

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-512864
(P2004-512864A)

(43) 公表日 平成16年4月30日(2004.4.30)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 5/0408
A61B 5/04
A61B 5/044
A61B 5/0478

F 1

A 61 B 5/04 300 R
A 61 B 5/04 R
A 61 B 5/04 300 N
A 61 B 5/04 314 G

テーマコード(参考)

4 C02 7

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2002-511644 (P2002-511644)
(86) (22) 出願日 平成13年7月17日 (2001.7.17)
(85) 翻訳文提出日 平成15年1月20日 (2003.1.20)
(86) 國際出願番号 PCT/US2001/022489
(87) 國際公開番号 WO2002/005700
(87) 國際公開日 平成14年1月24日 (2002.1.24)
(31) 優先権主張番号 60/219,082
(32) 優先日 平成12年7月18日 (2000.7.18)
(33) 優先権主張国 米国(US)

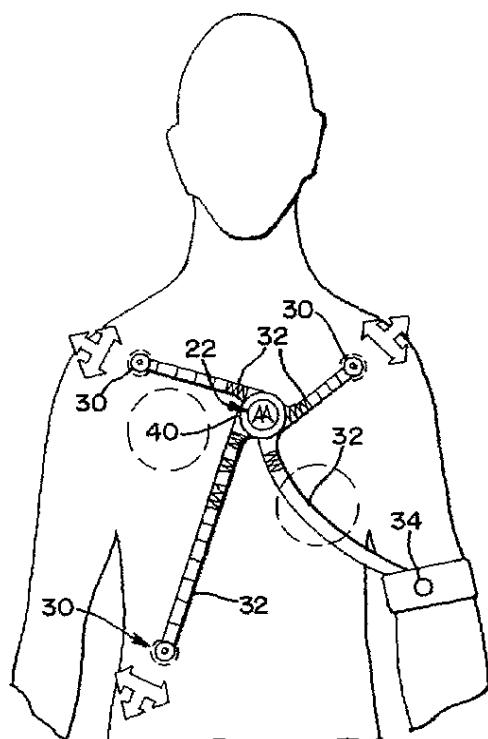
(71) 出願人 3900009597
モトローラ・インコーポレイテッド
MOTOROLA INCORPORATED
アメリカ合衆国イリノイ州シャンバーグ、
イースト・アルゴンクイン・ロード130
3
(74) 代理人 100059959
弁理士 中村 稔
(74) 代理人 100067013
弁理士 大塚 文昭
(74) 代理人 100082005
弁理士 熊倉 賢男
(74) 代理人 100065189
弁理士 宮戸 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】無線心電計システム及びその方法

(57) 【要約】

無線ECG監視の方法とシステムが提供されている。電極コネクタ、送信器、及び受信器は、既存の電極及びECGモニターで作動する。電極コネクタは、使い捨て又は再利用可能な単体電極に対する取り付け用のコネクタを含んでいる。送信器は、電極からの信号を受信器に送信する。受信器は、電極信号を処理のためにECGモニターに送る。例えば電極に対する配線接続のような導電体を伴って使用されるECGモニターには受信器が接続されるので、新たにモニターを購入する必要はない。異なるECGモニターを含むどのような既存のECGモニターでも、ECGモニターリード配線を使って受信器を接続することができる。ECGモニターは、ECGモニターから患者まで伸びる配線に伴う指摘された問題を生じさせることなく、まるで電極に直接接続されているかのように作動する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の E C G 監視用電極コネクタにおいて、
複数の電極を接続することのできる部材と、
前記部材上に設けられた複数の電極切り離し可能コネクタと、を備えていることを特徴とする電極コネクタ。

【請求項 2】

前記部材は複数の伸張可能アームを備え、前記複数の伸張可能アームのそれぞれは、前記複数の電極切り離し可能コネクタのそれぞれに対応していることを特徴とする請求項 1 に記載のコネクタ。

10

【請求項 3】

前記複数の伸張可能アームは、六軸電極に対応付けられた少なくとも 4 本の伸張可能アームを備えていることを特徴とする請求項 2 に記載のコネクタ。

【請求項 4】

前記複数の伸張可能アームのそれぞれは、導電体を含んでいることを特徴とする請求項 2 に記載のコネクタ。

【請求項 5】

前記導電体のそれぞれは、それぞれの電極切り離し可能コネクタと電気的に接続されていることを特徴とする請求項 4 に記載のコネクタ。

【請求項 6】

前記伸張可能アームのそれぞれは、伸張に際し展開するように作動する第 1 部分と、伸張に際し折りたたまれたままである第 2 部分とを含んでおり、前記第 1 及び第 2 部分は伸張量に基づいて決まることを特徴とする請求項 2 に記載のコネクタ。

20

【請求項 7】

前記複数の伸張可能アームの内の少なくとも第 1 のアームは六軸電極に対応し、前記複数の伸張可能アームの内の少なくとも第 2 のアームは前胸部電極に対応していることを特徴とする請求項 2 に記載のコネクタ。

【請求項 8】

前記第 2 の伸張可能アームは前記第 1 の伸張可能アームに接続されていることを特徴とする請求項 7 に記載のコネクタ。

30

【請求項 9】

更にベルトを備えており、前記複数の伸張可能アームの内の少なくとも 1 つは前記ベルトに接続されていることを特徴とする請求項 2 に記載のコネクタ。

【請求項 10】

第 1 の伸張可能アームは前記ベルトに接続された六軸電極アームを備え、第 2 の伸張可能アームは前記ベルトに接続された六軸及び前胸部電極アームを備えていることを特徴とする請求項 9 に記載のコネクタ。

【請求項 11】

E C G 監視用に電極を接続するための方法において、

(a) 複数の電極を患者上に載置するステップと、

(b) 前記複数の電極の各電極毎に 1 つずつ設けられた複数の伸張可能アームを伸張させるステップと、

(c) 前記複数の伸張可能アームを前記複数の電極にそれぞれ接続するステップとから成ることを特徴とする方法。

40

【請求項 12】

前記 (a) のステップは、六軸リード監視用の複数の電極を配置するステップを含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記 (a) のステップは、前胸部リード監視用の複数の電極を配置するステップを含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

50

【請求項 1 4】

前記 (a) のステップは、六軸リード及び前胸部リード両方の監視用の複数の電極を配置するステップを含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 5】

(d) 前記複数の電極からの信号を無線機で送信するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記 (c) のステップは、前記複数の電極をスナップ端子で前記複数の伸張可能アームに電気的に接続するステップを含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記 (b) のステップは、前記伸張可能アームそれぞれの第 1 部分を伸ばすステップと、前記伸張可能アームそれぞれの第 2 部分を折りたたまれたままにしておくステップとを含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 8】

(d) 前胸部リード伸張可能アームを六軸リード伸張可能アームに接続するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 9】

(d) 前記複数の伸張可能アームの少なくとも 1 つをベルトに接続するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 2 0】

患者から発生する電気信号を監視するためのシステムにおいて、

電極信号を送信するように作動する送信器と、

送信器に応答して前記電極信号を再生する、出力コネクタを有する受信器と、を備えている、

前記出力コネクタは、 E C G モニターの電極リード線と接続ができるようになっていることを特徴とするシステム。

【請求項 2 1】

前記受信器は、 E C G ベクトル処理の無い電極信号を生成することを特徴とする請求項 2 0 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記送信器と電極に電気的に接続可能な少なくとも 1 つの電極コネクタを更に備えていることを特徴とする請求項 2 0 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記送信器は、前記電極コネクタの表面上の電極コネクタと接続されていることを特徴とする請求項 2 2 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記送信器と電気的に接続可能なベルトを更に備えていることを特徴とする請求項 2 0 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記送信器は、前記ベルトの表面で前記ベルトに接続されていることを特徴とする請求項 2 4 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記受信器は、前記 E C G モニターに対して前記受信器を保持するように作動するコネクタを備えていることを特徴とする請求項 2 0 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

患者から発生する電気信号を監視するための方法において、

(a) 患者から発生した信号を、電極を介して受信するステップと、

(b) 前記電極から受信した信号を表す情報を送信するステップと、

(c) 前記情報を受信するステップと、

(d) 前記電極から受信した信号を再構成するステップと、

10

20

30

40

50

(e) ECGモニターからの既存のリード配線を接続するステップと、
(f) 再構成された信号を前記ECGモニターで受信するステップと、から成ることを特徴とする方法。

【請求項28】

前記(e)のステップは、ECGモニターからの既存のリード配線をポストにクリップするステップを含んでいることを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項29】

(g) 前記(c)のステップに備え受信器をプログラムするステップを更に含んでいることを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項30】

前記(b)のステップは、ブルートゥース仕様に従って送信するステップを含んでいることを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項31】

(g) 複数の電極を患者の身体上に配置するステップと、
(h) 前記電極を送信器に接続するステップと、を更に含んでいることを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項32】

前記再構成された信号は、ベクトル処理の無い信号から成ることを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項33】

複数の電極における信号を再構成するための無線ECG監視システムにおいて、
前記複数の電極と接続することのできる電極コネクタと、
前記電極コネクタと接続するように作動し且つ前記複数の電極からの信号を送信するよう
に作動する单一の送信器と、
前記複数の電極からの信号を再構成するよう作動する受信器と、を備えていることを特徴
とするシステム。

【請求項34】

前記单一の送信器は、前記複数の電極からの信号を条件付けし且つ増幅するよう作動することを特徴とする請求項33に記載のシステム。

【請求項35】

前記受信器は、ECGモニターの既存のリード配線と接続するよう作動することを特徴とする請求項33に記載のシステム。

【請求項36】

前記再構成された信号は、ベクトル処理が無く、六軸リード電極位置に対応していることを特徴とする請求項33に記載のシステム。

【請求項37】

複数の電極からの再構成された信号による無線ECG監視のための方法において、
(a) 前記複数の電極を電極コネクタに接続するステップと、
(b) 前記複数の電極からの信号を单一の送信器で送信するステップと、
(c) 前記送信器により送信された信号を受信するステップと、
(d) 前記複数の電極からの信号を再構成するステップと、から成ることを特徴とする方法。

【請求項38】

(e) 前記(d)のステップを実行するよう作動する受信器をECGモニターの既存のリード配線に接続するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項37に記載の方法。

【請求項39】

前記(d)のステップは、ベクトル処理の無い信号を再構成するステップを含んでいることを特徴とする請求項37に記載の方法。

【請求項40】

10

20

30

40

50

患者の E C G 監視用の電極コネクタの改良において、電極に対応付けられた少なくとも 1 つの伸張可能アームを備え、前記少なくとも 1 つの伸張可能アームは、非形状記憶材料から成ることを特徴とする改良。

【請求項 4 1】

前記少なくとも 1 つの伸張可能アームは、複数の伸張可能アームから成ることを特徴とする請求項 4 0 に記載の改良。

【請求項 4 2】

前記複数の伸張可能アームは、六軸及び前胸部電極に対応していることを特徴とする請求項 4 1 に記載の改良。

【請求項 4 3】

前記少なくとも 1 つの伸張可能アームは、電極スナップコネクタを備えていることを特徴とする請求項 4 0 に記載の改良。

【請求項 4 4】

前記少なくとも 1 つの伸張可能アームと電気的に接続された無線機を更に備えていることを特徴とする請求項 4 0 に記載の改良。

【請求項 4 5】

複数の電極及び前記無線機との電気的接続部を有する無線機伸張可能アームを更に備えていることを特徴とする請求項 4 4 に記載の改良。

【請求項 4 6】

E C G 監視用の複数の電極を相互接続する方法において、

(a) 非形状記憶材料の複数の伸張可能アームを伸張するステップと、

(b) 前記複数の伸張可能アームを電極位置に配置するステップと、から成ることを特徴とする方法。

【請求項 4 7】

前記 (b) のステップは、前記複数の伸張可能アームを六軸及び前胸部位置に配置するステップを含んでいることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 4 8】

(c) 前記複数の伸張可能アームのそれぞれに電極をスナップ留めするステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 4 9】

(c) 前記複数の伸張可能アームの 1 つを、前記複数の伸張可能アームの別のアームに切り離し可能に接続するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 0】

前記 (c) のステップは、前胸部伸張可能アームを六軸伸張可能アームに切り離し可能に接続するステップを含んでいることを特徴とする請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 1】

(c) 前記複数の伸張可能アームの少なくとも 1 つをベルトに接続するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 2】

(c) 前記複数の伸張可能アームからの信号を無線送信するステップを更に含んでいることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

(関連出願の説明)

本発明は、2001年7月18日出願の米国仮特許出願第60/219,082号「無線 E K G 」の一部継続出願であり、35 U. S. C. 第19項 (e) に基づき出願日の恩典を請求し、同時にその開示内容をここに参考文献として援用する。

【 0 0 0 2 】

(発明の属する技術分野)

10

20

30

40

50

本発明は医療用監視システム及びその方法に関する。具体的には、患者を監視するための生体医用システム及びその方法を提供する。

【0003】

(発明の背景)

生体医用監視システムには、ベッドサイド式、可搬式、歩行随伴式、個別式の各生徴候モニターが含まれる。生徴候モニターでは、患者の心電計(ECG)、体温、血圧、その他の特性を監視する。

【0004】

ECGシステムは、患者の心臓の活動を監視する場合に使用する。例えば、3個の電極を患者の身体上に配置する。1つの電極からの信号は、他の2つの電極の信号の間の差(例えば、ECGベクトル)に対する基準信号として使用する。この基準信号並びに差動増幅器構成を使用することにより、原則的にはコモンモード干渉を無くすか又は低減することができる。別の例として、心臓の電気的活動を「12リード」分析する場合には9個の電極を患者の身体上に配置する。

【0005】

電極からECGモニターまでは配線でつながっている。ECGモニターは、患者の異なる位置で電気信号を測定して、信号を処理し、心臓の活動を表す複数の痕跡のようなECGデータを出力する。しかしながら、この配線のせいで患者が移動することや、患者の周りを移動することができなくなる。配線によって電極に応力が加わることになり、結果的に作動不良になったり患者から接続が外れてしまうことがある。すると、介護人は、電極を接続し直したり、付け直すために時間を割かねばならない。患者は、一日のうちにしばしば移動するので、ECGモニターを一旦外して、また別のECGモニターを再度接続することが必要になる。電極についても、しばしば取り外しと付け直しが必要になる。正確に同じ位置に付け直さないと、患者のECGはECGモニター毎に異なり、ECGにアーチファクトが発生する。

【0006】

無線ECGシステムでは、患者からモニターへの配線を無くすため、電極は送信器に接続される。WO94/01039号に記載されている例では、マイクロチップが、患者の身体上の電極付近に配置されている。マイクロチップは、電極からの信号を分析して結果を送信する(42ページ参照)。結果は、受信されるとプリンタ又はモニターに供給される(26ページ参照)。しかしながら、患者に取り付けられているマイクロチップの処理した信号を受け取るために、モニター、プリンタ又はレコーダを含むシステム一式が必要となる。

【0007】

ホルターモニターは時間経過に伴う患者の生徴候を記録する。患者はモニターと記録装置一式を携行する。情報は、ダウンロードすることもできるし、或いは後の分析に備えて入手することもできる。しかしながら、これらシステムの多くは、患者の移動に伴うアーチファクトを抑制するために信号の帯域幅が制限されるので、情報が失われてしまうこともある。分析用に保存データ入手する場合には特別のモニター又は他の装置が必要となり、他の機器を最大限に有効利用することができなくなる。

【0008】

無線ECGシステムは、電極を配設するためにしばしばパッチ又はストリップを使用する。ストリップには、電気的に送信器と接続された複数の電極が設けられている。1つの電極が機能しなければ、ストリップ全体を交換する。

【0009】

(発明の概要)

本発明は、上記特許請求の範囲に記載する事項により定義されるものであり、本章の記述により請求の内容が制限されるものではない。前置きとして、以下に説明する好適な実施例には無線ECGモニター用の方法とシステムが含まれる。

【0010】

10

20

30

40

50

電極コネクタ、送信器及び受信器は、既存の電極及びECGモニターと共に作動する。電極コネクタは、使い捨て又は再使用可能な単体電極へ取り付けるためのコネクタを含んでいる。送信器は、電極から受信器へ信号を送信する。受信器は、処理のため電極信号をECGモニターに流す。電気導体、例えば電極への配線接続、で使用されるECGモニターには受信器が接続されるので、新しいモニターを購入する必要はない。各種ECGモニターを始めとする既存のECGモニターは、どれもECGモニター側のリード配線を使って受信器に接続される。ECGモニターは、ECGモニターから患者に伸びる配線に附隨する上記の問題を引き起こすことなく、電極に直接接続されているかの様に作動する。

【0011】

本発明の第1の態様では、患者をECG監視するための電極コネクタを提供する。この部材は複数の電極を相互接続できるようになっている。この部材には、複数の電極切り離し可能コネクタが含まれている。

【0012】

第2の態様では、ECG監視用の電極を接続するための方法を提供する。複数の電極が設けられている。複数の電極それぞれに1つずつ設けた複数の伸長可能アームが伸長している。複数の伸長可能アームは複数の電極に接続されている。

【0013】

第3の態様では、患者の作り出した電気信号を監視するシステムを提供する。送信器は、電極信号を送信するように作動する。受信器は、送信器に応答して電極信号を作り出す。受信器は、ECGモニターの電極配線と接続することのできる出力コネクタを有している。
。

【0014】

第4の態様では、患者の作り出した電気信号を監視する方法を提供する。信号は電極から受信する。電極から受信した信号を表す情報が送信される。情報を受信する。電極から受信した信号を再構成する。ECGモニターからの既存の配線を接続する。再構成された信号をECGモニターで受信する。

第5の態様では、複数の電極の信号を再構成するための無線ECG監視システムを提供する。電極コネクタは、複数の電極と接続できるようになっている。単一の送信器が電極コネクタと接続できるようになっている。単一の送信器は、複数の電極からの信号を送信できるようになっている。受信器は、複数の電極からの信号を再構成できるようになっている。

【0015】

第6の態様では、複数の電極からの再構成された信号を使って監視する無線ECG監視の方法を提供する。複数の電極は、1つの電極コネクタに接続されている。複数の電極からの信号は単一の送信器で送信される。送信器により送信された信号を受信する。複数の電極からの信号を再構成する。

【0016】

本発明のこの他の態様並びに利点は、好適な実施例に関連付けて以下に説明する。

【0017】

(好適な実施例の詳細な説明)

無線ECGシステムは既存の電極とECGモニターを使用する。無線ECGシステムは、患者に取り付けられた従来型電極と従来型ECGモニターとを無線で繋ぐ。無線ECGシステムは、従来型、即ち既存のECGモニター又はシステムの能力を増強する付属装備品である。無線ECGシステムは、従来型ECGモニターに接続された従来型リード配線による拘束から患者を物理的に解き放つ無線延長コードとして機能する。

【0018】

無線ECGシステムは、電極コネクタ(例えばセンサアレイ)、送信器(例えばECG無線機)、及び受信器(例えば基地局)という3つの構成要素を含んでいる。これら構成要素は、従来型の電極、従来型のリード配線ケーブル、又は従来型のECG監視システムに何ら変更を加えることなく、患者が装着している従来型の電極と従来型のECGモニター

10

20

30

40

50

のリード配線ケーブルとの間に介在させることができる。スナップ端子のような切り離し可能な接続部を備えた電極コネクタと伸長可能アームとは、スナップ端子型電極のような既存の電極と電気的に接続できる。送信器は、電極から受信した信号を受信器に送る。受信器は、ECGモニターに、ECGモニターの従来型のリード配線又は電極配線を介して接続されている。患者の身体上で測定され或いはサンプリングされた電極信号を表す信号がECGモニターに送られる。既存のECGモニターは、信号を処理して、ECGベクトルデータのようなECGデータを出力する。従って、患者と心電計又は生徴候モニターとの間の物理的な連結は無くなる。これにより、患者はECGによる監視中も自由に歩き回ることができるようになる。

【0019】

10

図1及び図6は、無線ECG監視システム20を示している。ECG監視システム20は、電極コネクタ22、送信器24、受信器26及びECGモニター28を含んでいる。使用する構成要素は増減することができ、ECGモニター無しでシステム20を設けてもよい。電極コネクタ22ではなく電極を備えたストリップ又はパッチ、又はECGモニター28ではなくプリンタというように、代わりの構成要素を使用してもよい。

【0020】

20

図2A-Dは、電極30の配列と共に使用する電極コネクタ22の各種実施例を示している。電極30は導電性材料を備えている。例えば、導電性繊維を備えた発泡体ディスク、又は導電性金属層を備えた繊維が使用される。電極30は、配線への接続用にスナップ端子（雄型、雌型、又は雄雌型）又はタブを含んでいる。電極30には他のコネクタが設けられることもある。電極30は、図2A-Cに図示するように六軸リード監視用の配置など、ECG監視に備えて配置される。六軸リード監視の場合には、電極30は左右腕部位置及び右及び/又は左脚部位置に配置される。このような電極配置で、リード線7本まで（例えば、リード位置I、II、III、aVL、aVR、aVF、及び胸部）を監視することができる。前胸部（例えば、V1-V6）に対応付けて、又は六軸と前胸部を組み合わせる（例えば「12リード線」監視）など、他の電極配置を使用することもできる。電極30は導電性ヒドロゲル又は他の接着剤を使って患者に取り付ける。電極30及び/又は電極コネクタ22は使い捨てでも再使用可能なものでもよい。

【0021】

30

電極コネクタ22は、複数の伸長可能アーム32と送信器24を含んでいる。伸長可能アーム32は、図3に示すように、ワイヤ36及び電極締結具38のような導電性要素を備えたポリプロピレン又はポリエステル布を備えている。ある実施例では、伸長可能アーム32は、デュポン社製のKapton又はMylar、布、織物、又は他の可撓性材料で形成されている。複数の誘電体層及び/又は電気導体或いは磁気導体材料を使ってワイヤ36を遮蔽することができる。或いは、遮蔽しなくともよい。患者の快適さを考慮して、織物又は他の材料を伸長可能アーム32の一方の側又は両側に取り付けてもよい。

【0022】

40

ある実施例の伸長可能アーム32は、上記材料のような非形状記憶材料（memory less material）から構成される。伸長可能アーム32は、図3に示すような蛇行パターンにダイカットされる。伸長可能アーム32は、蛇行パターンの部分と部分の間の接続を解除する即ち断絶することにより伸長する。伸長すると、伸長可能アーム32の一部又は全部が伸長する。伸長可能アーム32の一部だけを伸長する場合は、他の部分は折りたたまれたまま即ち断絶されないままである。弾性材料又は伸縮性材料による電極30への圧力は回避されるので、患者に対して電極30をより安定して接続することができる。伸長可能アーム32は、また、余分な延長が起きてその結果緩んだ材料がもつれたりそれにより不快感を与えたまること無しに、必要なだけ延長できるようになっている。別の実施例では、伸縮性又は弾性の伸長可能アーム32を使用している。更に別の実施例では、非伸長可能アームを使用している。

【0023】

伸長可能アーム32の導電体即ちワイヤ36は、Mylar、Kapton又は他の可撓

50

性誘電体材料上にプリントされた導電体であるのが望ましい。プリントされた導電体は可撓性であり、伸長式か非伸長式かにかかわらず電極 30 と送信器 24 の間を電気的に接続する。別の実施例では、ワイヤ 36 は、銅又は他の導電性材料の糸で構成されている。更に別の実施例では、ワイヤは同軸ケーブルから構成されている。各電極 30 毎に 1 本又は複数のワイヤ 36 が設けられる。伸長可能アーム 32 の中には、1 本のワイヤ 36 が 1 つの電極 30 から送信器 24 又は別の伸長可能アーム 32 へと電気的に繋がっているものもある。他の伸長可能アーム 32 では、複数のワイヤ 36 が、同一の及び / 又は別の伸長可能アーム 32 上の複数の電極 30 それぞれから繋がっている。

【 0 0 2 4 】

電極締結具 38 は、クリップ(例えは、ワニ口クリップ) 、スナップ端子、又はコネクタ(雄型、雌型、雄雌型) 、接着タブ、又は、電極 30 を伸長可能アーム 32 に電気的且つ物理的に連結するための他の装置を備えている。図 2D に示すように、複数の電極締結具 38 を 1 つの伸長可能アーム 32 上で使用することができる。他の実施例では、1 つの電極締結具 38 が、伸長可能アーム 32 の一端又は他の部分に設けられている。1 つの電極 30 が作動不良の場合は、その電極 30 だけを取り外して交換する。電極コネクタ 22 はそのまま維持される。

【 0 0 2 5 】

伸長可能アーム 32 の他端には、他の伸長可能アーム 32 又は送信器 24 が接続される。複数の伸長可能アーム 32 は、図 2A 及び図 2B に示すような螺旋状など、どのような形状にでも接続できる。伸長可能アーム 32 は、ハブ 40 から切り離し可能に、或いは固定的に接続される。図 2A の実施例では、1 つの伸長可能アーム 32 は、送信器 24 と電気的に連通するために、電極 30 全て又はそのサブセット用の配線を含んでいる。送信器 24 は、アームバンド(図示) 上に又は患者身体上の別の箇所に配置するなど、ハブ 40 から離して配置される。例えは、図 6 は、ネオプレン又は他の布から成るアームバンド 74 で患者身体上に保持される送信器 24 を示している。図 2B の実施例では、送信器 24 はハブ 40 上に配置されている。

【 0 0 2 6 】

ハブ 40 は、伸長可能アーム 32 と同一材料から成り、連続したシートを使ってハブ 40 と伸長可能アーム 32 を形成してもよい。他の実施例では、ハブ 40 は、伸長可能アーム 32 と電気的及び物理的に接続するための切り離し可能コネクタと同一の又は異なる材料で構成される。例えは、ハブ 40 は、伸長可能アームと接続するための複数の導電性スナップ端子を備えたプラスチック材料又は他の材料で構成されている。

【 0 0 2 7 】

別の構成としては、図 2C に示す「 7 型 」又は「 L 型 」の構成がある。電極位置のうちの 1 つは概ねハブ 40 に対応しており、伸長可能アーム 32 は、ハブ 40 から伸長する。また代わりの構成としては、多数のハブを用いた「 C 型 」又は「 U 型 」構成が挙げられる。

【 0 0 2 8 】

更に別の構成を図 2D に示す。ベルト 42 には複数の伸長可能アーム 32 が接続されている。ベルト 42 は、ネオプレン、不織ポリプロピレン又はポリエチレン布、又は他の材料で構成されている。ベルト 42 には、送信器 24 用の 1 つ又は複数のポケット又はコネクタ、他の電気的構成要素、バッテリ、表示装置、又は他の装置が設けられている。図 4 に示す実施例では、ベルト 42 は患者の腰周りに締結するか又は伸ばして装着するように作られているが、腕ベルト、首ベルト、胸ベルト、又は脚ベルトを使用してもよい。1 つ又は複数の伸長可能アーム 32 は、ベルト 40 と切り離し可能に繋がっている。ある実施例では、ベルト 40 は、各電極位置毎に別個のコネクタ 44 を有している。他の実施例では、ベルト 40 上の 1 つ又は複数のコネクタ 44 は、1 つの伸長可能アーム 32 上の複数の配線 36 及び付帯電極 30 と電気的に接続するための別々の電気接点を有している。コネクタ 44 は、ベルト 42 の外表面上に設けられているが、ポケット内部に設けてもよい。送信器 24 は、ベルト 42 上に、或いは患者身体上の何処かに配置される。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

図2Dに示すように、1つ又は複数の伸長可能アーム32は、他の伸長可能アーム32との接続用に1つ又は複数のコネクタ44を有しハブ40を形成していてもよい。例えば、1つ又は複数の導電性スナップ端子で伸長可能アーム同士を接続する。伸長可能アーム同士の間の多数の個別配線の接続に関わるクリップと配線を備えた雄及び雌型ハウジングのような、他のコネクタを使用してもよい。

【0030】

構成は所望するECG監視に対応している。図2A-Cは、連続監視に対応付けられた、電極30の六軸位置を示している。電極30は、左腕、右腕、左脚、及び/又は右脚に対応付けられた六軸位置に配置されている。多くのECGシステムでは、3電極位置を採用しているが、中には4以上の電極位置を採用しているものもある。図2A及び図2Cは3電極位置を示している。図2Bは、4電極位置を示している。電極位置は、3箇所ないし5箇所などに、減らしても、又は電極締結具38及び/又は伸長可能32を追加して増やしてもよい。

10

【0031】

図2Dは、「12リード」ECG監視に対応する、電極30の六軸位置と前胸部位置の双方を示している。2つ又はそれ以上の伸長可能アーム32が六軸位置で電極30と繋がっている。伸長可能アーム46のような1つ又は複数の伸長可能アーム32は前胸部位置で電極30と繋がっている。この実施例では、前胸部伸長可能アーム46は、六軸位置用に使用されている別の伸長可能アーム32に接続されている。その結果形成されたハブ40は、前胸部電極位置の1つに対応している。別の実施例では、ハブ40は何れの電極30からも離れて配置されている。更に別の実施例では、1つ又は複数の前胸部伸張可能アーム46は、個別にベルト42と接続されている。例えば、図6に示すように、六軸電極コネクタ76と前胸部電極コネクタ78が別個に設けられている。前胸部電極コネクタ78は、六軸電極コネクタ76又は送信器24と繋がっている。

20

【0032】

ハブ40及び伸長可能アーム32は、余分に伸長可能アーム32又は電極30を追加する場合に備えコネクタ44を含んでいる。例えば図2Dに示すように、2つ又はそれ以上の伸長可能アーム32が、前胸部伸長可能アーム46無しで、六軸リード監視に備えて配置されている。前胸部リード監視が必要な場合は、電極30は前胸部6箇所に沿って配置され、伸長可能アーム46は、伸張され、前胸部電極30に接続される。伸長可能アーム46は、ベルト42又は他の伸長可能アーム32にも接続される。或いは、異なるECGシステムの場合又は多数の電極の場合には、異なる電極コネクタ22が使用される。伸長可能アーム32は可撓性で伸長可能なので、図2A-Dの肉太矢印で示すように、各種電極位置に対して同一の電極コネクタ22が使用される。

30

【0033】

送信器24は電極30から信号を受信する。送信器24は、無線、超音波、赤外線又はその他の送信器のような、無線送信器又はトランシーバで構成されている。例えば、ブルートゥース仕様に則って作動するトランシーバ(即ち、ブルートゥーストランシーバ)が使用される。ある実施例では、送信器24は、用途特定集積回路、プロセッサ、又は他の回路を備えている。

40

【0034】

図7は、送信器24の1つの実施例を示している。送信器24は、複数の電極信号チャネル80、マルチプレクサ82、アナログ対デジタル変換器(ADC)84、制御装置86、無線機88、及びバッテリ90を含んでいる。構成要素の数は減らしても増やしてもよく、また異なる構成要素を使用してもよい。バッテリ90は、送信器24の各構成要素に電力を供給するために接続されている交換可能又は再充電可能なリチウムバッテリである。

【0035】

ある実施例では、六軸リード及び前胸部リード監視用に使用される典型的な9電極に対応する9電極信号チャネル80を設けている。電極信号チャネル80の数は、少なくとも多

50

くてもよい。電極信号チャネル 80 はそれぞれ、コネクタ 92、フィルタ 94、増幅器 96、ナイキストフィルタ 98、及びトラック & ホールド回路 100 を備えている。コネクタ 92 は、配線 36 と接続するためのスナップ、プラグ、又は他の電気コネクタを備えている。フィルタ 94 は、電磁干渉信号を取り除くため等に使うローパスフィルタを備えている。増幅器 96 は、電極 30 からの信号を増幅する。ナイキストフィルタ 98 は、増幅された信号の高周波数成分を取り除き増幅エラーを回避するためのローパスフィルタを備えている。トラック & ホールド回路 100 は、システムが 9 チャンネルの信号全てを同時に又は相関する時間にサンプリングできるようにして、これら信号が後に既存の ECG モニターで組み合わされるときに差分エラーが発生しないようにしている。

【0036】

10

マルチプレクサ 82 は、時分割多重化を使って電極信号チャネル 80 から信号を順次的に選択するが、他の組み合わせ関数を使用してもよい。ADC 84 は、組み合わされたアナログ信号を送信用のデジタル信号に変換する。制御装置 86 は、各構成要素の作動を制御し、更に、診断操作、あらゆるユーザーインターフェース（例えば入力及び / 又は出力装置）の制御、及び電極への接続検出のようなデジタル信号を処理する。制御装置は、デジタル化された信号を縮小して信号の送信に必要な帯域幅を小さくするデジタル信号プロセッサ（DSP）を備えているのが望ましい。無線機 88 は、送信用の搬送波信号でデジタル信号を変調する。ある実施例では、無線機 88 は情報受信用の復調器を含んでいる。制御装置 86 は受信した情報を処理する。

【0037】

20

ある実施例では、送信器 24 は、入ってくる不要なノイズ又は信号を最小化するよう機能する。例えば、構成要素は、心臓ベクトルが正確であることを判定するために、後で既存の ECG モニターの差動増幅器に掛けることができるよう適合されている。ある実施例では、ECG ベクトルは ECG システムで形成されるのではなく、既存の ECG モニターで形成される。ECG システム 20 は、基本的には既存の ECG モニターと「直列」なので、エラーがあれば望ましくない結果が発生する。考えられるエラー源の 1 つに、差分エラーがある。この差分エラーは、ECG モニター入力段階で個々の電極信号を組み合わせることにより ECG モニターが ECG リード信号を形成する際に、既存の ECG モニター上で観察することができる。この入力段階は、電極 30 で作られた信号からコモンモード干渉を排除するための差動増幅器で構成されている。各電極信号の処理法に何らかの差があれば、既存の ECG 差動増幅器が ECG リード信号又は ECG ベクトルを形成する際に、アーチファクトが現れることになる。例えば、送信器 24 において、増幅器のゲインに差があれば、アンチエイリアシング（ナイキスト）フィルタに関係する位相偏移に差があれば、各トラック & ホールド回路による電極信号の扱い方に差があれば、この差異エラーにより既存の ECG モニターにアーチファクトが発生する。考えられるこの差異エラーの源を最小化するための重要な手法は、非常に高いナイキストフィルタ 98 のカットオフ周波数を選択することである。これは、各個別のフィルタは異なる群遅延性能を有するはずだからであり、この差異を緩和するため、この群遅延が影響する周波数は、約 0.05 Hz ないし 150 Hz である ECG 信号の周波数よりもずっと高くなっている。ナイキストフィルタ 98 に高いカットオフ周波数を選択することにより、ナイキストフィルタ 98 の構成要素内の如何なる不整合も個々の電極 ECG 信号の精度に影響を及ぼさないようになる。例えば、フィルタカットオフ周波数を 1,200 Hz にすれば、このエラー源を緩和できる。このようにすれば、個別の電極 ECG 信号は、エイリアシングを導入しないようにするため約 3,000 Hz でオーバーサンプリングされる。無論、より高いフィルタカットオフ周波数及び対応するより高いサンプリング速度を選べば、エラーは更に減少する。より低いカットオフ周波数及び / 又はサンプリング速度を使用してもよい。

30

40

【0038】

これで、電極信号は高速でサンプルされることになるので、これら信号は大幅に縮小され、必要な送信帯域幅が最小化される。例えば、デジタルサンプルは制御装置 86 内で 8 分の 1 に縮小される。送信に利用できる帯域幅、表現すべき電極信号の数、及びナイキスト

50

サンプル速度の関数として縮小率を決めるなど、使用する縮小率は大きくも小さくもできる。別の実施例では、デジタルデータは圧縮され、電極信号はオーバーサンプリングされず、或いは縮小は行なわれない。

【 0 0 3 9 】

選択された信号は、搬送波信号で変調された無線又は他の信号として送信される。ブルートゥース、TCP/IP 又は他のフォーマットなど、送信用の各種フォーマットが使用できる。制御装置 86 は、電極信号の捕捉と送信を制御する。送信された信号は、電極 30 から受信した信号を表すデータを含んでいる。別の実施例では、制御装置 86 は、送信前に信号を処理することもでき、そうすると送信される信号には ECG ベクトルデータが含まれることになる。ある実施例では、送信器 24 は、受信器 26 から、信号を再送するための指示などの制御情報も受信する。

【 0 0 4 0 】

送信器 24 は患者の近くに配置される。図 2A 及び図 2C に示す実施例では、送信器 24 は、ハブ 40 上に又は伸長可能アーム 32 上に配置されている。図 2B に示す実施例では、送信器 24 は、アームバンド上に配置されているが、脚バンド、胸バンド、又は他のバンドを使用してもよい。図 2D の実施例では、送信器 24 はベルト上に配置されている。送信器 24 のために、ポケット又は表面取り付け具が設けられている。別の実施例では、送信器 24 は、衣類のポケット内に、又は患者のどこか他の場所に配置されている。

【 0 0 4 1 】

ある実施例では、送信器 24 は取り外せるようになっている。例えば、クリップ、スクリュー、ボルト、ラッチ、又は他の装置により、送信器 24 を電極コネクタ 22 に接触させた状態で切り離し可能に保持する。電気的接点は、細動除去器により作り出された電気エネルギーに耐えるようになっているコネクタで形成されている。これらのコネクタで、物理的接続も形成することができる。送信器 24 は、バッテリを再充電する際には取り外してもよいし、或いは取り外さないでバッテリを再充電する場合には、電極コネクタ 22 又は送信器 24 にプラグを設けておく。バッテリ又は送信器 24 は、電極コネクタ 22 と同様に、複数日間又は複数回使用することができ、費用をかけてシステム全体 20 を交換することを回避するために、分離して使い捨て可能となっている。

【 0 0 4 2 】

図 1 から図 6 に示すように、受信器 26 は送信された信号を受信する。受信器 26 は、無線受信器、赤外線受信器、超音波受信器、又は他の受信器で構成されている。特定用途向け集積回路、つまり送信器 24 から信号を受信し、受信した信号をデコードし、それを表現する電極信号を生成するためのデジタル信号プロセッサ又は他の回路が使用される。ある実施例では、受信器は、送信器 24 との双方向通信用トランシーバで構成されている。例えば、ブルートゥース仕様に従って作動するトランシーバが使用される。

【 0 0 4 3 】

図 8 は、受信器 26 の 1 つの実施例を示している。受信器 26 は、無線機 110、制御装置 112、デジタル対アナログ変換器 (DAC) 114、デマルチプレクサ 116、複数の電極信号チャネル 118、及びバッテリ又は電源装置 120 を有している。構成要素を加えても、減らしても、或いは異なる構成要素を使用してもよい。電源装置 120 は、受信器 26 の各構成要素に電力を提供するように接続された、交換可能な又は再充電可能なバッテリ、又は他の電源で構成するのが望ましい。

【 0 0 4 4 】

無線機 110 は、組み合わされた電極信号を表すデジタルデータを識別するために、受信した信号を復調する。ある実施例では、無線機 110 は、制御情報を送信するための変調器も含んでいる。制御装置 112 は、各種構成要素の動作を制御し、更に、無線機 110 からの信号を処理して、データの補間、信号のデジタル情報への変換、送信器 24 への制御信号の生成、ユーザーインターフェースの操作、ユーザー入出力機器の操作、システム 20 の作動の診断などを行う。受信器 26 の制御装置 112 は、電極信号を補間して有効サンプル速度を約 3 kHz 又は他の周波数に戻す。これにより、再構成フィルタは、電極

10

20

30

40

50

信号の帯域幅の何倍ものカットオフ周波数を有することができ、対象の周波数、即ち 150 Hz 未満の周波数での群遅延の差異を最小化する。D A C 1 1 4 は、デジタル信号をアナログ信号に変換する。デマルチプレクサ 1 1 6 は、生成された個々の電極信号を別々の電極信号チャネル 1 1 8 へ分ける。

【 0 0 4 5 】

ある実施例では、六軸リード及び前胸部リード監視の場合に使用される典型的な 9 個の電極に対応する 9 つの電極信号チャネル 1 1 8 が設けられている。電極信号チャネル 1 1 8 の数は、それより多くても少なくともよい。電極信号チャネル 1 1 8 は、それぞれ、サンプル & ホールド回路 1 2 0 、フィルタ 1 2 2 、減衰器 1 2 4 及びコネクタ 1 2 6 を備えている。サンプル & ホールド回路 1 2 0 は、変換された電極信号が各電極信号チャネル 1 1 8 に同時に現れるように、制御装置 1 1 2 により制御される。差異エラーは緩和されることになる。他の実施例では、信号を実質的に同時に供給する個別の D A C を含んでいる。フィルタ 1 2 2 は、D A C 変換処理に関わる高周波数信号を取り除くためのローパス再構成フィルタを備えている。減衰器 1 2 4 は、送信器 2 4 の増幅器 9 6 で先に増幅した振幅を、電極 3 0 の信号に対応付けられたレベルまで下げるための増幅器を備えている。その結果、電極と既存の E C G モニターの間にエラーが入り込まないような単位システムゲインとなる。他のゲインを使用してもよい。コネクタ 1 2 6 は、リード配線セット 7 0 と接続するための、ポスト、スナップ、プラグ、タブ、又は他の電気コネクタで構成されている。

【 0 0 4 6 】

制御装置 1 1 2 は、ユーザー入力装置又はメモリからの入力に応じて復調周波数を設定するか、或いは復調周波数は固定されている。ある実施例では、ユーザー入力装置は、手動周波数制御に対応付けられた、プログラムされたチャネルに対応付けられた、数字又は文字に対応付けられた、考えられる送信器 2 4 に対応付けられた、又は復調周波数選択用の他の入力装置に対応付けられたボタンを備えている。受信器 2 6 は、E C G モニター 2 8 と電気的に接続されている。

【 0 0 4 7 】

図 6 は、無線 E C G システム 2 0 のある実施例を示しており、標準 E C G モニター 2 8 からの配線 7 0 は、受信器 2 6 上の導電性ポスト 7 2 又は他のコネクタに取り付けられている。配線 7 0 は、リード配線セット、即ちケーブル、又は E C G モニター 2 8 からの又は E C G モニター 2 8 用の電極コネクタを備えている。ポスト 7 2 は電極 3 0 として表示分類されており、配線 7 0 は、受信器 2 6 上の対応する出力に接続されている。受信器 2 6 は、E C G モニター 2 8 による処理に備えて、あたかも対応する電極 3 0 からであるように信号を出力する。別の実施例では、受信器 2 6 は、E C G モニター 2 8 と接続するための配線を含んでいる。

【 0 0 4 8 】

ある実施例では、受信器 2 6 は E C G モニター 2 8 と物理的に繋がっている。例えば、受信器 2 6 上のラッチ、クリップ、又はストラップで、受信器 2 6 を E C G モニター 2 8 に接続する。別の実施例では、受信器 2 6 は、装置のポール又は壁部に接続されるか、或いは独立して設置される。受信器 2 6 は切り離し可能に取り付けられる。患者を動かす場合は、受信器 2 6 を取り外して別の E C G モニター近くまで動かす。或いは、異なる受信器 2 6 を同じ送信器 2 4 と作動させて、患者側の送信器 2 4 からの信号を別の受信器 2 6 で受信するようにプログラムする。

【 0 0 4 9 】

E C G モニター 2 8 は、1 つ又は複数のベッドサイドモニター、可搬式モニター、又は個別（即ち診断用）モニターを含んでいる。ベッドサイドモニターと可搬式モニターは、六軸リード監視などに対応する連続監視の場合に使用される。個別モニターは、「1 2 リード」監視のような分析、又は前胸部及び / 又は六軸リードに関係する多数のベクトルを入手する場合に、周期的に使用される。E C G モニター 2 8 は、信号が電極 3 0 から直接受信されたかのごとく電極信号を処理する。送信器 2 4 又は受信器 2 6 はどちらも、2 つの

10

20

30

40

50

電極に関係付けられた心臓ベクトルを求めるための差動増幅器を備えてはいない。

【0050】

ECGモニター28の中には、電極30の故障又は作動不良を試験するものもある。例えば、リード配線を通して電極30に信号を出力するか、又は電極30からの信号に関係する直流電流レベルをモニターする。この機能性を継続して提供するために、無線ECGシステム20は電極故障又は作動不良を試験して、その結果をECGモニター28に表示する。例えば、送信器24は、ECGモニター28と同じ又は同様の試験を行う。別の実施例では、送信器24又は受信器26は、ECG信号が予測範囲内にあるかどうかを判定する。例えば、制御装置112(図8)は、補間後などのデジタル電極信号を最大閾値及び最小閾値と比較する。特定のサンプル数だけ又は特定の時間に関しての何れかで閾値を超えていれば、リード線不通又は電極30に欠陥があると表示される。1つ又は複数のサンプルが連続して閾値のヒステリシス限界内にあるときは、エラーは表示されない。リード線不通の状態が表示されると、受信器26はアナログスイッチを開くか、又は作動不良又は故障の電極30に対応する出力については信号を生成しない。その結果、ECGモニター28は電極30の故障を表示する。送信器24又は受信器26が無線通信範囲外にあるとき、ECGモニター28にリード線不通状態が提示される。

10

【0051】

ECG監視システム20は、連続六軸リード監視、又は折々の前胸部リード監視、又は六軸リード及び前胸部リード双方による監視の場合に使用される。図5は、システム20の使用法を表す動作である。

20

【0052】

ステップ50では、電極30が患者身体上に配置される。例えば、電極30は六軸位置、前胸部位置、又はそれらを組み合わせた位置に配置される。

【0053】

ステップ52では、電極コネクタ22及び送信器が配置される。伸張可能アーム32は、その一部又は全体を伸張するなどして伸張される。伸張可能アーム32の別の部分は、折りたたんだまま、即ち伸張していない状態のままでもよい。伸張可能アーム32は、1つ又は複数の電極に届くまで伸張される。

【0054】

ステップ54では、電極コネクタ22が電極30に接続される。例えば、伸張可能アーム32は、電極30にスナップ留め又はクリップ留めするなどして、1つ又は複数の電極に切り離し可能に接続される。伸張可能アーム32は、他の伸張可能アーム32、ハブ40、送信器24、及び/又はベルト42にも接続される。別の実施例では、電極30は、電極30を配置し伸張可能アーム32を伸ばす前に、電極コネクタ22と接続される。

30

【0055】

ステップ56では、送信器24は作動即ち通電状態に置かれる。ある実施例では、送信器24上のスイッチで送信器を起動する。別の実施例では、1つ又は複数の配線36、伸張可能アーム32、電極コネクタ22、及び/又は電極30への接続部で送信器24を起動する。これに応じて、送信器24は電極信号を表す信号を発する。

40

【0056】

ステップ58で、受信器26がプログラムされる。送信器24に対応するコードが入力され、又はチャネル(即ち、周波数)が選択される。別の実施例では、受信器26は、予測されるフォーマットの信号又は特定のコードを有する信号のような該当する信号を求めて複数の周波数を探索する。2つ以上の信号が識別されると、該当する信号をユーザーが選択するよう出力が提供される。信号の受信を表示する視認出力又は可聴出力を提供してもよい。

【0057】

ステップ60では、ECGモニター28からの配線又は電極コネクタが受信器26に接続される。別の実施例では、ステップ60はステップ50、52、54、56又は58の何れかの前に起きる。

50

【0058】

ステップ62では、モニター、プリンタ、又はメモリのようなECG装置が起動される。電極30の信号に対応するアナログ信号又はデジタル信号が、受信器26からECG装置に受信される。ECG装置は、信号を処理して1つ又は複数の心臓ベクトルのようなECGデータを生成する。

【0059】

ある実施例では、発光ダイオード、光導体又は複数の発光ダイオード、又は他の出力装置を送信器24及び/又は1つ又は複数の伸張可能アーム32上に設けている。出力装置は、送信器の電気的動作又は配線36による信号のコンダクタンスを表示する。異なる出力装置が不適切な動作を表示するようにしてもよい。ある実施例では、伸張可能アーム32を伸ばすことにより1つ又は複数の出力装置が動作を起こす。

【0060】

無線ECGシステム20は、配線の動きによるアーチファクトを減少させ、患者が配線に邪魔されることなく衣類を着用できるようにするとともに、機械への配線接続による患者への精神的威嚇を低減することができる。電極30は、ECGモニター28に接続される配線による質量や力が下がるので、接続の外れる恐れが少なくなる。無線ECGシステム20は、多種多様なECGモニター28及び電極30で使用することができる。患者の身体上に既に配置されている同じ電極30が使えるので、患者を移送して異なるECGモニター28に接続する場合のセットアップがより早く行える。移送のために電極30を装着し直す必要がないので、ECGモニター出力は、前のECGモニターの出力とより互換性のあるものとなる。患者の移動又は発汗により電極30が故障した場合は、電極コネクタ22又は他の電極30を交換することなくその電極だけ交換すればよい。

【0061】

以上、各種実施例を参照しながら本発明を説明してきたが、本発明の範囲を逸脱することなく多くの変更及び修正が行えるものと理解頂きたい。例えば、送信器と受信器は、それぞれ、双方向通信及び制御用のトランシーバで構成してもよい。様々な態様を他の態様と共に或いは別々に利用してもよく、例えば、電極コネクタ22を、電極信号を処理して、電極信号を表す送信信号ではなくECGベクトルデータに変換する送信器と共に利用してもよい。別の例として、電極信号を送信するが、異なる電極コネクタ、ストリップ、パッチ、又は単なるワイヤを使用して行なうことが挙げられる。上記のシステムと方法を使って、体温や血圧など他の生体医学系を付加的に又は代わりに監視することもできる。

【0062】

従って、上記詳細な説明は、本発明を定義するものではなく、本発明の現在好適と考えられる実施例を説明するものと理解されるべきである。本発明の範囲を定義するものは、上記特許請求の範囲に述べる内容並びにその等価物とする。

【図面の簡単な説明】

【図1】

ECG監視システムの1つの実施例を示すブロック図である。

【図2A】

図1のECG監視システムの電極コネクタ及び送信器の一実施例を示す正面図である。

【図2B】

図1のECG監視システムの電極コネクタ及び送信器の1つの実施例を示す正面図である。

【図2C】

図1のECG監視システムの電極コネクタ及び送信器の1つの実施例を示す正面図である。

【図2D】

図1のECG監視システムの電極コネクタ及び送信器の1つの実施例を示す正面図である。

【図3】

10

20

30

40

50

図2 A - Dの電気コネクタの伸長可能アームの1つの実施例を示す斜視図である。

【図4】

図2 Dの電極コネクタと共に使用されるベルトの1つの実施例を示す正面図である。

【図5】

図1のECG監視システムの作動に関する1つの実施例を示すフロー チャートである。

【図6】

ECG監視システムの別の実施例を示す斜視図である。

【図7】

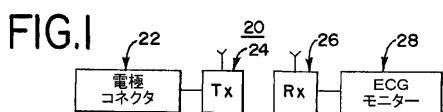
送信器の1つの実施例を示すブロック図である。

【図8】

受信器の1つの実施例を示すブロック図である。

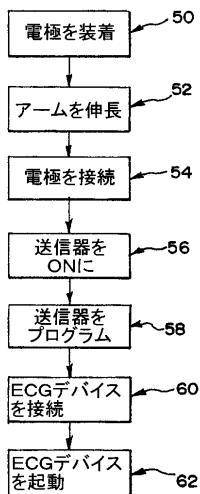
10

【図1】

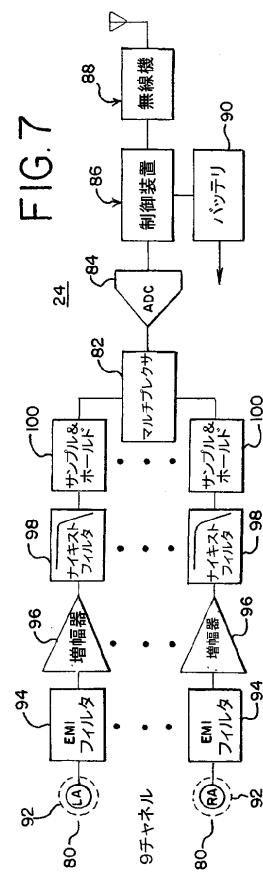


【図5】

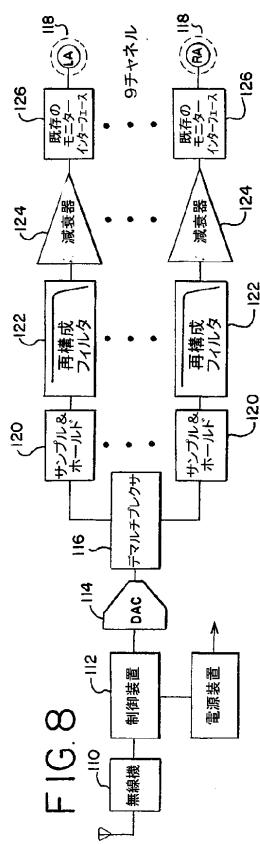
FIG.5



【図7】



【図 8】



【国際公開パンフレット】

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

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
24 January 2002 (24.01.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/05700 A2

- (51) International Patent Classification: A61B (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SL, SL, TI, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (21) International Application Number: PCT/US01/22489
- (22) International Filing Date: 17 July 2001 (17.07.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 60/219,082 18 July 2000 (18.07.2000) US
- (71) Applicant: MOTOROLA, INC. [US/US]; 1303 East Algonquin Road, Schaumburg, IL 60173 (US).
- (72) Inventors: HOPMAN, Nicholas, C.; 610 Erie Court, Lake Zurich, IL 60047 (US); WILLIAMS, Daniel, L.; 180 Prospect Street, Norwell, MA 02061 (US); LODATO, Franco, 1816 Harbor View Circle, Weston, FL 33327 (US).
- (74) Agent: SUMMERFIELD, Craig, A.; Brinks Hofer Gilson & Lione, P.O. Box 10087, Chicago, IL 60610 (US).

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TI, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
— without international search report and to be republished upon receipt of that report

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



A2

(54) Title: WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH SYSTEM AND METHOD

(57) Abstract: A method and system for wireless ECG monitoring is provided. An electrode connector, transmitter and receiver operate with existing electrodes and ECG monitors. The electrode connector includes connectors for attaching to disposable or reusable single electrodes. The transmitter transmits the signal from the electrodes to the receiver. The receiver passes the electrode signals to the ECG monitor for processing. ECG monitors used with an electrical conductor, for example wire connections to electrodes, are connected with the receiver, avoiding the purchase of a new monitor. Any legacy ECG monitor, including different ECG monitors, connects with the receiver using the ECG monitor's lead-wires. The ECG monitor operates as if directly connected to the electrodes without the problems discussed above associated with wires running from the ECG monitor to the patient.

WO 02/05700

WO 02/05700

PCT/US01/22489

1

WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH SYSTEM AND METHOD

RELATED APPLICATIONS

This application is a continuation-in-part of and claims the benefit of the filing date pursuant to 35 U.S.C. §119(e) of Provisional Application Serial No. 60/219,082, filed July 18, 2001, for a WIRELESS EKG, the disclosure of which is hereby incorporated by reference.

BACKGROUND

This invention relates to medical monitoring systems and methods. In particular, a biomedical system and method for monitoring a patient is provided.

Biomedical monitoring systems include bedside, transportable, ambulatory and discrete vital sign monitors. In vital signs monitors, electrocardiograph (ECG), temperature, blood pressure or other characteristics of a patient are monitored.

ECG systems are used for monitoring activity of a patient's heart. For example, three electrodes are positioned on the patient. The signal from one electrode is used as a reference signal for a difference between the signals of two other electrodes (e.g. ECG vector). By using this reference signal, and a differential amplifier configuration, common mode interference can be essentially eliminated or reduced. As another example, nine electrodes are positioned on the patient for a "12-lead" analysis of electrical activity of the heart.

Wires are connected from the electrodes to an ECG monitor. The ECG monitor processes the signals and outputs ECG data, such as a plurality of traces representing activity of the heart by measuring electrical signals at different positions on the patient. However, the wires inhibit movement by and around the patient. The wires will stress the electrodes, resulting in malfunction or disconnection from the patient. A caregiver's time is then required to reconnect or replace the electrodes. Patients are often moved during a day, requiring disconnecting one ECG monitor and reconnecting another ECG monitor. Often

WO 02/05700

PCT/US01/22489

2

the electrodes also need to be removed and replaced. If not replaced in exactly the same position, the patient's ECG will be different from ECG monitor to ECG monitor, creating an artifact in the ECG.

Wireless ECG systems connect the electrodes to a transmitter to avoid wires from the patient to a monitor. In the example described in WO 94/01039, a microchip is positioned proximate the electrodes on the patient. The microchip analyzes the signals from the electrodes and transmits the results (see page 42). The results are received and provided to a printer or monitor (see page 26). However, a complete system including a monitor, printer or recorder operable to receive the signals as processed by the microchip on the patient is required.

Holter monitors record a patient's vital signs over a time period. The patient carries the complete monitor and recorder. The information can be downloaded or otherwise obtained for subsequent analysis. However, many of these systems limit the bandwidth of signals to suppress artifacts associated with patient movement, so information can be lost. Special monitors or other devices may be required for obtaining the stored data for analysis, preventing maximum use of other equipment.

Wireless ECG systems often use patches or strips for positioning electrodes. The strip is fabricated with a plurality of electrodes electrically connected to the transmitter. If one electrode fails, the entire strip is replaced.

BRIEF SUMMARY

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. By way of introduction, the preferred embodiment described below includes a method and system for wireless ECG monitoring.

An electrode connector, transmitter and receiver operate with existing electrodes and ECG monitors. The electrode connector includes connectors for attaching to disposable or reusable single electrodes. The transmitter transmits the signals from the electrodes to the receiver. The receiver passes the electrode signals to the ECG monitor for processing. ECG monitors used with an electrical

conductor, for example wire connections to electrodes, are connected with the receiver, avoiding the purchase of a new monitor. Any legacy ECG monitor, including different ECG monitors, connects with the receiver using the ECG monitor's lead-wires. The ECG monitor operates as if directly connected to the electrodes without the problems discussed above associated with wires running from the ECG monitor to the patient.

In a first aspect of the invention, an electrode connector for ECG monitoring of a patient is provided. Material is operable to interconnect a plurality of electrodes. The material includes a plurality of electrode releasable connectors.

In a second aspect, a method for connecting electrodes for ECG monitoring is provided. A plurality of electrodes are placed. A plurality of expandable arms, one expandable arm provided for each of the plurality of electrodes, are expanded. The plurality of expandable arms are connected to the plurality of electrodes.

In a third aspect, a system for monitoring electrical signals generated by a patient is provided. A transmitter is operable to transmit electrode signals. A receiver is responsive to the transmitter to generate the electrode signals. The receiver has an output connector operable to connect with electrode wires of an ECG monitor.

In a fourth aspect, a method for monitoring electrical signals generated by a patient is provided. Signals are received from electrodes. Information representing the signals received from electrodes is transmitted. The information is received. The signals received from the electrodes are reconstructed. Existing wires from an ECG monitor are connected. The reconstructed signals are received at the ECG monitor.

In a fifth aspect, a wireless ECG monitoring system for reconstructing signals at a plurality of electrodes is provided. An electrode connector is operable to connect with the plurality of electrodes. A single transmitter is operable to connect with the electrode connector. The single transmitter is operable to transmit signals from the plurality of electrodes. A receiver is operable to reconstruct the signals from the plurality of electrodes.

In a sixth aspect, a method for wireless ECG monitoring with reconstructed signals from a plurality of electrodes is provided. The plurality of electrodes are connected with an electrode connector. Signals from the plurality of electrodes are transmitted with a single transmitter. The signals transmitted by the transmitter are received. The signals from the plurality of electrodes are reconstructed.

Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments.

BRIEF DESCRIPTION OF SEVERAL VIEWS OF THE DRAWINGS

FIG. 1 is a block diagram of one embodiment of an ECG monitoring system.

FIGS. 2 A-D are front views of various embodiments of electrode connectors and transmitters of the ECG monitoring system of FIG. 1.

FIG. 3 is a perspective view of one embodiment of an expandable arm of the electrode connectors of FIGS. 2A-D.

FIG. 4 is a front view of one embodiment of a belt used with the electrode connector of FIG. 2D.

FIG. 5 is a flow chart of one embodiment for operation of the ECG monitoring system of FIG. 1.

FIG. 6 is a perspective view of another embodiment of an ECG monitoring system.

FIG. 7 is a block diagram of one embodiment of a transmitter.

FIG. 8 is a block diagram of one embodiment of a receiver.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

A wireless ECG system uses existing electrodes and ECG monitors. The wireless ECG system wirelessly bridges between conventional electrodes on a patient and a conventional ECG monitor. The wireless ECG system is an accessory that augments the capability of conventional, or legacy, ECG monitors or systems. The wireless ECG system functions as a wireless extension cord that

physically un-tethers a patient from a conventional lead-wire cable connected to a conventional ECG monitor.

The wireless ECG system includes three components: an electrode connector (e.g. sensor array), a transmitter (e.g. ECG-radio) and a receiver (e.g. base station). These components interpose between conventional electrodes worn by a patient and a conventional lead-wire cable of a conventional ECG monitor without requiring any additional changes to the conventional electrodes, the conventional lead-wire cables, or the conventional ECG monitoring systems. An electrode connector with releasable connections, such as snap terminals, and expandable arms electrically connects with existing electrodes, such as snap terminal type electrodes. A transmitter provides signals received from the electrodes to the receiver. The receiver connects to the ECG monitor via conventional lead-wires or electrode wires of the ECG monitor. Signals representing the electrode signals measured or sampled on a patient are provided to the ECG monitor. The existing ECG monitor processes the signal to output ECG data, such as ECG vector data. Consequently, physical coupling between the patient and the electrocardiograph or vital signs monitor is eliminated. This enables the patient to freely ambulate while being monitored by the ECG.

FIGS. 1 and 6 show a wireless ECG monitoring system 20. The ECG monitoring system 20 includes an electrode connector 22, a transmitter 24, a receiver 26 and an ECG monitor 28. Additional or fewer components can be used, such as providing the system 20 without the ECG monitor. Alternative components can be used, such as a strip or patch with electrodes rather than an electrode connector 22 or a printer rather than an ECG monitor 28.

FIGS. 2A-D show electrode connectors 22 of various embodiments used with an array of electrodes 30. The electrodes 30 comprise conductive material. For example, a foam disk with a conductive fabric or a fabric with a conductive metal layer is used. The electrodes 30 include a snap terminal (male, female or both) or tab for connection to a wire. Other connectors may be provided on the electrodes 30. The electrodes 30 are positioned for ECG monitoring, such as positioned for hexaxial-lead monitoring as illustrated in FIGS. 2A-C. For

hexaxial-lead monitoring, the electrodes 30 are positioned in left and right arm positions and right and/or left leg positions. With these electrode positions, up to seven leads can be monitored (e.g. Lead I, II, III, aVL, aVR, aVF and chest positions). Other positions of electrodes can be used, such as associated with precordial (e.g. V1-V6) or combinations of hexaxial and precordial (e.g. "12-lead" monitoring). The electrodes 30 are attached to the patient with conductive hydrogel or other adhesives. The electrodes 30 and/or the electrode connector 22 are disposable or reusable.

The electrode connector 22 includes a plurality of expandable arms 32 and a transmitter 24. The expandable arms 32 comprise polypropylene or polyethylene fabric with an electrically conductive element such as a wire 36 and an electrode joiner 38 as shown in FIG. 3. In one embodiment, the expandable arm 32 is formed from Kapton or Mylar, manufactured by DuPont, a cloth, a fabric or another flexible material. Multiple layers of dielectric, and or electrically or magnetically conductive material can be used to shield the wire 36. Alternatively, no shielding is provided. Fabric or other material can be attached to one or both sides of the expandable arm 32, such as to provide comfort for a patient.

The expandable arm 32 of one embodiment comprises memoryless material, such as the materials discussed above. The expandable arm 32 is die cut in a serpentine pattern as shown in FIG. 3. The expandable arm 32 expands by releasing or breaking connections between portions of the serpentine pattern. When expanded, a portion or all of the expandable arm 32 is extended. Where only a portion of the expandable arm 32 is extended, another portion remains folded or unbroken. Pressure on the electrode 30 from elastic or stretchable material is avoided, providing for more stable connection of the electrode 30 to the patient. The expandable arm 32 also allows for extension as needed without extra extension and resulting loose material to be tangled or provide discomfort. In alternative embodiments, a stretchable or elastic expandable arm 32 is used. In yet other alternative embodiments, a non-expandable arm is used.

The electrical conductor or wire 36 in the expandable arm 32 preferably comprises a conductor printed on the Mylar, Kapton or other flexible dielectric material. The printed conductor is flexible, providing electrical connection between the electrode 30 and the transmitter 24 whether expanded or unexpanded. In alternative embodiments, the wire 36 comprises a thread of copper or another conductive material. In yet other embodiments, the wire comprises a coaxial cable. One or more wires 36 are provided for each electrode 30. For some expandable arms 32, one wire 36 electrically connects from one electrode 30 to the transmitter 24 or another expandable arm 32. For other expandable arms 32, a plurality of wires 36 connect from a respective plurality of electrodes 30 on the same and/or another expandable arm 32.

The electrode joiner 38 comprises a clip (e.g. alligator clip), snap terminal, or connector (male, female or both), adhesive tab or other device for electrically and physically joining the electrode 30 to the expandable arm 32. As shown in FIG. 2D, a plurality of electrode joiners 38 can be used on one expandable arm 32. In other embodiments, one electrode joiner 38 is provided at an end or other portion of the expandable arm 32. If one electrode 30 malfunctions, only the electrode 30 is removed and replaced. The electrode connector 22 is kept.

The other end of the expandable arm 32 connects with other expandable arms 32 or the transmitter 24. The plurality of expandable arms 32 are connected in any of various configurations, such as a spiral configuration shown in FIGS. 2A and 2B. The expandable arms 32 releasably or fixedly connect from a hub 40. In the embodiment of FIG. 2A, one expandable arm 32 includes wires for all or a sub-set of the electrodes 30 to electrically communicate with the transmitter 24. The transmitter 24 is spaced away from the hub 40, such as being positioned on an arm band (shown), or on another location on the patient. For example, FIG. 6 shows the transmitter 24 held to the patient with an arm band 74 comprising neoprene or other fabric. In the embodiment of FIG. 2B, the transmitter 24 is positioned on the hub 40.

The hub 40 comprises the same material as the expandable arms 40, such as from using a continuous sheet to form the hub 40 and expandable arms 32. In

other embodiments, the hub 40 comprises the same or different material with releasable connectors for electrically and physically connecting with the expandable arms 32. For example, the hub 40 comprises plastic or other material with plurality of conductive snap terminals for connecting with the expandable arms.

Another configuration is a "7" or "L" configuration, such as the embodiment shown in FIG. 2C. One of the electrode positions generally corresponds to the hub 40, and expandable arms 32 expand from the hub 40. Other alternative configuration embodiments include "C" or "U" shapes with multiple hubs.

Yet another configuration is shown in FIG. 2D. A belt 42 connects with a plurality of expandable arms 32. The belt 42 comprises neoprene, non-woven polypropylene or polyethylene fabric or other materials. One or more pockets or connectors for the transmitter 24, other electrical components, batteries, displays, or other devices are provided on the belt 42. In one embodiment shown in FIG. 4, the belt 42 is formed to fasten or stretch around a waist of the patient, but arm, neck, chest or leg belts can be used. One or more of the expandable arms 32 releasably connects with the belt 40. In one embodiment, the belt 40 includes separate connectors 44 for each electrode position. In other embodiments, one or more of the connectors 44 on the belt 40 include separate electrical contacts for electrically connecting with multiple wires 36 and associated electrodes 30 on one expandable arm 32. The connectors 44 are provided on the outer surface of the belt 42, but can be provided in pockets. The transmitter 24 is positioned on the belt 42 or elsewhere on the patient.

As shown in FIG. 2D, one or more of the expandable arms 32 may include one or more connectors 44 for connecting with other expandable arms 32, forming a hub 40. For example, an electrically conductive snap terminal or terminals connect the expandable arms. Other connectors, such as male and female housings with clips and wires associated with connecting multiple separate wires between the expandable arms, can be used.

The configuration is associated with the desired ECG monitoring. FIGS. 2A-C illustrate hexaxial positions for the electrodes 30, such as associated with continuous monitoring. Electrodes 30 are positioned at hexaxial positions associated with left arm, right arm, left leg and/or right leg. Many ECG systems use three electrode positions, but some use four or more. FIGS. 2A and 2C show three electrode positions. FIG. 2B shows four electrode positions. More or fewer electrode positions, such as three to five positions, may be provided with additional electrode joiners 38 and/or expandable arms 32.

FIG. 2D shows both hexaxial and precordial positions for the electrodes 30, such as associated with "12 lead" ECG monitoring. Two or more expandable arms 32 connect with electrodes 30 in hexaxial positions. One or more expandable arms 32, such as expandable arm 46, connect with electrodes 30 in precordial positions. In this embodiment, the precordial expandable arm 46 connects with another of the expandable arms 32 used for hexaxial positions. The resulting hub 40 is associated with one of the precordial electrode positions. In alternative embodiments, the hub 40 is spaced away from any electrode 30. In yet other alternative embodiments, the precordial expandable arm or arms 46 separately connect with the belt 42. For example, separate hexaxial and precordial electrode connectors 76 and 78 are provided as illustrated in FIG. 6. The precordial electrode connector 78 connects with the hexaxial electrode connector 76 or the transmitter 24.

The hubs 40 and expandable arms 32 may include connectors 44 for adding additional expandable arms 32 or electrodes 30. For example, two or more expandable arms 32 are positioned for hexaxial-lead monitoring as shown in FIG. 2D without the precordial expandable arm 46. When precordial-lead monitoring is desired, electrodes 30 are positioned along six precordial positions, and the expandable arm 46 is expanded and connected with the precordial electrodes 30. The expandable arm 46 is also connected to the belt 42 or other expandable arm 32. Alternatively, different electrode connectors 22 are used for different ECG systems or numbers of electrodes. Since the expandable arms 32 are flexible and

expandable, the same electrode connector 22 is used for various electrode positions as represented by the bold arrows in FIGS. 2A-D.

The transmitter 24 receives the signals from the electrodes 30. The transmitter 24 comprises a wireless transmitter or transceiver, such as a radio, ultrasound, infrared or other transmitter. For example, a transceiver operable according to Bluetooth specifications (i.e. a Bluetooth transceiver) is used. In one embodiment, the transmitter 24 comprises an application specific integrated circuit, a processor or other circuit.

FIG. 7 shows one embodiment of the transmitter 24. The transmitter 24 includes a plurality of electrode signal channels 80, a multiplexer 82, an analog-to-digital converter (ADC) 84, a controller 86, a radio 88 and a battery 90. Additional, fewer or different components can be used. The battery 90 comprises a replaceable or rechargeable lithium battery connected to provide power to the various components of the transmitter 24.

In one embodiment, nine electrode signal channels 80 corresponding to the typical nine electrodes used for hexaxial-lead and precordial-lead monitoring are provided. Fewer or additional electrode signal channels 80 can be provided. The electrode signal channels 80 each comprise a connector 92, a filter 94, an amplifier 96, a Nyquist filter 98 and a track and hold circuit 100. The connector 92 comprises snaps, plugs or other electrical connectors for connecting with the wires 36. The filter 94 comprises a low pass filter, such as for removing electromagnetic interference signals. The amplifier 96 amplifies the signals from the electrodes 30. The Nyquist filter 98 comprises a low pass filter for removing high frequency content of the amplified signals to avoid sampling error. The track and hold circuit 100 enables the system to sample all 9 channels of signals at a same or relative times so that there is no differential error created when these signals are combined later in a legacy ECG monitor.

The multiplexer 82 sequentially selects signals from the electrode signal channels 80 using time division multiplexing, but other combination functions can be used. The ADC 84 converts the combined analog signals to digital signals for transmission. The controller 86 controls operation of the various components and

may further process the digital signals, such as diagnosing operation, controlling any user interface (e.g. input and/or output devices), and detecting connection to electrodes. Preferably the controller comprises a digital signal processor (DSP) that decimates the digitized signals so as to lessen the bandwidth required to transmit the signals. The radio 88 modulates the digital signals with a carrier signal for transmission. In one embodiment, the radio 88 includes a demodulator for receiving information. The controller 86 processes the received information.

In one embodiment, the transmitter 24 is operable to minimize introducing 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. In one embodiment, the ECG vectors are not formed by the ECG system 20, but rather by the legacy ECG monitor. Because the ECG system 20 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 30. 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 an artifact will be present. For example, in the transmitter 24 if there is a difference in the gain of the amplifiers, a difference in the phase shift associated with the anti-aliasing (Nyquist) filters, a difference in how the respective track and hold circuits treat the electrode signals, this differential error creates an artifact on the legacy ECG monitor. One important technique to minimize this potential source of differential error, is to choose a Nyquist filter 98 cutoff frequency that is very high. This is because each individual filter will have differing group delay performance, and 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 98, any mismatch in the Nyquist filter

98 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 oversampled 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 8 in the controller 86. 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. In alternative embodiments, the digital data is compressed, the electrode signals are not oversampled, or no decimation is provided.

The selected signals are transmitted as radio or other signals modulated with a carrier signal. Various formats for transmission can be used, such as Bluetooth, TCP/IP, or other formats. The controller 86 controls the acquisition and transmission of the electrode signals. The transmitted signals comprise data representing the signals received from the electrodes 30. In alternative embodiments, the controller 86 may also processes the signals prior to transmission, so the transmitted signals comprise ECG vector data. In one embodiment, the transmitter 24 also receives control information from the receiver 26, such as instructions to resend signals.

The transmitter 24 is positioned near the patient. In the embodiment shown in FIGS. 2A and 2C, the transmitter 24 is positioned on the hub 40 or an expandable arm 32. In the embodiment shown in FIG. 2B, the transmitter 24 is positioned on an arm band, but leg, chest or other bands can be used. In the embodiment of FIG. 2D, the transmitter 24 is positioned on the belt. Either a pocket or a surface mount is provided for the transmitter 24. In alternative embodiments, the transmitter 24 is positioned in a pocket of clothing or elsewhere on the patient.

In one embodiment, the transmitter 24 is removable. For example, clips, screws, bolts, latches or other devices releasably hold the transmitter 24 in contact with the electrode connector 22. Electrical contact is provided by connectors operable to withstand electrical energy produced by a defibrillator. These connectors may also provide the physical connection. The transmitter 24 is removed for recharging the battery or a plug is provided on the electrode connector 22 or the transmitter 24 for recharging the battery without removal. The battery or the transmitter 24, like the electrode connector 22, can be used for multiple days or multiple times and is separately disposable to avoid costly replacement of the entire system 20.

Referring to FIGS. 1 and 6, the receiver 26 receives the transmitted signals. The receiver 26 comprises a radio, infrared, ultrasound or other receiver. An application specific integrated circuit, digital signal processor or other circuit for receiving signals from the transmitter 24, decoding the received signals, and generating representative electrode signals is used. In one embodiment, the receiver comprises a transceiver for two-way communication with the transmitter 24. For example, a transceiver operable pursuant to the Bluetooth specification is provided.

FIG. 8 shows one embodiment of the receiver 26. The receiver 26 includes a radio 110, a controller 112, a digital-to-analog converter (DAC) 114, a demultiplexer 116, a plurality of electrode signal channels 118 and a battery or power supply 120. Additional, fewer or different components can be used. Preferably, the power supply 120 comprises a replaceable or rechargeable battery or other power source connected to provide power to the various components of the receiver 26.

The radio 110 demodulates the received signals for identifying digital data representing the combined electrode signals. In one embodiment, the radio 110 also includes a modulator for transmitting control information. The controller 112 controls operation of the various components and may further process the signals from the radio 110, such as interpolating data, converting the signals to digital information, generating control signals for the transmitter 24, operating any

user interface, operating any user output or input devices, and diagnosing operation of the system 20. Preferably, the controller 112 in the receiver 26 interpolates the electrode signals to return the effective sample rate to about 3 kHz 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 114 converts the digital signals to analog signals. The demultiplexer 116 separates the individual regenerated electrode signals onto the separate electrode signal channels 118.

In one embodiment, nine electrode signal channels 118 corresponding to the typical nine electrodes used for hexaxial-lead and precordial-lead monitoring. Fewer or additional electrode signal channels 118 can be provided. The electrode signal channels 118 each comprise a sample and hold circuit 120, a filter 122, an attenuator 124 and a connector 126. The sample and hold circuit 120 is controlled by the controller 112 so that the converted electrode signals appear simultaneously on each electrode signal channel 188. Differential error may be mitigated. Other embodiments may include individual DAC's that provide the signals substantially simultaneously. The filter 122 comprises a low pass reconstruction filter for removing high frequency signals associated with the DAC conversion process. The attenuator 124 comprises an amplifier for decreasing the amplitude to a level associated with signals at the electrodes 30, that were earlier amplified in the amplifiers 96 of the transmitter 24. This results in a unity system gain so as not to introduce error between the electrodes and the legacy ECG monitor. Other gains may be used. The connector 126 comprises posts, snaps, plugs, tabs or other electrical connectors for connecting with the lead wire set 70.

The controller 112 sets the demodulation frequency in response to input from the user input device or memory, or the demodulation frequency is fixed. In one embodiment, the user input comprises buttons associated with manual frequency control, with preprogrammed channels, with numbers or characters, with possible transmitters 24 or other input devices for selecting a demodulation frequency. The receiver 26 electrically connects to the ECG monitor 28.

Figure 6 shows one embodiment of the wireless ECG system 20 where the wires 70 from a standard ECG monitor 28 attach to the electrically conductive posts 72 or other connectors on the receiver 26. The wires 70 comprise a lead-wire set, cable or electrode connectors from or for the ECG monitor 28. The posts 72 are labeled as electrodes 30, and the wires 70 are connected with corresponding outputs on the receiver 26. The receiver 26 outputs signals as if from the corresponding electrodes 30 for processing by the ECG monitor 28. In alternative embodiments, the receiver 26 includes wires for connecting with the ECG monitor 28.

In one embodiment, the receiver 26 physically connects to the ECG monitor 28. For example, latches, clips or straps on the receiver 26 connect the receiver 26 to the ECG monitor 28. In alternative embodiments, the receiver 26 connects to an equipment pole or wall or is free standing. The receiver 26 may be releasably attached. When a patient is moved, the receiver 26 may be detached and moved adjacent a different ECG monitor. Alternatively, different receivers 26 operate with the same transmitter 24, so another receiver 26 is programmed to receive signals from the transmitter 24 on the patient.

The ECG monitor 28 comprises one or more of a bedside monitor, a transport monitor or a discrete (i.e. diagnostic) monitor. Bedside and transport monitors are used for continuous monitoring, such as associated with hexaxial-lead monitoring. A discrete monitor typically is used periodically for analysis, such as associated with "12-lead" monitoring or obtaining multiple vectors associated with precordial and/or hexaxial leads. The ECG monitor 28 processes the electrode signals as if the signals were received directly from the electrodes 30. Neither of the transmitter 24 or receiver 26 includes differential amplifiers for determining a heart vector associated with two electrodes.

Some ECG monitors 28 test for failure or malfunction of electrodes 30. For example, a signal is output on the lead wire to the electrode 30 or a direct current level associated with the signal from the electrode 30 is monitored. To continue to provide this functionality, the wireless ECG system 20 tests for electrode failure or malfunction and indicates the results to the ECG monitor 28.

For example, the transmitter 24 performs the same or similar tests as the ECG monitor 28. In other embodiments, the transmitter 24 or receiver 26 determines whether the ECG signal is within an expected range. For example, the controller 112 (FIG. 8) compares the digital electrode signals, such as after interpolation, to maximum and minimum thresholds. If either threshold is exceeded by a particular number of samples or for a particular time, a lead-off or faulty electrode 30 is indicated. When one or more samples are subsequently within hysteresis limits of the thresholds, then an error is no longer indicated. When a lead-off condition is indicated, the receiver 26 opens an analog switch or, alternatively does not generate a signal for the output corresponding to the malfunctioning or failed electrode 30. As a result, the ECG monitor 28 indicates a failure of the electrode 30. If the transmitter 24 and receiver 26 are out of radio communication range, a lead-off condition is presented to the ECG monitor 28.

The ECG monitoring system 20 is used for continuous hexaxial-lead or occasional precordial-lead or both hexaxial-lead and precordial-lead monitoring. FIG. 5 shows the acts representing use of the system 20.

In act 50, the electrodes 30 are positioned on the patient. For example, electrodes 30 are positioned in hexaxial positions, precordial positions or combinations thereof.

In act 52, the electrode connector 22 and transmitter are positioned. The expandable arms 32 are expanded, such as expanding a portion or all of the expandable arms 32. Another portion of the expandable arms 32 may remain folded or unexpanded. The expandable arms 32 are expanded to reach one or more electrodes.

In act 54, the electrode connector 22 is connected with the electrodes 30. For example, the expandable arms 32 are releasably connected with one or more electrodes 30, such as snapping or clipping to the electrodes 30. Expandable arms 32 may also be connected with other expandable arms 32, hubs 40, the transmitter 24, and/or the belt 42. In an alternative embodiment, the electrodes 30 are connected with the electrode connector 22 prior to positioning the electrodes 30 and expanding the expandable arms 32.

In act 56, the transmitter 24 is operated or turned-on. In one embodiment, a switch on the transmitter 24 activates the transmitter. In alternative embodiments, connection to one or more of the wires 36, expandable arms 32, electrode connector 22 and/or electrodes 30 activates the transmitter 24. In response, the transmitter 24 radiates a signal representing the electrode signals.

In act 58, the receiver 26 is programmed. A code corresponding to the transmitter 24 is entered, or a channel (i.e. frequency) is selected. In an alternative embodiment, the receiver 26 searches a plurality of frequencies for an appropriate signal, such as a signal in an expected format or with a particular code. If more than one signal is identified, an output may be provided for user selection of the appropriate signal. A visual or audible output indicating reception of a signal may be provided.

In act 60, wires or electrode connectors from the ECG monitor 28 are connected to the receiver 26. In alternative embodiments, act 60 occurs before any of acts 50, 52, 54, 56 or 58.

In act 62, the ECG device, such as a monitor, printer or memory, is activated. Analog or digital signals corresponding to signals at the electrodes 30 are received by the ECG device from the receiver 26. The ECG device processes the signals to generate ECG data, such as one or more heart vectors.

In one embodiment, a light emitting diode, a light pipe or multiple light emitting diodes, or other output device is provided on the transmitter 24 and/or one or more of the expandable arms 32. The output device indicates electrical operation of the transmitter or conductance of signals by the wire 36. Different output devices may represent improper operation. In one embodiment, extending the expandable arm 32 activates operation of the output device or devices.

The wireless ECG system 20 provides for fewer artifacts due to wire movement, allows the patient to wear clothing without interfering with wires, and provides less psychological intimidation of the patient due to wire connections to a machine. The electrodes 30 are less likely to disconnect because of lower mass or force due to wires connected to the ECG monitor 28. The wireless ECG system 20 is usable with many different ECG monitors 28 and electrodes 30. Faster setup

when a patient is transferred and connected to a different ECG monitor 28 is provided since the same electrodes 30 already positioned on the patient can be used. Since the electrodes 30 are not repositioned due to a transfer, the ECG monitor output is more comparable to the output of previous ECG monitors. If an electrode 30 fails because of patient movement or perspiration, the electrode can be replaced without replacing the electrode connector 22 or other electrodes 30.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it will be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. For example, the transmitter and receiver may each comprise transceivers for two-way communication and control. Various aspects can be used with or without other aspects, such as using the electrode connector 22 with a transmitter that processes the electrode signals into ECG vector data rather than transmitted signals representing the electrode signals. Another example is transmitting the electrode signals but using a different electrode connector, strip, patch or mere wires. Other biomedical systems, such as temperature or blood pressure, can be additionally or alternatively monitored using the systems and methods discussed above.

It is therefore intended that the foregoing detailed description be understood as an illustration of the presently preferred embodiments of the invention, and not as a definition of the invention. It is only the following claims, including all equivalents that are intended to define the scope of this invention.

CLAIMS

What is claimed is:

1. An electrode connector for ECG monitoring of a patient, the connector comprising:
material operable to interconnect a plurality of electrodes; and
a plurality of electrode releasable connectors provided on the material.
2. The connector of Claim 1 wherein the material comprises a plurality of expandable arms, each of the plurality of expandable arms corresponding to respective ones of the plurality of electrode releasable connectors.
3. The connector of Claim 2 wherein the plurality of expandable arms comprise at least four expandable arms associated with hexaxial electrodes.
5. The connector of Claim 2 wherein each of the plurality of expandable arms includes an electrical conductor.
6. The connector of Claim 5 wherein each of the electrical conductors electrically connects with the respective electrode releasable connector.
7. The connector of Claim 2 wherein each of the expandable arms includes a first portion operable to unfold for expansion and a second portion remaining folded for expansion, the first and second portions based on an amount of expansion.
8. The connector of Claim 2 wherein at least a first of the plurality of expandable arms corresponds to a hexaxial electrode and at least a second of the plurality of expandable arms corresponds to a precordial electrode.

9. The connector of Claim 8 wherein the second expandable arm connects to the first expandable arm.

10. The connector of Claim 2 further comprising a belt, at least one of the plurality of expandable arms connecting with the belt.

11. The connector of Claim 10 wherein a first expandable arm comprises a hexaxial electrode arm connected with the belt and a second expandable arm comprises a hexaxial and precordial electrode arm connected with the belt.

12. A method for connecting electrodes for ECG monitoring, the method comprising the acts of:

- (a) placing a plurality of electrodes onto a patient;
- (b) expanding a plurality of expandable arms, one expandable arm provided for each of the plurality of electrodes; and
- (c) connecting the plurality of expandable arms to the plurality of electrodes, respectively.

13. The method of Claim 12 wherein (a) comprises placing the plurality of electrodes for hexaxial-lead monitoring.

14. The method of Claim 12 wherein (a) comprises placing the plurality of electrodes for precordial-lead monitoring.

15. The method of Claim 12 wherein (a) comprises placing the plurality of electrodes for both hexaxial-lead and precordial-lead monitoring.

16. The method of Claim 12 further comprising:

- (d) transmitting signals from the plurality of electrodes with a radio.

17. The method of Claim 12 wherein (c) comprises electrically connecting the plurality of electrodes to the plurality of expandable arms with a snap terminal.

18. The method of Claim 12 wherein (b) comprises expanding a first portion of each of the expandable arms and leaving a second portion of each of the expandable arms in an unfolded position.

19. The method of Claim 12 further comprising:

(d) connecting a precordial-lead expandable arm with a hexaxial-lead expandable arm.

20. The method of Claim 12 further comprising:

(d) connecting at least one of the plurality of expandable arms to a belt.

21. A system for monitoring electrical signals generated by a patient, the system comprising:

a transmitter operable to transmit electrode signals; and

a receiver responsive to the transmitter to reproduce the electrode signals, the receiver having an output connector;

wherein the output connector is operable to connect with electrode lead-wires of an ECG monitor.

22. The system of Claim 21 wherein the receiver generates the electrode signals free of ECG vector processing.

23. The system of Claim 21 further comprising:

at least one electrode connector electrically connectable with the transmitter and an electrode.

24. The system of Claim 23 wherein the transmitter connects with the electrode connector on a surface of the electrode connector.

25. The system of Claim 21 further comprising:
a belt electrically connectable with the transmitter.

26. The system of Claim 25 wherein the transmitter connects with the belt on a surface of the belt.

27. The system of Claim 21 wherein the receiver comprises a connector operable to hold the receiver to the ECG monitor.

28. A method for monitoring electrical signals generated by a patient, the method comprising the acts of:

- (a) receiving signals generated by a patient via electrodes;
- (b) transmitting information representing the signals received from electrodes;
- (c) receiving the information;
- (d) reconstructing the signals received from the electrodes;
- (e) connecting existing lead-wires from an ECG monitor; and
- (f) receiving the reconstructed signals at the ECG monitor.

29. The method of Claim 28 wherein (e) comprises clipping the existing lead-wires from an ECG monitor to posts.

30. The method of Claim 28 further comprising:
(g) programming a receiver for (c).

31. The method of Claim 28 wherein (b) comprises transmitting pursuant to a Bluetooth specification.

32. The method of Claim 28 further comprising:
(g) placing a plurality of electrodes on a patient; and
(h) connecting the electrodes to a transmitter.

33. The method of Claim 28 wherein the reconstructed signals comprise signals free of vector processing.

34. A wireless ECG monitoring system for reconstructing signals at a plurality of electrodes, the system comprising:
an electrode connector operable to connect with the plurality of electrodes;
a single transmitter operable to connect with the electrode connector, the single transmitter operable to transmit signals from the plurality of electrodes; and
a receiver operable to reconstruct the signals from the plurality of electrodes.

35. The system of Claim 34 wherein the single transmitter is operable to condition and amplify the signals from the plurality of electrodes.

36. The system of Claim 34 wherein the receiver is operable to connect with existing lead-wires of an ECG monitor.

37. The system of Claim 34 wherein the reconstructed signals are free of vector processing and correspond to hexaxial-lead electrode positions.

38. A method for wireless ECG monitoring with reconstructed signals from a plurality of electrodes, the method comprising the acts of:
(a) connecting the plurality of electrodes with an electrode connector;
(b) transmitting signals from the plurality of electrodes with a single transmitter;
(c) receiving the signals transmitted by the transmitter; and
(d) reconstructing the signals from the plurality of electrodes.

39. The method of Claim 38 further comprising:

- (e) connecting a receiver operable to perform (d) with existing lead-wires of an ECG monitor.

40. The method of Claim 38 wherein (d) comprises reconstructing the signals free of vector processing.

41. An improvement of an electrode connector for ECG monitoring of a patient, the improvement comprising:

at least one expandable arm associated with an electrode, the at least one expandable arm comprising a memory less material.

42. The improvement of Claim 41 wherein the at least one expandable arm comprises a plurality of expandable arms.

43. The improvement of Claim 42 wherein the plurality of expandable arms correspond to hexaxial and precordial electrodes.

44. The improvement of Claim 41 wherein the at least one expandable arm comprises an electrode snap connector.

45. The improvement of Claim 41 further comprising a radio electrically connected with the at least one expandable arm.

46. The improvement of Claim 45 further comprising a radio expandable arm having electrical connections with a plurality of electrodes and the radio.

47. A method of interconnecting a plurality of electrodes for ECG monitoring, the method comprising the acts of:

- (a) expanding a plurality of expandable arms of memory less material;
and
(b) positioning the plurality of expandable arms at electrode positions.

48. The method of Claim 47 wherein (b) comprises positioning the plurality of expandable arms at hexaxial and precordial positions.

49. The method of Claim 47 further comprising:
(c) snapping an electrode to each of the plurality of expandable arms.

50. The method of Claim 47 further comprising:
(c) releasably connecting one of the plurality of expandable arms to another of the plurality of expandable arms.

51. The method of Claim 50 wherein (c) comprises releasably connecting a precordial expandable arm to a hexaxial expandable arm.

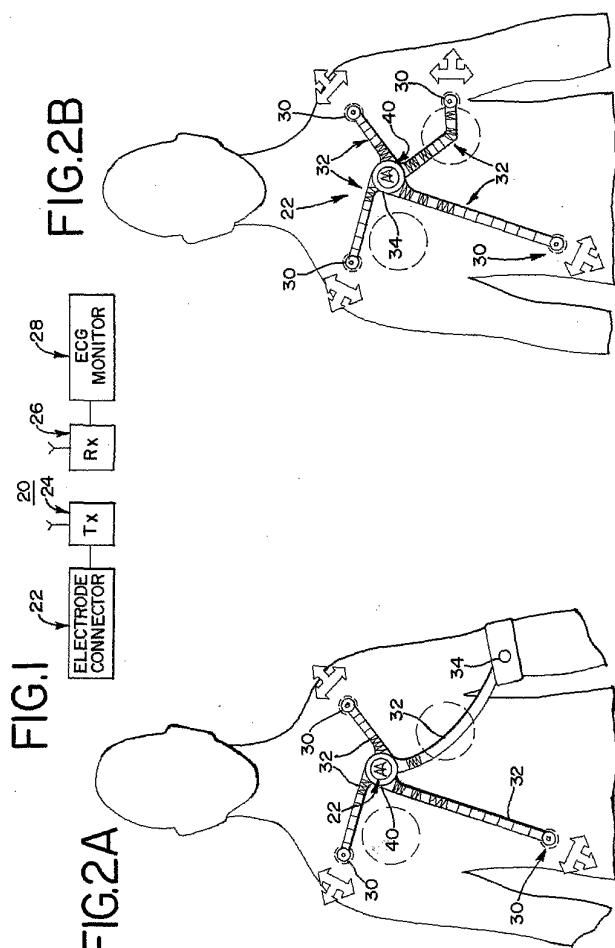
52. The method of Claim 47 further comprising:
(c) connecting at least one of the plurality of expandable arms to a belt.

53. The method of Claim 47 further comprising:
(c) wirelessly transmitting signals from the plurality of expandable arms.

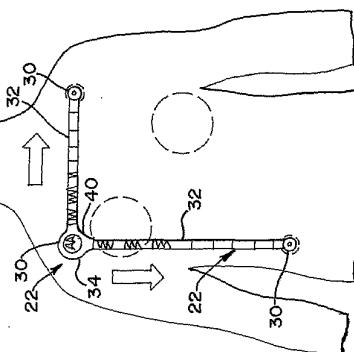
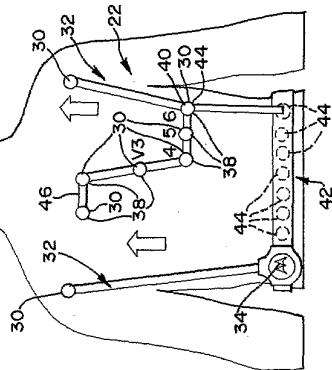
WO 02/05700

PCT/US01/22489

1/5



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

FIG.2C
FIG.2D

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

FIG.5

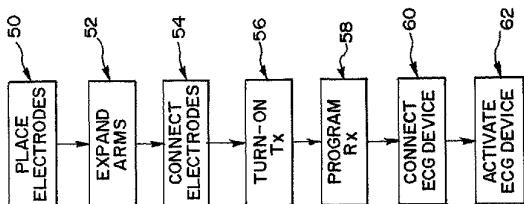


FIG.3

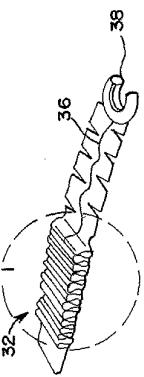
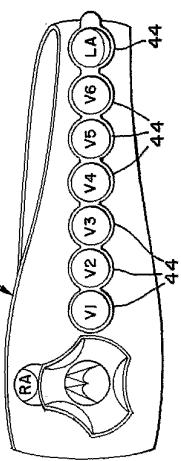
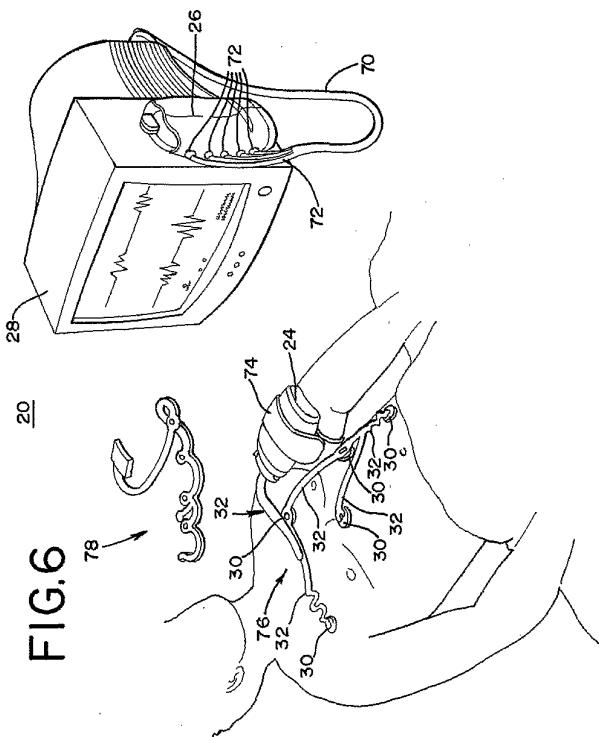


FIG.4



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)



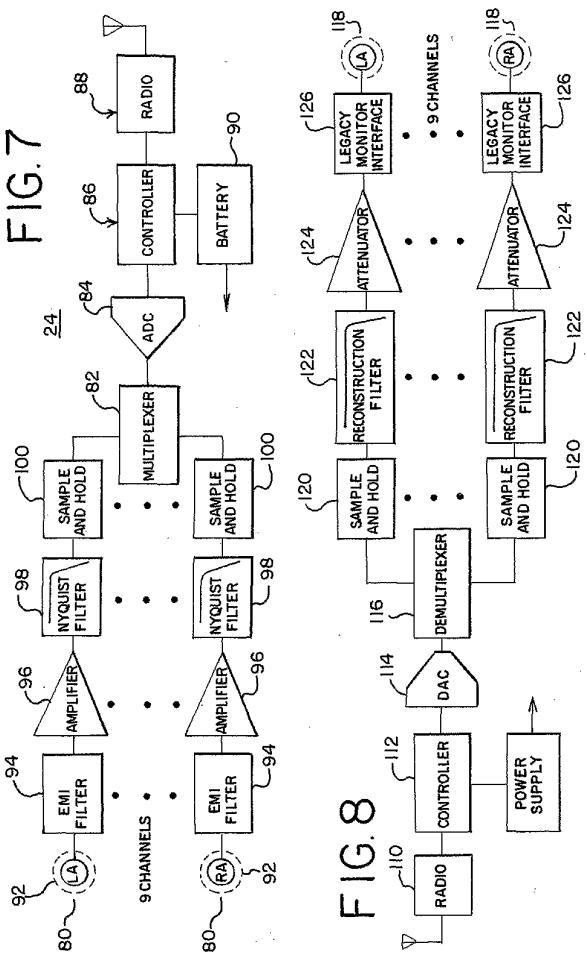
SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/05700

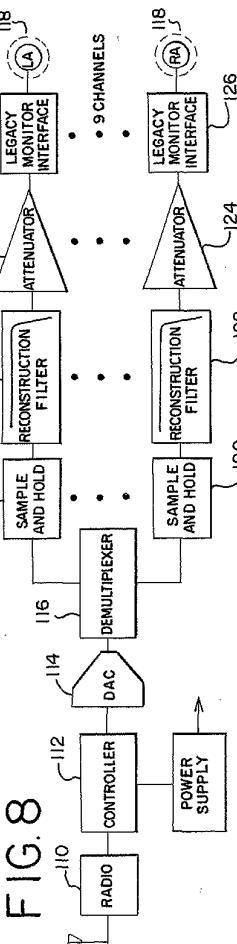
PCT/US01/22489

5/5

FIG. 7



88



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

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

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
24 January 2002 (24.01.2002)

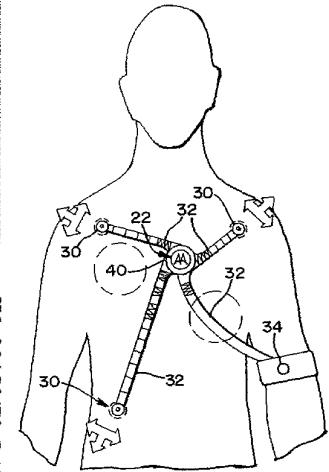
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/05700 A3

- (51) International Patent Classification: A61B 5/04
- (52) International Application Number: PCT/US01/22489
- (53) International Filing Date: 17 July 2001 (17.07.2001)
- (54) Filing Language: English
- (55) Publication Language: English
- (56) Priority Data: 60/219,082 18 July 2000 (18.07.2000) US
- (57) Applicant: MOTOROLA, INC. (US/US); 1303 East Algonquin Road, Schaumburg, IL 60173 (US).
- (58) Inventors: HOPMAN, Nicholas, C.; 610 Eric Court, Lake Zurich, IL 60047 (US). WILLIAMS, Daniel, L.;
- (59) Agent: SUMMERFIELD, Craig, A.; Brinks Hofer Gilson & Lione, P.O. Box 10087, Chicago, IL 60610 (US).
- (60) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TI, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (61) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW); Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TI, TM); European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, NL, PT, SE, SI, TR).

{Continued on next page}

(54) Title: WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH SYSTEM AND METHOD



WO 02/05700 A3

(57) Abstract: A method and system for wireless ECG monitoring is provided. An electrode connector (22), transmitter (24) and receiver (26) operate with existing electrodes and ECG monitors. The electrode connector (22) includes connectors for attaching to disposable or reusable single electrodes. The transmitter (24) transmits the signal from the electrodes to the receiver (26). The receiver (26) passes the electrode signals to the ECG monitor for processing. ECG monitors used with an electrical conductor, for example wire connections to electrodes, are connected with the receiver (26), avoiding the purchase of a new monitor. Any legacy ECG monitor, including different ECG monitors, connects with the receiver (26) using the ECG monitor's lead-wires. The ECG monitor operates as if directly connected to the electrodes without the problems discussed above associated with wires running from the ECG monitor to the patient.

WO 02/05700 A3



IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, (88) Date of publication of the international search report:
CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD,
TG); 23 May 2002

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

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/22489
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 5/04 US CL : 600/544 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/544 - 545		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5,669,391 A (Williams) 23 September 1997. See entire document.	1-53
A	US 5,628,326 A (Arand et al.) 13 MAY 1997. See entire document.	1-53
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "T" late document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "E" earlier document (published on or after the international filing date) "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "D" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other event "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "G" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
15 NOVEMBER 2001	17 JAN 2002	
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3250	Authorized officer KEVIN SHAVER <i>Diane Smith</i> Telephone No. (703) 308-2990	

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

フロントページの続き

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

(74)代理人 100074228

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人 100084009

弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 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 610

(72)発明者 ウィリアムス 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 ウエストン ハーバー ビュー サークル 1816

F ターム(参考) 4C027 AA02 CC00 EE01 FF00 FF01 FF02 HH02 HH03 JJ03 KK01

专利名称(译)	无线心电图仪系统和方法		
公开(公告)号	JP2004512864A	公开(公告)日	2004-04-30
申请号	JP2002511644	申请日	2001-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
申请(专利权)人(译)	摩托罗拉公司		
[标]发明人	ホップマンニコラスシー ウィリアムスダニエルエル ロダトフランコ		
发明人	ホップマンニコラスシー ウィリアムスダニエルエル ロダトフランコ		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/044 A61B5/0478		
CPC分类号	A61B5/6831 A61B5/0006 A61B5/0408 A61B5/04085		
FI分类号	A61B5/04.300.R A61B5/04.R A61B5/04.300.N A61B5/04.314.G		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/CC00 4C027/EE01 4C027/FF00 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/HH02 4C027/IH03 4C027/JJ03 4C027/KK01		
代理人(译)	中村稔 小川伸男 西島隆義		
优先权	60/219082 2000-07-18 US		
其他公开文献	JP2004512864A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于无线ECG监测的方法和系统。电极连接器，发射器和接收器在现有电极和ECG监视器上操作。电极连接器包括用于连接到一次性或可重复使用的整体电极的连接器。发射器将信号从电极发射到接收器。接收器将电极信号发送到ECG监视器进行处理。由于接收器连接到与导体一起使用的ECG监视器，例如与电极的接线连接，因此不再需要购买新的监视器。任何现有的ECG监护仪，包括不同的ECG监护仪，都可以使用ECG监护仪引线连接接收器。ECG监视器的操作就好像它直接连接到电极一样，而不会引起从ECG监视器延伸到患者的布线问题。

