

(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2002-78695
(P2002-78695A)

(43) 公開日 平成14年3月19日 (2002.3.19)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームコード* (参考)
A 6 1 B	5/0428	A 4 7 K 3/02	2 D 0 3 2
A 4 7 K	3/02	A 6 1 B 5/04	3 1 0 B 4 C 0 2 7
A 6 1 B	5/0472		3 1 2 Q

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-273973 (P2000-273973)

(22) 出願日 平成12年9月8日 (2000.9.8)

(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

(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

(74) 代理人 100107308

弁理士 北村 修一郎 (外1名)

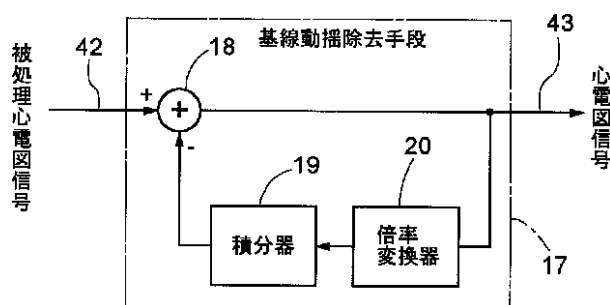
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心電図計測装置

(57) 【要約】

【課題】 浴槽心電計等において、有用な心電図波形情報を保持しつつ基線動揺のみを効果的に除去することで、従来の標準12誘導法による心電図の臨床データを有効に活用し得る心電図計測装置を提供する。

【解決手段】 信号処理手段が、減算器18と倍率変換器20と積分器19を有し、被処理心電図信号42を減算器18の正側入力に入力し、減算器18からの出力信号に対して、倍率変換器20による倍率変換処理と積分器19による積分処理の何れか一方を先に、他方をその後にして得られる信号を減算器18の負側入力に入力することにより、被処理心電図信号42から基線動揺を除去した心電図信号43を減算器18から出力する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の心電図電極と、前記複数の心電図電極に現れる電気信号から心電図信号を生成処理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後の被処理心電図信号に対して所定の信号処理を行う信号処理手段とを備え、

前記信号処理手段が、減算器と倍率変換器と積分器を有し、前記被処理心電図信号を前記減算器の正側入力に投入し、前記減算器からの出力信号に対して、前記倍率変換器による倍率変換処理と前記積分器による積分処理の何れか一方を先に、他方をその後にして得られる信号を前記減算器の負側入力に投入することにより、前記被処理心電図信号から基線動揺を除去または低減した心電図信号を前記減算器から出力すべく構成されていることを特徴とする心電図計測装置。

【請求項 2】 複数の心電図電極と、前記複数の心電図電極に現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後の被処理心電図信号に対して所定の信号処理を行う信号処理手段とを備えてなり、

前記信号処理手段が、単位振幅の三つの矩形波が負極性・正極性・負極性或いは正極性・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、三つの矩形波の時間幅が前記被処理心電図信号に含まれる一つまたは複数の特徴的信号成分の時間幅となるように設定されてなるテンプレート波形と、前記被処理心電図信号との相互相関処理を行う相互相関演算部を備えていることを特徴とする心電図計測装置。

【請求項 3】 前記相互相関演算部の相互相関出力が所定の閾値以上となる局所ピーク検出時刻に基づいて、前記特徴的信号成分の発生時相を検出する発生時相検出手段を備えていることを特徴とする請求項 2 記載の心電図計測装置。

【請求項 4】 前記特徴的信号成分が QRS 群であることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の心電図計測装置。

【請求項 5】 前記信号処理手段が前記特徴的信号成分を連続して所定回数以上検出した場合に、所定のトリガ信号を出力することを特徴とする請求項 2、3 または 4 記載の心電図計測装置。

【請求項 6】 被験者が入浴する浴槽内壁面の所定位置に各別に設置された少なくとも三つの心電図電極と、前記少なくとも三つの各心電図電極に現れる電気信号から擬似的な標準肢誘導である心電図信号を生成する心電図信号生成手段とを備えてなり、

前記各心電図電極は、第 1 の電極が前記被験者の右腕付け根外側に近い位置に、第 2 の電極が前記被験者の左腕付け根外側に近い位置に、第 3 の電極が前記被験者の左足付け根外側に近い位置に配置されており、

前記心電図信号生成手段が、前記第 1 の電極と前記第 2

の電極間、前記第 1 の電極と前記第 3 の電極間、及び、前記第 2 の電極と前記第 3 の電極間の、前記電気信号の差信号成分を各別に増幅する差動増幅手段を備えてなることを特徴とする心電図計測装置。

【請求項 7】 被験者が入浴する浴槽内壁面の所定位置に各別に設置された少なくとも三つの心電図電極と、前記少なくとも三つの各心電図電極に現れる電気信号から擬似的な標準肢誘導である心電図信号を生成する心電図信号生成手段とを備えてなり、

10 前記各心電図電極は、第 1 の電極が前記被験者の右腕付け根外側に近い位置に、第 2 の電極が前記被験者の左腕付け根外側に近い位置に、第 3 の電極が前記被験者の左膝上方外側に近く且つ前記第 2 の電極と同じ深さの位置に配置されており、

前記心電図信号生成手段が、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極間、前記第 1 の電極と前記第 3 の電極間、及び、前記第 2 の電極と前記第 3 の電極間の、前記電気信号の差信号成分を各別に増幅する差動増幅手段を備えてなることを特徴とする心電図計測装置。

20 【請求項 8】 前記少なくとも三つの心電図電極が、前記第 1、第 2 及び第 3 の電極に加えて、前記浴槽内壁面の前記第 3 の電極に対して浴槽内にいる被験者の身体を基準にして左右対称となる位置に配置された第 4 の電極を有し、前記差動増幅手段が、3 台の独立した差動増幅器からなり、前記 3 台の差動増幅器の基準電位を全て前記第 4 の電極の電位とすることを特徴とする請求項 6 または 7 記載の心電図計測装置。

30 【請求項 9】 前記信号処理手段の処理結果に基づいて、被験者の体調を推定する体調推定手段を備えていることを特徴とする請求項 1、2、3、4 または 5 記載の心電図計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、浴槽心電計等の心電図に基線動揺が生じ易い電極構造を有する心電計における、心電図計測の高精度化技術に関する。

【0002】

40 【従来技術】医療現場や生理学の研究においては、標準 1 2 誘導法と呼ばれる心電図計測方法が広く用いられており、膨大な臨床データが蓄積されている。更に、計測された心電図を臨床データとして蓄積するには、計測結果である心電図が一定の品質を有している必要性から、測定環境や測定器である心電計による誤差や測定バラツキを最小限に抑制すべく、電極の装着位置や電極材料に対する細かな制約が設けられている。

50 【0003】例えば、電極材料について言えば、高価な Ag - AgCl 電極が使用されている。これは、体表面の汗（塩分）と電極間で生じる電気化学反応により体表面電位が変動を来すのを防止することで心電図の基線動

揺を抑制する効果がある。従って、被験者体表面の汗の影響による誤差や測定バラツキを最小限に抑制できる。また、電極に現れる体表面電位信号（電気信号）を信号処理する場合におけるノイズ除去も簡単なフィルタ処理で済ますことができる。

【0004】また、電極の装着位置に対する細かな制約によって、かかる電極装着作業が医療従事者以外の者にとっては非常に困難な作業となっている。このことは、心電図計測は、心電図の解析によって心疾患の診断やリラックス度や体調の評価が行なえる有用な方法であるのも拘らず、産業上の利用範囲が著しく制約を受ける要因となっている。

【0005】一方、被験者に直接電極を装着する必要がなく被験者の心電図を無拘束且つ非侵襲に計測する手段として浴槽心電計が開発されている。この浴槽心電計は、被験者が入浴する浴槽内壁面に複数の電極を配置し、浴槽内の湯水の電気伝導性が比較的良好であることを利用して、被験者の体表面に直接電極を装着する労を要することなく、浴槽内の被験者の心電図を連続的に計測できるようにしたものである。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記した浴槽心電計は、電極と被験者体表面の間に湯水が介在するため、心電図に被験者の体の動きや呼吸による基線動揺に加えて湯水の動揺等に起因する大きな基線動揺が生じ、標準12誘導法とは異なる誘導法となって、得られる心電図の波形が標準12誘導法による心電図の波形と異なる。この結果、臨床医学や生理学の研究者等が収集蓄積した膨大な臨床データとの比較が行えず、心疾患の診断やリラックス度や体調の評価に関し、当該臨床データを有効に活用できないという不都合があった。

【0007】本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、浴槽心電計等の心電図に大きな基線動揺が発生し得る心電図計測装置において、有用な心電図波形情報を保持しつつ当該基線動揺のみを効果的に除去することで、従来の標準12誘導法による心電図の臨床データを有効に活用し得る心電図計測装置を提供する点にある。

【0008】

【課題を解決するための手段】この目的を達成するための本発明に係る心電図計測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、複数の心電図電極と、前記複数の心電図電極に現れる電気信号から心電図信号を生成処理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後の被処理心電図信号に対して所定の信号処理を行う信号処理手段とを備え、前記信号処理手段が、減算器と倍率変換器と積分器を有し、前記被処理心電図信号を前記減算器の正側入力に入力し、前記減算器からの出力信号に対して、前記倍率変換器による倍率変換処理と前記積分器による積

分処理の何れか一方を先に、他方をその後に行なうことにより、前記被処理心電図信号から基線動揺を除去または低減した心電図信号を前記減算器から出力すべく構成されている点にある。

【0009】ここで、前記信号処理手段の処理対象となる被処理心電図信号は、前記心電図信号生成手段が生成した心電図信号であっても、また、その心電図信号に対して所定の前処理、例えば従来の心電図計測装置で行っていたノイズ除去処理等、を施した心電図信号であっても構わない。また、当該前処理が前記心電図信号生成手段で行われても構わない。

【0010】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、複数の心電図電極と、前記複数の心電図電極に現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後の被処理心電図信号に対して所定の信号処理を行う信号処理手段とを備えてなり、前記信号処理手段が、単位振幅の三つの矩形波が負極性・正極性・負極性或いは正極性・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、三つの矩形波の時間幅が前記被処理心電図信号に含まれる一つまたは複数の特徴的信号成分の時間幅となるように設定されてなるテンプレート波形と、前記被処理心電図信号との相互相関処理を行う相互相関演算部を備えている点にある。

【0011】ここで、前記信号処理手段の処理対象となる被処理心電図信号は、前記心電図信号生成手段が生成した心電図信号であっても、また、その心電図信号に対して所定の前処理、例えば従来の心電図計測装置で行っていたノイズ除去処理や上記第一の特徴構成の信号処理手段による基線動揺除去または低減処理等、を施した心電図信号であっても構わない。また、当該前処理が前記心電図信号生成手段で行われても構わない。

【0012】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、上記第二の特徴構成に加えて、前記相互相関演算部の相互相関出力が所定の閾値以上となる局所ピーク検出時刻に基づいて、前記特徴的信号成分の発生時相を検出する発生時相検出手段を備えている点にある。

【0013】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、上記第二または第三の特徴構成に加えて、前記特徴的信号成分がQRS群である点にある。

【0014】同第五の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項5に記載した如く、上記第二、第三または第四の特徴構成に加えて、前記信号処理手段が前記特徴的信号成分を連続して所定回数以上検出した場合に、所定のトリガ信号を出力する点にある。

【0015】同第六の特徴構成は、特許請求の範囲の欄

の請求項 6 に記載した如く、被験者が入浴する浴槽内壁面の所定位置に各別に設置された少なくとも三つの心電図電極と、前記少なくとも三つの各心電図電極に現れる電気信号から擬似的な標準肢誘導である心電図信号を生成する心電図信号生成手段とを備えてなり、前記各心電図電極は、第 1 の電極が前記被験者の右腕付け根外側に近い位置に、第 2 の電極が前記被験者の左腕付け根外側に近い位置に、第 3 の電極が前記被験者の左足付け根外側に近い位置に配置されており、前記心電図信号生成手段が、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極間、前記第 1 の電極と前記第 3 の電極間、及び、前記第 2 の電極と前記第 3 の電極間の、前記電気信号の差信号成分を各別に増幅する差動増幅手段を備えてなる点にある。

【0016】同第七の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項 7 に記載した如く、被験者が入浴する浴槽内壁面の所定位置に各別に設置された少なくとも三つの心電図電極と、前記少なくとも三つの各心電図電極に現れる電気信号から擬似的な標準肢誘導である心電図信号を生成する心電図信号生成手段とを備えてなり、前記各心電図電極は、第 1 の電極が前記被験者の右腕付け根外側に近い位置に、第 2 の電極が前記被験者の左腕付け根外側に近い位置に、第 3 の電極が前記被験者の左膝上方外側に近く且つ前記第 2 の電極と同じ深さの位置に配置されており、前記心電図信号生成手段が、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極間、前記第 1 の電極と前記第 3 の電極間、及び、前記第 2 の電極と前記第 3 の電極間の、前記電気信号の差信号成分を各別に増幅する差動増幅手段を備えてなる点にある。

【0017】同第八の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項 8 に記載した如く、上記第六または第七の特徴構成に加えて、前記少なくとも三つの心電図電極が、前記第 1、第 2 及び第 3 の電極に加えて、前記浴槽内壁面の前記第 3 の電極に対して浴槽内にいる被験者の身体を基準にして左右対称となる位置に配置された第 4 の電極を有し、前記差動増幅手段が、3 台の独立した差動増幅器からなり、前記 3 台の差動増幅器の基準電位を全て前記第 4 の電極の電位とする点にある。

【0018】同第九の特徴構成は、特許請求の範囲の欄の請求項 9 に記載した如く、上記第一、第二、第三、第四または第五の特徴構成に加えて、前記信号処理手段の処理結果に基づいて、被験者の体調を推定する体調推定手段を備えている点にある。

【0019】以下に上記各特徴構成の作用並びに効果を説明する。本発明に係る心電図計測装置の第一の特徴構成によれば、信号処理手段の減算器出力が倍率変換処理及び積分処理された後に基線動揺の推定値として減算器の負側入力にフィードバックされることから、減算器によって基線動揺を含む心電図信号から当該基線動揺が除去される。この結果、心電図信号に含まれる有用な心電図情報、例えば、心臓の動きに関連して発生する P 波、

Q 波、R 波、S 波、T 波、QRS 群等の特徴的信号成分の波形や発生時相や発生周期、或いは、隣接する各波の間隔や、その間に発生する異常波形等を保持した状態で、これら有用な心電図情報の検出を阻害する基線動揺を効果的に除去できる。この結果、基線動揺除去後の心電図波形が、従来の標準 1 2 誘導法による心電図波形により近い波形となり、標準 1 2 誘導法による心電図の臨床データを有効に活用できる。

【0020】より詳細には、本特徴構成の減算器は、基本的に入力値から出力の積分値を減算するので、出力値が小さくなるように作用する。ところで、現実のフィードバック要素である倍率変換処理及び積分処理は一定の時定数をもって処理されることから、この時定数を所定範囲（例えば 1 ~ 10 秒程度）に設定しておけば、一定期間の基線動揺に比べ高周波の上記特徴的信号成分の波形が上記倍率変換処理及び積分処理によって基線動揺に沿って平滑化され、直近の基線動揺成分の推定値が得られる。この推定値は高周波の特徴的信号成分が除去されているので、上記減算処理によって被処理心電図信号から特徴的信号成分が失われず、低周波成分の基線動揺だけが減算処理される結果となる。従って、上記時定数が極端に短いと、上記推定値に特徴的信号成分が含まれる結果となり、基線動揺以外に本来の信号成分も消失する虞がある。ここで、倍率変換器は積分器のカットオフ周波数を決定するために使用される。

【0021】尚、信号処理手段の入出力はアナログ信号に限定されるものではなく、デジタル信号であっても構わない。従って、デジタル信号の場合は、減算器、倍率変換器、積分器は夫々デジタル回路で構成される。

【0022】同第二の特徴構成によれば、心電図信号に含まれる有用な心電図情報である P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波、QRS 群等の特徴的信号成分の内、特定の信号成分に着目してその発生状況を正確に確認できる。また、特に同第三の特徴構成によれば、その相互相関出力から特徴的信号成分の発生時相が正確に抽出できることから、その抽出された特徴的信号成分の発生時相に関連する被験者の生理情報を得ることができる。

【0023】更に、本処理によって特定の信号成分の波形情報のみを抽出することから、結果的に被処理心電図信号に含まれる基線動揺やその他の心電図信号の動揺が除去され、従来の標準 1 2 誘導法による心電図波形に対して、略正確な発生時相の当該特徴的信号成分が得られるので、当該特徴的信号成分の発生時相に関する標準 1 2 誘導法による心電図の臨床データを有効に活用できる。

【0024】尚、本特徴構成の相互相関処理はパターンマッチドフィルタとして知られた手法を応用した処理を行っている。つまり、抽出対象となる特徴的信号成分と同一形状の信号波形（テンプレート波形）と被処理心電

図信号との相互相関処理を行い、その相互相関出力の出力値が所定の閾値以上となる局所ピークを検出することで、その検出時刻に基づいて抽出対象の特徴的信号成分の出現時間を知ることができる。しかし、一般的に相互相関処理の演算負荷は非常に重くリアルタイム性に欠けるため、本特徴構成では、単位振幅の三つの矩形波が負極性・正極性・負極性或いは正極性・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、三つの矩形波の時間幅が抽出対象の特徴的信号成分の時間幅となるように設定されてなるテンプレート波形を使用することで、相互相関演算が簡単な加減算処理で実行できるようになり、演算処理の大幅な高速化が図られている。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、三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演算処理において相殺されるため、必要な特徴的信号成分が抽出できる。

【0025】同第四の特徴構成によれば、前記被処理心電図信号に大きな基線動揺やR波ピーク付近の波形形状の動揺、その他の動揺があっても、QRS群の出現時間を正確に検出することができる。その結果、R-R間隔に基づく心拍変動等の被験者の生理情報を容易に判定することができる。

【0026】同第五の特徴構成によれば、前記信号処理手段が前記特徴的信号成分を連続して所定回数以上検出した場合に、被験者が安定状態にあると判断できることから、トリガ信号の発信を基準に、当該発信後の前記信号処理手段の結果を被験者の体調等の生理状態の判定に使用することで、より正確な判定が行える。特に、浴槽心電計の場合、入浴直後に一時的な心拍変動や血圧上昇が生じるため、トリガ信号を利用することで、かかる初期変動の影響を受けることなく、上記判定を実行できる。

【0027】同第六または第七の特徴構成によれば、電極の設置位置が標準12誘導法による心電図に近似した心電図を得ることができるため、各電極間の差信号を差動増幅手段で増幅することにより、標準12誘導法の一部である標準肢誘導の3種の双極導出による心電図信号を擬似的に生成することができる。また、この3種の双極導出信号から、Goldberger導出法と呼ばれる3種の単極導出による心電図も計算によって求めることができる。従って、本特徴構成で得られた心電図を従来の標準12誘導法による心電図と比較することで、過去の臨床データに基づく各種診断が可能となる。

【0028】同第八の特徴構成によれば、第4の電極が検出する体表面電位の被験者体表面上の位置が、他の3つの電極が検出する体表面電位の被験者体表面上の位置に対して、電気的に略等距離にあるため、第4の電極の電位を3台の差動増幅器の基準電位とすることで、各差動増幅器に対して共通の電源電圧を供給することで、

10

20

30

40

50

各入力電圧も基準電位に対して一定範囲内に抑えることができ、各差動増幅器の確実な動作を保証するとともに、差動増幅手段を簡単に構成することが可能となる。

【0029】同第九の特徴構成によれば、体調推定手段によって被験者の体調が推定されるため、専門家による信号処理手段の処理結果の解析を必要とせず、被験者自身或いは第三者が、被験者の体調を容易且正確に判断できる。また、当該推定結果に基づいて被験者の環境を自動的に或いは半自動的に調整することも可能となる。

【0030】

【発明の実施の形態】本発明に係る心電図計測装置(以下、単に「本発明装置」という。)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。

【0031】第一実施形態 図1に示すように、本発明装置は、複数の心電図電極10と、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を生成処理する心電図信号生成手段11と、心電図信号生成手段11によって生成された後の被処理心電図信号42に対して所定の信号処理を行う信号処理手段12とを備えて構成されている。尚、本第一実施形態では、信号処理手段12は、被処理心電図信号42として心電図信号生成手段11が生成した心電図信号41を直接処理する。

【0032】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設置されている。

【0033】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。

【0034】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誘導心電図信号41aが、第2の増幅器14からは疑似第II誘導心電図信号41bが、第3の増幅器15からは疑似第III誘導心電図信号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 1 2 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の、後述する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。

【0035】また、各心電図信号 4 1 a ~ 4 1 c は、数式化すれば下記の数 1 ~ 数 3 によって表される。ここで、 V_I 、 V_{II} 、 V_{III} は、夫々各疑似誘導心電図信号 4 1 a ~ 4 1 c の信号電圧であり、 V_R 、 V_L 、 V_F は、夫々第 1 の電極 1 0 a、第 2 の電極 1 0 b、第 3 の電極 1 0 c の電位である。

【0036】

【数 1】 $V_I = V_L - V_R$

【数 2】 $V_{II} = V_F - V_R$

【数 3】 $V_{III} = V_F - V_L$

【0037】尚、各心電図信号 4 1 a ~ 4 1 c 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のフィルタ処理が施される。

【0038】更に、心電図信号生成手段 1 1 は、図 3 に示すように、標準 1 2 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、計算によって導出する演算手段 1 6 を備えている。ここで、 aV_R 、 aV_L 、 aV_F 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。

【0039】

【数 4】

$$aV_R = V_R - 0.5(V_L + V_F) = -0.5(V_I + V_{II})$$

【数 5】

$$aV_L = V_L - 0.5(V_R + V_F) = 0.5(V_I - V_{III})$$

【数 6】

$$aV_F = V_F - 0.5(V_R + V_L) = 0.5(V_I + V_{II})$$

【0040】上記構成による心電図信号生成手段 1 1 によって、標準 1 2 誘導法における 6 種の標準肢誘導の心電図信号 4 1 (V_I 、 V_{II} 、 V_{III} 、 aV_R 、 aV_L 、 aV_F) が生成される。

【0041】信号処理手段 1 2 は、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 4 1 またはこれら心電図信号 4 1 に対して所定の前処理、例えば、電源ノイズの除去処理等、を施した心電図信号 (両者を総称して被処理心電図信号 4 2) に対して、基線動揺を除去 (または大幅に低減) する基線動揺除去手段 1 7 を備える。

【0042】この基線動揺除去手段 1 7 は、図 4 に示すように、減算器 1 8、積分器 1 9、倍率変換器 2 0 を備えて構成される。尚、図 4 に示す処理回路は 1 信号分である。減算器 1 8 の正側入力が被処理心電図信号 4 2 の 1 信号で、出力が基線動揺除去後の心電図信号 4 3 である。この心電図信号に対して倍率変換処理と積分処理を施すことで、被処理心電図信号 4 2 に重畳した浴槽 2 内の湯水の動きや被験者 1 の身体の動き等に起因して発生する低周波の基線動揺成分の推定値が得られ、これを減算器 1 8 の負側入力にフィードバックすることで、基線動揺除去後の心電図信号 4 3 が得られる。ここで、積分

器 1 9 と倍率変換器 2 0 の全体での時定数を 1 ~ 1 0 秒程度に設定することで、一定期間の基線動揺に比べ高周波の上記特徴的信号成分 (P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波、QRS 群等) の波形が上記倍率変換処理及び積分処理によって基線動揺に沿って平滑化され、直近の基線動揺成分の推定値が得られる。この推定値は高周波の特徴的信号成分が除去されているので、上記減算処理によって被処理心電図信号から特徴的信号成分が失われず、低周波数成分の基線動揺だけが減算処理される。従って、時定数が極端に短いと、上記推定値に特徴的信号成分が含まれる結果となり、基線動揺以外に本来の信号成分も消失する虞がある。ここで、図 4 に示す構成に対して、積分器 1 9 と倍率変換器 2 0 の配置を入れ換え倍率変換処理と積分処理の順番を逆転させても同様の効果を得ることができる。

10

20

【0043】また、基線動揺除去手段 1 7 は、アナログ信号処理の他、デジタル信号処理によって実現することも可能である。この場合、積分処理は区分求積法によって容易に実現できる。即ち、初期値を 0 から始めてサンプリング間隔毎に入力デジタル値を累積加算し、その値を記憶及び出力すればよい。より具体的には、入力デジタル値が 1 6 ビット幅であれば、3 2 ビットで累積加算を行い、その累積加算値に倍率を示す係数を乗じたものが、上記推定値となるため、この値をデジタル変換された被処理心電図信号 4 2 から減じればリアルタイム処理が容易に実現できる。尚、被処理心電図信号 4 2 の A/D 変換処理は、信号処理手段 1 2 と心電図信号生成手段 1 1 の何れで実行しても構わない。

【0044】本実施形態では、標準 1 2 誘導法における 6 種の標準肢誘導の心電図信号 4 1 の全てに対して、上記基線動揺除去処理を実行することで、臨床医学や生理学研究の場で得られる標準 1 2 誘導法における 6 種の標準肢誘導に近似した各心電図信号 4 3 が得られる。この結果、これらのデータと臨床医学や生理学研究の場で蓄積された臨床データとの比較検討が可能となり、浴槽心電計を利用した簡易な心電図計測結果に対しても、かかる臨床データの有効利用が可能となる。

【0045】図 5 に、被処理心電図信号 4 2 の第 2 誘導信号 V_{II} に対して基線動揺除去手段 1 7 による処理を施した結果の一例を示す。これより基線誘導の除去が効果的に行われていることが分かる。

【0046】ところで、上記基線動揺除去処理は必ずしも 6 種の標準肢誘導の心電図信号 4 1 の全てに対して実行する必要はなく、被験者 1 の心拍数等の特定の検査項目に着目している場合は、その内の一部の心電図信号のみを基線動揺除去手段 1 7 に入力して基線動揺除去処理すればよい。また、6 種の標準肢誘導の内の 3 種の単極導出による心電図信号は、3 種の双極導出心電図信号に対する演算処理で生成されるため、かかる演算処理を基線動揺除去後の 3 種の双極導出心電図信号に対して実行

しても構わない。かかる処理手順によれば、基線動揺除去手段 17 の回路構成の単純化が図れる。

【0047】第二実施形態 図 6 に示すように、複数の心電図電極 10 と心電図信号生成手段 11 と信号処理手段 12 とを備えている点において、図 1 に示す第一実施形態と基本的な構成で変更はないが、本第二実施形態では、信号処理手段 12 に、基線動揺除去手段 17 に加えて、特徴的信号成分抽出手段 21 が設けられている。複数の心電図電極 10、心電図信号生成手段 11、及び、基線動揺除去手段 17 については第一実施形態と同じであるので、説明を割愛する。

【0048】特徴的信号成分抽出手段 21 は、被処理心電図信号 44 となる基線動揺除去手段 17 が生成した基線動揺除去後の心電図信号 43 から、P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波、QRS 群等の特徴的信号成分の中から特定の信号波を抽出し、その特定の信号波に含まれる心電情報を更に抽出して出力するように構成されている。具体的には、本実施形態では、QRS 群を抽出して、その発生時相を検出し、その発生間隔から心拍数及びその時間変動をリアルタイムに検出する。その具体的な構成は、図 7 に示すように、相互相関演算部 22、最適窓幅設定部 23、ピーク時相検出部 24、R-R 間隔演算部 25、心拍変動スペクトル解析部 26、トリガ信号発生部 27 を備えて構成されている。

【0049】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。特徴的信号成分抽出手段 21 は、被処理心電図信号 44 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 22 における相互相関処理に応用している。そこで、相互相関演算部 22 は、被処理心電図信号 44 となる基線動揺除去手段 17 が生成した基線動揺除去後の心電図信号 43 と、抽出対象である QRS 群の波形を模擬したテンプレート波形の相互相関処理を行う。

【0050】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、テンプレート波形として、図 8 に示すような単位振幅の三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 となるように並んだものを利用する。三つの矩形波の時間幅は心電図信号 43 に含まれる QRS 群の時間幅となるように設定されている。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、三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演算処理において相殺されるため、必要な特徴的信号成分が抽出できる。以下、具体例に基づいて説明する。

【0051】入力される被処理心電図信号 44 は既にデジタル化されており、数 7 に示す時系列データ $d[t]$ 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 のように表される。この場合、相互相関値 $[t]$ (例えば、最初の 4 標本分 \dots) は数 9 ~ 数 12 のようにして得られる。

【0052】

【数 7】

$$d[t] = [d_0, d_1, d_2, d_3, \dots, d_{n-1}]$$

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

$$\text{【数 9】 } 0 = -d_0 - d_1 - d_2 + d_3 + d_4 + d_5 + d_6 + d_7 + d_8 - d_9 - d_{10} - d_{11}$$

$$20 \text{ 【数 10】 } 1 = -d_1 - d_2 - d_3 + d_4 + d_5 + d_6 + d_7 + d_8 + d_9 - d_{10} - d_{11} - d_{12}$$

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

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

【0053】ここで、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。

【0054】

【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】

$$40 \text{ 【数 16】 } 3 = 2 + d_2 - 2 \times d_5 + 2 \times d_{11} - d_{14}$$

【数 16】

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

【0055】数 16 に示す演算式に基づく相互相関演算部 22 は、図 9 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 44 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 23 は、相互相関演算部 22 の出力である相互相関値 45 を入力して、相互相関値 45 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。

【0056】図10に、相互相関演算部22の入出力信号の一例を示す。上段が、入力信号である被処理心電図信号44で、下段が出力信号である相互相関値45である。このように、相互相関演算部22によって、被処理心電図信号44からQRS群の波形を抽出することができる。

【0057】図7に示すように、ピーク時相検出部24は、相互相関値45の時系列データから局所ピークが存在を検出し、各検出時刻にパルス信号46を出力する。R-R間隔演算部25は、パルス信号46を逐次受信するとともに、その受信時間間隔に基づいて心電図波形のR-R間隔(QRS群から次のQRS群までの時間間隔)を演算し、それを実時間の波形情報に変換した心拍変動信号47を出力する。心拍変動スペクトル解析部26は、心拍変動信号47に対して、例えば2Hz程度のサンプリング速度で標本化してスペクトル解析を行う。心拍変動のパワースペクトルは低周波域(0.04~0.15Hz)と高周波域(0.15~0.5Hz)に夫々ピークを有するが、心拍変動スペクトル解析部26は、低周波域のピーク値をLF成分48、高周波域のピーク値をHF成分49として出力する。

【0058】トリガ信号発生部27は、パルス信号46を入力して、その入力回数を計数するとともに、所定時間内にその計数値が予め設定された所定値以上となるとトリガ信号50を出力する。パルス信号46の計数は、内蔵のアップカウンタにより実行される。また、そのアップカウンタは、電源オン時、浴槽2への給湯開始時、*

心電図情報	体調推定結果
R-R間隔に基づく心拍変動周期が通常より不安定	呼吸または脈が不規則
R-R間隔に心拍変動回数が多い	呼吸数が多い
R-R間隔の呼吸由来の変動幅が通常より大きい	血圧、脈、精神状態が不安定
LF/HFで示されるリラックス度が通常より低い	緊張状態である

【0061】通常健康状態における入浴では、入力直後は一時的に心拍数が増大して血圧も上昇するが、徐々に元の状態に復帰する。しかし、例えば上記のような心電図情報が現れ対応する体調異常が推定されるときは、入浴に伴う運動負荷が現在の体調にとって強すぎる可能性があり、上記体調推定結果に基づいて、被験者1に対する運動負荷等を軽減する処置を早期に施すことが可能となる。

【0062】以下に別実施形態を説明する。

【0063】1 上記第一実施形態において、心電図信号生成手段11の構成は、必ずしも上記した3台の差動増幅器13~15による構成に限定されるものではない。例えば、1台の差動増幅器に対して、第1、第2及び第3の電極10a, 10b, 10cの各電気信号40a, 40b, 40cを高速に切り替えて入力することで、時分割処理を行うようにしても構わない。

* 測定モードの設定時、及び、一定時間間隔で、計数値が「0」にリセットされる。このトリガ信号50は、被験者1の心電図波形に連続してQRS群が発生している状態を示すことから、トリガ信号50が出力された後の心電図信号43や、特徴的信号成分抽出手段21が出力する心拍変動信号47、及び、そのLF成分48とHF成分49が、例えば後述する被験者1の体調推定に使用可能な安定状態にあると判断でき、このトリガ信号50の出力を確認することで、上記各種信号を利用した体調推定等の結果の信頼性を高めることができる。

【0059】第三実施形態 図11に示すように、本第三実施形態は、図6に示す第二実施形態の構成に加えて、被験者1の体調を推定する体調推定手段31を備えて構成されている。体調推定手段31は、基線動揺除去手段17が出力する心電図信号43、特徴的信号成分抽出手段21が出力する心拍変動信号47、及び、そのLF成分48とHF成分49を、被験者1の心電図情報として受信する。特徴的信号成分抽出手段21が出力するトリガ信号50を受信すると、上記心電図情報に基づいて被験者1の体調を推定する。体調推定手段31における体調推定方法は、標準12誘導法により蓄積された臨床データや生理学の研究データに基づいて、心電図情報と体調や症状との関係を予めデータベース化したものを検索して行う。かかる心電図情報と体調や症状との関係として、例えば、表1に示すような関係を利用する。

【0060】

【表1】

【0064】2 上記第一実施形態において、複数の心電図電極10a~10dの配置は、図2に示す配置方法の他、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の左膝上方外側に近く且つ前記第2の電極と同じ深さの位置に、第4の電極10dが右膝上方外側に近く且つ前記第2の電極と同じ深さの位置に設置しても構わない。また、何れの配置方法においても、第4の電極10dを設置せずに、差動増幅器13~15の基準電位として、他の電極電位を使用するようにしても構わない。

【0065】3 上記第二実施形態において、相互相関演算部22の相互相関処理によって被処理心電図信号44の基線動揺も同時に除去可能であるので、基線動揺除去手段17が生成した基線動揺除去後の心電図信号43を体調推定等の後工程で使用する必要がない場合は、

信号処理手段 12 に基線動揺除去手段 17 を設けずに、基線動揺除去手段 17 に入力すべき被処理心電図信号 42 を特徴的信号成分抽出手段 21 に入力しても構わない。

【0066】 4 上記第二実施形態において、特徴的信号成分抽出手段 21 は、心拍変動スペクトル解析部 26 とトリガ信号発生部 27 の何れか一方または両方を備えていなくても構わない。また、心拍変動スペクトル解析部 26 を設けない場合は、R - R 間隔演算部 25 が、心拍変動信号 47 に代えて心拍数を所定時間間隔で出力するようにしても構わない。

【0067】 5 上記第二実施形態において、相互相関演算部 22 の構成は、上記実施形態の構成に限定されるものではない。また、同じ回路構成であっても、例えば F I F O メモリ 28 に代えてリング状メモリを用いて構わない。また、相互相関演算部 22 の抽出対象となる信号波は、QRS 群に限定されるものではない。他の信号波を抽出する場合には、テンプレート波形の時間幅を、その抽出対象信号波の時間幅に設定すればよい。

【0068】 6 上記各実施形態では、浴槽心電計の場合について説明したが、通常的心電計においても、ステンレス電極や A g 電極を使用した場合に被験者の汗の影響によって心電図に基線動揺が発生し易く、かかる基線動揺が通常的心電計に備えられている簡単な低域除去フィルタ等のノイズ除去手段では除去しきれないという問題がある。因みに、一般の臨床医学や生理学研究に使用される心電計の電極には、汗の影響を受けにくい高価な A g - A g C l が用いられる。従って、上記第一実施形態の基線動揺除去手段 17 や特徴的信号成分抽出手段 21 は効果的に基線動揺を除去する機能を有するので、ステンレス電極や A g 電極を使用した通常的心電計の基線除去処理や特徴的信号成分抽出処理に適用しても構わない。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る心電図計測装置の第一実施形態を示すブロック構成図

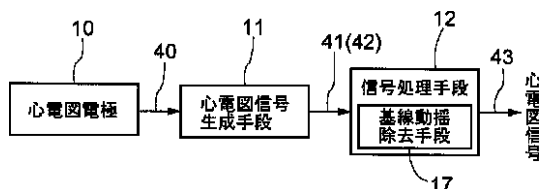
【図 2】複数の心電図電極の配置例を示す説明図

【図 3】心電図信号生成手段を示すブロック構成図

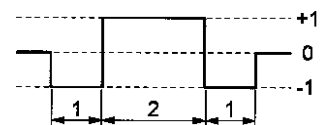
【図 4】基線動揺除去手段を示すブロック構成図

【図 5】基線動揺除去手段による処理結果の一例を示す波形図

【図 1】



【図 8】



* 【図 6】本発明に係る心電図計測装置の第二実施形態を示すブロック構成図

【図 7】特徴的信号成分抽出手段を示すブロック構成図

【図 8】テンプレート波形の一例を示す波形図

【図 9】相互相関演算部を示すブロック構成図

【図 10】相互相関演算部の入出力信号の一例を示す波形図

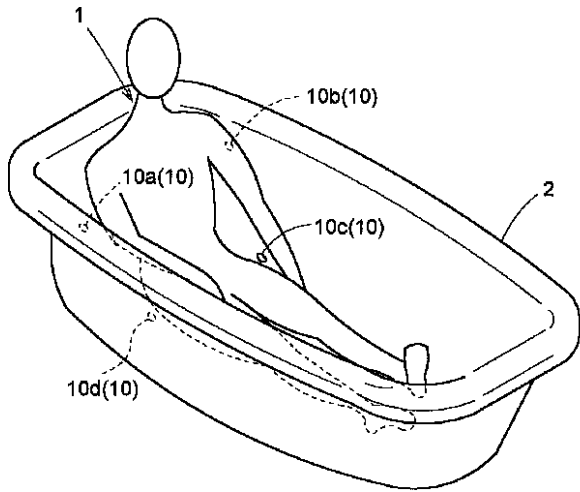
【図 11】本発明に係る心電図計測装置の第三実施形態を示すブロック構成図

10 【符号の説明】

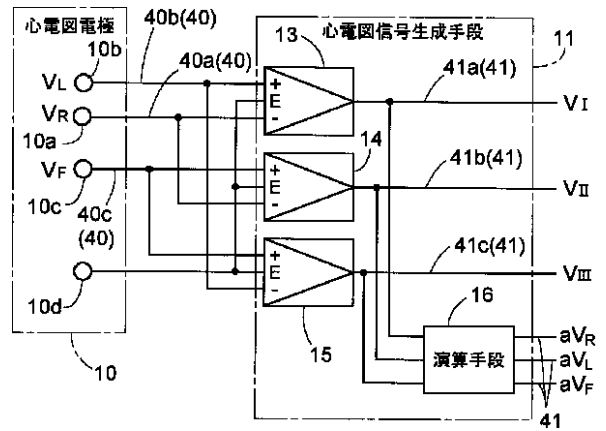
- 1 : 被験者
- 2 : 浴槽
- 10 : 心電図電極
- 11 : 心電図信号生成手段
- 12 : 信号処理手段
- 13、14、15 : 差動増幅器
- 16 : 演算手段
- 17 : 基線動揺除去手段
- 18 : 減算器
- 19 : 積分器
- 20 : 倍率変換器
- 21 : 特徴的信号成分抽出手段
- 22 : 相互相関演算部
- 23 : 最適窓幅設定部
- 24 : ピーク時相検出部
- 25 : R - R 間隔演算部
- 26 : 心拍変動スペクトル解析部
- 27 : トリガ信号発生部
- 28 : F I F O メモリ
- 29 : レジスタ
- 30 : 加算器
- 31 : 体調推定手段
- 40 : 電気信号
- 41、43 : 心電図信号
- 42、44 : 被処理心電図信号
- 45 : 相互相関値
- 46 : パルス信号
- 47 : 心拍変動信号
- 48 : L F 成分
- 49 : H F 成分
- 50 : トリガ信号

*

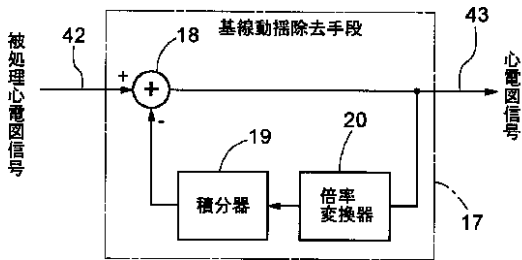
【圖 2】



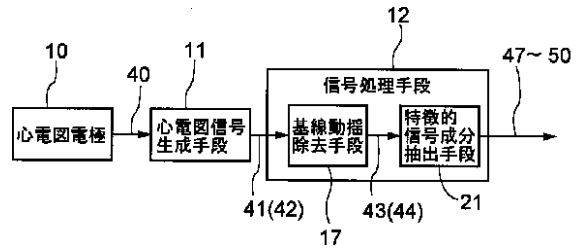
【圖 3】



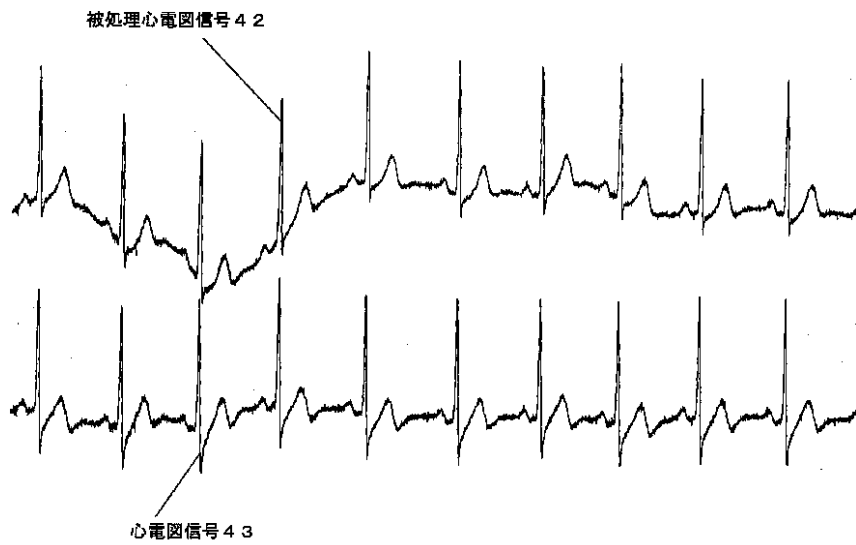
【圖 4】



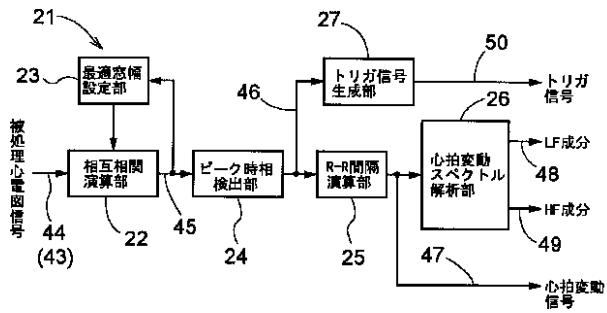
【圖 6】



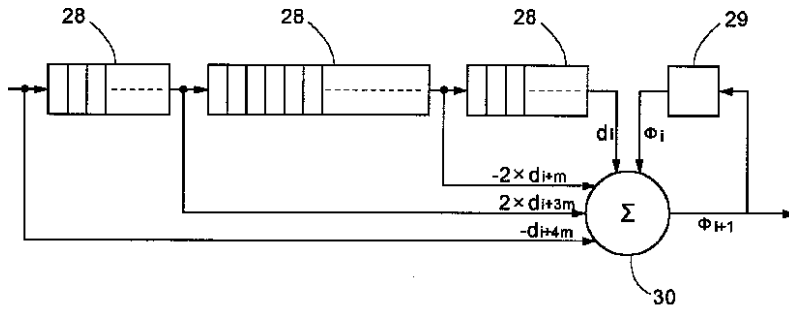
【圖 5】



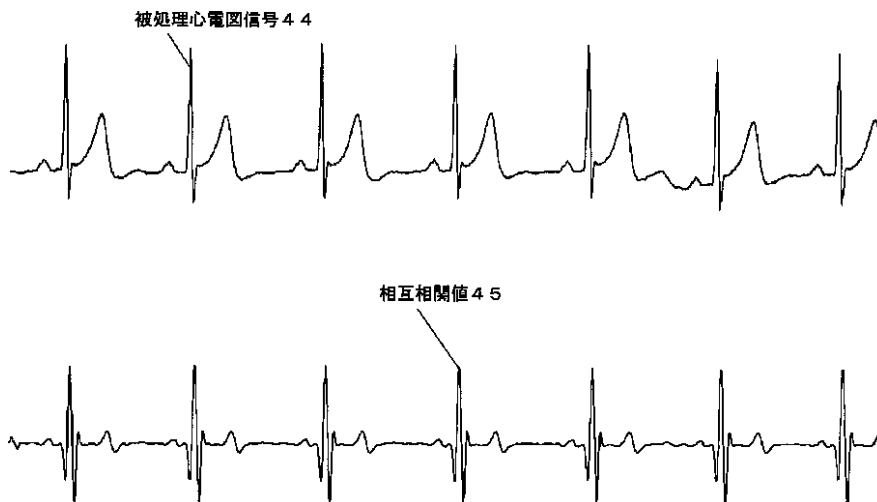
【図7】



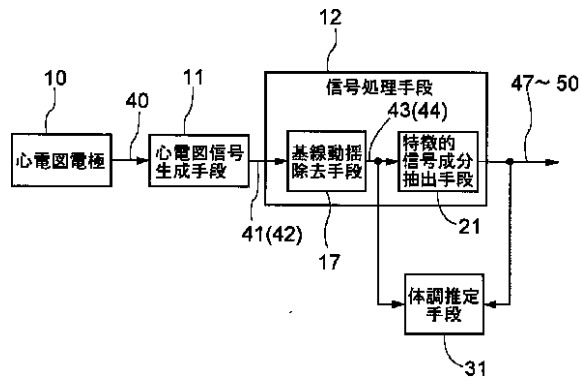
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(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 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) 2D032 AA00
 4C027 AA02 CC00 EE01 EE08 FF03
 FF05 GG01 GG05 GG10 KK01