

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6870001号
(P6870001)

(45) 発行日 令和3年5月12日(2021.5.12)

(24) 登録日 令和3年4月16日(2021.4.16)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 0

請求項の数 18 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2018-556695 (P2018-556695)	(73) 特許権者	000001007
(86) (22) 出願日	平成29年12月12日(2017.12.12)		キヤノン株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2017/044600		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(87) 国際公開番号	W02018/110558	(74) 代理人	110002860
(87) 国際公開日	平成30年6月21日(2018.6.21)		特許業務法人秀和特許事務所
審査請求日	令和1年12月27日(2019.12.27)	(72) 発明者	関口 博之
(31) 優先権主張番号	特願2016-240504 (P2016-240504)		日本国京都府京都市左京区吉田本町36番
(32) 優先日	平成28年12月12日(2016.12.12)		地1 国立大学法人京都大学内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	(72) 発明者	梅澤 孝太郎
			日本国東京都大田区下丸子3丁目30番2
			号 キヤノン株式会社内
(出願人による申告)平成26年度 独立行政法人科学		審査官	森口 正治
技術振興機構、革新的研究開発推進プログラム「イノベ			
ーティブな可視化技術による新成長産業の創出」、産業			
技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】画像処理装置、画像処理方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

再構成画像を表現するポリウムデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用い、当該ポリウムデータに対応する物体の界面を規定する連続面を推定する推定部を有し、

前記推定部は、質量を有する格子点をバネにより相互に連結した格子点群を対象物の上方から重力により自由落下させる物理モデルを、前記輝度勾配の分布に適用することにより前記連続面を推定する

ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記推定部は、前記輝度勾配の分布に基づいて各ボクセルの法線方向を求め、当該法線方向を前記物理モデルに作用する抗力方向として使用すること

を特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記推定部は、撮影部位を示す情報を取得し、前記撮影部位を示す情報に基づいて、前記格子点の質量および前記バネの長さの少なくとも1つを設定すること

を特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記推定部は、前記ポリウムデータを構成するボクセルを輝度値の大きさ順に並び替えた場合における低輝度側のボクセル集合が全体に占める割合が予め定める値以下となる

ときの当該ボクセル集合における最大輝度値で正規化された輝度値について前記輝度勾配

10

20

を求めること

を特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記予め定める値は、99%以上99.99%以下の値であること

を特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記連続面を、前記ボリュームデータに重ねて表示する表示制御部を更に有すること

を特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

各ボクセルの輝度値の表示に用いる輝度倍率を、前記連続面からの深さに応じて変化させる表示制御部を更に有すること

を特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、浅部に位置する前記ボクセルの表示上の輝度値のいずれもが、深部に位置する当該ボクセルの表示上の輝度値の最大値よりも小さくなるように、前記輝度倍率を変化させること

を特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記推定部は、予め定めたノイズレベルを超える輝度値を有するボクセルを処理対象として前記連続面を推定すること

を特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記推定部は、ユーザインタフェース画面上に設けられた入力欄を通じて前記ノイズレベルの指定を受け付けること

を特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記ボリュームデータの深部に出現する高輝度のボクセルを表示対象から除去するボタンをユーザインタフェース画面に表示する表示制御部を更に有すること

を特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記ボリュームデータは、光音響断層画像データ、超音波画像データ、MRI血管造影画像データのいずれかであること

を特徴とする請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記物体の界面を規定する連続面から、物体内部に向かってボクセルの色度を変えて表示する機能を有すること

を特徴とする請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

構造体を含む物体の画像データを取得する処理と、

前記画像データに対する画像処理により、前記構造体の位置を示す情報を取得する処理と、

質量を有する格子点をバネにより相互に連結した格子点群を対象物の上方から重力により自由落下させる物理モデルを、前記構造体の位置を示す情報に適用することにより前記物体の界面を推定する処理と、

を有する画像処理方法。

【請求項 15】

コンピュータに請求項 14 に記載の画像処理方法を実行させるプログラム。

【請求項 16】

被検者を撮影することによって光音響ボリュームデータと、前記光音響ボリュームデータを構成するボクセル群の輝度値とを取得する取得部と、

10

20

30

40

50

前記光音響ボリュームデータを構成するボクセル群の輝度値に基づいて、前記被検者における界面を規定する連続面を推定する推定部とを備え、

前記推定部は、前記光音響ボリュームデータを構成するボクセル群の前記輝度値の分布によって特定される複数の管状構造体に対して所定方向から布モデルを配置し、前記複数の管状構造体の間で懸垂線を形成するように前記布モデルを変形して、前記連続面を推定することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 17】

被検者を撮影することによって光音響ボリュームデータと、前記光音響ボリュームデータを構成するボクセル群の輝度値とを取得する処理と、

前記光音響ボリュームデータを構成するボクセル群の輝度値に基づいて、前記被検者における界面を規定する連続面を推定する処理とを有し、

該推定する処理は、前記光音響ボリュームデータを構成するボクセル群の前記輝度値の分布によって特定される複数の管状構造体に対して所定方向から布モデルを配置し、前記複数の管状構造体の間で懸垂線を形成するように前記布モデルを変形して、前記連続面を推定することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 18】

コンピュータに請求項 17 に記載の画像処理方法を実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、画像処理方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

X 線コンピュータ断層診断法 (Computed Tomography: CT) や磁気共鳴画像診断法 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) で生体組織などの被検体を撮影すると、画像に被検体の体表面 (例えば表皮) が映り込む。これらの画像では、体表面近傍と体内部の輝度の差が小さいため、画像から体表面を抽出して体表マスクを生成し、読影の邪魔になる体表付近の血管 (表在血管) をマスクすることも比較的容易に行える。なお、磁気共鳴血管造影法 (Magnetic Resonance Angiography: MRA) で撮影した画像では読影の邪魔になる表在血管が映り込まないので、体表面を抽出して表在血管をマスクする必要自体が存在しない。

【0003】

これに対し、光音響断層イメージング法 (Photo Acoustic Tomography: PAT)、超音波画像診断法では、体表面近傍と体内部では、体内部の輝度が低いために、高輝度な体表面近傍の画像に阻害されて体内部の画像が判別し難くなっている。そのため表面近傍の画像の輝度を低くしたり、その画像を除去する必要が生じていた。特に PAT 画像では、表面はあいまいで、表面近傍の血管の輝度が高く、体内部の血管の輝度が低くなっている。そのため、手等の複雑な形状の表面を除去するには、手作業で行う必要があり、多大な時間を要していた。MRI 血管造影診断法で生体組織などの被検体を撮影すると、体表面が画像に映り込まないか、映り込んだとしても情報が少ない。このため、この種の画像でも、読影の前に、手作業により表在血管を画像から取り除いていた。

【0004】

また光音響画像について、特許文献 1 には、被検体の体表面から深部方向に向かう 1 本の線を定義し、この線上に出現する光音響データ群について微分値の分布を計算することにより、体表面の近傍領域を検出する手法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2013 - 188461 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

しかし、前記したように画像から表在血管を手作業で取り除く手法は、その作業に長時間を必要とする。一方、特許文献 1 に記載の手法は、体表面の近似領域を線単位で検出する手法であり、検出結果は計算対象である線のみに属する。このため、体表面全体でみると離散的にしか近似領域を求めることができない。すなわち体表面の滑らかな界面を決定することができない。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、被検体の界面の画像情報に乏しい撮像法により取得された画像データであっても、画像データを用いて被検体の界面の推定を可能にすることである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

以下、本明細書に記載の発明の一例を説明する。

請求項 1 に記載の発明は、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用い、当該ボリュームデータに対応する物体の界面を規定する連続面を推定する推定部を有する画像処理装置である。

請求項 2 に記載の発明は、前記連続面を、前記ボリュームデータに重ねて表示する表示制御部を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置である。

請求項 3 に記載の発明は、各ボクセルの輝度値の表示に用いる輝度倍率を、前記連続面からの深さに応じて変化させる表示制御部を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置である。

請求項 4 に記載の発明は、前記表示制御部は、浅部に位置する前記ボクセルの表示上の輝度値のいずれもが、深部に位置する当該ボクセルの表示上の輝度値の最大値よりも小さくなるように、前記輝度倍率を変化させることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置である。

請求項 5 に記載の発明は、前記推定部は、質量を有する格子点をバネにより相互に連結した格子点群を対象物の上方から重力により自由落下させる物理モデルを、前記輝度勾配の分布に適用することにより前記連続面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である。

請求項 6 に記載の発明は、前記推定部は、前記輝度勾配の分布に基づいて各ボクセルの法線方向を求め、当該法線方向を前記物理モデルに作用する抗力の方向として使用することを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置である。

請求項 7 に記載の発明は、前記推定部は、予め定めたノイズレベルを超える輝度値を有するボクセルを処理対象として前記連続面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である。

請求項 8 に記載の発明は、前記推定部は、ユーザインタフェース画面上に設けられた入力欄を通じて前記ノイズレベルの指定を受け付けることを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置である。

請求項 9 に記載の発明は、前記ボリュームデータの深部に出現する高輝度のボクセルを表示対象から除去するボタンをユーザインタフェース画面に表示する表示制御部を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置である。

請求項 10 に記載の発明は、前記ボリュームデータは、超音波断層画像データ、超音波画像データ、MRI 血管造影画像データのいずれかであることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置である。

請求項 11 に記載の発明は、前記推定部は、前記ボリュームデータを構成するボクセルを輝度値の大きさ順に並び替えた場合における低輝度側のボクセル集合が全体に占める割合が予め定める値以下となるときに当該ボクセル集合における最大輝度値で正規化された輝度値について前記輝度勾配を求めることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置である。

請求項 12 に記載の発明は、前記予め定める値は、99%以上99.99%以下の値であることを特徴とする請求項 11 に記載の画像処理装置である。

10

20

30

40

50

請求項 1 3 に記載の発明は、前記物体の界面を規定する連続面から、物体内部に向かってボクセルの色度を変えて表示する機能を有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置である。

請求項 1 4 に記載の発明は、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用い、当該ボリュームデータに対応する物体の界面を規定する連続面を推定する処理と、前記連続面を、前記ボリュームデータに重ねて表示する処理とを有する画像処理方法である。

請求項 1 5 に記載の発明は、コンピュータに、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用い、当該ボリュームデータに対応する物体の界面を規定する連続面を推定させる機能と、前記連続面を、前記ボリュームデータに重ねて表示させる機能とを実行させるためのプログラムである。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、被検体の界面の画像情報に乏しい撮像法により取得された画像データであっても、画像データを用いて被検体の界面の推定を可能にすることができる。以下、本明細書に記載の一発明の効果を説明する。

請求項 1 記載の発明によれば、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用いない場合とは異なり、被検体の界面を規定する連続面を推定できる。

請求項 2 記載の発明によれば、連続面がボリュームデータに重ねて表示されない場合とは異なり、推定精度を確認できる。

20

請求項 3 記載の発明によれば、連続面からの深さに応じて輝度倍率を変化させない場合に比して、読影対象の読影を容易にできる。

請求項 4 記載の発明によれば、浅部に位置するボクセルの表示上の輝度値を深部に位置するボクセルの表示上の輝度値の最大値よりも小さくしない場合に比して、深部の読影を容易にできる。

請求項 5 記載の発明によれば、いわゆるクロスシミュレーションを用いて連続面を推定しない場合に比して、特異的な輝度値の影響を抑えて界面の推定精度を高めることができる。

請求項 6 記載の発明によれば、いわゆるクロスシミュレーションを用いて連続面を推定しない場合に比して、特異的な輝度値の影響を抑えて界面の推定精度を高めることができる。

30

請求項 7 記載の発明によれば、予め定めたノイズレベルのボクセルを除かない場合に比して、界面を規定する連続面の推定精度を高めることができる。

請求項 8 記載の発明によれば、ノイズレベルを調整できない場合とは異なり、界面を規定する連続面の推定精度を調整できる。

請求項 9 記載の発明によれば、深部に出現する高輝度のボクセルを表示対象から除去しない場合とは異なり、読影対象の読影を容易にできる。

請求項 1 0 記載の発明によれば、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用いない場合とは異なり、被検体の界面を規定する連続面を推定できる。

40

請求項 1 1 記載の発明によれば、輝度値の大きさの比率でボクセルデータを正規化しない場合とは異なり、ボクセルデータに依存しない推定結果を得ることができる。

請求項 1 2 記載の発明によれば、輝度値の大きさの比率で正規化しない場合とは異なり、ボクセルデータに依存しない推定結果を得ることができる。

請求項 1 3 記載の発明によれば、請求項 1 に記載の発明で規定された界面から、物体内部の方向に向かって、ボクセルの色度を変えて表示するため、物体表面の近傍から内部に存在する組織や器官の界面からの位置関係を容易に確認することができる。

請求項 1 4 記載の発明によれば、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用いない場合とは異なり、被検体の界面を規定する連続面を推定し

50

、さらに推定精度を確認できる。

請求項 15 記載の発明によれば、再構成画像を表現するボリュームデータを構成するボクセル群の輝度勾配を用いない場合とは異なり、被検体の界面を規定する連続面を推定し、さらに推定精度を確認できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】再構成画像を形成して表示する画像処理システムのハードウェア構成例を示す図である。

【図 2】本実施の形態における制御部の機能構成を説明する図である。

【図 3】輝度勾配のイメージを説明する図である。

【図 4】クロスシミュレーションを説明するための図である。

【図 5】布モデルの構造例を説明する図である。

【図 6】クロスシミュレーションの計算で必要となる各節点に作用する力を説明する図である。

【図 7】本実施の形態で説明するクロスシミュレーションによって推定される連続面としての体表マスクを説明する図である。

【図 8】比較例によって抽出される表面の一例を説明する図である。

【図 9】光音響断層イメージング法により手のひらを撮影して得られるボリュームデータと体表マスクを重ねて表示した画面例を示す図である。

【図 10】図 9 における X - X 断面における表在血管と体表マスクの位置関係を説明する図である。

【図 11】光音響断層イメージング法により乳房を撮影して得られるボリュームデータと体表マスクを重ねて表示した画面例を示す図である。

【図 12】図 11 における X I I - X I I 断面における表在血管と体表マスクの位置関係を説明する図である。

【図 13】表示部に表示されるユーザインタフェース画面の一例を説明する図である。

【図 14】本実施の形態における制御部による画像処理手順を説明するフローチャートである。

【図 15】表在血管モードとして機能する表示制御部が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。

【図 16】表在血管モードによる再構成画像の表示例である。

【図 17】表在除去モード（深部血管モード）として機能する表示制御部が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。

【図 18】表在除去モード（深部血管モード）による再構成画像の表示例である。

【図 19】表在除去モード（深部血管モード）の場合において深部を積極的に強調表示するときに表示制御部が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。

【図 20】深部ノイズ除去モードとして機能する表示制御部が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。

【図 21】底面ノイズを除去する前の再構成画像の表示例を示す図である。

【図 22】底面ノイズを除去した後の再構成画像の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付図面を参照して、本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0012】

<実施の形態 1>

<システム構成>

図 1 は、再構成画像を形成して表示する画像処理システム 10 のハードウェア構成例を示す図である。画像処理システム 10 は、被検体の三次元画像データ（ボリュームデータ）を処理する画像処理装置 100 と、三次元画像データやその生成に用いた断層画像デー

10

20

30

40

50

タなどを保存するファイルサーバ１１０と、被検体を断層撮影する撮像装置１２０とを有している。

【００１３】

画像処理装置１００は、装置全体の動作を制御する制御部１０１と、処理対象とする画像データを記憶する記憶部１０５と、操作受付画面や再構成画像の表示に使用される表示部１０６と、ユーザの入力操作を受け付ける操作受付部１０７と、ファイルサーバ１１０や撮像装置１２０と通信する通信部１０８とを有している。これらの各部はバス１０９で接続されており、データの受け渡しはバス１０９を通じて実行される。

【００１４】

制御部１０１は、いわゆるコンピュータであり、プログラムを実行するＣＰＵ（Central Processing Unit）１０２と、ＢＩＯＳ（Basic Input / Output System）やファームウェアなどのプログラムやデータを記憶するＲＯＭ（Read Only Memory）１０３と、プログラムに作業エリアを与えるＲＡＭ（Random Access Memory）１０４とにより構成される。ＣＰＵ１０２によるプログラムの実行を通じて実現される機能については後述する。

【００１５】

記憶部１０５は、ハードディスク装置や半導体メモリなどの記憶装置により構成され、ファイルサーバ１１０や撮像装置１２０から取得した画像データを記憶する。本実施の形態では、医療分野の画像データを想定する。表示部１０６は、例えば液晶ディスプレイで構成される。液晶ディスプレイは、液晶パネル、バックライトなどで構成される。なお、表示部１０６は、有機ＥＬ（electroluminescence）ディスプレイなどであってもよい。

【００１６】

操作受付部１０７は、ユーザの操作入力の受け付けに用いられるマウスやポインティングデバイスなどの入力装置である。通信部１０８は、有線インターフェース回路や無線インターフェース回路で構成される。

【００１７】

ファイルサーバ１１０は、断層画像データを積み重ねて生成したボリュームデータや個々の断層画像データをファイルデータとして格納するネットワーク上の記憶装置であり、例えば大容量のハードディスク装置で構成される。ボリュームデータは、３次元空間内の単位画素を与えるボクセルの集合体（ボクセル群）で構成される。個々のボクセルは、座標値と輝度値で構成される。

【００１８】

ファイルサーバ１１０には、例えば撮像装置１２０から出力された断層画像データが直接格納される。また、ファイルサーバ１１０には、画像処理装置１００による再構成処理（断層画像データの積み重ね処理）によって作成されたボリュームデータが格納される場合もあれば、不図示の画像処理装置による再構成処理によって作成されたボリュームデータが格納される場合もある。

【００１９】

撮像装置１２０は、超音波断層イメージング法、超音波画像診断法、ＭＲＩ血管造影診断法などにより生体組織などの被検体の断層画像を取得する装置である。本実施の形態では、各撮像法によって取得された画像データを、超音波断層画像データ、超音波画像データ、ＭＲＩ血管造影画像データという。

【００２０】

超音波断層イメージング法に対応する撮像装置１２０は、パルスレーザ光を被検体に照射する光源と、被検体からの超音波を検出する超音波探触子（プローブ）とで構成される。超音波画像診断法に対応する撮像装置１２０は、超音波を被検体に照射する超音波源と、被検体からの超音波を検出する超音波探触子（プローブ）とで構成される。ＭＲＩ血管造影診断法に対応する撮像装置１２０は、静磁場発生磁石と、勾配磁場コイルと、ＲＦコイルと、制御装置とで構成される。

【００２１】

< 機能構成 >

10

20

30

40

50

図 2 は、本実施の形態における制御部 101 の機能構成を説明する図である。図 2 に示す機能構成は、プログラムの実行を通じて実現される。本実施の形態における制御部 101 は、処理対象とするポリウムデータを受け付ける受付部 201 と、ポリウムデータを構成するボクセル群を輝度値の大きさ順に並び替える並替部 202 と、ボクセル全体に占める割合が予め定める値以下（例えば 99.9% 以下）となるように抽出された低輝度側のボクセル集合内での最大輝度値を基準値としてポリウムデータの各輝度値を正規化する正規化部 203 と、輝度値がノイズレベル以下のボクセルを除去するノイズ処理部 204 と、処理対象として抽出されたボクセルについて輝度勾配を算出する輝度勾配算出部 205 と、算出された輝度勾配に基づいて連続面を推定する連続面推定部 206 と、表示項目や表示条件に従って再構成画像の表示を制御する表示制御部 207 とで構成される。

10

【0022】

受付部 201 は、表示部 106 の画面上に一覧表示されたファイル名の中から処理対象とするファイル名を受け付けると、対応するポリウムデータをファイルサーバ 110 から読み出して記憶部 105 に格納する処理機能を実行する。並替部 202 は、既知の手法を用いて、ポリウムデータを構成するボクセル群を輝度値の大きさ順に並び替える処理機能を実行する。

【0023】

正規化部 203 は、低輝度側のボクセル集合を構成するボクセルの数がボクセル全体の数に占める割合が、不図示の操作画面を通じて受け付けた目標割合（例えば 99.9%）を満たす場合に、その低輝度側のボクセル集合内の最大輝度値が基準値（例えば 1.0）に変換されるように、全てのボクセルの輝度値を正規化する機能部である。正規化処理は、処理対象とするポリウムデータの輝度分布の違いによらず後段の処理機能を共通化する目的で実行される。基準値の入力に使用される操作画面例については後述する。

20

【0024】

ノイズ処理部 204 は、不図示の操作画面を通じて受け付けたノイズレベルを超える輝度値を有するボクセルのみを処理対象として抽出する処理機能を実行する。換言すると、ノイズ処理部 204 は、輝度値がノイズレベル以下のボクセルを除去する処理機能を実行する。閾値としてのノイズレベルは、例えば不図示の操作画面を通じてユーザにより入力される。輝度勾配算出部 205 は、詳細については後述するが、輝度勾配を処理対象として抽出されたボクセルについて算出する処理機能を実行する。

30

【0025】

輝度勾配は、個々のボクセルとその周囲（隣り）に位置するボクセルとの最大輝度差を示す勾配強度と、最大輝度差が得られる方向を示す勾配方向とで表されるベクトル量である。ここで、周囲を与える範囲（ボクセル数）は予め与えられ、その最小値は“1”である。図 3 は、輝度勾配 300 のイメージを説明する図である。図 3 では、輝度値が高い位置を白色で、輝度値の低い位置を黒色で表している。

【0026】

図中のベクトルの長さは各位置での輝度勾配 300 の大きさを示し、ベクトルの向きは各位置での輝度勾配 300 の向きを与える。図 3（A）は、最低輝度を与える中心に向けて輝度値が同心円状に小さくなる場合の輝度勾配 300 を表している。図 3（B）は、線 301 を挟んで左側と右側とで異なる輝度変化がある場合の輝度勾配 300 を表している。因みに、線 301 の左側は、線 301 の位置が最も輝度が高く、左方向に輝度値が小さくなる場合の輝度勾配 300 を表している。一方、線 301 の右側は、線 302 の位置を挟んで輝度変化が逆向きとなる場合を表している。

40

【0027】

輝度勾配 300 は、ポリウムデータを構成する全てのボクセル群について算出してもよいし、ポリウムデータの表層部分に点在するボクセル群についてのみ計算してもよい。ポリウムデータの表層部分についてのみ輝度勾配を計算する場合には、推定可能な連続面は体表面に限られるが、その分、計算量が少なくなり処理時間が短縮される。もっとも、内部構造の界面を規定する連続面を求めたい場合には、少なくとも界面が存在する蓋

50

然性の高い深さのボクセルも計算対象とする。

【0028】

連続面推定部206は、詳細については後述するが、算出された輝度勾配300に基づいて連続面を推定する処理機能を実行する。輝度勾配300が界面の形状を正確に与え、かつ、輝度勾配300が過不足なく与えられる理想的な状態であれば、連続面推定部206は、輝度勾配300の集合から界面の形状を直接的に再現できるが、本実施の形態で処理対象とするポリウムデータでは、被検体の体表面の情報が存在しないか、情報自体が少ない。すなわち、ポリウムデータの表層部分で利用可能な輝度値の多くは、表在血管やノイズに由来する。

【0029】

そこで、本実施の形態における連続面推定部206は、被検体の体表面をポリウムデータの表面に布(クロス)を被せる場合に現れる形状として推定する処理機能を実行する。すなわち、本実施の形態では、いわゆるクロスシミュレーションをポリウムデータに適用する。クロスシミュレーションとは、質量を有する格子点をバネにより相互に連結した格子点群を布に見立て、布を対象物の上方から重力により自由落下させた際に、布の形状を予測するシミュレーションである。

【0030】

図4は、クロスシミュレーションを説明するための図である。図4では、ボクセルデータにおいて高輝度値として現れる表在血管と深部血管の上方に布モデル400を配置し、その後、布モデル400を自由落下させる物理モデルを適用した場合、布モデル400が表在血管と表在血管の間で懸垂線を形成するように変形することを表している。本実施の形態では、布モデル400が形成する面を、被検体の体表面とみなす。

【0031】

図5は、布モデル400の構造例を説明する図である。図5は、布モデル400をバネ節点モデルとして表している。図中の丸印は質量を有する節点401であり、個々の節点401はバネ402によって相互に連結されている。ここでの節点は、格子点の一例である。なお、図5は構造バネだけを配置する例であるが、対角線方向にせん断バネを追加的に配置してもよい。本実施の形態において、節点401の面内密度は、ポリウムデータを構成するボクセルの面内密度より小さい。すなわち、同じ面積内には、節点401よりも多くのボクセルが存在する。このため、節点401は、いずれかのボクセルと必ず接触する。

【0032】

図6は、クロスシミュレーションの計算で必要となる各節点401に作用する力を説明する図である。クロスシミュレーションでは、運動方向に対して反対方向に作用する空気抵抗 f_v と、質量 m を有する節点401に作用する重力 g と、周囲の節点401との間で作用する引力又は斥力 $-k\Delta x$ と、節点401がボクセルとの接点から受ける抗力 N とが必要になる。抗力 N が作用する方向の算出に、前述した輝度勾配300の勾配方向を利用する。具体的には、抗力 N が作用する方向を与える物体表面の法線方向として、節点401が接するボクセルについて計算された輝度勾配300の方向を使用する。布モデル400の変形を停止させる速度や位置についての情報は、操作受付部107を通じて与えられる。

【0033】

図7は、本実施の形態で説明するクロスシミュレーションによって推定される連続面としての体表マスク500を説明する図である。本実施の形態の場合、表在血管に起因する輝度値を体表面の代わりに用いてクロスシミュレーションを適用し、表在血管に沿って変化する体表マスク500を得る。クロスシミュレーションの性質により、輝度値などが周囲とは極端に異なる特異点(ボクセル)は無視される。この結果、体表マスク500は、表層部分に離散的に出現する高輝度ボクセルを懸垂曲線で結んだ連続面として与えられる。

【0034】

図 8 は、比較例によって抽出される表面の一例を説明する図である。比較例では、深部方向に向かって直線的にボクセルの輝度値としきい値とを比較し、最初にしきい値を超えた輝度値を有するボクセルを結ぶことで生成される抽出面 5 0 1 の例を示している。比較例では、表在血管と深部血管の両方が、しきい値を超える輝度値を有するボクセルとして検出されるため、抽出面 5 0 1 が体表面とは類似しない形状になる。

【 0 0 3 5 】

参考までに、クロスシミュレーションによって作成された体表マスク 5 0 0 の具体例を例示する。図 9 は、超音波断層イメージング法により手のひらを撮影して得られるボリュームデータと体表マスク 5 0 0 を重ねて表示した画面例を示す図である。図 9 では、内部構造の様子を観察できるように、連続面として与えられる体表マスク 5 0 0 を、その生成に用いた布モデル 4 0 0 の節点 4 0 1 (図 5 参照) によって表している。なお、図 9 に示す布モデル 4 0 0 は、1 万個 (1 0 1 × 1 0 1) の節点 4 0 1 で構成されている。

10

【 0 0 3 6 】

図 1 0 は、図 9 における X - X 断面における表在血管と体表マスク 5 0 0 の位置関係を説明する図である。X - X 断面は、4 本の指を横断的に破断するように位置が定められている。このため、図 1 0 に示す体表マスク 5 0 0 は、指の部分では体表面の形状に沿って湾曲し、指と指の間では懸垂線を形成している。

【 0 0 3 7 】

図 1 1 は、超音波断層イメージング法により乳房を撮影して得られるボリュームデータと体表マスク 5 0 0 を重ねて表示した画面例を示す図である。図 1 1 の場合も、内部構造の様子を観察できるように、体表マスク 5 0 0 を、その生成に用いた布モデル 4 0 0 の節点 4 0 1 によって表している。図 1 1 に示す布モデル 4 0 0 も、1 万個 (1 0 1 × 1 0 1) の節点 4 0 1 で構成されている。

20

【 0 0 3 8 】

図 1 2 は、図 1 1 における X I I - X I I 断面における表在血管と体表マスク 5 0 0 の位置関係を説明する図である。X I I - X I I 断面は、乳房を厚み (高さ) 方向に破断するように位置が定められている。このため、図 1 2 に示す体表マスク 5 0 0 は、乳房の体表面形状に沿って湾曲している。なお、図 1 1 及び 1 2 の場合、乳房の底面 (すなわち深部) に読影の邪魔になるノイズ (底面ノイズ) が多く含まれている。このノイズを除去する表示機能については後述する。

30

【 0 0 3 9 】

表示制御部 2 0 7 は、操作受付部 1 0 7 を通じて入力される表示項目や表示条件に従って再構成画像を修正し、表示部 1 0 6 に表示する処理機能を実行する。詳細については後述するが、表示項目として指定できる対象には、推定された連続面、表在血管 (いわゆる静脈) 、深部血管 (いわゆる動脈) 、底面に出現するノイズなどがある。これらの対象の表示に対する指示は、後述するユーザインタフェース画面を通じて指定される。

【 0 0 4 0 】

また、表示条件として指定できる対象には、表示に使用しない輝度レベルの範囲の最大値を与えるノイズレベル、表在血管と深部血管の色分け表示、再構成画像に占める表層領域のボクセルと深部領域のボクセルの比率、表層領域の強調表示や深部領域の強調表示 (本実施の形態では深さに応じた輝度倍率の設定) などがある。これらの条件に対する指示は、後述するユーザインタフェース画面を通じて指定される。

40

【 0 0 4 1 】

< ユーザインタフェース画面の例 >

図 1 3 は、表示部 1 0 6 に表示されるユーザインタフェース画面 6 0 0 の一例を説明する図である。ユーザインタフェース画面 6 0 0 は、前述した表示項目や表示条件の入力用に設けられた複数の欄で構成される。

【 0 0 4 2 】

表面削除欄 6 0 1 は、血管の表示態様の選択に使用される。図 1 3 に示す表面削除欄 6 0 1 には、表在血管の表示を意味する「 (削除) なし」、表在血管を表示画面から削除す

50

ることを意味する「削除」、表在血管だけの表示を意味する「表面」、表在血管と深部血管の色分け表示を意味する「色分け」などを含む。本実施の形態の場合、表在血管と深部血管の区別は、例えば体表マスク500の位置から深部方向への画素（ボクセル）数によって区別する。すなわち、物体の界面を規定する連続面（例えば体表マスク500）から、物体内部に向かってボクセルの色度を変えて表示してもよい。表面からの深さによって色分けする場合、体表マスク500から最短の法線方向距離にしたがって、色分けするのが望ましい。

【0043】

例えば体表マスク500から深部方向に10ボクセルまでの範囲を表層領域とし、表層領域に属する高輝度ボクセルを表在血管とする。また、体表マスク500から深部方向に30ボクセルを超える範囲を深部領域とし、深部領域に属する高輝度ボクセルを深部血管とする。

10

【0044】

表層領域 / 深部領域欄602は、表層領域に属するボクセルと深部領域に属するボクセルとの表示割合の入力に使用される。図13に示す表層領域 / 深部領域欄602の例では、スライダの移動により、表層領域に属するボクセルと深部領域に属するボクセルの比率が変更される。

【0045】

深部強調欄603は、深部領域の強調表示の度合いを指定するために使用される。欄内の数値は、深部領域に属するボクセルの輝度値に乗算される輝度係数を表している。図13の場合、輝度係数は“1.50”である。底部除去欄604は、ボリュームデータの底部（底面）領域に現れる高輝度ボクセルを表示対象から除去するために使用される。図13の場合、チェックボックスにチェックが入っている場合、底部領域の高輝度ボクセルが表示対象から除去される。

20

【0046】

輝度倍率設定欄604Aは、表層領域に属するボクセルの輝度値に乗算する輝度倍率と深部領域に属するボクセルの輝度値に乗算する輝度倍率の設定に使用される。図13の場合、“0.40”は表層領域に適用する輝度係数であり、“1.00”は深部領域に適用する輝度係数である。図13の例では、表層領域に属するボクセルの表示輝度は本来の輝度値よりも小さく、深部領域に属するボクセルの表示輝度は本来の輝度値と同じである。

30

【0047】

ノイズレベル欄605は、ノイズレベルとして処理する輝度値の値を指定するために使用される。ノイズレベルを適切に与えることにより、体表マスク500の推定精度を高めることができる。なお、図13の例では、ノイズレベルとして扱う低輝度側のボクセルの割合を百分率で与えている。なお、ノイズレベルとして扱う輝度値の最大値を与えてもよい。本実施の形態の場合、ノイズレベルの大きさをユーザが調整できる。このため、ノイズレベルを適切に調整することで、体表マスク500の推定精度を調整できる。

【0048】

マスク作成欄606は、体表マスク500を作成する際に使用される。「マスク作成」ボタンがポインタによってクリック操作されると、前述した輝度勾配算出部205及び連続面推定部206の処理が実行される。

40

【0049】

マスク生成パラメータ欄607は、体表マスク500を生成する際に使用される入力欄であり、後述する幾つかの入力欄で構成される。目標割合欄608は、正規化処理の際に用いる目標割合の入力に使用される。図13の例では、輝度値の大きさ順に並び替えた後の低輝度側のボクセル集合の個数が全体のボクセル数に占める割合として“99.9%”を指定した例を表している。なお、本発明者は、目標割合が99.9%の場合に良好な表示結果が得られることを実験により確認したが、この値は99%以上99.99%以下の間で調整できることが望ましい。

【0050】

50

クロスシミュレーションパラメータ欄 6 0 9 は、クロスシミュレーションで使用するばね定数、空気抵抗、節点質量の入力に用いられる。図 1 3 の例では、「ばね定数」が“ 1 0 0 0 ”、「空気抵抗」が“ 2 0 0 ”、「節点質量」が“ 1 . 0 0 ”である。

【 0 0 5 1 】

停止条件欄 6 1 0 は、停止速度と停止位置の入力に用いられる。これらの項目は、クロスシミュレーションの終了条件、すなわち振動動作を停止させるための条件を与える。表面ノード出力欄 6 1 1 は、再構成画像を表現するポリウムデータに重ねて体表マスク 5 0 0 を表示するか否かの指定に用いられる。図 1 3 の場合、チェックボックスにチェックが入った場合、再構成画像に重ねて体表マスク 5 0 0 が表示される。この場合、図 9 や図 1 1 に示すように再構成画像に体表マスク 5 0 0 を重ねて示す画面が表示される。作成された体表マスク 5 0 0 が再構成画像に重ねて表示されれば、ユーザは、体表マスク 5 0 0 の推定結果が適切であるか否かを確認できる。マスク削除ボタン 6 1 2 は、ポリウムデータに重ねて表示されている体表マスク 5 0 0 を表示対象から削除するために使用される。

10

【 0 0 5 2 】

< 処理動作 >

以下では、本実施の形態に係る画像処理装置 1 0 0 の処理動作を説明する。図 1 4 は、本実施の形態における制御部による画像処理手順を説明するフローチャートである。

【 0 0 5 3 】

制御部 1 0 1 は、受付部 2 0 1 の機能を通じ、表示対象とするファイル名の選択を受け付ける（ステップ 1 0 1）。次に、制御部 1 0 1 は、選択されたファイル名に対応するポリウムデータをファイルサーバ 1 1 0 から読み出す（ステップ 1 0 2）。この処理が構造体を含む物体の画像データを取得する処理に相当する。続いて、制御部 1 0 1 は、並替部 2 0 2 の機能を使用して、読み出したボクセルデータを構成するボクセル群を輝度値の大きさ順に並び替える（ステップ 1 0 3）。

20

【 0 0 5 4 】

次に制御部 1 0 1 は、正規化部 2 0 3 の機能を使用して、並び替え後のポリウムデータを正規化する（ステップ 1 0 4）。正規化処理では、目標割合を満たす低輝度側のボクセル集合内の最大輝度値が基準値に変換されるように、全てのボクセルの輝度値を換算する。この正規化処理により、ポリウムデータを構成するボクセルの輝度分布の違いによらず、体表面の推定精度が高い状態に保たれる。

30

【 0 0 5 5 】

次に、制御部 1 0 1 は、ノイズ処理部 2 0 4 の機能を使用して、正規化後のボクセルデータのうちノイズレベルを超える輝度値を有するボクセルのみを処理対象として抽出する（ステップ 1 0 5）。この処理が画像データに対する画像処理により、構造体の位置を示す情報を取得する処理に相当する。この後、制御部 1 0 1 は、輝度勾配算出部 2 0 5 の機能を使用して、処理対象として抽出されたボクセルのそれぞれについて輝度勾配を算出する（ステップ 1 0 6）。

【 0 0 5 6 】

続いて、制御部 1 0 1 は、連続面推定部 2 0 6 の機能を使用して、被検体の体表面を規定する連続面（本実施の形態の場合には体表マスク 5 0 0）を推定する（ステップ 1 0 7）。この処理が構造体の位置を示す情報を用いた処理により、物体の界面を推定する処理に相当する。本実施の形態の場合、ステップ 1 0 6 で算出された輝度勾配をクロスシミュレーションのパラメータの 1 つとして使用し、ボクセルデータを対象としたクロスシミュレーションを実行し、表在血管を覆う体表マスク 5 0 0 を推定する。このように、物体の界面を推定する処理において、構造体の位置を示す情報に加えて、画像データ（ここでは画像データの輝度勾配）を用いてもよい。

40

【 0 0 5 7 】

この後、制御部 1 0 1 は、表示制御部 2 0 7 の機能を使用し、前述したユーザインタフ

50

エース画面 6 0 0 で指定された項目や条件に表示内容が合致するように再構成画像を前処理する（ステップ 1 0 8）。前処理として、例えば特定の血管のみを表示対象から除いたり、色を付したりする処理が実行される。また、前処理として、体表マスク 5 0 0 を再構成画像に重ねて表示する処理が実行される。この前処理の後、制御部 1 0 1 は、表示部 1 0 6 に再構成画像を表示する（ステップ 1 0 9）。

【 0 0 5 8 】

< 表示画面例 >

以下では、ユーザインタフェース画面 6 0 0 を用いて実現される表示画面例について説明する。

【 0 0 5 9 】

10

< 画面例 1 >

図 1 5 は、表在血管モードとして機能する表示制御部 2 0 7 が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。表在血管モードは、ユーザインタフェース画面 6 0 0（図 1 3 参照）において、ユーザが表面削除欄 6 0 1 の「表面」ボタンをクリックした場合に実行される。

【 0 0 6 0 】

図 1 5 に示すように、表在血管モードで動作する表示制御部 2 0 7 は、各ボクセルの輝度値の表示に用いる輝度倍率を、体表マスク 5 0 0 の位置から予め定めた第 1 の深さ（例えば 1 0 ボクセル）までは等倍に維持し、その後、予め定めた第 2 の深さ（例えば 3 0 ボクセル）までは連続的に（又は滑らかに）減少させ、予め定めた第 2 の深さより深い領域では 0 に設定する。

20

【 0 0 6 1 】

表在血管モードで表示する場合、第 1 の深さと第 2 の深さで、目視で判断できる十分なコントラスト比が得られればよい。そのため、第 2 の深さの輝度は、第 1 の深さの輝度に対して一桁以上低くすることが望ましい。また、第 1 の深さと第 2 の深さを輝度強度で区別する以外に、色度を変えても表示することも望ましい。たとえば第 1 の深さは赤色で、第 2 の深さは青色で表示するのも一例である。この場合、第 1 の深さの情報と第 2 の深さの情報も合わせて表示しながら、組織器官が区別できるので視認性が向上する。

【 0 0 6 2 】

本実施の形態の場合、「連続的」とは、輝度倍率の変化に相当する関数が連続的に変化することを意味し、デジタル処理の場合のように離散的に値が変化する場合も含む。なお、図 1 5 においては深さを画素数（ボクセル数）で与えているが、何ミリというように距離で与えてもよい。

30

【 0 0 6 3 】

図 1 6 は、表在血管モードによる再構成画像の表示例である。図 1 6 の場合、再構成画像は、表在血管だけで構成される。なぜなら、図 1 5 に示すように、第 2 の深さより深部に位置するボクセルの輝度値には 0 が乗算されるためである。従って、図 1 6 の表示により、ユーザは、表在血管の状態だけを正確に確かめることができる。なお、図 1 5 においては、輝度倍率を、第 1 の深さから第 2 の深さまでの間で連続的に（又は滑らかに）減少させている。このような変化を採用するのは、表示上の違和感を減らすためと表在血管の存在範囲の個人差に対応するためである。

40

【 0 0 6 4 】

< 画面例 2 >

図 1 7 は、表在除去モード（深部血管モード）として機能する表示制御部 2 0 7 が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。表在除去モードは、ユーザインタフェース画面 6 0 0（図 1 3 参照）において、ユーザが表面削除欄 6 0 1 の「削除」ボタンをクリックした場合に実行される。

【 0 0 6 5 】

図 1 7 に示すように、表在除去モードで動作する表示制御部 2 0 7 は、各ボクセルの輝度値の表示に用いる輝度倍率を、体表マスク 5 0 0 の位置から予め定めた第 1 の深さ（例

50

例えば10ボクセル)までは0に維持し、その後、予め定めた第2の深さ(例えば30ボクセル)までは連続的に(又は滑らかに)増加させ、予め定めた第2の深さより深い領域では1に設定する。図17においても、深さを画素数(ボクセル数)で与えているが、何ミリというように距離で与えてもよい。本実施の形態では、深さ方向は、体表マスク500の局所的な法線方向(例えば±5度の範囲)として与える。

【0066】

図18は、表在除去モード(深部血管モード)による再構成画像の表示例である。図18の場合、再構成画像は、深部血管だけで構成される。なぜなら、図17に示すように、第1の深さより浅部に位置するボクセルの輝度値には0が乗算されるためである。従って、図18の表示により、ユーザは、深部血管の状態だけを正確に確かめることができる。なお、図17においては、輝度倍率を、第1の深さから第2の深さまでの間で連続的に(又は滑らかに)増加させている。このような変化を採用するのは、表示上の違和感を減らすためと深部血管の存在範囲の個人差に対応するためである。

10

【0067】

図17の場合には、第1の深さより浅部に位置するボクセルの輝度値に乗算する輝度倍率を0に設定しているが、この領域のボクセルに乗算する輝度倍率として0より大きく1未満の値を用いてもよい。この場合、表在血管の表示輝度を低減した状態で、深部血管の両方を観察することができる。

【0068】

ただし、その場合でも、浅部に位置するボクセルの輝度値が高いと、深部血管の読影に支障が生じてしまう。このような不都合を避けるためには、浅部に位置するボクセルの表示輝度(本来の輝度値に輝度倍率を乗算した後の輝度)のいずれもが、深部に位置するボクセルの表示輝度(図17の場合、本来の輝度値)の最大値よりも小さくなるように、表示制御部207が、浅部に位置するボクセルに乗算する輝度倍率を変化させることが望ましい。

20

【0069】

また、図17の場合には、深部に位置するボクセルの輝度値に乗算する輝度倍率を1に設定しているが、深部に位置するボクセルの輝度値を強調表示してもよい。図19は、表在除去モード(深部血管モード)の場合において深部に位置するボクセルを強調表示するときに表示制御部207が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。図19は、ユーザインタフェース画面600(図13参照)において、ユーザが深部強調欄603に1より大きい輝度倍率を入れた場合に実行される。もっとも、この機能は、チェックボックスにチェックが入れられた場合に実行されるようにしてもよい。

30

【0070】

図19の場合、各ボクセルの輝度値の表示に用いる輝度倍率を、体表マスク500から予め定めた第1の深さ(例えば10ボクセル)までは0に維持している点では同じであるが、予め定めた第2の深さ(例えば30ボクセル)における輝度倍率を1より大きい値(例えば1.5)としている。なお、第1の深さから第2の深さの間における輝度倍率は、0から1.5まで連続的に(又は滑らかに)増加する。この場合、深部血管の視認性が一段と高まり、深部血管の読影が容易になる。この技術は、前述したように浅部に位置するボクセルの輝度値に乗算する輝度倍率を0より大きく1未満とする場合にも適用できる。

40

【0071】

<画面例3>

図20は、底部ノイズ除去モードとして機能する表示制御部207が各ボクセルの輝度値に適用する輝度倍率のパターンを説明する図である。底部ノイズ除去モードは、ユーザインタフェース画面600(図13参照)において、ユーザが底部除去欄604のチェックボックスにチェックを入れた場合に実行される。

【0072】

図20に示すように、底部ノイズ除去モードで動作する表示制御部207は、各ボクセル

50

ルの輝度値の表示に用いる輝度倍率を、体表マスク 500 の位置から予め定めた第 1 の深さ a までは 1 に維持し、その後、予め定めた第 2 の深さ b までは連続的に（又は滑らかに）減少させ、予め定めた第 2 の深さ b より深い領域では 0 に設定する。図 20 においても、深さを画素数（ボクセル数）で与えているが、何ミリというように距離で与えてもよい。本実施の形態の場合、第 1 の深さ a は、表在血管と深部血管の両方を視認できるように定めている。

【0073】

図 21 は、底面ノイズを除去する前の再構成画像の表示例を示す図である。図 21 に示す再構成画像は、光音響断層イメージング法により乳房を撮像した場合の表示例である。左図は、乳房を人体の正面方向から撮像した画像に相当し、右図は、乳頭を通る断面画像に相当する。図 21 の左図では、輝度の高い底部ノイズが表在血管と深部血管に重なって表示されており、血管の読影に支障が生じている。高輝度ボクセルが底部に集中していることは右図より分かる。

10

【0074】

そこで、本実施の形態では、右図に示すように、体表マスク 500 の位置を基準に深部方向への第 1 の深さ a を深部血管が現れる深さに応じて定め、第 2 の深さ b を高輝度ボクセルの最浅位置に定める。ここでの第 1 の深さ a と第 2 の深さ b は予め初期値として与えてもよいし、画面上で確認しながら与えられるようにしてもよい。

【0075】

図 22 は、底面ノイズを除去した後の再構成画像の表示例を示す図である。図 22 は、底部除去欄 604 のチェックボックスにチェックを入れた場合の表示例に相当する。左図は乳房を人体の正面方向から撮像した画像に相当し、右図は乳頭を通る断面画像に相当する。図 22 の左図では、輝度の高い底部ノイズが取り除かれており、表在血管と深部血管の読影が容易になっている。また、高輝度ボクセルが底部から除去されたことは右図より分かる。

20

【0076】

<他の実施形態>

前述の実施の形態における画像処理装置 100 では医療分野の画像データ、中でも体表面の情報が少ない撮影手法で取得された画像データを処理対象としたが、本発明は、コンピュータシミュレーションなどで扱う画像データであってもよい。本発明を用いれば、外縁部分が明確でない物体の界面を規定する連続面の推定処理を簡易化できる。

30

【0077】

前述の実施の形態では、連続面の推定時にクロスシミュレーションを使用しているが、輝度勾配 300 の精度が高い場合には、輝度勾配 300 を用いて被検体の界面を規定する連続面を推定してもよい。

【0078】

前述の実施の形態では、被検体の体表面を規定する連続面を推定しているが、被検体の内部構造に現れる界面を規定する連続面を推定してもよい。

【0079】

光音響断層イメージング法により被検体を撮影してポリウムデータを取得する方法の一例を説明する。光音響断層イメージング法により被検体を撮影する撮像装置 120 は、光照射部、超音波探触子、DAS (Data Acquisition System)、コンピュータ、入力部、および表示部を有してもよい。

40

光照射部が光を被検体に照射し、被検体内で超音波が発生する。光に起因して光音響効果により発生する超音波を光音響波とも呼ぶ。超音波探触子は、光音響波を受信することによりアナログ信号としての電気信号（光音響信号）を出力する。

DAS は、超音波探触子から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、コンピュータに出力する。コンピュータは、DAS から出力されたデジタル信号を、光音響波に由来する信号データとして記憶する。

コンピュータは、記憶されたデジタル信号に対して信号処理を行うことにより、被検体

50

に関する情報（被検体情報）の3次元の空間分布を表すボリュームデータを生成する。ボリュームデータは、ユーザやコンピュータからの保存指示に基づいて、コンピュータ内の記憶部や、通信部180を介して記憶部105に保存される。

信号データを空間分布としてのボリュームデータに変換する再構成アルゴリズムとしては、タイムドメインでの逆投影法やフーリエドメインでの逆投影法などの解析的な再構成法やモデルベース法（繰り返し演算法）を採用することができる。例えば、タイムドメインでの逆投影法として、Universal back-projection (UBP)、Filtered back-projection (FBP)、または整相加算 (Delay-and-Sum) などが挙げられる。

光音響断層イメージング法により得られるボリュームデータは、光音響波の発生音圧（初期音圧）、光吸収エネルギー密度、及び光吸収係数、被検体を構成する物質の濃度（酸素飽和度など）などの少なくとも1つの被検体情報の空間分布を表すボリュームデータである。

【0080】

（光照射部）

光照射部は、光を発する光源と、光源から射出された光を被検体へ導く光学系とを含む。なお、光は、いわゆる矩形波、三角波などのパルス光を含む。

光源が発する光のパルス幅としては、1 ns以上、100 ns以下のパルス幅であってもよい。また、光の波長として400 nmから1600 nm程度の範囲の波長であってもよい。血管を高解像度でイメージングする場合は、血管での吸収が大きい波長（400 nm以上、700 nm以下）を用いてもよい。生体の深部をイメージングする場合には、生体の背景組織（水や脂肪など）において典型的に吸収が少ない波長（700 nm以上、1100 nm以下）の光を用いてもよい。

光源としては、レーザーや発光ダイオードを用いることができる。また、複数波長の光を用いて測定する際には、波長の変更が可能な光源であってもよい。なお、複数波長を被検体に照射する場合、互いに異なる波長の光を発生する複数台の光源を用意し、それぞれの光源から交互に照射することも可能である。複数台の光源を用いた場合もそれらをまとめて光源として表現する。レーザーとしては、固体レーザー、ガスレーザー、色素レーザー、半導体レーザーなど様々なレーザーを使用することができる。例えば、Nd:YAGレーザーやアレキサンドライトレーザーなどのパルスレーザーを光源として用いてもよい。また、Nd:YAGレーザー光を励起光とするTi:sapphireレーザーやOPO (Optical Parametric Oscillators) レーザーを光源として用いてもよい。また、光源111としてフラッシュランプや発光ダイオードを用いてもよい。また、光源としてマイクロウェーブ源を用いてもよい。

光学系には、レンズ、ミラー、プリズム、光ファイバー、拡散板、シャッターなどの等の光学素子を用いることができる。

生体組織に照射することが許される光の強度は、以下に示す安全規格によって最大許容露光量 (MPE: maximum permissible exposure) が定められている。(IEC 60825-1: Safety of laser products、JIS C 6802: レーザー製品の安全基準、FDA: 21 CFR Part 1040.10、ANSI Z136.1: Laser Safety Standards、など)。最大許容露光量は、単位面積あたりに照射することができる光の強度を規定している。このため被検体Eの表面を広い面積で一括して光を照射することにより、多くの光を被検体に導くことができるので、光音響波を高いSN比で受信することができる。乳房等の生体組織を被検体とする場合、高エネルギーの光のビーム径を広げて照射するために、光学系の射出部は光を拡散させる拡散板等で構成されていてもよい。一方、光音響顕微鏡においては、解像度を上げるために、光学系の光出射部はレンズ等で構成し、ビームをフォーカスして照射してもよい。

なお、光照射部が光学系を備えずに、光源から直接被検体に光を照射してもよい。

【0081】

(超音波探触子)

超音波探触子のトランスデューサを構成する部材としては、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミック材料や、P V D F (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電膜材料などを用いることができる。また、トランスデューサには圧電素子以外の素子を用いてもよい。例えば、トランスデューサには、静電容量型トランスデューサ (C M U T : C a p a c i t i v e M i c r o - m a c h i n e d U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r s)、ファブリペロー干渉計を用いた素子などを用いることができる。なお、音響波を受信することにより電気信号を出力できる限り、いかなるトランスデューサを採用してもよい。

光音響波を構成する周波数成分は、典型的には 1 0 0 K H z から 1 0 0 M H z であり、超音波探触子として、これらの周波数を検出することのできるものを採用してもよい。

超音波探触子は、1 D アレイ、1 . 5 D アレイ、1 . 7 5 D アレイ、2 D アレイと呼ばれるような平面又は曲面内に、複数のトランスデューサを並べて配置する構成であってもよい。

また、超音波探触子が、トランスデューサから出力される時系列のアナログ信号を増幅する増幅器を備えてもよい。また、超音波探触子が、トランスデューサから出力される時系列のアナログ信号を時系列のデジタル信号に変換する A / D 変換器を備えてもよい。すなわち、超音波探触子が D A S の機能を備えてもよい。

なお、超音波、音響波、光音響波を様々な角度で検出できるようにするために、理想的には被検体を全周囲から囲むようにトランスデューサを配置してもよい。ただし、被検体が大きく全周囲を囲むようにトランスデューサを配置することが困難である場合は、半球上にトランスデューサを配置して全周囲を囲む状態に近づけてもよい。

なお、トランスデューサの配置や数は被検体に応じて最適化すればよく、本発明に関してはあらゆる超音波探触子を採用することができる。

超音波探触子と被検体との間の空間は、音響波が伝播することができる媒質で満たしてもよい。この媒質には、被検体や超音波探触子の界面において音響特性が整合し、超音波、音響波、光音響波の透過率が高い材料を採用してもよい。例えば、この媒質には、水、超音波ジェルなどを採用してもよい。

【 0 0 8 2 】

(D A S)

D A S は、トランスデューサから出力されたアナログ信号である電気信号を増幅するアンプと、アンプから出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器とを含む。D A S は、F P G A (F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y) チップなどで構成されてもよい。D A S から出力されるデジタル信号は、コンピュータ内の記憶部に記憶される。

【 0 0 8 3 】

(コンピュータ)

ボリュームデータ生成手段としてのコンピュータは、演算部、記憶部、制御部を含む。

演算部は、C P U や G P U (G r a p h i c s P r o c e s s i n g U n i t) 等のプロセッサ、F P G A (F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y) チップ等の演算回路で構成されることができる。これらのユニットは、単一のプロセッサや演算回路から構成されるだけでなく、複数のプロセッサや演算回路から構成されていてもよい。

記憶部は、R O M (R e a d o n l y m e m o r y)、磁気ディスクやフラッシュメモリなどの非一時記憶媒体で構成することができる。また、記憶部は、R A M (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) などの揮発性の媒体であってもよい。なお、プログラムが格納される記憶媒体は、非一時記憶媒体である。なお、記憶部は、1 つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。

制御部は、C P U などの演算素子で構成される。制御部は、撮像装置 1 2 0 の各構成の動作を制御する。制御部は、入力部からの測定開始などの各種操作による指示信号を受け

10

20

30

40

50

て、撮像装置 120 の各構成を制御してもよい。また、制御部は、記憶部に格納されたプログラムコードを読み出し、撮像装置 120 の各構成の作動を制御する。例えば、制御部が制御線を介して、光源の発光タイミングを制御してもよい。また、光学系がシャッターを含む場合、制御部が制御線を介して、シャッターの開閉を制御してもよい。

コンピュータは専用に設計されたワークステーションであってもよい。また、コンピュータの各構成は異なるハードウェアによって構成されてもよい。また、コンピュータの少なくとも一部の構成は単一のハードウェアで構成されてもよい。

【0084】

(表示部)

表示部は、液晶ディスプレイや有機 EL (Electro Luminescence) FED、メガネ型ディスプレイ、ヘッドマウントディスプレイなどのディスプレイである。コンピュータにより得られたポリウムデータに基づいた画像や特定位置の数値等を表示する装置である。表示部は、ポリウムデータに基づいた画像や装置を操作するための GUI を表示してもよい。表示部は、撮像装置 120 とは別に提供されていてもよい。

【0085】

(入力部)

入力部としては、ユーザが操作可能な、マウスやキーボードなどで構成される操作コンソールを採用することができる。また、表示部をタッチパネルで構成し、表示部を入力部として利用してもよい。

入力部は、関心領域の情報などを入力できるように構成されていてもよい。入力方法としては、数値を入力してもよいし、スライダーバーを操作することにより入力ができる。また、入力された情報に応じて表示部に表示される画像が更新されていてもよい。これにより、ユーザは自身の操作によって決定されたパラメータにより生成された画像を確認しながら、適切なパラメータに設定できる。また、ユーザが撮像装置 120 の遠隔に設けられた入力部を操作し、入力部を用いて入力された情報を、ネットワークを介して撮像装置 120 に送信してもよい。

【0086】

なお、撮像装置 120 の各構成はそれぞれ別の装置として構成されてもよいし、一体となった 1 つの装置として構成されてもよい。また、撮像装置 120 の少なくとも一部の構成が一体となった 1 つの装置として構成されてもよい。

また、撮像装置 120 の各構成間で送受信される情報は、有線または無線でやりとりがなされる。

【0087】

画像処理装置 100 の制御部 101 は、構造体を含む物体の画像データを取得する手段と、画像データに対する画像処理により、構造体の位置を示す情報を取得する手段と、構造体の位置を示す情報を用いた処理により、物体の界面を推定する手段と、を有していてもよい。また、制御部 101 は、物体の界面を推定するときに、構造体の位置を示す情報に加えて、画像データを用いてもよい。画像データに対する画像処理により構造体の位置を示す情報を取得する処理ステップと、画像データ及び構造体の位置を示す情報に基づいて物体の界面を推定する処理ステップとの複数ステップにより物体の界面を精度良く推定することができる。以下、これらの手段を備える制御部 101 による界面の推定方法の変形例を説明する。

【0088】

<変形例 1>

本変形例では、制御部 101 が、物体のポリウムデータに対する画像処理により、物体中の構造体の位置を決定する方法の具体例を説明する。

まず、ポリウムデータの画像値の絶対値を評価することにより、構造体(血管)の位置を決定する例を説明する。制御部 101 が閾値を設定し、ポリウムデータの画像値が閾値以上である位置を構造体の位置として決定する。閾値の設定方法としては、操作者が表示部に表示されたポリウムデータの画像を見ながらスライダーバーを動かすことで閾

10

20

30

40

50

値を設定する方法で説明を行う。ここでスライダバーは、ディスプレイ上でアプリケーションのUI中に存在し、マウスやキーボード等の操作受付部107でバーをスライドできるように構成されている。スライダバーで閾値を変化させることで、表示部に表示される画像中の構造体以外の背景組織の影響度が変化する。よって、操作者はスライダバーを操作することにより、構造体の画像が選択的に表示させたときの閾値を指定することができる。操作者は、閾値を指定した後に、同じくUI中に存在する界面推定ボタン等を押下することで、推定計算が開始する。制御部101は、このときに表示部に表示されている構造体の位置の情報を取得し、この情報を界面の推定に用いることができる。なお、前述した方法に限らず、制御部101は、経験的に得られた血管像を弁別できる閾値を設定し、自動で構造体(血管)の位置を設定してもよい。すなわち、制御部101は、予め記憶部に格納された閾値を用いてもよい。

10

【0089】

なお、制御部101は、ボリュームデータの画像値の絶対値の評価と同様に、ボリュームデータの画像値の空間微分値の評価することにより構造体の位置を決定してもよい。すなわち、制御部101は、ボリュームデータの画像値の空間微分値が閾値以上である位置を構造体の位置として決定してもよい。

また、制御部101は、ボリュームデータに血管抽出アルゴリズムを適用し、抽出された血管の位置を構造体の位置として決定してもよい。例えば、適応的二値化処理により局所的に閾値の値を変化させて血管像を抽出したり、二値化した後にヘッセ行列等で血管強調を行い血管抽出したり、Snake法等の動的輪郭手法や、グラフカット手法を用いて血管抽出を行ってもよい。Snake法とは、領域を囲む閉曲線のエネルギーが最小となる閉曲線を形状界面とする画像処理手法で、エネルギー制約項に、閉曲面の張力、剛性を決める係数があり、これを調整することで血管を抽出することができる。グラフカットも、Snake法同様、画像のセグメンテーション手法の一つで、エネルギー最小化問題として各ピクセル間の輝度のフローの最小カットを算出することで物体中の構造体のセグメンテーションを行うことができる。

20

なお、ボリュームデータに対する画像処理により構造体の位置を決定する前に、ボリュームデータに対して平滑化等のノイズを低減するための事前処理を行ってもよい。このような事前処理により、ノイズによる局所的な画像のばらつきを低減することで、より精度よく構造体の位置を推定することができる。平滑化手法は、2次元・3次元の平均化フィルタやバイラテラルフィルタ、Total Variation Minimization等の公知な手法を採用してもよい。

30

【0090】

<変形例2>

本変形例では、撮影部位を指定すると、撮影部位に対応するクロスシミュレーションのパラメータを決定する例を説明する。

制御部101は、クロスシミュレーションにより界面を推定する際に、クロスシミュレーションのパラメータを設定する。クロスシミュレーションでは、質量 m やばねの長さ等のパラメータの設定が必要である。このとき、制御部101は、撮影部位を示す情報を用いて、クロスシミュレーションのパラメータを設定することができる。

40

例えば、撮影部位が乳房の場合、手のひらと比較して、血管像が疎に存在する領域が多い。この場合、クロスシミュレーションの質点の質量を重くしすぎたり、ばねの長さを短くしすぎたりすると、血管が無い領域で推定した界面が実際の界面と異なる可能性がある。そこで、制御部101は、撮影部位が乳房であることを示す情報を取得すると、経験的に得られた乳房に適したパラメータ値を設定する。パラメータ値に関しては、表面が凸凹になりすぎないように、クロスシミュレーション自体に表面形状が滑らかになるような拘束条件を追加して計算してもよい。

【0091】

なお、複数の撮影部位と各撮影部位に対応するパラメータとの関係を示すテーブルが記憶部に格納されていてもよい。この場合、制御部101は、撮影部位を示す情報を取得し

50

、当該撮影部位に対応するパラメータを、テーブルから読み出すことにより取得してもよい。

また、撮影部位が乳房である場合のクロスシミュレーションの質点の質量は、撮影部位が手のひらである場合よりも軽くすることが好ましい。また、撮影部位が乳房である場合のクロスシミュレーションのばねの長さは、撮影部位が手のひらである場合よりも長くすることが好ましい。

操作者が操作受付部 107 を用いて撮影部位を指定すると、制御部 101 が操作受付部 107 を介して撮影部位を示す情報を取得することができる。操作者は UI を用いて撮影部位を指定してもよい。

【0092】

<変形例 3>

本変形例では、ボリュームデータから界面の推定に悪影響を及ぼすと思われる画像を低減する処理を行う例を説明する。

ボリュームデータ中に強度の高いアーチファクトや被検体以外の物体による画像が存在すると、界面の推定に悪影響を及ぼす場合がある。例えば、クロスシミュレーションにより界面を推定する場合に、界面以外に強度の高いアーチファクトが存在すると、クロスが当該アーチファクトに引っ掛かり、界面とは異なる位置を界面と定義してしまう可能性がある。

操作者が表示部に表示されたボリュームデータの画像を見ながら、操作受付部 107 を用いて、界面の推定に悪影響を及ぼすと思われる領域を指定することができる。制御部 101 は、指定された領域の画像値を低減または削除することができる。ここでは手入力で画像値の低減対象を決定したが、制御部 101 がボリュームデータに対する画像処理を行うことにより、画像値の低減対象を決定してもよい。なお、制御部 101 は、その他平滑化等のノイズ低減の事前処理を行った後に、ボリュームデータに対して画像処理を行うことにより、画像値の低減対象を決定してもよい。

【0093】

<変形例 4>

本変形例では、推定された界面を示す情報を、再度ボリュームデータを生成する処理に用いたり、ボリュームデータを補正する処理に用いたりする例を説明する。

制御部 101 は、推定された界面を示す情報を用いて、音速が変化する境界を決定することができる。制御部 101 は、被検体と音響マッチング材（水等）とが界面を形成している場合、界面の被検体側には被検体の音速を割り当て、界面の音響マッチング材側には音響マッチング材の音速を割り当てる。そして、制御部 101 は、割り当てられた音速分布を用いて再構成処理を行うことにより、ボリュームデータを生成することができる。

なお、被検体および音響マッチング材の少なくとも一方の音速が未知である場合、推定された界面を音速分布の境界として、界面を隔てた各領域で音速推定を行う。音速推定の方法は公知の手法を用いてもよい。例えば、制御部 101 は、界面を隔てた各領域に音速を割り当て、割り当てられた音速を用いて再構成することにより生成された画像のエッジの総和が最大になる音速を最適音速として推定することができる。

以上のように、推定された界面を示す情報を用いることにより、音速分布を精度良く設定することができる。

【0094】

制御部 101 は、推定された界面を示す情報を用いて、被検体内の光量分布を決定することができる。また、制御部 101 は、被検体内の光量分布を示す情報を用いて、光量のばらつきに由来するボリュームデータの画像値のばらつきを補正することができる。

例えば、制御部 101 は、照射光の光量プロファイルを推定された界面の位置に投影することにより、界面の位置における光量プロファイルを決定する。制御部 101 は、界面の位置における光量プロファイルを界面における仮想光源の発光光量として設定し、有限要素法等の差分法を用いて、仮想光源から発生した光の伝播を計算する。このようにして、推定された界面を示す情報を用いて、被検体内の光量分布を算出することができる。そ

10

20

30

40

50

して、制御部 101 は、算出された光量分布を用いてボリュームデータの画像のばらつきを補正することにより、光吸収係数や酸素飽和度などのボリュームデータを精度良く生成することができる。

【0095】

以上、本発明の実施の形態について説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されない。上記実施の形態に、種々の変更又は改良を加えたものも、本発明の技術的範囲に含まれることは、特許請求の範囲の記載から明らかである。

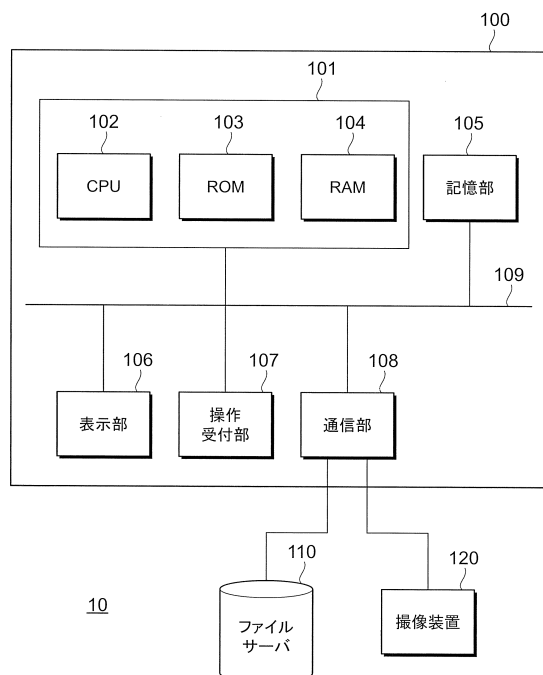
【符号の説明】

【0096】

10 ... 画像処理システム、100 ... 画像処理装置、101 ... 制御部、110 ... ファイルサーバ、120 ... 撮像装置、201 ... 受付部、202 ... 並替部、203 ... 正規化部、204 ... ノイズ処理部、205 ... 輝度勾配算出部、206 ... 連続面推定部、207 ... 表示制御部、300 ... 輝度勾配、400 ... 布モデル、401 ... 節点、402 ... バネ、500 ... 体表マスク、600 ... ユーザインタフェース画面、601 ... 表面削除欄、602 ... 表層領域 / 深部領域欄、603 ... 深部強調欄、604 ... 底部除去欄、605 ... ノイズレベル欄、606 ... マスク作成欄、607 ... マスク生成パラメータ欄、608 ... 目標割合欄、609 ... クロスシミュレーションパラメータ欄、610 ... 停止条件欄、611 ... 表面ノード出力欄、612 ... マスク削除ボタン

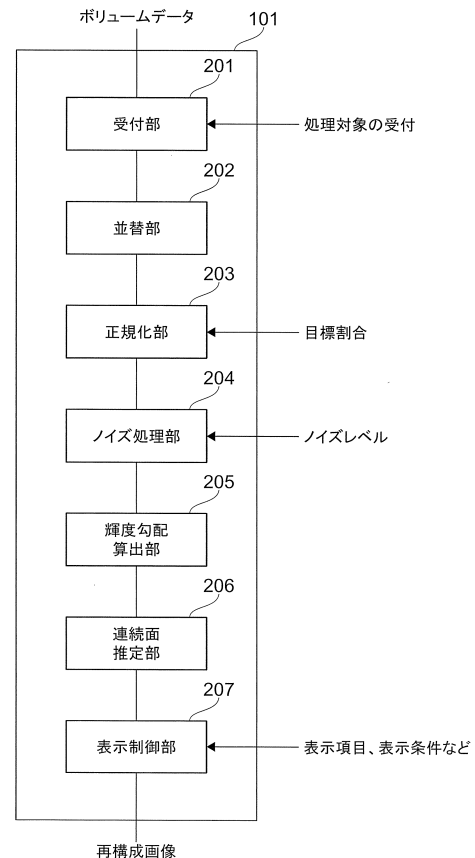
10

【図 1】

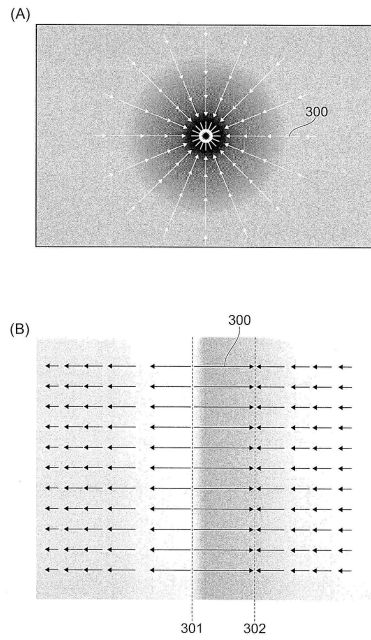


10

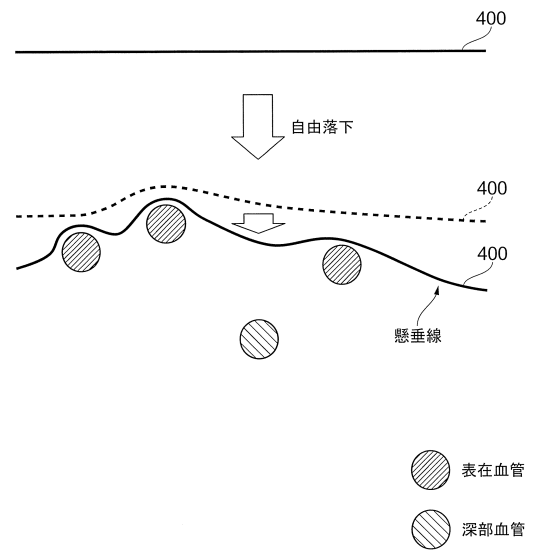
【図 2】



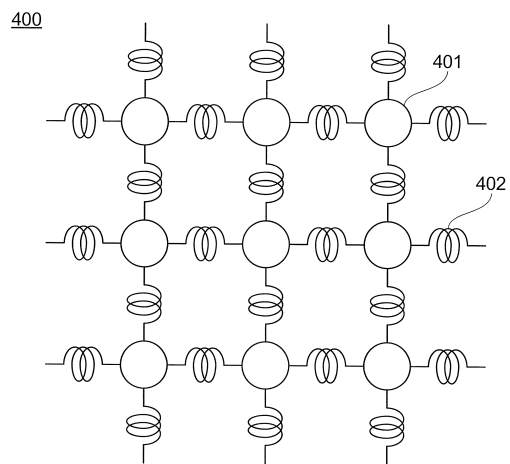
【図 3】



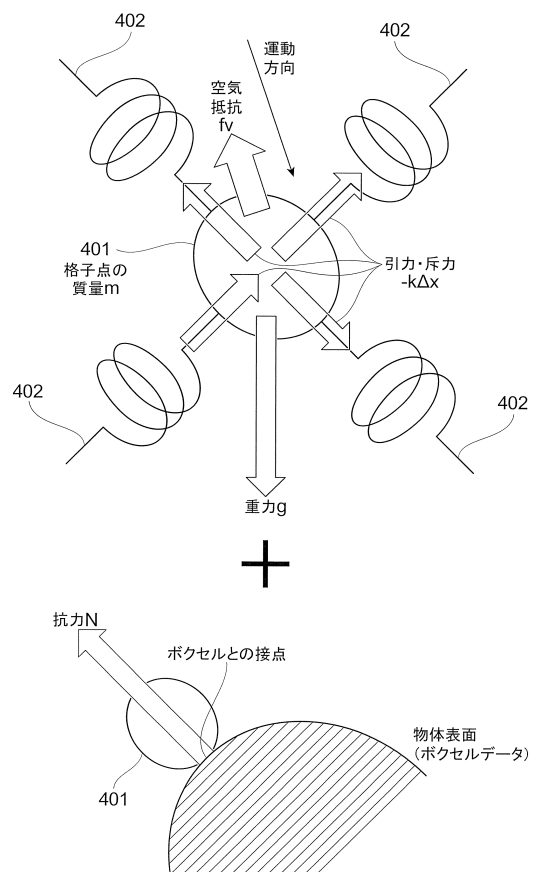
【図 4】



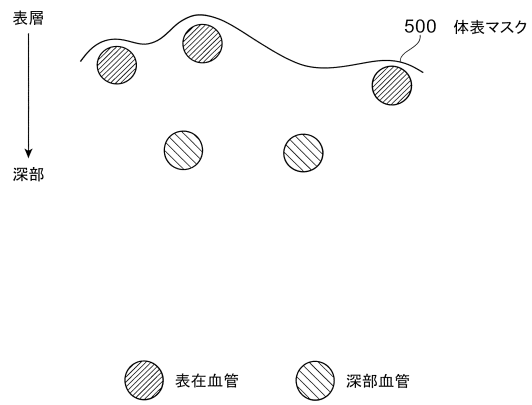
【図 5】



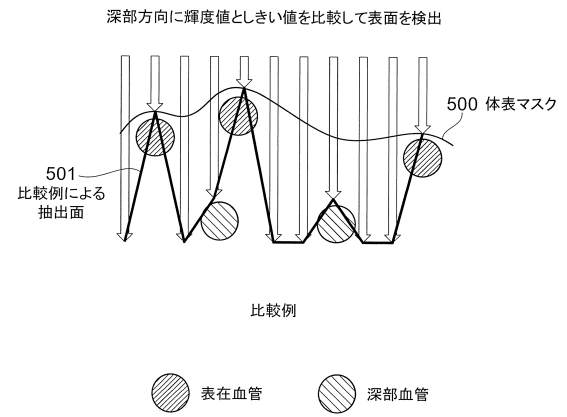
【図 6】



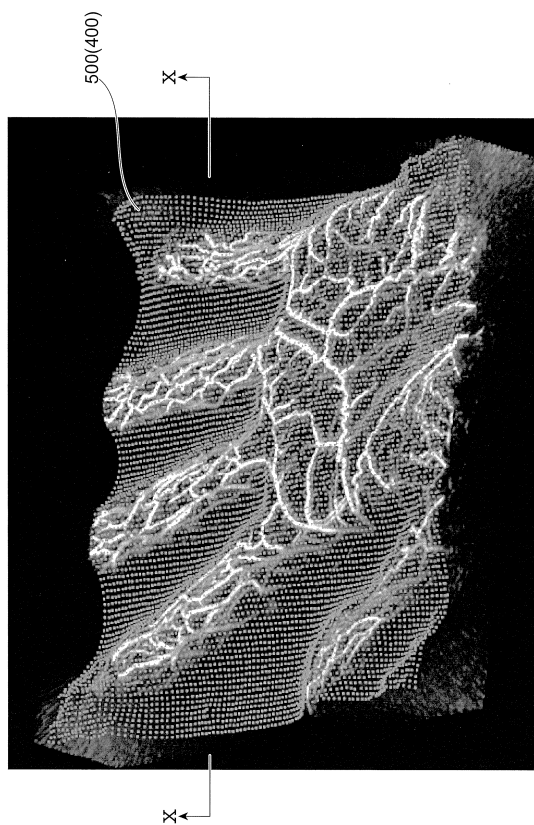
【図 7】



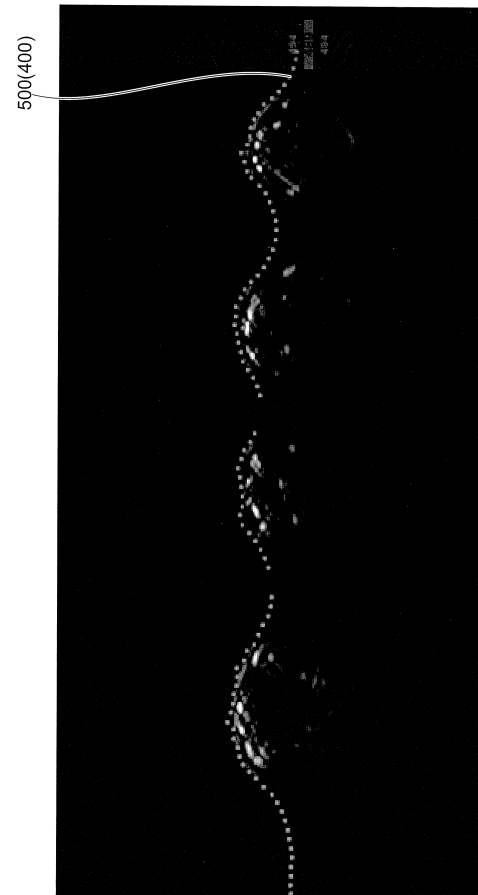
【図 8】



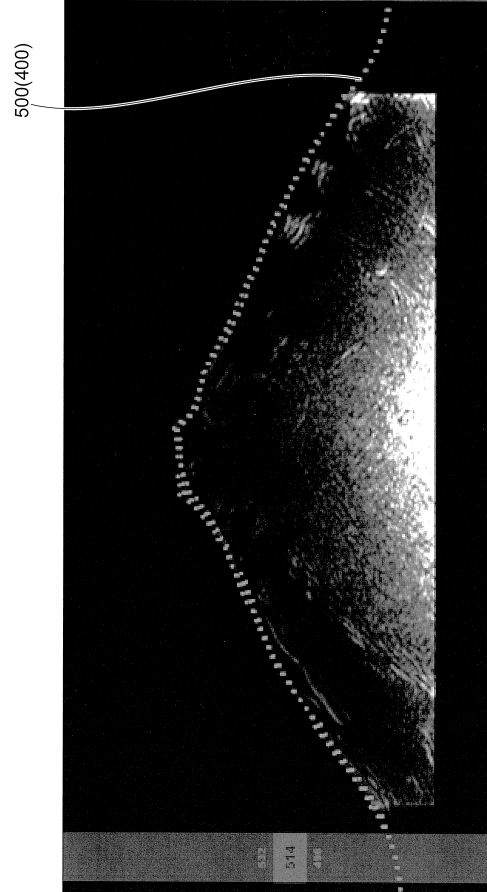
【図 9】



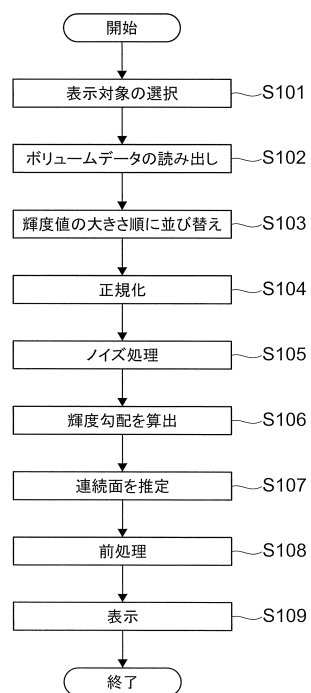
【図 10】



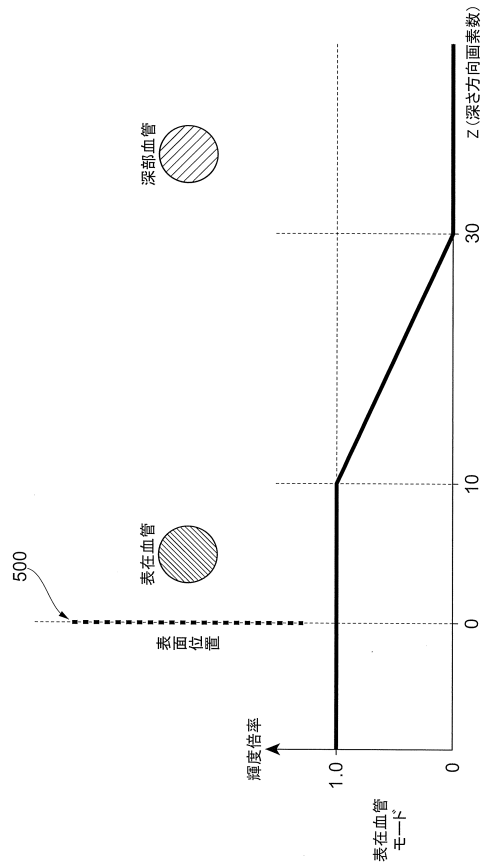
【圖 12】



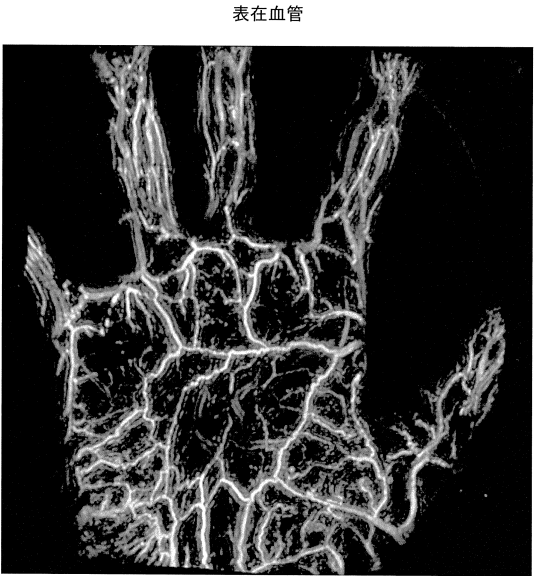
【 図 1 4 】



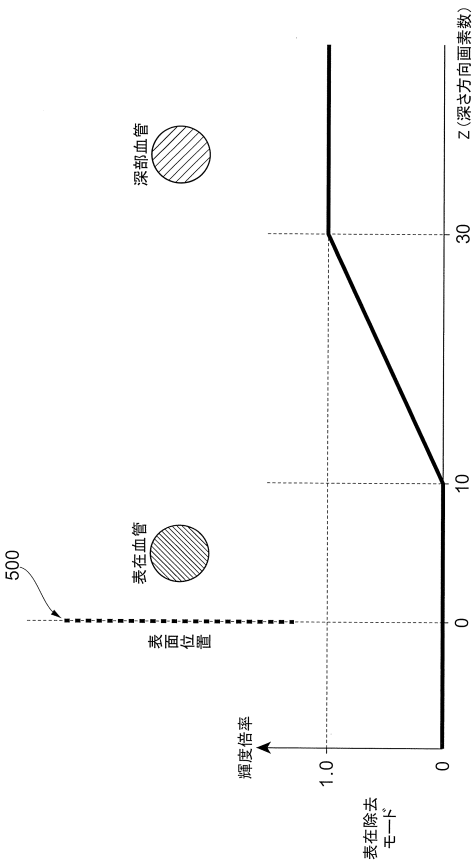
【図 15】



【図 16】



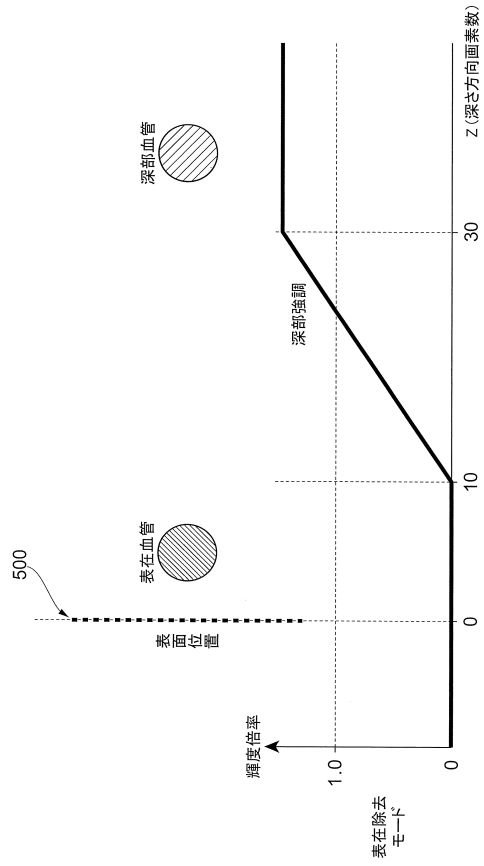
【図 17】



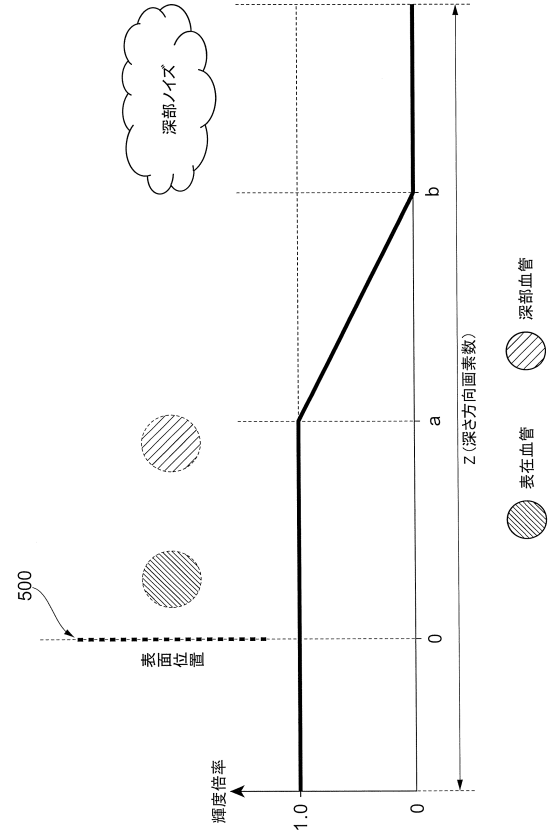
【図 18】



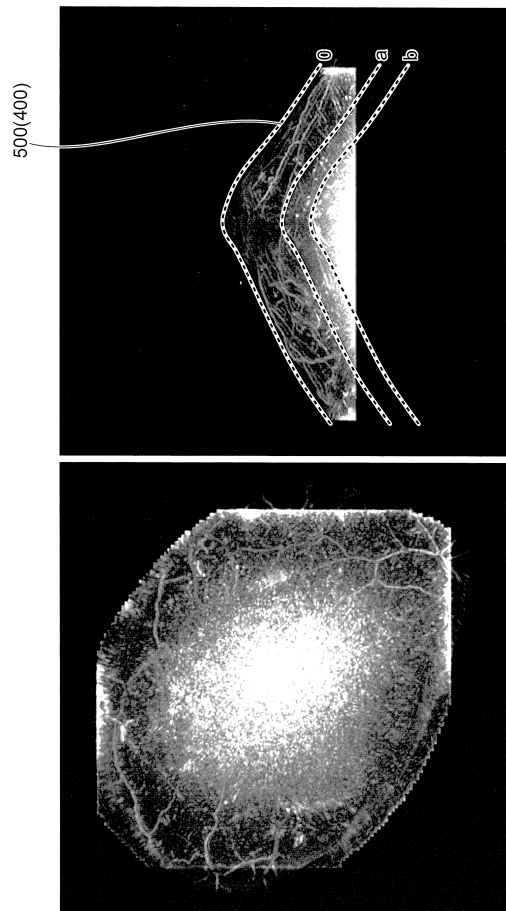
【図 19】



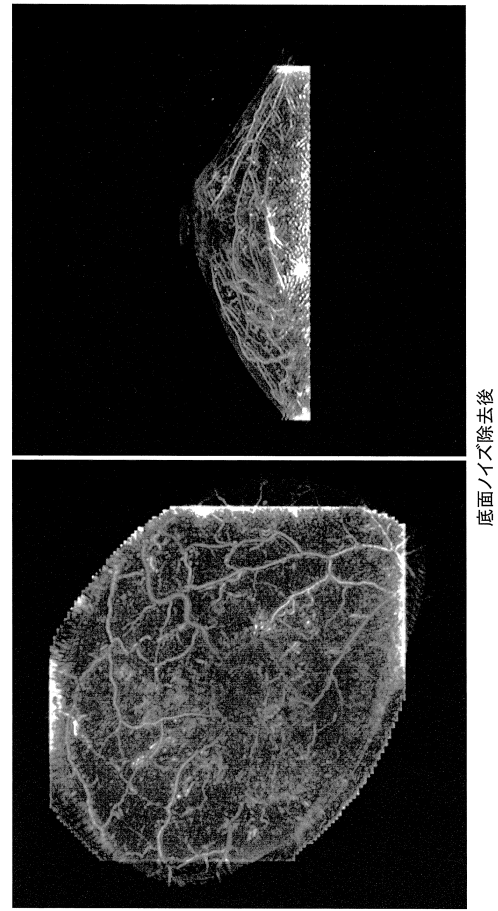
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2012/140984(WO, A1)
特開2007-301218(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15