

(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2011-244931
(P2011-244931A)

(43) 公開日 平成23年12月8日(2011.12.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2010-119450 (P2010-119450)
(22) 出願日 平成22年5月25日 (2010.5.25)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝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
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 中屋 重光
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

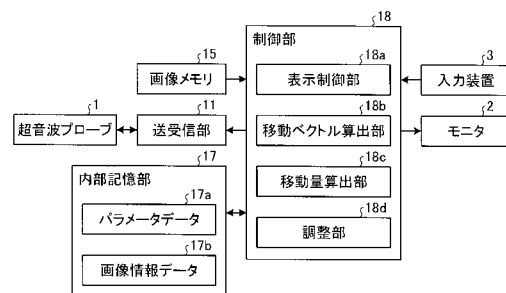
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元で超音波を走査する際の操作者の負担を軽減すること。

【解決手段】 実施例の超音波診断装置において、表示制御部18aは、超音波ボリュームデータから生成された画像(直交3断面のMPR画像およびボリューム画像)をモニタ2に表示するように制御する。移動ベクトル算出部18bは、時系列に沿って生成された超音波ボリュームデータ間で3次元の関心領域の移動ベクトルを算出する。そして、移動量算出部18cは、移動ベクトル算出部18bにより算出された移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の移動量を算出する。そして、調整部18dは、移動量算出部18cにより算出された移動量に基づいて、モニタ2にて表示されるボリューム画像内の関心領域の位置が略同一となるように調整する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ボリュームデータから生成された画像を所定の表示部に表示するように制御する表示制御部と、

時系列に沿って生成された超音波ボリュームデータ間で関心領域の移動ベクトルを算出する移動ベクトル算出部と、

前記移動ベクトル算出部により算出された前記移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける関心領域の移動量を算出する移動量算出部と、

前記移動量算出部により算出された前記移動量に基づいて、前記所定の表示部に表示される画像内の関心領域の位置が略同一となるように調整する調整部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記調整部は、前記移動量算出部により算出された前記移動量に基づいて、前記新規に生成される超音波ボリュームデータの収集範囲を変更する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】

前記調整部は、前記移動量算出部により算出された前記移動量に基づいて、前記関心領域の位置および大きさを調整することで前記新規に生成される超音波ボリュームデータの収集範囲を変更し、さらに、当該関心領域に設定された回転軸による前記画像の回転位置を調整することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記調整部は、前記移動量算出部により算出された前記移動量に基づいて、前記新規に生成される超音波ボリュームデータにおける関心領域の方向のみが異なると判定した場合、当該関心領域に設定された回転軸による回転位置を調整する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 5】

前記移動量算出部により算出された前記移動量が所定の閾値より大きいかな否かを判定する判定部をさらに備え、

前記表示制御部は、前記判定部により前記移動量が所定の閾値より大きいと判定された場合、前記移動量が前記所定の閾値より大きい旨を前記所定の表示部にて表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記移動ベクトル算出部は、所定の入力部を介して算出処理の開始要求を受け付けた場合に、前記移動ベクトルの算出処理を開始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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施の形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来、超音波診断装置では、複数の超音波振動子が一列に配置された超音波プローブにおける超音波の送受信を電子的に遅延制御することで、2次元の超音波画像が撮影されている。また、近年、複数の超音波振動子が一列に配置された超音波プローブを機械的に揺動するメカニカルスキャンプローブや、複数の超音波振動子がマトリックス（格子）状に配置された超音波プローブにより、略リアルタイムで3次元の超音波画像（ボリューム画像）を時系列に沿って生成する超音波診断装置が実用化されている（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

かかる超音波診断装置は、例えば、胎児の発育診断において、胎児のボリューム画像を

50

リアルタイムで提供できる。以下、胎児のボリューム画像を観察する手順の一例について説明する。操作者は、例えば、メカニカルスキャンプローブを被検体（妊婦）にあてて2次元でスキャンを行い、胎児が良く見える位置を2次元の超音波画像で特定する。胎児の位置を特定したのち、操作者は、プローブ位置を固定して、ボリューム画像の表示のため3次元の関心領域の位置および大きさを調整する。具体的には、操作者は、2次元の超音波画像に2次元の関心領域を設定し、さらに、メカニカルスキャンプローブの揺動角度を設定することで、3次元の関心領域の位置および大きさを調整する。

【0004】

そして、操作者は、3次元の撮影を時系列に沿って連続して行なうための4D機能をONとする。これにより、超音波診断装置は、一定のボリュームレート（例えば、1秒当たり1から10ボリューム）で3次元の関心領域におけるボリューム画像を生成して表示する。また、操作者は、3次元の関心領域に設定した回転軸（例えば、X軸、Y軸、Z軸の直交3軸）により、胎児の顔など観察したい対象を、正面から見えるようにボリューム画像を回転することができる。ここで、観察対象が、他の組織に起因するアーチファクトのために観察が困難となる場合がある。例えば、胎児の顔を観察する場合、羊水内の物質に起因するアーチファクトなどは、胎児の顔を表示させる際の妨げとなる。このため、操作者は、観察対象のみが所望の方向にて表示されるように、3次元の関心領域の設定や、回転軸による回転位置などの各種パラメータを調整する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0005】

【特許文献1】特開2000-132664号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、胎児などの観察対象は、常に動くため、調整後、しばらくすると、観察対象が表示されているボリューム画像の範囲から外れる場合や、観察対象の方向が変わってしまう場合がある。かかる場合、操作者は、再度、上述したパラメータを調整する必要があり、操作が煩雑となっていた。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施の形態の超音波診断装置は、表示制御部と、移動ベクトル算出部と、移動量算出部と、調整部とを備える。表示制御部は、超音波ボリュームデータから生成された画像を所定の表示部に表示するように制御する。移動ベクトル算出部は、時系列に沿って生成された超音波ボリュームデータ間で関心領域の移動ベクトルを算出する。移動量算出部は、前記移動ベクトル算出部により算出された前記移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける関心領域の移動量を算出する。調整部は、前記移動量算出部により算出された前記移動量に基づいて、前記所定の表示部に表示される画像内の関心領域の位置が略同一となるように調整する。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、実施例1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、実施例1に係る制御部および内部記憶部の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、3次元の関心領域の調整を説明するための図である。

【図4】図4は、超音波ボリュームデータから生成される画像を説明するための図である。

【図5】図5は、超音波ボリュームデータから生成された画像の表示形態の一例を説明するための図である。

【図6】図6は、動き補正スイッチの一例を説明するための図である。

50

【図 7】図 7 は、移動ベクトル算出部および移動量算出部を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、調整部による処理を説明するための図 (1) である。

【図 9】図 9 は、調整部による処理を説明するための図 (2) である。

【図 10】図 10 は、調整部による処理を説明するための図 (3) である。

【図 11】図 11 は、実施例 1 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 12】図 12 は、変形例に係る調整部を説明するための図である。

【図 13】図 13 は、実施例 2 に係る制御部および内部記憶部の構成を説明するための図である。

【図 14】図 14 は、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下に添付図面を参照して、本願の開示する超音波診断装置の好適な実施例を詳細に説明する。

【実施例 1】

【0010】

まず、実施例 1 に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、実施例 1 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、実施例 1 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。

20

【0011】

超音波プローブ 1 は、複数の振動子セルが集積された複数の超音波振動子を内蔵する。各超音波振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生するとともに、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キング材などを有する。

【0012】

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 が有する複数の超音波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。

30

【0013】

ここで、本実施例 1 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、本実施例 1 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。

40

【0014】

なお、本実施例 1 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。

【0015】

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 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば

50

、本実施例 1 に係る入力装置 3 は、後述する補正処理を ON / OFF するための「動き補正スイッチ」を有する。

【0016】

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 GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像などを表示したりする。

【0017】

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り、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、画像合成部 16 と、内部記憶部 17 と、制御部 18 とを有する。

10

【0018】

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。

20

【0019】

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。

【0020】

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。

30

【0021】

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。

【0022】

B モード処理部 12 は、送受信部 11 からゲイン補正処理、A / D 変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である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。

40

【0023】

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。

【0024】

なお、本実施例 1 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、本実施例 1 に係る B モード処理部 12 は、2 次元の反射波データから 2 次元の B モードデータを生成し、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。また、本実施例

50

1に係るドブラ処理部13は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、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。なお、以下では、3次元のBモードデータおよび3次元のドブラデータを「超音波ボリュームデータ」と記載する。

【0025】

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。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、または、これらの組み合わせ画像としてのドブラ画像を超音波画像として生成する。

【0026】

具体的には、画像生成部14は、2次元のBモードデータから断面画像であるBモード画像を生成し、2次元のドブラデータから断面画像であるドブラ画像を生成する。また、画像生成部14は、超音波ボリュームデータからレンダリング処理（例えば、ボリュームレンダリング処理やサーフェスレンダリング処理など）により、3次元の情報を反映させた2次元画像であるボリューム画像を生成する。例えば、画像生成部14は、超音波プローブ1の位置に視点を設定することでボリューム画像を生成する。また、画像生成部14は、超音波ボリュームデータを所定の断面で切断したMPR（Multi Planar Reconstructions）画像を生成することが可能である。

【0027】

なお、画像生成部14は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用画像としての超音波画像を生成する。

【0028】

画像合成部16は、画像生成部14が生成した超音波画像に、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し、ビデオ信号としてモニタ2に出力する。

【0029】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した超音波画像や、画像合成部16が生成した合成画像を記憶するメモリである。

【0030】

内部記憶部17は、超音波送受信、画像処理およ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ID、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。

【0031】

また、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部17が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0032】

制御部18は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部18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17から読込んだ各種制御プログラムおよび各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドブラ処理部13、画像生成部14および画像合成部16の処理を制御したり、画像メモリ15が記憶する超音波画像や合成画像をモニタ2にて表示するように制御したりする。

【0033】

以上、実施例1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、実施例1に係る超音波診断装置は、時系列に沿って超音波ボリュームデータを生成し、超音波ボリュームデータからボリューム画像やMPR画像を生成する。そして、実施例1に係る超音波診断装置は、時系列に沿って順次生成したレンダリング画像やMPR画像をモニタ2にて順次表示させるが、以下、詳細に説明する制御部18の処理により、3次元

10

20

30

40

50

で超音波を走査する際の操作者の負担を軽減させる。

【0034】

なお、以下では、胎児の発育診断において、観察対象である被検体Pの子宮内にある胎児のボリューム画像やMPR画像をリアルタイムで観察する場合について説明する。ただし、本実施例1は、観察対象が被検体Pの肝臓や心臓などの臓器である場合であっても、適用可能である。

【0035】

図2は、実施例1に係る制御部および内部記憶部の構成を説明するための図である。図2に示すように、実施例1に係る制御部18は、表示制御部18aと、移動ベクトル算出部18bと、移動量算出部18cと、調整部18dとを有する。

10

【0036】

表示制御部18aは、2次元の反射波データから生成された画像（例えば、2次元のBモード画像）をモニタ2にて表示するように制御する。また、表示制御部18aは、超音波ボリュームデータから生成された画像（ボリューム画像やMPR画像）をモニタ2にて表示するように制御する。

【0037】

本実施例1では、胎児のボリューム画像やMPR画像をリアルタイムで観察するため、従来と同様に、まず、操作者は、超音波プローブ1を被検体Pにあてて2次元で超音波を走査する。これにより、画像生成部14は、2次元の超音波画像（2次元のBモード画像）を生成し、表示制御部18aは、2次元の超音波画像をモニタ2にて表示するように制御する。

20

【0038】

表示制御部18aの制御によりモニタ2に表示される画像を参照しながら、操作者は、超音波プローブ1を移動させ、胎児が良く見える超音波プローブ1の位置を、2次元の超音波画像で特定する。そして、胎児の位置を特定したのち、操作者は、超音波プローブ1の位置を固定して、ボリューム画像の表示のため3次元の関心領域の位置および大きさを調整する。

【0039】

図3は、3次元の関心領域の調整を説明するための図である。まず、操作者は、例えば、羊水内の物質に起因するアーチファクトなどがボリューム画像に発生することを回避するため、図3の(A)に示すように、胎児の頭部を含む領域が描出された2次元のBモード画像にて、観察対象である胎児の顔を含む領域をVOI (Volume Of Interest) として設定する。そして、操作者は、図3の(B)に示すように、超音波プローブ1の揺動角度「 α (アルファ)」を設定する。これにより、観察対象を含む3次元の関心領域が設定されることとなる。なお、揺動角度は、30度、60度、90度といったように、超音波プローブ1により規定されており、例えば、操作者は、「60度」を揺動角度「 α (アルファ)」として設定する。

30

【0040】

これにより、2次元のBモード画像におけるVOIの大きさおよび位置と、揺動角度と、揺動される走査面の中心となる断面（2次元走査面）とのパラメータが設定されることで、3次元の関心領域が設定される。すなわち、3次元の関心領域は、超音波ボリュームデータの収集範囲となる。なお、3次元の関心領域を設定するために用いられたパラメータは、例えば、表示制御部18aの制御により、内部記憶部17のパラメータデータ17aに格納される（図2を参照）。

40

【0041】

そして、操作者は、3次元の撮影を時系列に沿って連続して行なうために、超音波の3次元走査（3Dスキャン）の開始要求を、入力装置3を介して入力する。かかる処理により、例えば、Bモード処理部12は、一定のボリュームレート（例えば、1秒当たり1から10ボリューム）で3次元の関心領域における3次元のBモードデータを生成する。そして、画像生成部14は、3次元のBモードデータから、超音波プローブ1の位置に設定

50

された視点からのボリューム画像を生成する。また、画像生成部 14 は、3次元の B モードデータから、直交 3 断面 (A 面、B 面および C 面) の MPR 画像を生成する。図 4 は、超音波ボリュームデータから生成される画像を説明するための図である。

【0042】

まず、A 面とは、図 4 に示すように、機械的に揺動する超音波プローブ 1 において、超音波振動子が配列される方向と、超音波の送信方向とで構築される断面のことである。また、B 面とは、図 4 に示すように、超音波振動子が配列される方向と、揺動方向で構築される断面のことである。また、C 面とは、図 4 に示すように、超音波の送信方向に対して垂直方向にある断面のことである。これにより、画像生成部 14 は、図 4 に示すように、3次元の B モードデータから、MPR 画像 (A 面)、MPR 画像 (B 面) および MPR 画像 (C 面) を生成する。なお、MPR 画像を生成するための断面は、A 面、B 面および C 面に限定されるものではなく、操作者により任意に設定することが可能である。

10

【0043】

また、画像生成部 14 は、図 4 に示すように、3次元の B モードデータから、ボリューム画像を生成する。かかるボリューム画像は、上述したように、超音波プローブ 1 の位置に設定された視点により生成されたものである。したがって、例えば、胎児の顔をなるべく正面から見たボリューム画像を参照したい場合、操作者は、ボリューム画像を回転したい場合がある。かかる場合、操作者は、例えば、入力装置 3 が有するトグルスイッチを操作して、図 4 に示すように、予め 3次元の関心領域に設定された X 軸、Y 軸、Z 軸の直交 3 軸にてボリューム画像を回転させて、所望の位置からのボリューム画像が表示されるように調整を行なう。例えば、X 軸、Y 軸、Z 軸の直交 3 軸は、XY 平面が C 面となり、YZ 平面が A 面となり、XZ 平面が B 面となるように設定される。

20

【0044】

図 5 は、超音波ボリュームデータから生成された画像の表示形態の一例を説明するための図である。例えば、表示制御部 18 a は、MPR 画像 (A 面)、MPR 画像 (B 面) および MPR 画像 (C 面) と、ボリューム画像とを合成した画像を画像合成部 16 が生成するように制御する。これにより、表示制御部 18 a は、図 5 に示すように、MPR 画像 (A 面)、MPR 画像 (B 面)、MPR 画像 (C 面) およびボリューム画像それぞれが、左上、右上、左下および右下に配置された合成画像を画像メモリ 15 から読み出して、モニタ 2 に表示させる。

30

【0045】

図 5 に示す合成画像を参照した操作者は、上述したように、直交 3 軸を用いた回転調整を行なって、回転位置を調整する。なお、確定された回転位置は、ボリューム画像を表示する際のパラメータとして、例えば、表示制御部 18 a の制御により、図 2 に示すパラメータデータ 17 a に格納される。

【0046】

これにより、パラメータデータ 17 a は、超音波ボリュームデータの収集範囲を設定するためのパラメータおよびボリューム画像を表示するためのパラメータを記憶することとなる。

【0047】

上記した設定が行なわれることで、超音波ボリュームデータから生成される画像の観察が行なわれる。

40

【0048】

そして、入力装置 3 が有する「動き補正スイッチ」が「ON」となることで、図 2 に示す移動ベクトル算出部 18 b、移動量算出部 18 c および調整部 18 d の処理が開始される。図 6 は、動き補正スイッチの一例を説明するための図である。

【0049】

動き補正スイッチは、例えば、タッチパネルであり、図 6 に示すように、動き補正処理を ON にするための ON スイッチと、動き補正処理を OFF にするための OFF スイッチと、動き補正処理を行なう間隔である更新時間を設定するための上下矢印 (スピンボタン

50

)とを有する。例えば、操作者は、更新時間を「1.0sec」と設定したうえで、ONスイッチを押下する。

【0050】

ここで、ONスイッチが押下されると、制御部18は、後述する移動ベクトル算出部18bが処理を行なうための情報を、内部記憶部17の画像情報データ17bに格納する。具体的には、制御部18は、動き補正スイッチのONスイッチが押下された時点で、モニタ2に表示されているMPR画像(A面)、MPR画像(B面)およびMPR画像(C面)を、後述する移動ベクトル算出部18bが処理を行なうための画像情報として画像情報データ17bに格納する。

【0051】

そして、図2に示す移動ベクトル算出部18bは、時系列に沿って生成された超音波ボリュームデータ間で3次元の関心領域の移動ベクトルを算出する。そして、図2に示す、移動量算出部18cは、移動ベクトル算出部18bにより算出された移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の移動量を算出する。以下、動き補正スイッチのONスイッチが押下された時点「t0」とし、「t0」から更新時間(例えば、1秒間)後の時点「t1」とする。また、「t1」から更新時間後の時点「t2」とする。図7は、移動ベクトル算出部および移動量算出部を説明するための図である。

【0052】

具体的には、移動ベクトル算出部18bは、画像情報データ17bの画像情報に基づいて、3次元の関心領域の移動ベクトルを算出する。より具体的には、移動ベクトル算出部18bは、画像情報データ17bが記憶する『「t0」のMPR画像(A面)、MPR画像(B面)およびMPR画像(C面)』それぞれと略一致する3断面の位置を、「t1」にて生成された超音波ボリュームデータにて決定する。例えば、移動ベクトル算出部18bは、局所的な相互相関処理を行なうことで、画像情報データ17bと略一致する3断面の位置を、「t1」の超音波ボリュームデータにて決定する。これにより、移動ベクトル算出部18bは、図7に示すように、「t0」と「t1」との間で3次元の関心領域の移動ベクトルを算出する。

【0053】

すなわち、移動ベクトル算出部18bは、MPR画像を用いたトラッキング処理により移動ベクトルが算出する。ただし、本実施例1は、移動ベクトル算出部18bが、超音波ボリュームデータ間の相互相関処理により移動ベクトルを算出する場合であってもよい。かかる場合、画像情報データ17bに格納されるデータは、「t0」で生成された超音波ボリュームデータとなる。

【0054】

なお、移動ベクトル算出部18bの計算処理能力が低い場合は、移動ベクトル算出処理に際し、1走査線当たりのサンプル点数を間引くことにより演算量を減らすように設定することもできる。一方、移動ベクトル算出部18bの計算処理能力が高い場合は、移動量算出に際し、逐次近似法を用いることもできる。また、更新時間は、移動ベクトル算出部18bの計算処理能力の高低に応じて、設定される。

【0055】

そして、移動量算出部18cは、「t0」と「t1」との間の移動ベクトルに基づいて、図7に示すように、「t0」での3次元の関心領域に対する「t2」での3次元の関心領域の移動量を算出する。

【0056】

このような移動ベクトル算出部18bおよび移動量算出部18cの処理により、順次生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の移動量が順次算出されることとなる。

【0057】

図2に戻って、調整部18dは、移動量算出部18cにより算出された移動量に基づい

10

20

30

40

50

て、モニタ 2 に表示されるボリューム画像内の 3 次元の関心領域の位置が略同一となるように調整する。具体的には、調整部 18 d は、移動量算出部 18 c により算出された移動量に基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータの収集範囲を変更する。

【0058】

より具体的には、調整部 18 d は、移動量算出部 18 c により算出された移動量に基づいて、3次元の関心領域の位置および大きさを調整することで新規に生成される超音波ボリュームデータの収集範囲を変更する。すなわち、調整部 18 d は、移動量に基づいて、パラメータデータ 17 a に格納されている V O I の位置および大きさと、揺動される走査面の中心となる断面とを更新する。なお、3次元の関心領域は、柔軟な生体組織であるので、剛体のような平行移動を行なうだけでなく、拡張や縮小、ねじれを伴って移動する場合があります。かかる場合、V O I の大きさを調整することは、収集領域を調整するうえで、重要となる。

10

【0059】

さらに、調整部 18 d は、移動量算出部 18 c により算出された移動量に基づいて、3次元の関心領域に設定された回転軸によるボリューム画像の回転位置を調整する。すなわち、調整部 18 d は、移動量に基づいて、動き補正スイッチの ON スイッチが押下された時点で格納されていたボリューム画像を表示するためのパラメータ（回転位置）を更新する。

【0060】

図 8 ~ 10 は、調整部による処理を説明するための図である。例えば、胎児が被検体 P の子宮内で移動すると、図 8 に示すように、ボリューム画像における胎児の顔は、「t 0」の時点で表示されていた位置から外れることとなる。

20

【0061】

しかし、上述した移動量算出部 18 c の処理により、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける 3 次元の関心領域の移動量が推定されているので、調整部 18 d は、図 9 に示すように、V O I の位置および大きさを調整する。例えば、図 9 に示す一例では、調整後の V O I の位置は、図 3 の (A) の V O I の位置から、反時計回りに回転するように調整されている。また、調整部 18 d は、揺動される走査面の中心となる断面を調整する。また、調整部 18 d は、収集範囲が調整されることで新規に生成された超音波ボリュームデータのボリューム画像が、「t 0」の時点で表示されていたボリューム画像の方向と略一致するように、回転位置を調整する。

30

【0062】

かかる調整部 18 d の調整処理により、収集範囲が調整された 3 次元超音波ボリュームデータが生成されて、3 断面の M P R 画像およびボリューム画像が生成される。そして、表示制御部 18 a の制御により表示されるボリューム画像は、図 10 に示すように、動き補正スイッチの ON スイッチが押下された時点の状態と略一致するようになる。

【0063】

なお、補正スイッチの OFF スイッチが押下された場合、移動ベクトル算出部 18 b、移動量算出部 18 c および調整部 18 d による処理は、停止される。

【0064】

次に、図 11 を用いて、実施例 1 に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 11 は、実施例 1 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

40

【0065】

図 11 に示すように、実施例 1 に係る超音波診断装置は、検査を行なうための 2 D スキャン（超音波による 2 次元走査）の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。ここで、2 D スキャンの開始要求を受け付けない場合（ステップ S 101 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0066】

一方、2 D スキャンの開始要求を受け付けた場合（ステップ S 101 肯定）、制御部 18 の制御により 2 D スキャンが実行される（ステップ S 102）。これにより、画像生成

50

部 1 4 は、2 D の超音波画像を生成する。

【 0 0 6 7 】

そして、表示制御部 1 8 a は、2 D スキャンにより生成された 2 D の超音波画像をモニタ 2 に表示するように制御する（ステップ S 1 0 3）。そして、表示制御部 1 8 a は、操作者から、3 次元の関心領域である超音波ボリュームデータの収集範囲の設定を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 4）。すなわち、表示制御部 1 8 a は、V O I の大きさおよび位置と、揺動角度と、揺動される走査面の中心となる断面（2 次元走査面）とのパラメータが設定されたか否かを判定する。

【 0 0 6 8 】

ここで、収集範囲が設定されていない場合（ステップ S 1 0 4 否定）、表示制御部 1 8 a は、ステップ S 1 0 3 に戻って、2 D の超音波画像の表示制御処理を続行する。

10

【 0 0 6 9 】

一方、収集範囲が設定された場合（ステップ S 1 0 4 肯定）、制御部 1 8 は、3 D スキャン（超音波による 3 次元走査）の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 5）。ここで、3 D スキャンの開始要求を受け付けられない場合（ステップ S 1 0 5 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【 0 0 7 0 】

一方、3 D スキャンの開始要求を受け付けた場合（ステップ S 1 0 5 肯定）、制御部 1 8 は、ステップ S 1 0 5 にて受け付けた収集範囲にて 3 D スキャンを開始させる（ステップ S 1 0 6）。これにより、超音波ボリュームデータが順次生成され、画像生成部 1 4 は、直交 3 断面の M P R 画像およびボリューム画像を順次生成する。そして、表示制御部 1 8 a は、超音波ボリュームデータから生成された各画像の合成画像をモニタ 2 にて順次表示するように制御する。

20

【 0 0 7 1 】

そして、表示制御部 1 8 a は、操作者から直交 3 軸によるボリューム画像の回転位置の調整を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 7）。ここで、回転位置の調整を受け付けられない場合（ステップ S 1 0 7 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【 0 0 7 2 】

一方、回転位置の調整を受け付けた場合（ステップ S 1 0 7 肯定）、表示制御部 1 8 a は、超音波ボリュームデータの収集範囲を設定するためのパラメータおよびボリューム画像を表示するための回転位置のパラメータをパラメータデータ 1 7 a に格納する（ステップ S 1 0 8）。なお、超音波ボリュームデータの収集範囲を設定するためのパラメータは、ステップ S 1 0 4 が肯定となった時点でパラメータデータ 1 7 a に格納される場合であってもよい。

30

【 0 0 7 3 】

そして、表示制御部 1 8 a は、超音波ボリュームデータから生成された各画像（直交 3 断面の M P R 画像およびボリューム画像）の合成画像をモニタ 2 にて表示するように制御する（ステップ S 1 0 9）。なお、ステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 9 の処理が、従来、超音波の 3 D スキャンにより観察において行なわれていた手順となる。

【 0 0 7 4 】

そののち、制御部 1 8 は、更新時間の設定とともに動き補正スイッチの O N スイッチが押下されることで、補正開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 1 0）。ここで、補正開始要求を受け付けた場合（ステップ S 1 1 0 肯定）、表示制御部 1 8 a は、補正開始要求を受け付けた時点の直交 3 断面の M P R 画像の画像情報を画像情報データ 1 7 b に格納する（ステップ S 1 1 1）。

40

【 0 0 7 5 】

そして、移動ベクトル算出部 1 8 b は、更新時間が経過したか否かを判定する（ステップ S 1 1 2）。ここで、更新時間が経過していない場合（ステップ S 1 1 2 否定）、移動ベクトル算出部 1 8 b は、更新時間が経過するまで待機する。

【 0 0 7 6 】

50

一方、更新時間が経過した場合（ステップS 1 1 2 肯定）、移動ベクトル算出部 1 8 b は、画像情報データ 1 7 b に基づいて、超音波ボリュームデータ間にて、3次元の関心領域の移動ベクトルを算出し、移動量算出部 1 8 c は、移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の移動量を算出する（ステップS 1 1 3）。

【0077】

そして、調整部 1 8 d は、移動量に基づいて、パラメータデータ 1 7 a が記憶するパラメータを調整する（ステップS 1 1 4）。すなわち、調整部 1 8 d は、V O I の位置および大きさと、揺動される走査面の中心となる断面と、回転位置とを調整する。

【0078】

そして、表示制御部 1 8 a は、パラメータ調整後の超音波ボリュームデータから生成された合成画像をモニタ 2 に表示するように制御する（ステップS 1 1 5）。

【0079】

ステップS 1 1 5 の後、または、補正開始要求を受け付けられない場合（ステップS 1 1 0 否定）、制御部 1 8 は、検査終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS 1 1 6）。ここで、検査終了要求を受け付けた場合（ステップS 1 1 6 肯定）、制御部 1 8 は、処理を終了する。

【0080】

一方、検査終了要求を受け付けられない場合（ステップS 1 1 6 否定）、制御部 1 8 は、補正中であるか否かを判定する（ステップS 1 1 7）。ここで、補正処理中でない場合（ステップS 1 1 7 否定）、制御部 1 8 は、ステップS 1 1 0 に戻って、補正開始要求を受け付けたか否かの判定処理を行なう。

【0081】

一方、補正処理中である場合（ステップS 1 1 7 肯定）、ステップS 1 1 2 に戻って、移動ベクトル算出部 1 8 b は、更新時間が経過したか否かを判定する。

【0082】

なお、ステップS 1 1 1 にて格納された画像情報は、ステップS 1 1 5 にて表示された直交3断面のMPR画像に更新される場合であってもよい。

【0083】

上述してきたように、実施例 1 では、表示制御部 1 8 a は、超音波ボリュームデータから生成された画像（直交3断面のMPR画像およびボリューム画像）をモニタ 2 に表示するように制御する。移動ベクトル算出部 1 8 b は、時系列に沿って生成された超音波ボリュームデータ間で3次元の関心領域の移動ベクトルを算出する。そして、移動量算出部 1 8 c は、移動ベクトル算出部 1 8 b により算出された移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の移動量を算出する。そして、調整部 1 8 d は、移動量算出部 1 8 c により算出された移動量に基づいて、モニタ 2 にて表示されるボリューム画像内の関心領域の位置が略同一となるように調整する。

【0084】

したがって、実施例 1 によれば、観察対象である3次元の関心領域が動いても、再度、パラメータを調整する必要がなくなるので、3次元で超音波を走査する際の操作者の負担を軽減することが可能となる。また、実施例 1 によれば、再度、パラメータを調整する必要がなくなるので、検査時間を短くすることができ、検査効率を向上させることが可能となる。

【0085】

また、実施例 1 では、調整部 1 8 d は、移動量算出部 1 8 c により算出された移動量に基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータの収集範囲を変更する。したがって、実施例 1 によれば、観察対象3次元の関心領域が必ず含まれる超音波ボリュームデータを生成することが可能となる。

【0086】

また、実施例 1 では、調整部 1 8 d は、移動量算出部 1 8 c により算出された移動量に

10

20

30

40

50

基づいて、3次元の関心領域の位置および大きさを調整することで新規に生成される超音波ボリュームデータの収集範囲を変更する。さらに、調整部18dは、移動量算出部18cにより算出された移動量に基づいて、3次元の関心領域に設定された回転軸によるボリューム画像の回転位置を調整する。したがって、実施例1によれば、ボリューム画像の回転位置も、操作者が所望する位置に自動的に調整することができ、3次元で超音波を走査する際の操作者の負担をより軽減することが可能となる。

【0087】

また、実施例1では、移動ベクトル算出部18bは、入力装置3の動き補正スイッチを介して補正要求を受け付けた場合に、移動ベクトルの算出処理を開始する。したがって、実施例1によれば、不用意に補正処理が行なわれることを回避して、操作者の判断で補正処理を開始させることができる。

10

【0088】

なお、調整部18dによる調整処理は、上記した実施例1に限定されるものではなく、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。すなわち、変形例における調整部18dは、移動量算出部18cにより算出された移動量に基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の方向のみが異なると判定される場合、当該3次元の関心領域に設定された回転軸による回転位置を調整する。図12は、変形例に係る調整部を説明するための図である。

【0089】

例えば、図12の(A)に示す胎児の顔のボリューム画像の方向が、操作者が参照したい所望の方向であるとする。そして、調整部18dは、図12の(B)の左図に示すように、3次元の関心領域が新規に生成される超音波ボリュームデータに含まれるが、3次元の関心領域の方向のみが異なっていると移動量により判定した場合、調整部18dは、収集範囲の変更処理を行なわない。そして、調整部18dは、図12の(B)の左図に示すように、新規に生成された超音波ボリュームデータから画像生成部14が生成したボリューム画像を、Z軸により回転させる。かかる処理により、新規に生成された超音波ボリュームデータから生成されたボリューム画像は、図12の(B)の右図に示すように、図12の(A)に示すボリューム画像の方向と略一致することとなる。

20

【0090】

したがって、本変形例では、収集範囲を変更する必要がない場合の調整処理数を軽減することが可能となる。

30

【実施例2】

【0091】

実施例2では、移動量に基づいて、補正処理を中止させる場合について、図13を用いて説明する。図13は、実施例2に係る制御部および内部記憶部の構成を説明するための図である。

【0092】

実施例2に係る制御部18および内部記憶部17それぞれは、図13に示すように、図2を用いて説明した実施例1に係る制御部18および内部記憶部17それぞれと比較して、判定部18eおよび閾値データ17cをさらに有する点がことなる。以下、これらを中心に説明する。

40

【0093】

超音波プローブ1による超音波ボリュームデータの収集範囲は、揺動角度の上限値により制限される。したがって、移動量が所定の閾値より大きくなると、収集範囲を調整しても、3次元の関心領域を含む超音波ボリュームデータを生成することができないこととなる。そこで、閾値データ17cには、収集範囲の調整が不可となる移動量に対応する閾値が予め格納されている。

【0094】

そして、判定部18eは、移動量算出部18cにより算出された移動量が、閾値データ17cに格納された閾値より大きいかな否かを判定する。

50

【0095】

ここで、判定部18eにより移動量が閾値以下であると判定された場合、調整部18dは、実施例1で説明した調整処理を行なう。一方、判定部18eにより移動量が閾値より大きいと判定された場合、表示制御部18aは、移動量が前記所定の閾値より大きい旨をモニタ2にて表示するように制御する。例えば、表示制御部18aは、「補正の上限値を越えました」との警告が表示されるように制御する。さらに、制御部18は、3Dスキャンを停止させて、操作者が2Dスキャンによる収集範囲の設定を再度行なうように、2Dスキャンモードに移行させる。

【0096】

次に、図14を用いて、実施例2に係る超音波診断装置の処理について説明する。図14は、実施例2に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

10

【0097】

図14に示すように、実施例2に係る超音波診断装置は、検査を行なうための2Dスキャンの開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS201)。ここで、2Dスキャンの開始要求を受け付けない場合(ステップS201否定)、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0098】

一方、2Dスキャンの開始要求を受け付けた場合(ステップS201肯定)、制御部18の制御により2Dスキャンが実行される(ステップS202)。

【0099】

20

そして、表示制御部18aは、2Dスキャンにより生成された2Dの超音波画像をモニタ2に表示するように制御する(ステップS203)。そして、表示制御部18aは、操作者から、3次元の関心領域である超音波ボリュームデータの収集範囲の設定を受け付けたか否かを判定する(ステップS204)。

【0100】

ここで、収集範囲が設定されていない場合(ステップS204否定)、表示制御部18aは、ステップS203に戻って、2Dの超音波画像の表示制御処理を続行する。

【0101】

一方、収集範囲が設定された場合(ステップS204肯定)、制御部18は、3Dスキャンの開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS205)。ここで、3Dスキャンの開始要求を受け付けない場合(ステップS205否定)、超音波診断装置は、待機状態となる。

30

【0102】

一方、3Dスキャンの開始要求を受け付けた場合(ステップS205肯定)、制御部18は、ステップS205にて受け付けた収集範囲にて3Dスキャンを開始させる(ステップS206)。

【0103】

そして、表示制御部18aは、操作者から直交3軸によるボリューム画像の回転位置の調整を受け付けたか否かを判定する(ステップS207)。ここで、回転位置の調整を受け付けない場合(ステップS207否定)、超音波診断装置は、待機状態となる。

40

【0104】

一方、回転位置の調整を受け付けた場合(ステップS207肯定)、表示制御部18aは、各種パラメータをパラメータデータ17aに格納する(ステップS208)。

【0105】

そして、表示制御部18aは、超音波ボリュームデータから生成された各画像(直交3断面のMPR画像およびボリューム画像)の合成画像をモニタ2にて表示するように制御する(ステップS209)。

【0106】

そののち、制御部18は、補正開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS210)。ここで、補正開始要求を受け付けた場合(ステップS210肯定)、表示制御部

50

18 a は、補正開始要求を受け付けた時点の直交3断面のMPR画像の画像情報を画像情報データ17 b に格納する(ステップS211)。

【0107】

そして、移動ベクトル算出部18 b は、更新時間が経過したか否かを判定する(ステップS212)。ここで、更新時間が経過していない場合(ステップS212否定)、移動ベクトル算出部18 b は、更新時間が経過するまで待機する。

【0108】

一方、更新時間が経過した場合(ステップS212肯定)、移動ベクトル算出部18 b は、画像情報データ17 b に基づいて、超音波ボリュームデータ間にて、3次元の関心領域の移動ベクトルを算出し、移動量算出部18 c は、移動ベクトルに基づいて、新規に生成される超音波ボリュームデータにおける3次元の関心領域の移動量を算出する(ステップS213)。

10

【0109】

そして、判定部18 e は、移動量算出部18 c により算出された移動量が、閾値データ17 c に格納された閾値より大きいと判定するか否かを判定する(ステップS214)。ここで、判定部18 e により、移動量が閾値より大きいと判定された場合(ステップS214肯定)、表示制御部18 a は、警告をモニタ2にて表示するように制御し(ステップS219)、制御部18 は、3Dスキャンを中止して、ステップS202に戻って、2Dスキャンを実行するように制御する。

【0110】

20

一方、判定部18 e により、移動量が閾値以下と判定された場合(ステップS214否定)、調整部18 d は、移動量に基づいて、パラメータデータ17 a が記憶するパラメータを調整する(ステップS215)。

【0111】

そして、表示制御部18 a は、パラメータ調整後の超音波ボリュームデータから生成された合成画像をモニタ2に表示するように制御する(ステップS216)。

【0112】

ステップS216の後、または、補正開始要求を受け付けない場合(ステップS210否定)、制御部18 は、検査終了要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS217)。ここで、検査終了要求を受け付けた場合(ステップS217肯定)、制御部18 は、処理を終了する。

30

【0113】

一方、検査終了要求を受け付けない場合(ステップS217否定)、制御部18 は、補正中であるか否かを判定する(ステップS218)。ここで、補正処理中でない場合(ステップS218否定)、制御部18 は、ステップS210に戻って、補正開始要求を受け付けたか否かの判定処理を行なう。

【0114】

一方、補正処理中である場合(ステップS218肯定)、ステップS212に戻って、移動ベクトル算出部18 b は、更新時間が経過したか否かを判定する。

【0115】

40

上述してきたように、実施例2では、観察対象が大きく移動したことから補正処理が不可となったことを操作者が容易に認識させて、再度、収集範囲の設定を実行させることができ、検査効率が低下することを回避することが可能となる。また、実施例2では、補正処理が不可となった場合に自動的に2Dスキャンに移行することができるので、操作者の処理を軽減させることが可能となる。

【0116】

以上説明したとおり、実施例1および2によれば、3次元で超音波を走査する際の操作者の負担を軽減することが可能となる。

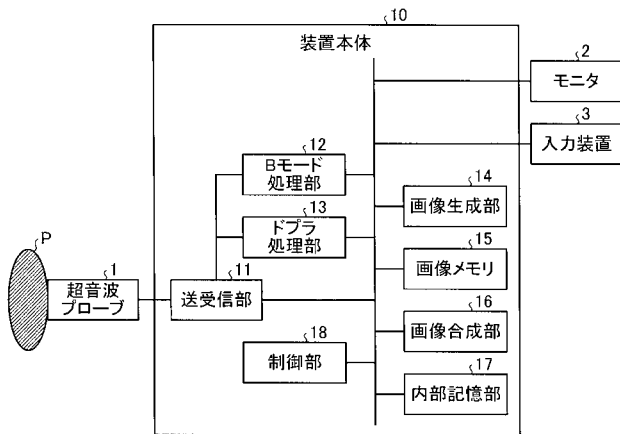
【符号の説明】

【0117】

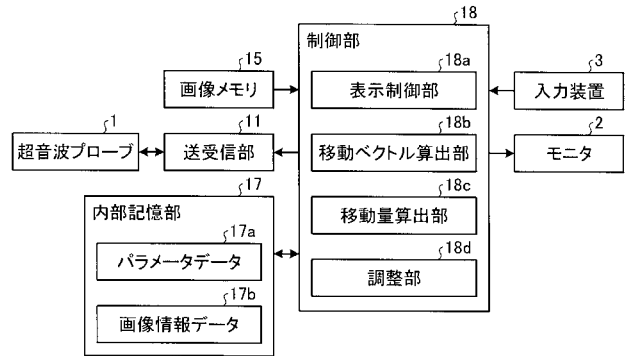
50

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 13 ドプラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 画像合成部
- 17 内部記憶部
- 17a パラメータデータ
- 17b 画像情報データ
- 18 制御部
- 18a 表示制御部
- 18b 移動ベクトル算出部
- 18c 移動量算出部
- 18d 調整部

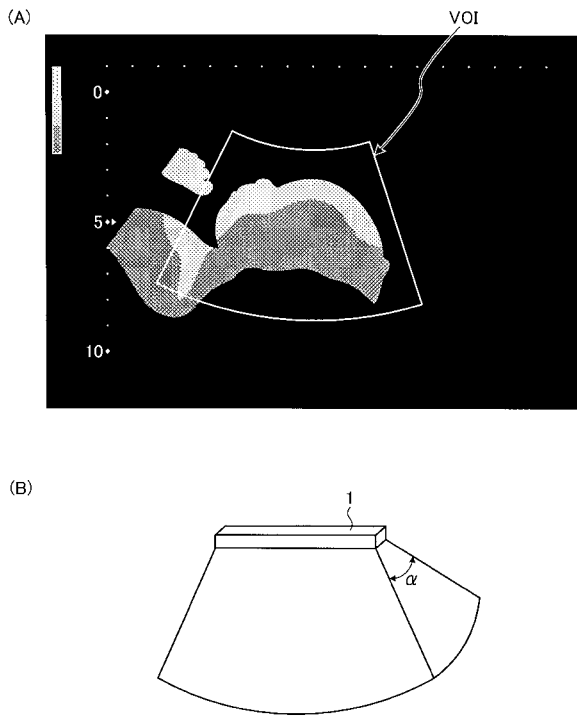
【図1】



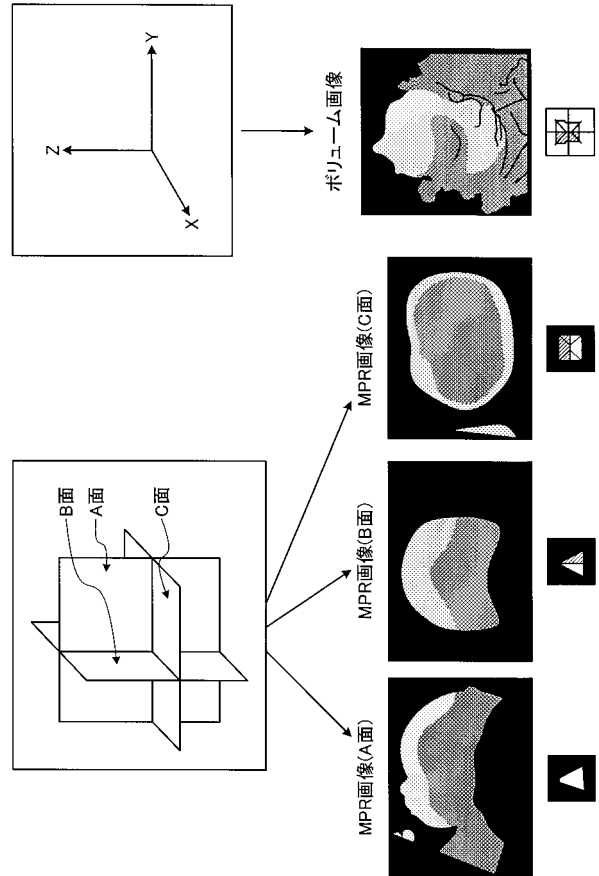
【図2】



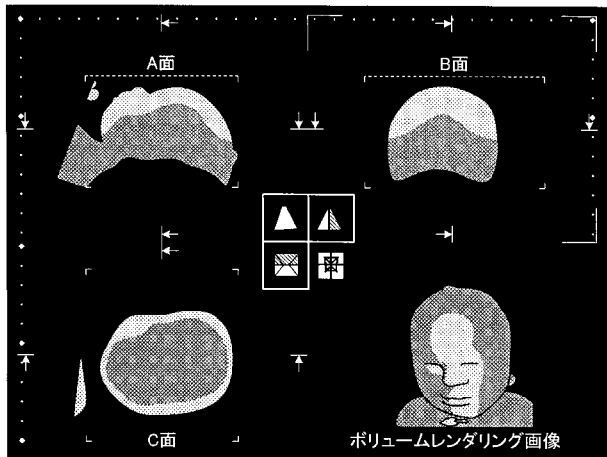
【 図 3 】



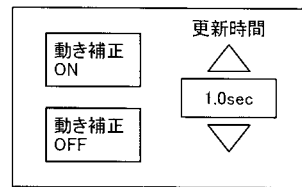
【 図 4 】



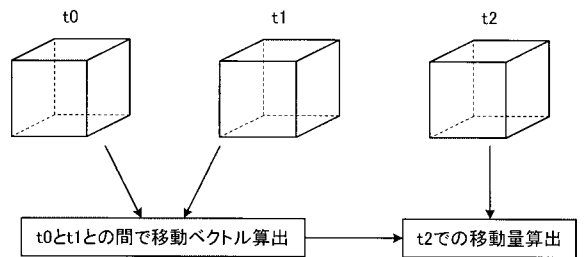
【 図 5 】



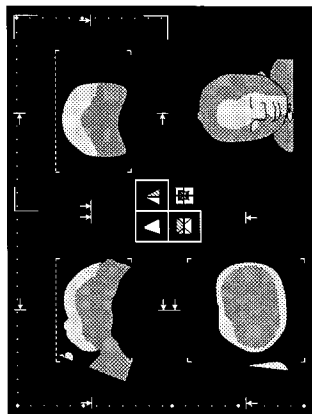
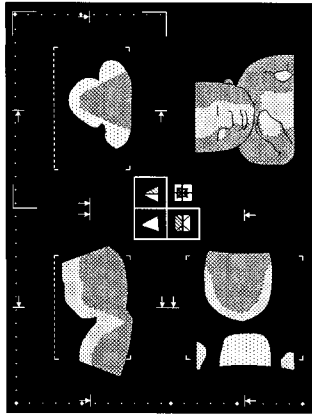
【 図 6 】



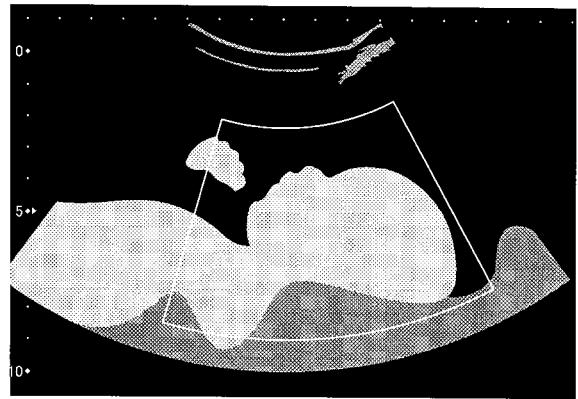
【 図 7 】



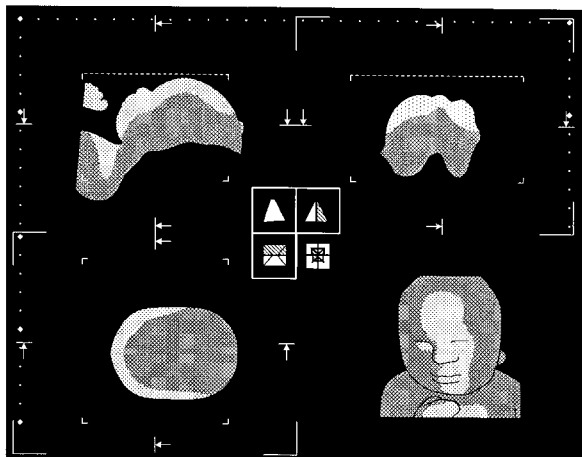
【 図 8 】



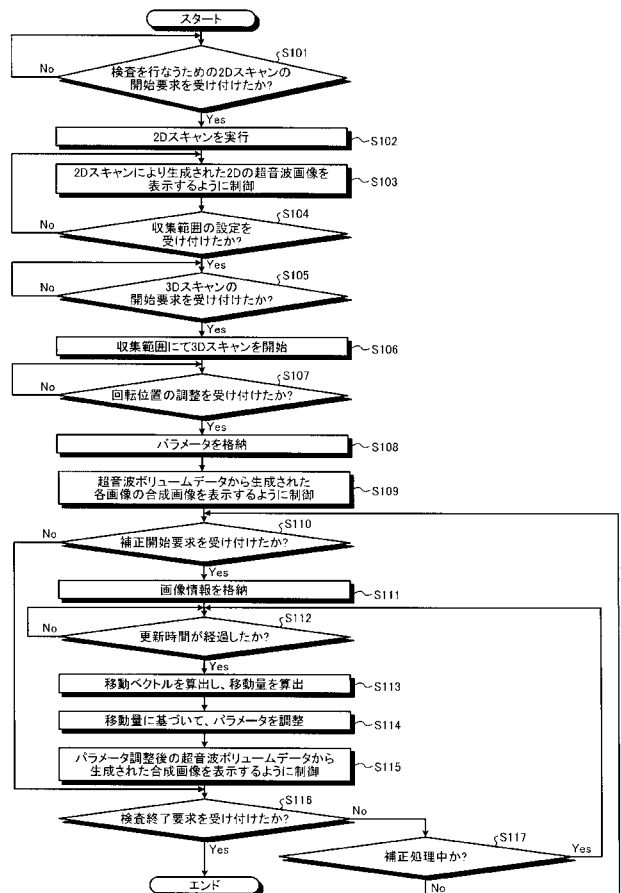
【 図 9 】



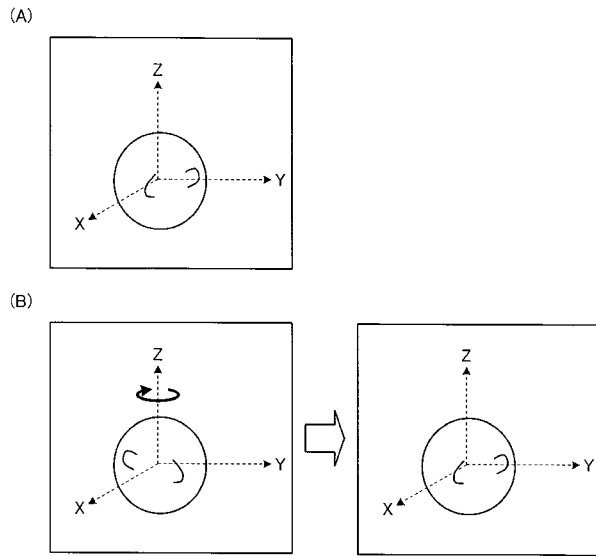
【 図 10 】



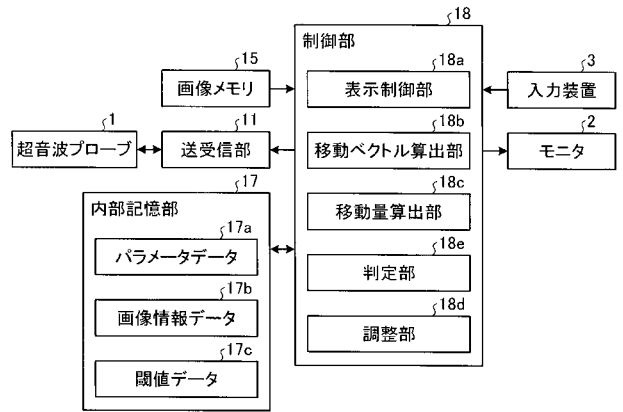
【 図 11 】



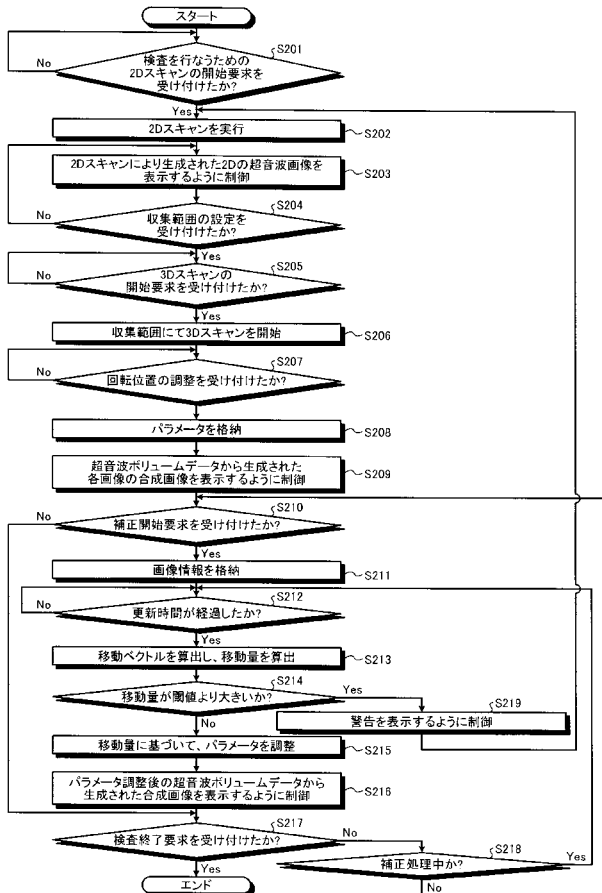
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 EE11 GB03 JC16 JC26 JC31 JC33 JC37
KK09 KK22 KK25 KK42 KK47

专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2011244931A	公开(公告)日	2011-12-08
申请号	JP2010119450	申请日	2010-05-25
[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	中屋重光 滝本雅夫		
发明人	中屋 重光 滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/GB03 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK42 4C601/KK47		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在三维扫描超声波时，要解决的问题是减少操作员的负担。在根据该实施例的超声诊断设备中，显示控制单元18a进行控制以在监视器2上显示从超声体积数据生成的图像（三个正交截面的MPR图像和体积图像）。运动矢量计算单元18b计算沿时间序列生成的超声体积数据之间的三维关注区域的运动矢量。基于由运动矢量计算单元18b计算的运动矢量，运动量计算单元18c计算新生成的超声体积数据中的三维关注区域的运动量。调整单元18d基于由移动量计算单元18c计算的移动量，将显示在监视器2上的体积图像中的关注区域的位置调整为基本相同。The

