

(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2015-8942

(P2015-8942A)

(43) 公開日 平成27年1月19日(2015.1.19)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-137379 (P2013-137379)  
(22) 出願日 平成25年6月28日(2013.6.28)

(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100079049  
弁理士 中島 淳  
(74) 代理人 100084995  
弁理士 加藤 和詳  
(74) 代理人 100099025  
弁理士 福田 浩志  
(72) 発明者 勝山 公人  
神奈川県足柄上郡開成町宮台789番地  
富士フイルム株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB27 DD08 EE04  
JB36 JB40 JB42 JB45 JB50  
JC04 JC19 JC23 KK02 KK12  
LL02 LL38

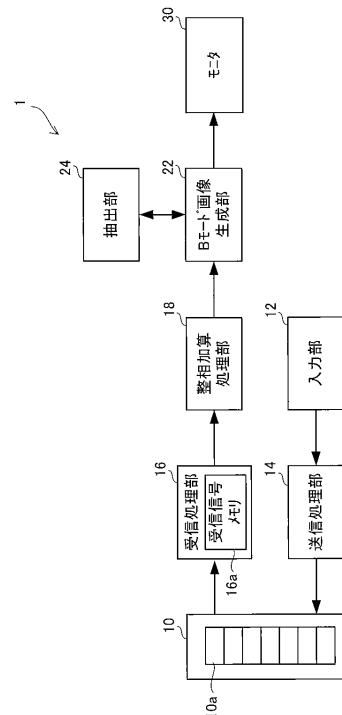
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像抽出方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】被検体内における微小石灰化部等の微小構造体の描出性能を従来よりも向上させる。

【解決手段】Bモード画像生成部22は、互いに異なる複数の方向に向けて順次送信された超音波の各送信に応じて生成された複数の受信信号の各々に基づいて、複数の方向の各々に対応する複数のBモード画像を生成する。抽出部24は、複数のBモード画像の各々から同一の反射点に対応する各画素の画素値を読み出し、読み出した画素値の複数のBモード画像間における比較解析を行って特定の画素を抽出する。抽出部24によって抽出された特定の画素は、モニター30上に表示される。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

反射点から互いに異なる方向に向けて反射された超音波の反射波に基づいて前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って、画素値の近似する特定の画素を抽出する抽出手段と

、  
前記抽出手段によって抽出された前記特定の画素を表示する表示手段と、  
を含む超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素のうち、前記複数の画像間における画素値の差分値またはばらつきの大さを示す指標値が所定の閾値以下となる画素を前記特定の画素として抽出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素のうち、前記複数の画像間における画素値の相関値が所定の閾値以上となる画素を前記特定の画素として抽出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像の各々において、所定の閾値以上の画素値を有する画素を前記特定の画素として抽出する請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素のうち、前記複数の画像間における最小の画素値が所定の閾値以上である画素を抽出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記表示手段は、前記抽出手段によって抽出された画素のみを表示する請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記表示手段は、前記画像生成手段によって生成されたいずれかの画像上に前記抽出手段によって抽出された画素を視認可能に表示する請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素うち、前記複数の画像間で最小の画素値を有する画素を抽出し、  
前記表示手段は、前記抽出手段によって抽出された画素によって構成される画像を表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記画像生成手段は、互いに異なる複数の方向に向けて順次送信された超音波の各送信に応じて生成された複数の受信信号の各々に基づいて、前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

超音波の送信に応じて生成された受信信号に対して互いに異なる複数の方向の各々に沿って整相加算処理を行って、前記複数の方向の各々に対応する複数の整相加算信号を生成する整相加算手段を更に含み、

前記画像生成手段は、前記整相加算手段によって生成された前記複数の整相加算信号の各々に基づいて、前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

10

20

30

40

50

前記画像生成手段は、1の方向および前記1の方向に対して90°傾いた他の方向に向けて送信された超音波の各送信に対応する少なくとも2つの画像を生成する請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記整相加算手段は、超音波の送信に応じて生成された受信信号に対して1の方向および前記1の方向に対して90°傾いた他の方向の各々に沿って整相加算処理を行って、前記1の方向および前記他の方向の各々に対応する少なくとも2つの整相加算信号を生成する請求項10に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

反射点から互いに異なる方向に向けて反射された超音波の反射波に基づいて前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する画像生成ステップと、

前記画像生成ステップにおいて生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って、画素値の近似する特定の画素を抽出する抽出ステップと、

前記抽出ステップにおいて抽出された前記特定の画素を表示する表示ステップと、  
を含む画像描出方法。

【請求項14】

コンピュータを、

反射点から互いに異なる方向に向けて反射された超音波の反射波に基づいて前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って、画素値の近似する特定の画素を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段によって抽出された前記特定の画素を表示する表示手段と、  
として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波の送受信によって被検体の断層画像を生成する超音波診断装置、画像描出方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波プローブから被検体に超音波を送信し、被検体内部からの反射波に基づいて被検体の断層画像を生成する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置において、互いに異なる複数の方向に超音波を送信し、各送信によって得られた受信信号に基づいて1つの断層画像を生成する技術が知られている。

【0003】

例えば特許文献1には、穿刺針が挿入された被検体に方位方向に対して垂直な方向に超音波送信を行なう第1のスキャンと、第1のスキャンの際の方向とは異なる複数の方向それぞれで超音波送信を行なう第2のスキャンとを行うことが記載されている。そして、この特許文献1に記載の装置では、第1のスキャンにより超音波プローブが受信した反射波を用いて第1の超音波画像を生成し、第2のスキャンにより超音波プローブ1が受信した反射波を用いて複数の方向ごとの超音波画像である第2の超音波画像群を生成する。そして、第2の超音波画像群の中から、所定の条件に合致する画像を第3の超音波画像として選択し、第3の超音波画像から穿刺針領域を抽出し、抽出された穿刺針領域に基づいて、針画像を生成し、第1の超音波画像と針画像との合成画像を生成する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-213606号公報

10

20

30

40

50

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

現在、乳房内に生じた微小石灰化部に対する描出性能は、X線を用いるマンモグラフィ装置の方が、超音波診断装置に対して優位であるとされている。これは、超音波画像において、乳腺構造と微小石灰化部の双方が比較的高輝度な反射点として描出されてしまい、微小石灰部の画像が乳腺構造の画像に埋もれてしまうからである。

**【0006】**

超音波診断では、X線を使用するマンモグラフィ装置のような被爆リスクがないことから、超音波診断装置における微小石灰化部の描出性能の向上が望まれている。現在、微小石灰化部の描出性能の向上に対する検討が様々なされているが未だ十分ではない。

10

**【0007】**

本発明は、上記した点に鑑みてなされたものであり、被検体内における微小石灰化部等の微小構造体の描出性能を従来よりも向上させることができる超音波診断装置、画像描出方法およびプログラム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】****【0008】**

本発明の第1の観点によれば、反射点から互いに異なる方向に向けて反射された超音波の反射波に基づいて前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って、画素値の近似する特定の画素を抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出された前記特定の画素を表示する表示手段と、を含む超音波診断装置が提供される。

20

**【0009】**

本発明の第2の観点によれば、前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素のうち、前記複数の画像間における画素値の差分値またはばらつきの大さを示す指標値が所定の閾値以下となる画素を前記特定の画素として抽出する第1の観点による超音波診断装置が提供される。

**【0010】**

本発明の第3の観点によれば、前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素のうち、前記複数の画像間における画素値の相関値が所定の閾値以上となる画素を前記特定の画素として抽出する第1の観点による超音波診断装置が提供される。

30

**【0011】**

本発明の第4の観点によれば、前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像の各々において、所定の閾値以上の画素値を有する画素を前記特定の画素として抽出する第2または第3の観点による超音波診断装置が提供される。

**【0012】**

本発明の第5の観点によれば、前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素のうち、前記複数の画像間における最小の画素値が所定の閾値以上である画素を抽出する第1の観点による超音波診断装置が提供される。

40

**【0013】**

本発明の第6の観点によれば、前記表示手段は、前記抽出手段によって抽出された画素のみを表示する第1乃至第5のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

**【0014】**

本発明の第7の観点によれば、前記表示手段は、前記画像生成手段によって生成されたいずれかの画像上に前記抽出手段によって抽出された画素を視認可能に表示する第1乃至第5のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

**【0015】**

50

本発明の第 8 の観点によれば、前記抽出手段は、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素うち、前記複数の画像間で最小の画素値を有する画素を抽出し、前記表示手段は、前記抽出手段によって抽出された画素によって構成される画像を表示する第 1 の観点による超音波診断装置が提供される。

【 0 0 1 6 】

本発明の第 9 の観点によれば、前記画像生成手段は、互いに異なる複数の方向に向けて順次送信された超音波の各送信に応じて生成された複数の受信信号の各々に基づいて、前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する第 1 乃至第 8 のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

【 0 0 1 7 】

本発明の第 1 0 の観点によれば、超音波の送信に応じて生成された受信信号に対して互いに異なる複数の方向の各々に沿って整相加算処理を行って、前記複数の方向の各々に対応する複数の整相加算信号を生成する整相加算手段を更に含み、前記画像生成手段は、前記整相加算手段によって生成された前記複数の整相加算信号の各々に基づいて、前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する第 1 乃至第 8 のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

【 0 0 1 8 】

本発明の第 1 1 の観点によれば、前記画像生成手段は、1 の方向および前記 1 の方向に対して 9 0 ° 傾いた他の方向に向けて送信された超音波の各送信に対応する少なくとも 2 つの画像を生成する第 9 の観点による超音波診断装置が提供される。

【 0 0 1 9 】

本発明の第 1 2 の観点によれば、前記整相加算手段は、超音波の送信に応じて生成された受信信号に対して 1 の方向および前記 1 の方向に対して 9 0 ° 傾いた他の方向の各々に沿って整相加算処理を行って、前記 1 の方向および前記他の方向の各々に対応する少なくとも 2 つの整相加算信号を生成する第 1 0 の観点による超音波診断装置が提供される。

【 0 0 2 0 】

本発明の第 1 3 の観点によれば、反射点から互いに異なる方向に向けて反射された超音波の反射波に基づいて前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する画像生成ステップと、前記画像生成ステップにおいて生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って、画素値の近似する特定の画素を抽出する抽出ステップと、前記抽出ステップにおいて抽出された前記特定の画素を表示する表示ステップと、を含む画像描出方法が提供される。

【 0 0 2 1 】

本発明の第 1 4 の観点によれば、コンピュータを、反射点から互いに異なる方向に向けて反射された超音波の反射波に基づいて前記複数の方向の各々に対応する複数の画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段によって生成された前記複数の画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って、画素値の近似する特定の画素を抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出された前記特定の画素を表示する表示手段と、として機能させるためのプログラムが提供される。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明に係る超音波診断装置、画像描出方法およびプログラムによれば、被検体内における微小石灰化部等の微小構造体の描出性能を従来よりも向上させることが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置に含まれるコンピュータの構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置において実行される送受信処理プログラムにおける流れを示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図4】図4(a)および図4(b)は、互いに異なる方向に向けて送信された超音波の入射波および反射波を示す図である。

【図5】本発明の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

【図6】互いに異なる方向に超音波を送信した場合において、同一の反射点が形成される領域を示す図である。

【図7】本発明の他の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

【図8】本発明の他の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

10

【図9】本発明の他の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

【図10】本発明の他の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

【図11】本発明の他の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

【図12】本発明の実施形態に係る超音波診断処理装置における受信フォーカス処理の様態を示す図である。

【図13】本発明の他の実施形態に係る描出処理プログラムにおける描出処理の流れを示すフローチャートである。

20

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施形態に係る超音波診断装置について図面を参照しつつ説明する。

[第1の実施形態]

図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。超音波プローブ10は、被検体の診断部位に向けて超音波を送信するとともに、被検体の内部で反射された超音波の反射波(エコー)を受信して受信信号を生成する。超音波プローブ10は、例えば直線状に配列された複数の圧電素子10aを含んでいる。圧電素子10aの各々は、送信処理部14から供給される駆動パルス信号に応じて超音波を発生させる。また、圧電素子10aの各々は、被検体内で反射された超音波の反射波を受信して電気信号である受信信号を生成し、これを受信処理部16に供給する。なお、超音波プローブ10は、リニア型、コンベックス型、セクタ型等のいずれのスキャン方式を有するものであってもよい。

30

【0025】

送信処理部14は、圧電素子10aの各々に信号配線を介して接続されている。送信処理部14は、各圧電素子10aを駆動するための駆動パルス信号を生成し、信号配線を介して圧電素子10aの各々に供給する。また、送信処理部14は、各圧電素子10aに供給する駆動パルス信号の各々に相対的な時間差を与えることによって超音波の送信方向を制御する。

【0026】

40

受信処理部16は、圧電素子10aの各々に対応して設けられた図示しない増幅器およびA/D変換器を含んでいる。受信処理部16は、圧電素子10aの各々において生成された受信信号を増幅器において増幅し、A/D変換器においてデジタル信号に変換する。また、受信処理部16は、デジタル信号に変換された圧電素子10a毎(チャンネル毎)の受信信号を記憶する受信信号メモリ16aを有している。

【0027】

整相加算処理部18は、受信処理部16から供給される圧電素子10a毎の受信信号に相対的な時間差を与えることにより圧電素子10a毎の受信信号の時相を揃えた後、圧電素子10a毎の受信信号を加算する整相加算処理(受信フォーカス処理)を行う。被検体内のある反射点で反射された超音波が各圧電素子10aに入射するタイミングは一致しな

50

い。これは、ある反射点から各圧電素子 10 a に至る反射波の伝搬距離が圧電素子毎に相違するからである。整相加算処理部 18 は、反射点からの距離が比較的短い位置に配置された圧電素子が生成する受信信号に対して比較的長い遅延時間を与える。一方、反射点からの距離が比較的長い位置に配置された圧電素子が生成する受信信号に対して比較的短い遅延時間を与える。このように、整相加算処理部 18 は、圧電素子 10 a 毎に生成される各チャンネルの受信信号に相対的な時間差を与えてこれらの時相を揃え、整相したチャンネル毎の受信信号を積算して整相加算信号を生成する。

**【0028】**

抽出部 24 は、B モード画像生成部 22 において生成された、複数の B モード画像の各々から、複数の B モード画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値を読み出し、読み出した画素値の複数の B モード画像間における比較解析を行って画素値の近似する特定の画素を抽出する。

10

**【0029】**

B モード画像生成部 22 は、整相加算処理部 16 から供給される整相加算信号に対して公知のフィルタリング処理、Log 圧縮処理、包絡線検波処理、STC (Sensitivity Time Control) 処理、補間処理及び走査変換処理などを施し、整相加算信号の信号強度を輝度に変換した B モード画像を生成する。このとき、B モード画像生成部 22 は、抽出部 24 によって抽出された特定の画素の位置を、B モード画像上において視認できるように B モード画像の画像信号を生成する。例えば、B モード画像生成部 22 は、抽出部 24 によって抽出された特定の画素の輝度を、他の画素の輝度よりも十分に高くなるように画像信号を生成する。または、B モード画像生成部 22 は、抽出部 24 によって抽出された画素に、他の画素とは異なる色を割り当てて画像信号を生成してもよい。

20

**【0030】**

入力部 12 は、ユーザによる各種の操作入力を受け付けるものであり、例えば、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイスやキーボードなどの入力手段によって構成されるものである。ユーザは、入力部 12 を操作することにより、例えば、超音波の送受信の開始や終了、モニタ 30 に表示する表示画像の切替、被検体内部の着目領域の指定などを行うことができる。

**【0031】**

モニタ 30 は、B モード画像生成部 22 から供給される画像信号に基づいて、B モード画像を表示する表示画面を有する。抽出部 24 によって特定の画素が抽出された場合には、B モード画像上に当該特定の画素の位置が視認可能な態様でモニタ 22 上に表示される。

30

**【0032】**

なお、本実施形態に係る超音波診断装置 1 において、送信処理部 14、受信処理部 16、整相加算処理部 18、B モード画像生成部 22 および抽出部 24 は、図 2 に示すように、CPU 200 と、CPU 200 において実行される各種プログラムを記憶した ROM 201 (Read Only Memory) と、CPU 200 における演算処理に供されるデータ等を一時的に保存する RAM (Random Access Memory) 202 と、生成した画像データ等を保存しておくための HDD (Hard Disk Drive) 203 と、を含むコンピュータを含んで構成されている。

40

**【0033】**

以下に、本発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の作用について説明する。はじめに、超音波診断装置 1 が超音波の送受信を行って受信信号を生成する送受信処理について説明する。

**【0034】**

図 3 は、超音波診断装置 1 の CPU 200 によって実行される送受信処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。この送受信処理プログラムは、ROM 201 に予め格納されており、例えば、ユーザが入力部 12 に対して所定の操作入力を行うと実行される。

50

## 【0035】

ステップS1において、送信処理部14は、駆動パルス信号を生成してこれを超音波プローブ10に供給する。このとき、送信処理部14は、超音波の送信方向が所定の方向となるように、圧電素子10a毎に供給する駆動パルス信号に相対的な時間差を付与する。

## 【0036】

これにより、超音波プローブ10は、被検体内の上記所定の方向に向けて超音波を送信する。超音波プローブ10から送信された超音波ビームの反射によるエコーは、圧電素子10aの各々において受信される。圧電素子10aの各々は、反射エコーを電気信号である受信信号に変換して受信処理部16に供給する。

## 【0037】

ステップS2において、受信処理部16は、受信信号の入力待ちを行い、超音波プローブ10から受信信号を受信すると、ステップS3において、各チャンネルの受信信号に対して増幅およびA/D変換を含む信号処理を施し、信号処理を施した受信信号を受信信号メモリ16aに格納する。

## 【0038】

ステップS4において、送信処理部14は、所定の回数の超音波の送信が完了したか否かを判定する。送信処理部14は、所定の回数の超音波の送信が完了していないと判定した場合には、処理をステップS5に移行する。

## 【0039】

ステップS5において、送信処理部14は、超音波の送信方向の設定を変更して処理をステップS1に戻す。その後、ステップS1からステップS5の処理が、上記所定の回数の超音波の送信が完了するまで繰り返し実行される。これにより、互いに異なる複数の方向に超音波が送信され、各送信に応じて生成された複数の受信信号が受信信号メモリ16aに格納される。

## 【0040】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、互いに異なる複数の方向に向けて超音波を順次送信し、超音波の各送信に応じて生成された受信信号の各々を受信信号メモリ16aに格納する。なお、複数回に亘り行われる超音波の送信のうち、超音波の送信方向が超音波プローブ10の送受信面に対して略垂直となるように行われるものが含まれていてもよい。また、少なくとも互いに異なる2つの方向に超音波の送信を行えばよいが、互いに異なる3つ以上の方向に超音波の送信を行ってもよい。

## 【0041】

図4(a)および図4(b)は、超音波プローブ10から被検体P内の互いに異なる方向に向けて送信された超音波の入射波(実線)と反射波(破線)とを、模式的に示した図である。被検体Pは、図4(a)および図4(b)に示すように、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して略平行な方向に延在する乳腺構造Mと、乳房組織が石灰化することにより形成された、例えば直径1mm以下の微小石灰化部Cとを含んでいるものとする。

## 【0042】

図4(a)には、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して略垂直方向に超音波が送信された場合が示されている。ここで、比較的表面积の大きい乳腺構造Mの表面での反射は正反射(鏡面反射)となり、乳腺構造Mの表面での反射により生じた反射波 $R_M$ の進行方向は、超音波の入射角に応じた方向となる。従って、図4(a)に示すように、乳腺構造Mに対して略垂直方向に超音波が入射する場合には、その反射波 $R_M$ の進行方向は、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して略垂直な方向となる。すなわち、この場合、反射波 $R_M$ の略全てが超音波プローブ10で受信されることとなる。一方、比較的表面积の小さい微小石灰化部Cの表面での反射は、拡散反射となる。従って微小石灰化部Cの表面での反射により生じた反射波 $R_C$ は様々な方向に散乱し、超音波プローブ10で受信される。

## 【0043】

10

20

30

40

50

一方、図4(b)には、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して斜め方向に超音波が送信された場合が示されている。この場合、超音波プローブ10から送信された超音波は、乳腺構造Mに対して斜め方向から入射する。これにより、乳腺構造Mの表面での反射により生じた反射波 $R_M$ の進行方向も超音波プローブ10の送受信面10Sに対して斜め方向となる。その結果、超音波プローブ10で反射波 $R_M$ を受信することができなくなる。一方、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して斜め方向に超音波が送信された場合においても、微小石灰化部Cの表面で反射された超音波の反射波 $R_C$ は様々な方向に散乱するので、図4(a)に示す場合と同様に、反射波 $R_C$ は、超音波プローブ10で受信することが可能である。

【0044】

このように、互いに異なる複数の方向に超音波が送信された場合には、乳腺構造Mの表面での反射により生じた反射波 $R_M$ は、超音波プローブで受信される場合もあれば全く受信されない場合もある。すなわち、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数のBモード画像において、乳腺構造Mが描出される場合もあれば、描出されない場合もある。

【0045】

一方、微小石灰化部Cの表面で反射された超音波の反射波 $R_C$ は、超音波の送信方向にかかわらず、超音波プローブ10で受信される。すなわち、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数のBモード画像のいずれにおいても微小石灰化部Cが描出される。

【0046】

本実施形態に係る超音波診断装置1は、乳腺構造Mのような比較的大きい表面積を有する組織が超音波に対して鏡面反射性を示す一方、微小石灰化部Cのような微小構造体が超音波に対して拡散反射性を示すことを利用して、微小石灰化部Cのような微小構造体の描出を行う。

【0047】

次に、超音波診断装置1が上記の送受信処理を実行することによって取得した各送信方向に対応する受信信号に基づいて、微小石灰化部Cのような微小構造体を描出する描出処理について説明する。

【0048】

図5は、超音波診断装置1のCPU200によって実行される描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。この描出処理プログラムは、ROM201に予め格納されており、例えば、ユーザが入力部12に対して所定の操作入力を行うと実行される。なお、この描出処理プログラムが実行される前に、上記の送受信処理プログラム(図3参照)が実行され、各送信方向に対応する複数の受信信号が既に受信信号メモリ16aに格納されているものとする。ここでは、先の送受信処理において、互いに異なる2つの方向に超音波の送信が行われ、当該2方向の送信に対応する2つの受信信号が受信信号メモリ16aに格納されているものとする。

【0049】

ステップS11において、整相加算処理部18は、受信信号メモリ16aから、上記の送受信処理を実行することによって取得した2つの送信方向に対応する2つの受信信号を読み出す。

【0050】

ステップS12において、整相加算処理部18は、受信信号メモリ16aから読み出した2つの受信信号に対してそれぞれ、整相加算処理を実施する。

【0051】

ステップS13において、Bモード画像生成部22は、整相加算処理部18から供給される各送信方向に対応する整相加算信号の各々に対して公知のフィルタリング処理、Log圧縮処理、包絡線検波処理、STC(Sensitivity Time Control)処理、補間処理及び走査変換処理などを施し、2つの送信方向に対応する2つのBモード画像の画像信号を生

10

20

30

40

50

成する。

【0052】

ステップS14において、抽出部24は、Bモード画像生成部22において生成された2つのBモード画像の各々から、当該2つのBモード画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値を読み出す。ここで、図6は、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して、垂直方向に超音波の送信が行われた場合および斜め方向に超音波の送信が行われた場合が例示されている。この場合、抽出部24は、図6においてハッチングで示す領域A内における同一の（共通の）反射点に対応する各画素の画素値を、各送信方向に対応する2つのBモード画像の各々から読み出す。

【0053】

ステップS15において、抽出部24は、読み出した同一の反射点に対応する各画素の画素値の複数のBモード画像間における差分値Dを、同一の反射点に対応する各画素について導出する。すなわち、抽出部24は、各送信方向に対応する2つBモード画像間で、画素値の差分値Dを導出する処理を、同一反射点に対応する各画素について実施する。

【0054】

例えば、図4(a)に示すように、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して垂直方向に超音波の送信が行われた場合には、乳腺構造Mの表面で反射された超音波の反射波 $R_M$ は、超音波プローブ10で受信されるので、当該垂直方向の送信に応じて生成されるBモード画像において、乳腺構造M上の各反射点に対応する各画素の画素値は比較的大きい値となる。一方、図4(b)に示すように、超音波プローブ10の送受信面10Sに対して斜め方向に超音波の送信が行われた場合には、乳腺構造Mの表面で反射された超音波の反射波 $R_M$ は、超音波プローブ10で殆ど受信されないため、当該斜め方向の送信に応じて生成されるBモード画像において、乳腺構造M上の各反射点に対応する各画素の画素値は略ゼロとなる。従って、乳腺構造M上の各反射点に対応する各画素の画素値について導出される上記の差分値Dは、比較的大きい値となる。一方、微小石灰化部Cで反射された超音波の反射波 $R_C$ は、超音波の送信方向にかかわらず超音波プローブ10で受信される。従って、微小石灰化部C上の各反射点に対応する各画素の画素値について導出される上記の差分値Dは、比較的小さい値となる。

【0055】

ステップS16において、抽出部24は、ステップS15において導出した差分値Dが所定の閾値以下となる画素を抽出する。すなわち、抽出部24は、互いに異なる2つの方向に超音波を送信した場合の各送信に対応する2つのBモード画像間で画素値の変化が比較的小さい画素を抽出する。すなわち、この処理によって、乳腺構造M上の各反射点に対応する画素が排除される一方、微小石灰化部C上の各反射点に対応する画素が抽出される。

【0056】

ステップS17において、Bモード画像生成部22は、先のステップS13において生成したBモード画像のうち、例えば、ユーザが指定した送信方向に対応するBモード画像上に抽出部24が抽出した画素を明示するようにBモード画像を再構築する。例えば、Bモード画像生成部22は、抽出部24によって抽出された画素の輝度を、他の画素よりも十分に高くなるようにBモード画像の画像信号を生成する。または、Bモード画像生成部22は、抽出部24によって抽出された画素に、他の画素とは異なる色を割り当てて画像信号を生成してもよい。Bモード画像生成部22は、生成した画像信号をモニタ30に供給する。これにより、モニタ30には、微小石灰化部30の位置、大きさおよび範囲が明示されたBモード画像が表示される。

【0057】

以上のように、本発明の実施形態に係る超音波診断装置1は、乳腺構造Mのような比較的大きな面積を有する組織が鏡面反射性を示す一方、微小石灰化部Cのような微小構造体が拡散反射性を示すことを利用して微小構造体の描出を行う。具体的には、超音波診断装置1は、被検体内の互いに異なる複数の方向に超音波を送信し、各送信に応じて取得した

10

20

30

40

50

受信信号に基づいて複数の B モード画像を生成する。そして、各 B モード画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値の複数の B モード画像間における差分値 D を導出し、導出した差分値 D が所定の閾値以下となる画素を抽出する。このようにして画素の抽出を行うことにより、乳腺構造 M 上の各反射点に対応する画素が排除される一方、微小石灰化部 C 上の各反射点に対応する画素が抽出される。従って、本発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、被検体内における微小石灰化部等の微小構造体の描出性能を従来よりも向上させることが可能となる。

【 0 0 5 8 】

なお、上記の例では、単一の画素の画素値を複数の B モード画像間で比較解析して特定の画素を抽出する場合を例示したが、これに限定されるものではない。例えば、隣接する複数の画素からなる画素群を代表する画素値を複数の B モード画像間で比較解析して特定の画素群を抽出してもよい。この場合、抽出部 2 4 は、例えば、隣接する複数の画素の各画素値の平均値について差分値 D を導出し、当該差分値 D が所定値以下となる画素群を抽出してもよい。

10

【 0 0 5 9 】

[ 第 2 の実施形態 ]

図 7 は、本発明の第 2 の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。当該プログラムは、図 5 に示す第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 1 4 が、ステップ S 1 4 a に置き換えられたものである。以下に、第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムと相違する部分について説明する。

20

【 0 0 6 0 】

ステップ S 1 4 a において、抽出部 2 4 は、B モード画像生成部 2 2 において生成された各送信方向に対応する複数の B モード画像の各々から、当該複数の B モード画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値のうち所定値以上の画素値を読み出す。そして、ステップ S 1 5 において、抽出部 2 4 は、このようにして読み出した画素値の複数の B モード画像間における差分値 D を、同一の反射点に対応する各画素について導出する。このように、第 2 の実施形態に係る診断処理においては、差分値 D を導出する対象となる画素値は、所定値以上であることが条件となる。

【 0 0 6 1 】

微小石灰化部 C は、乳房組織よりも硬いことから微小石灰化部 C に対応する画素値は比較的大きい値となる。つまり、微小石灰部 C に対応する画素は、B モード画像上において比較的高輝度である。そこで、本実施形態に係る描出処理プログラムにおいては、抽出部 2 4 において抽出される画素の画素値に下限値を設けることにより、比較的低輝度の画素が抽出されることを防止している。これにより、微小石灰化部 C の描出精度の更なる向上を図ることが可能となる。

30

【 0 0 6 2 】

[ 第 3 の実施形態 ]

図 8 は、本発明の第 3 の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。上記の第 1 および第 2 の実施形態に係る描出処理プログラムは、互いに異なる 2 つの方向に超音波を送信し、各送信に対応する 2 つの B モード画像に基づいて微小構造体を描出するものであった。これに対し、第 3 の実施形態に係る描出処理プログラムは、互いに異なる 3 つ以上の方向に超音波を送信し、各送信に対応する 3 つ以上の B モード画像に基づいて、微小構造体を描出する場合に適用され得る。

40

【 0 0 6 3 】

第 3 の実施形態に係る描出プログラムは、図 5 に示す第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 1 5 およびステップ S 1 6 がそれぞれ、ステップ S 1 5 b およびステップ S 1 6 b に置き換えられたものである。以下に、第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムと相違する部分について説明する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 5 b において、抽出部 2 4 は、複数の送信方向の各々に対応する複数の B

50

モード画像の各々から読み出した、同一の反射点に対応する各画素の画素値の複数の B モード画像間におけるばらつきの大さを示す指標値 Z を、同一の反射点に対応する各画素について導出する。画素値のばらつきの大さを示す指標値 Z としては、例えば、分散値、標準偏差、最大値と最小値との差分値などを適用することができる。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 6 b において、抽出部 2 4 は、同一の反射点に対応する各画素について導出した指標値 Z が所定の閾値以下である画素を抽出する。すなわち、抽出部 2 4 は、互いに異なる複数の方向に超音波を送信した場合の各送信に対応する複数の B モード画像間で画素値のばらつきが比較的小さい画素を抽出する。すなわち、この処理によって、乳腺構造 M 上の各反射点に対応する画素が排除される一方、微小石灰化部 C 上の各反射点に対応する画素が抽出される。従って、第 3 の実施形態に係る描出処理プログラムによれば、第 1 の実施形態と同様、微小石灰化部 C の描出精度の向上を図ることが可能となる。

10

【 0 0 6 6 】

なお、上記の例では、単一の画素の画素値を複数の B モード画像間で比較解析して特定の画素を抽出する場合を例示したが、これに限定されるものではない。例えば、隣接する複数の画素からなる画素群を代表する画素値を複数の B モード画像間で比較解析して特定の画素群を抽出してもよい。この場合、抽出部 2 4 は、例えば、隣接する複数の画素の各画素値の平均値についてばらつきの指標値 Z を導出し、当該指標値 Z が所定値以下となる画素群を抽出してもよい。また、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 1 4 の処理を、図 7 に示す第 2 の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 1 4 a の処理に置き換えることも可能である。

20

【 0 0 6 7 】

[ 第 4 の実施形態 ]

図 9 は、本発明の第 4 の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 6 8 】

第 4 の実施形態に係る描出プログラムは、図 5 に示す第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 1 4 乃至ステップ S 1 7 がそれぞれ、ステップ S 1 4 c 乃至ステップ S 1 7 c に置き換えられたものである。以下に、第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムと相違する部分について説明する。

30

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 4 c において、抽出部 2 4 は、B モード画像生成部 2 2 において生成された各送信方向に対応する複数の B モード画像の各々から、当該複数の B モード画像における同一の反射点に対応する、隣接する複数の画素からなる画素群の各々について画素値を読み出す。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 5 c において、抽出部 2 4 は、読み出した画素群の画素値の複数の B モード画像間における相関値 A を、同一の反射点に対応する各画素群について導出する。

【 0 0 7 1 】

ここで、乳腺線構造 M は、正反射性を有するので、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数の B モード画像には、乳腺構造 M が描出される場合もあれば描出されない場合もある。従って乳腺構造 M 上の各反射点に対応する画素群の画素値について、各送信方向に対応する複数の B モード画像間で相関値 A を導出すると、その値は、比較的小さい値となる。一方、微小石灰化部 C は、拡散反射性を有するので、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数の B モード画像のいずれにも微小石灰化部 C が描出される可能性が高い。従って、微小石灰化部 C 上の各反射点に対応する画素群の画素値について、各送信方向に対応する複数の B モード画像間で相関値 A を導出すると、その値は、比較的大きい値となる。

40

【 0 0 7 2 】

ステップ S 1 6 c において、抽出部 2 4 は、ステップ S 1 5 c において各画素群につい

50

て導出した相関値 A が所定の閾値以上である画素群を抽出する。すなわち、抽出部 24 は、互いに異なる複数の方向に超音波を送信した場合の各送信に対応する複数の B モード画像間で画素値の相関値 A が比較的大きい画素群（すなわち、各画素値が類似する画素群）を抽出する。これにより、微小石灰化部 C 上の各反射点に対応する画素群が抽出される。すなわち、この処理によって、乳腺構造 M 上の各反射点に対応する画素群が排除される一方、微小石灰化部 C 上の各反射点に対応する画素群が抽出される。

#### 【0073】

ステップ S 17 c において、B モード画像生成部 22 は、ステップ S 13 おいて生成した B モード画像のうち、例えば、ユーザが指定した送信方向に対応する B モード画像上に抽出部 24 が抽出した画素群を明示するように B モード画像を再構築する。例えば、B モード画像生成部 22 は、抽出部 24 によって抽出された画素群の輝度を、他の画素よりも十分に高くなるように画像信号を生成してもよい。または、B モード画像生成部 22 は、抽出部 24 によって抽出された画素群に、他の画素とは異なる色を割り当てて画像信号を生成してもよい。B モード画像生成部 22 は、再構築した B モード画像の画像信号をモニタ 30 に供給する。これにより、モニタ 30 には、微小石灰化部 30 の位置、大きさおよび範囲が明示された B モード画像が表示される。従って、第 4 の実施形態に係る描出処理プログラムによれば、微小石灰化部 C の描出精度の向上を図ることが可能となる。

#### 【0074】

なお、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 14 c において、抽出部 24 が、B モード画像生成部 22 において生成された各送信方向に対応する複数の B モード画像の各々から、当該複数の B モード画像における同一の反射点に対応する、隣接する複数の画素からなる画素群の各々の画素値を読み出す際に、所定の閾値以上の画素値のみを読み出すこととしてもよい。このように相関値 A を導出する対象とする画素値が所定値以上であることを条件とすることにより、微小石灰化部 C の描出精度の向上を図ることが可能である。

#### 【0075】

##### [ 第 5 の実施形態 ]

図 10 は、本発明の第 5 の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。

#### 【0076】

第 5 の実施形態に係る描出プログラムは、図 5 に示す第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップ S 15 およびステップ S 16 がそれぞれ、ステップ S 15 d およびステップ S 16 d に置き換えられたものである。以下に、第 1 の実施形態に係る描出処理プログラムと相違する部分について説明する。

#### 【0077】

ステップ S 15 d において、抽出部 24 は、同一の反射点に対応する各画素について、複数の B モード画像間における最小の画素値  $B_{min}$  を導出する。

#### 【0078】

ステップ S 16 d において、抽出部 24 は、同一の反射点に対応する各画素について導出した B モード画像間における最小の画素値  $B_{min}$  が所定の閾値以上である画素を抽出する。

#### 【0079】

上記したように、乳腺線構造 M は、正反射性を有するので、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数の B モード画像には乳腺構造 M が描出される場合もあれば描出されない場合もある。なお、乳腺構造 M が描出されない場合、乳腺構造 M 上の各反射点に対応する画素値は略ゼロとなる。一方、微小石灰化部 C は、拡散反射性を有するので、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数の B モード画像のいずれにも微小石灰化部 C が描出される可能性が高い。従って乳腺構造 M 上における各反射点に対応する画素の複数の B モード画像間における最小の画素値  $B_{min}$  は、略ゼロとなる可能性が高い。一方、微小石灰化部 C 上における各

10

20

30

40

50

反射点に対応する画素の複数のBモード画像間における最小の画素値  $B_{min}$  は、ゼロよりも大きい値となる可能性が高い。

【0080】

従って、第5の実施形態に係る描出処理プログラムによれば、同一の反射点に対応する各画素について導出したBモード画像間における最小の画素値  $B_{min}$  が所定の閾値以上である画素が抽出されるので、乳腺構造M上の各反射点に対応する画素を排除するとともに、微小石灰化部C上の各反射点に対応する画素を抽出することが可能となる。これにより、微小石灰化部Cの描出精度の向上を図ることが可能となる。

【0081】

なお、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS14の処理を、図7に示す第2の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS14aの処理に置き換えることも可能である。また、上記第1乃至第5の実施形態では、抽出部24によって抽出された画素または画素群を、モニタ30上に表示されたBモード画像上に重畳表示する場合を例示したが、抽出部24によって抽出された画素または画素群のみをこれらの位置を明示するようにモニタ30上に表示してもよい。

10

【0082】

[第6の実施形態]

図11は、本発明の第6の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。第6の実施形態に係る描出プログラムは、図5に示す第1の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS15乃至ステップS17がステップS15eおよびステップS16eに置き換えられたものである。以下に、第1の実施形態に係る描出処理プログラムと相違する部分について説明する。

20

【0083】

ステップS15eにおいて、抽出部24は、同一の反射点に対応する各画素について、複数のBモード画像間における最小の画素値を有する画素を抽出する。

【0084】

ステップS16eにおいて、Bモード画像生成24は、ステップS15eにおいて抽出部24が抽出した最小の画素値を有する画素を用いてBモード画像を再構築し、当該再構築したBモード画像の画像信号をモニタ30に供給する。

30

【0085】

上記したように、乳腺線構造Mは、正反射性を有するので、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数のBモード画像には乳腺構造Mが描出される場合もあれば描出されない場合もある。なお、乳腺構造Mが描出されない場合、乳腺構造M上の各反射点に対応する画素値は略ゼロとなる。一方、微小石灰化部Cは、拡散反射性を有するので、互いに異なる複数の方向に送信された超音波の各送信に対応して生成される複数のBモード画像のいずれにも微小石灰化部Cが描出される可能性が高い。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置では、超音波の各送信に応じて生成された複数のBモード画像間で最も画素値の小さい(最も輝度の低い)画素を抽出し、抽出した画素によってBモード画像を再構築する。これにより、乳腺構造M上の各反射点に対応する画素には画素値ゼロが割り当てられる一方、微小石灰化部C上の各反射点に対応する画素にはゼロよりも大きい画素値が割り当てられることとなるので、モニタ30上に微小石灰化部Cのみを描出することが可能となる。従って、第6の実施形態に係る描出処理プログラムによれば、微小石灰化部Cの描出精度の向上を図ることが可能となる。

40

【0086】

なお、互いに異なる複数の方向に超音波を送信する場合に、ある送信方向と他の送信方向のなす角が90°となるような少なくとも2つの送信方向が含まれていることが好ましい。これにより、第1乃至第6の実施形態に係る描出処理において、乳腺構造M上の各反射点に対応する画素を効率的に排除することが可能となり、その結果、微小石灰化部Cの描出精度を向上させることが可能となる。

【0087】

50

## [ 第 7 の実施形態 ]

上記の第 1 乃至第 6 の実施形態に係る超音波診断装置は、互いに異なる 2 以上の方向に超音波を送信し、各送信に応じて生成された複数の B モード画像に基づいて微小構造体を描出するものであった。これに対し、第 7 の実施形態に係る超音波診断装置は、任意の 1 の方向に送信された超音波の送信に応じて生成された 1 の受信信号に対して、互いに異なる複数の方向の各々に沿って整相加算処理（受信フォーカス処理）を行って、上記複数の受信フォーカス方向の各々に対応する複数の B モード画像を生成し、当該複数の B モード画像に基づいて微小構造体を描出する。

## 【 0 0 8 8 】

図 1 2 ( a ) および図 1 2 ( b ) は、受信信号に対して互いに異なる受信フォーカス方向に沿って整相加算処理を実施する態様を示したものである。図 1 2 ( a ) は、超音波プローブ 1 0 の送受信面に対して垂直方向に受信フォーカス方向を設定した場合を示したものである。図 1 2 ( a ) に示す反射点 R で生じた反射波が各圧電素子 1 0 a で受信されるタイミングが図中における各プロットで示されている。このように、反射点 R で生じた反射波の受信タイミングは、圧電素子 1 0 a 毎に異なる。整相加算処理部 1 8 は、各圧電素子 1 0 a によって生成された各受信信号  $a_1 \sim a_{11}$  における反射点 R に対応する各プロット上の信号値を合算したものを整相加算信号として生成する。受信フォーカス方向を超音波プローブ 1 0 の送受信面に対して垂直方向とする場合、反射点 R を超音波プローブ 1 0 の送受信面に対して垂直方向に移動させて各時刻における整相加算信号を生成する。

10

## 【 0 0 8 9 】

図 1 2 ( b ) は、超音波プローブ 1 0 の送受信面に対して斜め方向に受信フォーカス方向を設定した場合を示したものである。図 1 2 ( b ) に示す反射点 R で生じた反射波が各圧電素子 1 0 a で受信されるタイミングが図中において各プロットで示されている。整相加算処理部 1 8 は、各圧電素子 1 0 a によって生成された受信信号  $a_1 \sim a_{11}$  における反射点 R に対応する各プロット上の信号値を合算したものを整相加算信号として生成する。受信フォーカス方向を超音波プローブ 1 0 の送受信面に対して斜め方向とする場合、反射点 R を超音波プローブ 1 0 の送受信面に対して斜め方向に移動させて各時刻における整相加算信号を生成する。図 1 1 ( a ) および図 1 1 ( b ) に示すように、受信フォーカス方向が異なると、受信信号  $a_1 \sim a_{11}$  上における加算処理対象となる信号値の組み合わせが変化するので、生成される整相加算信号は異なるものとなる。

20

30

## 【 0 0 9 0 】

このように単一の受信信号に対して互いに異なる複数の方向の各々に沿って整相加算処理を行うことによって生成される複数の整相加算信号は、互いに異なる複数の方向に向けて順次送信された超音波の各送信に応じて生成された複数の受信信号の各々に対して整相加算処理を行うことによって生成される複数の整相加算信号と等価となる。すなわち、受信フォーカス方向をある方向に設定して整相加算処理を行うことは、当該方向に向けて反射された超音波の反射波を受信することに相当する。従って複数の受信フォーカスの方向の各々に沿って整相加算処理を行うことにより、当該複数の方向の各々に向けて反射された超音波の反射波を捉えることができる。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置では、上記第 1 ~ 第 6 の実施形態に係る描出処理における、互いに異なる複数の方向に超音波を送信して各送信に対応する複数の B モード画像を生成する処理に代えて、単一の方向にのみ超音波を送信し、これによって得られた受信信号に対して互いに異なる複数の受信フォーカス方向に沿って整相加算処理を行って、各受信フォーカス方向に対応する複数の B モード画像を生成する処理を含む描出処理を実行する

40

図 1 3 は、本発明の第 7 の実施形態に係る描出処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。なお、この描出処理プログラムが実行される前に、少なくとも 1 回の超音波の送受信が実施され、かかる超音波の送受信に応じて生成された受信信号が既に受信信号メモリ 1 6 a に格納されているものとする。

## 【 0 0 9 1 】

ステップ S 3 1 において、整相加算処理部 1 8 は、受信信号メモリ 1 6 a から受信信号

50

を読み出す。

【0092】

ステップS32において、整相加算処理部18は、受信信号メモリ16aから読み出し受信信号に対して、予め定められた複数の受信フォーカス方向の各々に沿って整相加算処理を実施して、各受信フォーカス方向の各々に対応する複数の整相加算信号を生成する。ここでは、互いに異なる2つの受信フォーカス方向に沿って整相加算処理を実施するものとする。

【0093】

ステップS33において、Bモード画像生成部22は、整相加算処理部18から供給される各受信フォーカス方向に対応する整相加算信号の各々に対して公知のフィルタリング処理、Log圧縮処理、包絡線検波処理、STC (Sensitivity Time Control) 処理、補間処理及び走査変換処理などを施し、2つの受信フォーカス方向の各々に対応する2つのBモード画像の画像信号を生成する。

10

【0094】

ステップS34において、抽出部24は、Bモード画像生成部22において生成された2つのBモード画像の各々から、当該2つのBモード画像における同一の反射点に対応する各画素の画素値を読み出す。

【0095】

ステップS35において、抽出部24は、読み出した同一の反射点に対応する各画素の画素値の2つのBモード画像間における差分値Dを、同一の反射点に対応する各画素について導出する。

20

【0096】

ステップS36において、抽出部24は、ステップS35において導出した差分値Dが所定の閾値以下となる画素を抽出する。すなわち、抽出部24は、互いに異なる2つの受信フォーカス方向の各々に対応する2つのBモード画像間で画素値の変化が比較的小さい画素を抽出する。この処理によって、乳腺構造M上の各反射点に対応する画素が排除される一方、微小石灰化部C上の各反射点に対応する画素が抽出される。

【0097】

ステップS37において、Bモード画像生成部22は、先のステップS33において生成したBモード画像上に抽出部24が抽出した画素を明示するようにBモード画像を再構築する。例えば、Bモード画像生成部22は、抽出部24によって抽出された画素の輝度を、他の画素よりも十分に高くなるように画像信号を生成してもよい。または、Bモード画像生成部22は、抽出部24によって抽出された画素に、他の画素とは異なる色を割り当てて画像信号を生成してもよい。Bモード画像生成部22は、生成した画像信号をモニタ30に供給する。これにより、モニタ30には、微小石灰化部30の位置、大きさおよび範囲が明示されたBモード画像が表示される。

30

【0098】

なお、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS34を第2の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS14aに置き換えることも可能である。また、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS35およびステップS36をそれぞれ、第3の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS35bおよびステップS36bに置き換えることも可能である。また、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS34乃至ステップS37をそれぞれ、第4の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS14c乃至ステップS17cに置き換えることも可能である。また、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS35およびステップS36をそれぞれ、第5の実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS15dおよびステップS16dに置き換えることも可能である。また、本実施形態に係る描出処理プログラムにおけるステップS35乃至ステップS37を第6の実施形態に係るステップS15eおよびステップS16eに置き換えることも可能である。

40

【0099】

50

また、上記の説明では、抽出部 24 によって抽出された画素を、モニタ 30 上に表示された B モード画像上に重畳表示する場合を例示したが、抽出部 24 によって抽出された画素のみをその位置を明示するようにモニタ 30 上に表示してもよい。

【0100】

また、受信信号に対して互いに異なる複数の受信フォーカス方向に沿って整相加算処理を行う場合に、ある受信フォーカス方向と他の受信フォーカス方向のなす角が  $90^\circ$  となるような少なくとも 2 つの受信フォーカス方向が含まれていることが好ましい。これにより、乳腺構造 M 上の各反射点に対応する画素を効率的に排除することが可能となり、その結果、微小石灰化部 C の描出精度を向上させることが可能となる。

【0101】

なお、上記の各実施形態では、乳房内に生じた微小石灰化部を描出する場合を例示したが、甲状腺や前立腺などの他の部位に生じた微小石灰化部を描出する場合にも本発明を適用することが可能である。また、微小石灰化部のみならず、超音波に対して拡散反射性を示すマイクロクリップ等の他の微小構造体を描出する場合にも本発明を適用することが可能である。

【0102】

また、上記の各実施形態では、互いに異なる複数の送信方向または受信方向に対応して整相加算処理を実施して生成した整相加算信号に公知のフィルタリング処理、Log 圧縮処理、包絡線検波処理、STC 処理、補間処理及び走査変換処理などを施して生成した B モード画像において、同一の反射点に対応する各画素の画素値の比較解析を行って微小石灰化などの微小構造体を描出する場合を例示したが、B モード画像に限定されず、整相加算信号や、加算する前の整相した各チャンネルの受信信号などにおいて最大値や最小値またはその差分値など、信号の強度に相当する指標値を導出し、該指標値の比較解析を行って微小石灰化などの微小構造体を描出してもよい。

【0103】

また、上記の各実施形態において、互いに異なる複数の方向に超音波を送信する場合には、受信方向と送信方向が同じでもよいし、異なってもよい。

【符号の説明】

【0104】

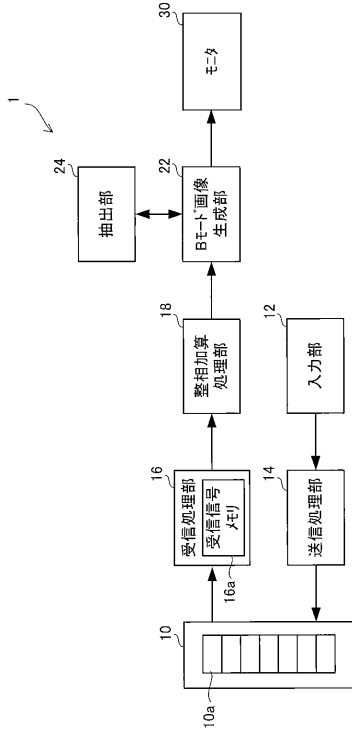
- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 10a 圧電素子
- 14 送信処理部
- 16 受信処理部
- 18 整相加算処理部
- 22 B モード画像生成部
- 24 抽出部
- 30 モニタ

10

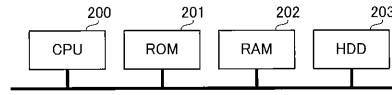
20

30

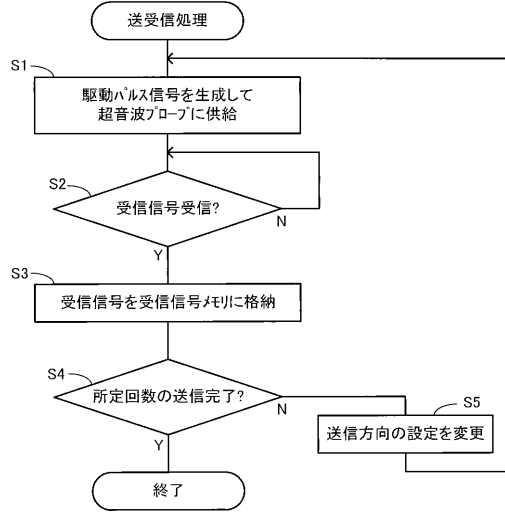
【図1】



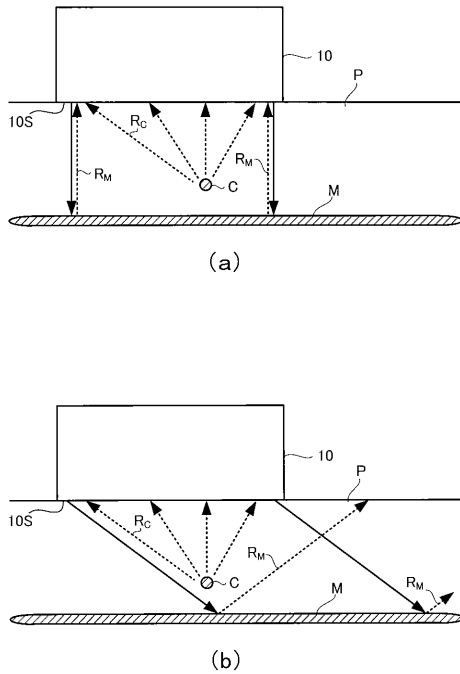
【図2】



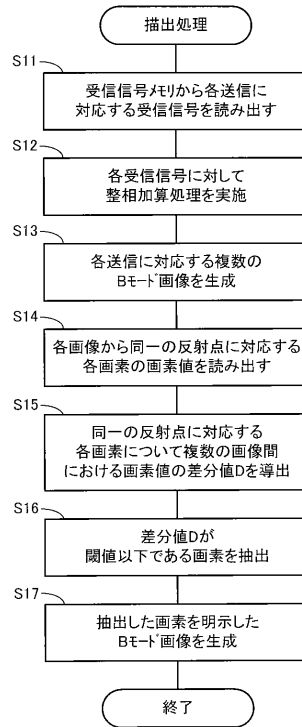
【図3】



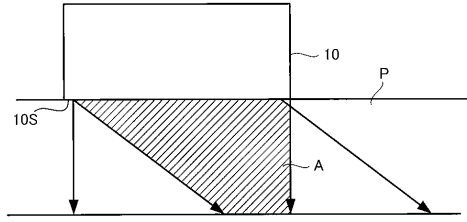
【図4】



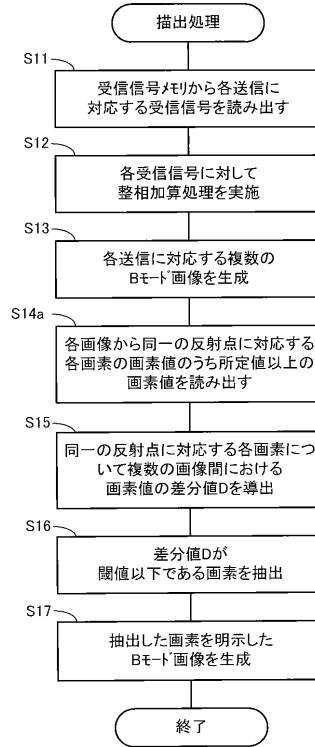
【図5】



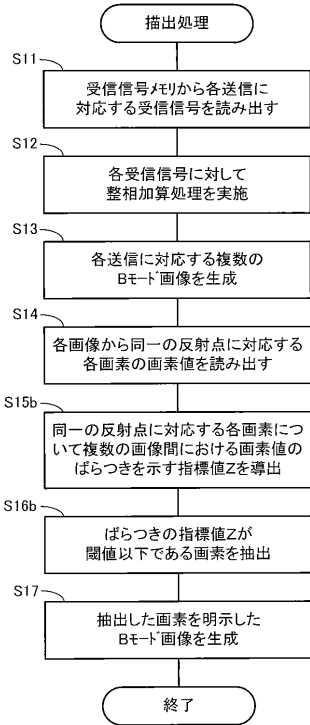
【 図 6 】



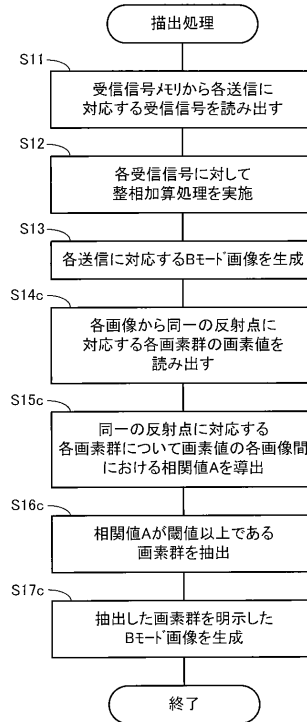
【 図 7 】



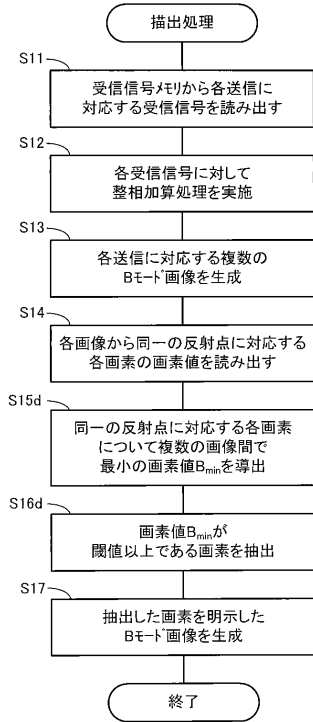
【 図 8 】



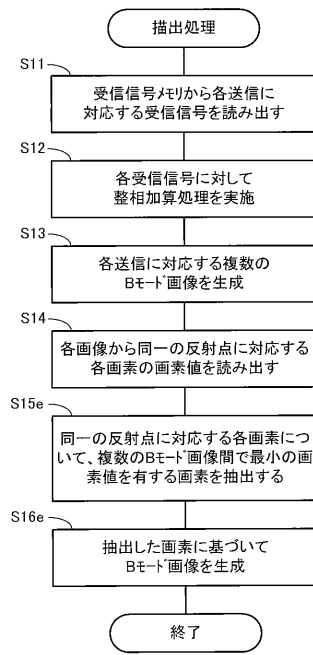
【 図 9 】



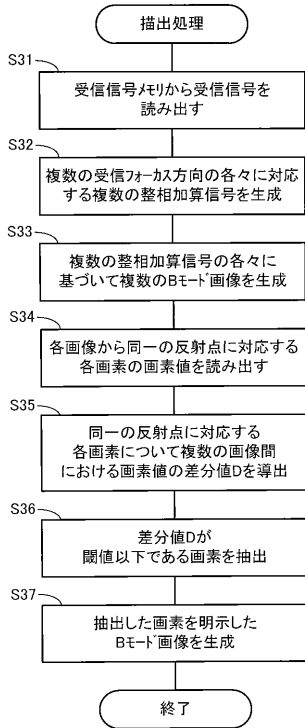
【 図 1 0 】



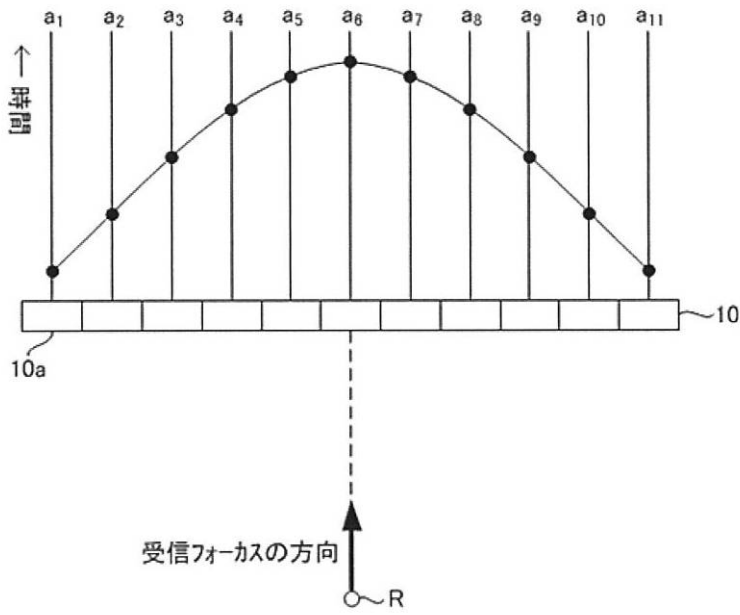
【 図 1 1 】



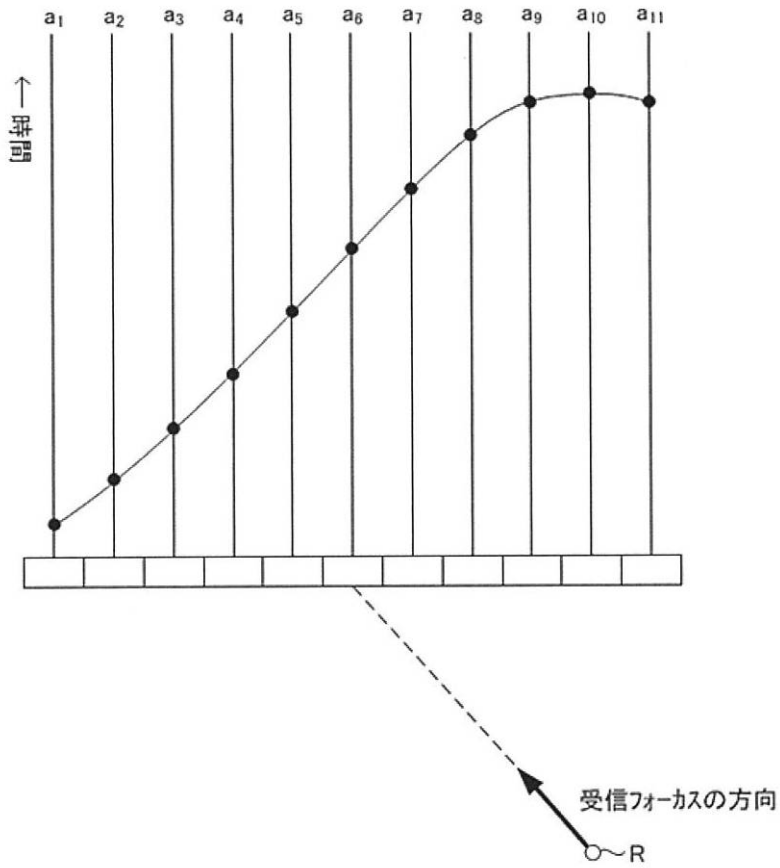
【 図 1 3 】



【 図 1 2 】



(a)



(b)

专利名称(译)	超声诊断设备，图像渲染方法和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015008942A</a>	公开(公告)日	2015-01-19
申请号	JP2013137379	申请日	2013-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	勝山公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/0825 A61B8/0833 A61B8/14 G01S7/52036 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC19 4C601/JC23 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/LL02 4C601/LL38		
代理人(译)	中岛敦 福田浩		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：与传统的相比，在受试者中改善微结构如微钙化部分的可视化性能。 解决方案：B模式图像生成单元22被配置为基于响应于在多个不同方向上依次发送的超声波的每次发送而生成的多个接收信号来检测多个方向中的每个。 生成多个对应的B模式图像。 提取单元24从多个B模式图像的每一个中读出与相同反射点相对应的每个像素的像素值，对所读取的多个B模式图像之间的像素值进行比较分析，并且提取特定像素。 要做。 由提取单元24提取的特定像素被显示在监视器30上。 [选型图]图1

