

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6169911号
(P6169911)

(45) 発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)

(24) 登録日 平成29年7月7日(2017.7.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 12 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-144243 (P2013-144243)
 (22) 出願日 平成25年7月10日(2013.7.10)
 (65) 公開番号 特開2015-16062 (P2015-16062A)
 (43) 公開日 平成27年1月29日(2015.1.29)
 審査請求日 平成28年6月27日(2016.6.27)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100145735
 弁理士 田村 尚隆
 (72) 発明者 猪上 慎介
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 日立アロカメディカ
 ル株式会社内
 審査官 森口 正治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の画像情報により2次元画像を構成する第1の2次元画像構成部と、前記第1の2次元画像構成部で構成された前記2次元画像を、前記2次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第1の2次元画像記憶部と、前記第1の画像情報と異なる特性を示す第2の画像情報により2次元画像を構成する第2の2次元画像構成部と、前記第2の2次元画像構成部で構成された前記2次元画像を、前記2次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第2の2次元画像記憶部と、前記第1の2次元画像記憶部に記憶された2次元画像の取得位置に基づいて3次元座標変換と補間処理を行い、ボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部と、前記ボリュームデータ生成部により生成されたボリュームデータに基づいて、

3次元画像を構成するボリュームレンダリング部と、前記3次元画像の移動に対応する任意断面の移動について断面位置を計算する断面座標計算部と、前記第1の2次元画像記憶部及び前記第2の2次元画像記憶部のうち少なくとも1つの2次元画像記憶部から、前記断面位置に基づいて前記3次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する選択断面画像生成部と、前記3次元画像と前記選択断面画像とを合成する合成画像生成部とを備えることを特徴とする超音波画像撮像装置において、

前記ボリュームレンダリング部は、更に視線方向距離より視線方向奥側にある奥側3次元画像を生成する奥側ボリュームレンダリング部と、前記視線方向距離より視線方向手前側にある手前側3次元画像を生成する手前側ボリュームレンダリング部とを備え、前記合

10

20

成画像生成部は、前記奥側3次元画像、前記選択断面画像、前記手前側3次元画像の順に画像を合成し、合成画像を生成することを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項2】

前記断面座標計算部で計算された断面位置に基づいて、前記第1の2次元画像記憶部からデータを抽出して、前記3次元画像の移動に応じた直交3断面画像を生成する第1の断面画像構成部と、前記断面座標計算部で計算された断面位置に基づいて、前記第2の2次元画像記憶部からデータを抽出して、前記3次元画像の移動に応じた直交3断面画像を生成する第2の断面画像構成部とを備え、前記ポリウムレンダリング部は、前記ポリウムデータ生成部によって生成されたポリウムデータに基づいてポリウムレンダリングを行い、前記3次元画像を構成し、前記選択断面画像生成部は、前記断面座標計算部で計算された断面位置に基づいて、前記第2の2次元画像記憶部からデータを抽出して、前記直交3断面画像から少なくとも1つの断面を選択し、選択された断面に対して前記3次元画像の移動に応じた前記選択断面画像を生成し、前記合成画像生成部は、前記ポリウムレンダリング部で構成された前記3次元画像と前記選択断面画像生成部で生成された前記選択断面画像を合成し、合成画像を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

10

【請求項3】

前記第2の画像情報と異なる特性を示す第3の画像情報により2次元画像を構成する第3の2次元画像構成部と、前記第3の2次元画像構成部で構成された前記2次元画像を、前記2次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第3の2次元画像記憶部と、前記第2の2次元画像記憶部から、前記断面位置に基づいて前記3次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する第1の選択断面画像生成部と、前記第3の2次元画像記憶部から、前記断面位置に基づいて前記3次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する第2の選択断面画像生成部と、前記第1の選択断面画像生成部で生成された前記選択断面画像及び前記第2の選択断面画像生成部で生成された前記選択断面画像を重畳することにより、重畳選択断面画像を生成する選択断面画像重畳部とを備え、前記合成画像生成部は、前記3次元画像と前記重畳選択断面画像とを合成することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像撮像装置。

20

【請求項4】

前記第2の画像情報と異なる特性を示す第3の画像情報により2次元画像を構成する第3の2次元画像構成部と、前記第3の2次元画像構成部で構成された前記2次元画像を、前記2次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第3の2次元画像記憶部と、前記断面座標計算部で計算された断面位置に基づいて、前記第3の2次元画像記憶部からデータを抽出して、前記3次元画像の移動に応じた直交3断面画像を生成する第3の断面画像構成部と、前記断面座標計算部で計算された断面位置に基づいて、前記第2の2次元画像記憶部からデータを抽出して、前記直交3断面画像から少なくとも1つの断面を選択し、選択された断面に対して前記3次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する第1の選択断面画像生成部と、前記断面座標計算部で計算された断面位置に基づいて、前記第3の2次元画像記憶部からデータを抽出して、前記直交3断面画像から少なくとも1つの断面を選択し、選択された断面に対して3次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する第2の選択断面画像生成部と、前記第1の選択断面画像生成部で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの選択断面画像及び前記第2の選択断面画像生成部で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの選択断面画像を重畳することにより、重畳選択断面画像を生成する選択断面画像重畳部とを備え、前記合成画像生成部は、前記ポリウムレンダリング部で構成された前記3次元画像と前記選択断面画像重畳部で生成された前記重畳選択断面画像を合成し、前記合成画像を生成することを特徴とする請求項2に記載の超音波画像撮像装置。

30

40

【請求項5】

前記画像情報は、弾性情報、輝度情報、及びドブラ情報から選択される画像情報であることを特徴とする請求項1乃至4の何れか1つに記載の超音波画像撮像装置。

50

【請求項 6】

前記第 1 の画像情報と前記第 3 の画像情報は、輝度情報、弾性情報、ドプラ情報から選択される同じ画像情報であることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 7】

第 1 の画像情報により 2 次元画像を構成する第 1 の 2 次元画像構成部と、前記第 1 の 2 次元画像構成部で構成された前記 2 次元画像を、前記 2 次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第 1 の 2 次元画像記憶部と、前記第 1 の画像情報と異なる特性を示す第 2 の画像情報により 2 次元画像を構成する第 2 の 2 次元画像構成部と、前記第 2 の 2 次元画像構成部で構成された前記 2 次元画像を、前記 2 次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第 2 の 2 次元画像記憶部と、前記第 1 の 2 次元画像記憶部に記憶された前記 2 次元画像の取得位置に基づいて 3 次元座標変換と補間処理を行い、ボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部と、前記ボリュームデータ生成部により生成されたボリュームデータに基づいて、

3 次元画像を構成するボリュームレンダリング部と、前記 3 次元画像の移動に対応する任意断面の移動について断面位置を計算する断面座標計算部と、前記第 1 の 2 次元画像記憶部及び前記第 2 の 2 次元画像記憶部のうち少なくとも 1 つの 2 次元画像記憶部から、前記断面位置に基づいて前記 3 次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する選択断面画像生成部と、前記 3 次元画像と前記選択断面画像とを合成する合成画像生成部とを備えることを特徴とする超音波画像撮像装置において、

前記断面座標計算部は、任意断面の断面座標データを出力する任意断面座標計算部を備え、前記選択断面画像生成部は、前記断面座標データに基づいて、前記任意断面の座標に相当する前記選択断面画像を生成し、前記ボリュームレンダリング部は、前記任意断面座標計算部から視線方向距離データを入力し、前記視線方向距離データに格納された前記選択断面画像の視線方向距離より視線方向奥側にあるボリュームデータについて前記 3 次元画像を構成する第 1 のボリュームレンダリング部と、前記任意断面座標計算部から視線方向距離データを入力し、前記視線方向距離データに格納された前記選択断面画像の視線方向距離より視線方向手前側にあるボリュームデータについて前記 3 次元画像を構成する第 2 のボリュームレンダリング部とを備えることを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項 8】

前記断面座標計算部は、前記直交 3 断面の断面座標データを出力する直交 3 断面座標計算部を備え、前記第 1 の断面画像構成部及び前記第 2 の断面画像構成部は、前記断面座標データに基づいて、前記直交 3 断面の座標に相当する 3 つの断面画像をそれぞれ生成し、前記第 1 の断面画像構成部で生成された前記断面画像の少なくとも 1 つの断面画像及び前記第 2 の断面画像構成部で生成された前記断面画像の少なくとも 1 つの断面画像を前記合成画像に重畳する重畳部を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 9】

前記合成画像生成部は、前記合成画像を生成する際に、前記選択断面画像と前記 3 次元画像にそれぞれの透明度を乗算することで、前記選択断面画像と前記 3 次元画像の透明度をそれぞれ調整することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 10】

前記第 1 の画像情報及び前記第 3 の画像情報は弾性情報であって、前記第 2 の選択断面画像生成部は、所定の弾性値の範囲に対応する弾性画像を前記選択断面画像として生成し、前記ボリュームレンダリング部は、所定の弾性値の範囲に対応する弾性画像を前記 3 次元画像として構成することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 11】

前記弾性値の範囲を調整するインジケータを有する弾性カラーマップを表示することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波画像撮像装置。

【請求項 12】

第 1 の画像情報により第 1 の 2 次元画像を構成し、前記第 1 の 2 次元画像を、前記 2 次

10

20

30

40

50

元画像の取得位置に関連付けて記憶し、前記第1の画像情報と異なる特性を示す第2の画像情報により第2の2次元画像を構成し、前記第2の2次元画像を、前記2次元画像の取得位置に関連付けて記憶し、前記第1の2次元画像に3次元座標変換と補間処理を施すことにより、ポリウムデータを生成し、該ポリウムデータから3次元画像を構成し、前記3次元画像の移動に対応する任意断面の移動について断面位置を計算し、前記第1の2次元画像及び前記第2の2次元画像のうち少なくとも1つの2次元画像から、前記断面位置に基づいて前記3次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成し、前記ポリウムデータを、選択断面画像の視線方向距離より視線方向手前側にあるポリウムデータについてレンダリングを行い、手前側3次元画像を生成し、前記ポリウムデータを、選択断面画像の視線方向距離より視線方向奥側にあるポリウムデータについてレンダリングを行い、奥側3次元画像を生成し、前記奥側3次元画像と前記選択断面画像と前記手前側3次元画像を順に合成することを特徴とする超音波画像表示方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法に関し、特に、3次元画像を表示する超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度として診断部位の断層画像を表示していた。また、超音波診断装置は、被検体内の血流などによるドプラ効果を利用して血流速度を測定し、血流速度に応じて色相を付与することにより診断部位の血流速度をカラードプラ画像（ドプラ画像）として表示していた。さらに、近年の超音波診断装置は、画像相関を取り、生体組織の移動量（例えば、変位）を空間微分することにより歪みを計測したり、生体組織に対して圧力変化を与えることにより弾性率を計測したりすることで、歪み又は弾性率を弾性画像として表示することが行われている（例えば、特許文献1）。また、これらの画像を3次元的に構成し、3次元画像が生成される。

20

【0003】

このような超音波診断装置では、ポリウムデータ中の任意の断面を示す2次元画像（断層画像）と血流速度を示す3次元画像（ドプラ画像）を組み合わせることが行われている（例えば、特許文献2又は特許文献3）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2000-60853号公報

【特許文献2】特開2001-14446号公報

【特許文献3】特許第4653324号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

従来の超音波診断装置では、2次元画像（断層画像）と3次元画像（ドプラ画像）を組み合わせる場合、ポリウムデータから2次元画像（断層画像）を生成していた。しかしながら、空間的に連続する2次元画像に補間処理を施すことにより、ポリウムデータが生成されるので、ポリウムデータから2次元画像（断層画像）を生成する場合、補間処理により2次元画像（断層画像）の画質が劣化するという問題があった。また、設定された関心領域（ROI）について補間処理を施すことにより、ポリウムデータが生成されるので、ポリウムデータから2次元画像（断層画像）を生成する場合、設定された関心領域の2次元画像（断層画像）しか表示できないという問題があった。

そこで、本発明は、2次元画像と3次元画像を組合せて表示させる場合であっても、2

50

次元画像の画質が劣化することを防止し、関心領域を超える２次元画像を表示することができる超音波画像撮像装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の超音波画像撮像装置は、第１の画像情報により２次元画像を構成する第１の２次元画像構成部と、前記第１の２次元画像構成部で構成された前記２次元画像を、前記２次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第１の２次元画像記憶部と、前記第１の画像情報と異なる特性を示す第２の画像情報により２次元画像を構成する第２の２次元画像構成部と、前記第２の２次元画像構成部で構成された前記２次元画像を、前記２次元画像の取得位置に関連付けて記憶する第２の２次元画像記憶部と、前記第１の２次元画像記憶部に記憶された複数の前記２次元画像に補間処理を施すことにより、３次元画像を構成するボリュームレンダリング部と、前記３次元画像の移動に対応する任意断面の移動について断面位置を計算する断面座標計算部と、前記第１の２次元画像記憶部及び前記第２の２次元画像記憶部のうち少なくとも１つの２次元画像記憶部から、前記断面位置に基づいて前記３次元画像の移動に応じた選択断面画像を生成する選択断面画像生成部と、前記３次元画像と前記選択断面画像とを合成する合成画像生成部とを備える。

10

【発明の効果】

【０００７】

本発明によれば、２次元画像と３次元画像を組合せて表示させる場合であっても、２次元画像の画質が劣化することを防止し、関心領域を超える２次元画像を表示することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】本実施の形態の超音波画像撮像装置の一例を示したブロック図である。

【図２】断面座標計算部の一例を示したブロック図である。

【図３】任意断面の視線方向距離に関するデータの一例を示した図である。

【図４】任意断面の座標に関するデータの一例を示した図である。

【図５】任意断面座標計算部が視線方向距離データを算出することについて模式的に表した図である。

【図６】任意断面座標計算部が断面座標データを算出することについて模式的に表した図である。

30

【図７】ボリュームレンダリング部の一例を示したブロック図である。

【図８】奥側３次元弾性画像と手前側３次元弾性画像が合成されることを示した図である。

【図９】超音波診断装置の画像表示部が表示する画像の一例を示した図である。

【図１０】複数の直交３断面画像（２次元断層画像）を選択断面画像として用いた場合に、画像表示部が表示する画像の一例を示した図である。

【図１１】選択断面画像と３次元弾性画像の透明度がそれぞれ調整されることを示した第１の図である。

【図１２】選択断面画像と３次元弾性画像の透明度がそれぞれ調整されることを示した第２の図である。

40

【図１３】選択断面画像と３次元弾性画像の透明度がそれぞれ調整されることを示した第３の図である。

【図１４】画像表示部が表示する３次元ドブラ画像の一例を示した図である。

【図１５】第１の画像情報として弾性情報を用い、第２の画像情報として輝度情報を用い、第３の画像情報としてドブラ情報を用いる超音波画像撮像装置の一例を示したブロック図である。

【図１６】超音波診断装置の画像表示部が表示する画像の一例を示した図である。

【図１７】第１の画像情報として弾性情報を用い、第３の画像情報としてドブラ情報を用いた場合に、超音波診断装置の画像表示部が表示する画像の一例を示した図である。

50

【図 18】第 1 の画像情報として弾性情報を用い、第 3 の画像情報として弾性情報を用いた場合に、超音波診断装置の画像表示部が表示する画像の一例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施の形態の超音波画像撮像装置について、図面を用いて説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波画像撮像装置の一例を示したブロック図である。超音波画像撮像装置は超音波診断装置として用いられてもよい。

【0010】

図 1 に示すように、超音波診断装置 50 は、被検体 1 に当接させて用いられる探触子 2 と、探触子 2 を介して被検体 1 に一定の時間間隔で超音波を繰り返し送信する送信部 3 と、被検体 1 から反射した反射エコー信号を受信する受信部 4 と、送信部 3 と受信部 4 を制御する超音波送受信制御部 5 と、受信部 4 で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部 6 とを備える。

【0011】

探触子 2 は、複数の振動子を配設して形成されており、振動子を介して被検体 1 に超音波を送受信する機能を有している。探触子 2 は、矩形又は扇形をなす複数の振動子からなり、複数の振動子の配列方向と直交する方向に振動子を機械的に振り、超音波を 3 次元に送受信することができる。なお、探触子 2 は、複数の振動子が 2 次元配列され、超音波の送受信を電子的に制御することができるものであってもよい。

【0012】

送信部 3 は、探触子 2 の振動子を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成する。送信部 3 は、送信される超音波の収束点を所定の深さに設定する機能を有している。また、受信部 4 は、探触子 2 で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅して RF 信号（すなわち、受信信号）を生成する。超音波送受信制御部 5 は、送信部 3 や受信部 4 を制御する。

【0013】

整相加算部 6 は、受信部 4 で増幅された RF 信号の位相を制御し、1 つ又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して RF 信号フレームデータ（RAW データに相当）を生成するものである。

【0014】

超音波診断装置 50 は、整相加算部 6 で生成された RF 信号フレームデータに基づく第 1 の画像情報により 2 次元画像を構成する第 1 の 2 次元画像構成部 7 と、第 1 の画像情報と異なる特性を示す第 2 の画像情報により 2 次元画像を構成する第 2 の 2 次元画像構成部 9 とを備える。

【0015】

画像情報は、弾性情報、輝度情報、及びドブラ情報から選択される画像情報である。本実施の形態では、第 1 の画像情報として弾性情報を用い、第 2 の画像情報として輝度情報を用いる。第 1 の 2 次元画像構成部 7 は、整相加算部 6 で生成された複数の RF 信号フレームデータから変位を計測し、計測した変位に基づいて弾性値を演算し、第 1 の画像情報である弾性情報から 2 次元画像（2 次元弾性画像）を構成する。弾性情報は、歪み、弾性率、変位、粘性、及び歪み比のうち少なくとも 1 つの弾性値を含む。また、第 2 の 2 次元画像構成部 9 は、整相加算部 6 で生成された RF 信号フレームデータの輝度値に基づいて、第 2 の画像情報である輝度情報から 2 次元画像（2 次元断層画像）を構成する。第 2 の 2 次元画像構成部 9 は、整相加算部 6 から出力される RF 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、及びフィルタ処理などの信号処理を行い、2 次元画像（2 次元断層画像）を構成する。

【0016】

超音波診断装置 50 は、第 1 の 2 次元画像構成部 7 で構成された 2 次元弾性画像を、2 次元弾性画像の取得位置（取得座標）に関連付けて記憶する第 1 の 2 次元画像記憶部 8 と、第 2 の 2 次元画像構成部 9 で構成された 2 次元断層画像を、2 次元断層画像の取得位置

10

20

30

40

50

(取得座標)に関連付けて記憶する第2の2次元画像記憶部10と、第1の2次元画像記憶部8に記憶された2次元画像(2次元弾性画像)の取得位置に基づいて3次元座標変換と補間処理を行い、ポリウムデータ(弾性ポリウムデータ)を生成するポリウムデータ生成部11と、ポリウムデータ生成部11によって生成された弾性ポリウムデータに基づいて、不透明度を用いてポリウムレンダリングを行い、3次元画像(3次元弾性画像)を構成するポリウムレンダリング部12と、3次元画像(3次元弾性画像)の移動情報(移動、回転、拡大、及び縮小などに関する情報)及び直交3断面画像のそれぞれの断面位置(断面座標)に基づいて、3次元画像(3次元弾性画像)の移動に対応する任意断面(直交3断面を含む)の移動について断面位置(断面座標)を計算する断面座標計算部13と、断面座標計算部13で計算された断面位置(断面座標)に基づいて、第1の2次元画像記憶部8からデータを抽出して、3次元画像(3次元弾性画像)の移動に応じた断面画像(2次元弾性画像)の直交3断面画像を生成する第1の断面画像構成部14と、断面座標計算部13で計算された断面位置(断面座標)に基づいて、第2の2次元画像記憶部10からデータを抽出して、3次元画像(3次元弾性画像)の移動に応じた断面画像(2次元断層画像)の直交3断面画像を生成する第2の断面画像構成部15と、断面座標計算部13で計算された断面位置に基づいて、第2の2次元画像記憶部10からデータを抽出して、直交3断面画像(2次元断層画像)から少なくとも1つの断面を選択し、選択された断面(選択断面)に対して3次元画像(3次元弾性画像)の移動(移動、回転、拡大、及び縮小など)に応じた選択断面画像(2次元断層画像)を生成する選択断面画像生成部16と、ポリウムレンダリング部12で構成された3次元画像(3次元弾性画像)と選択断面画像生成部16で生成された選択断面画像を合成し、合成画像を生成する合成画像生成部17と、第1の断面画像構成部14で生成された直交3断面画像(断面画像)の少なくとも1つの断面画像及び第2の断面画像構成部15で生成された直交3断面画像(断面画像)の少なくとも1つの断面画像を合成画像に重畳する重畳部(切替加算部)18と、重畳部18で重畳された画像などを表示する画像表示部19とを備える。

【0017】

また、超音波診断装置50は、超音波診断装置50の各構成要素を制御する制御部20と、3次元画像(3次元弾性画像)の移動(移動、回転、拡大、及び縮小など)を制御する3次元画像制御部21と、直交3断面画像の位置を制御する断面画像位置制御部22と、制御部20、3次元画像制御部21、及び断面画像位置制御部22に各種入力を行う操作部23とを備える。操作部23は、キーボードやトラックボールなどを備える。

【0018】

次に、本実施の形態の断面座標計算部13、ポリウムレンダリング部12、合成画像生成部17の動作について説明する。図2は、断面座標計算部13の一例を示したブロック図である。図2に示すように、断面座標計算部13は、任意断面座標計算部100と直交3断面座標計算部101とを備える。任意断面座標計算部100は、任意断面の断面座標データ(視線方向距離と超音波送受信方向に関するデータ)を出力する。図3は、任意断面の視線方向距離に関するデータの一例を示した図である。図4は、任意断面の座標に関するデータの一例を示した図である。図3に示すように、視線方向距離データ102は、最終的に画像が投影されるスクリーンと同じ座標系で、ピクセルごとに任意断面の視線方向距離を格納する。また、図4に示すように、断面座標データ103は、最終的に画像が投影されるスクリーンと同じ座標系で、ピクセルごとに任意断面の座標を格納する。ピクセルごとの任意断面の座標は、2次元画像記憶部(第1の2次元画像記憶部8及び第2の2次元画像記憶部10)に記憶される座標と同様の座標である。第1の2次元画像記憶部8及び第2の2次元画像記憶部10に記憶される座標は、探触子2の超音波射出表面からの距離Rと探触子2の超音波射出表面からの送受信方向(θ , φ)とにより決定される。探触子2は、超音波の送受信と同時に送受信方向(θ , φ)を計測することができ、第1の2次元画像記憶部8及び第2の2次元画像記憶部10は、探触子2の超音波射出表面からの距離Rと2次元画像(2次元弾性画像及び2次元断層画像)の取得位置に相当する送受信方向(θ , φ)を記憶する。断面座標データ103が投影面の各ピクセルに任意断

10

20

30

40

50

面の座標 (R , θ , φ) を格納することで、第 1 の 2 次元画像記憶部 8 及び第 2 の 2 次元画像記憶部 10 から座標 (R , θ , φ) に相当する 2 次元画像を投影面に投影することが可能となる。

【 0 0 1 9 】

図 5 は、任意断面座標計算部 100 が視線方向距離データ 102 を算出することについて模式的に表した図である。図 5 に示すように、視線方向距離データ 102 は、最終的に画像が投影されるスクリーンと同じ座標系 (s x , s y) で、ピクセルごとに任意断面の視線方向距離を格納する。視線方向距離データ 102 は、s x 軸及び s y 軸で表される面で表される。視線方向距離データ 102 は、最終的に画像が投影されるスクリーンと同じ座標系のため、s x 軸及び s y 軸からなる 2 次元空間の座標であるが、仮想的に s z 軸を設定して仮想的に 3 次元空間を設定する。この 3 次元座標空間を S 座標系とする。なお、s z 軸は視線方向である。

10

【 0 0 2 0 】

また、図 5 において、w x 軸、w y 軸、及び w z 軸で表される仮想的な 3 次元空間が設定され、任意断面及び直交 3 断面画像はこの座標空間において設定されるものとする。この 3 次元座標空間を W 座標系 104 とする。直交 3 断面画像は、w x 軸、w y 軸、及び w z 軸とそれぞれ直交するように設定される。図 5 では、直交 3 断面画像のうち w z 軸と直交する任意断面 105 が斜線で例示されている。S 座標系から W 座標系 104 への変換は、互いの原点位置を定義し、3 次元画像 (3 次元弾性画像) の移動 (平行移動、回転移動、拡大、及び縮小など) を表す座標変換行列を用いることにより行うことができる。例えば、3 × 3 の座標変換行列を M s w とすると、S 座標系から W 座標系 104 への変換式は式 (1) で表される。

20

【 0 0 2 1 】

$$(w x , w y , w z) = M s w \cdot (s x , s y , s z) \cdot \cdot \cdot \cdot (1)$$

【 0 0 2 2 】

ここで、任意断面 105 の位置は、w z 軸上で表され、断面画像位置制御部 22 により設定される。任意断面 105 の位置が w z = q で設定された場合、(s x , s y) = (i , j) とすると、式 (1) のうち、s x , s y , w z の三変数が既知であり、s z , w x , w y の三変数が未知である。したがって、式 (1) を連立方程式として解くことにより s z を求めることが可能となる。図 5 に示すように、(s x , s y) = (i , j) におけるスクリーンから任意断面 105 までの視線方向距離が k である場合、(s x , s y) = (i , j) のときの s z が k となる。このとき、図 3 に示すように、視線方向距離データ 102 は、(s x , s y) = (i , j) に k を格納する。任意断面座標計算部 100 は、この計算を (s x , s y) の全座標で行い、求められた s z の値を視線方向距離データ 102 の各座標に格納する。

30

【 0 0 2 3 】

図 6 は、任意断面座標計算部 100 が断面座標データ 103 を算出することについて模式的に表した図である。図 6 (a) に示すように、任意断面画像 (選択断面画像) は、ボリュームデータ (弾性ボリュームデータ) に対して設定される。この場合、W 座標系 104 にボリュームデータ座標系 106 が設定される。図 6 (b) に示すように、W 座標系 104 からボリュームデータ座標系 106 への変換は、互いの原点位置や移動量 (平行移動量及び回転移動量など) を定義する座標変換行列を用いることにより行うことができる。例えば、3 × 3 の座標変換行列を M w v とすると、W 座標系 104 からボリュームデータ座標系 106 への変換式は式 (2) で表される。

40

【 0 0 2 4 】

$$(v x , v y , v z) = M w v \cdot (w x , w y , w z) \cdot \cdot \cdot \cdot (2)$$

【 0 0 2 5 】

w z = q が断面画像位置制御部 22 により設定されると、式 (1) を解くことで w x , w y が求められるので、式 (2) から (s x , s y) = (i , j) に対する (v x , v y , v z) が算出される。また、図 6 (c) に示すように、ボリュームデータ生成部 11 で

50

行われる３次元座標変換の逆変換を行うことで、 (v_x, v_y, v_z) に対応する (R, θ, φ) が求まる。以上により、 $(s_x, s_y) = (i, j)$ に対する (R, θ, φ) が求められる。このとき、図４に示すように、断面座標データ１０３は、 $(s_x, s_y) = (i, j)$ に (R, θ, φ) を格納する。任意断面座標計算部１００は、この計算を (s_x, s_y) の全座標で行い、求められた (R, θ, φ) を断面座標データ１０３の各座標に格納する。

【００２６】

直交３断面座標計算部１０１は、任意断面座標計算部１００と同様に、直交３断面の断面座標データ（視線方向距離と超音波送受信方向に関するデータ）を出力する。直交３断面の断面座標データは、断面座標データ１０３と同様に、最終的に画像が投影されるスクリーンと同じ座標系で、ピクセルごとに直交３断面画像の各断面の座標 (R, θ, φ) を格納する。ピクセルごとの任意断面の座標 (R, θ, φ) は、２次元画像記憶部（第１の２次元画像記憶部８及び第２の２次元画像記憶部１０）に記憶される座標と同様の座標である。具体的には、式（１）の移動を表す座標変換行列 M_{sw} において、回転成分を０度、 w_y 軸周りに９０度、及び w_x 軸周りに９０度とすることで直交３断面の断面座標データが得られる。例えば、回転成分を w_y 軸周りに９０度とすれば、 s_z 軸と w_x 軸が並行なり、 $w_y - w_z$ 面を正面から見た断面画像が得られる。

【００２７】

第１の断面画像構成部１４及び第２の断面画像構成部１５は、直交３断面座標計算部１０１から出力される直交３断面の断面座標データに基づいて、２次元画像記憶部（第１の２次元画像記憶部８及び第２の２次元画像記憶部１０）から、直交３断面の座標 (R, θ, φ) に相当する３つの断面画像（２次元断層画像又は２次元弾性画像）をそれぞれ生成し、スクリーン投影面に投影する。なお、直交３断面画像の座標 (R, θ, φ) に相当する２次元画像が２次元画像記憶部にない場合、第１の断面画像構成部１４及び第２の断面画像構成部１５は、近接する座標の値に補間処理を施すことにより、直交３断面画像（２次元断層画像又は２次元弾性画像）を生成する。

【００２８】

選択断面画像生成部１６は、任意断面座標計算部１００から出力される断面座標データ１０３に基づいて、第２の２次元画像記憶部１０から、任意断面の座標 (R, θ, φ) に相当する選択断面画像（２次元断層画像）を生成し、スクリーン投影面に投影する。なお、選択断面画像の座標 (R, θ, φ) に相当する２次元画像が第２の２次元画像記憶部１０にない場合、選択断面画像生成部１６は、近接する座標の値に補間処理を施すことにより、選択断面画像（２次元断層画像）を生成する。

【００２９】

図７は、ポリウムレンダリング部１２の一例を示したブロック図である。図８は、ポリウムレンダリング部１２が奥側３次元画像及び手前側３次元画像をそれぞれ構成することを示した図である。ポリウムレンダリング部１２は、奥側ポリウムレンダリング部（第１のポリウムレンダリング部）２００と手前側ポリウムレンダリング部（第２のポリウムレンダリング部）２０１とを備える。本実施の形態では、第１の画像情報として弾性情報を用いているので、ポリウムレンダリング部１２は、弾性ポリウムデータをレンダリングし、３次元弾性画像を構成する。

【００３０】

本実施の形態では、説明を簡略化するために、検査者が最も硬い部位を表す範囲をレンダリングするように設定した場合を説明する。ただし、検査者は複数の範囲をレンダリングするように設定してもよい。奥側ポリウムレンダリング部２００及び手前側ポリウムレンダリング部２０１は、設定された硬さ範囲内の弾性ポリウムデータについて、式（３）～式（５）を用いてポリウムレンダリングを行い、３次元弾性画像を構成する。

【００３１】

$$E_{out}(i) = E_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdot E(i) \cdot S(i) \cdots (3)$$

10

20

30

40

50

$A_{out}(i) = A_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdots$
 $\cdots (4)$

$A(i) = EOpacity[E(i)] \cdots \cdots (5)$

【0032】

$E(i)$ は、3次元弾性画像が投影される2次元投影面上のある点から3次元弾性画像を見た場合の視線*i*番目に存在する弾性値である。設定された硬さ範囲以外のデータについては、 $E(i) = 0$ として計算が行われる。 $E_{out}(i)$ は、出力されるピクセル値である。例えば、視線上に*N*ボクセルの弾性値が並んだとき、 $i = 0$ から*i* = *N* - 1まで弾性値が積算された積算値 $E_{out}(N-1)$ が、最終的に出力されるピクセル値となる。 $E_{out}(i-1)$ は、視線上*i* - 1番目までの積算値を示す。また、 $A(i)$ は、
 10 視線上*i*番目に存在する弾性値の不透明度であり、式(5)に示す弾性不透明度テーブルである。

【0033】

$S(i)$ は、弾性値 $E(i)$ とその周辺の弾性値より求めた勾配より算定される陰影付けのための重み成分で、例えば、ボクセル*i*(視線上*i*番目のボクセル)を中心とした面の法線が光源方向に一致する場合、ボクセル*i*(視線上*i*番目のボクセル)を中心とした面は光源の光を最も強く反射するため、 $S(i) = 1.0$ が与えられ、法線が光源方向と直交する場合には $S(i) = 0.0$ が与えられる。このように、 $S(i)$ は、光源の光に基づく陰影などの強調効果を表す。

【0034】

$E_{out}(i)$ 及び $A_{out}(i)$ は、ともに0を初期値として、式(5)に示されるように、 $A_{out}(i)$ はボクセルを通過するたびに積算されて1.0に収束する。よって、式(4)に示されるように、視線上*i* - 1番目までのボクセルの不透明度の積算値 $A_{out}(i-1) = 1.0$ となった場合、視線上*i*番目以降のボクセル値 $E(i)$ は出力画像に反映されない。

【0035】

奥側ボリュームレンダリング部(第1のボリュームレンダリング部)200は、任意断面座標計算部100から視線方向距離データ102を入力し、視線方向距離データ102に格納された選択断面画像301の視線方向距離より視線方向奥側にあるボリュームデータについてレンダリングを行い、3次元弾性画像(3次元画像)を構成する。例えば、視線方向距離データ102上の座標(*x*, *y*)に格納された値が*k*であり、座標(*x*, *y*)の視線上に*N*ボクセルの弾性値が並ぶとき、奥側ボリュームレンダリング部200は式(3)~式(5)を用いて*i* = *k* + 1から*i* = *N* - 1まで弾性値を積算する。これにより選択断面画像301より奥に位置する奥側3次元弾性画像300が得られる。

【0036】

手前側ボリュームレンダリング部(第2のボリュームレンダリング部)201は、任意断面座標計算部100から視線方向距離データ102を入力し、視線方向距離データ102に格納された選択断面画像301の視線方向距離より視線方向手前側にあるボリュームデータについてレンダリングを行い、3次元弾性画像(3次元画像)を構成する。例えば、視線方向距離データ102上の座標(*x*, *y*)に格納された値が*k*であり、座標(*x*, *y*)の視線上に*N*ボクセルの弾性値が並ぶとき、手前側ボリュームレンダリング部201は式(3)~式(5)を用いて*i* = 0から*i* = *k*まで弾性値を積算する。これにより選択断面画像301より手前に位置する手前側3次元弾性画像302が得られる。

【0037】

図8では、奥側ボリュームレンダリング部200から得られる奥側3次元弾性画像300、選択断面画像生成部16から得られる選択断面画像301、手前側ボリュームレンダリング部201から得られる手前側3次元弾性画像302が合成される。合成画像生成部17は、奥側3次元弾性画像300、選択断面画像301、及び手前側3次元弾性画像302の順に画像を合成し、合成画像を生成する。

【0038】

10

20

30

40

50

図9は、超音波診断装置50の画像表示部19が表示する画像の一例を示した図である。図9に示すように、弾性カラーマップ400に基づいて、硬い部分に濃い色が割り当てられ、軟らかい部分に薄い色が割り当てられる。図9の弾性カラーマップ400は、組織の硬軟を離散的に表現しているが、硬い部分から軟らかい部分へ連続的に変化する色を割り当ててもよい。また、図9に示すように、重畳部（切替加算部）18により直交3断面画像（2次元断層画像）401、408、409と直交3断面画像（2次元弾性画像）402、410、411が重畳される。画像表示部19は、直交3断面画像（2次元断層画像）401、408、409と直交3断面画像（2次元弾性画像）402、410、411をそれぞれ重畳表示した直交3断面画像412、413、414と、選択断面画像405と3次元弾性画像（奥側3次元弾性画像及び手前側3次元弾性画像）406を合成表示した合成画像404とを表示する。また、合成画像404中の選択断面画像405は、直交3断面画像（2次元断層画像）401と同じ断面画像を3次元弾性画像406の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じて移動したものである。つまり、選択断面画像生成部16は、選択された断面（選択断面）401に対して3次元画像（3次元弾性画像）406の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じた選択断面画像（2次元断層画像）405を生成している。

10

【0039】

合成画像404は、選択断面画像（2次元断層画像）405と3次元弾性画像406との空間的関係を示している。また、従来の超音波診断装置では、関心領域はボリュームデータを作成する領域を決定するものとして設定されるので、関心領域の2次元画像（断層画像）しか表示できない。一方、本実施の形態の超音波診断装置50では、直交3断面画像（2次元断層画像）401、408、409、直交3断面画像（2次元弾性画像）402、410、411、及び選択断面画像405はボリュームデータによらず生成されるので、関心領域407が設定された範囲外の広い範囲においても各断面画像を描出することができる。また、本実施の形態の超音波診断装置50では、補間処理が施されたボリュームデータから2次元画像（断層画像）を生成せずに、2次元画像記憶部（第1の2次元画像記憶部8及び第2の2次元画像記憶部10）に記憶されている2次元画像の値を直接参照することで、補間処理を施す前の精度が高い画像を描出することができる。

20

【0040】

また、本実施の形態では、選択断面画像405として1つの2次元断層画像401を用いたが、他の直交3断面画像（例えば、2次元断層画像408）を選択断面画像として用いてもよく、複数の直交3断面画像（例えば、2次元断層画像408、409）を選択断面画像として用いてもよい。図10は、複数の直交3断面画像（2次元断層画像）を選択断面画像として用いた場合に、画像表示部19が表示する画像の一例を示した図である。図10に示すように、合成画像424は、直交3断面画像（2次元断層画像）401、408、409に対応する複数の選択断面画像405、415、416と3次元弾性画像406を合成した画像となる。この場合、奥側3次元画像（奥側3次元弾性画像）及び手前側3次元画像（手前側3次元弾性画像）は、それぞれの直交3断面画像で仕切られた3次元画像の部分（合計8つの部分）ごとに生成されるので、ボリュームレンダリング部12はそれぞれの部分に応じた奥側ボリュームレンダリング部200と手前側ボリュームレンダリング部201とを備え、それぞれの部分についてボリュームデータをレンダリングし、3次元画像を構成してもよい。

30

40

【0041】

以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【0042】

例えば、選択断面画像と3次元画像の透明度がそれぞれ調整されてもよい。図11～図13は、選択断面画像と3次元弾性画像の透明度がそれぞれ調整されることを示した図である。図11に示すように、合成画像生成部17が合成画像を生成する際に、選択断面画像500と3次元画像（3次元弾性画像）501にそれぞれの透明度を乗算することで、

50

選択断面画像 500 と 3 次元画像 (3 次元弾性画像) 501 の透明度をそれぞれ調整する。この場合、図 11 ~ 図 13 に示すように、操作部 23 により選択断面画像 500 の透明度を制御する断面画像透明度設定部 503 と、3 次元画像 (3 次元弾性画像) 501 の透明度を制御する 3 次元画像透明度設定部 504 とが、画像表示部 19 の画面に設けられる。図 11 では、それぞれの透明度が 0 で合成された合成画像 502 を示している。図 12 では、3 次元弾性画像 501 の透明度を高く設定して合成された合成画像 502 を示している。図 13 では、選択断面画像 500 の透明度を高く設定して合成された合成画像 502 を示している。このように、それぞれの透明度を变化させることで、選択断面画像 500 と 3 次元画像 (3 次元弾性画像) 501 の空間的関係の把握がより簡便となる。

【 0043 】

また、上記の実施の形態では、第 1 の画像情報として弾性情報を用いたが、第 1 の画像情報としてドブラ情報 (例えば、血流速度情報) を用いてもよい。第 1 の画像情報として血流速度情報を用いる場合、第 1 の 2 次元画像構成部 7 は、整相加算部 6 で生成された複数の RF 信号フレームデータに対してドブラ復調などの演算を行い、血流速度情報に変換して 2 次元画像 (2 次元ドブラ画像) を構成する。第 1 の 2 次元画像記憶部 8 は、2 次元画像 (2 次元ドブラ画像) を記憶し、ボリュームデータ生成部 11 は、2 次元画像 (2 次元ドブラ画像) の取得位置に基づいて、ボリュームデータ (血流ボリュームデータ) を生成し、第 1 の断面画像構成部 14 は、3 次元画像 (3 次元ドブラ画像) の移動に応じた断面画像 (2 次元ドブラ画像) の直交 3 断面画像を生成する。

【 0044 】

図 14 は、画像表示部 19 が表示する 3 次元ドブラ画像の一例を示した図である。図 14 に示すように、血流カラーマップ 600 に基づいて、正負の血流速度に色が割り当てられる。例えば、正の血流速度に赤色が割り当てられ、負の血流速度に青色が割り当てられる。図 14 の血流カラーマップ 600 は、正負の血流速度を離散的に表現しているが、正の血流速度から負の血流速度へ連続的に変化する場合の色相を割り当てるためのカラーマップが用いられてもよい。図 14 では、画像表示部 19 は、直交 3 断面画像 (2 次元断層画像) 601, 608, 609 と直交 3 断面画像 (2 次元ドブラ画像) 602, 610, 611 をそれぞれ重畳表示した直交 3 断面画像 612, 613, 614 と、選択断面画像 (2 次元断層画像) 605 と 3 次元ドブラ画像 (奥側 3 次元ドブラ画像及び手前側 3 次元ドブラ画像) 606 を合成表示した合成画像 604 を表示する。また、合成画像 604 中の選択断面画像 605 は、直交 3 断面画像 (2 次元断層画像) 601 と同じ断面画像を 3 次元ドブラ画像 606 の移動 (移動、回転、拡大、及び縮小など) に応じて移動したものである。つまり、選択断面画像生成部 16 は、選択された断面 (選択断面) 601 に対して 3 次元画像 (3 次元ドブラ画像) 606 の移動 (移動、回転、拡大、及び縮小など) に応じた選択断面画像 (2 次元断層画像) 605 を生成している。合成画像 604 は、選択断面画像 (2 次元断層画像) 605 と 3 次元ドブラ画像 606 との空間的関係を示している。また、従来の超音波診断装置では、関心領域はボリュームデータを作成する領域を決定するものとして設定されるので、関心領域の 2 次元画像 (断層画像) しか表示できない。一方、本実施の形態の超音波診断装置 50 では、直交 3 断面画像 (2 次元断層画像) 601, 608, 609、直交 3 断面画像 (2 次元ドブラ画像) 602, 610, 611、及び選択断面画像 605 はボリュームデータによらず生成されるので、関心領域 407 が設定された範囲外の広い範囲においても各断面画像を描出することができる。また、本実施の形態の超音波診断装置 50 では、補間処理が施されたボリュームデータから 2 次元画像 (断層画像) を生成せずに、2 次元画像記憶部 (第 1 の 2 次元画像記憶部 8 及び第 2 の 2 次元画像記憶部 10) に記憶されている 2 次元画像の値を直接参照することで、補間処理を施す前の精度が高い画像を描出することができる。

【 0045 】

また、選択断面画像 605 として 1 つの 2 次元断層画像 601 を用いたが、他の直交 3 断面画像 (例えば、2 次元ドブラ画像 610) を選択断面画像として用いてもよく、複数の直交 3 断面画像 (例えば、2 次元断層画像 608 及び 2 次元ドブラ画像 610) を選択

10

20

30

40

50

断面画像として用いてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、上記の実施の形態では、第 1 の画像情報として弾性情報又はドブラ情報（血流情報）を用いたが、第 1 の画像情報として弾性情報を用い、第 3 の画像情報としてドブラ情報を用いてもよい。なお、第 2 の画像情報は輝度情報のままである。図 1 5 は、第 1 の画像情報として弾性情報を用い、第 2 の画像情報として輝度情報を用い、第 3 の画像情報としてドブラ情報を用いる超音波画像撮像装置の一例を示したブロック図である。図 1 5 に示すように、超音波診断装置 5 0 0 は、整相加算部 6 で生成された R F 信号フレームデータに基づく第 1 の画像情報（弾性情報）により 2 次元画像（2 次元弾性画像）を構成する第 1 の 2 次元画像構成部 7 と、第 1 の画像情報と異なる特性を示す第 2 の画像情報（輝度情報）により 2 次元画像（2 次元断層画像）を構成する第 2 の 2 次元画像構成部 9 と、第 1 の画像情報及び第 2 の画像情報と異なる特性を示す第 3 の画像情報（ドブラ情報）により 2 次元画像（2 次元血流画像）を構成する第 3 の 2 次元画像構成部 7 0 0 とを備える。

10

【 0 0 4 7 】

第 1 の 2 次元画像構成部 7 は、整相加算部 6 で生成された複数の R F 信号フレームデータから変位を計測し、計測した変位に基づいて弾性値を演算し、第 1 の画像情報である弾性情報から 2 次元画像（2 次元弾性画像）を構成する。弾性情報は、歪み、弾性率、変位、粘性、及び歪み比のうち少なくとも 1 つの弾性値を含む。また、第 2 の 2 次元画像構成部 9 は、整相加算部 6 で生成された R F 信号フレームデータの輝度値に基づいて、第 2 の画像情報である輝度情報から 2 次元画像（2 次元断層画像）を構成する。第 2 の 2 次元画像構成部 9 は、整相加算部 6 から出力される R F 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、及びフィルタ処理などの信号処理を行い、2 次元画像（2 次元断層画像）を構成する。また、第 3 の 2 次元画像構成部 7 0 0 は、整相加算部 6 で生成された R F 信号フレームデータに対してドブラ復調などの演算を行い、第 3 の画像情報であるドブラ情報から 2 次元画像（2 次元血流画像）を構成する。

20

【 0 0 4 8 】

超音波診断装置 5 0 0 は、第 1 の 2 次元画像構成部 7 で構成された 2 次元弾性画像を、取得位置（取得座標）に関連付けて記憶する第 1 の 2 次元画像記憶部 8 と、第 2 の 2 次元画像構成部 9 で構成された 2 次元断層画像を、取得位置（取得座標）に関連付けて記憶する第 2 の 2 次元画像記憶部 1 0 と、第 3 の 2 次元画像構成部 7 0 0 で構成された 2 次元血流画像を、取得位置（取得座標）に関連付けて記憶する第 3 の 2 次元画像記憶部 7 0 1 と、第 1 の 2 次元画像記憶部 8 に記憶された 2 次元画像（2 次元弾性画像）の取得位置に基づいて 3 次元座標変換と補間処理を行い、ボリュームデータ（弾性ボリュームデータ）を生成するボリュームデータ生成部 1 1 と、ボリュームデータ生成部 1 1 によって生成された弾性ボリュームデータに基づいて不透明度を用いてボリュームレンダリングを行い、3 次元画像（3 次元弾性画像）を構成するボリュームレンダリング部 1 2 と、3 次元画像（3 次元弾性画像）の移動情報（移動、回転、拡大、及び縮小などに関する情報）及び直交 3 断面画像のそれぞれの断面位置（断面座標）に基づいて、3 次元画像（3 次元弾性画像）の移動に対応する任意断面（直交 3 断面を含む）の移動について断面位置（断面座標）を計算する断面座標計算部 1 3 と、断面座標計算部 1 3 で計算された断面位置（断面座標）に基づいて、第 2 の 2 次元画像記憶部 1 0 からデータを抽出して、3 次元画像（3 次元弾性画像）の移動に応じた断面画像（2 次元断層画像）の直交 3 断面画像を生成する第 2 の断面画像構成部 1 5 と、断面座標計算部 1 3 で計算された断面位置（断面座標）に基づいて、第 3 の 2 次元画像記憶部 7 0 1 からデータを抽出して、3 次元画像（3 次元弾性画像）の移動に応じた断面画像（2 次元血流画像）の直交 3 断面画像を生成する第 3 の断面画像構成部 7 0 4 と、断面座標計算部 1 3 で計算された断面位置（断面座標）に基づいて、第 2 の 2 次元画像記憶部 1 0 からデータを抽出して、直交 3 断面画像（2 次元断層画像）から少なくとも 1 つの断面を選択し、選択された断面（選択断面）に対して 3 次元画像（3 次元弾性画像）の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じた選択断面画像（2 次元断層画像）を生成する第 1 の選択断面画像生成部 7 0 2 と、断面座標計算部 1 3 で

30

40

50

計算された断面位置（断面座標）に基づいて、第3の2次元画像記憶部701からデータを抽出して、直交3断面画像（2次元血流画像）から少なくとも1つの断面を選択し、選択された断面（選択断面）に対して3次元画像（3次元弾性画像）の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じた選択断面画像（2次元血流画像）を生成する第2の選択断面画像生成部703と、第1の選択断面画像生成部702で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの選択断面画像（2次元断層画像）及び第2の選択断面画像生成部703で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの選択断面画像（2次元血流画像）を重畳することにより、重畳選択断面画像を生成する選択断面画像重畳部705と、ボリュームレンダリング部12で構成された3次元画像（3次元弾性画像）と選択断面画像重畳部705で生成された重畳選択断面画像を合成し、合成画像を生成する合成画像生成部17と、第2の断面画像構成部15で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの断面画像及び第3の断面画像構成部704で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの断面画像を合成画像に重畳する重畳部（切替加算部）18と、重畳部18で重畳された画像などを表示する画像表示部19とを備える。

【0049】

なお、超音波診断装置500は、第1の2次元画像記憶部8からデータを抽出して、3次元画像（3次元弾性画像）の移動に応じた断面画像（2次元弾性画像）の直交3断面画像を生成する第1の断面画像構成部14を備え、重畳部（切替加算部）18は、第1の断面画像構成部14で生成された直交3断面画像の少なくとも1つの断面画像を合成画像に重畳してもよいが、図15では第1の断面画像構成部14は省略されている。

【0050】

第1の選択断面画像生成部702及び第2の選択断面画像生成部703は、上記の選択断面画像生成部16と同様の機能を有し、それぞれ選択断面画像（2次元断層画像及び2次元血流画像）を生成する。選択断面画像重畳部705は、2次元断層画像及び2次元血流画像を重畳し、重畳選択断面画像を生成する。選択断面画像を重畳する際の重み付けは、操作部23から設定されてもよい。合成画像生成部17は、上記と同様に、3次元画像（3次元弾性画像）と重畳選択断面画像を合成し、合成画像を生成する。

【0051】

図16は、超音波診断装置500の画像表示部19が表示する画像の一例を示した図である。図16に示すように、血流カラーマップ800に基づいて、正負の血流速度に色が割り当てられる。また、弾性カラーマップ850に基づいて、硬い部分に濃い色が割り当てられ、軟らかい部分に薄い色が割り当てられる。血流カラーマップ800は、正負の血流速度を離散的に表現しているが、正の血流速度から負の血流速度へ連続的に変化する色相を割り当てるためのカラーマップが用いられてもよい。弾性カラーマップ850は、組織の硬軟を離散的に表現しているが、硬い部分から軟らかい部分へ連続的に変化する色を割り当ててもよい。

【0052】

また、画像表示部19は、直交3断面画像（2次元断層画像）801、808、809と直交3断面画像（2次元ドブラ画像）802、810、811をそれぞれ重畳表示した直交3断面画像812、813、814と、選択断面画像（2次元断層画像）804と選択断面画像（2次元ドブラ画像）815を重畳した重畳選択断面画像816と、重畳選択断面画像816と3次元弾性画像（奥側3次元弾性画像及び手前側3次元弾性画像）805を合成表示した合成画像806を表示する。また、合成画像806中の重畳選択断面画像816は、直交3断面画像（2次元断層画像）812と同じ断面画像を3次元弾性画像805の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じて移動したものである。つまり、選択断面画像生成部（第1の選択断面画像生成部702及び第2の選択断面画像生成部703）は、選択された断面（選択断面）に対して3次元画像（3次元弾性画像）805の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じた選択断面画像（2次元断層画像804及び2次元ドブラ画像815）を生成している。選択断面画像重畳部705は、選択断面画像（2次元断層画像804及び2次元ドブラ画像815）を重畳し、重畳選択断面画

像 8 1 6 を生成する。合成画像 8 0 6 は、重畳選択断面画像 8 1 6 と 3 次元弾性画像 8 0 5 との空間的関係を示している。例えば、腫瘍は他の組織に比べ一般的に硬く、血流が豊富になる傾向がある。したがって、本実施の形態によれば、2 次元断層画像 8 0 4 及び 2 次元ドブラ画像 8 1 5 が重畳され、重畳選択断面画像 8 1 6 が生成されることで、腫瘍周辺の組織像と血流の様子を観察することができるとともに、3 次元弾性画像 8 0 5 が合成されることで、腫瘍周辺の硬さの広がりを実体的に把握することができる。

【 0 0 5 3 】

また、従来の超音波診断装置では、関心領域はボリュームデータを作成する領域を決定するものとして設定されるので、関心領域の 2 次元画像（断層画像）しか表示できない。一方、本実施の形態の超音波診断装置 5 0 0 では、直交 3 断面画像（2 次元断層画像）8 0 1, 8 0 8, 8 0 9、直交 3 断面画像（2 次元ドブラ画像）8 0 2, 8 1 0, 8 1 1、及び選択断面画像 8 1 6 はボリュームデータによらず生成されるので、関心領域 4 0 7 が設定された範囲外の広い範囲においても各断面画像を描出することができる。また、本実施の形態の超音波診断装置 5 0 0 では、補間処理が施されたボリュームデータから 2 次元画像（断層画像及び血流画像）を生成せずに、2 次元画像記憶部（第 1 の 2 次元画像記憶部 8、第 2 の 2 次元画像記憶部 1 0、及び第 3 の 2 次元画像記憶部 7 0 1）に記憶されている 2 次元画像の値を直接参照することで、補間処理を施す前の精度が高い画像を描出することができる。

【 0 0 5 4 】

また、重畳選択断面画像 8 1 6 として 1 組の 2 次元画像（2 次元断層画像 8 0 1 及び 2 次元ドブラ画像 8 0 2）を用いたが、他の組の直交 3 断面画像（例えば、2 次元断層画像 8 0 8 及び 2 次元ドブラ画像 8 1 0）を重畳選択断面画像として用いてもよく、複数の組の直交 3 断面画像（例えば、2 次元断層画像 8 0 8 及び 2 次元ドブラ画像 8 1 0 の組と 2 次元断層画像 8 0 9 及び 2 次元ドブラ画像 8 1 1 の組を含む 2 組）を選択断面画像として用いてもよい。また、重畳選択断面画像 8 1 6 と 3 次元画像（3 次元弾性画像 8 0 5）の透明度がそれぞれ調整されてもよい。

【 0 0 5 5 】

図 1 5 の超音波診断装置 5 0 0 は、第 1 の画像情報として弾性情報を用い、第 3 の画像情報としてドブラ情報を用いたが、第 1 の画像情報としてドブラ情報を用い、第 3 の画像情報として弾性情報を用いてもよい。なお、第 2 の画像情報は輝度情報のままである。第 1 の画像情報として血流速度情報を用いる場合、第 1 の 2 次元画像構成部 7 は、整相加算部 6 で生成された複数の RF 信号フレームデータに対してドブラ復調などの演算を行い、血流速度情報に変換して 2 次元画像（2 次元ドブラ画像）を構成する。第 3 の画像情報として弾性情報を用いる場合、第 3 の 2 次元画像構成部 7 0 0 は、整相加算部 6 で生成された複数の RF 信号フレームデータから変位を計測し、計測した変位に基づいて弾性値を演算し、第 3 の画像情報である弾性情報から 2 次元画像（2 次元弾性画像）を構成する。弾性情報は、歪み、弾性率、変位、粘性、及び歪み比のうち少なくとも 1 つの弾性値を含む。

【 0 0 5 6 】

図 1 7 は、第 1 の画像情報として弾性情報を用い、第 3 の画像情報としてドブラ情報を用いた場合に、超音波診断装置 5 0 0 の画像表示部 1 9 が表示する画像の一例を示した図である。図 1 7 に示すように、弾性カラーマップ 9 0 0 に基づいて、硬い部分に濃い色が割り当てられ、軟らかい部分に薄い色が割り当てられる。また、血流カラーマップ 9 0 1 に基づいて、正負の血流速度に色が割り当てられる。弾性カラーマップ 9 0 0 は、組織の硬軟を離散的に表現しているが、硬い部分から軟らかい部分へ連続的に変化する色を割り当ててもよい。血流カラーマップ 9 0 1 は、正負の血流速度を離散的に表現しているが、正の血流速度から負の血流速度へ連続的に変化する色相を割り当てるためのカラーマップが用いられてもよい。

【 0 0 5 7 】

図 1 7 に示すように、重畳部（切替加算部）1 8 により直交 3 断面画像（2 次元断層画

10

20

30

40

50

像) 902, 908, 909と直交3断面画像(2次元弾性画像) 903, 910, 911が重畳される。画像表示部19は、直交3断面画像(2次元断層画像) 902, 908, 909と直交3断面画像(2次元弾性画像) 903, 910, 911をそれぞれ重畳表示した直交3断面画像912, 913, 914と、選択断面画像(2次元断層画像) 904と選択断面画像(2次元弾性画像) 915を重畳した重畳選択断面画像916と、重畳選択断面画像916と3次元ドブラ画像(奥側3次元ドブラ画像及び手前側3次元ドブラ画像) 905を合成表示した合成画像906を表示する。また、合成画像906中の重畳選択断面画像916は、直交3断面画像(2次元断層画像) 912と同じ断面画像を3次元ドブラ画像905の移動(移動、回転、拡大、及び縮小など)に応じて移動したものである。つまり、選択断面画像生成部(第1の選択断面画像生成部702及び第2の選択断面画像生成部703)は、選択された断面(選択断面)に対して3次元画像(3次元ドブラ画像) 905の移動(移動、回転、拡大、及び縮小など)に応じた選択断面画像(2次元断層画像902及び2次元弾性画像903)を生成している。選択断面画像重畳部705は、選択断面画像(2次元断層画像902及び2次元弾性画像903)を重畳し、重畳選択断面画像916を生成する。合成画像906は、重畳選択断面画像916と3次元弾性画像905との空間的関係を示している。本実施の形態によれば、2次元断層画像902及び2次元弾性画像903が重畳され、重畳選択断面画像916が生成されることで、腫瘍周辺の組織像と弾性情報を観察することができるとともに、3次元ドブラ画像905が合成されることで、腫瘍周辺の血流状態を立体的に把握することができる。

10

【0058】

20

また、従来の超音波診断装置では、関心領域はボリュームデータを作成する領域を決定するものとして設定されるので、関心領域の2次元画像(断層画像)しか表示できない。一方、本実施の形態の超音波診断装置500では、直交3断面画像(2次元断層画像) 902, 908, 909、直交3断面画像(2次元弾性画像) 903, 910, 911、及び選択断面画像916はボリュームデータによらず生成されるので、関心領域407が設定された範囲外の広い範囲においても各断面画像を描出することができる。また、本実施の形態の超音波診断装置500では、補間処理が施されたボリュームデータから2次元画像(断層画像及び血流画像)を生成せずに、2次元画像記憶部(第1の2次元画像記憶部8、第2の2次元画像記憶部10、及び第3の2次元画像記憶部701)に記憶されている2次元画像の値を直接参照することで、補間処理を施す前の精度が高い画像を描出することができる。

30

【0059】

また、重畳選択断面画像916として1組の2次元画像(2次元断層画像902及び2次元弾性画像903)を用いたが、他の組の直交3断面画像(例えば、2次元断層画像908及び2次元弾性画像910)を重畳選択断面画像として用いてもよく、複数の組の直交3断面画像(例えば、2次元断層画像908及び2次元弾性画像910の組と2次元断層画像909及び2次元弾性画像911の組を含む2組)を選択断面画像として用いてもよい。また、重畳選択断面画像916と3次元画像(3次元ドブラ画像905)の透明度がそれぞれ調整されてもよい。

【0060】

40

第1の画像情報、第2の画像情報、及び第3の画像情報は、操作部23により輝度情報、弾性情報、ドブラ情報から選択可能である。また、第1の画像情報と第3の画像情報は、輝度情報、弾性情報、ドブラ情報から選択される同じ画像情報であってもよい。例えば、第1の画像情報として弾性情報を用い、第2の画像情報として輝度情報を用い、第3の画像情報として弾性情報を用いてもよい。つまり、第3の画像情報は、第2の画像情報と異なる特性を示す画像情報であればよい。図18は、第1の画像情報として弾性情報を用い、第3の画像情報として弾性情報を用いた場合に、超音波診断装置500の画像表示部19が表示する画像の一例を示した図である。図18に示すように、画像表示部19は、直交3断面画像(2次元断層画像) 902, 908, 909と直交3断面画像(2次元弾性画像) 903, 910, 911をそれぞれ重畳表示した直交3断面画像912, 913

50

、 9 1 4 と、選択断面画像（２次元断層画像） 9 0 4 と選択断面画像（２次元弾性画像） 9 1 5 を重畳した重畳選択断面画像 9 1 6 と、重畳選択断面画像 9 1 6 と３次元弾性画像（奥側３次元弾性画像及び手前側３次元弾性画像） 9 2 5 を合成表示した合成画像 9 2 6 を表示する。また、合成画像 9 2 6 中の重畳選択断面画像 9 1 6 は、直交３断面画像（２次元断層画像） 9 1 2 と同じ断面画像を３次元弾性画像 9 2 5 の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じて移動したものである。つまり、選択断面画像生成部（第１の選択断面画像生成部 7 0 2 及び第２の選択断面画像生成部 7 0 3 ）は、選択された断面（選択断面）に対して３次元画像（３次元弾性画像） 9 2 5 の移動（移動、回転、拡大、及び縮小など）に応じた選択断面画像（２次元断層画像 9 0 2 及び２次元弾性画像 9 0 3 ）を生成している。選択断面画像重畳部 7 0 5 は、選択断面画像（２次元断層画像 9 0 2 及び 2 次元弾性画像 9 0 3 ）を重畳し、重畳選択断面画像 9 1 6 を生成する。合成画像 9 2 6 は、重畳選択断面画像 9 1 6 と３次元弾性画像 9 2 5 との空間的関係を示している。

10

【 0 0 6 1 】

弾性カラーマップ 9 5 0 に基づいて、硬い部分に濃い色が割り当てられ、軟らかい部分に薄い色が割り当てられる。弾性カラーマップ 9 5 0 は、組織の硬軟を離散的に表現しているが、硬い部分から軟らかい部分へ連続的に変化する色を割り当ててもよい。２次元弾性画像 9 0 3 と３次元弾性画像 9 2 5 は、組織の硬軟に応じた異なる弾性値の範囲に基づく弾性画像であってもよい。例えば、２次元弾性画像 9 0 3 は、硬い部分から軟らかい部分までの弾性値の範囲に基づく弾性画像であって、３次元弾性画像 9 2 5 は、硬い部分の弾性値の範囲に基づく弾性画像であってもよい。この場合、第２の選択断面画像生成部 7 0 3 は、所定の弾性値の範囲に対応する弾性画像を選択断面画像として生成し、ボリュームレンダリング部 1 2 は、所定の弾性値の範囲に対応する弾性画像を３次元画像として構成する。腫瘍は他の組織に比べ一般的に硬いので、３次元弾性画像 9 2 5 は腫瘍（硬い部分）を表す弾性画像として表示される。一方、２次元弾性画像 9 0 3 は、腫瘍（硬い部分）とその周辺（柔らかい部分）の両方を含む弾性画像として表示される。この場合、２次元弾性画像 9 0 3 と３次元弾性画像 9 2 5 に表示される弾性画像の弾性値の範囲は、弾性カラーマップ 9 5 0 にインジケータ 9 5 1 を設定することにより調整されてもよいし、操作部 2 3 により所定の弾性値が入力されることにより調整されてもよい。また、２次元弾性画像 9 0 3 と３次元弾性画像 9 2 5 のそれぞれに対応する複数の弾性カラーマップが設けられてもよく、複数の弾性カラーマップのそれぞれにインジケータを設定することにより、弾性画像の弾性値の範囲が調整されてもよい。

20

30

【 0 0 6 2 】

本実施の形態によれば、２次元断層画像 9 0 2 及び２次元弾性画像 9 0 3 が重畳され、重畳選択断面画像 9 1 6 が生成されることで、腫瘍周辺の組織像と弾性情報を観察することができるとともに、３次元弾性画像 9 2 5 が合成されることで、腫瘍周辺の硬さの広がりを立体的に把握することができる。また、弾性画像の弾性値の範囲を調整することにより、２次元弾性画像 9 0 3 と３次元弾性画像 9 2 5 とで異なる弾性値の弾性画像を表示することができ、腫瘍を３次元弾性画像 9 2 5 で表示し、腫瘍周辺を２次元弾性画像 9 0 3 で表示することができる。

【産業上の利用可能性】

40

【 0 0 6 3 】

本発明は、２次元画像と３次元画像を組合せて表示させる場合であっても、２次元画像の画質が劣化することを防止し、関心領域を超える２次元画像を表示することができる超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法として有用である。

【符号の説明】

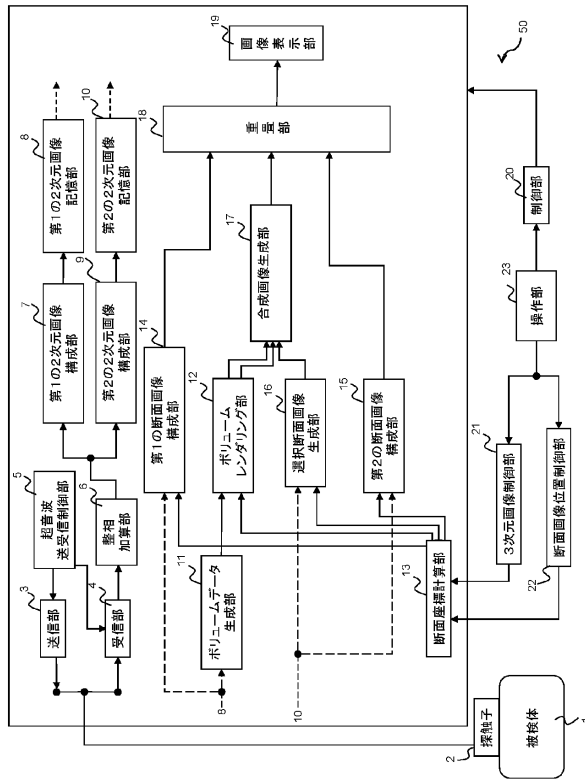
【 0 0 6 4 】

- 2 探触子
- 3 送信部
- 4 受信部
- 5 超音波送受信制御部

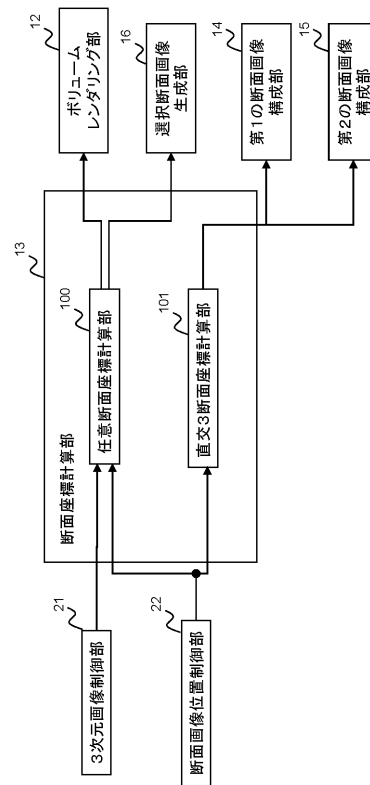
50

6	整相加算部	
7	第1の2次元画像構成部	
8	第1の2次元画像記憶部	
9	第2の2次元画像構成部	
10	第2の2次元画像記憶部	
11	ボリュームデータ生成部	
12	ボリュームレンダリング部	
13	断面座標計算部	
14	第1の断面画像構成部	
15	第2の断面画像構成部	10
16	選択断面画像生成部	
17	合成画像生成部	
18	重畳部	
19	画像表示部	
20	制御部	
21	3次元画像制御部	
22	断面画像位置制御部	
23	操作部	
50, 500	超音波診断装置	
100	任意断面座標計算部	20
101	直交3断面座標計算部	
200	奥側ボリュームレンダリング部(第1のボリュームレンダリング部)	
201	手前側ボリュームレンダリング部(第2のボリュームレンダリング部)	
700	第3の次元画像構成部	
701	第3の次元画像記憶部	
702	第1の選択断面画像生成部	
703	第2の選択断面画像生成部	
704	第3の断面画像構成部	
705	選択断面画像重畳部	

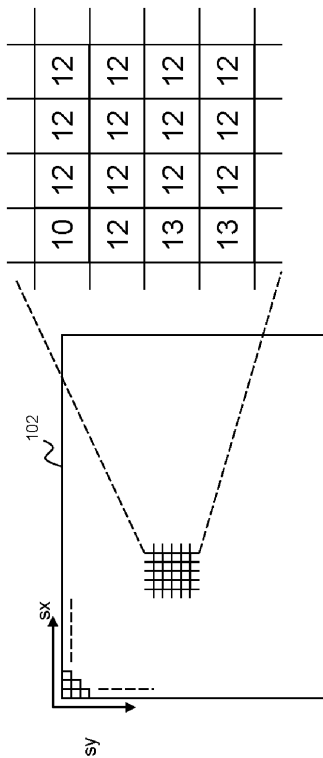
【 図 1 】



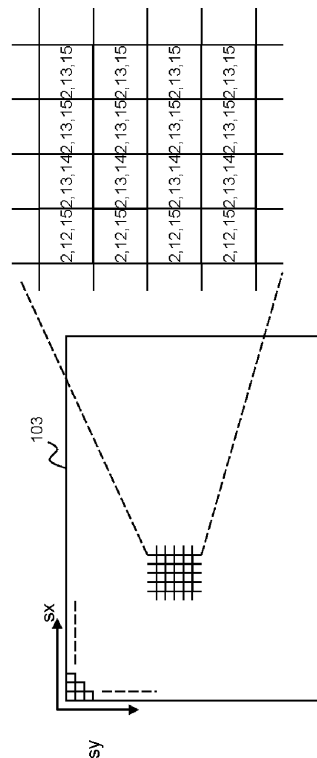
【 図 2 】



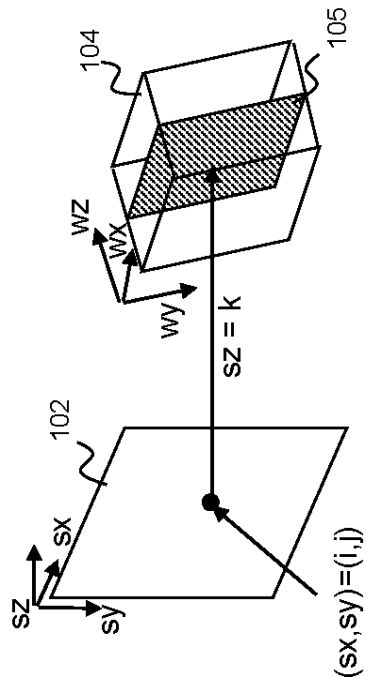
【 図 3 】



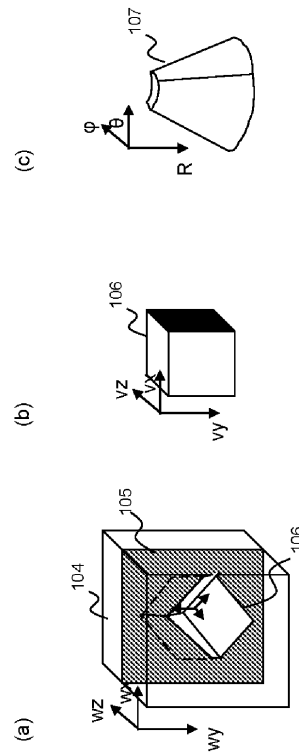
【圖 4】



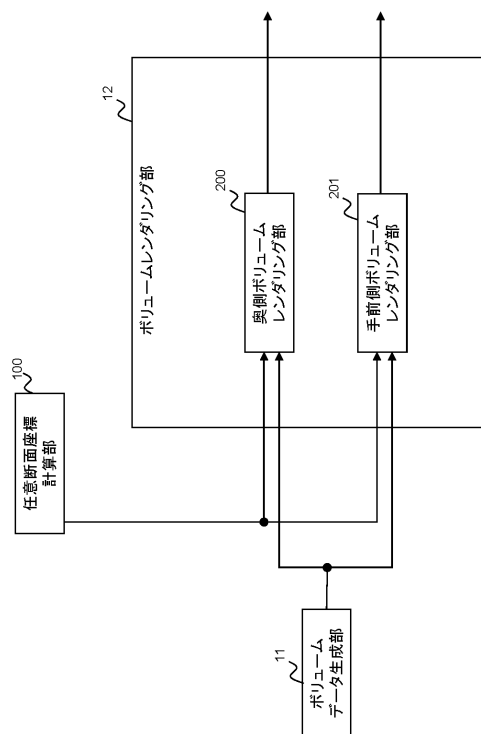
【図 5】



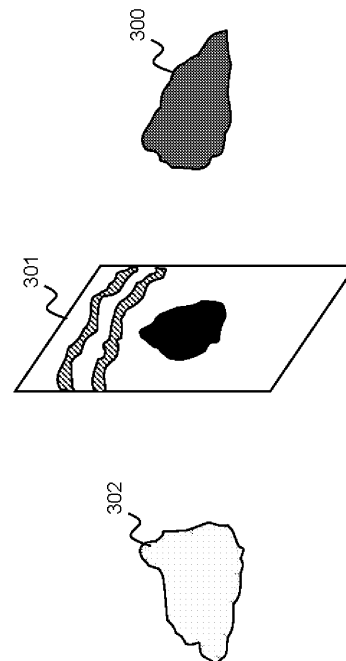
【図 6】



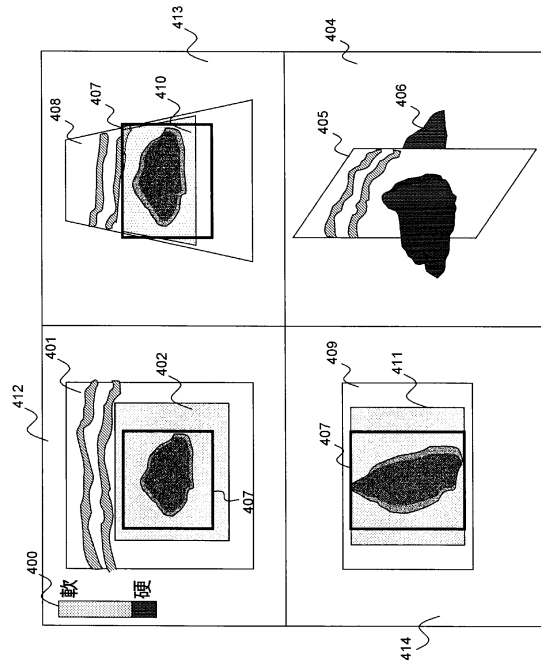
【図 7】



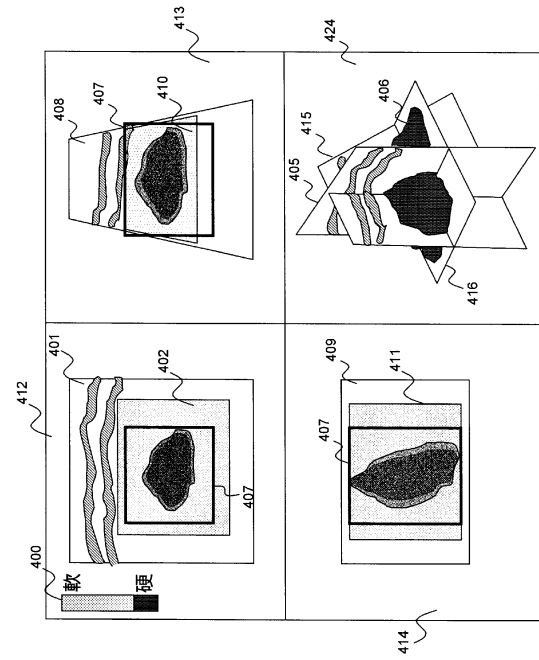
【図 8】



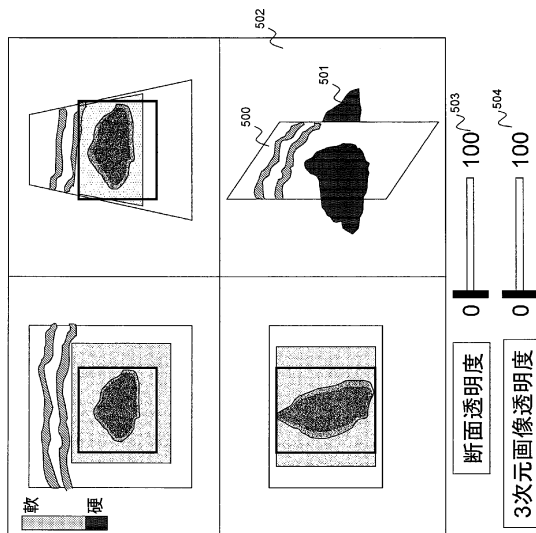
【図 9】



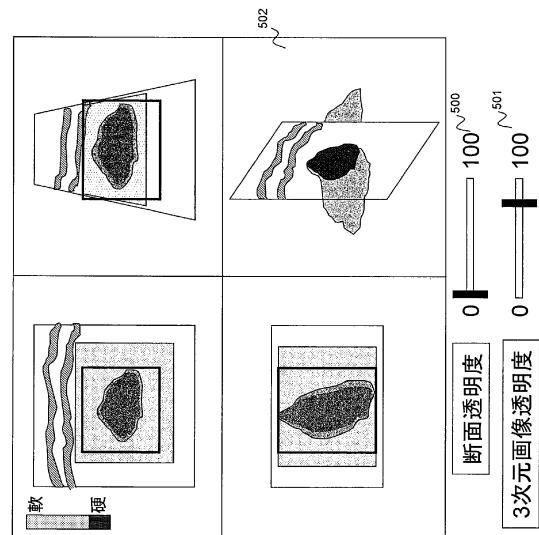
【図 10】



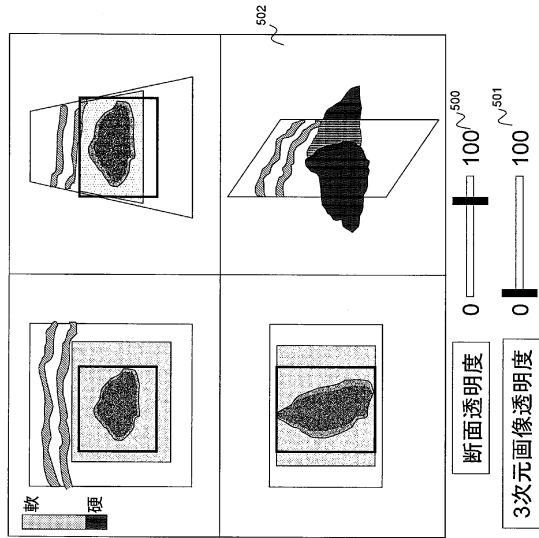
【図 11】



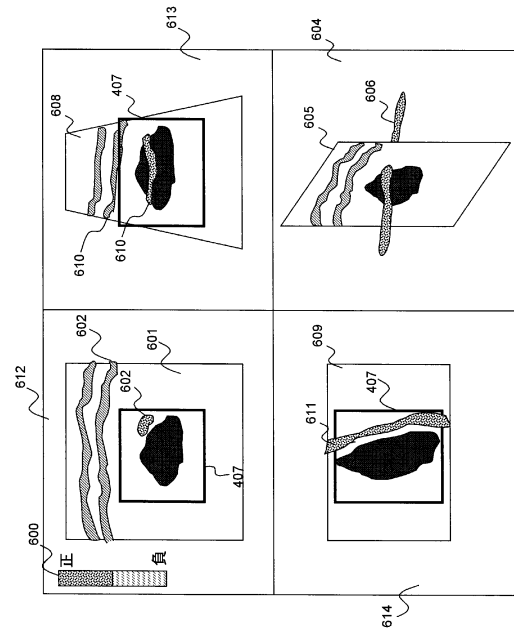
【図 12】



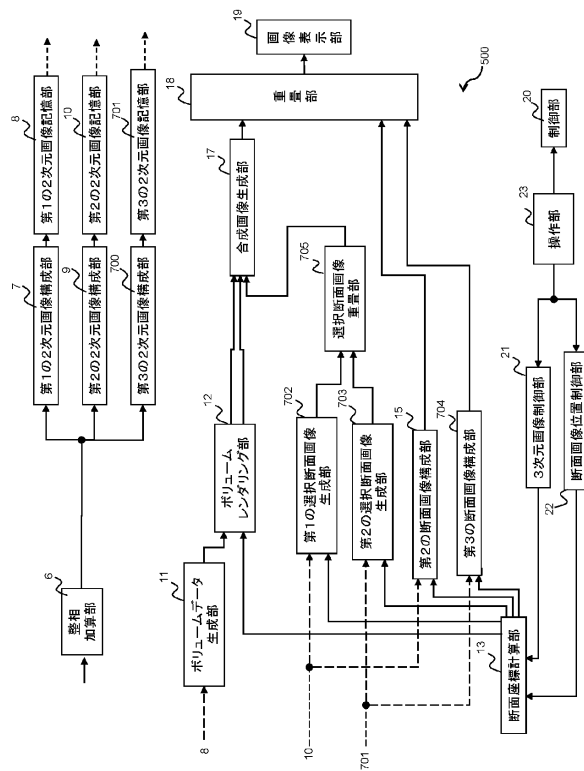
【 図 1 3 】



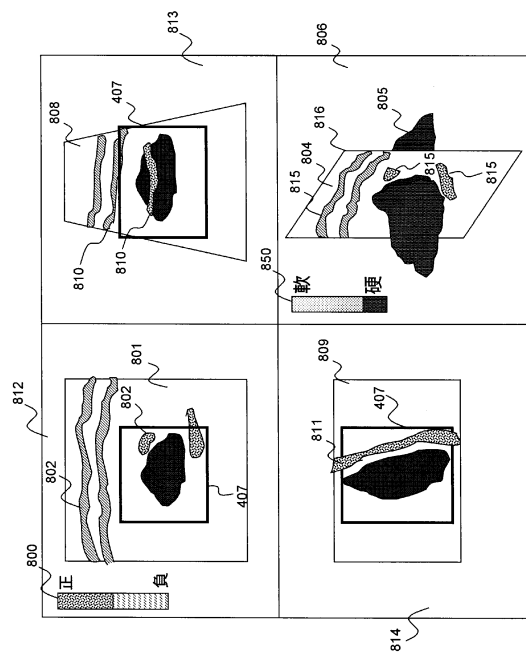
【 図 1 4 】



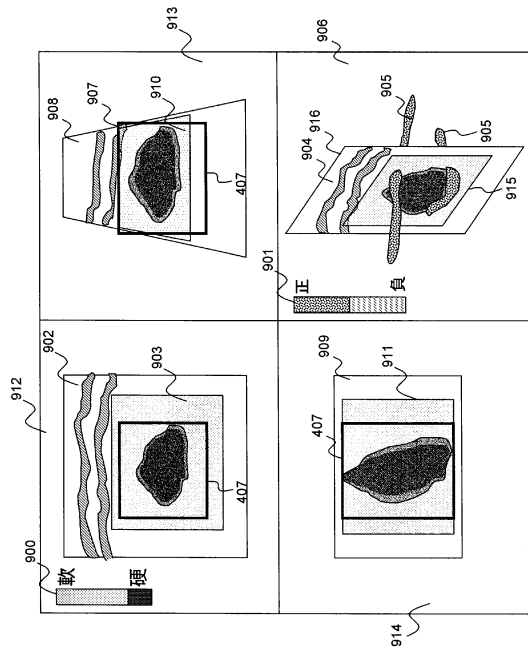
【 図 1 5 】



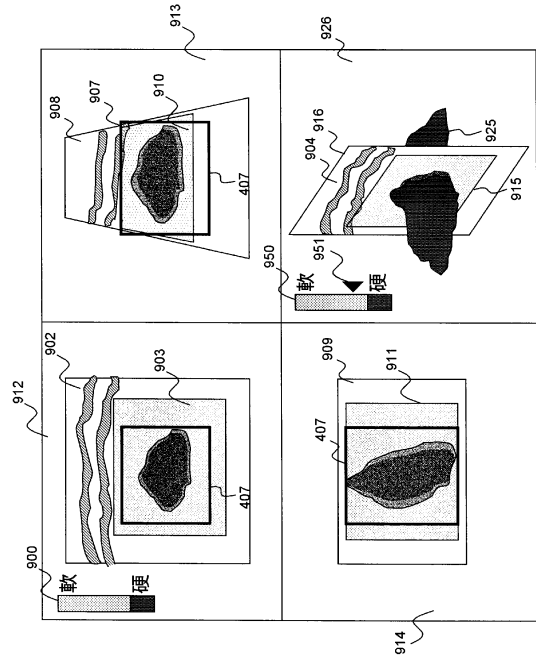
【 図 1 6 】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 0 1 4 4 4 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 5 6 7 7 8 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	JP6169911B2	公开(公告)日	2017-07-26
申请号	JP2013144243	申请日	2013-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	猪上慎介		
发明人	猪上 慎介		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/JC21 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL02		
代理人(译)	田村 尚隆		
其他公开文献	JP2015016062A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 显示2D和3D图像，超声波图像，这可以防止所述二维图像的图像质量的组合的，即使降低，并显示二维图像之外的感兴趣区域成像装置和超声图像显示方法。 超声成像设备，通过执行内插处理，以存储的多个所述第一2维图像中的二维图像的存储单元，和体绘制构成所述的三维图像部，3维图像横坐标计算单元，用于计算所述截面位置对应于所述第一二维图像存储单元中的至少一个二维图像存储部和所述第二二维图像存储单元的运动的任何横截面的运动，包括：用于产生对应于基于所述截面位置的3维图像的移动所选择的横截面图像的选择部分图像生成单元，和用于组合所选择的横截面图像的合成图像生成单元和3维图像。 点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6169911号 (P6169911)	
(45) 発行日 平成29年7月26日 (2017.7.26)			(24) 登録日 平成29年7月7日 (2017.7.7)		
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)		F I A 6 1 B 8 / 1 4			
請求項の数 12 (全 24 頁)					
(21) 出願番号 特願2013-144243 (P2013-144243)		(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号			
(22) 出願日 平成25年7月10日 (2013.7.10)		(74) 代理人 100145735 弁理士 田村 尚隆			
(65) 公開番号 特開2015-16062 (P2015-16062A)		(72) 発明者 猪上 慎介 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内			
(43) 公開日 平成27年1月29日 (2015.1.29)		審査請求日 平成28年6月27日 (2016.6.27)			
		審査官 森口 正治			
		最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法					