

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-500217

(P2004-500217A)

(43) 公表日 平成16年1月8日(2004.1.8)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/04
A 6 1 B 5/00
A 6 1 B 5/044
A 6 1 B 5/0476
A 6 1 B 5/0488

F I

A 6 1 B 5/04 R
A 6 1 B 5/00 1 O 2 C
H O 4 B 7/24 D
A 6 1 B 5/04 3 1 4 G
A 6 1 B 5/04 3 2 4

テーマコード (参考)

4 C O 2 7
5 K O 6 7

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 63 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-575900 (P2001-575900)
(86) (22) 出願日 平成13年4月17日 (2001.4.17)
(85) 翻訳文提出日 平成14年10月18日 (2002.10.18)
(86) 国際出願番号 PCT/US2001/012549
(87) 国際公開番号 W02001/078594
(87) 国際公開日 平成13年10月25日 (2001.10.25)
(31) 優先権主張番号 09/551, 718
(32) 優先日 平成12年4月18日 (2000.4.18)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

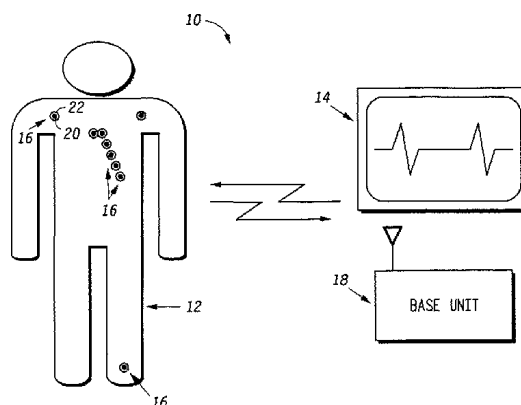
(71) 出願人 390009597
モトローラ・インコーポレイテッド
MOTOROLA INCORPORATED
アメリカ合衆国イリノイ州シャンバーグ、
イースト・アルゴンクイン・ロード1303
(74) 代理人 100059959
弁理士 中村 稔
(74) 代理人 100067013
弁理士 大塚 文昭
(74) 代理人 100082005
弁理士 熊倉 禎男
(74) 代理人 100065189
弁理士 穴戸 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用モニターのためのプログラム可能な無線電極システム

(57) 【要約】

無線による生体電位信号 (例えば、心電図 (ECG) データ) の取得のためのプログラム可能なシステム (10) は、ベースユニット (18) とパッチ電極 (22) に接続する遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバ (20) を含む。無線技術を用いてベースユニット (18) は、登録、環境設定、データ取得、及び送信命令を発することによって、トランシーバ (20) を管理する。無線トランシーバ (20) からの生体電位信号は多重分離され、表示のために標準インターフェース経由で従来型モニター装置 (14) に供給される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

a) 各々が医療用モニターに使用するためのパッチ電極に関連している、遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバと、

b) 前記プログラム可能な複数の個別無線トランシーバに対する環境設定命令を含むメッセージを、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに送受信するための無線トランシーバを含むベースユニットと、

からなり、

前記ベースユニットが、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバによって取得される信号の送信タイミングを単一の周波数チャンネルにおける個別の時間枠について前記ベースユニットに同期させるための全体時間基本信号を、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに送信するものであり、

前記ベースユニットはさらに、モニター装置へのインターフェースを含み、それにより、表示のために取得された信号を前記ベースユニットから前記モニター装置に送信することができるようになった、

無線による生体電位信号の取得システム。

【請求項 2】

前記ベースユニットが、前記前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに、データ取得制御のメッセージを送信することを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記ベースユニットが、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに、周波数選択命令のメッセージを送信し、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバが応答して、前記個別の時間枠において前記ベースユニットに前記取得された信号を送信するための共通周波数チャンネルを選択することを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバが、前記取得された信号を前記ベースユニットに送信するために利用可能な所定周波数チャンネルリストを格納しており、前記周波数選択命令のメッセージが、前記所定周波数チャンネルの 1 つで、前記ベースユニットに取得された信号を送信するように前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに命令することを特徴とする請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバは、患者の身体表面上に配置する特定位置に関しては普遍性をもっており、前記ベースユニットが、前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバに対し、該遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバの独自の配置位置に関連する電極位置の位置データと電極識別子データとを含むプログラム作成命令を送信することを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記ベースユニットがさらに表示部を含み、前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバの独自の配置位置が、前記表示部上でユーザに表示されることを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバが、前記プログラム作成命令に応答して、前記ベースユニットに応答メッセージを送信することを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記システムが ECG 信号を取得するのに用いられることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記システムが脳波信号を取得するのに用いられることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記システムが筋電図記録信号を取得するのに用いられることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

a) 各々が医療用モニターに使用するためのパッチ電極に関連させられた、遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバと、
b) 前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバにメッセージを送受信するための無線トランシーバを含むベースユニットとからなり、
c) 前記ベースユニットと前記プログラム可能な複数の個別無線トランシーバとの間で前記メッセージが交換され、ベースユニットが、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバの登録、環境設定、データ取得制御及びデータ送信制御特性を管理することができるようにする無線プログラム作成プロトコルを、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバが実行することを特徴とする、
動的にプログラム可能な無線による生体電位信号の取得システム。

10

【請求項 12】

前記ベースユニットは、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバによって取得された信号の送信タイミングを単一の周波数チャンネルにおける個別の時間枠について前記ベースユニットに同期させるための全体時間基本信号を、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに送信することを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

20

【請求項 13】

前記ベースユニットはさらに、従来型モニター及び表示装置へのインターフェースを含み、それにより、表示のために取得された信号を前記ベースユニットから前記モニター及び表示装置に送信することができることを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバは、患者の身体表面上に配置する特定位置に対しては普遍的であり、前記ベースユニットが、前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバに対し、該遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバの独自の配置位置に関連する電極位置の位置データと電極識別子データとを含むプログラム作成データを送信することを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

30

【請求項 15】

前記ベースユニットがさらに、表示部を含み、
前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバの独自の配置位置が、前記表示部上でユーザに表示されることを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記ベースユニットが、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに周波数選択命令のメッセージを送信し、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバが応答して、個別の時間枠において前記ベースユニットに取得された信号を送信するための共通周波数チャンネルを選択することを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

40

【請求項 17】

前記遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバが、前記ベースユニットに前記取得された信号を送信するための利用可能な所定周波数チャンネルリストを格納し、前記周波数選択命令のメッセージが、前記遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバに対し、前記所定周波数チャンネルの 1 つに基づいて前記ベースユニットに前記取得された信号を送信するように命令することを特徴とする請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記システムが ECG 信号を取得するのに用いられることを特徴とする請求項 11 に記載

50

のシステム。

【請求項 19】

前記システムが脳波信号を取得するのに用いられることを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記システムが筋電図記録信号を取得するのに用いられることを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 21】

患者の身体表面上に配置されるパッチ電極に取付けるようにされ、電極から取得された信号をベースユニットに送信するプログラム可能な無線トランシーバであって、
前記電極からの信号を受信し増幅されたアナログ信号を生成する増幅器と、
望ましくない周波数を取除く折り返し防止フィルタと、
前記増幅され、濾過されたアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器と、
自らが実行可能で前記デジタル信号の信号処理を行う 1 組の指令を格納するメモリを有する計算プラットフォームと、
前記ベースユニットに送信するための前記デジタル信号を格納するバッファと、
前記プログラム可能な無線トランシーバ組立体と前記ベースユニットとの間で前記デジタル信号を無線送信するためのアンテナを含む無線トランシーバ・モジュールと、
前記無線送信が行われる周波数を生成するためのマイクロコントローラに応答する周波数発生器と、
を備え、
前記計算プラットフォームが、前記無線トランシーバ・モジュールにおいて前記ベースユニットから受信された制御命令に応答して前記無線送信のための周波数を選択するように機能する、
ことを特徴とするプログラム可能な無線トランシーバ。

10

20

【請求項 22】

前記メモリが電極識別子を格納することを特徴とする請求項 21 に記載の装置。

【請求項 23】

前記メモリは、前記電極が前記患者に取付けられた位置に関連する配置位置データを格納し、前記配置位置データが前記ベースユニットから動的にプログラム可能であることを特徴とする請求項 21 に記載の装置。

30

【請求項 24】

トランスミッタが、前記ベースユニットによって割当てられた時間枠において前記ベースユニットに前記デジタル信号を送信することを特徴とする請求項 21 に記載の装置。

【請求項 25】

前記マイクロコントローラは、前記無線トランシーバ・モジュールが前記ベースユニットからの命令のために初期設定された受信チャネルを走査し、前記命令が受信された場合に、該無線トランシーバ・モジュールが割当てられた周波数及び該周波数の時間枠において識別情報を前記ベースユニットに送信するようにする初期化ルーチンを実行することを特徴とする請求項 24 に記載の装置。

40

【請求項 26】

患者の身体表面上に配置されるパッチ電極に各々が取付けられるようにされたプログラム可能な複数の無線トランシーバのためのベースユニットであって、
前記ベースユニットと前記プログラム可能な無線トランシーバとの間の送信方向及び受信方向において無線通信を行うためのアンテナを含み、前記複数のプログラム可能な無線トランシーバから前記ベースユニットへの無線通信が、単一の周波数チャネル内で個別の時間枠の複数において発生するようになったトランシーバ・モジュールと、
前記アンテナに接続された符号器／復号器と、
計算プラットフォーム及びメモリと、
を備え、前記計算プラットフォームは、データのエラー訂正を行い、前記符号器／復号器

50

によってデジタル化された信号である制御メッセージ及びデータの情報を処理するものであり、
個別の複数時間枠におけるプログラム可能な複数の無線トランシーバ組立体からの受信データを多重分離する多重分離装置と、
プログラム可能な複数の無線トランシーバ組立体から受信され多重分離されたデジタル信号をアナログ信号に変換する D/A 変換器と、
表示のために前記アナログ信号をモニター装置に供給するインターフェースと、
が設けられたベースユニット。

【請求項 27】

前記ベースユニットが、前記プログラム可能な無線トランシーバによって取得された信号の送信タイミングを前記単一の周波数チャンネルにおける前記個別の時間枠について前記ベースユニットに同期させるための全体時間基本信号を、前記プログラム可能な複数の無線トランシーバに送信することを特徴とする請求項 26 に記載のベースユニット。 10

【請求項 28】

前記ベースユニットが前記プログラム可能な無線トランシーバに周波数選択命令のメッセージを送信し、前記プログラム可能な無線トランシーバが応答して、前記個別の時間枠において、取得された信号を選択された共通周波数チャンネルで前記ベースユニットに送信するための共通周波数チャンネルを選択することを特徴とする請求項 26 に記載のベースユニット。

【請求項 29】

前記ベースユニットが図 6 に示された初期化プログラムを実行することを特徴とする請求項 26 に記載のベースユニット。 20

【請求項 30】

前記ベースユニットが、前記プログラム可能な無線トランシーバに、電極識別子と、前記プログラム可能な無線トランシーバが患者に配置されるべき位置に関連する電極位置識別子と、からなるプログラム作成データを送信することを特徴とする請求項 26 に記載のベースユニット。

【請求項 31】

前記プログラム可能な複数の無線トランシーバにプログラム入力された位置情報を表示する表示部をさらに含む請求項 30 に記載のベースユニット。 30

【請求項 32】

前記ベースユニットが図 8 に示された初期化ルーチンを実行することを特徴とする請求項 26 に記載のベースユニット。

【請求項 33】

前記プログラム可能な無線トランシーバにプログラム作成命令を送信するために前記プログラム可能な無線トランシーバに接触するプログラム作成の初期化インターフェースをさらに含む請求項 26 に記載のベースユニット。

【請求項 34】

前記計算プラットフォームがマイクロコントローラを含むことを特徴とする請求項 21 に記載の装置。 40

【請求項 35】

前記計算プラットフォームがデジタル信号処理装置を含むことを特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 36】

前記無線トランシーバが符号分割多重アクセス (CDMA) 通信方式で、前記ベースユニットと通信することを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 37】

前記無線トランシーバが符号分割多重アクセス (CDMA) 通信方式で、前記ベースユニットと通信することを特徴とする請求項 26 に記載のベースユニット。

【請求項 38】

前記無線トランシーバが符号分割多重アクセス（C D M A）通信方式で、前記ベースユニットと通信することを特徴とする請求項 2 1 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

（技術分野）

本発明は、通常、身体によって生成された生体電位信号を計測し表示するために用いられる装置の分野に関する。より詳細には、本発明は、各々が従来のパッチ電極に接続される遠隔操作でプログラム可能な複数の無線電極トランシーバ組立体とそれに関連するベースユニットに関する。ベースユニットは、無線トランシーバからの患者の心電図（E C G）又はその他の生体電位信号を捉え、表示するために、その信号をモニター装置に供給する。表示装置は、標準の E C G モニターでよい。 10

【0002】

（背景技術）

病院のベッドサイドモニター用の従来の E C G 装置は、典型的には、10 本までの配線付き電極を必要とする。電極の各々は、患者の身体に取付けられ、E C G のモニター装置につながる数フィート又はそれ以上の長さの配線を有する。このような電極が用いられ、患者の心臓信号を検出し多重リード線による E C G 評価にそれらを変換する。

【0003】

長々と配線された従来の E C G 装置の電極は、患者の邪魔になり、患者の自由な動きを制限することになる。医師又は補助する看護婦にとっても、それらは厄介なものである。現在では、入院患者のために無線 E C G モニターを行うための遠隔計測システムがある。これらのシステムは、より広い範囲（より高い電力）のために意図された、より高額のものであり、患者に実際に取付けられた電極配線を完全に取除くものではない。電極のそれぞれは、モニター装置に接続される代わりに、患者が身に付ける単一のトランスミッタ・ボックスに接続される。遠隔計測システムの一部はまた、電極とトランスミッタ・ボックスとの間で必要とされる配線のために、12 本のリード線（10 配線）による E C G を取り扱うことができない。例えば、スペースラブ・ウルトラビュー・モジュラ・デジタル遠隔計測システムは、最大 4 本のリード線（5 配線）を取り扱うことができるだけである。 20

【0004】

公知技術においては、無線による医療用モニター及び診察システムが提案されてきた。ベッソン他に付与された米国特許第 5, 862, 803 号には、電極パッチ組立体に収められたセンサ、コントローラ及びトランシーバ電子装置を備えた無線による電極／検出装置のパッチ・システムが記載されている。全てがセガロウィッツに付与された米国特許第 5, 307, 818 号、米国特許 5, 168, 814 号及び米国特許 4, 981, 141 号には、E C G モニターのための無線電極システムが記載されている。ベッソン他及びセガロウィッツの特許を、引用によりここに組み入れる。セガロウィッツの特許には、無線による 1 方向通信のための内蔵マイクロチップを備えた単一部分品の電極パッチ、及び使い捨て電極パッチに固定する嵌合式の電子組立体が記載されている。しかしながら、その電極パッチは、従来にない特殊な 2 導体型である。その電極組立体は、送信のみか又は受信のみのいずれかである（両方ではない）。（ウイルソン・ネットワークによって生成された）基準信号がベースユニットから、受信のみである右脚用電極パッチにだけ送信される。電極には、ベースユニットからの無線によるのではなく、電極ケーシング上の手動スイッチ経由でのみ、プログラム入力することができる。多重電極として実施するためには、ベースユニットが多数のレシーバを含むものとなり、そのシステムのために、かつ、空中信号伝達のために、多重送信周波数を含むアンテナが必要になる（そのため、ベースユニットの製造を実行するにはより高価になる）。電極又はベースユニットにおけるエラー訂正又は検出能力については一切言及がない。 30 40

【0005】

セガロウィッツの米国特許第 5, 307, 818 号に記載の別の実施の形態において、単一帯状組立体の記載があり、それは、（個々の電極パッチ内にではなく）帯状組立体内に 50

マイクロチップ回路が収められ、12本のリード線によるECGモニターに必要な電極の全てを含むものである。この形態において、電極それぞれからのECG信号は、デジタル形式で符号化された単一の周波数チャンネル上で時分割多重方式によって多重化され、（帯状組立体に収められた）単一のトランスミッタから送信される。しかしながら、本発明において論じるような、多重送信電極の形態での実施に際して、単一の周波数チャンネル上で時分割多重化することは、全く記載がない。

【0006】

本発明は、既存の遠隔計測システムに置き換わることを意図されたものではなく、むしろ病院の既存のECGベッドサイドモニター装置を取り換える必要なしに、病室環境において、より便利な費用効果のある低電力の無線ECGモニターのための解決策を提供しようとするものである。さらに本発明は、ベースユニットが多数の無線トランシーバを遠隔操作でプログラムできるプログラム可能な機能を提供する。これは、無線によるECG取得システムに対してより大きな柔軟性とカスタマイズ機能を提供する。このように、ベッソン他及びセガロウィッツによって提案されたシステムを改良するものであると信じられる。

10

【0007】

（発明の開示）

第一の観点では、無線による心電図（ECG）取得システムが提供される。このシステムは、遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバを複数含み、これらトランシーバの各々が、ECGモニターに使用するためのパッチ電極に関連する。パッチ電極は従来の設計であり、電位を計測するために患者の身体表面に位置付けられるようにする。システムはさらに、個別無線トランシーバの複数にメッセージを送受信するための無線トランシーバからなるベースユニットを含む。メッセージは、個別トランシーバの複数に対する環境設定命令を含む。環境設定命令の例には、下記で詳細に記載されるデータ取得命令、周波数選択命令等の送信制御命令及びその他の命令が含まれる。

20

【0008】

本発明の最初の態様によれば、ベースユニットは、全体時間基本信号を個別無線トランシーバの複数に送信する。全体時間基本信号は、個別無線トランシーバによって取得された信号送信のタイミングを、単一の周波数チャンネルにおける個別の時間枠についてベースユニットに同期させるために用いられる。この時分割多重方式は、無線トランシーバが共通チャンネルを共有する状態で、無線トランシーバの各々が自身の信号を個別の時間枠においてベースユニットに送信するようにする。

30

【0009】

ベースユニットは、表示及びユーザによる分析のため、ECGモニター装置へのインターフェースを有する。ECGモニター装置は、好ましくは、今日の病院環境において通常用いられる従来の標準的モニター装置である。ECG信号は、ベースユニットによって、モニター装置には透明になる方法でモニター装置に提供され、即ち、モニター装置が該信号を従来の有線電極の入力信号から区別することができない形式で、データが形式化され提供される。求められるリード線のいかなる形状をも可能にするためには、ECGモニター装置は個別の電極信号を受け入れるようにすることが好ましい。

40

【0010】

好ましい実施の形態において、ベースユニットと遠隔操作でプログラム可能な複数の無線トランシーバとの間における無線による2方向通信は、様々な環境設定命令の送信を規定するプロトコルに基づき確立される。こうした命令の例としては、登録情報、（開始及び停止メッセージ等の）データ取得の制御命令、送信周波数命令、時間枠命令、増幅器の増幅命令、トランスミッタの制御命令、省電力モード命令、初期化命令等が含まれる。無線トランシーバを遠隔操作でプログラムする能力によっては、電極がどのように環境設定され患者の身体にどのように配置されるかに関して、相当の柔軟性が与えられる。

【0011】

個別無線トランシーバの複数は、左腕、右腕、左足等のような患者の身体の特定位置に取

50

付けられるように設計することができる。より好ましい実施の形態において、個別無線トランシーバは、患者の身体表面における配置の特定位置に対しては普遍的である。ベースユニットは、プログラム作成データを個別無線トランシーバに送信する。プログラム作成データは、個別無線トランシーバに割当てられるべき独自の配置位置に関連する電極位置の位置データ、及び電極識別データを含む。データが無線トランシーバのそれぞれから取得されると、電極識別データ、電極位置の位置データ及び取得された電極信号は、無線トランシーバからベースユニットに送信される。

【0012】

本発明の別の態様において、動的にプログラム可能な無線による心電図（ECG）取得システムが提供される。このシステムは、各々がECGモニターに使用するためにパッチ電極に関連させられた複数の遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバと、これら複数の個別無線トランシーバにメッセージ（例えば命令）を送受信するための無線トランシーバを含むベースユニットからなる。ベースユニット及び個別無線トランシーバの複数は、無線によるプログラム作成プロトコルを実行し、それによって、情報及び命令がベースユニットと個別無線トランシーバとの間で交換される。ベースユニットによって、個別無線トランシーバの登録、設定、及びデータ送信の制御特性が動的に管理される。

【0013】

ベースユニットとトランシーバとの間で送信することができる情報の例として、ベースユニットは、複数の個別無線トランシーバによって取得された信号の送信タイミングを、単一の周波数チャンネルにおける個別の時間枠についてベースユニットに同期させる全体時間基本信号を送信することができる。その他の例としては、下記にさらに詳細に記載するように、データ取得メッセージ、登録メッセージ、初期化メッセージ、周波数選択命令のメッセージ等が含まれる。

【0014】

本発明の更に別の態様においては、無線による遠隔操作でプログラム可能なトランシーバ組立体が提供される。無線トランシーバ組立体は、患者の身体表面上に配置されるパッチ電極に取付けるようにされ、該組立体は電極から取得された信号をベースユニットに送信する。電極トランシーバ組立体には、電極から信号を受け、増幅されたアナログ信号を生成する増幅器と、増幅されたアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、デジタル信号処理装置（DSP）を備えたマイクロコントローラによって実行可能な1組の指令を格納するメモリを有するマイクロコントローラ/DSPのような計算プラットフォームと、ベースユニットに送信するためのデジタル信号を格納するバッファと、ベースユニットにデジタル信号を無線送信するためのアンテナを含む無線トランシーバ・モジュールが含まれる。マイクロコントローラからの命令に応答する周波数発生器が提供される。周波数発生器は、無線トランシーバ組立体からベースユニットへの無線送信が生じる周波数で、信号を生成する。マイクロコントローラは、ベースユニットから受信された制御命令に応答して、無線送信のための周波数を選択するように機能する。

【0015】

本発明の更に別の態様において、患者の身体表面上に配置されるパッチ電極にそれぞれが取付けられるようにされたプログラム可能な複数の無線トランシーバ組立体のためのベースユニットが提供される。ベースユニットには、ベースユニットとプログラム可能な無線トランシーバ組立体との間の送信方向及び受信方向の無線通信用アンテナを含むトランシーバ・モジュールが含まれる。無線によるプログラム可能なトランシーバ組立体からベースユニットへの無線通信は、単一の周波数チャンネルにおける個別の複数の時間枠において生じることになる。ベースユニットはさらに、アンテナに接続された符号器/復号器、マイクロコントローラ及びメモリを含む。マイクロコントローラは、符号器/復号器からの信号のエラー修正を行い、初期化を実行しトランシーバの管理及び命令のルーチンを実行する。

【0016】

ベースユニットはさらに、個別の複数の時間枠において無線トランシーバ組立体の複数から

受信したデータを多重分離する多重分離装置を含む。D/A変換器は、受信され多重分離されたデジタル信号を、アナログ信号に変換する。インターフェースは、アナログ信号を表示のためにモニター装置に供給する。モニター装置は、従前からある従来型ECGモニター装置を含むことが好ましい。供給されたアナログ信号の無線源は、ECGモニター装置に対しては透明である。

【0017】

本発明のこれら及び更にその他の態様及び特徴は、現在のところ好ましい実施の形態である以下の詳細な記載からより明らかになるであろう。本明細書において、「無線トランシーバ」及び「プログラム可能な無線トランシーバ」という用語は、文脈が明らかに別であることを示さない限りは、ユニットとしての無線電極トランシーバ組立体を指すもので、組立体内の実際のトランシーバ・モジュールとは区別される。 10

【0018】

(発明を実施するための最良の形態)

現在のところ、本発明の好ましい実施の形態が添付図面に関連して以下に記載され、その中で、同一参照数字は様々な図において同一要素を指すものとする。本発明は、無線による医療用モニターの従来型使い捨てパッチ電極に嵌まるような寸法にされた多数のスマート無線トランシーバ装置と、既存の従来型ベッドサイドモニター及び表示装置にインターフェースすることが可能な無線電極装置と通信するベースユニットとからなるシステムを提供する。本システムは、特に、無線によるECGモニターに適したものである。電極装置は、登録情報、送信周波数命令、増幅器の利得命令、トランスミッタの制御命令、省電力モード等のようなベースユニットからの命令を受信し、これらの命令を処理し適宜それに応答して無線トランシーバを環境設定するためのハードウェア及びソフトウェア或いはファームウェアを含む。 20

【0019】

無線トランシーバはまた、ベースユニットから全体時間基本信号を受信することが好ましい。全体時間基本信号は、身体表面の入力電位(例えばECG信号)を計測するのに用いられる電極全てに対して、サンプル点の取得タイミングを同期させるために、用いられる。ベースユニットは、(時分割多重方式が通信プロトコルの実施の形態である場合に、所定の時間間隔で)電極のそれぞれから送信されたECG信号を受信し、復調し、(エラー修正をとまなう)復号をし、そのデータをデジタル処理し、必要な信号であればいずれにも調整処理(増幅、濾過リング)を適用し、表示のためにECG信号を標準ECG装置に出力するためのアナログ形式に再変換する。ベースユニットはまた、電極とベースユニットとの間の無線接続がECG装置には透明になるような既存の標準ECG装置への世界共通のインターフェースを有する。ECG装置は、求められるリード線のいかなる形状をも可能にするために、個別電極信号を受け入れる。 30

【0020】

時分割多重方式は、電極による生体電位信号の送信にとって、現在のところ好ましい実施の形態ではあるが、その他の送信方式を用いることもできる。代りの送信方式の例としては、無線通信技術分野において公知の技術である符号分割多重方式がある。

無線トランシーバ及びベースユニットはまた、ECGシステムにおいて用いられる電極それぞれの無線プログラム作成(環境設定)、識別、監査、データ取得制御、及びトランスミッタ制御を可能にするベースユニットと電極との間の独自の無線による通信プロトコルを用いる。本発明の周波数帯域幅の効率性のために、システムは、時分割多重方式を用いることによって、多重チャネルのECG信号送信が、ベースユニットトランシーバと複数の電極装置との間のデジタル的に符号化された単一の周波数チャネル上にあるように設計することができる。例えば、電極のそれぞれは、同じ受信周波数でのベースユニットからの同期データと、該電極のデジタル的に符号化されたECGデータをどの時間枠に送信すべきかという指令とを、受信することになる。このことは、帯域幅が制限されている場合に、同じ病室において複数の患者が無線ECGシステムを使用できるようにする。 40

【0021】

ここで図1を参照すると、現在のところ好ましい実施の形態による、患者12の使用のためのシステム10が概略的に示される。システム10は、患者12からのECG信号を取得し、ECGモニター装置14にそれらを送信する。システム10は、複数の電極組立体16が無線送信方式を用いてベースユニット18からの命令（例えば、同期及び制御命令）を受信し、同様に無線送信方式を用いてベースユニット18にECG信号を送信する無線システムである。かくして、電極組立体16のための厄介な配線は、図示された実施の形態において取除かれる。

【0022】

図1の電極組立体16は、遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバ20からなり、トランシーバのそれぞれは、ECGモニターにおいて用いられる（3Mのレッド・ドット電極のような）従来型パッチ電極22に嵌合するように設計される。無線トランシーバは、図2及び図3に関連してさらに詳細に説明する。ベースユニット18は、個別無線トランシーバの複数にメッセージを送受信する無線トランシーバを含み、図4、図6、図8及び図9に関連してさらに詳細に説明する。ベースユニットはさらに、無線トランシーバ20から受信されたアナログECG信号を従来型ECG表示モニター装置14に提供するためのインターフェースを有する。

10

【0023】

ベースユニット18と無線トランシーバ20との間の無線通信のための好ましい通信方式は、トランシーバとベースユニットとの間のアップリンク方向における共通周波数チャンネルでの時分割多重方式である。無線トランシーバ20のそれぞれは、図5に示すように、チャンネルの特定時間枠においてECG信号を送信する。ダウンリンク方向において、ベースユニットは、共通チャンネルにおいて無線トランシーバの全てを同調させる制御命令及びその他の情報を送信する。時間枠の割当て、周波数の割当て及びその他の送信制御情報は、以下でさらに詳細に説明するように、ベースユニット18によって管理制御される。別の実施の形態は、ベースユニット18と無線トランシーバ20と間の無線通信に対して、無線によるデジタル通信技術分野において当業者であれば周知の符号分割多重アクセス（CDMA）通信方式を用いることである。

20

【0024】

ベースユニット18によって送信されるメッセージはまた、無線トランシーバ20に対する環境設定命令を含む。これらの環境設定命令は、例えば、データ取得のサンプル率の変更又は設定、増幅器の利得設定、及びチャンネルの搬送設定であり、送信時間枠の同期のためのタイミング信号からなるようにすることもできる。好ましくは、ベースユニット18は、無線トランシーバの全てに全体時間基本信号を送信する。全体時間基本信号は、無線トランシーバ20の全てが取得したECG信号の送信タイミングを同期させ、図5において示すように、送信が単一の周波数チャンネルにある個別の時間枠にあるようにする。

30

【0025】

ベースユニットとトランシーバとの間でメッセージ及び情報を交換する空中プログラム作成プロトコルの詳細は、本発明の思想の範囲内において、多くの方法によって達成することができ、当業者であれば容易に想到できるものである。1つの可能性のある実施の形態は、データ・パケットが、ベースユニットと無線トランシーバとの間で送信されるものである。パケット（データのバイト）の特定領域は、公知の無線送信プロトコル、IP又はイーサネット（登録商標）等の従来型データ送信技術又は類似技術により、制御データ、ペイロード・データ、巡回冗長検査又はエラー訂正のデータ等のために、留保される。現在のところ、好ましいプロトコルは、発明の名称が「医療用モニターのための無線プロトコル」である同時出願された米国特許出願番号09/551,719号のモハマド・カール他の特許出願に記載されており、その内容を引用によりここに組み入れる。

40

【0026】

図2は、図1の組立体16におけるパッチ電極22の1つと、これに関連する遠隔操作でプログラム可能な無線トランシーバ20の詳細斜視図であり、図1のパッチ電極と無線トランシーバの全ては、図2に示されたものと同じ構造であると理解されたい。パッチ電極

50

22は、従来の方法で患者身体12の表面に取付けられる。パッチ電極22は、ECG又はその他の信号をピン26に供給する導体を含む。ピン26は、無線トランシーバ20にある相補的なピン受け構造28に嵌合され、その結果、（スナップ式によるように）2つの部品20及び22を系合させる。

【0027】

ピン受け構造28は、局所的接地基準に対する電氣的インパルス無線トランシーバ20の電子回路に導通する。局所的接地基準は、導電性素材により形成された先端部即ち皮膚接触部21Aを有するトランシーバ20に接続された可撓性带状体21からなり、その先端部は、皮膚に接触状態にあるパッチ電極22の下側に配置される。トランシーバが信号の接触点26と局所的接地基準21／21Aとの間の生体電位差を計測できるようにすることが、その目的である。带状体21に用いられる素材は、トランシーバ20から皮膚接触点21Aまでの内部導電線即ちリード線を備えたプラスチック等の薄い可撓性素材とすることができる。皮膚接触点21Aは、その片面が導電性塩化銀（AgCl）の素材21Bによって被覆されていることが好ましい。

【0028】

図3は、図1及び図2の無線トランシーバのブロック図である。トランシーバ組立体20は、従来型使い捨てパッチ電極の柱状ピン26に嵌合する。電極22から供与される電気信号は、無線トランシーバ20の低雑音で可変利得の増幅器30に供給される。増幅器30は前置増幅器段を含むことができる。アナログ信号は、濾過され、サンプルされてA／D変換器32においてデジタル信号に変換される。デジタル信号は、マイクロコントローラ／デジタル信号処理装置34として示された計算プラットフォームに供給される。マイクロコントローラは、A／D変換器32によって供給されたデジタル信号の信号処理を実行する。信号処理機能は、デジタルECG信号の雑音濾過と利得制御とを含む。好ましさでは劣るがもう1つの選択肢である実施の形態において、トランシーバ組立体の利得制御を、アナログ信号経路にある増幅器30の利得の調整によって実行することができる。マイクロコントローラはまた、ベースユニットから受信された命令及びメッセージを処理し、メモリ36に格納されたファームウェア指令を実行する。メモリはさらに、以下に詳細にさらに記載するように独自の電極識別子を格納する。メモリはまた、電極が患者に取付けられる位置に関連付けた配置の位置識別子又はデータを格納することができる。配置の位置識別子又はデータは、ベースユニットから動的にプログラム可能である。

【0029】

処理されたデジタルECG信号は、低電力の内蔵RFアンテナ44を経てベースユニットに送信するために、バッファ38において緩衝され、符号器／復号器40に供給され、RFトランシーバのモジュール42に入力される。トランシーバ42には、変調器／復調器、トランスミッタ、電力増幅器、レシーバ、フィルタ及びアンテナ・スイッチが含まれる。周波数発生器46は、RF送信用の搬送周波数を生成する。周波数は、マイクロコントローラ34による調節が可能である。局所的接地基準に接続された負端子を備えるバッテリ45が、構成部品に直流電力を提供する。マイクロコントローラ／DSP34は周波数発生器46を制御して、データの無線送信用の周波数を選択し、ベースユニットへのメッセージを制御する。計算プラットフォーム34のマイクロコントローラはまた、初期化ルーチンを実行し、レシーバがベースユニットからの命令のための初期設定受信チャネルを走査するようにし、その命令が受信された場合に、トランスミッタは、ベースユニットに割当てられた周波数及び時間枠にある識別情報を送信する。

図3に示す個別ブロックの全て又は一部は、1つ又は複数のマイクロチップに組合わせて、嵌合式の無線トランシーバ組立体20の大きさを小型化することができる。

【0030】

ここで図4を参照すると、ベースユニット18もまたブロック図の形式で示される。ベースユニット18は、無線トランシーバの全てに命令を送信し、トランシーバのそれぞれに指令して、個々に、そのECGデータを（例えば時分割多重方式により）送信する。ベースユニットは、連続して（最高10までの）電極から送信されたECG信号を受信し、次

10

20

30

40

50

に、復調、復号化、エラー修正、多重分離、緩衝、信号調整をそれぞれ行い、電極データのそれぞれを、標準ECGモニター装置14にインターフェースするためのアナログ信号に戻すように、再変換する。ベースユニットはまた、周波数の選択、電力制御等のためにプログラム作成情報を電極に送信する。

【0031】

ベースユニット18は、低電力RFアンテナ50と、搬送周波数を生成するための周波数発生器52と、RFトランシーバ54を含む。トランシーバ54は、変調器／復調器と、トランスミッタと、電力増幅器と、レシーバと、フィルタとアンテナ・スイッチを含む。ベースユニットはさらに、符号器／復号器56と、マイクロコントローラ／デジタル信号処理装置(DSP)58のような計算プラットフォームと、マイクロコントローラ／DSPによる実行のための符号を格納するメモリ60と、システムの診断プログラムやベースユニットソフトウェアのバージョンアップ等を行うテストポートとして用いられるパーソナル・コンピュータに接続するためのI/Oインターフェース59と、ユーザ・インターフェース61とが含まれる。ユーザ・インターフェース61は、以下の電極にプログラム作成情報又はエラー／警報状態を指令するための表示と、ユーザによる要求された入力のためのキーパッド又はボタンと、エラー／警報状態(例えば、外れてしまった電極、低電力バッテリーになった電極又は故障電極)を音で示すための警報装置と、エラー、警報又はプログラム作成状況を視覚的に示すためのLEDとから構成することができる。

10

【0032】

無線トランシーバから受信した時間枠のECGデータは、多重分離装置62において多重分離され、バッファ64に供給される。D/A変換フィルタ・バンク66は、無線トランシーバからのデジタル・データの多重チャンネルを、アナログ形式に変換する。アナログ信号は、増幅器68によって増幅され、OEM(元の機器製造者)の標準ECGモニター装置のインターフェース70に供給される。インターフェース70は、標準コネクタを介してECG表示装置14に直接接続することができるような、ベースユニット18の組立体部品のいずれかであればよく、又は、その表示装置へのケーブル接続部品でもよい。OEMインターフェース70にともなう発想は、病院環境において、互換性のある透明方式で多重アナログECG信号を既に用いられた従来型ECG表示装置に供給することにより、そのことにより、信号が従来型有線電極から生成された場合に、その表示装置がそれら信号を処理することになる。ECG表示装置14のためのアナログ信号取得のハードウェア即ち電子装置に対して精通していることが明らかに求められ、OEMインターフェース回路は、表示装置の製造業者次第で様々である。OEMモニター装置のインターフェースの詳細設計は、当業者であれば容易に想定されることである。

20

30

【0033】

図5を参照すると、無線トランシーバ20とベースユニット18との間の可能な送信体系は、時分割多重方式である。このことにより、単一の送信周波数によってECGシステムの電極全てを用いることが可能になる。電極の全ては、割当てられた受信周波数(ダウンリンク)のチャンネルでベースユニット18からの命令及び同期データ(時間基本信号、基準信号及び制御データ76)を、受信する。電極受信チャンネルは、時分割(時分割多重化)してもよいし、しなくてもよい。電極1即ち20/22Aは、時間枠1即ち72(時間枠2即ち74に対する電極2即ち20/22B等)においてそのデータを、割当てられた送信周波数(アップリンク)チャンネルで送信する。ベースユニット18は、電極20/22からの送信を受信し、個別電極データを多重分離し、緩衝し、再構成する。

40

【0034】

図1のシステム10は、空中プログラム作成メカニズムを利用して、ベースユニット18と無線トランシーバ20との間でメッセージ及び情報を交換する。種類が様々な情報を交換することが可能である。例えば、ベースユニット18は、データ取得制御メッセージを無線トランシーバに送信して、無線トランシーバのマイクロコントローラにデータ取得の開始及び停止を告げる。別の命令は、無線トランシーバに送信された周波数選択命令メッセージであり、そこでは、無線トランシーバが応答して、ベースユニットに取得されたE

50

C G 信号を個別の時間枠で送信するための共通周波数チャネルを選択する。

【0035】

以下は、ベースユニットと無線トランシーバとの間で送信できるプログラム作成可能な命令及びメッセージの一部のリストである。

- a. ベースユニット 18 に対する電極 20 / 22 の登録。これには、ベースユニットによって電極の種類及び独自の関連電極識別子を検出することが含まれる。これにはまた、（例えば、多数のベースユニットが電極の R F 領域内にある場合に）電極に独自のベースユニットの識別子を送信すること、及び電極によってベースユニットの識別子を検出することが含まれる。或いは、患者に割当てられた専用ベースユニットからの命令のみを受信するように、患者の参照番号を電極のそれぞれに格納することもできる。電極それぞれの参照番号はまた、ベースユニットに格納される結果、これらの電極からくるデータのみが受信される。更に別の登録の態様は、専用の電極機能（即ち、患者の身体上の位置）の割当てである。これは、以下でより詳細に記載する。上記命令及びメッセージのそれぞれに基づいて、受信装置は通常、命令の受信を示し求められる情報を送信装置に送り戻す受け取り信号を返信する。
- b. データ取得のサンプル率の環境設定。
- c. 増幅器 30 の利得設定の環境設定。
- d. 前置増幅器のフィルタ幅設定の環境設定。
- e. 搬送チャネルの設定即ちトランシーバの周波数発生器 46 によって生成された搬送信号の周波数の環境設定。
- f. 送信時間枠のためのタイミング信号の環境設定。これをデータ取得率に同期させることが必要である。
- g. バッテリ 45 の利用休止／起動のモード。
- h. バッテリ 45 の低電圧レベルの検出。
- i. データ取得の開始／停止のシナリオ。
- j. データ送信手順。
- k. エラーのサンプルデータの回復／再送信のシナリオ。
- l. システムテストの診断手順。
- m. 電極の現行チャネル設定手順の走査。
- n. 電極の検出手順。
- o. 電極の状態検査。
- p. ベースユニットの状態検査。
- q. データ取得のサブシステム検査。

【0036】

好ましい実施の形態において、すべてのスマート無線トランシーバのために、システムは登録メカニズムを提供し、そのことにより電極識別子がベースユニットへ動的にプログラム入力される。さらに、患者に対する電極の機能的位置（即ち、L A、R A、L L、V 1、V 2、V 3、V 4、V 5、又は V 6）が動的に割当てられる。電極共通識別子（E U I）は、スマート電極の独自の連続番号を符号化することになる。データ処理の間、電極のそれぞれは、（電源投入又は再設定に基づく）登録のそれぞれのシナリオ後に、仮の識別子を割当てられる。仮の識別子は、例えば電極番号及び任意の番号から構成することができる。

【0037】

電極システムの初期化

図 6 は、ベースユニットと無線トランシーバ 20 との間の送信方式が時分割多重方式である場合に使用するための（ベースユニット 18 と電極 20 / 22 の両方の）可能な初期化手順の流れ図を示す。この手順は、E C G システムの電極のそれぞれが独自の識別子と独自の機能的位置 I D（即ち、L A、R A、L L、V 1、V 2、V 3、V 4、V 5、又は V 6）を包含することを想定する。

段階 80 において、ベースユニットに電源が入る。ベースユニットは、3、5 又は 12 の

ようなECGシステムにおいて用いられるリード線数に対して環境設定される。この環境設定は、図9に示され後で説明される表示装置及びボタンのようなベースユニット18にある適切なユーザ・インターフェースによって、容易になすことができる。段階82において、ベースユニットは、そのリストがベースユニットにプログラム入力される受信チャンネルを走査する。段階84において、ベースユニットは、その他のECGベースユニットのいずれかの送信が検出されたかどうかを判断する。検出された場合には、段階86において、ベースユニットは、送信チャンネルとして所定の周波数チャンネルリストから次の未使用周波数を選択する。検出されない場合は、段階88においてベースユニットは、送信チャンネルとして所定の周波数チャンネルリストから最初の周波数を選択する。次に、処理は段階90に進む。

10

【0038】

段階90において、ベースユニットは、段階86又は段階88において決定された初期設定のプログラム作成チャンネル上で電極登録データ及びメッセージの送信を開始する。登録データ及びメッセージには、ベースユニットの識別符号又は連続番号が含まれる。登録データ及びメッセージは先に説明した。このことは、初期化されたこの特定ベースユニットに関連する無線トランシーバが、その他のベースユニットではなく、このベースユニットからの命令に応答するということを保証するものである。段階92においてベースユニットは、必要な電極の全てに指令して所定の周波数チャンネルで送信し、電極のそれぞれに時間枠を割当てて。次にベースユニットは、電極と通信して登録を完了する。いずれかの電極が登録を完了しなかった場合には、段階96においてベースユニットは、どの電極が登録されていないかをユーザ・インターフェース経由でユーザに知らせる。電極の全てについて登録が完了された場合には、段階98においてベースユニットは、新しい所定の周波数チャンネルで命令を受信するように電極の全てに指令する。段階100においてベースユニットは、ECGデータ取得を開始し、割当てられた周波数及び時間枠で送信するように電極の全てに指令する。段階100は、ベースユニットのユーザ・インターフェース介してユーザのプロンプトに応答して開始することができる。データ取得の間、段階102においてベースユニットは、（アップリンク方向）受信データチャンネル上で干渉が生じていないかどうかを継続的にモニターする。（ベースユニットのマイクロコントローラにおいて検出された高ビットのエラー率からのような）過度の干渉が発生した場合には、ベースユニットは、電極が利用可能な周波数リストから送信するための新たなチャンネルを選択し、送信周波数における変更を命じる。

20

30

【0039】

図7は、採用することができる電極の初期化手順の流れ図である。段階110において電極が最初に電源投入されると、電極は受信のみのモードになる。段階112において電極は、いずれかの命令及び同期信号がベースユニットによって送信中であるかどうかを知るために、自動的に初期設定の受信チャンネルを走査する。段階114において、命令及び同期命令が受信されない場合には、電極は、段階112に戻り、その初期設定の周波数リストから別の受信周波数を選択する。命令及び同期データが受信された場合には、段階116において電極は、割当てられた周波数及び割当てし直された時間枠で、ECG信号の取得準備が整い操作状態にあることを示しながら、その（患者の身体上の位置情報を包含する）独自の識別データをベースユニットに送る。

40

【0040】

本発明の別の実施の形態において、遠隔操作でプログラム可能な複数の個別無線トランシーバ20は、患者の身体表面上の配置の特定位置に関しては最初は普遍的である。さらに電極は、プログラム入力された機能的位置の識別子なしで、製造することができる。これは、機能的位置（例えば、LA、RA、LL、V1、V2等）に基づいた個別電極の目録を病院又はユーザに維持させる必要がない点で、有利である。電極組立体の全てを普遍的であると考えて、ユーザがECGシステムを設定するときに、身体上の位置を示す独自の識別子を備えるようにベースユニットによってプログラムすることができる。図8の手順は、ECGシステムを初期化する際の電極それぞれのプログラム作成のために用いること

50

ができる。電極組立体の最初のプログラム作成後においては、システムは、再び電源投入された場合に図 6 の初期化プログラムを経ることのみが必要になる。

【0041】

図 8 は、別の実施の形態における初期化手順を示す。図 9 は、ユーザがベースユニットと対話するのを助けるために、表示 132 とボタン又はキー 133 の複数からなるユーザ・インターフェース 61 を有するベースユニット 18 を示す。初期化準備中の汎用無線トランシーバ 20 群が示される。ユーザは 1 組の印刷済みラベル 135 を有し、図 10 に示すように、それをプラスチック裏面から取外し、無線トランシーバ上に位置づける。

【0042】

ここで図 8 及び図 9 を参照すると、段階 140 においてユーザは、表示 132 のプロンプトに応答すること及びボタン又はキー 133 の 1 つに対してモードを選択することなどによって、ベースユニットを電極のプログラム作成モードに設定する。ベースユニットプログラム作成モードは、プログラム入力されるべき無線トランシーバ 20 に要求してベースユニットに隣接するように（そのために、1 度に 1 つ以上のトランシーバのプログラム作成することを避けながら）、より低電力の送信で行うことができる。もう 1 つの選択肢として、図 9 に示すようにベースユニットは、初期化中にトランシーバのプログラム作成のために、トランシーバにあるソケット又はその他の機能に繋ぐプログラム作成の初期化インターフェース 136 を有する。トランシーバがプログラム作成の初期化インターフェース 136 に繋がるように取付けられると、ベースユニットは、自動的にプログラム作成モードに入ることができるか又は電源投入の際にそのままプログラム作成モードに入ることができる。 10 20

【0043】

いかなる場合であっても、段階 142 において最初の電極組立体 20 / 22 が電源投入され、ベースユニット付近に取付けられるか又はプログラム作成初期化インターフェース 136 に繋がるように位置付けられる。電極の初期化は、電極トランシーバ 20 をベースユニットのプログラム作成の初期化インターフェース 136 にプラグ接続する等の機械的手段によって行うことができる。

【0044】

段階 144 において電極は、初期設定のプログラム作成チャンネルを走査する。段階 146 においてベースユニットは、初期設定の送信チャンネル又は最小の RF 干渉を有するその他の何らかのチャンネルで、低電力のプログラム作成命令を送信する。段階 148 において、電極は、該電極がプログラム作成命令を受信したかどうかを判断する。受信していない場合には、電極は、初期設定のチャンネルリストを走査し、受信のための新しいチャンネルを選択する。受信している場合には、段階 150 において電極は、その割当てられた送信チャンネルで応答メッセージを送信する。段階 152 において、ベースユニットは、該ベースユニットが電極からの応答を受信したかどうかを自ら判断する。受信していない場合には、ベースユニットは段階 146 に戻り、新しい送信チャンネルで低電力のプログラム作成命令を送信する。受信している場合には、段階 153 において、ベースユニットが電極にプログラム作成データを送信する。段階 153 において、プログラム作成データは、独自の電極識別子と、電極位置（LA、RL、又は V3 等）と、独自のベースユニット識別子と、 30 40 上記のようなその他の登録命令を含む。段階 154 において、プログラム作成エラーが検出されたかどうかを電極が判断し、検出された場合には、段階 152 において電極にプログラム作成データを繰返させながら、段階 156 において、ベースユニットに再送信のプログラム・メッセージを送信する。エラー発生がなかった場合には、処理は段階 158 に進み、そこでは、電極がベースユニットに対するプログラム作成を完了する。段階 160 において、ベースユニットは、電極に追加命令を待つように指令する。この時点で、独自のベースユニットの ID が無線トランシーバにプログラム入力されているため、該ベースユニットは、ECG システムの制御チャンネルを走査することができ、トランシーバにプログラム入力されたベースユニットからのみの命令で受信し、作動することができる。段階 162 において、ベースユニットは、ユーザ・インターフェース表示に電極の配置位置を 50

表示し、初期化インターフェース 136 にプログラム作成するためにユーザを促し、次の電極を配置させる。

【0045】

電極の全てがプログラム入力された後に、ベースユニットは、ECGシステムにおいて用いた適切な数の電極に対して自動的に環境設定されることになる。電極のそれぞれがプログラム入力されたときに、ユーザは、ラベル 137 の在庫から電極にプログラム入力された位置を示すラベル 135 を取外し、図 10 に示されるように、そのラベルを（例えば無線トランシーバ 20 の上部即ち上面である）電極に貼付する。

【0046】

以上の説明から、遠隔操作でプログラム可能な個別無線トランシーバ 20 の複数が、医療用モニターにおいて用いるパッチ電極 22 に関連付けたトランシーバ 20 のそれぞれと、個別トランシーバ 20 の複수에メッセージを送受信するための無線トランシーバ 54（図 54）を備えたベースユニット 18 と、からなる動的にプログラム可能な無線による生体電位信号取得システムが記述されたことが理解されるであろう。ベースユニットと無線トランシーバ 20 は、（図 6 及び 8 において示すように）メッセージ及び情報がベースユニットと無線トランシーバ 20 との間で交換される無線によるプログラム作成プロトコルを実行し、それにより、ベースユニットが無線トランシーバの登録、環境設定及びデータ送信の制御特性を管理することができる。

【0047】

好ましくは、ベースユニットは、単一周波数チャネルの個別の時間枠で無線トランシーバによって取得された生体電位信号の送信タイミングに同期させる全体時間ベース信号を、無線トランシーバに送信する。図 1 及び図 4 に示すように、ベースユニットはさらに、表示装置等の従来型 ECG モニター装置へのインターフェース 70 を含み、それにより、取得された ECG 信号を表示のために ECG モニター装置に送信することができる。ベースユニット 18 と無線による遠隔操作でプログラム可能なトランシーバ 20 とからなるシステムは、具体的には、従来型の標準パッチ電極と既存の ECG モニター装置に対する使用に適用され、かくして、ECG 信号を取得し表示用の表示装置にそれらを表示するために、柔軟性のある低価格の便利なシステムを提示することになる。

【0048】

当業者であれば、ここに記載された現在のところ好ましい実施の形態による詳細を、本発明の趣旨及び特許請求の範囲の記載から逸脱することなく、変更し及び修正することができることを理解するであろう。本システムを用いて、ECG 信号、脳波信号、筋電図記録信号、又はその他の種類の信号を取得することができる。この真の趣旨及び範囲は、特許請求の範囲の記載を基準として判断されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

患者からの ECG 信号を取得し、それらを ECG モニター装置に供給する本発明の患者使用システムに関する略図である。

【図 2】

図 1 のパッチ電極の 1 つと遠隔操作によるプログラム可能な関連無線トランシーバの詳細斜視図であり、図 1 のパッチ電極及び無線トランシーバの全ては、この図に示されたものと同構造である。

【図 3】

図 2 の無線トランシーバ組立体のブロック図である。

【図 4】

図 1 のベースユニットのブロック図である。

【図 5】

アップリンク方向（即ち無線トランシーバからベースユニットへの無線送信方向）にある図 1 の複数無線トランシーバからの時分割多重方式、及びベースユニットからダウンリンク方向にある共通チャネルの無線トランシーバへの同期、基準及び制御データ送信を表す

図である。

【図 6】

ベースユニットの初期化ルーチンを表す流れ図である。

【図 7】

無線トランシーバの初期化ルーチンを表す流れ図である。

【図 8】

図 1 の ECG システムを初期化する図 1 の無線トランシーバをプログラム作成するための作成手順の流れ図である。

【図 9】

図 4 のベースユニット及び図 8 の手順に従い初期化される無線トランシーバの斜視図である。 10

【図 10】

図 8 の手順完了後の 3 つの無線トランスミッタの斜視図である。

【図 1】

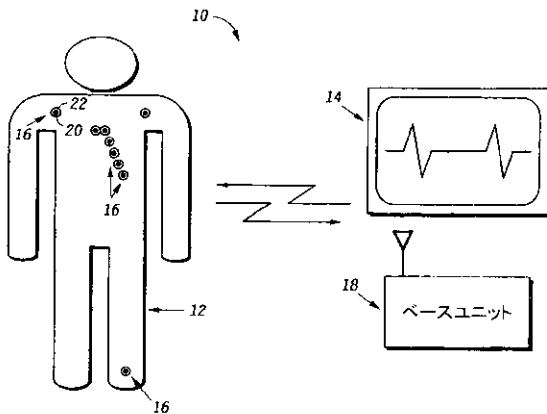


FIG.1

【図 3】

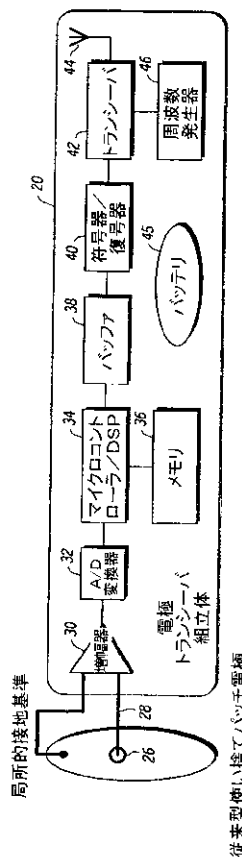


FIG.3

【図 4】

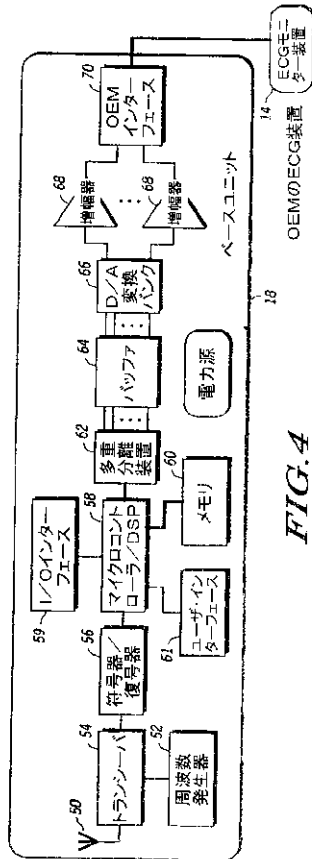


FIG. 4

【図 5】

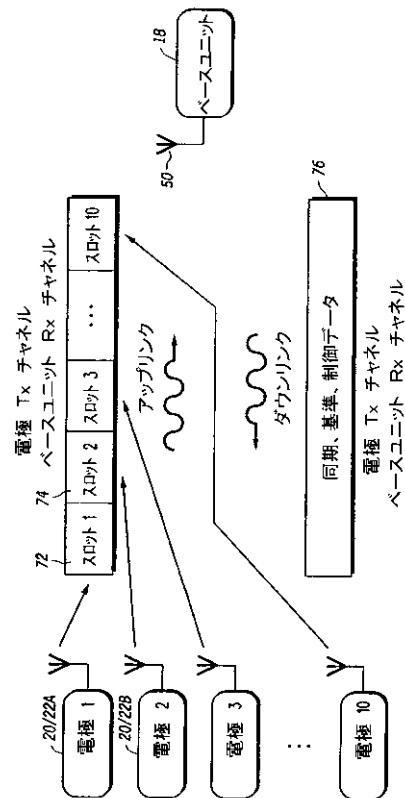


FIG. 5

【図 6】

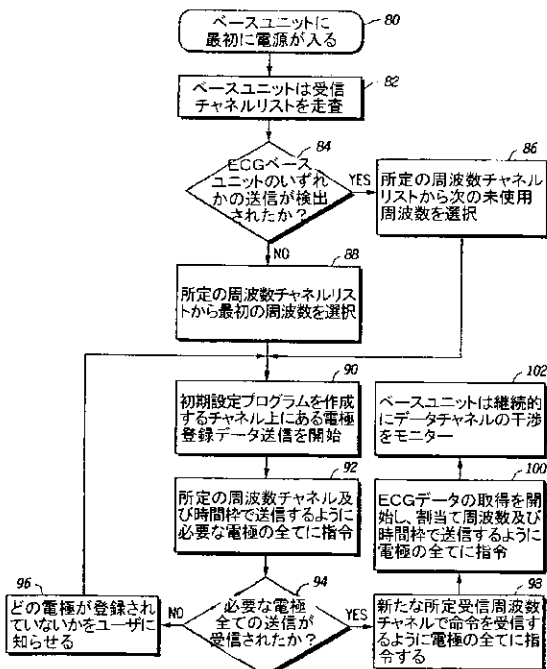


FIG. 6

【図 7】

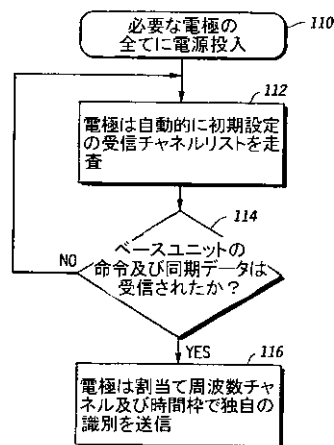


FIG. 7

【図 8】

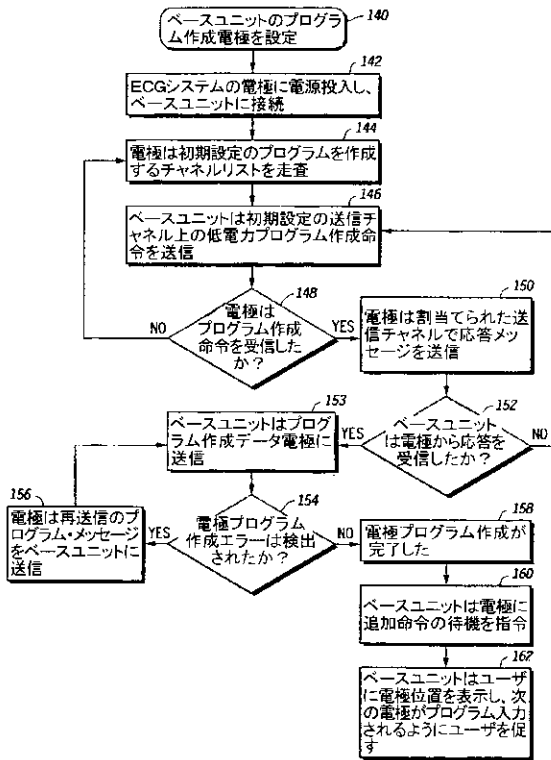


FIG. 8

【図 9】

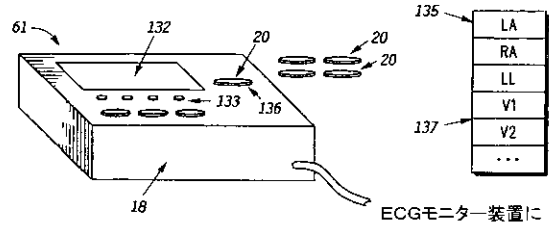


FIG. 9

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
25 October 2001 (25.10.2001)

PCT

(10) International Publication Number
WO 01/78594 A1(51) International Patent Classification: **A61B 5/00, 5/05, A61N 1/08, U36, H04B 1/38**(74) Agents: **FEKETE, Douglas, D. et al.**, Motorola, Inc., Intellectual Property Dept., 1303 East Algonquin Road, Schaumburg, IL 60196 (US).

(21) International Application Number: PCT/US91/12549

(22) International Filing Date: 17 April 2001 (17.04.2001)

(25) Filing Language: English

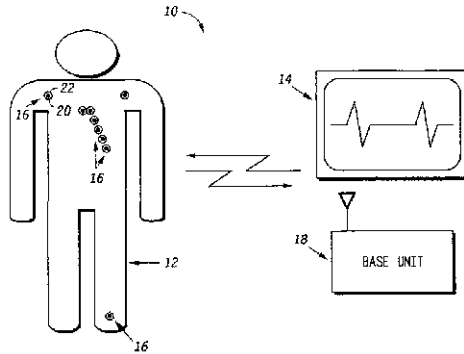
(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 09/551,718 18 April 2000 (18.04.2000) US

(71) Applicant: **MOTOROLA, INC.**, [US/US], 1303 East Algonquin Road, Schaumburg, IL 60196 (US).(81) Designated States (*national*): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CL, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GR, GU, HK, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.(84) Designated States (*regional*): ARIPO patent (GI, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AL, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).Published:
with international search report

[Continued on next page]

(54) Title: PROGRAMMABLE WIRELESS ELECTRODE SYSTEM FOR MEDICAL MONITORING



(57) Abstract: A wireless, programmable system (10) for bio-potential signal acquisition (e.g., electrocardiogram (ECG) data) includes a base unit (18) and a plurality of individual wireless, remotely programmable transceivers (20) that connect to patch electrodes (22). The base unit (18) manages the transceivers (20) by issuing registration, configuration, data acquisition, and transmission commands using wireless techniques. Bio potential signals from the wireless transceivers (20) are demultiplexed and supplied via a standard interface to a conventional monitor (14) for display.

WO 01/78594 A1

WO 01/78594 A1



— before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

**PROGRAMMABLE WIRELESS ELECTRODE SYSTEM FOR
MEDICAL MONITORING**

BACKGROUND OF THE INVENTION

A. Field of the Invention

This invention relates generally to the field of devices used to measure and display bio-potential signals generated by the body. More particularly, the invention relates to a plurality of wireless, remotely programmable electrode transceiver assemblies that are each coupled to a conventional patch electrode, and an associated base unit. The base unit obtains a patient's electrocardiogram (ECG) or other bio-potential signal from the wireless transceivers and supplies the signal to a monitor unit for display. The display may be a standard ECG monitor.

B. Statement of Related Art

Conventional ECG apparatus for hospital bedside monitoring typically requires up to ten wired electrodes. Each electrode is attached to the body of the patient, and has a wire, several feet or more in length, leading to an ECG monitor. Such electrodes are used to detect heart signals from the patient and convert them into a multiple-lead ECG evaluation.

The lengthy wired electrodes of conventional ECG apparatus obstruct the patient and limit the patient's freedom of movement. They are also cumbersome for the physician or assisting nurse. Telemetry systems for wireless ECG monitoring for patients in hospitals currently exist. These systems are more expensive, intended for greater range (higher power), and do not totally eliminate the physical electrode wires attached to the patient. Instead of being connected to the monitor, the electrodes are

WO 01/78594

PCT/US01/12549

each wired to a single transmitter box that is worn by the patient. Some telemetry systems also may not handle a 12 lead ECG (10 wires) because of the wiring that is required between the electrodes and the transmitter box. For example, the Spacelabs Ultraview Modular Digital Telemetry system can only handle a maximum of four leads (5 wires).

Wireless medical monitoring and diagnosis systems have been proposed in the prior art. U.S. Patent 5,862,803 to Besson et al. describes a wireless electrode/sensor patch system with sensor, controller and transceiver electronics contained in an electrode patch assembly. U.S. Patents 5,307,818, 5,168,814 and 4,981,141, all issued to Segalowitz, describe a wireless electrode system for ECG monitoring. The Besson et al. and Segalowitz patents are incorporated by reference herein. The Segalowitz patents describe a single piece electrode patch with built-in microchips for wireless one way communication, and a snap on electronic-assembly that fastens to a disposable electrode patch. However, the electrode patch is a special two-conductor type that is not conventional. The electrode assemblies are either transmit only or receive only (not both). A reference signal (generated from a Wilson network) is transmitted from the base unit to only the Right Leg electrode patch, which is receive only. Electrodes can only be programmed via manual switches on the electrode casing, not over-the-air from the base unit. For the multiple electrode embodiment, the base unit contains multiple receivers and antennas which imply multiple transmit frequencies are required for the system and over-the-air signaling (thus making the base unit more costly to implement). There is no mention of error correction or detection capability in the electrodes or base unit.

In another embodiment of the Segalowitz '818 patent, there is discussion of a

WO 01/78594

PCT/US01/12549

single strip assembly which contains all of the electrodes required for 12-lead ECG monitoring with microchip circuitry contained in the strip assembly (not in the individual electrode patches). In this configuration, the ECG signals from each electrode are multiplexed and transmitted from a single transmitter (contained in the strip assembly) via time multiplexing on a single digitally encoded frequency channel. However, no time multiplexing on a single frequency channel is discussed for their multiple transmit electrode embodiment, as discussed in the present invention.

The present invention is not intended to replace existing telemetry systems, but rather to provide a more convenient and cost effective solution for low power wireless ECG monitoring, in a hospital room environment, without having to replace the hospital's existing ECG bedside monitoring equipment. Furthermore, the present invention provides for programmable features by which a base unit can remotely program multiple wireless transceivers. This provides greater flexibility and customization of a wireless ECG acquisition system. As such, it is believed to be an improvement to the systems proposed by Besson et al. and Segalowitz.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

SUMMARY OF THE INVENTION

In a first aspect, a wireless electrocardiogram (ECG) acquisition system is provided. The system includes a plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, each of which are associated with a patch electrode for use in ECG monitoring. The patch electrodes are of conventional design and adapted to be placed on the surface of the patient's body for measuring electrical potentials. The system further includes a base unit comprising a wireless transceiver for sending and receiving messages to the plurality of individual wireless transceivers. The messages include configuration commands for the plurality of individual transceivers. Examples of the configuration commands include data acquisition commands, transmission control commands, such as frequency selection commands, and other commands described in further detail below.

The base unit, in accordance with this first aspect of the invention, transmits a global time base signal to the plurality of individual wireless transceivers. The global time base signal is used for synchronizing the timing of transmission of signals acquired by the individual wireless transceivers to the base unit in discrete time slots in a single frequency channel. This time division multiplexing provides that each wireless transceiver transmits its signals to the base unit in discrete time slots, with the wireless transceivers sharing a common channel.

The base unit has an interface to an ECG monitor for display and analysis by the user. Preferably, the ECG monitor is a conventional, standard monitor typically used today in the hospital setting. The ECG signals are provided by the base unit to the monitor in a fashion that is transparent to the monitor, i.e., the data is formatted and provided in a form whereby the monitor cannot distinguish the signals from

WO 01/78594

PCT/US01/12549

conventional, wired electrode input signals. The ECG monitor preferably accepts the individual electrode signals in order to develop any required lead configuration.

In a preferred embodiment, the wireless two-way communication between the base unit and the plurality of remotely programmable wireless transceivers is established in accordance with a protocol that provides for transmission of a variety of configuration commands. Examples of such commands include registration information, data acquisition control commands (such as start and stop messages), transmission frequency commands, time slot commands, amplifier gain commands, transmitter control commands, power saving mode commands, initialization commands, and so forth. The ability to remotely program the wireless transceivers gives considerable flexibility over how the electrodes are configured and positioned on the patient's body.

The plurality of individual wireless transceivers could be designed to be installed on particular locations of the patient's body, such as left arm, right arm, left leg, etc. In a more preferred embodiment, the individual wireless transceivers are generic with respect to particular placement locations on the surface of a patient's body. The base unit transmits programming data to the individual wireless transceivers. The programming data includes electrode position location data associated with a unique placement position to be assigned to the individual wireless transceivers, as well as electrode identification data. When the data is acquired from each of the wireless transceivers, the electrode identification data, electrode position location data and the acquired electrode signal are sent from the wireless transceivers to the base unit.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

In another aspect of the invention, a dynamically programmable, wireless electrocardiograph (ECG) acquisition system is provided. The system comprises a plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, each transceiver associated with a patch electrode for use in ECG monitoring, and a base unit comprising a wireless transceiver for sending and receiving messages (e.g., commands) to the plurality of individual wireless transceivers. The base unit and the plurality of individual wireless transceivers implement a wireless programming protocol by which information and commands are exchanged between the base unit and individual wireless transceivers. Registration, configuration, and data transmission control properties of the individual wireless transceivers are managed dynamically by the base unit.

As an example of the information that can be transmitted between the base unit and the transceivers, the base unit may transmit a global time base signal synchronizing the timing of transmission of signals acquired by the plurality of individual wireless transceivers to the base unit in discrete time slots in a single frequency channel. Other examples include data acquisition messages, registration messages, initialization messages, frequency selection command messages, and so forth as described in further detail below.

In yet another aspect of the invention, a wireless, remotely programmable transceiver assembly is provided. The wireless transceiver assembly is adapted to attach to a patch electrode for placement on the surface of a patient's body, the assembly transmitting signals acquired from the electrode to a base unit. The electrode transceiver assembly includes an amplifier receiving a signal from the electrode and generating an amplified analog signal, a analog to digital converter

WO 01/78594

PCT/US01/12549

converting the amplified analog signal into a digital signal, a computing platform such as a microcontroller with a Digital Signal Processor (DSP) function having a memory storing a set of instructions executable by the microcontroller/DSP, a buffer storing digital signals for transmission to the base unit and a wireless transceiver module including an antenna for wireless transmission of the digital signals to the base unit. A frequency generator is provided that is responsive to commands from the microcontroller. The frequency generator generates a signal at frequency at which the wireless transmission from the wireless transceiver assembly to the base unit is to occur. The microcontroller is operative to select a frequency for the wireless transmission in response to control commands received from the base unit.

In still another aspect of the invention, a base unit is provided for a plurality of wireless, programmable transceiver assemblies each adapted to attach to a patch electrode for placement on the surface of a patient's body. The base unit includes a transceiver module including an antenna for wireless communication in transmit and receive directions between the base unit and the wireless, programmable transceiver assemblies. The wireless communication from the wireless, programmable transceiver assemblies to the base unit occurs in a plurality of discrete time slots in a single frequency channel. The base unit further includes an encoder/decoder coupled to the antenna, a microcontroller and a memory. The microcontroller performs error correction on signals from the encoder/decoder and executes initialization and transceiver management and command routines.

The base unit further includes a demultiplexer demultiplexing received data from the plurality of wireless transceiver assemblies in the plurality of discrete time slots. A digital to analog converter converts the received, demultiplexed digital

WO 01/78594

PCT/US01/12549

signals into analog signal. An interface supplies the analog signals to a monitor for display. Preferably, the monitor comprises a conventional, pre-existing ECG monitor. The wireless origin of the supplied analog signals is transparent to the ECG monitor.

These and still other aspects and features of the invention will be more apparent from the following detailed description of a presently preferred embodiment. In this specification, the terms "wireless transceiver" and "programmable wireless transceiver" are meant to refer to the wireless electrode transceiver assembly as a unit, as distinguished from the actual transceiver module within the assembly, unless the context clearly indicates otherwise.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

A presently preferred embodiment of the invention is described below in conjunction with the appended drawing figures, wherein like reference numerals refer to like elements in the various views, and in which:

FIG. 1 is a schematic representation of the system of the present invention in use with a patient to acquire ECG signals from the patient and supply them to an ECG monitor;

FIG. 2 is a detailed perspective view of one of the patch electrodes and associated remotely programmable wireless transceiver of FIG. 1, it being understood that all of such patch electrodes and wireless transceivers of FIG. 1 are of a construction similar to that shown in FIG. 2;

FIG. 3 is a block diagram of the wireless transceiver assembly of FIG. 2;

FIG. 4 is a block diagram of the base unit of FIG. 1;

FIG. 5 is a diagram illustrating the time division multiplexing of transmission from the plurality of wireless transceivers of FIG. 1 in the uplink direction (the

WO 01/78594

PCT/US01/12549

direction of wireless transmission from the wireless transceivers to the base unit), and the transmission of synchronization, reference and control data from the base unit to the wireless transceivers in a common channel in the downlink direction;

FIG. 6 is a flow diagram illustrating a base unit initialization routine;

FIG. 7 is a flow diagram illustrating a wireless transceiver initialization routine;

FIG. 8 is a flow diagram of a programming procedure for programming the wireless transceivers of FIG. 1 when initializing the ECG system of FIG. 1;

FIG. 9 is a perspective view of a base unit of FIG. 4 and a group of wireless transceivers being initialized according to the procedure of FIG. 8; and

FIG. 10 is a perspective view of three wireless transmitters after the procedure of FIG. 8 has been completed.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

The present invention provides a system consisting of multiple smart wireless transceiver devices sized to snap onto conventional disposable patch electrodes for wireless medical monitoring, and a base unit communicating with the wireless electrode devices that is also capable of interfacing to existing conventional bedside monitoring and display equipment. The system is particularly suited to wireless ECG monitoring. The electrode devices receive commands from the base unit such as registration information, transmission frequency commands, amplifier gain commands, transmitter control commands, power saving mode, etc. and include hardware and software or firmware for processing these commands and responsively

WO 01/78594

PCT/US01/12549

configuring the wireless transceiver accordingly.

The wireless transceivers will also preferably receive a global time base signal from the base unit. The global time base signal is used for in synchronizing the timing of acquisition of sample points for all electrodes used in measuring input body surface potentials (e.g., ECG signal). The base unit receives the transmitted ECG signal from each electrode (at predetermined time intervals if time division multiplexing is the embodiment of the communication protocol), demodulates, decodes (with error correction), digitally processes the data, applies any needed signal conditioning (amplification, filtering), and converts back to analog form for outputting the ECG signals to the standard ECG equipment for display. The base unit also has a universal interface to existing standard ECG equipment so that the wireless link between the electrodes and base unit appears transparent to the ECG equipment. The ECG equipment will accept the individual electrode signals for developing any required lead configuration.

While time division multiplexing is a presently preferred embodiment for the transmission of electrode bio-potential signals, other transmission formats could be used. An example of an alternative transmission format is code division multiplexing, a technique known in the wireless communications art.

The wireless transceivers and base unit also use a unique over-the-air communication protocol between the base unit and the electrodes which allows wireless programming (configuration), identification, auditing, data acquisition control, and transmitter control of each electrode used in the ECG system. For frequency bandwidth efficiency of the invention, the system could be designed such that transmission of multi-channel ECG signals is on a single digitally encoded

WO 01/78594

PCT/US01/12549

frequency channel between the base unit transceiver and multiple electrode devices by using time division multiplexing. For example, each electrode will receive synchronization data from the base unit on the same receive frequency, and instruction on which time slot to transmit its digitally encoded ECG data. This makes it possible for multiple patients to use the wireless ECG system in the same hospital room if there is limited bandwidth.

Referring now to FIG. 1, a system 10 according to a presently preferred embodiment is shown schematically for use with a patient 12. The system 10 acquires ECG signals from the patient 12 and supplies them to an ECG monitor 14. The system 10 is a wireless system, in that a plurality of electrode assemblies 16 receive commands (e.g., synchronization and control commands) from a base unit 18 using wireless transmission methods, and supply the ECG signals to the base unit 18 using wireless transmission methods as well. Thus, cumbersome wires for the electrode assemblies 16 are eliminated in the illustrated embodiment.

The electrode assemblies 16 of FIG. 1 consist of a plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers 20, each transceiver designed to snap onto a conventional patch electrode 22 (such as the 3M Red dot electrode) used in ECG monitoring. The wireless transceivers are described in further detail in conjunction with Figure 2 and 3. The base unit 18 includes a wireless transceiver for sending and receiving messages to the plurality of individual wireless transceivers, and is described in further detail in conjunction with Figures 4, 6, 8 and 9. The base unit further has an interface for providing analog ECG signals received from the wireless transceivers 20 to a conventional ECG display monitor 14.

A preferred communications format for wireless communication between the base unit 18 and the wireless transceivers 20 is time division multiplexing in a common frequency channel in the uplink direction, that is between the transceivers and the base unit. Each wireless transceiver 20 transmits ECG signals in a particular time slot in the channel, as indicated in FIG. 5. In the downlink direction, the base unit transmits control commands and other information in a common channel that all the wireless transceivers are tuned to. The time slot assignment, frequency assignment, and other transmission control information is managed and controlled by the base unit 18, as described in further detail below. An alternative embodiment is to use code division multiple access (CDMA) communication format for wireless communication between the base unit 18 and the wireless transceivers 20, a technique known to persons skilled in the wireless digital communication art.

The messages transmitted by the base unit 18 also include configuration commands for the wireless transceivers 20. These configuration commands can be, for example, change or set the data acquisition sampling rate, amplifier gain setting, and channel carrier settings, and can also consist of a timing signal for synchronization of the transmission time slot. Preferably, the base unit 18 transmits a global time base signal to all of the wireless transceivers. The global time base signal synchronizes the timing of transmission of the ECG signals acquired by all of the wireless transceivers 20, such that the transmissions are in discrete time slots in a single frequency channel, as shown in FIG. 5.

The details of the over-the-air programming protocol to exchange messages and information between the base unit and the transceivers may be arrived at in many ways within the spirit of the present invention, and is considered within the ability of

WO 01/78594

PCT/US01/12549

a person skilled in the pertinent art. In one possible embodiment, packets of data are transmitted between the base unit and the wireless transceivers. Particular fields in the packets (bytes of data) are reserved for control data, payload data, CRC or error correction data, etc. in accordance with known wireless transmission protocols, conventional data transmission techniques such as IP or Ethernet, or similar techniques. A presently preferred protocol is described in the application of Mohammad Khair et. al filed concurrently herewith, entitled "Wireless Protocol for Medical Monitoring", Serial no. 09/551,719, the contents of which are incorporated by reference herein.

FIG. 2 is a detailed perspective view of one of the patch electrodes 22 and associated remotely programmable wireless transceiver 20 assembly 16 of FIG. 1, it being understood that all of such patch electrodes and wireless transceivers of FIG. 1 are of a construction similar to that shown in FIG. 2. The patch electrode 22 is adhered to the surface of the patient's body 12 in conventional fashion. The patch electrode 22 includes a conductor 24 supplying ECG or other signals to a pin 26. The pin 26 is received in complementary pin receiving structure 28 in the wireless transceiver 20 so as engage (as in a snap fit) the two parts 20 and 22.

The pin receiving structure 28 conducts electrical impulses with respect to a local ground reference to electronic circuitry in the wireless transceiver 20. The local ground reference consists of a flexible strip 21 connected to the transceiver 20 having a tip or skin contact 21A, made from a conductive material, which is placed underneath the patch electrode 22 in contact with the skin. The purpose is to allow the transceiver to measure the bio-potential difference between the signal contact point 26 and the local ground reference 21/21A. The material used for the strip 21

WO 01/78594

PCT/US01/12549

could be a thin flexible material such as plastic with an internal conductive trace or lead wire from the transceiver 20 to the skin contact point 21A. The skin contact point 21A is preferably coated with conductive silver chloride (AgCl) material 21B on one side thereof.

FIG. 3 is a block diagram of the wireless transceiver of FIG.s 1 and 2. The transceiver assembly 20 snaps onto the post pin 26 of a disposable conventional patch electrode. Electrical signals provided from the electrode 22 are supplied to a low noise, variable gain amplifier 30 in the wireless transceiver 20. The amplifier 30 may include a pre-amp stage. The analog signal is filtered, sampled and converted to digital signals in the A/D converter 32. The digital signals are supplied to a computing platform, illustrated as a microcontroller/Digital Signal Processor 34. The microcontroller performs signal processing of the digital signal supplied by the A/D converter 32. The signal processing functions include noise filtering and gain control of the digital ECG signal. In an alternative but less-preferred embodiment, gain control in the transceiver assembly could be performed by adjustment of the amplifier 30 gain in the analog signal path. The microcontroller also processes commands and messages received from the base unit, and executes firmware instructions stored in a memory 36. The memory further stores a unique electrode identifier as described in further detail below. The memory may also store a position location identifier or data associated with a position the electrode is attached to the patient. The position location identifier or data is dynamically programmable from the base unit.

The processed digital ECG signals are buffered in a buffer 38, supplied to an encoder/decoder 40 and fed to a RF transceiver module 42 for transmission to the base unit via a low power built-in RF antenna 44. The transceiver 42 includes a

WO 01/78594

PCT/US01/12549

modulator/demodulator, transmitter, power amp, receiver, filters and an antenna switch. A frequency generator 46 generates a carrier frequency for the RF transmission. The frequency is adjustable by the microcontroller 34. A battery 45 with a negative terminal connected to a local ground reference provides DC power to the components. The microcontroller/DSP 34 controls the frequency generator 46 so as to select a frequency for wireless transmission of data and control messages to the base unit. The microcontroller in the computing platform 34 also executes an initialization routine wherein the receiver scans a default receive channel for commands from the base unit, and if the commands are received the transmitter transmits identification information in an assigned frequency and time slot to the base unit.

All or some of the individual blocks shown in FIG. 3 could be combined in a microchip or microchips to miniaturize the size of the snap-on wireless transceiver assembly 20.

Referring now to FIG. 4, the base unit 18 is shown also in block diagram form. The base unit 18 transmits commands to all of the wireless transceivers and instructs each transceiver to transmit its ECG data individually (such as in time division multiplexing). The base unit receives the transmitted ECG signals from the electrodes (up to 10) in sequence and then demodulates, decodes, error corrects, de-multiplexes, buffers, signal conditions, and reconverts each electrode's data back to an analog signal for interfacing to the standard ECG monitor 14. The base unit also transmits programming information to the electrodes for frequency selection, power control, etc.

The base unit 18 includes a low power RF antenna 50, a frequency generator

WO 01/78594

PCT/US01/12549

52 for generating a carrier frequency and an RF transceiver 54. The transceiver 54 includes a modulator/demodulator, transmitter, power amp, receiver, filters and an antenna switch. The base unit further includes an encoder/decoder 56, a computing platform such as a microcontroller/Digital Signal Processor (DSP) 58, and a memory 60 storing code for execution by the microcontroller/DSP, and I/O interface 59 for connection to a personal computer which is used as a test port for running system diagnostics, base unit software upgrades, etc., and a user interface 61. The user interface 61 may consist of the following: a display for indicating electrode programming information or error/alarm conditions, a keypad or buttons for user requested inputs, an alarm unit for audibly indicating error/alarm conditions (for example a detached, low battery or failed electrode), and LEDs for visually indicating error, alarm or programming status.

The time slot ECG data received from the wireless transceivers is demultiplexed in demultiplexer 62 and supplied to a buffer 64. A digital to analog filter bank 66 converts the multiple channels of digital data from the wireless transceivers to analog form. The analog signals are amplified by amplifiers 68 and supplied to an OEM (original equipment manufacturer) standard ECG monitor interface 70. The interface 70 could be either part of the base unit 18 assembly so that it can directly plug into the ECG display equipment 14 via a standard connector, or it could be part of a cable connection to the display equipment. The idea with the OEM interface 70 is to supply multiple analog ECG signals to the conventional ECG display equipment already used in the hospital environment, in a compatible and transparent manner, such that the display equipment would treat the signals as if they were generated from conventional wired electrodes. Familiarity with the analog

WO 01/78594

PCT/US01/12549

signal acquisition hardware or electronics for the ECG display equipment 14 will be required obviously, and the OEM interface circuitry may vary depending on the manufacturer of the display equipment. The OEM monitor interface detailed design is considered within the ability of a person skilled in the art.

Referring to FIG. 5, a possible transmission scheme between the wireless transceivers 20 and the base unit 18 is time division multiplexing. This allows a single transmit frequency to be used by all the electrodes in the ECG system. All electrodes receive commands and synchronization data (time base signal, reference signal and control data 76) from the base unit 18 on an assigned receive frequency (downlink) channel. The electrode receive channel may or may not be slotted (time multiplexed). Electrode 1 20/22A transmits its data on time slot 1 72 (Electrode 2 20/22B on time slot 2 74, etc.) at the assigned transmit frequency (uplink) channel. The base unit 18 receives the transmission from the electrodes 20/22 and demultiplexes, buffers, and reconstructs the individual electrode data.

The system 10 of FIG. 1 utilizes an over the air programming mechanism to exchange messaging and information between the base unit 18 and the wireless transceivers 20. Various types of information could be exchanged. For example, the base unit 18 transmits a data acquisition control message to the wireless transceivers, which tells the microcontroller in the wireless transceivers to start and stop data acquisition. Another command would be a frequency selection command message sent to the wireless transceivers, in which the wireless transceivers responsively select a common frequency channel for transmission of acquired ECG signals to the base unit in discrete time slots.

The following is a list of some of the possible programming commands and

WO 01/78594

PCT/US01/12549

messages that could be sent between the base unit and the wireless transceivers:

- a. Registration of electrodes 20/22 with the base unit 18. This would include the detection of the electrode type and an associated unique electrode identifier by the base unit. This could also include transmission of a unique base unit identifier to the electrodes (for example where multiple base units are within RF range of the electrodes) and detection of the base unit identifier by the electrode. Also, a patient reference number could also be stored in each electrode so it only receives commands from a specific patient-assigned base unit. Each electrode reference number is also stored in the base unit, so that data coming only from these electrodes is accepted. An additional registration feature would be assignment of a specific electrode function (i.e., position on the patient's body). This is discussed in more detail below. With each of the above commands and messages, the receiving unit would typically transmit back an acknowledgment signal indicating the receipt of the command and sending back any required information to the transmitting unit.
- b. Configuration of data acquisition sampling rate.
- c. Configuration of amplifier 30 gain setting.
- d. Configuration of preamplifier filter band settings.
- e. Configuration of carrier channel settings, namely the frequency of the carrier signal generated by the frequency generator 46 in the transceivers.
- f. Configuration of timing signal for transmission time slot. This needs to be synchronized with the data acquisition rate.
- g. Battery 45 utilization sleep/activation mode.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

- h. Battery 45 low voltage level detection.
- i. Data acquisition start/stop scenario.
- j. Data transmit procedure.
- k. Error sample data recover/retransmit scenario.
- l. System test diagnostic procedure
- m. Scan of electrode current channel setting procedure
- n. Electrode detection procedure.
- o. Electrode status audit.
- p. Base unit status audit.
- q. Data acquisition subsystem audit.

In a preferred embodiment, for every smart wireless transceiver, the system will provide a registration mechanism whereby an electrode identifier is dynamically programmed into the base unit. Additionally, the electrode functional position on the patent (i.e., LA, RA, LL, V1, V2, V3, V4, V5, or V6) is dynamically assigned. An Electrode Universal Identifier (EUI) will encode the smart electrode unique serial number. During data transaction, each electrode is assigned a temporary identifier after each registration scenario (on power up or reconfiguration). The temporary identifier can be composed of electrode number and random number for example.

Electrode System Initialization

Figure 6 shows a flow diagram of a possible initialization procedure (for both the base unit 18 and electrodes 20/22) for use where the transmission scheme between the base unit and the wireless transceivers 20 is time division multiplexing. This

WO 01/78594

PCT/US01/12549

procedure assumes that each electrode in the ECG system contains a unique identifier and a unique functional position ID (i.e., LA, RA, LL, V1, V2, V3, V4, V5, or V6).

At step 80, the base unit is powered up. The base unit is configured for the number of leads used in the ECG system, such as 3, 5 or 12. The configuration could be facilitated by means of any suitable user interface on the base unit 18, such as a display and buttons as shown in FIG. 9 and described subsequently. At step 82, the base unit scans its receive channels, a list of which is programmed into the base unit. At step 84, the base unit determines whether any other ECG base unit transmissions are detected. If so, at step 86 the base unit selects the next unused frequency from the list of predetermined frequency channels as a transmit channel. If not, at step 88 the base unit selects the first frequency from the list of predetermined frequency channels as the transmission channel. The process then proceeds to step 90.

At step 90, the base unit starts transmitting electrode registration data and messages on the default programming channel determined in steps 86 or 88. The registration data and messages include a base unit identification code or serial number. The registration data and messages were described earlier. This insures that the wireless transceivers to be associated with this particular base unit being initialized respond to commands from this base unit and no other base unit. At step 92, the base unit instructs all required electrodes to transmit on a predetermined frequency channel, and assigns time slots to each electrode. The base unit then communicates with electrodes to complete registration. If a particular electrode or electrodes did not complete registration, the base unit indicates via its user interface which electrode is not registered at step 96. If registration is completed for all the electrodes, the base units instruct all electrodes to receive commands on a new

WO 01/78594

PCT/US01/12549

predetermined frequency channel at step 98. At step 100, the base unit instructs all electrodes to begin ECG data acquisition and to transmit at the assigned frequency and in the assigned time slot. Step 100 may be started in response to a user prompt via the base unit user interface. During data acquisition, at step 102 the base unit continuously monitors for interference on the receive data channel (uplink direction). If excessive interference occurs (such as from a high bit error rate detected in the base unit microcontroller), the base unit selects a new channel from the list of available frequencies for the electrodes to transmit on and commands a change in transmit frequency.

FIG. 7 is a flow diagram of an electrode initialization procedure that may be employed. When the electrodes are initially powered up at step 110, the electrodes will be in a receive only mode. At step 112, the electrodes automatically scan the default receive channel to see if any commands and synchronization signals are being transmitted by the base unit. If no commands and synchronization commands are received at step 114, the electrode goes back to step 112 and selects another receive frequency from its list of default frequencies. If commands and synchronization data have been received, at step 116 the electrode sends its unique identification data (containing information on the position on the patient's body) on the assigned frequency and in the assigned time slot back to the base unit, indicating to the base unit that it is ready to acquire ECG signals and is in an operating condition.

In an alternative embodiment of the invention, the plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers 20 are initially generic with respect to particular placement locations on the surface of a patient's body. Furthermore, the electrodes could be manufactured without preprogrammed functional position

WO 01/78594

PCT/US01/12549

identifiers. This is advantageous since it would not be necessary to have the hospital or user maintain an inventory of individual electrodes based on functional position (i.e., LA, RA, LL, V1, V2, etc.). All the electrode assemblies are considered generic and could be programmed with unique identifiers indicating the position on the body by the base unit when the user sets up the ECG system. The procedure of FIG. 8 could be used for programming of each electrode when initializing the ECG system. After first time programming of the electrode assemblies, the system only needs to go through the initialization program of FIG. 6 when it is powered up again.

FIG. 8 shows the initialization procedure in the alternative embodiment. FIG. 9 shows the base unit 18 having a user interface 61 comprising a display 132 and a plurality of buttons or keys 133 for assisting the user to interact with the base unit. A group of generic wireless transceivers 20 are shown ready for initialization. The user has a set of pre-printed labels 135, which are removed from a plastic backing and placed on the wireless transceivers as shown in FIG. 10.

Referring now to FIG. 8 and 9, at step 140 the user sets up the base unit into an electrode programming mode, such as by responding to prompts on the display 132 and selecting the mode with one of the buttons or keys 133. The base unit programming mode could be done at lower power transmissions, requiring the wireless transceiver 20 to be programmed to be adjacent to the base unit (thereby avoiding programming more than one transceiver at a time). Alternatively, as shown in FIG. 9, the base unit has a programming initialization interface 136 which makes contact with a socket or other feature in the transceiver for purposes of programming the transceiver during initialization. When the transceiver is placed into contact with

WO 01/78594

PCT/US01/12549

the programming initialization interface 136, the base unit could automatically go into programming mode, or it could simply go into programming mode upon power up.

In any event, at step 142 the first electrode assembly 20/22 is powered up and placed near the base unit or positioned in contact with the programming initialization interface 136. The initialization of the electrodes could be done by mechanical means, such as plugging the electrode transceiver 20 into the base unit programming initialization interface 136.

At step 144, the electrode scans the default programming channel. At step 146, the base unit sends a low power programming command on the default transmit channel or some other channel that has the least RF interference. At step 148, the electrode determines whether it has received the programming command. If not, the electrode scans the list of default channels and selects a new channel to listen on. If so, the electrode transmits a response message on its assigned transmit channel at step 150. At step 152, the base unit determines whether it has received the response from the electrode. If not, the base unit goes back to step 146 and transmits the low power programming command on a new transmit channel. If so, the base unit transmits programming data to the electrode at step 153. At step 153, the programming data includes the electrode unique identifier, including the electrode position (LA, RL, or V3, etc.), the base unit unique identifier, and other registration commands as described above. At step 154, the electrode determines whether a programming error was detected, and if so at step 156 sends a retransmit program message to base unit causing it to repeat the programming data at step 152. If no error occurred, the process proceeds to step 158, at which the electrode completes programming with the base unit. At step 160, the base unit instructs the electrode to wait for additional

WO 01/78594

PCT/US01/12549

commands. At this point, since the unique base unit ID has been programmed in the wireless transceiver, it can scan ECG system control channels and receive and operate on commands only from the base unit that programmed the transceiver. At step 162, the base unit displays the electrode placement position on the user interface display and prompts the user to place the next electrode for programming into the initialization interface 136.

After all the electrodes have been programmed, the base unit will automatically be configured for the proper number of electrodes used in the ECG system. As each electrode is programmed the user removes a label 135 from the stock of labels 137 indicating the position programmed on the electrode and applies the label to the electrode (e.g., to the top or upper surface of the wireless transceiver 20), as shown in FIG. 10.

From the foregoing description, it will be appreciated that we have described a dynamically programmable, wireless bio-potential signal acquisition system, comprising: a plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers 20, each transceiver associated with a patch electrode 22 for use in medical monitoring, and a base unit 18 comprising a wireless transceiver 54 (FIG. 4) for sending and receiving messages to the plurality of individual transceivers 20. The base unit and wireless transceivers 22 implement a wireless programming protocol by which messages and information are exchanged between base unit 18 and wireless transceivers 20 (such as shown in FIG. 6 and 8) whereby registration, configuration, and data transmission control properties of the wireless transceivers may be managed by the base unit.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

Preferably, the base unit transmits a global time base signal to the wireless transceivers, the global time base signal synchronizing the timing of transmission of biop-potential signals acquired by the wireless transceivers in discrete time slots in a single frequency channel. As shown in FIG. 1 and 4, the base unit further comprises an interface 70 to a conventional ECG monitoring equipment such as a display, whereby acquired ECG signals may be transmitted to the ECG monitoring equipment for display. The system of base unit 18 and wireless remotely programmable transceivers 20 is particularly well adapted for use with standard conventional patch electrodes and existing ECG monitoring equipment, and thus presents a flexible, low cost and convenient system for acquiring ECG signals and presenting them to a display unit for display.

Persons skilled in the art will appreciate that the details of the presently preferred embodiment described herein can be changed and modified without departure from the spirit and scope of the invention. The system can be used to acquire ECG signals, electroencephalogram signals, electromyography signals, or other types of signals. This true spirit and scope is to be determined in reference to the appended claims.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

WE CLAIM:

1. A wireless bio-potential signal acquisition system, comprising:
 - a) a plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, each of said transceivers associated with a patch electrode for use in medical monitoring, and
 - b) a base unit comprising a wireless transceiver for sending and receiving messages to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, said messages including configuration commands for said plurality of individual, programmable wireless transceivers;

said base unit transmitting a global time base signal to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, said global time base signal for synchronizing the timing of transmission of signals acquired by said plurality of individual, programmable wireless transceivers to said base unit in discrete time slots in a single frequency channel.

said base unit further comprising an interface to a monitor, whereby said acquired signals may be sent from said base unit to said monitor for display.
2. The system of claim 1, wherein said base unit transmits a data acquisition control message(s) to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers.
3. The system of claim 1, wherein said base unit transmits a frequency selection command message(s) to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, said plurality of individual, remotely programmable wireless

WO 01/78594

PCT/US01/12549

transceivers responsively selecting a common frequency channel for transmission of said acquired signals to said base unit in said discrete time slots.

4. The system of claim 3, wherein said individual, remotely programmable wireless transceivers store a list of available, predetermined frequency channels for transmission of said acquired signals to said base unit and wherein said frequency selection command message(s) commands said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers to transmit said acquired signals to said base unit on one of said predetermined frequency channels.

5. The system of claim 1, wherein said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers are generic with respect to particular placement locations on the surface of a patient's body, and wherein said base unit transmits programming commands to said individual, remotely programmable wireless transceivers, said programming commands including electrode position location data associated with a unique placement position for said individual, remotely programmable wireless transceivers and electrode identification data.

6. The system of claim 5, wherein said base unit further comprises a display, and wherein said unique placement position for said individual, remotely programmable wireless transceivers is displayed on said display to a user.

7. The system of claim 5, wherein said individual, remotely programmable wireless transceivers transmit response message(s) to said base unit in response to said programming commands.

8. The system of claim 1, wherein said system is used to acquire ECG signals.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

9. The system of claim 1, wherein said system is used to acquire electroencephalogram signals.

10. The system of claim 1, wherein said system is used to acquire electromyography signals.

11. A dynamically programmable, wireless bio-potential signal acquisition system, comprising:

a) a plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, each of said transceivers associated with a patch electrode for use in medical monitoring, and

b) a base unit comprising a wireless transceiver for sending and receiving messages to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers,

c) wherein said base unit and said plurality of individual, programmable wireless transceivers implement a wireless programming protocol by which said messages are exchanged between said base unit and said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers whereby registration, configuration, data acquisition control, and data transmission control properties of said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers may be managed by said base unit.

12. The system of claim 11, wherein said base unit transmits a global time base signal to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, said global time base signal for synchronizing the timing of transmission of signals acquired by said plurality of individual, programmable wireless transceivers to said base unit in discrete time slots in a single frequency channel.

13. The system of claim 11, wherein said base unit further comprises an interface to conventional monitoring and display equipment, whereby said acquired signals may be sent from said base unit to said monitoring and display equipment for display.

14. The system of claim 11, wherein said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers are generic with respect to particular placement locations on the surface of a patient's body, and wherein said base unit transmits programming data to said individual, remotely programmable wireless transceivers, said programming data including electrode position location data associated with a unique placement position for said individual, remotely programmable wireless transceivers and electrode identifier data.

15. The system of claim 14, wherein said base unit further comprises a display, and wherein said unique placement position for said individual, remotely programmable wireless transceivers is displayed on said display to a user.

16. The system of claim 11, wherein said base unit transmits a frequency selection command message(s) to said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers, said plurality of individual, remotely programmable wireless transceivers responsively selecting a common frequency channel for transmission of acquired signals to said base unit in discrete time slots.

17. The system of claim 16, wherein said individual, remotely programmable wireless transceivers store a list of available, predetermined frequency channels for transmission of said acquired signals to said base unit and wherein said frequency selection command message(s) commands said plurality of individual, remotely

WO 01/78594

PCT/US01/12549

programmable wireless transceivers to transmit said acquired signals to said base unit on one of said predetermined frequency channels.

18. The system of claim 11, wherein said system is used to acquire ECG signals.

19. The system of claim 1, wherein said system is used to acquire electroencephalogram signals.

20. The system of claim 1, wherein said system is used to acquire electromyography signals.

21. A wireless, programmable transceiver adapted to attach to a patch electrode for placement on the surface of a patient's body, said transceiver transmitting signals acquired from said electrode to a base unit, comprising:

- an amplifier receiving a signal from said electrode and generating an amplified analog signal;

- an anti-aliasing filter removing undesirable frequencies;

- an analog to digital converter converting said amplified, filtered analog signal into a digital signal;

- a computing platform having a memory storing a set of instructions executable by said computing platform and performing signal processing of said digital signal;

- a buffer storing said digital signal for transmission to said base unit;

- a wireless transceiver module including an antenna for wireless transmission of said digital signal between said wireless programmable transceiver assembly and said base unit; and

- a frequency generator responsive to said microcontroller for generating a frequency at which said wireless transmission is to occur;

WO 01/78594

PCT/US01/12549

wherein said computing platform is operative to select a frequency for said wireless transmission in response to control commands received from said base unit at said wireless transceiver module.

22. The apparatus of claim 21, wherein said memory stores an electrode identifier.

23. The apparatus of claim 21, wherein said memory stores position location data associated with a position said electrode is attached to said patient, and wherein said position location data is dynamically programmable from said base unit.

24. The apparatus of claim 21, wherein said transmitter transmits said digital signal to said base unit in a time slot assigned by said base unit.

25. The apparatus of claim 24, wherein said microcontroller executes an initialization routine wherein said wireless transceiver module scans a default receive channel for commands from said base unit, and if said commands are received transmits identification information in an assigned frequency and time slot in said frequency to said base unit.

26. A base unit for a plurality of wireless, programmable transceivers each adapted to attach to a patch electrode for placement on the surface of a patient's body, comprising:

a transceiver module including an antenna for wireless communication in transmit and receive directions between said base unit and said wireless, programmable transceivers, said wireless communication from said plurality of wireless, programmable transceivers to said base unit occurring in a plurality of discrete time slots in a single frequency channel;

an encoder/decoder coupled to said antenna;

WO 01/78594

PCT/US01/12549

a computing platform and a memory, said computing platform performing error correction, processing information in control messages and data in digitized signals from said encoder/decoder;

a demultiplexer demultiplexing received data from said plurality of wireless, programmable transceiver assemblies in said plurality of discrete time slots;

a digital to analog converter for converting received, demultiplexed digital signals from said plurality of wireless, programmable transceiver assemblies into analog signals; and

an interface supplying said analog signals to a monitor for display.

27. The base unit of claim 26, wherein said base unit transmits a global time base signal to said plurality of wireless programmable transceivers, said global time base signal for synchronizing the timing of transmission of data acquired by said wireless programmable transceivers to said base unit in said discrete time slots in said single frequency channel.

28. The base unit of claim 26, wherein said base unit transmits a frequency selection command message to said wireless programmable transceivers, said wireless programmable transceivers responsively selecting a common frequency channel for transmission of acquired data to said base unit in said discrete time slots in said selected common frequency channel.

29. The base unit of claim 26, wherein said base unit executes an initialization program illustrated in FIG. 6.

30. The base unit of claim 26, wherein said base unit transmits programming data to said wireless programmable transceivers, said programming data

WO 01/78594

PCT/US01/12549

comprising an electrode identifier and an electrode position identifier associated with a position in which said wireless programmable transceiver is to be located on a patient.

31. The base unit of claim 30, further comprising a display displaying position information programmed to said plurality of wireless programmable transceivers.

32. The base unit of claim 26, wherein said base unit implements an initialization routine illustrated in FIG. 8.

33. The base unit of claim 26, further comprising a programming initialization interface for contacting said wireless programmable transceivers for transmission of programming commands to said wireless programmable transceivers.

34. The apparatus of claim 21 wherein said computing platform includes a microcontroller.

35. The apparatus of claim 15, wherein said computing platform includes a digital signal processor.

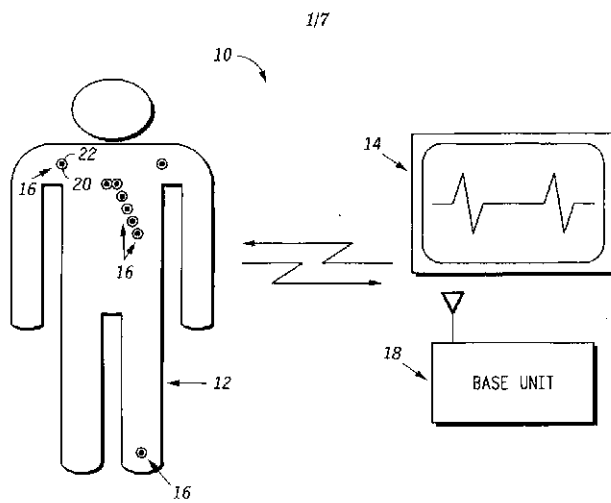
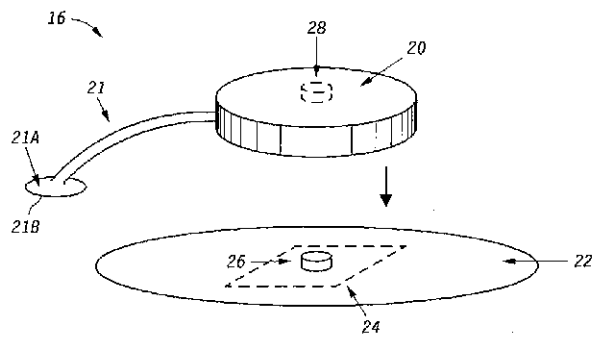
36. The system of claim 11, wherein said wireless transceivers communicate with said base unit in a Code Division Multiple Access (CDMA) communication format.

37. The base unit of claim 26, wherein said wireless transceivers communicate with said base unit in a Code Division Multiple Access (CDMA) communication format.

38. The apparatus of claim 21, wherein said wireless transceiver communicates with said base unit in a Code Division Multiple Access (CDMA) communication format.

WO 01/78594

PCT/US01/12549

**FIG.1****FIG.2**

WO 01/78594

PCT/US01/12549

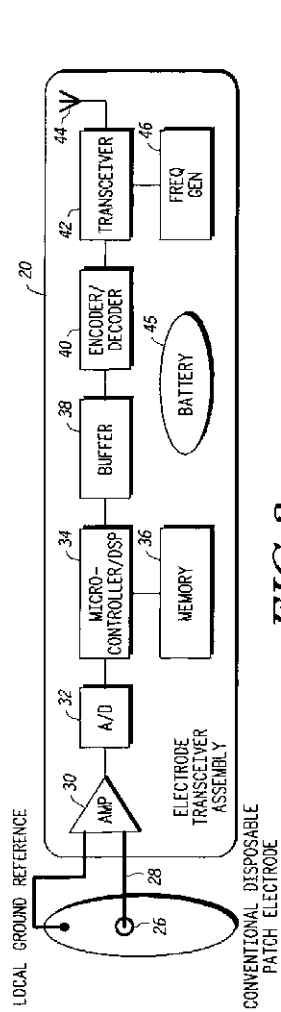


FIG. 3

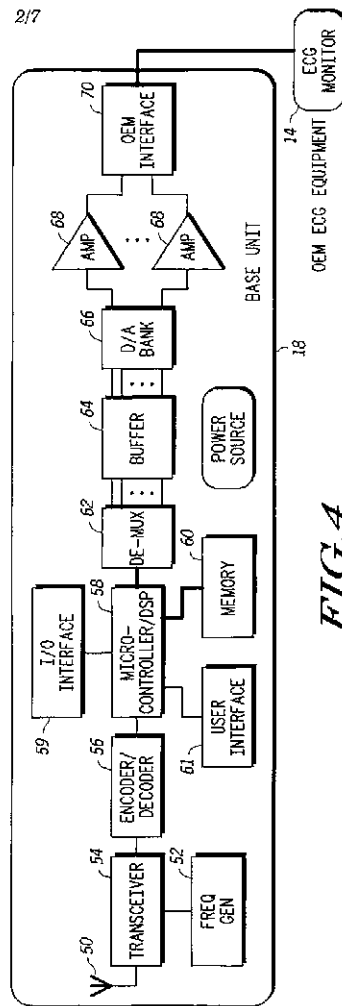


FIG. 4

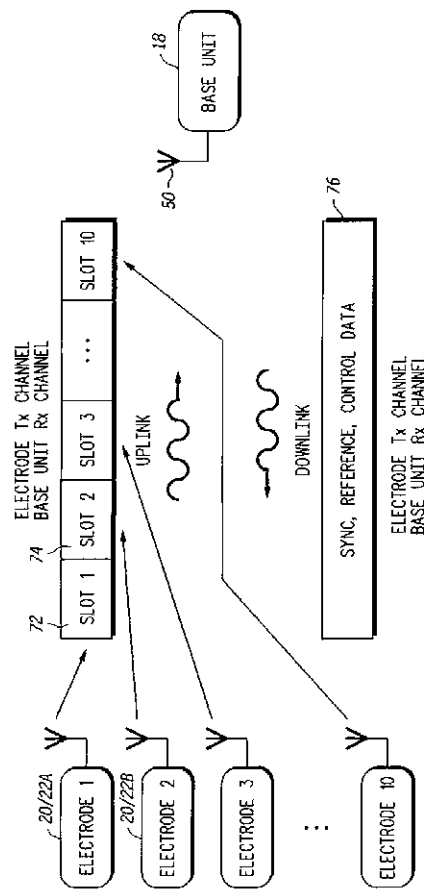


FIG. 5

WO 01/78594

PCT/US01/12549

4/7

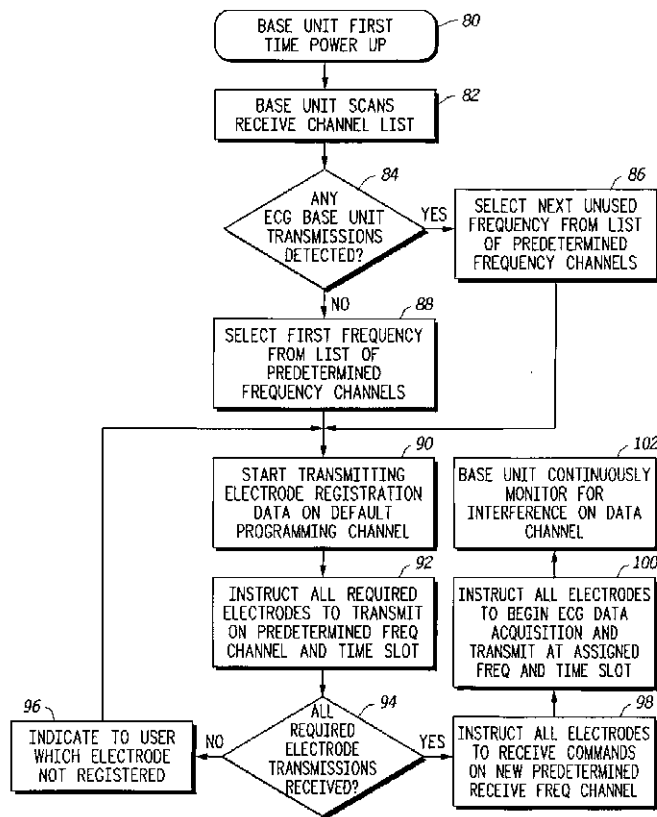
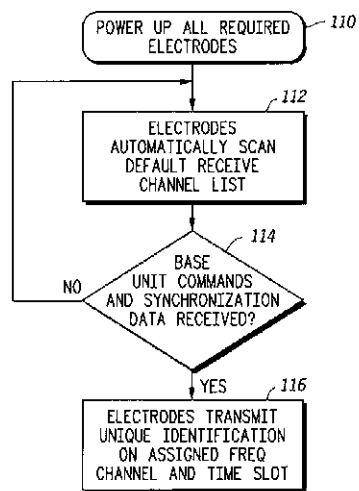


FIG. 6

WO 01/78594

PCT/US01/12549

5/7

**FIG. 7**

WO 01/78594

PCT/US01/12549

6/7

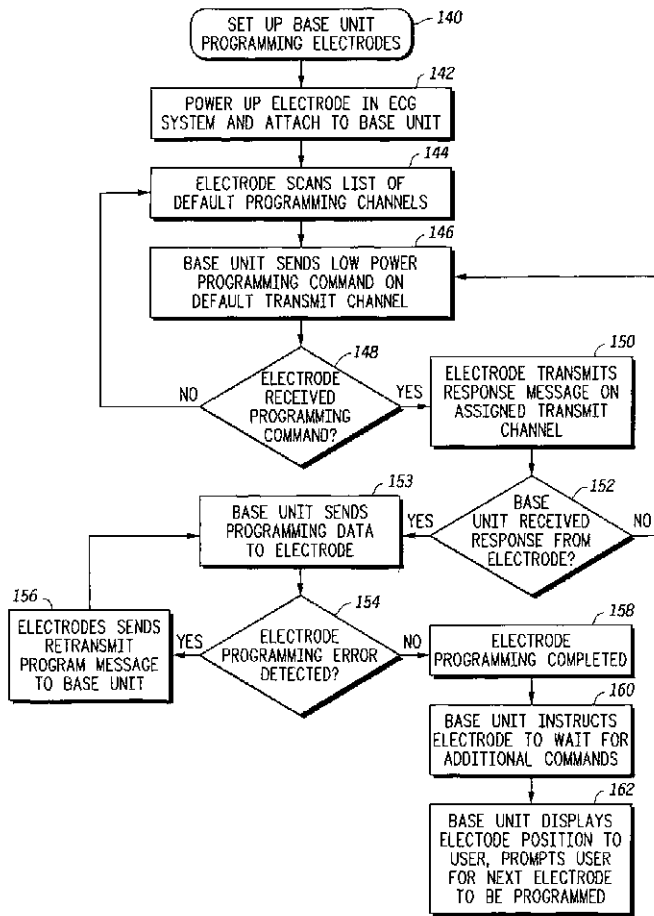
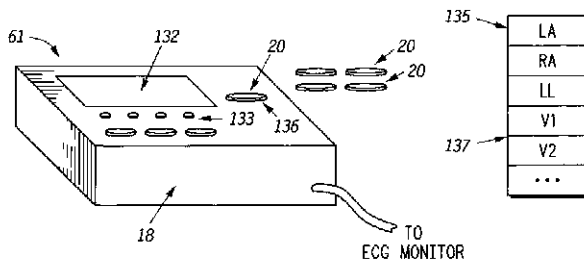
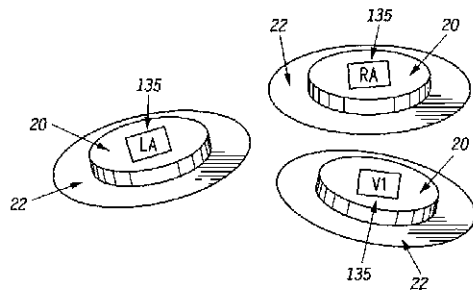


FIG. 8

WO 01/78594

PCT/US01/12549

7/7

**FIG.9****FIG.10**

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/12549
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 5/00, 5/05; A61N 1/08, 1/36; H04B 1/38 US CL. : 128/696; 600/544, 347; 607/30, 2; 375/219 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 128/696; 600/544, 347, 509; 607/30, 2; 375/219 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,862,803 A (BESSON et al.) 26 January 1999, abstract, fig. 1-2, col. 18-col. 25,	1-5, 8-10
X	US 5,957,854 A (BESSON et al.) 28 September 1999	1-5, 8-13, 18-20
Y,P	US 6,181,734 B1 (PALERMO) 30 January 2001 whole document	21-24, 25-38
Y	US 5,930,295 A (ISLBY, Jr. et al) 27 July 1999 see whole document	21-24, 26-38
Y	US 5,511,553 A (SEGALOWITZ) 30 April 1996 see whole document	1-5, 8-10, 11-12-14, 18-20
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents "A" documents defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier documents published on or after the international filing date "C" documents which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "D" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "E" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "F" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "G" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "H" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "I" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 13 JUNE 2001		Date of mailing of the international search report 21 AUG 2001
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized official CONGVAN TRAN Telephone No. (703) 305-5318

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)*

フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷ F I テーマコード (参考)
H 0 4 B 7/24 A 6 1 B 5/04 3 3 0

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,S G,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫

(74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤

(72)発明者 カイア モハンマド
アメリカ合衆国 イリノイ州 6 0 1 9 5 ホフマン エステイツ ビセック ドライヴ 1 6 7
9

(72)発明者 エヌジー リチャード
アメリカ合衆国 イリノイ州 6 0 0 1 3 ケアリ チャンスリー レーン 9 7 9

(72)発明者 ロペス サルヴァドール
アメリカ合衆国 イリノイ州 6 0 0 6 8 パーク リッジ ノース ハムライン 5 2 5

(72)発明者 ガエム サンヤー
アメリカ合衆国 ヴァーモント州 2 3 3 2 1 チェサピーク メドウ グリーン コート 2 8
2 2

(72)発明者 オルソン ウィリアム エル
アメリカ合衆国 イリノイ州 6 0 0 4 6 レイク ヴィラ ウェスト レイク アベニュー 2
1 5 8 5

Fターム(参考) 4C027 AA02 AA03 AA04 CC00 FF00 FF01 JJ03 KK03
5K067 AA34 BB27 DD27 DD51 HH23

专利名称(译)	可编程无线电极系统，用于医疗监护仪		
公开(公告)号	JP2004500217A	公开(公告)日	2004-01-08
申请号	JP2001575900	申请日	2001-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
[标]发明人	カイアモハンマド エヌジーリチャード ロベスサルヴァドール ガエムサンヤー オルソンウィリアムエル		
发明人	カイア モハンマド エヌジー リチャード ロベス サルヴァドール ガエム サンヤー オルソン ウィリアム エル		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/044 A61B5/0476 A61B5/0488 A61N1/05 A61N1/08 H04B7/24 H04W28/14 H04W60/00 H04W72/02 H04W88/02		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04085 A61B5/6833 A61B2560/0412 A61N1/05 H04L67/125 H04W28/14 H04W60/00 H04W72/02 H04W88/02		
FI分类号	A61B5/04.R A61B5/00.102.C H04B7/24.D A61B5/04.314.G A61B5/04.324 A61B5/04.330		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/AA03 4C027/AA04 4C027/CC00 4C027/FF00 4C027/FF01 4C027/JJ03 4C027/KK03 5K067/AA34 5K067/BB27 5K067/DD27 5K067/DD51 5K067/HH23		
代理人(译)	中村稔 小川伸男 西岛隆义		
优先权	09/551718 2000-04-18 US		
其他公开文献	JP2004500217A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于生物电位信号采集的无线可编程系统（例如，心电图（ECG）数据）包括基本单元和连接到贴片电极的多个单独的无线远程可编程收发器。基本单元通过使用无线技术发出注册，配置，数据获取和传输命令来管理收发器。来自无线收发器的生物电位信号被解复用并通过标准接口提供给传统的监视器以供显示。

