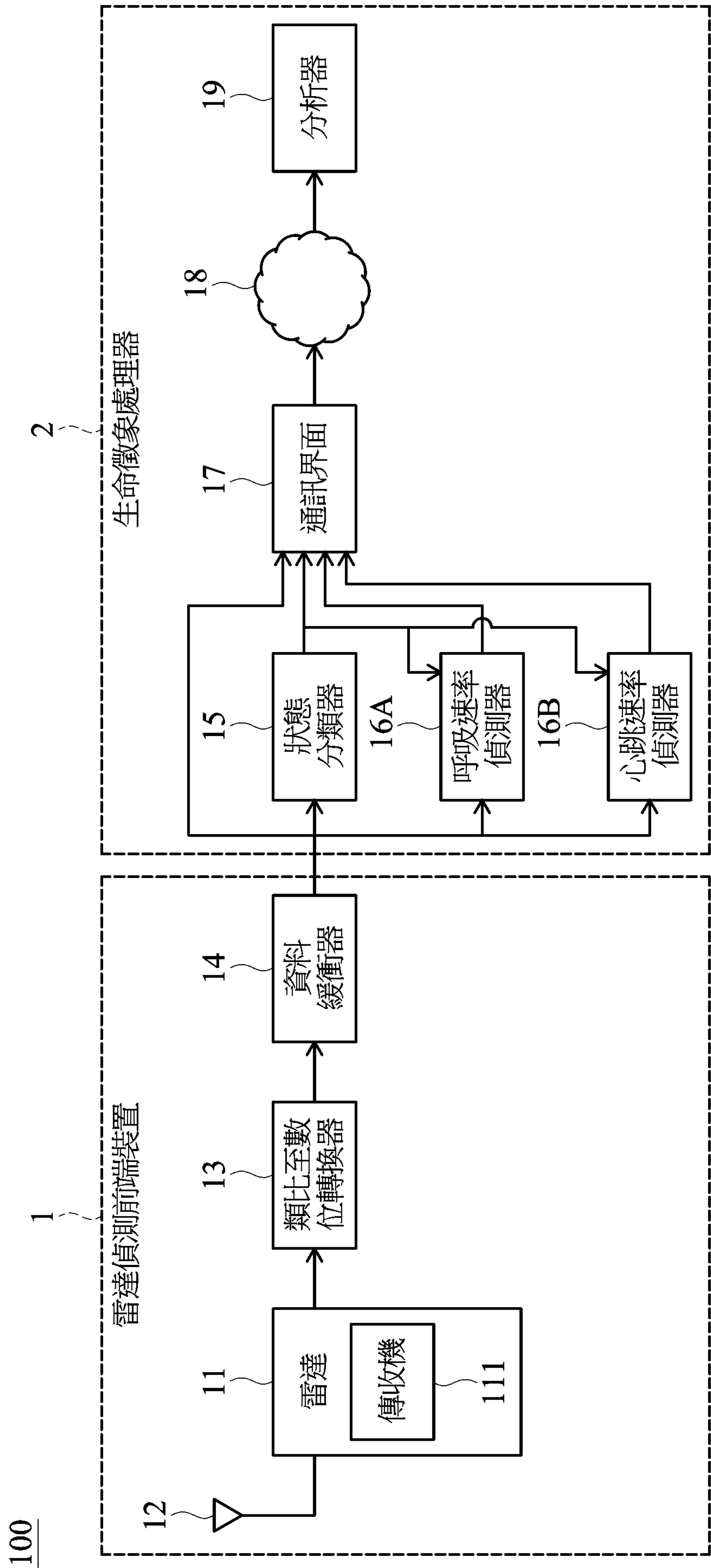
決定該選擇頻譜當中的最大頻譜能量，以相應的頻率作為生命徵象。

【第16項】根據申請專利範圍第15項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，其中若該零點交叉率非大於該第七臨界值，則更包含調整該輸出信號的直流電壓值。

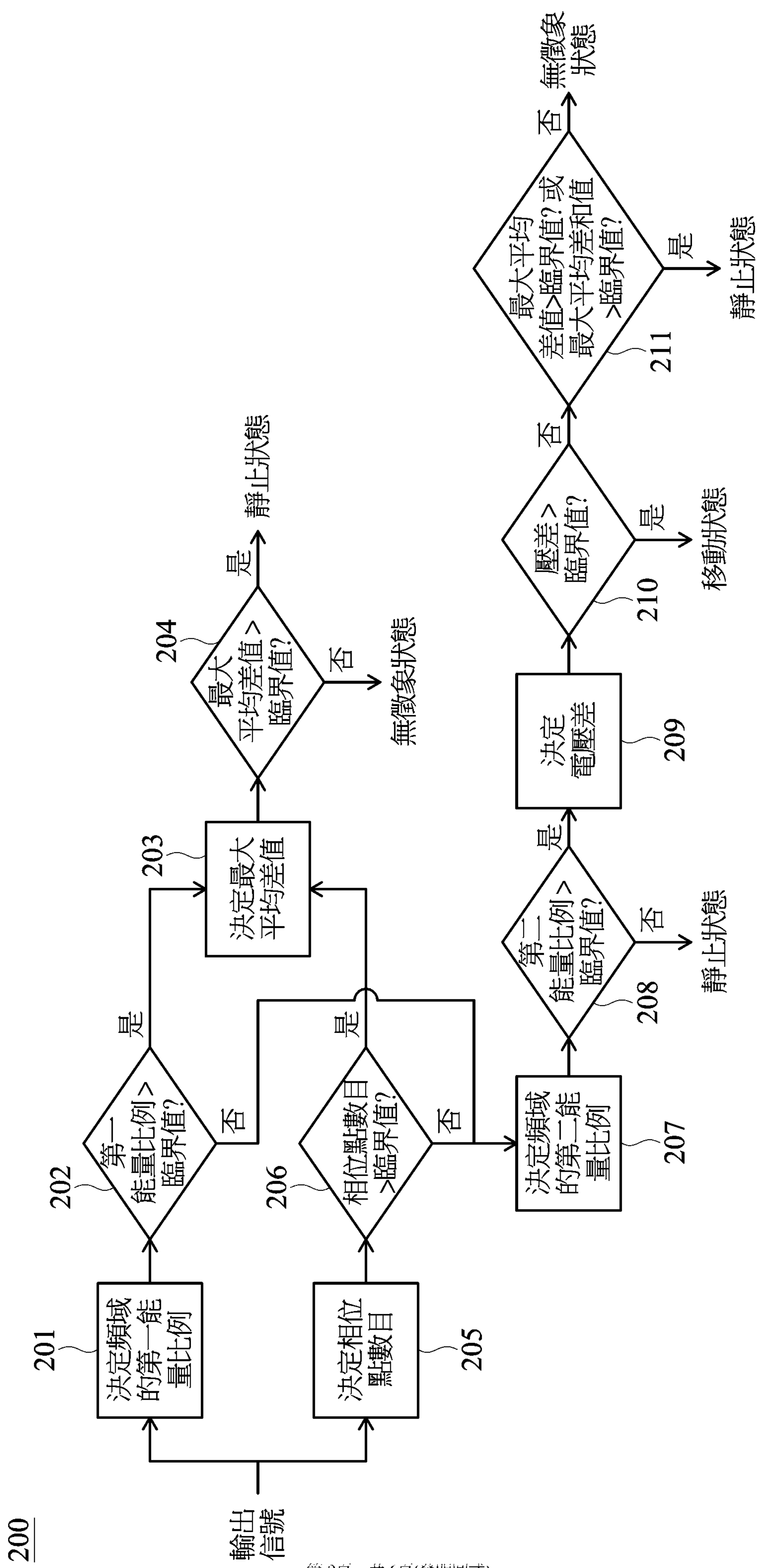
【第17項】根據申請專利範圍第15項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，更包含：
正規化該同相信號的頻譜與該正交信號的頻譜。

【第18項】根據申請專利範圍第15項所述之非接觸式生命徵象偵測方法，其中該帶通濾波的通帶頻率範圍相應於呼吸速率的頻率範圍且該生命徵象代表待測者的呼吸速率；或者該帶通濾波的通帶頻率範圍相應於心跳速率的頻率範圍且該生命徵象代表該待測者的心跳速率。

【發明圖式】



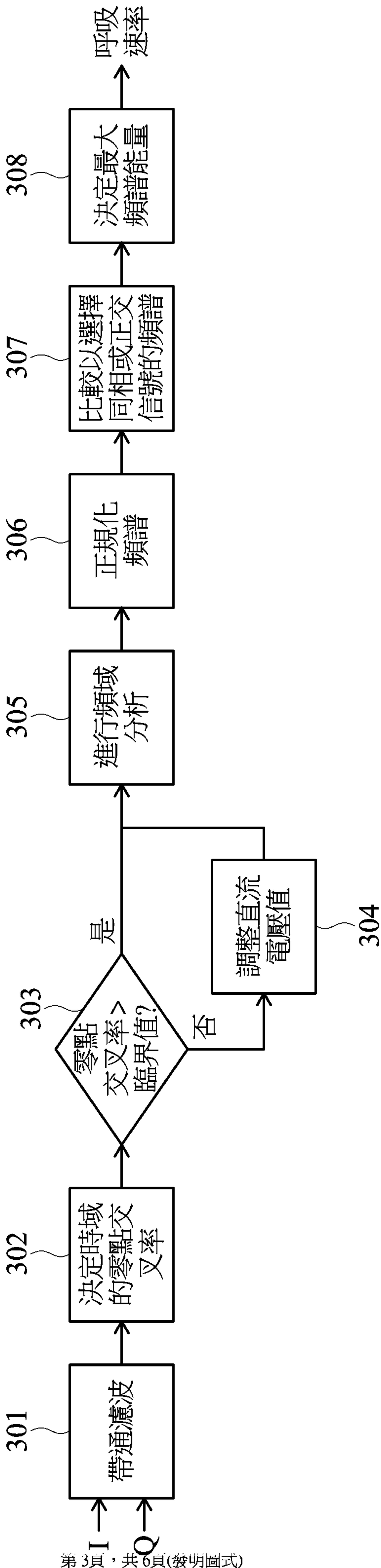
第一圖



第二圖

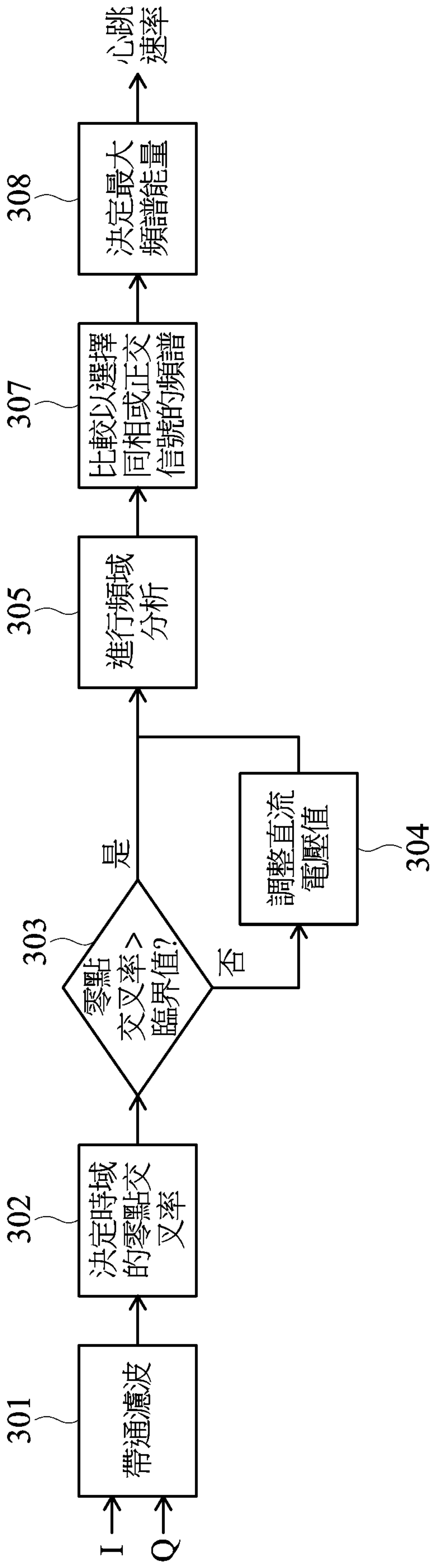
200

300A



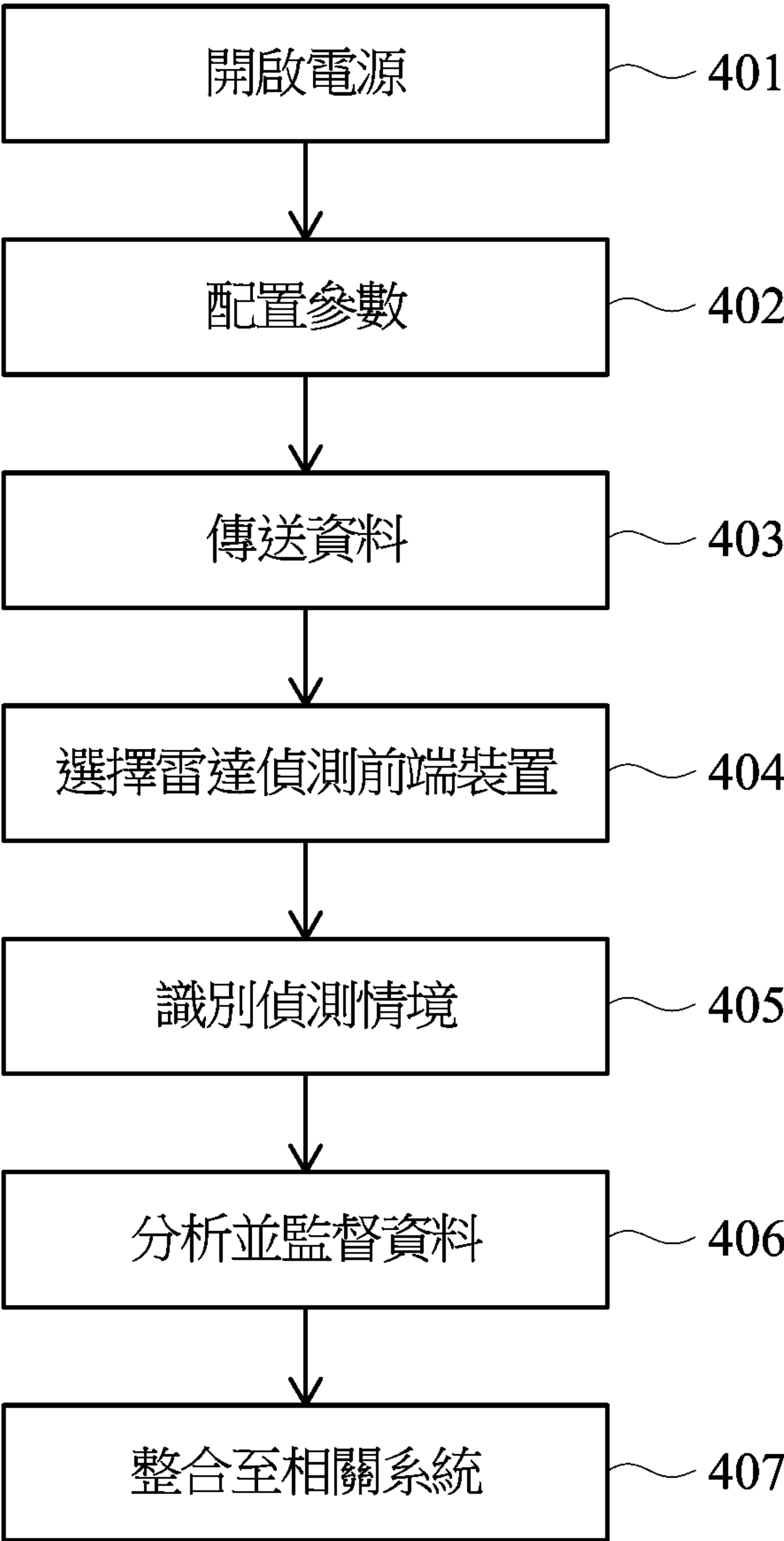
第三A圖

300B



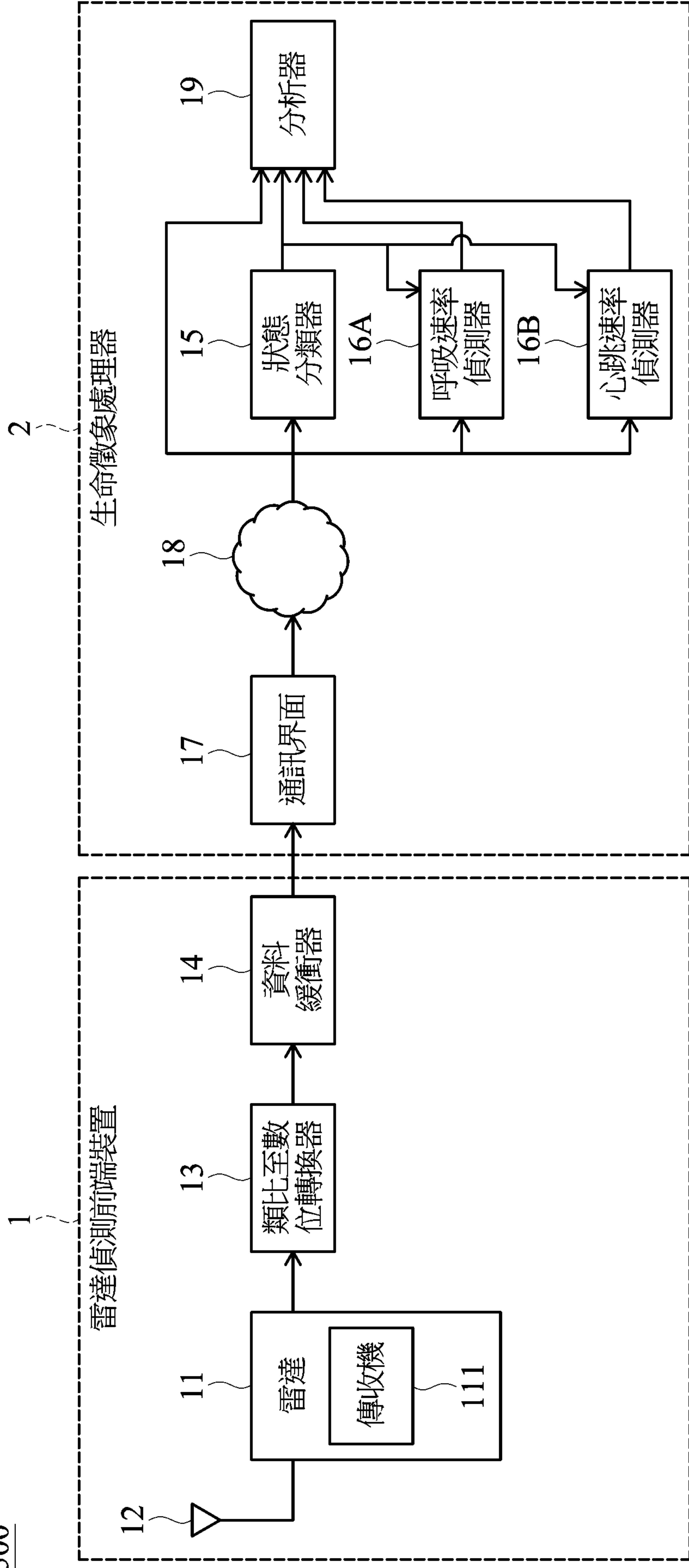
第三B圖

400



第四圖

500



第五圖