

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/099410

発行日 平成25年6月13日 (2013.6.13)

(43) 国際公開日 平成23年8月18日 (2011.8.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

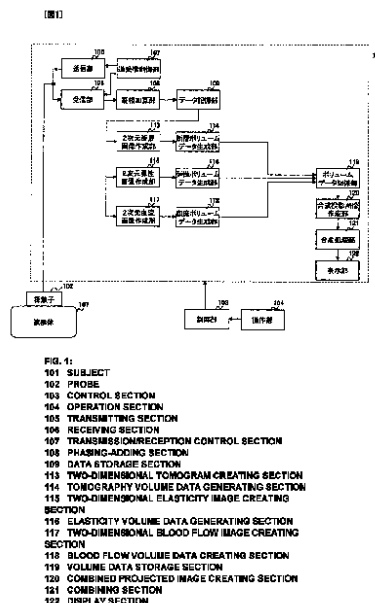
出願番号	特願2011-553809 (P2011-553809)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/052220		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成23年2月3日 (2011.2.3)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2010-26428 (P2010-26428)	(72) 発明者	辻田 剛啓
(32) 優先日	平成22年2月9日 (2010.2.9)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		株式会社日立メディコ内
		Fターム (参考)	4C601 BB03 DD19 DE04 DE05 EE04 JC21 JC29 KK18 KK22

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】

3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とをそれぞれ認識できるように適切に表示させる超音波診断装置及び超音波画像表示方法を提供するために、超音波を送受信する振動子を有する超音波探触子102と、超音波探触子102を介して被検体101に超音波を送信する送信部105と、被検体101からの反射エコー信号を受信する受信部106と、反射エコー信号に基づく複数種のボリュームデータをレンダリングすることにより投影画像を作成する投影画像作成部120と、投影画像を表示する表示部122とを備える超音波診断装置であって、複数種のボリュームデータから複数の投影画像を作成する投影画像作成部200,202と、所定の合成率に基づいて複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成する投影画像合成部203とを備え、表示部122は合成投影画像を表示する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、前記反射エコー信号に基づく複数種のボリウムデータをレンダリングすることにより投影画像を作成し、前記投影画像を表示する表示部とを備える超音波診断装置であって、

前記複数種のボリウムデータから複数の投影画像を作成する投影画像作成部と、所定の合成率に基づいて前記複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成する投影画像合成部とを備え、前記表示部は前記合成投影画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数種のボリウムデータから選択されたボリウムデータを用いて第1投影画像を作成する第1投影画像作成部と、前記複数種のボリウムデータから選択されたボリウムデータを用いて前記第1投影画像と異なる第2投影画像を作成する第2投影画像作成部と、前記投影画像合成部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像の所定の合成率に基づいて、前記第1投影画像と前記第2投影画像を合成して前記合成投影画像を作成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像の前記合成率を設定するための合成率表示枠を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記合成率表示枠には、前記第1投影画像と前記第2投影画像の前記合成率を設定する合成率設定バーが表示されていることを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数種のボリウムデータは、前記反射エコー信号に基づいて演算された断層ボリウムデータと弾性ボリウムデータと血流ボリウムデータであることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記投影画像合成部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像のそれぞれの合成率を設定する合成率設定部と、前記合成率設定部で設定された合成率を前記第1投影画像に乗算する第1乗算部と、前記合成率設定部で設定された合成率を前記第2投影画像に乗算する第2乗算部と、前記第1投影画像と前記第2投影画像とを合成し、合成された合成投影画像を出力する合成部とからなることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記複数種のボリウムデータを記憶するボリウムデータ記憶部を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示部は、前記複数種のボリウムデータから所定のボリウムデータを選択するためのボリウムデータ選択枠を表示することを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記第1投影画像作成部は、前記複数種のボリウムデータから所定のボリウムデータを選択する第1ボリウム選択部と、前記第1ボリウム選択部で選択されたボリウムデータのレンダリングにおける他のボリウムデータの寄与率を設定する第1寄与率設定部と、設定された寄与率に基づいて選択されたボリウムデータのレンダリングを行ない、前記第1投影画像を作成する第1レンダリング演算部とからなり、前記第2投影画像作成部は、前記複数種のボリウムデータから所定のボリウムデータを選択する第2ボリウム選択部と、前記第2ボリウム選択部で選択されたボリウムデータのレンダリングにおける他のボリウムデータの寄与率を設定する第2寄与率設定部と、設定された寄与率に基づいて選択されたボリウムデータのレンダリングを行ない、第2投影画像を作成

50

する第2レンダリング演算部とからなることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記第1投影画像作成部は、ボリュームデータ記憶部に記憶された断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータの内、いずれか1つのボリュームデータからボリュームレンダリングを行ない、前記第1投影画像を作成し、前記第2投影画像作成部は、前記ボリュームデータ記憶部に記憶された断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータの内、いずれか1つのボリュームデータからボリュームレンダリングを行ない、前記第2投影画像を作成することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記表示部は、前記第1投影画像のレンダリングにおける前記寄与率を設定するための第1投影画像寄与率枠と、前記第2投影画像のレンダリングにおける前記寄与率を設定するための第2投影画像寄与率枠とを表示することを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記合成投影画像で優先して表示させるための優先表示モードを設定するモード設定部を備え、前記モード設定部で設定された優先表示モードに基づいて、前記合成率設定部は前記第1投影画像と前記第2投影画像の合成率を設定することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記合成投影画像で優先して表示させるための優先表示モードを設定するモード設定部を備え、前記モード設定部で設定された前記優先表示モードに基づいて、前記第1寄与率設定部又は前記第2寄与率設定部はそれぞれ寄与率を設定することを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項14】

超音波の反射エコー信号に基づく複数種のボリュームデータから複数の投影画像を作成するステップと、所定の合成率に基づいて前記複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成するステップと、前記合成投影画像を表示するステップとを有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、超音波を利用し、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を表示する超音波診断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、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部の生体組織から受信される受信信号に基づいて3次元断層画像と3次元弾性画像を得て表示することができる。

【0003】

3次元断層画像に3次元弾性画像を重ねて表示する際に、3次元弾性画像の硬い部位又は軟らかい部位の形状や容積を認識できるように3次元断層画像の不透明度を設定することが行なわれている(例えば、特許文献1)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-259605号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

20

30

40

50

上記特許文献1には、3次元断層画像の不透明度を設定することが開示されているが、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とを同時に表示させる手法については述べられていない。そのため、3次元弾性画像における弾性情報と、3次元血流画像における血流情報が混合してしまい、観察したい関心部位(例えば、3次元弾性画像における硬い領域(腫瘍)等)が他の画像によって隠れてしまう可能性があった。

【0006】

本発明の目的は、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とをそれぞれ認識できるように表示させることにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的を達成するため、超音波を送受信する振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、前記反射エコー信号に基づく複数種のボリウムデータをレンダリングすることにより投影画像を作成し、前記投影画像を表示する表示部とを備える超音波診断装置であって、前記複数種のボリウムデータから複数の投影画像を作成する投影画像作成部と、所定の合成率に基づいて前記複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成する投影画像合成部とを備え、前記表示部は前記合成投影画像を表示する。よって、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とを合成投影画像としてそれぞれ認識できるように表示させることができる。

【0008】

具体的には、前記複数種のボリウムデータから選択されたボリウムデータを用いて第1投影画像を作成する第1投影画像作成部と、前記複数種のボリウムデータから選択されたボリウムデータを用いて前記第1投影画像と異なる第2投影画像を作成する第2投影画像作成部と、前記投影画像合成部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像の所定の合成率に基づいて、前記第1投影画像と前記第2投影画像を合成して前記合成投影画像を作成する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とをそれぞれ認識できるように表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の全体作成のブロック図を示す図。

【図2】本発明の実施例1における合成投影画像作成部120の詳細を示す図。

【図3】本発明の実施例1における表示部122の一表示形態を示す図。

【図4】本発明の動作手順を示すフローチャート。

【図5】本発明の実施例2、3における合成投影画像作成部120の詳細を示す図。

【図6】本発明の実施例2、3における表示部122の一表示形態を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明を適用した超音波診断装置100について、図1を用いて説明する。

図1に示すように、超音波診断装置100には、被検体101に当接させて用いる超音波探触子102と、超音波探触子102を介して被検体101に一定の時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信させる送信部105と、被検体101から反射した反射エコー信号を受信する受信部106と、送信部105と受信部106を制御する送受信制御部107と、受信部106で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部108とが備えられている。

【0012】

超音波探触子102は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体101に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。超音波探触子102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、

10

20

30

40

50

超音波を3次元に送受信することができる。なお、超音波探触子102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もよい。

【0013】

送信部105は、超音波探触子102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生成部105は、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。また、受信部106は、超音波探触子102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ものである。送受信制御部107は、送信部105や受信部106を制御するためのものである。

【0014】

整相加算部108は、受信部106で増幅されたRF信号の位相を制御し、1点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。

【0015】

さらに、超音波診断装置100には、整相加算部108で生成されたRF信号フレームデータを記憶するデータ記憶部109と、データ記憶部109に記憶されたRF信号フレームデータに基づいて2次元断層画像を作成する2次元断層画像作成部113と、2次元断層画像作成部113で作成された2次元断層画像について、2次元断層画像の取得位置に基づいて3次元座標変換を行ない、断層ボリュームデータを生成する断層ボリュームデータ生成部114と、データ記憶部109に記憶された複数のRF信号フレームデータに基づいて2次元弾性画像を作成する2次元弾性画像作成部115と、2次元弾性画像作成部115で作成される2次元弾性画像について、2次元弾性画像の取得位置に基づいて3次元座標変換を行ない、弾性ボリュームデータを生成する弾性ボリュームデータ生成部116と、データ記憶部109に記憶された複数のRF信号フレームデータに基づいて血流速度や血流量(パワー)の血流情報の演算を行ない、2次元血流画像を作成する2次元血流画像作成部117と、2次元血流画像作成部117で作成される2次元血流画像について、2次元血流画像の取得位置に基づいて3次元座標変換を行ない、血流ボリュームデータを生成する血流ボリュームデータ生成部118と、生成された断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータを記憶するボリュームデータ記憶部119と、ボリュームデータ記憶部119に記憶された各ボリュームデータを順次読み出し、合成投影画像を作成する合成投影画像作成部120と、合成投影画像に各種処理を行なう合成処理部121と、合成投影画像、2次元断層画像等を表示する表示部122とが備えられている。

【0016】

また、超音波診断装置100には、上記各構成要素を制御する制御部103と、制御部103に各種入力を行なう操作部104を備えている。操作部104は、キーボードやトラックボール等を備えている。

【0017】

2次元断層画像作成部113は、制御部103における設定条件に基づいて、データ記憶部109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、フィルタ処理等の信号処理を行ない、2次元断層画像を作成する。

【0018】

超音波探触子102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、断層ボリュームデータ生成部114は、2次元断層画像の取得位置に相当する送受信方向(θ 、 ϕ)に基づいて、複数の2次元断層画像について3次元変換を行ない、断層ボリュームデータを生成する。断層ボリュームデータの各点は、受信信号の信号強度に応じて断層コードが付与される。断層コードは、RGB値を割り当てるためのコード(例えば、256階調(8ビット))である。

【0019】

2次元弾性画像作成部115は、データ記憶部109に記憶された複数のRF信号フレームデータから変位を計測する。そして、2次元弾性画像作成部115は、計測した変位に基づいて弾性値を演算し、2次元弾性画像を作成する。弾性値は、例えば、歪み、弾性率、変位、粘

10

20

30

40

50

性、歪み比等の弾性情報のいずれかである。

【0020】

弾性ボリュームデータ生成部116は、2次元弾性画像の取得位置に相当する送受信方向(θ 、 ϕ)に基づいて、複数の2次元弾性画像について3次元変換を行ない、弾性ボリュームデータを生成する。弾性ボリュームデータの各点は、弾性値に応じて弾性コードが付与される。弾性コードは、RGB値を割り当てるためのコード(例えば、256階調(8ビット))である。

【0021】

2次元血流画像作成部117は、データ記憶部109に記憶された複数のRF信号フレームデータから、ドブラによって生じた周波数偏移により、血流速度や血流量(パワー)の血流情報を演算する。そして、2次元血流画像作成部117は、演算された血流情報に基づいて2次元血流画像を作成する。

10

【0022】

血流ボリュームデータ生成部118は、2次元血流画像の取得位置に相当する送受信方向(θ 、 ϕ)に基づいて、複数の2次元血流画像について3次元変換を行ない、血流ボリュームデータを生成する。血流ボリュームデータを血流情報(血流速度、血流方向、分散)に応じて血流コードが付与される。血流コードは、RGB値を割り当てるためのコード(例えば、256階調(8ビット))である。

【0023】

ボリュームデータ記憶部119は、複数種のボリュームデータとして、断層ボリュームデータ生成部114で生成された断層ボリュームデータと、弾性ボリュームデータ生成部116で生成された弾性ボリュームデータと、血流ボリュームデータ生成部118で生成された血流ボリュームデータを記憶する。

20

【0024】

合成投影画像作成部120は、ボリュームデータ記憶部119に記憶されている複数種のボリュームデータを読み出して複数の投影画像を作成し、作成された複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成する。投影画像とは、ボリュームデータを2次元投影面上にレンダリングすることにより作成される3次元画像である。

【0025】

合成投影画像作成部120について、図2、図3を用いて説明する。図2は、合成投影画像作成部120の詳細を示すものであり、図3は、表示部122に表示される合成投影画像作成部120の各種パラメータの設定画面(グラフィック・ユーザ・インターフェイス)を示すものである。各種パラメータの設定画面には数値、バー等のグラフィックが用いられ、操作部104の操作に基づく制御部103の制御によって、各種パラメータを設定することができる。

30

【0026】

合成投影画像作成部120は、複数種のボリュームデータから複数の投影画像を作成する投影画像作成部200、202と、該複数の投影画像を合成するための所定の合成率に基づいて複数の投影画像を合成し、合成投影画像を作成する投影画像合成部203を備えている。

【0027】

具体的には、合成投影画像作成部120は、操作者が複数種のボリュームデータから所定のボリュームデータを選択し、選択されたボリュームデータを用いて第1投影画像を作成する第1投影画像作成部200と、操作者が所定のボリュームデータを選択し、複数種のボリュームデータから選択されたボリュームデータを用いて第1投影画像と異なる第2投影画像を作成する第2投影画像作成部202と、第1投影画像と第2投影画像の所定の合成率に基づいて、第1投影画像と第2投影画像を合成して合成投影画像を作成する投影画像合成部203とからなる。

40

【0028】

第1投影画像作成部200は、ボリュームデータ記憶部119に記憶された複数種のボリュームデータから所定のボリュームデータを選択する第1ボリューム選択部210と、第1ボリューム選択部210で選択されたボリュームデータのボリュームレンダリングにおける他のボ

50

リウムデータの寄与率を設定する第1寄与率設定部214と、設定された寄与率に基づいて選択されたポリウムデータのポリウムレンダリングを行ない、第1投影画像を作成する第1レンダリング演算部212とからなる。

【0029】

第2投影画像作成部202は、ポリウムデータ記憶部119に記憶された複数種のポリウムデータから所定のポリウムデータを選択する第2ポリウム選択部220と、第2ポリウム選択部220で選択されたポリウムデータのポリウムレンダリングにおける他のポリウムデータの寄与率を設定する第2寄与率設定部224と、設定された寄与率に基づいて選択されたポリウムデータのポリウムレンダリングを行ない、第2投影画像を作成する第2レンダリング演算部222とからなる。

10

【0030】

投影画像合成部203は、第1投影画像と第2投影画像のそれぞれの合成率を設定する合成率設定部204と、合成率設定部204で設定された合成率を第1投影画像に乘算する第1乗算部206と、合成率設定部204で設定された合成率を第2投影画像に乘算する第2乗算部207と、合成率が乗算された第1投影画像と第2投影画像とを合成し、合成された合成投影画像を合成処理部121に出力する合成部208とからなる。

【0031】

また、図3に示すように、表示部122は、第1ポリウムデータ選択部210に対応し、ポリウムデータ記憶部119に記憶された複数種のポリウムデータから所定のポリウムデータを選択するための第1ポリウムデータ選択枠310と、第2ポリウムデータ選択部220に対応し、ポリウムデータ記憶部119に記憶された複数種のポリウムデータから所定のポリウムデータを選択するための第2ポリウムデータ選択枠312を表示する。また、表示部122は、第1ポリウム選択部210又は第2ポリウムデータ選択部220で選択されたポリウムデータが認識できるように選択されたポリウムデータには選択マーク320を表示する。操作者は、複数種のポリウムデータに対し選択マーク320を設定することにより、所定のポリウムデータを選択することができる。

20

【0032】

表示部122は、第1寄与率設定部214に対応し、第1投影画像のポリウムレンダリングにおける寄与率を設定するための第1投影画像寄与率枠314と、第2寄与率設定部224に対応し、第2投影画像のポリウムレンダリングにおける寄与率を設定するための第2投影画像寄与率枠316を表示する。第1寄与率設定部214と第2寄与率設定部224で設定される寄与率は{K1, K2, K3, K4, K5, K6}の数値で示されている。操作者は、複数の寄与率に対し、数値をそれぞれ設定することにより、寄与率を設定することができる。詳細は後述する。

30

【0033】

さらに、表示部122は、合成率設定部204に対応し、合成率設定バー330を用いて第1投影画像と第2投影画像の合成率を設定するための合成率表示枠318を表示する。操作者は、合成率設定バー330を操作することにより、合成率を設定することができる。

【0034】

本実施例では、図3の選択マーク320が示すように、例えば、第1ポリウムデータ選択部210は断層ポリウムデータと血流ポリウムデータを選択し、第2ポリウムデータ選択部220は断層ポリウムデータと血流ポリウムデータと弾性ポリウムデータを選択している。

40

【0035】

第1寄与率設定部214は、第1レンダリング演算部212のポリウムレンダリングにおける出力されるピクセル値の寄与率を設定する。そして、第1レンダリング演算部212は、あるポリウムデータをポリウムレンダリングする際に、他のポリウムデータの情報と設定した寄与率を加味してポリウムレンダリングを行なう。具体的には、第1レンダリング演算部212は、下記式によりポリウムレンダリングを行ない、第1投影画像を作成する。第1寄与率設定部214で設定される寄与率は{K1, K2, K3, K4, K5, K6}で表示される。

【0036】

50

式(1.1)～(1.3)は断層ボリュームデータのボリュームレンダリングにおける式であり、式(1.4)～(1.6)は血流ボリュームデータのボリュームレンダリングにおける式であり、式(1.7)～(1.9)は弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングにおける式である。

【 0 0 3 7 】

{ 数1 }

$$\text{Cout}(i) = \text{Cout}(i-1) + X(i) \cdot (1 - X_{\text{out}}(i-1)) \cdot C(i) \cdot S(i) \cdot (1 - K1 \cdot Y_{\text{out}}(i-1)) \cdot (1 - K2 \cdot Z_{\text{out}}(i-1)) \quad - (1.1)$$

$$X_{\text{out}}(i) = X_{\text{out}}(i-1) + (1 - X_{\text{out}}(i-1)) \cdot X(i) \quad - (1.2)$$

$$X(i) = \text{OpacityX}[C(i)] \quad - (1.3)$$

$$\text{Dout}(i) = \text{Dout}(i-1) + Y(i) \cdot (1 - Y_{\text{out}}(i-1)) \cdot D(i) \cdot T(i) \cdot (1 - K3 \cdot X_{\text{out}}(i-1)) \cdot (1 - K4 \cdot Z_{\text{out}}(i-1)) \quad - (1.4) \quad 10$$

$$Y_{\text{out}}(i) = Y_{\text{out}}(i-1) + (1 - Y_{\text{out}}(i-1)) \cdot Y(i) \quad - (1.5)$$

$$Y(i) = \text{OpacityY}[D(i)] \quad - (1.6)$$

$$\text{Eout}(i) = \text{Eout}(i-1) + Z(i) \cdot (1 - Z_{\text{out}}(i-1)) \cdot E(i) \cdot U(i) \cdot (1 - K5 \cdot X_{\text{out}}(i-1)) \cdot (1 - K6 \cdot Y_{\text{out}}(i-1)) \quad - (1.7)$$

$$Z_{\text{out}}(i) = Z_{\text{out}}(i-1) + (1 - Z_{\text{out}}(i-1)) \cdot Z(i) \quad - (1.8)$$

$$Z(i) = \text{OpacityZ}[E(i)] \quad - (1.9)$$

【 0 0 3 8 】

まず、式(1.1)～(1.3)について説明する。C(i)は作成される2次元投影面上のある点から3次元断層画像を見た場合、視線*i*番目に存在する輝度値である。Cout(i)は、出力されるピクセル値である。例えば、視線上に*N*ボクセルの輝度値が並んだとき、*i*=0～*N*-1までを積算した輝度値Cout(*N*-1)が最終的に出力されるピクセル値となる。Cout(*i*-1)は*i*-1番目までの積算値を示す。 20

【 0 0 3 9 】

また、OpacityXは0～1.0の値をとる断層不透明度テーブル(断層オパシティテーブル)である。X(i)は視線上*i*番目に存在する輝度値の不透明度であり、式(1.3)に示すとおり、その輝度値から断層不透明度テーブルOpacityXを参照することによって、出力する2次元投影面(3次元断層画像)上への不透明度を決定する。

【 0 0 4 0 】

S(i)は、輝度C(i)とその周辺の画素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、たとえば、光源とボクセル*i*を中心とした面の法線が一致する場合、もっとも強く反射するため1.0が与えられ、光源と法線が直交する場合には0.0が与えられるなどの強調効果を指し示す。 30

【 0 0 4 1 】

式(1.1)、式(1.2)において、*i*=0の場合のCout(*i*-1)、Xout(*i*-1)は、ともに0で初期化されている。式(1.2)に示されるように、Xout(i)はボクセルを通過するたびに積算され1.0に収束する。よって、式(1.1)に示されるように*i*-1番目までの不透明度の積算値Xout(*i*-1)が1.0に収束した場合、*i*番目以降の輝度値C(i)は出力画像に反映されない。

【 0 0 4 2 】

また、式(1.1)には、係数として(1 - K1・Yout(*i*-1))と(1 - K2・Zout(*i*-1))がある。ピクセル値Cout(i)は断層ボリュームデータだけでなく、血流ボリュームデータと弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングにおける*i*-1番目までの不透明度の積算値に基づいて演算される。 40

【 0 0 4 3 】

次に式(1.4)～(1.6)について説明する。D(i)は作成される2次元投影面上のある点から3次元血流画像を見た場合、視線上*i*番目に存在する血流値(例えば、速度)である。Dout(i)は、出力されるピクセル値である。例えば、視線上に*N*ボクセルの血流値が並んだとき、*i*=0～*N*-1までを積算した血流値Dout(*N*-1)が最終的に出力されるピクセル値となる。Dout(*i*-1)は*i*-1番目までの積算値を示す。

【 0 0 4 4 】

また、OpacityYは0～1.0の値をとる血流不透明度テーブル(血流オパシティテーブル)である。Y(i)は視線*i*番目に存在する血流値の不透明度であり、式(1.6)に示すとおり、その血流値から血流不透明度テーブルOpacityYを参照することによって、出力する2次元投影面(3次元血流画像)上への不透明度を決定する。

【0045】

T(i)は、血流値D(i)とその周辺の画素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、たとえば、光源とボクセル*i*を中心とした面の法線が一致する場合、もっとも強く反射するため1.0が与えられ、光源と法線が直交する場合には0.0が与えられるなどの強調効果を指し示す。

【0046】

式(1.4)、式(1.5)において、*i*=0の場合のDout(*i*-1)、Yout(*i*-1)は、ともに0で初期化されている。式(1.5)に示されるように、Yout(*i*)はボクセルを通過するたびに積算され1.0に収束する。よって、式(1.4)に示されるように*i*-1番目までの不透明度の積算値Yout(*i*-1)が約1.0となった場合、*i*番目以降の血流値D(*i*)は出力画像に反映されない。

【0047】

また、式(1.4)には、係数として(1 - K3・Xout(*i*-1))と(1 - K4・Zout(*i*-1))がある。ピクセル値Dout(*i*)は血流ボリュームデータだけでなく、断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングにおける*i*-1番目までの不透明度の積算値に基づいて演算される。

【0048】

次に式(1.7)～(1.9)について説明する。E(i)は作成される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、視線*i*番目に存在する弾性値(例えば、歪み、弾性率、変位、粘性、歪み比)である。Eout(*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～*N*-1までを積算した弾性値Eout(*N*-1)が最終的に出力されるピクセル値となる。Eout(*i*-1)は*i*-1番目までの積算値を示す。

【0049】

また、OpacityZは0～1.0の値をとる弾性不透明度テーブル(弾性オパシティテーブル)である。E(i)は視線*i*番目に存在する弾性値の不透明度であり、式(1.9)に示すとおり、その弾性値から弾性不透明度テーブルOpacityZを参照することによって、出力する2次元投影面(3次元弾性画像)上への不透明度を決定する。

【0050】

U(i)は、弾性値E(i)とその周辺の画素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、たとえば、光源とボクセル*i*を中心とした面の法線が一致する場合、もっとも強く反射するため1.0が与えられ、光源と法線が直交する場合には0.0が与えられるなどの強調効果を指し示す。

【0051】

式(1.7)、式(1.8)において、*i*=0の場合のEout(*i*-1)、Zout(*i*-1)は、ともに0で初期化されている。式(1.8)に示されるように、Zout(*i*)はボクセルを通過するたびに積算され1.0に収束する。よって、式(1.7)に示されるように*i* -1番目までの不透明度の積算値Zout(*i*-1)が約1.0となった場合、*i*番目以降の弾性値E(*i*)は出力画像に反映されない。

【0052】

また、式(1.7)には、係数として(1 - K5・Xout(*i*-1))と(1 - K6・Yout(*i*-1))がある。ピクセル値Eout(*i*)は弾性ボリュームデータだけでなく、断層ボリュームデータと血流ボリュームデータのボリュームレンダリングにおける*i* -1番目までの不透明度の積算値に基づいて演算される。

【0053】

本実施例では、図3に示されるように、第1寄与率設定部214で設定される寄与率{K1, K2, K3, K4, K5, K6}は、{1.0, 1.0, 1.0, 1.0, 1.0, 1.0}と設定される。

【0054】

第1投影画像作成部200と同様に、第2投影画像作成部202の第2寄与率設定部224は、

10

20

30

40

50

第2レンダリング演算部222のポリウムレンダリングにおける出力の寄与率を設定する。そして、第2レンダリング演算部222は、あるポリウムデータをポリウムレンダリングする際に、他のポリウムデータの出力画像に基づく寄与率を加味してポリウムレンダリングを行ない、第2投影画像を作成する。具体的には、上記式(1.1)～(1.9)と同様であるため説明を省略する。本実施例では、図3に示されるように、第2寄与率設定部224で設定される寄与率{K1, K2, K3, K4, K5, K6}は、{1.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0, 0.0}と設定される。

【0055】

第1投影画像作成部200と第2投影画像作成部202は、断層コード、弾性コード、血流コードが付与されたポリウムデータをそれぞれレンダリングすることにより、第1投影画像と第2投影画像を作成する。第1投影画像作成部200及び第2投影画像作成部202において、断層コードで構成されるポリウムデータをレンダリングすることで作成される画像は、第1投影画像の断層画像及び第2投影画像の断層画像となり、弾性コードで構成されるポリウムデータをレンダリングすることで作成される画像は、第1投影画像の弾性画像及び第2投影画像の弾性画像となり、血流コードで構成されるポリウムデータをレンダリングすることで作成される画像は、第1投影画像の血流画像及び第2投影画像の血流画像となる。

10

そして、投影画像合成部203は、下記式を用いて合成投影画像を作成する。

【0056】

{数2}

20

合成断層画像

$$= \alpha \times (\text{第1投影画像の断層画像}) + \beta \times (\text{第2投影画像の断層画像})$$

合成弾性画像

$$= \alpha \times (\text{第1投影画像の弾性画像}) + \beta \times (\text{第2投影画像の弾性画像})$$

合成血流画像

$$= \alpha \times (\text{第1投影画像の血流画像}) + \beta \times (\text{第2投影画像の血流画像})$$

$$\alpha + \beta = 1$$

【0057】

合成断層画像は、第1投影画像と第2投影画像の断層画像における断層コードを所定の合成率で合成したものであり、合成弾性画像は、第1投影画像と第2投影画像の弾性画像における弾性コードを所定の合成率で合成したものであり、合成血流画像は、第1投影画像と第2投影画像の血流画像における血流コードを所定の合成率で合成したものである。合成投影画像は、合成断層画像と合成弾性画像と合成血流画像を2次元投影面の座標毎にそれぞれ足し合わせたものである。

30

【0058】

合成率設定部204は、操作部104の操作に基づく制御部103の制御によって第1投影画像と第2投影画像の合成率 α 、 β を設定する。合成率 α 、 β は、0以上1以下である。図3に示されるように、合成率表示枠318には、第1投影画像と第2投影画像の合成率を設定する合成率設定バー330が表示されている。

【0059】

合成率設定バー330を中央より左側に寄せると、第1投影画像が第2投影画像に対して強調されるように、合成率設定部204は合成率 α を大きくする。合成率設定部204は合成率 β を小さくしてもよい。

40

【0060】

合成率設定バー330を中央より右側に寄せると、第2投影画像が第1投影画像に対して強調されるように、合成率設定部204は合成率 α を小さくする。合成率設定部204は合成率 β を大きくしてもよい。

【0061】

合成率設定部204で設定された合成率を第1投影画像に乗算する第1乗算部206と、合成率設定部204で設定された合成率を第2投影画像に乗算する第2乗算部207は、上記式における

50

掛け算に相当するものである。また、第1投影画像と第2投影画像とを合成し、合成された合成投影画像を合成処理部121に出力する合成部208は、上記式における足し算に相当するものである。

【0062】

図3に示すように、表示部122は、上記ポリウムデータの選択、寄与率、合成率等の各種パラメータによって設定された状態において合成投影画像作成部120で作成された合成投影画像300を表示する。操作者は、合成投影画像300を確認しながら、各種パラメータを設定することができる。

【0063】

例えば、合成投影画像300に血流情報を主に表示させたい場合、断層ポリウムデータと血流ポリウムデータからなる第1投影画像の合成率 α を上げる。また、合成投影画像300に弾性情報を主に表示させたい場合、断層ポリウムデータと血流ポリウムデータと弾性ポリウムデータからなる第2投影画像の合成率 β を上げる。また、操作者が合成率 α を0.5に設定した場合、断層情報と弾性情報の重複している領域の両方がブレンドされた画像として合成投影画像300を作成することができる。

10

【0064】

合成処理部121は、合成投影画像作成部120で作成された合成断層画像を変換した断層コード、合成血流画像を変換した血流コード、合成弾性画像を変換した弾性コードの2次元投影面の座標毎にRGB値を設定し、各RGBの成分毎に合成投影画像 = 合成断層画像 + 合成弾性画像 + 合成血流画像に基づいて合成、および色付け処理を行なう。また、合成処理部121は、色付けされた合成投影画像とともに2次元断層画像、2次元弾性画像又は2次元血流画像を合成する処理を行なうこともできる。表示部122は、色付けされた合成投影画像を表示する。

20

【0065】

よって、合成投影画像300は、断層情報により把握できる組織302と、弾性情報により所定の硬さを持つ腫瘍部304と、腫瘍部302を取り囲む血流部306とがそれぞれ把握できる合成投影画像とすることができる。

【0066】

なお、本実施例では、合成処理部121で合成投影画像に色付け処理を行なったが、ポリウムデータ記憶部119に記憶されているポリウムデータに対して予め色付けを行なってもよい。

30

【0067】

ポリウムデータ記憶部119に記憶される断層ポリウムデータの各点は、信号強度に応じて濃淡情報(白色、黒色のRGB値)が付与される。また、弾性ポリウムデータの各点は、弾性値に応じて色情報(青色、水色、緑色、黄色、赤色等のRGB値)が付与されている。血流ポリウムデータの各点は、血流情報(血流速度、血流方向、分散)に応じて色情報(青色、赤色、緑色等のRGB値)が付与される。

【0068】

そして、第1レンダリング演算部212及び第2レンダリング演算部222は、式(1.1)～(1.9)に変えて、下記式を用いてレンダリングを行なう。ここでは、式(1.1)～(1.9)と異なる点を主に説明する。

40

【0069】

{ 数3 }

$$\begin{aligned} \text{Cout}(i) \\ &= \text{Cout}(i-1) + X(i) \cdot (1 - X_{\text{out}}(i-1)) \cdot C(i) \cdot S(i) \end{aligned} \quad - (3.1)$$

$$\begin{aligned} X_{\text{out}}(i) \\ &= X_{\text{out}}(i-1) + (1 - X_{\text{out}}(i-1)) \cdot \{X(i) + K1 \cdot Y(i) + K2 \cdot Z(i)\} \end{aligned} \quad - (3.2)$$

$$\begin{aligned} X(i) \\ &= \text{Opacity}X[C(i)] \end{aligned} \quad - (3.3)$$

$$\text{Dout}(i)$$

50

$$= \text{Dout}(i-1) + Y(i) \cdot (1 - \text{Yout}(i-1)) \cdot D(i) \cdot T(i) \quad - (3.4)$$

$\text{Yout}(i)$

$$= \text{Yout}(i-1) + (1 - \text{Yout}(i-1)) \cdot \{K3 \cdot X(i) + Y(i) + K4 \cdot Z(i)\} \quad - (3.5)$$

$Y(i)$

$$= \text{OpacityY}[D(i)] \quad - (3.6)$$

$\text{Eout}(i)$

$$= \text{Eout}(i-1) + Z(i) \cdot (1 - \text{Zout}(i-1)) \cdot E(i) \cdot U(i) \quad - (3.7)$$

$\text{Zout}(i)$

$$= \text{Zout}(i-1) + (1 - \text{Zout}(i-1)) \cdot \{K5 \cdot X(i) + K6 \cdot Y(i) + Z(i)\} \quad - (3.8)$$

$$Z(i) = \text{OpacityZ}[E(i)] \quad - (3.9)$$

10

【0070】

第1レンダリング演算部212及び第2レンダリング演算部222は、式(3.1)～(3.9)により、RGBの各成分を2次元投影面の座標毎にレンダリングを行なう。

【0071】

第1レンダリング演算部212は、第1投影画像Rを作成するため、寄与率を用いて断層画像の輝度のR成分を $C(i)$ 、血流画像の輝度のR成分を $D(i)$ 、弾性画像の輝度のR成分を $E(i)$ として式(3.1)～(3.9)の演算を行い、これらの結果を加算して第1投影画像Rとする。

【0072】

同様に、第1投影画像Gを作成するため、断層画像、血流画像、弾性画像のG成分をそれぞれ $C(i)$ 、 $D(i)$ 、 $E(i)$ とし、第1投影画像Bを作成するためには各画像のB成分を $C(i)$ 、 $D(i)$ 、 $E(i)$ として式(3.1)～(3.9)の演算を行い、これらの結果を加算する。

20

【0073】

第2レンダリング演算部222は、同様に寄与率を用いて2次元投影面の座標に対し、第2投影画像を作成する。

【0074】

なお、式(3.1)～(3.9)において用いられる不透明度テーブルは、第1レンダリング演算部212と第2レンダリング演算部222で異なるものを使用することもできる。

【0075】

次に、投影画像合成部203における第1投影画像と第2投影画像とを合成し合成投影画像を作成する形態について説明する。投影画像合成部203は、下記式を用いて複数の投影画像を2次元投影面の座標毎にRGB値をそれぞれ合成し、合成投影画像を作成する。

30

【0076】

{数4}

$$\text{合成投影画像R} = \alpha \times (\text{第1投影画像R}) + \beta \times (\text{第2投影画像R})$$

$$\text{合成投影画像G} = \alpha \times (\text{第1投影画像G}) + \beta \times (\text{第2投影画像G})$$

$$\text{合成投影画像B} = \alpha \times (\text{第1投影画像B}) + \beta \times (\text{第2投影画像B})$$

$$\alpha + \beta = 1$$

【0077】

なお、合成率 α 、合成率 β 、合成率設定バー330等の説明に関しては、上記数2と同様であるため、ここでは説明を省略する。

40

【0078】

次に、本実施例における動作手順を図4を用いて説明する。

(S100)第1ボリューム選択部210又は第2ボリューム選択部220は、操作部104の操作に基づく制御部103の制御によって、ボリュームデータ記憶部119に記憶されている断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータから投影画像の画像作成に用いるボリュームデータを選択する。

【0079】

(S101)第1寄与率設定部214又は第2寄与率設定部224は、操作部104の操作に基づく制御部103の制御によって、選択されたボリュームデータのボリュームレンダリングにおける寄与率を設定する。

50

【 0 0 8 0 】

(S102)操作部104の操作に基づく制御部103の制御によって、他に合成するための投影画像を作成するかを選択する。他に合成するための投影画像を作成する場合、S100に戻り、再度、投影画像を作成する。本実施例では、合成するための投影画像を2つ作成したが、3つ以上の投影画像を作成してもよい。

【 0 0 8 1 】

(S103)合成率設定部204は、操作部104の操作に基づく制御部103の制御によって、合成の対象である第1投影画像と第2投影画像等の合成率を設定する。

【 0 0 8 2 】

(S104)合成部208は、設定された合成率に基づいて合成の対象である第1投影画像と第2投影画像等を合成し合成投影画像を作成する。

10

【 0 0 8 3 】

(S105)表示部122は、合成投影画像を表示する。

【 0 0 8 4 】

以上、本実施例によれば、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とを合成投影画像としてそれぞれ認識できるように表示させることができる。つまり、操作者は、組織を把握できる断層情報と、硬さ情報を把握できる弾性情報と、血流情報を把握できる血流画像の位置関係を合成投影画像で立体的に把握することができる。

【 0 0 8 5 】

なお、ポリウムデータ記憶部119から断層ポリウムデータと弾性ポリウムデータと血流ポリウムデータをいずれか1つを読み出し、それぞれのポリウムデータから作成される投影画像を合成してもよい。具体的には、第1投影画像作成部200は、ポリウムデータ記憶部119に記憶された断層ポリウムデータと弾性ポリウムデータと血流ポリウムデータの内、いずれか1つのポリウムデータ（例えば断層ポリウムデータ）からポリウムレンダリングを行ない、第1投影画像を作成する。そして、第2投影画像作成部202は、ポリウムデータ記憶部119に記憶された断層ポリウムデータと弾性ポリウムデータと血流ポリウムデータの内、いずれか1つのポリウムデータ（例えば弾性ポリウムデータ）からポリウムレンダリングを行ない、第2投影画像を作成する。投影画像合成部203は、上述した通り、所定の寄与率に基づいて、第1投影画像と第2投影画像とを合成する。

20

30

【 0 0 8 6 】

また、本実施例では、ポリウムレンダリングに特化して説明したが、ポリウムレンダリングの他に、サーフェスレンダリング等の他のレンダリング手法を採用することもできる。

【 0 0 8 7 】

次に実施例2について図1～図6を用いて説明する。実施例1と異なる点は、第1投影画像と第2投影画像の合成率を自動的に設定することができる点である。

【 0 0 8 8 】

合成投影画像で優先して表示させるための優先表示モードを設定するために、断層モード、血流モード、弾性モードを設定するモード設定部500を有している。モード設定部500は制御部103に接続されている。また、図6に示すように、表示部122は、モード設定部500に対応し、優先表示モードを設定するためのモード設定枠600を表示する。設定された優先表示モードには、モード設定マーク602が付与される。モード設定部500で設定された優先表示モードに基づいて、制御部103は、合成投影画像作成部120の各構成要素を制御する。主に、モード設定部500で設定された優先表示モードに基づいて、合成率設定部204は第1投影画像と第2投影画像の合成率を設定する。

40

【 0 0 8 9 】

本実施例では、図6のモード設定マーク602が示すように、弾性モード(優先表示モード)が設定されている。第1投影画像作成部200と第2投影画像作成部202における第1ポリウムデータ選択部210と第2ポリウムデータ選択部220のいずれかは、弾性ポリウムデー

50

タが含まれるようにポリウムデータを選択する。第1レンダリング演算部212と第2レンダリング演算部222は、実施例1で説明したようにポリウムレンダリングを行なう。第1投影画像には弾性ポリウムデータが含まれているとする。

【0090】

合成率設定部204は、設定された弾性モードに基づいて、弾性ポリウムデータを有したポリウムデータを用いてポリウムレンダリングされた第1投影画像の合成率が他の第2投影画像の合成率より高くなるように合成率を設定する。具体的には、合成率設定部204は、弾性ポリウムデータを有したポリウムデータを用いてポリウムレンダリングされた第1投影画像の合成率を0.5より高く設定する。そして、合成部208は、設定された合成率で第1投影画像と第2投影画像を合成し、合成投影画像を作成する。

10

【0091】

よって、弾性ポリウムデータを有する第1投影画像の合成率が他の第2投影画像の合成率より高いため、合成投影画像における弾性情報は他の組織に隠れることなく表示されることとなる。よって、操作者は、3次元弾性画像と他の画像を相互に確認することができる。

【0092】

さらに、表示部122は、モード設定部500に対応し、フルオートモードを設定するためのフルオート設定枠610を表示する。フルオートモードを設定すると、表示部122はチェックマーク612を付与する。モード設定部500で設定されたフルオートモードに基づいて、制御部103は、合成投影画像作成部120の各構成要素を制御する。

20

【0093】

具体的には、ポリウムデータ記憶部119の出力側にモード設定部500を有している。モード設定部500は、各ポリウムデータを解析し、各種パラメータを設定する。モード設定部500は、まず、弾性ポリウムデータの弾性値が所定の閾値を超えているかを演算する。弾性ポリウムデータの弾性値とは、平均値、中央値等である。弾性ポリウムデータの平均値は、弾性ポリウムデータの弾性値を全て加算し、弾性ポリウムデータの総数で割った値である。弾性ポリウムデータの中央値は、弾性ポリウムデータの弾性値において、最も硬い弾性値と最も軟らかい弾性値の中央に位置する値である。

【0094】

そして、弾性ポリウムデータの弾性値が閾値を超えていない場合、モード設定部500は、弾性ポリウムデータを有したポリウムデータを用いてポリウムレンダリングされた第1投影画像の合成率が他の第2投影画像の合成率より高くなるように合成率を設定する。弾性ポリウムデータの弾性値が閾値を超えている場合、モード設定部500は、弾性ポリウムデータを有したポリウムデータを用いてポリウムレンダリングされた第1投影画像の合成率が他の第2投影画像の合成率より低くなるように合成率を設定する。

30

【0095】

なお、本実施例では、弾性ポリウムデータの弾性値を利用して第1投影画像と第2投影画像の合成率を設定したが、血流ポリウムデータの血流値を利用して第1投影画像と第2投影画像の合成率を設定してもよい。

【0096】

以上、本実施例によれば、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像とを合成投影画像としてそれぞれ認識できるように適切に表示させることができる。よって、操作者は、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像の相互の画像を確認することができる。

40

【0097】

次に実施例3について図1～図6を用いて説明する。実施例1、2と異なる点は、第1投影画像と第2投影画像の寄与率を自動的に設定することができる点である。

【0098】

実施例2に示すモード設定部500で設定された優先表示モードに基づいて、第1寄与率設定部214又は第2寄与率設定部224はそれぞれ寄与率を設定する。本実施例では、図6のモー

50

ド設定マーク602が示すように、弾性モード(優先表示モード)が設定されている。第1寄与率設定部214又は第2寄与率設定部224は、設定された弾性モードに基づいて、寄与率を設定する。具体的には、第1寄与率設定部214又は第2寄与率設定部224は、弾性ボリュームデータに係る寄与率{K1, K2, K3, K4, K5, K6}を{0.0, 1.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0}と設定する。

【0099】

具体的には、第1寄与率設定部214又は第2寄与率設定部224は、弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングに係る他のボリュームレンダリングの寄与率を低くする(例えば、K5とK6をゼロとする)、若しくは他のボリュームデータのボリュームレンダリングに係る弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングの寄与率を高くする(例えば、K2とK4を1とする)ことにより、弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングが優先される。このように、弾性ボリュームレンダリングのボリュームレンダリングを行ない、第1投影画像と第2投影画像を合成することにより、合成投影画像における弾性情報は他の組織に隠れることなく表示される。よって、操作者は、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像の相互の画像を確認することができる。

10

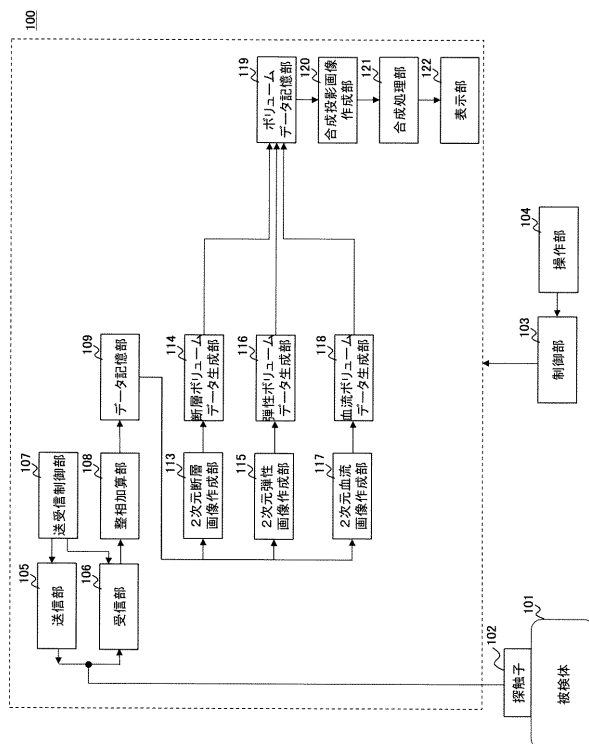
【符号の説明】

【0100】

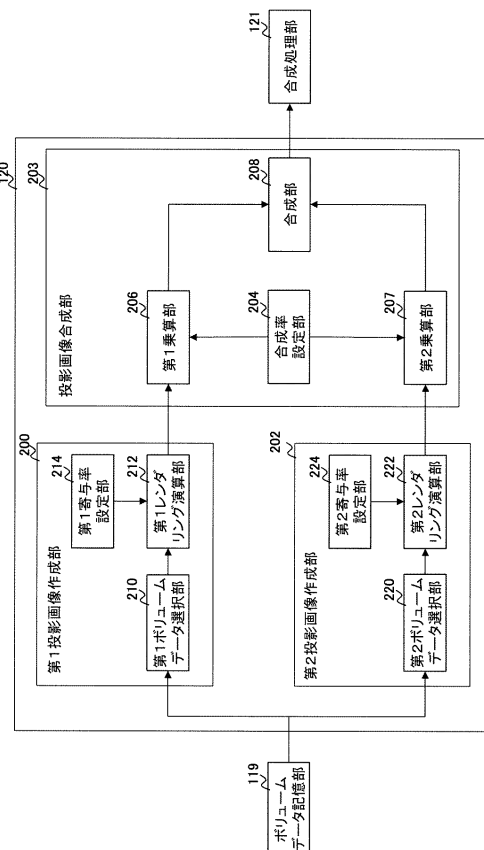
100 超音波診断装置、102 超音波探触子、103 制御部、104 操作部、105 送信部、106 受信部、107 送受信制御部、108 整相加算部、109 データ記憶部、113 2次元断層画像作成部、114 断層ボリュームデータ生成部、115 2次元弾性画像作成部、116 弾性ボリュームデータ生成部、117 2次元血流画像作成部、118 血流ボリュームデータ生成部、119 ボリュームデータ記憶部、120 合成投影画像作成部、121 合成処理部、122 表示部

20

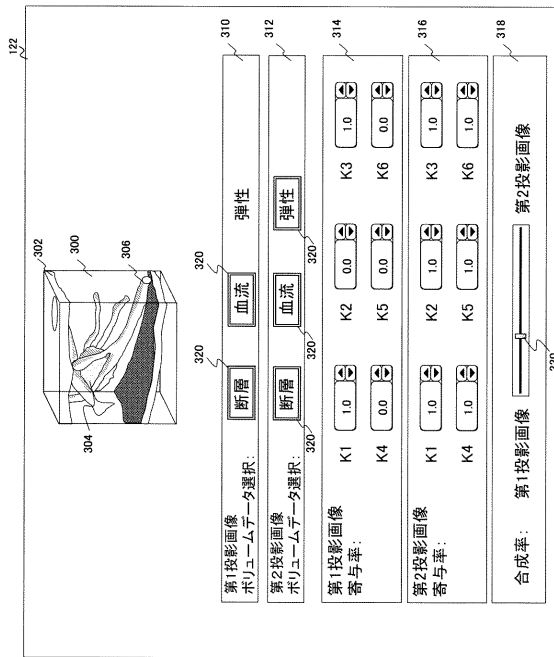
【図1】



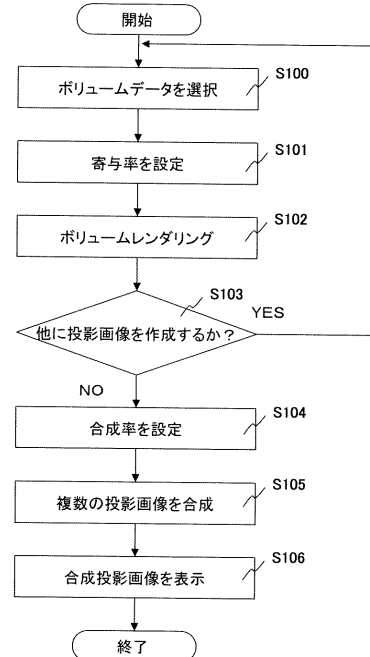
【図2】



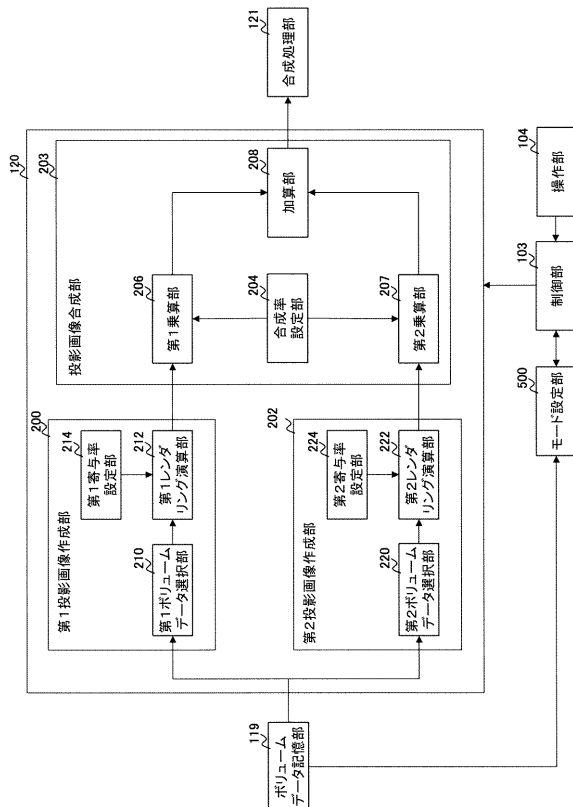
【図 3】



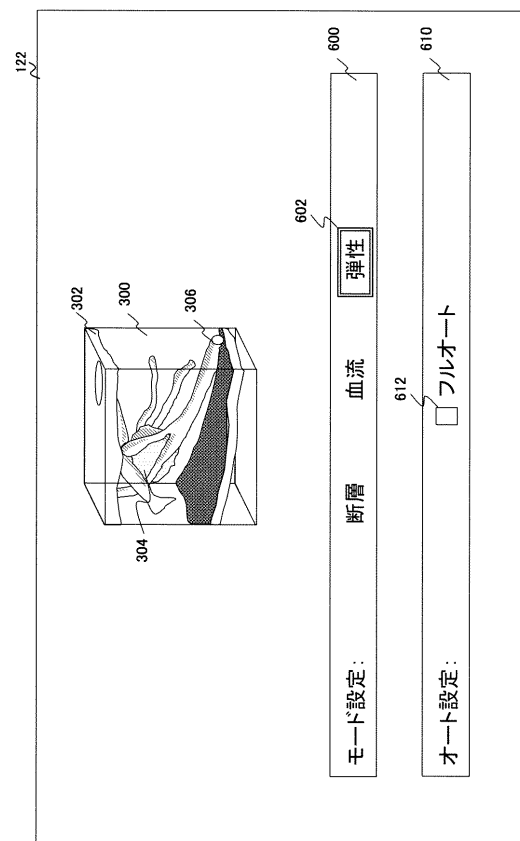
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【手続補正書】

【提出日】平成24年10月31日(2012.10.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する振動子を有する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、前記反射エコー信号に基づく複数種のボリュームデータをレンダリングすることにより投影画像を作成し、前記投影画像を表示する表示部とを備える超音波診断装置であって、

前記複数種のボリュームデータから複数の投影画像を作成する投影画像作成部と、所定の合成率に基づいて前記複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成する投影画像合成部とを備え、前記表示部は前記合成投影画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記複数種のボリュームデータから選択されたボリュームデータを用いて第1投影画像を作成する第1投影画像作成部と、前記複数種のボリュームデータから選択されたボリュームデータを用いて前記第1投影画像と異なる第2投影画像を作成する第2投影画像作成部と、を備え、前記投影画像合成部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像の所定の合成率に基づいて、前記第1投影画像と前記第2投影画像を合成して前記合成投影画像を作成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像の前記合成率を設定するための合成率表示枠を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記合成率表示枠には、前記第1投影画像と前記第2投影画像の前記合成率を設定する合成率設定バーが表示されていることを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数種のボリュームデータは、前記反射エコー信号に基づいて演算された断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータであることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記投影画像合成部は、前記第1投影画像と前記第2投影画像のそれぞれの合成率を設定する合成率設定部と、前記合成率設定部で設定された合成率を前記第1投影画像に乗算する第1乗算部と、前記合成率設定部で設定された合成率を前記第2投影画像に乗算する第2乗算部と、前記第1投影画像と前記第2投影画像とを合成し、合成された合成投影画像を出力する合成部とからなることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数種のボリュームデータを記憶するボリュームデータ記憶部を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示部は、前記複数種のボリュームデータから所定のボリュームデータを選択するためのボリュームデータ選択枠を表示することを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第1投影画像作成部は、前記複数種のボリュームデータから所定のボリュームデータを選択する第1ボリューム選択部と、前記第1ボリューム選択部で選択されたボリューム

データのレンダリングにおける他のボリュームデータの寄与率を設定する第1寄与率設定部と、設定された寄与率に基づいて選択されたボリュームデータのレンダリングを行ない、前記第1投影画像を作成する第1レンダリング演算部とからなり、前記第2投影画像作成部は、前記複数種のボリュームデータから所定のボリュームデータを選択する第2ボリューム選択部と、前記第2ボリューム選択部で選択されたボリュームデータのレンダリングにおける他のボリュームデータの寄与率を設定する第2寄与率設定部と、設定された寄与率に基づいて選択されたボリュームデータのレンダリングを行ない、第2投影画像を作成する第2レンダリング演算部とからなることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第1投影画像作成部は、前記複数種のボリュームデータを記憶するボリュームデータ記憶部に記憶された断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータの内、いずれか1つのボリュームデータからボリュームレンダリングを行ない、前記第1投影画像を作成し、前記第2投影画像作成部は、前記ボリュームデータ記憶部に記憶された断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータと血流ボリュームデータの内、いずれか1つのボリュームデータからボリュームレンダリングを行ない、前記第2投影画像を作成することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示部は、前記第1投影画像のレンダリングにおける前記寄与率を設定するための第1投影画像寄与率枠と、前記第2投影画像のレンダリングにおける前記寄与率を設定するための第2投影画像寄与率枠とを表示することを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記合成投影画像で優先して表示させるための優先表示モードを設定するモード設定部を備え、前記モード設定部で設定された優先表示モードに基づいて、前記合成率設定部は前記第1投影画像と前記第2投影画像の合成率を設定することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記合成投影画像で優先して表示させるための優先表示モードを設定するモード設定部を備え、前記モード設定部で設定された前記優先表示モードに基づいて、前記第1寄与率設定部又は前記第2寄与率設定部はそれぞれ寄与率を設定することを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

超音波の反射エコー信号に基づく複数種のボリュームデータから複数の投影画像を作成するステップと、所定の合成率に基づいて前記複数の投影画像を合成して合成投影画像を作成するステップと、前記合成投影画像を表示するステップとを有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

【図1】本発明の全体構成のブロック図を示す図。

【図2】本発明の実施例1における合成投影画像作成部120の詳細を示す図。

【図3】本発明の実施例1における表示部122の一表示形態を示す図。

【図4】本発明の動作手順を示すフローチャート。

【図5】本発明の実施例2、3における合成投影画像作成部120の詳細を示す図。

【図6】本発明の実施例2、3における表示部122の一表示形態を示す図。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 3 9

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 3 9 】

また、OpacityXは0～1.0の値をとる断層不透明度テーブルである。X(i)は視線*i*番目に存在する輝度値の不透明度であり、式(1.3)に示すとおり、その輝度値から断層不透明度テーブルOpacityXを参照することによって、出力する2次元投影面(3次元断層画像)上への不透明度を決定する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 4 4

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 4 4 】

また、OpacityYは0～1.0の値をとる血流不透明度テーブルである。Y(i)は視線*i*番目に存在する血流値の不透明度であり、式(1.6)に示すとおり、その血流値から血流不透明度テーブルOpacityYを参照することによって、出力する2次元投影面(3次元血流画像)上への不透明度を決定する。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 4 9

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 4 9 】

また、OpacityZは0～1.0の値をとる弾性不透明度テーブルである。E(i)は視線*i*番目に存在する弾性値の不透明度であり、式(1.9)に示すとおり、その弾性値から弾性不透明度テーブルOpacityZを参照することによって、出力する2次元投影面(3次元弾性画像)上への不透明度を決定する。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 6 5

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 6 5 】

よって、合成投影画像300は、断層情報により把握できる組織302と、弾性情報により所定の硬さを持つ腫瘍部304と、腫瘍部304を取り囲む血流部306とがそれぞれ把握できる合成投影画像とすることができる。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 9 9

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 9 9 】

具体的には、第1寄与率設定部214又は第2寄与率設定部224は、弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングに係る他のボリュームレンダリングの寄与率を低くする(例えば、K5とK6をゼロとする)、若しくは他のボリュームデータのボリュームレンダリングに係る弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングの寄与率を高くする(例えば、K2とK4を1とする)ことにより、弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングが優先される。このように、弾性ボリュームデータのボリュームレンダリングを行ない、第1投影画像と第2投影画像を合成することにより、合成投影画像における弾性情報は他の組織に隠れる

ことなく表示される。よって、操作者は、3次元弾性画像と3次元血流画像と3次元断層画像の相互の画像を確認することができる。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052220

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01)i, A61B8/06(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00, A61B8/06, A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-130071 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 25 May 2006 (25.05.2006), (Family: none)	1-14
Y	WO 2006/030731 A1 (Hitachi Medical Corp.), 23 March 2006 (23.03.2006), & US 2008/0260227 A1	1-14
Y	JP 2008-259605 A (Hitachi Medical Corp.), 30 October 2008 (30.10.2008), (Family: none)	1-14
Y	WO 2006/033377 A1 (Hitachi Medical Corp.), 30 March 2006 (30.03.2006), & US 2007/0293755 A1	3, 4

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 March, 2011 (30.03.11)Date of mailing of the international search report
12 April, 2011 (12.04.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052220

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-284287 A (Hitachi Medical Corp.), 27 November 2008 (27.11.2008), (Family: none)	12, 13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/052220									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, A61B8/06(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00, A61B8/06, A61B8/08											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 2006-130071 A（松下電器産業株式会社）2006.05.25, （ファミリーなし）	1-14									
Y	WO 2006/030731 A1（株式会社日立メディコ）2006.03.23, & US 2008/0260227 A1	1-14									
Y	JP 2008-259605 A（株式会社日立メディコ）2008.10.30, （ファミリーなし）	1-14									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 30.03.2011		国際調査報告の発送日 12.04.2011									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮澤 浩	2Q 9407 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 5 2 2 2 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2006/033377 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.03.30, & US 2007/0293755 A1	3, 4
Y	JP 2008-284287 A (株式会社日立メディコ) 2008.11.27, (ファミリーなし)	12, 13

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	JPWO2011099410A5	公开(公告)日	2014-03-13
申请号	JP2011553809	申请日	2011-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5246 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/8979 G01S15/8993 G06T15/08 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JC21 4C601/JC29 4C601/KK18 4C601/KK22		
优先权	2010026428 2010-02-09 JP		
其他公开文献	JPWO2011099410A1 JP5774498B2		

摘要(译)

为了提供适当地显示三维弹性图像，三维血流图像和三维断层图像的超声诊断设备和超声图像显示方法，提供了一种发送和接收超声波的换能器。超声波探头102，经由超声波探头102向被检体101发送超声波的发送部105，从被检体101接收反射回波信号的接收部106以及反射回波。

一种超声波诊断设备，包括：投影图像创建单元120，其通过基于信号渲染多种类型的体数据来创建投影图像；以及显示单元122，其显示投影图像。显示单元122包括创建多个投影图像的投影图像创建单元200和202，以及基于预定的构图比率构成多个投影图像以创建构图投影图像的投影图像构图单元203。显示影像显示。