

(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2010-187928

(P2010-187928A)

(43) 公開日 平成22年9月2日(2010.9.2)

(51) Int.Cl.	F 1	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 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 I O 1 R	4 C 1 1 7
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 K	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2009-35488 (P2009-35488)
 (22) 出願日 平成21年2月18日 (2009.2.18)

(出願人による申告)平成16~20年度、文部科学省、地域科学技術振興施策、委託研究(知的クラスター創成事業、岐阜・大垣地域ロボティック先端医療クラスター)、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 304019399
 国立大学法人岐阜大学
 岐阜県岐阜市柳戸1番1

(74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣

(74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠

(72) 発明者 野方 文雄
 岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学 内

(72) 発明者 横田 康成
 岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学 内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AB08 AC16 AC30 BC16
 CC03 EE15

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定対象血管の力学的機能の評価方法、測定対象血管の力学的機能評価装置、測定対象血管の力学的機能の評価プログラム及び記憶媒体

(57) 【要約】

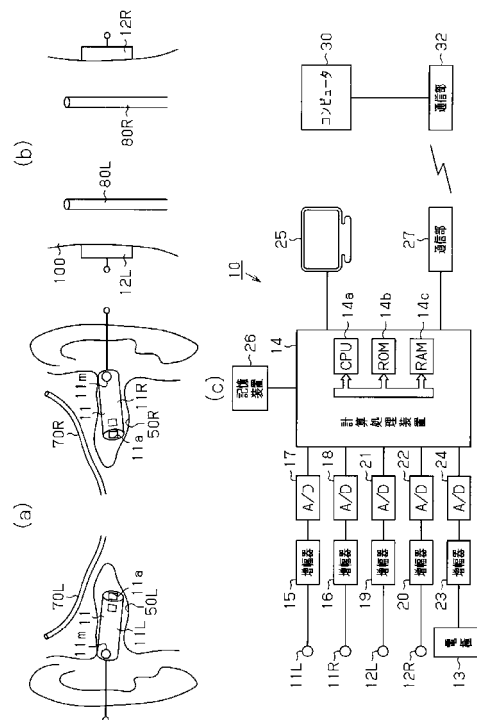
【課題】

測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管から取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価方法及び評価装置を提供する。

【解決手段】

評価装置10では、マイク11L, 11R、振動センサ12L, 12Rが左右の浅側頭動脈70L, 70R, 左頸動脈80L, 右頸動脈80Rの血流による振動を同時に計測する。評価装置10の計算処理装置14は、計測して得られた振動のデータを周波数解析して、各血管の固有振動数を生成する。評価装置10は、固有振動数とステイフネスとの相関関係、及び前記固有振動数と予想破裂血圧との相関関係の両者の相関関係に基づいて、抽出した固有振動数に対応するステイフネス及び予想破裂血圧を求める。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管であって、血流による各測定対象血管の振動を同時に計測する第 1 ステップと、

計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する第 2 ステップと、

前記測定対象血管における固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係のうち、少なくともいずれか一方の相関関係に基づいて、第 2 ステップで抽出した固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧のうち少なくともいずれか一方を求める第 3 ステップを含むことを特徴とする測定対象血管の力学的機能の評価方法。

10

【請求項 2】

前記第 2 ステップでは、さらに、前記振動のデータに基づいて、前記各測定対象血管の振動をリサージュ波形で表示することを特徴とする請求項 1 に記載の測定対象血管の力学的機能の評価方法。

【請求項 3】

前記測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管が、左右の浅側頭動脈であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の測定対象血管の力学的機能の評価方法。

【請求項 4】

測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管であって、血流による各測定対象血管の振動を同時に計測する振動検出手段と、

前記計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する指標抽出手段と、

前記測定対象血管における固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係のうち、少なくともいずれか一方の相関関係に基づいて、前記指標抽出手段が抽出した固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧のうち少なくともいずれか一方を求める手段とを備えることを特徴とする測定対象血管の力学的機能評価装置。

20

【請求項 5】

前記各測定対象血管の振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の測定対象血管の力学的機能評価装置。

30

【請求項 6】

コンピュータを、

人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する各測定対象血管の血流による振動のデータであって、同時に計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する指標抽出手段と、

前記測定対象血管における固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係のうち、少なくともいずれか一方の相関関係に基づいて、前記指標抽出手段が抽出した固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧のうち少なくともいずれか一方を求める手段として機能させることを特徴とする測定対象血管の力学的機能の評価プログラム。

40

【請求項 7】

請求項 6 において、

コンピュータを、

前記各測定対象血管の振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する表示手段として機能させることを特徴とする測定対象血管の力学的機能の評価プログラム。

【請求項 8】

請求項 6 又は請求項 7 に記載の測定対象血管の力学的機能の評価プログラムを記憶した記憶媒体。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、測定対象血管の力学的機能の評価方法、測定対象血管の力学的機能の評価装置、測定対象血管の力学的機能の評価プログラム及び記憶媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

生活習慣の多様化、世界的高齢化の進行や食生活の多様化により近年では若年層も含め動脈硬化が進行し、該症状に関連した心筋梗塞、脳梗塞、脳出血など血管系疾患による長期治療患者が増加している。特に、動脈硬化は、自覚症状がほとんどないまま進行するため、動脈硬化を予防するためには定期的な診察が必要である。

10

【0003】

現在の頭部血管機能検査は、X線CT、NMR等の画像化法により形状異常、血管の閉塞状況等を画像化して検出することが主流であり、相当に症状が進行した状態での検査である。これらの装置は、光学な装置であり、しかも大型であるため、設置されている施設が限られている。

【0004】

また、これらの検査に加えて、超音波エコーを使用して、血管に関して、血管画像、血圧、脈波を計測する装置の技術が公知である（特許文献1～3参照）。

下記の特許文献1乃至6は、本出願人が調査した出願時の技術水準を示すものである。特許文献1には、医用超音波診断装置で、頸動脈を画像化して、頸動脈径の心拍変動を測定することにより、動脈硬化の指標を得ることが提案されている。特許文献2では、医用超音波診断装置で得られる2次元画像情報により、頸動脈等の動脈を3次元画像にする技術が提案されている。特許文献3では、頸動脈のエコー動画像に基づいて頸動脈の弾性率を計測し、該弾性率と破裂圧力との関係に基づいて頸動脈強度解析を行う生体頸動脈強度解析システムが提案されている。特許文献4では、耳に装着した検出器で血管に流れる脈波を検出して、該脈波に基づき、頸動脈を含めた首からの上の血管における動脈硬化を評価するための指数を測定する装置が提案されている。特許文献5、6では、浅側頭動脈又はその周辺部の血圧測定のためのカフと、血管に流れる血液の脈波を検出するための脈波検出手段を備え、前記カフと脈波検出手段を、耳に取付けることが開示されている。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3882084号

【特許文献2】特開2005-270351号公報

【特許文献3】特開2008-73087号公報

【特許文献4】特開2006-102251号公報

【特許文献5】特開2007-61185号公報

【特許文献6】特開2007-259957号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

なお、特許文献1乃至特許文献3は、医用超音波診断装置を使用するものであり、この装置は、特別な装置であって、設置されている施設が限られている。

特許文献4は、外耳及びその周辺部を測定部位として脈波を検出し、該脈波に基づき評価指数を算出し、該評価指数を提示するようにしている。又、特許文献5、6は、浅側頭動脈の血圧を測定するものである。特許文献4乃至特許文献6は、耳又はその周辺部に脈波、又は血圧を検出するようにしているが、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管の力学的機能（例えば、スティフネス、強度）をどのように評価するかについては開示されていない。

50

【0007】

人の頭部血管の力学的機能は、年齢の進行とともに低下しており、定期的に計測する技術の確立が望まれている。特に人の頭部血管は、一般的に左右対称に位置しており、その左右対称に位置した血管の力学的機能は、少年期、青年期、老年期の経過とともに変化する。この左右対称に位置した血管の力学的機能が同時に評価されれば、頭部血管の動脈硬化の予防に役立つことが期待される。

【0008】

本発明の目的は、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管から取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価方法及び評価装置を提供することにある。

10

【0009】

又、本発明の他の目的は、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管から取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価プログラム及び記憶媒体を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管であって、血流による各測定対象血管の振動を同時に計測する第1ステップと、計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する第2ステップと、前記測定対象血管における固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係のうち、少なくともいずれか一方の相関関係に基づいて、第2ステップで抽出した固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧のうち少なくともいずれか一方を求める第3ステップを含むことを特徴とする測定対象血管の力学的機能の評価方法を要旨とするものである。

20

【0011】

請求項1の発明の測定対象血管の力学的機能の評価方法は、人の左右対称的に位置する血管を測定対象とする。人の左右対称的に位置する血管は、例えば頭部血管の左右浅側頭動脈、或いは左右頸動脈があり、これらの血管の力学的機能は、年齢とともに物理的劣化が不均一に進行する。前記力学的機能は、血管の弾性率（スティフネス）、又は、予想破裂血圧に関係する。このような左右対称的に位置する血管の振動を同時計測し、計測して得られた前記振動のデータを周波数解析すると、測定対象血管の振動の固有振動数が得られる。このことにより、左右の測定対象血管の力学的機能の評価が可能となる。

30

【0012】

請求項2の発明は、請求項1において、前記第2ステップでは、さらに、前記振動のデータに基づいて、前記各測定対象血管の振動をリサージュ波形で表示することを特徴とする。

40

【0013】

請求項3の発明は、請求項1又は請求項2において、前記測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管が、左右の浅側頭動脈であることを特徴とする。

請求項4の発明は、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管であって、血流による各測定対象血管の振動を同時に計測する振動検出手段と、前記計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する指標抽出手段と、前記測定対象血管における固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係のうち、少なくともいずれか一方の相関関係に基づいて、前記指標抽出手段が抽出した固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧のうち少なくともいずれか一

50

方を求める手段とを備えることを特徴とする測定対象血管の力学的機能評価装置を要旨とするものである。

【0014】

請求項5の発明は、請求項4において、前記各測定対象血管の振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する表示手段を備えることを特徴とする。

請求項6の発明は、コンピュータを、人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する各測定対象血管の血流による振動のデータであって、同時に計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する指標抽出手段と、前記測定対象血管における固有振動数とステイフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係のうち、少なくとも1つを指標抽出手段が抽出した固有振動数に対応するステイフネス及び予想破裂血圧のうち少なくとも1つを求める手段として機能させることを特徴とする測定対象血管の力学的機能の評価プログラムを要旨とするものである。

10

【0015】

請求項7の発明は、請求項6において、コンピュータを、前記各測定対象血管の振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する表示手段として機能させることを特徴とする。

【0016】

請求項8の発明は、請求項6又は請求項7に記載の測定対象血管の力学的機能の評価プログラムを記憶した記憶媒体を要旨とするものである。

20

【発明の効果】

【0017】

請求項1の発明によれば、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管から取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価方法を提供できる。又、請求項1の発明によれば、超音波装置、X線CT、NMRと異なり、特別な大型の装置は必要でなく、血管の振動を検出する装置を使用することができ、短時間で、その評価を行うことができる。

30

【0018】

請求項2の発明によれば、測定対象血管の振動のリサージュ波形で表示されるため、左右の血管の物理量の差を容易に評価することができる測定対象血管の力学的機能の評価方法を提供できる。

【0019】

請求項3の発明によれば、左右の浅側頭動脈に対して、請求項1又は請求項2の効果を奏することができる。

請求項4の発明によれば、測定対象血管が人の左右対称的な位置にそれぞれ位置する血管から取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価装置を提供できる。又、請求項4の発明によれば、超音波装置、X線CT、NMRと異なり、特別な大型の装置は必要でなく、血管の振動を検出する装置を使用することができ、短時間で、その評価を行うことができる。

40

【0020】

請求項5の発明によれば、測定対象血管の振動のリサージュ波形で表示されるため、左右の血管の物理量（測定対象血管の振動の位相、振幅、角振動数）の差を容易に評価することができる測定対象血管の力学的機能の評価装置を提供できる。

【0021】

請求項6の発明によれば、コンピュータを指標抽出手段及び指標抽出手段が抽出した固

50

有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧のうち少なくともいずれか一方を求める手段として機能させることができ、測定対象血管の力学的機能の評価装置の構築を容易に行うことができる評価プログラムを提供できる。

【0022】

請求項7の発明によれば、請求項6の効果に加えて、コンピュータを、前記各測定対象血管の振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する表示手段として機能させることができるため、測定対象血管の力学的機能の評価装置の構築を容易に行うことができる評価プログラムを提供できる。

【0023】

請求項8の発明によれば、請求項6、又は請求項7の評価プログラムを記憶することにより、コンピュータを請求項6又は請求項7の手段に容易に機能させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】(a)は、マイク11L, 11Rの取付け状態を示す説明図、(b)は振動センサの取付け状態を示す説明図、(c)は測定対象血管の力学的機能の評価装置の概略図。

【図2】測定対象血管の血管位置と測定結果の例を示す説明図。

【図3】CPUが実行する評価プログラムのフローチャート。

【図4】左浅側頭動脈のマイクで測定された拍動4サイクル分の検出信号のチャート。

【図5】右浅側頭動脈のマイクで測定された拍動4サイクル分の検出信号のチャート。

【図6】図4、図5の1サイクル(1周期)分の信号を同じ時間軸で示したチャート。

20

【図7】図6に示した1サイクル(1周期)分の信号(左右の血管)をフーリエ級数式($n=10$)で、ディスプレイ25に表示する際のチャート。

【図8】(a)は、21歳男性の左浅側頭動脈の振動を測定した電位-周波数解析図、(b)は、61歳男性の左浅側頭動脈の振動を測定した電位-周波数解析図。

【図9】心電と胸部振動音の同時計測のチャート。

【図10】(a)は計測装置10によって計測された左右の血管の振動波形図、(b)は周波数解析された左右の血管の振動の周波数を示すチャート、(c)はリサージュ波形図、(d)は固有振動数とスティフネス E_{th} との関係、固有振動数と予想破裂血圧の関係を示す表示例の説明図。

【図11】(a)は位相差に関するリサージュ波形図、(b)は振幅に関するリサージュ波形図、(c)は角振動数に関するリサージュ波形図。

30

【図12】固有振動数とスティフネス E_{th} との関係、固有振動数と予想破裂血圧の関係を示す表示例の説明図。

【図13】(a)は、I音のリサージュ波形図、(b)は、同じくII音のリサージュ波形図、(c)はI音とII音の同時のリサージュ波形図。

【図14】青年者の左右血管のリサージュ波形図。

【図15】青年者の左右血管のリサージュ波形図。

【図16】老年者の左右血管のリサージュ波形図。

【図17】フーリエ級数式化後の左右血管のリサージュ波形図。

【発明を実施するための形態】

40

【0025】

以下、本発明の測定対象血管の力学的機能評価装置(以下、単に評価装置という)及び評価方法を具体化した一実施形態を図1~17を参照して説明する。

図1(a)~(c)に示すように、評価装置10は、振動検出手段としての一对のマイク11L, 11R、振動検出手段としての振動センサ12R, 12L、心電図を取得するための電極13、前記マイク11L, 11R、振動センサ12L, 12R、及び計算処理装置14を備えている。

【0026】

マイク11L, 11Rは、人の左右の耳甲介腔50L, 50Rにそれぞれ着脱自在に挿入可能な円筒状のケース11内に、マイク部11mが収納されて固定されている。又、各

50

ケース 11 の先端面、又は、先端の周囲には開口 11 a が形成されている。開口 11 a のケース 11 に対する設けられる位置は限定されるものではないが、開口 11 a は、音源に対して、すなわち、右の耳であれば右浅側頭動脈 70 R に対して、左の耳であれば、左浅側頭動脈 70 L に対して、指向が最適となるように各鼓膜に対して垂直、或いは平行となるように設けられていることが好ましい。なお、開口 11 a の音源（振動源）に対する位置がマイク 11 L, 11 R の測定対象血管、すなわち、左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R からの血管音が最大（すなわち、音圧が最大）となる最適な位置となるように、耳甲介腔 50 L、50 R に対する挿入量の調整、或いは、各ケース 11 の軸心の回りの回転角度調整を行う。

【0027】

マイク 11 L、11 R からの検出信号は増幅器 15, 16 により増幅され、A/D 17, 18 によりアナログ信号からデジタル信号に変換されて計算処理装置 14 に入力される。

10

【0028】

振動センサ 12 L, 12 R は、マイク 11 L, 11 R が取付けされた人の首 100 において、左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R の振動が最適に測定できる皮膚表面に粘着テープ等により取着される。なお、振動センサ 12 L, 12 R は、首の皮膚表面に対して皮膚表面に密着させることが好ましい。なお、振動センサ 12 L, 12 R を皮膚表面に密着させない場合においても、振動センサ 12 L, 12 R を皮膚表面に近接して配置すれば、左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R の振動が皮膚表面を介して空気の振動として計測できるため、これでもよい。

20

【0029】

振動センサ 12 L, 12 R からの検出信号は増幅器 19, 20 により増幅され、A/D 21, 22 によりアナログ信号からデジタル信号に変換されて計算処理装置 14 に入力される。

【0030】

心電図を取得するための電極 13 は、公知であるため、図 1 (c) では説明の便宜上、1 つのみ代表として図示されているが、複数の電極を含む。電極 13 が検出した信号（検出信号）は、増幅器 23 により増幅され、A/D 24 によりアナログ信号からデジタル信号に変換されて計算処理装置 14 に入力される。

30

【0031】

計算処理装置 14 は、コンピュータからなり、ディスプレイ 25、記憶装置 26、及び通信部 27 を備えている。計算処理装置 14 は、CPU 14 a、記憶媒体としての ROM 14 b, RAM 14 c を備えている。ROM 14 b には評価プログラムが格納されている。RAM 14 c は、前記評価プログラムを実行処理する際の作業用メモリである。

【0032】

記憶装置 26 は、前記プログラムを実行処理して得られた結果の各種データを格納する。ディスプレイ 25 は、CPU 14 a により、表示制御されて、各種データをグラフ、チャート等により表示する。

【0033】

前記計算処理装置 14 は、指標抽出手段に相当する。又、ディスプレイ 25 を備える計算処理装置 14 は、表示手段に相当し、記憶装置 26 を有する計算処理装置 14 は記憶手段に相当する。

40

【0034】

計算処理装置 14 は、通信部 27 を備えている。通信部 27 は、有線通信又は無線通信が可能となっており、外部装置であるコンピュータ 30 に対して、該コンピュータ 30 が備えている通信部 32 を介して通信が可能である。コンピュータ 30 は、例えば、病歴等を扱うデータセンタに備えられており、評価装置 10 で測定された各種データは、通信部 27 を介して、コンピュータ 30 に送信され、このデータセンタが備えるデータベースに格納されるようにされている。

50

【 0 0 3 5 】

(実施形態の作用)

次に上記のように構成された評価装置 10 において、CPU 14 a が実行する評価プログラムの処理を図 3 を参照して説明する。なお、マイク 11 L、11 R は、予め左右の耳甲介腔 50 L、50 R に装着されるとともに振動センサ 12 L、12 R は、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R の振動が最適に測定できる首 100 の皮膚表面に装着されているものとする。又、電極 13 は、心電図を得るために測定対象者の胸部等に、予めつけられているものとする。なお、心電図 (ECG: electrocardiography) は、マイク 11 L、11 R、振動センサ 12 L、12 R の検出信号を時系列表示する際の基準時間軸として利用する。

10

【 0 0 3 6 】

図 3 は、CPU 14 a が実行する評価プログラムのフローチャートである。

なお、評価プログラムを実行するに当たり、予め測定対象者の氏名、年齢、性別、測定部位、測定日時等の基礎項目は図示しないキーボードにより入力されているものとする。

【 0 0 3 7 】

ステップ (以下、ステップを S という) S 10 において、同時に計測した、左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R、電極 13 からの検出信号を取得する。この検出時間は数秒でよい。

【 0 0 3 8 】

S 20 では、CPU 14 a は計測された各信号の 1 周期分を取出す。なお、取出す周期は、複数周期分でもよいが、重なり等が生ずるため、1 周期分が好ましい。

20

S 30 及び S 40 では、フーリエ変換による周波数解析を行う。具体的には、S 30 では、CPU 14 a は、S 20 で取出した左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R の各信号を、ディスプレイ 25 に下記のフーリエ級数式で表示 (n = 10 ~ 20 項程度まで) する。

【 0 0 3 9 】

$$y(t) = A_0 + A_1 \cos(\omega_1 t + \phi_1) + A_2 \cos(2\omega_2 t + \phi_2) + A_3 \cos(3\omega_3 t + \phi_3) + \dots + A_n \cos(n\omega_n t + \phi_n)$$

ここで、 A_n は振幅、 $\omega_n = 2\pi f_n$ 、 f は心拍の基本周波数、 $n = 1, 2, 3, \dots$ であり、 ϕ_n は角振動数、 ϕ_n は位相差である。又、 A_0 は直流成分である。なお、S 30 における表示の具体例については、後述する。

30

【 0 0 4 0 】

S 40 では、CPU 14 a は、前記フーリエ級数式の各係数 (A_0, A_n, ϕ_n) を決定する。

S 50 では、CPU 14 a は、左右の血管について、S 40 で決定した各係数を比較することにより、左右の血管 (左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R) 毎に取得された周波数の中から、それぞれピーク周波数を固有振動数として抽出する。詳細には、振動の周波数解析を行い、周波数が一番多い帯域の中心 (ピーク周波数) が固有振動数として求められている。

40

【 0 0 4 1 】

ここで、固有振動数 p は、振動体の質量 M 、バネ定数 k とすると、

$$p = \sqrt{k/M}$$

の関係がある。バネ定数 k は力 / 変形量 (単位は N / m, ニュートン / メータ) である。又、バネ定数 k は形状により異なり、同じ材料でも、パイプ状、棒状、コイルのように巻いたものでは異なる。従って、本実施形態において、測定対象血管の固有振動数を求めることは、バネ定数に相関するものを求めていることになる。これは、

スティフネスの定義 = 応力 / ひずみ = 力の大きさ / 変形量
と等価となる。

【 0 0 4 2 】

又、合わせて、CPU 14 a は左右の血管について、S 40 で決定した各係数を比較す

50

ることにより、左右の血管（左浅側頭動脈 70 L，右浅側頭動脈 70 R、左頸動脈 80 L，右頸動脈 80 R）の振幅 A_n 、角振動数、位相差 ϕ_n をデータ化する。ここで、固有振動数、振幅 A_n 、位相、角振動数は、振動に関する物理量に相当する。

【0043】

S60では、動脈硬化の評価をデータ化し、今回の測定日時等の前記基礎項目と関連づけて記憶装置26に格納する。前記動脈硬化の評価（すなわち、血管の力学的評価）とは、各血管毎に抽出された前記固有振動数と対応するスティフネス E_{th} を記憶装置26に格納された固有振動数とスティフネスとの相関マップを参照して、又、各血管毎に抽出された前記固有振動数と対応する予想破裂血圧を固有振動数と予想破裂血圧との相関マップを参照して、それぞれ算出することである。

10

【0044】

なお、これらの相関マップは、予め試験データに基づいて作成され、記憶装置26に格納されている。

図10(d)は、測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数と相関するスティフネスとの相関マップ、及び固有振動数と相関する予想破裂血圧との相関マップである。図10(d)において、縦軸は振動数、横軸はスティフネス E_{th} 、及び予想破裂血圧である。従って、S50で、各血管の固有振動数が抽出されると、前記相関マップを参照して、抽出された固有振動数と、対応するスティフネス E_{th} 、及び予想破裂血圧が得られる。

20

【0045】

なお、S60において、さらに、振幅 A_n 、位相差 ϕ_n についての定量的評価を行ってもよい。この場合の定量的評価は、振幅 A_n 、位相差 ϕ_n の大きさによる評価であって、振幅 A_n 、位相差 ϕ_n 毎に、予めテーブル化されて記憶装置26に格納されており、該テーブルをCPU14aが参照することにより定量的評価を行う。

【0046】

S70では、CPU14aは、左右の血管（左浅側頭動脈 70 L，右浅側頭動脈 70 R、左頸動脈 80 L，右頸動脈 80 R）の固有振動数、振幅 A_n 、位相、及び前記データ化した結果をディスプレイ25に表示する。

【0047】

又、S70において、ディスプレイ25における前記データ化した結果の表示には、同時計測による左右の血管における振動のリサージュ波形の表示を含み、さらに、各血管の固有振動数から、前記相関マップに基づいて得られる各血管のスティフネス、及び各血管の予想破裂血圧の表示を含む。

30

【0048】

S70の処理が終了すると、この評価プログラムを終了する。

なお、これらの表示の具体例は後述する。

上記のフローチャートの流れに沿って、本実施形態の評価方法及び表示の具体例について説明する。

【0049】

図10(a)に示すように、S10で取得した例えば、左浅側頭動脈 70 L，右浅側頭動脈 70 Rの振動波形は、周波数解析された結果、図10(b)に示すように、S50で、各血管毎にピーク周波数を固有振動数 $PHz(R)$ ， $PHz(L)$ として抽出される。

40

【0050】

S20～S60を経て、図10(c)に示すように、S70において、同時計測による左右の血管における振動のリサージュ波形をディスプレイ25に表示する。図10(c)は、左右の血管の振動のデータに基づいてリサージュ波形を得たときの例を示したものである。図10(c)において、点線は老年者、実線は青年者の場合の例を示している。

【0051】

本実施形態では、縦軸に右Aの血管の位相（又は、振幅、振動数）、横軸に左Bの血管の位相（又は、振幅、振動数）を取る。

50

リサージュ波形について説明する。

【0052】

図11(a)～(c)には、リサージュ波形がそれぞれ示されている。

ここで右Aの血管の振動を、 $a_0 \cdot \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ とし、左Bの血管の振動を $a_1 \cdot \sin(\omega_1 t + \phi_1)$ で表わすことができたとする。このとき、図11(a)の位相に関するリサージュ波形は、振幅 a_0 、 a_1 が同じ、及び角振動数 ω_0 、 ω_1 が同じとしたとき、位相 ϕ_0 と位相 ϕ_1 の差(位相差)が大きいと、同図において、破線で示すようになる。又、位相のリサージュ波形は、振幅 a_0 、 a_1 が同じ、及び角振動数 ω_0 、 ω_1 が同じとしたとき、位相 ϕ_0 と位相 ϕ_1 の差(位相差)が小さいと実線で示すようになる。

【0053】

このことから、位相差が小さい場合は、左右の血管の物理量はほぼ等価であることを意味する。又、位相差が大きい場合は、片方の血管が伝播速度大であって、スティフネスが大きいことを示している。

【0054】

又、図11(b)の振幅に関するリサージュ波形は、位相 ϕ_0 、 ϕ_1 が同じ、及び角振動数 ω_0 、 ω_1 が同じとしたとき、振幅 a_0 、 a_1 比(差)が大きいと、同図において、破線で示すようになる。又、振幅のリサージュ波形は、位相 ϕ_0 、 ϕ_1 が同じ、及び角振動数 ω_0 、 ω_1 が同じとしたとき、振幅 a_0 、 a_1 比(差)が同じであると、実線で示すようになる。

【0055】

このことから、振幅差(比)が小である場合は、左右の血管の物理量はほぼ等価であることを意味する。振幅差(比)が大である場合は、片方の血管が減衰係数が小であり、スティフネスが大きいことを示している。

【0056】

又、図11(c)の角振動数に関するリサージュ波形は、振幅 a_0 、 a_1 が同じ、及び位相 ϕ_0 、 ϕ_1 が同じとしたとき、角振動数 ω_0 、 ω_1 比が大きいと、同図において、破線で示すようになる。又、角振動数のリサージュ波形は、振幅 a_0 、 a_1 が同じ、及び位相 ϕ_0 、 ϕ_1 が同じとしたとき、角振動数 ω_0 、 ω_1 比が小であると、実線で示すようになる。

【0057】

このことから、角振動数比が小である場合は、左右の血管の物理量はほぼ等価であることを意味する。角振動数比が大である場合は、片方の血管の固有振動数が大であり、スティフネスが大きいことを示している。

【0058】

ここで、さらに、上記の評価プログラムを実行して、左右の血管の測定した際の実例を挙げて説明する。

図2は、1～5ch(チャンネル)で、測定した血管、及び、心電図である。図2の1ch及び2chは、測定対象者の左耳部の左浅側頭動脈70L及び右浅側頭動脈70Rで測定した振動音が示されている。又、図2の3ch及び4chは、測定対象者の左頸動脈80L、右頸動脈80Rで測定した振動が示されている。なお、本測定例では、振動センサ12L、12Rを皮膚表面に密着させず、振動センサ12L、12Rを皮膚表面に近接配置して、左頸動脈80L、右頸動脈80Rの振動を皮膚表面を介して空気の振動を計測した。又、図2において、5chは、心電図での測定を示す。前記フローチャートのS10において、実際の測定時には、図2で示されるチャートが得られることになる。なお、図2で示されている各チャートは、横軸が時間、縦軸が音圧(又は振動)に比例するパワー(電位)である。

【0059】

図4、図5は、S10において、左血管(左浅側頭動脈)、及び、右血管(右浅側頭動脈)の、マイク11L、11Rで測定された拍動4サイクル(周期)分の検出信号のチャートである。図4、図5において横軸は時間、縦軸は音圧である。なお、図9は、S10で取得される心電図を示している。なお、説明の便宜上、参考のために、この心電図には

10

20

30

40

50

前記心電図と同時に計測した胸部振動音も図示している。同図において、胸部振動音のⅠ音とは、第1心音のことで、急速な心室収縮期（三尖弁、僧帽弁が閉じて圧力上昇の期間）に血液が心室壁に擦れて生じる音で緊張音とも呼ばれる。同図において、胸部振動音のⅡ音とは、心室収縮期の終わりに大動脈弁、肺動脈弁が閉じる時の音である。なお、これらのⅠ音、及びⅡ音は拍動1サイクル中に生ずる音である。

【0060】

S20では、図4、5で示されている信号から1サイクル（1周期）分を取り出す。例えば、図6は、図4、図5の1サイクル（1周期）分の信号を同じ時間軸で示したものである。

【0061】

図7は、図6に示した1サイクル（1周期）分の信号（左右の血管）をS30でのフーリエ級数式（ $n = 10$ 迄）で、ディスプレイ25に表示したものである。すなわち、図7は、後述する表1で示される係数（振幅 A_n , 位相差 ϕ_n ）で数式化されたものであり、これらの数字により左右血管の振幅、位相差の比較が容易となる。

【0062】

図8（a）は、測定対象者が、21歳の男性の左耳の左浅側頭動脈の振動音を測定し、その振動音をS30, S40で処理して得られた周波数（横軸（対数軸））と電位（縦軸）を図示したものである。同図において、ピーク周波数が固有振動数となる。同図においては、固有振動数は、31.8 Hzである。

【0063】

図8（b）は、測定対象者が、61歳の男性の左耳の左浅側頭動脈の振動音を測定し、その振動音をS30, S40で処理して得られた周波数（横軸（対数軸））と電位（縦軸）を図示したものである。同図において、ピーク周波数が固有振動数となる。同図においては、固有振動数は、48 Hzである。

【0064】

ここで、それぞれの左右の血管の固有振動数が得られた場合、青年期では、左右の血管の振動の物理量の差はゼロであり、動脈硬化進行により左右の血管の振動の物理量の差が大きくなるため、上記図8（a）では左耳の固有振動数が得られているが、右耳の固有振動数も同様に得られた。この21歳の男性の左右の血管の固有振動数の差は、同じく61歳の男性の左右血管の固有振動数の差よりも小さく、従って、61歳の男性の左右血管の固有振動数の差が大きいため、動脈硬化が進行していることが分かる。

【0065】

【表1】

n	A_n (左)	A_n (右)	左右の位相差 ϕ	
			ラジアン	角度(°)
1	0.0018	0.0277	0.7918	45
2	0.0023	0.0396	3.1368	180
3	0.0150	0.0613	1.2406	71
4	0.0058	0.0362	0.6830	39
5	0.0216	0.0453	1.3704	78
6	0.0517	0.1064	1.1176	64
7	0.0437	0.0900	1.3375	77
8	0.0182	0.0406	1.0590	60
9	0.0540	0.0850	1.2666	73
10	0.0634	0.0805	1.5764	90

【0066】

表 1 は、S 3 0 , S 4 0 において得られた左右の血管（左浅側頭動脈、右浅側頭動脈）音の振幅 A_n 、左右の血管の位相差（ラジアン及び角度）で示したものである。なお、 n は 1 0 迄としている。

【 0 0 6 7 】

ここでは、 $n = 5, 6, 7$ 当りに強い成分 c_n を持ち、その時の位相差は、 $60 - 80$ ($^\circ$) となる。これは、右血管と左血管よりも、 $60 - 80$ ($^\circ$) ほど遅れることを意味する。この場合、動脈硬化の進行により、左右血管の振幅差、位相差は大きくなる傾向がある。

【 0 0 6 8 】

図 1 2 は、図 8 (b) で説明した測定対象者が、6 1 歳の男性の場合、前記固有振動数が 4 8 H z であるため、相関マップを参照して得られる予想破裂血圧は 6 5 0 m m H g であり、4 8 H z に対応するスティフネス E_{th} が得られる。なお、図 1 2 では、説明の便宜上、図 1 0 (c) と異なり、相関マップは、縦軸がスティフネス E_{th} 、及び予想破裂血圧、横軸が振動数である。

10

【 0 0 6 9 】

ここで、図 9 で説明した胸部振動音のリサージュ波形を参考にして図示する。図 1 3 (a) は、I 音のリサージュ波形であり、図 1 3 (b) は、同じく II 音のリサージュ波形、図 1 3 (c) は I 音と II 音の同時のリサージュ波形である。

【 0 0 7 0 】

図 1 4 は、測定対象者が、2 1 歳（青年者）の男性の左浅側頭動脈、及び右浅側頭動脈の振動のリサージュ波形であり、説明の便宜上、拍動 4 サイクル分を表示したものである。図 1 5 は、測定対象者が、2 6 歳（青年者）の男性の左浅側頭動脈、及び右浅側頭動脈の振動のリサージュ波形であり、説明の便宜上、拍動 4 サイクル分を表示したものである。図 1 6 は、測定対象者が、6 1 歳（老年者）の男性の左浅側頭動脈、及び右浅側頭動脈の振動のリサージュ波形であり、説明の便宜上、拍動 4 サイクル分を表示したものである。

20

【 0 0 7 1 】

上記のように、左右血管の振動のリサージュ波形を取ると、動脈硬化が少ない青年者と、動脈硬化が大である老年者とは大きくリサージュ波形が異なることが分かる。

なお、図 1 7 は、参考例として、前記表 1 の例、即ち、フーリエ数式化後に、リサージュ波形としたものである。フーリエ数式化してリサージュ波形とした図 1 7 と、数式化しないでリサージュ波形とした図 1 3 (c) ものと等価で有ることが分かる。

30

【 0 0 7 2 】

本実施形態によって発揮される効果について、以下に記載する。

(1) 本実施形態の測定対象血管の力学的機能の評価方法は、左浅側頭動脈 7 0 L , 右浅側頭動脈 7 0 R , 左頸動脈 8 0 L , 右頸動脈 8 0 R に血流による各測定対象血管の振動を同時に計測する第 1 ステップ (S 1 0) と、計測して得られた前記振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する第 2 ステップ (S 5 0) とを備える。

【 0 0 7 3 】

又、本実施形態の測定対象血管の力学的機能の評価方法は、さらに、左浅側頭動脈 7 0 L , 右浅側頭動脈 7 0 R , 左頸動脈 8 0 L , 右頸動脈 8 0 R における固有振動数とスティフネス E_{th} との相関関係、及び前記固有振動数と予想破裂血圧との相関関係の両者の相関関係に基づいて、S 5 0 で抽出した固有振動数に対応するスティフネス E_{th} 及び予想破裂血圧を求める第 3 ステップ (S 6 0) を備える。

40

【 0 0 7 4 】

この結果、本実施形態の評価方法は、左浅側頭動脈 7 0 L , 右浅側頭動脈 7 0 R , 左頸動脈 8 0 L , 右頸動脈 8 0 R から取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価方法を提供で

50

きる。又、本実施形態の評価方法によれば、超音波装置、X線CT、NMRと異なり、特別な大型の装置は必要でなく、血管の振動を検出する装置を使用することができ、短時間で、その評価を行うことができる。

【0075】

(2) 本実施形態の測定対象血管の力学的機能の評価方法は、S50(第2ステップ)では、さらに、振動のデータに基づいて、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの振動をリサージュ波形で表示する。この結果、本実施形態の測定対象血管の力学的機能の評価方法によれば、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの振動のリサージュ波形で表示されるため、左右の血管の物理量の差を容易に評価することができる。

10

【0076】

(3) 本実施形態の評価装置10は、マイク11L,11R、振動センサ12L,12Rは振動検出手段として、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの血流による振動を同時に計測する。又、評価装置10の計算処理装置14は、指標抽出手段として、計測して得られた振動のデータを周波数解析して、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する。

【0077】

そして、計算処理装置14は、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rにおける固有振動数とスティフネスE_thとの相関マップ(相関関係)、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関マップ(相関関係)に基づいて、前記指標抽出手段が抽出した固有振動数に対応するスティフネスE_th及び予想破裂血圧を求める。

20

【0078】

本実施形態の評価装置10によれば、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rから取得される振動のデータに基づいて、前記血管の振動に関する固有振動数を抽出することにより、該固有振動数を血管の力学的指標として、前記血管の動脈硬化の評価を行うことができる測定対象血管の力学的機能の評価装置を提供できる。

【0079】

本実施形態の評価装置10によれば、超音波装置、X線CT、NMRと異なり、特別な大型の装置は必要でなく、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの振動を検出する装置を使用することができ、短時間で、その評価を行うことができる。

30

【0080】

(4) 本実施形態の評価装置10の計算処理装置14は、表示手段として、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する。この結果、評価装置10によれば、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの振動のリサージュ波形で表示されるため、左右の血管の物理量(測定対象血管の振動の位相、振幅、角振動数)の差を容易に評価することができる。

40

【0081】

(5) 本実施形態の評価プログラムは、コンピュータである計算処理装置14を、左浅側頭動脈70L,右浅側頭動脈70R,左頸動脈80L,右頸動脈80Rの血流による振動のデータであって、同時に計測して得られた振動のデータを周波数解析して、前記各測定対象血管の力学的機能の指標となる固有振動数を抽出する指標抽出手段として機能させる。

【0082】

又、本実施形態の評価プログラムは、計算処理装置14を、固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係

50

に基づいて、左浅側頭動脈 70 L, 右浅側頭動脈 70 R, 左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R における振動の固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧を求める手段として機能させる。

【0083】

この結果、本実施形態の評価プログラムによれば、コンピュータを指標抽出手段及び指標抽出手段が抽出した固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧を求める手段として機能させることができ、左浅側頭動脈 70 L, 右浅側頭動脈 70 R, 左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R の力学的機能の評価装置の構築を容易に行うことができる評価プログラムを提供できる。

【0084】

(6) 本実施形態の評価プログラムは、ディスプレイ 25 を備える計算処理装置 14 を、左浅側頭動脈 70 L, 右浅側頭動脈 70 R, 左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R の振動のデータに基づいて、リサージュ波形で表示する表示手段として機能させる。このため、本実施形態の評価プログラムによれば、左浅側頭動脈 70 L, 右浅側頭動脈 70 R, 左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R の力学的機能の評価装置の構築を容易に行うことができる評価プログラムを提供できる。

【0085】

(7) 本実施形態の ROM 14 b は、記憶媒体として前記評価プログラムを記憶する。この結果、本実施形態の ROM 14 b によれば、計算処理装置 14 を、指標抽出手段、表示手段、及び、固有振動数とスティフネスとの相関関係、及び、前記測定対象血管における固有振動数と予想破裂血圧との相関関係に基づいて、左浅側頭動脈 70 L, 右浅側頭動脈 70 R, 左頸動脈 80 L, 右頸動脈 80 R における振動の固有振動数に対応するスティフネス及び予想破裂血圧を求める手段として容易に機能させることができる。

【0086】

なお、前記実施形態を次のように変更して構成することもできる。

前記実施形態では、左右の血管として、左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R、及び心電図の各種検出信号を取得するようにしたが、下記のように変更してもよい。

【0087】

左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R、及び心電図の各種検出信号を取得してもよい。この場合、左右の浅側頭動脈に対して、前記実施形態の(1)、(2)の作用効果を奏することができる。すなわち、この場合は、前記 S 50 では、左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R の固有振動数が取得される。又、S 60 では、左浅側頭動脈 70 L、右浅側頭動脈 70 R のスティフネス E_{th} 及び予想破裂血圧が得られる。

【0088】

或いは、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R、及び心電図の各種検出信号を取得するようにしてもよい。この場合、左右の浅側頭動脈に対して、前記実施形態の(1)、(2)の作用効果を奏することができる。

【0089】

この場合は、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R に対して、前記実施形態の(1)、(2)の作用効果を奏することができる。すなわち、この場合は、前記 S 50 では、左浅側左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R の固有振動数が取得される。又、S 60 では、左頸動脈 80 L、右頸動脈 80 R のスティフネス E_{th} 及び予想破裂血圧が得られる。

【0090】

前記実施形態では、固有振動数に基づいて、スティフネス E_{th} 及び予想破裂血圧を求めるようにしたが、スティフネス E_{th} 及び予想破裂血圧のいずれか一方のみを求めるようにしてもよい。

【0091】

前記実施形態では、マイク部 11 m を収納するケース 11 は、円筒状としたが、イヤホン形状としてもよく、耳甲介腔 50 L, 50 R に挿入できる形状であればよい。

10

20

30

40

50

前記実施形態では、ROM 14 bを評価プログラムを記憶する記憶媒体としたが、記憶装置 26を評価プログラムを記憶する記憶媒体にしてもよい。或いは、CDや、DVD、USBメモリ等の記憶媒体に評価プログラムを格納して、CDやDVD等の記憶媒体を読み取るドライブ装置等にて読み取り評価プログラムを実行するようにしてもよい。

【0092】

前記実施形態において、マイク 11 L, 11 Rに代えて振動計としてもよい。

前記実施形態において、振動センサ 12 L, 12 Rに代えてマイクとしてもよい。

前記実施形態では、振動に関する物理量としては、固有振動数、位相、振幅としたが、振動の減衰率としてもよい、減衰率は、動脈硬化が進行すると、青年期の血管よりも老年期の血管の方が、弾性率が悪くなるため早く減衰する傾向がある。従って、左右血管の振動の減衰率を測定（抽出）し、差を算出（抽出）するようにしてもよい。

【0093】

S 60において、データ化した結果、及び左右の血管の固有振動数、振幅 A n等をディスプレイ 25に表示する際、これらの左右の血管の差をディスプレイ 25に表示するようにしてもよい。

【符号の説明】

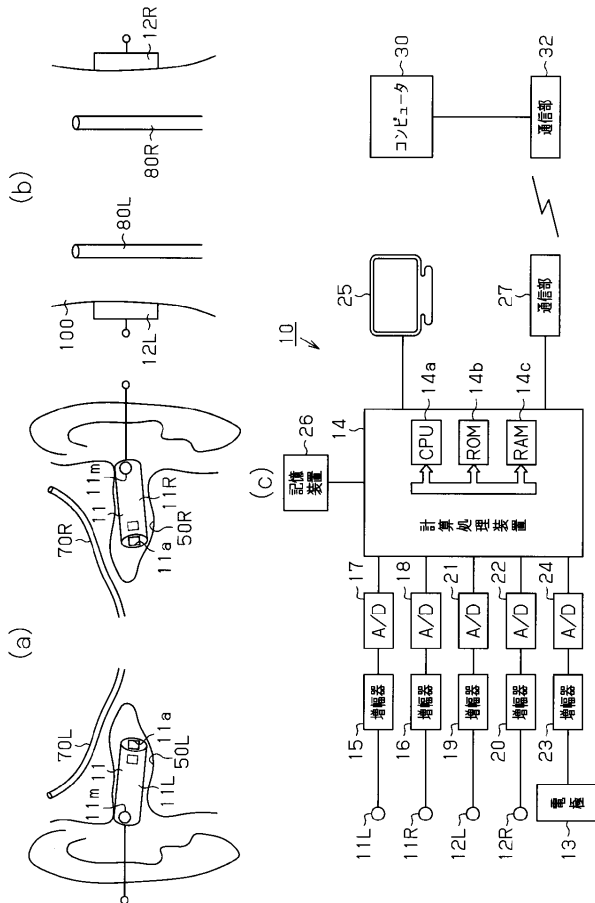
【0094】

- 10 ... 評価装置、11 L, 11 R ... マイク（振動検出手段）、
- 12 L, 12 R ... 振動センサ（振動検出手段）、
- 13 ... 電極、14 ... 計算処理装置（指標抽出手段、表示手段）、
- 14 a ... ROM（記憶媒体）、26 ... 記憶装置。

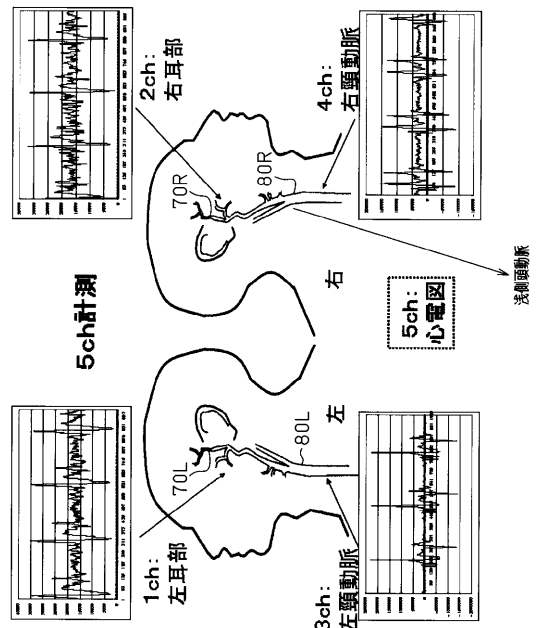
10

20

【図 1】



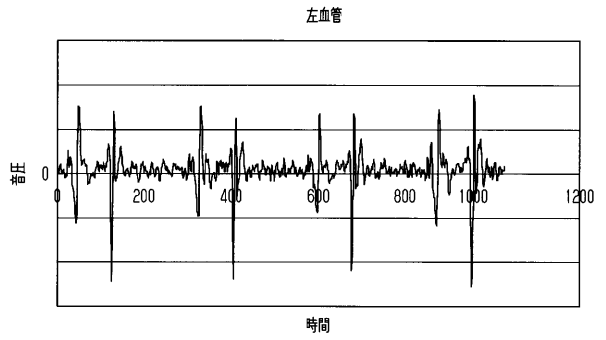
【図 2】



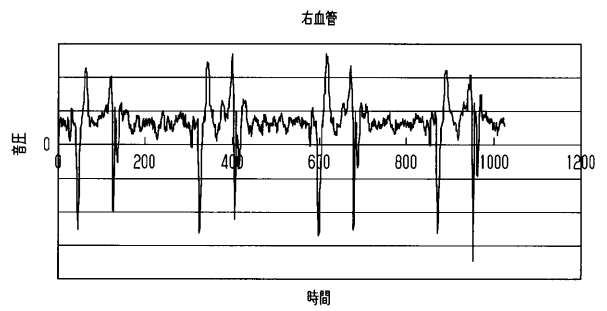
【 図 3 】



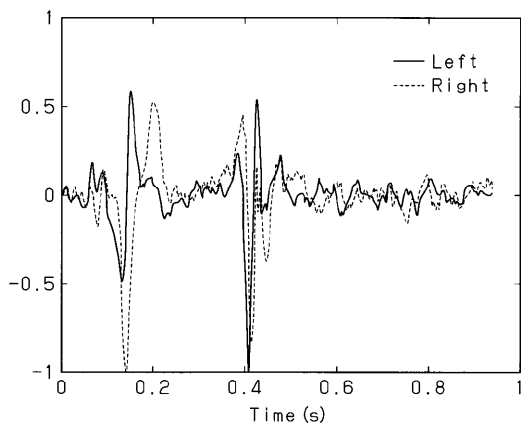
【 図 4 】



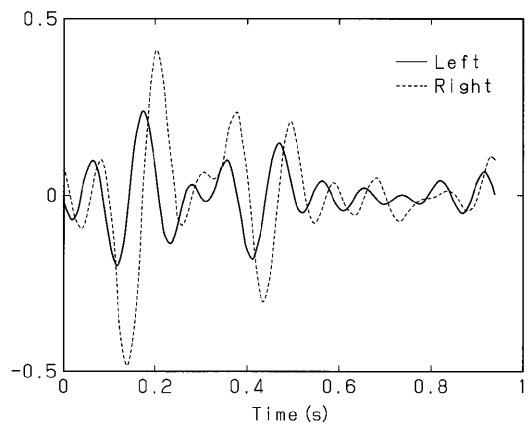
【 図 5 】



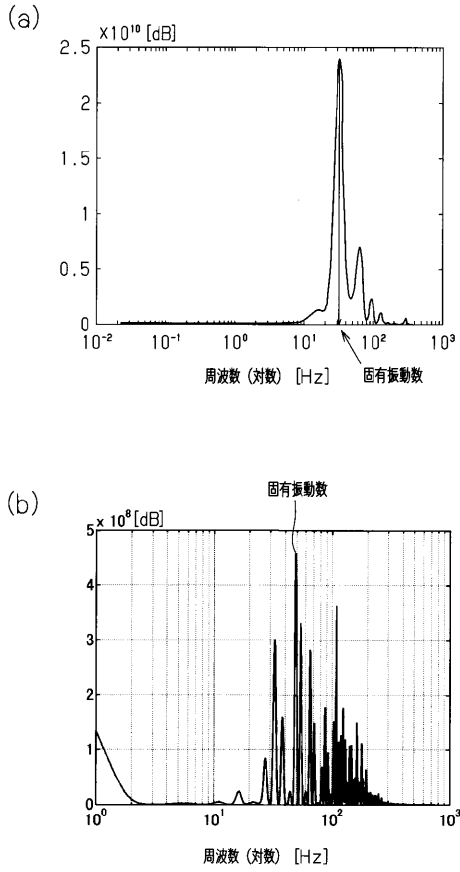
【 図 6 】



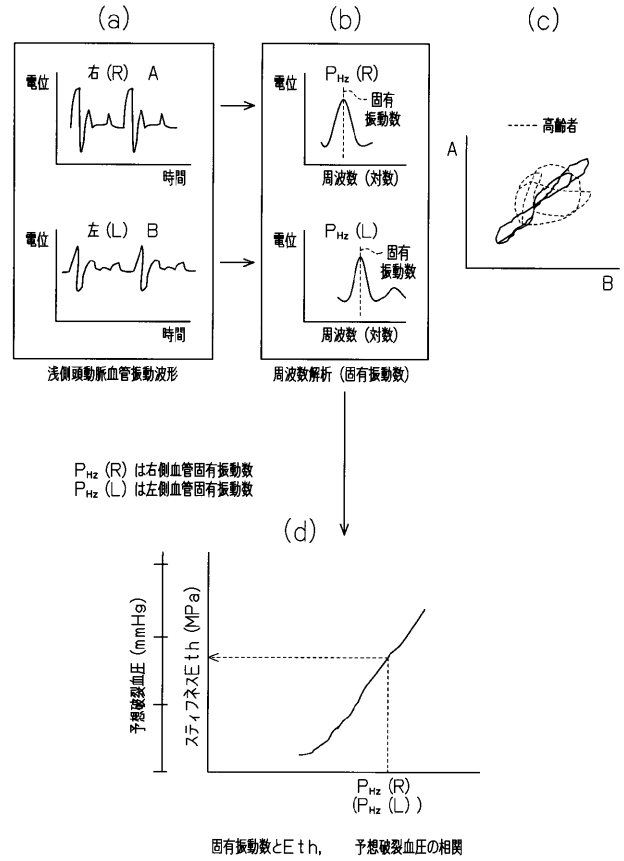
【 図 7 】



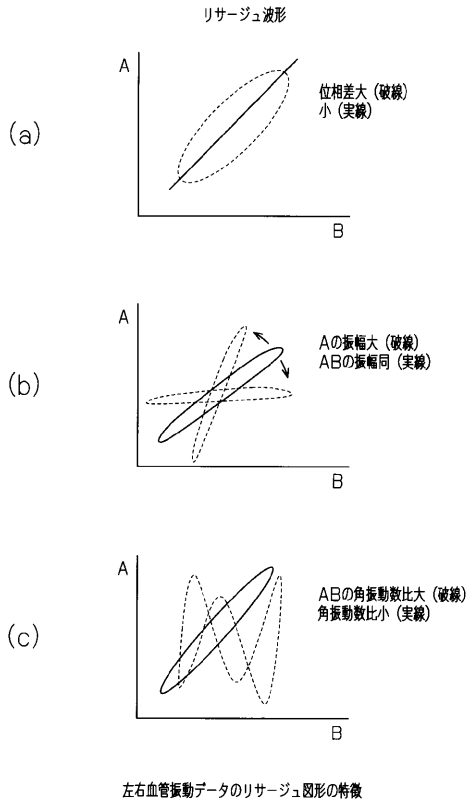
【 図 8 】



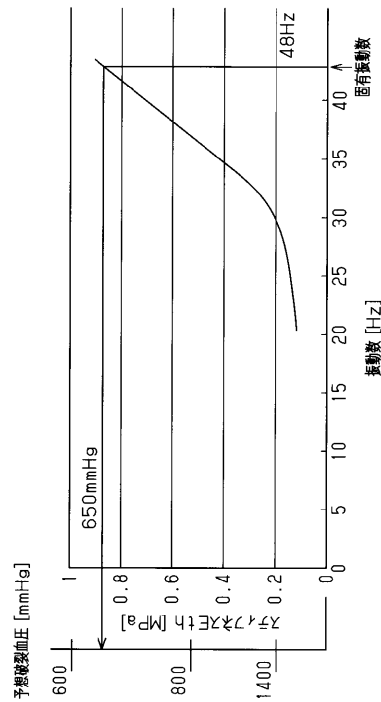
【 図 1 0 】



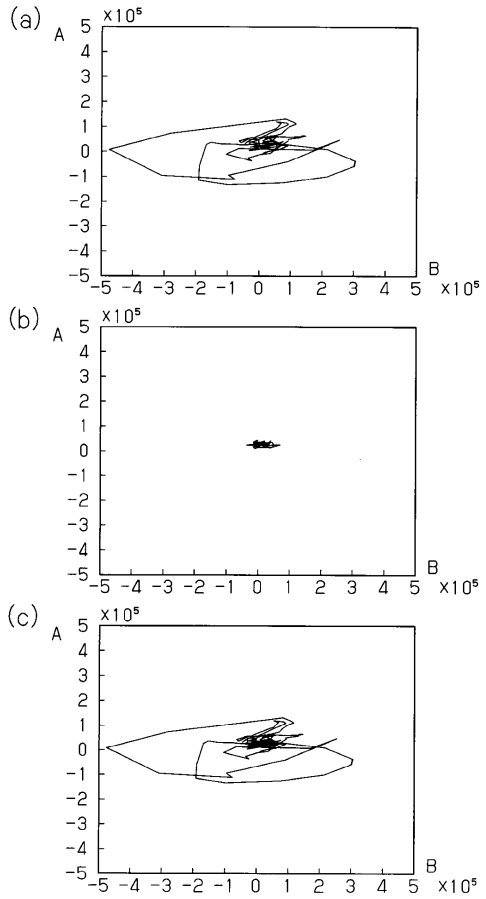
【 図 1 1 】



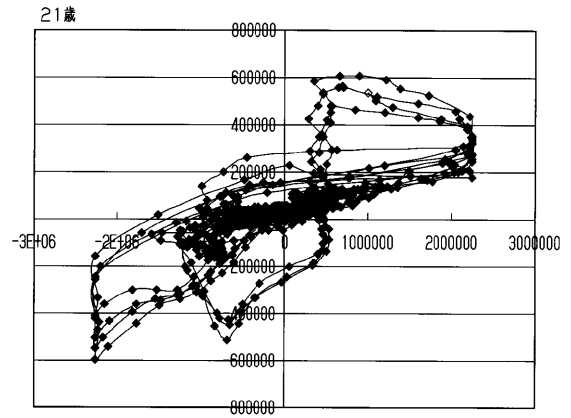
【 図 1 2 】



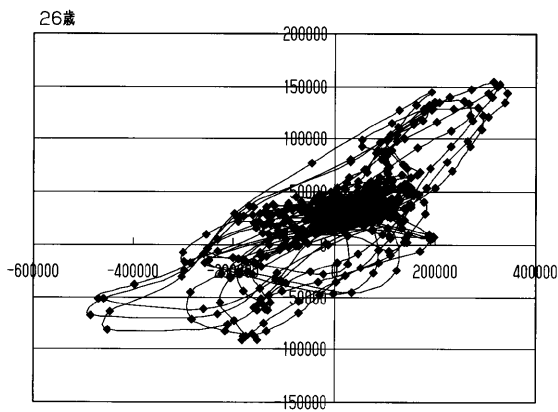
【 図 1 3 】



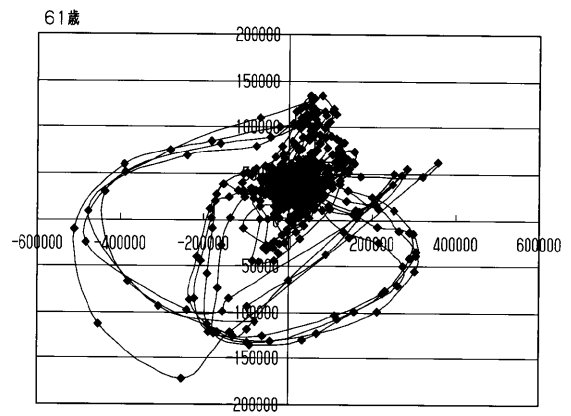
【 図 1 4 】



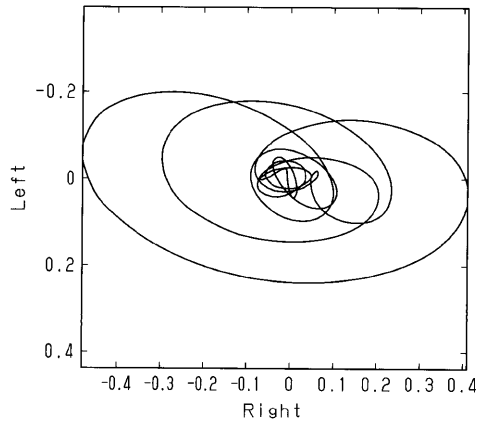
【 図 1 5 】



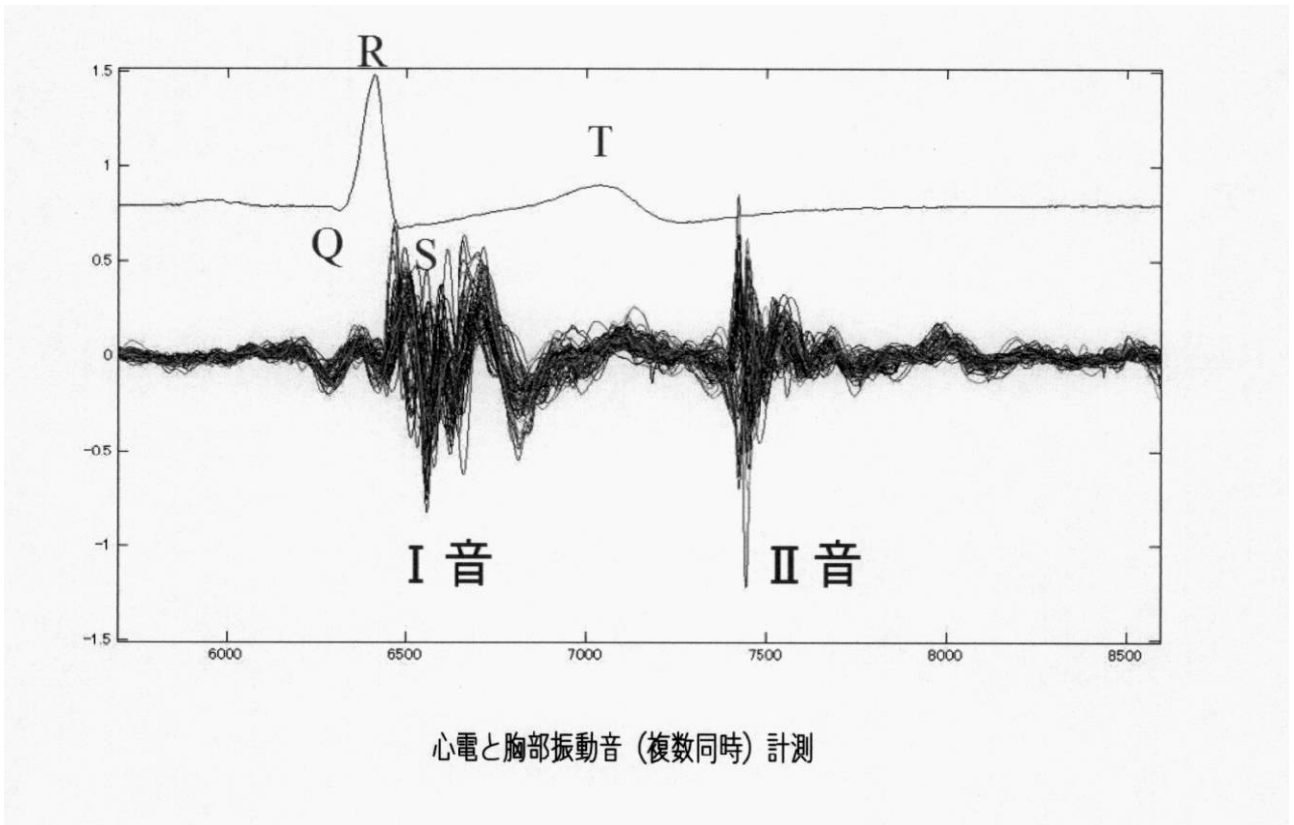
【 図 1 6 】



【 図 17 】



【 図 9 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C117 XB01 XD09 XD10 XE17 XE30 XF03 XG17 XM04

专利名称(译)	待测血管的机械功能的评估方法，待测血管的机械功能评估装置，用于评估待测量的血管的机械功能的程序和存储介质		
公开(公告)号	JP2010187928A	公开(公告)日	2010-09-02
申请号	JP2009035488	申请日	2009-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学		
[标]发明人	野方文雄 横田康成		
发明人	野方 文雄 横田 康成		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B10/00		
FI分类号	A61B5/02.A A61B5/00.101.R A61B10/00.K		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB08 4C017/AC16 4C017/AC30 4C017/BC16 4C017/CC03 4C017/EE15 4C117/XB01 4C117/XD09 4C117/XD10 4C117/XE17 4C117/XE30 4C117/XF03 4C117/XG17 4C117/XM04		
代理人(译)	昂达诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码：基于从位于上的人的左侧和右侧对称的位置上的容器获得的测量血管中的振动数据，通过在血管的振动提取的固有频率，机械血管所述固有振动频率作为指标，提供一种评价方法和测量对象血管的机械作用的评价装置可以评价血管的动脉硬化。— 评价装置10，麦克风11L，11R，振动传感器12L，12R的左和右颞浅动脉70L，70R，向左侧颈动脉80L，振动测量由于在右颈动脉80R同时血流。评估装置10的计算处理装置14对通过测量获得的振动数据进行频率分析，并生成每个血管的固有频率。评价装置10中，基于两种预期的爆破压力和提取之间的相关性之间的相关性的固有频率和刚度，和固有频率之间的相关性对应于固有频率和刚度和可预计突发压力寻道。点域1

