

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2003-175009
(P2003-175009A)

(43) 公開日 平成15年6月24日 (2003. 6. 24)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)		
A 6 1 B	5/0452	A 6 1 B	5/04	3 1 2 A	4 C 0 2 7
	5/0472			3 1 2 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2001-378444 (P2001-378444)

(22) 出願日 平成13年12月12日 (2001. 12. 12)

(71) 出願人 000000284

大阪瓦斯株式会社

大阪府大阪市中央区平野町四丁目1番2号

(72) 発明者 藤田 智

大阪府大阪市中央区平野町四丁目1番2号

大阪瓦斯株式会社内

(72) 発明者 藤井 元

大阪府大阪市中央区平野町四丁目1番2号

大阪瓦斯株式会社内

(74) 代理人 100107308

弁理士 北村 修一郎

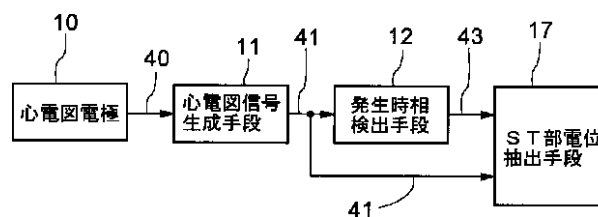
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心電図解析装置及び解析方法

(57) 【要約】

【課題】 S T 部電位を Q R S 群に対して安定した位置で抽出して、精度の高い S T 部電位を得ることが可能となる心電図解析装置、及び、この心電図解析装置を用いた心電図解析方法を提供する。

【解決手段】 複数の心電図電極 1 0 に現われる電気信号から心電図信号を生成する心電図信号生成手段 1 1 と、心電図信号生成手段 1 1 によって生成された心電図信号とその心電図信号に含まれる Q R S 群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となる時の前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記 Q R S 群の発生時相として検出する発生時相検出手段 1 2 と、発生時相検出手段 1 2 にて検出された Q R S 群の発生時相から設定時間後の前記心電図信号の電圧値を S T 部電位として抽出する S T 部電位抽出手段 1 7 とを備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の心電図電極に現われる電気信号から心電図信号を生成する心電図信号生成手段と、前記心電図信号生成手段によって生成された心電図信号とその心電図信号に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となるときの前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出する発生時相検出手段と、前記発生時相検出手段にて検出された前記QRS群の発生時相から設定時間後の前記心電図信号の電圧値をST部電位として抽出するST部電位抽出手段とを備えている心電図解析装置。

【請求項2】 複数の心電図電極に現われる電気信号から心電図信号を生成する心電図信号生成手段と、前記心電図信号生成手段によって生成された心電図信号とその心電図信号に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となるときの前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出する発生時相検出手段と、前記発生時相検出手段にて検出された前記QRS群の発生時相から設定時間後の所定時間幅内での前記心電図信号の平均電圧値をST部電位として抽出するST部電位抽出手段とを備えている心電図解析装置。

【請求項3】 前記発生時相検出手段が、前記テンプレート波形として、単位振幅の3つの矩形波が負極性、正極性、負極性あるいは正極性、負極性、正極性の順に各極性の時間比率が1:2:1となるように並び、且つ、その3つの矩形波の合計時間幅が前記QRS群の時間幅に一致する波形を設定するように構成されている請求項1又は2記載の心電図解析装置。

【請求項4】 前記ST部電位抽出手段が、前記心電図信号に含まれる複数のQRS群の夫々について抽出した複数の前記ST部電位の平均値を求めるように構成されている請求項1～3のいずれかに記載の心電図解析装置。

【請求項5】 請求項1～4のいずれかに記載の心電図解析装置を用いた心電図解析方法であって、前記ST部電位抽出手段にて抽出された前記ST部電位に基づいてST偏位を判定する心電図解析方法。

【請求項6】 前記QRS群の発生時相から設定時間前の前記心電図信号の電圧値を基準電圧として、前記ST部電位を前記基準電圧と比較してST偏位を判定する請求項5記載の心電図解析方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心電図情報を解析する心電図解析装置、及びその心電図解析装置を用いた心電図解析方法に関する。

【0002】

【従来の技術】医療現場や生理学の分野において虚血等の心疾患を発見又は研究するために、心電図計測が広く行われており、膨大な臨床データが蓄積されている。既知のように、心電図とは心臓の収縮に伴う心筋内活動電流に起因して発生する体表面電位の時間変化を曲線として記録したものである。心臓の収縮過程の各時期によって活動電流の流れる組織部位やその広がり、電流の流れる方向等が刻々変化するため、電位観測用の電極を貼り付ける位置や誘導法によって誘起される心電図信号の波形は微妙に異なる。医療の現場では標準12誘導法が広く利用されている。

【0003】心電図信号の波形例を図4に示すが、1心拍分の心電図はP波、Q波、R波、S波、T波からなり、さらにT波の後にU波が現われる場合がある。P波は心房興奮に伴って発生し、P波発生後R波が開始するまでの間に心房収縮が起る。心房収縮によって、血液が心房から心室に送り込まれたタイミングでQ波、R波、S波という一連の波形（これをQRS群と呼ぶ）が発生し、心室興奮が起る。心室興奮後、心室収縮が起り、血液を全身に送り出す。T波は心室心筋の再分極過程で発生する。このように心臓の動きに密接に関連して心電図が発生する。

【0004】従って、周知のように心肥大、心筋の異常（虚血等）その他解剖学的な欠陥に密接に関連して心電図も変形するので、心電図を観測して波形を比較することで様々な心疾患の診断が可能となる。それらの心疾患のうち、図4に示すS波からT波に至る途中に位置するST部の電位が偏位（下降または上昇）する場合は、心筋の異常（虚血状態や心筋梗塞等）の初期症状の疑いがある。そこで、心電図波形から上記ST部の電位（以下、ST部電位という）を読み取る場合に、従来では、QRS群におけるR波のピーク位置をトリガ位相としてそのR波のピーク位置から設定時間後の電圧値を抽出するピークトリガ法や、心電図信号のレベルが所定閾値を超えた時点トリガ位相としてその時点から設定時間後の電圧値を抽出するレベルトリガ法などを用いていた。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、心拍を繰り返したときにR波の波形は左右対称ではなくピーク位置が左右にずれたり、あるいは、2つのピークが現われたりするため、従来のピークトリガ法では、ST部電位の抽出位置がQRS群の位置に対して時間的に前後に変動し、精度の高いST部電位が得られないという問題があった。また、レベルトリガ法では、心電図信号の基線動揺の影響を受けたり、個人によってT波のレベルが高いときは誤ってT波をトリガ位相として検出してしまうため、同様に、精度の高いST部電位が得られないという問題があった。その結果、ST偏位（ST部電位の下降や上昇）の判定が適切に行えないおそれがあるとい

う不具合があった。

【0006】本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、その第1の目的は、ST部電位をQRS群に対して安定した位置で抽出して、精度の高いST部電位を得ることが可能となる心電図解析装置を提供することである。第2の目的は、ST偏位の判定を適切に行うことが可能となる心電図解析方法を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明に係る心電図解析装置の第一の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項1に記載した如く、複数の心電図電極に現われる電気信号から心電図信号を生成する心電図信号生成手段と、前記心電図信号生成手段によって生成された心電図信号とその心電図信号に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となる時の前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出する発生時相検出手段と、前記発生時相検出手段にて検出された前記QRS群の発生時相から設定時間後の前記心電図信号の電圧値をST部電位として抽出するST部電位抽出手段とを備えている点にある。

【0008】同第二の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項2に記載した如く、複数の心電図電極に現われる電気信号から心電図信号を生成する心電図信号生成手段と、前記心電図信号生成手段によって生成された心電図信号とその心電図信号に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となる時の前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出する発生時相検出手段と、前記発生時相検出手段にて検出された前記QRS群の発生時相から設定時間後の所定時間幅内での前記心電図信号の平均電圧値をST部電位として抽出するST部電位抽出手段とを備えている点にある。

【0009】同第三の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項3に記載した如く、上記第一又は第二の特徴構成に加えて、前記発生時相検出手段が、前記テンプレート波形として、単位振幅の3つの矩形波が負極性、正極性、負極性あるいは正極性、負極性、正極性の順に各極性の時間比率が1:2:1となるように並び、且つ、その3つの矩形波の合計時間幅が前記QRS群の時間幅に一致する波形を設定するように構成されている点にある。

【0010】同第四の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項4に記載した如く、上記第一から第三のいずれかの特徴構成に加えて、前記ST部電位抽出手段が、前記心電図信号に含まれる複数個のQRS群の夫々について抽出した複数個の前記ST部電位の平均値を求めるように構成されている点にある。

【0011】本発明に係る心電図解析方法の第一の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項5に記載した如く、上記第一から第四のいずれかの特徴構成の心電図解析装置を用いて、前記ST部電位抽出手段にて抽出された前記ST部電位に基づいてST偏位を判定する点にある。

【0012】同第二の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項6に記載した如く、上記第一の特徴構成に加えて、前記QRS群の発生時相から設定時間前の前記心電図信号の電圧値を基準電圧として、前記ST部電位を前記基準電圧と比較してST偏位を判定する点にある。

【0013】以下に作用並びに効果を説明する。本発明に係る心電図解析装置の第一の特徴構成によれば、複数の心電図電極に現われる電気信号から生成された心電図信号とその心電図信号に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となる時の前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出し、そのQRS群の発生時相から設定時間後の前記心電図信号の電圧値をST部電位として抽出する。すなわち、上記相互相関処理はパターンマッチングとして知られた手法を応用した処理であり、QRS群の波形に対応するテンプレート波形と心電図信号との相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値がピークとなる位置を検出することで、QRS群の発生時相を検出するものである。従って、パターンマッチングによって心電図信号に含まれるQRS群の波形とその波形に対応するテンプレート波形とが最も良く一致する位置をQRS群の発生時相とし、そのQRS群の発生時相を基準としてST部電位の抽出位置を設定しているので、例えばR波のピーク位置が時間的に前後にずれたり、T波のレベルが高い場合でもその影響を受けることなく、ST部電位をQRS群に対して安定した位置で抽出して、精度の高いST部電位を得ることが可能となる心電図解析装置が提供される。

【0014】同第二の特徴構成によれば、複数の心電図電極に現われる電気信号から生成された心電図信号とその心電図信号に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となる時の前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出し、そのQRS群の発生時相から設定時間後の所定時間幅内での前記心電図信号の平均電圧値をST部電位として抽出する。すなわち、上記相互相関処理は、第1の特徴構成で述べたように、パターンマッチングとして知られた手法を応用してQRS群の発生時相を検出するものであり、さらに、そのQRS群の発生時相から設定時間後の所定時間幅内で前記心電図信号について平均電圧を求めてST部電位としている。従って、パターンマッチングによって心電図信号に含まれる

QRS群の波形とその波形に対応するテンプレート波形とが最も良く一致する位置をQRS群の発生時相とし、そのQRS群の発生時相を基準としてST部電位の抽出位置を設定しているため、例えばR波のピーク位置が時間的に前後にずれたり、T波のレベルが高い場合でもその影響を受けないようにすることで、しかも、抽出するST部電位を一点の電圧値ではなく所定時間幅内の平均電圧値としているため、ノイズ等による突発的な波形乱れを排除してS/N比を上げることができ、これにより、ST部電位をQRS群に対して安定した位置で抽出し、さらに精度の高いST部電位を得ることが可能となる心電図解析装置が提供される。

【0015】同第三の特徴構成によれば、単位振幅の3つの矩形波が負極性、正極性、負極性あるいは正極性、負極性、正極性の順に各極性の時間比率が1:2:1となるように並び、且つ、その3つの矩形波の合計時間幅が前記心電図信号に含まれるQRS群の時間幅に一致する波形をテンプレート波形として設定して、そのテンプレート波形と前記心電図信号との間で相互相関処理を行う。従って、一般的に相互相関処理の演算負荷は重くリアルタイム性に欠けるが、本特徴構成のように、QRS群の波形に対応するテンプレート波形として、正極性及び負極性に变化する3つの単位振幅の矩形波を組み合わせた波形を使用することで、相互相関処理が簡単な加減算処理で実行できるようになり、相互相関処理の演算処理の大幅な高速化が図られる。また、かかる演算処理の単純化が図られても、正極性と負極性の各合計の時間配分が等しいために、3つの矩形波の時間幅と異なる時間幅の信号成分は相互相関処理において相殺され、QRS群の信号成分を抽出してその発生時相を適正に検出することができる。

【0016】同第四の特徴構成によれば、前記心電図信号に含まれる複数個のQRS群の夫々について抽出した複数個の前記ST部電位の平均値が求められる。従って、各脈拍毎に繰り返し発生する複数個のQRS群について抽出した複数個のST部電位の平均値を求めているため、ST部電位のデータとして1拍分のST部電位ではなく複数拍分のST部電位の平均値を用いることで、各脈拍毎に生じる波形変動等の影響を排除してST部電位データのS/N比を上げることができ、より精度の高いST部電位を得ることが可能となる。

【0017】本発明に係る心電図解析方法の第一の特徴構成によれば、上述のように抽出されたST部電位に基づいてST偏位が判定される。従って、ST部電位の上昇又は下降によって虚血等の心疾患の初期症状を判定する場合に、精度の高いST部電位データに基づいて、ST偏位の判定を適切に行うことが可能となる心電図解析方法が提供される。

【0018】同第二の特徴構成によれば、前記抽出されたST部電位を、前記QRS群の発生時相から設定時間

前の心電図信号の電圧値である基準電圧と比較して、ST偏位が判定される。従って、心電図波形においてQRS群の後側に位置するST部電位を、QRS群の前側に位置する基準電位と比較して（例えば、ST部電位と基準電位の差をとって）ST偏位を判定するので、例えば心電図信号に基線動揺等による大きな波形変動が生じて、QRS群付近の電圧が大きく上下するような場合でも、基準電位とST部電位が同じように上下するため、両電位の比較（例えば両電位の差）において上記波形変動の影響が打ち消され、的確なST偏位の判定を行うことが可能となる。

【0019】

【発明の実施の形態】本発明に係る心電図解析装置及び解析方法の実施の形態を、浴槽心電計の場合について図面に基づいて説明する。

〔第1実施形態〕図1に示すように、心電図解析装置は、複数の心電図電極10に現れる電気信号40から心電図信号41を生成する心電図信号生成手段11と、心電図信号生成手段11にて生成された心電図信号に含まれるQRS群の発生時相を検出する発生時相検出手段12と、発生時相検出手段12にて検出されたQRS群の発生時相を基準としてST部電位を抽出するST部電位抽出手段17とを備えて構成されている。

【0020】図2に示すように、複数の心電図電極10は4つの電極10a~10dからなり、各電極10a~10dは被験者1が入浴する浴槽2の内壁面の湯水に浸水する所定位置に各別に設置される。具体的には、第1の電極10aが被験者1の右腕付け根外側に近い位置に、第2の電極10bが被験者1の左腕付け根外側に近い位置に、第3の電極10cが被験者1の左足付け根外側に近い位置に、第4の電極10dが被験者1の右足付け根外側に近い位置に、夫々設置されている。そして、上記各電極10a~10dに、浴槽内の湯水を介して形成される導電経路によって、被験者1の各対応する部位の表面電位が誘導される。

【0021】心電図信号生成手段11は、図3に示すように、基本的に3台の差動増幅器13~15で構成され、第1の電極10aに誘導される電気信号40aが第1の増幅器13と第2の増幅器14の負側入力に、第2の電極10bに誘導される電気信号40bが第1の増幅器13の正側入力と第3の増幅器15の負側入力に、第3の電極10cに誘導される電気信号40cが第2の増幅器14と第3の増幅器15の正側入力に、夫々入力される。また、各差動増幅器13~15は、各接地端子が第4の電極10dと電気的に接続され、電極10dの電位が各差動増幅器13~15の基準電位として供され、各電源も共通の電源から供給される。

【0022】上記の心電図信号生成手段11の構成と心電図電極10a~10dの配置位置によって、第1の増幅器13からは疑似第I誘導心電図41aが、第2の増

10

20

30

40

50

幅器14からは疑似第II誘導心電図41bが、第3の増幅器15からは疑似第III誘導心電図41cが、夫々出力される。ここで、各心電図信号41a~41cを疑似誘導と称しているのは、これらが、標準12誘導法における標準肢誘導の3種の双極導出心電図に対応しているもの、浴槽心電計に特有の基線動揺が含まれていることを考慮したものである。

【0023】また、各心電図信号41a~41cは、数式化すれば下記の数1~数3によって表わされる。ここで、VI、VII、VIIIは、夫々各疑似誘導心電図信号41a~41cの信号電圧であり、VR、VL、VFは夫々第1の電極10a、第2の電極10b、第3の電極10cの電位である。尚、各心電図信号41a~41cは必要に応じて更に増幅、或いは不要な電源ノイズや高周波ノイズを除くフィルタ処理が施される。

【0024】

【数1】 $V I = V L - V R$

【数2】 $V I I = V F - V R$

【数3】 $V I I I = V F - V L$

【0025】更に、心電図信号生成手段11は、標準12誘導法における標準肢誘導の3種の単極導出に対応する心電図信号を、下記の数4~数6に基づいて計算する演算手段16を備えている。ここで、aVR、aVL、aVFは、夫々3種の単極導出に対応する心電図信号の信号電圧である。

【0026】

【数4】 $a V R = V R - 0.5 (V L + V F) = -0.5 (V I + V I I)$

【数5】 $a V L = V L - 0.5 (V R + V F) = 0.5 (V I - V I I I)$

【数6】 $a V F = V F - 0.5 (V R + V L) = 0.5 (V I I + V I I I)$

【0027】上記構成による心電図信号生成手段11によって、標準12誘導法における6種の標準肢誘導の心電図信号41(VI、VII、VIII、aVR、aVL、aVF)が生成される。図4に、心電図信号41について波形例を示す。

【0028】次に、前記発生時相検出手段12について説明する。発生時相検出手段12は、前記心電図信号生成手段11によって生成された心電図信号41とその心電図信号41に含まれるQRS群の波形に対応するように設定したテンプレート波形との間で相互相関処理を行い、その相互相関処理の相関値が極大となるときの前記テンプレート波形の時間軸上での位置を前記QRS群の発生時相として検出するように構成されている。尚、上記相互相関処理を行う前に心電図信号41に対して所定の前処理(ノイズ除去処理等)を行う。具体的には、図5に示すように、発生時相検出手段12は、相互相関演算部18、最適窓幅設定部19、ピーク時相検出部20を備えて構成されている。

10

20

30

40

50

【0029】一般的に、心電図信号には、呼吸や体の動き等に起因した基線動揺の他、R波ピーク付近の波形形状の揺らぎ、心臓の位置が変化したり信号自体の振幅値が変化する等の各種の揺らぎが混在している。発生時相検出手段12は、処理対象の心電図信号41にかかる揺らぎが含まれていてもQRS群の発生時相を正確に検出できるように、動作原理として基本的にパターンマッチドフィルタとして公知の手法を、相互相関演算部18における演算処理に応用している。

【0030】しかしながら、通常のパターンマッチドフィルタによる相互相関処理は、演算負荷が非常に重くリアルタイム性に欠けるため、本実施形態では、発生時相検出手段12が、QRS群の波形に対応する前記テンプレート波形として、図6に示すように、単位振幅の3つの矩形波が負極性、正極性、負極性の順に各極性の時間比率が1:2:1となるように並び、且つ、その3つの矩形波の合計時間幅が前記QRS群の時間幅に一致する波形を設定する。因みに、QRS群の時間幅は、正常人の場合で約80ms程度である。尚、心電図信号41が図4に示す波形と正負が反転した波形である場合には、上記テンプレート波形として、単位振幅の3つの矩形波が正極性、負極性、正極性の順に各極性の時間比率が1:2:1となるように並び、且つ、その3つの矩形波の合計時間幅が前記QRS群の時間幅に一致する波形を設定する。

【0031】テンプレート波形として単位振幅の矩形波を用いることで、デジタル演算処理中の乗算処理を大幅に削減できるとともに、一定のサンプリング間隔における後続のサンプリング値に対する相互相関値を漸化式で表現でき再計算負荷の軽減が図れる。また、かかる演算処理の簡単化が図られても、正極性と負極性の各合計の時間配分が等しいため、3つの矩形波の時間幅と異なる時間幅の信号成分は相互相関処理において相殺され、QRS群の信号成分を抽出してその発生時相を適正に検出することができる。以下、具体例に基づいて説明する。

【0032】心電図信号41は図示しないAD変換部によってデジタル化されてから、数7に示す時系列データd[t]として相互相関演算部18に入力されるとする。また、説明の簡単化のため、テンプレート波形とQRS群の時間幅を12標本とすれば、テンプレート波形w[t]は数8のように表わされる。この場合、相互相関値[t](例えば、最初の4標本分0~3)は数9~数12のようにして得られる。

【0033】

【数7】

$d [t] = [d 0 , d 1 , d 2 , d 3 , \dots , d_{n-1}]$

【数8】 $w [t] = [- 1 , - 1 , - 1 , 1 , 1 , 1 , 1 , 1 , 1 , - 1 , - 1 - 1]$

【数9】 $0 = - d 0 - d 1 - d 2 + d 3 + d 4 + d 5$

$$+ d_6 + d_7 + d_8 - d_9 - d_{10} - d_{11}$$

【数10】 $1 = -d_1 - d_2 - d_3 + d_4 + d_5 + d_6 + d_7 + d_8 + d_9 - d_{10} - d_{11} - d_{12}$

【数11】 $2 = -d_2 - d_3 - d_4 + d_5 + d_6 + d_7 + d_8 + d_9 + d_{10} - d_{11} - d_{12} - d_{13}$

【数12】 $3 = -d_3 - d_4 - d_5 + d_6 + d_7 + d_8 + d_9 + d_{10} + d_{11} - d_{12} - d_{13} - d_{14}$

【0034】上記数10～数12は、各相互相関値 i を1標本前の $i-1$ を用いて書き換えると、数13～数15のように、既出の相互相関値と被処理心電図信号の4標本値の加減算のみの簡単な漸化式で表わされるため、演算負荷の軽減が図れることが分かる。更に、テンプレート波形とQRS群の時間幅を4m標本としてより一般化すると、数13～数15は数16のように表現できる。

【0035】

【数13】 $1 = 0 + d_0 - 2 \times d_3 + 2 \times d_9 - d_{12}$

【数14】 $2 = 1 + d_1 - 2 \times d_4 + 2 \times d_{10} - d_{13}$

【数15】 $3 = 2 + d_2 - 2 \times d_5 + 2 \times d_{11} - d_{14}$

【数16】 $i+1 = i + d_i - 2 \times d_{i+m} + 2 \times d_{i+3m} - d_{i+4m}$

【0036】数16に示す演算式に基づく相互相関演算部18は、図7に示すように、FIFOメモリ28、レジスタ29、加算器30を用いて簡単な構成で実現できる。FIFOメモリ28、レジスタ29、加算器30の入出力ビット幅は被処理心電図信号41の信号値の量子化ビット数に応じて決定される。最適窓幅設定部19は、相互相関演算部18の出力である相互相関値42を入力して、相互相関値42の局所ピーク値が最大となるテンプレート波形の時間幅を設定する。

【0037】図8に相互相関演算部18の入出力信号の一例を示す。上段が入力信号である心電図信号41で、下段が出力信号である相互相関値42である。このように、相互相関演算部18によって、心電図信号41からQRS群を抽出することができる。そして、ピーク時相検出部20は、相互相関値42の時系列データから局所ピークの存在を検出し、各検出時刻(図に $t_1 \sim t_6$ で示す)にパルス信号43を出力する。このパルス信号43がQRS群の発生時相を表わす。

【0038】次に、前記ST部電位抽出手段17について説明する。ST部電位抽出手段17は、前記発生時相検出手段12にて検出されたQRS群の発生時相から設定時間 t_s (msec) 後の前記心電図信号の電圧値をST部電位として抽出するように構成されている。具体的には、図5に示すように、ST部電位抽出手段17は、前記パルス信号43の時刻(図8の $t_1 \sim t_6$ 等)を中心として1拍分の心電図波形を切り出す心電図波形

10

20

30

40

50

切り出し部21、心電図波形切り出し部21で切り出したn拍(例えば10拍)分の心電図波形データを加算する加算部22、加算部22で加算されたn拍分の心電図波形を平均する平均算出部23、そのn拍分の平均心電図波形上でST部電位を読み取るST部電位読取り部24を備えて構成されている。即ち、ST部電位抽出手段17は、心電図信号に含まれる複数個(この実施形態では、10個)のQRS群の夫々について抽出した複数個の前記ST部電位の平均値を求めるように構成されている。尚、上記平均算出部23で得られた平均心電図波形、及びST部電位読取り部24で読み取ったST部電位は、前記パルス信号43とともに、プリンタで出力されるか、表示装置の画面上に表示される。

【0039】次に、上記心電図解析装置を用いた心電図解析方法について説明すると、前記ST部電位抽出手段17にて抽出されたST部電位に基づいてST偏位を判定するものであり、具体的には、図9に示すように、前記QRS群の発生時相(前記パルス信号43の時刻)から設定時間 t_k (msec) 前の前記心電図信号の電圧値を基準電圧として、前記ST部電位を前記基準電圧と比較してST偏位を判定する。即ち、前記ST部電位から上記基準電圧を引いた差の電圧値が、高いか低いかによって、ST上昇又はST下降が生じているか否かを判定する。

【0040】〔第2実施形態〕次に、本発明に係る心電図解析装置及び解析方法の第2実施形態について説明するが、この第2実施形態では、ST部電位抽出手段17の一部構成が、第1実施形態と異なる点を除いて、第1実施形態と同様に構成されている。即ち、心電図解析装置では、前記ST部電位抽出手段17が、前記発生時相検出手段12にて検出されたQRS群の発生時相から設定時間 t_s (msec) 後の所定時間幅 t (msec) 内での前記心電図信号の平均電圧値をST部電位として抽出するように構成されている。具体的には、図10に示すように、QRS群の発生時相から設定時間 t_s (msec) 後の時刻を中心として時間幅 t (msec) 内の心電図信号データの平均値を計算してST部電位とするとともに、QRS群の発生時相から設定時間 t_k (msec) 前の時刻を中心として時間幅 t (msec) 内の心電図信号データの平均値を計算して前記基準電圧とする。

【0041】そして、上記心電図解析装置を用いた心電図解析方法では、上記のように時間幅 t (msec) 内の心電図信号データを平均して求めたST部電位及び基準電圧を比較してST偏位を判定する。

【0042】〔別実施形態〕以下に別実施形態を説明する。上記実施形態では、発生時相検出手段12が設定するテンプレート波形として、単位時間幅の3つの矩形波が負極性と正極性とに変化する所定の波形を設定したが、これ以外に、心電図信号に含まれるQRS群の波形

に対応する種々のテンプレート波形を設定することができる。

【0043】上記実施形態では、心電図信号生成手段11で生成された基線動揺を含む心電図信号を、発生時相検出手段17に備えた相互相関演算部18に入力するようにしたが、心電図信号生成手段11で生成された心電図信号について基線動揺除去処理を行って基線動揺を除去した後の心電図信号を相互相関演算部18に入力するようにしてもよい。

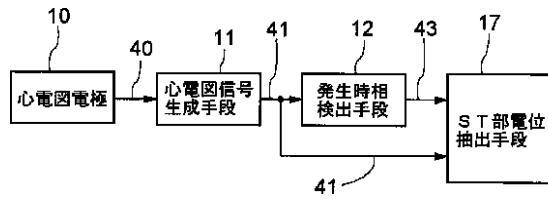
【0044】上記実施形態では、本発明に係る心電図解析装置を浴槽心電計に適用した場合について説明したが、浴槽心電計以外の通常的心電計にも適用できる。

【図面の簡単な説明】

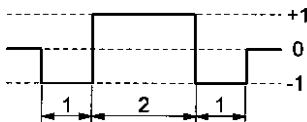
【図1】本発明に係る心電図解析装置の構成を示すブロック図

【図2】浴槽心電計の電極配置を示す浴槽の斜視図

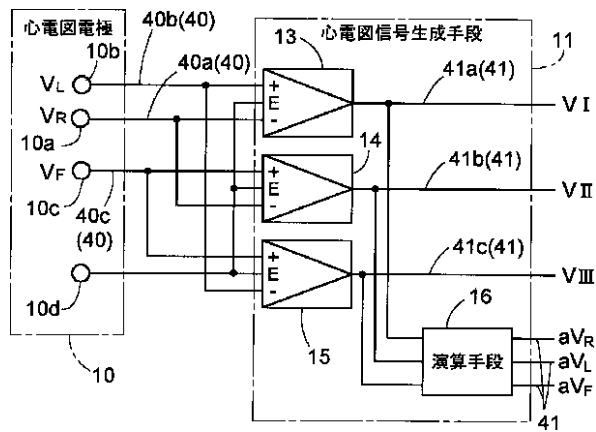
【図1】



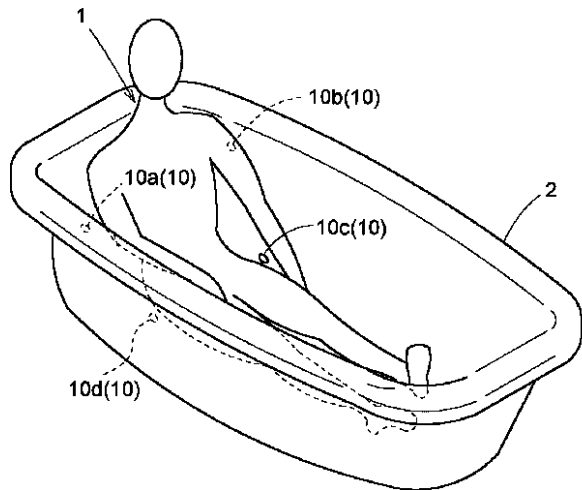
【図6】



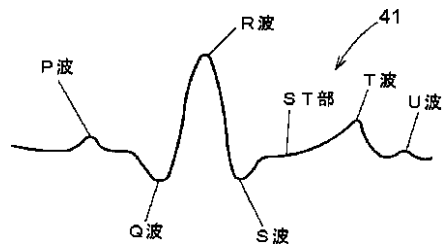
【図3】



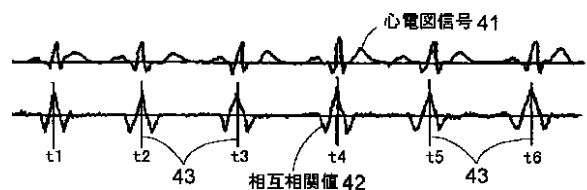
【図2】



【図4】



【図8】



* 【図3】心電図信号生成手段の構成を示す回路図

【図4】心電図信号の波形を示す波形図

【図5】発生時相検出手段とS T部電位抽出手段の構成を示す回路図

【図6】テンプレート波形の一例を示す波形図

【図7】相互相関演算部の構成を示す回路図

【図8】相互相関演算部の入出力信号の一例を示す波形図

【図9】S T部電位抽出処理を示す波形図

10 【図10】第2実施形態に係るS T部電位抽出処理を示す波形図

【符号の説明】

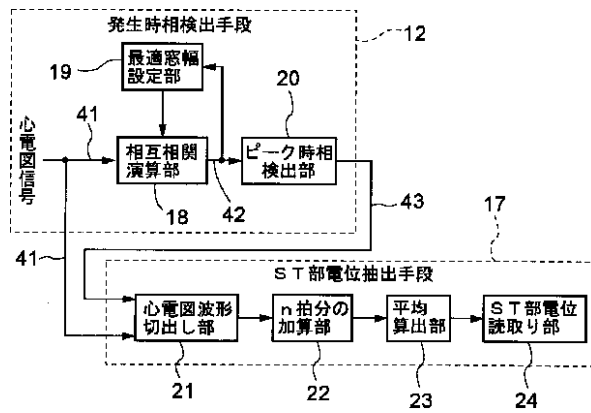
10 心電図電極

11 心電図信号生成手段

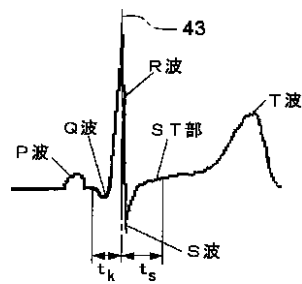
12 発生時相検出手段

17 S T部電位抽出手段

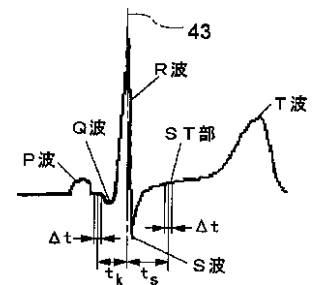
【図5】



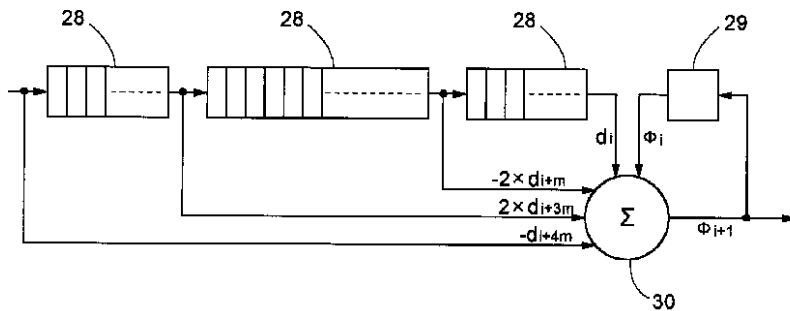
【図9】



【図10】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 出馬 弘昭
 大阪府大阪市中央区平野町四丁目1番2号
 大阪瓦斯株式会社内

(72)発明者 上田 智章
 京都府京都市下京区中堂寺南町17 株式会
 社関西新技術研究所内

Fターム(参考) 4C027 AA02 CC00 EE01 EE05 FF00
 FF01 FF02 FF07 GG01 GG07
 GG10 KK01