

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-183721
(P2009-183721A)

(43) 公開日 平成21年8月20日(2009.8.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/04 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 R	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0428 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 B	

審査請求 有 請求項の数 21 O L 外国語出願 (全 63 頁)

(21) 出願番号 特願2009-63380 (P2009-63380)
 (22) 出願日 平成21年3月16日(2009.3.16)
 (62) 分割の表示 特願2003-548693 (P2003-548693)
 の分割
 原出願日 平成14年11月26日(2002.11.26)
 (31) 優先権主張番号 09/998, 733
 (32) 優先日 平成13年11月30日(2001.11.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(特許庁注: 以下のものは登録商標)

1. Bluetooth
2. VELCRO

(71) 出願人 505005670
 ライフシーク コーポレイション
 アメリカ合衆国 フロリダ州 33301
 フォート ローダーデール ワン イー
 スト ブロード ブールバード スイ
 ト 1701
 (74) 代理人 100083806
 弁理士 三好 秀和
 (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
 ト 1701 ワン イースト ブロード
 ブールバード

最終頁に続く

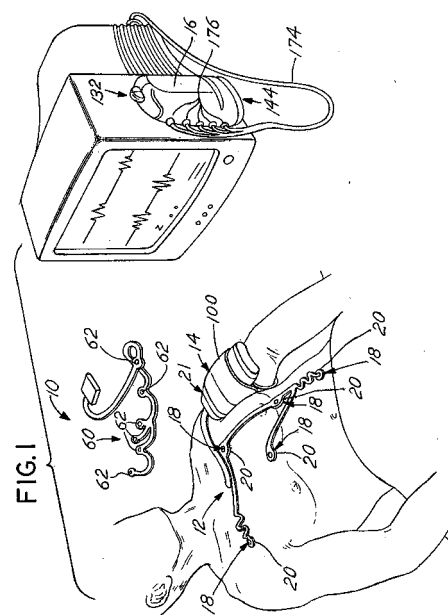
(54) 【発明の名称】 ワイヤレス心電図システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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。

【解決手段】 心臓監視システム、特にワイヤレス心電図 (E C G) システムであり、患者の心臓からの電気信号を検出し、該信号を遠隔計測を介して遠隔基地局にデジタル送信する。前記基地局では、このデジタル信号を E C G モニタによって読みとり可能なアナログ電気信号に変換する。

【選択図】 図 1



【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、該電位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任意の従来の心電図モニタに送信するための複数のスナップ端子を有し、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することを特徴とするシステム。

【請求項 2】

基地局を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。 10

【請求項 3】

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 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

基地局は胸部アセンブリによって収集されたデータを制御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 5】

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、 20

胸部アセンブリに着脱自在に接続される体部電子部であり、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スナップ端子とを含む基地局であり、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ことを特徴とするシステム。

【請求項 6】

体部電子部と基地局のユーザインターフェースは、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 5 に記載の方法。

【請求項 7】

体部電子部を基地局と対にするためのトークンキーをさらに含むことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。 30

【請求項 8】

基地局は、体部電子部を収納するためのクレードルを含むことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 9】

胸部アセンブリは電極に接続するための 5 つの電極コネクタを有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 10】

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 9 に記載のシステム。 40

【請求項 11】

体上の電子部および基地局はそれぞれバッテリーを着脱自在に保持するためのバッテリーポートを有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 12】

バッテリーは、体部電子部のバッテリーポートと基地局のバッテリーポートに互換性があることを特徴とする請求項 11 に記載のシステム。 50

【請求項 13】

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胸部アセンブリに着脱自在に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、システムの動作状況に関する情報を伝達するためユーザインターフェースを有する体部電子部と、

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ケーブルに接続される複数のスナップ端子を有し、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、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、組み合わせて含むことを特徴とするシステム。

10

【請求項 14】

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、

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前胸部アセンブリと、

胸部アセンブリおよび前胸部アセンブリに着脱自在に接続される体部電子部であって、胸部アセンブリおよび前胸部アセンブリから電気信号を受信する体部電子部と、

無線伝送を介して体部電子部から電気信号を取得するための基地局であって、心電図モニタケーブルに接続するための複数のスナップ端子を有し、該電気信号は該心電図モニタケーブルを介して心電図モニタに送信される基地局とを組み合わせて含むことを特徴とするシステム。

20

【請求項 15】

体部電子部を基地局と対にするためのトークンキーをさらに含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

体部電子部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含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

30

【請求項 17】

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含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 18】

基地局は体部電子部を収納するためのクレードルを含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 19】

生理センサからモニタへ生理信号をワイヤレスで伝送するためのシステムであって、

体部電子部を含み、前記生理センサは該体部電子部に着脱自在に連結され、前記生理信号が体部電子部に送信されることにより、体部電子部は該生理信号をワイヤレスで基地局に送信し、基地局は生理信号を任意の従来モニタに送信するための複数のスナップ端子を有し、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することを特徴とするシステム。

40

【請求項 20】

体部電子部を基地局と対にするためのトークンキーをさらに含むことを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

生理センサからモニタへ生理信号をワイヤレスで伝送するためのシステムであって、

50

体部電子部を含み、前記生理センサは該体部電子部に着脱自在に連結され、生理センサ上のコネクタと体部電子部との間の回路が完成することにより、生理信号の測定が開始され、さらに、

体部電子部を生理センサにワイヤレスで対にするための装置を含むことを特徴とするシステム。

【請求項 2 2】

体部電子部への電力供給は、回路の完成によって開始されることを特徴とする請求項 2 1 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

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 2 1 に記載のシステム。

10

【請求項 2 4】

体部電子部は、生理センサコネクタ内の溝部に対応する舌状部を含むことを特徴とする請求項 2 1 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

生理センサコネクタは、体部電子部内の溝部に対応する舌状部を含むことを特徴とする請求項 2 3 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

生理信号は、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からなる群より選択される情報に関することを特徴とする請求項 1 9 に記載のシステム。

20

【請求項 2 7】

生理信号は、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からなる群より選択される情報に関することを特徴とする請求項 2 1 に記載のシステム。

【請求項 2 8】

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胸部アセンブリコネクタ上のセンサピンとを含むことを特徴とする胸部アセンブリ。

30

【請求項 2 9】

電極保持部は少なくとも 1 つの伸長可能なアームを含むことを特徴とする請求項 2 8 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 3 0】

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 2 9 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 3 1】

電極保持部は直線部によって胸部アセンブリコネクタに接続されることを特徴とする請求項 3 0 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 3 2】

弓状部が直線部に当接し、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、移行部が弓状部に当接し、移行部に電極コネクタが取り付けられ、直線部が移行部に当接し、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、第 2 の延長アームに電極コネクタが取り付けられ、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 3 1 に記載の胸部アセンブリ。

40

【請求項 3 3】

センサピンは、胸部アセンブリコネクタが電子部内の胸部アセンブリポートに挿入されている場合に、体部電子部内の回路を完成させることを特徴とする請求項 2 8 に記載の胸部アセンブリ。

50

【請求項 34】

センサピンが体部電子部内の回路を完成すると、体部電子部の電力供給が始動されることを特徴とする請求項 33 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 35】

胸部アセンブリコネクタは、保持フランジを含むことを特徴とする請求項 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 36】

保持フランジは胸部アセンブリコネクタを体部電子部に着脱自在に固定することを特徴とする請求項 35 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 37】

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 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 38】

胸部アセンブリコネクタは、複数のパネフランジを含むことを特徴とする請求項 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 39】

パネフランジは、胸部アセンブリポート内に胸部アセンブリコネクタを固定するために胸部アセンブリポートに対する張力を与えることを特徴とする請求項 38 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 40】

胸部アセンブリコネクタは、胸部アセンブリポート内の少なくとも 1 つの溝部に対応する少なくとも 1 つの舌状部をさらに含むことを特徴とする請求項 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 41】

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 40 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 42】

胸部アセンブリコネクタは、胸部アセンブリコネクタが体部電子部に固定されていない場合に、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ップを含むことを特徴とする請求項 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 43】

胸部アセンブリコネクタは、複数のパネフランジを含むことを特徴とする請求項 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 44】

胸部アセンブリコネクタは、胸部アセンブリポート内の少なくとも 1 つの溝部に対応する少なくとも 1 つの舌状部をさらに含むことを特徴とする請求項 43 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 45】

導電性要素は、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において設けられることを特徴とする請求項 44 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 46】

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 28 に記載の胸部アセンブリ。

【請求項 47】

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、

10

20

30

40

50

複数の導電性要素が取り付けられた第1の面と、遮蔽層が取り付けられた第2の面とを有する基層と、

基層の上方に配設される第1の絶縁層と、

基層の下方に配設される第2の絶縁層とを含むことを特徴とする胸部アセンブリ。

【請求項48】

導電性要素は、電極コネクタおよび胸部アセンブリコネクタに接続することを特徴とする請求項47に記載の胸部アセンブリ。

【請求項49】

遮蔽層はX模様の格子構造を有することを特徴とする請求項47に記載の胸部アセンブリ。

【請求項50】

遮蔽層は、誘電材料の単層からなることを特徴とする請求項47に記載の胸部アセンブリ。

【請求項51】

遮蔽層は、誘電材料の多層からなることを特徴とする請求項47に記載の胸部アセンブリ。

【請求項52】

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28に記載の胸部アセンブリ。

【請求項53】

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28に記載の胸部アセンブリ。

【請求項54】

延長アームを直線部に着脱可能に接続するために、ミシン目入り継ぎ目が延長アームに沿って長手方向に延び、これにより、延長アームはミシン目入り継ぎ目が破断されると、患者の体の上に選択的に位置決めできることを特徴とする請求項32に記載の胸部アセンブリ。

【請求項55】

患者の心臓からの電気信号を検出するための前胸部アセンブリであって、

前胸部アセンブリコネクタと、

前胸部アセンブリコネクタに接続された可撓性電極保持部であって、電極に接続するために複数の電極コネクタが着脱自在に取り付けられた電極保持部と、を含むことを特徴とする前胸部アセンブリ。

【請求項56】

電極保持部は直線部によって前胸部アセンブリコネクタに接続されることを特徴とする請求項54に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項57】

電極保持部は少なくとも1つの延長アームを含むことを特徴とする請求項56に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項58】

電極保持部は複数の弓状部と複数の移行部とをさらに含むことを特徴とする請求項57に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項59】

第1の弓状部が直線部に当接し、第1の移行部が第1の弓状部に当接し、第1の移行部に電極コネクタが取り付けられ、第1の移行部が第1の弓状部に当接し、第1の移行部に電極コネクタが取り付けられ、延長アームが第1の移行部に接続し、第1の延長アームに電極コネクタが取り付けられ、第2の弓状部が第1の移行部に当接し、第2の移行部が第2の弓状部に当接し、第2の移行部に電極コネクタが取り付けられ、第2の延長アームが第2の移行部に接続し、第2の延長アームに電極コネクタが取り付けられ、第3の弓状部が第2の移行部に当接し、第3の移行部が第3の弓状部に当接し、第3の移行部に電極コ

10

20

30

40

50

ネクタが取り付けられ、第4の弓状部が第3の移行部に当接し、第4の弓状部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58に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項60】

複数の導電性要素が取り付けられた第1の面と、遮蔽層が取り付けられた第2の面とを有する基層と、

基層の上方に配設される第1の絶縁層と、

基層の下方に配設される第2の絶縁層とをさらに含むことを特徴とする請求項54に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項61】

遮蔽層はX模様の格子構造を有することを特徴とする請求項60に記載の前胸部アセンブリ。

10

【請求項62】

遮蔽層は、誘電材料の単層からなることを特徴とする請求項60に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項63】

遮蔽層は、誘電材料の多層からなることを特徴とする請求項60に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項64】

前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55に記載の前胸部アセンブリ。

20

【請求項65】

前胸部アセンブリは、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55に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項66】

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、胸部アセンブリコネクタが胸部アセンブリポートに挿入されると、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胸部アセンブリを介して体部電子部に送信されることを特徴とする体部電子部。

30

【請求項67】

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66に記載の体部電子部。

【請求項68】

情報は、システムの動作状況に関することを特徴とする請求項67に記載の体部電子部。

【請求項69】

情報は、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67に記載の体部電子部。

40

【請求項70】

センサピンが体部電子部内の回路を完成すると、体部電子部の電力供給が始動されることを特徴とする請求項66に記載の体部電子部。

【請求項71】

電極コネクタと電極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さらに含むことを特徴とする請求項66に記載の体部電子部。

【請求項72】

電極コネクタと電極の間の接続を監視するためのリードオフ機能をさらに含むことを特徴とする請求項66に記載の体部電子部。

【請求項73】

50

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さらに含むことを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 7 4】

無線周波数伝送によって電気信号を基地局へ送信する送信機をさらに含むことを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 7 5】

トークンキーを着脱自在に受容するためのトークンキーポートをさらに含み、該トークンキーは体部電子部を基地局と対にするために用いられることを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 7 6】

前胸部アセンブリに取り付けられた前胸部アセンブリコネクタを着脱自在に受容するための前胸部アセンブリポートをさらに含み、患者の心臓から検出された電気信号は前胸部アセンブリを介して体部電子部に送信されることを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 7 7】

胸部アセンブリおよび前胸部アセンブリから電気信号を受信して、該電気信号を基地局に送信するための送信機をさらに含むことを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 7 8】

体部電子部バッテリーを着脱自在に受容するためのバッテリーポートをさらに含むことを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 7 9】

体部電子部バッテリーは、基地局バッテリーと互換性があることを特徴とする請求項 7 8 に記載の体部電子部。

【請求項 8 0】

体部電子部は腕帯を介して患者に着脱自在に固定されることを特徴とする請求項 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 8 1】

トークンキーは、マイクロチップと、トークンキーポート内に配設される溝部に適合する複数の舌状部とを含むことを特徴とする請求項 7 5 に記載の体部電子部。

【請求項 8 2】

ユーザは、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートに挿入して、基地局の識別番号を記録し、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートから抜き、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートに挿入して、体部電子部の識別番号を記録するとともに、基地局の識別番号を体部電子部に送信し、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートから抜き、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートに挿入して、体部電子部の識別番号を基地局に転送することにより、
 体部電子部を基地局と対にすることを特徴とする請求項 7 5 に記載の体部電子部。

【請求項 8 3】

ユーザは、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートに挿入して、体部電子部の識別番号を記録し、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートから抜き、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートに挿入して、基地局の識別番号を記録するとともに、体部電子部の識別番号を基地局に送信し、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートから抜き、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートに挿入して、基地局の識別番号を耐分電子部に転送することにより、
 体部電子部を基地局と対にすることを特徴とする請求項 7 5 に記載の体部電子部。

10

20

30

40

50

【請求項 8 4】

体部電子部に過剰の電流が流れ込むことを防ぐために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、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 6 6 に記載の体部電子部。

【請求項 8 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基地局であって、体部電子部から送られてきた電気信号を受信するための受信機と、電気信号を心電図モニタに送信するための心電図モニタケーブルに接続するための複数のスナップ端子とを含むことを特徴とする基地局。

【請求項 8 6】

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 8 5 に記載の基地局。

【請求項 8 7】

情報はシステムの動作状況に関することを特徴とする請求項 8 6 に記載の基地局。

【請求項 8 8】

情報は、基地局を体部電子部と対にする順序に関することを特徴とする請求項 8 6 に記載の基地局。

【請求項 8 9】

トークンキーを着脱自在に受容するためのトークンキーポートをさらに含み、該トークンキーは基地局を体部電子部と対にするために用いられることを特徴とする請求項 8 5 に記載の基地局。

【請求項 9 0】

トークンキーは、マイクロチップと、トークンキーポート内に配設される溝部に適合する複数の舌状部とを含むことを特徴とする請求項 8 9 に記載の基地局。

【請求項 9 1】

体部電子部を収納するためのクレードルをさらに含むことを特徴とする請求項 8 5 に記載の基地局。

【請求項 9 2】

基地局バッテリーを着脱自在に受容するためのバッテリーポートをさらに含むことを特徴とする請求項 8 5 に記載の基地局。

【請求項 9 3】

基地局バッテリーは体部電子部バッテリーと互換性があることを特徴とする請求項 9 2 に記載の基地局。

【請求項 9 4】

基地局に、7 リードモードまたは 1 2 リードモードのいずれで動作するかを指示するためのリード切替器をさらに含むことを特徴とする請求項 8 5 に記載の基地局。

【請求項 9 5】

基地局は ECG モニタに着脱自在に固定されることを特徴とする請求項 8 5 に記載の基地局。

【請求項 9 6】

ユーザは、
トークンキーを基地局のトークンキーポートに挿入して、基地局の識別番号を記録し、
トークンキーを基地局のトークンキーポートから抜き、
トークンキーを体部電子部のトークンキーポートに挿入して、体部電子部の識別番号を記録するとともに、基地局の識別番号を体部電子部に送信し、
トークンキーを体部電子部のトークンキーポートから抜き、
トークンキーを基地局のトークンキーポートに挿入して、体部電子部の識別番号を基地局に転送することにより、
基地局を体部電子部と対にすることを特徴とする請求項 8 9 に記載の基地局。

【請求項 9 7】

10

20

30

40

50

ユーザは、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートに挿入して、体部電子部の識別番号を記録し、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートから抜き、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートに挿入して、基地局の識別番号を記録するとともに、体部電子部の識別番号を基地局に送信し、
 トークンキーを基地局のトークンキーポートから抜き、
 トークンキーを体部電子部のトークンキーポートに挿入して、基地局の識別番号を耐分電子部に転送することにより、
 基地局を体部電子部と対にすることを特徴とする請求項 89 に記載の基地局。

10

【請求項 98】

患者における心臓活動の監視方法であって、
 患者の体からの電気信号を胸部アセンブリによって検出する工程と、
 胸部アセンブリからの電気信号を、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に送信する工程と、
 無線周波数伝送によって体部電子部から、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へ電気信号を送信する工程と、
 基地局から心電図モニタへ電気信号を送信する工程とを含むことを特徴とする方法。

【請求項 99】

患者における心臓活動の監視方法であって、
 複数の電極に接続するための複数の電極コネクタを有する胸部アセンブリを、患者の体の上に配置する工程と、
 胸部アセンブリを、ユーザに情報を伝達するユーザインターフェースを有する体部電子部に差し込む工程と、
 トークンキーを用いて体部電子部を基地局と対にする工程と、
 胸部アセンブリによって患者の心臓からの電気信号を検出する工程と、
 胸部アセンブリから体部電子部へ電気信号を送信する工程と、
 電気信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する工程と、
 ユーザに情報を伝達するためのインターフェースを有する基地局に、無線伝送を介してデジタル信号を送信する工程と、
 デジタル信号をアナログ信号に変換する工程と、
 アナログ信号を心電図モニタへ送信する工程とを含むことを特徴とする方法。

20

30

【請求項 100】

患者における心臓活動を監視するためのルーチンであって、
 トークンキーを用いて体部電子部を基地局に無線周波数リンクするための手順と、
 患者の心臓から電気信号を取得するための手順と、
 患者の体の上に配置された体部電子部へ電気信号を送信するための手順と、
 無線伝送を介して体部電子部から基地局へ電気信号を送信するための手順と、
 基地局から心電図モニタへ電気信号を送信するための手順と、
 モニタ上に情報を表示するための手順とを含むことを特徴とするルーチン。

40

【請求項 101】

患者の心臓から電気信号を取得するための手順は、電極コネクタを介して胸部アセンブリに接続された複数の電極を用いて電気信号を検出することを特徴とする請求項 100 に記載のルーチン。

【請求項 102】

体部電子部へ電気信号を送信するための手順は、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、体部電子部に配設された胸部アセンブリポートに着脱自在に挿入することを含み、電気信号は胸部アセンブリを介して電極から体部電子部へ送信されることを特徴とする請求項 100 に記載のルーチン。

【請求項 103】

50

基地局から心電図モニタへ電気信号を送信するための手順は、心電図モニタケーブルを、基地局上に配設された複数のスナップ端子に着脱自在に接続することを含み、電気信号はスナップ端子から心電図モニタケーブルを介して心電図モニタへ送信されることを特徴とする請求項100に記載のルーチン。

【請求項104】

体部電子部と基地局のユーザインターフェースは、体部電子部と基地局の動作に関する情報、ならびに、体部電子部と基地局のリンクに関する指示を伝達することを特徴とする請求項100に記載のルーチン。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

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。

【0002】

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。

【0003】

20

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。

【背景技術】

【0004】

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回答して、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に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。

30

【0005】

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。

40

【発明の概要】

【0006】

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

50

リード」の心臓解析を行うことができる。

【0007】

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。

【0008】

このECGシステムは、従来の配線を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を無くしている。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

【0009】

本発明の上記ならびに他の新規な利点、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。

【0010】

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。

【図面の簡単な説明】

20

【0011】

【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。

【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7a】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。

30

【図9a】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9b】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。

【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11a】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。

40

【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。

【発明を実施するための形態】

【0012】

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。

【0013】

50

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。

【0014】

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

10

20

【0015】

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。

30

【0016】

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 46 a を有する。この固定手段 46 a 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。

40

50

【 0 0 1 7 】

伸長可能アーム 5 0 , 5 6 は、蛇行形態にダイカットされる。伸長可能アーム 5 0 , 5 6 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 5 0 , 5 6 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 5 0 , 5 6 は、胸部アセンブリ 1 2 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 1 2 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 5 8 は、電極位置 V 1 , V 2 または V 3 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 5 8 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 5 8 を直線部 5 8 を固定したままに保ち、延長アーム 5 8 が胸部アセンブリ 1 2 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 5 8 の全長に亘って、延長アーム 5 8 と直線部 5 4 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 5 8 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 5 8 を患者の胸部の上に選択的に配置することができる。

10

【 0 0 1 8 】

胸部アセンブリ 1 2 は、前胸部アセンブリ 6 0 を一緒に用いることにより、心臓の電気的活動の「1 2 リード」解析を行うことができる。胸部アセンブリ 1 2 と同様に、前胸部アセンブリ 6 0 は、複数の電極 6 2 を接続する一体型の可撓性回路である。電極コネクタ 6 2 は、電極 6 4 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 6 2 は、スナップ端子を有する電極 6 4 に接続するスナップ端子を有する。電極コネクタ 6 2 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 6 0 を通って前胸部アセンブリコネクタ 6 6 に接続する。前胸部アセンブリ 6 0 は図 2 に示すような構造を有する。

20

【 0 0 1 9 】

図 1 に示したように、前胸部アセンブリ 6 0 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 6 4 が取り付けられる。前胸部アセンブリ 6 0 の電極コネクタ 6 2 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 6 2 a , 6 2 b , 6 2 c , 6 2 d , 6 2 e および 6 3 f は、それぞれ V 1 , V 2 , V 3 , V 4 , V 5 および V 6 と標識されている。前胸部アセンブリ 6 0 を用いる場合には、胸部アセンブリ 1 2 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 6 0 上の電極コネクタと取り替える。

30

【 0 0 2 0 】

図 4 に示したように、前胸部アセンブリ 6 0 は、前胸部アセンブリ 6 0 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 6 0 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 6 6 から延出する直線部または尾部 6 8 を有する。直線部または尾部 6 8 は電極保持部 6 9 に流れ込む。電極保持部 6 9 は第 1 の移行部 7 2 を有する第 1 の弓状部 7 0 を有する。第 1 の移行部 7 2 には V 2 電極コネクタが取り付けられる。第 1 の移行部 7 2 に接続された第 1 の延長アーム 7 4 には V 1 電極コネクタが取り付けられる。第 1 の移行部 7 2 からは第 2 の弓状部 7 6 が延出する。第 2 の移行部 7 8 は第 2 の弓状部 7 6 に当接し、第 2 の移行部 7 8 には V 4 電極コネクタが取り付けられる。第 2 の移行部 7 8 に接続された第 2 の延長アーム 8 0 には V 3 電極コネクタが取り付けられる。第 2 の移行部 7 8 から第 3 の弓状部 8 2 へと流れ込む。第 3 の弓状部 8 2 は、第 3 の移行部 8 4 に当接する。第 3 の移行部 8 4 には V 5 電極コネクタが取り付けられる。第 3 の移行部 8 4 からは第 4 の弓状部 8 6 が延出する。第 4 の弓状部 8 6 には V 6 電極が取り付けられる。前胸部アセンブリ 6 0 のこの構成により

40

50

、医療提供者または医師は、電極コネクタ 6 2 を必要に応じて柔軟に位置決めし、前胸部アセンブリ 6 0 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 6 0 着用時に運動できるようになる。

【 0 0 2 1 】

動作に関して、胸部アセンブリ 1 2 と前胸部アセンブリ 6 0 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 1 4 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 1 2 のみが用いられている場合）には、体部電子部 1 4 は R L , R A , L L , L A および V 電極から信号を取得する。体部電子部 1 4 は、R L 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 1 2 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 1 4 は、胸部アセンブリ 1 2 を介して R L , R A , L L および L A 電極から信号を取得するとともに、前胸部アセンブリ 6 0 を介して V 1 , V 2 , V 3 , V 4 , V 5 および V 6 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 1 2 および前胸部アセンブリ 6 0 を、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検出するように構築してもよい。

【 0 0 2 2 】

図 5 を参照して、胸部アセンブリ 1 2 は、胸部アセンブリコネクタ 2 1 を介して体部電子部 1 4 に接続する。具体的には、胸部アセンブリコネクタ 2 1 は、体部電子部 1 4 に配設された胸部アセンブリポート 8 8 に入り込む。同様に、前胸部アセンブリ 6 0 は、前胸部アセンブリコネクタ 6 6 を介して体部電子部 1 4 に接続する。具体的には、前胸部アセンブリコネクタ 6 6（図示せず）は、前胸部アセンブリポート 9 0 に入り込む。胸部アセンブリポート 8 8 と前胸部アセンブリポート 9 0 には、過剰な電流が体部電子部 1 4 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 1 4 は、除細動器（すなわち、5 k V 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 2 1 および前胸部アセンブリコネクタ 6 6 は、該アセンブリコネクタ 2 1 , 6 6 がアセンブリポート 8 8 , 9 0 に、逆行してあるいはずれてなど不適切に挿入されさ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 6 6 も、胸部アセンブリポート 8 8 に合わないよう細工または構成されている。具体的には、図 5 A に示すように、胸部アセンブリコネクタ 2 1 は、胸部アセンブリポート 8 8 の対応する溝部 2 1 b に嵌入するように特別に構成または配置された舌状部 2 1 a を有する。これにより、胸部アセンブリコネクタ 2 1 は、胸部アセンブリポート 8 8 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 2 1 a が溝部 2 1 b と一直線上になければ、胸部アセンブリコネクタ 2 1 は、胸部アセンブリポート 8 8 に連結されない。同様に、前胸部アセンブリコネクタ 6 6 は、前胸部アセンブリポート 9 0 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。

【 0 0 2 3 】

図 6 に示すように、胸部アセンブリコネクタ 2 1 および前胸部アセンブリコネクタ 6 6（図示せず）は、コネクタ 2 1 , 6 6 をアセンブリポート 8 8 , 9 0 内に着脱自在に固定するための、コネクタ 2 1 , 6 6 の側面に設けられた保持クリップまたはフランジ 9 2 を有する。しかしながら、コネクタ 2 1 , 6 6 をアセンブリポート 8 8 , 9 0 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 2 1 , 6 6 は、アセンブリポート 8 8 , 9 0 に対する付勢力または張力を与えるために、コネクタ 2 1 , 6 6 の先端部に配設されたパネフランジまたはクリップ 9 4 を有していてもよい。パネフランジまたはクリップ 9 4 は、コネクタ 2 1 , 6 6 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ップ 96 を有している。

10

【0024】

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、体上電子部 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用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。

20

【0025】

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 (登録商標) (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。

30

40

【0026】

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。

【0027】

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

50

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。

10

【0028】

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。

20

【0029】

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、必要であれば、ペースメーカ情報、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、EEG 信号およびパルスオキシメータ信号を送信してもよい。

30

【0030】

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 ECG 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。

40

【0031】

体部電子部 14 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 ECG 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。ECG ベクトルは、ECG システム

50

10によってではなく、伝統的なECGモニタによって生成される。ECGシステム10は本質的に伝統的なECG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ECGモニタがECG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ECGリード信号を生成する場合に、該伝統的なECGモニタ上で観察することができる。この入力段は、電極20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。

【0032】

伝統的ECGの差分増幅器がECGリード信号またはECG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ECG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0.05Hz~150HzであるECG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ミスマッチが個々の電極ECG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1200Hz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ECG信号は約3,000Hz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。

【0033】

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118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16は体部電子部14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。BluetoothまたはIEEE802.11b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14と基地局16との間の適切な通信を確立するために、体部電子部14と基地局16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14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

10

20

30

40

50

。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
10

【0034】

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
20

【0035】

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 (登録商標) (Velcro)、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
30

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チ 146 と、電源コードを AC 壁面コンセントに接続する電源コード接続部 148 とを有する。基地局バッテリー 144 は好ましくは 3.6V 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 144 と体部電子部バッテリー 104 とは、各バッテリーを体部
40

電子部 14 または基地局 16 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 104 を充電された基地局バッテリー 144 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 16 は、医療提供者が基地局 16 に対して、「フリード」モードまたは「12リード」モードのいずれかで動作するかを指示できるようにするリード切替器 150 を有する。

【0036】

図 11 に示すように、基地局 16 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 152 を有する。例えば、ユーザインターフェース 152 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、基地局バッテリー 144 が充電中であるか若しくはバッテリー 144 が少なくなっているか
50

どうか、体部電子部バッテリー104が少なくなっていないかどうか、基地局16の電源が起動されているかどうか、あるいは基地局16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102は、体部電子部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152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102の例示的实施形態が図11aに示されている。

【0037】

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。

10

【0038】

基地局16内に配置される受信機154は、体部電子部14から基地局16に送られた信号を受信する。図12に示したように、受信機154は、ラジオ156、制御器158、デジタルアナログ変換器(DAC)160、デマルチプレクサ162、トランシーバ164、および複数の電極信号チャンネル166を含む。ラジオ156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156は、制御情報を送信するための変調器を含む。制御器158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14内の送信機108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156からの信号をさらに処理してもよい。好ましくは、制御器118は電極信号を補間して、有効サンプルレートを約3kHz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150Hz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。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、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166上で分割する。トランシーバ164は、送信機108との双方向通信に対するBluetooth規格に従って動作する。

20

30

【0039】

受信機154は、胸部アセンブリ12および前胸部アセンブリ60に接続された10個の電極に対応する9つの電極信号チャンネル166を有する。電極信号チャンネル166は、それぞれに、サンプルホールド回路168と、フィルタ170と、減衰器172とを含む。サンプルホールド回路168は、制御器118によって、変換された電極信号が各電極信号チャンネル166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、信号を実質的に同時に提供する個別のDACを含んでもよい。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。

40

【0040】

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1

50

74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。

【0041】

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センブリ185とを有するアダプタアセンブリ178を描いたものである。ケーブルアセンブリ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センブリ192とを有するアダプタ178を描いたものである。ケーブルアセンブリ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。

【0042】

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

10

20

30

40

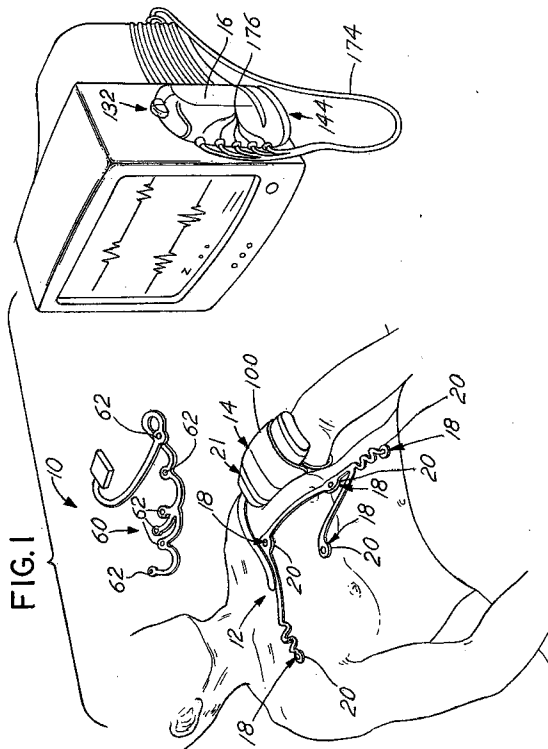
50

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。

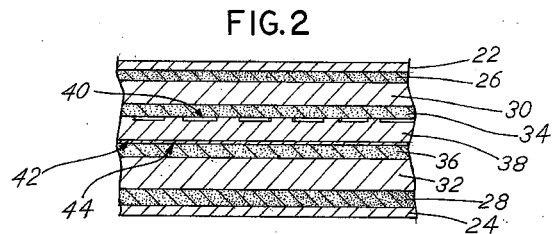
【0043】

上記明細書において、本発明をその特定の例示の実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。

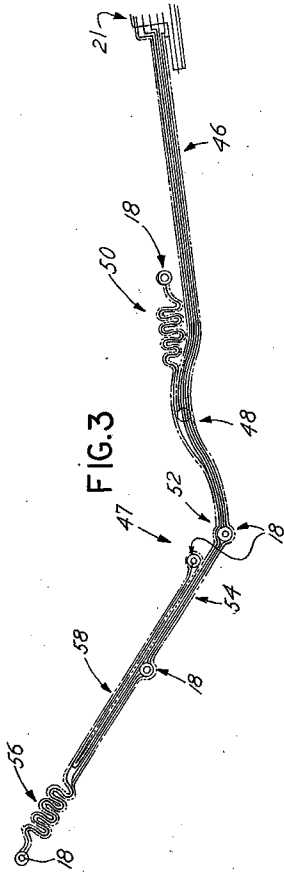
【図 1】



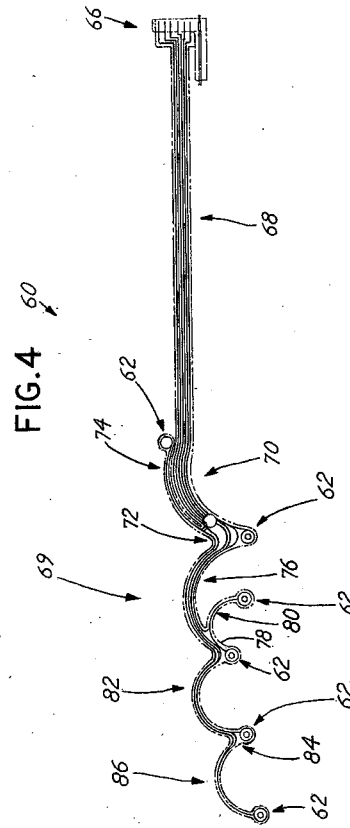
【図 2】



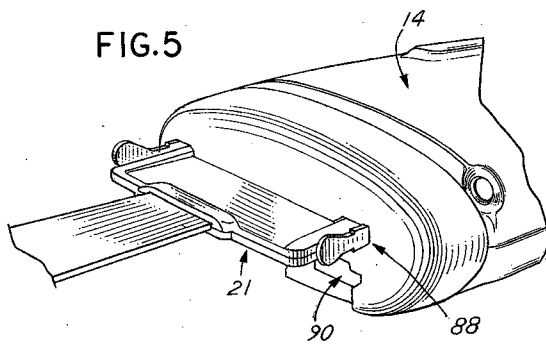
【 図 3 】



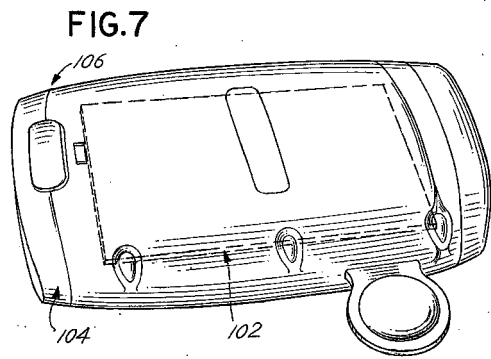
【 図 4 】



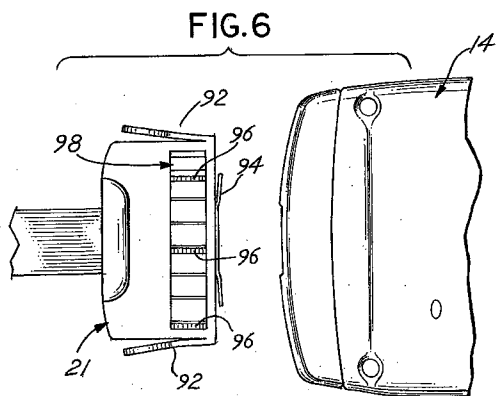
【 図 5 】



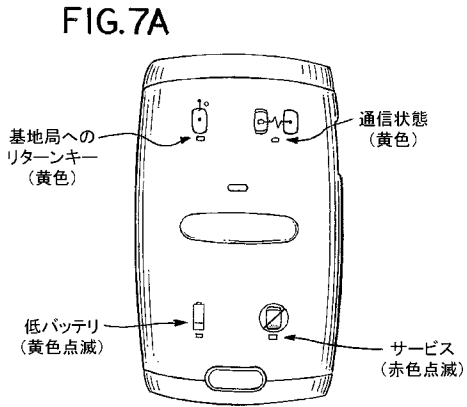
【 図 7 】



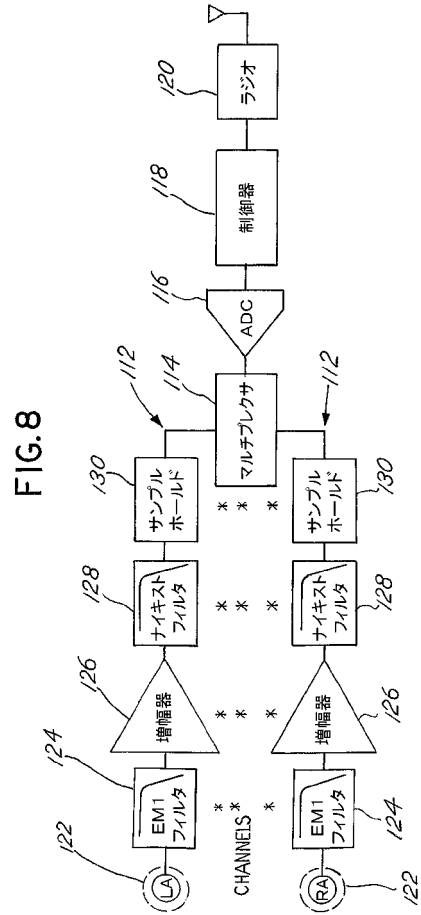
【 図 6 】



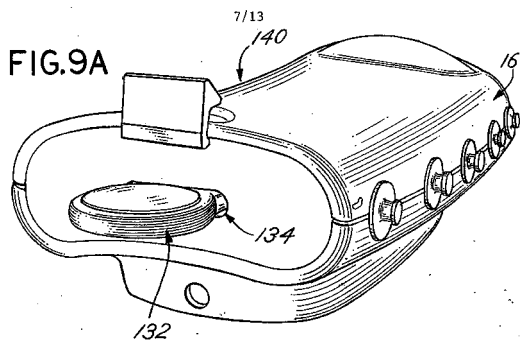
【 図 7 a 】



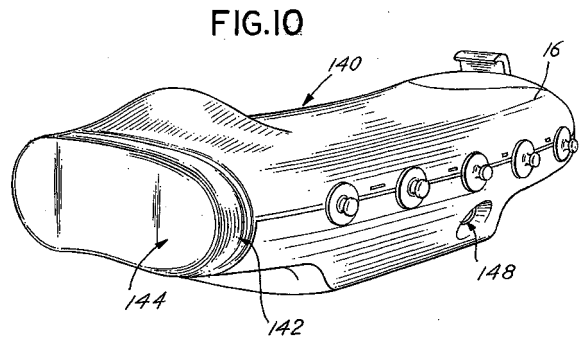
【 図 8 】



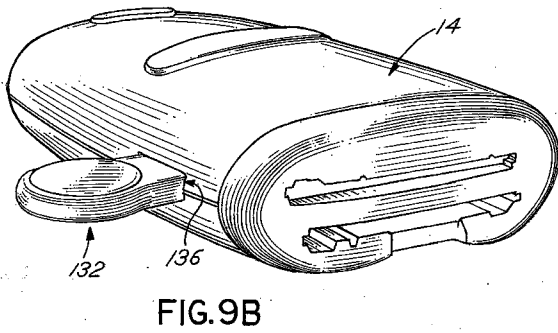
【 図 9 a 】



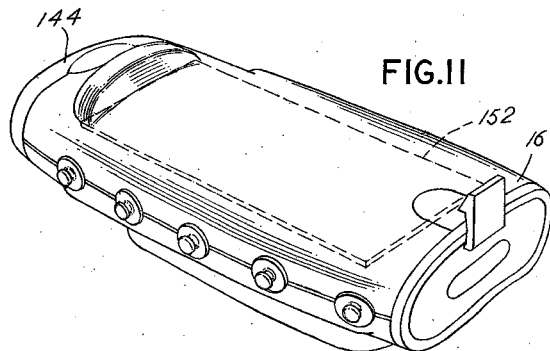
【 図 1 0 】



【 図 9 b 】

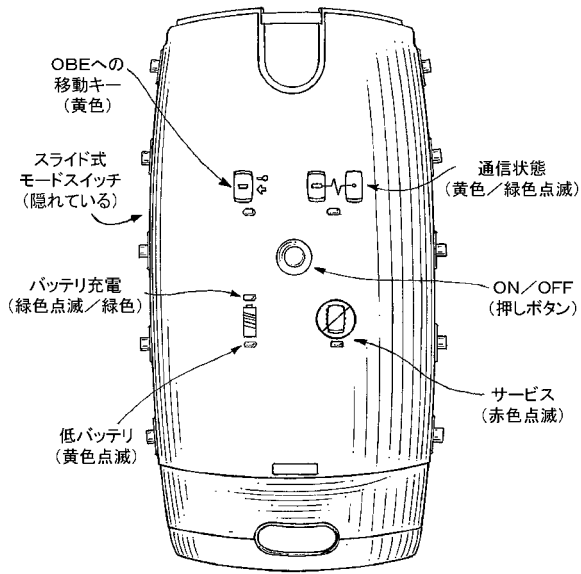


【 図 1 1 】

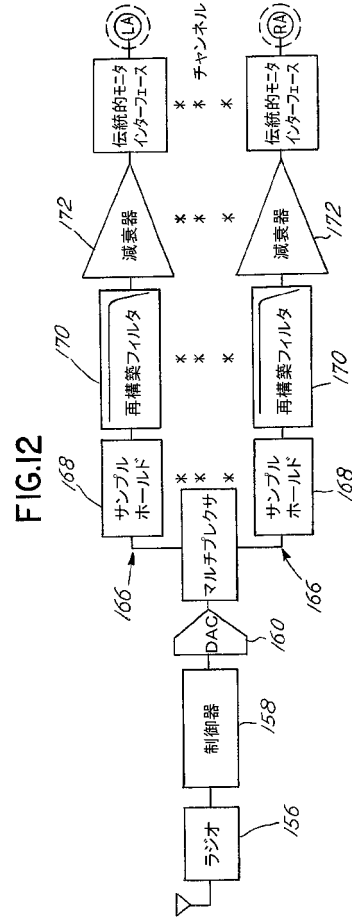


【図11a】

FIG.11A

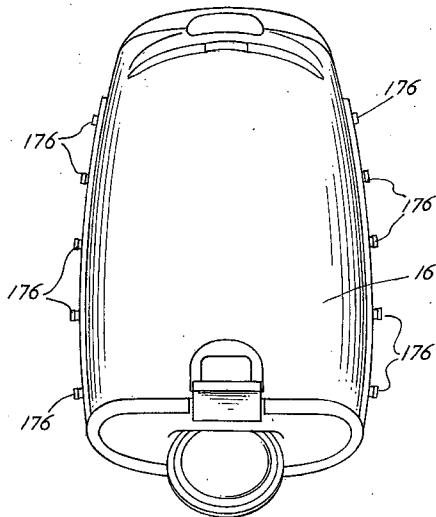


【図12】



【図13】

FIG.13



【図14】

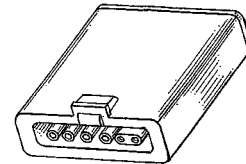
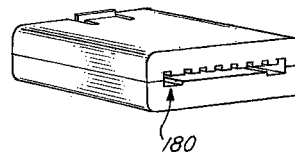


FIG.14



【図15】

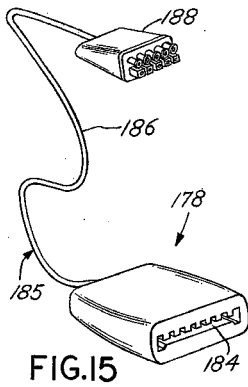


FIG.15

【図16】

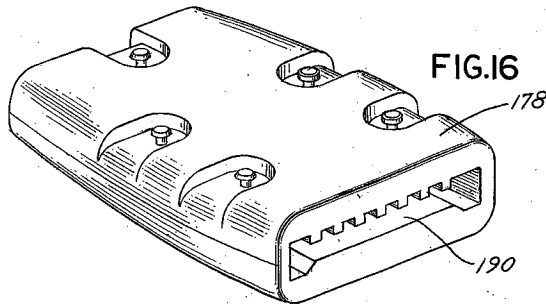
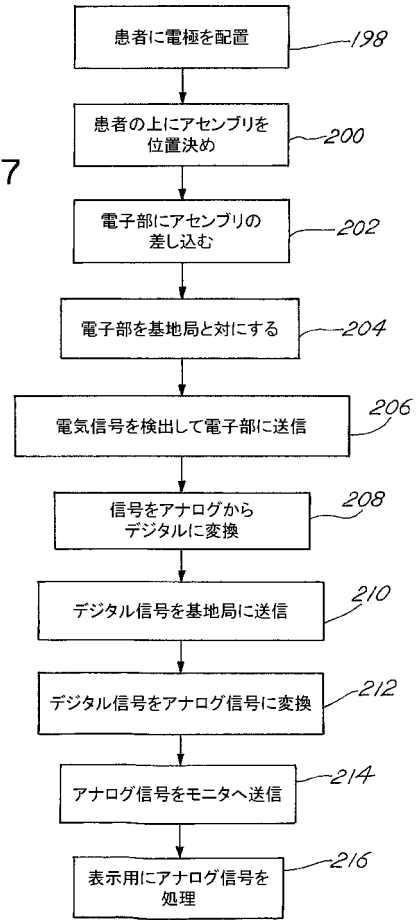


FIG.16

【図17】

FIG.17



【手続補正書】

【提出日】平成21年4月14日(2009.4.14)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

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、
 複数の導電性要素が取り付けられた第1の面と、遮蔽層が取り付けられた第2の面とを有する基層と、

前記基層の上方に配設される第1の絶縁層と、

前記基層の下方に配設される第2の絶縁層と

を含む胸部アセンブリ。

【請求項2】

前記導電性要素は、電極コネクタおよび胸部アセンブリコネクタに接続する、請求項1に記載の胸部アセンブリ。

【請求項3】

X模様の格子構造を有した遮蔽層をさらに含む、請求項1に記載の胸部アセンブリ。

【請求項4】

前記遮蔽層は、誘電材料の単層からなる、請求項1に記載の胸部アセンブリ。

【請求項5】

前記遮蔽層は、誘電材料の多層からなる、請求項1に記載の胸部アセンブリ。

【請求項6】

患者の心臓からの電気信号を検出するための前胸部アセンブリであって、
前胸部アセンブリコネクタと、
前胸部アセンブリコネクタに接続された可撓性電極保持部であって、電極に接続するために複数の電極コネクタが着脱自在に取り付けられ、少なくとも1つの延長アームと複数の弓状部と複数の移行部とからなる電極保持部と
を含む、前胸部アセンブリ。

【請求項7】

第1の弓状部が直線部に当接し、第1の移行部が前記第1の弓状部に当接し、前記第1の移行部に電極コネクタが取り付けられ、前記第1の移行部が前記第1の弓状部に当接し、前記第1の移行部に電極コネクタが取り付けられ、前記延長アームが前記第1の移行部に接続し、第1の延長アームに電極コネクタが取り付けられ、

第2の弓状部が前記第1の移行部に当接し、第2の移行部が前記第2の弓状部に当接し、前記第2の移行部に電極コネクタが取り付けられ、第2の延長アームが第2の移行部に接続し、第2の延長アームに電極コネクタが取り付けられ、

第3の弓状部が前記第2の移行部に当接し、第3の移行部が前記第3の弓状部に当接し、前記第3の移行部に電極コネクタが取り付けられ、

第4の弓状部が前記第3の移行部に当接し、前記第4の弓状部に電極コネクタが取り付けられる、請求項6に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項8】

前記前胸部アセンブリは、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、請求項6に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項9】

前記前胸部アセンブリは、アダプタアセンブリを介して心電図モニタに接続する、請求項6に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項10】

前記前胸部アセンブリコネクタは複数の導電性要素を含み、

前記導電性要素は、それらの間でのアーク放電を防止するのに十分な間隔をおいて配置される、請求項6に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項11】

前記前胸部アセンブリコネクタは、前記前胸部アセンブリコネクタが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ップを含む、請求項10に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項12】

前記導電性要素は、前記前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間隔をおいて設けられる、請求項10に記載の前胸部アセンブリ。

【請求項13】

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基地局であって、体部電子部から送られてきた電気信号を受信する受信機と、

前記電気信号を心電図モニタに送信するべく心電図モニタケーブルに接続する複数の電気端子と
を含む基地局。

【請求項14】

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、請求項13に記載の基地局。

【請求項15】

前記情報はシステムの動作状況に関する、請求項14に記載の基地局。

【請求項16】

前記情報は、基地局を体部電子部と対にする順序に関する、請求項14に記載の基地局。

【請求項17】

前記基地局に、7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するリード切替器をさらに含む、請求項13に記載の基地局。

【請求項18】

前記基地局は患者から離れて配置され、前記患者に接してまたは近くに配置された前記体部電子部によって収集されたデータを制御する、請求項13に記載の基地局。

【請求項19】

前記基地局内のバッテリーポートと前記体部電子部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、請求項13に記載の基地局。

【請求項20】

前記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、請求項13に記載の基地局。

【請求項21】

前記装置はトークンキーである、請求項20に記載の基地局。

フロントページの続き

- (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

Fターム(参考) 4C027 AA02 BB03 EE01 JJ03

【外国語明細書】

TITLE OF THE INVENTION
WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH SYSTEM

A portion of the disclosure of this patent document contains material that is subject to copyright protection. The copyright owner has no objection to the facsimile reproduction by anyone of the patent document or the patent disclosure, as it appears in the Patent and Trademark Office patent file or records, but otherwise reserves all copyright rights whatsoever.

RELATED APPLICATIONS

This international application claims priority to U.S. Application Serial No. 09/998,733 for a WIRELESS ECG SYSTEM, filed November 30, 2001, the disclosure and content of which is hereby incorporated by reference in its entirety.

FIELD OF THE INVENTION

The present invention relates to a cardiac monitoring system and, more particularly, to a wireless electrocardiograph (ECG) system.

BACKGROUND OF THE INVENTION

An electrocardiograph (ECG) system monitors heart electrical activity in a patient. Conventional ECG systems utilize conductive pads or electrodes placed on a patient in specific locations to detect electrical impulses generated by the heart during each beat. In response to detection of the electrical impulses from the heart, the electrodes produce electrical signals indicative of the heart activity. Typically, these electrical signals are directly transferred from the electrodes to a stationary ECG monitor via multiple cables or wires. The ECG monitor performs various signal processing and computational operations to convert the raw electrical signals into meaningful information that can be displayed on a monitor or printed out for review by a physician.

Doctors have used ECG systems to monitor a patient's heart activity for decades. Currently, there are several different systems that use ECG signals to monitor a patient's heart activity. These systems, however, are generally stationary and are not developed or suitable for portable use. While portable telemetry systems exist, they are not a direct replacement for stationary ECG monitors. Moreover, because conventional systems use multiple cables or wires, and are cumbersome and uncomfortable for the patient, and require a significant amount

of set up time. Thus, a need exists for an ECG system that solves the aforementioned problems.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

5 The present invention relates to a wireless ECG system that is universally compatible with existing or conventional ECG monitors. The ECG system comprises a chest assembly, a body electronics unit, and a base station. The chest assembly connects to electrodes specifically located on a patient's body for detecting electrical signals from the patient's heart. The electrical signals are detected by the chest assembly – thus, providing up to a “7 lead”
0 analysis of the heart. Alternatively, the chest assembly can be augmented with a precordial assembly that connects to electrodes specifically located on the patient's body – thus, providing a “12 lead” analysis of the heart.

The electrical signals are transmitted through the chest assembly and the precordial assembly to the body electronics unit, which removably secures to the patient via an armband.
5 The body electronics unit transmits the electrical signals to the base station via radio transmission. The base station transmits the electrical signals to a conventional ECG monitor via standard cabling, which, in turn, processes or transforms the electrical signals into meaningful information that can be displayed on the ECG monitor for review by a physician.

The ECG system eliminates the wires that ordinarily tethers an ECG patient to an ECG
0 monitor by replacing conventional wires with a radio link. The present invention is lightweight and portable – thereby providing increased comfort and mobility to the patient. In addition, the present invention requires decreased setup times and is more convenient for health practitioners to use than conventional ECG systems.

These as well as other novel advantages, details, embodiments, features, and objects of
5 the present invention will be apparent to those skilled in the art from the following detailed description of the invention, the attached claims and accompanying drawings, listed herein below which are useful in explaining the invention.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWING

0 The foregoing aspects and many of the advantages of the present invention will become readily appreciated by reference to the following detailed description of the preferred embodiment, when taken in conjunction with the accompanying drawings, wherein:

Figure 1 is a perspective view of an exemplary embodiment of the ECG system;

Figure 2 is a cross sectional view of the chest assembly and the precordial assembly;
Figure 3 is a top view of an exemplary embodiment of the chest assembly;
Figure 4 is a top view of an exemplary embodiment of the precordial assembly;
Figure 5 is a perspective view of an exemplary embodiment of the body electronics unit;
Figure 6 is a top view an exemplary embodiment of the assembly connectors;
Figure 7 is a front view of an exemplary embodiment of the body electronics unit;
Figure 7a is an exemplary embodiment of the user interface of the electronics body unit;
Figure 8 is a block diagram of an exemplary embodiment of the transmitter;
Figure 9a is a perspective view of an exemplary embodiment of the base station used in conjunction with the token key;
Figure 9b depicts the body electronics unit used in conjunction with the token key;
Figure 10 is a perspective view of an exemplary embodiment of the base station;
Figure 11 is a front view of an exemplary embodiment of the base station;
Figure 11a is an exemplary embodiment of the user interface of the base station;
Figure 12 is a block diagram of an exemplary embodiment of the receiver;
Figure 13 is a perspective view of an exemplary embodiment of the base station;
Figure 14 is an exemplary embodiment of the adaptor assembly;
Figure 15 is another exemplary embodiment of the adaptor assembly;
Figure 16 is another exemplary embodiment of the adaptor assembly; and
Figure 17 is a flow chart of an exemplary embodiment for operation of the ECG system.

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

For a better understanding of the present invention, reference may be had to the following detailed description taken in conjunction with the appended claims and accompanying drawings. Briefly, the present invention relates to a wireless, portable ECG system. Referring to Figure 1, the ECG system 10 comprises a chest assembly 12, a body electronics unit 14, and a base station 16.

The chest assembly 12 is a one-piece flexible circuit that connects a plurality of electrode connectors 18, which are individually labeled 18a, 18b, 18c 18d, and 18e. The electrode connectors 18 have releasable connections that connect to electrodes 20, which are individually labeled 20a, 20b, 20c, 20d, and 20e. Preferably, the electrode connectors 18 have snap terminals that connect to electrodes 20 having snap terminals. Each electrode connector 18 connects to an electrically conductive element or trace for transmitting electrical signals.

The electrically conductive elements or traces run along the chest assembly 12 and connect to a chest assembly connector 21.

Referring to Figure 2, the chest assembly 12 has outer layers 22, 24 that are constructed of a lightweight and reasonably moisture resistant material, such as DuPont Sontara® or other suitable fabric. Adhesive layers 26, 28 secure insulating layers 30, 32 to the outer layers 22, 24 respectively. Insulating layers 30, 32 are constructed of Mylar® (polyester) film or other suitable insulating material. Adhesive layers 34, 36 secure the insulating layers 30, 32 to a base layer 38. The base layer 38 is preferably constructed of Mylar film and has a first side 40 and a second side 42. The electrically conductive elements or traces that connect to the electrode connectors 18 are located on the first side 40 of the base layer 38. One such conductive element or trace is shown at 39. A shielding layer 44 for reducing any external interferences or radio frequency noise with the chest assembly 12 is located on the second side 42 of the base layer 38. The shielding layer 44 may be constructed of single or multiple layers of dielectric, or electrically or magnetically conductive material. The back of the electrode connector 18 may also be covered with Mylar to further insulate the chest assembly 12 and prevent an externally applied electric potential from entering the ECG system. The shielding layer preferably comprises an X-patterned grid.

Referring back to Figure 1, the chest assembly 12 attaches to five electrodes 20 and provides a means for generally positioning the electrodes on the patient, thereby providing up to a "7 lead" analysis of the electrical activity of the heart. The electrode connectors 18 are preferably labeled and color-coded to ensure that the chest assembly 12 is properly positioned on the patient and connected to the appropriate electrodes 20. For instance, the electrode connectors 18a, 18b, 18c, 18d, 18e are labeled RL, LA, LL, RA, and V, respectively. The chest assembly 12 is constructed such that the RA electrode connector is connected to an electrode positioned on the right side of the patient's chest about level of the first and second intercostal space, the LA electrode connector is connected to an electrode positioned on the left side of the patient's chest about level of the first and second intercostal space, the RL and LL electrode connectors are connected to electrodes positioned on the left side of the patient's torso, and the V electrode connector is connected to an electrode positioned in the middle of the patient's chest about level of the fourth and fifth intercostal space. The chest assembly 12 is designed such that it is centered on the chest below the patient's clavicle.

Referring to Figure 3, the chest assembly 12 is configured to provide flexible positioning of the chest assembly 12 on the patient. Figure 3 is for illustrative purposes only,

and thus, the chest assembly 12, as depicted in Figure 3, is not limited to any particular shape or configuration. The chest assembly 12 has a linear section or tail 46 extending from the chest assembly connector 21. Referring back to Figure 1, the tail 46 has a securing means 46a which allows the tail 46 to extend to either side of the patient. This securing means 46a may be any suitable mechanical device although adhesive or a clip is most preferred. Referring back to Figure 3, the tail 46 flows into an electrode retaining section 47. The electrode retaining section 47 has an arcuate section 48. A first expandable arm 50 attaches to the arcuate section 48. The RA electrode connector attaches to the first expandable arm 50. The arcuate section 48 flows into a transition section 52. The LA electrode connector attaches to the transition section 52. The transition section 52 flows into a linear run 54. The RL electrode connector attaches to the linear run 54. A second expandable arm 56 and an extension arm 58 attach to the linear run 54. The V electrode connector attaches to the second extension arm 58 and the LL electrode connector attaches to the second expandable arm 56.

The expandable arms 50, 56 are die cut in a serpentine pattern. The expandable arms 50, 56 comprise polypropylene or polyethylene fabric, Kapton, Mylar, or other flexible, memoryless material. The expandable arms 50, 56 expand, if necessary, by elongating the serpentine pattern. When expanded, a portion or all of the expandable arm is extended. Where only a portion of the expandable arm is extended, another portion remains folded. The expandable arms 50, 56 allow for extension as needed so that the chest assembly 12 can fit patients of various sizes and also allow for patient movement when the patient is wearing the chest assembly 12. The extension arm 58 allows for flexible positioning of the V electrode connector in the middle of the patient's chest such as placement at electrode position V1, V2 or V3. In some instances, the health care practitioner may desire not to utilize the extension arm 58 for taking electrocardiograph measurements. Thus, to keep the extension arm 58 secured to the linear run 54 and to ensure that the extension arm 58 will not interfere with the placement and positioning of the chest assembly 12, the extension arm 58 is die cut with a perforated seam that connects the extension arm 58 and the linear run 54 along the length of the extension arm 58. If the health care practitioner desires to use the extension arm 58, the perforated seam is unbroken so that the extension arm 58 can be selectively positioned on the patient's chest.

The chest assembly 12 can be used with a precordial assembly 60 to provide a "12-lead" analysis of the electrical activity of the heart. Similar to the chest assembly 12, the precordial assembly 60 is a one-piece flexible circuit that connects a plurality of electrode connectors 62. The electrode connectors 62 have releasable connections that connect to

electrodes 64. Preferably, the electrode connectors 62 have snap terminals that connect to electrodes 64 having snap terminals. Each electrode connector 62 connects to an electrically conductive element or trace for transmitting electrical signals from a patient's heart. The electrically conductive elements or traces run along the precordial assembly 60 and connect to a precordial assembly connector 66. The precordial assembly 60 has the construction as shown in Figure 2.

As depicted in Figure 1, the precordial assembly 60 attaches to six electrodes 64 that are selectively positioned on the abdomen and middle chest of the patient. The electrode connectors 62 of the precordial assembly 60 are preferably labeled and color-coded so as to prevent a health care provider from applying or positioning the precordial assembly onto the patient improperly. For instance, the electrode connectors 62a, 62b, 62c, 62d, 62e, and 62f are labeled V1, V2, V3, V4, V5, and V6, respectively. When the precordial assembly 60 is used, the V electrode connector on the chest assembly 12 is removed from its electrode and replaced with an electrode connector on the precordial assembly 60.

As shown in Figure 4, the precordial assembly 60 is configured to provide flexible positioning of the precordial assembly 60 on the patient. Figure 4 is for illustrative purposes only, and thus, the precordial assembly 60, as depicted in Figure 4, is not limited to any particular shape or configuration. The precordial assembly has a linear section or tail 68 extending from the precordial assembly connector 66. The linear section or tail 68 flows into an electrode retaining section 69. The electrode retaining section 69 has a first arcuate section 70 having a first transition section 72. The V2 electrode connector attaches to the first transition section 72. The V1 electrode connector attaches to a first extension arm 74 connected to the first transition section 72. A second arcuate section 76 extends from the first transition section 72. A second transition section 78 abuts the second arcuate section 76 and the V4 electrode connector attaches to the second transition section 76. The V3 electrode connector attaches to a second extension arm 80 connected to the second transition section 78. A third arcuate section 82 flows from the second transition section 78. The third arcuate section 82 abuts a third transition section 84. The V5 electrode connector attaches to the third transition section 84. A fourth arcuate section 86 extends from the third transition section 84. The V6 electrode connector attaches to the fourth arcuate section 86. The configuration of the precordial assembly 60 allows the health care provider or physician to flexibly position the electrode connectors 62 as needed to properly situate the precordial assembly 60 on the patient and to allow for patient movement when the patient is wearing the precordial assembly 60.

In operation, the chest assembly 12 and the precordial assembly 60 detect electrical signals generated by the heart during each beat and transfer these signals to the body electronics unit 14. When the system is operating in “7 lead” mode (i.e. when only the chest assembly 12 is being used) the body electronics unit 14 acquires signals from the RL, RA, LL, LA, and V electrodes. The body electronics unit 14 uses the RL electrode as a ground reference. When the system is operating in the “12 lead” mode (i.e. the chest assembly 12 and the precordial assembly 60 are being used) the body electronics unit 14 acquires signals from the RL, RA, LL, and LA electrodes via the chest assembly 12 and acquires signals from the V1, V2, V3, V4, V5, and V6 electrodes via the precordial assembly 60. Alternatively, a various number of electrodes may be monitored by the system. For example, the health care provider or physician may choose to use only two electrodes to monitor the heart, seven electrodes to monitor the heart, or the like. In other words, the present system is not limited to performing a “7 lead” and “12 lead” analysis of the heart. In addition, to detecting electrical signals from the heart, the chest assembly 12 and the precordial assembly 60 may be constructed to detect other vital signs of the patient, for example, pulse, respiration rate, heart rate, temperature EEG signals, and pulse oximeter signals.

Referring to Figure 5, the chest assembly 12 connects to the body electronics unit 14 via a chest assembly connector 21. Specifically, the chest assembly connector 21 inserts into a chest assembly port 88 located in the body electronics unit 14. Similarly, the precordial assembly 60 connects to the body electronics unit 14 via the precordial assembly connector 66. Specifically, the precordial assembly connector 66 (not shown) inserts into a precordial assembly port 90. Resistors are connected to the chest assembly port 88 and the precordial assembly port 90 to prevent excessive electrical current from entering the body electronics unit 14 – thereby ensuring that the body electronics unit 14 continues to operate properly in the presence a strong electrical current caused by a defibrillator (i.e. a 5 kV defibrillation excitation). The chest assembly connector 21 and the precordial assembly connector 66 are specifically keyed or configured to prevent the assembly connectors 21, 66 from being inserted into the assembly ports 88, 90 backwards, misaligned or otherwise improperly. Moreover, the chest assembly connector 21 is keyed or configured such that it is not compatible with the precordial assembly port 90. Likewise, the precordial assembly connector 66 is keyed or configured such that it is not compatible with the chest assembly port 88. Specifically, as shown in Figure 5A, the chest assembly connector 21 has tongues 21a specifically configured or arranged to fit into corresponding grooves 21b of the chest assembly port 88. Accordingly,

the chest assembly connector 21 can only be connected to the chest assembly port 88 in one orientation. For example, if the tongues 21a are not aligned with the grooves 21b, the chest assembly connector 21 will not couple to the chest assembly port 88. Likewise, the precordial assembly connector 66 has tongues (not shown) specifically configured or arranged to fit into corresponding grooves (not shown) of the precordial assembly port 90.

As shown in Figure 6, the chest assembly connector 21 and the precordial assembly connector 66 (not shown) have retaining clips or flanges 92 located on the sides of the connectors 21, 66 for removably securing the connectors 21, 66 into the assembly ports 88, 90. However, other means may be used to removably secure the connectors 21, 66 in the assembly ports 88, 90, such as screws, pins or the-like. In addition, the assembly connectors 21, 66 may have spring flanges or clips 94 located at the tip of the connectors 21, 66 for providing a bias or tension against the assembly ports 88, 90. The spring flanges or clips 94 provide the connectors 21, 66 with a secure fit within the assembly ports 88, 90, thereby reducing any play or movement of the connectors 21, 66 within the assembly ports 88, 90. The electrically conductive elements or traces are specifically configured on the connectors 21, 66 so as to ensure that the electrical signals from the heart are properly transmitted to the body electronics unit 14. In other words, the electrically conductive elements or traces must be sufficiently spaced apart or otherwise isolated in some manner to prevent arcing across the electrically conductive elements. In addition, the spacing of the electrically conductive elements or traces permits the chest assembly and the precordial assembly to withstand defibrillation shock. Furthermore, the connectors 21, 66 have ribs 96 for preventing the electrically conductive elements or traces from coming into contact with metal objects or the like when the connectors 21, 66 are not inserted into the assembly ports 88, 90.

The chest assembly connector 21 has a sensor pin or ground pin 98 that completes a circuit within the body electronics unit 14 when the chest assembly connector 21 is plugged into the chest assembly port 88, thereby activating the power and bringing the body electronic unit 14 out of "sleep mode." The sensor pin has specific tongue that corresponds and fits into a groove located in the chest assembly port 88. The sensor pin 98 serves as a means for the body electronics unit 14 to identify the chest assembly 12 and to prevent the use of other chest assemblies or electrocardiograph wearables that are not designed to be used with the on-body electronic unit 14. In other words, the power of the body electronics unit 14 will not activate unless the body electronics unit 14 identifies or recognizes the sensor pin 98 of the chest assembly 12.

The outside casing of the body electronics unit 14 is constructed of lightweight, molded plastic, such as acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS) or other suitable material. The shape and configuration of the body electronics 14 unit is not limited to any particular shape or configuration. As shown Figure 1, the body electronic unit 14 removably secures to the patient's arm via an armband 100, thus making the body electronics unit 14 readily accessible to the patient. The armband 100 wraps around either the patient's right or left arm and attaches via Velcro or other suitable fastening means such as pins, snaps, or the like. The body electronics unit 14 slides under a strap or pocket on the armband 100. Referring to Figure 7, the body electronic unit 14 has a user interface 102 and a battery 104. The user interface 102 provides information to the patient pertaining to the system's operating status or functionality. For example, an exemplary embodiment of the user interface 102 may provide information on whether the body electronics unit 14 is communicating or transmitting normally to the base station 16, whether the battery 104 of the body electronics unit 14 is charging or the battery 104 is low, whether the power of the body electronics unit 12 is activated, or whether the body electronics unit 14 or base station is malfunctioning. In addition the user interface 102 may provide instructions on the correct order or procedure for pairing or coupling the body electronics unit 14 with the base station 16. Such information may be communicated to the patient via the user interface 102 in various ways, for example, LEDs, LCD, text, audible tones, etc. An exemplary embodiment of the user interface is shown in Figure 7a. The user interface 102 is readily accessible to the patient when the body electronics unit 14 is secured to the armband 100.

The battery 104 is inserted into a battery port 106 located in the bottom of the body electronics unit 14. The battery 104 is retained in the battery port 106 by latches or other suitable fastening means, such as clips, screws or the like. The battery 104 is preferably a 3.6 V Li-ion rechargeable battery. The battery 104 is readily accessible to the patient when the body electronics unit 14 is secured to the armband 100.

The body electronics unit 14 controls the acquisition of the ECG signals from the chest assembly 12 and the precordial assembly 60. A transmitter 108 within the body electronics unit 14 receives or acquires ECG signals from the chest assembly 12 and the precordial assembly 60 preferably at 3 kbps. When the system is operating in "7 lead" mode (i.e. when only the chest assembly 12 is being used) the body electronics unit 14 acquires signals from the RL, RA, LL, LA, and V electrodes. When the system is operating in the "12 lead mode" (i.e. the chest assembly 12 and the precordial assembly 60 are being used) the body electronics unit 14

acquires signals from the RL, RA, LL, and LA electrodes via the chest assembly 12 and acquires signals from the V1 thru V6 electrodes via the precordial assembly 60. In addition, other vital signs of the patient may be detected by the system and transmitted to the body electronics unit 14, for example pulse, respiration rate, heart rate, temperature, EEG signals and pulse oximeter signals.

As shown in Figure 8, the transmitter 108 comprises an application specific integrated circuit, a processor or other circuit 110, a plurality of signal channels 112, a multiplexer 114, an analog-to digital converter (ADC) 116, a controller 118, and a radio 120. Additionally, fewer or different components can be used. The body electronics unit 14 has nine signal channels 112 corresponding to the ten electrodes connected to the chest assembly 12 and the precordial assembly 60. The electrode channels 112 each comprise a connector 122, a filter 124, an amplifier 126, a Nyquist filter 128 and a track and hold circuit 130. The connectors 122 of the signal channels 112 connect to either the chest assembly port 88 or the precordial assembly port 90, depending on whether the electrode channel 112 corresponds to an electrode located on the chest assembly 12 or the precordial assembly 60. The filter 124 comprises a low pass filter, such as for removing electromagnetic interference signals. The amplifier 126 amplifies the signals from the electrodes. The Nyquist filter 128 comprises a low pass filter for removing out-of-band high frequency content of the amplified signals to avoid sampling error. The track and hold circuit 130 enables the system to sample all nine electrode channels signals 112 at a same or relative times so that there is not differential error created when these signals are combined later in an ECG monitor.

The multiplexer 114 sequentially selects signals from the electrode signal channels 112 using time division multiplexing. One of ordinary skill in the art, however, recognizes that other combination functions can be used. The ADC 116 converts the combined analog signals to digital signals for transmission. Preferably the controller 118 comprises a digital signal processor (DSP) that decimates the digitized signals as to lessen the bandwidth required to transmit the signals. The radio 120 modulates the digital signals with a carrier signal for transmission. In an exemplary embodiment, the radio 120 includes a demodulator for receiving information. The controller 118 digitally transmits the ECG data to the base station 16. In addition to transmitting ECG data, the controller 118 may transmit signals pertaining to pacemaker information, battery level information, electrode disconnection information, and other information as required. For example, vital signs such as pulse, respiration rate, heart rate, temperature, EEG signals, and pulse oximeter signals may be transmitted.

The body electronics unit continuously monitors the integrity of all patient electrode connections. In the event a lead is disconnected, the body electronics unit will send a signal to the base station which in turn causes the base station to trigger the "lead off" alarm on the ECG monitor. Additionally, the body electronics unit has a self-test function which monitors the integrity of the primary functions including the microprocessor, data acquisition, internal voltage references, and radio functionality. In the event a failure is detected, the body electronics unit will capture the fault condition, stop data acquisition and transmission and indicate that fault has occurred through the lead off alarm.

The body electronics unit 14 operates to minimize undesired noise or signals. For example, components are matched such that later application to a differential amplifier in a legacy ECG monitor for determining a heart vector is accurate. ECG vectors are not formed by the ECG system 10, but rather by the legacy ECG monitor. Because the ECG system 10 is essentially "in-series" with the legacy ECG monitor, any error may produce undesirable results. One potential source of error is differential error. This differential error can be observed on the legacy ECG monitor when the ECG monitor forms the ECG lead signals by combining the individual electrode signals in the ECG monitor input stage. This input stage comprises a difference, or differential, amplifier to eliminate common mode interference from the signals produced at the electrodes 20.

An artifact will be present if there is any difference in how each of the electrode signals are processed when the legacy ECG's differential amplifier forms the ECG lead signals or ECG vectors. For example, if there is a difference in the gain of the amplifier, a difference in the phase shift associated with the anti-aliasing (Nyquist) filters, or a difference in how the respective track and hold circuits treat the electrode signals, then this differential error creates an artifact on the legacy ECG monitor. One important technique to minimize this potential source of differential errors is to choose a Nyquist filter cutoff frequency that is very high. This is because each individual filter will have differing group delay performance. To mitigate that difference, the frequency that this group delay will affect is much higher than the frequency of the ECG signals, which are about 0.05 Hz to 150 Hz. By choosing a high cutoff frequency for the Nyquist filters, any mismatch in the Nyquist filter components will not affect accuracy of the individual electrode ECG signals. For example, picking a filter cutoff frequency of 1,200 Hz mitigates this source of error. With this approach, the individual electrode ECG signals are over sampled at about 3,000 Hz in order to not introduce aliasing. Of course higher filter cutoff

frequencies and correspondingly higher sampling rates may further reduce error. Lower cutoff frequencies and/or sampling rate may be used.

Because the electrode signals are now sampled at such a high rate, these signals may be decimated to minimize the required transmission bandwidth. For example the digital samples are decimated by a factor of eight in the controller 118. Greater or lesser rates of decimation can be used, such as decimation as a function of the bandwidth available for transmission, the number of electrode signals to be represented, and the Nyquist sampling rate. Referring back to Figure 1, the base station 16 receives the transmitted signals sent from the body electronics unit 14. The signals are transmitted as radio or other signals modulated with a carrier signal. Various air-interfaces can be used for transmission, such as Bluetooth or IEEE 802.11b. To establish proper communication between the body electronics unit 14 and the base station 16, the base station 16 and body electronics unit 14 need to be paired such that the base station 16 and the body electronics unit 14 only recognize signals from the its pair. This may be accomplished in number of ways including direct connection of the base station 16 and the body electronics unit 14. Preferably, a token key 132 is used to pair or radio frequency link the body electronics unit 14 and the base station 16. Referring to Figure 9a, the token key 132 has memory chip and may optionally have a plurality of tongues or pins 133 that fit within grooves located in a token key port 134 of the base station 16 and within grooves of a token key port 136 of the body electronics unit 14. As shown in Figure 9b, the token key 132 inserts into the token key port 134 of the base station and reads and records an identification number for the base station 16. The token key 132 is then removed from the token key port 134 and inserted into the token key port 136 located in the body electronics unit 14. The electronics unit 14 receives the identification number for the base station 16 from the token key 132. In turn, the token key 132 reads and records the identification number for the body electronics unit 14. The token key 132 is then removed from the body electronics unit 14 and reinserted into the token key port 134 of the base station 16 whereby the base station 16 confirms the presence of its own identification number on the token key 132 and also reads the identification number for the body electronics unit 14 from the token key 132. The body electronics unit 14 and the base station 16 are paired. Alternatively, pairing or coupling can be accomplished by first inserting the token key 132 into the body electronics unit 14, removing the token key 132 and inserting the token key 132 into the base station 16, removing the token key 132 and reinserting the token 132 into the body electronics unit14. In other words, the order in which the token key 132 is inserted into the body electronics unit 14 and the base station 16 is not critical to the

proper operation of the system. Referring back to Figure 7, the user interface 102 may provide the user or health care provider with instructions on the correct order for pairing the body electronics unit 14 with the base station 16. The use of the token key 132 allows the pairing function to occur while the body electronics unit 14 is worn by the patient. This feature eliminates the need to disconnect and reconnect the body electronics unit 14 when a patient needs to be connected to different ECG monitors as a result of being moved around a hospital. The patient's body electronics unit 14 is just repaired with a new base station using the token key 132.

After the body electronics unit 14 and the base station 16 are paired, the body electronics unit 14 and the base station 16 will remain communicating with each other as long as the token key 132 remains in the token key port 134 of the base station 16 (or the token key port 136 of the body electronics unit 14, depending on the order of the pairing process). In other words, as soon as the token key 132 is removed from the base station 16, the electronics unit 14 and the base station 16 will discontinue or cease communication. Any specific token key 132 can be used to pair any specific base station 16 with any specific body electronics unit 14.

The outside casing of the base station 16 is constructed of lightweight, molded plastic, such as acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS) or other suitable material. The shape and configuration of the base station 16 is not limited to any particular shape or configuration. The base station 16 is removably secured to an ECG monitor 138 via suitable mounting means, such as Velcro®, dual-lock strips, double-sided foam tape, or the like. Preferably, the base station 16 is removably mounted to a mounting plate secured near the ECG monitor 138 via suitable mounting means. As shown in Figure 10, the base station 16 has a cradle 140 for storing the body electronics unit 14 when the body electronics unit 14 is not in use or otherwise off the patient. In addition, the base station 16 has a battery port 142 in which a base station battery 144 is removably inserted. The base station 16 may be constructed to have a plurality of battery ports that store and charge batteries when the batteries are not being used. When the base station 16 is not plugged into an AC wall power inlet, the base station battery 144 provides power to the base station 16. When the base station 16 is operating on AC wall power, the base station 16 charges the base station battery 144 when the base station battery 144 is in the battery port 142. The base station 16 has a power switch 146 that activates/deactivates the power to the base station 16 and a power cord connection 148 for connecting a power cord to an AC wall power inlet. The base station battery 144 is preferably a 3.6 V Li-ion rechargeable

battery. Accordingly, the base station battery 144 and the body electronics unit battery 104 are preferably identical and interchangeable, such that each battery can be used in either the body electronics unit 14 or the base station 16. The system is designed such that a discharged body electronics unit battery 104 is swapped for a charged base station battery 144. In this manner a charged battery is always readily available for the body electronics unit. In addition, the base station 16 has a lead switch 150 that allows the health care provider to instruct the base station 16 to operate in "7 lead" mode or "12 lead" mode.

As depicted in Figure 11, the base station 16 has a user interface 152 that provides information to the health provider or patient pertaining to the system's operating status or functionality. For example, the user interface 152 may provide information on whether the body electronics unit 14 is communicating or transmitting normally to the base station 16, whether the base station battery 144 is charging or the battery 144 is low, whether the body electronics unit battery 104 is low, or whether the power of the base station 16 is activated, whether the base station 16 is malfunctioning or otherwise requires servicing. In addition the user interface 102 may provide instructions on the correct order or procedure for pairing or coupling the body electronics unit 14 with the base station 16. Such information may be communicated to the health care provider or patient via the user interface 152 in various ways, for example, LED's, LCD, text, audible tones, etc. An exemplary embodiment of the user interface 102 is shown in Figure 11a.

Additionally, the base station has a self-test function which monitors the integrity of the primary functions including the microprocessor, data acquisition, internal voltage references, and radio functionality. In the event a failure is detected, the body electronics unit will capture the fault condition, stop data acquisition and transmission and indicate that fault has occurred through the lead off alarm.

A receiver 154 located within the base station 16 receives signals sent to the base station 16 from the body electronics unit 14. As shown in Figure 12, the receiver 154 includes a radio 156, a controller 158, a digital-to-analog converter (DAC) 160, a de-multiplexer 162, a transceiver 164, and a plurality of electrode signal channels 166. The radio 156 demodulates the received signals for identifying digital data representing the combined electrode signals. In an exemplary embodiment, the radio 156 includes a modulator for transmitting control information. The controller 158 controls operation of the various components and may further process the signals from the radio 156, such as interpolating data, converting the signals to digital information, generating control signals for the transmitter 108 in the electronics unit 14,

operating any user output or input devices, and diagnosing operation of the ECG system. Preferably, the controller 118 interpolates the electrode signals to return the effective sample rate to about 3kHz or another frequency. This enables the reconstruction filters to have a cutoff frequency many times the bandwidth of the electrode signals, thus minimizing any differences in group delay at the frequencies of interest, i.e. less than 150 Hz. The DAC 160 converts the digital signals to analog signals. The demultiplexer 162 separates the individual regenerated electrode signals onto the separate electrode signal channels 166. The transceiver 164 operates operable pursuant to the Bluetooth specification for two-way communication with the transmitter 108.

The receiver 154 has nine electrode signal channels 166 corresponding to the 10 electrodes connected to the chest assembly 12 and the precordial assembly 60. The electrode signal channels 166 each comprise a sample and hold circuit 168, a filter 170, and an attenuator 172. The sample and hold circuit 168 is controlled by the controller 118 so that the converted electrode signals appear simultaneously on each electrode signal channel 166. Other embodiments may include individual DAC's that provide the signal substantially simultaneously. The filter 170 comprises a low pass reconstruction filter for removing high frequency signals associated with the DAC conversion process. The attenuator 172 comprises an amplifier for decreasing the amplitude to a level associated with signals at the electrodes, which were earlier amplified in the amplifiers of the body electronics unit 14. This results in a unity system gain so as not to introduce error between the electrodes and the conventional ECG monitor.

The base station 16 transmits the ECG signals to the ECG monitor 138 via pre-existing or conventional monitor cables 174. In turn, the information is displayed on the ECG monitor and reviewed by a physician. As depicted in Figure 13, the monitor cables 174 removably insert onto snap terminals 176 located on the base station 16. Preferably, the base station 16 has ten snap terminals 176 arranged on the left and right side of the base station 16. The snap terminals 176 and the monitor cables 174 are preferably labeled and color-coded so that the monitor cables 174 are properly connected to the base station 16. For instance, the five snap terminals 176 located on the left side of the base station 16 and the monitor cable 174 may be labeled as RL, LA, LL, RA, and V/V1. In addition, the five snap terminals 176 on the right side of the base station 16 and the monitor cable 174 may be labeled V2, V3, V4, V5, and V6. When the ECG system is operating in "7 lead" mode (i.e. only the chest assembly 12 is used) the monitor cable 174 is plugged into the five snap terminals 176 on the left side of the base

station 16. When the ECG system is operating in "12 lead" mode (i.e. both the chest assembly 12 and the precordial assembly 60 is used) both the monitor cables 174 are plugged into the snap terminals 176 -- the top four snap terminals 176 on the left side of the base station 16 will be used for chest assembly electrodes and the remaining six snap terminals 176 will be used for precordial assembly electrodes.

There may be instances where a base station 16 will not be in every ward or hospital room for use with the body electronics unit 14. In such instances, an adapter assembly 178 may be used to connect the chest assembly 12 or the precordial assembly 60 to the ECG monitor 138. In one exemplary embodiment, the adaptor assembly 178 allows the chest assembly 12 or precordial assembly 60 to be plugged directly into a conventional or existing telemetry transmitter. Figure 14 depicts the adapter assembly 178 having an assembly receptacle 180 that connects to the chest assembly 12 or the precordial assembly 60 and a telemetry box receptacle 182 that connects to a conventional or existing telemetry transmitter. In another exemplary embodiment, the adaptor assembly 178 allows the chest assembly 12 or precordial assembly 60 to be plugged directly into a conventional or existing ECG monitor trunk cables. Figure 15 depicts the adaptor assembly 178 having an assembly receptacle 184 for connecting to the chest assembly 12 or the precordial assembly 60 and a cable assembly 185 for connecting to a conventional or existing ECG monitor trunk cable. The cable assembly 185 has a cable 186 that connects to a trunk cable adaptor 188 for connecting to an ECG monitor trunk cable. In another exemplary embodiment, the adaptor assembly 178 allows the chest assembly 12 or precordial assembly 60 to be plugged directly into standard lead wires that connect to an ECG monitor. Figure 16 depicts the adaptor 178 having an assembly receptacle 190 for connecting to the chest assembly 12 or the precordial assembly 60 and a lead wire cable assembly 192 for connecting to a lead wire assembly. The cable assembly 192 has a cable 194 that connects to a lead wire adaptor 196 for connecting to standard lead wires. Various configurations of the adapter 178 are possible depending on the connector configuration of the standard lead wires.

Figure 17 depicts the method of monitoring the cardiac activity in the patient's heart using the wireless ECG system of the present invention. In step 198, electrodes are placed on the patient's body. In step 200, the chest assembly 12 and/or precordial assembly 60 are positioned on the patient's body by connecting the electrode connectors 21, 62 to the electrodes. In step 202, the chest assembly 12 and/or the precordial assembly 60 are plugged into the body electronics unit 14. In step 204, the electronics unit 14 and the base station 16 are

paired or coupled by inserting the token key 132 into the base station 16, removing the token key 132 from the base station 16, inserting the token key 132 into the body electronics unit 14, removing the token key 132 from the electronics unit 14, and reinserting the token key 132 into the base station 16. Alternatively, coupling can be accomplished by
; inserting the token key 132 into the body electronics unit 14, removing the token key 132 from the body electronics unit, inserting the token key 132 into the base station 16, removing the token key 132 from the base station 16 and reinserting the token key 132 into the body electronics unit 14. In step 206, electrical signals from the patient's heart are detected and transmitted to the body electronics unit 14 via chest assembly 12 and the precordial assembly
) 60. In step 208, the electrical signals from the heart are transformed by the body electronics unit 14 from analog signals to digital signals. In step 210, the body electronics unit 14 transmits the digital signals to the base station 16 via radio transmission. In step 212, the base station 16 transforms the digital signals into analog signals. In step 214, the base station 16 transmits the analog signals to the ECG monitor 138 via monitor cables 174. In step 216, the
; ECG monitor 138 processes the analog signals into meaningful information that can be displayed on the monitor 138.

In the foregoing specification, the present invention has been described with reference to specific exemplary embodiments thereof. It will be apparent to those skilled in the art, that a person understanding this invention may conceive of changes or other embodiments or
) variations, which utilize the principles of this invention without departing from the broader spirit and scope of the invention. The specification and drawings are, therefore, to be regarded in an illustrative rather than restrictive sense. Accordingly, it is not intended that the invention be limited except as may be necessary in view of the appended claims.

We claim:

1. A system for converting a conventional, non-wireless electrocardiograph monitoring system to a wireless electrocardiograph monitoring system comprising:

a body electronics unit for acquiring electrical signals from a chest assembly and wirelessly transmitting the electrical signals to a base station, the base station having a plurality of snap terminals for transmitting the electrical signals to any conventional electrocardiograph monitor, the base station having a user interface for communicating information to the user.

2. The system of claim 1 further comprising an apparatus for pairing the base station with the body electronics unit.

3. The system of claim 2 wherein the apparatus is a token key.

4. The system of claim 1 wherein the base station controls the data collected by the chest assembly.

5. A system for monitoring cardiac activity in a patient comprising, in combination:

a chest assembly having a plurality of electrode connectors removably connected to a plurality of electrodes that detect electrical signals from a patient's heart;

a body electronics unit removably connected to the chest assembly, the body electronics unit acquiring the electrical signals from the chest assembly and transmitting the electrical signals to a base station via radio transmission, the body electronics unit having a user interface for communicating information to the user;

the base station including a receiver for receiving the electrical signals and a plurality of snap terminals for connecting to an electrocardiograph monitor via monitor cables, the base station having a user interface for communicating information to the user.

6. The system of claim 5 wherein the user interfaces of the body electronics unit and the base station communicate information pertaining to the system's operating status.

7. The system of claim 5 further comprising a token key for pairing the body electronics unit with the base station.

8. The system of claim 5 wherein the base station includes a cradle for storing the body electronics unit.

9. The system of claim 1 wherein the chest assembly has five electrode connectors for connecting to electrodes.

10. The system of claim 9 wherein an electrode is positioned on the right side of a patient's chest about level of the first and second intercostal space, an electrode is positioned on the left

side of the patient's chest about level of the first and second intercostals space, an electrode is positioned in the middle of the patient's chest about level of the fourth and fifth intercostals space, and two electrodes are positioned on the left side of the patient's torso.

11. The system of claim 1 wherein the on body electronics unit and the base station each have a battery port for removably retaining a battery.

12. The system of claim 11 wherein the battery is compatible with the battery port of the body electronics unit and the battery port of the base station.

13. A system for monitoring cardiac activity in a patient comprising, in combination:

a chest assembly for detecting information pertaining to electrical signals from a patient's heart, the chest assembly having a plurality of electrically conductive elements that form a flexible circuit for transmitting electrical signals detected by a plurality of electrodes, the chest assembly having an insulating layer for insulating the electrically conductive element, thereby reducing external interferences with the chest assembly,

an body electronics unit removably connected to the chest assembly via an assembly connector, the body electronics unit having a transmitter for transmitting the electrical signals to a base station via radio transmission, the body electronics unit having a user interface for communicating information pertaining to the system's operating status; and

the base station including a receiver for receiving the electrical signals sent from the transmitter of the body electronics unit via radio transmission, the base station having a plurality of snap terminal connected to electrocardiograph monitor cables for transmitting the electrical signals to an electrocardiograph monitor, the base station having a user interface for communicating information pertaining to the system's operating status, the base station having a cradle for storing the body electronics units.

14. A system for monitoring cardiac activity in a patient comprising, in combination:

a chest assembly having a plurality of electrode connectors removably connected to a plurality of electrodes that detect electrical signals from a patient's heart;

a precordial assembly having a plurality of electrode connectors removably connected to a plurality of electrodes that detect electrical signals from a patient's heart;

a body electronics unit removably connected to the chest assembly connector and the precordial assembly connector, the body electronics unit receiving the electrical signals from the chest assembly and the precordial assembly;

a base station for acquiring the electrical signals from the body electronics unit via radio frequency transmission, the base station having a plurality of snap terminals for connecting to

electrocardiograph monitor cables, the electrical signals transmitted to an electrocardiograph monitor via the electrocardiograph monitor cables.

15. The system of claim 14 further comprising a token key for pairing the body electronics unit with the base station.

16. The system of claim 14 wherein the body electronics unit includes a user interface for communicating information to the user.

17. The system of claim 14 wherein the base station includes a user interface for communicating information to the user.

18. The system of claim 14 wherein the base station includes a cradle for storing the body electronics unit.

19. A system for wireless transmission of physiological signals from a physiological sensor to a monitor comprising:

a body electronics unit, the physiological sensor removably coupled to the body electronics unit, the physiological signals transmitted to the body electronics unit whereby the body electronics unit wirelessly transmits the physiological signals to a base station, the base station having a plurality of snap terminals for transmitting the physiological signals to any conventional monitor, the base station having a user interface for communicating information to the user.

20. The system of claim 19 further comprising a token key for pairing the body electronics unit with the base station.

21. A system for wireless transmission of physiological signals from a physiological sensor to a monitor comprising:

a body electronics unit, the physiological sensor removably coupled to the body electronics unit, wherein measurement of physiological signals is activated by completion of a circuit formed between the body electronics unit and a connector on the physiological sensor;

an apparatus for wirelessly pairing the body electronics unit to the physiological sensor.

22. The system of claim 21 wherein power to the body electronics unit is activated by completion of the circuit.

23. The system of claim 21 wherein the apparatus is a token key.

24. The system of claim 21 wherein the body electronics unit includes a tongue that corresponds to a groove in the physiological sensor connector.

25. The system of claim 23 wherein the physiological sensor connector includes a tongue that corresponds to a groove in the body electronics unit.

26. The system of claim 19 wherein the physiological signals pertain to information selected from the group consisting of pulse, respiration rate, heart rate, temperature, EEG signals, and pulse oximeter signals.

27. The system of claim 21 wherein the physiological signals pertain to information selected from the group consisting of pulse, respiration rate, heart rate, temperature, EEG signals, and pulse oximeter signals.

28. A chest assembly for detecting electrical signals from a patient's heart comprising:
an electrode retaining section having a plurality of electrode connectors for releasably connecting to electrodes;

) a chest assembly connector attached to the electrode retaining section; and

a sensor pin on the chest assembly connector for completing a circuit within a body electronics unit.

29. The chest assembly of claim 28 wherein the electrode retaining section includes at least one expandable arm.

30. The chest assembly of claim 29 wherein the electrode retaining section further includes an arcuate section, a linear run, and an extension arm.

31. The chest assembly of claim 30 wherein the electrode retaining section is connected to the chest assembly connector by a linear section.

32. The chest assembly of claim 31 wherein the arcuate section abuts the linear section, a first expandable arm attaches to the arcuate section and an electrode connector attaches to the first expandable arm, a transition section abuts the arcuate section and an electrode connector attached to the transition section, a linear run abuts the transition section and an electrode connector attaches to the linear run, and a second expandable arm and an extension arm attach to the linear run, an electrode connector attaches to the second extension arm and an electrode connector attaches to the second expandable arm.

33. The chest assembly of claim 28 wherein the sensor pin completes the circuit within the body electronics unit when the chest assembly connector is inserted into a chest assembly port in the electronics unit.

34. The chest assembly of claim 33 wherein the power of the body electronics unit is activated when the sensor pin completes the circuit within the body electronics unit.

35. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connector includes retaining flanges.

36. The chest assembly of claim 35 wherein the retaining flanges removably secure the chest assembly connector to a body electronics unit.

37. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connector includes a plurality of electrically conductive elements sufficiently spaced to prevent arcing across the electrically conductive elements.

38. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connector includes a plurality of spring flanges.

39. The chest assembly of claim 38 wherein the spring flanges provide a tension against a chest assembly port to secure the chest assembly connector within the chest assembly port.

40. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connector further comprises at least one tongue corresponding to at least one groove in a chest assembly port.

41. The chest assembly of claim 40 wherein the chest assembly connector includes a plurality of electrically conductive elements sufficiently spaced to prevent arcing across the electrically conductive elements.

42. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connector includes a plurality of ribs to prevent the electrically conductive elements from contacting objects when the chest assembly connector is not secured within the body electronics unit.

43. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connector includes a plurality of spring flanges.

44. The chest assembly of claim 43 wherein the chest assembly connector further comprises at least one tongue corresponding to at least one groove in the chest assembly port.

45. The chest assembly of claim 44 wherein the electrically conductive elements are spaced to permit the chest assembly to withstand a defibrillation shock.

46. The chest assembly of claim 28 wherein an electrode is positioned on the right side of the patient's chest about level of the first and second intercostal space, an electrode is positioned on the left side of the patient's chest about level of the first and second intercostal space, an electrode is positioned in the middle of the patient's chest about level of the fourth and fifth intercostal space, and two electrodes are positioned on the left side of the patient's torso.

47. A chest assembly for detecting electrical signals from a patient's heart comprising:
a base layer having a first side and a second side, the first side attached to a plurality of electrically conductive elements, the second side attached to a shielding layer;
a first insulating layer positioned above the base layer; and

a second insulating layer positioned below the base layer.

48. The chest assembly of claim 47 wherein the electrically conductive elements connect to electrode connectors and a chest assembly connector.

49. The chest assembly of claim 47 wherein the shielding layer has a X-patterned grid construction.

50. The chest assembly of claim 47 wherein the shielding layer comprises a single layer of dielectric material.

51. The chest assembly of claim 47 wherein the shielding layer comprises multiple layers of dielectric material.

52. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connects to a telemetry transmitter via an adaptor assembly.

53. The chest assembly of claim 28 wherein the chest assembly connects to an electrocardiograph monitor via an adaptor assembly.

54. The chest assembly of claim 32 wherein a perforated seam extends lengthwise along the extension arm to removably connect the extension arm to the linear run, whereby the extension arm can be selectively positioned on the patient's body when the perforated seam is broken.

55. A precordial assembly for detecting electrical signals from a patient's heart comprising:

a precordial assembly connector,

a flexible electrode retaining section connected to the precordial assembly connector, the electrode retaining section removably attached to a plurality of electrode connectors for connecting to electrodes.

56. The precordial assembly of claim 54 wherein the electrode retaining section is connected to the precordial assembly connector by a linear section.

57. The precordial assembly of claim 56 wherein the electrode retaining section includes at least one extension arm.

58. The precordial assembly of claim 57 wherein the electrode retaining section further includes a plurality of arcuate sections and a plurality of transition segments.

59. The precordial assembly of claim 58 wherein a first arcuate section abuts the linear section, a first transition section abuts a first arcuate section and an electrode connector attaches to the first transition segment, the extension arm connects to the first transition section and an electrode connector attaches to the first extension arm, a second arcuate section abuts the first transition section, a second transition section abuts the second arcuate section and an electrode

connector attaches to the second transition section, a second extension arm connects to the second transition section and an electrode connector attaches to the second extension arm, a third arcuate section abuts the second transition section, a third transition segment abuts the third arcuate section and an electrode connector attaches to the third transition segment, and a fourth arcuate section abuts the third transition segment and an electrode connector attaches to the fourth arcuate section.

60. The precordial assembly of claim 54 further comprising:
 - a base layer having a first side and a second side, the first side attached to a plurality of electrically conductive elements, the second side attached to a shielding layer;
 - a first insulating layer positioned above the base layer; and
 - a second insulating layer positioned below the base layer.
61. The precordial assembly of claim 60 wherein the shielding layer has a X-patterned grid construction.
62. The precordial assembly of claim 60 wherein the shielding layer comprises a single layer of dielectric material.
63. The precordial assembly of claim 60 wherein the shielding layer comprises multiple layers of dielectric material.
64. The precordial assembly of claim 55 wherein the precordial assembly connects to a telemetry transmitter via an adaptor assembly.
65. The precordial assembly of claim 55 wherein the precordial assembly connects to an electrocardiograph monitor via an adaptor assembly.
66. A body electronics unit for use in a system for monitoring cardiac activity in a patient comprising:
 - a chest assembly port for removably receiving a chest assembly connector attached to a chest assembly, the chest assembly connector including a sensor pin that completes a circuit within the body electronics unit when the chest assembly connector is inserted into the chest assembly port, wherein electrical signals detected from a patient's heart are transmitted to the body electronics unit via the chest assembly.
67. The body electronics unit of claim 66 further comprising a user interface for communicating information to a user.
68. The body electronics unit of claim 67 wherein the information pertains to the system's operating status.

69. The body electronics unit of claim 67 wherein the information pertains to the order for pairing the body electronics unit to a base station.

70. The body electronics unit of claim 66 wherein the power of the body electronics unit is activated by when the sensor pin completes the circuit within the body electronics unit.

i) 71. The body electronics unit of claim 66 further comprising a lead off function for continuously monitoring the integrity of connections between electrode connectors and electrodes.

72. The body electronics unit of claim 66 further comprising a lead off function for monitoring the connections between the electrodes and the electrode connectors.

) 73. The body electronics unit of claim 66 further comprising a self test function for monitoring the integrity of the system's functions.

74. The body electronics unit of claim 66 further comprising a transmitter for transmitting the electrical signals to a base station via radio frequency transmission.

i) 75. The body electronics unit of claim 66 further comprising a token key port for removably receiving a token key, the token key used to pair the body electronics unit with the base station.

76. The body electronics unit of claim 66 further comprising a precordial assembly port for removably receiving a precordial assembly connector attached to a precordial assembly, wherein electrical signals detected from the patient's heart are transmitted to the body electronics unit via the precordial assembly.

) 77. The body electronics unit of claim 66 further comprising a transmitter for receiving electrical signals from the chest assembly and the precordial assembly and for transmitting the electrical signals to the base station.

78. The body electronics unit of claim 66 further comprising a battery port for removably receiving a body electronics unit battery.

i) 79. The body electronics unit of claim 78 wherein the body electronics unit battery is interchangeable with a base station battery.

80. The body electronics unit of claim 66 wherein the body electronics unit is removeably secured to a patient via an armband.

) 81. The body electronics unit of claim 75 wherein the token key includes a microchip and a plurality of tongues that fit within grooves located in the token key port.

82. The body electronics unit of claim 75 wherein a user pairs the body electronics unit with the base station by

inserting the token key into a token key port of the base station to record an identification number of the base station;

removing the token key from the token key port of the base station;

inserting the token key into the token key port of the body electronics unit to record an identification number of the body electronics unit and to transmit the identification number of the base station to the body electronics unit;

removing the token key port from the token key port of the body electronics unit;

and inserting the token key into the token key port of the base station to transfer the identification number of the body electronics unit to the base station.

83. The body electronics unit of claim 75 wherein a user pairs the body electronics unit with the base station by

inserting the token key into the token key port of the body electronics unit to record an identification number of the body electronics unit;

removing the token key from the token key port of the body electronics unit;

inserting the token key into a token key port of the base station to record an identification number of the base station and to transmit the identification number of the body electronics unit to the base station;

removing the token key port from the token key port of the base station; and

inserting the token key into the token key port of the body electronics to transfer the identification number of the base station to the body electronics unit.

84. The body electronics unit of claim 66 further comprising a resistor connected to the chest assembly port to prevent excessive electrical current from entering the body electronics unit, thereby permitting the body electronics unit to withstand a defibrillation shock.

85. A base station for use in a system for monitoring cardiac activity in a patient

comprising:

a receiver for receiving electrical signals sent from a body electronics unit; and

a plurality of snap terminals for connecting to electrocardiograph monitor cables for transmitting the electrical signals to an electrocardiograph monitor.

86. The base station of claim 85 further comprising a user interface for communicating information to a user.

87. The base station of claim 86 wherein the information pertains to the system's operating status.

88. The base station of claim 86 wherein the information pertains to the order for pairing the base station to a body electronics unit.

89. The base station of claim 85 further comprising a token key port for removably receiving a token key, the token key used to pair the base station with a body electronics unit.

5 90. The base station of claim 89 wherein the token key includes a microchip and a plurality of tongues that fit within grooves located in the token key port

91. The base station of claim 85 further comprising a cradle for storing a body electronics unit.

0 92. The base station of claim 85 further comprising a battery port for removably receiving a base station battery.

93. The base station of claim 92 wherein the base station battery is interchangeable with a body electronics unit battery.

94. The base station of claim 85 further comprising a lead switch for instructing the base station to operate in either a 7 lead mode or 12 lead mode.

5 95. The base station of claim 85 wherein the base station is removably secured to an ECG monitor.

96. The base station of claim 89 wherein a user pairs the base station with a body electronics unit by

0 inserting the token key into the token key port of the base station to record an identification number of the base station;

removing the token key from the token key port of the base station;

inserting the token key into a token key port of the body electronics unit to record an identification number of the body electronics unit and to transmit the identification number of the base station to the body electronics unit;

5 removing the token key port from the token key port of the body electronics unit; and

inserting the token key into the token key port of the base station to transfer the identification number of the body electronics unit to the base station.

97. The base station of claim 89 wherein a user pairs the base station with the body electronics unit by

0 inserting the token key into a token key port of the body electronics unit to record an identification number of the body electronics unit;

removing the token key from the token key port of the body electronics unit;

inserting the token key into the token key port of the base station to record an identification number of the base station and to transmit the identification number of the body electronics unit to the base station;

removing the token key port from the token key port of the base station; and

5 inserting the token key into the token key port of the body electronics unit to transfer the identification number of the base station to the body electronics unit.

98. A method of monitoring the cardiac activity in a patient comprising the steps of:

detecting electrical signals from a patient's body with a chest assembly;

) transmitting the electrical signals from the chest assembly to a body electronics unit, the body electronics unit having a user interface for communicating information to a user;

transmitting the electrical signals from the body electronics unit to the base station via radio frequency transmission, the base station having a user interface for communicating information to the user; and

5 transmitting the electrical signals from the base station to an electrocardiograph monitor.

99. A method of monitoring the cardiac activity in a patient comprising the steps of:

positioning a chest assembly on a patient's body, the chest assembly having a plurality of electrode connectors for connecting to a plurality of electrodes;

) plugging the chest assembly into a body electronics unit, the body electronics unit having a user interface that communicates information to a user;

pairing the body electronics unit with a base station through the use of a token key;

detecting electrical signals from the patient's heart with the chest assembly;

transmitting the electrical signals from the chest assembly to the body electronics unit;

transforming the electrical signals from analog signals into digital signals;

5 transmitting the digital signals to the base station via radio transmission, the base station having a user interface for communicating information to the user;

transforming the digital signals into analog signals; and

transmitting the analog signals to an electrocardiograph monitor.

100. A routine for monitoring cardiac activity in a patient comprising the steps of:

) a procedure for radio frequency linking a body electronics unit to a base station using a token key;

a procedure for obtaining electrical signals from a patient's heart;

a procedure for transmitting the electrical signals to the body electronics unit located on the patient's body;

a procedure for transmitting the electrical signals from the body electronics unit to the base station via radio transmission;

5 a procedure for transmitting the electrical signals from the base station to an electrocardiograph monitor; and

a procedure for displaying the information on the monitor.

101. The routine of claim 100 wherein the procedure for obtaining electrical signals from the patient's heart includes detecting the electrical signals with a plurality of electrodes connected
) to a chest assembly via electrode connectors.

102. The routine of claim 100 wherein the procedure for transmitting the electrical signals to the body electronics unit includes removably inserting a chest assembly connector attached to the chest assembly into a chest assembly port located in the body electronics unit, the electrical signals transmitted from the electrodes to the body electronics unit via the chest assembly.

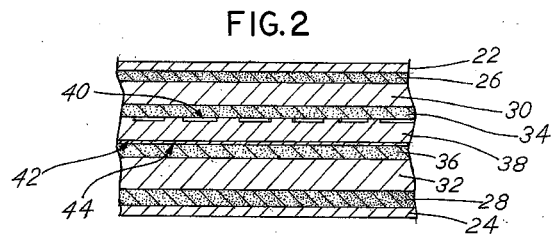
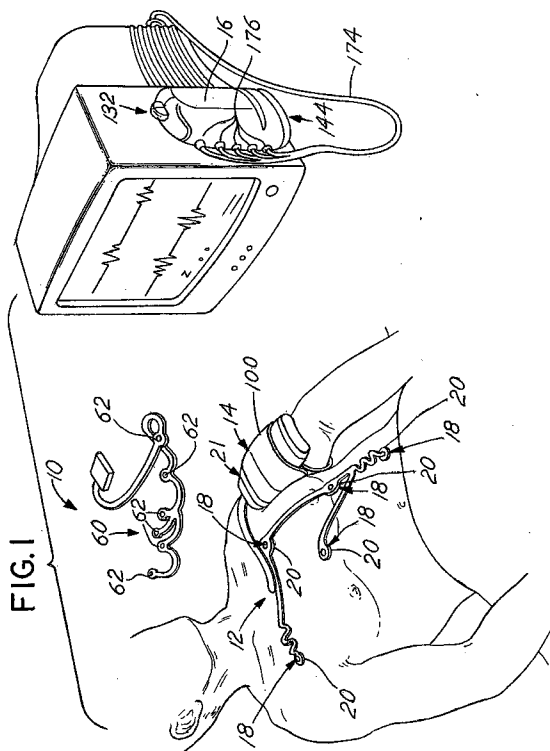
5 103. The routine of claim 100 wherein the procedure for transmitting the electrical signals from the base station to the electrocardiograph monitor includes removably connecting electrocardiograph monitor cables to a plurality of snap terminal located on the base station, the electrical signals transmitted from the snap terminals to the electrocardiograph monitor via the electrocardiograph monitor cables.

) 104. The routine of claim 100 wherein the user interface of the body electronics unit and the base station communicate information pertaining to the operation of the body electronics unit and the base station and instructions pertaining to the linking of the body electronics unit and the base station.

(57) Abstract: A cardiac monitoring system and, more particularly, a wireless electrocardiograph (ECG) system. The present invention detects electrical signals from a patient's heart and transmits the signals digitally to a remote base station via telemetry. The base station converts the digital signals back to an analog electrical signals that can be read by an ECG monitor.

Representative Drawing

Fig.1



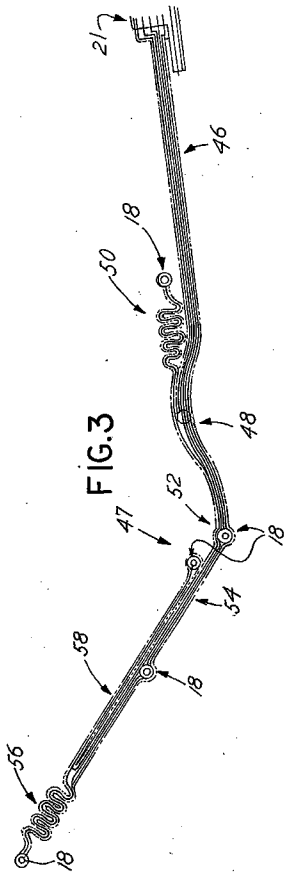


FIG. 3

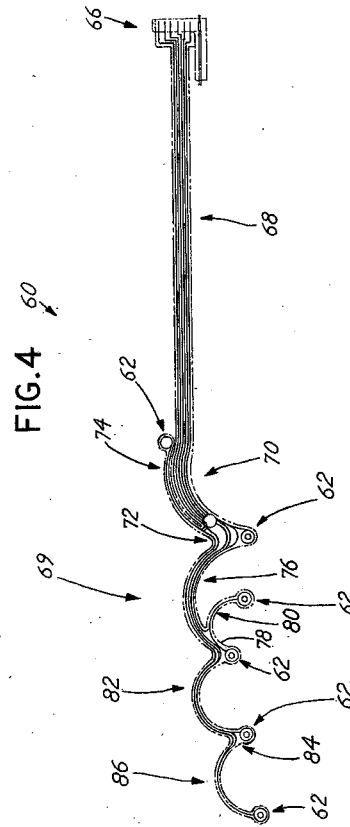


FIG. 4

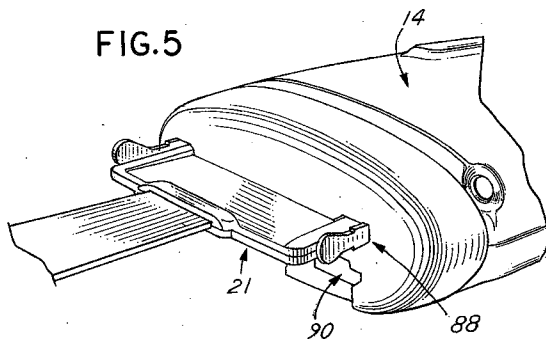


FIG. 5

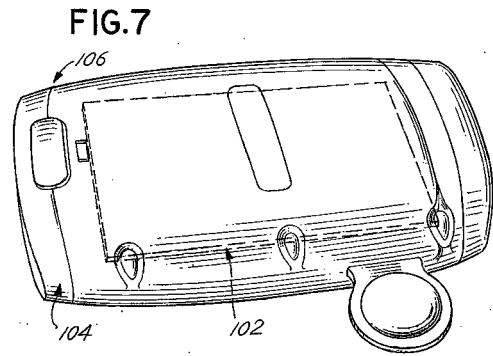


FIG. 7

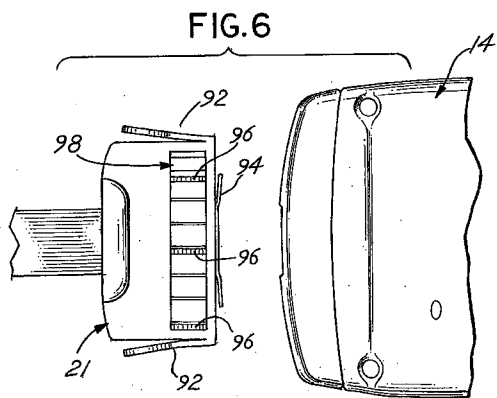


FIG. 6

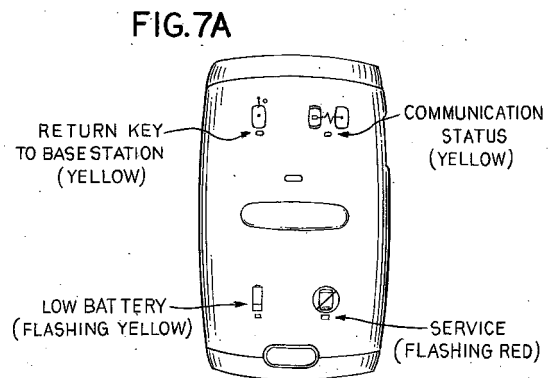


FIG. 7A

FIG.8

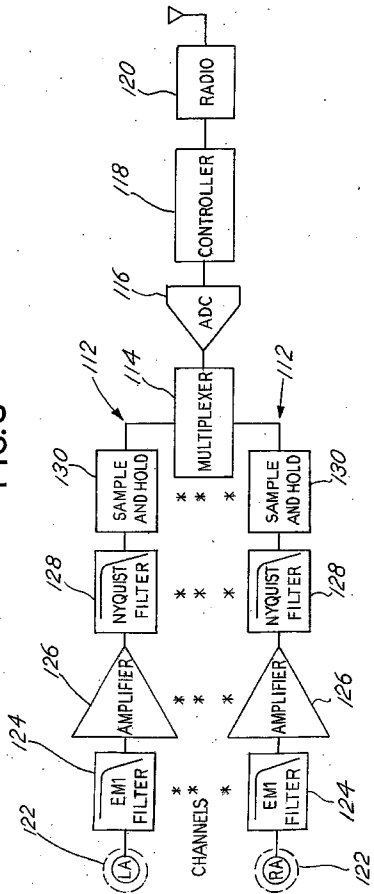


FIG.9A

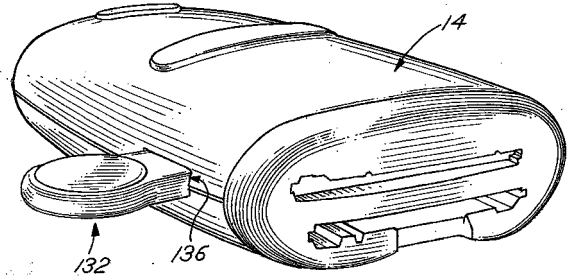
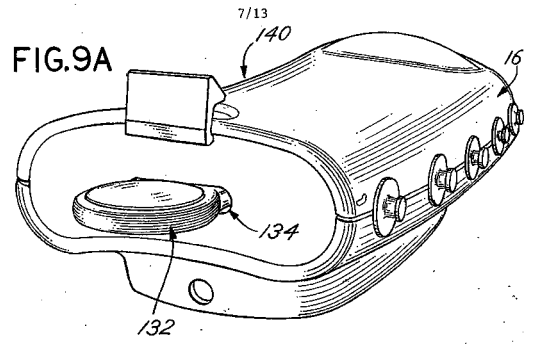


FIG.9B

FIG.10

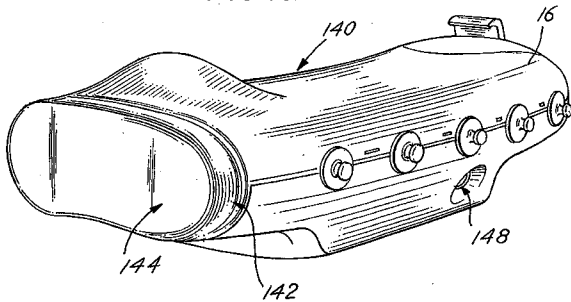


FIG.11A

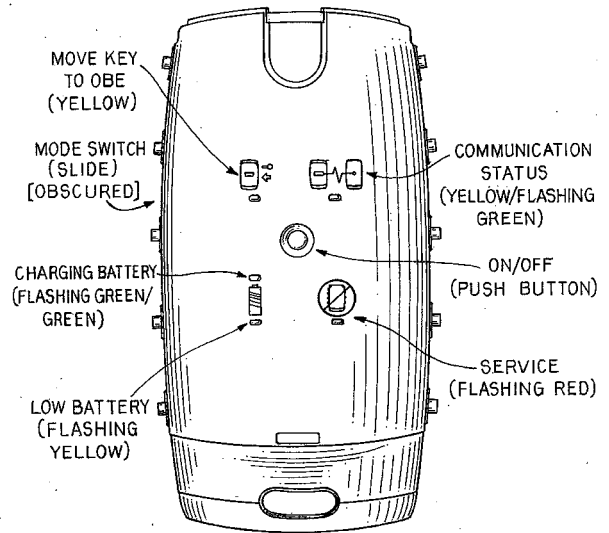
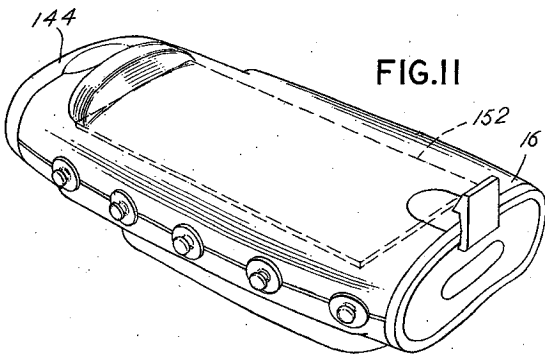
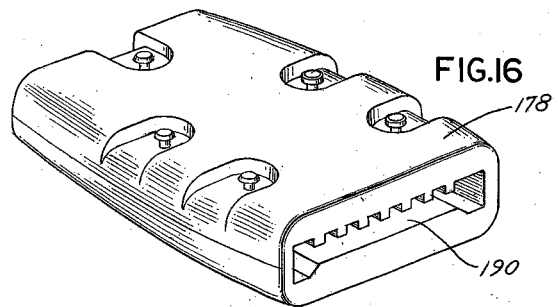
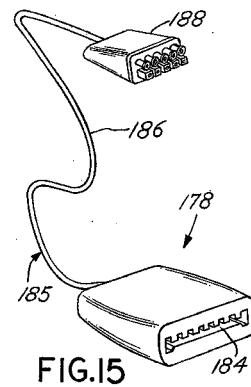
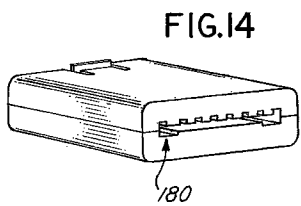
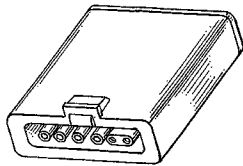
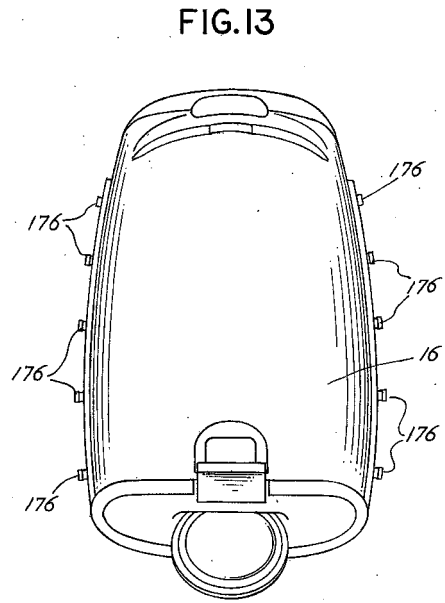
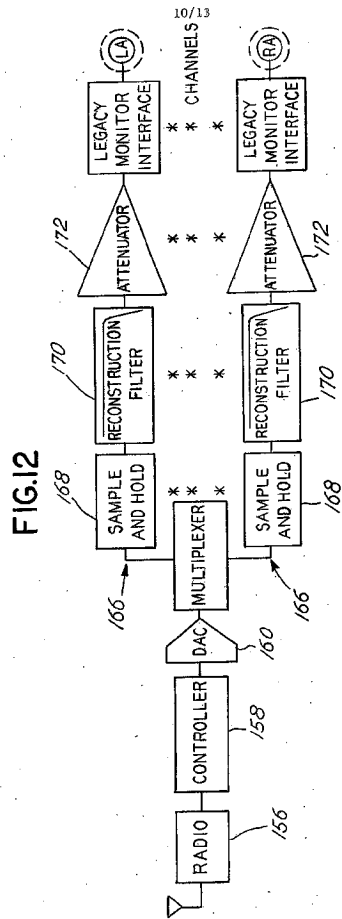


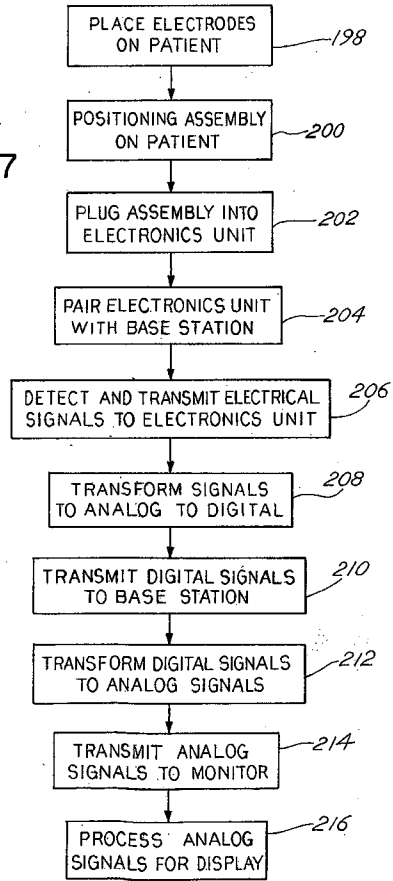
FIG.11





13/13

FIG.17



专利名称(译)	无线心电图系统		
公开(公告)号	JP2009183721A	公开(公告)日	2009-08-20
申请号	JP2009063380	申请日	2009-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	生活下沉公司		
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 A61B5/0428 A61B5/00 A61B5/0408		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04085		
FI分类号	A61B5/04.R A61B5/04.310.B		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB03 4C027/EE01 4C027/JJ03 4C127/AA02 4C127/BB03 4C127/EE01 4C127/JJ03		
代理人(译)	三好秀		
优先权	09/998,733 2001-11-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

非无线ECG监视系统更改为无线ECG监视系统。心脏监测系统，特别是无线心电图（ECG）系统，检测来自患者心脏的电信号，并通过遥测将信号数字传输到远程基站。基站将数字信号转换为可以由ECG监视器读取的模拟电信号。[选型图]图1

