

(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2018-51220

(P2018-51220A)

(43) 公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 1 A	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 A	
A 6 1 B 8/04 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z	
	A 6 1 B 5/02 6 3 4 F	

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-194196 (P2016-194196)
 (22) 出願日 平成28年9月30日 (2016. 9. 30)
 (11) 特許番号 特許第6108647号 (P6108647)
 (45) 特許公報発行日 平成29年4月5日 (2017. 4. 5)

(71) 出願人 395016349
 株式会社ケーアンドエス
 愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3
 (74) 代理人 110001036
 特許業務法人暁合同特許事務所
 (72) 発明者 近藤 針次
 愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3
 株式会社ケーアンドエス内
 Fターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AA11 AB01 AC23
 BB13 BC08 BC14 BC21 BC23
 BD06 DD14 EE15
 4C601 BB01 DD04 DD05 DD06 DE02
 EE09 JB37 JB40 JB46

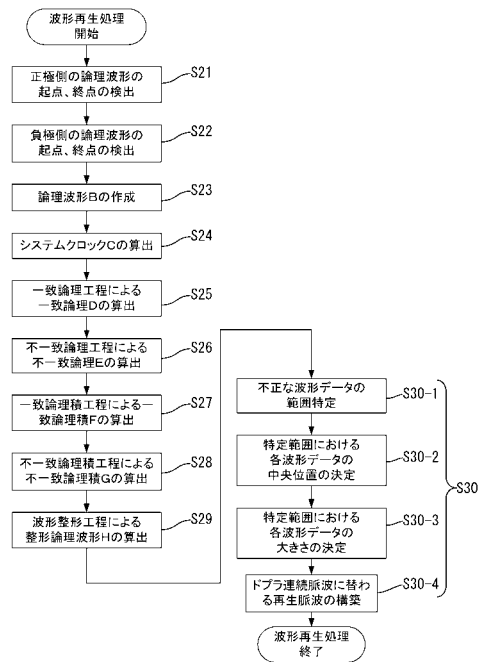
(54) 【発明の名称】 脈波検出装置、血圧測定装置および脈波検出方法

(57) 【要約】

【課題】連続脈波の乱れに起因した血圧測定の精度低下を抑制する。

【解決手段】本明細書によって開示される脈波検出装置および血圧測定装置は、被験者Mの脈波を検出する血圧測定装置10であって、被験者Mの血流量の変化を検出する超音波ドプラセンサ30と、超音波ドプラセンサ30にて検出された血流量の変化をドプラ連続脈波に変換するR-L二波位相回路12と、システムクロックCに基づいてドプラ連続脈波Aのうちの不正な波形データを整形する波形再生回路41とを備えている構成とした。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の脈波を検出する脈波検出装置であって、
前記被験者の血流量の変化を検出するセンサと、
前記センサにて検出された血流量の変化を連続脈波に変換する変換回路と、
前記連続脈波のうちの一部の波形データが正規波形データの許容範囲外である不正な波形データである場合にシステムクロックに基づいて不正な波形データを整形する波形再生回路とを備えている脈波検出装置。

【請求項 2】

前記波形再生回路は、前記連続脈波を論理波形に変換する変換工程と、
前記論理波形と前記システムクロックとの一致論理を出力する一致論理工程と、
前記論理波形と前記システムクロックとの不一致論理を出力する不一致論理工程と、
前記システムクロックと前記一致論理との論理積である一致論理積を出力する一致論理積工程と、

前記システムクロックと前記不一致論理との論理積である不一致論理積を出力する不一致論理積工程と、

前記一致論理積と前記不一致論理積との論理和である整形論理波形を出力する波形整形工程と、

整形論理波形と前記連続脈波とに基づいて前記不正な波形データを整形した再生脈波を出力する脈波再生工程とを実行する請求項 1 に記載の脈波検出装置。

【請求項 3】

前記センサは、前記被験者に対して超音波を送信する送信部と、前記被験者から反射した反射波を受信する受信部とを備え、前記受信部の受信結果に基づいて血流量の変化を検出する請求項 1 または請求項 2 に記載の脈波検出装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の脈波検出装置と、

被験者の血管を圧迫するためのカフと、

このカフによって圧迫された部分から圧脈波を検出するカフ圧センサと、

前記脈波検出装置において再生された連続脈波と、前記カフ圧センサから得られる圧脈波とに基づいて被験者の血圧値を決定する血圧決定手段とを有する血圧測定装置。

【請求項 5】

被験者の脈波を検出する脈波検出方法であって、

前記被験者の血流量の変化を表す連続脈波のうちの一部の波形データが正規波形データの許容範囲外である不正な波形データである場合にシステムクロックに基づいて不正な波形データを整形する波形再生処理を実行する脈波検出方法。

【請求項 6】

前記波形再生処理は、前記連続脈波を論理波形に変換する変換工程と、前記論理波形と前記システムクロックとの一致論理を出力する一致論理工程と、前記論理波形と前記システムクロックとの不一致論理を出力する不一致論理工程と、前記システムクロックと前記一致論理との論理積である一致論理積を出力する一致論理積工程と、前記システムクロックと前記不一致論理との論理積である不一致論理積を出力する不一致論理積工程と、前記一致論理積と前記不一致論理積との論理和である整形論理波形を出力する波形整形工程と、整形論理波形と前記連続脈波とに基づいて前記不正な波形データを整形した再生脈波を出力する脈波再生工程とを含む請求項 5 に記載の脈波検出方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本明細書によって開示される技術は、脈波検出装置、血圧測定装置および脈波検出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、被験者の血流量の変動の様子を超音波により検出する超音波診断装置として、特開平11-309144号公報（下記特許文献1）に記載のものが知られている。このものは、超音波センサによって皮膚表面に超音波を送出して反射波を受信し、反射超音波の情報から連続脈波を測定する。そして、例えば、超音波ドップラー法を用いて、計測対象血管の血流速度などを測定する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平11-309144号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、例えば、超音波センサを皮膚面から離れた位置から送受信する場合、周囲の干渉物などの影響で、連続脈波が乱れる場合がある。また、赤外線を用いた赤外線センサであっても、体動などによって連続脈波が乱れる場合がある。そして、連続脈波が乱れると、一心拍毎の血流量の変動を検出することができず血圧測定の精度が低下するため、その対策が望まれていた。

【0005】

本明細書では、連続脈波の乱れに起因した血圧測定の精度低下を抑制する技術を開示する。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本明細書によって開示される技術は、被験者の脈波を検出する脈波検出装置であって、前記被験者の血流量の変化を検出するセンサと、前記センサにて検出された血流量の変化を連続脈波に変換する変換回路と、前記連続脈波のうちの一部の波形データが正規波形データの許容範囲外である不正な波形データである場合にシステムクロックに基づいて不正な波形データを整形する波形再生回路とを備えている構成とした。

【0007】

また、本明細書によって開示される技術は、血圧測定装置であって、前記脈波検出装置と、被験者の血管を圧迫するためのカフと、このカフによって圧迫された部分から圧脈波を検出するカフ圧センサと、前記脈波検出装置において再生された連続脈波と、前記カフ圧センサから得られる圧脈波とに基づいて被験者の血圧値を決定する血圧決定手段とを有する構成とした。

30

【0008】

また、本明細書によって開示される技術は、被験者の脈波を検出する脈波検出方法であって、前記被験者の血流量の変化を表す連続脈波のうちの一部の波形データが正規波形データの許容範囲外である不正な波形データである場合にシステムクロックに基づいて不正な波形データを整形する波形再生処理を実行する構成とした。

【0009】

このような構成の脈波検出装置、血圧測定装置および脈波検出方法によると、変換回路によって変換された連続脈波のうち、例えば、干渉物や体動などによって乱れた不正な波形データを、波形再生回路においてシステムクロックに基づいて整形することができる。つまり、不正な波形データが整形された状態の連続脈波を得ることができるから、連続脈波の乱れに起因した血圧測定の精度低下を抑制することができる。

40

【0010】

本明細書によって開示される脈波検出装置、血圧測定装置および脈波検出方法は、以下の構成としてもよい。

【0011】

前記波形再生回路は、前記連続脈波を論理波形に変換する変換工程と、前記論理波形と

50

前記システムクロックとの一致論理を出力する一致論理工程と、前記論理波形と前記システムクロックとの不一致論理を出力する不一致論理工程と、前記システムクロックと前記一致論理との論理積である一致論理積を出力する一致論理積工程と、前記システムクロックと前記不一致論理との論理積である不一致論理積を出力する不一致論理積工程と、前記一致論理積と前記不一致論理積との論理和である整形論理波形を出力する波形整形工程と、整形論理波形と前記連続脈波とに基づいて前記不正な波形データを整形した再生脈波を出力する脈波再生工程とを実行する構成としてもよい。

【0012】

また、前記波形再生処理は、前記連続脈波を論理波形に変換する変換工程と、前記論理波形と前記システムクロックとの一致論理を出力する一致論理工程と、前記論理波形と前記システムクロックとの不一致論理を出力する不一致論理工程と、前記システムクロックと前記一致論理との論理積である一致論理積を出力する一致論理積工程と、前記システムクロックと前記不一致論理との論理積である不一致論理積を出力する不一致論理積工程と、前記一致論理積と前記不一致論理積との論理和である整形論理波形を出力する波形整形工程と、整形論理波形と前記連続脈波とに基づいて前記不正な波形データを整形した再生脈波を出力する脈波再生工程とを含む構成としてもよい。

10

【0013】

このような構成によると、一致論理積処理によって論理波形とシステムクロックとの同期を図るとともに、不一致論理積処理によって同期クロックの位相の遅延を補完し、これらの論理和によって整形論理波形を得ることができる。そして、得られた整形論理波形と連続脈波とから不正な波形データが整形された状態の連続脈波を再生することができる。

20

【0014】

前記センサは、前記被験者に対して超音波を送信する送信部と、前記被験者から反射した反射波を受信する受信部とを備え、前記受信部の受信結果に基づいて血流量の変化を検出する構成としてもよい。

【0015】

このような構成によると、超音波を送受信するセンサが被験者から離れた位置に配置されることで、受信部によって受信した反射波が、周囲の干渉物などの影響などによって乱れる場合においても、非常に有効である。

【発明の効果】

30

【0016】

本明細書によって開示される技術によれば、連続脈波の乱れに起因した血圧測定の精度低下を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】血圧測定装置のブロック図

【図2】カフによる血圧測定を示す図

【図3】超音波ドプラセンサによる血圧測定を示す図

【図4】ドプラ連続脈波と各論理演算の結果を示す図

【図5】血圧値算出処理のフローチャート図

40

【図6】カフ圧と圧脈波とを示す波形図

【図7】基準ドプラ脈波を示す図

【図8】波形再生処理のフローチャート図

【図9】整形論理波形と再生波形とを示す図

【発明を実施するための形態】

【0018】

<実施形態>

本明細書に開示された技術における一実施形態について図1から図9を参照して説明する。

本実施形態は、被験者Mの血圧測定を行う血圧測定装置であって、血圧測定装置10は

50

、図1に示すように、基準となる血圧値（絶対値）を測定するためのカフ20と、被験者Mの胸部M1の血流量の変化（相対値）を連続的に測定する超音波ドプラセンサ30と、カフ20および超音波ドプラセンサ30から得られるデータに基づいて演算処理を行うデータ処理装置（「血圧決定手段」の一例）40とを備えている。なお、超音波ドプラセンサ30とデータ処理装置40とによって構成されるものが「脈波検出装置」に相当する。

【0019】

カフ20は、図2に示すように、被験者Mの手首M2に装着可能とされており、内部にゴム袋が内蔵されている。ゴム袋はエア供給用のポンプ21と接続されており、ゴム袋に対するエアの供給と排気により、血管を圧迫するようになっている。また、カフ20内にはゴム袋内の空気変動を検出するためのカフ圧センサ22が組み込まれており、血管を圧迫するこのカフ圧センサ22から出力される検出信号（以下、「圧脈波」という）は

10

【0020】

超音波ドプラセンサ30は、図3に示すように、三脚31上に設けられた送信部32および受信部33を有しており、三脚31は被験者Mから、例えば、50センチ程度離れた場所に設置される。送信部32は、数MHz～数十MHzの超音波（本実施形態では、24[MHz]）を被験者Mの胸部M1に向けて送信し、受信部33は、被験者Mの胸部M1からの反射波を受信する。

【0021】

また、超音波ドプラセンサ30は、図1に示すように、増幅器11およびR派に対しL波の位相をずらすR-L二波位相回路（「変換回路」の一例）12を介してフィルタ回路13に接続されており、超音波ドプラセンサ30の受信部33において受信された反射波は、増幅器11およびR-L二波位相回路12を通すことで血液の容量変化に伴う血流量の相対的な変化を示す検出信号（以下、「ドプラ連続脈波」という）Aとして出力される。

20

【0022】

具体的には、ドプラ連続脈波Aは、図4および図7に示すように、縦軸を電圧、横軸を時間とし、心拍の1拍が0[V]を起点にプラス側とマイナス側とに交互に振れる波形データとして検出され、これらが連続することで連続脈波として検出される。

【0023】

また、R-L二波位相回路12から出力されるドプラ連続脈波Aは、所定周波数帯域以外の成分をカットするフィルタ回路13にてノイズがカットされた状態でデータ処理装置40へ入力される。

30

【0024】

次に、データ処理装置40について説明する。

データ処理装置40は、波形再生回路41と、波形再生回路41を介してフィルタ回路13に接続される演算処理部（「血圧決定手段」の一例）42と、記憶部43とを備えて構成されており、データ処理装置40内に入力されたドプラ連続脈波Aは、波形再生回路41を介して演算処理部42に入力される。

【0025】

また、演算処理部42は、タッチパネルなどの操作部14および液晶ディスプレイなどの表示部15と接続されており、操作部14を通じて演算処理部42への情報の入力や操作が行われ、表示部15を通じて演算処理結果が表示される。

40

【0026】

そして、演算処理部42は、カフ圧センサ22から出力される圧脈波、超音波ドプラセンサ30から出力されるドプラ連続脈波Aに基づいて血圧値算出処理を実行することで血圧値を算出する。

【0027】

以下に、血圧値算出処理について、図5に示すフローチャートを参照しつつ、説明する。

50

血圧値算出処理では、まず、血圧値の測定に際して、キャリブレーションを実施する。

【0028】

キャリブレーションでは、カフ圧センサ22から圧脈波が演算処理部42に入力されると(S11)、演算処理部42は、図6に示す圧脈波Pwおよびカフ圧Pcに基づいて基準となる最高血圧値Ps、最低血圧値Pdおよび平均血圧値Pmを算出する(S12)。なお、最高血圧値Psおよび最低血圧値Pmは、上記工程を省いて直接設定しても良い。

【0029】

一方、圧脈波の測定時期と同時期、すなわち、基準時に測定された超音波ドプラセンサ30の出力であるドプラ連続脈波を基準ドプラ脈波と仮定し(S13)、図7に示すように、一心拍時間To内の血流量変化の積分値を基準脈波面積Voとして求める(S14)。

10

【0030】

そして、平均血圧係数、最高血圧値と平均血圧値との比、最低血圧値と平均血圧値との比を下記の式(1)から(3)に従ってキャリブレーション値として算出しておく(S15)。ここで、平均血圧係数をL、最高血圧値と平均血圧値との比をO、最低血圧値と平均血圧値との比をPとする。また、前記したように、Pmは平均血圧、Psは最高血圧、Pdは最低血圧、Voは基準脈波面積を示す。

【0031】

$$L = V_o / P_m \dots \dots \dots (1)$$

$$O = P_s / P_m \dots \dots \dots (2)$$

$$P = P_d / P_m \dots \dots \dots (3)$$

20

以上のようにして、キャリブレーション値(L, O, P)が得られたところで、血圧値の本測定を行う。

【0032】

本測定では、超音波ドプラセンサ30の送信部32から被験者Mの胸部M1に対して超音波が送信され、胸部M1からの反射波が受信部33により受信されることで、図4に示すように、ドプラ連続脈波Aが経時的に演算処理部42に入力される(S16)。

【0033】

そして、演算処理部42は、入力されたドプラ連続脈波Aから1心拍毎の脈波面積Vonを基準脈波面積Voと同じ要領で算出し、1心拍の脈波面積と平均血圧係数とに基づいて下記の式(4)から1心拍の平均血圧(以下、「1拍平均血圧」という)を算出する(S17)。

30

【0034】

$$P_{mn} = V_{on} / L \dots \dots \dots (4)$$

また、1拍平均血圧が算出されたところで、最高血圧値と平均血圧値との比および最低血圧値と平均血圧値との比と、1拍平均血圧とに基づいて、式(5)および式(6)から最大血圧値Psnおよび最小血圧値Pdnを算出する(S18)。

【0035】

$$P_{sn} = P_{mn} \times O \dots \dots \dots (5)$$

$$P_{dn} = P_{mn} \times P \dots \dots \dots (6)$$

40

そして、データ処理装置40は算出された血圧値を血圧基準値(正常な測定で得られる血圧値の幅(例えば、50~140mmHg))と照合する血圧チェックを行い(S19)、算出された血圧値が血圧基準値内にあるときには「測定は正常」と判断し(S19: YES)、演算処理結果である血圧値の推移を表示部15に表示する(S20)。一方、血圧基準値外の時には「測定に誤りがあり」と判断して(S19: NO)、最高血圧・最低血圧を算出する工程(S12)に戻って再び血圧値を算出する。

【0036】

以上のように、本実施形態によると、血圧値算出処理において、被験者Mに対し予めカフ圧センサ22によって圧脈波を算出すると共に超音波ドプラセンサ30による基準ドプラ脈波を計測してキャリブレーション値を求め、超音波ドプラセンサ30によって計測さ

50

れるドブラ連続脈波 A にキャリブレーションのデータを利用することで、ドブラ連続脈波 A を絶対値化することができる。これにより、カフ 2 による再加圧を行うことなく連続して血圧を測定することができる。

【 0 0 3 7 】

ところで、超音波ドブラセンサ 3 0 の送信部 3 2 および受信部 3 3 は、被験者 M の胸部 M 1 から離れた位置に配置されているため、周囲の干渉物などの影響で、受信部 3 3 が受信する反射波が乱れる場合がある。また、体動などによっても反射波が乱れる場合がある。

【 0 0 3 8 】

具体的には、R - L 二波位相回路 1 2 からフィルタ回路 1 3 を介して出力されるドブラ連続脈波 A は、周囲の干渉物などの影響や体動などによって乱れると、一部の波形データが、図 4 の や の範囲に示すように、0 [V] のラインと交差しない形状となる場合がある。

10

【 0 0 3 9 】

つまり、一心拍の波形データが、正規波形データの許容範囲 (0 [V] のラインと交差する波形データ) 外である不正な波形データ (0 [V] のラインと交差しない波形データ) となることで、血圧測定の精度が低下してしまう。

【 0 0 4 0 】

そこで、本実施形態では、血圧値算出処理前に、波形再生処理を行う。

以下に、波形再生処理について、図 8 に示すフローチャートを参照しつつ、説明する。

20

波形再生処理では、まず、図 4 に示すように、ドブラ連続脈波 A を論理波形 B に変換する変換工程を実行する。

【 0 0 4 1 】

具体的には、最初にドブラ連続脈波 A における正極側の波形において、検出閾値と正極側の波形との交わる部分を論理波形 B の起点および終点として検出する (S 2 1) 。なお、検出閾値とは、本実施形態においては、例えば、回路特性から 0 . 8 [V] としている。

【 0 0 4 2 】

また、ドブラ連続脈波 A における負極側の波形では、0 [V] のラインを境に正極側に線対称となる対称波形データ (破線波形) を作成し、正極側の波形と同様に、論理波形の起点および終点を検出する (S 2 2) 。そして、これらの起点および終点を元に、図 4 に示すような論理波形 B を作成する (S 2 3) 。

30

【 0 0 4 3 】

次に、論理波形 B において隣り合う波形データの長さ (波形データ時間) および隣り合う波形データ間の長さ間隔 (隙間時間) を比較し、波形データ時間および隙間時間がほぼ同じであれば、波形データ時間および隙間時間が同じ論理波形の平均の波形データ時間および隙間時間をシステムクロック C として記憶部 4 3 に記憶する (S 2 4) 。

そして、論理波形 B とシステムクロック C とが得られたところで、一致論理工程 (S 2 5) および不一致論理工程 (S 2 6) とを実行する。

【 0 0 4 4 】

40

一致論理工程では、論理波形 B とシステムクロック C との一致論理 (X N O R) を求め、一致論理 D として出力する。

具体的には、論理波形 B とシステムクロック C との一致論理 D は、以下に示す表 1 の真理値表で表される。

【表 1】

論理波形(B)	システムクロック(C)	一致論理(D) (B XNOR C)
0	0	1
0	1	0
1	0	0
1	1	1

10

【0045】

一方、不一致論理工程では、論理波形 B とシステムクロック C との不一致論理 (XOR) を求め、不一致論理 E として出力する。

具体的には、論理波形 B とシステムクロック C との不一致論理 E は以下に示す表 2 の真理値表で表される。

【表 2】

論理波形(B)	システムクロック(C)	不一致論理(D) (B XOR C)
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	0

20

【0046】

次に、一致論理 D およびシステムクロック C に基づいて、論理波形 B とシステムクロック C との同期を図る一致論理積工程を実行する (S27)。

一致論理積工程では、一致論理 D とシステムクロック C との論理積を求め、論理波形 B とシステムクロック C との同期波形として一致論理積 F を出力する。

30

【0047】

具体的には、一致論理 D とシステムクロック C との一致論理積 F は、以下に示す表 3 の真理値表で表される。

【表 3】

一致論理(D)	システムクロック(C)	一致論理積(F) (C AND D)
1	0	0
0	1	0
0	0	0
1	1	1

40

【0048】

また、一致論理積工程に併せて、論理波形 B とシステムクロック C との同期に伴う位相遅延補完を図る不一致論理積工程を実行する (S28)。

【0049】

不一致論理積工程では、不一致論理 E とシステムクロック C との論理積を求め、同期に伴う位相遅延補完波形として不一致論理積 G を出力する。

具体的には、不一致論理 E とシステムクロック C との不一致論理積 G は、以下に示す表

50

4 の真理値表で表される。

【表 4】

不一致論理(E)	システムクロック(C)	不一致論理積(G) (C AND E)
0	0	0
1	1	1
1	0	0
0	1	0

10

【0050】

次に、論理波形 B とシステムクロック C との同期波形である一致論理積 F と、同期に伴う位相遅延補完波形である不一致論理積 G との論理和を求める波形整形工程を実行することで、システムクロック C に基づいて論理波形 B の波形データを整形した整形論理波形 H を出力する (S 2 9) 。

【0051】

具体的には、一致論理積 F と不一致論理積 G との論理和は、以下に示す表 5 の真理値表で表される。

【表 5】

一致論理積(F)	不一致論理積(G)	整形論理波形(H) (F OR G)
0	0	0
0	1	1
0	0	0
1	0	1

20

【0052】

つまり、以上に示す波形整形までの工程によって、論理波形 B における不正な波形データをシステムクロック C に基づいて正常な波形データに整形し、整形論理波形 H を求めることができる。

30

【0053】

すなわち、以下に示す表 6 のように、論理波形 B において波形データがないものの、システムクロック C にデータがある場合には、波形データがあるものとして整形論理波形 H が構築され、論理波形 B において波形データがあるものの、システムクロック C にデータがない場合には、波形データがないものとして整形論理波形 H が構築される。

【表 6】

論理波形(B)	システムクロック(C)	整形論理波形(H)
0	0	0
0	1	1
1	0	0
1	1	1

40

【0054】

そして、最後に、整形論理波形 H とドプラ連続脈波 A とを元に、不正な波形データを整形した再生脈波 I を出力する脈波再生工程を実行する (S 3 0) 。

50

詳細には、脈波再生工程では、まず、システムクロック C よりも大きい論理波形 B の波形データからドブラ連続脈波 A において不正な波形データの範囲を特定する (3 0 - 1) 。

【 0 0 5 5 】

そして、不正な波形データの範囲として特定された特定範囲において、整形論理波形 H の各波形データにおける中央位置をドブラ連続脈波 A の波形データの中央位置として決定する (3 0 - 2) 。

【 0 0 5 6 】

また、特定範囲における各波形データの大きさは、ドブラ連続脈波 A における波形データの最下点を結んだ場合における波形データの面積を一心拍の脈波面積 (2 つ分の波形データ) として算出する (S 3 0 - 3) 。

10

【 0 0 5 7 】

そして、特定範囲における各波形データの中央位置とその大きさに基づいて整形データを構築し、ドブラ連続脈波 A に替わる再生脈波 I を構築する (3 0 - 4) 。

【 0 0 5 8 】

具体的には、図 4 に示すように、論理波形 B においてシステムクロック C よりも大きい波形データ B a , B b からドブラ連続脈波 A における特定範囲 A a (範囲) , A b (範囲) を決定する。

【 0 0 5 9 】

次に、図 9 に示すように、特定範囲 A a におけるドブラ連続脈波 A の波形データの中央位置 T a 1 , T a 2 , T a 3 , T a 4 , T a 5 を整形論理波形 H の各波形データにおける中央位置により決定すると共に、特定範囲 A b におけるドブラ連続脈波 A の波形データの中央位置 T b 1 , T b 2 , T b 3 を、整形論理波形 H の各波形データにおける中央位置により決定する。

20

【 0 0 6 0 】

また、ドブラ連続脈波 A の特定範囲 A a において波形データの最下点を結んだ場合における波形データの面積 A a 1 2 , A a 3 4 , A a 5 6 が、隣り合う波形データの 2 つ分の面積 (一心拍の脈波面積) となり、かつ、一心拍の脈波における隣り合う波形データのそれぞれの面積が同一となるように各波形データ A a 1 , A a 2 . . . A a 6 の大きさを算出する。また、特定範囲 A b も A a と同様に、各波形データ A b 1 , A b 2 , A b 3 , A b 4 の大きさを算出する。

30

【 0 0 6 1 】

これにより、ドブラ連続脈波 A の特定範囲 A a , A b において不正な波形データが 0 [V] のラインと交差する正常な波形データに整形され、この整形されたデータを特定範囲 A a , A b に適用することで、ドブラ連続脈波 A に替わる再生脈波 I を求めることができる。そして、この再生脈波 I を元に血圧値算出処理を実行する。

【 0 0 6 2 】

以上のように、本実施形態によると、超音波を送受信する超音波ドブラセンサ 3 0 が被験者 M から離れた位置に配置されることで、超音波ドブラセンサ 3 0 によって受信するドブラ連続脈波が、周囲の干渉物などの影響や体動などによって乱れる場合においても、血圧値算出処理前に、波形再生処理を実施することで、ドブラ連続脈波 A の特定範囲における不正な波形データを正常な波形データに整形した再生脈波 I を求めることができる。これにより、血圧値算出処理における脈波面積の精度を向上させることができる。ひいては、血圧測定装置 1 0 による被験者 M に対する負担を軽減しつつ、血圧値算出処理における最高血圧値および最低血圧値の測定精度を向上させることができる。

40

【 0 0 6 3 】

また、本実施形態によると、波形再生処理の一致論理積処理において論理波形 B とシステムクロック C との同期を図るとともに、不一致論理積処理によって同期における位相の遅延を補完し、これらの論理和によって整形論理波形を得ることができるから、ドブラ連続脈波 A の特定範囲における不正な波形データを正常な波形データに整形した再生脈波を

50

I 求めることができる。

【0064】

<他の実施形態>

本明細書で開示される技術は上記記述及び図面によって説明した実施形態に限定されるものではなく、例えば次のような種々の態様も含まれる。

(1) 上記実施形態では、超音波を送受信することで被験者Mの血流の変化をドブラ連続脈波Aとして検出する構成とした。しかしながら、これに限らず、被験者に圧力センサを取り付けて血流の変化を連続圧脈波として検出してもよく、また、光電センサによる近赤外光の反射光の受信により血流の変化を連続光電容積脈波として検出してもよい。さらには、赤外線カメラから照射した赤外光の反射波から生体信号の脈波を検出してもよく、圧電シートまたは静電シート等から生体信号の脈波を検出してもよい。つまり、センサによって被験者の血流の変化を連続脈波として検出できればよい。

10

【0065】

(2) 上記実施形態では、ドブラ連続脈波Aの全体について、波形再生処理を実行する構成した。しかしながら、これに限らず、ドブラ連続脈波における特定範囲のみに波形再生処理を実行する構成にしてもよい。

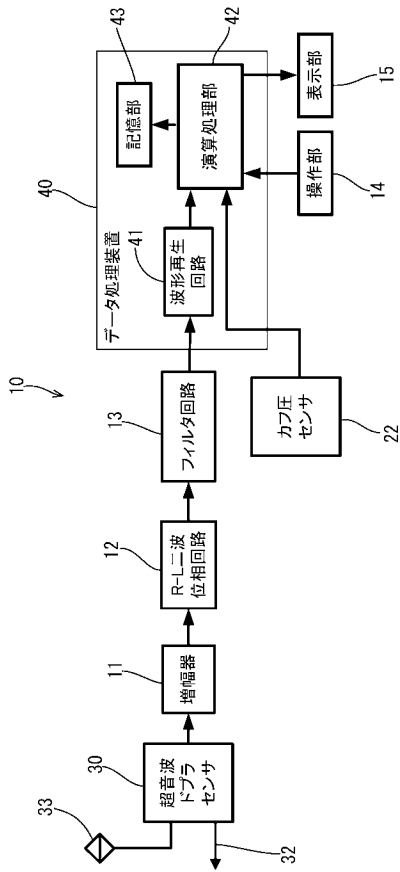
【符号の説明】

【0066】

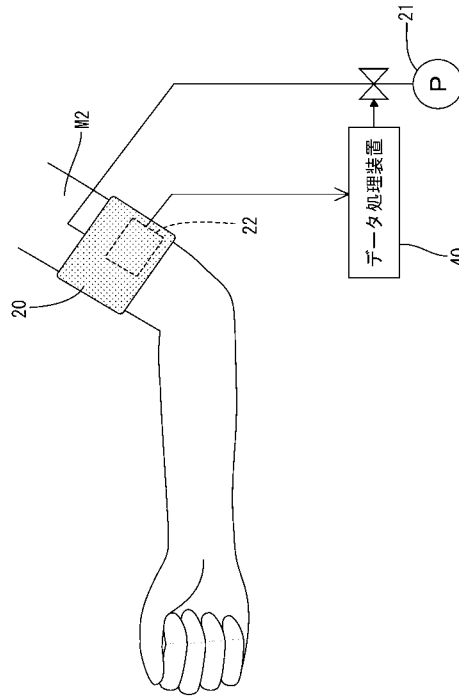
- 10： 血圧測定装置（「脈波検出装置」の一例）
 - 12： R-L二波位相回路（「変換回路」の一例）
 - 20： カフ
 - 22： カフ圧センサ
 - 30： 超音波ドプラセンサ（「センサ」の一例）
 - 32： 送信部
 - 33： 受信部
 - 40： データ処理装置（「血圧決定手段」の一例）
 - 41： 波形再生回路
 - 42： 演算処理部（「血圧決定手段」の一例）
- M： 被験者

20

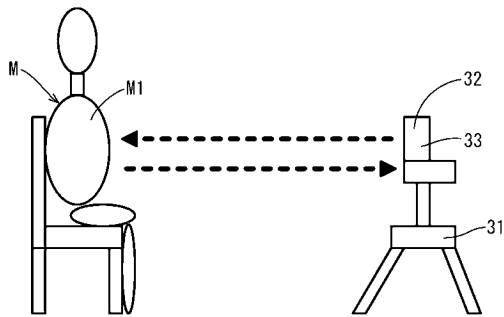
【 図 1 】



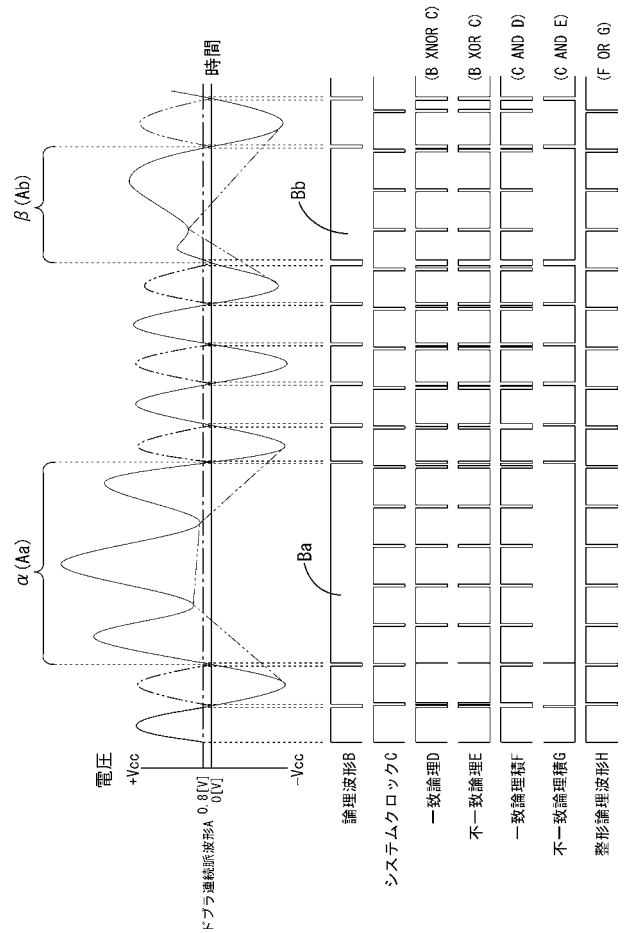
【 図 2 】



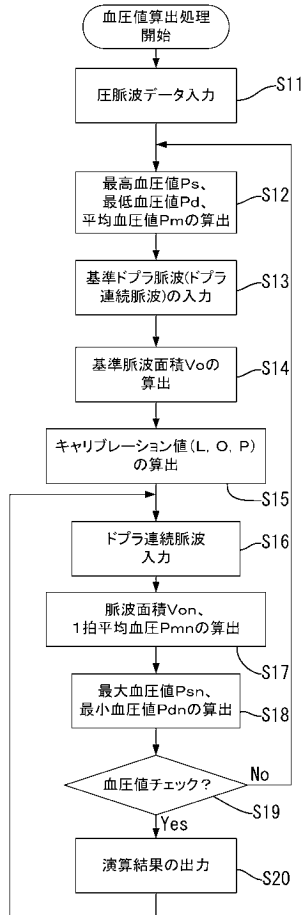
【 図 3 】



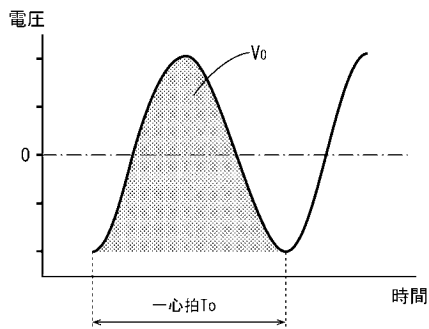
【 図 4 】



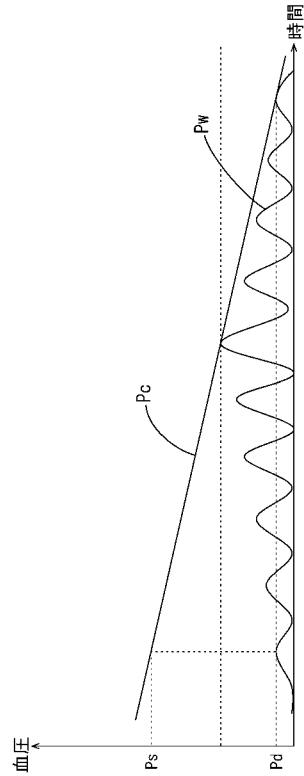
【 図 5 】



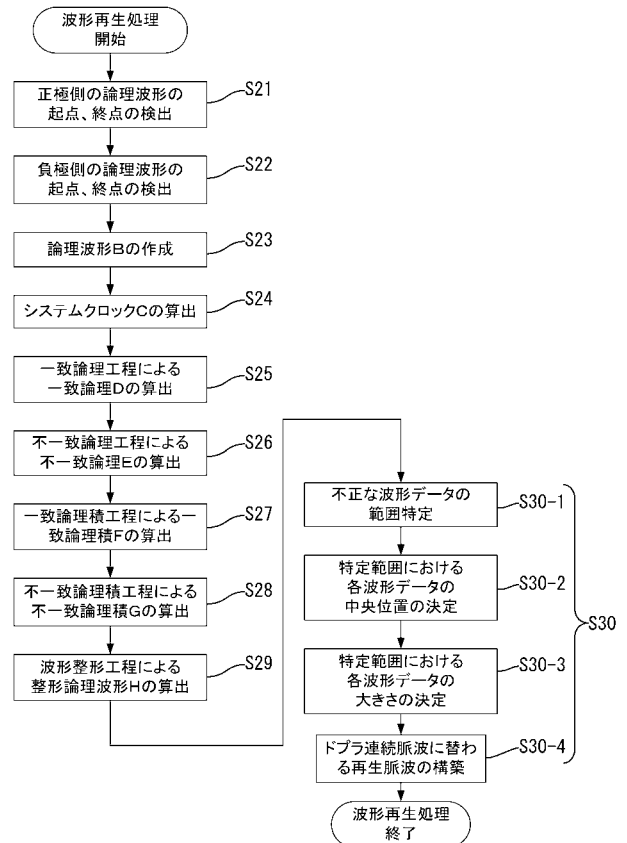
【 図 7 】



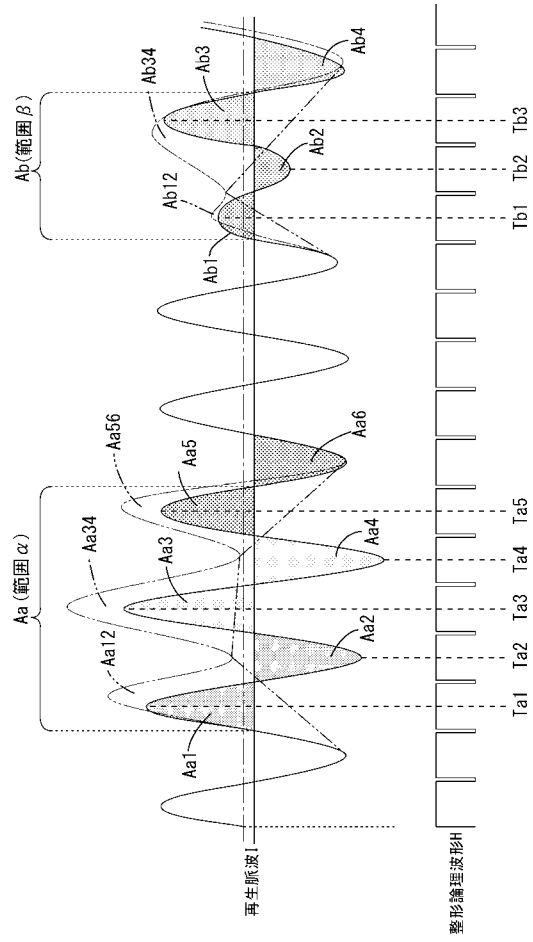
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/02

D

A 6 1 B 8/04

专利名称(译)	脉搏检测装置，血压测量装置和脉搏检测方法		
公开(公告)号	JP2018051220A	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2016194196	申请日	2016-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	KEE安藤ESU		
申请(专利权)人(译)	株式会社ケーアンドエス		
[标]发明人	近藤針次		
发明人	近藤 針次		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/022 A61B5/02 A61B8/04		
FI分类号	A61B8/06 A61B5/02.631.A A61B5/02.634.A A61B5/02.310.Z A61B5/02.634.F A61B5/02.D A61B8/04 A61B5/02.ZDM A61B5/022.100.A A61B5/022.400.A A61B5/022.400.F		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AB01 4C017/AC23 4C017/BB13 4C017/BC08 4C017/BC14 4C017/BC21 4C017/BC23 4C017/BD06 4C017/DD14 4C017/EE15 4C601/BB01 4C601/DD04 4C601/DD05 4C601/DD06 4C601/DE02 4C601/EE09 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB46		
其他公开文献	JP6108647B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：抑制因连续脉搏波干扰引起的血压测量精度的下降。 解决方案：本说明书中公开的脉搏波检测装置和血压测量装置是用于检测对象M的脉搏波的血压测量装置10，并且包括用于检测对象M的血流速率的变化的超声波多普勒传感器。图30是用于将由超声波多普勒传感器30检测到的血流量的变化转换为多普勒连续脉冲波的RL双波相位电路12，以及来自多普勒连续脉搏波A的非法波形数据。并且波形再生电路41用于整形输入信号。点域8

