200924709

發明專利說明書

（本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫）

※ 申請案號：97137873

※ 申請日期：97、10、2　　※IPC 分類：A61B 5/00(2006.01) G08C 17/02(2006.01)

一、發明名稱：（中文/英文）

建立用於病患監視之電信系統的方法

METHOD FOR ESTABLISHING A TELECOMMUNICATIONS SYSTEM FOR PATIENT MONITORING

二、申請人：（共 1 人）

姓名或名稱：（中文/英文）

史密斯醫療 PM 公司 / Smiths Medical PM, Inc.

代表人：（中文/英文）

瑪麗 K.　罕金 / HAMKINS, MARY K.

住居所或營業所地址：（中文/英文）

美國 威斯康辛州 53186 沃基夏市 強森道 22025 西 7 號

N7 W22025, Johnson Drive, Waukesha, WI 53186, U.S.A.

國　籍：（中文/英文）

美國 / U.S.A.

三、發明人：（共 4 人）

姓　名：（中文/英文）

1. 蓋　史密斯 / SMITH, GUY
2. 馬修 T.　歐斯華德 / OSWALD, MATTHEW T.
3. 馬修 L.　布朗 / BROWN, MATTHEW L.
4. 馬修 E.　伊莉絲 / ELLIS, MATTHEW E

國　籍：（中文/英文）

1. - 4.美國 / U.S.A.

四、聲明事項：

☐ 主張專利法第二十二條第二項☐第一款或☐第二款規定之事實，其事實發生日期為：　年　月　日。

☑ 申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號　順序註記】

☑ 有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

美國、2007.10.19、11/907,981

☐ 無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

☐ 主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號　順序註記】

☐ 主張專利法第三十條生物材料：

☐ 須寄存生物材料者：

國內生物材料　【格式請依：寄存機構、日期、號碼　順序註記】

國外生物材料　【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼　順序註記】

☐ 不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種可以使用在醫療產業中的無線電信網路，且更明確地說，係關於一種具有複數個節點通訊器的節點網路，用以從要被監視之病患的所在位置的遠方處來傳遞病患參數。本文還揭示關於在該網路中遠方傳遞或傳播病患資訊的方法以及使用在此無線電信中的裝置的發明。

【先前技術】

為遠方監視物理參數，舉例來說，病患的血壓、動脈血氧飽和度(SPO2)、心跳速率、心電圖、...等，通常會將一感測器附接至病患。該感測器會被連接至一傳送器，該傳送器則會將該等病患訊號傳送至一中央護理站。此傳送通常係利用硬體線路來進行，最近則以無線方式來進行。在該護理站處(其可以係位於醫院中的普通病房中或是加護病房(ICU)中)，會提供數個監視器來監視各個房間中的病患。於該護理站處必定會有一名護士來監視從該等各個病患房間處被傳送過來的不同病患的物理參數，用以觀察該等病患的身體健康狀況。此中央護理站在該等病患被約束在它們個別房間的環境中的運作效果很好，每一個房間均含有適當的傳送器，用以傳送由被連接至該等個別病患的(多個)感測器所感測到的物理參數。

不過，在醫療領域中傾向於併入無線電信以便提供病患行動的能力。在醫療領域中，舉例來說，在脈動測氧術

(pulse oximetry)的領域中，其中一種此類可攜式裝置係已揭示在美國專利案第6,731,962號中具有遠方電信功能的手指測氧器，該案已受讓給本申請案的受讓人。本文以引用的方式將'962號專利的揭示內容併入。'962號裝置適合傳送病患資料給一遠方接收器或監視器。能夠透過一無線電信鏈路與一外部測氧器進行通信的脈動測氧器揭示在專利公開案第2005/0234317號之中。此測氧器的遠方裝置係一顯示器。另一種無線脈動測氧器揭示在專利公開案第2005/0113655號之中。於該案中，一無線病患感測器會傳送未經處理的病患資料給一脈動測氧器，該脈動測氧器會處理該資料並且進一步配置該資料用以產生一網頁，該網頁接著會以無線的方式被傳送至一無線存取點，以便讓藉由網路被連接至該存取點的遠方監視站可以下載該網頁。遠方監視病患的狀況的另一種系統揭示在專利公開案第2004/0102683號之中。'683號公開案揭示一種讓病患穿戴的病患監視裝置。收集自病患的病患資料會以無線的方式被傳送至一區域集線器。該集線器接著會藉由一公眾或私有通信網路將該資料傳輸至一遠方伺服器。該伺服器會被配置成一網路入口，以便讓醫師或是准予審閱病患之資料的其它被指定人可以選擇性地存取該病患資料。

所以，目前系統的重點係放在將病患資料傳送至一遠方集線器或存取點，且因而會被侷限在特定場所處以便可遠方審閱該處的病患資料。因此，目前所使用的網路或通信鏈路係會在特殊通信路徑中傳送資訊之預先定義的鏈

路；或是藉由具有一特殊伺服器的公眾通信網路來進行，該伺服器可同意進行選擇性存取。然而，該些先前技術技術並非全部皆非常適合上面所提之必須提供病患行動能力以及必須監視多位病患的醫院環境。再者，還必須讓病患不會被拴鎖至被固定在該病患之房間中的監視器，用以提供病患更多的行動能力，並且同時可以讓(多位)看護人繼續監視該病患的身體健康狀況。

所以，需要一種可讓病患穿戴的可攜式裝置，其能夠以無線的方式傳送收集自病患的資料。

進一步言之，在看護人短缺的前提下，必須減少一特定的護士或看護人駐守在中央護理站的需求，以便監視各病患的物理參數。若有一位以上的看護人可監視各病患之不同物理參數亦可能非常有利。因而，便還需要讓一位護士或看護人，或是數位護士或看護人或其它護理人員能夠以實質即時的方式在此通信網路中來遠方監視一病患及/或各病患的身體健康狀況。為達此目的，需要一種通信網路，其能夠接收收集自該等各病患的資料，並且同時將不同資料與該等各病患進行關聯。為完全達成該網路的遠方監視功能，因而便需要一種讓每一位看護人攜帶的可攜式裝置，從而讓該(等)看護人不會被拴鎖在任何特殊的中央監視場所。

【發明內容】

本發明在下面多個觀點中(它們本身可以構成獨立的發明)試圖克服中央伺服器或集線器的需求，依照先前技術的

教示，收集自病患的資料會被繞送至該中央伺服器或集線器。所以，於其中一項觀點中，本發明的目的便係在一網路(舉例來說，點對點網路或是一具有決定性配置的網狀網路)中提供遠方監視，而不必依賴於單一集線器或存取點。

更明確地說，於其中一項觀點中，本發明係關於一種無線通信網路，其適用於醫療裝置並且具有由多個醫療裝置所組成的點對點網路之形式的架構而沒有網路控制器。該等醫療裝置中的每一者均可被視為該網路的一節點，該等醫療裝置或節點會被時間同步化而且該等裝置之間的通信會經過排程，從而消弭網路干擾並且允許該等節點之間的通信以及在該等裝置之間被散佈的訊息類型兩者均會有良好的品質。

於設定在示範醫療環境(舉例來說，測氧術)中的本發明一實施例中，生理參數或屬性要被測量的病患會在他或她的身上附接一感測器模組，該感測器模組具有一感測器用以測量該病患的物理參數。所獲得的病患資料可由該感測器繞送至一傳送器用以進行傳送。或者，該感測器模組本身亦可以含有一傳送器，用以傳送該病患的該等經測得的物理參數。倘若希望在該感測器模組與一遠方接收器之間進行雙向通信的話，亦可以在該感測器模組中提供一傳收器。在所討論的醫療環境中，該感測器模組可以會被稱為無線測氧器感測器。每一個無線測氧器感測器均可以包含一測氧器及其相關聯的感測器；以及一傳收器或無線電，用以輸出或傳送由該感測器所取得的病患資料。

接收從被附接至該病患的感測器所輸出之訊號的接收器可以係一雙向通信裝置，下文中其會被稱為一通信器，其具有一傳收器用以接收與傳送資訊或資料。於該通信器中會提供至少一記憶體用以儲存已接收到的最新資訊。除了該傳收器與該記憶體之外，該通信器可以還具有：一處理器；一使用者介面；一電力電路；以及一用在要與一測氧器感測器進行通信之情況中的測氧器電路。該通信器會被調適成用以彙整已接收或已收集到的資訊，俾使來自該通信器的資料可被向外散佈或廣播至該網路中。

在本發明的通信器網路中可以有複數個通信器，每一個通信器均會被視為係該網路的一節點。因為該網路係由複數個節點所構成，每一個節點均係一通信器，所以，經由該網路所進行的資料傳通係一致且沒有控制器的。再者，因為每一個該等通信器均係可移動的，所以，該網路的拓樸會改變，且所以，該網路為拓樸不相依並且類似一點對點架構。該網路的尺寸會相依於該網路中的通信器或節點的數量。其中一個範例網路可以包括最小數量兩個通信器(或節點)至最大數量N個通信器(或節點)。每一個該等通信器中的每一個傳收器(或無線電)均具有一預設距離的廣播或傳送範圍，因此，來自一通信器的資訊廣播會覆蓋一給定的傳收區域。該網路內位於另一通信器之傳送範圍內的其它通信器或節點會接收來自該另一通信器處之廣播的資料。相反地，該另一通信器也會接收來自其自己接收範圍內的通信器處的廣播。因此，資料便可以在該網路的

該等不同通信器或節點之間被傳通。所以，在本發明的網路中不會有任何專屬的存取點、協調器、或是控制器。

該網路的所有節點未必都是通信器，因為希望被附接至該病患用以監視或測量該病患之物理參數的無線測氧器或是其它醫療裝置亦可被視為該網路的節點。對本發明來說，此無線測氧器以及適合從一病患處測量或感測物理屬性的其它類型醫療裝置均可被視為該網路的一感測器節點。或者，從病患處收集資訊並且將已收集到之資訊傳送給該網路的感測器節點亦可被視為係該網路的第一類型節點。而本發明的網路的第二類型節點則係透過該等第一類型節點(也就是，該等無線測氧器感測器)從病患處接收資料、彙整資料、並且廣播已接收之資料的通信器。該等不同類型節點的通信協定，或是該等無線感測器與該等通信器之間的通信協定，可以係依照 IEEE 標準 802.15.4。

因此，該網路的各節點均能夠彼此通信，該網路的該等裝置會被時間同步化並且遵循一給定的通信排程。為進行同步化，該網路的該等節點均會被分配時槽，每一個時槽會被分成多個子槽。該等節點或裝置中的每一者會藉由來自其(多個)相鄰者的通信而被同步化，因此，每一個節點僅會在被分配給它的時槽中傳送資料。該通信排程係循環性的，所以，該網路中的所有節點均會根據構成該網路的不同通信器裝置的個別已分配時槽被排程用以傳送或廣播它們的已儲存資料。

當資料從其中一個節點被散佈或傳播至其它節點時，

該資料便會在接收到該資料的每一個該等節點中被彙整。該已彙整的資料會在該網路中被散佈，因此，在該網路中被傳播的訊息便會不斷地被更新。當一節點所接收到的訊息比先前已儲存在該節點中的訊息還新時，便會在該節點中進行彙整作業。

於第一項觀點中，本發明係關於一種用以傳通和一病患之物理屬性有關的資訊的系統。該系統包含與一病患相關聯的至少一病患監視裝置，其具有：一感測器，用以偵測該病患的至少一物理屬性；以及至少一傳送器，用以將對應於該已偵測物理屬性的病患資料向外傳送至一裝置傳送區域。該系統中還包含複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，該傳收器會被調適成用以當其位於該裝置傳送區域內時至少接收傳送自該病患監視裝置的資料。每一個該等通信器均會與位於其傳收區域內的其它通信器進行通信。對本發明的系統來說，該等通信器中的任一者當位於該裝置傳送區域內時會被調適成用以接收來自該病患監視裝置的病患資料，而在接收到該病患資料之後，便會將該病患資料廣播至位於其通信器傳收區域內的其它通信器。

本發明的另一項觀點係關於一種用以傳通和多位病患之物理屬性有關的資訊的系統，其包含多個病患監視裝置，每一個病患監視裝置均與一特殊病患相關聯。該些病患監視裝置各具有：感測器構件，用以偵測和該裝置相關聯的病患的至少一物理屬性；以及一傳送器，用以將對應

於該物理屬性的病患資料傳送至該裝置的傳送區域。本發明的系統中還包含複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，該傳收器會被調適成用以當其位於該等病患監視裝置的該等個別傳送區域內時接收傳送自該等病患監視裝置的病患資料。每一個該等通信器均會被調適成用以與位於其傳收區域內的其它通信器進行通信。所以，每一個該等通信器當位於該等病患監視裝置中任一者的傳送區域內時均會被調適成用以接收來自該任一病患監視裝置的病患資料，並且接著將該已接收病患資料向外廣播至它自己的通信器傳收區域。

本發明的第三項觀點係關於一種用以遠方散佈和一病患之物理屬性有關的資訊的系統，其包含與一病患相關聯的至少一測氧器，其具有感測器構件用以偵測該病患的至少 SPO2。該測氧器包含至少一傳送器或傳收器，用以朝該裝置的外面至少傳送對應於該已偵測到之 SPO2 的病患資料。該系統進一步包含複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，該傳收器會被調適成用以在該病患測氧器的傳送範圍內時接收傳送自該病患測氧器的資料。每一個該等通信器均會被調適成用以與其它通信器進行通信，因此，當該等通信器中其中一者位於該測氧器的傳送範圍內時，其便會從該測氧器處接收該病患資料，並且接著將該已接收病患資料廣播至位於其廣播範圍內的該等其它通信器。

本發明的第四項觀點係關於一種通信網路，於該通信

網路中可以遠方傳遞和一病患的物理屬性有關的資訊。本發明的通信網路包含與一病患相關聯的至少一無線感測器，用以偵測一病患的至少一物理屬性。該感測器包含至少一傳送器，用以朝該感測器的外面傳送對應於該已偵測物理屬性的病患資料。該網路進一步包含一位於該感測器之傳送範圍內的第一通信器，其具有一傳收器，該傳收器會被調適成用以接收傳送自該感測器的病患資料並且廣播該已接收病患資料。本發明的通信網路進一步包含一第二通信器，其會與該第一通信器進行通信但是不會與該無線感測器進行通信。該第二通信器具有一第二傳收器，該第二傳收器會被調適成用以接收該第一通信器所廣播的病患資料。

本發明的第五項觀點係關於一種無線網路，其具有用以散佈多位病患之資訊的複數個節點。本發明的無線網路包含至少一第一類型節點，其會被調適成與一病患相關聯，用以監視該病患的物理屬性。該第一類型節點包含：一偵測器，其會偵測該病患的至少一物理屬性；以及一傳送器，其會將該病患的已偵測物理屬性當作資料向外傳送至該網路中。在該網路中可以還包含未與該病患直接相關聯的複數個可移動第二類型節點，它們會被調適成用以在移動至該第一類型節點的廣播範圍內時接收來自該第一類型節點的訊號及/或資料。每一個該等第二類型節點會進一步被調適成用以接收來自其它第二類型節點的訊號及/或資料並且廣播訊號及/或資料至該網路中。本發明此項觀點的

無線網路允許該等第二類型節點中的任一者在移動至該第一類型節點的廣播範圍內時接收輸出自該第一類型節點的病患資料，並且接著將該已接收病患資料向外廣播至該網路中，俾使位於該其中一第二類型節點的廣播範圍內的任何其它第二類型節點均會接收輸出自該第一類型節點的病患資料。

本發明的第六項觀點係關於一種無線網路，其具有用以散佈多位病患之資訊的複數個節點。本發明的無線網路包含多個第一類型節點，每一個第一類型節點均會被調適成與一特殊病患相關聯，用以監視該特殊病患的物理屬性。每一個該等第一類型節點均包含：一偵測器，其會偵測該特殊病患的至少一物理屬性；以及一傳送器，其會將該已偵測物理屬性當作病患資料向外傳送至該網路中。該無線網路還進一步包含未與任何病患直接相關聯的複數個可移動第二類型節點，它們會被調適成用以在移動至任何該等第一類型節點的廣播範圍內時接收來自該等第一類型節點的訊號及/或資料。每一個該等第二類型節點會進一步被調適成用以接收來自其它第二類型節點的訊號及/或資料並且廣播訊號及/或資料至該網路中。當該等第二類型節點中其中一者移動至任何該等第一類型節點的廣播範圍內時，該其中一第二類型節點便會接收輸出自該第一類型節點的病患資料。接著，該其中一第二類型節點便會將該已接收病患資料向外廣播至該網路中，俾使位於該其中一第二類型節點的廣播範圍內的任何其它第二類型節點均會接

收該第一類型節點所輸出的病患資料。

本發明的第七項觀點係關於一種用以散佈和多位病患之物理屬性有關的資訊的方法。該方法包含下列步驟：a)將至少一病患監視裝置與一病患產生關聯，該至少一病患監視裝置具有感測器構件以及至少一傳送器；b)使用該感測器構件從該病患處偵測至少一物理屬性；c)將對應於該其中一已偵測物理屬性的病患資料向外傳送至一裝置傳送區域；d)提供複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，其會被調適成用以接收傳送自該病患監視裝置的資料並且用以將資料向外廣播至一通信器傳收區域；e)將該等複數個通信器中其中一者放置在該其中一病患監視裝置的該裝置傳送區域內，用以接收該病患資料；以及 f)從該其中一通信器處將該已接收病患資料廣播至其通信器傳收區域，俾使不位於該裝置傳送區域內但是位於該其中一通信器的該傳收區域內的其它通信器能夠接收傳送自該其中一病患監視裝置的病患資料。

本發明的第八項觀點係關於一種用以傳通和多位病患之物理屬性有關的資訊的方法，其包括下列步驟：a)提供多個病患監視裝置，每一個病患監視裝置均具有用以從一病患處偵測至少一物理屬性的感測器構件以及一用以傳送該已偵測物理屬性的傳送器；b)將該等多個病患監視裝置與對應的病患產生關聯；c)提供複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，其會被調適成用以接收傳送自該等病患監視裝置中任一者的病患資料並且用以與其它通信器進行通

信；d)將該等通信器中任一者放置在被用來偵測其相關聯病患之物理屬性的該等病患監視裝置中其中一者的傳送區域；e)讓該其中一通信器從該其中一病患監視裝置處接收該已傳送病患資料；以及 f)讓該其中一通信器將該已接收病患資料向外廣播至其通信器傳收區域。

本發明的第九項觀點係關於一種用以遠方散佈和病患之物理屬性有關的資訊的方法，其包括下列步驟：a)將至少一測氧器與一病患產生關聯，該至少一測氧器具有感測器構件用以偵測該病患的至少 SPO2，該測氧器包含一傳收器或是至少一傳送器，用以朝該裝置的外面傳送對應於該已偵測到之 SPO2 的病患資料；b)提供複數個通信器，每一個該等通信器均具有一傳收器，該傳收器會被調適成用以在位於該病患測氧器的傳送範圍內時接收傳送自該病患測氧器的資料，該每一個通信器均會進一步被調適成用以與其它通信器進行通信；c)將該等通信器中其中一者放置在該病患測氧器的傳送範圍內，俾使該其中一通信器會從該病患測氧器處接收該病患資料；以及 d)從該其中一通信器處將該已接收病患資料廣播至位於該其中一通信器之傳送範圍內的該等其它通信器。

本發明的第十項觀點係關於一種用以在一無線通信網路環境中遠方傳遞和一病患之物理屬性有關的資訊的方法，該無線通信網路環境具有複數個傳送裝置與接收裝置。該方法包括下列步驟：a)將至少一無線感測器與一病患產生關聯，用以偵測該病患的至少一物理屬性，該感測器

包含至少一傳送器；b)將對應於該已偵測物理屬性的病患資料向外傳送至該網路中；c)將一第一通信器放置在該感測器的傳送範圍內，該第一通信器其具有一傳收器，該傳收器會被調適成用以接收傳送自該感測器的病患資料；d)將該已接收病患資料從該第一通信器處向外廣播至該網路中；以及 e)在一第二通信器與該第一通信器之間建立通信，該第二通信器不會與該無線感測器直接通信，該第二通信器具有一第二傳收器，該第二傳收器會被調適成用以接收該第一通信器所廣播的病患資料。

本發明的第十一項觀點係關於一種用以在一具有複數個節點的無線網路中散佈一病患的資訊的方法。該方法包括下列步驟：a)將至少一第一類型節點與病患產生關聯，用以監視該病患的物理屬性，該第一類型節點包含一偵測器，其會偵測該病患的至少一物理屬性，以及一傳送器，其會將該已偵測物理屬性當作病患資料向外傳送至該網路中；b)在該網路中放置未與該病患直接相關聯的複數個第二類型節點，每一個該等第二類型節點均會被調適成用以在移動至該第一類型節點的廣播範圍內時接收來自該第一類型節點的訊號及/或資料，每一個該等第二類型節點會進一步被調適成用以接收來自其它第二類型節點的訊號及/或資料並且用以向外廣播訊號及/或資料至該網路中；c)將該等第二類型節點中其中一者移動至該第一類型節點的廣播範圍內，用以接收輸出自該第一類型節點的病患資料；以及 d)將該已接收病患資料從該其中一第二類型節點向外廣播

至該網路中，俾使位於該其中一第二類型節點的廣播範圍內的任何其它第二類型節點均會接收該第一類型節點所輸出的病患資料。

本發明的第十二項觀點係關於一種用以在一具有複數個節點的無線網路環境中散佈一病患的資訊的方法。該方法包括下列步驟：a)將多個第一類型節點中的每一個節點與一特殊病患產生關聯，用以監視該特殊病患的物理屬性，該等第一類型節點中的每一者均包含一偵測器，其會偵測該特殊病患的至少一物理屬性，以及一傳送器，其會將該已偵測物理屬性當作病患資料向外傳送至該網路中；b)在該網路中放置未與任何病患直接相關聯的複數個第二類型節點；c)將每一個該等第二類型節點配置成用以在移動至任何該等第一類型節點的廣播範圍內時接收來自該等第一類型節點的訊號及/或資料並且用以在位於其它第二類型節點的廣播範圍內時接收來自該等其它第二類型節點的訊號及/或資料，並且用以向外廣播訊號及/或資料至該網路中；d)將該等第二類型節點中其中一者放置在任何該等第一類型節點的廣播範圍內，用以接收輸出自任何該等第一類型節點的病患資料；以及 e)而後將該已接收病患資料從該第二類型節點向外廣播至該網路中，俾使位於該其中一第二類型節點的廣播範圍內的任何其它第二類型節點均會接收該第一類型節點所輸出的病患資料。

【實施方式】

參考圖 1a 與 1b，圖中所示的係具有點對點網路配置的

通信網路。對圖 1a 中所示的範例無線網路 2 來說，有四個節點(節點 1 至節點 4)，以及一個節點 N，這表示該網路可以具有 N 個節點。對圖 1a 中所示的本發明實施例來說，其假設圖中所示的每一個節點均可以圖 1b 中的節點 4 來表示，因為該網路中的每一個節點均可以係一包含一無線電(其可以係一傳送器或傳收器)的醫療裝置。該醫療裝置可以係監視或測量一病患或對象的物理屬性或參數的數個裝置中的任一者。此等醫療裝置其包含，但是並不受限於：測氧器；心跳速率監視器；二氧化碳或 CO2 監視器；唧筒，其會連接至該病患以及監視一病患之特殊物理屬性的其它裝置。舉例來說，於脈動測氧器的情況中，會監視及/或測量病患的動脈血液中的氧氣程度(SPO2)。於二氧化碳監視器的情況中，會監視及/或測量 CO2、ETCO2(吐氣末二氧化碳(End Tidal CO2))、以及呼吸速率。該些醫療裝置中的某些醫療裝置可以被結合。舉例來說，本申請案的受讓人目前所銷售的非無線電產品，其便係一測氧器與一二氧化碳監視器的組合，其商標名稱為 CAPNOCHECK®。對本發明來說，此組合裝置可搭配一無線電，因此，其可充當本發明網路的一節點。

裝置 4 的無線電部分可以係一傳收器，或至少係一傳送器，其會運作在一習知的標準電信協定(舉例來說，IEEE 標準 802.15.4)之下，俾使資料可從該裝置向外被傳送該裝置的一給定廣播或傳送區域。如後面的討論，裝置 4 中還會有額外的組件。到目前為止，只要將圖 1a 的通信網路描

述為一可以包括由多個裝置、醫療裝置、或是其它裝置所組成的點對點網路即可，該等裝置、醫療裝置、或是其它裝置能夠在彼此之間進行通信而不需要集線器或中央網路控制器。

如稍後的更詳細討論，該網路中的該等節點會被時間同步化而且該等節點之間的通信會被排程，以便可能影響該等通信的網路干擾實質上會被消除。另外，還會提供特殊的訊息類型，用以強化該等節點之間的通信品質。如圖 1a 中所示的網路的特殊架構會進一步藉由以廣播資料的方式將資料散佈至所有該等節點。藉由在每一個該等節點中所實施的彙整處理，最近所取得的資料會被該等節點廣播，因而會強化要被傳通的資料的完整性。這會導致要在整個網路中被傳通或傳播的資料為可預測的、一致的，並且不需要用到中央控制器或集線器。

該網路的拓樸可以改變而且不受限於特殊組態，因為該網路的尺寸範圍可以從最小數量兩個節點至最大數量 N 個節點。因為每一個該等節點(其可以為醫療裝置的形式)均係可移動的，所以，該網路的拓樸會根據任一特殊時間處該等節點的個別位置而改變。假定每一個該等節點均具有自己的無線電傳送器，那麼，每一個該等節點便均能夠廣播至一預設的傳送範圍。因此，一給定節點的廣播或接收範圍內的所有節點均可與該給定節點進行通信。進一步言之，因為通信並不受控於一特定節點或中央集線器，所以，該等節點之間的通信便不受限於一特殊的存取點。

如圖 2 中所示，圖 1a 的網路會被通信連接至數個無線測氧器或是上面所討論的其它醫療裝置。上面在圖 1a 網路中所討論的節點會被稱為 N1 至 NN 並且亦可被稱為通信器 CO1 至 CON。對圖 2 來說，無線測氧器 O1、O3、以及 ON 會分別被通信連接至通信器 CO1、CO3、以及 CON。對本發明來說，用以監視病患的物理參數的該等無線測氧器，或是上面所討論的其它醫療裝置，可被稱為第一類型節點；而通信器 CO1 至 CON 則可被稱為該網路的第二類型節點 N1 至 NN。該等無線測氧器亦可進一步被稱為感測器或感測節點，而該等通信器則可進一步被稱為中繼轉送節點或傳播節點。

該等無線測氧器為可讓病患穿戴的裝置或模組，舉例來說，穿戴在手指上，其中會內建一感測器用以偵測該病患的 SPO2。此種無線測氧器模組的範例揭示在美國專利案第 6,731,962 號中，該案已受讓給本發明的受讓人。本文以引用的方式將'962 號專利案併入。可讓病患穿戴或與病患相關聯的其它類型測氧器感測器包含：反射型，其可被附接至病患的前額或其它實質平坦的表面；或是耳型，其適合夾扣在病患的耳朵上。發明人已經發現，即使有 16 個無線測氧器被連接至本發明的網路，該網路仍可有效地運作。這並不代表圖 2 網路不能有更少數量的測氧器(舉例來說，1 個)或者 16 個以上的測氧器。同樣地，發明人發現，該系統或網路中較佳的通信器或節點數量應該介於 2 至 32 之間，只要調整該系統的時槽以及時間同步化作業，通信

器或節點的數量亦可以大於32，如稍後的討論。

參考圖3，圖中顯示出本發明的通信器6包含一主處理器8，其會執行被儲存在一記憶體(未顯示)中的程式10。該程式會讓處理器8操作性地控制測氧器電路12，該測氧器電路會介接一外部測氧器，該外部測氧器會藉由硬體線路(舉例來說，纜線)或是藉由無線電被耦合至該通信器，用以產生數位測氧資料公處理器8來處理。一使用者介面14(其同樣會被耦合至處理器 8)會讓該通信器介接使用者。該使用者介面可以包括：一顯示器，舉例來說，一LCD顯示器；一輸入源，舉例來說，一小鍵盤；以及一音頻電路與揚聲器，它們可用來發出警示聲。提供電力給該通信器 6 的係一電力電路16，其可以包含一電池，或是DC輸入以及其它眾所熟知的電力類比電路，俾使經過調節的電力可被送至該通信器的所有主動電路。在通信器 6 中還提供一電性介面18。此電性介面可以包括一導電通信埠，例如，RS-232埠、USB 埠、或是允許與該通信器進行介接的其它類似的輸入/輸出(I/O)埠。為將資料傳送至該通信器以及從該通信器處接收資料，其會提供一無線電傳收器，該無線電傳收器會在該通信器與其它通信器之間以及在該通信器與一感測器裝置(例如圖 2 中所示的無線測氧器感測器，或是適合以無線方式傳送資料的其它感測器裝置、醫療裝置、或是其它裝置)之間以無線的方式來傳收或傳通資料。

圖 4 詳盡圖解圖 3 中所示之通信器 6 的各組件。舉例來說，圖中所示的使用者介面 14 包含：一顯示器，一小鍵

盤，一揚聲器，以及一以「類比」來表示的類比至數位(A/D)電路。眾所熟知的係，該 A/D 電路會將類比輸入轉換成數位訊號，該數位訊號則會被送至該主處理器 8。如圖 4 中所示的通信器的電力組件 16 包含：一電池；用以為該電池充電的 DC 輸入；一習知的類比電力電路；以及一數位電路，其可讓該電力組件 16 與該主處理器 8 進行通信。該電力組件所提供的電力會被送至該通信器的所有主動電路。如前面所提，電性介面組件 18 具有 RS-232 埠以及 USB 埠中其中一者或兩者，或是習知使用的其它介接埠。測氧器組件 12 具有：該類比電路，用以分析接收自該病患感測器的類比訊號；一記憶體程式，其會儲存該測氧器組件的操作功能；以及一微處理器，其會處理接收自該病患的資料，用以產生數位測氧術資料，該數位測氧術資料接著便會被送至該主處理器 8。如先前提到的，在涵蓋處理器 8 的主機之中的記憶體程式 10 會提供操作指令給處理器 8，用以進行該通信器的全部操作。通信器 6 中的最後主組件係無線電 20，其包含：一無線電 IC 模組；一記憶體儲存程式，其會控制該無線電傳送器的運作；該等類比電路，用於控制該無線電的操作；以及天線，其可讓該無線電傳收器傳送訊號給該通信器並且從該通信器處接收訊號。

圖 5 所示的係構成該網路之感測器節點的一無線測氧器裝置。圖中所示的無線測氧器 22 包含一感測器組件 24。此組件為習知組件並且包含：兩個 LED，該等 LED 會輸出不同頻率的光至指頭或其它區域(例如病患的前額)；以及一

偵測器，其會偵測穿過或反射自該病患的光。在無線測氧器 22 中還包含一測氧器電路 26，其包含：一處理器；一類比電路，其會分析從該病患處偵測到的波形訊號；以及一記憶體，其會儲存程式，用以指示該類比電路分析來自該病患的外來訊號並且將它轉換成測氧術資料。感測器 24 的操作同樣會受控於測氧器電路 26。與測氧器組件 26 及/或感測器組件 24 介接並且協同運作的係一無線電組件 28，其包含：一無線電模組；一被儲存在一記憶體之中的程式；一類比電路系統，其會操作該無線電模組；以及一天線，其會將病患的測氧術資料傳送至該通信器。電力組件 30 包含：電池電源；以及習知的類比電力電路系統，其會供應電力給該無線測氧器的其它組件。在本發明的網路中，依照圖 2 中範例所示，圖 5 的無線測氧器裝置會將已收集到的病患資料傳送至落在其廣播範圍或傳送區域內的該(等)通信器。

圖 6 所示的係一無線手指測氧器裝置與本發明的一通信器的互動的更詳細圖式。此圖中會在通信器 6 與無線測氧器 22 之間建立一無線通信鏈路 32。如圖所示，通信器 6 的無線電傳收器會與測氧器 22 的無線電傳送器進行通信，俾使感測器 24 從病患處所取得的測氧器資料會被發送至通信器 6，接著，通信器 6 可藉由將該測氧器資料向外廣播至它的傳收區域以便中繼轉送該資訊。應該注意的係，通信器 6 僅有在其位於測氧器 22 的傳送區域或廣播範圍內時才會從該測氧器裝置處接收資料。對圖 6 實施例來說，當無

線測氧器 22 中的測氧器電路正在主動分析與轉換病患資料時，通信器 6 中的測氧器電路則可能不會，因為該病患資料正從測氧器裝置 22 被傳送至通信器 6。在大部分的實例中，該從測氧器裝置 22 被傳送至通信器 6 的訊號係一數位訊號。不過，在某些實例中，倘若其希望消弭該測氧器中的類比至數位電路系統並且同時降低來自該測氧器的處理電力的話，未經處理的資料可以從該測氧器裝置處直接被發送至該通信器。換言之，必要的話，未經處理的資料可從一測氧器裝置處被發送至一通信器，因此該通信器可能會實施處理而將該未經處理的資料轉換成必要的測氧術資料。

本發明亦可被調適成用以配合一習知的測氧器感測器(例如圖 7 中所示的 34)來使用，用以取代圖 6 中所示的無線手指測氧器裝置 22。於該圖中，一習知的測氧器感測器具有光源以及用於測量病患之 SPO2 所需要的偵測器，該習知的測氧器感測器會藉由一纜線 36 被連接至本發明的通信器。這可藉由將該感測器的電性連接器配接至作為通信器 6 之電性介面 18 一部分的連接埠來達成。接收自病患的訊號接著便會被處理與儲存，並且接著會由該通信器向外廣播至其傳收區域。於此實施例中，通信器 6 會藉由配合該測氧器感測器協同運作來當作該病患監視裝置的傳送器。再者，因為其必須落在與測氧器感測器 34 相隔的纜線距離內，所以，通信器 6 會被放置在相對於該測氧器感測器為固定的位置處並且靠近病患。

圖 8 所示的係本發明的一獨立式網狀通信網路，其中，一無線測氧器感測器裝置 22(該感測器可以被附接至病患的一根指頭(未顯示))會與一通信器 6a 進行通信。接著，通信器 6a 會通信連結通信器 6b 與 6c。通信器 6b 與 6c 則會通信連結通信器 6d。通信器 6d 還會被通信連結至通信器 6e。

如圖 8 中進一步顯示，該等通信器中每一者均具有一顯示器 24，其能夠顯示多位病患的資料。對圖 8 的該等範例通信器來說，該(等)病患的 SPO2 和心跳速率兩者會分別被顯示在顯示畫面 26a 與 26b 上。進一步言之，在範例通信器 6b 至 6e 的每一個該等顯示器中顯示出五組資料，每一組資料代表一位特殊病患。雖然在圖 8 的範例通信器中顯示出代表五位病患的資料，不過，應該明白的係，每一個該等顯示器亦可以顯示較少組或更多組病患參數資料。再者，應該明白的係，倘若圖 8 的通信器係前面所提的測氧器以外的裝置的話，那麼，每一個該些通信器的顯示器便可以顯示代表其它病患屬性的病患資料，舉例來說，於該等裝置為 CO2 監視器或組合式 CO2 監視器與測氧器裝置的情況中會顯示 CO2 與呼吸速率。

對被通信連接至通信器 6a 的無線測氧器感測器 22 來說，從病患 1 處被測量到或感測到的物理參數可以當作一測氧器資料訊息資料檔(舉例來說，96 位元組)被發送至通信器 6a。在從測氧器裝置 22 處收到該資料檔時，通信器 6a 便會將病患 1 的該資料檔當作 P1 儲存在其遠方資料顯示

RDD 表格 28a 之中。通信器 6a 之記憶體中的病患 1 先前已儲存資料會被來自病患 1 的最新資料取代或更新。圖中所示的範例通信器 6a 的 RDD 表格 28a 的容量能夠儲存複數位病患(舉例來說，從病患 P1 至病患 PN)的資料。在該通信器的記憶體儲存中可以為該等病患中的每一位保留示範性約 18 位元組的記憶體。在每一個該等通信器中可以儲存多個表格，俾使在不同時間處被接收的病患資料可實際上被保留並且與最新的資訊作比較，用以進行稍後將作更詳細說明的彙整處理。通信器 6a 的額外範例表格 28b 與 28c 顯示在圖 8 中。

當無線測氧器 22 從該測氧器處向外傳送代表病患之至少一物理屬性(舉例來說，該病患的 SPO2)的訊號至一預設的傳送範圍(也就是，該感測器的傳送區域)時，無線測氧器 22 與通信器 6 之間的互動便會開始。對圖 8 範例網路來說，該無線測氧器 22 可被視為係感測器節點。如圖 8 網路的通信鏈路 30a 所示，通信器 6a 係位於無線測氧器 22 的傳送區域或傳送分區內。因此，當無線測氧器 22 輸出感測自病患 1 的病患資料時，通信器 6a 便會接收該正在被傳送的病患資料。於收到之後，該病患資料可以當作病患資料 P1 被儲存在一 RDD 表格(舉例來說，28a)之中。倘若存在病患 1 的先前 P1 資料的話，那麼，此先前資料便會被該 RDD 表格中剛收到的資料取代。該已儲存的資料可當作該病患的 SPO2 及/或脈動速率被顯示在通信器 6a 的顯示器 24a 之上。請注意，該病患資料可以還會被顯示、分析、傳導性

傳通、及/或儲存，以達趨勢研判、RDD、或是高速應用的目的。

如範例圖 8 網路中進一步所示，通信器 66a 會分別透過通信鏈路 30b 與 30c 來與通信器 6b 與 6c 建立通信路徑。如前面的討論，本發明的該等通信器中每一者均具有自己的無線電傳收器，因此，每一個通信器均會被調適成用以接收來自無線測氧器或其它醫療感測器以及其它通信器兩者的訊號，只要其落在該些感測器及/或通信器的傳送範圍內即可。相反地，每一個該等通信器則適合將一訊號向外廣播至一預設的廣播範圍，也就是，它的傳收區域。因此，對圖 8 的範例網路來說，當通信器 6b 與 6c 中每一者落在通信器 6a 的傳收區域內時，該些通信器每一者便會與通信器 6a 進行通信。

對圖 8 的範例網路來說，在從無線測氧器 22 處收到病患 P1 資料時，在將該已接收到資料儲存在其 RDD 表格 28a 中以後，通信器 6a 便會將此最新的 P1 資料向外廣播至其傳收區域。通信器 6b 與 6c(每一者均位於通信器 6a 的傳送範圍內)則會接收病患 P1 的相同資料。該些通信器 6b 與 6c 中每一者接著便會更新其自己的 RDD 表格，並且可以在其顯示器上顯示該最新的病患 P1 資料，俾使該些通信器的持有者可看見病患 P1 的該等物理參數，於此實例中，該等物理參數為 SPO2 與脈動速率。通信器 6b 與 6c 中每一者接著便會將該最新的病患 P1 資料向外傳送至它們個別的傳收區域。請注意，圖中所示的通信器 6b 與 6c 中每一者均未與無

線測氧器感測器 22 直接通信連結。

當通信器 6d 出現在兩個通信器 6b 與 6c 的傳送範圍中時，其便會分別透過通信鏈路 30d 與 30e 從每一個該些通信器處接收病患 P1 的資料。於此場合中，當來自兩個通信器 6b 與 6c 的病患 P1 資料為相同時，那麼，和病患 P1 有關的資料的任何更新均會在通信器 6d 的 RDD 表格中造成要被更新的相同資料。不過，於通信器 6b 與 6d 之間的通信排程實質上異於通信器 6c 與 6d 之間的通信排程的另一場合中，由於該等個別通信鏈路中的病患資料的傳播延遲的關係，通信器 6d 從通信器 6b 與 6c 處所接收到的相同病患的資料便可能會不同。於此情況中，後面的病患資料會當作該病患資料被儲存通信器 6d 之中。倘若來自多個節點處的資料傳送耗費實質相同數額的時間的話，為防止發生衝突，其會為本發明的網路提供一時槽分割排程通信協定，稍後將作討論。圖 8 的範例網路中的最後節點為通信器 6e，其會透過通信鏈路 30f 落在通信器 6d 的通信範圍中。通信器 6e 並不在其它通信器中任一者或無線測氧器感測器 22 的通信範圍中。利用本發明，即使通信器 6e 位於感測器 22 的遠方，但是由於該等 RDD 訊息會跨越該網路的通信器節點進行資料傳播或資料跳躍的關係，通信器 6e 的持有者仍然能夠監視病患 1 的物理參數。

雖然在圖 8 的範例網路中僅顯示出一個無線測氧器感測器 22，但是應該明白的係，亦可以有多個無線測氧器感測器裝置被通信連結在該網路中，俾使該網路的不同通信

器可以傳送病患資訊給與其通信連接的其它通信器。因此，可以在每一個該等通信器中顯示多位病患的資料。圖 8 網路的通信器 6b、6c、6d、以及 6e 個個別顯示器 24 便顯示出此結果，其中，會在每一個該些通信器上顯示五組資料，每一組資料均對應於一特殊的病患。所以，該些通信器的使用者或操作者中的每一者可以均能夠監視數位病患的物理參數，即使他們並不在該些病患中任一者附近。因此，對本發明的網路來說，只要一遠方通信器節點落在另一通信器節點的廣播範圍內，倘若該另一通信器節點可以透過其它通信器節點已經從一病患處接收到資料的話，該遠方通信器節點便也會接收到相同的病患資料並且因而能夠遠方監視該病患的身體健康狀況。

為防止在本發明的網路的各節點之間發生衝突，會施行一種時槽分割排程通信協定。為達此目的，該網路中的每一個裝置或節點均會具有一用以傳送其資料之具有給定時間週期的時槽。此時槽分割排程通信協定顯示在圖 9 中。如圖所示，在圖 9 的範例時間週期中提供數個時槽，舉例來說，時槽 S1 至 S10。時槽的數量可以對應於一特殊網路中通信器裝置的數量。因此，倘若該網路包含 16 個裝置的話，那麼，在該時間週期中便會提供 16 個時槽。該等時間週期會重複出現，俾使該網路中該等各裝置之間的通信會被排程。其會造成可預測而且可靠的網路通信。

對每一個裝置來說，被分配給它的時槽會讓該裝置在該給定的時槽處以互斥的方式傳送多則訊息。舉例來說，

對圖 8 的範例網路來說，時槽 S1 可以被分配給通信器裝置 6a，時槽 S2 會被分配給通信器 6b，時槽 S3 會被分配給通信器 6c，時槽 S4 會被分配給通信器 6d，而時槽 S5 則會被分配給通信器 6e。因此，通信器 6a 會在時槽 S1 處傳送、通信器 6b 會在時槽 S2 處傳送、通信器 6c 會在時槽 S3 處傳送、...等。對圖 8 的範例網路來說，每一個時間週期未必要有 10 個時槽。對該網路所在(舉例來說，醫院中的 ICU 病房)的設施的操作者來說，分配每一個裝置一特殊時槽的其中一種可能的方式便係於該等裝置中程式化它們個別的時槽。對該網路的操作者來說，另一種可能的方式則係分配該等裝置不同的時槽。該網路中的該等各裝置會同步於該等射頻(rf)傳送。

在脈動測氧術(其包含無線測氧術)中會有非常多的資料數額必須被傳送。除了該網路中的裝置的數量以外，訊息的數量亦可以針對每一個該等時槽被選擇性地最佳化。在圖 9 的通信協定中假設每一個該等中繼轉送節點裝置在它們的已分配時槽處可以有六種類型的訊息要被傳送。該些訊息具有訊息封包的形式並且圖解在圖 10 中。在圖 9 中，該等訊息(M)均會被標示，其中，M1 對應於第一訊息 NWK 而 M6 對應於最後訊息 WS。訊息 M1(NWK 訊息)所指的係節點經常性運算資訊訊息，或是「網路經常性運算資訊」。訊息 M2 為 RDD(遠方資料顯示)訊息，其會攜載被儲存在該通信器的記憶體中的 RDD 表格中的資料並且在被更新之後便可由該通信器來顯示。訊息 M3 與 M4 為在需要時

將資料泛流(flood)或廣播至該網路中其它節點裝置的HS1(高速 1)與 HS2(高速 2)訊息。

為參考圖 8 範例網路來解釋，倘若接收自該病患(P1)的病患資料向通信器 6a 表示來自該病患的資料位於一預設的指定或可接受範圍外面的話，那麼，通信器 6a 便會進入警示模式之中，於該模式之中會發出警示，使得通信器 6a 的使用者知道病患 P1 發生狀況。於此同時，為克服該網路的頻寬限制，藉由 HS1 及/或 HS2 訊息，通信器 6a 會讓警示訊息來泛流充斥在該網路中，用以抵達該網路中的其它通信器，因為這可能係攜帶其它通信器的人應該要被通知的緊急狀況。因此，藉由發送 HS1 及 HS2 訊息，未與無線測氧器感測器 22 直接通信連結的通信器 6d 與 6e 的操作者或醫療人員仍會被通知病患(P1)的警示狀況，俾使該些護理人員可於必要時採取適當的動作。另外，HS1 及/或 HS2 訊息可於使用者要求時被選擇性地用來在高速率處廣播(多個)已測量的物理屬性至一遠方通信器。該使用者可以係與要傳送該資料的通信器相關聯的人員，或者係與該資料希望被傳送到的遠方通信器相關聯的人員。倘若使用 HS1 及/或 HS2 訊息的要求係來自該遠方通信器的話，那麼一遠方要求便必須先被該傳送通信器接收並且確認。

下一個訊息 M5(CTR)為從該通信器至其專屬無線感測器(其係由訊息 M6 WS(無線感測器)來確認)的控制訊息。這係必要訊息，因為一無線感測器可能並不具有用以配置該整合無線電與測氧器所需要的使用者控制機制。再者，該

網路中的一通信器節點可能未必會直接通信連結其專屬感測器。舉例來說，通信器 6e 的攜帶者事實上可以係在圖 8 範例網路中被連接至無線測氧器感測器 22 的病患的專責護士。而通信器 6e 不在無線測氧器感測器 22 附近的理由可能係該護士必須照顧另一位病患並且因而離開無線測氧器感測器 22 的傳送範圍。不過，由於病患 P1 資料會從該網路的其它通信器處中繼轉送的關係，該護士仍然能夠繼續監視病患 P1 的物理參數(舉例來說，SPO2)。所以，訊息 M6 便係向其它通信器確認無線測氧器感測器 22 為通信器 6e 的專屬感測器。倘若該無線測氧器適合進行雙向無線通信的話，那麼，每一個通信器便亦可以藉由發送一 M5 控制訊息 CTR 來控制其專屬無線測氧器的操作，該 M5 控制訊息 CTR 會由該網路中的其它節點中繼轉送至該 WS 訊息所確認的無線測氧器。

利用圖 9 中所示的時槽分割排程通信協定，該網路中各裝置之間的通信便會變得可預測而且可靠。據此，該協定為本發明系統或網路提供一種決定性方式，因為該等各種節點的處理均會被同步化。再者，該系統為決定性係因為每一個時槽均會被分配給一特殊的裝置，俾使每一個裝置在其不處於其「交談」時間時均能夠聆聽其它裝置；而當輪到其進行「交談」時，該網路的其它裝置則會進行聆聽。換言之，該網路中的每一個該等裝置均已被分配或指派一給定的時間週期，用以傳通或散佈資訊給該網路的其它裝置，而不需要任何中央控制器來操控該等各種裝置要

傳送什麼資訊以及何時進行傳送。

圖 9 之訊息類型的訊息封包會被分配足夠的尺寸(舉例來說，96 個位元組)，俾使可於該些訊息封包中攜載所有必要資料用以於該網路中進行傳播。該等訊息類型以及該網路中該些訊息的個別流動情形更詳細地顯示在圖 10 中。圖中的通信器係以來「CO」表示。

圖 11 所示的係遠方資料顯示訊息如何被彙整以及如何被廣播或被泛流至本發明的系統與網路中的各個中繼轉送節點或通信器。此處假設在該網路中有多個通信器(CO1、CO2 至 CON)，每一個該等通信器均會將其 RDD 訊息向外傳送至一給定的傳收範圍或廣播範圍。如圖所示，通信器 CO2 係位於通信器 CO1 的廣播範圍內而通信器 CON 在至少通信器 CO2 的通信範圍中。為防止產生混淆並且幫助瞭解，對圖 11 的討論來說，「RDD」可以係指該等通信器中每一者之中的一記憶體表格，並且當其從其中一個節點通信器被傳送至另一節點通信器時還可以係指一訊息。

通信器 CO1 在其記憶體中具有一局部資料儲存體，其會將該 RDD 訊息儲存成 RDD 表格 32，通信器 CO1 已於其中併入其從一無線測氧器處直接或間接接收到的資訊。對 RDD 表格 32 來說，「節點」32a 係指該網路的節點，感測器與通信器兩者；「時間」32b 係指該訊息被記錄在該節點中時的時間戳記；而「資料」32c 則係指傳送自該節點並且被該通信器接收的資料的種類。因此，通信器 CO1 中的 RDD 表格已經於其中儲存來自數個節點(1、2 至 N)的資料，每一

個節點分別具有具有一給定時間戳記(t11、t21 至 tN1)的對應資料(x1、x2 至 xN)。來自通信器 CO1 的 RDD 表格 32 會被該通信器的無線電傳收器廣播至其傳收範圍並且會被通信器 CO2 當作 RDD 訊息 32'接收。

通信器 CO2 同樣具有一先前儲存的 RDD 表格，其具有來自該等各節點的數組資料，如 RDD 表格 34 所示。接著會在通信器 CO2 中進行一彙整處理，因為接收自通信器 CO1 的資料(也就是，來自 RDD 訊息 32')會與 RDD 表格 34 中先前儲存的資料作比較。如圖所示，來自節點 1 的先前儲存資訊為 RDD 表格 34 中的「t10」，而 RDD 訊息 32'中節點 1 的資訊卻具有時間戳記「t11」。這意謂著和節點 1 有關的資訊比 RDD 訊息 32'中的還要新。因此，節點 1 的資料會被更新為「x1」並且被儲存在新的 RDD 表格 36 中。和節點 2 有關的資訊會進行相同的彙整處理。對該節點來說，至此，RDD 表格 34 中的時間為「t22」，而 RDD 訊息 32'中節點 2 的時間卻為「t21」，所以，儲存在 RDD 表格 34 中的資料會被判定為較新的資料。據此，RDD 表格 34 中的資料「y2」會被複製到 RDD 表格 36。RDD 表格 34 中的其餘節點會藉由比較其先前儲存的資料與 RDD 訊息 32'中的資料來重複進行相同的彙整處理。一旦 RDD 表格 34 中的資料全部作過比較並且於必要時被更新過，通信器 CO2 便會將該已更新的 RDD 表格 36 當作 RDD 訊息 36'向外廣播至其傳收區域。

RDD 訊息 36'會當作 RDD 表格訊息 36'被通信器 CON

接收。接著，會在通信器 CON 中進行相同的彙整處理，藉以比較 RDD 訊息 36'中的資訊和 RDD 表格 38 中先前儲存的資訊，用以產生一經過更新的 RDD 表格 40。對圖 11 中的範例圖式來說，節點 1 的資料(被通信器 CO1 接收的資料)會被中繼轉送至通信器 CON 並且會在其 RDD 表格 40 中被更新。進一步言之，節點 2 的資料(反映在通信器 CON 的 RDD 表格 40 中的資料)係由先前被儲存在通信器 CO2 的 RDD 表格 34 之中的資料來更新。

於所有該等通信器均位於所有其它通信器之範圍內的系統中，在訊息傳送與接收方面會有最小等待時間。不過，實際上的情況通常不會如範例圖 8 中所示，所以，就要從其中一個通信器被廣播至下一個通信器的訊息來說，一定會有傳播延遲，因為該等 RDD 訊息會從其中一個通信器節點「跳躍」至下一個通信器節點，以便在該網路中傳播。即使本發明至此僅揭示 RDD 訊息會在該網路中被傳播，但是應該明白的係，RDD 訊息以外的訊息亦可在該網路中逐個節點被散佈或傳播。舉例來說，該等通信器具有內建的警示功能，因此倘若測量自一病患的(該等)物理參數超過或低於個別上限及更高限制的話，也就是，落在預設的安全限制外面，該警示便會被觸發用以警告該通信器的使用者該病患可能發生狀況。本發明的另一項觀點並不會在該網路中傳播或泛流 RDD 訊息，取而代之的係僅會在該網路中傳播或泛流一警示訊號用以警告配備著通信器的各種人士、醫療人員、或是其它人員，讓他們知道一特殊病患可

能有危險。

為讓額外的資訊可在該網路中傳播，該等通信器每一者可以均會搭配一文字訊息器晶片，俾使其顯示器可被致動在文字模式中，用以接收可伴隨該警示的文字訊息，舉例來說，該警示可以係一具有給定頻率或音量的聲音或是一閃爍畫面。該文字訊息可以被特別導向一給定的通信器，或者可以被廣播或泛流至該網路中的所有通信器。所以，本發明的通信器會被調適成作為僅能夠接收來自一特殊病患或多位病患之警示的傳呼器；或是作為一較精密的傳呼器，當一特殊病患或給定數量病患之受監視的(多個)物理參數被認為不規律並且需要進行更嚴密檢查時，文字訊息可以伴隨一警示。

電力消耗在測氧術中係一項重要的考量，因為該等無線測氧器非常小而且可能會需要大量的電力來操作它們的無線電傳送器。所以，該等無線測氧器必須節省它們的能量。對本發明的網路來說，因為每一個測氧器感測器會被程式化成僅會在一給定時間週期中被分配給它的一給定時槽中進行通信，該無線測氧器並不需要知道其它的時槽發生什麼事。所以，當該無線測氧器不處於其通信模式中時，它可以進入睡眠或暫止模式中以節省它的電力。但是，在該無線測氧器處於操作中的時間期間，重要的係其要同步化於該等通信器，或同步化於至少位於其訊號範圍中的通信器，並且能夠將其從該病患處感測到的資訊廣播至附接著其感測器的人士。本發明的時槽分割排程通信協定因為

其決定性特徵的關係而可達成此能量節省的目的。

參考圖 12，圖中所示的係一無線測氧器感測器與一通信器之間的互動。圖 12 中所示的感測器與通信器可以分別為如圖 8 中所示的無線測氧器 22(感測器 1)以及通信器 6a(CO1)。對通信器 CO1 來說，圖 12 顯示出該通信器已經被指派用以傳送其訊息的時槽(0 至 T)。對感測器 1 來說，圖 12 顯示出該測氧器會在大約相同時間週期期間進行的一連串功能，用以節省電力。

如圖 12 中所示，在時間 42a 處，舉例來說，通信器 CO1 正在傳送該 RDD 訊息以及進行參考圖 9 與 10 所揭示的其它的傳送。在相同的時間 44a 處，感測器 1(其會被連接至一病患)係處於其睡眠模式中。在時間 42b 處，通信器 CO1 會繼續傳送其資料。在時間 44b 處，感測器 1 會響應於一內部計時器或是因該感測器的初始化作用而甦醒，以便開始從該病患處收集(該等)物理參數。此甦醒時間在圖 12 稱為 T_{WU}。在時間 42c 處，通信器 CO1 會繼續傳送其資料。在對應的時間 44c 處，感測器 1 會依序從其感測器處接收該病患資料。在時間 42d 處，通信器 CO1 會傳送一訊號給一特殊的無線測氧器，舉例來說，感測器 1。在對應的時間 44d 處，感測器 1 會接收來自通信器 CO1 的射頻訊號並且(請注意，其係一用以明確地辨識它的訊號)將其時序同步於通信器 CO1 的時序。而後，在時間 44e 處，感測器 1 便會傳送其已從該病患處取得的資料。此資料係由通信器 CO1 在時間 42e 處所收到的，圖中以 RX WS(接收無線感測器)訊號

來表示。而後(在時間 T 後面)，通信器 CO1 便會進入接收模式中，其會於該模式中聆聽可能出現在該網路中的各測氧器與通信器，舉例來說，RX_1 裝置、RX_2 裝置至 RX_M 裝置。在大約相同的時間處，感測器 1 會進入其睡眠模式(T_{GS})並且保持睡眠直到其被一內部計時器喚醒或是被啟動而開始監視該病患的物理參數(舉例來說，SPO2)為止。

因此，藉由讓該無線測氧器感測器於未從病患處測量該等物理參數時進入睡眠，該測氧器所需要的電力便會下降並且因而可以縮小該測氧器的尺寸。另一方面，該等通信器(它們係可移動的單元)的無線電仍會保持甦醒，以便聆聽構成該網路中之節點的其它通信器以及其它裝置。

對前面討論的本發明的警示傳呼器觀點來說，應該注意的係，此傳呼器僅需要聆聽正在該網路中傳播的資料訊。換言之，以傳呼器的形式來操作的通信器並不需要傳送任何資訊。因此，一傳呼器通信器並不會施行本發明目前為止所述的通信器的功能。但是一通信器則會藉由接收正在該網路中被傳播的資料來施行傳呼功能(作為它的其中一項功能)並且搜尋任何的警示狀況。以另一種方式來說，一通信器的通信功能為雙向的，而傳呼器則不必如此。

參考圖 13，圖中所示的係本發明的通信器的更詳細方塊圖。本圖中會使用圖 4 方塊圖中所使用的相同符號來表示相同的組件。如圖所示，通信器 6 具有一主要的主電路板或模組，其具有一測氧器模組 12 以及一無線電模組 20。在測氧器模組 12 中會有：一記憶體 12a；一處理器控制器

12b，其係專屬於該測氧器模組；以及一感測器電路 12c。感測器電路 12c 會被連接至一感測器連接器 46，一被附接至一病患的感測器可藉由一纜線被連接至該感測器連接器 46。該通信器的無線電模組 20 同樣具有其專屬的記憶體 20a；一專屬的處理器控制器 20b；一傳收器 20c；以及一類比電路 20d，其會將該訊號驅動至一天線 20e，用以將資料傳送至該通信器以及從該通信器處接收資料。

在該主要的主電路板上會有一記憶體 10；以及一微處理器 8，其會控制該通信器的主電路板或模組上的所有模組以及驅動器。處理器 8 會從該測氧器模組或電路處取得測氧術資料。此資料可藉由視訊顯示器、音頻警示、有線通信、以及 RF 通信來進行傳通。如圖所示，圖中有四個不同的驅動器 48a、48b、48c、以及 48d。驅動器 48a 會驅動一顯示器 50，舉例來說，其會顯示一病患的 SPO2 與脈動速率，此外，當希望有 SPO2 與脈動速率以外的資訊時或者當該通信器被當作一傳呼器時，其還可以顯示文字訊息。驅動器 48b 會驅動一警示器 52，當已測得的病患參數被認為不落在可接受範圍內時，該警示器便會觸發。驅動器 48c 會驅動一使用者輸入 54(舉例來說，鍵盤或指標裝置)，用以讓使用者與該通信器進行互動。驅動器 48d 會配合一有線通信模組 56 來運作，該有線通信模組接著會被連接至一通信連接器 58，舉例來說，如先前的討論，該通信連接器可以係一 RS-232 埠或是一 USB 埠。

該通信器的電力係由一電力電路 58 所提供，其會調節

電池 60 的電力位準。一外部電力介面 62 會將該電力電路 58 連接至一電力連接器 64，俾使當該通信器藉由纜線被連接至一被附接至該病患的感測器時，外部電力可從一電力插座處被提供用以充電電池 60 或是供電給該通信器。用以讓該通信器運作的軟體程式會被儲存在記憶體 10 之中。

圖 14 為本發明的通信器的範例電路圖。如圖所示，該主要通信器印刷電路板或模組 66 會被分成數個主要模組或電路。該些電路包含：測氧器模組 68；電力模組 70；顯示器模組 72；主處理器 74 以及在其被安置的 PC 板上與其相關聯的電路；記憶體模組 76；音頻模組 78；以及無線電模組 80。還有各式各樣電路，舉例來說，它們包含：即時時鐘、A/D 轉換器、以及外部通信電路系統。在該系統中還可以包含一塢接座以及一印表機(未顯示)。

測氧器模組 68 包括本案受讓人的測氧器 PCB(印刷電路板)68a，其廠商編號為 PN 31392B1，或者不同版本的編號為 PN 31402Bx 或 PN 31392Bx。此測氧器電路板會藉由一從 P12 連接器至主處理器 74 的邏輯層，全雙工，通用非同步接收傳送器(UART)來進行通信。送往測氧器電路板 68a 的電力係經由切換式電容器調節器 U9 透過連接器 P12 由電力電路 70 以經調節的 3.3 伏特形式來提供。在電路板 68 處的連接器 P11 會連接至主電路板 66 處的連接器 P14，其係用來連接至一有線測氧器感測器。接收自該測氧器感測器的訊號會被繞送經過電路板 68a，並且藉由連接器 P12 被繞送至處理器 74。

電力模組 70 會被調適成用以由多個電源來供電，其包含：通用電源 AC/DC 9V 壁式電力供應器；在 5V，500mA 處供電的通用串列匯流排(USB)；使用者可改變式 AA(4 顆 6V 的鹼性拋棄式電池)；以及 7.4V 的客製鋰離子可充電式電池。其會自動裁定供應何種電力。AC/DC 9V 電力以及 USB 5V 電力會經由通用用途塢接/串列通信連接器 P3 進入。鹼性電池與鋰離子可充電式電池會佔用相同的內部電池隔間，俾使在任何給定時間處可以僅會存在其中一者，而每一者均會有它們分離的連接線。該等鹼性電池會藉由連接器 P9 與 P8 被四顆串連；而鋰離子可充電組則會經由五位置連接器 P10 來連接。該鋰離子可充電組含有整合的充電控制器、燃料計量表、以及冗餘的安全電路。P10 上的額外訊號為 AC/DC 9V 電力；USB 5V 電力加上 7.4V 輸出；接地；以及介接至該主處理器 74(U21)的 1-1 有線邏輯介面，用以傳通充電與燃料計量表資訊。如圖所示，所有可能的電力供應器為二極體或式(diode OR'ed)，用以在被繞送至主開/關電力 MOSFET 電晶體 Q2 之前能夠產生一範圍介於 4.5V 與 8.5V 之間的電源。接著，該電源會藉由一步降轉換器/可切換式調節器 U3 被有效地轉換成 2.7V。調節器 U2 與 U1 也會分別產生 1.8V 與 1.5V 的其它供應電壓。快閃記憶體與 SDRAM 記憶體可由 1.5V 供應電壓來操作。無線電以及大部分的通用用途 I/O 則可由 2.7V 供應電壓來操作。

顯示器電路可以包括一由 Sharp Electronics 公司製造的彩色 TFT 3.0 英吋 LCD 顯示器，其製造編號為 PN

LQ030B7DD01。該顯示器解析度為 320Hx320V。處理器 U21 提供一整合的 LCD 控制器週邊，其能夠產生多數的必要時序訊號與 LCD 控制訊號。圖中還顯示四個額外的 LCD 相關電路(在處理器 U21 外部)。對比控制係經由數位電位器(POT)U12 來提供並且由主處理器 U21 藉由一 I^2C 雙線匯流排來指揮。灰階 ASIC U8 會產生 AC 灰階電壓與 DC 灰階電壓。電壓調節器 U7 與 U10 會產生+3V、+5V、+15V、以及-10V 的額外 LCD 供應電壓。發光二極體(LED)背光亮度會受控於切換調節器 U6。該亮度會受控於來自主處理器 U21 的脈衝寬度調變器(PWM)控制訊號的責任循環。該等 LCD 顯示器控制訊號會藉由一連接至連接器 P6 的 39 導體撓性平面纜線從該顯示器模組處被帶出。該等顯示器背光 LED 會藉由一連接至連接器 P7 的四導體撓性平面纜線從該模組處被帶出。

主處理器 71(U21)可以係一由 Freescale 公司所製造的 ARM-9 架構處理器，其製造編號為 PN MC9328MX21VM。此處理器具有必要的眾多電路板上週邊，舉例來說，為例舉使用在本發明之通信器中之該處理器中的部分組件，其包含：LCD 控制器、多個 UART 埠、I^2C 埠、外部記憶體匯流排、記憶體管理單元、多個 PWM 輸出、低電力關機模式、按鍵掃描及按鍵彈跳抑制。

在記憶體模組 76 中有三種不同類型的記憶體：操作在 1.8V 處的兩個 8Mbx16 SDRM（同步動態 RAM），圖中以 U19 與 U20 來表示；操作在 1.8V 處的一個 2Mbx16 快閃記

憶體（非揮發性記憶體），圖中以 U22 來表示；以及操作在 2.7V 處的一個 1Mb 串列式 EEPROM（可電性抹除 PROM）。程式碼與非揮發性趨勢資料會被儲存在該快閃記憶體之中。在開機時，程式碼會從較慢速的快閃記憶體處被傳輸至較高速的快閃記憶體，用以支援較快的處理器運算。非揮發性串列式 EEPROM 係用來儲存系統事件日誌、系統序號、以及其它系統資訊。該非揮發性串列式快閃記憶體係作為趨勢資料儲存體。顯示器記憶體則係由該 SDRAM 記憶體空間之中來實行。

音頻模組會支援依照用於醫療裝置的 60601-1-8 警示標準的音頻警示。由於該警示標準所規定的音量與音質的關係，所以，會使用習知的音圈揚聲器來產生所需要的聲音，而不會使用壓電型換能器。主處理器 U21 會產生一具有 11 位位元解析度之經脈衝寬度調變(PWM)的控制訊號，用以控制該警示訊號的音調與音量。訊號調整電路系統 U18 會將此 PWM 串濾波成一類比音頻訊號，其接著會被一 D 級音頻放大器 U15 放大。U15 會以習知的橋接負載(BTL)配置以差動方式來驅動一 8 歐姆揚聲器，以達最大效率。

無線電電路 80 具有一無線電模組 RF1，其可以係被設計成根據 IEEE 802.15.4 低資料速率無線個人區域網路(WPAN)標準來操作的單一電路板傳收器無線電與 PCB 天線。該無線電模組硬體係由位於美國威斯康辛州西達柏格市的 L.S. Research 公司所供應，其產品名稱為 Matrix，製造編號為 PN MTX12-101-MTN26。該 Matrix 模組係一以

2.4GHz 802.15.4 為基礎的模組，其係一種專利設計並且針對 ZigBee(其係一種低功率、無線網路連接標準)資料傳收器應用來設計。該 Matrix 模組的處理器與傳送器可以係以一整合晶片(舉例來說，德州儀器(Texas Instrument) CC2430 晶片)為基礎。

參考圖 15，圖中所示的係對應於圖 5 中所示之更詳細的範例無線手指測氧器感測器。此圖中和圖 5 中所示之組件相同的組件會以相同的符號來標示。圖 15 中所示的測氧器感測器 22 包含一測氧器模組 26 以及一無線電模組 28。在測氧器模組 26 中會有一記憶體 26a、一控制器 26b、以及一感測器電路 26c。該感測器電路會被連接至一光源發射器 26d 以及一偵測器 26e 並且會提供電力給光源發射器 26d 以及偵測器 26e。該發光器與該偵測器會一起運作用以偵測或監視一被連接至該發光器與偵測器的病患的血液中的氧氣飽和度。收集自該病患的資料會被儲存在記憶體 26a 之中。該測氧器模組的整體操作係受控於控制器 26b。

無線電模組 28 具有一記憶體 28a、一控制器 28b、一傳收器 28c、一類比電路 28d、以及一天線 28e。該測氧器感測器裝置的無線電模組 28 的操作方式類似於上面針對通信器所討論者。不過，於大部分的實例中，該無線電傳送器僅會向外傳送已收集且被儲存在該測氧器模組 26 之中的資料。不過，假設傳收器 28c 被調適成用以接收訊號以及向外發送訊號，那麼，該測氧器感測器裝置 22 的無線電模組 28 便可能能夠接收一來自遠方來源(舉例來說，一通信器)的訊

號，以便從該處接收指令。其中一個此類指令可以係由一通信器所發送的睡眠指令，用以指示該測氧器進入睡眠模式之中。另一個可能的指令可能係甦醒指令，用以從該測氧器感測器的睡眠模式中喚醒它並且開始監視病患的SPO2。如前面針對圖 12 中所示之分時功能的討論，該測氧器感測器裝置會被調適成用以接收一來自一其所指定的通信器的傳送，俾使在該測氧器感測器收集自該病患的資料被傳送至該通信器，其可同步化於該通信器。

電力會由電力電路 30 提供給該測氧器感測器裝置 22 的該等測氧器模組與無線電模組，該電力電路 30 會調節來自電池 30a 的電力。於大部分的實例中，該測氧器感測器裝置 22 會被病患穿戴，該感測器會被特別放置在該病患的一指頭(舉例來說，手指)附近。亦可以使用其它類型的感測器，舉例來說，被附接至一病患前額的反射式感測器。

在操作中，測氧器模組 26 中的處理器控制器 26b 會控制一類比感測器電路，該類比感測器電路會取樣依序進來的類比波形訊號，該類比波形訊號係對應於該病患要被測量的物理參數。一程式會被控制器 26b 處理用以從取自感測器電路 26c 之已取樣的類比波形中來計算該數位測氧術資料。接著，此數位資料會被送往無線電模組 28，其會將該資料傳送至位於其傳送區域內的通信器，俾使該通信器可顯示該資料。雖然無線電模組 28 所運用的協定和該通信器的無線電模組所使用的協定相同，但是，在該測氧器感測器裝置中的無線電模組和該通信器中的無線電模組之間

卻可能會有硬體差異。舉例來說，這係因為該測氧器感測器裝置所需要的尺寸相對於效能取捨的關係而省略電力放大器以及強化該天線所造成的。

圖 16 中所示的係以 RF 中斷(舉例來說，開始、接收、以及微控制器控制)為基礎，該無線電模組的主要轉變狀態。如圖所示，共有四個主要狀態或模式。該些狀態或模式為：閒置狀態 82、接收狀態 84、傳送狀態 86、以及睡眠狀態 88。圖中還有一初始化狀態 90，其為在硬重置之後該無線電之正確操作的必要狀態。在閒置狀態 82 中，該無線電會聆聽，並且在偵測到一正確的 RF 訊號時其便會開始接收該外來資料。在收到命令時，該無線電會進入傳送狀態 86，於該狀態中，一已緩衝儲存的資料封包會在該 RF 介面上被向外送到該無線電的廣播範圍。睡眠模式 88 可讓該無線電操作在低電力處，而不會遺失其設定值。該無線電可在任何狀態中被關閉。

圖 17 至 21 所示的係本發明的通信器的操作流程圖。

在圖 17 中，該無線電模組會在步驟 92 中進入該接收模式中。此接收步驟會遵循該無線電協定以及任何額外的軟體控制。於偵測到一基準訊號時，該無線電的控制器便會依照步驟 94 來記錄其目前時間。請注意，該基準訊號在 IEEE 802.15.4 標準中會被定義為起始訊框界符偵測訊號，並且應該具有相當一致的時間行為。在步驟 96 中，會進行判斷用以確認該已接收封包是否為該特殊裝置所預期的，也就是，是否有正確的指定位址與格式。倘若該訊息並非

此特殊無線電所預期的話，那麼該處理便會根據步驟 98 返回閒置狀態。此時，被認為非該無線電所預期的訊息會導致該無線電停止接收資料並且在返回閒置狀態之前丟棄其已接收到的資料。倘若在步驟 96 中的判斷確認該訊息的確係該無線電所預期的話，那麼，該處理便會前進至步驟 100，於該步驟中，該訊息會被接收並且被緩衝儲存在該無線電的局部記憶體中。在步驟 102 中，會判斷該已接收訊息是否要被用來同步化。倘若不是的話，該處理便會前進至步驟 104，於該步驟中，該訊息會被排序。但是，倘若該訊息的確係用來同步化的話，那麼，該處理便會前進至步驟 106，於該步驟中，會在該訊息於步驟 104 中被排序之前先依據該基準訊號的時間來更新該時槽計時器。而後便會在步驟 108 中合宜地緩衝儲存該訊息，俾使其可被依序地傳送至該無線電的主機。而後，該無線電便會根據步驟 98 返回其閒置狀態。

圖 18 為該通信器的無線電的傳送處理的流程圖。該無線電在收到來自無線電微控制器的命令時便會開始進行傳送。此為步驟 110。在此步驟中，該微控制器會發信通知依據該排程與該已同步化時序來開始其時槽。於一時槽開始時，該無線電便可以會根據步驟 112 來更新其時槽計時器。倘若在該網路中僅有單一節點(也就是，該通信器不在其它通信器的傳收範圍中，但卻在該無線測氧器感測器的廣播範圍內)而且為進行規律的訊息廣播必須用到初始化協定的話，這便可能非常重要。在步驟 114 中，會判斷在一給定

的時槽中是否有資料要被傳送。倘若沒有的話，該處理便會根據步驟 116 返回無線電閒置狀態。倘若有的話，該資料便會根據步驟 118 被傳送。在步驟 120 中，會判斷該時槽的長度是否足夠進行另一次傳送。倘若足夠的話，該處理便會返回步驟 114，用以擷取額外資料以進行傳送。只要有足夠的時間來傳送更多訊息，該處理便會繼續。倘若在步驟 120 中判斷出時間長度不足以進行下一次傳送的話，該處理便會根據步驟 116 讓該無線電返回其閒置狀態，於該步驟中，該無線電會等待下一個傳送、接收、或睡眠指令。

圖 19 與 20 的流程圖中所示的分別係該等通信器的彙整處理與廣播處理。在圖 19 中，該通信器的主處理器會根據步驟 122 從該無線電處接收 RDD 訊息或是其它彙整類型訊息與前傳類型訊息。已接收到的資料接著便會根據步驟 124 與先前儲存的資料或被儲存在該無線電之記憶體中的訊息的局部副本作比較。在步驟 126 中，會判斷該已接收到的資料是否比先前儲存的資料還新。倘若是的話，便會根據步驟 128 以該已接收到的 RDD 訊息來更新該局部記憶體。該通信器中的顯示器可根據步驟 130 來更新。接著，該處理便會根據步驟 132 而停止，直到下一次開始為止。倘若在步驟 126 中判斷出該已接收到的資料不比先前儲存的資料還新的話，該彙整處理便會離開至步驟 132，等待下一個外來 RDD 訊息。

圖 20 為本發明之通信器的前傳處理的流程圖。根據步

驟 134，其會利用局部測氧術資料來更新該 RDD 表格(其還包含 HS 資料以及類似的彙整訊息與前傳訊息)。在步驟 136 中，會擷取與備妥任何新的局部脈動測氧術資料。在步驟 138 中，會更新該 RDD 訊息。接著，該處理會根據步驟 140 離開。

在圖 21 中所示的係彙整並且將該資料從該通信器之主處理器前傳至該無線電模組的處理步驟。從步驟 142 開始，其會更新該無線電模組的資料。而後，在步驟 144 中，會佇列儲存該無線電模組的訊息。在步驟 146 中會判斷是否有額外的資料。倘若有的話，該額外資料便會根據步驟 148 依序被傳送至該無線電模組。該處理會繼續進行，直到根據步驟 146 判斷出沒有任何資料要被送往該無線電為止。此時，該處理會前進至步驟 150 並且結束該彙整與前傳處理。

圖 22 為該無線測氧器的操作流程圖。如上面所述，為節省電力，該無線測氧器感測器會始於無線電睡眠模式中。所以，本處理會從步驟 152 開始，於該步驟中，該測氧器會藉由一外部訊號或一內部計時器中斷而被喚醒，如前面的討論。該測氧器的無線電接著便會根據步驟 154 進入閒置狀態。從該閒置狀態開始，該無線電可以接收資料，被同步化並且返回該閒置狀態。該些處理會從步驟 156 開始，於該步驟處會根據參考圖 11 與 12 所作的討論來審視起始訊框界符(SFD)用以捕捉時間。倘若其在步驟 158 中判斷出該 SFD 並非針對該測氧器的話，那麼，該處理便會在

步驟 154 中返回閒置狀態，等待表明或確定該測氧器感測器為正確測氧器感測器的 SFD。倘若該測氧器判斷出其為要與該通信器進行通信的正確感測器的話，該處理便會前進至步驟 160，其會於該處接收訊息。根據步驟 162，倘若該訊息被判定為同步化訊息的話，那麼該時槽計時器便會根據步驟 164 被更新，用以讓該測氧器同步於該通信器。接著，該處理會前進至步驟 166，於該步驟中會緩衝儲存該等剛收到的訊息。倘若該訊息被判定並非為同步化訊息的話，也會進行相同的緩衝儲存處理。而後，該處理便會根據步驟 168 返回無線電閒置狀態。

該測氧器會停留在該閒置狀態中直到根據步驟 170 接收到一開始 RF 傳送中斷或命令為止。此時，會根據步驟 172 來更新該時槽計時器。在步驟 174 中，該處理會判斷是否有資料要傳送。倘若有的話，該資料便會根據步驟 176 被傳送。接著會根據步驟 178 來判斷是否有足夠的時間傳送下一個訊息。倘若有的話，該處理便會返回步驟 174 用以擷取下一個訊息，並且根據步驟 176 來傳送該已擷取的訊息。該處理會重複進行，直到其根據步驟 178 判斷出時間長度不足以供下一個訊息使用為止。此時該處理便會根據步驟 180 返回閒置狀態。倘若其在步驟 174 判斷出沒有任何資料要傳送的話，該處理同樣會進入該閒置狀態。於該閒置狀態之後，該處理便可根據步驟 182 來接收進一步的命令。而後，當該無線電與測氧器被獨立供電時，為節省電力，該無線電便會根據步驟 184 進入睡眠直到其被喚醒

為止。

應該明白的係，本發明有眾多細部變化、修正、以及改變。舉例來說，雖然本文參考一醫療設備環境來討論本文所揭示的網路、系統、以及裝置；不過，應該明白的係，此等網路、系統、以及裝置同樣適合操作在非醫療環境中。因此，發明人希望整篇說明書中所述以及隨附圖式中所示的所有主要內容會被理解成僅具有解釋性而不具有限制意義。據此，本文希望本發明僅受限於隨附申請專利範圍的精神與範疇。

【圖式簡單說明】

配合隨附的圖式來參考本發明的上面說明便會明白並且會更瞭解本發明的不同觀點，其中：

圖 1a 為本發明的系統的一範例架構，其顯示的係一互連網路，舉例來說，一點對點網路；

圖 1b 為該網路的一節點的簡化圖式，其顯示出，該節點係一醫療設備環境中包含一無線電的醫療裝置；

圖 2 為結合圖 1a 的點對點網路與被連接至該網路的無線醫療裝置(例如無線測氧器)的一範例網路；

圖 3 為構成本發明之網路的一節點的一通信器的範例簡單方塊圖，於此實例中，該通信器係一醫療通信器；

圖 4 為本發明的網路的通信器，或是中繼轉送節點，的另一更詳細方塊圖；

圖 5 為構成本發明之部分通信網路的無線測氧器感測器，或感測器節點，的方塊圖；

圖 6 所示的係本發明的一通信器，其係充當一中繼轉送節點，其會被通信連結至本發明網路的一無線測氧器，或是一感測器節點；

圖 7 為一感測器的方塊圖，於此實例中，該感測器係一測氧器感測器，其會藉由一條纜線被硬體線路連接至本發明的一通信器，俾使該通信器可充當該感測器的傳送器；

圖 8 為本發明的一範例系統，藉以讓一病患感測器被通信連結至一通信器，該通信器接著會被通信連結至該網路中的其它通信器；

圖 9 為用以在該網路的各通信裝置之間排程通信作業的時槽的範例示意圖；

圖 10 所示的係用以在該網路的各通信裝置(或節點)之間進行傳通的訊息類型範例；

圖 11 為該等訊息如何被彙整以及如何從其中一節點通信器被廣播至該網路中另一節點通信器的範例示意圖；

圖 12 為該網路中的一範例通信器(或中繼轉送節點)以及一無線測氧器(或感測器節點)之間的互動通信的範例示意圖；

圖 13 為本發明的通信器的各組件的更詳細方塊圖；

圖 14 為圖 13 的本發明通信器的範例電路圖；

圖 15 為本發明的一範例無線測氧器或感測器節點的各組件的更詳細示意圖；

圖 16 為可使用於本發明的無線測氧器感測器中的無線電傳送器的主要狀態示意圖；

圖 17 為本發明通信器用以接收資訊之處理的操作步驟流程圖；

圖 18 為該通信器中，以及該無線感測器中，的無線電傳送器用以傳送資料所進行的處理的流程圖；

圖 19 為要在一通信器中被彙整的資料的處理流程圖；

圖 20 為用以更新一通信器的記憶體中的資料的處理流程圖；

圖 21 為一通信器廣播已經在該記憶體被更新的訊息的處理流程圖；以及

圖 22 為本發明的無線測氧器，或是感測器節點，的操作處理步驟的流程圖。

【主要元件符號說明】

2	無線網路
4	節點
N1	節點
N2	節點
N3	節點
N4	節點
NN	節點
O1	無線測氧器
O3	無線測氧器
ON	無線測氧器
6	通信器
6A	通信器

6B	通信器
6C	通信器
6D	通信器
6E	通信器
8	主處理器
10(圖 3)	程式
10(圖 13)	記憶體
12	測氧器模組
12a	記憶體
12b	處理器控制器
12c	感測器電路
14	使用者介面
16	電力電路
18	電性介面
20	無線電模組
20a	記憶體
20b	處理器控制器
20c	傳收器
20d	類比電路
20e	天線
22	無線測氧器
24	感測器組件
24A	顯示器
24B	顯示器

24C	顯示器
24D	顯示器
24E	顯示器
26	測氧器電路
26A(圖 8)	顯示畫面
26B(圖 8)	顯示畫面
26a(圖 15)	記憶體
26b(圖 15)	控制器
26c(圖 15)	感測器電路
26d(圖 15)	光源發射器
26e(圖 15)	偵測器
28	無線電組件
28A(圖 8)	RDD 表格
28B(圖 8)	RDD 表格
28C(圖 8)	RDD 表格
28a(圖 15)	記憶體
28b(圖 15)	控制器
28c(圖 15)	傳收器
28d(圖 15)	類比電路
28e(圖 15)	天線
30	電力組件
30A(圖 8)	通信鏈路
30B(圖 8)	通信鏈路
30C(圖 8)	通信鏈路

30D(圖 8)	通信鏈路
30E(圖 8)	通信鏈路
30F(圖 8)	通信鏈路
30a(圖 15)	電池
32(圖 6)	無線通信鏈路
32(圖 11)	RDD 表格
32'	RDD 訊息
34(圖 7)	測氧器感測器
34(圖 11)	RDD 表格
36(圖 7)	纜線
36(圖 11)	RDD 表格
36'	RDD 訊息
38	RDD 表格
40	RDD 表格
46	感測器連接器
48a	驅動器
48b	驅動器
48c	驅動器
48d	驅動器
50	顯示器
52	警示器
54	使用者輸入
56	有線通信模組
58	通信連接器

58	電力電路
60	電池
62	外部電力介面
64	電力連接器
66	通信器印刷電路板
68	測氧器模組
68a	測氧器印刷電路板
70	電力模組
72	顯示器模組
74	主處理器
76	記憶體模組
78	音頻模組
80	無線電模組

五、中文發明摘要：

本發明係提供一種類似點對點網路的架構之無線網路，其具有兩種類型的節點：第一發送器型節點以及第二接收器/中繼轉送型節點。該網路可以使用在醫療設備環境中，因此，該第一類型節點可以係能夠監視一病患之物理參數的無線裝置，舉例來說，無線測氧器。該第二類型節點為可移動的無線通信器，它們係被調適成用以在位於該等無線裝置的傳送範圍內時從該等無線裝置處接收資料。經過和該已接收資料有關的彙整處理之後，每一個該等節點通信器便會將其最新資料廣播或散佈至該網路中。該網路中位於一廣播通信器節點之廣播範圍內的任何其它中繼轉送通信器節點均會接收該最新資料。這使得位於一無線裝置的傳送範圍外的通信器會被告知受到該無線裝置監視的病患的狀況。該網路中的每一個通信器均能夠接收與顯示來自複數個無線裝置的資料。

六、英文發明摘要：

A wireless network having an architecture that resembles a peer-to-peer network has two types of nodes, a first sender type node and a second receiver/relay type node. The network may be used in a medical instrumentation environment whereby the first type node may be wireless devices that could monitor physical parameters of a patient such as for example wireless oximeters. The second type

node are mobile wireless communicators that are adapted to receive the data from the wireless devices if they are within the transmission range of the wireless devices. After an aggregation process involving the received data, each of the node communicators broadcasts or disseminates its most up to date data onto the network. Any other relay communicator node in the network that is within the broadcast range of a broadcasting communicator node would receive the up to date data. This makes it possible for communicators that are out of the transmitting range of a wireless device to be apprized of the condition of the patient being monitored by the wireless device. Each communicator in the network is capable of receiving and displaying data from a plurality of wireless devices.

十、申請專利範圍：

1.一種散佈和多位病患之物理屬性有關的資訊的方法，其包括下列步驟：

a)將至少一病患監視裝置與一病患產生關聯，該至少一病患監視裝置具有感測器構件，該感測器構件係配合至少一傳送器協同運作；

b)使用該感測器構件從該病患處偵測至少一物理屬性；

c)將對應於該其中一已偵測物理屬性的病患資料向外傳送至一裝置傳送區域；

d)提供複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，其係被調適成用以接收傳送自該病患監視裝置的資料並且用以將資料向外廣播至一通信器傳收區域；

e)將該等複數個通信器中其中一者放置在該其中一病患監視裝置的該裝置傳送區域內，用以接收該病患資料；以及

f)從該其中一通信器處將該已接收病患資料廣播至其通信器傳收區域，俾使不位於該裝置傳送區域內但是位於該其中一通信器的該傳收區域內的其它通信器能夠接收傳送自該其中一病患監視裝置的病患資料。

2.如申請專利範圍第1項之方法，其進一步包括下列步驟：

從已經接收到該病患資料的每一個該等通信器處廣播該其中一病患監視裝置所傳送的病患資料，俾使該病患資料係被傳播至與該其中一病患監視裝置直接通信連結或是

與該其中一病患監視裝置間接通信連結的另一通信器互連的所有的通信器。

3.如申請專利範圍第 1 項之方法，其進一步包括下列步驟：

在每一個該等通信器中提供一記憶體；

在每一個該等通信器的該記憶體中儲存該每一個通信器已接收到的病患資料；以及

在該每一個通信器最近接收到的病患資料比已儲存在該每一個通信器的該記憶體之中的病患資料(若有的話)還要新的前提下，利用該最近接收到的病患資料來更新被儲存在該每一個通信器的該記憶體之中的病患資料。

4.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中，該病患監視裝置包括一測氧器，其具有一包含該傳送器的傳收器，且其中，該步驟(a)包括該病患穿戴該測氧器。

5.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中，每一個該等通信器均包括一測氧器，其具有一無線電傳收器，該無線電傳收器係被調適成用以在其傳收區域內接收與傳送訊號，該每一個通信器均包含至少一記憶體，用以儲存該病患資料，且其中，該步驟(e)包括將該其中一通信器從該裝置傳送區域外面移到裡面。

6.如申請專利範圍第 1 項之方法，其進一步包括下列步驟：

分配該其中一病患監視裝置以及每一個該等複數個通信器個別已同步的時槽用以進行接收與傳送作業，俾使可

在該等病患監視裝置和該等複數個通信器之間實行經時間排程的通信而不會有任何干擾。

7.一種用以傳通和多位病患之物理屬性有關的資訊的方法，其包括：

a)提供多個病患監視裝置，每一個病患監視裝置均具有用以從一病患處偵測至少一物理屬性的感測器構件以及一用以傳送該已偵測物理屬性的傳送器；

b)將該等多個病患監視裝置與對應的病患產生關聯；

c)提供複數個通信器，每一個通信器均具有一傳收器，其係被調適成用以接收傳送自該等病患監視裝置中任一者的病患資料並且用以與其它通信器進行通信；

d)將該等通信器中任一者放置在被用來偵測其相關聯病患之物理屬性的該等病患監視裝置中其中一者的傳送區域；

e)讓該其中一通信器從該其中一病患監視裝置處接收該已傳送病患資料；以及

f)讓該其中一通信器將該已接收病患資料向外廣播至其通信器傳收區域。

8.如申請專利範圍第7項之方法，其進一步包括下列步驟：

讓位於該其中一通信器之通信器傳收區域內的其它通信器接收該其中一通信器所廣播的病患資料並且接著將該已接收病患資料向外廣播至它們個別的傳收區域。

9.如申請專利範圍第7項之方法，其進一步包括下列步

驟：

將與該其中一病患監視裝置相關聯的病患的病患資料發送至位於該其中一病患監視裝置的裝置傳送區域之範圍外面的一遠方通信器，其要確保該遠方通信器位於該其中一病患監視裝置的裝置傳送區域內的一給定通信器的傳收區域內並且係從該任一病患監視裝置處接收該病患資料，或是透過至少一其它通信器被間接電信連結至該給定通信器，俾使在該給定通信器與該遠方通信器之間係建立一電信路徑。

10.如申請專利範圍第 7 項之方法，其進一步包括下列步驟：

在該已接收的病患資料比先前已儲存的病患資料還要新的前提下，利用該已接收的病患資料來更新被儲存在該其中一通信器之中的病患資料(若有的話)；以及

將該已更新的病患資料廣播至其傳收區域。

11.如申請專利範圍第 7 項之方法，其中，每一個該等多個病患監視裝置包括一測氧器，其具有一包含該傳送器的傳收器，且其中，該步驟 a)包括該每一個測氧器係被其相關聯的病患穿戴。

12.如申請專利範圍第 7 項之方法，其中，每一個該等通信器均包括一測氧器，其具有一傳收器，該傳收器係被調適成用以在其傳收區域內接收與傳送訊號，該每一個通信器均包含一記憶體，用以儲存該病患資料，其進一步包括下列步驟：

將病患資料儲存在該其中一通信器的記憶體之中；

利用該已接收的病患資料來更新該已儲存的病患資料；以及

將該已更新的病患資料儲存在該記憶體之中。

13.如申請專利範圍第 7 項之方法，其進一步包括下列步驟：

利用用於訊號及/或資料傳送、接收、及/或廣播的通信排程來時間同步化每一個該等多個病患監視裝置以及每一個該等複數個通信器。

14.一種用於遠方散佈和病患之物理屬性有關的資訊的方法，其包括：

a)將至少一測氧器與一病患產生關聯，該至少一測氧器具有感測器構件用以偵測該病患的至少 SPO2，該測氧器包含一傳收器，用以朝該裝置的外面傳送對應於該已偵測到之 SPO2 的病患資料；

b)提供複數個通信器，每一個該等通信器均具有一傳收器，該傳收器係被調適成用以在位於該病患測氧器的傳送範圍內時接收傳送自該病患測氧器的資料，該每一個通信器均係進一步被調適成用以與其它通信器進行通信；

c)將該等通信器中其中一者放置在該病患測氧器的傳送範圍內，俾使該其中一通信器係從該病患測氧器處接收該病患資料；以及

d)從該其中一通信器處將該已接收病患資料廣播至位於該其中一通信器之傳送範圍內的其它通信器。

15.如申請專利範圍第14項之方法，其中，每一個該等通信器均包括一測氧器，其具有用以顯示至少該已接收病患資料的構件，該方法進一步包括下列步驟：

在該每一個通信器處顯示該已接收病患資料。

16.如申請專利範圍第14項之方法，其中，每一個該等通信器均包括一用以儲存病患資料的記憶體，該方法進一步包括下列步驟：

當接收到該病患新的病患資料時便更新被儲存在該記憶體之中和該病患有關的病患資料。

17.如申請專利範圍第14項之方法，其進一步包括下列步驟：

將位於該病患測氧器的傳送範圍外的另一通信器放置在該其中一通信器的廣播範圍內，俾使該另一通信器能夠接收該其中一通信器所廣播的病患資料。

18.如申請專利範圍第14項之方法，其進一步包括下列步驟：

分配該病患測氧器以及該等複數個通信器個別已同步的時槽用以進行其訊號及/或資料接收、傳送、及/或廣播；以及

依照該等已同步的時槽在該病患測氧器以及該等複數個通信器之間實行經時間排程的通信。

19.如申請專利範圍第14項之方法，其中，該步驟c包括下列步驟：

保持該通信器在相對於該病患為固定的位置處。

20.如申請專利範圍第14項之方法，其中，該步驟a包括下列步驟：

將該測氧器附接至該病患。

十一、圖式：

如次頁

20.如申請專利範圍第14項之方法，其中，該步驟a包括下列步驟：

將該測氧器附接至該病患。

十一、圖式：

如次頁

200924709

圖1a

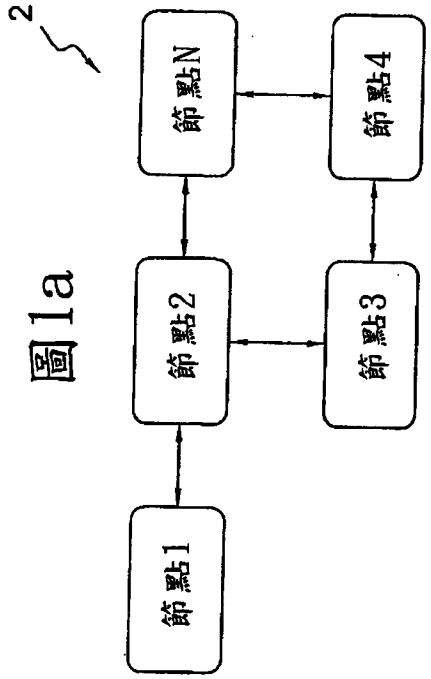


圖1b



圖2

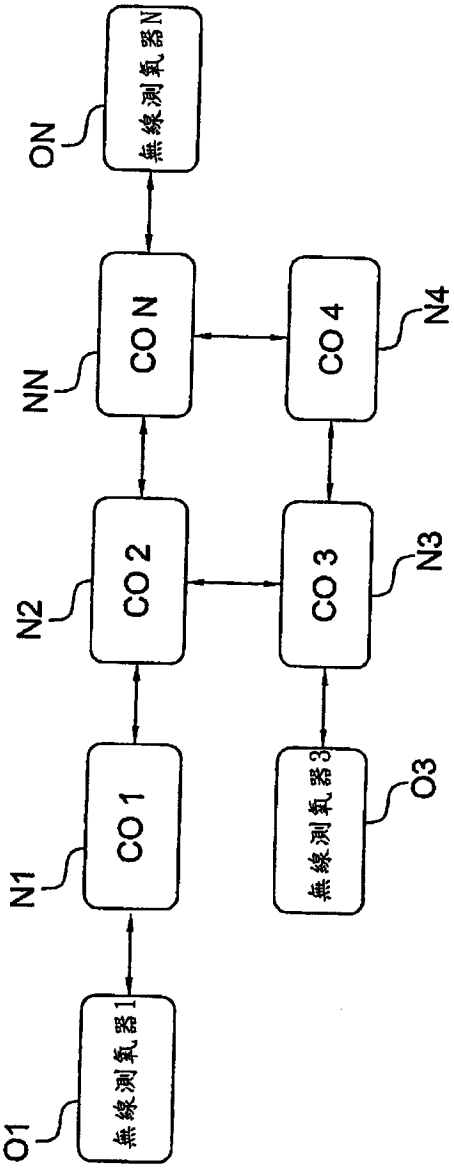
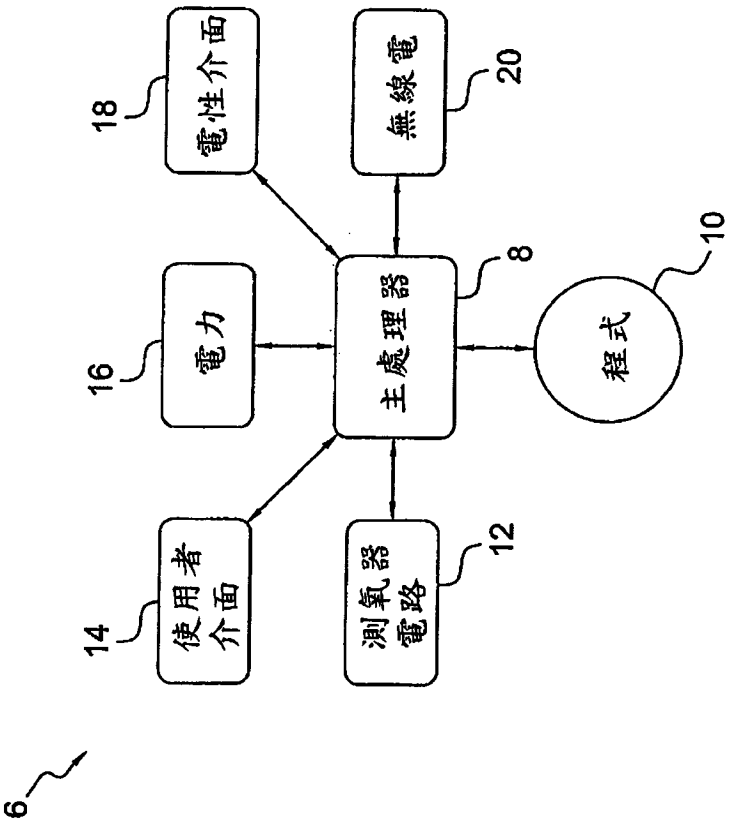


圖3



200924709

圖 4

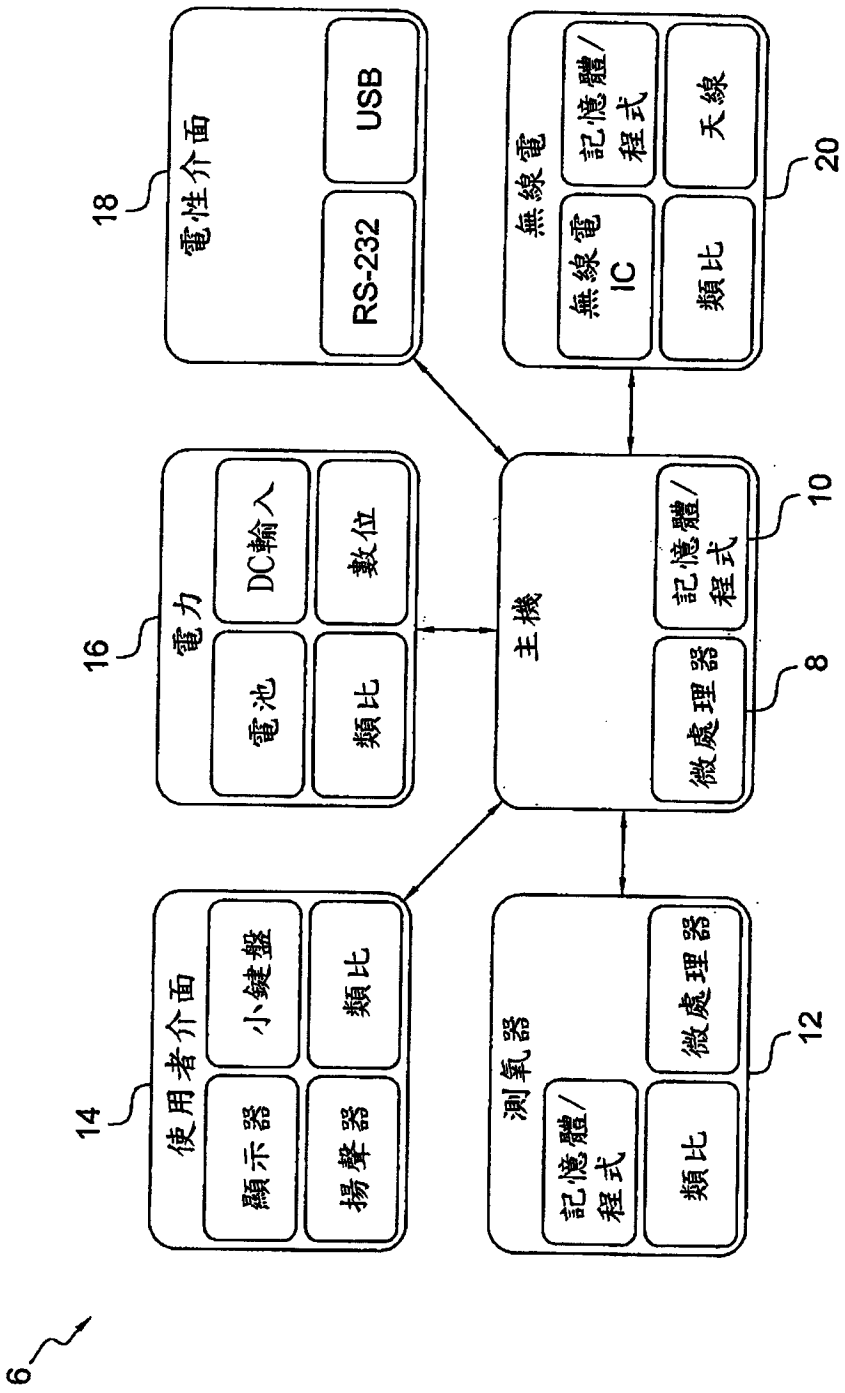


圖 5

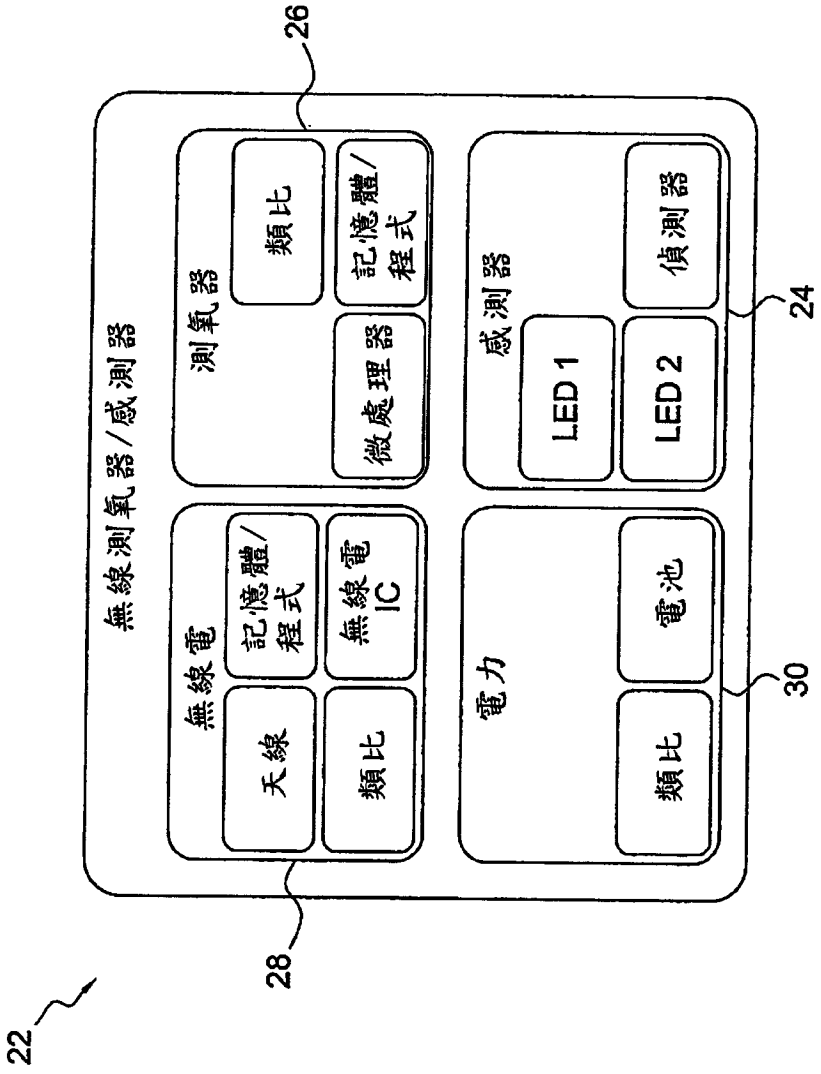

22
無線測氧器/感測器
無線電
天線
類比
記憶體/程式
無線電IC
28
測氧器
類比
記憶體/程式
微處理器
26
電力
類比
電池
30
感測器
LED 1
LED 2
偵測器
24

圖6

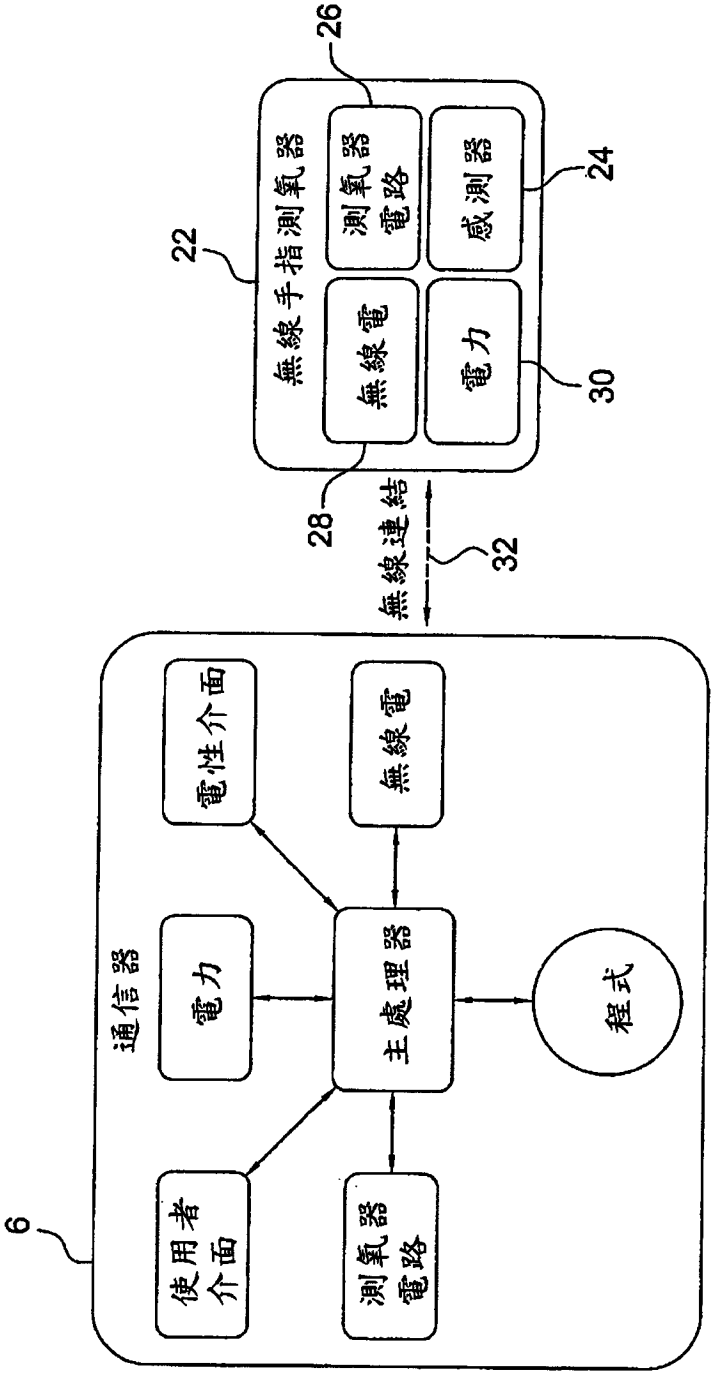
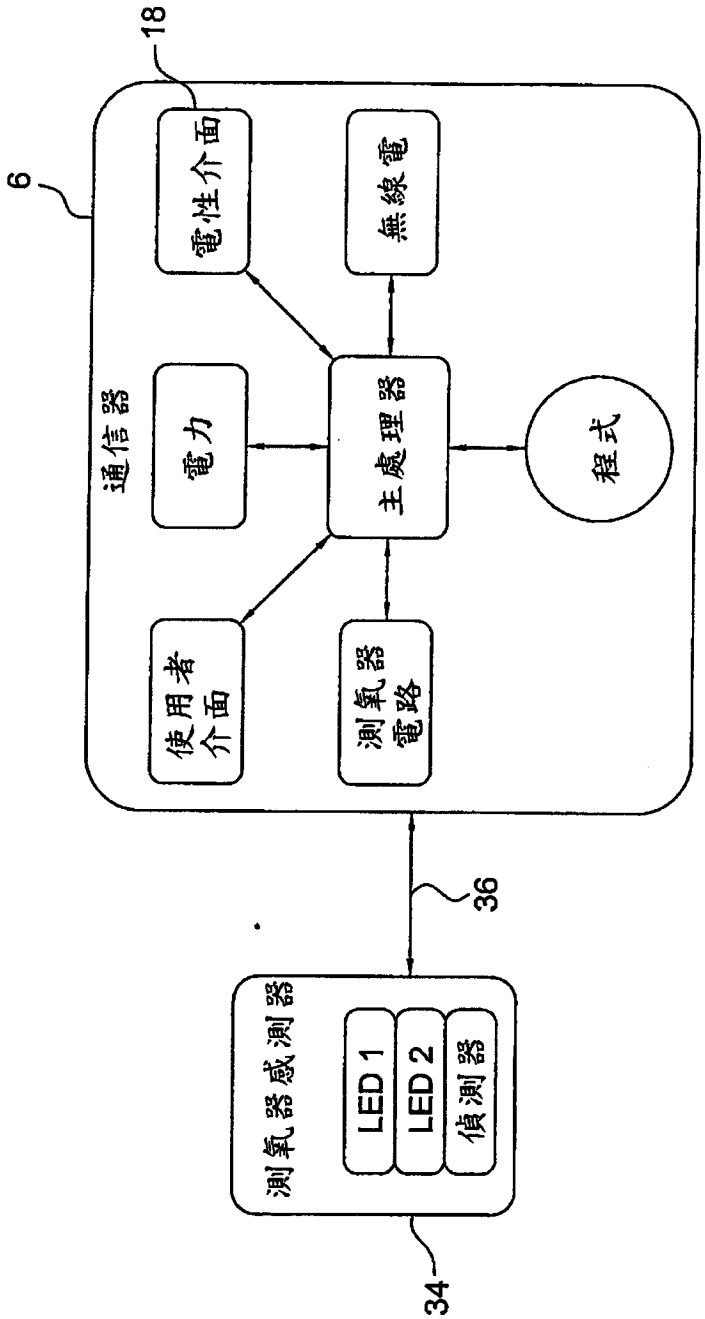

6
通信器
使用者介面
電力
電性介面
測氣器電路
主處理器
無線電
程式
無線連結
32
28
無線手指測氣器
22
無線電
電力
30
測氣器電路
感測器
24
26

圖7


6
18
通信器
電性介面
無線電
電力
主處理器
程式
使用者介面
測氧器電路
36
測氧器感測器
LED 1
LED 2
偵測器
34

200924709

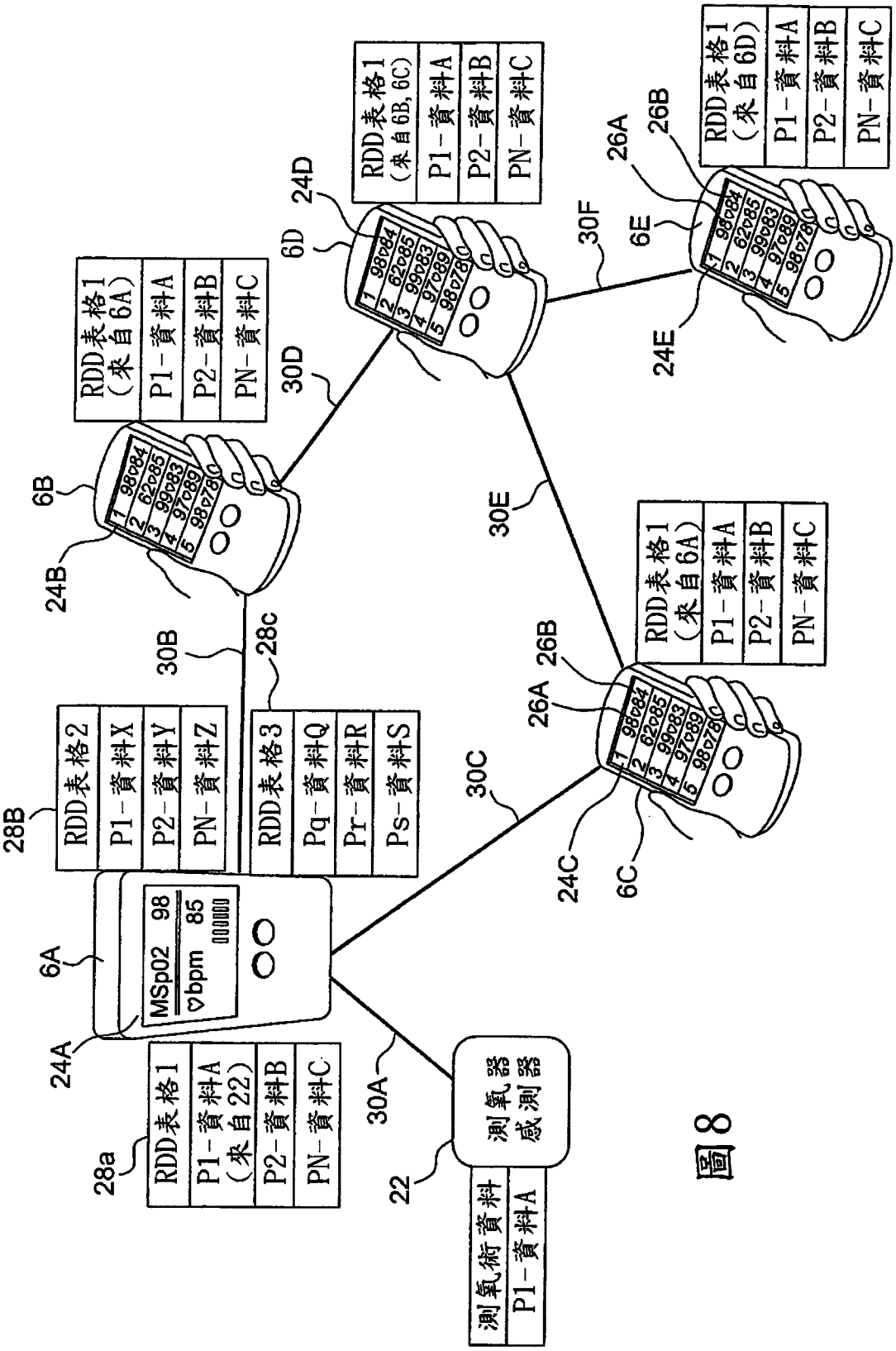


圖8

圖 9

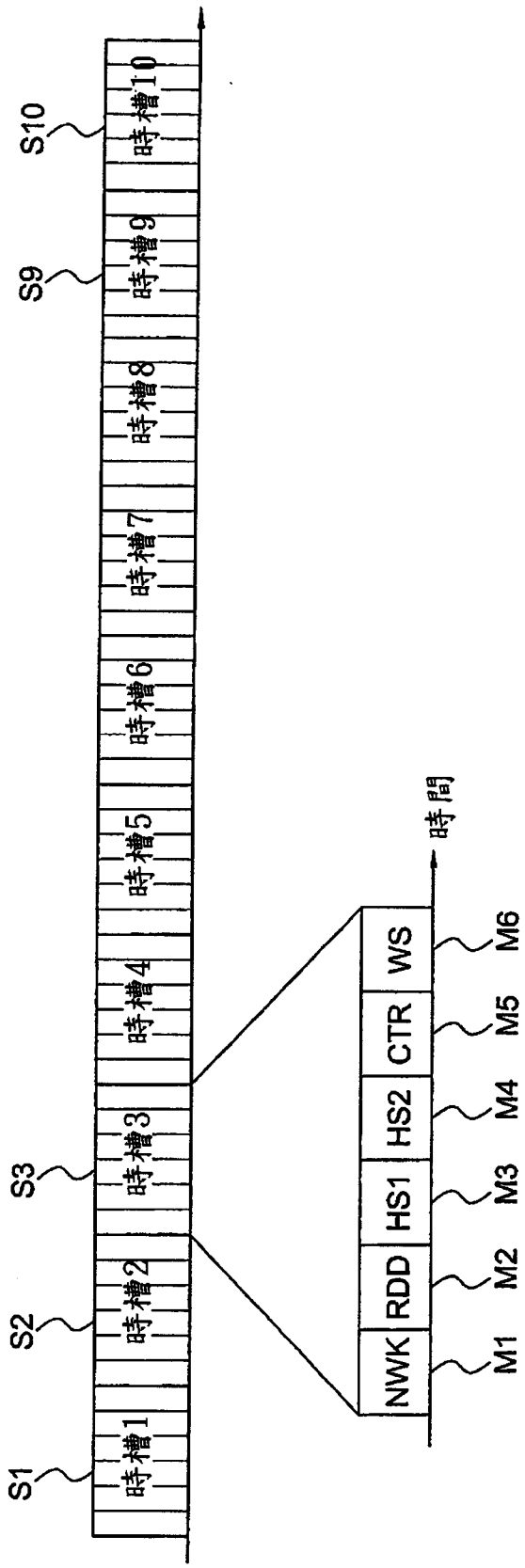

S1
S2
S3
S9
S10
時槽1
時槽2
時槽3
時槽4
時槽5
時槽6
時槽7
時槽8
時槽9
時槽10
NWK
RDD
HS1
HS2
CTR
WS
M1
M2
M3
M4
M5
M6
時間

圖10

訊息類型

	訊息	大小（位元組）	流程	固定性	頻率
M6	無線感測器 (WS)	96	感測器X至CO X	不變	>=1 Hz
M5	遠方資料顯示 (RDD)	96	每一個CO廣播至所有CO	不變	>=1 Hz
M4	高速1 (HS1)	96	選擇性地由任一CO發出，由所有CO再廣播，由任何CO顯示	視需求	>=1 Hz
M3	高速1 (HS1)	96	選擇性地由任一CO發出，由所有CO再廣播，由任何CO顯示	視需求	>=1 Hz
M2	控制 (CTR)	<=30	CO X至感測器X/感測器X至CO X	非同步	>=1 Hz
M1	網路控制 (NWK)	<=30	每一個CO廣播至所有CO及/或CO X至感測器X/感測器X至CO X	可以改變	如網路控制的需要

200924709

圖11

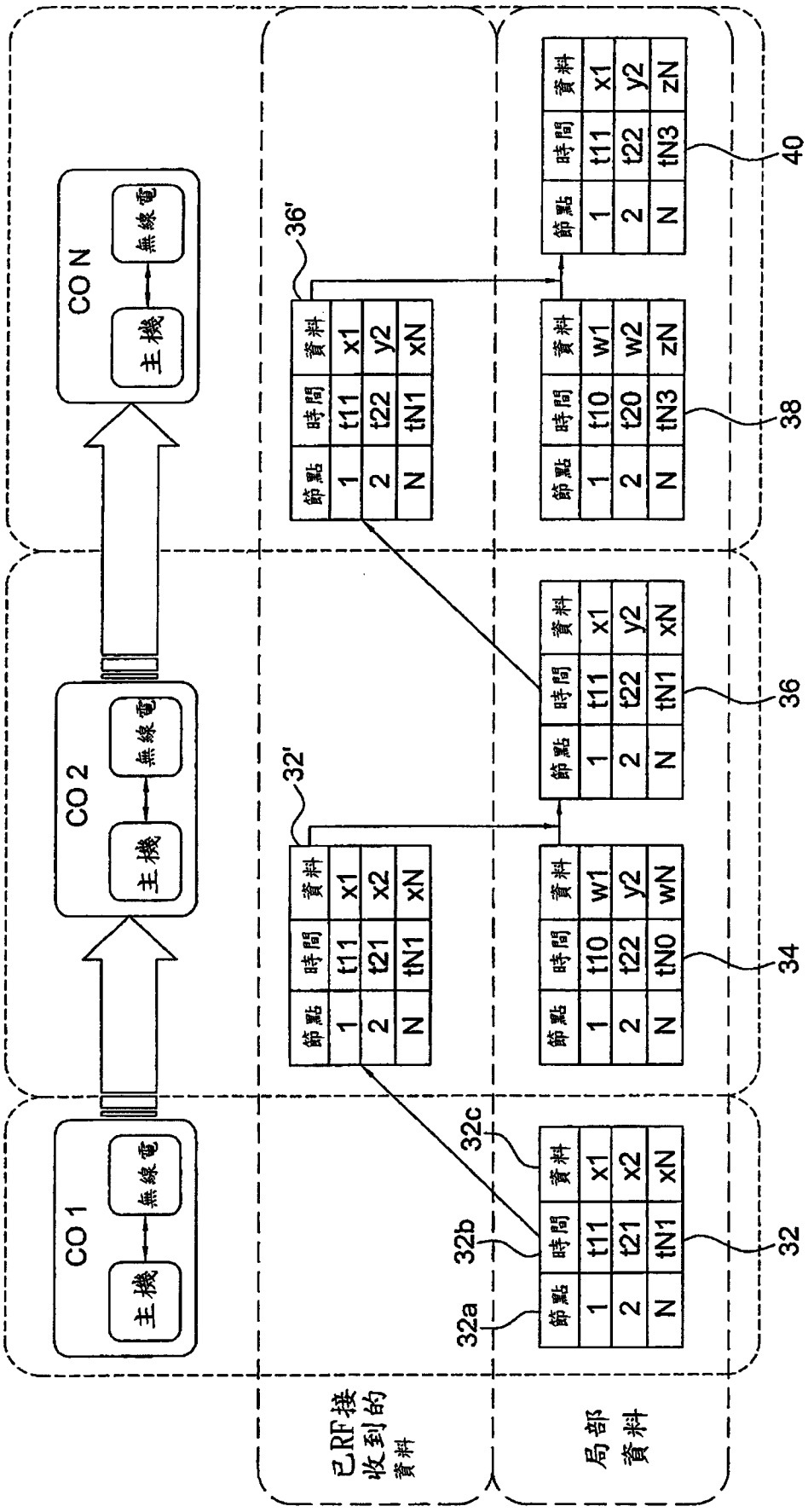
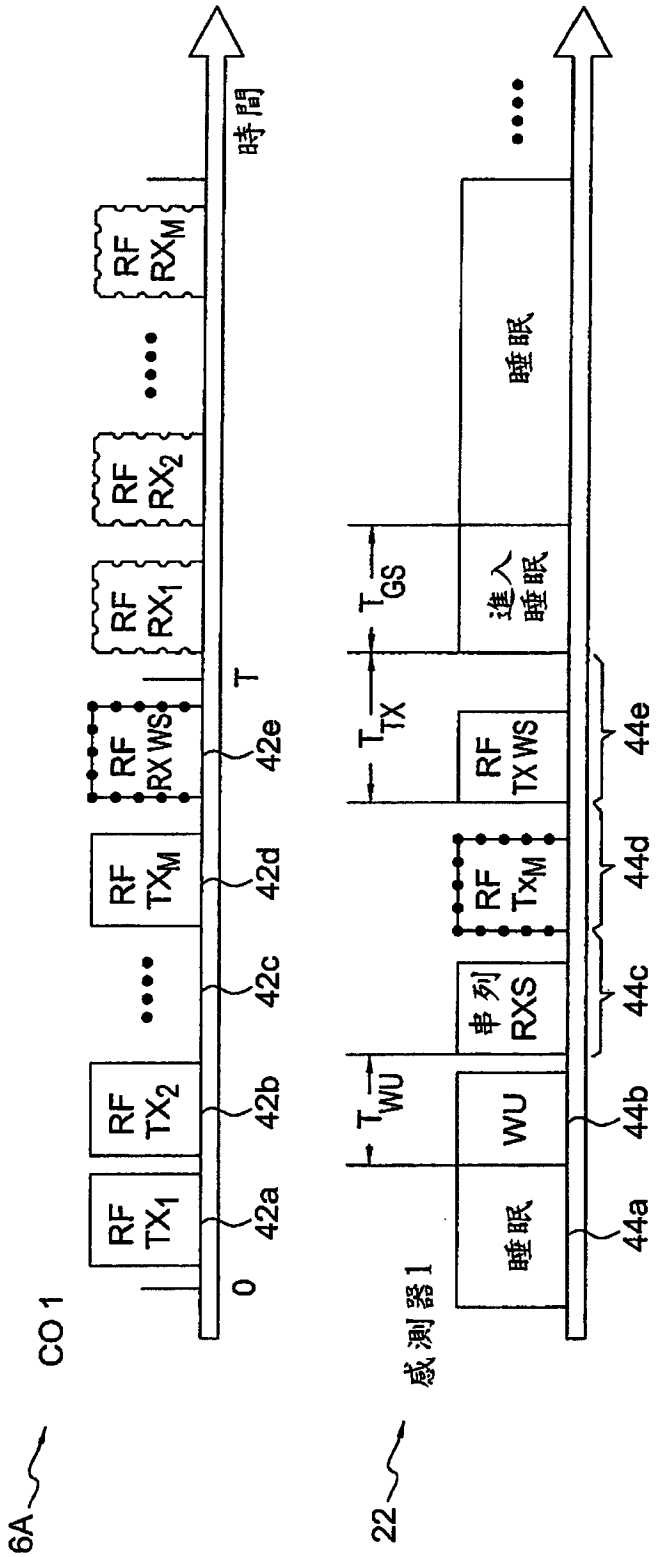
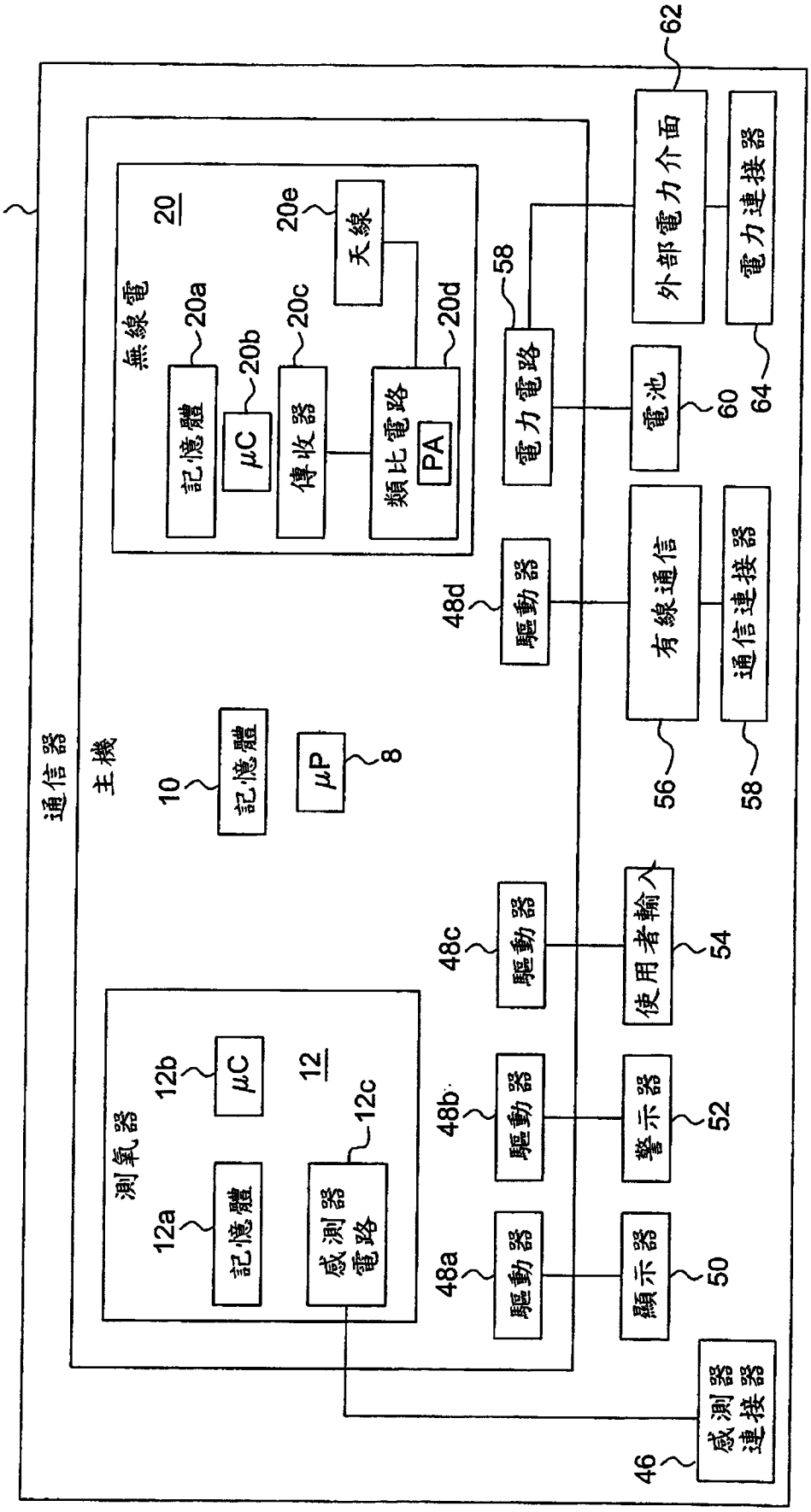


圖12


6A
CO 1
RF TX1
RF TX2
RF TXM
RF RX WS
RF RX1
RF RX2
RF RXM
0
T
時間
42a
42b
42c
42d
42e
22
感測器 1
睡眠
WU
串列 RXS
RF TXM
RF TX WS
進入睡眠
睡眠
TWU
TTX
TGS
44a
44b
44c
44d
44e

200924709

圖13



200924709

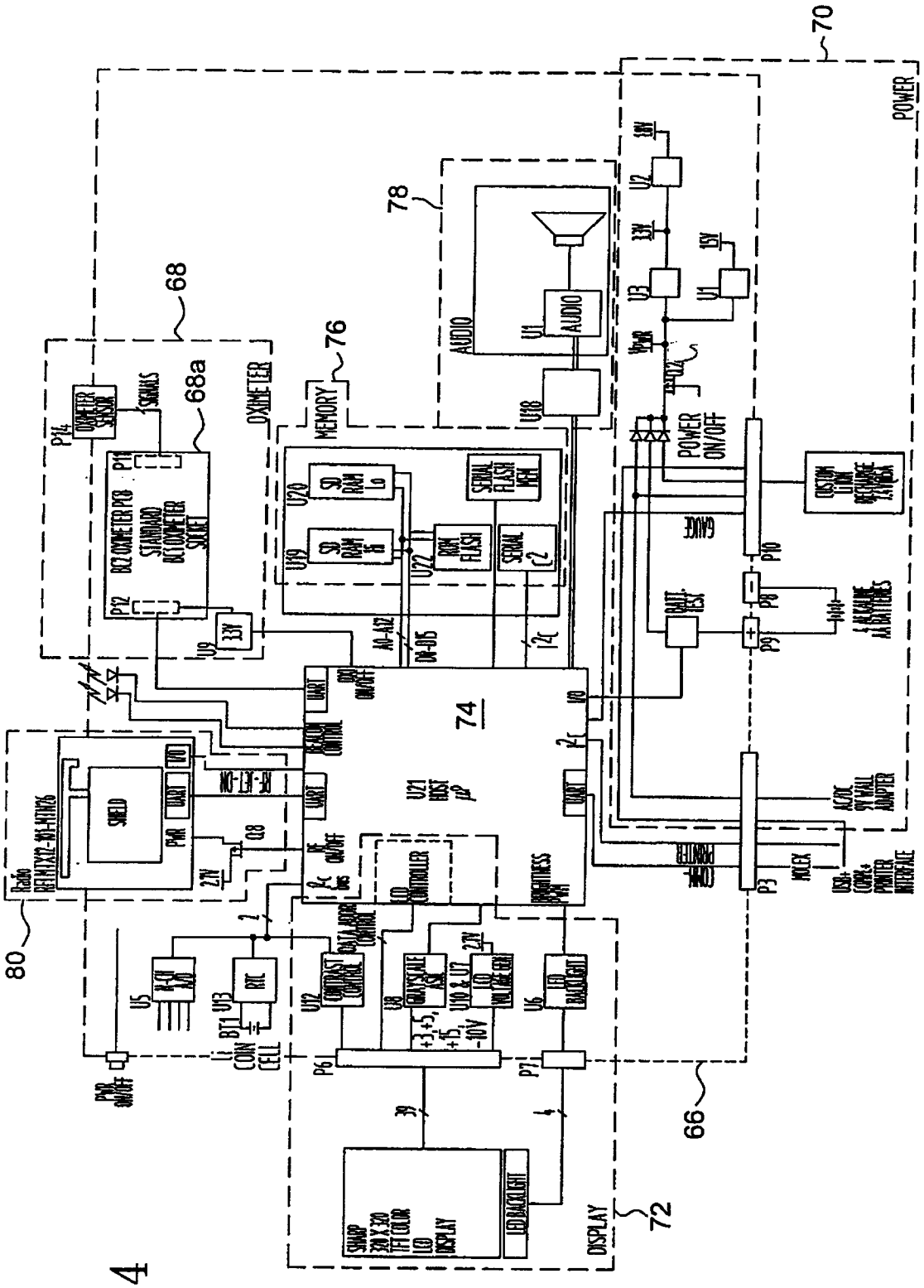


圖 14

圖15

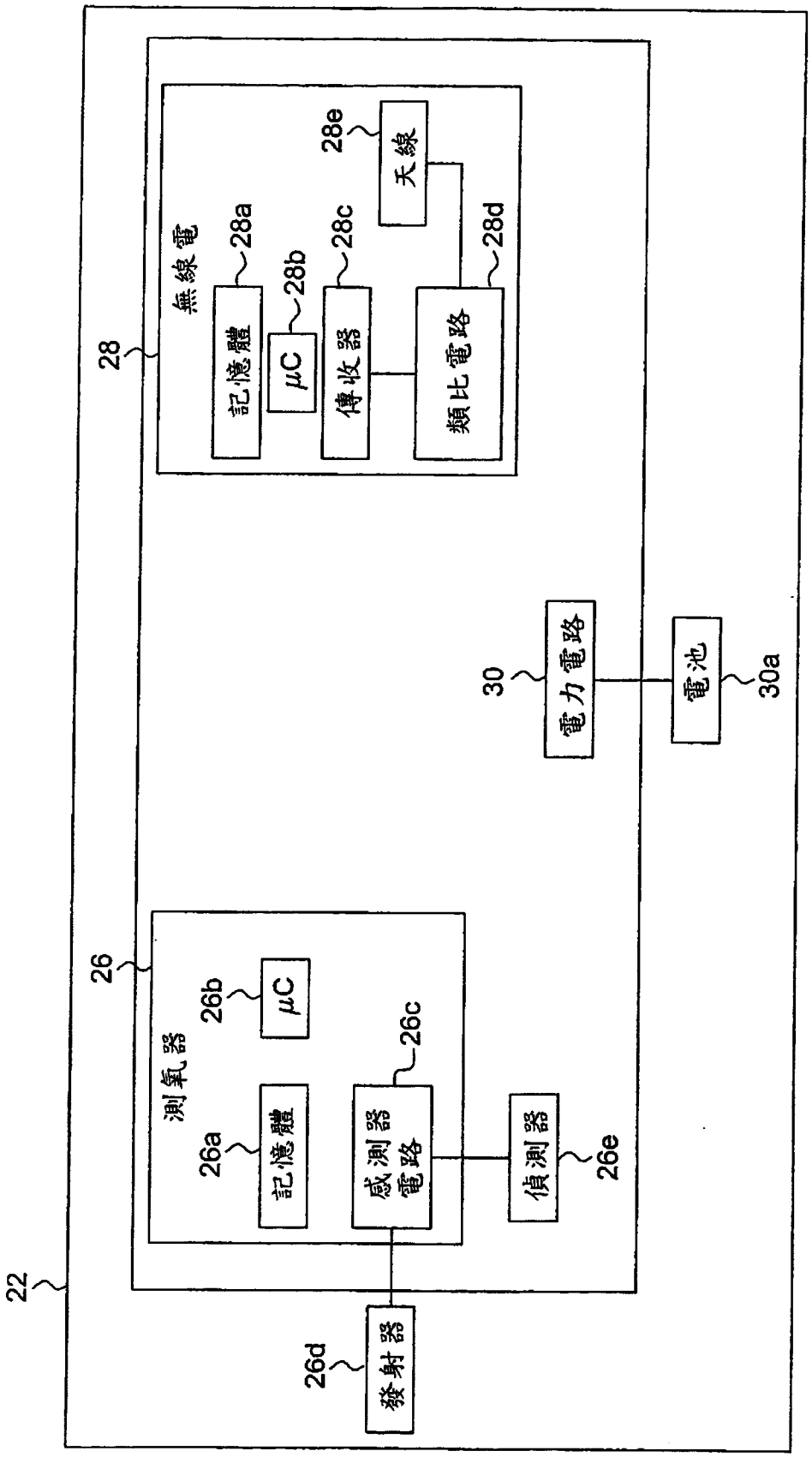

22
28
無線電
記憶體
28a
μC
28b
傳收器
28c
頻比電路
28d
天線
28e
26
測氧器
記憶體
26a
μC
26b
感測器電路
26c
偵測器
26e
發射器
26d
30
電力電路
電池
30a

圖16

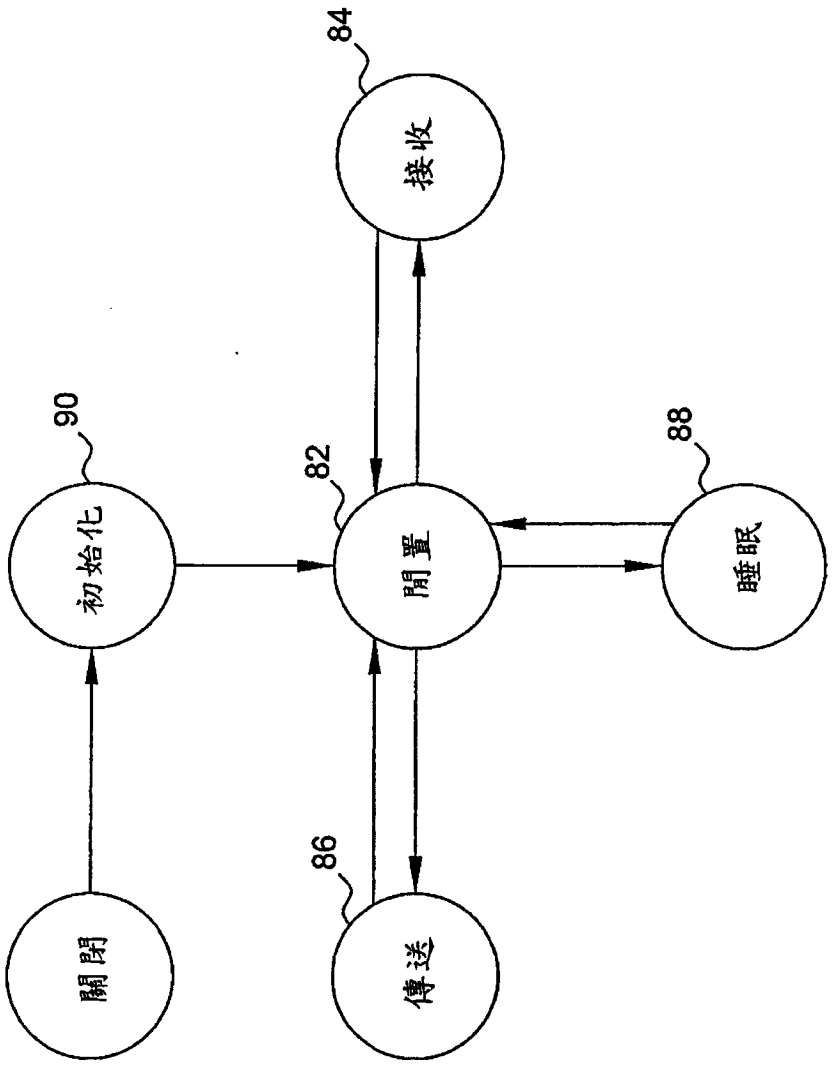


圖17

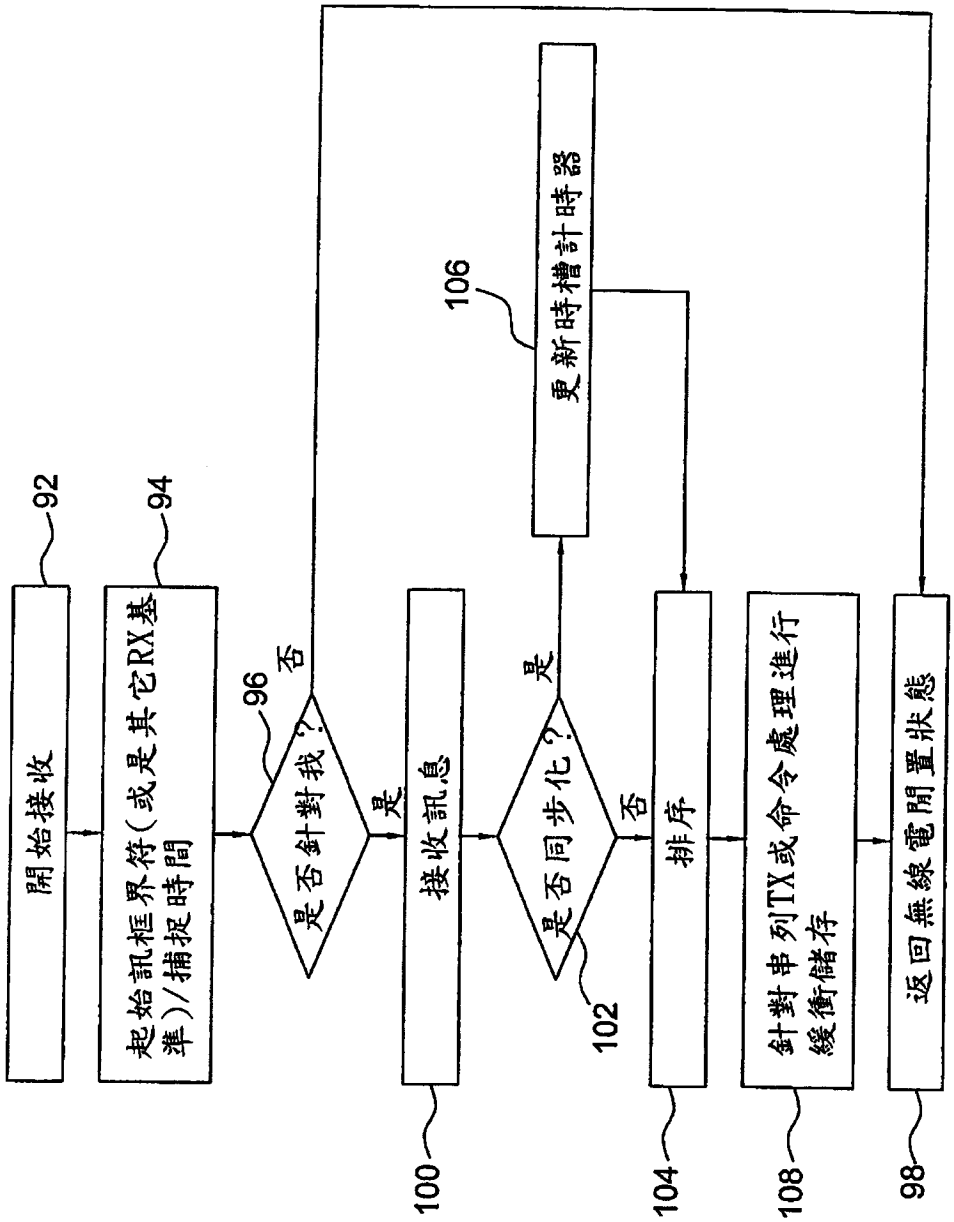
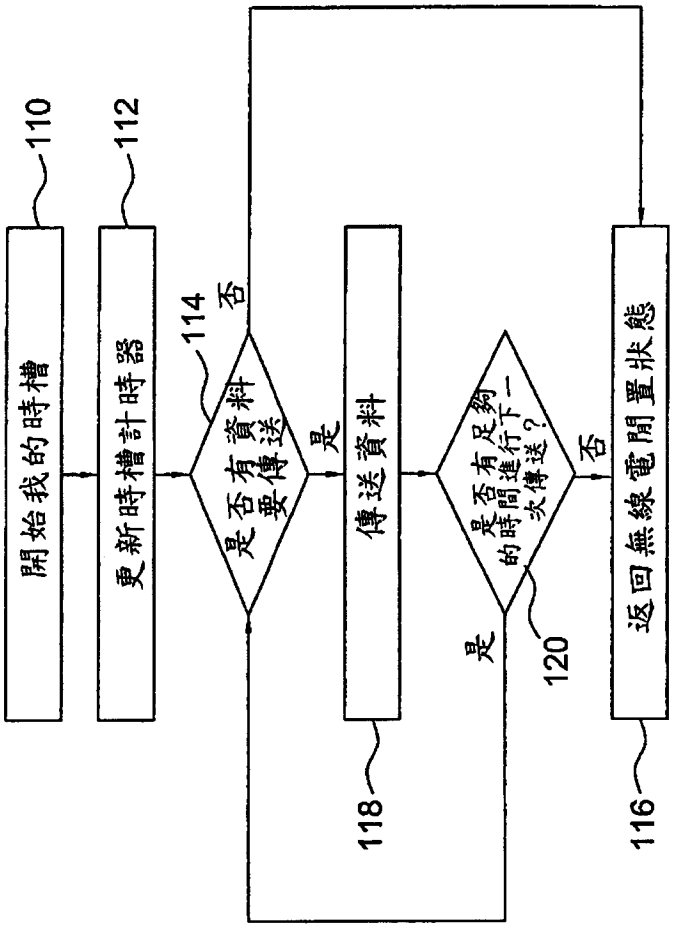

開始接收
92
起始訊框界符(或是其它RX基準)/捕捉時間
94
是否針對我?
96
否
是
接收訊息
100
是否同步化?
102
是
否
更新時槽計時器
106
排序
104
針對串列TX或命令處理進行緩衝儲存
108
返回無線電閒置狀態
98

圖18


開始我的時槽
110
更新時槽計時器
112
是否有資料要傳送
114
否
是
傳送資料
118
是否有足夠的時間進行下一次傳送?
120
是
否
返回無線電閒置狀態
116

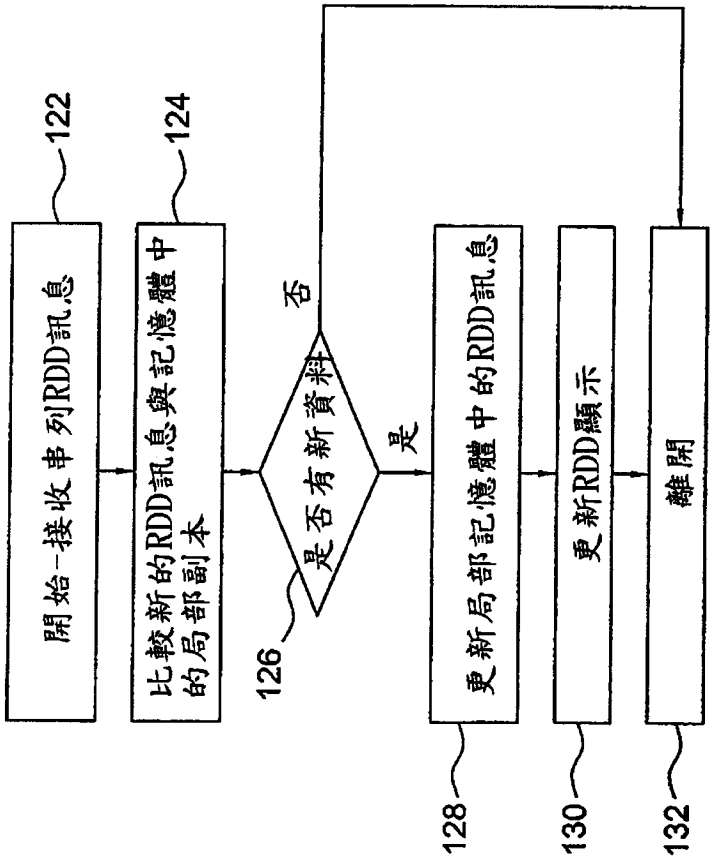

開始-接收串列RDD訊息
122
比較新的RDD訊息與記憶體中的局部副本
124
是否有新資料
126
否
是
更新局部記憶體中的RDD訊息
128
更新RDD顯示
130
離開
132

圖19

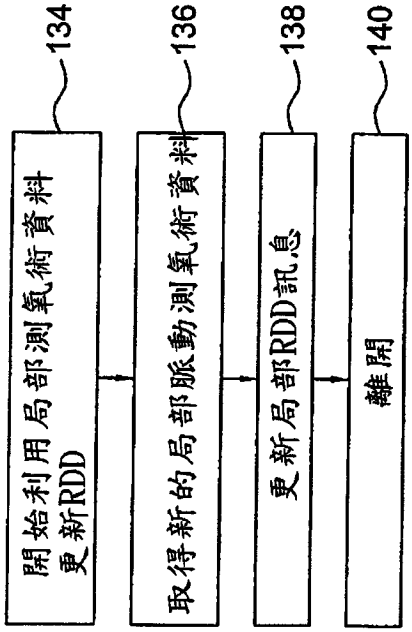

開始利用局部測氧術資料更新RDD
134
取得新的局部脈動測氧術資料
136
更新局部RDD訊息
138
離開
140

圖20

圖21

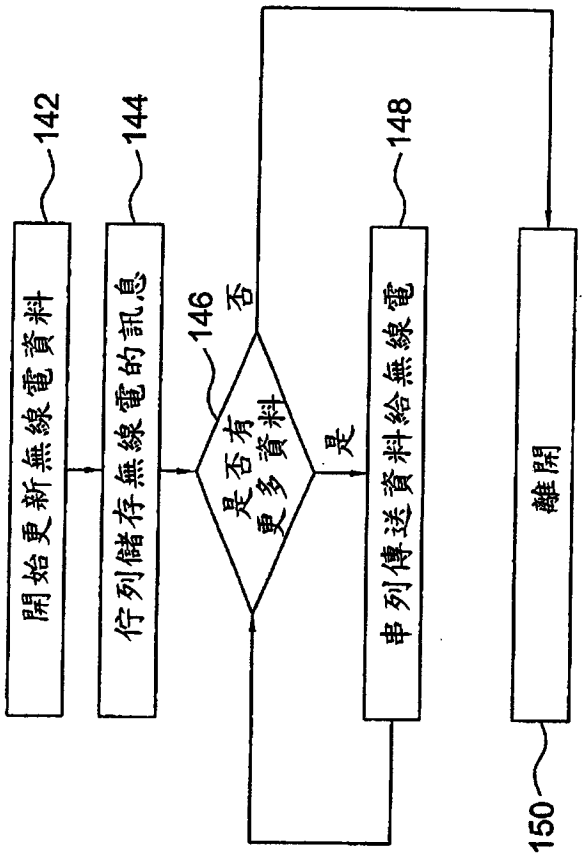
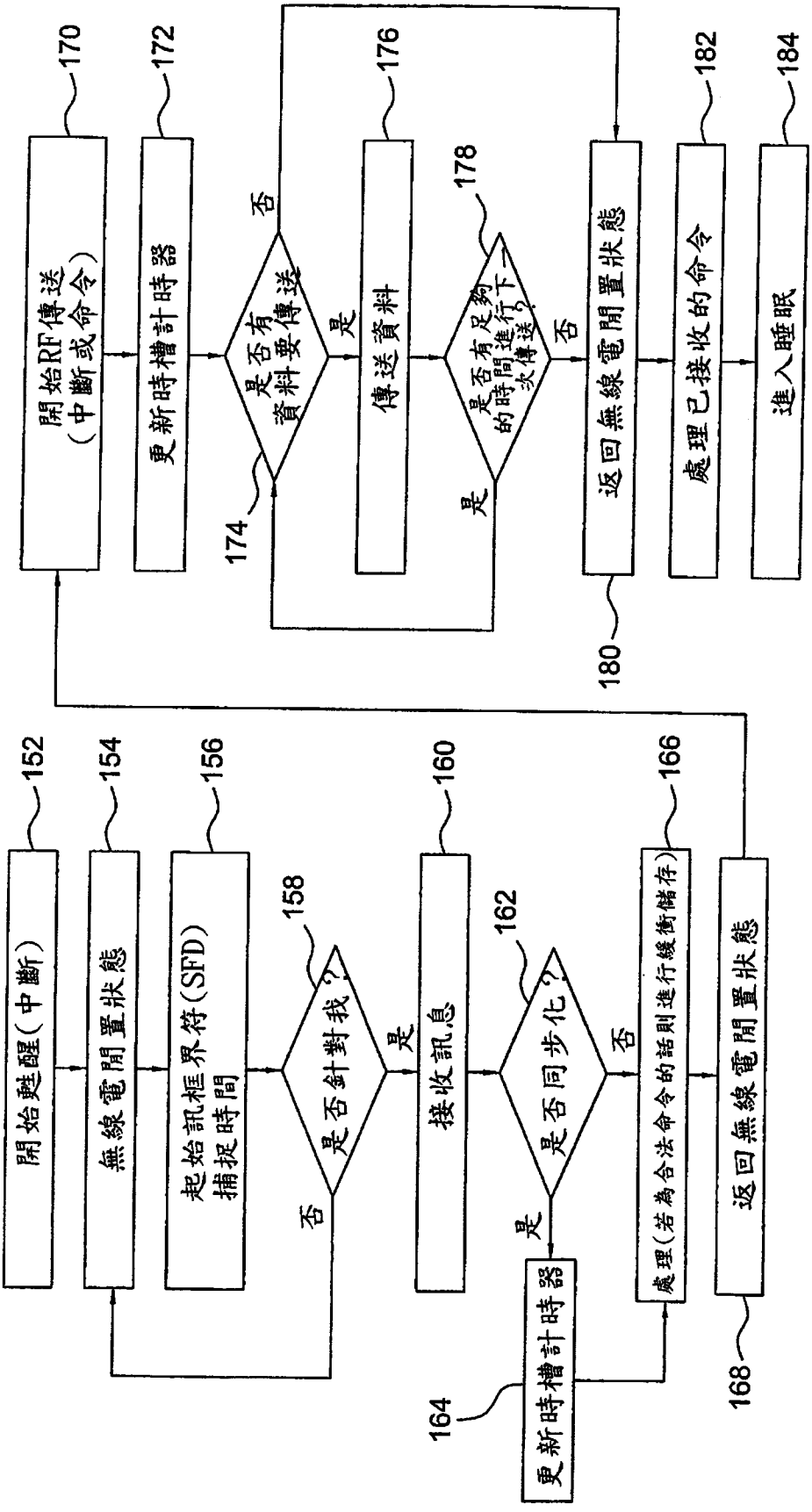

開始更新無線電資料
142
佇列儲存無線電的訊息
144
是否有更多資料
146
否
是
串列傳送資料給無線電
148
離開
150

圖22


開始甦醒(中斷)
152
無線電閒置狀態
154
起始訊框界符(SFD)
捕捉時間
156
是否針對我?
158
否
是
接收訊息
160
是否同步化?
162
否
是
處理(若為合法命令的話則進行緩衝儲存)
166
更新時槽計時器
164
返回無線電閒置狀態
168
開始RF傳送
(中斷或命令)
170
更新時槽計時器
172
是否有
資料要傳送
174
否
是
傳送資料
176
是否有足夠
的時間進行下
次傳送?
178
是
否
返回無線電閒置狀態
180
處理已接收的命令
182
進入睡眠
184

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（ 2 ）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明:

N1	節點
N2	節點
N3	節點
N4	節點
NN	節點
O1	無線測氧器
O3	無線測氧器
ON	無線測氧器

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無