

(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2016-116605

(P2016-116605A)

(43) 公開日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 A	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0215 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 1 B	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-257189 (P2014-257189)
 (22) 出願日 平成26年12月19日 (2014. 12. 19)

(71) 出願人 399030060
 学校法人 関西大学
 大阪府吹田市山手町3丁目3番35号
 (71) 出願人 502437894
 学校法人大阪医科大学
 大阪府高槻市大学町2番7号
 (74) 代理人 100125645
 弁理士 是枝 洋介
 (74) 代理人 100166774
 弁理士 右田 敏之
 (72) 発明者 宇津野 秀夫
 大阪府吹田市山手町3丁目3番35号 学
 校法人関西大学システム理工学部内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 診断支援装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラム

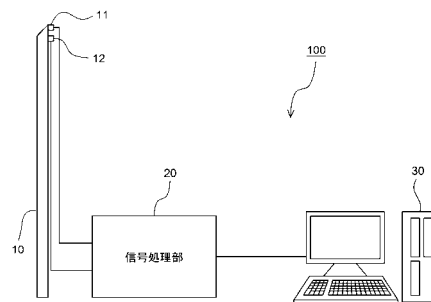
(57) 【要約】

【課題】 血管の閉塞を正確に評価することが可能な診断支援装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムを提供する。

【解決手段】

診断支援装置100は、カテーテル10と、圧力センサ11と、流速センサ12と、信号処理部20と、データ処理部30とを備える。カテーテル10を肺動脈に挿入し、血管内に圧力センサ11及び流速センサ12を配置する。圧力センサ11によって血圧脈波を測定し、流速センサ12によって血流速を測定する。データ処理部30は、血圧脈波と血流速の位相差に基づいて、血管の閉塞度を示す診断支援情報を生成し、診断支援情報を出力する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の血圧脈波の位相を反映する第 1 位相情報を取得する第 1 位相情報取得部と、
前記被験者の血流速の位相を反映する第 2 位相情報を取得する第 2 位相情報取得部と、
前記第 1 位相情報取得部によって取得された前記第 1 位相情報と、前記第 2 位相情報取得部によって取得された前記第 2 位相情報とによって得られる前記血圧脈波と前記血流速との位相差に基づき、血管の閉塞に関する診断支援情報を生成する生成部と、
前記生成部によって生成された前記診断支援情報を出力する出力部と、
を備える、
診断支援装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 位相情報取得部及び前記第 2 位相情報取得部は、前記被験者の血管の同一箇所において前記第 1 位相情報及び前記第 2 位相情報を取得するように構成されている、
請求項 1 に記載の診断支援装置。

【請求項 3】

前記第 1 位相情報取得部は、前記被験者の血管の一の箇所における前記第 1 位相情報を取得するように構成されており、
前記第 2 位相情報取得部は、前記一の箇所とは異なる箇所であって、且つ、前記一の箇所からの距離が 1 m 未満の箇所における前記第 2 位相情報を取得するように構成されている、
請求項 1 に記載の診断支援装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 位相情報取得部は、所定期間において前記被験者の血圧脈波を連続測定することによって得られた測定値を前記第 1 位相情報として取得するように構成されており、
前記第 2 位相情報取得部は、前記所定期間において前記被験者の血流速を連続測定することによって得られた測定値を前記第 2 位相情報として取得するように構成されている、
請求項 1 乃至 3 の何れかに記載の診断支援装置。

【請求項 5】

前記被験者の血管に挿入されるカテーテルと、
前記カテーテルの先端に取り付けられ、前記血管の内部に配置される圧力センサと、
前記カテーテルの先端に取り付けられ、前記血管の内部に配置される流速センサと、
をさらに備え、
前記第 1 情報取得部は、前記圧力センサによる前記被験者の血圧脈波の測定値を取得するように構成されており、
前記第 2 情報取得部は、前記流速センサによる前記被験者の血流速の測定値を取得するように構成されている、
請求項 4 に記載の診断支援装置。

30

【請求項 6】

前記第 1 位相情報取得部は、前記被験者の血管壁の拡張収縮の位相を反映した情報を前記第 1 位相情報として取得するように構成されており、
前記第 2 位相情報取得部は、前記被験者の心臓の拍出速度の位相を反映した情報を前記第 2 位相情報として取得するように構成されている、
請求項 1 乃至 3 の何れかに記載の診断支援装置。

40

【請求項 7】

前記第 1 位相情報取得部は、前記被験者の血管壁の拡張収縮の位相を反映した情報を前記第 1 位相情報として取得するように構成されており、
前記第 2 位相情報取得部は、前記被験者の心室の拡張収縮の位相を反映した情報を前記第 2 位相情報として取得するように構成されている、
請求項 1 乃至 3 の何れかに記載の診断支援装置。

【請求項 8】

50

前記第1位相情報取得部は、前記被験者の血管壁の動画像に基づいて、前記第1位相情報を取得するように構成されており、

前記第2位相情報取得部は、前記被験者の心臓の動画像に基づいて、前記第2位相情報を取得するように構成されている、

請求項7に記載の診断支援装置。

【請求項9】

前記第1位相情報取得部は、超音波測定により得られた前記被験者の血管壁の動画像に基づいて、前記第1位相情報を取得するように構成されており、

前記第2位相情報取得部は、超音波測定により得られた前記被験者の心臓の動画像に基づいて、前記第2位相情報を取得するように構成されている、

請求項8に記載の診断支援装置。

10

【請求項10】

前記生成部は、前記血管の閉塞度を示す前記診断支援情報を生成するように構成されている、

請求項1乃至9の何れかに記載の診断支援装置。

【請求項11】

前記第1位相情報取得部は、肺動脈における血圧脈波の位相を反映する前記第1位相情報を取得するように構成されており、

前記第2位相情報取得部は、肺動脈における血流速の位相を反映する前記第2位相情報を取得するように構成されており、

前記生成部は、肺動脈閉塞に関する前記診断支援情報を生成するように構成されている、

20

請求項1乃至9の何れかに記載の診断支援装置。

【請求項12】

被験者の血圧脈波の位相を反映する第1位相情報を取得するステップと、

前記被験者の血流速の位相を反映する第2位相情報を取得するステップと、

取得された前記第1位相情報と、取得された前記第2位相情報とによって得られる前記血圧脈波と前記血流速との位相差に基づき、血管の閉塞に関する診断支援情報を生成するステップと、

生成された前記診断支援情報を出力するステップと、

を有する、

診断支援方法。

30

【請求項13】

血管の閉塞に関する診断支援をコンピュータが行うためのコンピュータプログラムであって、

被験者の血圧脈波の位相を反映する第1位相情報を取得するステップと、

前記被験者の血流速の位相を反映する第2位相情報を取得するステップと、

取得された前記第1位相情報と、取得された前記第2位相情報とによって得られる前記血圧脈波と前記血流速との位相差に基づき、血管の閉塞に関する診断支援情報を生成するステップと、

生成された前記診断支援情報を出力するステップと、

を前記コンピュータに実行させる、

コンピュータプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管の閉塞に関する診断を支援するための診断支援装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

50

肺高血圧症の原因には肺動脈閉塞と心室中隔欠損とがあり、これらを弁別することが臨床上重要である。従来のは弁別方法は、肺高血圧症の患者（被験者）の心臓にカテーテルを挿入して右心室の血液サンプルを抽出し、血中酸素濃度を測定することにより、医師が心室中隔欠損の有無を判断し、心室中隔欠損でなければ肺動脈閉塞と判断していた。また、非特許文献 1 には、心エコー検査と肺血圧抵抗（Pulmonary Vascular Resistance:PVR）の測定値とを用いて、肺高血圧症を評価する方法が記載されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献 1】キンバリー・B・ウレット(Kimberly B. Ulett)、トーマス・H・マーウィック(Thomas H. Marwick)著、"Incorporation of Pulmonary Vascular Resistance Measurement into Standard Echocardiography: Implications for Assessment of Pulmonary"、エコーカーディオグラフィー：ア・ジャーナル・オブ・CV ウルトラサウンド・アンド・アライド・テック(ECHOCARDIOGRAPHY: A Jnl. of CV Ultrasound & Allied Tech.)、ブラックウェル・パブリッシング・インコーポレーテッド(Blackwell Publishing, Inc.)、2007年、第24巻(Vol.24)、第10号(No.10)、p. 1020 - 1022 10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述した従来の方法では、血管の閉塞を正確に評価することはできない。 20

【0005】

本発明は斯かる事情に鑑みてなされたものであり、その主たる目的は、上記課題を解決することができる診断支援装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決するために、本発明の一の態様の診断支援装置は、被験者の血圧脈波の位相を反映する第1位相情報を取得する第1位相情報取得部と、前記被験者の血流速の位相を反映する第2位相情報を取得する第2位相情報取得部と、前記第1位相情報取得部によって取得された前記第1位相情報と、前記第2位相情報取得部によって取得された前記第2位相情報とによって得られる前記血圧脈波と前記血流速との位相差に基づき、血管の閉塞に関する診断支援情報を生成する生成部と、前記生成部によって生成された前記診断支援情報を出力する出力部と、を備える。 30

【0007】

この態様において、前記第1位相情報取得部及び前記第2位相情報取得部は、前記被験者の血管の同一箇所において前記第1位相情報及び前記第2位相情報を取得するように構成されていてもよい。

【0008】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、前記被験者の血管の一の箇所における前記第1位相情報を取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、前記一の箇所とは異なる箇所であって、且つ、前記一の箇所からの距離が1m未満の箇所における前記第2位相情報を取得するように構成されていてもよい。 40

【0009】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、所定期間において前記被験者の血圧脈波を連続測定することによって得られた測定値を前記第1位相情報として取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、前記所定期間において前記被験者の血流速を連続測定することによって得られた測定値を前記第2位相情報として取得するように構成されていてもよい。

【0010】

上記態様において、前記診断支援装置は、前記被験者の血管に挿入されるカテーテルと 50

、前記カテーテルの先端に取り付けられ、前記血管の内部に配置される圧力センサと、前記カテーテルの先端に取り付けられ、前記血管の内部に配置される流速センサと、をさらに備え、前記第1情報取得部は、前記圧力センサによる前記被験者の血圧脈波の測定値を取得するように構成されており、前記第2情報取得部は、前記流速センサによる前記被験者の血流速の測定値を取得するように構成されていてもよい。

【0011】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、前記被験者の血管壁の拡張収縮の位相を反映した情報を前記第1位相情報として取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、前記被験者の心臓の拍出速度の位相を反映した情報を前記第2位相情報として取得するように構成されていてもよい。

10

【0012】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、前記被験者の血管壁の拡張収縮の位相を反映した情報を前記第1位相情報として取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、前記被験者の心室の拡張収縮の位相を反映した情報を前記第2位相情報として取得するように構成されていてもよい。

【0013】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、前記被験者の血管壁の動画像に基づいて、前記第1位相情報を取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、前記被験者の心臓の動画像に基づいて、前記第2位相情報を取得するように構成されていてもよい。

20

【0014】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、超音波測定により得られた前記被験者の血管壁の動画像に基づいて、前記第1位相情報を取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、超音波測定により得られた前記被験者の心臓の動画像に基づいて、前記第2位相情報を取得するように構成されていてもよい。

【0015】

上記態様において、前記生成部は、前記血管の閉塞度を示す前記診断支援情報を生成するように構成されていてもよい。

【0016】

上記態様において、前記第1位相情報取得部は、肺動脈における血圧脈波の位相を反映する前記第1位相情報を取得するように構成されており、前記第2位相情報取得部は、肺動脈における血流速の位相を反映する前記第2位相情報を取得するように構成されており、前記生成部は、肺動脈閉塞に関する前記診断支援情報を生成するように構成されていてもよい。

30

【0017】

本発明の一の態様の診断支援方法は、被験者の血圧脈波の位相を反映する第1位相情報を取得するステップと、前記被験者の血流速の位相を反映する第2位相情報を取得するステップと、取得された前記第1位相情報と、取得された前記第2位相情報とによって得られる前記血圧脈波と前記血流速との位相差に基づき、血管の閉塞に関する診断支援情報を生成するステップと、生成された前記診断支援情報を出力するステップと、を有する。

40

【0018】

本発明の一の態様のコンピュータプログラムは、血管の閉塞に関する診断支援をコンピュータが行うためのコンピュータプログラムであって、被験者の血圧脈波の位相を反映する第1位相情報を取得するステップと、前記被験者の血流速の位相を反映する第2位相情報を取得するステップと、取得された前記第1位相情報と、取得された前記第2位相情報とによって得られる前記血圧脈波と前記血流速との位相差に基づき、血管の閉塞に関する診断支援情報を生成するステップと、生成された前記診断支援情報を出力するステップと、を前記コンピュータに実行させる。

【発明の効果】

【0019】

50

本発明によれば、血管の閉塞を正確に評価することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】実施の形態1に係る診断支援装置の構成を示す模式図。

【図2】データ処理部の構成を示すブロック図。

【図3】肺動脈の構成を模式的に示す図。

【図4】血管閉塞評価処理の手順を示すフローチャート。

【図5】血圧脈波及び血流速の位相角と血管の閉塞度との関係を示すグラフ。

【図6】診断支援情報の表示画面例を示す図。

【図7】実験モデルの構成を示す図。

10

【図8A】両端を開放した場合の分岐手前の評価点における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフ。

【図8B】両端を開放した場合の分岐後の一方の評価点における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフ。

【図8C】両端を開放した場合の分岐後の他方の評価点における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフ。

【図9A】両端を開放した場合の分岐手前の評価点における圧力及び流速の実測値を示すグラフ。

【図9B】両端を開放した場合の分岐後の一方の評価点における圧力及び流速の実測値を示すグラフ。

20

【図9C】両端を開放した場合の分岐後の他方の評価点における圧力及び流速の実測値を示すグラフ。

【図10A】一端を閉塞し、他端を開放した場合の分岐手前の評価点における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフ。

【図10B】一端を閉塞し、他端を開放した場合の分岐後の一方の評価点における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフ。

【図10C】一端を閉塞し、他端を開放した場合の分岐後の他方の評価点における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフ。

【図11A】一端を閉塞し、他端を開放した場合の分岐手前の評価点における圧力及び流速の実測値を示すグラフ。

30

【図11B】一端を閉塞し、他端を開放した場合の分岐後の一方の評価点における圧力及び流速の実測値を示すグラフ。

【図11C】一端を閉塞し、他端を開放した場合の分岐後の他方の評価点における圧力及び流速の実測値を示すグラフ。

【図12】実施の形態2に係る診断支援装置及びその周辺の構成を示す模式図。

【図13】実施の形態2に係る診断支援装置の構成を示すブロック図。

【図14】血管閉塞評価処理の手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の好ましい実施の形態を、図面を参照しながら説明する。

40

【0022】

(実施の形態1)

<診断支援装置の構成>

図1は、実施の形態1に係る診断支援装置の構成を示す模式図である。図1に示すように、診断支援装置100は、カテーテル10と、圧力センサ11と、流速センサ12と、信号処理部20と、データ処理部30とを備えている。

【0023】

カテーテル10の先端に、小型の圧力センサ11及び流速センサ12が取り付けられている。カテーテル10は、被験者の肺大動脈に経皮的に挿入される。圧力センサ11及び流速センサ12は、信号処理部20に接続されている。圧力センサ11は、肺大動脈にお

50

ける血圧脈波を測定し、測定値を信号処理部 20 に出力する。流速センサ 12 は、肺大動脈における血流速を測定し、測定値を信号処理部 20 に出力する。圧力センサ 11 と流速センサ 12 とは、圧力脈波と血流速とをそれぞれ同時に測定する。

【0024】

信号処理部 20 は、データ処理部 30 に接続されている。信号処理部 20 は、圧力センサ 11 及び流速センサ 12 の出力信号を処理し、デジタル信号としてデータ処理部 30 に出力する。

【0025】

図 2 は、データ処理部 30 の構成を示すブロック図である。データ処理部 30 は、コンピュータ 3 によって実現される。図 2 に示すように、コンピュータ 3 は、本体 31 と、入力部 32 と、表示部 33 とを備えている。本体 31 は、CPU 311、ROM 312、RAM 313、ハードディスク 314、入出力インタフェース 315、及び画像出力インタフェース 316 を備えており、CPU 311、ROM 312、RAM 313、ハードディスク 314、入出力インタフェース 315、及び画像出力インタフェース 316 は、バスによって接続されている。

10

【0026】

CPU (Central Processing Unit) 311 は、RAM 313 にロードされたコンピュータプログラムを実行することが可能である。診断支援用のコンピュータプログラム 310 を CPU 311 が実行することにより、コンピュータ 3 がデータ処理部 30 として機能する。

20

【0027】

コンピュータプログラム 310 は、肺動脈の血管閉塞度を演算し、診断支援情報を出力するためのものである。

【0028】

ROM (Read Only Memory) 312 には、CPU 311 に実行されるコンピュータプログラム及びこれに用いるデータ等が記録されている。

【0029】

RAM (Random Access Memory) 313 は、ハードディスク 314 に記録されているコンピュータプログラム 310 の読み出しに用いられる。また、CPU 311 がコンピュータプログラムを実行するときに、CPU 311 の作業領域として利用される。

30

【0030】

ハードディスク 314 は、オペレーティングシステム及びアプリケーションプログラム等、CPU 311 に実行させるための種々のコンピュータプログラム及び当該コンピュータプログラムの実行に用いられるデータがインストールされている。コンピュータプログラム 310 も、このハードディスク 314 にインストールされている。

【0031】

入出力インタフェース 315 は、例えば USB、IEEE1394、又は RS-232C 等のシリアルインタフェース、SCSI、IDE、又は IEEE1284 等のパラレルインタフェース等から構成されている。入出力インタフェース 315 には、キーボード及びマウスからなる入力部 32 が接続されており、ユーザが当該入力部 32 を使用することにより、コンピュータ 3 にデータを入力することが可能である。また、入出力インタフェース 315 には、信号処理部 20 が接続されている。

40

【0032】

画像出力インタフェース 316 は、LCD (Liquid Crystal Display) または CRT (Cathode Ray Tube) 等で構成された表示部 33 に接続されており、CPU 311 から与えられた画像データに応じた映像信号を表示部 33 に出力するようになっている。表示部 33 は、入力された映像信号にしたがって、画像 (画面) を表示する。

【0033】

< 血管の閉塞に関する評価の原理 >

以下、診断支援装置 100 による血管の閉塞に関する評価原理について説明する。

50

【 0 0 3 4 】

血管脈波の伝搬において、脈波圧力変動を $p(t)$ 、血流速度変動を $u(t)$ 、両者の比をインピーダンス z とすると、次式が成り立つ。

【数 1】

$$\frac{p(t)}{u(t)} = z$$

【 0 0 3 5 】

インピーダンス z は圧力と流速変動の評価点、即ち、血圧脈波及び血流速度の測定位置から、血流方向下流側の閉塞状況に関する条件であり、管路末端の境界条件が含まれる。

【 0 0 3 6 】

管路末端が無反射端の場合、次式が成り立つ。

【数 2】

$$z = \rho c$$

ここで、 ρ は血液の密度、 c は脈波の伝搬速度を表す。

【 0 0 3 7 】

無反射端の場合、インピーダンス z は実数である。血管に閉塞のない健常者では、血管が末梢に向かって細分化されていき、粘性による血管壁と血液との摩擦によって反射波が戻ってこない。したがって、閉塞が生じていない血管については、境界条件が無反射に近くなる。

【 0 0 3 8 】

一方、末端が完全に閉塞した管路では、圧力波及び流速変動の両方が端部で反射して上流側に伝わる。かかる閉塞した血管では、閉塞により血流がなくなり、さらに閉塞部での反射により局所的に逆流が生じる。評価点から末端までの距離を L とすると、インピーダンス z は次式で表される。

【数 3】

$$z = -j \frac{\rho c}{\tan\left(\frac{\omega}{c} L\right)}$$

ここで、 ω は角速度を表す。脈波の周波数を f [Hz] とすると、 $\omega = 2\pi f$ の関係にある。完全閉塞の場合、インピーダンス z は純虚数となる。

【 0 0 3 9 】

健常者、即ち管路が無反射端の場合、インピーダンス z は実数であり、血圧脈波と血流速度変動とは同位相、即ち位相差が 0 度となる。完全閉塞の場合、インピーダンス z は純虚数であり、血圧脈波と血流速度変動とは 90 度の位相差が生じる。一部閉塞の場合、閉塞の程度に応じて 0 度と 90 度との間の値を取る。

【 0 0 4 0 】

以上より、血管の同一点（評価点）で脈波圧力変動 $p(t)$ と血流速度変動 $u(t)$ とを同時測定し、両者の位相差を調べることで、評価点より血流方向下流側の血管の閉塞状況を評価することができる。なお、位相特性がそろった計測器により、脈波圧力変動 $p(t)$ の計測器と、血流速度変動 $u(t)$ とを測定することが好ましい。

【 0 0 4 1 】

< 診断支援装置の動作 >

本診断支援装置を使用する場合、医師が被験者の内頸静脈から肺動脈にカテーテル 1 0

10

20

30

40

50

を挿入する。カテーテル 10 の先端が位置する部位における血圧脈波が圧力センサ 11 によって検出され、同一部位における血流速度が流速センサ 12 によって検出される。

【0042】

医師は、肺動脈の閉塞を評価したい部位に応じて、カテーテル 10 を挿入する位置、即ち、圧力センサ 11 及び流速センサ 12 を配置する評価点を選択することができる。図 3 は、肺動脈の構成を模式的に示す図である。肺動脈は、心臓に繋がる主肺動脈から血流方向下流側に向かって、右肺動脈と左肺動脈とに分岐し、さらに右肺動脈が上葉肺動脈と中葉肺動脈と下葉肺動脈とに分岐し、左肺動脈が上葉肺動脈と下葉肺動脈とに分岐する。

【0043】

上述したように、評価点から血流方向下流側の閉塞状況の評価することができる。したがって、医師は、肺動脈全体を評価したい場合には、主肺動脈中の評価点 40 を選択すればよく、肺全体を評価したい場合には、主肺動脈中の評価点 40 を選択すればよく、右肺全体を評価したい場合には、右肺動脈中の評価点 41 を選択すればよく、左肺全体を評価したい場合には、左肺動脈中の評価点 42 を選択すればよく、右上葉、右中葉、右下葉の何れかを評価したい場合には、右肺の上葉肺動脈中の評価点 43、中葉肺動脈中の評価点 44、下葉肺動脈中の評価点 45 の何れかを選択すればよく、左上葉、左下葉の何れかを評価したい場合には、左肺の上葉肺動脈中の評価点 46、下葉肺動脈中の評価点 47 の何れかを選択すればよい。

【0044】

圧力センサ 11 は、所定期間（例えば、1 分間）の血圧脈波を連続測定し、測定信号を出力する。流速センサ 12 は、圧力センサ 11 と同一期間の血流速度を連続測定し、測定信号を出力する。信号処理部 20 は、測定信号のノイズを除去し、A/D 変換を行って、血圧脈波及び血流速度の時系列データを出力する。

【0045】

図 4 は、データ処理部 30 における血管閉塞評価処理の手順を示すフローチャートである。

【0046】

CPU 311 は、信号処理部 20 から出力された血圧脈波データを第 1 位相情報として取得し（ステップ S101）、血流速度データを第 2 位相情報として取得する（ステップ S102）。

【0047】

次に、CPU 311 は、血圧脈波データから血圧脈波の位相を抽出し、血流速度データから血流速度の位相を抽出する（ステップ S103）。この処理では、フーリエ変換、ヒルベルト変換等の公知の周波数解析手法を用いることができる。

【0048】

次に、CPU 311 は、血圧脈波と血流速度との位相差を算出する（ステップ S104）。

【0049】

次に、CPU 311 は、位相差から血管の閉塞度の推定値を診断支援情報として生成する（ステップ S105）。

【0050】

図 5 は、血圧脈波及び血流速度の位相角と血管の閉塞度との関係を示すグラフである。図 5 に示すように、位相差と閉塞度とは一対一に対応する。この対応関係は、予めハードディスク 314 に記憶されている。この場合、ステップ S105 では、CPU 311 が、ハードディスク 314 に記憶された対応関係のデータを参照し、位相差から血管の閉塞度を推定する。

【0051】

再び図 4 を参照する。次に、CPU 311 は、生成した診断支援情報を表示部 33 に出力し（ステップ S106）、処理を終了する。

【0052】

10

20

30

40

50

図 6 は、診断支援情報の表示画面例を示す図である。図 6 に示すように、表示部 33 には、診断支援情報として血管の閉塞度の推定値 51 を含む画面 50 が表示される。これにより、医師は、被験者の肺動脈の閉塞度の推定値を得ることができ、この推定値を用いて肺高血圧症の診断を行うことができる。また、診断支援装置 100 で得られる肺動脈の閉塞状況に関する診断支援情報は、肺高血圧症を生じる疾患である特発性肺高血圧症、慢性肺動脈塞栓症、膠原病、慢性肺線維症の診断に有用である。

【0053】

< 診断支援装置の性能評価 >

発明者らは、実施の形態 1 に係る診断支援装置 100 の性能を評価するための実験を行った。以下、性能評価実験について説明する。

10

【0054】

発明者らは、肺動脈を模した実験モデルを用いて実験を行った。図 7 は、実験モデルの構成を示す図である。実験モデル 60 は、分岐点 63 において二股に分かれるシリコンチューブによって構成されている。シリコンチューブは、血管と同様に柔軟性を有する。分岐した先の両端 61, 62 では、閉塞したり開放したりすることによって境界条件を変更可能とされている。また、実験モデル 60 の管路の分岐側とは反対側の端部 64 には、ピストン 65 が挿入される。分岐点 63 と端部 64 との中間位置に置いても管路が分岐しており、分岐先の端部 66 がセンサ投入口とされる。実験モデルの大きさは、図示の寸法どおりである（単位は mm）。

【0055】

20

実験では、シミュレーションモデルを用いた数値演算と、上記の実験モデルを用いた実測実験とを実施した。シミュレーションモデルでは、実験モデルと同様の構成の管路を数式により表現したシミュレーションモデルをコンピュータで構築し、数値演算を行った。実測実験では、上述した実験モデル 60 に粘性のある液体を充填し、ピストン 65 によって端部 64 側を加振させ、分岐手前の評価点 671 と、分岐後の一方の評価点 672 と、分岐後の他方の評価点 673 とのそれぞれにおいて、圧力及び流速を測定した。数値演算及び実測実験の両方において、「両端を開放した場合」、「一端を閉塞し、他端を開放した場合」のそれぞれの境界条件について、実験を行った

【0056】

[両端を開放した場合]

30

開放した端部は、無反射端に相当する。図 8 A は、分岐手前の評価点 671 における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフであり、図 8 B は、分岐後の一方の評価点 672 における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフであり、図 8 C は、分岐後の他方の評価点 673 における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフである。各図において、縦軸は正規化した圧力及び流速のレベルを、横軸は時間を示す。

【0057】

図 8 A 乃至図 8 C に示すように、圧力の波形と流速の波形は完全に一致し、1つの波形として表れている。つまり、両端を開放した場合、全ての評価点 671, 672, 673 において、数値演算された圧力と流速の波形の位相がそろっていた。

【0058】

40

図 9 A は、分岐手前の評価点 671 における圧力及び流速の実測値を示すグラフであり、図 9 B は、分岐後の一方の評価点 672 における圧力及び流速の実測値を示すグラフであり、図 9 C は、分岐後の他方の評価点 673 における圧力及び流速の実測値を示すグラフである。各図において、縦軸は正規化した圧力及び流速のレベルを、横軸は時間を示す。また、実線は圧力を、破線は流速を示す。

【0059】

図 9 A に示すように、両端を開放した場合、評価点 671 において、実測された圧力と流速の波形の位相がそろっていた。また、図 9 B、図 9 C に示すように、評価点 672 における実測値、及び評価点 673 における実測値についても、評価点 671 と同様の傾向が見られた。

50

【 0 0 6 0 】

[一端を閉塞し、他端を開放した場合]

閉塞した端部は、剛壁に相当する。図 1 0 A は、分岐手前の評価点 6 7 1 における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフであり、図 1 0 B は、分岐後の一方の評価点 6 7 2 における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフであり、図 1 0 C は、分岐後の他方の評価点 6 7 3 における圧力及び流速の数値演算結果を示すグラフである。各図において、縦軸は正規化した圧力及び流速のレベルを、横軸は時間を示す。また、実線は圧力を、破線は流速を示す。

【 0 0 6 1 】

図 1 0 A に示すように、分岐先の一端を閉塞し、他端を開放した場合には、分岐手前の評価点 6 7 1 において、数値演算された圧力及び流速の位相が少しずれていた。また、図 1 0 B に示すように、閉塞側の評価点 6 7 2 において、数値演算された圧力及び流速の位相差は 9 0 度であった。その一方、図 1 0 C に示すように、開放側の評価点 6 7 3 においては、圧力の波形と流速の波形が完全に一致し、1 つの波形として表れている。つまり、数値演算された圧力と流速の波形の位相がそろっていた。

10

【 0 0 6 2 】

図 1 1 A は、分岐手前の評価点 6 7 1 における圧力及び流速の実測値を示すグラフであり、図 1 1 B は、分岐後の一方の評価点 6 7 2 における圧力及び流速の実測値を示すグラフであり、図 1 1 C は、分岐後の他方の評価点 6 7 3 における圧力及び流速の実測値を示すグラフである。各図において、縦軸は正規化した圧力及び流速のレベルを、横軸は時間を示す。また、実線は圧力を、破線は流速を示す。

20

【 0 0 6 3 】

図 1 1 A に示すように、分岐先の一端を閉塞し、両端を開放した場合、評価点 6 7 1 において、実測された圧力と流速の波形の位相がすこしずれていた。また、図 1 1 B に示すように、閉塞側の評価点 6 7 2 における実測値については、圧力及び流速の位相が大きくずれていた。その一方で、図 1 1 C に示すように、開放側の評価点 6 7 3 における実測値については、圧力及び流速の位相がそろっていた。

【 0 0 6 4 】

以上のように、数値演算結果と実測結果とがよく一致しており、圧力及び流速の位相差によって、下流側の閉塞状況を十分に評価可能であることがわかった。

30

【 0 0 6 5 】

< 臨床実験 >

複数の被験者の主肺動脈、右肺動脈、及び左肺動脈のそれぞれにおいて、血圧脈波と血流速度とを測定し、位相角を調べる実験を行った。実験では、被験者の血圧脈波及び血流速度を測定した期間を 1 0 に分割し、分割された各期間で位相角を求めた。

【 0 0 6 6 】

被験者 1 についての解析結果を下表に示す。左の表は、右肺動脈における血圧脈波と血流速度との位相角を示し、中央の表は、主肺動脈における血圧脈波と血流速度との位相角を示し、右の表は、左肺動脈における血圧脈波と血流速度との位相角を示す。以下において、「番号」とは、分割された期間の番号である。

40

【表 1】

右肺動脈		主肺動脈		左肺動脈	
番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)
1	0	1	4.85666105	1	0
2	0	2	4.85666105	2	0
3	2.11764706	3	2.42833052	3	0
4	4.76470588	4	0	4	0
5	2.38235294	5	7.28499157	5	0
6	2.38235294	6	4.85666105	6	0
7	7.14705882	7	0	7	0
8	0	8	4.85666105	8	0
9	2.38235294	9	7.28499157	9	0
10	0	10	2.42833052	10	0

10

【0067】

解析の結果、被験者1については、右肺動脈、主肺動脈、左肺動脈の何れについても、
 血圧脈波と血流速との位相差がほとんどなかった。したがって、被験者1の肺動脈は正常
 であり、狭窄はないと推定される。

20

【0068】

被験者2についての解析結果を下表に示す。左の表は、右肺動脈における血圧脈波と血
 流速との位相角を示し、中央の表は、主肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示
 し、右の表は、左肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示す。

【表 2】

右肺動脈		主肺動脈		左肺動脈	
番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)
1	32.9491525	1	22.0971867	1	8.30769231
2	25.6271186	2	25.7800512	2	19.3846154
3	29.2881356	3	0	3	19.3846154
4	36.6101695	4	3.68286445	4	23.2615385
5	32.9491525	5	22.0971867	5	23.2615385
6	29.2881356	6	7.3657289	6	23.2615385
7	32.9491525	7	18.4143223	7	27.1384615
8	36.6101695	8	14.7314578	8	19.3846154
9	32.9491525	9	58.9258312	9	31.0153846
10	29.2881356	10	3.68286445	10	25.2

30

40

【0069】

解析の結果、被験者2については、右肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角が約
 32度であり、左肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角が約22度であった。また
 、主肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角はばらつきが大きかった。右肺動脈及び
 左肺動脈における位相差が大きく、このことから、被験者2の肺動脈はかなり狭窄してい
 ると推定される。

【0070】

50

被験者3についての解析結果を下表に示す。左の表は、右肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示し、中央の表は、主肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示し、右の表は、左肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示す。

【表3】

右肺動脈		主肺動脈		左肺動脈	
番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)
1	21.6826004	1	42.7118644	1	25.1428571
2	12.3900574	2	0	2	28.2857143
3	3.09751434	3	24.4067797	3	28.2857143
4	3.09751434	4	18.3050847	4	25.7142857
5	6.19502868	5	15.2542373	5	22.8571429
6	15.4875717	6	24.4067797	6	28.2857143
7	18.585086	7	24.4067797	7	28.2857143
8	21.6826004	8	30.5084746	8	25.1428571
9	21.6826004	9	27.4576271	9	22.8571429
10	21.6826004	10	6.71186441	10	28.2857143

10

20

【0071】

解析の結果、被験者3については、右肺動脈における位相角が約15度、主肺動脈における位相角が約21度、左肺動脈における位相角が約26度であった。このことから、被験者3の肺動脈はかなり狭窄していると推定される。

【0072】

被験者4についての解析結果を下表に示す。左の表は、右肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示し、中央の表は、主肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示し、右の表は、左肺動脈における血圧脈波と血流速との位相角を示す。

【表4】

30

右肺動脈		主肺動脈		左肺動脈	
番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)	番号	位相角(deg.)
1	59.8903108	1	44.7096774	1	70.2295082
2	55.6124314	2	48.7741935	2	66.0983607
3	59.8903108	3	52.8387097	3	66.0983607
4	55.6124314	4	48.7741935	4	66.0983607
5	59.8903108	5	48.7741935	5	61.9672131
6	59.8903108	6	48.7741935	6	61.9672131
7	51.3345521	7	48.7741935	7	66.0983607
8	59.8903108	8	48.7741935	8	70.2295082
9	64.1681901	9	48.7741935	9	70.2295082
10	59.8903108	10	65.3225806	10	53.704918

40

【0073】

解析の結果、被験者4については、右肺動脈における位相角が約59度であり、主肺動脈における位相角が約50度であり、左肺動脈における位相角が約65度であった。それ

50

ぞれの位相差は非常に大きく、被験者3の肺動脈の閉塞度は非常に高いと推定される。

【0074】

(実施の形態2)

<診断支援装置の構成>

図12は、実施の形態2に係る診断支援装置及びその周辺の構成を示す模式図である。

図12に示すように、診断支援装置200は、2つの超音波測定装置300及び400のそれぞれと接続される。

【0075】

超音波測定装置300及び400は、医療用の超音波検査装置である。超音波測定装置300は、超音波プローブ301と、データ解析部302とを備え、超音波測定装置400は、超音波プローブ401と、データ解析部402とを備える。超音波プローブ301及び401は、被験者の身体に当てて使用される。超音波プローブ301及び401は、被験者の身体に当接された状態で超音波を発生させ、反射した超音波を受信し、画像データを生成する。画像データは、データ解析部302及び402に出力され、画像処理が施された後、データ解析部302及び402に設けられた表示部に動画像として表示される。

10

【0076】

図13は、診断支援装置200の構成を示すブロック図である。診断支援装置200は、コンピュータ201によって実現される。図13に示すように、コンピュータ201は、本体210と、入力部220と、表示部230とを備えている。本体210は、CPU211、ROM212、RAM213、ハードディスク214、入出力インタフェース215、及び画像出力インタフェース216を備えており、CPU211、ROM212、RAM213、ハードディスク214、入出力インタフェース215、及び画像出力インタフェース216は、バスによって接続されている。

20

【0077】

CPU211は、RAM213にロードされたコンピュータプログラムを実行することが可能である。診断支援用のコンピュータプログラム240をCPU211が実行することにより、コンピュータ201が診断支援装置200として機能する。

【0078】

コンピュータプログラム240は、肺動脈の血管閉塞度を演算し、診断支援情報を出力するためのものである。

30

【0079】

ROM212には、CPU211に実行されるコンピュータプログラム及びこれに用いるデータ等が記録されている。

【0080】

RAM213は、ハードディスク214に記録されているコンピュータプログラム240の読み出しに用いられる。また、CPU211がコンピュータプログラムを実行するときに、CPU211の作業領域として利用される。

【0081】

ハードディスク214は、オペレーティングシステム及びアプリケーションプログラム等、CPU211に実行させるための種々のコンピュータプログラム及び当該コンピュータプログラムの実行に用いられるデータがインストールされている。コンピュータプログラム240も、このハードディスク214にインストールされている。

40

【0082】

入出力インタフェース215は、例えばUSB、IEEE1394、又はRS-232C等のシリアルインタフェース、SCSI、IDE、又はIEEE1284等のパラレルインタフェース等から構成されている。入出力インタフェース215には、キーボード及びマウスからなる入力部220が接続されており、ユーザが当該入力部220を使用することにより、コンピュータ201にデータを入力することが可能である。また、入出力インタフェース215には、超音波測定装置300及び400が接続されている。

50

【 0 0 8 3 】

画像出力インタフェース 2 1 6 は、LCD または CRT 等で構成された表示部 2 3 0 に接続されており、CPU 2 1 1 から与えられた画像データに応じた映像信号を表示部 2 3 0 に出力するようになっている。表示部 2 3 0 は、入力された映像信号にしたがって、画像（画面）を表示する。

【 0 0 8 4 】

< 血管の閉塞に関する評価の原理 >

以下、診断支援装置 2 0 0 による血管の閉塞に関する評価原理について説明する。

【 0 0 8 5 】

脈波圧力変動 $p(t)$ が生じると、血管の半径も変化する。正圧の場合、血管は半径方向に拡張し、負圧の場合、血管は半径方向に収縮する。血管外径の時間変動を $d(t)$ とすると、次式が成り立つ。

10

【 数 4 】

$$d(t) \propto \frac{a}{Eh} p(t)$$

ここで、 E は血管のヤング率、 h は血管壁の厚さ、 a は血管の半径である。上式からわかるように、脈波圧力変動 $p(t)$ と血管外径の時間変動 $d(t)$ とは同相の関係にある。このため、脈波圧力変動 $p(t)$ に代えて、血管外壁の時間変動 $d(t)$ を用いることができる。つまり、血管外壁の時間変動 $d(t)$ は、血圧脈波の位相を反映しているといえる。

20

【 0 0 8 6 】

血流速度変動 $u(t)$ は、心臓の拍動によって生じる。上述した血圧脈波の伝搬速度 c は、健常者で 10 m/s 程度、動脈硬化の患者では 16 m/s 程度といわれている。ここで、伝搬速度 c と周波数 f と波長 λ との間には、次式が成り立つ。

【 数 5 】

$$c = f\lambda$$

30

【 0 0 8 7 】

拍動の周期は一般的に $f = 1 [\text{Hz}]$ であり、伝搬速度は $c = 10 [\text{m/s}]$ 程度である。これより、周期が $1 [\text{Hz}]$ の脈波の波長は、 $\lambda = 10 [\text{m}]$ となる。この結果から、心臓からの距離が 1 m 未満、特に 20 cm 未満の位置では、位相差を無視することができる。心臓拍出速度 $v(t)$ が、血管の計測点における血流速度変動 $u(t)$ と同相として扱うことができる。したがって、血流速度に代えて、心臓拍出速度 $v(t)$ を用いることができる。つまり、心臓拍出速度 $v(t)$ は、血流速度の位相を反映しているといえる。

【 0 0 8 8 】

以上より、心臓拍出速度 $v(t)$ と血管壁の時間変動 $d(t)$ との位相差を観測することで、血管壁の時間変動 $d(t)$ の計測点より血流方向下流側の血管の閉塞度を評価することができる。つまり、無反射の場合（閉塞がない場合）、心臓拍出速度 $v(t)$ と血管壁の時間変動 $d(t)$ とは同相となり、完全閉塞の場合、心臓拍出速度 $v(t)$ と血管壁の時間変動 $d(t)$ との位相差は 90 度となる。

40

【 0 0 8 9 】

また、心臓拍出速度 $v(t)$ に代えて、心臓の等価直径の時間変動 $D(t)$ を用いることもできる。この場合、速度は変位を一回微分して求められるので、一般的に次式が成り立つ。

【数 6】

$$v(t) \propto \frac{dD}{dt} = j\omega D(t)$$

【0090】

上式からわかるように、速度と変位との間には90度の位相差が存在する。つまり、心臓の等価直径の時間変動 $D(t)$ は、血流速の位相を反映しているといえる。以上より、心臓等価直径の時間変動 $D(t)$ と血管壁の時間変動 $d(t)$ との位相差を観測することで、血管壁の時間変動 $d(t)$ の計測点より血流方向下流側の血管の閉塞度を評価することができる。つまり、無反射の場合（閉塞がない場合）、心臓等価直径の時間変動 $D(t)$ と血管壁の時間変動 $d(t)$ との位相差は90度となり、完全閉塞の場合、心臓等価直径の時間変動 $D(t)$ と血管壁の時間変動 $d(t)$ とは同相となる。

【0091】

< 診断支援装置の動作 >

本診断支援装置を使用する場合、医師が被験者の胸部の2箇所超音波プローブ301及び401を当て、心臓と肺動脈とを超音波測定する。心臓の動画像が超音波測定装置300によって得られ、肺動脈の動画像が超音波測定装置400によって得られる。

【0092】

医師は、肺動脈の閉塞を評価したい部位に応じて、超音波プローブ401を当てる位置、即ち、血管壁の時間変動の計測位置（以下、「評価点」という）を選択することができる。上述したように、評価点から血流方向下流側の閉塞状況の評価することができる。評価点の選択については、実施の形態1と同様であるので、その説明を省略する。

【0093】

超音波測定装置300は、所定期間（例えば、1分間）、心臓の超音波測定を行い、同期間の心臓の動画像を得る。超音波測定装置400は、超音波測定装置300と同一期間、肺動脈の超音波測定を行い、同期間の肺動脈の動画像を得る。超音波測定装置300及び400のそれぞれは、診断支援装置200に動画像のデータを出力する。

【0094】

図14は、診断支援装置200における血管閉塞評価処理の手順を示すフローチャートである。

【0095】

CPU211は、超音波測定装置300及び400のそれぞれから出力された動画像データを受信する（ステップS201）。

【0096】

次に、CPU211は、肺動脈の動画像を解析し、肺動脈の血管壁の時間変動を第1位相情報として取得する（ステップS202）。ステップS202の処理では、評価点における血管像の幅を特定し、その幅の時間変動を血管壁の時間変動とすることができる。

【0097】

次に、CPU211は、心臓の動画像を解析し、心臓の等価直径の時間変動を第2位相情報として取得する（ステップS203）。ステップS203の処理では、心臓像の幅を特定し、その幅の時間変動を心臓の等価直径の時間変動とすることができる。また、心臓像における特定の2点を定め、その2点間の距離の時間変動を心臓の等価直径の時間変動とすることもできる。また、肺動脈は右心室に繋がっているため、右心室における特定の2点間の距離の時間変動を心臓の等価直径の時間変動としてもよい。さらに、心臓の右心室以外の部位における特定の2点間の距離の時間変動を心臓の等価直径の時間変動としてもよい。

【0098】

次に、CPU211は、肺動脈血管壁の時間変動データから肺動脈の血管壁の時間変動の位相を抽出し、心臓の等価直径の時間変動データから心臓の等価直径の時間変動の位相

を抽出する（ステップS204）。この処理では、フーリエ変換、ヒルベルト変換等の公知の周波数解析手法を用いることができる。

【0099】

次に、CPU211は、肺動脈の血管壁の時間変動と心臓の等価直径の時間変動との位相差を算出する（ステップS205）。

【0100】

次に、CPU211は、位相差から血管の閉塞度の推定値を診断支援情報として生成する（ステップS206）。位相差と閉塞度とは一対一に対応する。この対応関係は、予めハードディスク214に記憶されている。この場合、ステップS206では、CPU211が、ハードディスク214に記憶された対応関係のデータを参照し、位相差から血管の閉塞度を推定する。

10

【0101】

次に、CPU211は、生成した診断支援情報を表示部230に出力し（ステップS207）、処理を終了する。

【0102】

以上のような構成により、診断支援装置200では、非侵襲的に肺動脈の閉塞状況を評価することが可能となる。また、診断支援装置200で得られる肺動脈の閉塞状況に関する診断支援情報は、肺高血圧症を生じる疾患である特発性肺高血圧症、慢性肺動脈塞栓症、膠原病、慢性肺線維症の診断に有用である。

【0103】

20

（その他の実施の形態）

上記の実施の形態1及び2においては、肺動脈の閉塞状況を評価する構成について述べたが、これに限定されるものではない。肺動脈以外の血管の閉塞状況を評価することも可能である。この場合、実施の形態1に示した構成の診断支援装置100では、評価したい血管部位より血流方向上流側に評価点を設定し、その評価点に圧力センサ11及び流速センサ12を配置すればよい。また、実施の形態2に示した構成の診断支援装置200では、超音波測定装置300によって心臓を超音波測定し、これと同時に、超音波測定装置400によって評価点における血管を超音波測定すればよい。このようにすることで、閉塞性動脈硬化症、パージャーカー病、各種膠原病に伴うレイノー症状等の診断を支援することができる。

30

【0104】

また、上記の実施の形態1及び2においては、評価点を1点設定する構成について述べたが、これに限定されるものではない。評価点を複数設定してもよい。例えば、超音波測定装置を3台以上、診断支援装置に接続し、1つの超音波測定装置によって心臓の超音波測定を行い、他の複数の超音波測定装置によって複数の評価点それぞれにおける血管の超音波測定を行う構成とすることができる。この結果、一方の評価点においては第1位相情報と第2位相情報との間に位相差があり、その評価点より血流方向下流側の他方の評価点においては位相差がない場合、一方の評価点と他方の評価点との間において閉塞が生じていると推定することができる。つまり、閉塞の位置を推定することができる。

【0105】

40

また、上記の実施の形態1及び2においては、第1位相情報として、血圧脈波のデータ及び心臓の等価直径の時間変動のデータを用いる構成について述べたが、これらに限定されるものではない。血圧脈波の位相を反映した情報であれば、上記以外の情報を用いることも可能である。例えば、血圧脈波から位相成分を抽出した位相情報を用いることも可能である。

【0106】

また、上記の実施の形態1及び2においては、第2位相情報として、血流速度のデータ及び血管壁の時間変動のデータを用いる構成について述べたが、これらに限定されるものではない。血流速度の位相を反映した情報であれば、上記以外の情報を用いることも可能である。例えば、血流速度から位相成分を抽出した位相情報を用いることも可能であるし、心臓

50

拍出速度を測定し、これを用いることも可能である。

【0107】

また、上記の実施の形態1においては、圧力センサ11によって血圧脈波を測定する構成について述べたが、これに限定されるものではない。評価点を腕又は脚の血管とする場合、カフを備える血圧計によって血圧脈波を測定する構成とすることも可能である。実施の形態2の構成で、超音波測定装置400に代えて、カフを備える血圧計によって血圧脈波を測定し、診断支援装置によって、血管壁の時間変動の位相ではなく、血圧脈波の位相を取得するように構成してもよい。

【0108】

また、上記の実施の形態2においては、超音波測定装置により心臓と血管の動画像を得る構成について述べたが、これに限定されるものではない。超音波測定以外の手段、例えば、X線による心臓血管造影によって、心臓と血管の動画像を得る構成であってもよい。

10

【0109】

また、上記の実施の形態1及び2においては、診断支援情報として、血管の閉塞度の推定値を表示する構成について述べたが、これに限定されるものではない。血圧脈波及び血流速度の位相差、又は血管壁の時間変動及び心臓の等価直径の時間変動の位相差から、閉塞の度合いを軽度、中度、重度のように多段階で推定し、推定結果を診断支援情報として表示する構成であってもよい。また、血圧脈波及び血流速度の位相差、又は血管壁の時間変動及び心臓の等価直径の時間変動の位相差から、「肺高血圧症であると推定される」、「肺高血圧症でないと推定される」のように、肺高血圧症であるか否かを推定し、その推定結果を診断支援情報として表示する構成としてもよい。また、血圧脈波及び血流速度の位相差、又は血管壁の時間変動及び心臓の等価直径の時間変動の位相差を、診断支援情報として表示する構成としてもよい。また、血圧脈波及び血流速度の位相差、又は血管壁の時間変動及び心臓の等価直径の時間変動の位相差を把握することができるグラフを診断支援情報として表示する構成としてもよい。例えば、血圧脈波のグラフ及び血流速度のグラフを一つの座標空間に重畳表示することで、位相差を把握可能に表示する構成としてもよい。

20

【0110】

また、上記の実施の形態1及び2においては、表示部33及び230に診断支援情報を表示する構成について述べたが、これに限定されるものではない。プリンタに診断支援情報を印刷することで、出力する構成とすることも可能である。

30

【産業上の利用可能性】

【0111】

本発明の診断支援装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムは、血管の閉塞に関する診断を支援するための診断支援装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムとして有用である。

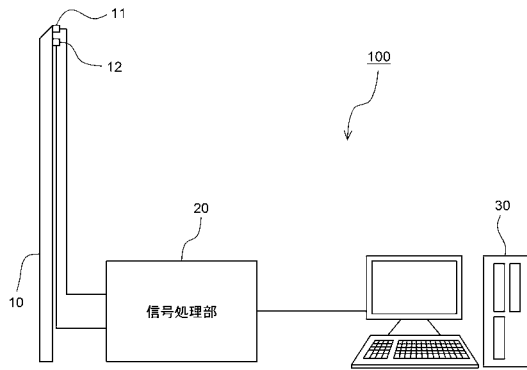
【符号の説明】

【0112】

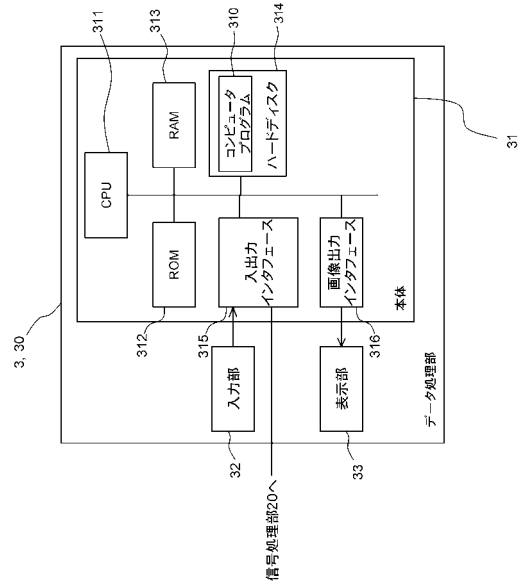
- 100, 200 診断支援装置
- 10 カテーテル
- 11 圧力センサ
- 12 流速センサ
- 20 信号処理部
- 30 データ処理部
- 310, 240 コンピュータプログラム
- 311, 211 CPU
- 314, 314 ハードディスク
- 33, 230 表示部
- 300, 400 超音波測定装置

40

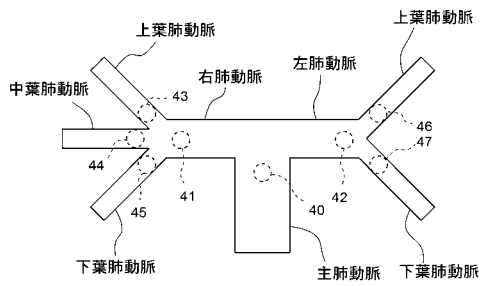
【図1】



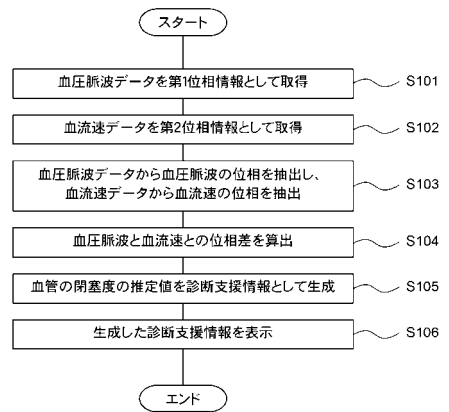
【図2】



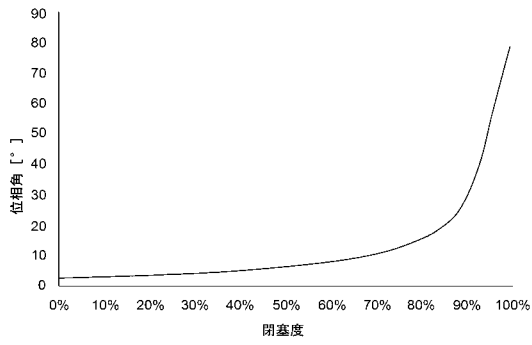
【図3】



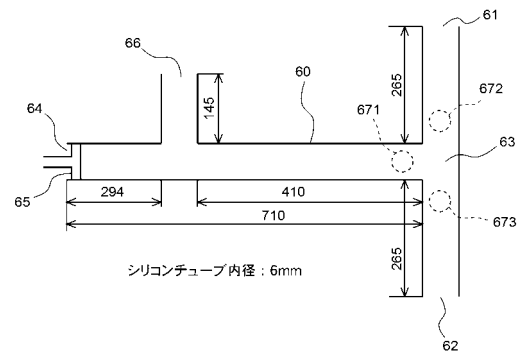
【図4】



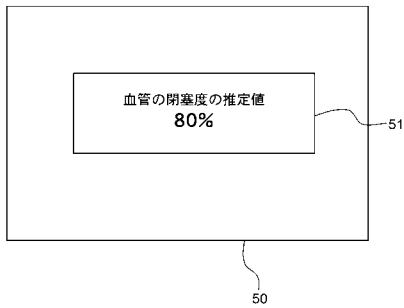
【図5】



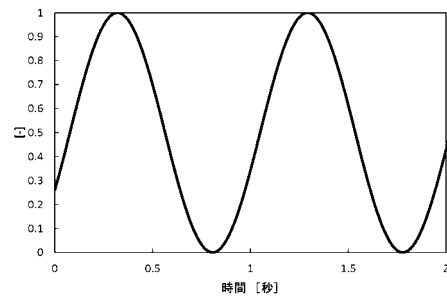
【図7】



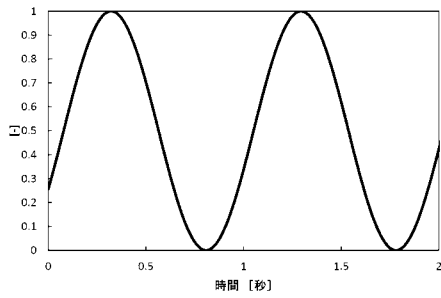
【図6】



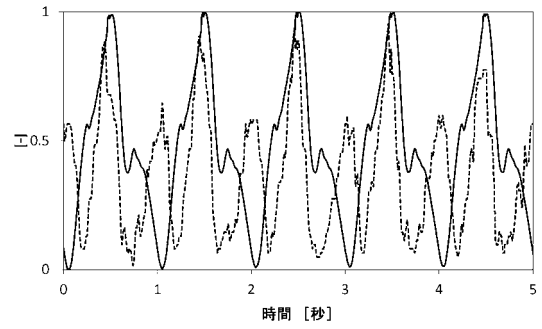
【図8A】



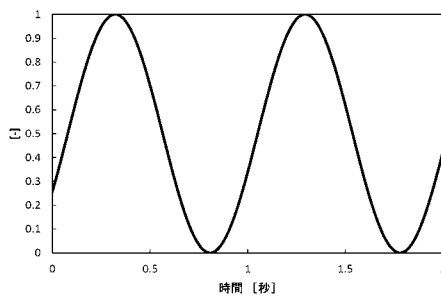
【図8B】



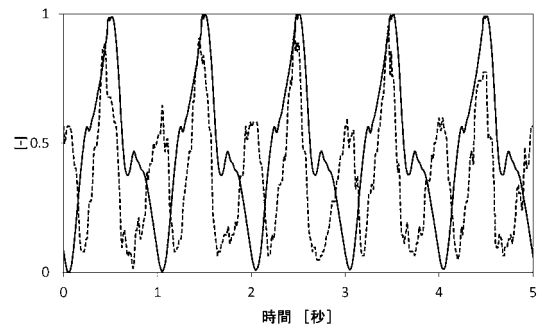
【図9A】



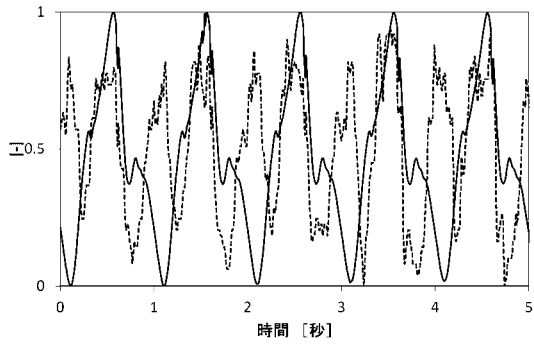
【図8C】



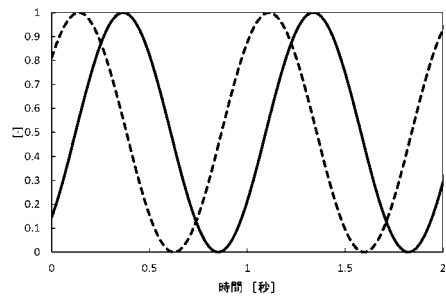
【図9B】



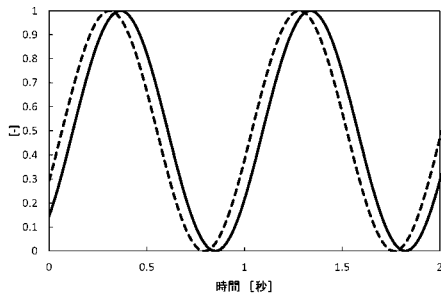
【図 9 C】



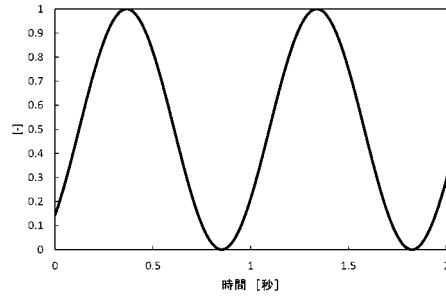
【図 10 B】



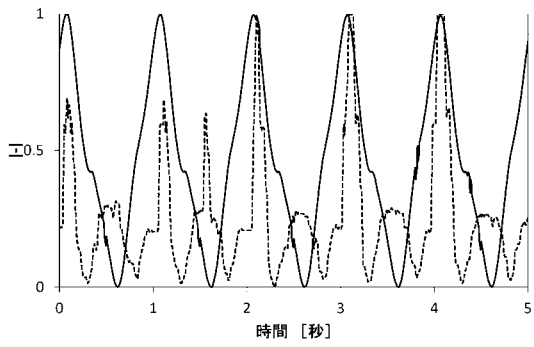
【図 10 A】



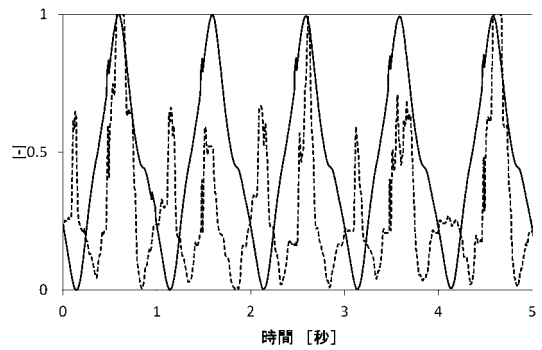
【図 10 C】



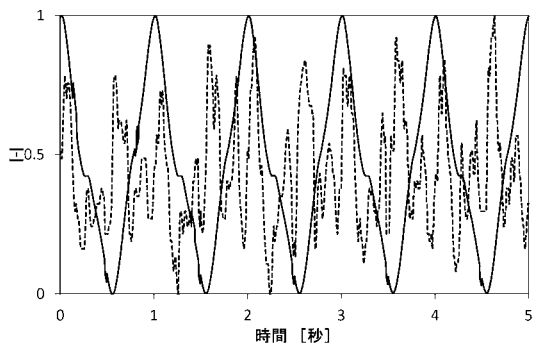
【図 11 A】



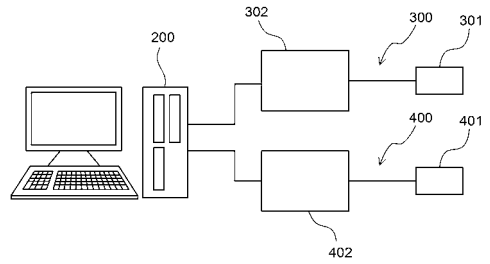
【図 11 C】



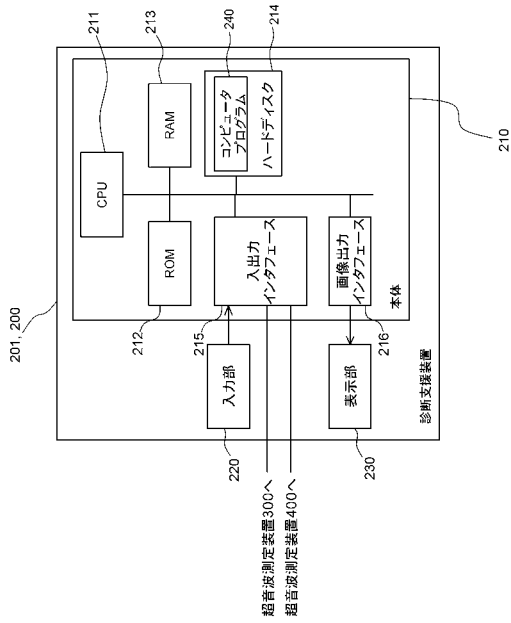
【図 11 B】



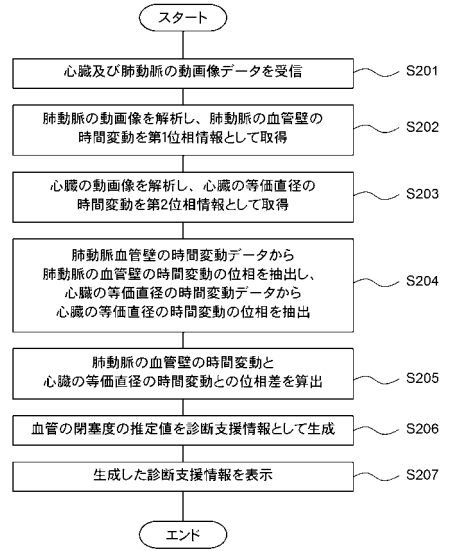
【図 12】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

特許法第30条第2項適用申請有り 日本小児循環器学会により平成26年6月20日付で頒布された、日本小児循環器学会雑誌第30巻Supplement第s235頁に掲載されている第50回日本小児循環器学会総会・学術集会予稿集において、抄録「波動解析法を応用した”肺動脈閉塞度を評価する”新しい肺循環評価法の開発(第1報)」が公開され、平成26年7月4日に開催された第50回日本小児循環器学会総会・学術集会において、「波動解析法を応用した”肺動脈閉塞度を評価する”新しい肺循環評価法の開発(第1報)」が発表された。平成26年10月17日付で、第34回日本小児循環動態研究会学術集会のプログラムが発送され、同年10月26日、第34回日本小児循環動態研究会学術集会において、「肺動脈閉塞度の新たな評価方法の開発」が発表された。

(72)発明者 根本 慎太郎

大阪府高槻市大学町2番7号 学校法人大阪医科大学医学部内

Fターム(参考) 4C017 AA01 AA08 AA11 AC01 AC21 BC11 BD01 CC01
4C601 DD01 DD14 DD15 EE09 JB37 JB49 JC15 LL33 LL38