

(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2005-118304

(P2005-118304A)

(43) 公開日 平成17年5月12日(2005.5.12)

(51) Int.Cl.⁷A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 5/0245

F I

A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

テーマコード (参考)

4 C O 1 7
4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2003-356751 (P2003-356751)
(22) 出願日 平成15年10月16日(2003.10.16)(71) 出願人 000005821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100093067
弁理士 二瓶 正敬
(72) 発明者 萩原 尚
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内
(72) 発明者 反中 由直
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内
(72) 発明者 渡辺 良信
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内

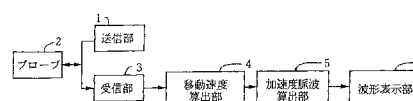
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 加速度脈波測定装置

(57) 【要約】

【課題】 末梢動脈、表在性動脈以外の動脈における
加速度脈波を測定可能にする。【解決手段】 送信部1からのパルス信号がプローブ
2により超音波に変換され、被検体に照射され、被検体
内で反射した血管壁からのエコー信号がプローブにて電
気信号に変換される。移動速度算出部4が超音波エコー
信号を解析して心拍による血管壁の移動速度を算出し、
加速度脈波算出部5が血管壁移動速度の時間微分を行い
加速度脈波を算出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内に超音波パルスを送信し、生体血管壁からの超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段により生成された超音波エコー信号を解析し、心拍による血管壁の移動速度を算出する血管壁移動速度算出手段と、

前記血管壁移動速度算出手段により算出された血管壁移動速度の時間微分を行い加速度脈波を算出する加速度脈波算出手段とを、

有する加速度脈波測定装置。

【請求項 2】

10

前記血管壁移動速度算出手段は、

血管の外壁の移動速度を算出する第 1 の血管壁移動速度算出手段と、

血管の内壁の移動速度を算出する第 2 の血管壁移動速度算出手段と、

前記第 1、第 2 の血管壁移動速度算出手段によりそれぞれ算出された外壁の血管壁移動速度と内壁の血管壁移動速度との差分を計算し、血管径の変化速度を求める差分計算手段とを有し、

前記加速度脈波算出手段は、前記差分計算手段からの出力の時間微分を行い加速度脈波を算出するよう構成されている請求項 1 に記載の加速度脈波測定装置。

【請求項 3】

20

前記血管壁移動速度算出手段は、

血管の外壁の移動速度を算出する第 1 の血管壁移動速度算出手段と、

血管の内壁の移動速度を算出する第 2 の血管壁移動速度算出手段とを有し、

前記加速度脈波算出手段は、

前記第 1 の血管壁移動速度算出手段により算出された外壁の血管壁移動速度の時間微分を算出する第 1 の時間微分手段と、

前記第 2 の血管壁移動速度算出手段により算出された内壁の血管壁移動速度の時間微分を算出する第 2 の時間微分手段と、

前記第 1 の時間微分手段からの出力と第 2 の時間微分手段からの出力との差を算出することで加速度脈波を算出する差分手段とを有する請求項 1 に記載の加速度脈波測定装置。

30

【請求項 4】

前記血管壁移動速度算出手段及び前記加速度脈波算出手段を複数有し、プロセッサが前記複数の前記血管壁移動速度算出手段及び前記加速度脈波算出手段の各々の出力に基づいて複数箇所の加速度脈波の波形を解析するよう構成されている請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の加速度脈波測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用器具の分野において加速度脈波を測定する装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

加速度脈波は、心臓の拍動機能と血管の弾性特性の関数であり、例えば下記の特許文献 1 に示されるように、近年、循環器系の診断や、血管の老化度合いの評価、動脈硬化度合いの評価などの評価尺度パラメータとして重要視されてきている。加速度脈波は、脈波を検出し、その波形を時間に関して 2 回微分することで得られる。また、脈波を検出する方法としては、光電脈波法、カフ内圧脈波法がある。

【特許文献 1】特開 2002 - 238867 号公報（要約書）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

50

しかしながら、前記従来の方法のうち、光電脈波法は、光の透過量の変化を検出するものであるため、測定部位が指先などの末梢の組織に限定されてしまうという問題があった。また、カフ内圧脈波法は、圧力センサーを動脈に押しつけて動脈圧を直接測定するため、測定部位は表在性の動脈に限定されるという問題があった。一方、循環器系の診断を正確に行うには、末梢動脈、表在性動脈以外の動脈の加速度脈波の検出が必要である。

【 0 0 0 4 】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、末梢動脈、表在性動脈以外の動脈における加速度脈波を測定可能な加速度脈波装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明は上記目的を達成するために、生体内に超音波パルスを送信し、生体血管壁からの超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段により生成された超音波エコー信号を解析し、心拍による血管壁の移動速度を算出する血管壁移動速度算出手段と、

前記血管壁移動速度算出手段により算出された血管壁移動速度の時間微分を行い加速度脈波を算出する加速度脈波算出手段とを、

有する構成とした。

この構成により、生体内深部に存在する血管壁の移動加速度が検出可能となり、加速度脈波の測定が可能となる。

【 0 0 0 6 】

また本発明は、前記血管壁移動速度算出手段は、

血管の外壁の移動速度を算出する第 1 の血管壁移動速度算出手段と、

血管の内壁の移動速度を算出する第 2 の血管壁移動速度算出手段と、

前記第 1、第 2 の血管壁移動速度算出手段によりそれぞれ算出された外壁の血管壁移動速度と内壁の血管壁移動速度との差分を計算し、血管径の変化速度を求める差分計算手段とを有し、

前記加速度脈波算出手段は、前記差分計算手段からの出力の時間微分を行い加速度脈波を算出する構成とした。

この構成により、血管の直径変化の加速度が測定可能であり、また、血管が並進運動をしている場合でも正確な加速度脈波を測定することができる。

【 0 0 0 7 】

また本発明は、前記血管壁移動速度算出手段は、

血管の外壁の移動速度を算出する第 1 の血管壁移動速度算出手段と、

血管の内壁の移動速度を算出する第 2 の血管壁移動速度算出手段とを有し、

前記加速度脈波算出手段は、

前記第 1 の血管壁移動速度算出手段により算出された外壁の血管壁移動速度の時間微分を算出する第 1 の時間微分手段と、

前記第 2 の血管壁移動速度算出手段により算出された内壁の血管壁移動速度の時間微分を算出する第 2 の時間微分手段と、

前記第 1 の時間微分手段からの出力と第 2 の時間微分手段からの出力との差を算出することで加速度脈波を算出する差分手段とを有する構成とした。

この構成により、血管の直径の加速度が測定可能であり、また、血管が並進運動をしている場合でも正確な加速度脈波を測定することができる。

【 0 0 0 8 】

また本発明は、前記血管壁移動速度算出手段及び前記加速度脈波算出手段を複数有し、プロセッサが前記複数の前記血管壁移動速度算出手段及び前記加速度脈波算出手段の各々の出力に基づいて複数箇所の加速度脈波の波形を解析する構成とした。

この構成により、生体内深部に存在する複数箇所の血管壁の移動加速度が検出可能となり、加速度脈波の測定が可能となる。

【発明の効果】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

以上説明したように本発明によれば、超音波エコーを用いて加速度脈波を測定するので、光の透過量の測定が困難な大きな組織中の動脈や、圧力センサーを押しつけることが困難な深部の動脈の加速度脈波の測定が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

< 第 1 の実施の形態 >

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図を示している。送信部 1 は、定められた時間間隔で送信パルス信号を生成し、送信部 1 からのパルス信号は、プローブ 2 により超音波に変換され、図示しない被検体に照射される。超音波を照射する被検体部位には加速度脈波を測定したい血管壁が含まれている。プローブ 2 は親水性のゲルなどを用いて被検体（体表面）に密着させる。被検体内で反射した血管壁（血管の体表面側の壁 = 外壁、体表面から遠い側の壁 = 内壁）からのエコー信号は、プローブ 2 にて電気信号に変換され、受信部 3 に入力される。受信部 3 は入力された血管壁からのエコー信号を増幅し、デジタル信号に変換する。

10

【 0 0 1 1 】

デジタル化された血管壁からのエコー信号は移動速度算出部 4 に入力され、移動速度算出部 4 は各送信パルスに対するエコー信号波形が、互いにどの程度ずれているか（ズレ量）を演算し、図 2（a）に示すように送信パルスの時間間隔における移動距離を算出する。送信パルスの時間間隔における移動距離（＝単位時間当りの移動距離＝移動速度）は、加速度脈波算出部 5 により微分演算されて、図 2（b）に示すように単位時間あたりの加速度に変換され、その時間波形が波形表示部 6 にて表示される。なお、デジタル信号を演算する移動速度算出部 4、加速度脈波算出部 5 は、1 つ若しくは複数のプロセッサにて実現することも可能である。

20

【 0 0 1 2 】

移動速度算出部 4 での演算について説明する。

・時刻 T_1 で発生させた送信パルスに対する受信エコー信号を $e_1(x)$

・時刻 T_2 で発生させた送信パルスに対する受信エコー信号を $e_2(x)$

とする。ここで、 x はエコー反射体のプローブ表面からの距離を表す。注目する血管壁が、時刻 T_1 で距離 x_0 の位置にあったとすると、時刻 T_2 において、どの程度血管壁が移動したかを知るために、受信エコー信号 $e_1(x)$ と $e_2(x)$ の相関計算を次式（1）により行う。

30

【 0 0 1 3 】

【数 1】

$$R_{12}(\delta) = \int_{x_0-a}^{x_0+a} e_1(x) \cdot e_2(x+\delta) dx \quad \dots (1)$$

【 0 0 1 4 】

ここで、 a は積分区間を決めるもので、超音波の送信波長程度とするのがよい。 R_{12} を最大にする δ を δ_{12} とすると、 δ_{12} が、時刻 T_1 、 T_2 間での血管壁の移動量となり、その移動速度 v_{12} は、

40

$$v_{12} = \delta_{12} / (T_2 - T_1) \quad \dots (2)$$

【 0 0 1 5 】

次に加速度脈波算出部 5 の演算について説明する。時刻 T_1 、 T_2 間での移動速度を v_{12} 、時刻 T_2 、 T_3 間での移動速度を v_{23} とすると、平均的には時刻 $(T_1 + T_2) / 2$ での速度を v_{12} 、時刻 $(T_2 + T_3) / 2$ での速度を v_{23} とみなせるので、その間の平均加速度 α_2 は、単位時間あたりの速度変化として、

$$\alpha_2 = (v_{23} - v_{12}) / (T_3 - T_1) / 2 \quad \dots (3)$$

で計算できる。

50

【 0 0 1 6 】

以上のように、本発明の第 1 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置によれば、超音波エコーを用いて血管壁の所定時間差での移動距離を測定し、さらに時間微分することで、血管壁の加速度すなわち加速度脈波が測定可能となる。また、超音波エコーを用いた計測であるため、光の透過量の測定が困難な大きな組織中の動脈や、圧力センサーを押しつけることが困難な深部の動脈の加速度脈波を測定することが可能となる。

【 0 0 1 7 】

< 第 2 の実施の形態 >

図 3 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図を示している。第 1 の実施の形態の構成要素と異なるものは、位相検波部 1 0 と移動速度算出部 1 1 のみであるので、この 2 つの構成要素のみ詳細な説明をする。 10

【 0 0 1 8 】

位相検波部 1 0 は、受信部 3 からのエコー信号に対し、超音波のキャリア周波数を持ち、互いに 90° 位相のずれた正弦波を乗算し、ローパスフィルタ処理するもので、エコー信号を複素ベースバンド信号 $E(x)$ に変換する。エコー信号を複素ベースバンド信号とすることで、エコー信号の移動量（ズレ量）は、複素ベースバンド信号の位相差として表される。

【 0 0 1 9 】

移動速度算出部 1 1 は、複素ベースバンド信号の位相差を計算することで、速度を算出する。時刻 T_1 で発生させた送信パルスに対する受信エコー信号の複素ベースバンド信号を $E_1(x)$ 、時刻 T_2 で発生させた送信パルスに対する受信エコー信号の複素ベースバンド信号を $E_2(x)$ とする。注目する血管壁が、時刻 T_1 で距離 x_0 の位置にあったとすると、時刻 T_2 における移動量 Δ は、 20

$$\Delta = \text{angle}(E_2(x_0) * \text{conj}(E_1(x_0))) \quad \dots (4)$$

で計算される。ここで、 $\text{conj}(C)$ は複素数 C の共役複素を表し、 $\text{angle}(C)$ は複素数 C の位相角を表す。また、 x_0 近傍のデータを用い、複素乗算結果を平均化した後、アークタンジェント計算をすることで、演算結果をより安定させることが可能である。

【 0 0 2 0 】

以上のように、本発明の第 2 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置によれば、移動速度算出部における演算に相関関数の演算を含まないため演算処理の簡素化が可能で、より小型の加速度脈波測定装置の実現が可能となる。 30

【 0 0 2 1 】

< 第 3 の実施の形態 >

図 4 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図を示している。第 1 の実施の形態の構成要素と異なるものは、移動速度算出部 2 0 及び減算器 2 1 のみである。図 5 に、注目する血管 3 4 と超音波走査線 3 7 の関係を示す。図 5 において超音波の送受を行なうプローブ 2 は、被検体の体表 3 1 を介して被検体内に超音波送受信を行う。超音波走査線 3 7 が血管外壁 3 2 と交差する位置を外壁着目点 3 5、超音波走査線 3 7 が血管内壁 3 3 と交差する位置を内壁着目点 3 6 とする。

【 0 0 2 2 】

移動速度算出部 2 0 は、外壁着目点 3 5 と、内壁着目点 3 6 での移動速度を求め、差分計算手段として機能する減算器 2 1 へ出力する。減算器 2 1 は血管外壁 3 2 の移動速度と血管内壁 3 3 の移動速度の差分を計算し、加速度脈波算出部 5 に出力する。これにより、加速度脈波算出部 5 は血管外壁 3 2 と血管内壁 3 3 の速度差を計算するので、より正確に血管 3 4 の直径変化を算出することが可能となり、正確な加速度脈波の測定が可能となる。なお、加速度脈波算出部 5 が血管外壁 3 2、血管内壁 3 3 の血管壁移動速度の時間微分を算出し、これらの差を算出することで加速度脈波を算出するようにしてもよい。 40

【 0 0 2 3 】

< 第 4 の実施の形態 >

図 6 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図を示してい 50

る。第 1 の実施の形態の構成要素と異なるものは、移動速度算出部 4 0、加速度脈波算出部 4 1、プロセッサ 4 2 が設けられている点である。

【 0 0 2 4 】

移動速度算出部 4 0 は、複数の血管の血管壁での移動速度を求め、加速度脈波算出部 4 1 へ出力する。加速度脈波算出部 4 1 は複数の移動速度波形を時間微分し、複数の加速度脈波波形を算出する。プロセッサ 4 2 は、複数の加速度脈波波形から各波形の形状分析を行うなどの処理を施し、操作者により選択された波形を波形表示部 6 にて表示する。これにより、複数箇所の加速度脈波波形の比較が可能となり、病変の早期発見が可能となる。また、波形解析をプロセッサ 4 2 が行うことでよりの確な波形診断が可能となる。なお、移動速度算出部 4 0、加速度脈波算出部 4 1、プロセッサ 4 2 の演算をすべて 1 つのプロセッサにて行うことも可能である。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、超音波エコーを用いて加速度脈波を測定するので、光の透過量の測定が困難な大きな組織中の動脈や、圧力センサーを押しつけることが困難な深部の動脈の加速度脈波の測定が可能となるので、本発明は医療や医療用器具の製造分野などで有用である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図

20

【図 2】(a) 本発明の第 1 の実施の形態に係る速度波形を示した波形図 (b) 本発明の第 1 の実施の形態に係る加速度脈波を示した波形図

【図 3】本発明の第 2 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図

【図 4】本発明の第 3 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図

【図 5】本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波走査線と血管壁の位置を示した説明図

【図 6】本発明の第 4 の実施の形態に係る加速度脈波測定装置のブロック図

【符号の説明】

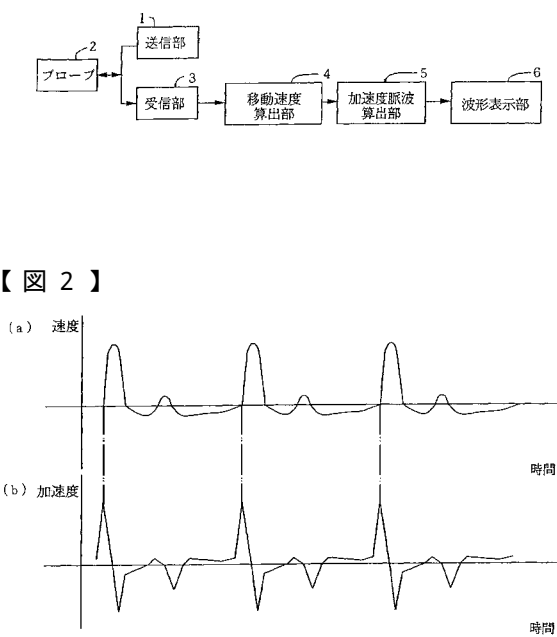
【 0 0 2 7 】

- 1 送信部
- 2 プローブ
- 3 受信部
- 4、1 1、2 0、4 0 移動速度算出部 (血管移動速度算出手段)
- 5、4 1 加速度脈波算出部 (加速度脈波算出手段)
- 6 波形表示部
- 1 0 位相検波部
- 2 1 減算器 (差分計算手段)
- 3 1 体表
- 3 2 血管外壁
- 3 3 血管内壁
- 3 4 血管
- 3 5 外壁着目点
- 3 6 内壁着目点
- 3 7 超音波走査線
- 4 2 プロセッサ

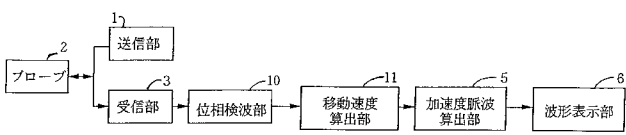
30

40

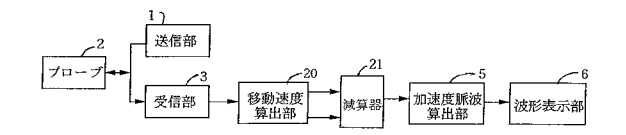
【 図 1 】



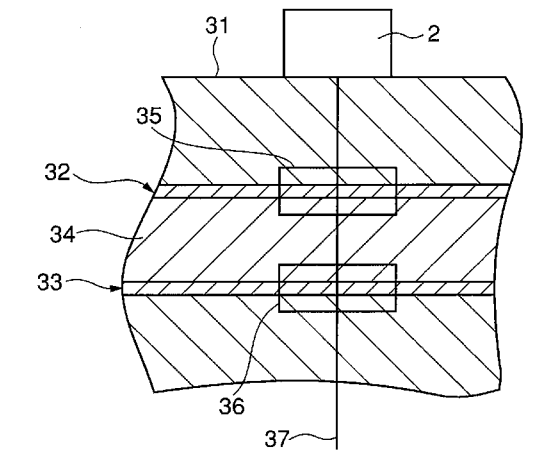
【 図 3 】



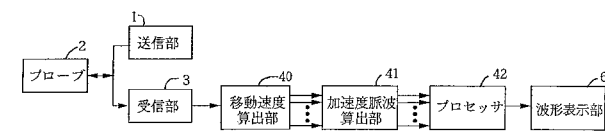
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 隆夫

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

F ターム(参考) 4C017 AA09 AC40 BC11

4C601 DD14 DE03 EE30 JB45 JB46

专利名称(译)	加速脉冲波测量装置		
公开(公告)号	JP2005118304A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003356751	申请日	2003-10-16
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	萩原尚 反中由直 渡辺良信 鈴木隆夫		
发明人	萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.310.Z A61B5/02.310.V		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AC40 4C017/BC11 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JB45 4C601/JB46		
其他公开文献	JP4357260B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：测量除外周动脉和浅动脉以外的动脉中的加速脉搏波。
 解决方案：来自发射器1的脉冲信号通过探头2辐射成超声波，并照射到对象上，并且对象内部反射的来自血管壁的回波信号通过探头转化为电信号。移动速度计算单元4分析超声波回波信号以计算由于心跳引起的血管壁的移动速度，并且加速度脉搏波计算单元5通过相对于时间微分血管壁移动速度来计算加速度脉搏波。 [选型图]图1

