

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2008年10月2日 (02.10.2008)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2008/117753 A1

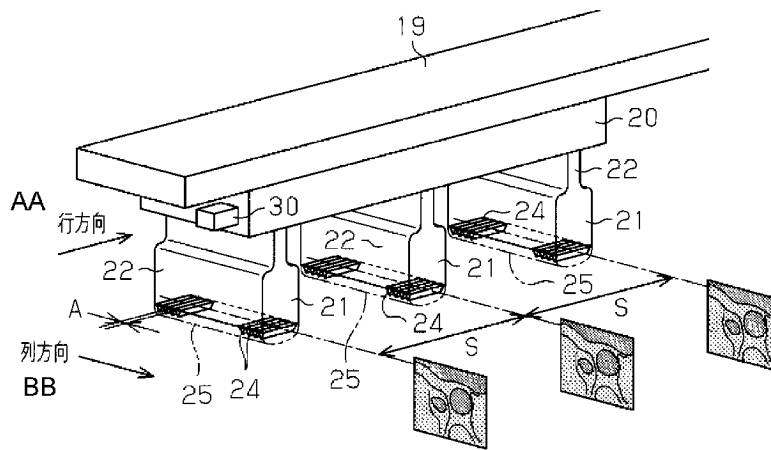
- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/055286
- (22) 国際出願日: 2008年3月21日 (21.03.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願2007-084180 2007年3月28日 (28.03.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立  
大学法人岐阜大学 (GIFU UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒  
5011193 岐阜県岐阜市柳戸1番1 Gifu (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 野方 文雄 (NO-  
GATA, Fumio) [JP/JP]; 〒5011193 岐阜県岐阜市柳戸  
1番1 国立大学法人岐阜大学内 Gifu (JP). 横田 康成  
(YOKOTA, Yasunari) [JP/JP]; 〒5011193 岐阜県岐阜  
市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学内 Gifu (JP). 河  
村 洋子 (KAWAMURA, Yoko) [JP/JP]; 〒5011193 岐阜  
県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学内 Gifu  
(JP).
- (74) 代理人: 恩田 博宣 (ONDA, Hironori); 〒5008731 岐阜  
県岐阜市大宮町2丁目12番地の1 Gifu (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が  
可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,  
BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE,  
DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH,

[続葉有]

(54) Title: METHOD FOR IMAGING BLOOD VESSEL, SYSTEM FOR IMAGING BLOOD VESSEL AND PROGRAM FOR IMAGING BLOOD VESSEL

(54) 発明の名称: 血管画像化方法、血管画像化システム及び血管画像化プログラム

[図3]



AA ROW DIRECTION  
BB COLUMN DIRECTION

(57) Abstract: A blood vessel imaging system comprises a carriage for moving an ultrasonic probe where a plurality of ultrasonic oscillators are arranged along the column direction and the row direction in the row direction. A computer repeats intermittent movement control of the carriage with a distance shorter than the row pitch of the ultrasonic oscillators along the row direction every predetermined plural periods. Original image information obtained by the ultrasonic oscillators is rendered two-dimensional by an ultrasonic diagnostic device, and three-dimensional image processing or four-dimensional image processing is performed based on the two-dimensional image and the positional information. The computer creates the images of maximum diameter, minimum diameter, and the difference of maximum and minimum diameters at every measurement part in carotid artery based on the results of image processing.

(57) 要約: 血管画像化システムは、列方向と行方向とに沿って複数の超音波振動子が配置された超音波プローブを行方向に移動させるキャリッジを備える。コンピュータは、複数の所定周期毎に

[続葉有]

WO 2008/117753 A1



GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

キャリッジを行方向に沿って超音波振動子の行ピッチよりも短い距離で間欠移動制御を繰り返す。更に、超音波振動子により得られた原画像情報が超音波診断装置にて2次元化された2次元画像及び位置情報に基づいて3次元画像化、又は4次元画像化処理が行われる。コンピュータは、画像処理結果に基づいて、頸動脈における測定部位毎の最大径、最小径、及び最大径と最小径との差異の画像を生成する。

## 明 細 書

血管画像化方法、血管画像化システム及び血管画像化プログラム  
技術分野

[0001] 本発明は、血管画像化方法、血管画像化システム及び血管画像化プログラムに関する。

## 背景技術

[0002] 生活習慣の多様化、世界的な高齢化の進行、及び食生活の多様化により、近年では若年層においても動脈硬化が進行し、該症状に関連した心筋梗塞、脳梗塞、脳出血などの血管系疾患による長期治療患者が増加している。この疾患を防止するためには、血管系の力学的健全性、いわゆる血管が柔らかいこと(低剛性で破断ひずみが大であること)が重要である。

[0003] 血管の力学的健全性を非侵襲で計測する従来の方法では、脈波速度測定(PWM)、血管壁肥厚測定(内中膜複合厚IMT)などが動脈硬化検査法として用いられている。脈波速度測定では血管を伝播する弾性波が用いられ、該弾性波の伝播速度と血管の弾性係数とは比例する。また、血管の内壁が粥状となり、この状態が進行すると内壁が膨らむ。そして、血管壁IMTが増加して血管の内径が小さくなる。IMT(intima-media thickness)は、頸動脈エコー検査法の第一段階検査箇所である。

[0004] これらの物理量計測において、伝播速度測定における2点間距離は比較的大きく取られることから(例えば、身長約1/3)、計測結果は計測長さの平均値となる。すなわち、局所的に生じる動脈硬化の進行状況と伝播速度とを関連づけるのは困難であった。血管壁肥厚測定では、鮮明な血管像と壁厚測定との判断には特殊な技術と知識とを必要としている。また、最近、指先などで光学的に血流の時間変化を2回微分した加速度脈波により検査する方法が行われているが、終末血管近傍での血流変化から動脈硬化が計測可能であるという物理的根拠は乏しい。さらに、PWM、IMT、加速度脈波などでは、動脈硬化が相当に進行している時に差異が検出される。更に、これらの計測値を血管の破裂圧力と直接関連づけることも困難である。

[0005] 特許文献1及び特許文献2には、動脈血管における測定部位毎に動的変形挙動

が計測される際に短時間で動的変形挙動を計測するための技術的構成は開示されていない。

特許文献1:特開2005-185575号公報

特許文献2:特開2005-270351号公報

### 発明の開示

[0006] 一方、心臓の拡張と収縮とによる拍動流に伴い動脈の径変化が生じている。図10(a)及び図10(b)には、拍動流に伴い、頸動脈Kの径が上流から下流に向かって変化している状態が示されている。しかしながら、高齢化及び生活習慣病により、血管内壁が変質してIMTの局所的増加により動脈硬化(剛性増加)が起こると、拍動流に伴う径変化は小さな変動となる。また、動脈硬化は局所的にも生じ、かつ3層構造からなる血管は材料学的には粘弾性的性質が強く現れる素材である。そのため、安静時の生理的血圧変動領域(一般的には70~140mmHg程度)における剛性、及び拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動を計測してそれらを互いに比較することは重要な指標を与える。

[0007] しかしながら、従来の方法による頸動脈血管画像化及び変形能を計測する技術では、それらを短時間で計測することは未解決の課題であった。

本発明の目的は、安静時の生理的血圧変動領域の剛性、及び拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動が計測されてそれらが互いに比較される際、被験者の負担を大幅に軽減することができる血管画像化システム、血管画像化プログラム、及び血管画像化方法を提供することにある。

[0008] 前記課題を解決するために、本発明の一態様によれば、超音波診断装置、移動体、制御手段、位置情報入力手段、記憶手段、画像処理手段、及び画像生成手段を備える血管画像化システムが提供される。移動体は、2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された、断層エコー像を作成する複数の列方向アレー超音波振動子からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させる。制御手段は、複数の所定周期毎に、前記行方向に沿って超音波振動子の行ピッチよりも短い距離で前記移動体の間欠移動制御を繰り返す。位置情報入力手段には、前記移動体の停止位置の位置情報が入力される。記憶手段は、前記複数の所定周

期において前記超音波振動子により得られた原画像情報が前記超音波診断装置にて2次元化された2次元画像、及び前記停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する。画像処理手段は、前記2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて3次元画像の時間変化、すなわち4次元画像化処理を行う。画像生成手段は、前記画像処理手段にて画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像のうち、少なくとも1つの画像を生成する。

[0009] この構成によれば、安静時の生理的血压変動領域の剛性、及び拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動が計測されてそれらが互いに比較される際、被験者の負担を大幅に軽減することができる。

[0010] 好ましくは、前記血管画像化システムは、心拍情報が入力される心拍情報入力手段を更に備える。この場合、前記制御手段は、前記所定周期として前記心拍情報に基づく心拍周期を用いる。この構成によれば、心拍周期を所定周期として用いることにより、測定部位における心拍に伴う動脈血管の最大径及び最小径の情報を確実に取得することができる。

[0011] 好ましくは、前記制御手段は、間欠駆動した移動体の合計移動距離が前記超音波振動子の行ピッチ以上になったとき、前記移動体の間欠駆動を停止する。この構成によれば、間欠駆動した移動体の合計移動距離が超音波振動子の行ピッチ以上になった際に移動体の間欠駆動が停止することから、動脈血管の必要な部位の測定を効率的に行うことができる。すなわち、仮に合計移動距離が超音波振動子の行ピッチ以上になった際に移動体の間欠駆動が停止しない場合、必要でない測定が行われて測定が非効率的となる。

[0012] 好ましくは、前記血管画像化システムは、動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血压に基づいて、前記測定部位の弾性率を算出する算出手段を更に備える。この構成によれば、動脈血管における測定部位毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血压に基づいて前記測定部位の弾性率を得ることができ、測定部位の変形

能(硬さ、動脈硬化)を知ることが可能になる。

[0013] 好ましくは、前記移動体は、列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された複数の超音波振動子を有する超音波プローブを備えている。この場合、前記超音波プローブは、頸部の表面形状に対応して凹設された面を備え、該面に前記複数の超音波振動子が配置されている。この構成によれば、超音波プローブにおいて、頸部の表面形状に対応して凹設された面に前記複数の超音波振動子が列方向と行方向に沿ってそれぞれ配置されていることから、頸部の頸動脈血管に対して好適な血管画像化システムを提供することができる。

[0014] 本発明の別の態様によれば、コンピュータを、制御手段、位置情報入力手段、記憶手段、画像処理手段、及び画像生成手段として機能させる血管画像化プログラムが提供される。制御手段は、2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された、断層エコー像を作成する複数の列方向アレー超音波振動子からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させる移動体の移動制御を行う。制御手段は、複数の所定周期毎に、前記行方向に沿って超音波振動子の行ピッチよりも短い距離で前記移動体の間欠移動制御を繰り返す。位置情報入力手段には、前記移動体の停止位置の位置情報が入力される。記憶手段は、前記複数の所定周期内において前記超音波振動子により得られた原画像情報が前記超音波診断装置にて2次元化された2次元画像、及び前記停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する。画像処理手段は、前記2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて3次元画像の時間変化、すなわち4次元画像化処理を行う。画像生成手段は、前記画像処理手段にて画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像のうち、少なくとも1つの画像を生成する。

[0015] この構成によれば、安静時の生理的血压変動領域の剛性、及び拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動が計測されてそれらが互いに比較される際、被験者の負担を大幅に軽減することができる。また、既設の超音波診断装置に、血管動脈の動脈硬化分布図として表示される機能を追加することができ、短時間の動脈

検査及び診断支援を可能にすることができる。

- [0016] 好ましくは、血管画像化プログラムは、コンピュータを、心拍情報が入力される心拍情報入力手段として機能させる。この場合、前記所定周期として前記心拍情報に基づく心拍周期が用いられる。この構成によれば、心拍周期を所定周期として用いることにより、測定部位における心拍に伴う動脈血管の最大径及び最小径の情報を確実に取得することができる。
- [0017] 好ましくは、前記制御手段は、間欠駆動した移動体の合計移動距離が前記超音波振動子の行ピッチ以上になったとき、前記移動体の間欠駆動を停止する。この構成によれば、間欠駆動した移動体の合計移動距離が超音波振動子の行ピッチ以上になった際に移動体の間欠駆動が停止することから、動脈血管の必要な部位の測定を効率的に行うことができる。すなわち、仮に合計移動距離が超音波振動子の行ピッチ以上になった際に移動体の間欠駆動が停止しない場合、必要でない測定が行われて測定が非効率的となる。
- [0018] 好ましくは、血管画像化プログラムは、コンピュータを、動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて、前記測定部位の弾性率を算出する算出手段として機能させる。この構成によれば、動脈血管における測定部位毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて前記測定部位の弾性率を得ることができ、測定部位の変形能(硬さ、動脈硬化)を知ることが可能になる。
- [0019] 本発明の更に別の態様によれば、血管画像化方法が提供される。血管画像化方法は、2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された、断層エコー像を作成する列方向アレー超音波振動子からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させる移動体の間欠移動制御であって、複数の所定周期毎の、前記行方向に沿った超音波振動子の行ピッチよりも短い距離での移動体の間欠移動制御を繰り返す工程を備える。この場合、血管画像化方法は、前記移動体の停止位置の位置情報を入力する工程と、前記複数の所定周期内において前記超音波振動子により得られた原画像情報が超音波診断装置にて2次元化された2次元画像、及び前記停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する工程とを備える。血管

画像化方法は、前記2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて3次元画像の時間変化、すなわち4次元画像化処理を行う工程を備える。更に、血管画像化方法は、前記画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像のうち、少なくとも1つの画像を生成する工程とを備える。

[0020] この構成によれば、安静時の生理的血压変動領域の剛性、及び拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動が計測されてそれらが互いに比較される際、被験者の負担を大幅に軽減することができる。また、既設の超音波診断装置に、血管動脈の動脈硬化分布図として表示される機能を追加することができ、短時間の動脈検査及び診断支援を可能にすることができる。

#### 図面の簡単な説明

- [0021] [図1]第1実施形態に係る血管画像化システムの構成の概略を示す図。  
[図2]血管画像化システムを示すブロック図。  
[図3]キャリッジ及び超音波プローブの概略を示す斜視図。  
[図4]コンピュータが実行する血管画像化プログラムの処理を示すフローチャート。  
[図5]3次元画像処理を示す図。  
[図6]動脈血管の径の変化を表すグラフ。  
[図7]動脈横断面動画の概略を示す図。  
[図8]動脈横断面並列画像の概略を示す図。  
[図9]動脈硬化解析シートを示す図。  
[図10](a)及び(b)は、拍動により頸動脈の径が変化している状態を示す図。  
[図11]第2実施形態に係るキャリッジ及び超音波プローブの概略を示す斜視図。  
[図12]別例に係るキャリッジ及び超音波プローブの概略を示す斜視図。

#### 発明を実施するための最良の形態

[0022] (第1実施形態)

以下に、本発明を血管画像化システムに具体化した第1実施形態を、図1～10を参照して説明する。図1及び図2に示すように、本実施形態に係る血管画像化システ



ム11は、コンピュータ12、ディスプレイ13、キーボード15、超音波診断装置16及び心電計31を備えている。

[0023] この血管画像化システム11は、キーボード15及び超音波診断装置16からコンピュータ12に入力され、或いは算出された被検者の動脈情報に基づいて該被検者の動脈硬化の状態を解析し、出力手段としてのディスプレイ13及び図示しないプリンタから動脈硬化の解析結果を出力する。被検者の動脈情報には、頸動脈動画像、血圧情報、氏名情報、ID(識別)情報、年齢情報、及び位置情報が含まれる。

[0024] 頸動脈の動画像は、被検者の頸動脈の拡張、収縮及び変形を示す情報であり、画像処理された3次元画像又は4次元画像である。すなわち、この頸動脈の動画像は、拡張、収縮及び変形を連続的に繰り返す頸動脈において、拡張、収縮及び変形における少なくとも1周期の経時変化を示す情報である。図1に示すように、この動画は、周知の超音波診断装置16を用いたパルス反射法によって得られる。

[0025] 超音波診断装置16に接続されている超音波プローブ21について説明する。図3に示すように、本実施形態では、複数個の超音波プローブ21が移動体としてのキャリッジ20に取り付けられて該キャリッジ20に支持されている。超音波プローブ21は、生体の断層像を得るための超音波振動子24を内蔵したハウジングからなるプローブ本体22と、該プローブ本体22から延びるコード27(図2参照)とを備えている。超音波プローブ21は、コード27を介して超音波診断装置16に接続されている。図3は、説明の便宜上、超音波振動子24の配置状態を示すために、該超音波振動子24が超音波プローブ21から透視された状態を示している。

[0026] プローブ本体22の端面は超音波の放射面を構成しており、該端面には音響レンズ25が配設されている。プローブ本体22の内部には、圧電素子からなる電子走査式の超音波振動子24が配置されている。具体的には、プローブ本体22は、複数の超音波振動子24が直線状に、すなわちピッチAで一列状に並んで配列されているリニア配列型で構成されている。図3に示す矢印で示す列方向に沿って超音波振動子24が配列されている。プローブ本体22の列方向に沿って超音波の走査が行われる。隣接する超音波プローブ21同士は、列方向と直交する行方向において、ピッチS、すなわち行ピッチで離間して配置されている。ピッチSの値は例えば3~10mm程度

である。このように、各プローブ本体22には、断層エコー像を作成する複数の超音波振動子からなる列方向アレー超音波振動子が設けられており、複数の超音波プローブ21が行方向に沿って配置されている。

[0027] 前記キャリッジ20は、行方向に沿って移動可能にレール19に支持されており、駆動装置18にて回転されるネジ棒(図示しない)により駆動される。頸動脈血管が測定対象であることから、本実施形態に係るレール19は、頸動脈血管が延びる方向に沿って配置されている。本実施形態に係る駆動装置18はサーボモータにて構成されているが、例えばステップモータで構成されてもよい。

[0028] 前記超音波診断装置16は、表示部及び超音波発生源(ともに図示しない)を備えている。この超音波診断装置16は、超音波プローブ21の先端面から生体内にパルス波を送波するとともに頸動脈23(図1参照)からの反射波(エコー)を原画像情報として受波する。この超音波診断装置16では、前記超音波プローブ21の先端面が長四角形状に形成されており、頸動脈23がB/Mモードで取得されたエコー動画である断層エコー像としての横断面画像を取得する。この超音波診断装置16の表示部(図示しない)には、被検者の頸動脈23が拡張したり、収縮したり、変形したりする際の2次元画像である動画が表示される。すなわち、超音波診断装置16では、模式的に示される頸動脈23に対する動画としての動脈横断面動画(2次元画像)等が表示部(図示しない)に表示される。動脈横断面動画は、頸動脈23の径方向における断面を示す画像の動画である。

[0029] 超音波診断装置16はコンピュータ12に接続されており、超音波診断装置16により取得された図示しない動脈横断面動画(2次元画像)等がコンピュータ12に入力され、記憶手段としての記憶装置44に被験者のID情報と関連づけられて格納される。

[0030] 1つの超音波プローブ21の側部には、位置検出装置としての移動検出装置30が設けられている。移動検出装置30は、図示しないイメージセンサ及びデジタルシグナルプロセッサ(DSP)を備えている。この移動検出装置30は、イメージセンサで撮影された被検者の身体表面の画像をDSPで処理することにより、被検者の身体表面における任意の基準位置から超音波プローブ21の停止位置までの移動距離を測定する。前記移動距離は、位置情報としてコンピュータ12に入力される。位置情報は、

被検者の身体において、動脈硬化状態が解析される部位の位置、すなわち頸動脈に関する動画像が取得される部位の位置を示す情報である。

[0031] ところで、頸動脈の動脈硬化状態が解析される場合、例えば総頸動脈が内頸動脈と外頸動脈とに分岐する分岐点を基準点として設定されることが最も簡便である。この血管画像化システム11では、予めコンピュータ12に基準点が入力又は記憶されている。そして、前記基準点に対応する身体表面の基準位置が前記移動検出装置30により検出されるとともに、該基準位置からの超音波プローブ21の移動方向及び移動距離が移動検出装置30で検出されることによって停止位置の位置情報が取得される。さらに、この血管画像化システム11が1つの頸動脈23について前記停止位置の位置情報をほぼ連続的に取得することによって、該頸動脈23に関し位置情報と動脈硬化解析結果とを組み合わせた詳細な解析結果が得られる。被験者の年齢情報、氏名情報、及びID情報等の情報は、キーボード15からコンピュータ12の記憶装置44に互いに関連づけられて格納される。

[0032] 血圧情報は、図示しない血圧測定装置によって測定された安静時の最高血圧(すなわち、最大値)及び最低血圧(すなわち、最小値)から構成されている。血圧情報は、キーボード15による入力、又は前記血圧測定装置からの血圧情報に関する電気信号の入力によりコンピュータ12に入力され、被験者のID情報に関連づけられて記憶装置44に格納される。

[0033] 心拍情報は、本実施形態では図1に示されるように被験者の身体の所定箇所に電極31aが取り付けられた心電計31によって測定された心電図から構成されている。心拍情報は、A/D32を介してコンピュータ12に入力され、被験者のID情報に関連づけられて記憶装置44に格納される。心拍情報は前記心電図に限定されず、該心電図以外にも脈波、心音等が挙げられる。脈波が入力される場合は心拍情報入力手段として脈波計が挙げられ、心音が入力される場合は心拍情報入力手段として心音計が挙げられる。

[0034] 図1に示すように、心電図の基本型はPQRSTといわれる棘波(きよくは)からなっており、Pは心房の興奮を表し、QRSは心室の興奮過程を表し、Tは心室の興奮消退過程を表わしている。棘波の時間的關係は、心臓の大きさ、及び心拍数によって変

化する。しかし、成人の場合における棘波の時間的關係は略一定であり、具体的にはPQが0.12～0.20秒であり、QRSが0.05～0.08秒であり、QTが0.3～0.4秒程度である。

[0035] 心拍情報に基づいて、例えばRR間の時間を検出することによって心拍周期を得ることができる。心拍周期を得るための検出はRR間の時間に限定されず、例えばPP間の時間が検出されてもよいし、QQ間の時間が検出されてもよい。前記心拍周期は所定周期に相当する。

[0036] 図2に示すように、コンピュータ12は、CPU41(中央処理装置)、ROM42、及びRAM43を備えている。コンピュータ12は、ROM42に格納された血管画像化プログラムを実行することにより、前記動脈情報に基づいて動脈硬化状態を解析するとともに、被検者の頸動脈23が拡張したり、収縮したり、変形したりする際の2次元画像である動画を画像処理して3次元画像又は4次元画像を生成する。RAM43は、前記プログラムが実行される際の作業用メモリである。記憶装置44は例えばハードディスク又は半導体記憶装置から構成され、コンピュータ12に外付けされている。前述した前記各種情報の記憶装置44からの読み出し、及び記憶装置44への書き込みが可能である。

[0037] 記憶装置44を有するコンピュータ12は、制御手段、位置情報入力手段、心拍情報入力手段、記憶手段、画像処理手段、画像生成手段、及び算出手段に相当する。

次に、上記のように構成された血管画像化システム11において、CPU41が実行する血管画像化プログラムの処理を図4のフローチャートを参照して説明する。レール19は頸動脈血管が延びる方向に沿って配置され、各超音波プローブ21は被験者の首に当接されており、キーボード15から、例えば被験者の年齢情報、氏名情報、ID情報、及び血圧情報が入力され、それらの情報は記憶装置44に格納されているものとする。

[0038] (ステップS10:拍動数回分の計測記録)

ステップS10では、CPU41は、心電計31からの心拍情報に基づいて拍動数回分、すなわち心拍数回分の間、超音波診断装置16からB/Mモードでの画像、及び移動検出装置30からの位置情報を記憶装置44へ格納する。この心拍数回分は任意

に設定されることができるとし、キーボード15の入力により予め適宜設定されればよい。この結果、超音波プローブ21により得られた、任意の位置の断層像を用いて、拍動(心拍)に伴う心拍数回分(すなわち複数の心拍周期分)の血管径変化が記憶装置44に記録される。従って、記憶装置44には、心拍数回分の心拍周期も併せて記録される。心拍数回分の心拍周期は、複数の所定周期の時間情報に相当する。このようにして、記憶装置44には、横断面画像と位置情報といった空間的な情報(3次元情報)、及び複数の所定周期の時間情報の4次元情報が格納される。

[0039] 複数の超音波プローブ21が設けられていることから、移動検出装置30が取り付けられた超音波プローブ21を基準として、隣接する他の超音波プローブ21が取得した横断面画像には、基準となる超音波プローブ21からそれぞれの離間距離分が加算された位置情報が関連付けられて記憶装置44に格納される。

[0040] (ステップS20:計測ピッチ距離P移動)

ステップS20では、CPU41は、心電計31からの心拍情報に基づいて心拍周期と同期して、制御信号を駆動装置18に出力し、駆動装置18を駆動してキャリッジ20を計測ピッチ距離Pだけ移動させる。この結果、各超音波プローブ21は、心拍周期と同期してレール19上を行方向に沿って計測ピッチ距離P分だけ移動する。この計測ピッチ距離Pは、ピッチS(本実施形態では、例えば3~10mm程度)よりも短い微小距離(例えば、0.5mm)に設定されているが、微小距離は0.5mmに限定されない。

[0041] (ステップS30:合計移動距離の算出)

次に、CPU41は、合計移動距離nPの算出を行う。この合計移動距離nPの算出では、ステップS30において、過去に算出された合計移動距離nPに計測ピッチ距離P分が加算される。合計移動距離nPの初期値は0に設定されている。nは超音波プローブ21の移動回数である。

[0042] (ステップS40:合計移動距離の判定)

次に、CPU41は、ステップS40において合計移動距離nPがピッチS(行ピッチ)以上であるか否かを判定する。合計移動距離nPがピッチS(行ピッチ)未満である場合には、CPU41はステップS40の判定を「NO」として処理がステップS10に戻る。すなわち、ステップS10にリターンすることにより、続けてステップS10の処理が繰り返され

る。合計移動距離 $nP$ がピッチ $S$ (行ピッチ)以上である場合には、CPU41は $S40$ の判定を「YES」として処理がステップ $S50$ に移行する。

[0043] この結果、「YES」と判定された際には、最初に超音波プローブ21が位置したときの頸動脈血管の測定部位から、ピッチ $S$ 間に位置する頸動脈血管の全領域に亘って4次元情報が記憶装置44に格納されている。

[0044] (ステップ $S50$ :画像の再構築)

CPU41は、記憶装置44に格納された頸動脈血管の2次元画像と位置情報とに基づき3次元画像化処理、又は頸動脈血管の2次元画像および位置情報と時間情報とに基づいて4次元画像化処理を行う。3次元画像化処理の場合、図5に示すように、超音波プローブ21により取得された2次元画像(拡張時、及び収縮時の画像を含む)のサーフェスレンダリング、或いはボリュームレンダリングによる3次元画像処理が行われ、頸動脈動画像が取得される。また、CPU41は、予め4次元化が設定されていれば、位置情報及び所定時間の時間情報に基づいて頸動脈血管の2次元画像のサーフェスレンダリング、或いはボリュームレンダリングが行われるとともに時間情報が加えられて4次元画像化処理が行われ、頸動脈動画像が取得される。また、CPU41は、弾性率 $E_{th}$ を算出する。

[0045] (弾性率 $E_{th}$ 算出)

CPU41は、頸動脈動画像に基づいて、各画像を取得した部位毎に頸動脈の寸法解析を行う。

[0046] (頸動脈の寸法解析)

頸動脈の寸法解析について説明する。

1. 頸動脈の横断面が円形である場合

まず、頸動脈の横断面が円形である場合について説明する。

[0047] 図7に示すように、CPU41は、動脈横断面動画26から動脈横断面画像51を抽出する。動脈横断面画像51は長四角形状を有しており、動脈横断面動画26から複数の動脈横断面画像51が一定時間毎(例えば、約0.05秒間隔)に抽出される。各動脈横断面画像51は、中央部に頸動脈23の中心が位置するように抽出され、少なくとも頸動脈23の内半径及び外半径が表示可能なサイズに設定される。各動脈横断面

画像51における短手方向の幅 $f$ は、各動脈横断面画像51において同じ幅に設定される。動脈横断面画像51における幅 $f$ は、具体的にはディスプレイ13上で数ピクセル程度(頸動脈の太さ方向で0.5~1mm)に相当する。

[0048] 図8に示すように、CPU41は、各動脈横断面画像51における頸動脈23の下端をそれぞれ基準線52に沿って並列させることにより、並列画像としての動脈横断面並列画像53を作成する。この動脈横断面並列画像53において、各動脈横断面画像51は抽出された順にそれらの一部が重なった状態で並列される。各動脈横断面画像51の間隔が(幅 $f$ )/2+数mm程度に設定されることにより、各動脈横断面画像51は、該動脈横断面画像51における頸動脈23の半径又は直径が表示されるように配置される。

[0049] 動脈横断面画像51には、二値化、明暗逆転等の画像処理が行われることが好ましい。これらの画像処理によって頸動脈壁が明瞭化され、血管径の計測が行われる際の画像解析の精度が向上する。

[0050] CPU41は、前記動脈横断面並列画像53から頸動脈径の経時変化を示す変化曲線を作成する。CPU41は、図8に示す動脈横断面並列画像53において、各動脈横断面画像51における頸動脈23の上端部の外面の midpoint 56 同士及び内面の midpoint 57 同士をそれぞれ連結することにより、図8に破線で示す変化曲線としての横変化曲線58を作成する。この横変化曲線58から弾性率 $E_{th}$ を算出するための各種数値が抽出される。すなわち、CPU41は、横変化曲線58から、最大拡張時における頸動脈23の外半径 $R'_0$ 、最大収縮時における頸動脈23の外半径 $R_0$ 及び内半径 $R_i$ 、並びに最大拡張時における頸動脈23の外半径と最大収縮時における頸動脈23の外半径との差 $\Delta R_0$ を抽出する(図7, 8参照)。

[0051] 2. 頸動脈の横断面が非円形である場合

CPU41は、頸動脈23の横断面が非円形か否かを判定し、頸動脈23の横断面が非円形である場合、例えば横断面が楕円形である場合、CPU41は下記に示す処理によって頸動脈23の半径(外半径、内半径)を算出する。この場合、CPU41は、動脈横断面画像51の重心から頸動脈23の外形に含まれる複数の任意の点までの距離が互いに等しい場合は円形と判定する。円形及び非円形の判定はパターンマッチ

ングにより行われてもよい。

[0052] CPU41は、最大拡張時の横断面画像から頸動脈23の外径面積(頸動脈23の外形が占める面積)を求め、この面積に相当する円形を想定する。そして、CPU41は、想定した円形の相当半径を算出し、これを最大拡張時の頸動脈23の外半径 $R'_0$ と設定する。また、CPU41は、最大収縮時の横断面画像から頸動脈23の外径面積(頸動脈23の外形が占める面積)を求め、この面積に相当する円形を想定する。そして、CPU41は、想定した円形の相当径を算出し、これを最大収縮時の頸動脈23の外半径 $R_0$ と設定する。また、CPU41は、最大収縮時の横断面画像から頸動脈23の内径面積(頸動脈23の血管内壁面で囲まれた面積)を求め、この面積に相当する円形を想定する。そして、CPU41は、想定した円形の相当径を算出し、これを最大収縮時の頸動脈23の内半径 $R_i$ と設定する。そして、CPU41は、最大拡張時における頸動脈23の外半径と最大収縮時における頸動脈23の外半径との差 $\Delta R_0$ を抽出する。

[0053] (弾性率Ethの算出)

弾性率Ethは、頸動脈の機械的性質、すなわち剛性を示すパラメータであり、頸動脈径の経時変化及び被検者の血圧変動値から求められる。具体的には、CPU41は、下記式(1)を使用して頸動脈23の各部位の弾性率Ethを算出する。血圧変動値は血圧情報から算出され、被検者の最高血圧(すなわち、最大値)と最低血圧(すなわち、最小値)との差を示す。

[0054] [数1]

$$\text{弾性率 Eth} = \frac{2 R_0 (\Delta P) R_i^2}{\Delta R_0 (R_0^2 - R_i^2)} \quad \cdots (1)$$

[0055] 前述したように、 $R_0$ は最大収縮時における頸動脈23の外半径を示し、 $R_i$ は最大収縮時における頸動脈23の内半径を示し、 $\Delta P$ は最高血圧と最低血圧との差を示し、 $\Delta R_0$ は最大拡張時における頸動脈23の外半径と最大収縮時における頸動脈23の外半径との差を示す。算出された弾性率Ethは動脈硬化解析結果に相当する。

[0056] (ステップS60)



ステップS60では、ステップS50において、画像処理化された3次元画像または4次元画像と、弾性率 $E_{th}$ とをディスプレイ13上に表示される。すなわち、CPU41は、被験者の年齢情報、氏名情報、ID情報、並びに前記弾性率 $E_{th}$ と位置情報とを互いに組み合わせて出力し、ディスプレイ13に弾性率 $E_{th}$ と位置情報とを表示する。本実施形態では、ディスプレイ13に図9に示す動脈硬化解析シート71が表示される。図9は、左右の頸動脈23R, 23Lのそれぞれ各6箇所を計測した場合を例示したものである。図9に図示された頸動脈23R, 23Lは、前記画像処理が行われて3次元画像の一例として表わされている。

[0057] 動脈硬化解析シート71には、人の上半身100と、左右の頸動脈23R, 23Lと、位置情報77と、頸動脈動画像を取得した各位置における棒グラフ化された弾性率 $E_{th}$ とが、動脈硬化分布図として示される。

[0058] 本実施形態では、位置情報77は、頸動脈動画像が取得された位置、すなわち前記分岐点を基準として、測定部位(すなわちキャリッジ20の停止位置)の位置で示されている。この位置情報77が表示されることにより、局所的に生じている動脈硬化の位置を容易に識別することができる。この動脈硬化解析シート71はプリンタ(図示しない)にて印刷可能であり、印刷された動脈硬化解析シート71を被検者及び医師に提供することができる。

[0059] 本実施形態では、左右の頸動脈23R, 23Lにおいて、弾性率 $E_{th}$ が最小である部位のグラフ73, 74が、他の部位のグラフよりも注目されやすいように他の部位のグラフとは異なる視認性の高い色で表示される。注目されやすいため手段は、色表示を他のグラフと異なるようにすることだけに限定されるものではない。例えば、弾性率 $E_{th}$ が最小である部位のグラフが点滅表示されたり、他の部位のものよりも幅広に棒グラフ化されたりしてもよい。

[0060] 動脈硬化解析シート71では、左右の頸動脈23R, 23Lにおいて、弾性率 $E_{th}$ が最小である部位における内径変位-時間曲線のグラフ73, 74が表示されている。図9では、弾性率 $E_{th}$ が最小である部位の内径変位-時間曲線のグラフ73, 74が表示されている。しかしながら、図6に示すように、基準位置から互いに並ぶように各測定部位の位置情報77が示されて、それぞれの部位の内径変位-時間曲線のグラフが

表示されてもよい。

[0061] 動脈硬化解析シート71には、径の最大及び最小表示領域71a, 71bが設けられている。径の最大及び最小表示領域71aには、右頸動脈における内径の最大径画像80、及び内径の最小径81が3次元画像で表示されるとともに、前記最大径と最小径との径変化の2次元図82が表示される。径の最大及び最小表示領域71bには、左頸動脈における内径の最大径画像90、及び内径の最小径91が3次元画像で表示されるとともに、前記最大径と最小径との径変化の2次元図92が表示される。最大径と最小径との径変化の2次元図は、各位置における血管の変形能を表している。最大径と最小径との径変化の2次元図は、最大径と最小径との差異の画像に相当する。

[0062] このようにして、動脈硬化解析シート71により、被験者の頸動脈の動脈硬化の解析結果が提示される。プリンタ(図示しない)にて動脈硬化解析シート71が印刷される場合、左右の頸動脈23R, 23Lにおいて、弾性率 $E_{th}$ が最小の部位が他の部位のグラフよりも注目されやすいように他の部位のグラフとは異なる視認性の高い色で印刷される。

[0063] 本実施形態は以下の利点を有する。

(1)本実施形態に係る血管画像化システム11は、超音波診断装置16と、キャリッジ20(移動体)とを備える。キャリッジ20は、列方向に沿って配置された複数の超音波振動子24を有するとともに行方向に沿って配置された複数の超音波プローブ21を一体的に行方向に沿って移動させる。血管画像化システム11は、複数の所定周期毎にキャリッジ20を行方向に沿って超音波振動子24のピッチS(行ピッチ)よりも短い距離で間欠移動制御を繰り返すコンピュータ12(制御手段)を備える。コンピュータ12は、該コンピュータ12が記憶装置44を備えることにより位置情報入力手段とし機能し、キャリッジ20の停止位置の位置情報がコンピュータ12に入力される。

[0064] コンピュータ12は、複数の所定周期内において超音波振動子24により得られた原画像情報が超音波診断装置16にて2次元化された2次元画像、及び停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する記憶手段として機能する。さらに、コンピュータ12は、2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて

4次元画像化処理を行う画像処理手段として機能する。コンピュータ12は、前記画像処理された画像情報に基づいて頸動脈(動脈血管)における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像を生成する画像生成手段として機能する。

[0065] この結果、本実施形態に係る血管画像化システム11は、安静時の生理的血压変動領域(最高血压と最低血压の間)の弾性率 $E_{th}$ (剛性)の計測を短時間で行うことができ、被験者の負担を大幅に軽減することができる。

[0066] また、本実施形態の血管画像化システム11は、既設の超音波診断装置16に、血管動脈の動脈硬化分布図、すなわち図9に示すように弾性率 $E_{th}$ と位置情報77とを組み合わせた分布図として表示される機能を追加することができ、短時間での動脈検査及び診断支援を可能にすることができる。

[0067] (2)本実施形態では、血管画像化システム11のコンピュータ12には、心拍情報入力手段として心拍情報(心電図)が入力され、制御手段として機能するコンピュータ12は、所定周期として心拍情報に基づく心拍周期を用いる。この結果、心拍周期が所定周期として用いられることにより、測定部位における心拍に伴う頸動脈(動脈血管)の最大径及び最小径の情報を確実に取得することができる。

[0068] (3)本実施形態では、制御手段として機能するコンピュータ12は、間欠駆動したキャリッジ20の合計移動距離 $nP$ が超音波振動子24のピッチ $S$ (行ピッチ)以上になったとき、キャリッジ20の間欠駆動を停止させる。

[0069] この結果、間欠駆動したキャリッジ20の合計移動距離 $nP$ が超音波振動子24のピッチ $S$ (行ピッチ)以上になった際にキャリッジ20の間欠駆動が停止することから、頸動脈(動脈血管)の必要な部位の測定を効率的に行うことができる。すなわち、仮に合計移動距離 $nP$ が超音波振動子24のピッチ $S$ 以上になった際にキャリッジ20の間欠駆動が停止しない場合は、必要でない測定が行われて測定が非効率的となる。

[0070] (4)本実施形態では、血管画像化システム11のコンピュータ12は算出手段として機能し、頸動脈(動脈血管)における測定部位毎、すなわち停止位置毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血压に基づいて、前記測定部位の弾性率 $E_{th}$ を算出する。

- [0071] この結果、頸動脈(動脈血管)における測定部位毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて、測定部位の弾性率 $E_{th}$ を得ることができ、測定部位の変形能(硬さ、動脈硬化)を知ることができる。
- [0072] (5)本実施形態に係る血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させるキャリッジ20の移動制御を行う制御手段であって、複数の所定周期毎に、行方向に沿って超音波振動子24のピッチ $S$ よりも短い距離でキャリッジ20の間欠移動制御を繰り返す制御手段として機能させる。また、血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、キャリッジ20の停止位置の位置情報が入力される位置情報入力手段として機能させる。更に、血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、複数の所定周期内において超音波振動子24により得られた原画像情報が超音波診断装置16にて二次元化された二次元画像、及び停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する記憶手段として機能させる。
- [0073] また、血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、二次元画像及び位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は二次元画像、位置情報、及び複数の所定周期の時間情報に基づいて4次元画像化処理を行う画像処理手段として機能させる。血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像を生成する画像生成手段として機能させる。
- [0074] この結果、血管画像化プログラムは、安静時の生理的血圧変動領域の剛性の計測の際、被験者の負担を大幅に軽減することができる。また、本実施形態に係る血管画像化プログラムは、既設の超音波診断装置16に、血管動脈の動脈硬化分布図として表示される機能を追加することができ、短時間での動脈検査及び診断支援を可能にすることができる。
- [0075] (6)本実施形態に係る血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、心拍情報が入力される心拍情報入力手段として機能させ、所定周期として心拍情報に基づく心拍周期が用いられる。この結果、心拍周期が所定周期として用いられることにより、測定部位における心拍に伴う頸動脈(動脈血管)の最大径及び最小径の情報を確実に取得することができる。

- [0076] (7)本実施形態に係る血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、制御手段として、間欠駆動したキャリッジ20の合計移動距離 $nP$ が超音波振動子24のピッチ $S$ 以上になったとき、キャリッジ20の間欠駆動を停止するように機能させる。この結果、間欠駆動したキャリッジ20の合計移動距離 $nP$ が超音波振動子24のピッチ $S$ 以上になった際にキャリッジ20の間欠駆動が停止されることから、頸動脈(動脈血管)の必要な部位の測定を効率的に行うことができる。すなわち、仮に合計移動距離 $nP$ が超音波振動子24のピッチ $S$ 以上になった際にキャリッジ20の間欠駆動が停止しない場合、必要でない測定を行われて測定が非効率的となる。
- [0077] (8)本実施形態に係る血管画像化プログラムは、コンピュータ12を、動脈血管における測定部位毎、すなわち停止位置毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて、測定部位の弾性率 $E_{th}$ を算出する算出手段として機能させる。この結果、頸動脈(動脈血管)における測定部位毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて、測定部位の弾性率 $E_{th}$ を得ることができ、測定部位の変形能(硬さ、動脈硬化)を知ることが可能になる。
- [0078] (9)本実施形態に係る血管画像化方法は、2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された複数の超音波振動子24からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させるキャリッジ20の間欠移動制御であって、複数の所定周期毎の、前記行方向に沿った超音波振動子24のピッチ $S$ よりも短い距離でのキャリッジ20の間欠移動制御を繰り返す工程を備えている。また、血管画像化方法は、キャリッジ20の停止位置の位置情報を入力する工程と、複数の所定周期内において超音波振動子24により得られた原画像情報が超音波診断装置16にて2次元化された2次元画像、及び停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する工程を備えている。
- [0079] 更に、血管画像化方法は、2次元画像及び位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は2次元画像、位置情報、及び複数の所定周期の時間情報に基づいて4次元画像化処理を行う工程を備えている。加えて、血管画像化方法は、前記画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像を生成する工程を

備えている。

[0080] この結果、安静時の生理的血圧変動領域の剛性が計測される際、被験者の負担を大幅に軽減することができる血管画像化方法を提供することができる。また、既設の超音波診断装置に、血管動脈の動脈硬化分布図として表示される機能を追加することができ、短時間での動脈検査及び診断支援を可能にすることができる。

[0081] (第2実施形態)

以下に、本発明を血管画像化システムに具体化した第2実施形態を、図11を参照して説明する。第1実施形態と同一の構成には同一の符号を付してその説明を省略し、以下の説明では第1実施形態と異なる構成を中心に説明する。

[0082] 具体的には、第2実施形態では、超音波プローブ21及びキャリッジ20の構成が第1実施形態と異なり、他の構成は第1実施形態と同じである。そのため、超音波プローブ21及びキャリッジ20の構成について説明する。

[0083] 図11に示すように、超音波プローブ21は、頸部の表面形状に沿って延びる断面凹状に形成されている。超音波プローブ21において、頸部の表面に対向する、凹設された面には、複数の超音波振動子24がピッチAで列状に並んで配列されることによりニア配列型で構成された複数の群が、互いにピッチS(行ピッチ)で配置されている。すなわち、列方向と行方向に沿ってそれぞれ複数の超音波振動子24が配置されている。以下の説明において、頸部の表面に対向する、超音波プローブ21の凹設された面を内面と称する。行方向は、頸動脈23が延びる方向であり、列方向は、超音波プローブ21の内面の湾曲方向に沿って延びる方向である。

[0084] 超音波プローブ21において、内面に対向する外面にはキャリッジ20が設けられている。キャリッジ20には、頸動脈23が延びる方向と平行に延びる、図示しない固定部に固定された一対の棒状のガイドレール19aが摺動自在に貫通されている。キャリッジ20に設けられたナット部(図示しない)には、ガイドレール19aと平行に配置されたネジ棒19bが貫通して該ナット部に噛合されている。ネジ棒19bには駆動装置18が減速器18aを介して連結されている。超音波プローブ21には移動検出装置30が設けられている。

[0085] 駆動装置18の回転がコンピュータ12で制御されることにより、超音波プローブ21

は、ピッチSで行方向に沿って間欠移動制御される。

第2実施形態は、第1実施形態の前記各利点に加えて以下の利点を有する。

[0086] (10)第2実施形態では、キャリッジ20は、列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された複数の超音波振動子24を有する超音波プローブ21を備えている。超音波プローブ21は、頸部の表面形状に対応して凹設された面を備え、該面に複数の超音波振動子24が列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置されている。この結果、頸部の頸動脈血管に対して好適な血管画像化システムを提供することができる。

[0087] 前記各実施形態は次のように変更されてもよい。

第2実施形態に係る超音波プローブ21の構成が、図12に示すように変更されてもよい。すなわち、図12に示すように、超音波プローブ21の形状が第2実施形態と同様に設定され、内面には超音波振動子24がピッチAで列状に並んで配列されることによりニア配列型で構成された複数の群が互いにピッチS(行ピッチ)で配置されている。具体的には、列方向と行方向とに沿って複数の超音波振動子24が配置されている。列方向は、頸動脈23が延びる方向であり、行方向は、超音波プローブ21の内面の湾曲方向に沿って延びる方向である。

[0088] キャリッジ20の外面にはラックが形成され、該ラックに、駆動装置18の出力軸に固定されたピニオン18bが噛合されている。そして、駆動装置18の回転がコンピュータ12により制御されることにより、超音波プローブ21は、ピッチSで行方向に間欠移動制御される。この構成においても、第2実施形態と同様の作用効果を得ることができる。

[0089] 前記各実施形態では、安静時の生理的血压変動領域の剛性の計測として、安静時における最高血压(すなわち、最大値)及び最低血压(すなわち、最小値)の間において、弾性率 $E_{th}$ が測定(算出)されて表示される。これに代えて、被験者に負荷が加えられた状態、すなわち拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動が計測され、負荷が軽い安静時の動的変形挙動の計測結果と比較され、その結果がディスプレイ13に表示されてもよい。この場合、コンピュータ12には、負荷が加えられた状態の血压情報が前記実施形態と同様に入力される。この構成によれば、拍動速度が高い状態(負荷試験)での動的変形挙動が計測されて比較される際、被験者の

負担を大幅に軽減することができる。

[0090] 前記各実施形態では、所定時間として心拍周期が採用されたが、所定時間としては心拍周期に限定されず、心拍周期以上の周期が採用されてもよい。

前記動脈硬化解析結果が、ディスプレイ13及びプリンタ(図示しない)のいずれか一方のみから出力されてもよい。

[0091] 前記各実施形態では、グラフとして棒グラフが採用されているが、折れ線グラフが採用されてもよい。

前記各実施形態では、外付けの記憶装置44が設けられることにより、コンピュータ12が記憶手段として機能する。しかしながら、コンピュータ12に内蔵された記憶装置が用いられてもよい。また、記憶装置として、ハードディスク又は半導体素子からなるメモリが用いられてもよい。

[0092] 前記各実施形態に係るコンピュータ12は、画像処理された画像情報に基づいて頸動脈(動脈血管)における測定部位毎、すなわち停止位置毎の内径の最大径、最小径、及び最大径と最小径との差異の画像を生成する。これに代えて、頸動脈(動脈血管)における測定部位の停止位置毎の内径の最大径の画像のみ、最小径の画像のみ、又は最大径と最小径との差異の画像のみが生成されてもよい。また、頸動脈(動脈血管)における測定部位の停止位置毎の内径の最大径及び最小径の画像が生成されてもよいし、内径の最大径の画像及び最大径と最小径との差異の画像が生成されてもよいし、内径の最小径の画像及び最大径と最小径との差異の画像が生成されてもよい。

[0093] 前記各実施形態では頸動脈が測定対象であるが、頸動脈以外の他の動脈が測定対象であつてもよい。



## 請求の範囲

- [1] 超音波診断装置と、  
2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された、断層エコー像を作成する複数の列方向アレー超音波振動子からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させる移動体と、  
複数の所定周期毎に、前記行方向に沿って超音波振動子の行ピッチよりも短い距離で前記移動体の間欠移動制御を繰り返す制御手段と、  
前記移動体の停止位置の位置情報が入力される位置情報入力手段と、  
前記複数の所定周期内において前記超音波振動子により得られた原画像情報が前記超音波診断装置にて2次元化された2次元画像、及び前記停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する記憶手段と、  
前記2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて3次元画像の時間変化、すなわち4次元画像化処理を行う画像処理手段と、  
前記画像処理手段にて画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像のうち、少なくとも1つの画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする血管画像化システム。
- [2] 前記血管画像化システムは、心拍情報が入力される心拍情報入力手段を更に備え、  
前記制御手段は、前記所定周期として前記心拍情報に基づく心拍周期を用いることを特徴とする請求項1に記載の血管画像化システム。
- [3] 前記制御手段は、間欠駆動した移動体の合計移動距離が前記超音波振動子の行ピッチ以上になったとき、前記移動体の間欠駆動を停止することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の血管画像化システム。
- [4] 前記血管画像化システムは、動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて、前記測定部位の弾性率を算出する算出手段を更に備えることを特徴とする請求項1か

ら請求項3のいずれか一項に記載の血管画像化システム。

- [5] 前記移動体は、列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された複数の超音波振動子を有する超音波プローブを備え、

前記超音波プローブは、頸部の表面形状に対応して凹設された面を備え、該面に前記複数の超音波振動子が配置されていることを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか一項に記載の血管画像化システム。

- [6] コンピュータを、

2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された、断層エコー像を作成する複数の列方向アレー超音波振動子からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させる移動体の移動制御を行う制御手段であって、複数の所定周期毎に、前記行方向に沿って超音波振動子の行ピッチよりも短い距離で前記移動体の間欠移動制御を繰り返す制御手段と、

前記移動体の停止位置の位置情報が入力される位置情報入力手段と、

前記複数の所定周期内において前記超音波振動子により得られた原画像情報が前記超音波診断装置にて2次元化された2次元画像、及び前記停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する記憶手段と、

前記2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて3次元画像の時間変化、すなわち4次元画像化処理を行う画像処理手段と、

前記画像処理手段にて画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像のうち、少なくとも1つの画像を生成する画像生成手段として機能させることを特徴とする血管画像化プログラム。

- [7] コンピュータを、

心拍情報が入力される心拍情報入力手段として機能させ、

前記所定周期として前記心拍情報に基づく心拍周期が用いられることを特徴とする請求項6に記載の血管画像化プログラム。

- [8] 前記制御手段は、間欠駆動した移動体の合計移動距離が前記超音波振動子の行

ピッチ以上になったとき、前記移動体の間欠駆動を停止することを特徴とする請求項6又は請求項7に記載の血管画像化プログラム。

[9] コンピュータを、

動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径と最小径との差異、及び予め入力された安静時血圧に基づいて、前記測定部位の弾性率を算出する算出手段として機能させることを特徴とする請求項6から請求項8のいずれか一項に記載の血管画像化プログラム。

[10] 2次元的に、すなわち列方向と行方向とに沿ってそれぞれ配置された、断層エコー像を作成する列方向アレー超音波振動子からなる超音波振動子群を一体的に行方向に沿って移動させる移動体の間欠移動制御であって、複数の所定周期毎の、前記行方向に沿った超音波振動子の行ピッチよりも短い距離での移動体の間欠移動制御を繰り返す工程、

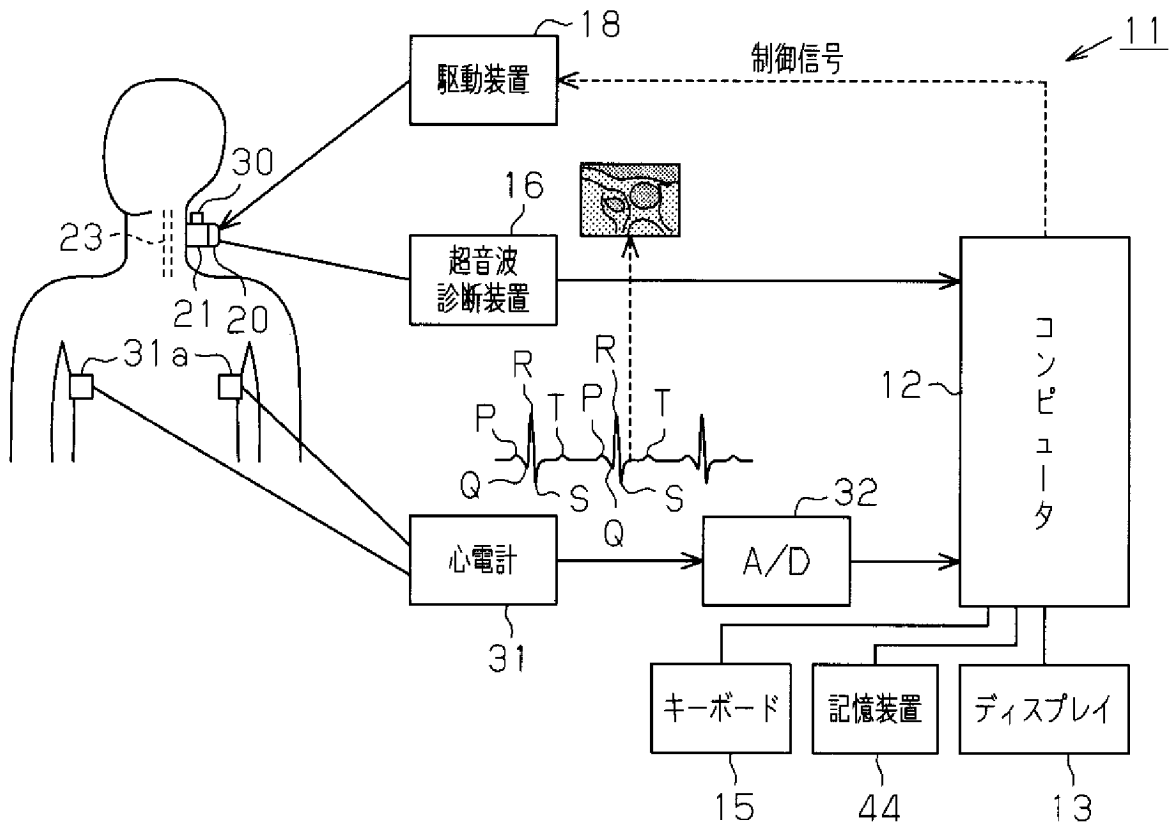
前記移動体の停止位置の位置情報を入力する工程、

前記複数の所定周期内において前記超音波振動子により得られた原画像情報が超音波診断装置にて2次元化された2次元画像、及び前記停止位置の位置情報を互いに関連づけて記憶する工程、

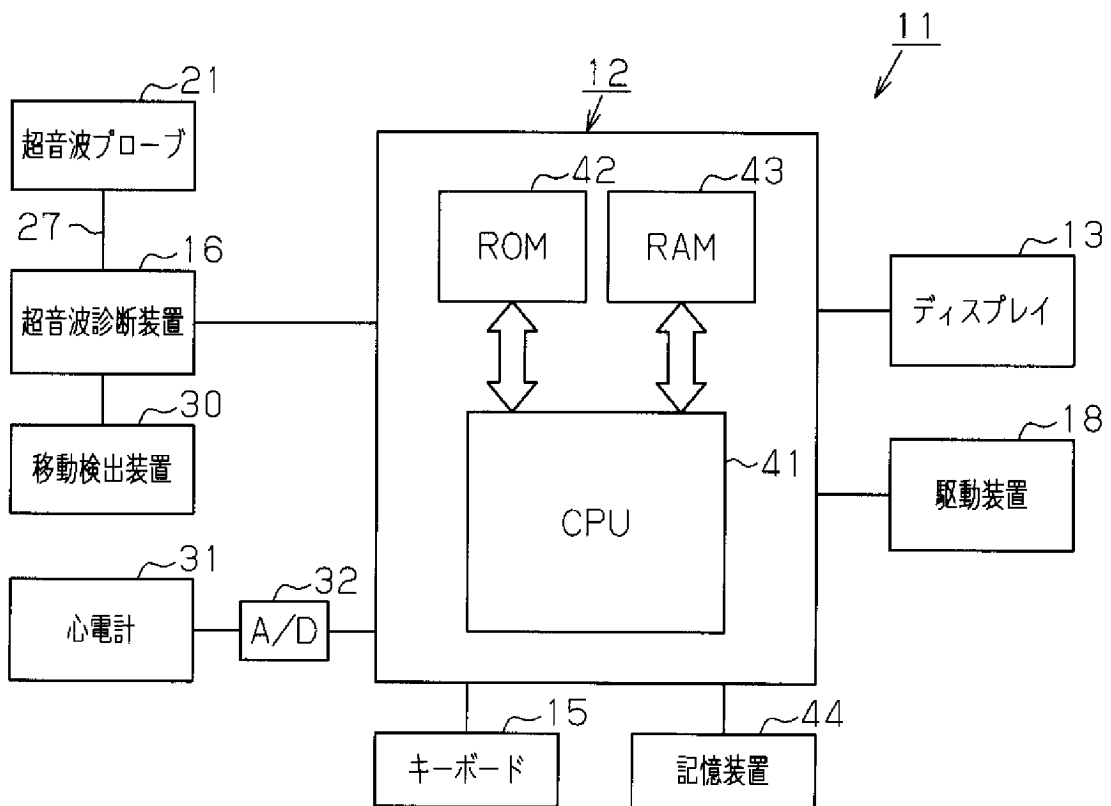
前記2次元画像及び前記位置情報に基づいて3次元画像化処理を行うか、又は前記2次元画像、前記位置情報、及び前記複数の所定周期の時間情報に基づいて3次元画像の時間変化、すなわち4次元画像化処理を行う工程、及び

前記画像処理された画像情報に基づいて動脈血管における測定部位毎、すなわち前記停止位置毎の最大径、最小径、及び前記最大径と最小径との差異の画像のうち、少なくとも1つの画像を生成する工程とを備えることを特徴とする血管画像化方法。

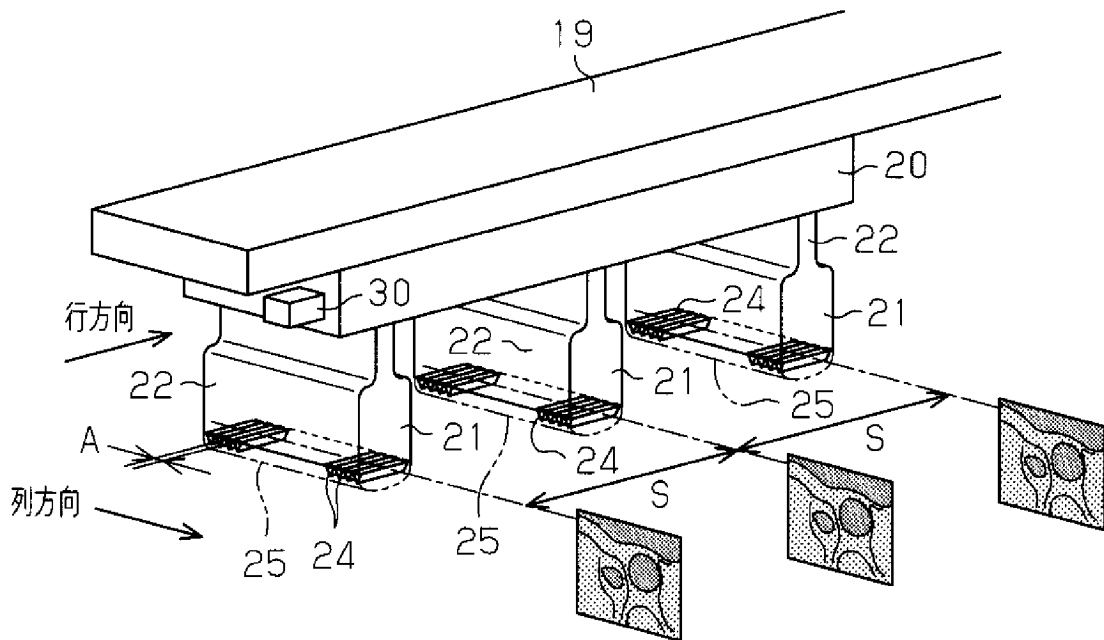
[図1]



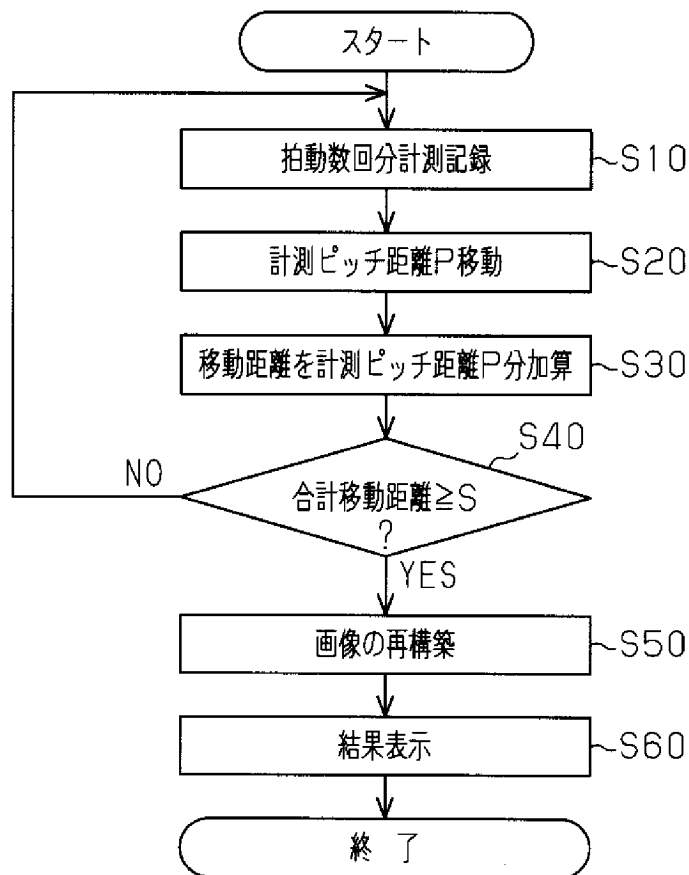
[図2]



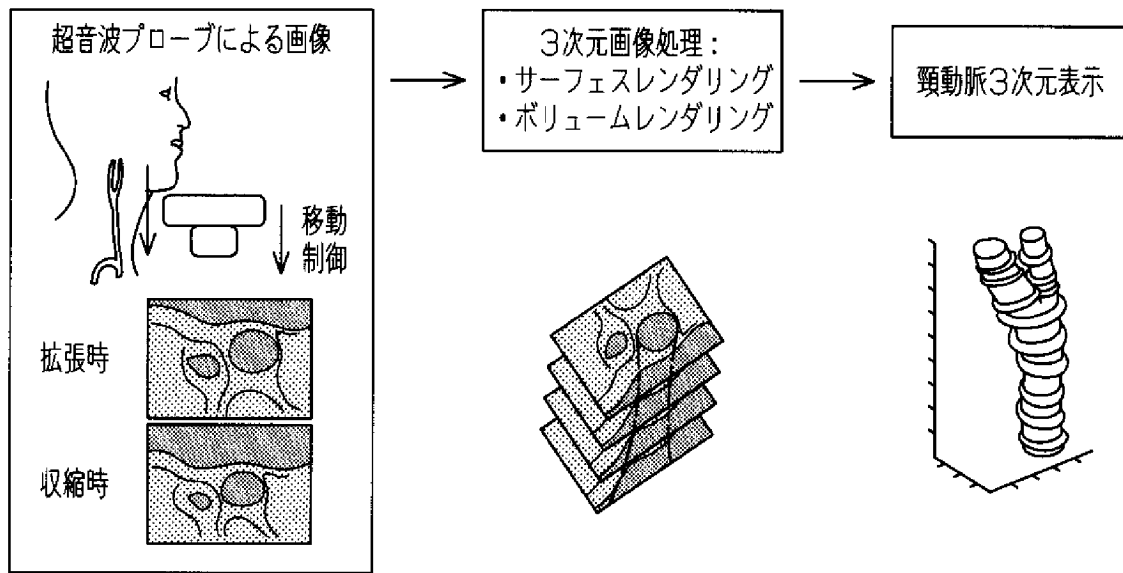
[図3]



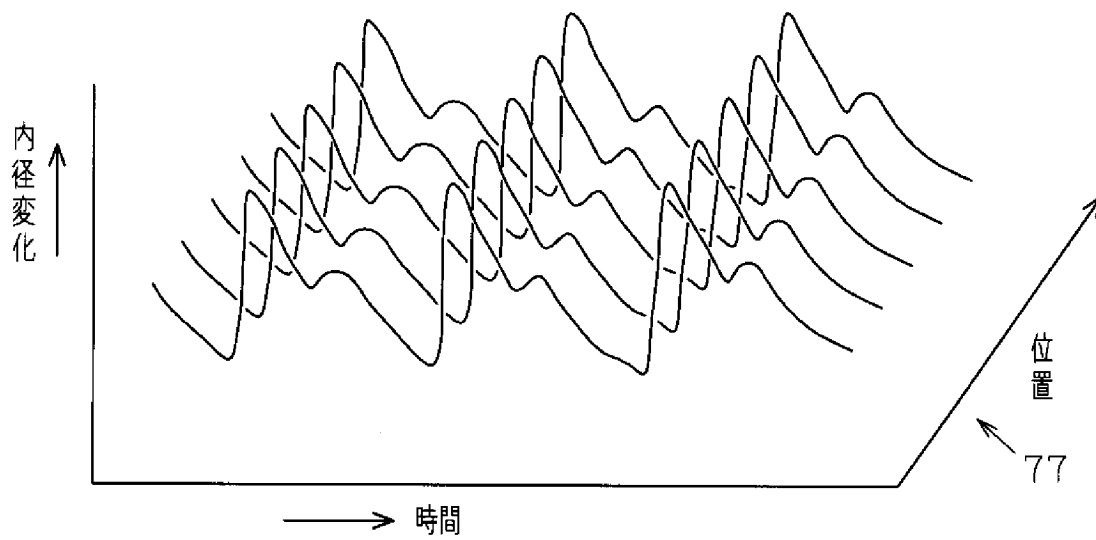
[図4]



[図5]

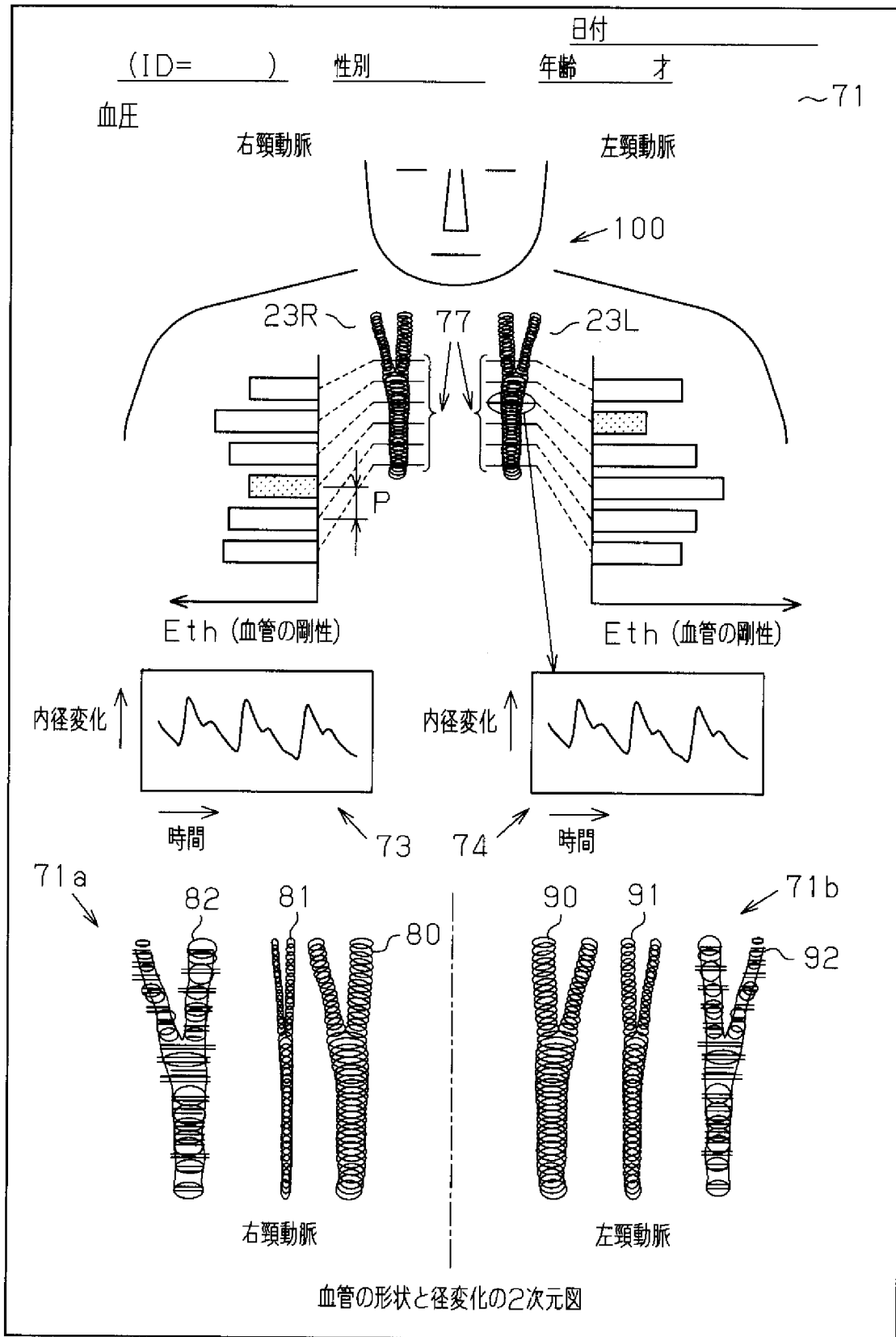


[図6]



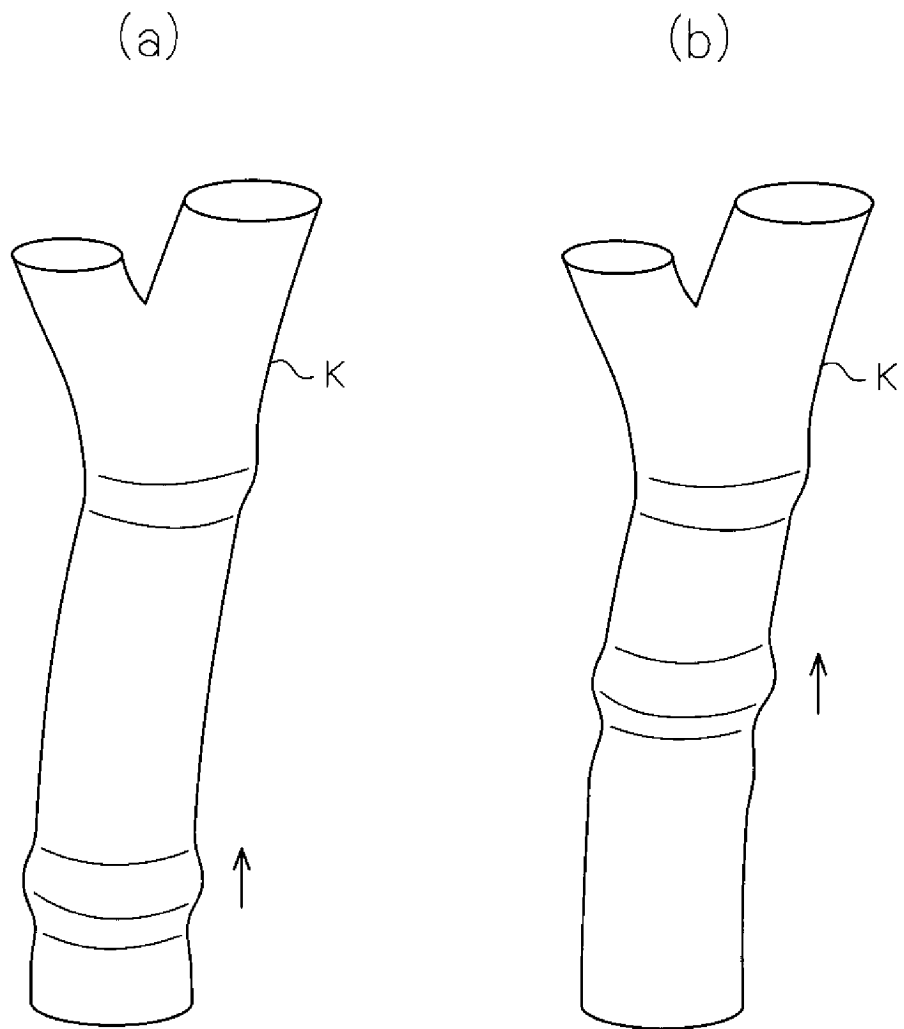


[図9]

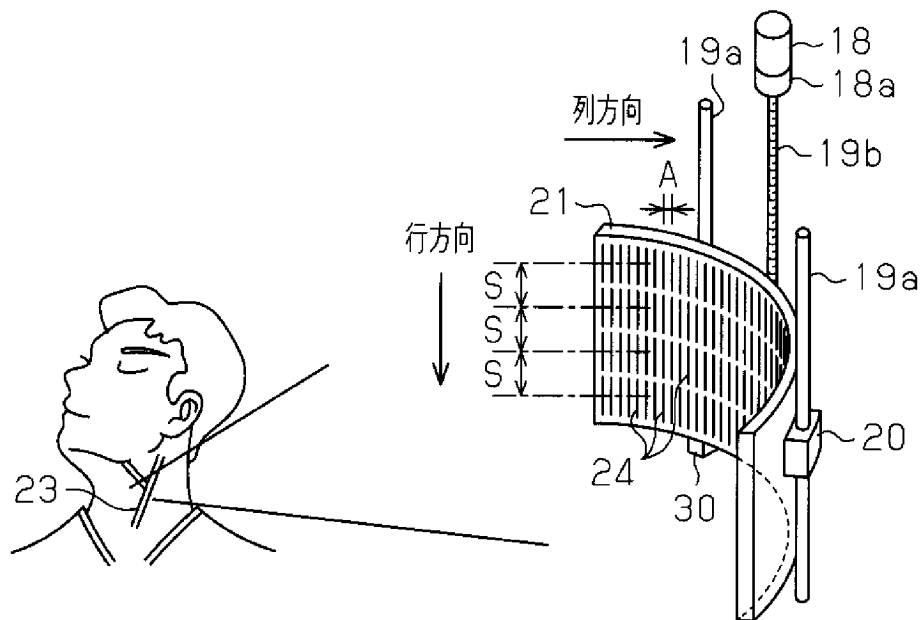




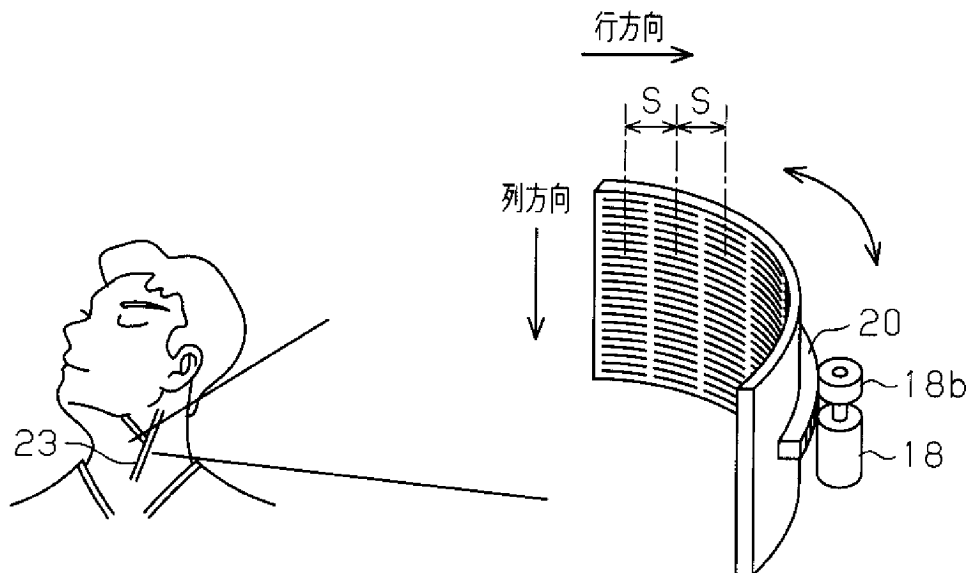
[図10]



[図11]



[図12]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2008/055286

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
A61B8/08 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-185575 A (Kokuritsu Daigaku Hojin Gifu Daigaku), 14 July, 2005 (14.07.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2005-270351 A (Fumio NOGATA), 06 October, 2005 (06.10.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2003-305039 A (Zaidan Hojin Osaka Industrial Promotion Organization), 28 October, 2003 (28.10.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 07 April, 2008 (07.04.08)	Date of mailing of the international search report 22 April, 2008 (22.04.08)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/055286

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-247214 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 21 September, 2006 (21.09.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2003-305045 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 October, 2003 (28.10.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 8-56948 A (Toshiba Corp.), 05 March, 1996 (05.03.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2-246948 A (Hitachi Medical Corp.), 02 October, 1990 (02.10.90), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2006-456 A (Shimadzu Corp.), 05 January, 2006 (05.01.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/08		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2005-185575 A（国立大学法人岐阜大学）2005.07.14, 全文、全図（ファミリーなし）	1-10
A	JP 2005-270351 A（野方文雄）2005.10.06, 全文、全図（ファミリーなし）	1-10
A	JP 2003-305039 A（財団法人大阪産業振興機構）2003.10.28, 全文、全図（ファミリーなし）	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 07.04.2008	国際調査報告の発送日 22.04.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 川上 則明 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3704

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2006-247214 A (松下電器産業株式会社) 2006.09.21, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2003-305045 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.10.28, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 8-56948 A (株式会社東芝) 1996.03.05, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2-246948 A (株式会社日立メディコ) 1990.10.02, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2006-456 A (株式会社島津製作所) 2006.01.05, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10