

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/094205

発行日 平成27年4月27日 (2015. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成25年6月27日 (2013. 6. 27)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)

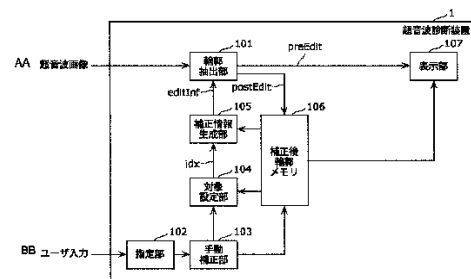
出願番号	特願2013-550125 (P2013-550125)	(71) 出願人	000001270
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/008146		コニカミノルタ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年12月20日 (2012. 12. 20)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(31) 優先権主張番号	特願2011-279425 (P2011-279425)	(74) 代理人	110001900
(32) 優先日	平成23年12月21日 (2011. 12. 21)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	遠間 正真
			大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
		(72) 発明者	大宮 淳
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	田路 文平
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および輪郭抽出方法

(57) 【要約】

空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出部(101)と、輪郭抽出部(101)が抽出した輪郭に対してユーザが手動補正を行う対象である輪郭を含む手動補正対象画像を、複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、手動補正の内容を示す補正情報とを、ユーザから受け付ける指定部(102)と、指定部(102)が受け付けた指定情報により指定される手動補正対象画像に対して、輪郭抽出部(101)が抽出した輪郭を補正情報に基づいて補正する手動補正部(103)とを備え、輪郭抽出部(101)は、さらに、手動補正部(103)が補正した後の手動補正対象画像に含まれる輪郭を示す情報に基づいて複数の超音波画像のうち手動補正対象画像と異なる画像である対象画像に含まれる新たな輪郭を抽出する。



- 1 Ultrasound diagnostic apparatus
- 101 Contour extraction unit
- 102 Designation unit
- 103 Manual editing unit
- 104 Target setting unit
- 105 Contour information generation unit
- 106 Post-correction contour memory
- 107 Display unit
- AA Ultrasound images
- BB User input

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭のうちユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定部と、

前記指定部が受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正部とを備え、

10

前記輪郭抽出部は、さらに、

前記輪郭補正部が補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報に基づいて前記複数の超音波画像のうち前記手動補正対象画像と異なる画像である対象画像に含まれる新たな輪郭を抽出する

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記輪郭抽出部は、

前記輪郭補正部が補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報を初期輪郭として探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

20

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に隣接する画像である前記対象画像に対して前記探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の像から抽出した前記器官の輪郭の形状に対して、前記探索処理により得られた輪郭の形状が所定以上変化した場合に、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

30

請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記輪郭抽出部は、さらに、

前記対象画像に対する前記探索処理により得られた前記新たな輪郭を示す情報を初期輪郭情報として、前記複数の超音波画像のうちの画像であって、前記手動補正対象画像及び前記対象画像とは異なる新たな対象画像に対して、前記新たな対象画像に含まれる前記輪郭を探索する探索処理を行い、当該探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

40

請求項 2 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記対象画像に隣接する画像である前記新たな対象画像に対して前記探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に近い画像から順に、当該画像を

50

前記新たな対象画像として前記探索処理を行い、

当該探索処理は、直前の探索処理によって抽出された前記器官の輪郭を示す情報を初期輪郭として行われる

請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の像から抽出した前記器官の輪郭の形状に対して、当該探索処理により得られた輪郭の形状が所定以上変化しなくなるまで探索処理を行う

請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

10

前記輪郭抽出部は、

前記器官の輪郭として、血管膜の輪郭を抽出する

請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の輪郭として、血管膜の内膜又は外膜の輪郭を抽出する

請求項 1～9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像が取得された位置に近い位置から取得された画像から順に、当該画像を前記新たな対象画像として前記探索処理を行い、

20

当該探索処理は、当該探索処理により得られた前記内膜の輪郭と前記外膜の輪郭との間の距離が閾値以下となるまで行われる

請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波診断装置は、さらに、

前記複数の超音波画像のそれぞれに対して前記輪郭抽出部が抽出した前記器官の輪郭を、超音波画像が取得された位置に基づいて統合することで、前記器官の 3 次元像を生成する 3 次元像生成部を備える

請求項 1～11 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 13】

前記指定部は、

前記手動補正対象画像に含まれる前記器官の像の輪郭を示す追加輪郭情報を、前記補正情報として前記ユーザから受け付け、

前記輪郭補正部は、

前記手動補正対象画像において前記補正情報に基づいて前記輪郭を形成することで前記補正を行う

請求項 1～12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記輪郭抽出部は、さらに、

40

前記補正又は形成後の複数の前記輪郭が互いに重なり合う場合に、重なり合った複数の前記輪郭を統合することで 1 つの輪郭を形成し、形成した前記輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記指定部は、

前記器官の像を 1 つ含む画像である第一画像、及び、前記器官の像を 2 つ含む画像である第二画像を前記手動補正対象画像として指定するための前記指定情報と、前記第一画像に含まれる 1 つの前記器官の像の輪郭、及び、前記第二画像に含まれる 2 つの前記器官の像の輪郭を示す前記追加輪郭情報を前記補正情報として受け付け、

50

前記輪郭補正部は、

前記第一画像及び前記第二画像のそれぞれにおいて、前記補正情報に基づいて前記輪郭を形成することで前記補正を行う

請求項 1 3 又は 1 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

超音波診断装置における輪郭抽出方法であって、

空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出ステップと、

前記輪郭抽出ステップで抽出した前記輪郭に対してユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定ステップと、

前記指定ステップで受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽出ステップで抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正ステップとを含み、

前記輪郭抽出ステップでは、さらに、

前記輪郭補正ステップで補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報に基づいて前記複数の超音波画像のうち前記手動補正対象画像と異なる画像である対象画像に含まれる新たな輪郭を抽出する

輪郭抽出方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の輪郭抽出方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断装置および輪郭抽出方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来、被検体の診断画像に基づいて血管の輪郭を抽出し、抽出した輪郭をユーザが補正する技術が開示されている（特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 3】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 1 6 1 6 8 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 4】

しかしながら、従来技術では、血管輪郭の補正が必要な全ての診断画像に対して手動で輪郭補正を行う。そのため、補正に長時間を要するという問題がある。

【0 0 0 5】

そこで、本発明は、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行う超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 6】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭のうちユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定部と、前記指定部が受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽

10

20

30

40

50

出部が抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正部とを備え、前記輪郭抽出部は、さらに、前記輪郭補正部が補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報に基づいて前記複数の超音波画像のうち前記手動補正対象画像と異なる画像である対象画像に含まれる新たな輪郭を抽出する。

【0007】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なＣＤ－ＲＯＭなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムおよび記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【発明の効果】

10

【0008】

本発明の超音波診断装置は、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図１】図１は、実施の形態１にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図２】図２は、実施の形態１にかかる超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図３】図３は、ステップＳ１０５の処理のフローチャートである。

【図４】図４は、内膜と外膜との両境界に対する処理のフローチャートである。

20

【図５Ａ】図５Ａは、内膜と外膜との自動補正時の補正初期情報edit Infの生成方法を示す第１のフローチャートである。

【図５Ｂ】図５Ｂは、内膜と外膜との自動補正時の補正初期情報edit Infの生成方法を示す第２のフローチャートである。

【図６】図６は、手動補正の例を説明する図である。

【図７Ａ】図７Ａは、内膜の自動補正処理の例を示す第１の説明図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、内膜の自動補正処理の例を示す第２の説明図である。

【図８】図８は、実施の形態１にかかる超音波診断装置の効果の説明図である。

【図９】図９は、実施の形態２にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図１０】図１０は、３次元像を生成、表示するまでの一連の流れを示す説明図である。

30

【図１１】図１１は、実施の形態２にかかる超音波診断装置の第１の応用例を示す説明図である。

【図１２】図１２は、実施の形態２にかかる超音波診断装置の第２の応用例を示す説明図である。

【図１３】図１３は、実施の形態２にかかる超音波診断装置の第３の応用例を示す説明図である。

【図１４】図１４は、実施の形態３において想定する状況の説明図である。

【図１５】図１５は、実施の形態３にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図１６】図１６は、実施の形態３にかかる超音波診断装置の補正情報と指定情報との説明図である。

40

【図１７】図１７は、実施の形態３にかかる合流処理のフローチャートである。

【図１８】図１８は、実施の形態３にかかる合流処理の説明図である。

【図１９】図１９は、実施の形態３にかかる血管の抽出処理の説明図である。

【図２０】図２０は、動脈の血管壁の構造の説明図である。

【図２１】図２１は、プラークによる内中膜の肥厚の説明図である。

【図２２】図２２は、プラークの３次元形状の説明図である。

【図２３】図２３は、想定技術における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図２４】図２４は、想定技術における超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

50

【図 2 5】図 2 5 は、想定技術における超音波診断装置の問題の説明図である。

【図 2 6】図 2 6 は、血管画像診断方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図である。

【図 2 7】図 2 7 は、超音波診断装置の例である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

(本発明の基礎となった知見)

本発明者は、「背景技術」の欄において記載した、超音波画像の輪郭抽出方法に関し、以下の問題が生じることを見出した。

【0011】

生体の画像診断装置として、エックス線診断装置、MR（磁気共鳴）診断装置、又は、超音波診断装置などが普及している。その中でも、超音波診断装置は、非侵襲性や実時間性などの利点を有するので、検診も含めて広く診断に利用されている。超音波診断装置の診断部位は、心臓、血管、肝臓又は乳房など多岐に渡る。特に、近年、動脈硬化のリスク判定を目的とした頸動脈診断が注目されている。

【0012】

図 2 0 の（a）は動脈の血管壁の構造を示す。血管壁は、内膜、中膜及び外膜の 3 層から構成される。そして、動脈硬化の進展に伴い、主に内膜と中膜とが肥厚する。超音波による頸動脈診断では、超音波診断装置は、図 2 0 の（b）に示す内膜境界と外膜境界とを検出することで、内膜と中膜とを合わせた内中膜の厚みを測定する。内中膜の厚みが一定値を超えた場合、内中膜の厚みが一定値を超えた部分（プラークと呼ばれる）の大きさによっては、投薬による治療、又は、外科的にプラークを剥離する方法による治療が必要となる。そのため、内中膜の厚みを正確に測定することが重要である。

【0013】

図 2 1 と図 2 2 とを参照してプラークについて説明する。

【0014】

図 2 1 の（a）は、内中膜が肥厚していない正常な例を示し、図 2 1 の（b）は、内中膜の肥厚の進展によりプラークが形成された例を示す。プラーク、又は、プラークの前段階である内中膜の肥厚を診断する際は、検査者（ユーザ）は、超音波診断装置の超音波プローブを、頸動脈の広範囲に渡ってスキャンしながら内中膜の厚みを測定する。

【0015】

図 2 2 は、プラークの 3 次元形状の説明図である。図 2 2 の（a）は、z 軸方向に走行する血管を、血管の走行方向に平行な平面で切った状態を示し、黒く塗り潰した領域にプラークが存在する。図 2 2 の（b）は、プラークの短軸断面（血管の走行方向に垂直な断面）を示す。図 2 2 の（c）は、プラークの長軸断面（血管の走行方向に平行な断面）を示す。

【0016】

図 2 3 は、想定技術における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0017】

図 2 3 は、頸動脈における内中膜の厚みを測定する超音波診断装置 2 3 0 0 の構成を示すブロック図である。図 2 3 に示されるように、超音波診断装置 2 3 0 0 は、輪郭抽出部 2 3 0 1、指定部 2 3 0 2、手動補正部 2 3 0 3、補正後輪郭メモリ 2 3 0 4、及び、表示部 2 3 0 5 を備える。

【0018】

超音波診断装置 2 3 0 0 は、超音波プローブにより血管をスキャンして得られる複数の超音波画像から、自動的に血管輪郭を抽出するとともに、自動的に抽出した血管輪郭をユーザが手動で補正する機能を備える。

【0019】

輪郭抽出部 2 3 0 1 は、空間的に連続する複数の超音波画像から血管の輪郭を抽出し、輪郭抽出結果を表示部 2 3 0 5 に入力する。

【0020】

表示部2305は、自動的に抽出した血管輪郭を、超音波画像に重畳して表示する。ユーザは、自動的に抽出した血管輪郭の補正が必要かどうかを表示部2305の出力により確認し、補正が必要と判断した場合には、指定部2302により、補正対象となる超音波画像を指定する。また、表示部2305は、手動補正部2303による補正後の血管輪郭を表示する。

【0021】

手動補正部2303は、指定部2302により指定された超音波画像の血管輪郭をユーザの入力に基づいて補正し、補正結果を補正後輪郭メモリ2304に格納する。

【0022】

図24は、超音波診断装置2300の動作を示すフローチャートである。

【0023】

ステップS2401において、輪郭抽出部2301は、超音波画像から血管輪郭を自動的に抽出する。

【0024】

ステップS2402において、指定部2302は、自動的に抽出した血管輪郭をユーザが参照した結果に基づいて、輪郭を手動で補正する超音波画像を選択する。

【0025】

ステップS2403において、手動補正部2303は、指定部2302が選択した超音波画像の血管輪郭を、ユーザの入力に基づいて補正する。また、手動補正が必要な全ての超音波画像についての補正が完了するまでステップS2302及びステップS2303の処理を繰り返す。

【0026】

しかしながら、超音波診断装置2300は、血管輪郭の補正に必要な全てのフレーム（個々の超音波画像を指す）について、手動補正（ユーザの入力に基づいた輪郭補正）を行う必要がある。その際、血管の輪郭は空間的に隣接するフレーム間で連続的に変化することが多いため、自動的に輪郭抽出を行う際に、あるフレームで輪郭抽出に失敗すると近接フレームにおいても失敗する可能性が高い。その結果、多くのフレームについて手動補正が必要となり、補正に長時間を要するという問題がある。

【0027】

図25は、超音波診断装置2300における問題の説明図である。図25の（a）は、血管輪郭の補正が必要と判断されたフレームであり、空間的に連続する複数のフレームが選択されている。これら全てのフレームに対して、診断を行う医師又は技師（ユーザ）は、図25の（b）に示す手動補正処理を繰り返し行うことになるので、医師などの負担が大きいという問題がある。

【0028】

そこで、本発明は、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行う超音波診断装置を提供する。

【0029】

上記の問題を解決するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭のうちユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定部と、前記指定部が受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正部とを備え、前記輪郭抽出部は、さらに、前記輪郭補正部が補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報に基づいて前記複数の超音波画像のうち前記手動補正対象画像と異なる画像である対象画像に含まれる新たな輪郭を抽出する。

【0030】

これによれば、超音波診断装置は、複数の超音波画像のうち、ユーザの指定に基づいて器官の輪郭（器官輪郭）を補正（手動補正）した超音波画像の補正結果に基づいて、他の超音波画像における器官輪郭を抽出することができる。これにより、ユーザにより手動補正された結果を反映して、他の超音波画像における器官輪郭の抽出を行うことができる。つまり、従来であれば、ユーザは、複数の超音波画像のそれぞれに対して手動補正を行う作業の手間と、その作業のための時間とが必要であったが、本発明により、その手間と時間とが軽減される。よって、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行うことができる。

【0031】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記輪郭補正部が補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報を初期輪郭として探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出するとしてもよい。

10

【0032】

これによれば、超音波診断装置は、ユーザにより手動補正された器官輪郭を、上記の他の超音波画像における器官輪郭の抽出を行う際の初期輪郭として用いることで、より正確な器官輪郭を抽出することができる。

【0033】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に隣接する画像である前記対象画像に対して前記探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出するとしてもよい。

20

【0034】

これによれば、手動補正の対象の画像に近い位置から取得された画像に対して、手動補正の結果を反映して器官輪郭の抽出を行うことができる。手動補正の対象の画像に近い位置から取得された画像に含まれる器官輪郭は、手動補正の対象の画像に含まれる器官輪郭に類似した形状となることが多いので、このようにすることで、より正確な器官輪郭を抽出することができる。

【0035】

言い換えれば、本発明の一態様にかかる超音波診断装置は、空間的に連続する複数の超音波画像から自動的に抽出された器官輪郭を補正する際に、1枚のフレームの器官輪郭を補正すると、隣接フレームの器官輪郭を自動的に抽出することにより補正することができ、補正に係る時間を大幅に削減できる。よって、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行うことができる。

30

【0036】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記器官の像から抽出した前記器官の輪郭の形状に対して、前記探索処理により得られた輪郭の形状が所定以上変化した場合に、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出するとしてもよい。

【0037】

これによれば、手動補正の結果を反映して新たな器官輪郭の抽出を行った結果、当該抽出により、最初に抽出された器官輪郭に対して所定以上大きく器官輪郭が変化した場合に、抽出された新たな器官輪郭を抽出結果とする。また、当該抽出の結果、器官輪郭が所定以上変化しなかった場合には、当該抽出を行う前の器官輪郭を抽出結果とする。これにより、最初に抽出された器官輪郭と新たに抽出された器官輪郭とのずれが大きい画像に対してのみ、新たに抽出された器官輪郭を抽出結果とすることができる。

40

【0038】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、さらに、前記対象画像に対する前記探索処理により得られた前記新たな輪郭を示す情報を初期輪郭情報として、前記複数の超音波画像のうちの画像であって、前記手動補正対象画像及び前記対象画像とは異なる新たな対象画像に対して、前記新たな対象画像に含まれる前記輪郭を探索する探索処理を行い、当該探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出するとしてもよい。

【0039】

50

これによれば、複数の超音波画像のうち、手動補正の結果を反映した補正結果に基づいて、さらに他の超音波画像における器官輪郭を抽出することができる。よって、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行うことができる。

【0040】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記複数の超音波画像のうち、前記対象画像に隣接する画像である前記新たな対象画像に対して前記探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出するとしてもよい。

【0041】

これによれば、超音波診断装置による補正の対象の画像に近い位置から取得された画像に対して、当該補正の結果を反映して器官輪郭の抽出を行うことができる。

10

【0042】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に近い画像から順に、当該画像を前記新たな対象画像として前記探索処理を行い、当該探索処理は、直前の探索処理によって抽出された前記器官の輪郭を示す情報を初期輪郭として行われるとしてもよい。

【0043】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記器官の像から抽出した前記器官の輪郭の形状に対して、当該探索処理により得られた輪郭の形状が所定以上変化しなくなるまで探索処理を行うとしてもよい。

【0044】

これによれば、手動補正の対象となった画像から近い画像から順に器官輪郭の抽出を行い、当該抽出の結果を順次手動補正の対象となった画像から遠いほうの画像へ行うことができる。

20

【0045】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記器官の輪郭として、血管膜の輪郭を抽出するとしてもよい。

【0046】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記器官の輪郭として、血管膜の内膜又は外膜の輪郭を抽出するとしてもよい。

【0047】

これによれば、超音波診断装置は、血管輪郭、又は、血管の内膜の輪郭若しくは外膜の輪郭を補正することができる。

30

【0048】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像が取得された位置に近い位置から取得された画像から順に、当該画像を前記新たな対象画像として前記探索処理を行い、当該探索処理は、当該探索処理により得られた前記内膜の輪郭と前記外膜の輪郭との間の距離が閾値以下となるまで行われるとしてもよい。

【0049】

これによれば、当該抽出により得られる血管膜の厚さが閾値以上の範囲のみ、つまり、プラークの部分のみを、新たな血管輪郭の抽出の対象とすることができる。

40

【0050】

また、例えば、前記超音波診断画像は、さらに、前記複数の超音波画像のそれぞれに対して前記輪郭抽出部が抽出した前記器官の輪郭を、超音波画像が取得された位置に基づいて統合することで、前記器官の3次元像を生成する3次元像生成部を備えるとしてもよい。

【0051】

これによれば、超音波診断装置が補正した後の血管輪郭を組み合わせて、血管の3次元像を生成することができる。ユーザは、血管の3次元形状を見ることにより、より直感的に器官の輪郭を捉えることができる。

【0052】

50

また、例えば、前記指定部は、前記手動補正対象画像に含まれる前記器官の像の輪郭を示す追加輪郭情報を、前記補正情報として前記ユーザから受け付け、前記輪郭補正部は、前記手動補正対象画像において前記補正情報に基づいて前記輪郭を形成することで前記補正を行うとしてもよい。

【0053】

これによれば、超音波診断装置により最初に抽出されなかった血管輪郭を、ユーザの指定により新たに形成することができる。

【0054】

また、例えば、前記輪郭抽出部は、さらに、前記補正又は形成後の複数の前記輪郭が互いに重なり合う場合に、重なり合った複数の前記輪郭を統合することで1つの輪郭を形成し、形成した前記輪郭を前記新たな輪郭として抽出するとしてもよい。

10

【0055】

これによれば、ユーザの指定により新たに形成された血管輪郭が、他の血管輪郭と重なり合う場合に、それらの血管を1つの血管と捉えて血管輪郭を形成することができる。

【0056】

また、例えば、前記指定部は、前記器官の像を1つ含む画像である第一画像、及び、前記器官の像を2つ含む画像である第二画像を前記手動補正対象画像として指定するための前記指定情報と、前記第一画像に含まれる1つの前記器官の像の輪郭、及び、前記第二画像に含まれる2つの前記器官の像の輪郭を示す前記追加輪郭情報を前記補正情報として受け付け、前記輪郭補正部は、前記第一画像及び前記第二画像のそれぞれにおいて、前記補正情報に基づいて前記輪郭を形成することで前記補正を行うとしてもよい。

20

【0057】

これによれば、ユーザの指定により、超音波診断装置により抽出されなかったY字形状の血管輪郭を新たに形成することができる。

【0058】

また、本発明の一態様にかかる輪郭抽出方法は、超音波診断装置における輪郭抽出方法であって、空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出ステップと、前記輪郭抽出ステップで抽出した前記輪郭に対してユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定ステップと、前記指定ステップで受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽出ステップで抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正ステップとを含み、前記輪郭抽出ステップでは、さらに、前記輪郭補正ステップで補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報に基づいて前記複数の超音波画像のうち前記手動補正対象画像と異なる画像である対象画像に含まれる新たな輪郭を抽出する。

30

【0059】

これにより、上記超音波診断装置と同様の効果を奏する。

【0060】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたは記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

40

【0061】

以下、実施の形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【0062】

なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的または具体的な例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記

50

載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

【0063】

(実施の形態1)

実施の形態1の超音波診断装置および方法について、図面を参照しながら説明する。実施の形態1の超音波診断装置1は、空間的に連続する超音波画像から自動的に抽出した血管の輪郭(血管輪郭)を補正する際に、1枚のフレームを手動で補正すると、近接する複数のフレームの血管輪郭を新たに抽出することにより、自動的に補正するという特徴を有する。なお、血管は、器官の一例であり、血管の輪郭は、器官の輪郭の一例である。

【0064】

図1は、超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、超音波診断装置1は、輪郭抽出部101、指定部102、手動補正部103、対象設定部104、補正情報生成部105、補正後輪郭メモリ106、および、表示部107を備える。

10

【0065】

輪郭抽出部101は、空間的に連続する複数の超音波画像から、血管の補正前輪郭pre Editを抽出する。輪郭抽出は、設定した初期輪郭を基点として、血管の内膜境界又は外膜境界に達するまで、順次、輪郭を更新することで行われる。初期輪郭とは、血管の大まかな位置と形状とを示すものである。初期輪郭は、超音波により取得した血流情報、あるいは、空間的に隣接するフレームの輪郭抽出結果に基づいて設定してもよいし、ユーザによる血管内の領域の指定に基づいて設定してもよい。ここで、血流情報としては、超音波画像装置により取得したカラーフロー、パワードブラの情報、又は、パルスドブラの情報を扱うことができる。一般に、初期輪郭が正しい輪郭に近いほど、輪郭抽出の結果、より正しい輪郭が得られる。

20

【0066】

輪郭抽出部101は、例えば、パワードブラの信号強度が閾値以上である領域を血流の存在領域とみなすことで、初期輪郭を設定する。そして、輪郭抽出部101は、このように設定した初期輪郭から、SNAKE又はレベルセット法などの動的輪郭法によって血管の輪郭を探索する。具体的には、輪郭抽出部101は、血管の輪郭として血管の内膜の輪郭又は外膜の輪郭を探索する。なお、必ずしも動的輪郭法を用いる必要はない。例えば、輪郭抽出部101は、初期輪郭から内側又は外側に向かってエッジを探索することで輪郭抽出を行ってもよい。この場合、反復的な輪郭の更新は不要である。また、初期輪郭は、例えば、輪郭内の1点を示すなど輪郭の位置を示す情報でもよい。

30

【0067】

表示部107は、輪郭抽出部101が抽出した輪郭を表示する。表示部107は、例えば、補正前輪郭pre Editを超音波画像に重畳するなどして抽出した輪郭を表示する。ユーザは、輪郭抽出部101が抽出した血管輪郭を補正するかどうかを表示部107の表示により確認し、補正が必要と判断した場合には、輪郭抽出部101が抽出した血管輪郭を補正(手動補正)する。以下では、手動補正を行う際の各機能ブロックの機能について説明する。

【0068】

指定部102は、血管輪郭を手動補正するフレーム(手動補正対象画像)を指定するための指定情報と、当該フレームに対する補正の内容を示す補正情報とを、ユーザから受け付ける。

40

【0069】

手動補正部103は、指定部102がユーザから受け付けた指定情報により指定されるフレームの血管輪郭を、ユーザから受け付けた補正情報に基づいて補正し、補正結果を補正後輪郭メモリ106に格納する。また、手動補正部103は、手動補正したフレームの識別情報を対象設定部104に入力する。

【0070】

対象設定部104は、手動補正したフレームの近傍で、輪郭の補正(新たな血管輪郭の

50

抽出)を行うフレーム(対象画像)を決定し、その識別情報 *i d x* を補正情報生成部 105 に入力する。

【0071】

補正情報生成部 105 は、識別情報 *i d x* に対応するフレームの輪郭補正時に用いる初期情報である補正初期輪郭 *e d i t I n f* を生成し、輪郭抽出部 101 に入力する。

【0072】

輪郭抽出部 101 は、補正初期輪郭 *e d i t I n f* に基づいて、識別情報 *i d x* に対応するフレームの血管輪郭を抽出し、補正後輪郭 *p o s t E d i t* として補正後輪郭メモリ 106 に保存する。

【0073】

表示部 107 は、補正後輪郭メモリ 106 を参照して補正後の輪郭情報を表示する。

【0074】

ここで、初期輪郭の形状が正しい輪郭形状に近いほど、輪郭抽出によって正しい輪郭を検出することが容易になる。手動補正結果を利用することにより、正しい輪郭形状に近い初期輪郭を設定できる。よって、輪郭抽出の精度が向上し、結果として正しい輪郭形状が得られる。

【0075】

図 2 は、超音波診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【0076】

ステップ S 101 において、輪郭抽出部 101 は、入力された複数の超音波画像から血管輪郭を自動的に抽出する。

【0077】

ステップ S 102 において、指定部 102 は、ステップ S 101 で輪郭抽出部 101 が抽出したフレーム毎の血管輪郭を参照して、輪郭を手動補正するフレーム(手動補正対象画像)を指定するための指定情報と、当該フレームに対する補正情報とをユーザから受け付ける。

【0078】

ステップ S 103 において、手動補正部 103 は、ユーザから受け付けた補正情報に基づいて、輪郭を手動補正する。

【0079】

続いて、ステップ S 104 からステップ S 107 までの各ステップにおいて、ステップ S 103 で手動補正したフレームの近接フレームの血管輪郭を自動的に補正する。以下で各ステップについて具体的に説明する。

【0080】

ステップ S 104 において、対象設定部 104 は、血管輪郭を自動補正(新たな血管輪郭の抽出)を行うフレームである自動補正対象フレーム(対象画像)を決定する。対象設定部 104 は、自動補正対象フレームを、例えば、手動補正フレームに対して空間的に近いフレームから順に決定する。なお、対象設定部 104 は、自動補正対象フレームを、入力された複数の超音波画像のいずれかに決定してもよい。また、対象設定部 104 は、自動補正対象フレームを、入力された複数の超音波画像のうち、手動補正フレームが取得された位置からの距離が所定値以内の位置から取得された超音波画像に決定してもよい。

【0081】

ステップ S 105 において、補正情報生成部 105 は、手動補正結果、又は、既に自動補正された輪郭に基づいて、自動補正対象フレームに対応する補正初期輪郭 *e d i t I n f* を生成する。

【0082】

ステップ S 106 において、輪郭抽出部 101 は、補正初期輪郭 *e d i t I n f* に基づいて、自動補正対象フレームの輪郭抽出を行い、自動補正後の輪郭形状を算出する。

【0083】

ステップ S 101 及びステップ S 106 の輪郭抽出においては、少なくとも初期輪郭情

10

20

30

40

50

報が異なるが、その他のパラメータを異なる値にしてもよい。例えば、輪郭の検出に超音波のBモード画像の輝度情報を用いる場合、輪郭付近における輝度の変化量を閾値処理し、更に、周辺輪郭との連続性などを考慮して輪郭を検出する。自動編集時には、補正初期輪郭edit Infにより示される初期輪郭の近傍に実際の輪郭が存在する可能性が高いため、当該領域の輝度分布に基づいて輪郭付近における輝度変化量を推定し、推定値を輪郭検出に用いることができる。なお、実際の輪郭とは、超音波画像上において正しく血管の輪郭を示している輪郭のことである。

【0084】

ステップS107において、対象設定部104は、自動補正の前後における輪郭形状の変化量が閾値以下であるかどうかを判定する。この判定において、輪郭形状の変化量が閾値以下であれば自動補正を終了する。一方、この判定において、輪郭形状の変化量が閾値を超える場合は、後続フレームについても自動補正が必要と判断し、再びステップS104に処理を移す。ステップS107における終了判定は、自動編集フレームが所定の枚数に達したかどうかなど、他の条件に基づいてもよい。なお、予め輪郭抽出された超音波画像を入力としてもよい。このとき、超音波画像と予め抽出された輪郭形状情報とが入力されるため、ステップS101における自動輪郭抽出処理は不要となる。なお、ステップS107の処理は必須ではない。つまり、単にステップS107の判定を行わないようにしてもよい。この場合、超音波診断装置1は、手動補正された1枚の超音波画像の手動補正結果に基づいて、他の1枚の超音波画像において新たな血管輪郭の抽出を行う。また、ステップS107の判定の代わりに、取得された超音波画像のすべてに対して、新たな血管輪郭の抽出が行われたかどうかを判定するようにしてもよい。この場合、超音波診断装置1は、手動補正された1枚の超音波画像の手動補正結果に基づいて、他のすべての超音波画像において新たな血管輪郭の抽出を行う。

【0085】

なお、図2のフローチャートでは、手動補正フレームに対して、血管の走行方向を基準として前後どちらかの向きに順に自動補正を実行する方法について説明した。この方法を、前後のそれぞれの向きに自動補正を実行するようにしてもよい。この場合、ステップS104からステップS107までの処理を、血管の走行方向を基準として前後のそれぞれの向きに対して実行し、それぞれの向きに対して、自動補正の前後における輪郭形状の変化量が閾値以下となるまで後続フレームに対する自動補正を繰り返し行う。

【0086】

図3は、ステップS105の処理のフローチャートである。

【0087】

ステップS1051において、補正情報生成部105は、自動補正対象フレームの直前のフレームが手動補正フレームであるかどうかを判定する。自動補正対象フレームの直前のフレームが手動補正フレームであると判定された場合には、手動補正フレームの輪郭を補正初期輪郭edit Infとして設定する（ステップS1052）。自動補正対象フレームの直前のフレームが手動補正フレームでないと判定された場合には、直前フレームの輪郭の自動補正結果を補正初期輪郭edit Infとして設定する（ステップS1053）。ステップS1052及びステップS1053では、手動補正フレーム、又は、直前フレームの自動補正結果をそのまま用いる代わりに、例えば、フレーム間での動き情報に基づいて輪郭位置を移動させる、又は、拍動に基づくフレーム間での血管壁の変形を考慮するなどしてもよい。

【0088】

なお、複数のフレームに対して手動補正を行ってもよい。このとき、手動補正フレームが取得された位置の間の距離が近い場合には、それぞれの手動補正フレームからの自動補正の範囲がオーバーラップすることがある。例えば、10フレーム目と15フレーム目とのそれぞれを手動補正し、手動補正されたフレームそれぞれの前後3フレームを自動補正する際には、それぞれのフレームの自動補正の範囲に12フレーム目及び13フレーム目が含まれる。このように、手動補正フレームからの自動補正の範囲がオーバーラップする

場合には、それぞれの手動補正フレームから得られる自動補正結果を、それぞれの手動補正フレームからの空間的な距離などに応じて重み付けしてもよい。

【0089】

また、手動補正フレームの設定には特に制限を設けないが、補正が必要なフレームが空間的に連続する際には、当該フレーム群の中心付近のフレームを選択するようにしてもよい。なぜなら、手動補正フレームに近いフレームのほうが自動補正の精度が高いためである。また、空間的に連続する補正が必要なフレーム群において、複数フレームを手動補正することで、自動補正の更なる精度向上が見込める。

【0090】

以上では、血管の内膜（以降、単に内膜とよぶ）と、血管の外膜（以降、単に外膜とよぶ）とを区別せずに、血管輪郭の抽出と補正とについて説明した。例えば、腹部大動脈の動脈硬化診断では、外膜の外周径のみを測定することが多いので、外膜の外周輪郭のみを抽出した後で、補正してもよい。一方で、頸動脈の動脈硬化診断では内中膜の厚みの測定が必要であり、内膜境界と外膜境界（外膜の内周境界）とをともに抽出した後で、補正してもよい。

【0091】

図4は、内膜と外膜との両境界に対する処理のフローチャートである。

【0092】

ステップS111において、輪郭抽出部101は、入力超音波画像から内膜、および、外膜の輪郭を抽出する。ここで、輪郭抽出部101は、内膜と外膜とで異なる手法で輪郭抽出を行ってもよい。例えば、超音波画像においては内膜の描出が不明瞭であることが多いので、輪郭抽出部101は、外膜の輪郭抽出結果に対して所定の厚さだけ内側に移動した点を内膜輪郭とする。また、輪郭抽出部101は、内膜輪郭と外膜輪郭との手動補正結果から内中膜の厚みを決定した後、隣接フレームにおいて内中膜の厚みが徐々に減衰するように伝搬させてもよい。例えば、輪郭抽出部101は、ガウス関数などを用いて隣接フレームにおける厚みを決定することができる。ここで、内中膜の厚みは、外膜又は内膜の頂点毎など複数位置において設定される。さらに、複数フレームを手動補正した際に、隣接する手動補正済みのフレームにおける内中膜の厚みを伝搬させ、両者がオーバーラップする場合には重み付けを行ってもよい。

【0093】

ステップS112において、超音波診断装置1は、内膜と外膜との輪郭抽出結果を参照し、手動補正対象フレームを選択するとともに、内膜輪郭と外膜輪郭とのそれぞれについて補正するかどうかを決定する。

【0094】

ステップS113において、超音波診断装置1は、ユーザの指定に従い手動補正対象フレームの内膜、又は、外膜の輪郭を手動補正する。

【0095】

続いて、ステップS114からステップS117において内膜又は外膜の輪郭を補正する。この補正処理は、基本的には、図2のフローチャートと同様の処理を内膜と外膜とのそれぞれに対して行うように拡張したものであるが、自動補正の終了条件、及び、補正初期情報editInfの生成方法が異なる。これらの相違点について詳細に説明する。

【0096】

まず、ステップS117において、超音波診断装置1は、自動補正の終了判定を行う。超音波診断装置1は、内膜と外膜とのうち、ステップS112において補正すると決定したほうの輪郭から、補正後の内中膜の厚みを算出する。次に、超音波診断装置1は、算出された内中膜の厚みが閾値以下であるか否かを判定し、内中膜の厚みが閾値以下であれば自動補正を終了し、内中膜の厚みが閾値を超える場合はステップS114に戻る。厚みは、血管膜の全周における厚みの最大値を用いることができる。また、厚みは、内中膜の全体的な肥厚の程度を見たいケースなどでは、全周における厚みの平均値又は中間値などの指標を用いてもよい。また、内中膜の厚みの閾値は、医学的に、プラーク又は内中膜の肥

10

20

30

40

50

厚と判定される厚みに基づいて設定する。なお、内中膜の厚みに基づいて終了判定を行う際には、内膜と外膜との両方が自動補正済みであることが望ましい。従って、ステップ S 1 1 7 の判定時に、内膜と外膜との両方が自動補正済みである場合には内中膜の厚みに基づいて判定し、内膜又は外膜のいずれか一方のみが自動補正済みである場合には、図 2 のステップ S 1 0 7 での終了判定で用いた方法で判定してもよい。

【0097】

このようにすることで、プラーク部位に含まれるフレームを手動補正して、その前後のフレームを自動補正することで、プラーク部位全体の輪郭を補正することができる。一般的に、プラーク部位の内膜輪郭は境界が不明瞭であり、検出が困難であるので、内膜輪郭が正しく検出されないケースが頻発する。本手法によれば、プラーク部位全体の輪郭を補正することができるので有効である。

10

【0098】

なお、ステップ S 1 1 1 の輪郭抽出において、内中膜の肥厚がない正常領域を、内中膜が肥厚した状態と誤検出した場合には、内中膜の厚みが実際の厚みよりも大きく検出される。その場合には、補正時に厚みを減少させるようにしてもよい。この場合には、上述したステップ S 1 1 7 の終了判定の代わりに、図 2 のステップ S 1 0 7 での終了判定で用いた方法を用いてもよい。また、上述したステップ S 1 1 7 の終了判定と、図 2 のステップ S 1 0 7 での終了判定で用いた方法とを併用してもよい。

【0099】

図 5 A 及び図 5 B は、ステップ S 1 1 5 における内膜と外膜との自動補正時の補正初期情報 `edit Inf` の生成方法を示すフローチャートである。ここでは、図 5 A と図 5 B の 2 種類の方法について順に説明する。

20

【0100】

まず、図 5 A のフローチャートについて説明する。

【0101】

ステップ S 1 1 5 1 において、内膜を自動補正するかどうかを判定する。補正すると判定した場合にはステップ S 1 1 5 2 に進み、補正しないと判定した場合にはステップ S 1 1 5 3 に進む。

【0102】

ステップ S 1 1 5 2 において、補正済みの内膜の輪郭形状に基づいて、内膜の補正初期情報 `edit Inf` を生成する。

30

【0103】

ステップ S 1 1 5 3 において、外膜を自動補正するかどうかを判定する。補正すると判定した場合にはステップ S 1 1 5 4 に進み、補正しないと判定した場合には処理を終了する。

【0104】

ステップ S 1 1 5 4 において、補正済みの外膜の輪郭形状に基づいて、外膜の補正初期情報 `edit Inf` を生成する。

【0105】

次に、図 5 B のフローチャートについて説明する。

40

【0106】

ステップ S 1 1 5 a において、内膜を自動補正するかどうかを判定する。補正すると判定した場合にはステップ S 1 1 5 b に進み、補正しないと判定した場合はステップ S 1 1 5 c に進む。

【0107】

ステップ S 1 1 5 b において、補正済みの内膜の輪郭形状に基づいて、内膜の補正初期情報 `edit Inf` を生成する。

【0108】

ステップ S 1 1 5 c において、外膜を自動補正するかどうかを判定し、補正すると判定した場合にはステップ S 1 1 5 d に進み、補正しないと判定した場合には処理を終了する

50

。

【0109】

ステップS115dにおいて、ステップS115aにおいて内膜を補正すると判定したかどうかを判定し、補正すると判定したと判定した場合はステップS115eに進み、そうでなければステップS115fに進む。

【0110】

ステップS115eにおいて、内膜の補正情報に基づいて、外膜の補正初期情報edit Infを生成する。例えば、内膜の補正初期情報edit Infを外膜の補正初期情報edit Infとして用いる。また、ステップS115eの実施前に、内膜輪郭の自動補正を終了しておき、自動補正後の内膜輪郭を外膜の補正初期輪郭edit Infとして用いてもよい。

10

【0111】

ステップS115fにおいて、補正済みの外膜の輪郭形状に基づき、外膜の補正初期情報edit Infを生成する。

【0112】

なお、図5Bのフローにおいて、内膜と外膜とを入れ替えた構成としてもよい。

【0113】

図6は、手動補正の例を説明する図である。図6の(a)は、補正前の内膜と外膜との輪郭形状を示す。図6の(b)は、内膜の頂点1から頂点3までの3つの頂点を手動補正により補正した後の輪郭形状を示す。

20

【0114】

手動補正の際に、ユーザがタッチペン、タッチパネル、又は、マウスカーソルなどのユーザインタフェースを用いて、輪郭上に設定した複数の頂点を移動させることにより、補正後の輪郭形状を形成する。形成された輪郭形状を示す頂点の情報、又は、形成された輪郭形状そのものを補正情報とよぶ。

【0115】

なお、ユーザが頂点を移動させて補正するのではなく、ユーザがフリーハンドで輪郭をトレースすることにより補正後の輪郭形状を形成するようにしてもよい。

【0116】

なお、図6では、内膜と外膜それぞれ8点を補正時に用いる頂点として示しているが、補正時に用いる頂点よりも多くの数の頂点を用いて輪郭形状を生成してもよいし、少ない数の頂点を用いて輪郭形状を生成してもよい。

30

【0117】

補正時に用いる頂点を補正用頂点と呼び、補正用頂点以外の頂点を非補正用頂点と呼ぶことにすると、補正用頂点から非補正用頂点の位置を補間生成することができる。例えば、隣接する補正用頂点からそれぞれ1つの非補正用頂点の位置を補間生成することで、合計16点の頂点が得られ、これらを用いて輪郭形状を生成することができる。さらに、補正用頂点の手動補正後の位置に基づいて初期輪郭を生成し、輪郭抽出処理を実行することで、非補正用頂点の位置を決定してもよい。このとき、輪郭抽出処理において補正用頂点の位置は更新しない。

40

【0118】

図7A及び図7Bは、内膜の自動補正の処理の例を示す説明図である。

【0119】

図7Aは、フレームNを手動補正した際に、近接フレームが自動補正される様子を示す図である。フレームNの前後の両方の向きに対して、それぞれ4枚ずつのフレーム(N+1、N+2、N+3、及び、N+4)の血管輪郭が自動補正される。

【0120】

図7Bは、自動補正されるフレームにおける、補正前後の輪郭形状を示す図である。図7Bの(a)は、フレームNの血管輪郭の手動補正結果を示す。図7Bの(b)と図7Bの(c)とは、それぞれ、フレームN+1の自動補正前と自動補正後との輪郭形状を示す

50

。フレーム N + 1 の内膜輪郭は、フレーム N の内膜輪郭の手動補正結果を初期輪郭として輪郭抽出される。図 7 B の (d) と図 7 B の (e) とは、それぞれ、フレーム N + 2 の自動補正前と自動補正後との輪郭形状を示す。フレーム N + 2 の内膜輪郭は、フレーム N + 1 の内膜輪郭の自動補正結果を初期輪郭として輪郭抽出される。このように、既に手動補正又は自動補正された輪郭形状に基づいて、後続フレームの輪郭が自動補正される。

【0121】

図 8 は、本実施の形態にかかる超音波診断装置 1 の効果の説明図である。図 8 の (a) は、手動補正の対象フレームの選択例を示し、図 8 の (b) は、選択されたフレームの手動補正例を示す。図 8 の (c) は、手動補正フレームの近接フレームが自動補正される様子を示す。結果として、従来の超音波診断装置 1700 とは異なり、補正が必要な全フ

10

【0122】

レームを手動補正する必要がなく、1 枚のフレームを手動補正すれば近接フレームの血管輪郭は自動的に補正される。従って、輪郭の補正に係る時間が大幅に削減できる。また、手動補正においては、抽出された輪郭に、検査者ごとのばらつきが生じやすいが、本実施の形態のように自動的に補正することで、ばらつきが少ない安定した輪郭抽出結果が得られるという利点がある。

20

【0123】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置によれば、超音波診断装置は、複数の超音波画像のうち、ユーザの指定に基づいて器官の輪郭（器官輪郭）を補正（手動補正）した超音波画像の補正結果に基づいて、他の超音波画像における器官輪郭を抽出することができる。これにより、ユーザにより手動補正された結果を反映して、他の超音波画像

30

【0124】

における器官輪郭の抽出を行うことができる。つまり、従来であれば、ユーザは、複数の超音波画像のそれぞれに対して手動補正を行う作業の手間と、その作業のための時間とが必要であったが、本発明により、その手間と時間とが軽減される。よって、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行うことができる。

【0125】

また、手動補正の結果を反映して新たな器官輪郭の抽出を行った結果、当該抽出により、最初に抽出された器官輪郭に対して所定以上大きく器官輪郭が変化した場合に、抽出された新たな器官輪郭を抽出結果とする。また、当該抽出の結果、器官輪郭が所定以上変化しなかった場合には、当該抽出を行う前の器官輪郭を抽出結果とする。これにより、最初に抽出された器官輪郭と新たに抽出された器官輪郭とのずれが大きい画像に対してのみ、新たに抽出された器官輪郭を抽出結果とすることができる。

40

【0126】

また、複数の超音波画像のうち、手動補正の結果を反映した補正結果に基づいて、さらに他の超音波画像における器官輪郭を抽出することができる。よって、短時間で複数の診断画像に対して、より正確に器官の輪郭の抽出を行うことができる。

【0127】

また、超音波診断装置による補正の対象の画像に近い位置から取得された画像に対して、当該補正の結果を反映して器官輪郭の抽出を行うことができる。

【0128】

また、手動補正の対象となった画像から近い画像から順に器官輪郭の抽出を行い、当該

50

抽出の結果を順次手動補正の対象となった画像から遠いほうの画像へ行うことができる。

【0129】

また、超音波診断装置は、血管輪郭、又は、血管の内膜の輪郭若しくは外膜の輪郭を補正することができる。

【0130】

また、当該抽出により得られる血管膜の厚さが閾値以上の範囲のみ、つまり、プラークの部分のみを、新たな血管輪郭の抽出の対象とすることができる。

【0131】

(実施の形態2)

実施の形態2の超音波診断装置および方法について、図面を参照しながら説明する。本実施の形態の超音波診断装置2は、各超音波画像における補正前あるいは補正後の血管輪郭に基づいて、血管の3次元像を構築し、表示する点において超音波診断装置1と異なる。以下では、3次元像の構築に関わる各機能について説明する。その他の機能については超音波診断装置1と同一であるので、同一符号を付記して説明を省略する。

【0132】

図9は、本実施の形態にかかる超音波診断装置2の構成を示すブロック図である。図9に示されるように、超音波診断装置2は、輪郭抽出部101、指定部102、手動補正部103、対象設定部104、補正情報生成部105、補正後輪郭メモリ202、3次元像生成部201、および、表示部203を備える。

【0133】

3次元像生成部201は、補正前輪郭preEdit、及び、補正前輪郭preEditの位置と向きとを示す位置情報locInfに基づいて血管の3次元像3dImgを生成する。位置情報locInfは、超音波画像を取得する際に、超音波画像の取得時刻と同期して、又は、取得時刻に近い時刻に取得される。例えば、位置情報locInfは、超音波画像を取得する超音波プローブの位置や向きを、磁気センサ、加速度センサ、ジャイロ、又は、カメラなどを用いて計測される。このとき、超音波プローブは、2次元画像を取得できる2Dプローブであってもよいし、3次元像を取得できる3Dプローブであってもよい。さらに、超音波プローブは、3Dプローブの中でも、プローブ内で超音波素子を揺動させながら2次元の超音波画像を連続的にスキャンする揺動プローブであってもよいし、超音波素子が2次元的に配置されたマトリクスプローブであってもよい。超音波プローブとして3Dプローブを用いる場合、プローブ自体の位置情報に加えて、超音波画像の取得時刻におけるスキャン面の位置と向きとを考慮して、最終的な位置情報が決定される。

【0134】

また、センサ等の外部手段により位置情報を取得しない場合でも3次元像を生成することが可能である。例えば、プローブを等速で一方向に移動しながら超音波画像をスキャンすれば、超音波画像間の相対的な位置関係は一定となるため、精度は低下するものの、3次元像が生成できる。また、観察対象の形状がモデル化できる場合は、モデルに合致するように3次元像を生成してもよい。一例として、頸動脈は一般的にY字型をしているため、3次元形状がY字型となるように血管輪郭を配置できる。これらの場合においては、外部手段から取得した情報ではなく、スキャン時の条件、又は、形状モデルに基づいて、位置情報locInfを決定する。

【0135】

なお、血管輪郭の補正後は、補正後輪郭postEditに基づいて3D像を再生成してもよい。また、補正後輪郭postEditは、一旦、補正後輪郭メモリ202に格納されてもよい。補正後輪郭postEditと補正前輪郭preEditでは、位置情報locInfは同一である。

【0136】

表示部203は、3次元像生成部201が生成した3次元像3dImgを表示する。

【0137】

10

20

30

40

50

図10は、3次元像3dimgを生成し、表示するまでの一連の流れを示す説明図である。図10の(a)は入力された超音波画像であり、これらの超音波画像から血管の輪郭を抽出する(図10の(b))。次に、位置情報に基づいて血管輪郭を3次元空間上に配置し(図10の(c))、生成された3次元像を表示する(図10の(d))。

【0138】

図11は、本実施の形態にかかる超音波診断装置2の第1の応用例を示す説明図である。図11の(a)は、血管輪郭の編集画面を示す。図11の(a)では、超音波診断装置2は、超音波のBモード画像1101に、頸動脈の内膜および外膜輪郭の自動抽出結果を重畳表示する。さらに、超音波診断装置2は、超音波のBモード画像1101の拡大画像1102を表示してもよい。

10

【0139】

ユーザは、本画面上で、内膜又は外膜の輪郭を必要に応じて補正する。補正は、フリーハンド、又は、図6で説明した輪郭の代表点を、ユーザの操作により画面上で移動することにより行う。図11の(b)は、血管輪郭の3次元像の表示例を示す。図11の(b)の例は、頸動脈をスキャンした例であり、Y字型をした頸動脈の3次元像が表示される。3次元像に重畳表示した四角形の枠1104は、図11の(a)に示される超音波画像のスキャン位置を示す仮想プレーンである。つまり、図11の(b)の仮想プレーンにより示される位置で頸動脈をスキャンした超音波画像が、図11の(a)に表示される。ここで、仮想プレーンを移動させることにより、画面左に表示される超音波画像を切替える、又は、超音波画像の下に配置したスライドバー1103などにより超音波画像を切替えてもよい。

20

【0140】

図12は、本実施の形態にかかる超音波診断装置2の第2の応用例を示す説明図である。図12は、内中膜が肥厚した部位を、超音波画像上、又は、3次元像上に示している。図12の(a)は、超音波画像において、内中膜の肥厚部をハイライトしている。また、図12(b)は、3次元像において、内中膜の肥厚部をハイライトしている。特に、図12の(b)のように、3次元像において内中膜の肥厚部をハイライトすることで、ユーザは疾患部位を容易に把握することができる。また、3次元像においてハイライトされた部位まで仮想プレーンを移動し、移動先の位置での超音波画像を観察するなどの使い方も可能である。

30

【0141】

図13は、本実施の形態にかかる超音波診断装置2の第3の応用例を示す説明図である。図13では、輪郭補正時の操作性を向上させるために、超音波画像を閲覧する際には図13の(a)に示すように全体像を示し、血管輪郭の補正時には図13の(b)に示すように血管領域を拡大表示する。また、3次元像としては、図13の(c)に示すような血管輪郭を俯瞰した像だけでなく、内膜境界や内中膜の肥厚を分かりやすく表示するために、血管輪郭の縦割り像や断面像を表示してもよい。また、3次元像の表示には、サーフェス・レンダリング又はボリュームレンダリングなど、一般的な技術を適用できる。

【0142】

なお、図11から図13で説明した応用例において、3次元像に関わる部分以外は、超音波診断装置1でも実現可能である。

40

【0143】

なお、内膜輪郭と外膜輪郭との間で、又は、輪郭の補正前と補正後との間で、輪郭の表示色などを変更することにより、形状又はステータスの視認性を向上させるようにしてもよい。また、ユーザが輪郭を自動補正するかどうかを設定することが可能となるようにしてもよい。

【0144】

また、手動編集および自動編集後の輪郭頂点の位置を別途保存しておき、同一の入力超音波画像を再度診断する際には、前回の編集情報を反映した輪郭を表示するなどしてもよい。また、プラークの経年変化の観察など、同一領域を何度も観察する際には、前回観察

50

時のプラーク形状を表示して比較できるようにしてもよい。

【0145】

以上では、診断部位として主に頸動脈について説明したが、本発明の超音波診断装置および方法は、他の血管にも適用可能である。例えば、動脈硬化の頻発部位である、腹部大動脈や下肢動脈、椎骨動脈、鎖骨下動脈などにも適用できる。更には、原理的には任意の管状の臓器に適用可能である。

【0146】

また、対象となる入力画像についても、超音波画像に限定されるものではなく、CT (Computed Tomography) やMRI (Magnetic Resonance Imaging) などにより取得した画像でもよい。また、CTやMRIは3次元像が容易に得られるため、これらのモダリティで取得した血管の3次元形状に対して超音波画像をマッピングして超音波の3次元像を構築してもよい。

10

【0147】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置によれば、超音波診断装置が補正した後の血管輪郭を組み合わせて、血管の3次元像を生成することができる。ユーザは、血管の3次元形状を見ることにより、より直感的に器官の輪郭を捉えることができる。

【0148】

(実施の形態3)

実施の形態3の超音波診断装置および方法について、図面を参照しながら説明する。本実施の形態の超音波診断装置3は、各超音波画像における補正後の血管輪郭が複数存在し、それらが互いに重なり合っているときに、重なり合っている複数の血管輪郭を統合して1つの血管輪郭とする点において超音波診断装置1と異なる。以下では、血管輪郭の統合に関わる各機能について説明する。その他の機能については超音波診断装置1と同一であるので、同一符号を付記して説明を省略する。

20

【0149】

図14は、実施の形態3において想定する状況の説明図である。図14の(a)は、血管1、血管2及び血管3からなる、分岐を有する形状の血管(Y字形状の血管)を示す図である。このようなY字形状の血管は、例えば、人間の頸動脈などに存在する。このようなY字形状の血管において、超音波診断装置により取得される断面1401の超音波画像は、図14の(b)のようになる。断面1401は、血管1及び血管2の2つの血管を含むが、図14の(b)の超音波画像において血管の輪郭を取得すると、2つの血管のうちの一方だけの輪郭が検出される場合がある。このように検出された輪郭を用いて血管の形状を形成すると、例えば、図14の(c)のように、分岐点から先の血管1の形状が欠落したものとなる。

30

【0150】

本実施の形態における超音波診断装置によれば、このように輪郭が検出されなかった(輪郭の検出に失敗した)血管を含む、正しい血管の形状を取得することができる。

【0151】

図15は、本実施の形態にかかる超音波診断装置3の構成を示すブロック図である。図15に示されるように、超音波診断装置3は、指定部102Aと手動補正部103Aとを備える。また、超音波診断装置3は、輪郭抽出部101の内部に、合流判定部101Aを有する。輪郭抽出部101を除く機能ブロックは、超音波診断装置1と同様であるので、説明を省略する。

40

【0152】

指定部102Aは、血管輪郭を手動補正するフレーム(手動補正対象画像)を指定するための指定情報と、当該フレームに対する補正の内容を示す補正情報とを、ユーザから受け付ける。ここで、指定部102Aは、輪郭抽出部101で抽出されなかった血管の輪郭を示す情報を、補正情報として受け付ける。例えば、図14の(b)の例において、指定部102Aは、「未検出の輪郭」と記載した輪郭の情報を補正情報として受け付ける。

【0153】

50

手動補正部 103A は、指定部 102A がユーザから受け付けた指定情報により指定されるフレームの血管輪郭を、ユーザから受け付けた補正情報に基づいて補正し、補正結果を補正後輪郭メモリ 106 に格納する。また、手動補正部 103A は、手動補正したフレームの識別情報を対象設定部 104 に入力する。ここで、手動補正部 103A は、補正情報に含まれる、輪郭抽出部 101 で抽出されなかった血管の輪郭を示す情報に基づいて、当該血管の輪郭を形成することにより、補正する。

【0154】

合流判定部 101A は、輪郭抽出部 101 が抽出した輪郭を取得し、その輪郭が複数あり、しかも、複数の輪郭が互いに重なり合っている場合に、重なり合った複数の輪郭を統合することにより 1 つの輪郭を形成する。そして、形成した輪郭を、補正後輪郭 post Edit として補正後輪郭メモリ 106 に保存する。

10

【0155】

図 16 は、本実施の形態にかかる超音波診断装置 3 の補正情報と指定情報との説明図である。指定部 102A は、超音波画像において輪郭抽出部 101 で抽出されなかった血管の輪郭を、追加する輪郭として含む補正情報をユーザから受け付ける（図 16 の（a））。また、指定部 102A は、血管輪郭を手動補正するフレーム（手動補正対象画像）を指定するための指定情報をユーザから受け付ける。（図 16 の（b））。これらの補正情報と指定情報とを用いて、実施の形態 1 と同様に血管の輪郭を補正する。

【0156】

図 17 は、実施の形態 3 にかかる合流処理のフローチャートである。

20

【0157】

ステップ S1701 において、合流判定部 101A は、超音波画像に複数の血管の輪郭が含まれているかどうかを判定する。ここで、複数の血管とは、指定部 102A がユーザから受け付けた補正情報に基づいて追加される血管を含む。複数の血管の輪郭が含まれていると判定した場合には、ステップ S1702 へ進む。複数の血管の輪郭が含まれていない判定した場合には、合流処理を終了する。

【0158】

ステップ S1702 において、合流判定部 101A は、複数の血管の輪郭のうち、互いに重なり合う輪郭があるかどうかを判定する。互いに重なり合う輪郭があると判定した場合には、ステップ S1703 へ進む。互いに重なり合う輪郭がないと判定した場合には、合流処理を終了する。

30

【0159】

ステップ S1703 において、合流判定部 101A は、互いに重なり合っている複数の血管の輪郭を統合することにより、1 つの輪郭を生成する。

【0160】

図 18 は、本実施の形態にかかる合流処理の説明図である。

【0161】

図 18 に示されるフレーム 1801、1802、1803、1803A、1804 及び 1805 は、空間的に連続する位置から取得された超音波画像である。また、図 18 では、これらのフレームに含まれる血管の輪郭を、模式的に表している。超音波診断装置 3 は、フレーム 1801 から 1805 へ向かって、輪郭の補正を行う。

40

【0162】

フレーム 1801 及び 1802 のそれぞれには、血管 1 の輪郭と、血管 2 の輪郭とが存在している。また、血管 1 の輪郭と、血管 2 の輪郭とは、互いに重なり合うことなく存在している。これらのフレームに対して、超音波診断装置 3 が上記の合流判定を行うと、ステップ S1702 で互いに重なり合う輪郭がないと判定するので、合流処理を終了する。

【0163】

フレーム 1803 には、血管 1 の輪郭と、血管 2 の輪郭とが、互いに重なり合うようにして存在している。このフレームに対して、超音波診断装置 3 が上記の合流判定を行うと、ステップ S1703 において、重なり合っている血管 1 及び血管 2 の輪郭を統合し、1

50

つの輪郭を生成する。生成された輪郭を、フレーム 1803A に示す。なお、例えば、輪郭内の面積に対する重なり領域の面積の割合が閾値を超えた場合に合流したと判定するとしてもよい。

【0164】

フレーム 1804 には、血管 1 の輪郭と、血管 2 の輪郭とが、フレーム 1803 よりも大きく重なるように、互いに重なり合うようにして存在している。超音波診断装置 3 は、上記のとおりフレーム 1803A の 1 つの輪郭を生成した後であるので、フレーム 1803A の 1 つの輪郭を初期輪郭として探索処理を行うことにより、血管輪郭を生成する。

【0165】

フレーム 1805 には、血管 3 の輪郭が存在している。超音波診断装置 3 は、フレーム 1804 の 1 つの輪郭を初期輪郭として探索処理を行うことにより、血管輪郭を生成する。

【0166】

以上のようにして、超音波診断装置 3 は、血管 1 及び血管 2 の 2 つの輪郭が存在している超音波画像 1801 から、血管 3 の 1 つの輪郭が存在している超音波画像 1805 までに渡って、血管輪郭を正しく生成することができる。

【0167】

上記の血管輪郭の生成と合流とを応用することにより、ユーザにより指定された輪郭情報を用いて Y 字形状の血管を抽出することができる。

【0168】

図 19 は、実施の形態 3 にかかる血管の抽出処理の説明図である。

【0169】

図 19 の (a) は、複数の超音波画像における Y 字形状の血管の輪郭を、ユーザにより指定された 3 つの血管の輪郭から生成する例を示す。ユーザは、複数の超音波画像を閲覧し、Y 字形状の血管のうち、位置 1901、1902 及び 1903 で示される血管輪郭を指定する。なお、人間における頸動脈のように、Y 字形状の血管が存在するおおまかな位置はわかっているので、ユーザは、Y 字形状の血管の分岐部分を含むように複数の超音波画像を取得することができる。

【0170】

超音波診断装置 3 は、位置 1901、1902 及び 1903 のそれぞれから、血管の走行方向の前後のそれぞれの向きに、血管輪郭の生成を行う。なお、例えば、最初に位置 1901 及び 1903 のそれぞれから血管輪郭の生成を行い、その後、位置 1902 からの血管輪郭の生成を行う場合に、合流処理が行われる。ここで、位置 1901、1902 及び 1903 のそれぞれは、血管の分岐部に近い位置に設定されるほど、正確に Y 字形状の血管の輪郭を正確に生成することができる。

【0171】

図 19 の (b) は、複数の超音波画像における Y 字形状の血管の輪郭を、特定の超音波画像において、ユーザにより指定された 3 つの血管の輪郭から生成する例を示す。特定の超音波画像とは、複数の超音波画像のうち、血管の走行方向において端部の超音波画像のことである。この場合にも、血管輪郭の生成の処理と、合流処理とは、図 19 の (a) の場合と同様に行われる。図 19 の (b) の方法では、ユーザが超音波画像を指定する必要がないので、ユーザの手間を少なくすることができる。

【0172】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置によれば、超音波診断装置により最初に抽出されなかった血管輪郭を、ユーザの指定により新たに形成することができる。

【0173】

また、ユーザの指定により新たに形成された血管輪郭が、他の血管輪郭と重なり合う場合に、それらの血管を 1 つの血管と捉えて血管輪郭を形成することができる。

【0174】

また、ユーザの指定により、超音波診断装置により抽出されなかった Y 字形状の血管輪

10

20

30

40

50

郭を新たに形成することができる。

【0175】

(実施の形態4)

上記各実施の形態で示した輪郭抽出方法を実現するためのプログラムを、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録するようにすることにより、上記実施の形態で示した処理を、独立したコンピュータシステムにおいて簡単に実施することが可能となる。

【0176】

図26は、上記各実施の形態の輪郭抽出方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図である。

10

【0177】

図26の(b)は、フレキシブルディスクの正面からみた外観、断面構造、及びフレキシブルディスクを示し、図26の(a)は、記録媒体本体であるフレキシブルディスクの物理フォーマットの例を示している。フレキシブルディスクFDはケースF内に内蔵され、該ディスクの表面には、同心円状に外周からは内周に向かって複数のトラックTrが形成され、各トラックは角度方向に16のセクタSeに分割されている。従って、上記プログラムを格納したフレキシブルディスクでは、上記フレキシブルディスクFD上に割り当てられた領域に、上記プログラムが記録されている。

【0178】

また、図26の(c)は、フレキシブルディスクFDに上記プログラムの記録再生を行うための構成を示す。輪郭抽出方法を実現する上記プログラムをフレキシブルディスクFDに記録する場合は、コンピュータシステムCsから上記プログラムをフレキシブルディスクドライブを介して書き込む。また、フレキシブルディスク内のプログラムにより輪郭抽出方法を実現する上記輪郭抽出方法をコンピュータシステム中に構築する場合は、フレキシブルディスクドライブによりプログラムをフレキシブルディスクから読み出し、コンピュータシステムに転送する。

20

【0179】

なお、上記説明では、記録媒体としてフレキシブルディスクを用いて説明を行ったが、光ディスクを用いても同様に行うことができる。また、記録媒体はこれに限らず、ICカード、ROMカセット等、プログラムを記録できるものであれば同様に実施することができる。

30

【0180】

なお、図1の超音波診断装置のブロックは典型的には集積回路であるLSI (Large Scale Integration) として実現される。これらは個別に1チップ化されても良いし、一部又は全てを含むように1チップ化されても良い。

【0181】

ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC (Integrated Circuit)、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。

【0182】

また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。例えば、GPU (Graphic Processing Unit) などのグラフィクス処理用の専用回路が使用できる。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA (Field Programmable Gate Array) や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリプログラマブル・プロセッサを利用しても良い。

40

【0183】

さらには、半導体技術の進歩又は派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。バイオ技術の適応等が可能性としてありえる。

50

【0184】

また、図1の超音波診断装置の各手段は、インターネットやLAN（Local Area Network）などのネットワークを介して接続してもよい。例えば、ネットワーク上のサーバや蓄積デバイスに保持された超音波画像を読み込む構成などが可能である。さらに、各手段の機能追加などをネットワーク経由で行ってもよい。

【0185】

また、上記各実施の形態における超音波診断装置は、例えば、図27に示される超音波診断装置3として実現される。

【産業上の利用可能性】

【0186】

本発明に係る超音波診断装置および輪郭抽出方法によれば、空間的に連続する複数枚の超音波画像から自動的に抽出した血管膜の輪郭を補正する際に、ユーザが1枚の画像の輪郭を手動で補正すると、手動補正結果に基づいて近接する超音波画像の輪郭を自動的に補正することで、血管輪郭の補正に要する時間を大幅に低減できる。ゆえに、本発明に係る超音波診断装置および方法は、動脈硬化など血管膜の厚みの測定が必要な診断における検査時間を低減できることから、特に医療診断機器産業において特に高い利用可能性をもつ。

【符号の説明】

【0187】

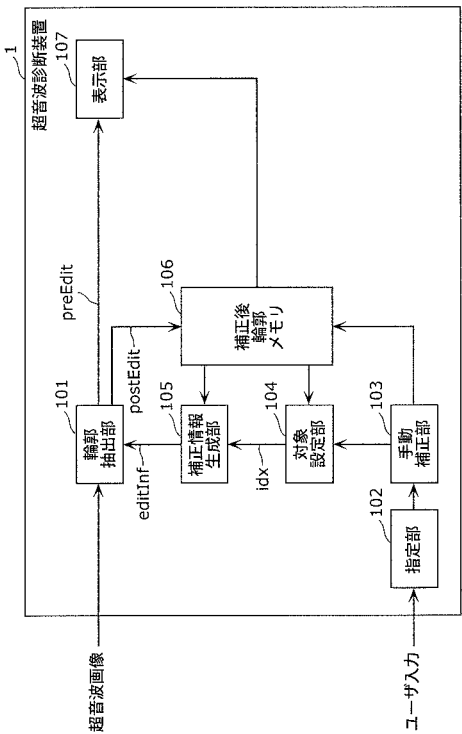
1、2、3、1700、2300	超音波診断装置
101、1701、2301	輪郭抽出部
101A	合流判定部
102、102A、1702、2302	指定部
103、103A、1703、2303	手動補正部
104	対象設定部
105	補正情報生成部
106、202、1704、2304	補正後輪郭メモリ
107、203、1705、2305	表示部
201	3次元像生成部
1101	Bモード画像
1102	拡大画像
1103	スライドバー
1104	枠

10

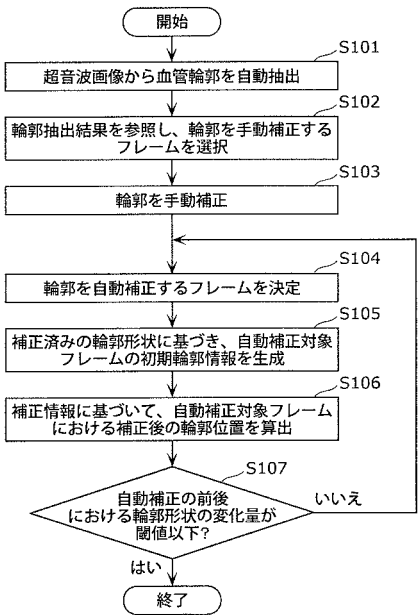
20

30

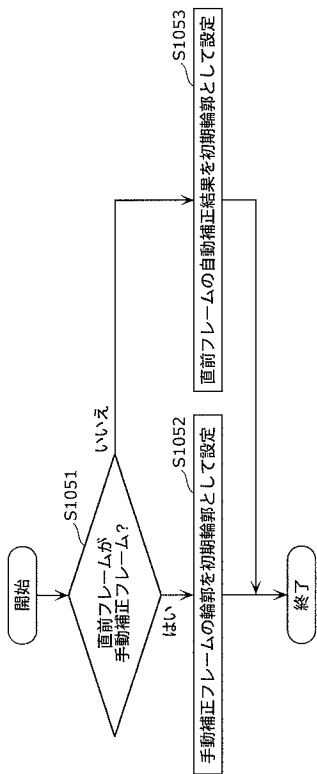
【図 1】



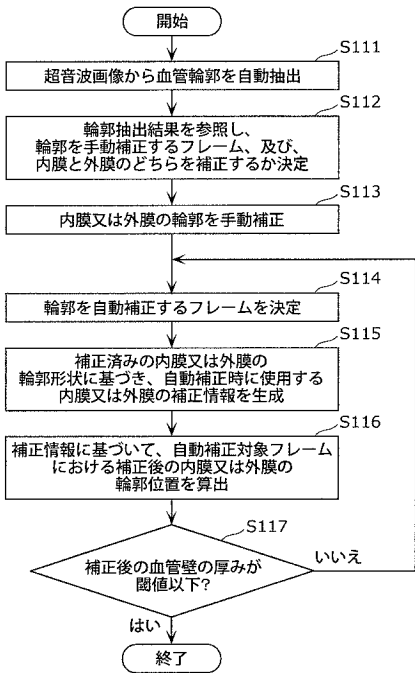
【図 2】



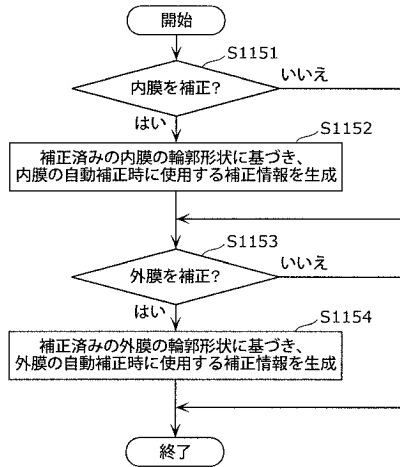
【図 3】



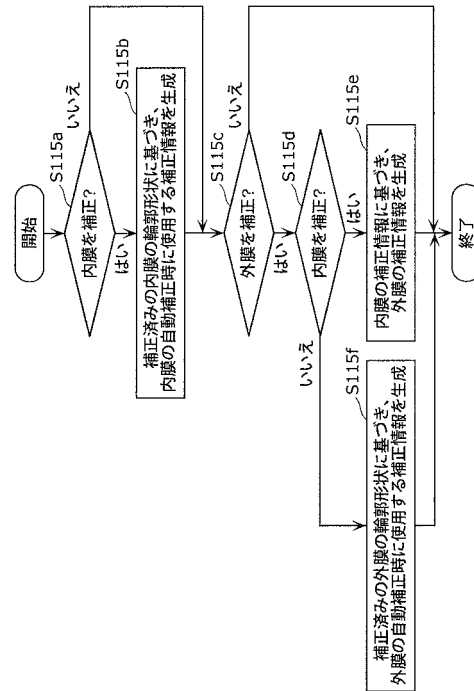
【図 4】



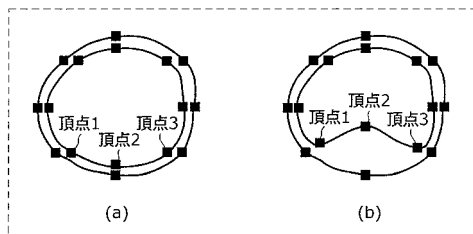
【図 5 A】



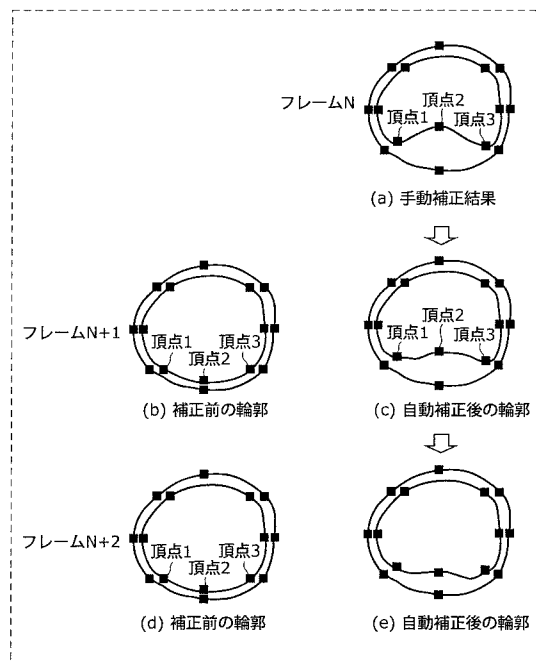
【図 5 B】



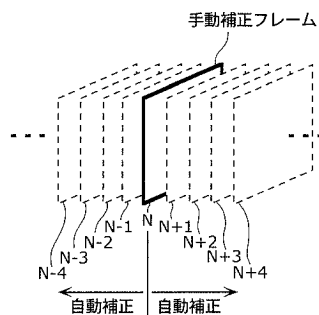
【図 6】



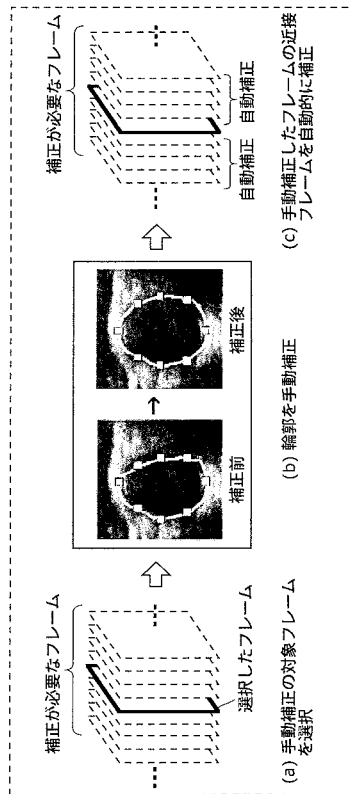
【図 7 B】



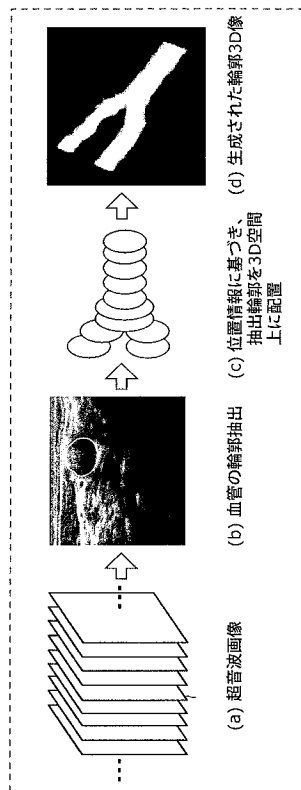
【図 7 A】



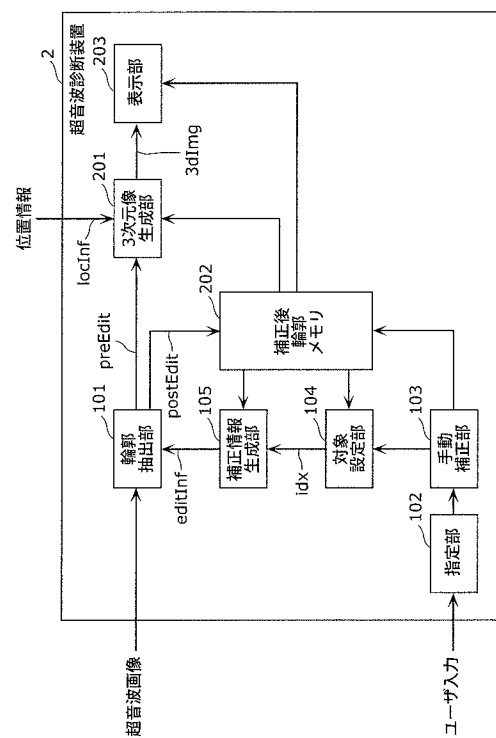
【図 8】



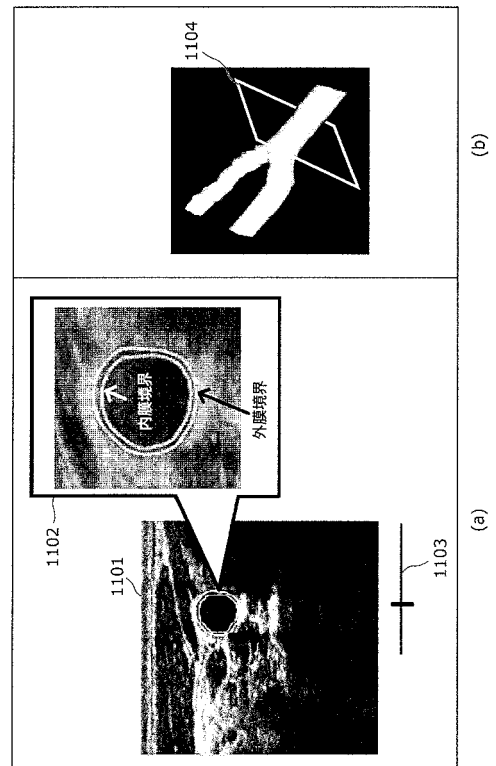
【図 10】



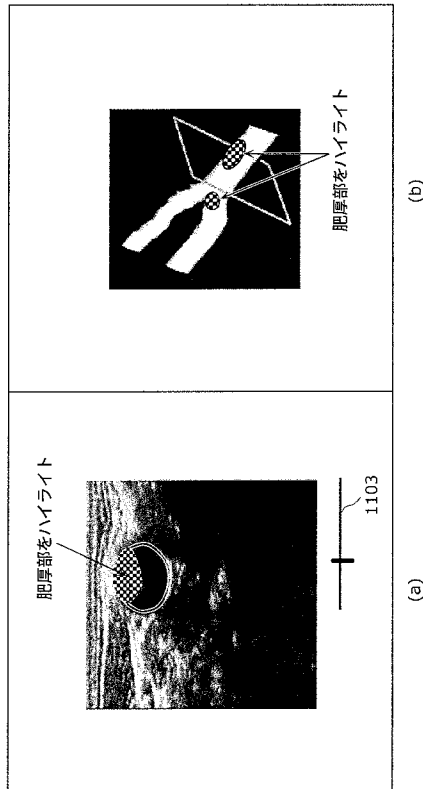
【図 9】



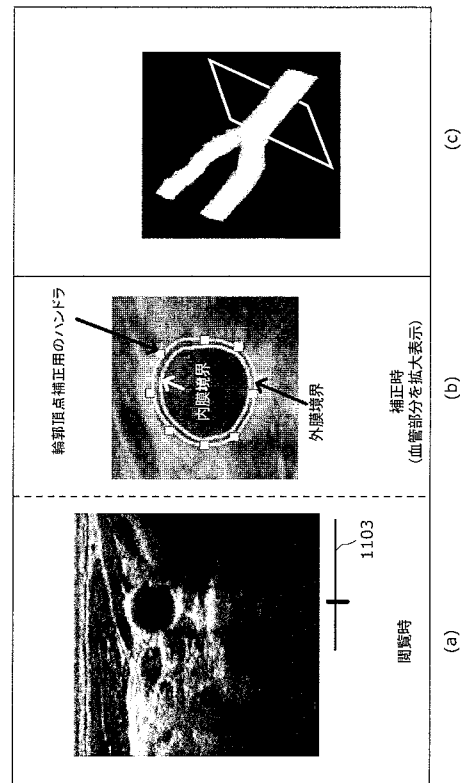
【図 11】



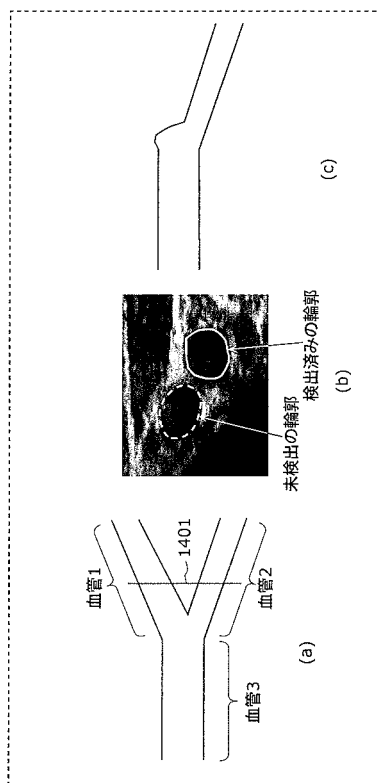
【図 1 2】



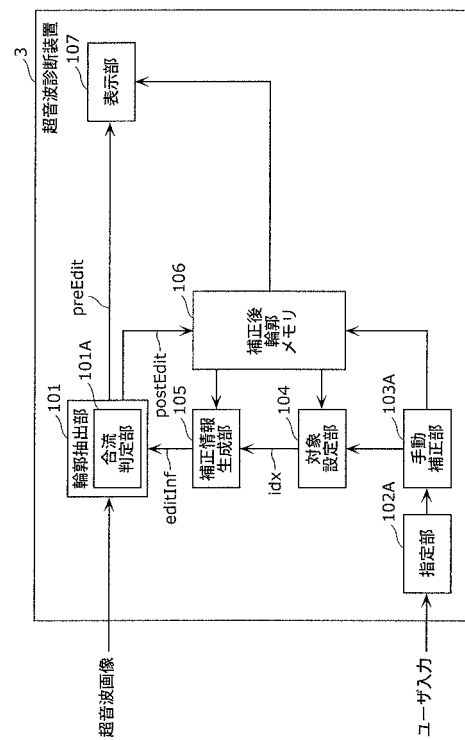
【図 1 3】



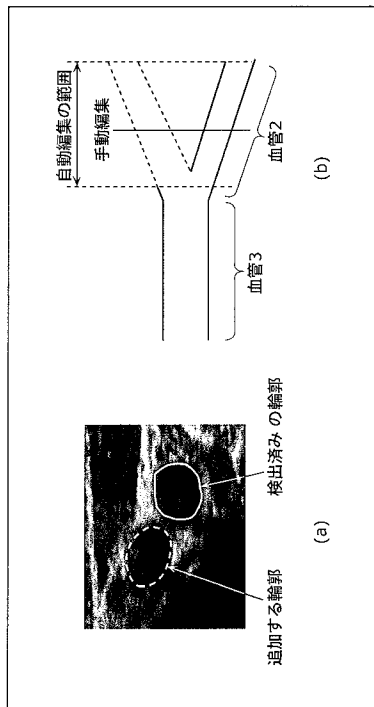
【図 1 4】



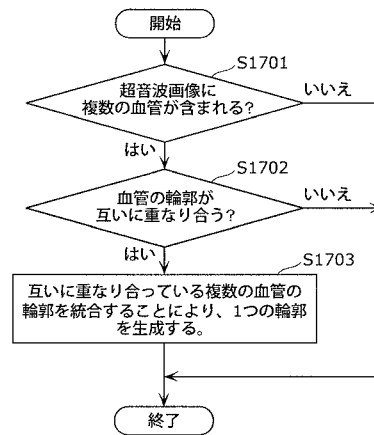
【図 1 5】



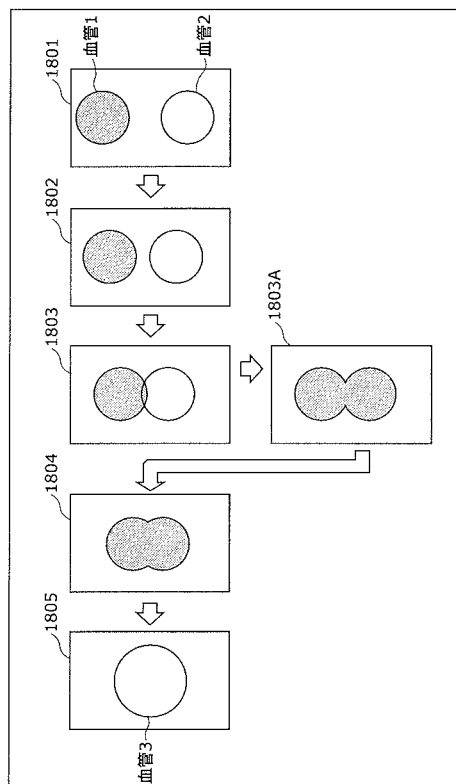
【図 16】



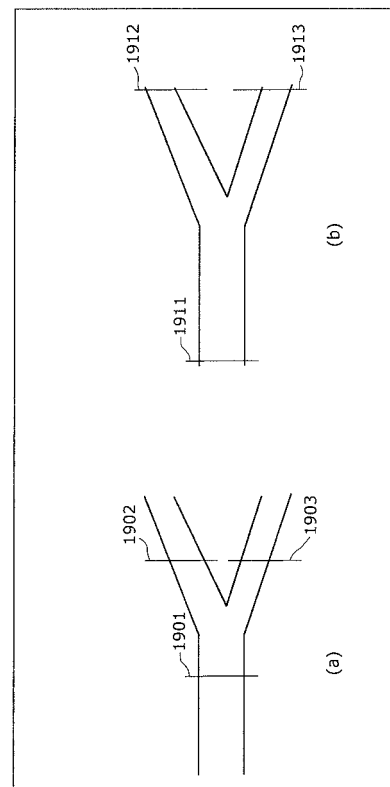
【図 17】



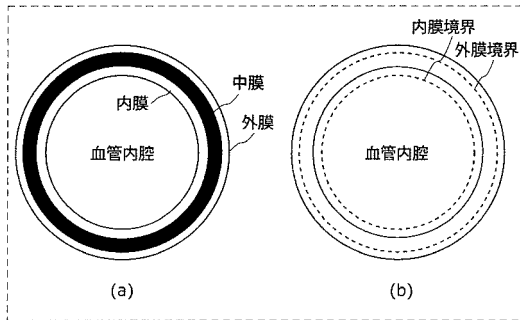
【図 18】



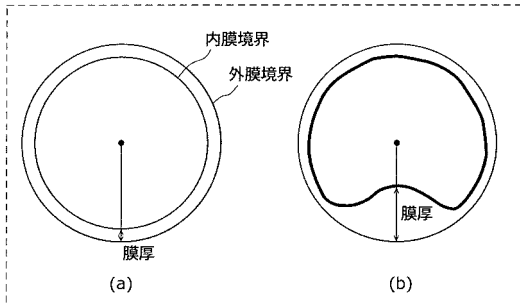
【図 19】



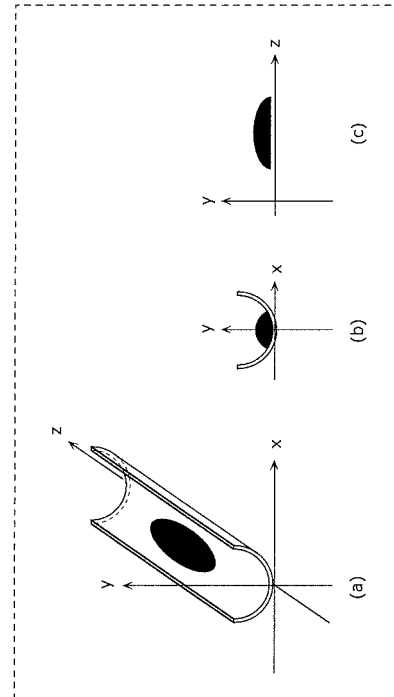
【図 20】



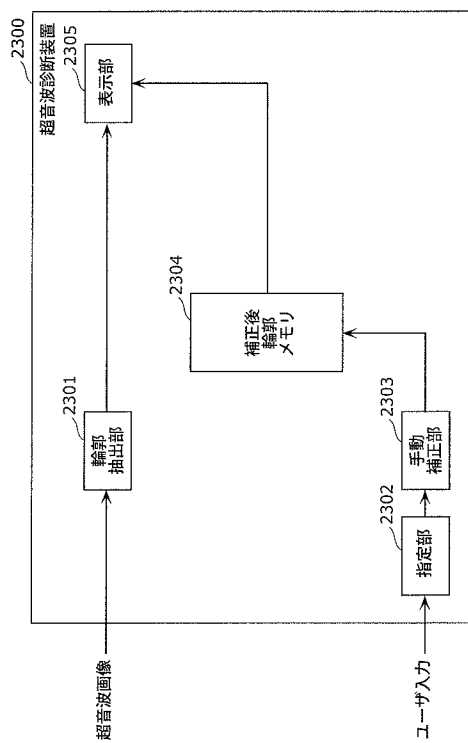
【図 21】



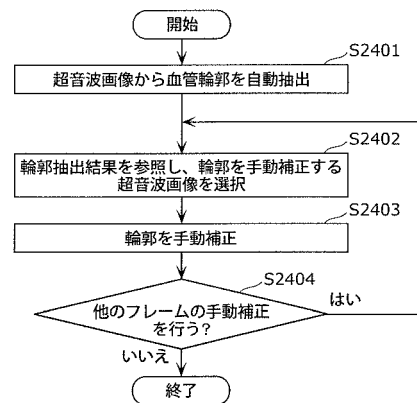
【図 22】



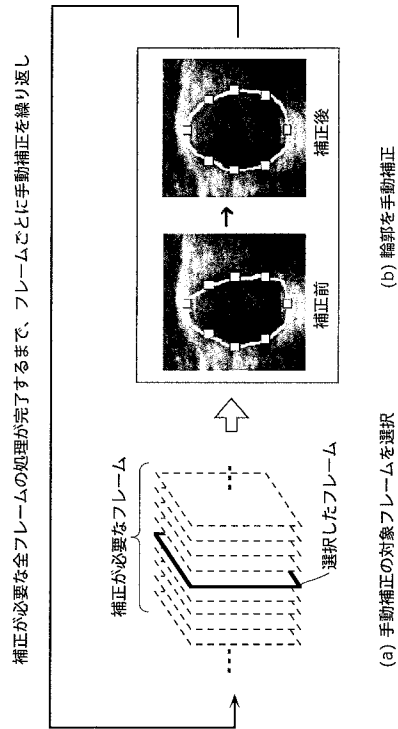
【図 23】



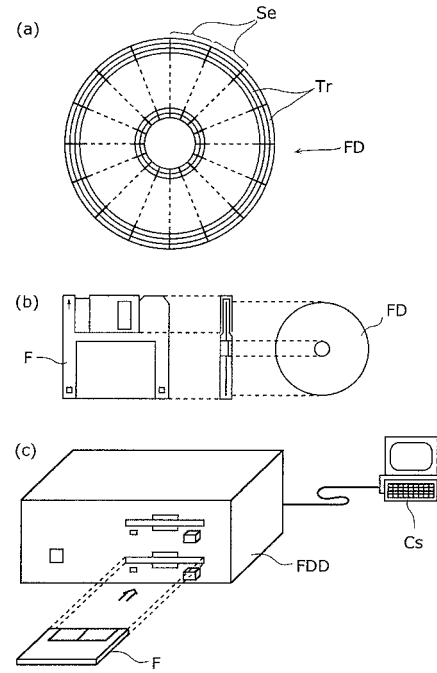
【図 24】



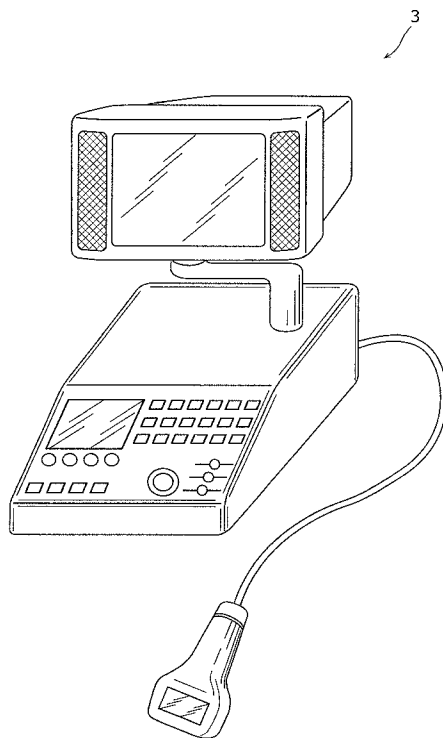
【図 25】



【図 26】



【図 27】



【手続補正書】

【提出日】平成25年7月10日(2013.7.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭のうちユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定部と、

前記指定部が受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽出部が抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正部とを備え、

前記輪郭抽出部は、さらに、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に隣接する画像を対象画像とし、前記対象画像に対して、前記輪郭補正部が補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報を初期輪郭として探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

超音波診断装置。

【請求項 2】

(削除)

【請求項 3】

(削除)

【請求項 4】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の像から抽出した前記器官の輪郭の形状に対して、前記探索処理により得られた輪郭の形状が所定以上変化した場合に、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記輪郭抽出部は、さらに、

前記対象画像に対する前記探索処理により得られた前記新たな輪郭を示す情報を初期輪郭情報として、前記複数の超音波画像のうちの画像であって、前記手動補正対象画像及び前記対象画像とは異なる新たな対象画像に対して、前記新たな対象画像に含まれる前記輪郭を探索する探索処理を行い、当該探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 1 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記対象画像に隣接する画像である前記新たな対象画像に対して前記探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に近い画像から順に、当該画像を

前記新たな対象画像として前記探索処理を行い、

当該探索処理は、直前の探索処理によって抽出された前記器官の輪郭を示す情報を初期輪郭として行われる

請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の像から抽出した前記器官の輪郭の形状に対して、当該探索処理により得られた輪郭の形状が所定以上変化しなくなるまで探索処理を行う

請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の輪郭として、血管膜の輪郭を抽出する

請求項 1、4～8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記輪郭抽出部は、

前記器官の輪郭として、血管膜の内膜又は外膜の輪郭を抽出する

請求項 1、4～9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記輪郭抽出部は、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像が取得された位置に近い位置から取得された画像から順に、当該画像を前記新たな対象画像として前記探索処理を行い、

当該探索処理は、当該探索処理により得られた前記内膜の輪郭と前記外膜の輪郭との間の距離が閾値以下となるまで行われる

請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波診断装置は、さらに、

前記複数の超音波画像のそれぞれに対して前記輪郭抽出部が抽出した前記器官の輪郭を、超音波画像が取得された位置に基づいて統合することで、前記器官の 3 次元像を生成する 3 次元像生成部を備える

請求項 1、4～11 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記指定部は、

前記手動補正対象画像に含まれる前記器官の像の輪郭を示す追加輪郭情報を、前記補正情報として前記ユーザから受け付け、

前記輪郭補正部は、

前記手動補正対象画像において前記補正情報に基づいて前記輪郭を形成することで前記補正を行う

請求項 1、4～12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記輪郭抽出部は、さらに、

前記補正又は形成後の複数の前記輪郭が互いに重なり合う場合に、重なり合った複数の前記輪郭を統合することで 1 つの輪郭を形成し、形成した前記輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記指定部は、

前記器官の像を 1 つ含む画像である第一画像、及び、前記器官の像を 2 つ含む画像である第二画像を前記手動補正対象画像として指定するための前記指定情報と、前記第一画像に含まれる 1 つの前記器官の像の輪郭、及び、前記第二画像に含まれる 2 つの前記器官の像の輪郭を示す前記追加輪郭情報を前記補正情報として受け付け、

前記輪郭補正部は、

前記第一画像及び前記第二画像のそれぞれにおいて、前記補正情報に基づいて前記輪郭を形成することで前記補正を行う

請求項 13 又は 14 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

超音波診断装置における輪郭抽出方法であって、

空間的に連続する位置から取得された複数の超音波画像のそれぞれに含まれる器官の像から前記器官の輪郭を抽出する輪郭抽出ステップと、

前記輪郭抽出ステップで抽出した前記輪郭に対してユーザが手動補正を行う対象である前記輪郭を含む手動補正対象画像を、前記複数の超音波画像の中から指定するための指定情報と、前記手動補正の内容を示す補正情報とを、前記ユーザから受け付ける指定ステップと、

前記指定ステップで受け付けた前記指定情報により指定される前記手動補正対象画像に対して、前記輪郭抽出ステップで抽出した前記輪郭を前記補正情報に基づいて補正する輪郭補正ステップとを含み、

前記輪郭抽出ステップでは、さらに、

前記複数の超音波画像のうち、前記手動補正対象画像に隣接する画像を対象画像とし、前記対象画像に対して前記輪郭補正ステップで補正した後の前記手動補正対象画像に含まれる前記輪郭を示す情報を初期輪郭として探索処理を行い、前記探索処理により得られた輪郭を前記新たな輪郭として抽出する

輪郭抽出方法。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の輪郭抽出方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/008146

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(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)

A61B8/00

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X	JP 2008-142519 A (Aloka Co., Ltd.), 26 June 2008 (26.06.2008), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0037] to [0040]; fig. 11 to 13 & US 2008/0114244 A1 & EP 1923839 A1	1-17
A	JP 2002-224116 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 13 August 2002 (13.08.2002), entire text; all drawings & US 2002/0102023 A1	1-17
A	JP 2000-296129 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 October 2000 (24.10.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-17

☒ 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
09 January, 2013 (09.01.13)Date of mailing of the international search report
22 January, 2013 (22.01.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/008146

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-164834 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 June 1999 (22.06.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-17
A	JP 7-178090 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 18 July 1995 (18.07.1995), all drawings (Family: none)	1-17

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 8 1 4 6													
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(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. A61B8/00															
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2013年														
日本国実用新案登録公報	1996-2013年														
日本国登録実用新案公報	1994-2013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 請求項の番号													
X	JP 2008-142519 A (アロカ株式会社) 2008.06.26, 全文, 全図, 特に段落 [0037]-[0040], 第 11-13 図参照 & US 2008/0114244 A1 & EP 1923839 A1	1-17													
A	JP 2002-224116 A (松下電器産業株式会社) 2002.08.13, 全文, 全図 & US 2002/0102023 A1	1-17													
A	JP 2000-296129 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.10.24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-17													
A	JP 11-164834 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.06.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-17													
☒ 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。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「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	「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	「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	「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	「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)	「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	「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献	「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「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	「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														
「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	「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														
「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)	「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														
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献														
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 09.01.2013		国際調査報告の発送日 22.01.2013													
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) 宮川 哲伸	2Q 9208												
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 8 1 4 6
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 請求項の番号
A	JP 7-178090 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1995.07.18,,全図 (ファミリーなし)	1-17

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, JP, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD14 DE05 EE09 EE11 JC09 JC26 JC33 KK22 KK31
KK44 LL38

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备和轮廓提取方法		
公开(公告)号	JPWO2013094205A1	公开(公告)日	2015-04-27
申请号	JP2013550125	申请日	2012-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	遠間正真 大宮淳 田路文平		
发明人	遠間 正真 大宮 淳 田路 文平		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/DE05 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/LL38		
优先权	2011279425 2011-12-21 JP		
其他公开文献	JP6020467B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

轮廓提取单元 (101) 从从空间连续位置获取的多个超声波图像的每一个中包含的器官的图像中提取器官的轮廓, 以及轮廓提取单元 (101) 提取的轮廓。 另一方面, 从用户接收用于指定包括多个轮廓的手动校正目标图像的指定信息, 该轮廓是从用户手动校正的目标, 该轮廓是由用户手动校正的目标, 并且指示手动校正的内容的校正信息。 对于由指定单元 (102) 指定的手动校正目标图像和由指定单元 (102) 接收的指定信息, 手动校正单元基于校正信息校正由轮廓提取单元 (101) 提取的轮廓。 (103), 轮廓提取单元 (101), 还基于表示多个超声波图像中的, 由手动校正单元 (103) 手动校正后的, 包含在手动校正目标图像中的轮廓的信息, 目标图像中包括的与校正目标图像不同的新图像 提取垂直轮廓。

