



(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 I503101 B

(45) 公告日：中華民國 104 (2015) 年 10 月 11 日

(21) 申請案號：101132253

(22) 申請日：中華民國 98 (2009) 年 12 月 14 日

(51) Int. Cl. : A61B5/0432 (2006.01)

A61B5/053 (2006.01)

A61B5/07 (2006.01)

G08C17/02 (2006.01)

(30) 優先權：2008/12/15 美國

61/122,723

2009/03/13 美國

61/160,289

2009/09/08 美國

61/240,571

2009/10/13 美國

61/251,088

(71) 申請人：波提亞斯數位康健公司 (美國) PROTEUS DIGITAL HEALTH, INC. (US)

美國

(72) 發明人：羅伯森 提姆斯 ROBERTSON, TIMOTHY (US)；歐米瓦 法塔尼 Omidvar, FATANEH (US)；班沙迪 亞雪兒 BEHZADI, YASHAR (US)；安恩 羅倫斯 ARNE, LAWRENCE (US)；羅貝瑞 肯尼斯 ROWBERRY, KENNETH (US)；哈奇森 詹姆士 HUTCHISON, JAMES (US)；利奇納 羅伯特 LEICHNER, ROBERT (US)；莎維居 喬治 SAVAGE, GEORGE (US)；湯普森 安哲 THOMPSON, ANDREW (GB)；德利克 馬克 ZDEBLICK, MARK (US)；克利勒 馬克 KREIDLER, MARC (US)；哈佛茲 胡曼 HAFEZI, HOOMAN (US)；達克 羅伯特 DUCK, ROBERT (US)

(74) 代理人：林秋琴；何愛文

(56) 參考文獻：

US 4578061

US 5925066

US 7414534B1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：30 共 158 頁

(54) 名稱

與身體有關的接收器及其方法

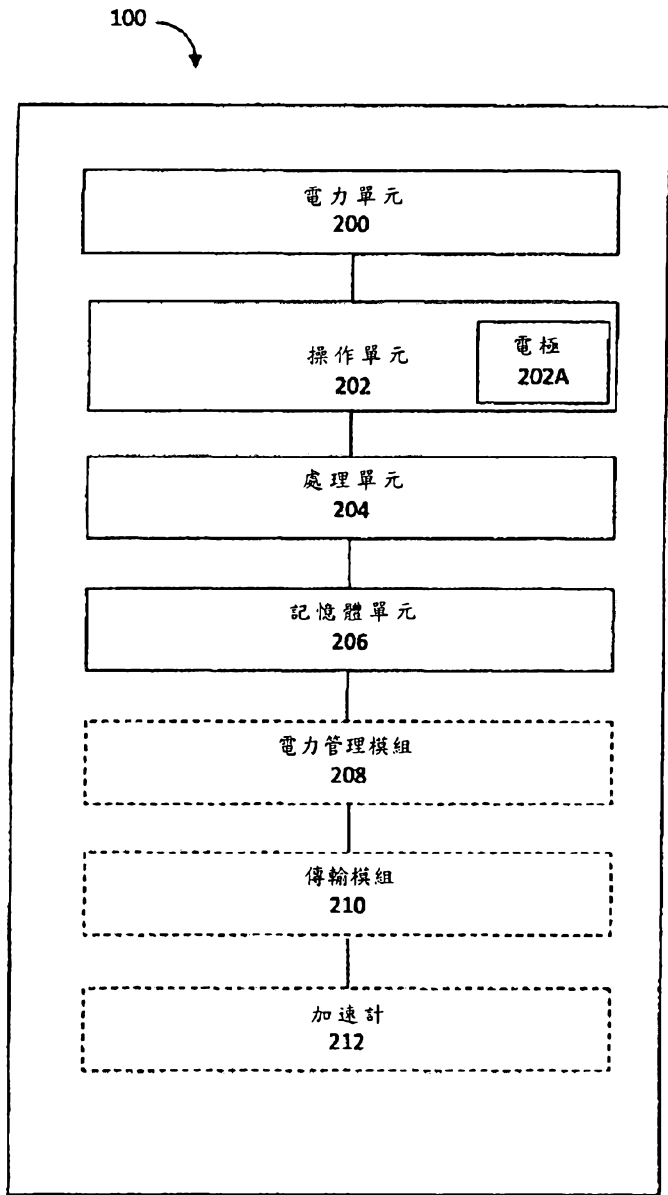
BODY-ASSOCIATED RECEIVER AND METHOD

(57) 摘要

提供一種外部或植入之接收器。本發明之接收器的觀點包括存在下列一或多項：高功率-低功率模組；中介模組：用以啟動或停用一或多項至高功率處理區塊之電源的電源模組；連接主、僕塊之序列周邊介面匯流排；及多用途連接器。本發明之接收器可用以接收導通傳輸信號。亦提供包括該等接收器之系統及使用方法。揭露用於使用配合劑量遞送系統之接收器的其餘系統及方法。

Receivers, which may be external or implantable, are provided. Aspects of receivers of the invention include the presence of one or more of: a high power-low power module; an intermediary module; a power supply module configured to activate and deactivate one or more power supplies to a high power processing block; a serial peripheral interface bus connecting master and slave blocks; and a multi-purpose connector. Receivers of the invention may be configured to receive a conductively transmitted signal. Also provided

are systems that include the receivers, as well as methods of using the same. Additionally systems and methods are disclosed for using a receiver for coordinating with dosage delivery systems.



- 100 . . . 接收器
- 200 . . . 電源
- 202 . . . 操作單元
- 202A . . . 電極
- 204 . . . 處理單元
- 206 . . . 記憶體單元
- 208 . . . 電力管理模  
組
- 210 . . . 傳輸模組
- 212 . . . 加速計

圖 1A

## 六、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

依據 35 U.S.C. § 119 (E)，本申請案主張下列申請案之申請日期之優先權：2008 年 12 月 15 日提出申請之案號 61/122,723 之美國臨時專利申請案、2009 年 3 月 13 日提出申請之案號 61/160,289 之美國臨時專利申請案、2009 年 9 月 8 日提出申請之案號 61/240,571 之美國臨時專利申請案、及 2009 年 10 月 13 日提出申請之案號 61/251,088 之美國臨時專利申請案；各申請案所揭露者係以提及的方式併入本文。

本發明關於通訊系統中之接收器，更具體地關於一種接收器，其經由具管理電力及控制劑量能力之傳導溶液而檢測於電流中編碼之資料傳輸。

### 【先前技術】

有許多醫學或非醫學應用的例子，其中需要通知某人某事件，即有關特定個人之事件。醫學應用的例子其中某人希望通知特定個人之事件包括但不限於有意義的一或多項生理參數發生時，包括病症、處方管理等。非醫學應用的例子其中某人希望通知特定個人之事件包括但不限於：某類型食物之攝取（例如對飲食管制之個人而言）、運動療法之建議等。

由於有許多需要通知某人某事件的例子，已開發出許多不同的方法及技術使得該類通知得以遂行。例如，已發展出記錄簿及技術，其中例如病人及／或其看護之個人可經由例如手寫或資料輸入而記錄事件的時間及日期。然而，對於個人事件之監控則持續有改進之需要。例如，當事件發生時之人工登錄係費時且易錯。

該接收器可操作一週或更長的時間，例如兩週或更長，包括一個月或更長，三個月或更長，六個月或更長，包括十二個月或更長。為提供延長時間之操作並鑑於該接收器的小尺寸，該裝置係用於低功率消耗。低功率消耗意謂該裝置 24 小時的平均電力消耗為 1mA 或更低，例如 100  $\mu$ A 或更低，包括 10  $\mu$ A 或更低。當該接收器處於閒置模式（以下將更詳細描述）時，其平均電流消耗為 100  $\mu$ A 或更低，例如 10  $\mu$ A 或更低，包括 1  $\mu$ A 或更低。當該接收器處於儲存模式（以下將更詳細描述）時，其平均電流消耗為 10  $\mu$ A 或更低，例如 1  $\mu$ A 或更低，包括 0.1  $\mu$ A 或更低。在一些狀況下，當該接收器處於活動狀態（以下將更詳細描述）時，其電流消耗介於 3  $\mu$ A 至 30 mA，例如 30  $\mu$ A 至 3 mA，包括 30  $\mu$ A 至 300  $\mu$ A。

在某些方面，本發明之接收器為信號接收器。信號接收器為用於接收另一裝置之信號的裝置，例如越體導通傳輸信號（以下將更詳細描述）。若接收器為信號接收器，該接收器可經配置而接收可攝取事件標記發射信號，以下將更詳細描述。

本發明之接收器可包括各類不同模組，其係用於例如經由硬體及／或軟體而實施該裝置的一或多項功能。模組係由共同實施特定功能之一或多個功能區塊組成，該特定功能即該模組之目的。特定模組可由硬體、軟體或其組合而予完成。以下將更詳細地檢視出現於本發明之接收器中的模組。

該裝置之觀點包括高功率-低功率模組。高功率-低功率模組為包括高功率功能區塊及低功率功能區塊之模組。低功

率功能區塊意謂實施處理並需要低電流消耗及電力消耗之功能區塊。低功率功能區塊實施至少一項分立的功能—例如需要非高性能處理之功能，該等功能之範例包括維持閒置狀態、監控匯流排、等候例如中斷信號之信號發生等。有興趣之低功率功能區塊為獲得  $10\ \mu\text{A}$  或更少電流之功能區塊，包括  $1\ \mu\text{A}$  或更少。高功率功能區塊意謂實施較高性能處理，需要較低功率功能區塊更大電流消耗及電力消耗之功能區塊。高功率功能區塊實施至少一項分立的功能，例如處理導通傳輸信號、處理接收的生理資料等。較大計算處理可包含例如執行數位信號處理演算（例如有限脈衝響應（FIR）濾波器、快速傅立葉轉換（FFT）等）。高功率功能區塊之範例為獲得  $30\ \mu\text{A}$  或更多電流之功能區塊，例如  $50\ \mu\text{A}$  或更多以實施其指定之功能。

低及高功率功能區塊可以不同方式完成。例如，低及高功率功能區塊可於獨立的處理器上完成，或可完成成為其他組態中系統芯片（SOC）結構之獨立電路元件。有關有興趣之硬體完成的進一步細節提供如下。有興趣之接收器包括至少一低功率功能區塊及至少一高功率功能區塊。在一些情況下，接收器將視需要包括其餘的低及／或高功率功能區塊，以完成特定接收器。

本發明之接收器亦可包括中介模組，其係用於在活動及不活動狀態之間循環高功率功能區塊。活動狀態意謂一種狀態，其中功能區塊係實施其指定的一或多項功能，例如解調及／或處理所接收之信號，產生生理資料等。不活動狀態意

謂一種狀態，其中功能區塊未實施其指定的一或多項功能，該不活動狀態可為閒置或睡眠狀態，例如功能區塊獲得最小電流（例如  $1\ \mu\text{A}$  或更小，包括  $0.1\ \mu\text{A}$  或更小），或為關閉狀態，其中功能區塊未獲得電流。「循環」意謂中介模組於活動及不活動狀態之間轉變高功率功能區塊。換言之，中介模組將功能區塊之狀態從活動改變為不活動，反之亦然。中介模組可依據不同輸入而使高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環，例如預定排程（例如由接收器之程式設計提供），或應用的刺激。在一些情況下，中介模組可依據預定排程而使高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環。例如中介模組可每 20 秒使高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環，例如每 10 秒，及包括每 5 秒。在一些情況下，中介模組可依據應用的刺激而使高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環，例如收到導通傳輸信號，回應一或多個預定生理參數，回應使用者指令（例如經由按下接收器上操作按鈕或發送指令信號予接收器而完成）等。

接收器可經配置而具有各式狀態—例如閒置狀態或一或多個活動狀態。因此，中介模組可依據裝置於特定時間之所需功能而視需要使高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環。在活動狀態下，接收器係實施一或多項主動功能，例如接收信號、處理信號、傳輸信號、獲得生理資料、處理生理資料等。在閒置狀態下，接收器獲得最小電流，例如上述。在閒置狀態下，接收器可實施最小功能以使電流消耗最小，例如維持組態、維持睡眠模式等。然而，在閒置狀

態下，接收器並未實施需要超過最小電流消耗之功能。中介模組可依據不同輸入而使接收器在活動及閒置狀態之間循環，例如預定排程（例如經由接收器程式設計提供），或應用的刺激，例如上述。

有興趣之接收器可經配置而實施越體導通信號（例如 IEM 或智慧型腸外裝置信號）檢測協定。該等裝置可視為信號接收器。越體導通信號檢測協定為一些程序其中信號接收器處於可接收由 IEM 或智慧型腸外裝置發射之信號，並視需要處理該信號，例如經由實施一或多項工作，例如下列更詳細描述之將該信號解碼、儲存打上時戳及重新傳輸。

有興趣之接收器，例如信號接收器當處於活動狀態時亦可經配置而實施生理資料檢測協定，例如下列更詳細描述之獲得 ECG 資料、加速計資料、溫度資料等。

請參照圖 1、1A 及 1B，描繪本發明之接收器之一實施例。接收器 100 顯示位於活體對象 102 之上。接收器 100 顯示附著於活體對象 102 之左半部。然而，本發明之範圍並不侷限於活體對象 102 上之接收器 100 的位置。

請參照圖 1A，接收器 100 包括電力單元或電源 200、包括電極 202A 之操作單元 202、操作或處理單元 204 及記憶體單元 206。接收器 100 亦包括電力管理模組，其控制電力消耗。接收器 100 可使用傳輸模組 210 而與其他附近裝置通訊。再者，接收器 100 可包括各式特徵，例如用於接收器 100 之方位檢測的加速計。在對象躺下或處於水平位置之狀況下，接收器 100 可檢測對象所保持之該位置及期間。

此外，接收器 100 可進一步包括一或多項獨特的生理參數感應能力。生理參數感應能力意謂感應生理參數或生物標記之能力，但不限於：心率、呼吸速率、溫度、壓力及流體化學成分，例如血液分析檢測、流體狀態、血液流速、加速計動作資料、心電圖（IEGM）資料等。

因此，接收器 100 可包括生理參數測量工具，使能判斷對象係單純的躺下或係歷經一些醫療狀況而使其待在該位置。例如，對象曾心臟病發作，而接收器 100 可檢測此狀況並與加速計 212 之資訊結合，接收器 100 將可判斷病人具有潛在的嚴重醫療狀況。其他的狀況將包括對象癲癇發作。加速計 212 將提供資訊給接收器 100，且來自加速計 212 之該資訊與測量生理參數結合，允許接收器 100 判斷醫療狀況發生而需即時注意。

請參照圖 1B，電力管理模組 208 包括高功率操作模組 300、中功率操作模組 302 及低功率操作模組 304。電力管理模組 208 經由閃燈切換模組 306 控制供應予接收器 100 之組件的電力。閃燈切換模組 306 產生一信號，允許電力管理模組 208 依據接收器 100 之各式模組及單元所提供之資訊而將接收器之狀態從主動轉換為主動非操作以停止作業。

如上述，在圖 1 之實施例中，接收器 100 將依據環境所提供之資訊而從一種狀態改變為另一種狀態。在閒置或不活動狀態，接收器 100 不實施任何主動功能並保持閒置。接收器 100 可依據將實施之必要功能而於不活動狀態及其他狀態之間轉換。依據該功能，中功率操作模組可使接收器 100 於不活動狀態（例如閒置）及活動狀態之間循環。例如，當接收器 100 從不活動狀態轉變為



檢測或活動非操作以收集 ECG 及／或加速計資料時，中介模組便使接收器 100 從不活動（例如閒置）狀態循環為活動狀態。當接收器 100 完成收集 ECG 及加速計資料時，中介模組便使接收器 100 循環返回至不活動（例如閒置狀態），而接收器 100 便返回至不活動狀態。

當接收器 100 從不活動狀態轉變為活動非操作狀況之側錄狀態以掃描與離子發射相關之資料傳輸信號（例如使用之後將詳細說明之側錄模組）而產生具編碼為其一部分之資料傳輸的電流或與無線通訊相關之檢測時，中介模組便將接收器 100 從不活動（例如閒置）狀態循環為活動非操作狀態。若接收器 100 於此掃描或側錄期間接收信號，接收器 100 接著便進入活動操作狀態，且圖 1B 之高功率操作模組 300 便供應電力予圖 1A 中所有之操作單元 202、處理單元 204 及記憶體單元 206。接著接收器 100 便於活動操作狀態處理該信號，例如之後將詳細說明之解調、附加時間標記及儲存信號。當接收器 100 完成信號處理時，電力管理模組 208 便使接收器 100 循環回至不活動（例如閒置狀態），且接收器 100 便返回至不活動狀態。

在一些方面，例如活動非操作狀態 130 對於圖 1 之對象 102 中通訊模組之資料傳輸信號的掃描，接收器 100 循環至活動非操作狀態不需高功率。在該等狀況下，在檢測解調及解碼之信號之前並無高功率需求。

依據本發明之理論，接收器 100 之信號接收器觀點可經配置而接收導通傳輸信號。導通傳輸信號可為一種信號，其係來自一裝置之導通傳輸信號，該裝置使用經由控制釋放質量從固體進入

可使用任何方便之解調協定來處理所接收之信號。有興趣之解調協定包括但不限於：科斯塔斯回路解調（例如公開為 WO 2008/063626 之案號 PCT/US07/024225 之 PCT 申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及之方式併入本文）；同調解調（例如公開為 WO 2008/063626 之案號 PCT/US07/024225 之 PCT 申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及方式併入本文）；精確、低開銷疊代解調（例如公開為 WO 2008/063626 之案號 PCT/US07/024225 之 PCT 申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及方式併入本文）；非同調解調；及差分同調解調。

在一些情況下，使用同調解調協定。在同調解調模組可用於接收器之方面，其包括但不限於案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及方式併入本文。

在一些情況下，使用差分同調解調協定。差分同調解調比較雙相移鍵控 (BPSK) 解調信號中鄰近位元之相位。例如 11001010 之 8 位元二進位碼將導致 0101111 之差分信號。由於該技術影響鄰近位元間之相位差，針對信號頻率不穩定性及偏移，其本就較同調解調方案更紮實。

### 同調解調

在某些實施例中，實施存在加性高斯白雜訊之 BPSK 解調，以使使用同調解調之誤碼率 (BER) 最小。

在該些實施例中，活躍的傳送器有助於接收器同調解調程序，其係於 BPSK 調變的每一脈衝之「前沿」發送指引載波。該

協定提供全振幅之穩定載波及相應於 0 位元之傳輸的參考相位。前沿的存在為接收器提供有用的檢測標示以及準確估計載波頻率及相位之大量載波循環。

其餘的實際運用係由載波頻率構成以簡化數據傳輸率之衍生。傳輸之信號經格式化而具有可整除載波頻率之數據時鐘頻率。此允許每當載波獲得完成時簡單快速的獲得數據時鐘。

在某些實施例中接收器以約 4 倍載波頻率之速率取樣匯入信號。該信號係以直接數位合成器 (DDS) 混合設定為額定載波頻率以製造複合基帶 (實及虛分量)。混頻器之輸出經低通濾波並整數倍降低取樣率。由於載波震盪器不確定性及躍頻顫動，低通濾波器頻寬必須夠寬以捕捉頻帶中之頻率。BPSK 之頻率後續處於具有  $\pm 20\%$  頻率準確度之 0 Hz 附近。

接收器使複合基帶 BPSK 信號成方形以製造強的雙頻線路。前沿信號及後續 BPSK 調變均有助於該線路。成方形之複合時域信號使用快速傅立葉轉換 (FFT) 被轉換為頻域。峰值能量箱經判明為  $2 \times$  載波頻率。該頻率被除以二以使用 1024 點 FFT 而提供約 0.1 % 準確度之載波補償頻率的估計。

複合基帶信號接著以確定的補償頻率進行第二次混頻。窄頻低通濾波後之結果為具 0.1% 準確度且集中於 0 Hz 之複合 BPSK 信號。窄頻低通濾波器之頻寬相應於 BPSK 信號之一半頻寬。

接著汲取前沿信號。經由首先計算前沿中所有取樣點之相位 ( $\phi = \arctan(\text{虛值} / \text{實值})$ ) 而決定頻率補償，接

著使用適於線路之最小均方值來估計  $\phi$  相對於時間之斜率。線路之斜率相應於剩餘頻率補償。複合基帶信號接經第三次混頻以移除具優於 0.01% 準確度之頻率補償。

接著平均複合信號前沿以決定平均虛值及實值。反正切（平均虛值 / 平均實值）提供前沿相位。依據此相位而計算旋轉因子以將 BPSK 旋轉 270 度至具前沿之虛軸。

接著在整個旋轉之 BPSK 信號上實施第二平均，以判明 90 度（資料=1）之重心，且 BPSK 以類似方式旋轉至虛軸中心。接著截割虛分量信號以汲取該資料。

以數據時鐘選通截割之資料，該數據時鐘係源於先前決定之載波頻率及有關於載波頻率對數據時鐘頻率之整數因子的先天知識。

在上述協定的實施例中，假定載波頻率在整個脈衝期間均保持頻率及相位的充分準確度。

可用於接收器之實施例中同調解調模組之觀點包括但不限於：案號 PCT / US2007 / 024225 之 PCT 申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及方式併入本文。

### **精確、低開銷疊代(overhead iterative)解碼**

在某些實施例中，接收器包括精確、低開銷疊代解碼器，文中亦稱為通訊解碼器。儘管由於雜訊及其他因素而存在顯著的信號失真，通訊解碼器仍以簡單、確切及有成本效益的方式提供高精確通訊。通訊解碼器使用錯誤修正碼及簡單、疊代程序而達成解碼結果。通訊解碼器可橫跨多重、多樣應用以實現低成本、高編碼增益。

概括地說，通訊解碼器之實施例提供用於資料通訊之解碼能力。通訊解碼器之實施例提供具最小開銷之高編碼增益。在一些情況下，通訊解碼器有助於資料傳輸率接近理論最大值（向農限制）及最小處理開銷。低開銷確保成本效益的完成。本發明的各式完成包括硬體、軟體及電路。

本發明之通訊解碼器的各式實施例使用錯誤修正碼使用簡單、獨特的程序以「驅策」錯誤中與位元相關之測量信號朝向與正確、原始位元相關之測量信號，因而改進識別符合源頭資料編碼之目的資料的可能性，並顯著地改進目的資料的準確度。簡單、獨特的程序有助於有效率的完成。與簡單、獨特的程序相關之低開銷使成本最低。經由使用本發明之疊代通訊解碼器，LDPC 解碼一點也不複雜。

通常，解碼器模組經由下列技術的變化而產生解碼的資料。若無雜訊存在，對編碼資料的每一位元組而言，與編碼資料相關的一組測量信號可四捨五入至最近的最可能之測量，例如至最近的傳輸符號。該組傳輸符號被轉換為一組硬編碼決策值。在該組硬編碼決策值上實施錯誤檢查。該組測量信號係依據該組硬編碼決策值之錯誤檢查的結果而予調整。上述作業係在所有編碼資料的測量信號組之傳遞過程中實施，直至符合預定停止狀況為止。更詳細之討論如下。

可用於接收器之實施例的精確、低開銷疊代解碼模組之觀點包括但不限於案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及方式併入本文。

## 前項糾錯

在某些實施例中，接收器係連同使用前項糾錯（FEC）之體內傳送器使用而提供額外增益以對抗來自其他不希望之信號及雜訊的干擾。該糾錯在傳送器及接收器中是簡單的，並提供高編碼增益。該功能性係使用單一同位檢查產品碼及新穎軟輸入軟輸出（SISO）疊代解碼演算法而達成。

傳送器經由將信息以列及行配置而予編碼。每一列具有一附加的同位位元，每一行類似地具有一附加的同位位元。例如，100 個位元信息可配置於 10 x 10 位元陣列中。同位位元可相加以製造最終之 11 x 11 位元陣列，其接著將於使用 BPSK 之通道上傳輸。對額外的增益而言，便可使用額外的維度，例如若係製造立方體以配置信息及同位位元則為 3。

接收器經由疊代程序而解碼信息以獲致高編碼增益。每一位元係以「軟」形式取樣及儲存。假定理想的取樣（即硬決定點）正常為 -1 及 +1，那麼所接收之位元將介於 -2.0 及 +2.0 之間。硬決定係於所有的取樣及同位檢查上進行。若列或行具有同位誤差，該列或行之取樣將經由小差量而自其相應硬決定點剔除。若列或行不具有同位誤差，該列或行之取樣將經由小差量而被吸引至其相應硬決定點。使用適當選擇之差量，依據預期的通道信雜比（SNR），10 個疊代通常足以於加性高斯白雜訊（AWGN）上獲致 8 至 10 dB 編碼增益。此方法易於以儲存之程式 DSP 或 FPGA/ASIC 邏輯完成。對前項糾錯提供特別編碼率而言，其亦進入向農限制的 1 或 2 dB 內。

可用於接收器之實施例中的前項糾錯模組之觀點包括但不限於公開為 WO 2008/063626 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案，該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

### **閃燈(beacon)功能性模組**

不同的觀點可使用閃燈功能性模組。在不同的方面，閃燈功能性次模組可使用下列一或多項：閃燈喚醒模組、閃燈信號模組、波動/頻率模組、多重頻率模組及調變信號模組。

閃燈功能性模組可與閃燈通訊相關，例如閃燈通訊通道、閃燈協定等。為了揭示之目的，閃燈典型地為發送作為信息之一部分的信號或擴大信息（文中有時稱為「閃燈信號」）。閃燈可具有定義明確之特性，例如頻率。閃燈在嘈雜的環境中易於檢測，並可用於觸發側錄電路，如上述。

在一方面，閃燈功能性模組可包含具有喚醒功能性之閃燈喚醒模組。喚醒功能性一般包含僅於特定時間以高功率模式操作之功能性，例如接收信號等特定目的之短期間。系統之接收器部分的重要考量為其係低功率。該特徵可為已完成之接收器的優點，以提供小尺寸及維持電池供電長期運作。閃燈喚醒模組可經由使接收器於高功率模式操作達極有限的期間而啟動該些優點。此類短週期循環可提供最佳系統尺寸及能量獲取特徵。

實際上，接收器可經由例如側錄電路而定期「喚醒」並以低能量消耗實施「側錄功能」。為本申請案之故，「側錄功能」乙詞一般係指短暫、低功率功能以判斷傳送器是否存在。若側錄功能檢測到傳送器信號，該裝置便轉變為較高功率通訊解碼模式。

若傳送器信號不存在，接收器便返回，例如立即返回睡眠模式。以此方式，當傳送器信號不存在時，能量便可保存相當長的時間，而當傳送器信號存在時，於極短時間內仍保持高功率能力以進行有效率的解碼模式操作。

存在多種模式及其組合可用於操作側錄電路。經由匹配特定系統對於側錄電路組態之需要，便可達成最佳系統。

閃燈功能性模組的進一步範例係於案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案中描述，該申請案所揭露者係以提及方式併入本文。

### **躍頻(frequency hopping)功能性模組**

不同的觀點可使用躍頻功能性模組。躍頻功能性模組可與特定通訊通道、躍頻協定等相關。因此，不同的觀點可使用一或多項躍頻協定。例如，接收器可搜尋可實施傳輸之指定的頻率範圍，例如二或多種不同頻率。當達成單一適當解碼時，體內傳送器便完成將其數位資訊負載傳達予接收器之任務。

在一些情況下，隨機躍頻例如經由隨機模組而提供之傳輸頻率不確定性可製造多項優點。其中一項該等優點例如可輕易地於小晶片上完成。為予描繪，體內傳送器載波頻率震盪器可為不精確之自由運轉震盪器，其可輕易地在 1 MM 晶片的一小部分上完成。其可輕易地耐受 $\pm 20\%$ 之準確度。這是因為接收器使用頻率搜尋演算法。

另一項該等優點可為延長電池壽命。為予描繪，在傳送器電池壽命方面，例如三至十分鐘，由於隨機躍頻，傳送器於可為頻率促變接收器接收之清晰通道上傳輸的可能性顯著提昇。



再另一項優點為在高容量環境中可使衝突事件最少化。為予描繪，即當例如可攝取事件標記之多個體內傳送器可能同步傳輸時之衝突可能性的最少化，例如在多個可攝取事件標記同時或及短時間內被吞服之狀況。換言之，若無躍頻功能性，類似的大量可攝取事件標記於相同（或幾乎相同）頻率上傳輸的可能性便很高，導致多重衝突。

在某些方面，用於音量傳導應用之有用頻譜介於約 3 kHz 至 150 kHz。經由詳細地動物研究已發現在一些環境下，上述具有介於 1 至 100  $\mu$ V 接收信號位準之體內傳送器可能與相同頻譜中數百至數千  $\mu$ V 的窄頻干擾信號競爭。為減輕干擾信號的破壞特性，可於每一傳輸輸出使用躍頻通道或協定，其中體內傳送器隨機在窄頻傳輸信號上躍頻，例如雙相移鍵控 (BPSK) 信號或 FSK 信號。

躍頻模組的進一步範例係於案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案中描述；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

### **衝突避免功能性模組**

各式觀點可使用衝突避免功能性模組。衝突避免功能性模組係與特定通訊通道衝突避免協定等相關。因此，各式觀點可利用與特定通訊通道相關之各式衝突避免協定技術。衝突避免技術在例如個人攝取多個 IEM 之二或更多個體內傳送器存在之環境中特別有用。在該等環境中，若各式體內傳送器持續發送其信號，其中某項之傳輸可能模糊其他體內傳送器之傳輸。結果，檢測信號失敗的狀況可能顯著增加。

各式觀點可包括單獨或各式組合之各式衝突避免方法。

其中一項該等方法係使用多重傳輸頻率。經由使用所選擇之頻率濾波器，以  $f_1$  廣播之傳送器便可與以  $f_2$  廣播之傳送器區隔，即使其係同步傳輸亦然。

衝突避免模組的進一步範例係於案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案中描述；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

### 生理感應

除了接收導通傳輸信號之外，例如由可攝取事件標記之識別符所發射者，信號接收器可進一步包括一或多項獨特的生理參數感應能力。生理參數感應能力意即感應生理參數或生物標記之能力，包括但不限於例如：心肺數據，包括心率、心電圖（ECG）等；呼吸速率；溫度；壓力；流體化學成分，例如血液分析檢測、流體狀態、血液流速、加速計動作資料等。當信號接收器具有生理參數或生物標記感應能力時，信號接收器可感應之獨特的參數或生物標記數量可能不同，例如 1 或更多、2 或更多、3 或更多、4 或更多、5 或更多、10 或更多等。「生物標記」係指與特定疾病狀態之存在與嚴重性相關之組織、生理、生化、或分子參數。生物標記可以多種方法加以檢測及測量，包括身體檢查、實驗室檢測及醫學成像。依據特定實施例，信號接收器可使用信號接收元件而完成一或多項該些感應功能，例如使用接收器之電極用於信號接收及感應應用，或信號接收器可包括與信號接收元件不同的一或多項獨特的感應元件。可出現於信號接收器（或至少與其耦合）之獨特的感應元件數量可能不同，例如 1 或更多、2 或更多、3 或更多、4 或更多、5 或更多、10 或更多等。

在某些實施例中，信號接收器包括一套 2 或更多個電極，例如 2 或 3 個，其提供信號接收及感應的雙重功能。例如，除了接收信號之外，該些電極亦可用於其餘的感應功能。在某些實施例中，該些電極用於產生心電圖資料。從該資料，可進行許多類型的處理，例如檢測各種心臟事件，例如心跳過速、纖維性顫動、心率等。所獲得之心電圖資料可用於滴定治療，或當檢測到心率或節律之重大改變或顯著異常時，可用於警示。該資料在某些實施例亦有所助益，用以監控不具起搏器之病人的心率，或做為通常需要動態心電圖監護儀或心臟事件監控器等 24 小時持續監控心臟電活動之可攜式裝置或其他裝置之病人的替代品。延長的記錄時間對於獲得較短期間難以判明之偶發性心律不整有所助益。

如上述，二或更多種不同解調協定可用以解碼特定接收信號。在一些情況下，可使用同調解調協定及差分同調解調協定。圖 2 提供依據本發明之一觀點，接收器如何完成同調解調協定之功能方塊圖。應注意的是，圖 2 中僅顯示部分接收器。圖 2 描繪一旦確定載波頻率（及向下混合至載波補償之載波信號），將信號向下混合至基頻之處理。載波信號 221 與第二載波信號 222 於混頻器 223 混合。窄低通濾波器 220 應用適當頻寬以降低界限外雜訊之影響。依據本發明之同調解調方案而於功能區塊 225 進行解調。決定複合信號之展開階段 230。可應用選擇的第三混頻器級，其中階段演化係用於估計計算的及實際的載波頻率之間的頻率差異。接著於區塊 240 利用封包之結構以判斷 BPSK 信號之編碼區的開端。主要地，出現

做為複合解調信號之振幅信號中 FM 入口之同步報頭的存在，用於判斷封包之起始界限。一旦確定封包的起始點，信號便於 IQ 平面上之區塊 250 旋轉，並於區塊 260 進行標準位元識別及最終解碼。

除了解調之外，越體通訊模組可包括前項糾錯模組，該模組提供額外增益以對抗來自其他不需要之信號及雜訊的干擾。有興趣之前項糾錯功能模組包括案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案中描述者；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。在一些情況下，前項糾錯模組可使用任何方便的協定，例如里德所羅門 (Reed-Solomon)、格雷 (Golay)、海明 (Hamming)、BCH 及 Turbo 協定以識別及修正 (界限內) 解碼錯誤。

本發明之接收器可進一步使用閃燈功能性模組。在各式方面，閃燈切換模組 306 可使用下列一或多項：閃燈喚醒模組、閃燈信號模組、波動/頻率模組、多重頻率模組及調變信號模組。

圖 1B 之閃燈切換模組 306 可與閃燈通訊相結合，例如閃燈通訊通道、閃燈協定等。為予揭露，閃燈為典型信號僅發送做為部分信息或增大信息 (文中有時稱之為「閃燈信號」)。閃燈可具有定義明確之特性，例如頻率。閃燈可輕易地於吵雜環境中檢測，亦可用於觸發側錄電路，如下述。

在一方面，閃燈切換模組 306 可包含具有喚醒功能之閃燈喚醒模組。喚醒功能通常包含僅於特定時間，例如特定目的之短期間，以高功率模式作業而接收信號之功能等。系統

之接收器部分的一項重要考量係其為低功率。該特性在植入之接收器中具有優勢，可提供小尺寸並避免長時間以電池電力運作。閃燈切換模組 306 藉由使接收器於極短期間以高功率模式操作，而落實該些優點。此類短工作週期可提供最佳的系統尺寸及能源運用特性。

實際上，接收器 100 可以低能量消耗而定期「喚醒」，以經由例如側錄電路而實施「側錄功能」。為了本申請案，「側錄功能」乙詞通常係指短期、低功率功能來判斷傳送器是否存在。若側錄功能檢測到傳送器信號，裝置便可轉變為較高功率的通訊解碼模式。若傳送器信號不存在，接收器便返回，例如立即返回，至睡眠模式。以此方式，能量便可於傳送器信號不存在的相當長時間保存，同時高功率能力於傳輸信號存在的相當短期間仍可進行有效率之解碼模式操作。許多模式及其組合可用以操作側錄電路。經由滿足特定系統對於側錄電路組態之需求，便可達成最佳化之系統。

請參閱圖 3A，描繪閃燈切換模組 306，其中側錄週期 301 較發射信號重複週期 303 長。x 軸提供時間功能。如圖所示，傳輸信號定期重複，連帶側錄功能執行。實際上，側錄週期 301 可有效地較發射信號重複週期 303 長。在不同方面，在側錄週期之間可能存在相當長的期間。如此一來，便可確保側錄功能例如已完成為側錄電路至少具有一次傳輸於每當側錄電路被啟動時進行。

請參閱圖 3B，描繪閃燈切換模組 306，其中提供短但頻繁側錄週期 305 及長發送封包 307。側錄電路將於傳輸期

間的一些時點上啟動。以此方式，側錄電路可檢測傳輸信號並切換為高功率解碼模式。

其餘的閃燈喚醒觀點係提供連續模式之「側錄」功能。相較於上述提供之方法，越體閃燈傳輸通道之觀點係利用總能量消耗為平均電力消耗與時間之乘積的現象。在此方面，該系統可藉由具有極短的活動期間而使總能量消耗最小，活動期間被平均降至一個小的數字。另一方面，提供低度持續側錄活動。在此例中，組態提供充分低功率使得傳輸接收器持續運作且總能量消耗達特定系統之參數的適當位準。

圖 3C 中顯示圖 1B 之閃燈切換模組 306 的功能流程圖。在圖 3C 中，閃燈切換模組顯示為側錄模組 310。側錄模組 310 係用於掃瞄離子發射所產生之電流中的資料編碼。資料係於接收器接收做為設定排程之導通信號，例如每 20 秒。在階段 315，啟動側錄之期間是有限的，例如 300 msec。此相對地的工作週期允許較低平均功率功能性，以延長系統壽命。在階段 320，接收器依信號是否具有有效 ID，而判斷信號是否存在。若在啟動側錄期間未檢測到具有有效 ID 之信號（如箭頭 320 所描繪），程序便回至階段 315，作用側錄便被關閉直至下一預定作用期間為止。若階段 320 接收到具有有效 ID 之信號，程序便移至階段 322。在階段 322，接收器判斷所接收之信號是否來自先前檢測之離子傳送器。若信號係來自先前檢測之離子傳送器，程序便移至階段 326。在階段 326，接收器判斷電流喚醒週期（自從上一報告 ID 起之特定時間，例如 10 分鐘）中之總數（換言之，相同 ID 之

個別有效) 是否大於閾值計數器所測量之特定數量 (例如 50)。若總數超過閾值計數器所決定之閾值, 接收器便回至側錄模式。若總數未超過閾值, 程序便移至階段 330, 且接收器以 100% 檢測模式作業, 以分析所接收之經由離子發射之電流中的資料編碼。一旦所接收之資料經解碼及分析, 程序便回至階段 315。若在階段 322, 接收器判斷電流中之資料編碼係來自於非先前檢測之不同的有效源, 程序便移至階段 328。在階段 328, 閾值計數器被重置。

圖 3D 中所示之功能方塊圖中提供閃燈模組的另一觀點。圖 3D 中所描繪之方案係描繪用以識別有效閃燈的一種技術。匯入信號 360 代表電極所接收之信號, 其經由高頻信號鏈(包含載波頻率)帶通濾波(例如從 10 KHz 至 34 KHz), 並從類比轉換為數位。信號 360 接著於區塊 361 中整數倍降低取樣率並於混頻器 362 中混以額定驅動頻率 (例如 12.5 KHz、20 KHz 等)。結果之信號於區塊 364 中整數倍降低取樣率, 並於區塊 365 進行低通濾波 (例如 5 KHz BW), 以產生向下混合至載波補償信號 369 之載波信號。信號 369 進一步經由區塊 367 處理(快速傅力葉轉換及接著之兩最強峰值之檢測), 以提供真實載波頻率信號 368。該協定允許傳輸閃燈之載波頻率的正確判斷。

圖 4 描繪閃燈功能性, 其中閃燈係與一頻率結合, 例如閃燈通道, 且信息係與另一頻率結合, 例如信息通道。該組態於例如系統處理多個傳輸信號時是有利的。實線代表來自傳輸信號 1 之閃燈。虛線代表來自傳輸信號 2 之閃燈。如圖

所繪，在不同傳輸情況下，傳輸信號 2 之閃燈可能與傳輸信號 1 之閃燈重疊。信息信號 1 及信息信號 2 可為來自其個別閃燈之不同頻率。一個優點就是來自傳輸信號 2 之閃燈一點都不會干擾來自傳輸信號 1 之信息，即使其係同時傳輸亦然。雖然圖 4 顯示具有兩個傳送器，但本技藝一般技術之人士顯然可依比例修改系統為更多個傳送器。特定系統之要求在某種程度上規定了該系統之特定架構。

案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案中描述了閃燈功能性模組之進一步範例；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

各式觀點可使用躍頻功能性模組。躍頻功能性模組可與特定通訊通道、躍頻協定等結合。因此，各式觀點可使用一或多項躍頻協定。例如，接收器可搜尋其中可實施傳輸之所指定的頻率範圍，例如二或更多個頻率。當獲得單一適當解碼時，體內傳送器已完成其將數位資訊負載傳輸予接收器之任務。

在一些情況下，例如經由隨機模組之隨機躍頻所提供之傳輸頻率不確定性可製造多項優點。其中一項該等優點，例如可輕易地在小晶片上完成。為予描繪，體內傳送器載波頻率震盪器可為不精確之自由運作震盪器，其可輕易地於 1 mm 晶片的小部分上完成。由於接收器使用頻率搜尋演算法，故輕易地容許  $\pm 20\%$  之準確性。

另一該等優點為可延長電池壽命。為予描繪，在傳送器電池壽命期間，例如三至十分鐘，由於隨機躍頻，傳送器於



可為頻率促變接收器接收之清晰通道上傳輸的可能性可顯著地提升。

再另一項優點為可使高音量環境中衝突事件最少。為予描繪，係指當例如可攝取事件標記之多個體內傳送器可能同步傳輸時，例如多個可攝取事件標記被同時或及接近時間內攝取之衝突可能性最少化。換言之，若無躍頻功能性，類似的很多可攝取事件標記將有極高可能性於相同（或幾乎相同）頻率上傳輸，而導致多個衝突。

在某些方面，有用的頻譜係用於範圍約 3 kHz 至 150 kHz 之音量傳導應用。經由詳細的動物研究，已發現在一些環境中，上述具有範圍為 1 至 100  $\mu$ V 接收信號位準之體內傳送器可對抗相同頻譜中數百至數千  $\mu$ V 之窄頻干擾信號。為減輕干擾信號之破壞特性，可使用躍頻通道或協定，其中體內傳送器於每一傳輸輸出之窄頻傳輸信號隨機躍頻，例如二元相移鍵控（BPSK）信號或 FSK 信號等調變信號。

案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案中描述躍頻模組的進一步範例；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

接收器之各式觀點可使用衝突避免功能性模組。衝突避免功能性模組可與特定通訊通道、衝突避免協定等相結合。因此，各式觀點可利用與特定通訊通道結合之各式衝突避免協定技術。衝突避免技術在例如某人攝取多個 IEM 之存在二個或更多體內傳送器之環境中特別有用。在該等環境中，若各式體內傳送器持續發送其信號，其中一個之傳輸便可混

淆其他所有體內傳送器之傳輸。結果，無法檢測信號之狀況可能愈加增加。

各式觀點可包括各式衝突避免方法及其組合。

其中一種該等方法使用多個傳輸頻率。經由使用頻率選擇濾波，以  $f_1$  廣播之傳送器便可與以  $f_2$  廣播之傳送器區隔，即使它們同步傳輸亦然。

案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案中描述衝突避免模組之進一步範例；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

可包括於本發明之接收器的越體通訊模組中之其餘功能模組包括時鐘功能性模組，其將特定時間與特定信號結合，例如下列一或多項中所描述的：案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008/095183 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；及公開為 WO 2008/063626 之案號案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；各申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

如上述，越體導通信號亦可為智慧型腸外遞送系統所產生之信號，例如公開為 WO 2008/008281 之案號 PCT/US2007/015547 之 PCT 申請案中所描述者；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。在該些範例中，與身體結合之醫療裝置可經配置而從所接收之信號取得大量與流體遞送事件有關之不同類型的資訊。可取得之資訊類型包括但不限於：將發生或已發生之遞送事件、將給予多少流體、所給予流體之特性等。對於接收器用於判斷係給予多少流體之該

些範例而言，該裝置可經配置而接收可變數量之管理資料，使其用於接收該資料欄位的不同值。

接收器可提供進一步的通訊路徑，經此所收集之資料可從接收器傳輸至另一裝置，例如但不限於智慧型電話、醫院資訊系統等。此進一步通訊路徑係經由「體外通訊」模組提供。此體外通訊模組可使用多種不同協定。有興趣之協定包括有線及無線通訊協定。例如，接收器可包括習知射頻(RF)電路(例如於405-MHz醫療裝置頻帶操作)，藉此醫生可藉由使用例如條碼閱讀機或類似裝置等資料檢索裝置進行通訊。在一些方面有興趣者為低功率無線通訊協定，例如藍牙(BLUETOOTH™)無線通訊協定。亦有興趣者為使用多用途連接器之通訊協定，例如下列將詳細描述者。

接收器至少包括使用期間於活體外部的一部分，該部分可具有輸出裝置以提供例如聲音及／或視覺回饋；範例包括聲音警報、發光二極體(LED)、顯示幕等。外部部分亦可包括一介面部，經此組件可連接至電腦以讀出其中儲存之資料。此外，外部部分可包括一或多個操作元件，例如按鈕或類似結構，其允許使用者以某種方式人工和與身體結合之醫療裝置互動，例如測試可操作性、啟動裝置、重置裝置等。

]在一些情況下，體外通訊模組被用於重新配置接收器之各式參數。因此，通訊模組可為雙向通訊模組。可重新配置之參數包括資料獲得之「工作週期」，例如接收器多久側錄IEM一次、接收器多久收集ECG或活動資料一次及收集多久等。

在一方面，體外通訊模組可完成而具有其本身電源，使其可獨立於該裝置的其他組件而被開啟或關閉，例如經由微處理器。

依據本發明之理論的接收器可包括一或多個獨特的生理感應模組。生理感應模組意即感應一或多項有興趣之生理參數或生物標記的能力或功能性，例如但不限於：心肺數據，包括心率、心電圖（ECG）等；呼吸速率、溫度、壓力；流體之化學成分，例如血液之分析檢測、流體狀態、血液流速、加速計動作資料等。若接收器具有生理參數或生物標記感應能力，信號接收器可感應之獨特的參數或生物標記之數量可有所不同，例如一或多項、二或多項、三或多項、四或多項、五或多項、十或多項等。「生物標記」乙詞係指與例如特定疾病狀態之健康狀態的存在或嚴重性相關之組織的、生理、生化或分子參數。依此特定觀點，裝置可使用其信號接收元件而完成一或多項該些感應功能，例如經由使用接收器之電極進行信號接收及感應應用，或接收器可包括不同於信號接收元件之一或多項獨特的感應元件（例如下述顯微針）。存在於（或至少耦合至）信號接收器之獨特的感應元件之數量可有所不同，可為一或多項、二或多項、三或多項、四或多項、五或多項、十或多項等。

在某些方面，接收器包括一組兩或更多，例如兩或三個電極，其提供信號接收及感應雙功能。例如，除了接收信號外，電極亦可用於其餘感應功能。在某些方面，電極被用於產生心電圖資料。從該資料，便可進行許多類型的處理，例

如，檢測各種心臟事件，例如心跳過速、纖維性顫動、心率等；檢測神經狀況，例如癲癇發作（參照下列詳細描述之用於癲癇發作檢測的裝置及模組）等。所獲得之心電圖資料可用於滴定治療，或當檢測到心率或節律之重大改變或顯著異常時，可用於警示。該資料在某些方面亦有所助益，用以監控不具起搏器之病人的心率，或做為通常需要動態心電圖監護儀或心臟事件監控器等 24 小時持續監控心臟電活動之可攜式裝置或其他裝置之病人的替代品。延長的記錄時間對於獲得較短期間難以判明之偶發性心律不整有所助益。

如上述，接收器中可包括與電極不同之一或多項其餘的生理感應器。例如，溫度感應器（熱阻器、CMOS 溫度感應器、電阻性溫度裝置（RTD））可用於獲得精確的溫度測量。其餘的生理感應器可包括結合於脈搏血氧計中之 LED 及光二極體，其可用於測量血液氧合，亦提供有關脈壓之資訊。此外，信號接收器之觀點包括壓力感應器，例如信號接收器被植入動脈邊以測量動脈血壓。在某些方面出現檢壓計以測量壓力偏轉，其接著附著於信號接收器。

接收器亦可包括分析物檢測感應器。例如，特定化學感應器可併入信號接收器，以檢測各式劑質的存在，例如酒精、葡萄糖、BNP（B 型利尿納肽，其與心臟疾病有關）等。有興趣之感應器包括用於檢測生物學流體樣本中化學分析物之存在者，有興趣之分析物包括但不限於：血糖（葡萄糖）、膽固醇、膽紅素、肌氨酸、各式代謝酶、血紅蛋白、肝磷脂、血球密度、維生素 K 或其他凝血因子、尿酸、癌

胚抗原或其他腫瘤抗原、例如與排卵或懷孕相關之各式生殖激素、藥物濫用及／或其代謝產物、血液中酒精濃度等。在某些方面，接收器經配置而檢測之物質或屬性包括乳酸（對運動員重要）、氧、酸鹼度（pH）、酒精、煙草代謝產物、及非法藥物（對醫療診斷及執法均重要）。若接收器包括分析物檢測感應元件，該感應元件可以許多不同方式用於接收器中。例如，可提供一感應器，其包括可滲透至吾人希望檢測之劑質的選擇性可滲透薄膜，其中有一隔離單元置於該薄膜之後，且該劑質穿過該薄膜。接著測量該單元之屬性（例如電屬性）之變化。在某些方面，在接收器端使用具有薄膜橫越之小儲液囊，並測量其後之電路。亦有興趣者為化學場效電晶體（ChemFET）感應器，其係依據分析物對於感應器之鍵聯，引發傳導性改變。在某些方面，當材料鍵聯至所使用之例如蛋白質分析物時，該材料之電屬性（或其他屬性）便改變。血液中酒精濃度可以多種方式加以判斷，包括但不限於：分析流體樣本之感應器，例如汗水、光譜感應器等。

有興趣者為至少包括一心電圖（ECG）感應器模組之接收器。ECG 感應器模組為一種模組，用於獲得 ECG 資料，若需要則以某方式額外實施一或多項資料處理，儲存該資料，及重新傳輸該資料。ECG 資料可為接收器使用，以取得多項不同度量，包括但不限於：R 波、心率、心率變化、呼吸速率等。若接收器包括一或多項生理感應功能，該裝置可進一步包括感應模組，其係用於從該些感應功能獲得及處理資料。例如，若接收器包括 ECG 感應功能性，該裝置可

包括適當的功能模組（例如以程式設計之形式），其可掌控並處理來自該些感應器之原始資料。有興趣之生理感應模組的範例為圖 5 中所示之 ECG 感應模組。

請參閱圖 5，顯示完成修改之漢米爾頓（Hamilton）及湯普金斯（Tompkins）演算法之 ECG 感應模組的描繪。圖 5 表示依據本發明之一觀點的 R 波檢測演算法的可能完成。如圖 5 中所描繪，ECG 感應模組經由電極接收信號，並於在類比數位轉換器 502 將該些信號轉換為數位信號之前，在濾波器 501 帶通該些信號（例如 0.3 至 150 Hz）。信號接著被發送至微處理器 503 及前進至數位信號處理器 504 進行處理。例如，DSP 504 所接收之資料信號於區塊 505 帶通濾波（例如以 10-30 Hz），於區塊 510 加以區分，及於區塊 515 進一步濾波以強調及最終確定視窗，其中 QRS 複合體於區塊 520 存在。邏輯接著應用於確定每一視窗內之 R 波。在邏輯區塊 525，判斷視窗寬度是否例如大於 140ms。如邏輯區塊 530 所示，判斷視窗中之峰值及傾角。若峰值大於傾角兩倍，R 波便等於峰值。若傾角大於峰值兩倍，R 波便等於傾角。否則，R 波便等於峰值相對於首次產生之傾角的比例。以上如邏輯區塊 535 所示。之後，如邏輯區塊 540 所示，R 波振幅及時間對峰值被發送至記憶體（例如快閃記憶體）。

亦有興趣者為加速計模組。加速計模組為一種模組，用於獲得加速計資料，若需要則以某方式額外實施一或多項資料處理，儲存該資料，及重新傳輸該資料。加速計模組可為接收器使用，以取得多項不同度量，包括但不限於：有關病

人活動之資料、平均活動、病人的位置及角度、活動類型，例如走路、坐著、休息（該項資料可藉由 3 軸加速計獲得）；接著將所獲得之資料儲存。有興趣者為類比加速計及數位加速計。圖 6 中顯示有興趣之加速計模組。

請參閱圖 6，顯示依據本發明之一觀點的 3 軸加速計模組之功能方塊圖，其係用於從三條不同軸線獲得及處理加速計資料。加速計的每一軸經處理而判斷平均值（如區塊 601 所示）、標準偏差（如區塊 602 所示）、並自動相關（如區塊 603 所示）。平均為加速計之方位相對於重力之反映，其中標準偏差及自動相關為描述所觀察動作之振幅及頻率的重要度量，例如峰值相關性、相關頻率及軸間相關性。為實施逐步計數，三軸線於區塊 630 相結合並於區塊 635 濾波。如區塊 640 所示，建構總加速。總加速的使用使得系統針對相對於對象之接收器的不同方位變得紮實。如區塊 645 中所示，一旦計算總加速，便得以計算標準偏差及自動相關。如區塊 650 中所示，該些值接著經閾值比對（例如標準偏差 $>0.1$ 及自動相關 $>0.25$ ）以判斷顯著的、週期性的動作是否存在。接著，如區塊 655 中所示，若超過閾值，步數便被判斷為平均修正總加速之零交越數量。

在一些接收器中，裝置可包括環境功能模組。環境功能模組為經配置而獲得有關接收器之環境資料的模組，例如環境狀況、接收器是否連接至皮膚表面等。例如，環境功能模組可經配置而獲得接收器周遭溫度資料。環境功能模組可經配置而例如經由阻抗測量而判斷電極連接。環境功能模組可



經配置而判斷電池電壓。上述環境功能模組之特定功能僅係描繪而非予以限定。

接收器可經配置而以各式方式掌控所接收之資料。在一些方面，接收器簡單地將資料重新傳輸至外部裝置（例如使用習知 RF 通訊）。在其他方面，接收器處理所接收之資料以判斷是否採取一些行動，例如在其控制下操作效應器、啟動視覺或聲音警示、將控制信號傳輸至置於身體任何地方之效應器等。在仍其他方面，接收器儲存所接收之資料以便後續重新傳輸至外部裝置，或用於處理後續資料（例如檢測一些參數隨時間之改變）。接收器可實施該些及／或其他使用所接收資料之操作的組合。

在某些方面，接收器為 IEM 信號接收器，記錄於資料儲存元件之資料包括至少一項下列資料：時間、日期及每一項對於病人管理之 IEM 的識別符（例如全球唯一案號），其中識別符可為成分之共同名稱或其編碼版本。記錄於接收器之資料儲存元件上的資料可進一步包括與接收器相關例如識別資訊之對象的醫療記錄資訊，例如但不限於：姓名、年齡、治療記錄等。在某些方面，有興趣之資料包括血液動力學測量。在某些方面，有興趣之資料包括心臟組織屬性。在某些方面，有興趣之資料包括壓力或音量測量、溫度、活動、呼吸速率、pH 等。

接收器可包括多種不同類型之電源，其以某種方式提供操作電力予裝置。電力區塊模組之特性可有所不同。在一些情況下，電力區塊可包括電池。當存在時，電池可為一次性

電池或可充電電池。對可充電電池而言，電池可使用任何方便的協定加以充電。有興趣者為可使接收器之元件產生多工之協定。例如，本發明之接收器可包括一或多個用於多種功能之電極，例如接收導通傳輸信號、感應生理資料等。當一或多個電極存在時，亦可用做電力接收器，其可用於充電可充電電池，例如下列多功能連接模組部分中的進一步描述。另一方面，電力區塊可經配置而接收電力信號，例如電力區塊包含一繞組，其可於適當磁場施予接收器時將電力給予該裝置。在又其他狀況下，裝置可包括身體供電電力區塊，例如案號 11/385,986 之美國專利申請案中所描述者，該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

接收器可包括電源模組，以控制該裝置所承擔之某些狀態，例如為使裝置電力使用最少。例如，電源模組可依據一天中之時間、病人行動、或其他事件而完成資料收集之工作週期，所完成之工作週期可基於信號因子或多重因子。例如，當病人四處移動而非休息時，電源模組可使接收器獲得病人活動資料（例如經由加速計模組）。在其他方面，電力管理模組可使接收器僅於夜間收集 ECG 資料，例如經由使用接收器中即時時鐘而僅於預定時段收集 ECG，例如從 9PM 至 7AM。

如前述，接收器可經配置而具有各式狀態—例如閒置狀態或一或多項活動狀態—藉中介模組而使高功率功能區塊視需要用於每一所需之接收器狀態而於活動及不活動狀態之間循環。此外，其他接收器元件可經由電源模組而於接收

器的不同狀態期間循環開啟及關閉。電源模組可經配置而控制醫療裝置內至各式電路區塊之電源—例如，有關至處理器之電源的電路區塊、有關各式周邊組件之電路區塊（例如無線通訊模組等）及其電源等。因而，在接收器的每一狀態期間，至接收器之各式組件的電源可視需要而獨立地循環開啟及關閉，以獲得電力效率（並與前述高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環無關）。例如在一些情況下，接收器可經配置而呈現二或更多種不同活動狀態，其中不同工作係於每一不同活動狀態中實施。有興趣之接收器可於第一活動狀態下經配置而實施 IEM 信號檢測協定，及於第二活動狀態下經配置而實施生理資料檢測協定。在該些類型的接收器中，接收器之各式組件可視需要而循環開啟及關閉以獲得電力效率（並與前述高功率功能區塊於活動及不活動狀態之間循環無關）。

電源模組可包含一或多項個別電源以啟動及停用至該些各式組件之電源。例如，在一方面，電源模組可包含高功率處理輸入／輸出電源以供應輸入／輸出電力予高功率處理區塊；及高功率處理核心電源以供核心電力予高功率處理區塊。再者，電源模組可包含無線通訊輸入／輸出電源以供應輸入／輸出電力予無線通訊模組；及無線通訊核心電源以供應核心電力予無線通訊模組。

應理解的是單一電源可用於提供電力予多個組件。例如，單一電源可提供輸入／輸出電力予高功率處理區塊及無線通訊模組。在一方面，電源模組從低功率處理區塊（例如

微處理器) 接收控制信號以判斷電源係開啟／關閉。

請參閱圖 26，提供依據本發明理論之接收器電路的電路圖。電路 2600 負責控制至接收器各式組件之電源。圖 26 以雙圖顯示之信號線路「VCC\_EN\_BAT」連接至圖 24，並結合圖 24 中電路部分以控制電源。如圖 26 中所描繪，顯示翻譯器 2610 電性耦合至開關 2620，後者電性耦合至參考電壓 2630 及 2640。翻譯器 2610 將其 A 匯流排上之資料信號 VC\_ENA 翻譯為其 B 匯流排上之信號 VC\_EN\_BAT。信號 VCC\_EN\_BAT 連接至供應電力予各式組件之調節器 24155、24157 及 24159 (如圖 24 中所描繪) 之啟動接腳。因而，資料信號 VCC\_EN\_BAT 可啟動／關閉接收器之各式組件的電源。例如，調節器 24155、24157 及 24159 分別提供電力予 DSP 核心、DSP 及無線通訊 I/O 及無線通訊核心。因而，每一該些組件可相應於電路 2600 之啟動／關閉資料信號 (VCC\_EN\_BT) 而被關閉及啟動。

接收器可包括多用途連接器模組。多用途連接器模組包括活體對象接點，例如電極，如文中所示 (以下亦稱為「多用途連接器」)，並可用於裝置電源的週期性充電、裝置之控制功能的重新程式設計、及／或裝置之資料檢索。該組態與包括每一該些功能之個別連接器的組態相反，例如獨特的病人連接器、電力連接器及裝置組態連接器。

包括多用途連接器模組之接收器為目標物件之間可改變之連接，例如病人或病人相關裝置，及第二外部裝置，例如外部程式設計裝置及外部充電器裝置。連接可用於幫助信

號通訊，例如電信號、數位信號、光學信號、各式信號之組合等。文中所使用的「可變連接」乙詞，係指多用途連接器接收與活體對象（例如病人）及第二外部裝置之一相關之連接組件的能力，及基於特定連接組件而形成連接的能力，例如與病人相關之連接組件或與第二外部裝置相關之連接組件。接收器進一步包括多功能區塊以經由連接控制與信號通訊相關之信號。在各式方面，第二外部裝置包含外部程式設計裝置，及第二功能區塊包含控制器功能區塊以控制與外部程式設計裝置及接收器間之通訊相關的信號。當接收器經由多用途連接器而連接至外部程式設計裝置時，外部程式設計裝置可用於計畫性地控制接收器。在各式方面，第二外部裝置包含外部充電器裝置，及第二功能區塊包含電力功能區塊以控制與外部充電器裝置及接收器間之通訊相關的信號。當接收器經由多用途連接器而連接至外部充電器時，外部充電器可用於充電接收器。在各式方面，第二功能區塊包含病人互動功能區塊。當接收器經由多用途連接器而連接至病人或病人相關裝置時，該裝置可用於與病人或病人相關裝置互動通訊。例如，接收器可配賦電極以激發或感應各式病人參數，及附著於病人身體以利各式功能目標，例如遞送起搏刺激予病人；接收病人之生理資訊等。

在一些方面，至少一多功能區塊被用做信號指示器。信號指示器可為任何可實施所描述功能性之組件、次組件或其組合。在一範例中，接收器係實體結合，例如用於包括信號指示器。該等組態可包含一或更多電路等。在另一範例中，

信號指示器與接收器實體分離。該等組態可包含有利於文中所描述之信號功能性的路由器或其他網路裝置。信號指示器可包含用於控制信號之控制元件，例如區分信號。在各式方面，信號指示器包含軟體及電路其中至少一項。

可依據各式標準而遂行信號控制或區分，例如電壓、頻率、人力控制、程式控制等。控制元件組態據以改變。例如，依據電壓而區分之控制元件可完成為一個或更多二極體、熱阻器等。依據頻率而區分之控制元件可完成為高通濾波器或低通濾波器。提供人力及／或程式控制之控制元件可完成為類比開關、繼電器、多工器等。各式其他完成可依據各式參數，例如光線、溫度、時間等。

如上述，多用途連接器為連接器元件，其用於提供連接予病人及一或多項第二外部裝置，例如外部程式設計裝置、外部充電器裝置或外部資料處理器。因此，多用途連接器之結構使其可提供接收器之連接至病人，或直接或經由其他裝置（如下述）而至其他裝置。因此，接收器可於第一時間經由多用途連接器而連接至病人，及於不同於第一時間之第二時間經由相同多用途連接器而連接至另一裝置，使得相同多用途連接器被用以於不同時間將接收器連接至不同實體。因此，多用途連接器可用以於不同時間連接一或多項裝置之功能區塊的實體完成至病人及至至少一或多項其餘外部裝置，例如外部充電器、外部程式設計裝置或外部資料處理器。

多用途連接器之結構可視需要而加以改變，其中有興趣之連接器結構包括但不限於：IS-1 連接器、醫療儀器促進協

會心電圖（AAMI ECG）塞繩連接器、及醫療級籠罩多接腳連接器。在一些情況下，連接器包括一或多個電極，例如二至十個電極，包括三個電極或四個電極。

若有需要，多用途連接器可經配置而直接與病人或其他外部裝置連接，使得無其餘的連接器裝置需於接收器之多用途連接器與病人或其他外部裝置之間提供連接。另一方面，多用途連接器可經配置而經由實體獨特的連接器裝置（例如電纜或線）連接至病人或其他外部裝置。實體獨特的電連接器可具有一端子用於置入多用途連接器，及另一端子用於實施特定目的，例如連接至病人或外部裝置，例如電池充電器或外部程式設計裝置。應注意的是，若接收器經由獨特的連接器（例如電線）而連接至病人，該裝置仍被視為接收器。

如本申請案其他部分所描述的，在本發明之接收器中，多用途連接器作業上連接（例如電性連接、光學連接等）至多功能區塊（例如兩個或更多、三個或更多、四個或更多、五個或更多、七個或更多、十個或更多功能區塊）。

除了用於連接病人外，有興趣之多用途連接器可經配置而將接收器連接至其他外部裝置，包括但不限於外部充電器裝置、外部程式設計裝置、資料處理裝置、數據機、鍵盤、顯示裝置及／或外部儲存裝置等。經由使用相同連接器將接收器連接至病人及其他裝置，可避免當醫療裝置連接至另一裝置（例如充電器）時，病人連接至接收器。此組態提高了病人之安全性，因其排除了來自其他外部裝置（例如電力充電器、程式設計裝置、資料處理器）之信號將傳輸至病人

而傷害病人之可能性。使用單一連接器進行多重功能使得裝置的防水更容易，因為裝置外罩的開口較少。

有興趣之接收器可包括機能上置於多用途連接器與裝置之一或多個多功能區塊之間的路由器。「機能上置於其間」意即例如匯入信號、匯出信號或雙向信號等信號將於通過多用途連接器之後，在進入多功能區塊之一之前，通過路由器。路由器可經配置而依據一或多個參數選擇地允許信號通過而至某功能區塊。例如，路由器可經配置而依據電壓區分信號，例如僅允許高於或低於某閾值電壓（或介於某波段之間）之信號通過；依據頻率，例如僅允許高於或低於某閾值頻率（或介於某頻段之間）之信號通過；或依據作業模式，例如充電模式、資料傳輸模式、病人互動模式等。在一些情況下，亦存在機能上置於多用途連接器與僅若干多功能區塊之間的路由器。換言之，可存在一或多個未經由路由器而與多用途連接器分離之功能區塊。

在一些情況下，路由器可經配置而依據有興趣之信號對於裝置之獨特特性區分信號。測量來自身體之信號可為相對低電壓，例如 500mV 或更低，或 50mV 或更低，例如 100mV 或更低。類似地，測量來自身體之信號可為相對低頻，例如 20kHz 或更低，例如 5kHz 或更低，或 1kHz 或更低。相比之下，用於充電例如外部醫療裝置之裝置內部電池的典型電力信號可為相對較高電壓，例如 1V 或更高，2V 或更高，或 5V 或更高。用於資料傳輸之典型信號可具有較身體測量信號相對較高頻率，例如 100kHz 或更高，1MHz 或更高，



或 10MHz 或更高。因而，經由依據頻率及電壓之區分，路由器可選擇地將信號發送至適當功能區塊。路由器可依據信號的任一特性而區分信號，包括但不限於電壓、頻率及其二者之組合。在其他情況下，路由器可依據裝置的作業模式而發送匯入信號，此可經由其他電路、軟體、人工開關或指令加以設定。

在某些情況下，路由器用於將某類型信號發送至特定功能區塊，同時將信號與一或多個其他功能區塊隔離。例如，若需要對來自病人之信號進行高阻抗測量，重要的是將電力功能區塊之低阻抗隔離。在此情況下，路由器可置於電力功能區塊與多用途連接器之間，其僅允許高於某電壓之信號通過。因而，測量來自病人身體之信號的相對低電壓將與電力功能區塊隔離，且病人互動功能區塊將可適當地測量信號。

然而，在一些情況下，當特定區塊未使用時，將其與其他功能區塊隔離便不重要。因此，在一些情況下路由器可不用於使一或多個特定功能區塊與信號斷開。即，在該些狀況下，匯入信號將總是通過特定功能區塊。然而，在一些情況下，功能區塊可僅回應某類型信號，例如某範圍之頻率或電壓，且當暴露於其他信號時，將不受破壞。此選擇性回應可有效地做為路由方式。

如此處使用之路由器其本身可由多功能路由區塊製成，每一個機能上置於一或多個裝置功能區塊與多用途連接器之間。如此一來，各個路由器區塊可依據不同參數而區分信號，允許不同種類信號抵達各裝置功能區塊。

路由器可固有地、主動地或經由固有及主動技術之組合而將信號發送至適當電路。在一些情況下，路由器可依據電壓而區分匯入信號。例如，機能上置於多用途連接器與一或多個功能區塊之間之路由器可允許僅高於某閾值電壓之信號通過而至該些功能區塊。在一些情況下，此可由一或多個二極體實施。在一些情況下，該等二極體可配置做為整流器，例如半波整流器、全波整流器、三相整流器等。在其他情況下，路由器可允許僅低於某閾值電壓之信號通過而至相關功能區塊。

在其他情況下，路由器可依據頻率而發送信號。例如，機能上置於多用途連接器與一或多個功能區塊之間之路由器可允許僅高於某頻率之信號通過而至相關功能區塊。在其他情況下，路由器可允許僅低於某頻率、在某頻段內或某頻段外之信號通過。依據頻率而區分之路由器可包含一濾波器，例如低通濾波器、高通濾波器或帶通濾波器。濾波器可具有任何方便之設計，且濾波器特性可隨需予區分之信號的特性而改變。

在一些方面，路由器可包含一或多個將信號發送至適當功能區塊之控制開關。該些開關可包括但不限於類比開關、多工器、繼電器等，或其任意組合。該些開關可由檢測信號存在與否並據以發送之其他電路控制。另一方面，該些開關可由軟體控制。在其他方面，該些開關可由使用者控制。例如，可在裝置外罩上或外部控制器上存在使用者介面。使用者介面可包括但不限於一或多個開關、一或多個按鈕、觸控

螢幕等，藉此使用者可選擇適當操作模式，且路由器開關可據以設定。在一些情況下，裝置之操作模式可依據來自多用途連接器之信號輸入而由內部電路或軟體修改。可能的操作模式可包括但不限於病人互動模式、充電模式、資料通訊模式等。該些切換可依據操作模式而予發送。

在一些情況下，資料或處理指令係經由多用途連接器而予發送，其可令人滿意地選擇與病人連接電路相容之信令協定。為符合調整需求，病人電性連接可具有連接至該電性連接之安全電容器以保護病人免於 DC 電壓。在該些方面，其可令人滿意地選擇不依賴 DC 位準而代表 1 或 0 之資料位元的通訊協定。相反地，可選擇依賴轉變或頻率調變而代表資料之資料通訊協定。在其他情況下，不需避免 DC 資料協定，任何方便的資料協定均可使用。

圖 16 中顯示接收器之方塊圖包含多用途連接器，其中顯示裝置處於病人互動模式。接收器 1601 經由多用途連接器 1605 而連接至病人 1603。多用途連接器 1605 係置於外罩 1607 之上，並連接至路由器 1609。路由器 1609 連接至內部電源 1611、信號獲得區塊 1613、能量輸出區塊 1615 及／或控制及資料輸入／輸出區塊 1617。如圖所示，接收器 1601 係連接至病人 1603，因而路由器 1609 經由連接 1619 而將信號發送至信號獲得區塊 1613。能量可經由能量輸出區塊 1615 通過連接 1621 而傳送與病人。連接 1621 可共用與連接 1619 相同之電線。

圖 17 中顯示相同接收器，其中顯示裝置處於充電模

式。外部電源 1723 經由多用途連接器 1705 連接至接收器 1701。多用途連接器 1705 連接至路由器 1709。路由器 1709 將匯入信號判明為充電信號，並據以將信號經由連接 1725 而發送至內部電源 1711，因而充電內部電源 1711。

圖 18 顯示當裝置處於資料通訊模式時之接收器 1801。外部控制和數據通訊裝置 1827 經由多用途連接器 1805 而連接至接收器 1801。多用途連接器 1805 連接至路由器 1809。路由器 1809 將匯入信號判明為控制及／或資料通訊信號，並據以將信號發送至控制及資料輸入／輸出區塊 1817 及連接 1829。外部控制和數據通訊裝置 1827 接著可將控制信號及／或資料封包發送至控制及資料輸入／輸出區塊 1817，或發送來自控制及資料輸入／輸出區塊 1817 之信號要求資料。控制及資料輸入／輸出區塊 1819 可於相同連接 1829 上或不同連接（包括無線連接）上將資料發送至外部控制和數據通訊裝置 1827。

圖 19A 及 19B 中顯示可用於本發明之接收器中的路由器之範例。圖 19A 描繪依據電壓位準而區分信號之路由器。僅超過路由器 1931 之閾值電壓的信號將從匯流排 1933 發送至匯流排 1935。圖 19B 中顯示該原理之簡單範例，其中二極體 1937 做為信號指示器，例如路由器 1909。僅搭於二極體 1937 之閾值電壓的信號將從匯流排 1939 發送至匯流排 1941。

圖 20A 及 20B 顯示依據匯入信號之頻率而予區分之路由器。圖 20A 顯示依據頻率並具有匯入信號匯流排 2043 及

功能區塊匯流排 2045、2047 之路由器的原理。元件 2049 具有隨頻率而增加之阻抗，並形成具電阻高通濾波器 2050。僅高於高通濾波器之設計頻率的信號將從匯流排 2043 發送至匯流排 2045。元件 2051 具有隨頻率而降低之阻抗，並形成具電阻低通濾波器 2052。僅低於低通濾波器之設計頻率的信號將從匯流排 2043 發送至匯流排 2047。高通濾波器及低通濾波器具有或不具有不同設計頻率。圖 20B 顯示此原理之簡單範例。電容器 2053 及電阻 2054 於匯流排 2057 與匯流排 2059 之間形成高通濾波器，且電感 2055 及電阻 2056 於匯流排 2057 與匯流排 2061 之間形成低通濾波器。僅高於截止頻率之該些信號獲允許從匯流排 2057 發送至匯流排 2059，同時僅低於截止頻率之該些信號獲允許從匯流排 2057 發送至匯流排 2061。

圖 20C 顯示依據匯入信號之頻率而予區分之路由器的另一範例。高通濾波器 2056 具有跌落於某設計頻率之下的增益。僅高於設計頻率之信號將從匯流排 2058 發送至匯流排 2060。低通濾波器 2062 具有跌落於第二設計頻率之上的增益。僅高於設計頻率之信號將從匯流排 2058 發送至匯流排 2064。

圖 21 顯示使用主動開關之路由器的觀點。匯流排 2163 經由開關 2171、2173 及 2175 而與匯流排 2165、2167 及 2169 分離。匯流排 2165、2167 及 2169 各連接至外部接收器的一或多個功能區塊。開關 2171、2173 及 2175 可由其他電路、軟體及／或使用者控制以視需要開啟或關閉而使匯流排

2163 與相應功能區塊連接或脫離。

本發明之接收器可包括連接至多用途連接器之電路，其固有地將高於某閾值之應用 AC 電壓發送至整流機構、電力轉換機構，及接著至使用能量充電內部電池之電池充電器電路。接收器內部之資料獲得電路不受特定應用 AC 電壓之影響。接收器亦檢測電壓存在與否，並依據資訊而改變其操作模式。

圖 22-24 顯示接收器之一觀點的電路範例。圖 22 顯示多用途電極連接 SNAP\_E1 2277、SNAP\_E2 2279 及 SNAP\_E3 2281，連同將電極經由信號接收放大器輸入 22121 及 22123 連接至信號接收區塊之開關 22113、22115 及 22117。二極體 2283、2285 及 2287 保護電路免於因靜電釋放 (ESD) 而受破壞。電感 2289、2291 及 2293 降低電磁干擾 (EMI)。電容器 2295、2297 及 2299 經由避免來自施予電極 2277、2279 及 2281 之任何 DC 電壓而保護病人。線路 ChargeInAC1 22101、ChargeInAC2 22103 及 ChargeInAC3 22105 將輸入連接至內部電源，其將於後續圖中顯示。電容器 22107、22109 及 22111 避免來自施予信號接收放大器之任何 DC 電壓。開關 22113、22115、22117 及 22119 係用於選擇三電極 2277、2279 及 2281 之任何組合而前進至兩信號接收放大器輸入 V+diff 22121 及 V-diff 22123。

在圖 22 中所示之裝置中，不可能完全脫離信號接收區塊。若充電信號施予該些電極，將通過該些開關而至放大器輸入。然而，放大器輸入經設計而不受相對大之電壓影響，

所以脫離信號接收區塊是不必要的。

在另一組態中，當電極上接收資料信號以外之信號時，便可脫離信號接收區塊。此可經由例如使用其餘開關及／或不同的開關而予完成。

圖 23 顯示電池充電器輸入至內部電源功能區塊。來自圖 22 之線路 ChargeInAC1 22101、ChargeInAC2 22103 及 ChargeInAC3 22105 分別於 ChargeInAC1 23125、ChargeInAC2 23127 及 ChargeInAC3 23129 連接至電源功能區塊。二極體 23131-23136 形成三相整流器。當裝置連接至外部充電器時，整流器取得充電信號，其可能為交流電流（例如 100 kHz 方波），並於網絡 Charger\_In 23139 上將其轉換為 DC 電流。當出現於輸入之電壓約低於 0.6 V 時，例如當裝置連接至病人時，信號並未通過整流器，且 Charger\_In 節點 23139 脫離輸入 23125、23127 及 23129。當需要進行病人上信號的高阻抗測量時，便使 Charger\_In 節點 23139 的低阻抗與電極分離。升壓轉換器 23141 將網絡 Charger\_In 23139 上之電壓提高至所需充電電壓，例如約 5V。提高之電壓經由節點 23143 而發送至電池充電器。若高於所需之電壓置於 Charger\_In 節點 23139 上，二極體 23145 便保護電路。

圖 24 顯示電池充電器電路之觀點。來自圖 23 之輸出節點 23143 於電池充電器輸入節點 24147 與圖 24 中之電池充電器電路連接。電池充電器輸入 24147 連接至電池充電器積體電路 24149。在此方面，電池充電器輸入 24147 用於充電

電池板 24151 及 24153 之電池（例如鋰電池）。圖 24 中所  
示電路的其餘部分包括調節器 24155、24157 及 24159，其  
決定用於裝置中電路的其餘部分之電池電壓。

使用期間，接收器可操作上經由多用途連接器而耦合至  
活體對象（例如病人）或另一外部裝置。其他可連接之外部  
裝置包括但不限於外部充電器裝置、外部程式設計裝置及外  
部資料處理裝置。接收器亦可操作上經由多用途連接器而耦  
合至另一醫療裝置，包括至植入之醫療裝置的外部近端。當  
病人或另一裝置經由多用途連接器而連接至外部醫療裝置  
時，路由器可依據信號類型或信號特性而開啟或關閉信號路  
徑。如上述，路由選擇可固有地、主動地或經由該些及其他  
技術而予實施。

圖 25 提供於具有多用途連接器之方面可達成之組件/  
功能關係示意圖。該示意圖例如提供用於信號指示器 2500。  
信號指示器 2500 包含控制元件 2502。控制元件 2502 可控  
制或回應於電壓 2504、頻率 2506、人工/程控指令 2508 及  
其他標準 2510。電壓 2504 可經由一或多個二極體 2512、熱  
敏電阻 2514 等而予區分。頻率 2506 可經由高通濾波器  
2516、低通濾波器 2518 等而予區分。信號可為經由類比開  
關 2520、繼電器 2522、多工器 2524 等之人工/程控指令  
2508。用於信號控制/回應之其他標準 2510 可包括例如光  
線、溫度、時間等。

使用具本發明之多用途連接器的方法亦包括使接收器  
脫離病人或上述其他裝置之一，及經由多用途連接器而操作



上將裝置耦合至病人或其他裝置之一。當接收器中存在路由器時，可發送來自於第二連接裝置之信號，其不同於第一連接裝置之信號。此外，外部醫療裝置之操作模式可回應來自於第二連接裝置之信號而予改變。

包括本發明之多用途連接器及其使用方法之有關接收器之進一步細節可見於 2008 年 12 月 15 日提出申請之案號 61/122,723 之美國臨時專利申請案；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

### 阻抗 (EZ) 測量模組

本發明之接收器可包括阻抗測量模組，例如其中該裝置係經配置而測量跨越該裝置之至少一對電極之阻抗。阻抗測量模組可用於判斷兩電極及電阻性負載之系列組合的迴路阻抗（例如干預組織所提供者）。阻抗測量模組包含電流源區塊以提供跨越電極之電流，及電壓處理區塊以測量跨越電阻性負載之電壓信號並判斷電極阻抗。例如接收器可經配置而將  $2\mu\text{A}_{\text{pp}}$  (RMS 振幅為  $1\mu\text{A}_{\text{rms}}$ ) 方波電流施予跨越其兩電極。其足以檢測分離的電極。應用可包括但不限於接收器診斷應用，例如其中測量之阻抗係用於判斷電極是否脫離病人及／或未工作；病人監控應用，例如其中阻抗係用於判斷一或多個生理參數等。

圖 27 提供一電路圖，依據本發明之一觀點，塑造經由電流源區塊完成之驅動方案 2700。如此方面所顯示者，雙極電流可源於單極邏輯驅動器，且驅動方案中不具「DC」組件。產生兩電流「EZ\_Carrier」2720 及「EZ\_Balance」2730，

號傳送器，例如用於將來自信號接收器之信號發送至外部位置；資料儲存元件，例如用於儲存有關接收之信號、生理參數資料、醫療記錄資料等資料；時鐘元件，例如用於結合特定時間與事件（例如信號接收）；前置放大器；微處理器，例如用於協調一或多個信號接收器、帶通濾波器等之不同功能。

在某些方面，本接收器之模組出現於積體電路上，其中積體電路包括多個獨特的功能區塊。在特定接收器中，至少一些（例如兩個或更多，直至包括全部）模組可以單一積體電路呈現於接收器中（例如以系統芯片或 SOC 之形式）。單一積體電路亦即包括全部不同功能區塊之單一電路結構。因此，該積體電路為於半導體材料之薄基底表面製造之最小化電子電路（其可包括半導體裝置以及被動組件）之單片積體電路（亦即所知之 IC、微電路、微晶片、矽晶片、電腦晶片或晶片）。本發明某觀點之積體電路可為混合積體電路，其為附著於基底或電路板而由個別半導體裝置以及被動組件組成之最小化電子電路。

圖 7 提供依據本發明之一觀點的信號接收器之積體電路組件的方塊功能圖。在圖 7 中，接收器 700 包括電極輸入 710。越體導通通訊模組 720 及生理感應模組 730 電性耦合至電極輸入 710。在一方面，越體導通通訊模組 720 係實施為高頻（HF）信號鏈，且生理感應模組 730 係實施為低頻（LF）信號鏈。亦顯示 CMOS 溫度感應模組 740（用以檢測周遭溫度）及 3 軸加速計 750。接收器 700 亦包括處理引

擎 760 (例如微控制器及數位信號處理器)、非揮發性記憶體 770 (用於資料儲存)、及無線通訊模組 780 (用於將資料傳輸至另一裝置,例如資料上傳動作)。

圖 8 提供依據本發明之一觀點用於實施圖 7 中所描繪之接收器的方塊功能圖之電路的更詳細方塊圖。在圖 8 中,接收器 800 包括電極 e1、e2 及 e3 (811、812 及 813),其例如接收 IEM 及/或有興趣之感應生理參數或生物標記的導通傳輸信號。由電極 811、812 及 813 接收之信號係由電性耦合至電極之多工器 820 予以多路傳輸。

多工器 820 電性耦合至高帶通濾波器 830 及低帶通濾波器 840。高及低頻信號鏈提供程控增益以涵蓋所需位準或範圍。在此特定方面,高帶通濾波器 830 通過 10 KHz 至 34 KHz 頻段之頻率,同時過濾超出頻段頻率之雜訊。高頻頻段可改變,包括例如 3 KHz 至 300 KHz 之範圍。所通過之頻率接著在經由轉換器 834 轉換為數位信號而輸入電性耦合至高頻信號鏈之高功率處理器 880 (顯示為 DSP) 之前,經放大器 832 予以放大。

低帶通濾波器 840 顯示通過介於 0.5 Hz 至 150 Hz 範圍之頻率,同時過濾超出頻段之頻率。該頻段可改變,包括例如低於 300 Hz 之頻率,例如低於 200 Hz,包括低於 150 Hz。所通過之頻率係經放大器 842 予以放大。亦顯示電性耦合至第二多工器 860 之加速計 850。多工器 860 多路傳輸來自加速計之信號連同來自放大器 842 之放大信號。多路傳輸之信號接著經由亦電性耦合至低功率處理器 870 之轉換器 864 轉

換為數位信號。

在一方面，可實施數位加速計(例如由類比裝置所製造)以取代加速計 850。經由使用數位加速計可達成各式優點。例如，由於該信號，數位加速計將產生已呈數位格式之信號，數位加速計可繞過轉換器 864 並電性耦合至低功率處理器 870—在此狀況下將不再需要多工器 860。而且，數位信號可經配置而在檢測時自我啟動，進一步節約電力。此外，可實施連續的階段計數。數位加速計可包括先進先出(FIFO)緩衝器以協助控制發送至低功率處理器 870 之資料流。例如，資料可暫存於 FIFO 直至存滿，此時可觸發處理器以從閒置狀態喚醒並接收資料。

低功率處理器 870 可為德州儀器公司(Texas Instruments)之 MSP430 微控制器。接收器 800 之低功率處理器 870 維持閒置狀態，如前述，其需要最小電流消耗—例如  $10\mu\text{A}$  或更低，或  $1\mu\text{A}$  或更低。

高功率處理器 880 可為德州儀器公司之 VC5509 數位信號處理器。高功率處理器 880 於活動狀態實施信號處理動作。如前述，該些動作需要較閒置狀態更大量的電流—例如  $30\mu\text{A}$  或更多之電流，例如  $50\mu\text{A}$  或更多—並可包括例如掃瞄導通傳輸信號、當接獲時處理導通傳輸信號、獲得及/或處理生理資料等動作。

接收器可包括硬體加速器模組以處理資料信號。硬體加速器模組可實施以取代例如 DSP。做為更專業之計算單元，相較於通用 DSP，其實施具較少電晶體(低成本及低電力)

之信號處理演算法的觀點。硬體區塊可用於「加速」重要特定功能之性能。硬體加速器的一些架構可為經由微指令或超長指令字集而予「程控(programmable)」。使用過程中，其功能可經由呼叫功能圖書館而予擷取。

硬體加速器 (HWA) 模組包含 HWA 輸入區塊以接收將處理之輸入信號，及用於處理輸入信號之指令；且 HWA 處理區塊用以依據接收之指令處理輸入信號，並產生最終輸出信號。最終輸出信號可視需要由 HWA 輸出區塊予以傳輸。

圖 30 提供依據本發明之一觀點的 HWA 模組方塊圖。如圖所示，輸入區塊 3001 耦合至處理區塊 3002，後者耦合至輸出區塊 3003。輸入區塊 3001 接收輸入信號 3001 及／或指令 3015。HWA 模組 300 例如可接收來自越體導通通訊模組之越體導通通訊信號；及／或接收來自一或多個生理感應模組之生理資料信號。

HWA 模組可接收類比信號，及包括類比數位轉換器以將信號轉換為數位信號，或可接收數位輸入信號（例如來自類比數位轉換器或微處理器）。例如，HWA 模組可電性耦合至類比數位轉換器及微處理器，其具有狀態機器可直接收集來自 A/D 轉換器之資料。在另一範例中，硬體加速器可僅連接至微處理器依微處理器指示處理資料。

指令 3015 可為例如接收自內部記憶體、外部記憶體，或由微處理器產生。在一方面，HWA 模組與微處理器共用記憶體（例如經由雙埠記憶體或經由多工器）。在另一方面，HWA 模組經由直接記憶體存取 (DMA) 埠交換資料。

HWA 處理區塊 3002 依據接收之指令 3015 處理輸入信號 3010。例如 DCO（數位控制震盪器）、DDC（數位降頻轉換器）、FIR 濾波器、CIC 整數倍降低取樣率等功能可由該等硬體加速器實施。該些功能對於 IEM 相關信號處理最佳，亦適於通用資料獲得、阻抗測量、ECG 信號處理（漢米爾頓及湯普金斯）、加速計等。由 HWA 處理區塊 3002 產生之最終輸出信號 3020 可視需要而由 HWA 輸出區塊 3003 傳輸。

HWA 模組 3000 可進一步包含 HWA 電力區塊 3030 以啟動／關閉至 HWA 模組 3000 之電力。例如，HWA 模組 3000 可經配置而被關閉或開啟電力，或用於選通驅動其之時鐘而被關閉等。實施其所需之電晶體數量極少（概介於 10k 至 100k 閘極範圍），具有大部分獲自相關記憶體／緩衝器之靜電。硬體加速器因而可低功率消耗。

圖 8 中亦顯示電性耦合至高功率處理器 880 之快閃記憶體 890。在一方面，快閃記憶體 890 可電性耦合至低功率處理器 870，其可提供較佳電力效率。

圖中顯示無線通訊元件 895 電性耦合至高功率處理器 880 並可包括例如 BLUETOOTH™ 無線通訊收發器。在一方面，無線通訊元件 895 電性耦合至高功率處理器 880。在另一方面，無線通訊元件 895 電性耦合至高功率處理器 880 及低功率處理器 870。再者，無線通訊元件 895 可具有其本身電源，使其可例如經由微處理器而獨立於接收器其他組件進行開啟及關閉。

圖 9 提供有關高頻信號鏈之依據本發明之一觀點的接收器中硬體之方塊圖。在圖 9 中，接收器 900 包括電性耦合至多工器 920 之接收器探針（例如以電極 911、912 及 913 之形式）。亦顯示高通濾波器 930 及低通濾波器 940 以提供排除頻段外之頻率的帶通濾波器。在顯示之方面，提供 10 KHz 至 34 KHz 之帶通，以使落入頻帶內之載波信號通過。示範載波頻率可包括但不限於 12.5 KHz 及 20 KHz。可呈現一或多個載波。此外，接收器 900 包括類比數位轉換器 950—例如於 500 KHz 取樣。數位信號之後可經由 DSP 處理。本方面所示為 DSP 之 DMA 單元 960，其將數位信號發送至 DSP 專用記憶體。直接記憶體存取提供允許其餘 DSP 保持於低功率模式之優點。

### 各式狀態之示範組態

如前述，對每一接收器狀態而言，高功率功能區塊可據以於活動及不活動狀態之間循環。而且，對每一接收器狀態而言，接收器之各式接收器元件（例如電路區塊、處理器之電力範圍等）可經配置而經由電源模組獨立地從開啟及關閉循環。因而，接收器可針對每一狀態而具有不同組態，以達成電力效率。例如，圖 29 顯示接收器具有閒置及活動狀態—例如閒置狀態 110、側錄狀態 130、解調及解碼狀態 140、收集 ECG 及加速計狀態 120、及傳輸狀態 160。如前述，應注意的是閃燈信號模組可實施各式側錄信號以達低功率效率，因而側錄狀態可群集為下列範例之不活動狀態。

留意圖 29 中所示狀態，下列各圖提供依據本發明之一

觀點之接收器之各式狀態期間，圖 8 中所示之接收器組件的示範組態。應理解的是，依據所需應用可實施替代組態。

在狀態 110 中，接收器獲得最小電流。接收器 800 經配置而使得低功率處理器 870 處於不活動（例如閒置狀態），及高功率處理器 880 處於不活動（例如閒置狀態），且有關各式活動狀態期間周邊電路及其所需電源之電路區塊保持關閉（例如無線通訊模組 895 及類比前端）。例如低功率處理器可具有活動之 32 KHz 震盪器，並消耗若干  $\mu\text{A}$  電流或更少，包括 0.5  $\mu\text{A}$  或更少。在閒置狀態中，低功率處理器 870 例如可等候信號而轉換為活動狀態。信號可為外部的（例如中斷）或由裝置周邊之一（例如計時器）內部產生。在高功率處理器閒置狀態期間，高功率處理器可用做為 32 KHz 手錶石英計時。高功率處理器例如可等候信號而轉換為活動狀態。

當接收器處於側錄狀態時，低功率處理器 870 便處於閒置狀態，及高功率處理器 880 處於閒置狀態。此外，有關包括側錄功能所需之類比數位轉換器之類比前端的電路區塊係開啟（換言之，即高頻信號鏈）。如前述，閃燈信號模組可實施各式側錄信號以達低功率效率。

在檢測傳輸之信號時，可進入較高功率之解調及解碼狀態。當接收器處於解調及解碼狀態，低功率處理器 870 便處於活動狀態，及高功率處理器 880 處於活動狀態。高功率處理器 880 可從例如 12 MHz 運轉，或接近具提供裝置 108 MHz 時鐘速度之鎖相迴路（PLL）時鐘倍增器的石英震盪



器。低功率處理器 870 例如於活動狀態期間可做為介於 1 MHz 至 20 MHz 之內部 R-C 震盪器，消耗電力介於每 MHz 時鐘速度 250 至 300  $\mu\text{A}$ 。活動狀態允許可依循之處理及任何傳輸。必要之傳輸可觸發無線通訊模組而從關閉循環至開啟。

當接收器處於收集 ECG 及加速計狀態，有關加速計及／或 ECG 信號調整鏈之電路區塊為開啟。高功率處理器 880 於收集期間處於閒置狀態，於處理及傳輸期間處於活動狀態（例如從 12 MHz 運轉，或接近具提供裝置 108 MHz 時鐘速度之 PLL 時鐘倍增器的石英震盪器）。低功率處理器 870 於此狀態期間係處於活動狀態，及可做為介於 1 MHz 至 20 MHz 之內部 R-C 震盪器，消耗電力介於每 MHz 時鐘速度 250 至 300  $\mu\text{A}$ 。

### 接收器之其餘狀態

除了接收器於閒置與活動狀態之間循環的操作狀態外，接收器可包括其他操作狀態。接收器可包括儲存狀態，例如展示 10  $\mu\text{A}$  或更低之極低電流消耗，例如 1  $\mu\text{A}$  或更低，包括 0.1  $\mu\text{A}$  或更低。在儲存狀態，接收器經配置而使得例如低功率處理器處於閒置狀態，高功率處理器被關閉，及例如有關活動狀態期間所需之周邊電路的電路區塊之其他接收器元件被關閉。圖 29 描繪接收器之儲存狀態 170。接收器依據各類輸入可從儲存狀態轉變為非儲存狀態，例如回應接收器之人工操縱（例如按下「啟動 (on)」按鈕或從接收器移除欄標）或回應傳輸至接收器之「啟動 (on)」信號之

預定排程或應用刺激。如圖 1 中所示，接收器可從儲存狀態 170 轉變為閒置狀態 110。

接收器亦可經配置而包括充電狀態，如圖 29 中所示之充電狀態 150。當接收器處於充電狀態，僅低功率處理器開啟，例如處於閒置狀態。有關高功率處理器之電源及所有周邊設備的電路區塊均被關閉。

接收器亦可經配置而包括傳輸狀態 160，其中資料例如經使用無線通訊協定而傳輸至及／或來自接收器及另一體外裝置。高功率處理器處於活動狀態，低功率處理器處於活動狀態，及例如有關無線通訊模組之電路區塊的其他接收器元件被開啟。

接收器亦可經配置而包括「診斷」狀態。在診斷狀態，接收器可測試接收器之一或多個功能的操作，例如信號接收、生理資料獲得及／或處理等，以判斷功能是否正確地實施。接收器可進一步經配置而向使用者報告測試結果，例如經由信號（其可為聲音、畫面、轉發至第三裝置等）。例如，接收器可經配置而向使用者報告所有功能均正常操作，或一或多個功能存在問題。在一些方面，接收器依據不同輸入而轉變進入或離開診斷狀態，例如上述預定排程（例如由接收器程式設計所提供）或應用的刺激。

### 經由序列周邊介面匯流排之通訊

低功率處理器（例如圖 8 中所示 MSP）及高功率處理器（例如圖 8 中所示 DSP）可使用任何方便之通訊協定而彼此通訊。在一些情況下，當該二元件存在時係經由序列周邊

介面匯流排（以下稱為「SPI 匯流排」）而彼此通訊。下列說明描述所實施之信令及信息方案，以允許高功率處理器及低功率處理器通訊，並沿 SPI 匯流排往返發送信息。對於處理器之間通訊之說明而言，分別使用「LPP」及「HPP」取代「低功率處理器」及「高功率處理器」，以與圖 8 相符。然而，除了圖 8 中所示者外，相關討論亦適於其他處理器。

介面經配置而使得 LPP 為主而 HPP 為僕，且鏈路僅由 LPP 端驅動。HPP 僅可經由 SPI 而回應 LPP。再者，SPI 需要 HPP 立即回應 LPP。若 LPP 發送資料，而 HPP 未等候資料，資料便將流失。依據本發明之一觀點，介面之信令及信息組態說明如下，以克服該些限制。

### 信令

為克服上述限制，信令協定中實施三個「頻段外」信號。LPP 具有「注意」信號，其可提示及解除提示，且 HPP 具有「注意」及「允許」信號。

為了 LPP 發送資料（例如 LPP 發起信息）予 HPP，LPP 提示其 LPP 注意信號。其接著等候直至 HPP 經由提示 HPP 允許信號予以回應為止。此確保兩端已備妥進行 SPI 交易且無資料流失。此時，HPP 可從 LPP 接收信息。若目前無法從 LPP 接收 LPP 發起信息，HPP 接著便啟動接收 LPP 發起信息。HPP 保持「在線上」直至 LPP 解除提示其 LPP 注意信號為止。HPP 經由解除提示其 HPP 允許信號而回應該解除提示。此時，HPP 便無法從 LPP 接收信息。由於可從 LPP 接收 LPP 發起信息，HPP 接著便關閉接收 LPP 發起信息。

在此情況下，系統便回應信號位準改變及位準本身。換言之，系統將提示之信號視為行動要求，且系統將信號位準視為持續動作之指標。由於在 LPP 提示其 LPP 注意信號之前，HPP 不需做任何動作，所以 HPP 可進入低功率閒置狀態。在此狀況下，LPP 注意信號不僅要求 SPI 連結，亦喚醒 HPP。

為了 HPP 發送資料（例如 HPP 發起信息）予 LPP，HPP 提示其 HPP 注意信號。該提示通知 LPP：HPP 有資料。HPP 注意信號之提示係警示 LPP，而非 HPP 注意信號之解除提示。在 HPP 可再次提示之前，其僅需解除提示該信號。一旦 LPP 看見提示之 HPP 注意信號，其最終將經由下列 1) 回應上述。LPP 不需立即回應。在此情況下，其僅為信號之提示。系統從未留意此刻的信號位準。

### 信息

由於 SPI 匯流排的主／僕設計，HPP 可僅回應 LPP 信息。其不可向 LPP 詢問問題。為啟動雙向資料流，上述指令經實施而結合兩類信息，如下述。

對 HPP 之 LPP 發起信息而言，狀況 1) 可用於發送信息予 HPP。該類信息從未要求 HPP 回應信息。一示範信息可為指令「處理此 ECG」。一信息告訴 HPP 去等候 ECG 資料，且接著 LPP 便發送包含 ECG 資料之一連串信息予 HPP。另一範例可為當 LPP 發送指令予 HPP 告訴其側錄傳輸之 IEM 信號。

對 HPP 發起信息而言，信息必須仍源於 LPP。為完成此方向之通訊，狀況 2) 用於告訴 LPP 向 HPP 詢問信息。

在 HPP 提示 HPP 注意信號之前，便準備詢問資訊（即 HPP 發起信息），使其可立即回應 LPP。LPP 發送一連串信息以獲得來自 HPP 之詢問。LPP 發送「詢問長度」信息予 HPP 以要求詢問長度。LPP 接著使用該長度來要求 HPP 發起信息。由於 LPP 要求詢問長度，LPP 確實瞭解 HPP 將有多少資料到來。LPP 經由發送詢問回應信息予 HPP 而回答 HPP 的「問題」。基於 HPP 經實施而一次僅具有一未解決之詢問，其便瞭解去等候此回應。

亦應指出的是，對上述序列而言由於 LPP「計時」SPI 鏈路，所以其總是確實瞭解 HPP 將有多少資料到來。再者，在此方面，由於 LPP 總是詢問問題，且 HPP 總是準備回應來自 LPP 之任何問題，當 HPP 希望發送詢問時，不確保總能獲得來自 LPP 之「詢問長度」信息。

在一方面，例如使用弗萊徹校檢演算法，而可實施錯誤檢測及修正。由於錯誤檢測中執行重試，對任何需要採取行動（例如實施側錄等）之信息而言，該行動直至完整狀況 1) 完成方予採取。這是重要的，因為 LPP 可檢測錯誤，同時 HPP 看見修正資料。狀況 1) 之完成即完成及修正資料傳輸之最後確認。

### **全球定位系統 (GPS) 模組**

本發明之接收器可包括全球定位系統 (GPS) 模組。文中所使用之 GPS 模組為接收來自衛星之全球定位系統的信號並判斷地理位置之模組。任何方便的 GPS 模組均可使用。

### **接收器組態**

有興趣之與身體結合之醫療裝置包括外部及植入裝置。在外部方面，接收器來自體外，意即裝置於使用其間係出現在身體外部。若接收器在外部，其係以任何方便之方式配置，在某些方面，其經配置而與所需皮膚位置結合。因此，在某些方面，外部接收器經配置而與對象的局部皮膚位置接觸。有興趣之組態包括但不限於：貼布、腕帶、珠寶（例如手錶、耳環及手鐲）、衣服、配飾（例如皮帶及鞋子）、眼鏡等。在一些情況下，如下述接收器經配置而附著於皮膚位置，例如使用適當黏著劑。在一些情況下，接收器經配置而接觸皮膚位置但未附著於上，例如裝置經配置而做為腕帶、一項珠寶（例如手錶、耳環及手鐲）、一件衣服、配飾（例如皮帶及鞋子）、及一副眼鏡。在又其他例子中，接收器可經配置而維持在皮膚表面的若干定義距離內，例如 1 cm 內，包括 0.5 cm 內。

在某些方面，接收器為植入組件。植入意即接收器經設計，即經配置而於對象內實施，例如以半永久性或永久性方式。在該些方面，接收器於使用期間係在體內。植入意即接收器經配置而維持功能性地出現於生理環境中，包括在體內所發現之高鹽、高濕度環境，達兩天或更多天，例如約一週或更久、約四週或更久、約六月或更久、約一年或更久、約五年或更久。在某些方面，植入接收器經配置而維持功能性地植入生理端達約一年至約八十年或更久之期間，例如約五年至約七十年或更久，包括約十年至約五十年或更久之期間。對植入觀點而言，接收器可具有任何方便的形狀，包括

但不限於：膠囊形、扁圓形等。接收器可經配置而置於許多不同的位置，例如腹部、腰部、肩部（例如置放植入型脈衝產生器）等。在某些植入方面，接收器為單機裝置，其中其並未與任何其他類型之植入裝置實體連接。在又其他觀點，接收器可實體耦合至第二植入裝置，例如做為一或多個生理感應器之平台的裝置，其中該裝置可為導線（例如心血管導線），在某些該等方面，心血管導線包括一或多個獨特的生理感應器，例如該導線為多重感應器導線（MSL）。有興趣之植入裝置進一步包括但不限於；植入型脈衝產生器（例如 ICD）、神經刺激裝置、植入型迴路記錄器等。

接收器包括用於接收導通傳輸信號之信號接收器元件，例如可攝取事件標記之識別符所發射之信號。信號接收器可包括各種不同類型之信號接收器元件，其中接收器元件之特性必須隨信號產生元件所產生之信號的特性而變。在某些方面，信號接收器元件可包括用於檢測信號產生元件所發射信號之一或多個電極，例如二或多個電極、三或多個電極等。在某些方面，所提供之接收器裝置將具二或三個彼此分離若干距離之電極。此距離允許電極檢測差分電壓。該距離可予改變，在某些方面介於 0.1 cm 至 1.0 m，例如 0.1 至 5 cm、0.5 至 2.5 cm，在一些情況下該距離為 1 cm。

圖 10 中顯示有興趣之接收器的外部信號接收器觀點之範例。圖 10 顯示接收器 1000，其經配置而置於對象之外部局部位置，例如胸部。接收器包括上外罩板 1010（例如可以適當高分子材料製成），並包括人工可按壓操作按鈕 1020

及狀態識別符 LED 1030，其可用於轉發予操作接收器之觀察者。人工可按壓操作按鈕 1020 可人工操縱而將接收器從儲存模式轉變為非儲存模式。當接收器處於儲存模式，接收器之微控制器可全時保持在低工作週期活動狀態，以處理來自開啟／關閉按鈕之輸入，且接收器之數位信號處理器（DSP）關閉。當按下開啟／關閉按鈕而啟動接收器時，微控制器取消輸入並使 DSP 進入閒置狀態。當處於儲存模式，裝置可獲得低於  $10\ \mu\text{A}$  電流，包括  $5\ \mu\text{A}$  或更少，例如  $1\ \mu\text{A}$  或更少，包括  $0.1\ \mu\text{A}$  或更少。若儲存達一個月，此組態使裝置可保持大於 90% 之有效電池壽命（假設使用 250 mAH 電池）。該等按鈕亦可用於其他功能。例如，該等按鈕可用於指示接收器以獲得某類型之資料。另一方面，該等按鈕可用於人工指示接收器將資料移轉至另一裝置。

圖 11 提供圖 10 中所示接收器之分解圖。如圖 11 中所示，接收器 1000 包括上外罩板 1010、充電電池 1100、積體電路組件 1120 及下外罩板 1130。下外罩板 1130 咬合裝入上外罩板 1010 以將電池及積體電路組件 1100、1120 密封入防水外罩中。雖然描繪咬合裝入，但任何方便的匹配方案均可使用，使得上及下外罩板可經由內鎖槽而卡住、經由適當黏著劑而固定在一起、銲接在一起等。在一些情況下，電組件可模製進入上及／或下外罩板。亦顯示黏性貼片 1140，其咬合上外罩板 1010 並包括導通螺柱 1141 至 1143，該些螺柱於接收器使用期間做為與身體之電極接點。在接收器中，螺柱 1141 至 1143 與積體電路組件 1120 電性接觸，例



如經由電線或其他與上外罩 1010 結合之傳導構件。在一範例中，上外罩板 1010 包括傳導構件經配置而接收耦合至電線（未顯示）之螺柱 1141 至 1143，其依序提供至積體電路組件 1120 之電性連接。

圖 12 提供黏性貼片 1140 之分解圖。黏性貼片 1140 包括上述上螺柱 1141、1142 及 1143。該些螺柱與皮膚接觸螺柱 1151、1152 及 1153 電性接觸。在皮膚接觸螺柱 1151、1152 及 1153 之皮膚端表面上為導通水凝膠層 1154。圍繞每一螺柱 1151、1152 及 1153 為非導通水凝膠 1155 及壓感黏合劑 1156 組件。在此部分，可使用任何方便之生理上可接受之黏著劑。在一些情況下，使用改變黏著特性以回應應用的刺激之黏著劑。例如，可使用經例如紫外光之光線應用或化學製品便變得較不黏之黏著劑，以便當希望接收器保持與身體結合時便維持強力黏性，但當需要時黏性便變弱以利從身體移除接收器。在每一皮膚接觸螺柱的非皮膚端為乾性電極材料層，例如 Ag/AgCl。在該乾性電極材料層的上表面為多孔層，例如碳乙烯層。亦顯示上背層 1180。雖然未顯示，上螺柱 1141 至 1143 經背層 1180（例如尿烷及聚乙烯）而與置於每一上螺柱下方之乾性電極及皮膚接觸螺柱電性接觸。如圖所繪，該些螺柱相對於其乾性電極層而以足以增加任兩特定螺柱之間偶極尺寸之方式，沿貼片之外緣方向偏離中心。此外，所需之傳導性梯度可與每一螺柱相關，例如改變多孔層 1170 之型態及／或修改乾性電極層之成分。在該等方面，有興趣者係貼布外緣方向之傳導性的傳導性梯度

增加。

圖 13A 至 13E 提供另一外部貼片組態 1300 之各式圖式，外部貼片組態 1300 包括具有黏性繃帶組態之彈性結構的兩電極 1310 及 1320。貼片 1300 包括上彈性外支撐件 1330 及底部彈性支撐件 1350，其如圖 13E 中所示結合在一起，以包含積體電路／電池組件 1360 及電極 1310、1320。如圖 13D 中所示，電極 1310 及 1320 之下表面暴露。如圖 13E 中所示，電極 1310 及 1320 包括導線元件 1375 及 1370，其提供電極與積體電路／電池組件 1360 之間的電性接觸。如上述，任一方便之黏性組件均可使用。

圖 14A 至 14B 提供可出現於圖 13A 至 13E 中所示接收器中之示範硬體組態之方塊圖。然而，應理解的是示範硬體組態並不侷限於圖 13A 至 13E 中所示之觀點。

圖 14A 提供可包括於依據本發明之一觀點之接收器(例如接收器 1300)中之示範硬體組態之方塊圖。如圖所示，硬體系統 1400 包括電性耦合至類比專用積體電路 (ASIC) 1410 之第一及第二電極 1310 及 1320。ASIC 1410 可包括例如硬體系統 1400 (例如高頻信號鏈、低頻信號鏈等) 之類比前端。恰如可於 ASIC 中實施之類比前端，客製邏輯可取代 DSP。圖中顯示數位 ASIC 1420 電性耦合至類比 ASIC 1410 並實施數位信號調整及處理。圖中顯示加速計 1430(例如三軸加速計) 電性耦合至數位 ASIC 1420。在一方面，加速計 1430 電性耦合至類比 ASIC 1410。亦理解的是，可實施數位加速計。圖中顯示微處理器 1440 電性耦合至數位

ASIC 1410 及快閃記憶體 1450。再者，圖中顯示微處理器 1440 電性耦合至無線電 1460（例如無線收發器）。

圖 14B 提供可包括於依據本發明之一觀點之接收器（例如接收器 1300）中之另一示範硬體組態之方塊圖。在硬體系統 1490 內，顯示電極 1310 及 1320 電性耦合至選配低雜訊放大器（LNA）1461。圖中顯示類比 ASIC 1462 電性耦合至 LNA 1461 並可包括例如硬體系統 1490 之類比前端。圖中顯示數位 ASIC 1463 電性耦合至類比 ASIC 1462 並實施數位信號調整及處理。在此方面，數位 ASIC 1463 亦包括微處理單元 1464，其可為任何方便之微處理單元，例如 ARM 之 CORTEX-M3™ 微處理單元。加速計 1430 電性耦合至類比 ASIC 1462，但如稍早所提及者，可經實施而電性耦合至數位 ASIC 1463 及數位加速計。無線電 1460 電性耦合至數位 ASIC 1463。

圖 14C 提供可包括於依據本發明之一觀點之接收器（例如接收器 1300）中之另一示範硬體組態之方塊圖。在硬體系統 1480 中，單系統芯片（SOC）1470 取代圖 14A 及 14B 中之兩 ASIC。例如，SOC 1470 將取代圖 14A 中所示之 ASIC 1410 及 1420，或圖 14B 中所示之 ASIC 1462 及 1463（其中狀況選擇 LNA 1460 未顯示）。在此情況下，無線電 1460 電性耦合至 SOC 1470。

圖 14D 提供可包括於依據本發明之一觀點之接收器（例如接收器 1300）中之另一示範硬體組態之方塊圖。在硬體系統 1499 中，選配 LNA 1461 電性耦合至電極 1310 及

1320。圖中顯示 SOC 1482 電性耦合至選配 LNA 1461、加速計 1430、溫度感應器 1494 及無線電 1498（例如包括收發器之無線通訊模組）。SOC 1492 包括處理器 1492、電極輸入 1484、類比前端 1486（例如越體導通通訊模組及生理感應模組）、及軟體定義無線電 1488。再者，溫度感應器 1496 亦可包括於單一 ASIC 1470 及／或無線電 1498（感應器未顯示）中。

若有需要，接收器的一或多個組件可為共形無空洞密封層所覆蓋，例如案號 12/296,654 之美國申請案中所描述者，該申請案中所揭露者係以提及的方式併入本文。共形無空洞密封層之特徵在於「薄膜」塗層，其厚度使其實質上不增加所結合之結構的總厚度，其中裝置之厚度因其所增加之量約為 10% 或更少，例如約 5% 或更少，包括約 1% 或更少。依據本發明之觀點，共形無空洞密封層具有之厚度介於 0.1 至 10.0  $\mu\text{m}$ ，例如介於 0.3 至 3.0  $\mu\text{m}$ ，包括介於 1.0 至 2.0  $\mu\text{m}$ 。依據本發明之觀點，共形無空洞密封層之應用可使用平面處理協定，例如等離子體增強化學氣相沈積、物理氣相沈積、濺射、蒸發、陰極電弧沈積（參照例如案號 12/305,894 之美國申請案，該申請案中所揭露者係以提及的方式併入本文）、低壓化學氣相沈積、及其他該等程序。當存在時，共形無空洞密封層可包含各類不同材料。在一方面，該層包含碳化矽以製造高耐腐蝕密封。另一方面，該層可包括二氧化矽、二氧化碳、氮氧化碳、金屬（貴金屬及其合金，例如白金、銻、鉍及其合金）、金屬矽化物、氮化物（例如矽氮化

物、碳氮化物、鋁氮化物、鈦氮化物)、碳化鎢或其他碳化物。該層可為單一層或由相同材料或不同材料之多層製成。當使用多重材料時，亦可計算及設計熱膨脹係數，使其不會不利地影響與其結合之接收器組件。在一些情況下，若非接收器的整個外部表面，共形無空洞密封層至少覆蓋部分外部表面。在該等狀況下，密封層可出現電性連接以提供接收器內部組件與接收器外部環境之間的電通訊。

### 活性劑遞送

本發明之接收器可包括活性劑遞送組件。當存在時，活性劑遞送組件可改變。在一些情況下，活性劑遞送組件可為接收器之獨特組件，其中該組件可包括活性劑成分之來源。活性劑成分可改變並包括與載體成分組合的一或多個活性劑，其中載體成分可為流體或固體成分，並可經配置而視需要提供控釋遞送屬性。如下列更詳細之描述，有興趣之活性劑遞送組件包括但不限於：固體遞送格式，例如貼片及膏藥遞送格式，及流體導入格式，例如離子導入格式及使用顯微針組件之格式。對植入接收器而言，可使用任何方便之活性劑遞送格式。有興趣之活性劑遞送格式之範例包括但不限於 11/897,931 中所揭露者；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。依據特定格式，遞送組件可包括裝置組件其從來源提供大量活性劑成分予病人。裝置組件可廣泛地改變，其中裝置組件之範例包括選擇性薄膜、唧筒、電場源、顯微針等。在某些情況下，活性劑遞送組件可與接收器的其他組件整合。例如，其中接收器包括黏著劑組件，該黏著劑組件

的黏性成分可視需要而包括一或多個活性劑，其中黏性成分可用公式表示以提供任何所需活性劑遞送屬性。若包括活性劑遞送，接收器可經配置而依據預定給藥計畫遞送活性劑，以回應所接收之劑量信號、回應一或多個檢測的生理參數（例如裝置經配置而做為封閉迴路活性劑遞送裝置）等。

### 顯微針

本發明之接收器可包括顯微針組件，如下列更詳細之描述，顯微針組件可經配置而用於分析物檢測及／或活性劑遞送。有興趣之顯微針組件經配置而用於以微創、無痛及方便的方式將生物流體從生理源轉移至其他位置（例如外部）。顯微針組件可經配置而允許以對組織最小或無傷害、疼痛、刺激的方式，進行體內感應或從身體取得生物流體（例如經由皮膚）。

顯微針組件可包括一或多個顯微針（其中多重顯微針可以任何方便的格式配置，例如三維陣列）、連接該一或多個顯微針之基底、流體室、及／或與該一或多個顯微針通訊之感應器。

顯微針可經配置而做為導管、感應元件或其組合。導管顯微針可具有多孔或空心軸。如文中所使用的，「多孔」乙詞表示具有穿透至少一部分顯微針結構之細孔或空洞，充分大及充分互連以允許流體及／或固體材料通過顯微針。如文中所使用的，「空心」乙詞表示具有一或多個大體上環形孔或通道通過顯微針結構內部，其具有充分大的直徑以允許流體及／或固體材料通過顯微針。環形孔可以從頭到底之方向

延伸穿透所有或部分之針，平行於該針之方向延長，或視情況而分支或出現於該針之側面。實心或多孔顯微針可為空心的。若需要，一或多個（實心、多孔或空心）顯微針可予以塗層，及／或至少部分（多孔或空心）可填充感應或擴散-修改材料。

顯微針可以多種材料建構，包括金屬、陶瓷、半導體、有機物、聚合物及複合材料。有興趣之建構材料包括但不限於：醫藥級不銹鋼、金、鈦、鎳、鐵、錫、鉻、銅、鈮、白金、該些或其他金屬之合金、矽、二氧化矽及聚合物。有興趣之生物能分解的聚合物包括但不限於：羥基酸聚合物（例如乳酸及聚乳酸乙醇酸）、聚甘醇酸、聚交酯乙醇酸、聚乙二醇共聚物、聚酞、聚（鄰）酯、聚氨酯、聚（丁酸）、聚（戊酸）及聚（乳酸共己內酯）。有興趣之非生物能分解的聚合物包括但不限於：聚碳酸脂、聚甲基丙烯酸、乙烯基醋酸、聚四氟乙烯及聚脂。

顯微針可配置軸而具有垂直之圓截面，或該截面為非圓形。例如，顯微針之截面可為多邊形（例如星形、正方形、三角形）、長方形或其他形狀。該軸可具有一或多個孔。截面尺寸可改變，在一些情況下係介於  $1\ \mu\text{m}$  至  $500\ \mu\text{m}$  之間，例如介於  $10\ \mu\text{m}$  至  $100\ \mu\text{m}$  之間。外徑及內徑亦可以改變，在一些情況下外徑係介於  $10\ \mu\text{m}$  至  $100\ \mu\text{m}$  之間，在一些情況下內徑係介於  $3\ \mu\text{m}$  至  $80\ \mu\text{m}$  之間。顯微針之長度亦可以改變，在一些情況下係介於  $10\ \mu\text{m}$  至  $1\ \text{mm}$  之間，例如介於  $100\ \mu\text{m}$  至  $500\ \mu\text{m}$  之間，包括介於  $150\ \mu\text{m}$  至  $350\ \mu\text{m}$  之間。

裝置之基底可以多種材料建構，包括金屬、陶瓷、半導體、有機物、聚合物及複合材料。基底包括顯微針附著或整合形成之基座。若需要，顯微針組件之基底可與接收器結構的其他組件整合。

流體室（配置做為流體收集室或活性劑儲存庫）及／或感應器可附著至基底或予形成（例如做為基底的一部分）以與顯微針之基座直接通訊。

當流體室存在時可選擇性地與顯微針孔連接，使得生物流體可從環繞顯微針之組織流經顯微針並進入流體室，或活性劑成分可從該室流經顯微針並進入對象。若需要，流體室便附著至或整合進入基底。流體室本質上可為堅硬或易於變形。流體室可由一或多個聚合物、金屬、陶瓷、半導體或其組合而形成。在一方面，流體室包含多孔或能吸收之材料，例如海綿、凝膠、或紙或聚合帶。流體室可包括流體活性劑成分，其包括與載體配方組合之一或多個活性劑。因此，流體室最初可為空的，或視需要而可包含氣體或任何形式（例如液體或固體粒子）之一或多個試劑或活性劑等。

若有需要，顯微針組件可包括一或多個感應器。感應器可置於顯微針或裝置之本體中（例如在流體室中）。感應器可位於或附著至一或多個顯微針，整合進入基底，或在流體室內或與其通訊。有興趣之感應器包括壓力、溫度、化學物質、pH 及／或電磁場之感應器。有興趣之感應器包括經配置而檢測生物學流體樣本中化學分析物存在之感應器，其中



有興趣之分析物包括但不限於：血糖（葡萄糖）、膽固醇、膽紅素、肌氨酸、各式代謝酶、血紅蛋白、肝磷脂、血球密度、維生素 K 或其他凝血因子、尿酸、癌胚抗原或其他腫瘤抗原、例如與排卵或懷孕相關之各式生殖激素、藥物濫用及／或其代謝產物、血液中酒精濃度等。在某些方面，接收器經配置而檢測之物質或屬性包括乳酸（對運動員重要）、氧、pH、酒精、煙草代謝產物、及非法藥物（對醫療診斷及執法均重要）。當感應器存在時可與顯微針感應器功能模組通訊，其可包括軟體及／或硬體組件，並僅出現於顯微針組件中，及／或至少在某種程度上整合進入接收器的其他零件。

## 系統

在某些方面，接收器為與身體有關的裝置之系統或網路的一部分，例如感應器、信號接收器及選配的其他裝置，其可為內部的及／或外部的，提供處理器（例如外部處理器）最終收集及處理之各種不同類型資訊，接著可提供有關活體對象（例如病人）之背景資料做為輸出。例如，接收器可為裝置之體內網路之一構件，可提供一輸出包括有關 IEM 攝取、一或多個生理感應參數、植入裝置操作等資料予資料之外部收集器。資料之外部收集器（例如保健網路伺服器等形式）接著結合接收器提供之資料與其他有關病人之相關資料，例如體重、天氣、醫療記錄資料等，並可處理該不同類型的資料以提供高度特定之病人背景資料。

在某些方面，本發明之系統包括接收器觀點之信號接收

器及一或多個 IEM。有興趣之 IEM 包括下列申請案中所描述者：公開為 WO/2006/116718 之案號 PCT/US2006/016370 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/052136 之案號 PCT/US2007/082563 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/063626 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/066617 之案號 PCT/US2007/022257 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/095183 之案號 PCT/US2008/052845 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/101107 之案號 PCT/US2008/053999 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/112577 之案號 PCT/US2008/056296 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/112578 之案號 PCT/US2008/056299 之 PCT 申請案；及公開為 WO 2009/042812 之案號 PCT/US2008/077753 之 PCT 申請案；各申請案中所揭露者係以提及的方式併入本文。

在某些方面，系統包括接收器獨特之外部裝置（在某些方面其可植入或局部應用），其中該外部裝置提供大量功能。該等外部裝置可包括對病人提供反饋及適當臨床監管之能力。該等裝置可採取大量形式中任何一種。例如，裝置可經配置而置於病人的鄰床（例如床邊監測器）。其他形式包括但不限於個人數位助理（PDA）、智慧型電話、家用電腦等。

圖 15 中顯示本發明之系統範例。在圖 15 中，系統 1500 包括藥物成分 1510，其包含 IEM。系統 1500 中亦存在信號接收器 1520，例如圖 10 至 12 中所描繪之信號接收器。信

號接收器 1520 經配置而檢測 IEM 1510 之識別符所發射之信號。信號接收器 1520 亦包括生理感應能力，例如 ECG 及移動感應能力。信號接收器 1520 經配置而傳輸資料予外部 PDA 1530（例如智慧型電話及其他無線通訊裝置），其依序傳輸資料予伺服器 1540。伺服器 1540 可依需要裝配而提供病人針對性允許。例如，伺服器 1540 可經配置而允許家庭看護 1550 參與病人的治療方案，例如經由介面（例如網路介面）而允許家庭看護 1550 監控伺服器 1540 產生之警示及傾向，並提供病人支援，如箭頭 1560 標示。伺服器 1540 亦可經配置而直接提供病人回應，例如以病人警示、病人刺激等形式經由 PDA 1530 而轉發予病人，如箭頭 1565 標示。伺服器 1540 亦可與醫護專業人員（例如護士（RN）、內科醫生）1560 互動，其可使用資料處理演算法以獲得病人健康及依從性之測量，例如健康指數摘要、警示、交叉病人基準等，並提供通知臨床通訊及支援予病人，如箭頭 1580 標示。

在本發明之系統的一些方面，包括多用途連接器之本發明的接收器作業上經由該多用途連接器而耦合至病人或其他裝置。如上列檢視，接收器可作業上耦合之其他裝置包括但不限於外部充電器裝置、外部程式設計裝置、外部資料處理裝置等。在一些情況下，系統可包括作業上耦合至病人或直接耦合至病人相關裝置（例如植入之醫療裝置）之外部近端的接收器。

若接收器作業上耦合至外部裝置，其便可直接連接至外

部裝置或經由一或多個獨特的連接器裝置而連接至外部裝置，例如電纜、纜線或類似結構。外部裝置之範例為外部程式設計裝置。程式設計裝置可經配置而改變接收器之設定。例如，程式設計裝置可改變接收器之操作設定，例如病人測量信號之參數、測量頻率、測量時間、用於測量之電極等。程式設計裝置亦可改變接收器之操作模式。程式設計裝置亦可發送資料予接收器，例如醫療記錄或有關病人之其他資料。程式設計裝置可為適於此目的之任何裝置。有興趣之程式設計裝置包括但不限於具內建或周邊監控器之電腦（例如可見於床邊監控器或健康資訊系統）、個人數位助理（PDA）、智慧型電話、信息裝置或其他手持裝置等。

本發明之系統亦可包括外部資料處理器，其經配置而接收來自接收器之資料。外部資料處理器可直接自接收器接收電信號資料，或經由資料轉發裝置（例如自與身體有關的信號接收器接收資料，接著將所接收之資料傳輸至體外資料處理器之裝置）。外部資料處理器可經配置而視需要經由任何方便的有線或無線協定接收資料。一些有興趣之外部資料處理器可經由連接多用途連接器而接收來自接收器之資料。有興趣之外部資料處理器可接收電信號資料並處理資料以產生有用的資訊。外部資料處理器亦可簡單地儲存資料以利之後的處理或檢視。經處理之資料可經由任何方便之媒體而輸出予使用者，例如將資料寫在紙上、經由圖形使用者介面而顯示處理之資料予使用者等。資料可以任何有用之形式整理，例如圖形、表格或信號。本發明之系統的外部資料處理

器可採用各類組態，例如具內建或周邊監控器之電腦（例如體現為床邊監控器或健康資訊系統）、個人數位助理（PDA）、智慧型電話、信息裝置等。

本發明之系統遂行追蹤醫療時機及程度之動態回饋及處理迴路、測量醫療回應、及依據個別病人之生理及分子設定檔而漸亦改變劑量。例如，症狀性心肺衰竭病人每天服用多種藥物，主要目標在於減輕心臟工作負載及改善病人生活品質。治療支柱包括轉換酶（ACE）抑制劑、乙型阻斷劑及利尿劑。為求藥物治療有效，至關重要的是，病人遵守其規定之療法，並於適當時間服用必要劑量。多項臨床研究文獻顯示，超過 50% II 及 III 級心臟衰竭病人未接受指示建議治療，且適當滴定者僅 40-60% 堅持治療方案。基此主題系統，可監控心臟衰竭病人以利病人堅持治療方案，且遵守之表現可與主要生理測量相連結，以使醫生之治療最佳化。

在某些方面，本發明之系統可用以獲得聚合之資訊，包括感應器資料及管理資料。例如，可結合心率、呼吸速率、多軸加速資料、有關流體狀態者、有關溫度者，並取得將通報有關對象總活動之指標，其可用以產生生理指數，例如活動指數。例如，當溫度上升、心率略增且呼吸加快，便可用以表示該人正在活動。經過校準，便可判斷該人此刻消耗之熱量。在另一範例中，特定脈衝節律或多軸加速資料可表示該人正在走樓梯，並可據以推論其使用多少能量。在另一方面，體脂肪測量（例如從阻抗資料）可結合從測量的生物標記組合所產生之活動指數，以產生有助於減重或心血管健康

計畫管理之生理指數。此資訊可結合心臟機能指標以生動描述整體健康，其可結合藥物治療管理資料。在另一方面，可能發現與體溫略升或心電圖改變相關之特定藥物。吾人可開發藥物代謝的藥效模型，並使用來自接收器之資訊以基本上匹配模型中之自由參數，而提供對象血清中實際呈現之程度的更準確估計。此資訊可回饋予給藥方案。在另一方面，可結合來自感應器之資訊，其測量子宮收縮（例如具應變計）且亦監控胎兒心率，以做為高風險懷孕監測。

在某些方面，使用本發明之系統所收集之對象特定資訊可傳輸至一位置，而與來自一或多個其餘個人之資料結合，以提供資料收集，其係從兩或更多人收集之複合資料，例如五或更多人、十或更多人、二十五或更多人、五十或更多人、一百或更多人、一千或更多人等。接著可操縱該複合資料，例如依據不同標準分類，並分成一或多個不同類型群組，例如病人群組、衛生保健醫生群組等，其中資料之操縱可為例如將任何特定群組之存取限制為該群組可存取之資料類型。例如，可從一百個發生相同狀況並採取相同醫療之不同個體收集資料。該資料可加以處理並用以制訂易於留意有關病人遵守藥物給藥方案及一般健康之顯示。病人群組之成員可存取該資訊，並參照他們的依循性是否與病人群組的其他成員相當，以及是否享有其他人經歷之獲益。在又另一方面，醫生亦獲准存取複合資料，參照其病人之狀況是否與其他醫生之病人相當，並獲得病人對於特定治療方案之實際回應的有用資訊。獲准存取複合資料之群組可獲得附加功能，

其包括但不限於：可註解資料、聊天室功能、安全性權限等。

接收器可為下列申請案中所描述之系統的一部分：案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008/095183 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008/063626 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；及公開為 WO 2006/116718 之案號 US2006/016370 之 PCT 申請案；各申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

依據本發明之另一觀點，接收器可以各種方式實施，包括植入裝置、半植入裝置（例如皮下裝置）及外部應用或定位裝置（例如個人信號接收器），且每一種均可與劑量遞送系統結合。有興趣之接收器組態的範例包括但不限於下列申請案中所描述者：公開為 WO 2009/070773 之案號 PCT/US08/85048 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008/095183 之案號 PCT/US2007/052845 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008/063626 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；及公開為 WO 2006/116718 之案號 US2006/016370 之 PCT 申請案；各申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。連同劑量遞送系統使用之個人信號接收器的一個範例為「貼布」接收器，其可移除地黏附於使用者的皮膚或服飾。其他實施包括腕帶或 IV 存取裝置。在一些實施中，接收器可實施做為與身體結合之個人健康信號接收器，例如置於體內或極接近身體處，其經配置而接收並解碼來自置於體內之體內傳送器的信號。

依據本發明之理論的接收器亦可經配置而接收來自其他來源之資訊以及智能事件標記(IEM)資料。在此狀況下，接收器 105 可檢測與 IEM 事件相關之資料，例如包括無線電頻率識別符等標記之藥物治療管理，處理及將資料傳輸予另一裝置，例如血糖機 110 及／或無線裝置 115，以進一步處理及傳輸予劑量管理者 160。

在某些方面，系統進一步包括用於儲存資料之元件，即資料儲存元件。資料儲存元件為電腦可讀取媒體。文中使用之「電腦可讀取媒體」乙詞係指參與提供指令及／或資料予電腦以執行及／或處理之任何實體儲存或傳輸媒體。儲存媒體之範例包括軟碟、磁帶、光碟(CD-ROM)、硬碟、唯讀記憶體(ROM)或積體電路、磁性光碟、或電腦可讀取卡(例如 PCMCIA 卡等)，不論該等裝置對電腦而言係內部或外部。包含資訊之檔案可「儲存」於電腦可讀取媒體上，其中「儲存」意即記錄資訊使其在之後可由電腦存取及檢索。相對於電腦可讀取媒體，「永久記憶體」係指其為永久性之記憶體。永久記憶體對電腦或處理器而言無法由電源之端子清除。電腦硬碟 ROM(即 ROM 不做為虛擬記憶體)、CD-ROM、軟碟及 DVD 均為永久記憶體之範例。隨機存取記憶體(RAM)為非永久記憶體之範例。永久記憶體中之檔案可予以編輯及覆寫。

本發明亦提供實施上述方法之電腦可執行指令(即程式設計)。電腦可執行指令出現於實體電腦可讀取媒體上。因此，如上述，本發明提供電腦可讀取媒體，其包含用以檢測



及處理本發明之組成所產生之信號的程式設計。

如上列所檢視者，在有興趣之某些方面，接收器包括半導體支援組件。在製造接收器結構及其組件中可使用任何各類不同協定。例如可使用模塑、沈積及材料移除（例如平面處理技術）、微機電系統（MEMS）製造技術（包括面型微細加工及體型微細加工技術）。在某些方面，可用於製造該結構之沈積技術包括但不限於：電鍍、陰極電弧沈積、等離子噴塗、濺射、電子束蒸發、物理氣相沉積、化學氣相沉積法、等離子體增強化學氣相沉積等。材料去除技術包括但不限於：活性離子蝕刻、各向異性化學蝕刻、各向同性化學蝕刻、研磨（例如經由化學機械拋光、雷射燒蝕、電子放電加工（EDM）等）。亦有興趣者為平版印刷協議。在某些方面有興趣者為平面處理協定之使用，其中結構係以一連串的方式使用應用至基底之各種不同材料移除及沈積協定而從表面或最初平面基底之表面建立及／或移除。有興趣之說明性製備方法係於案號 PCT/US2006/016370 之同時待審 PCT 申請案中更詳細描述；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

在某些方面，可使用現成的組件來製造接收器及其組件。例如，可使用現成的儀表放大器（例如裸晶片形式）做為輸入放大器。可使用 FPGA 或 ASIC 之掌控解調器、記憶體、微處理器功能及所有介面功能之訂製邏輯。傳送器可為現成的晶片（例如處於混合通訊頻段），其奉准用於醫療植入物。時鐘可為一個獨立的時鐘，或具有內建時鐘之微處理

器之裝置。

本發明之觀點進一步包括使用接收器之方法。在接收器之方法中，接收器以某種方式接收輸入信號，其中輸入信號可改變。輸入信號之範例包括但不限於：越體傳導接收信號（例如可從 IEM 或智慧型腸外裝置接收）、經由裝置感應器獲得之信號（例如生理參數及／或環境信號等）。本發明之各式觀點進一步包括以某種方式回應以接收輸入信號之裝置，例如將信號轉發至第二裝置、將活性劑遞送予與裝置相關之對象等。

在本發明的一些方法中，做為可選擇之步驟，信號首先從體內傳送器（例如 IEM）導通傳輸。傳輸之信號接著由接收器接收，其中其可直接或經由第三裝置（例如外部 PDA 等）而儲存於記憶體、重新傳輸至另一接收器及輸出予使用者。在本發明之方法中，其中體內傳送器為 IEM，其經由攝取而視需要進行管理。

本方法可用於各類不同狀況之治療，包括疾病狀況應用。可由主題組成治療之特定疾病狀況隨可出現於主題組成中之活性劑而異。因而，疾病狀況包括但不限於：心血管疾病，細胞增生性疾病，腫瘤等疾病，自身免疫性疾病，內分泌異常疾病，傳染性疾病，疼痛管理，神經系統疾病，如癲癇，等等。

治療意即至少有一個與困擾對象之疾病狀況有關之症狀的改善，其中改善用於廣義指至少減少參數的量，例如與正在治療之病理情況相關之症狀。因此，治療亦包括病理狀

況之情形或至少與其相關之症狀被完全抑制，例如，阻止發生，或停止（例如終止），使得對象不再忍受病理狀況，或至少病理狀況之特徵的症狀。因此，疾病的「治療」包括防止疾病發生在易患該疾病之動物，而不再經歷或顯示該疾病之症狀（預防性治療），抑制該疾病（放緩或阻止其發病），提供減緩該疾病之症狀或副作用（包括姑息性治療），以及減輕該疾病（該疾病復原）。

各種對象均依據本方法予以治療。通常該等對象為「動物」或「哺乳動物」，其中這些術語廣泛用於描述屬於類哺乳類之生物體，包括肉食動物（例如狗和貓）、齧齒動物（例如小鼠、豚鼠和大鼠、及靈長類動物（如人類，黑猩猩，猴子）。在代表方面，對象將為人類。

在某些方面，主題方法為管理疾病狀況之方法，例如，在延長一段時期內，例如一週或更久、一個月或更久、六個月或更久、一年或更久、兩年或更久、五年或更久等。主題方法可用於結合一或多個其餘疾病管理協定，例如心血管疾病管理中之以電刺激為主之協定、起搏協定、心臟再同步化協定等；各種不同疾病狀況之生活方式、飲食及／或運動療法等。

在某些方面，方法包括調變從組成獲得以治療方案為主之資料。例如，可獲得之資料包括有關病人依循規定之治療方案之資訊。此資料具有或不具有其餘生理資料，例如係使用一或多個感應器（例如上述感應器裝置）而獲得而予以使用，例如依需要以適當決策工具判斷將維持或以某些方式而

修改特定治療方案(例如經由藥物療法及／或植入的活動方案之修改)。因此，發明之方法包括若干方法，其中治療方案係依據從組成獲得之信號予以修改。

在某些方面，亦提供判斷本發明之組成歷史的方法，其中組成包括活性劑、識別符元件及藥學上可接受的載體。在某些方面，識別符發出信號以回應質詢，識別符例如係經由條碼閱讀機或其他適當質詢裝置而予質詢，以獲得信號。所獲得之信號接著用於判斷有關組成之歷史資訊，例如來源、監管鏈等。在某些方面，此判斷步驟可包括可存取資料庫或組成之儲存歷史的類似彙編。

本發明之接收器可用於各種不同應用。本發明於醫療方面於治療醫療設備提供臨床醫生一個重要的新工具：實際遞送進入人體藥劑的自動檢測和鑑定。此新資訊裝置及系統的應用是多方面的。應用包括但不限於：(1) 監測病人遵守規定的治療療程；(2) 根據病人情況調整治療方法；(3) 監察病人在臨床試驗之情況；(4) 監測受控物質之使用。這些不同的每個描繪應用程序係於下列申請案中更詳細審視：案號 PCT／US08／85048 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008／095183 之案號 PCT／US2007／024225 之 PCT 申請案；公開為 WO 2008／063626 之案號 PCT／US2007／024225 之 PCT 申請案；及公開為 WO 2006／116718 之案號 US2006／016370 之之 PCT 申請案；各申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

有興趣之接收器亦用於結合遞送治療液予對象。有興趣

者為結合智慧型腸外遞送裝置之接收器之用途，例如於公開為 WO 2008/008281 之案號 PCT/US2007/015547 之 PCT 申請案中所描述者；該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。當結合該等流體遞送裝置（例如智慧型腸外裝置）而使用時，接收器可經配置而接收有關業經管理之治療液的實際量之資料。接收器可經配置而將該特定資料與其他相關資料結合，例如分析物測試資料、生理資料等，其中該些其餘類型資料可以接收器或其他類型測試裝置（例如專屬家用分析物測試裝置）等獲得。再者，接收器可經配置而依據所接收之資訊採取一或多個動作，包括但不限於：將資料轉發至第二裝置、修改治療方案等。

亦有興趣者為一些應用，其中接收器未用於接收來自 IEM 或智慧腸外遞送系統之信號。有興趣之一項該等應用，其中本發明之接收器用於癲癇發作檢測。該等裝置包括癲癇發作檢測模組，該模組經配置而使用一或多類所接收之資料以判斷對象是否即將或正處於癲癇發作。因此，在該些應用中，以接收器獲得一或多類生理資料並經處理以判斷對象是否即將或正處於癲癇發作。換言之，接收器使用所獲得之生理資料以進行癲癇發作預測或檢測癲癇發作。可獲得並用於該些應用之生理資料包括腦電圖（EEG）資料、加速計資料、心率（ECG）資料等。可獲得單一類資料或可獲得二或更多不同類型資料並經處理以判斷對象是否即將或正處於癲癇發作。在一些情況下，接收器所獲得之資料可與來自其他來源之資料結合並經處理以進行判斷。資料可包括例如加速度

計或心率變異性之獨特特徵。感應器資料可整合於 EEG，視需要做為系統的一部分或作為輔助輸入。基於多個資料流，可檢測引發癲癇發作之該組事件的「激發」。在該等狀況下，可視需要而依據癲癇發作狀態調整藥物治療。神經調節裝置可以適應這些需求-測量 EEG 或調整治療。

接收器可經配置而使用任何方便的協定進行判斷。可使用一或多個演算法，其利用所獲得之生理資料判斷係即將或刻正發生癲癇發作。該等演算法之範例包括但不限於：用於自動癲癇發作警告 (ASWA) 之演算法 (例如已公布美國專利 No. 20070213786 中所描述者)；用於檢測 EEG 信號中啁啾樣時間-頻率變化之演算法 (例如 Sen 等人於 2007 年 12 月 4 日出版之醫藥之計算及數學法第 8 卷「點燃癲癇大鼠之癲癇發作 EEG 分析」，225 - 234 頁；等等。

在該等應用中，癲癇發作之預測或檢測可導致多項附加動作。在一些情況下，接收器可經配置而產生及發射警示信號。該警示信號對對象而言為可或不可檢測。例如，警示信號可採取對象可檢測之聲音或視覺信號的形式。警示信號亦可為例如經由無線通訊協定而發送予醫療人員或其他人之信號。警示信號可以許多不同方式使用，例如警示醫療人員以提供對象協助、促發或修改治療方案等。

在一些情況下，接收器經配置而做為「封閉迴路」癲癇治療裝置，其中接收器包括癲癇治療組件，例如藥物治療或電子元件。在這種情況下，接收器可使用癲癇發作之預測或檢測以促發癲癇治療 (例如經由遞送活性劑及 / 或電刺激，

或經由指示其他裝置採取一或多向該等行動)。另一方面，現有癲癇治療協定可依據所預測或檢測之癲癇發作予以修改，例如計算劑量、持續時間等。

本發明之接收器亦用於追蹤應用，其中一或多人(例如病人、軍人等)於特定期間受監控。用於該些方面之接收器可包括多個不同生理及/或環境感應模組，例如上述加速計及 ECG 感應模組，以便監控對象於時段內之健康狀態。此資料可與位置資料結合(例如由 GPS 模組提供)，以便追蹤對象相對於位置做為時間函數。

有興趣之追蹤應用的一個特定類型為追蹤人員，例如，工作人員在積極的就業環境，如軍事人員在戰場環境，消防和救援人員在火災設置，醫護人員在醫院等。在這類應用中，本發明之接收器可包括用於判斷某些生理狀態之功能模組，其在有興趣之環境中為常見的。例如，可存在用於判斷常見戰場狀況之某些生理狀態的功能模組。該等功能模組之範例包括上述加速計及 ECG 功能模組，因為該些特定功能模組提供關於流動性和重要活動的有用資料。當有興趣之一或多項生理狀態中有一或多項關鍵限值達到時(例如士兵不再移動及/或生命體徵活動不再足夠)，接收器可經配置而發送警告信號給領導者/軍醫單元，從而表示士兵需要立即處理。例如，若接收器之溫度感應器顯示寒冷天氣，而士兵的體溫已開始下降，低於規定的最低，接收器可自動發信號予領導者/軍醫單元和指揮單元，稱士兵可能遭受低溫。操作領導者/軍醫單元之領導者或軍醫，或操作中央控制單元

之人員接著可通知該區域的其他士兵或醫務人員，稱士兵因該狀況而應儘速接受治療。類似地，受傷的士兵可監控症狀、嚴重損傷或衝擊後失血。

在這些應用中，每個接收器可定製為特殊佩戴。因而，特定接收器可包含有關個人之資訊，例如過敏藥物和其他醫療資訊，這對於提供治療之醫療人員是重要的。此外，接收器可保持短暫的生理歷史，例如體溫、心率、體位、血壓、氧飽和度和運動，達最後 4 個小時或其他一些時間。在要求下，該資訊可傳輸予領導者／軍醫單元或指揮單元。此可透由接收器的遠端通訊系統，或當具有領導者／軍醫單元之軍醫抵達而治療使用者時，可直接在軍醫與領導者／軍醫單元之間聯繫而予完成。

在這些應用中，接收器或領導者／軍醫單元可包括軟體／韌體以提供指導和醫療決策支援。此外，其中所配置之微處理器或在接收器中可進行編程而為病人控制輸液、藥物輸送和呼吸機支援，從而進行有效的治療，即使在戰場狀況下亦然。接收器可經由各種預定計劃而遂行通訊，例如，與領導者／軍醫單元或指揮單元持續通訊或簡單地定向信號，以防止敵方作戰部隊追蹤通訊而找到士兵。定向信號可定期實施或依領導者／軍醫單元或指揮單元指示而實施。

在該些應用中，領導者／軍醫單元可為軍醫及其他領導者配戴之可攜式裝置以允許每人去監控其所負責者。領導者／軍醫單元可包含與接收器及指揮單元通訊之通訊系統，及／或可包含顯示裝置以允許使用者圖形監控戰場上人員之



位置，及／或審視領導者指揮結構內每一士兵之生理狀況。領導者／軍醫單元可接收有關受傷士兵位置之資訊，並可於軍醫重新定位士兵位置時接收醫療資訊。當由軍醫使用時，此單元使軍醫可於實際檢查士兵之前審視有關該受傷士兵之生命體徵及其他資訊。因而，軍醫可於前往士兵位置時進行受傷士兵的初步評估。此外，因為接收器亦與指揮單元通訊，在中央指揮部的醫療人員可於軍醫前往受傷人員處途中指導軍醫診斷及治療選項。經由持續地監控士兵的位置及狀態，可顯著地減少傷亡率。此外，本發明中使用之技術可略予修改以維持高水準的平民醫療應用並降低成本。

雖然上述係就軍方追蹤人員予以說明，但接收器可用以追蹤任何類型之人員，特別是在積極的工作環境中的人員，其中人員長時間位於固定位置。

亦提供非人員追蹤應用。接收器可用於醫院環境進行病人追蹤及管理。並非要求護士追查病人以獲得其生命體徵，而是由護士或保健醫生使用接收器以判斷病人的位置以及其生命體徵。如果收到的資料顯示有問題，便可輕易地判斷病人的位置。因而，可使用少量的護士而提供高水準的照顧。

亦提供實踐主題方法之工具包。工具包可包括一或多個上述本發明之接收器。此外，工具包可包括一或多個劑量成分，例如以 IEM 成分之形式。工具包中所提供之一或多個藥劑的劑量可充分處理單一應用或多個應用。因此，在某些方面主題工具包中存在藥劑的單一劑量，而在某些其他方面，一個工具包中存在多劑量之藥劑。在具有多劑量之藥劑

的該些方面，其可封裝於單一容器中，例如一個單管，瓶，藥瓶等，或者一或更多劑量可單獨封裝，使得某些工具包可具有一個以上之藥劑容器。

在某些方面，工具包亦包括上述外部監控裝置，其可提供與遠端位置通訊，例如醫生辦公室、中央設施等，以獲得及處理所獲得有關成分使用之資料。

主題工具包亦可包括如何體現使用工具包組件之主題方法的說明。該說明可記錄於適當記錄媒體或襯底上。例如，說明可列印於襯底上（例如紙張或塑料等）。因此，說明可出現在該工具包中做為包裝說明書，在工具包之容器或其組件之標籤中（即與包裝或分包裝結合）等。在其他方面，說明係存在做為適當電腦可讀取儲存媒體上之電子儲存資料檔案，例如 CD-ROM、軟碟等。在又其他方面，實際的說明並非存在於工具包，而係提供從遠端來源獲得說明之機構，例如經由網際網路。本觀點的一個範例為包括可檢視及／或下載說明之網址的工具包。正如說明，獲得說明之機構係記錄於適當襯底上。

主題工具包的若干或全部組件可予適當封裝以維持無菌。在主題工具包的許多方面，工具包之組件係封裝於工具包包含元件中以形成單一簡單的手持單元，其中工具包包含元件（例如箱或類似的結構）不一定是一個密封的容器，以進一步維持工具包的若干或全部組件無菌。

應理解的是本發明不限於上述特定觀點，因此可以改變。亦應理解的是文中使用之術語僅為描述特定觀點，不希

望有所侷限，因為本發明之範圍將僅受限於申請專利範圍。

所提供者為值之範圍，應理解的是除非文中明確表明，否則該範圍之上、下限之間的每一居中值至下限的十分之一、該表述範圍中任何其他表述或居中值，均包含於本發明內。該些較小範圍之上、下限可獨立地包括於較小範圍內，亦包含於本發明內，受表述範圍之任何具體排除限制之影響。其中表述範圍包括上、下限之一或二者，排除於該些所包括之限制之外的範圍亦包含於本發明內。

除非另有定義，文中所使用的所有技術及科學術語與本發明所屬技藝中一般技術人士所共同理解者有相同意義。現在所描述的為代表性之方法及材料，類似或等同於本文中所描述之任何方法及材料均可用於體現及測試本發明。

本說明書中所引用之所有出版物和專利係以提及的方式併入，如同個別出版物和專利係具體地或個別地指出以提及的方式併入，以揭露及描述與該些出版物連結之方法及／或材料。任何出版物之引用是為了在提交日期之前揭露，而不應被解釋為承認本發明無權先於憑藉先前發明之該等出版物。此外，所提供之出版物日期可能會不同於需獨立確認之實際出版物日期。

熟悉本技藝之人士於閱讀此揭露時將顯而易見的是，每一文中所說明及描繪之個別觀點具有不相關連之組件及特徵，其可輕易地與任何其他許多觀點之特徵分離或結合，而不偏離本發明之範圍或精神。任何列舉之方法可以所列舉之事件的順序或以任何其他邏輯上可行的順序實施。

儘管上述發明為求清晰理解已經由描繪及範例而在若干細節予以描述，對本技藝中一般技術人士而言顯而易見的是依據本發明之理論，可進行某些改變及修改而不偏離申請專利範圍之精神或範圍。

因此，前述僅描述本發明之原理。應理解的是該些熟悉本技藝之人士將可設計各式配置（儘管文中未詳述或顯示），而體現本發明之原理，並涵蓋於其精神及範圍內。再者，文中所引用之範例及狀況語言主要希望輔助讀者理解發明者所貢獻之本發明的原理及觀念以促進本技藝，並經建構而未限制所特定引用之範例及狀況。此外，文中引用原理、觀點及本發明之觀點以及其特定範例之所有論述希望涵蓋其等效結構及功能。此外，希望該等等效物件包括目前已知的等效物件及未來發展的等效物件，即發展而實施相同功能之任何元件，與結構無關。因而本發明之範圍不希望侷限文中所顯示及描述之示範觀點。而且，本發明之範圍及精神係由申請專利範圍體現。

#### 【圖式簡單說明】

圖 1 為用以檢測透由活體對象之資料傳輸的接收器圖像。

圖 1A 為符合本發明論述之圖 1 之接收器的方塊圖。

圖 1B 為符合本發明論述之圖 1 之接收器之電力管理模組的方塊圖。

圖 2 為依據一觀點之實施於接收器中呈現之同調解調之解調電路的功能方塊圖。

圖 3A 描繪提供較發射信號重複週期長之側錄週期的閃燈切換模組。

圖 3B 描繪提供短但頻繁側錄週期之閃燈切換模組，並提供長發送封包。

圖 3C 描繪依據一觀點由側錄模組實施之側錄程序的流程圖。

圖 3D 描繪依據一觀點之接收器內閃燈模組的功能方塊圖。

圖 4 描繪閃燈功能性，其中閃燈與一頻率相關，且信息與另一頻率相關。

圖 5 描繪依據一觀點於接收器中呈現之 ECG 感應模組的功能方塊圖。

圖 6 描繪依據一觀點於本發明之接收器中呈現之加速計模組的功能方塊圖。

圖 7 描繪依據一觀點於接收器中呈現之不同功能模組的方塊圖。

圖 8 為依據一觀點之接收器的方塊圖。

圖 9 提供依據一觀點之接收器中高頻信號鏈之方塊圖。

圖 10 為依據一觀點之外部信號接收器的立體圖。

圖 11 提供依據一觀點之圖 10 中所示信號接收器之分解圖。

圖 12 提供依據一觀點之圖 10 及 11 中所示信號接收器之黏接劑貼片組件的分解圖。

圖 13A 至 13E 提供依據一觀點之雙電極外部信號接收

器的各視圖。

圖 14A 至 14D 提供依據一觀點之圖 13A 至 13E 中所示信號接收器中可能出現之硬體組態的方塊圖。

圖 15 提供依據一觀點之如何使用包括信號接收器及可攝取事件標記之系統圖。

圖 16 提供一方塊圖，顯示連接至病人之接收器。

圖 17 提供一方塊圖，顯示連接至外部充電器之接收器。

圖 18 提供一方塊圖，顯示連接至外部控制和數據通訊裝置之接收器。

圖 19A-19B 依據本發明一觀點之路由器圖，其依據電壓位準而區分信號。

圖 20A-20C 依據本發明一觀點之路由器圖，其依據頻率而區分信號。

圖 21 依據本發明一觀點之路由器圖，其使用主動開關而區分信號。

圖 22 依據本發明一觀點提供用於多用途電極連接之電路示意圖。

圖 23-24 依據本發明一觀點提供用於外部接收器之內部電源塊的電路示意圖。

圖 25 提供組件／功能性關係示意圖。

圖 26 依據一觀點提供用於控制至包括多用途連接器之接收器各式組件之電源的電路圖。

圖 27 依據一觀點提供塑造電極阻抗測量模組中驅動方案之電路圖。

圖 28 依據本發明一觀點提供用於使用 3 線歐姆表之電極阻抗測量模組的電路圖。

圖 29 顯示用於電力管理模組及接收器操作之狀態流程圖。

圖 30 依據一觀點提供硬體加速器模組之方塊圖。QQ

【主要元件符號說明】

100、105、700、 800、900、1000、 1300、1601、1801	接收器
102	活體對象
110	閒置狀態
115	無線裝置
120	收集 ECG 及加速計狀態
130	側錄狀態
140	解調及解碼狀態
150	充電狀態
160	傳輸狀態
170	儲存狀態
200	電源
202	操作單元
202A、811、812、 813、911、912、 913、1310、1320、 2277、2279、2281、 2903	電極
204	處理單元
206	記憶體單元
208	電力管理模組
210	傳輸模組
212、850、1430	加速計

220	窄低通濾波器
221	載波信號
222	第二載波信號
223、362	混頻器
225	功能區塊
230	展開階段
240、250、260、 361、365、367、 505、510、515、 520、601、602、 603、630、635、 640、645、650、655	區塊
300、3000	硬體加速器模組
301、310	側錄週期
302	中功率操作模組
303	發射信號重複週期
304	低功率操作模組
305	短但頻繁側錄週期
306	閃燈切換模組
307	發送封包
315、320、322、 326、328、330	階段
360	匯入信號
368	真實載波頻率信號
369	載波補償信號
501	濾波器
502、950	類比數位轉換器
503、1440	微處理器
504	數位信號處理器
525、530、535、540	邏輯區塊
710、1484	電極輸入
720	越體導通通訊模組



730	生理感測模組
740	CMOS 溫度感測模組
750	3 軸加速計
760	處理引擎
770	非揮發性記憶體
780	無線通訊模組
820、920、2524	多工器
830	高帶通濾波器
832、842	放大器
834、864	轉換器
840	低帶通濾波器
860	第二多工器
870	低功率處理器
880	高功率處理器
890	快閃記憶體
895	無線通訊元件
930、2516	高通濾波器
940、2062、2518	低通濾波器
960	DSP 之 DMA 單元
1010	上外罩板
1020	人工可按壓操作按鈕
1030	狀態識別符 LED
1100	充電電池
1120	積體電路組件
1130	下外罩板
1140	黏性貼片
1141、1142、1143	導通螺柱
1151、1152、1153	皮膚接觸螺柱
1154	導通水凝膠層
1155	非導通水凝膠
1156	壓感黏合劑
1170	多孔層

1180	上背層
1300	外部貼片組態
1330	上彈性外支撐件
1350	底部彈性支撐件
1360	積體電路／電池組件
1370、1375	導線元件
1400、1490、1499	硬體系統
1410、1462	類比 ASIC
1420、1463	數位 ASIC
1460、1498	無線電
1461	低雜訊放大器
1464	微處理單元
1470、1482	系統芯片 (SOC)
1486	類比前端
1488	軟體定義無線電
1492	處理器
1494、1496	溫度感測器
1500	系統
1510	藥物成分
1520	信號接收器
1530	外部 PDA
1540	伺服器
1550	家庭看護
1560、1565、1580	箭頭
1603	病人
1605、1705、1805	多用途連接器
1607	外罩
1609、1709、1809、	路由器
1909	
1611、1711	內部電源
1613	信號獲得區塊
1615	能量輸出區塊
1617、1817、1819	控制及資料輸入／輸出區塊

1619、1621、1701、	連接
1725、1829	
1723	外部電源
1827	外部控制和數據通訊裝置
1933、1935、1939、	匯流排
1941、2043、2045、	
2047、2057、2058、	
2059、2060、2061、	
2064、2163、2165、	
2167、2169	
1937、2283、2285、	二極體
2287、2512、	
23131-23136、	
23145	
2043	匯入信號匯流排
2045、2047	功能區塊匯流排
2049、2051	元件
2050	具電阻高通濾波器
2052	具電阻低通濾波器
2053、2295、2297、	電容器
2299、2740、	
22107、22109、	
22111	
2054、2056、2750	電阻
2055、2289、2291、	電感
2293	
2600	電路
2171、2173、2175、	開關
2620、22113、	
22115、22117、	
22119	
2277	多用途電極連接 SNAP_E1
2279	多用途電極連接 SNAP_E2

2281	多用途電極連接 SNAP_E3
2500	信號指示器
2502	控制元件
2504	電壓
2506	頻率
2508	人工／程控指令
2510	標準
2514	熱敏電阻
2520	類比開關
2522	繼電器
2610	翻譯器
2630、2640	參考電壓
2700	驅動方案
2710、2810	電極電流 $I_{ez}$
2720、2730	電流
2760	電壓信號
2820	EZ 載波線路
2830	EZ 平衡線路
2850	電極電阻 $E_n$
2860	電極（阻抗） $E_m$
2870	第一階段
3001	輸入區塊
3002	處理區塊
3003	輸出區塊
3010	輸入信號
3015	指令
3020	最終輸出信號
3030	硬體加速器（HWA）電力區塊
22101、23125	線路 ChargeInAC1
22103、23127	線路 ChargeInAC2
22105、23129	線路 ChargeInAC3
22121、22123	信號接收放大器輸入

23139	網絡 Charger_In
23141	升壓轉換器
23143	輸出節點
24147	電池充電器輸入節點
24149	電池充電器積體電路
24151、24153	電池板
24155、24157、 24159	調節器

# 發明專利說明書

公告本

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：101132253 (由 9814023 分割)  
 ※ 申請日：98-12-14 ※IPC 分類：A61B 5/0432 (2005.01)  
 A61B 5/053 (2005.01)  
 A61B 5/07 (2005.01)  
 G08C 17/02 (2005.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

與身體有關的接收器及其方法

BODY-ASSOCIATED RECEIVER AND METHOD

二、中文發明摘要：

提供一種外部或植入之接收器。本發明之接收器的觀點包括存在下列一或多項：高功率-低功率模組；中介模組；用以啟動或停用一或多項至高功率處理區塊之電源的電源模組；連接主與僕塊之序列周邊介面匯流排；及多用途連接器。本發明之接收器可用以接收導通傳輸信號。亦提供包括該等接收器之系統及使用方法。揭露用於使用配合劑量遞送系統之接收器的其餘系統及方法。

三、英文發明摘要：

Receivers, which may be external or implantable, are provided. Aspects of receivers of the invention include the presence of one or more of: a high power-low power module; an intermediary module; a power supply module configured to activate and deactivate one or more power supplies to a high power processing block; a serial peripheral interface bus connecting master and slave blocks; and a multi-purpose connector. Receivers of the invention may be configured to receive a conductively transmitted signal. Also

provided are systems that include the receivers, as well as methods of using the same. Additionally systems and methods are disclosed for using a receiver for coordinating with dosage delivery systems.

八、圖式

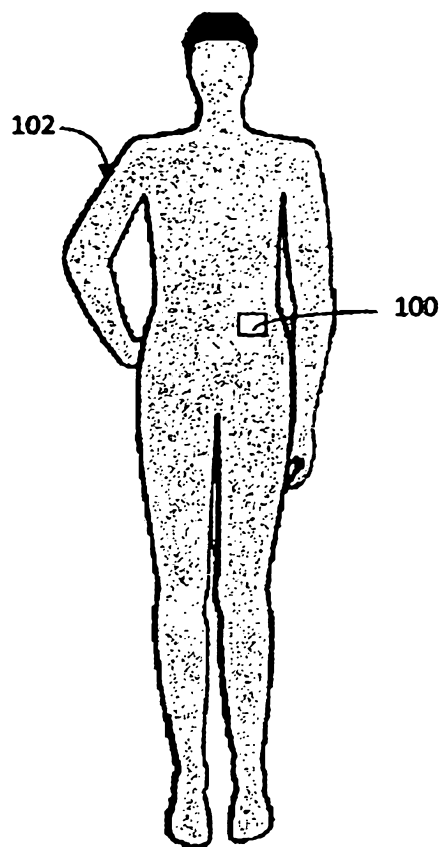


圖 1



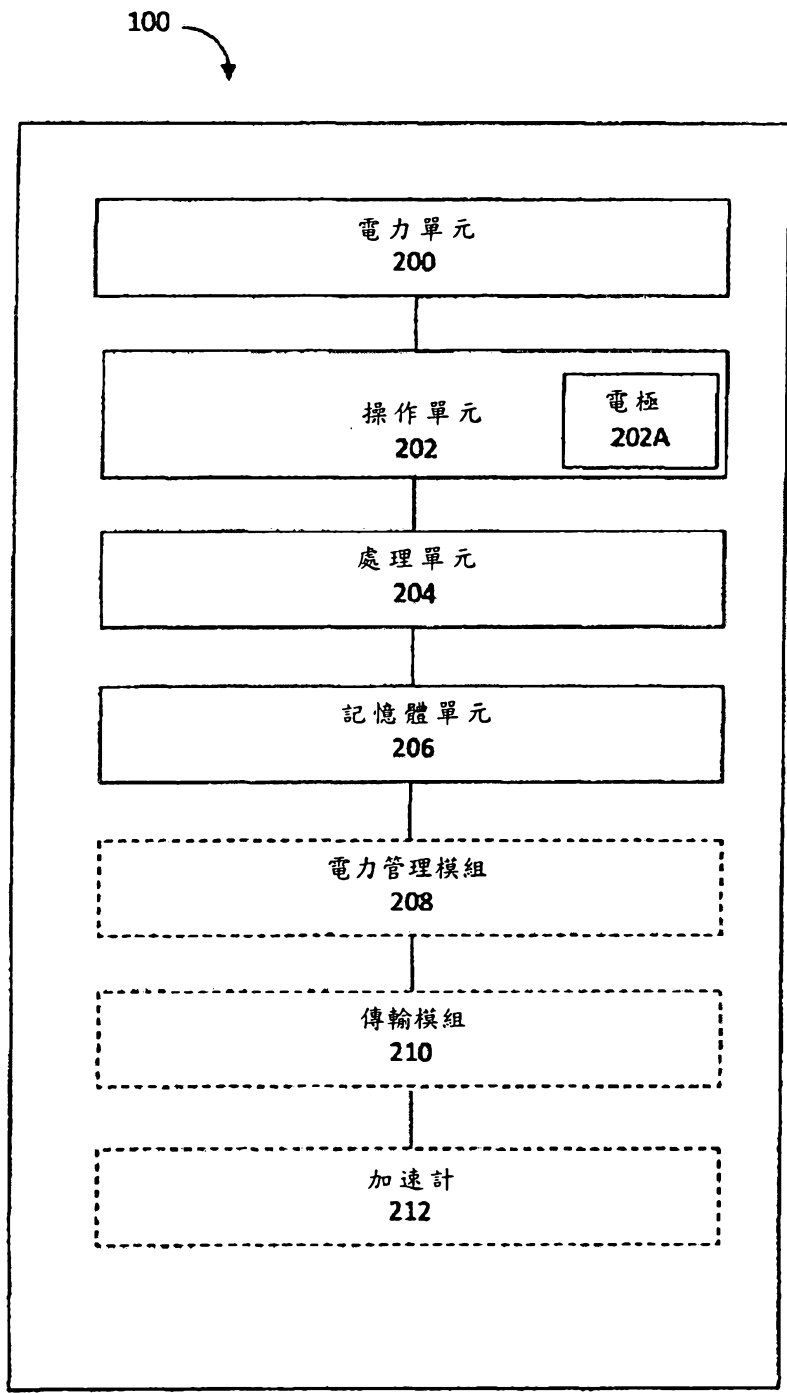


圖 1A

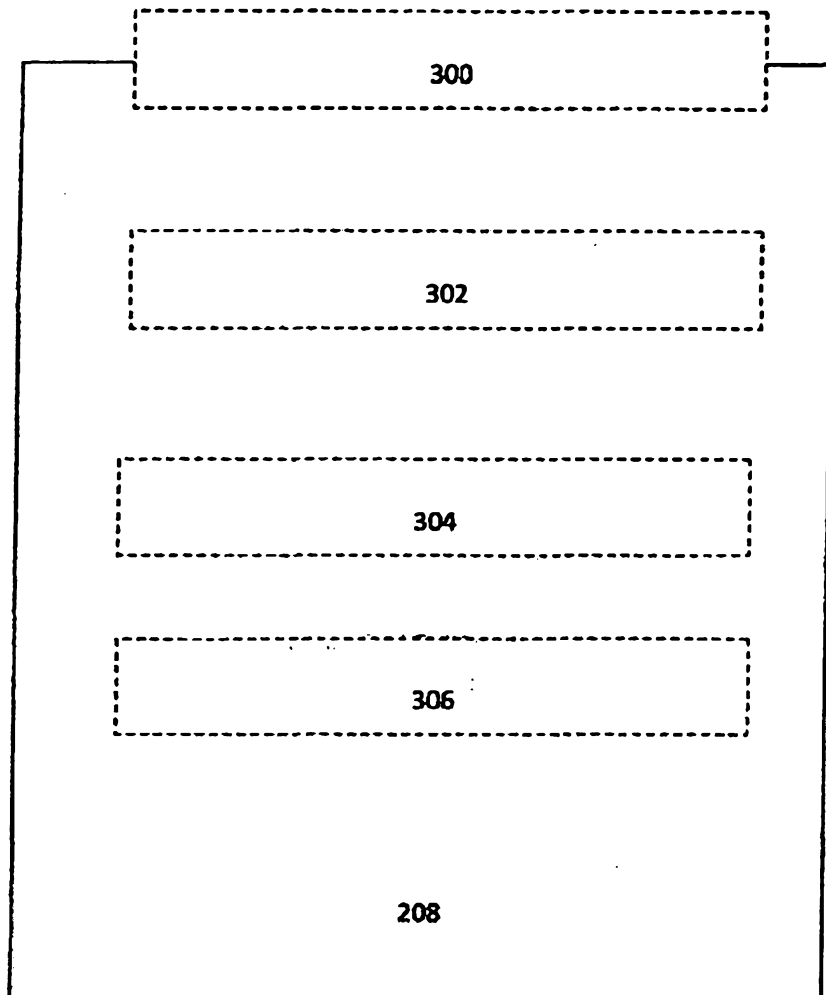


圖 1B

圖 2

200

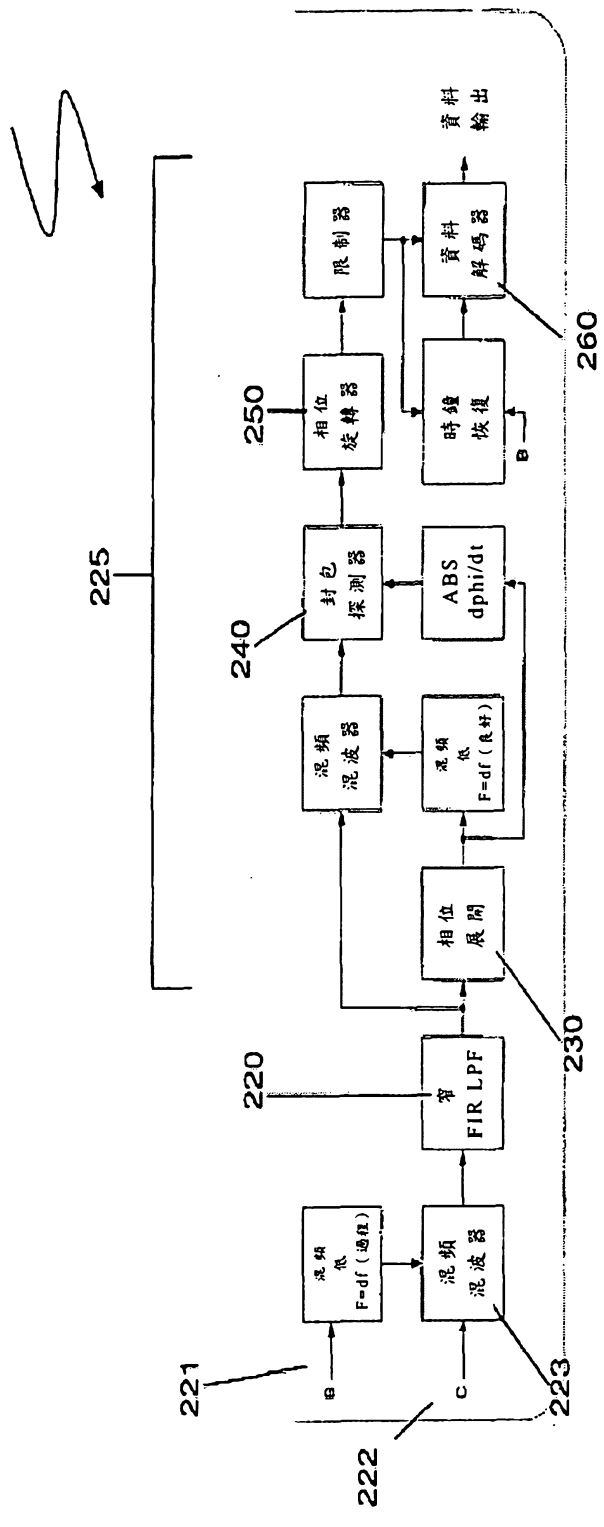


圖 3A

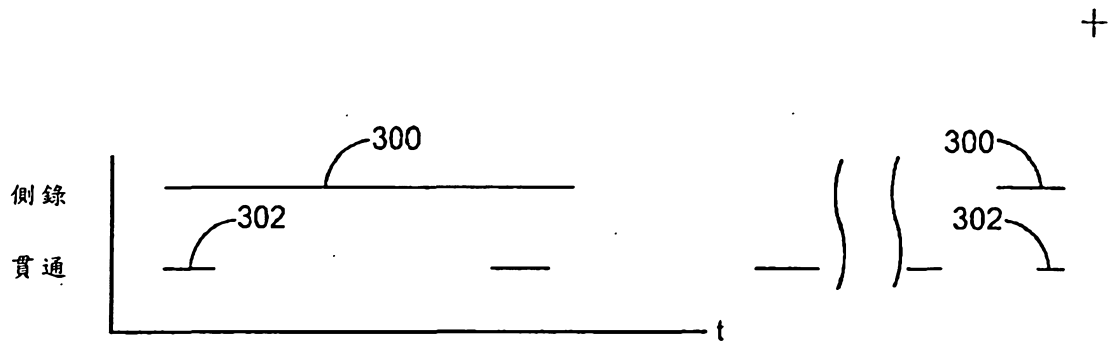


圖 3B

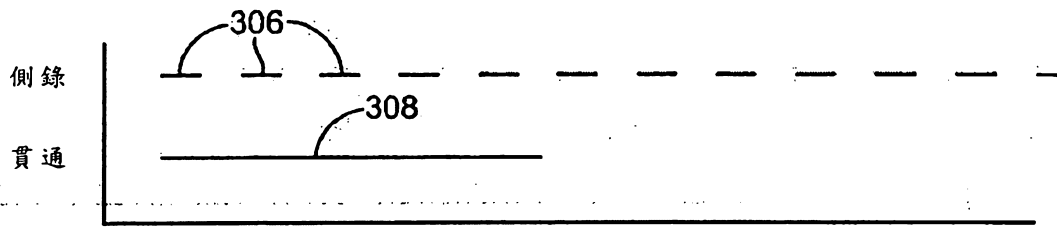


圖 3C

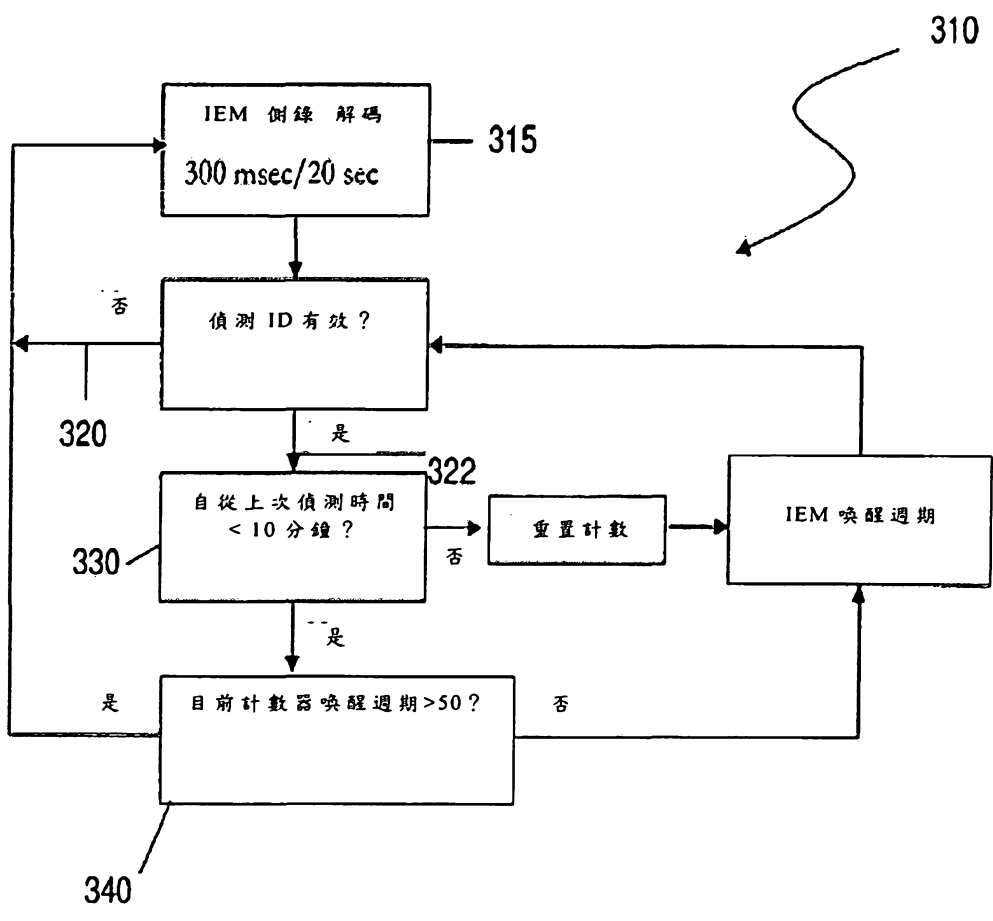


圖 3D

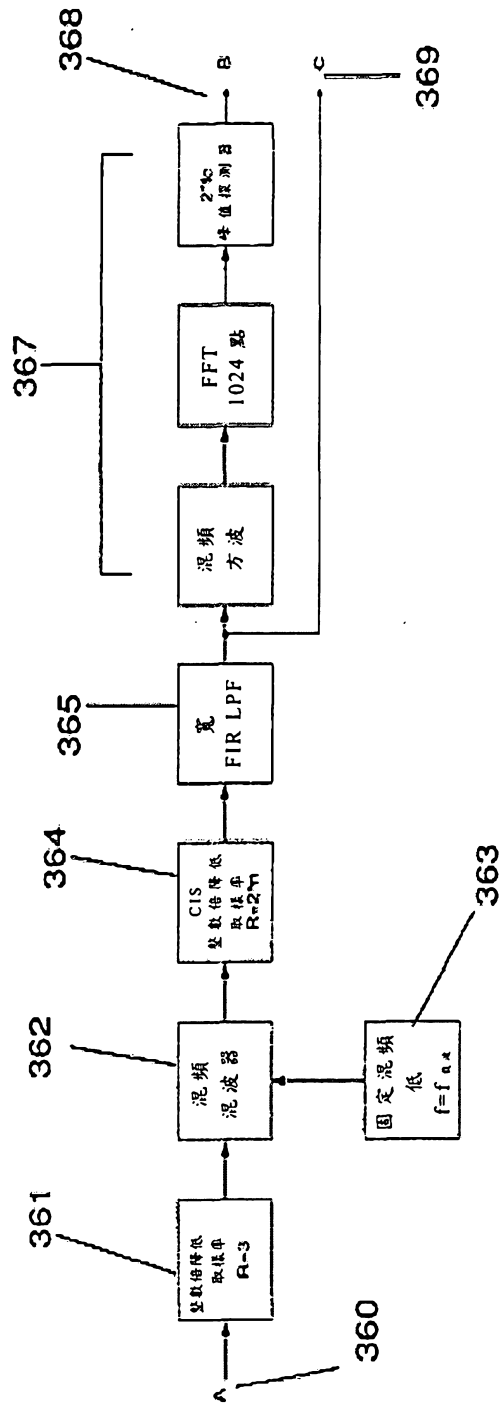
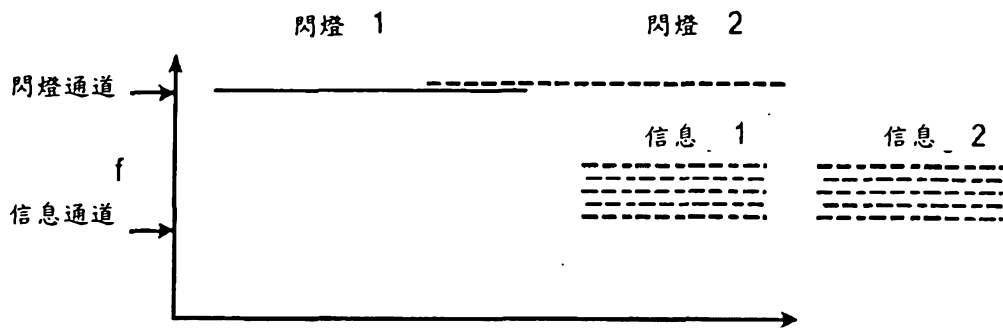


圖 4





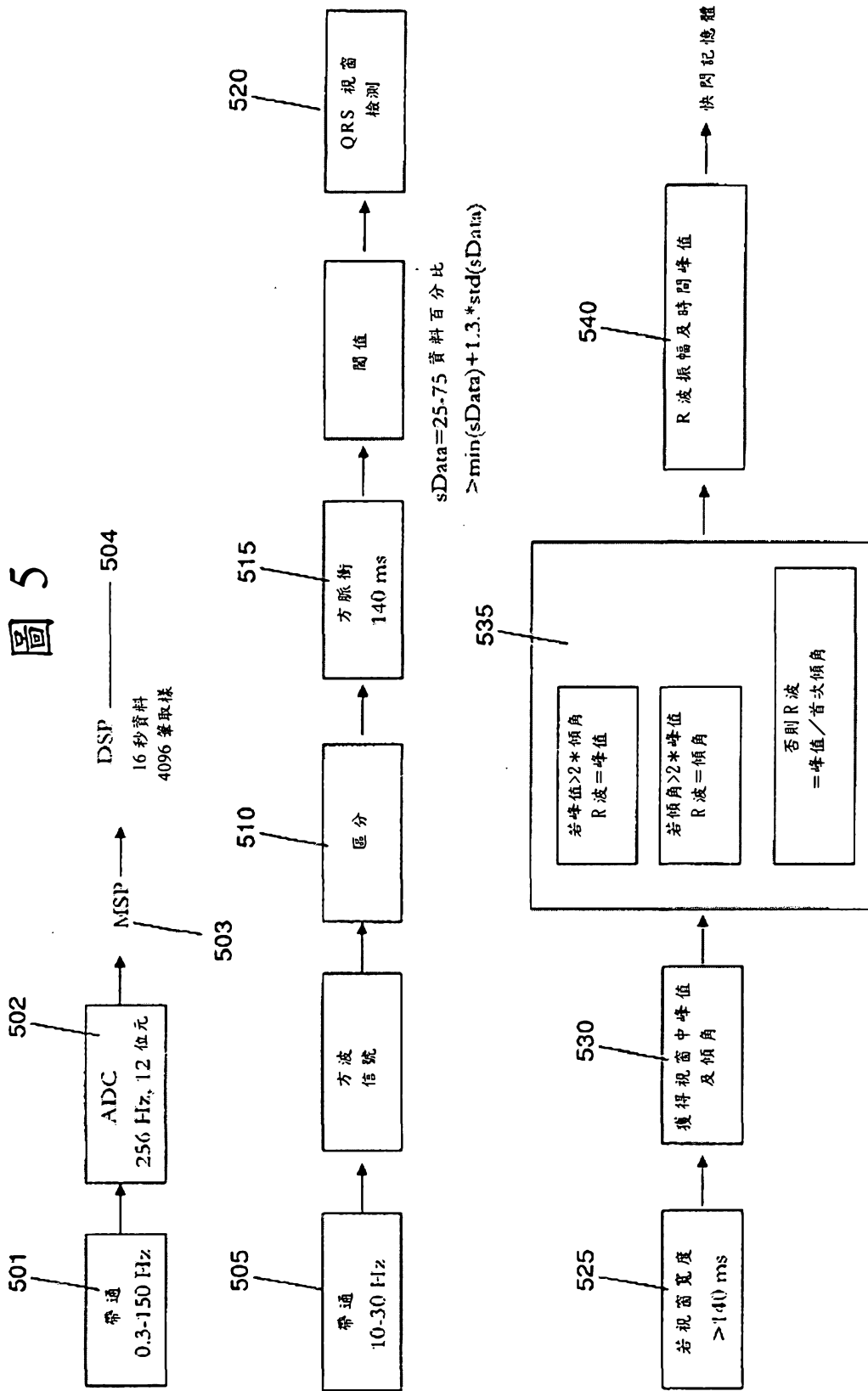


圖 6

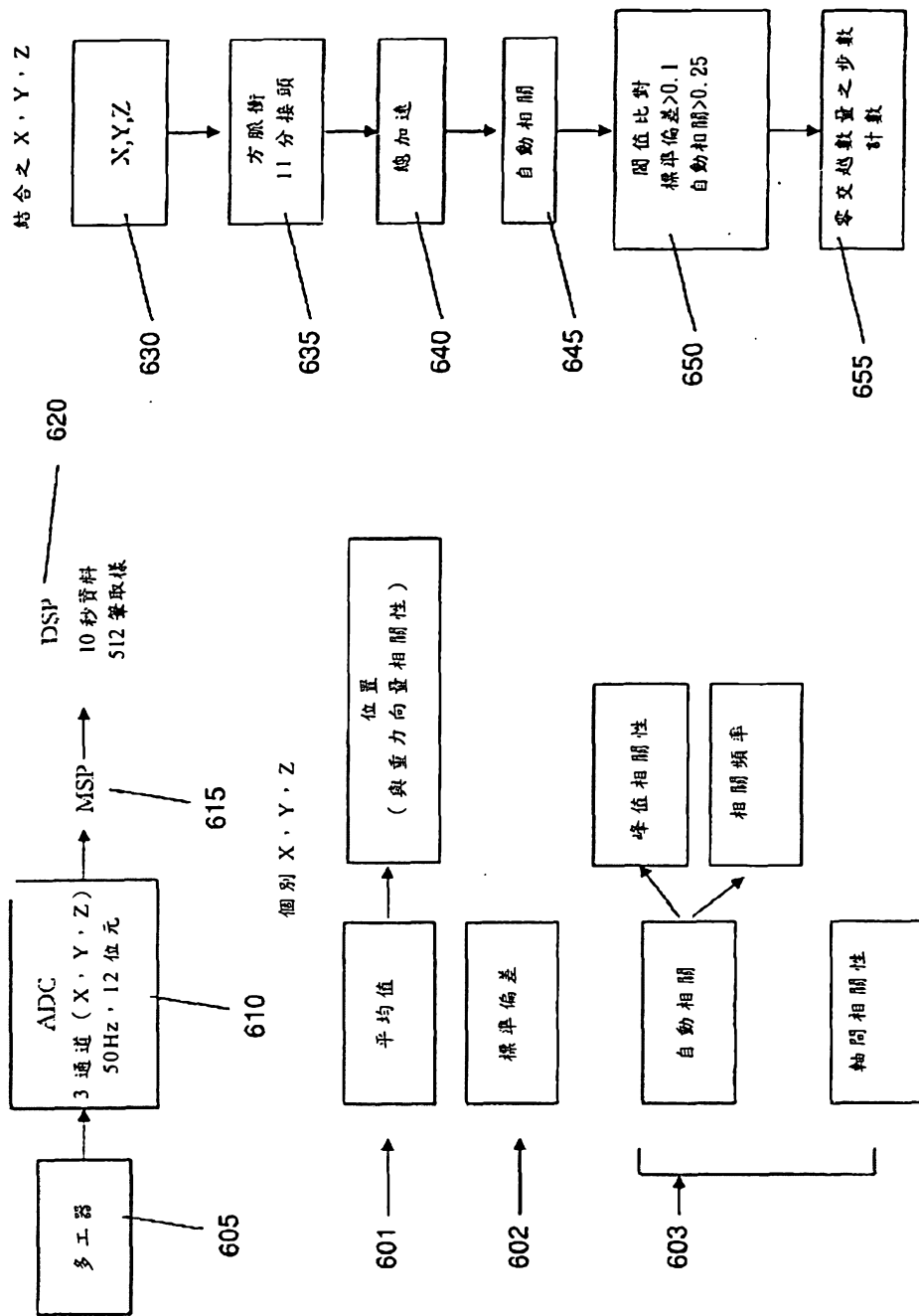


圖 7

700 ↘

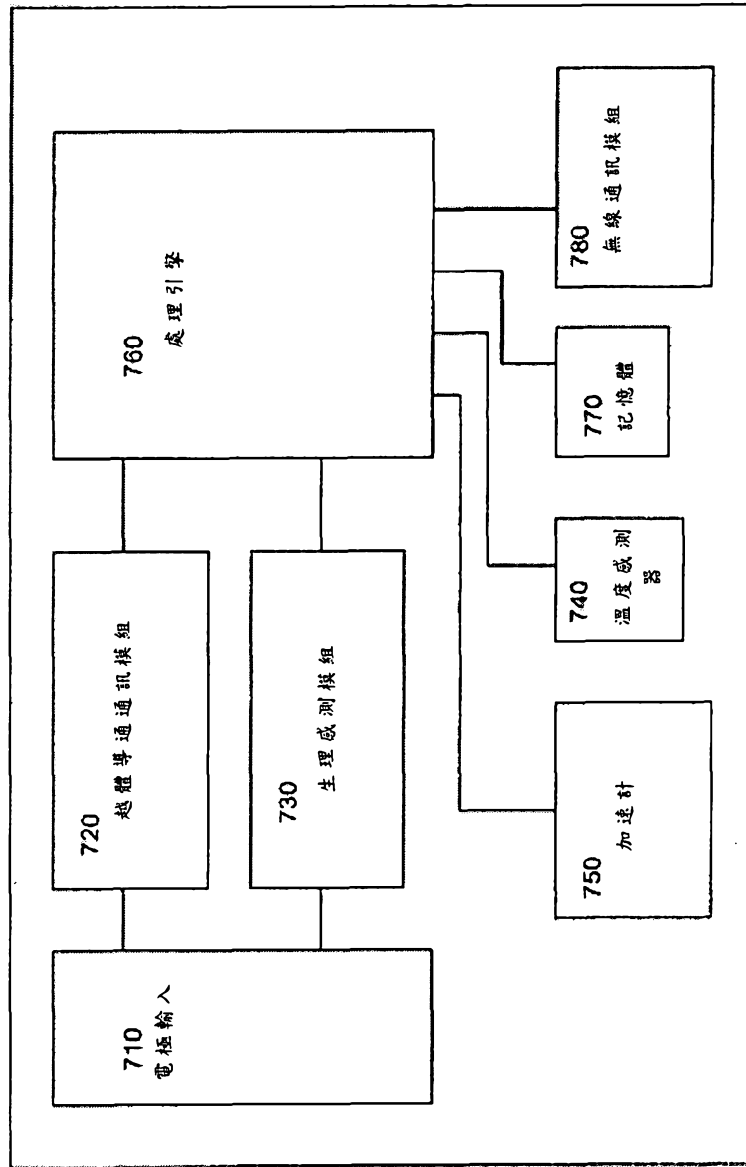


圖 8

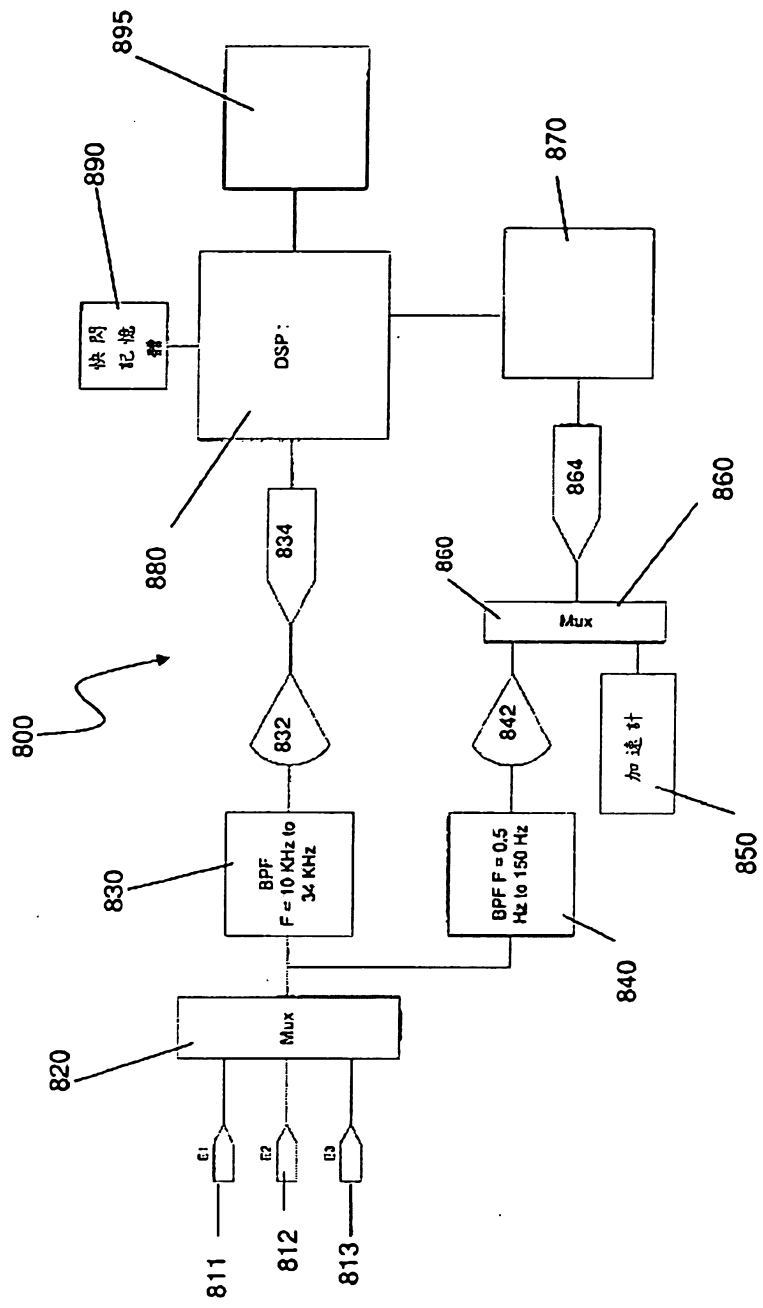
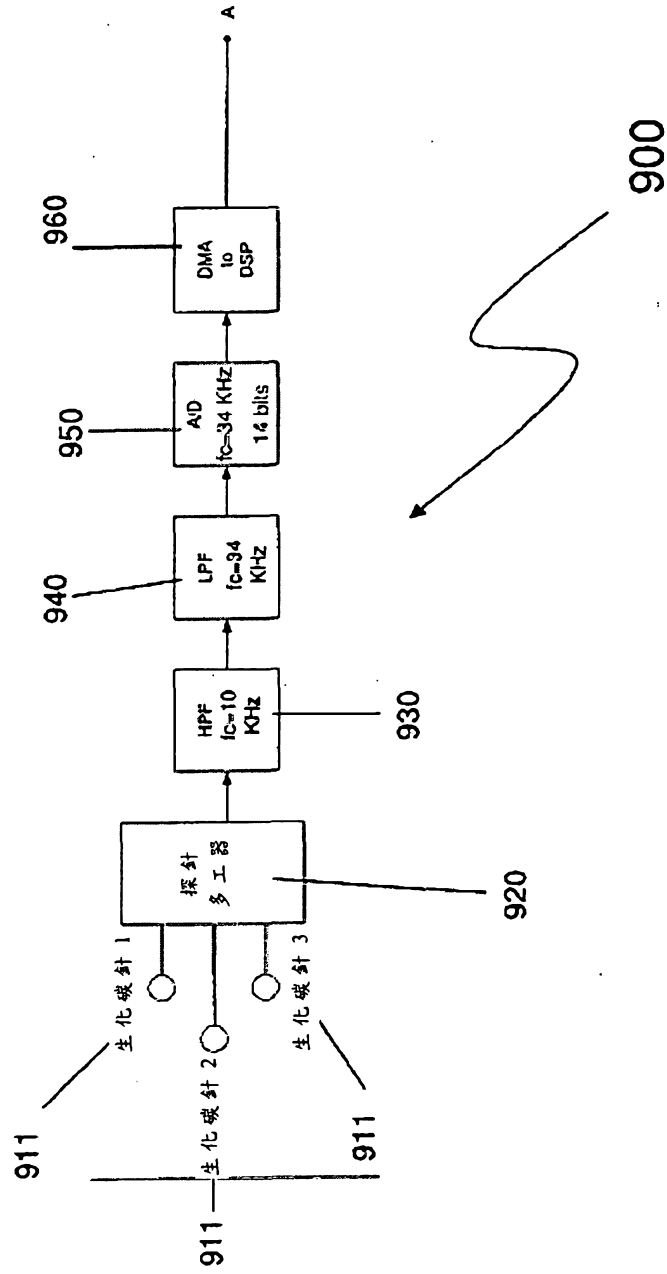


圖 9

























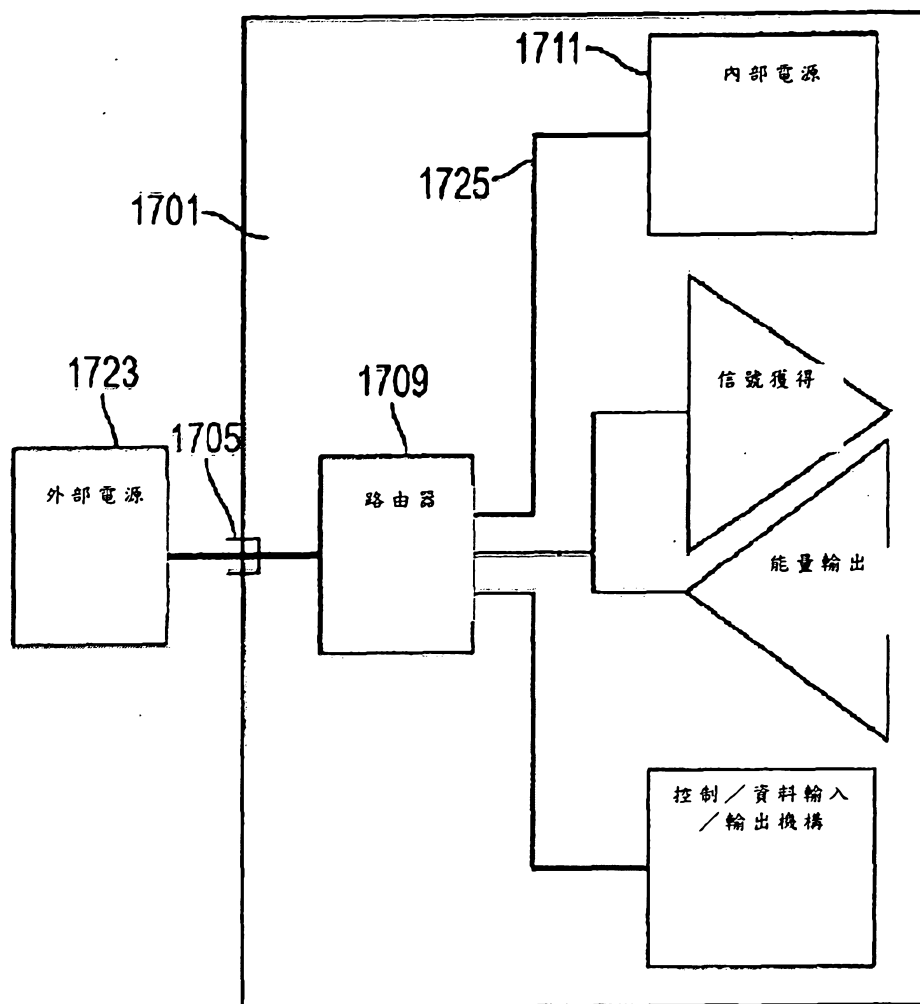


圖 17



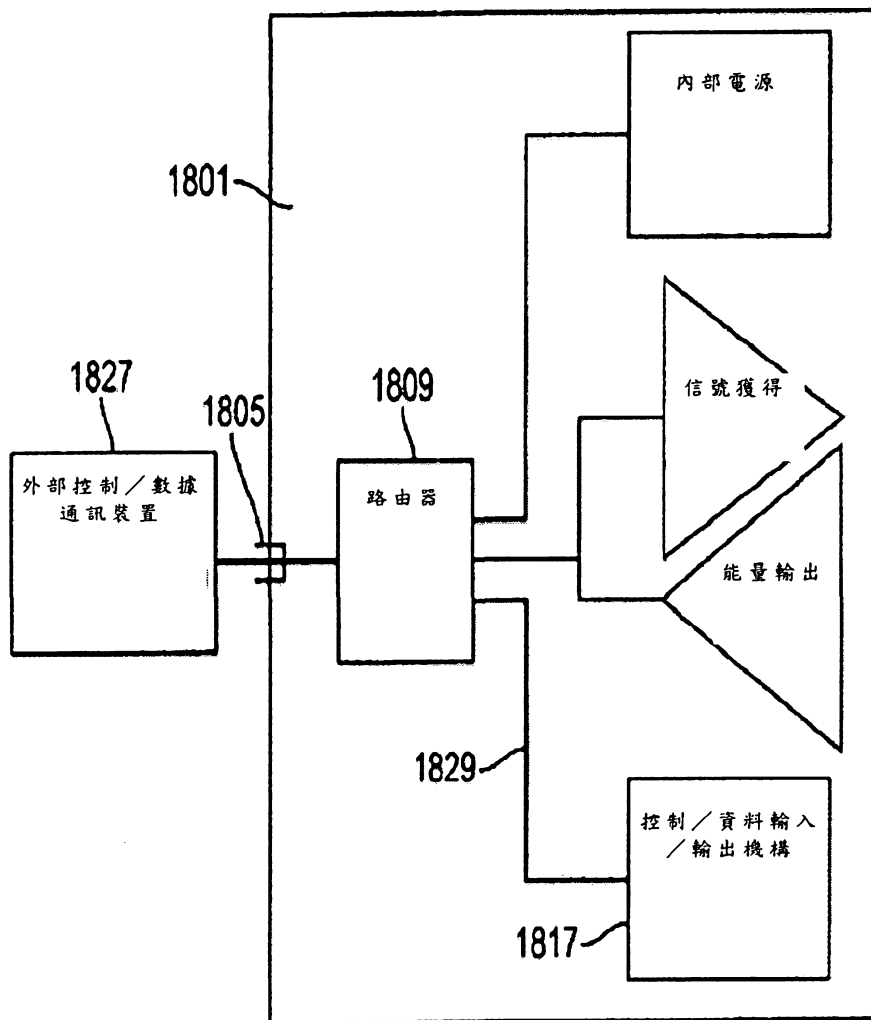


圖 18

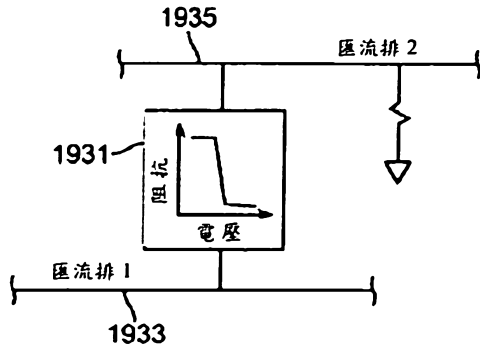


圖 19A

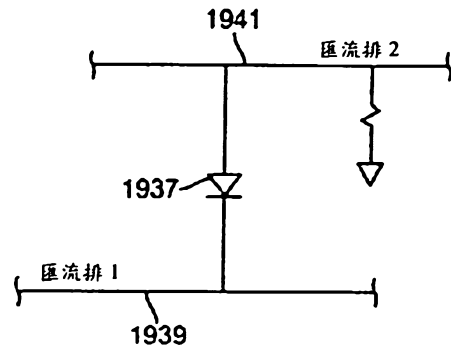


圖 19B

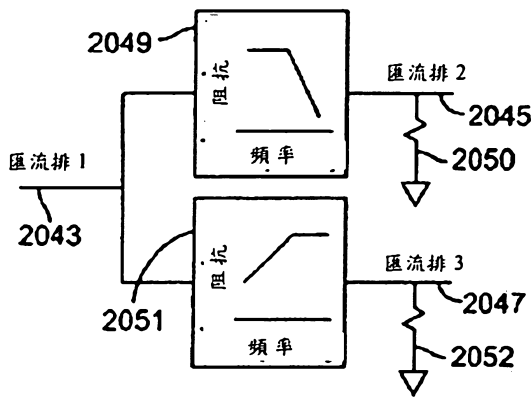


圖 20A

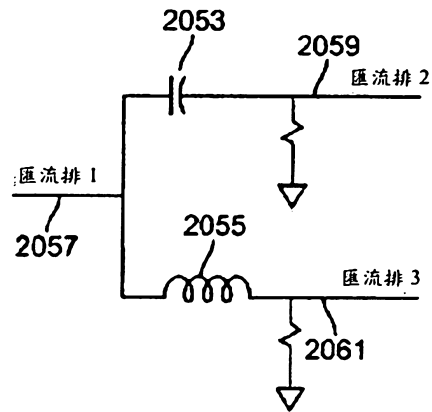


圖 20B

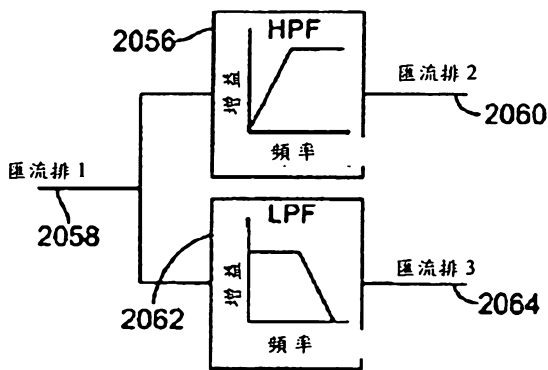


圖 20C

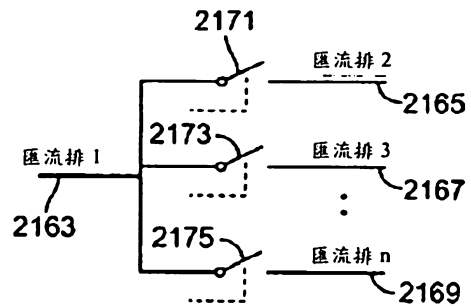


圖 21

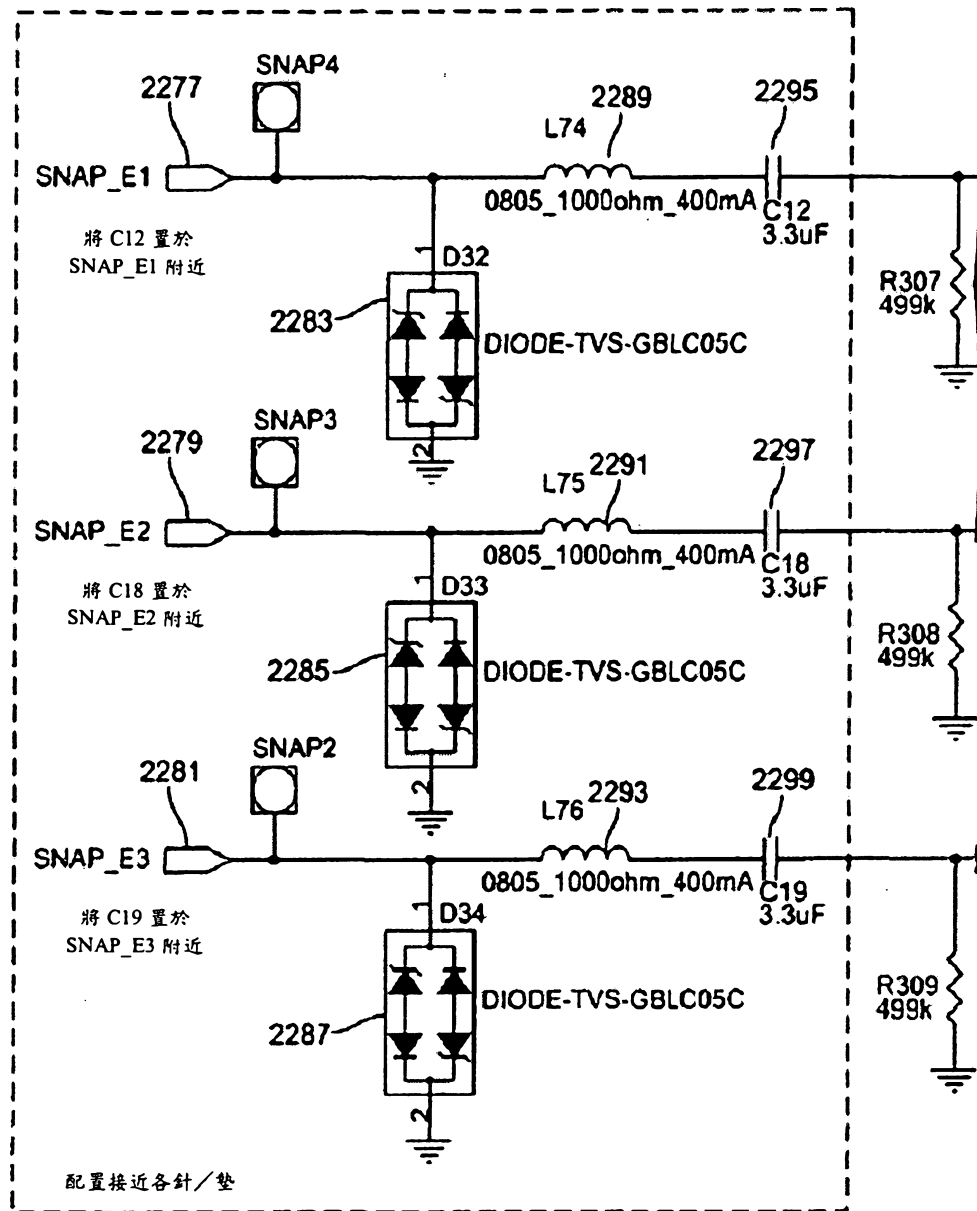
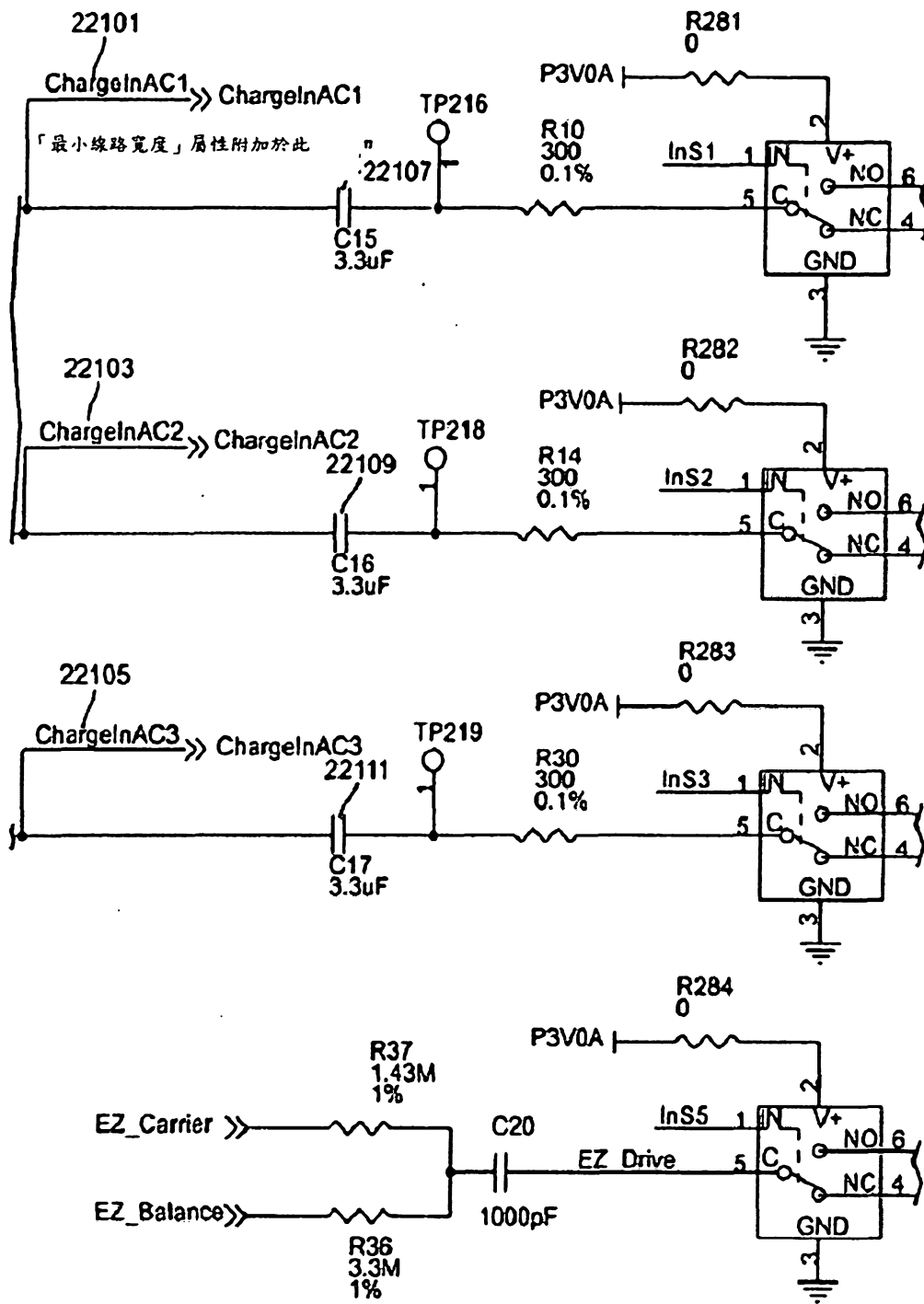


圖 22



參考信號 >>>

圖 22 (續 1)

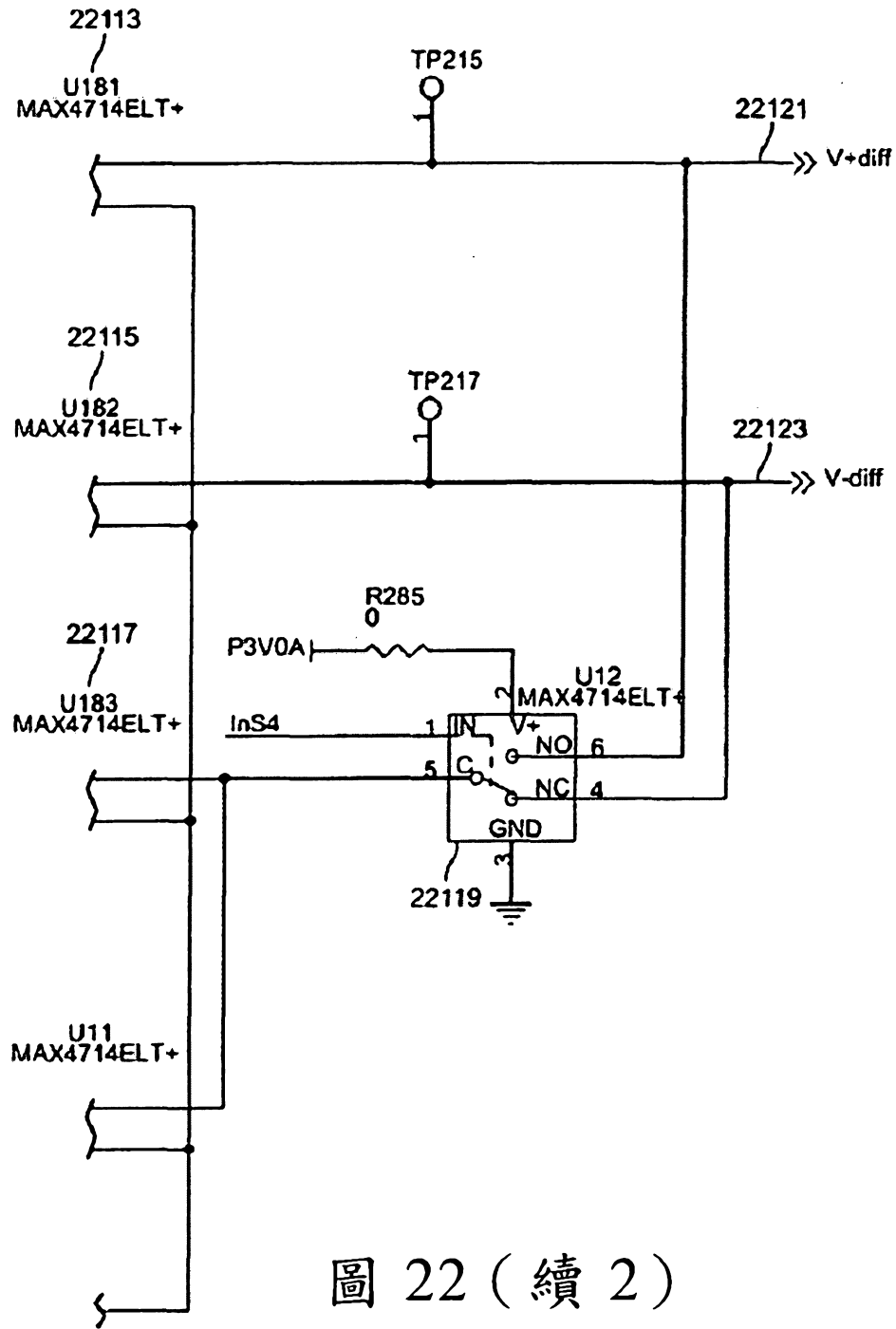


圖 22 (續 2)

+

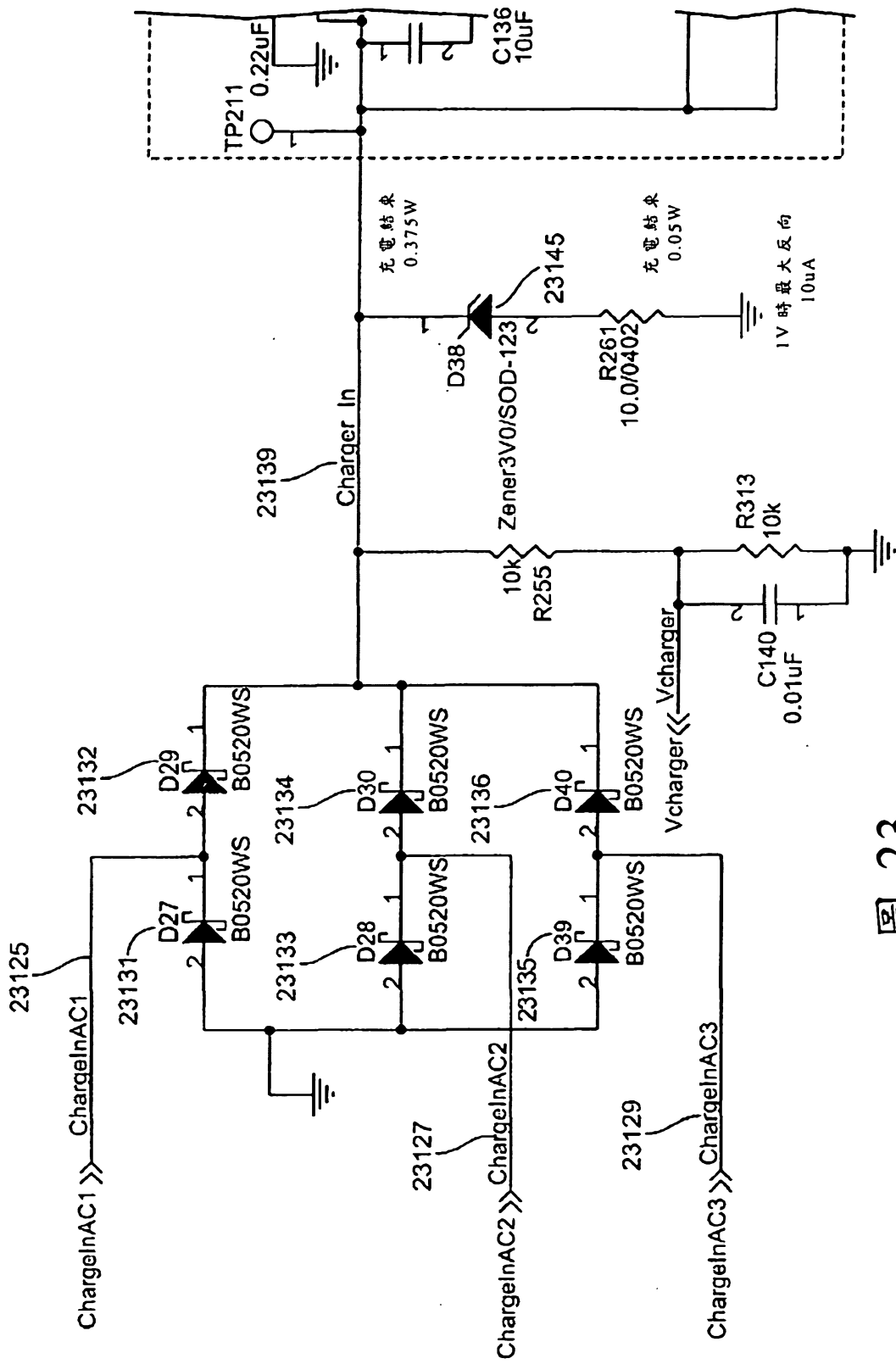


圖 23

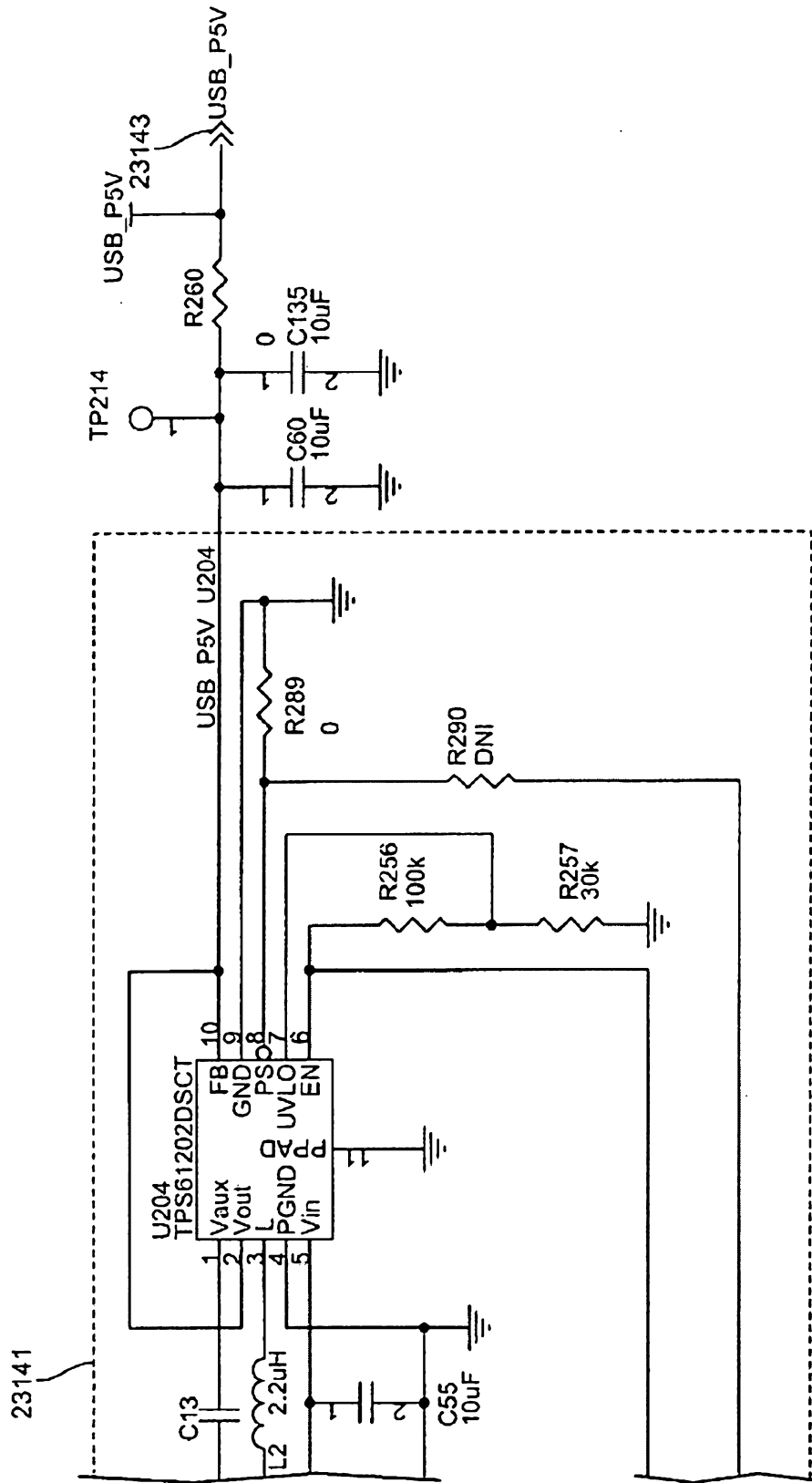


圖 23 (續)

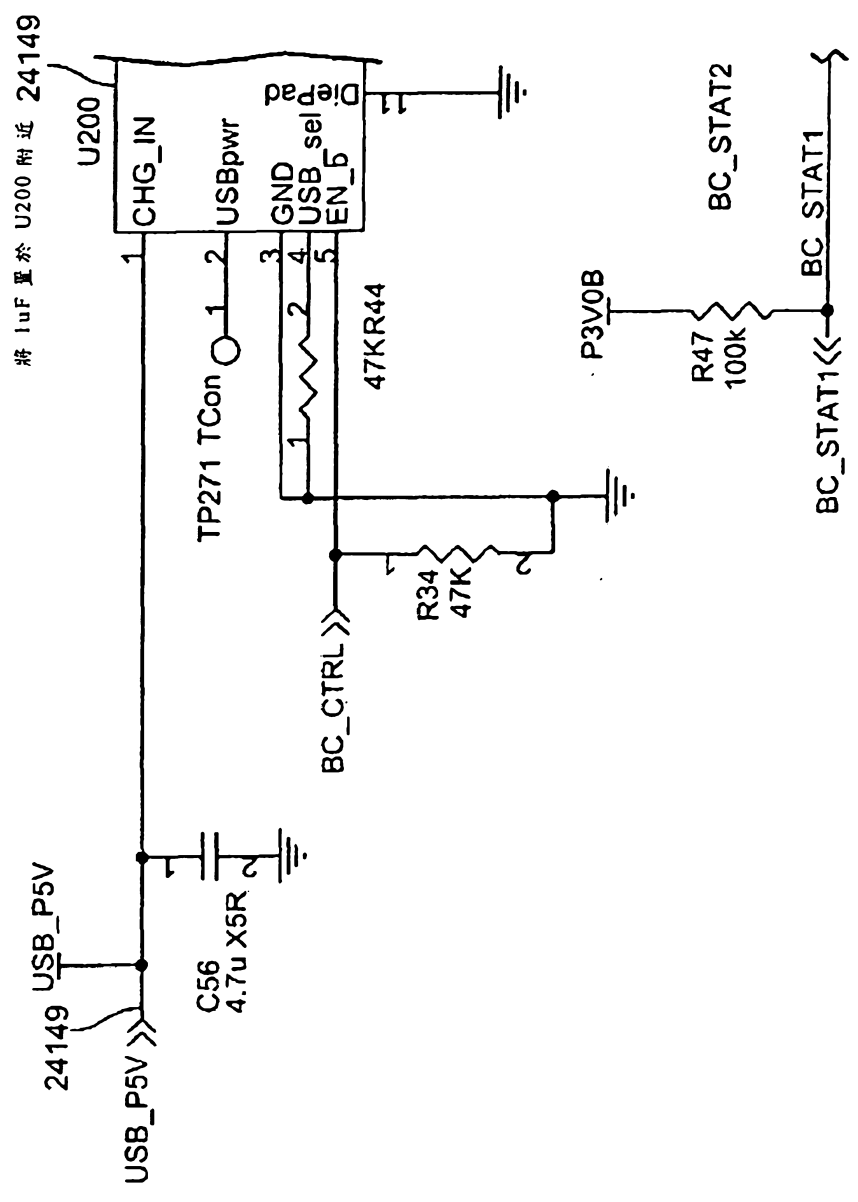


圖 24



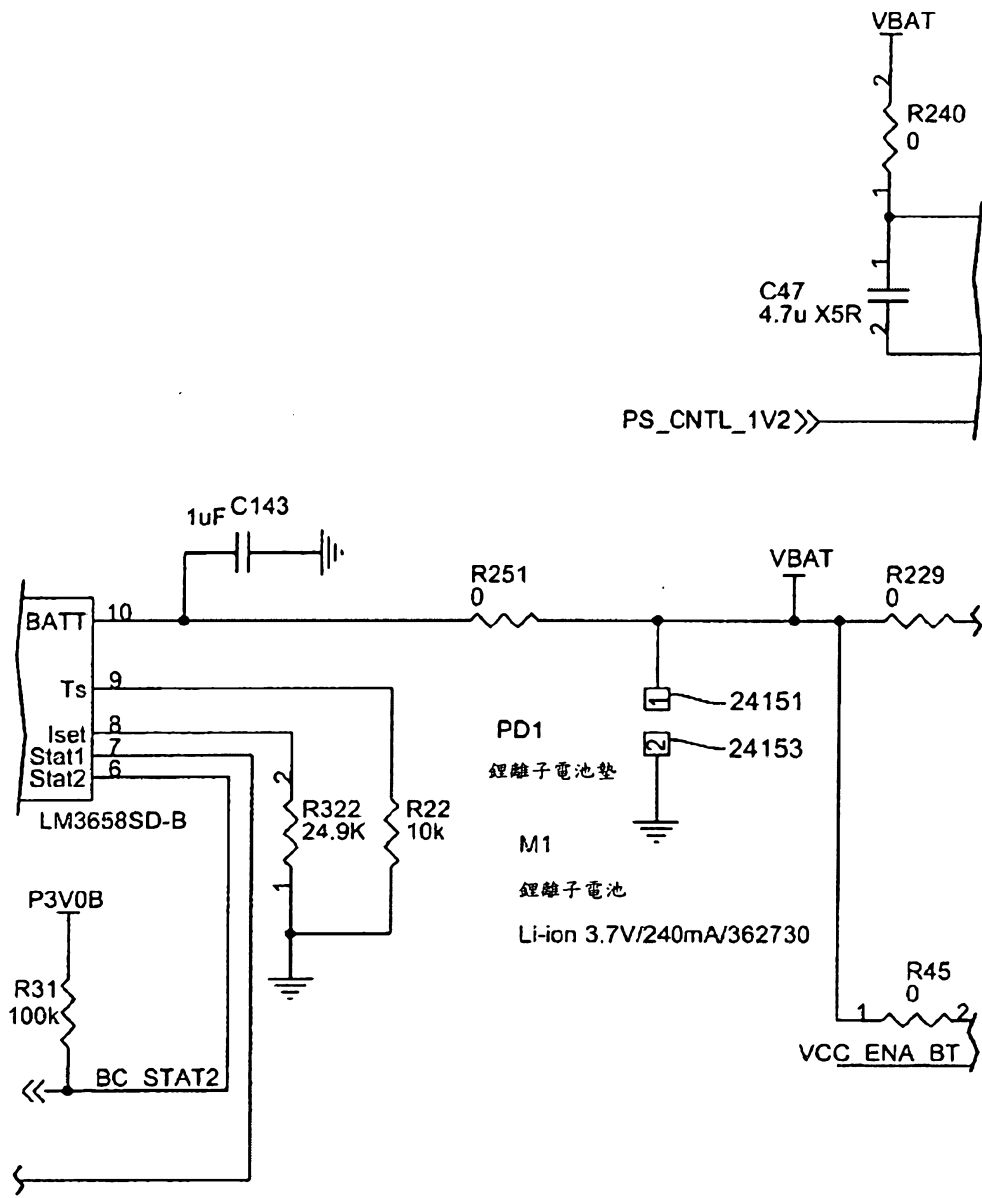


圖 24 (續 1)

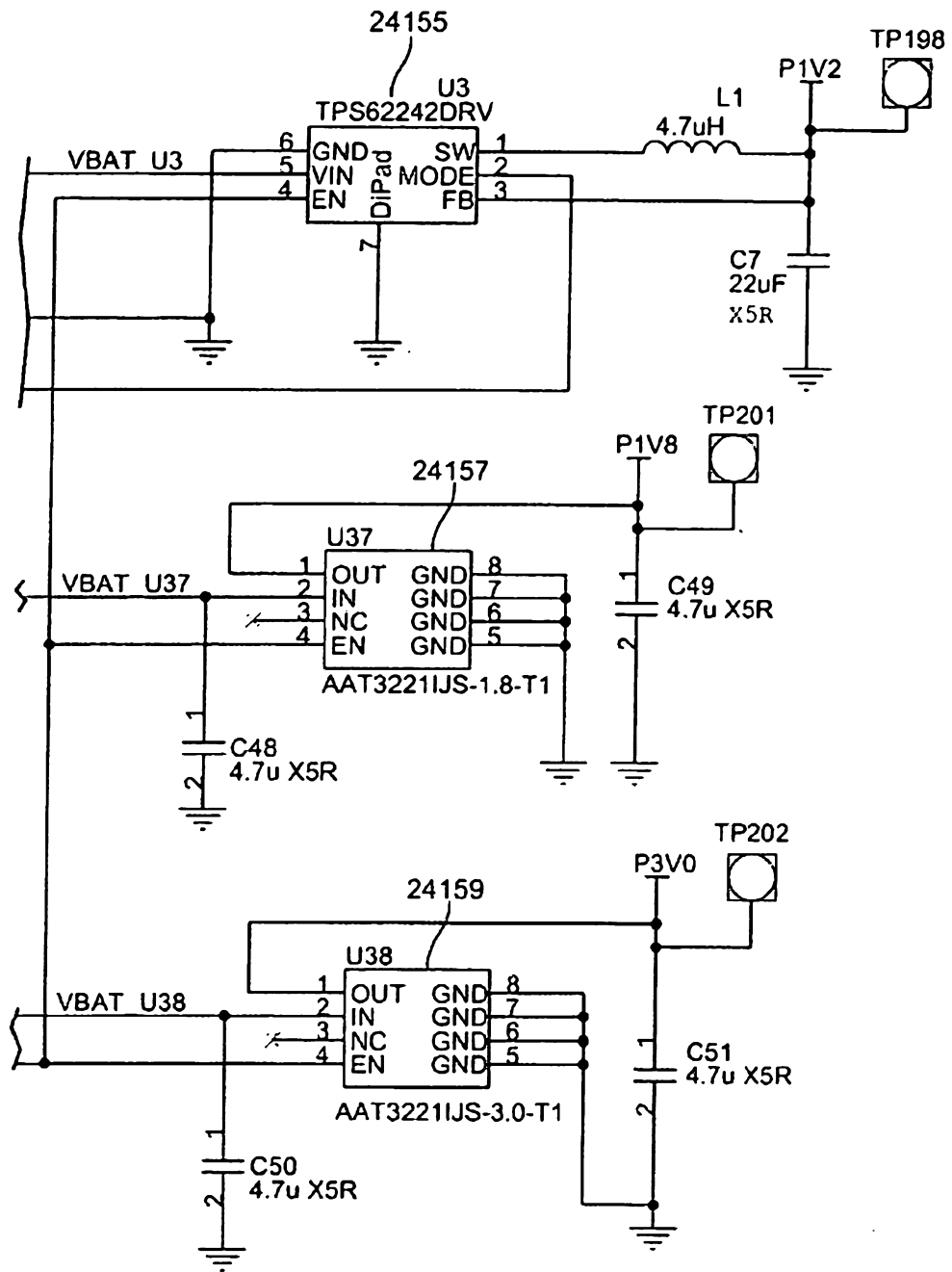


圖 24 (續 2)

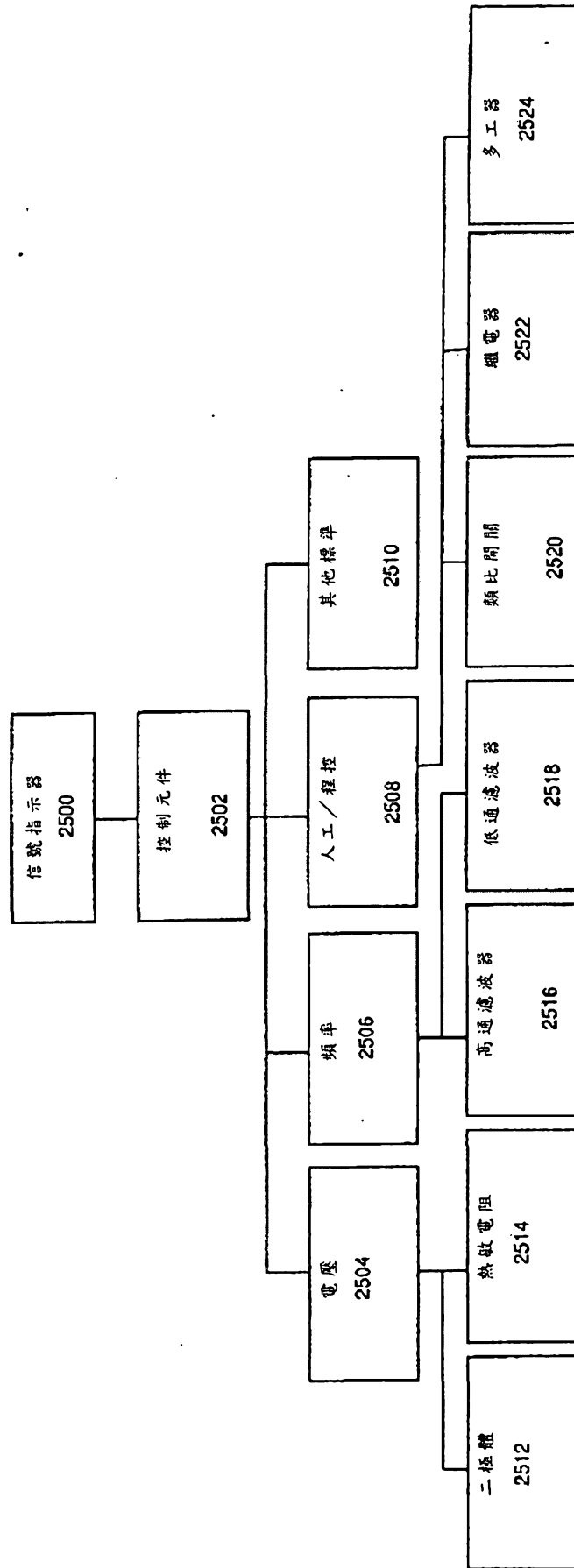


圖 25

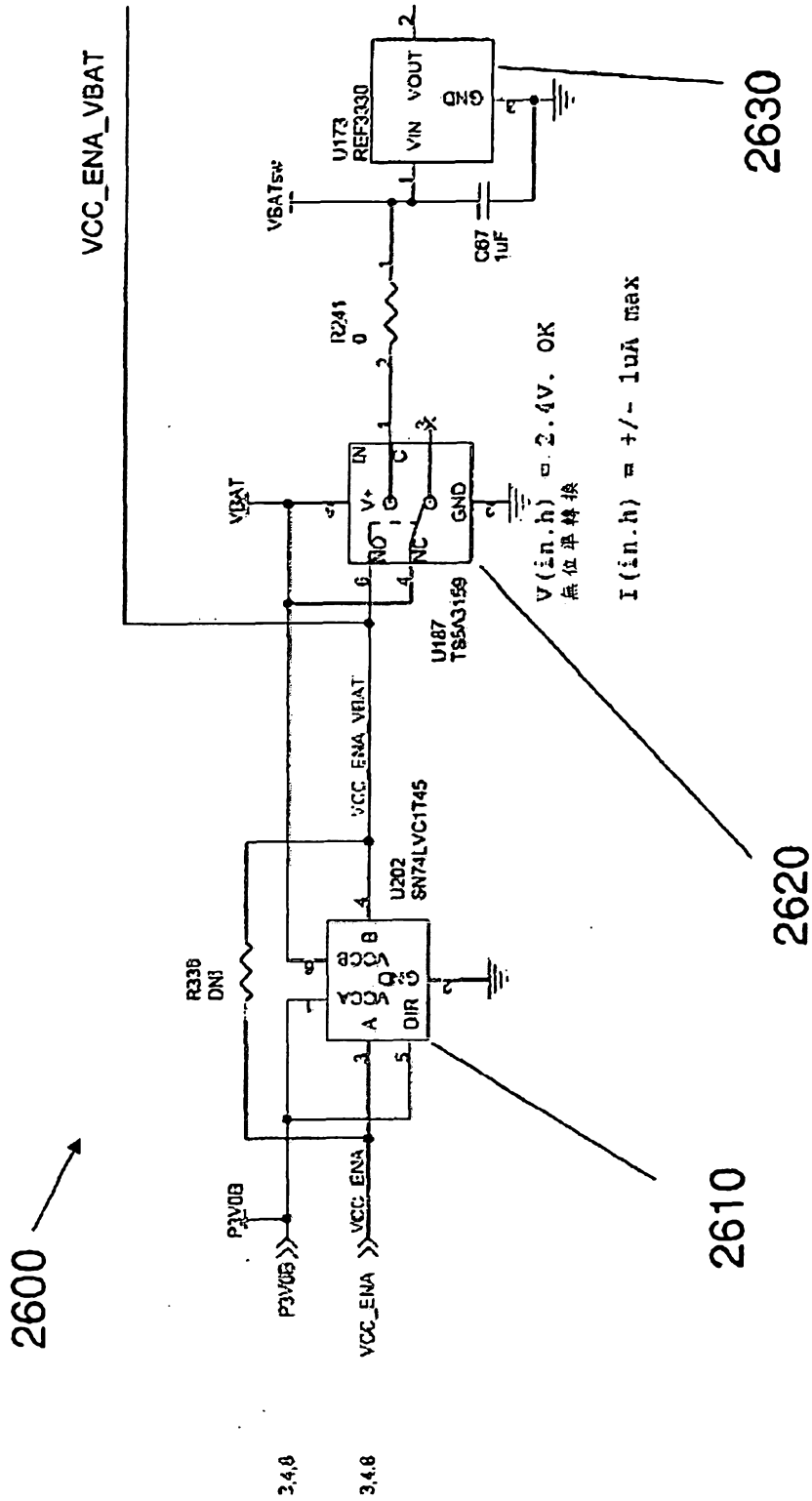


圖 26

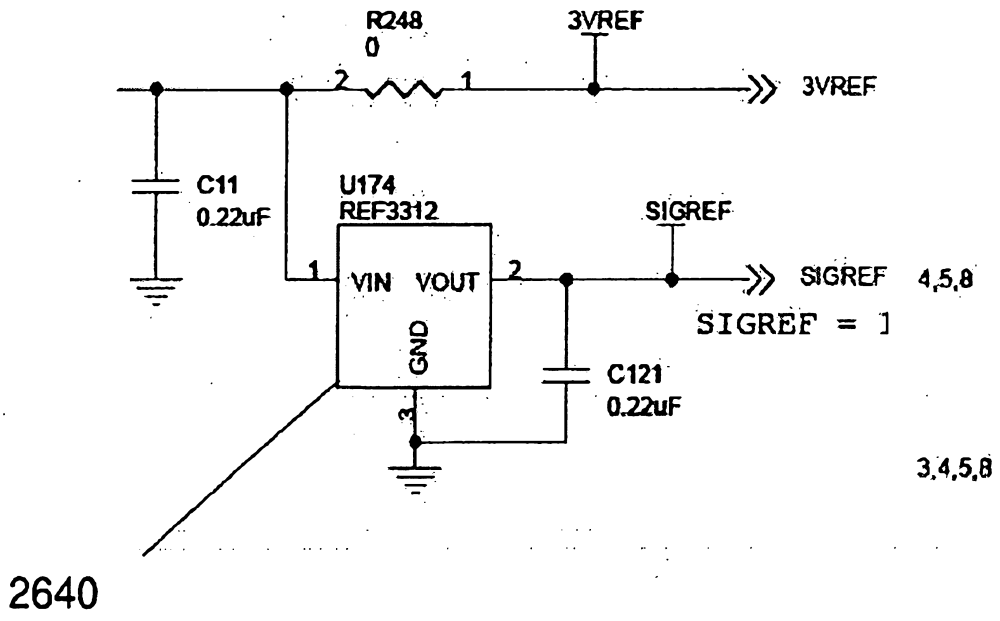
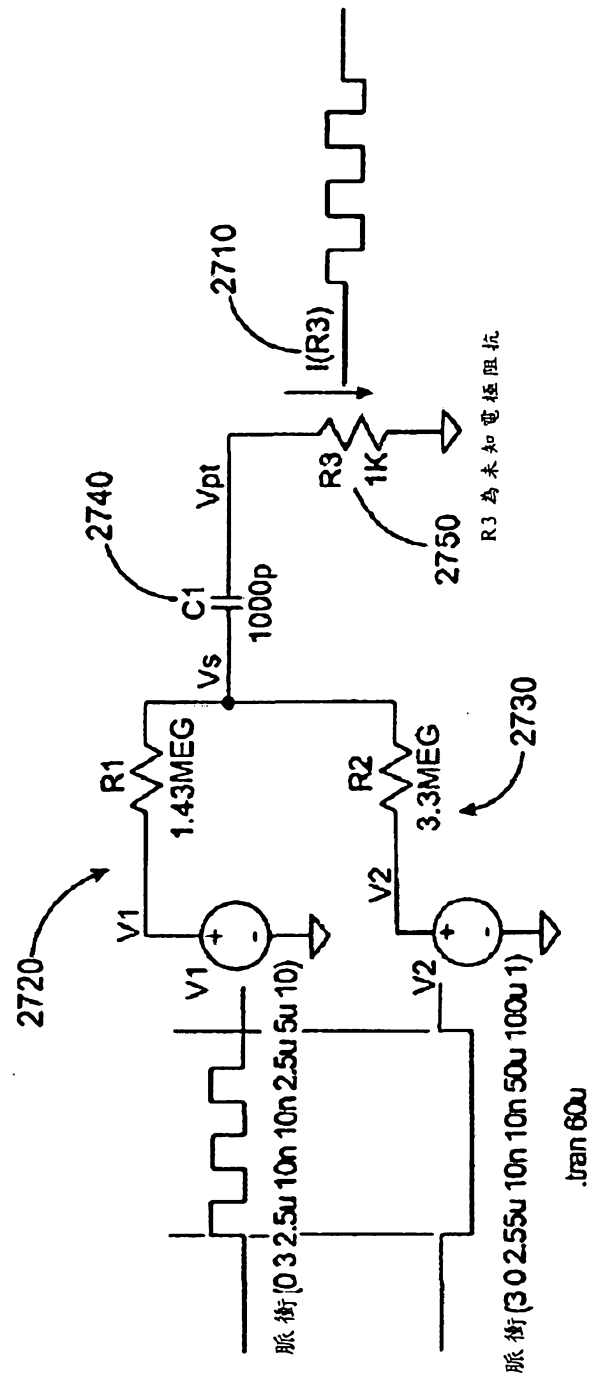


圖 26 (續)



R3 為未知電極阻抗

圖 27

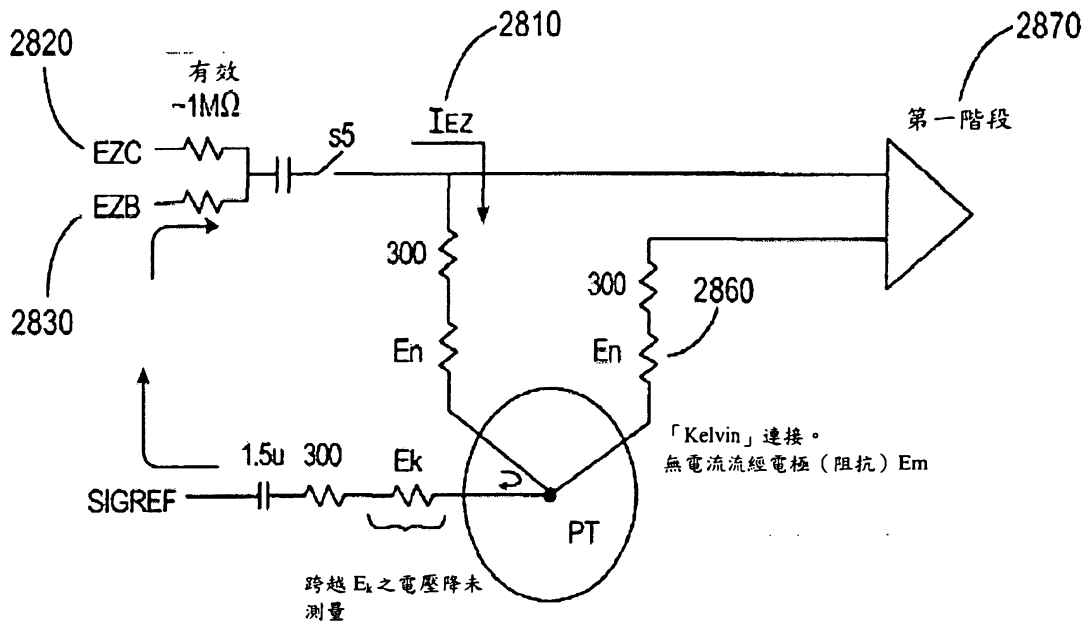


圖 28

圖 29

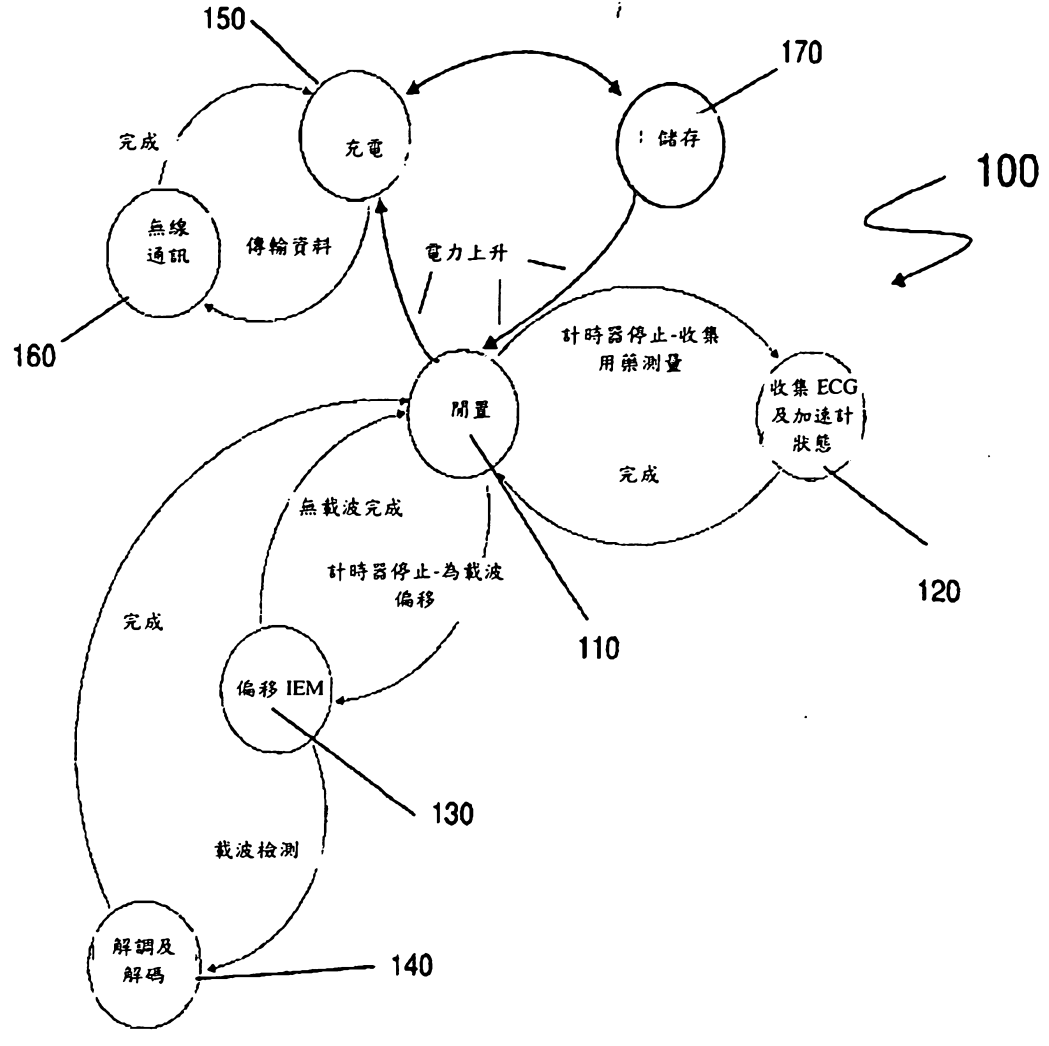
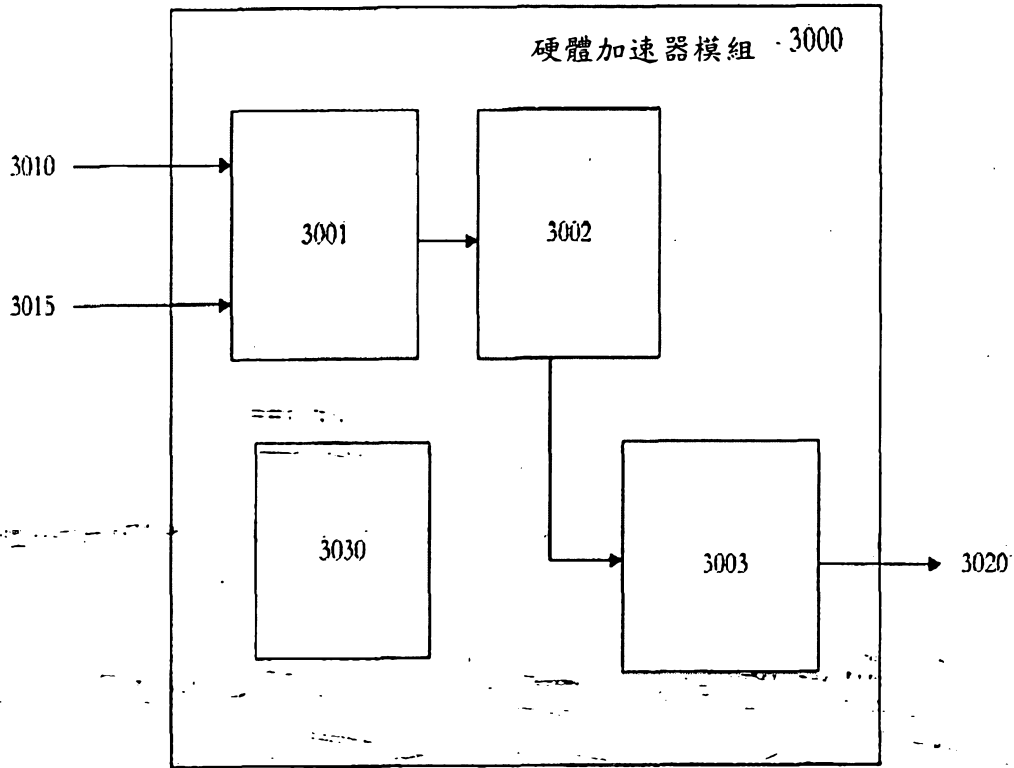




圖 30



四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(1A)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100	接收器
200	電源
202	操作單元
202A	電極
204	處理單元
206	記憶體單元
208	電力管理模組
210	傳輸模組
212	加速計

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

## 【發明內容】

提供一種外部或可植入之接收器。本發明之接收器的觀點包括出現下列一或多項：高功率-低功率模組；中介模組；用以啟用或停用至高功率處理區塊之一或多個電源的電源模組；連接主塊及從塊之序列周邊介面匯流排；及多用途連接器。本發明之接收器可經配置而接收傳導傳輸信號。亦提供包括該接收器之系統，以及使用該系統之方法。

## 【實施方式】

提供一種可為外部或植入之接收器。本發明之接收器的觀點包括出現下列一或多項：高功率-低功率模組；中介模組；用以啟用或停用至高功率處理區塊之一或多個電源的電源模組；連接主塊及從塊之序列周邊介面匯流排；及多用途連接器。本發明之接收器可經配置而接收傳導傳輸信號。亦提供包括該接收器之系統，以及使用該系統之方法。

本發明之接收器為電氣裝置，包括出現於外罩中之電路及邏輯，其中該裝置係用於實施一或多項醫療功能。「醫療」乙詞係用於廣泛地指針對例如病人之活體對象健康而實施之任何功能。因此，只要裝置用於接收有關對象的一或多項參數，不論該對象處於健康狀態或生病狀態，該裝置便被視為醫療裝置。有興趣之參數包括下列詳細描述者，例如生理參數，來自例如 IEM 裝置之其他醫療裝置之信號等。因此，如下列詳細描述者，有興趣之醫療裝置可用於治療應用或非治療應用。

在本發明的某些實施例中，接收器為一種裝置，其與例

如病人之活體對象相關地按一定尺寸製作，使其大體上不影響該活體對象之活動，並提供預期功能，例如長時間的信號接收功能。文中使用之「病人」乙詞廣泛地指可能或已知遭受疾病或異常之對象，以及健康之對象。依據本發明理論之接收器可經由任何方便之手段而與病人的身體結合，例如以膠帶將該裝置附著於病人的身體或衣服，或藉由夾子、線圈或皮帶。另一方面，該裝置可置於病人所著衣服的小空間內，例如病人的口袋。所需要的是，該裝置可為病人長時間使用，例如幾分鐘至幾個月。在一範例中，該裝置可持續為病人使用達一週或更久。在一些狀況下，該裝置可直接用於對象的局部皮膚。在其他方面，該裝置可植入。由於該裝置係與活體對象相關地按一定尺寸製作，使其大體上不影響該活體對象之活動，該裝置之外觀所具有之尺寸為當例如人類之對象使用時，將不致使該對象在行動能力上有何不同。因此，在該些方面，該裝置之尺寸訂為其大小及形狀不會妨礙對象身體移動的能力。本發明之裝置可具有一尺寸，其提供當應用於例如上述之身體局部時之功能性。在此狀況下，該裝置之總體積為  $50 \text{ cm}^3$  或更小，例如  $30 \text{ cm}^3$  或更小，包括  $25 \text{ cm}^3$  或更小，例如  $20 \text{ cm}^3$  或更小。在某些方面，該裝置具有小尺寸，其中在某些方面，該裝置所佔據的空間體積約  $5 \text{ cm}^3$  或更小，例如約  $3 \text{ cm}^3$  或更小，包括約  $1 \text{ cm}^3$  或更小。本發明之裝置可具有最長之尺寸為 30 cm 或更短，例如 20 cm 或更短，包括 15 cm 或更短。

儘管接收器的尺寸小，但該裝置可長時間操作。因此，

傳導溶液或流體之離子發射而導通地傳輸信號通過身體。該信號係由離子發射模組、可攝取事件標記 (IEM) 或智慧型腸外遞送系統產生。有興趣之可攝取事件標記包括下列文件中所描述者：公開為 WO/2006/116718 之案號 PCT/US2006/016370 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/052136 之案號 PCT/US2007/082563 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/063626 之案號 PCT/US2007/024225 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/066617 之案號 PCT/US2007/022257 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/095183 之案號 PCT/US2008/052845 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/101107 之案號 PCT/US2008/053999 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/112577 之案號 PCT/US2008/056296 之 PCT 申請案；公開為 WO/2008/112578 之案號 PCT/US2008/056299 之 PCT 申請案；及公開為 WO 2009/042812 之案號 PCT/US2008/077753 之 PCT 申請案；各申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。智慧型腸外遞送系統係於公開為 WO 2008/008281 之案號 PCT/US2007/015547 之 PCT 申請案中描述，該申請案所揭露者係以提及之方式併入本文。

由於該些觀點之接收器係用於接收經由導通流體而編碼於電流中之資料，該接收器及發射信號之裝置（例如 IEM）使用做為通訊媒體之活體。為使用身體作為信號之通訊媒體，體液便作為傳導流體，且病人之身體作為通訊傳導媒體。因此，信號便於一離子發射裝置及任何其他信號發射裝置之間傳輸，且例如圖 1 之接收器 100 的接收器便行進通過對象 102 之身體。有興趣之導通傳輸信號可以導通通過身體組織之交流(a.c.)電壓信號形式傳

輸通過並從對象身體之皮膚及其他身體組織接收。結果，該等接收器於發射信號之裝置與接收器之間不需任何附加電纜或硬線連接。

由於信號接收器係用於接收導通傳輸信號，其可包括越體導通通訊模組。越體導通通訊模組為用於接收導通傳輸信號（例如 IEM 發射之信號）之功能模組。例如上述，越體導通通訊模組而視需要而以高功率功能區塊完成。在一些情況下，越體導通通訊模組接收之信號為編碼信號，意即該信號業經一些方式調變（例如使用雙相移鍵控（BPSK）、頻移鍵控（FSK）、幅移鍵控（ASK）等協定）。在該等狀況下，接收器及其越體導通通訊模組係經配置而解碼所接收之編碼信號，例如可攝取事件標記發射之信號。接收器可用於解碼低信雜比（SNR）環境中之編碼信號，例如除了有興趣之信號外尚存在大量雜訊，例如具有 7.7 dB 或更低之 SNR 的環境。接收器可進一步用於解碼基本上無錯誤之編碼信號。在某些方面，信號接收器具有高編碼增益，例如範圍介於 6 dB 至 12 dB 之編碼增益，範圍介於 8 dB 至 10 dB 之編碼增益，包括 9 dB 之編碼增益。本發明觀點之信號接收器可解碼基本上無錯誤之編碼信號，例如具有 10% 錯誤或更少。

在該些方面，所接收之信號被編碼，例如所接收之信號為編碼 IEM 信號，越體導通通訊模組可經配置而以至少一解調協定來處理所接收之信號，其中越體導通通訊模組可視需要而以二種或二種以上、三種或三種以上、四種或四種以上等不同解調協定經配置而處理所接收之信號。當使用二種或二種以上不同解調協定來處理特定編碼信號時，該些協定可視需要而同步或依序執行。

並提供跨越兩電極之電極電流 Iez 2710。「EZ\_Carrier」2720 及「EZ\_Balance」2730 例如可由低功率處理器（例如微處理器）產生。「EZ\_Carrier」2720 及「EZ\_Balance」2730 例如可由低功率處理器（例如微處理器）產生，並與電容器 2740 及電阻 2750（未知電極阻抗）串聯而予完成。

電壓處理區塊測量源於電極電流 Iez 2710 之跨越電極（即跨越電阻性負載—電阻 2750）的電壓信號 2760。電壓處理區塊接著使用電壓信號 2760 以判斷電極阻抗。例如，電壓信號 2760 首先可經由[增益 (Gain) = 287]放大，頻段限制為 5 KHz HPF 及 33 KHz LPF 以降低雜訊，並應用至類比數位轉換器輸入（例如以 500 KHz 取樣之 12 位元類比數位轉換器）以從電壓信號提供數位資料流。DSP 例如可處理數位資料流以判斷電極阻抗。例如，DSP 可以 EZ 載波頻率（例如 20KHz）混合輸入資料流與正弦波，將 Hogenauer（「CIC」）濾波器應用至低通濾波器，並整數倍降低資料流取樣率（例如除以 16）。此將載波能量的基礎移至 0 Hz。DSP 接著計算資料流之絕對值（量），平均於一秒期間，並使用下列方程式轉換為阻抗：

$$Z_{\text{電極}} = (V_c / (I_{ez} * \text{Gain})) - 300$$

其中：Vc 為於 A/D 轉換器之測量的振幅，處於 Iez 載波頻率（20KHz）。增益設定 G3...G0 = 0000；使用 287 做為增益值進行計算。此產生與測量之電極串聯的 300 ohm 電極阻抗。

圖 28 提供依據本發明之一觀點而使用 3 線歐姆表之電

極阻抗測量的電路圖。電流源區塊產生 EZ 載波線路 2820 及 EZ 平衡線路 2830，以提供流經電阻性負載之電極電阻  $E_n$  2850 的電極電流 ( $I_{ez}$ ) 2810。經由 Kelvin 連接且無電流流經電極 (阻抗)  $E_m$  2860，於第一階段 2870 觀察之電壓將為  $I_{ez} * (300 + E_n)$ 。電極電流  $I_{ez}$  2810 可為例如  $2 \mu A_{pp} = 1 \mu A_{RMS}$ 。

阻抗測量模組包括控制模組、一處理模組及電極。阻抗測量為可以接收器之任兩電極完成之感應能力之範例。除了判斷裝置之功能性及其配置外，例如不論電極係工作及／或依需要而連接至對象，有興趣之生理資料可源於測量之阻抗。例如，測量之阻抗將具有一些部分係由與呼吸有關之經胸阻抗而予判斷。以此方式，阻抗資料可用於獲得對象之呼吸率。電極 2903 亦可用做對象之流體狀態的感應器。隨著時間的推移，特別是對於使用利尿劑之心臟衰竭病人而言，流體狀態為極重要之量。所獲得之流體狀態可用於滴定治療及／或提供警示。除了測量流體狀態外，阻抗測量亦可用於測量體脂肪。

### 模組實施

在各式方面，上述模組例如高功率-低功率模組、中介模組、越體導通通訊模組、生理感應模組、電源模組、儲存模組、體外通訊模組等，及／或其組件之一或組合，可以軟體實施，例如數位信號處理軟體；以硬體實施，例如電路；或其組合。因此，可呈現於信號接收器之其餘元件包括但不限於：信號解調器，例如用於解碼從 IEM 發射之信號；信



## 七、申請專利範圍：

1. 一種用於檢測與一對象相關之生理資訊的接收器，該接收器包含：

一電源，固定於一外罩內；

一電力管理模組，其係電性耦合至該電源且固定於該外罩內，使得該電力管理模組控制該電源；

一處理單元，其係電性耦合至該電力管理模組且固定於該外罩內，其中配置該處理單元檢測具有一第一頻率的一第一信號並對應該對象內部之一裝置所產生的一第一電流及具有一第二頻率的一第二信號並對應與該對象的生理相關的一第二電流，其中該第一頻率係大於該第二頻率；以及

一通訊模組，其係電性耦合至該處理單元且固定於該外罩內，其中該通訊模組允許進行該接收器與該對象外部的一裝置之間的通訊，使得該接收器可提供生理資訊予該對象外部的裝置，並可依據該生理資訊提供控制資訊予另一外部裝置；

其中該電力管理模組包含一閃燈切換模組產生一信號，允許電力管理模組依據該第一信號轉換該接收器之一操作狀態；以及

其中該電力管理模組包含：

一高功率操作模組，用以當該處理單元處於活動狀態時控制從該電源至該處理單元之高電力輸出；

一中功率操作模組，用以當該處理單元處於活動非操作狀態時控制從該電源至該處理單元之中電力輸出；以及

一低功率操作模組，用以當該處理單元處於非活動狀態時控制來自該電源之低電力輸出並對於高頻電流監控該對象的皮膚。

2.如申請專利範圍第1項之接收器，更包含一固定於該外罩內之遞送裝置，其中該遞送裝置包含：

一容納單元，其包含：

一室，以容納一流體；

一柱塞，其係固定至該室；以及

一顯微針，其係固定至該室且能夠穿透該對象的皮膚；以及

一控制單元，其係電性耦合至該處理單元，其根據該處理單元所提供的藥劑控制資訊來控制該柱塞，其中該控制單元移動該柱塞以透過該顯微針排出該液體。

3. 如申請專利範圍第1項之接收器，其中該電力管理模組包含一閃燈切換模組，用以傳送一信號至該中功率操作單元以允許該處理單元切換至活動非操作狀態，使得該處理單元能夠判定以高頻電流形式表示之資訊是否存在，且其中當該處理單元檢測到以高頻電流形式表示之資訊時，該電力管理模組供給高功率至該處理單元。

4. 一種用於檢測與一對象相關之生理資訊的接收器，該接收器包

含：

一電源，固定於一外罩內；

一電力管理模組，其係電性耦合至該電源且固定於該外罩內；

一處理單元，其係電性耦合至該電力管理模組且固定於該外罩內，其中該處理單元檢測並匯集以該對象內部之一裝置所產生的高頻電流形式及與該對象的生理相關的低頻電流形式表示之資訊；以及

一通訊模組，其係電性耦合至該處理單元且固定於該外罩內，其中該通訊模組允許進行該接收器與該對象外部的一裝置之間的通訊，使得該接收器可提供生理資訊予該對象外部的裝置；

其中該電力管理模組包含：

一高功率操作單元，用以當該處理單元處於活動狀態時控制從該電源至該處理單元之高電力輸出；

一中功率操作單元，用以當該處理單元處於活動非操作狀態時控制從該電源至該處理單元之中電力輸出；以及

一低功率操作單元，用以當該處理單元處於非活動狀態時控制來自該電源之低電力輸出並對於高頻電流監控該對象的皮膚。

5. 如申請專利範圍第4項之接收器，更包含一固定於該外罩內之遞送裝置，其中該遞送裝置包含：

一容納單元，其包含：

一室，以容納一流體；

一柱塞，其係固定至該室；以及

一顯微針，其係固定至該室且能夠穿透該對象的皮膚；以及

一控制單元，其係電性耦合至該處理單元，其根據該處理單元所提供的藥劑控制資訊來控制該柱塞，其中該控制單元移動該柱塞以透過該顯微針排出該液體。

6. 如申請專利範圍第4項之接收器，其中該電力管理模組包含一閃燈切換模組，用以傳送一信號至該中功率操作單元以允許該處理單元切換至活動非操作狀態，使得該處理單元能夠判定以高頻電流形式表示之資訊是否存在，且其中當該處理單元檢測到以高頻電流形式表示之資訊時，該電力管理模組供給高功率至該處理單元。

7. 一種用於檢測與一對象相關之生理資訊的接收器，該接收器包含：

一電源，固定於一外罩內；

一電力管理模組，其係電性耦合至該電源且固定於該外罩內；

一處理單元，其係電性耦合至該電力管理模組且固定於該外罩內，其中該處理單元檢測並匯集以該對象內部之一裝置所產

生的高頻電流形式及與該對象的生理相關的低頻電流形式表示之資訊；以及

其中該電力管理模組包含：

一高功率操作單元，用以當該處理單元處於活動狀態時控制從該電源至該處理單元之高電力輸出；

一中功率操作單元，用以當該處理單元處於活動非操作狀態時控制從該電源至該處理單元之中電力輸出；以及

一低功率操作單元，用以當該處理單元處於非活動狀態時控制來自該電源之低電力輸出並對於高頻電流監控該對象的皮膚。

8. 如申請專利範圍第7項之接收器，更包含一固定於該外罩內之遞送裝置，其中該遞送裝置包含：

一容納單元，其包含：

一室，以容納一流體；

一柱塞，其係固定至該室；以及

一顯微針，其係固定至該室且能夠穿透該對象的皮膚；以及

一控制單元，其係電性耦合至該處理單元，其根據該處理單元所提供的藥劑控制資訊來控制該柱塞，其中該控制單元移動該柱塞以透過該顯微針排出該液體。

9. 如申請專利範圍第7項之接收器，其中該電力管理模組包含一

閃燈切換模組，用以傳送一信號至該中功率操作單元以允許該處理單元切換至活動非操作狀態，使得該處理單元能夠判定以高頻電流形式表示之資訊是否存在，且其中當該處理單元檢測到以高頻電流形式表示之資訊時，該電力管理模組供給高功率至該處理單元。