

(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 2009/081599 A1

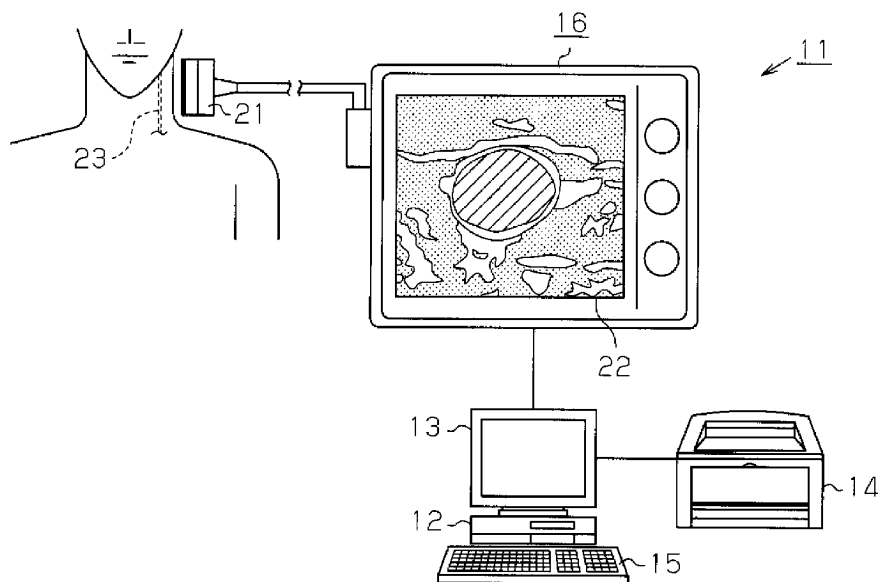
- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/055361
- (22) 国際出願日: 2008年3月24日 (24.03.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2007-328325  
2007年12月20日 (20.12.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立  
大学法人岐阜大学 (GIFU UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒  
5011193 岐阜県岐阜市柳戸 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).
- 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). 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, 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,

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING APPARATUS, IMAGE PROCESSING PROGRAM, STORAGE MEDIUM AND ULTRA-SONOGRAPH

(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1]



(57) Abstract: A computer (12) of an image processing apparatus (11) obtains an ultrasonic B mode image of continuous frames to estimate carotid wall at a carotid short axis cross-sectional surface included in the ultrasonic B mode image of a prescribed frame. The computer (12) also uses the ultrasonic B mode image including the estimated carotid wall and the surrounding tissues thereof as a template image and estimates the size of a diameter of the carotid wall such that the error between the deformed template image formed by deforming the template image and the obtained ultrasonic B mode image of each frame becomes minimum for acquiring the time-dependent change of the carotid wall.

(57) 要約: 画像処理装置 11 のコンピュータ 12 は、連続したフレームの超音波 B モード画像を取得して、所定のフレームの超音波 B モード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において

[続葉有]

WO 2009/081599 A1



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.

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, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

---

頸動脈壁を推定する。コンピュータ 12 はまた、推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波 B モード画像をテンプレート画像として用い、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と前記取得した各フレームの超音波 B モード画像との誤差が最小になるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得する。

## 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とら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して定着しつつある。動脈硬化症診断のための超音波エコー検査では、血管内部に付着したプラークと呼ばれる脂肪分の有無や内膜中膜複合体厚(intima-media complex thickness(IMT))を評価する。しかし、動脈硬化初期段階ではプラークもなく、IMTも薄くて計測が困難であるため、こうした形態学的観察では、初期の兆候をとらえることは難しい。

[0004] これに対し、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、心拍動に伴う動脈の動きを評価すればよいという考え方がある。プラーク、IMTなどの形態学的計測とは異なり、動脈の動きの定量的計測には、計算機の援用が不可欠である。

[0005] 特許文献1では、心拍動に伴う頸動脈径の変動を測定することにより、動脈硬化の指標を得られることが記載されている。

また、本件出願人は特願2007-239198号において、超音波Bモード長軸断面像を用いて、心拍動に伴う頸動脈径の変動を推定する方法を提案している。この方法は、頸動脈はその長軸(y軸)上の位置によらず同質であって心拍動に応じて等し

い変動を示すという前提条件のもとで行われる。この前提条件は、多くの場合満たされるが、局所的に頸動脈に動脈硬化が生じているようなケースでは満たされない。従って、そのようなケースでは、本件出願人が先に提案している方法を適用することはできない。なお、頸動脈の長軸とは頸動脈の延長方向に延びる軸をいい、長軸に直交する軸は頸動脈の短軸という。

[0006] 局所的に頸動脈に動脈硬化が生じているようなケースでは、超音波Bモード画像である頸動脈の短軸断面像を使用して、心拍動に伴う頸動脈の変動を推定することが考えられる。しかし、超音波Bモード画像の1画素のサイズはおおよそ0.07~0.11 mmであり、十分に高い解像度とはいえない。そのため、1画素のサイズよりも細かい精度で頸動脈の変動を捉える技術が不可欠である。

[0007] 特願2007-239198号において本件出願人が提案している方法では、頸動脈長軸断面像の空間的形狀に関する情報を利用して推定精度を改善している。しかし、頸動脈の短軸断面像を使用する場合には、以下の理由によりその空間的形狀に関する情報を利用して推定精度を改善させることは難しい。1つ目の理由は、頸動脈の短軸断面形状はおおよそ円形ではあるが個人差が大きいいため、統一した形状では表現しにくいことであり、2つ目の理由は、超音波Bモード画像中の頸動脈の占める面積が長軸断面像の場合に比べて短軸断面像の場合には小さいため、利用可能な情報が少ないことである。

[0008] 非特許文献1では、Bモード画像上で頸動脈壁上の1点を手動で指定したのち、指定した頸動脈壁上の点の動きを、RF信号を用いて10  $\mu$  mの精度で推定及び追跡する方法が提案されており、この方法は実用化されている。

[0009] 非特許文献1で提案されている方法のようにRF信号を用いる場合には、サンプリングレートを高くして位相差追跡法を用いることにより推定精度を改善することができる。しかし、推定精度を改善するためのこのような手法は、Bモード画像を用いて頸動脈の動きを推定及び追跡する方法には適用できない。また、頸動脈の動きを追跡する場合、精度の観点からはRF信号を用いることが有利であるが、RF信号を出力可能な超音波診断装置は一部の機種に限られていて一般的とはいえず、汎用性に欠ける。

特許文献1:特許第3882084号

非特許文献1:原田烈光,「エコー-tracking法による動脈硬化指標の計測」, 超音波検査技術, Vol.28(3):pp.29-35,2003.

非特許文献2:ジーエッチ・グランlund、「フーリエ プレプロセッシング フォー ハンド プリント キャラクタ レコグニッション(Fourier preprocessing for hand character recognition)」、IEEE Trans. on Computers, Vol. C-21, pp.195-201,1972.

非特許文献3:クリス・エル・デ・コルテ他、「キャラクターゼーション オブ プラーク コンポーネンツ ウイズ イントラバスキュラ ウルトラサウンド エラストグラフィ イン ヒューマン フェモラル アンド コロナリイ アーテリーズ イン ヴィトロ(Characterization of Plaque Components With Intravascular Ultrasound Elastography in Human Femoral and Coronary Arteries In Vitro)」,

非特許文献4:ラジ・エー・バルデュシング, クリス・エル・デ・コルテ他,「コンパソン オブ ファイナイト エレメンツ モデル エラストグラムス アイヴィユーエス エラストグラムス アクワイヤド フロム ファントム アンド アーテリーズ(Comparison of Finite Elements Model Elastograms and IVUS Elastograms acquired from Phantoms and Arteries)」, IEEE Symposium, pp.1873-1875,2002

非特許文献5:林香苗,「日本人並びに日本産医学実験動物の解剖及び生理学係数」, 第2版(訂正復刻版)、文京書院、1965,pp9

## 発明の開示

[0010] 従って、本発明の目的は、局所的に頸動脈に動脈硬化が生じている場合にも、超音波Bモード画像を使用して十分な精度で心拍動に伴う頸動脈の変動を追跡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。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。

[0011] 上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様では、連続したフレームの超音波Bモード画像を取得して、所定のフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁を推定する頸動脈壁推定手段と、推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波Bモード画像をテンプレート画像として用い

、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と前記取得した各フレームの超音波Bモード画像との誤差が最小になるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得する心拍変動追跡手段とを備える画像処理装置が提供される。

[0012] 好ましくは、頸動脈壁推定手段は、頸動脈である可能性の高さを表す評価関数が最大になるように、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータの値を決定することにより、頸動脈壁を推定する。

[0013] 好ましくは、心拍変動追跡手段は、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、そのずれも推定する。

本発明の第2の態様では、コンピュータを、連続したフレームの超音波Bモード画像を取得して、所定のフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁を推定する頸動脈壁推定手段、及び推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波Bモード画像をテンプレート画像として用い、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と前記取得した各フレームの超音波Bモード画像との誤差が最小になるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得する心拍変動追跡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。

[0014] 好ましくは、頸動脈壁推定手段は、頸動脈である可能性の高さを表す評価関数が最大になるように、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータの値を決定することにより、頸動脈壁を推定する。

[0015] 好ましくは、心拍変動追跡手段は、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、そのずれも推定する。

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。

[0016] 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

- [0017] [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]頸動脈短軸断面を含む超音波Bモード画像を示す図。  
[図4]二層円筒モデルの説明図。  
[図5]頸動脈短軸断面での座標系を示す図。  
[図6]距離 $r$ と変位量 $d(r; P, r_1, r_2, E_1, E_2)$ の関係を示すグラフ。  
[図7]基準状態からの血圧の変化量 $P$ が $-10\text{mmHg}$ 、 $0\text{mmHg}$ 、 $20\text{mmHg}$ 、 $40\text{mmHg}$ であるときの距離 $r$ と変位量 $d(r; P, r_1, r_2, E_1, E_2)$ の関係を示すグラフ。  
[図8]重み関数 $w$ の説明図。  
[図9]心拍変動追跡法の概念図。  
[図10]図1の画像処理装置の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11]コンピュータのCPUにより推定された頸動脈壁内面の輪郭線 $Q$ の説明図。  
[図12]変化率 $d_1 / r_1$ と2乗誤差 $J$ の関係を示すグラフ。  
[図13]図13(a)～図13(f)は20歳の健常男性の頸動脈の心拍変動を推定した結果を示すグラフ、図13(g)～図13(l)は60歳の健常男性の頸動脈の心拍変動を推定した結果を示すグラフ。

## 発明を実施するための最良の形態

- [0018] 以下、本発明の一実施形態を図1～図13(l)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、頸動脈壁推定手段(頸動脈壁推定部)及び心拍変動追跡手段(心拍変動追跡部)として機能するコンピュータ12、ディスプレイ13、プリンタ14、キーボード15、及び超音波診断装置16を備えている。

- [0019] 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、頸動脈短軸断面を含むエコー動画像(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。図5は、頸動脈短軸断面での座標系を示している。

[0020] 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。

[0021] 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 $N_y$ 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。

[0022] 超音波診断装置16により取得されたエコー動画像は、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。

[0023] 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。

[0024] (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」、「二層円筒モデル」及び「頸動脈壁の心拍変動追跡法の概略」について説明する。

[0025] (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。

[0026] 図3は、頸動脈短軸断面を含む超音波Bモード画像(以下、単に画像ともいう)を示す。図3中のほぼ中央に円形をした頸動脈50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50aは黒く描かれ、頸動脈壁50b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。

[0027] (二層円筒モデル)

頸動脈及び周辺組織を、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 $\nu_1$ 及び周辺組織のポアソン比 $\nu_2$ 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及び周辺組織の径方向に関する変位量 $d(r)$ は、以下の二層円筒モデルの理論式(1)で表すことができる。式(1)中、 $P$ は基準状態からの内圧の変化量を表す。

[0028] [数1]

$$d(r; P, r_1, r_2, E_1, E_2) = \begin{cases} \frac{3(r^2(-E_2 + E_1) + r_2^2(E_2 + 3E_1))r_1^2 P}{2E_1 r(r_2^2(E_2 + 3E_1) + r_1^2(3E_2 - E_1))}, & r_1 \leq r \leq r_2 \\ \frac{6r_1^2 r_2^2 P}{r(r_2^2(E_2 + 3E_1) + r_1^2(3E_2 - E_1))}, & r \geq r_2 \end{cases} \quad (1)$$

[0029] 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 $r + d(r)$ 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 $d$ 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 $d$ は負であって、すなわち収縮を表す。

[0030] 式(1)に $r = r_1$ を代入すれば、頸動脈壁内面の変位量 $d_1$ は以下の式(2)で表される。

[0031] [数2]

$$d_1 = \frac{3(r_1^2(-E_2 + E_1) + r_2^2(E_2 + 3E_1))r_1^2 p}{2E_1 r_1 (r_2^2(E_2 + 3E_1) + r_1^2(3E_2 - E_1))} \quad (2)$$

[0032] ここで、生理学的見地から、頸動脈の弾性係数 $E_1$ と周辺組織 $E_2$ の弾性係数は、それほど大きく違わないことが分かっている(非特許文献3, 4参照)。また、頸動脈壁の厚み $W$ ( $W=r_2-r_1$ )は、20歳代及び30歳代で約0.73mm、40歳代で約0.79mm、50歳代で約0.98mm、60歳代で約1.00mm、70歳代で約1.04mm程度であることが分かっており(非特許文献5参照)、これは頸動脈の直径(6-12mm)や周辺組織の厚みに比べて十分に薄いといえる。以上のことを考慮すれば、上式(1)は以下の式(3)で近似することができる。

[0033] [数3]









$$d(r; r_1, d_1) = d_1 \frac{r_1}{r} \quad r \geq r_1 \quad (3)$$

[0034] 上式(3)は、心収縮、すなわち血圧の上昇により頸動脈及び周辺組織が拡張するとき、その拡張の度合い、つまり変位量は、頸動脈の中心からの距離 $r$ に反比例することを意味している。一例として、 $E_1=200\text{kPa}$ 、 $E_2=100\text{kPa}$ 、 $r_1=4.0\text{mm}$ 、 $r_2=4.8\text{mm}$ 、 $P=40\text{mmHg}$ (5.3kPa)のときの頸動脈の中心からの距離 $r$ と変位量 $d(r; P, r_1, r_2, E_1, E_2)$ の関係を図6に示す。また、基準状態からの内圧の変化量 $P$ だけを $-10\text{mmHg}$ 、 $0\text{mmHg}$ 、 $20\text{mmHg}$ 、 $40\text{mmHg}$ と変化させたときの距離 $r$ と変位量 $d(r; P, r_1, r_2, E_1, E_2)$ の関係を図7に示す。図6及び図7に示すように、距離 $r$ と変位量 $d$ との関係は、内圧の変化量 $P$ に関わりなく、反比例で表される。

[0035] (頸動脈壁の心拍変動追跡法の概略)

上式(3)は変位量 $d$ が距離 $r$ に反比例することを表しているため、図6又は図7に示すグラフ中の1点、すなわち距離 $r$ の値とそれに対応する変位量 $d$ の値、例えば頸動脈壁の内半径 $r_1$ の値と頸動脈壁内面の変位量 $d_1$ の値が与えられれば、周辺組織も含めて頸動脈の中心から $r$ の距離にある組織の変位量は完全に決まる。

[0036] 頸動脈壁の内半径 $r_1$ が分かる超音波Bモード画像 $\text{Img1}$ (テンプレート画像)があつ

たとき、その画像を式(3)に従って変形させれば、その他の任意の血圧時における超音波Bモード画像 (変形後のテンプレート画像)を模擬的に作成できる。その際、拡張或いは収縮の度合いを制御するパラメータは $d_1$ のみである。テンプレート画像から変形後のテンプレート画像を作成する際に使用されるパラメータ $d_1$ の値を、変形後のテンプレート画像と実際に計測して取得される画像との誤差が最小になるように決定すれば、その決定された $d_1$ の値は、画像の撮影時から画像の撮影時までの時間における頸動脈壁内面の変位量 $d_1$ の推定値となる。すなわち、画像では頸動脈の中心から $r_1$ の距離にあった頸動脈壁内面の位置が、画像では頸動脈の中心から $r_1 + d_1$ の距離にまで変位したと推定することができる。換言すれば、画像では $r_1$ であった頸動脈壁の内半径の大きさが、画像では $r_1 + d_1$ に変化したと推定することができる。実際に計測して取得されたすべての超音波Bモード画像について同様のことを行えば、頸動脈壁の内径の時間変化を追跡することが可能である。



[0037] この方法のポイントは、頸動脈壁の心拍変動を追跡するにあたり、頸動脈の周辺組織が心拍動により変位することを利用している点である。超音波Bモード画像中の頸動脈壁の占める面積に比べて周辺組織が占める面積ははるかに大きいので、周辺組織が心拍動により変位することを利用することにより、頸動脈壁の心拍変動の追跡精度を大幅に改善することができる。この追跡精度は、超音波Bモード画像中の周辺組織の占める面積が大きいほど、より一層の改善が可能である。

[0038] (画像処理プログラムの処理)

次に、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説明する。CPU41は、図10のステップS10～S40の処理を行うことにより、頸動脈の心拍変動追跡を行う。心拍変動追跡法の概念図を図9に示す。

[0039] ステップS10では、CPU41は、頸動脈短軸断面を含む連続したフレームの超音波Bモード画像を計測及び取得する。CPU41により取得された超音波Bモード画像は、 $I(x, y, t)$ ,  $x=1, \dots, Nx$ ,  $y=1, \dots, Ny$ ,  $t=1, \dots, Nt$ と表される。ただし、 $x, y, t$ はそれぞれ、水平方向の画素番号、垂直方向の画素番号、フレーム番号を表し、各超音波Bモード画像上の左上に位置する画素に対して $x=1, y=1$ が与えら

れる。また、 $N_x$ ,  $N_y$ ,  $N_t$ はそれぞれ、水平方向の画素総数、垂直方向の画素総数、フレーム総数を表す。1枚の超音波Bモード画像に着目する場合は、その画像は、 $I(x, y)$ 、 $x=1, \dots, N_x$ ,  $y=1, \dots, N_y$ と表される。

- [0040] ステップS20では、CPU41は、連続したフレームの中から適当な1つのフレーム(所定フレーム)を選択し、選択したフレームの超音波Bモード画像について、頸動脈壁内面の位置及び形状、より具体的には頸動脈壁の内半径 $r_1(\theta)$ を推定する(図9参照)。内半径 $r_1(\theta)$ は、方位 $\theta$  ( $0 \leq \theta \leq 2\pi$ )を変数にもつ頸動脈壁の内半径 $r_1$ に関する関数を表す。ステップS20における処理の詳細は後述する。
- [0041] ステップS30では、CPU41は、所定フレームの超音波Bモード画像を式(3)に従って変形させる。このとき、変形後の画像とその他のフレームの超音波Bモード画像との誤差が最小になるようにして、変位量 $d_1$ の推定値を得る。全てのフレームの超音波Bモード画像について同様のことを行うことにより、変位量 $d_1$ の時間変化 $d_1(t)$ は得られる。ステップS30における処理の詳細は後述する。
- [0042] ステップS40では、頸動脈壁の内半径の時間変化を $r_1(\theta) + d_1(t)$ としてディスプレイ13やプリンタ14などの出力装置に出力する。
- (ステップS20における処理の詳細)
- 前記ステップS20においては、CPU41は、連続したフレームの中から適当な一つのフレームを選択し、選択したフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁の内半径 $r_1(\theta)$ を推定する。いずれのフレームを選択するかは、特に限定されるものではなく、無作為に選択されてもよい。あるいは、最初のフレーム、頸動脈が最も鮮明に映っているフレーム、頸動脈が収縮期にあるフレーム、あるいは頸動脈が拡張期にあるフレームが選択されてもよい。
- [0043] 頸動脈壁内面の輪郭線は、真円もしくは多少歪んだ円である。頸動脈壁内面の輪郭線は、閉曲線を表現するためのフーリエ記述子でモデル化される。このフーリエ記述子については非特許文献2に記載されている。
- [0044] フーリエ記述子を利用して頸動脈壁内面の輪郭線を表現するにあたっては、画像上の座標 $x, y$ が複素数 $x + iy$ で表される。ただし、 $i$ は虚数単位を表す。フーリエ記述子を利用することによって、複素平面上の閉曲線 $f(s)$ は、媒介変数 $s$ を用いて次式(

4)で表現される。

[0045] [数4]

$$f(s) = \sum_{k=-K}^K c_k e^{i2\pi ks}, \quad 0 \leq s \leq 1 \quad (4)$$

[0046] 上式(4)中、 $c_k$ は閉曲線の位置や形状を決めるパラメータであるフーリエ記述子を表し、 $K$ は任意の整数を表す。整数 $K$ の値が大きいほど、複雑な閉曲線を表現することができるようになるが、頸動脈壁内面の輪郭線の場合、 $K=5$ 程度でよい。ただし、整数 $K$ の値はこれに限定されるものではない。以下、頸動脈壁内面の形状を規定するフーリエ記述子をまとめて頸動脈パラメータ $p = \{c_k | k=0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm K\}$ と呼ぶことにする。

[0047] 頸動脈内腔は、閉曲線 $f(s)$ で囲まれる領域であり、これらの領域に位置する画素( $x, y$ )の集合を $T$ で表す。閉曲線 $f(s)$ からの距離が頸動脈壁の厚み $W$ 以下であって閉曲線 $f(s)$ の外側に位置する画素( $x, y$ )の集合を $B$ で表す。すなわち、集合 $B$ の画素( $x, y$ )は、頸動脈壁に対応する領域に位置する。集合 $B$ は次式(5)で与えられる。

[0048] [数5]

$$B = \left\{ (x, y) \mid 0 < \min_{(x', y') \in T} \sqrt{(x' - x)^2 + (y' - y)^2} \leq W \right\} \quad (5)$$

[0049] 画像中、頸動脈壁は強いエコーのために白く描かれ、頸動脈内腔はエコーが弱いため黒く描かれる。すなわち、頸動脈壁を表す集合 $B$ の画素では画素値が大きく、頸動脈壁内腔を表す集合 $T$ の画素では画素値は小さくなる。そこで、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータ $p$ に対し、頸動脈である可能性の高さを表す、次式(6)で表される評価関数 $E(p)$ を導入する。

[0050] [数6]

$$E(p) = \frac{1}{|B|} \sum_{(x, y) \in B} I(x, y) - \alpha \frac{1}{|T|} \sum_{(x, y) \in T} I(x, y) - \beta g(A; A_{\min}, A_{\max}) \quad (6)$$

[0051] ただし、上式(6)において、 $\alpha$ 、 $\beta$ はいずれも正值の定数であり、 $|\cdot|$ は、集合の要素数を表す。上式(6)中、右辺第1項は、頸動脈壁と想定される位置で画素値が大きいほど、つまり白いほど大きな値をとり、右辺第2項は、頸動脈内腔と想定される位置で画素値が小さいほど、つまり黒いほど大きな値をとる。上式(6)の右辺第3項において、 $g(A; A_{\min}, A_{\max})$ は次式(7)で表される関数である。

[0052] [数7]

$$g(A; A_{\min}, A_{\max}) = \begin{cases} (A - A_{\min})^2 & , \quad A < A_{\min} \\ 0 & , \quad A_{\min} \leq A \leq A_{\max} \\ (A - A_{\max})^2 & , \quad A > A_{\max} \end{cases} \quad (7)$$

[0053] 上式(7)において、 $A$ は、頸動脈内腔の面積、すなわち集合 $T$ の画素の数を表し、 $A_{\min}$ 及び $A_{\max}$ はそれぞれ、頸動脈内腔の面積の考え得る最小値及び最大値を表す。上式(6)の右辺第3項は、頸動脈内腔の面積の考え得る範囲を外れた場合のペナルティを表す。 $A_{\min}$ 及び $A_{\max}$ の値は、これまでに収集された画像のサンプルに基づいて予め設定される。例えば $A_{\min} = 20(\text{mm}^2)$ 、 $A_{\max} = 110(\text{mm}^2)$ と設定することができるが、 $A_{\min}$ 及び $A_{\max}$ の値はこれに限定されるものではない。上式(6)中の $\beta$ の値としては、コンピュータにおいて丸め誤差が生じない程度に十分な大きな正数を選択される。上式(6)中の $\alpha$ の値は、頸動脈壁と頸動脈内腔でのエコーの強さの比や、超音波診断装置16の画像出力などの仕様に依存するが、予備試験により $\alpha = 2.0$ 程度を選択すればよいことが明らかになっている。

[0054] 上式(6)は、重み関数 $w(x, y; p)$ を以下の式(8)で定義した場合には、以下の式(9)で書き換えることができる。

[0055] [数8]

$$w(x, y; p) = \begin{cases} \frac{1}{|B|} & , (x, y) \in B \\ -\alpha \frac{1}{|T|} & , (x, y) \in T \\ 0 & , \text{others} \end{cases} \quad (8)$$

$$E(p) = \sum_{x=1}^{N_x} \sum_{y=1}^{N_y} w(x, y; p) I(x, y) - \beta g(A; A_{\min}, A_{\max}) \quad (9)$$

[0056] この重み関数 $w(x, y; p)$ の例を図8に示す。超音波Bモード画像 $I(x, y)$ における頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータ $p$ の値は、上式(6)若しくは上式(9)で与えられる評価関数 $E(p)$ が最大になるように決定される。そのようなパラメータの値は解析的には求めることができないが、最急降下法などの非線形最適化法を利用して求めることができる。頸動脈に類似した断面円形の組織は超音波Bモード画像中に存在しないため、局所解に陥ることは少ない。

[0057] CPU41は、得られた頸動脈壁内面の輪郭線、すなわち閉曲線 $f(s)$  (ただし、 $0 \leq s \leq 1$ )から頸動脈壁の内半径 $r_1(\theta)$ を以下のようにして求める。まず、頸動脈の中心座標は、0次フーリエ記述子 $c_0$ を用いて $(\text{Re}(c_0), \text{Im}(c_0))$ で与えられる。ただし、 $\text{Re}(\cdot)$ 及び $\text{Im}(\cdot)$ はそれぞれ、「 $\cdot$ 」の実部及び虚部を表す。頸動脈の中心から見た輪郭線は、 $f(s) - c_0$  (ただし、 $0 \leq s \leq 1$ )で表される。そのため、ある媒介変数 $s$ の値での動径 $r(s)$ 及び偏角 $\theta(s)$ はそれぞれ、以下の式(10)及び式(11)で表される。

[0058] [数9]

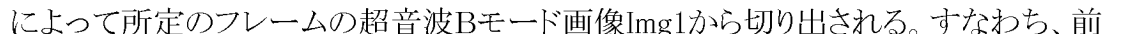
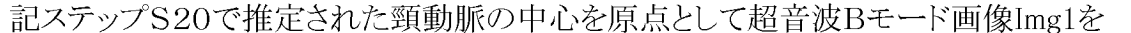
$$r(s) = |f(s) - c_0| = \sqrt{(\text{Im}(f(s) - c_0))^2 + (\text{Re}(f(s) - c_0))^2} \quad (10)$$

$$\theta(s) = \text{atan} \left( \frac{\text{Im}(f(s) - c_0)}{\text{Re}(f(s) - c_0)} \right) \quad (11)$$

[0059] 媒介変数 $s$ を外し、 $r(s)$ を $\theta(s)$ の関数と見たものが頸動脈壁内面の形状の極座標

表示 $r_1(\theta)$ ,  $0 \leq \theta \leq 2\pi$ となる。CPU41により推定された頸動脈壁内面の輪郭線Q、すなわち内半径 $r_1(\theta)$ の一例を図11に示す。

[0060] (ステップS30の詳細)

上記のように推定された頸動脈壁内面及び周辺組織を適当に含む領域がCPU41によって所定のフレームの超音波Bモード画像から切り出される。すなわち、前記ステップS20で推定された頸動脈の中心を原点として超音波Bモード画像を極座標表示したものがテンプレート画像 $template(r, \theta)$ として準備される。

[0061] 又、CPU41は、任意のフレーム(t番目のフレーム)の超音波Bモード画像について、前記ステップS20で推定された頸動脈の中心を原点として極座標表示したものを画像 $I(r, \theta, t)$ として準備する。

[0062] 原理的には、任意のフレームの画像 $I(r, \theta, t)$ は、テンプレート画像を適当な $d_1$ の値を用いて変形、すなわち拡張或いは収縮させることにより、次式(12)で近似することができる。

[0063] [数10]

$$I(r, \theta, t) \cong template(r + d(r; r_1(\theta), d_1), \theta) \quad (12)$$

[0064] 上式(12)による近似の2乗誤差Jは以下の式(13)で表される。CPU41は、2乗誤差Jが最小となるように、以下の式(14)に従って $d_1$ の値を決定する。

[0065] [数11]

$$J = \sum_{r=0}^R \sum_{\theta=0}^{2\pi} (I(r, \theta, t) - template(r + d(r; r_1(\theta), d_1), \theta))^2 \quad (13)$$

$$d_1 = \arg \min_{d_1} J \quad (14)$$

[0066] こうして決定された $d_1$ の値は、時刻tにおける頸動脈壁内面の変位量を表す(図9参照)。

ところで、rは2乗誤差を評価するために利用される領域の半径であり、rの値を大き



くすると、頸動脈形状の心拍変動の推定に利用できる領域が増える結果、推定精度が高くなることが期待される。しかし、むやみに $r$ の値を大きくすると、周辺組織の非一様性などの影響を受けて推定精度が逆に悪化するおそれがある。この点、 $r$ の値は、頸動脈壁の内半径 $r_1(\theta)$ の2~3倍程度であることが好ましい。

[0067] ここで一例として、あるフレームの超音波Bモード画像における変化率 $d_1/r_1$ と2乗誤差 $J$ の関係を図12に示す。ただし、 $r_1$ は、次式(15)で表される頸動脈壁の内半径の平均である。

[0068] [数12]

$$r_1 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} r_1(\theta) d\theta \quad (15)$$

[0069] 図12に示す一例では、変化率 $d_1/r_1 = 0.08$ で2乗誤差 $J$ が最小になる。従って、頸動脈壁内面の変位量 $d_1$ の推定値として $0.08r_1$ が得られる。

テンプレート画像として使用されるフレームの画像を除く取得したすべてのフレームの画像について同様の処理がCPU41により行われることにより、変位量の時間変化 $d_1(t)$ が得られる。頸動脈壁の内半径の時間変化は、 $r_1(\theta) + d_1(t)$ として与えられる。

[0070] (頸動脈の中心が変動している場合)

CPU41は、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、 $d_1$ だけでなく、中心座標のずれ $(x_0, y_0)$ も合わせて推定する。この場合、画像 $I(r, \theta, t)$ の中心座標を $(x_0, y_0)$ だけシフトさせた画像 $I'(r, \theta, t)$ が用意される。また、上記の式(13)及び式(14)の代わりに以下の式(16)及び式(17)が用いられる。

[0071] [数13]

$$J' = \sum_{r=0}^R \sum_{\theta=0}^{2\pi} (I'(r, \theta, t) - \text{template}(r + d(r; r_1(\theta), d_1), \theta))^2 \quad (16)$$

$$d_1 = \arg \min_{d_1, x_0, y_0} J' \quad (17)$$

[0072] テンプレート画像 $\text{template}(r, \theta)$ を伸縮させることによりテンプレート画像 $\text{template}(r + d(r; r_1(\theta), d_1), \theta)$ を作成する際、標本点(画素)の位置もまた伸縮を受けるため、変形後のテンプレート画像の標本点の位置は元のテンプレート画像のそれとは異なる。このままでは、計測画像 $I(r, \theta, t)$ との誤差を評価することができないため、標本点を一致させるためにリ・サンプリングを行う必要がある。具体的には、2次元線形補間を利用してよいし、あるいは、モーフィングなどで利用される様々な補間(内挿)技術、例えば2次元キュービック補間や2次元スプライン補間を利用してよい。

[0073] (推定結果)

20歳の健常男性及び60歳の健常男性からそれぞれ複数の頸動脈超音波Bモード画像を取得した。取得した画像を利用して、両男性の頸動脈の心拍変動を推定した結果、より具体的には頸動脈の内半径の時間変化 $r_1(\theta) + d_1(t)$ (ただし、 $\theta = 0$ (度)、 $0 \leq t \leq 4$ (秒))を推定した結果を図13(a)～図13(l)に示す。図13(a)～図13(f)は20歳健常男性の結果を示し、図13(g)～図13(l)は60歳健常男性の結果を示す。図13(a)～図13(l)において、縦軸は頸動脈の内半径(mm)を表し、横軸は時間(秒)を表す。図13(a)～図13(f)では、同順で、頸動脈の心拍変動の推定を行っている位置が遠位端(脳に近い端)から近位端(心臓に近い端)に向かって5mmずつ移動している。同様に、図13(g)～図13(l)では、同順で、頸動脈の心拍変動の推定を行っている位置が遠位端(脳に近い端)から近位端(心臓に近い端)に向かって5mmずつ移動している。なお、図13(g)～図13(l)の縦軸のスケールは、図13(a)～図13(f)の縦軸のスケールとは異なっている。

[0074] 図13(a)～図13(f)と図13(g)～図13(l)を比較して明らかなように、20歳男性の頸動脈の心拍変動が大きくはっきりとしているのに対し、60歳男性の頸動脈の心拍変動は小さく、周期性も乏しい。又、20歳男性の場合は、頸動脈のどの断面でも同じような心拍変動を示しているが、60歳男性の場合は、図13(h)及び図13(k)に結果が示されている断面では、他の断面に比べて心拍変動が小さく、局所的に動脈硬化が進んでいることが予想される。

[0075] 本実施形態によれば以下の利点が得られる。

(1) 本実施形態の画像処理装置11は、コンピュータ12が頸動脈壁推定手段とし

て機能することにより、連続したフレームの超音波Bモード画像を取得して、所定のフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁を推定する。画像処理装置11はまた、コンピュータ12が心拍変動追跡手段として機能することにより、推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波Bモード画像をテンプレート画像として用い、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と取得した各フレームの超音波Bモード画像との誤差が最小になるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得する。

- [0076] この結果、本実施形態によれば、局所的に頸動脈に動脈硬化が生じている場合にも、超音波Bモード画像を使用して十分な精度で頸動脈の心拍変動を追跡することができる。特に、超音波Bモード画像の1画素のサイズはおおよそ0.07~0.11mmであり、十分に高い解像度とはいえないにも拘わらず、頸動脈だけでなくその周辺組織も考慮に加えていることにより、十分な精度で頸動脈の心拍変動を追跡することが可能であり、その意義は大きい。さらに、超音波Bモード画像は一般的な超音波診断装置から取得することができるので、画像処理装置11は汎用性が高い。
- [0077] (2) 本実施形態の画像処理装置11は、頸動脈である可能性の高さを表す評価関数が最大になるように、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータの値を決定することにより、頸動脈壁を推定する。この場合、頸動脈壁の推定が容易である。
- [0078] (3) 本実施形態の画像処理装置11は、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、そのずれを推定する。この場合、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合でも、頸動脈壁の推定が容易である。
- [0079] (4) 本実施形態の画像処理プログラムは、連続したフレームの超音波Bモード画像を取得して、所定のフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁を推定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、推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波Bモード画像をテンプレート画像として用い、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と取得した各フレームの超音波Bモード画像との誤差が最小に

なるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得するようにコンピュータ12を機能させる。この結果、局所的に頸動脈に動脈硬化が生じている場合にも、超音波Bモード画像を使用して十分な精度で心拍動に伴う頸動脈の変動を追跡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。

[0080] (5) 本実施形態の画像処理プログラムは、頸動脈である可能性の高さを表す評価関数が最大になるように、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータの値を決定することにより、頸動脈壁を推定するようにコンピュータ12を機能させる。この場合、頸動脈壁の推定が容易である。

[0081] (6) 本実施形態の画像処理プログラムでは、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、そのずれを推定するようにコンピュータ12を機能させる。この場合、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合でも、頸動脈の心拍変動の追跡が容易である。

[0082] (7) 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、局所的に頸動脈に動脈硬化が生じている場合にも、超音波Bモード画像を使用して十分な精度で頸動脈の心拍変動を追跡することができる。

[0083] (8) 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)乃至(3)の効果を容易に実現することができる。

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。

[0084] 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、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等を用いて読み取って実行するようにしてもよい。

[0085] 動脈硬化に関する解析の結果は、ディスプレイ13またはプリンタ14のいずれか一方のみから出力されるように構成してもよい。

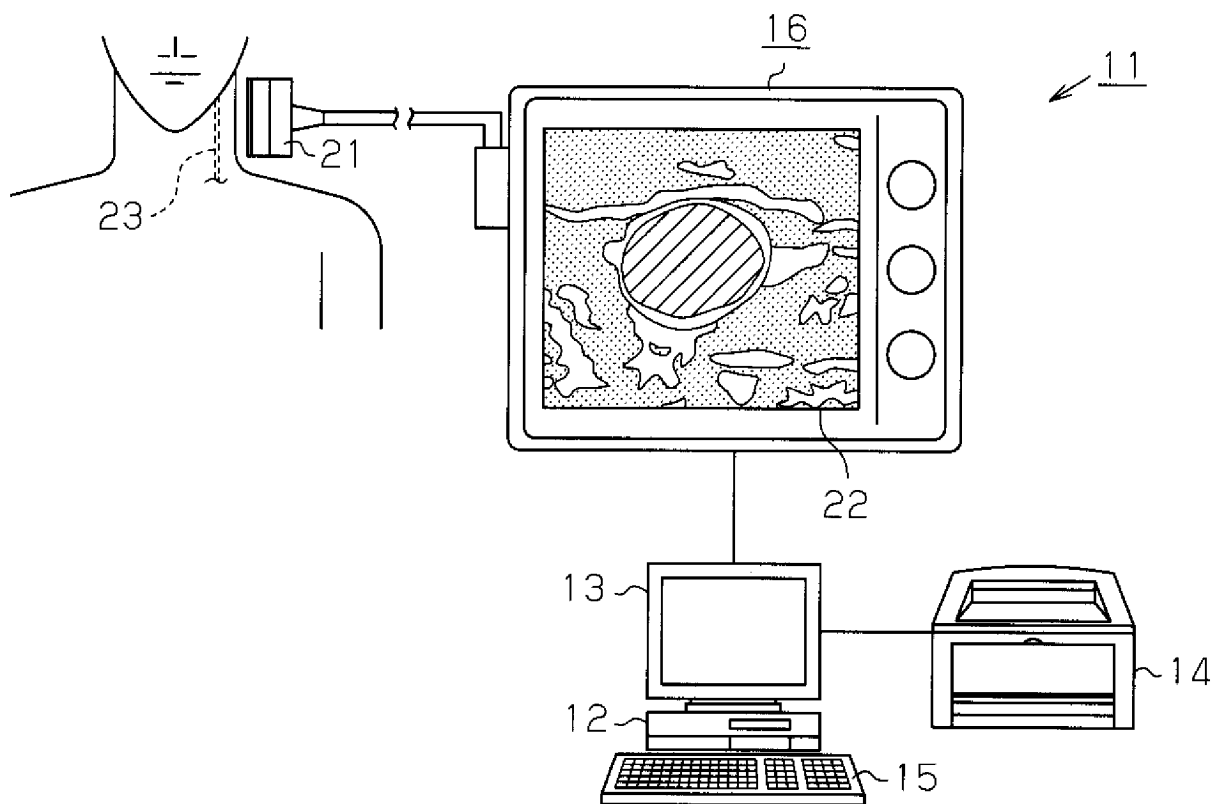
## 請求の範囲

- [1] 連続したフレームの超音波Bモード画像を取得して、所定のフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁を推定する頸動脈壁推定手段と、
- 推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波Bモード画像をテンプレート画像として用い、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と前記取得した各フレームの超音波Bモード画像との誤差が最小になるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得する心拍変動追跡手段と
- を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [2] 前記頸動脈壁推定手段は、頸動脈である可能性の高さを表す評価関数が最大になるように、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータの値を決定することにより、頸動脈壁を推定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] 前記心拍変動追跡手段は、フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、そのずれも推定することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の画像処理装置。
- [4] コンピュータを、
- 連続したフレームの超音波Bモード画像を取得して、所定のフレームの超音波Bモード画像中に含まれる頸動脈短軸断面において頸動脈壁を推定する頸動脈壁推定手段、及び
- 推定された頸動脈壁及びその周辺組織を含んだ超音波Bモード画像をテンプレート画像として用い、テンプレート画像を変形させることにより作成される変形後のテンプレート画像と前記取得した各フレームの超音波Bモード画像との誤差が最小になるように、頸動脈壁の径の大きさを推定することにより、頸動脈壁の時間変化を取得する心拍変動追跡手段
- 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。
- [5] 前記頸動脈壁推定手段は、頸動脈である可能性の高さを表す評価関数が最大になるように、頸動脈の位置及び形状を決める頸動脈パラメータの値を決定することに

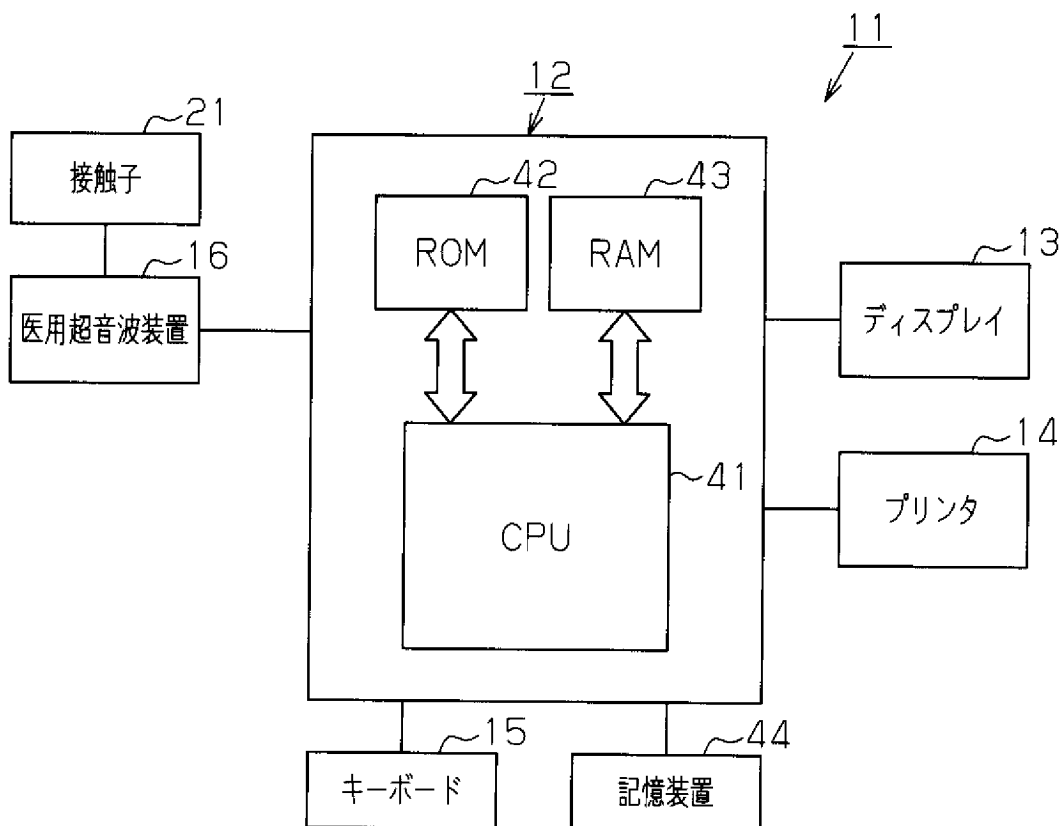
より、頸動脈壁を推定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理プログラム。

- [6] 前記心拍変動追跡手段は、  
フレームごとに超音波Bモード画像上の頸動脈の中心にずれがある場合には、そのずれも推定することを特徴とする請求項4又は請求項5に記載の画像処理プログラム。
- [7] 請求項4乃至請求項6のいずれか1項に記載の画像処理プログラムを記憶した記憶媒体。
- [8] 請求項1乃至請求項3のいずれか1項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。

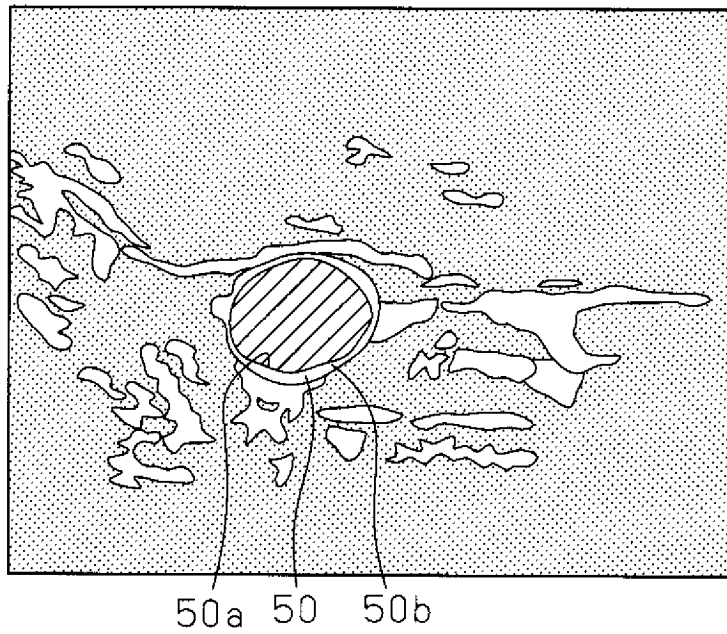
[図1]



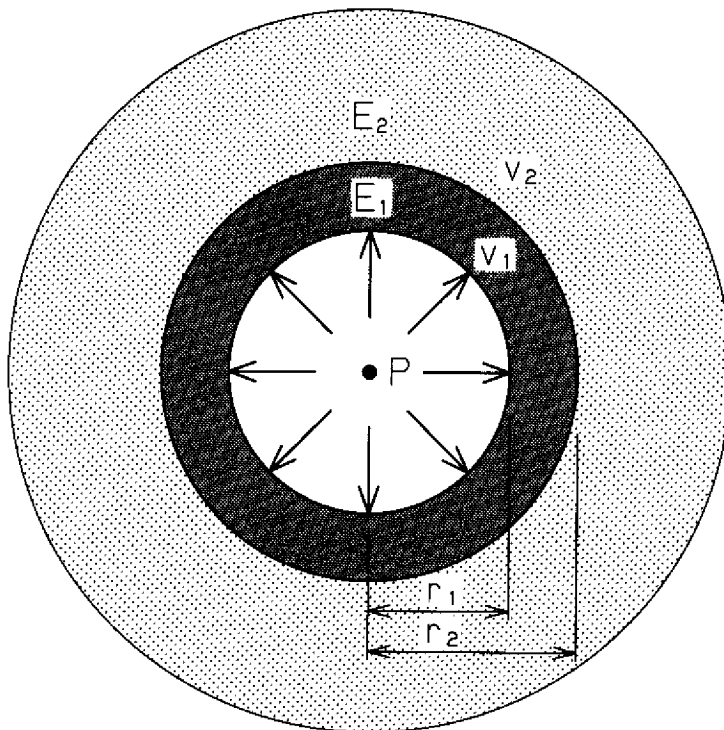
[図2]



[図3]



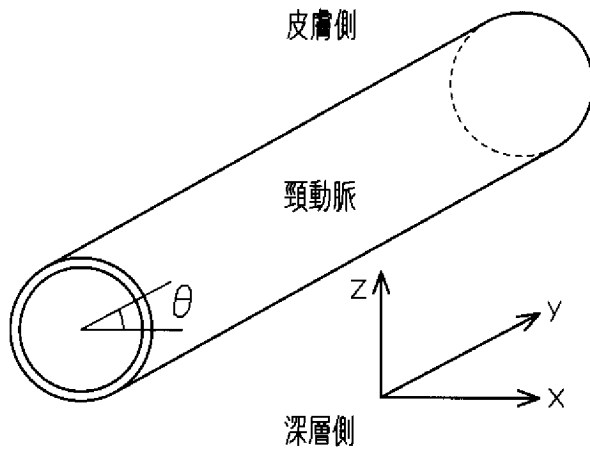
[図4]



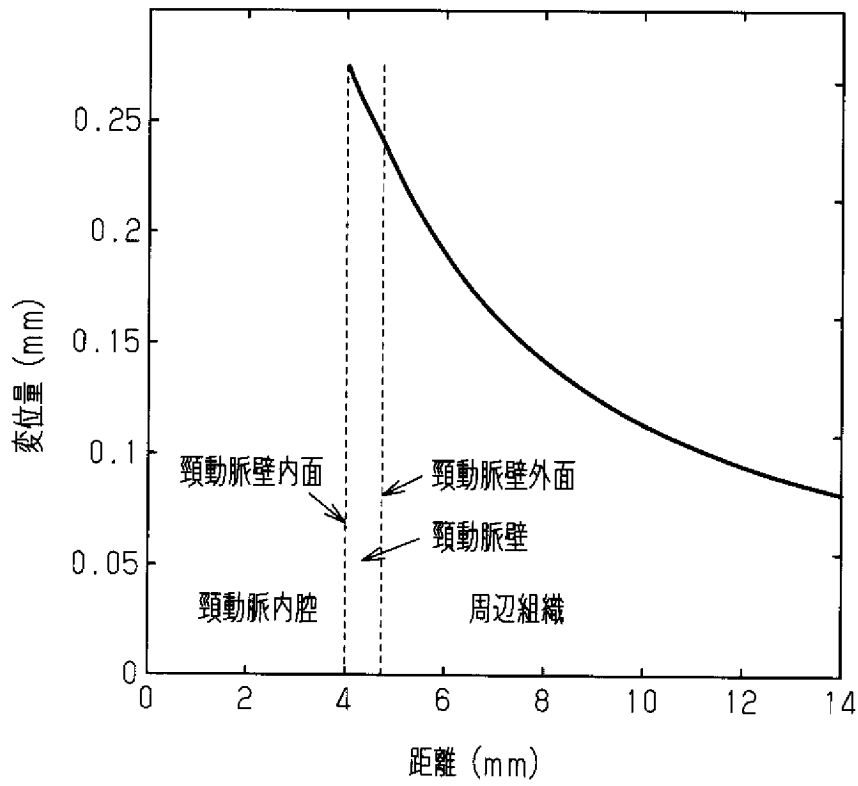
$r_1$ : 内半径 (mm)  
 $r_2$ : 外半径 (mm)  
 $P$ : 内圧 (kPa)  
 $E_1, E_2$ : 弾性係数 (kPa)  
 $\nu_1 = \nu_2 = 0.5$ : ポアソン比



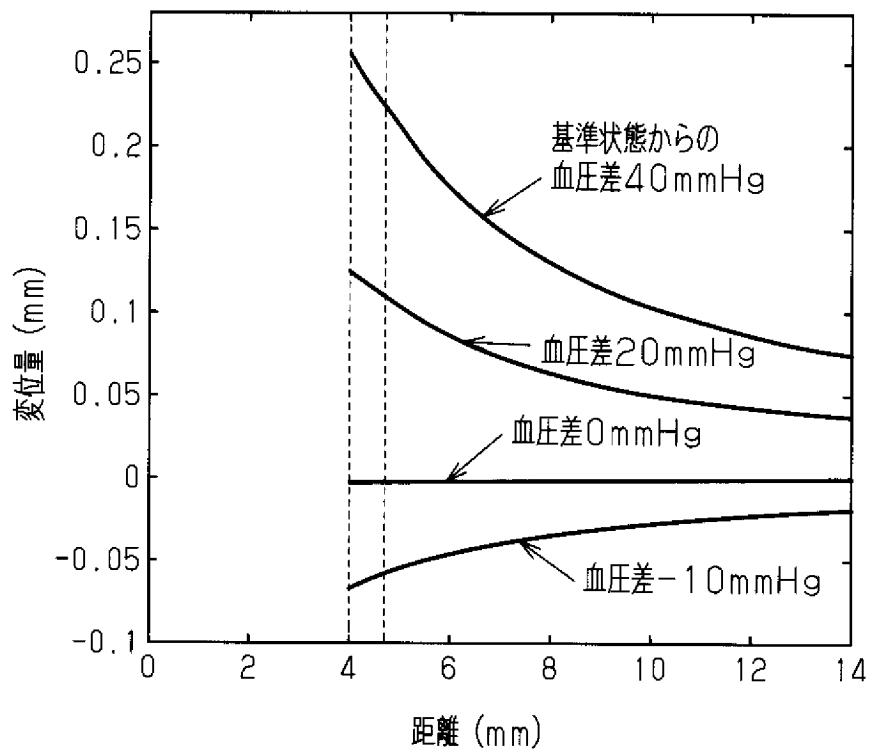
[図5]



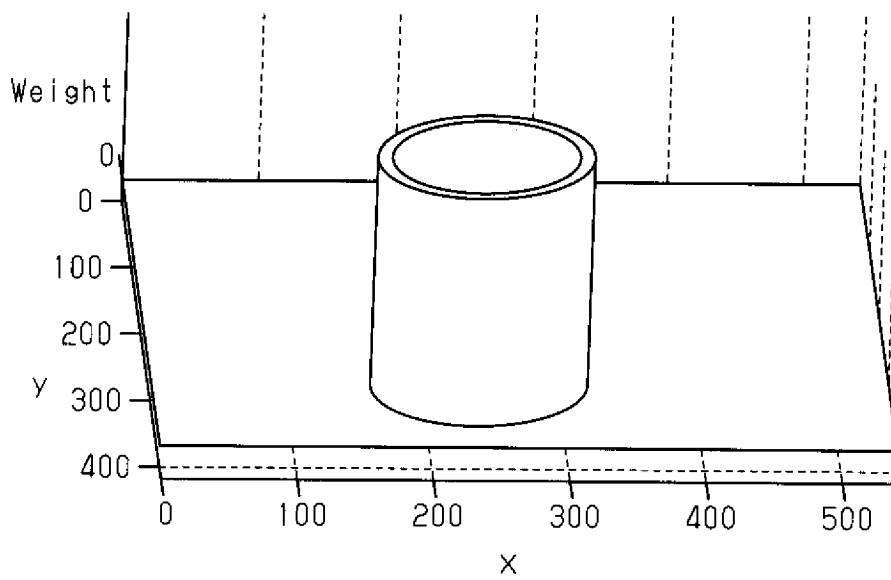
[図6]



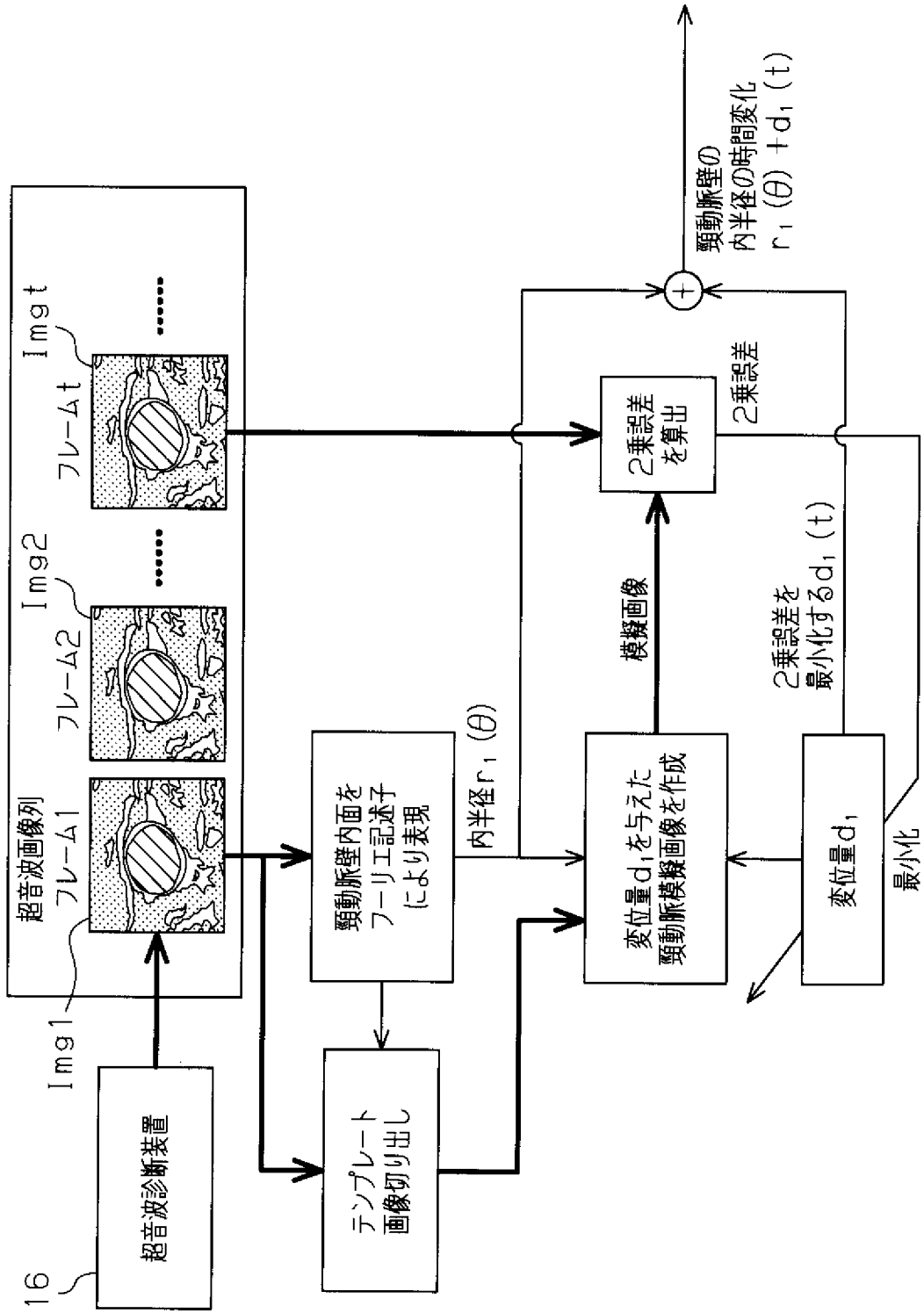
[図7]



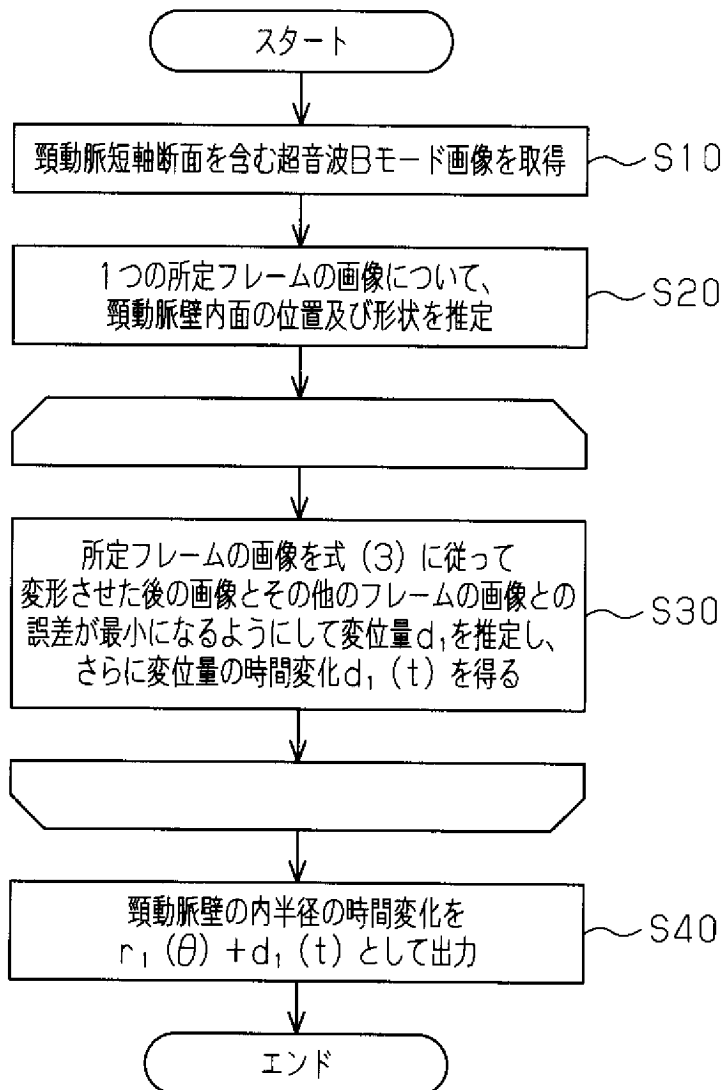
[図8]



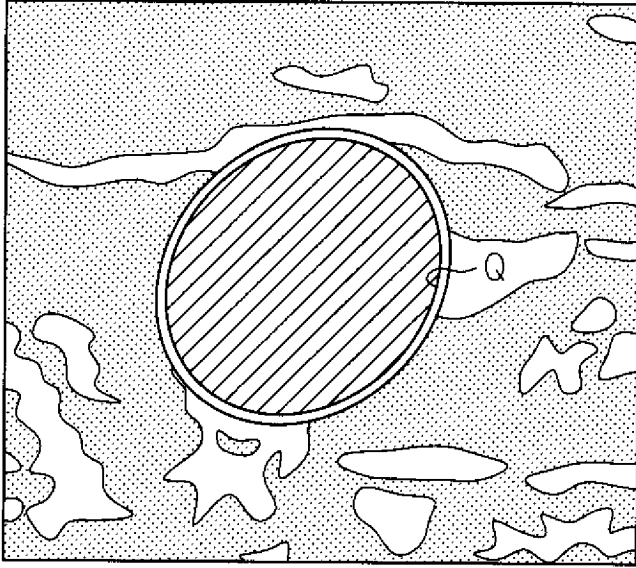
[図9]



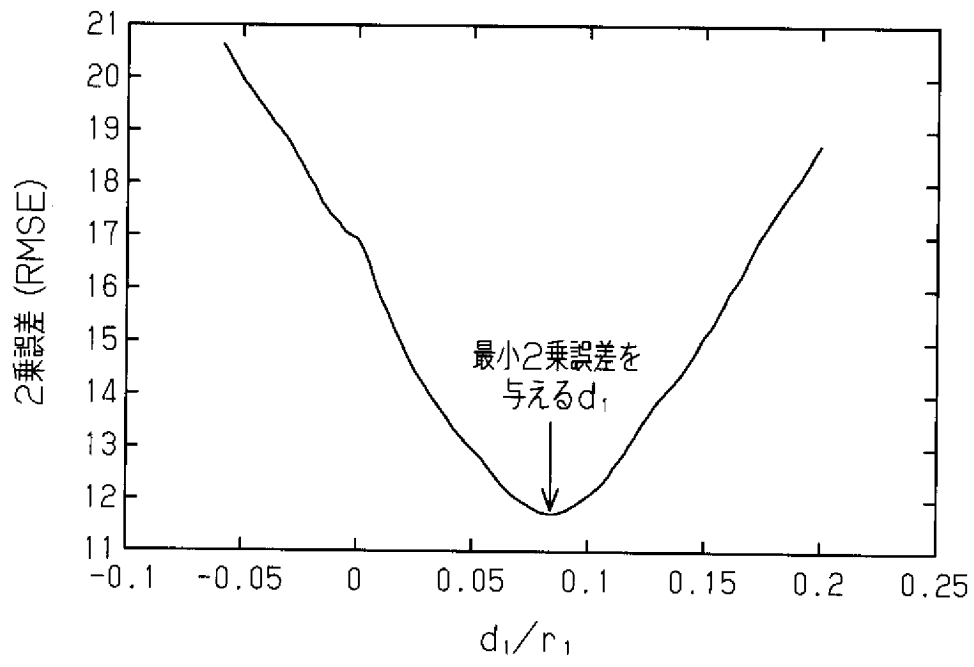
[図10]



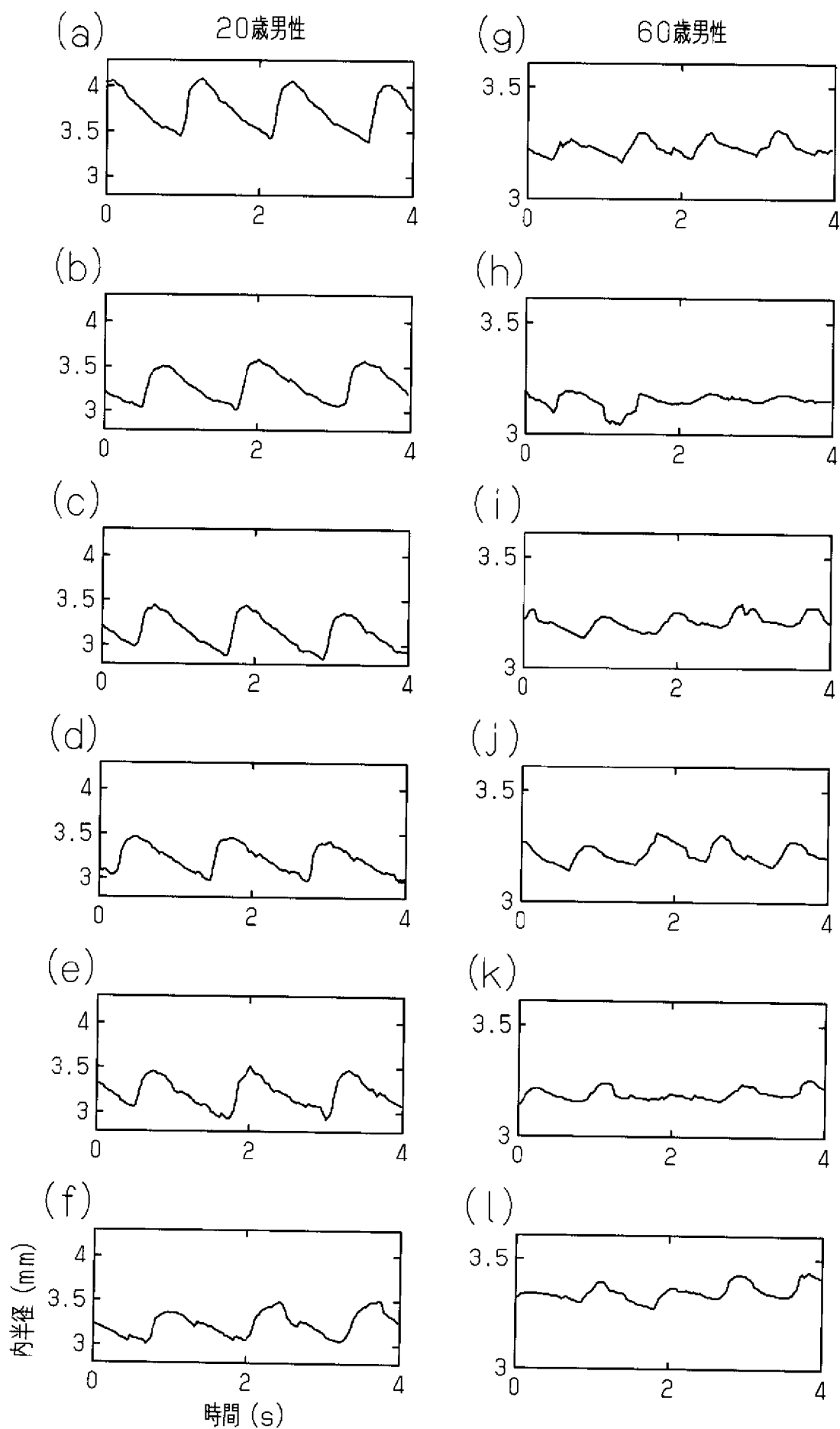
[図11]



[図12]



[図13]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/055361

## 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 (Gifu University), 14 July, 2005 (14.07.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-8
A	Fumio NOGATA et al., "Choonpa Domyakukoka Keisoku System ni Tsuite", The Japanese Society for Non-Destructive Inspection Taikai Koen Gaiyoshu, 22 May, 2007 (22.05.07), Hisei 19 Nendo Shunki Taikai", pages 121 to 124	1-8
A	Fumio NOGATA et al., "Choonpa ni yoru Seitai Keidomyaku no Rikigakuteki Kenzensei Hyoka System ni Tsuite", The Japan Society of Mechanical Engineers Kyushu Shibu Koen Ronbunshu, 2007.03, Dai 60 Ki Sokai Koenkai, pages 195, 196	1-8

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

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"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

"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

"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

"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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
08 April, 2008 (08.04.08)Date of mailing of the international search report  
20 May, 2008 (20.05.08)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/055361

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Takayuki KATO et al., "Keidomyaku Echo-zo ni yoru Kekkan no Rikugakuteki Kenzensei Hyoka ni Tsuite", Oryoku·Hizumi Sokutei to Kyodo Hyoka Symposium Koen Ronbunshu, 10 February, 2006 (10.02.06), Dai 37 Kai Oryoku·Hizumi Sokutei to Kyodo Hyoka Shinpo, pages 177 to 180	1-8
A	Hiroyuki SUGIMOTO et al., "Hishinshu Keisokuho ni yoru Seitai Domyaku no Kikaiteki Seishitsu Hyoka", The Japan Society of Mechanical Engineers Tokai Shibu Dai 52 Ki Sokai Koenkai Koen Ronbunshu, 01 March, 2002 (01.03.02), No.033-1, 233-234	1-8



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)	1-8
A	野方文雄 他, 超音波動脈硬化計測システムについて, 日本非破壊検査協会大会講演概要集, 2007.05.22, 平成19年度春季大会, p.121-124	1-8
A	野方文雄 他, 超音波による生体頸動脈の力学的健全性評価システムについて, 日本機械学会九州支部講演論文集, 2007.03, 第60期	1-8
<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 08.04.2008	国際調査報告の発送日 20.05.2008	
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
	総会講演会, p. 195, 196	
A	加藤隆之 他, 頸動脈エコー像による血管の力学的健全性評価について, 応力・ひずみ測定と強度評価シンポジウム講演論文集, 2006.02.10, 第37回応力・ひずみ測定と強度評価シンポ, p. 177-180	1-8
A	杉本浩幸 他, 非侵襲計測法による生体動脈の機械的性質評価, 日本機械学会東海支部第52期総会講演会講演論文集, 2002.03.01, No. 033-1, 233-234	1-8