



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201110569 A1

(43)公開日：中華民國 100 (2011) 年 03 月 16 日

(21)申請案號：098132585

(22)申請日：中華民國 98 (2009) 年 09 月 25 日

(51)Int. Cl.：

H03M7/30 (2006.01)

A61B5/024 (2006.01)

A61B5/1455 (2006.01)

G06T11/00 (2006.01)

(30)優先權：2008/09/26

美國

61/100,654

2009/07/30

美國

12/512,480

2008/09/29

美國

61/101,056

(71)申請人：高通公司 (美國) QUALCOMM INCORPORATED (US)

美國

(72)發明人：嘉魯達德瑞哈瑞納斯 GARUDADRI, HARINATH (US)；巴荷蒂帕王古莫 BAHETI,

PAWAN KUMAR (IN)

(74)代理人：李世章

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：71 項 圖式數：28 共 104 頁

(54)名稱

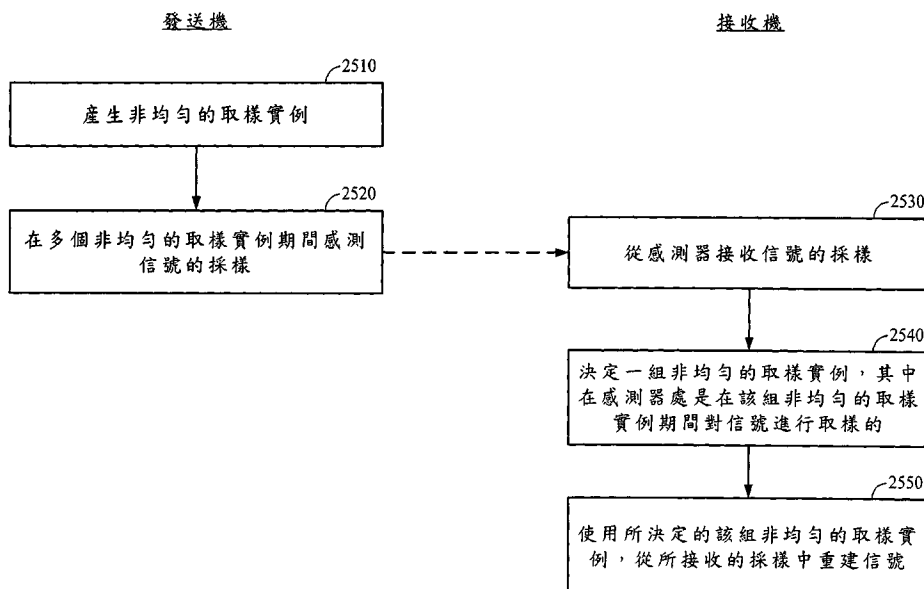
用於光脈波計 (PPG) 資料的低取樣獲取和傳輸及在接收機處的全頻帶 PPG 資料的重建的方法和裝置

METHOD AND APPARATUS FOR UNDER-SAMPLED ACQUISITION AND TRANSMISSION OF PHOTOPLETHYSMOGRAPH (PPG) DATA AND RECONSTRUCTION OF FULL BAND PPG DATA AT THE RECEIVER

(57)摘要

本案的特定方案涉及一種用於壓縮感測 (CS) 的方法。CS 是一種信號處理概念，其中可以使用比香農/尼奎斯 (Shannon/Nyquist) 特取樣定理所提出顯著地少許多的感測器測量值來以任意高解析度恢復信號。在本案中，將 CS 架構應用於感測器信號處理，以便支援在用於護理和健康應用的人體域網 (BAN) 中的低功率且健全的感測器和可靠的通訊。

2510~2550：操作





(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201110569 A1

(43)公開日：中華民國 100 (2011) 年 03 月 16 日

(21)申請案號：098132585

(22)申請日：中華民國 98 (2009) 年 09 月 25 日

(51)Int. Cl.：

H03M7/30 (2006.01)

A61B5/024 (2006.01)

A61B5/1455 (2006.01)

G06T11/00 (2006.01)

(30)優先權：2008/09/26 美國

61/100,654

2009/07/30 美國

12/512,480

2008/09/29 美國

61/101,056

(71)申請人：高通公司 (美國) QUALCOMM INCORPORATED (US)

美國

(72)發明人：嘉魯達德瑞哈瑞納斯 GARUDADRI, HARINATH (US)；巴荷蒂帕王古莫 BAHETI, PAWAN KUMAR (IN)

(74)代理人：李世章

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：71 項 圖式數：28 共 104 頁

(54)名稱

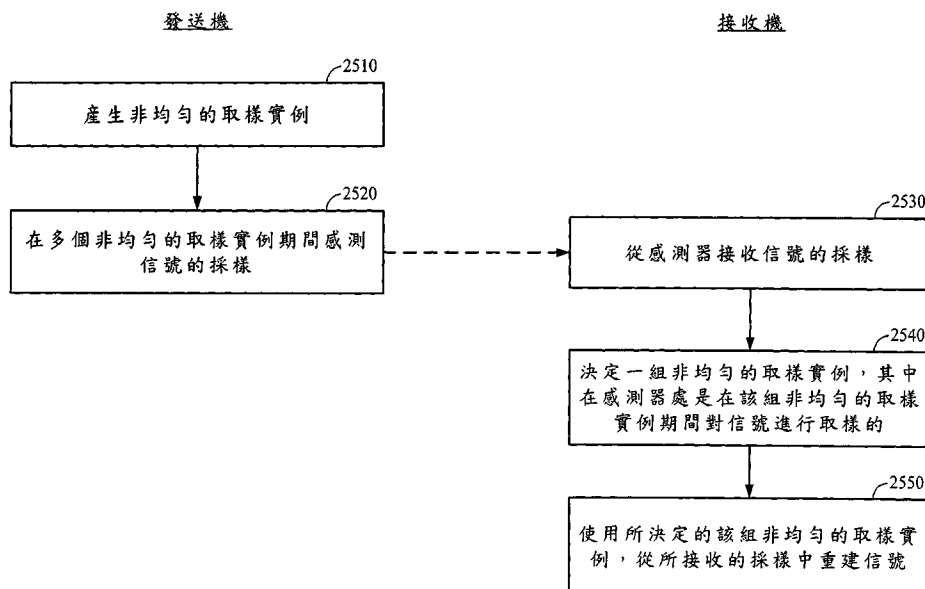
用於光脈波計 (PPG) 資料的低取樣獲取和傳輸及在接收機處的全頻帶 PPG 資料的重建的方法和裝置

METHOD AND APPARATUS FOR UNDER-SAMPLED ACQUISITION AND TRANSMISSION OF PHOTOPLETHYSMOGRAPH (PPG) DATA AND RECONSTRUCTION OF FULL BAND PPG DATA AT THE RECEIVER

(57)摘要

本案的特定方案涉及一種用於壓縮感測 (CS) 的方法。CS 是一種信號處理概念，其中可以使用比香農/尼奎斯 (Shannon/Nyquist) 特取樣定理所提出顯著地少許多的感測器測量值來以任意高解析度恢復信號。在本案中，將 CS 架構應用於感測器信號處理，以便支援在用於護理和健康應用的人體域網 (BAN) 中的低功率且健全的感測器和可靠的通訊。

2510~2550：操作



六、發明說明：

根據專利法規定的優先權請求

本專利申請案請求於 2008 年 9 月 26 日提出申請的臨時申請 No. 61/100,654 和於 2008 年 9 月 29 日提出申請的臨時申請 No. 61/101,056 的優先權，其被轉讓給其受讓人，並藉以藉由參考明確地併入本文。

【發明所屬之技術領域】

本案的特定方案整體上涉及信號處理，更具體的，涉及用於信號的低取樣獲取、傳輸和重建的方法。

【先前技術】

壓縮感測（CS）是新興的信號處理概念，其中可以使用比香農/尼奎斯特取樣定理所提出顯著地少許多的感測器測量值來回復具有任意高解析度的信號。這在被感測的信號在特定域中固有的是可壓縮的或稀疏的情況下是可能的。考慮具有 M 個非零頻譜成分的一類有限頻寬的信號，其中 $M \ll f_s$ /2， f_s 是建議的取樣速率，例如尼奎斯特取樣速率。傳統上，這種信號能夠在獲得之後進行壓縮，以實現更有效的傳輸及/或儲存。

在 CS 架構中，獲取處理（即，感測）可以與源壓縮相組合，並可以與信號的稀疏本質無關。然而，在接收機端會需

要這個稀疏性資訊，以便執行信號重建。通常將在 CS 架構中的測量值定義為信號與隨機基礎函數的內乘積。如果在接收機可以獲得至少 $2 \cdot M$ 個採樣，則就可以準確地恢復這些信號，雖然在接收機處存在某些額外的運算複雜性。這在人體域網（body area network, BAN）中是有用的，因為將運算複雜性轉移到具有靈活功率預算的節點，以便增加在 BAN 中所用的感測器的使用壽命。

CS 範例可以用於與信號探測/分類、成像、資料壓縮和磁共振成像（MRI）有關的應用。報道了 CS 在改進的信號保真度和較好的識別性能方面的優點。在本文中，提出了基於 CS 的信號處理，用於在護理和健康應用的 BAN 內提供低功率的感測器。

BAN 在護理應用中的重要方案是在感測器（即發射機）與聚集器（即接收機）之間提供可靠的通訊鏈路，同時使感測器功率和通訊等待時間最小。以前報道了包括多中繼段無線網路在內可以觀測到高達 50% 的封包遺失率。然而，可以藉由使用服務品質（QoS）感知網路來改進封包遺失性能。可以應用雙通道方案，其中可以保留一條通道用於緊急警告訊息。結果，可以實現 5% 到 25% 的較低封包遺失率。然而，封包遺失率會隨著網路擁塞而增大。

此外，研究了在 BAN 情況中的前向糾錯（FEC）編碼的實用。藉由使用 FEC 方案，對於在秒數量級上的通訊等待時間可以觀測到較小的殘餘封包遺失率。此外，研究了在通用封包式無線電服務（GPRS）鏈路上的心電圖（ECG）信號的

傳輸，對於在秒數量級上的通訊等待時間獲得了較小的遺失率。使用 FEC 的優點是以增加傳輸頻寬和感測器複雜性為代價的。另一方面，與 FEC 方案相比，基於重傳的技術具有較小的頻寬損失，但由於需要在發射機處緩衝封包，因此感測器的複雜性相當大。還存在與往返時間成正比的等待時間損失。

因此，本領域中需要一種方法，其在發射機處具有較低頻寬管理負擔和較低運算複雜性，從而實現較長的感測器壽命，同時不會損害給定封包遺失率情況下的特定應用的目標品質度量。

【發明內容】

特定方案提供了一種用於信號處理的方法。所述方法整體上包括以下步驟：在一裝置處產生非均勻的取樣實例（sampling instance）；以及在多個所述非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣。

特定方案提供了一種用於信號處理的裝置。所述裝置整體上包括：產生器，被配置為產生非均勻的取樣實例；以及感測器，被配置為在多個所述非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣。

特定方案提供了一種用於信號處理的裝置。所述裝置整體上包括：用於產生非均勻的取樣實例的構件；以及用於在多個所述非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣的構件。

特定方案提供了一種用於信號處理的電腦程式產品。所述電腦程式產品包括具有指令的電腦可讀取媒體，所述指令可執行以：產生非均勻的取樣實例；並在多個所述非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣。

特定方案提供了一種感測設備。所述感測設備整體上包括：產生器，被配置為產生非均勻的取樣實例；感測器，被配置為至少在多個所述非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣；以及發射機，被配置為發送所述感測的採樣。

特定方案提供了一種用於信號處理的方法。所述方法整體上包括以下步驟：在一裝置處接收從另一裝置發送信號的採樣；決定一組非均勻的取樣實例，其中在所述另一裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；並且使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號。

特定方案提供了一種用於信號處理的裝置。所述裝置整體上包括：接收機，被配置為接收從另一裝置發送的信號的採樣；被配置為決定一組非均勻的取樣實例的電路，其中在所述另一裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；以及重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號。

特定方案提供了一種用於信號處理的裝置。所述裝置整體上包括：用於接收從另一裝置發送的信號的採樣的構件；用於決定一組非均勻的取樣實例的構件，其中在所述另一裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；以及

用於使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號的構件。

特定方案提供了一種用於信號處理的電腦程式產品。所述電腦程式產品包括具有指令的電腦可讀取媒體，所述指令可執行以：接收從一裝置發送的信號的採樣；決定一組非均勻的取樣實例，其中在所述裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；並且使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號。

特定方案提供了一種耳機。所述耳機整體上包括：接收機，被配置為接收從一裝置發送的信號的採樣；被配置為決定一組非均勻的取樣實例的電路，其中在所述裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣的，重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號；以及換能器，被配置為根據所述重建的信號來提供音頻輸出。

特定方案提供了一種手錶。所述手錶整體上包括：接收機，被配置為接收從一裝置發送的信號的採樣；被配置為決定一組非均勻的取樣實例的電路，其中在所述裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號；以及用戶介面，被配置為根據所述重建的信號來提供指示。

特定方案提供了一種監控設備。所述監控設備整體上包括：連接器；接收機，被配置為藉由所述連接器接收從一裝

置發送的信號的採樣；被配置為決定一組非均勻的取樣實例的電路，其中在所述裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從所述接收的採樣中重建所述信號；以及用戶介面，被配置為根據所述重建的信號來提供指示。

特定方案提供了一種用於信號處理的方法。所述方法整體上包括以下步驟：在多個非均勻的取樣實例期間開啓光源；並且在所述多個非均勻的取樣實例之間關閉所述光源。

特定方案提供了一種用於信號處理的裝置。所述裝置整體上包括：開啓電路，被配置為在多個非均勻的取樣實例期間開啓光源；以及關閉電路，被配置為在所述多個非均勻的取樣實例之間關閉所述光源。

特定方案提供了一種用於信號處理的裝置。所述裝置整體上包括：用於在多個非均勻的取樣實例期間開啓光源的構件；以及用於在所述多個非均勻的取樣實例之間關閉所述光源的構件。

特定方案提供了一種用於信號處理的電腦程式產品。所述電腦程式產品包括具有指令的電腦可讀取媒體，所述指令可執行以：在多個非均勻的取樣實例期間開啓光源；並且在所述多個非均勻的取樣實例之間關閉所述光源。

特定方案提供了一種感測設備。所述感測設備整體上包括：開啓電路，被配置為在多個非均勻的取樣實例期間開啓光源；感測器，被配置為在所述多個非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣；以及關閉電路，被配置為在所述多個非均

勻的取樣實例之間關閉所述光源。

【實施方式】

下文中參考附圖更充分地說明本案的各種方案。然而，本案可以以不同形式體現，並且不應解釋為局限於在本案通篇中提出的任何具體結構或功能。相反，提供這些方案的目的是使得本案全面和完整，並完整地向本領域技藝人士傳達本案的範圍。根據本文的教導，本領域技藝人士應意識到本案的範圍旨在覆蓋本文公開的本案的任何方案，無論是獨立於本案的任何其他方案實施的方案還是與之相結合實施的方案。例如，可以使用本文提出的任意數量的方案來實現裝置或實施方法。另外，本案的範圍旨在覆蓋作為本文闡述的本案的各個方案的補充或者替代本文闡述的本案的各個方案而使用其他結構、功能或結構及功能來實現的裝置或方法。應理解，本文公開的本案的任何方案都可以由請求項中的一或多個要素來體現。

本文使用詞語「示例性的」表示充當實例、例子或舉例說明。本文中被描述為「示例性的」任何方案並非必然解釋為對於其他方案而言是優選的或是有優勢的。

儘管本文描述了多個具體方案，但這些方案的許多變化和置換也屬於本案的範圍內。儘管提及了優選方案的一些益處和優點，但本案的範圍不是旨在局限於具體的益處、使用或目標。相反，本案的方案旨在廣泛地應用於不同無線技

術、系統結構、網路和傳輸協定，其中的一些在優選方案的附圖和以下的描述中作為示例加以示出。詳細描述和附圖對於本案僅是示例性的，而不是限制性的，本案的範圍由所附請求項及其均等物來定義。

示例性無線通訊系統

本文描述的技術可以用於各種寬頻無線通訊系統中，包括基於正交多工方案和信號載波傳輸的通訊系統。這種通訊系統的示例包括正交分頻多工存取（OFDMA）系統、單載波分頻多工存取（SC-FDMA）、分碼多工存取（CDMA）等等。OFDMA系統使用正交分頻多工（OFDM），它是將總系統頻寬分割為多個正交的次載波的調制技術。這些次載波也可以稱為音調（tone）、頻段（bin）等。使用OFDM，每一個次載波都可以以資料單獨地進行調制。SC-FDMA系統可以使用交錯的FDMA（IFDMA）來在分布在系統頻寬上的多個次載波上進行發送，使用局部FDMA（LFDMA）來在一區塊相鄰次載波上進行發送，或者使用增強FDMA（EFDMA）來在多區塊相鄰次載波上進行發送。通常，在頻域中以OFDM及在時域中以SC-FDMA發送調制符號。CDMA系統使用擴展頻譜技術和編碼方案，其中為每一個發射機（即，用戶）分配代碼，以便允許在相同實體通道上多工多個用戶。

基於正交多工方案的通訊系統的一個具體示例是WiMAX系統。WiMAX代表微波存取全球互操作，它是在遠距離上提供高吞吐量寬頻連接的一種基於標準的寬頻無線

技術。當前存在兩種主要的 WiMAX 應用：固定 WiMAX 和行動 WiMAX。例如，固定 WiMAX 應用是一點對多點的，能夠實現對家庭和商業的寬頻存取。行動 WiMAX 以寬頻速度提供蜂巢網路的完全行動性。

IEEE 802.16x 是新興的標準組織，其定義用於固定和行動寬頻無線存取（BWA）系統的空中介面。IEEE 802.16x 在 2004 年 5 月批准了用於固定 BWA 系統的「IEEE P802.16d/D5-2004」，並在 2005 年 10 月公布了用於行動 BWA 系統的「IEEE P802.16e/D12」。IEEE 802.16 的最新版本，「IEEE P802.16Rev2/D8 December 2008」，草案標準，現在合併了來自 IEEE 802.16e 和勘誤表（corrigendum）的資料。該標準定義了四個不同實體層（PHY）和一個媒體存取控制（MAC）層。這四個實體層中的 OFDM 和 OFDMA 實體層分別在固定 BWA 和行動 BWA 領域中最普遍。

本文的教導可以包含（例如，在其內實現或由其執行）在各種有線或無線裝置（例如，節點）中。在一些方案中，根據本文的教導實現的節點可以包括存取點或存取終端。

存取點（「AP」）可以包括、實現為或者被稱為節點 B、無線網路控制器（「RNC」）、eNodeB、基地台控制器（「BSC」）、基礎收發機站（「BTS」）、基地台（「BS」）、收發機功能實體（「TF」）、無線電路由器、無線電收發機、基本服務集（「BSS」）、擴展服務集（「ESS」）、無線電基地台（「RBS」），或者一些其他的術語。

存取終端（「AT」）可以包括、實現為或者被稱為存取

終端、用戶站、用戶單元、行動站、遠端站、遠端終端、用戶終端、用戶代理、用戶設備、用戶裝置，或者一些其他的術語。在一些實現方式中，存取終端可以包括蜂巢式電話、無線電話、對話啟動協定（「SIP」）電話、無線本地迴路（「WLL」）站、個人數位助理（「PDA」）、具有無線連接能力的手持設備，或者連接到無線數據機的一些其他適合的處理設備。因此，本文教導的一或多個方案可以包含在電話（例如，蜂巢式電話或智慧型電話）、電腦（例如，膝上型電腦）、攜帶型通訊設備、攜帶型計算設備（例如，個人數位助理）、娛樂設備（例如，音樂或視頻設備，或者衛星無線電接收機）、全球定位系統設備、或者被配置為經由無線或有線媒體進行通訊的任何其他適合的設備中。在一些方案中，節點是無線節點。這種無線節點例如可以提供經由有線或無線通訊鏈路對或到網路（例如，諸如網際網路或蜂巢網路的廣域網路）的連通性。

圖 1 示出了可以在其中使用本案的方案方案的無線通訊系統 100 的示例。無線通訊系統 100 可以是寬頻無線通訊系統。無線通訊系統 100 可以為多個細胞服務區 102 提供通訊，每一個細胞服務區都由一個基地台 104 服務。基地台 104 可以是與用戶終端 106 進行通訊的固定站。基地台 104 可以或可稱為存取點、節點 B 或一些其他術語。

圖 1 示出了散布遍及系統 100 的多個用戶終端 106。用戶終端 106 可以是固定的（即靜止的）或移動的。用戶終端 106 可以或可稱為遠端站、存取終端、終端、用戶單元、行

動站、站、用戶裝置等。用戶終端 106 可以是無線設備，諸如蜂巢式電話、個人數位助理（PDA）、手持設備、無線數據機、膝上型電腦、個人電腦等。

可以將多種演算法和方法用於在無線通訊系統 100 中在基地台 104 與用戶終端 106 之間的傳輸。例如，可以根據 OFDM/OFDMA 技術在基地台 104 與用戶終端 106 之間發送和接收信號。如果是這種情況，就可以將無線通訊系統 100 稱為 OFDM/OFDMA 系統。或者，可以根據 CDMA 技術在基地台 104 與用戶終端 106 之間發送和接收信號。如果是這種情況，就可以將無線通訊系統 100 稱為 CDMA 系統。

可以將用於從基地台 104 到用戶終端 106 的傳輸的通訊鏈路稱為下行鏈路（DL）108，將用於從用戶終端 106 到基地台 104 的傳輸的通訊鏈路稱為上行鏈路（UL）110。或者，可以將下行鏈路 108 稱為前向鏈路或前向通道，可以將上行鏈路 110 稱為反向鏈路或反向通道。

可以將細胞服務區 102 分割為多個扇區 112。扇區 112 是在細胞服務區 102 內的實體覆蓋區域。在無線通訊系統 100 內的基地台 104 可以利用能夠將功率流集中在細胞服務區 102 的某個特定扇區 112 內的天線。可以將這種天線稱為定向天線。

圖 2 示出了可以用於無線設備 202 中的多個元件，無線設備 202 可以在無線通訊系統 100 內使用。無線設備 202 是可以被配置為實施本文所述的各種方法的設備的示例。無線設備 202 可以是基地台 104 或用戶終端 106。

無線設備 202 可以包括處理器 204，其控制無線設備 202 的操作。還可以將處理器 204 稱為中央處理單元（CPU）。記憶體 206 可以包括唯讀記憶體（ROM）和隨機存取記憶體（RAM），其向處理器 204 提供指令和資料。記憶體 206 的一部分還可以包括非揮發性隨機存取記憶體（NVRAM）。處理器 204 通常根據儲存在記憶體 206 內的程式指令來執行邏輯和數學運算。記憶體 206 中的指令可以執行來實施本文所述的方法。

無線設備 202 還可以包括外殼 208，其可以包括發射機 210 和接收機 212，以允許在無線設備 202 與遠端地點之間的資料發送與接收。可以將發射機 210 和接收機 212 合併到收發機 214 中。天線 216 可以附著在外殼 208 上，並電耦合到收發機 214。無線設備 202 還可以包括（未示出）多個發射機、多個接收機、多個收發機，及/或多個天線。

無線設備 202 還可以包括信號檢測器 218，它可以用於檢測並量化由收發機 214 接收到的信號的位準。信號檢測器 218 可以按照總能量、每個符號每個次載波的能量、功率譜密度和其他信號來檢測這種信號。無線設備 202 還可以包括數位信號處理器（DSP）220，用於處理信號。

無線設備 202 的多個元件可以由匯流排系統 222 耦合在一起，除了資料匯流排之外，匯流排系統 222 還可以包括電源匯流排、控制信號匯流排和狀態信號匯流排。

圖 3 示出了可以在利用 OFDM/OFDMA 的無線通訊系統 100 內使用的發射機 302 的示例。發射機 302 的多個部分可

以實現在無線設備 202 的發射機 210 中。發射機 302 可以實現在基地台 104 中，用於在下行鏈路 108 上向用戶終端 106 發送資料 306。發射機 302 還可以實現在用戶終端 106 中，用於在上行鏈路 110 上向基地台 104 發送資料 306。

將要發送的資料 306 顯示為用作串聯-並聯 (S/P) 轉換器 308 的輸入。S/P 轉換器 308 可以將發送資料分割為 M 個並行資料串流 310。

隨後可以將這 N 個並行資料串流 310 用作映射器 312 的輸入。映射器 312 可以將這 N 個並行資料串流 310 映射到 N 個群集點上。可以用諸如二相移相鍵控 (BPSK)、正交移相鍵控 (QPSK)、8 相移相鍵控 (8PSK)、正交調幅 (QAM) 等的一些調制群集來進行映射。因此，映射器 312 可以輸出 N 個並行符號串流 316，每一個符號串流 316 都對應於快速傅立葉逆變換 (IFFT) 320 的 N 個正交次載波中的一個。這 N 個並行符號串流 316 是在頻域中呈現的，並可以由 IFFT 元件 320 轉換為 N 個並行時域採樣串流 318。

現在將提供與術語有關的簡要注釋。在頻域中的 N 個並行調制等於在頻域中的 N 個調制符號，所述 N 個調制符號等於在頻域中的 N 映射和 N 點 IFFT，所述 N 映射和 N 點 IFFT 等於在時域中的一個 (有用的) OFDM 符號，所述一個 (有用的) OFDM 符號等於在時域中的 N 個採樣。時域中的一個 OFDM 符號 N_S 等於 N_{CP} (每個 OFDM 符號的循環字首 (CP) 數) + N (每個 OFDM 符號的有用採樣數)。

可以由並聯-串聯 (P/S) 轉換器 324 將 N 個並行時域採

樣串流 318 轉換為 OFDM/OFDMA 符號串流 322。循環字首插入元件 326 可以在 OFDM/OFDMA 符號串流 322 中的連續的 OFDM/OFDMA 符號之間插入 CP。隨後可以由射頻 (RF) 前端 328 將 CP 插入元件 326 的輸出升頻轉換到預期的發射頻帶。天線 330 隨後可以發射所產生的信號 322。

圖 3 還示出了可以在利用 OFDM/OFDMA 的無線設備 202 內使用的接收機 304 的示例。接收機 304 的多個部分可以實現在無線設備 202 的接收機 212 中。接收機 304 可以實現在用戶終端 106 中，用於在下行鏈路 108 上從基地台 104 接收資料 306。接收機 304 還可以實現在基地台 104 中，用於在上行鏈路 110 上從用戶終端 106 接收資料 306。

所發送的信號 332 顯示為藉由無線通道 334 傳輸。當由天線 330' 接收到信號 332' 時，可以由 RF 前端 328' 將接收信號 332' 降頻轉換到基帶信號。CP 去除元件 326' 隨後可以去除由 CP 插入元件 326 插入在 OFDM/OFDMA 符號之間的 CP。

可以將 CP 去除元件 326' 的輸出提供給 S/P 轉換器 324'。S/P 轉換器 324' 可以將 OFDM/OFDMA 符號串流 322' 劃分為 N 個並行時域符號串流 318'，其每一個都對應於 N 個正交次載波中的一個。快速傅立葉變換 (FFT) 元件 320' 可以將這 N 個並行時域符號串流 318' 變換到頻域，並輸出 N 個並行頻域符號串流 316'。

去映射器 312' 可以執行由映射器 312 執行的符號映射操作的逆操作，從而輸出 N 個並行資料串流 310'。P/S 轉換器 308' 可以將這 N 個並行資料串流 310' 合併為單個資料串流

306'。理論上，這個資料串流 306' 對應於被提供作為發射機 302 的輸入的資料 306。注意，元件 308'、310'、312'、316'、320'、318' 和 324' 都可以存在於基帶處理器 340' 中。

人體域網概念

圖 4 示出了人體域網 (BAN) 400 的示例，其對應於圖 1 中所示的無線系統 100。人體域網代表用於諸如為了診斷目的的連續監控、慢性病的藥效等等之類的護理應用的有前景的概念。

BAN 可以由幾個獲取電路組成。每一個獲取電路都可以包括無線感測器，其感測一或多個生命體徵並將它們傳輸到聚集器（即，存取終端），例如行動手機、無線手錶，或者個人資料助理（PDA）。用於獲得各種生物醫學信號並藉由無線通道將它們發送到聚集器 410 的感測器 402、404、406 和 408 可以具有與存取點 104 相同的功能。圖 5 示出了生物醫學感測器 510a-510k 的陣列的方塊圖，其中生物醫學感測器 510a-510k 可以對應於 BAN 400 內的感測器 402-408。每一個感測器 510a-510k 都可以是圖 2 的發射機 210 和圖 3 的發射機 302 的示例。

圖 4 中示出的聚集器 410 可以接收並處理藉由無線通道從感測器 402-408 發送的各種生物醫學信號。聚集器 410 可以是行動手機或 PDA，並可以具有與圖 1 的行動設備 106 相同的功能。圖 6 示出了聚集器 610 的詳細方塊圖，其中聚集器 610 可以對應於 BAN 400 內的聚集器 410。聚集器 610 可

以是圖 2 的接收機 212 和圖 3 的接收機 304 的示例。

希望在 BAN 中所使用的感測器是非插入式的並且是耐用的。在本案中可以考慮光脈波計 (PPG) 和心電圖 (ECG) 信號，來說明用於感測器信號處理的壓縮感測 (CS) 技術的益處。PPG、ECG 和機能感測 (activity sensing) 涵蓋了大部分人中的很大比例的慢性病，因此為 BAN 中的無線技術以及具有無線區域網路 (WAN) 連通性的行動設備提供了相當大的機會。

脈搏氧飽和度儀感測器可以產生 PPG 波形，其能夠對血氧（也稱為 S_pO_2 ）進行連續監控，血氧是包括肺和呼吸在內的肺部系統的一個關鍵指標。血液將氧氣、營養和化學藥品運送到身體細胞，以便確保它們的存活、適當地工作，並去除細胞廢物。在診斷、外科手術、長期監控等的臨床背景下，大量使用了 S_pO_2 。圖 7 示出了時域 PPG 信號及其頻譜的示例。

ECG 是用於評價心血管系統的另一個重要生命體徵。心臟是最努力工作的身體部分之一，其每分鐘泵送大約 6 公升的血液通過人體。在每一個心動周期中產生的電信號構成了 ECG，並且其易於由 Ag/AgCl 電極感測器擷取。ECG 通常用於診斷與心臟有關的疾病的臨床背景下使用，並且對 ECG 的連續監控可以實現許多慢性疾病的早期診斷。圖 8 示出了時域 ECG 信號及其頻譜的示例。

血壓 (BP) 是具有極大臨床價值的另一個生命體徵。可以用 ECG 和 PPG 信號來估計收縮壓 (SBP) 和舒張壓 (DBP)。

所提出的方法的概述

本案的特定方案涉及用於減小脈搏氧飽和度儀感測器的功耗的方法。商業脈搏氧飽和度儀通常會消耗 20-60mW 數量級的功率。紅色和紅外發光二極體 (LED) 占這個功率的大部分。對 PPG 感測器的高效功率設計可以使這個功耗降低到 1.5mW。對於一個給定的均勻取樣速率，可以減小與 LED 發光相關的工作週期。在其他最佳化方案中可以使用快速檢測器和較高的時鐘頻率。因此，可以在 $T \cdot f_s$ 持續時間中開啓 LED，其中 f_s 和 T 分別表示獲得每一個採樣所必需的取樣速率和發光持續時間。

PPG 信號在譜域中可以是稀疏的，因此是可壓縮的。這可以實現使用壓縮感測 (CS) 架構來獲得 PPG 信號。可以在非均勻 (即，隨機的) 時間間隔上取樣 PPG 信號，但具有平均取樣速率 F_s 。在 CS 方法中，取樣速率 F_s 可以比均勻取樣速率 f_s 小得多。係數 f_s/F_s 可以稱為低取樣比值 (USR)。會注意到，由於僅會在 $T \cdot f_s/USR$ (而不是 $T \cdot f_s$) 持續時間中點亮 LED，這個取樣方法會實現用於 PPG 獲取的脈搏氧飽和度儀的功耗的減小 (即，大約除以係數 USR)。

與低通濾波及在 f_s/USR 處進行取樣相比，基於 CS 的方法的益處在於不會遺失高於 f_s/USR 的信號內容。類似的，可以以高 USR 獲得在高頻處的窄頻信號。圖 9 示出了在 $f_s=125\text{Hz}$ 處取樣的 PPG 信號的示例性頻譜。可以觀察到，如果僅將低通濾波器用於 PPG 信號並在 USR 為 40 的 $f_s/40=3.125\text{Hz}$ 處進行取樣，就會遺失相當多的頻譜內容。

使用 CS 架構的另一個益處在於，測量值可以與在重建時使用的變換空間無關，所述變換空間包括如在傳統尼奎斯特速率的取樣中的傅立葉空間。爲了重建 PPG 信號的近似值，CS 測量架構可以以增大在接收機側的運算管理負擔爲代價，轉換爲在感測器側實現相當大的功率節省。

同樣讓人感興趣的是針對一個給定任務來評價接收機的複雜度，因爲所需的計算可能要在行動手機或 PDA 上進行。例如，心跳率（HR）估計任務可以無需來自 CS 採樣的 PPG 信號的中間表示，因此對於諸如 PPG 信號重建和 HR 估計之類的任務而言，後端處理的複雜度就會是不同的。

可以使用用於重病特別護理的多參數智慧監控（MIMIC）資料庫來證明 HR 和 BP 的估計精度在具有不同 USR 值的 CS 架構中不會受損。MIMIC 資料庫由跨度超過 24 小時的來自幾個血液動力學不穩定物件（即，其 ECG、PPG 和 BP 圖形在一個給定觀察時間段期間會發生改變的物件）的 ECG、PPG 和 BP 的同時記錄組成。

本案的特定方案支援將 CS 架構用於在信號傳輸期間減小封包遺失。這是可行的，因爲可以配備接收機以便依據稀疏表示來重建信號。考慮從感測模組到聚集器的生物醫學信號的無線傳輸。例如，可以用隨機投影（例如，Rademacher 模式）對原始 ECG 資料進行編碼，並對所得到的隨機係數進行封包以便藉由空中進行傳輸。

編碼的 ECG 信號的稀疏本質可以允許使用這些隨機係數的子集來執行重建，其中該子集的基數可以取決於稀疏性資

訊。這暗示儘管由於通道錯誤而遺失了一些封包，但在接收機處仍可以重建 ECG 信號並執行 HR 估計。這個方法的益處在於無需進行重傳，從而在感測器處實現了較低的等待時間和較簡單的協定堆疊。另一個顯著的方面在於，可以根據通道狀況來修改隨機投影的數量（即，壓縮感測頻寬）。

基於壓縮感測的獲取和重建

圖 26 示出了用於生物醫學信號的感測和重建的示例性方塊圖。用於獲得諸如 PPG 信號之類的生物醫學信號的感測器 2602 可以包括三個主要元件：LED 2606、光電檢測器 2610 和分別用於 LED 和光電檢測器的發光序列和取樣序列 2604 和 2612。LED 2606 可以發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的波長的光，它還包括光譜中的紅色和紅外部分。來自 LED 2606 的光會從組織 2608（例如，人手指或耳朵，如圖 26 所示）發射/反射，並可以在光電檢測器 2610 上收集。在光電檢測器處所測量的對應於 LED 的平均強度的比率可以用於決定血液中的氧含量（ S_pO_2 ）。因此， S_pO_2 可以是 PPG 信號的平均值（DC 成分）的函數。

可以用由種子產生器 2614 根據規定的低取樣比值（USR）2616 而產生的隨機種子來獲得發光序列 2604 和取樣序列 2612。可以在傳輸之前向媒體存取控制/實體層（MAC/PHY）處理 2620 發送來自光電檢測器 2610 的取樣資料 2618。經處理的採樣隨後可以進行封包，並由一或多個天線 2622 發射。

在接收機側，如圖 26 所示，可以在一或多個天線 2624

處接收到發送的採樣，並由 MAC/PHY 方塊 2626 進行處理。隨後可以將資料傳送到重建器 2628，用於獲得原始感測的生物醫學信號。為了準確地進行重建，會需要用於產生取樣序列 2632 的隨機種子產生器 2630 與感測器的隨機種子產生器 2614 同步。

在本案的一個方案中，可以藉由使用例如用於 l_1 -範數的改進的 Gabor 稀疏基正則化向量 (modified-Gabor sparsity basis regularizing vector for l_1 -norm) 2638，來將基於梯度的稀疏重建 2636 應用於取樣的資料 2634。隨後可以由單元 2642 將估計的信號 2640 用於特定任務的處理，以便獲得例如血壓估計值、血氧水平和心跳率。可以由單元 2648 將實際信號 2644 與目標信號 2646 進行比較，以便更新用於產生取樣實例的 USR。在單元 2650 的輸出處的更新後的 USR 值 2652 可以由隨機種子產生器 2630 使用，並可以被反饋回感測器，用於修改感測器的 USR 2616。除了 USR，還可以向感測器發送其他反饋資訊，以便修改一些其他參數，例如：在感測器處的多個測量值、測量值矩陣的係數、所發送的信號採樣的數量以及在每一個所發送的封包中的採樣數量。

在（與紅色或紅外 LED 相關的）PPG 波形中的變化 (modulation) 可以與暫態的血流有關。可以將暫態心跳率 (HR) 估計為在波形峰值之間的距離的倒數。用於 LED 的發光序列可以取決於 PPG 信號的預期取樣速率。其可以採用均勻的尼奎斯特取樣速率。此外，會注意到，LED 的頻繁發光會造成脈搏氧飽和度儀感測器的相當大的功耗。

本案的特定方案支援利用 PPG 信號的稀疏本質並進行較少的測量，以便節省感測器功率。可以將 Gabor 基 (Gabor basis) 用作變換空間，其包括具有由不同尺度的高斯窗函數限制的時間支援的各種余弦波。

將原始取樣的 PPG 信號用 N 維向量 x 來表示，稀疏域變換基用 $N \times N$ 矩陣 W 來表示。可以將矩陣 W 的 (i, j) 項給出為：

$$[W]_{i,j} = \cos\left(\frac{2\pi(i-1)(j-1)}{2N}\right) \times \exp\left(-\frac{(i-1)^2(j-N/2)^2}{wN^2}\right) \quad (1)$$

等式 (1) 的項 w 可以與 Gabor 基中的高斯核心的寬度相關聯。可以正規化矩陣 W 的每一行，以使得相應的 l_2 -範數等於 1，並且可以將矩陣 W 稱為稀疏基 (sparse-basis)。可以將 PPG 信號 x 投影到該稀疏基上，以產生在 Gabor 變換空間中的相應的 N 維表示，其可以給出為：

$$y = W \cdot x \quad (2)$$

圖 10 示出了根據本案的特定方案的一小段 PPG 信號以及在 Gabor 變換空間中的相應的表示 y 的示例。圖 10 示出了在 125Hz 處取樣的 8 秒的段 (即，總共 $N=1000$ 個採樣)。可以觀察到，信號 x 在變換域中是稀疏的並是可壓縮的，並且在絕對量值方面大約有 30 個大於 0.2 的係數。這表示大部分 PPG 信號特性可以位於與 N 相比維數低得多的空間中，因此 PPG 信號是可壓縮的。

因此，可以利用 CS 原理，其允許進行 $K \ll N$ 次測量（即，對原始資料進行嚴重低取樣），並仍能夠以高保真度來估計 x 。如果信號 x 是明顯稀疏的且在變換空間中僅具有 M 個非零元素，那麼從 x 中隨機選擇 $K \geq M \log N / M$ 個採樣就極有可能提供足夠的資訊來實現以零誤差進行信號重建。

在實際情形下，該信號從不會是真正稀疏的，一些資訊內容會存在於整個變換空間中。然而，量值大於 ε 的重要成分的數量會比 N 小得多，其中 $\varepsilon \ll \max(y)$ 。在圖 10 中， ε 的值是 0.2。這個方法可以擴展到 x 不是明顯稀疏的情況，並且該 CS 範例仍保持有效。然而，重建誤差不會精確地等於零。

可以以數學方式來表示對 x 的感測程序。讓 P 表示 K 維向量，該 K 維向量包含多個唯一性的項（例如，隨機選擇的），且每一個元素都在 1 與 N 之間。這基本上可以提供 K 個隨機位置來從 x 中選擇元素。可以在感測器本地處或接收機處產生用於構建向量 P 的亂數產生的種子。該種子可以是基於在通訊鏈路安全性協定中所使用的密鑰。從 x 中獲得的 K 維測量值向量 r 可以記為：

$$r = H \cdot x \quad (3)$$

其中 H 表示 $K \times N$ 測量值矩陣。

依據等式 (3) 的矩陣 H 的第 i 行可以是全零向量，且由 P 的第 i 個元素所給定的位置處是 1。會注意到，在 CS 架構中，可以將測量值矩陣定義為包含多個隨機獨立且相同分

布 (i.i.d) 的元素的矩陣。在預先不知道輸入信號在時域中是稀疏的還是在變換域中是稀疏的情況下，這個測量值矩陣是必需的。

可以將匹配追蹤 (MP) 演算法用於基於測量值向量 $\mathbf{r}$ 的信號重建。MP 技術表示一種貪婪演算法，其藉由做出局部最佳化決策來疊代地構造信號的近似值。可以藉由定義 $K \times N$ 維的修改基 $\mathbf{V} = \mathbf{H} \cdot \mathbf{W}$ 以使得 $\mathbf{V} = [\mathbf{V}_1 \cdots \mathbf{V}_N]$ ，來進行 MP 演算法的初始化，其中 $\mathbf{V}_j$ 是 $\mathbf{V}$ 的第 j 列向量。隨後，可以將殘差初始化為 $\mathbf{r}_0 = \mathbf{r}$ ，近似值 $\hat{\mathbf{y}} = 0$ 與 $\mathbf{y}$ (即 N) 相同。還可以將疊代計數器初始化為 $i = 1$ 。

此後，可以在 $\mathbf{V}$ 中找到使殘差 $\mathbf{r}_{i-1}$ 與 $\mathbf{V}$ 的內乘積最大的列向量：

$$n_i = \arg \max_{j=1 \dots N} \frac{\langle \mathbf{r}_{i-1}, \mathbf{V}_j \rangle}{\|\mathbf{V}_j\|_{l_2}} \quad (4)$$

隨後，可以更新殘差，並可以按如下來估計係數向量 $\mathbf{y}$ ：

$$\mathbf{r}_i = \mathbf{r}_{i-1} - \frac{\langle \mathbf{r}_{i-1}, \mathbf{V}_{n_i} \rangle}{\|\mathbf{V}_{n_i}\|_{l_2}^2} \mathbf{V}_{n_i} \quad (5)$$

$$\hat{\mathbf{y}}_{n_i} = \hat{\mathbf{y}}_{n_i} + \frac{\langle \mathbf{r}_{i-1}, \mathbf{V}_{n_i} \rangle}{\|\mathbf{V}_{n_i}\|_{l_2}^2} \quad (6)$$

此後，可以遞增疊代計數值 i ，並可以定義 $\Delta_i = \frac{\|\mathbf{r}_i\|_{l_2}}{\|\mathbf{r}\|_{l_2}}$ 。如果

$i < m$ 且 $\Delta_i > \varepsilon$ ，那麼就可以重複由等式 (4) 定義的演算法步驟。

否則， $\tilde{\Delta} = \Delta_i$ 且 $\tilde{i} = i$ ，並且演算法可以前進到由等式 (5) 和 (6)

定義的步驟。最後，獲得 $\hat{\mathbf{x}} = \mathbf{W} \cdot \hat{\mathbf{y}}$ 的原始估計值。

項 m 表示允許用於重建的疊代次數的上限，項 ε 定義了收斂標準。在 MP 演算法背後的直覺是雙重的。在每一次疊代的步驟中，演算法都嘗試找到 $\mathbf{V}$ 中與殘差 $\mathbf{r}$ 最強烈相關的列，隨後可以從 $\mathbf{r}$ 中減去這列的影響。這個演算法本質上是貪婪的，因為在每一步驟中它都會在投影空間 $\mathbf{W}$ 中估計原始信號 $\mathbf{x}$ 的最主要成分。還會注意到，MP 演算法的主要複雜性在於等式 (4) 中，其對單次疊代耗費了 $O(K \cdot N)$ 次數學運算。

本案的特定方案使用了基於梯度投影的稀疏重建 (gradient-projection based sparse reconstruction, GPSR) 方法來從測量值向量 $\mathbf{r}$ 中獲得重建信號。這個方法可以藉由在不受任何約束的情況下使變換空間中的資料保真度項 (即，誤差的 l_2 範數) 和 l_1 範數 (稀疏性的測量值) 共同最小來估計原始信號 $\mathbf{x}$ 。在本案中提出了藉由使用加權的 l_1 範數來改進這個最佳化問題。可以將重建演算法給出為：

$$\min_{\mathbf{x}} \|\mathbf{H}\mathbf{x} - \mathbf{r}\|^2 + \tau \sum_{i=1}^N [f]_i [W \cdot \mathbf{x}]_i \quad (7)$$

其中 $\mathbf{f}$ 是用於在變換空間中為計算稀疏性測量值 (即， l_1 範數) 而提供係數的相對重要性的 N 維向量。量 τ 是非負參數，其表示在代價函數中的 l_2 範數和 l_1 範數的相對權重。項 $[f]_i$ 和 $[W \cdot \mathbf{x}]_i$ 分別表示向量 $\mathbf{f}$ 和 $[W \cdot \mathbf{x}]$ 的第 i 個元素。

向量 $\mathbf{f}$ 的第 i 個元素由以下給出：

$$[f]_i = \frac{1}{[W \cdot \bar{x}]_i + \sigma} \quad (8)$$

其中 σ 是一個較小的正則化參數。量 $\bar{x}$ 表示原始信號向量 x 的整體平均值，並可以藉由求訓練示例向量的平均值來對其進行估計。MIMIC 資料庫中的一個段可以用於估計 $\bar{x}$ ，隨後可以從以下所述的實驗性確認中排除該段。

圖 25 示出了根據本案的特定方案的示例性操作 2500，用於在感測器側的低取樣獲取和在接收機側的重建。圖 28 示出了用於在感測器處開啓和關閉光源的示例性操作 2800。在 2510 處，可以根據隨機種子在感測器處產生非均勻的取樣實例。在 2520 處，可以在多個非均勻的取樣實例期間感測信號的採樣。在 2810 處，在感測器處可以例如藉由在多個所產生的非均勻的取樣實例期間開啓一或多個 LED 來開啓所述光源，在 2820 處，可以在所述多個非均勻的取樣實例之間關閉所述光源。

隨後可以對信號的感測採樣進行封包，以獲得感測採樣的至少一個封包，並可以藉由無線通道發送所獲得的至少一個封包。在 2530 處，可以在重建器處從感測器接收信號的採樣。在 2540 處，可以在重建器處決定一組非均勻的取樣實例，其中在感測器處是在該組非均勻的取樣實例期間按照所述隨機種子而對信號進行取樣的。在一個方案中，可以基於在感測器與重建器之間的通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰，來在重建器處產生用於非均勻取樣序列的種子。

在另一個方案中，可以在感測器處決定用於非均勻取樣序列的種子，並將其傳送到重建器（即，傳送到接收機）。在再另一個方案中，可以在接收機處決定用於非均勻取樣序列的種子，並將其傳送到感測器。在 2550 處，可以例如根據由等式（7）—（8）定義的改進的 GPSR 演算法，使用所決定的非均勻取樣序列來從所接收的採樣中重建信號。

非均勻的取樣實例可以與信號的接收採樣同步，以便實現信號的準確重建。可以藉由將在重建期間所觀察到的資訊經由反饋機制傳送到感測器，來使用該觀察資訊（例如，以下至少一個：與重建的信號有關的係數、在傳輸期間遺失的封包數量、通道信噪比或變數 $\tilde{\Delta}$ 和 $\tilde{i}$ ）修改各種感測器參數（例如，USR、測量值 K 的數量、信號 N 的所發送採樣的數量、在每一個所發送的封包 P 中的信號的採樣數量和測量值矩陣 H ）。隨後，在感測器處可以根據接收到的反饋資訊，來修改非均勻的取樣實例。

在本文中提供了基於 CS 方法產生的一些重建示例。可以在以 125Hz 取樣的 MIMIC 資料庫中選擇 8 秒的段（即， $N=1000$ 個採樣）。可以想起，CS 採樣數是 K ，其將低取樣比值（USR）定義為 N/K 。圖 11 示出了對於 USR 為 10、20 和 30 的情況而獲得的 CS-PPG 信號重建的示例，並且 MP 疊代次數 m 的上限等於 500。曲線 1110 表示均勻取樣的原始信號，曲線 1120、1130 和 1140 分別表示對於 10、20 和 30 的 USR 值的重建信號。圖 27 示出了在 USR 為 40 的情況下在非均勻的取樣實例感測的信號的示例。將取樣實例顯示為豎

線。

可以從圖 11 觀察到，信號的完整性一直到 USR 為 20 都可以很好地保持，並且隨後開始下降。然而，會注意到，即使在高 USR（即 USR 值為 30）的情況下，也可以很好地保持信號峰值位置。在此情況下，可以將 LED 功耗（作為 PPG 信號獲取的一部分）極大地減小了係數 USR 倍，因為 LED 可以在短得多的持續時間內點亮，具體地，僅在 $T \cdot f_s / \text{USR}$ 秒而不是在 $T \cdot f_s$ 秒內點亮。

心跳率和 PPG 重建

可以從等式（1）和（2）想起，係數向量 y 的每一個元素都可以近似地表示取樣信號 x 的余弦（具有特定頻率）的強度。還會注意到，PPG 信號本質上是振盪的，其主要頻率與 HR 信號成正比。因此，可以根據 CS 重建 $\hat{y}$ 估計 HR 信號，CS 重建 $\hat{y}$ 可以藉由 MP 演算法來獲得，如：

$$\hat{HR} = 60 \cdot (n_{\max} - 1) \cdot \frac{f_s}{2N} \text{bpm} \quad (9)$$

其中 $n_{\max} = \arg \max_{j=2 \dots N} [\hat{y}]_j$ ， $[\hat{y}]_j$ 是向量 $\hat{y}$ 的第 j 個元素， bpm 表示每分鐘跳動的單位。

可以注意到，由等式（9）提供的 HR 估計值可以是在 $N \cdot f_s$ 秒的持續時間中獲得的平均值。此外，該估計值的解析度可以由 $\frac{60 f_s}{2N} \cdot \text{bpm}$ 給出，對於 $N=1000$ 且 $f_s = 125 \text{Hz}$ 的情況，它等於

3.75 bpm。可以觀察到，可以以更小的 N 來改進這個解析度，並且對於 $N=1000$ 的選擇是任意的。

用於 HR 估計的 MP 演算法的複雜性可以與 PPG 重建的複雜性進行比較。可以考慮圖 10 中所示的示例性 PPG 信號段，對於該信號段， n_{max} 等於 23，這意味著所估計的 HR 是 82.5 bpm。此外，可以想起，MP 演算法在本質上是貪婪的，這意味著可以在初次疊代中估計在投影空間 W 中的 PPG 信號的主要成分。在此情況下，兩個最主要的成分可以是 DC 成分和具有對應於 HR 的頻率的余弦。因此，希望在 MP 演算法的幾次疊代內獲得 HR 的可靠估計值，這也意味著不必產生對完整 PPG 信號的中間表示。

另一方面，會需要為信號重建任務而在投影空間 W 中重建更多的係數，這也導致基於 MP 的後端處理的疊代次數大量增加。可以注意到，MP 演算法的 m 次疊代大約會耗費 $O(m \cdot K \cdot N)$ 次數學運算。因此，在與 PPG 信號重建相比時，HR 估計（例如，依據 CS 測量值）在接收機處會需要較少的計算複雜性。此外，可以想起，與 N 維信號 x 相對應的 CS 採樣數量可以是 K ，其將低取樣比值（USR）定義為 N/K 。在增大的 USR 的情況下，會預期到在接收機處的計算複雜性增加，以便獲得特定的性能級別。這表示在感測器功率（在發射機處的較少的測量）與在聚集器功率（在接收機處的更多的疊代和計算）之間的折衷。

可以引入對於 HR 估計和 PPG 信號重建的性能度量。對

於 HR 估計，該度量可以是被定義為 $\sqrt{E[\|HR - \hat{HR}\|^2]}$ 的均方根誤差 (RMSE)。對於 PPG 重建的度量可以是被定義為 $\frac{\sqrt{E[\|x - \hat{x}\|^2]}}{\max\{x\}}$

的正規化 RMSE。項 $E[\cdot]$ 表示針對 PPG 信號的各種實現 x 和不同測量值基數 H 而求 Monte-Carlo 平均值的預期運算元。可以從 MIMIC 資料庫中取得 PPG 信號實現 x 。可以如等式 (9) 提出的，從原始信號 x 中提取真實的心跳率。可以將每一個信號段 x 取為 8 秒長並以 125Hz 取樣。

圖 12 示出了相對於 USR 為 10 和 20 時基於 MP 的後端處理疊代次數 m 而言的 HR 估計 RMSE。可以觀察到，RMSE 隨著 m 的增大而減小，因為估計精度隨著疊代次數的增大而改善。此外，獲得特定 RMSE 所需的疊代次數會隨著 USR 的增大而增大。可以注意到，在 $m=50$ 時，HR 估計 RMSE 等於 $1bpm$ ，其小於分別針對 USR 為 10 和 20 的情況而考慮的解析度 $3.75bpm$ 和 $4bpm$ 。

因此，為了在 USR 為 10 時獲得 $1bpm$ 的 HP 估計 RMSE，需要約在每秒 625000 次數量級上的數學運算（即， $O(m \cdot K \cdot N) \cdot \frac{f_s}{N}$ ，其中 $f_s = 125Hz$ ）。類似的，對於在 USR=10 時以 RMSE ≈ 0.1 重建信號，會需要約在每秒 3875000 次數量級上的數學運算（即， $O(m \cdot K \cdot N + N^2) \cdot \frac{f_s}{N}$ ）。這意味著所述的估計方法能夠由當前智慧型電話或 PDA 中的計算資源來處理。

圖 13 示出了相對於 USR 為 10 和 20 時的演算法疊代次數 m 而言的正規化重建 RMSE。可以觀察到，RMSE 會隨著 m 的增大而減小。然而，會注意到，與 HR 估計 RMSE 相反，

這個減小是隨著 m 而漸進的。這是因為，與在 HR 估計情況下的單一主要成分相反，重建任務會需要對在稀疏空間 W 中的多個係數的估計。

因此，接收機的複雜性會取決於 USR 值、感興趣的任務和預期的性能級別。對於諸如 HR 估計任務之類的特定任務而言，可能無需 PPG 信號的中間表示（這會需要完整的重建）。而且，人們在重建期間可以監控 MP 演算法中定義的變數 $\tilde{\Delta}$ 和 $\tilde{i}$ 的值。這個資訊可以用於修改在感測器側的 USR 的值以適應於信號變化。

無套囊式 (CUFFLESS) 血壓估計

可以用脈搏達到時間 (PAT) 和心跳率 (HR) 來估計 SBP 和 DBP，其中可以將 PAT 定義為在 ECG 波形中的准隨機信號峰值與 PPG 波形中相應峰值之間的延遲。圖 14 示出了根據一個示例性 ECG 與 PPG 波形的 PAT 和 HR 的定義。

在血壓 (BP) 估計演算法中包含的第一個步驟可以是分割 ECG 和 PPG 信號，以便可以信號中提取感興趣的峰值及其他點。第二個步驟可以是依據 PAT 和 HR 估計 BP。

可以藉由使用在 8Hz 與 15Hz 之間的低通濾波器，之後進行平方，然後在具有可變持續時間的段中進行處理，來完成 ECG 分割。初始段的持續時間可以是 2 秒。對於每一個段，可以計算閾值，並可以定位所有高於這個閾值的峰值。隨後，可以去除在 0.17 秒距離內的所有峰值，總是保留具有最高振幅的峰值。為了分割 PPG 信號，可以分析在兩個連續

ECG 峰值之間的段。可以藉由檢視每一段內的最大值點和最小值點來檢測峰值和穀值。爲了在任意時刻提供可靠的 PAT 和 HR 估計值，就需要在附近的信號峰值也是可靠的。

可以如下表述 BP 估計模型：

$$\begin{aligned} SBP &= a_1 \cdot PAT + b_1 \cdot HR + c_1 \\ DBP &= a_2 \cdot PAT + b_2 \cdot HR + c_2 \end{aligned} \quad (10)$$

其中可以在訓練程序期間估計校準參數 a_i 、 b_i 和 c_i ， $i=1,2$ ，並在每一個重新校準機會中使用遞迴最小二乘法（RLS）演算法對其進行修改。

在本案的一個方案中，可以每一個小時執行一次重新校準。重新校準的持續時間實質上意味著會需要以頻繁程度來估計或修改模型參數。在實際應用中會需要該重新校準步驟，以便解決偏離和漂移。會希望重新校準的時間段較長，以便可以在較長的時間段中以無套囊的方式連續地且非侵入式地測量血壓。較爲頻繁的重新校準可以減小 BP 估計誤差，而較爲不頻繁的重新校準會使得系統更經得起日常使用的檢驗。

提供了使用 CS-PPG 的 BP 估計的結果，並將其與使用尼奎斯特-PPG 的結果進行比較。例如，可以將來自 MIMIC 資料庫的對應於 13 個病人的記錄用於這個評價，其中該記錄的長度平均在 38 小時的數量級上。可以使用基於梯度投影的稀疏重建（GPSR）方法來爲整個病人記錄產生 CS-PPG。

圖 15 示出了基於對所提出的方法的 ECG 和 CS-PPG 信號的使用的 BP 估計結果。對於 PPG 信號的基於 CS 架構的測量，可以將 USR 的值取為 40。從 BP 監控的觀點來看，重要的是計算報告/產生 BP 估計值的頻率。可以引入項 N_{BP} ，作為使用 CS-PPG 和尼奎斯特-PPG 基線演算法在每分鐘產生的 BP 估計值的平均數。

圖 15 還示出了 SBP 和 DBP 估計誤差的標準偏差，以及在 USR 為 40 的情況下尼奎斯特-PPG 和 CS-PPG 的 N_{BP} 。用於 BP 估計的醫療器械發展協會（AAMI）要求指出，誤差的標準偏差對於 SBP 和 DBP 兩者而言都必須低於 8mmHg。可以從圖 15 觀察到對於 SBP 和 DBP 估計誤差的平均標準偏差可以小於 8mmHg。而且，在與尼奎斯特-PPG 相比時，藉由使用 CS-PPG 不會降低精度。在這個示例性模擬中，相比於使用尼奎斯特-PPG 的每分鐘平均 51 次 BP 估計，在 USR 為 40 時可以每分鐘估計平均 8.85 次 BP 測量值。

在本案中提出了基於 CS 的低功率解決方案，用於獲得 PPG 信號，而使用提出的 CS-PPG 方法又不會使 HR 和 BP 估計精度受損。還表明了可以以任意高解析度來重建整個 PPG 信號，只要獲得了至少 $K \geq M \log N / M$ 個採樣並且在接收機側有足夠可用的計算資源。

基於壓縮感測的封包遺失隱藏

在本案中處理了由於在發送機與接收機之間的較差通道狀況、擁塞和行動性所造成的封包遺失問題。尤其感興趣的

是利用生物醫學信號（即，PPG 信號、ECG 信號等）的稀疏本質，以便提高在通訊鏈路中相對於封包遺失的健全性。當藉由空中發送的信號在本質上是稀疏的（即，它具有冗余度）時，可以將封包遺失不嚴格地視為由通道執行的壓縮。

本案的特定方案支援基於 CS 的方法，以便在遠距離醫療中降低功耗並獲得 ECG 信號的健全通訊。相比於 PPG 信號，ECG 信號在傅立葉/Gabor 空間中是不太稀疏的。如圖 17 所示，在 0.05Hz 到 40Hz 頻帶記憶體在許多成分，這些成分可以被認為是對於 ECG 信號而言在臨床上相關的。在本案中提出的基於 CS 的 PLC 方法也完全可以應用於 PPG 及其他信號，只要在接收機側有至少 $K \geq M \log N / M$ 個測量值可用於重建。

可以假定可以從發送機（即，感測器）向接收機（即，聚集器）以封包方式無線發送資料。依據傳統術語，每一個封包都包含服務資料單元（SDU）和應用資料單元（ADU）。ADU 可以包含應用層的 ECG 有效負荷，可以將有效負荷定義為包含通常具有 8 到 12 位的位解析度的 P 個 ECG 採樣。可以假定，在較低層中會遺漏具有通道誤差的 SDU，在應用層中可以借助於在正確接收到的封包的標頭中的序列編號欄位來決定遺失封包的位置。

可以不以原始 ECG 採樣的形式來發送資料。作為替代，可以對該資料執行應用層預編碼。這個想法是在發送之前藉由使用在等式(3)中定義的隨機測量值矩陣 H 來對原始 ECG 信號進行預編碼。結果產生的預編碼資料可以用於構成 $n > 1$ 個（即，多個）封包，隨後可以順序地將這些封包發送到接

收機。這個操作可以確保在封包遺失的情況下，可以推導出與原始信號有關的一些資訊。可以將基於 CS 的重建原理應用於接收到的資料，以便獲得 ECG 信號估計、HR 估計等。這個程序類似於迴旋編碼，其中在被定義為約束長度的一個較長時間期間上散布要發送的每一個資訊位元。以 P 表示在每一個 ADU 中的採樣數量。可以從 MIMIC 資料庫中取得 ECG 信號，並且取樣速率可以是 $f_s = 125\text{Hz}$ 。

圖 16 示出了根據本案的特定方案的用於基於 CS 的封包遺失隱藏 (PLC) 的示例性操作 1600。操作 1610–1640 可以在發送機（例如，諸如 PPG 感測器和 ECG 感測器的生物醫學感測器）處執行，而操作 1650–1670 可以在接收機（例如，行動手機或 PDA）處執行。

在 1610 處，獲得監控的生物醫學信號的採樣。例如，可以產生包括 N 個連續 ECG 採樣的向量 x ，其中 $N = n \cdot P$ 。此後，可以建立 $K \times N$ 維的測量值矩陣 H 。在一個方案中，該矩陣 H 的元素可以從對稱 Bernoulli 分布 $\Pr(H_{i,j} = -1 \text{ 或 } 1) = 1/2$ 中獨立地選出。在另一個方案中，該測量值矩陣的行可以從 2^K 個沃爾什序列中隨機地選出。在再另一個方案中，該測量值矩陣的行可以從大小為 $N \times N$ 的 Haar 矩陣中隨機地選出。

在 1620 處，可選地，處理監控的生物醫學信號的獲得採樣，以獲得感興趣的經處理的信號。例如，如圖 14 所示，ECG 和 PPG 信號可以用於獲得脈衝到達時間 (PAT) 和心跳率 (HR) 可變性，以及獲得血液中的氧含量。還可以將 HR 可變性和 PAT 用於計算血壓，如等式 (10) 所定義的。在

1630 處，可以使用該測量值矩陣對原始信號 x （例如，ECG 信號和 PPG 信號）或者經處理的信號（例如，PAT、HR 可變性、氧含量等）進行預編碼，以獲得預編碼信號。

在 1640 處，可以對預編碼信號進行封包，以獲得預編碼信號的至少一個封包。例如，在發送前，可以將 K 個預編碼採樣封包到 $n=K/P$ 個封包中。如果通道會遺失一些封包，那麼可以使用該監控的生物醫學信號的基礎變換域稀疏性來從正確接收到的預編碼資料封包中重建原始信號。可以注意到，該重建的保真度會取決於封包遺失率和信號稀疏性結構。在 1650 處，可以藉由無線通道發送預編碼信號的所述至少一個封包。因為可以預編碼並發送 N 個採樣，因此就會在該系統中引入 N/f_s （或 $\frac{n \cdot P}{f_s}$ ）秒的恒定端對端等待時間。可以將參數 K 設定為 N （即，為 $n \cdot P$ ）。可以想起，對於 PPG 獲取，可以將參數 K 設定為比 N 和杠桿作用稀疏性（leverage sparsity）小得多，以便節省獲取功率。

在 1660 處，可以在聚集器處接收藉由無線通道發送的所述至少一個封包。在 1670 處，可以決定在傳輸程序中受損或遺失的封包的索引。在 1680 處，這些索引隨後可以用於重建所發送的信號的原始採樣。

感測器可以利用隨機種子來產生非均勻的取樣實例的序列。可以將這個隨機種子傳送到接收機，以便可以在重建程序中重新產生並使用該取樣實例序列。另一方面，接收機可以基於安全通訊中所使用的密鑰來選擇隨機種子。在此情況

下，接收機可以通知感測器使用哪一個隨機種子，以便在感測器與接收機兩者處可以使用相同的取樣實例序列。

以 $K \times K$ 維對角矩陣 H_c 來表示無線通道。 S 是包含被遺失且在應用層無法用於重建的封包的索引的集合。集合 S 的基數可以表示遺失的封包的數量。可以如下定義在對角矩陣 H_c 中的元素：

$$[H_c]_{i,i} = \begin{cases} 0 & \text{如果 } \left\lceil \frac{i}{P} \right\rceil \in S \\ 1 & \text{其他情況} \end{cases} \quad (11)$$

H_c 與 r 的預乘 (pre-multiplication) 基本上可以提供成功接收到的預編碼資料採樣。可以將結果產生的向量表示為 $\hat{r}$ ，其由 $H_c \cdot H \cdot x$ 給出。如果集合 S 的基數是 n ，那麼這意味著在傳輸期間遺失了全部封包，在此情況下，可以將在接收機處的所估計信號設定為 0。如果集合 S 的基數是 0 (即， H_c 是單位矩陣)，那麼這可以意味著沒有遺失封包。在此情況下，可以簡單地將 ECG 信號 $\hat{x}$ 估計為 $H^\# \cdot \hat{r}$ ，其中 $H^\#$ 是 H 的偽逆矩陣。如果 S 的基數大於 0 且小於 n ，那麼就可以使用前述的 MP 演算法來根據接收到的向量 $\hat{r}$ 獲得信號估計值 $\hat{x}$ 。可以注意到，在這個具體情況下，需要用 $H_c \cdot H$ 來代替在 MP 演算法中的項 H 。

在等式 (1) 中定義的 Gabor 基 W 可以用於在 CS 重建期間加強稀疏性。可以將這個特定的基於 CS 的 PLC 方案稱為 CS-PLC。圖 15 示出了一小段 ECG 信號 x 的示例及其在 Gabor

變換空間中相應的表示 y (即, $W \cdot x$)。在圖 17 中還示出了由 $r = H \cdot x$ 提供的 x 的預編碼形式。

可以注意到, 在 CS-PLC 方法內的預編碼可以包括 $n \cdot P$ 內乘積, 並且每一個內乘積都需要在 $n \cdot P$ 數量級上的數學運算。因此, 該預編碼的複雜性在 $O(n^2 \cdot P^2)$ 數量級上。爲了減小該預編碼的複雜性, 在本案中還提出了基於交錯的另一種基於 CS 的 PLC 方法。

圖 18 示出了根據本案的特定方案的用於基於交錯的 CS-PLC 的示例性操作 1800。操作 1810—1850 可以在發送機 (例如, 諸如 PPG 感測器和 ECG 感測器的生物醫學信號感測器) 處執行。操作 1860—1890 可以在接收機 (例如行動手機或 PDA) 處執行。

在 1810 處, 可以獲得監控的生物醫學信號的採樣。在 1820 處, 可以對規定數量的所獲得的採樣進行預編碼, 以獲得一組預編碼採樣。在 1830 處, 可以對該組預編碼採樣執行採樣級的交錯, 以獲得交錯信號。在 1840 處, 可以對交錯的信號進行封包以獲得交錯信號的至少一個封包。在 1850 處, 可以藉由無線通道發送交錯信號的所述至少一個封包。

在 1860 處, 可以接收藉由無線通道發送的所述至少一個封包。在 1870 處, 可以決定在傳輸期間受損或遺失的封包的索引。這些索引隨後可以用於重建所發送的信號的原始採樣。在 1880 處, 可以對所接收的信號進行解交錯, 以獲得解交錯信號。最後, 在 1890 處, 可以例如藉由使用 MP 演算法來處理解交錯信號, 以便估計所發送的信號的原始採樣。

與圖 16 中所示的 CS-PLC 方案 1600 相比的主要差別在於，現在可以對 P 個 ECG 採樣而不是 $n \cdot P$ 個採樣執行預編碼，這將預編碼的複雜性減小了係數 n^2 倍。這之後可以是對預編碼資料進行橫跨 $n \cdot P$ 個採樣長度的採樣級交錯。儘管與圖 16 的 CS-PLC 方案 1600 相比，可以在較短的持續時間內對原始 ECG 資料進行預編碼，但交錯步驟 1830 可以允許在較長的持續時間上散布信號資訊。交錯程序可以用於突發通道誤差的處理（即，連續地遺失多個封包）。還可以注意到，可以基於在接收機處的 H_c 、 $\tilde{\Delta}$ 和 $\tilde{i}$ 的觀測值來修改參數 USR 、 n 、 K 和 H ，以便獲得在感測器壽命與重建保真度之間的最佳折衷。

可以將所提出的 CS-PLC 方案與基於重傳的方法進行比較，其中可以對在接收機處沒有成功接收到的封包進行高達 $k-1$ 次重傳嘗試。因此， $k=1$ 表示僅能夠從發送機發送一次資料，並且如果遺失了封包，那麼就可以由接收機將相應的信號位置設定為零。與前向糾錯（FEC）相比，重傳可以具有較小的頻寬損失，但却是以在感測器處的相當大的複雜性為代價的，因為會需要在發送機處對封包進行緩衝。而且，系統等待時間會較大，其正比於往返時間（RTT）。出於這些原因，對於較低功率的感測器而言，CS-PLC 方法是優選於 FEC 和基於重傳的方法的。

針對封包遺失率提供了上述各種 PLC 方案的定量比較。封包遺失率可以是通道狀況、擁塞等的一個指標，它可以表示在傳輸期間遺失封包的比率。封包遺失率可以在 0 與 1 之

間，其中 0 可以表示通道是乾淨的，而 1 可以表示通道是完全不可靠的。將在本文中提供的所有比較都在 20,000 個 Monte-Carlo 通道實現上求平均值。

首先根據被定義為 $\frac{\sqrt{E\|\mathbf{x}-\hat{\mathbf{x}}\|^2}}{\max\|\mathbf{x}\|}$ 的正規化 RMSE 來評價 PLC

方案的性能。項 $E[\cdot]$ 表示在 ECG 信號的各種實現 $\mathbf{x}$ 和不同通道實現 H_c 上求 Monte-Carlo 平均值的預期運算元。可以從以 125Hz 取樣的 MIMIC 資料庫中取得 ECG 信號實現 $\mathbf{x}$ 。

圖 19 比較了對於不同參數值 n 的 CS-PLC 方案的正規化 RMSE 性能。對於每一個所提出的定量分析，將 K 的值設定為每個封包 20 個採樣。所考慮的 n 的示例性值是 5、10 和 20，分別對應於 0.8、1.6 和 2.4 的等待時間。可以從圖 19 觀察到，正規化 RMSE 會隨著封包遺失率的增大而降級。這是可以預期的，因為較高的封包遺失率意味著可在接收機處用於估計 $\hat{\mathbf{x}}$ 的可靠資料的數量減少了。此外，可以注意到，正規化的 RMSE 性能可以隨著封包數量 n 的增大而提高。使用較高的 n ，可以在較長的 ECG 信號持續時間上加強稀疏性，從而提高了重建保真度。

圖 20 示出了在無線通道遺失了 4 個封包的情況下，在接收機處的示例性信號重建。在這個具體示例中，將 n 設定為 15 個封包。曲線 2010 表示原始信號。曲線 2020 表示 k -傳輸方案，其中 $k=1$ (即，單次傳輸)，曲線 2030 表示基於 CS-PLC 的信號估計。在對應於曲線 2020 的 1-傳輸方案中沒有包括封包遺失隱藏，即，如果遺失了封包，那麼就可以在接收機

處將零代入到適當的信號位置處。可以注意到，使用 1-傳輸方案，在這個具體示例中會遺失兩個 ECG 峰值，而使用 CS-PLC 則可以以高保真度估計完整的 ECG 信號。還可以注意到，在關鍵位置處遺失的信號內容對於像連續的 HR 監控的醫學應用會具有嚴重的影響。

圖 21 示出了 CS-PLC 方案、具有交錯的 CS 和重傳方案的對比。曲線 2110 和 2120 分別表示 CS-PLC 方案和「CS 與交錯」方案。將 n 的值設定為 15 個封包。可以注意到，使用「CS 與交錯」技術獲得的重建保真度完全可以與 CS-PLC 方法相比。儘管在「CS 與交錯」方案中可以在較小的信號支援上（即，在每一個封包內）執行預編碼，但交錯程序可以允許將資訊散布在 N 個採樣的長度上。使用「CS 與交錯」技術的主要益處是減小了在感測器側的預編碼複雜性，感測器側通常是功率更為受限的一側。圖 21 中的曲線 2130 表示 1-傳輸方案。可以注意到，在 10^{-2} 的中等封包遺失率的情況下，在 RMSE 性能方面，與 CS-PLC 方案相比，1-傳輸方法的性能會大約差 5 倍。

在 1-傳輸方案中可以使用先前提出的採樣級交錯。可以觀察到，使用交錯，對於 10^{-2} 的封包遺失率，1-傳輸方法的性能與 CS-PLC 相比會僅差 3 倍（曲線 2140 相對於曲線 2110）。提供了對於不使用交錯的 k -傳輸方法中的不同 k 值的 RMSE 性能。曲線 2150、2160 和 2170 分別表示 $k=2$ 、3 和 4 的情況。可以觀察到，使用兩次或三次重傳，可以在重建 RMSE 中實現相當大改進。然而，這會以增大的傳輸頻寬、

端對端系統等待時間和在感測器處的較高的協定複雜性為代價。

可以針對心跳檢測精度來比較以上提出的不同 PLC 方案。可以將這個量定義為在 ECG 信號中正確識別的峰值的比率。該值為 100% 可以表示理想的心跳檢測，而該值為 0% 可以表示沒有心跳檢測。根據 AAMI 標準，如果心跳在可以預先從資料庫獲得的注釋心跳索引的 150ms 內，就可以認為正確地檢測到心跳。

圖 22 示出了對於根據本案的特定方案的各種 PLC 方案的心跳檢測性能對比。圖 22 中所示的用於 Monte-Carlo 類比的假設參數與用於圖 21 中所示的模擬的參數相同。依據圖 22 中所示的模擬結果存在幾個觀察結果。首先，心跳檢測率會如預期的隨著封包遺失率的增大而降低。其次，隨著重傳次數 k 的增加， k -傳輸方案的性能會提高。這再一次是以增大的傳輸頻寬和端對端系統等待時間為代價而獲得的。第三，即使在非常高的封包遺失率的情況下，所提出的基於 CS 的 PLC 方案（即，曲線 2210 和 2220）的性能也會比 3-傳輸方法表現更好。可以注意到，在 0.5 的封包遺失率的情況下，與可以獲得 87% 的檢測精度的 3-傳輸方法（即，曲線 2260）相比，基於 CS 與交錯的 PLC 方法（即，曲線 2220）可以獲得 96% 的檢測精度。使用單次傳輸和無交錯（即，曲線 2230），在 0.5 的封包遺失率的情況下獲得的檢測精度可以等於 55%。

圖 23—24 示出了使用所提出的 CS-PLC 方案恢復的音頻

信號的示例。可以觀察到，對於非生物醫學信號，CS-PLC 方案也可以提供足夠準確的估計結果。

總之，在本案中提出了壓縮感測（CS）的不同應用，其與用於護理和健康應用的人體域網中的低功率且健全的感測器有關。證明了可以顯著地減小脈搏氧飽和度儀感測器的獲取功率，同時又不使其在臨床應用中的效用受損。具體而言，使用來自 MIMIC 資料庫中許多物件的長期資料，將基於 CS 的獲取方法與尼奎斯特取樣進行比較，其表明 HR 和 BP 估計可以滿足可接受的精度標準。

基於 CS 的方法可以用於以在接收機處的額外複雜性為代價，增加感測器的壽命。對於一個給定任務而言，在感測器側的低取樣與接收機的複雜性之間存在折衷。對於在 BAN 中的許多護理和健康應用，接收機的複雜性完全在當前行動手機和 PDA 平臺的能力內。諸如心跳率估計之類的應用無需完全重建，並且可以進一步減小接收機的複雜性。最後，對於存在封包遺失情況下進行健全的通訊，基於 CS 的信號處理具有益處。示出了重建精度隨著封包遺失率的增大而適度地減小。可以證明，即使在存在高封包遺失率狀況的情況下，也可以以高保真度恢復 ECG 信號。基於來自 MIMIC 資料庫的 ECG 資料所提供的模擬可以證明即使在封包遺失率高達 0.5 的情況下，也可以保持高達 96% 的心跳檢測精度。

可以由能夠執行相應功能的任何適合的模組來執行上述方法的各種操作。所述模組可以包括各種硬體及/或軟體元件及/或模組，包括但不限於：電路、專用積體電路（ASIC）

或處理器。通常，在圖中示出了操作的情況下，這些操作會具有以相似編號標記的相應的配對手段功能元件。例如，在圖 16、18、25 和 28 中示出的方塊 1610-1680、1810-1890、2510-2550 和 2810-2820 對應於在圖 16A、18A、25A 和 28A 中示出的電路方塊 1610A-1680A、1810A-1890A、2510A-2550A 和 2810A-2820A。

如本文所用的，術語「決定」包含各種操作。例如，「決定」可以包括計算、運算、處理、推導、調查、檢視（例如，在表、資料庫或其他資料結構中檢視）、查明等等。此外，「決定」可以包括接收（例如，接收資訊）、存取（例如，存取記憶體中的資料）等等。此外，「決定」可以包括求解、選擇、選定、建立等等。

如本文所用的，指代由多個項構成的列表中的「至少一個」的短語是指這些項的任何組合，包括單個成員。作為示例，「a、b 或 c 中的至少一個」旨在包括：a、b、c、a-b、a-c、b-c 和 a-b-c。

上述方法的各種操作可以由能夠執行這些操作的任何適合的模組，例如各種硬體及/或軟體元件、電路及/或模組，來執行。通常，圖中所示的任何操作都可以由能夠執行這些操作的相應的功能模組來執行。

可以用通用處理器、數位信號處理器（DSP）、專用積體電路（ASIC）、現場可程式陣列（FPGA）或者其他可程式邏輯裝置（PLD）、個別閘門或電晶體邏輯電路、個別硬體元件，或者被設計為執行本文所述功能的它們的任何組合

來實現或執行結合本案所述的各種示例性邏輯區塊、模組和電路。通用處理器可以是微處理器，但或者，該處理器可以是任何商業上可獲得的處理器、控制器、微控制器或者狀態機。處理器還可以實現為計算裝置的組合，例如，DSP和微處理器的組合、多個微處理器、多個DSP核心、一或多個微處理器結合DSP核心，或者任何其他這種結構。

結合本案所述的方法或演算法的步驟可以直接包含在硬體中、由處理器執行的軟體模組中，或者二者的組合中。軟體模組可以位於本領域中已知的任何形式的儲存媒體中。可以使用的儲存媒體的一些示例包括隨機存取記憶體（RAM）、唯讀記憶體（ROM）、快閃記憶體、EPROM記憶體、EEPROM記憶體、暫存器、硬碟、可移除磁碟、CD-ROM等等。軟體模組可以包括單一指令，或者許多數指令，並可以分布在幾個不同代碼區段上、不同程式之間和多個儲存媒體上。一種儲存媒體可以耦合到處理器，使得處理器可以從儲存媒體讀取資訊，並向該儲存媒體寫入資訊。或者，儲存媒體可以整合到處理器中。

本文所公開的方法包括一或多個步驟或操作，用於實現所述的方法。在不背離請求項的範圍的情況下，方法的步驟及/或操作可以彼此互換。換句話說，除非指定了步驟或操作的特定順序，否則在不背離請求項的範圍的情況下，可以修改特定步驟及/或操作的順序及/或使用。

所述的功能可以在硬體、軟體、韌體或其任意組合中實現。如果在軟體中實現，則所述功能可以作為一條或多數指

令儲存在電腦可讀取媒體上。儲存媒體可以是可由電腦存取的任何可用的媒體。示例性地而非限制性地，這種電腦可讀取媒體可以包括 RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM 或其他光碟記憶體、磁碟儲存器或其他磁性儲存設備或者可用於以指令或資料結構的形式承載或儲存預期程式碼並且可由電腦存取的任意其他媒體。本文使用的磁片 (disk) 和光碟 (disc) 包括緊致光碟 (CD)、鐳射光碟、光碟、數位多功能光碟 (DVD)、軟碟和藍光[®]光碟，其中磁片常常以磁性方式複製資料，而光碟藉由鐳射以光學方式來複製資料。

因此，特定的方案可以包括用於執行本文提出的操作的電腦程式產品。例如，這種電腦程式產品可以包括電腦可讀取媒體，該電腦可讀取媒體包括儲存（及/或編碼）在其上的指令，所述指令可由一或多個處理器執行以便執行本文所述的操作。對於特定的方案，電腦程式產品可以包括封裝材料。

還可以藉由傳輸媒體來發送軟體或指令。例如，如果使用同軸電纜、纖維光纜、雙絞線、數位用戶線路 (DSL) 或例如紅外、無線電和微波的無線技術將軟體從網站、伺服器或其他遠端來源進行發送，則同軸電纜、纖維光纜、雙絞線、DSL 或例如紅外、無線電和微波的無線技術包括在傳輸媒體的定義中。

此外，應當理解，按照應用情況，可以由存取終端及/或存取點來下載及/或獲取用於執行本文所述的方法和技術的模組及/或其他適當的模組。例如，可以將這種設備耦合到伺服器以便於對用於執行本文所述方法的模組的傳送。或者，

可以經由儲存裝置（例如：RAM、ROM、諸如緊致光碟（CD）或軟碟的實體儲存媒體等）來提供本文所述的各種方法，以使得當將該儲存裝置耦合或提供到該設備之後，存取終端及/或存取點可以獲取所述的各種方法。此外，可以利用用於將本文所述的方法和技術提供給設備的任何其他合適的技術。

應當理解，請求項並不受限於上述的精確的結構和元件。在不背離請求項的範圍的情況下，可以在上述方法和裝置的排列、操作和細節中進行各種更改、變化和改變。

本案中的無線設備可以包括各種元件，其根據由無線設備發送及/或在無線設備處接收的信號執行多種功能。無線設備還可以指代可佩戴的無線設備。在一些方案中，所述可佩戴的無線設備可以包括無線耳機或無線手錶。例如，無線耳機可以包括換能器，其適於根據藉由接收機接收到的資料來提供音頻輸出。無線手錶可以包括用戶介面，其適於根據藉由接收機接收到的資料來提供指示。無線感測設備可以包括感測器，其適於提供要藉由發射機發送的資料。

無線設備可以藉由根據或支援任何適合的無線通訊技術的一條或多條無線通訊鏈路進行通訊。例如，在一些方案中，無線設備可以與網路相連。在一些方案中，所述網路可以包括用超寬頻技術或一些其他適合的技術實現的個域網（例如，支援在 30 米數量級上的無線覆蓋區域）或者人體域網（例如，支援在 10 米數量級上的無線覆蓋區域）。在一些方案中，所述網路可以包括區域網路或廣域網路。無線設備可以支援或使用各種無線通訊技術、協定或標準中的

一或多個，例如，CDMA、TDMA、OFDM、OFDMA、WiMAX 和 Wi-Fi。類似的，無線設備可以支援或使用各種相應的調制或多工方案中的一或多個。無線設備因此可以包括適當的元件（例如，空中介面），以便使用上述或其他無線通訊技術建立一條或多條無線通訊鏈路並藉由這些無線通訊鏈路進行通訊。例如，設備可以包括無線收發機，具有相關聯的發射機和接收機元件（例如，發射機 210 或 302 和接收機 212 或 304），所述發射機和接收機元件可以包括用於藉由無線媒體進行通訊的各種元件（例如，信號產生器和信號處理器）。

本文的教導可以結合（例如，在其中實現或由其執行）在各種裝置（例如設備）中。例如，本文教導的一或多個方案可以結合在電話（例如，蜂巢式電話）、個人數位助理（「PDA」）或所謂的智慧型電話、娛樂設備（例如，包括音樂播放器和視頻播放器在內的攜帶型媒體設備）、耳機（例如，頭戴式耳機、耳塞式耳機等）、麥克風、醫學感測設備（例如，生物測定感測器、心跳率監視器、計步器、EKG 設備、智慧綁帶等）、用戶 I/O 設備（例如，手錶、遙控器、電燈開關、鍵盤、滑鼠等）、環境感測設備（例如，胎壓監視器）、可以從醫學或環境感測設備接收資料的監控設備（例如，桌上型電腦、行動電腦等）、護理點設備、助聽器、機上盒，或者任何其他適合的設備。監控設備還可以藉由與網路的連接來存取來自不同感測設備的資料。

這些設備可以具有不同的功率和資料要求。在一些方案

中，本文的教導適於在低功率應用（例如，藉由使用基於脈衝的信號傳送方案和低工作週期模式）中使用，並可以支援包括相對較高的資料速率的各種資料速率（例如，藉由使用高頻寬脈衝）。

在一些方案中，無線設備可以包括用於通訊系統的存取設備（例如，存取點）。這種存取設備例如可以經由有線或無線通訊鏈路提供與另一個網路（例如，諸如網際網路或蜂巢網路之類的廣域網路）的連通性。因此，存取設備可以使另一個設備（例如，無線站）能夠存取另一個網路或一些其他功能。另外，應理解，這兩個設備中的一個或兩者可以是攜帶型的，或者在一些情況下是相對非攜帶型的。此外，應理解，無線設備還能夠藉由適當的通訊介面以非無線方式（例如，藉由有線連接）發送及/或接收資訊。

【圖式簡單說明】

所以藉由參考多個方案可以獲得詳細地理解本案的上述特徵的方式、以上概述的更具體的描述，在附圖中示出了其中一些方案。然而應當注意，附圖僅示出了本案的特定典型方案，因此不應認為是其範圍的限制，因為本描述承認其他等效的方案。

圖 1 示出了根據本案的特定方案的示例性無線通訊系統。

圖 2 示出了根據本案的特定方案的可以用於無線設備中的各種元件。

圖 3 示出了根據本案的特定方案的可以用於無線通訊系統中的示例性發射機和示例性接收機。

圖 4 示出了根據本案的特定方案的示例性人體域網 (BAN)。

圖 5 示出了根據本案的特定方案的用於 BAN 內的感測器陣列的示例性方塊圖。

圖 6 示出了根據本案的特定方案的用於 BAN 內的聚集器的示例性方塊圖。

圖 7 示出了根據本案的特定方案的時域光脈波計 (PPG) 信號及其頻譜的示例。

圖 8 示出了根據本案的特定方案的時域心電圖 (ECG) 信號及其頻譜的示例。

圖 9 示出了根據本案的特定方案的 PPG 信號的頻譜的另一個示例。

圖 10 示出了根據本案的特定方案的 PPG 信號的示例及其在 Gabor 空間中的變換。

圖 11 示出了根據本案的特定方案，對於使用不同低取樣比值 (under-sampling ratio, USR) 獲得的重建信號的比較。

圖 12 示出了根據本案的特定方案，對於基於用於不同 USR 的壓縮感測 (compressed sensing, CS) 架構的心跳率 (HR) 估計的比較。

圖 13 示出了根據本案的特定方案，對於基於用於不同 USR 的 CS 架構的 PPG 信號重建的比較。

圖 14 示出了根據本案的特定方案的基於 ECG 和 PPG 信

號峰值的脈衝到達時間 (PAT) 和 HR 的示例性測量值。

圖 15 示出了根據本案的特定方案的用於收縮壓 (SBP) 估計誤差和舒張壓 (DBP) 估計誤差的標準偏差。

圖 16 示出了根據本案的特定方案的基於 CS 的封包遺失隱藏 (PLC) 方法的示例性操作。

圖 16A 示出了能夠執行圖 16 中所示操作的示例性元件。

圖 17 示出了根據本案的特定方案的示例性 ECG 信號，其在 Gabor 空間中的變換及該 ECG 信號的預編碼形式。

圖 18 示出了根據本案的特定方案的基於交錯的 CS-PLC 方法的示例性操作。

圖 18A 示出了能夠執行圖 18 中所示的操作的示例性元件。

圖 19 示出了根據本案的特定方案，對於不同數量的傳輸封包，CS-PLC 的示例性均方根誤差 (RMSE) 性能的曲線圖。

圖 20 示出了根據本案的特定方案的使用 CS-PLC 方法和沒有 PLC 的方案的信號重建的示例。

圖 21 示出了根據本案的特定方案的用於各種 PLC 方案的示例性正規化 RMSE 性能的曲線圖。

圖 22 示出了根據本案的特定方案的用於各種 PLC 方案的心跳檢測性能比較。

圖 23 示出了根據本案的特定方案的使用 CS-PLC 方案的恢復的音頻信號的示例。

圖 24 示出了根據本案的特定方案的使用 CS-PLC 方案的恢復的音頻信號的另一個示例。

圖 25 示出了根據本案的特定方案的用於低取樣獲取和重建的示例性操作。

圖 25A 示出了能夠執行圖 25 中所示的操作的示例性元件。

圖 26 示出了根據本案的特定方案的感測器和重建器的示例性方塊圖。

圖 27 示出了根據本案的特定方案的在非均勻的取樣實例感測的信號的示例。

圖 28 示出了根據本案的特定方案的用於對在感測器處的光源進行開啓和關閉的示例性操作。

圖 28A 示出了能夠執行圖 28 中所示的操作的示例性元件。

【主要元件符號說明】

100	無線通訊系統
102	細胞服務區
104	基地台
106	用戶終端
202	無線設備
204	處理器
206	記憶體
208	外殼
210	發射機

212	接收機
214	收發機
216	天線
218	信號檢測器
222	匯流排系統
302	發射機
304	接收機
306	資料
306'	資料串流
310	資料串流
310'	資料串流
312	映射器
312'	去映射器
316	符號串流
316'	符號串流
318	採樣串流
318'	符號串流
320	IFFT
320'	FFT
322	符號串流
322'	符號串流
324	P/S
324'	S/P
326	循環字首插入

326'	循環字首去除
328, 328'	RF
330, 330'	天線
332	信號
332'	符號串流
334	無線通道
400	人體域網
402~408	感測器
410	蜂巢式電話/PDA
510a~510k	感測器
610	聚集器
1600~1680	操作
1600A~1680A	電路
1800~1890	操作
1810A~1890A	電路
2510~2550	操作
2510A~2550A	電路
2602	感測器
2604	發光序列
2606	紅色 LED/紅外
2608	人手指/耳朵
2610	光電檢測器
2612	取樣序列
2614	隨機種子產生器

2616	USR
2618	取樣的資料
2620	控制/實體層 (MAC/PHY) 處理
2622	空中
2624	空中
2626	MAC/PHY 方塊
2628	重建器
2630	隨機種子產生器/USR
2632	取樣序列
2634	取樣的資料
2636	基於梯度投影的稀疏重建
2638	用於 L_1 -範數的改進的 Gabor 稀疏基/正則化 向量
2640	信號估計
2642	特定任務的處理 (例如, BP 估計)
2644	實際的
2646	目標
2648	計算誤差
2650	更新 USR
2652	更新後的 USR 值
2810~2820	操作
2810A~2820A	電路

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫；惟已有申請案號者請填寫)

※申請案號：98132585

※申請日期：2009年9月25日

※IPC 分類：H03M7/30 (2006.01)
A61B5/024 (2006.01)
A61B5/1455 (2006.01)
G06T11/00 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

用於光脈波計 (PPG) 資料的低取樣獲取和傳輸及在接收機處的全頻帶 PPG 資料的重建的方法和裝置 / METHOD AND APPARATUS FOR UNDER-SAMPLED ACQUISITION AND TRANSMISSION OF PHOTOPLETHYSMOGRAPH (PPG) DATA AND RECONSTRUCTION OF FULL BAND PPG DATA AT THE RECEIVER

二、中文發明摘要：

本案的特定方案涉及一種用於壓縮感測 (CS) 的方法。CS 是一種信號處理概念，其中可以使用比香農/尼奎斯 (Shannon/Nyquist) 特取樣定理所提出顯著地少許多的感測器測量值來以任意高解析度恢復信號。在本案中，將 CS 架構應用於感測器信號處理，以便支援在用於護理和健康應用的人體域網 (BAN) 中的低功率且健全的感測器和可靠的通訊。

三、英文發明摘要：

Certain aspects of the present disclosure relate to a method for compressed sensing (CS). The CS is a signal processing concept wherein significantly fewer sensor measurements than that suggested by Shannon/Nyquist sampling theorem can be used to recover signals with arbitrarily fine resolution. In this

disclosure, the CS framework is applied for sensor signal processing in order to support low power robust sensors and reliable communication in Body Area Networks (BANs) for healthcare and fitness applications.

七、申請專利範圍：

1、一種用於信號處理的方法，包括以下步驟：

在一裝置處產生非均勻的取樣實例；並且

在多個該非均勻的取樣實例期間感測一信號的採樣。

2、如請求項 1 之方法，還包括以下步驟：

在該裝置處在該多個非均勻的取樣實例期間開啓一光源；並且

在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源。

3、如請求項 2 之方法，其中開啓該光源的該步驟包括以下步驟：在該多個非均勻的取樣實例期間開啓一或多個發光二極體（LED）。

4、如請求項 3 之方法，其中每一個 LED 都發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的一波長的光。

5、如請求項 1 之方法，其中產生非均勻的取樣實例的該步驟包括以下步驟：根據一種子來產生該非均勻的取樣實例。

6、如請求項 5 之方法，其中將相同的非均勻的取樣實例用於感測該信號的採樣以及用於由另一裝置重建該信號。

7、如請求項 6 之方法，其中基於在該裝置與該另一裝置之間的一通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰來產生該種子。

8、如請求項 1 之方法，還包括以下步驟：

對該信號的感測採樣進行封包，以獲得該感測採樣的至少一個封包；並且

藉由一無線通道發送該至少一個封包。

9、如請求項 1 之方法，還包括以下步驟：

接收與該非均勻的取樣實例有關的反饋資訊；並且

根據該接收的反饋資訊來修改該非均勻的取樣實例。

10、如請求項 9 之方法，其中該接收的反饋資訊包括：

與該信號的重建有關的係數和至少一個參數，並且其中修改該非均勻的取樣實例的該步驟包括以下步驟：修改一低取樣比值或數個該取樣實例中的至少一個。

11、如請求項 1 之方法，其中該信號包括：一光脈波計（PPG）信號或一心電圖（ECG）信號。

12、一種用於信號處理的裝置，包括：

一產生器，被配置為產生非均勻的取樣實例；以及

一感測器，被配置為在多個該非均勻的取樣實例期間感測一信號的採樣。

13、如請求項 12 之裝置，還包括：

一光源；

一開啓一電路，被配置為在該多個非均勻的取樣實例期間開啓該光源；以及

一關閉電路，被配置為在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源。

14、如請求項 13 之裝置，其中該光源包括：一或多個發光二極體（LED），並且其中該開啓電路被配置為在該多個非均勻的取樣實例期間開啓該一或多個 LED。

15、如請求項 14 之裝置，其中每一個 LED 都發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的一波長的光。

16、如請求項 12 之裝置，其中被配置為產生非均勻的取樣實例的該產生器包括：被配置為根據一種子來產生該非均勻的取樣實例的一電路。

17、如請求項 16 之裝置，其中將相同的非均勻的取樣實例用於感測該信號的採樣以及用於由另一裝置重建該信號。

18、如請求項 17 之裝置，其中基於在該裝置與該另一裝置之間的一通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰來產生該種子。

19、如請求項 12 之裝置，還包括：

被配置為對該信號的感測採樣進行封包，以獲得該感測採樣的至少一個封包的一電路；以及

發射機，被配置為藉由一無線通道發送該至少一個封包。

20、如請求項 12 之裝置，還包括：

一接收機，被配置為接收與該非均勻的取樣實例有關的反饋資訊；以及

一適配器，被配置為根據該接收的反饋資訊來修改該非均勻的取樣實例。

21、如請求項 20 之裝置，其中該接收的反饋資訊包括：與該信號的重建有關的係數和至少一個參數，並且其中修改該非均勻的取樣實例包括修改一低取樣比值或數個該取樣實例中的至少一個。

22、如請求項 12 之裝置，其中該信號包括：一光脈波計（PPG）信號或一心電圖（ECG）信號。

23、一種信號處理的裝置，包括：

用於產生非均勻的取樣實例的構件；以及

用於在多個該非均勻的取樣實例期間感測一信號的採樣的構件。

24、如請求項 23 之裝置，還包括：

一光源；

用於在該多個非均勻的取樣實例期間開啓該光源的構件；以及

用於在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源的構件。

25、如請求項 24 之裝置，其中該光源包括：一或多個發光二極體（LED），並且其中用於開啓該光源的該構件包括：用於在該多個非均勻的取樣實例期間開啓該一或多個 LED 的構件。

26、如請求項 25 之裝置，其中每一個 LED 都發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的一波長的光。

27、如請求項 23 之裝置，其中用於產生非均勻的取樣實例的該構件包括：用於根據一種子來產生該非均勻的取樣實例的構件。

28、如請求項 27 之裝置，其中將相同的非均勻的取樣實

例用於感測該信號的採樣以及用於由另一裝置重建該信號。

29、如請求項 28 之裝置，其中基於在該裝置與該另一裝置之間的一通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰來產生該種子。

30、如請求項 23 之裝置，還包括：

用於對該信號的感測採樣進行封包，以獲得該感測採樣的至少一個封包的構件；以及

用於藉由一無線通道發送該至少一個封包的構件。

31、如請求項 23 之裝置，還包括：

用於接收與該非均勻的取樣實例有關的反饋資訊的構件；以及

用於根據該接收的反饋資訊來修改該非均勻的取樣實例的構件。

32、如請求項 31 之裝置，其中該接收的反饋資訊包括：與該信號的重建有關的係數和至少一個參數，並且其中修改該非均勻的取樣實例包括修改一低取樣比值或數個該取樣實例中的至少一個。

33、如請求項 23 之裝置，其中該信號包括：一光脈波計（PPG）信號或一心電圖（ECG）信號。

34、一種用於信號處理的電腦程式產品，該電腦程式產品包括具有指令的一電腦可讀取媒體，該等指令可執行以：

產生非均勻的取樣實例；並且

在多個該非均勻的取樣實例期間感測一信號的採樣。

35、一種感測設備，包括：

一產生器，被配置為產生非均勻的取樣實例；以及

一感測器，被配置為在多個該非均勻的取樣實例期間感測一信號的採樣；以及

一發射機，被配置為發送該感測的採樣。

36、一種用於信號處理的方法，包括以下步驟：

在一裝置處接收從另一裝置發送的信號的採樣；

決定一組非均勻的取樣實例，其中在該另一裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；並且

使用所決定的該組非均勻的取樣實例，來從該接收的採樣中重建該信號。

37、如請求項 36 之方法，其中重建該信號的該步驟包括以下步驟：根據一改進的基於梯度投影的稀疏重建（GPSR）演算法來重建該信號。

38、如請求項 37 之方法，其中該改進的 GPSR 演算法包

括使用一加權因數，並且其中該加權因數包括原始信號的所估計的整體平均值。

39、如請求項 38 之方法，其中藉由求一組訓練信號的平均值來估計該整體平均值。

40、如請求項 36 之方法，其中決定一組非均勻的取樣實例的該步驟包括以下步驟：

根據一種子來產生該組非均勻的取樣實例。

41、如請求項 40 之方法，其中基於涉及在該裝置的一通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰，來在該裝置處產生該種子。

42、如請求項 41 之方法，還包括以下步驟：

將與該種子有關的資訊發送回該另一裝置。

43、一種用於信號處理的裝置，包括：

一接收機，被配置為接收從另一裝置發送的一信號的採樣；

被配置為決定一組非均勻的取樣實例的一電路，其中在該另一裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；以及

一重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實

例，來從該接收的採樣中重建該信號。

44、如請求項 43 之裝置，其中被配置為重建該信號的該重建器包括：被配置為根據一改進的基於梯度投影的稀疏重建（GPSR）演算法來重建該信號的一電路。

45、如請求項 44 之裝置，其中該改進的 GPSR 演算法包括使用一加權因數，並且其中該加權因數包括原始信號的所估計的整體平均值。

46、如請求項 45 之裝置，其中藉由求一組訓練信號的平均值來估計該整體平均值。

47、如請求項 43 之裝置，其中被配置為決定一組非均勻的取樣實例的該電路包括：

一產生器，被配置為根據一種子來產生該組非均勻的取樣實例。

48、如請求項 47 之裝置，其中基於涉及在該裝置的一通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰，來在該裝置處產生該種子。

49、如請求項 48 之裝置，還包括：

一發射機，被配置為將與該種子有關的資訊發送回該另

一裝置。

50、一種用於信號處理的裝置，包括：

用於接收從另一裝置發送的一信號的採樣的構件；

用於決定一組非均勻的取樣實例的構件，其中在該另一裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；以及

用於使用所決定的該組非均勻的取樣實例，從該接收的採樣中重建該信號的構件。

51、如請求項 50 之裝置，其中用於重建該信號的該構件包括：用於根據一改進的基於梯度投影的稀疏重建（GPSR）演算法來重建該信號的構件。

52、如請求項 51 之裝置，其中該改進的 GPSR 演算法包括使用一加權因數，並且其中該加權因數包括原始信號的所估計的整體平均值。

53、如請求項 52 之裝置，其中藉由求一組訓練信號的平
均值來估計該整體平均值。

54、如請求項 50 之裝置，其中用於決定一組非均勻的取樣實例的該構件包括：

用於根據一種子來產生該組非均勻的取樣實例的構件。

[S]

55、如請求項 54 之裝置，其中基於涉及在該裝置的一通訊鏈路的安全性協定中所使用的密鑰，來在該裝置處產生該種子。

56、如請求項 55 之裝置，還包括：

用於將與該種子有關的資訊發送回該另一裝置的構件。

57、一種用於信號處理的電腦程式產品，該電腦程式產品包括具有指令的一電腦可讀取媒體，該等指令可執行以：

接收從一裝置發送的一信號的採樣；

決定一組非均勻的取樣實例，其中在該裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；並且

使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從該接收的採樣中重建信號。

58、一種耳機，包括：

一接收機，被配置為接收從一裝置發送的一信號的採樣；

被配置為決定一組非均勻的取樣實例的一電路，其中在該裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；

一重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從該接收的採樣中重建該信號；以及

一換能器，被配置為根據該重建的信號來提供一音頻輸出。

59、一種手錶，包括：

一接收機，被配置為接收從一裝置發送的一信號的採樣；
被配置為決定一組非均勻的取樣實例的一電路，其中在該裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；
一重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從該接收的採樣中重建該信號；以及

一用戶介面，被配置為根據該重建的信號來提供一指示。

60、一種監控設備，包括：

一連接器；

一接收機，被配置為藉由該連接器接收從一裝置發送的一信號的採樣；

一被配置為決定一組非均勻的取樣實例的一電路，其中在該裝置處是在該組非均勻的取樣實例期間對信號進行取樣；

一重建器，被配置為使用所決定的該組非均勻的取樣實例來從該接收的採樣中重建該信號；以及

用戶介面，被配置為根據該重建的信號來提供一指示。

61、一種用於信號處理的方法，包括以下步驟：

在多個非均勻的取樣實例期間開啓一光源；並且
在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源。

62、如請求項 61 之方法，其中開啓該光源的該步驟包括以下步驟：在該多個非均勻的取樣實例期間開啓一或多個發光二極體（LED）。

63、如請求項 62 之方法，其中每一個 LED 都發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的一波長的光。

64、一種用於信號處理的裝置，包括：

一開啓電路，被配置為在多個非均勻的取樣實例期間開啓一光源；以及

一關閉電路，被配置為在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源。

65、如請求項 64 之裝置，其中該光源包括：一或多個發光二極體（LED），並且其中該開啓電路被配置為在該多個非均勻的取樣實例期間開啓該一或多個 LED。

66、如請求項 65 之裝置，其中每一個 LED 都發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的一波長的光。

67、一種用於信號處理的裝置，包括：

用於在多個非均勻的取樣實例期間開啓一光源的構件；
以及

用於在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源的構

件。

68、如請求項 61 之裝置，其中該光源包括：一或多個發光二極體（LED），並且其中用於開啓該光源的該構件包括：用於在該多個非均勻的取樣實例期間開啓該一或多個 LED 的構件。

69、如請求項 62 之裝置，其中每一個 LED 都發出具有在 600nm 到 1000nm 之間的一波長的光。

70、一種用於信號處理的電腦程式產品，該電腦程式產品包括具有指令的一電腦可讀取媒體，該等指令可執行以：
在多個非均勻的取樣實例期間開啓一光源；以及
在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源。

71、一種感測設備，包括：

一開啓電路，被配置為至少在多個非均勻的取樣實例期間開啓一光源；

一感測器，被配置為在該多個非均勻的取樣實例期間感測一信號的採樣；以及

一關閉電路，被配置為至少在該多個非均勻的取樣實例之間關閉該光源。

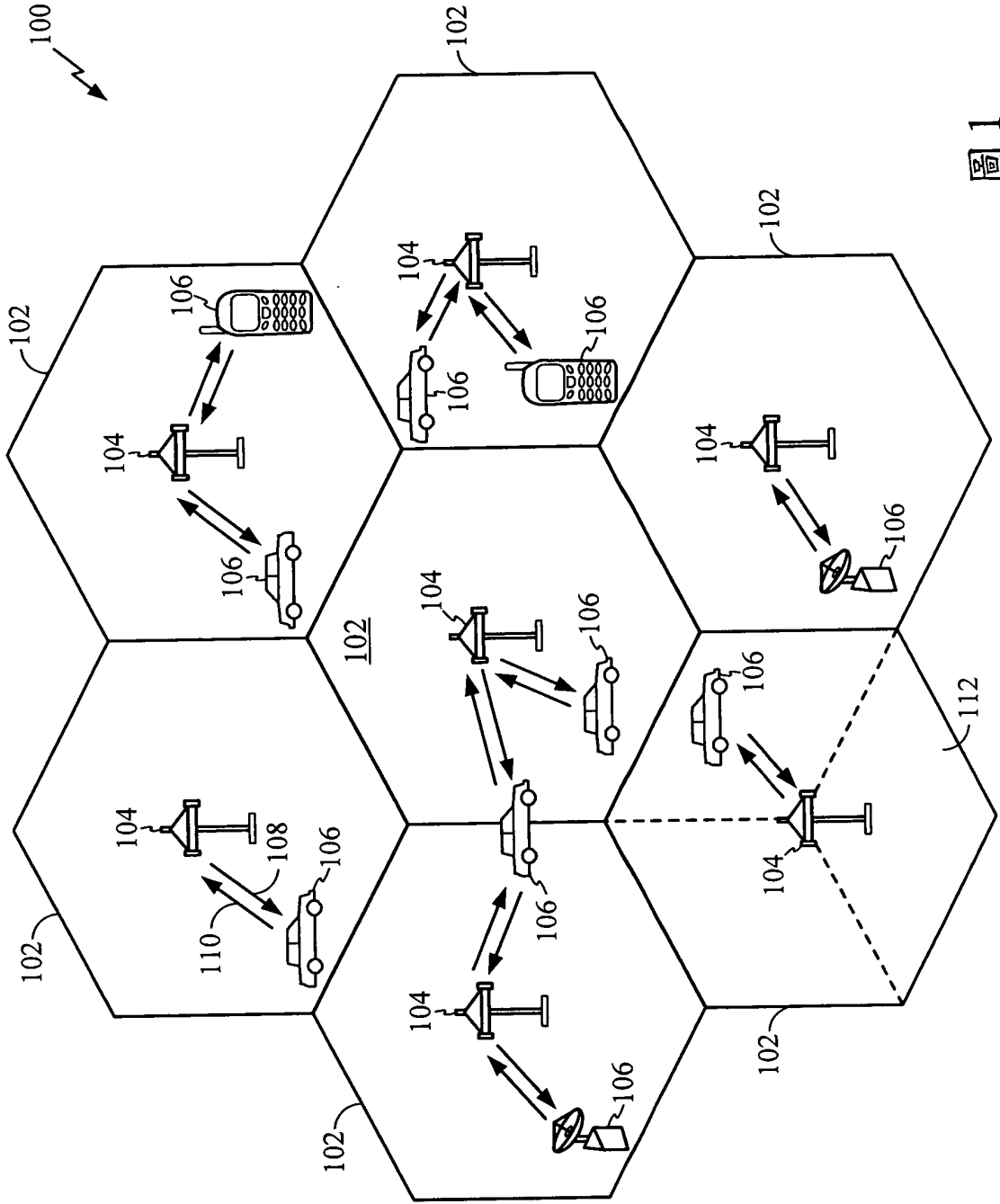


圖 1

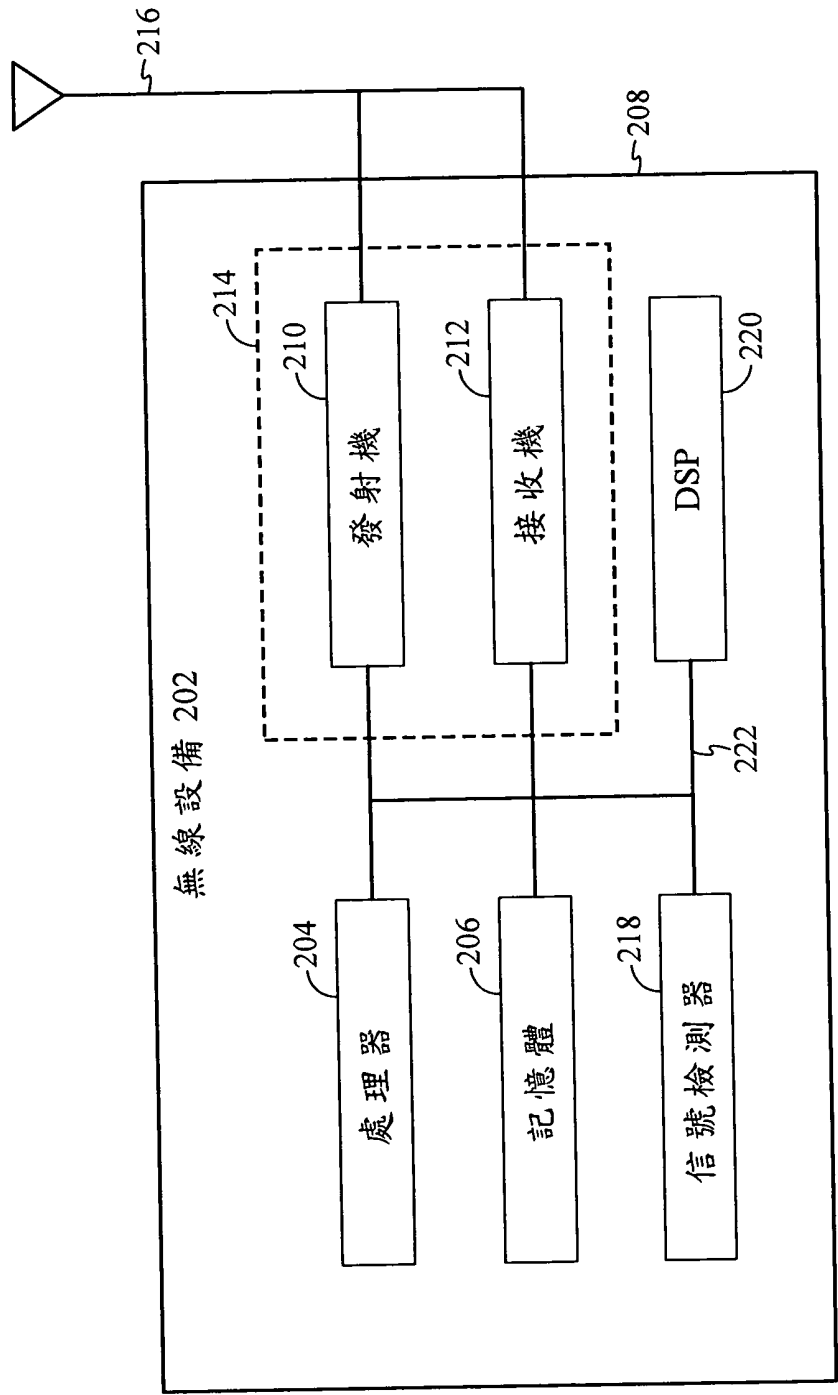


圖 2

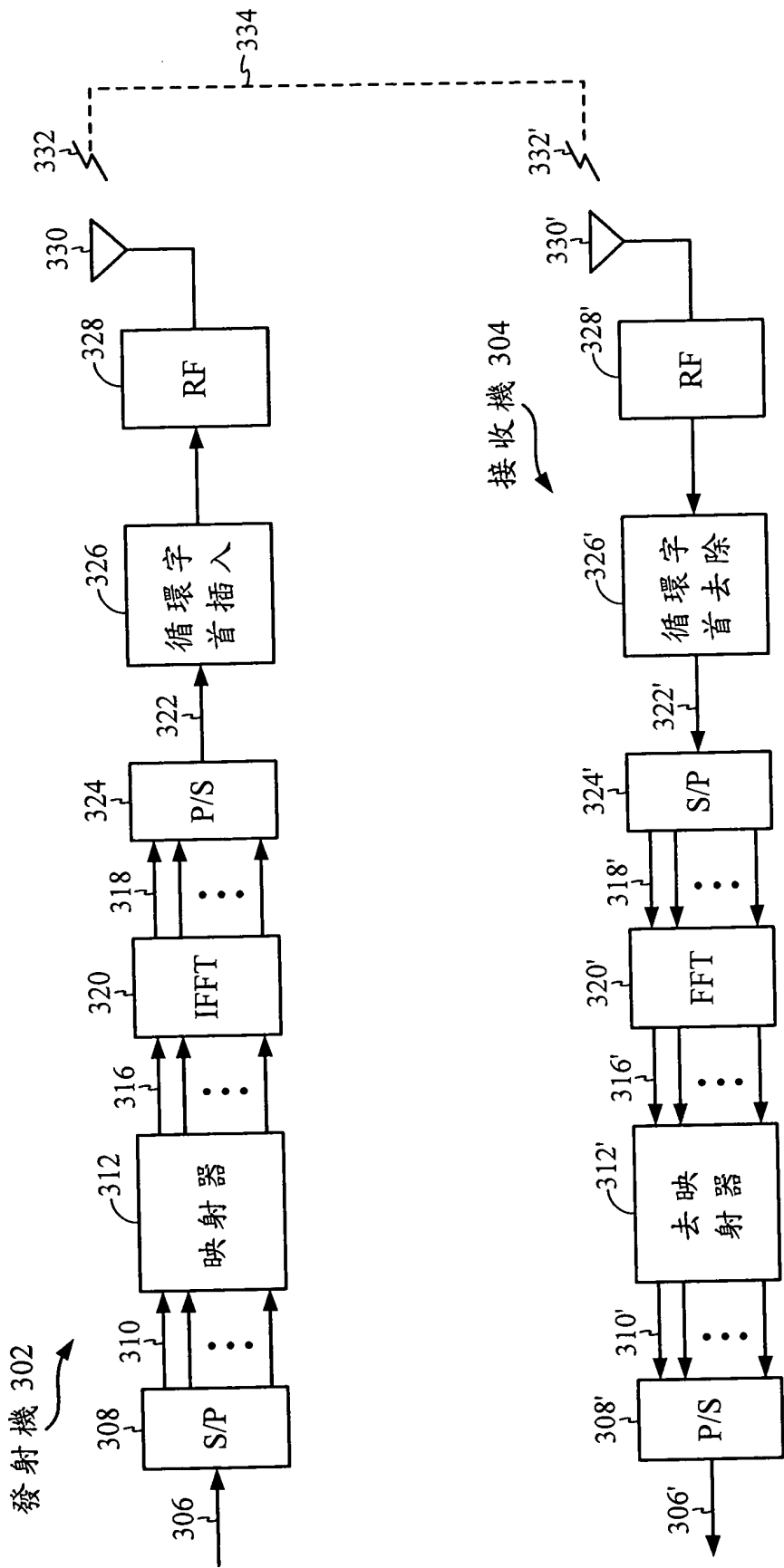


圖 3

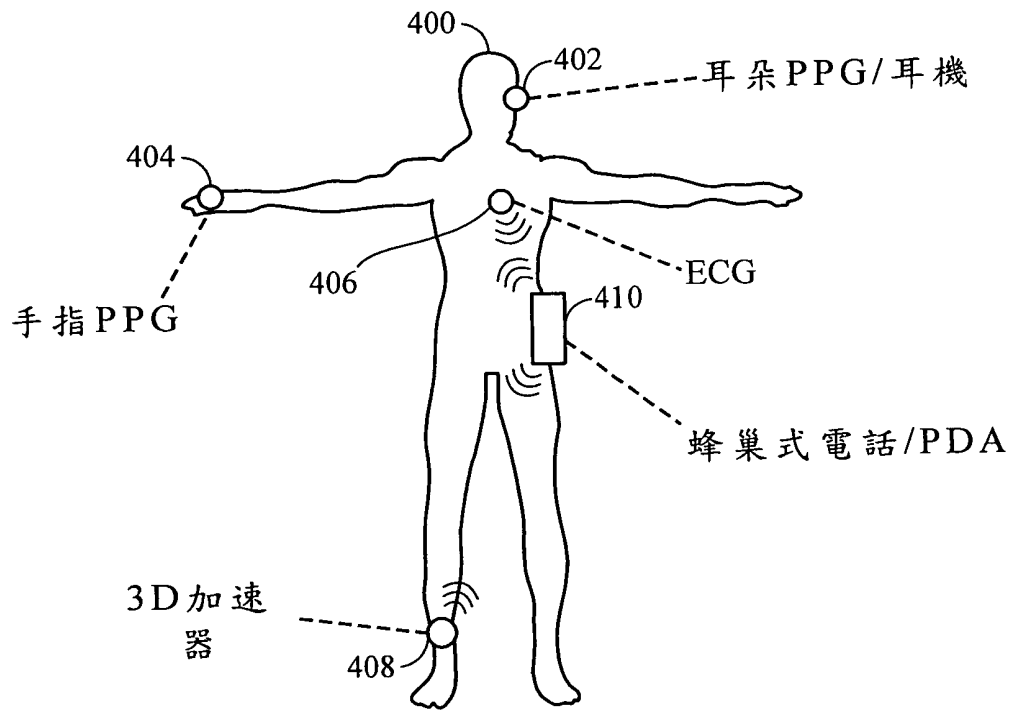


圖 4

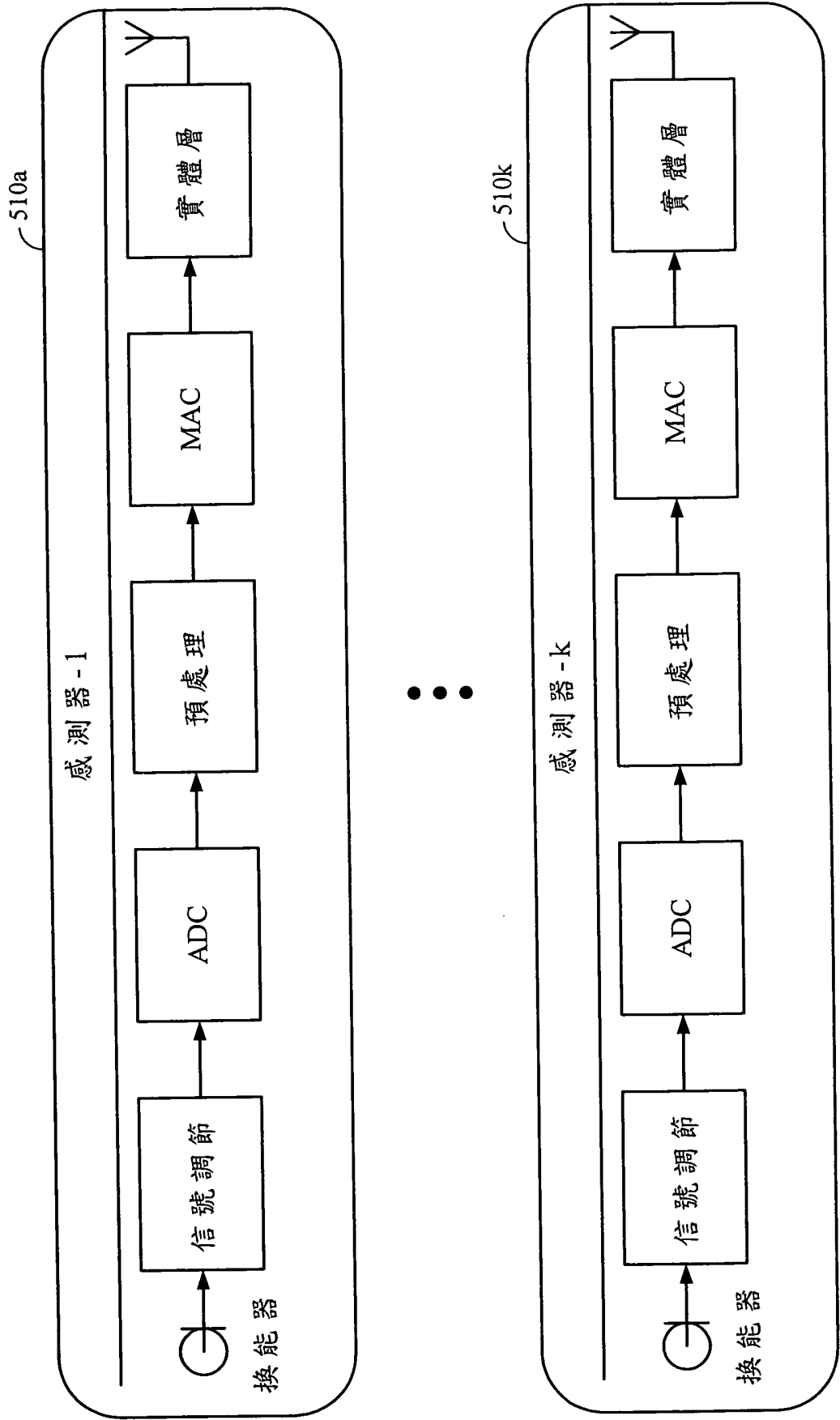


圖 5

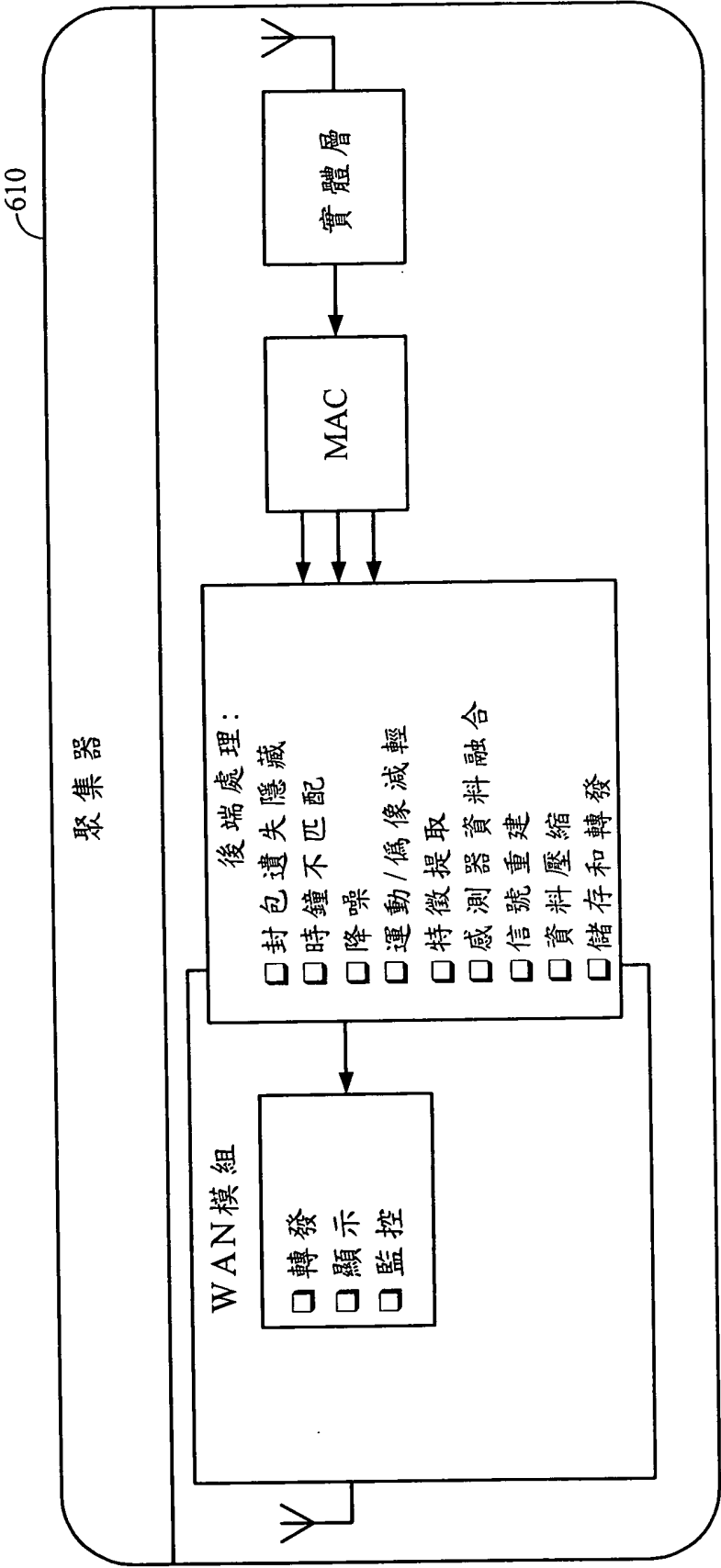


圖 6

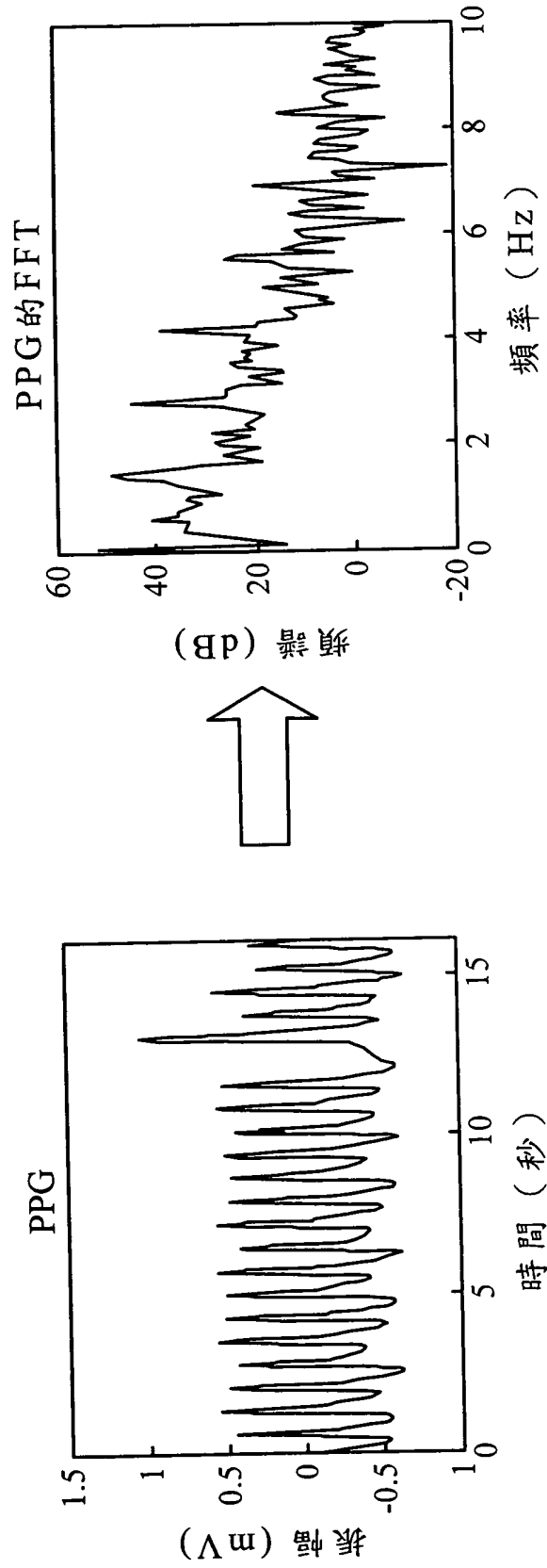


圖 7

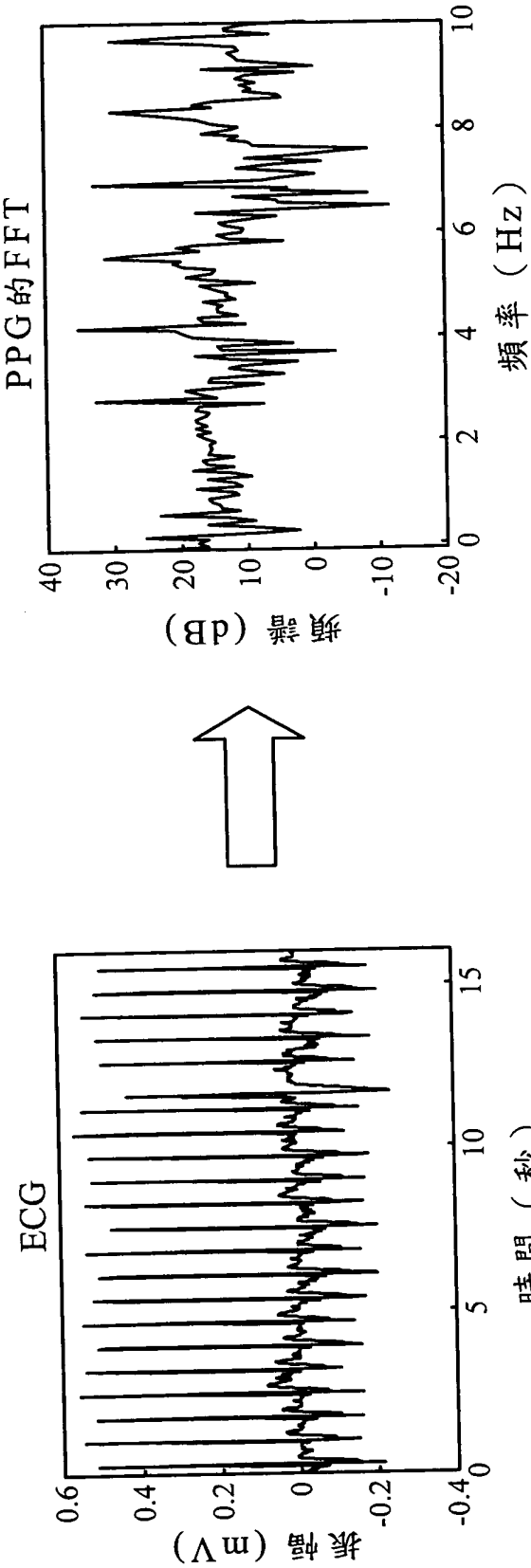


圖 8

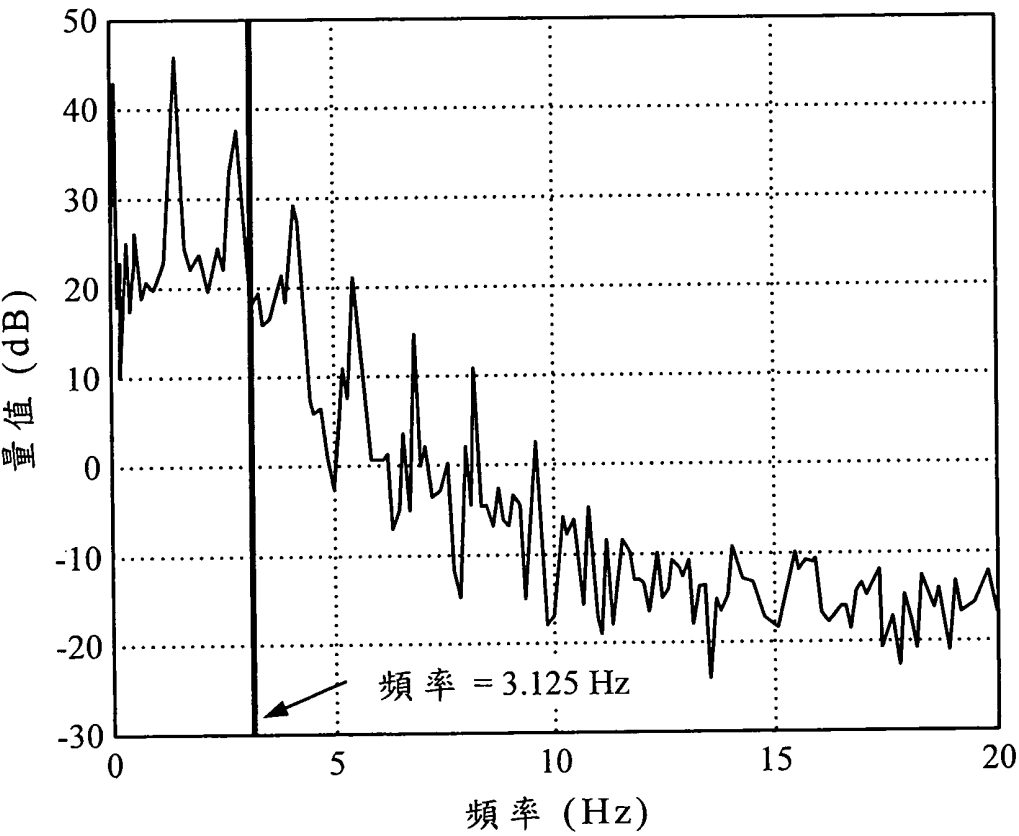
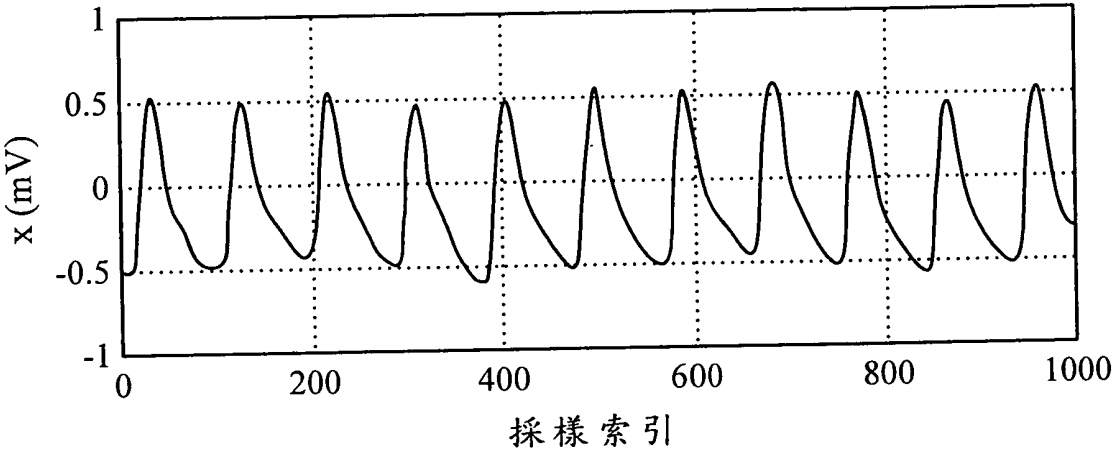
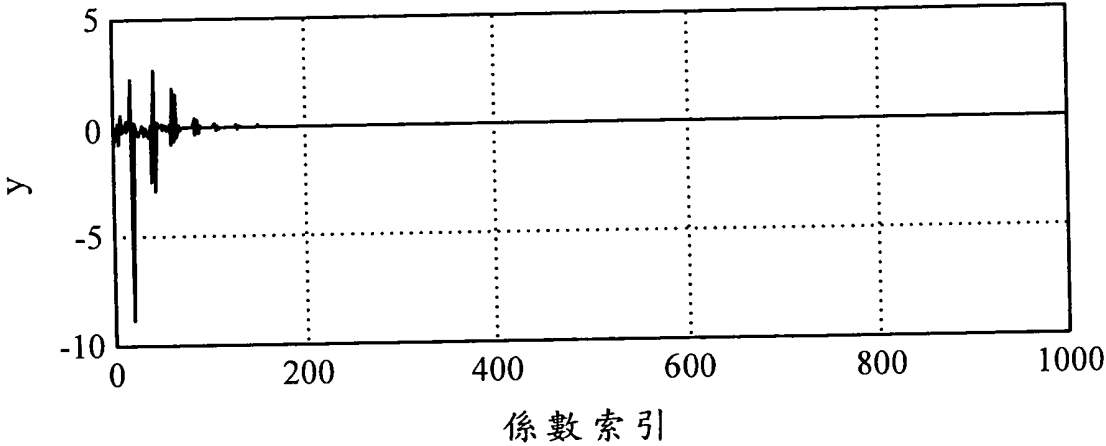


圖 9



(a)



(b)

圖 10

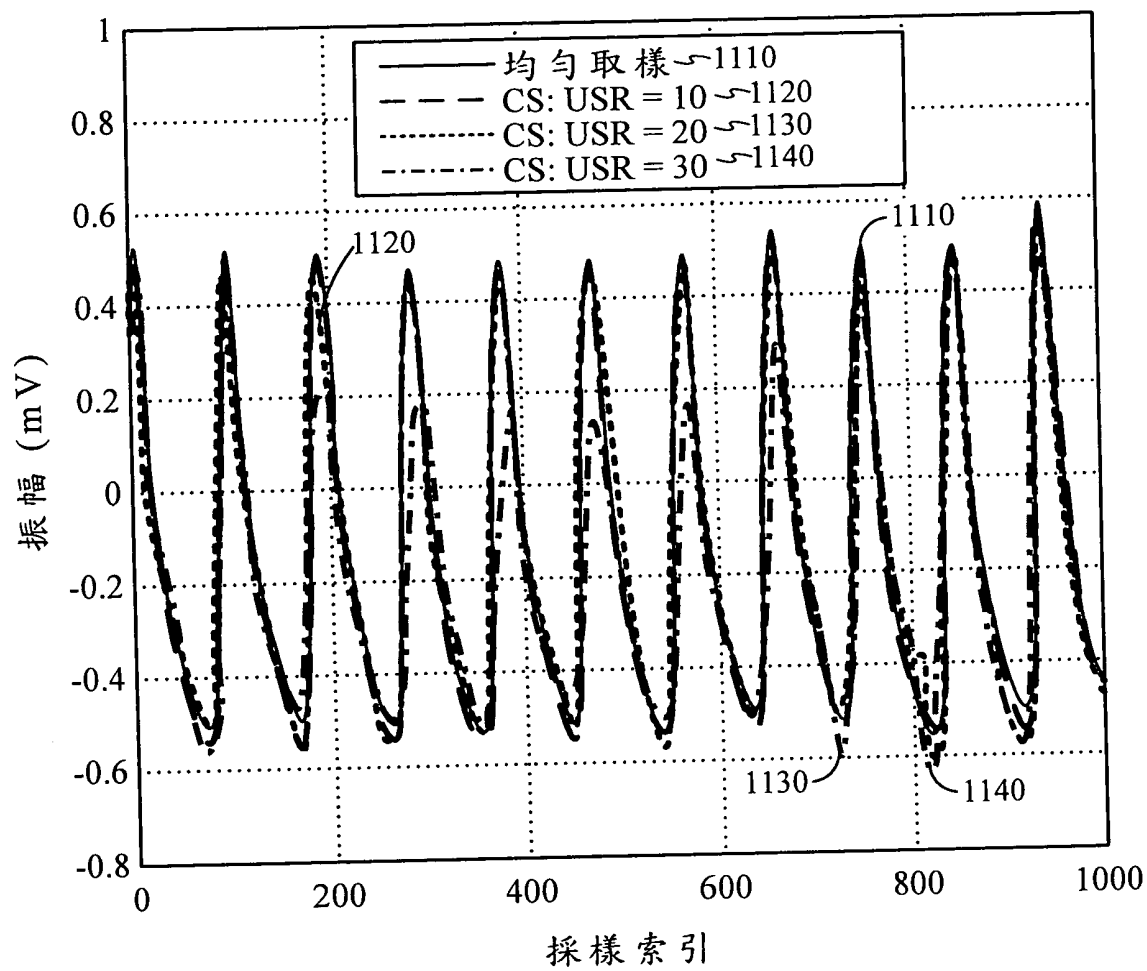


圖 11

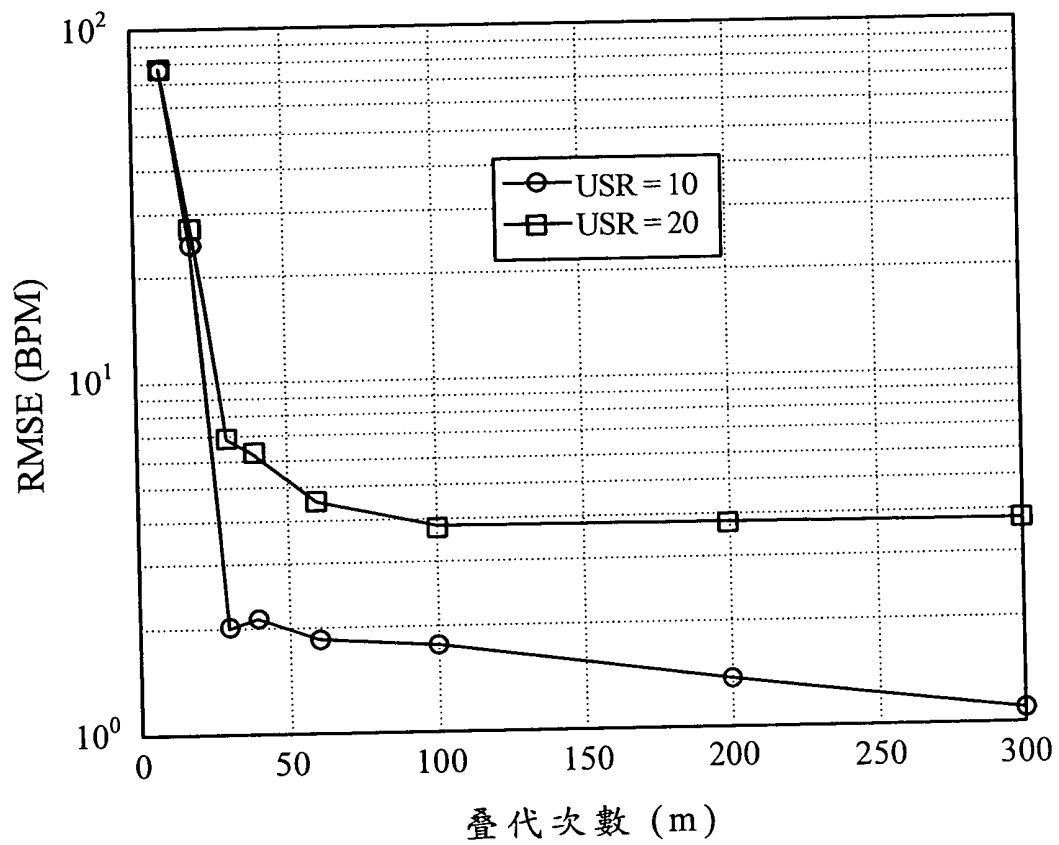


圖 12

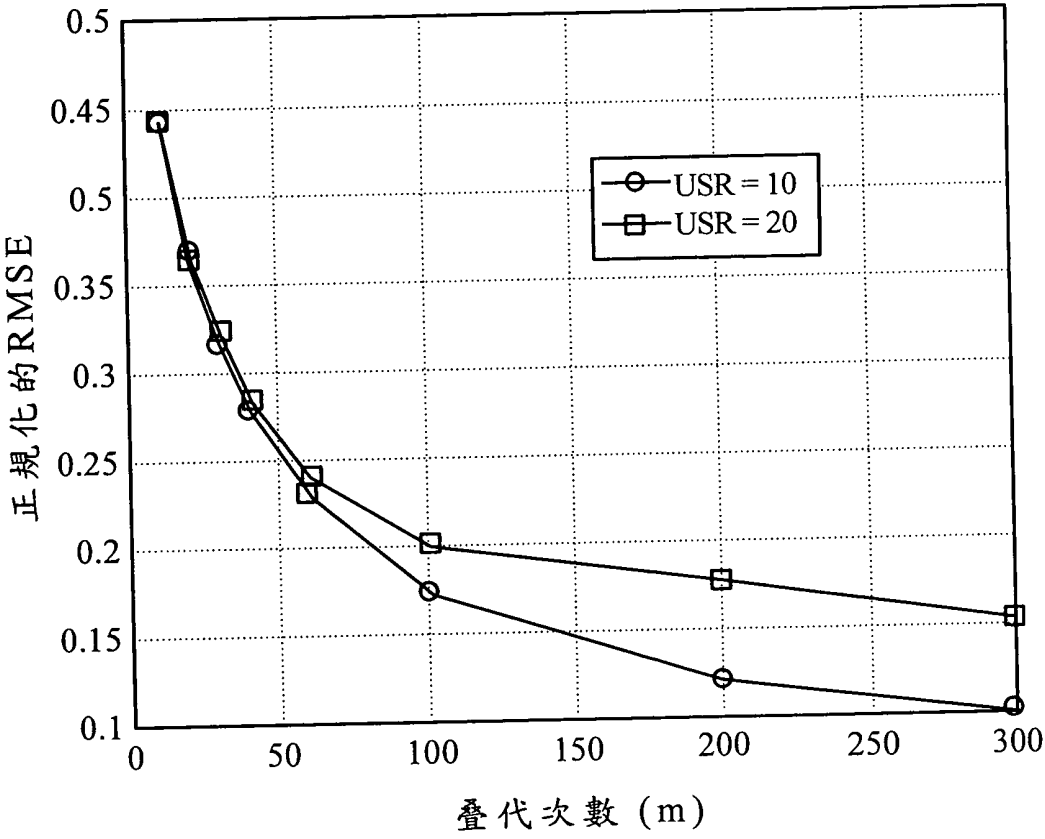


圖 13

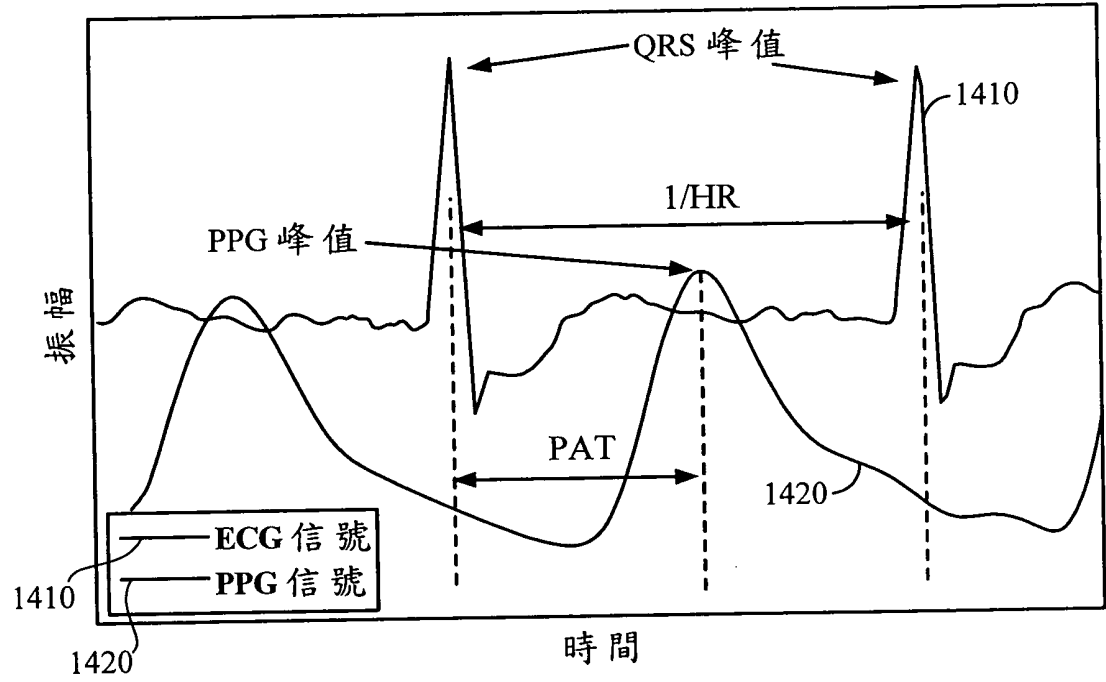


圖 14

病人	尼奎斯特-PPG			CS-PPG (USR=40)		
	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	N_{BP}	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	N_{BP}
55	4.72	3.1	48.8	2.95	2.19	13.05
212	4.02	3.12	75.6	3.97	1.93	13
213	4.54	2.27	21.44	5.54	2.18	3.3
219	7.68	3.65	29.8	8.85	3.14	6.88
221	8.24	3.85	81.5	6.67	4.03	10.4
224	6.47	4.87	63.05	6.1	3.84	12.35
230	6.42	3.3	37.8	6.09	3.68	1.52
237	9.25	6.83	18.61	7.89	3.62	5.52
408	8.99	9.06	73.41	8.46	6.66	12.4
443	11.42	7.75	86.93	7.45	3.97	5.73
444	7.85	4.08	59.23	7.49	4.02	13.1
476	8.92	5.5	49.96	7.06	2.49	15.02
482	7.34	2.97	16.92	6.1	2.35	2.83
平均值:	7.37	4.64	51	6.51	3.39	8.85

圖 15

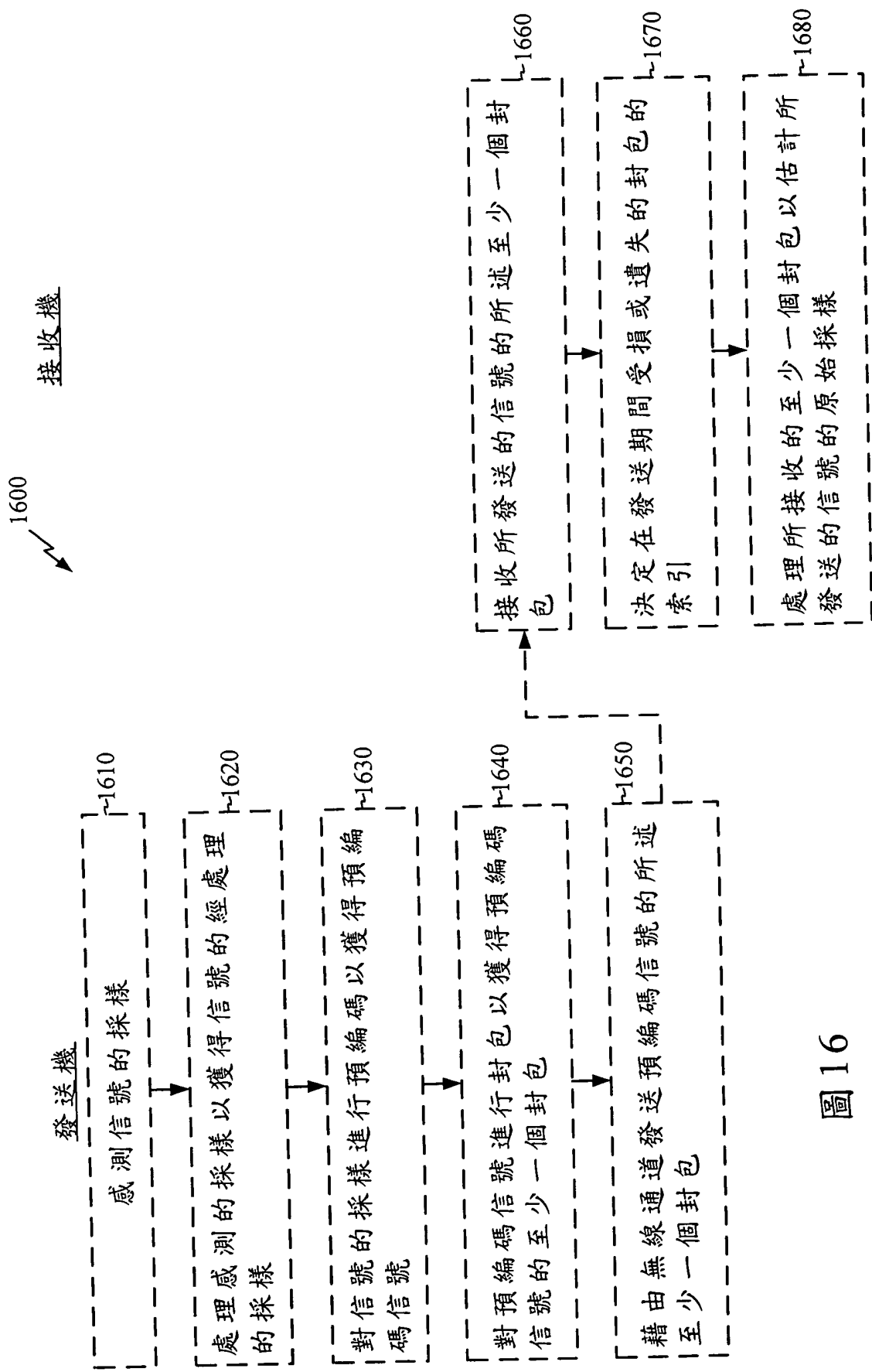


圖 16

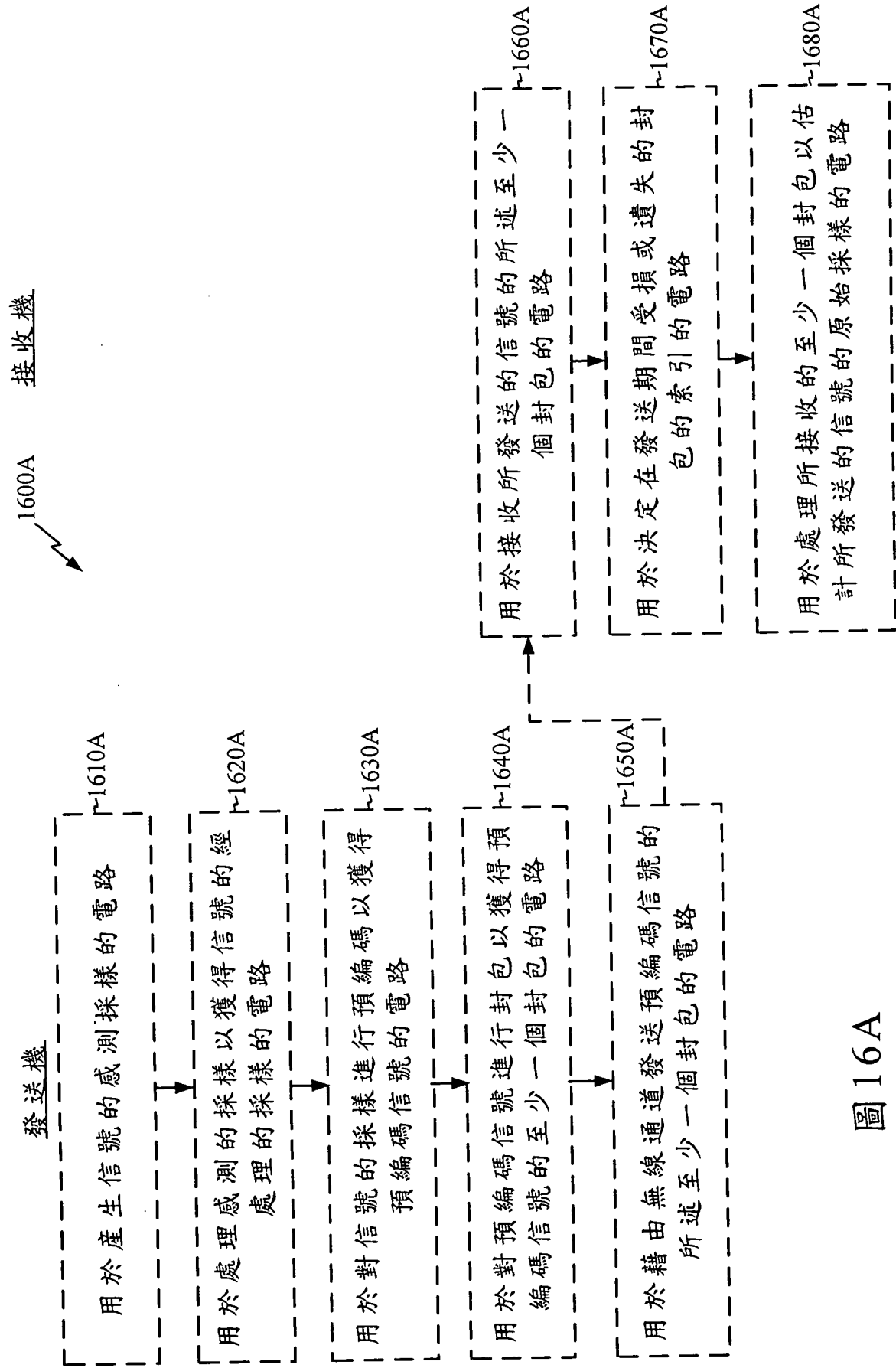


圖 16A

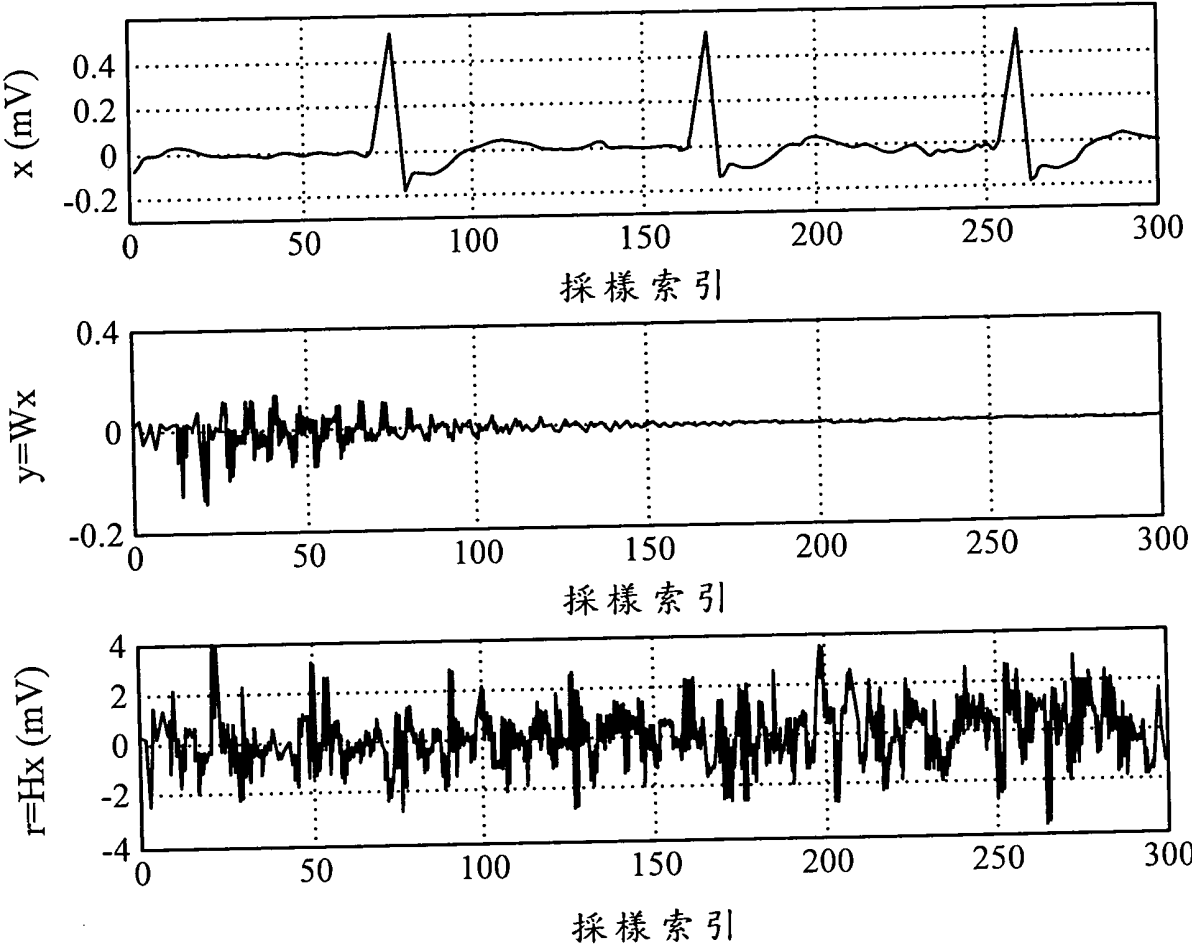


圖 17

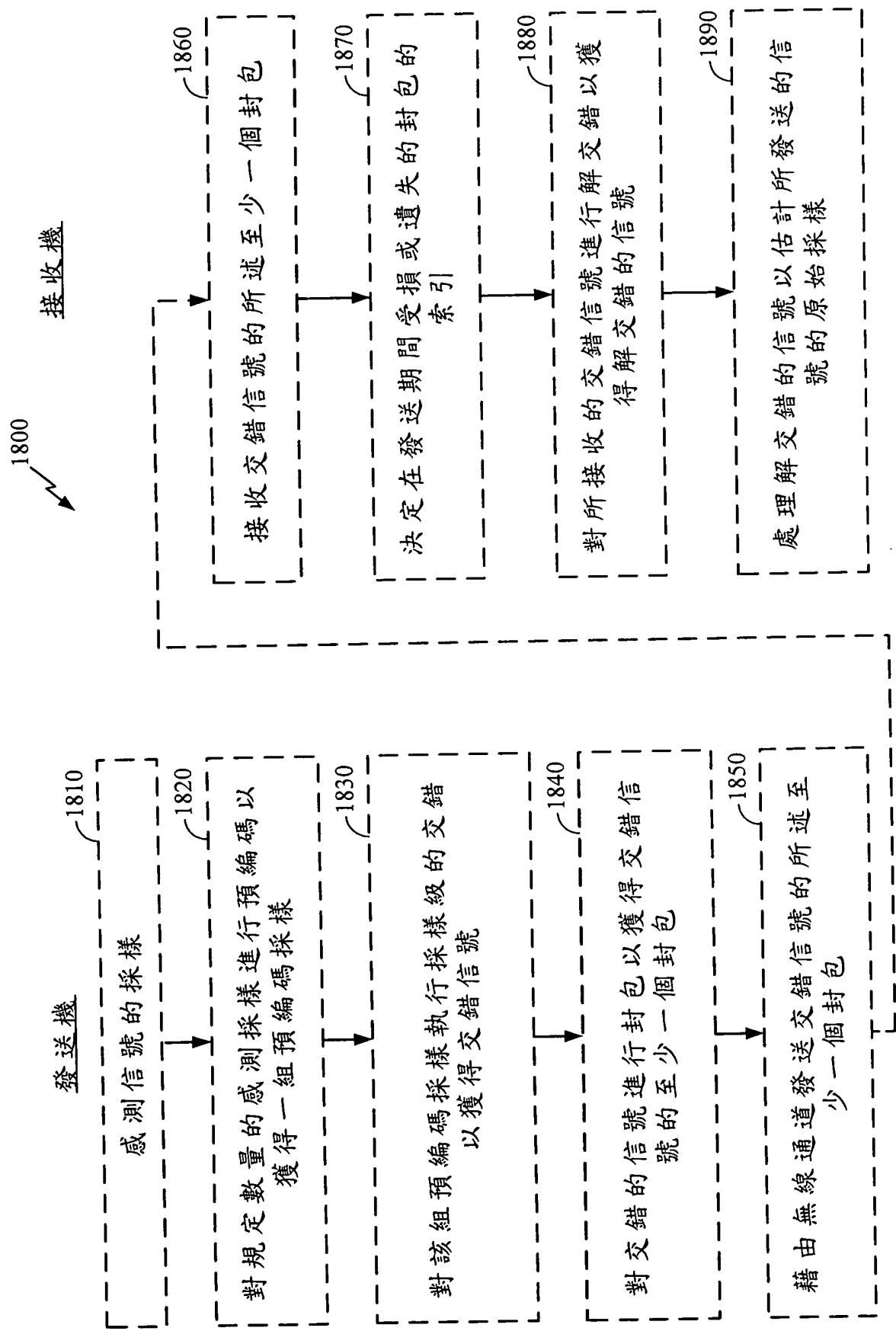


圖18

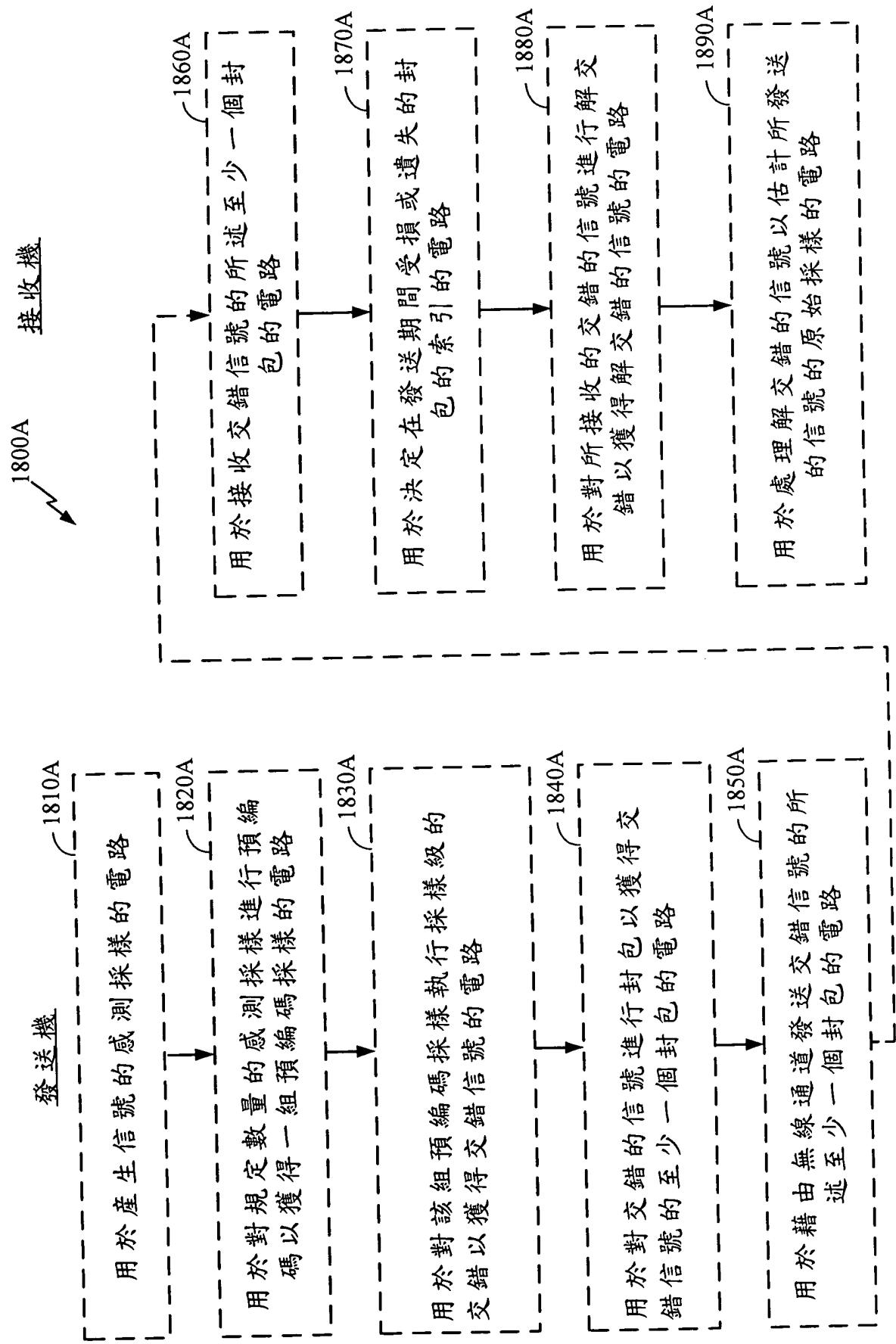


圖18A

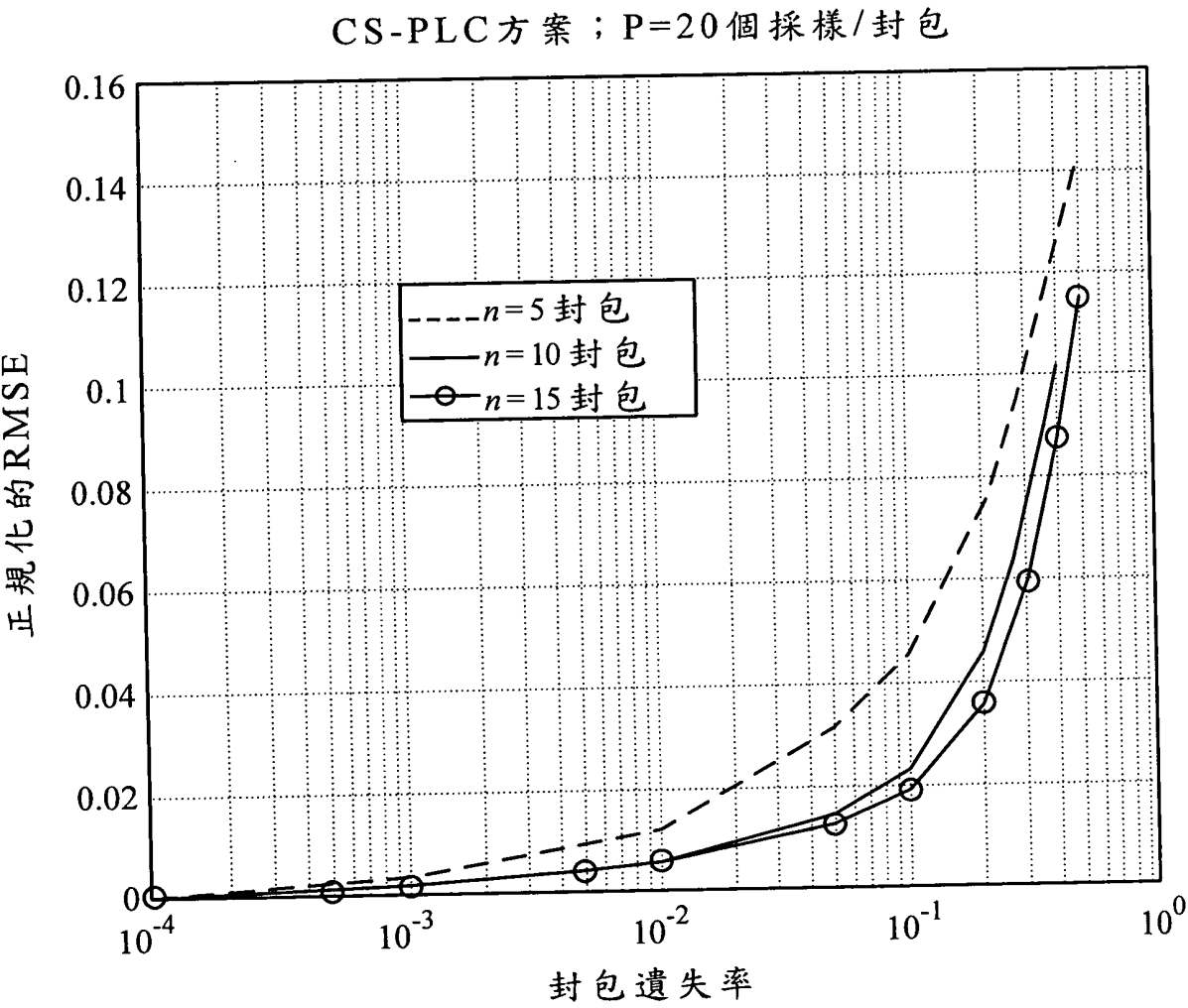


圖 19

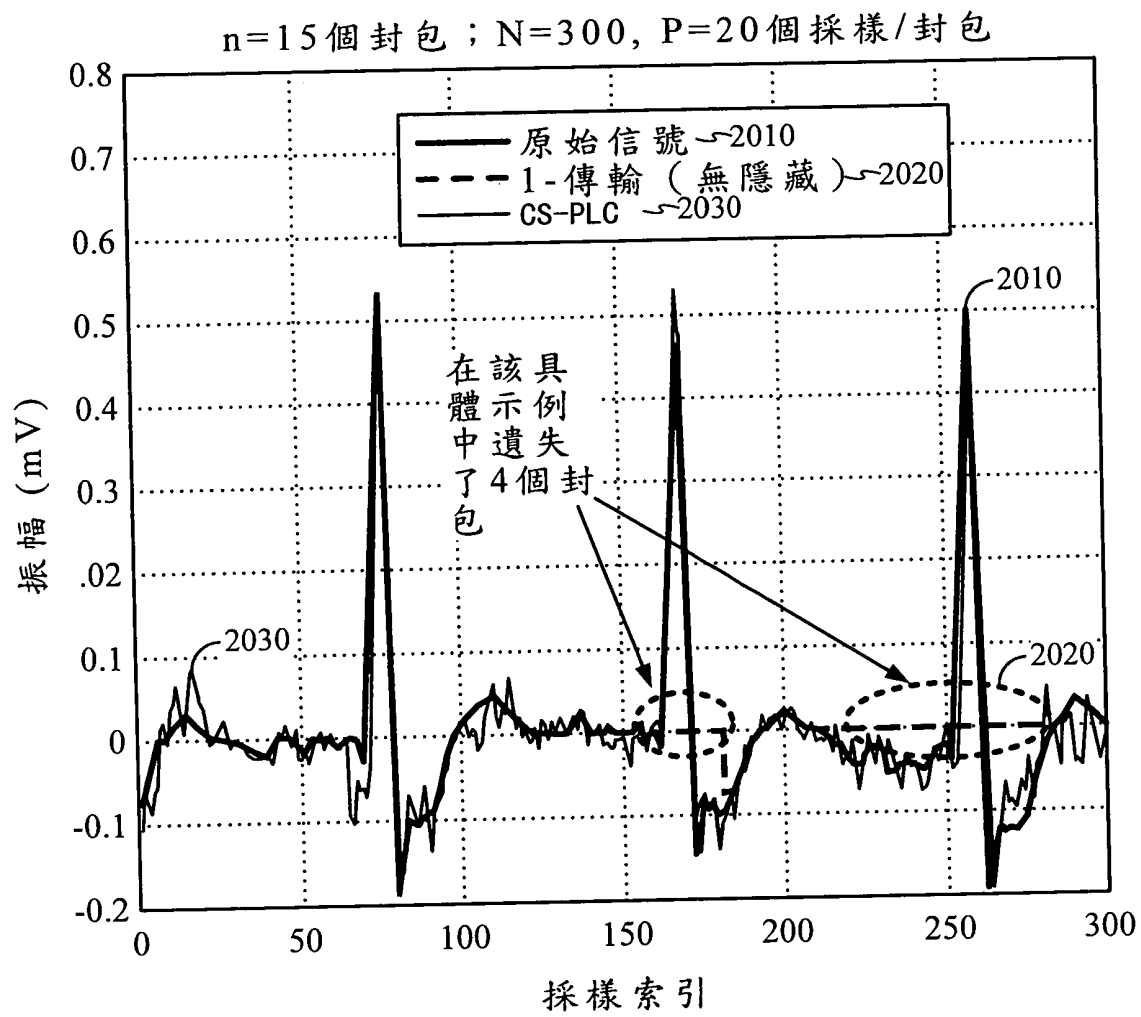


圖 20

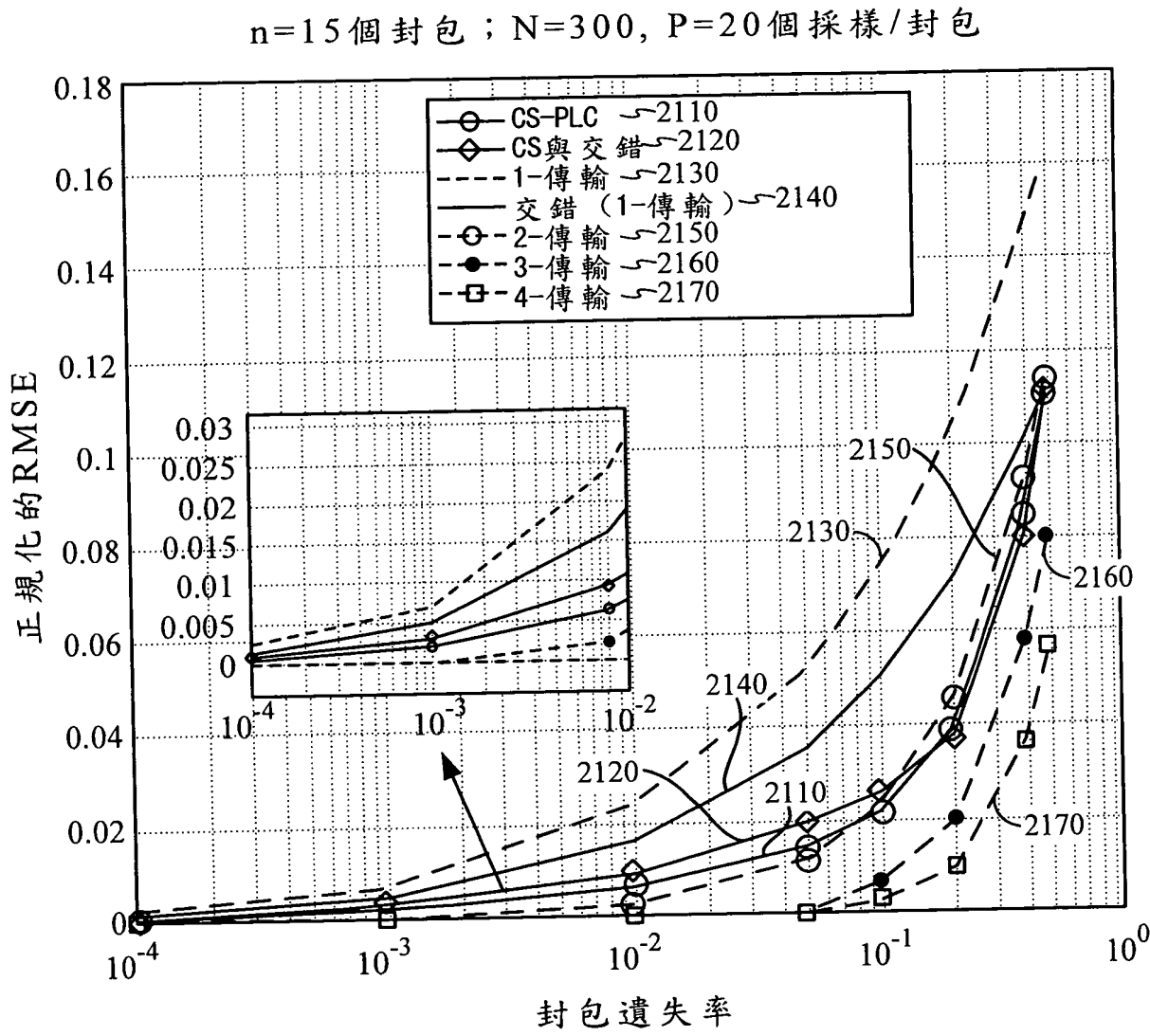


圖 21

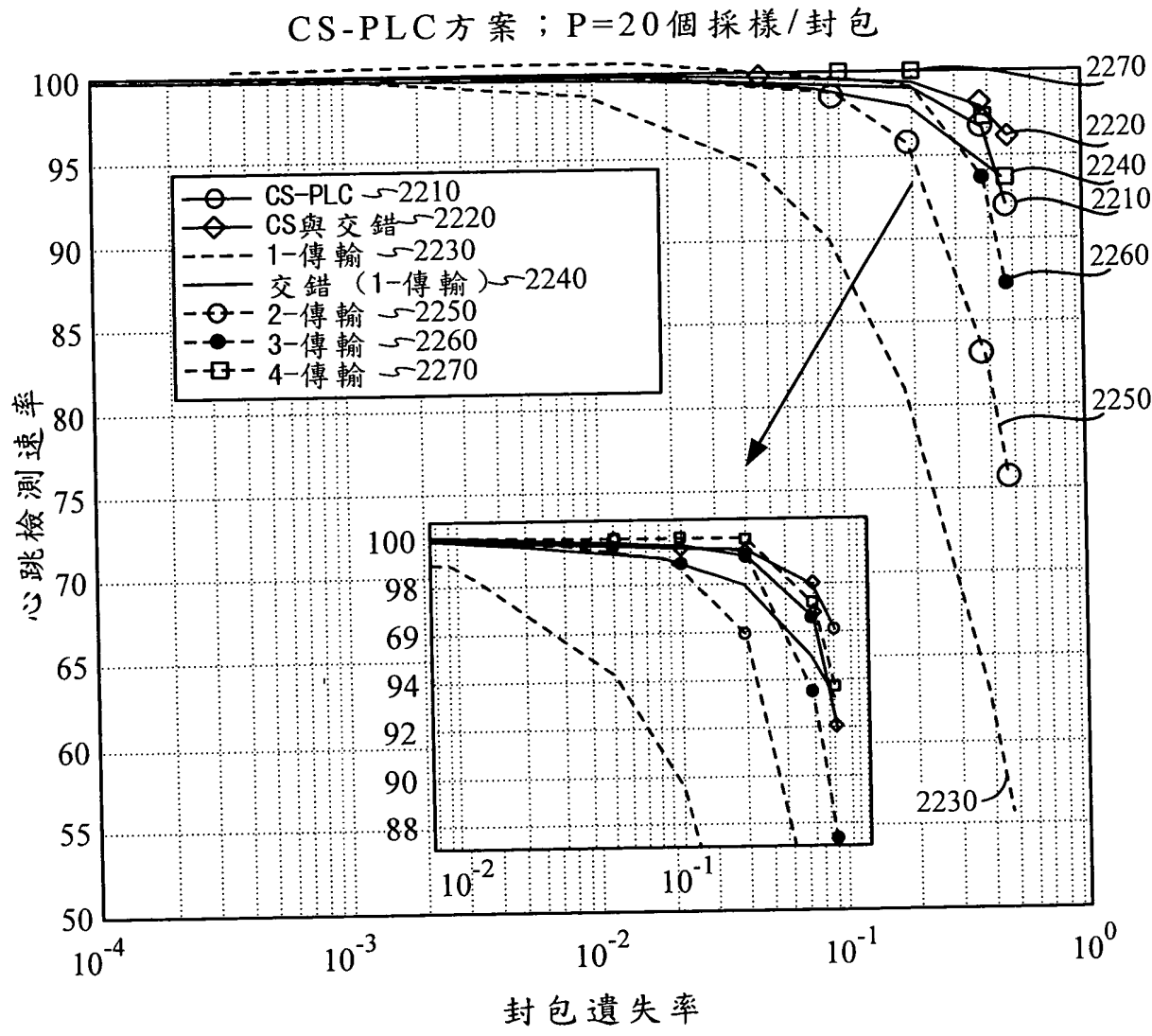


圖 22

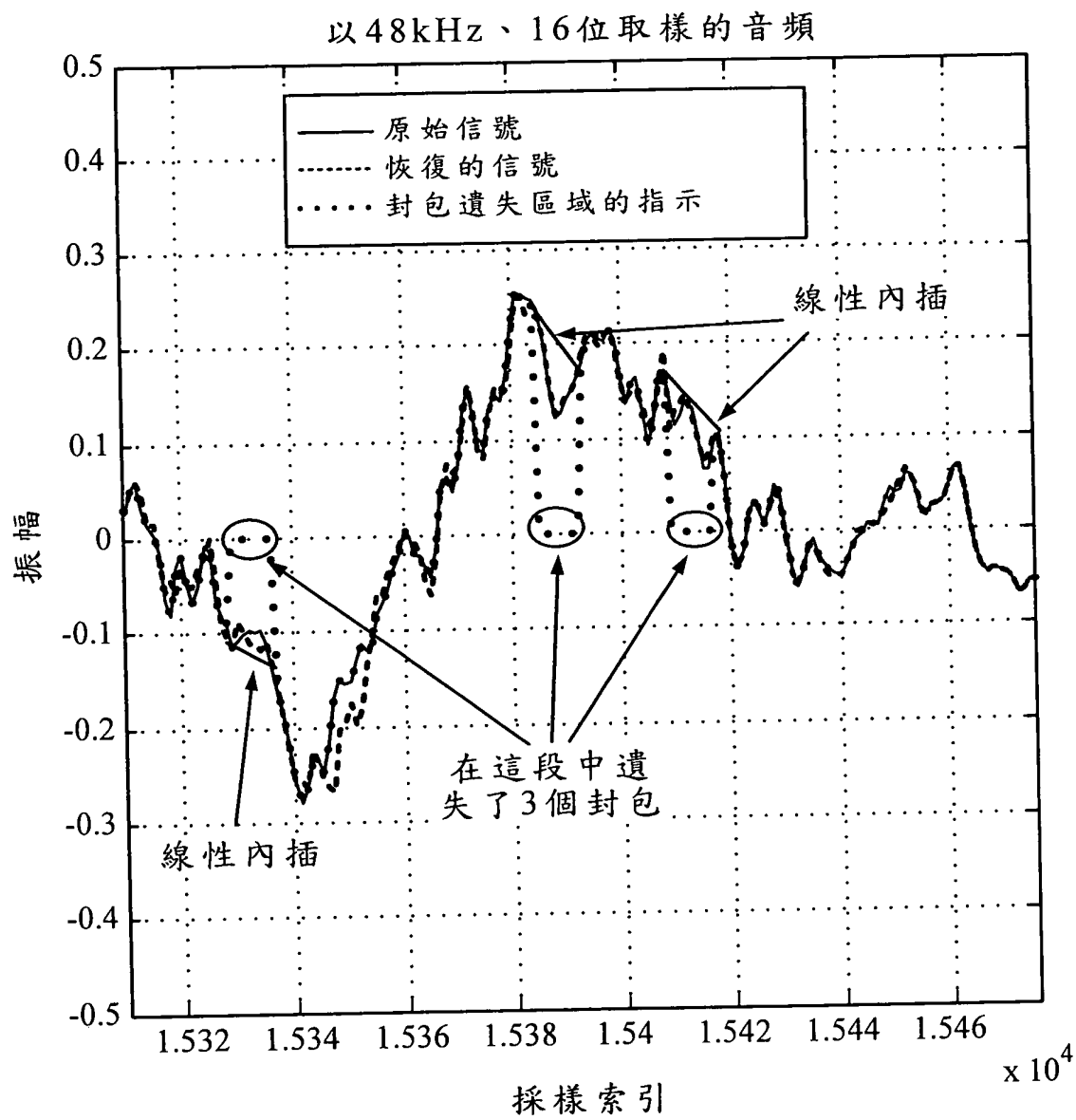


圖 23

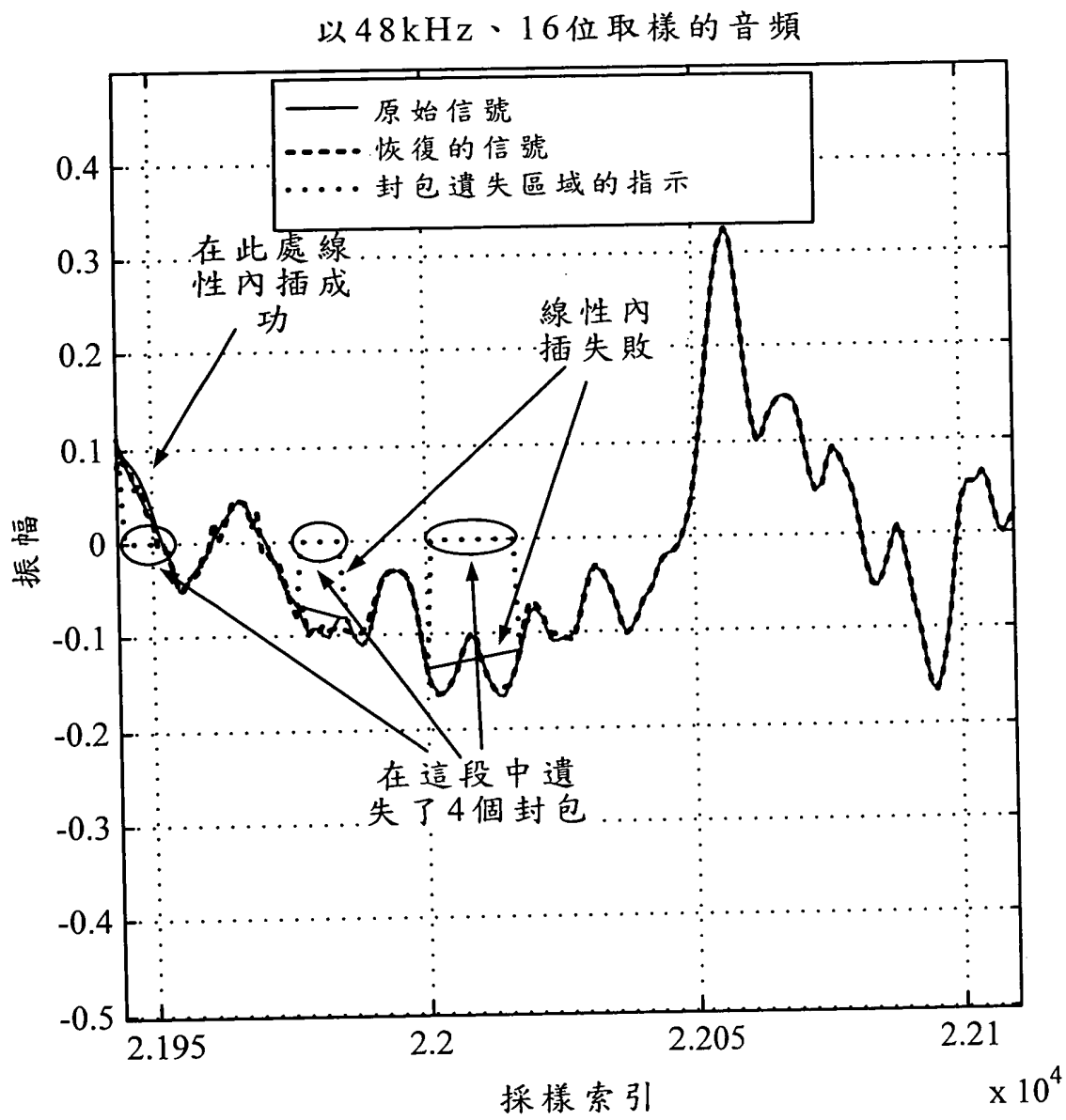


圖 24

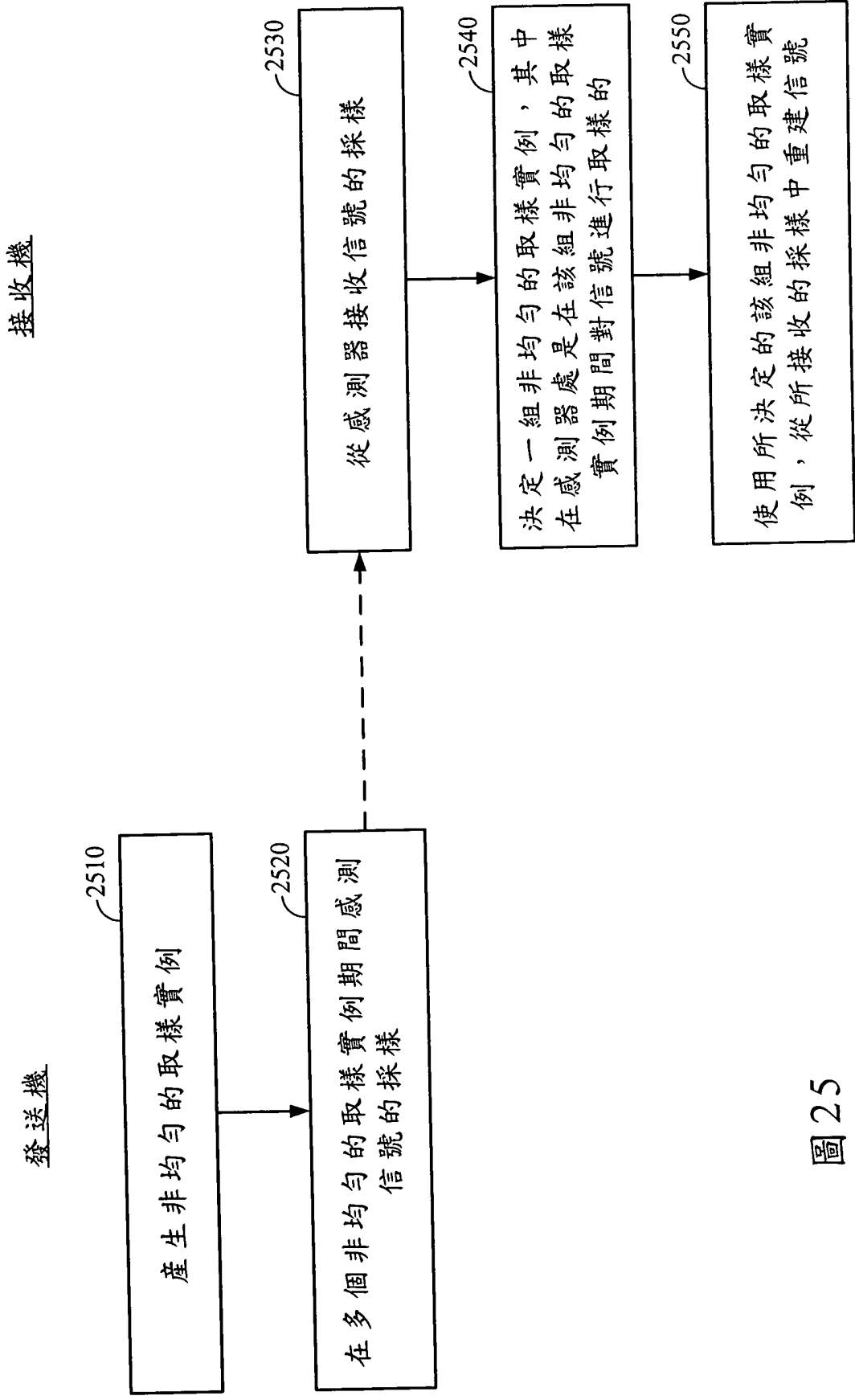
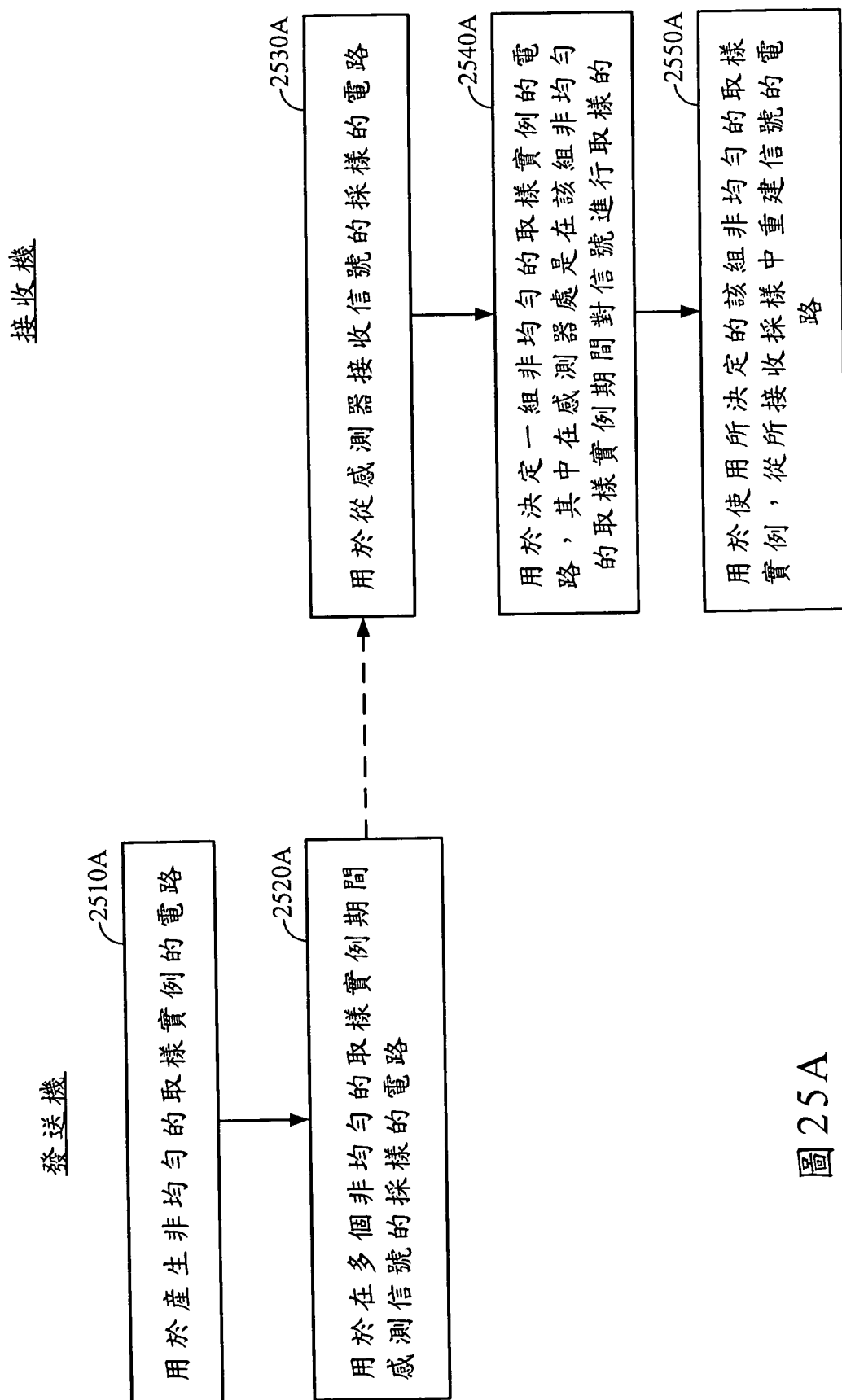


圖25



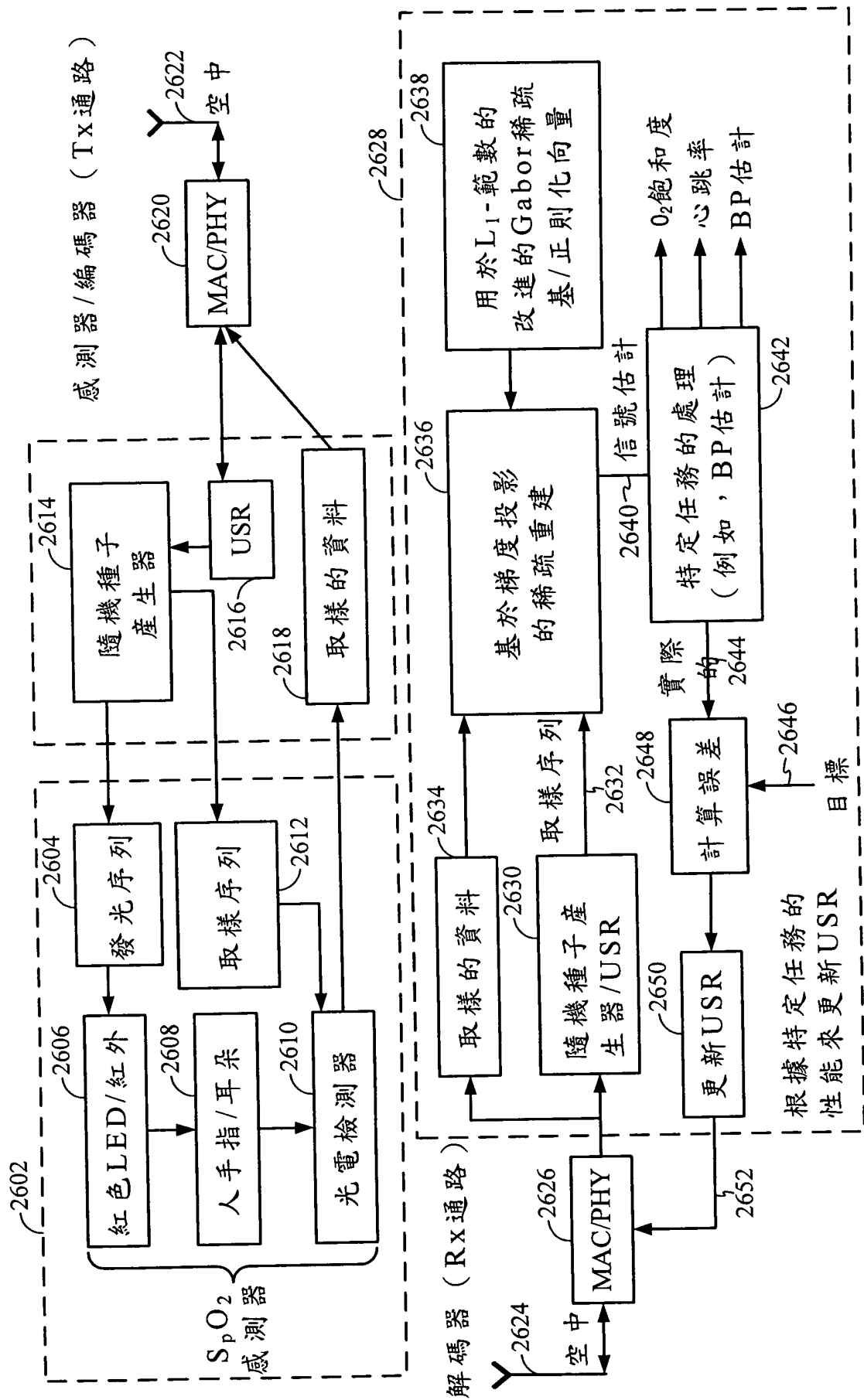


圖 26

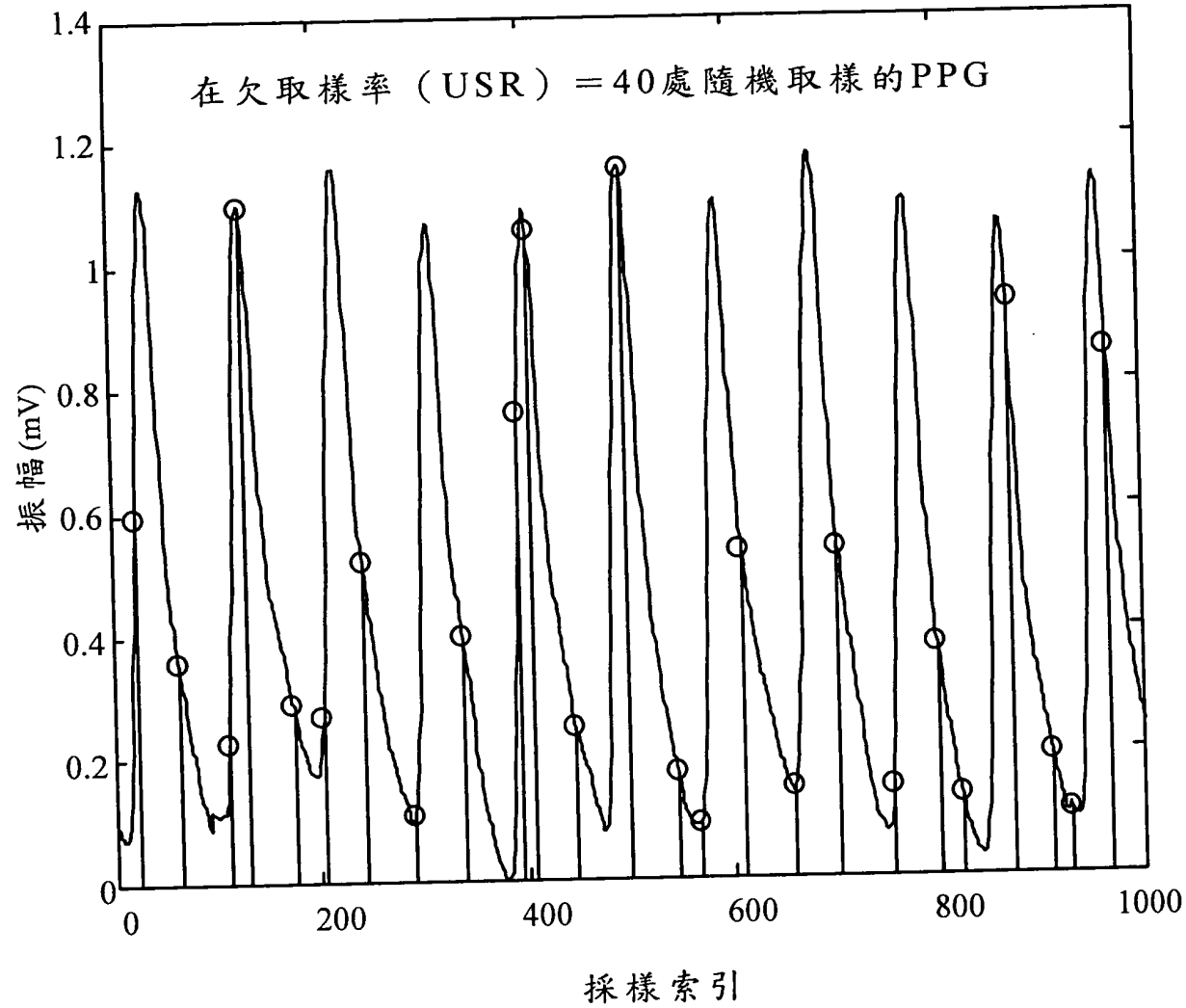


圖 27

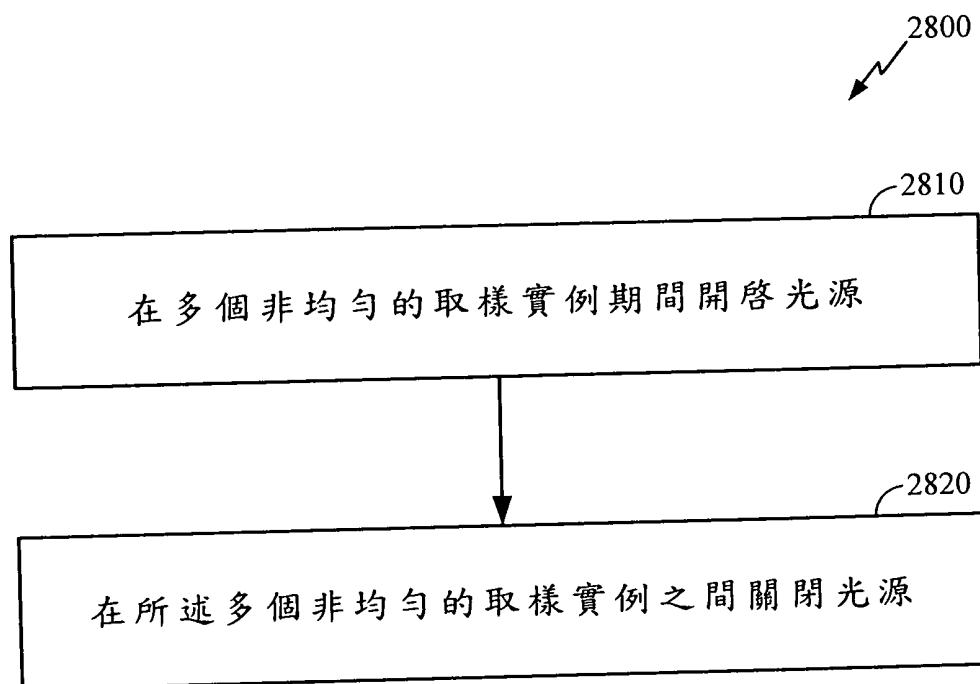


圖 28

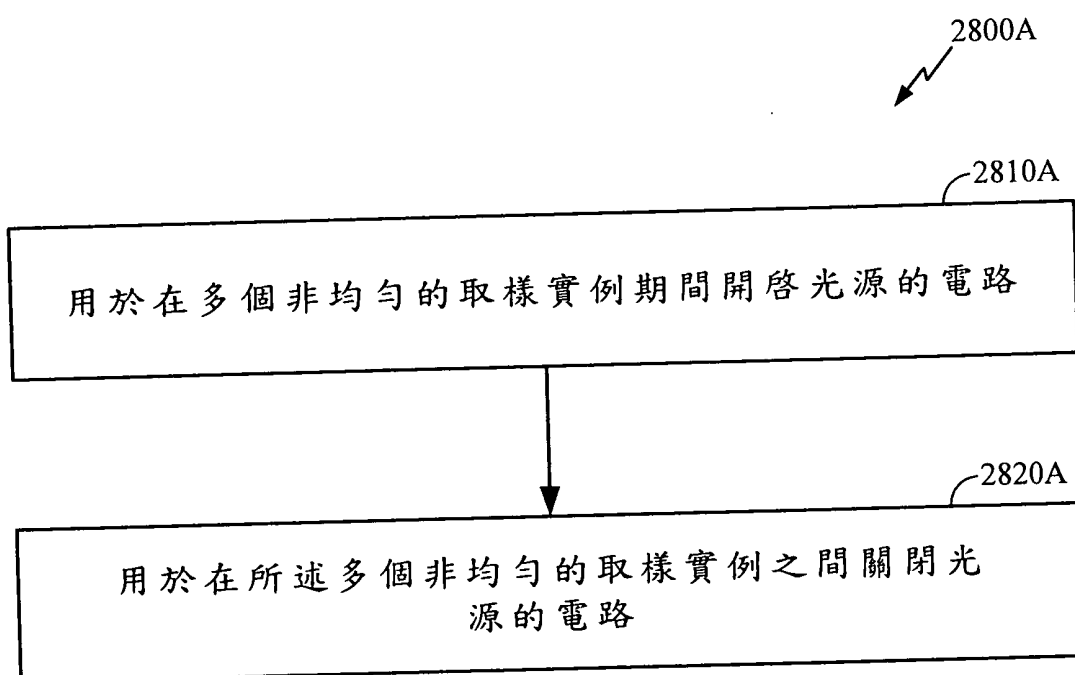


圖 28A

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（ 25 ）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

2510~2550 操 作

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無