(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2009 年3 月19 日 (19.03.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/034729 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2008/054913

(22) 国際出願日: 2008 年3 月17 日 (17.03.2008)

(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2007-239198 2007 年9 月14 日 (14.09.2007) 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 (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, 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.

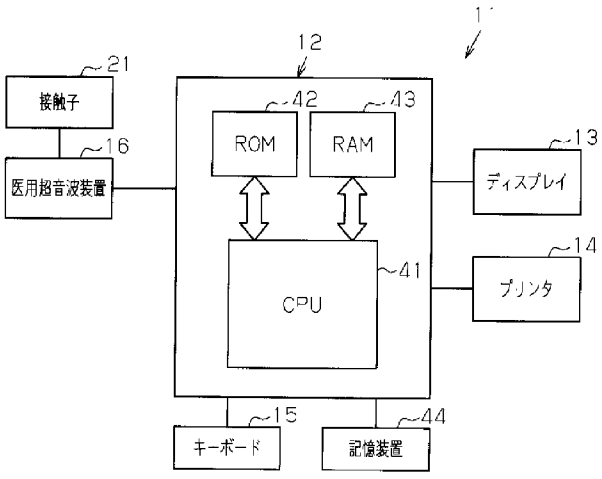
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,

/続葉有/

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING PROGRAM, RECORDING MEDIUM, AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC EQUIPMENT

(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2]



21 TERMINAL
16 MEDICAL ULTRASONIC EQUIPMENT
13 DISPLAY
14 PRINTER
15 KEYBOARD
44 STORAGE DEVICE

(57) Abstract: An image processing device acquires a sequence of B-mode ultrasonic images, generates an evaluation function of a long axis cross-sectional shape model of carotid artery drawn in a frame next to the already modeled frame, and optimizes the evaluation function. The image processing device estimates and models, based on the optimization result, the position and shape of the long axis cross-sectional shape of the carotid artery in the next frame and performs the same processing on the subsequent frames. Based on the result of modeling, the image processing device outputs variation in carotid artery diameter caused by cardiac pulsation.

(57) 要約: 画像処理装置は、超音波Ｂモード画像列を取得して、既にモデル化されたフレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成し、評価関数の最適化を行う。画像処理装置は、最適化の結果に基づいて次のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化し、以後に続くフレームに対して同様に行う。画像処理装置は、モデル化した結果に基づいて心拍動に伴う頸動脈直径の変動を出力する。

WO 2009/034729 A1

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

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する。動脈硬化を放っておくと、該動脈硬化が脳梗塞、心筋梗塞、狭心症などに発展する可能性がある。動脈硬化症の治癒は困難であることから、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] 動脈硬化症の検査の中で、超音波エコー検査は、血管を非侵襲的に、且つ直接観察することができることから、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、及び内膜中膜複合体厚(IMT:intima-media complex thickness)を評価する。しかし、動脈硬化の初期段階ではプラークがなく、IMTも薄くてその計測が困難であることから、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、動脈硬化とは動脈が硬化して弾力性を失うことであることから、心拍動に伴う動脈の動きの良さ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を行う場合、計算機の援用が不可欠である。

[0005] 従来、頸動脈超音波エコー検査における計算機診断支援として非特許文献1～4に記載された技術が提案されている。

非特許文献1では、超音波Bモード画像において、頸動脈辺縁にはエコー強度勾配の絶対値の極大値が数多く分布して辺縁はなめらかな曲線であると仮定され、平

滑化微分により輝度勾配の極大点の候補点が抽出され、射影演算子を用いて辺縁が検出されている。

[0006] 非特許文献2では、非特許文献1に記載された技術の改良として、辺縁を多項式で近似した係数とルジャンドル多項式の基底とが用いられ、さらに検出された候補点に辺縁らしさの強弱をつけるためにガウスーマルコフ(Gauss-Markov)推定の誤差項に辺縁らしさの強弱が埋め込まれて辺縁の検出が行われている。

[0007] 非特許文献3では、超音波Bモード画像において、頸動脈後壁における血管内腔と血管内膜との境界をおおよそ0．1(mm)の精度で推定する方法が提案されている。この方法では、超音波の直交復調信号が用いられる。さらに、表皮からの深さと超音波ビーム位置とがモデル化され、モデルと実測値との平均二乗誤差がコスト関数として定義されて該関数が最小化されている。

[0008] 非特許文献4では、Bモード画像上で頸動脈壁の1点が手動で指定された後、RF信号を用いて指定された頸動脈壁の動きが10μmの精度で追跡される方法が提案されて実用化されている。非特許文献4に記載の方法ではRF信号が用いられていることから、該方法を一部の超音波診断装置でしか利用することができない。しかしながら、この方法は、現在のところ最も高い精度を有していると推察される。

[0009] 特許文献1には弾性係数について記述されている。

特許文献1:特許第3882084号

非特許文献1:小矢美晴, 溝尻 勲, 松井清明, 中村隆志:「頸動脈の硬度測定」, 電学論C, Vol.123(10):pp.1728-1734, 2003.

非特許文献2:小矢美晴, 溝尻勲:「ガウスーマルコフ(Gauss-Markov)推定を用いた総頚動脈の辺縁検出」, 電学論C, Vol.124(10):pp.2051-2056, 2004.

非特許文献3:ハセガワ・H(Hasegawa H),カナイ・H (Kanai H),コイワ・Y (Koiwa Y) :「ディテクション オブ ルーメン・インティマ インタフェイス オブ ポステリオア ウォール フォー メジャーメント オブ エラスティシティ オブ ザ ヒューマン カロティド アーテァリィ(Detection of Lumen-Intima Interface of Posterior Wall for Measurement of Elasticity of the Human Carotid Artery)」, IEEE Transactions on UFFC, Vol.51(1):pp.93-108, 2004.

非特許文献4:原田烈光,「エコートラッキング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.

発明の開示

[0010] 非特許文献1～3に記載の方法は頸動脈壁の推定法であり、前壁、内腔、及び後壁を備える頸動脈全体の形状及び位置を推定するものではない。超音波画像には頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、静脈壁などが存在し、頸動脈壁そのものの推定では、これらが頸動脈壁と誤って推定される確率が高い。さらに、これらの手法は超音波画像の静止画を対象とし、動画像において頸動脈の動きを追跡することを目的としていない。そのため、動画像では同じ処理をフレーム数だけ繰り返さなければならず効率的ではない。

[0011] 非特許文献4に記載の方法は、頸動脈の動きの追跡では、精度の観点からRF信号を用いることから有利である。しかしながら、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おり、非特許文献4に記載の方法は現時点では一般的とはいえず、汎用性に欠ける。

[0012] 本発明の目的は、頸動脈全体の形状をモデル化することにより、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができ、且つ超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている超音波診断装置から画像を取得することができて汎用性が高い画像処理装置及び該装置を備えた超音波診断装置を提供することにある。本願において、頸動脈全体とは、頸動脈の前壁、後壁、及び両壁間に位置する内腔を含んでいる。また、頸動脈を超音波診断装置の探触子で計測した際に、頸動脈壁において探触子が当てられた皮膚に近接する壁を前壁と称し、該皮膚から離間する壁を後壁と称する。

[0013] 本発明の他の目的は、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができ、且つ超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている超音波診断装置から画像を取得することができて汎用性が高い画像処理プログラム及び該プログラムを記憶した記憶媒体を提供することにある。

[0014] 前記課題を解決するために、本発明の一態様によれば、第1モデル化手段と、出力手段とを備える画像処理装置が提供される。第1モデル化手段は、連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得して、各フレームに描画される頸動脈の長軸断面形状を、頸動脈の位置と形状とを表わす頸動脈パラメータを有するモデルで順次モデル化する。出力手段は、前記モデル化された結果に基づいて、心拍動に伴う頸動脈直径の変動を出力する。前記第1モデル化手段は、既にモデル化されたフレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行う。そして、第1モデル化手段は、最適化の結果に基づいて前記次のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化し、これらの作業を以後に続くフレームに対して同様に行う。

[0015] この構成によれば、頸動脈全体の形状をモデル化することにより、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができる。更に、超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている医用の超音波診断装置から画像を取得することができる。そのため、画像処理装置の汎用性が高い。

[0016] 好ましくは、画像処理装置は、記憶手段と、第2モデル化手段とを更に備える。記憶手段は、複数の被験者に関する頸動脈の長軸断面形状がクラスタ分析されてモデル化された初期値データを記憶する。第2モデル化手段は、連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得した際に、前記初期値データに基づいて、最初のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行う。そして、第2モデル化手段は、最適化の結果に基づいて前記最初のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化する。

[0017] この構成によれば、動画の最初のフレームに対しては、初期値データに基づいて評価関数が生成される。被験者の数が多いほど、クラスタ分析により初期値データとしていくつかの異なるモデルが得られる。このため、第2化モデル化手段により、これらの初期値データに基づいて評価関数を最適化すれば、一つは真の頸動脈位置に収束することを期待することができ、最初のフレームに対して効率的にモデル化を行

うことができる。

[0018] 本発明の別の態様によれば、画像処理プログラムが提供される。画像処理プログラムは、コンピュータを、第1モデル化手段と、出力手段として機能させる。第1モデル化手段は、連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得して、各フレームに描画される頸動脈の長軸断面形状を、頸動脈の位置と形状とを表わす頸動脈パラメータを有するモデルで順次モデル化する際に、既にモデル化されたフレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行う。そして、第1モデル化手段は、最適化の結果に基づいて前記次のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化し、これらの作業を以後に続くフレームに対して同様に行う。出力手段は、前記モデル化された結果に基づいて、心拍動に伴う頸動脈直径の変動を出力する。

[0019] この構成によれば、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができる。更に、超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている医用の超音波診断装置から画像を取得することができる。そのため、画像処理プログラムの汎用性が高い。

[0020] 好ましくは、画像処理プログラムは、コンピュータを、記憶手段と、第2モデル化手段として更に機能させる。記憶手段は、複数の被験者に関する頸動脈の長軸断面形状がクラスタ分析されてモデル化された初期値データを記憶する。第2モデル化手段は、連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得した際に、前記初期値データに基づいて、最初のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行う。そして、第2モデル化手段は、最適化の結果に基づいて前記最初のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化する。

[0021] この構成によれば、動画の最初のフレームに対しては、初期値データに基づいて評価関数が生成される。被験者の数が多いほど、クラスタ分析により初期値データとしていくつかの異なるモデルが得られる。このため、第2化モデル化手段により、これらの初期値データに基づいて評価関数を最適化すれば、一つは真の頸動脈位置に

収束することを期待することができ、最初のフレームに対して効率的にモデル化を行うことができる。

[0022] 本発明の更に別の態様によれば、前記画像処理プログラムを記憶した記憶媒体が提供される。この構成によれば、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができる。更に、超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている医用の超音波診断装置から画像を取得することができる。そのため、記憶媒体は、汎用性が高い画像処理プログラムを記録している。

[0023] 本発明の更に別の態様によれば、超音波診断装置が提供される。超音波診断装置は前記画像処理装置に接続され、探触子の超音波送受信により得られたエコー信号を基に生体内の超音波Bモード画像列を生成し、前記画像処理装置に前記超音波Bモード画像列を出力する。この構成によれば、超音波診断装置は、前述した画像処理装置の効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明に係る一実施形態の画像処理装置を示す概略図。

[図2]画像処理装置を示す概略電気ブロック図。

[図3]画像処理装置が実行する処理を示す概念図。

[図4]超音波Bモード画像を示す図。

[図5]超音波Bモード画像において、頸動脈パラメータを推定した一例を示す図。

[図6]初期値データから真値に収束したサンプル数の分布を示すグラフ。

[図7]重み関数w(x,y;θ)を示す図。

[図8]初期値データを示す図。

[図9]心拍動に伴う20才の男性の頸動脈の直径の変動を折れ線で示す図。

[図10]心拍動に伴う60才の男性の頸動脈の直径の変動を折れ線で示す図。

[図11]年齢と直径変化率との関係を示すグラフ。

発明を実施するための最良の形態

[0025] 以下、本発明を画像処理装置に具体化した一実施形態を図1～10を参照して説明する。図1に示すように、本実施形態に係る画像処理装置11は、コンピュータ12、

ディスプレイ13、プリンタ14、及びキーボード15を備えており、超音波診断装置16に接続されている。コンピュータ12は、第1モデル化手段、第2モデル化手段、出力手段、及び記憶手段を構成している。

[0026] 前記超音波診断装置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は、探触子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からの反射波(エコー信号)を受波する。この超音波診断装置16では、前記探触子21の先端面が長四角形状に形成されており、前記エコー信号に基づいて頸動脈23のBモードで取得された長軸断面形状を含むエコー動画像(すなわち、Bモード画像)が生成される。このエコー動画像は超音波Bモード画像列に相当する。超音波診断装置16の表示部22には、被検者の頸動脈23が拡張したり、収縮したり、変形したりする際の動画像が表示される。

[0027] 前記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×n画素)及び所定数のフレーム/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に入力される。本実施形態では、所定数のフレーム/秒が30フレーム/秒と設定されるが、この値は特に限定されず、頸動脈の心拍動の変化を明確に観測可能な値であればよい。

[0028] 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、水平方向においてNxで表され、垂直方向においてNyで表される。本実施形態では、NxがNx=540(pixel)と設定され、NyがNy=420(pixel)と設定されるが、これらの数値は特に限定されない。

[0029] 図2に示すように、前記超音波診断装置16により取得されたエコー動画像がコンピュータ12に入力され、該コンピュータ12が備える記憶装置44に格納される。前記記憶装置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、前述した前記各種情報の読み出し及び書き込みが可能である。

[0030] コンピュータ12は、CPU41(中央処理装置)、ROM42、及びRAM43を備えており、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、前記プログラムが実行される際の作業用メモリである。

[0031] (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。まず、プログラムの説明の前に「頸動脈の同定問題の定式化」及び「頸動脈の位置及び形状の推定」について説明する。

[0032] （頸動脈の同定問題の定式化について）

本実施形態において頸動脈を同定するときの問題について説明する。本実施形態では、頸動脈壁を単独で検出するのではなく、頸動脈全体の形状をモデル化することにより、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避する。さらに、超音波の動画像から頸動脈の動きを効率的に追跡するためには、動画の第2フレームからは、その直前のフレームでの頸動脈の位置及び形状の推定結果を更新して頸動脈の位置及び形状を適応的に推定する手法が有効である。本実施形態では、超音波Bモード画像を利用することを前提とし、こうした考えの下で頸動脈の位置及び形状の推定を行う。

[0033] 本願において、CPU41が取得した超音波Bモード画像列は、$I(x,y,t),x=1,\cdots,Nx,y=1,\cdots,Ny,t=1,\cdots,Nt$で表される。xは水平方向の画素番号を表し、yは垂直方向の画素番号を表し、tはフレーム番号を表し、画像の左上が$x=1,y=1$と設定される。Nxは水平方向の画素総数を表し、Nyは垂直方向の画素総数を表し、Ntはフレーム総数を表す。一枚の超音波画像が着目される場合には、超音波Bモード画像列は単に$I(x,y),x=1,\cdots,Nx,y=1,\cdots,Ny$と表される。頸動脈の長軸断面を撮影した超音波画像の一例を図4に示す。図4の中央において、該図4の左右方向に沿って延びるとともに上下方向において平行な2本の曲線は、頸動脈の前壁と後壁とを表す。血管壁は超音波を強く反射することから、超音波画像では白く表示される。また、頸動脈以外にも、筋、腱、静脈壁などの様々な組織の存在が確認される。このような超音波Bモード画像を使用することを前提にして、頸動脈の前壁と後壁との位置がすべてのフレームにおいて同定される。

[0034] 水平方向画素番号$x=1,\cdots,Nx$の関数として、頸動脈の前壁の垂直方向における位置yは$fu(x)$で表され、頸動脈の後壁の垂直方向における位置yは$fl(x)$で表される。本実施形態においては、超音波画像の横幅が40（mm）程度に設定され、前壁と後壁との位置に関して以下の仮定が成立するものとする。

[0035] (1)fu(x),fl(x)が平行である。

すなわち、頸動脈の直径がDで表されると、適当な関数f(x)を用いて、fu(x)はfu(x)=f(x)-D/2と表され、fl(x)はfl(x)=f(x)+D/2と表されることができる。

[0036] (2)fl(x)、fu(x)、すなわちf(x)が2次関数で表現可能である。

このような仮定は、測定部位が、総頸動脈から内頸動脈と外頸動脈とに分離する膨らみである頸動脈洞ではなく、且つ著しい動脈硬化により頸動脈が変形していなければ、これから説明する頸動脈の位置及び形状を推定するのに支障ない程度に成立する。

[0037] この仮定により、f(x)は2次関数で表現可能であることから、下記式(1)で表される。

[0038] [数1]

$$f(x) = a_0 + a_1 x + a_2 x^2, 1 \le x \le N_x \qquad (1)$$

[0039] 1つのフレームにおける頸動脈の位置及び形状は、2次関数の係数a_0, a_1, a_2と頸動脈の直径Dとで完全に表現可能である。これらのパラメータをまとめて頸動脈パラメータ$\theta = (a_0, a_1, a_2, D)$と称する。超音波Bモード画像列が扱われる場合には、各フレームで頸動脈パラメータθの値が変化することから、頸動脈パラメータはフレーム番号tの関数として$\theta(t)$で表される。結局、頸動脈の前壁と後壁との位置をすべてのフレームにわたり同定する問題は、$\theta(t), t=1,\cdots,Nt$を決定する問題に帰着する。

[0040] (頸動脈の位置及び形状の推定について)

本実施形態では、上記の問題が下記のようにして解決されることにより、頸動脈の位置及び形状の推定が行われる。

[0041] 頸動脈の前壁及び後壁の幅(すなわち厚み)がともにWで表されると、超音波Bモード画像中における頸動脈の前壁を表す画素(x,y)の集合B_uは下記式(2)で表され、後壁を表す画素(x,y)の集合B_lは下記式(3)で表される。

[0042] [数2]

$$B_u = \{(x,y) \mid f(x) - D/2 - W/2 \le y \le f(x) - D/2 + W/2, 1 \le x \le N_x\} \qquad (2)$$

$$B_l = \{(x,y) \mid f(x) + D/2 - W/2 \le y \le f(x) + D/2 + W/2, 1 \le x \le N_x\} \qquad (3)$$

[0043] 従って、頸動脈壁全体Bは下記式(4)で表される。

[0044] [数3]

$$\boldsymbol{B} = \{\boldsymbol{B}_u, \boldsymbol{B}_l\} \tag{4}$$

[0045] また、頸動脈内腔を表す画素(x,y)の集合Tは下記式(5)で表される。

[0046] [数4]

$$\boldsymbol{T} = \{(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y}) | \boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}) - \boldsymbol{D}/2 + \boldsymbol{W}/2 < \boldsymbol{y} < \boldsymbol{f}(\boldsymbol{x}) + \boldsymbol{D}/2 - \boldsymbol{W}/2, 1 \le \boldsymbol{x} \le \boldsymbol{N}_x \} \tag{5}$$

[0047] 超音波Bモード画像において、頸動脈壁は強いエコーのため白く描かれ、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Bでは画素値は大きく、頸動脈内腔を表わすTでは画素値は小さくなる。画素値は、画素の濃淡値のことである。位置及び形状を与える頸動脈パラメータθに対し、それが頸動脈である可能性の高さを表す、下記式(6)で表わされる評価関数E(θ)が導入される。

[0048] [数5]

$$\boldsymbol{E}(\theta) = \frac{1}{|\boldsymbol{B}|} \sum_{(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}) \in \boldsymbol{B}} \boldsymbol{I}(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y}) - \alpha \frac{1}{|\boldsymbol{T}|} \sum_{(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}) \in \boldsymbol{T}} \boldsymbol{I}(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y}) - \beta \boldsymbol{g}(\boldsymbol{D}; \boldsymbol{D}_{\min}, \boldsymbol{D}_{\max}) \tag{6}$$

[0049] 前記式(6)において、α, βはいずれも正値の定数であり、|・|は、集合・の要素数を表す。即ち、|B|は集合Bの要素数を表し、|T|は集合Tの要素数を表す。前記式(6)の右辺の第一項は、頸動脈壁が想定される位置で画素値が大きい、すなわち白いほど大きな値となり、右辺の第二項は、頸動脈内腔と想定される位置で画素値が小さい、すなわち黒いほど大きな値となる。

[0050] 右辺の第三項において、$g(D;D_{min},D_{max})$は下記式(7)で表わされる関数である。

[0051] [数6]

$$\boldsymbol{g}(\boldsymbol{D}; \boldsymbol{D}_{\min}, \boldsymbol{D}_{\max}) = \begin{cases} (\boldsymbol{D} - \boldsymbol{D}_{\min})^2, \boldsymbol{D} < \boldsymbol{D}_{\min} \\ 0, \boldsymbol{D}_{\min} \le \boldsymbol{D} \le \boldsymbol{D}_{\max} \\ (\boldsymbol{D} - \boldsymbol{D}_{\max})^2, \boldsymbol{D} > \boldsymbol{D}_{\max} \end{cases} \tag{7}$$

[0052] 前記式(7)において、D_{min}はヒト頸動脈直径の考えうる最小値を表し、D_{max}はヒト頸動脈直径の考えうる最大値を表す。前記式(6)の右辺の第三項は、ヒト頸動脈直径の考えうる範囲を外れた場合のペナルティ項を表す。

[0053] 本実施形態では、これまでに収集された超音波Bモード画像のサンプルから、D_{min}がDmin=5(mm)と設定され、D_{max}がDmax=12(mm)と設定されている。これらの数値は特に限定されず、例えばサンプル数に応じて変更されてもよい。

[0054] 前記式(6)において、βとして、計算において丸め誤差が生じない程度に十分大きな正数が選択されればよい。また、αの値は、頸動脈壁と頸動脈内腔とでのエコーの強さの比、及び超音波検査装置の画像出力などの仕様に依存する。本実施形態では、予備実験によりα=2.0が選択されている。

[0055] 重み関数w(x,y;θ)が下記式(8)で定義されると、前記式(6)で表わされる評価関数E(θ)を下記式(9)で表すこともできる。

[0056] [数7]

$$w(x,y;\theta)=\begin{cases}\dfrac{1}{|B|},(x,y)\in B\\ \alpha\dfrac{1}{|T|},(x,y)\in T\\ 0,others\end{cases} \qquad (8)$$

$$E(\theta)=\sum_{x=1}^{N_x}\sum_{y=1}^{N_y}w(x,y;\theta)I(x,y)-\beta g(D;D_{min},D_{max}) \qquad (9)$$

[0057] 前記式(9)の右辺の第一項は、1つのフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状に関して既にモデル化されたモデルに対する、該フレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルのベクトルの内積に相当する。この重み関数w(x,y;θ)の例が図7に示されている。

[0058] 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、すなわち頸動脈パラメータθの値は、前記式(6)で与えられる評価関数E(θ)を最大にするように決定されればよい。

[0059] こうしたパラメータの値を解析的には求めることはできないが、最急降下法、ニュートン法、共役勾配法、シンプレックス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。

[0060] 非線形最適化法では、適当に定められた初期値に基づいて評価関数を最大にするようにパラメータが更新されていくが、図4に示す超音波Bモード画像を見てもわかるとおり、静脈、脂肪、及び筋の存在、並びに組織の不均一性により、頸動脈以外の至る所にもエコーの強い部分が存在する。

[0061] すなわち、この評価関数には、至る所に極大値、つまり局所解が存在する。そのため、好ましくは、異なる複数の初期値に非線形最適化法が適用され、その中で評価関数E(θ)を最大にする値が最終的な推定値として採用されるといった初期値試行が行われる。

[0062] 本実施形態では、予め取得された、いくつかの超音波Bモード画像のサンプルが前述の方法でモデル化され、その頸動脈パラメータθがクラスタ分析されて頸動脈パラメータθの初期値データとして用いられる。本実施形態では、初期値データとして、図8に示すようにインデックス(初期値番号:Index)1～20が付与されて20個のデータが設定されているが、初期データの個数は20個に限定されない。初期値データは、記憶装置44に予め記憶されている。

[0063] 図8に示すように、インデックス1～4の初期値データでは、頸動脈の前壁及び後壁が直線状に延びており、水平状態で互いに平行に配置され、前後方向において異なる位置を有する。本願において、探触子21が当てられた皮膚に近接する方向を前方と称し、該皮膚から離間する方向を後方と称する。インデックス5～8の初期値データでは、頸動脈の前壁及び後壁が直線状に延びており、且つ左下に傾いた状態で互いに平行に配置され、前後方向において異なる位置を有する。インデックス9～12の初期値データでは、頸動脈の前壁及び後壁が略直線状に延びており、且つ右下に傾いた状態で互いに平行に配置され、前後方向において異なる位置を有する。インデックス13～16では、頸動脈の前壁及び後壁が前方に向かって突出するように円弧状に延びており、且つ互いに平行に配置され、前後方向において異なる位置を有する。インデックス17～20では、頸動脈の前壁及び後壁が後方に向かって突出するように円弧状に延びており、且つ互いに平行に配置され、前後方向に異なる位置を有する。

[0064] 全ての超音波Bモード画像のサンプルにおいて、これらの初期値データに非線形最適化法が適用されると、各サンプルの少なくとも一つは真の頸動脈の位置に収束することが確認されている。

[0065] 各初期値データから真値に収束したサンプル数の分布を図6に示す。図6において、横軸の数値は、図8に示すインデックス(Index)に対応している。図6及び図8より、インデックス2, 5, 6, 10, 14, 18が採用される頻度が高く、こうした位置及び形状を有する頸動脈が多いことがわかる。

[0066] 次に、超音波Bモード画像列I(x,y,t),t=1,…,Ntに対する頸動脈パラメータθ(t),t=1,…,Ntの推定において、連続するフレーム間では頸動脈の位置及び形状が大きく変化することはない。このことから、上記の初期値試行は動画の第1フレームの超音波画像I(x,y,1)についてのみ行われ、第2フレーム以降では、直前のフレームでの頸動脈パラメータの推定値を唯一の初期値とし、該初期値に非線形最適化法が適用される。この結果、フレームごとの頸動脈の位置及び形状θ(t),t=1,…,Ntが得られる。

[0067] (画像処理プログラムの処理)

続いて、画像処理装置11のCPU41が行う画像処理プログラムの処理を、図3を参照して説明する。

[0068] 取得された超音波Bモード画像列であるエコー動画像の第1フレーム(最初のフレーム)での頸動脈の位置及び形状の推定では、画像処理装置11のCPU41は前述した初期値試行を行う。すなわち、CPU41は、前述した20通りの頸動脈の位置及び形状から学習を開始して頸動脈形状の可能性の高さを表わす評価関数E(θ)を生成し、この評価関数E(θ)を最大にする値を頸動脈の位置及び形状の推定値と設定する。

[0069] 動画において連続するフレームでは、頸動脈の位置及び形状はそれほど大きくは変動しない。そのため、CPU41は、直前に推定されたフレームに関する頸動脈の位置及び形状から適応的に学習する。例えば、第2フレームでは、第1フレームから学習を行い、第2フレームにおいて、頸動脈形状の可能性の高さを表わす評価関数E(θ)を生成し、同評価関数E(θ)を最大にする値を頸動脈の位置及び形状の推定値と設定する。このようにして、第2フレーム以降は、直前のフレームから学習を行い、

頸動脈形状の可能性の高さを表わす評価関数E(θ)を生成し、この評価関数E(θ)を最大にする値を、そのフレームにおける頸動脈の位置及び形状の推定値と設定する。

[0070] 図3において、$a_0(t)$, $a_1(t)$, $a_2(t)$は、2次関数で表現された頸動脈の位置及び形状の時間変化を表わすパラメータであり、D(t)は頸動脈直径の時間変化を表わすパラメータである。

[0071] 図5は、超音波Bモード画像について、頸動脈パラメータを推定した一例を示す。図5において、符号A, Bはそれぞれ、2本の二次曲線が推定された頸動脈の前壁と後壁とを示している。

[0072] 次に、CPU41は、動画の全フレームについて頸動脈の位置及び形状の推定が完了すると、この推定結果に基づいて、心拍動に伴う頸動脈直径の変動、すなわち時間変化を棒グラフ化又は折れ線グラフ化し、ディスプレイ13に表示したり、プリンタ14で印刷したりする。

[0073] 図9は、心拍動に伴う頸動脈直径の変動を、ディスプレイ13に折れ線で表示した例を示している。この例は、20才の男性の頸動脈の直径の変動が示されている。

(動脈硬化検査への応用)

さて、上記のように構成された画像処理装置11の動脈硬化検査への応用が可能である。

[0074] 動脈は粘弾性材料で形成されることから、外力と動脈の変形とは非線形的である。このため、変形能を表す動脈硬化の指標として、心拍動に伴う頸動脈の直径変化から動脈の硬さを与える尺度がいくつか提案されている。最も基本的なものとしては、下記式(10)で表される、血圧変化量と直径変化率との比として定義される圧力歪み弾性係数E_pが挙げられる。

[0075] [数8]

$$E_p = \frac{P_s - P_d}{\left(\frac{D_s - D_d}{D_d}\right)} \qquad (10)$$

[0076] 前記式(10)において、P_sは収縮期血圧(最高血圧)を表し、P_dは拡張期血圧(最低血圧)を表し、D_sは収縮期頸動脈径(最大直径)を表し、D_dは拡張期頸動脈径(最小直径)を表す。血管が硬化すると、血圧変化(P_s-P_d)に対して直径変化率$(D_s-D_d)/D_d$が小さくなることから、圧力歪み弾性係数E_pは大きくなる。

[0077] 提案されている圧力歪み弾性係数E_pでは血圧の影響が過大に評価されることから、下記式(11)で表される、血圧を対数軸にとる尺度、即ち修正スティフネスパラメータβ^*も提案されている。

[0078] [数9]

$$\beta^* = \frac{\ln P_s - \ln P_d}{\left(\frac{D_s - D_d}{D_d}\right)} \qquad (11)$$

[0079] 初期に提案されているスティフネスパラメータβは、血圧100(mHg)での対数血圧変化量と直径変化率との接線の傾き、すなわちP_dを$P_d=100$とし、D_dを$P_d=100$での血管径とし、D_sを血圧P_sでの血管径として、下記式(12)で定義される。

[0080] [数10]

$$\beta = \lim_{P_s \to P_d} \beta^* \qquad (12)$$

[0081] 血圧変化(P_s-P_d)が直径変化率$(D_s-D_d)/D_d$の指数関数で表現可能な場合、βとβ^*とは一致する。さらに、特許文献1では、安静時の血圧と直径変化率(ひずみ)とが厚肉円筒モデルで記述され、引張試験による弾性係数と等価であり、圧力歪み弾性係数E_pにおいて血管壁の厚みがdとして補正された、下記式(13)で表される弾性係数E_{th}が提案されている。

[0082] [数11]

$$E_{th} = E_P \frac{2(D_d - d/2)^2}{D_d^2 - (D_d - d/2)^2} \qquad (13)$$

[0083] 従って、これらの提案されている各種の尺度の算出に、画像処理装置11で得られた頸動脈の直径Dを使用することができる。

（年齢と頸動脈の直径変化率の関係）

上記のようにして4～5秒間の頸動脈の長軸断面を撮像した超音波Bモード画像列から推定された頸動脈の直径時間変化の例を図9及び図10に示す。図9は20才男性の被験者に対する結果を示し、図10は60才男性の被験者に対する結果を示す。明らかに、20才男性より60才男性の方が、心拍動に伴う直径変化が小さく、頸動脈の柔らかさが失われていることがわかる。年を取り動脈硬化が進行すると、頸動脈直径の新拍動に伴う変動が小さくなることが、図9及び図10で分かる。

[0084] また、上記のように動脈の硬さを表す様々な尺度が提案されているが、それらの尺度の中で直径変化に関わる部分は、いずれの尺度も、下記式（14）で表される直径変化率D_rである。

[0085] [数12]

$$D_r = \frac{D_s - D_d}{D_d} \qquad (14)$$

[0086] 動脈硬化診断への応用可能性を示すため、この直径変化率D_rと年齢Yの関係を調査した結果を説明する。

被験者112人に対して、上記の画像処理装置11を使用して、年齢と直径変化率との関係をプロットしたものを図11に示す。図11において、2本の曲線は95％信頼区間を表す。図11に示す結果から、年齢とともに直径変化率が小さくなり、動脈硬化が進行することが分かる。

[0087] 本実施形態は以下の利点を有する。

（1）本実施形態に係る画像処理装置11は、連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得して、各フレームに描画される頸動脈の長軸断面形状を、頸動脈の位置及び形状を表す頸動脈パラメータを有するモデルで順次モデル化するCPU41（第1モデル化手段）を備える。また、画像処理装置11は、モデル化した結果に基づいて心拍動に伴う頸動脈直径の変動をディスプレイ13及びプリンタ14に出力する

CPU41（出力手段）を備える。CPU41は、既にモデル化されたフレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数E（θ）を生成し、該評価関数の最適化を行う。また、CPU41は、最適化の結果に基づいて前記次のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化し、以後に続くフレームに対して同様に行う。即ち、モデル化されたフレームの次のフレームにおける評価関数E（θ）の最適化、及び頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状のモデル化が、連続した各フレームにおいて順次行われる。

[0088] この結果、頸動脈全体の形状をモデル化することにより、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができる。更に、本実施形態では頸動脈全体の形状を効率的に推定することができる。加えて、超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている医用の超音波診断装置から画像を取得することができる。そのため、本実施形態に係る画像処理装置11の汎用性は高い。

[0089] （2）本実施形態に係る画像処理装置11は、複数の被験者に関する頸動脈の長軸断面形状がクラスタ分析されてモデル化された初期値データを記憶する記憶装置44（記憶手段）を備える。画像処理装置11のCPU41は第2モデル化手段として、連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得した際に、前記初期値データに基づいて、最初のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数E（θ）を生成し、該評価関数の最適化を行う。CPU41は、最適化の結果に基づいて、前記最初のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化する。

[0090] この結果、被験者の数が多いほど、クラスタ分析の際に初期値データとしていくつかの異なるモデルが得られる。このため、CPU41により、これらの初期値データから評価関数E（θ）を最適化すれば、一つは真の頸動脈位置に収束することを期待することができ、最初のフレームのモデル化を効率的に行うことができる。

[0091] （3）本実施形態に係る画像処理装置11では、評価関数E（θ）は、1つのフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状に関して既にモデル化されたモデルと、該フレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルのベクトルの内積

である。この結果、前記(1)の効果を容易かつ効率的に実現することができる。

[0092] (4)本実施形態に係る画像処理プログラムは、コンピュータ12を、第1モデル化手段及び出力手段として機能させる。この結果、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができる。更に、超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている医用の超音波診断装置から画像を取得することができる。そのため、本実施形態に係る画像処理プログラムの汎用性は高い。

[0093] (5)本実施形態に係る画像処理プログラムは、コンピュータ12を、記憶手段及び第2モデル化手段として機能させる。この結果、被験者の数が多いほど、クラスタ分析の際に初期値データとしていくつかの異なるモデルが得られる。このため、CPU41により、これらの初期値データから評価関数E(θ)を最適化すれば、一つは真の頸動脈位置に収束することを期待することができ、最初のフレームのモデル化を効率的に行うことができる。

[0094] (6)本実施形態に係る画像処理プログラムでは、評価関数(θ)は、1つのフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状に関して既にモデル化されたモデルと、該フレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルのベクトルの内積である。この結果、上記(1)の効果を容易かつ効果的に実現することができる。

[0095] (7)本実施形態に係るROM42は、前記画像処理プログラムを記憶した記憶媒体として作用する。この結果、コンピュータ12がこの画像処理プログラムを実行することにより、頸動脈壁と似た形状を示す筋、腱、及び静脈を頸動脈壁と誤推定することを回避することができるとともに、頸動脈全体の形状を効率的に推定することができる。更に、超音波Bモード画像列を使用することができることから、広く使用されている医用の超音波診断装置から画像を取得して上記の各種効果を容易に実現することができる。

[0096] (8)本実施形態に係る超音波診断装置は画像処理装置11に接続されている。そのため、超音波診断装置は、前記(1)及び(2)の効果を容易に実現することができる。

前記実施形態は、以下のように変更して構成されてもよい。

[0097] 前記実施形態では、ROM42が画像処理プログラムを記憶する記憶媒体として機能しているが、記憶装置44が画像処理プログラムを記憶する記憶媒体として機能してもよく、或いは、CD、DVD、USBメモリ等の記憶媒体に画像処理プログラムが格納され、該プログラムがCD、DVD等の記憶媒体を読み込むドライバ装置等にて読み込まれて実行されてもよい。

[0098] 前記実施形態では、「fl(x)、fu(x)、すなわちf(x)が2次関数で表現可能である」と仮定されているが、「f(x)が3次関数で表現可能である」と仮定されてもよい。

前記動脈硬化の解析結果は、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てもよい。

請求の範囲

[1] 連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得して、各フレームに描画される頸動脈の長軸断面形状を、頸動脈の位置と形状とを表わす頸動脈パラメータを有するモデルで順次モデル化する第1モデル化手段と、

前記モデル化された結果に基づいて、心拍動に伴う頸動脈直径の変動を出力する出力手段とを備え、

前記第1モデル化手段は、

既にモデル化されたフレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行い、最適化の結果に基づいて前記次のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化し、これらの作業を以後に続くフレームに対して同様に行うことを特徴とする画像処理装置。

[2] 複数の被験者に関する頸動脈の長軸断面形状がクラスタ分析されてモデル化された初期値データを記憶する記憶手段と、

連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得した際に、前記初期値データに基づいて、最初のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行い、最適化の結果に基づいて前記最初のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化する第2モデル化手段とを更に備えた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、

連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得して、各フレームに描画される頸動脈の長軸断面形状を、頸動脈の位置と形状とを表わす頸動脈パラメータを有するモデルで順次モデル化する際に、既にモデル化されたフレームの次のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行い、最適化の結果に基づいて前記次のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化し、これらの作業を以後に続くフレームに対して同様に行う第1モデル化手段と、

前記モデル化された結果に基づいて、心拍動に伴う頸動脈直径の変動を出力する出力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] コンピュータを、

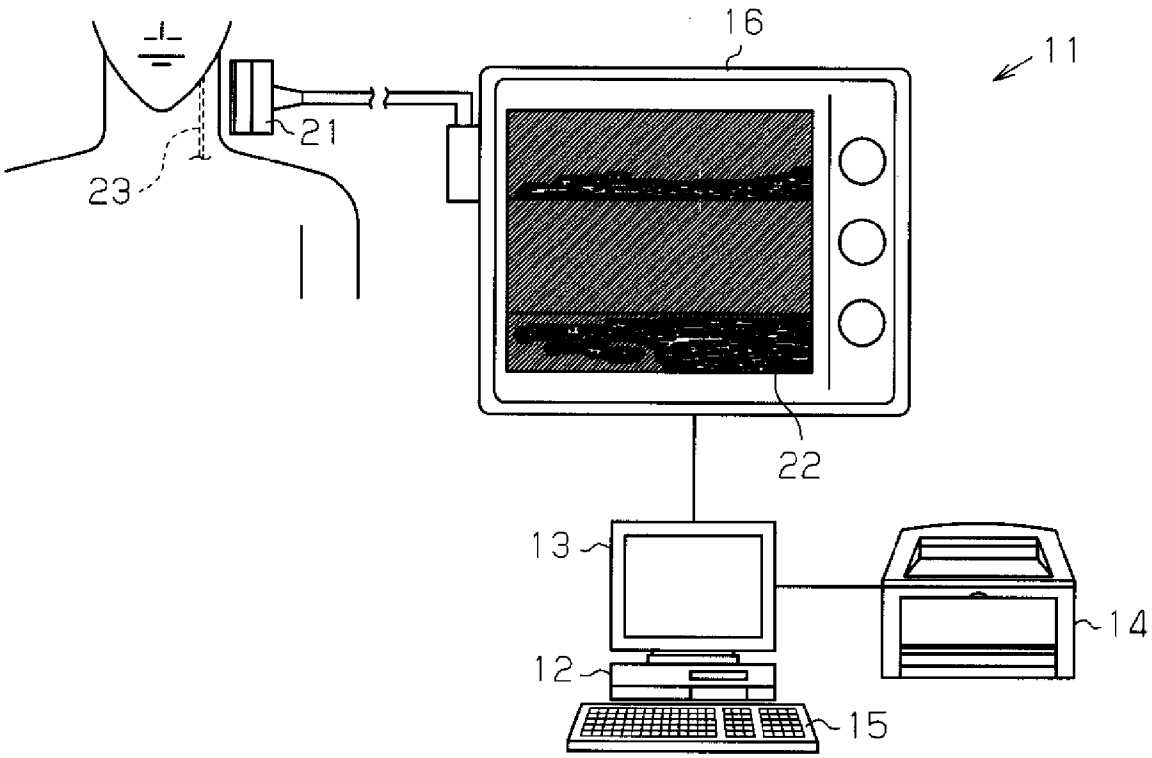
複数の被験者に関する頸動脈の長軸断面形状がクラスタ分析されてモデル化された初期値データを記憶する記憶手段と、

連続したフレームからなる超音波Bモード画像列を取得した際に、前記初期値データに基づいて、最初のフレームに描画される頸動脈の長軸断面形状のモデルの評価関数を生成して該評価関数の最適化を行い、最適化の結果に基づいて前記最初のフレームについての頸動脈の長軸断面形状の位置及び形状を推定してモデル化する第2モデル化手段として更に機能させ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。

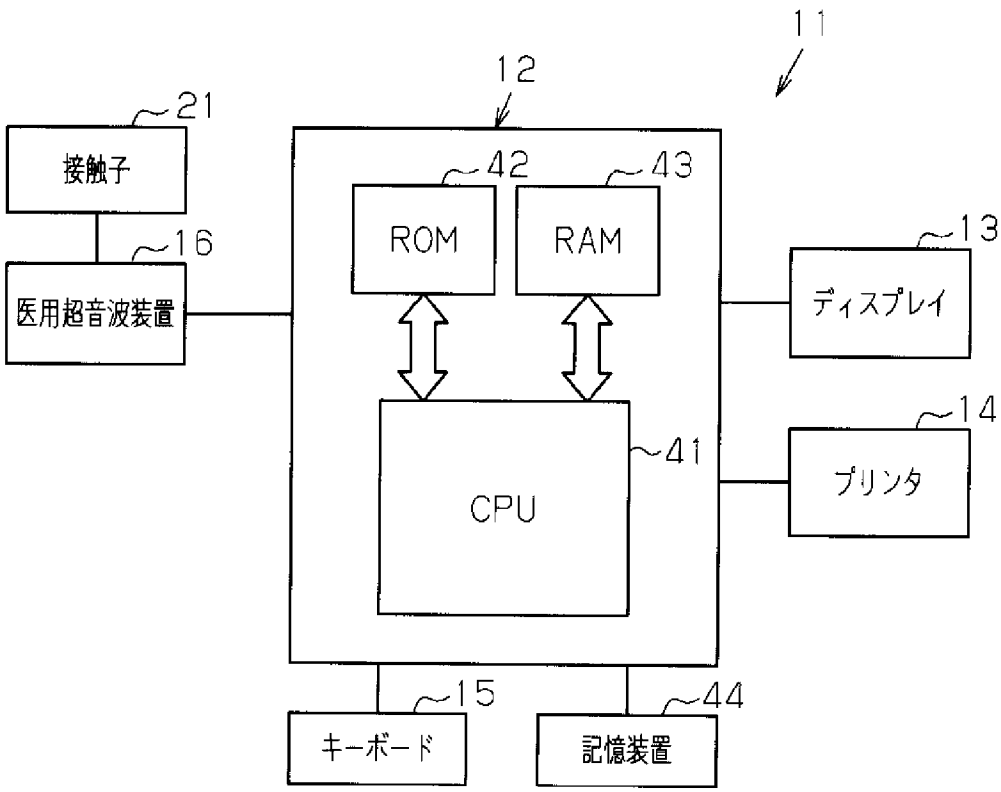
[5] 請求項3又は請求項4に記載の画像処理プログラムを記憶したことを特徴とする記憶媒体。

[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、探触子の超音波送受信により得られたエコー信号を基に生体内の超音波Bモード画像列を生成し、前記画像処理装置に前記超音波Bモード画像列を出力することを特徴とする超音波診断装置。

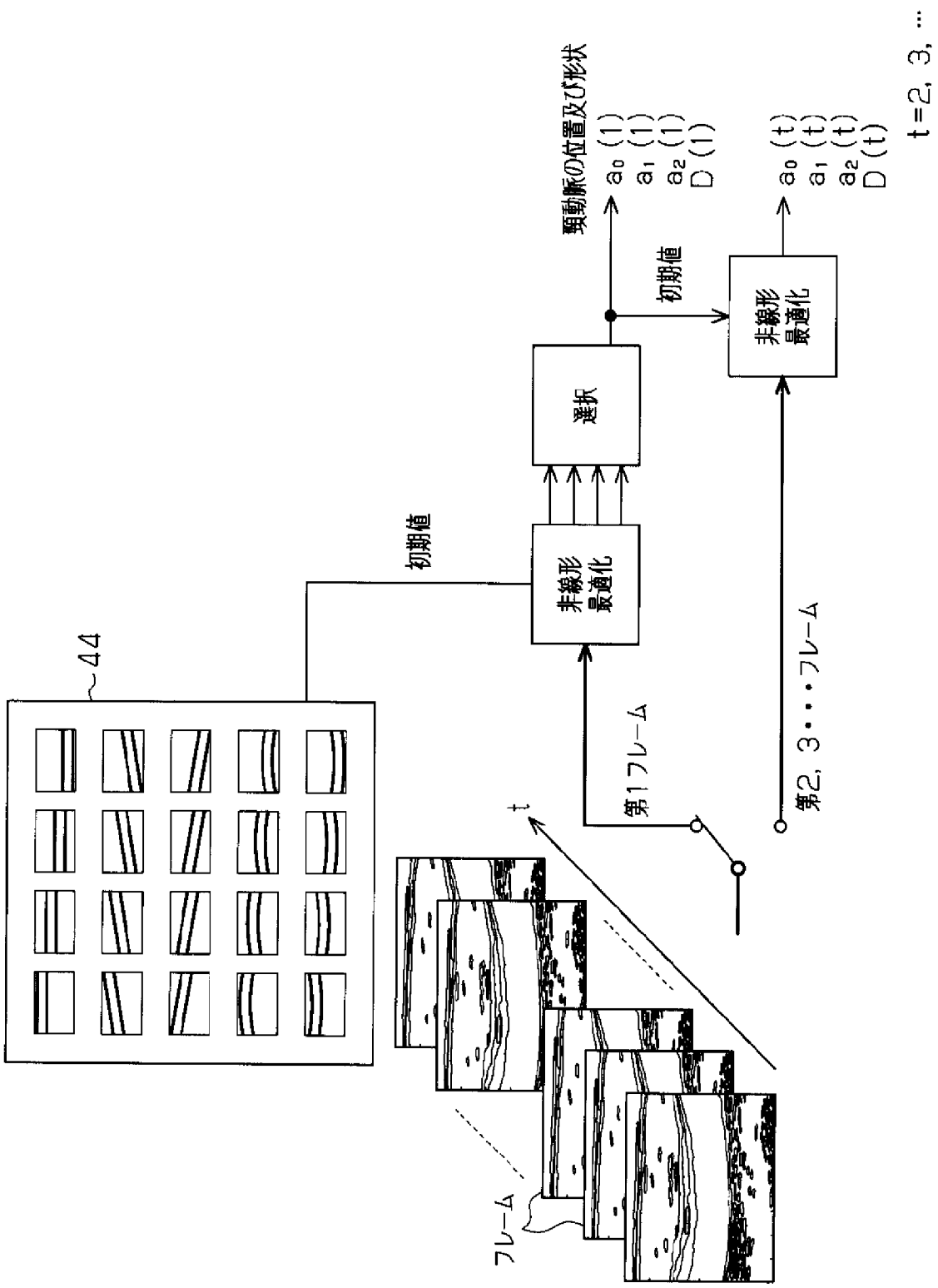
[図1]


16
11
21
23
22
13
14
12
15

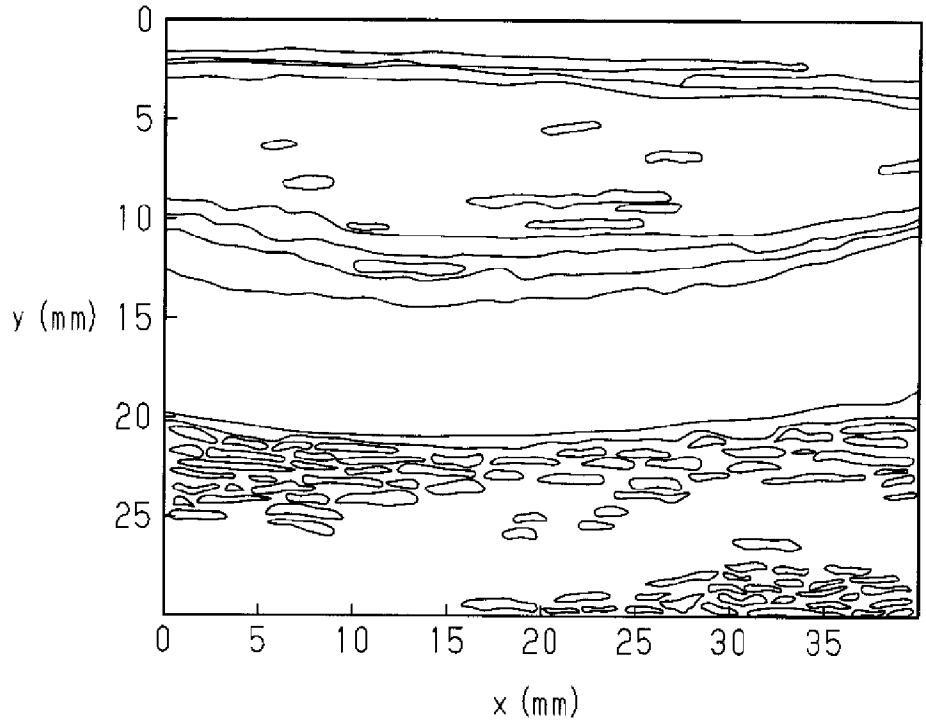
[図2]


11
12
21
接触子
16
医用超音波装置
42
43
ROM
RAM
13
ディスプレイ
14
プリンタ
41
CPU
15
キーボード
44
記憶装置

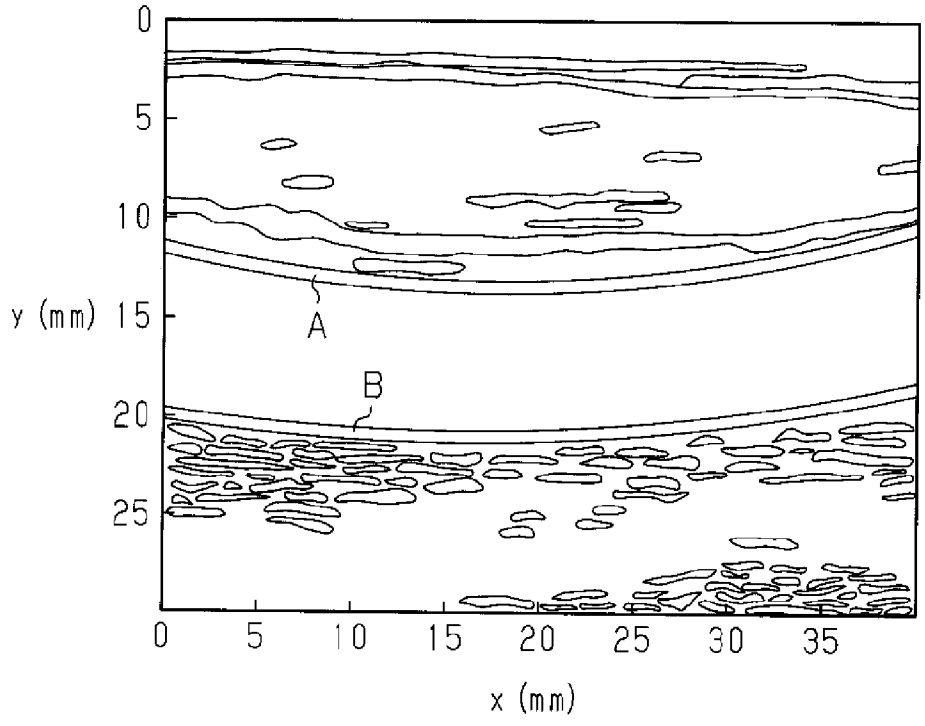
[図3]


44
初期値
非線形
最適化
選択
頸動脈の位置及び形状
a_0 (1)
a_1 (1)
a_2 (1)
D (1)
初期値
非線形
最適化
a_0 (t)
a_1 (t)
a_2 (t)
D (t)
t=2, 3, …
第1フレーム
第2, 3・・・フレーム
t
フレーム

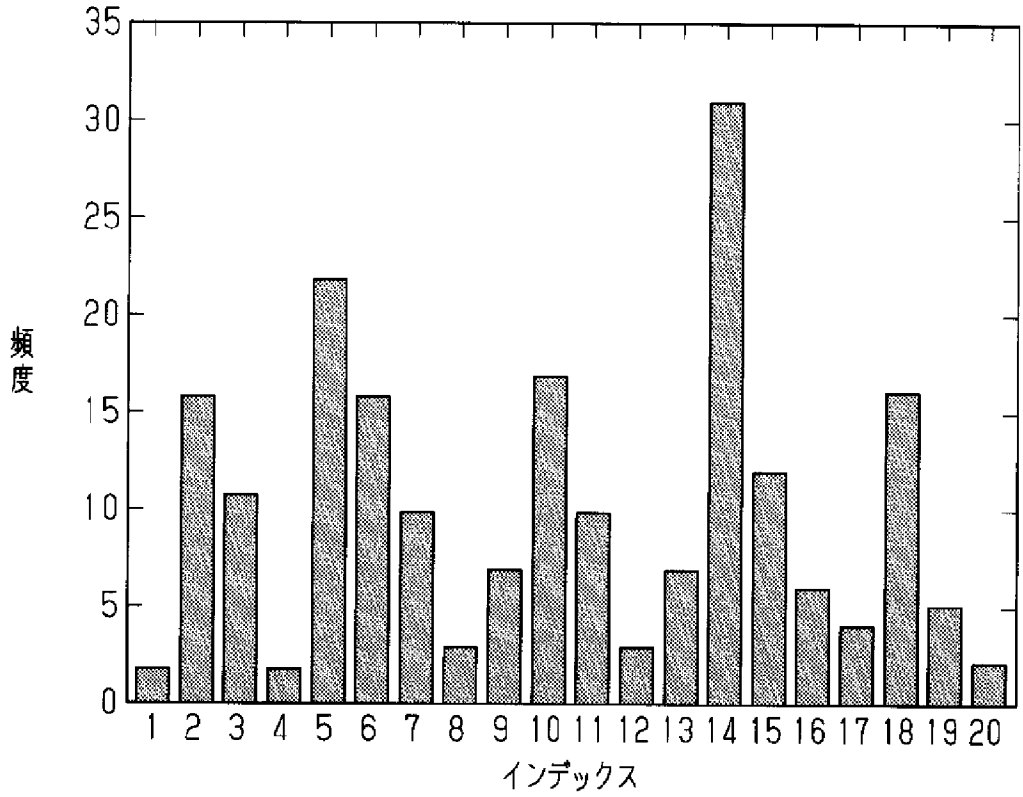
[図4]


0
5
10
y (mm) 15
20
25
0 5 10 15 20 25 30 35
x (mm)

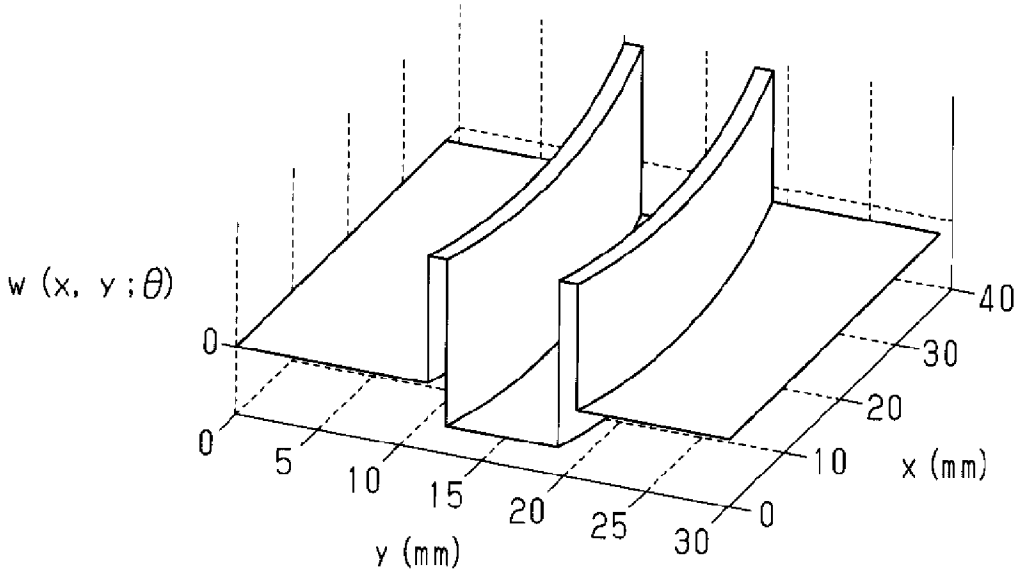
[図5]


0
5
10
y (mm) 15
20
25
A
B
0 5 10 15 20 25 30 35
x (mm)

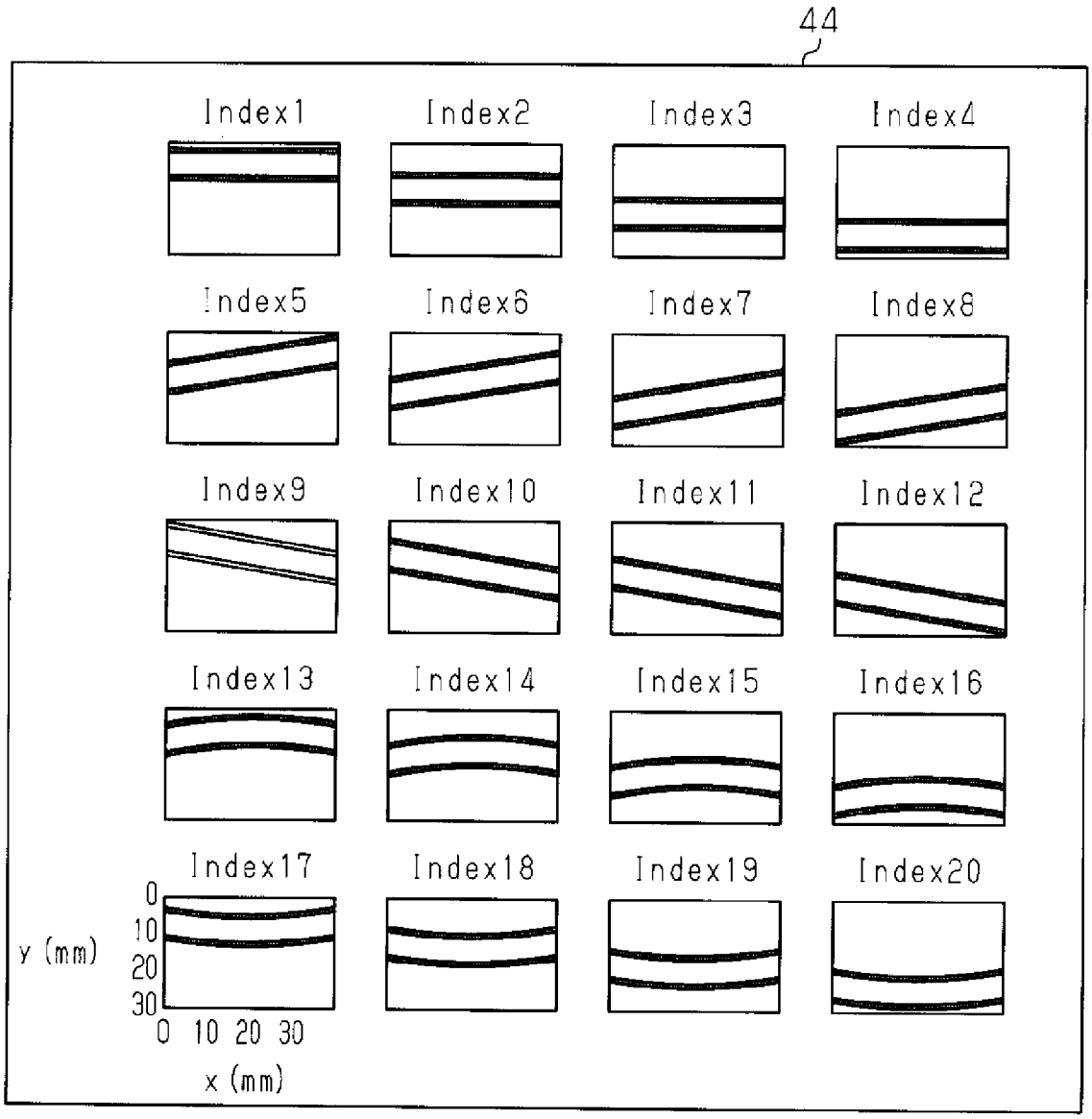
[図6]


35
30
25
20
15
10
5
0
頻度
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20
インデックス

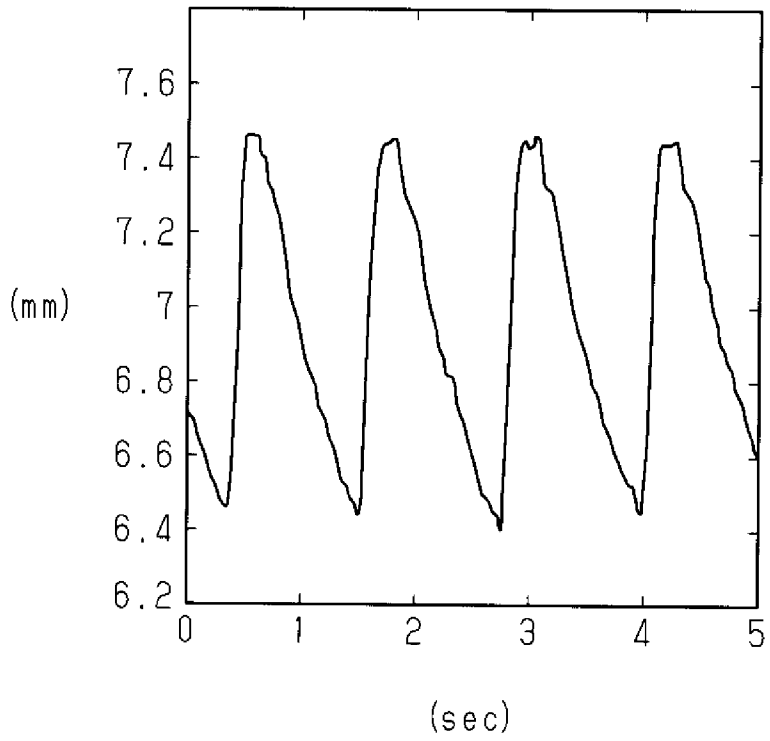
[図7]


w (x, y ; θ)
0
0
5
10
15
20
25
30
y (mm)
0
10
20
30
40
x (mm)

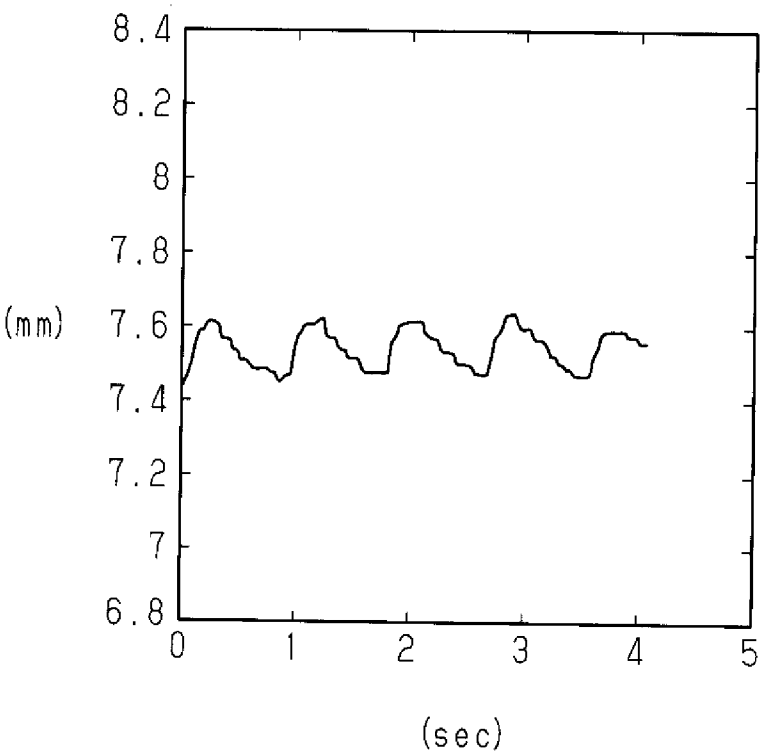
[図8]


44
Index1
Index2
Index3
Index4
Index5
Index6
Index7
Index8
Index9
Index10
Index11
Index12
Index13
Index14
Index15
Index16
Index17
Index18
Index19
Index20
y (mm)
0
10
20
30
0 10 20 30
x (mm)

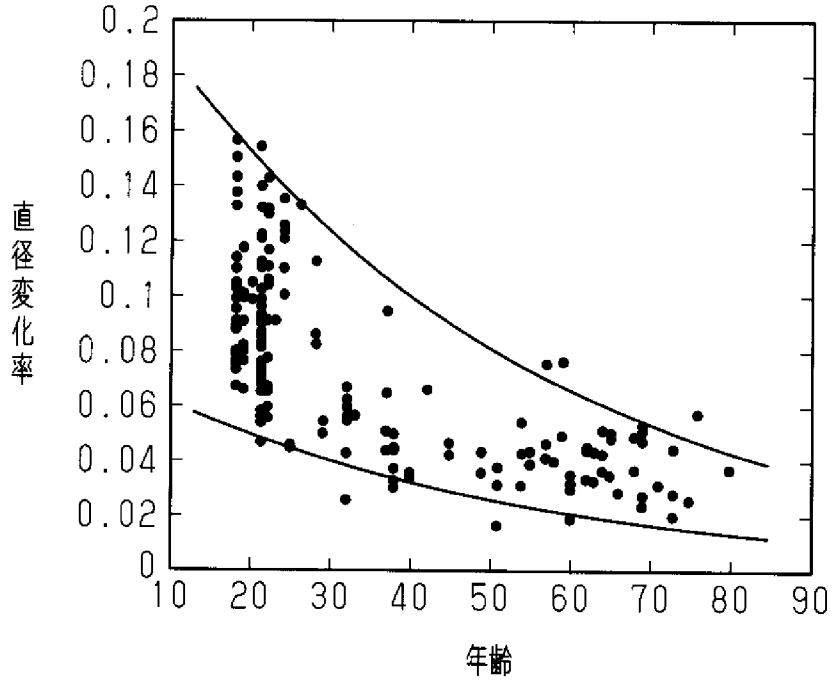
[図9]


7.6
7.4
7.2
7
6.8
6.6
6.4
6.2
(mm)
0
1
2
3
4
5
(sec)

[図10]


8.4
8.2
8
7.8
7.6
7.4
7.2
7
6.8
(mm)
0
1
2
3
4
5
(sec)

[図11]


0.2
0.18
0.16
0.14
0.12
0.1
0.08
0.06
0.04
0.02
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
直径変化率
年齢

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2008/054913

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 2889568 B1 (Masao ITO), 10 May, 1999 (10.05.99), Par. No. [0031] & US 6132373 A	1-6
A	WO 2005/034759 A1 (Osaka Industrial Promotion Organization), 21 April, 2005 (21.04.05), Abstract (Family: none)	1-6
A	JP 6-503483 A (University of Florida), 21 April, 1994 (21.04.94), Page 5, upper right column, Summary of the Invention, lines 1 to 10 & US 5360006 A & DE 69131798 T	1-6

☒ 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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
04 June, 2008 (04.06.08)	17 June, 2008 (17.06.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2008/054913

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 2005-502139 A (Philips Corporate Intellectual Property GmbH), 20 January, 2005 (20.01.05), Abstract & US 2003/0056799 A & WO 2003/021532 A2	1-6

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００８／０５４９１３

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 2889568 B1 (伊藤正男) 1999.05.10 段落 31 & US 6132373 A	1-6
A	WO 2005/034759 A1 (財団法人大阪産業振興機構) 2005.04.21 要約 （ファミリーなし）	1-6

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　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の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 ０４．０６．２００８	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／ＪＰ） 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）　２Ｑ　９８０８ 右高　孝幸 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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
A	JP 6-503483 A (ユニバーシティ　オブ　フロリダ) 1994.04.21 5頁右上欄　発明の概要　１－１０行目 & US 5360006 A　　& DE 69131798 T	1-6
A	JP 2005-502139 A (フィリップス　コーポレイト　インテレクチュアル　プロパティ　ゲーエムベーハー) 2005.01.20 要約 & US 2003/0056799 A　& WO 2003/021532 A2	1-6