

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-253579

(P2008-253579A)

(43) 公開日 平成20年10月23日(2008.10.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/0245 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02 3 1 0 H	4 C 0 1 7
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 F	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2007-99799 (P2007-99799)  
 (22) 出願日 平成19年4月5日 (2007.4.5)

(71) 出願人 303050160  
 コニカミノルタセンシング株式会社  
 大阪府堺市堺区大仙西町三丁目9番地  
 (74) 代理人 100067828  
 弁理士 小谷 悦司  
 (74) 代理人 100096150  
 弁理士 伊藤 孝夫  
 (74) 代理人 100099955  
 弁理士 樋口 次郎  
 (74) 代理人 100127797  
 弁理士 平田 晴洋  
 (72) 発明者 北島 和美  
 大阪府堺市堺区大仙西町三丁目9番地 コ  
 ニカミノルタセンシング株式会社内

最終頁に続く

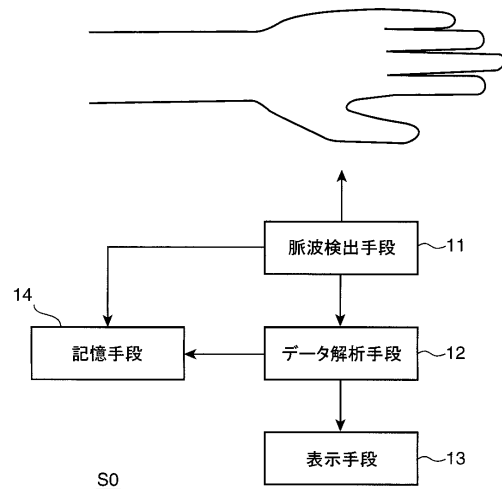
(54) 【発明の名称】 脈波データ解析方法、システム、プログラム

(57) 【要約】

【課題】脈波データに含まれる切痕部を的確に除去し正確に脈波のピーク間隔を検出可能とする。

【解決手段】脈波データ解析システムS0は、被験者の脈波データから心電図R-R間隔に相当する情報である脈波P-P間隔を抽出するもので、脈波検出手段11、データ解析手段12、表示手段13及び記憶手段14を備える。データ解析手段12は、所定の条件を満たすときに一部データを仮削除し、この仮削除データを復元乃至は本削除する処理を経て、前記脈波データに含まれる切痕ノイズを除去するノイズ除去処理を行う。しかる後、ノイズ除去後の脈波データに基づき、その脈波波形上に表れるピークの間隔(若しくはボトムの間隔)を求める処理を行う。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体の脈波データから生体情報を抽出する脈波データ解析方法であって、  
脈波を所定時間連続計測して得た脈波データから、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出し、

時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム - ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求め、

求められたボトム - ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第 1 の振幅値と第 2 の振幅値とを比較し、前記第 1 の振幅値に対する第 2 の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合に、前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除し、

時間軸上で前記第 2 の振幅値の後に存在する第 3 の振幅値と、前記第 2 の振幅値とを比較し、両者の相対値が所定の閾値よりも大きいときは前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値の仮削除を解除してこれらを利用されるべきデータとして扱い、両者の相対値が所定の閾値よりも小さいときは前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値をノイズと見なして本削除するステップを含むことを特徴とする脈波データ解析方法。

10

**【請求項 2】**

前記ノイズが除去された後の脈波データに基づいて、心電図における R - R 間隔に相当するピーク値間隔若しくはボトム値間隔を求めるステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の脈波データ解析方法。

**【請求項 3】**

前記ノイズが除去された後の脈波データに基づいて、ボトム - ピーク振幅値を求めるステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の脈波データ解析方法。

20

**【請求項 4】**

前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除した後に、時間軸上で前記仮削除されたボトム値及びピーク値の次に現れるボトム値及びピーク値より求められたボトム - ピーク振幅値を新たな第 2 の振幅値と扱い、同様にして前記新たな第 2 の振幅値と前記第 1 の振幅値とを比較する処理を 1 回若しくは複数回繰り返す、

仮削除の要件を満たさないボトム - ピーク振幅値が現れたときに、当該ボトム - ピーク振幅値を前記第 3 の振幅値と扱って、仮削除とされた 1 又は複数の第 2 の振幅値と比較することを特徴とする請求項 1 に記載の脈波データ解析方法。

30

**【請求項 5】**

仮削除とされた第 2 の振幅値が複数存在する場合において、

前記第 3 の振幅値との比較により一つの第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値の仮削除が解除されたとき、前記一つの第 2 の振幅値を前記第 3 の振幅値と扱って、他の第 2 の振幅値と比較することを特徴とする請求項 4 に記載の脈波データ解析方法。

**【請求項 6】**

前記第 2 の振幅値と前記第 1 の振幅値とを比較する処理を 1 回若しくは複数回繰り返すに際し、前記閾値を、少なくとも 1 回変更することを特徴とする請求項 4 に記載の脈波データ解析方法。

**【請求項 7】**

生体の脈波データから生体情報を抽出する脈波データ解析システムであって、

被験者の脈波情報を所定のサンプリング周期で取得して時間軸に関連付けられた脈波データを取得する脈波検出手段と、前記脈波データを解析するデータ解析手段とを備え、

前記データ解析手段は、

前記脈波データから、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出する変曲点検出部と、

時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム - ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求める振幅値検出部と、

求められたボトム - ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第 1 の振幅値と第 2 の振幅値とを比較し、前記第 1 の振幅値に対する第 2 の振幅値の相対値が所定の閾値より小

40

50

さい場合に、前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除データとして区分する仮削除処理部と、

時間軸上で前記第 2 の振幅値の後に存在する第 3 の振幅値と、前記第 2 の振幅値とを比較し、両者の相対値が所定の閾値よりも大きいときは前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値について前記仮削除データとしての区分を解除し、両者の相対値が所定の閾値よりも小さいときは前記仮削除データをノイズと見なして本削除するノイズ除去部と、を具備することを特徴とする脈波データ解析システム。

【請求項 8】

前記変曲点検出部により検出されたボトム値及びピーク値を記憶する第 1 記憶手段と、データを少なくとも一時的に記憶することが可能な第 2 記憶手段とをさらに備え、

10

前記仮削除処理部は、前記仮削除データと扱うボトム値及びピーク値が生じたとき、これらを前記第 1 記憶手段から第 2 記憶手段へ移行させ、

前記ノイズ除去部は、前記仮削除データとしての区分を解除する場合に、前記ボトム値及びピーク値を前記第 2 記憶手段から第 1 記憶手段へ復帰させることを特徴とする請求項 7 に記載の脈波データ解析システム。

【請求項 9】

前記仮削除処理部は、前記仮削除データと扱うボトム値及びピーク値が生じたとき、これらに仮削除識別子を付与し、

前記ノイズ除去部は、前記仮削除データとしての区分を解除する場合には前記仮削除識別子を解除する一方で、本削除する場合には前記仮削除識別子が付与されたボトム値及びピーク値を削除する処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の脈波データ解析システム。

20

【請求項 10】

前記データ解析手段によるデータ解析結果を表示する表示手段を有し、

前記脈波検出手段、前記データ解析手段及び前記表示手段が、前記被験者に対して装着可能な機器に装備されていることを特徴とする請求項 7 ~ 9 のいずれかに記載の脈波データ解析システム。

【請求項 11】

前記脈波検出手段により取得された脈波データを保存する第 3 記憶手段を有し、

前記脈波検出手段と前記第 3 記憶手段とが装備され、前記被験者に対して装着可能な第 1 の機器と、

30

前記データ解析手段が装備され、前記第 1 の機器とデータ通信を行うことで前記第 3 記憶手段に保存されている脈波データを取り入れ可能とされた第 2 の機器とから構成されていることを特徴とする請求項 7 ~ 9 のいずれかに記載の脈波データ解析システム。

【請求項 12】

前記データ解析手段が、前記脈波データをリアルタイムで解析すると共に、該解析により得られる脈波情報を所定の表示部へ表示させるものであることを特徴とする請求項 7 に記載の脈波データ解析システム。

【請求項 13】

前記データ解析手段が、解析した脈波情報を保存する第 4 記憶手段を具備することを特徴とする請求項 7 に記載の脈波データ解析システム。

40

【請求項 14】

生体の脈波データから生体情報を抽出するための解析プログラムであって、前記脈波データを解析するデータ解析手段に、

被験者の脈波情報を所定のサンプリング周期で取得して時間軸に関連付けられた脈波データを読み出すステップと、

前記脈波データから、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出するステップと、

時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム - ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求めるステップと、

50

求められたボトム - ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第 1 の振幅値と第 2 の振幅値とを比較し、前記第 1 の振幅値に対する第 2 の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合に、前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除するステップと、

時間軸上で前記第 2 の振幅値の後に存在する第 3 の振幅値と、前記第 2 の振幅値とを比較するステップと、

両者の相対値が所定の閾値よりも大きいときは前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値の仮削除を解除してこれらを利用されるべきデータとして扱い、両者の相対値が所定の閾値よりも小さいときは前記第 2 の振幅値に係るボトム値及びピーク値をノイズと見なして本削除するステップと、

ノイズが除去された後の脈波データに基づき所定の脈波解析処理を行うステップと、  
を実行させることを特徴とする脈波データ解析プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の脈波データから例えば心電図における R - R 間隔に相当する情報を抽出する脈波データ解析方法、システム及びプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

不整脈の診断手法として、被験者の心電図計測を行い、該心電図から求められる R - R 間隔を用いる方法が汎用されている。すなわち、図 19 に示すように心電図の R - R 間隔は、一回の心拍で心電図に表れる P, Q, R, S, T 波のうち、最も顕著に観察される R 波のピーク間隔であって、この R - R 間隔を時系列化して表示すると心拍変動を知見することができる。このような心拍変動は、生体活動に伴う自律神経の生物学的制御機能の評価指標として広く臨床応用されている。

20

【0003】

前記心電図計測は、一般に心臓の活動電位を検出する電極を備えたホルター心電計等を用いて行われる。この場合、医療機関にて被験者の胸に電極を 5 個程度取り付けると共にデータの受信機を腰に装着し、被験者に 1 日間程度通常の生活を行ってもらいつつデータ計測を行う。そして測定終了後、前記受信機に保存されたデータを所定の解析機器に取り込んで心電波形解析を行い、前記 R - R 間隔が求められるものである。しかしながら、このような心電図計測は、電極等を装着した状態での生活を強いることになることから、被験者の負担が大きいという問題があった。

30

【0004】

そこで、心電図に依拠せず、脈波データから R - R 間隔に相当する情報（脈波 R - R 間隔）を抽出する方法が検討されている。ここで脈波とは、血液の流入によって生じる動脈血管の容積変化を体表面から波形として捉えたものをいい、血管運動反応である。脈波は心臓の動きと連動しており、末梢血管の運動を測定することによって間接的に心電図から求められた R - R 間隔と同様の意味を持つ情報を得ることが可能である。

【0005】

脈波 R - R 間隔の検出に関し、例えば特許文献 1 には、脈波センサにより被験者の脈波を時々刻々検出し、演算手段にて検出された脈波データを解析してピーク値及びピーク時点を求め、脈波 R - R 間隔を算出する脈波 R - R 間隔測定装置が開示されている。また、特許文献 2 には、脈波波形検出手段より検出された脈波波形を周波数解析し、体動成分を除去することで正確な脈波成分を検出すると共に、得られた周波数解析結果を用いて不整脈を検出する不整脈検出装置が開示されている。さらに、特許文献 3 には、脈波センサで検出された脈波波形を 1 次微分して速度脈波波形を算出し、速度脈波波形のピークを検出することで脈波 R - R 間隔を検出する脈波解析法が開示されている。

40

【特許文献 1】特開平 8 - 229013 号公報

【特許文献 2】特許第 3635663 号公報

【特許文献 3】特開 2001 - 70265 号公報

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

しかしながら、脈波データのピークは、心電図におけるR波において観察されるような顕著なピークではなく、また脈波データには切痕や反射波等（脈波波形に比較的小さなピークとボトムが表れる部位。これら切痕や反射波等は、ピーク検出の際のノイズとなる。以下、説明の簡略化のため、切痕や反射波等の総称として単に「切痕」という）があり、R波に相当するピークを生脈波波形から自動検出することは容易ではなかった。この点、特許文献1、2には脈波データから正確にピークを抽出する手法については特に言及されていない。また、特許文献3の脈波解析法では、ある程度切痕は除去できるとは考えられるものの、ピーク間隔の平均値から求めた閾値を用いて切痕を除去する方法を採用しているため、不整脈のようにピークの出現が予測不可能な場合には本当のピークもノイズと判断されてしまう可能性がある。

10

## 【0007】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたもので、被験者において不整脈等が生じている場合であっても、脈波データに含まれる切痕部を的確に除去し正確にピーク乃至はボトムを検出でき、生体情報、例えば心電図から求められるR-R間隔と相関性が高い情報（以下、本明細書では、ピーク乃至はボトム間隔を求めるという意味で「脈波P-P間隔」という場合がある）を検出することが可能な脈波データ解析方法、システム及びプログラムを提供することを目的とする。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の一面に係る脈波データ解析方法は、生体の脈波データから生体情報を抽出する脈波データ解析方法であって、脈波を所定時間連続計測して得た脈波データから、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出し、時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム-ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求め、求められたボトム-ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第1の振幅値と第2の振幅値とを比較し、前記第1の振幅値に対する第2の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合に、前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除し、時間軸上で前記第2の振幅値の後に存在する第3の振幅値と、前記第2の振幅値とを比較し、両者の相対値が所定の閾値よりも大きいときは前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値の仮削除を解除してこれらを利用されるべきデータとして扱い、両者の相対値が所定の閾値よりも小さいときは前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値をノイズと見なして本削除するステップを含むことを特徴とする（請求項1）。

30

## 【0009】

この構成によれば、脈波データにおいて隣接するボトム値とピーク値とのペアからボトム-ピーク振幅値が求められ、時間軸上で前後する第1の振幅値と第2の振幅値とが比較され、第1の振幅値に対する第2の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合、第2の振幅値のボトム-ピーク振幅値に係るボトム値及びピーク値が仮にノイズと見なされて仮削除される。通常、切痕にかかるボトム-ピーク振幅値は、本来のボトム-ピーク振幅値と同等乃至はこれを上回ることはなく、総じて小幅な振幅値となる。従って、閾値より小さい振幅値しか持たない第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を切痕ノイズと扱い除去することで、正確にピーク間隔（若しくはボトム間隔）を求めることが可能となる。

40

## 【0010】

しかし、第1の振幅値との比較結果のみで第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を直ちに切痕ノイズと扱い削除すると、脈波の本来のボトム値及びピーク値をも削除してしまうことが生じ得る。例えば、第1の振幅値が一過性の体動等により突発的に大きいものであったり、或いは呼吸性の脈波振幅の影響で大きくなっていたりした場合、第2の振幅値が本来の脈波に由来するボトム-ピーク振幅値であっても、これを削除してしまうことがあり得る。そこで本発明では、第1の振幅値との比較を終えた段階では仮削除の扱い

50

としておき、第2の振幅値の後に存在する第3の振幅値との比較結果に応じて、第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値をデータとして利用するか、切痕ノイズと扱い本削除するかを決定するようにしている。これにより、突発的な振幅が含まれてしまっているような場合でも、正確にピーク間隔（若しくはボトム間隔）を求めることができる。

【0011】

上記構成において、前記ノイズが除去された後の脈波データに基づいて、心電図におけるR-R間隔に相当するピーク値間隔若しくはボトム値間隔を求めるステップをさらに含むことが望ましい（請求項2）。この構成によれば、ノイズ除去後の脈波データに基づいてピーク値間隔若しくはボトム値間隔を求められるので、不整脈の診断等を的確に行うことができる。

10

【0012】

また、前記ノイズが除去された後の脈波データに基づいて、ボトム-ピーク振幅値を求めるステップをさらに含むことが望ましい（請求項3）。この構成によれば、ボトム-ピーク振幅値を利用して、各種の診断（交感神経活動の診断等）を行うことが可能となる。

【0013】

上記構成において、前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除した後に、時間軸上で前記仮削除されたボトム値及びピーク値の次に現れるボトム値及びピーク値より求められたボトム-ピーク振幅値を新たな第2の振幅値と扱い、同様にして前記新たな第2の振幅値と前記第1の振幅値とを比較する処理を1回若しくは複数回繰り返し、仮削除の要件を満たさないボトム-ピーク振幅値が現れたときに、当該ボトム-ピーク振幅値を前記第3の振幅値と扱って、仮削除とされた1又は複数の第2の振幅値と比較することができる（請求項4）。

20

【0014】

この構成によれば、本来の脈波振幅の間に複数の切痕ノイズが含まれているような場合でも、当該切痕ノイズを確実に除去（仮削除）することが可能となる。その一方で、第1の振幅値が例えば突発的に大きなボトム-ピーク振幅値に由来するものである場合には、1又は複数の第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を本削除しないようにすることができる。

【0015】

この場合、仮削除とされた第2の振幅値が複数存在する場合において、前記第3の振幅値との比較により一つの第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値の仮削除が解除されたとき、前記一つの第2の振幅値を前記第3の振幅値と扱って、他の第2の振幅値と比較することができる（請求項5）。この構成によれば、仮削除とされた第2の振幅値が複数存在する場合に、順次遡及しながら、仮削除されたボトム値及びピーク値の妥当性を評価することが可能となる。

30

【0016】

また、前記第2の振幅値と前記第1の振幅値とを比較する処理を1回若しくは複数回繰り返すに際し、前記閾値を、少なくとも1回変更することが望ましい（請求項6）。この構成によれば、切痕ノイズを状況に応じて的確に除去できるようになる。例えば上記繰り返し比較回数が増えるほど、相対値の閾値を小さくすることで、比較的大きな振幅の切痕ノイズから比較的小さな振幅の切痕ノイズまで、順次確実に除去できるようになる。

40

【0017】

本発明の他の局面に係る脈波データ解析システムは、生体の脈波データから生体情報を抽出する脈波データ解析システムであって、被験者の脈波情報を所定のサンプリング周期で取得して時間軸に関連付けられた脈波データを取得する脈波検出手段と、前記脈波データを解析するデータ解析手段とを備え、前記データ解析手段は、前記脈波データから、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出する変曲点検出部と、時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム-ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求める振幅値検出部と、求められたボトム-ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第1の振幅値と第2の振幅値とを比較し、前記

50

第1の振幅値に対する第2の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合に、前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除データとして区分する仮削除処理部と、時間軸上で前記第2の振幅値の後に存在する第3の振幅値と、前記第2の振幅値とを比較し、両者の相対値が所定の閾値よりも大きいときは前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値について前記仮削除データとしての区分を解除し、両者の相対値が所定の閾値よりも小さいときは前記仮削除データをノイズと見なして本削除するノイズ除去部と、を具備することを特徴とする（請求項7）。

【0018】

この構成によれば、脈波検出手段により取得された脈波データに基づいて、データ解析手段の変曲点検出部によりボトム値及びピーク値が求められ、振幅値検出部により時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とのペアからボトム・ピーク振幅値が各々求められる。そして、仮削除処理部により時間軸上で前後する第1の振幅値と第2の振幅値とが比較され、第1の振幅値に対する第2の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合、第2の振幅値のボトム・ピーク振幅値に係るボトム値及びピーク値が仮にノイズと見なされて仮削除される。その後、ノイズ除去部によって、第2の振幅値の後に存在する第3の振幅値との比較結果に応じて、第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値をデータとして利用するか、切痕ノイズと扱い本削除するかが判定される。従って、脈波波形に一過性の体動等に由来する突発的に大きな振幅や、呼吸性の振幅変動等が存在していても、正確にピーク間隔（若しくはボトム間隔）を求めることができる脈波データ解析システムを提供することができる。

10

20

【0019】

上記構成において、前記変曲点検出部により検出されたボトム値及びピーク値を記憶する第1記憶手段と、データを少なくとも一時的に記憶することが可能な第2記憶手段とをさらに備え、前記仮削除処理部は、前記仮削除データと扱うボトム値及びピーク値が生じたとき、これらを前記第1記憶手段から第2記憶手段へ移行させ、前記ノイズ除去部は、前記仮削除データとしての区分を解除する場合に、前記ボトム値及びピーク値を前記第2記憶手段から第1記憶手段へ復帰させるようにすることができる（請求項8）。この構成によれば、ボトム値及びピーク値の仮削除処理、並びにその解除処理を、第1記憶手段と第2記憶手段との間におけるデータ移動によって簡単に処理できる。

【0020】

或いは、前記仮削除処理部は、前記仮削除データと扱うボトム値及びピーク値が生じたとき、これらに仮削除識別子を付与し、前記ノイズ除去部は、前記仮削除データとしての区分を解除する場合には前記仮削除識別子を解除する一方で、本削除する場合には前記仮削除識別子が付与されたボトム値及びピーク値を削除する処理を行うことができる（請求項9）。この構成によれば、ボトム値及びピーク値の仮削除処理、並びにその解除処理を、仮削除識別子の付与及びその付与解除によって簡単に処理できる。

30

【0021】

上記いずれかの構成において、前記データ解析手段によるデータ解析結果を表示する表示手段を有し、前記脈波検出手段、前記データ解析手段及び前記表示手段が、前記被験者に対して装着可能な機器に装備することができる（請求項10）。この構成によれば、必要な機能が全て搭載されたウェアラブルな単一機器として、本発明に係る脈波データ解析システムを構成することができる。従って、本発明に係るシステムを、可搬性に優れたコンパクトなシステムとすることができる。

40

【0022】

また、上記いずれかの構成において、前記脈波検出手段により取得された脈波データを保存する第3記憶手段を有し、前記脈波検出手段と前記第3記憶手段とが装備され、前記被験者に対して装着可能な第1の機器と、前記データ解析手段が装備され、前記第1の機器とデータ通信を行うことで前記第3記憶手段に保存されている脈波データを取り入れ可能とされた第2の機器とから構成することができる（請求項11）。この構成によれば、脈波データを取得する第1の機器と、データ解析を行う第2の機器（例えばパーソナルコ

50

ンピュータ)とに分離して、本発明に係る脈波データ解析システムを構成することができる。従って、一層高度なデータ解析が行えるようになる。

【0023】

上記構成において、前記データ解析手段が、前記脈波データをリアルタイムで解析すると共に、該解析により得られる脈波情報を所定の表示部へ表示させるものとして行うことができる(請求項12)。この構成によれば、ユーザは、リアルタイムで脈波情報を表示部において確認できる、ユーザの利便性を向上させることができる。

【0024】

上記構成において、前記データ解析手段が、解析した脈波情報を保存する第4記憶手段を具備することが望ましい(請求項13)。この構成によれば、解析した脈波情報をデータとして保存できるようになる。従って、事後的に脈波情報を確認したり、統計処理を行ったりすることが容易となる。

【0025】

本発明のさらに他の局面に係る脈波データ解析プログラムは、生体の脈波データから生体情報を抽出するための解析プログラムであって、前記脈波データを解析するデータ解析手段に、被験者の脈波情報を所定のサンプリング周期で取得して時間軸に関連付けられた脈波データを読み出すステップと、前記脈波データから、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出するステップと、時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム-ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求めるステップと、求められたボトム-ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第1の振幅値と第2の振幅値とを比較し、前記第1の振幅値に対する第2の振幅値の相対値が所定の閾値より小さい場合に、前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値を仮削除するステップと、時間軸上で前記第2の振幅値の後に存在する第3の振幅値と、前記第2の振幅値とを比較するステップと、両者の相対値が所定の閾値よりも大きいときは前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値の仮削除を解除してこれらを利用されるべきデータとして扱い、両者の相対値が所定の閾値よりも小さいときは前記第2の振幅値に係るボトム値及びピーク値をノイズと見なして本削除するステップと、ノイズが除去された後の脈波データに基づき所定の脈波解析処理を行うステップと、を実行させることを特徴とする(請求項14)。

【発明の効果】

【0026】

本発明に係る脈波データ解析方法、システム、プログラムによれば、脈波の周波数や波形形状に関係なくノイズを除去できる。特に、脈波波形に一過性の体動等に由来する突発的に大きな振幅や、呼吸性の振幅変動等が存在していても、脈波本来のボトム値及びピーク値を削除することなく、ノイズだけを的確に除去できる。従って、脈波データに含まれる切痕部を的確に除去し正確な生体の脈波データを得ることができ、かかる脈波データに基づいて、医療従事者等は的確に各種の診断を行うことができる。

【0027】

そして、脈波データに含まれる切痕部を的確に除去し正確にピークを検出できるので、心電図から求められるR-R間隔と相関性が高い脈波P-P間隔を検出することができるようになる。これにより、被験者への負担が大きいホルダー心電計を用いることなく不整脈を正確に検出することができ、疾病を早期発見することができる。また、脈波測定は測定方法が簡便で年配者であっても容易に行えるため、年配者に発生率の高い心房細動等の症状の早期発見用としてスクリーニングにも利用できる。さらに、被験者への負担が軽いことから、薬の効用を確認するために必要な長期間(例えば、心房細動が完治したことを確認するには2週間程度心房細動が発生していないことを確認する必要がある)の連続測定が可能であるという利点もある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、図面に基づいて、本発明の実施形態につき説明する。

10

20

30

40

50



図 1 は、本発明の実施形態に係る脈波データ解析システム S 0 の全体構成を概略的に示すブロック図である。当該脈波データ解析システム S 0 は、被験者（生体）の脈波データから心電図における R - R 間隔に相当する情報である脈波 P - P 間隔を抽出可能なシステムである。この脈波データ解析システム S 0 は、脈波検出手段 1 1、データ解析手段 1 2、表示手段 1 3 及び記憶手段 1 4 を備えている。

【 0 0 2 9 】

脈波検出手段 1 1 は、被験者の脈波情報を所定のサンプリング周期で取得して時間軸に関連付けられた脈波データ（脈波を所定時間連続計測して得たデータ）を取得するものである。ここで、脈波の検出方法としては、各種の方法が採用可能であるが、例えば血液中のヘモグロビンの吸光特性を利用する方法を好適に採用することができる。この方法は、血液中のヘモグロビンが光を吸収する特性を有することから、生体に光を照射した場合に、心拍に伴う血流の脈動でヘモグロビンの量が波動的に変化することに起因して、その反射光量若しくは透過光量が増加することを利用したものである。

10

【 0 0 3 0 】

この場合、測定に際しては、発光素子と受光素子とを備える反射型若しくは透過型センサを指先等にセットし、前記受光素子による受光量をモニターすることで脈波データを取得することができる。なお、上記反射型若しくは透過型センサとしては、光電脈波計や血中酸素飽和度の計測を行うことができるパルスオキシメータ等を好適に用いることができる。また、圧力センサ等を用い、血管脈動による脈圧を直接検出することで、脈波データを取得するようにしても良い。

20

【 0 0 3 1 】

データ解析手段 1 2 は、各制御プログラム等を記憶する R O M（Read Only Memory）、一時的にデータを格納する R A M（Random Access Memory）及び制御プログラム等を R O M から読み出して実行する中央演算処理装置（C P U）や D S P（Digital Signal Processor）等から構成され、脈波検出手段 1 1 にて取得された脈波データを解析するものである。後記で詳述するが、データ解析手段 1 2 は、所定の条件を満たすときに一部データを仮削除し、この仮削除データを復元乃至は本削除する処理を経て、前記脈波データに含まれる切痕ノイズを除去するノイズ除去処理を行う。しかる後、ノイズ除去後の脈波データに基づき、その脈波波形上に表れるピークの間隔（若しくはボトムの間隔）を求める処理を行う。

30

【 0 0 3 2 】

表示手段 1 3 は、データ解析手段 1 2 により処理されたデータを表示するものであり、例えば、液晶表示装置（L C D ; Liquid Crystal Display）、7セグメント L E D、有機フォトルミネセンス表示装置、C R T（Cathode Ray Tube）及びプラズマ表示装置等の表示装置からなる。この表示手段 1 3 には、脈波データのデータ解析結果等の各種測定情報が、文字情報、画像情報或いは光点灯情報等、必要に応じた任意の形態で表示される。

【 0 0 3 3 】

記憶手段 1 4 は、前記脈波検出手段 1 1 により計測された脈波データや、データ解析手段 1 2 によるデータ解析結果等を一時的に格納するものである。この記憶手段 1 4 としては、R A M や E P R O M（Erasable and Programmable ROM）などを用いることができる。

40

【 0 0 3 4 】

以上説明した脈波データ解析システム S 0 は、様々なハード構成として構築することができる。図 2 は、上記脈波検出手段 1 1、データ解析手段 1 2、表示手段 1 3 及び記憶手段 1 4 を、被験者に装着可能な単一機器である脈波測定装置 2 0 に搭載してなる脈波データ解析システム S 1 を示す外観構成図である。この脈波測定装置 2 0（脈波データ解析システム S 1）は、被験者の手首付近に装着可能とされた脈波測定装置本体部 2 1 と、指先に装着可能とされたプローブ 2 2 とを備え、両者が信号ケーブル 2 0 1 で電氣的に接続されてなる。

【 0 0 3 5 】

50

脈波測定装置本体部 2 1 には、電源スイッチ 2 1 1、LCD 等からなる表示部 2 1 2 (表示手段 1 3 に相当する)、ベルト係止部 2 1 3 等が備えられているほか、その内部に、前記脈波検出手段 1 1 の一部、データ解析手段 1 2 及び記憶手段 1 4 に相当する機能を果たす電気回路が収納されている。また、プローブ 2 2 には、前記脈波検出手段 1 1 の一部を構成する発光素子と受光素子とが備えられている。かかる脈波データ解析システム S 1 によれば、必要な機能が全て搭載されたウェアラブルな単一機器としてシステムが構成されるので、可搬性に優れたコンパクトなシステムとすることができる。

#### 【0036】

図 3 は、本発明に係るシステムの他のハード構成例を示すもので、被験者に装着可能な脈波測定装置 2 0 ' (第 1 の機器) とパーソナルコンピュータ 3 0 (第 2 の機器) とが USB ケーブル等の通信ケーブル 3 0 1 で接続されてなる脈波データ解析システム S 2 を示す外觀構成図である。この脈波データ解析システム S 2 では、上記脈波検出手段 1 1 の機能が脈波測定装置 2 0 ' に備えられ、上記データ解析手段 1 2 及び表示手段 1 3 の機能がパーソナルコンピュータ 3 0 に備えられる (勿論、脈波測定装置 2 0 ' にもデータ解析手段 1 2 及び表示手段 1 3 の機能が備えられていても良い) 構成とされる。このような脈波データ解析システム S 2 とすれば、被験者に装着される脈波測定装置 2 0 ' を簡素な構成として装着性を向上させ得ると共に、パーソナルコンピュータ 3 0 により高度なデータ解析が行えるようになる。

#### 【0037】

図 4 は、図 2 に示した脈波測定装置 2 0 の電気的構成を示すブロック図である。この脈波測定装置 2 0 は、電気的構成として、検知部 2 3 (脈波検出手段)、CPU (Central Processing Unit) 2 4 (データ解析手段)、記憶部 2 5 (記憶手段)、操作部 2 6、I/F 部 2 7、電源部 2 8 及び上述の表示部 2 1 2 (表示手段) を備えて構成されている。

#### 【0038】

検知部 2 3 は、CPU 2 4 (後述の測定制御部 4 1) に制御され、所定のサンプリング周期 (例えば 3 0 m s 周期) で被験者の脈波情報を計測するもので、発光部 2 3 1、受光部 2 3 2、発光制御回路 2 3 3 及び A/D 変換部 2 3 4 を備えている。ここで、前記発光部 2 3 1 及び受光部 2 3 2 はプローブ 2 2 に搭載され、発光制御回路 2 3 3 及び A/D 変換部 2 3 4 は脈波測定装置本体部 2 1 に搭載され、発光制御回路 2 3 3 と発光部 2 3 1 とが、また受光部 2 3 2 と A/D 変換部 2 3 4 とが、信号ケーブル 2 0 1 でそれぞれ電気的に接続されている。発光部 2 3 1 及び受光部 2 3 2 は、上述したように、血液中のヘモグロビンの吸光特性を利用した反射型若しくは透過型センサを構成するもので、両者は生体組織 (この場合は指先) を経由する光路が形成される位置関係でプローブ 2 2 にセッティングされている。

#### 【0039】

発光部 2 3 1 は、所定波長の光を発生する LED 等の発光素子からなる光源であり、発光制御回路 2 3 3 によりその発光動作が制御される。発光制御回路 2 3 3 は、CPU 2 4 から与えられる測定制御信号に基づいて、発光部 2 3 1 を所定のサンプリング周期で点灯させる駆動信号を生成する。受光部 2 3 2 は、少なくとも発光部 2 3 1 から発せられる波長の光に対して感度を有し、受光した光強度に応じた電流を生成する光電変換型の受光素子である。かかる受光素子としては、例えばシリコンフォトダイオード (Silicon Photo Diode) 等を用いることができる。A/D 変換部 2 3 4 は、受光部 2 3 2 から出力される光強度に応じたアナログ電流をデジタル信号に変換する。

#### 【0040】

受光部 2 3 2 により受光される光量 (反射光量若しくは透過光量) は、心拍に伴う血流の脈動でヘモグロビンの量が波動的に変化し吸光量が変動することから、脈動のサイクルに応じて変化する。従って、A/D 変換部 2 3 4 からサンプリング周期毎に出力される受光光量に応じたデジタル信号は、各サンプリング周期における脈波状態を反映した情報となる。このようにして検出された脈波情報は、CPU 2 4 を介し、時刻情報に関連付けられて記憶部 2 5 に格納される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 1 】

C P U 2 4 は、所定の制御プログラムに従って、脈波測定装置 2 0 全体の動作制御を司るもので、検知部 2 3 による脈波データ取得動作、取得された生の脈波データに含まれる切痕ノイズを除去するノイズ除去処理動作、ノイズ除去後の脈波データに基づき、その脈波波形上に表れるピークの間隔（若しくはボトムの間隔）を求める処理動作等を実行する。この C P U 2 4 の機能構成については、図 5 に基づき後記で詳述する。

## 【 0 0 4 2 】

記憶部 2 5（第 1～第 4 記憶手段）は、検知部 2 3 により計測された脈波データ（A / D 変換部 2 3 4 から出力されるデジタルデータを時刻情報に関連付けたデータ）、C P U 2 4 における演算処理で生成されたデータ、例えば仮削除データとして区分されたデータ、データ解析結果等（後述の間隔算出部 4 5 により求められる脈波波形のピーク値間隔、ボトム値間隔、或いはピーク値 - ボトム値の振幅等）を一時的に格納するものである。

10

## 【 0 0 4 3 】

操作部 2 6 は、各種スイッチ（入力ボタン）を備え、装置各部を操作するべく所定の指示入力を行うためのものである。操作部 2 6 は、各種スイッチとして、電源部 2 8 のオン / オフ切り替えを行う電源スイッチ 2 1 1（図 2 参照）のほか、検知部 2 3 による脈波データの検出及びこの検出情報に基づくデータ解析処理を開始又は終了するためのオン、オフ切り替えを行う測定スイッチ等を備えている。なお、当該各種スイッチは、機械的に押下するプッシュボタンの形態、液晶表示装置等のタッチパネル内に表示される入力ボタンの形態など種々の形態が採用可能である。

20

## 【 0 0 4 4 】

I / F 部 2 7 は、例えば図 3 に示すように、パーソナルコンピュータ 3 0 等とのデータの送受信を行う場合に用いられるものであり、例えば R S - 2 3 2 C、U S B、I r D A（Infrared Data Association）等の有線（L A N 等のネットワーク）又は無線による通信規格によるデータ送受信装置である。

## 【 0 0 4 5 】

電源部 2 8 は、脈波測定装置 2 0 の各部に電源を供給するものであり、例えば乾電池やボタン電池、或いは A C 電源等からなる。表示部 2 1 2 は、C P U 2 4 による脈波データのデータ解析結果を文字情報や画像情報等として表示するものである。

## 【 0 0 4 6 】

続いて、C P U 2 4 及び記憶部 2 5 の機能構成について、図 5 の機能ブロック図に基づいて説明する。この C P U 2 4 は、機能的に、測定制御部 4 1、データ解析部 4 2 及び表示制御部 4 6 を備えている。また、記憶部 2 5 は、脈波データ記憶部 2 5 1（第 3 記憶手段）、B - P（ボトム - ピーク）値情報記憶部 2 5 2（第 1 記憶手段）、仮削除データ記憶部 2 5 3（第 2 記憶手段）及び解析結果記憶部 2 5 4（第 4 記憶手段）を備えている。

30

## 【 0 0 4 7 】

測定制御部 4 1 は、検知部 2 3 による脈波データ取得動作を制御するもので、所定のタイマー機能を用いて予め定められたサンプリング周期毎に、発光制御信号を生成して発光制御回路 2 3 3（図 4 参照）へ送信する。そして、前記発光制御信号に同期して A / D 変換部 2 3 4 から出力されるデジタル信号を受け入れ、時刻情報に関連付けて記憶部 2 5 の脈波データ記憶部 2 5 1 にその脈波情報を書き込む。

40

## 【 0 0 4 8 】

表示制御部 4 6 は、C P U 2 4 による脈波データのデータ解析結果を、適宜な形態として表示部 2 1 2 において表示させるためのデータ処理を行う。

## 【 0 0 4 9 】

データ解析部 4 2 は、検知部 2 3 により取得され一旦記憶部 2 5 に格納された脈波データに対して（或いは検知部 2 3 により検出された脈波データに対して直接）、各種のデータ解析処理を行う。このデータ解析部 4 2 は、前処理部 4 3、ノイズ除去処理部 4 4 及び間隔算出部 4 5 を備えて構成されている。

## 【 0 0 5 0 】

50

前処理部 4 3 は、ノイズ除去処理部 4 4 による切痕ノイズの除去処理を行う前に、検知部 2 3 により取得された生の脈波データに所定の前処理を行う機能部であり、脈波波形生成部 4 3 1 と移動平均処理部 4 3 2 とを備えている。脈波波形生成部 4 3 1 は、所定のサンプリング周期で取得され時刻情報に関連付けられて脈波データ記憶部 2 5 1 に格納されている脈波データを時間軸に展開するデータ整列処理を行い、脈波波形を生成する。なお、脈波測定とリアルタイムでデータ解析を行う場合は、脈波データ記憶部 2 5 1 に脈波測定の進行と共に書き込まれて行くデータを、時刻順に逐次読み出す動作を行う。

【 0 0 5 1 】

移動平均処理部 4 3 2 は、脈波波形生成部 4 3 1 により生成された脈波波形について移動平均処理を行い、これを平滑化する演算を行う。例えば、時間軸上にプロットされた脈波データの 5 個移動平均（中心データと、その前後 2 個のデータの平均を求める）を取る演算を、脈波波形の時間軸に沿って順次行う。このような移動平均処理を行う意義は次の通りである。

10

【 0 0 5 2 】

図 6 は、脈波波形生成部 4 3 1 により生成された脈波波形 5 1 を示すグラフ（脈波のサンプリング周期 = 26.7ms）である。この脈波波形 5 1 は、生の脈波データをそのままプロットした、生の脈波波形である。このような生の脈波波形 5 1 には、符号 5 1 1 で示すように、微小測定時間範囲における脈波データに重畳するノイズがしばしば表れる。このような脈波データのノイズも、一種のボトム値及びピーク値となるため、生の脈波波形 5 1 を用いてノイズ除去処理部 4 4 により切痕ノイズの除去処理を行った場合、高速処理が阻害されることがある。

20

【 0 0 5 3 】

そこで、移動平均処理部 4 3 2 により生の脈波波形 5 1 について上述の移動平均処理を行い、これを平滑化するものである。図 7 は、移動平均処理後の脈波波形 5 2 を示すグラフである。該脈波波形 5 2 において、符号 5 2 1 で示す部分は、図 6 の生の脈波波形 5 1 において符号 5 1 1 で示す部分に対応するものであるが、当該部分は移動平均処理により平滑化されていることが分かる。これにより、ノイズ除去処理部 4 4 におけるボトム値及びピーク値の抽出処理を簡素化できるようになる。

【 0 0 5 4 】

ノイズ除去処理部 4 4 は、図 7 に示す移動平均処理後の脈波波形 5 2 に含まれる切痕ノイズの除去処理を行うもので、変曲点検出部 4 4 1、振幅値検出部 4 4 2、仮削除処理部 4 4 3 及びノイズ除去部 4 4 4 を備えている。

30

【 0 0 5 5 】

変曲点検出部 4 4 1 は、図 7 に示す移動平均処理後の脈波波形 5 2（脈波データ）から、ボトム値及びピーク値を時間軸に沿って順次検出する処理を行う。すなわち、脈波波形 5 2 を構成するプロットデータを時間軸に沿って順次比較し、脈波波形 5 2 が下降から上昇へ転じる点をボトム値として、また上昇から下降へ転じる点をピーク値としてそれぞれ検出する。図 8 に、前記脈波波形 5 2 に対するボトム値及びピーク値の検出状況を示す。図中の符号 B 1 ~ B 5 はボトム値を、符号 P 1 ~ P 5 はピーク値をそれぞれ示している。なお、リアルタイム解析の場合は、脈波波形 5 2 に相当するデータを逐次取得しながら、データを比較処理し、ボトム値及びピーク値を特定する処理を行う。特定されたボトム値及びピーク値は、記憶部 2 5 の B - P 値情報記憶部 2 5 2 に格納される。

40

【 0 0 5 6 】

振幅値検出部 4 4 2 は、前記変曲点検出部 4 4 1 にて検出されたボトム値 B 1 ~ B 5 及びピーク値 P 1 ~ P 5 を用い、時間軸上において隣接するボトム値とピーク値とをペアとし、各ペアのボトム値とピーク値との差分であるボトム - ピーク振幅値を時間軸に沿って各々求める処理を行う。この処理を図 8 に基づき具体的に説明すると、先ず脈波波形 5 2 において時間軸上に最初に表れるボトム値 B 1 とピーク値 P 1（符号 5 1 2 で示す部分の拡大図参照）とがペアとされ、このボトム値 B 1 とピーク値 P 1 との差分を求めることで第 1 ボトム - ピーク振幅値 SW 1 が求められる。以下同様に、ボトム値 B 2 とピーク値 P

50

2、ボトム値 B 3 とピーク値 P 3、ボトム値 B 4 とピーク値 P 4 及びボトム値 B 5 とピーク値 P 5 というように、隣接するボトム値とピーク値とがペアとされ、各々の差分を求めることで第 2 ~ 第 5 ボトム - ピーク振幅値 S W 2 ~ S W 5 が求められる（以降に表れるボトム値及びピーク値についても同様の処理が為される）。

【 0 0 5 7 】

仮削除処理部 4 4 3 は、求められたボトム - ピーク振幅値について、時間軸上で前後する第 1 の振幅値 A M 1 と第 2 の振幅値 A M 2（例えば S W 1 と S W 2）とを比較する。そして、第 1 ボトム - ピーク振幅値 S W 1 に対する第 2 ボトム - ピーク振幅値 S W 2 の相対値が所定の閾値より小さい場合、仮削除処理部 4 4 3 は、第 2 ボトム - ピーク振幅値 S W 2 に係るボトム値 B 2 及びピーク値 P 2 を仮削除データとして区分するために、B - P 値情報記憶部 2 5 2 から仮削除データ記憶部 2 5 3 へボトム値 B 2 及びピーク値 P 2 を一時的に移管させる。つまり仮削除処理部 4 4 3 は、次の ( 1 ) 式で示す演算（但し、 $A M 1 = S W 1$ 、 $A M 2 = S W 2$ ）を行い、( 1 ) 式が満足される場合に、第 2 ボトム - ピーク振幅値 S W 2 に係るボトム値 B 2 及びピーク値 P 2 を仮削除の扱いとする。

10

$$\text{第 1 の振幅値 ( A M 1 ) } \times \text{相対値 } a > \text{第 2 の振幅値 ( A M 2 ) } \quad \cdot \cdot \cdot ( 1 )$$

但し、相対値 a は任意に設定される 1 以下の値。

【 0 0 5 8 】

上記 ( 1 ) 式で用いられる相対値 a（所定の閾値）は、被験者の脈動の特徴、予期される症状によって適宜設定されるが、切痕は脈波に比べてかなり小さく、切痕に係るボトム - ピーク振幅値は脈波に係るボトム - ピーク振幅値に対して相対比で 5 0 % 程度以下の大きさであることが通常なので、例えば相対値  $a = 0 . 5$  をデフォルト値として定めることができる。

20

【 0 0 5 9 】

次に仮削除処理部 4 4 3 は、第 1 ボトム - ピーク振幅値 S W 1 と、仮削除されたボトム値 B 2 及びピーク値 P 2 の次に現れるボトム値 B 3 及びピーク値 P 3 より求められる第 3 ボトム - ピーク振幅値 S W 3 とを比較する。そして、上記 ( 1 ) 式の  $A M 2 = S W 3$  として、同様な演算処理を行う。

【 0 0 6 0 】

ここで、図 8 に示した脈波波形 5 2 において、相対値  $a = 0 . 5$  と設定されている場合を考える。この場合、S W 1 S W 2 であるので、仮削除処理部 4 4 3 は、S W 2 に係るボトム値 B 2 及びピーク値 P 2 を仮削除する。次に、仮削除処理部 4 4 3 は、S W 1 と S W 3 とを比較するのであるが、図 8 から明らかな通り “  $S W 1 \times 0 . 5 < S W 3$  ” であるので、S W 3 に係るボトム値 B 3 及びピーク値 P 3 は仮削除されず、B - P 値情報記憶部 2 5 2 に存置される。

30

【 0 0 6 1 】

この後、仮削除処理部 4 4 3 は、仮削除されなかった S W 3 を新たな第 1 の振幅値 A M 1 と扱い、上記と同様な処理を繰り返す。すなわち、S W 4 を第 2 の振幅値 A M 2 として、“  $S W 3 \times \text{相対値 } a > S W 4$  ” の条件を満たすか否かを判定する。図 8 に示す脈波波形 5 2 では、S W 3 S W 4 であるので、仮削除処理部 4 4 3 は、S W 4 に係るボトム値 B 4 及びピーク値 P 4 を仮削除データ記憶部 2 5 3 へ移管することとなる。これに続いて、“  $S W 3 \times \text{相対値 } a > S W 5$  ” の条件判定が行われ、S W 5 に係るボトム値 B 5 及びピーク値 P 5 は存置されることとなる。

40

【 0 0 6 2 】

なお、上記 S W 1 と S W 3 との比較において、もし “  $S W 1 \times 0 . 5 > S W 3$  ” となった場合は、仮削除処理部 4 4 3 は、ボトム値 B 3 及びピーク値 P 3 も仮削除し、S W 1 と S W 4 とを比較する処理を行う。この場合、仮削除処理部 4 4 3 は、相対値 a の値を低いレベル（例えば相対値  $a = 0 . 1$ ）に落として比較処理を行う。例えば、上記の例において、S W 1 が何らかの要因で大きな値となっていた場合、相対値  $a = 0 . 5$  のまま比較処理を進めると、切痕ではなく脈波であるにも拘わらず、S W 1 に続くデータが次々と削除されてしまうからである。また、同様な観点から、S W 1 を基準として比較処理を行う繰

50

り返し回数  $m$  が一定の回数（例えば  $m = 5$ ）に制限されており、仮削除処理部 443 は、その回数を超過したら、強制的に第 1 の振幅値  $AM1$  を次のボトム - ピーク振幅値に置換する。以上説明した仮削除処理部 443 の処理は、脈波測定とリアルタイムでデータ解析を行う場合に好適な実施形態である。

#### 【0063】

ノイズ除去部 444 は、仮削除の対象とされた第 2 の振幅値  $AM2$  と、時間軸上で第 2 の振幅値  $AM2$  の後に存在する第 3 の振幅値  $AM3$  とを比較し、両者の相対値が所定の閾値よりも大きいか否かを判定する。ここでの閾値は、例えば上記の相対値  $a = 0.5$  とすることができる。図 8 に示す脈波波形 52 ならば、仮削除の対象とされた  $SW2$  と、この  $SW2$  の次に時間軸上に現れる  $SW3$  とが比較される。この場合、 $SW3$  に方が大きいので、ノイズ除去部 444 は、“ $SW3 \times \text{相対値 } a > SW2$ ” の条件を満たすか否かを判定する。この条件式が満たれるとき、 $SW2$  は先の  $SW1$  に対してだけでなく後の  $SW3$  に対しても十分小さいボトム - ピーク振幅値しか持っていないことになり、 $SW2$  が切痕ノイズである可能性は極めて高くなる。

10

#### 【0064】

従って、ノイズ除去部 444 は、上記条件式が満たれるとき、 $SW2$  に係るボトム値  $B2$  及びピーク値  $P2$  をノイズと見なして本削除する。すなわち、ボトム値  $B2$  及びピーク値  $P2$  を仮削除データ記憶部 253 から消去する。一方、上記条件式が満たれない場合、 $SW2$  に係るボトム値  $B2$  及びピーク値  $P2$  の仮削除区分を解除してこれらを利用されるべきデータとして扱う。具体的には、ボトム値  $B2$  及びピーク値  $P2$  を仮削除データ記憶部 253 から  $B - P$  値情報記憶部 252 に復元する。因みに、図 8 に示す脈波波形 52 ならば、 $SW3 = SW2$  であるので、 $SW2$  のボトム値  $B2$  及びピーク値  $P2$  は本削除されることとなる。

20

#### 【0065】

以上のようなノイズ除去部 444 の処理が行われると、図 8 に示す脈波波形 52 の場合は、仮削除されず  $B - P$  値情報記憶部 252 に存置されるピーク値及びボトム値は、図 9 に示すように、ピーク値  $P1, P3, P5$  とボトム値  $B1, B3, B5$  となる。つまり、切痕ノイズと見なされたピーク値  $P2, P4$  及びボトム値  $B2, B4$  は捨象され、心拍と真に連関性のあるピーク値（ボトム値）のみが残存ようになる。従って、ピーク値  $P1 \sim P3$  の時間間隔  $X1$ 、ピーク値  $P3 \sim P5$  の時間間隔  $X2 \dots$  を求めることで、正確な脈波  $P - P$  間隔の算出が可能となる。なお、ボトム値  $B1 \sim B3$ 、ボトム値  $B3 \sim B5$  の時間間隔を求めるようにしても良い。

30

#### 【0066】

脈波波形は、多様な波形形状で検出される。図 10 に示す脈波波形 53 では、変曲点検出部 441 によりボトム値  $B11 \sim B14$  及びピーク値  $P11 \sim P14$  が検出され、これに基づき振幅値検出部 442 により第 1 ～ 第 4 ボトム - ピーク振幅値  $SW11 \sim SW14$  が検出されることとなる。ここでは、振幅値が大きい第 1、第 4 ボトム - ピーク振幅値  $SW11$ 、 $SW14$  の間に、切痕とみられる振幅値が小さい 2 つのピークである第 2、第 3 ボトム - ピーク振幅値  $SW12$ 、 $SW13$  が検出されている。

#### 【0067】

このような脈波波形 53 の場合、 $SW11 = SW12$ 、 $SW11 = SW13$  であるので、仮削除処理部 443 により、 $SW12$ 、 $SW13$  に係るボトム値  $B12$ 、 $B13$  及びピーク値  $P12$ 、 $P13$  が仮削除される。一方、 $SW14$  は  $SW11$  よりも若干大きい程の振幅値を持っているため、 $SW14$  のボトム値  $B14$  及びピーク値  $P14$  は仮削除されず、次はこの  $SW14$  が基準値（第 1 の振幅値  $AM1$ ）とされ、同様な処理が行われる。そして、ノイズ除去部 444 により、 $SW14$  と  $SW12$ 、さらに  $SW14$  と  $SW13$  が比較される。この場合、 $SW14 = SW12$ 、 $SW14 = SW13$  であるので、ノイズ除去部 444 は、 $SW12$ 、 $SW13$  に係るボトム値  $B12$ 、 $B13$  及びピーク値  $P12$ 、 $P13$  を本削除する。

40

#### 【0068】

50

次に、図 1 1 に、突発的に大きな振幅（大振幅部 5 4 1）を含む脈波波形 5 4 を例示する。このような突発的な大振幅部 5 4 1 は、脈波測定中に被験者が動いた場合に観察されることが多い。このような脈波波形 5 4 の場合に、本実施形態において仮削除処理部 4 4 3 及びノイズ除去部 4 4 4 が設けられた意義が顕著に発揮される。

【 0 0 6 9 】

図 1 1 に示す脈波波形 5 4 では、大振幅部 5 4 1 より以降、変曲点検出部 4 4 1 によりボトム値 B 2 1 ~ B 2 4 及びピーク値 P 2 1 ~ P 2 4 が検出され、これに基づき振幅値検出部 4 4 2 により第 1 ~ 第 4 ボトム - ピーク振幅値 S W 2 1 ~ S W 2 4 が検出されることとなる。ここで、S W 2 1 は異常に高い振幅値、S W 2 2 ~ S W 2 4 は通常の脈波に由来する振幅値であるものとする。

10

【 0 0 7 0 】

このような脈波波形 5 4 の場合、上述のアルゴリズムによれば、仮削除処理部 4 4 3 は、先ず第 1 の振幅値 A M 1 = S W 2 1、第 2 の振幅値 A M 2 = S W 2 2 として、“ S W 2 1 × 相対値 a ( = 0 . 5 ) > S W 2 2 ” の条件を満たすか否かを判定する。この場合、S W 2 1 > S W 2 2 となってしまうので条件を満たすことから、S W 2 2 に係るボトム値 B 2 2 及びピーク値 P 2 2 は仮削除される。次に、第 2 の振幅値 A M 2 = S W 2 3 として、“ S W 2 1 × 0 . 5 > S W 2 3 ” の条件を満たすか否かが判定される。同様に、S W 2 1 > S W 2 3 であるので、S W 2 3 に係るボトム値 B 2 3 及びピーク値 P 2 3 も仮削除される。次の比較は、S W 2 1 を基準とした 3 回目の比較となるので、上述した通り、相対値 a = 0 . 1 に条件変更される。そして、第 2 の振幅値 A M 2 = S W 2 4 として、“ S W 2 1 × 0 . 1 > S W 2 4 ” の条件を満たすか否かが判定される。S W 2 1 と S W 2 4 との大きさ関係から、かかる条件式は満たさないので、S W 2 4 に係るボトム値 B 2 4 及びピーク値 P 2 4 は仮削除されず、次の比較処理では第 1 の振幅値 A M 1 = S W 2 4 に変更される。

20

【 0 0 7 1 】

ここで、S W 2 1 を基準とした比較のみで S W 2 2、S W 2 3 を評価し、データを本削除してしまうと、本事例のように S W 2 1 が突発的な大振幅部 5 4 1 に由来する異常に大きな振幅値であったとき、通常の脈波に由来する振幅値である S W 2 2、S W 2 3 もノイズと誤評価してしまうこととなる。つまり、S W 2 2、S W 2 3 に係るボトム値 B 2 2、B 2 3 及びピーク値 P 2 2、P 2 3 を、本実施形態のように仮削除ではなく、いきなり本削除してしまうと、脈波 P - P 間隔の検出に大きな影響を与えてしまうことになる。

30

【 0 0 7 2 】

図 1 2 は、データ点数毎の脈波 P - P 間隔の変動を示すグラフである。例えばピーク値間隔を採取する場合、ピーク値 P 2 2、P 2 3 が削除されると、ピーク値 P 2 1 とピーク値 P 2 4 との間隔が単位間隔値と計算される。その結果、図 1 2 に示すように、ピーク値 P 2 1 - P 2 4 の単位間隔値 5 4 2 が 3 拍分の値を示すことになる。このような脈波 P - P 間隔の変動は、あたかも被験者において不整脈が発生している所見を、医療従事者に見取らせてしまう。

【 0 0 7 3 】

さらに、体動だけでなく、呼吸性の脈波振幅の変動が存在する場合にも不具合が生じる。図 1 3 は、呼吸性の脈波振幅の変動部（図中の矢印 a 1、a 2 で示す部分）を含む脈波波形 5 5 を例示する。このような脈波振幅の変動は、被験者の吸気、呼気のサイクルに応じて生じ、次のサイクルへ移行する部分である矢印 a 1、a 2 の部分において振幅変動が顕著となる。

40

【 0 0 7 4 】

かかる脈波波形 5 5 では、矢印 a 1 の近傍で検出される振幅値 S W 3 1 ~ S W 3 3 において、S W 3 1 に比べて S W 3 2、S W 3 3 は半分程度の振幅値（但し、S W 3 2 < S W 3 3）となることがある。この場合、第 1 の振幅値 A M 1 = S W 3 1、相対値 a = 0 . 5 として比較処理が行われると、例えば S W 3 2 がノイズと判定されることがあり得る。矢印 a 2 の近傍で検出される振幅値 S W 3 4 ~ S W 3 6 も同様で、例えば S W 3 5 がノイズ

50

と判定され得る。

【0075】

この場合のデータ点数毎の脈波 P - P 間隔の変動は、図 14 に示すグラフのようになる。SW32、SW35 がノイズと扱われたことによって、単位間隔値 551、552 がそれぞれ 2 拍分の値を示すことになる。このような脈波 P - P 間隔の変動は、図 12 の場合と同様に、不整脈の発生を表現してしまうこととなる。

【0076】

これに対し、本実施形態では、仮削除処理部 443 及びノイズ除去部 444 が備えられているので、上記のような問題は生じない。例えば、図 11 に示す脈波波形 54 の場合、SW22、SW23 に係るボトム値 B22、B23 及びピーク値 P22、P23 は、仮削除処理部 443 によって仮削除データと判定され、一旦は仮削除データ記憶部 253 へ移管される。

10

【0077】

しかし、ノイズ除去部 444 によって、SW21 との比較で仮削除されなかった SW24 を用い、第 3 の振幅値  $AM3 = SW24$  として、“ $SW24 \times \text{相対値 } a (= 0.5) > SW23$ ” (“ $SW23 \times \text{相対値 } a > SW24$ ” でも良い) の条件を満たすか否かを判定する。図 11 の例では、SW23 と SW24 との振幅比が相対値 a よりも大きいものである (一方の振幅値が他方の振幅値の 50% 以下ではない) ので、ノイズ除去部 444 は、SW23 に係るボトム値 B23 及びピーク値 P23 を仮削除データ記憶部 253 から B - P 値情報記憶部 252 に復元する。同様に、SW22 と SW24 との振幅が比較され、この場合、その振幅比が相対値 a よりも大きいものであるため、SW22 に係るボトム値 B22 及びピーク値 P22 も B - P 値情報記憶部 252 に復元される。

20

【0078】

この結果、通常の脈波に由来する振幅値である SW22、SW23 に係るボトム値 B22、B23 及びピーク値 P22、P23 は削除されることなく、その後のデータ解析の用に供される。従って、脈波 P - P 間隔を採取した場合に、適正にピーク値 (ボトム値) 間隔が求められる。図 13 に示した脈波波形 55 の場合も同様である。

【0079】

なお、上記の例のように、仮削除とされた第 2 の振幅値 (SW22、SW23) が複数存在する場合に、第 3 の振幅値 (SW24) を固定化して、順次 SW23、SW22 と比較処理をする代わりに、第 3 の振幅値を遡及させて行くようにしても良い。例えば、SW23 と SW24 との比較により、SW23 の仮削除を解除すると判定されたときに、第 3 の振幅値  $AM3 = SW23$  と置き換えて、次は SW23 と SW22 との比較を行わせるようにしても良い。

30

【0080】

図 5 に戻って、間隔算出部 45 は、ノイズ除去部 444 によりノイズが除去された後の脈波波形に基づいて、そのピーク値間隔 (若しくはボトム値間隔) を求める処理を行う。例えば、図 9 に示した脈波波形 52 の場合は、ピーク値 P1 に関連付けられて記憶されている時刻情報と、ピーク値 P3 に関連付けられて記憶されている時刻情報とから、ピーク値 P1 ~ P3 の時間間隔 X1 を求める演算を行う。以下、ピーク値 P3 ~ P5 の時間間隔 X2... についても同様に求める演算を行うものである。このような解析結果は、記憶部 25 の解析結果記憶部 254 に格納される。

40

【0081】

以上の通り構成された脈波測定装置 20 の動作について説明する。図 12 は、脈波測定装置 20 による脈波 P - P 間隔算出の全体フローを示すフローチャートである。ここでは、所定の計測時間内に置いて計測された脈波データを一旦記憶部 25 へ格納し、後からデータ解析部 42 で読み出して脈波 P - P 間隔を求める場合のフローを示している。

【0082】

プローブ 22 を被験者の指先に装着し脈波測定装置 20 による脈波測定準備が整うと、CPU 24 の測定制御部 41 により検知部 23 が制御され、所定のサンプリング周期で脈

50



波データが取得される（ステップS1）。次に、測定制御部41は、A/D変換部234から出力されるデジタル脈波データを、時刻情報に関連付けて記憶部25（脈波データ記憶部251）へ記録する（ステップS2）。そして、測定制御部41は、所定時間の測定動作を終えたか否かをタイマー情報等に基づいて判定し（ステップS3）、測定終了でない場合は（ステップS3でNO）、次のサンプリング周期の到来を待ってステップS1、ステップS2の動作を繰り返す。

【0083】

一方、所定の測定動作を終えた場合は（ステップS3でYES）、データ解析部42により脈波データ記憶部251へ記録されている脈波データが読み出される（ステップS4）。そして、前処理部43で前記脈波データに対して所定の前処理（移動平均処理等）を行った上で、ノイズ除去処理部44で切痕ノイズを除去するノイズ除去処理が行われる（ステップS5）。しかる後、ノイズ除去処理後の脈波データに基づき、間隔算出部45により脈波P-P間隔が算出され（ステップS6）、その結果が、表示制御部46により適宜な表示形態とするためのデータ処理が施された上で表示部212に表示され（ステップS7）、処理が完了する。

10

【0084】

なお、脈波測定を脈波測定装置（第1の機器）で行い、データ解析をパーソナルコンピュータ等（第2の機器）で行う場合は、上記ステップS4は、両者間のデータ通信により行われる。また、リアルタイムで脈波データが解析される場合は、上記ステップS4～S6が脈波計測に伴ってリアルタイムで行われ、その解析結果が表示部212に順次表示されることとなる。

20

【0085】

図16～図18は、上記ステップS5の切痕ノイズ除去処理の詳細フローを示すフローチャートである。ここでは、リアルタイム処理を行う場合に好適なフローチャートを例示する。先ず脈波波形生成部431により、脈波データ記憶部251に脈波測定の進行と共に書き込まれて行くデータが時刻順に逐次読み出されることで、脈波データが取得される（ステップS11）。この脈波波形について、移動平均処理部432により移動平均処理が行われ、脈波波形が平滑化される（ステップS12）。そして、カウンタ $i = 1$ 、 $j = 1$ 、 $m = 0$ に設定される（ステップS13）。

【0086】

次に、ノイズ除去処理部44の変曲点検出部441により、脈波値 $PW_i < PW_{i+1}$ の関係が満足されているか否かが判定される（ステップS14）。脈波値 $PW_i < PW_{i+1}$ の関係が満足されていない場合（ステップS14でNO）、カウンタ $i$ が1だけインクリメントされ（ステップS15）、ステップS14の処理が繰り返される。一方、脈波値 $PW_i < PW_{i+1}$ の関係が満足された場合（ステップS14でYES）、このときの脈波値 $PW_i$ がボトム値 $B_j$ として検出される（ステップS16）。

30

【0087】

続いて変曲点検出部441は、脈波値 $PW_i > PW_{i+1}$ の関係が満足されているか否かを判定する（ステップS17）。脈波値 $PW_i > PW_{i+1}$ の関係が満足されていない場合（ステップS17でNO）、カウンタ $i$ が1だけインクリメントされ（ステップS18）、ステップS17の処理が繰り返される。一方、脈波値 $PW_i > PW_{i+1}$ の関係が満足された場合（ステップS17でYES）、このときの脈波値 $PW_i$ がピーク値 $P_j$ として検出される（ステップS19）。そしてカウンタ $j = 1$ であるか否かが確認され（ステップS20）、 $j = 1$ である場合（ステップS20でYES）はカウンタ $j$ が1だけインクリメントされた上で（ステップS21）、ステップS44に戻って処理が繰り返される。 $j = 1$ でない場合（ステップS20でNO）は、図17のフローに移行する。

40

【0088】

次に、振幅値検出部442により上述の処理で検出された時間軸上において隣接するボトム値 $B_j$ とピーク値 $P_j$ との差分を求める演算が行われ、ボトム-ピーク振幅値 $SW_j$

50

が求められる(ステップS22)。しかる後、仮削除処理部443により、ステップS22で求められた $SW_j$ と、1つ前に同様にして求められているボトム・ピーク振幅値(その時点での基準振幅値) $SW_{j-1}$ とを比較する処理が行われる(ステップS23)。

【0089】

そして、 $SW_{j-1} * \text{相対値 } a > SW_j$ の関係が満足されているか否かが判定される(ステップS24)。これが満足されている場合(ステップS24でYES)、仮削除処理部443は、ここでの $SW_j$ を仮に切痕ノイズと扱い、この $SW_j$ に係るボトム値 $B_j$ とピーク値 $P_j$ とを、仮削除データ $B_k$ ( $k = 1, 2, 3 \dots$ )として仮削除データ記憶部253へ移管する(ステップS25)。

【0090】

一方、 $SW_{j-1} * \text{相対値 } a > SW_j$ の関係が満足されていない場合(ステップS24でNO)、今回求められた $SW_j$ が次回求められるボトム・ピーク振幅値に対する基準振幅値となる。さらに、仮削除されたデータを復帰させるか否かの復帰判定処理を行うに際しての基準振幅値となる。この復帰判定処理については、図18のフローチャートに基づいて後述する。かかる復帰判定処理を経て、カウンタ $j$ が1だけインクリメントされた上で(ステップS30)、先に説明したステップS14~S19と同様にして、次回のボトム値 $B_j$ とピーク値 $P_j$ とを求める処理が実行される(ステップS31~S36)。

【0091】

これに対しステップS25の後、相対値 $a$ を変更するか否かが確認され(ステップS26)、変更が予定されている場合は相対値 $a$ が変更される(ステップS27)。相対値 $a$ を変更する目的は、大きい切痕ノイズを除去する一方で本来の脈波データを削除することなく、小さい切痕ノイズも綺麗に除去できるようにするためである。相対値 $a$ は、一つの $SW_{j-1}$ を基準として繰り返し比較処理を行う場合に、先に示したように、相対値 $a = 0.5$ として2回の比較処理を行い、以降の比較処理では相対値 $a = 0.1$ に変更するという手法が例示できるが、これには限られない。

【0092】

そして、同じ $SW_{j-1}$ を基準とした振幅値比較の繰り返し回数( $m$ )が任意回数(例えば5回)を超過しているか否かが確認される(ステップS28)。超過している場合(ステップS28でYES)、ステップS30に移行する。このとき、相対値 $a$ が初期値に戻される。超過していない場合(ステップS28でNO)、カウンタ $m$ が1だけインクリメントされた上で(ステップS29)、ステップS31に移行する。

【0093】

図18は、復帰判定処理を示すフローチャートである。ステップS24でNOと判定された場合、まず仮削除データ記憶部253に仮削除データ $B_k$ が存在しているか否かが確認される(ステップS38)。仮削除データ $B_k$ が存在していない場合は(ステップS38でNO)、復帰判定が不要であるので、ステップS30へ移行する。これに対し、仮削除データ $B_k$ が存在している場合は(ステップS38でYES)、ノイズ除去部444により、 $SW_j * \text{相対値 } b > B_k$ (仮削除データが複数存在する場合、例えば $k$ は $SW_j$ に最も時間的に近いデータが選ばれる)の関係が満足されているか否かが判定される(ステップS39)。ここで、相対値 $b$ は仮削除データ $B_k$ の復帰基準として適宜に決定される閾値であるが、先の説明で例示したように相対値 $a$ の初期値と同じに設定しても良いし、相対値 $a$ とは異なる値に設定しても良い。

【0094】

ステップS39の判定式が満足されている場合(ステップS39でYES)、ノイズ除去部444は、仮削除データ $B_k$ を仮削除データ記憶部253から $B$ - $P$ 値情報記憶部252に復元する(ステップS40)。これにより、仮削除データ $B_k$ に係るボトム値及びピーク値の仮削除区分は解除される。一方、ステップS39の判定式が満足されていない場合(ステップS39でNO)、ノイズ除去部444は、仮削除データ $B_k$ を切痕ノイズと確定し、これに係るボトム値及びピーク値を仮削除データ記憶部253から本削除する(ステップS41)。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 9 5 】

その後、カウンタ  $k$  が 1 だけデクリメントされ (ステップ S 4 2)、仮削除データ記憶部 2 5 3 に仮削除データ  $B_k$  が残存しているか否かが確認される (ステップ S 4 3)。仮削除データ  $B_k$  が残存している場合 (ステップ S 4 3 で NO)、ステップ S 3 9 に戻って、次の仮削除データ  $B_k$  についての復帰判定処理が実行される。一方、仮削除データ  $B_k$  が残存していない場合 (ステップ S 4 3 で YES)、ステップ S 3 0 に戻る。

## 【 0 0 9 6 】

図 1 7 に戻って、ステップ S 3 6 の後、測定全データの処理が完了したか否かが確認される (ステップ S 3 7)。未了である場合は (ステップ S 3 7 で NO)、ステップ S 2 2 に戻って処理が繰り返される。すなわち、基準振幅値が順次更新されながら、ボトム - ピーク振幅値の比較処理が繰り返される。一方、測定全データの処理が完了した場合は (ステップ S 3 7 で YES)、処理を終了する。このようなリアルタイム切痕ノイズ除去を行うことで、リアルタイムで脈波 P - P 間隔を算出することが可能となる。

10

## 【 0 0 9 7 】

以上、本発明の実施形態につき説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば次のような実施形態を取ることできる。

## 【 0 0 9 8 】

[ 1 ] 上記実施形態では、仮削除処理部 4 4 3 で仮削除区分されたボトム値及びピーク値を、仮削除データ記憶部 2 5 3 へ一時的に移管させる例を示した。これに代えて、仮削除区分されたボトム値及びピーク値に所定のフラグ (仮削除識別子) を付与するようにしても良い。この場合、仮削除データと扱うボトム値及びピーク値が生じたとき、仮削除処理部 4 4 3 は B - P 値情報記憶部 2 5 2 に保存されている当該ボトム値及びピーク値にフラグを付与する。そしてノイズ除去部 4 4 4 は、仮削除データとしての区分を解除する場合には前記フラグを解除する一方で、本削除する場合には前記フラグが付与されたボトム値及びピーク値を B - P 値情報記憶部 2 5 2 から削除する処理を行う。

20

## 【 0 0 9 9 】

[ 2 ] 予め脈波 P - P 間隔のパターンを症例に応じて類型化し、これを判別インデックスとして記憶部 2 5 等に記憶させておき、データ解析部 4 2 に、間隔算出部 4 5 により実際に求められた脈波 P - P 間隔と前記類型とを比較し、どの症例に属するかを近似的に推定するような症例判定部を設けるようにしても良い。

30

## 【 0 1 0 0 】

[ 3 ] 上記実施形態では、ノイズが除去された後の脈波波形について、間隔算出部 4 5 において心電図 R - R 間隔に相当する脈波 P - P 間隔 (若しくは脈波ボトム値間隔) を求めるようにしたが、これに加えて、或いはこれに替えて、隣接するピーク値とボトム値の幅 (振幅) を求めるようにしても良い。例えば、図 9 に示した切痕ノイズ除去後の脈波波形 5 2 において、診断のための情報として、ボトム値  $B_1$  とピーク値  $P_1$  とに基づく振幅、ボトム値  $B_3$  とピーク値  $P_3$  とに基づく振幅、ボトム値  $B_5$  とピーク値  $P_5$  とに基づく振幅・・・を振幅値検出部 4 4 2 にて求めさせるようにしても良い。

## 【 0 1 0 1 】

例えば心房細動患者においては、心電図 R - R 間隔 (脈波 P - P 間隔) にバラツキが生じると共に、ピーク値とボトム値の振幅にもバラツキが生じる。従って、脈波 P - P 間隔及びピーク値 - ボトム値振幅を求め、それらのバラツキ度合いを評価することで、心房細動患者の診断を行うことができる。

40

## 【 0 1 0 2 】

また、交感神経が働くと血管が収縮し、ピーク値 - ボトム値振幅が小さくなる。これは、通常の脈動振幅に対してピーク値 - ボトム値振幅が小さくなっていることが検出されると、交感神経が有効に動作していることが知見できることを意味する。従って、ピーク値 - ボトム値振幅を求めることで、自律神経障害の診断等を行うことが可能となる。また、脈波の振幅に基づいて、末梢循環の良否評価を行うことも可能である。

## 【 0 1 0 3 】

50

〔４〕本発明にかかる実施品の提供形態として、上述の脈波データ解析システムＳ０（脈波測定装置２０）等としてではなく、該脈波データ解析システムＳ０等が行う処理を実行する動作プログラムとして提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、ＣＤ－ＲＯＭ、ＲＯＭ、ＲＡＭおよびメモリカードなどのコンピュータ読取り可能な記録媒体にて記録させて、プログラム製品として提供することもできる。また、ネットワークを介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

【図面の簡単な説明】

【０１０４】

【図１】本発明の実施形態にかかる脈波データ解析システムＳ０の全体構成を概略的に示すブロック図である。 10

【図２】脈波データ解析システムＳ０の具体的なハード構成の一例である脈波データ解析システムＳ１を示す外観構成図である。

【図３】脈波データ解析システムＳ０の具体的なハード構成の他の例である脈波データ解析システムＳ２を示す外観構成図である。

【図４】図２に示した脈波測定装置２０の電氣的構成を示すブロック図である。

【図５】ＣＰＵ２４の機能構成を示す機能ブロック図である。

【図６】脈波波形生成部４３１により生成された脈波波形５１を示すグラフである。

【図７】移動平均処理後の脈波波形５２を示すグラフである。

【図８】脈波波形５２におけるボトム値及びピーク値、並びにボトム－ピーク振幅値の検出状況を示すグラフである。 20

【図９】切痕ノイズの除去状況を示すグラフである。

【図１０】他の脈波波形５３を示すグラフである。

【図１１】他の脈波波形５４を示すグラフである。

【図１２】データ点数毎の脈波Ｐ－Ｐ間隔の変動を示すグラフである。

【図１３】呼吸性の脈波振幅の変動部を含む脈波波形５５を示すグラフである。

【図１４】データ点数毎の脈波Ｐ－Ｐ間隔の変動を示すグラフである。

【図１５】脈波測定装置２０による脈波Ｐ－Ｐ間隔算出の全体フローを示すフローチャートである。

【図１６】実施形態に係る切痕ノイズ除去処理の詳細フローを示すフローチャートである。 30

【図１７】実施形態に係る切痕ノイズ除去処理の詳細フローを示すフローチャートである。

【図１８】復帰判定処理を示すフローチャートである。

【図１９】心電図に表れる波形及び心電図Ｒ－Ｒ間隔を示すグラフである。

【符号の説明】

【０１０５】

１１ 脈波検出手段

１２ データ解析手段

１３ 表示手段

１４ 記憶手段

２０ 脈波測定装置

２０' 脈波測定装置（第１の機器）

２１ 脈波測定装置本体部

２３ 検知部（脈波検出手段）

２４ ＣＰＵ（データ解析手段）

２５ 記憶部

２５１ 脈波データ記憶部（第３記憶手段）

２５２ Ｂ－Ｐ値情報記憶部（第１記憶手段）

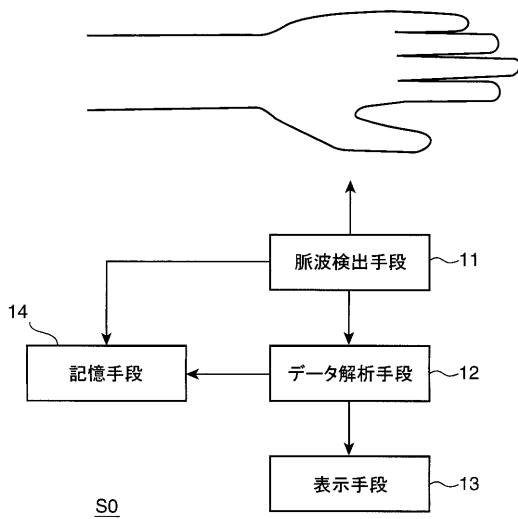
２５３ 仮削除データ記憶部（第２記憶手段）

40

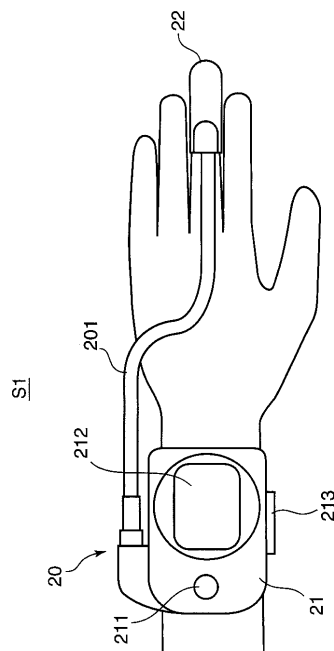
50

- 2 5 4 解析結果記憶部 (第 4 記憶手段)
- 3 0 パーソナルコンピュータ (第 2 の機器)
- 4 1 測定制御部
- 4 2 データ解析部
- 4 3 前処理部
  - 4 3 1 脈波波形生成部
  - 4 3 2 移動平均処理部
- 4 4 ノイズ除去処理部
  - 4 4 1 変曲点検出部
  - 4 4 2 振幅値検出部
  - 4 4 3 仮削除処理部
  - 4 4 4 ノイズ除去部
- 4 5 間隔算出部
- 4 6 表示制御部
- 5 1 ~ 5 5 脈波波形 (脈波データ)
- S 0 , S 1 , S 2 脈波データ解析システム

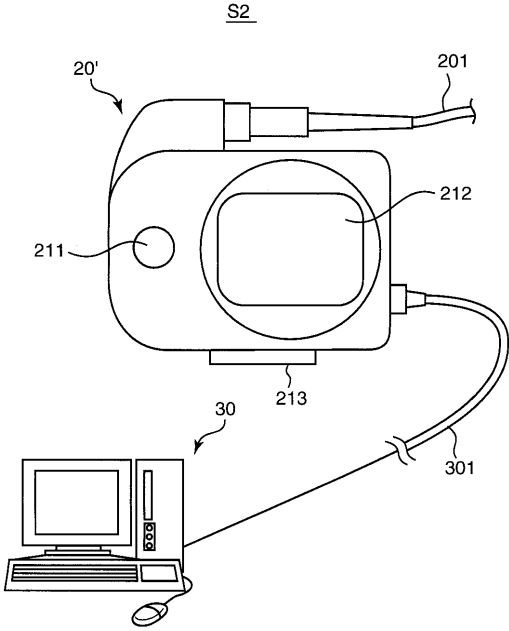
【 図 1 】



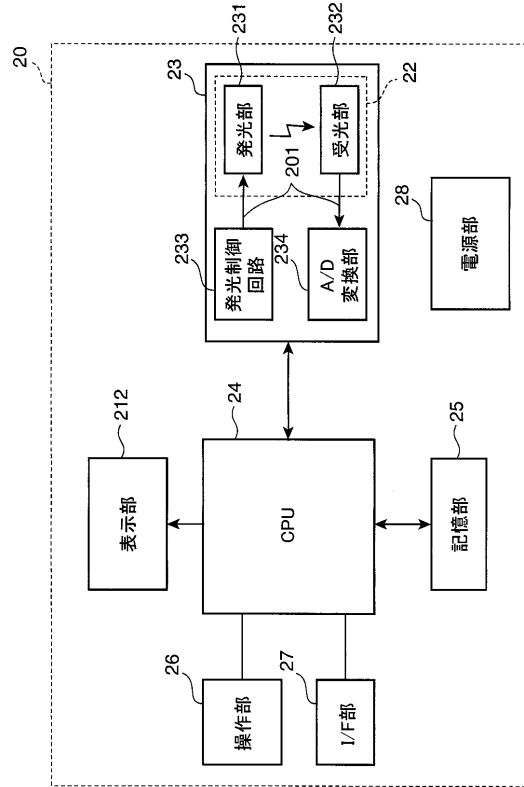
【 図 2 】



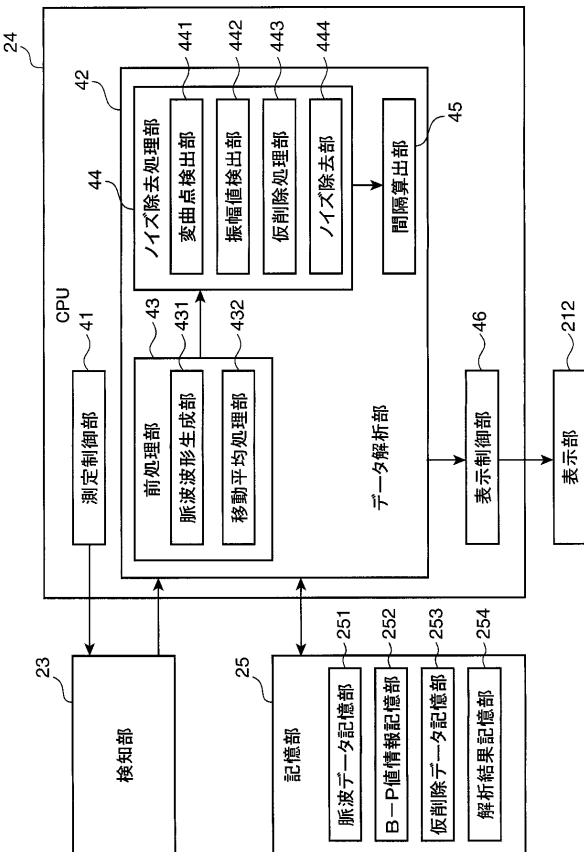
【 図 3 】



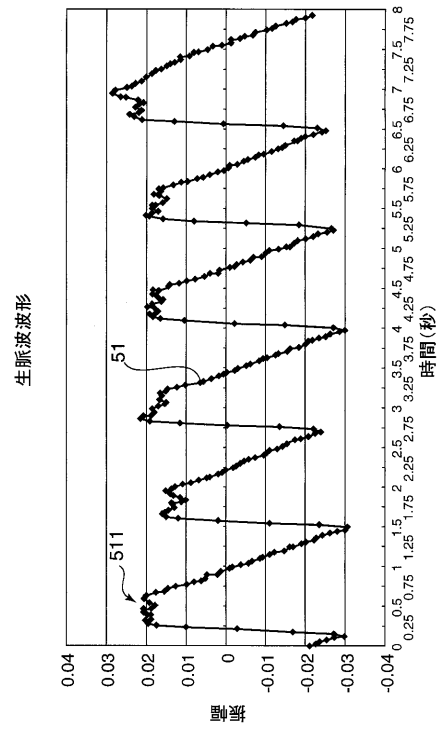
【 図 4 】



【 図 5 】

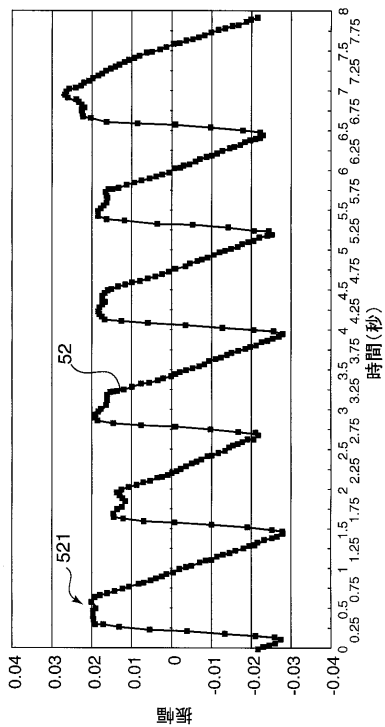


【 図 6 】

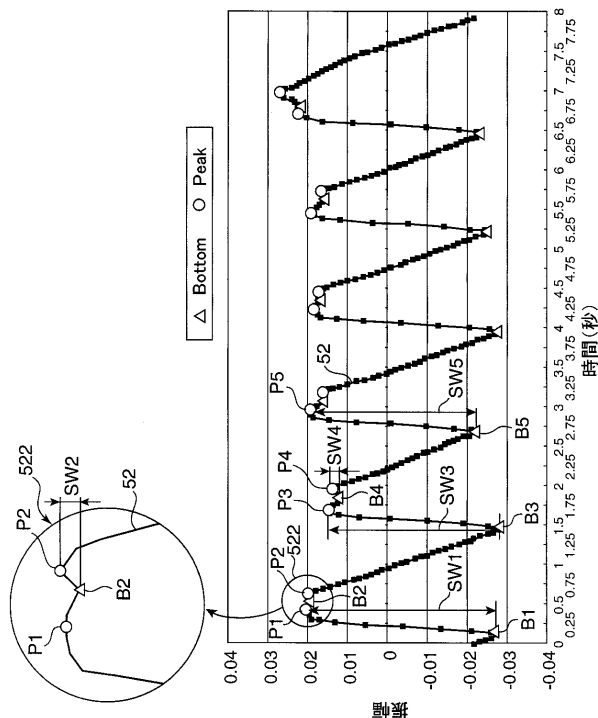


【 図 7 】

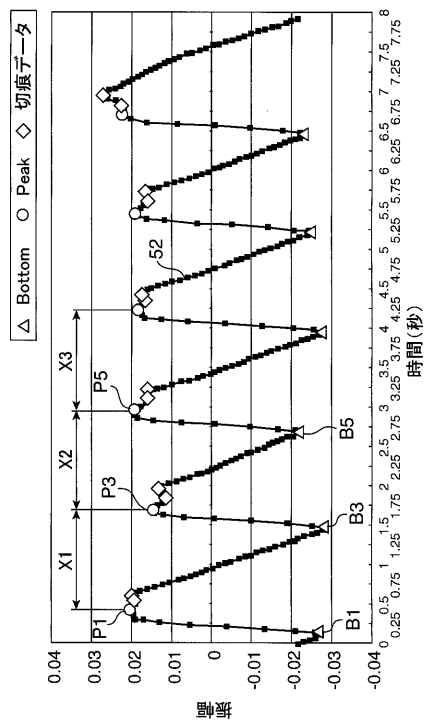
移動平均処理後の脈波波形



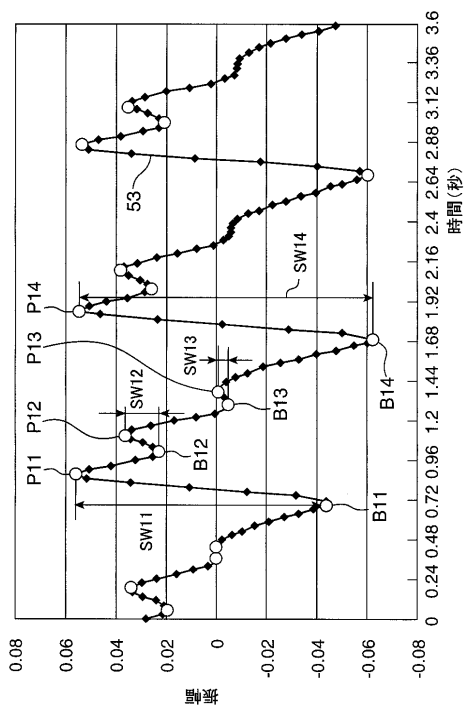
【 図 8 】



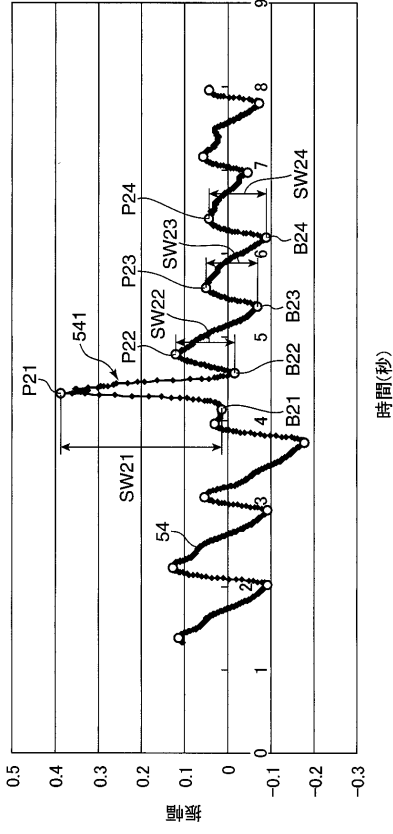
【 図 9 】



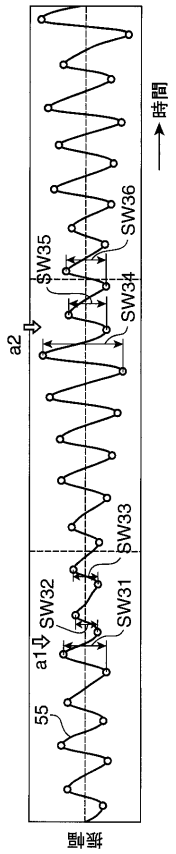
【 図 10 】



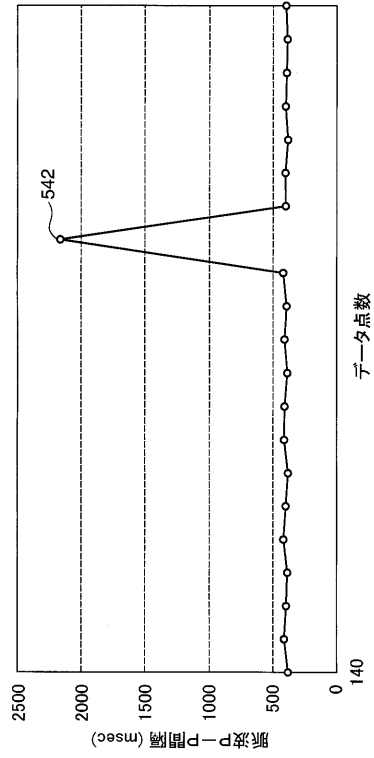
【 図 1 1 】



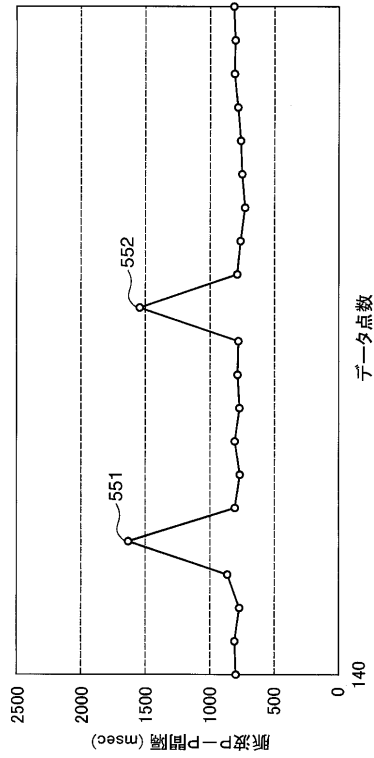
【 図 1 3 】



【 図 1 2 】

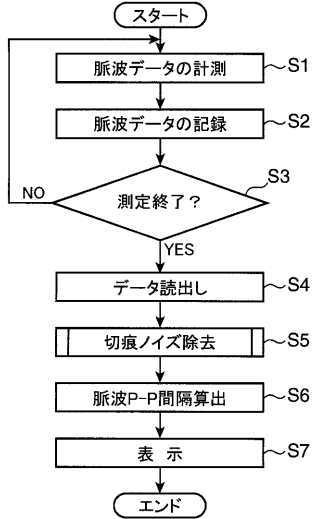


【 図 1 4 】

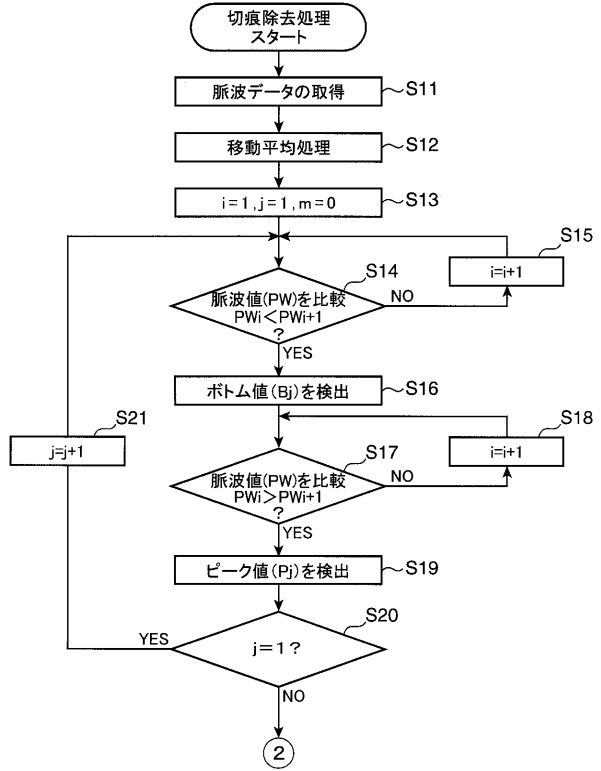




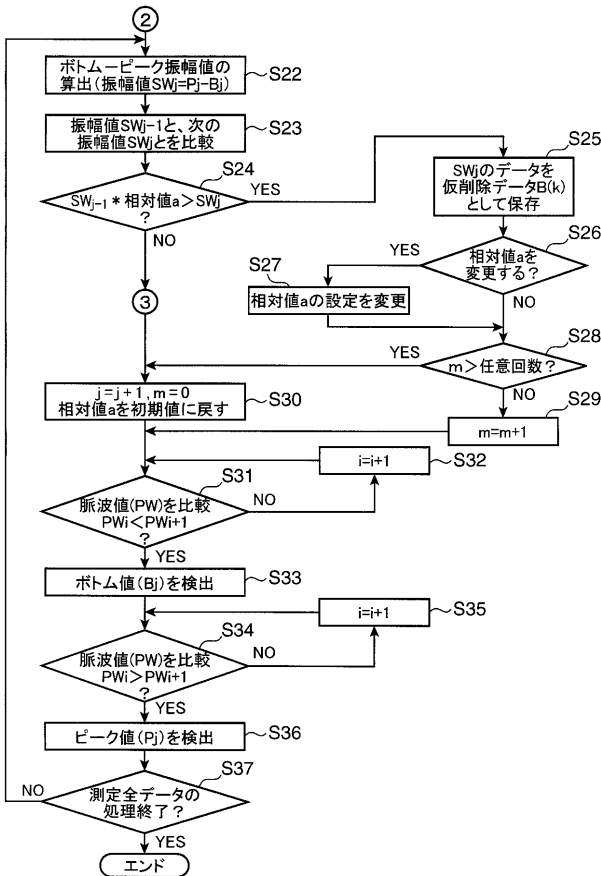
【図15】



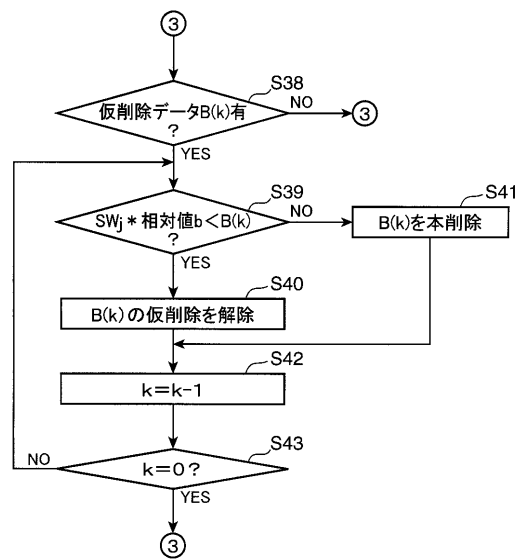
【図16】



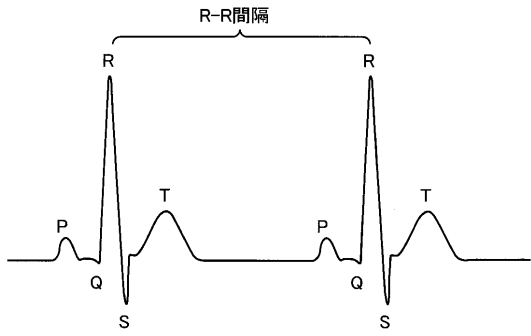
【図17】



【図18】



【 図 1 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 長井 慶郎

大阪府堺市堺区大仙西町三丁目9番地 コニカミノルタセンシング株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AB03 AC01 AC27 AC28 BB02 BC01 BC21 CC03 EE01