

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも一方が超音波の反射波に基づいて生成されたボリュームデータである 2 つのボリュームデータにおいて、共通する構造物を含む 2 つの対象断面を所定の入力部を介して操作者から受け付ける受け付け部と、

前記受け付け部が受け付けた前記 2 つの対象断面のいずれか一方の断面である第 1 断面、又は、当該第 1 断面を含む第 1 領域を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記複数の小分画それぞれの特徴量に基づいて、前記複数の小分画から前記 2 つのボリュームデータを位置合わせするための関心領域を抽出する抽出部と、

前記抽出部により抽出された前記関心領域を用いて、前記 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なう位置合わせ部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記抽出部により抽出された前記関心領域の前記第 1 断面における同様の位置関係にて、当該第 1 断面とともに前記受け付け部が受け付けた他方の対象断面である第 2 断面に対となる関心領域を設置する、又は、前記抽出部により抽出された前記関心領域の前記第 1 領域における位置関係と同様の位置関係にて、前記第 2 断面を含む第 2 領域に対となる関心領域を設置する設置部をさらに備え、

前記位置合わせ部は、前記抽出部および前記設置部の処理により前記 2 つのボリュームデータそれぞれに対として設定された関心領域対を用いて、前記 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置合わせ部は、前記抽出部および前記設置部の処理により前記 2 つのボリュームデータそれぞれに対として複数の関心領域対が設定された場合、操作者が指定した関心領域対を用いて、前記 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なうことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置合わせ部は、前記抽出部および前記設置部の処理により前記 2 つのボリュームデータそれぞれに対として設定された各関心領域の該当する対象断面に対する相対的位置が維持された状態で、前記第 1 断面又は前記第 2 断面のいずれか一方を複数の位置にずらした上で、関心領域間の類似度を所定の評価関数により算出し、算出結果が最適化された状態となった関心領域間の位置関係に基づいて、前記 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なうことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記位置合わせ部は、前記類似度を算出するための前記評価関数として、相互情報量、又は、相互相関係数、又は、関心領域間の輝度の差分値の二乗平均、又は、関心領域間の輝度の差分値の平均情報量を算出する関数を用いることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記算出部は、前記特徴量として平均情報量を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記算出部は、前記第 1 領域を 3 次元の小分画に分割することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

少なくとも一方が超音波の反射波に基づいて生成されたボリュームデータである 2 つのボリュームデータにおいて、共通する構造物を含む 2 つの対象断面を所定の入力部を介して操作者から受け付ける受け付け部と、

10

20

30

40

50

前記受け付け部が受け付けた前記 2 つの対象断面のいずれか一方の断面である第 1 断面、又は、当該第 1 断面を含む第 1 領域を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記複数の小分画それぞれの特徴量に基づいて、前記複数の小分画から前記 2 つのボリュームデータを位置合わせするための関心領域を抽出する抽出部と、

前記抽出部により抽出された前記関心領域を用いて、前記 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なう位置合わせ部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 9】

少なくとも一方が超音波の反射波に基づいて生成されたボリュームデータである 2 つのボリュームデータにおいて、共通する構造物を含む 2 つの対象断面を所定の入力手順を介して操作者から受け付ける受け付け手順と、

前記受け付け手順が受け付けた前記 2 つの対象断面のいずれか一方の断面である第 1 断面、又は、当該第 1 断面を含む第 1 領域を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する算出手順と、

前記算出手順により算出された前記複数の小分画それぞれの特徴量に基づいて、前記複数の小分画から前記 2 つのボリュームデータを位置合わせするための関心領域を抽出する抽出手順と、

前記抽出手順により抽出された前記関心領域を用いて、前記 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なう位置合わせ手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【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、画像処理装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、一列に配置された複数の振動子を揺動するメカニカルスキャンプローブや、複数の振動子が格子状に配置された 2 次元超音波プローブにより、リアルタイムで 3 次元の超音波画像（ボリュームデータ）を生成および表示することが可能な超音波診断装置が実用化されている。

【0003】

また、異なる時期に生成されたボリュームデータ間を比較読影するために、複数のボリュームデータの位置合わせを行なう 3 次元位置合わせ技術の開発が進められている。ここで、比較対象となる 2 つのボリュームデータ間のずれが、単に、並進移動や回転移動により補正することができるのであれば、これら 2 つのボリュームデータの全領域を比較して位置合わせを行なうことは、容易である。しかし、比較対象となる 2 つのボリュームデータ間には、ボリュームデータの収集方法や、患者の撮影時における体位、患者に対する治療などの要因により、輝度分布の変化や形状の変化、形状の歪みなどの差異が存在することが多い。したがって、2 つのボリュームデータの全領域を比較して位置合わせを行なうことは、困難であり、かつ、非効率である。

【0004】

このため、従来の 3 次元位置合わせ技術では、位置合わせを行なうための関心領域（ROI：Region Of Interest）を各ボリュームデータ内に設定し、設定した ROI を用いて 2 つのボリュームデータの位置合わせが行なわれている。

【0005】

例えば、解剖学的に特徴的な小領域を ROI として設定することで、2 つのボリュームデータの 3 次元位置合わせを行なう超音波診断装置が知られている。かかる超音波診断装置は、ユーザが手動で指定した小領域や、平均情報量（エントロピー）などの特徴量を算

10

20

30

40

50

出することで自動的に抽出した小領域をROIとして設定する。かかる処理により設定されたROIを用いて3次元位置合わせ処理を行なうことで、医師は、少なくとも読影対象部位が位置合わせされた2つのボリュームデータの比較読影を行なうことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-112468号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

しかしながら、上記した従来の技術により設定されるROIは、設定位置によっては、正しい位置合わせが困難な場合があった。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、受け付け部と、算出部と、抽出部と、位置合わせ部とを備える。受け付け部は、少なくとも一方が超音波の反射波に基づいて生成されたボリュームデータである2つのボリュームデータにおいて、共通する構造物を含む2つの対象断面を所定の入力部を介して操作者から受け付ける。算出部は、前記受け付け部が受け付けた前記2つの対象断面のいずれか一方の断面である第1断面、又は、当該第1断面を含む第1領域を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する。抽出部は、前記算出部により算出された前記複数の小分画それぞれの特徴量に基づいて、前記複数の小分画から前記2つのボリュームデータを位置合わせするための関心領域を抽出する。位置合わせ部は、前記抽出部により抽出された前記関心領域を用いて、前記2つのボリュームデータの位置合わせを行なう。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、本実施形態に係る画像生成部を説明するための図である。

【図3-1】図3-1は、位置合わせにおけるROI設定の重要性を説明するための図(1)である。

30

【図3-2】図3-2は、位置合わせにおけるROI設定の重要性を説明するための図(2)である。

【図4】図4は、図1に示すボリュームデータ処理部を説明するための図(1)である。

【図5】図5は、図1に示すボリュームデータ処理部を説明するための図(2)である。

【図6】図6は、位置合わせ部の処理結果の一例を説明するための図である。

【図7】図7は、本実施形態に係る超音波診断装置のROI設定処理を説明するためのフローチャートである。

【図8】図8は、本実施形態に係る超音波診断装置の位置合わせ処理を説明するためのフローチャートである。

【図9】図9は、本実施形態に係る変形例を説明するための図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0011】

(実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。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は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。また、装置本体10は、ネットワーク100を介して外部装置4と接続される。

50

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 1 0 が有する送受信部 1 1 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材などを有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 1 0 と着脱自在に接続される。

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

10

【 0 0 1 4 】

ここで、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査するとともに、被検体 P を 3 次元で走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、被検体 P を 2 次元で走査する複数の超音波振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカルスキャンプローブである。

20

【 0 0 1 5 】

なお、本実施形態は、超音波プローブ 1 が、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能な 2 次元超音波プローブである場合であっても適用可能である。2 次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することが可能である。

【 0 0 1 6 】

入力装置 3 は、後述するインターフェース部 1 9 を介して装置本体 1 0 と接続される。入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

30

【 0 0 1 7 】

例えば、本実施形態に係る入力装置 3 は、比較読影を行なうための 2 つのボリュームデータの指定や、指定した 2 つのボリュームデータ間の位置合わせ処理に関する指示を操作者から受け付ける。なお、位置合わせを行なって比較読影する際に操作者が入力装置 3 を用いて入力する各種指示内容については、後に詳述する。

【 0 0 1 8 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像などを表示したりする。

40

【 0 0 1 9 】

例えば、本実施形態に係るモニタ 2 は、2 つのボリュームデータ間の位置合わせを行なうために操作者が参照する G U I を表示する。なお、位置合わせを行なう際に、操作者により参照される G U I については、後に詳述する。

【 0 0 2 0 】

外部装置 4 は、後述するインターフェース部 1 9 を介して装置本体 1 0 と接続される装置である。例えば、外部装置 4 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication System) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースなどである。あるいは、外部装置 4 は、例えば、X 線 C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic

50

Resonance Imaging) 装置など、本実施形態に係る超音波診断装置以外の各種医用画像診断装置である。

【0021】

すなわち、本実施形態に係る装置本体10は、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)に則った画像フォーマットに統一された各種医用画像を、インターフェース部19を介して外部装置4から取得することができる。具体的には、本実施形態に係る装置本体10は、インターフェース部19を介して、自装置で生成されたボリュームデータ(3次元超音波画像)の比較対象となるボリュームデータを、インターフェース部19を介して外部装置4から取得することができる。

【0022】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置である。具体的には、本実施形態に係る装置本体10は、超音波プローブ1が受信した3次元の反射波データに基づいて3次元超音波画像(ボリュームデータ)を生成可能な装置である。装置本体10は、図1に示すように、送受信部11と、Bモード処理部12と、ドブラ処理部13と、画像生成部14と、画像メモリ15と、内部記憶部16と、ボリュームデータ処理部17と、制御部18と、インターフェース部19とを有する。

【0023】

送受信部11は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0024】

なお、送受信部11は、後述する制御部18の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0025】

また、送受信部11は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0026】

このように、送受信部11は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。ここで、本実施形態に係る送受信部11は、超音波プローブ1から被検体Pに対して3次元の超音波ビームを送信させ、超音波プローブ1が受信した3次元の反射波信号から3次元の反射波データを生成する。

【0027】

Bモード処理部12は、送受信部11から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。

【0028】

ここで、Bモード処理部12は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、Bモード処理部12は、一つの反射波データに対して、

10

20

30

40

50

二つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

【0029】

このBモード処理部12の機能を用いることにより、コントラストハーモニックイメージング（CHI：Contrast Harmonic Imaging）において、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、造影剤（微小気泡、パブル）を反射源とする反射波データ（高調波データ又は分周波データ）と、被検体P内の組織を反射源とする反射波データ（基本波データ）とを分離することができる。すなわち、Bモード処理部12は、組織画像を生成するためのBモードデータとともに、造影画像を生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0030】

また、このBモード処理部12の機能を用いることにより、ティッシュハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）において、被検体Pの反射波データから、高調波データ又は分周波データを分離することで、ノイズ成分を除去した組織画像を生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0031】

ドブラ処理部13は、送受信部11から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。

【0032】

なお、本実施形態に係るBモード処理部12およびドブラ処理部13は、2次元の反射波データおよび3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、本実施形態に係るBモード処理部12は、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成することができる。具体的には、本実施形態に係るBモード処理部12は、通常のBモード撮影時や、コントラストハーモニックイメージング、ティッシュハーモニックイメージングにおいて、3次元のBモードデータを生成することができる。また、本実施形態に係るドブラ処理部13は、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成することができる。

【0033】

画像生成部14は、Bモード処理部12及びドブラ処理部13が生成したデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像を生成する。具体的には、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した3次元のBモードデータから、3次元のBモード画像を生成する。

【0034】

また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。具体的には、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した3次元のドブラデータから、3次元のカラードブラ画像を生成する。

【0035】

なお、以下では、画像生成部14が生成した3次元のBモード画像及び3次元のカラードブラ画像をまとめて「超音波ボリュームデータ」と記載する。

【0036】

また、画像生成部14は、生成した超音波ボリュームデータをモニタ2にて表示するための各種画像を生成することができる。具体的には、画像生成部14は、超音波ボリュームデータからMPR（Multi Planar Reconstructions）画像やレンダリング画像を生成することができる。図2は、本実施形態に係る画像生成部を説明するための図である。

【0037】

すなわち、図2に示すように、超音波プローブ1により被検体Pの撮影部位に対して超音波の3次元走査が行なわれることで、送受信部11は、超音波ボリュームデータを生成する。そして、画像生成部14は、超音波ボリュームデータをモニタ2に表示するための

10

20

30

40

50

画像として、例えば、操作者からの指示により、図 2 に示すように、直交 3 断面における M P R 画像や、超音波プローブ 1 の被検体 P に対する接触面を視点とした場合のレンダリング画像や、任意の場所を視点とした場合のレンダリング画像を生成する。なお、本実施形態に係る画像生成部 1 4 は、自装置以外で生成されたボリュームデータについても、M P R 画像及びレンダリング画像の生成処理を行なうことができる。

【 0 0 3 8 】

なお、画像生成部 1 4 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディーマークなどを合成した合成画像を生成することもできる。

【 0 0 3 9 】

図 1 に戻って、画像メモリ 1 5 は、画像生成部 1 4 が生成した超音波画像記憶するメモリである。また、画像メモリ 1 5 は、B モード処理部 1 2 やドブラ処理部 1 3 が生成したデータを記憶することも可能である。

10

【 0 0 4 0 】

内部記憶部 1 6 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 I D、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種ポディーマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部 1 6 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 が記憶する画像の保管などにも使用される。

【 0 0 4 1 】

さらに、内部記憶部 1 6 は、外部装置 4 から転送された各種医用画像の保管にも使用される。具体的には、内部記憶部 1 6 は、外部装置 4 から転送されたボリュームデータを記憶する。例えば、内部記憶部 1 6 は、3 次元の X 線 C T 画像（以下、X 線 C T ボリュームデータと記載する）や、3 次元の M R I 画像（以下、M R I ボリュームデータと記載する）、他の超音波診断装置にて生成された超音波ボリュームデータを記憶する。また、内部記憶部 1 6 が記憶するデータは、後述するインターフェース部 1 9 を経由して、外部の周辺装置（外部装置 4）へ転送することができる。

20

【 0 0 4 2 】

なお、本実施形態は、操作者が所望する画像データ（ボリュームデータ）がフレキシブルディスク（F D）、C D - R O M、M O、D V D などの記憶媒体を介して、内部記憶部 1 6 に格納される場合であっても適用可能である。また、本実施形態は、操作者が所望する画像データ（ボリュームデータ）を記憶する記憶装置が、内部記憶部 1 6 以外に設置される場合であっても適用可能である。

30

【 0 0 4 3 】

ボリュームデータ処理部 1 7 は、画像メモリ 1 5 が記憶する 2 つの超音波ボリュームデータの位置合わせ処理や、画像メモリ 1 5 が記憶する超音波ボリュームデータと内部記憶部 1 6 が記憶する各種ボリュームデータとの位置合わせ処理を行なう。ここで、ボリュームデータ処理部 1 7 は、位置合わせ処理を行なうために、図 1 に示すように、対象断面受け付け部 1 7 a と、算出部 1 7 b と、抽出部 1 7 c と、設置部 1 7 d と、位置合わせ部 1 7 e とを有する。なお、ボリュームデータ処理部 1 7 が行なう処理については、後に詳述する。

【 0 0 4 4 】

制御部 1 8 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 8 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 6 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 1 1、B モード処理部 1 2、ドブラ処理部 1 3、画像生成部 1 4 及びボリュームデータ処理部 1 7 の処理を制御する。また、制御部 1 8 は、画像メモリ 1 5 が記憶する超音波画像や、内部記憶部 1 6 が記憶する各種画像、又は、ボリュームデータ処理部 1 7 による処理を行なうための G U I、ボリュームデータ処理部 1 7 の処理結果などをモニタ 2 にて表示するように制御する。また、制御部 1 8 は、操作者から入力装置 3 を介して受け付けたボリュームデータが外部装置 4 からネットワーク 1 0 0 及びインターフェース部 1 9 を介して内部記憶部 1 6 に転送されるように、制御する。

40

50

【 0 0 4 5 】

インターフェース部 19 は、入力装置 3、ネットワーク 100 及び外部装置 4 に対するインターフェースである。入力装置 3 が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部 19 により、制御部 18 に転送される。また、入力装置 3 が操作者から受け付けた画像データの転送要求は、インターフェース部 19 により、ネットワーク 100 を介して外部装置 4 に通知される。また、外部装置 4 が転送した画像データは、インターフェース部 19 により、内部記憶部 16 に格納される。

【 0 0 4 6 】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波ボリュームデータを生成し、生成した超音波ボリュームデータと他のボリュームデータとの位置合わせを行なう。

10

【 0 0 4 7 】

ここで、異なる時期に生成された 2 つのボリュームデータを比較読影する場合、ボリュームデータ間のずれが、単に、並進移動や回転移動により補正することができるのであれば、これら 2 つのボリュームデータの全領域を比較して位置合わせを行なうことは、容易である。

【 0 0 4 8 】

しかし、2 つのボリュームデータの全領域を比較して位置合わせを行なうことは、以下の理由により、困難であり、かつ、非効率である。例えば、ラジオ波焼灼治療 (RFA : Radio Frequency Ablation) や、切除などの外科手術が行なわれた場合、比較対象となる 2 つの超音波ボリュームデータ内に描出される観察対象部位の構造は、治療前後で変化する。また、例えば、B モード撮影や、ティッシュハーモニックイメージング、コントラストイメージングなどのように超音波画像の撮影モードが異なる場合、比較対象となる 2 つの超音波ボリュームデータの輝度分布は、異なる。

20

【 0 0 4 9 】

また、臨床現場では、超音波ボリュームデータと、例えば、X 線 CT 装置、MRI 装置など他の医用画像診断装置により生成されたボリュームデータとを比較読影する場合が多くある。例えば、RFA を行なう際には、RFA による焼灼部位を決定するために用いられた X 線 CT ボリュームデータと、治療直前で RFA の焼灼部位を確認するために生成された超音波ボリュームデータとを比較する必要がある。かかる場合でも、比較対象となる 2 つのボリュームデータの輝度分布は、異なる。

30

【 0 0 5 0 】

また、被検体 P の呼吸や撮影時における体位によっては、観察対象となる臓器の変形や、観察対象となる臓器と周囲の臓器との相対位置の変化が生じる場合がある。特に、超音波画像の撮影においては、X 線 CT 画像や MRI 画像の撮影と比較して、被検体 P の体位の自由度が高く、観察対象となる臓器の変形や、観察対象となる臓器と周囲の臓器との相対位置の変化が生じることが多い。また、超音波画像の撮影においては、超音波プローブ 1 の設置位置や超音波プローブ 1 による圧迫の程度によっても、観察対象となる臓器の変形や、観察対象となる臓器と周囲の臓器との相対位置の変化が生じる場合がある。

40

【 0 0 5 1 】

このように、2 つのボリュームデータの位置合わせを行なう場合、ボリュームデータ間には、輝度分布の変化や形状の変化、形状の歪みなどの差異が存在することが多い。このため、ボリュームデータ間の位置合わせを、各ボリュームデータの全領域に渡って行なうことは、困難、かつ、非効率的である。ここで、比較読影を行なう医師にとっては、少なくとも、観察対象となる部位が正確に位置合わせされていればよい。そこで、2 つのボリュームデータの位置合わせを行なう際には、位置合わせを行なうための関心領域 (ROI : Region Of Interest) を各ボリュームデータ内に設定し、設定した ROI を用いて 2 つのボリュームデータの位置合わせを行なうことが行なわれる。

【 0 0 5 2 】

しかしながら、ROI の置き方によっては、正しい位置合わせが困難な場合がある。図

50

3 - 1 及び図 3 - 2 は、位置合わせにおける R O I 設置の重要性を説明するための図である。

【 0 0 5 3 】

図 3 - 1 及び図 3 - 2 に示すグラフは、比較対象となる 2 つのボリュームデータの一方を 3 次元的に所定の角度ずつ回転させて算出した各ボリュームデータの R O I 間の相互情報量をプロットしたものである。なお、相互情報量については、後に詳述する。

【 0 0 5 4 】

ここで、図 3 - 1 の (A) 及び (B) は、比較対象となる 2 つのボリュームデータに一つの R O I を設置した場合のグラフを示している。図 3 - 1 の (A) に示す一例では、比較対象となる 2 つのボリュームデータ間に回転ずれのみがあることから、位置合わせが最適となる極大点が一つのみとなる場合のグラフを示している。すなわち、図 3 - 1 の (A) に示す一例では、グラフの形状が、頂点が一つの山型であり、位置合わせ処理をしたときに正しい結果に到達しやすいことを示している。一方、図 3 - 1 の (B) に示す一例では、比較対象となる 2 つのボリュームデータ間に回転ずれ以外にも、形状などの差異があることから、位置合わせが見かけ上最適となる擬似極大点が複数存在する場合のグラフを示している。すなわち、図 3 - 1 の (B) に示す一例では、グラフの形状が、頂点が複数存在する山型であり、R O I の置き方によっては、位置合わせ処理が正しい結果に到達しないことを意味している。

10

【 0 0 5 5 】

また、図 3 - 2 は、操作者の指定により、R O I を 1 個 ~ 4 個と順次増やして、相互情報量を計算したものである。すなわち、図 3 - 2 の (A) は、R O I を 1 個設置した場合のグラフであり、図 3 - 2 の (B) は、R O I を 2 個設置した場合のグラフであり、図 3 - 2 の (C) は、R O I を 3 個設置した場合のグラフであり、図 3 - 2 の (D) は、R O I を 4 個設置した場合のグラフである。図 3 - 2 に示す一例では、R O I を増やすことで、疑似極大点の数が低減されている。

20

【 0 0 5 6 】

しかし、R O I を用いたボリュームデータ間の位置合わせ処理は、各 R O I の相互情報量が最大となる位置 (最適解) を最適化処理により求めるものであり、図 3 - 2 に示す一例では、複数の R O I が真の極大点に向かう方向に沿って設置されていることから、疑似極大点の数が低減して、真の位置合わせが行なわれる場合を示しているに過ぎない。

30

【 0 0 5 7 】

例えば、図 3 - 2 の (D) に示すグラフにおいて、平らな位置に R O I が設置された場合は、最適解に到達することができず、局所解にしか到達できない場合がある。

【 0 0 5 8 】

そこで、図 1 に示すボリュームデータ処理部 1 7 は、以下に示す位置合わせ処理を行なう。まず、操作者により、比較読影を行なう 2 つのボリュームデータが指定される。

【 0 0 5 9 】

ここで、位置合わせ処理が行なわれるユースケースの具体例について説明する。例えば、肝臓の治療を行なう場合、治療方針を決定するための術前検査として、造影剤を用いた X 線 C T 画像 (X 線 C T ボリュームデータ) の撮影が行なわれる。例えば、肝動脈造影下 C T (C T A) や、経動脈的門脈造影下 C T (C T A P) により、肝臓の X 線 C T ボリュームデータが生成される。これにより、医師は、肝臓の位置や大きさを確認して、手術切除や R F A、又は、T A E (肝動脈塞栓療法) などの術式を決定する。例えば、医師は、R F A により肝臓を焼灼すると決定する。

40

【 0 0 6 0 】

R F A を行う場合、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、穿刺針を病変部位まで刺し、その後、穿刺針からラジオ波を照射する。そこで、医師は、X 線 C T ボリュームデータを用いて R F A を行なうと決定した肝臓の撮影を、超音波診断装置により行なう。例えば、超音波診断装置は、C H I や T H I により超音波ボリュームデータを生成する。これにより、医師は、ラジオ波を照射する穿刺針のア

50

タッチメントを有する超音波プローブ 1 のアプローチ位置、焼灼領域を確定する。かかる事前検討を行なう場合、術式決定時の X 線 CT ボリュームデータと事前検討時の超音波ボリュームデータとの位置合わせを行なう必要がある（ユースケース 1）。

【 0 0 6 1 】

そして、RFA の直前においても、超音波診断装置を用いた検査が行なわれる。すなわち、医師は、事前検討を再現して、超音波プローブ 1 の最終アプローチ位置を決定するために、超音波診断装置を用いた CH I や TH I により超音波ボリュームデータを生成する。かかる事前検討の再現時においても、事前検討時の超音波ボリュームデータと事前検討の再現時の超音波ボリュームデータとの位置合わせを行なう必要がある（ユースケース 2）。

10

【 0 0 6 2 】

そして、RFA 実行時においても、予定の位置に穿刺針が到達した時点で、穿刺針の到達位置から予想される焼灼領域（予想焼灼領域）が、肝癌及び肝癌の境界領域を十分含むか否かを評価するために、例えば、TH I により超音波ボリュームデータが生成される。かかる予想焼灼領域の評価時においても、例えば、術式決定時の X 線 CT ボリュームデータや事前検討の再現時の超音波ボリュームデータと、予想焼灼領域の評価時の超音波ボリュームデータとの位置合わせを行なう必要がある（ユースケース 3）。

【 0 0 6 3 】

そして、RFA 実行後においても、RFA 焼灼領域の評価を行なうために、超音波ボリュームデータが生成され、さらに、例えば、焼灼終了 5 分後に、CH I による超音波ボリュームデータの生成や、造影 X 線 CT ボリュームデータが生成される。かかる RFA 焼灼領域の評価時においても、RFA 実行直後に生成された超音波ボリュームデータと、焼灼終了 5 分後に生成された造影超音波ボリュームデータや、造影 X 線 CT ボリュームデータとの位置合わせを行なう必要がある（ユースケース 4）。

20

【 0 0 6 4 】

そして、経過検査時においても、医師は、治療効果の判定を行なうために、例えば、造影 X 線 CT 検査や造影超音波検査を行なう。かかる経過検査時においても、経過検査時のボリュームデータと、例えば、予想焼灼領域の評価時の超音波ボリュームデータとの位置合わせを行なう必要がある（ユースケース 5）。また、ユースケース 5 の場合、ユースケース 1 ~ 4 で用いられたボリュームデータすべてが位置合わせの対象となりうる。

30

【 0 0 6 5 】

上述したユースケースにおいて、操作者は、比較読影を行なうための 2 つのボリュームデータを指定する。具体的には、操作者は、各ユースケースにより生成された最新の超音波ボリュームデータと、比較対象となるボリュームデータとを指定する。換言すれば、操作者は、少なくとも一方が超音波ボリュームデータである 2 つのボリュームデータを指定する。なお、以下では、本実施形態に係る超音波診断装置により生成された 2 つの超音波ボリュームデータが位置合わせの対象として指定される場合を一例として説明する。

【 0 0 6 6 】

例えば、ユースケース 3 において、操作者は、事前検討の再現時の超音波ボリュームデータと、予想焼灼領域の評価時の超音波ボリュームデータとを指定する。なお、本実施形態は、図 1 に示す超音波診断装置により生成された超音波ボリュームデータと、他の医用画像診断装置により生成されたボリュームデータ（例えば、術式決定時の X 線 CT ボリュームデータ）とが指定される場合であっても適用可能である。かかる場合、術式決定時の X 線 CT ボリュームデータは、外部装置 4 から内部記憶部 16 に転送される。

40

【 0 0 6 7 】

そして、図 1 に示すボリュームデータ処理部 17 が有する対象断面受け付け部 17 a と、算出部 17 b と、抽出部 17 c と、設置部 17 d と、位置合わせ部 17 e とは、以下の処理を行なう。

【 0 0 6 8 】

対象断面受け付け部 17 a は、少なくとも一方が超音波の反射波に基づいて生成された

50

超音波ポリウムデータである２つのポリウムデータにおいて、共通する構造物を含む２つの断面（対象断面）を入力装置３を介して操作者から受け付ける。

【００６９】

算出部１７ｂは、対象断面受け付け部１７ａが受け付けた２つの対象断面のいずれか一方の断面である第１断面を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する。

【００７０】

抽出部１７ｃは、算出部１７ｂにより算出された複数の小分画それぞれの特徴量に基づいて、複数の小分画から２つのポリウムデータを位置合わせするための関心領域（ＲＯＩ）を抽出する。

10

【００７１】

位置合わせ部１７ｅは、抽出部１７ｃにより抽出されたＲＯＩを用いて、２つのポリウムデータの位置合わせを行なう。具体的には、位置合わせ部１７ｅは、設置部１７ｄにより設置されたＲＯＩペアを用いて位置合わせを行なう。すなわち、設置部１７ｄは、抽出部１７ｃにより抽出されたＲＯＩの第１断面における同様の位置関係にて、当該第１断面とともに対象断面受け付け部１７ａが受け付けた他方の対象断面である第２断面に対となるＲＯＩを設置する。そして、位置合わせ部１７ｅは、抽出部１７ｃおよび設置部１７ｄの処理により２つのポリウムデータそれぞれに対として設定されたＲＯＩペアを用いて、２つのポリウムデータの位置合わせを行なう。

【００７２】

20

より具体的には、位置合わせ部１７ｅは、抽出部１７ｃおよび設置部１７ｄの処理により２つのポリウムデータそれぞれに対として設定された各ＲＯＩの該当する対象断面に対する相対的位置が維持された状態で、第１断面又は第２断面のいずれか一方を複数の位置にずらす。そして、位置合わせ部１７ｅは、２つの対象断面を移動することにより、関心領域間の類似度を評価関数により算出し、算出結果が最適化された状態となった関心領域間の位置関係に基づいて、２つのポリウムデータの位置合わせを行なう。

【００７３】

上述したポリウムデータ処理部１７の処理の具体例を、以下、図４及び図５を用いて説明する。図４及び図５は、図１に示すポリウムデータ処理部を説明するための図である。

30

【００７４】

まず、制御部１８の制御により、事前検討の再現時の超音波ポリウムデータ（図４に示す参照ポリウムデータ）と、予想焼灼領域の評価時の超音波ポリウムデータ（図４に示す対象ポリウムデータ）とがモニタ２に表示される。具体的には、まず、画像生成部１４は、制御部１８の制御により、例えば、ポリウムデータに設定された直交３軸の座標系における初期位置におけるＭＰＲ画像を生成する。そして、モニタ２は、制御部１８の制御により、図４の（Ａ）に示すように、参照ポリウムデータの初期位置におけるＭＰＲ画像と、対象ポリウムデータの初期位置におけるＭＰＲ画像とを表示する。

【００７５】

そして、操作者は、参照ポリウムデータと対象ポリウムデータとで共通する構造物、すなわち、位置合わせを行なう上で、主な対象となる主対象構造物を探す。具体的には、操作者は、モニタ２上に初期位置におけるＭＰＲ画像ともに表示された「並進移動ボタン」や「回転移動ボタン」を、例えば、入力装置３が有するマウスを用いて、操作することで、ＭＰＲ画像を生成するための断面の位置を変更する。これにより、操作者は、図４の（Ｂ）に示すように、主対象構造物を含む対象断面の選択及び表示を行なう。すなわち、操作者は、「並進移動ボタン」や「回転移動ボタン」を操作することで、主対象構造物が描出されているＭＰＲ画像の選択及び表示を行なう。

40

【００７６】

そして、操作者は、例えば、入力装置３が有するマウスを用いて、図４の（Ｃ）に示すように、選択表示した各ＭＰＲ画像上に描出された主対象構造物の指定を行なう。これに

50

より、参照ポリウムデータの対象断面と、対象ポリウムデータの対象断面とが確定される。その結果、対象断面受け付け部 17 a は、参照ポリウムデータの対象断面と、対象ポリウムデータの対象断面とを受け付ける。具体的には、対象断面受け付け部 17 a は、参照ポリウムデータにおける対象断面の位置と、対象ポリウムデータにおける対象断面の位置とを受け付ける。

【0077】

そして、算出部 17 b は、対象断面受け付け部 17 a が受け付けた 2 つの対象断面のいずれか一方の断面である第 1 断面を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する。例えば、算出部 17 b は、参照ポリウムデータの対象断面を第 1 断面とし、第 1 断面を各小分画が重複するように、複数の小分画に分割する。そして、算出部 17 b は、特徴量として「平均情報量（エントロピー）：H」を、例えば、以下の式（1）により算出する。なお、式（1）に示す「 p_i 」は、小分画内の画素値「 i 」が当該小分画で出現する相対頻度である。

10

【0078】

【数 1】

$$H = - \sum p_i \cdot \log_2 p_i \quad \dots(1)$$

【0079】

なお、式（1）では、対数の底が「2」であるが、平均情報量を算出する際の対数の底は、「10」など任意の数値が設定可能である。

20

【0080】

そして、抽出部 17 c は、算出部 17 b により算出された複数の小分画それぞれの特徴量（平均情報量）に基づいて、ROI を抽出する。例えば、抽出部 17 c は、算出部 17 b により算出された複数の小分画それぞれの平均情報量を、大きい順に並べ、1 位から 3 位までの上位 3 つの小分画を ROI として抽出する。図 3 の（D）に示す一例では、参照ポリウムデータの対象断面において、抽出部 17 c により 3 つの ROI が抽出された結果が示されている。

【0081】

なお、本実施形態は、平均情報量が最大値となった小分画を ROI として抽出したり、所定の値より大きい平均情報量が算出された小分画を ROI として抽出したりする場合であっても適用可能である。

30

【0082】

そして、設置部 17 d は、図 3 の（D）に示すように、抽出部 17 c により抽出された 3 つの ROI の第 1 断面における同様の位置関係にて、対象ポリウムデータの対象断面である第 2 断面に対となる 3 つの関心領域を設置する。これにより、抽出部 17 c および設置部 17 d の処理により 2 つのポリウムデータそれぞれに ROI ペアが設定される。すなわち、抽出部 17 c および設置部 17 d の処理により、主対象構造物、又は、主対象構造物の近傍にて、2 つのポリウムデータそれぞれに ROI ペアが設定される。

【0083】

なお、本実施形態は、対象ポリウムデータの対象断面が第 1 断面と設定され、参照ポリウムデータの対象断面が第 2 断面と設定される場合であっても適用可能である。また、算出部 17 b が算出する特徴量は、平均情報量に限定されるものではなく、対象断面内に描出された特徴的な構造物を抽出できるのであれば、任意の指標値を用いることができる。

40

【0084】

そして、位置合わせ部 17 e は、ROI ペア間の類似度を、相互情報量を算出する評価関数により算出する。さらに、位置合わせ部 17 e は、各 ROI の該当する対象断面に対する相対的位置が維持された状態で、例えば、第 2 断面の位置を複数の位置にずらす。そして、位置合わせ部 17 e は、2 つの対象断面を移動するごとに、ROI 間の類似度として相互情報量を算出する。例えば、位置合わせ部 17 e は、図 5 の（A）～（D）に示す

50

ように、「初期設定、ずらし１、ずらし２、ずらし３」といったように、予め設定された所望の移動量で、第２断面を並進移動又は回転移動させる。

【００８５】

そして、位置合わせ部１７ｅは、相互情報量の値が最適化された状態となったＲＯＩ間の位置関係に基づいて、２つのボリュームデータの位置合わせを行なう。すなわち、位置合わせ部１７ｅは、相互情報量の値が最適化された状態となった第２断面の座標パラメータから、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの間の位置ずれ量を決定する。これにより、モニタ２は、図５の（Ｅ）に示すように、最良の位置合わせ結果を表示する。具体的には、モニタ２は、被検体Ｐの略同一断面が描出された２つのＭＰＲ画像を表示する。

10

【００８６】

ここで、位置合わせ部１７ｅの実行する処理について、以下、数式などを用いて説明する。第１断面内のＲＯＩを「Ｒ」とし、第２断面内のＲＯＩを「Ｆ」とする。また、「Ｒ」及び「Ｆ」の間で対応する位置にある画素の画素値（ r, f ）から生成される２次元ヒストグラムを「 $H_{RF}(r, f)$ 」とする。また、「Ｒ」や「Ｆ」の画素数を「 V 」とする。このとき、「Ｒ」及び「Ｆ」の画素値がとる確率密度関数「 $P_{RF}(r, f)$ 」は、以下に示す式（２）により求められる。

【００８７】

【数２】

$$p_{RF}(r, f) = H_{RF}(r, f) / V \quad \dots(2)$$

20

【００８８】

また、「Ｒ」の画素値がとる確率密度関数「 $P_R(r)$ 」である「 P_R 」は、以下に示す式（３）により求められる。

【００８９】

【数３】

$$p_R = \sum_f P_{RF}(r, f) \quad \dots(3)$$

30

【００９０】

また、「Ｆ」の画素値がとる確率密度関数「 $P_F(f)$ 」である「 P_F 」は、以下に示す式（４）により求められる。

【００９１】

【数４】

$$p_F = \sum_r P_{RF}(r, f) \quad \dots(4)$$

【００９２】

式（２）～（４）で求められた確率密度関数から、相互情報量「 $T(F;R)$ 」は、以下に示す式（５）により求められる。

40

【００９３】

【数５】

$$T(F;R) = \sum_{r, f} p_{RF}(r, f) \log \frac{p_{RF}(r, f)}{p_R(r) p_F(f)} \quad \dots(5)$$

【００９４】

すなわち、位置合わせ部１７ｅは、これら式（１）～（５）を用いて、第１断面と第２断面とのＲＯＩ間の相互情報量を算出する。なお、位置合わせ部１７ｅは、各ずれ位置お

50

いて、第2断面内のROIの位置を所定量にて複数箇所に移動させ、各箇所における相互情報量を算出する。そして、位置合わせ部17eは、算出した相互情報量の最大値を「ずれ位置の相互情報量」とする。

【0095】

そして、位置合わせ部17eは、第2断面を移動させるごとに、相互情報量を算出する。ここで、第2断面の並進又は回転移動にともなう座標変換には、最低、X方向、Y方向、Z方向の並進移動と回転移動との6つの座標パラメータ、必要であれば3つのせん断方向も含めた9つの座標パラメータが用いられる。かかる座標変換を「 α 」とすると、座標変換後の第2断面のROIは「 $\alpha(F)$ 」と表される。したがって、位置合わせ部17eは、「R」と「 $\alpha(F)$ 」との相互情報量「 $T(\alpha(F);R)$ 」を最大にする α を、公知の最適化手法を用いて決定することで、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの間の位置ずれ量を決定する。

10

【0096】

例えば、位置合わせ部17eは、相互情報量が最適値基準となるまで、第2断面のずらし処理を行なうことで、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの間の位置ずれ量を決定する。あるいは、位置合わせ部17eは、第2断面のずらし処理を所定の回数（例えば、7回）行ない、相互情報量が最大となった第2断面の位置に基づいて、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの間の位置ずれ量を決定しても良い。なお、ずらし対象となる対象断面は、第1断面である場合であっても良い。

20

【0097】

このように、位置合わせ部17eは、本実施形態に係る超音波診断装置により生成された2つの超音波ボリュームデータ間や、実施形態に係る超音波診断装置により生成された超音波ボリュームデータと他の医用画像診断装置により生成されたボリュームデータとの間で位置合わせを行なう。したがって、位置合わせ部17eは、一つの超音波ボリュームデータを介して、複数のボリュームデータ間の位置合わせを行なうことができる。その結果、モニタ2は、複数の位置合わせされたボリュームデータを表示することができる。図6は、位置合わせ部の処理結果の一例を説明するための図である。

【0098】

例えば、位置合わせ部17eによる処理結果として、モニタ2は、図6に示すように、「治療前THI」により生成された超音波ボリュームデータと、「治療前CHI」により生成された超音波ボリュームデータと、「治療中THI」により生成された超音波ボリュームデータと、「治療後造影X線CT検査」により生成されたX線CTボリュームデータとで、被検体Pの略同一位置のMPR画像を表示することができる。なお、操作者は、表示画面にて各MPR画像とともに表示された「並進移動ボタン」や「回転移動ボタン」を操作することで、MPR画像の断面位置を、位置合わせされた状態で移動させることができる。

30

【0099】

なお、本実施形態は、位置合わせ部17eが類似度を算出するための評価関数として、相互情報量を算出する関数以外にも、他の評価関数を用いる場合であっても良い。例えば、位置合わせ部17eは、類似度を算出するための評価関数として、相互相関係数、又はROI間の輝度の差分値の二乗平均、又は、ROI間の輝度（画素値）の差分値の平均情報量を算出する関数を用いる場合であっても良い。これら類似度を用いても、位置合わせ部17eは、第1断面又は第2断面を移動させることで、2つのボリュームデータ間の位置合わせを行なうことができる。

40

【0100】

次に、図7及び図8を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図7は、本実施形態に係る超音波診断装置のROI設定処理を説明するためのフローチャートである。また、図8は、本実施形態に係る超音波診断装置の位置合わせ処理を説明するためのフローチャートである。

【0101】

50

図 7 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、操作者から入力装置 3 を介して、少なくとも一方が超音波ボリュームデータである参照ボリュームデータ及び対象ボリュームデータの指定を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 1）。ここで、参照ボリュームデータ及び対象ボリュームデータの指定を受け付けない場合（ステップ S 1 0 1 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【 0 1 0 2 】

一方、参照ボリュームデータ及び対象ボリュームデータの指定を受け付けた場合（ステップ S 1 0 1 肯定）、制御部 1 8 は、指定された参照ボリュームデータ及び対象ボリュームデータを読み込んで、画像生成部 1 4 及びモニタ 2 に対して、2 つのボリュームデータそれぞれから初期位置における M P R 画像を生成して表示するように制御する（ステップ S 1 0 2）。 10

【 0 1 0 3 】

そして、対象断面受け付け部 1 7 a は、モニタ 2 に表示された各 M P R 画像において、主対象構造物の指定を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 3）。ここで、主対象構造物の指定を受け付けない場合（ステップ S 1 0 3 否定）、制御部 1 8 は、初期位置の変更要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 4）。ここで、初期位置の変更要求を受け付けない場合（ステップ S 1 0 4 否定）、制御部 1 8 の指示により、対象断面受け付け部 1 7 a は、ステップ S 1 0 3 の判定処理を行なう。

【 0 1 0 4 】

一方、初期位置の変更要求を受け付けた場合（ステップ S 1 0 4 肯定）、制御部 1 8 は、画像生成部 1 4 及びモニタ 2 に対して、2 つのボリュームデータそれぞれから変更された位置（断面）における M P R 画像を生成して表示するように制御する（ステップ S 1 0 5）。そして、制御部 1 8 の指示により、対象断面受け付け部 1 7 a は、ステップ S 1 0 3 の判定処理を行なう。 20

【 0 1 0 5 】

一方、主対象構造物の指定を受け付けた場合（ステップ S 1 0 3 肯定）、対象断面受け付け部 1 7 a は、主対象構造物が指定された参照ボリュームデータにおける対象断面（第 1 断面）及び対象ボリュームデータにおける対象断面（第 2 断面）の位置情報を算出部 1 7 b に通知する。

【 0 1 0 6 】

そして、算出部 1 7 b は、対象断面受け付け部 1 7 a が受け付けた 2 つの対象断面のうち、第 1 断面を複数の小分画に分割し（ステップ S 1 0 6）、分割した各小分画の平均情報量を算出する（ステップ S 1 0 7）。 30

【 0 1 0 7 】

その後、抽出部 1 7 c は、算出部 1 7 b により算出された複数の小分画それぞれの平均情報量に基づいて、第 1 断面にて R O I（2 つのボリュームデータを位置合わせするための関心領域）を抽出する（ステップ S 1 0 8）。

【 0 1 0 8 】

続いて、設置部 1 7 d は、抽出部 1 7 c により抽出された R O I の第 1 断面における同様の位置関係にて、第 2 断面に対となる R O I を設置し（ステップ S 1 0 9）、R O I ペアの設定が終了する。 40

【 0 1 0 9 】

そして、位置合わせ部 1 7 e は、抽出部 1 7 c および設置部 1 7 d の処理により 2 つのボリュームデータそれぞれに対して設定された R O I ペアを用いて、2 つのボリュームデータの位置合わせを行なう。

【 0 1 1 0 】

すなわち、図 8 に示すように、位置合わせ部 1 7 e は、抽出部 1 7 c および設置部 1 7 d の処理により 2 つのボリュームデータそれぞれに R O I ペアが設定されたか否かを判定する（ステップ S 2 0 1）。ここで、R O I ペアが設定されていない場合（ステップ S 2 0 1 否定）、位置合わせ部 1 7 e は、R O I ペアが設定されるまで待機する。 50

【0111】

一方、ROIペアが設定された場合（ステップS201肯定）、位置合わせ部17eは、ROI間の相互情報量を算出し（ステップS202）、算出した相互情報量が最適値基準を満たすか否かを判定する（ステップS203）。ここで、最適値基準を満たさない場合（ステップS203否定）、位置合わせ部17eは、第2断面の移動、すなわち、第2断面の座標変換を行ない（ステップS204）、第2断面におけるROIを移動する（ステップS205）。そして、位置合わせ部17eは、ステップS202に戻って、移動後のROIを用いて、ROI間の相互情報量を算出する。

【0112】

一方、最適値基準を満たした場合（ステップS203肯定）、位置合わせ部17eは、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの間の位置ずれ量を決定する（ステップS206）。これにより、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの位置合わせが終了する。

【0113】

そして、制御部18は、位置合わせされたボリュームデータをモニタ2にて並列表示するように制御し（ステップS207、図5の（E）を参照）、処理を終了する。

【0114】

上述してきたように、本実施形態では、対象断面受け付け部17aは、少なくとも一方が超音波の反射波に基づいて生成された超音波ボリュームデータである2つのボリュームデータにおいて、共通する構造物を含む2つの断面（対象断面）を入力装置3を介して操作者から受け付ける。算出部17bは、対象断面受け付け部17aが受け付けた2つの対象断面のいずれか一方の断面である第1断面を複数の小分画に分割し、当該複数の小分画それぞれの特徴量を算出する。抽出部17cは、算出部17bにより算出された複数の小分画それぞれの特徴量に基づいて、複数の小分画から2つのボリュームデータを位置合わせするための関心領域（ROI）を抽出する。位置合わせ部17eは、抽出部17cにより抽出されたROIを用いて、2つのボリュームデータの位置合わせを行なう。

【0115】

すなわち、本実施形態では、操作者が位置合わせを行なうために重要であると判断した主対象構造物が含まれる断面内で、特徴量に基づいてROIを設定することができる。換言すれば、本実施形態では、操作者が指定した主対象構造物と比べて、より正確な位置合わせを行なえる可能性のあるROIを設定することができる。したがって、本実施形態では、ボリュームデータ間の正確な位置合わせを行なうことが可能となる。また、本実施形態では、操作者は、モニタ2に表示されるMPR画像のスライス位置を変更して、簡易に主対象構造物の選択及び指定を行なうだけで位置合わせが自動的に実行されるので、位置合わせ処理に係る操作者の負担を軽減することが可能となる。

【0116】

また、本実施形態では、設置部17dは、抽出部17cにより抽出されたROIの第1断面における同様の位置関係にて、当該第1断面とともに対象断面受け付け部17aが受け付けた他方の対象断面である第2断面に対となる関心領域を設置する。そして、位置合わせ部17eは、抽出部17cおよび設置部17dの処理により2つのボリュームデータそれぞれに対として設定されたROIペアを用いて、2つのボリュームデータの位置合わせを行なう。

【0117】

したがって、本実施形態では、ROIペアが自動的に設定されるので、位置合わせ処理に係る操作者の負担をより軽減することが可能となる。

【0118】

また、本実施形態では、位置合わせ部17eは、抽出部17cおよび設置部17dの処理により2つのボリュームデータそれぞれに対として設定された各ROIの該当する対象断面に対する相対的位置が維持された状態で、第1断面又は第2断面のいずれか一方を複数の位置にずらす。そして、位置合わせ部17eは、2つの対象断面を移動することに、

関心領域間の類似度を評価関数により算出し、算出結果が最適化された状態となった関心領域間の位置関係に基づいて、２つのボリュームデータの位置合わせを行なう。

【０１１９】

すなわち、本実施形態では、ＲＯＩペアの一方の位置をずらしながら位置合わせを行なうので、局所解により位置合わせが行なわれることを回避することができる。その結果、本実施形態では、ボリュームデータ間の位置合わせの精度を向上させることが可能となる。

【０１２０】

また、本実施形態では、算出部１７ｂは、特徴量として平均情報量を算出し、位置合わせ部１７ｅは、類似度として相互情報量を算出する。すなわち、本実施形態では、公知の技術を用いて位置合わせを行なうことができ、ボリュームデータ間の正確な位置合わせ簡易に行なうことが可能となる。

10

【０１２１】

なお、上述した実施形態は、以下に説明する変形例により実行される場合であってもよい。以下、本実施形態に係る変形例について図９を用いて説明する。図９は、本実施形態に係る変形例を説明するための図である。

【０１２２】

上述した実施形態では、主対象構造物を含む２つの対象断面のうち、第１断面が２次元の小分画に分割されて、２次元の各小分画の特徴量が算出される場合について説明した。しかし、本実施形態は、図９の（Ａ）に示すように、算出部１７ｂが第１断面を含む３次元の第１領域を３次元の小分画に分画し、３次元の各小分画を算出する場合であっても良い。かかる場合、抽出部１７ｃは、３次元のＲＯＩを第１領域から抽出する。そして、設置部１７ｄは、抽出部１７ｃにより抽出された３次元のＲＯＩの第１領域における位置関係と同様の位置関係にて、第２断面を含む第２領域に対となるＲＯＩを設置する。そして、位置合わせ部１７ｅは、３次元のＲＯＩペアを用いて類似度（例えば、相互情報量）を算出して、参照ボリュームデータと対象ボリュームデータとの位置合わせを行なう。

20

【０１２３】

３次元のＲＯＩペアを設置する変形例を適用することで、２次元のＲＯＩペアと比較して、位置合わせに用いられる情報量を増大することができ、ボリュームデータ間の位置合わせをより正確に行なうことが可能となる。

30

【０１２４】

また、上述した実施形態では、抽出部１７ｃおよび設置部１７ｄの処理により２つのボリュームデータそれぞれに設定された複数のＲＯＩペアをそのまま位置合わせ処理に用いられる場合について説明した。しかし、本実施形態は、位置合わせ部１７ｅが、操作者が指定したＲＯＩペアを用いて、２つのボリュームデータの位置合わせを行なう場合であっても良い。例えば、操作者は、図９の（Ｂ）に示すように、モニタ２にて表示されている第１断面内に抽出されたＲＯＩ（ａ）を入力装置３が有するマウスを用いてクリックすることで、ＲＯＩ（ａ）およびＲＯＩ（ａ）に対応する第２断面内のＲＯＩを、位置合わせ用のＲＯＩから除外する。かかる場合、位置合わせ部１７ｅが、操作者が除外した以外の２つのＲＯＩペアを用いて、２つのボリュームデータの位置合わせを行なう。

40

【０１２５】

例えば、比較読影を行なう医師は、主構造対象物から離れた位置に設定されたＲＯＩペアについては、正確な位置合わせが実行される必要がないと判断して、除外する。

【０１２６】

あるいは、異なるＦＯＶ（Field Of View）により撮影が行なわれたボリュームデータ間で位置合わせ処理を行なう場合に、操作者は、位置合わせに用いるＲＯＩペアの指定を行なう。例えば、Ｘ線ＣＴボリュームデータの第１断面内にて抽出されたＲＯＩとペアを形成するＲＯＩとして超音波ボリュームデータの第２断面内にて設置されたＲＯＩが、当該超音波ボリュームデータのＦＯＶ外に位置する場合、かかるＲＯＩペアを用いても、位置合わせの精度は、低下する。そこで、操作者は、一方のボリュームデータのＦＯＶ外に

50

設定された R O I ペアを除外し、両方のボリュームデータの F O V 内に設定された R O I ペアを、位置合わせに用いる R O I ペアとして指定する。

【 0 1 2 7 】

このように、R O I ペアの指定を操作者に委ねる変形例によれば、操作者の意向に沿ったボリュームデータ間の位置合わせを行なうことや、ボリュームデータ間の位置合わせの精度低下の防止を行なうことが可能となる。

【 0 1 2 8 】

なお、上述した実施形態では、超音波診断装置において位置合わせ処理が行なわれる場合について説明した。しかし、超音波診断装置とは独立に設置された画像処理装置により、上述した位置合わせ処理が行なわれる場合であってもよい。具体的には、図 1 に示すボリュームデータ処理部 1 7 及び制御部 1 8 の表示制御機能を有する画像処理装置が、超音波診断装置を含む各種医用画像診断装置、又は、P A C S のデータベースや、電子カルテシステムのデータベースから受信した 2 つのボリュームデータを受信して上述した位置合わせ処理を行なう場合であってもよい。

10

【 0 1 2 9 】

また、上述した実施形態で説明した画像処理方法は、あらかじ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などのコンピュータである画像処理装置にて実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク (F D)、C D - R O M、M O、D V D などのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータである画像処理装置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

【 0 1 3 0 】

以上、説明したとおり、本実施形態によれば、ボリュームデータ間の正確な位置合わせを行なうことが可能となる。

【 0 1 3 1 】

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 】

【 0 1 3 2 】

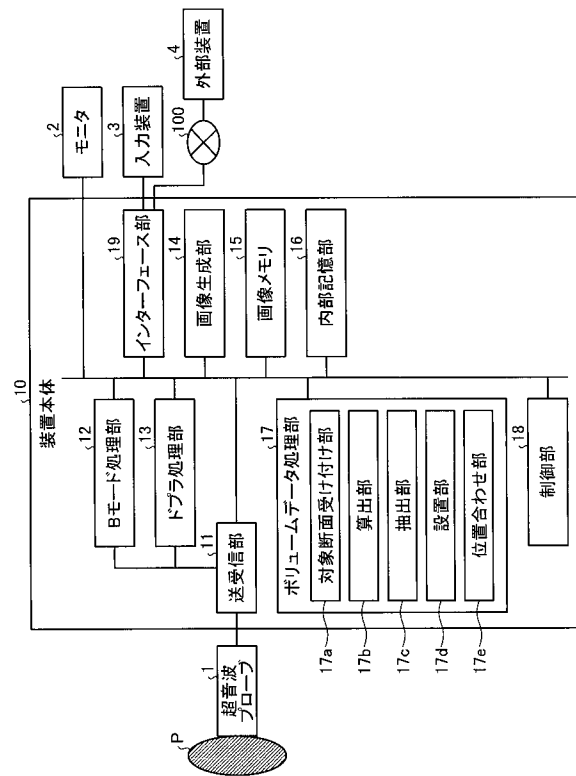
- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 4 外部装置
- 1 0 装置本体
- 1 1 送受信部
- 1 2 B モード処理部
- 1 3 ドプラ処理部
- 1 4 画像生成部
- 1 5 画像メモリ
- 1 6 内部記憶部
- 1 7 ボリュームデータ処理部
- 1 7 a 対象断面受け付け部
- 1 7 b 算出部
- 1 7 c 抽出部
- 1 7 d 設置部

40

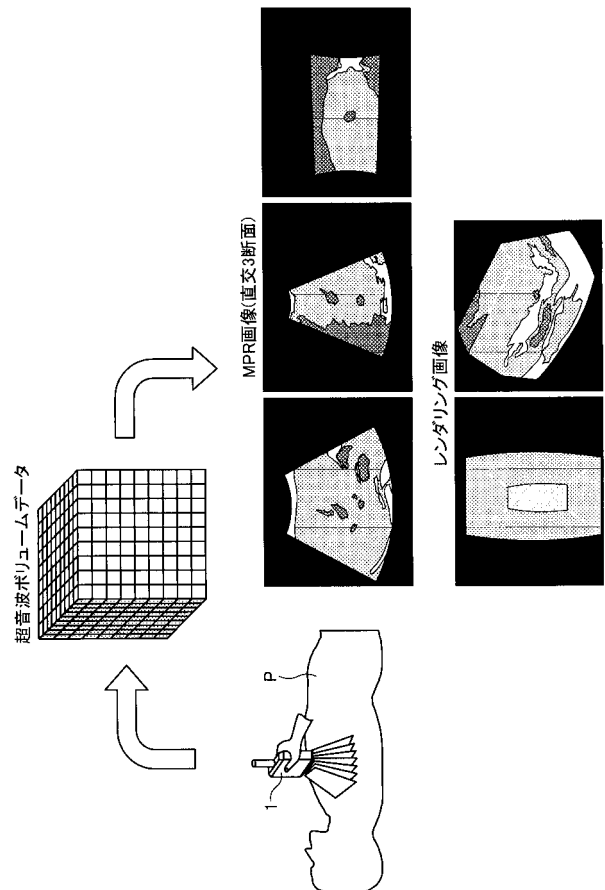
50

- 17e 位置合わせ部
- 18 制御部
- 19 インターフェース部
- 100 ネットワーク

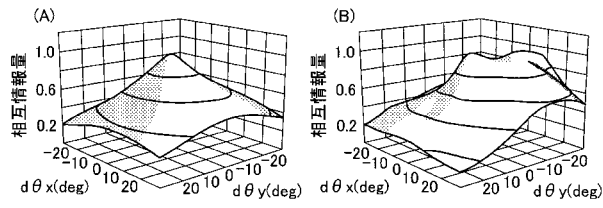
【図1】



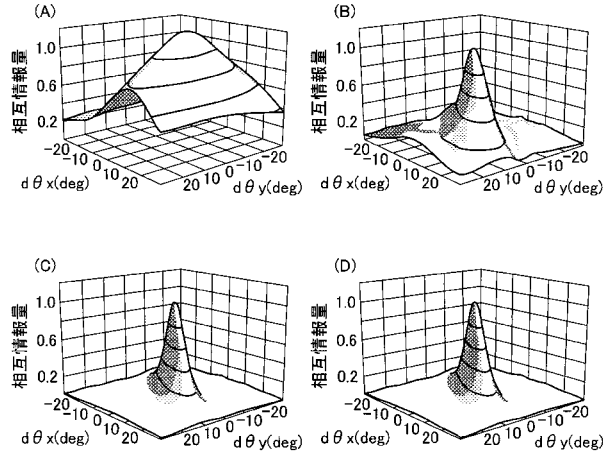
【図2】



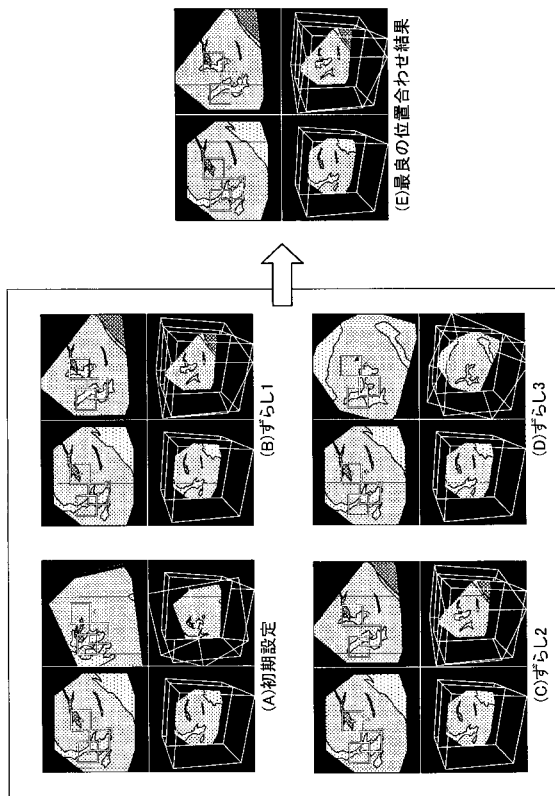
【図 3 - 1】



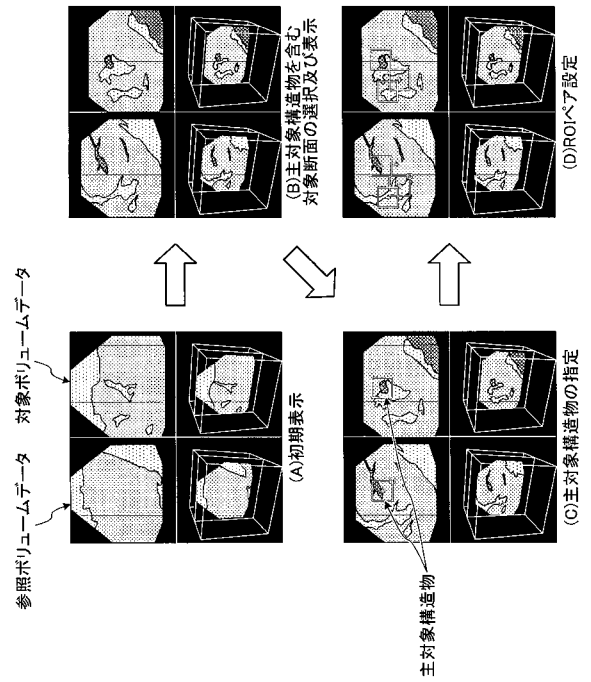
【図 3 - 2】



【図 5】

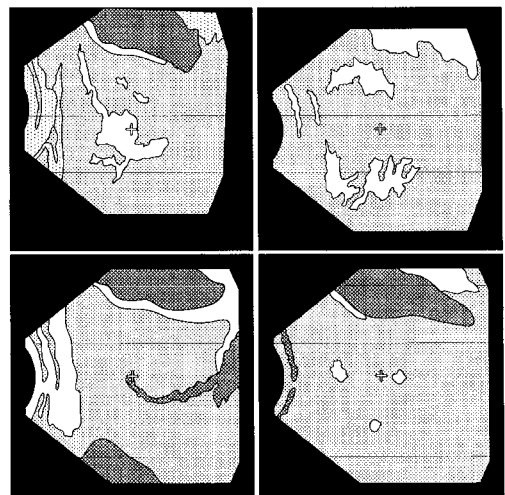


【図 4】

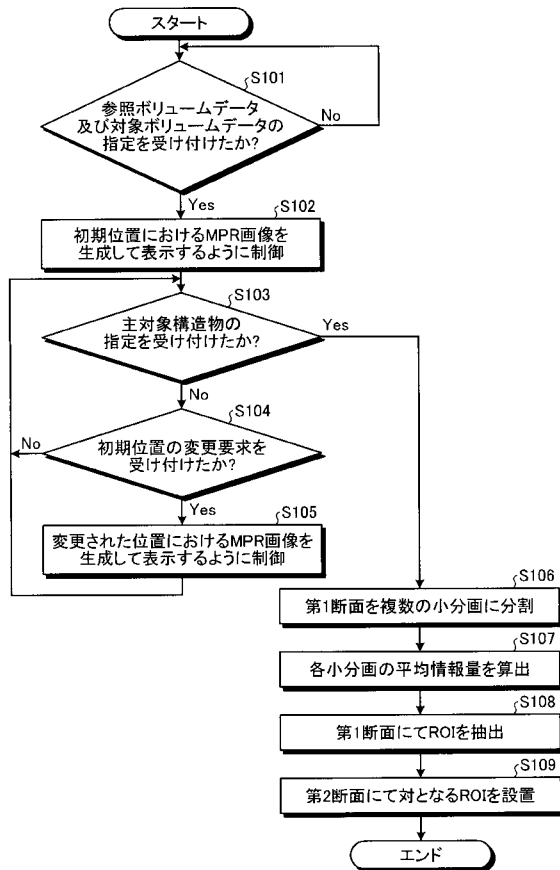


【図 6】

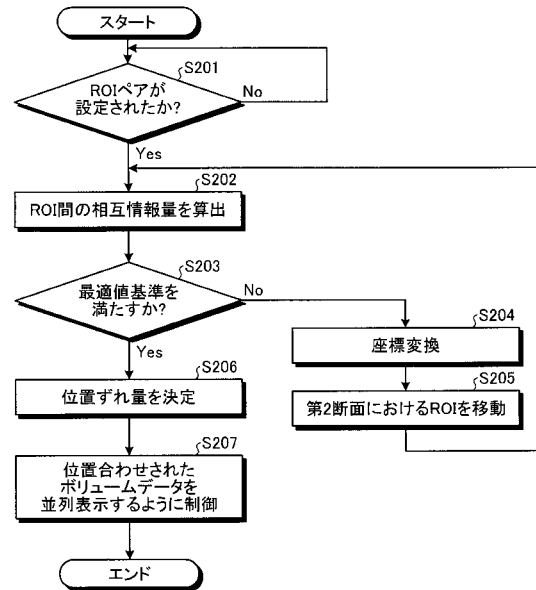
治療前 THI	治療前 CHI
治療中 THI	治療後 造影X線CT検査



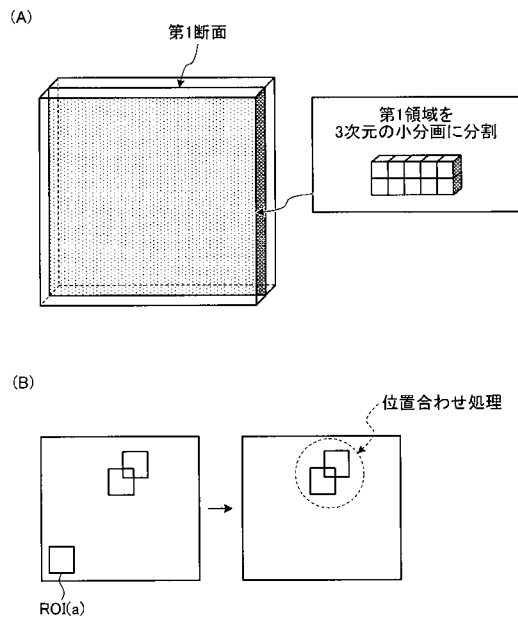
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和程序。		
公开(公告)号	JP2012125297A	公开(公告)日	2012-07-05
申请号	JP2010277167	申请日	2010-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	嶺喜隆		
发明人	嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE08 4C601/EE09 4C601/JC06 4C601/JC23 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK25 4C601/KK42 4C601/KK47 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2012125297A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在体积数据之间进行精确定位。解决方案：在超声诊断设备中，物体横截面接收单元17a接收两个体积数据项或超声体积数据项，其中至少一个是基于超声波的反射波产生的两个横截面（物体横截面）包括来自操作者经由输入装置3的共同结构。计算单元17b将第一横截面划分为多个小碎片。由物体横截面接收单元17a接收的两个物体横截面的一个横截面，并计算多个小碎片的特征量。提取单元17c基于由计算单元17b计算的多个小片段的各个特征量，提取用于定位来自多个小片段的两个体数据项的ROI。定位单元17e使用由提取单元17c提取的ROI来执行两个体数据项的定位。

