

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6556881号
(P6556881)

(45) 発行日 令和1年8月7日(2019.8.7)

(24) 登録日 令和1年7月19日(2019.7.19)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 14 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-17382 (P2018-17382) (22) 出願日 平成30年2月2日 (2018.2.2) (65) 公開番号 特開2019-130236 (P2019-130236A) (43) 公開日 令和1年8月8日 (2019.8.8) 審査請求日 平成30年7月26日 (2018.7.26)</p>	<p>(73) 特許権者 390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1 番 (74) 代理人 100115462 弁理士 小島 猛 (74) 代理人 100151286 弁理士 澤木 亮一 (74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博 (74) 代理人 100113974 弁理士 田中 拓人</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して送信された超音波のエコー信号の信号強度に関するデータの統計情報を演算する統計情報演算機能と、

前記統計情報に基づいて、前記エコー信号の信号強度に関するデータを階調化して階調化データを作成し、該階調化データに基づいてランレンジス行列を算出するランレンジス行列算出機能と、

前記ランレンジス行列の特徴量を算出する特徴量算出機能と、

をプログラムによって実行する制御デバイスを有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記ランレンジス行列算出機能は、前記エコー信号の信号強度に関するデータにおいてスペckルパタンによって生じるデータの変動の範囲が同一の階調となるように、前記階調化データを作成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ランレンジス行列算出機能は、前記エコー信号の信号強度に関するデータにおいてスペckルパタンによって生じるデータの変動の範囲である第一の範囲と、該第一の範囲外の第二の範囲とで、前記階調化における階調幅を変えて前記階調化データを作成するものであり、前記第二の範囲の前記階調幅は、前記第一の範囲の前記階調幅よりも狭い、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

前記統計情報は、前記エコー信号の信号強度に関するデータの値を第一の軸とし、前記エコー信号の信号強度に関するデータの度数を第二の軸とするヒストグラムであり、

前記ランレングス行列算出機能は、ヒストグラムにおいて前記度数が最大となるピーク部分を特定して、前記ランレングス行列を算出する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記ランレングス行列算出機能は、前記ピーク部分に基づいて、前記階調化における階調を設定して前記階調化データを作成し、前記ランレングス行列を算出する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記ランレングス行列算出機能は、前記ヒストグラムにおいて、前記ピーク部分から前記第一の軸と平行な第一の方向に所定の幅を有し、かつ前記第一の方向とは反対の第二の方向に所定の幅を有する第一の範囲が同一の階調になるように前記階調の設定を行なって前記階調化データを作成する、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ランレングス行列算出機能は、前記第一の範囲と、該第一の範囲外の第二の範囲とで、前記階調化における階調幅を変えて前記階調化データを作成するものであり、前記第二の範囲の前記階調幅は、前記第一の範囲の前記階調幅よりも狭い、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記ランレングス行列算出機能は、前記ピーク部分に基づいて、前記ランレングス行列の算出に用いない階調を特定する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記ランレングス行列の算出に用いない階調は、前記ヒストグラムにおいて、前記ピーク部分から前記第一の軸と平行な第一の方向に所定の幅を有し、かつ前記第一の方向とは反対の第二の方向に所定の幅を有する第一の範囲に設定された階調である、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記ランレングス行列算出機能は、前記第一の範囲と、該第一の範囲外の第二の範囲とで、前記階調化における階調幅を変えて前記階調化データを作成するものであり、前記第二の範囲の前記階調幅は、前記第一の範囲の前記階調幅よりも狭い、請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第二の範囲は、前記階調幅が異なる複数の階調を含んでいる、請求項 3、7 又は 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記エコー信号の信号強度に関するデータは、Bモード画像のデータである、請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記Bモード画像のデータは、ローデータ又はBモード画像データである、請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

制御デバイスに、
被検体に対して送信された超音波のエコー信号の信号強度に関するデータの統計情報を演算する統計情報演算機能と、

前記統計情報に基づいて、前記エコー信号の信号強度に関するデータを階調化して階調化データを作成し、該階調化データに基づいてランレングス行列を算出するランレングス行列算出機能と、

前記ランレングス行列の特徴量を算出する特徴量算出機能と、
を実行させる超音波診断装置の制御プログラム。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して送信された超音波のエコー信号の信号強度に関するデータからランレングス行列を算出する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置で得られる画像を用いてさまざまな診断が行われている。例えば、診断を目的として、Bモード画像を用いてテクスチャ解析を行ない、定量化を行なう手法が知られている（例えば、特許文献1参照）。

10

【0003】

テクスチャ解析の一手法として、ランレングス (Run length) 行列を用いた手法がある（例えば、非特許文献1参照）。この手法では、Bモード画像内において、方向の濃度 i の点が j 個続く頻度 $P(i, j)$ を要素とするランレングス行列を求め、その行列から得られる5種類 (+) の特徴量を算出する。そして、この特徴量から、構造物の存在やその種類が推定される。ある方向にピクセル間距離 r で連続して並ぶ同一輝度値の画素をランと呼び、その長さをランレングスという。ランレングスを用いた特徴量を算出する場合、微妙な濃淡の変化を無視するためにBモード画像における輝度値の階調数を減らした階調化データを作成し、この階調化データを対象としてランレングス行列を算出する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2016-77670号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】U. Reach他、Journal of Clinical Ultrasound vol.13 No.2 February 1985、p.87-99、Diagnostic Accuracy of Computerized B-Scan Texture Analysis and Conventional Ultrasonography in Diffuse Parenchymal and Malignant Liver Disease

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、Bモード画像には構造物とは無関係であるランダムなスペckルパターン (speckle pattern) が存在し、これは超音波の干渉によって生じるいわゆる干渉縞である。スペckルパターンにより画像の輝度に変動が生じるが、ランレングス行列を用いた解析を行なうにあたり、スペckルパターンが含まれると、意味のないランレングスが得られることになるので望ましくない。特に、スペckルパターンによる輝度値の変動範囲が、階調化データにおいて異なる階調値にまたがると、肝組織の構造とは無関係なランレングス行列の変化が生じ、構造物の情報をできるだけ正確に反映した特徴量を得ることが困難になる。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本願発明者は、上記課題を解決すべく、エコー信号の信号強度に関するデータの統計情報において、スペckルパターンは、度数が比較的大きい部分に属することに注目して本願発明に至った。すなわち、上記課題を解決すべくなされた発明は、被検体に対して送信された超音波のエコー信号の信号強度に関するデータの統計情報を演算する統計情報演算機能と、前記統計情報に基づいて、前記エコー信号の信号強度に関するデータを階調化して

50

階調化データを作成し、該階調化データに基づいてランレングス行列を算出するランレングス行列算出機能と、前記ランレングス行列の特徴量を算出する特徴量算出機能と、をプログラムによって実行する制御デバイスを有する超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0008】

上記観点の発明によれば、前記エコー信号の信号強度に関するデータの統計情報に基づいて前記階調化データを作成し、この階調化データに基づいてランレングス行列を算出するので、ランレングス行列の特徴量として、スペックルパタンの影響が抑制された特徴量を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0009】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】制御デバイスによって機能的に実行される統計情報演算部、行列算出部、特徴量算出部を示すブロック図である。

【図3】実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図4】Bモードデータのヒストグラムを示す図である。

【図5】階調化データの作成を説明するための図である。

【図6】第一変形例の階調化データの作成における階調幅を説明するための図である。

【図7】第二変形例の階調化データの作成における階調幅を説明するための図である。

【図8】第四変形例における第一及び第二の範囲と階調値を説明するための図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示処理部5、表示デバイス6、操作デバイス7、制御デバイス8及び記憶デバイス9を備える。超音波診断装置1は、コンピュータ(computer)としての構成を備えている。

【0011】

超音波プローブ2は、被検体の生体組織に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。超音波プローブ2においては、特に図示しないが複数の超音波トランスデューサ(transducer)がアジマス(azimuth)方向に配列されている。

30

【0012】

送受信ビームフォーマ3は、制御デバイス8からの制御信号に基づいて、超音波プローブ2を駆動させて所定の送信条件を有する超音波を送信させる。また、送受信ビームフォーマ3は、超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。送受信ビームフォーマ3の一部は、制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより、機能的に実現される。

【0013】

エコーデータ処理部4は、送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。エコーデータ処理部4による処理は、例えば制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。例えば、エコーデータ処理部4は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行ってBモードデータを作成する。

40

【0014】

ちなみに、後述のスキャンコンバータ(scan converter)によって走査変換されて超音波画像データとなる前のデータを、ローデータ(raw data)というものとする。ローデータには、RFデータ、対数圧縮されたデータ、IQデータ等が含まれる。Bモードデータは、ローデータである。

【0015】

表示処理部5は、エコーデータ処理部4からのローデータをスキャンコンバータ(scan converter)によって走査変換して画像データを作成する。表示処理部5

50

は、例えばBモードデータを走査変換してBモード画像データを作成する。また、表示処理部5は、画像データに基づく超音波画像を表示デバイス6に表示させる。表示処理部5は、例えばBモード画像データに基づくBモード画像を表示デバイス6に表示させる。表示処理部5による処理は、例えば制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

【0016】

表示デバイス6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。

【0017】

操作デバイス7は、ユーザーからの指示や情報の入力を受け付けるデバイスである。操作デバイス7は、操作者からの指示や情報の入力を受け付けるボタン及びキーボード(keyboard)などを含み、さらにトラックボール(trackball)等のポインティングデバイス(pointing device)などを含んで構成されている。

【0018】

制御デバイス8は、超音波診断装置1を制御する回路であり、例えばCPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。制御デバイス8は、記憶デバイス9に記憶されたプログラムを読み出し、超音波診断装置1の各部を制御する。制御デバイス9は、本発明における制御デバイスの実施の形態の一例である。

【0019】

例えば、制御デバイス8は、記憶部9に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、上述した送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能を実行させる。制御デバイス8は、送受信ビームフォーマ3の機能のうちの全て、エコーデータ処理部4の機能のうちの全て及び表示処理部5の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。一部の機能のみがプログラムによって実行される場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

【0020】

なお、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

【0021】

また、制御デバイス8は、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能のほか、記憶デバイス8に記憶されたプログラムによって、図2に示す統計情報演算部81、ランレンジス行列算出部82、特徴量算出部83の機能を実行する。統計情報演算部81は、被検体に対して送信された超音波のエコー信号の信号強度に関するデータの統計情報を演算する。エコー信号の信号強度に関するデータは、例えばBモードデータやBモード画像データである。詳細は後述する。Bモードデータ及びBモード画像データを、Bモード画像のデータというものとする。また、統計情報演算部81の機能は、本発明における統計情報演算機能の実施の形態の一例である。

【0022】

ランレンジス行列算出部82は、統計情報に基づいて、エコー信号の信号強度に関するデータを階調化して階調化データを作成する。また、ランレンジス行列算出部82は、階調化データに基づいてランレンジス行列を算出する。詳細は後述する。ランレンジス行列算出部82の機能は、本発明におけるランレンジス行列算出機能の実施の形態の一例である。

【0023】

特徴量算出部83は、ランレンジス行列の特徴量を算出する。特徴量算出部83の機能は、本発明における特徴量算出機能の実施の形態の一例である。

【0024】

記憶デバイス9は、非一過性の記憶媒体及び一過性の記憶媒体を含む。非一過性の記憶媒体は、例えば、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)

10

20

30

40

50

、ROM (Read Only Memory) などの不揮発性の記憶媒体である。非一過性の記憶媒体は、CD (Compact Disk) やDVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性の記憶媒体を含んでいてもよい。制御デバイス 8 によって実行されるプログラムは、非一過性の記憶媒体に記憶されている。

【0025】

一過性の記憶媒体は、RAM (Random Access Memory) などの揮発性の記憶媒体である。

【0026】

制御デバイス 8 によって実行されるプログラムは、記憶デバイス 9 を構成する HDD や ROM などの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、プログラムは、記憶デバイス 9 を構成する CD や DVD などの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

10

【0027】

次に、本例の超音波診断装置の作用について図 3 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 では、超音波プローブ 2 によって被検体に対して超音波の送受信が行われ、エコー信号が取得される。このエコー信号に基づいて B モード画像が作成され、表示デバイス 6 に表示されてもよい。例えば、被検体における肝臓に対して超音波の送受信が行われ、肝臓の B モード画像が表示されてもよい。

【0028】

次に、ステップ S 2 では、統計情報演算部 5 1 が、ステップ S 1 で取得されたエコー信号の信号強度に関するデータの統計情報を算出する。例えば、統計情報演算部 5 1 は、前記エコー信号の信号強度に関するデータとして、前記エコー信号に基づいて作成された B モードデータを用い、B モードデータの統計情報を算出する。

20

【0029】

統計情報は、例えば図 4 に示すように、B モードデータのデータ値を第一の軸 (本例では横軸) とし、B モードデータのデータ値の度数を第二の軸 (本例では縦軸) とするヒストグラム H である。

【0030】

次に、ステップ S 3 では、ランレンジス行列算出部 8 2 は、ヒストグラム H に基づいて、B モードデータを階調化して階調化データを作成する。ランレンジス行列算出部 8 2 は、例えば図 5 に示すように、階調 1 ~ 階調 5 までの階調値で階調化を行なう。より詳細に説明する。ランレンジス行列算出部 8 2 は、B モードデータにおいてスペックルパターンによって生じるデータの変動の範囲を、第一の範囲 R 1 として設定する。ここで、B モードデータにおけるスペックルパターンは、ヒストグラム H におけるピーク部分 P の近傍のデータ値となる。従って、ランレンジス行列算出部 8 2 は、まずヒストグラム H において、度数が最大となるピーク部分 P を特定する。そして、ランレンジス行列算出部 8 2 は、ピーク部分 P に基づいて階調を設定する。

30

【0031】

階調の設定について具体的に説明する。ランレンジス行列算出部 8 2 は、ヒストグラム H におけるピーク部分 P から第一の軸と平行な第一の方向 D 1 に所定の幅 W 1 を有し、かつ第一の方向 D 1 とは反対の第二の方向 D 2 に所定の幅 W 2 を有する範囲を、第一の範囲 R 1 として設定する。例えば、ヒストグラム H の標準偏差を σ とすると、 $W 1 = W 2 = \sigma$ であってもよいし、 $W 1 = W 2 = 2\sigma$ であってもよい。ただし、W 1、W 2 は、これらに限られるものでない。ランレンジス行列算出部 8 2 は、第一の範囲 R 1 が同一の階調になるように、B モードデータを階調化して階調化データを作成する。本例では、第一の範囲 R 1 は、階調 3 である。第一の範囲 R 1 は、本発明における第一の範囲の実施の形態の一例である。

40

【0032】

ランレンジス行列算出部 8 2 は、ヒストグラム H における第一の軸と平行な方向において、第一の範囲 R 1 外の第二の範囲 R 2 においては、複数の階調を設定してもよい。図 5

50

において、第二の範囲 R 2 には、4 つの階調が設定されている。第二の範囲 R 2 における階調値は、階調 1、階調 2、階調 4、階調 5 である。

【 0 0 3 3 】

ここで、第二の範囲 R 2 の階調幅を第一の範囲 R 1 の階調幅と同じ階調幅に設定すると、階調数が少なくなってしまう場合がある。そこで、ランレングス行列算出部 8 2 は、第一の範囲 R 1 と第二の範囲 R 2 とで、階調化における階調幅を変えて前記階調化データを作成してもよい。図 5 では、第二の範囲 R 2 の階調幅が、第一の範囲 R 1 の階調幅よりも狭くなっている。このような階調幅とすることで、階調数を確保することができる。

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 4 では、ランレングス行列算出部 8 2 は、ステップ S 3 で作成された階調化データに基づいて、ランレングス行列を算出する。ランレングス行列は、同じ階調を有する画素が連続する長さや方向を要素とする行列である。ランレングス行列の算出手法は公知であるので、ここでは詳細な説明を省略する。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 5 では、特徴量算出部 8 3 は、ステップ S 4 で算出されたランレングス行列の特徴量を算出する。ランレングス行列の特徴量の算出も公知であり、ここでは詳細な説明を省略する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 5 において、ランレングス行列の特徴量が算出されることにより、B モード画像を定量化することができ、被検体の診断が可能となる。本例では、B モードデータの統計情報に基づいて、スペckルパターンによって生じるデータの変動の範囲が、同一の階調値の範囲になっているので、スペckルパターンの影響が抑制された階調化データが作成され、この階調化データに基づいたランレングス行列を算出することができる。従って、スペckルパターンの影響が抑制されたランレングス行列の特徴量を算出することができるので、被検体の生体組織における構造物の情報をより正確に反映した特徴量を算出することができる。

【 0 0 3 7 】

また、例えば、肝硬変や脂肪肝の診断には、生体組織内を伝搬するせん断弾性波を用いた弾性計測や生体組織における超音波の減衰量評価による診断手法があるが、本例のランレングス行列を用いた手法による B モード画像の定量化手法によれば、これら弾性計測や減衰量評価の手法とは異なる物理量を評価することができる。また、本例は、B モード情報からの解析手法なので、上述の弾性計測等と比べて簡便である。さらに、本例によれば、肝実質部の様々な変化、特に、肝硬変と脂肪肝の両方を、同じ手法にて定量化することができる。

【 0 0 3 8 】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。上述の実施形態において、B モードデータを階調化して階調化データを作成する際の階調幅は一例にすぎない。例えば、ランレングス行列算出部 8 2 は、図 6 に示すように、階調 1 ~ 階調 7 までの階調値で階調化データを作成してもよい。ただし、第一の範囲 R 1 は、上述と同様にして設定されており、第二の範囲 R 2 における階調幅が、上述と異なっている。具体的には、ピーク部分 P から離れるほど、階調幅が小さくなっており、第二の範囲 R 2 における階調は、階調 1 ~ 階調 3 及び階調 5 ~ 階調 7 となっている。階調 1、階調 2、階調 6、階調 7 は、階調 3 及び階調 5 よりも階調幅が狭く、同じ階調幅になっている。

【 0 0 3 9 】

第二の範囲 R 2 における階調数が異なっているため、第一の範囲 R 1 の階調値は、階調 4 となっているが、その階調幅については、上述の実施形態と同一となっている。

【 0 0 4 0 】

次に、第二変形例について説明する。図 7 に示すように、第一の範囲 R 1 の階調幅と第二の範囲 R 2 の階調幅、すなわち階調 1 ~ 階調 5 の各々の階調幅が同じになっていてもよい。ただし、第一の範囲 R は、ピーク部分 P を含み、なおかつ B モードデータにおいてス

10

20

30

40

50

ペックルパターンによって生じるデータの変動の範囲を含んでいる。

【0041】

次に、第三変形例について説明する。本例では、ランレンジス行列算出部82は、ピーク部分Pに基づいて、ランレンジス行列の算出に用いない階調を特定する。具体的には、ランレンジス算出部82は、第一の範囲R1に設定された階調におけるBモードデータ又は階調化データを用いずに、ランレンジス行列を算出してもよい。この場合、第一の範囲R1及び第二の範囲R2におけるBモードデータを階調化して階調化データを作成した後に、第一の範囲R1の階調値を有する階調化データを用いずに、第二の範囲R2の階調化データを用いてランレンジス行列を算出することが含まれる。また、第一の範囲R1におけるBモードデータは階調化せずに、第二の範囲R2におけるBモードデータを階調化して階調化データを作成し、この階調化データを用いてランレンジス行列を算出することも含まれる。

10

【0042】

この第三変形例において、第一の範囲R1及び第二の範囲R2は、例えば図5、図6、図7のいずれかに示されたものである。

【0043】

次に、第四変形例について説明する。本例では、第三変形例と同様に、ランレンジス行列算出部82は、第一の範囲R1におけるBモードデータを用いずに、ランレンジス行列を算出するが、第一の範囲R1が、図5～図7とは異なっている。本例では、第一の範囲R1は、図8に示すように異なる階調を含むように設定される。

20

【0044】

具体的に説明する。第一の範囲R1は、階調4及び階調5を含んでいる。ヒストグラムHにおけるピーク部分Pから第一の方向D1に所定の幅W1を有する範囲が階調4である。また、ヒストグラムHにおけるピーク部分Pから第二の方向D2に所定の幅W2を有する範囲が階調5である。

【0045】

第二の範囲R2における階調は、階調1～階調3及び階調6～階調8である。図8では、階調1～階調8の各々は、互いに同じ階調幅となっている。

【0046】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、上述の実施形態では、ローデータであるBモードデータを階調化して階調化データを作成したが、Bモード画像データを階調化して階調化データを作成してもよい。

30

【0047】

また、第一の範囲R1の階調値を有する階調化データについては、ランレンジス行列の算出において、同じ階調値が続く長さを減らしてもよい。

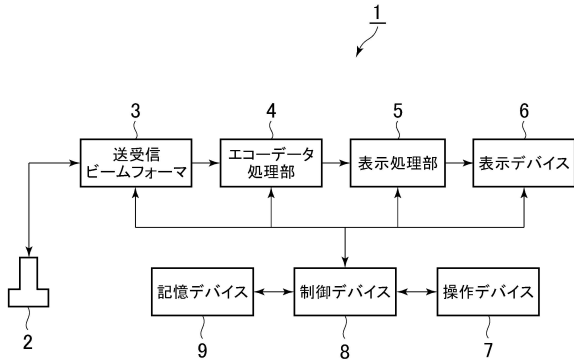
【符号の説明】

【0048】

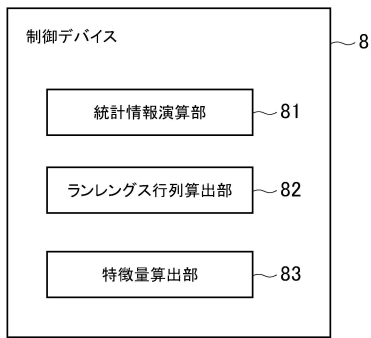
- 1 超音波診断装置
- 81 統計情報演算部
- 82 ランレンジス行列算出部
- 83 特徴量算出部

40

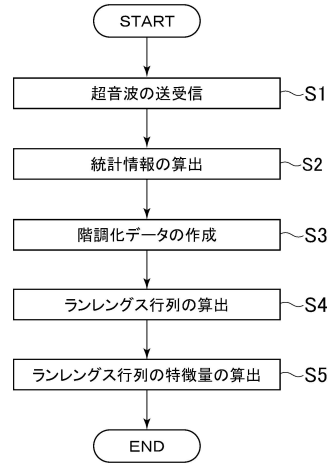
【図1】



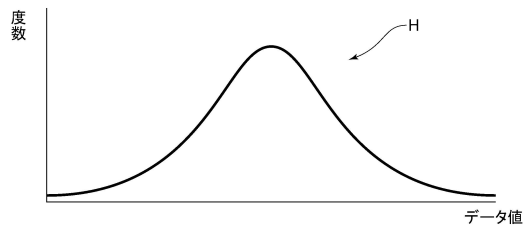
【図2】



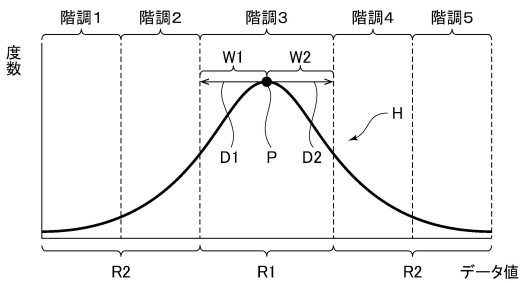
【図3】



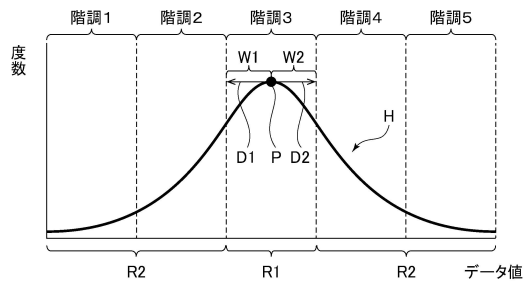
【図4】



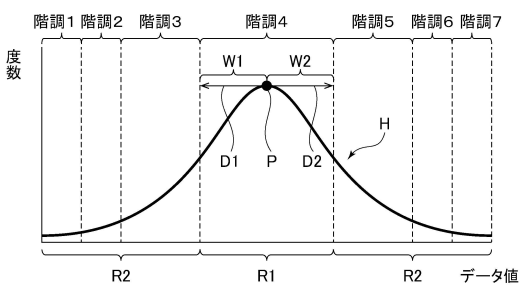
【図5】



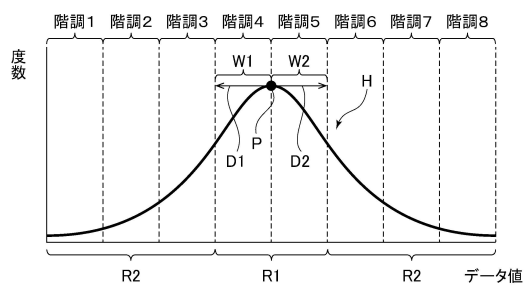
【図7】



【図6】



【図8】



フロントページの続き

- (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 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- (72)発明者 神山 直久
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2017-215876(JP,A)
特開2015-104477(JP,A)
特開平8-293025(JP,A)
特開平4-236952(JP,A)
米国特許出願公開第2017/0236283(US,A1)
米国特許第5398290(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP6556881B2	公开(公告)日	2019-08-07
申请号	JP2018017382	申请日	2018-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	谷川俊一郎 神山直久		
发明人	谷川 俊一郎 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04		
代理人(译)	小島 猛 小倉 博 田中 拓人		
其他公开文献	JP2019130236A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够计算行程矩阵的特征量的超声波诊断装置，其中，抑制了斑点图案的影响。超声波诊断装置包括：统计信息计算部，用于计算信号上的数据的直方图H。超声波回波信号的强度。控制装置，其通过程序执行游程长度矩阵计算功能，该游程长度矩阵计算功能通过基于直方图H对回波信号的信号强度的数据进行灰度处理来创建灰度数据，并且基于该游程长度矩阵来计算游程长度矩阵。灰度数据，以及用于计算游程长度矩阵的特征量的特征量计算功能选定的绘图：图5

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6556881号 (P6556881)
(45) 発行日 令和1年8月7日(2019.8.7)	(24) 登録日 令和1年7月19日(2019.7.19)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01)	F I A61B 8/14	
請求項の数 14 (全 10 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-17382(P2018-17382)	(73) 特許権者 390041542	
(22) 出願日 平成30年2月2日(2018.2.2)	ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ	
(65) 公開番号 特願2019-130236(P2019-130236A)	アメリカ合衆国、ニューヨーク州 123	
(43) 公開日 令和1年8月8日(2019.8.8)	45、スケネクタディ、リバーロード、1	
審査請求日 平成30年7月26日(2018.7.26)	番	
	(74) 代理人 100115462	
	弁理士 小島 猛	
	(74) 代理人 100151286	
	弁理士 澤木 亮一	
	(74) 代理人 100105588	
	弁理士 小倉 博	
	(74) 代理人 100113974	
	弁理士 田中 拓人	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム		