

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-224346

(P2011-224346A)

(43) 公開日 平成23年11月10日(2011.11.10)

(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
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 29 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2011-17988 (P2011-17988)  
 (22) 出願日 平成23年1月31日 (2011.1.31)  
 (31) 優先権主張番号 特願2010-81030 (P2010-81030)  
 (32) 優先日 平成22年3月31日 (2010.3.31)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 神山 直久  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 EE04 JB40  
 JB51 JC08 JC16 JC37

最終頁に続く

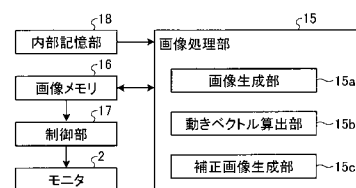
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】超音波画像における観察対象の視認性を向上させること。

【解決手段】画像生成部15aは、時系列に沿った複数の超音波画像を生成し、動きベクトル算出部15bは、画像生成部15aにより生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像の間で監視用ROIの動きベクトルを算出する。そして、補正画像生成部15cは、動きベクトル算出部15bにより算出された動きベクトルにおける超音波の走査線方向成分に基づいて、2つの超音波画像のうち生成時期の遅い超音波画像を補正した補正画像を生成する。そして、制御部17は、補正画像生成部15cにより生成された補正画像をモニタ2に表示させるように制御する。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する２つの超音波画像である第１の画像および第２の画像の間で局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第２の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部と、

前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する表示制御部と、

を備える、超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記補正画像生成部は、前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向の成分の大きさが所定の閾値以上である場合に、前記第２の画像から補正画像を生成し、

前記表示制御部は、前記補正画像生成部により前記第２の画像から補正画像が生成されなかった場合、当該第２の画像を所定の表示部に表示させるように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記算出部および前記補正画像生成部は、所定の入力部を介して操作者から処理実行要求を受け付けた場合に前記動きベクトルの算出処理および前記補正画像の生成処理を実行し、前記所定の入力部を介して操作者から処理停止要求を受け付けた場合に前記動きベクトルの算出処理および前記補正画像の生成処理を停止する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

超音波画像にて関心領域が描画された場合、前記算出部は、当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトルを算出し、

前記補正画像生成部は、前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルのうち前記関心領域内の所定の位置にある第１の局所領域の動きベクトルを用いて前記補正画像を生成し、

30

前記第１の局所領域以外の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する変形度算出部、

をさらに備える、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度を、前記所定の表示部にて表示するように制御する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度に基づいて、前記所定の表示部にて表示される画像内の関心領域の色調を変化させるように制御する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 7】**

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度に基づいて、前記所定の表示部にて表示される画像内の関心領域を変形するように制御する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記反射波に基づいて前記被検体内の生体組織の速度情報を算出する速度情報算出部をさらに備え、

前記算出部は、前記速度情報算出部により算出された前記速度情報に基づいて前記動きベクトルを算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

50

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

超音波画像にて関心領域が描画された場合、前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像である第1の画像および第2の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する変形度算出部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項10】

前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度を、前記所定の表示部にて表示するように制御する表示制御部をさらに備える、請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度に基づいて、前記所定の表示部にて表示される画像内の関心領域の色調を変化させるように制御する、請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度に基づいて、前記所定の表示部にて表示される画像内の関心領域を変形するように制御する、請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルのうち前記関心領域内の所定の位置にある第1の局所領域の動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第2の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部をさらに備え、

前記表示制御部は、前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する、請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記補正画像生成部は、前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向の成分の大きさが所定の閾値以上である場合に、前記第2の画像から補正画像を生成し、

前記表示制御部は、前記補正画像生成部により前記第2の画像から補正画像が生成されなかった場合、当該第2の画像を所定の表示部に表示させるように制御する、請求項13に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記算出部および前記補正画像生成部は、所定の入力部を介して操作者から処理実行要求を受け付けた場合に前記動きベクトルの算出処理および前記補正画像の生成処理を実行し、前記所定の入力部を介して操作者から処理停止要求を受け付けた場合に前記動きベクトルの算出処理および前記補正画像の生成処理を停止する、請求項13に記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記反射波に基づいて前記被検体内の生体組織の速度情報を算出する速度情報算出部をさらに備え、

前記算出部は、前記速度情報算出部により算出された前記速度情報に基づいて前記動きベクトルを算出する、請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項17】

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

超音波画像にて関心領域が描画された場合、前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像である第1の画像および第2の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル

10

20

30

40

50

局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルのうち前記関心領域内の所定の位置にある第1の局所領域の動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第2の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部と、

前記第1の局所領域以外の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する変形度算出部と、

前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する表示制御部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項18】

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度を、前記所定の表示部にて表示するように制御する、請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項19】

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度に基づいて、前記所定の表示部にて表示される画像内の関心領域の色調を変化させるように制御する、請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項20】

前記表示制御部は、前記変形度算出部により算出された前記関心領域の変形度に基づいて、前記所定の表示部にて表示される画像内の関心領域を変形するように制御する、請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項21】

前記補正画像生成部は、前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向の成分の大きさが所定の閾値以上である場合に、前記第2の画像から補正画像を生成し、

前記表示制御部は、前記補正画像生成部により前記第2の画像から補正画像が生成されなかった場合、当該第2の画像を所定の表示部に表示させるように制御する、請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項22】

前記算出部および前記補正画像生成部は、所定の入力部を介して操作者から処理実行要求を受け付けた場合に前記動きベクトルの算出処理および前記補正画像の生成処理を実行し、前記所定の入力部を介して操作者から処理停止要求を受け付けた場合に前記動きベクトルの算出処理および前記補正画像の生成処理を停止する、請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項23】

前記反射波に基づいて前記被検体内の生体組織の速度情報を算出する速度情報算出部をさらに備え、

前記算出部は、前記速度情報算出部により算出された前記速度情報に基づいて前記動きベクトルを算出する、請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項24】

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像である第1の画像および第2の画像の間で局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第2の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部と、

前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する表示制御部と、

を備える、画像処理装置。

【請求項25】

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った

10

20

30

40

50

複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

超音波画像にて関心領域が描画された場合、前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する２つの超音波画像である第１の画像および第２の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する変形度算出部と、

を備える、画像処理装置。

【請求項２６】

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

超音波画像にて関心領域が描画された場合、前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する２つの超音波画像である第１の画像および第２の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、

前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルのうち前記関心領域内の所定の位置にある第１の局所領域の動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第２の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部と、

前記第１の局所領域以外の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する変形度算出部と、

前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する表示制御部と、

を備える、画像処理装置。

【請求項２７】

算出部が、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する２つの超音波画像である第１の画像および第２の画像の間で局所領域の動きベクトルを算出し、

補正画像生成部が、前記算出部により算出された前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第２の画像を補正した補正画像を生成し、

表示制御部が、前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する、

ことを含む画像処理方法。

【請求項２８】

超音波画像にて関心領域が描画された場合、算出部が、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する２つの超音波画像である第１の画像および第２の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル局所領域の動きベクトルを算出し、

変形度算出部が、前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する、

ことを含む画像処理方法。

【請求項２９】

超音波画像にて関心領域が描画された場合、算出部が、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する２つの超音波画像である第１の画像および第２の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル局所領域の動きベクトルを算出し、

補正画像生成部が、前記算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれの動きベクトルのうち前記関心領域内の所定の位置にある第１の局所領域の動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第２の画像を補正した補正画像を生成し、

10

20

30

40

50

変形度算出部が、前記第1の局所領域以外の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出し、

表示制御部が、前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する、

ことを含む画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、X線診断装置、X線CT（Computed Tomography）装置、MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置などの他の医用画像診断装置に比べ装置規模が小さく、また、超音波プローブを体表から当てるだけの簡便な操作により、例えば、心臓の拍動や胎児の動きといった検査対象の動きの様子をリアルタイムで表示可能な装置であることから、今日の医療において重要な役割を果たしている。また、被曝のおそれがない超音波診断装置には、片手で持ち運べる程度に小型化された装置も開発されており、かかる超音波診断装置は、産科や在宅医療などの医療現場においても容易に使用することができる。

【0003】

また、近年、超音波診断装置により生成された超音波画像を用いて、検査対象の組織の状態を客観的かつ定量的に解析する技術の開発が進められている。かかる技術としては、組織追跡イメージング法や、超音波エラストグラフィー法などが知られている。

【0004】

組織追跡イメージング法は、例えば、心臓の機能解析を行なうため、拍動に伴う心筋の位置を追跡して心筋の速度情報に由来する信号を積分することで、心筋の変位や歪みが描出された心臓の短軸像を生成および表示する技術である（例えば、特許文献1を参照）。

【0005】

また、超音波エラストグラフィー法は、Bモード画像を医師が観察することで行なわれていた腫瘍性病変の悪性度診断（具体的には、硬さ）を客観的かつ定量的に解析することが可能な画像を生成および表示する技術である。

【0006】

ここで、Bモード画像観察による腫瘍性病変の悪性度診断について説明する。Bモード画像の観察による腫瘍性病変の悪性度診断は、超音波診断装置のリアルタイム表示を利用した診断の代表的なものであり、具体的には、以下に説明する手技が行なわれる。Bモード画像に腫瘍性病変が見つかった場合、医師または技師は、体表にあてた超音波プローブにより患部を少し圧迫および開放する。かかる手技を行なった場合、腫瘍を含む生体組織は、変形する。ここで、超音波プローブによる圧迫および開放にともない腫瘍性病変が平行移動するように観察される場合、医師は、当該腫瘍性病変が硬いと診断できる。

【0007】

また、超音波プローブによる圧迫にともない腫瘍性病変の形状が、例えば球形から扁平するといった変化が観察される場合、医師は、当該腫瘍性病変が柔らかいと診断できる。また、腫瘍性病変の形状は元々扁平していることもあるので、超音波プローブによる圧迫にともない腫瘍性病変の形状がさらに扁平するといった変化が観察される場合も、医師は、当該腫瘍性病変が柔らかいと診断できる。

【0008】

このように、超音波診断装置のリアルタイム表示（動画像表示）機能を用いて腫瘍性病変の形状変化を観察することは、腫瘍性病変の悪性度診断を行なううえで有用である。かかる診断は、例えば、乳癌の超音波画像診断において日常的に行われている。

【0009】

10

20

30

40

50

一方、超音波エラストグラフィ法は、腫瘍性病変を含む生体組織の変形を、超音波パルスの微小な位相変化によって計算することで、組織歪の2次元のマッピング像を再構成および表示する技術である。なお、腫瘍性病変を含む生体組織の変形を行なうための方法としては、上述したように超音波プローブにより圧迫および開放する方法の他に、超音波パルスの機械的作用によって圧迫させる方法（例えば、A R F I (Acoustic Radiation Force Impulse) など）が知られている。

【0010】

このように、超音波エラストグラフィ法は、腫瘍性病変を含む生体組織の弾性率を計測して画像化する技術であるが、超音波エラストグラフィ法により表示される2次元のマッピング像を用いた診断結果と、実際にBモード画像を観察することで得られる経験的な診断結果とは、乖離がある場合があった。水などの液体は、圧縮性が極めて低い物質であるが、皮膜に包まれた液体は、容易に変形する。このため、例えば、腫瘍に液体が内包されている場合、弾性率の計測誤差は、大きくなってしまふ。また、腫瘍性病変を含む生体組織近傍に血管や血流がある場合も、弾性率の計測誤差は、大きくなってしまふ。このように、従来、臨床で経験されていた「柔らかさ」すなわち「変形し易さ」と、物理定数としての弾性率には、乖離がある。

10

【0011】

かかる理由により、超音波エラストグラフィ法により再構成される2次元のマッピング像は、腫瘍性病変の悪性度診断の最終的な根拠とすることが困難であり、現状では、腫瘍性病変の悪性度診断は、超音波プローブによる圧迫および開放を行ないながらのBモード画像の観察により行なわれることが多い。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2005-124636号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

ところで、上記したBモード画像の観察では、超音波診断装置の本質的な表示法により、Bモード画像（超音波画像）における観察対象の視認性が悪くなってしまふという課題があった。図14Aおよび図14Bは、従来技術の課題を説明するための図である。

30

【0014】

通常、静置された物体を上から圧迫した状態を横から見た場合、図14Aに示すように、物体は、下方向に圧縮され、物体内の観察対象となる部位も、下方向に移動する。ここで、超音波診断装置は、超音波プローブの表面が常にゼロcmとなる超音波画像を表示する。したがって、超音波画像を観察すると、図14Bに示すように、生体組織は、上方向に圧縮され、生体組織内の観察対象（腫瘍）は、上方向に移動することとなる。すなわち、生体組織および観察対象（腫瘍）は、超音波画像において、実際の運動方向とは逆方向に移動するように描出されるため、超音波画像の観察者は、観察対象の動きの状態を把握することが困難であった。このため、観察者は、実際の運動方向とは逆方向に移動する観察対象の動きの状態を把握できるように、観察技術を向上させる必要があった。

40

【0015】

また、観察対象は、超音波プローブによる圧迫および開放により変形するとともに平行移動してしまふ。したがって、観察者は、変形と移動とが同時に起こる中で、変形の度合いを観察する必要が生じるため、錯覚などを起こす場合があった。

【0016】

なお、上記では、腫瘍性病変の悪性度診断時に超音波プローブによる圧迫および開放を行ないながら超音波画像を観察する際に、観察対象の視認性が悪くなってしまふという課題があったことについて説明した。しかし、一般的に、超音波プローブを被検体の体表にあてて、当該体表下部の生体組織を観察する場合であっても、超音波プローブの移動にと

50

もない被検体の体表が圧迫され、観察対象となる生体組織が移動することがある。すなわち、上記した超音波診断装置の本質的な表示法では、腫瘍性病変の悪性度診断時のみならず、超音波画像を用いた画像診断時において、超音波画像における観察対象の視認性が悪くなってしまうという課題があった。

【0017】

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となる超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法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】

【0018】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1記載の本発明は、超音波診断装置が、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像である第1の画像および第2の画像の間で局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、前記算出部により算出された前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第2の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部と、前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する表示制御部と、を備える。

10

【0019】

また、請求項24記載の本発明は、画像処理装置が、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿った複数の超音波画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部により生成された前記複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像である第1の画像および第2の画像の間で局所領域の動きベクトルを算出する算出部と、前記算出部により算出された前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第2の画像を補正した補正画像を生成する補正画像生成部と、前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する表示制御部と、を備える。

20

【0020】

また、請求項27記載の本発明は、画像処理方法であって、算出部が、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像である第1の画像および第2の画像の間で局所領域の動きベクトルを算出し、補正画像生成部が、前記算出部により算出された前記動きベクトルにおける前記超音波の走査線方向成分に基づいて、前記第2の画像を補正した補正画像を生成し、表示制御部が、前記補正画像生成部により生成された前記補正画像を所定の表示部に表示させるように制御する、ことを含む。

30

【発明の効果】

【0021】

請求項1、24または27の発明によれば、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、実施例1に係る超音波診断装置を説明するための図である。

【図2】図2は、実施例1に係る画像処理部の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、監視用ROIを説明するための図である。

【図4】図4は、補正画像生成部を説明するための図(1)である。

【図5】図5は、補正画像生成部を説明するための図(2)である。

【図6】図6は、実施例1に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図7】図7は、実施例2に係る画像処理部の構成を説明するための図である。

50

【図 8】図 8 は、観察用 R O I を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、実施例 2 に係る動きベクトル算出部および変形度算出部を説明するための図である。

【図 10 A】図 10 A は、実施例 2 に係る変形度算出部および制御部を説明するための図 ( 1 ) である。

【図 10 B】図 10 B は、実施例 2 に係る変形度算出部および制御部を説明するための図 ( 2 ) である。

【図 10 C】図 10 C は、実施例 2 に係る変形度算出部および制御部を説明するための図 ( 3 ) である。

【図 11】図 11 は、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 12】図 12 は、実施例 2 の第 1 の変形例を説明するための図である。

【図 13】図 13 は、実施例 2 の第 2 の変形例を説明するための図である。

【図 14 A】図 14 A は、従来技術の課題を説明するための図 ( 1 ) である。

【図 14 B】図 14 B は、従来技術の課題を説明するための図 ( 2 ) である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法の好適な実施例を詳細に説明する。なお、以下では、この発明に係る画像処理方法を実行する超音波診断装置を実施例として説明する。

【実施例 1】

【0024】

まず、実施例 1 に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、実施例 1 に係る超音波診断装置を説明するための図である。図 1 に示すように、実施例 1 に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 10 とから構成される。

【0025】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材などを有する。

【0026】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0027】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I ( Graphical User Interface ) を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像を表示したりする。

【0028】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求 ( 例えば、関心領域の設定要求など ) を転送する。なお、本実施例 1 に係る入力装置 3 は、後述する画像処理部 15 による画像処理の開始および終了を操作者から受け付けるための「処理実行スイッ

10

20

30

40

50

チ」を有する。

【0029】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図1に示すように、送信部11と、受信部12と、Bモード処理部13と、ドブラ処理部14と、画像処理部15と、画像メモリ16と、制御部17と、内部記憶部18とを有する。

【0030】

送信部11は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために用いられる圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。

10

【0031】

受信部12は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号を増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

20

【0032】

このように、送信部11および受信部12は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【0033】

Bモード処理部13は、受信部12から反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。

【0034】

ドブラ処理部14は、受信部12から受け取った反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ(ドブラデータ)を生成する。

30

【0035】

画像処理部15は、Bモード処理部13が生成したBモードデータや、ドブラ処理部14が生成したドブラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像処理部15は、BモードデータからBモード画像を生成し、ドブラデータからドブラ画像を生成する。また、画像処理部15は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキヤンコンバート)し、表示画像としての超音波画像(Bモード画像やドブラ画像)を生成する。さらに、画像処理部15は、生成した超音波画像に対して後に詳述する画像処理を行なう。

40

【0036】

画像メモリ16は、画像処理部15が生成した超音波画像や、画像処理部15が超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。

【0037】

制御部17は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部17は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部18から読んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送信部11、受信部12、Bモード処理部13、ドブラ処理部14および画像処理部15の処理を制御する。また、制御部17は、画像メモリ16が記憶する超音波画像などをモニタ2にて表示するように制御す

50

る。

【0038】

内部記憶部18は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データを記憶する。また、内部記憶部18は、必要に応じて、画像メモリ16が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部18が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0039】

このように、実施例1に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1から送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成するが、以下、詳細に説明する画像処理部15の処理により、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となるように構成されている。以下、実施例1に係る画像処理部15が実行する画像処理について、図2などを用いて詳細に説明する。なお、以下では、乳がんの検査において、被検体Pの乳房を撮影したBモード画像に腫瘍性病変が見つかったことから、医師または技師が、被検体Pの乳房にあてた超音波プローブ1により圧迫および開放することで、時系列に沿って表示される超音波画像を参照しながら腫瘍性病変の悪性度を診断する場合について説明する。

10

【0040】

図2は、実施例1に係る画像処理部の構成を説明するための図である。図2に示すように、実施例1に係る画像処理部15は、画像生成部15aと、動きベクトル算出部15bと、補正画像生成部15cとを有する。

20

【0041】

画像生成部15aは、超音波画像として、BモードデータからBモード画像を生成し、ドプラデータからドプラ画像を生成する。そして、画像生成部15aは、生成した超音波画像を画像メモリ16に格納する。具体的には、実施例1において、画像生成部15aは、医師または技師が被検体Pの乳房にあてた超音波プローブ1により圧迫および開放を順次行なった際に、Bモード処理部13が時系列に沿って順次生成した複数のBモードデータから、時系列に沿った複数のBモード画像を生成する。

【0042】

そして、制御部17は、画像生成部15aが時系列に沿ってBモード画像を順次生成して画像メモリ16に新規に格納するごとに、画像メモリ16から新規に格納されたBモード画像を順次読み出してモニタ2に表示させる。

30

【0043】

ここで、制御部17は、入力装置3が有する「処理実行スイッチ」を操作者がONにすると、動きベクトル算出部15bおよび補正画像生成部15cによる画像処理を開始するように、画像処理部15を制御する。

【0044】

まず、動きベクトル算出部15bは、画像生成部15aにより生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像の間で局所領域の動きベクトルを算出する。具体的には、動きベクトル算出部15bは、画像生成部15aにより新規の超音波画像である新規画像が生成されるごとに、新規画像の局所領域と、当該新規画像の直前に生成された超音波画像の局所領域との動きベクトルを算出する。

40

【0045】

ここで、局所領域とは、動きベクトルを監視するために予め設定された関心領域（ROI：Region Of Interest）であり、以下では、「監視用ROI」と記載する。ここで、監視用ROIの位置と、監視用ROIの大きさと、監視用ROIの形状との設定情報とは、予め内部記憶部18に格納されている。図3は、監視用ROIを説明するための図である。

【0046】

50

例えば、乳がんの腫瘍性病変の性状診断である場合、動きベクトル算出部 15 b は、図 3 に示すように、内部記憶部 18 に予め可能されている設定情報により、監視用 R O I の位置を超音波画像（B モード画像）の中心に設定し、監視用 R O I の大きさおよび形状を例えば、直径 5 mm の正円と設定する。なお、本実施例 1 では、監視用 R O I の設定情報が予め内部記憶部 18 に格納されている場合について説明するが、これらの設定情報は、超音波画像を参照した操作者により、診断ごとに設定される場合であってもよい。

【 0 0 4 7 】

以下、動きベクトル算出部 15 b による処理が、時系列に沿って連続する 2 つの超音波画像である画像「 i 」と画像「 i + 1 」との間で実行される場合について説明する。動きベクトル算出部 15 b は、画像「 i 」の監視用 R O I 内の画像パターンと、画像「 i + 1 」との監視用 R O I 内の画像パターンとの類似度を識別することで、画像「 i 」および画像「 i + 1 」間の動きベクトルを算出する。

10

【 0 0 4 8 】

動きベクトルの算出法としては、既存のアルゴリズムが適用可能である。しかし、超音波診断装置のリアルタイムの動画表示という性質上、動きベクトル算出部 15 b は、1 秒間に、例えば、30 フレーム程度の処理を行なう必要がある。このため、動きベクトル算出部 15 b は、高速処理が可能なアルゴリズムとして、例えば、輝度値の絶対差の総和（S A D : Sum of Absolute Difference）の最小化という手法を用いる。

【 0 0 4 9 】

すなわち、動きベクトル算出部 15 b は、画像「 i + 1 」の監視用 R O I の位置を上下左右に微小に移動させて、S A D を算出する。具体的には、動きベクトル算出部 15 b は、移動させた監視用 R O I 内にある各画素の輝度値（画像値）と、画像「 i 」の監視用 R O I 内にある各画素の輝度値との輝度差の絶対値を、対応する画素間で算出し、算出した絶対値の総和（S A D）を算出する。そして、動きベクトル算出部 15 b は、算出した S A D が最小となった場合の画像「 i + 1 」の監視用 R O I の位置と、画像「 i 」の監視用 R O I の位置とから、画像「 i 」に対する画像「 i + 1 」の動きベクトル「ベクトル V（ i + 1）」を算出する。

20

【 0 0 5 0 】

かかる処理により、動きベクトル算出部 15 b は、画像「 1 」に対する画像「 2 」の動きベクトル「ベクトル V（ 2）」、画像「 2 」に対する画像「 3 」の動きベクトル「ベクトル V（ 3）」、画像「 3 」に対する画像「 4 」の動きベクトル「ベクトル V（ 4）」などを順次算出する。

30

【 0 0 5 1 】

そして、補正画像生成部 15 c は、動きベクトル算出部 15 b により算出された動きベクトルにおける超音波の走査線方向成分に基づいて、2 つの超音波画像のうち生成時期の遅い超音波画像（画像「 i 」の次に生成された新規画像である画像「 i + 1 」）を補正した補正画像を生成する。図 4 および 5 は、補正画像生成部を説明するための図である。

【 0 0 5 2 】

まず、補正画像生成部 15 c は、図 4 に示すように、動きベクトル算出部 15 b により算出された動きベクトル「ベクトル V」を、超音波の走査線方向成分（超音波プローブ 1 の振動子面に対する垂直成分）である「ベクトル V<sub>y</sub>」と、超音波の走査線方向に直交する成分（超音波プローブ 1 の振動子面に対する平行成分）である「ベクトル V<sub>x</sub>」とに分離する。

40

【 0 0 5 3 】

そして、補正画像生成部 15 c は、図 5 に示すように、「ベクトル V<sub>y</sub>」と大きさが同じであり、かつ、「ベクトル V<sub>y</sub>」と方向が逆となる「ベクトル V<sub>c</sub>」を算出する。そして、補正画像生成部 15 c は、算出した「ベクトル V<sub>c</sub>」に基づいて、新規画像を補正した補正画像を生成し、生成した補正画像を画像メモリ 16 に格納する。

【 0 0 5 4 】

例えば、補正画像生成部 15 c は、画像「 2 」を処理する場合、画像「 1 」に対する画

50

像「2」の動きベクトル「ベクトルV(2)」の垂直成分である「ベクトルV(2)y」を算出し、「ベクトルV(2)y」の逆ベクトル「ベクトルV(2)c」を算出する。そして、補正画像生成部15cは、画像「2」を「ベクトルV(2)c」により移動させることで補正画像「2」を生成する。

【0055】

また、補正画像生成部15cは、画像「3」を処理する場合、画像「2」に対する画像「3」の動きベクトル「ベクトルV(3)」の垂直成分である「ベクトルV(3)y」を算出し、「ベクトルV(3)y」の逆ベクトル「ベクトルV(3)c」を算出する。そして、補正画像生成部15cは、画像「3」を『「ベクトルV(2)c」+「ベクトルV(3)c」』により移動させることで補正画像「3」を生成する。

10

【0056】

また、補正画像生成部15cは、画像「4」を処理する場合、画像「3」に対する画像「4」の動きベクトル「ベクトルV(4)」の垂直成分である「ベクトルV(4)y」を算出し、「ベクトルV(4)y」の逆ベクトル「ベクトルV(4)c」を算出する。そして、補正画像生成部15cは、画像「3」を『「ベクトルV(2)c」+「ベクトルV(3)c」+「ベクトルV(4)c」』により移動させることで補正画像「4」を生成する。かかる補正画像においては、監視用ROIの垂直方向の位置が略一定となる。

【0057】

ここで、本実施例1に係る補正画像生成部15cは、以下に説明する閾値処理により補正画像を生成するか否かを判定する。すなわち、補正画像生成部15cは、動きベクトルの垂直成分の大きさが、内部記憶部18に予め記憶されている閾値(例えば、2mm)以上である場合に、補正画像の生成対象となる超音波画像(新規画像である画像「i+1」)から補正画像を生成する。一方、補正画像生成部15cは、動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値より小さい場合、画像「i+1」から補正画像を生成しないと判定する。

20

【0058】

なお、動きベクトル算出部15bは、補正画像「i」と画像「i+1」との間で監視用ROIの動きベクトル「ベクトルV(i+1)」を算出する場合であってもよい。かかる場合、補正画像生成部15cは、「ベクトルV(i+1)」の垂直成分の逆ベクトルである「ベクトルVc(i+1)」により画像「i+1」を移動させることで、画像「i+1」を補正した補正画像「i+1」を生成する。

30

【0059】

図1および2に示す制御部17は、補正画像生成部15cにより生成された補正画像を画像メモリ16から読み出して、読み出した補正画像をモニタ2に表示させるように制御する。なお、制御部17は、補正画像生成部15cにより画像「i+1」から補正画像が生成されなかった場合、画像「i+1」を画像メモリ16から読み出してモニタ2に表示させる。

【0060】

かかる表示制御処理により、モニタ2は、監視用ROIの垂直方向の位置が略一定となる超音波画像(Bモード画像)を動画表示する。

【0061】

なお、制御部17は、上述したように、「処理実行スイッチ」を操作者がONにすることで、動きベクトル算出部15bおよび補正画像生成部15cによる処理を実行するように制御する。そして、制御部17は、「処理実行スイッチ」を操作者がOFFにすることで、動きベクトル算出部15bおよび補正画像生成部15cによる処理を停止するように制御する。

40

【0062】

次に、図6を用いて、実施例1に係る超音波診断装置の処理について説明する。図6は、実施例1に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、図6では、監視用ROIおよび補正画像生成に用いられる閾値の設定が予め行なわれた後の処理について説明する。

50

## 【0063】

図6に示すように、実施例1に係る超音波診断装置は、入力装置3が有する「処理実行スイッチ」を操作者がONにすることで、処理開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、処理開始要求を受け付けない場合(ステップS101否定)、超音波診断装置は、待機状態となる。

## 【0064】

一方、処理開始要求を受け付けた場合(ステップS101肯定)、制御部17は、画像生成部15aにより超音波画像が生成されたか否かを判定する(ステップS102)。ここで、超音波画像が生成されていない場合(ステップS102否定)、制御部17は、超音波画像が生成されるまで待機する。

10

## 【0065】

一方、超音波画像が生成された場合(ステップS102肯定)、制御部17は、生成された超音波画像をモニタ2にて表示するように制御し(ステップS103)、表示した画像を画像「i」と設定する(ステップS104)。

## 【0066】

そして、制御部17は、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定し(ステップS105)、新規の超音波画像が生成されていない場合(ステップS105否定)、新規の超音波画像が生成されるまで待機する。

## 【0067】

一方、新規の超音波画像が生成された場合(ステップS105肯定)、制御部17は、新規に生成された超音波画像を画像「i+1」と設定し(ステップS106)、動きベクトル算出部15bは、画像「i」と画像「i+1」との間で、監視用ROIの動きベクトルを算出する(ステップS107)。

20

## 【0068】

そして、補正画像生成部15cは、動きベクトル算出部15bにより算出された動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値以上であるか否かを判定する(ステップS108)。ここで、動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値より小さい場合(ステップS108否定)、制御部17は、画像「i+1」をモニタ2にて表示するように制御する(ステップS111)。

## 【0069】

一方、動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値以上である場合(ステップS108肯定)、補正画像生成部15cは、動きベクトルの垂直成分に基づいて、画像「i+1」の補正画像を生成する(ステップS109)。そして、制御部17は、画像「i+1」を補正した補正画像をモニタ2にて表示するように制御する(ステップS110)。

30

## 【0070】

その後、制御部17は、入力装置3が有する「処理実行スイッチ」を操作者がOFFにすることで、処理停止要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS112)。ここで、処理停止要求を受け付けない場合(ステップS112否定)、制御部17は、画像「i+1」を画像「i」と設定し(ステップS113)、ステップS105に戻って、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定する。すなわち、制御部17は、ステップS113にて画像「i」として設定した超音波画像と、ステップS106にて画像「i+1」として設定する新規画像である画像「i+1」との間で処理が実行されるように制御する。

40

## 【0071】

一方、処理停止要求を受け付けた場合(ステップS112肯定)、制御部17は、動きベクトル算出部15bおよび補正画像生成部15cによる処理を終了する。

## 【0072】

上述してきたように、実施例1では、画像生成部15aは、時系列に沿った複数の超音波画像を生成し、動きベクトル算出部15bは、画像生成部15aにより生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像の間で監視用ROIの動きベクトルを算出する。そして、補正画像生成部15cは、動きベクトル算出部15b

50

により算出された動きベクトルにおける超音波の走査線方向成分に基づいて、2つの超音波画像のうち生成時期の遅い超音波画像を補正した補正画像を生成する。そして、制御部17は、補正画像生成部15cにより生成された補正画像をモニタ2に表示させるように制御する。

【0073】

したがって、実施例1では、表示される画像における観察対象の位置を垂直方向にて略一定とすることができ、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となる。また、実施例1では、動きベクトルにおける超音波の走査線方向成分に基づいて補正処理を行なうので、例えば、操作者が他の部位を観察するために超音波プローブ1を体表に沿って移動させても、操作者にとっては不要となる動きベクトルの水平成分による補正処理が行なわれることを回避することができる。

10

【0074】

また、実施例1によれば、補正画像生成部15cは、動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値以上である場合に補正画像を生成し、制御部17は、補正画像生成部15cにより補正画像が生成されなかった場合、画像処理対象となる画像をモニタ2に表示させる。したがって、実施例1によれば、微小な移動しか検出されなかった場合に不要な補正画像の生成処理を回避することができ、画像処理に関する負荷を軽減することが可能となる。

【0075】

また、実施例1では、動きベクトル算出部15bおよび補正画像生成部15cは、操作者から処理実行要求を受け付けた場合に動きベクトルの算出処理および補正画像の生成処理を実行し、操作者から処理停止要求を受け付けた場合に動きベクトルの算出処理および補正画像の生成処理を停止する。したがって、実施例1によれば、操作者の所望の時期のみ表示される画像の補正処理を実行することが可能となる。なお、実施例1によれば、補正画像が動きベクトルの垂直成分に基づいて生成されるので、「処理実行スイッチ」がONである場合に、操作者が他の部位を観察するために超音波プローブ1を体表に沿って移動させても、操作者にとっては不要な動きベクトルの水平成分による補正処理が行なわれることを回避することができる。

20

【0076】

なお、上記の処理は、乳房の腫瘍性病変を観察する場合だけでなく、一般的に、超音波プローブ1を被検体Pの体表にあてて、当該体表下部の生体組織を観察する場合であっても実行可能である。

30

【実施例2】

【0077】

実施例1では、一つの監視用ROIが用いられる場合について説明したが、実施例2では、複数の監視用ROIが用いられる場合について、図7、図8、図9、図10A、図10Bおよび図10Cを用いて説明する。なお、図7は、実施例2に係る画像処理部の構成を説明するための図であり、図8は、観察用ROIを説明するための図であり、図9は、実施例2に係る動きベクトル算出部および変形度算出部を説明するための図であり、図10A、図10Bおよび図10Cは、実施例2に係る変形度算出部および制御部を説明するための図である。

40

【0078】

実施例2に係る超音波診断装置は、図1を用いて説明した実施例1に係る超音波診断装置と同様に構成される。しかし、実施例2に係る画像処理部15は、図7に示すように、図2を用いて説明した実施例1に係る画像処理部15と比較して、関心領域位置情報取得部15dおよび変形度算出部15eをさらに有する点が異なる。以下、これらを中心に説明する。

【0079】

まず、実施例2において、操作者は、Bモード画像において観察対象となる領域を観察用関心領域（観察用ROI）として設定する。例えば、操作者は、入力装置3が有する描画機能を用いて、図8に示すように、Bモード画像にて観察された腫瘍性病変の輪郭をお

50

おまかにトレースすることで観察用ROI20を設定する。図8に示す一例では、観察用ROI20が楕円にてBモード画像上に描画されている。

【0080】

関心領域位置情報取得部15dは、Bモード画像にて描画された観察用ROI20の位置情報を取得する。そして、実施例2に係る動きベクトル算出部15bは、関心領域位置情報取得部15dにより取得された観察用ROI20のBモード画像における位置情報に基づいて、複数の監視用ROIを設定する。

【0081】

例えば、動きベクトル算出部15bは、図9の左図に示すように、観察用ROI20の略中央部分に監視用ROI21を設定する。ここで、監視用ROI21は、上述した補正画像の生成用の動きベクトルを算出するために用いられる。そして、動きベクトル算出部15bは、例えば、図9の左図に示すように、観察用ROI20の輪郭部分に4箇所の監視用ROI22~25を設定する。図9の左図に示す一例では、楕円である観察用ROI20において長辺の2端点と短辺の2端点との4箇所に監視用ROI22~25それぞれが設定されている。ここで、監視用ROI22~25は、描画された観察用ROI20の変形の様子を解析するための動きベクトルを算出するために用いられる。

【0082】

なお、動きベクトル算出部15bは、複数の監視用ROIの設定を、例えば、内部記憶部18に予め記憶されている設定情報に基づいて実行する。あるいは、複数の監視用ROIの設定は、Bモード画像を参照した操作者により観察用ROIの設定とともに実行される場合であってもよい。また、図9の左図に示す一例では、各監視用ROIの形状が正方形となっているが、各監視用ROIの形状は、実施例1で説明したように正円である場合であってもよい。このように、実施例2では、超音波画像に描出された観察用ROI20において、監視用ROI21~監視用ROI25が複数の局所領域として設定される。なお、以下では、監視用ROI21を「第1の局所領域」と記載し、監視用ROI22~監視用ROI25を「第1の局所領域以外の局所領域」と記載する場合がある。

【0083】

かかる状態で、操作者は、「処理実行スイッチ」をONにして、超音波プローブ1を使って被検体Pの乳房体表の圧迫および解放を行なう。

【0084】

そして、動きベクトル算出部15bは、画像生成部15aにより生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する2つの超音波画像(画像「i」および画像「i+1」)の間で監視用ROI21~25それぞれの動きベクトルを算出する。例えば、動きベクトル算出部15bは、実施例1で説明したSADを算出することで動きベクトルを算出する。

【0085】

そして、補正画像生成部15cは、動きベクトル算出部15bにより算出された監視用ROI21(第1の局所領域)の動きベクトルを用いて補正画像を生成する。すなわち、補正画像生成部15cは、監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分に基づいて、画像「i+1」の補正画像を生成する。

【0086】

なお、実施例2においても、補正画像生成部15cは、監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値以上である場合に、画像「i+1」の補正画像を生成し、監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値より小さい場合、画像「i+1」の補正画像を生成しないと判定する。これにより、補正画像生成部15cは、実施例1と同様に、監視用ROI21の垂直方向の位置が略一定となる補正画像を生成する。

【0087】

そして、図7に示す変形度算出部15eは、第1の局所領域以外の局所領域である監視用ROI22~25の動きベクトルに基づいて、観察用ROI20の変形度を算出する。一例を挙げると、変形度算出部15eは、監視用ROI21の動きベクトルと、監視用R

10

20

30

40

50

ROI 21 以外の監視用 ROI (監視用 ROI 22 ~ 25) の動きベクトルとに基づいて、観察用 ROI 20 の変形度を算出する。

【0088】

具体的には、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 21 の動きベクトルの垂直成分と監視用 ROI 22 の動きベクトルの垂直成分との相対ベクトルを算出することで、監視用 ROI 22 の垂直方向における移動量を算出する。また、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 21 の動きベクトルの垂直成分と監視用 ROI 23 の動きベクトルの垂直成分との相対ベクトルを算出することで、監視用 ROI 23 の垂直方向における移動量を算出する。

【0089】

また、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 21 の動きベクトルの水平成分と監視用 ROI 24 の動きベクトルの水平成分との相対ベクトルを算出することで、監視用 ROI 24 の水平方向における移動量を算出する。また、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 21 の動きベクトルの水平成分と監視用 ROI 25 の動きベクトルの水平成分との相対ベクトルを算出することで、監視用 ROI 25 の水平方向における移動量を算出する。

【0090】

これにより、変形度算出部 15 e は、図 9 の右図に示すように、例えば、観察用 ROI 20 が水平方向に拡張され、かつ、垂直方向に縮小されたことを示す変形度を算出することができる。

【0091】

具体的には、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 24 および監視用 ROI 25 の水平方向における移動量から、図 10 A に示すように、画像「i + 1」における観察用 ROI 20 の長辺の長さ「a」を変形度として算出する。同様に、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 22 および監視用 ROI 23 の垂直方向における移動量から、図 10 A に示すように、画像「i + 1」における観察用 ROI 20 の短辺の長さ「b」を変形度として算出する。

【0092】

さらに、変形度算出部 15 e は、画像「i + 1」における観察用 ROI の扁平率「 $(a - b) / a$ 」を算出する。すなわち、観察用 ROI が楕円であることから、扁平率は、観察用 ROI の変形度を示す指標としてさらに有用な値となる。

【0093】

制御部 17 は、実施例 1 と同様に、画像「i + 1」から生成された補正画像、または、画像「i + 1」をモニタ 2 に表示させるが、その際、変形度算出部 15 e により算出された観察用 ROI の変形度の情報を表示画像に反映させる。

【0094】

すなわち、制御部 17 は、変形度算出部 15 e により算出された観察用 ROI の変形度（「a」および「b」）に基づいて、モニタ 2 にて表示される画像内の観察用 ROI を変形するように制御する。

【0095】

さらに、制御部 17 は、モニタ 2 にて表示される画像内の観察用 ROI の色を所定の色に変えるように制御する。具体的には、制御部 17 は、図 10 B に示すように、変形度算出部 15 e により算出された扁平率「 $(a - b) / a$ 」の大小に応じて色調が変化するカラースケールに基づいて、観察用 ROI の色を変えるように制御する。なお、制御部 17 は、表示される画像が参照可能となるように、観察用 ROI を半透明に着色するように制御する。

【0096】

上記した制御部 17 に制御により、モニタ 2 は、図 10 C に示すように、扁平率に応じた色調となり、かつ、変形度により変形された観察用 ROI が重畳された補正画像「i + 1」または画像「i + 1」を表示する。

【0097】

なお、上述した変形度を反映した表示画像は、例えば、補正画像生成部 15 c や画像生

10

20

30

40

50

成部 15 a の処理により生成することができる。

【0098】

そして、制御部 17 は、「処理実行スイッチ」を操作者が OFF にすることで、動きベクトル算出部 15 b、補正画像生成部 15 c および変形度算出部 15 e による処理を停止するように制御する。

【0099】

なお、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 21 の動きベクトルを用いずに、監視用 ROI 22 ~ 25 の動きベクトルのみに基づいて、観察用 ROI 20 の変形度を算出していても良い。かかる場合、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 22 の動きベクトルの垂直成分と監視用 ROI 23 の動きベクトルの垂直成分との相対ベクトルを算出することで、観察用 ROI 20 の垂直方向における移動量を算出する。また、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 24 の動きベクトルの水平成分と監視用 ROI 25 の動きベクトルの水平成分との相対ベクトルを算出することで、観察用 ROI 20 の水平方向における移動量を算出する。これによっても、変形度算出部 15 e は、図 10 の (A) に示す観察用 ROI 20 の長辺の長さ「a」と、観察用 ROI 20 の短辺の長さ「b」とを算出することができる。また、これによっても、実施例 2 では、図 10 C に示すように、変形度算出部 15 e により算出された値（長辺の長さ、短辺の長さ、および扁平率）に応じて、観察用 ROI の形状および色が変化する画像を表示することができる。

10

【0100】

次に、図 11 を用いて、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 11 は、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、図 11 では、監視用 ROI および補正画像生成に用いられる閾値の設定が予め行なわれた後の処理について説明する。

20

【0101】

図 11 に示すように、実施例 2 に係る超音波診断装置は、観察用 ROI 20 の設定情報および処理開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 201）。すなわち、実施例 2 に係る超音波診断装置は、操作者が入力装置 3 の描画機能により B モード画像において観察用 ROI 20 を描画し、関心領域位置情報取得部 15 d が、B モード画像にて描画された観察用 ROI 20 の位置情報を取得したか否かを判定する。さらに、実施例 2 に係る超音波診断装置は、入力装置 3 が有する「処理実行スイッチ」を操作者が ON にしたか否かを判定する。ここで、観察用 ROI 20 の設定情報および処理開始要求を受け付けない場合（ステップ S 201 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

30

【0102】

一方、観察用 ROI 20 の設定情報および処理開始要求を受け付けた場合（ステップ S 201 肯定）、制御部 17 は、画像生成部 15 a により超音波画像が生成されたか否かを判定する（ステップ S 202）。なお、動きベクトル算出部 15 b は、関心領域位置情報取得部 15 d が取得した観察用 ROI 20 の位置情報に基づいて、観察用 ROI に複数の監視用 ROI（図 9 に示す監視用 ROI 21 ~ 25）を設定する。

【0103】

ここで、超音波画像が生成されていない場合（ステップ S 202 否定）、制御部 17 は、超音波画像が生成されるまで待機する。一方、超音波画像が生成された場合（ステップ S 202 肯定）、制御部 17 は、生成された超音波画像をモニタ 2 にて表示するように制御し（ステップ S 203）、表示した画像を画像「i」と設定する（ステップ S 204）。

40

【0104】

そして、制御部 17 は、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定し（ステップ S 205）、新規の超音波画像が生成されていない場合（ステップ S 205 否定）、新規の超音波画像が生成されるまで待機する。

【0105】

一方、新規の超音波画像が生成された場合（ステップ S 205 肯定）、制御部 17 は、

50

新規に生成された超音波画像を画像「 $i + 1$ 」と設定し（ステップS206）、動きベクトル算出部15bは、画像「 $i$ 」と画像「 $i + 1$ 」との間で、複数の監視用ROIそれぞれの動きベクトルを算出する（ステップS207）。

【0106】

そして、変形度算出部15eは、監視用ROI21と監視用ROI22～25それぞれとの動きベクトルから、画像「 $i + 1$ 」における観察用ROI20の変形度を算出する（ステップS208）。すなわち、変形度算出部15eは、観察用ROI20の長辺の長さ「 $a$ 」および短辺の長さ「 $b$ 」と、観察用ROIの扁平率とを算出する。

【0107】

そして、補正画像生成部15cは、動きベクトル算出部15bにより算出された監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値以上であるか否かを判定する（ステップS209）。ここで、監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値より小さい場合（ステップS209否定）、制御部17は、観察用ROIが変形度に応じた色および形状で描画された画像「 $i + 1$ 」をモニタ2にて表示するように制御する（ステップS212）。

10

【0108】

一方、監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分の大きさが閾値以上である場合（ステップS209肯定）、補正画像生成部15cは、監視用ROI21の動きベクトルの垂直成分に基づいて、画像「 $i + 1$ 」の補正画像を生成する（ステップS210）。そして、制御部17は、観察用ROIが変形度に応じた色および形状で描画された画像「 $i + 1$ 」の補正画像をモニタ2にて表示するように制御する（ステップS211）。

20

【0109】

そして、制御部17は、入力装置3が有する「処理実行スイッチ」を操作者がOFFにすることで、処理停止要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS213）。ここで、処理停止要求を受け付けない場合（ステップS213否定）、制御部17は、画像「 $i + 1$ 」を画像「 $i$ 」と設定し（ステップS214）、ステップS205に戻って、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定する。すなわち、制御部17は、ステップS214にて画像「 $i$ 」として設定した超音波画像と、ステップS206にて画像「 $i + 1$ 」として設定する新規画像である画像「 $i + 1$ 」との間で処理が実行されるように制御する。

【0110】

一方、処理停止要求を受け付けた場合（ステップS213肯定）、制御部17は、動きベクトル算出部15b、補正画像生成部15cおよび変形度算出部15eによる処理を終了する。

30

【0111】

上述してきたように、実施例2では、関心領域位置情報取得部15dは、超音波画像にて操作者により描画された観察用ROI20の位置情報を取得し、動きベクトル算出部15bは、関心領域位置情報取得部15dにより取得された観察用ROI20の超音波画像における位置情報に基づいて、複数の監視用ROI（監視用ROI21～25）を設定する。そして、動きベクトル算出部15bは、複数の監視用ROIそれぞれの動きベクトルを算出し、補正画像生成手段は、観察用ROI20内の略中央部分に設定された監視用ROI21の動きベクトルを用いて補正画像を生成する。そして、変形度算出部15eは、監視用ROI21以外の監視用ROI22～25それぞれの動きベクトルに基づいて、観察用ROI20の変形度を算出する。例えば、変形度算出部15eは、監視用ROI21の動きベクトルと、監視用ROI21以外の監視用ROI22～25それぞれの動きベクトルとに基づいて、観察用ROI20の変形度を算出する。

40

【0112】

したがって、実施例2によれば、超音波画像における観察対象の視認性を向上させるとともに、観察用ROI20の形状変化を示す指標を、超音波エラストグラフィ法などを用いることなく、通常用いられるBモード画像から容易に算出することが可能となる。

【0113】

50

また、実施例 2 によれば、制御部 17 は、変形度算出部 15 e により算出された観察用 ROI 20 の変形度（扁平率）に基づいて、モニタ 2 にて表示される画像内の観察用 ROI 20 の色調を変化させるように制御する。また、実施例 2 によれば、制御部 17 は、変形度算出部 15 e により算出された観察用 ROI 20 の変形度（長辺および短辺の長さ）に基づいて、モニタ 2 にて表示される画像内の観察用 ROI 20 を変形するように制御する。したがって、実施例 2 によれば、操作者は、観察対象の形状変化を自身が描画した観察用 ROI が変形されることで認識し、さらに、観察用 ROI の色調により観察対象の形状変化の度合いを認識することが可能となる。

【0114】

なお、実施例 2 において、制御部 17 は、変形度算出部 15 e により算出された長辺および短辺の長さ、または扁平率をモニタ 2 にて表示するように制御する場合であってもよい。かかる処理によっても、操作者は、観察対象の形状変化を認識することが可能となる。

10

【0115】

なお、上記では、乳房の腫瘍性病変の輪郭が含まれるように観察用 ROI 20 が設定される場合について説明した。しかし、観察用 ROI 20 が設定される対象としては、例えば、甲状腺などで観察された腫瘍性病変や、乳房で観察されたのう胞（cyst）、或いは、血管や、腱など、様々な場合がある。

【0116】

また、上記では、第 1 の局所領域以外の局所領域として、4 つの監視用 ROI 22 ~ 25 が設定される場合について説明した。しかし、第 1 の局所領域以外の局所領域として設定される監視用 ROI の数は、任意に設定可能である。図 12 は、実施例 2 の第 1 の変形例を説明するための図である。

20

【0117】

例えば、実施例 2 の第 1 の変形例に係る動きベクトル算出部 15 b は、図 12 に示すように、観察用 ROI 20 の輪郭の上下左右の位置に監視用 ROI 22 ~ 25 を設定する。さらに、実施例 2 の第 1 の変形例に係る動きベクトル算出部 15 b は、図 12 に示すように、4 つの監視用 ROI 22 ~ 25 の他に、監視用 ROI 26 ~ 28 を設定する。監視用 ROI 26 および 27 は、例えば、監視用 ROI 21 を通り、監視用 ROI 21 の動きベクトルの方向と同一方向である直線が、観察用 ROI 20 の輪郭と交わる位置にそれぞれ設定される。また、監視用 ROI 28 および 29 は、例えば、監視用 ROI 21 を通り、監視用 ROI 21 の動きベクトルの方向と垂直方向である直線が、観察用 ROI 20 の輪郭と交わる位置にそれぞれ設定される。

30

【0118】

すなわち、実施例 2 の第 1 の変形例に係る動きベクトル算出部 15 b は、監視用 ROI 22 ~ 25 を設定するだけでなく、超音波プローブ 1 により実際に生体組織に加えられている力の方向に応じて、監視用 ROI 26 ~ 28 を設定する。これにより、変形度算出部 15 e は、より正確な変形度を算出することができる。また、実施例 2 の第 1 の変形例に係る動きベクトル算出部 15 b は、監視用 ROI 26 ~ 28 のみを設定する場合であってもよい。

40

【0119】

また、上記では、第 1 の局所領域の動きベクトルを用いて垂直方向のぶれを補正するとともに、第 1 の局所領域以外の局所領域の動きベクトルを用いて観察用 ROI 20 の変形度が算出される場合について説明した。しかし、実施例 2 は、第 1 の局所領域の動きベクトルを用いた垂直方向のぶれの補正が行なわれない場合であってもよい。

【0120】

すなわち、実施例 2 の第 2 の変形例に係る動きベクトル算出部 15 b は、超音波画像にて関心領域が描画された場合、画像生成部 15 a により生成された複数の超音波画像において、時系列に沿って連続する 2 つの超音波画像である第 1 の画像および第 2 の画像の間で当該関心領域にて設定される複数の局所領域それぞれの動きベクトル局所領域の動きベ

50

クトルを算出する。そして、実施例 2 の第 2 の変形例に係る変形度算出部 15 e は、動きベクトル算出部 15 b により算出された複数の局所領域それぞれの動きベクトルに基づいて、前記関心領域の変形度を算出する。

【0121】

具体的には、実施例 2 の第 2 の変形例では、観察用 ROI 20 の輪郭に複数の監視用 ROI が設定される。図 13 は、実施例 2 の第 2 の変形例を説明するための図である。

【0122】

例えば、実施例 2 の第 2 の変形例では、図 13 に示すように、楕円である観察用 ROI 20 において長辺の 2 端点と短辺の 2 端点との 4 箇所に監視用 ROI 22 ~ 25 のみが設定される。そして、動きベクトル算出部 15 b は、監視用 ROI 22 ~ 25 それぞれの動きベクトルを算出し、変形度算出部 15 e は、監視用 ROI 22 ~ 25 それぞれの動きベクトルに基づいて、観察用 ROI 20 の変形度を算出する。

10

【0123】

実施例 2 の第 2 の変形例でも、観察用 ROI 20 の変形度を算出することで、例えば、図 10 に例示するように、観察用 ROI の形状および色が変化する画像を表示することができる。実施例 2 の第 2 の変形例では、垂直方向のぶれは補正されないので、超音波画像上にて表示される観察用 ROI は、垂直方向に移動する場合があるものの、変形度に関する情報を操作者に提供することができる。したがって、実施例 2 の第 2 の変形例でも、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となる。

【0124】

ところで、上述した実施例 1 および 2 では、動きベクトルの算出が監視用 ROI の画像内の類似度に基づいて行なわれる場合について説明した。しかし、動きベクトルの算出は、例えば、組織ドプラの速度情報などを用いることで行なわれる場合であってもよい。

20

【0125】

すなわち、組織ドプラ法を実行可能であるドプラ処理部 14 は、送信パルスごとの反射波データの位相変化を分析することで、被検体 P 内の生体組織の多点における速度情報を算出することが可能である。そこで、動きベクトル算出部 15 b は、監視用 ROI のフレーム間の移動距離（動きベクトル）を、ドプラ処理部 14 が各フレームで算出した速度値と、フレーム間の時間とを乗算することで、算出することができる。かかる手法を用いることで、動きベクトル算出部 15 b の処理時間を短縮することが可能となる。

30

【0126】

また、上述した実施例 1 および 2 では、組織ドプラ法によるドプラ画像を画像処理部 15 の画像処理対象とする場合であってもよい。すなわち、Bモード画像では境界や存在そのものが不鮮明で識別困難な腫瘍性病変も、仮に、変形の度合いが周囲組織と異なれば、組織ドプラ法での画像では、別な色として映像化されるため、腫瘍性病変の存在の確認が容易となる。したがって、組織ドプラ法によるドプラ画像を画像処理部 15 の画像処理対象とすることで、医師による画像診断をより支援することが可能となる。

【0127】

また、上述した実施例 1 および 2 では、腫瘍性病変の診断を行なう場合に画像処理部 15 の画像処理が行なわれる場合について説明した。しかし、本実施例 1 および 2 で説明した画像処理は、一般的な超音波画像を用いた検査において行なわれる場合であってもよい。すなわち、超音波診断装置は、超音波プローブ 1 の移動にともない被検体の体表が圧迫されて観察対象となる生体組織が移動する場合であっても、観察対象の垂直方向における位置が略一定となる超音波画像を表示することができ、その結果、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となる。

40

【0128】

また、上述した実施例 1 および 2 では、時系列に沿って順次生成される超音波画像に対してリアルタイムで画像処理を行なう場合について説明した。しかし、画像処理部 15 の画像処理は、超音波画像の生成とともにリアルタイムで実行される場合に限定されるものでなく、画像メモリ 16 に格納済みの時系列に沿った複数の超音波画像を読み出して実行

50

される場合であってもよい。

【0129】

また、上述した実施例1および2では、超音波診断装置において超音波画像に対する画像処理が行なわれる場合について説明した。しかし、上述した実施例1および2の画像処理は、超音波診断装置とは独立に設置された画像処理装置により行なわれる場合であってもよい。具体的には、上述した実施例1および2の画像処理は、図2または図7に示す画像生成部15a以外の画像処理部15の機能を有する画像処理装置が、超音波診断装置、または各種の医用画像のデータを管理するシステムであるPACS (Picture Archiving and Communication Systems) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースから時系列に沿った複数の超音波画像を受信して、実行する場合であってもよい。

10

【0130】

なお、上述した実施例1および2で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータである画像処理装置にて実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVDなどのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータである画像処理装置によって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

20

【0131】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0132】

以上、説明したとおり、実施例1および実施例2によれば、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることが可能となる。

30

【0133】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【産業上の利用可能性】

【0134】

以上のように、本発明に係る超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法は、超音波画像を用いて画像診断を行なう場合に有用であり、特に、超音波画像における観察対象の視認性を向上させることに適する。

40

【符号の説明】

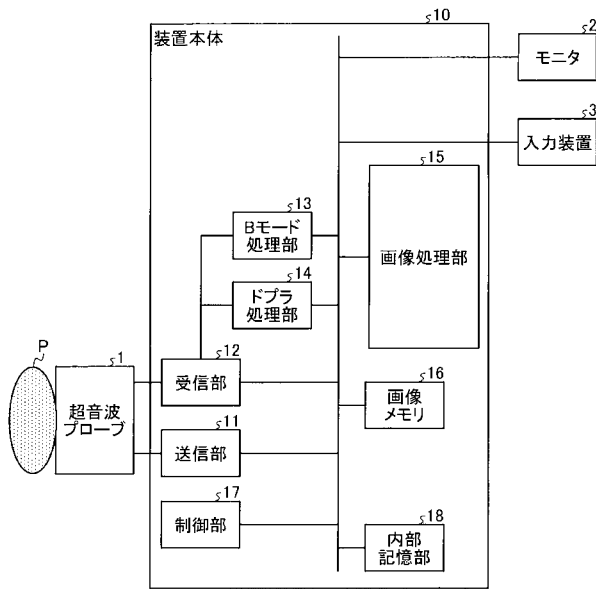
【0135】

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送信部

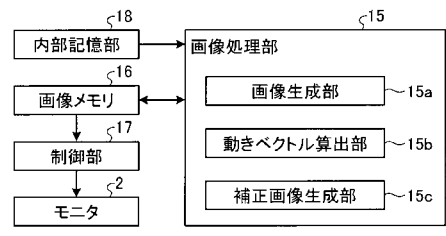
50

- 1 2 受信部
- 1 3 Bモード処理部
- 1 4 ドプラ処理部
- 1 5 画像処理部
- 1 5 a 画像生成部
- 1 5 b 動きベクトル算出部
- 1 5 c 補正画像生成部
- 1 6 画像メモリ
- 1 7 制御部
- 1 8 内部記憶部

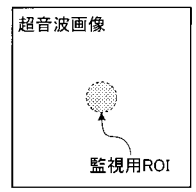
【 図 1 】



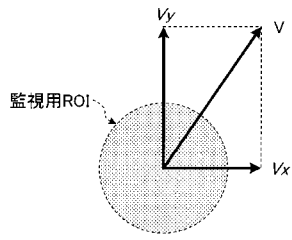
【 図 2 】



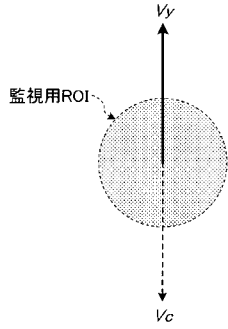
【 図 3 】



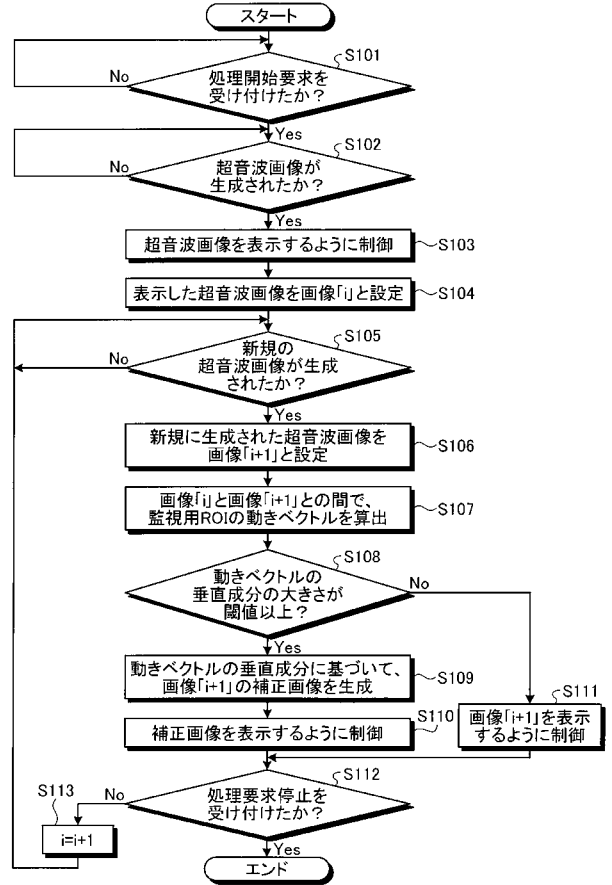
【 図 4 】



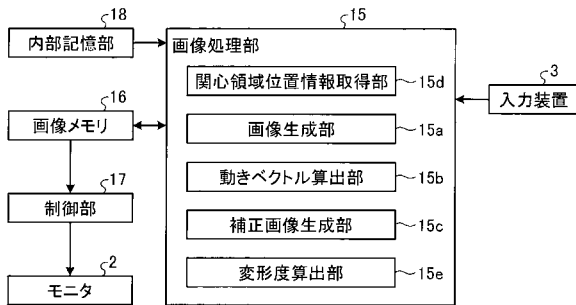
【 図 5 】



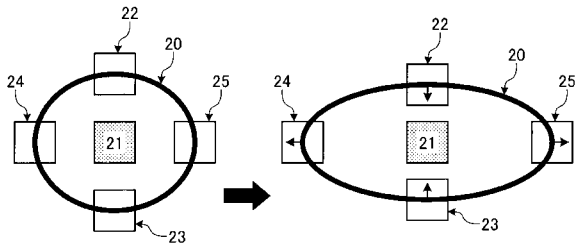
【 図 6 】



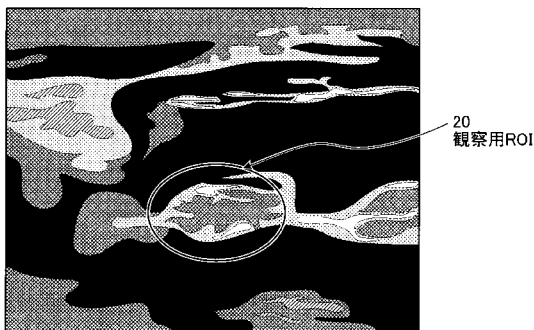
【 図 7 】



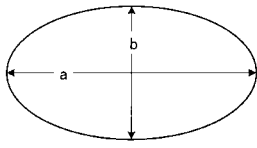
【 図 9 】



【 図 8 】



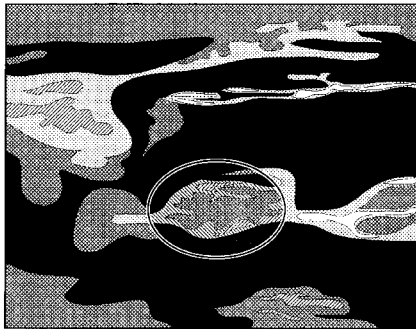
【図10A】



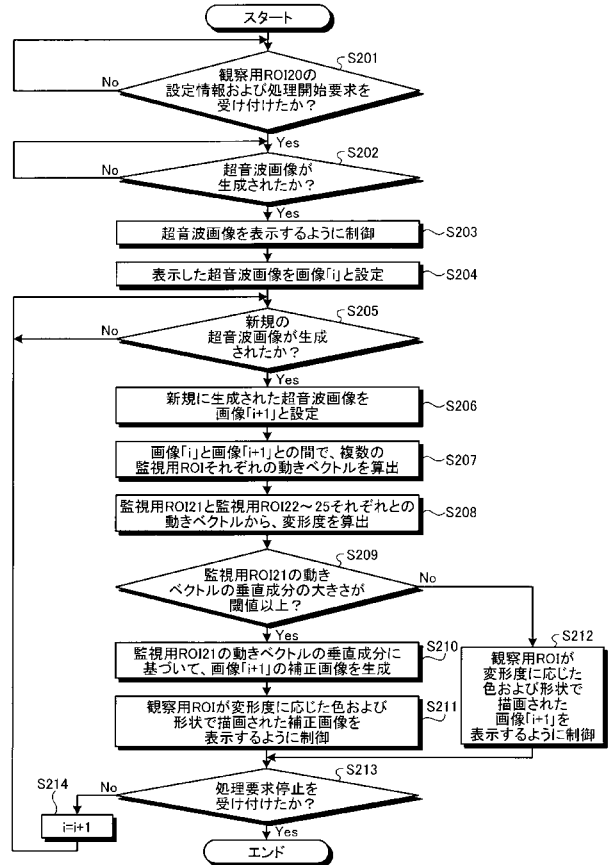
【図10B】



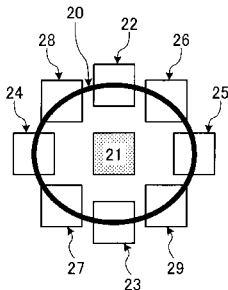
【図10C】



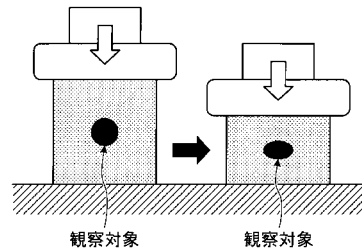
【図11】



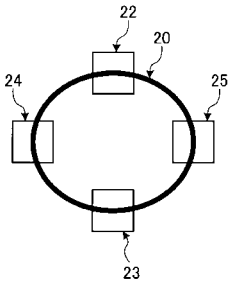
【図12】



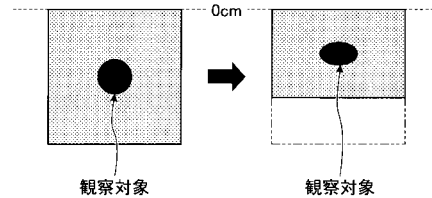
【図14A】



【図13】



【図14B】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CE14  
CH16 DA08 DA16 DA17 DB02 DB09

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011224346A</a>	公开(公告)日	2011-11-10
申请号	JP2011017988	申请日	2011-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/469 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/JB40 4C601/JB51 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC37 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE14 5B057/CH16 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/FA67 5L096/HA04 5L096/MA03		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010081030 2010-03-31 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提高超声图像上观察目标的可见度。解决方案：图像创建单元15a按时间序列创建多个超声图像，并且运动矢量计算单元15b计算由多个超声图像中的两个连续超声图像之间的监视ROI的运动矢量。图像创建单元15a。然后，校正图像创建单元15c基于由运动计算的运动矢量中的超声扫描线方向的分量，创建从两个超声图像中的后一时间创建的超声图像校正的校正图像。向量计算单元15b。然后，控制单元17执行控制，以便将由校正图像创建单元15c创建的校正图像显示在监视器2上。

