

(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2015-16062

(P2015-16062A)

(43) 公開日 平成27年1月29日(2015.1.29)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 23 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)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100098017
弁理士 吉岡 宏嗣
(74) 代理人 100120053
弁理士 小田 哲明
(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
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD19 DE03 EE04 JC21
JC29 JC33 JC37 KK02 KK22
KK24 KK25 LL02

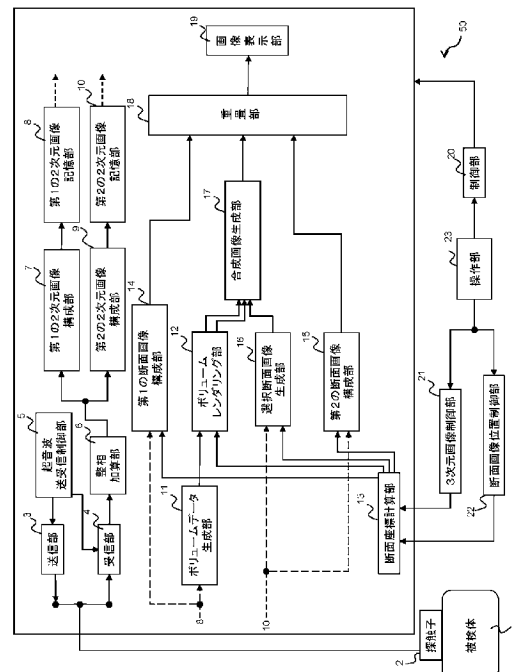
(54) 【発明の名称】 超音波画像撮像装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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を提供する。

【解決手段】 超音波画像撮像装置は、第1の2次元画像記憶部に記憶された複数の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、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、第1の2次元画像記憶部及び第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、断面位置に基づいて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、3次元画像と選択断面画像とを合成する合成画像生成部とを備える。

【選択図】 図1



【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

を備えることを特徴とする超音波画像撮像装置。

【請求項 2】

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、

前記ボリュームレンダリング部は、前記ボリュームデータ生成部によって生成されたボリュームデータに基づいてボリュー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、前記ボリュー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。

【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。

10

20

30

40

50

【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、

10

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、

20

前記合成画像生成部は、前記ボリュー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。

【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。

【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、ドブ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。

30

【請求項 7】

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請求項 1 に記載の超音波画像撮像装置。

40

【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

50

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 次元画像に補間処理を施すことにより、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 3 次元画像と前記選択断面画像とを合成することを特徴とする超音波画像表示方法

。

【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。

【0003】

このような超音波診断装置では、ボリュー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）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

10

20

30

40

50

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 6 0 8 5 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 1 4 4 4 6 号公報

【特許文献 3】特許第 4 6 5 3 3 2 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

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（ドブラ画像）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。

10

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】

【0 0 0 6】

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ポリウ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。

20

30

【発明の効果】

【0 0 0 7】

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。

【図面の簡単な説明】

【0 0 0 8】

【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。

40

【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。

【図 7】ポリウ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。

50

【図 1 0】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 1 1】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 1 2】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。

【図 1 3】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 1 4】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 1 5】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 6】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 1 7】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。

【図 1 8】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 R F 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 R F 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 R F 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 R F 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】

10

20

30

40

50

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。

10

【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（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。

20

30

40

【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

50

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。

10

【0019】

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。

20

【0020】

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。

30

【0021】

$$(w_x, w_y, w_z) = M_{s_w} \cdot (s_x, s_y, s_z) \cdots (1)$$

【0022】

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。

40

50

【 0 0 2 3 】

図 6 は、任意断面座標計算部 1 0 0 が断面座標データ 1 0 3 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、ポリウムデータ (弾性ポリウムデータ) に対して設定される。この場合、W 座標系 1 0 4 にポリウムデータ座標系 1 0 6 が設定される。図 6 (b) に示すように、W 座標系 1 0 4 からポリウムデータ座標系 1 0 6 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_{wv} とすると、W 座標系 1 0 4 からポリウムデータ座標系 1 0 6 への変換式は式 (2) で表される。

【 0 0 2 4 】

$$(v_x, v_y, v_z) = M_{wv} \cdot (w_x, w_y, w_z) \cdots \cdots (2)$$

【 0 0 2 5 】

$w_z = q$ が断面画像位置制御部 2 2 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、ポリウムデータ生成部 1 1 で行われる 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 1 0 3 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 1 0 0 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 1 0 3 の各座標に格納する。

【 0 0 2 6 】

直交 3 断面座標計算部 1 0 1 は、任意断面座標計算部 1 0 0 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 1 0 3 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 1 0) 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 9 0 度、及び w_x 軸周りに 9 0 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 9 0 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。

【 0 0 2 7 】

第 1 の断面画像構成部 1 4 及び第 2 の断面画像構成部 1 5 は、直交 3 断面座標計算部 1 0 1 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 1 0) 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 1 4 及び第 2 の断面画像構成部 1 5 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。

【 0 0 2 8 】

選択断面画像生成部 1 6 は、任意断面座標計算部 1 0 0 から出力される断面座標データ 1 0 3 に基づいて、第 2 の 2 次元画像記憶部 1 0 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 1 0 にない場合、選択断面画像生成部 1 6 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。

【 0 0 2 9 】

図 7 は、ポリウムレンダリング部 1 2 の一例を示したブロック図である。図 8 は、ポ

10

20

30

40

50

リユームレンダリング部 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。ポリユームレンダリング部 12 は、奥側ポリユームレンダリング部（第 1 のポリユームレンダリング部）200 と手前側ポリユームレンダリング部（第 2 のポリユームレンダリング部）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、ポリユームレンダリング部 12 は、弾性ポリユー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。奥側ポリユームレンダリング部 200 及び手前側ポリユームレンダリング部 201 は、設定された硬さ範囲内の弾性ポリユームデータについて、式（3）～式（5）を用いてポリユームレンダリングを行い、3 次元弾性画像を構成する。

【0031】

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

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

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

【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 $i - 1$ 番目までの積算値を示す。また、 $A(i)$ は、視線 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 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 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 $i - 1$ 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 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】

奥側ポリユームレンダリング部（第 1 のポリユ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ポリユ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、奥側ポリユ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】

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。

【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。

【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）401，4

10

20

30

40

50

08, 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。

【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。

10

【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、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変化させることで、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。

20

【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。

30

【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

40

50

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。

10

【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）を選択断面画像として用いてもよい。

【００４６】

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１５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１５に示すように、超音波診断装置５００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（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７００とを備える。

20

【００４７】

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。また、第３の２次元画像構成部７００は、整相加算部６で生成された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、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。

30

40

【００４８】

超音波診断装置５００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１０と、第３の２次元画像構成部７００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７０１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１１と、ボリュームデータ生成部１１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

50

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（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、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７０４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、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７０２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816を生成する。合成画像806は、重畳選択断面画像816と3次元弾性画像805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804及び2次元ドブラ画像815が重畳され、重畳選択断面画像816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805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。

10

20

【0053】

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)801, 808, 809、直交3断面画像(2次元ドブラ画像)802, 810, 811、及び選択断面画像816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

【0054】

また、重畳選択断面画像816として1組の2次元画像(2次元断層画像801及び2次元ドブラ画像802)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808及び2次元ドブラ画像810)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808及び2次元ドブラ画像810の組と2次元断層画像809及び2次元ドブラ画像811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816と3次元画像(3次元弾性画像805)の透明度がそれぞれ調整されてもよい。

40

【0055】

図15の超音波診断装置500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700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

50

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。

【0056】

図17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17に示すように、弾性カラーマップ900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901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900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

10

【0057】

図17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)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

20

30

【0058】

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

40

【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

50

交 3 断面画像（例えば、2 次元断層画像 9 0 8 及び 2 次元弾性画像 9 1 0 の組と 2 次元断層画像 9 0 9 及び 2 次元弾性画像 9 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 9 1 6 と 3 次元画像（3 次元ドブラ画像 9 0 5）の透明度がそれぞれ調整されてもよい。

【0060】

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 2 3 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 1 8 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 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 8 に示すように、画像表示部 1 9 は、直交 3 断面画像（2 次元断層画像）9 0 2，9 0 8，9 0 9 と直交 3 断面画像（2 次元弾性画像）9 0 3，9 1 0，9 1 1 をそれぞれ重畳表示した直交 3 断面画像 9 1 2，9 1 3，9 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。

【0061】

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。

【0062】

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る、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】

【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。

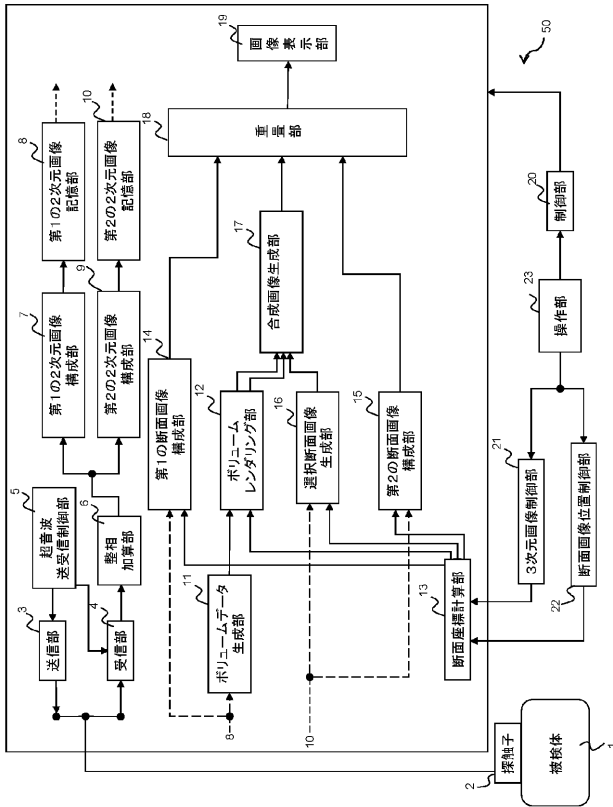
【符号の説明】

10

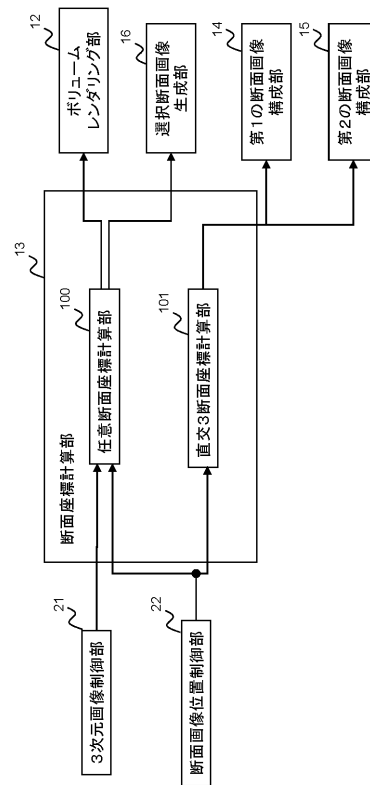
【0 0 6 4】

2	探触子	
3	送信部	
4	受信部	
5	超音波送受信制御部	
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	
1 0	第２の２次元画像記憶部	20
1 1	ボリュームデータ生成部	
1 2	ボリュームレンダリング部	
1 3	断面座標計算部	
1 4	第１の断面画像構成部	
1 5	第２の断面画像構成部	
1 6	選択断面画像生成部	
1 7	合成画像生成部	
1 8	重畳部	
1 9	画像表示部	
2 0	制御部	30
2 1	３次元画像制御部	
2 2	断面画像位置制御部	
2 3	操作部	
5 0 , 5 0 0	超音波診断装置	
1 0 0	任意断面座標計算部	
1 0 1	直交３断面座標計算部	
2 0 0	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）	
2 0 1	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）	
7 0 0	第３の次元画像構成部	
7 0 1	第３の次元画像記憶部	40
7 0 2	第１の選択断面画像生成部	
7 0 3	第２の選択断面画像生成部	
7 0 4	第３の断面画像構成部	
7 0 5	選択断面画像重畳部	

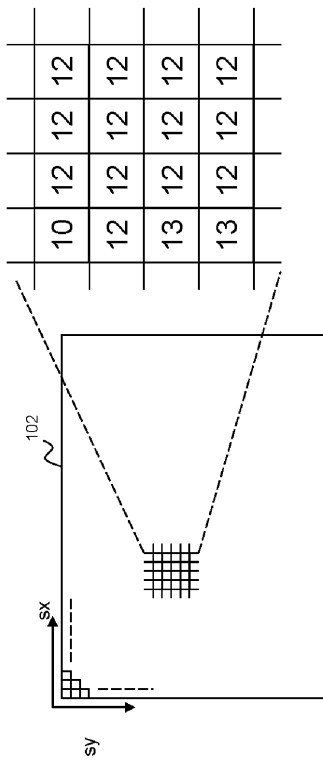
【 図 1 】



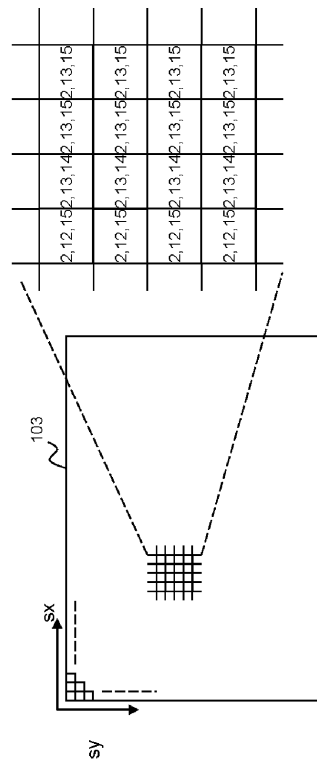
【 図 2 】



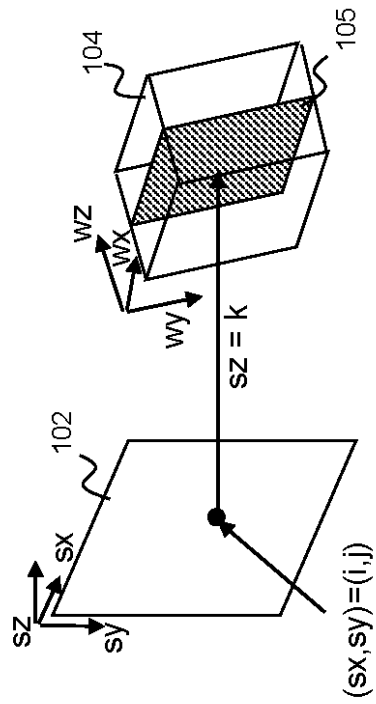
【 図 3 】



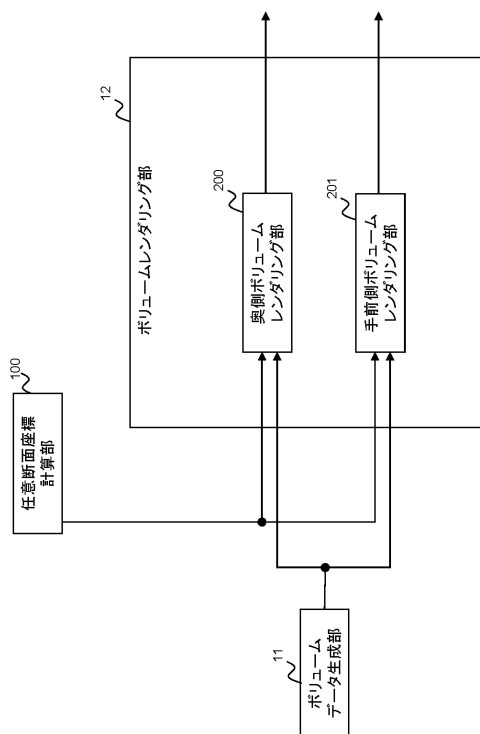
【 図 4 】



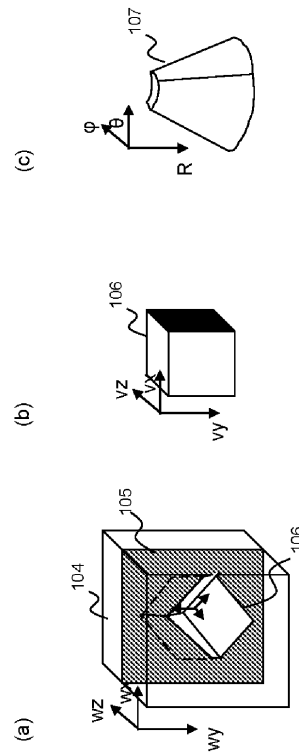
【図 5】



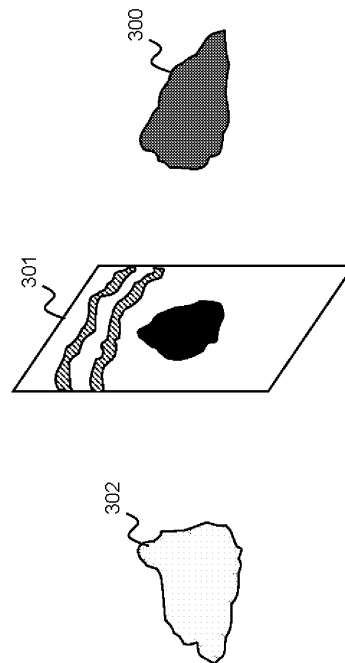
【図 7】



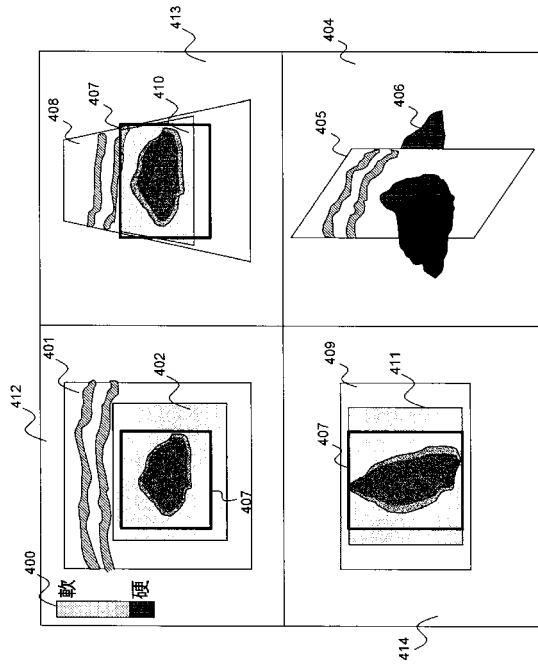
【図 6】



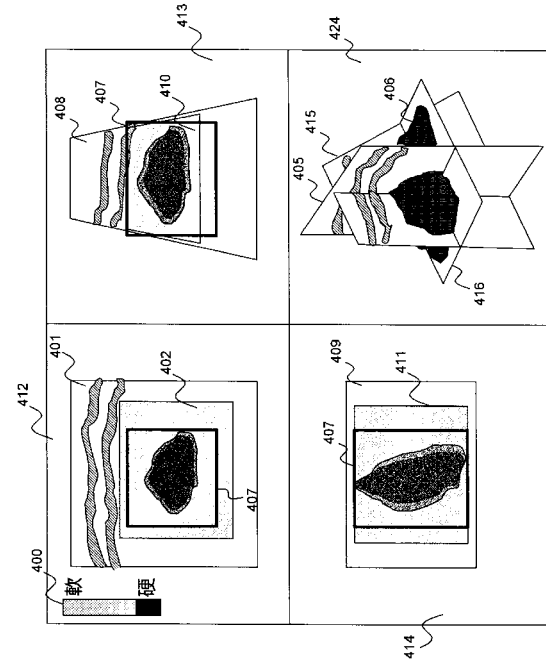
【図 8】



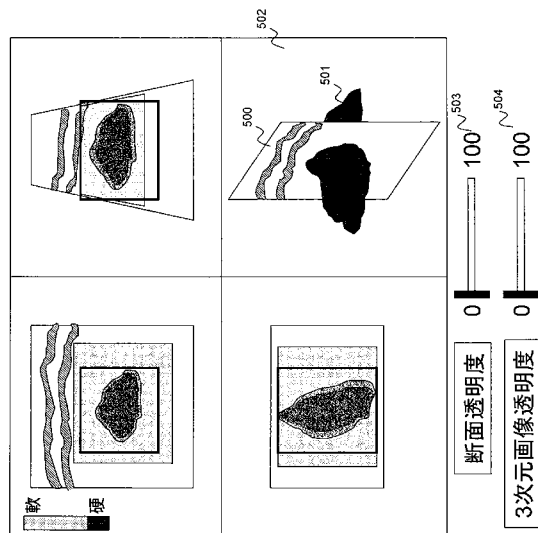
【図 9】



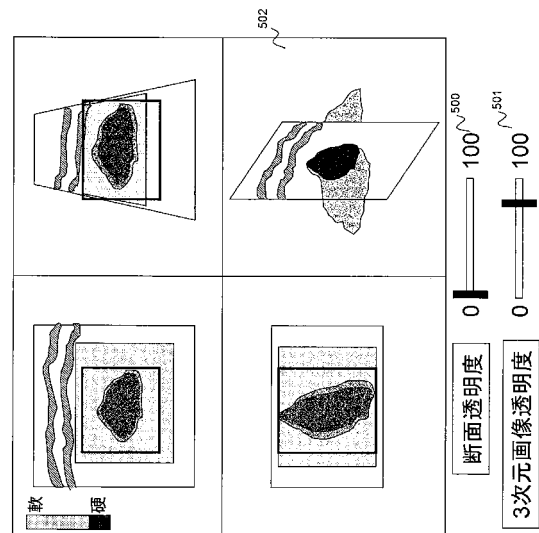
【図 10】



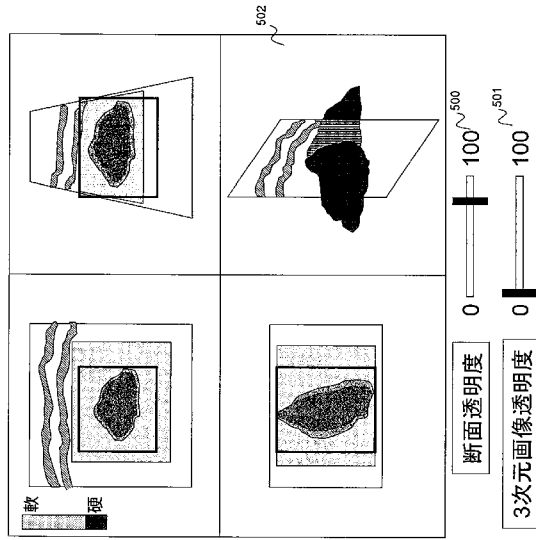
【図 11】



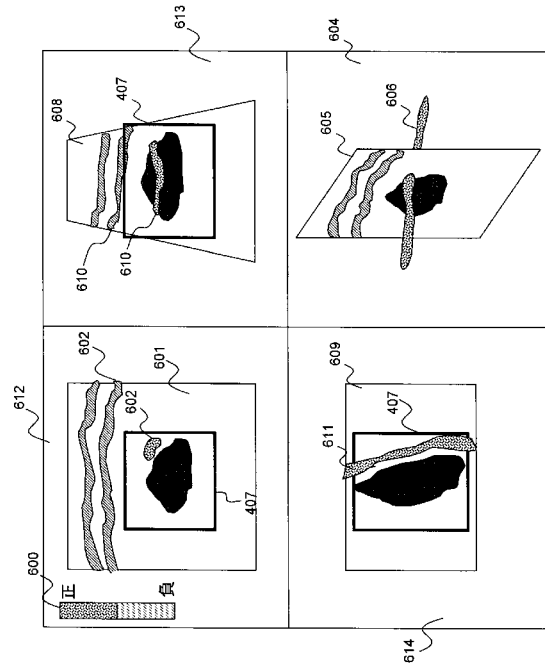
【図 12】



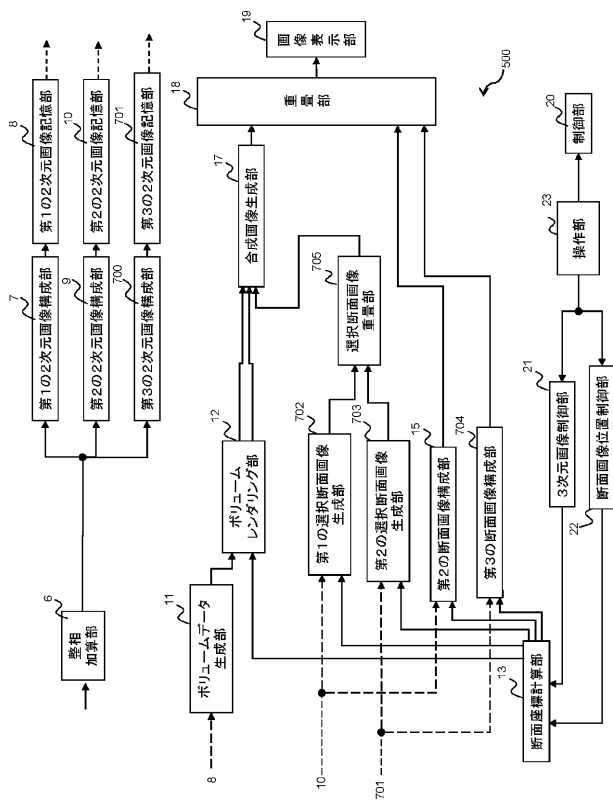
【図 13】



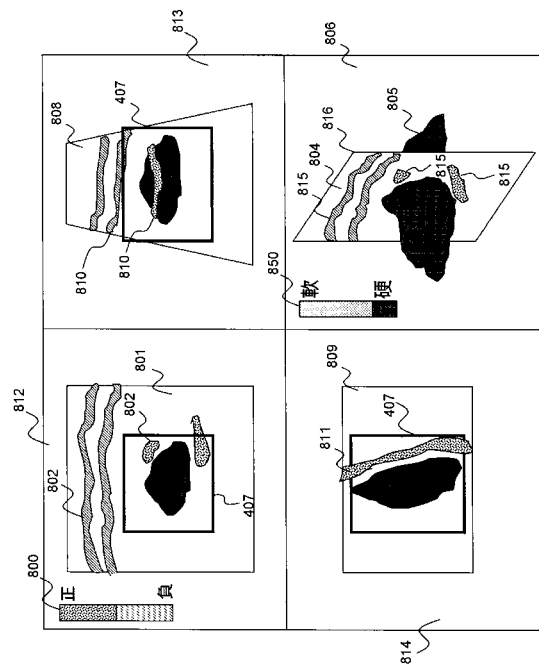
【図 14】



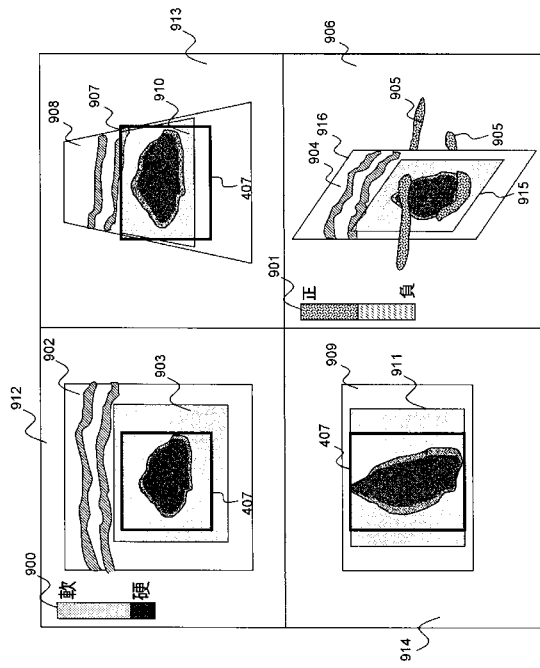
【図 15】



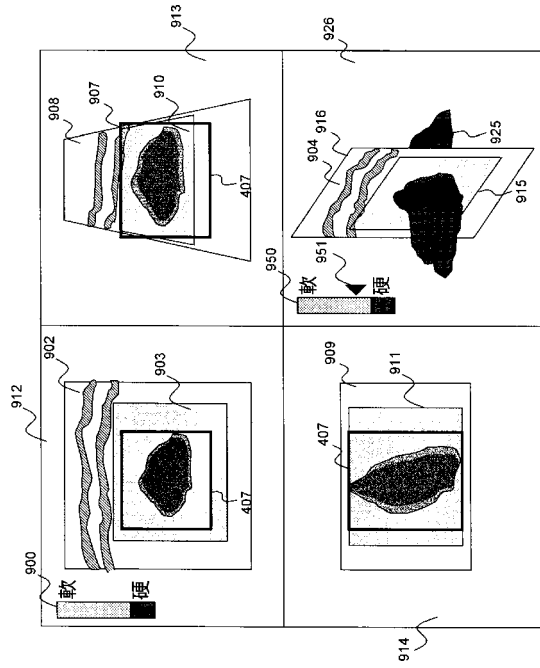
【図 16】



【図 17】



【図 18】



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	JP2015016062A	公开(公告)日	2015-01-29
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		
[标]发明人	猪上慎介		
发明人	猪上 慎介		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
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		
其他公开文献	JP6169911B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在显示二维图像和三维图像的组合时，也可以防止二维图像的图像质量下降并且显示超出关注区域的二维图像。提供一种成像装置和超声图像显示方法。超声波图像捕获装置包括：体积绘制单元，其通过对存储在第二二维图像存储单元中的多个二维图像执行插值处理来形成三维图像；以及三维图像。从截面坐标计算单元计算与第一二维图像存储单元和第二二维图像存储单元的至少一个二维图像存储单元的运动相对应的任意截面的运动的截面位置，选择截面图像生成单元，其基于截面位置生成与三维图像的运动相对应的选择截面图像；以及合成图像生成单元，其将三维图像和选择截面图像进行组合。[选型图]图1

