

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2009年7月2日 (02.07.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/081598 A1

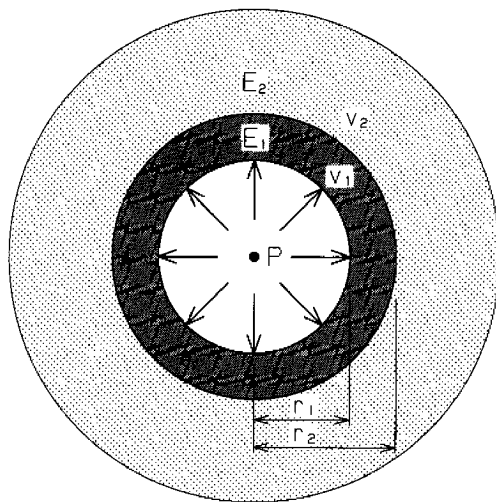
- (51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/055360
- (22) 国際出願日: 2008年3月24日 (24.03.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2007-328326
2007年12月20日 (20.12.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人岐阜大学 (GIFU UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒5011193 岐阜県岐阜市柳戸1番1 Gifu (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 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). 谷口 梨絵 (TANIGUCHI, Rie) [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). 野方 文雄 (NOGATA, 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).

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING APPARATUS, IMAGE PROCESSING PROGRAM, STORAGE MEDIUM, AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理プログラム、記憶媒体及び超音波診断装置

[図4]



r_1 : 内半径 (mm)
 r_2 : 外半径 (mm)
 P : 内圧 (kPa)
 E_1, E_2 : 弾性係数 (kPa)
 $\nu_1 = \nu_2 = 0.5$: ポアソン比

r_1 INNER RADIUS (mm)
 r_2 OUTER RADIUS (mm)
 P INTERNAL PRESSURE (kPa)
 E_1, E_2 ELASTIC MODULUS (kPa)
 $\nu_1 = \nu_2 = 0.5$ POISSON'S RATIO

(57) Abstract: A computer (12) of an image processing apparatus (11) acquires a moving image including a cross section of a carotid artery taken along the minor axis thereof and a cross section of peripheral tissue in the periphery of the carotid artery to estimate an optical flow of points included in an area corresponding to a carotid artery wall and points included in an area corresponding to the peripheral tissue from two time-different frame images of the acquired moving image. The computer (12) calculates a displacement of the carotid artery and the peripheral tissue in the radial direction of the carotid artery depending on a change in internal pressure of the carotid artery on the basis of the estimated optical flow of the points. In addition, the computer (12) calculates a displacement of the carotid artery and the peripheral tissue in the radial direction of the carotid artery depending on a change in internal pressure of the carotid artery on the basis of a theoretical expression obtained by modeling the

carotid artery and the peripheral tissue as a two-layer cylinder. The computer (12) calculates the elastic modulus of the carotid artery wall and that of the peripheral tissue so that the squared difference between the two displacements is minimized.

(57) 要約: 画像処理装置11のコンピュータ12は、頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的

[続葉有]



WO 2009/081598 A1



(74) 代理人: 恩田 博宣, 外(ONDA, Hironori et al.); 〒5008731 岐阜県岐阜市大宮町 2 丁目 1 2 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, 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.

(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, 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).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

に異なる 2 つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定する。コンピュータ 12 は、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。コンピュータ 12 はまた、頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。コンピュータ 12 は、こうして算出される 2 つの変位量の二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係数を算出する。

明 細 書

画像処理装置、画像処理プログラム、記憶媒体及び超音波診断装置
技術分野

[0001] 本発明は、画像処理装置、画像処理プログラム、記憶媒体及び超音波診断装置に関し、特に、頸動脈の超音波画像のための画像処理装置及び画像処理プログラム、並びにそれらに関連する記憶媒体及び超音波診断装置に関する。

背景技術

[0002] 動脈硬化症は、生活習慣の不摂生が危険因子となる生活習慣病の一つであり、自覚症状がほとんどないまま若年層から進行し、放っておくと脳梗塞、心筋梗塞、狭心症などに発展する可能性がある。動脈硬化症は治療が困難であるため、早期に動脈硬化の兆候を捉えて患者に生活習慣の改善を促し、病気の進行を遅らせることが重要である。

[0003] 動脈硬化症の検査には様々な診断方法があり、なかでも超音波エコー検査は、非侵襲に血管を直接観察できることから、現在の臨床診断において必要不可欠な検査となっている。動脈硬化症診断のための頸動脈超音波エコー検査では、プラークの有無や内膜中膜複合体厚(intima-media complex thickness(IMT))を評価している。しかし、動脈硬化初期にはプラークもなく、IMTも薄いことから超音波エコー検査による形態学的観察では、動脈硬化の初期の兆候を捉えることが困難である。

[0004] これに対して、動脈硬化は動脈が硬化して弾力性を失うことであるから、心拍動に伴う頸動脈の動きの良さを評価すればよいとの考えがある。動脈の動きの良さに関する評価に基づく様々な動脈硬化度の指標が提案されている。

[0005] 例えば、非特許文献1及び非特許文献2ではそれぞれ、スティフネスパラメータ及び修正スティフネスパラメータが提案されている。

[0006] [数1]

$$\beta^* = \frac{\ln P_s - \ln P_d}{\left(\frac{D_s - D_d}{D_d} \right)} \quad (1)$$

上式(1)は、修正スティフネスパラメータの算出式を示す。式(1)中、 P_s は頸動脈の最高血圧、 P_d は頸動脈の最低血圧、 D_s は最高血圧時の頸動脈の最大直径、 D_d は最低血圧時の頸動脈の最小直径である。式(1)では、頸動脈の最高血圧と最低血圧の差を頸動脈の動きの良さで正規化している。 β^* の値が大きくなるほど、血圧差の割に頸動脈の動きが悪いこと、すなわち頸動脈が硬いことを表す。

[0007] 特許文献1では、頸動脈を厚み d の厚肉円筒と仮定し、歪みと応力の機械的特性に基づいて、次式(2)に従って頸動脈の弾性係数 E_{th} を算出することが提案されている。式(2)中、 d は血管壁の厚みを表す。

[0008] [数2]

$$E_{th} = \frac{P_s - P_d}{D_s - D_d} \frac{D_d (D_d + 2d)}{2d (D_d + d)} \quad (2)$$

上記の文献のいずれでも、頸動脈の周囲に存在する脂肪などの周辺組織は無視されている。しかし、頸動脈の動きは、周辺組織の影響を少なからず受けるものである。従来の方法では、頸動脈の動きが悪いときにその原因が、頸動脈に硬化が生じたからなのか、それとも頸動脈の周辺組織が硬いからなのか区別することができない。

特許文献1:特許第3882084号

非特許文献1:ハヤシ K, ナガサワ S, ナルト Y, モリタケ K, オクムラ A, :「パラメトリック ディスクリプション オブ メカニカル ビイヘイビア オブ アーテリアルウォールズ(Parametric description of mechanical behavior of arterial walls)」, 日本バイオレオロジー学会論文集, 3(1980), pp75-78

非特許文献2:カワサキ T, ササヤマ S, ヤギ S, アサカワ T, ヒライ T, 「ノンインバシブ アセスメント オブ ジイ エイジ リレイテッド チェンジズ イン スティフネス オブ メジャー ブランチズ オブ ザ ヒューマン アルテリーズ(Non-invasive assessment of the age related changes in stiffness of major branches of the human arteries)」, Cardiovasc Res, 21, 9(1987), pp678-687.

発明の開示

[0009] 従って、本発明の目的は、頸動脈の周辺組織を考慮に加えることにより、より正確に頸動脈壁の弾性係数を算出することができる画像処理装置及び画像処理プログラムを提供することにある。

[0010] 又、本発明の他の目的は、そのような画像処理プログラムを記憶した記憶媒体及びそのような画像処理装置に接続して使用される超音波診断装置を提供することにある。

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様では、頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する第1算出手段と、頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出し、こうして算出される変位量と前記第1算出手段で算出される変位量との二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係数を算出する第2算出手段とを備える画像処理装置が提供される。

[0011] 好ましくは、前記第1算出手段は、前記2つのフレームの画像から頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。

[0012] 本発明の第2の態様では、コンピュータを、頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する第1算出手段、及び頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の

内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出し、こうして算出される変位量と前記第1算出手段で算出される変位量との二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係数を算出する第2算出手段として機能させる画像処理プログラムが提供される。

[0013] 好ましくは、前記第1算出手段は、前記2つのフレームの画像から頸動脈の半径方向に伸びる軸上の各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。

[0014] 本発明の第3の態様では、上記第2の態様に係る画像処理プログラムを記憶した記憶媒体が提供される。

本発明の第4の態様では、上記第1の態様に係る画像処理装置に接続される超音波診断装置が提供される。超音波診断装置は、探触子による超音波の送受信により得られるエコー信号を基に超音波Bモード画像を生成し、生成した超音波Bモード画像を画像処理装置に出力する。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の一実施形態の画像処理装置の概略図。

[図2]図1の画像処理装置の概略電気ブロック図。

[図3]超音波Bモード画像を示す図。

[図4]二層円筒モデルの概念図。

[図5]コンピュータが実行する画像処理プログラムのフローチャート。

[図6]頸動脈壁の弾性係数 E_1 が互いに等しく且つ周辺組織の弾性係数 E_2 が互いに異なる2つの二層円筒モデルにおける距離 r と変位量 h の関係を示すグラフ。

[図7]図7(a)は、超音波Bモード画像を示す図、図7(b)は、オプティカルフロー法に従って、頸動脈の半径方向に伸びる軸上の各点において頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出した結果を示すグラフ。

[図8]図8(a)は、本発明の方法に従って最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を、オプティカルフロー法に従って算出された変位量 $h(r)$ と一緒に示すグラフ、図8(b)は、従来の方法に従って最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を、オプティカルフロー法に従っ

て算出された変位量 $h(r)$ と一緒に示すグラフ。

[図9]図9(a)及び図9(b)は、図8(a)及び図8(b)に結果を示している測定とは被験者を変えて同じ測定を行ったときの結果を示すグラフであり、図8(a)及び図8(b)とそれぞれ対応する。

[図10]図10(a)及び図10(b)は、図8(a)及び図8(b)に結果を示している測定及び図9(a)及び図9(b)に結果を示している測定とは被験者を変えて同じ測定を行ったときの結果を示すグラフであり、図8(a)及び図8(b)とそれぞれ対応する。

発明を実施するための最良の形態

[0016] 以下、本発明の一実施形態を図1～図10(b)を参照して説明する。

図1に示すように、本実施形態の画像処理装置11は、第1算出手段(第1算出部)、第2算出手段(第2算出部)、及び記憶手段(記憶部)として機能するコンピュータ12と、ディスプレイ13と、プリンタ14と、キーボード15と、超音波診断装置16とを備えている。

[0017] 超音波診断装置16は、探触子21、表示部22、及び図示しない超音波発生源を備えている。超音波診断装置16の探触子21は、生体内にパルス波を送波して頸動脈23からの反射波(エコー信号)を受波する先端面を有する。探触子21の先端面は長四角形状に形成されている。超音波診断装置16は、前記エコー信号に基づいてBモードで取得される、頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれているエコー動画像(すなわち、複数の超音波Bモード画像)を生成する。超音波診断装置16の表示部22には、被検者の頸動脈23の拡張及び収縮などの変形が動画像で表示される。

[0018] 超音波Bモード画像は、超音波診断装置16のビデオ出力から出力され、図示しないDVコンバータにより所定の解像度($m \times n$ 画素)及び所定の毎秒フレーム数でビデオキャプチャされた後、IEEE1394信号としてコンピュータ12に入力される。本実施形態では、所定の毎秒フレーム数として30フレーム/秒を選定しているが、この値は限定されるものではなく、心拍動に伴う頸動脈の変動を明確に観測できる値であればよい。

[0019] ディスプレイ13で表示される超音波画像領域の画素数は、水平方向に関してはN

x、垂直方向に関してはNyである。本実施形態では、 $N_x=540$ (pixel) 及び $N_y=420$ (pixel)を選定しているが、この数値は限定されるものではない。

[0020] 超音波診断装置16により取得されたエコー動画は、コンピュータ12に入力された後、コンピュータ12が備える記憶装置44(図2参照)に格納される。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なり、各種の情報の読み出し及び書き込みが可能である。

[0021] 図2に示すように、コンピュータ12は、中央処理装置(CPU)41、ROM42、及びRAM43を備え、記憶媒体としてのROM42に格納された画像処理プログラムを実行する。RAM43は、前記プログラムを実行する際の作業用メモリである。

[0022] (実施形態の作用)

次に、上記のように構成された画像処理装置11において、CPU41が実行する画像処理プログラムの処理を説明するが、プログラム処理の説明の前にまず、「頸動脈及び周辺組織の応力及び歪み特性」及び「二層円筒モデル」について説明する。

[0023] (頸動脈及び周辺組織の応力及び歪み特性)

頸動脈は心拍動により拡張及び収縮を繰り返す。頸動脈の周辺にある脂肪などの周辺組織は、頸動脈の拡張及び収縮に伴って伸縮する。一般にこうした物質の応力と歪みの関係は材料力学の見地から考察される。

[0024] 図3は、頸動脈の短軸断面が含まれている超音波Bモード画像を示す。図3中のほぼ中央に円形をした頸動脈Kが示されている。超音波Bモード画像においては、図3中でハッチングされている頸動脈内腔Kaは黒く描かれ、頸動脈壁Kbは白く描かれる。頸動脈は周囲を脂肪などの周辺組織によって囲まれている。

[0025] (二層円筒モデル)

頸動脈及び周辺組織は、図4に示すような一様な二層円筒(材料力学的には二層厚肉円筒ともいう)でモデル化することができる。頸動脈壁の内半径を r_1 で表し、外半径を r_2 で表す。周辺組織は、頸動脈の中心から r_2 だけ離れた位置から無限遠まで存在するものと仮定する。頸動脈壁の弾性係数を E_1 で表し、周辺組織の弾性係数を E_2 で表す。頸動脈壁のポアソン比 ν_1 及び周辺組織のポアソン比 ν_2 はいずれも0.5とみなす。頸動脈壁の内半径が r_1 、外半径が r_2 で表される特定の基準状態から頸動脈の

内圧(血圧)に変化があったときの頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量 $h(r)$ は、以下の二層円筒モデルの理論式(3)で表すことができる。式(3)中、 P は基準状態からの内圧の変化量を表す。

[0026] [数3]

$$h(r) = \begin{cases} \frac{3(r^2(-E_2 + E_1) + r_2^2(E_2 + 3E_1))r_1^2 P}{2E_1 r(r_2^2(E_2 + 3E_1) + r_1^2(3E_2 - E_1))}, & r_1 \leq r \leq r_2 \\ \frac{6r_1^2 r_2^2 P}{r(r_2^2(E_2 + 3E_1) + r_1^2(3E_2 - E_1))}, & r \geq r_2 \end{cases} \quad (3)$$

頸動脈の中心から r の距離にある組織は、内圧の変化に応じて、頸動脈の中心から $r+h(r)$ の距離の位置に移動する。内圧の変化量 P が正の場合には変位量 h は正であって、つまり拡張を表し、内圧の変化量 P が負の場合には、変位量 h は負であって、すなわち収縮を表す。

[0027] (頸動脈及び周辺組織の弾性係数と変位量の関係)

頸動脈及び周辺組織の弾性係数 E_1 、 E_2 と変位量 $h(r)$ の関係について次に説明する。

[0028] 頸動脈壁の弾性係数 E_1 が互いに等しく且つ周辺組織の弾性係数 E_2 が互いに異なる2つの二層円筒モデルにおける頸動脈の中心からの距離 r と変位量 h の関係を図6に示す。2つの二層円筒モデルでは、基準状態の頸動脈の内圧は互いに同じである。図6に示すように、いずれのモデルでも、変位量 h は、頸動脈の中心からの距離 r が頸動脈壁の内半径 r_1 に等しい位置、すなわち頸動脈壁内面において最大になり、距離 r が r_1 を超えて大きくなるにつれて小さくなる。

[0029] 心拍動に伴う頸動脈の変動(頸動脈の心拍変動)は、頸動脈の中心からの距離 r が r_1 に等しい位置にある組織の変位量 h の時間変化、すなわち変位量 $h(r_1)$ の時間変化と見ることができる。頸動脈の心拍変動が周辺組織の弾性係数 E_2 の影響を受けることは、周辺組織の弾性係数 E_2 が150kPaの場合とそれが0kPaの場合とで変位量 $h(r)$ が異なることを示す図6の結果から明らかである。従って、頸動脈壁(血管壁)の弾性係数 E_1 をより正確に推定するためには、周辺組織の弾性係数 E_2 を併せて推定する必要がある。

[0030] (画像処理プログラムの処理)

続いて、画像処理装置11のCPU41が実行する画像処理プログラムの処理を、図5のフローチャートを参照して説明する。

[0031] 予め、オペレータは、キーボード15からの入力により、記憶装置44に格納されている動画像を読み出してディスプレイ13の画面上に表示し、表示された動画像上で頸動脈の中心及び頸動脈の半径方向に伸びる軸を指定する。CPU41は、指定された中心及び径方向軸をそれぞれ、基準座標の原点及び基準軸として設定する。

[0032] 続いて、オペレータは、画像処理プログラムの処理の開始を、キーボード15を通じてCPU41に指令する。

指令に応じてCPU41は、ステップS10において、オプティカルフロー法に従って、指定された径方向軸上の各点において頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。図7(a)中に示す矢印は、指定された径方向軸を表す。

[0033] (オプティカルフロー法)

ここでオプティカルフロー法について説明する。

画像上の点(x, y)の時刻tにおける輝度をf(x, y, t)で表す。微小時間Δt後に対象が(Δx, Δy)だけ移動する場合、次式(4)が成立する。

[0034] [数4]

$$f(x, y, t) = f(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) \quad (4)$$

ここで、ずれ量(Δx, Δy)が小さく、かつ局所的に一定であると仮定したうえで、上式(4)の右辺を1次までのテーラー(Taylor)級数で近似すると、次式(5)が得られる。

[0035] [数5]

$$f(x, y, t) = f(x, y, t) + \Delta x \frac{\partial f}{\partial x} + \Delta y \frac{\partial f}{\partial y} + \Delta t \frac{\partial f}{\partial t} \quad (5)$$

上式(5)中の $\partial f / \partial x$, $\partial f / \partial y$, $\partial f / \partial t$ をそれぞれ f_x , f_y , f_t で表し、さらに式(5)の両辺をΔtで割ると、次の方程式(6)が得られる。

[0036] [数6]

$$f_x \frac{\Delta x}{\Delta t} + f_y \frac{\Delta y}{\Delta t} + f_t = 0 \quad (6)$$

上式(6)中の $\Delta x / \Delta t$ 及び $\Delta y / \Delta t$ はそれぞれ、x方向の動きの速さ及びy方向の動きの速さ、すなわち速度ベクトルを表す。 $\Delta x / \Delta t$ 及び $\Delta y / \Delta t$ をそれぞれu及びvで表すと、上式(6)は次式(7)で書き換えられる。

[0037] [数7]

$$f_x u + f_y v + f_t = 0 \quad (7)$$

f_x, f_y, f_t を計測して方程式(7)を解くことにより、速度場(u, v)を求めることができる。ただし、方程式(7)は未知数を2つ含むため、このままでは解くことができない。そこで、ある着目点に対してその近傍の領域Dを定め、領域D内において速度場が一定であると仮定して方程式の数を増やす。この場合、全ての方程式を満足する解は存在しなくなるため、次式(8)で表される、方程式(7)の右辺と左辺の差の2乗積分Jが最小になるように、速度場を推定する。

[0038] [数8]

$$J = \iint_D \{f_x u + f_y v + f_t\}^2 dx dy \quad (8)$$

2乗積分Jをu, vに関して微分してゼロと置くと、以下の正規方程式(9)が得られる。

[0039] [数9]

$$u S_{xx} + v S_{xy} + S_{xt} = 0 \quad (9)$$

$$u S_{xy} + v S_{yy} + S_{yt} = 0$$

正規方程式(9)中、サフィックス付きのSはそれぞれ次式(10)で計算される微分の積の積分値を表わす。

[0040] [数10]

$$S_{i,j} = \iint f_i f_j dx dy$$

(10)

i, j = x, y or t derivative

上式(10)で計算される値を式(9)に代入して式(9)を解くと、次式(11)で表わされるオプティカルフロー、すなわち速度ベクトル(u, v)が求まる(すなわち、推定される)。こうした手法は、局所最小二乗法と呼ばれる。

[0041] [数11]

$$u = \frac{S_{yt}S_{xy} - S_{xt}S_{yy}}{S_{xx}S_{yy} - S_{xy}^2}, v = \frac{S_{xt}S_{xy} - S_{yt}S_{xx}}{S_{xx}S_{yy} - S_{xy}^2} \quad (11)$$

本実施形態では、頸動脈の半径方向に延びる指定された軸上の各点(各画素)における速度ベクトル(u, v)が求められる。その後、各点における速度ベクトル(u, v)に対して、速度ベクトルを求めるために使用した画像のフレーム間の時間差を掛けることにより変位量が求められる。より具体的には、数十フレーム/秒でビデオキャプチャされた画像のうちから、最低血圧時、すなわち頸動脈が最も収縮しているフレームの画像と、最高血圧時、すなわち頸動脈が最も拡張しているフレームの画像とを取り出し、その2つのフレームの画像から指定された径方向軸上の各点のオプティカルフローが推定される。推定された各点のオプティカルフローに基づいて、指定された径方向軸上の各点において頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量が算出される。

[0042] ステップS10に続くステップS20では、CPU41は、指定された径方向軸上の各点における頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量と、二層円筒モデルで与えられる上記の理論式(3)に基づいて算出される頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量hとの二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数 E_1 、周辺組織の弾性係数 E_2 、頸動脈の内半径 r_1 及び外半径 r_2 を算出する。その際、理論式(3)中の内圧の変化量Pには、図示しない血圧測定装置を使って被験者

から測定される最高血圧と最低血圧の差が代入される。

[0043] 続くステップS30では、CPU41は、ステップS20で算出された頸動脈壁の弾性係数 E_1 、周辺組織の弾性係数 E_2 、頸動脈の内半径 r_1 及び外半径 r_2 を、ディスプレイ13又はプリンタ14に出力する。CPU41はその後、画像処理プログラムを終了する。

[0044] 本実施形態によれば以下の利点を得られる。

(1) 本実施形態の画像処理装置11は、コンピュータ12が、第1算出手段として機能することにより、頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。コンピュータ12はまた、第2算出手段として機能することにより、頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出し、こうして算出される2つの変位量の二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係数を推定する。この結果、頸動脈の周辺組織が考慮加わるために、より正確に頸動脈壁の弾性係数を算出することができる。

[0045] (2) 本実施形態の画像処理装置11は、時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点(各画素)のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する。この場合、頸動脈壁に対応する領域及び周辺組織に対応する領域に含まれる全ての画素のオプティカルフローを推定する場合に比べて、オプティカルフローの推定に要する時間が短縮される。

[0046] (3) 本実施形態の画像処理プログラムは、頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺

組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出するようにコンピュータ12を機能させる。画像処理プログラムはまた、頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出し、こうして算出される2つの変位量の二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係数を推定するようにコンピュータ12を機能させる。この結果、頸動脈の周辺組織が考慮に加わるために、より正確に頸動脈壁の弾性係数を算出することができる画像処理装置としてコンピュータを機能させることができる。

[0047] (4) 本実施形態の画像処理プログラムは、時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点(各画素)のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出するようにコンピュータ12を機能させる。この場合、頸動脈壁に対応する領域及び周辺組織に対応する領域に含まれる全ての画素のオプティカルフローを推定する場合に比べて、オプティカルフローの推定に要する時間が短縮される。

[0048] (5) 本実施形態のROM42は、上記の画像処理プログラムを記憶した記憶媒体として機能する。コンピュータ12のCPU41が画像処理プログラムを実行することにより、頸動脈の周辺組織が考慮に加わるために、より正確に頸動脈壁の弾性係数を算出することができる。

[0049] (6) 本実施形態の超音波診断装置16は、画像処理装置11に接続されているため、上記(1)及び(2)の効果を容易に実現することができる。

実施例

[0050] 実施例で使用した超音波診断装置は、メディソン・ジャパン社製のSonoAce PICOである。リニア型超音波探触子(7.5MHz)を被験者の頸動脈部に当てて、頸動脈のBモード短軸断面の動画像を撮像した。撮像したBモード画像は、超音波診断装置のビデオ出力から出力され、DVコンバータ(CANOPUS社製ADVC-300)により解像度

720×480画素、30フレーム／秒でビデオキャプチャされた後、IEEE1394信号としてコンピュータ12に取り込んだ。ディスプレイ13で表示される超音波画像領域の画素数は水平方向540画素、垂直方向420画素であり、画素サイズは0.0713mm/pixelである。

[0051] 取得した動画像から、最低血圧時のフレームと最高血圧時のフレームを取り出し、両フレームの画像から、オプティカルフロー法に従って、頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出した。図7(a)中に矢印で示される頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点において頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出した結果を図7(b)に示す。

[0052] 以上のようにして推定される変位量 $h(r)$ と、二層円筒モデルで与えられる上記の理論式(3)に基づいて算出される頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量 $h(r)$ との二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数 E_1 、周辺組織の弾性係数 E_2 、頸動脈の内半径 r_1 及び外半径 r_2 の値を算出した。その結果、算出された値は、頸動脈壁の弾性係数 E_1 に関しては70kPa、周辺組織の弾性係数 E_2 に関しては141kPa、頸動脈の内半径 r_1 に関しては4.2mm、頸動脈の外半径 r_2 に関しては5.1mmであった。このとき最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を図8(a)のグラフ中に実線の曲線で示す。

[0053] 一方、周辺組織の弾性係数 E_2 を0kPaと仮定し、それ以外は上記と同様にして頸動脈壁の弾性係数 E_1 の値を算出したところ、算出された弾性係数 E_1 の値は420kPaであった。このとき最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を図8(b)のグラフ中に実線の曲線で示す。このような頸動脈壁の弾性係数 E_1 の算出の仕方は、頸動脈の周辺組織を考慮に入れていないという点で従来の方法に相当する。

[0054] 別の被験者で同じ測定を行ったときの結果を図9(a)及び図9(b)を示し、さらに別の被験者で同じ測定を行ったときの結果を図10(a)及び図10(b)に示す。

図9(a)及び図9(b)に結果を示している測定において、本発明の方法に従って頸動脈壁の弾性係数 E_1 、周辺組織の弾性係数 E_2 、頸動脈の内半径 r_1 及び外半径 r_2 の値を算出したときには、算出された値はそれぞれ、40kPa、186kPa、3.8mm、5.3mmであった。一方、従来の方法に従って頸動脈壁の弾性係数 E_1 の値を算出したときには

、算出された弾性係数 E_1 の値は238kPaであった。なお、図9(a)及び図9(b)のグラフ中、“×”で示されるプロットは、オプティカルフロー法に従って算出された変位量 $h(r)$ を示す。一方、図9(a)のグラフ中、実線で示される曲線は、本発明の方法に従って最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を示し、図9(b)のグラフ中、実線で示される曲線は、従来の方法に従って最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を示す。

[0055] 図10(a)及び図10(b)に結果を示している測定において、本発明の方法に従って頸動脈壁の弾性係数 E_1 、周辺組織の弾性係数 E_2 、頸動脈の内半径 r_1 及び外半径 r_2 の値を算出したときには、算出された値はそれぞれ、81kPa、129kPa、3.95mm、5.46mmであった。一方、従来の方法に従って頸動脈壁の弾性係数 E_1 の値を算出したときには、算出された弾性係数 E_1 の値は260kPaであった。なお、図10(a)及び図10(b)のグラフ中、“×”で示されるプロットは、オプティカルフロー法に従って算出された変位量 $h(r)$ を示す。一方、図10(a)のグラフ中、実線で示される曲線は、本発明の方法に従って最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を示し、図10(b)のグラフ中、実線で示される曲線は、従来の方法に従って最小二乗推定された変位量 $h(r)$ を示す。

[0056] 図8(a)及び図8(b)に結果を示している測定、図9(a)及び図9(b)に結果を示している測定、図10(a)及び図10(b)に結果を示している測定のいずれにおいても、従来の方法に従って算出された頸動脈壁の弾性係数 E_1 の値は、本発明の方法に従って算出された頸動脈壁の弾性係数 E_1 の値よりも大きかった。このことは、従来の方法では、実際よりも動脈硬化が進行していると見なしてしまう可能性があることを示している。

[0057] 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。

図5のフローチャートのステップS20において、前記実施形態では、オプティカルフロー法に従って算出される変位量と、二層円筒モデルで与えられる理論式に基づいて算出される変位量との二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数 E_1 、周辺組織の弾性係数 E_2 、頸動脈の内半径 r_1 及び外半径 r_2 が算出される。しかしながら、頸動脈の中心からの距離 r が頸動脈壁の内半径 r_1 に等しい位置において変位量が最大になることから(図7(b)参照)、オプティカルフロー法に従って算出された変位量が最大になる距離 r を頸動脈壁の内半径 r_1 として予め決定してもよい。

- [0058] 頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点(各画素)のオプティカルフローを推定する代わりに、超音波Bモード画像上の頸動脈壁に対応する領域及び周辺組織に対応する領域に含まれる全ての画素のオプティカルフローを推定するようにしてもよい。
- [0059] 画像処理プログラムを記憶する記憶媒体として、ROM42の代わりに記憶装置44を用いてもよい。或いは、CDやDVD、USBメモリ等の記憶媒体に画像処理プログラムを格納し、記憶媒体に格納された画像処理プログラムを当該記憶媒体からドライバ装置を用いて読み込みして実行するようにしてもよい。

請求の範囲

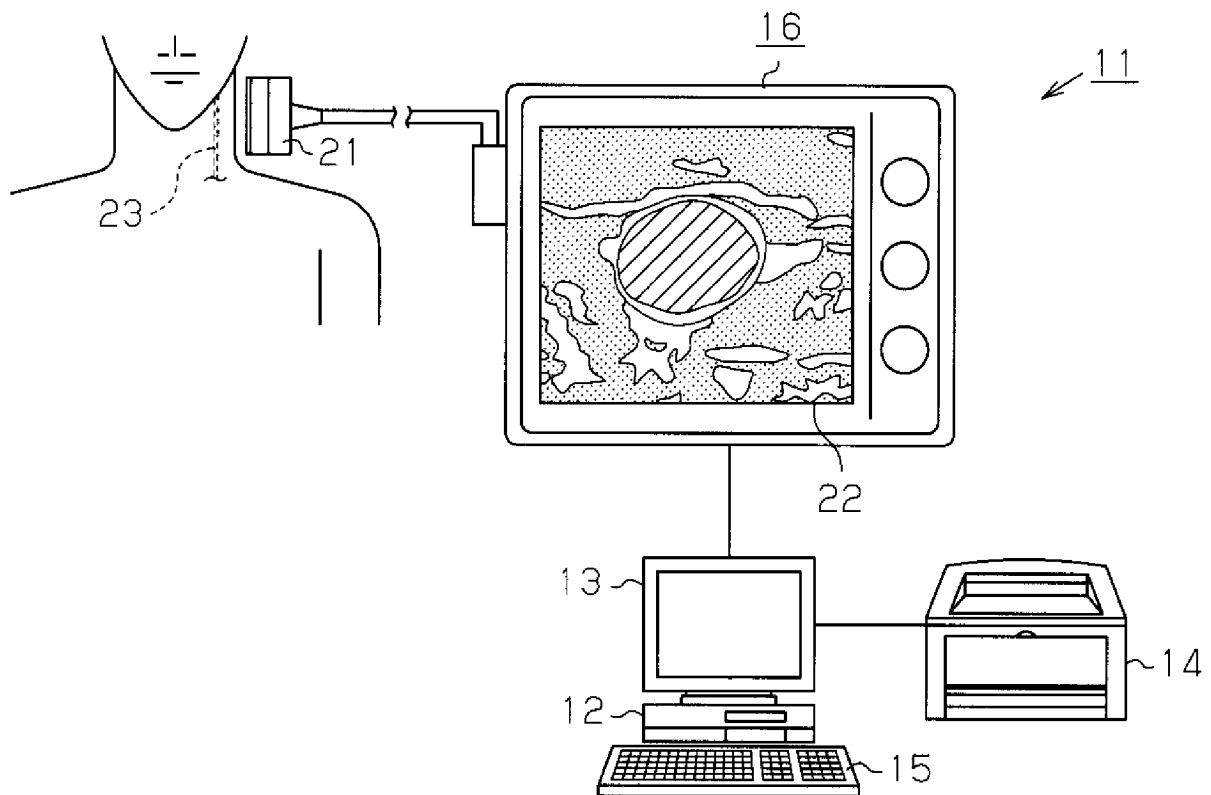
- [1] 頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する第1算出手段と、
- 頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出し、こうして算出される変位量と前記第1算出手段で算出される変位量との二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係数を算出する第2算出手段と
- を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [2] 前記第1算出手段は、前記2つのフレームの画像から頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [3] コンピュータを、
- 頸動脈の短軸断面と頸動脈の周囲の周辺組織の断面とが含まれている動画像を取得して、取得された動画像の時間的に異なる2つのフレームの画像から頸動脈壁に対応する領域に含まれる各点及び周辺組織に対応する領域に含まれる各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出する第1算出手段、及び
- 頸動脈及び周辺組織を二層円筒でモデル化することにより得られる理論式に基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出し、こうして算出される変位量と前記第1算出手段で算出される変位量との二乗誤差が最小になるように、頸動脈壁の弾性係数及び周辺組織の弾性係

数を算出する第2算出手段

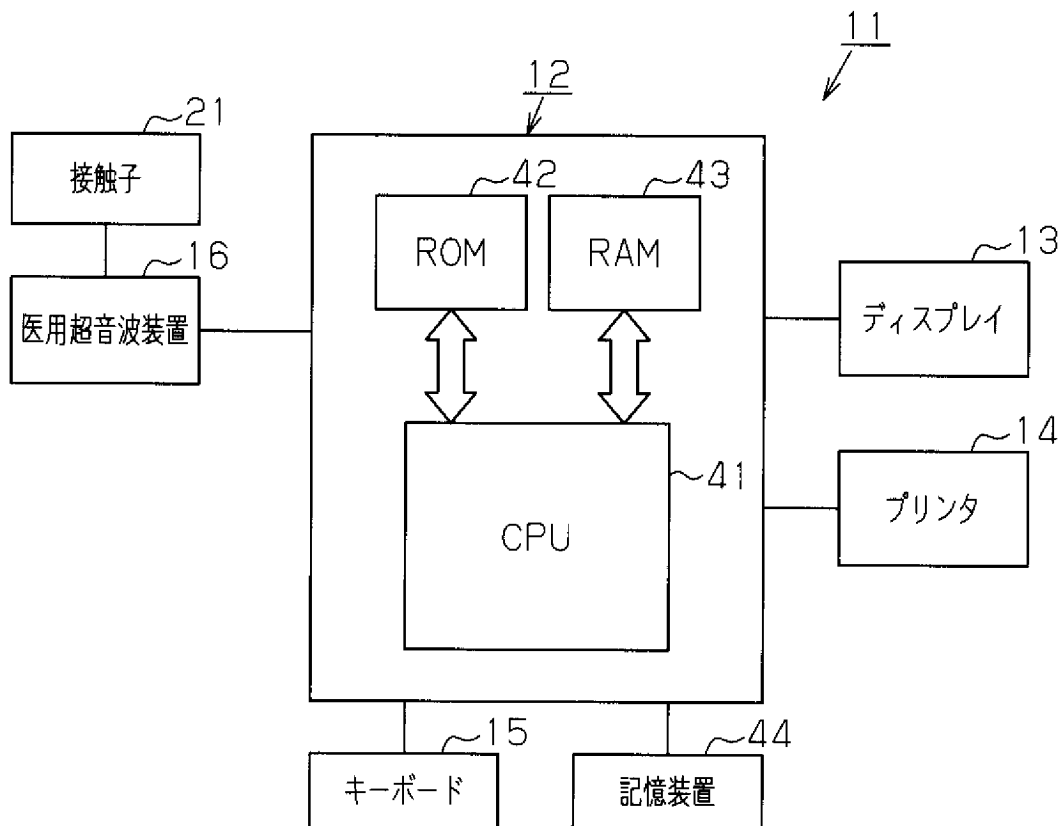
として機能させることを特徴とする画像処理プログラム。

- [4] 前記第1算出手段は、前記2つのフレームの画像から頸動脈の半径方向に延びる軸上の各点のオプティカルフローを推定し、推定された各点のオプティカルフローに基づいて、頸動脈の内圧の変化に応じた頸動脈の径方向に関する頸動脈及び周辺組織の変位量を算出することを特徴とする請求項3に記載の画像処理プログラム。
- [5] 請求項3又は請求項4に記載の画像処理プログラムを記憶した記憶媒体。
- [6] 請求項1又は請求項2に記載の画像処理装置に接続され、探触子による超音波の送受信により得られるエコー信号を基に超音波Bモード画像を生成し、生成した超音波Bモード画像を画像処理装置に出力することを特徴とする超音波診断装置。

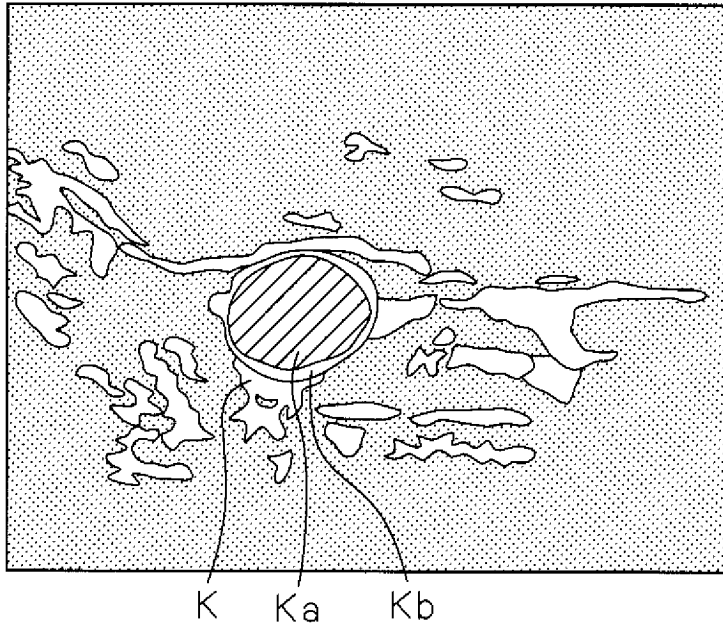
[図1]



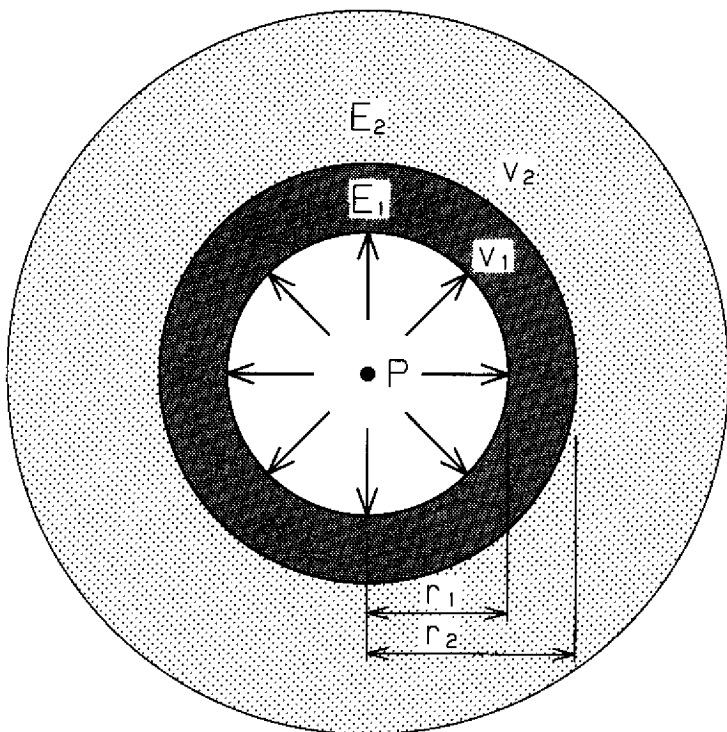
[図2]



[図3]

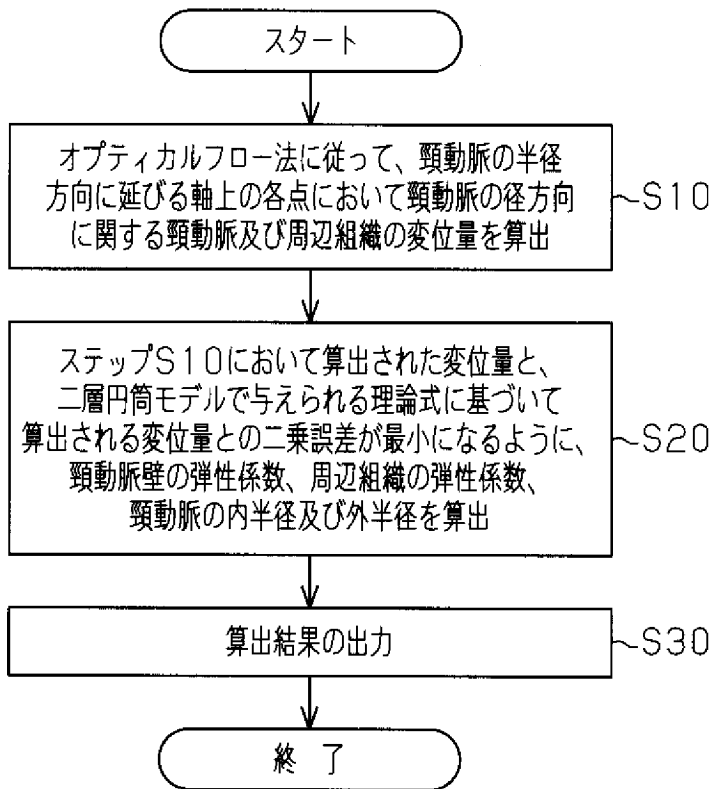


[図4]

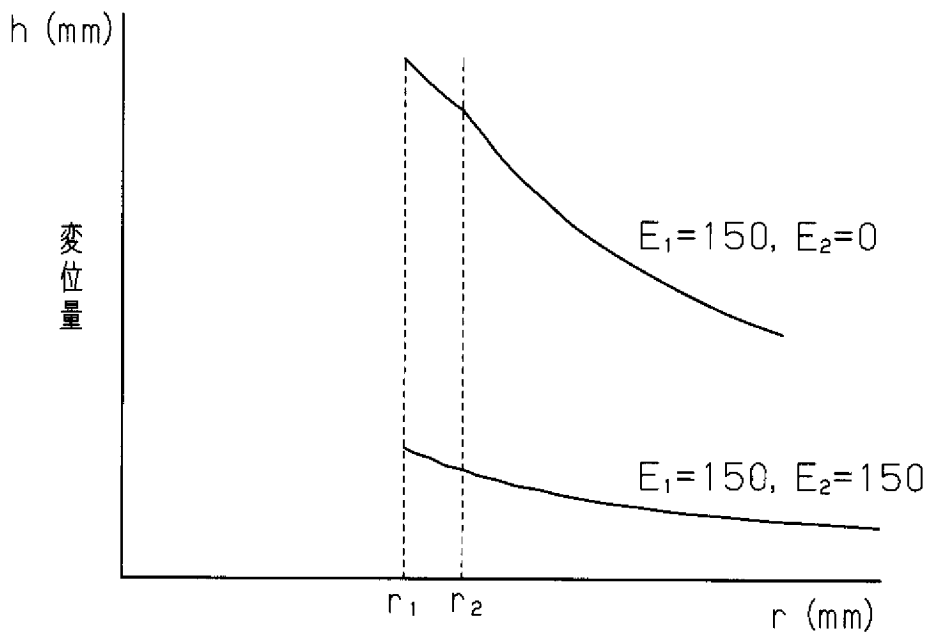


r_1 : 内半径 (mm)
 r_2 : 外半径 (mm)
 P : 内圧 (kPa)
 E_1, E_2 : 弾性係数 (kPa)
 $\nu_1 = \nu_2 = 0.5$: ポアソン比

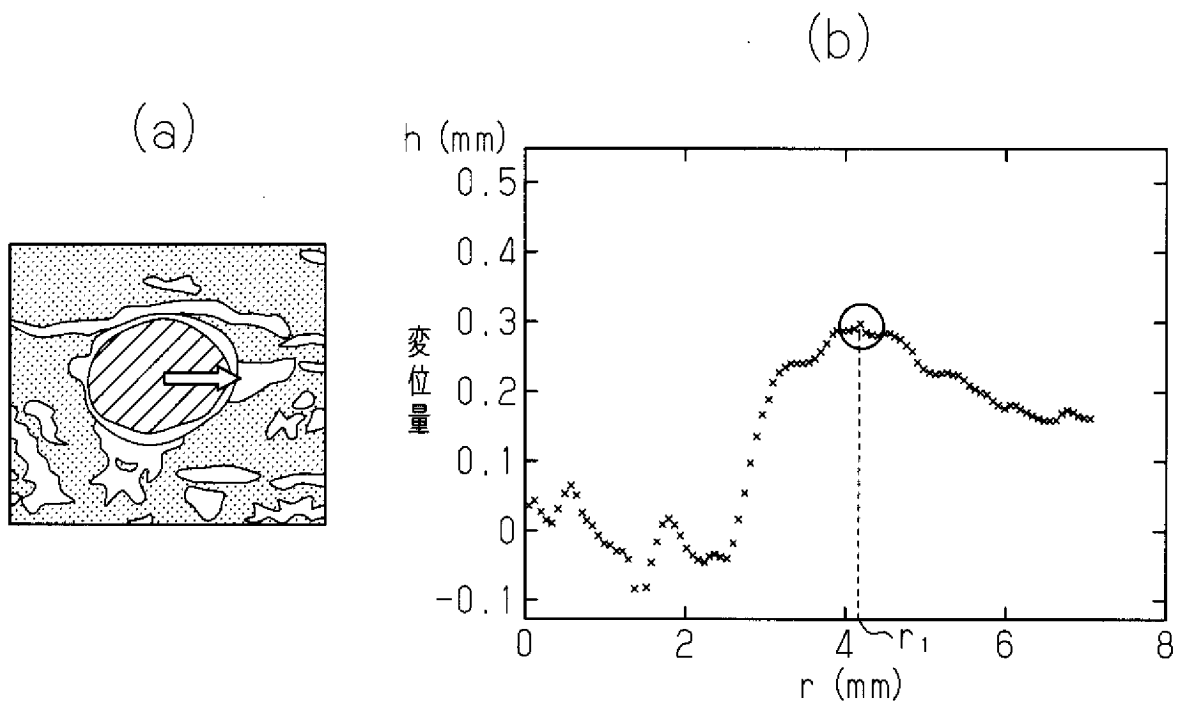
[図5]



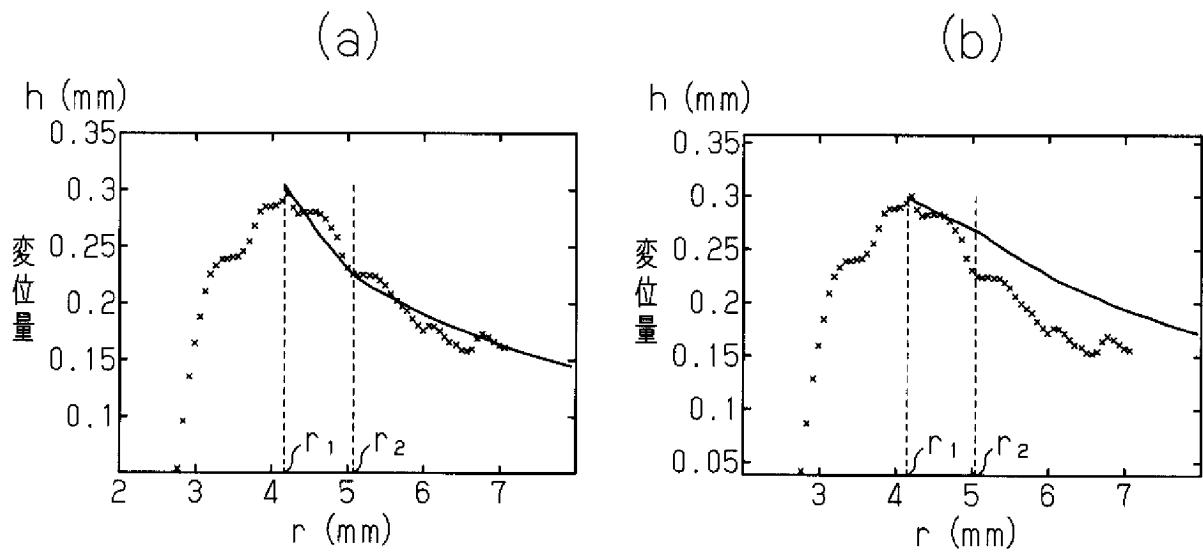
[図6]



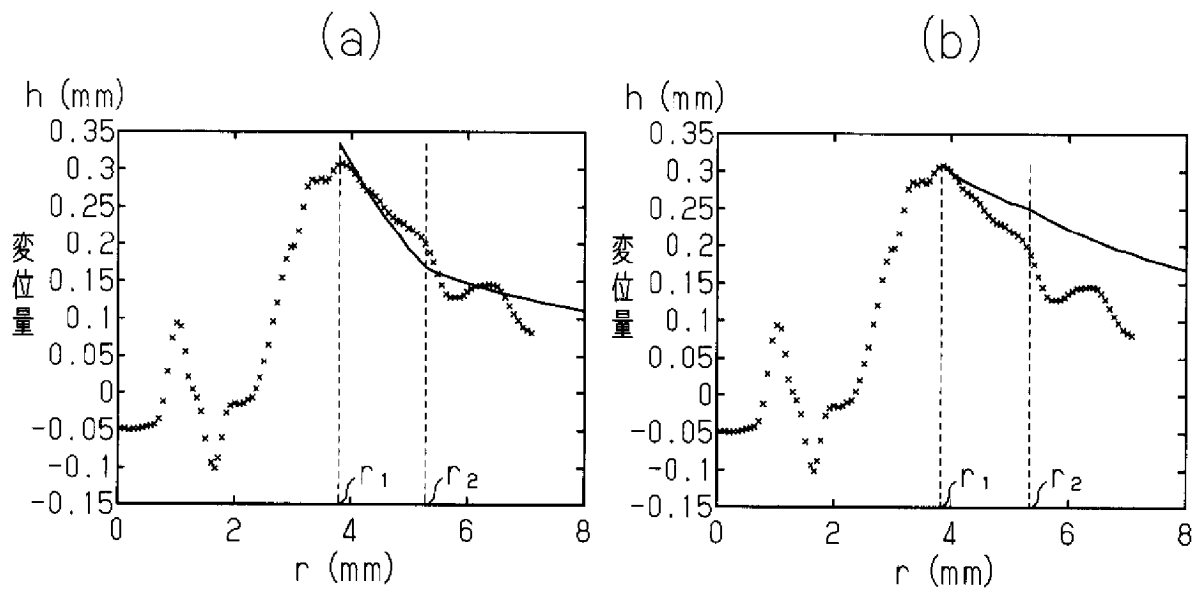
[図7]



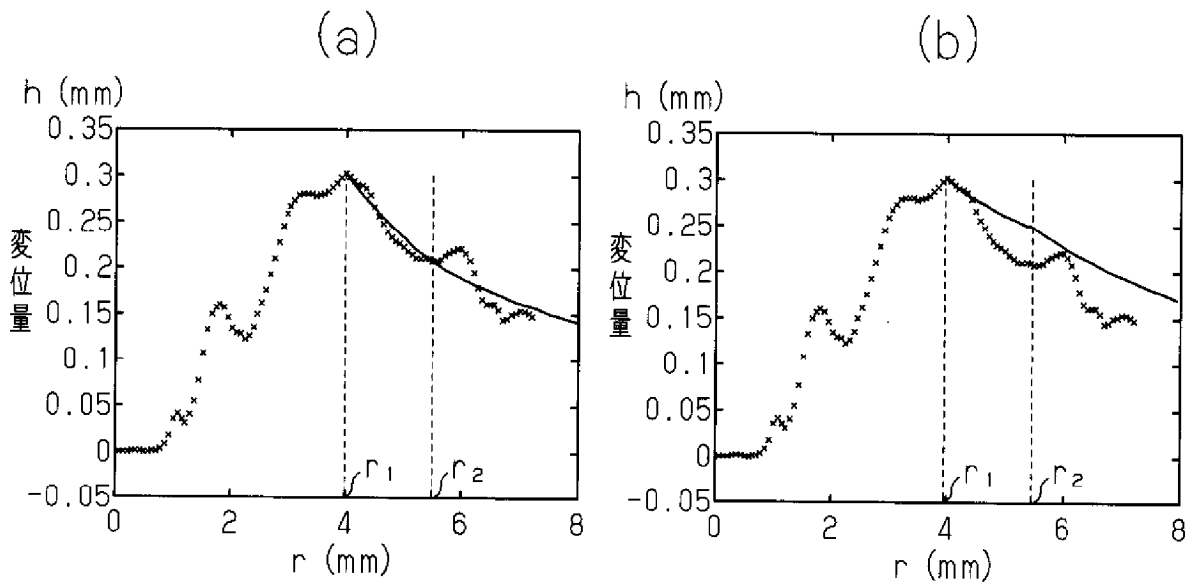
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2008/055360

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 3882084 B2 (Gifu University), 14 February, 2007 (14.02.07), Par. Nos. [0044] to [0048]; Fig. 5 (Family: none)	1-6
A	JP 2002-209857 A (GE Medical Systems Global Technology Co., LLC), 30 July, 2002 (30.07.02), Par. Nos. [0002] to [0006], [0019] (Family: none)	1-6
A	JP 2006-263128 A (Citizen Watch Co., Ltd.), 05 October, 2006 (05.10.06), Par. Nos. [0003] to [0006] (Family: none)	1-6

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 05 June, 2008 (05.06.08)	Date of mailing of the international search report 17 June, 2008 (17.06.08)
---	--

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/055360

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 11-76233 A (Terumo Corp.), 23 March, 1999 (23.03.99), Par. No. [0003] & US 6176832 B1 & DE 69813970 T	1-6

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 3882084 B2（国立大学法人岐阜大学） 2007.02.14 段落44-48、図5 （ファミリーなし）	1-6
A	JP 2002-209857 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー） 2002.07.30 段落2-6,19 （ファミリーなし）	1-6
<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 05.06.2008	国際調査報告の発送日 17.06.2008	
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） 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808

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 2006-263128 A (シチズン時計株式会社) 2006. 10. 05 段落 3-6 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 11-76233 A (テルモ株式会社) 1999. 03. 23 段落 3 & US 6176832 B1 & DE 69813970 T	1-6