

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 525675

(P2003 - 525675A)

(43)公表日 平成15年9月2日(2003.9.2)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

ターコード* (参考)

A 6 1 B 5/04

A 6 1 B 5/04

P 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 20数)

(21)出願番号 特願2001 - 564657(P2001 - 564657)

(86)(22)出願日 平成13年3月1日(2001.3.1)

(85)翻訳文提出日 平成14年9月3日(2002.9.3)

(86)国際出願番号 PCT/US01/06556

(87)国際公開番号 W001/065999

(87)国際公開日 平成13年9月13日(2001.9.13)

(31)優先権主張番号 09/518,546

(32)優先日 平成12年3月3日(2000.3.3)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ベースアート アソシエイツ, リミテッド パートナーシップ

PACEART ASSOCIATES

, L . P .

アメリカ合衆国, ニュージャージー 070

04, フェアフィールド, トゥーブリッジ

ロード 81, ビルディング 2

(72)発明者 マーケシニ, アンソニー

アメリカ合衆国, ニュージャージー 074

70, ウェイン, フィンリー レーン 19

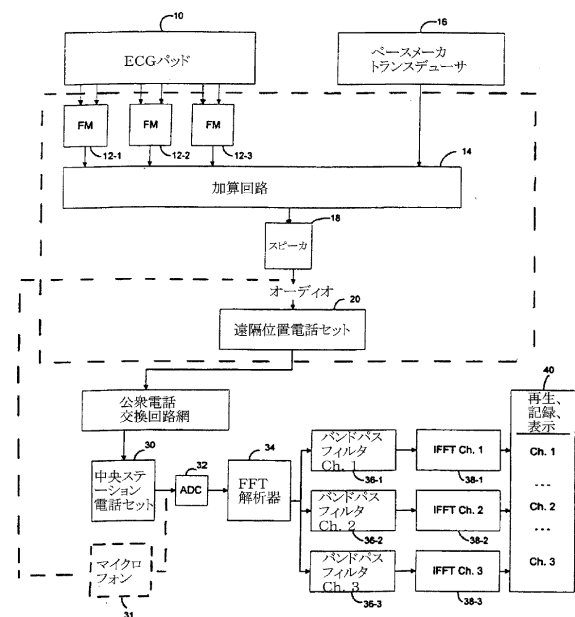
(74)代理人 弁理士 小橋 正明

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 マルチチャンネル E C G 波形の電話伝送監視

(57)【要約】

E C G 波形等の生物学的信号の遠隔監視であって、E C G 波形の F M エンコードバージョンを患者の家庭から中央ステーションへ送信し、そこで解析を行って F M 信号のゼロ交差よりもより多くの時間点において局所的周波数を推定する。複数個の E C G 波形を複合 F M 信号にエンコードし、そのうちのいずれか 1 つの点は同時に E C G 波形の数を表わすことが可能である。該複合波形を中央ステーションにおいて解析して周波数ドメインにおける分離により個々の波形を抽出し且つ再生する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 遠隔ステーションに存在する心臓状態を中央ステーションにおいて遠隔的に監視する方法において、

ローカルステーションにおいて3個又はそれ以上のECG波形を派生させ且つ前記波形の各々に従って夫々の搬送波を周波数変調させて3個又はそれ以上の夫々のFM信号を生成し、

前記FM信号を前記3個又はそれ以上のECG波形からの同時的な情報を包含する複合FM信号へ結合させ、

前記複合FM信号を中央ステーションへ送信し、

前記中央ステーションにおいて受取られた前記複合FM信号を時間領域及び周波数領域の両方において処理して3個又はそれ以上の個別的なECG波形を再生する、

ことを包含している方法。

【請求項2】 請求項1において、前記処理が前記複合FM信号のゼロ交差以外の実質的に互いにより近い前記複合FM信号の部分における局所的周波数を推定することを包含している方法。

【請求項3】 請求項2において、前記処理が、前記ゼロ交差よりも実質的により近い前記FM信号の部分における局所的位相差を推定し且つ前記局所的周波数を推定するために前記局所的位相差を使用することを包含している方法。

【請求項4】 請求項3において、前記局所的位相差を推定する場合に、前記複合FM信号のデジタルサンプルを前記デジタルサンプルの位相シフトさせたものと結合させることを包含している方法。

【請求項5】 請求項4において、前記比較を行う場合に、前記サンプルを前記サンプルのヒルベルト変換したものと比較することを包含している方法。

【請求項6】 請求項5において、前記処理が、前記複合FM信号を時間ドメインにおけるデジタルサンプルへデジタル化し、前記時間ドメインサンプルを周波数ドメインサンプルへ変換し且つ前記周波数ドメインサンプルをフィルタし且つ夫々のECG波形に関連するグループへ分離し、且つ前記周波数ドメインサンプルのヒルベルト変換したものを時間ドメインへ変換させることを包含してい

る方法。

【請求項7】 遠隔ステーションにおいて派生されたECG波形を中央ステーションにおいて再生する方法において、

遠隔ステーションにおいてECG波形を派生し、

前記ECG波形に従って搬送波を周波数変調して前記ECG波形に関連し且つゼロ交差を具備するFM信号を発生し、

前記FM信号を中央ステーションへ送信し、

前記中央ステーションにおいて前記FM信号を処理して前記FM信号のゼロ交差よりも実質的により頻繁に発生する時間においてその局所的周波数を推定し、

前記推定した局所的周波数を使用して前記中央ステーションにおいて前記ECG波形を再生する、

ことを包含している方法。

【請求項8】 請求項7において、前記局所的周波数が少なくとも前記搬送波周波数に等しい割合で推定される方法。

【請求項9】 請求項7において、前記局所的周波数が相次ぐゼロ交差の間において少なくとも数百のタイムスロットにおいて推定される方法。

【請求項10】 請求項7において、前記処理が前記FM信号のデジタル化したものを時間ドメインと周波数ドメインの両方において処理することを包含している方法。

【請求項11】 請求項7において、前記処理が前記FM信号の1つのバージョンをその位相シフトさせたバージョンと比較して前記FM信号の相次ぐサンプルに対する局所的位相差を推定し、且つ前記推定した位相差を使用して前記FM信号を再生することを包含している方法。

【請求項12】 ECG波形で周波数変調された搬送波を有するFM信号からECG波形を再生する方法において、

前記FM信号を前記FM信号の局所的振幅を表わす第一時間ドメインデジタル値へデジタル化し、

前記時間ドメインデジタル値を前記ECG波形に対する興味のある帯域内の夫々の周波数において前記FM信号の内容を表わす周波数ドメインデジタル値へ変

換し、

前記周波数ドメインデジタル値の位相シフトしたバージョンを発生し、

前記周波数ドメインデジタル値及びその位相シフトをさせたバージョンを夫々第二及び第三時間ドメインデジタル値へ変換し、

前記第二及び第三時間ドメインデジタル値を使用して前記搬送周波数の少なくとも2倍に対応する前記FM信号における位置において局所的周波数を計算し、

前記局所的周波数を使用して前記ECG波形を再生する、

ことを包含している方法。

【請求項13】 請求項12において、前記周波数ドメインへの変換がFFT処理を使用することを包含している方法。

【請求項14】 請求項12において、前記位相シフトさせたバージョンの発生がデジタル形態においてヒルベルト変換を使用することを包含している方法

。

【請求項15】 請求項12において、前記ECG波形に対する前記興味のある帯域以外の周波数をフィルタ除去することを包含している方法。

【請求項16】 構成信号のタイムスロットが複数個のECG波形の各々からの情報を包含しているように複数個のFMエンコードされた搬送波をECG波形の夫々のものと結合させることによって形成した複合FM信号から複数個のECG波形を再生する方法において、前記複合波形はゼロ交差を有しており、

前記複合信号をデジタル化し、

前記複合信号をデジタルドメインにおいて処理して前記ゼロ交差よりも実質的により頻繁に発生する時間においてその局所的周波数を推定し、

前記推定した局所的周波数を使用して前記ECG波形を再生する、

上記各ステップを有している方法。

【請求項17】 請求項16において、前記処理が、前記複合信号を時間ドメイン及び周波数ドメインの両方において処理することを包含している方法。

【請求項18】 請求項17において、前記処理が、前記複合信号の周波数ドメインバージョンをフィルタし、且つ夫々のECG波形の周波数帯域に対応するその部分を分離する、ことを包含している方法。

【請求項19】 請求項18において、前記処理が、前記複合信号の1つのバージョンをその位相シフトしたバージョンと比較して局所的位相シフトを推定し、且つ前記推定した局所的位相シフトを前記局所的周波数の推定において使用する、ことを包含している方法。

【請求項20】 請求項19において、前記比較が、前記複合信号の1つのバージョンをそのヒルベルト変換したバージョンと比較することを包含している方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、例えばECG（心電図）データ等の生物医学的データの遠隔的監視の分野に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

ECG波形及びペースメーカー情報等の心拍記録データの電話伝送監視は長年の間使用されている。典型的に、患者の家庭における心臓トランスデューサは患者の身体と電氣的に接触している一対のECGパッドの間における電圧の形態での電氣的ECG信号を発生する。その結果発生するECG波形は搬送波を周波数変調するために使用され、その結果発生するFM信号はスピーカーを駆動して電話受話器のマウスピース内に音響FM信号を発生し、該受話器は該音響信号を電氣的FM信号へ変換する。電話回路網を介して、中央ステーションは送信されてくる信号を受取り且つそれを処理してECG波形を再生し、表示し、且つ記録し、又はその他の情報を抽出する。心臓信号がペースメーカーに関連している場合には、興味のある情報はペースメーカーのパルスの期間即ちパルス間の時間である場合がある。音響信号へ及び電気信号へ戻す変換は、患者が適切な機器及びその目的のための技能を有している場合には回避することが可能である。心臓情報の電話伝送監視の例は米国特許第4,938,229号及び第5,467,773号（各々を引用によって本明細書に取込む）、及び第5,735,285号及びこれらの特許において引用されている文献において見出すことが可能である。

【0003】

本特許明細書の譲受人はこのような装置及びサービスを提供しており、それは更にウェブサイト<<www.Paceart.com>>において記載している。典型的に、異なるECGパッド又はパッドの組合わせ（ベクトル）から、又はペースメーカーからの情報はFM信号内に直列的に埋め込まれ、且つ例えばID及びタイムスタンプ等の付加的な情報のパケットが通常挿入される。唯1つのECG波形、又は唯1つのペースメーカーパルス、又は唯1つの情報を識別する

項目が任意の1つの時間において搬送波を変調する。数年前においては、ウィスコンシン州ミルウォーキーにおけるカーディアックエバリュエーションセンター（Cardiac Evaluation Center）と呼ばれる事業者が2チャンネル送信器及び私有の受信器を提供しており且つ未だに提供しているものと思われ、それは同時に2つのECG波形を単一のFM信号へエンコードし、該信号は私有の受信器において分離されるものであり、その分離のためにアナログバンドパスフィルタを使用しているものと思われる。そのシステムがFM信号を復調するためにどのような技術を使用しているかは不知である。

【0004】

本明細書に引用によって取込んだ2つの特許において、FM信号は受信ステーションにおいて復調されてFM信号のゼロ交差を見つけ出し且つこれらのゼロ交差の間の時間を測定することによってECG波形を抽出している。特に、特許されているシステムは隣接するゼロ交差の間のインターバル期間中にクロックをカウントし且つそのカウントを周波数へ変換し、それによりオリジナルのECG波形を再生している。特許第5,735,285号は別のゼロ交差検知技術を提案しているものと理解され、FM信号のデジタル化したサンプルが正の値と負の値との間で遷移する区域の検査を行う。このようなFM信号のゼロ交差解析は、ノイズ及びその他の不正確性の発生源を適宜抑圧した状態で数年にわたって使用されているが、(1)オリジナルのECG波形のより正確且つ信頼性のある再生、(2)複数個のECG波形又はこのようなオリジナルの情報のより正確且つ信頼性のある再生と結合されたその他の情報の同時的伝送、(3)異なるフォーマットの情報伝送へプログラミングによって便宜的に適合させることが可能であり且つ私有のハードウェアよりもより廉価であり且つより許容可能である汎用コンピュータを使用してこのような同時的伝送を受信ステーションにおいて復調させることに対する必要性が未だに残存している。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本特許明細書は遠隔ステーションに存在する心臓状態を中央ステーションにおいて遠隔的にモニタ即ち監視するシステム及び方法を開示している。好適実施例

においては、3個又はそれ以上のECG波形がローカル（局所的）ステーションにおける患者から派生される。これらのECG波形は夫々の異なる搬送波を周波数変調してそれにより3個又はそれ以上の夫々のFM信号を発生する。これらのFM信号は3個又はそれ以上のECG波形からの同時的な情報を包含する複合FM信号に結合され、且つ中央ステーションへ送信される。中央ステーションにおいては、受取った複合FM信号を時間ドメイン及び周波数ドメインの両方において処理して、複合FM信号のゼロ交差よりも実質的に互いにより近い複合FM信号の部分において局所的周波数を推定することを包含するような態様で3個又はそれ以上の個別的なECG波形を再生する。本プロセスは局所的位相差を計算し且つそれらを使用して局所的周波数を推定する。局所的位相差は、複合FM信号のデジタルサンプルを該デジタルサンプルの位相シフトさせたバージョン（もの）と結合させることによって計算される。

【0006】

【発明の実施の形態】

心臓ECGイベントモニタ、ループレコーダー及びポストイベントレコーダーは患者の家庭等の遠隔位置において使用されるセンサー/送信器の例である。マルチチャンネルセンサー/送信器は、例えば、ECGパッドの異なる組み合わせからECG波形の幾つかのチャンネルを発生する。1つの公知のパターンは、3対のECGパッドからの信号の間の差異から派生される3個のECG波形を使用するものである（3個のベクトル）。好適実施例においては、本明細書に記載するシステムは遠隔位置において3個のECG波形を単一のFM信号へ同時にエンコードし、且つゼロ交差検知よりもより信頼性のある技術を使用して受信ステーションにおいてECG波形を再生する。好適実施例においては、ECG波形の再生は適宜のユーティリティ及びアプリケーションプログラムを稼動するPC等の汎用コンピュータのみによって実現される。以下の説明は同時に単一のFM信号へエンコードされる3個のECG波形の例を使用するが、その一般的な形態においては、本明細書の開示はN個の波形（尚、 $N \geq 2$ ）に対して、及びECG波形に加えて生物医学的信号に対して適用可能である。更に、ゼロ交差検知を使用する場合よりもより信頼性を持って波形を再生するための本明細書において開示

する技術は、単一の波形がFM信号内にエンコードされるに過ぎない場合に対しても適用可能である。

【0007】

送信端（典型的に、患者の家庭）において、患者は本特許の譲受人によって現在供給されているものとFMエンコーディング技術において同様のセンサー/送信器を使用するものであるが、FMは3個のECG波形の各々を夫々のチャンネル内へエンコードし、次いで、それら3個のFMエンコードされたチャンネルを単一の複合FM信号へ加算する。例えば、第一ECGチャンネルFMはECGデータの第一チャンネルに対して1500 - 1900 Hzの周波数帯域における1700 Hz搬送波を変調し、第二ECGチャンネルは2150 Hz搬送波上で1950 - 2350 Hz帯域を使用し、且つ第三ECGチャンネルは2600 Hz搬送波上で2400 - 2800 Hz帯域を使用する。その結果得られる3個のFM信号は複合FM信号へ加算され、それは中央ステーションへ送信される。例えば、これらに制限されるものではないが、送信装置のID、ペースメーカーパルス測定値、及びタイムスタンプ等の付加的なデータを、例えば周波数を信号帯域周波数の外側に数ミリ秒シフトさせ、従ってFMアナログ信号内に二進データの存在を表わす公知の且つ長い間使用されている技術によって複合FM信号内に埋め込むことが可能である。その送信は、最初に、複合FM信号をセンサー/送信器におけるスピーカーによって音響信号へ変換させ且つ該音響信号を中央又は受信ステーションへ公衆電話システムを介して接続されている電話の受信器において動作させることにより行うことが可能であり、又は直接的な電氣的送信を使用することが可能であり、それはオーディオステージを介して行われるものではない。

【0008】

中央ステーションにおいて、電話線を介して受取られた複合FM信号はサウンドカードを具備するPC等の汎用デジタルコンピュータへ供給され、且つ解析されて3個のECGチャンネルを定義する情報、及びその中にエンコードされている場合のある付加的な情報を抽出する。原理的には、中央ステーションにおいて実施されるプロセスが受取られた複合FM信号をデジタルサンプル $x(t)$ へ変

換し、それらを個別的なFM信号とマッチングする周波数帯域へ分離し、各帯域に対して隣接するデジタルサンプルの間の瞬間的な周波数における差異を見つけ出し、且つこれらの周波数差を使用してオリジナルのECG波形及びその他の興味のあるデータを再生させる。

【0009】

本明細書において開示する実施例を使用したシステムを例示した図1を参照すると、例えば患者の家庭等の遠隔位置において公知の如く使用されるECGパッド10はECGアナログ波形の3個のチャンネル即ちベクトルを発生する。局所的送信器11はFMエンコーダー12-1, 12-2, 12-3を有しており、その各々はECGデータの夫々のチャンネルを夫々の周波数帯域において周波数変調したアナログ波形へエンコードする。局所的送信器11は、又、加算装置14を有しており、それはこれら3個のFMチャンネルを単一の複合FM信号へ結合させる。ペースメーカー16が使用される場合には、加算装置14は当該技術において公知の如くペースメーカーに関連した情報を複合FM信号内に埋め込むことが可能である。更に当該技術において公知の如く、加算装置14は例えば局所的送信器のID、タイムスタンプ等のその他の情報を複合FM信号内に埋め込むことも可能である。遠隔位置におけるスピーカ18は複合FM信号をオーディオ信号へ変換し、それは、遠隔位置の電話20の受信器によって複合アナログ電気FM信号へ変換される。このFM信号は公衆電話交換システムを介して、又は何等かのその他の通信リンクを介して解析及び記録を行うために中央ステーションへ送信される。特別の装置及び技能が遠隔位置において使用可能である場合には、オーディオ信号へ及びアナログ電気信号へ戻す変換を回避することが可能であり、且つ加算装置14からの複合FM信号は適宜の通信リンクを使用して中央ステーションへ直接的に送信することが可能である。

【0010】

中央位置において、電話ユニット30が複合FM信号を受取り且つそれを、例えばサウンドカードを具備するPC等の適宜プログラムされた汎用コンピュータへ供給する。サウンドカードをADC（アナログ・デジタル変換器）32として使用して、該中央ステーションは受取った複合FM信号を時間ドメインデジタル

サンプル $x(t)$ のアレイへ変換し、それは、FFT（高速フーリエ変換）解析器34が周波数ドメインデジタルサンプル $fft(t)$ のアレイへ変換する。これらのサンプル $fft(t)$ はバンドパスフィルタ36-1, 36-2, 36-3においてECG情報の3個のチャンネルに対応する3個の帯域へ分離され、且つ各バンドパスフィルタの出力は解析器38-1, 38-2, 38-3の夫々の1つにおいてIFFT（逆高速フーリエ変換）解析が行われる。ユニット40はこれらの解析器の出力を受取り且つ3個のECG波形を再生し、記録し、且つ表示する。例えばペースメーカー情報等の付加的な情報が複合FM信号内に埋め込まれている場合には、ペースメーカー解析器42がそれを抽出し且つそれを表示及び記録のためにユニット40へ供給する。中央ステーションにおける装置は、PCをプログラミングすることによって実現することが可能であり、且つ好適実施例においてはそうである。前述したように、従来のPCサウンドカードハードウェア及びPCのユーティリティを使用して複合FM信号をデジタル化する。FFT解析器34は在庫品のFFTプログラムを使用して実現することが可能である。バンドパスフィルタ36は以下に説明するようにある周波数ビンをヌル化することにより実現することが可能である。IFFT解析器38は在庫品のIFFT及びヒルベルト変換プログラムを使用することによって実現することが可能である。ペースメーカー解析器42は当該技術において公知であり且つ単一チャンネルECGデータ用に何年もの間本譲受人に使用されているように実現することが可能である。最後に、ユニット40はPCの従来のデータの格納及び表示能力を使用して実現することが可能である。

【0011】

別の実施例においては、遠隔位置電話セット20から開始し且つ中央ステーション電話セット30で終了する経路を、スピーカー18からの音をアナログ電気信号へ変換させるためにスピーカー18の充分近くにあるマイクロフォン31によって置換させることが可能であり、該アナログ信号は、次いで、ADC32へ供給される。更なる実施例（図面には示していない）としては、加算回路14からのアナログ電気信号を直接的にADC32へ供給することが可能であり、それによりスピーカー18から開始し中央ステーション電話セット30で終了する経

路を除去している。

【0012】

本明細書に開示した例示的で且つ非制限的な例においては、ECGベクトルへ適用される処理は以下の主要なステップを包含しており、それらはサウンドカード及び適宜のプログラミングを具備するPCを使用してコンピュータによって実現する。

【0013】

1. 患者の家庭、又は別の遠隔又は送信位置において、3個のECGチャンネル(ベクトル)を得、その各々は夫々のECG電気波形の形態にある。このことは、例えば、本譲受人から入手可能な装置等の現在市販されている装置を使用し、行うことが可能である。

【0014】

2. 各ECGベクトルを使用して夫々の搬送波を周波数変調し、それにより3個のFM ECG信号を発生し、その各々は夫々の周波数帯域内にあり、例えばチャンネル位置に対しては1700Hzの搬送波周波数及び1500-1900Hzの帯域幅であり、チャンネル2に対しては2150Hzの搬送波周波数及び1950-2350Hzの帯域幅であり、且つチャンネル3に対しては2600Hzの搬送波周波数及び2400-2800Hzの帯域幅である。各個別的なチャンネルに対するエンコーディングは、又、例えば、本譲受人から現在市販されている装置を使用し、行うことが可能である。

【0015】

3. これら3個のFM ECG信号を単一の複合FM信号へ加算する。このことは、例えば、このタイプの現在市販されているアナログ加算回路を使用し、行うことが可能である。

【0016】

4. 複合FM信号をオーディオ信号へ変換する。このことは、例えば本譲受人から入手可能であるもの等の現在市販されている家庭送信器等のスピーカーを使用し、行うことが可能である。

【0017】

5. オーディオ信号を複合FM信号へ戻すべく変換し且つそれを中央ステーションへ送信する。このことは、例えば本明細書に引用によって組込んだ特許に記載されているような患者の家庭における電話セットを使用して行うことが可能である。

【0018】

6. 中央ステーションにおいて受けられた複合FM信号を時間ドメインデジタルサンプル $x(t)$ のアレイへデジタル化する。このことは、従来のPCのサウンドカードを使用して行うことが可能である。好適なフォーマットは、8kHz（毎秒8,000個のサンプル）のサンプリングレートで入力してくる複合FM信号を各々が512個のサンプルによってオーバーラップされる1024サンプルのアレイへデジタル化させることであり、即ち第二アレイの最初の512個のサンプルは第一アレイの最後の512個のサンプルと同一であり、以下同様である。各サンプルは16ビットの長さであり、夫々の時間 (t) における複合FM信号の瞬間的な振幅 (x) を表わしている。その結果は1024のアレイのつながりであり、各々が16ビットの値であり、512個のサンプルによってオーバーラップされている。好適実施例における計算の便宜上、該アレイは単一精度アレイへ変換される。

【0019】

7. デジタルサンプル $x(t)$ を、例えば、ハミングウィンドウ(Hamming Window)フィルタでフィルタしてノイズを減少させる。このことは、PCにおけるハミングウィンドウフィルタ用の在庫品ユーティリティを使用して行うことが可能である。

【0020】

8. デジタルサンプル $x(t)$ のアレイをFFT（高速フーリエ変換）解析器を介して通過させて該サンプルを周波数ドメインデジタルサンプルアレイ $fft(t)$ へ変換し、尚各サンプルは $x(t)$ アレイのフーリエ級数表現の係数の値である。このことは、PCにおいて稼動する在庫品であるFFTプログラムを使用して行うことが可能である。その結果は1024要素 $x(t)$ アレイの各々の対応する1025要素複素共役対称 $fft(t)$ アレイへの変換となる。 fft

(t) アレイの要素は夫々の周波数に対する係数の値に関連しており、 P C メモリにおける夫々の周波数ビン内に格納される。この時点において、 3 つの E C G 信号の帯域幅外側の周波数に対する係数値をヌル即ちゼロとさせるために付加的なフィルタ処理を行うことが可能である。例えば、 7 5 0 - 3 2 5 0 H z のバンドパスフィルタを、 0 H z、 7 . 8 1 2 5 H z、 1 5 . 6 2 5 H z、 . . . 、 7 4 2 . 1 8 7 5 H z (即ち、各 f f t (t) アレイに含まれる要素 1 - 9 5) に対応するビン及び 3 2 5 7 . 8 1 2 5 H z、 3 2 6 5 . 6 2 5 H z、 . . . 、 4 0 0 0 H z (即ち、各 f f t (t) アレイの要素 4 1 7 - 5 1 3) に対応する周波数ビンをゼロ化することによって適用することが可能である。

【 0 0 2 1 】

9 . サンプル f f t (t) を、各々が遠隔位置 (患者の家庭) において F M エンコードされた E C G チャンネルの夫々の 1 つの周波数帯域と一致する夫々の別個の帯域に分割する。このことは、 (フィルタした) f f t (t) アレイの 3 つのコピーを作成し且つ各々において夫々 E C G 信号の周波数帯域外側の周波数に対応する要素をヌル化即ちゼロとさせることによって行うことが可能である。

【 0 0 2 2 】

1 0 . サンプル f f t (t) を I F F T (逆高速フーリエ変換) 及びヒルベルト変換解析を介して通過させて解析信号 z (t) のデジタルサンプルからなるアレイを得、尚各 z (t) サンプルは複合 F M 信号の時間ドメインサンプル x (t) に一致する実部分及び x (t) のヒルベルト変換と一致する虚部分 j h (t) とを有しており、次式で表わされる。

【 0 0 2 3 】

【 数 1 】

$$z(t) = \text{ifft} [B(i) \otimes \text{fft}(t)] = x(t) + jh(t)$$

【 0 0 2 4 】

尚、 i f f t は逆フーリエ変換を示しており、

i = [0 , N / (2 - 1)] の場合には B (i) = 2、

i = [N / 2 , N - 1] の場合には B (i) = 0、

i は N 個の要素からなる $f f t (t)$ アレイの要素を示しており、

【数 1 a】

⊗

【 0 0 2 5 】

は共役を示しており、

$f f t$ は高速フーリエ変換を示しており、

j は虚部分を示しており、

$h (t)$ はアレイ $x (t)$ のヒルベルト変換を示している。

【 0 0 2 6 】

このことは、PC上でランされる在庫品のヒルベルト変換及びIFFTプログラムを使用することによって行うことが可能である。上の式から明らかなように、ヒルベルト変換は $f f t (t)$ アレイ (即ち、アレイ要素 5 1 4 - 1 0 2 5) の全ての負の周波数ビンにおける係数値をゼロ化させ且つ $f f t (t)$ アレイ (即ち、要素 1 - 5 1 3) の全ての正の周波数ビンにおける係数値を 2 倍とさせることが関与する。その結果はIFFT処理され、各 $f f t (t)$ アレイ (ヒルベルト変換されたもの) を 1 0 2 4 要素複素アレイ $z (t)$ へ変換し、その場合に、(1) 実部分は上述したウィンドウ処理及びフィルタ処理によって向上されたオリジナルのデータ $x (t)$ を包含しており、且つ (2) 虚部分は同一のオリジナルデータのヒルベルト変換を包含している。

【 0 0 2 7 】

1 1 . 次式に従って $x (t)$ の各サンプル位置に対する瞬間的な位相角 $p (t)$ を見つけ出す。

【 0 0 2 8 】

【数 2】

$$p(t) = \text{atan} [h(t)]/[x(t)] = \tan^{-1} [h(t)]/[x(t)]$$

【 0 0 2 9 】

このことは、時間サンプル (t) の各々に対してすぐ上に記載した割算及び三角

関数の計算を実施するためにPCをプログラミングすることによって行うことが可能である。その結果は、複合FM信号がアレイ $x(t)$ を発生するためにサンプルされた各時刻 (t) に対する位相角値 $p(t)$ である。

【0030】

12. 次式に従って $x(t)$ の各サンプル位置に対する瞬間的周波数 $f(t)$ を見つけ出す。

【0031】

【数3】

$$f(t) = [1/2\pi] \{ [dp(t)]/[dt] \} = [1/2\pi] \{ [\Delta p(t)]/[\Delta t] \}$$

【0032】

尚、 $p(t)$ は瞬間的位相角 $p(t)$ に関する2つの隣接するサンプルの間における値の差であり、 t は $x(t)$ の2つの隣接するサンプルの間の時間間隔である。

【0033】

このことは、 $p(t)$ 及び $f(t)$ の各対の隣接する値に対してすぐ上に記載した演算を実施するためにPCをプログラミングすることによって行うことが可能であり、実効的には、各アレイ $x(t)$ に対して瞬間的な周波数值 $f(t)$ の1024要素アレイを発生する。

【0034】

13. 瞬間的な周波数 $f(t)$ を再生したECG波形のサンプルからなる振幅へ変換し(56個のサンプル移動平均を使用)14ビット長の平均化し再生したECGサンプルを得る。このことは、各アレイ $f(t)$ の最初及び最後の25%を最初に破棄することによって行うことが可能である(何故ならば、先のハフマンウィンドウフィルタ処理に起因してアレイ内のこれらの部分においては減衰が大きいからである)。先に説明した $x(t)$ アレイの50%のオーバーラップのために、1つのアレイ $f(t)$ から廃棄された要素は先行する及び後続のアレイ内に存在しており、従ってこの処理は複合FM信号がサンプルされた各時刻に対する瞬間的周波数 $f(t)$ を派生する。 $f(t)$ の56個のサンプルの移動平均

を使用する目的は、ノイズ又はその他のアーチファクト即ち人工的效果の影響を減少させるためである。その結果は、142.85714 Hz（即ち、オリジナルのサンプリングレートの8,000 Hzを56で割算したものであり、平均化において使用したサンプル数）のレートにおける周波数の平均化した値のストリングである。計算の便宜上、その結果得られる値を5で乗算し且つ整数の形態へ変換し、夫々のECG信号において夫々の1/142.85714タイムスロットにおける瞬間的周波数を表わす14ビット値のストリングを発生することが可能である。

【0035】

14. FSK/ペースメーカーパルス解析に対するエッジ検知及びエンコードの結果2ビットエンコーダデータとなる。このことは、例えば、本譲受人から入手可能な市販の装置において現在実施されている如くに行うことが可能である。原理的には、その処理は複合FM信号において高周波数高振幅エッジを検知し、FSK（周波数シフトキー）/ペースメーカーパルス解析を実施し、且つ検知したFSK/ペースメーカーパルスデータを相次ぐ2ビット値としてエンコーディングすることを包含している。

【0036】

15. 結果的に得られるデータを142.85714 Hzにおいて16ビットサンプルへフォーマット化し、その場合に上の2ビットはFSK/ペースメーカーデータであり、そのうちの20ビットは10個の16ビットサンプルにわたって格納される。

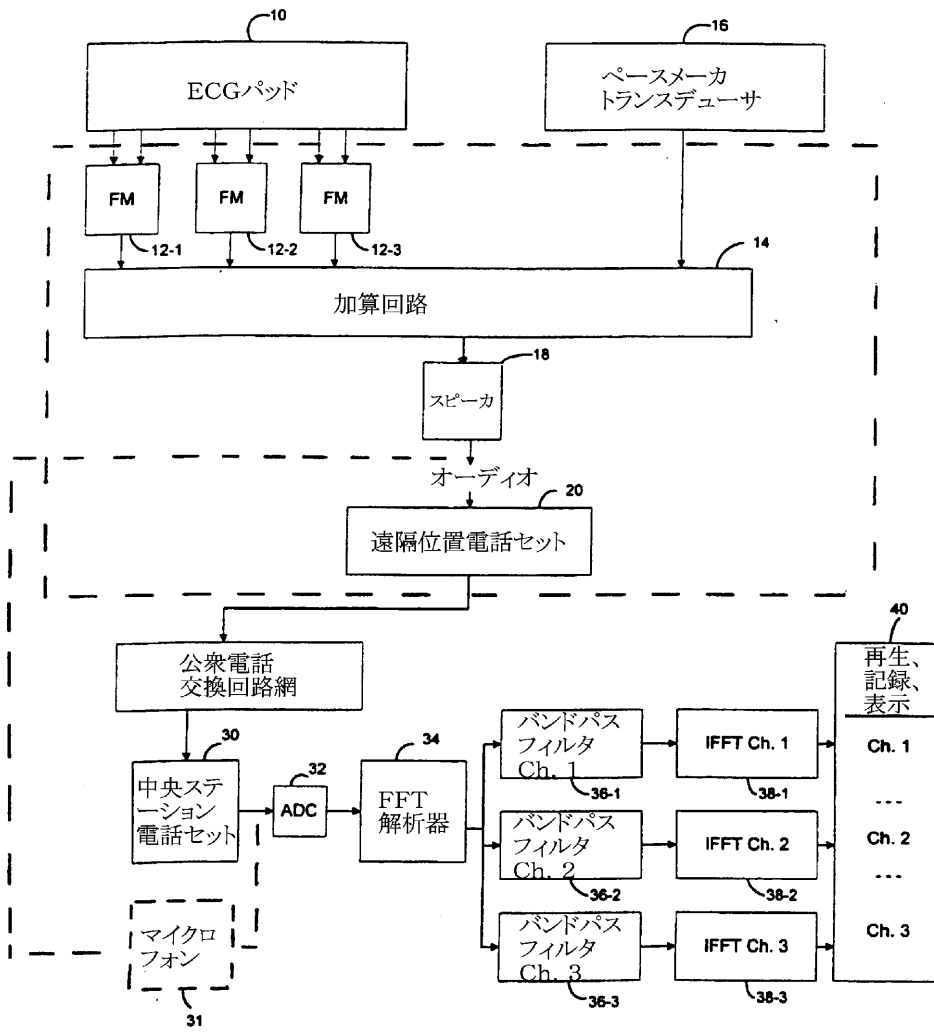
【0037】

16. 再生されたECG及びその他の関連するデータを表示/記録する。このことは、例えば、本譲受人によって現在商業的に使用されており、且つこの場合には3チャンネルデータを表示するべく適合されている単チャンネルECGデータに対して引用により本明細書に取込んだ特許に記載されているような周波数対振幅変換技術を使用して行うことが可能である。

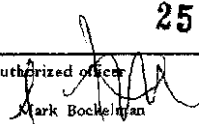
【図面の簡単な説明】

【図1】 本開示の好適な例を具体化したシステムを示した概略図。

【図1】



【國際調查報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/06556
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) :A61B 5/04 US CL :500/509 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. : 500/508-509; 128/903-904 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 4,658,831 A (Reinhard et al.) 21 April 1987	1-20
<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: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 02 JULY 2001		Date of mailing of the international search report 25 SEP 2001
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 506-3250		Authorized officer  Mark Bockelmann Telephone No. (703) 308-2112

フロントページの続き

(72)発明者 ネイデノフ, ナルジス
アメリカ合衆国, ニュージャージー
07470, ウェイン, ハートウィック
レーン 87

Fターム(参考) 4C027 AA02 DD04 JJ01

专利名称(译)	多通道心电图波形的电话传输监测		
公开(公告)号	JP2003525675A	公开(公告)日	2003-09-02
申请号	JP2001564657	申请日	2001-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	PACEART ASSOC		
申请(专利权)人(译)	佩斯艺术协会, 有限合伙企业		
[标]发明人	マーケシニアンソニー ネイデノフナルジス		
发明人	マーケシニ, アンソニー ネイデノフ, ナルジス		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/0428		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0428 A61B5/7257 Y10S128/904		
FI分类号	A61B5/04.P		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/DD04 4C027/JJ01		
代理人(译)	正明小桥		
优先权	09/518546 2000-03-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

对生物信号(例如ECG波形)进行远程监控, 其中ECG波形的FM编码版本从患者家中传输到中心站, 该中心在比FM信号的零交叉点更多的时间点进行分析。估计本地频率。可以将多个ECG波形编码为复合FM信号, 其中任何一个都可以同时表示ECG波形的数量。在中心站对合成波形进行分析, 以通过在频域中进行分离来提取和重构单个波形。

