

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4699694号
(P4699694)

(45) 発行日 平成23年6月15日(2011.6.15)

(24) 登録日 平成23年3月11日(2011.3.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/04 (2006.01) A 6 1 B 5/04 R
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 34 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2003-548693 (P2003-548693)	(73) 特許権者	505005670
(86) (22) 出願日	平成14年11月26日(2002.11.26)		ライフシंक コーポレイション
(65) 公表番号	特表2006-500964 (P2006-500964A)		アメリカ合衆国 フロリダ州 33309
(43) 公表日	平成18年1月12日(2006.1.12)		フォート ローダーデール エヌダブリ
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/038097		ュー フィフティサード ストリート 3
(87) 国際公開番号	W02003/047427		350 スウィート 105
(87) 国際公開日	平成15年6月12日(2003.6.12)	(74) 代理人	100083806
審査請求日	平成17年9月28日(2005.9.28)		弁理士 三好 秀和
(31) 優先権主張番号	09/998,733	(74) 代理人	100095500
(32) 優先日	平成13年11月30日(2001.11.30)		弁理士 伊藤 正和
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100111235
前置審査			弁理士 原 裕子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ワイヤレス心電図システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

従来の非ワイヤレス心電図監視システムを、ワイヤレス心電図監視システムに変えるためのシステムであって、

胸部アセンブリから電気信号を取得し、該電気信号をワイヤレスで基地局に送信するための体部電子部を含み、前記基地局は前記電気信号を従来の心電図モニタに送信するための複数の電気端子を有し、前記基地局はユーザに情報を伝達するためのユーザインターフェースを有し、前記体部電子部は前記胸部アセンブリに着脱自在に直接接続され、

前記胸部アセンブリが前記体部電子部内の胸部アセンブリポートに挿入されると、前記胸部アセンブリのセンサピンが前記体部電子部内の回路を完成することにより前記体部電子部の電力供給が開始され、前記センサピンは前記体部電子部が前記胸部アセンブリを識別するべく使用されることを特徴とするシステム。

【請求項 2】

前記体部電子部と前記基地局の前記ユーザインターフェースは、前記システムの動作状況に関する情報を伝達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】

前記基地局を前記体部電子部と対にするための装置をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記装置はトークンキーであ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】

前記体部電子部内のバッテリーポートと前記基地局内のバッテリーポートの両方に適合する少なくとも1つのバッテリーをさらに含むことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項 6】

患者における心臓活動を監視するためのシステムであって、

患者の心臓からの電気信号を検出する複数の電極に着脱自在に接続される複数の電極コネクタを有する胸部アセンブリと、

胸部アセンブリに着脱自在に直接接続される体部電子部であって、前記胸部アセンブリから電気信号を取得するとともに該電気信号を無線によって基地局に送信し、ユーザに情報を伝達するためのユーザインターフェースを有する体部電子部と、

電気信号を受信するための受信機と、

モニターケーブルを介して心電図モニタに接続するための複数の電気端子とを含む基地局であって、ユーザに情報を伝達するためのユーザインターフェースを有する基地局と

を組み合わせる含み、

前記胸部アセンブリが前記体部電子部内の胸部アセンブリポートに挿入されると、前記胸部アセンブリのセンサピンが前記体部電子部内の回路を完成することにより前記体部電子部の電力供給が開始され、前記センサピンは前記体部電子部が前記胸部アセンブリを識別するべく使用されることを特徴とするシステム。

【請求項 7】

前記基地局を前記体部電子部と対にするための装置をさらに含むことを特徴とする請求項6に記載のシステム。

【請求項 8】

前記体部電子部と前記基地局のユーザインターフェースは、前記体部電子部を前記基地局と対にするための順序に関する情報を伝達することを特徴とする請求項6に記載のシステム。

【請求項 9】

前記装置はトークンキーであることを特徴とする請求項7に記載のシステム。

【請求項 10】

前記体部電子部内のバッテリーポートと前記基地局内のバッテリーポートの両方に適合する少なくとも1つのバッテリーをさらに含むことを特徴とする請求項6に記載のシステム。

【請求項 11】

患者における心臓活動を監視するためのシステムであって、

患者の心臓からの電気信号に関する情報を検出するための胸部アセンブリであって、複数の電極によって検出された電気信号を送信するための可撓性回路を形成する複数の導電性要素を有し、該導電性要素を絶縁して胸部アセンブリへの外部の干渉を低減するための絶縁層を有する胸部アセンブリと、

アセンブリコネクタを介して前記胸部アセンブリに着脱自在に直接接続される体部電子部であって、前記電気信号を無線によって基地局へ送信する送信機を有し、前記システムの動作状況に関する情報を伝達するためのユーザインターフェースを有する体部電子部と

前記体部電子部の送信機から無線を介して送られてきた電気信号を受信するための受信機を含む基地局であって、電気信号を心電図モニタへ送信するための心電図モニターケーブルに接続される複数の電気端子を有し、前記システムの動作状況に関する情報を伝達するためのユーザインターフェースを有し、前記体部電子部を収納するためのクレードルを有する基地局と

を組み合わせる含み、

前記胸部アセンブリが前記体部電子部内の胸部アセンブリポートに挿入されると、前記胸部アセンブリのセンサピンが前記体部電子部内の回路を完成することにより前記体部電子部の電力供給が開始され、前記センサピンは前記体部電子部が前記胸部アセンブリを識別するべく使用されることを特徴とするシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記基地局を前記体部電子部と対にするための装置をさらに含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記体部電子部と前記基地局の前記ユーザインターフェースは、前記体部電子部を前記基地局と対にするための順序に関する情報を伝達することを特徴とする請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記装置はトークンキーであることを特徴とする請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記体部電子部内のバッテリーポートと前記基地局内のバッテリーポートの両方に適合する少なくとも 1 つのバッテリーをさらに含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

患者の心臓から電気信号を検出するための胸部アセンブリであって、
電極に着脱自在に接続するための複数の電極コネクタを有する電極保持部と、
電極保持部に取り付けられる胸部アセンブリコネクタと、
体部電子部内の回路を完成するための前記胸部アセンブリコネクタ上のセンサピンと
を含み、

前記体部電子部は前記胸部アセンブリに着脱自在に直接接続され、

前記胸部アセンブリが前記体部電子部内の胸部アセンブリポートに挿入されると、前記胸部アセンブリのセンサピンが前記体部電子部内の回路を完成することにより前記体部電子部の電力供給が開始され、前記センサピンは前記体部電子部が前記胸部アセンブリを識別するべく使用されることを特徴とする胸部アセンブリ。

【請求項 1 7】

前記電極保持部は、弓状部、直線部、および延長アームをさらに含むことを特徴とする請求項 1 6 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 1 8】

1 つの電極が患者の胸部の右側のほぼ第 1 肋骨と第 2 肋骨の間の肋間腔の位置に配置され、1 つの電極が患者の胸部の左側のほぼ第 1 肋骨と第 2 肋骨の間の肋間腔の位置に配置され、1 つの電極が患者の胸部の中間のほぼ第 4 肋骨と第 5 肋骨の間の肋間腔の位置に配置され、2 つの電極が患者の胸の左側に配置されることを特徴とする請求項 1 6 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 1 9】

前記弓状部が直線部に当接し、前記弓状部に第 1 の伸長可能なアームが取り付けられ、第 1 の伸長可能なアームに電極コネクタが取り付けられ、移行部が前記弓状部に当接し、前記移行部に電極コネクタが取り付けられ、直線部が前記移行部に当接し、直線部に電極コネクタが取り付けられ、直線部に第 2 の伸長可能なアームと延長アームとが取り付けられ、前記第 2 の延長アームに電極コネクタが取り付けられ、前記第 2 の伸長可能なアームに電極コネクタが取り付けられることを特徴とする請求項 1 7 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 2 0】

前記胸部アセンブリはアダプタアセンブリを介して遠隔測定送信機に接続することを特徴とする請求項 1 7 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 2 1】

前記胸部アセンブリは、アダプタアセンブリを介して心電図モニタに接続することを特徴とする請求項 1 7 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 2 2】

前記胸部アセンブリコネクタは、導電性要素間でのアーク放電を防止するのに十分な間隔において配置される複数の導電性要素を含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 2 3】

10

20

30

40

50

前記胸部アセンブリコネクタは、前記胸部アセンブリコネクタが前記体部電子部内に固定されていない場合に、前記導電性要素が物体と接触することを防ぐための複数のリブを含むことを特徴とする請求項 2 2 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 2 4】

前記導電性要素は、前記胸部アセンブリが除細動衝撃に耐えることができるように十分に間隔をおいて設けられることを特徴とする請求項 2 2 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 2 5】

患者における心臓活動を監視するためのシステムにおいて用いられる体部電子部であって、

胸部アセンブリに取り付けられた胸部アセンブリコネクタを着脱自在に受容するための胸部アセンブリポートを含み、前記胸部アセンブリコネクタは、前記胸部アセンブリコネクタが前記胸部アセンブリポートに挿入されると、前記体部電子部内の回路を完成するセンサピンを含み、患者の心臓から検出された電気信号は前記胸部アセンブリを介して前記体部電子部に送信され、前記体部電子部は前記胸部アセンブリに着脱自在に直接接続され

10

前記胸部アセンブリが前記体部電子部内の胸部アセンブリポートに挿入されると、前記胸部アセンブリのセンサピンが前記体部電子部内の回路を完成することにより前記体部電子部の電力供給が開始され、前記センサピンは前記体部電子部が前記胸部アセンブリを識別するべく使用されることを特徴とする体部電子部。

【請求項 2 6】

20

ユーザに情報を伝達するためのユーザインターフェースをさらに含むことを特徴とする請求項 2 5 に記載の体部電子部。

【請求項 2 7】

前記情報は、前記システムの動作状況に関することを特徴とする請求項 2 6 に記載の体部電子部。

【請求項 2 8】

前記情報は、前記体部電子部を基地局と対にする順序に関することを特徴とする請求項 2 6 に記載の体部電子部。

【請求項 2 9】

前記体部電子部は、前記胸部アセンブリに取り付けられた少なくとも 1 つの電極コネクタと、前記患者に取り付けられた少なくとも 1 つの電極との間の接続の完全性を連続的に監視するためのリードオフ機能を遂行できることを特徴とする請求項 2 5 に記載の体部電子部。

30

【請求項 3 0】

前記体部電子部は、前記システムの機能の完全性を監視するための自己診断機能を遂行できることを特徴とする請求項 2 5 に記載の体部電子部。

【請求項 3 1】

前記体部電子部に過剰の電流が流れ込むことを防ぐために前記胸部アセンブリポートに接続された抵抗をさらに含み、これにより、前記体部電子部が除細動衝撃に耐えることができるようにすることを特徴とする請求項 2 5 に記載の体部電子部。

40

【請求項 3 2】

前記体部電子部内のバッテリーポートと基地局内のバッテリーポートとに適合する少なくとも 1 つのバッテリーをさらに含むことを特徴とする請求項 2 5 に記載の体部電子部。

【請求項 3 3】

基地局を前記体部電子部と対にするための装置を受容するポートをさらに含むことを特徴とする請求項 2 5 に記載の体部電子部。

【請求項 3 4】

前記装置はトークンキーであることを特徴とする請求項 3 3 に記載の体部電子部。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本文書の開示の一部は、著作権保護された資料を含んでいる。特許商標庁においては特許ファイルまたは記録がいずれにせよあらゆる著作権を留保しているようであるため、著作権所有者は、特許文書または特許開示が何人かによって複写されることに異存はない。

【 0 0 0 2 】

関連出願

本国際出願特許は、2001年11月30日に提出した、ワイヤレスECGシステムに対する米国特許出願No. 09/998,733に優先権を主張し、該出願の開示および内容はその全体を参照により本願に組み込む。

【 0 0 0 3 】

技術分野

本発明は、心臓監視システムに関し、より詳細にはワイヤレス心電図(ECG)システムに関する。

【 0 0 0 4 】

背景技術

心電図(ECG)システムは、患者における心臓の電氣的活動を監視する。従来のECGシステムは、患者の特定の部位に配置される導電性パッドまたは電極を用いて、各拍動の間に心臓が発生す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ตอบสนองして、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、上記電気信号が複数のケーブルまたはワイヤを介して電極から固定ECGモニタへ直接伝達される。ECGモニタは様々な信号処理と演算を行って、生の電気シグナルを、医師が見ることができるようモニタ上で表示または印刷が可能な意味ある情報に変換する。

【 0 0 0 5 】

医師は数十年にわたり、ECGシステムを用いて患者の心臓の活動を監視してきた。現在の、ECG信号を用いて患者の心臓の活動を監視するいくつかの異なるシステムが存在する。しかしながら、これらのシステムは一般に固定式であり、携帯使用には発展されないか、もしくは適していない。携帯式遠隔測定システムはあるものの、固定式ECGモニタに直接代わるものではない。さらに、従来のシステムでは複数のケーブルまたはワイヤを使用するので、患者にとっては邪魔かつ不快なものであり、調整にも相当の時間を要した。したがって、上述の問題を解決するECGシステムが求められている。

【 0 0 0 6 】

発明の概要

本発明は、既存または従来のECGモニタに対して汎用的互換性をもつワイヤレスECGシステムに関する。本ECGシステムは、胸部アセンブリと、体部電子部と、基地局とを含む。胸部アセンブリは、患者の心臓からの電気信号を検出するために患者の体部上に特別に配置された電極に接続する。電気信号が胸部アセンブリによって検出され、これにより、「7リード」までの心臓の解析が行われる。あるいは、胸部アセンブリは、患者の体部上に特別に配置された電極に接続する前胸部アセンブリを増やすことにより、「12リード」の心臓解析を行うことができる。

【 0 0 0 7 】

電気信号は、胸部アセンブリと前胸部アセンブリとを介して、腕帯によって着脱自在に患者に固定された体部電子部に送信される。体部電子部は、無線によって基地局に電気信号を送る。基地局は電気信号を通常のケーブルを通して従来のECGモニタに送り、ここで電気信号は処理または変換されて、医師が検討するためにECGモニタ上に表示できる意味ある情報になる。

【 0 0 0 8 】

このECGシステムは、従来の配線無線リンクに交換することにより、通常ECG特許をECGモニタに束縛している配線無くしている。本発明は軽量かつ携帯可能であることにより、患者により高い快適性と運動性を与える。さらに、本発明は調整時間が短くて済み、従来のECGシステムを用いるよりも医療施術者にとってより便利である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

本発明の上記ならびに他の新奇の利点、詳細、実施形態、特徴および目的は、発明を説明するのに有用な以下に挙げる、本発明の以下の詳細な説明、添付の請求項および添付の図面から当業者には明らかであろう。

【 0 0 1 0 】

本発明の上記の態様および多くの利点は、添付の図面と組み合わせて、以下の好ましい実施形態の詳細な説明を参照することにより容易に理解できるであろう。

【 0 0 1 1 】

好ましい実施の形態の説明

本発明をより良く理解するために、以下の詳細な説明を添付の請求項および図面と組み合わせて参照するとよい。簡単に言えば、本発明は、ワイヤレスで、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 と、体部電子部 14 と、基地局 16 とを含む。

10

【 0 0 1 2 】

胸部アセンブリ 12 は、それぞれ 18 a, 18 b, 18 c, 18 d および 18 e と標識された複数の電極コネクタ 18 を接続する一体型の可撓性回路である。電極コネクタ 18 は、それぞれ 20 a, 20 b, 20 c, 20 d および 20 e と標識された電極 20 に接続する解放可能な接続部を有している。好ましくは、電極コネクタ 18 は、スナップ端子を有する電極 20 に接続するスナップ端子を有する。電極コネクタ 18 のそれぞれは、電気信号を送信するための導電性の要素またはトレースに接続する。導電性の要素またはトレースは胸部アセンブリ 12 を通って胸部アセンブリコネクタ 21 に接続する。

20

【 0 0 1 3 】

図 2 を参照して、胸部アセンブリ 12 は、軽量かつ適度な耐湿性をもつ材料、例えばデュポン・ソントラ（登録商標）または他の適当な織物からなる外層 22 および 24 を有する。接着剤層 26, 28 は、絶縁層 30, 32 をそれぞれ外層 22, 24 に固定する。絶縁層 30, 32 はマイラー（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なる。接着剤層 34, 36 は、絶縁層 30, 32 を基層 38 に固定する。基層 38 は好ましくはマイラーフィルムからなり、第 1 の面 40 と第 2 の面 42 とを有する。電極コネクタ 18 に接続する導電性要素またはトレースは、基層 38 の第 1 の面 40 に配置される。このような導電性要素またはトレースの 1 つが 39 に示されている。胸部アセンブリ 12 に対するあらゆる外部干渉または無線周波数ノイズを低減するための遮蔽層 44 が、基層 38 の第 2 の面 42 上に配置されている。遮蔽層 44 は、誘電性または電氣的または磁氣的に伝導性の材料からなる単層または多層で構成することができる。電極コネクタ 18 の背面は、胸部アセンブリ 12 をさらに絶縁して、外部から印加される電位が ECG システムに進入することを防止するためにマイラーで被覆してもよい。遮蔽層はこのま

30

【 0 0 1 4 】

図 1 に戻って、胸部アセンブリ 12 には 5 つの電極 20 が取り付けられ、患者に対して電極を大まかに位置決めする手段を提供することにより、心臓の電氣的活動の「7 リード」までの解析を与える。胸部アセンブリ 12 が患者の上に適切に位置決めされ、適当な電極 20 に接続されるようにするために、電極コネクタ 18 は好ましくは標識されており、色コードが与えられている。例えば、電極コネクタ 18 a, 18 b, 18 c, 18 d, 18 e は、それぞれ R L, L A, L L, R A および V と標識されている。胸部アセンブリ 12 は、R A 電極コネクタが、患者の胸部の右側のおよそ第 1 肋骨と第 2 肋骨の間の肋間腔の位置にある電極に接続され、L A 電極コネクタが、患者の胸部の左側のおよそ第 1 肋骨と第 2 肋骨の間の肋間腔の位置にある電極に接続され、R L および L L 電極コネクタが患者の胸の左側に位置する電極に接続され、V 電極コネクタが患者の胸部の中間のおよそ第 4 肋骨と第 5 肋骨の間の肋間腔の位置に接続されるように構築する。胸部アセンブリ 12 は、患者の鎖骨より下の胸部に中心がくるように設計される。

40

【 0 0 1 5 】

50

図3を参照して、胸部アセンブリ12は、胸部アセンブリ12を患者の上に柔軟に位置決めできるように構成される。図3は説明だけを目的としており、したがって、図3に示される胸部アセンブリ12は、何らかの特定の形状または構成に限定されることはない。胸部アセンブリ12は、胸部アセンブリコネクタ21から延出する直線部分または尾部46を有する。図1に戻って、尾部46は、尾部46が患者の一方側に延出できるようにするための固定手段46aを有する。この固定手段46aとしては、接着剤またはクリップが最も好ましいものの、任意の適切な機械的素子であってもよい。図3に戻って、尾部46は電極保持部47に流れ込む。電極保持部47は弓状部48を有する。弓状断片48には第1の伸長可能アーム50が取り付けられる。第1の伸長可能アーム50にはR A電極コネクタが取り付けられる。弓状部48は、移行部52に流れ込む。移行部52にはL A電極コネクタが取り付けられる。移行部52は直線部54に流れ込む。直線部54にはR L電極コネクタが取り付けられる。直線部54には第2の伸長可能アーム56および延長アーム58が取り付けられる。第2の延長アーム58にはV電極コネクタが取り付けられ、第2の伸長可能アーム56にはL L電極コネクタが取り付けられる。

【0016】

伸長可能アーム50, 56は、蛇行形態にダイカットされる。伸長可能アーム50, 56は、ポリプロピレンまたはポリエチレン織物、カプトン、マイラーまたは他の可撓性の記憶性のない材料からなる。伸長可能アーム50, 56は、必要に応じて、蛇行形態を伸ばすことによって伸長する。伸長時には、伸長可能アームの一部または全部が伸ばされる。伸長可能アームの一部だけが伸ばされる場合には、その他の部分は折り畳まれたままである。伸長可能アーム50, 56は、胸部アセンブリ12が様々な大きさの患者に適應できるように、また患者が胸部アセンブリ12を着用している際に動きがとれるように、必要に応じて伸長することができる。延長アーム58は、電極位置V1, V2またはV3の配置など、V電極コネクタを患者の胸部の中間に柔軟に位置決めすることを可能にする。いくつかの例において、医療従事者が、心電図測定値を得るために延長アーム58を使用しないことを望むかもしれない。したがって、延長アーム58を直線部58を固定したままに保ち、延長アーム58が胸部アセンブリ12の配置および位置決めを邪魔しないようにしておくためには、延長アーム58の全長に亘って、延長アーム58と直線部54をつなぐミシン目入り継ぎ目でダイカットする。医療従事者が延長アーム58を使用したい場合には、このミシン目入り継ぎ目を破断しないでおけば、延長アーム58を患者の胸部の上に選択的に配置することができる。

【0017】

胸部アセンブリ12は、前胸部アセンブリ60と一緒に用いることにより、心臓の電気的活動の「12リード」解析を行うことができる。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62を接続する一体型の可撓性回路である。電極コネクタ62は、電極64に接続する解放可能な接続部を有している。好ましくは、電極コネクタ62は、スナップ端子を有する電極64に接続するスナップ端子を有する。電極コネクタ62のそれぞれは、電気信号を伝送するための導電性の要素またはトレースに接続する。導電性の要素またはトレースは前胸部アセンブリ60を通して前胸部アセンブリコネクタ66に接続する。前胸部アセンブリ60は図2に示すような構造を有する。

【0018】

図1に示したように、前胸部アセンブリ60には、患者の腹部および中間胸部に選択的に配置される6つの電極64が取り付けられる。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の上に不適切に配置または位置決めすること防止するために、好ましくは標識または色コードが付けられている。例えば、電極コネクタ62a, 62b, 62c, 62d, 62eおよび63fは、それぞれV1, V2, V3, V4, V5およびV6と標識されている。前胸部アセンブリ60を用いる場合には、胸部アセンブリ12上のV電極コネクタをその電極から取り外し、前胸部アセンブリ60上の電極コネクタと取り替える。

【0019】

10

20

30

40

50

図4に示したように、前胸部アセンブリ60は、前胸部アセンブリ60を患者の上に柔軟に位置決めできるように構成されている。図4は説明だけを目的としており、したがって、図4に示されるような前胸部アセンブリ60は何らかの特別な形状または構成に限定されることはない。前胸部アセンブリは、前胸部アセンブリコネクタ66から延出する直線部または尾部68を有する。直線部または尾部68は電極保持部69に流れ込む。電極保持部69は第1の移行部72を有する第1の弓状部70を有する。第1の移行部72にはV2電極コネクタが取り付けられる。第1の移行部72に接続された第1の延長アーム74にはV1電極コネクタが取り付けられる。第1の移行部72からは第2の弓状部76が延出する。第2の移行部78は第2の弓状部76に当接し、第2の移行部78にはV4電極コネクタが取り付けられる。第2の移行部78に接続された第2の延長アーム80にはV3電極コネクタが取り付けられる。第2の移行部78から第3の弓状部82へと流れ込む。第3の弓状部82は、第3の移行部84に当接する。第3の移行部84にはV5電極コネクタが取り付けられる。第3の移行部84からは第4の弓状部86が延出する。第4の弓状部86にはV6電極が取り付けられる。前胸部アセンブリ60のこの構成により、医療提供者または医師は、電極コネクタ62を必要に応じて柔軟に位置決めし、前胸部アセンブリ60を患者の上に適切に配置することができるとともに、患者は前胸部アセンブリ60着用時に運動できるようになる。

【0020】

動作に関して、胸部アセンブリ12と前胸部アセンブリ60は、各拍動の間に心臓が発生した電気信号を検出し、これらの信号を体部電子部14に転送する。システムが「7リード」モードで動作している場合（すなわち胸部アセンブリ12のみが用いられている場合）には、体部電子部14はRL, RA, LL, LAおよびV電極から信号を取得する。体部電子部14は、RL電極をアース基準値として用いる。システムが「12リード」モードで動作している場合（すなわち胸部アセンブリ12と前胸部アセンブリ60とが用いられている場合）には、体部電子部14は、胸部アセンブリ12を介してRL, RA, LLおよびLA電極から信号を取得するとともに、前胸部アセンブリ60を介してV1, V2, V3, V4, V5およびV6電極から信号を取得する。あるいは、このシステムによって種々の数の電極を監視することができる。例えば、医療提供者または医師は、2つの電極だけを用いて心臓を監視したり、7つの電極を用いて心臓を監視したりというような選択を行うことができる。言い換えれば、本発明のシステムは、心臓の「7リード」および「12リード」解析を実施することだけに限定されない。さらに、心臓からの電気信号を検出するために、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60を、患者の他の生命徴候、例えば、脈拍、呼吸数、心拍数、体温、EEG信号およびパルスオキシメータ信号を検出するように構築してもよい。

【0021】

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を介して体部電子部14に接続する。具体的には、胸部アセンブリコネクタ21は、体部電子部14に配設された胸部アセンブリポート88に入り込む。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を介して体部電子部14に接続する。具体的には、前胸部アセンブリコネクタ66（図示せず）は、前胸部アセンブリポート90に入り込む。胸部アセンブリポート88と前胸部アセンブリポート90には、過剰な電流が体部電子部14に流入しないように抵抗が接続されており、これにより、体部電子部14は、除細動器（すなわち、5kV除細動刺激）に起因する強い電流の存在下において適切に動作し続けることができる。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、該アセンブリコネクタ21, 66がアセンブリポート88, 90に、逆行してあるいはずれてなど不適切に挿入されられることを防止するために、特別に細工または構成されている。同様に、前胸部アセンブリコネクタ66も、胸部アセンブリポート88に合わないように細工または構成されている。具体的には、図5Aに示すように、胸部アセンブリコネクタ21は、胸部アセンブリポート88の対応する溝部21bに嵌入するように特別に構成または配置された舌状部21aを有する。これにより、胸部アセンブリコネクタ21は、胸部

10

20

30

40

50

アセンブリポート 88 だけに一方向でしか接続されることができない。例えば、舌状部 21 a が溝部 21 b と一直線上になれば、胸部アセンブリコネクタ 21 は、胸部アセンブリポート 88 に連結されない。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 の対応する溝部（図示せず）に嵌入するように特別に構成または配置された舌状部（図示せず）を有する。

【0022】

図 6 に示すように、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（図示せず）は、コネクタ 21, 66 をアセンブリポート 88, 90 内に着脱自在に固定するための、コネクタ 21, 66 の側面に設けられた保持クリップまたはフランジ 92 を有する。しかしながら、コネクタ 21, 66 をアセンブリポート 88, 90 内に着脱自在に固定するために、ネジやピンなどの他の手段を用いてもよい。さらに、アセンブリコネクタ 21, 66 は、アセンブリポート 88, 90 に対する付勢力または張力を与えるために、コネクタ 21, 66 の先端部に配設されたバネフランジまたはクリップ 94 を有している。バネフランジまたはクリップ 94 は、コネクタ 21, 66 を、確実にアセンブリポート 88, 90 に嵌入させることにより、アセンブリポート 88, 90 内でのコネクタ 21, 66 の遊びや動きを低減する。導電性要素またはトレースは、心臓からの電気信号が適切に体部電子部 14 に送信されるように、コネクタ 21, 66 上に特別に構成されている。換言すると、導電性要素またはトレースは、導電性要素間でのアーク放電を防止するために十分に間隔をおくか、あるいは何らかの方法で分離する必要がある。さらに、導電性要素またはトレースを間隔をおいて配置することにより、胸部アセンブリおよび前胸部アセンブリを除細動衝撃に耐えるものとすることができる。さらに、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場合に、導電性要素またはトレースが金属物体と接触することを防ぐためのリブ 96 を有している。

【0023】

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 内に差し込まれた場合に、回路を体部電子部 14 内に収めることにより、電源を起動し、体部電子部 14 を「スリープモード」から復帰されるセンサピンまたはグランドピン 98 を有している。センサピンは、胸部アセンブリポート 88 内に配設された溝部に対応し嵌入する特異的舌状部を有する。センサピン 98 は、体部電子部 14 が胸部アセンブリ 12 を識別し、体部電子部 14 と共に用いるように設計されていない他の胸部アセンブリまたは心電図装着装置が使用されることを防止するための手段として働く。換言すると、体部電子部 14 の電源は、体部電子部 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い限り起動しない。

【0024】

体部電子部 14 の外筐体は、軽量の成形プラスチック、例えばアクリロニトリル - ブタジエン - スチレン (ABS) または他の適切な材料で構成されている。体部電子部 14 の形状および構成は、何らかの特別な形状または構成に限定されることはない。図 1 に示したように、体部電子部 14 は、患者の腕を腕帯 100 を介して着脱自在に固定することにより、体部電子部 14 を患者に使いやすいものとしている。腕帯 100 は、患者の右腕または左腕のいずれかに巻き付けられ、マジックテープ (Velcro) または他の適切な固定手段、例えばピン、スナップなどによって固定される。体部電子部 14 は、腕帯 100 上のストラップまたはポケットの下側で摺動する。図 7 を参照して、体部電子部 14 は、ユーザインターフェース 102 とバッテリー 104 とを有する。ユーザインターフェース 102 は、システムの動作状況または機能に関する情報を患者に提供する。例えば、ユーザインターフェース 102 の例示的实施形態は、体部電子部 14 が基地局 16 との正常に通信または送信を行っているかどうか、体部電子部 14 のバッテリー 104 が充電中であるか若しくはバッテリー 104 が少なくなっているかどうか、体部電子部 12 の電源が起動されているかどうか、あるいは体部電子部 14 または基地局が誤動作していないかどうかに関する情報を与えるものであってもよい。さらに、ユーザインターフェース 102 は、体

10

20

30

40

50

部電子部 14 を基地局 16 と対にするまたは連結するための正しい順序または方法の指示を与えるものであってもよい。このような情報は、例えば LED、LCD、文字、音声などの様々な方法でユーザインターフェース 102 を介して患者に伝えることができる。ユーザインターフェースの例示的实施形態が図 7a に示されている。体部電子部 14 が腕帯 100 に固定されている場合に、患者はユーザインターフェース 102 に容易にアクセスできる。

【0025】

バッテリー 104 は、体部電子部 14 の下部に配置されるバッテリーポート 106 に挿入される。バッテリー 104 は、ラッチまたは他の適当な固締手段、例えばクリップ、ネジなどによってバッテリーポート 106 に保持される。バッテリー 104 は好ましくは 3.6V リチウムイオン充電式電池である。体部電子部 14 が腕帯 100 に固定されている場合に、患者はバッテリー 104 に容易にアクセスできる。

【0026】

体部電子部 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 信号の取得を制御する。体部電子部 14 内の送信機 108 は、胸部アセンブリ 12 および前胸部アセンブリ 60 から ECG 信号を好適には 3 kbps で受信または取得する。システムが「7リード」モード（すなわち胸部アセンブリ 12 のみが用いられている場合）には、体部電子部 14 は RL, RA, LL, LA および V 電極から信号を取得する。システムが「12リード」モードで動作している場合（すなわち胸部アセンブリ 12 と前胸部アセンブリとが用いられている場合）には、体部電子部 14 は、胸部アセンブリ 12 を介して RL, RA, LL および LA 電極から信号を取得するとともに、前胸部アセンブリ 60 を介して V1, V2, V3, V4, V5 および V6 電極から信号を取得する。さらに、患者の他の生命徴候、例えば、脈拍、呼吸数、心拍数、体温、EEG 信号およびパルスオキシメータ信号をシステムによって検出し、体部電子部 14 に送信するようにしてもよい。

【0027】

図 8 に示すように、送信機 108 は、アプリケーション特異的集積回路、プロセッサまたは他の回路 110、複数の信号チャンネル 112、マルチプレクサ 114、A-D 変換器 (ADC) 116、制御器 118、およびラジオ 120 を含む。さらに上記よりも少ない若しくは上記とは異なる部品を用いてもよい。体部電子部 14 は、胸部アセンブリ 12 および前胸部アセンブリ 60 に接続された 10 個の電極に対応する 9 つの信号チャンネルを有している。電極チャンネル 112 のそれぞれは、コネクタ 122、フィルタ 124、増幅器 126、ナイキストフィルタ 128、およびトラックホールド回路 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 または前胸部アセンブリ 60 のいずれの上にあるかによって、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 のいずれかに接続する。フィルタ 124 は、例えば電磁干渉信号を除去するため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、増幅された信号の帯域外の高周波数成分を除去してサンプリングエラーを回避するためのローパスフィルタを含む。トラックホールド回路 130 は、信号が後に ECG モニタにおいて結合された際に、差分エラーが生まれないように、システムが、9 つの電極チャンネル信号 112 の全てを同時または相対時間でサンプリングすることを可能にする。

【0028】

マルチプレクサ 114 は電極信号チャンネル 112 からの信号を分割多重化を用いて順次選択する。しかしながら、当業者であれば、他の合成機能を使用可能なことを理解するであろう。ADC 116 は、合成されたアナログ信号を送信のためにデジタル信号に変換する。好ましくは、制御器 118 は、信号の送信に必要なとされる帯域幅を狭めるために、デジタル化された信号の多くを間引くデジタル信号プロセッサ (DSP) を含む。ラジオ 120 は、送信用のキャリア信号でデジタル信号を変調する。例示的实施形態において、ラジオ 120 は、情報を受信するための復調器を含む。制御器 118 は、ECG データを基地局 16 にデジタル送信する。ECG データの送信に加えて、制御器 118 は、必要で

10

20

30

40

50

あれば、ペースメーカー情報、バッテリーレベル情報、電極切断情報、および他の情報に関する信号を送信してもよい。例えば、患者の他の生命徴候、例えば、脈拍、呼吸数、心拍数、体温、E E G 信号およびパルスオキシメータ信号を送信してもよい。

【 0 0 2 9 】

体部電子部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。リードが切断された場合には、体部電子部が基地局に信号を送ることにより、基地局はE C G モニタ上に「リードオフ」を警告する引き金を引く。さらに、体部電子部は、マイクロプロセッサ、データ取得、内部電極基準および無線機能を含む主要機能の完全性を監視する自己診断機能を有する。故障が検出された場合には、体部電子部は故障条件を捕捉し、データ取得および送信を停止し、故障が生じたことをリードオフ警告によって示す。

10

【 0 0 3 0 】

体部電子部 1 4 は、望ましくないノイズまたは信号を最小限に抑えるように動作する。例えば、部品は、心臓ベクトルを判定するための伝統的な E C G モニタ内の差分増幅器に後々正確に適用できるようにマッチングされている。E C G ベクトルは、E C G システム 1 0 によってではなく、伝統的な E C G モニタによって生成される。E C G システム 1 0 は本質的に伝統的な E C G モニタと「直列」であるので、あらゆるエラーが望ましくない結果をもたらす。潜在的なエラー源の 1 つとして差分エラーがある。この差分エラーは、伝統的な E C G モニタが E C G モニタ入力段において個々の電極信号を合成することにより E C G リード信号を生成する場合に、該伝統的な E C G モニタ上で観察することができる。この入力段は、電極 2 0 において発生する信号からの同相干渉を除去するための、差異または差分増幅器を含む。

20

【 0 0 3 1 】

伝統的 E C G の差分増幅器が E C G リード信号または E C G ベクトルを生成する際の、それぞれの電極信号の処理のされ方に何らかの違いが有る場合にはアーチファクトが存在する。例えば、増幅器のゲインに差異があったり、アンチエイリアス（ナイキスト）フィルタに伴う位相シフトに差異があったり、あるいはそれぞれのトラックホールド回路の電極信号の処理の仕方に差異がある場合には、これらの差分エラーが伝統的 E C G モニタに対してアーチファクトを作る。この差分エラーの潜在的起源を最小限に抑える重要な技術として、非常に高いナイキストフィルタ遮断周波数を選択することが挙げられる。これは、それぞれのフィルタが異なる群遅延性能を有するからである。このような差異を緩和するためには、当該群遅延が影響を及ぼす周波数を、約 0 . 0 5 H z ~ 1 5 0 H z である E C G 信号の周波数よりも遙かに高くする。ナイキストフィルタに対して高い遮断周波数を選ぶことにより、ナイキストフィルタ成分内のあらゆる mismatch が個々の電極 E C G 信号の精度に影響を及ぼさなくなる。例えば、フィルタ遮断周波数を 1 2 0 0 H z に選ぶことにより、このエラー源が緩和される。この手法を用いて、エイリアシングを導入しないために、個々の電極 E C G 信号は約 3 , 0 0 0 H z において過剰にサンプリングされる。勿論、フィルタ遮断周波数を高くして、これに対応してサンプリングレートを高めることにより、エラーはさらに低減する。これよりも低い遮断周波数および/またはサンプリングレートを使用してもよい。

30

【 0 0 3 2 】

電極信号がこのような高いレートでサンプルされることにより、これらの信号の多くを間引いて、必要な送信帯域幅を最小限に抑えることができる。例えば、デジタルサンプルは、制御器 1 1 8 において 8 分の 1 に間引かれる。これよりも大きいまたは小さい間引き率を用いて、送信に利用できる帯域幅、表すべき電極信号の数、およびナイキストサンプリングレートなどの関数として間引くことができる。図 1 に戻って、基地局 1 6 は体部電子部 1 4 から送られた送信信号を受信する。信号はキャリア信号で変調された無線または他の信号として送信される。B l u e t o o t h または I E E E 8 0 2 . 1 1 b などの様々なエアインターフェースを送信のために用いることができる。体部電子部 1 4 と基地局 1 6 との間の適切な通信を確立するために、体部電子部 1 4 と基地局 1 6 とは、そのそれぞれからの信号しか認識しないように、対にする必要がある。このことは、体部電子部 1

40

50

4と基地局16との直接接続を含む多くの方法によって達成することができる。好ましくは、トークンキー132を用いて、体部電子部14と基地局16とを対にするか若しくは無線周波数リンクする。図9aを参照して、トークンキー132は、メモリーチップを有し、基地局16のトークンキーポート134内に配設された溝および体部電子部14のトークンキーポート136の溝に嵌入する複数の舌状部またはピン133を随意で有していてもよい。図9bに示されるように、トークンキー132は基地局のトークンキーポート134に入り込み、基地局16に対する識別番号を読みとり、記録する。その後、トークンキー132はトークンキーポート134から抜かれ、体部電子部14内に設けられたトークンキーポート136内に挿入される。電子部14はトークンキー132から基地局16に対する識別番号を受信する。次に、トークンキー132は電子部14に対する識別番号を読みとり、記録する。その後、トークンキー132は電子部14から抜かれ、再度基地局16のトークンキーポート134に挿入されることにより、基地局16はトークンキー132上に自らの識別番号が存在することを確認するとともに、トークンキー132から電子部14に対する識別番号を読み出す。体部電子部14と基地局16とが対にされる。あるいは、まず最初にトークンキー132を基地局16に挿入し、トークンキー132を抜いてトークンキー132を基地局16に挿入し、トークンキー132を抜いてトークンキー132を体部電子部14に再度挿入することによっても、対にすることや連結することができる。言い換えれば、トークンキー132を体部電子部14と基地局16とのどちらに先に挿入するかの順序はシステムの適切な動作にとって重要ではない。図7に戻って、ユーザインターフェース102は、ユーザまたは医療提供者に、体部電子部14と基地局16とを対にするための正しい手順に関する指示を与えるものであってもよい。トークンキー132の利用により、患者が体部電子部14を着用する間に対にする機能を行わせることができるようになる。この特徴により、患者を病院内での移動のために異なるECGモニタに接続する必要が生じた場合に、体部電子部14を取り外して、再度接続するという必要がなくなる。患者の体部電子部14を、トークンキー132を用いて新しい基地局と再度対にするだけでよい。

【0033】

体部電子部14と基地局16とを対にした後は、トークンキー132が基地局16のトークンキーポート134（あるいは、対にする工程の順序によって体部電子部14のトークンキーポート136）内にある限り、体部電子部14と基地局16とは通信状態を維持することになる。換言すると、トークンキー132が基地局16から抜かれるとすぐに、体部電子部14と基地局16とは通信を中断または中止する。任意の特定のトークンキー132を用いて、任意の特定の基地局16を任意の特定の体部電子部14と対にすることができる。

【0034】

基地局16の外筐体は、軽量の成形プラスチック、例えばアクリロニトリル-ブタジエン-スチレン(ABS)または他の適切な材料で構成されている。基地局16の形状および構成は、何らかの特別な形状または構成に限定されることはない。基地局16は、マジックテープ(Velcro(登録商標))、二重ロック条片、両面フォームテープなどの適当な取付手段によってECGモニタ138に着脱自在に固定されている。好ましくは、基地局16は、適当な取付手段によってECGモニタ138付近に固定された取付板に着脱自在に取り付けられる。図10に示すように、基地局16は、体部電子部14が使用されていないか若しくは患者から取り外されている場合に体部電子部14を収納するためのクレードル140を有する。さらに、基地局16は、基地局バッテリー144が着脱自在に挿入されるバッテリーポート142を有する。基地局16は、バッテリーが使用されていないときにバッテリーを収納および充電する複数のバッテリーポートを有するように構築してもよい。基地局16がAC壁面コンセントに差し込まれていないときには、基地局バッテリー144が基地局16に電力を供給する。基地局16がAC壁面コンセントで作動している場合、基地局バッテリー144がバッテリーポート142内に有れば、基地局16は基地局バッテリー144を充電する。基地局16は、基地局16への電源を作動/停止する電源スイッ

10

20

30

40

50

チ 1 4 6 と、電源コードを A C 壁面コンセントに接続する電源コード接続部 1 4 8 とを有する。基地局バッテリー 1 4 4 は好ましくは 3 . 6 V のリチウムイオン充電式電池である。したがって、基地局バッテリー 1 4 4 と体部電子部バッテリー 1 0 4 とは、各バッテリーを体部電子部 1 4 または基地局 1 6 のいずれかで用いることができるように、同一で互換性があることが好ましい。システムは、放電された体部電子部バッテリー 1 0 4 を充電された基地局バッテリー 1 4 4 に変えるように設計されている。このようにして、充電されたバッテリーは常に体部電子部によっても簡単に利用できるようになっている。さらに、基地局 1 6 は、医療提供者が基地局 1 6 に対して、「フリード」モードまたは「12リード」モードのいずれで動作するかを指示できるようにするリード切替器 1 5 0 を有する。

【 0 0 3 5 】

図 1 1 に示すように、基地局 1 6 は、システムの動作状況または機能に関する情報を患者に提供するユーザインターフェース 1 5 2 を有する。例えば、ユーザインターフェース 1 5 2 は、体部電子部 1 4 が基地局 1 6 との正常に通信または送信を行っているかどうか、基地局バッテリー 1 4 4 が充電中であるか若しくはバッテリー 1 4 4 が少なくなっているかどうか、体部電子部バッテリー 1 0 4 が少なくなっていないかどうか、基地局 1 6 の電源が起動されているかどうか、あるいは基地局 1 6 が誤動作していないか、もしくはサービスを必要としていないかどうかに関する情報を与えるものであってもよい。さらに、ユーザインターフェース 1 0 2 は、体部電子部 1 4 を基地局 1 6 と対にするまたは連結するための正しい順序または方法の指示を与えるものであってもよい。このような情報は、例えば LED、LCD、文字、音声などの様々な方法でユーザインターフェース 1 5 2 を介して患者に伝えることができる。ユーザインターフェース 1 0 2 の例示的实施形態が図 1 1 a に示されている。

【 0 0 3 6 】

さらに、基地局は、マイクロプロセッサ、データ取得、内部電極基準および無線機能を含む主要機能の完全性を監視する自己診断機能を有する。故障が検出された場合には、体部電子部は故障条件を捕捉し、データ取得および送信を停止し、故障が生じたことをリードオフ警告によって示す。

【 0 0 3 7 】

基地局 1 6 内に配置される受信機 1 5 4 は、体部電子部 1 4 から基地局 1 6 に送られた信号を受信する。図 1 2 に示したように、受信機 1 5 4 は、ラジオ 1 5 6、制御器 1 5 8、デジタルアナログ変換器 (DAC) 1 6 0、デマルチプレクサ 1 6 2、トランシーバ 1 6 4、および複数の電極信号チャンネル 1 6 6 を含む。ラジオ 1 5 6 は、合成電極信号を表すデジタルデータを識別するために、受信した信号を変調する。例示的实施形態において、ラジオ 1 5 6 は、制御情報を送信するための変調器を含む。制御器 1 5 8 は、様々な部品の動作を制御し、例えば、データを補間したり、信号をデジタル情報に変換したり、電子部 1 4 内の送信機 1 0 8 に対する制御信号を発生したり、任意のユーザ出力または入力装置を作動させたり、ECG システムの動作を診断したりというように、ラジオ 1 5 6 からの信号をさらに処理してもよい。好ましくは、制御器 1 1 8 は電極信号を補間して、有効サンプルレートを約 3 kHz または別の周波数に戻す。これにより、再構築フィルタは、電極信号の帯域幅の何倍もの遮断周波数をもつことが可能になり、関心周波数、すなわち 1 5 0 Hz 未満における群遅延のあらゆる差が最小限に抑えられる。DAC 1 6 0 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 1 6 2 は、個々の再生成された電極信号を別個の電極信号チャンネル 1 6 6 上で分割する。トランシーバ 1 6 4 は、送信機 1 0 8 との双方向通信に対する Bluetooth 規格に従って動作する。

【 0 0 3 8 】

受信機 1 5 4 は、胸部アセンブリ 1 2 および前胸部アセンブリ 6 0 に接続された 1 0 個の電極に対応する 9 つの電極信号チャンネル 1 6 6 を有する。電極信号チャンネル 1 6 6 は、それぞれに、サンプルホールド回路 1 6 8 と、フィルタ 1 7 0 と、減衰器 1 7 2 とを含む。サンプルホールド回路 1 6 8 は、制御器 1 1 8 によって、変換された電極信号が各電極信号チャンネル 1 6 6 上で同期して現れるように制御される。他の実施形態として、

10

20

30

40

50

信号を実質的に同時に提供する個別のDACを含んでいてもよい。フィルタ170は、DAC変換プロセスに付随する高周波数信号を除去するためのローパス再構築フィルタを含んでいる。減衰器172は、体部電子部14の増幅器においてそれ以前に増幅されていた、電極における信号に伴うレベルまで、振幅を下げるための増幅器を含む。統合システムにおけるこの結果は、電極と従来のECGモニタとの間にエラーをもたらさないという利点を有する。

【0039】

基地局16は、ECG信号を既存または従来のモニタケーブル174を介してECGモニタ138に送信する。次に、ECGモニタ上に情報が表示され、医師によって参照される。図13に示すように、モニタケーブル174は、基地局16上に配置されたスナップ端子176内に着脱自在に挿入される。好ましくは、基地局16は、基地局16の左側と右側に配置された10個のスナップ端子176を有する。スナップ端子176およびモニタケーブル174は、モニタケーブル174が適切に基地局16に接続されるように好ましくは標識および色コードが付されている。例えば、基地局16およびモニタケーブル174の左側に配置された5つのスナップ端子176は、V2, V3, V4, V5およびV6と標識することができる。ECGシステムが「7リード」モードで動作する場合(すなわち、胸部アセンブリ12のみが用いられる場合)、モニタケーブル174は、基地局16の左側に配置された5つのスナップ端子176に差し込まれる。ECGシステムが「12リード」モードで動作する場合(すなわち、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60の両方が用いられる場合)、両方のモニタケーブル174がスナップ端子176に差し込まれる。すなわち、基地局16の左側に配置された上から4つのスナップ端子176が、胸部アセンブリ電極のために用いられ、残りの6つのスナップ端子176が前胸部アセンブリ電極のために用いられることになる。

【0040】

基地局16がすべての病棟または病院にあって体部電子部14とともに利用できるとは限らない。このような場合には、アダプタアセンブリ178を用いて、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60をECGモニタ138に接続するようにしてもよい。1つの例示的实施形態において、アダプタアセンブリ178によって、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60を、従来のまたは既存の遠隔測定送信機に直接差し込むことができるようになる。図14は、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60に接続するアセンブリソケット180と、従来のまたは既存の遠隔測定送信機に接続する遠隔測定ボックスソケット182とを有するアダプタアセンブリ178を描いたものである。別の例示的实施形態において、アダプタアセンブリ178は、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60を、従来のまたは既存のECGモニタ中継ケーブル内に直接差し込むことができるようにする。図15は、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60を接続するためのアセンブリソケット184と、従来のまたは既存のECGモニタ中継ケーブルを接続するためのケーブルアダプタ188に接続するケーブル186を有するアダプタアセンブリ178を描いたものである。ケーブルアダプタ185は、ECGモニタ中継ケーブルを接続するための中継ケーブルアダプタ188に接続するケーブル186を有する。別の例示的实施形態において、アダプタアセンブリ178は、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60を、ECGモニタに接続する標準的なリード線内に直接差し込むことを可能にする。図16は、胸部アセンブリ12または前胸部アセンブリ60に接続するためのアセンブリソケット190と、リード線アセンブリに接続するためにリード線ケーブルアダプタ192とを有するアダプタ178を描いたものである。ケーブルアダプタ192は、標準的なリード線に接続するためのリード線アダプタ196に接続するケーブル194を有する。アダプタ178は、標準リード線のコネクタ構成に応じて様々に構成することができる。

【0041】

図17は、本発明のワイヤレスECGシステムを用いて患者の心臓の心臓活動を監視する方法を描いたものである。ステップ198において、電極を患者の体の上に置く。ステ

10

20

30

40

50

ップ 200 において、電極コネクタ 21, 62 を電極に接続することにより、胸部アセンブリ 12 および/または前胸部アセンブリ 60 を患者の体の上に位置決めする。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 を、体部電子部 14 に差し込む。ステップ 204 において、トークンキー 132 を基地局 16 内に挿入し、トークンキー 132 を基地局 16 から抜き、トークンキー 132 を体部電子部 14 に挿入し、トークンキー 132 を電子部 14 から抜き、トークンキー 132 を基地局 16 に挿入することにより、電子部 14 と基地局 16 を対にするまたは連結する。あるいは、対形成は、トークンキー 132 を体部電子部 14 に挿入し、トークンキー 132 を体部電子部から抜き、トークンキー 132 を基地局 16 に挿入し、トークンキー 132 を基地局 16 から抜いて、トークンキー 132 を再度体部電子部 14 に挿入することによっても達成することができる。ステップ 206 において、患者の心臓からの電気信号が検出され、胸部アセンブリ 12 および前胸部アセンブリ 60 を介して体部電子部 14 に送信される。ステップ 208 において、心臓からの電気信号は体部電子部 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、体部電子部 14 は、無線を介して基地局 16 へデジタル信号を送信する。ステップ 212 において、基地局 16 は、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 はモニターケーブル 174 を介して ECG モニタ 138 へアナログ信号を送信する。ステップ 216 において、ECG モニタ 138 は、アナログ信号を処理して、モニタ 138 上に表示可能な意味ある情報に変える。

10

【0042】

20

上記明細書において、本発明をその特定の例示的实施形態を参照しながら説明してきた。この発明を理解できる人が、本発明のより広い精神および範囲から逸脱しない範囲で、本発明の原理を利用した変更または他の実施形態または変形を考え出しうることは当業者にとって明白であろう。したがって、明細書と図面は限定的な意味ではなく説明的な意味をもつと見なすべきである。したがって、添付の請求項に鑑みて必要である場合以外は、本発明を限定することは意図されない。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図 1】 ECG システムの例示的实施形態の斜視図である。

【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。

30

【図 3】 胸部アセンブリの例示的实施形態の上面図である。

【図 4】 前胸部アセンブリの例示的实施形態に上面図である。

【図 5】 体部電子部の例示的实施形態の斜視図である。

【図 6】 アセンブリコネクタの例示的实施形態の上面図である。

【図 7】 体部電子部の例示的实施形態の前面図である。

【図 7 a】 体部電子部のユーザインターフェースの例示的实施形態である。

【図 8】 送信機の例示的实施形態のブロック図である。

【図 9 a】 トークンキーと組み合わせて用いられる基地局の例示的实施形態の斜視図である。

【図 9 b】 トークンキーと組み合わせて用いられる体部電子部の図である。

40

【図 10】 基地局の例示的实施形態の斜視図である。

【図 11】 基地局の例示的实施形態の正面図である。

【図 11 a】 基地局のユーザインターフェースの例示的实施形態である。

【図 12】 受信機の例示的实施形態のブロック図である。

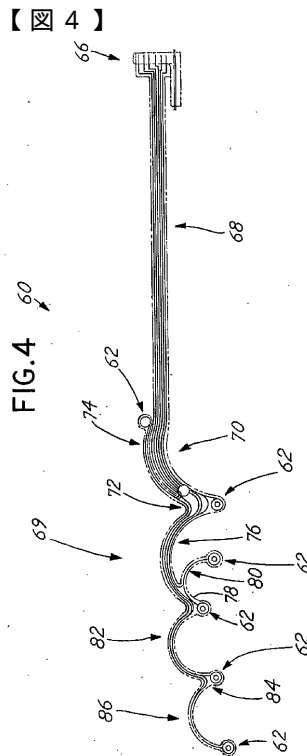
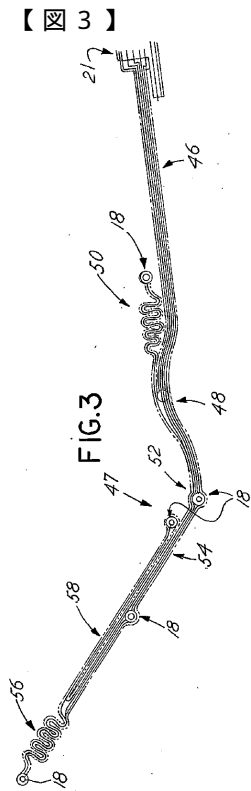
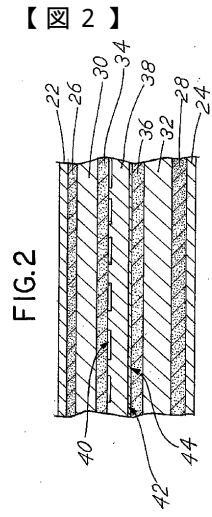
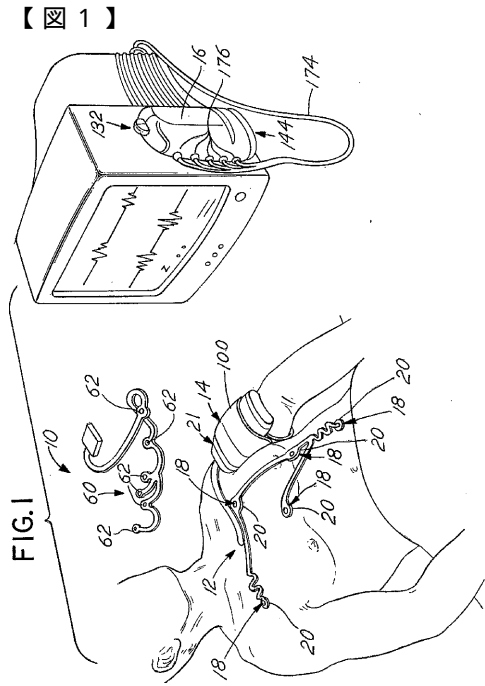
【図 13】 基地局の例示的实施形態の斜視図である。

【図 14】 アダプタアセンブリの例示的实施形態である。

【図 15】 アダプタアセンブリの別の例示的实施形態である。

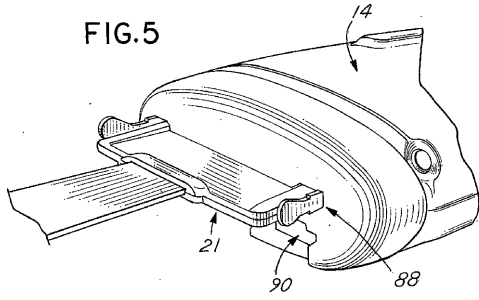
【図 16】 アダプタアセンブリの別の例示的实施形態である。

【図 17】 ECG システムの動作に対する例示的实施形態のフローチャートである。



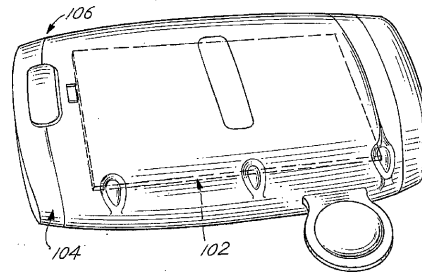
【図5】

FIG.5



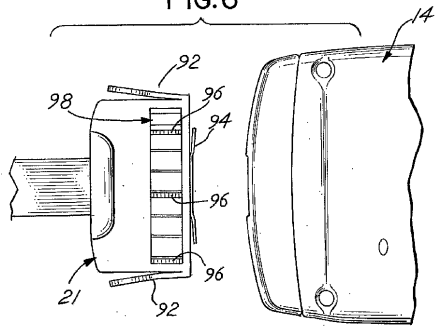
【図7】

FIG.7



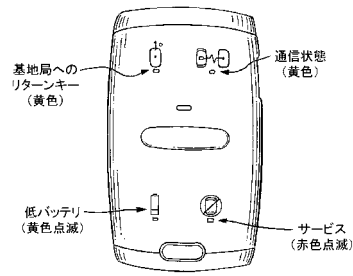
【図6】

FIG.6



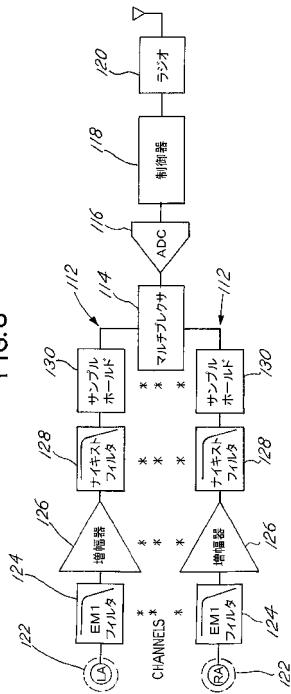
【図7a】

FIG.7A



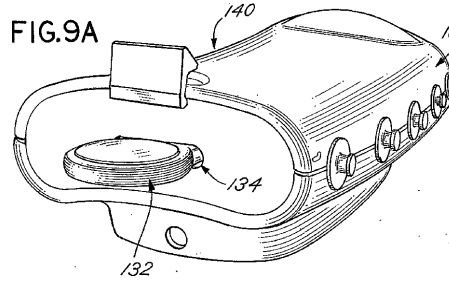
【図8】

FIG.8



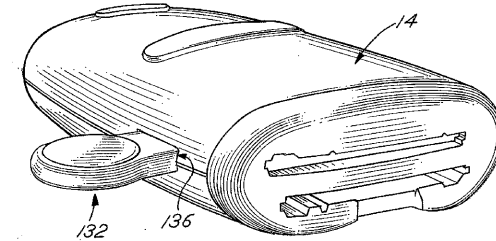
【図9A】

FIG.9A



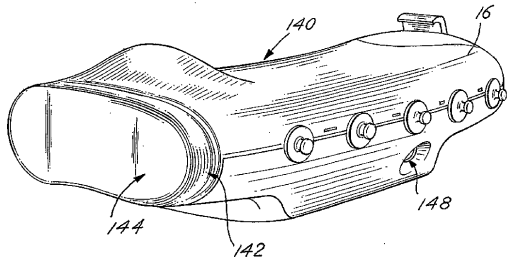
【図9B】

FIG.9B



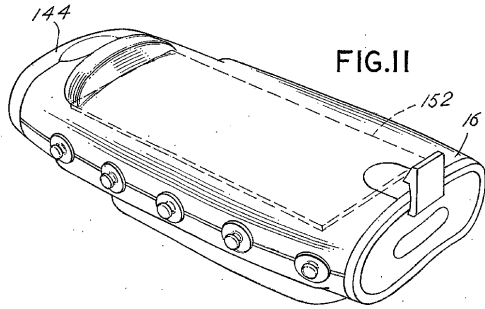
【図10】

FIG.10



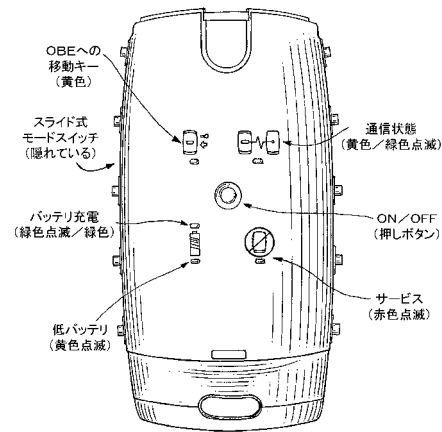
【図11】

FIG.II

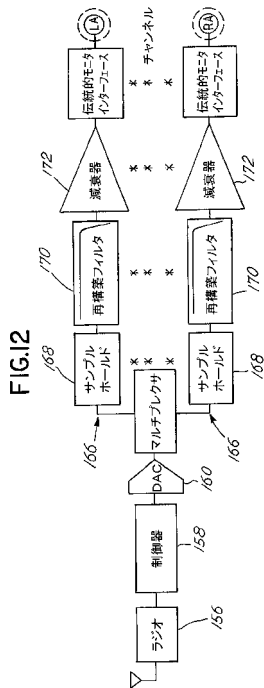


【図11a】

FIG.IIA

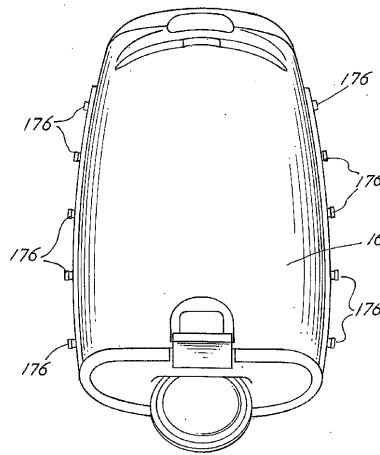


【図12】



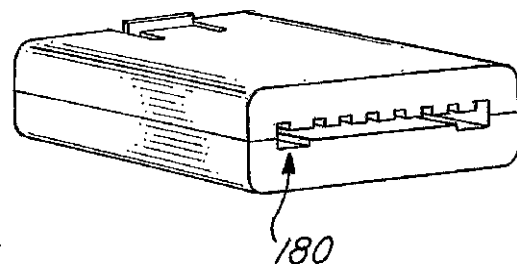
【図13】

FIG.13

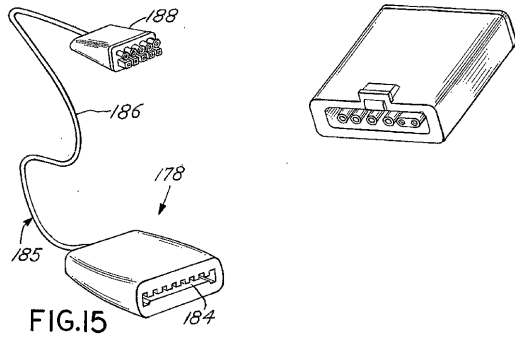


【図14】

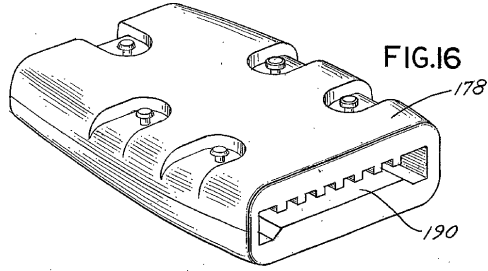
FIG.14



【図15】

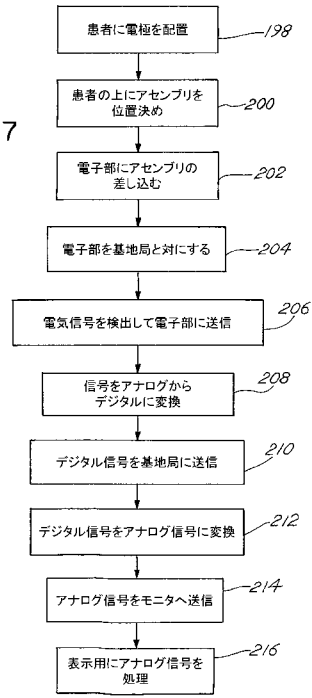


【図16】



【図17】

FIG. 17



フロントページの続き

- (72)発明者 イストヴァン、 ラド
 アメリカ合衆国 フロリダ州 33301 フォート ローダーデール スイート 1701 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 33316 フォート ローダーデール エスイー 11 コート
 1200
- (72)発明者 ソロヴァイ、 ケネス
 アメリカ合衆国 フロリダ州 33331 ウェストン ダイヤモンド ドライブ 16732
- (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 01720 アクトン ワシントン ドライブ 21
- (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 01720 アクトン コナント ストリート 28
- (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 60047 レイク チューリッヒ エリック コート 310
- (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 02061 ノーウェル プロスペクト ストリート 1
 80
- (72)発明者 ロダト、 フランコ
 アメリカ合衆国 フロリダ州 33327 ウェストン ハーバー ビュー サークル 1816
- (72)発明者 マイケル、 セイラム
 アメリカ合衆国 フロリダ州 33305 フォート ローダーデール ナンバー904 ノース
 オーシャン ブールバード 2100

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開2001-070267(JP,A)
 特開2001-078974(JP,A)
 特開平11-056802(JP,A)
 実開平05-035105(JP,U)
 国際公開第00/062664(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04
 A61B 5/00

专利名称(译)	无线心电图系统		
公开(公告)号	JP4699694B2	公开(公告)日	2011-06-15
申请号	JP2003548693	申请日	2002-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	接木复制无线医药公司		
申请(专利权)人(译)	Jiemupi无线医药公司		
当前申请(专利权)人(译)	生活下沉公司		
[标]发明人	イストヴァンラド 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 マイケルセイラム		
发明人	イストヴァン、ラド 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 マイケル、セイラム		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/0408		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04085		
FI分类号	A61B5/04.R A61B5/00.102.C		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一 原 裕子		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	09/998,733 2001-11-30 US		
其他公开文献	JP2006500964A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

心脏监测系统，尤其是无线心电图仪（ECG）系统。本发明检测来自患者心脏的电信号，并通过遥测将信号数字地发送到远程基站。基站将数字信号转换回可以由ECG监视器读取的模拟电信号。

FIG. 4

