

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許出願公告番号

特公平7-67440

(24) (44) 公告日 平成7年(1995)7月26日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/05 5/0452	A	7638-4C 7638-4C	A 6 1 B 5/ 04	3 1 2 U

請求項の数8 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平2-262015
 (22) 出願日 平成2年(1990)9月30日
 (65) 公開番号 特開平4-141140
 (43) 公開日 平成4年(1992)5月14日

(71) 出願人 999999999
 工業技術院長
 東京都千代田区霞が関1丁目3番1号
 (74) 上記1名の復代理人 弁理士 津川 友士
 (71) 出願人 999999999
 ダイキン工業株式会社
 大阪府大阪市北区中崎西2丁目4番12号
 梅田センタービル
 (74) 上記1名の代理人 弁理士 津川 友士
 (72) 発明者 賀戸 久
 茨城県つくば市梅園1丁目1番4 工業技
 術院電子技術総合研究所内
 (72) 発明者 上田 智章
 滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の2
 ダイキン工業株式会社滋賀製作所内
 審査官 山本 春樹

(54) 【発明の名称】 心磁図同期検出用の基準部分検出方法、心磁図同期加算方法、心磁図同期検出装置および心磁図同期加算装置

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとることにより心電図のQRS群を検出し、検出されたQRS群を、心磁図を心電図と同期して検出するための基準部分として採用することを特徴とする心磁図同期検出用の基準部分検出方法。

【請求項2】 心磁図を心電図のQRS群に同期させて加算する心磁図同期加算方法において、負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとることにより心電図のQRS群を検出することを特徴とする心磁図同期加算方法。

【請求項3】 負のパルス波、正のパルス波、負のパルス波の時間比が1:2:1である上記特許請求の範囲第2項記載の心磁図同期加算方法。

【請求項4】 負のパルス波の振幅値が - 1 であり、正の

2

パルス波の振幅値が1である上記特許請求の範囲第2項または第3項に記載の心磁図同期加算方法。

【請求項5】 負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとる相互相関手段(5)と、相互相関値の局所的ピーク値に対応する時刻に基づいて心電図のR波を検出するR波検出手段(6)と、検出されたR波と同期させて心磁図を検出する心磁図検出手段(7)とを含むことを特徴とする心磁図同期検出装置。

10 【請求項6】 心磁図を心電図のQRS群に同期させて加算する心磁図同期加算装置において、負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとる相互相関手段(5)と、相互相関値の局所的ピーク値に対応する時刻に基づいて心電図のR波を検出するR波検出手段(6)とを含むことを特徴とする心磁図同期加算装置。

【請求項7】 負のパルス波、正のパルス波、負のパルス

波の時間比が1:2:1である上記特許請求の範囲第6項記載の心磁図同期加算装置。

【請求項8】負のパルス波の振幅値が-1であり、正のパルス波の振幅値が1である上記特許請求の範囲第6項または第7項に記載の心磁図同期加算装置。

【発明の詳細な説明】

産業上の利用分野

この発明は、心磁図同期検出用の基準部分検出方法、心磁図同期加算方法、心磁図同期検出装置および心磁図同期加算装置に関しさらに詳細に言えば、SQUID (Superconducting Quantum Interference Device、超伝導量子干渉素子) を用いたSQUID磁束計により計測した心磁図を、心電図のQRS群に同期させて検出するための基準部分を検出する方法、同期させて加算する方法、同期させて検出する装置および同期させて加算する装置に関する

従来技術、および発明が解決しようとする課題

従来から非常に高感度の磁束検出を行なうことができるという特質に着目して、種々の分野でSQUIDが応用されている。特に、生体に関しては無侵襲計測が強く要望されている関係上、SQUID磁束計を用いて心磁図の計測を行なうことが提案されている。

従来は心疾患の診断を行なうために心電図を計測する方法が一般的に採用されているが、例えば、心臓手術の摘出部位の位置を推定するためには不十分であり、到底満足できる位置推定を行なうことができなかった。これは、心電図が間接的な計測法であり、心臓から体表面までの組織または他の臓器の位置関係、大きさ、電気伝導率等が個々人によって大きくばらつくためである。このような問題を考慮して針電極、網状電極を直接心臓に刺し、または接しさせることにより正確な摘出部位の位置推定を行なう方法が採用されているが、患者の開腹時間が長期間化し、心臓手術所要時間も長時間化するので、高精度に摘出部位の位置推定ができる無侵襲計測が強く要望されている。

また、近年に至って薄膜素子作成技術の進歩に伴ってdc-SQUID素子が開発されたことおよびこのような要望を考慮して、SQUID磁束計を用いて心磁図を計測することが試みられ始めている。ところで、心磁図計測を行なうに当たっては、計測された信号に独特のゆらぎ(1/f)を含むため(例えば、第8図参照)、心電図をトリガーとして心電図のR波でトリガーがかかるようにトリガー・レベルを設定し、R波に同期させて心磁図を加算することにより心磁図のS/N比を改善することが提案されている。

しかし、心電図は上述したように、生命特有のばらつきを有しており、QRS群の形状、振幅値が変化するだけでなく、筋電によってグラウンド・レベルにオフセットが重畳される可能性があるため、第9図(A)中破線で示すように単純なトリガー・レベルの設定を行なった場合には、T波でトリガーがかかるという不都合があるのみ

ならず、第9図(A)に示すように数msecから数10msecの同期ずれが生ずるという不都合があり、この結果、心磁図の正確な同期加算を行なえなくなり、所期のS/N比の改善が達成できないという不都合がある。具体的には、第9図(C)に破線で示すように、R波のレベルが低くなり、P波およびT波のレベルが相対的に大きくなってしまふ。

また、QRS群のピーク位置を検出することも考えられるが、第9図(B)に示すようにR波のピーク近傍の形状もQRS群のゼロ・クロス中心に対して大きくばらつくため、上記と同様の不都合を生じてしまふ。

さらに、心電図の誘導法または個人差によってT波の振幅値が大きい場合のあり、トリガー・レベルの設定が困難であるという不都合もある。

発明の目的

この発明は上記の問題点を鑑みてなされたものであり、心電図のゆらぎの影響を受けることなく高精度に心磁図の同期検出を行なうための心磁図同期検出用の基準部分検出方法および心磁図同期検出装置を提供することを第1の目的とし、心電図のゆらぎの影響を受けることなく高精度に心磁図の同期加算を行なうことができる心磁図同期加算方法およびその装置を提供することを第2の目的としている。

課題を解決するための手段

上記第1の目的を達成するための、この発明の心磁図同期検出用の基準部分検出方法は、負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとることにより心電図のQRS群を検出し、検出されたQRS群を、心磁図を心電図と同期して検出するための基準部分として採用する方法である。

上記第2の目的を達成するための、この発明の心磁図同期加算方法は、心磁図を心電図のQRS群に同期させて加算するに当たって、負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとることにより心電図のQRS群を検出する方法である。

但し、負のパルス波、正のパルス波、負のパルス波の時間比が1:2:1であることが好ましく、負のパルス波の振幅値が-1であり、正のパルス波の振幅値が1であることが一層好ましい。

上記第1の目的を達成するための、この発明の心磁図同期検出装置は、負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとる相互相関手段と、相互相関値の局所的ピーク値に対応する時刻に基づいて心電図のR波を波検出するR波検出手段と、検出されたR波と同期させて心磁図を検出する心磁図検出手段とを含んでい

る。
上記第2の目的を達成するための、この発明の心磁図同期加算装置は、負正負のパルス波からなる矩形パルスと心電図との相互相関をとる相互相関手段と、相互相関値の局所的ピーク値に対応する時刻に基づいて心電図のR

波を波検出するR波検出手段とを含んでいる。
但し、負のパルス波、正のパルス波、負のパルス波の時間比が1:2:1であることが好ましく、負のパルス波の振幅値が-1であり、正のパルス波の振幅値が1であることが一層好ましい。

作用

以上の心磁図同期検出用の基準部分検出方法であれば、心電図のQRS群の負のレベル、正のレベル、負のレベルに変化するのであるから、負正負のパルス波からなる矩形パルスとの相互相関をとることにより、R波に対応して最も大きい相互相関値が得られる。したがって、最も大きい相互相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として検出することができ、この中心時刻を基準とする前後所定時間範囲をQRS群として検出できる。したがって、この検出されたQRS群を、心磁図を心電図と同期して検出するための基準部分として採用することができる。そして、この基準部分に基づいて心磁図を検出すれば、心電図のばらつきの影響を受けることなく正確に心磁図を同期検出できる。

以上の心磁図同期加算方法であれば、心電図のQRS群が負のレベル、正のレベル、負のレベルに変化するのであるから、負正負のパルス波からなる矩形パルスとの相互相関をとることにより、R波に対応して最も大きい相互相関値が得られる。したがって、最も大きい相互相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として心磁図を加算することにより、心電図のばらつきの影響を受けることなく正確に心磁図を同期加算でき、S/N比を高めることができる。

そして、負のパルス波、正のパルス波、負のパルス波の時間比が1:2:1である場合には、P波、T波に対応する相互相関値を0にできる。

また、負のパルス波の振幅値が-1であり、正のパルス波の振幅値が1である場合には、累積加減算を行なうだけで相互相関値を得ることができ、処理を簡素化できる。

以上の構成の心磁図同期検出装置であれば、心電図のQRS群が負のレベル、正のレベル、負のレベルに変化するのであるから、相互相関手段により負正負のパルス波からなる矩形パルスとの相互相関をとり、得られた相互相関値のうち、局所的ピーク値に対応する時刻に基づいてR波検出手段によりR波を検出できる。したがって、最も大きい相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として心磁図を加算することにより、心電図のばらつきの影響を受けることなく正確に心磁図を同期加算でき、S/N比を高めることができる。

そして、負のパルス波、正のパルス波、負のパルス波の時間比が1:2:1である場合には、P波、T波に対応する相互相関値を0にできる。

また、負のパルス波の振幅値が-1であり、正のパルス波の振幅値が1である場合には、累積加減算を行なうだ

けで相互相関値を得ることができ、相互相関手段の構成を簡素化できる。

実施例

以下、実施例を示す添付図面によって詳細に説明する。第1図はこの発明の心磁図同期加算方法の一実施例を示すフローチャートであり、ステップ①において、第2図(A)に示すように、複数チャンネル分の心磁図と共に心電図を取り込み、ステップ②において所定時間分(例えば数秒分)の心電図を取り出し、ステップ③において、取り出された所定時間分の心電図に基づいて、負のパルス波、正のパルス波、負のパルス波がこの順に並び、しかも正のパルス波の時間が負のパルス波の時間の2倍である矩形パルス窓(第2図(B)参照)の窓幅を最適値に設定し、ステップ④において、取り込んだ心電図の全時間分について矩形パルス窓との相互相関処理を行なって第2図(C)に示す相互相関値を得、ステップ⑤において相互相関値の局所的ピークに対応する時刻を検出し、ステップ⑥において、局所的ピークに対応する時刻の前後所定範囲(例えば、ピーク時刻前300msecからピーク時刻後600msecの範囲)について心磁図信号を取り出し(第2図(D)参照)、ステップ⑦において、第2図(E)に示すように取り出された心磁図信号をチャンネル毎に加算して第2図(F)に示す加算信号を得、ステップ⑧において、得られた加算信号を局所的ピークの数で除算することにより心磁図同期加算平均信号(第2図(G)参照)を得る。

第3図は上記ステップ③の処理を詳細に示すフローチャートであり、ステップ①において矩形パルス窓の窓幅の最適値 W_{max} および相互相関値の最大値 S_{max} を0に初期化するとともに、窓幅の最適値の設定可能範囲を $W1$ から $W2$ に設定し、ステップ②において $W1$ を窓幅 W として選択し、ステップ③において所定時間分の心電図と窓幅が W の矩形パルス窓との相互相関処理を行ない、ステップ④において相互相関値の最大値 S を抽出し、ステップ⑤において、得られた最大値 S と最大値 S_{max} との大きさを判別し、 $S_{max} < S$ であれば、ステップ⑥において、得られた最大値 S および選択された窓幅 W に基づいて最大値 S_{max} および最適値 W_{max} を更新し、ステップ⑦において窓幅 W を4だけ増加させ、ステップ⑧において増加された窓幅が $W2$ を越えたか否かを判別し、越えていなければ再びステップ③の処理を行なう。また、上記ステップ⑤において $S_{max} \geq S$ であると判別された場合には、そのままステップ⑦の処理を行なう。そして、ステップ⑧において増加された窓幅 W が $W2$ を越えたと判別された場合には、ステップ⑨において既に得られている W_{max} を矩形パルス窓の窓幅の最適値として選択し、一連の処理を終了する。以上の一連の処理を行えば、心電図が生命特有のばらつきを有しているにも拘らず、矩形パルス窓との相互相関処理を行ない、相互相関値の局所的ピークの発生時刻を得て、得られた時刻を基準として心磁図を加算するこ

とにより心電図のQRS群の同期した状態での心磁図の加算を達成でき、R波のレベルが低くなり、P波およびT波のレベルが相対的に大きくなってしまおうような不都合の発生を阻止して、加算数に基づく除算を行なうことによりS/N比が高い心磁図信号を得ることができる。しらがって、最終的に得られた複数チャンネルの心磁図信号に基づいて心臓手術の摘出部位の高精度の位置推定を行なうことができる。

尚、上記フローチャートにおいては、同期加算後に除算を行なっているが、各チャンネル毎の加算数が等しければ、特別に除算を行わなくても心臓手術の摘出部位の高精度の位置推定を行なうことができる。また、矩形パルス窓の窓幅を予め固定しておくことも可能である。

また、一般的に心磁図には直流オフセットが重畳されているのであり、この直流オフセットを除去する必要がある場合には、上記のように心磁図の同期加算平均処理を行なった後、心電図のP波が出現する時刻より前（例えば、P波が出現する前の20msec程度の部分であり、第4図中領域（A）参照）の心磁図の測定値の加算平均値をグラウンド・レベルとしてオフセット除去処理を行なえばよい。

実施例2

第5図はこの発明の心磁図同期加算装置の一実施例を示すブロック図であり、心電図取り込み部と（1）と、SQUID磁束計を含む複数チャンネル分の心磁図取り込み部

（2）と、取り込まれた心電図のうち所定時間分を取り出す心電図部分取り出し部（3）と、取り出された所定時間分の心電図に基づいて矩形パルス窓の窓幅の最適値を設定する窓幅設定部（4）と、窓幅設定部（4）により設定された窓幅の矩形パルス窓に基づいて、心電図取り込み部（1）により取り込まれた心電図の全時間分について相互相関処理を行なう相互相関部（5）と、相互相関値の局所的ピークに対応する時刻を抽出するR波検出手段としてのピーク時刻抽出部（6）と、各抽出された時刻を基準とする所定時間範囲における各チャンネル毎の心磁図を取り出す心磁図取り出し部（7）と、各チャンネル毎に取り出された心磁図を加算する加算部（8）と、加算結果を抽出された時刻の数で除算する除算部（9）とを有している。

尚、上記窓幅設定部（4）は、第6図に示すように、窓幅を順次変更する窓幅変更部（4a）と、変更された窓幅の矩形パルス窓に基づいて、取り出された所定時間分の心電図について相互相関処理を行なう相互相関部（4b）と、相互相関値の最大値を抽出する最大値抽出部（4c）と、窓幅変更毎に最大値抽出部（4c）により抽出される最大値の中からさらに最大値を抽出し、抽出された最大値に対応する窓幅を矩形パルス窓の窓幅として選択する窓幅選択部（4d）とを含んでいる。

上記構成の心磁図同期加算装置の動作は次のとおりである。

心電図取り込み部（1）により取り込まれた心電図の一部を心電図部分取り出し部（3）により取り出して窓幅設定部（4）により、相互相関値が最大になる窓幅を設定する。そして、設定された窓幅の矩形パルス窓に基づいて、取り込まれた心電図の全時間範囲について相互相関部（5）により相互相関処理を行ない、ピーク時刻抽出部（6）により相互相関値の局所的ピークに対応する時刻を抽出する。そして、心磁図取り出し部（7）により、各抽出された時刻を基準とする所定時間範囲における各チャンネル毎の心磁図を取り出し、各チャンネル毎に取り出された心磁図を加算部（8）により加算し、除算部（9）により、加算結果を抽出された時刻の数で除算することにより、心磁図の同期加算平均信号を得る。そして、得られた心磁図の同期加算平均信号はS/N比が著しく向上しているのであるから、最終的に得られた複数チャンネルの心磁図信号に基づいて心臓手術の摘出部位の高精度の位置推定を行なうことができる。

10

20

30

40

50

尚、上記ブロック図においては、同期加算後に除算を行なう除算部（9）を有しているが、各チャンネル毎の加算数が等しければ、特別に除算を行わなくても心臓手術の摘出部位の高精度の位置推定を行なうことができる。また、窓幅設定部（4）として、予め設定された矩形パルス窓の窓幅と保持しておくだけの構成を採用することもできる。さらに、一般的に心磁図に重畳されている直流オフセットを除去する必要がある場合には、上記のように心磁図の同期加算平均処理を行なった後、心電図のP波が出現する時刻より前の心磁図の測定値の加算平均値をグラウンド・レベルとしてオフセット除去処理を行なえばよい。

第7図は相互相関部（5）の構成の一例を示すブロック図であり、心電図信号を所定時間ずつ遅延させる遅延回路（D）を複数段直列接続しているとともに、最も上流側の複数個の遅延回路（D）の出力信号をインバータ（5a）（図においては“-1”を乗算する回路として表示している）を通して累積加算部（ ）に供給し、最も下流側の複数個の遅延回路（D）の出力信号をインバータ（5c）を通して累積加算部（ ）に供給し、残余の遅延回路（D）の出力信号をコンバータ（5b）を通して（図においては“1”を乗算する回路として表示している）累積加算部（ ）に供給する。

したがって、矩形パルス窓の正のパルス波の振幅値を“1”に設定し、負のパルス波の振幅値を“-1”に設定しておくことにより、全く乗算を行なうことなく相互相関値を得ることができる。

尚、この発明は上記の実施例に限定されるものではなく、例えば、矩形パルス窓を構成する負のパルス波と正のパルス波との時間割合を1:2と異なる割合に設定することが可能であるほか、パルス波の振幅を任意に設定することが可能であり、その他、この発明の要旨を変更しない範囲内において種々の設計変更を施すことが可能で

ある。

発明の効果

以上のように第1の発明は、最も大きい相互相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として検出することができ、この中心時刻を基準とする前後所定時間範囲をQRS群として検出できるという特有の効果奏する。

第2の発明は、最も大きい相互相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として心磁図を加算することにより、心電図のばらつきの影響を受けることなく正確に心磁図を同期加算でき、S/N比を高めることができるという特有の効果奏する。

第3の発明は、P波、T波に対応する相互相関値を0にできるという特有の効果奏する。

第4の発明は、累積加減算を行なうだけで相互相関値を得ることができ、処理を簡素化できるという特有の効果奏する。

第5の発明は、最も大きい相互相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として心磁図を検出することにより、心電図のばらつきの影響を受けることなく正確に心磁図を同期検出できるという特有の効果奏する。

第6の発明は、最も大きい相互相関値が得られた時刻をQRS群の中心時刻として心磁図を加算することにより、心電図のばらつきの影響を受けることなく正確に心磁図を同期加算でき、S/N比を高めることができるという特 *

* 有の効果奏する。

第7の発明は、P波、T波に対応する相互相関値を0にできるという特有の効果奏する。

第8の発明は、累積加減算を行なうだけで相互相関値を得ることができ、処理を簡素化できるという特有の効果奏する。

【図面の簡単な説明】

第1図はこの発明の心磁図同期加算方法の一実施例を示すフローチャート、

10 第2図は信号波形を示す図、

第3図は矩形パルス窓の窓幅設定動作を詳細に説明するフローチャート、

第4図は直流オフセットを除去するためのグラウンド・レベル検出動作を説明する図、

第5図はこの発明の心磁図同期加算装置の一実施例を示すブロック図、

第6図は窓幅設定部の構成を詳細に示すブロック図、

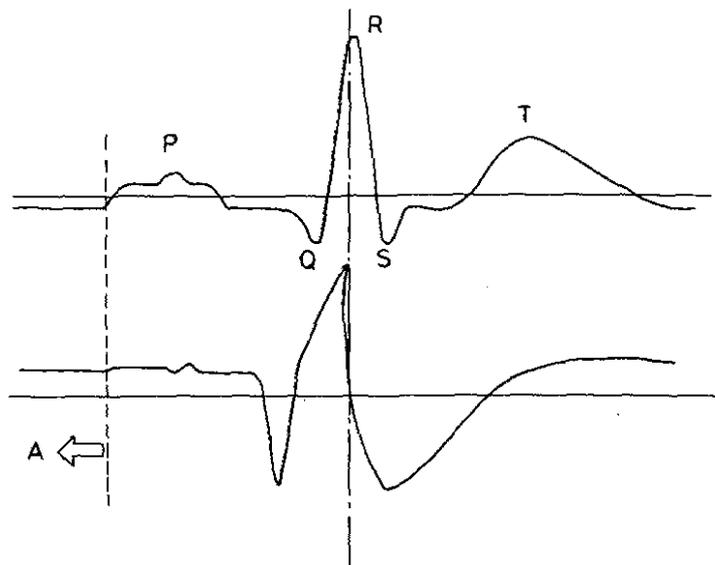
第7図は相互相関部の構成の一例を示すブロック図、

第8図は心電図の測定例を示す図、

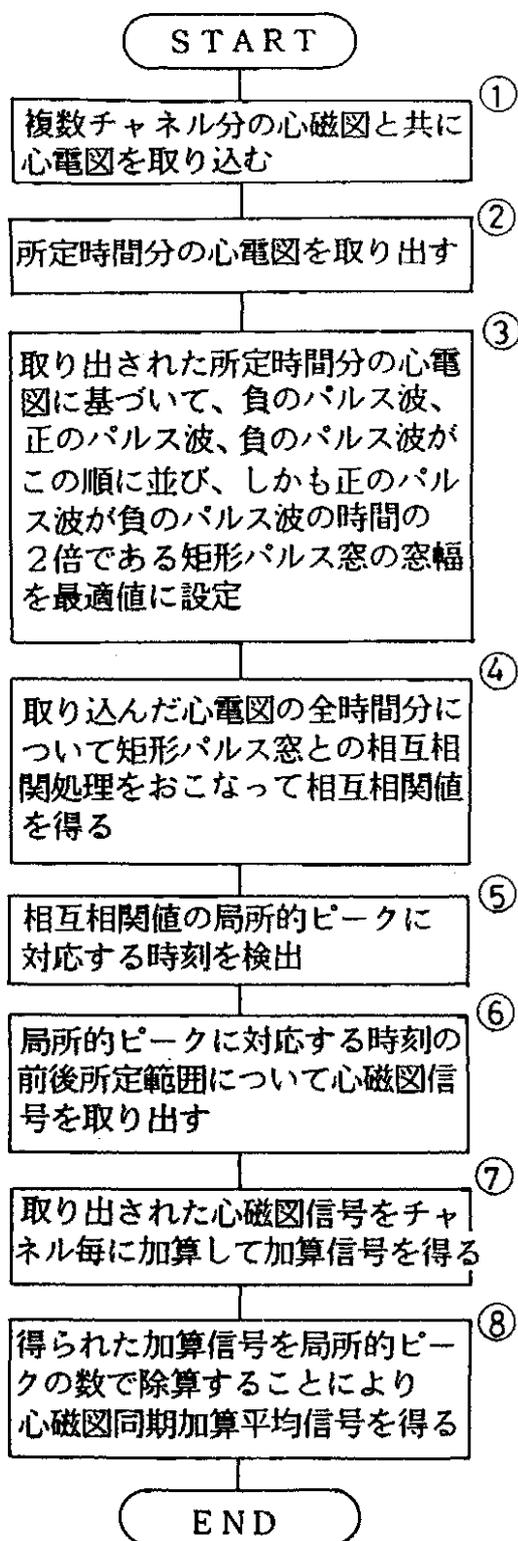
20 第9図は従来の心磁図同期加算方法の不都合を説明する図。

(5)...相互相関部、(6)...R波検出手段としてのピーク時刻抽出部

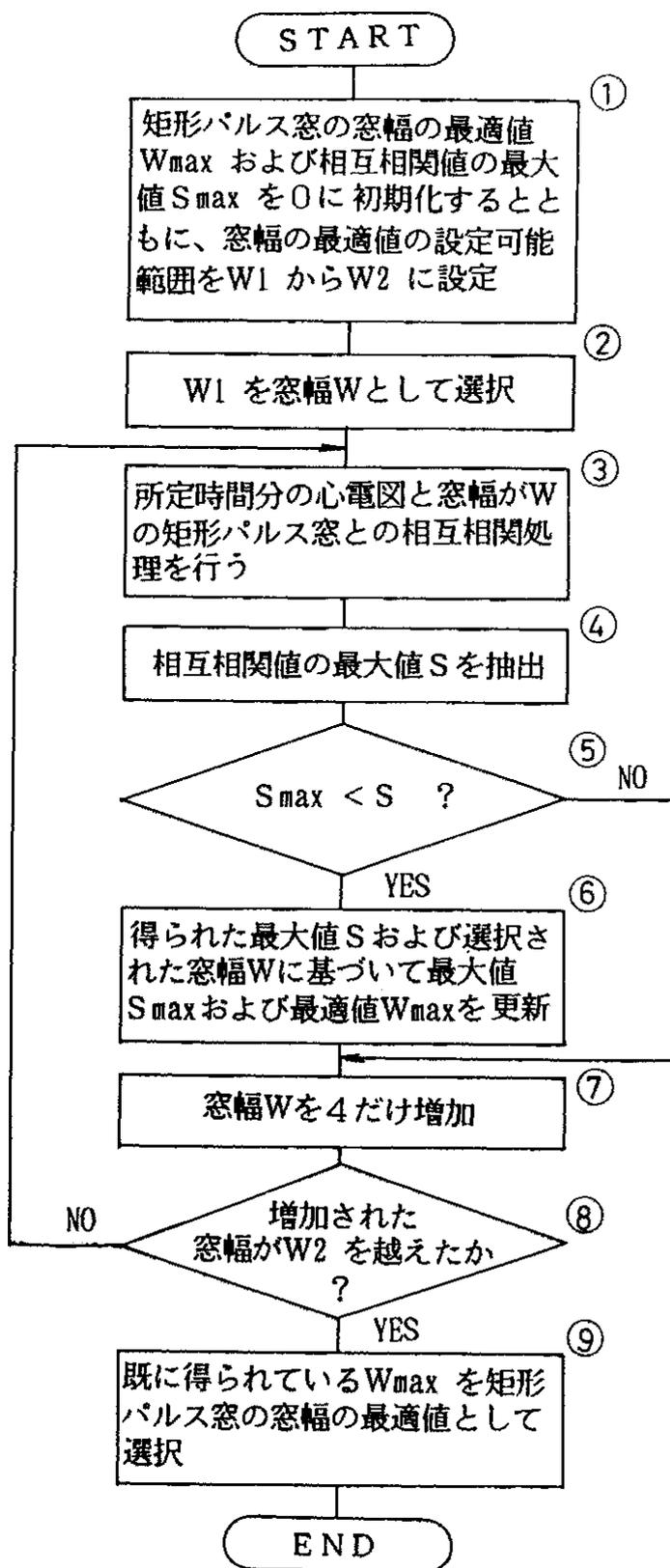
【第4図】



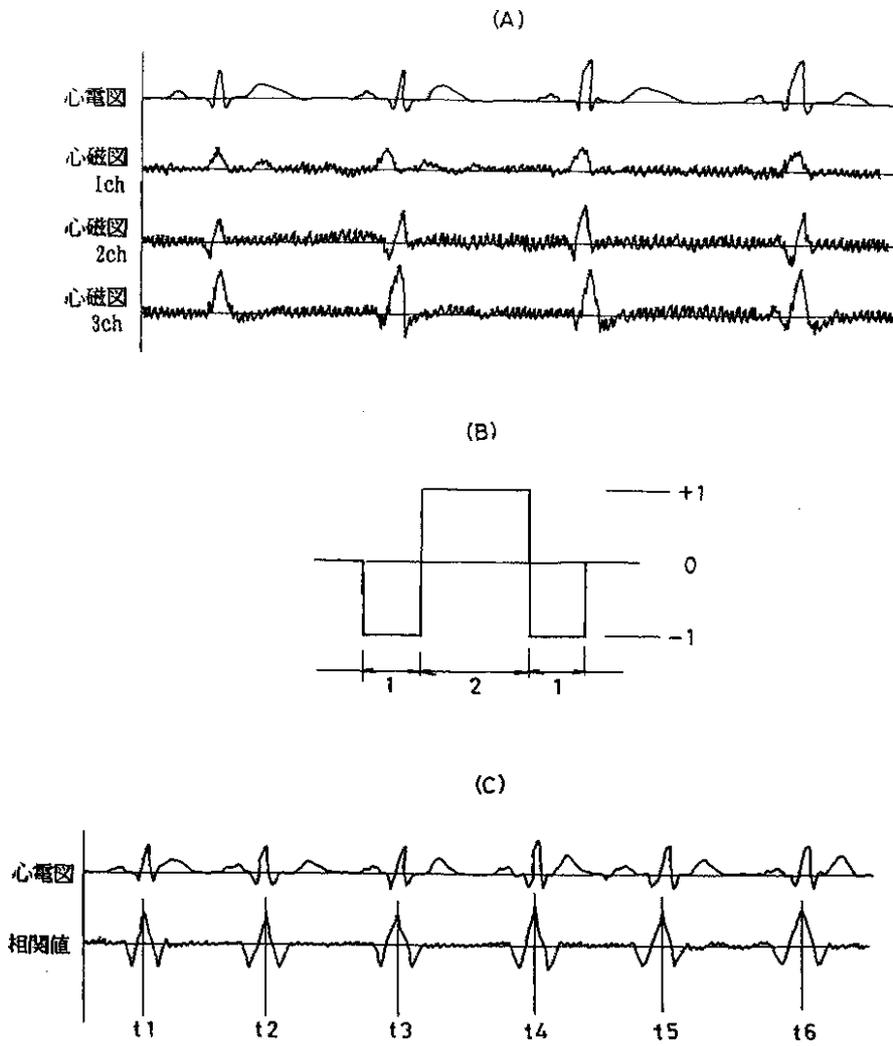
【第1図】



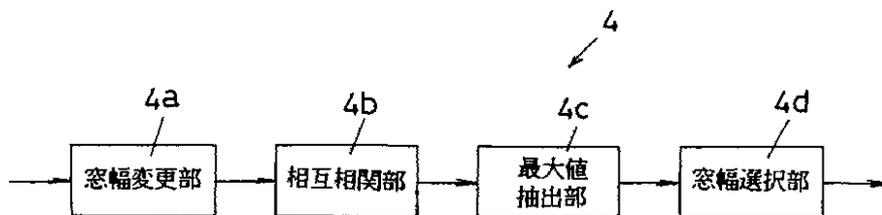
【第3図】



【第2図 - 1】

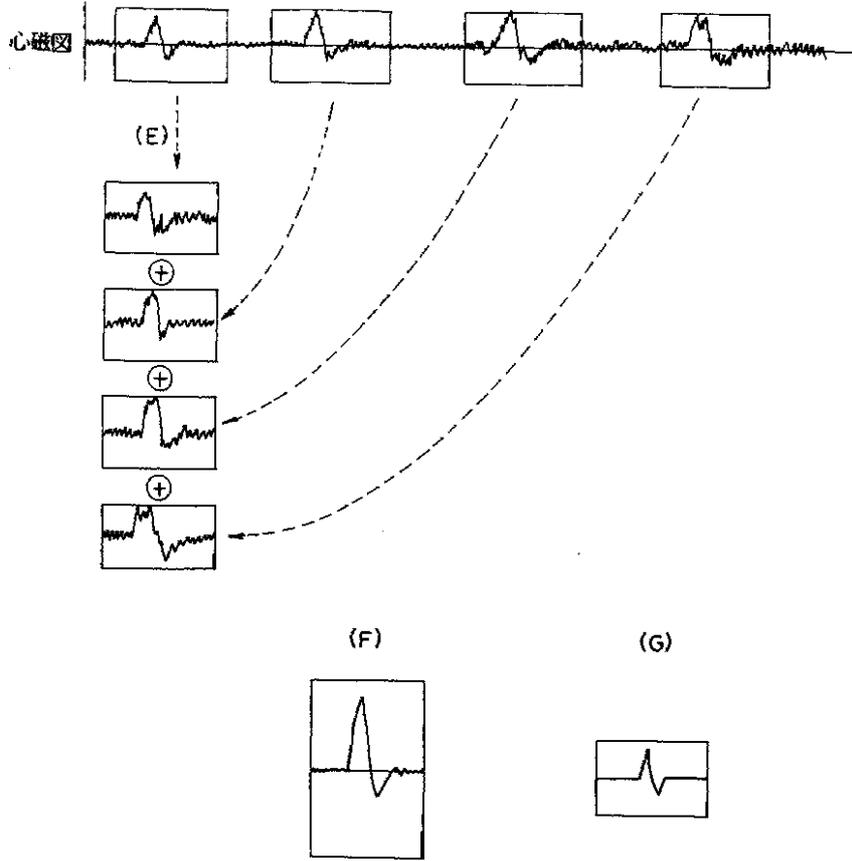


【第6図】

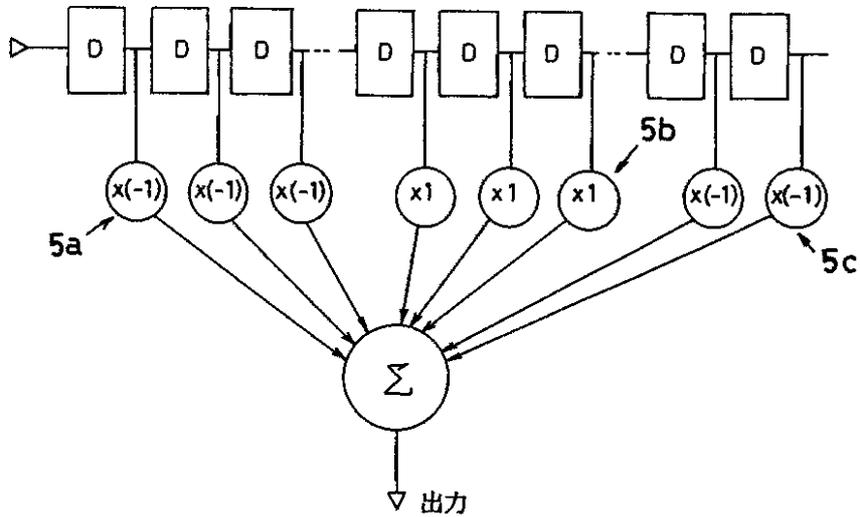


【第2图 - 2】

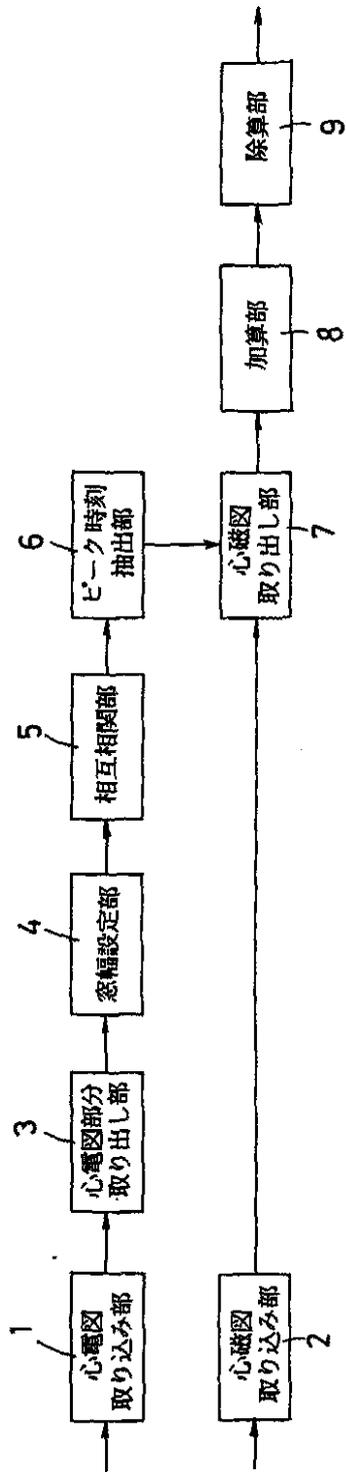
(D)



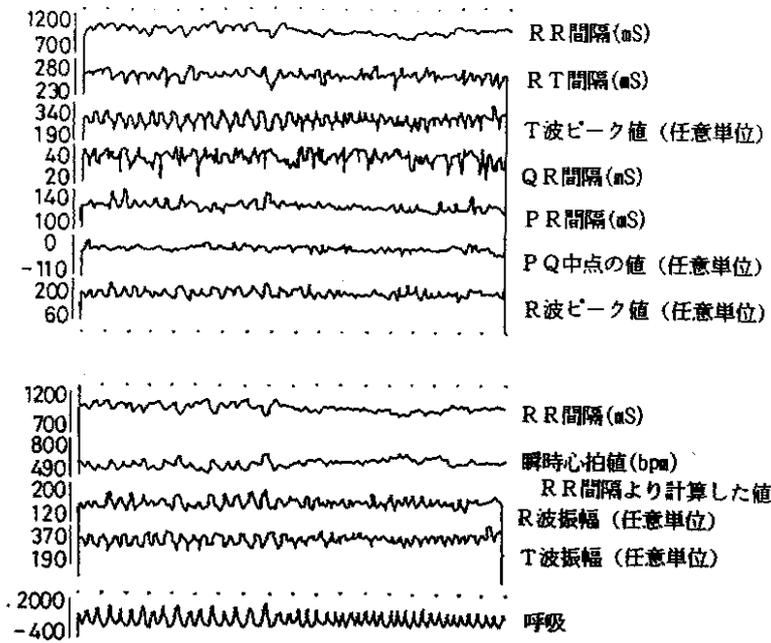
【第7图】



【第5図】



【第8図】



【第9図】

