

(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2006-501873

(P2006-501873A)

(43) 公表日 平成18年1月19日(2006.1.19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 102C	4C027
A61B 5/04 (2006.01)	A61B 5/04 R	4C117
A61B 5/0404 (2006.01)	A61B 5/04 310H	
A61B 5/0402 (2006.01)	A61B 5/04 310M	
A61B 5/0478 (2006.01)	A61B 5/04 300R	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 26 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-561415 (P2003-561415)  
 (86) (22) 出願日 平成15年1月22日 (2003.1.22)  
 (85) 翻訳文提出日 平成16年8月6日 (2004.8.6)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/001875  
 (87) 国際公開番号 W02003/061465  
 (87) 国際公開日 平成15年7月31日 (2003.7.31)  
 (31) 優先権主張番号 60/350,840  
 (32) 優先日 平成14年1月22日 (2002.1.22)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

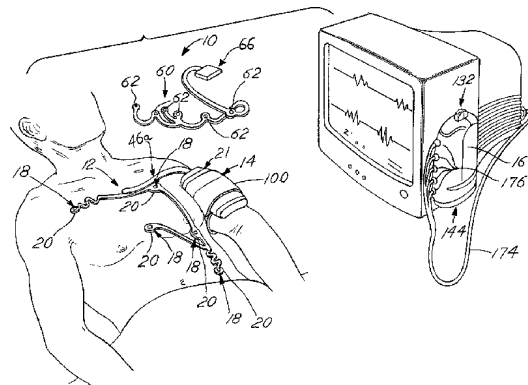
(71) 出願人 504206894  
 ジーエムピー ワイヤレス メディシン  
 インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 33  
 301 フォート ローダーデール スイ  
 ート 1701 ワン イースト ブロウ  
 ード ブールバード  
 (71) 出願人 504278640  
 ホップマン、ニコラス シー.  
 アメリカ合衆国 イリノイ州 60047  
 レイク チューリッヒ エリック コー  
 ト 310

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線 ECG システム

(57) 【要約】

患者から生理データを検出するためのシステム、より詳しく言えば、患者から心電 ( ECG ) 情報を検出してその情報をテレメトリで中央監視ステーションに送信するためのシステム。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

少なくとも 1 人の患者の生理データを監視するためのシステムであって、  
患者から生理信号を取り込むための複数のセンサを持つ胸部アセンブリに取り外し可能に接続される少なくとも 1 つの人体電子ユニットであって、該人体電子ユニットは生理信号を送信するための送信器を含む人体電子ユニットと、  
人体電子ユニットからの生理信号を受信するための受信器と、その生理信号を送信するための送信器とを含む少なくとも 1 つの中継器と、  
少なくとも 1 つの中継器から生理信号を無線で受け取るための受信器を含む少なくとも 1 つの基地局であって、該少なくとも 1 つの基地局は少なくとも 1 つのモニタに接続することができる基地局と、  
を組み合わされた状態で含むシステム。

10

## 【請求項 2】

少なくとも 1 つの中継器がさらに信号調整ユニット、誤り訂正ユニット、および信号圧縮ユニットを含む請求項 1 のシステム。

## 【請求項 3】

少なくとも 1 つの人体電子ユニットと少なくとも 1 つの中継器の間で送信される生理信号がブルートゥース・プロトコルを使って送信される請求項 1 のシステム。

## 【請求項 4】

少なくとも 1 つの中継器の間と少なくとも 1 つの基地局の間で送信される生理信号がブルートゥース・プロトコルを使って送信される請求項 1 のシステム。

20

## 【請求項 5】

少なくとも 1 つの基地局が少なくとも 1 つの人体電子ユニットから収集されたデータを制御する請求項 1 のシステム。

## 【請求項 6】

少なくとも 1 つの人体電子ユニットが、少なくとも 1 つの中継器に送られる各デジタル信号に、少なくとも 1 つの人体電子ユニットに対応する電子的な識別番号を付けることができる請求項 1 のシステム。

## 【請求項 7】

さらに複数の中継器を含み、少なくとも 1 つの人体電子ユニットがさらにそれらの中継器と通信を確立するためのスイッチオーバー・プロトコルを含む請求項 1 のシステム。

30

## 【請求項 8】

胸部アセンブリがさらに、  
複数のセンサに取り外し可能に接続するための複数の電極コネクタを持つ保持部と、  
保持部に取り付けられた胸部アセンブリ・コネクタと、  
人体電子ユニット内部の回路を完全にするための胸部アセンブリ・コネクタのセンサ・ピンと、  
を含む請求項 1 のシステム。

## 【請求項 9】

胸部アセンブリがさらに  
第 1 の面が複数の導電要素と接着しており、第 2 の面がシールド層と接着している第 1 の面と第 2 の面を持つ基層と、  
基層の上に位置する第 1 の絶縁層と、  
基層の下に位置する第 2 の絶縁層と、  
を含む請求項 1 のシステム。

40

## 【請求項 10】

生理信号の波形処理が少なくとも 1 つの基地局の中で行われる請求項 1 のシステム。

## 【請求項 11】

生理信号の波形処理がモニタの中で行われる請求項 1 のシステム。

## 【請求項 12】

50

基地局がスナップ端子により少なくとも1つのモニタに接続することができる請求項1のシステム。

【請求項13】

さらに複数の人体電子ユニットを含み、該複数の人体電子ユニットは少なくとも1つの中継器に生理信号を同時に送信する請求項1のシステム。

【請求項14】

少なくとも1人の患者から生理データを集めるためのシステムであって、

患者から生理信号を取り込むための複数のセンサを持つ胸部アセンブリに取り外し可能に接続される少なくとも1つの人体電子ユニットであって、該人体電子ユニットは生理信号を送信するための送信器を含む人体電子ユニットと、

10

人体電子ユニットから生理信号を受け取るための受信器とその生理信号を送信するための送信器を含む少なくとも1つの中継器と、

中継器から生理信号を無線で受け取るための受信器を含む中央基地局であって、該中央基地局は少なくとも1つのモニタに接続することができる中央基地局と、を組み合わせられた状態で含むシステム。

【請求項15】

少なくとも1つの中継器がさらに信号調整ユニット、誤り訂正ユニット、および信号圧縮ユニットを含む請求項14のシステム。

【請求項16】

少なくとも1つの人体電子ユニットと少なくとも1つの中継器の間で送信される生理信号がブルートゥース・プロトコルを使って送信される請求項14のシステム。

20

【請求項17】

少なくとも1つの中継器の間および少なくとも1つの中央基地局の間で送信される生理信号がブルートゥース・プロトコルを使って送信される請求項14のシステム。

【請求項18】

中央基地局が少なくとも1つの人体電子ユニットから収集されたデータを制御する請求項14のシステム。

【請求項19】

少なくとも1つの人体電子ユニットが、少なくとも1つの中継器に送られる各デジタル信号に、少なくとも1つの人体電子ユニットに対応する電子的な識別番号を付けることができる請求項14のシステム。

30

【請求項20】

さらに複数の中継器を含み、少なくとも1つの人体電子ユニットがさらにそれらの中継器と通信を確立するためのスイッチオーバー・プロトコルを含む請求項14のシステム。

【請求項21】

生理信号の波形処理が少なくとも1つの基地局の中で行われる請求項14のシステム。

【請求項22】

生理信号の波形処理がモニタの中で行われる請求項14のシステム。

【請求項23】

胸部アセンブリがさらに、

40

複数のセンサに取り外し可能に接続するための複数の電極コネクタを持つ保持部と、

保持部に取り付けられた胸部アセンブリ・コネクタと、

人体電子ユニット内部の回路を完全にするための胸部アセンブリ・コネクタのセンサ・ピンと、

を含む請求項14のシステム。

【請求項24】

胸部アセンブリがさらに

第1の面が複数の導電要素と接着しており、第2の面がシールド層と接着している第1の面と第2の面を持つ基層と、

基層の上に位置する第1の絶縁層と、

50

基層の下に位置する第 2 の絶縁層と、  
を含む請求項 2 3 のシステム。

【請求項 2 5】

中央基地局がスナップ端子により少なくとも 1 つのモニタに接続することができる請求項 1 4 のシステム。

【請求項 2 6】

さらに複数の人体電子ユニットであって、該複数の人体電子ユニットは少なくとも 1 つの中継器に生理信号を同時に送信する人体電子ユニットを含む請求項 1 4 のシステム。

【請求項 2 7】

さらに複数の中継器であって、該複数の中継器は中央基地局に生理信号を同時に送信する中継器を含む請求項 1 4 のシステム。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は心臓監視システムに関し、より詳しく言えば、無線心電計（ECG）システムに関する。本発明の心臓監視システムは患者から心電（ECG）情報のような生理データを検出してその情報をテレメトリで中央監視ステーションに送信する。

【背景技術】

【0002】

心電計（ECG）システムは患者の心臓の電気的活動を観測する。従来の ECG システムは、患者の特定の場所に取り付けられた導電性のパッドすなわち電極を使って、各拍動の間に心臓によって発生される電気インパルスを検出する。心臓からの電気インパルスの検出に応じて、電極は心臓の活動を示す電気信号を発生する。典型的には、これらの電極信号は多数のケーブルすなわち電線で電極から据え置き ECG モニタに直接に送られる。ECG モニタはいろいろな信号処理および計算を行い、生の電気信号を、医師による精査のためにディスプレイに表示または印刷されることができる意味のある情報に変換する。 20

【0003】

テレメトリ・システムは、通常 ECG 患者を ECG モニタに繋ぎ止める多数のケーブルや電線を必要とする従来の有線 ECG システムに代わるものを提供する。従来のテレメトリ・システムは、患者の体に取り付けられた複数の電極に電線で接続される、携帯式のテレメトリ・ボックスを使用する。患者の心臓からの電気信号は電極により検出され、テレメトリ・ボックスにより収集される。次に、テレメトリ・ボックスは、その電気信号を処理して波形データにし、そのデータを、中央監視ステーションに有線接続されたドロップ・アンテナに、あまり大きくない距離を送信する。ドロップ・アンテナにより受信されたデータは中央監視ステーションに送られる。中央監視ステーションでは、医療提供者が、テレメトリ・システムに接続された患者の実時間の心電データを遠隔で見て監視することができる。 30

【0004】

しかしながら、既存のテレメトリ・システムを使うためには、病院は、それらの病棟に、患者から中央監視ステーションに情報を中継するためのケーブルやアンテナの大がかりなネットワークを新設しなければならない。そのようなシステムのケーブル、アンテナ、および設置に伴うコストはかなり大きい。さらに、既存のテレメトリ・システムの多くは独自のものであり、従来の据え置き ECG モニタや他のテレメトリの構成要素と一緒に動作するように設計されていない。したがって、費用効率が高く、既存のすなわち従来のテレメトリ・システムや ECG の構成要素と広く互換性がある ECG システムに対するニーズがある。 40

【0005】

発明の概要

本発明は、既存のすなわち従来の ECG モニタと広く互換性がある無線 ECG システム 50

に関する。さらに、本発明は、患者から心電情報や他の生理データを収集して送信してその情報やデータをテレメトリで中央監視ステーションに送信するための心電テレメトリ・システムに関する。本発明は患者から生理データを収集するためのデータ収集ユニットを含む。データ収集ユニットは胸部アセンブリと遠隔電子ユニットを含む。胸部アセンブリは患者に取り付けられ、患者の心臓の電気信号を検出する。胸部アセンブリは遠隔電子ユニットに接続され、電気信号を遠隔電子ユニットに伝える。遠隔電子ユニットはその信号を処理して、そのデータを中継器に送信する。

#### 【0006】

中継器は複数の遠隔電子ユニットからのデータ送信を同時に受信し転送することができる。システムを利用している各患者がいつでも複数の中継器の有効範囲内にあるように重なり合う領域から成るセル・パターンでカバーするために、複数の中継器が病院中の場所に設置される。各中継器は、次に、遠隔電子ユニットからの送信を中央監視ステーションに転送する。中央監視ステーションは、複数の中継器から送られてきた信号を処理して、そのデータを、病院の担当者がシステムに接続されている患者の実時間の生理データを遠隔で見たりあるいは監視できる1つまたは複数のモニタに送る中央基地局を含む。

10

#### 【0007】

本発明のこれらのおよびその他の新しい利点、詳細、実施例、特徴および目的は、この後の本発明の詳細な説明、添付の特許請求の範囲、およびこの明細書の後に一覽説明されており、本発明の説明に役立つ添付の図面から、この分野の熟練者には明らかであろう。

#### 【0008】

本発明の上記の面とその利点の多くは、以下の好ましい実施例の詳細な説明を添付の図面と共に読むことにより、容易に理解されるであろう。

20

#### 【0009】

好ましい実施の形態の説明

本発明のより良い理解のために、特許請求の範囲および添付の図面と併せて、以下の詳細な説明が参照される。簡潔に言えば、本発明は、無線の、携帯可能なECGシステムに関する。図1を参照して、ECGシステム10は、胸部アセンブリ12、人体電子ユニット14、および基地局16を含む。

#### 【0010】

胸部アセンブリ12は、複数の電極コネクタ18を接続する、一体の自由に曲げられる回路である。図3を参照して、電極コネクタはそれぞれ18a、18b、18c、18dおよび18eというラベルが付けられている。電極コネクタ18は、電極すなわちセンサ20に接続する取り外し可能な接続部を持つ。電極コネクタ18は、スナップ端子を持つ電極20に接続するスナップ端子を持つことが好ましい。各電極コネクタ18は電気信号を伝えるための導電要素すなわちトレースに接続している。導電要素すなわちトレースは、胸部アセンブリ12に沿って延び、胸部アセンブリ・コネクタ21に接続している。

30

#### 【0011】

図2を参照して、胸部アセンブリ12は、軽量で適度な対湿性を持つ材料、例えばデュポン社のSontara(登録商標)や他の適当な織物、から作られている外層22、24を持つ。接着層26、28はそれぞれ絶縁層30、32を外層22、24に固定する。絶縁層30、32はマイラー(Mylar)(登録商標)(ポリエステル)フィルムまたは他の適当な絶縁材料から作られている。接着層34、36は絶縁層30、32を基層38に固定する。基層38はマイラー・フィルムから作られることが好ましく、第1の面40と第2の面42を持つ。電極コネクタ18に接続している導電要素すなわちトレースが、基層38の第1の面40に設けられている。1つのこのような導電要素すなわちトレースが39で示されている。胸部アセンブリ12に対する外部の妨害すなわち無線周波数のノイズを低減させるためのシールド層44が基層38の第2の面42に設けられている。シールド層44は誘電性、または導電性または導磁性の材料の単一または複数の層から構成することができる。胸部アセンブリ12をさらによく絶縁し、外部から加えられた電位がECGシステムに入り込むのを防止するために、電極コネクタ18の背部をマイラーで被覆しても

40

50

よい。シールド層はXパターンの格子を含むことが好ましい。

#### 【0012】

図1に戻って、胸部アセンブリ12は5つの電極20に着き、患者に電極を大まかに位置決めするための手段を提供し、それにより心臓の電氣的活動の“7リード”解析まで可能にする。胸部アセンブリ12が患者に正しく置かれて正しい電極すなわちセンサ20に接続されるように、電極コネクタ18はラベルを付け、色で識別できるようにすることが好ましい。例えば、再び図3を参照して、電極コネクタは18a、18b、18c、18d、18eはそれぞれRL、LA、LL、RAおよびVというラベルが付けられている。胸部アセンブリ12は、RA電極コネクタが患者の胸の右側の第1および第2肋間腔のあたりに置かれた電極に接続され、LA電極コネクタが患者の胸の左側の第1および第2肋間腔のあたりに置かれた電極に接続され、RLおよびLL電極コネクタが患者の胸部の左側に置かれた電極に接続され、そしてV電極コネクタが患者の胸の中央部の第4および第5肋間腔のあたりに置かれた電極に接続されるように構成されている。

10

#### 【0013】

図3を参照して、胸部アセンブリ12は、患者に対する胸部アセンブリ12の柔軟な位置決めを可能にするように構成されている。図3は説明のためだけのものであり、したがって、図3に示されるような胸部アセンブリ12は、いかなる特定の形や配置形態にも限定されない。胸部アセンブリ12は、胸部アセンブリ・コネクタ21から延びる直線部すなわち尾部46を持つ。図1に戻り、尾部46は、尾部46が患者のどちらの側にも延びることを可能にする固定手段46aを持つ。この固定手段46aは、接着剤またはクリップが最も好ましいが、適する器具であれば何でもよい。図3に戻って、尾部46は電極保持部47に流入している。電極保持部47は弧状部48を持つ。第1の伸張可能な腕50が弧状部48に付いている。第1の伸張可能な腕50にRA電極コネクタが付いている。弧状部48は移行部52に流入する。この移行部52にLA電極コネクタが付いている。移行部52は直線部54に流入している。この直線部54にRL電極コネクタが付いている。直線部54にはさらに第2の伸張可能な腕56と延長腕58が付いている。第2の延長腕58にV電極コネクタが着いており、また第2の伸張可能な腕56にLL電極コネクタが付いている。

20

#### 【0014】

伸張可能な腕50、56は蛇行パターンにダイカット（打抜き加工）されている。伸張可能な腕50、56はポリプロピレンまたはポリエチレンの布、カプトン、マイラー、または他の自由に曲げられる、無記憶性の材料から作られる。伸張可能な腕50、56は、蛇行パターンを引き延ばすことにより、必要に応じて延びる。延ばされるとき、伸張可能な腕の1部分または全体が延ばされる。伸張可能な腕の一部分だけが延ばされるとき、他の部分は折り置かれたままである。伸張可能な腕50、56は、胸部アセンブリ12がいろいろなサイズの患者にぴったり合うように必要に応じて延ばすことができ、また患者が胸部アセンブリ12を着けているときに患者の動きを許容する。延長腕58は、電極の位置V1、V2またはV3への取り付けのように、患者の胸の中央部へのV電極コネクタの柔軟な位置決めを可能にする。場合によっては、医療行為者は、心電の測定のために延長腕58を使うことを望まないかもしれない。したがって、延長腕58を直線部54に固定しておき、延長腕58が胸部アセンブリ12の取付けと位置決め邪魔にならないようにするために、延長腕58は、延長腕58の長さに沿って延長腕58と直線部54を接続するミシン目を持つようにダイカットされている。医療行為者が延長腕58を使いたい場合には、延長腕58を患者の胸に選択的に位置決めできるように、ミシン目が切り離される。

30

40

#### 【0015】

胸部アセンブリ12は、心臓の電氣的活動の“12リード”解析を可能にするために、前胸部アセンブリ60と一緒に使用することができる。胸部アセンブリ12と同様に、前胸部アセンブリ60は、複数の電極コネクタ62に接続する一体の自由に曲げることができる回路である。電極コネクタ62は、電極（図示されていない）に接続する取り外し可

50

能な接続部を持つ。電極コネクタ62は、スナップ端子を持つ電極に接続するスナップ端子を持つことが好ましい。各電極コネクタ62は、患者の心臓からの電気信号を伝えるための導電要素すなわちトレースに接続している。導電要素すなわちトレースは前胸部アセンブリ60に沿って延び、前胸部アセンブリ・コネクタ66に接続している。前胸部アセンブリ60は図2に示されているような構成を持つ。

#### 【0016】

前胸部アセンブリ60は、患者の腹部と中胸部に取り付けられる6つの電極に取り着けることができる。前胸部アセンブリ60の電極コネクタ62は、医療提供者が前胸部アセンブリを患者に間違えて取り付けるかまたは位置を間違えるのを防ぐために、ラベルを付けかつ色分けすることが好ましい。例えば、図4を参照すると、電極コネクタ62a、62b、62c、62d、62e、および62fは、それぞれ、V1、V2、V3、V4、V5およびV6というラベルが付けられている。前胸部アセンブリ60が使用されるとき、胸部アセンブリ12のV電極コネクタがその電極から外され、前胸部アセンブリ60の1つの電極コネクタが代わりに使われる。

10

#### 【0017】

図4に示されているように、前胸部アセンブリ60は、患者に対する前胸部アセンブリ60の柔軟な位置決めを可能にするように構成されている。図4は説明目的のためだけであり、したがって、図4に示されるような前胸部アセンブリ60は、いかなる特定の形や配置形態にも限定されない。前胸部アセンブリは、前胸部アセンブリ・コネクタ66から延びる直線部すなわち尾部68を持つ。直線部すなわち尾部68は電極保持部69に流入している。電極保持部69は、第1の移行部72を持つ第1の弧状部70を持つ。第1の移行部72には、V2電極コネクタが付いている。第1の移行部72に接続されている第1の延長腕74にはV1電極コネクタが付いている。第1の移行部72から第2の弧状部76が延びている。第2の移行部78が第2の弧状部76に隣接しており、V4電極コネクタが第2の移行部76に付いている。第2の移行部78に接続された第2の延長腕80にはV3電極コネクタが付いている。第2の移行部78から第3の弧状部82が流れ出ている。第3の弧状部82は第3の移行部84に隣接している。V5電極コネクタが第3の移行部84に付いている。第4の弧状部86が第3の移行部84から延びている。第4の弧状部86にはV6電極コネクタが付いている。前胸部アセンブリ60のこの配置形態は、医療提供者または医者が前胸部アセンブリ60を患者に正しく位置せしめるために必要に応じて電極コネクタ62を自由に位置決めすることを可能にし、また患者が前胸部アセンブリ60を装着しているときに患者の動きを許容する。

20

30

#### 【0018】

使用中、胸部アセンブリ12と前胸部アセンブリ60は、各拍動中に心臓により発生される電気信号を検出し、これらの信号を人体電子ユニット14に伝える。システムが“7リード”モードで動作しているとき(すなわち胸部アセンブリ12だけが使用されているとき)は、人体電子ユニット14はRL、RA、LL、LAおよびV電極から信号を取り込む。人体電子ユニット14はRL電極をアース基準として使う。システムが“12リード”モードで動作しているとき(すなわち胸部アセンブリ12と前胸部アセンブリ60が使用されているとき)は、人体電子ユニット14は、胸部アセンブリ12によりRL、RA、LLおよびLA電極から信号を取り込み、前胸部アセンブリ60によりV1、V2、V3、V4、V5およびV6電極から信号を取り込む。または、いろいろな数の電極をシステムにより観測することもできる。例えば、医療提供者または医者は、心臓を観察するために2つの電極だけを、心臓を観察するために7つの電極を、または他の数の電極を使うことを選択してもよい。換言すれば、本システムは、心臓の“7リード”および“12リード”解析を行うことに限定されない。心臓からの電気信号の検出に加えて、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60は、患者の他の重要な信号、例えば、脈拍、呼吸数、心拍数、温度、EEG信号、およびパルス酸素濃度信号を検出するように構成してもよい。

40

#### 【0019】

50

図5を参照して、胸部アセンブリ12は胸部アセンブリ・コネクタ21により人体電子ユニット14に接続する。具体的に言えば、胸部アセンブリ・コネクタ21は、人体電子ユニット14に設けられている胸部アセンブリ・ポート88に挿入される。同様に、前胸部アセンブリ60は、前胸部アセンブリ・コネクタ66により人体電子ユニット14に接続する。具体的に言えば、前胸部アセンブリ・コネクタ66(図示されていない)は、前胸部アセンブリ・ポート90に挿入される。胸部アセンブリ・ポート88および前胸部アセンブリ・ポート90には、過大な電流が人体電子ユニット14に流入するのを防ぎ、それにより細動除去器(すなわち5kV細動除去刺激)により発生させられる強い電流が存在するときでも人体電子ユニット14が確実に正しく動作し続けるようにするために、抵抗器が接続されている。胸部アセンブリ・コネクタ21および前胸部アセンブリ・コネクタ66は、アセンブリのコネクタ21、66がアセンブリ・ポート88、90に逆向き、ずれ、その他の正しくない挿入を防ぐために、特別にキーが設けられるかまたは誤挿入できない構造にされている。さらに、胸部アセンブリ・コネクタ21は、前胸部アセンブリ・ポート90に挿入できないようなキーが設けられるか構造にされている。同様に、前胸部アセンブリ・コネクタ66は、胸部アセンブリ・ポート88に挿入できないようなキーが設けられるかまたは構造にされている。具体的に言えば、胸部アセンブリ・コネクタ21は、胸部アセンブリ・ポート88の対応する溝にぴったり入るように特別に形成または配置された舌状部を持っている。したがって、胸部アセンブリ・コネクタ21は、胸部アセンブリ・ポート88に、1つの向きでだけ接続できる。例えば、舌状部が溝と位置が合わないと、胸部アセンブリ・コネクタ21は胸部アセンブリ・ポート88に接続しない。同様に、前胸部アセンブリ・コネクタ66は、前胸部アセンブリ・ポート90の対応する溝(図示されていない)にぴったり入るように特別に形成または配置された舌状部(図示されていない)を持っている。

#### 【0020】

図6に示されているように、胸部アセンブリ・コネクタ21および前胸部アセンブリ・コネクタ66(図示されていない)は、コネクタ21、66をアセンブリ・ポート88、90に取り外し可能に固定するための保持クリップまたはフランジ92が、コネクタ21、66の両側に設けられている。しかしながら、コネクタ21、66をアセンブリ・ポート88、90に取り外し可能に固定するために、ねじ、ピンなどの他の手段も使用できる。さらに、アセンブリのコネクタ21、66は、アセンブリ・ポート88、90に対して押圧力を与えるために、コネクタ21、66の先端にスプリング・フランジまたはクリップ94を備えていてもよい。スプリング・フランジまたはクリップ94は、コネクタ21、66がアセンブリ・ポート88、90内にぴったり合うようにし、それによりアセンブリ・ポート88、90内でのコネクタ21、66の遊びまたは動きを小さくする。導電要素すなわちトレースは、心臓からの電気信号が人体電子ユニット14に正確に伝えられるように、コネクタ21、66上に特別に構成されている。言い換えれば、導電要素すなわちトレースは、導電要素間のアーク放電を防ぐために、十分に間隔を開けるか、そうでなければ何らかの方法で絶縁しなければならない。さらに、導電要素すなわちトレースの間隔を大きく開けることは、胸部アセンブリおよび前胸部アセンブリが細動除去ショックに耐えることを可能にする。さらにまた、コネクタ21、66は、コネクタ21、66がアセンブリ・ポート88、90に挿入されていないときに、導電要素すなわちトレースが金属製の物に接触するのを防ぐための畝状部96を持つ。

#### 【0021】

胸部アセンブリ・コネクタ21は、胸部アセンブリ・コネクタ21が胸部アセンブリ・ポート88に挿入されているとき人体電子ユニット14内の回路を完全にし、それにより電力をオンにして人体電子ユニット14を“休眠モード”から抜け出させるセンサ・ピンまたはアース・ピンを持つ。センサ・ピンは胸部アセンブリ・ポート88に設けられた溝に対応しそれに入り込む特別の舌状部を持つ。センサ・ピン98は、人体電子ユニット14が胸部アセンブリ12を識別して、人体電子ユニット14と共に使用するには設計されていない他の身につけることができる胸部アセンブリや心電計の使用を防止するため

の手段の役目を果たす。言い換えれば、人体電子ユニット 14 の電力は、人体電子ユニット 14 が胸部アセンブリ 12 のセンサ・ピン 98 を識別または認識しなければオンにされない。

#### 【0022】

人体電子ユニット 14 の外側ケースは、アクリロニトリル ブタジエン スチレン (ABS) のような、軽量の成形されたプラスチックまたは他の適宜な材料で作られている。人体電子ユニット 14 の形および各部の配置形状は、特定の形または配置形状に限定されない。図 1 に示されるように、人体電子ユニット 14 はアームバンド 100 により患者の腕に取り外し可能に保持され、それにより人体電子ユニット 14 が患者に容易にアクセス可能になる。アームバンド 100 は患者の右または左腕のどちらかに巻きつけられ、Velcro (面ファスナー) またはピン、スナップなどの他の適宜な留め具で留められる。人体電子ユニット 14 はアームバンド 100 の紐またはポケットの下でスライドする。図 7 を参照して、人体電子ユニット 14 はユーザ・インタフェース 102 と電池 104 を持つ。ユーザ・インタフェース 102 はシステムの動作状態または機能に関する情報を患者に与える。例えば、ユーザ・インタフェース 102 の代表的な実施例は、人体電子ユニット 14 が正常に基地局 16 と通信または送信しているか、人体電子ユニット 14 の電池 104 が充電中であるかまたは電池 104 の残量が少ないか、人体電子ユニット 12 の電力がオンになっているか、または人体電子ユニット 14 または基地局が故障しているかに関する情報を提示してもよい。さらに、ユーザ・インタフェース 102 は、人体電子ユニット 14 を基地局 16 と対にするすなわち結合するための指示を正しい順序ですなわち手順を提示してもよい。このような情報は、ユーザ・インタフェース 102 により、いろいろな方法、例えば、LED、LCD、テキスト、可聴音などで患者に伝えることができる。ユーザ・インタフェースの 1 つの代表的な実施例が図 7 a に示されている。ユーザ・インタフェース 102 は、人体電子ユニット 14 がアームバンド 100 に固定されているとき、患者が容易に見ることができる。

10

20

#### 【0023】

電池 104 は人体電子ユニット 14 の底にある電池ポート 106 に挿入される。電池 104 は、ラッチまたはクリップ、ねじなどの他の適宜な固定手段により電池ポート 106 内に保持される。電池 104 は 3.6V Li-イオンの再充電可能な電池が好ましい。電池 104 は、人体電子ユニット 14 がアームバンド 100 に固定されているとき、患者が容易に出し入れできる。

30

#### 【0024】

人体電子ユニット 14 は、胸部アセンブリ 12 および前胸部アセンブリ 60 からの ECG 信号の取り込みを制御する。人体電子ユニット 14 内の送信器は、胸部アセンブリ 12 および前胸部アセンブリ 60 から ECG 信号を、好ましくは 3 kbps で受け取るすなわち取り込む。システムが“フリード”モードで動作しているとき(すなわち胸部アセンブリ 12 だけが使われているとき)は、人体電子ユニット 14 は RL、RA、LL、LA および V 電極からの信号を取り込む。システムが“12リード”モードで動作しているとき(すなわち胸部アセンブリ 12 と前胸部アセンブリ 60 が使われているとき)は、人体電子ユニット 14 は、胸部アセンブリ 12 により RL、RA、LL および LA 電極から信号を取り込み、かつ前胸部アセンブリ 60 により V1 ~ V6 電極から信号を取り込む。さらに、患者の他の重要な信号、例えば脈拍、呼吸数、心拍数、温度、EEG 信号およびパルス酸素濃度信号がシステムにより検出され人体電子ユニット 14 に伝えられてもよい。患者から収集された生理データの波形処理は、人体電子ユニット 14 内では行われない。その代わりに、信号の波形処理はすべて基地局 16 または従来のモニタにおいて行われる。それに対して、従来のテレメトリ・システムでは、生理データの波形処理は遠隔電子ユニットすなわちテレメトリ・ユニットにおいて行われる。

40

#### 【0025】

図 8 を参照して、送信器は、特定用途向け集積回路、プロセッサまたは他の回路、複数の信号チャネル 112、マルチプレクサ 114、アナログ-デジタル変換器(ADC) 1

50

16、コントローラ118、および無線通信部120を含む。さらに、より少ないまたは異なる構成要素を使用することができる。人体電子ユニット14は、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60に接続されている10個の電極に対応する9つの信号チャンネル112を持つ。電極チャンネル112はそれぞれコネクタ122、フィルタ124、増幅器126、ナイキスト・フィルタ128およびサンプル ホールド回路130を含む。信号チャンネル112のコネクタ122は、電極チャンネル112が胸部アセンブリ12の電極に対応するかまたは前胸部アセンブリ60の電極に対応するかによって、胸部アセンブリ・ポート88または前胸部アセンブリ・ポート90のどちらかに接続している。フィルタ124は、電磁妨害信号を除去するためなどのローパス・フィルタを含む。増幅器126は電極からの信号を増幅する。ナイキスト・フィルタ128は、サンプリング誤差を避けるために増幅された信号の帯域外の高周波数成分を取り除くためのローパス・フィルタを含む。サンプル ホールド回路130は、システムが、9つの電極チャンネルの信号112のすべてを、これらの信号が後でECGモニタ内で組み合わせられるときに差動誤差が発生しないように、同時刻または関係する時刻にサンプリングすることを可能にする。

10

**【0026】**

マルチプレクサ114は、時分割マルチプレクシングを使って、電極信号チャンネル112からの信号を順次を選択する。しかしながら、この分野における業者は、他の結合機能が使用できることが分かるであろう。ADC116は、この結合されたアナログ信号を送信のためのデジタル信号に変換する。コントローラ118は、信号を送信するために必要とされる帯域幅を減らすために、このデジタル化された信号を間引きするデジタル信号処理装置(DSP)を含むことが望ましい。無線通信部120は、送信のための搬送信号でデジタル信号を変調する。1つの代表的な実施例では、無線通信部120が情報を受信するための復調器を含む。コントローラ118は、ECGデータを基地局16にデジタル的に送信する。別の実施例では、コントローラ118は、病院中のいろいろな場所に設置された中継器にECGデータを送信する(以下に詳細に説明される)。ECGデータを送信することに加えて、コントローラ118は、ベースメカ情報、電池の残量レベル情報、電極断線情報、およびその他の必要とされる情報に関係する信号を送信してもよい。例えば、脈拍、呼吸数、心拍数、温度、EEG信号およびパルス酸素濃度信号のようなバイタルサイン(生命徴候)を送信してもよい。

20

**【0027】**

人体電子ユニットは、患者のすべての電極の接続の完全性を連続的に監視する。リード(接続電線)の接続が切れた場合には、人体電子ユニットは、基地局に、または中継器にそしてそこから基地局に、基地局にECGモニタ上で“リード・オフ”警報を発生させる信号を送る。さらに、人体電子ユニットは、マイクロプロセッサ、データ取り込み、内部電圧基準、および無線通信機能を含む主要な機能の完全性を監視するセルフテスト機能を持つ。故障が検出された場合には、人体電子ユニットは、その故障状態を記録し、データの取り込みと送信を停止し、リード・オフ警報により故障が発生したことを示す。

30

**【0028】**

人体電子ユニット14は、望まれないノイズまたは信号を最小にするように動作する。例えば、心臓ベクトルを決定するための従来のECG内の差動増幅器への後程での入力(正確であるように、構成要素が整合させられている)がECGベクトルは、ECGシステム10によってではなく、従来のECGモニタによって生成される。ECGシステム10は従来のECGモニタと本質的に“直列”なので、どのような誤差も望ましくない結果を生じさせる可能性がある。1つの可能性のある誤差の原因は差動誤差である。この差動誤差は、従来のECGモニタにおいて、ECGモニタがECGモニタの入力段において個々の電極信号を組み合わせることによってECGリード信号を生成するときに、観察できる。この入力段は、電極20において発生される信号からコモン・モードの妨害ノイズを除去するための差、または差動、増幅器を含む。

40

**【0029】**

従来のECGの差動増幅器がECGリード信号またはECGベクトルを生成するときに

50

各電極信号の処理のされ方に相違があると、人為的なものが入り込むであろう。例えば、増幅器の増幅率の差、アンチアリアシング（ナイキスト）フィルタの位相シフトの差、または各トラック・ホールド回路の電気信号の処理の仕方に差があると、この差動誤差が従来のECGモニタ上に人為情報を発生させる。この起こり得る差動誤差の原因を最小にするための1つの重要な方法は、非常に高いナイキスト・フィルタのカットオフ周波数を選択することである。これは、個々のフィルタは異なる群遅延性能を持つであろうからである。その相違を軽減するために、この群遅延が影響を及ぼす周波数がECG信号の周波数、約0.05 Hz - 150 Hzよりもはるかに高い。ナイキスト・フィルタにたいして高いカットオフ周波数を選択することにより、ナイキスト・フィルタの構成要素の不整合は各電極のECG信号の正確さに影響を及ぼさないであろう。例えば、1,200 Hzのフィルタ・カット

10

#### 【0030】

電極信号はそれでこのような高速でサンプルされるので、これらの信号は、必要とされる送信帯域幅を最小にするために間引きされる。例えば、デジタル・サンプルは、コントローラ118の中でファクタ8で間引きされる。これよりも大きいまたは小さい率の間引き、例えば、送信のために使える帯域幅、表されるべき電極信号の数、およびナイキスト

のサンプル速度の関数であるような間引きも使うことができる。再び図1を参照して、基地局16は人体電子ユニット14から送られた送信信号を受け取る。信号は搬送信号で変調された無線信号または他の信号として送信される。送信にはブルートゥース（Bluetooth）またはIEEE 802.11bのような、いろいろなエア・インタフェースが使用できる。人体電子ユニット14と基地局16の間に正しい通信を確立するために、基地局16と人体電子ユニット14は、その相手方からの信号だけを識別できるように対にされる必要がある。これは、基地局16と人体電子ユニット14の直接接続を含む多数の方法により行うことができる。好ましいのは、トークン・キー132を使って人体電子ユニット14と基地局16を対にする、すなわち無線周波数でリンクすることである。図9aを参照して、トークン・キー132はメモリ・チップを持ち、さらに基地局16のトークン・キー・ポート134に設けられた溝および人体電子ユニット14のトークン・キー・ポート136の溝にぴったり入る複数の舌状部またはピンを持っていてもよい。図9bに示されているように、トークン・キー132は基地局のトークン・キー・ポート134に挿入されて、基地局16の識別番号を読んで記録する。トークン・キー132は次にトークン・キー・ポート134から抜き取られ、人体電子ユニット14のトークン・キー・ポート136に挿入される。電子ユニット14はトークン・キー132から基地局16の識別番号を受け取る。次に、トークン・キー132は人体電子ユニット14の識別番号を読んで記録する。トークン・キー132は次いで人体電子ユニット14から抜き取られ、基地局16のトークン・キー・ポート134に再挿入される。それにより基地局16はトークン・キー132にそれ自身の識別番号が存在することを確認し、またトークン・キー132から人体電子ユニット14の識別番号を読む。それにより人体電子ユニット

20

30

40

14と基地局16は対にされる。別のやり方として、対形成または結合は、まずトークン・キー132を人体電子ユニット14に挿入し、トークン・キー132を抜き取ってそのトークン・キー132を基地局16に挿入し、トークン・キー132を抜き取ってそのトークン132を人体電子ユニット14に再挿入することにより行うことができる。言い換えれば、トークン・キー132が人体電子ユニット14および基地局16に挿入される順序は、システムの正しい動作にとって重要ではない。再び図7を参照して、ユーザ・インタフェース102は、ユーザすなわち医療提供者に、人体電子ユニット14を基地局16と対にするための指示を正しい順序で提示してもよい。トークン・キー132の使用で、人体電子ユニット14が患者に装着されたままで対形成機能を使用することが可能になる

50

。この機能は、患者が病院の中で場所を移された結果として別のECGモニタに接続される必要があるときに、人体電子ユニット14を接続を切り離して再接続する必要を無くする。患者の人体電子ユニット14は、トークン・キー132を使って、新しい基地局と再び対にされる。

#### 【0031】

人体電子ユニット14と基地局16が対にされた後、人体電子ユニット14と基地局16は、トークン・キー132が基地局16のトークン・キー・ポート134（または、対形成の手順の順番に依り人体電子ユニット14のトークン・キー・ポート136）に挿入されているかぎり、互いに通信し続ける。言い換えれば、トークン・キー132が基地局16から抜き取られるとすぐに、電子ユニット14と基地局16は接続が切り離されるすなわち通信を停止する。特定の基地局16を特定の人体電子ユニット14と対にするために、特定のトークン・キー132を使うことができる。

10

#### 【0032】

基地局16の外側ケースは、アクリロニトリル ブタジエン スチレン（ABS）のような、軽い成形されたプラスチックまたは他の適宜な材料で作られている。基地局16の形および各部の配置形状は、いかなる特定の形や配置形状にも限定されない。図1に示されているように、基地局16は、Velcro（登録商標）、デュアル・ロック・テープ、両面フォーム・テープなどの適宜な取付け手段によりECGモニタに取り外し可能に取り付けることができる。好ましいのは、基地局16が、ECGモニタの近くに固定された取付け板に、適宜な取付け手段により、取り外し可能に取り付けられることである。図10に示されているように、基地局16は、人体電子ユニット14が使用されていないときまたは他の理由で患者から取り外されているときに人体電子ユニット14を保管するための受け保持部140を持つ。さらに、基地局16は、基地局電池144が取り外し可能に挿入される電池ポート142を持つ。基地局16は、電池が使われていないときに電池を収納して充電する複数の電池ポートを持つように構成してもよい。基地局16が交流壁面電気コンセントに接続されていないときは、基地局電池144が基地局16に電力を供給する。基地局16が交流壁面電力で動作しているときは、基地局16は、基地局電池144が電池ポート142に入っているときは、基地局電池144を充電する。基地局16は基地局16への電力の供給をオン/オフする電源スイッチと、AC壁面電気コンセントに電源コードを接続するための電源コード接続部148を持つ。基地局電池144は3.6VのLiイオン充電可能電池であることが好ましい。したがって、基地局の電池144と人体電子ユニットの電池104は、各電池が人体電子ユニット14または基地局16のどちらにでも使用できるように、同じもので交換可能であることがこのましい。このシステムは、放電した人体電子ユニットの電池104が充電された基地局の電池144と交換できるように設計されている。これにより、充電された電池が人体電子ユニットのためにいつでもすぐに使用可能である。さらに、基地局は、医療提供者が基地局に“フリード”モードまたは“12リード”モードで動作するように指示することを可能にするリード・スイッチを備えていてもよい。

20

30

#### 【0033】

図11に描かれているように、基地局16は、システムの動作状態または機能に関する情報を医療提供者または患者に提供するユーザ・インタフェース152を持つ。例えば、ユーザ・インタフェース152は、人体電子ユニット14が基地局16と正常に通信または送信をしているか、基地局電池144が充電中または電池144の残量が少ない、基地局16の電力が供給されているか、基地局16が正常に動作していないまたは修理を必要とするなどの情報を与えてもよい。さらに、ユーザ・インタフェース102は、人体電子ユニット14を基地局16と対にするすなわち結合するための指示を正しい順序ですなわち手順を与えてもよい。このような情報は、ユーザ・インタフェース152により、いろいろな方法、例えば、LED、LCD、テキスト、可聴音などで、医療提供者や患者に伝えられる。ユーザ・インタフェース102の代表的な実施例が図11aに示されている。

40

#### 【0034】

50

さらに、基地局はマイクロプロセッサ、データ取り込み、内部電圧基準、および無線機能を含む主な機能の完全性を監視する自己テスト機能を持つ。故障が検出された場合には、人体電子ユニットは、その故障状態を記録し、データの取り込みと送信を停止して、リード・オフ警報により故障が発生したことを示す。

#### 【0035】

基地局16内の受信器は、人体電子ユニット14から基地局16に送られてくる信号を受信する。図12を参照して、受信器は、無線通信部156、コントローラ158、デジタルアナログ変換器(DAC)160、デマルチプレクサ162、送受信部、および複数の電極チャンネル166を含んでもよい。無線通信部156は、結合された電極信号を表すデジタル・データを識別するために受信信号を復調する。代表的な実施例では、無線通信部156は制御情報を送信するための変調器を含む。コントローラ118はいろいろな構成要素の動作を制御する、そしてさらに無線通信部156からの信号を処理してもよい。例えば、データを補間する、信号をデジタル情報に変換する、電子ユニット14内の送信器108のための制御信号を発生する、ユーザの出力または入力デバイスを操作する、およびECGシステムの動作を診断するなどである。好ましいのは、コントローラ158が、実効サンプリング速度を約3 kHzまたは他の周波数に戻すために電極信号を補間することである。これは再構成フィルタが電極信号の帯域幅の何倍ものカットオフ周波数を持つことを可能にし、それにより関心のある周波数、すなわち150 Hzより低い周波数における群遅延の差を最小にする。DAC160はデジタル信号をアナログ信号に変換する。デマルチプレクサ162は、各々の再生された電極信号を、別々の電極信号チャンネル166に分ける。送受信部164は、送信器108との双方向の通信のために、ブルートゥース仕様に従って動作する。

10

20

#### 【0036】

受信器154は、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60に接続する10個の電極に対応する9つの電極信号チャンネル166を持つ。電極信号チャンネル166はそれぞれサンプル・ホールド回路168、フィルタ170、および減衰器172を含む。サンプル・ホールド回路168は、コントローラ158により、変換された電極信号が各電極信号チャンネル166に同時に現れるように制御される。他の実施例は、信号をほぼ同時に与える個々のDACを含んでもよい。フィルタ170は、DACの変換処理に伴う高い周波数信号を除去するためのローパス再構成フィルタを含む。減衰器172は、先に人体電子ユニット14の増幅器において増幅されている振幅を、電極において信号が持つレベルまで減少させるための増幅器を含む。これにより、電極と従来のECGモニタの間に誤差を導入しないように、システム・ゲインが1になる。

30

#### 【0037】

基地局16は、以前から存在するすなわち従来のモニタ・ケーブル174を通してECG信号をECGモニタに送る。次に、ECGモニタに情報が表示され、医者によって調べられる。図13に示されるように、モニタ・ケーブル174は、基地局16のスナップ端子176に取り外し可能に接続する。好ましくは、基地局16が、基地局16の左側面および右側面に配置された10個のスナップ端子176を持つことである。スナップ端子176とモニタ・ケーブル174は、モニタ・ケーブル174が基地局16に正しく接続されるようにラベルが付けられかつ色分けされるのが好ましい。例えば、基地局16の左側面に配置された5つのスナップ端子176とモニタ・ケーブル174はRL、LA、LL、RA、およびV/V1というラベルを付けられている。さらに、基地局16の右側面の5つのスナップ端子176とモニタ・ケーブル174はV2、V3、V4、V5、およびV6というラベルが付けられている。ECGシステムが“7リード”モードで動作している(すなわち、胸部アセンブリ12だけが使われている)ときは、モニタ・ケーブル174は基地局16の左側面の5つのスナップ端子176に接続される。ECGシステムが“12リード”モードで動作している(すなわち、胸部アセンブリ12と前胸部アセンブリの両方が使われている)ときは、両方のモニタ・ケーブル174がスナップ端子176に接続される - - 基地局16の左側面の上側の4つのスナップ端子176は胸部アセンブリ

40

50

の電極のために使われ、残りの6つのスナップ端子176は前胸部アセンブリの電極のために使われる。

#### 【0038】

図14は、本発明の無線ECGシステムを使って患者の心臓の心臓活動を監視する方法を図示している。ステップ198において、電極が患者の体に取り付けられる。ステップ200において、胸部アセンブリ12および/または前胸部アセンブリ60が、電極コネクタ21、62を電極に接続することにより患者の体に取り付けられる。ステップ202において、胸部アセンブリ12および/または前胸部アセンブリ60が人体電子ユニット14に差し込んで接続される。ステップ204において、トークン・キー132を基地局16に差し込み、トークン・キー132を基地局16から抜き取り、トークン・キー132を人体電子ユニット14に差し込み、トークン・キー132を人体電子ユニット14から抜き取り、そしてトークン・キー132を再び基地局16に差し込むことにより、電子ユニット14と基地局16が対にされるすなわち結合される。または、結合は、トークン・キー132を人体電子ユニット14に差し込み、トークン・キー132を人体電子ユニット14から抜き取り、トークン・キー132を基地局16に差し込み、トークン・キー132を基地局16から抜き取り、そしてトークン・キー132を再び人体電子ユニット14に差し込むことによっても行うこともできる。ステップ206において、患者の心臓からの電極信号は、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60により検出され、人体電子ユニット14に伝えられる。ステップ208において、心臓からの電極信号は、人体電子ユニット14によって、アナログ信号からデジタル信号に変換される。ステップ210において、人体電子ユニット14は、無線送信により、そのデジタル信号を基地局16に送る。ステップ212において、基地局16はそのデジタル信号をアナログ信号に変換する。ステップ214において、基地局16は、そのアナログ信号をモニタ・ケーブル174を通してECGモニタ138に送る。ステップ216において、ECGモニタ138は、そのアナログ信号を処理して、モニタ138に表示されることができるとする意味のある情報にする。

#### 【0039】

別の実施例では、人体電子ユニット14がデジタル信号を中継器218に送る。中継器218はその信号を基地局16に転送する。図18に示されるように、中継器218は図18に示されるように病院中のいろいろな場所に設置することができる。人体電子ユニット14と中継器218は、テレメトリ(遠隔測定法)により通信する。生理データを人体電子ユニット14から中継器218に送信するためにいろいろなエア・インタフェース、例えば、ブルートゥース、IEEE 802.11b、WiFi、または他の適宜な無線LANシステム・プロトコルが使用できる。人体電子ユニット14は、中継器218に送られる各デジタル信号に、その人体電子ユニット14に対応する電子識別番号を入れたタグを付けてもよい。その1つの結果として、必要な場合には、各信号はそれが送られた人体電子ユニット14まで遡って追跡することができる。

#### 【0040】

各中継器218は複数の人体電子ユニット14と通信することができる。各人体電子ユニット14は、患者が病棟中を動き回るとつれて中継器218との接続を確立することを連続的に試みる“スイッチオーバー”プロトコルを持つように構成してもよい。この“スイッチオーバー”プロトコルは、人体電子ユニット14が、病棟内の患者のその場所において最高のリンク成績すなわち最大の信号強度を提供する中継器218に送信することを可能にする。

#### 【0041】

中継器218は、重なり合う領域から成るセル・パターンでカバーするために、互いに離れてかつ病棟全体に設置される。各中継器218は約100メートルの送信範囲を持ち、標準の電気コンセントのある場所で壁に取り付けられるような構造になっている。別のやり方として、各中継器218は、配線で病院の電気網システムに接続されてもよい。中継器218は、システムを利用している各患者がいつでも複数の中継器218の有効範囲

10

20

30

40

50

内にあるように、他の中継器から十分な距離だけ離されることが好ましい。

【0042】

1つの代表的な実施例では、中継器218は受信器、信号調整ユニット、誤り訂正ユニット、信号圧縮ユニット、および送信器を持つことができる。受信器は人体電子ユニット14から送られる信号を受信する。信号調整ユニットは、信号を増幅したり、所望の周波数範囲内の不要なノイズを濾過したり、コモン・モードの電圧誤差を除去したりするために使用できる。信号圧縮ユニットは、帯域幅を節約するために、デジタル信号をデジタル的に圧縮する。中継器218は次に、デジタル的に圧縮した、複数の人体電子ユニット14から受信した信号を別々のデータ・パケットにまとめ、送信器がそのデータ・パケットをテレメトリにより中央監視ステーション220に送信する。中継器218から中央監視ステーション220へのデータ・パケットの送信には、いろいろなエア・インタフェース、例えば、ブルートゥース、IEEE 802.11b、WiFi、または他の適宜な無線LANシステム・プロトコルが使用できる。

10

【0043】

中央監視ステーション220は、各患者の生理データおよび/または非生理データを表示するためのモニタに接続された複数の基地局16を含んでもよい。基地局16は先に説明されたのと同じ構成を持つ。例えば、基地局16は、特に受信器、A/C変換器、およびデマルチプレクサを持つことができる。さらに、基地局16は信号デコンプレッサ(伸張器)を持ってよい。受信器は複数の中継器218からの信号を受信する。信号デコンプレッサは信号を伸張し、デマルチプレクサは各中継器218によって送られてきた各信号に含まれる情報のデータ・パケットを分離する。A-D変換器はデジタル信号をアナログ信号に変換する。

20

【0044】

1つの代表的な実施例では、中央監視ステーション220が、各人体電子ユニット14に関係づけられた少なくとも1つの基地局16を含む。基地局16は、スナップ端子により、上に詳しく説明されているように従来のモニタすなわちディスプレイに接続されていてもよい。または、中央監視ステーション220は、生理データおよび/または非生理データを表示するための適宜なモニタに接続された中央基地局222を含んでもよい。中央基地局222は、複数の患者の生理データおよび/または非生理データを表示するために、スナップ端子(図示されていない)により単一のモニタまたは複数のモニタに接続されていてもよい。または、中央基地局222は、標準のテレメトリ・リード・システムにより、単一のモニタまたは複数のモニタに有線で接続されていてもよい。中央監視ステーション220は、病院の担当者が、システムに接続された患者の実時間の生理データを離れたところから視るまたは監視することを可能にする。遠隔の電子ユニット14から送られたまたは中継器218により中継された生理データの波形処理はすべて基地局16、中央基地局222、またはモニタのどれかの中で行われる。

30

【0045】

本発明の別の実施例では、中継器218がデータ・パケットを収集ユニット224に送信してもよい。収集ユニット224は複数の中継器218から送られる複数の信号を集め、その信号を中央基地局222に転送する。収集ユニット224は、その信号を、無線LANまたは有線リンクにより、中央基地局に送信してもよい。

40

【0046】

上の明細説明においては、本発明はその代表的な実施例に関して説明された。この発明を理解する人は、本発明のより広い精神と範囲から逸脱することなくこの発明の原理を利用した変更や他の実施例や変形を思いつくことができるであろうことは明らかである。この明細説明および図面は、したがって、限定でなく説明を意図したものとして見られるべきである。したがって、本発明は添付の特許請求範囲から判断して必要であるかもしれない以外には限定されない。

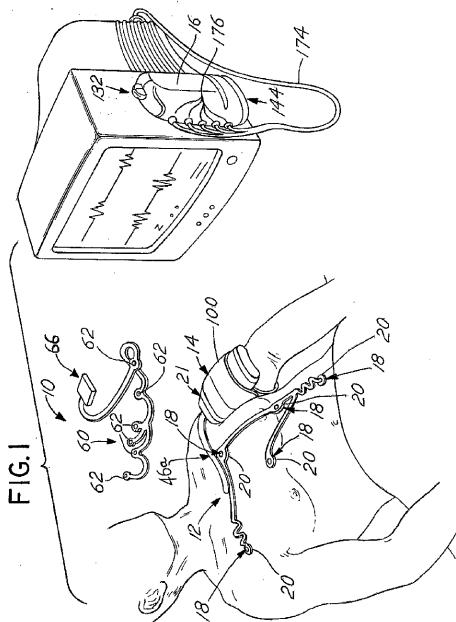
【図面の簡単な説明】

【0047】

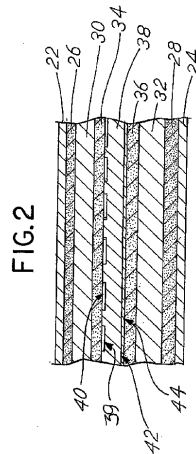
50

- 【図1】このECGシステムの代表的な実施例の斜視図である。
- 【図2】胸部アセンブリおよび前胸部アセンブリの断面図である。
- 【図3】胸部アセンブリの代表的な実施例の上面図である。
- 【図4】前胸部アセンブリの代表的な実施例の上面図である。
- 【図5】人体電子ユニットの代表的な実施例の斜視図である。
- 【図6】アセンブリ・コネクタの代表的な実施例の上面図である。
- 【図7】人体電子ユニットの代表的な実施例の正面図である。
- 【図7a】人体電子ユニットのユーザ・インタフェースの代表的な実施例である
- 【図8】送信部の代表的な実施例のブロック線図である。
- 【図9a】トークン・キーと共に使用される基地局の代表的な実施例の斜視図である。
- 【図9b】トークン・キーと共に使用される人体電子ユニットを示す。
- 【図10】基地局の代表的な実施例の斜視図である。
- 【図11】基地局の代表的な実施例の正面図である。
- 【図11a】基地局のユーザ・インタフェースの代表的な実施例である。
- 【図12】受信器の代表的な実施例のブロック線図である。
- 【図13】基地局の代表的な実施例の斜視図である。
- 【図14】このECGシステムの動作の代表的な実施例のフローチャートである。
- 【図15】テレメトリ・システムの代表的な実施例を示す。

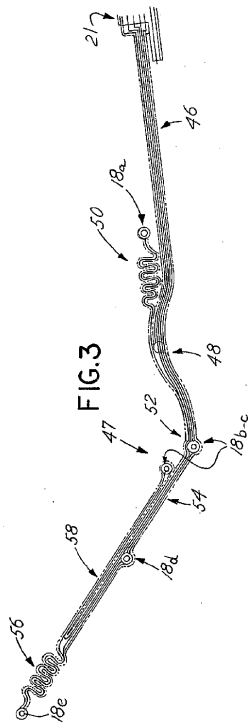
【図1】



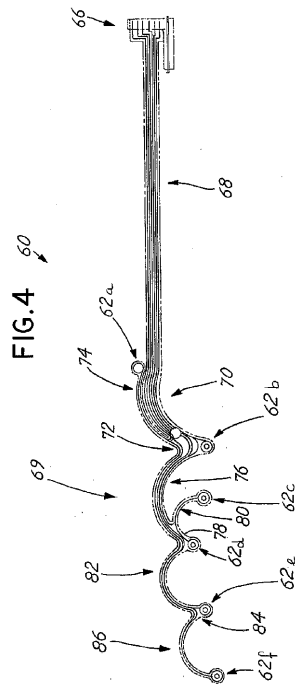
【図2】



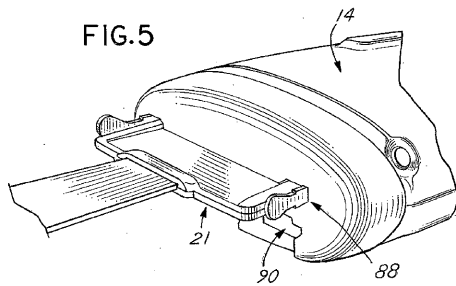
【 図 3 】



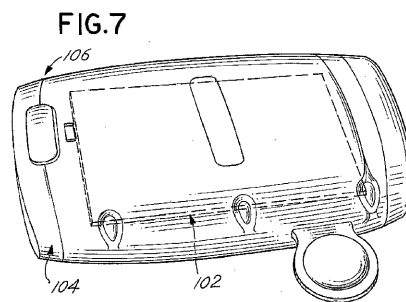
【 図 4 】



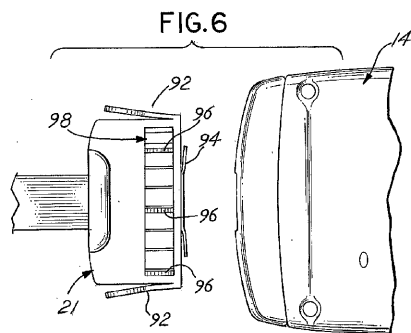
【 図 5 】



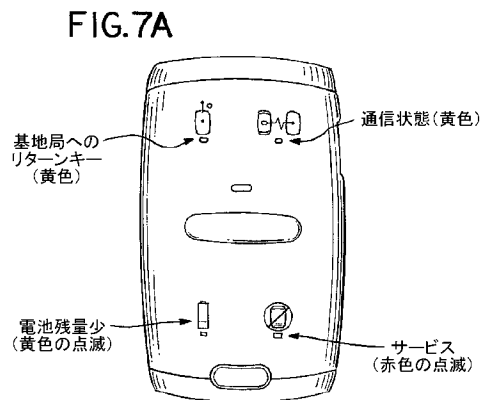
【 図 7 】



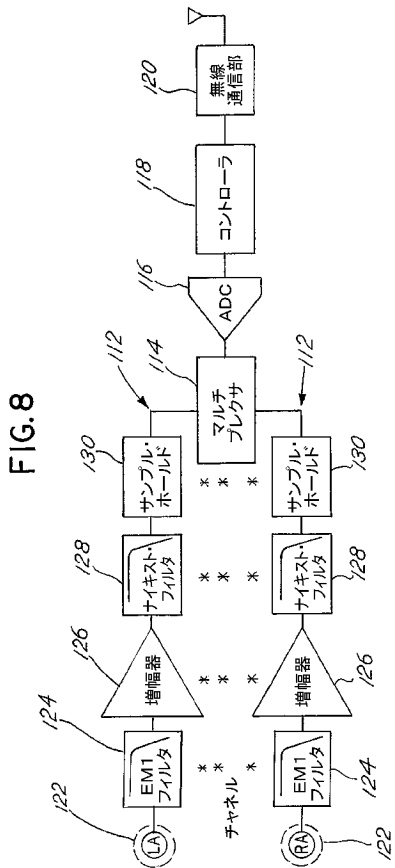
【 図 6 】



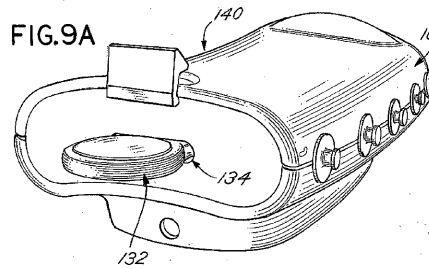
【 図 7 a 】



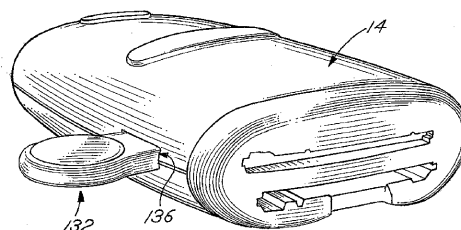
【 図 8 】



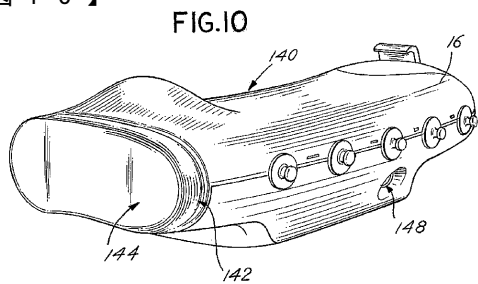
【 図 9 A 】



【 図 9 B 】

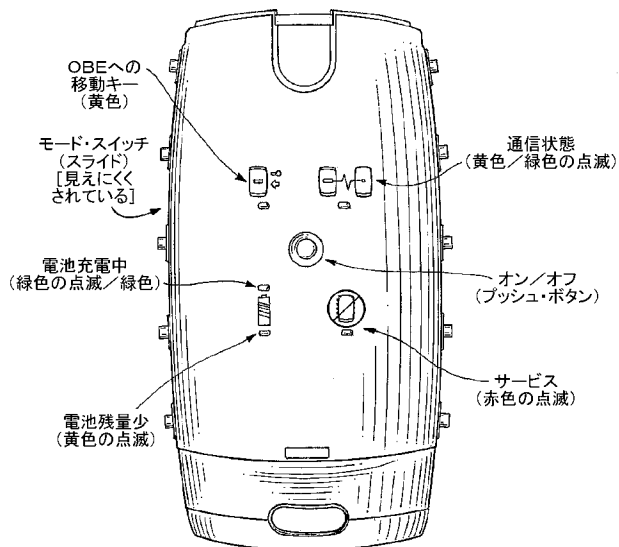


【 図 1 0 】

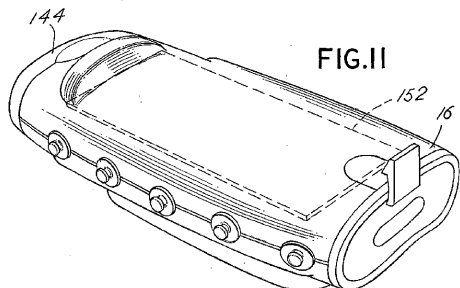


【 図 1 1 a 】

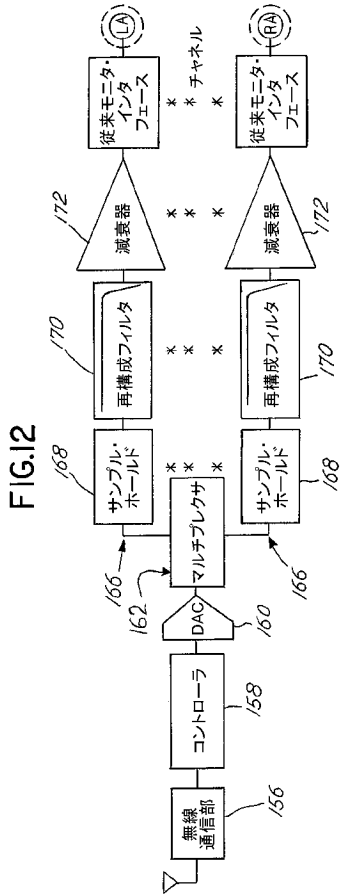
FIG.IIA



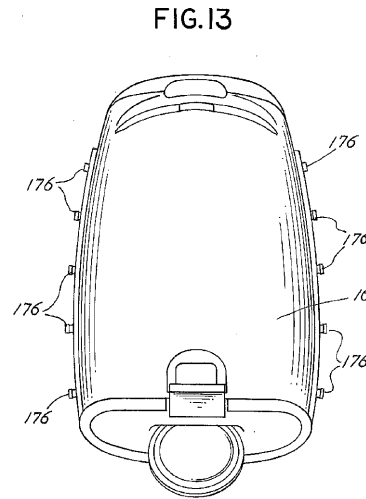
【 図 1 1 】



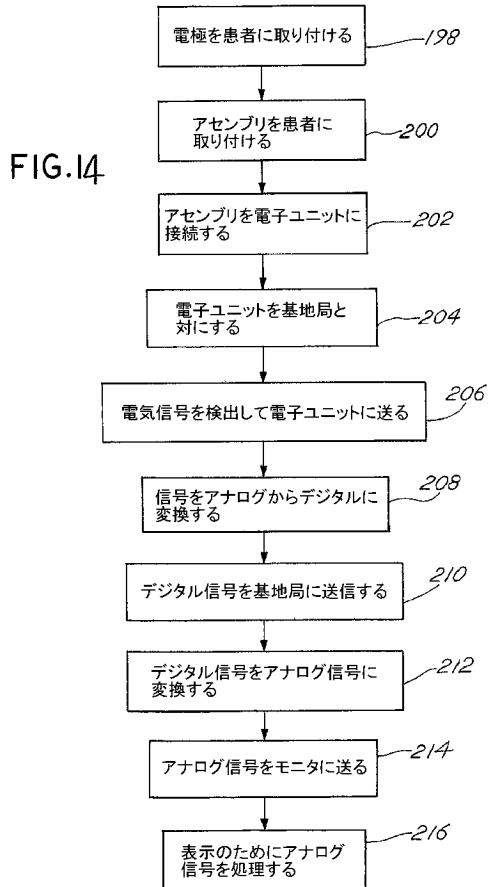
【 図 1 2 】



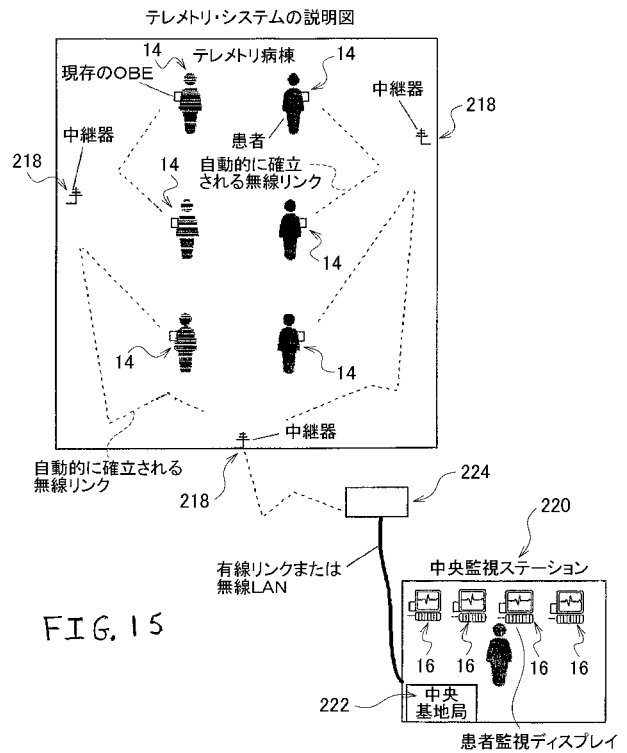
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/US 03/01875

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G11B		
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 practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 073 046 A (ALHUSSINY KARIM ET AL) 6 June 2000 (2000-06-06) column 6, line 8 -column 6, line 46 column 10, line 56 -column 10, line 67 column 13, line 7 -column 13, line 25 column 15, line 18 -column 15, line 35 column 15, line 59 -column 16, line 15 figure 4	1-27
Y	US 5 704 351 A (MORTARA DAVID W ET AL) 6 January 1998 (1998-01-06) column 4, line 46 -column 4, line 63; figure 1	1-27
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents :		
*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document 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) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
*T* 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 *X* 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 *Y* 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. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 September 2003		Date of mailing of the international search report - 1. 10. 2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2260 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lomme1, A

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No  
 PCT/US 03/01875

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2001/034475 A1 (FLACH TERRY E ET AL) 25 October 2001 (2001-10-25) * abstract * page 3, paragraph 57 -page 5, paragraph 67 page 6, paragraph 74 -page 6, paragraph 75 page 7, paragraph 89 -page 8, paragraph 99 ---	1-27
A	US 5 305 384 A (ASHBY JAMES C ET AL) 19 April 1994 (1994-04-19) * abstract * column 10, line 37 -column 10, line 47 ---	2,15
A	US 5 748 103 A (FLACH TERRY E ET AL) 5 May 1998 (1998-05-05) ---	
Y	US 4 353 372 A (AYER GEORGE E) 12 October 1982 (1982-10-12) column 2, line 3 -column 2, line 8 column 3, line 46 -column 4, line 6 column 5, line 11 -column 5, line 39 column 5, line 57 -column 6, line 7 figures 1,2,4-6 ---	1,8,9, 14,23,24
A	DE 198 09 930 A (WINKLER ;WAGNER (DE)) 9 September 1999 (1999-09-09) column 2, line 47 -column 2, line 58; figure 4 ---	8,23
A	US 5 660 567 A (MERCHANT ADNAN I ET AL) 26 August 1997 (1997-08-26) column 2, line 43 -column 2, line 46 column 3, line 22 -column 3, line 59 figures 1-4 ---	8,23
A	WO 00 76396 A (PLATT HARRY LOUIS ;SHELL ALLAN MICHAEL (AU); JANKOV VLADIMIR (AU)) 21 December 2000 (2000-12-21) page 3, line 2 -page 3, line 18 -----	8,23

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US 03/01875

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
  
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
  
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US 03 01875

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. Claims: 1-7, 10-22, 25-27

transmission of information to a central monitoring station  
via telemetry

2. Claims: 1, 8, 9, 14, 23, 24

sensor assembly

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/01875

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6073046	A	06-06-2000	AU 2588499 A WO 9955227 A1	16-11-1999 04-11-1999
US 5704351	A	06-01-1998	NONE	
US 2001034475	A1	25-10-2001	US 6589170 B1 US 6213942 B1 US 5944659 A US 2001023315 A1 AU 3129297 A WO 9800056 A1 AU 7116896 A WO 9718639 A1 US 5748103 A US 5767791 A	08-07-2003 10-04-2001 31-08-1999 20-09-2001 21-01-1998 08-01-1998 05-06-1997 22-05-1997 05-05-1998 16-06-1998
US 5305384	A	19-04-1994	US 5150401 A	22-09-1992
US 5748103	A	05-05-1998	AU 7116896 A WO 9718639 A1 US 6213942 B1 US 6589170 B1 US 5944659 A US 5767791 A US 2001023315 A1 US 2001034475 A1	05-06-1997 22-05-1997 10-04-2001 08-07-2003 31-08-1999 16-06-1998 20-09-2001 25-10-2001
US 4353372	A	12-10-1982	NONE	
DE 19809930	A	09-09-1999	DE 19809930 A1	09-09-1999
US 5660567	A	26-08-1997	AU 7720896 A WO 9717890 A1	05-06-1997 22-05-1997
WO 0076396	A	21-12-2000	WO 0076396 A1 AU 5055100 A EP 1199982 A1	21-12-2000 02-01-2001 02-05-2002

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 5/0408 (2006.01)** A 6 1 B 5/04 3 0 0 M

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN, GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC, 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,M X,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

V E L C R O  
 B l u e t o o t h

- (71)出願人 504278879  
 ウィリアムズ、 ダニエル エル .  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 0 6 1 ノーウェル プロスペクト ストリート 1  
 8 0
- (71)出願人 504278798  
 ロダト、 フランコ  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 3 2 7 ウェストン ハーバー ビュー サークル 1 8 1 6
- (74)代理人 100083806  
 弁理士 三好 秀和
- (74)代理人 100095500  
 弁理士 伊藤 正和
- (72)発明者 イストヴァン、 ラッド  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 3 0 1 フォート ローダーデール スイート 1 7 0 1 ワ  
 ン イースト ブロワード ブールバード
- (72)発明者 グレゴリー、 ビル  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 3 1 6 フォート ローダーデール エスイー 1 1 コート  
 1 2 0 0
- (72)発明者 ソロヴァイ、 ケネス  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 3 3 1 ウェストン ダイヤモンド ドライブ 1 6 7 3 2
- (72)発明者 チャスタイン、 デビッド ポール  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 1 7 2 0 アクトン ワシントン ドライブ 2 1
- (72)発明者 ガンドラッチ、 ジョン デビッド  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 1 7 2 0 アクトン コナント ストリート 2 8
- (72)発明者 ホップマン、 ニコラス シー .  
 アメリカ合衆国 イリノイ州 6 0 0 4 7 レイク チューリッヒ エリック コート 3 1 0
- (72)発明者 ウィリアムズ、 ダニエル エル .  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 0 6 1 ノーウェル プロスペクト ストリート 1  
 8 0
- (72)発明者 ロダト、 フランコ  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 3 2 7 ウェストン ハーバー ビュー サークル 1 8 1 6
- (72)発明者 セイラム、 マイケル  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 3 3 3 0 5 フォート ローダーデール ノース オーシャン ブ  
 ールバード 2 1 0 0 アpartment 9 0 4
- F ターム(参考) 4C027 AA02 BB03 EE01 FF01 FF02 GG09 GG15 HH06 HH08 HH18  
 JJ03 KK03 KK05

4C117	XA07	XB01	XB04	XB11	XC12	XC14	XC15	XC16	XD24	XE13
	XE18	XE23	XE24	XE37	XE62	XE64	XF03	XG01	XG20	XH02
	XJ09	XJ17	XJ46	XJ48	XP01	XP03	XP10	XQ07	XQ18	XR02

专利名称(译)	无线心电图系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006501873A</a>	公开(公告)日	2006-01-19
申请号	JP2003561415	申请日	2003-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	接木复制无线医药公司 霍普曼杯尼古拉斯·海 威廉姆斯丹尼尔·埃尔 Rodatofuranko		
申请(专利权)人(译)	Jiemupi无线医药公司 霍普曼杯，尼古拉斯·海。 威廉姆斯，丹尼尔·萨尔瓦多。 Rodato，佛朗哥		
[标]发明人	イストヴァンラッド グレゴリービル ソロヴァイケネス チャスタインデビッドポール ガンドラッチジョンデビッド ホップマンニコラスシー ウィリアムズダニエルエル ロダトフランコ セイラムマイケル		
发明人	イストヴァン、ラッド グレゴリー、ビル ソロヴァイ、ケネス チャスタイン、デビッド ポール ガンドラッチ、ジョン デビッド ホップマン、ニコラス シー。 ウィリアムズ、ダニエル エル。 ロダト、フランコ セイラム、マイケル		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0404 A61B5/0402 A61B5/0478 A61B5/0408		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/7232		
FI分类号	A61B5/00.102.C A61B5/04.R A61B5/04.310.H A61B5/04.310.M A61B5/04.300.R A61B5/04.300.M		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB03 4C027/EE01 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/GG09 4C027/GG15 4C027/HH06 4C027/HH08 4C027/HH18 4C027/JJ03 4C027/KK03 4C027/KK05 4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XB11 4C117/XC12 4C117/XC14 4C117/XC15 4C117/XC16 4C117/XD24 4C117/XE13 4C117/XE18 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE37 4C117/XE62 4C117/XE64 4C117/XF03 4C117/XG01 4C117/XG20 4C117/XH02 4C117/XJ09 4C117/XJ17 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XP01 4C117/XP03 4C117/XP10 4C117/XQ07 4C117/XQ18 4C117/XR02		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一		
优先权	60/350840 2002-01-22 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		
摘要(译)			

一种用于检测来自患者的生理数据的系统，更具体地，一种用于检测来自患者的心电图（ECG）信息并通过遥测将该信息发送到中央监测站的系统。

