

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/156269

発行日 平成29年2月16日 (2017. 2. 16)

(43) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014. 10. 2)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号	特願2015-508127 (P2015-508127)	(71) 出願人	000005108
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/051735		株式会社日立製作所
(22) 国際出願日	平成26年1月28日 (2014. 1. 28)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(31) 優先権主張番号	特願2013-62535 (P2013-62535)	(74) 代理人	100145735
(32) 優先日	平成25年3月25日 (2013. 3. 25)		弁理士 田村 尚隆
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	西浦 朋史
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD09 EE04 JC02 JC09
			JC37 KK21

最終頁に続く

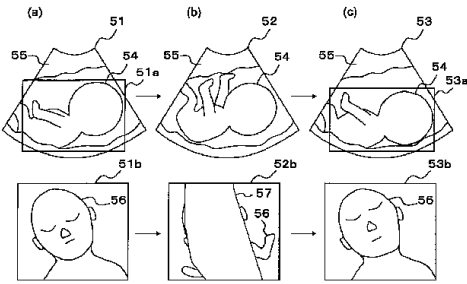
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】

不適切なROIが算出されることにより3次元超音波画像がちらつくのを防止して、超音波画像の画質を向上させることができる超音波撮像装置及び超音波画像表示方法を提供する。

本発明の超音波撮像装置は、超音波画像データからROIを算出するROI算出部と、前記超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び前記輝度差の箇所の数のうち少なくとも1つに基づいて、前記ROIの算出の成否を判定する判定部と、前記判定部により失敗と判定された前記ROIに基づく失敗超音波画像を、前記判定部により成功と判定された前記ROIに基づく成功超音波画像で補う補償部とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像データからROIを算出するROI算出部と、
前記超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び前記輝度差の箇所の数のうち少なくとも1つに基づいて、前記ROIの算出の成否を判定する判定部と、
前記判定部により失敗と判定された前記ROIに基づく失敗超音波画像を、前記判定部により成功と判定された前記ROIに基づく成功超音波画像で補う補償部と
を備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記補償部は、前記ROIの算出に成功したときの前記超音波画像データから生成された前記成功超音波画像で、前記失敗超音波画像を補うことを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

10

【請求項 3】

前記補償部は、前記ROIの算出に成功したときの前記ROIの境界に基づいて超音波画像データからリアルタイムに生成された前記成功超音波画像で、前記失敗超音波画像を補うことを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記判定部は、前記輝度差の箇所の数が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所の数の割合が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所の数の統計値が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所に基づいて算出された前記ROIの座標の変化が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所に基づいて算出された前記ROIの大きさの変化が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所に基づいて算出された前記ROIの境界の変化が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所に基づいて算出された前記ROIの境界の所定の法線の数が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所に基づいて算出された前記ROIの境界の所定の法線の角度が所定の閾値を超えるか否か、前記輝度差の箇所に基づいて算出された前記ROIの境界の所定の法線の統計値が所定の閾値を超えるか否か、及び前記成功超音波画像の前記ROIとの相関値が所定の閾値を超えるか否かのうち少なくとも1つに基づいて、前記ROIの算出の成否を判定することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 5】

前記補償部は、前記失敗超音波画像の取得時刻と前記成功超音波画像の取得時刻との差が所定の時間以内であるか否か及び診断カルテのIDが一致しているか否かのうち少なくとも1つに基づいて、前記失敗超音波画像を前記成功超音波画像で補えるか否かを判定することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

30

【請求項 6】

前記ROI算出部は、2次元超音波画像の2次元ROIの境界を所定の座標軸に沿って連続的に配置することにより3次元ROIを設定し、

前記判定部は、前記2次元ROIの算出の成否を判定し、

前記補償部は、前記2次元ROIの算出に成功したときの前記超音波画像データから生成された前記成功超音波画像で、前記失敗超音波画像を補うことを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 7】

前記ROI算出部は、2次元超音波画像の2次元ROIの境界を所定の座標軸に沿って連続的に配置することにより3次元ROIを設定し、

前記判定部は、前記2次元ROIの算出の成否を判定し、

前記補償部は、前記2次元ROIの算出に成功したときの前記2次元ROIの境界に基づいて超音波画像データからリアルタイムに生成された前記成功超音波画像で、前記失敗超音波画像を補うことを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記ROI算出部は、前記超音波画像データから3次元ROIを算出し、

50

前記判定部は、前記３次元ＲＯＩの算出の成否を判定し、

前記補償部は、前記３次元ＲＯＩに基づく３次元の前記失敗超音波画像を、前記３次元ＲＯＩに基づく３次元の前記成功超音波画像で補うことを特徴とする請求項１に記載の超音波撮像装置。

【請求項９】

前記ＲＯＩ算出部は、前記超音波画像データを複数のブロックに分割し、ブロックごとの輝度に基づいて、前記複数のブロックを分類し、前記分類されたブロックの境界を３次元ＲＯＩとして算出することを特徴とする請求項１に記載の超音波撮像装置。

【請求項１０】

前記判定部は、超音波画像データを複数のブロックに分割し、所定の輝度差を有する前記ブロックの箇所及び前記輝度差を有する前記ブロックの数のうち少なくとも１つに基づいて、前記ＲＯＩの算出の成否を判定することを特徴とする請求項１に記載の超音波撮像装置。

【請求項１１】

前記ＲＯＩの算出の成否を示すマークを前記成功超音波画像に表示させるマーク生成部を備えたことを特徴とする請求項１に記載の超音波撮像装置。

【請求項１２】

前記マーク生成部は、前記失敗超音波画像を補う前記成功超音波画像に、その他の前記成功超音波画像と異なるマークを表示させることを特徴とする請求項１１に記載の超音波撮像装置。

【請求項１３】

前記ＲＯＩの算出の成否を前記成功超音波画像に表示する表示部を備えたことを特徴とする請求項１に記載の超音波撮像装置。

【請求項１４】

前記ＲＯＩの算出の成否を示す音声を発生する音声発生部を備えたことを特徴とする請求項１に記載の超音波撮像装置。

【請求項１５】

超音波画像データからＲＯＩを算出し、

前記超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び前記輝度差の箇所の数のうち少なくとも１つに基づいて、前記ＲＯＩの算出の成否を判定し、

失敗と判定された前記ＲＯＩに基づく失敗超音波画像を、成功と判定された前記ＲＯＩに基づく成功超音波画像で補う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、超音波撮像装置及び超音波画像表示方法に関し、特に、超音波画像の画質を向上させる超音波撮像装置及び超音波画像表示方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来の超音波画像表示方法は、収集超音波データ組内部でＲＯＩ（関心領域）を規定する工程と、収集超音波データ組内部で複数の異なる画像面を特定する工程と、を含む。本方法はさらに、複数の画像面に基づいてＲＯＩの少なくとも１つの境界から有意なエッジを決定する工程と、決定した有意エッジに基づいてＲＯＩを調整する工程とを含む（例えば、特許文献１）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】特開２０１１－２２４３６２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の超音波画像表示方法では、プローブの移動や胎児の体動などにより、ROIの算出に適した3次元超音波画像データが得られない場合がある。ROIの算出に適さない3次元超音波画像データが入力された場合、不適切なROIが算出され、不適切な3次元超音波画像が突発的に表示されるので、3次元超音波画像がちらついて見映えが悪くなる。特に、産科の診断においては、母親である被検者が胎児の3次元超音波画像を見るので、胎児の3次元超音波画像の見栄えが悪くなると、被検者の心証を害する。

【0005】

本発明は、不適切なROIが算出されることにより3次元超音波画像がちらつくのを防止して、超音波画像の画質を向上させる超音波撮像装置及び超音波画像表示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】

【0006】

本発明の超音波撮像装置は、超音波画像データからROIを算出するROI算出部と、前記超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び前記輝度差の箇所の数のうち少なくとも1つに基づいて、前記ROIの算出の成否を判定する判定部と、前記判定部により失敗と判定された前記ROIに基づく失敗超音波画像を、前記判定部により成功と判定された前記ROIに基づく成功超音波画像で補う補償部とを備える。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、不適切なROIが算出されることにより3次元超音波画像がちらつくのを防止して、超音波画像の画質を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施の形態の超音波撮像装置の一例を示したブロック図である。

【図2】超音波画像構成部の一例を示したブロック図である。

【図3】画像生成部の一例を示したブロック図である。

【図4】3次元超音波画像データのプリカットを説明する図である。

【図5】ROI算出の成功／失敗を説明する図である。

【図6】超音波撮像装置の動作を説明するフローチャートである。

【図7】ROI算出が失敗した場合に失敗超音波画像を成功超音波画像で補うことを説明する図である。

【図8】超音波画像構成部のその他の一例を示したブロック図である。

【図9】ROI算出が成功／失敗したときのマークを説明する図である。

【図10】ROI算出が失敗した場合に失敗超音波画像を成功超音波画像で補い、マークを付与することを説明する図である。

【図11】成功超音波画像に表示されるマークの種類を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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

【0010】

超音波撮像装置1は、被検体2内に超音波を送受信し得られた反射エコー信号を用いて診断部位について2次元超音波画像又は3次元超音波画像を形成して表示する。超音波撮像装置1は、被検体2に超音波を照射し受信する振動子素子を備えた超音波探触子3と、超音波信号を送受信する超音波送受信部4と、受信信号に基づいて2次元超音波画像（Bモード画像）又は3次元超音波画像を構成する超音波画像構成部5と、超音波画像構成部5において構成された超音波画像を表示する表示部6と、各要素を制御する制御部7と、

10

20

30

40

50

制御部 7 に指示を与えるコントロールパネル 8 と、警告などの音声を発生する音声発生部 9 とを備える。

【0011】

超音波探触子 3 は、振動子素子が超音波探触子 3 の長軸方向に 1 ～ m チャンネル分配列されるとともに、超音波探触子 3 の短軸方向に k 個に切断されて 1 ～ k チャンネル分配列されている。超音波探触子 3 は、短軸方向の各振動子素子（1 ～ k チャンネル）に与える遅延時間を変えることにより、長軸方向だけでなく短軸方向にも送波や受波のフォーカスを行うことができ、2 次元超音波画像データだけでなく 3 次元超音波画像データも取得することができる。超音波探触子 3 は、短軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより、送波重み付けを行うことができ、短軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより、受波重み付けを行うことができる。超音波探触子 3 は、短軸方向のそれぞれの振動子素子をオン／オフすることにより、口径制御を行うことができる。なお、超音波探触子 3 の走査方式としては、セクタ走査方式、リニア走査方式、コンベックス走査方式、及びラジアル走査方式などがある。また、超音波探触子 3 は、被検体 2 に対して機械的に振動子を短軸方向に往復移動しながら、超音波を走査して超音波画像データを取得してもよい。

10

【0012】

超音波送受信部 4 は、超音波探触子 3 に送信信号を供給するとともに、受信した反射エコー信号を処理する。超音波送受信部 4 は、超音波探触子 3 を制御して超音波ビームを送波せる送波回路と、被検体 2 内から反射した超音波ビームの反射エコー信号を受信して生体情報を収集する受波回路と、これらを制御する制御回路とを備える。

20

【0013】

超音波画像構成部 5 は、超音波送受信部 4 で処理した超音波画像データ（反射エコー信号）を超音波画像（例えば、超音波断層画像など）に変換する。また、超音波画像構成部 5 は、超音波画像データから ROI（関心領域）を算出し、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び所定の輝度差の箇所の数のうち少なくとも 1 つに基づいて、ROI 算出の成否を判定し、失敗と判定された ROI に基づく失敗超音波画像を、成功と判定された ROI に基づく成功超音波画像で補う。

【0014】

図 2 は、超音波画像構成部 5 の一例を示したブロック図である。図 2 に示すように、超音波画像構成部 5 は、超音波画像データから ROI（関心領域）を算出して、超音波画像及び各種ドプラ画像を画像化する画像生成部 542 と、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び所定の輝度差の箇所の数のうち少なくとも 1 つに基づいて、ROI 算出の成否を判定する判定部 541 と、判定部 541 により失敗と判定された ROI に基づく失敗超音波画像を、判定部 541 により成功と判定された ROI に基づく成功超音波画像で補う補償部 543 とを備える。また、超音波画像構成部 5 は、判定部 541 により成功と判定された ROI の ROI 情報（座標など）を記憶し、判定部 541 により成功と判定された ROI に基づく成功超音波画像を記憶する記憶部（RAM 545）を備える。画像生成部 542 は、超音波画像データから ROI を算出する ROI 算出部 544 を備える。

30

【0015】

図 3 は、画像生成部 542（ROI 算出部 544 を含む）の一例を示したブロック図である。図 3 に示すように、画像生成部 542 は、CPU（中央演算処理装置）515 と、磁気ディスク装置 525 及び RAM 545 を含む記憶部と、高速演算装置 546 と、通信ポート 555 とを備える。画像生成部 542（ROI 算出部 544）は、超音波送受信部 4 で受信した生体情報を信号処理することにより、超音波画像データから ROI を算出し、2 次元超音波画像、3 次元超音波画像、及び各種ドプラ画像を画像化することができる。なお、図 3 に示すように、記憶部（磁気ディスク装置 525 及び RAM 545）を、画像生成部 542 が備えてもよい。

40

【0016】

表示部 6 は、表示制御部（図示せず）の制御により、超音波画像構成部 5 により生成さ

50

れた超音波画像（例えば、超音波断層画像など）、制御部7の制御に必要な制御情報、及びユーザ設定情報などの表示情報を表示する。表示部6は、CRTモニタや液晶モニタなどを含む。なお、表示制御部は、グラフィックプロセッサなどを含む表示制御システムである。

【0017】

音声発生部9は、超音波画像構成部5で生成された超音波画像に基づいて音声を発生する。音声発生部9は、スピーカーなどを含む。

【0018】

制御部7は、各構成要素の動作を制御する。制御部7は、ユーザインターフェース回路とのインターフェースを備える制御用コンピュータシステムを含む。制御部7は、ユーザインターフェース及びユーザインターフェースからの情報などに従って、超音波送受信部4を制御する。また、制御部7は、超音波送受信部4により受信された生体情報を超音波画像構成部5に送信し、超音波画像構成部5で画像化された情報を表示制御部に送信するなどの制御を行う。

【0019】

超音波撮像装置1は、超音波送受信する矩形又は扇形をなす面と直交する方向に超音波探触子3を電子的又は機械的にスイングすることにより、被検体2の診断部位の超音波画像データ（超音波断層画像データ）を複数取得し、複数の超音波画像データ（超音波断層画像データ）を用いて3次元超音波画像データを生成する。超音波撮像装置1は、ボクセル法又はボリュームレンダリング法などの手法により、3次元超音波画像データから3次元超音波画像を構成し、3次元超音波画像をリアルタイムに表示部6で表示する。

【0020】

次に、超音波撮像装置1の動作について、図面を用いて説明する。本実施の形態では、超音波画像構成部5がROIを算出して3次元超音波画像をリアルタイムに生成する動作について説明する。

【0021】

図4は、3次元超音波画像データのプリカットを説明する図である。図4(a)は、ROIを設定するROI設定画面30を示した図である。図4(a)では、胎盤31を含まず胎児32を含む3次元超音波画像データを得るために、ROI算出部544がROI33を算出して設定した状態が示されている。ROI算出部544は、ROI33の境界の座標を記憶部に記憶し、ROI33の境界をROI設定画面30に描出する。図4(b)は、3次元超音波画像データ処理を概念的に説明する図である。図4(b)に示すように、3次元超音波画像データ34は立体的な領域を構成する。ROI算出部544は、ROI33を3次元で構成することにより、3次元ROI37を設定する。3次元ROI37は、3次元超音波画像データ34から切り出される。3次元超音波画像データ34には、胎児に相当する3次元超音波画像データ36と、胎盤に相当する3次元超音波画像データ35が含まれているが、3次元超音波画像データ34から切り出された3次元ROI37には、胎盤に相当する3次元超音波画像データ35は取り除かれ、胎児に相当する3次元超音波画像データ36が抽出される。画像生成部542は、超音波画像データから3次元ROI37を算出し、ボクセル法又はボリュームレンダリング法などの手法により、図4(c)に示すように、胎盤が取り除かれ、胎児の3次元超音波画像391が含まれる3次元超音波画像39を生成する。画像生成部542は、ROI33の境界の座標を記憶部に記憶し、3次元ROI37の境界を3次元超音波画像に描出してもよい。

【0022】

超音波診断の迅速性を高めるため、超音波撮像装置1は、3次元超音波画像をリアルタイムに表示しながら、被検体2（例えば、胎児）を観察する。しかしながら、超音波探触子3の移動や胎児の体動などにより、ROI算出部544は、3次元ROI37の算出に適した超音波画像データ（3次元超音波画像データ）が得られず、3次元ROI37の算出が失敗する場合もある。ROIの算出に適さない超音波画像データが入力された場合、不適切な範囲のROIが算出され、不適切な3次元超音波画像が突発的に表示されるので

、3次元超音波画像がちらついて見映えが悪くなる。また、胎児の手足部分のような複雑な構造や体組織が複雑に入り組んだような構造を撮像する場合、ROIの境界を決定できないため、ROIの範囲が算出されず、全範囲をレンダリングした不適切な3次元超音波画像が突発的に表示されるので、3次元超音波画像がちらついて見映えが悪くなる。

【0023】

図5は、ROI算出の成功／失敗を説明する図である。図5では、時系列の超音波画像51、52、53において、胎児54（例えば、胎児54の腕）が動いている。超音波画像51、53では、判定部541により成功と判定されたROI51a、53aが取得され、判定部541により成功と判定されたROI51a、53aに基づく3次元超音波画像51b、53bが得られることにより、胎盤に相当する3次元超音波画像データが取り除かれ、胎児に相当する3次元超音波画像データ56が抽出される。一方、超音波画像52では、ROIの算出が失敗して適切なROIが取得されなかった。この場合、胎盤55に相当する3次元超音波画像データ57が含まれ、胎児に相当する3次元超音波画像データ56が抽出されると、胎盤に相当する3次元超音波画像データ57が含まれる3次元超音波画像（失敗超音波画像）52bが突発的に表示される。この結果、リアルタイムで3次元超音波画像51b、52b、53bを時系列に表示する場合、3次元超音波画像がちらついて見映えが悪くなる。

10

【0024】

本実施の形態の超音波撮像装置1は、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び所定の輝度差の箇所の数のうち少なくとも1つに基づいて、ROI算出の成否を判定し、ROI算出の失敗と判定された超音波画像を、ROI算出の成功と判定された超音波画像で補う。

20

【0025】

図6は、超音波撮像装置1の動作を説明するフローチャートである。図6に示すように、ステップS41において、ROI算出部544が超音波画像データからROIを算出する。ROI算出部544は、図4の3次元超音波画像データ34に設定されるROIを算出する。ROI算出部544は、3次元超音波画像データ34の断面である2次元超音波画像を取得し、エッジ抽出法によって胎盤と羊水の境界をROIの境界とすることができる。

【0026】

ROI算出部544は、エッジ抽出法によって羊水と胎児の境界をROIの境界としてもよい。また、ROI算出部544は、胎盤と羊水の境界と羊水と胎児の境界の中間位置をROIの境界としてもよい。また、ROI算出部544は、超音波画像データ（2次元超音波画像データ）を複数のブロックに分割し、ブロックごとの輝度に基づいて、胎盤を含むブロックと、胎児を含むブロックと、胎盤及び胎児を含むブロックとに複数のブロックを分類し、分類されたブロックのうち何れかのブロックの境界をROI（2次元ROI又は3次元ROI）の境界としてもよい。領域分割を3次元超音波画像データ34に施し、3次元ROIの境界を3次元空間から決定することができる。さらに、ROI算出部544は、2次元超音波画像のROI（2次元ROI）の境界を所定の座標軸に沿って連続的に配置することにより、複数の2次元超音波画像からROIを3次元で構成し、3次元ROI37を設定してもよい。このとき、3次元ROIの境界は、2次元超音波画像の断面と直交する座標軸に沿って、2次元超音波画像のROI（2次元ROI）の境界を連続的に配置することにより、3次元ROI37を設定することができる。

30

40

【0027】

ステップC41において、判定部541が、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び所定の輝度差の箇所の数のうち少なくとも1つに基づいて、ROI算出の成否を判定する。本実施の形態では、ROI（関心領域）は、胎盤を取り除き、胎児の3次元超音波画像を生成するために、算出され設定される。

【0028】

図5（b）に示すように、高輝度の胎盤と高輝度の胎児が接近している場合、エッジ抽

50

出法では、胎盤と胎児の境界を表すエッジが抽出されず、ROIの境界を決定できないため、ROI算出が失敗することがある。また、胎児の手足部分のような複雑な構造や体組織が複雑に入り組んだような構造を撮像する場合、エッジ抽出法では、有意なエッジを有する箇所が複数存在し、ROIの境界を決定できないため、ROI算出が失敗することがある。また、超音波画像データを複数のブロックに分割する場合であっても、胎盤と胎児が接近している状況では、胎盤を含むブロックと、胎児を含むブロックと、胎盤及び胎児を含むブロックとに適切に分類することができず、ROIの境界を決定できないため、ROI算出が失敗することがある。

【0029】

判定部541は、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所及び所定の輝度差の箇所の数のうち少なくとも1つに基づいて、ROI算出の成否を判定する。例えば、ROIの境界のエッジ強度が所定の閾値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。また、複数のフレーム間でROIの大きさ又は位置（座標）を比較し、複数のフレーム間の差が所定の閾値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。また、3次元ROIの境界面が3次元空間で構成されている場合には、3次元ROIの境界面を形成する曲面において、曲面の法線の角度（又は勾配）を算出し、所定の閾値を超える法線の角度（又は勾配）が存在するか否かによって、ROI算出の成否が判断される。

【0030】

判定部541は、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所の数が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所の数の割合が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所の数の統計値が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所に基づいて算出されたROIの座標の変化が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所に基づいて算出されたROIの大きさの変化が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所に基づいて算出されたROIの境界の変化が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所に基づいて算出されたROIの境界の所定の法線の数が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所に基づいて算出されたROIの境界の所定の法線の角度が所定の閾値を超えるか否か、超音波画像データにおける所定の輝度差の箇所に基づいて算出されたROIの境界の所定の法線の統計値が所定の閾値を超えるか否か、及び成功超音波画像のROIとの相関値が所定の閾値を超えるか否かのうち少なくとも1つに基づいて、ROI算出の成否を判定する。

【0031】

例えば、超音波画像の所定の座標軸に沿って、所定の輝度差の箇所（例えば、エッジ抽出法により抽出された有意なエッジ）の数が所定の閾値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。また、超音波画像の所定の座標軸に沿って、所定の輝度差の箇所（例えば、閾値を超える輝度差を有する箇所と閾値以下の輝度差を有する箇所）の数をカウントし、閾値を超える輝度差を有する箇所の数の割合が所定の値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。また、超音波画像の所定の座標軸に沿って、所定の輝度差の箇所の数の統計値（例えば、閾値を超える輝度差を有する箇所の数の平均値、中央値、偏差、分散、及び成功超音波画像の所定の輝度差の箇所の数との相関値など）が所定の閾値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。

【0032】

ROIの座標（境界や重心の座標など）の変化（時間変化又は空間変化）が所定の閾値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。例えば、ROIの重心が閾値を超えて移動（時間変化）したときは、ROI算出の失敗が判断される。また、ROIの境界線の空間微分値が閾値を超えたときは、ROI算出の失敗が判断される。

【0033】

ROIの大きさ（長さや面積や体積など）の変化（時間変化又は空間変化）が所定の閾値を超えるか否かによって、ROI算出の成否が判断される。例えば、所定の時間におけ

る R O I の面積が閾値を超えて大きくなったときは（時間変化）、R O I 算出の失敗が判断される。また、所定の座標軸に沿った R O I の境界線の長さの空間微分値が閾値を超えたときは、R O I 算出の失敗が判断される。

【0034】

R O I の境界（境界線や境界面など）の変化（時間変化又は空間変化）が所定の閾値を超えるか否かによって、R O I 算出の成否が判断される。例えば、所定の時間における 3 次元 R O I の境界面が閾値を超えて移動（時間変化）したときは、R O I 算出の失敗が判断される。また、3 次元 R O I の境界面の空間微分値が閾値を超えたときは、R O I 算出の失敗が判断される。

【0035】

R O I の境界の所定の法線（例えば、所定の角度を有する法線）の数（割合を含む）が所定の閾値を超えるか否かによって、R O I 算出の成否が判断される。また、R O I の境界の所定の法線の角度が所定の閾値を超えるか否かによって、R O I 算出の成否が判断される。例えば、3 次元 R O I の境界面の法線の角度（法線の角度は境界面の勾配に関連する）が閾値を超えたときは、R O I 算出の失敗が判断される。また、R O I の境界の所定の法線の統計値が所定の閾値を超えるか否かによって、R O I 算出の成否が判断される。例えば、3 次元 R O I の境界面の法線の角度の平均値、中央値、偏差、及び分散のうち少なくとも 1 つが閾値を超えたときは、R O I 算出の失敗が判断される。

【0036】

成功超音波画像の R O I との相関値が所定の閾値を超えるか否かによって、R O I 算出の成否が判断される。例えば、記憶部（磁気ディスク装置 5 2 5 又は R A M 5 4 5）から過去に取得された成功超音波画像の R O I 情報が読み出され、R O I 情報に基づく成功超音波画像の R O I との相関値が所定の閾値を超えたときは、R O I 算出の成功が判断される。

【0037】

超音波画像データを複数のブロックに分割する場合は、判定部 5 4 1 は、超音波画像データにおける所定の輝度差を有するブロック及び所定の輝度差を有するブロックの数のうち少なくとも 1 つに基づいて、R O I 算出の成否を判定してもよい。例えば、所定の輝度差を有するブロックの数の平均値、中央値、偏差、分散、及び割合のうち少なくとも 1 つが閾値を超えたときは、R O I 算出の失敗が判断される。

【0038】

図 6 のステップ C 4 1 において、判定部 5 4 1 が R O I 算出の成功を判定した場合は、ステップ S 4 2 に進み、R O I 算出部 5 4 4 が、判定部 5 4 1 により R O I 算出の成功が判定されたときの R O I 情報（R O I の位置や境界の座標など）や超音波画像データを記憶部に記憶する。この場合、R O I 算出部 5 4 4 は、R O I 算出の成功が判定されたときの R O I 情報（R O I の取得時刻又は記録時刻など）を、超音波画像データに関連付けて記憶部（R A M 5 4 5）に記憶する。R O I 情報は、R O I 算出の成功を示す情報、R O I を形成する座標群の一部又は全部（3 次元空間上において 3 次元 R O I の境界面を形成する座標群の一部又は全部を含む）及び R O I を形成する図形の幾何学的数式（3 次元 R O I の境界面を形成する幾何学的数式を含む）などを含む。また、R O I 情報は、R O I が算出された時刻（R O I の取得時刻）及び R O I の記録時刻を含む。さらに、R O I 情報は、R O I 算出に用いられた 3 次元超音波画像データの I D、診断カルテの I D、診断カルテに含まれる情報の一部又は全部を含んでもよい。また、R O I 算出部 5 4 4 は、R O I 算出の成功が判定された複数の R O I の R O I 情報を記憶部（R A M 5 4 5）に記憶してもよい。

【0039】

そして、ステップ S 4 4 において、画像生成部 5 4 2 が、R O I 中の超音波画像を生成する。例えば、図 4（c）に示すように、画像生成部 5 4 2 は、ボクセル法又はボリュームレンダリング法などの手法により、胎盤が取り除かれ、胎児の 3 次元超音波画像 3 9 1 が含まれる 3 次元超音波画像 3 9 を生成する。画像生成部 5 4 2 は、判定部 5 4 1 により

10

20

30

40

50

成功と判定された R O I に基づく成功超音波画像や超音波画像の取得時刻（又は記録時刻）を、R O I 情報に関連付けて記憶部（R A M 5 4 5）に記憶する。また、画像生成部 5 4 2 は、判定部 5 4 1 により成功と判定された複数の R O I に対応する複数の超音波画像を記憶部（R A M 5 4 5）に記憶してもよい。このように、記憶部（R A M 5 4 5）は、R O I の算出に成功したときの超音波画像データから生成された成功超音波画像を記憶する。

【0040】

一方、図 6 のステップ C 4 1 において、判定部 5 4 1 が R O I 算出の失敗を判定した場合は、ステップ S 4 3 に進み、補償部 5 4 3 が、判定部 5 4 1 により成功と判定された R O I に基づく成功超音波画像を探索する。補償部 5 4 3 は、判定部 5 4 1 により失敗と判定された R O I に基づく超音波画像（失敗超音波画像）を判定部 5 4 1 により成功と判定された R O I に基づく超音波画像（成功超音波画像）で補うために、R O I 情報（取得時刻など）によって、記憶部（R A M 5 4 5）から超音波画像を探索する。例えば、補償部 5 4 3 が探索を行う場合、ステップ C 4 3 において、失敗超音波画像の取得時刻と成功超音波画像の取得時刻との差が所定の時間以内であるか否かにより、補償部 5 4 3 が失敗超音波画像を成功超音波画像で補えるか否かを判定する。なぜなら、失敗超音波画像の取得時刻と成功超音波画像の取得時刻との差が所定の時間を超えると、失敗超音波画像を成功超音波画像で補った場合に、3 次元超音波画像のちらつきは防止できるが、違和感がある 3 次元超音波画像が表示される可能性があるからである。つまり、失敗超音波画像の取得時刻と成功超音波画像の取得時刻との差が所定の時間以内である場合に、補償部 5 4 3 が失敗超音波画像を成功超音波画像で補えると判定する。また、補償部 5 4 3 は、診断カルテの I D が一致しているか否かを照合することにより、失敗超音波画像を成功超音波画像で補えるか否かを判定する。つまり、診断カルテの I D が一致している場合に、補償部 5 4 3 が失敗超音波画像を成功超音波画像で補えると判定する。

【0041】

ステップ C 4 3 において、補償部 5 4 3 による探索が成功した場合は、ステップ S 4 5 に進み、補償部 5 4 3 が、判定部 5 4 1 により失敗と判定された R O I に基づく超音波画像（失敗超音波画像）を、判定部 5 4 1 により成功と判定された R O I に基づく超音波画像（成功超音波画像）で補う。具体的には、補償部 5 4 3 が補償命令を出力し、補償命令に従って、画像生成部 5 4 2 が、失敗超音波画像の位置及び取得時刻などに基づいて、成功超音波画像（直前のフレームで得られた成功超音波画像も含む）を記憶部（R A M 5 4 5）から読み出して、失敗超音波画像を成功超音波画像で置換する。このように、補償部 5 4 3 は、R O I の算出に成功したときの超音波画像データから生成された成功超音波画像で、判定部 5 4 1 により失敗と判定された R O I に基づく失敗超音波画像を補う。

【0042】

また、ステップ S 4 3、C 4 3 において、補償部 5 4 3 が、判定部 5 4 1 により成功と判定された R O I 情報（成功 R O I 情報）を探索してもよい。この場合、ステップ S 4 5 では、補償部 5 4 3 は、判定部 5 4 1 により失敗と判定された R O I（失敗 R O I）に基づく超音波画像（失敗超音波画像）を判定部 5 4 1 により成功と判定された R O I（成功 R O I）に基づく超音波画像（成功超音波画像）で補うために、ボクセル法又はボリュームレンダリング法（例えば、レイキャスティング法）などの手法により、探索された成功 R O I の境界に基づいて、成功 R O I 中の超音波画像を生成する補償命令を画像生成部 5 4 2 に出力してもよい。このように、成功と判定された R O I 情報に基づいて、成功 R O I で囲まれた 3 次元超音波データを描画対象として、3 次元超音波画像（例えば、胎児の超音波画像）がリアルタイムに生成され、成功超音波画像として失敗超音波画像の補償に用いられてもよい。つまり、補償部 5 4 3 は、R O I の算出に成功したときの R O I の境界に基づいて超音波画像データからリアルタイムに生成された成功超音波画像で、判定部 5 4 1 により失敗と判定された R O I に基づく失敗超音波画像を補ってもよい。

【0043】

ステップ C 4 3 において、補償部 5 4 3 による探索が失敗した場合は、ステップ S 4 6

に進み、補償部 543 がエラー信号を送信して、エラー処理を行う。エラー処理では、失敗超音波画像をそのまま表示させてもよいし、時間軸上で直近の成功超音波画像で失敗超音波画像を強制的に補ってもよいし、エラー画像（例えば、黒い画像）を表示させてもよい。

【0044】

このように、判定部 541 により ROI 算出に成功したと判定された場合には、成功した ROI 情報によって超音波画像が作成される。一方、判定部 541 により ROI 算出に失敗したと判定された場合には、置換できる成功超音波画像（又は成功 ROI）があるかを判定した上で（ステップ C43）、失敗超音波画像を成功超音波画像で置換する（補う）。

10

【0045】

補償に用いられる成功超音波画像は、1つの成功超音波画像であってもよいし、複数の成功超音波画像を加算平均又は加重平均した成功超音波画像であってもよい。なお、補償部 543 は、複数の成功超音波画像の一部又は全部がステップ C43 の判定条件を満たすか否かを判定し、複数の成功超音波画像の一部又は全部がステップ C43 の判定条件を満たす場合に、複数の成功超音波画像を加算平均又は加重平均した成功超音波画像を失敗超音波画像の補償に用いてもよい。また、成功 ROI の境界に基づいて超音波画像がリアルタイムに生成される場合は、ステップ C43 の判定条件を満たす複数の成功 ROI 情報（境界の座標など）を加算平均又は加重平均した成功 ROI の境界に基づくリアルタイムの超音波画像を、成功超音波画像として失敗超音波画像の補償に用いてもよい。

20

【0046】

また、補償部 543 は、時間軸上で直近の成功超音波画像（又は成功 ROI）を失敗超音波画像の補償に用いてもよい。また、判定部 541 は、超音波画像データ（2次元超音波画像データ）を複数のブロックに分割して、ブロックごとに ROI 算出の成否を判定し、補償部 543 は、判定部 541 により ROI 算出の失敗が判定されたブロックを、判定部 541 により ROI 算出の成功が判定されたブロックで補ってもよい。

【0047】

図 7 は、ROI 算出が失敗した場合に失敗超音波画像を成功超音波画像で補うことを説明する図である。図 7 では、時系列の超音波画像 51, 52, 53 において、胎児 54（例えば、胎児 54 の腕）が動いている。図 5 と同様、超音波画像 51, 53 では、ROI 算出が成功して ROI 51a, 53a が取得される（ステップ S41, C41）。ROI 51a, 53a の ROI 情報（ROI の位置や境界の座標など）や超音波画像データが記憶部に記憶される（ステップ S42）。3次元超音波画像 51b, 53b が得られることにより、胎盤に相当する 3次元超音波画像データが取り除かれ、胎児に相当する 3次元超音波画像データ 56 が抽出される（ステップ S44）。

30

【0048】

一方、超音波画像 52 では、ROI 算出が失敗して ROI が取得されなかった（ステップ S41, C41）。この場合、補償部 543 が、記憶部（RAM 545）から成功超音波画像を探索する。図 7 では、時間軸上で直近の成功超音波画像が探索される。したがって、補償部 543 が ROI 51a の 3次元超音波画像 51b を成功超音波画像として探索する。補償部 543 による探索が成功した場合は（ステップ C43）、補償部 543 が、失敗超音波画像（図 5 の 52b）を成功超音波画像 62b で補う（ステップ S45）。または、判定部 541 により成功と判定された ROI 51a に対応する成功 ROI 62a の境界に基づいて成功超音波画像 62b がリアルタイムに生成され、補償部 543 が、失敗超音波画像（図 5 の 52b）を成功超音波画像 62b で補う（ステップ S45）。

40

【0049】

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

【0050】

例えば、ROI 算出部 544 が、2次元超音波画像の 2次元 ROI の境界を所定の座標

50

軸に沿って連続的に配置することにより３次元ＲＯＩを設定する場合、判定部５４１は、２次元ＲＯＩの算出の成否を判定し、補償部５４３は、２次元ＲＯＩの算出に成功したときの超音波画像データから生成された成功超音波画像で、失敗超音波画像を補ってもよい。また、ＲＯＩ算出部５４４が、２次元超音波画像の２次元ＲＯＩの境界を所定の座標軸に沿って連続的に配置することにより３次元ＲＯＩを設定する場合、判定部５４１は、２次元ＲＯＩの算出の成否を判定し、補償部５４３は、２次元ＲＯＩの算出に成功したときの２次元ＲＯＩの境界に基づいて超音波画像データからリアルタイムに生成された成功超音波画像（２次元成功超音波画像）で、失敗超音波画像（２次元失敗超音波画像）を補ってもよい。このように、３次元ＲＯＩが設定されたときは、補償部５４３が、３次元ＲＯＩを構成する（３次元ＲＯＩの断面である）２次元ＲＯＩごとに、２次元成功超音波画像で２次元失敗超音波画像を補ってもよい。

10

【００５１】

また、ＲＯＩ算出部５４４は、超音波画像データから３次元ＲＯＩを算出し、判定部５４１は、３次元ＲＯＩの算出の成否を判定し、補償部５４３は、３次元ＲＯＩに基づく３次元の失敗超音波画像（３次元失敗超音波画像）を、３次元ＲＯＩに基づく３次元の成功超音波画像（３次元成功超音波画像）で補ってもよい。このように、３次元ＲＯＩが設定されたときは、補償部５４３が、３次元ＲＯＩごとに、３次元成功超音波画像で３次元失敗超音波画像を補ってもよい。

【００５２】

また、図８に示すように、本実施の形態の超音波撮像装置１は、ＲＯＩの算出の成否を示すマークを成功超音波画像に表示させるマーク生成部５４７を備えてもよい。

20

【００５３】

図９は、ＲＯＩ算出が成功／失敗したときのマークを説明する図である。表示画像７１、７３の超音波画像７１ａ、７３ａでは、判定部５４１により成功と判定されたＲＯＩ７１ｃ、７３ｃが取得され、判定部５４１により成功と判定されたＲＯＩ７１ｃ、７３ｃに基づく３次元超音波画像７１ｂ、７３ｂが得られ、マーク生成部５４７はＲＯＩの算出の成功を示す成功マーク７４を次のフレームに切り替わるまで表示部６に表示させる。一方、表示画像７２の超音波画像７２ａでは、ＲＯＩの算出が失敗して適切なＲＯＩが取得されず、不適切なＲＯＩに基づく３次元超音波画像７２ｂが得られ、マーク生成部５４７はＲＯＩの算出の失敗を示す失敗マーク７５を次のフレームに切り替わるまで表示部６に表示させる。または、図６のステップＳ４６において、補償部５４３がエラー処理を行う場合、マーク生成部５４７は失敗超音波画像又はエラー画像に失敗マーク７５を表示させる。

30

【００５４】

本実施の形態では、図１０に示すように、ＲＯＩ算出が失敗した場合に補償部５４３が失敗超音波画像を成功超音波画像で補うので、表示画像７２の超音波画像７２ａでは、補償部５４３が、失敗超音波画像（図９の７２ｂ）を成功超音波画像７４ｂ（例えば、直前のフレームで得られた成功超音波画像７１ｂ）で補う。または、判定部５４１により成功と判定されたＲＯＩ７１ｃに対応する成功ＲＯＩの境界に基づいて成功超音波画像７４ｂがリアルタイムに生成され、補償部５４３が、失敗超音波画像（図９の７２ｂ）を成功超音波画像７４ｂで補う。この場合、マーク生成部５４７は、ＲＯＩの算出の成功を示す成功マーク７４を成功超音波画像に表示させる。

40

【００５５】

また、マーク生成部５４７は、失敗超音波画像を補う成功超音波画像に、その他の成功超音波画像と異なるマークを表示させてもよい。例えば、図１１（ａ）に示すような補償マーク９１を、失敗超音波画像を補う成功超音波画像（図１０の表示画像７２）に表示させ、図１１（ｂ）に示すような成功マーク７４を、通常の成功超音波画像（図１０の表示画像７１、７３）に表示させる。

【００５６】

また、表示部６は、ＲＯＩの算出の成否を成功超音波画像に表示してもよい。例えば、

50

表示部 6 は、R O I を表示し、R O I の色、R O I の境界線（実線や点線など）、R O I の境界線の太さ、及びマークのうち少なくとも 1 つを変化させることにより、R O I の算出の成否を成功超音波画像に表示してもよい。また、音声発生部 9 は、R O I の算出の成否を示す音声（例えば、警告音）を発生してもよい。このように、画像（マークなど）、文字列、音声、振動、及び R O I を変化させることにより、R O I の算出の成否が示される。

【0057】

また、本実施の形態の超音波撮像装置 1 は、産科における胎児の超音波画像について失敗超音波画像を成功超音波画像で補うが、胎児以外にも、肝臓、肝細胞、肝血管、胆嚢、胆管、脾臓、膵臓、腎臓、副腎、子宮、卵巣、前立腺、胃、腸、虫垂、心臓、動脈・静脈を含む血管、甲状腺、副甲状腺、頸動脈、頸静脈、乳腺、リンパ節、消化器、子宮、卵巣、尿管、膀胱、細胞組織、及び筋肉組織の超音波画像について失敗超音波画像を成功超音波画像で補ってもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0058】

本発明に係る超音波撮像装置及び超音波画像表示方法は、不適切な R O I が算出されることにより 3 次元超音波画像がちらつくのを防止して、超音波画像の画質を向上させることができ、超音波画像の画質を向上させる超音波撮像装置及び超音波画像表示方法として有用である。

【符号の説明】

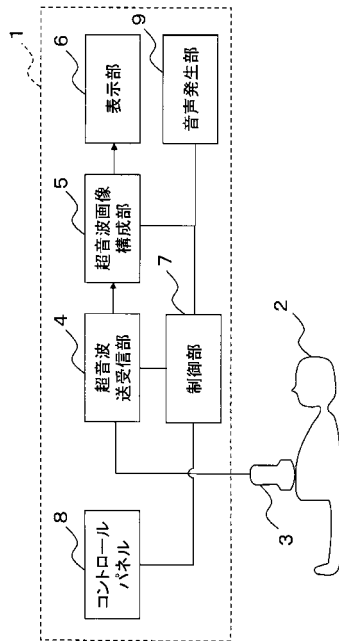
20

【0059】

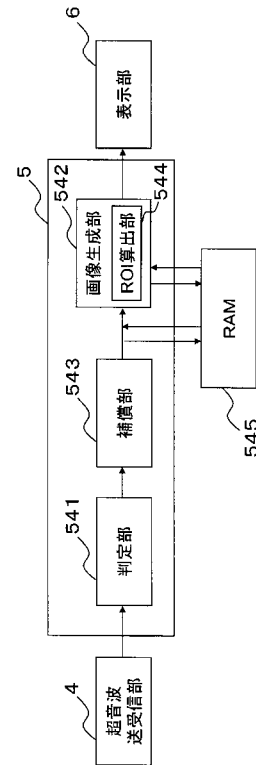
- 1 超音波撮像装置
- 3 超音波探触子
- 4 超音波送受信部
- 5 超音波画像構成部
- 8 コントロールパネル
- 9 音声発生部
- 525 磁気ディスク装置
- 541 判定部
- 542 画像生成部
- 543 補償部
- 544 R O I 算出部
- 545 R A M
- 546 高速演算装置
- 547 マーク生成部
- 555 通信ポート

30

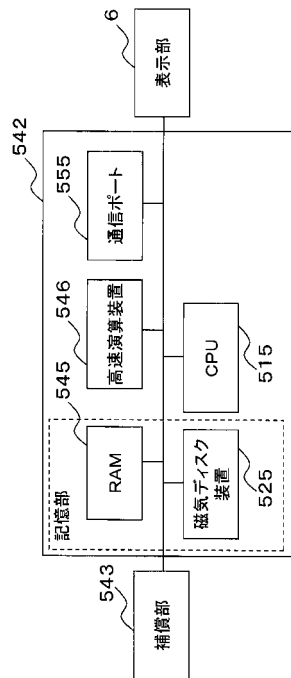
【図 1】



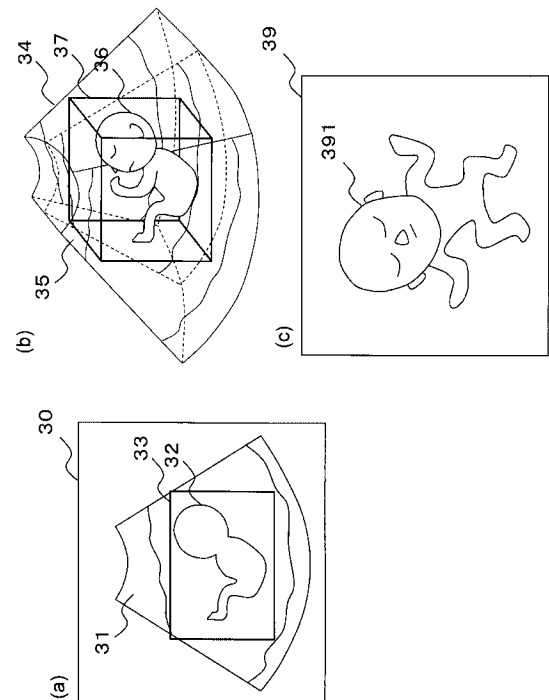
【図 2】



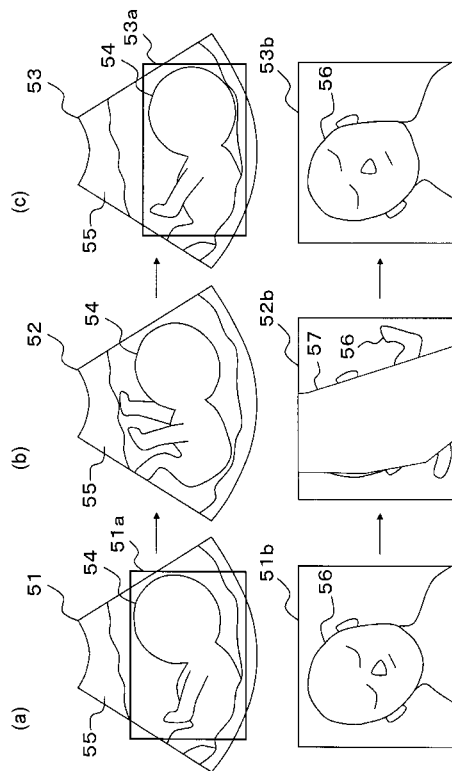
【図 3】



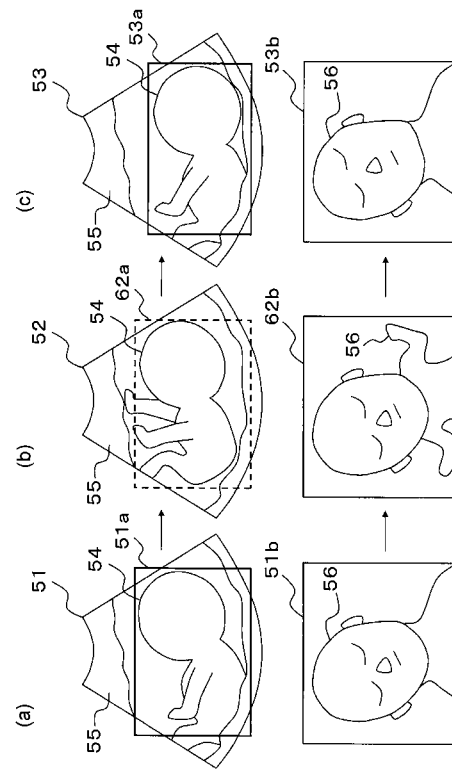
【図 4】



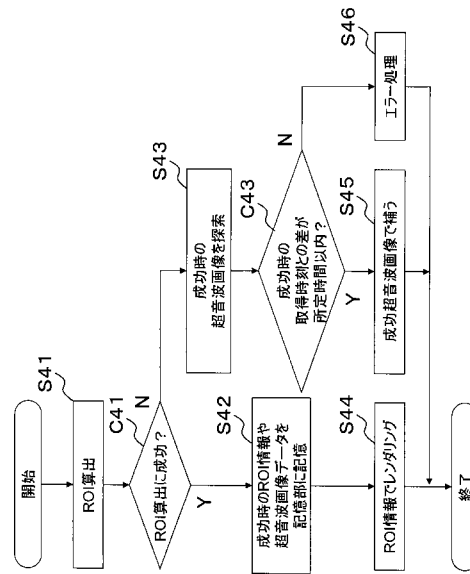
【図 5】



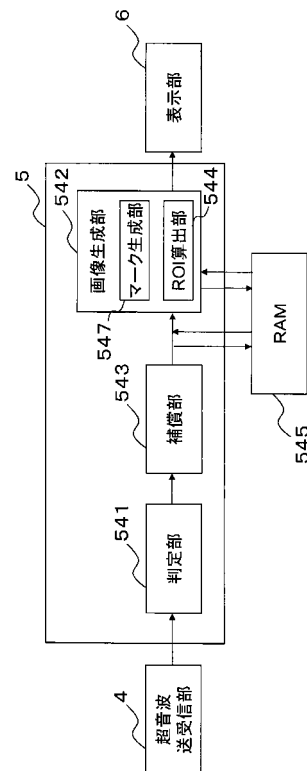
【図 7】



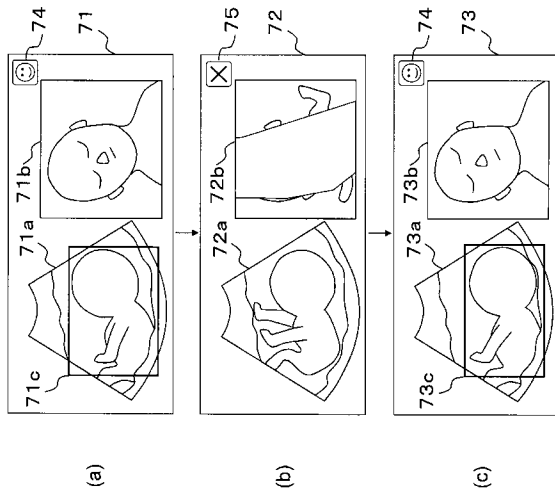
【図 6】



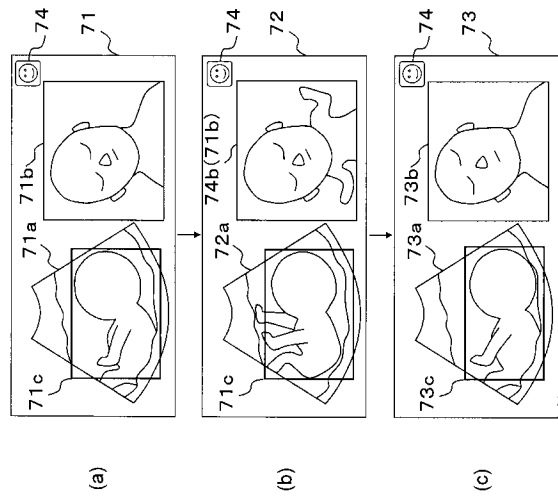
【図 8】



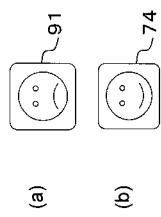
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/051735

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(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

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 1996-2014
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

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 2006-223712 A (Hitachi Medical Corp.), 31 August 2006 (31.08.2006), paragraphs [0018] to [0020], [0030] to [0034]; fig. 7 (Family: none)	1-15
A	JP 2007-252725 A (Aloka Co., Ltd.), 04 October 2007 (04.10.2007), paragraphs [0040] to [0044]; fig. 2 to 3 (Family: none)	1-15
A	JP 9-220228 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 26 August 1997 (26.08.1997), abstract (Family: none)	1-15

☒ 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
10 March, 2014 (10.03.14)Date of mailing of the international search report
18 March, 2014 (18.03.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/051735

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 10-262963 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 October 1998 (06.10.1998), paragraphs [0237] to [0245]; fig. 28 (Family: none)	1-15
A	JP 5-192336 A (Toshiba Corp.), 03 August 1993 (03.08.1993), abstract (Family: none)	1-15
A	JP 2012-19873 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 02 February 2012 (02.02.2012), abstract & US 2012/0016237 A1 & KR 10-2012-0006943 A & CN 102327132 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 1 7 3 5	
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			
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			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用了電子データベース (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 2006-223712 A (株式会社日立メディコ) 2006.08.31 段落[0018]-[0020], [0030]-[0034]、図7 (ファミリーなし)	1-15	
A	JP 2007-252725 A (アロカ株式会社) 2007.10.04 段落[0040]-[0044]、図2-3 (ファミリーなし)	1-15	
☒ 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。			
* 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 10.03.2014		国際調査報告の発送日 18.03.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 右高 孝幸	2Q 9808
		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 4 / 0 5 1 7 3 5
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 9-220228 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1997. 08. 26 要約 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 10-262963 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998. 10. 06 段落[0237]-[0245]、図 28 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 5-192336 A (株式会社東芝) 1993. 08. 03 要約 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2012-19873 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2012. 02. 02 要約 & US 2012/0016237 A1 & KR 10-2012-0006943 A & CN 102327132 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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)	超音波撮像装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	JPWO2014156269A1	公开(公告)日	2017-02-16
申请号	JP2015508127	申请日	2014-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	西浦 朋史		
发明人	西浦 朋史		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0866 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5215 A61B8/5269 A61B8/54 G01S15/8993 G06T7/0012 G06T7/10		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE04 4C601/JC02 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK21		
代理人(译)	田村 尚隆		
优先权	2013062535 2013-03-25 JP		
其他公开文献	JP6242025B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(EN) 超声成像设备和超声图像显示方法，能够防止三维超声图像由于计算不合适的ROI而闪烁，并能够改善超声图像的图像质量。本发明的超声成像设备基于多个ROI计算单元中的至少一个，所述多个ROI计算单元根据超声图像数据以及超声图像数据中的预定亮度差部分和亮度差部分来计算ROI。用于确定ROI的計算的成功或失败的确定单元，基于由确定单元确定为失败的ROI的失败超声图像，基于由确定单元确定为成功的ROI的成功超声波。以及补偿图像的补偿单元。 [选型图]图1

