

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/043200

発行日 平成26年2月6日(2014.2.6)

(43) 国際公開日 平成24年4月5日(2012.4.5)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

<p>出願番号 特願2012-536323 (P2012-536323)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/070658</p> <p>(22) 国際出願日 平成23年9月11日(2011.9.11)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-219516 (P2010-219516)</p> <p>(32) 優先日 平成22年9月29日(2010.9.29)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(72) 発明者 澤山 雄樹 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB03 DD19 JC20 JC33 KK21 KK24</p>
---	--

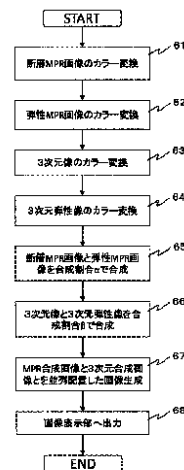
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示方法、および、プログラム

(57) 【要約】

任意断面についての断層像と二次元弾性像とを、操作者から受け付けた第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する。所定部位の3次元像と3次元弾性像とを操作者から受け付けた第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成する。任意断面合成画像と3次元合成画像とを並べて表示装置に表示させる。これにより複数の画像から被検体内の構造把握と生体組織の硬さ認識を容易に行うことが可能な超音波診断装置を提供することができる。

[図3]



- 61 COLOR CONVERT TOMOGRAPHIC MPR IMAGE
- 62 COLOR CONVERT ELASTIC MPR IMAGE
- 63 COLOR CONVERT THREE-DIMENSIONAL IMAGE
- 64 COLOR CONVERT THREE-DIMENSIONAL ELASTIC IMAGE
- 65 COMPOSITE TOMOGRAPHIC MPR IMAGE AND ELASTIC MPR IMAGE WITH COMPOSITE RATIO  $\alpha$
- 66 COMPOSITE THREE-DIMENSIONAL IMAGE AND THREE-DIMENSIONAL ELASTIC IMAGE WITH COMPOSITE RATIO  $\beta$
- 67 GENERATE IMAGE WHEREIN MPR COMPOSITE IMAGE AND THREE-DIMENSIONAL COMPOSITE IMAGE ARE POSITIONED IN A ROW
- 68 OUTPUT TO IMAGE DISPLAY UNIT

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて被検体の任意断面の断層像を生成する断層像構成部と、前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を前記任意断面について生成する2次元弾性像構成部と、前記信号を処理して前記被検体の所定部位の3次元像を生成する3次元像生成部と、前記信号を処理して前記被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成する3次元弾性像生成部と、

前記任意断面についての前記断層像と前記2次元弾性像とを第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する任意断面合成画像生成部と、

前記所定部位の前記3次元像と前記3次元弾性像とを第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成する3次元合成画像生成部と、

前記任意断面合成画像と前記3次元合成画像とを並べて表示させる表示制御部と、

操作者から前記第1の合成割合および第2の合成割合の設定を受け付ける操作部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記操作部は、受け付けた前記第1の合成割合および第2の合成割合を前記任意断面合成画像生成部および前記3次元合成画像生成部にそれぞれ設定することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記表示制御部は、前記任意断面合成画像および前記3次元合成画像に、前記第1の合成割合および第2の合成割合を示すインジケータをそれぞれ表示することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記操作部は、前記第1の合成割合および第2の合成割合のうち一方の合成割合の変更を受け付けた場合、他方の合成割合を連動させて変更することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記任意断面合成画像生成部は、複数の任意断面についての任意断面合成画像をそれぞれ生成し、

前記操作部は、前記複数の任意断面ごとに前記第1の合成割合の設定を受け付け、前記任意断面合成画像生成部は、前記複数の任意断面ごとに設定された前記第1の合成割合で合成画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項5に記載の超音波診断装置において、前記操作部は、前記複数の任意断面の前記任意断面合成画像のうち1以上の画像の選択と、選択された前記任意断面合成画像の前記合成割合の変更を操作者から受け付け、

前記任意断面合成画像生成部は、変更後の前記合成割合を用いて前記選択された前記任意断面合成画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて生成したボリュームデータを用いて、前記被検体の複数の任意断面について断層像を生成する断層像構成部と、前記ボリュームデータを用いて、弾性を表す弾性値の2次元弾性像を前記複数の任意断面について生成する2次元弾性像構成部と、複数の前記任意断面ごとに、前記断層像と前記2次元弾性像とを設定された合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する任意断面合成画像生成部と、複数の前記任意断面の前記任意断面合成画像を並べて表示させる表示制御部と、操作者から複数の前記任意断面ごとに前記合成割合の設定を受け付ける操作部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 8】**

請求項7に記載の超音波診断装置において、前記操作部は、前記複数の任意断面の前記任意断面合成画像のうち1以上の画像の選択と、選択された前記任意断面合成画像の前記

10

20

30

40

50

合成割合の変更を操作者から受け付け、

前記任意断面合成画像生成部は、変更後の前記合成割合を用いて前記選択された前記任意断面合成画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて被検体の任意断面の断層像を生成する工程と、

前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を前記任意断面について生成する工程と、

前記信号を処理して前記被検体の所定部位の3次元像を生成する工程と、

前記信号を処理して前記被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成する工程と、

前記任意断面についての前記断層像と前記2次元弾性像とを、操作者から受け付けた第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する工程と、

前記所定部位の前記3次元像と前記3次元弾性像とを操作者から受け付けた第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成する工程と、

前記任意断面合成画像と前記3次元合成画像とを並べて表示装置に表示させる工程とを有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 10】

コンピュータに、

被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて前記被検体の任意断面の断層像を生成させる工程と、

前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を前記任意断面について生成させる工程と、

前記信号を処理して前記被検体の所定部位の3次元像を生成させる工程と、

前記信号を処理して前記被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成させる工程と

、前記任意断面についての前記断層像と前記2次元弾性像とを、操作者から受け付けた第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成させる工程と、

前記所定部位の前記3次元像と前記3次元弾性像とを操作者から受け付けた第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成させる工程と、

前記任意断面合成画像と前記3次元合成画像とを並べて表示装置に表示させる工程とを実行させるための超音波画像表示用プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を表示する超音波診断装置に関し、特に、被検体の断層像と、被検体の生体組織の硬さを示す3次元弾性画像とを表示することのできる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、特許文献1のように、超音波を被検体内に送波し、その反射波から生体組織の超音波反射エコー信号を受信し、信号処理を施すことにより、超音波反射率を輝度とする診断部位の白黒断層像を生成することができる。また、複数の白黒断層像から3次元ボリュームデータを生成し、これをレンダリングすることにより白黒3次元像を生成し、表示することもできる。また、特許文献1には、診断部位の硬さを表す弾性値(歪や弾性率等)を色相で表す2次元弾性像および3次元弾性像を得る手法も開示されている。

【0003】

特許文献2には、白黒3次元像を生成する際に、硬い組織がより不透明に、軟らかい組織がより透明になるように生成することにより、白黒3次元像に3次元弾性像を重ねて表示した場合に、硬い部位あるいは軟らかい部位の形状や容積を直感的に認識できるようにする手法が示されている。また、特許文献2には、白黒断層像の3次元ボリュームデータから任

10

20

30

40

50

意の断面を切り出すことにより、任意断面の白黒断層像を生成し、表示する方法も開示されている。

【0004】

特許文献3には、白黒断層像と2次元弾性像とを設定された割合で加算することにより合成画像を表示し、一枚の画像から組織の構造情報と弾性情報を得る技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-259605号公報

10

【特許文献2】米国特許第006413219号明細書

【特許文献3】特開2004-135929号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

白黒3次元像と3次元弾性像を適切な合成割合で重ねた画像は、診断部位の3次元の構造情報と弾性情報とを同時に把握することができる。また、任意断面の白黒断層像と2次元弾性像とを重ねた画像は、任意断面の2次元の構造情報と弾性情報とを同時に把握することができる。よって、白黒3次元像と3次元弾性像の合成画像を、任意断面の白黒断層像と2次元弾性像の合成画像と並べて同時に表示することができれば、3次元の合成像で全体を把握しつつ、関心の部位については任意断面の合成画像で内部の構造と弾性情報を把握することが可能になる。

20

【0007】

白黒3次元像と3次元弾性像との重畳画像は、両方の画像を認識できるように適切な合成割合で重ねたものであることが必要である。任意断面の白黒断層像と2次元弾性像の合成割合についても同様である。このとき、3次元像は、断層像と画像の構築方法とが異なるため、3次元像に適切な合成割合は、弾性像に適切な合成割合とは異なる。

【0008】

本発明の目的は、複数種類の合成画像を並べて表示し、被検体内の構造把握と、生体組織の弾性の把握が可能なる超音波診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様によれば、以下のような超音波診断装置が提供される。すなわち、この超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて被検体の任意断面の断層像を生成する断層像構成部と、前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を前記任意断面について生成する2次元弾性像構成部と、前記信号を処理して被検体の所定部位の3次元像を生成する3次元像生成部と、前記信号を処理して被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成する3次元弾性像生成部と、任意断面について断層像と2次元弾性像とを第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する任意断面合成画像生成部と、所定部位の3次元像と3次元弾性像とを第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成する3次元合成画像生成部と、任意断面合成画像と3次元合成画像とを並べて表示させる表示制御部と、操作者から第1の合成割合および第2の合成割合の設定を受け付ける操作部とを有する。

40

【0010】

操作部は、任意断面合成画像生成部および3次元合成画像生成部に、受け付けた第1の合成割合および第2の合成割合を設定する構成とすることができる。表示制御部は、任意断面合成画像および3次元合成画像に、第1の合成割合および第2の合成割合を示すインジケータを表示する構成とすることも可能である。また、操作部が、第1の合成割合および第2の合成割合のうち一方の合成割合の変更を受け付けた場合、他方の合成割合を連動させて変更する構成とすることも可能である。

50

## 【0011】

任意断面合成画像生成部は、複数の任意断面についての任意断面合成画像を生成する構成とすることが可能であり、この場合、操作部は、複数の任意断面ごとに第1の合成割合の設定を受け付け、任意断面合成画像生成部は、複数の任意断面ごとに設定された第1の合成割合で合成画像を生成する構成とすることができる。さらに操作部は、複数の任意断面の任意断面合成画像のうち1以上の画像の選択と、選択された任意断面合成画像の合成割合の変更を操作者から受け付ける構成とすることが可能であり、この場合任意断面合成画像生成部は、変更後の合成割合を用いて選択された任意断面合成画像を生成することができる。

## 【0012】

また、本発明の第2の態様によれば、以下のような超音波診断装置が提供される。すなわち、この超音波診断装置は、被検体の複数の任意断面について断層像を生成する断層像構成部と、信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を複数の任意断面について生成する2次元弾性像構成部と、複数の任意断面ごとに、断層像と2次元弾性像とを設定された合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する任意断面合成画像生成部と、複数の前記任意断面の任意断面合成画像を並べて表示させる表示制御部と、複数の任意断面ごとに合成割合の設定を受け付ける操作部とを有する。

## 【0013】

また、本発明の第3の態様によれば、以下のような超音波画像の表示方法が提供される。すなわち、この方法は、被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて被検体の任意断面の断層像を生成する工程と、前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を任意断面について生成する工程と、前記信号を処理して被検体の所定部位の3次元像を生成する工程と、前記信号を処理して被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成する工程と、任意断面についての断層像と2次元弾性像とを、操作者から受け付けた第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する工程と、所定部位の3次元像と3次元弾性像とを操作者から受け付けた第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成する工程と、任意断面合成画像と3次元合成画像とを並べて表示装置に表示させる工程とを有する。

## 【0014】

また、本発明の第4の態様によれば、以下のような超音波画像表示用プログラムが提供される。すなわち、コンピュータに、被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて前記被検体の任意断面の断層像を生成させる工程と、前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を任意断面について生成させる工程と、前記信号を処理して被検体の所定部位の3次元像を生成させる工程と、前記信号を処理して被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成させる工程と、任意断面についての断層像と2次元弾性像とを、操作者から受け付けた第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成させる工程と、所定部位の3次元像と3次元弾性像とを操作者から受け付けた第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成させる工程と、任意断面合成画像と3次元合成画像とを並べて表示装置に表示させる工程とを実行させるための超音波画像表示用プログラムである。

## 【発明の効果】

## 【0015】

本発明によれば、断層画像と2次元弾性画像の合成割合を画像毎に設定し、最適な設定で合成された複数の画像を同時表示可能となり、複数の画像から被検体内の構造把握と生体組織の硬さ認識を容易に行うことができる。よって、効率的な診断につながる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

【図1】本発明の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】図1の装置の合成画像処理部127の詳しい構成を示すブロック図。

【図3】図1の装置の合成画像処理部127の動作を示すフローチャート。

【図4】図1の装置の操作部129の操作パネルの斜視図と、トグルスイッチ21の拡大斜視図

10

20

30

40

50

【図5】図1の装置の操作部129の操作パネルの斜視図と、MPR画像・3次元像選択スイッチの拡大図。

【図6】実施形態1の合成画像の例を示す説明図。

【図7】比較例の合成画像の例を示す説明図。

【図8】実施形態2の合成画像の例を示す説明図。

【図9】実施形態3の合成画像の例を示す説明図。

【図10】実施形態4の合成画像の例を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の一実施形態の超音波診断装置を添付図面に基づいて説明する。

10

【0018】

(実施形態1)

本実施形態においては、被検体の所定断面における組織の超音波反射率の分布を示すBモード像を白黒断層像、白黒断層像のデータから構成したボリュームデータをレンダリングした2次元投影像を3次元像、被検体の組織の弾性を表す弾性値の所定断面における2次元分布を示す像を2次元弾性像、2次元弾性像のデータから構成したボリュームデータをレンダリングした2次元投影像を3次元弾性像という。

【0019】

図1は本発明における実施形態1の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置101には被検体102に接触させて用いる超音波探触子103と、超音波探触子103を介して被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部104と、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部105と、送信部と受信部を制御する送受信制御部106と、受信部で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部107と、圧力計測部110と、圧迫制御部111と、モータ制御部112が備えられている。

20

【0020】

探触子103は、長軸方向に列状または扇形に配列された複数の振動子と、複数の振動子を配列方向と直交する方向(短軸方向)に機械的に走査するモータと、振動子を被検体102の体表で上下方向に移動させて被検体102を自動圧迫する圧迫機構と、圧力センサとを備えている。モータは、モータ制御部112により制御される。圧迫機構は、圧迫制御部111により制御される。圧力センサの出力は、圧力計測部110により計測される。

30

【0021】

探触子103は、モータ制御部112の制御によりモータで振動子を短軸方向に移動させながら、振動子から被検体102に超音波を送受信することにより、被検体102に対して超音波を3次元にスキャンし、データを収集することができる。また、圧迫制御部111の制御により圧迫機構が振動子を上下動させることにより、被検体102を加圧しながら超音波を送受信でき、後述する処理により被検体の弾性情報を取得できる。圧迫により被検体102に加わっている圧力は、圧力センサが検出し、圧力計測部110がその出力を計測する。モータ制御部112は、圧迫制御部111により加圧している時は静止するように制御される。

【0022】

なお、探触子103として、複数の振動子が超音波送受面に長軸方向のみならず、短軸方向にも複数列(1~kチャンネル)配列された2次元アレイを用いることにより、振動子をモータで機械的に振ることなく、超音波を3次元に送受信する構成としてもよい。また、操作者が手動で探触子103を短軸方向に移動させることにより、3次元に送受信してもよい。さらに、超音波探触子103が2次元アレイの場合は、超音波送受面の曲率に沿った短軸方向、もしくは電子フォーカスによって生成した短軸方向の超音波ビームを走査して、3次元超音波データを収集することも可能である。

40

【0023】

送信部104は、超音波探触子103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とともに、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105は、超音波探触子103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

50

してRF信号すなわち受波信号を生成する。整相加算部107は、受信部105で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一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を生成する。

【0024】

さらに、超音波診断装置101は、RFフレームデータから超音波反射率を輝度とする診断部位の白黒断層像および3次元像を生成するための構成として、断層像構成部108、白黒スキャンコンバータ109、断層像フレームメモリ118、断層像座標変換部121、ポリウムレンダリング部124、および、任意断面断層像構成部120を備えている。これに加えて、RF信号フレームデータから2次元弾性像および3次元弾性像を生成するための構成として、RF信号フレームデータ選択部113、変位計測部114、弾性情報演算部115、弾性像構成部116、弾性像スキャンコンバータ117、弾性像フレームメモリ119、弾性像座標変換部123、ポリウムレンダリング部125、および、任意断面弾性像構成部122を備えている。

10

【0025】

また、超音波診断装置には、操作者からの設定を受け付ける操作部129と、操作者から設定された合成画像の生成時の合成割合を設定する合成割合設定部126と、合成画像を設定された合成割合で生成する合成画像処理部127と、画像表示部128とが備えられている。

【0026】

断層画像構成部108は、整相加算部107からの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い、断層像フレームデータを得る。また、白黒スキャンコンバータ109は座標変換器と、変換された複数の断層像フレームデータを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラとで構成されている。この白黒スキャンコンバータ109は、フレームメモリに格納された被検体内の断層像フレームデータを1画像として取得し、取得した断層像フレームデータをテレビ同期で読み出し、断層像フレームデータを画像表示部128に合わせて座標変換を行うものである。

20

【0027】

断層像フレームメモリ118は、白黒スキャンコンバータ109から出力される断層像のフレームデータを少なくとも1ポリウム分格納する。この時、圧迫制御部111から圧迫位置情報を取得し、ポリウム中の全ての短軸方向のスキャン位置において、同じ加圧位置のフレームを加圧中のフレームの中から選択して保存する。この加圧位置は任意に指定が可能である。

30

【0028】

断層像座標変換部121は、1ポリウム分の断層フレームデータを短軸方向移動量に応じて再配置する座標変換を行い、断層像の3次元ポリウムデータを生成する。生成された3次元ポリウムデータは、断層像フレームメモリ118に格納される。

【0029】

ポリウムレンダリング部124は、2次元投影面上の各ピクセルへ向けた視線方向に存在するポリウムデータに対し、ポリウムレンダリング、最大値投影、最小値投影、平均処理のいずれか1つを行うことにより、3次元像を生成する。

【0030】

例えば、ポリウムレンダリング部124は、断層像座標変換部121が生成した3次元ポリウムデータを、次式(1)~(3)により輝度と不透明度に基づきポリウムレンダリングすることにより、被検体の診断部位の3次元像(3次元ポリウムデータの2次元投影像)を構成する。投影方向(視線方向)は、操作部129が操作者から受け付ける。

40

【0031】

$$C_{out}(i) = C_{out}(i-1) + (1-A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdot C(i) \cdot S(i) \quad \dots (1)$$

$$A_{out}(i) = A_{out}(i-1) + (1-A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \quad \dots (2)$$

$$A(i) = B_{opacity}[C(i)] \quad \dots (3)$$

式(1)において、 $C_{out}(i)$ は、2次元投影面のピクセル値として出力される値である。 $C(i)$ は、2次元投影面上のある点から3次元像を見た場合、視線上*i*番目(ただし、 $i = 0 \sim N-1$ )

50

に存在するボクセルの輝度値である。なお、ここでいうボクセルとは、3次元ボリュームデータを構成する個々の輝度データの位置をいう。視線上にN個のボクセルが並んでいるとき、 $i = 0 \sim N-1$ までのボクセルの輝度値を式(1)に従って積算した輝度値 $Cout(N-1)$ が最終的に出力されるピクセル値となる。 $Cout(i-1)$ は、ボクセル $i-1$ 番目までの積算値を示す。

#### 【0032】

式(1)の $A(i)$ は、視線上 $i$ 番目に存在するボクセルの不透明度であり、 $0 \sim 1.0$ の値である。不透明度 $A(i)$ は、式(3)のように、予め定められた輝度値 $C(i)$ と不透明度(Opaicity)との関係を定めたテーブル(Bopacity[ $C(i)$ ])を参照することにより、または予め定められた輝度値 $C(i)$ と不透明度との関係を定めた関数(Bopacity[ $C(i)$ ])に輝度値 $C(i)$ を代入することによって、ボクセルの輝度値の大きさに応じて定められる。例えば、輝度値の大きなボクセルには、大きな不透明度が付与される。このように不透明度を輝度値に応じて付与することにより、出力する2次元投影面の輝度値 $Cout(N-1)$ への、そのボクセルの輝度値 $C(i)$ の寄与率を決定する。

10

#### 【0033】

式(2)の $Aout(i)$ は、式(3)により付与された不透明度 $A(i)$ を、 $i$ 番目のボクセルまで式(2)の右辺に従って積算した値である。式(1)では、式(2)のようにして計算される $i-1$ 番目のボクセルまでの不透明度の積算値 $Aout(i-1)$ を用いる。式(2)から明らかなように、 $Aout(i)$ は、ボクセルを通過するたびに積算され1.0に収束される。よって、上記(1)に示されるように $i-1$ 番目までの不透明度の積算値 $Aout(i-1) = 1.0$ となった場合、式(1)の右辺第2項は0となり、 $i$ 番目以降の輝度値 $C(i)$ は、出力される2次元投影像(3次元)に反映されない。なお、 $Cout(i)$ 、 $Aout(i)$ は、ともに0を初期値とする。

20

#### 【0034】

式(1)の $S(i)$ は、陰影付けのための重み付け成分であり、輝度値 $C(i)$ とその周辺の輝度値より求めた、輝度値の勾配から算定される。例えば、 $i$ 番目のボクセルを中心とした面(輝度値の勾配)の法線が、予め定めた光源の光軸と一致する場合、光をもっとも強く反射するため、予め定められたテーブルや関数に基づいて、ボクセル $i$ には $S(i)$ として1.0が付与され、光源と法線が直交する場合には $S(i)$ として0.0が付与される。これにより、得られる2次元投影像に陰影をつけ、強調効果を与える。

30

#### 【0035】

任意断面断層像構成部120は、断層像フレームメモリ118内のボリュームデータを読み出し、任意断面の断層像(断層MPR画像)を生成する。任意断面位置は複数設定でき、任意断面断層像構成部120は、複数の任意断面位置に対してそれぞれ白黒断層像を生成する。任意断面の位置および数(生成する断層像の数)は、操作部129が操作者から受け付け、任意断面断層像構成部120に設定する。

#### 【0036】

一方、RFフレームデータ選択部113は、整相加算部107からの複数のRF信号フレームデータを格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選択する。例えば、整相加算部107から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータをRFフレームデータ選択部113に順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶されたRF信号フレームデータ群(N-1、N-2、N-3...N-M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択する。なお、ここでN、M、XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

40

#### 【0037】

変位計測部114は、選択された1組のデータすなわちRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を $N \times N$ 画素からなるブロックに分け、関心領域内のブ

50

ロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行うものである。

【0038】

弾性情報演算部115は、変位計測部114から出力される移動ベクトルに基づいて、所定の演算を行うことにより、断層画像上の各点に対応する生体組織の弾性値を演算し、弾性値に基づいて弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。ここでいう弾性値とは、被検体102の組織の弾性を表す値であればよく、一例としては歪み、弾性率、変位、粘性、歪み比等が挙げられる。

【0039】

例えば、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力計測部110から出力される圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。例えば、変位計測部114により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部121により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み  $S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (P(X)) / S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 $Y_m$ から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。

【0040】

弾性画像構成部116は、弾性情報演算部115から時系列に出力される弾性フレームデータに対し画像処理を行うものである。弾性像スキャンコンバータ117は、座標変換器とフレームメモリと制御コントローラで構成され、弾性情報演算部115からの出力をフレームメモリへ格納する。弾性像スキャンコンバータ117はフレームメモリに格納した弾性像フレームデータを1画像としてテレビ同期で読み出し、画像表示部128に合わせて座標変換を行う。

【0041】

弾性像スキャンコンバータ117から出力されるカラー弾性像のフレームデータは、弾性像フレームメモリ119に少なくとも1ボリュームデータ分格納される。弾性像座標変換部123は、1ボリューム分の弾性フレームデータを短軸方向移動量に応じて再配置する座標変換を行い、弾性像の3次元ボリュームデータを作成する。

【0042】

ボリュームレンダリング部125は、2次元投影面上の各ピクセルへ向けた視線方向に存在するボリュームデータに対し、ボリュームレンダリング、最大値投影、最小値投影、平均処理のいずれか1つを行って3次元弾性像を生成する。

【0043】

例えば、ボリュームレンダリング部42は、弾性像の3次元ボリュームデータについて次式(4)~(6)を用い、弾性値と不透明度に基づきボリュームレンダリングする。投影方向(視線方向)は、操作部129を介して操作者から受け付ける。

【0044】

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

$$A_{out}(i) = A_{out}(i-1) + (1-A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \quad \dots (5)$$

$$A(i) = E_{opacity}[E(i)] \quad \dots (6)$$

式(4)において、 $E_{out}(i)$ は、投影面のピクセル値として出力される値である。 $E(i)$ は、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上 $i$ 番目(ただし、 $i = 0 \sim N-1$ )に存在するボクセルの弾性値である。視線上に $N$ ボクセルの弾性値が並んだとき、 $i = 0 \sim N-1$ まで弾性値を式(4)に従って積算した積算値 $E_{out}(N-1)$ が、最終的に出力されるピクセル値となる。 $E_{out}(i-1)$ は $i-1$ 番目までの積算値を示す。

【0045】

10

20

30

40

50

式(4)の $A(i)$ は、視線 $i$ 番目に存在するボクセルの不透明度であり、 $0 \sim 1.0$ の値である。不透明度 $A(i)$ は、式(6)のように、予め定められた弾性値 $E(i)$ と不透明度(Opacity)との関係を定めたテーブル( $Eopacity[E(i)]$ )を参照することにより、または予め定められた弾性値 $E(i)$ と不透明度との関係を定めた関数( $Eopacity[E(i)]$ )に弾性値 $E(i)$ を代入することによって、ボクセルの弾性値の大きさに応じて定められる。

【0046】

式(5)の $Aout(i)$ は、式(6)により付与された不透明度 $A(i)$ を、 $i$ 番目のボクセルまで式(5)の右辺に従って積算した値である。式(4)では、式(5)のようにして計算される $i-1$ 番目のボクセルまでの不透明度の積算値 $Aout(i-1)$ を用いる。式(5)から明らかなように、 $Aout(i)$ は、ボクセルを通過するたびに積算され $1.0$ に収束される。よって、上記(4)に示されるように $i-1$ 番目までの不透明度の積算値 $Aout(i-1) = 1.0$ となった場合、式(4)の右辺第2項は $0$ となり、 $i$ 番目以降の弾性値 $E(i)$ は、出力される2次元投影像(3次元)に反映されない。なお、 $Eout(i)$ 、 $Aout(i)$ は、ともに $0$ を初期値とする。

10

【0047】

式(4)の $S(i)$ は、陰影付けのための重み付け成分であり、弾性値 $E(i)$ とその周辺の弾性値より求めた、弾性値の勾配から算定される。例えば、 $i$ 番目のボクセルを中心とした面(弾性値の勾配)の法線が、予め定めた光源の光軸と一致する場合、光をもっとも強く反射するため、予め定められたテーブルや関数に基づいて、ボクセル $i$ には $S(i)$ として $1.0$ が付与され、光源と法線が直交する場合には $S(i)$ として $0.0$ が付与される。これにより、得られる2次元投影像に陰影をつけ、強調効果を与える。

20

【0048】

任意断面弾性像構成部122は、弾性像フレームメモリ119に格納されている弾性像のボリュームデータから任意断面の切り出し処理を行い、任意断面の2次元弾性像(弾性MPR画像)を出力する。任意断面位置は複数設定でき、任意断面断層像構成部122は、複数の任意断面位置に対してそれぞれ2次元弾性像を生成する。任意断面の位置および数(生成する2次元弾性像の数)は、操作部129が操作者から受け付け、任意断面弾性像構成部122に設定する。

【0049】

つぎに、合成画像処理部127について、図2を用いて詳しく説明する。合成画像処理部127は、図2のように、断層MPRカラー変換部31と、弾性MPRカラー変換部32と、3次元像カラー変換部33と、3次元弾性像カラー変換部34と、MPR画像合成部35と、3次元像合成部36と、並列配置部37とを備えている。実際には、合成画像処理部127は、CPUとメモリを有し、メモリに格納されたプログラムをCPUが読み込んで、図3のフローに示したカラー変換処理や合成処理を実行し、必要に応じてメモリの所定領域に格納することにより、各部の動作を実現する。

30

【0050】

断層MPRカラー変換部31は、任意断面断層像構成部120が生成した1以上の任意断面断層像(断層MPR画像)を受け取ってRGBカラー変換を行う(ステップ61)。すなわち、任意断面断層像構成部120が生成した断層MPR画像は、ピクセル値が輝度情報の白黒画像であるので、カラー画像である2次元弾性像と重畳するために、カラー断層像に変換する。

40

【0051】

なお、ここでは、任意断面断層像構成部120が、操作者が設定した任意の位置の直交3断面の断層像41, 42, 43を生成する場合を例に説明する。直交3断面の断層像41, 42, 43は、図2のように所定の配置で並べた1枚の画像51として、任意断面断層像構成部120から断層MPRカラー変換部31に受け渡される。これにより、カラー変換処理を1枚の画像51に対して行えばよいいため、カラー変換処理を高速に行うことができる。

【0052】

断層MPRカラー変換部31は、任意断面断層像構成部120から受け取った断層MPR像51の位置 $x$ 、 $y$ のピクセルの輝度値を $C_{MPR}(x,y)$ 、カラー変換後の赤(R)、緑(G)、青(B)のピクセル出力値を $C_{MPR}(R)(x,y)$ 、 $C_{MPR}(G)(x,y)$ 、 $C_{MPR}(B)(x,y)$ とした場合、以下の式(7)~(9)のよ

50

うに変換する。カラー変換後の画像51は、合成画像処理部127内のメモリの所定領域に格納する。

【 0 0 5 3 】

$$C_{MPR}(R)(x,y) = C_{MPR}(x,y) \quad \dots (7)$$

$$C_{MPR}(G)(x,y) = C_{MPR}(x,y) \quad \dots (8)$$

$$C_{MPR}(B)(x,y) = C_{MPR}(x,y) \quad \dots (9)$$

一方、弾性MPRカラー変換部32は、任意断面弾性像構成部122が生成した直交3断面の2次元弾性像(弾性MPR画像)44, 45, 46の位置 $x$ 、 $y$ の弾性値 $E_{MPR}(x,y)$ を受け取って、以下の式(10)~(12)により、弾性MPR画像用のカラーマップを参照し、カラー画像を生成する(ステップ62)。カラーマップは、 $E_{MPR}(x,y)$ の値と、それに対応する赤(R)、緑(G)、青(B)のピクセル出力値 $E_{MPR}(R)(x,y)$ 、 $E_{MPR}(G)(x,y)$ 、 $E_{MPR}(B)(x,y)$ との関係を予め定めたテーブルであり、これを参照することにより、式(10)~(12)によりピクセル出力値 $E_{MPR}(R)(x,y)$ 、 $E_{MPR}(G)(x,y)$ 、 $E_{MPR}(B)(x,y)$ を求める。

【 0 0 5 4 】

なお、直交3断面の2次元弾性像(弾性MPR画像)44, 45, 46は、直交3断面の断層像(断層MPR画像)41, 42, 43と同じ断面の弾性像である。ここでは、3枚の2次元弾性像(弾性MPR画像)44, 45, 46を画像51と同じ配置で並べた1枚の画像54として、任意断面弾性像構成部122から弾性MPRカラー変換部32が受け取り、処理するものとする。

【 0 0 5 5 】

$$E_{MPR}(R)(x,y) = ET_{MPR}(R)[E_{MPR}(x,y)] \quad \dots (10)$$

$$E_{MPR}(G)(x,y) = ET_{MPR}(G)[E_{MPR}(x,y)] \quad \dots (11)$$

$$E_{MPR}(B)(x,y) = ET_{MPR}(B)[E_{MPR}(x,y)] \quad \dots (12)$$

$ET_{MPR}(R)$  : 弾性MPR画像用のカラーマップのテーブルデータ(R値用)

$ET_{MPR}(G)$  : 弾性MPR画像用のカラーマップのテーブルデータ(G値用)

$ET_{MPR}(B)$  : 弾性MPR画像用のカラーマップのテーブルデータ(B値用)

3次元像カラー変換部33は、ボリュームレンダリング部124が、断層像のボリュームデータから式(1)~(3)により生成した3次元像47の位置 $x$ 、 $y$ のピクセル値 $Cout(x,y)$ を受け取って、以下の式(13)~(15)により、3次元像用のカラーマップを参照し、カラー画像に変換する(ステップ63)。カラーマップは、 $Cout(x,y)$ の値と、それに対応する赤(R)、緑(G)、青(B)のピクセル出力値 $Cout_{3D}(R)(x,y)$ 、 $Cout_{3D}(G)(x,y)$ 、 $Cout_{3D}(B)(x,y)$ との関係を予め定めたテーブルであり、これを参照することにより、式(13)~(15)により3次元像47のピクセル出力値 $Cout_{3D}(R)(x,y)$ 、 $Cout_{3D}(G)(x,y)$ 、 $Cout_{3D}(B)(x,y)$ を求める。

【 0 0 5 6 】

$$Cout_{3D}(R)(x,y) = CT_{3D}(R)[Cout(x,y)] \quad \dots (13)$$

$$Cout_{3D}(G)(x,y) = CT_{3D}(G)[Cout(x,y)] \quad \dots (14)$$

$$Cout_{3D}(B)(x,y) = CT_{3D}(B)[Cout(x,y)] \quad \dots (15)$$

$CT_{3D}(R)$  : 3次元像用のカラーマップのテーブルデータ(R値用)

$CT_{3D}(G)$  : 3次元像用のカラーマップのテーブルデータ(G値用)

$CT_{3D}(B)$  : 3次元像用のカラーマップのテーブルデータ(B値用)

3次元弾性像カラー変換部34は、ボリュームレンダリング部125が、弾性像のボリュームデータから式(4)~(6)により生成した3次元弾性像48の位置 $x$ 、 $y$ のピクセル値 $Eout(x,y)$ を受け取って、以下の式(16)~(18)により、3次元弾性像用のカラーマップを参照し、カラー3次元弾性像48を生成する(ステップ64)。カラーマップは、 $Eout(x,y)$ の値と、それに対応する赤(R)、緑(G)、青(B)のピクセル出力値 $Eout_{3D}(R)(x,y)$ 、 $Eout_{3D}(G)(x,y)$ 、 $Eout_{3D}(B)(x,y)$ との関係を予め定めたテーブルであり、これを参照することにより、式(16)~(18)により3次元弾性像48のピクセル出力値 $Eout_{3D}(R)(x,y)$ 、 $Eout_{3D}(G)(x,y)$ 、 $Eout_{3D}(B)(x,y)$ を求める。

【 0 0 5 7 】

$$Eout_{3D}(R)(x,y) = ET_{3D}(R)[Eout(x,y)] \quad \dots (16)$$

$$Eout_{3D}(G)(x,y) = ET_{3D}(G)[Eout(x,y)] \quad \dots (17)$$

$$Eout_{3D}(B)(x,y) = ET_{3D}(B)[Eout(x,y)] \quad \dots (18)$$

$ET_{3D}(R)$  : 3次元弾性像用のカラーマップのテーブルデータ(R値用)

$ET_{3D}(G)$  : 3次元弾性像用のカラーマップのテーブルデータ(G値用)

$ET_{3D}(B)$  : 3次元弾性像用のカラーマップのテーブルデータ(B値用)

操作部129は、図4のように画像表示部128の下部に配置された操作パネルを含む。操作パネルには、合成割合を設定するためのトグルスイッチ21と、MPR画像・3次元像選択スイッチ22とが備えられている。MPR画像・3次元像選択スイッチ22は、図5のような構成であり、「MPR画像」と表示されたボタンが選択されているときには、合成割合設定部126は、トグルスイッチ21で設定された値をMPR画像合成部35に設定する。一方、「3次元像」のボタンが選択されているときには、合成割合設定部126は、トグルスイッチ21で設定された値を3次元像合成部36に設定する。よって、操作者は、MPR画像・3次元像選択スイッチ22の操作と、トグルスイッチ21の操作により、容易に所望の合成割合、を設定することができる。

10

20

30

40

50

#### 【0058】

MPR画像合成部35は、断層MPR画像51と、弾性MPR画像54を加算することにより、MPR合成画像55を生成する(ステップ65)。このとき合成割合は、操作部129が操作者から受け付け、合成割合設定部126がMPR画像合成部35に設定したものが用いられる。すなわち、断層MPRカラー変換部31の変換後のカラーピクセル出力値 $C_{MPR}(R)(x,y)$ 、 $C_{MPR}(G)(x,y)$ 、 $C_{MPR}(B)(x,y)$ と、弾性MPRカラー変換部32の変換後のカラーピクセル出力値 $E_{MPR}(R)(x,y)$ 、 $E_{MPR}(G)(x,y)$ 、 $E_{MPR}(B)(x,y)$ を下記の式(19)~(21)により合成し、MPR合成画像55のピクセル値 $D_{MPR}(R)(x,y)$ 、 $D_{MPR}(G)(x,y)$ 、 $D_{MPR}(B)(x,y)$ を求める。

#### 【0059】

$$D_{MPR}(R)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{MPR}(R)(x,y) + \alpha \times C_{MPR}(R)(x,y) \quad \dots (19)$$

$$D_{MPR}(G)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{MPR}(G)(x,y) + \alpha \times C_{MPR}(G)(x,y) \quad \dots (20)$$

$$D_{MPR}(B)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{MPR}(B)(x,y) + \alpha \times C_{MPR}(B)(x,y) \quad \dots (21)$$

断層MPR画像51は、直交3断面の断層像41, 42, 43を所定の配置で配列したものであり、弾性MPR画像54は、対応する直交3断面の弾性像44, 45, 46を同じ配置で配列した画像であるため、上記式(19)~(21)で合成することにより、直交3断面の断層MPR画像51を割合 $\alpha$ 、対応する直交3断面の弾性MPR画像54を割合 $(1 - \alpha)$ で加算した直交3断面のMPR合成画像201, 202, 203が得られる(図6参照)。

#### 【0060】

同様に、3次元像合成部36は、カラー変換した3次元像47と3次元弾性像48を加算することにより、3次元合成画像204を生成する(ステップ66)。このとき合成割合は、操作部129が操作者から受け付け、合成割合設定部126が3次元像合成部36に設定した合成割合 $\beta$ が用いられる。すなわち、3次元像カラー変換部33の変換後のカラーピクセル出力値 $Cout_{3D}(R)(x,y)$ 、 $Cout_{3D}(G)(x,y)$ 、 $Cout_{3D}(B)(x,y)$ と、3次元弾性像カラー変換部34の変換後のカラーピクセル出力値 $Eout_{3D}(R)(x,y)$ 、 $Eout_{3D}(G)(x,y)$ 、 $Eout_{3D}(B)(x,y)$ を下記の式(22)~(24)により合成し、3次元合成画像204のピクセル値 $D_{3D}(R)(x,y)$ 、 $D_{3D}(G)(x,y)$ 、 $D_{3D}(B)(x,y)$ を求める。

#### 【0061】

$$D_{3D}(R)(x,y) = (1 - \beta) \times Eout_{3D}(R)(x,y) + \beta \times Cout_{3D}(R)(x,y) \quad \dots (22)$$

$$D_{3D}(G)(x,y) = (1 - \beta) \times Eout_{3D}(G)(x,y) + \beta \times Cout_{3D}(G)(x,y) \quad \dots (23)$$

$$D_{3D}(B)(x,y) = (1 - \beta) \times Eout_{3D}(B)(x,y) + \beta \times Cout_{3D}(B)(x,y) \quad \dots (24)$$

上記式(22)~(24)で合成することにより、3次元像を割合 $\beta$ 、3次元弾性像が割合 $(1 - \beta)$ で加算した3次元合成画像204が得られる(図6参照)。

#### 【0062】

並列配置部37は、得られたMPR合成画像55と3次元合成画像204と並列に配置した画像を生成し、図6のように画像表示部128に表示させる(ステップ67, 68)。

#### 【0063】

図6のように、本実施形態では、操作者が設定した合成割合 $\alpha$ を用いて合成した断層MPR

画像と弾性MPR画像の合成画像201～203と、合成割合  $\alpha$  を用いて合成した3次元像と3次元弾性像の合成画像204が、並列に同時表示されている。図6の直交3断面のMPR合成画像201～203では、腫瘍と硬化領域の両方が表示されているため、腫瘍周辺の組織構造や硬さ情報を容易に把握することで効率的な診断を行うことが可能となる。また、3次元像と3次元弾性像の3次元合成画像204についても、腫瘍と硬化領域の両方が表示されている。これは、操作者の設定により、それぞれ異なる最適な合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  を任意に設定しているためである。よって、3次元合成画像204で組織構造と硬さ情報を対比させて、より内部を見たい位置を見定め、MPR合成画像201～203で内部の組織構造と硬さ情報を対比させながら診断をすることができる。

【0064】

一方、比較例として、断層MPR画像と弾性MPR画像の合成割合と、3次元像と3次元弾性像の合成割合とを予め定めた同一の固定値として得た合成画像301～304を図7に示す。3次元像と3次元弾性像との合成画像304は、腫瘍と硬化領域のどちらも表示されているが、直交3断面の断層MPR画像と弾性MPR画像を合成した画像301～304は、腫瘍が硬化領域に上書きされてしまい組織構造と硬さ情報を対比させながら診断をすることが困難である。

【0065】

なお、本実施形態では、操作部129の操作パネルにトグルスイッチと選択ボタンを用いた例について説明したが、これに限られるものではなく、操作者がトラックボールやエンコーダボタンを用いて合成割合を決定する構成にすることも可能である。

【0066】

(実施形態2)

実施形態2について図8を用いて説明する。実施形態2が、実施形態1と異なる点は合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  の設定値をそれぞれ示すインジケータ405、406を表示し、インジケータ405、406を連動させて変更可能な構成とする点である。以下、実施形態1と異なる構成のみ説明し、実施形態1と同様の構成については説明を省略する。

【0067】

直交3断面のMPR合成画像201～203の一つには、これらの合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  を示すインジケータ405が表示され、3次元像合成画像204には、合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  を示すインジケータ406が表示される。これらインジケータ405、406の画像は、合成画像処理部127が生成し、表示させる。

【0068】

合成画像処理部127は、操作者が操作部129を用いて合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  を設定すると、実施形態1で述べたようにMPR画像合成部35と3次元像合成部36に合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  を設定し、更新するとともに、インジケータ405に合成割合  $\alpha$  を、インジケータ406に合成割合  $\beta$  を示す表示に更新する。

【0069】

これにより、インジケータ405、406を視認することによって操作者は、合成割合の設定状況を容易に把握でき、表示されているMPR合成画像201～204および3次元像合成画像204を視認して、必要であれば合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  を変更し、所望する組織構造もしくは組織の弾性情報を確認しやすい合成画像に変更することができる。よって、効率的な診断を行うことが可能となる。

【0070】

また、合成画像処理部127は、合成割合  $\alpha$  と合成割合  $\beta$  とを連動させて変更することも可能である。予め実験等により、MPR合成画像201～204および3次元像合成画像204の合成割合として適した初期値  $\alpha_0$ 、 $\beta_0$  をそれぞれ求めておく。操作者から操作部129を介して合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  の設定を受ける前に、初期値の合成割合  $\alpha_0$ 、 $\beta_0$  でMPR合成画像201～204および3次元像合成画像204を表示するとともに、合成割合  $\alpha$ 、 $\beta$  をそれぞれ示すインジケータ405、406を表示する。操作者が操作部129を介して、合成割合  $\alpha$  と  $\beta$  の連動設定を選択した場合には、合成画像処理部127は、操作者が合成割合  $\alpha$  および  $\beta$  の値のいずれかを変更したならば、それと連動して他方の合成割合についても変更する。このとき、初期値の合成割合  $\alpha_0$  と  $\beta_0$  の差が保たれるように連動させる。例えば、操作者が合成割合  $\alpha$  を  $\alpha_0 + s$  に

10

20

30

40

50

変更した場合には、連動して合成割合 を + s に変更する。

【 0 0 7 1 】

このように合成割合 および を連動させることにより、MPR合成画像201～204および3次元像合成画像204の組織の構造情報と弾性情報の見え方を連動して変化させることが可能になり、効率よく最適な合成割合を探索することが可能になる。

【 0 0 7 2 】

なお、インジケータ405、406は、プログレスバーや数値で示すものや色で示すものを用いてもよい。

【 0 0 7 3 】

(実施形態3)

実施形態3の超音波診断装置について図9を用いて説明する。実施形態3の超音波診断装置が実施形態1の装置と異なる点は、複数の断面のMPR合成画像201～204について、断面ごとに個別の合成割合を設定可能な構成とした点である。他の構成は、実施形態1と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

実施形態3の超音波診断装置の動作について説明する。操作部129には、複数のMPR画像201、202、203を選択する不図示の選択ボタンがさらに設けられている。操作者が、操作部129の選択ボタン、MPR画像・3次元像選択スイッチ22およびトグルスイッチ22を用いて複数のMPR合成画像201、202、203の合成割合 1、 2、 3と、3次元合成画像204の合成割合 を個別に設定する。合成割合設定部126は、合成割合 1、 2、 3をMPR画像合成部35に設定し、合成割合 を3次元像合成部36に設定する。

【 0 0 7 5 】

断層MPRカラー変換部31は、任意断面断層像構成部120から直交3断面の断層MPR画像41、42、43を順次に受け取り、図3のステップ61を3回繰り返すことにより、それぞれの断層MPR画像41、42、43をカラー変換する。同様に、弾性MPRカラー変換部32は、任意断面弾性像構成部122から直交3断面の弾性MPR画像44、45、46を順次に受け取り、図3のステップ62を3回繰り返すことにより、それぞれの断層MPR画像44、45、46のカラー画像を生成する。

【 0 0 7 6 】

MPR画像合成部35は、設定された合成割合 1、 2、 3をそれぞれ用いて、図3のステップ65を3回繰り返すことにより、合成割合 1、 2、 3のMPR合成画像201、202、203をそれぞれ生成する。他のステップは、実施形態1と同様である。

【 0 0 7 7 】

操作者が、合成割合を変更する場合、操作部129の選択スイッチにより合成割合を変更するMPR画像の断面を選択し、トグルスイッチ21により合成割合を設定する。合成割合設定部126は、変更された合成割合をMPR画像合成部35に設定する。これにより、選択されたMPR画像の合成割合を変更したMPR合成画像を画像表示部128に表示することができる。

【 0 0 7 8 】

本実施形態3では、選択されたMPR断面の合成割合を変更することにより、断層画像または弾性画像が強調された合成画像を表示でき、組織構造と硬さ情報を詳細に得ることが可能となる。

【 0 0 7 9 】

例えば、図9は、MPR合成画像201～203のうち1枚のMPR合成画像201のみ他とは異なる合成割合で合成した例である。MPR合成画像201は、他のMPR合成画像202、203と異なり、弾性MPR画像が強調表示されているため、硬化領域が強調されている。他のMPR合成画像202、203および3次元合成画像204は、弾性MPR画像と断層MPR画像の両方が認識できる合成割合であるため、腫瘍周辺の組織構造と硬化領域の両方が確認できる。このように、操作者が所望する断面においてのみ、例えば弾性MPR画像を強調することにより、弾性情報を確認し、他のMPR合成画像では組織構造を認識するといった方法で使用することができるため、被検体の情報を所望の状態を確認することができる。

【 0 0 8 0 】

10

20

30

40

50

## (実施形態4)

実施形態4の超音波診断装置について図10を用いて説明する。実施形態4の装置は、実施形態3の装置と同様に、複数の断面のMPR合成画像602～610について、断面ごとに個別の合成割合を設定可能である。実施形態4が実施形態3と異なる点は、3次元合成画像204を実施形態4では表示せず、MPR合成画像のみを表示し、MPR合成画像がマルチスライス画像である点である。マルチスライス画像は、基準断面画像(リファレンス画像)601と、基準断面に直交し、平行な複数の観察断面画像(スライス画像)603～610から構成され、実施形態4では、これらを並列に表示している。

## 【0081】

リファレンス画像は、ボリュームデータから操作者が任意に決定した断面の画像であり、スライス画像は1枚以上を任意の位置に設定する。これは、操作者が操作部129を操作して、任意断面断層像構成部120および任意断面弾性像構成部122に、リファレンス画像とスライス画像の位置および枚数を設定する。合成画像処理部127は、実施形態3と同様に図3のステップ61, 62のカラー変換処理およびステップ65の合成処理を枚数分繰り返すことにより、断層MPR画像と、弾性MPR画像とを合成したMPR合成画像からなるリファレンス画像601とスライス画像603～610を図10のように表示する。

## 【0082】

リファレンス画像601の合成割合  $R$  と、8枚のスライス画像603～610の合成割合  $s_1 \sim s_8$  は、実施形態3と同様に、操作者が操作部129に個別に設定する。合成割合設定部126は、合成割合  $R$  および  $s_1 \sim s_8$  をMPR画像合成部35に設定する。MPR画像合成部35は、ステップ65の合成処理の際に、リファレンス画像601とスライス画像603～610ごとにそれぞれ設定された合成割合  $R$  および  $s_1 \sim s_8$  を用いて合成処理を行う。

## 【0083】

図10のリファレンス画像601上のスライスライン602は、各観察断面の位置を示している。スライス画像607は、あるスライスラインで示された位置のスライス画像を表示したものであるが、他のスライス画像と異なる合成割合で合成したため硬化領域が強調表示されている。

## 【0084】

操作者は操作部129を用いて、マルチスライス画像の合成割合を設定し、表示された画像を視認する。操作者が注目すべき部位が含まれており、合成割合の変更を行ってさらに見たいスライス画像がある場合には、操作者は操作部129を介して選択し、必要に応じて合成割合  $s$  を変更することができる。これにより、変更後の合成割合で合成されたスライス画像が表示される。

## 【0085】

この操作によって、マルチスライス画像の断面毎に断層画像または弾性画像が強調された合成画像を表示でき、組織構造と硬さ情報が断面毎に移り変わっていく様子を詳細に観察することで、効率的な診断が可能となる。

## 【0086】

なお、実施形態4において、リファレンス画像601を表示せず、スライス画像603～610のみを表示することも可能である。また、実施形態4において、3次元合成画像をマルチスライス画像とともに表示することももちろん可能である。

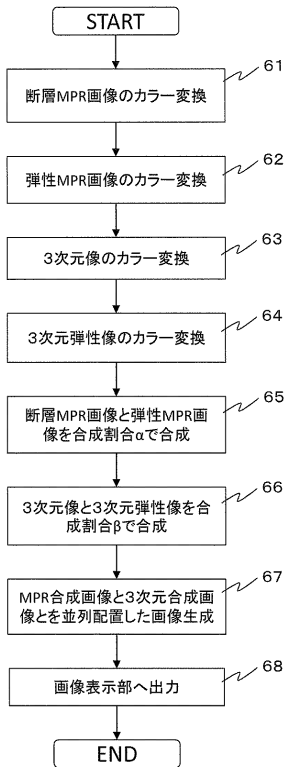
## 【符号の説明】

## 【0087】

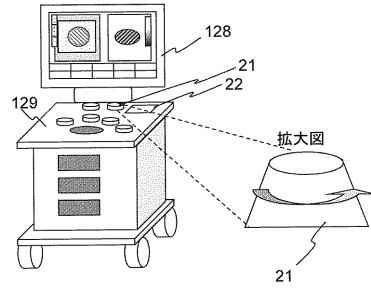
21 トグルスイッチ、22 MPR画像・3次元像選択スイッチ、31 断層MPRカラー変換部、32 弾性MPRカラー変換部、33 次元像カラー変換部、34 3次元弾性像カラー変換部、35 MPR画像合成部、36 3次元像合成部、37 並列配置部、101 超音波診断装置、102 被検体、103 超音波探触子、104 送信部、105 受信部、106 送受信制御部、107 整相加算部、108 断層画像構成部、109 白黒スキャンコンバータ、110 圧迫計測部、111 圧迫制御部、112 モータ制御部、113 RFフレームデータ選択部、114 変位計測部、115 弾性情報演算部、116 弾性画像構成部、117 弾性像スキャンコンバータ、118 断



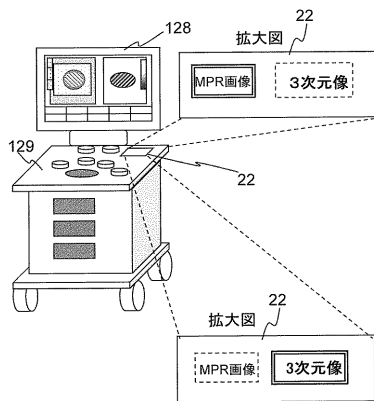
【 図 3 】



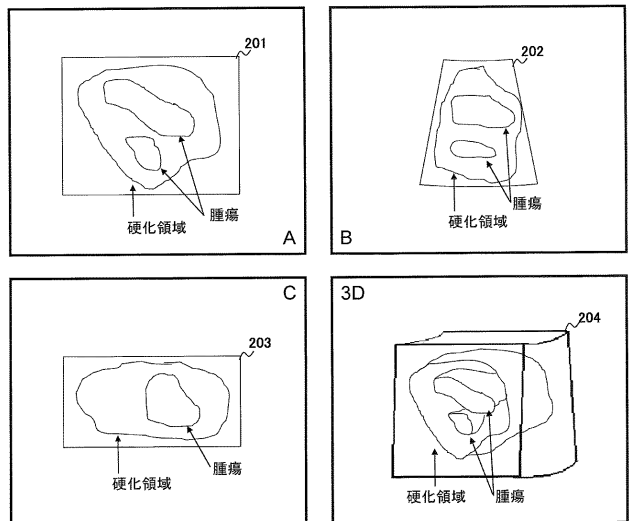
【 図 4 】



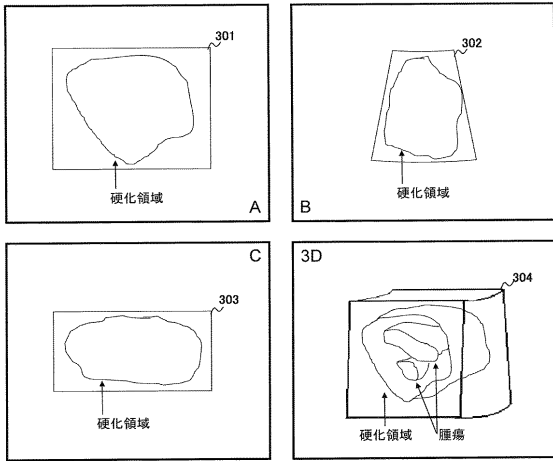
【 図 5 】



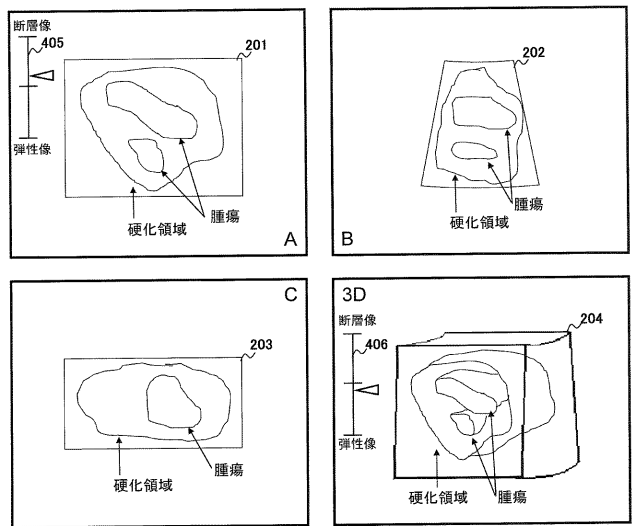
【 図 6 】



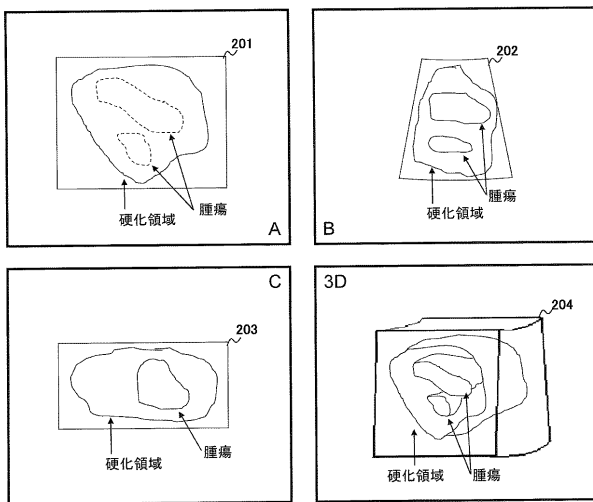
【 図 7 】



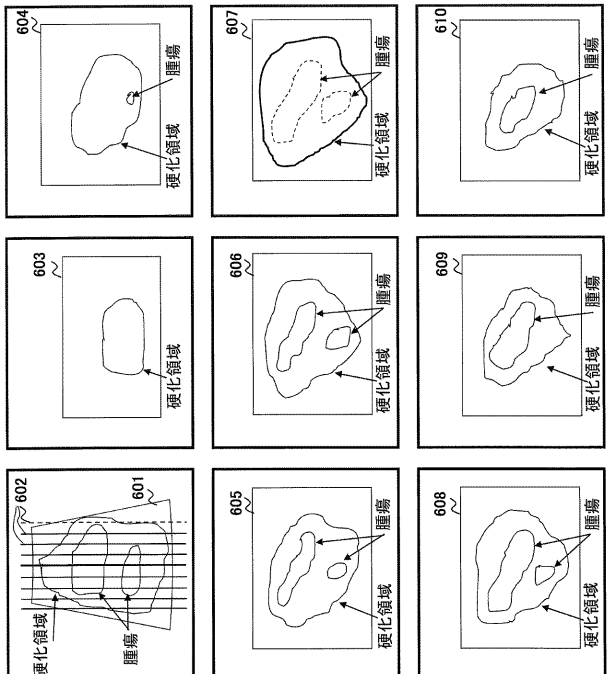
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



## 【手続補正書】

【提出日】平成25年6月28日(2013.6.28)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

白黒3次元像(3次元像)と3次元弾性像を適切な合成割合で重ねた画像は、診断部位の3次元の構造情報と弾性情報とを同時に把握することができる。また、任意断面の白黒断層像と2次元弾性像とを重ねた画像は、任意断面の2次元の構造情報と弾性情報とを同時に把握することができる。よって、白黒3次元像と3次元弾性像の合成画像を、任意断面の白黒断層像と2次元弾性像の合成画像と並べて同時に表示することができれば、3次元の合成像で全体を把握しつつ、関心の部位については任意断面の合成画像で内部の構造と弾性情報を把握することが可能になる。

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様によれば、以下のような超音波診断装置が提供される。すなわち、この超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信して受信した信号を用いて被検体の任意断面の断層像を生成する断層像構成部と、前記信号を処理して弾性を表す弾性値の2次元弾性像を前記任意断面について生成する2次元弾性像構成部と、前記信号を処理して被検体の所定部位の3次元像を生成する3次元像生成部と、前記信号を処理して被検体の所定部位の弾性値の3次元弾性像を生成する3次元弾性像生成部と、任意断面について該断層像と2次元弾性像とを第1の合成割合で加算して任意断面合成画像を生成する任意断面合成画像生成部と、所定部位の3次元像と3次元弾性像とを第2の合成割合で加算して3次元合成画像を生成する3次元合成画像生成部と、任意断面合成画像と3次元合成画像とを並べて表示させる表示制御部と、操作者から第1の合成割合および第2の合成割合の設定を受け付ける操作部とを有する。

## 【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0020】

超音波探触子103は、長軸方向に列状または扇形に配列された複数の振動子と、複数の振動子を配列方向と直交する方向(短軸方向)に機械的に走査するモータと、振動子を被検体102の体表で上下方向に移動させて被検体102を自動圧迫する圧迫機構と、圧力センサとを備えている。モータは、モータ制御部112により制御される。圧迫機構は、圧迫制御部111により制御される。圧力センサの出力は、圧力計測部110により計測される。

## 【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0021

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0021】

超音波探触子103は、モータ制御部112の制御によりモータで振動子を短軸方向に移動さ

せながら、振動子から被検体102に超音波を送受信することにより、被検体102に対して超音波を3次元にスキャンし、データを収集することができる。また、圧迫制御部111の制御により圧迫機構が振動子を上下動させることにより、被検体102を加圧しながら超音波を送受信でき、後述する処理により被検体の弾性情報を取得できる。圧迫により被検体102に加わっている圧力は、圧力センサが検出し、圧力計測部110がその出力を計測する。モーター制御部112は、圧迫制御部111により加圧している時は静止するように制御される。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0022

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0022】

なお、超音波探触子103として、複数の振動子が超音波送受面に長軸方向のみならず、短軸方向にも複数列(1~kチャンネル)配列された2次元アレイを用いることにより、振動子をモータで機械的に振ることなく、超音波を3次元に送受信する構成としてもよい。また、操作者が手動で超音波探触子103を短軸方向に移動させることにより、3次元に送受信してもよい。さらに、超音波探触子103が2次元アレイの場合は、超音波送受面の曲率に沿った短軸方向、もしくは電子フォーカスによって生成した短軸方向の超音波ビームを走査して、3次元超音波データを収集することも可能である。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0033

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0033】

式(2)の $A_{out}(i)$ は、式(3)により付与された不透明度 $A(i)$ を、 $i$ 番目のボクセルまで式(2)の右辺に従って積算した値である。式(1)では、式(2)のようにして計算される $i-1$ 番目のボクセルまでの不透明度の積算値 $A_{out}(i-1)$ を用いる。式(2)から明らかなように、 $A_{out}(i)$ は、ボクセルを通過するたびに積算され1.0に収束される。よって、上記(1)に示されるように $i-1$ 番目までの不透明度の積算値 $A_{out}(i-1)$ が約1.0となった場合、式(1)の右辺第2項は0となり、 $i$ 番目以降の輝度値 $C(i)$ は、出力される2次元投影像(3次元)に反映されない。なお、 $C_{out}(i)$ 、 $A_{out}(i)$ は、ともに0を初期値とする( $i=0$ の場合)。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0046

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0046】

式(5)の $A_{out}(i)$ は、式(6)により付与された不透明度 $A(i)$ を、 $i$ 番目のボクセルまで式(5)の右辺に従って積算した値である。式(4)では、式(5)のようにして計算される $i-1$ 番目のボクセルまでの不透明度の積算値 $A_{out}(i-1)$ を用いる。式(5)から明らかなように、 $A_{out}(i)$ は、ボクセルを通過するたびに積算され1.0に収束される。よって、上記(4)に示されるように $i-1$ 番目までの不透明度の積算値 $A_{out}(i-1)$ が約1.0となった場合、式(4)の右辺第2項は0となり、 $i$ 番目以降の弾性値 $E(i)$ は、出力される2次元投影像(3次元)に反映されない。なお、 $E_{out}(i)$ 、 $A_{out}(i)$ は、ともに0を初期値とする( $i=0$ の場合)。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0059

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【 0 0 5 9 】

$$D_{MPR}(R)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{MPR}(R)(x,y) + \alpha \times C_{MPR}(R)(x,y) \quad \dots (19)$$

$$D_{MPR}(G)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{MPR}(G)(x,y) + \alpha \times C_{MPR}(G)(x,y) \quad \dots (20)$$

$$D_{MPR}(B)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{MPR}(B)(x,y) + \alpha \times C_{MPR}(B)(x,y) \quad \dots (21)$$

断層MPR画像51は、直交3断面の断層像41, 42, 43を所定の配置で配列したものであり、弾性MPR画像54は、対応する直交3断面の弾性像44, 45, 46を同じ配置で配列した画像であるため、上記式(19)~(21)で合成することにより、直交3断面の断層MPR画像51を割合  $\alpha$ 、対応する直交3断面の弾性MPR画像54を割合  $(1 - \alpha)$  で加算した直交3断面のMPR合成画像201, 202, 203が得られる(図6参照)。

## 【 手 続 補 正 9 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 明 細 書

【 補 正 対 象 項 目 名 】 0 0 6 1

【 補 正 方 法 】 変 更

【 補 正 の 内 容 】

## 【 0 0 6 1 】

$$D_{3D}(R)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{out3D}(R)(x,y) + \alpha \times C_{out3D}(R)(x,y) \quad \dots (22)$$

$$D_{3D}(G)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{out3D}(G)(x,y) + \alpha \times C_{out3D}(G)(x,y) \quad \dots (23)$$

$$D_{3D}(B)(x,y) = (1 - \alpha) \times E_{out3D}(B)(x,y) + \alpha \times C_{out3D}(B)(x,y) \quad \dots (24)$$

上記式(22)~(24)で合成することにより、3次元像を割合  $\alpha$ 、3次元弾性像が割合  $(1 - \alpha)$  で加算した3次元合成画像204が得られる(図6参照)。

## 【 手 続 補 正 1 0 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 明 細 書

【 補 正 対 象 項 目 名 】 0 0 7 1

【 補 正 方 法 】 変 更

【 補 正 の 内 容 】

## 【 0 0 7 1 】

このように合成割合  $\alpha$  および  $\beta$  を連動させることにより、MPR合成画像201~203および3次元像合成画像204の組織の構造情報と弾性情報の見え方を連動して変化させることが可能になり、効率よく最適な合成割合を探索することが可能になる。

## 【 手 続 補 正 1 1 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 明 細 書

【 補 正 対 象 項 目 名 】 0 0 7 3

【 補 正 方 法 】 変 更

【 補 正 の 内 容 】

## 【 0 0 7 3 】

(実施形態3)

実施形態3の超音波診断装置について図9を用いて説明する。実施形態3の超音波診断装置が実施形態1の装置と異なる点は、複数の断面のMPR合成画像201~203について、断面ごとに個別の合成割合を設定可能な構成とした点である。他の構成は、実施形態1と同様であるので説明を省略する。

## 【 手 続 補 正 1 2 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 明 細 書

【 補 正 対 象 項 目 名 】 0 0 8 0

【 補 正 方 法 】 変 更

【 補 正 の 内 容 】

## 【 0 0 8 0 】

(実施形態4)

実施形態4の超音波診断装置について図10を用いて説明する。実施形態4の装置は、実施形態3の装置と同様に、複数の断面のMPR合成画像601、603~610について、断面ごとに個別の合成割合を設定可能である。実施形態4が実施形態3と異なる点は、3次元合成画像204

を実施形態4では表示せず、MPR合成画像のみを表示し、MPR合成画像がマルチスライス画像である点である。マルチスライス画像は、基準断面画像(リファレンス画像)601と、基準断面に直交し、平行な複数の観察断面画像(スライス画像)603~610から構成され、実施形態4では、これらを並列に表示している。

【手続補正13】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0084

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0084】

操作者は操作部129を用いて、マルチスライス画像の合成割合を設定し、表示された画像を視認する。操作者が注目すべき部位が含まれており、合成割合の変更を行ってさらに見たいスライス画像がある場合には、操作者は操作部129を介して選択し、必要に応じて合成割合を変更することができる。これにより、変更後の合成割合で合成されたスライス画像が表示される。

【手続補正14】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0087

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0087】

21 トグルスイッチ、22 MPR画像・3次元像選択スイッチ、31 断層MPRカラー変換部、32 弾性MPRカラー変換部、33 3次元像カラー変換部、34 3次元弾性像カラー変換部、35 MPR画像合成部、36 3次元像合成部、37 並列配置部、101 超音波診断装置、102 被検体、103 超音波探触子、104 送信部、105 受信部、106 送受信制御部、107 整相加算部、108 断層画像構成部、109 白黒スキャンコンバータ、110 圧迫計測部、111 圧迫制御部、112 モータ制御部、113 RFフレームデータ選択部、114 変位計測部、115 弾性情報演算部、116 弾性画像構成部、117 弾性像スキャンコンバータ、118 断層像フレームメモリ、119 弾性像フレームメモリ、120 任意断面断層画像構成部、121 断層像座標変換部、122 任意断面弾性画像構成部、123 弾性像座標変換部、124 ボリュームレンダリング部、125 ボリュームレンダリング部、126 合成割合設定部、127 合成画像処理部、128 画像表示部、129 操作部、201~203 MPR合成画像、204 3次元合成画像、601 リファレンス画像(MPR合成画像)、602 スライスライン、603~610 スライス画像(MPR合成画像)

【手続補正15】

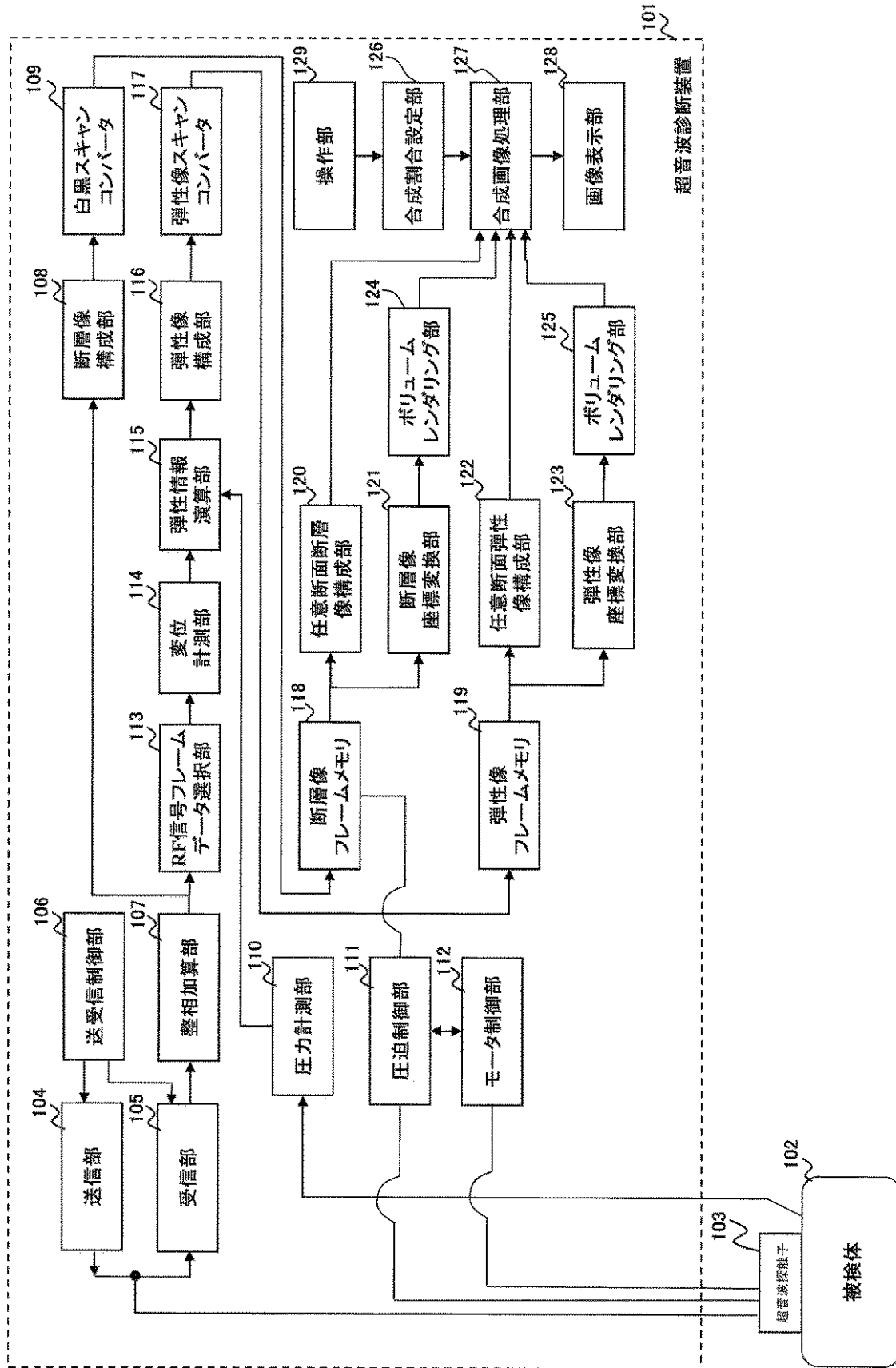
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図1】



超音波診断装置

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/070658

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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) A61B8/08		
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.
A	JP 2008-259605 A (Hitachi Medical Corp.), 30 October 2008 (30.10.2008), paragraph [0057]; fig. 6 to 10 (Family: none)	1-10
A	JP 2006-130071 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 25 May 2006 (25.05.2006), paragraphs [0044] to [0046] (Family: none)	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	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
"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)	"X"
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	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
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"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 November, 2011 (30.11.11)		Date of mailing of the international search report 13 December, 2011 (13.12.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/070658

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-262236 A (Advanced Technology Laboratories, Inc.), 07 October 1997 (07.10.1997), entire text; all drawings & US 5720291 A & EP 797106 A2 & DE 69735737 D & DE 69735737 T & NO 971314 A & AT 324596 T & NO 971314 A0	1-10
A	JP 2007-514477 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 07 June 2007 (07.06.2007), entire text; all drawings & US 2007/0055161 A1 & EP 1692543 A & WO 2005/054898 A1 & CN 1890579 A	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/070658									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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. A61B8/08											
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									
A	JP 2008-259605 A (株式会社日立メディコ) 2008.10.30, 段落【0057】、第6-10図 (ファミリーなし)	1-10									
A	JP 2006-130071 A (松下電器産業株式会社) 2006.05.25, 段落【0044】-【0046】 (ファミリーなし)	1-10									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 30.11.2011		国際調査報告の発送日 13.12.2011									
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) 松谷 洋平	2Q 3410								
		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 7 0 6 5 8

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
A	JP 9-262236 A (アドバンスト・テクノロジー・ラボラトリーズ・インコーポレイテッド) 1997.10.07, 全文、全図 & US 5720291 A & EP 797106 A2 & DE 69735737 D & DE 69735737 T & NO 971314 A & AT 324596 T & NO 971314 A0	1-10
A	JP 2007-514477 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2007.06.07, 全文、全図 & US 2007/0055161 A1 & EP 1692543 A & WO 2005/054898 A1 & CN 1890579 A	1-10

## フロントページの続き

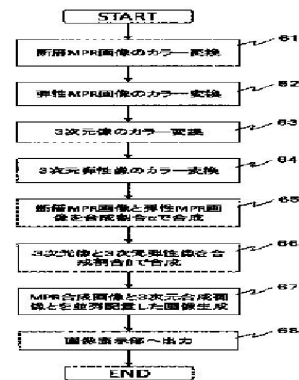
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, 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, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(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，超声波图像显示方法和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2012043200A1</a>	公开(公告)日	2014-02-06
申请号	JP2012536323	申请日	2011-09-11
[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	澤山雄樹		
发明人	澤山 雄樹		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T11/003 A61B8/085 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/5246 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993 G06T15/00		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/JC20 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK24		
优先权	2010219516 2010-09-29 JP		
其他公开文献	JP5815541B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

以从操作者接收到的第一组合比来添加任意截面上的截面图像和二维弹性图像，以产生任意截面组合图像。将预定部分的三维图像和三维弹性图像以从操作者接收到的第二合成比相加，以生成三维合成图像。在显示器中并排显示任意截面的组合图像和三维组合图像。由此，可以提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够从多个图像中容易掌握被检体内的生物体的构造以及硬度。



- 61 COLOR CONVERT TOMOGRAPHIC MPR IMAGE
- 62 COLOR CONVERT ELASTIC MPR IMAGE
- 63 COLOR CONVERT THREE DIMENSIONAL IMAGE
- 64 COLOR CONVERT THREE DIMENSIONAL ELASTIC IMAGE
- 65 COMPOSITE TOMOGRAPHIC MPR IMAGE AND ELASTIC MPR IMAGE WITH COMPOSITE RATIO  $\alpha$
- 66 COMPOSITE THREE DIMENSIONAL IMAGE AND THREE DIMENSIONAL ELASTIC IMAGE WITH COMPOSITE RATIO  $\beta$
- 67 GENERATE IMAGE WHEREIN MPR COMPOSITE IMAGE AND THREE-DIMENSIONAL COMPOSITE IMAGE ARE POSITIONED IN A ROW
- 68 OUTPUT TO IMAGE DISPLAY UNIT