

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-18851  
(P2020-18851A)

(43) 公開日 令和2年2月6日(2020.2.6)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/14 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/14	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2019-139412 (P2019-139412)	(71) 出願人	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	令和1年7月30日(2019.7.30)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	201810856451.3	(72) 発明者	チェン チー 中国北京市朝阳区酒仙橋北路甲10号院2 05号楼1至3層 佳能医療系統(中国) 有限公司内
(32) 優先日	平成30年7月31日(2018.7.31)	(72) 発明者	ターン チェ 中国北京市朝阳区酒仙橋北路甲10号院2 05号楼1至3層 佳能医療系統(中国) 有限公司内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	中国 (CN)		

最終頁に続く

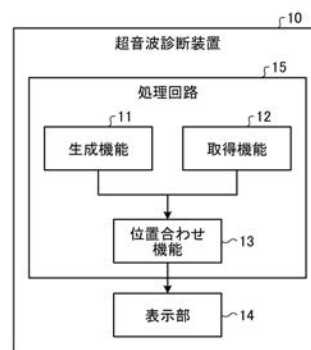
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】画像位置合わせの操作を容易にするとともに、画像位置合せの精度を向上させること。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置は、生成部と、取得部と、位置合わせ部と、表示部とを備える。生成部は、超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて第1画像を生成する。取得部は、医用画像診断装置により生成された第2画像を取得する。位置合わせ部は、第1画像と第2画像とを位置合わせする。表示部は、位置合わせ後の画像を表示する。位置合わせ部は、第1画像と第2画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、複数の相対位置のそれぞれに対応する第1画像と第2画像との類似度を算出し、類似度の算出結果に基づいて、複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する類似度を再度算出する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて第 1 画像を生成する生成部と、  
医用画像診断装置により生成された第 2 画像を取得する取得部と、  
前記第 1 画像と前記第 2 画像とを位置合わせする位置合わせ部と、  
位置合わせ後の画像を表示する表示部とを備え、  
前記位置合わせ部は、

前記第 1 画像と前記第 2 画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、前記  
複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第 1 画像と前記第 2 画像との類似度を算出し、  
前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対  
位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出する、超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記位置合わせ部は、

前記第 1 画像に含まれる部位、又は、前記第 1 画像の診断目的に応じて、前記所定の範  
囲を絞り込み、絞り込まれた範囲で、前記位置合わせを行う、請求項 1 に記載の超音波診  
断装置。

**【請求項 3】**

前記相対位置は、前記第 2 画像に対する前記第 1 画像の回転角及び移動距離の少なくと  
も一方で示される位置である、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記第 1 画像は、二次元画像、三次元画像、及び動画像のいずれか一方であり、  
前記第 2 画像は、三次元画像と動画像のいずれか一方である、請求項 1 ~ 3 のいずれか  
1 つに記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記位置合わせ部は、前記類似度を算出する前処理として、少なくとも前記第 1 画像に  
描出された構造物の強調処理を行う、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装  
置。

**【請求項 6】**

前記位置合わせ部は、

前記類似度の算出結果における類似度の高い 1 つ以上の相対位置を使用し、最適類似度  
及び当該最適類似度に対応する最適相対位置を算出し、

30

前記類似度の算出結果と前記最適類似度の算出結果とを使用して、前記複数の相対位置  
を更新する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記位置合わせ部は、

グローバル最適化アルゴリズムで前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第 1 画  
像と前記第 2 画像との類似度を算出し、

ローカル最適化アルゴリズムで前記最適類似度及び前記最適相対位置を算出し、

前記グローバル最適化アルゴリズムで前記複数の相対位置を更新する、請求項 6 に記載  
の超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

前記グローバル最適化アルゴリズムは、粒子群最適化法及び遺伝的アルゴリズムのい  
ずれか 1 つであり、

前記ローカル最適化アルゴリズムは、滑降シンプレックス法、Powell 法、最急降  
下法、共役勾配法、準ニュートン法、およびレーベンバーグ・マーカート法のいずれか 1  
つである、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記位置合わせ部は、

前記類似度が所定レベルに到達するまで、前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前  
記第 1 画像と前記第 2 画像との類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記

50

複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出する処理を繰り返して実行する、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて第 1 画像を生成し、

医用画像診断装置により生成された第 2 画像を取得し、

前記第 1 画像と前記第 2 画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第 1 画像と前記第 2 画像との類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出することにより、前記第 1 画像と前記第 2 画像との位置合わせを実行し、

位置合わせ後の画像を表示する、

ことを含む、画像処理方法。

10

【請求項 11】

医用画像診断装置又は画像処理装置により生成された第 1 画像及び第 2 画像を取得する取得部と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像とを位置合わせする位置合わせ部とを備え、

前記位置合わせ部は、

前記第 1 画像と前記第 2 画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第 1 画像と前記第 2 画像との類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出する、画像処理装置。

20

【請求項 12】

医用画像診断装置又は画像処理装置により生成された第 1 画像及び第 2 画像を取得し、

前記第 1 画像と前記第 2 画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第 1 画像と前記第 2 画像との類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出することにより、前記第 1 画像と前記第 2 画像との位置合わせを実行する、

ことを含む、画像処理方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置や医用画像処理装置において、超音波画像 (U l t r a s o u n d i m a g e) と、CT (C o m p u t e d T o m o g r a p h y : コンピュータ断層撮影) 画像、MRI (M a g n e t i c r e s o n a n c e i m a g i n g : 核磁気共鳴画像法) 画像などの医用画像とを位置合わせする (r e g i s t r a t i o n) ことにより、医者が腫瘍などの目標疾病を認識することを効果的に支援することが可能である。また、超音波画像はリアルタイム性と利便性の特徴があるため、超音波とMRIやCT画像とを融合 (f u s i o n) する画像処理方式が流行している。

40

【0003】

ここで、超音波画像とCT/MRI画像との位置合わせとは、簡単にいえば、精確な画像回転 (R o t a t i o n) 量と平行移動 (T r a n s l a t i o n) 量を検索することにより、超音波画像の位置とCT/MRI画像の位置とを合わせるというものである。超音波画像とCT/MRI画像との位置合わせは、実際には、超音波画像空間からCT/MRI画像空間までの最適なマッピングを探す過程である。

【0004】

50

一般的に、超音波走査プローブの走査範囲は限界があるため、一つの超音波画像のデータは、様々な走査角度から走査して得る可能性があり、また、例えばある器官の一部の体積等の小視野（FOV：Field of Vision）のみを含む。従って、大きい検索範囲で画像の回転量と平行移動量とを検索して超音波画像とCT/MRI画像との位置合わせを行う必要がある。

【0005】

位置合わせ時の画像検索範囲を絞り込む技術として、通常、先に、2つ以上の目標画像に対し特徴抽出を行い、抽出された特徴を利用して予備的な位置合わせを行い、その後、ローカル最適化アルゴリズムで目標画像に対し更なるローカル範囲内の位置合わせを行う。

10

【0006】

上述した医用画像の特徴抽出は、通常、血管のセグメンテーションと表面（例えば、器官の表面）のセグメンテーションとを伴う。超音波画像から特徴を抽出できるように、以下の2種類の超音波画像を得るのが好ましく、1つは、血管のセグメンテーションと血管構造認識を行うために、できる限り多くの血管ツリーのビューが見える超音波画像であり、もう一つは、表面のセグメンテーションに用いるために、できる限り大きな走査領域を有する超音波画像である。

【0007】

しかし、実際には、超音波走査を行う操作者にとって、目標領域（例えば、腫瘍領域）も走査し、血管や表面も走査するという事は困難である。特徴抽出の正確性を確保するために、大量の超音波画像を取得する必要がある、かつ超音波画像を取得する操作者の能力に対する要求も高い。

20

【0008】

また、超音波画像による特徴抽出の正確性が低い場合、予備的な位置合わせ結果は不正確になるおそれがあり、ひいては、異なる特徴を誤って合わせるおそれがあり、後続の位置合わせ最適化処理の検索範囲が大きくない場合、最終的な位置合わせ結果は誤りとなる可能性が高い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

30

【特許文献1】米国特許出願公開第2014/0193053号明細書

【特許文献2】米国特許第8111892号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明が解決しようとする課題は、画像位置合わせの操作を容易にするとともに、画像位置合わせの精度を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

40

実施形態に係る超音波診断装置は、生成部と、取得部と、位置合わせ部と、表示部とを備える。生成部は、超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて第1画像を生成する。取得部は、医用画像診断装置により生成された第2画像を取得する。位置合わせ部は、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする。表示部は、位置合わせ後の画像を表示する。前記位置合わせ部は、前記第1画像と前記第2画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第1画像と前記第2画像との類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構造を示すブロック図である。

50

【図2】図2は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が画像位置合わせを行うことを示すフローチャートである。

【図3】図3は、図2における位置合わせ最適化処理を示すフローチャートである。

【図4】図4は、図2における位置合わせ最適化処理の1つの変形例を示すフローチャートである。

【図5】図5は、超音波画像とCT画像とを位置合わせする前後の一例を示す模式図である。

【図6】図6は、超音波画像とMRI画像とを位置合わせする前後の一例を示す模式図である。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置が画像位置合わせを行うことを示すフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0013】

本実施形態では、上述の問題を解決するために、画像位置合わせの操作を容易にするとともに、画像位置合せの精度を向上させる超音波診断装置、画像処理装置、及び画像処理方法を提供する。

【0014】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて第1画像を生成する生成部と、医用画像診断装置により生成された第2画像を取得する取得部と、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする位置合わせ部と、位置合わせ後の画像を表示する表示部と、を備える超音波診断装置であって、前記位置合わせ部は、前記第1画像と前記第2画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、前記複数の相対位置のそれぞれに対応する前記第1画像と前記第2画像との類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する前記類似度を再度算出することを特徴とする。

20

【0015】

本実施形態に係る画像処理方法は、超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて第1画像を生成する生成ステップと、医用画像診断装置により生成された第2画像を取得する取得ステップと、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする位置合わせステップと、位置合わせ後の画像を表示する表示ステップと、を備える超音波診断方法であって、前記位置合わせステップにおいて、前記第2画像に対し離散的に設定された複数の位置を利用し、前記第1画像と前記第2画像との間の相対位置を変動させつつ、前記相対位置のそれぞれに対応する前記第1画像と前記第2画像との間の類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の位置を更新し、更新された複数の位置を利用して前記類似度を再度算出することを特徴とする。

30

【0016】

本実施形態に係る画像処理装置は、超音波画像を第1画像として取得する第1取得部と、医用画像診断装置又は前記画像処理装置により生成された第2画像を取得する第2取得部と、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする位置合わせ部と、を備える画像処理装置であって、前記位置合わせ部は、前記第2画像に対し離散的に設定された複数の位置を利用し、前記第1画像と前記第2画像との間の相対位置を変動させつつ、前記相対位置のそれぞれに対応する前記第1画像と前記第2画像との間の類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の位置を更新し、更新された複数の位置を利用して前記類似度を再度算出することを特徴とする。

40

【0017】

本実施形態に係る画像処理方法は、超音波画像を第1画像として取得する第1取得ステップと、医用画像診断装置又は前記画像処理装置により生成された第2画像を取得する第2取得ステップと、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする位置合わせステップと、を備える画像処理方法であって、前記位置合わせステップにおいて、前記第2画像に対し離散的に設定された複数の位置を利用し、前記第1画像と前記第2画像との間の相対

50

位置を変動させつつ、前記相対位置のそれぞれに対応する前記第 1 画像と前記第 2 画像との間の類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の位置を更新し、更新された複数の位置を利用して前記類似度を再度算出することを特徴とする。

【0018】

本実施形態に係る超音波診断装置又は方法において、前記第 1 画像と前記第 2 画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、複数の相対位置に対し、第 1 画像と第 2 画像との間の類似度をそれぞれ算出し、類似度の算出結果に基づいて複数の相対位置を更新する。

【0019】

これにより、特徴抽出により予備位置合わせを行う画像位置合わせ方法に比べ、画像における血管、表面などの特徴を抽出することに対する依存性を低減するため、超音波画像の取得数量、取得方式などへの要求を低減して、画像位置合わせ処理がより容易となる。また、特徴抽出の正確性が高くないことに起因する最終的な位置合わせが失敗してしまう状況を避けて、画像位置合わせの正確性を向上させる。

【0020】

(第 1 の実施形態)

以下、明細書図面を組み合わせながら、本発明の超音波診断装置の具体的な実施形態を詳しく説明する。本発明に示された実施形態は例示にすぎず、実施形態に示された構造に限定されない。

【0021】

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構造を示すブロック図である。

【0022】

図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 は、処理回路 15 及び表示部 14 を有する。処理回路 15 は、生成機能 11、取得機能 12 及び位置合わせ機能 13 を含む。ここで、生成機能 11 は、生成部の一例である。また、取得機能 12 は、取得部の一例である。また、位置合わせ機能 13 は、位置合わせ部の一例である。また、表示部 14 は、表示部の一例である。

【0023】

図 1 に示す超音波診断装置 10 においては、各処理機能がコンピュータによって実行可能なプログラムの形態で図示しないメモリへ記憶されている。処理回路 15 は、メモリからプログラムを読み出して実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 15 は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。なお、図 1 においては、生成機能 11、取得機能 12 及び位置合わせ機能 13 の各処理機能が単一の処理回路 15 によって実現される場合を示したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、処理回路 15 は、複数の独立したプロセッサを組み合わせる構成され、各プロセッサが各プログラムを実行することにより各処理機能を実現するものとしても構わない。また、処理回路 15 が有する各処理機能は、単一又は複数の処理回路に適宜に分散又は統合されて実現されてもよい。

【0024】

処理回路 15 は、メモリから生成機能 11 に相当するプログラムを読み出して実行することにより、以下で説明する生成機能 11 の処理を実行する。生成機能 11 は、超音波の送受信によりエコー信号を取得し、取得したエコー信号に基づいて第 1 画像としての超音波画像を生成する。より詳細には、超音波診断装置 10 は、超音波を送受信するためのプローブ(図示せず)を更に有し、このプローブは受信されたエコーを生成機能 11 に送信して、生成機能 11 は超音波画像を生成する。本実施形態における超音波画像は、三次元の立体画像である。

【0025】

処理回路 15 は、メモリから取得機能 12 に相当するプログラムを読み出して実行することにより、以下で説明する取得機能 12 の処理を実行する。取得機能 12 は、第 2 画像

10

20

30

40

50

を取得する。第2画像は、超音波診断装置、CT装置、MRI装置などの医用画像診断装置により生成された画像である。本実施形態における第2画像は、CT装置により生成されたCT画像、又はMRI装置により生成されたMRI画像を例として説明する。取得機能12が第2画像を取得する方式は、例えばネットワーク（インターネットやローカルエリアネットワーク）を介して医用画像診断装置から取得するというものであってもよい。本実施形態における第2画像は、三次元の立体画像である。

【0026】

処理回路15は、メモリから位置合わせ機能13に相当するプログラムを読み出して実行することにより、以下で説明する位置合わせ機能13の処理を実行する。位置合わせ機能13は、生成機能11により生成された第1画像と取得機能12により取得された第2画像とを位置合わせする。位置合わせの具体的な動作については、後に詳述する。

10

【0027】

表示部14は、位置合わせ後の画像を表示する。表示の方式は、第1画像と第2画像とのフュージョン画像を表示しても良いし、位置合わせされた第1画像と第2画像を並べて表示しても良い。

【0028】

以下、図2を参照しながら、第1の実施形態の超音波診断装置10が行う画像位置合わせ動作を説明する。

【0029】

まず、ステップS101において、超音波診断装置10の取得機能12は第2画像としてのCT画像又はMRI画像を取得する。

20

【0030】

そして、ステップS102において、操作者は検査されるべき器官の目標位置を走査する。走査過程において、ユーザは超音波画像における器官特徴の走査状況を考慮する必要がなく、超音波を目標位置に走査すれば良い。例えば、検査されるべき器官の目標位置が肝臓全体又は肝臓のある領域である場合、操作者はこの目標位置を走査することを確保すればよく、肝臓の血管と表面などの特徴が全て鮮明に走査されることを確保する必要がない。上述したように、血管や器官の表面などの形状を用いて位置合せする場合、形状の抽出ができない場合、或いは、不正確に抽出した場合には正確に位置合せを行うことができない。そこで、本実施形態に係る位置合せは、血管や器官表面などの形状に頼らず、以下に記載するように、第1画像と第2画像の輝度勾配などを用いて位置合せを行う。なお、ステップS101とステップS102の実行の順番は交換されうる。

30

【0031】

続いて、ステップS103において、位置合わせ機能13は、第1画像と第2画像に対して強調処理を行う。具体的には、第1画像と第2画像に描出された構造物を強調する。強調処理は、噪音フィルタ処理、強度とコントラストの強調処理、及び、血管強調処理を含む。

【0032】

続いて、ステップS104において、位置合わせ機能13は、第1画像と第2画像に対して予備的な位置合わせを行う。

40

【0033】

上述したように、第1画像と第2画像とはいずれも三次元の立体画像であるため、両者を位置合わせするのに、少なくともそのうちの1つに対して回転及び/又は平行移動を行う必要がある。画像の変換パラメータは回転パラメータ及び平行移動パラメータなどを含む。回転パラメータは、X軸の回転角度、Y軸の回転角度、及びZ軸の回転角度を含む。平行移動パラメータは、X軸に沿った移動距離、Y軸に沿った移動距離、及びZ軸に沿った移動距離を含む。

【0034】

後段のステップS106における位置合わせ最適化アルゴリズムの最適化能力が強いため、本ステップにおける予備位置合わせは位置合わせの精度に対する要求が低く、第1画

50

像と第2画像とを簡単に位置合わせすればよい。

【0035】

簡単な位置合わせは、第1画像と第2画像の中心点のみを合わせるとともに（言い換えれば、超音波画像の中心をCT/MRI画像の中心に位置させる）、X軸、Y軸、及びZ軸の回転角度の初期値を全て $0^\circ$ とし、X軸、Y軸、及びZ軸の移動距離の初期値を全て0mmとすることができる。

【0036】

また、変換パラメータ（回転角度と移動距離）の初期値を平均値に設定しても良い。例えば、従来の位置合わせ結果の平均値に基づいて、各変換パラメータの初期値を設定する。

10

【0037】

続いて、ステップS105において、位置合わせ機能13は、位置合わせの検索範囲を設定する。本実施形態においては、ステップS103における予備位置合わせの精度が低いため、また、第1画像に含まれる器官の向きと第2画像に含まれる当該器官の向きが大きく異なる場合があるため、位置合わせの検索範囲をグローバル検索範囲に設定する必要がある。

【0038】

例えば、肝臓の腫瘍が検査対象である場合、超音波画像は、被検体の脇に対して横方向にあてられた超音波プローブによって収集される場合がある。かかる場合、超音波画像に含まれる肝臓の向きと、CT画像やMRI画像に含まれる肝臓の向きとが大きく異なるため、簡単な予備位置合わせが実行された状態から正確に位置が合った状態となるまでの移動距離が大きくなる。したがって、本実施形態では、ステップS105において設定される位置合わせの検索範囲は、広いものとなる。なお、グローバル検索範囲は、回転角度をグローバル角度範囲に定義し、移動距離もグローバル平行移動範囲に定義することを意味している。

20

【0039】

グローバル検索範囲は、例えば以下のように定義される。

X軸回転： $-180^\circ \sim +180^\circ$

Y軸回転： $-180^\circ \sim +180^\circ$

Z軸回転： $-180^\circ \sim +180^\circ$

X軸平行移動： $-W/2 \sim +W/2$

Y軸平行移動： $-H/2 \sim +H/2$

Z軸平行移動： $-D/2 \sim +D/2$

30

【0040】

ここで、Wは、第1画像のX方向における長さ第2画像のX方向における長さのうちの大きい方であり、Hは、第1画像のY方向における長さ第2画像のY方向における長さのうちの大きい方であり、Dは、第1画像のZ方向における長さ第2画像のZ方向における長さのうちの大きい方である。W、H、及びDの単位は、例えば画素又はミリメートルである。

【0041】

例えば、W、H、及びDがいずれも200mmであると仮定すれば、上記グローバル検索範囲は以下のように定義される。

40

X軸回転： $-180^\circ \sim +180^\circ$

Y軸回転： $-180^\circ \sim +180^\circ$

Z軸回転： $-180^\circ \sim +180^\circ$

X軸平行移動： $-100\text{mm} \sim +100\text{mm}$

Y軸平行移動： $-100\text{mm} \sim +100\text{mm}$

Z軸平行移動： $-100\text{mm} \sim +100\text{mm}$

【0042】

続いて、ステップS106において、位置合わせ機能13は、第1画像と第2画像との

50

位置合わせ最適化処理を行う。詳細には、第1画像と第2画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、複数の相対位置のそれぞれに対応する第1画像と第2画像との類似度を算出し、該類似度の算出結果に基づいて複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する類似度を再度算出する。類似度が所定のレベルに到達する場合、又は相対位置が更新されない場合、最適化処理が終了となる。

【0043】

ここで、「第1画像と第2画像との類似度」の算出方式は複数種類があり、例えば、画像の勾配値、階調値又は画像相関性などの類似性指標値に基づいて算出することができる。また、「所定の範囲」とは、ステップS105に設定されたグローバル検索範囲である。

10

【0044】

具体的には、位置合わせ機能13は、ステップS105において設定されたグローバル検索範囲内で、第1画像と第2画像との相対的な位置関係を変化させた場合の類似度を複数の相対位置についてそれぞれ算出する。ここで、本実施形態では、第1画像と第2画像との相対的な位置関係を連続的に変化させた複数の相対位置ではなく、離散的に変化させた複数の相対位置が設定される。すなわち、本実施形態では、簡単な予備位置合わせが実行された状態から正確に位置が合った状態となるまでの移動距離が大きくなる場合があるため、第1画像と第2画像との相対的な位置関係を連続的に変化させた複数の相対位置を設定した場合、位置合わせ最適化処理が収束するまでの処理数が増大するとともに、グローバル検索範囲全体を検索することなく、位置合わせ最適化処理が誤って収束してしまうおそれもある。

20

【0045】

そこで、例えば、位置合わせ機能13は、第1画像と第2画像との位置関係を示す複数の相対位置がグローバル検索範囲全体に分散するように、複数の相対位置を設定する。一例を挙げると、位置合わせ機能13は、グローバル検索範囲に均等に分散するように複数か所の相対位置を設定する。そして、位置合わせ機能13は、設定した複数か所の相対位置について類似度をそれぞれ算出し、算出した類似度に基づいて各相対位置をそれぞれ更新する。位置合わせ機能13は、上記した類似度の算出と相対位置の更新とを、所定の条件を満たすまで繰り返し実行することで、第1画像と第2画像との位置合せを実行する。

30

【0046】

続いて、ステップS107において、表示部14は、位置合わせ結果を表示する。位置合わせ最適化処理が収束した場合、第1画像及び/又は第2画像は最適な回転角度と移動距離が検索されたものとなる。したがって、これらの値を変換行列(変換パラメータ)として用いて、CT/MRI画像又は超音波画像を変換し、位置合わせ後の画像を表示する。

【0047】

以下、図3を参照しながら、ステップS106における位置合わせ最適化処理の詳細な動作を説明する。

【0048】

本実施形態の位置合わせ最適化処理において、対象関数のアルゴリズムは、輝度勾配と階調とを組み合わせた指標値を、最適化を行う類似度算出関数として用いる。最適化方法の最終的な目標は、対象関数の最大値を見つけるということである。すなわち、位置合わせ最適化処理は、類似度の算出と相対位置の更新とを繰り返し、類似度が最大となる相対位置を検索することである。

40

【0049】

ステップS201において、第1画像と第2画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定する。

【0050】

続いて、ステップS202において、複数の相対位置のそれぞれに対応する第1画像と第2画像との類似度を算出する。

50

## 【0051】

続いて、ステップS203において、算出された複数の類似度に対して並べ替えを行う。

## 【0052】

そして、ステップS204において、ステップS202で算出された複数の類似度における類似度の高いN個の相対位置を用いて、ローカル最適化処理を実行する。ここでは、例えばN = 7である。

## 【0053】

本実施形態におけるローカル最適化処理は、滑降シンプレックス (Downhill Simplex) 法を用いる。滑降シンプレックス法は、入力パラメータデータに対し、ローカル小範囲で最適化を行うアルゴリズムである。滑降シンプレックス法の最適化過程については、詳細な説明を省略する。

10

## 【0054】

ステップS204において、複数の類似度における類似度の高いN個の相対位置を滑降シンプレックス法の入力パラメータデータとしてシンプレックスの初期化を行い、これによって算出された滑降シンプレックス法の最適化結果は、複数の相対位置における現在の最適類似度 (群最適値) 及びこの最適類似度に対応する最適相対位置となる。

## 【0055】

例えば、ローカル最適化処理では、類似度の高いN個の相対位置それぞれの履歴最適値を考慮して、N個の相対位置のいずれかの相対位置に対して最適化を行う。一例を挙げると、ローカル最適化処理では、N個の相対位置のうち類似度が最も高い相対位置について、この相対位置自身の履歴最適値と、その他の相対位置の各履歴最適値とを考慮して、最適化を行う。ここで、履歴最適値とは、例えば、位置合わせ最適化処理を繰り返し実行した中で類似度が最も高いものである。

20

## 【0056】

続いて、ステップS205において、ローカル最適化処理の結果を用いて上記複数の相対位置のいずれか1つの相対位置を更新する。言い換えれば、複数の相対位置のいずれか1つの相対位置を、ステップS204に得られたこの最適類似度に対応する最適相対位置に置き換える。例えば、N個の相対位置のうち類似度が最も高い相対位置が、最適類似度に対応する最適相対位置に置き換えられる。

30

## 【0057】

続いて、ステップS206において、位置合わせ機能13は、ステップS202で算出された複数の類似度及びステップS205で算出された最適類似度を用いて、複数の相対位置のそれぞれを更新する。

## 【0058】

例えば、複数の相対位置のそれぞれに対し、この相対位置自身の履歴最適値及び複数の相対位置における現在の最適値 (すなわち、現在の最適類似度) を考慮し、この相対位置に対して最適化 (更新) を行う。勿論、複数の相対位置に対して最適化 (更新) を行う方式は、これに限定されない。

## 【0059】

続いて、ステップS207において、最適化結果が収束したか否かを判定する、言い換えれば、類似度が所定程度に到達したか否かを判定する。各最適化方法はいずれも1つの対象関数を含み、関数値を最大値に到達させるのは最適化の目標であり、最適化を継続してより大きい目標値とならない場合に、このときの最適化結果は収束したと判定できる。ここで、「類似度が所定程度に到達する」とは、類似度が予め規定された収束程度に到達するということである。例えば、相対位置をM回目更新した後に算出された類似度と相対位置をM - 1回目更新した後に算出された類似度の差が所定値未満 (例えば、10 - 4) である場合、類似度は予め規定された収束程度に到達したとみなす。そして、類似度が所定程度に到達したと判定された場合に、第1画像と第2画像との相対位置は更新されない。

40

50

## 【0060】

ステップS207において、「NO」と判定された場合、ステップS202に戻り、ステップS202～ステップS206を繰り返して実行する。一方、ステップS207において、「YES」と判定された場合、位置合わせ最適化処理が終了となる。

## 【0061】

以下、本実施形態の技術効果を説明する。

## 【0062】

本実施形態におけるステップS201、ステップS202、ステップS203、ステップS206、及びステップS207は、粒子群最適化法(PSO: Particle Swarm Optimization)というグローバル最適化アルゴリズムを用いる。ステップS204は、滑降シプレックス法というローカル最適化アルゴリズムを用いる。

10

## 【0063】

粒子群最適化において、上記実施形態における各相対位置は1つの粒子(Particle)とも言われ、各粒子は回転と平行移動などの属性を有する個体的最適化点であり、最適化関数によりその適応値を決定し、速度により移動の方向と距離を決定する。粒子群最適化法は、まず、一群のランダム粒子を初期化し、その後、反復により最適解を見つける。反復するごとに、各粒子は、個体履歴最適値と、現在時刻での種群全体で見つけたグローバル最適値とを追跡することで自己を更新して検索空間における最適粒子を見つけ、最適粒子の回転及び/又は平行移動を最終的な変換パラメータとして用いる。

20

## 【0064】

本実施形態において、グローバル最適化アルゴリズムで算出された類似度の高い1つ以上の相対位置をローカル最適化アルゴリズムに代入するとともに(ステップS204)、ステップS204にて求められた現在の最適類似度をグローバル最適化アルゴリズム中にフィードバックする(ステップS205)。ローカル最適化アルゴリズムにより、位置合わせ最適化処理が最適値を得る速度を速めることができる。

## 【0065】

グローバル最適化アルゴリズムとローカル最適化アルゴリズムとを組み合わせた方式により、アルゴリズムのグローバル最適化能力とローカル最適化能力を同時に向上するため、位置合わせ最適化処理を行う前に、第1画像と第2画像とを簡単に位置合わせすれば良い。

30

## 【0066】

また、グローバル最適化アルゴリズムとローカル最適化アルゴリズムとを組み合わせた方式は、より大きな検索範囲に対応できるとともに、位置合わせ最適化処理の検索範囲が小さいことに起因する位置合わせ結果が不正確な状況の発生を避けることができる。

## 【0067】

また、本発明の画像位置合わせ方式は、画像における血管、表面などの特徴を抽出することに対する依存性を低減するため、超音波走査を行う過程において、ユーザは超音波画像における器官特徴の走査状況を考慮する必要がなく、超音波を目標位置に走査すれば良い。これにより、音波画像の取得数量、取得方式などへの要求を低減し、超音波走査操作の利便性を向上する。

40

## 【0068】

また、ステップS103において、画像に対して強調処理を行うことは、類似度算出の確度を向上でき、さらにステップS106における位置合わせ最適化処理の精度を向上できる。例えば、ステップS106において、第1画像と第2画像との類似度を算出する際に、輝度勾配値を用い、画像の強調処理により輝度勾配を強調することで、最適化結果の正確性の向上に有利である。

## 【0069】

勿論、輝度勾配値、階調値以外の他の類似性指標値を用いても良い。

50

## 【0070】

(第1の実施形態の変形例)

第1の実施形態において、グローバル最適化アルゴリズムは、粒子群最適化法を用い、ローカル最適化アルゴリズムは、滑降シンプレックス法を用いたが、実際には、これらに限定されない。

## 【0071】

グローバル最適化アルゴリズムはさらに、遺伝的アルゴリズム (Genetic algorithm) などの他のアルゴリズムを用いることができ、ローカル最適化アルゴリズムはさらに、パウエル (Powell) 法、最急降下 (Gradient descent) 法、共役勾配 (Conjugate gradient) 法、準ニュートン (Quasi-Newton) 法、及びレーベンバーグ・マーカート (Levenberg-Marquardt) 法のいずれか1つを用いることができる。

10

## 【0072】

下記の第1の実施形態の変形例には、グローバル最適化アルゴリズムが遺伝的アルゴリズムを用い、ローカル最適化アルゴリズムが最急降下法を用いた一例が示されている。当該変形例は位置合わせ最適化処理 (ステップS106) のみが第1の実施形態と異なり、以下、相違点を中心に説明する。

## 【0073】

図4は、図2における位置合わせ最適化処理の1つの変形例を示すフローチャートである。

20

## 【0074】

図4に示された各ステップにおいて、ステップS301～ステップS303、ステップS305は、第1の実施形態におけるステップS201～ステップS203、ステップS205とほぼ一致しており、ここでは重複する説明を省略する。

## 【0075】

ステップS304において、複数の類似度において類似度が最も高い1つの相対位置を最急降下法の入力パラメータデータとし、これによって算出された最急降下法の最適化結果は、複数の相対位置における現在の最適類似度及びこの最適類似度に対応する最適相対位置となる。最急降下法の算出過程について、ここでは詳細な説明を省略する。

## 【0076】

また、ステップS305の後に、現在の複数の相対位置に対し、遺伝的アルゴリズムの内容に基づいて、選択 (Selection)、交差 (Crossing)、及び突然変異 (Mutation) の処理を行い、その後、処理後の複数の相対位置を更新する。

30

## 【0077】

同じ理由で、上記変形例は第1の実施形態の技術効果を得ることもできる。

## 【0078】

図5は、超音波画像とCT画像とを位置合わせする前後の一例を示す模式図である。図6は、超音波画像とMRI画像とを位置合わせする前後の一例を示す模式図である。

## 【0079】

図5における(A)は、ステップS101で取得されたCT画像であり、(B)は、ステップS102で取得された超音波画像であり、(C)は、ステップS107で位置合わせ結果を表示した画像である。

40

## 【0080】

位置合わせ最適化処理が収束した後に、検索された最適な回転角度と移動距離を変換行列 (変換パラメータ) として用いて、CT/MRI画像又は超音波画像に対して変換を行う。この時、その中の1つの画像のみを変換してもよいし、2つの画像を同時に全て変換してもよい。

## 【0081】

図5の(C)には、目標領域、すなわち(A)における×が標記された領域をより明瞭に観察するために、2つの画像を全て変換した例が示されている。また、図5の(C)に

50

は、2つの画像を融合表示する方式を用いず、位置合わせ後の第1画像と第2画像とを並べて表示する方式を用いる。また、図5の(C)のCT画像にはさらに、上方の超音波画像のエッジに対応する扇形形状が表示され、これにより、両者をより容易に対比観察できるようになる。

【0082】

図6における(A)は、ステップS101で取得されたMRI画像であり、(B)は、ステップS102で取得された超音波画像であり、(C)は、ステップS107で位置合わせ結果を表示した画像である。

【0083】

図5と同様に、図6の(C)には、目標領域をより明瞭に観察するために、2つの画像を全て変換した例も示されている。また、図6の(C)にも、位置合わせ後の第1画像と第2画像とを並べて表示する方式を用いる。また、図6の(C)のMRI画像には、上方の超音波画像のエッジに対応する扇形形状も表示されている。

10

【0084】

(第2の実施形態)

以下、本発明の第2の実施形態を説明する。

【0085】

第2の実施形態において、位置合わせ機能13は、第1画像に含まれる部位、又は第1画像の診断目的に応じて、所定の範囲(グローバル検索範囲)を絞り込み、絞り込まれた範囲で位置合わせを行う。また、第2の実施形態では、画像強調のステップが省略されている。

20

【0086】

図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置10が画像位置合わせを行うことを示すフローチャートである。図7に示された各ステップにおいて、ステップS403~ステップS405以外のステップは、第1の実施形態におけるものと同一であり、ここでは重複する説明を省略する。

【0087】

ステップS403において、CT/MRI画像に目標位置を決定する。目標位置を決定する過程は、操作者により決められ、例えば、CT/MRI画像に肝臓の右下の一部の領域に腫瘍があることが表示された場合、操作者は肝臓の右下の一部の領域を目標領域として決定する。

30

【0088】

また、目標領域を決定する動作は、画像認識などの技術により自動的に行うこともできる。

【0089】

ステップS404において、決定された目標位置に応じて予備位置合わせを行う。第1の実施形態における簡単な位置合わせとは異なり、目標位置又は目標位置に近づいた位置を中心として、第1画像と第2画像とを合わせるとともに、X軸、Y軸、及びZ軸の回転角度の初期値をいずれも目標位置に対して超音波走査を容易に行う角度に設定することができる。目標位置に対して超音波走査を容易に行う角度にあるため、明瞭な目標位置画像を得る可能性が大きい。

40

【0090】

ステップS405において、目標位置に応じて位置合わせの検索範囲を設定する。目標位置に対応してグローバル検索範囲を絞り込む。例えば、いくつかの、目標範囲を明瞭に観察しがたい回転角度及び領域を除去する。

【0091】

肝臓の右下の一部の領域を目標領域として決定した場合、例えばグローバル検索範囲を以下のように定義することができる。

X軸回転： -180° ~ +180°

Y軸回転： -180° ~ +180°

50

Z 軸回転：  $-60^{\circ} \sim +180^{\circ}$   
X 軸平行移動：  $-W/2 \sim 0$   
Y 軸平行移動：  $-H/2 \sim +H/2$   
Z 軸平行移動：  $-D/2 \sim 0$

【0092】

ここで、Wは、第1画像のX方向における長さ第2画像のX方向における長さのうちの大きい方であり、Hは、第1画像のY方向における長さ第2画像のY方向における長さのうちの大きい方であり、Dは、第1画像のZ方向における長さ第2画像のZ方向における長さのうちの大きい方である。W、H、及びDの単位は、例えば画素又はミリメートルである。

10

【0093】

第2の実施形態において、目標位置に応じて第1画像と第2画像とに対して予備的な位置合わせを行うことにより、予備位置合わせの確度を向上することができる。また、目標位置に応じて位置合わせ最適化処理の検索範囲を絞り込むことにより、演算量を効果的に減少し、位置合わせ最適化処理に必要な時間を減少することができる。

【0094】

(他の変形例)

本願に係る技術は、他の画像処理装置に適用されることも可能である。例えば、超音波画像を第1画像として取得する第1取得部と、医用画像診断装置又は前記画像処理装置により生成された第2画像を取得する第2取得部と、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする位置合わせ部と、を備える画像装置であって、前記位置合わせ部は、前記第2画像に対し離散的に設定された複数の位置を利用し、前記第1画像と前記第2画像との間の相対位置を変動させつつ、前記相対位置のそれぞれに対応する前記第1画像と前記第2画像との間の類似度を算出し、前記類似度の算出結果に基づいて、前記複数の位置を更新し、更新された複数の位置を利用して前記類似度を再度算出することを特徴とする。

20

【0095】

また、上述した実施形態では、超音波画像と他の医用画像との位置合わせを行う場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、超音波画像以外の医用画像同士の位置合わせに適用される場合でもよい。例えば、CT画像とMRI画像との位置合わせに適用される場合でもよい。かかる場合には、例えば、画像処理装置は、医用画像診断装置又は画像処理装置により生成された第1画像及び第2画像を取得する取得部と、前記第1画像と前記第2画像とを位置合わせする位置合わせ部とを備える。位置合わせ部は、第1画像と第2画像との複数の相対位置を所定の範囲で離散的に設定し、複数の相対位置のそれぞれに対応する第1画像と第2画像との類似度を算出する。さらに位置合わせ部は、類似度の算出結果に基づいて、複数の相対位置を更新し、更新された複数の相対位置のそれぞれに対応する類似度を再度算出する。これにより、例えば、CT画像とMRI画像とを並べて表示させる場合や、超音波画像とCT画像とMRI画像とを並べて表示させる場合などに、精度の高い画像位置合わせを実行することができる。

30

【0096】

上述した各実施形態に係る超音波診断装置及び画像処理装置は、上記機能を実現可能な回路として医用装置に装着してもよいし、コンピュータ又は他の電子機器が実行したプログラムとして、ディスク(フロッピーディスク(floppy)、登録商標)、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、光磁気ディスク(MO)、半導体メモリなどの記憶媒体に記憶して配信され、コンピュータ又は電子機器のプロセッサにより実行されてもよい。

40

【0097】

上述した各実施形態において、第1画像と第2画像とはいずれも3次元の立体画像である場合について説明したが、実際には、第1画像は2次元画像、3次元画像、及び動画画像のいずれか一方であることができ、第2画像は、3次元画像と動画画像のいずれか一方であることができる。また、第2画像の種類は、超音波装置により生成された超音波画像であ

50

ってもよい。

【0098】

上述した実施形態で説明した画像位置合わせは、例えば、CT画像を参照画像として観察しながら、リアルタイムで超音波画像を収集、表示させ、手技を行う場合などに利用される。すなわち、CT画像と超音波画像との位置合わせを実行することで、超音波プローブにより走査され、リアルタイムで表示される超音波画像と略同一位置のCT画像を常に表示させることができることから、術者は、リアルタイムの超音波画像と略同一位置のCT画像を常に観察しながら、手技を行うことができる。

【0099】

ここで、上述した手技では、被検体の体動などにより、位置合わせ後の超音波画像とCT画像との位置関係がずれる場合がある。この場合、術者は、再度画像位置合わせを実行することとなる。このとき、本願技術を用いることで、2次元の超音波画像と3次元のCT画像とを位置合わせすることができるため、手技中に2次元の超音波画像を収集していた場合でも、わざわざ3次元の超音波画像を収集することなく、再度の画像位置合わせを実行することが可能となる。

10

【0100】

また、ステップS103において、位置合わせ機能13は第1画像と第2画像とに対していずれも強調処理を行ったが、実際には、実際の必要に応じて第1画像又は第2画像のみに対して強調処理を行うか、又は強調処理を全く行わなくても良い。

【0101】

また、上述した各実施形態において、位置合わせ機能13は、類似度が所定程度に到達するまで、位置合わせ最適化処理を繰り返して実行する場合について説明した。しかしながら、実際には、本願のグローバル最適化アルゴリズムとローカル最適化アルゴリズムとを組み合わせた位置合わせ最適化処理を一回のみ実行したとしても、従来技術に比べ、より速くて正確な位置合わせ結果を得ることができるとともに、位置合わせ最適化処理の検索範囲が小さいことに起因する位置合わせ結果が不正確な状況の発生を避けることができる。

20

【0102】

また、上述した第2の実施形態では、目標位置に応じて検索範囲を絞り込む例について説明した。しかしながら、検索範囲の絞り込みの例はこれに限られず、これらに加えて、肋骨などの他の解剖構造を用いて検索範囲を絞り込むこともできる。

30

【0103】

例えば、一般的に、制限がない場合、回転角度の検索範囲は $-180^{\circ} \sim +180^{\circ}$ であるが、肋骨情報があれば、回転角度の検索範囲は肋骨構造に従うべきであり、プローブは2つの肋骨の間に位置すべきである。この場合には、目標領域を走査できない回転角度を排除し、回転角度の検索範囲を $360^{\circ}$ 未満の値に設定することができる。また、肋骨の情報は他の画像により得られるため、肋骨情報に基づいて検索範囲を制限する動作は自動的に完成することが可能となる。

【0104】

上述した第1の実施形態及び第2の実施形態の説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、あるいは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサはメモリに保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

40

【0105】

なお、上述した実施形態においては、単一のメモリが各処理機能に対応するプログラム

50

を記憶するものとして説明した。しかしながら、複数のメモリを分散して配置し、処理回路は、個別のメモリから対応するプログラムを読み出す構成としても構わない。また、メモリにプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

【0106】

上述した実施形態に係る各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行われる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現されうる。

10

【0107】

また、上述した実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この医用画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な非一過性の記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

20

【0108】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、画像位置合わせの操作を容易にするとともに、画像位置合せの精度を向上させることができる。

【0109】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

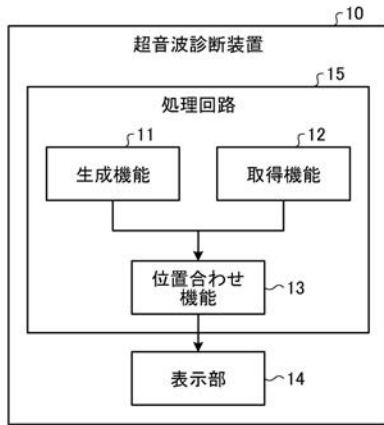
30

【符号の説明】

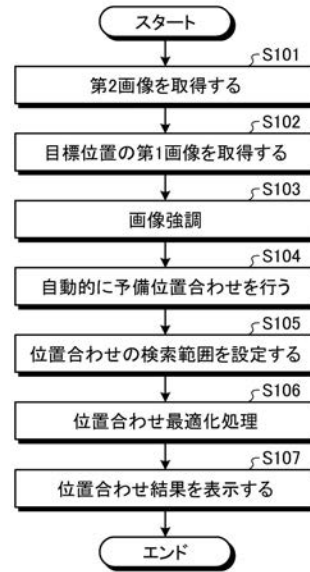
【0110】

- 10 超音波診断装置
- 11 生成機能
- 12 取得機能
- 13 位置合わせ機能
- 14 表示部
- 15 処理回路

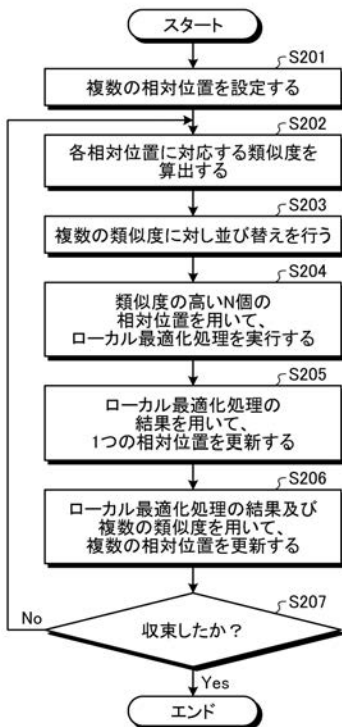
【 図 1 】



【 図 2 】



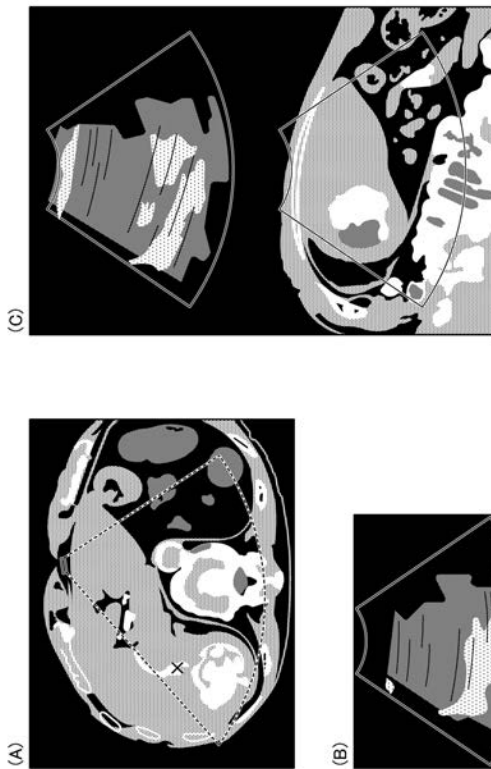
【 図 3 】



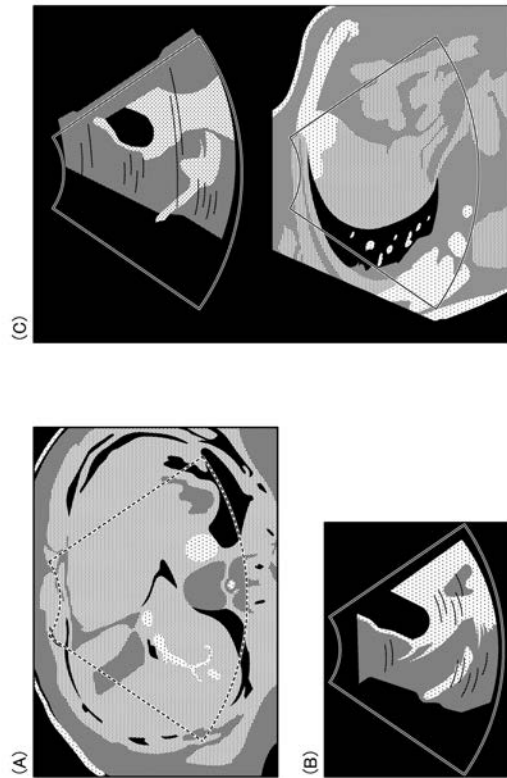
【 図 4 】



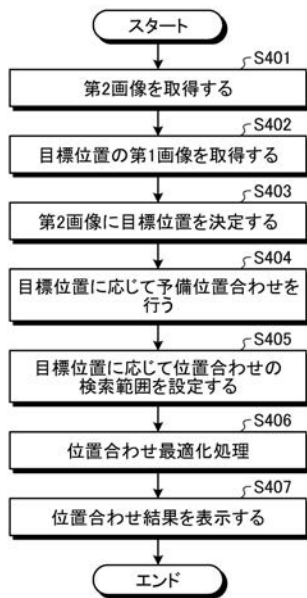
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ジェン ウィジャン

中国北京市朝陽区酒仙橋北路甲10号院205号楼1至3層 佳能医療系統(中国)有限公司内

Fターム(参考) 4C096 AA18 AB37 AB38 AC05 DC15 DC28 DC32 DC33

4C601 BB02 BB03 EE09 EE11 EE22 JB34 JC10 JC15 JC37 LL33

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020018851A</a>	公开(公告)日	2020-02-06
申请号	JP2019139412	申请日	2019-07-30
[标]发明人	チエンチー ターンチエ		
发明人	チエン チー ターン チエ ジャン ウィジアン		
IPC分类号	A61B8/14 A61B5/055		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/0891 A61B5/055 A61B8/14 A61B8/5238 G06T7/30 G06T2207/10088 G06T2207/30056 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/14 A61B5/055.380		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB37 4C096/AB38 4C096/AC05 4C096/DC15 4C096/DC28 4C096/DC32 4C096/DC33 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JB34 4C601/JC10 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/LL33		
优先权	201810856451.3 2018-07-31 CN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：便于图像对准操作并提高图像对准精度。根据实施例的超声诊断设备包括生成单元，获取单元，对准单元和显示单元。生成单元基于通过发送和接收超声波获得的回声信号来生成第一图像。获取单元获取由医学图像诊断设备生成的第二图像。对准单元对准第一图像和第二图像。显示单元显示对齐后的图像。对准单元在预定范围内离散地设置第一图像和第二图像的多个相对位置，并且设置与多个相对位置中的每个相对应的第一图像和第二图像之间的相似度。基于相似度的计算结果来更新多个相对位置，并且再次计算与更新后的多个相对位置中的每一个相对应的相似度。[选择图]图1

