

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5158690号
(P5158690)

(45) 発行日 平成25年3月6日(2013.3.6)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-328326 (P2007-328326) (22) 出願日 平成19年12月20日(2007.12.20) (65) 公開番号 特開2009-148396 (P2009-148396A) (43) 公開日 平成21年7月9日(2009.7.9) 審査請求日 平成22年11月22日(2010.11.22)</p> <p>(出願人による申告)平成16~20年度、文部科学省、地域科学技術振興施策、委託研究(知的クラスター創成事業、岐阜・大垣地域ロボティック先端医療クラスター)、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p>	<p>(73) 特許権者 304019399 国立大学法人岐阜大学 岐阜県岐阜市柳戸1番1 (74) 代理人 100068755 弁理士 恩田 博宣 (74) 代理人 100105957 弁理士 恩田 誠 (72) 発明者 横田 康成 岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学 内 (72) 発明者 谷口 梨絵 岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学 内</p>
--	--

最終頁に続く

(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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域の各点のオプティカルフローを推定し、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出する第1算出手段と、

頸動脈とその周辺組織の弾性係数、頸動脈の血管壁の内径、外径、及び頸動脈の内圧、及び頸動脈の半径方向に位置する点の変位を含むことにより、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を二層円筒モデルとして表わす理論式であって、その理論式に係る前記頸動脈の半径方向に位置する点の変位と、前記第1算出手段により算出された各点の変位との二乗誤差を最小にすることにより前記頸動脈と前記周辺組織の弾性係数を算出する第2算出手段を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記第1算出手段が、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域において、前記頸動脈短軸断面形状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、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位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。

【請求項3】

コンピュータを、

頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域の各点のオプティカルフローを推定し、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出する第1算出手段と、

頸動脈とその周辺組織の弾性係数、頸動脈の血管壁の内径、外径、及び頸動脈の内圧、及び頸動脈の半径方向に位置する点の変位を含むことにより、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を二層円筒モデルとして表わす理論式であって、その理論式に係る前記頸動脈の半径方向に位置する点の変位と、前記第1算出手段により算出された各点の変位との二乗誤差を最小にすることにより前記頸動脈と前記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。

10

【請求項4】

前記第1算出手段が、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域において、前記頸動脈短軸断面形状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、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位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。

【請求項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。

【請求項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。

20

【発明の詳細な説明】

【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係り、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。

30

【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(IMT: intima-media complex thickness)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、内膜中膜複合体厚(IMT: intima-media complex thickness)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。

40

【0004】

これに対して、動脈硬化は動脈が硬化し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。この動脈の動きの良さをを用いて動脈硬化度を表わす様々な指標が提案されている。

【0005】

例えば、非特許文献1ではスティフネスパラメータが、非特許文献2では修正スティフネスパラメータが提案されている。

【0006】

50

【数 1】

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

上記式は、修正スティフネスパラメータの算出式であり、 P_s は頸動脈の最高血圧、 P_d は頸動脈の最低血圧、 D_s は最高血圧のときの頸動脈の最大直径、 D_d は最低血圧のときの頸動脈の最小直径である。上式では、最高最低血圧差を動きの良さで正規化した形になっており、血圧差の割に動きが悪くなると、大きな値をとり、頸動脈が硬くなっていることを表わす。

10

【0007】

又、特許文献 1 では、頸動脈を厚肉円筒、周辺組織が存在しないものと仮定して歪みと応力の機械的特性に基づいて弾性係数 E_{th} を算出することも提案されている（数式 2 参照）。 E_p は圧力歪み弾性係数である。

【0008】

【数 2】

$$E_{th} = E_p \frac{2 \left(D_d - \frac{d}{2} \right)^2}{D_d^2 - \left(D_d - \frac{d}{2} \right)^2} \quad (2)$$

20

【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 ビイヘイピア 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 ジィエイジ 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 assesment of the age related changes in stiffnes of major branches of the humann arteries)」, Cardiovasc Res, 21, 9(1987), pp678-687.

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところが、従来から提案されている弾性係数の算出法はいずれも頸動脈の周辺にある組織の存在を無視したものである。しかし、頸動脈は、脂肪などの周辺組織の中に存在しているため、頸動脈の動きは周辺組織の弾性の影響を受ける。

【0010】

40

例えば、上記のような周辺組織の弾性を無視した従来の弾性係数の算出法では、頸動脈の動きの良さや血圧から頸動脈の弾性係数を推定しているが、こうした従来技術では頸動脈が硬化して頸動脈の動きが悪くなったのか、頸動脈の周辺の組織が硬いため頸動脈の動きが悪いのかを区別することができない。

【0011】

従って、周辺組織の弾性を無視した従来の弾性係数の算出法では、正確に頸動脈の弾性係数を測定することはできない問題があった。

本発明の目的は、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈の弾性係数を算出することができる画像処理装置を提供することにある。

【0012】

50

又、本発明の他の目的は、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈の弾性係数を算出することができる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、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈の弾性係数を算出することができる画像処理プログラムを記憶した記憶媒体を提供することにある。

【0013】

さらに、本発明の他の目的は、上記画像処理装置を備えた超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域の各点のオプティカルフローを推定し、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出する第1算出手段と、頸動脈とその周辺組織の弾性係数、頸動脈の血管壁の内径、外径、及び頸動脈の内圧、及び頸動脈の半径方向に位置する点の変位を含むことにより、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を二層円筒モデルとして表わす理論式であって、その理論式に係る前記頸動脈の半径方向に位置する点の変位と、前記第1算出手段により算出された各点の変位との二乗誤差を最小にすることにより前記頸動脈と前記周辺組織の弾性係数を算出する第2算出手段を備えることを特徴とする画像処理装置を要旨とするものである。

【0015】

請求項2の発明は、請求項1において、前記第1算出手段が、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域において、前記頸動脈短軸断面形状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、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出することを特徴とする。

【0016】

請求項3の発明は、コンピュータを、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域の各点のオプティカルフローを推定し、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出する第1算出手段と、頸動脈とその周辺組織の弾性係数、頸動脈の血管壁の内径、外径、及び頸動脈の内圧、及び頸動脈の半径方向に位置する点の変位を含むことにより、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を二層円筒モデルとして表わす理論式であって、その理論式に係る前記頸動脈の半径方向に位置する点の変位と、前記第1算出手段により算出された各点の変位との二乗誤差を最小にすることにより前記頸動脈と前記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を要旨とするものである。

【0017】

請求項4の発明は、前記第1算出手段が、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域において、前記頸動脈短軸断面形状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、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出することを特徴とする。

【0018】

請求項5の発明は、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を要旨とするものである。

請求項6の発明は、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を要旨とするものである。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0019】

請求項1の発明によれば、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈の弾性係数を算出することができる画像処理装置を提供できる。

請求項2の発明によれば、第1算出手段が、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域において、頸動脈短軸断面形状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、推定した各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出する。このように頸動脈短軸断面形状の半径方向に延びる軸上の各点のみのオプティカルフローを推定することから、例えば、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む全領域の各点に係るオプティカルフローを推定する場合に比して、オプティカルフローを算出するトータル時間を短縮できる。

10

【0020】

請求項3の発明によれば、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈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画像処理プログラムを提供できる。

【0021】

請求項4の発明によれば、頸動脈短軸断面形状の半径方向に延びる軸上の各点のみのオプティカルフローを推定することから、例えば、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む全領域の各点に係るオプティカルフローを推定する場合に比して、オプティカルフローを算出するトータル時間を短縮できる。

20

【0022】

請求項5の発明によれば、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈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画像処理プログラムを記憶した記憶媒体を提供できる。

【0023】

請求項6の発明によれば、請求項1又は請求項2の効果を備えた超音波診断装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明を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、本実施形態の画像処理装置11は、第1算出手段、第2算出手段、記憶手段としてのコンピュータ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。

30

【0025】

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が備えられている。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短軸断面形状（すなわち、頸動脈短軸断面形状）を含むエコー動画像（すなわち、Bモード画像）を生成する。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が拡張収縮変形する際の動画像が表示される。

40

【0026】

超音波診断装置16のビデオ出力から前記Bモード画像が出力され、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）、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。所定数のフレーム/秒は、本実施形態では30フレーム/秒としているが、この値が限定されるものではなく、頸動脈の心拍動の変化を明確に観測できる値であればよい。

【0027】

50

また、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 N_x 、垂直方向に N_y である。本実施形態では、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、 $N_x = 540$ (pixel)、 $N_y = 420$ (pixel) としているが、この数値に限定されるものではない。

【0028】

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 に入力されたコンピュータ 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や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。

【0029】

図 2 に示すように、コンピュータ 12 は CPU 41 (中央処理装置)、ROM 42、RAM 43 を備え、記憶媒体としての ROM 42 に格納された画像処理プログラムを実行する。RAM 43 は、前記プログラムを実行する際の作業用メモリである。

【0030】

(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、CPU 41 が実行する画像処理プログラムの処理を説明するが、このプログラムの説明の前に「頸動脈、及び周辺組織の応力・歪み特性及び二層円筒モデル」について説明する。

【0031】

(頸動脈、及び周辺組織の応力・歪み特性)

頸動脈は心拍動により拡張・収縮を繰り返すが、それに伴い頸動脈の周辺にある脂肪などの周辺組織もまた押し縮められ、復元する。一般にこうした物質の応力と歪みの関係は材料力学の立場から示される。

【0032】

図 3 に、超音波 B モード画像における頸動脈の短軸断面画像が示されている。図 3 において、ほぼ中央の円形のものが頸動脈 K であり、黒い部分 (図においてはハッチング部分) が頸動脈内部 K a、周辺の白い部分環状部分が頸動脈の血管壁 (以下では頸動脈壁 K b という) であり、その周囲に脂肪などの周辺組織がある。

【0033】

(二層円筒モデル)

ここで頸動脈と周辺組織を、図 4 に示すように一様な二層円筒 (材料力学的には二層厚肉円筒) でモデル化する。頸動脈壁の内半径 (内径) を r_1 とし、外半径 (外径) を r_2 とする。周辺組織は、 r_2 から無限遠まで存在するものとする。頸動脈壁の弾性係数を E_1 とする。頸動脈壁の外側には、 r_1 、 r_2 に比べ十分大きな半径まで脂肪などの周辺組織があり、その周辺組織の弾性係数を E_2 とする。また、頸動脈壁、周辺組織のポアソン比をいずれも 0.5 とする。一般的には、この半径 r_1 、 r_2 は、内圧 0 の時を考えるが、生体の場合、内圧すなわち血圧が 0 の状態を考えられないため、ある適当な内圧 (血圧) がかかっている場合を基準内圧とする。この基準内圧からさらに内圧 (血圧) P が頸動脈に加えられた際の半径 r での半径方向の変位 $h(r)$ は、二層円筒モデルの理論式 (3) で表わすことができる。

【0034】

【数 3】

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

すなわち、半径 r にある組織は、内圧 P により、半径 $r + h(r)$ に移動する。内圧 P が正の場合、変位 h は正、つまり拡張し、内圧 P が負の場合、変位 h は負、すなわち収縮

10

20

30

40

50

を表わす。

【 0 0 3 5 】

(頸動脈、及び周辺組織の弾性係数と変位の関係)

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

理論式 (3) を使用して、頸動脈の弾性係数 E_1 は等しいが、周辺組織の弾性係数 E_2 の異なる 2 つの場合について、半径 r と変位 $h(r)$ の関係を図 6 に示す。図 6 では、内圧 P が同じであって、 $E_1 = 150$, $E_2 = 150$ の場合と $E_1 = 150$, $E_2 = 0$ の場合が示されている。図 6 に示すように、内圧 P を同じとしたとき、変位 h は、内半径 r_1 のところで最大になり、半径 r が大きくなるにつれて小さくなる。

【 0 0 3 6 】

ここで頸動脈の心拍変動は、内半径 r_1 での変位 $h(r_1)$ の時間変化を意味するため、図 6 に示すように、 $E_2 = 150$ の場合と、 $E_2 = 0$ の場合とでは変位 $h(r)$ が変わることから、周辺組織の弾性係数 E_2 が変われば、頸動脈の心拍変動が大きく変わることが分かる。

【 0 0 3 7 】

すなわち、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 を併せて推定しなければならないことになる。

(画像処理プログラムの処理)

続いて、画像処理装置 11 の CPU 41 が行う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。

【 0 0 3 8 】

なお、予め、オペレータは、キーボード 15 の入力により、記憶装置 44 に格納された動画像を読み出してディスプレイ 13 の画面に表示するとともに、表示された頸動脈の中心及び半径方向の軸を指定したものとする。CPU 41 はこの中心と半径方向の軸をそれぞれ基準座標の原点と基準軸として設定する。

【 0 0 3 9 】

続いて、オペレータは、画像処理プログラムの処理の開始指令をキーボード 15 にて指令する。

この指令に基づいて、CPU 41 は、ステップ S10 において、前記動画像からオプティカルフロー法により、指定された半径方向の軸の上における各点での頸動脈の半径方向の変位の推定する。図 7 (a) における矢印は指定された半径方向の軸を表わす。

【 0 0 4 0 】

(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 $f(x, y, t)$ とし、微小時間 t 後に対象が (x, y) だけ移動する場合、次式 (4) が成立する。

【 0 0 4 1 】

【 数 4 】

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

ここで、ずれ量 $(\Delta x, \Delta y)$ が小さく、かつ局所的に一定であると仮定し、式 (4) の右辺を 1 次までのテーラー (Taylor) 級数で近似すると、

【 0 0 4 2 】

【 数 5 】

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

となる。ここで、 f / x , f / y , f / t をそれぞれ f_x , f_y , f_t で表わし、式 (5) の両辺を t で割ると、次の方程式が得られる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

【数 6】

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

$x / \Delta t$, $y / \Delta t$ はそれぞれ x , y 方向の動きの速さ、すなわち速度ベクトルを表わす。これらを u , v で表わすと、式 (6) は

【 0 0 4 4 】

【数 7】

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

10

となる。 f_x , f_y , f_t を計測し、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、方程式の数が 1 つであるのに対して未知数は 2 であるため、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近傍領域 D を定め、領域 D 内において速度場は一定であると仮定し、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、方程式 (7) の右辺と左辺の差の 2 乗積分

【 0 0 4 5 】

【数 8】

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

20

を最小にするように速度場を推定する。

【 0 0 4 6 】

これを u , v に関して微分して 0 とおくと、下記の正規方程式 (9) が得られる。

【 0 0 4 7 】

【数 9】

$$u S_{xx} + v S_{xy} + S_{xt} = 0$$

(9)

30

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

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

【 0 0 4 8 】

【数 10】

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

40

(10)

$i, j = x, y \text{ or } t \text{ derivative}$

これらの値を式 (9) に代入して、式 (9) を解くと、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)。

【 0 0 4 9 】

【数 1 1】

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

こうした手法は、局所最小二乗法と呼ばれる。

【0050】

本実施形態では、頸動脈の中心から半径方向に延びる軸上の画素の各点における速度ベクトル（ u, v ）を求め、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動画像のフレーム間の時間差を掛けることにより変位を求める。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、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間で、各点のオプティカルフローを求めることから、この2フレーム間の時間差を推定された速度ベクトルに掛けることにより各点の変位が求められる。

10

【0051】

次の、ステップS20では、CPU41は、頸動脈の中心から半径方向に延びる軸上の画素の各点での変位と、二層円筒モデルの理論式に基づく変位 h の二乗誤差を最小にするように弾性係数 $E1, E2$ 、内半径 $r1$ 、外半径 $r2$ を算出する。なお、理論式で使用する内圧 P （すなわち、最高血圧及び最低血圧）は被験者の血圧を図示しない血圧検出装置が測定し、同血圧検出装置から予め入力されている。

20

【0052】

ステップS30では、CPU41は、この算出結果である弾性係数 $E1, E2$ 、内半径 $r1$ 、外半径 $r2$ をディスプレイ13又はプリンタ14に出力し、画像処理プログラムを終了する。

【0053】

本実施形態によって発揮される効果について、以下に記載する。

(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算出手段として頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域の各点のオプティカルフローを推定するようにしている。そして、コンピュータ12は、推定した前記各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出するようにしている。又、コンピュータ12が、第2算出手段として、頸動脈の二層円筒モデルの理論式に係る頸動脈の半径方向に位置する点の変位と、算出された各点の変位との二乗誤差を最小にすることにより頸動脈と周辺組織の弾性係数を算出するようにしている。

30

【0054】

この結果、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈の弾性係数を算出することができる。

(2) 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、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む動画像を取得して、前記動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域において、頸動脈短軸断面形状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する。そして、コンピュータ12は、推定した各点のオプティカルフローに基づいて前記各点の変位を算出するようにしている。

40

【0055】

このように頸動脈短軸断面形状の半径方向に延びる軸上の各点のみのオプティカルフローを推定することから、例えば、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む全領域の各点に係るオプティカルフローを推定する場合に比して、オプティカルフローを算出するトータル時間を短縮できる。

【0056】

(3) 本実施形態の画像処理プログラムは、コンピュータ12を頸動脈短軸断面形状

50

とその周辺組織を含む動画像を取得し、動画像の時間的に異なる2つのフレーム間における頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む領域の各点のオプティカルフローを推定し、推定した各点のオプティカルフローに基づき各点の変位を算出する第1算出手段とする。又、画像処理プログラムは、コンピュータ12を、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を二層円筒モデルとして表わす理論式に係る頸動脈の半径方向に位置する点の変位と、第1算出手段により算出された各点の変位との二乗誤差を最小にすることにより頸動脈と前記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。

【0057】

この結果、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈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画像処理プログラムを提供できる。

10

【0058】

(4) 本実施形態の画像処理プログラムは、コンピュータ12が頸動脈短軸断面形状の半径方向に延びる軸上の各点のみのオプティカルフローを推定することから、例えば、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む全領域の各点に係るオプティカルフローを推定する場合に比して、オプティカルフローを算出するトータル時間を短縮できる。

【0059】

(5) 本実施形態のROM42は、前記画像処理プログラムを記憶した記憶媒体とした。この結果、頸動脈の周辺組織の存在を考慮することにより、より正確に頸動脈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画像処理プログラムを記憶した記憶媒体を提供できる。

20

【0060】

(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できる超音波診断装置となる。

【実施例】

【0061】

実施例では超音波診断装置(メディソン・ジャパン製SonoAce PIC0)を使用して、リニア型超音波探触子(7.5MHz)を被験者の頸動脈に当てて、超音波Bモード画像の短軸断面の動画像を撮像した。Bモード画像は、超音波診断装置のビデオ出力からも出力されて、DVコンバータ(CANOPUS社製ADV-C-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に取り込まれる。ディスプレイの超音波画像領域の画素数は、水平方向に $N_x = 540$ (pixel)、 $N_y = 420$ (pixel)であり、1画素当たり、 0.0713 (mm/pixel)となる。

30

【0062】

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、前記オプティカルフロー法により、図7(a)に示す超音波画像において、矢印で示した軸上で、矢印方向(すなわち、頸動脈の半径方向)の変位を算出した結果を図7(b)に示す。

【0063】

図7(b)に示すように、内半径 r_1 で変位が最大になり、 r が大きくなるにつれて、変位 h が小さくなるのが分かる。

40

図8(a)、(b)で示す「x」のプロットは、前記実施例の超音波診断装置を使用して、同じ被験者の頸動脈の超音波Bモード画像を取得してオプティカルフロー法により推定(算出)した半径方向の軸上の点の変位をそれぞれ示しており、同じものである。これらのオプティカルフロー法で算出された変位に基づいて、 E_1 、 E_2 、 r_1 、 r_2 のパラメータを前述のようにして推定した結果、 $E_1 = 70$ (kPa)、 $E_2 = 141$ (kPa)、 $r_1 = 4.2$ mm、 $r_2 = 5.1$ mmとなった。

【0064】

一方、従来 of 推定方法での血管壁の弾性係数 E_1 は、すなわち、周辺組織の存在を考えず、その弾性係数 $E_2 = 0$ (kPa)とすると、 $E_1 = 420$ (kPa)と推定された。

50

本発明の方法で最小二乗法で推定された変位 $h(r)$ と従来の推定方法で最小二乗法で推定された変位 $h(r)$ は、図 8 (a)、(b) では実線で示されている。

【 0 0 6 5 】

図 9 (a)、(b) は、図 8 (a)、(b) の被験者とは異なる被験者の頸動脈についてオプティカルフロー法により推定 (算出) した半径方向の軸上の点の変位を「 x 」で示している。

【 0 0 6 6 】

オプティカルフロー法で算出された変位に基づいて、 E_1 、 E_2 、 r_1 、 r_2 のパラメータを前述のようにして推定した結果、図 9 (a) では $E_1 = 40(\text{kPa})$ 、 $E_2 = 186(\text{kPa})$ 、 $r_1 = 3.8\text{mm}$ 、 $r_2 = 5.3\text{mm}$ となった。一方、図 9 (b) において、従来の推定方法での血管壁の弾性係数 E_1 は、すなわち、周辺組織の存在を考えず、その弾性係数 $E_2 = 0(\text{kPa})$ とすると、 $E_1 = 238(\text{kPa})$ と推定された。

【 0 0 6 7 】

本発明の方法で最小二乗法で推定された変位 $h(r)$ と従来の推定方法で最小二乗法で推定された変位 $h(r)$ は、図 9 (a)、(b) では実線で示されている。

図 10 (a)、(b) は、図 8 (a)、(b)、図 9 (a)、(b) の被験者とは異なる被験者の頸動脈についてオプティカルフロー法により推定 (算出) した半径方向の軸上の点の変位を「 x 」で示している。

【 0 0 6 8 】

オプティカルフロー法で算出された変位に基づいて、 E_1 、 E_2 、 r_1 、 r_2 のパラメータを前述のようにして推定した結果、図 10 (a) では $E_1 = 81(\text{kPa})$ 、 $E_2 = 129(\text{kPa})$ 、 $r_1 = 3.95\text{mm}$ 、 $r_2 = 5.46\text{mm}$ となった。一方、図 10 (b) において、従来の推定方法での血管壁の弾性係数 E_1 は、すなわち、周辺組織の存在を考えず、その弾性係数 $E_2 = 0(\text{kPa})$ とすると、 $E_1 = 260(\text{kPa})$ と推定された。

【 0 0 6 9 】

本発明の方法で最小二乗法で推定された変位 $h(r)$ と従来の推定方法で最小二乗法で推定された変位 $h(r)$ は、図 10 (a)、(b) では実線で示されている。

従来の推定方法では、図 8 (b)、図 9 (b)、図 10 (b) に示すように、「 x 」でプロットしたものと、実線とでは、 r が r_1 よりも大きくなると、図 8 (a)、図 9 (a)、図 10 (a) とそれぞれ比較すると実線上の各点の変位が「 x 」でプロットした変位よりも大きくなっていることが分かる。この結果、従来の推定方法では実際よりも動脈硬化が進行しているとみなしてしまう虞がある。

【 0 0 7 0 】

なお、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。

前記実施形態のフローチャートのステップ S 20 において、推定した各半径 r での変位と、二層円筒モデルの理論式の二乗誤差を最小にするように弾性係数 E_1 、 E_2 、半径 r_1 、 r_2 を求めたが、図 7 (b) に示すように、内半径 r_1 で変位が最大になることから、変位 h が最大になる半径 r を内半径 r_1 として決定してもよい。そして、推定した各半径 r での変位と、二層円筒モデルで与えられる理論式 (3) の二乗誤差を最小にするように弾性係数 E_1 、 E_2 と、外半径 r_2 を算出してもよい。

【 0 0 7 1 】

前記実施形態では、頸動脈短軸断面形状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するようにしたが、頸動脈短軸断面形状とその周辺組織を含む全領域の各点に係るオプティカルフローを推定するようにしてもよい。この場合は、前記実施形態よりも算出時間を要することになるが、前記実施形態の (1)、(3)、(5) と同様の効果を奏することができる。

【 0 0 7 2 】

前記実施形態では、ROM 42 を画像処理プログラムを記憶する記憶媒体としたが、記憶装置 44 を画像処理プログラムを記憶する記憶媒体にしてもよく、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て、CD や DVD 等

10

20

30

40

50

の記憶媒体を読み取るドライバ装置等にて読み込みして実行するようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0073】

【図1】本発明を具体化した一実施形態の画像処理装置11の概略図。

【図2】同じく、画像処理装置11の概略電気ブロック図。

【図3】超音波Bモード画像を表わす説明図。

【図4】二層円筒モデルの概念図。

【図5】コンピュータ12が実行する画像処理プログラムのフローチャート。

【図6】二層円筒モデルにおいて、頸動脈壁の弾性係数 E_1 が等しく、周辺組織の弾性係数 E_2 が異なる2つの例における半径 r と変位 h の関係を示す説明図。

10

【図7】(a)は超音波画像の説明図、(b)は(a)上において、矢印を示した軸上で変位が推定された結果を示す説明図。

【図8】(a)は本発明の方法で最小二乗法で推定された変位 h とオプティカルフロー法により算出された変位の説明図、(b)は従来の推定法で最小二乗法で推定された変位 h と、オプティカルフロー法により算出された変位の説明図。

【図9】(a)は本発明の方法で最小二乗法で推定された変位 h とオプティカルフロー法により算出された変位の説明図、(b)は従来の推定法で最小二乗法で推定された変位 h と、オプティカルフロー法により算出された変位の説明図。

【図10】(a)は本発明の方法で最小二乗法で推定された変位 h とオプティカルフロー法により算出された変位の説明図、(b)は従来の推定法で最小二乗法で推定された変位 h と、オプティカルフロー法により算出された変位の説明図。

20

【符号の説明】

【0074】

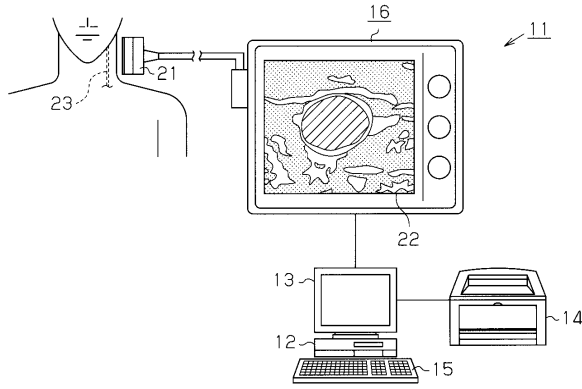
11...画像処理装置、

12...コンピュータ(第1算出手段、第2算出手段)、

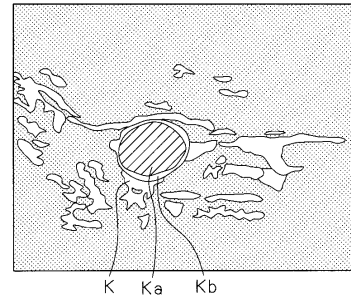
13...ディスプレイ、16...超音波診断装置、

21...探触子、42...ROM(記憶媒体)。

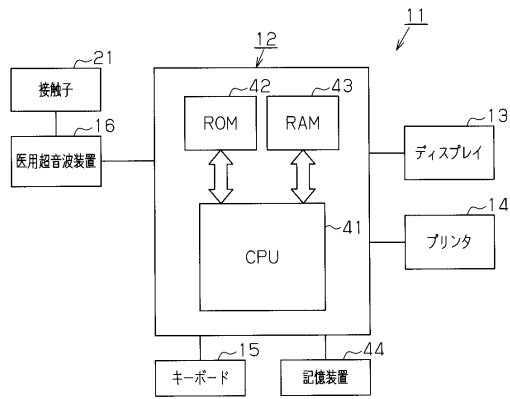
【図1】



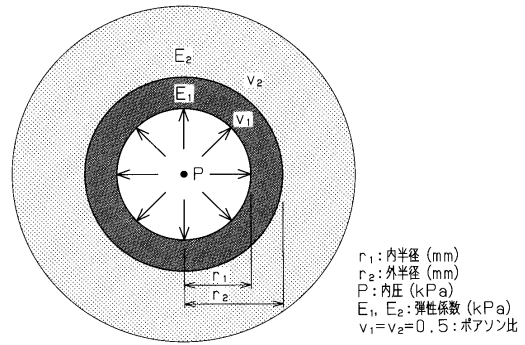
【図3】



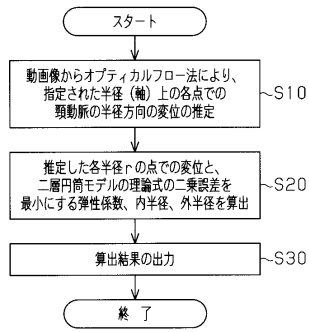
【図2】



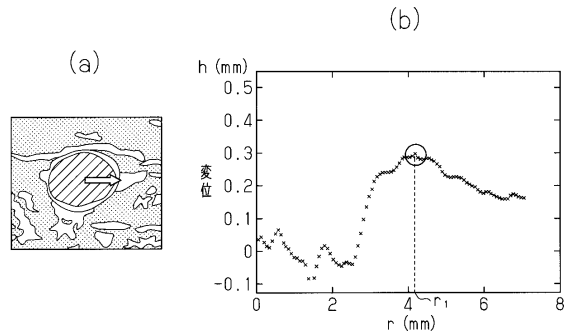
【図4】



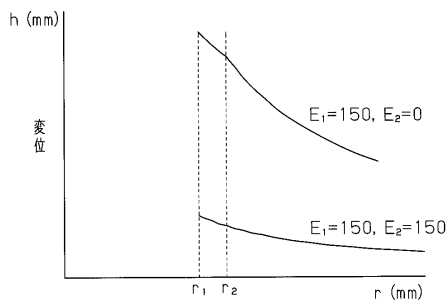
【図5】



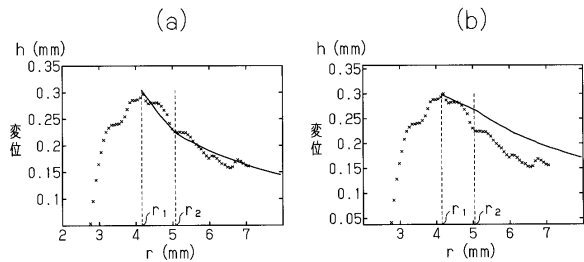
【図7】



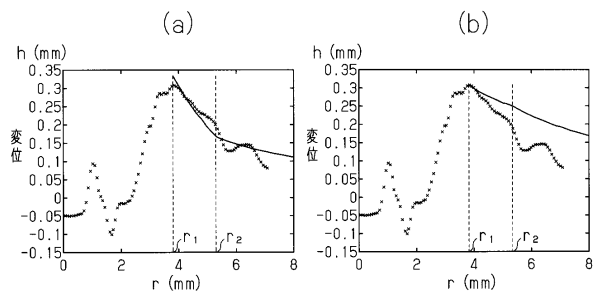
【図6】



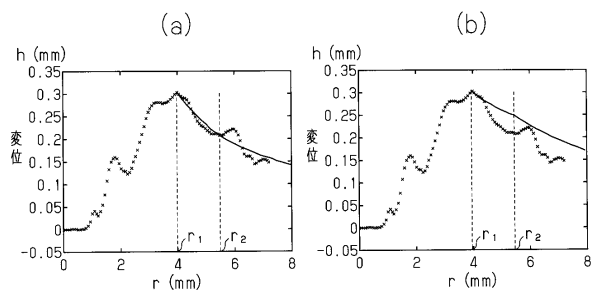
【図8】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (72)発明者 河村 洋子
岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学 内
- (72)発明者 野方 文雄
岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学 内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平11 - 76233 (J P , A)
特開2002 - 209857 (J P , A)
特開2006 - 263128 (J P , A)
特許第3882084 (J P , B 2)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	图像处理装置，图像处理程序，存储介质和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP5158690B2	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	JP2007328326	申请日	2007-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学		
[标]发明人	横田康成 谷口梨絵 河村洋子 野方文雄		
发明人	横田 康成 谷口 梨絵 河村 洋子 野方 文雄		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52042		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/LL38		
代理人(译)	昂达诚		
其他公开文献	JP2009148396A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像处理器，其能够通过考虑颈动脉周围组织的存在来更准确地计算颈动脉的弹性系数，并提供图像处理程序，存储该存储介质的存储介质。图像处理程序和超声诊断设备。解决方案：在图像处理器11中，计算机12获取包括颈动脉短轴横截面形状的运动图像及其周围组织，并估计包括颈动脉短轴横截面形状及其周边的区域的各个点的光流。在运动图像的两个帧之间的组织，其在时间上是不同的。计算机12基于各个点的估计光流计算各个点的位移。计算机12通过最小化位于颈动脉的径向方向上的点的位移的平方误差来计算颈动脉和外周组织的弹性系数，该平方误差与颈动脉的双层圆柱模型的理论公式有关，并且计算出的各个点的位移。Z

$$E_p \frac{2 \left(D_d - \frac{d}{2} \right)^2}{D_d^2 - \left(D_d - \frac{d}{2} \right)^2}$$