

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4291833号  
(P4291833)

(45) 発行日 平成21年7月8日(2009.7.8)

(24) 登録日 平成21年4月10日(2009.4.10)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-174470 (P2006-174470)                  (22) 出願日 平成18年6月23日 (2006.6.23)                  (65) 公開番号 特開2008-485 (P2008-485A)                  (43) 公開日 平成20年1月10日 (2008.1.10)                  審査請求日 平成20年5月16日 (2008.5.16)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238                  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                  アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000                  (74) 代理人 100094053                  弁理士 佐藤 隆久                  (72) 発明者 谷川 俊一郎                  東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127                  ジーイー横河メディカルシステム株式会社                  社内</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波ビームを被検体の撮像領域へ送信し前記撮像領域において反射する超音波エコーを受信するスキャンを前記撮像領域に対応するように走査方向において繰り返して実施し、前記スキャンを実施することによって得られた音線データに基づいて前記撮像領域についての超音波診断画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波診断画像に対して補正処理を実施する画像補正処理部を有し、

前記画像補正処理部は、前記超音波診断画像における所定の第1の画素の画素値と前記走査方向において前記第1の画素と隣接する第2の画素の画素値とを比較し、予め定めた閾値と前記第1の画素の画素値とを比較し、 $i$ を前記超音波ビームによる干渉縞のパターンによって定められた所定の自然数とするとき、前記閾値と前記走査方向において前記第1の画素から $2i$ 個隣の第3の画素の画素値とを比較する比較処理を実施し、前記比較処理の結果に基づいて前記超音波ビームが送信された音線方向に延在する音線ベクトル像を前記超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施し、前記抽出処理により抽出した前記音線ベクトル像を前記超音波診断画像から除去するように前記補正処理を実施する超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像補正処理部は、前記比較処理において、更に前記第1の画素から $i$ 個隣の第4の画素の画素値と前記第1の画素の画素値及び前記第3の画素の画素値の平均値とを比較し、前記比較処理の結果に基づいて前記音線方向における前記比較処理のスタート画素位

10

20

置を定め、前記スタート画素位置から前記音線方向に並ぶ各画素について前記比較処理を実施する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像補正処理部は、前記走査方向において前記音線ベクトル像に隣接する画素に対応する前記音線データに基づいて、前記抽出処理により抽出された前記音線ベクトル像の画素値を補正する

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波診断画像は、CFM画像である

10

請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波ビームを被検体の撮像領域へ送信し前記撮像領域において反射する超音波エコーを受信するスキャンを前記撮像領域に対応するように走査方向へ繰り返して実施し、前記スキャンを実施することによって得られた音線データに基づいて前記撮像領域についての超音波診断画像を生成する超音波診断画像生成方法であって、

前記超音波診断画像に対して補正処理を実施する画像補正処理ステップを有し、

前記画像補正処理ステップにおいては、前記超音波診断画像における所定の第 1 の画素の画素値と前記走査方向において前記第 1 の画素と隣接する第 2 の画素の画素値とを比較し、予め定めた閾値と前記第 1 の画素の画素値とを比較し、 $i$  を前記超音波ビームによる干渉縞のパターンによって定められた所定の自然数とするとき、前記閾値と前記走査方向において前記第 1 の画素から  $2i$  個隣の第 3 の画素の画素値とを比較する比較処理を実施し、前記比較処理の結果に基づいて前記超音波ビームが送信された音線方向に延在する音線ベクトル像を前記超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施し、前記抽出処理により抽出した前記音線ベクトル像を前記超音波診断画像から除去するように前記補正処理を実施する

20

超音波診断画像生成方法。

【請求項 6】

前記画像補正処理ステップの前記比較処理において、更に前記第 1 の画素から  $i$  個隣の第 4 の画素の画素値と前記第 1 の画素の画素値及び前記第 3 の画素の画素値の平均値とを比較し、前記比較処理の結果に基づいて前記音線方向における前記比較処理のスタート画素位置を定め、前記スタート画素位置から前記音線方向に並ぶ各画素について前記比較処理を実施する

30

請求項 1 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 7】

前記画像補正処理ステップの前記補正処理において、前記超音波診断画像において前記音線ベクトル像に隣接する画素に対応する前記音線データに基づいて、前記抽出処理により抽出された前記音線ベクトル像の画素値を補正する

請求項 6 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 8】

40

前記超音波診断画像は、CFM画像である

請求項 5 から 7 のいずれかに記載の超音波診断画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波診断画像生成方法に関し、特に、超音波ビームを被検体の撮像領域へ送信し、その撮像領域において反射する超音波エコーを受信するスキャンを実施した後に、そのスキャンの実施によって得られた音線データに基づいて、その撮像領域についての超音波診断画像を生成する超音波診断装置および超音波診断画像生成方法に関する。

50

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、スキヤンの実施に対してリアルタイムに超音波診断画像を表示できるように、特に、胎児検診や心臓検診などの医療分野において多く利用されている。

## 【0003】

この超音波診断装置を用いて超音波診断画像を表示する場合には、まず、超音波ビームを被検体の撮像領域に送信し、その撮像領域において反射される超音波エコーを受信するスキヤンを実施することによって音線データを得る。たとえば、セクタスキヤン方式、リニアスキヤン方式、コンベックススキヤン方式、ラジアルスキヤン方式などのスキヤン方式にて、スキヤンが実施される。

10

## 【0004】

そして、そのスキヤンの実施によって得られた音線データに基づいて、その撮像領域についての超音波診断画像を生成し、表示面に表示する（特許文献1，特許文献2参照）。超音波診断装置においては、表示モードとして、Aモード，Bモード，Cモード，CFM（Color Flow Mapping，カラーフローマッピング）モードなど様々なモードがあり、各モードに対応した超音波診断画像が表示画面に表示される。たとえば、セクタスキヤン方式やコンベックススキヤン方式にて得られた音線データを補間処理することによって、超音波診断画像を生成し、表示画面に表示する（たとえば、特許文献3参照）。

## 【0005】

20

【特許文献1】特開2005-87266号公報

【特許文献2】特開2005-253852号公報

【特許文献3】特開2005-58587号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

しかしながら、超音波診断画像においては、超音波ビームが送信された音線方向に延在するように、音線ベクトル像がアーチファクトとして発生する場合がある。この音線ベクトル像は、スキヤンが実施される際に隣接する超音波ビームが互いに干渉するために生ずる。

30

## 【0007】

特に、超音波診断画像として、CFM画像のようにカラー画像を生成し、表示画面に表示する場合においては、音線ベクトル像が発生する不具合が顕在化する場合があった。

## 【0008】

このように超音波診断画像に音線ベクトル像が発生して画像品質が低下するために、画像診断する際には、診断効率が低下する場合があった。

## 【0009】

したがって、本発明の目的は、超音波診断画像の画像品質を向上することによって、診断効率を向上可能な超音波診断装置および超音波診断画像生成方法を提供することにある。

40

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波ビームを被検体の撮像領域へ送信し、前記撮像領域において反射する超音波エコーを受信するスキヤンを、前記撮像領域に対応するように走査方向において繰り返して実施した後に、当該スキヤンを実施することによって得られた音線データに基づいて前記撮像領域についての超音波診断画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波診断画像に対して補正処理を実施する画像補正処理部を有し、前記画像補正処理部は、前記超音波診断画像において前記超音波ビームが送信された音線方向に延在する音線ベクトル像を、前記超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施した後に、当該抽出処理により抽出した前記音線ベクトル像を前記超

50

音波診断画像から除去するように、前記補正処理を実施する。

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断画像生成方法は、超音波ビームを被検体の撮像領域へ送信し、前記撮像領域において反射する超音波エコーを受信するスキャンを、前記撮像領域に対応するように走査方向へ繰り返して実施した後に、当該スキャンを実施することによって得られた音線データに基づいて前記撮像領域についての超音波診断画像を生成する超音波診断画像生成方法であって、前記超音波診断画像に対して補正処理を実施する画像補正処理ステップを有し、前記画像補正処理ステップにおいては、前記超音波診断画像において前記超音波ビームが送信された音線方向に延在する音線ベクトル像を前記超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施した後に、当該抽出処理により抽出した前記音線ベクトル像を前記超音波診断画像から除去するように、前記補正処理を実施する。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、超音波診断画像の画像品質を向上することによって、診断効率を向上可能な超音波診断装置および超音波診断画像生成方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

(装置)

本発明にかかる実施形態の超音波診断装置 1 について説明する。

20

【 0 0 1 4 】

図 1 は、本発明にかかる実施形態において、超音波診断装置 1 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、本実施形態の超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 3 1 と、操作コンソール 3 2 と、表示部 4 1 とを有しており、超音波ビームを被検体の撮像領域へ送信し、その撮像領域において反射する超音波エコーを受信するスキャンを、撮像領域に対応するように走査方向において繰り返して実施した後に、当該スキャンを実施することによって得られた音線データに基づいて撮像領域についての超音波診断画像を生成する。各部について、順次、説明する。

30

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 3 1 は、たとえば、セクタ型であり、超音波振動子 ( 図示なし ) を含む。超音波プローブ 3 1 において超音波振動子は、たとえば、PZT ( チタン酸ジルコン酸鉛 ) セラミックスなどの圧電材料を含むように構成されており、電気信号を音波に変換して送信すると共に、受信した音波を電気信号に変換し、エコー信号として出力する。ここでは、超音波プローブ 3 1 は、超音波振動子が設けられた面が被検体の表面に当接されて使用される。そして、超音波プローブ 3 1 は、操作コンソール 3 2 において制御部 3 2 4 が出力した制御信号に基づく送受信部 3 2 1 からの駆動信号に対応するように、超音波ビームを被検体内に送信し、その超音波ビームが送信された被検体内から反射される超音波エコーを受信するスキャンを実施することによってエコー信号をローデータとして得る。そして、そのエコー信号を送受信部 3 2 1 へ出力する。

40

【 0 0 1 7 】

操作コンソール 3 2 は、図 1 に示すように、送受信部 3 2 1 と、画像生成部 3 2 2 と、制御部 3 2 4 と、操作部 3 2 5 とを有する。操作コンソール 3 2 は、各部がデータ処理装置を含み、各種データの処理を実施する。

【 0 0 1 8 】

送受信部 3 2 1 は、超音波プローブ 3 1 に超音波を送受信させる送受信回路を含み、制御部 3 2 4 からの制御信号に基づいて、超音波プローブ 3 1 に超音波振動子から被検体へ超音波ビームを送信させ、その被検体から反射される超音波エコーを超音波振動子で受信させることによりエコー信号を生成させる。たとえば、送受信部 3 2 1 は、電子セクタ走

50

査方式で被検体についてのスキャンを実施してエコー信号を取得し、その取得したエコー信号を音線データとして画像生成部322に出力する。具体的には、送受信部321は、被検体に対して超音波ビームを移動させてスキャンするように、超音波プローブ31における複数の超音波振動子の位置を切り替えて駆動することによって、エコー信号を取得し、そのエコー信号に増幅、遅延、加算などの処理を実施して、画像生成部322に音線データとして出力する。

【0019】

画像生成部322は、送受信部321により出力される音線データに基づいて、被検体の撮像領域について超音波診断画像を生成する。画像生成部322は、操作部325に入力された指令に対応するように制御部324により制御され、超音波診断画像として、Bモード画像、CFM画像などを生成する。そして、その生成した超音波診断画像を、たとえば、シネメモリ(図示なし)で一時的に記憶した後に、HDD(図示なし)に出力して記憶させる。

10

【0020】

本実施形態においては、図1に示すように、画像生成部322は、画像補正処理部322aを含む。画像補正処理部322aは、上記のように生成された超音波診断画像に対して補正処理を実施する。具体的には、画像補正処理部322aは、その超音波診断画像において超音波ビームが送信された音線方向に延在する音線ベクトル像を、超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施した後に、その抽出処理により抽出した音線ベクトル像を超音波診断画像から除去するように、この補正処理を実施する。たとえば、CFM画像として生成された超音波診断画像について、補正処理を実施する。詳細については後述するが、まず、抽出処理を実施する際には、その超音波診断画像において音線方向に並ぶ第1の画素の画素値と、その超音波診断画像において走査方向にて当該第1の画素に隣接する第2の画素の画素値とを比較する比較処理を、走査方向に並ぶ画素に対応するように順次実施した後に、当該比較処理の結果に基づいて、第1の画素を音線ベクトル像として抽出する。そして、補正処理を実施する際には、上記のように抽出処理により抽出された音線ベクトル像の画素値を、走査方向において当該音線ベクトル像に隣接する画素に対応する音線データに基づいて補正する。

20

【0021】

制御部324は、たとえば、コンピュータと、そのコンピュータに所定のデータ処理を実行させるプログラムとを含み、操作部325からの操作信号に基づいて、各部にそれぞれに制御信号を与え、各部の動作を制御する。

30

【0022】

操作部325は、たとえば、キーボード(keyboard)(図示なし)、トラックボール(trackball)(図示なし)を含む。操作部325は、オペレータによって操作情報が入力され、その操作情報に基づいて制御部324に操作信号を出力する。なお、操作部325は、タッチパネル(touchpanel)、フットスイッチ(foot switch)、音声入力装置などの入力装置にて構成されていても良い。

【0023】

表示部41は、たとえば、平面な表示画面を有するLCD装置(図示なし)と、DSC(Digital Scan Converter)(図示なし)とを含み、画像生成部322により生成された超音波診断画像を表示する。本実施形態においては、画像補正処理部322aによって補正処理されたCFM画像をBモード画像に重ね合わせるようにして、表示画面に表示する。

40

【0024】

(動作)

以下より、本発明にかかる実施形態の超音波診断装置1についての動作を説明する。

【0025】

図2は、本発明にかかる実施形態において、超音波診断装置1の動作を示すフロー図である。図3は、本発明にかかる実施形態において、超音波診断装置1の動作を説明するた

50

めの図である。

【0026】

まず、図2に示すように、スキャンを実施する(S11)。

【0027】

ここでは、超音波プローブ31において超音波振動子が設けられた面を、被検体にて撮像する撮像領域の表面にオペレータが当接する。そして、超音波プローブ31から超音波ビームを被検体内に送信し、その超音波ビームが送信された被検体内から反射される超音波エコーを超音波プローブ31で受信するスキャンを実施することによって、エコー信号をローデータとして取得し、そのエコー信号を送受信部321へ出力する。そして、送受信部321がエコー信号を音線データとして処理して出力する。

10

【0028】

図3(a)は、本発明にかかる実施形態において、スキャンを実施する様子を示す図である。

【0029】

本実施形態においては、図3(a)に示すように、セクタスキャン方式にてスキャンを実施する。ここでは、超音波ビームUBを音線方向xに沿うように被検体の撮像領域HRへ送信し、その撮像領域HRにおいて反射する超音波エコーを受信するスキャンを、撮像領域に対応するように走査方向yにおいて繰り返して実施する。つまり、超音波プローブ31にて被検体の撮像領域HRに当接された位置において、被検体の深さ方向に対応する音線方向xに沿うように、超音波ビームUBをセクタ状に走査方向yへ順次移動させて送信する。そして、その超音波ビームUBを送信した撮像領域において反射された超音波エコーを、一定の時間間隔で受信することによって、エコー信号をサンプリングする。そして、そのエコー信号を送受信部321が音線データとして処理し、画像生成部322へ出力する。

20

【0030】

つぎに、図2に示すように、超音波診断画像の生成を実施する(S21)。

【0031】

ここでは、送受信部321により出力される音線データに基づいて、被検体の撮像領域について超音波診断画像を画像生成部322が生成する。たとえば、超音波診断画像として、Bモード画像、CFM画像を生成する。

30

【0032】

つぎに、図2に示すように、超音波診断画像の補正処理を実施する(S31)。

【0033】

ここでは、上記のように生成された超音波診断画像を、画像補正処理部322aが補正処理する。具体的には、超音波診断画像において超音波ビームが送信された音線方向に延在する音線ベクトル像を、超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施した後に、その抽出処理により抽出した音線ベクトル像を超音波診断画像から除去するように、この補正処理を実施する。本実施形態においては、ベクター補間(vector interpolation)処理されることによってCFM画像として生成された超音波診断画像について、補正処理を実施する。

40

【0034】

図3(b)は、本発明にかかる実施形態において生成されたBモード画像にCFM画像を重ねた超音波診断画像であって、CFM画像に含まれる音線ベクトル像を強調して示す図である。

【0035】

超音波診断画像UIにおいては、スキャンが実施された際に走査方向yにおいて隣接する超音波ビームが互いに干渉する場合があるために、図3(b)に示すように、超音波ビームが送信された音線方向xに延在するアーチファクトとして音線ベクトル像BIが発生する場合がある。

【0036】

50

このため、まず、この音線ベクトル像を超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施する。

【0037】

ここでは、超音波診断画像において音線方向に並ぶ第1の画素の画素値と、その超音波診断画像において走査方向にて当該第1の画素に隣接する第2の画素の画素値とを比較する比較処理を、走査方向に並ぶ画素に対応するように順次実施した後に、当該比較処理の結果に基づいて、第1の画素を音線ベクトル像として抽出する。

【0038】

図3(c)は、本発明にかかる実施形態において音線ベクトル像を抽出する様子を説明するための図である。

【0039】

本実施形態においては、図3(c)に示すように、超音波診断画像において音線方向 $x$ と走査方向 $y$ とに並ぶ画素のそれぞれを $ov[x][y]$ として定義する。そして、その超音波診断画像における第1の画素の画素値 $ov[x][y]$ のそれぞれが、その第1の画素に隣接する第2の画素の画素値 $ov[x][y-1]$ 、 $ov[x][y+1]$ との関係において、以下の数式(1)、(2)を満たす画素位置を特定する。そして、これと共に、 $ov[x][y]$ が正の値である場合には数式(3)、(4)、(5)を満たし、 $ov[x][y]$ が負の値である場合には数式(6)、(7)、(8)を満たす場合には、その $ov[x][y]$ に対応する画素位置を、音線ベクトル像を抽出するスタート位置とみなす。

【0040】

なお、各数式において、 $q$ は、予め設定した閾値であり、 $abs()$ は、絶対値化するための関数を示している。また、 $i$ は、干渉縞のパターンによって決まる。このパターンは、装置や同時音線受信の有無や同時音線受信数などにより異なる。たとえば、隣接する音線ベクトルが音響干渉により音線方向に干渉縞を生ずる際に、順次、輝度値が、10, 5, 10, 5...のように明暗が推移する場合(パターンA)や、10, 8, 5, 8, 10, 8, 5, 8, 10...のように明暗が推移する場合(パターンB)などのパターンに応じて設定される。

【0041】

$$abs(ov[x][y]) > abs(ov[x][y-1]) \quad \dots (1)$$

$$abs(ov[x][y]) > abs(ov[x][y+1]) \quad \dots (2)$$

【0042】

( $ov[x][y]$ が正の値の場合)

$$ov[x][y] \geq q \quad \dots (3)$$

$$ov[x][y+2i] \geq q \quad \dots (4)$$

$$abs(ov[x][y+i]) < abs(ov[x][y] + ov[x][y+2i]) * 0.5 \quad \dots (5)$$

【0043】

( $ov[x][y]$ が負の値の場合)

$$ov[x][y] \leq -q \quad \dots (6)$$

$$ov[x][y+2i] \leq -q \quad \dots (7)$$

$$abs(ov[x][y+i]) < abs(ov[x][y] + ov[x][y+2i]) * 0.5 \quad \dots (8)$$

【0044】

この後、上記のように特定した音線ベクトル像を抽出するスタート位置から、音線ベクトル像の端部までに含まれる画素の数をカウントする。ここでは、上記の数式(3)、(4)、(5)、(6)、(7)、(8)を満たす画素値である画素まで、カウントを続け、この処理により特定された画素群を音線ベクトル像として特定する。たとえば、図3(c)に示すように、 $ov[x][y]$ の画素がスタート位置である場合には、そのスタート位置の画素から音線方向 $x$ に並ぶ各画素について、上記処理を実施し、超音波診断画像

10

20

30

40

50

から音線ベクトル像を抽出する。

【0045】

つぎに、この抽出処理により抽出した音線ベクトル像を超音波診断画像から除去するように、補正処理を実施する。

【0046】

ここでは、上記のように抽出処理により抽出された音線ベクトル像の画素値を、走査方向において当該音線ベクトル像に隣接する画素に対応する音線データに基づいて補正する。たとえば、荷重平均処理により、この補正処理を実施する。

【0047】

本実施形態においては、上記のように抽出処理により抽出された音線ベクトル像にてカウントされた画素数が、予め定められた閾値を超える場合に、補正処理を実施する。たとえば、補正処理後の画素を  $n v [ x ] [ y ]$  に定義した場合において、 $i$  未満かつ 1 以上の整数値  $j$  について、以下の数式 (9) を満たすように実施する。なお、 $X_j$ 、 $X_{j'}$  は、補正対象の  $o v [ x ] [ y + j ]$  と  $o v [ x ] [ y ]$ 、 $o v [ x ] [ y + 2 i ]$  との距離に応じて比例した重み付け係数とする。たとえば、前述したように、隣接する音線ベクトルが音響干渉により音線方向に干渉縞を生ずる際に、順次、輝度値が、10, 5, 10, 5... のように明暗が推移する場合 (パターン A) には、 $x_j = 0.5$ 、 $x_{j'} = 0.5$  とする。一方で、隣接する音線ベクトルが音響干渉により音線方向に干渉縞を生ずる際に、順次、輝度値が、10, 8, 5, 8, 10, 8, 5, 8, 10... のように明暗が推移する場合 (パターン B) には、以下の数式 (10)、(11)、(12) を満足するように、補正処理を実施する。すなわち、走査方向において音線ベクトル像に隣接する画素の画素値への重み付け係数を、音線ベクトル像からの距離に応じて可変することによって、補正処理を実施する。

【0048】

$$n v [ x ] [ y + j ] = o v [ x ] [ y ] * X_j + o v [ x ] [ y + 2 i ] * X_{j'} \quad \dots (9)$$

【0049】

$$n v [ x ] [ y + 1 ] = o v [ x ] [ y ] * 0.75 + o v [ x ] [ y + 2 i ] * 0.25 \quad \dots (10)$$

【0050】

$$n v [ x ] [ y + 2 ] = o v [ x ] [ y ] * 0.5 + o v [ x ] [ y + 2 i ] * 0.5 \quad \dots (11)$$

【0051】

$$n v [ x ] [ y + 3 ] = o v [ x ] [ y ] * 0.25 + o v [ x ] [ y + 2 i ] * 0.75 \quad \dots (12)$$

【0052】

つぎに、図 2 に示すように、超音波診断画像の表示を実施する (S41)。

【0053】

ここでは、補正処理された超音波診断画像を表示部 41 が表示する。

【0054】

図 3 (d) は、本発明にかかる実施形態において表示部 41 が表示する超音波診断画像を示す図である。

【0055】

本実施形態においては、図 3 (d) に示すように、画像補正処理部 322a によって補正処理された CFM 画像を、B モード画像に重ね合わせるようにして、表示画面に表示する。

【0056】

以上のように、本実施形態は、超音波診断画像において超音波ビームが送信された音線

10

20

30

40

50

方向xに延在する音線ベクトル像を、その超音波診断画像から抽出する抽出処理を実施する。その後、その抽出処理により抽出した音線ベクトル像を超音波診断画像から除去するように、補正処理を実施する。このため、本実施形態は、画像品質を向上することができるために、画像診断する際に診断効率を向上させることができる。特に、超音波診断画像がCFM画像のようなカラー画像である場合には効果的である。

【0057】

なお、本発明の実施に際しては、上記した実施の形態に限定されるものではなく、種々の変形形態を採用することができる。

【0058】

たとえば、上記の実施形態においては、超音波診断画像としてCFM画像を補正処理する場合について説明したが、これに限定されない。たとえば、Bモード画像について適用しても好適である。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】図1は、本発明にかかる実施形態において、超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明にかかる実施形態において、超音波診断装置1の動作を示すフロー図である。

【図3】図3は、本発明にかかる実施形態において、超音波診断装置1の動作を説明するための図である。

【符号の説明】

【0060】

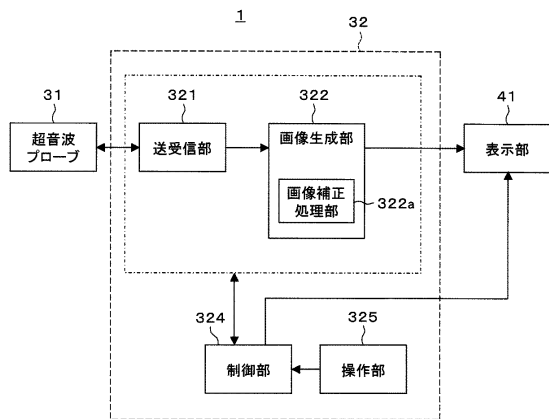
- 3 1 ... 超音波プローブ、
- 3 2 ... 操作コンソール、
- 4 1 ... 表示部、
- 3 2 1 ... 送受信部、
- 3 2 2 ... 画像生成部、
- 3 2 2 a ... 画像補正処理部、
- 3 2 4 ... 制御部、
- 3 2 5 ... 操作部

10

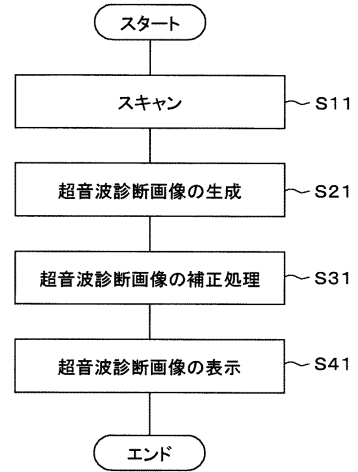
20

30

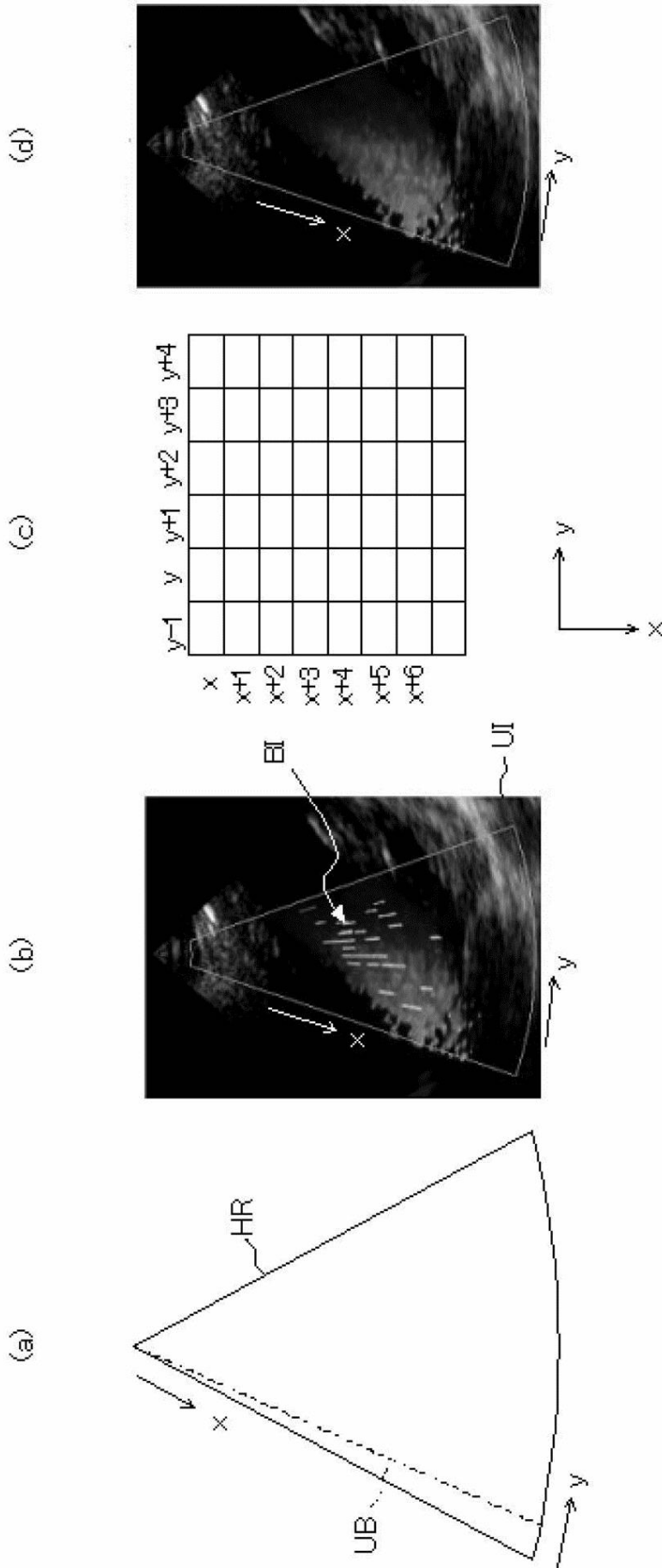
【図1】



【図2】



【 図 3 】



---

フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2005 - 65936 ( J P , A )  
特開2006 - 116070 ( J P , A )  
特開2006 - 198075 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B      8 / 0 6

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断图像生成方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4291833B2</a>	公开(公告)日	2009-07-08
申请号	JP2006174470	申请日	2006-06-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52077		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB23 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JC04 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/KK12 4C601/KK18 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE02 5B057/CH18 5B057/DA08 5B057/DC16 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA01 5L096/EA05 5L096/FA03 5L096/MA03		
代理人(译)	佐藤隆久		
其他公开文献	JP2008000485A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在进行图像诊断时提高图像质量并提高诊断效率。解决方案：在超声诊断图像中，执行用于提取在超声诊断图像中发送超声波束的声线方向上延伸的声线矢量图像的提取处理。此后，执行校正处理，以从超声诊断图像中去除通过提取处理提取的声线矢量图像。点域

