

(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2016-209449

(P2016-209449A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-98220 (P2015-98220)
 (22) 出願日 平成27年5月13日 (2015.5.13)

(71) 出願人 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 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

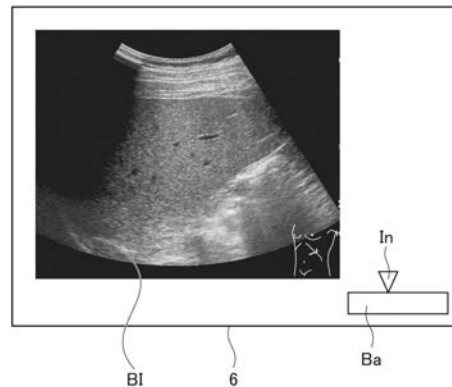
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 楕状エコーが表れている程度を定量化することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体における所定の深さにおいて所定のビーム幅を有する第一の超音波が送信されるように第一の送信条件を設定し、前記所定の深さにおいて前記所定のビーム幅とは異なるビーム幅を有する第二の超音波が送信されるように第二の送信条件を設定して、超音波を送信させる送信制御部と、前記第一の超音波の送信によって得られた前記走査線の各々における代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関係数を演算する相関係数演算部と、バー B a における前記相関係数を示すインジケータ I n を表示部 6 に表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線に対して行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記被検体における所定の深さにおいて所定のビーム幅を有する第一の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第一の送信条件を設定し、前記所定の深さにおいて前記所定のビーム幅とは異なるビーム幅を有する第二の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第二の送信条件を設定して、前記超音波プローブから前記第一の超音波と前記第二の超音波とを送信させる送信制御部と、

前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成部と、

前記第一の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算部と、

前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる画像表示制御部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信条件は、送信フォーカス及び送信開口の幅のうち少なくとも一方であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信制御部は、前記第一の超音波を一フレーム分送信させた後に、前記第二の超音波を一フレーム分送信させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送信制御部は、一つの走査線について、前記第一の超音波と前記第二の超音波とを送信させた後に、前記走査線とは異なる他の走査線について前記第一の超音波と前記第二の超音波とを送信させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線に対して行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記被検体において第一の走査面と該第一の走査面とは異なる第二の走査面について、前記超音波プローブから超音波を送信させる送信制御部と、

前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成部と、

前記第一の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算部と、

前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる画像表示制御部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブは、互いに直交する二方向に超音波振動子が並んでいる超音波プローブであることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記代表値データは、前記走査線におけるデータ値を平均した平均値データ又は前記走査線におけるデータを積分して得られた積分値データであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記相関関係に関する値は、前記第一のデータ列及び前記第二のデータ列の間で相関演算を行なって得られた相関係数又は前記第一のデータ列及び前記第二のデータ列において互いに対応するデータの間で差分演算を行なって得られた値であることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

プロセッサと、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線に対して行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブとを備えた超音波診断装置であって、

前記プロセッサは、

前記被検体における所定の深さにおいて所定のビーム幅を有する第一の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第一の送信条件を設定し、前記所定の深さにおいて前記所定のビーム幅とは異なるビーム幅を有する第二の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第二の送信条件を設定して、前記超音波プローブから前記第一の超音波と前記第二の超音波とを送信させる送信制御機能と、

10

前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成機能と、

前記第一の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算機能と、

前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる表示画像制御機能と、

をプログラムによって実行する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

プロセッサと、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線に対して行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブとを備えた超音波診断装置であって、

20

前記プロセッサは、

前記被検体において第一の走査面と該第一の走査面とは異なる第二の走査面について、前記超音波プローブから超音波を送信させる送信制御機能と、

前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成機能と、

前記第一の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算機能と、

30

前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる画像表示制御機能と、

をプログラムによって実行する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

プロセッサと、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線に対して行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブとを備えた超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記プロセッサに、

前記被検体における所定の深さにおいて所定のビーム幅を有する第一の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第一の送信条件を設定し、前記所定の深さにおいて前記所定のビーム幅とは異なるビーム幅を有する第二の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第二の送信条件を設定して、前記超音波プローブから前記第一の超音波と前記第二の超音波とを送信させる送信制御機能と、

40

前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成機能と、

前記第一の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算機能と、

前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる表示画像制御機能と、

を実行させる

50

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 1 2】

プロセッサと、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線に対して行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブとを備えた超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記プロセッサに、

前記被検体において第一の走査面と該第一の走査面とは異なる第二の走査面について、前記超音波プローブから超音波を送信させる送信制御機能と、

前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成機能と、

前記第一の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算機能と、

前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる画像表示制御機能と、
を実行させる

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、櫛状エコーを定量化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】

超音波診断装置において、被検体に対する超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、Bモード画像が作成され表示される。被検体の肝臓についてのBモード画像において、周囲と比べて輝度が低い直線状の低輝度領域が音線方向に表れることがある。低輝度領域は、超音波の走査方向において複数表れるため、Bモード画像には、縞状の模様が存在しているように見える。この縞状の模様は、櫛状エコーと呼ばれている。

【0003】

櫛状エコーは、脂肪化を伴うびまん性肝疾患の肝臓についてのBモード画像において観察される。従って、Bモード画像における櫛状エコーは、診断情報として有用であるとの報告がされている（例えば、非特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】若杉他、J Med Ultrasonics vol. 26 No. 12、1999年、p. 1185 - p. 1195

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

櫛状エコーは、肝臓表面の凹凸や肝臓実質の硬さの影響により、Bモード画像に表れるといわれている。病状が進行するほど、肝臓表面の凹凸がよりはっきりし、肝臓実質がより固くなるため、Bモード画像において、低輝度領域とそれ以外の領域との輝度の差がより大きくなり、櫛状エコーが表れる程度が大きくなる。そこで、本願発明者は、櫛状エコーが表れている程度、すなわち縞状の模様における低輝度領域とそれ以外の領域との輝度の差の大きさの程度が、診断に有用であることに着目した。本願発明者は、櫛状エコーが表れている程度を定量化することについて鋭意検討し、本願発明に至った。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線の各々に対して順次行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取

10

20

30

40

50

得する超音波プローブと、前記被検体における所定の深さにおいて所定のビーム幅を有する第一の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第一の送信条件を設定し、前記所定の深さにおいて前記所定のビーム幅とは異なるビーム幅を有する第二の超音波が前記超音波プローブから送信されるように第二の送信条件を設定して、前記超音波プローブから前記第一の超音波と前記第二の超音波とを送信させる送信制御部と、前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成部と、前記第一の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の超音波の送信によって得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算部と、前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0007】

他の観点の発明は、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線の各々に対して順次行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する超音波プローブと、前記被検体において第一の走査面と該第一の走査面とは異なる第二の走査面について、前記超音波プローブから超音波を送信させる送信制御部と、前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する代表値データ作成部と、前記第一の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第一のデータ列と、前記第二の走査面において得られた前記代表値データが前記走査線の順に並ぶ第二のデータ列との相関関係に関する値を演算する相関関係演算部と、前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部に表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【発明の効果】

【0008】

上記一の観点の発明によれば、互いに異なるビーム幅を有する超音波の送信によって得られた第一のデータ列及び第二のデータ列の相関関係に関する値に応じた画像が表示部に表示される。ここで、被検体における所定の深さにおける超音波のビーム幅に応じて櫛状エコーが表れる程度が異なる。そして、櫛状エコーが表れている程度が大きいほど、前記データ列において前記代表値データの各々の差が大きくなり、櫛状エコーが表れる程度が小さいほど、前記データ列において前記代表値データの各々の差が小さくなる。従って、前記第一のデータ列及び前記第二のデータ列の相関関係に関する値が表示されることにより、櫛状エコーが表れている程度を定量化して表示することができる。

30

【0009】

上記他の観点の発明によれば、前記第一の走査面において得られた前記第一のデータ列と、前記第一の走査面とは異なる前記第二の走査面において得られた前記第二のデータ列との相関関係に関する値に応じた画像が表示部に表示される。ここで、櫛状エコーが表れる場合、前記第一の走査面と前記第二の走査面とで、櫛状エコーが表れる位置が異なる。しかも、櫛状エコーが表れる程度が大きくなるほど、前記データ列において前記代表値データの各々の差が大きくなり、櫛状エコーが表れる程度が小さいほど、前記データ列において前記代表値データの各々の差が小さくなる。従って、櫛状エコーが表れる程度によって、前記第一の走査面において得られた前記第一のデータ列と前記第二の走査面において得られた第二のデータ列との相関関係が異なる。一方、櫛状エコーが全く表れない場合、前記第一のデータ列と前記第二のデータ列との相関は、櫛状エコーが表れた場合と比べて高くなる。従って、前記第一のデータ列及び前記第二のデータ列の相関関係に関する値に応じた画像が表示されることにより、櫛状エコーが表れている程度を定量化して表示することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の第一実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】表示処理部の構成を示すブロック図である。

50

- 【図 3】第一実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。
- 【図 4】被検体に送信される第一の超音波の説明図である。
- 【図 5】一つの走査線における B モードデータの説明図である。
- 【図 6】データ列の説明図である。
- 【図 7】被検体に送信される第二の超音波の説明図である。
- 【図 8】相関係数に応じた画像の一例を示す図である。
- 【図 9】相関係数に応じた画像の一例を示す図である。
- 【図 10】第二実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。
- 【図 11】被検体におけるある走査面についての B モード画像を示す図である。
- 【図 12】図 11 とは被検体において異なる走査面についての B モード画像を示す図である。
- 【図 13】図 11 及び図 12 とは被検体において異なる走査面についての B モード画像を示す図である。
- 【図 14】図 11 ~ 図 13 に示された B モード画像の B モードデータに基づいて得られたデータ列を示す図である。
- 【図 15】櫛状エコーが表れた B モード画像を示す図である。
- 【図 16】図 15 とは被検体において異なる走査面における櫛状エコーが表れた B モード画像を示す図である。
- 【図 17】図 15 及び図 16 に示された B モード画像の B モードデータに基づいて得られたデータ列を示す図である。
- 【発明を実施するための形態】

10

20

【0011】

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。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。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、表示部 6、操作部 7、制御部 8、記憶部 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。

【0012】

超音波プローブ 2 は、アレイ (array) 状に配置された複数の超音波振動子を有して構成され、これら超音波振動子によって被検体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 は、被検体に対して超音波の送受信を複数の走査線の各々に対して順次行なって一走査面についての超音波のエコー信号を取得する。超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

30

【0013】

超音波プローブ 2 は、超音波振動子が、一方向 (アジマス (azimuth) 方向) のみに配列された 1D アレイの超音波プローブであってもよい。また、超音波プローブ 2 は、互いに直交する二方向、すなわちアジマス方向とエレベーション (elevation) 方向に超音波振動子が配列された超音波プローブであってもよい。互いに直交する二方向に超音波振動子が配列された超音波プローブには、1.75D アレイの超音波プローブや 2D アレイの超音波プローブが含まれる。

40

【0014】

送受信ビームフォーマ 3 は、超音波プローブ 2 から所定の送信条件で超音波を送信するための電気信号を、制御部 8 からの制御信号に基づいて超音波プローブ 2 に供給する。また、送受信ビームフォーマ 3 は、超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、制御部 8 からの制御信号に基づいて、A/D 変換、整相加算処理等の信号処理を所定の受信条件で行ない、信号処理後のエコーデータをエコーデータ処理部 4 へ出力する。前記送信条件及び前記受信条件は、制御部 8 から送受信ビームフォーマ 3 への制御信号によって設定される。制御部 8 及び送受信ビームフォーマ 3 は、本発明における送信制御部の実施の形態の一例である。

50

【0015】

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、例えば、対数圧縮処理、包絡線検波処理を含むBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。ただし、エコーデータ処理部4は、ドブラ(doppler)処理など、他の処理を行ってもよい。

【0016】

表示処理部5は、図2に示すように、代表値データ作成部51、データ列作成部52、相関関係演算部53及び画像表示制御部54を有する。代表値データ作成部51は、前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータを代表する代表値データを、前記走査線の各々について算出する処理を行なう。前記走査線の各々においては、エコー信号に基づく複数の前記Bモードデータが得られる。前記走査線の各々において得られたエコー信号に基づく複数のデータは、複数の前記Bモードデータである。代表値データについては後述する。代表値データ作成部51は、本発明における代表値データ作成部の実施の形態の一例である。また、代表値データ作成部51による処理の機能は、本発明における代表値データ作成機能の実施の形態の一例である。

10

【0017】

データ列作成部52は、前記代表値データが前記走査線の順に並ぶデータ列を作成する処理を行なう。詳細は後述する。

【0018】

相関関係演算部53は、二つの前記データ列の相関関係に関する値を演算する処理を行なう。詳細は後述する。相関関係演算部53は、本発明における相関関係演算部の実施の形態の一例である。また、相関関係演算部53による処理の機能は、本発明における相関関係演算機能の実施の形態の一例である。

20

【0019】

画像表示制御部54は、エコーデータ処理部4において得られた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超音波画像データを作成し、この超音波画像データに基づく超音波画像を表示部6に表示させる処理を行なう。例えば、画像表示制御部54は、前記Bモードデータをスキャンコンバータによって走査変換してBモード画像データを作成し、このBモード画像データに基づくBモード画像(超音波断面像)を表示部6に表示させる。

30

【0020】

超音波診断装置1において、Bモード画像データなどの超音波画像データに変換される前のデータを、ローデータ(raw data)と云うものとする。ローデータには、エコーデータやBモードデータが含まれる。代表値データ作成部51、データ列作成部52及び相関関係演算部53による処理の対象は、本例ではローデータである。

【0021】

また、画像表示制御部54は、前記相関関係に関する値に応じた画像を表示部6に表示させる処理も行なう。画像表示制御部54は、本発明における画像表示制御部の実施の形態の一例である。また、画像表示制御部54による処理の機能は、本発明における画像表示制御機能の実施の形態の一例である。

40

【0022】

表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含んで構成されている。

【0023】

制御部8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。この制御部8は、記憶部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。例えば、制御部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

50

タ処理部 4 及び表示処理部 5 の機能を実行させる。

【 0 0 2 4 】

制御部 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。制御部 8 が一部の機能のみを実行する場合、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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

記憶部 9 は、HDD (Hard Disk Drive : ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) 及び / 又は ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) などである。超音波診断装置 1 は、記憶部 9 として、HDD、RAM 及び ROM の全てを有していてもよい。また、記憶部 9 は、CD (Compact Disk) や DVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性の記憶媒体であってもよい。

【 0 0 2 7 】

制御部 8 によって実行されるプログラムは、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、前記プログラムは、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。

【 0 0 2 8 】

次に、本例の超音波診断装置 1 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。ここでは、被検体の肝臓についての B モード画像を取得する例について説明する。

【 0 0 2 9 】

まず、ステップ S 1 では、所定の送受信条件が設定されて超音波プローブ 2 において超音波の送受信が行われる。本例では、被検体における所定の深さにおいて、所定のビーム幅 W を有する超音波が超音波プローブ 2 から送信されるように送信条件が設定され、被検体に対して超音波が送信される。設定される前記送信条件には、送信フォーカス (focus) や送信開口の幅 (超音波を送信する超音波振動子の数) が含まれる。所定のビーム幅 W となるように、送信フォーカス及び送信開口の幅のうちいずれか一方のみが設定されてもよく、両方が設定されてもよい。

【 0 0 3 0 】

例えば、ここでは、所定のビーム幅 W として、図 4 に示すように、被検体における体表 S から所定の深さ D の位置において、第一のビーム幅 W 1 を有する第一の超音波 U 1 が送信される。第一の超音波 U 1 が送信される超音波の送信条件を、第一の送信条件というものとする。

【 0 0 3 1 】

一点鎖線 CL で示された深さ D の位置は、肝臓の表面である。図 4 に示された第一の超音波 U 1 により、超音波の一つの走査線 (音線) が形成される。第一の超音波 U 1 は、複数の走査線の各々について順次送信され、一つの走査面についてその超音波のエコー信号が受信される。従って、一フレーム分の第一の超音波 U 1 が送受信される。

【 0 0 3 2 】

ちなみに、体表 S から所定の深さ D の位置において、第一のビーム幅 W 1 を有する受信ビームが形成されるように、受信条件が設定されてもよい。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 2 では、ステップ S 1 で取得されたエコー信号に基づいて、B モードデータが作成される。B モードデータは、図 5 に示すように、前記走査線の各々において m 個得られる。図 5 において、符号 BD が B モードデータを示し、符号 SL が走査線を示している。前記代表値データ作成部 5 1 は、前記走査線の各々において、m 個の B モードデータのデータ値の平均値を算出して平均値データ Dav を作成する。この平均値データ

10

20

30

40

50

D a v は、代表値データの実施の形態の一例である。平均値データ D a v は、一つの走査線におけるすべての B モードデータのデータ値の平均値でなくともよい。例えば、平均値データ D a v は、被検体において肝臓の表面よりも深い部分から得られたエコー信号に基づく B モードデータの平均値であってもよい。

【 0 0 3 4 】

B モードデータが作成されると、この B モードデータに基づく B モード画像が表示部 6 に表示されてもよい。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 3 では、データ列作成部 5 2 は、平均値データ D a v が走査線の順に並ぶデータ列を作成する。第一の超音波 U 1 の送信によって得られたエコー信号に基づくデータ列を第一のデータ列というものとする。

10

【 0 0 3 6 】

前記データ列について、図 6 に基づいて説明する。符号 D L は、データ列を示している。このデータ列 D L を示す波形 (グラフ) において、縦軸は、平均値データ D a v のデータ値を示し、横軸は走査線の位置を示す。図 6 においては、B モード画像 B I における走査線の位置と平均値データ D a v における走査線の位置とが対応するように、B モード画像 B I と平均値データ D a v とが示されている。B モード画像 B I 上に示された矢印 A r は、走査線の位置を示している。この矢印 A r で示された走査線における平均値データ D a v は、データ列 D L における点 P で示されている。データ列 D L は、走査線の各々における平均値データ D a v を走査線の順に並べて構成されている。図 6 では、データ列 D L は、一方向 (水平方向) に平均値データ D a v が並べられている。

20

【 0 0 3 7 】

ちなみに、図 6 は説明のための図であり、図 6 に示されたデータ列が表示部 6 に表示されるものではない。

【 0 0 3 8 】

次に、ステップ S 4 では、超音波の送受信及び B モードデータの作成等を含むステップ S 1 ~ S 3 の処理が、n フレーム目であるか否かが制御部 8 によって判定される。例えば、n = 2 である。n = 2 に限られるものではないが、n = 2 とする。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 4 において、ステップ S 1 ~ S 3 の処理が n フレーム目ではないと判定された場合 (ステップ S 4 において「 N O 」)、ステップ S 1 の処理へ戻る。このステップ S 1 では、前ループにおけるステップ S 1 とは異なる送信条件が設定される。ここでは、所定のビーム幅 W として、図 7 に示すように、被検体における体表 S から所定の深さ D の位置において、第二のビーム幅 W 2 を有する第二の超音波 U 2 が送信される。第二のビーム幅 W 2 は、図 7 において二点鎖線で示された第一の超音波 U 1 における第一のビーム幅 W 1 よりも大きくなっている。第二の超音波 U 2 が送信される超音波の送信条件を、第二の送信条件というものとする。

30

【 0 0 4 0 】

一フレーム分の第二の超音波 U 2 が送信されてそのエコー信号が受信されると、ステップ S 2 において、このエコー信号に基づく B モードデータが作成され、平均値データ D a v が作成される。そして、この平均値データ D a v に基づいて、ステップ S 3 において、第二のデータ列が作成される。

40

【 0 0 4 1 】

ステップ S 4 において、ステップ S 1 ~ S 3 の処理が n フレーム目であると判定された場合 (ステップ S 4 において「 Y E S 」)、ステップ S 5 の処理へ移行する。ここでは、n = 2 であるものとし、ステップ S 3 において、第一データ列及び第二データ列が作成されているものとする。ステップ S 5 では、相関関係演算部 5 3 は、第一のデータ列と第二のデータ列との間で相関演算を行ない、相関係数を演算する。この相関係数は、第一のデータ列と第二のデータ列との相関関係に関する値の一例である。

【 0 0 4 2 】

50

櫛状エコーが表れる程度と相関係数との関係について説明する。肝臓の表面における超音波のビーム幅に応じて、Bモード画像に櫛状エコーが表れる程度が異なる。具体的には、肝臓の表面に凹凸が存在していたり、肝臓実質が硬かったりする場合、肝臓の表面におけるビーム幅が細くなるほど、Bモード画像において櫛状エコーが表れる程度が大きくなる。一方、肝臓の表面に凹凸が存在していたり、肝臓実質が硬かったりする場合であっても、肝臓の表面におけるビーム幅が太くなるほど、Bモード画像において櫛状エコーが表れる程度が小さくなる。従って、第一の超音波U1の送信によって得られたエコー信号に基づくBモード画像の方が、第二の超音波U2の送信によって得られたエコー信号に基づくBモード画像よりも、櫛状エコーが表れる程度が大きい。

【0043】

櫛状エコーが表れている程度が大きいほど、低輝度領域における走査線とそれ以外の領域における走査線との輝度の差が大きくなる。従って、データ列を構成する平均値データDavの各々の差が大きくなり、データ列を示す波形の凹凸が大きくなる。一方、櫛状エコーが表れている程度が小さいほど、低輝度領域における走査線とそれ以外の領域における走査線との輝度の差が小さくなる。従って、データ列を構成する平均値データDavの各々の差が小さくなり、データ列を示す波形の凹凸が小さくなる。

【0044】

ここで、肝臓の表面におけるビーム幅が大きい場合、櫛状エコーが表れる程度が小さく、しかも疾患の程度が異なっても、櫛状エコーが表れる程度の差は小さい。従って、肝臓の表面におけるビーム幅が大きい場合、データ列を示す波形は凹凸が小さく、疾患の程度が異なっても、データ列を示す波形の形状の違いが小さい。一方、肝臓の表面におけるビーム幅が小さい場合、櫛状エコーが表れる程度が大きく、しかも疾患の程度が異なっていると、櫛状エコーが表れる程度の差が大きい。具体的には、病状が進行するほど、櫛状エコーがよりはっきりと表れる。従って、肝臓の表面におけるビーム幅が小さい場合、データ列を示す波形は凹凸が大きく、疾患の程度が異なっていると、データ列を示す波形の形状の違いが大きい。従って、病状が進行するほど、第一のデータ列を示す波形と第二のデータ列を示す波形との違いが大きくなり、第一のデータ列と第二のデータ列との間の相関係数は小さくなる。

【0045】

また、正常肝である場合、すなわち肝臓の表面に凹凸がなく、肝臓実質が硬くもなっていない場合、櫛状エコーは表れないため、第一のデータ列と第二のデータ列との間の相関係数は大きい。

【0046】

以上説明したことから、病状の進行に応じて変わる櫛状エコーが表れる程度を、相関係数によって定量化することができる。具体的には、相関係数が小さいほど櫛状エコーが表れる程度が小さくなり、相関係数が大きいほど櫛状エコーが表れる程度が大きくなる。

【0047】

ここで、ステップS1において設定される前記第一の送信条件及び前記第二の送信条件は、櫛状エコーがBモード画像に表れる場合に、前記第一のデータ列及び前記第二のデータ列の間の相関係数ができるだけ小さくなるように設定される。

【0048】

次に、ステップS6では、画像表示制御部54は、ステップS5において算出された相関係数に応じた画像を表示部6に表示させる。相関係数に応じた画像は、Bモード画像とともに表示されてもよい。例えば、相関係数に応じた画像は、相関係数を示す数字であってもよい。また、相関係数に応じた画像は、図8に示すように、バーBa(bar)及びインジケータInを含んで構成されていてもよい。バーBaは、相関係数を示しており、本例では、左端が相関係数1.0を示し、右側ほどより小さい相関係数を示している。バーBaにおけるインジケータInの位置によって、ステップS5において算出された相関係数が示されている。

【0049】

10

20

30

40

50

また、相関係数に応じた画像は、図9に示すように、Bモード画像B Iと合成されたカラー画像C Iであってもよい。このカラー画像C Iは、図9ではドット(dot)で示されているが、背景のBモード画像B Iが、相関係数に応じた透過度で透過する半透明のカラー画像C Iである。このカラー画像C Iは、一つの色相からなる画像であり、相関係数が高いほど透過度が低くなる半透明の画像である。表示部6には、カラーバーC Bが表示されている。このカラーバーC Bは、カラー画像C Iの透過度を示し、上方ほど透過度が低いことを示している。

【0050】

相関係数に応じた画像が表示されることにより、超音波診断装置1のユーザーは、病状の進行度合いを診断することができる。

【0051】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。第二実施形態の超音波診断装置1の構成は第一実施形態と同一である。以下、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【0052】

本例では、超音波プローブは、1.75Dアレイの超音波プローブや2Dアレイの超音波プローブである。

【0053】

本例の作用について、図10のフローチャートに基づいて説明する。ここでも、被検体の肝臓についてのBモード画像を取得する例について説明する。

【0054】

まず、ステップS11では、所定の送受信条件で超音波プローブ2において超音波の送受信が行われる。ここでは、被検体における第一の走査面について、一フレーム分の超音波の送受信が行われる。

【0055】

次に、ステップS12では、ステップS11で取得されたエコー信号に基づいてBモードデータが作成された後に、前記代表値データ作成部51により、第一実施形態のステップS2と同様にして平均値データD_{av}が作成される。本例でも、Bモードデータが作成されると、このBモードデータに基づくBモード画像が表示部6に表示されてもよい。

【0056】

次に、ステップS13では、データ列作成部52は、平均値データD_{av}が走査線の順に並ぶデータ列を作成する。第一の走査面において得られたエコー信号に基づくデータ列を第一のデータ列というものとする。

【0057】

次に、ステップS14では、n個の走査面についての超音波の送受信が完了したか否かが制御部8によって判定される。例えば、n=2である。n=2に限られるものではないが、n=2とする。

【0058】

ステップS14において、n個の走査面についての超音波の送受信が完了していないと判定された場合(ステップS14において「NO」)、ステップS11の処理へ戻る。このステップS11では、前ループにおける走査面とは異なる走査面について一フレーム分の超音波の送受信が行われる。ここでは、第一の走査面とは異なる第二の走査面について超音波の送受信が行われる。第二の走査面は、第一の走査面から、この第一の走査面と交差する方向に所定の距離の位置に存在する。

【0059】

なお、送受信条件は変更されず、第一の走査面の送受信条件と同じ送受信条件で第二の走査面について超音波の送受信が行われてもよい。

【0060】

第二の走査面について一フレーム分のエコー信号が受信されると、ステップS12において、このエコー信号に基づくBモードデータが作成され、平均値データD_{av}が作成さ

10

20

30

40

50

れる。そして、この平均値データ D_{av} に基づいて、ステップ S_{13} において、第二のデータ列が作成される。

【0061】

ステップ S_{14} において、 n 個の走査面についての超音波の送受信が完了したと判定された場合（ステップ S_{14} において「YES」）、ステップ S_5 の処理へ移行する。ここでは、 $n = 2$ であるものとし、ステップ S_{13} において、第一データ列及び第二データ列が作成されているものとする。ステップ S_{15} では、相関関係演算部 53 は、第一のデータ列と第二のデータ列との間で相関演算を行ない、相関係数を演算する。

【0062】

ここで、第二実施形態において得られる相関係数について説明する。正常な肝臓の B モード画像に関しては、走査面が異なると、例えば図 11 ~ 図 13 に示すように、画像が変化する。図 11 ~ 図 13 の各々に示された第一の B モード画像 B_{I1} の走査面、第二の B モード画像 B_{I2} の走査面及び第三の B モード画像 B_{I3} の走査面は、それぞれの走査面に対して互いに直交する方向において所定の距離を有している。

10

【0063】

このように、異なる走査面についての第一の B モード画像 B_{I1} 、第二の B モード画像 B_{I2} 及び第三の B モード画像 B_{I3} は、画像としての相関は低い。しかし、本願発明者は、異なる走査面についての B モードデータに基づいて得られるデータ列について相関係数を求めたところ、相関係数は高くなることが分かった。すなわち、図 14 に示すように、第一の B モード画像 B_{I1} の B モードデータに基づいて得られたデータ列 $DL-A$ と、第二の B モード画像 B_{I2} の B モードデータに基づいて得られたデータ列 $DL-B$ と、第三の B モード画像 B_{I3} の B モードデータに基づいて得られたデータ列 $DL-C$ は、互いに相関が高い。例えば、データ列 $DL-A$ 及びデータ列 $DL-B$ の間の相関係数は、0.988 であり、データ列 $DL-A$ 及びデータ列 $DL-C$ の間の相関係数は、0.961 である。

20

【0064】

一方、櫛状エコーが表れた B モード画像について説明する。図 15 に示す第四の B モード画像 B_{I4} の走査面及び図 16 に示す第五の B モード画像 B_{I5} の走査面も、それぞれの走査面に対して互いに直交する方向において所定の距離を有している。そして、第四の B モード画像 B_{I4} 及び第五の B モード画像 B_{I5} には、櫛状エコーが表れている。

30

【0065】

本願発明者は、図 17 に示すように、第四の B モード画像 B_{I4} の B モードデータに基づいて得られたデータ列 $DL-D$ 及び第五の B モード画像 B_{I5} の B モードデータに基づいて得られたデータ列 $DL-E$ の間の相関係数を求めたところ、0.879 であった。櫛状エコーが表れない正常な肝臓の B モード画像についてのデータ列と比べて、櫛状エコーが表れた B モード画像についてのデータ列の相関係数が低いのは、走査面によって、櫛状エコーが表れる位置が異なるためであると考えられる。すなわち、櫛状エコーが表れる位置が異なっている二つの B モード画像データのデータ列の波形は異なるものになるため、相関係数が低い。そして、櫛状エコーが表れる程度は、病状が進行するほど大きくなるため、二つのデータ列の波形がより大きく異なり相関係数が小さくなる。従って、第一実施形態と同様に、病状の進行に応じて変わる櫛状エコーが表れる程度を、相関係数によって定量化することができる。

40

【0066】

次に、ステップ S_{16} では、画像表示制御部 54 は、ステップ S_5 において算出された相関係数に応じた画像を表示部 6 に表示させる。相関係数に応じた画像は、B モード画像とともに表示されてもよい。相関係数に応じた画像は、第一実施形態と同一であるので、ここでは説明を省略する。

【0067】

本例によっても、第一実施形態と同一の効果を得ることができる。

【0068】

50

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、上述した第一実施形態のステップS4及び第二実施形態のステップS14においては、 $n = 2$ であり、一組の第一のデータ列及び第二のデータ列が作成されている。しかし、 $n = 3$ であってもよく、二対以上の第一のデータ列及び第二のデータ列が作成され、各々の対について相関係数が演算されてもよい。この場合、演算によって得られた複数の相関係数のうち、いずれか一つの相関係数又は複数の相関係数を示す数字が表示されてもよい。また、複数の相関係数のうち、いずれか一つの相関係数が選択されて、バーBa及びインジケータInや、カラー画像CIが表示されてもよい。選択されるいずれか一つの相関係数は、例えば最も低い相関係数である。

10

【0069】

また、第一実施形態において、一フレーム分の第一の超音波U1が送受信された後に、一フレーム分の第二の超音波U2が送受信されているが、これに限られるものではない。例えば、一つの走査線について、第一の超音波U1と第二の超音波U2とが送信及び受信された後に、前記走査線とは異なる他の走査線について第一の超音波U1と第二の超音波U2とが送信及び受信されて、一フレーム分の第一の超音波U1及び第二の超音波U2が、送信及び受信されてもよい。

【0070】

また、第一実施形態及び第二実施形態において、前記代表値データは、平均値データDavに限られるものではなく、走査線の各々におけるBモードデータなどのデータを代表するデータであればよい。例えば、代表値データとして、平均値データDavの代わりに、走査線の各々におけるデータを積分して得られた積分値データが用いられてもよい。

20

【0071】

また、第一のデータ列と第二のデータ列との相関関係に関する値は、相関係数に限られるものではない。例えば、第一のデータ列と第二のデータ列との相関関係に関する値は、第一のデータ列及び第二のデータ列において、互いに対応するデータの間で差分演算が行なわれ、この差分演算によって得られた差の各々の和であってもよい。

【0072】

また、代表値データ作成部51、データ列作成部52及び相関関係演算部53による処理の対象は、ローデータではなく、超音波画像データであってもよい。

30

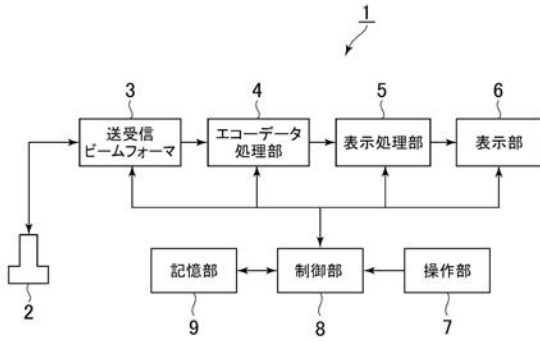
【符号の説明】

【0073】

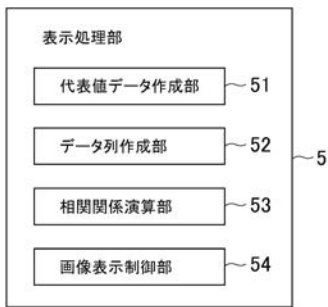
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信ビームフォーマ
- 6 表示部
- 8 制御部
- 51 代表値データ作成部
- 53 相関関係演算部
- 54 画像表示制御部

40

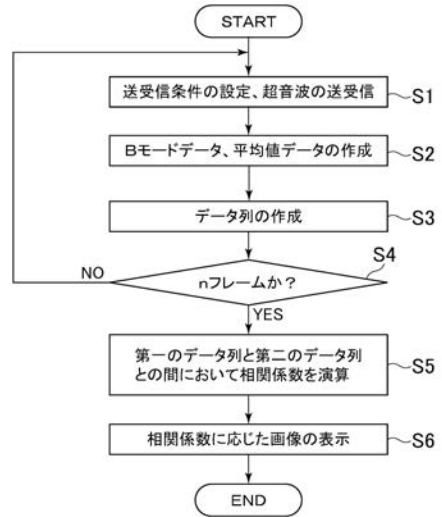
【 図 1 】



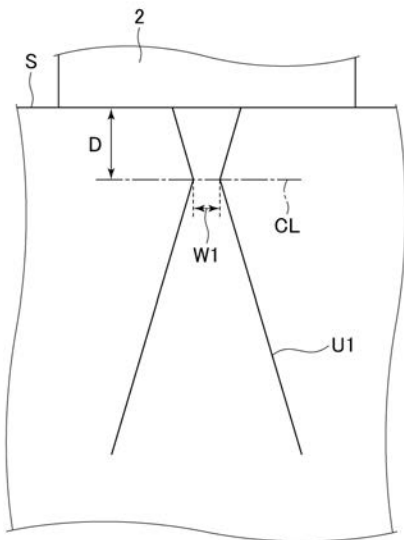
【 図 2 】



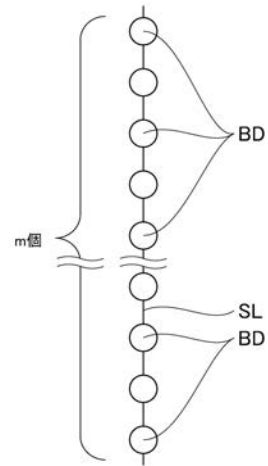
【 図 3 】



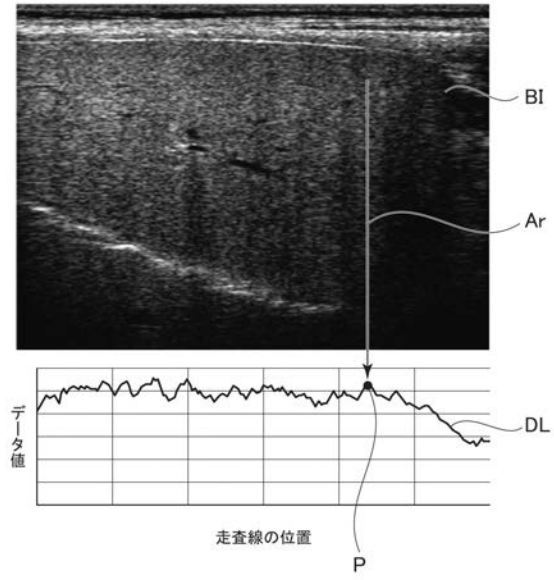
【 図 4 】



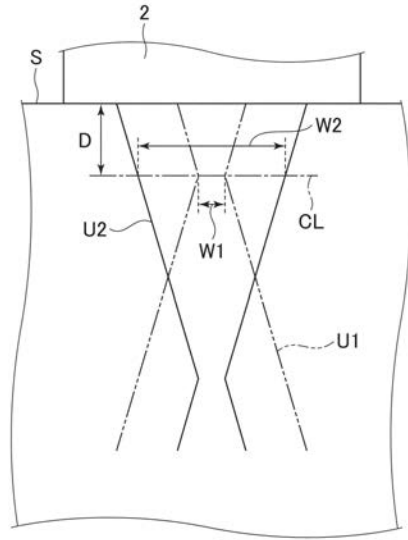
【 図 5 】



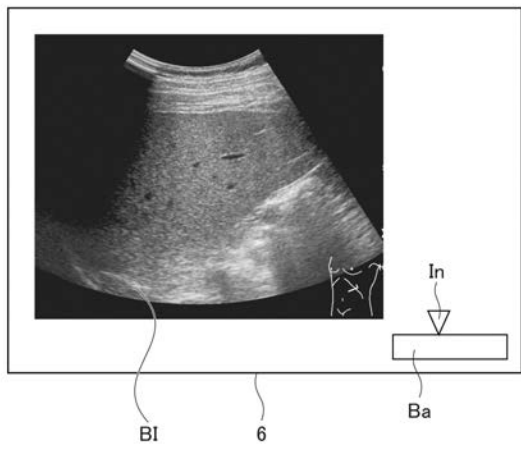
【 図 6 】



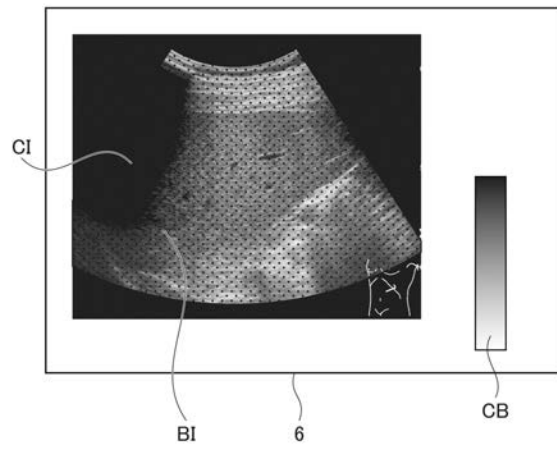
【 図 7 】



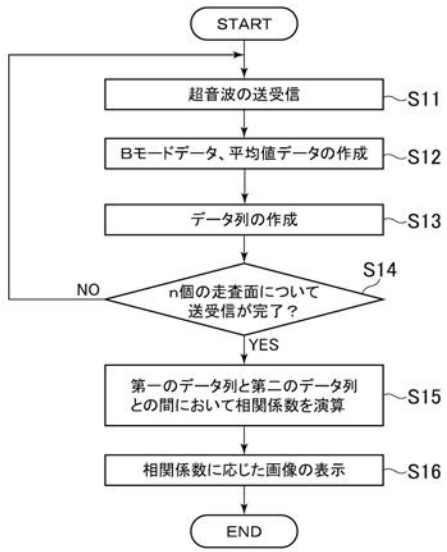
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



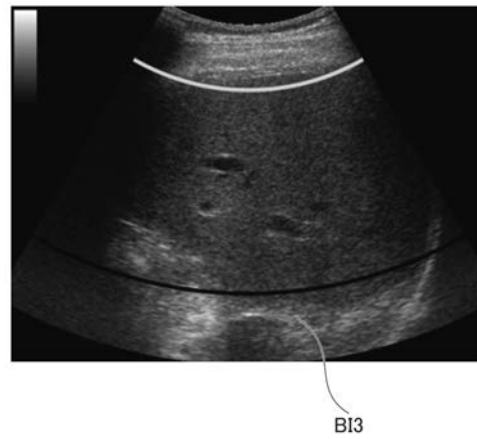
【 図 1 1 】



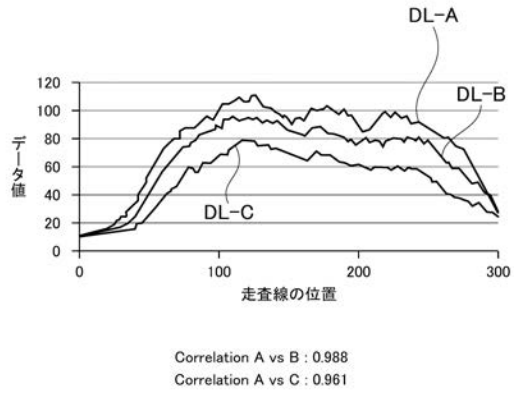
【 図 1 2 】



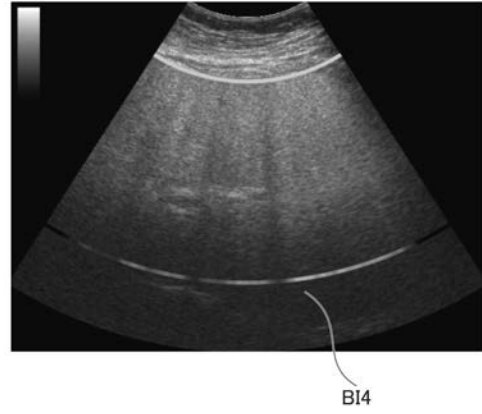
【 図 1 3 】



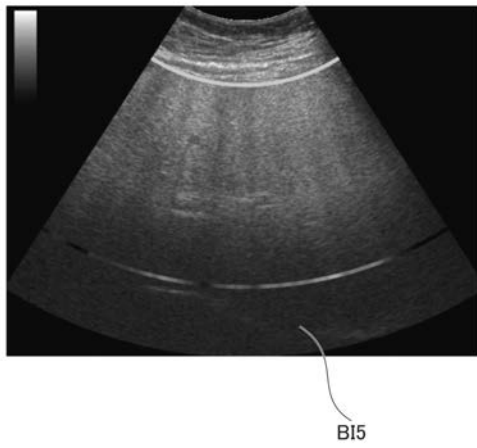
【図 1 4】



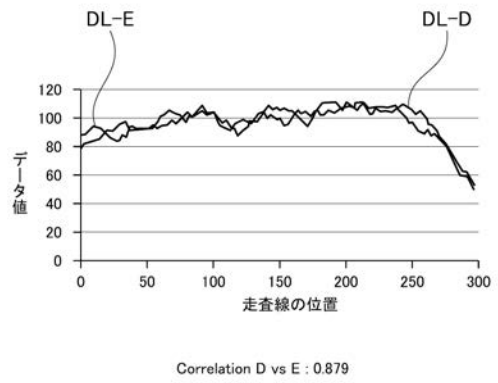
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



フロントページの続き

(74)代理人 100113974

弁理士 田中 拓人

(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

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE09 EE10 EE30 GB04 GB06 HH16 HH22 HH29 JB46

JB48 JC23 KK02 KK12 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2016209449A	公开(公告)日	2016-12-15
申请号	JP2015098220	申请日	2015-05-13
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	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE30 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH16 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC23 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
其他公开文献	JP6588733B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够量化显示梳状回波的程度超声波诊断装置。解决方案：提供一种超声波诊断装置，包括：发送控制单元，用于使第一发送条件设定为超声波的发送以允许在被检体内以预定深度传输具有预定波束宽度的第一超声波，并且设定第二传输条件，以允许传输具有不同于预定波束宽度的波束宽度的第二超声波预定深度；相关计算单元，用于计算第一数据串之间的相关系数，其中通过第一超声波的发送获得的每个扫描线中的代表值数据按扫描线的顺序排列，并且第二数据串在其中通过第二超声波的发送而获得的代表值数据以扫描线的顺序排列；以及图像显示控制单元，用于在显示单元6上显示指示器In，其中指示器Bar表示条Ba中的相关系数。数字

