

(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2016-13425
(P2016-13425A)

(43) 公開日 平成28年1月28日(2016.1.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2015-116307 (P2015-116307)
 (22) 出願日 平成27年6月9日(2015.6.9)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-120292 (P2014-120292)
 (32) 優先日 平成26年6月11日(2014.6.11)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100085006
 弁理士 世良 和信
 (74) 代理人 100100549
 弁理士 川口 嘉之
 (74) 代理人 100131532
 弁理士 坂井 浩一郎
 (74) 代理人 100125357
 弁理士 中村 剛
 (74) 代理人 100131392
 弁理士 丹羽 武司
 (74) 代理人 100155871
 弁理士 森廣 亮太

最終頁に続く

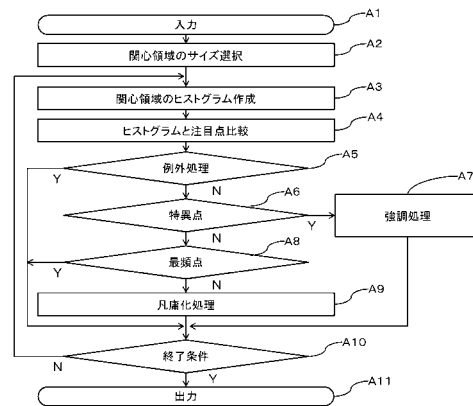
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置および画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 ノイズを抑えつつ構造を強調する画像処理を行うための技術を提供する。

【解決手段】 被検体から伝播する音響波を受信して電気信号を出力する超音波プローブと、電気信号を用いて被検体内の画像を生成する処理手段を有し、処理手段は、画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成し、度数分布の形状と、注目点の度数分布における位置に基づき、注目点を分類し、注目点の分類結果に基づき、注目点の画素値を決定する被検体情報取得装置を用いる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体から伝播する音響波を受信して電気信号を出力する超音波プローブと、前記電気信号を用いて前記被検体内の画像を生成する処理手段と、を有し、

前記処理手段は、

前記画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成し、

前記度数分布の形状と、前記注目点の前記度数分布における位置に基づき、前記注目点を分類し、

前記注目点の分類結果に基づき、前記注目点の画素値を決定することを特徴とする被検体情報取得装置。

10

【請求項 2】

前記処理手段は、前記関心領域を選択するときに、当該関心領域の大きさを、前記音響波の周波数に応じて決定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記処理手段は、前記関心領域を選択するときに、当該関心領域の大きさを、前記被検体内の画像における前記注目点の位置に応じて決定する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記処理手段は、前記度数分布を作成するときに、当該度数分布の最大値と最小値の差が所定の値よりも小さい場合、前記画素値を決定するときに、前記注目点の画素値を変更しない

ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

20

【請求項 5】

前記処理手段は、前記度数分布を作成するときに、当該度数分布が均一である場合、前記画素値を決定するときに、前記注目点の画素値を変更しない

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記処理手段は、前記注目点を分類するときに、当該注目点が前記被検体内の構造物であるかどうかを決定する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

30

【請求項 7】

前記処理手段は、前記注目点を分類するときに、当該注目点が特異点であるかどうかを決定する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記処理手段は、前記注目点が前記度数分布において最大値の区間または最小値の区間にあり、その区間の要素数が所定の値より小さい場合に、前記注目点が前記特異点であると決定する

ことを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報取得装置。

40

【請求項 9】

前記処理手段は、前記注目点が前記特異点である場合、前記画素値を決定するときに、当該注目点に強調処理を行う

ことを特徴とする請求項 8 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 10】

前記処理手段は、前記注目点が前記度数分布において最大値の区間にある場合、前記注目点の画素値に所定の値を加算し、前記注目点が前記度数分布において最小値の区間にある場合、前記注目点の画素値から所定の値を減算する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の被検体情報取得装置。

50

【請求項 1 1】

前記処理手段は、前記注目点を分類するときに、当該注目点が、要素数が最も多い区間にあるかどうかを判定し、前記画素値を決定するときに、要素数が最も多い区間にある場合は、前記注目点の画素値を変更しないことを特徴とする請求項 1 ないし 1 0 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 1 2】

前記処理手段は、

前記度数分布を作成するときに、当該度数分布の最大値と最小値の差が所定の値よりも小さい場合、および、当該度数分布が均一である場合の少なくともいずれかの場合であるかどうかを判定する第一の判定を行い、

10

前記注目点を分類するときに、当該注目点が特異点であるかどうかを決定する第二の判定を行い、

前記注目点を分類するときに、当該注目点が、要素数が最も多い区間にあるかどうかを判定する第三の判定を行い、

前記第一、第二および第三の判定がいずれも否定判定であった場合、前記注目点に凡庸化処理を行う

ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 1 3】

前記処理手段は、前記凡庸化処理として、前記注目点の画素値を、前記要素数が最も多い区間の値に近づける処理を行う

20

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 1 4】

被検体から伝播する音響波を受信して電気信号を出力する超音波受信ステップと、

前記電気信号を用いて前記被検体内の画像を生成する画像生成ステップと、

前記画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成する分布作成ステップと、

前記度数分布の形状と、前記注目点の前記度数分布における位置に基づき、前記注目点を分類する注目点分類ステップと、

前記注目点の分類結果に基づき、前記注目点の画素値を決定する画素値決定ステップと

30

を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 5】

画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成する分布作成ステップと、

前記度数分布の形状と、前記注目点の前記度数分布における位置に基づき、前記注目点を分類する注目点分類ステップと、

前記注目点の分類結果に基づき、前記注目点の画素値を決定する画素値決定ステップと

を有することを特徴とする画像処理方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置および画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子から超音波を被検体内に放射し、被検体の組織で反射した超音波を受信し、生体の組織画像を形成する。超音波診断装置は生体に対し非浸襲であることから、多くの医療分野で利用されている。超音波診断装置により得られた超音波画像には、スペckルノイズと呼ばれる粒状模様のノイズが発生することがある。このスペckルノイズは、被検体内の小さな無数の反射体により散乱された波の干渉により発生

50

するノイズである。このようなノイズは診断の妨げになり得るため、できるだけ低減することが望ましい。

【0003】

特許文献1には、空間コンパウンドを用いたスペckルノイズの低減方法が開示されている。この空間コンパウンドは、超音波を複数の角度で放射するため、測定時間が長くなり、患者の負担が増大するなどの課題がある。

【0004】

測定時間を延ばさない方法としては、画像処理によるノイズの低減が考えられる。非特許文献1には、メディアンフィルタを用いたスペckルノイズの除去方法が開示されている。ただし、ノイズを除去するための画像フィルタは、構造物や微細構造もぼやけさせてしまうことがある。他方、構造を強調するフィルタとしては、ラプラシアンフィルタやハイブーストフィルタが知られている。これらは、差分等を用いるため、ノイズも強調してしまうことがある。そこで、ノイズを抑えつつ構造を強調できるような処理が求められている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-70786号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】"An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasound image", IEEE Vol39,p129-135(1989)

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、このような課題認識に基づいてなされたものである。本発明の目的は、ノイズを抑えつつ構造を強調する画像処理を行うことである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、
被検体から伝播する音響波を受信して電気信号を出力する超音波プローブと、
前記電気信号を用いて前記被検体内の画像を生成する処理手段と、
を有し、
前記処理手段は、
前記画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成し、
前記度数分布の形状と、前記注目点の前記度数分布における位置に基づき、前記注目点を分類し、
前記注目点の分類結果に基づき、前記注目点の画素値を決定することを特徴とする被検体情報取得装置である。

30

【0009】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、
被検体から伝播する音響波を受信して電気信号を出力する超音波受信ステップと、
前記電気信号を用いて前記被検体内の画像を生成する画像生成ステップと、
前記画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成する分布作成ステップと、
前記度数分布の形状と、前記注目点の前記度数分布における位置に基づき、前記注目点を分類する注目点分類ステップと、
前記注目点の分類結果に基づき、前記注目点の画素値を決定する画素値決定ステップと、
を有することを特徴とする画像処理方法である。

40

50

【0010】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、
画像内の注目点を含む関心領域に含まれる画素値の度数分布を作成する分布作成ステップと、
前記度数分布の形状と、前記注目点の前記度数分布における位置に基づき、前記注目点を分類する注目点分類ステップと、
前記注目点の分類結果に基づき、前記注目点の画素値を決定する画素値決定ステップと、
を有することを特徴とする画像処理方法である。

【発明の効果】

10

【0011】

本発明によれば、ノイズを抑えつつ構造を強調する画像処理を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1(a)及び(b)は、実施例1の超音波診断装置のブロック図である。

【図2】図2は、実施例1における画像処理のフローチャートである。

【図3】図3は、実施例1における構造強調処理のフローチャートである。

【図4】図4(a)及び(b)は、実施例1のヒストグラム処理例である。

【図5】図5(a)及び(b)は、実施例1の段差構造の処理例である。

【図6】図6(a)及び(b)は、実施例1の孤立構造の処理例である。

20

【図7】図7(a)及び(b)は、実施例2の3次元超音波診断装置である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0014】

本発明は、スペckルノイズのような細かなノイズを含む画像に対して、ノイズを抑制しつつ構造を強調する、画像処理方法に関するものである。よって本発明は、画像処理装置や、その制御方法としても捉えられる。本発明は、特に、被検体から伝播する音響波を検出し、被検体内部の特性情報を生成し、画像化する際に利用できる。よって本発明は、被検体情報取得装置またはその制御方法、あるいは被検体情報取得方法や信号処理方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法をCPU等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した非一時的な記憶媒体としても捉えられる。

30

【0015】

本発明の被検体情報取得装置は、被検体に超音波を照射し、被検体内の音響インピーダンスが変化する部分で反射して伝播してきた反射波(超音波エコー)を、複数の測定位置で受信(検出)する、超音波エコー技術を利用した装置を含む。このような被検体情報取得装置は、反射波(超音波エコー)に基づき被検体内部の特性情報を画像データ等の形式で得ることから、超音波イメージング装置や、超音波画像形成装置と呼べる。被検体として生体の組織を測定する場合、生成された画像は医療目的の診断に利用できるため、本発明の装置を超音波診断装置と呼んでも良い。

40

【0016】

超音波診断装置における特性情報は、被検体内の音響インピーダンスの変化を反映した情報である。かかる情報を画像データにして表示することにより、ユーザは被検体内の構造を把握できる。本発明でいう超音波は、音波、音響波と呼ばれる弾性波を含む。探触子(または探触子内の素子)により音響波から変換された電気信号を、音響信号と呼ぶ。

【0017】

50

[実施例 1]

(装置構成)

本発明の超音波診断装置について簡単に説明する。図 1 (a) は、本発明の実施例 1 に係る超音波診断装置のブロック図である。本発明の超音波診断装置は、超音波プローブ 101、超音波送信部 102、超音波受信部 103、超音波信号処理部 104、画像処理部 105、装置制御部 106、画面表示部 107 を備えている。

【 0018 】

超音波探触子 101 としては P Z T セラミックから成る 1 次元アレイ振動子を用いる。超音波探触子 101 は、超音波送信部 102 からの信号に基づき、所望の超音波を被検査物に送信する。超音波の中心周波数は 5 - 15 MHz で、設定により中心周波数を変更することができる。また、プローブの素子数は、ここでは 256 素子とする。なお、素子 (振動子) の種類や個数、配置などはこれに限られない。例えば単素子を走査して広範囲を測定したり、2 次元アレイ振動子を用いたりして良い。また、平面ではなくお椀状の探触子に複数の素子が配置された構成も好ましい。

10

【 0019 】

超音波送信部 102 は、トリガ発生回路、遅延回路、パルサ回路などからなる。トリガ発生回路は超音波の送信タイミング、遅延回路は送信ビームの指向性などをそれぞれ決定する。一方、超音波受信部 103 は、アンプ回路、A / D 変換器、遅延回路、加算回路などから成る。アンプ回路は、被検体から伝播した超音波に由来する電気信号を、各チャンネルで増幅する。A / D 変換器は、アンプの各チャンネルから出力されたアナログの電気信号をデジタル変換する。遅延回路は、受信指向性に応じてデジタル信号を強調する。加算回路は、入力信号に重みをつけてアポダイゼーション処理をした後、整相加算を行う。これらの処理により、ピクセルまたはボクセルごとに画像生成が実行される。生成された画像データは、超音波信号処理部 104 へ送られる。

20

【 0020 】

超音波信号処理部 104 は、包絡線検波処理などを行い、B - M o d e 画像を得る。画像処理部 105 では、この B - M o d e 画像に対してノイズ除去、構造強調、コントラスト調整などを行う。さらに必要であれば補間処理を行って、所望のピクセル分解能および画素数の B - M o d e 画像に変換する。超音波信号処理部 104 および画像処理部 105 は、例えば処理手段 108 として機能する情報処理装置の一部として構成できる。

30

【 0021 】

あるいは、超音波信号処理部 104 と画像処理部 105 が物理的に別の回路により構成されても良い。情報処理装置は、制御方法がプログラムされたソフトウェアの指令に従って動作し、本発明に係る情報処理の各ステップを実行する。さらに、この情報処理装置は、超音波受信部 105 の機能の一部を受け持っても良い。処理手段 108 の構成を、処理内容の観点から表したのが図 1 (b) である。情報処理装置により実現される処理手段 108 は、物理的あるいはソフトウェア的なモジュールとして、画像生成部 108 a、領域選択部 108 b、分布作成部 108 c、注目点分類部 108 d、画素値決定部 108 e を含んでいる。これらのモジュールの組み合わせや機能は、実施例に応じて変更できる。

40

【 0022 】

得られた処理後の B - M o d e 画像は、装置制御部 106 に渡され、画像表示部 107 で表示される。装置制御部 106 は、また、超音波送信部 102 などへの制御開始の指示を送る。また、操作のスイッチ、ボタン、キーボード、マウス等のインターフェースを介し、術者からの指示を受け付ける。この指示を元に、測定のパラメータの変更、測定の開始、画像の処理方法の選択、患者情報や画像の保存、データの解析などを実行できる。

【 0023 】

超音波画像の取得において、被検者は、測定する部位に応じて、座位や仰臥位の体位になる。そして、術者は、被検体に音響インピーダンスの整合のためのジェルを塗り、所望の位置に超音波プローブ 101 を配置する。術者は測定を開始し、ディスプレイに映される被検部の様子を見ながら、超音波プローブ 101 の位置を修正する。所望の領域の画像

50

を取得できれば測定を終了する。

【0024】

(画像処理)

ここで、画像処理部105の動作について、図2のフローチャートを用いて詳しく説明する。画像処理部105では、主に前処理、構造強調、ノイズの除去を行う。

【0025】

S1工程で、超音波信号処理部104からB-Mode画像を得る。そして、S2工程に進む。なお、B-Mode画像は、包絡線検波した直後の強度画像であってもよいし、補間をして表示するサイズの画像であってもよい。この処理は画像生成工程と呼べる。

【0026】

S2工程で、前処理を行う。前処理は、構造強調を行うためのものである。ここでは、構造とノイズを分けるような処理を行う。例えば、コントラスト調整に良く使われるシグモイド関数による処理である。これによって信号とノイズの差を大きくすることができる。

S3工程で、構造強調を行う。この処理については、別途説明する。

【0027】

S4工程で、ノイズ低減を行う。構造強調をされたB-Mode画像に対して、ノイズの低減処理を行う。ノイズの低減を構造強調の後に行うことによって、構造の情報が失われ難くなる。すなわち、ノイズの低減を先にやってしまうと、構造情報が失われてしまい、そのあと構造の強調をしても無意味になることがある。ノイズの低減用のフィルタとしては、異方性拡散法を用いたフィルタ、バイラテラルフィルタ、ガウスフィルタなどが好適である。

【0028】

S5工程で、最終的にディスプレイに表示するための画像データを作る。ここでは、シグモイド関数、ガンマ値などを用いる。

なお、前処理、構造強調、ノイズ低減の順番等は、ここに記載したものに限らない。

【0029】

(構造強調)

次に、構造強調処理について、図3のフローチャートを用いて詳しく説明する。

A1工程で処理が開始する。この状態は、構造強調処理部に画像が入力された状態である。

【0030】

A2工程で、画像処理部は、入力された画像から関心領域を選択する。ここでは、超音波処理部に入力された画像のサイズは512×512ピクセルとする。また、超音波画像のピクセル分解能は、縦横共に0.3mmとする。関心領域のサイズは、超音波の分解能、周波数、深さ方向の位置などに応じて決定し、ここでは11ピクセル×11ピクセルのサイズである。1ピクセルは10ビットで、1024階調である。画像の処理の範囲は、画像をx方向に1-512番、深さ方向に1-512番の画素があるとする、x方向で6-507、深さ方向で6-507の範囲となる。なお、関心領域のサイズは、場所によって違うように設定してもよい。例えば、周辺部は高速化のために8ピクセル×8ピクセルなどとする。この処理は領域選択工程と呼べる。

【0031】

A3工程で、画像処理部は、関心領域の輝度に関する度数分布(ヒストグラム)を作成する。ここでは、画像内の注目点を中心に11×11の関心領域に含まれる121画素の輝度を元に、5段階の度数分布を作成する。5段階としたのは、基本となる最大値、最小値、中央値に加えて、最大値と中央値の間、および、最小値と中央値の間に区間を設けるためである。これにより後で述べる凡庸化を実行できる。なお、各区間の幅Wは、式(1)で示すように、関心領域の最大値と最小値の差を5で割った値である。この処理は分布作成工程と呼べる。

10

20

30

40

【数 1】

$$W = \frac{ROI_{MX} - ROI_{MN}}{B_{NUM}} \quad \dots (1)$$

ここで、 ROI_{MX} は関心領域の最大値、 ROI_{MN} は関心領域の最小値である。 B_{NUM} はピンの数であり、今回は $B_{NUM} = 5$ である。

【0032】

ここで、縦軸を階調、横軸を要素数としたヒストグラムの例を図 4 に示す。図 4 (a) は、最大値を $Mx(a)$, 最小値を $Mn(a)$ として、5 つの区間 $H(a1)$, $H(a2)$, $H(a3)$, $H(a4)$, $H(a5)$ となる場合である。図 4 (b) は、最大値を $Mx(b)$, 最小値を $Mn(b)$ として、5 つの区間に $H(b1)$, $H(b2)$, $H(b3)$, $H(b4)$, $H(b5)$ となる場合である。それぞれの図において、 $H(a3)$, $H(b4)$ が最頻となる区間である。

10

【0033】

図 4 では、全要素の 10 分の 1 および 5 分の 1 となる位置に、それぞれ第一の閾値 401 と第二の閾値 402 がある。第一の閾値 401 は特異点であることの判定に用いる。第二の閾値 402 は一様分布であることの判定に用いる。なお、度数分布は、関心領域内の画素の輝度や強度に対して、相対頻度の大小関係を表す分布であれば何でも良い。例えば、規格化をすることによって 0 - 1 の間の分布であってもよい。また、画素値とは、輝度変換後の値だけでなく、輝度変換前の強度値であってもよく、画素 (画像内の座標) の信号の強度を示す値であればよい。

20

【0034】

A 4 工程でヒストグラムと注目点を比較する。画像内における注目点は、図 4 (a) の場合は $H(a5)$, 図 4 (b) の場合は $H(b3)$ にあるものとする (それぞれ、矢印で示す) 。この処理から A 8 工程にかけての処理は、注目点分類工程と呼べる。この工程以降、注目点が様々な比較演算を受けて、その分類結果に基づいて画素値への処理が行われるかどうかや、処理の種類が決定される。

【0035】

A 5 工程で例外の処理を行う。例外処理は例えば、(1) W が小さい場合や、(2) ヒストグラムが均一である場合に行う。(1)、(2) の場合、何も処理をしないで A 10 の工程に進む。すなわち、例外処理の例としては、後述する強調処理や平庸化処理のような、画素値を変更する処理は行わないことを指す。(1) は、構造物がない、信号が小さいなどの理由で、最大値と最小値の差が小さいため、 W が所定の値よりも小さくなる場合である。(2) は、特徴がない領域で、深さ方向に一様に輝度が暗くなっているため、各区間の均一度合いが高いような場合である。例えば、この判断は、第二の閾値近傍 10 % に 4 つの区間がある場合とする。その他、例外処理の対象となる例として、例えば、ヒストグラムが 2 峰性の場合がある。この場合も何も処理をしないで A 10 工程に進む。例外処理を行う工程では、第一の判定が行われる。

30

【0036】

A 6 工程で、画像処理部は、注目点が特異点であるかを判定する。特異点は、例えば、最大区間または最小区間であって、さらにその区間の要素数が第一の閾値 401 以下である場合とする。したがって、図 4 (a) の場合は、特異点と判定される。特異点であると判定された場合は A 7 工程で強調処理を行う。A 6 が否定判定だった場合は、A 8 工程に進む。特異点を決定する工程は、第二の判定と呼べる。

40

【0037】

A 7 工程で、画像処理部は、注目点の強調処理を行う。ここでの強調処理は、例えば、注目点が最大の区間にあるときは、注目点の値に $W/2$ を足し、注目点の新たな値とする。一方最小の区間にあるときは、 $W/2$ を引き、注目点の新たな値とする。処理を終えると A 9 工程に進む。当然、10 ビットの場合に取りうる値の範囲は 0 - 1023 で、この

50

領域を出ないように処理をする。

【0038】

A 8 工程で、画像処理部は、注目点が最頻点であるかを判定する。最頻点は、注目点が最大および最小の区間でなく、最も頻度の高い（要素数が最も多い）区間にある場合とする。最頻点と判断されると A 1 0 工程に進む。これらが否定判定だった場合は、A 9 工程に進む。最頻点を判定する工程は、第三の判定と呼べる。

【0039】

A 9 工程で、画像処理部は、注目点の凡庸化処理を行う。ここで、凡庸化処理とは、強調すべき特徴的な点でもなく、そのまま維持すべき点でもない注目点について、画素値が一般的な値（例えば、各区間の間で最も多い要素数である最頻値）に近づくように、画素値決定を行う処理である。よって、注目点が、例外、特異点、最頻点のいずれでもないかと判断された場合には凡庸化処理を行う。ここでは、注目点の値が、最頻点区間の値に近づくように、 $W/2$ を加算または減算して、新しい値とする。

10

【0040】

例えば、図 4 (b) の場合は、注目点は凡庸化の対象となるので、 $W/2$ を加算する。なお、ノイズの領域においては、凡庸化処理によって値が最頻点に近づくため、ノイズを抑える効果も発揮する。処理を終えると A 1 0 工程に進む。A 5 工程からこの処理にかけての各処理は、画素値決定工程と呼べる。

【0041】

A 1 0 工程で終了条件かどうかを判定する。所望の範囲の処理が終われば、A 1 1 工程に進む。終わっていなければ、A 3 工程に戻り次の注目点の処理を行う。

20

A 1 1 工程で、構造強調処理が終了し、画像を出力し、ノイズ低減工程に進む。

【0042】

(処理例)

ここで、構造強調処理を行った結果を図に示す。図 5 は、腫瘍などの境界部分を模した段差構造の画像である。輝度の境界が構造の境界を示している。処理前の状態が図 5 (a) の上の図に示され、処理後の状態が下の図に示されている。また、図 5 (b) には、(a) の矢印部の断面が、それぞれ処理前を点線、処理後を実線として示されている。なお、横軸はピクセル位置、縦軸は階調である。この段差は 4 0 ピクセルの位置から 5 0 ピクセルの位置を境としてあり、その間はスロープになっている。また、画像全体にランダムノイズが付加されている。

30

【0043】

図 5 (b) における処理後（実線）と処理前（点線）の様子を比較すると、4 0 ピクセルから 4 5 ピクセルにかけて、実線が点線より下にある。一方、4 5 ピクセルから 5 0 ピクセルにかけて実線が点線の上にある。これらはそれぞれ、凡庸化処理の効果である。つまり、下側の段に近い側は、下側に引っ張られ、上側の段に近い側は上側に引っ張られる。その結果、段差がよりシャープに立ち上がることになる。

【0044】

図 6 は、乳腺などの孤立した構造を模したもので、円錐形状のものが画像の中心にある。処理前の状態が図 6 (a) の上の図に示され、処理後の状態が下の図に示されている。また、図 6 (b) に、図 6 (a) の矢印部分の断面が、それぞれ処理前を点線、処理後を実線として示されている。

40

【0045】

処理後（実線）と処理前（点線）を比較すると、4 0 ピクセルから 4 5 ピクセルにかけて、実線が点線より下になっている。これは、図 5 と同様、凡庸化の効果による。一方、4 5 ピクセルから 5 0 ピクセルにかけて実線が点線より上になる。また、5 0 ピクセルから 5 5 ピクセルにかけても同様に、実線が上である。これは、特異点の強調処理による効果である。5 5 ピクセルから 6 0 ピクセルは実線が下となり、凡庸化の効果が表れている。なお、ノイズのみの領域は、凡庸化によって平坦になるため、より小さなノイズとなる。

50

【 0 0 4 6 】

なお、ここでは、モノクロ画像を前提にして説明したが、ドップラー測定やエラストグラフィのカラー画像であってもよい。例えば、強度が一変数としてカラーに対応している場合は、上記処理を行って対応するカラーに置き換える。強度がRGBの三変数であれば、それぞれの色において、上記の処理を行えばよい。

以上のように、本実施例の構造強調処理によって、段差を急峻にし、孤立構造を強調することができる。その結果、ノイズに対して、構造が強調されることになる。

【 0 0 4 7 】

[実施例 2]

本実施例に係る超音波診断装置は、超音波探触子を2次元に走査することによって3次元の画像を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

(装置)

図7に超音波診断装置の模式図を示す。装置は、乳房710を保持板間に挟んだ状態で超音波測定を行う。具体的には、立位または座位の被検者は、保持板の間に乳房710を挿入する。乳房は、保持板703および704によって保持されている。保持板の材質は、超音波を伝達しやすい素材であることが望ましい。典型的にはガラス材、アクリル、ポリメチルペンテン、エポキシ樹脂などが好適である。また、音響整合層705を設けることが好ましい。

超音波探触子701は、保持板703を介して被検体に超音波を送信する。被検体で反射した超音波は、再度保持板703を介して、超音波探触子701に戻る。

【 0 0 4 9 】

そして超音波探触子701は、保持板703の上を走査機構702でxy平面上に走査して、3次元の超音波画像を得る。図7(b)に走査パターンの模式図を示す。超音波探触子701は、両肩を結ぶ線と平行なy方向に走査する。この時、y方向はエレベーション方向と平行である。そして、y方向に走査している際に超音波の送受信を行って画像を取得していく。この走査機構の制御は、装置制御部106によって行う。なお、被検者の体位に対するxyzの各方向の設定はこれに限られない。また、乳房を保持する方向や保持方向も上記に限られない。例えば平板上ではなくカップ状の保持部材を用いても良い。

【 0 0 5 0 】

得られた画像は、超音波信号処理部104によって処理され、画像処理部106へ送られる。画像処理部では、xy平面の位置から再構成して、3次元の超音波画像を得る。この3次元の超音波画像に対して画像処理を行うことによって、最終的な画像を得る。画像処理は、3次元のデータを用いて、実施例1同様に、前処理、構造強調、ノイズ除去を行う。なお、3次元データは、x, y, z軸に対してそれぞれ1-512画素からなるものとする。

【 0 0 5 1 】

構造強調において、関心領域のサイズは、x, y, zで、ピクセルの分解能を元にして決定する。例えば、x, y, zがすべて0.3mmの分解能である場合は、注目点を中心に7x7x7画素とするなどである。したがって、x, y, zの方向ごとに分解能が異なれば、それに応じて、領域が各方向で同じぐらいの長さになるように画素数を選んでよい。そして選択した画素の画素値を用いて、3次元のデータからヒストグラムを作成する。この範囲はx, y, zともに6-507画素の領域である。

【 0 0 5 2 】

以上述べたように、本実施例によれば、3次元の関心領域について、注目点から近い距離にあるデータを多く使用した画像処理を行える。そして実施例1と同様に、ヒストグラムの状況や、ヒストグラム中の注目点の位置に応じて、当該注目点の画素値に演算を行うことで、特異点強調処理や平庸化処理などを実行できる。その結果、構造を強調しつつスペckルノイズを抑制した3次元画像データを生成できるので、良好な超音波診断を実現できるようになる。

10

20

30

40

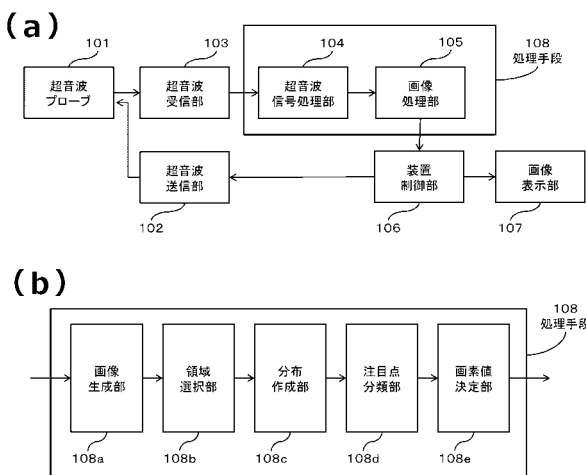
50

【符号の説明】

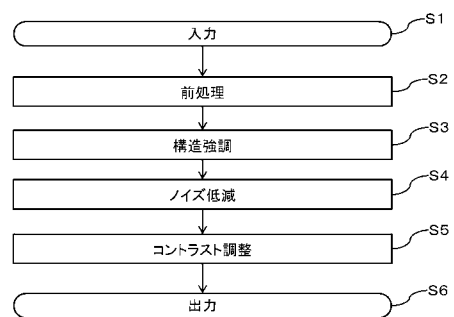
【0053】

101：超音波プローブ，102：超音波受信部，104：超音波信号処理部，105
：画像処理部，106：装置制御部

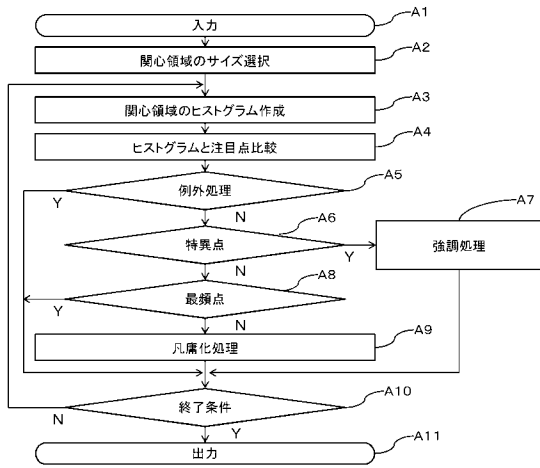
【図1】



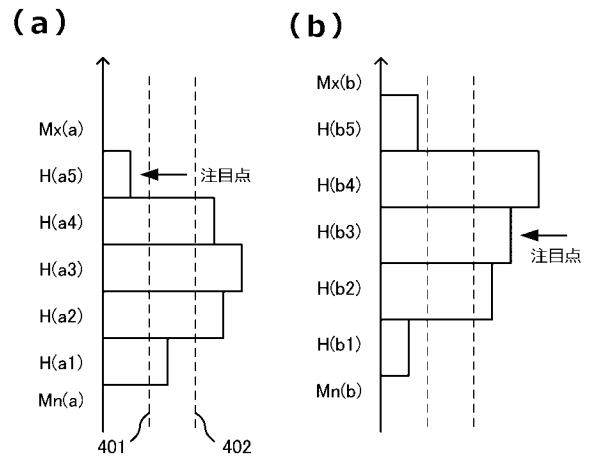
【図2】



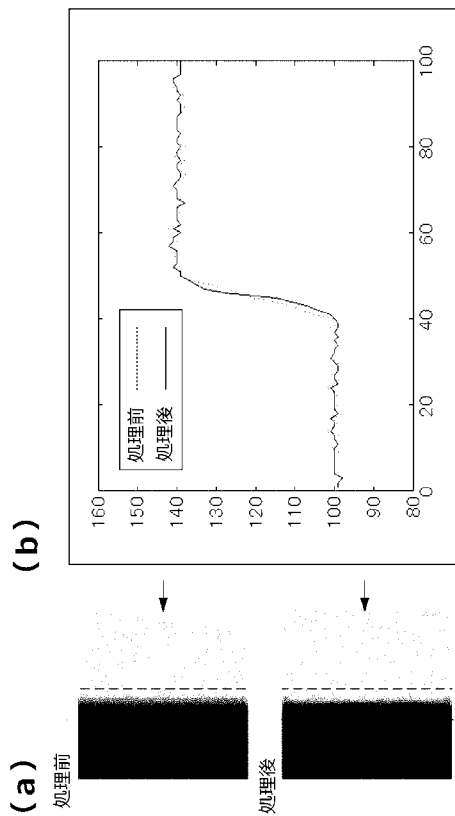
【 図 3 】



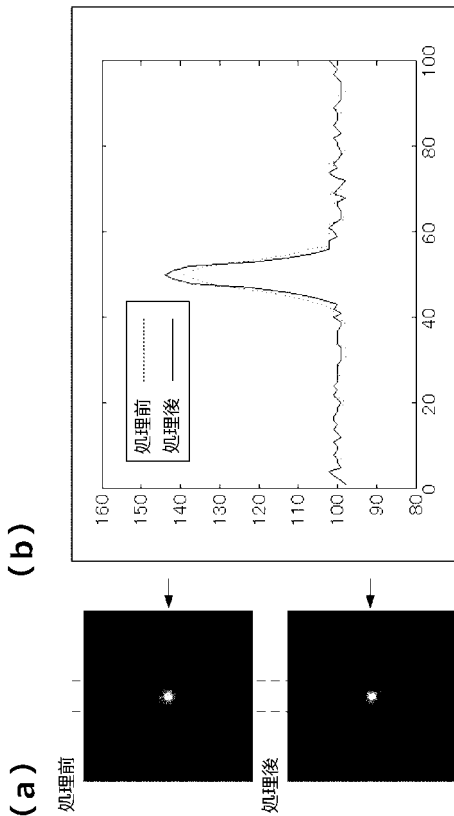
【 図 4 】



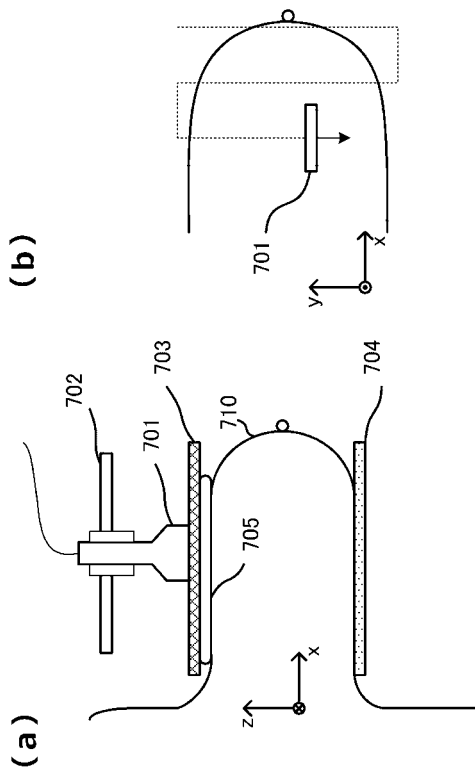
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 末平 信人

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD08 EE04 JC37 KK07

专利名称(译)	对象信息获取装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2016013425A	公开(公告)日	2016-01-28
申请号	JP2015116307	申请日	2015-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	末平信人		
发明人	末平 信人		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G06T5/002 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/403 A61B8/4209 A61B8/4281 A61B8/4461 A61B8/468 A61B8/469 A61B8/5223 G06K9/6212 G06T5/003 G06T5/007 G06T5/40 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/JC37 4C601/KK07		
代理人(译)	川口义行 中村刚		
优先权	2014120292 2014-06-11 JP		
其他公开文献	JP6532309B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于执行图像处理的技术，该技术在抑制噪声的同时强调结构。提供一种超声波探头，该超声波探头接收从被检体传播的声波并输出电信号，并且提供一种处理单元，该处理单元通过使用该电信号来生成被检体内部的图像。创建包括感兴趣点在内的感兴趣区域中包含的像素值的频率分布，根据频率分布的形状和感兴趣点在频率分布中的位置对感兴趣点进行分类，以及使用确定点的像素值的对象信息获取设备。[选择图]图3

(21) 出願番号	特願2015-116307 (P2015-116307)	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社
(22) 出願日	平成27年6月9日 (2015.6.9)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(31) 優先権主張番号	特願2014-120292 (P2014-120292)	(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(32) 優先日	平成26年6月11日 (2014.6.11)	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100131532 弁理士 坂井 浩一郎
		(74) 代理人	100125357 弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392 弁理士 丹羽 武司
		(74) 代理人	100155871 弁理士 森廣 亮太