

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5842539号
(P5842539)

(45) 発行日 平成28年1月13日(2016. 1. 13)

(24) 登録日 平成27年11月27日(2015. 11. 27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 N

請求項の数 11 (全 40 頁)

(21) 出願番号 特願2011-237583 (P2011-237583)
 (22) 出願日 平成23年10月28日(2011. 10. 28)
 (65) 公開番号 特開2013-94264 (P2013-94264A)
 (43) 公開日 平成25年5月20日(2013. 5. 20)
 審査請求日 平成26年4月9日(2014. 4. 9)

(出願人による申告) 平成22年度、財団法人京都高度
 技術研究所、「京都環境ナノクラスター」再委託研究、
 産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(73) 特許権者 503246015
 オムロンヘルスケア株式会社
 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
 (74) 代理人 110001195
 特許業務法人深見特許事務所
 (72) 発明者 佐藤 博則
 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オム
 ロンヘルスケア株式会社内
 (72) 発明者 宇津野 秀夫
 京都府京都市左京区吉田本町 国立大学法
 人京都大学大学院工学研究科内
 (72) 発明者 松久 寛
 京都府京都市左京区吉田本町 国立大学法
 人京都大学大学院工学研究科内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定装置、測定装置の作動方法および測定プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第1の計測位置、および、前記被験者の心臓から前記動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第2の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するための検出手段と、

前記脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するための比較手段とを備え、前記比較手段は、前記第1の計測位置と前記第2の計測位置との間の伝達関数を算出するための手段を含み、

前記伝達関数の位相差特性における位相のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を判断するための判断手段を備える、測定装置。

【請求項2】

被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第1の計測位置、および、前記被験者の心臓から前記動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第2の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するための検出手段と、

前記脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するための比較手段とを備え、

前記比較手段は、

前記第1の計測位置と前記第2の計測位置との間の伝達関数を算出するための手段と

、
 前記脈波信号について周波数ごとの位相遅れ時間を算出するための手段とを含み、さ

らに

前記算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、前記伝達関数の位相差特性の交差する状況に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断するための判断手段とを備える、測定装置。

【請求項 3】

前記判断手段は、算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、前記伝達関数の位相差特性が交差する回数に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する、請求項 2 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記判断手段は、算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、前記伝達関数の位相差特性が交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の大きさを判断する、請求項 3 に記載の測定装置。

10

【請求項 5】

前記判断手段は、算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、前記伝達関数の位相差特性が交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する、請求項 2 に記載の測定装置。

【請求項 6】

被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第 1 の計測位置、および、前記被験者の心臓から前記動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第 2 の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するための検出手段と、

20

前記脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するための比較手段とを備え、前記比較手段は、前記第 1 の計測位置と前記第 2 の計測位置との間の伝達関数を算出するための手段を含み、

前記伝達関数のゲイン特性において極値が生じる周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断するための判断手段とを備える、測定装置。

【請求項 7】

被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第 1 の計測位置、および、前記被験者の心臓から前記動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第 2 の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するための検出手段と、

30

前記脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するための比較手段とを備え、前記比較手段は、前記脈波信号の間の脈波伝播速度についての周波数特性を算出するための手段を含み、

前記比較結果に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断するための判断手段とを備える、測定装置。

【請求項 8】

前記判断手段は、前記脈波伝播速度についての周波数特性における脈波伝播速度のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を判断する、請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 9】

前記判断手段は、前記脈波伝播速度についての周波数特性における脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する、請求項 7 に記載の測定装置。

40

【請求項 10】

測定装置の作動方法であって、

被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第 1 の計測位置、および、前記被験者の心臓から前記動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第 2 の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するステップと、

前記脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するステップとを含み、前記比較結果を算出するステップは、前記第 1 の計測位置と前記第 2 の計測位置との間の伝達関数を算出するステップを含み、

前記伝達関数の位相差特性における位相のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を

50

判断するステップとを含む、測定装置の作動方法。

【請求項 11】

測定プログラムであって、前記測定プログラムは、コンピュータに、

被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第 1 の計測位置、および、前記被験者の心臓から前記動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第 2 の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するステップと、

前記脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するステップを含み、
前記比較結果を算出するステップは、前記第 1 の計測位置と前記第 2 の計測位置との間の伝達関数を算出するステップを含み、

前記伝達関数の位相差特性における位相のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を判断するステップとを実行させる、測定プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管経路に発生し得る動脈瘤を評価するための測定装置、測定方法および測定プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

血管経路上に生じる病変の一つとして動脈瘤が挙げられる。このような動脈瘤のうち、特に腹部に生じる大動脈瘤 (aortic aneurysm) は、初期症状がなく、磁気共鳴断層撮影 (MRI: Magnetic Resonance Imaging)、コンピュータ断層撮影 (CT: Computed Tomography)、超音波診断などによる検査において偶発的に発見される以外は、腹部が脈動するなど破裂寸前の状態で発見されることが多い。そのため、健康診断などの機会に気軽に行なわれる検査により早期発見されることが望まれている。

20

【0003】

大動脈瘤を検出するための装置として、特開平 05 - 023335 号公報 (特許文献 1) は、超音波を利用して診断する装置を開示している。また、特開 2007 - 222626 号公報 (特許文献 2) は、X 線 CT や MRI 等による複数の画像データを比較することで特異部として病変を検出する方法などを開示している。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 05 - 023335 号公報

【特許文献 2】特開 2007 - 222626 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 が開示する超音波診断装置では、動脈瘤が存在する可能性のもと大動脈を順次計測しなければならない。また、特許文献 2 が開示する方法では、X 線 CT や MRI 等による全身の血管画像が撮影されていることが前提となっている。このような従来技術によれば、動脈瘤を検査するための装置や検査内容が大掛かりとなってしまう。そのため、時間や費用などの理由から、定期健康診断などの検査項目として動脈瘤の検査を採用することは現実的ではなく、その結果、深刻な事態に至る前に大動脈瘤を発見することは容易ではない。

40

【0006】

本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであって、比較的簡単な構成および手順で、血管経路に生じる動脈瘤の有無および/または大きさを評価できる測定装置、測定方法および測定プログラム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】

【0007】

50

本発明のある局面に係る測定装置は、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第1の計測位置、および、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第2の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するための検出手段と、脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するための比較手段と、比較結果に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断するための判断手段とを含む。

【0008】

好ましくは、比較手段は、第1の計測位置と第2の計測位置との間の伝達関数を算出するための手段を含む。

【0009】

さらに好ましくは、判断手段は、伝達関数の位相差特性における位相のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を判断する。

【0010】

あるいはさらに好ましくは、比較手段は、脈波信号について周波数ごとの位相遅れ時間を算出するための手段を含み、判断手段は、算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、伝達関数の位相差特性が交差する回数に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する。

【0011】

さらに好ましくは、判断手段は、算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、伝達関数の位相差特性が交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の大きさを判断する。

【0012】

あるいは好ましくは、比較手段は、脈波信号について周波数ごとの位相遅れ時間を算出するための手段を含み、判断手段は、算出された周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して、伝達関数の位相差特性が交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する。

【0013】

あるいは好ましくは、判断手段は、伝達関数のゲイン特性において極値が生じる周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する。

【0014】

好ましくは、比較手段は、脈波信号の間の脈波伝播速度についての周波数特性を算出するための手段を含む。

【0015】

さらに好ましくは、判断手段は、脈波伝播速度についての周波数特性における脈波伝播速度のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を判断する。

【0016】

あるいはさらに好ましくは、判断手段は、脈波伝播速度についての周波数特性における脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断する。

【0017】

本発明の別の局面に係る測定方法は、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第1の計測位置、および、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第2の計測位置において、それぞれの脈波信号を検出するステップと、脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するステップと、比較結果に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断するステップとを含む。

【0018】

本発明の別の局面に係る測定プログラムは、コンピュータに、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の第1の計測位置、および、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の第2の計測位置において、

10

20

30

40

50

それぞれの脈波信号を検出するステップと、脈波信号の間の周波数特性を比較することで比較結果を算出するステップと、比較結果に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を判断するステップとを実行させる。

【発明の効果】

【0019】

この発明によれば、比較的簡単な構成および手順で、血管経路に生じる動脈瘤の有無および／大きさを評価できる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

10

【図1】本発明の実施の形態において採用した動脈瘤のモデルを示す図である。

【図2】本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部における内半径の影響の評価結果を示す図である。

【図3】本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部における内半径の影響の評価結果を示す図である。

【図4】本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部における長さの影響の評価結果を示す図である。

【図5】本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部における長さの影響の評価結果を示す図である。

【図6】本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部におけるヤング率の影響の評価結果を示す図である。

20

【図7】本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部におけるヤング率の影響の評価結果を示す図である。

【図8】全身動脈の脈波伝播モデルを示す模式図である。

【図9】セグメント番号65の腹動脈（Abdominal aorta）の内半径Rを変化させたときの伝達関数 P_A / P_B のゲイン線図および位相線図である。

【図10】動脈瘤の内半径を50mmに固定した上で、その長さを順次長くしたときの伝達関数 P_A / P_B のゲイン線図および位相線図である。

【図11】動脈瘤の内半径を50mmに固定した上で、全体のヤング率を変化させたときの伝達関数 P_A / P_B のゲイン線図および位相線図である。

30

【図12】本発明の実施の形態に係る測定装置の概略構成図である。

【図13】実施の形態1に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。

【図14】複数の被験者から実際に取得された測定信号から算出された位相線図を示す図である。

【図15】実施の形態1に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。

【図16】実施の形態2に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。

【図17】実施の形態2に係る位相角設定部によって設定される位相角（基準の位相差特性）を説明するための図である。

40

【図18】実施の形態2に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。

【図19】実施の形態3に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。

【図20】実施の形態3に係る判断部における判断処理を説明するための図である。

【図21】実施の形態3に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。

【図22】実施の形態4に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。

50

【図 2 3】複数の被験者から実際に取得された測定信号から算出された脈波伝播速度 (P W V) を示す図である。

【図 2 4】実施の形態 4 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 1 】

本発明の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中の同一または相当部分については、同一符号を付してその説明は繰り返さない。

【 0 0 2 2 】

[A . 概要]

本実施の形態に係る測定方法は、動脈瘤を、弾性管路の部分的な拡張に見立てて、透過する脈波の損失に着目したものである。このような動脈瘤のモデルを、全身動脈の脈波伝播モデルに適用することで、周波数特性の変化から、動脈瘤の有無および / または大きさ (内半径および長さ) を評価する。

【 0 0 2 3 】

このような周波数特性は、例えば、下肢 (被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の計測位置) と、上肢 (被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の計測位置) とにおいてそれぞれ計測された脈波信号に基づいて算出される。

【 0 0 2 4 】

[B . 脈波伝達モデルに基づく解析]

< b 1 : モデル化 >

本実施の形態においては、被験者の血管経路を複数区間に区切り、各区間を一次元線形分布定数モデル化することで、血管経路を示す伝達関数を算出する。この伝達関数は、脈波が血管を伝播する力学的なモデルから解析的に算出される。

【 0 0 2 5 】

動脈瘤は、血管経路 (動脈) の途中で内径が大きくなる病変である。内径が大きくなった血管経路の範囲では、血管経路の特性インピーダンスが変化する。この現象は、音波に対するリアクタンス型消音器で生じる現象と同様であり、伝播する脈波が低減することになる。本実施の形態においては、この現象を利用して動脈瘤を検出する。但し、血管経路は弾性管路であるため、内径の変化によって、特性インピーダンスだけでなく、脈波伝播速度も変化する点がリアクタンス型消音器とは異なっている。本実施の形態においては、このような脈波伝播速度の変化も考慮して、動脈瘤が存在する範囲を伝播する脈波が透過する際の損失 (透過損失) に主として着目する。

【 0 0 2 6 】

図 1 は、本発明の実施の形態において採用した動脈瘤のモデルを示す図である。図 1 (A) は断面図を示し、図 1 (B) は側面図を示す。

【 0 0 2 7 】

図 1 を参照して、本実施の形態においては、3つの区間を有する血管経路を想定し、その中間部に動脈瘤が生じているものとする。すなわち、動脈瘤が (1 - 2) 区間に発生しているとし、その両側の (0 - 1) 区間および (2 - 3) 区間 (以下、両者を「周辺部」とも称する。) については、健全な血管経路であるとする。この (1 - 2) 区間は、内径が拡張された弾性管路としてのモデルである。

【 0 0 2 8 】

図 1 において、中間部である (1 - 2) 区間について、長さを d 、ヤング率を E_A 、内半径を R_A 、外半径を R_{A0} 、壁厚を h_A とする。また、周辺部である (0 - 1) 区間および (2 - 3) 区間について、長さをそれぞれ l_1 、 l_2 、ヤング率を E_B 、内半径を R_B 、外半径を R_{B0} 、壁厚を h_B とする。また、点 0 および点 3 は、無反射端とする。なお、以下の解析においては、各区間における位置は、点 0 からの距離 x (紙面右方向が正) を用いて示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

< b 2 : 数学的解析 >

次に、図 1 に示すようなモデルにおいて、心臓から送出される脈波の伝播に係る力学的および物理的な観点から、数学的な解析を行なう。

【 0 0 3 0 】

(0 - 1) 区間の圧力 $p_{01}(x, t)$ は、点 0 における進行波圧力 p_{f1} および後退波圧力 p_{r1} 、点 0 からの距離 x 、周辺部の伝播定数 γ_B を用いて、次の式 (1) で表わすことができる。

【 0 0 3 1 】

【数 1】

10

$$p_{01}(x, t) = p_{f1}e^{-\gamma_B x} + p_{r1}e^{\gamma_B x} \quad (1)$$

【 0 0 3 2 】

また、体積流量 $q_{01}(x, t)$ は、周辺部の特性インピーダンス Z_{0B} を用いて、次の式 (2) で表わすことができる。

【 0 0 3 3 】

【数 2】

20

$$q_{01}(x, t) = \frac{1}{Z_{0B}} (p_{f1}e^{-\gamma_B x} - p_{r1}e^{\gamma_B x}) \quad (2)$$

【 0 0 3 4 】

同様に、(1 - 2) 区間の圧力 $p_{12}(x, t)$ および体積流量 $q_{12}(x, t)$ は、進行波圧力 p_{f2} および後退波圧力 p_{r2} 、中間部の特性インピーダンス Z_{0A} 、点 0 からの距離 x 、中間部の伝播定数 γ_A を用いて、それぞれ次の式 (3) および (4) で表わすことができる。

30

【 0 0 3 5 】

【数 3】

$$p_{12}(x, t) = p_{f2}e^{-\gamma_A x} + p_{r2}e^{\gamma_A x} \quad (3)$$

$$q_{12}(x, t) = \frac{1}{Z_{0A}} (p_{f2}e^{-\gamma_A x} - p_{r2}e^{\gamma_A x}) \quad (4)$$

【 0 0 3 6 】

40

さらに、(2 - 3) 区間の圧力 $p_{23}(x, t)$ および体積流量 $q_{23}(x, t)$ は、進行波圧力 p_{f3} 、点 0 からの距離 x 、周辺部の伝播定数 γ_B を用いて、それぞれ次の式 (5) および (6) で表わすことができる。なお、点 3 が無反射端であるとの条件下では後退波圧力が存在しないので、進行波圧力 p_{f3} のみを考慮すればよい。

【 0 0 3 7 】

【数 4】

$$p_{23}(x, t) = p_{f3} e^{-\gamma_B x} \quad (5)$$

$$q_{23}(x, t) = \frac{1}{Z_{0B}} p_{f3} e^{-\gamma_B x} \quad (6)$$

【0038】

次に、各区間の接続部における圧力および体積流量についての連続性の条件から、以下の式を導出できる。 10

【0039】

すなわち、点1の接続部において、(0 - 1)区間側の圧力と(1 - 2)区間側の圧力とは等しくなるので、上述の式(1)および式(3)から、次の式(7)が成立する。

【0040】

【数 5】

$$p_{f1} e^{-\gamma_B l_1} + p_{r1} e^{\gamma_B l_1} = p_{f2} e^{-\gamma_A l_1} + p_{r2} e^{\gamma_A l_1} \quad (7)$$

20

【0041】

また、点1の接続部において、(0 - 1)区間側の体積流量と(1 - 2)区間側の体積流量についても等しくなるので、上述の式(2)および式(4)から、次の式(8)が成立する。

【0042】

【数 6】

$$\frac{1}{Z_{0B}} (p_{f1} e^{-\gamma_B l_1} - p_{r1} e^{\gamma_B l_1}) = \frac{1}{Z_{0A}} (p_{f2} e^{-\gamma_A l_1} - p_{r2} e^{\gamma_A l_1}) \quad (8)$$

30

【0043】

同様に、点2の接続部において、(1 - 2)区間側の圧力と(2 - 3)区間側の圧力とは等しくなるので、上述の式(3)および式(5)から、次の式(9)が成立する。

【0044】

【数 7】

$$p_{f2} e^{-\gamma_A (l_1 + d)} + p_{r2} e^{\gamma_A (l_1 + d)} = p_{f3} e^{-\gamma_B (l_1 + d)} \quad (9)$$

40

【0045】

また、点2の接続部において、(1 - 2)区間側の体積流量と(2 - 3)区間側の体積流量についても等しくなるので、上述の式(4)および式(6)から、次の式(10)が成立する。

【0046】

【数 8】

$$\frac{1}{Z_{0A}} \{ p_{f2} e^{-\gamma_A(l_1+d)} - p_{r2} e^{\gamma_A(l_1+d)} \} = \frac{1}{Z_{0B}} p_{f3} e^{-\gamma_B(l_1+d)} \quad (10)$$

【0047】

ここで、式(10)を特性インピーダンスに着目して整理した上で、式(9)との和をとる。そして、(1-2)区間の進行波圧力 p_{f2} を 2-3 間の進行波圧力 p_{f3} を用いて表わすと、次の式(11)となる。

10

【0048】

【数 9】

$$p_{f2} = \frac{Z_{0A} + Z_{0B}}{2Z_{0B}} p_{f3} e^{(\gamma_A - \gamma_B)(l_1+d)} \quad (11)$$

【0049】

また、式(9)を、(1-2)区間の後退波圧力 p_{r2} について解いて、式(11)に代入すると、次の式(12)となる。

20

【0050】

【数 10】

$$p_{r2} = \frac{Z_{0A} - Z_{0B}}{2Z_{0B}} p_{f3} e^{-(\gamma_A + \gamma_B)(l_1+d)} \quad (12)$$

【0051】

次に、式(7)および式(8)を(0-1)区間の進行波圧力 p_{f1} に着目して整理すると、それぞれ次の式(13)および式(14)となる。

30

【0052】

【数 11】

$$p_{f1} + p_{r1} e^{2\gamma_B l_1} = p_{f2} e^{(\gamma_B - \gamma_A)l_1} + p_{r2} e^{(\gamma_A + \gamma_B)l_1} \quad (13)$$

$$p_{f1} - p_{r1} e^{2\gamma_B l_1} = \frac{Z_{0B}}{Z_{0A}} \{ p_{f2} e^{(\gamma_B - \gamma_A)l_1} + p_{r2} e^{(\gamma_A + \gamma_B)l_1} \} \quad (14)$$

40

【0053】

式(13)および式(14)の和から進行波圧力 p_{f1} を求め、式(11)および式(13)を代入して整理すると、次の式(15)となる。

【0054】

【数 1 2】

$$p_{f1} = \frac{P_{f3}}{4Z_{0A}Z_{0B}} \left\{ (Z_{0A} + Z_{0B})^2 e^{(\gamma_A - \gamma_B)d} + (Z_{0A} - Z_{0B})^2 e^{-(\gamma_A + \gamma_B)d} \right\} \quad (15)$$

【0 0 5 5】

式(15)は、(0 - 1)区間の進行波圧力 p_{f1} と(2 - 3)区間の進行波圧力 p_{f3} との関係を示すものであり、この関係式から点0から点3への透過損失を算出できる。すなわち、点0から点3への透過損失 T は、それぞれの点での進行波のエネルギー比率により、次の式(16)で表わすことができる。

10

【0 0 5 6】

【数 1 3】

$$T = 10 \log \frac{|p_{1f}|^2}{|p_{3f}|^2} \quad (16)$$

20

【0 0 5 7】

この式(16)に式(15)を代入することで、次の式(17)となる。

【0 0 5 8】

【数 1 4】

$$T = 10 \log \left| \frac{1}{4Z_{0A}Z_{0B}} \left\{ (Z_{0A} + Z_{0B})^2 e^{(\gamma_A - \gamma_B)d} + (Z_{0A} - Z_{0B})^2 e^{-(\gamma_A + \gamma_B)d} \right\} \right|^2 \quad (17)$$

30

【0 0 5 9】

血管経路中の脈波伝播速度 c について、文献1(佐藤博則、井関雄士、宇津野秀夫、松久寛、山田啓介、澤田勝利、弾性管路における脈波伝播特性の同定(Identification of Pulse Wave Propagation Characteristics in Viscoelastic Tube)、日本機械学会論文集(B編)76巻766号(2010)、pp.961-969)に示すような、厚肉弾性管路のコンプライアンスより導出した、弾性管路の流体と管壁とを合わせた等価的な体積弾性率の式を導入する。この体積弾性率の式を代入すると、血管経路中の脈波伝播速度 c は、次の式(18)となる。

40

【0 0 6 0】

【数 1 5】

$$c = \sqrt{\frac{E}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{R_o^2 - R_i^2}{R_i^2(1-2\nu) + R_o^2}} \quad (18)$$

但し、 E :ヤング率 R_i :内半径 R_o :外半径 ν :ポアソン比

10

【0 0 6 1】

ここで、中間部である(1 - 2)区間の脈波伝播速度を c_A 、周辺部である(0 - 1)区間および(2 - 3)区間の脈波伝播速度を c_B として、外半径 R_o および内半径 R_i をそれぞれ置き換えるとともに、壁厚を分母に集約して、壁厚と内半径との比に着目すると、次の式(19)および式(20)となる。

【0 0 6 2】

【数 1 6】

20

$$c_A = \sqrt{\frac{E_A}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\frac{h_A}{R_i} \left(\frac{h_A}{R_A} + 2 \right)}{2(1-\nu)}}} \quad (19)$$

$$c_B = \sqrt{\frac{E_B}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\frac{h_B}{R_o} \left(\frac{h_B}{R_B} + 2 \right)}{2(1-\nu)}}} \quad (20)$$

30

【0 0 6 3】

したがって、中間部の伝播定数 α_A および周辺部の伝播定数 α_B は、角周波数 ω について、次の式(21)および式(22)で表わすことができる。

【0 0 6 4】

【数 1 7】

$$\gamma_A = j \frac{\omega}{c_A} = j \frac{\omega}{\sqrt{\frac{E_A}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{1}{1 + \frac{h_A}{R_A} \left(\frac{h_A}{R_A} + 2 \right)}}} \quad (21)$$

10

$$\gamma_B = j \frac{\omega}{c_B} = j \frac{\omega}{\sqrt{\frac{E_B}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{1}{1 + \frac{h_B}{R_B} \left(\frac{h_B}{R_B} + 2 \right)}}} \quad (22)$$

【0 0 6 5】

20

また、体積流量に関する特性インピーダンス Z_0 は、断面積 S のとき、次の式 (23) で表わすことができる。

【0 0 6 6】

【数 1 8】

$$Z_0 = \frac{\rho c}{S} \quad (23)$$

【0 0 6 7】

30

中間部である (1 - 2) 区間の特性インピーダンスを Z_{0A} 、周辺部である (0 - 1) 区間および (2 - 3) 区間の特性インピーダンスを Z_{0B} とすると、式 (19) および式 (20) を用いて、次の式 (24) および式 (25) を導出できる。

【0 0 6 8】

【数 1 9】

$$Z_{0A} = \frac{\rho c_A}{\pi R_A^2} \quad (24)$$

$$Z_{0B} = \frac{\rho c_B}{\pi R_B^2} \quad (25)$$

40

【0 0 6 9】

< b 3 : 中間部の形状と透過損失との関係 >

次に、動脈瘤を模した中間部の形状 (内半径および長さ) が変化することによる影響について検討する。これは、後述するように、動脈瘤の大きさと実際に観測される脈波との関係をモデル上において評価することを意味する。以下では、中間部の内半径 R_A 、ヤング率 E_A 、長さ d がそれぞれ変化した場合の透過損失への影響を検討する。

【0 0 7 0】

50

(i) 内半径 R_A の変化

まず、内半径 R_A の変化について検討する。ここで、式変形および評価の便宜上、周辺部 ((0 - 1) 区間および (2 - 3) 区間) の内半径 R_B に対する中間部 ((1 - 2) 区間) の内半径 R_A の比 α_R を導入する。すなわち、比 α_R は、次の式 (26) のように表わすことができる。

【 0 0 7 1 】

【 数 2 0 】

$$\alpha_R = \frac{R_A}{R_B} \quad (26) \quad 10$$

【 0 0 7 2 】

この際、周辺部の内半径に対する壁厚の比 h_B / R_B と、中心部の内半径に対する壁厚の比 h_A / R_A とが等しく、かつ、一定であると仮定すると、脈波伝播速度も等しくなる。この場合、式 (24) は、式 (26) により、次の式 (27) のように変形できる。

【 0 0 7 3 】

【 数 2 1 】

$$Z_{0A} = \frac{\rho c_B}{\pi (\alpha_R R_B)^2} = \frac{1}{\alpha_R^2} Z_{0B} \quad (27) \quad 20$$

【 0 0 7 4 】

これらの式を式 (17) に代入すると、次の式 (28) となる。

【 0 0 7 5 】

【 数 2 2 】

$$T = 10 \log \left| \frac{1}{4 \frac{1}{\alpha_R^2} Z_{0B}^2} \left\{ \left(\frac{1}{\alpha_R^2} Z_{0B} + Z_{0B} \right)^2 e^{(\gamma_A - \gamma_B)d} + \left(\frac{1}{\alpha_R^2} Z_{0B} - Z_{0B} \right)^2 e^{-(\gamma_A + \gamma_B)d} \right\} \right|^2 \quad (28) \quad 30$$

【 0 0 7 6 】

さらに、周辺部の伝播定数 γ_B と中間部の伝播定数 γ_A とも等しいので、次の式 (29) を導出できる。 40

【 0 0 7 7 】

【 数 2 3 】

$$T = 10 \log \left| \frac{\alpha_R^2}{4 Z_{0B}^2} \left\{ \left(\frac{1 + \alpha_R^2}{\alpha_R^2} Z_{0B} \right)^2 + \left(\frac{1 - \alpha_R^2}{\alpha_R^2} Z_{0B} \right)^2 e^{-2\gamma_B d} \right\} \right|^2 \quad (29)$$

【 0 0 7 8 】

したがって、整数 m について、次の式 (30) が満たされる場合に、透過損失 T は極大値 T_{max} をとる。

【0079】

【数24】

$$\gamma_B d = -m\pi \quad (30)$$

【0080】

この透過損失 T の極大値 T_{max} は、次の (31) 式のようになる。

10

【0081】

【数25】

$$T_{max} = 10 \log \left| \frac{\alpha_R^4 + 1}{2\alpha_R^2} \right|^2 \quad (31)$$

【0082】

以上の解析により、次のような特徴的挙動が存在することがわかる。

(1) 透過損失 T の極大値は、周辺部の内半径 R_B に対する中間部の内半径 R_A の比 R の増加に伴って大きくなる。

20

【0083】

(2) 周辺部と中間部との間でヤング率が等しい場合には、透過損失 T に影響を与えない。

【0084】

(iii) 長さ d の変化

次に、動脈瘤を模した中間部の長さ d の変化について検討する。長さ d は、上述の式 (21) より中間部の伝播定数 γ_A に影響を与えず、かつ、上述の式 (24) より中間部の特性インピーダンス Z_{0A} にも影響を与えない。したがって、式 (30) に式 (22) を代入して、角周波数 ω_f について解くと、次の式 (32) を導出できる。

30

【0085】

【数26】

$$\omega_f = -m\pi \frac{\sqrt{\frac{E_B}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{1}{1 + \frac{2(1-\nu)}{\frac{h_B}{R_B} \left(\frac{h_B}{R_B} + 2 \right)}}}}{jd} \quad (32)$$

40

【0086】

すなわち、透過損失 T は、式 (32) を満たす角周波数 ω_f ごとに極大値をとる。ここで、式変形および評価の便宜上、透過損失 T が極大値をとる周波数間隔を「基本周波数」と称する。この周波数間隔 (基本周波数) は、脈波伝播速度 c_A と長さ d との比によって定まる。

【0087】

(iii) ヤング率の変化

次に、ヤング率の変化について検討する。ここで、式変形および評価の便宜上、周辺部 ((0 - 1) 区間および (2 - 3) 区間) のヤング率に対する中間部 ((1 - 2) 区間)

50

のヤング率の比 α_E を導入する。すなわち、比 α_E は、次の式 (33) のように表わすことができる。

【0088】

【数27】

$$\alpha_E = \frac{E_A}{E_B} \quad (33)$$

【0089】

10

このヤング率の比 α_E を式 (19) に代入すると、次の式 (34) を導出できる。

【0090】

【数28】

$$c_A = \sqrt{\alpha_E} \sqrt{\frac{E_B}{2(1+\nu)\rho} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\frac{h_B}{R_B} \left(\frac{h_B}{R_B} + 2 \right)}{2(1-\nu)}}} \quad (34)$$

20

【0091】

この式 (34) から、中間部における脈波伝播速度 c_A は、次の式 (35) のように表わすことができる。

【0092】

【数29】

$$c_A = \sqrt{\alpha_E} c_B \quad (35)$$

30

【0093】

同様に、中間部の特性インピーダンス Z_{0A} についても、式 (24) より、次の式 (36) のように表わすことができる。

【0094】

【数30】

$$Z_{0A} = \sqrt{\alpha_E} Z_{0B} \quad (36)$$

【0095】

40

さらに、式 (21) より、次の式 (37) を導出できる。

【0096】

【数31】

$$\gamma_A = j \frac{\omega}{\sqrt{\alpha_E} c_B} = \frac{1}{\sqrt{\alpha_E}} \gamma_B \quad (37)$$

【0097】

周辺部のヤング率に対する中間部のヤング率の比の平方根は、脈波伝播速度および特性

50

インピーダンスについての、周辺部と中間部との比に等しい。これらを式(17)に代入すると、透過損失Tは、次の式(38)のように表わすことができる。

【0098】

【数32】

$$T = 10 \log \left| \frac{1}{4\sqrt{\alpha_E}} \left\{ \left(\sqrt{\alpha_E} + 1 \right)^2 e^{\gamma_B d \left(\frac{1}{\sqrt{\alpha_E}} - 1 \right)} + \left(\sqrt{\alpha_E} - 1 \right)^2 e^{-\gamma_B d \left(\frac{1}{\sqrt{\alpha_E}} + 1 \right)} \right\} \right|^2 \quad (38)$$

10

【0099】

この式(38)によれば、周辺部のヤング率に対する中間部のヤング率の比が増加することで、脈波伝播速度が高まり、これに伴って透過損失の基本周波数が大きくなることがわかる。また、周辺部のヤング率に対する中間部のヤング率の比が増加することで、特性インピーダンスが高まり、これに伴って境界での反射係数が小さくなり、その結果、透過損失が減少することがわかる。

【0100】

< b 4 : 検証結果 >

(i) 透過損失のシミュレーション

20

次に、上述した透過損失Tを示す式に基づいて、脈波が動脈瘤を通過することにより生じる透過損失の変化について検討する。上述の式(17)より、点0と点3との間の圧力 p_0 、 p_3 の透過損失を計算して、脈波伝播への影響を求める。ここでは、腹部に生じる大動脈瘤を想定し、腹動脈(Abdominal aorta)に近い値として、次の表1に示す諸元を採用した。

【0101】

【表1】

表1：大動脈瘤の単純モデルの基本パラメータ

長さ Length (m)	l_1	0.05
	l_2	0.10
	l_3	0.05
ヤング率 Young's modulus (MPa)	E_A	0.4
	E_B	0.4
外半径 Outer radius (m)	R_{Ao}	0.036
	R_{Bo}	0.018
内半径 Inner radius (m)	R_A	0.020
	R_B	0.010
血液濃度 Density of blood (kg/m ³)	ρ	1050
ポアソン比 Poisson's ratio	ν	0.3

30

40

【0102】

まず、中間部((1-2)区間)の内半径の影響について検討する。図2および図3は、本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部における内半径の影響

50

の評価結果を示す図である。

【 0 1 0 3 】

図 2 には、他のパラメータおよび壁厚を一定にしつつ、中間部の内半径を変化させたときの透過損失（周波数特性）の変化を示す。図 3 には、上述の式（ 3 1 ）に従って、透過損失の変化を周辺部の内半径に対する中間部の内半径の比 R_r をパラメータとして示す図である。

【 0 1 0 4 】

図 2 および図 3 によれば、周辺部の内半径に対する中間部の内半径の比 R_r が増加することで、透過損失 T が増加することがわかる。一方で、比 R_r は、透過損失 T の基本周波数については影響を与えないことがわかる。

10

【 0 1 0 5 】

次に、中間部（（ 1 - 2 ）区間）の長さの影響について検討する。図 4 および図 5 は、本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部における長さの影響の評価結果を示す図である。図 4 および図 5 に示す評価結果においては、中間部の内半径 R_A を 20 mm に固定した。

【 0 1 0 6 】

図 4 には、中間部の内半径 R_A を 20 mm に固定した上で、中間部の長さ d を変化させたときの点 0 と点 3 との間の圧力 p_0 , p_3 の透過損失（周波数特性）の変化を示す。図 5 には、上述の式（ 3 2 ）に従って、中間部の長さ d と極小値をとる周波数間隔（基本周波数）との関係を示す。

20

【 0 1 0 7 】

図 4 および図 5 によれば、中間部の長さ（管路）が長くなることで、基本周波数が低くなることがわかる。一方で、中間部の長さは、透過損失 T については影響を与えないことがわかる。

【 0 1 0 8 】

次に、中間部（（ 1 - 2 ）区間）のヤング率の影響について検討する。図 6 および図 7 は、本実施の形態に係る透過損失の計算式に従って算出された中間部におけるヤング率の影響の評価結果を示す図である。図 6 および図 7 に示す評価結果においては、中間部の内半径 R_A を 20 mm に固定した。

【 0 1 0 9 】

図 6 には、中間部の内半径 R_A を 20 mm に固定した上で、中間部のヤング率 E_A を変化させたときの点 0 と点 3 との間の圧力 p_0 , p_3 の透過損失（周波数特性）の変化を示す。図 7 には、上述の式（ 3 8 ）に従って、中間部のヤング率 E_A と極小値をとる周波数間隔（基本周波数）との関係を示す。

30

【 0 1 1 0 】

図 6 および図 7 によれば、中間部のヤング率が増加することで、透過損失 T が減少することがわかる。また、基本周波数は、中間部のヤング率の平方根に比例することがわかる。

【 0 1 1 1 】

（ i i ）全身動脈の脈波伝播モデルを用いたシミュレーション

40

次に、全身動脈の脈波伝播モデルを用いて、上述の伝達関数に現れる特徴について検討する。より具体的には、血管壁および血液の粘性の影響、血管径のテーパの影響、血管の分岐および末梢の影響、伝達関数測定点の影響を含めた場合でも、動脈瘤が検出可能であることを確認する。

【 0 1 1 2 】

図 8 は、全身動脈の脈波伝播モデルを示す模式図である。図 8 に示す全身動脈の脈波伝播モデルは、文献 2（Avolio A.P.、"Multi-branched model of human arterial system"、Medical and Biological Engineering and Computing、Vol. 18 (1980)、pp. 709-718）、および、文献 3（佐藤博則、井関雄士、宇津野秀夫、松久寛、山田啓介、澤田勝利、人体動脈多分岐モデルの精緻化（An Elaborated Multi-branched Model of Human Arte

50

ries)、日本機械学会論文集(C編)、77巻779号(2011)、pp. 2695-2710)などに基づくものである。

【0113】

動脈瘤による脈波伝播への影響を確認するため、長さdの異なる腹部の大動脈瘤を想定した。より具体的には、次の表2に示すように、3通りの大動脈瘤を仮定した。表2中のセグメント番号は、大動脈瘤が存在する番号を示す。例えば、セグメント番号が「50」および「65」の例は、図8に示す全身動脈の脈波伝播モデルにおいて、セグメント番号が「50」および「65」の区間に亘って、大動脈瘤が存在することを意味する。

【0114】

【表2】

10

表2：シミュレーションされた大動脈瘤のセグメントの組合せおよびそのパラメータ

ケース case	セグメント番号 Numbers of segment	内半径 Inner radius R (mm)	長さ Length d (mm)	壁厚 Wall thickness h (mm)	ヤング率 Young's modulus E_A (MPa)
(1)	65	5.7	53	0.8	0.4
(2)	50, 65	9.5, 5.7	105	0.8	0.4
(3)	34, 50, 65	9.5, 9.5, 5.7	157	0.8	0.4

20

【0115】

表2に示す各例について、内半径R、長さd、全体のヤング率を変化させて、上肢と下肢との間の脈波の伝達関数 P_A / P_B を算出した。この伝達関数 P_A / P_B は、脈波信号である測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ をそれぞれフーリエ変換(周波数変換)して得られるフーリエ信号 $P_a(f)$ および $P_b(f)$ を用いて、次の式(39)のように定義できる。

【0116】

【数33】

30

$$\frac{P_A}{P_B} = \frac{P_b^*(f)P_a(f)}{P_b^*(f)P_b(f)} \quad (39)$$

但し、 $P_b^*(f)$ は、 $P_b(f)$ の共役複素数

【0117】

上肢および下肢における脈波は、典型的には、それぞれ上腕動脈および前脛骨動脈に任意の検出装置を装着することで取得できる。すなわち、下肢における脈波は、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の計測位置において検出され、上肢における脈波は、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の計測位置において検出される。

40

【0118】

図9～図11は、全身動脈の脈波伝播モデルを用いたシミュレーションにより得られた伝達関数の結果を示す図である。

【0119】

図9は、セグメント番号65の腹動脈(Abdominal aorta)の内半径Rを変化させたときの伝達関数 P_A / P_B のゲイン線図および位相線図を示す。図9において、「Base

50

」とは、腹動脈の内半径 R を全身動脈の脈波伝播モデルに規定されている 5.7 mm に設定した場合を意味する。すなわち、大動脈瘤が存在しない状態に相当する。

【0120】

図9に示すように、内半径 R の増加により、伝達関数 P_A / P_B のゲインが減少している。これは、周辺部の内半径に対する中央部（拡張部）の内半径の比の増加に応じて、透過損失 T が増加することと一致する。

【0121】

図10は、動脈瘤の内半径を 50 mm に固定した上で、その長さを順次長くしたときの伝達関数 P_A / P_B のゲイン線図および位相線図を示す。より具体的には、表2に示すケース(1)～(3)に示すように、セグメント番号65の腹動脈のみに動脈瘤が存在している状態から、動脈瘤が存在する範囲を、セグメント番号50の腹動脈、セグメント番号34の胸動脈(Thoracic aorta)へと順次追加することにより、中央部（拡張部）の長さ d を変化させた。図10において、「Base」とは、中央部（拡張部）の長さ d が「0」である場合を意味する。すなわち、大動脈瘤が存在しない状態に相当する。

【0122】

図10に示すように、基本周波数は、中央部（拡張部）の長さ d に比例して低く（狭く）なっている一方で、透過損失には変化がない。また、位相線図においても、基本周波数ごとに位相が 180 度変化していることがわかる。

【0123】

図11は、動脈瘤の内半径を 50 mm に固定した上で、全体のヤング率を変化させたときの伝達関数 P_A / P_B のゲイン線図および位相線図を示す。より具体的には、セグメント番号50および65の腹動脈の内半径をいずれも 50 mm に固定した上で、全体のヤング率を1、2、3倍にそれぞれ変化させた。図11において、「Base」は大動脈瘤が存在しない状態に相当する。

【0124】

図11に示すように、ヤング率が増加することにより、脈波伝播速度が高くなり、それによって基本周波数が高く（広く）なっている一方で、透過損失の極大値および極小値には変化がない。

【0125】

< b5 : まとめ >

以上のような解析的アプローチによれば、動脈瘤を検出するために、以下のような点に着目すればよいと言える。

【0126】

・透過損失 T は、周辺部の内半径と中間部の内半径との比 R の増加に伴って増加する。

【0127】

・透過損失 T は、周辺部のヤング率と中間部のヤング率との比 E の増加に伴って減少するが、全体のヤング率の影響は受けない。

【0128】

・極値（極大値 / 極小値）が生じる周波数間隔である基本周波数は、動脈瘤の長さ d に反比例する。

【0129】

・基本周波数は、脈波伝播速度と動脈瘤の長さとの比で定まる。

したがって、動脈瘤の存在は、透過損失 T の大きさおよび基本周波数により推定でき、動脈瘤の大きさ（内径および長さ）は、全体のヤング率の計測により推定できる。

【0130】

本実施の形態においては、検査装置および検査手法を簡素化する観点から、被験者の動脈上の2つの計測点においてそれぞれ脈波信号を検出し、これらの検出された脈波信号の間の周波数特性を比較することで、動脈瘤の有無および大きさの少なくとも一方を検出する。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 1 】

それぞれの脈波信号は、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の計測位置（典型的には、前脛骨動脈）、および、被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の計測位置（典型的には、上腕動脈）において検出されることが好ましい。これは、検出された脈波信号の一方が動脈瘤の影響を受けないようにすることで、動脈瘤の有無および大きさをより正しく検出するためである。このような脈波信号を用いることで、特に、腹部大動脈瘤や胸部大動脈瘤の検出に有効である。

【 0 1 3 2 】

より具体的には、本実施の形態においては、それぞれの脈波信号から伝達関数を算出し、この算出した伝達関数に基づいて、以下のような観点から、動脈瘤の有無および大きさを検出する。

【 0 1 3 3 】

- 1．伝達関数のゲイン（振幅）比に基づいて、動脈瘤の内径を推定する。
- 2．伝達関数のゲイン（振幅）が極値（極大値／極小値）をとる周波数間隔（基本周波数）に基づいて、動脈瘤の長さを推定する。このとき、伝達関数の位相変化は、基本周波数に対応する。

【 0 1 3 4 】

- 3．動脈瘤が存在しないと考えられる健常な部位（例えば、心臓と頸動脈との間など）において脈波伝播速度を計測することで、動脈瘤の長さの推定精度を向上できる。

【 0 1 3 5 】

〔 C ． 装置構成 〕

次に、上述したような解析的な検討に基づいて、被験者の動脈瘤の有無および／または大きさを検出するための具体的な装置構成について説明する。

【 0 1 3 6 】

図 1 2 は、本発明の実施の形態に係る測定装置 1 0 0 の概略構成図である。

図 1 2 を参照して、測定装置 1 0 0 は、処理部 2 と、表示部 4 と、操作部 6 と、測定部 2 0 a , 2 0 b とを含む。

【 0 1 3 7 】

処理部 2 は、測定装置 1 0 0 全体の制御を行なう装置であり、代表的に、C P U（Central Processing Unit）1 0 と、R O M（Read Only Memory）1 2 と、R A M（Random Access Memory）1 4 とを含むコンピュータで構成される。

【 0 1 3 8 】

C P U 1 0 は、演算処理部に相当し、R O M 1 2 に予め格納されているプログラムを読み出して、R A M 1 4 をワークメモリとして使用しながら、当該プログラムを実行する。

【 0 1 3 9 】

処理部 2 には、表示部 4 および操作部 6 が接続されている。表示部 4 は、ユーザによる各種設定の入力を促したり、処理部 2 からの演算結果を表示したりする。これに対して、ユーザは、表示部 4 に表示される内容を確認しながら操作部 6 を操作して、所望の設定入力や操作を行なう。なお、表示部 4 は、一例として、L E D（Light Emitting Diode）や L C D（Liquid Crystal Display）などからなる。

【 0 1 4 0 】

より具体的には、処理部 2 は、測定部 2 0 a , 2 0 b に対して測定指令を与えるとともに、当該測定指令にตอบสนองして測定された測定信号 $P a(t)$, $P b(t)$ を受信し、当該測定信号 $P a(t)$, $P b(t)$ に基づいて、後述するような本実施の形態に係る処理を実行する。

【 0 1 4 1 】

測定部 2 0 a , 2 0 b は、被験者 2 0 0 の所定の測定部位に装着された押圧カフ（空気袋）2 4 a , 2 4 b の内圧（以下、「カフ圧」という）を加圧して、それぞれの測定部位における脈波の時間波形を測定する。すなわち、測定信号 $P a(t)$ および $P b(t)$ は

10

20

30

40

50

、それぞれ押圧カフ 2 4 a および 2 4 b が装着された位置の脈波信号になる。後述するように、処理部 2 は、測定信号 $P a(t)$ と測定信号 $P b(t)$ との間の周波数特性を利用して処理を実行するので、処理部 2 からは、測定部 2 0 a および 2 0 b が互いに同期して測定信号を測定できるように、測定指令が同時に与えられる。

【 0 1 4 2 】

より詳細には、例えば、押圧カフ 2 4 a および 2 4 b は、それぞれ被験者 2 0 0 の足首部（好ましくは、前脛骨動脈の周辺）および上腕部（好ましくは、上腕動脈の周辺）に装着され、それぞれ配管 2 2 a および 2 2 b を介して測定部 2 0 a および 2 0 b から供給される空気によって加圧される。この加圧によって、押圧カフ 2 4 a および 2 4 b は対応の測定部位に押圧され、当該測定部位の脈波に応じた圧力変化がそれぞれ配管 2 2 a および 2 2 b を介して測定部 2 0 a および 2 0 b へ伝達される。

10

【 0 1 4 3 】

測定部 2 0 a , 2 0 b は、この伝達される圧力変化を検出することで、測定部位の脈波の時間波形を測定する。なお、測定信号 $P a(t)$ および $P b(t)$ の所定の周波数成分（一例として、 $0 \sim 20 [Hz]$ ）に対して演算処理を行なうことが好ましいので、測定信号 $P a(t)$ および $P b(t)$ の測定周期（サンプリング周期）は、この周波数成分に応じた時間間隔（一例として、 $25 msec$ ）より短くすることが好ましい。

【 0 1 4 4 】

このような測定動作を実行するために、測定部 2 0 a は、圧力センサ 2 8 a と、調圧弁 2 6 a と、圧力ポンプ 2 5 a と、配管 2 7 a とを含む。圧力センサ 2 8 a は、配管 2 2 a を介して伝達される圧力変動を検出するための検出部位である。一例として、圧力センサ 2 8 a は、単結晶シリコンなどの半導体チップ上に所定間隔で配列された複数のセンサエレメントを含む。調圧弁 2 6 a は、圧力ポンプ 2 5 a と押圧カフ 2 4 a との間に介挿され、測定時に押圧カフ 2 4 a を加圧に用いられる圧力を所定の範囲に維持する。圧力ポンプ 2 5 a は、処理部 2 からの測定指令に応じて作動し、押圧カフ 2 4 a を加圧するための加圧空気を供給する。

20

【 0 1 4 5 】

同様に、測定部 2 0 b は、圧力センサ 2 8 b と、調圧弁 2 6 b と、圧力ポンプ 2 5 b と、配管 2 7 b とを含む。各部の構成については、測定部 2 0 a と同様である。

【 0 1 4 6 】

30

本実施の形態では、生体信号である脈波信号を、脈波によって生じる圧力変化を圧力カフを用いて測定することで取得する構成について説明するが、例えば、被験者 2 0 0 の測定部位に微小の一定電流を流すとともに、脈波の伝播に応じて生じるインピーダンス（生体インピーダンス）の変化によって生じる電圧変化を脈波信号として取得してもよい。

【 0 1 4 7 】

[D . 動脈瘤の判断ロジック（実施の形態 1）]

< d 1 : 概要 >

実施の形態 1 として、それぞれ検出された脈波信号から、押圧カフ 2 4 a が装着された計測位置（被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の計測位置）と、押圧カフ 2 4 b が装着された計測位置（被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の計測位置）との間の圧力の伝達関数を算出し、この算出した伝達関数を用いて、動脈瘤の有無および / または大きさを検出する構成について説明する。実施の形態 1 においては、伝達関数に関する位相差特性のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を検出する。上述したように、伝達関数の位相線図では、基本周波数ごとに位相が 180 度変化することになる。基本周波数が低い（狭い）場合には、より多くの頻度でこの位相が生じることになる。また、基本周波数は、動脈瘤の長さに反比例するので、基本周波数が相対的に低い（狭い）場合には、動脈瘤が存在する確率が高いといえる。したがって、ばらつき度合いが大きいほど、動脈瘤が存在する確率が高いと判断できる。

40

【 0 1 4 8 】

50

より具体的には、実施の形態 1 においては、測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ をそれぞれ周波数変換して位相特性を算出し、さらに、周波数ごとに位相差を算出することで、伝達関数 P_A / P_B の位相差特性 (P_A / P_B) を算出する。なお、便宜上、それぞれフーリエ信号 $P_a(f)$ および $P_b(f)$ を用いて、次の式 (40) のように定義できる位相特性 $\phi_a(f)$ および $\phi_b(f)$ を用いて説明する。

【0149】

【数 34】

$$\begin{aligned}\Phi_a(f) &= \angle P_a(f) \\ \Phi_b(f) &= \angle P_b(f)\end{aligned}\tag{40}$$

10

【0150】

そして、この算出した伝達関数に関する位相差特性における位相のばらつき度合いに基づいて、対象の血管経路に動脈瘤が存在するか否かを判断する。以下、このような処理を実現するための具体的な構成例について説明する。

【0151】

< d2 : 機能構成 >

図 13 は、実施の形態 1 に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。図 13 に示す各機能ブロックは、典型的には、処理部 2 の CPU 10 (図 12) が ROM 12 などに予め格納されているプログラムに従って演算処理を実行することで実現される。

20

【0152】

図 13 を参照して、実施の形態 1 に係る処理部 2 は、周波数変換部 30a、30b と、比較部 40 と、判断部 50 と、出力部 60 とを含む。

【0153】

周波数変換部 30a および 30b は、それぞれ時間波形である測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ を所定期間にわたって受信し、当該受信した測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ を周波数領域の情報に変換する。代表的に、周波数変換部 30a および 30b は、高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を用いて、周波数変換を行なう。なお、高速フーリエ変換に限らず、時間領域の信号をフーリエ級数などの周波数領域の信号に変換するものであれば、いずれの変換アルゴリズムを用いてもよい。

30

【0154】

実施の形態 1 においては、周波数変換部 30a および 30b は、周波数領域の情報として、位相特性 $\phi_a(f)$ および $\phi_b(f)$ を出力する。より具体的には、周波数変換部 30a は、測定信号 $P_a(t)$ の各周波数成分についての位相を示す位相特性 $\phi_a(f)$ を算出し、算出した位相特性 $\phi_a(f)$ を比較部 40 へ出力する。同様に、周波数変換部 30b は、測定信号 $P_b(t)$ の各周波数成分についての位相を示す位相特性 $\phi_b(f)$ を算出し、算出した位相特性 $\phi_b(f)$ を比較部 40 へ出力する。

40

【0155】

比較部 40 は、脈波信号である測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ の間の周波数特性 (実施の形態 1 においては、位相差特性) を比較することで、各周波数における位相差を比較結果として算出する。より具体的には、比較部 40 は、位相差特性算出部 40a を含む。位相差特性算出部 40a は、各周波数について、位相特性 $\phi_a(f)$ と位相特性 $\phi_b(f)$ との差を算出することで、周波数ごとに位相差を示す位相差特性 (位相特性 $\phi_a(f)$ - 位相特性 $\phi_b(f)$) を算出する。

【0156】

なお、測定信号 $P_a(t)$ と測定信号 $P_b(t)$ との間の各周波数成分についての位相差をプロットすると、位相線図は、 $\pm 180^\circ$ を境界とした不連続点を有する。これは、

50

所定の周波数以上の周波数成分において、1周期（360°）以上の位相差が生じていることを意味する。そこで、位相差特性算出部40aは、このような位相線図の不連続点に対して、1または2以上の周期に相当する単位（ $n \times 360^\circ$ ）で補正を行なった上で、実測の位相差特性を算出する。

【0157】

位相差特性算出部40aは、位相特性 $a(f)$ と位相特性 $b(f)$ との差である、周波数 f_i に対応する位相差 A_i を位相線図上にプロットする。なお、周波数 f_i は、低周波側から数えて i 番目の周波数成分である。位相線図の不連続点に上記補正がなされることで、プロットされる位相線図が連続化する。位相差特性算出部40aは、位相線図上にプロットされる位相差 A_i を用いて回帰直線を算出する。この回帰直線の傾き（[deg/Hz]）が位相線特性に相当する。この位相線特性の傾きは、位相差特性の周波数についての変化量に相当する偏角を用いて、傾き $g \times p = \tan(\text{exp})$ として定義できる。

10

【0158】

位相差特性算出部40aは、この算出した比較結果（位相差特性）を判断部50へ出力する。すなわち、比較部40（位相差特性算出部40a）は、押圧カフ24aが装着された計測位置と、押圧カフ24bが装着された計測位置との間の圧力の伝達関数（少なくとも、位相差特性）を算出することになる。

【0159】

判断部50は、この比較部40において算出された比較結果に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無を判断する。より具体的には、判断部50は、算出された伝達関数に関する位相差特性における位相のばらつき度合いに基づいて、動脈瘤の有無を判断する。

20

【0160】

図14は、複数の被験者から実際に取得された測定信号から算出された位相線図を示す図である。すなわち、比較部40からは、図14（A）～（C）に示すような位相差特性が出力される。判断部50は、図14（A）～（C）に示すそれぞれの位相差特性に対して、位相のばらつき度合いを評価する。一例として、判断部50は、公知の方法によって決定される回帰線をそれぞれ設定するとともに、当該設定された回帰線からのずれ量をばらつき度合いとして算出する。そして、判断部50は、この算出されたばらつき度合いが所定のしきい値を超えるか否かを判断する。算出されたばらつき度合いが所定のしきい値を超える場合には、検査対象の血管経路上に、無視できない動脈瘤が存在していると判断される。

30

【0161】

図14（A）～（C）に示される回帰線は、測定された周波数ごとの位相を統計処理することで算出されてもよい。判断部50は、統計処理部50aを含み、統計処理部50aは、位相のばらつき度合いを評価するための回帰線を決定するとともに、決定された回帰線に基づいて位相のばらつき度合いを算出する。あるいは、位相差特性に対して、最小二乗法などの方法を用いて回帰線を決定してもよい。さらにあるいは、動脈瘤が存在しないと考えられる健常な部位（例えば、心臓と頸動脈との間など）において脈波伝播速度を計測し、その計測した脈波の伝搬速度から本来的な位相差特性を算出し、この算出した本来的な位相差特性から回帰線を決定してもよい。

40

【0162】

また、ばらつき度合いについても、周波数ごとに回帰線からのずれ量を積算することで算出してもよいし、回帰線と位相差特性との間の総面積から算出してもよい。さらに、標準偏差といった公知の方法で、ばらつき度合いを算出してもよい。

【0163】

再度、図13を参照して、出力部60は、判断部50における判断結果を表示部4（図12）に表示させる。

【0164】

50

< d 3 : 処理手順 >

次に、実施の形態 1 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順について説明する。

【 0 1 6 5 】

図 1 5 は、実施の形態 1 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。図 1 5 を参照して、ユーザによる操作部 6 (図 1 2) などに対する操作に応答して、CPU 1 0 は、測定部 2 0 a , 2 0 b に対して測定指令を与え、測定部 2 0 a , 2 0 b が被験者 2 0 0 に装着された押圧カフ 2 4 a , 2 4 b における脈波信号の測定を開始する (ステップ S 1 0 0) 。

【 0 1 6 6 】

次に、CPU 1 0 は、測定部 2 0 a , 2 0 b で測定される時間波形である測定信号 $P_a(t)$, $P_b(t)$ から周波数領域の位相特性 $a(f)$, $b(f)$ を算出する (ステップ S 1 0 2) 。そして、CPU 1 0 は、位相特性 $a(f)$ と位相特性 $b(f)$ との間の各周波数における位相差に基づいて位相差特性を算出する (ステップ S 1 0 4) 。

【 0 1 6 7 】

続いて、CPU 1 0 は、算出された位相差特性に対して回帰線を設定し (ステップ S 1 0 6) 、当該設定した回帰線に基づいて、位相差特性のばらつき度合いを算出する (ステップ S 1 0 8) 。

【 0 1 6 8 】

その後、CPU 1 0 は、算出した位相差特性のばらつき度合いを予め定められたしきい値と比較し、ばらつき度合いが当該しきい値より大きいかな否かを判断する (ステップ S 1 1 0) 。

【 0 1 6 9 】

ばらつき度合いが当該しきい値より大きい場合 (ステップ S 1 1 0 において YES の場合) には、CPU 1 0 は、被験者 2 0 0 の心臓から押圧カフ 2 4 a , 2 4 b が装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性があるとして、その評価結果を表示部 4 に出力させる (ステップ S 1 1 2) 。そして、測定処理は終了する。これに対して、ばらつき度合いが当該しきい値より小さい場合 (ステップ S 1 1 0 において NO の場合) には、CPU 1 0 は、被験者 2 0 0 の心臓から押圧カフ 2 4 a , 2 4 b が装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性は低いとして、その評価結果を表示部 4 に出力させる (ステップ S 1 1 4) 。そして、測定処理は終了する。

【 0 1 7 0 】

< d 4 : 利点 >

本実施の形態によれば、被験者の下肢および上肢からそれぞれ脈波信号を測定するだけで、動脈瘤などの病変の有無を判断することができる。そのため、より簡素な構成で、かつ、より簡単な手順で、動脈瘤についての診断を行なうことができる。また、本実施の形態によれば、比較的高い精度で検出できる脈波信号の位相信号を用いて、動脈瘤などの病変の有無を判断するので、判断精度を高めることができる。

【 0 1 7 1 】

[E . 動脈瘤の判断ロジック (実施の形態 2)]

< e 1 : 概要 >

実施の形態 2 においては、上述の実施の形態 1 と同様に、それぞれ検出された脈波信号から、押圧カフ 2 4 a が装着された計測位置 (被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の計測位置) と、押圧カフ 2 4 b が装着された計測位置 (被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の計測位置) との間の圧力の伝達関数を算出し、この算出した伝達関数を用いて、動脈瘤の有無および / または大きさを検出する構成について説明する。実施の形態 2 においては、脈波信号についての周波数ごとの位相遅れ時間に基づいて、基準の位相差特性を算出する。より具体的には、脈波信号についての周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて、位相線図における位相角を算出する。そして、この基準の位相差特性と伝達関数に関する位相差特性とが交

10

20

30

40

50

差する回数、または、交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および大きさを検出する。上述したように、伝達関数の位相線図では、基本周波数ごとに位相が180度変化することになる。基本周波数が低い(狭い)場合には、より多くの頻度でこの位相が生じることになる。また、基本周波数は、動脈瘤の長さに反比例するので、基本周波数が相対的に低い(狭い)場合には、動脈瘤が存在する確率が高いといえる。したがって、被験者の血管経路の状態から生じるであろう位相遅れを基準として、この基準の特性特性からのずれに基づいて、動脈瘤の存在およびその大きさ(内径および長さ)を推定できる。

【0172】

実施の形態2は、実施の形態1に比較して、主として、基準の位相差特性を算出する処理、および、基準の特性特性からのずれを評価する処理が異なっている。そのため、以下の説明では、主としてこのような相違点について説明する。

10

【0173】

< e2 : 機能構成 >

図16は、実施の形態2に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。図16に示す各機能ブロックは、典型的には、処理部2のCPU10(図12)がROM12などに予め格納されているプログラムに従って演算処理を実行することで実現される。

【0174】

図16を参照して、実施の形態2に係る処理部2は、周波数変換部30a, 30bと、周波数選択部31a, 31bと、比較部41と、判断部51と、出力部60とを含む。周波数変換部30a, 30bおよび出力部60については、図13において説明したので、詳細な説明は繰り返さない。

20

【0175】

周波数選択部31a, 31bは、脈波信号についての周波数ごとの位相遅れ時間を算出するために、それぞれ測定信号Pa(t), Pb(t)に含まれる特定の周波数成分のみを抽出して比較部41へ出力する。周波数選択部31a, 31bは、いわばバンドパスフィルタとして機能する。ここで、周波数選択部31a, 31bは、互いに同一の周波数成分をそれぞれ抽出する必要があるので、連係して抽出する周波数を同期する。

【0176】

比較部41は、実施の形態1において説明した位相差特性算出部40aに加えて、位相遅れ時間算出部41aを含む。位相遅れ時間算出部41aは、周波数選択部31a, 31bからそれぞれ抽出される測定信号Pa(t), Pb(t)に含まれる特定の周波数成分を互いに比較することで、脈波信号について周波数ごとの位相遅れ時間を算出する。

30

【0177】

判断部51は、実施の形態1において説明した統計処理部50aに加えて、位相角設定部51aを含む。位相角設定部51aは、位相遅れ時間算出部41aが算出した周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて、位相角を算出する。この位相角は、被験者の血管経路の状態から生じるであろう位相遅れを示すものである。

【0178】

図17は、実施の形態2に係る位相角設定部51aによって設定される位相角(基準の位相差特性)を説明するための図である。図17(A)~(C)に示すように、位相角設定部51aによって算出される位相角に基づいて、基準の位相差特性が設定される。この位相角は、位相線図における傾きを示す。

40

【0179】

判断部51は、位相角設定部51aによって設定される基準の位相差特性に対して、位相差特性算出部40aによって算出される脈波信号についての位相差特性が交差する状況に基づいて、動脈瘤の有無および/または大きさを評価する。

【0180】

上述したように、伝達関数の位相線図では、基本周波数ごとに位相が180度変化することになる。基本周波数が低い(狭い)場合には、より多くの頻度でこの位相が生じるこ

50

となる。また、基本周波数は、動脈瘤の長さに反比例するので、基本周波数が相対的に低い（狭い）場合には、動脈瘤が存在する確率が高いといえる。したがって、基準の位相差特性に対して、脈波信号についての位相差特性が交差する回数が多いほど、動脈瘤が存在する確率が高いと判断できる。また、基本周波数は動脈瘤の長さに反比例するので、基本周波数が相対的に低い（狭い）場合には、より長い動脈瘤が存在することが推定できる。

【0181】

また、基準の位相差特性と脈波信号についての位相差特性とが交差する周波数間隔は、上述の基本周波数そのものである。この交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および／または大きさを推定することもできる。

10

【0182】

すなわち、実施の形態2において、判断部51は、周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して伝達関数の位相差特性が交差する回数に基づいて、動脈瘤の有無および／または大きさを判断する。あるいは、判断部51は、周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて算出される位相角に対して伝達関数の位相差特性が交差する周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および／または大きさを判断する。

【0183】

なお、測定信号 $P_a(t)$, $P_b(t)$ から算出される位相差特性には誤差が含まれる場合があるので、特定の周波数成分を用いたり、位相差特性に対して補間処理などを行ったりして、誤差の影響を小さくしてもよい。

20

【0184】

< e3 : 処理手順 >

次に、実施の形態2に係る動脈瘤の判断に係る処理手順について説明する。

【0185】

図18は、実施の形態2に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。なお、図18に示すフローチャートにおいては、図15に示すフローチャートと同一の処理については、同一のステップ番号を付している。

【0186】

図18を参照して、ユーザによる操作部6（図12）などに対する操作に応答して、CPU10は、測定部20a, 20bに対して測定指令を与え、測定部20a, 20bが被験者200に装着された押圧カフ24a, 24bにおける脈波信号の測定を開始する（ステップS100）。

30

【0187】

次に、CPU10は、測定部20a, 20bで測定される時間波形である測定信号 $P_a(t)$, $P_b(t)$ から周波数領域の位相特性 $a(f)$, $b(f)$ を算出する（ステップS102）。そして、CPU10は、位相特性 $a(f)$ と位相特性 $b(f)$ との間の各周波数における位相差に基づいて位相差特性を算出する（ステップS104）。このステップS102およびS104の処理と並行して、あるいは、連続して、CPU10は、測定信号 $P_a(t)$, $P_b(t)$ についての周波数ごとの位相遅れ時間を算出する（ステップS105）。

40

【0188】

続いて、CPU10は、ステップS105において算出した周波数ごとの位相遅れ時間の平均に基づいて、位相線図における位相角を算出するとともに、算出された位相差特性に対して基準の位相差特性を設定する（ステップS107）。そして、CPU10は、基準の位相差特性と伝達関数に関する位相差特性とが交差する位置を探索し（ステップS109）、探索した交差する位置の数（交差の回数）および／または交差する位置の間の間隔（交差する周波数間隔）を算出する（ステップS111）。

【0189】

続いて、CPU10は、ステップS111において算出した情報に基づいて、動脈瘤が存在する可能性を示す条件を満足するか否かを判断する（ステップS113）。より具体

50

的には、CPU10は、ステップS111において算出した交差の回数が所定のしきい回数を超えるか否か、あるいは、ステップS111において算出した交差する周波数間隔が所定のしきい周波数を下回るか否かを判断する。

【0190】

動脈瘤が存在する可能性を示す条件を満足する場合（ステップS113においてYESの場合）には、CPU10は、被験者200の心臓から押圧カフ24a, 24bが装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性があるとして、その評価結果を表示部4に出力させる（ステップS115）。さらに、CPU10は、ステップS111において算出した交差する周波数間隔の値に基づいて、存在することが推定される動脈瘤の大きさを示す情報を表示部4に出力させる（ステップS117）。そして、測定処理は終了する。

10

【0191】

これに対して、動脈瘤が存在する可能性を示す条件を満足しない場合（ステップS110においてNOの場合）には、CPU10は、被験者200の心臓から押圧カフ24a, 24bが装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性は低いとして、その評価結果を表示部4に出力させる（ステップS119）。そして、測定処理は終了する。

【0192】

< e4 : 利点 >

本実施の形態によれば、被験者の下肢および上肢からそれぞれ脈波信号を測定するだけで、動脈瘤などの病変の有無を判断することができる。そのため、より簡素な構成で、かつ、より簡単な手順で、動脈瘤についての診断を行なうことができる。また、本実施の形態によれば、動脈瘤の有無に加えて、その大きさについても推定できるので、存在が推定される動脈瘤の進行状況についても推定することができる。

20

【0193】

[F . 動脈瘤の判断ロジック（実施の形態3）]

< f1 : 概要 >

実施の形態3においても、上述の実施の形態1および2と同様に、それぞれ検出された脈波信号から、押圧カフ24aが装着された計測位置（被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分を経た血管経路の計測位置）と、押圧カフ24bが装着された計測位置（被験者の心臓から動脈瘤の発生が予想される部分とは異なる部分を経た血管経路の計測位置）との間の圧力の伝達関数を算出し、この算出した伝達関数を用いて、動脈瘤の有無および/または大きさを検出する構成について説明する。実施の形態3においては、伝達関数のゲイン特性において極値が生じる周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および/または大きさを検出する。上述したように、伝達関数のゲイン線図において、極値（極大値/極小値）が生じる周波数間隔が基本周波数であり、この基本周波数は、動脈瘤の長さに反比例するので、基本周波数が相対的に低い（狭い）場合には、動脈瘤が存在する確率が高いといえる。

30

【0194】

そこで、実施の形態3においては、測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ をそれぞれ周波数変換してゲイン特性を算出し、さらに、周波数ごとにゲイン比を算出することで、伝達関数 P_A/P_B のゲイン特性（ $|P_A/P_B|$ ）を算出する。なお、便宜上、それぞれフーリエ信号 $P_a(f)$ および $P_b(f)$ を用いて、次の式（41）のように定義できるゲイン特性 $G_a(f)$ および $G_b(f)$ を用いて説明する。

40

【0195】

【数 3 5】

$$\begin{aligned} G_a(f) &= |P_a(f)| \\ G_b(f) &= |P_b(f)| \end{aligned} \quad (41)$$

【0196】

なお、ゲイン特性 $G_a(f)$ および $G_b(f)$ として対数値（デシベル [dB]）を用いた場合には、ゲイン特性 $G_a(f)$ とゲイン特性 $G_b(f)$ との周波数ごとの差分がゲイン特性となる。

10

【0197】

そして、この算出した伝達関数のゲイン特性において極値（極大値／極小値）が生じる周波数間隔に基づいて、対象の血管経路に動脈瘤が存在するか否かを判断する。また、動脈瘤の大きさ（長さ）を推定する。以下、このような処理を実現するための具体的な構例について説明する。

【0198】

< f 2 : 機能構成 >

図 19 は、実施の形態 3 に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。図 19 に示す各機能ブロックは、典型的には、処理部 2 の CPU 10（図 12）が ROM 12 などに予め格納されているプログラムに従って演算処理を実行することで実現される。

20

【0199】

図 19 を参照して、実施の形態 3 に係る処理部 2 は、周波数変換部 32a、32b と、比較部 42 と、判断部 52 と、出力部 60 とを含む。

【0200】

周波数変換部 32a および 32b は、それぞれ時間波形である測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ を所定期間にわたって受信し、当該受信した測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ を周波数領域の情報に変換する。代表的に、周波数変換部 32a および 32b は、高速フーリエ変換（FFT）を用いて、周波数変換を行なう。なお、高速フーリエ変換に限らず、時間領域の信号をフーリエ級数などの周波数領域の信号に変換するものであれば、いずれの変換アルゴリズムを用いてもよい。

30

【0201】

実施の形態 3 においては、周波数変換部 32a および 32b は、周波数領域の情報として、ゲイン特性 $G_a(f)$ および $G_b(f)$ を出力する。より具体的には、周波数変換部 32a は、測定信号 $P_a(t)$ の各周波数成分についてのゲインを示すゲイン特性 $G_a(f)$ を算出し、算出したゲイン特性 $G_a(f)$ を比較部 42 へ出力する。同様に、周波数変換部 32b は、測定信号 $P_b(t)$ の各周波数成分についてのゲインを示すゲイン特性 $G_b(f)$ を算出し、算出したゲイン特性 $G_b(f)$ を比較部 42 へ出力する。

40

【0202】

比較部 42 は、脈波信号である測定信号 $P_a(t)$ および $P_b(t)$ の間の周波数特性（実施の形態 3 においては、ゲイン特性）を比較することで、各周波数におけるゲイン比を比較結果として算出する。より具体的には、比較部 42 は、ゲイン特性算出部 42a を含む。ゲイン特性算出部 42a は、各周波数について、ゲイン特性 $G_a(f)$ とゲイン特性 $G_b(f)$ との比（または、差）を算出することで、周波数ごとにゲイン比を示すゲイン特性を算出する。比較部 42 において算出された比較結果（ゲイン特性）は、判断部 52 へ出力される。すなわち、比較部 42 は、押圧カフ 24a が装着された計測位置と、押圧カフ 24b が装着された計測位置との間の圧力の伝達関数（少なくとも、ゲイン特性）を算出することになる。

【0203】

50

判断部 5 2 は、この比較部 4 2 において算出された比較結果に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無を判断する。より具体的には、判断部 5 2 は、算出された伝達関数のゲイン特性において極値（極大値 / 極小値）が生じる周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および / または大きさを判断する。

【 0 2 0 4 】

図 2 0 は、実施の形態 3 に係る判断部 5 2 における判断処理を説明するための図である。比較部 4 2 からは、図 2 0 に示すようなゲイン特性が出力される。判断部 5 2 は、図 2 0 に示すようなゲイン特性における極値（極大値および極小値）を探索する。このような極値の探索方法としては、公知の方法を採用することができる。そして、判断部 5 2 は、このように探索された隣接する極値の間の周波数間隔を基本周波数として算出する。なお、何らかの測定誤差によって、極値が存在する位置によって、周波数間隔が変動する場合もあるが、このような場合には、複数の周波数間隔の平均などを基本周波数に設定してもよい。

10

【 0 2 0 5 】

そして、判断部 5 2 は、この算出した基本周波数の大きさに基づいて、検査対象の血管経路上に、無視できない動脈瘤が存在しているか否かを判断するとともに、動脈瘤が存在している可能性が高いと判断された場合には、その大きさを基本周波数から推定する。典型的には、判断部 5 2 は、算出した基本周波数が予め定めたとしきい値と比較して、当該しきい値を下回っている場合に、動脈瘤が存在している可能性が高いと判断する。

【 0 2 0 6 】

20

< f 3 : 処理手順 >

次に、実施の形態 3 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順について説明する。

【 0 2 0 7 】

図 2 1 は、実施の形態 3 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。なお、図 2 1 に示すフローチャートにおいては、図 1 5 に示すフローチャートと同一の処理については、同一のステップ番号を付している。

【 0 2 0 8 】

図 2 1 を参照して、ユーザによる操作部 6（図 1 2）などに対する操作に応答して、CPU 1 0 は、測定部 2 0 a, 2 0 b に対して測定指令を与え、測定部 2 0 a, 2 0 b が被験者 2 0 0 に装着された押圧カフ 2 4 a, 2 4 b における脈波信号の測定を開始する（ステップ S 1 0 0）。

30

【 0 2 0 9 】

次に、CPU 1 0 は、測定部 2 0 a, 2 0 b で測定される時間波形である測定信号 $P_a(t)$, $P_b(t)$ から周波数領域のゲイン特性 $G_a(f)$, $G_b(f)$ を算出する（ステップ S 1 2 2）。そして、CPU 1 0 は、ゲイン特性 $G_a(f)$ とゲイン特性 $G_b(f)$ との間の各周波数におけるゲイン比に基づいてゲイン特性を算出する（ステップ S 1 2 4）。

【 0 2 1 0 】

続いて、CPU 1 0 は、算出されたゲイン特性に生じる極値（極大値および極小値）を探索するとともに、探索された隣接する極値の間の周波数間隔を基本周波数として算出する（ステップ S 1 2 6）。

40

【 0 2 1 1 】

その後、CPU 1 0 は、算出した基本周波数を予め定められたしきい値と比較し、基本周波数が当該しきい値より小さいか否かを判断する（ステップ S 1 2 8）。

【 0 2 1 2 】

基本周波数が当該しきい値より小さい場合（ステップ S 1 2 8 において Y E S の場合）には、CPU 1 0 は、被験者 2 0 0 の心臓から押圧カフ 2 4 a, 2 4 b が装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性があるとして、その評価結果を表示部 4 に出力させる（ステップ S 1 3 0）。さらに、CPU 1 0 は、基本周波数の大きさに基づいて、存在することが推定される動脈瘤の大きさを示す情報を表示部 4

50

に出力させる（ステップ S 1 3 2）。そして、測定処理は終了する。これに対して、基本周波数が当該しきい値より大きい場合（ステップ S 1 2 8 において N O の場合）には、C P U 1 0 は、被験者 2 0 0 の心臓から押圧カフ 2 4 a , 2 4 b が装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性は低いとして、その評価結果を表示部 4 に出力させる（ステップ S 1 3 4）。そして、測定処理は終了する。

【 0 2 1 3 】

< f 4 : 利点 >

本実施の形態によれば、被験者の下肢および上肢からそれぞれ脈波信号を測定するだけで、動脈瘤などの病変の有無を判断することができる。そのため、より簡素な構成で、かつ、より簡単な手順で、動脈瘤についての診断を行なうことができる。また、本実施の形態によれば、基本周波数を直接的に算出できるので、動脈瘤の大きさの推定をより高い精度で行なうことができる。

10

【 0 2 1 4 】

[G . 動脈瘤の判断ロジック（実施の形態 4）]

< g 1 : 概要 >

実施の形態 4 においては、それぞれ検出された脈波信号の間の脈波伝播速度についての周波数特性を算出し、この算出した脈波伝播速度についての周波数特性における、脈波伝播速度のばらつき、および / または、脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および / または大きさを検出する。

【 0 2 1 5 】

20

脈波伝播速度は、実施の形態 1 において用いた位相差特性に対応する特徴量を示すものであり、また、実施の形態 2 において用いた位相遅れ時間に対応する特徴量を示すものである。そのため、脈波伝播速度は、位相差特性や位相遅れ時間と同様の周波数についての特徴量を示すことになる。

【 0 2 1 6 】

そこで、実施の形態 4 においては、上述の実施の形態 1 または 2 と同様の判断手法を用いて、脈波伝播速度についての周波数特性から動脈瘤の有無および / または大きさを検出する。

【 0 2 1 7 】

< g 2 : 機能構成 >

30

図 2 2 は、実施の形態 4 に係る動脈瘤を検出するための処理を実現する機能ブロックを示す模式図である。図 2 2 に示す各機能ブロックは、典型的には、処理部 2 の C P U 1 0（図 1 2）が R O M 1 2 などに予め格納されているプログラムに従って演算処理を実行することで実現される。

【 0 2 1 8 】

図 2 2 を参照して、実施の形態 4 に係る処理部 2 は、周波数選択部 3 1 a , 3 1 b と、比較部 4 3 と、判断部 5 3 と、出力部 6 0 とを含む。

【 0 2 1 9 】

周波数選択部 3 1 a , 3 1 b は、脈波信号についての周波数ごとの脈波伝播速度（P W V）を算出するために、それぞれ測定信号 P a（t）, P b（t）に含まれる特定の周波数成分のみを抽出して比較部 4 3 へ出力する。周波数選択部 3 1 a , 3 1 b は、いわばバンドパスフィルタとして機能する。ここで、周波数選択部 3 1 a , 3 1 b は、同一の周波数成分をそれぞれ抽出する必要があるので、互いに連係して抽出する周波数を同期させる。

40

【 0 2 2 0 】

比較部 4 3 は、脈波信号である測定信号 P a（t）および P b（t）の間の脈波伝播速度についての周波数特性を比較結果として算出する。比較部 4 3 は、P W V 算出部 4 3 a を含む。P W V 算出部 4 3 a は、測定信号 P a（t）および P b（t）を所定期間にわたって受信し、周波数ごとに時間軸上に表われるそれぞれの脈波波形の出現時間差を伝播時間差 T d_i として算出する。すなわち、周波数選択部 3 1 a および 3 1 b は、測定信号 P

50

$a(t)$ および $Pb(t)$ のうち、選択された周波数成分に対応する時間波形を PWV 算出部 43a へ出力するので、脈波波形の出現時間差が周波数ごとの伝播時間差 Td_i となる。

【0221】

そして、 PWV 算出部 43a は、被験者 200 の心臓から押圧カフ 24a および 24b が装着された測定部位までのそれぞれの血管経路の距離 L_a 、 L_b またはその距離の差 L を取得しておき、距離の差 L を伝播時間差 Td_i で除算することで周波数ごとの脈波伝播速度 (PWV_i) を算出する。 PWV 算出部 43a は、算出された周波数ごとの脈波伝播速度 (PWV_i) を判断部 53 へ出力する。

【0222】

このように、比較部 43 (PWV 算出部 43a) は、脈波信号の間の脈波伝播速度についての周波数特性を算出することになる。

【0223】

判断部 53 は、比較部 43 において算出された脈波信号の間の脈波伝播速度についての周波数特性に含まれる周波数についての所定の特徴量に基づいて、動脈瘤の有無および/または大きさを判断する。より具体的には、判断部 53 は、算出された脈波伝播速度についての周波数特性における、脈波伝播速度のばらつき度合い、および/または、脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および/または大きさを判断する。

【0224】

図 23 は、複数の被験者から実際に取得された測定信号から算出された脈波伝播速度 (PWV) を示す図である。すなわち、比較部 43 からは、図 23 (A) ~ (C) に示すような脈波伝播速度についての周波数特性が出力される。判断部 53 は、図 23 (A) ~ (C) に示すそれぞれの位相差特性に対して、脈波伝播速度のばらつき度合い、および/または、脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔を評価する。

【0225】

典型的には、判断部 53 は、公知の方法によって決定される回帰線をそれぞれ設定するとともに、当該設定された回帰線からのずれ量をばらつき度合いとして算出する。図 23 (A) には、設定される回帰線の一例を示す。そして、判断部 53 は、この算出されたばらつき度合いが所定のしきい値を超えるか否かを判断する。算出されたばらつき度合いが所定のしきい値を超える場合には、検査対象の血管経路上に、無視できない動脈瘤が存在していると判断される。

【0226】

また、判断部 53 は、脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔に基づいて、動脈瘤の有無および/または大きさを判断してもよい。図 23 (B) および (C) では、脈波伝播速度に周期的変動が生じている。判断部 53 は、このような脈波伝播速度の周期的変動について、その変動周期、すなわち変動の周波数間隔を算出する。この変動の周波数間隔は、上述の基本周波数に相当し、この基本周波数の大きさに基づいて、動脈瘤の存在および/または長さを評価できる。判断部 53 は、算出した変動の周波数間隔に基づいて、検査対象の血管経路上に、無視できない動脈瘤が存在しているか否かを判断するとともに、動脈瘤が存在している可能性が高いと判断された場合には、その大きさを変動の周波数間隔から推定する。

【0227】

< g3 : 処理手順 >

次に、実施の形態 4 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順について説明する。

【0228】

図 24 は、実施の形態 4 に係る動脈瘤の判断に係る処理手順を示すフローチャートである。なお、図 24 に示すフローチャートにおいては、図 15 に示すフローチャートと同一の処理については、同一のステップ番号を付している。

【0229】

図24を参照して、ユーザによる操作部6(図12)などに対する操作に応答して、CPU10は、測定部20a, 20bに対して測定指令を与え、測定部20a, 20bが被験者200に装着された押圧カフ24a, 24bにおける脈波信号の測定を開始する(ステップS100)。

【0230】

次に、CPU10は、測定信号 $P_a(t)$, $P_b(t)$ についての周波数ごとの伝播時間差を算出する(ステップS140)とともに、被験者の心臓から押圧カフ24aおよび24bが装着された測定部位までのそれぞれの血管経路の差を伝播時間差で除算することで周波数ごとの脈波伝播速度を算出する(ステップS142)。

【0231】

続いて、CPU10は、ステップS142において算出した周波数ごとの脈波伝播速度から算出される脈波伝播速度についての周波数特性に対して、脈波伝播速度のばらつき度合いを算出する(ステップS144)。このステップS144の処理と並行して、あるいは、連続して、CPU10は、ステップS142において算出した周波数ごとの脈波伝播速度から算出される脈波伝播速度についての周波数特性に対して、脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔を算出する(ステップS146)。なお、ステップS144およびS146の一方のみを行なうようにしてもよい。

【0232】

続いて、CPU10は、ステップS144および/またはS146において算出した情報に基づいて、動脈瘤が存在する可能性を示す条件を満足するか否かを判断する(ステップS148)。

【0233】

より具体的には、CPU10は、ステップS144において算出した脈波伝播速度のばらつき度合いが所定のしきい度合いを超えるか否か、あるいは、ステップS146において算出した脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔が所定のしきい周波数を下回るか否かを判断する。

【0234】

動脈瘤が存在する可能性を示す条件を満足する場合(ステップS148においてYESの場合)には、CPU10は、被験者200の心臓から押圧カフ24a, 24bが装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性があるとして、その評価結果を表示部4に出力させる(ステップS150)。さらに、CPU10は、ステップS146において算出した脈波伝播速度に生じる変動の周波数間隔の値に基づいて、存在することが推定される動脈瘤の大きさを示す情報を表示部4に出力させる(ステップS152)。そして、測定処理は終了する。

【0235】

これに対して、動脈瘤が存在する可能性を示す条件を満足しない場合(ステップS148においてNOの場合)には、CPU10は、被験者200の心臓から押圧カフ24a, 24bが装着された計測位置までの血管経路上に動脈瘤などの所定の病変が存在する可能性は低いとして、その評価結果を表示部4に出力させる(ステップS154)。そして、測定処理は終了する。

【0236】

< g4: 利点 >

本実施の形態によれば、被験者の下肢および上肢からそれぞれ脈波信号を測定するだけで、動脈瘤などの病変の有無を判断することができる。そのため、より簡素な構成で、かつ、より簡単な手順で、動脈瘤についての診断を行なうことができる。また、本実施の形態によれば、従来から診断に利用されている脈波伝播速度(PWV)を利用できるので、既存の診断手法との調和が容易である。

【0237】

[H. その他の形態]

本実施の形態に係る血管経路に発生し得る動脈瘤を評価するための測定方法を、プログ

10

20

30

40

50

ラムの実行によって実現してもよい。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（Compact Disk-Read Only Memory）、ＲＯＭ、ＲＡＭおよびメモリカードなどのコンピュータ読取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。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録させて、プログラムを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。

【０２３８】

なお、本実施の形態に係るプログラムは、コンピュータのオペレーティングシステム（ＯＳ）の一部として提供されるプログラムモジュールのうち、必要なモジュールを所定の配列で所定のタイミングで呼出して処理を実行させるものであってもよい。その場合、プログラム自体には上記モジュールが含まれずＯＳと協働して処理が実行される。このようなモジュールを含まないプログラムも、本実施の形態に係るプログラムに含まれ得る。

10

【０２３９】

また、本実施の形態に係るプログラムは他のプログラムの一部に組み込まれて提供されるものであってもよい。その場合にも、プログラム自体には上記他のプログラムに含まれるモジュールが含まれず、他のプログラムと協働して処理が実行される。このような他のプログラムに組み込まれたプログラムも、本実施の形態に係るプログラムに含まれ得る。

【０２４０】

提供されるプログラム製品は、ハードディスクなどのプログラム格納部にインストールされて実行される。なお、プログラム製品は、プログラム自体と、プログラムが記録された記録媒体とを含む。

20

【０２４１】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【産業上の利用可能性】

【０２４２】

本実施の形態は、比較的簡単な構成および手順で動脈瘤のスクリーニングや大きさの推定が可能であり、腹部大動脈瘤や胸部大動脈瘤などの検出に利用でき、また、既存の医療機器に搭載するなどの産業上の利用可能性を有する。

30

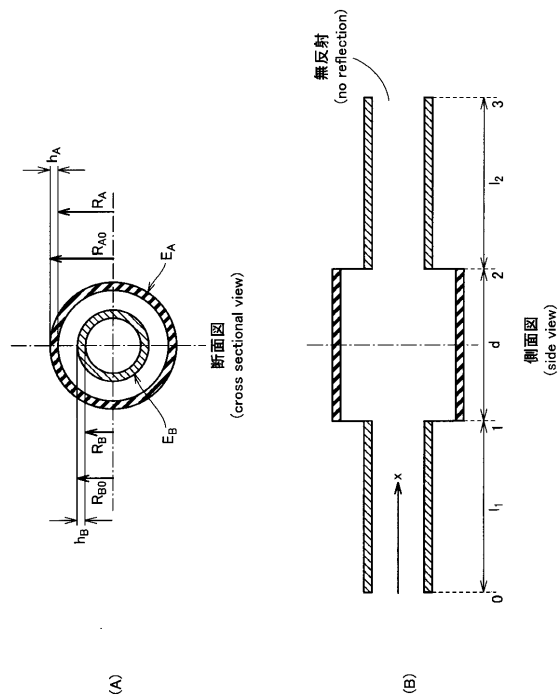
【符号の説明】

【０２４３】

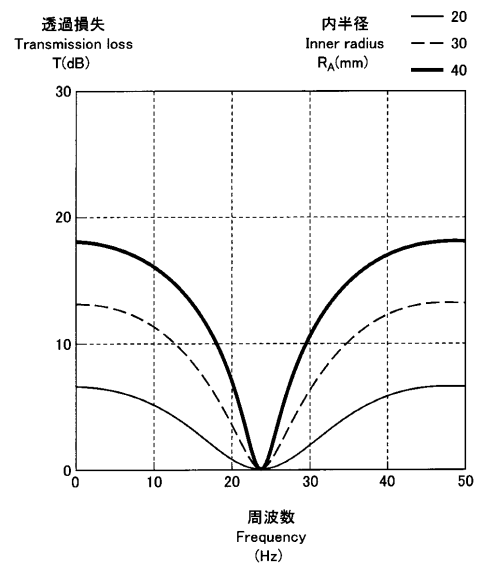
２ 処理部、４ 表示部、６ 操作部、１０ ＣＰＵ、１２ ＲＯＭ、１４ ＲＡＭ、２０ａ，２０ｂ 測定部、２２ａ，２２ｂ，２７ａ，２７ｂ 配管、２４ａ，２４ｂ 押圧カフ、２５ａ，２５ｂ 圧力ポンプ、２６ａ，２６ｂ 調圧弁、２８ａ，２８ｂ 圧力センサ、３０ａ，３０ｂ，３２ａ，３２ｂ 周波数変換部、３１ａ，３１ｂ 周波数選択部、４０，４１，４２，４３ 比較部、４０ａ 位相差特性算出部、４１ａ 位相遅れ時間算出部、４２ａ ゲイン特性算出部、４３ａ 算出部、５０ 判断部、５０ａ 統計処理部、５１ａ 位相角設定部、６０ 出力部、１００ 測定装置。

40

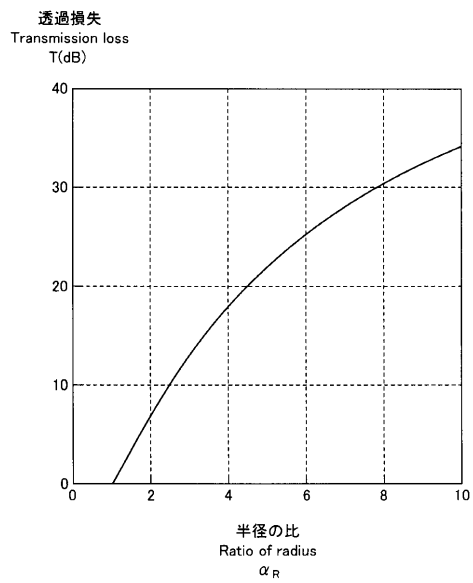
【図 1】



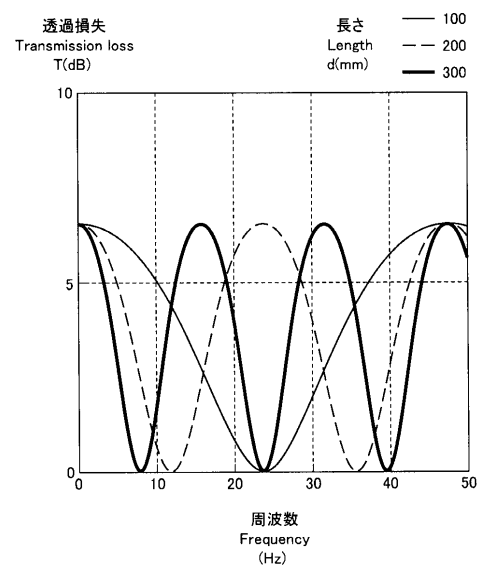
【図 2】



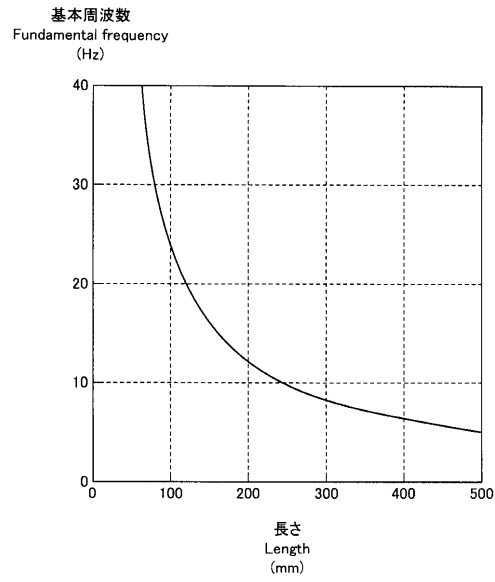
【図 3】



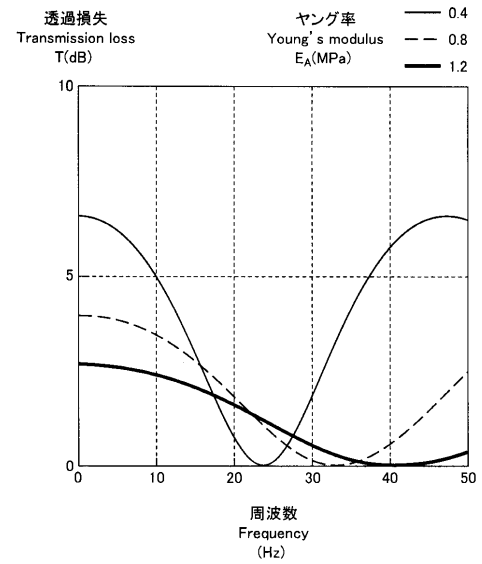
【図 4】



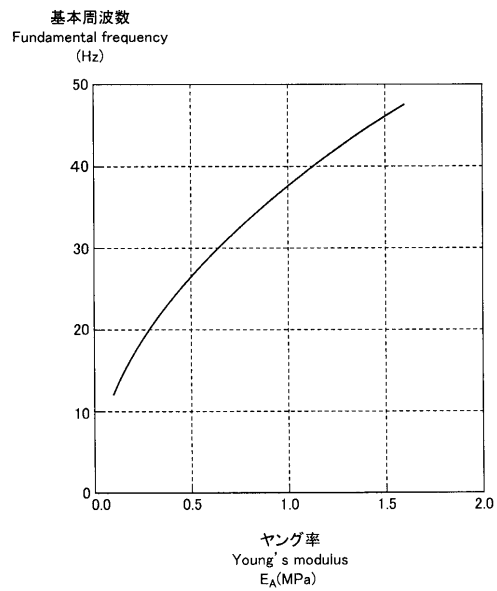
【図 5】



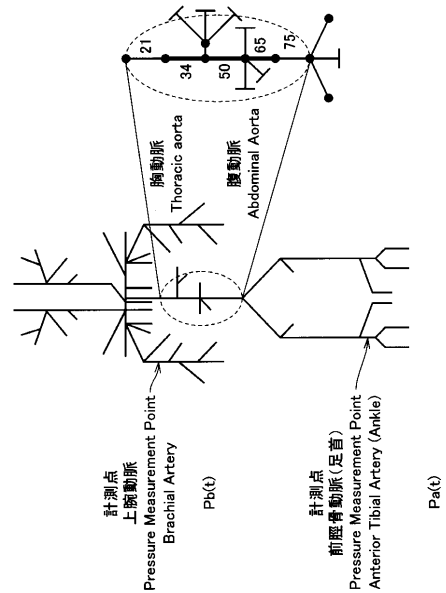
【図 6】



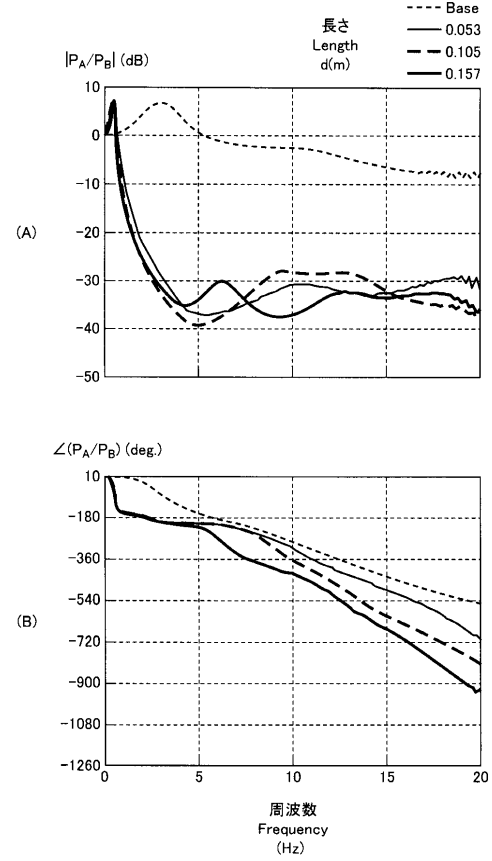
【図 7】



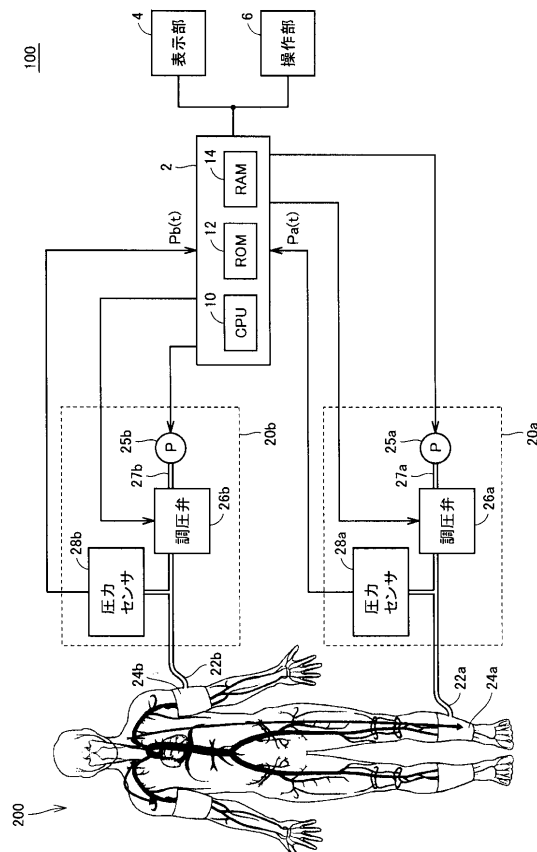
【図 8】



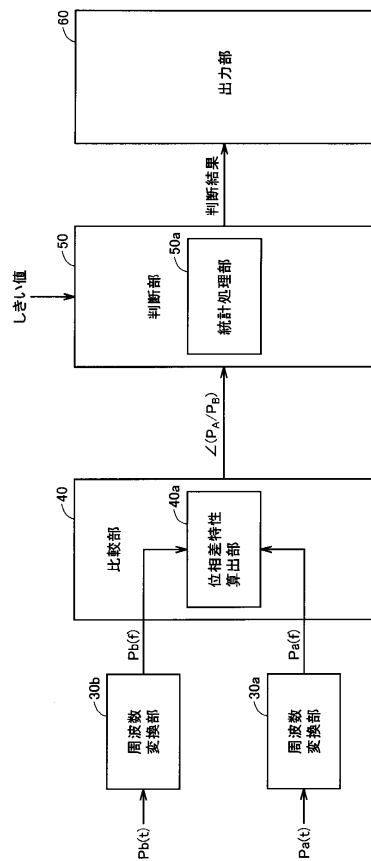
【 図 1 0 】



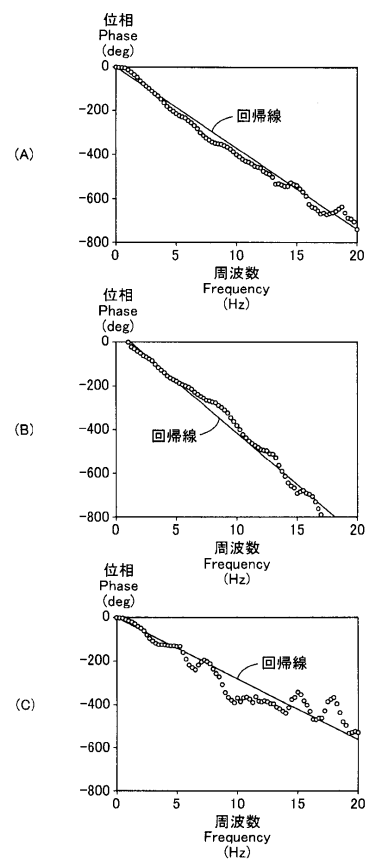
【圖 12】



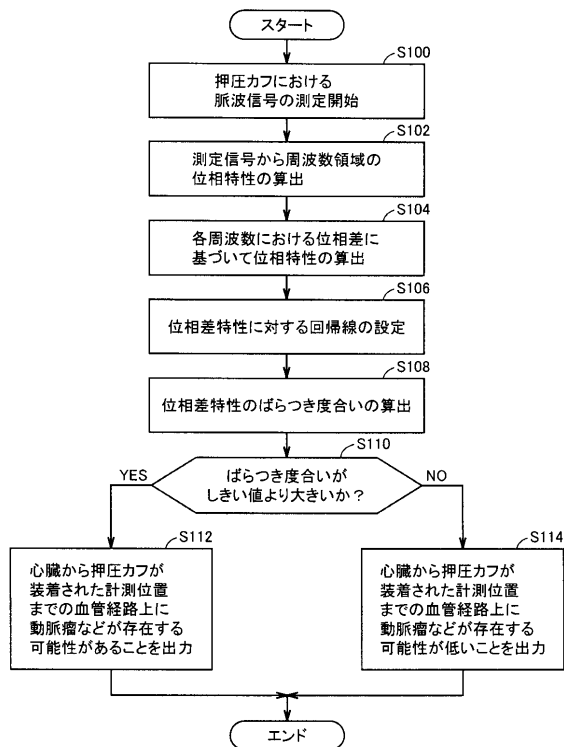
【図 13】



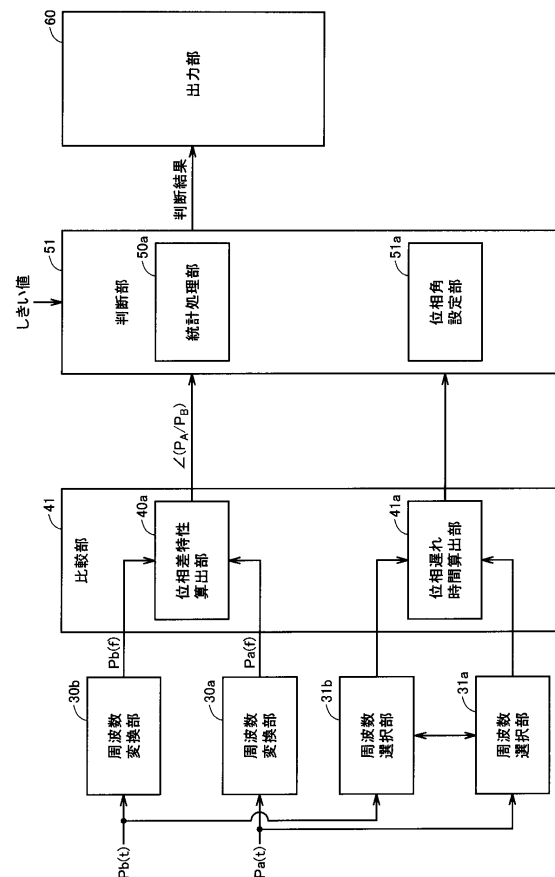
【図 14】



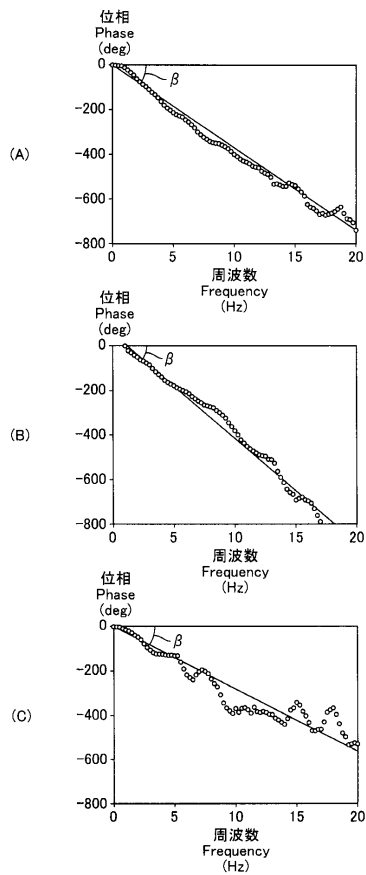
【図 15】



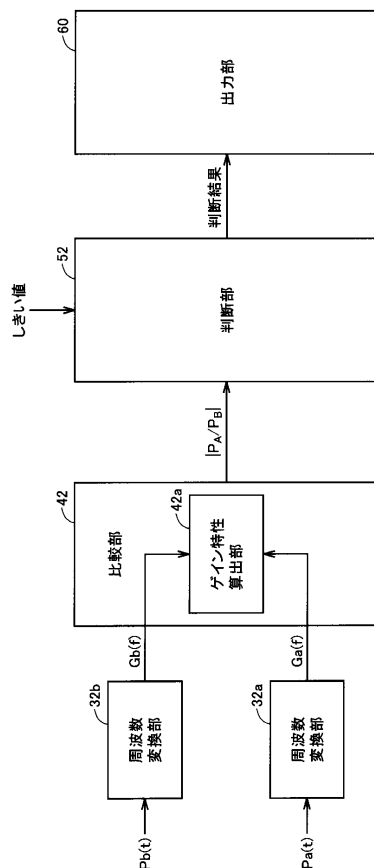
【図 16】



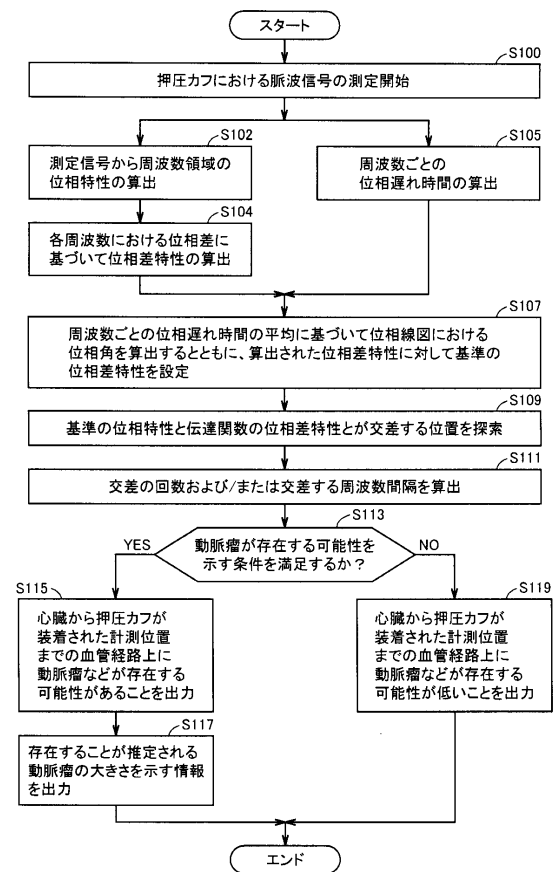
【図 17】



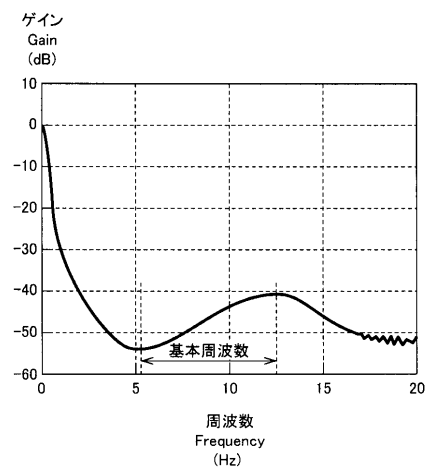
【図 19】



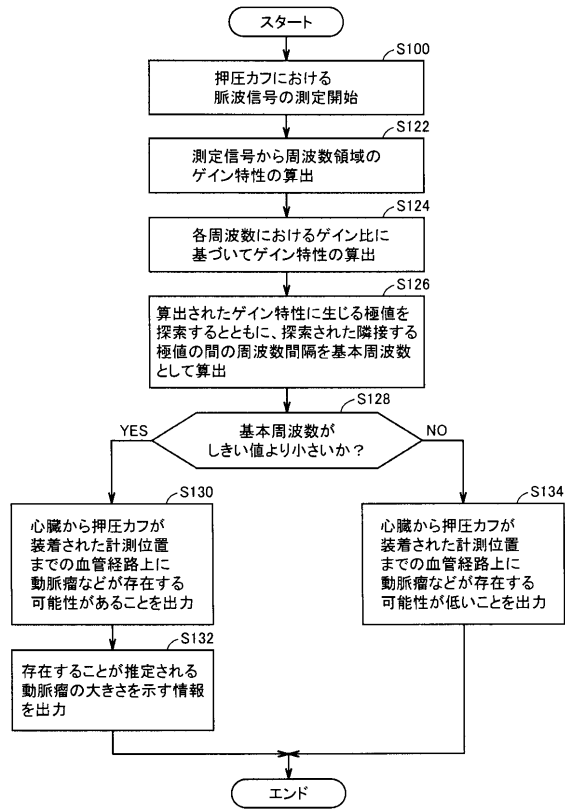
【図 18】



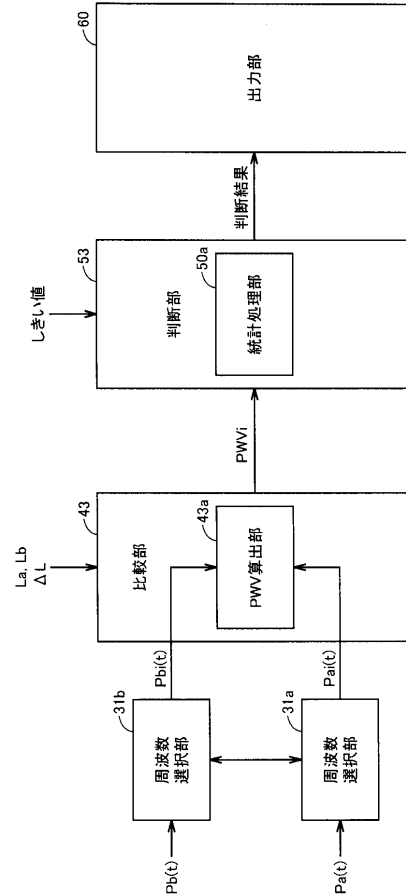
【図 20】



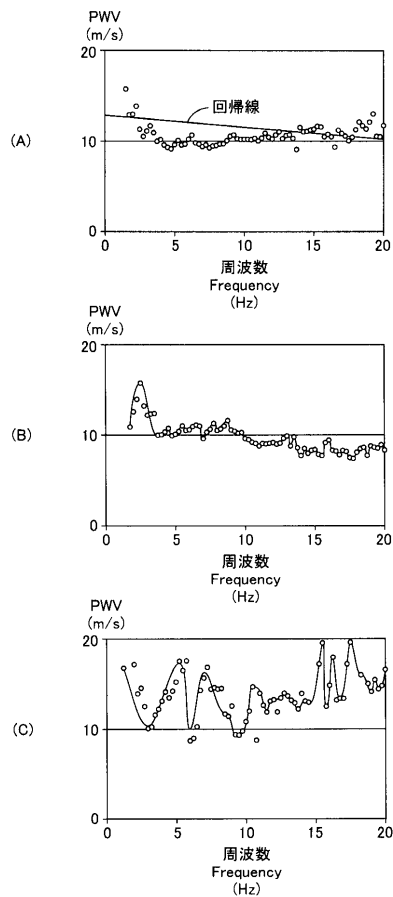
【図 2 1】



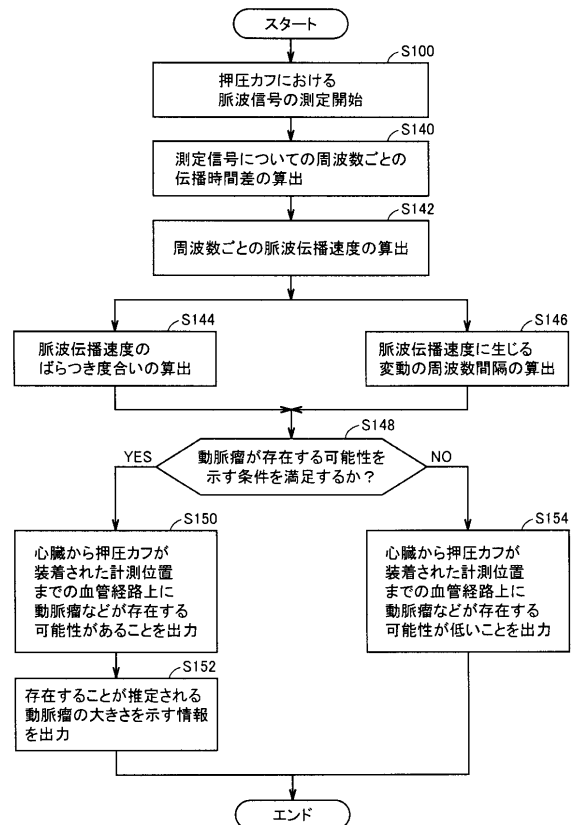
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 山田 啓介
京都府京都市左京区吉田本町 国立大学法人京都大学大学院工学研究科内
- (72)発明者 小椋 敏彦
京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 特開2010-284517(JP,A)
特開2008-246010(JP,A)
特開2004-261319(JP,A)
特開2004-049331(JP,A)
特開2009-112428(JP,A)
米国特許第04008711(US,A)
米国特許出願公開第2008/0262362(US,A1)
特開2012-24156(JP,A)
佐藤 博則, 宇津野 秀夫, 小椋 敏彦, 松久 寛, 山田 啓介, B47 脈波伝播の計測による動脈病変推定法の提案(生体計測・評価II), ジョイント・シンポジウム講演論文集: スポーツ工学シンポジウム: シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス, 日本, 一般社団法人日本機械学会, 2010年11月 2日, p.425-428

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/03
PubMed