

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6293578号
(P6293578)

(45) 発行日 平成30年3月14日(2018.3.14)

(24) 登録日 平成30年2月23日(2018.2.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-110032 (P2014-110032)
 (22) 出願日 平成26年5月28日(2014.5.28)
 (65) 公開番号 特開2015-223331 (P2015-223331A)
 (43) 公開日 平成27年12月14日(2015.12.14)
 審査請求日 平成28年9月15日(2016.9.15)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
 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、53188、ウィスコン
 シン州、ワウケシャ、ノース・グランドヴ
 ユー・プールバード、300
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 松本 有弘
 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 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
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによっ
 て前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信
 と、前記生体組織のBモード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御
 機能と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部
 分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記Bモード画像及び前記計測値に基づいて作成された弾性画像を表示させる画像表示
 処理機能と、

前記Bモード画像における複数の所定領域であって、複数の前記プッシュパルスの送信
 位置の各々に対応した位置に設定された所定領域の輝度情報を比較することにより、前記
 弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の
 画質への影響の評価を行ない、前記複数の所定領域のうち、前記阻害要因による前記弾性
 画像の画質の劣化をより抑制できる所定領域に対応するプッシュパルスの送信位置を、前
 記評価に基づいて選択する評価機能と、

をプログラムによって実行するプロセッサを備え、

前記送信制御機能は、前記評価機能によって選択された送信位置に対し、前記プッシュ
 パルスを送信する

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記所定領域の輝度情報は、前記所定領域の平均輝度であり、
前記評価機能は、複数の前記所定領域の平均輝度を比較して、最も平均輝度が高い所定領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択す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】

前記所定領域の輝度情報は、前記所定領域の輝度の散布度であり、
前記評価機能は、複数の前記所定領域の前記散布度を比較して、最も散布度が小さい所定領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択す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。

10

【請求項 4】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信と、前記生体組織の B モード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御機能と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記 B モード画像及び前記計測値に基づいて作成された弾性画像を表示させる画像表示処理機能と、

前記 B モード画像における所定領域であって、前記プッシュパルスの送信位置に対応する位置に設定された所定領域の輝度を示すデータに基づいて、前記生体組織において前記所定領域に対応する部分の移動を検出して、前記所定領域に対応するプッシュパルスの送信位置が、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質の劣化を抑制できる適切な位置であるか否かを評価する評価機能と、

20

をプログラムによって実行するプロセッサを備え、

前記送信制御機能は、前記評価機能によって適切であると評価された送信位置に対し、前記プッシュパルスを送信する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信と、前記生体組織の B モード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御機能と、

30

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記 B モード画像及び前記計測値に基づいて作成された弾性画像を表示させる画像表示処理機能と、

前記 B モード画像における所定領域であって、前記プッシュパルスの送信位置に対応する位置に設定された所定領域の輝度情報が所定の基準を満たすか否かを判定することによって、前記所定領域に対応するプッシュパルスの送信開口の幅及び / 又はビーム方向が、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質の劣化を抑制できる適切なものであるか否かを評価する評価機能と、

40

をプログラムによって実行するプロセッサを備え、

前記送信制御機能は、前記評価機能によって適切であると評価された送信開口の幅及び / 又はビーム方向のプッシュパルスを送信する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記所定領域の輝度情報は、前記所定領域の平均輝度であり、

前記評価機能は、前記所定領域の平均輝度を閾値と比較して前記所定の基準を満たすか否かを判定することによって前記評価を行ない、前記所定領域に対応するプッシュパルス

50

の送信開口の幅及び／又はビーム方向が適切か否かを評価す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】

前記所定領域の輝度情報は、前記所定領域の輝度の散布度であり、
前記評価機能は、前記所定領域の前記散布度を閾値と比較して前記所定の基準を満たすか否かを判定することによって前記評価を行ない、前記所定領域に対応するプッシュパルスの送信開口の幅及び／又はビーム方向が適切か否かを評価することを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記所定領域は、前記プッシュパルスが送信される領域を含むことを特徴とする請求項 10
1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記所定領域は、前記弾性の計測部分に対して前記せん断弾性波が伝播する領域を含むことを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信と、前記生体組織の B モード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御機能と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記 B モード画像及び前記計測値に基づいて作成された弾性画像を表示させる画像表示処理機能と、

前記 B モード画像における複数の所定領域であって、複数の前記プッシュパルスの送信位置の各々に対応した位置に設定された所定領域の輝度情報を比較することにより、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質への影響の評価を行ない、前記複数の所定領域のうち、前記阻害要因による前記弾性画像の画質の劣化をより抑制できる所定領域に対応するプッシュパルスの送信位置を、前記評価に基づいて選択する評価機能と、

を、超音波診断装置のプロセッサに実行させるプログラムであって、

前記送信制御機能は、前記評価機能によって選択された送信位置に対し、前記プッシュパルスを送信する

ことを特徴とするプログラム。

【請求項 11】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信と、前記生体組織の B モード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御機能と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記 B モード画像及び前記計測値に基づいて作成された弾性画像を表示させる画像表示処理機能と、

前記 B モード画像における所定領域であって、前記プッシュパルスの送信位置に対応する位置に設定された所定領域の輝度を示すデータに基づいて、前記生体組織において前記所定領域に対応する部分の移動を検出して、前記所定領域に対応するプッシュパルスの送信位置が、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質の劣化を抑制できる適切な位置であるか否かを評価する評価機能と、

を、超音波診断装置のプロセッサに実行させるプログラムであって、

前記送信制御機能は、前記評価機能によって適切であると評価された送信位置に対し、

前記プッシュパルスを送信する

ことを特徴とするプログラム。

【請求項 1 2】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信と、前記生体組織の B モード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御機能と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、

前記 B モード画像及び前記計測値に基づいて作成された弾性画像を表示させる画像表示処理機能と、

前記 B モード画像における所定領域であって、前記プッシュパルスの送信位置に対応する位置に設定された所定領域の輝度情報が所定の基準を満たすか否かを判定することによって、前記所定領域に対応するプッシュパルスの送信開口の幅及び／又はビーム方向が、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質の劣化を抑制できる適切なものであるか否かを評価する評価機能と、

を、超音波診断装置のプロセッサに実行させるプログラムであって、

前記送信制御機能は、前記評価機能によって適切であると評価された送信開口の幅及び／又はビーム方向のプッシュパルスを送信する

ことを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のプッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波を検出して、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織に対して、超音波プローブから音圧の高い超音波パルス（プッシュパルス）を送信して、生体組織の弾性を計測する弾性計測手法が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。より詳細には、弾性を計測する計測部分を設定し、プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波（shear wave）を、前記計測部分において検出用超音波パルスによって検出して、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値を算出している。そして、算出値に応じた色などを有する弾性画像が表示される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2012 - 100997 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、前記プッシュパルスが送信される領域に、例えば骨が存在していると、骨より深部の領域にはプッシュパルスが到達しない。また、超音波プローブが体表面から浮いていると、プッシュパルスが被検体の内部に到達しない。この場合、前記計測部分に前記せん断弾性波が到達しない。また、前記計測部分までの前記せん断弾性波の伝播経路上に、骨、嚢胞、空気などが存在していると、前記計測部分に対するせん断弾性波の伝播に悪影響を及ぼしたりするおそれがある。

このように、前記計測部分に対するせん断弾性波の伝播が妨げられると、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示させることが困難になるおそれがある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、このプッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための複数の検出用超音波パルスの送信と、前記生体組織の B モード画像を作成するための超音波の送信と、を制御する送信制御機能と、前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織における弾性の計測部分について、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出機能と、前記 B モード画像における所定領域の輝度を示すデータに基づいて、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質への影響を評価する評価機能と、前記 B モード画像及び前記弾性画像を表示させる画像表示処理機能と、をプログラムによって実行するプロセッサを備え、前記送信制御機能は、前記評価機能の評価に基づいて、前記阻害要因による前記弾性画像の画質の劣化を抑制できる位置に前記プッシュパルスを送信することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 6 】

上記一の観点の発明によれば、前記評価機能が、B モード画像における所定領域の輝度を示すデータに基づいて、前記弾性の計測部分に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因による前記弾性画像の画質への影響が評価され、この評価に基づいて、前記プッシュパルスが送信されるので、前記計測部分に対するせん断弾性波の伝播が妨げられないように、前記プッシュパルスを送信することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【図 1】本発明の実施の形態の一例である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】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 3】表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図 4】B モード画像及び弾性画像が表示された表示部を示す図である。

【図 5】第一実施形態の超音波診断装置において、送信位置の決定の作用を示すフローチャートである。

【図 6】B モード画像に関心領域が設定された表示部を示す図である。

30

【図 7】輝度情報が算出される領域の一例を示す図である。

【図 8】図 7 に示された領域の説明図である。

【図 9】輝度情報が算出される領域の他例の説明図である。

【図 10】プッシュパルスの送信領域に骨が存在している例を示す説明図である。

【図 11】プッシュパルスから関心領域までのせん断弾性波の伝播経路に、嚢胞が存在している例を示す説明図である。

【図 12】第二実施形態の超音波診断装置において、送信位置の確定の作用を示すフローチャートである。

【図 13】輝度情報が算出される領域の一例を示す図である。

【図 14】輝度情報が算出される領域の他例を示す図である。

40

【図 15】第二実施形態の第二変形例の超音波診断装置において、送信位置の確定の作用を示すフローチャートである。

【図 16】第二実施形態の第三変形例におけるプッシュパルスの送信位置の説明図である。

【図 17】第二実施形態の第三変形例において、図 16 のプッシュパルスとは異なるプッシュパルスの送信位置の説明図である。

【図 18】第二実施形態の第三変形例において、関心領域が分割されている場合のプッシュパルスの送信の説明図である。

【図 19】第二実施形態の第三変形例において、関心領域が分割されている場合のプッシュパルスの送信の説明図である。

50

【図 20】第二実施形態の第四変形例の超音波診断装置において、ビームプロファイルの確定の作用を示すフローチャートである。

【図 21】プッシュパルスの送信開口の幅の変更の説明図である。

【図 22】送信開口の幅の決定の説明図である。

【図 23】プッシュパルスのビーム方向の変更の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

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。

10

【0009】

前記超音波プローブ 2 は、被検体の生体組織に対して超音波を送信する。この超音波プローブ 2 により、生体組織にせん断弾性波を生じさせるための超音波パルス（プッシュパルス）が送信される。また、前記超音波プローブ 2 により、前記プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。

【0010】

さらに、前記超音波プローブ 2 により、B モード画像を作成するための B モード画像用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。

20

【0011】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて、前記超音波プローブ 2 を駆動させて所定の送信パラメータ（parameter）を有する前記各種の超音波パルスを送信させる（送信制御機能）。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。前記送信ビームフォーマ 3 及び前記制御部 8 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。また、前記送信制御機能は、本発明における送信制御機能の実施の形態の一例である。

【0012】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、B モード処理部 41、伝搬速度算出部 42、弾性値算出部 43、評価部 44 を有する。前記 B モード処理部 41 は、前記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、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行い、B モードデータを作成する。

30

【0013】

また、前記伝搬速度算出部 42 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力された前記検出用超音波パルスのエコーデータに基づいて、前記せん断弾性波の伝搬速度を算出する（伝搬速度算出機能）。また、前記弾性値算出部 43 は、プッシュパルスが送信された生体組織の弾性値を、前記伝搬速度に基づいて算出する（弾性値算出機能）。詳細は後述する。前記伝搬速度算出機能及び前記弾性値算出機能は、本発明における計測値算出機能の実施の形態の一例である。また、前記伝搬速度及び前記弾性値は、本発明における生体組織の弾性に関する計測値の実施の形態の一例である。

40

【0014】

ちなみに、前記伝搬速度のみが算出され、前記弾性値は必ずしも算出されなくてもよい。前記伝搬速度のデータ又は前記弾性値のデータを、弾性データと云うものとする。

【0015】

前記評価部 44 は、後述するように B モード画像に設定された関心領域に対する前記せん断弾性波の伝播を妨げる障害要因による前記弾性画像の画質への影響を評価する。前記評価部 44 は、前記 B モードデータ又は後述する B モード画像データに基づいて、前記障害要因による前記弾性画像の画質への影響を評価する。詳細は後述する。

【0016】

50

前記表示処理部 5 は、図 3 に示すように、画像表示処理部 5 1、関心領域設定部 5 2 を有する。前記画像表示処理部 5 1 は、前記 B モードデータをスキャンコンバータ (s c a n c o n v e r t e r) 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 モード画像を前記表示部 6 に表示させる。また、前記画像表示処理部 5 1 は、前記弾性データをスキャンコンバータによって走査変換して弾性画像データを作成し、この弾性画像データに基づく弾性画像を前記表示部 6 に表示させる。前記画像表示処理部 5 1 は、本発明における画像表示処理部の実施の形態の一例である。また、前記画像表示処理部 5 1 による上述の画像表示処理機能は、本発明における画像表示処理機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 7 】

10

図 4 に示すように、前記弾性画像 E I は、前記 B モード画像 B I に設定された関心領域 R 内に表示される二次元の画像である。前記弾性画像 E I は、前記伝搬速度又は前記弾性値に応じた色を有するカラー (c o l o r) 画像である。前記画像表示処理部 5 1 は、前記 B モード画像データ及び前記弾性画像データを合成して合成画像データを作成し、この合成画像データに基づく画像を前記表示部 6 に表示させる。従って、前記弾性画像 E I は、背景の B モード画像 B I が透過する半透明の画像である。

【 0 0 1 8 】

前記関心領域 R は、前記関心領域設定部 5 2 によって設定される。より詳細には、前記関心領域設定部 5 2 は、操作者による前記操作部 7 における入力に基づいて、前記関心領域 R を設定する。前記関心領域 R は、前記検出用超音波パルスの送受信領域である。前記関心領域 R は、前記生体組織における弾性の計測部分の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 1 9 】

前記表示部 6 は、LCD (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) や有機 E L (E l e c t r o - L u m i n e s c e n c e) ディスプレイなどである。前記操作部 7 は、特に図示しないが、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード (k e y b o a r d) や、トラックボール (t r a c k b a l l) 等のポインティングデバイス (p o i n t i n g d e v i c e) などを含んで構成されている。

【 0 0 2 0 】

前記制御部 8 は、CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) 等のプロセッサである。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶されたプログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部を制御する。例えば、前記制御部 8 は、前記記憶部 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、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4 及び前記表示処理部 5 の機能を実行させる。

30

【 0 0 2 1 】

前記制御部 8 は、前記送受信ビームフォーマ 3 の機能のうちの全て、前記エコーデータ処理部 4 の機能のうちの全て及び前記表示処理部 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。前記制御部 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 2 】

40

なお、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4 及び前記表示処理部 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 3 】

前記記憶部 9 は、HDD (H a r d D i s k D r i v e : ハードディスクドライブ) や、RAM (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) や ROM (R e a d O n l y M e m o r y) 等の半導体メモリ (M e m o r y) である。

【 0 0 2 4 】

次に、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。本例の超音波診断装置 1 では、B モード画像 B I に設定された関心領域 R に弾性画像 E I が表示される。弾性画像 E I は、プッシュパルスの送信と検出用超音波パルスとが送信されることによって表示される

50

。

【 0 0 2 5 】

本例では、前記弾性画像 E I が表示される前に、前記プッシュパルスの送信位置が決定される。プッシュパルスの送信位置の決定について、図 5 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 において、操作者は被検体に対して B モード用の超音波の送受信を行ない、図 6 に示すように、エコー信号に基づく B モード画像 B I を表示させる。そして、操作者は、この B モード画像 B I に関心領域 R を設定する。この関心領域 R は、弾性画像を表示させたい領域に設定される。

【 0 0 2 6 】

次に、ステップ S 2 では、前記評価部 4 4 は、図 7 に示すように、B モード画像 B I における領域 $r r 1$, $r r 2$ の輝度情報を算出する。本例ではこの輝度情報は、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の平均輝度である。前記領域 $r r 1$ は、図 8 に示すように、被検体の生体組織 T においてプッシュパルス P P 1 が送信される領域を含む。また、前記領域 $r r 2$ は、プッシュパルス P P 2 が送信される領域を含む。

【 0 0 2 7 】

前記プッシュパルス P P 1 , P P 2 の位置は、前記関心領域 R が設定されると、この関心領域 R を基準として決定される。本例では、前記プッシュパルス P P 1 , P P 2 の位置は、前記関心領域 R に対して、深さ方向（音線方向）と交差する方向（横方向）の両側である。前記評価部 4 4 は、このように前記関心領域 R を基準として決定されたプッシュパルス P P 1 の送信位置に基づいて、前記領域 $r r 1$ を設定する。また、同様に前記評価部 4 4 は、前記関心領域 R を基準として決定されたプッシュパルス P P 2 の送信位置に基づいて、前記領域 $r r 2$ を設定する。前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の位置も、前記関心領域 R に対して横方向の両側である。前記前記領域 $r r 1$, $r r 2$ は、本発明における所定領域の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 8 】

前記領域 $r r 1$, $r r 2$ は、前記生体組織 T において、前記プッシュパルス P P 1 , P P 2 が送信される領域を含むように、このプッシュパルス P P 1 , P P 2 が送信される領域に対して予め設定された位置であればよい。前記図 8 に示された前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の位置は一例であり、この位置に限られるものではない。例えば、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ は、図 9 に示すように、プッシュパルス P P 1 , P P 2 から前記関心領域 R まで前記せん断弾性波が伝播していく全ての領域が含まれる位置であってもよい。ちなみに、前記せん断弾性波は、前記プッシュパルス P P 1 , P P 2 から横方向（図 9 において矢印 A で示す方向）に伝播する。前記図 8 では、横方向において前記領域 $r r 1$, $r r 2$ と前記関心領域 R との間には隙間が生じているが、前記図 9 では、横方向において前記領域 $r r 1$, $r r 2$ と前記関心領域 R との間には隙間がない。

【 0 0 2 9 】

前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の平均輝度を、前記 B モード画像データに基づいて算出してもよい。また、前記評価部 4 4 は、B モード画像データに走査変換される前のデータである B モードデータに基づいて前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の平均輝度を算出してもよい。言い換えれば、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の平均輝度は、前記 B モード画像データ又は前記 B モードデータのデータ値の前記領域 $r r 1$, $r r 2$ における平均値である。前記 B モード画像データ及び前記 B モードデータは、B モード画像における所定領域の輝度を示すデータの実施の形態の一例である。

【 0 0 3 0 】

次に、ステップ S 3 では、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$ の輝度情報、すなわち前記領域 $r r 1$ の平均輝度と、前記領域 $r r 2$ の輝度情報、すなわち前記領域 $r r 2$ の平均輝度とを比較する。そして、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$ 及び前記領域 $r r 2$ のうち、平均輝度が高い領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択する。例えば、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$ の平均輝度が前記領域 $r r 2$ の平均輝度よりも大きい場合、前記プッシュパルス P P 1 の送信位置を選択する。

【 0 0 3 1 】

ここで、平均輝度に基づいてプッシュパルスの送信位置を選択する理由について説明する。前記プッシュパルス P P の送信領域や前記プッシュパルス P P から前記関心領域 R までのせん断弾性波の伝播経路に、骨、嚢胞、空気等の超音波の伝播やせん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因が存在していると、前記関心領域 R に対する前記せん断弾性波の伝播が妨げられる。ここに、前記関心領域 R に対する前記せん断弾性波の伝播が妨げられるとは、前記関心領域 R にせん断弾性波が到達しないことと、前記関心領域 R に対して伝搬するせん断弾性波が屈折等を起こすことが含まれるものとする。例えば、図 1 0 に示すように、前記生体組織 T において、前記プッシュパルス P P 2 の送信領域に骨 B が存在していると、超音波の音線方向において、この骨 B よりも深部には前記プッシュパルス P P 2 は到達しない。せん断弾性波は、プッシュパルスによって生じるので、プッシュパルスが到達しない部分からはせん断弾性波が発生しない。従って、前記関心領域 R にせん断弾性波は到達しない。

10

【 0 0 3 2 】

また、図 1 1 に示すように、前記プッシュパルス P P から前記関心領域 R までのせん断弾性波の伝播経路に、嚢胞 (c y s t) C が存在していると、せん断弾性波がこの嚢胞 C において屈折等を起こす。

【 0 0 3 3 】

このように、前記関心領域 R に対して伝搬するせん断弾性波が屈折すると、このせん断弾性波の伝搬速度の計測に悪影響を及ぼし、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像が得られないおそれがある。また、上述のように、前記関心領域 R に対してせん断弾性波が伝播しなければ、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像が得られない。関心領域 R に対するせん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因とは、弾性画像の画質を劣化させる要因をいう。この弾性画像の画質とは、生体組織の弾性をどれだけ正確に反映しているかを意味する。

20

【 0 0 3 4 】

また、前記超音波プローブ 2 における超音波の送受信面においてプッシュパルスが送信される箇所が、被検体の体表面から浮いていると、プッシュパルスが生体組織内に伝播しない。従って、前記超音波プローブ 2 が体表面から浮いていることも、前記関心領域 R に対するせん断弾性波の阻害要因である。

30

【 0 0 3 5 】

骨よりも深部にプッシュパルスが到達しない場合、B モード画像用の超音波も、骨よりも深部に到達しないので、B モード画像において、超音波の音線方向における前記骨よりも深部の輝度は、周囲よりも低くなる。また、B モード画像において、嚢胞や空気が存在している部分の輝度は、周囲よりも低くなる。前記超音波プローブ 2 における超音波の送受信面においてプッシュパルスが送信される箇所が被検体の体表面から浮いていると、この浮いた箇所からは B モード画像用の超音波も前記生体組織内に伝播しない。従って、B モード画像において、前記浮いた箇所の音線方向の下部の輝度は、周囲よりも低くなる。

【 0 0 3 6 】

このように前記阻害要因が存在していると、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ の平均輝度が低下する。そこで、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$ の平均輝度と前記領域 $r r 2$ の平均輝度を比較することによって、前記阻害要因による弾性画像の画質への影響を評価する。すなわち、平均輝度がより低い領域に対応する位置にプッシュパルスを送信すると、前記阻害要因によって前記関心領域 R に対するせん断弾性波の伝播が妨げられ弾性画像の画質が劣化するおそれが高いので、前記評価部 4 4 は、平均輝度がより高い領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択する。従って、この送信位置は、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できる位置である。

40

【 0 0 3 7 】

前記ステップ S 3 において、前記評価部 4 4 によってプッシュパルスの送信位置が選択されると、この位置に、前記プッシュパルスが送信される。そして、このプッシュパルス

50

によって生じたせん断弾性波を検出する検出用超音波パルスの送受信が行われる。そして、検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値が算出され、前記関心領域 R に弾性画像 E I が表示される（図 4 参照）。

【 0 0 3 8 】

以上説明した本例によれば、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ のうち、平均輝度が高い方の領域に対応する位置のプッシュパルスが送信されるので、前記関心領域 R に対するせん断弾性波の伝播が妨げられないように、前記プッシュパルスを送信することができる。これにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示させることができる。

【 0 0 3 9 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。前記ステップ S 2 で算出される輝度情報は、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ における輝度の散布度であってもよい。前記評価部 4 4 は、前記 B モード画像データ又は前記 B モードデータのデータ値の前記領域 $r r 1$ における散布度及び前記 B モード画像データ又は前記 B モードデータのデータ値の前記領域 $r r 2$ における散布度を算出する。前記散布度は、標準偏差、分散又は変動係数である。

【 0 0 4 0 】

前記ステップ S 3 では、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$ における輝度の散布度と前記領域 $r r 2$ における輝度の散布度とを比較する。前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r 1$ 及び前記領域 $r r 2$ のうち、輝度の散布度が小さい領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択する。

【 0 0 4 1 】

前記領域 $r r 1$ 及び前記領域 $r r 2$ のうち、輝度の散布度が小さい領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択する理由について説明する。せん断弾性波の伝播を妨げる阻害要因が存在し、前記領域 $r r 1$ 、 $r r 2$ における B モード画像において、輝度が低下する部分が存在していると、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ における輝度の散布度が大きくなる。そこで、前記評価部 4 4 は、輝度の散布度が小さい領域に対応するプッシュパルスの送信位置を選択する。

【 0 0 4 2 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置の構成は第一実施形態と同一であるので、プッシュパルスの送信位置の決定について図 1 2 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 4 3 】

先ず、ステップ S 1 1 では、前記ステップ S 1 と同様に、B モード画像 B I が表示され、関心領域 R が設定される。次に、ステップ S 1 2 では、前記評価部 4 4 は、図 1 3 に示された B モード画像 B I における領域 $r r$ の輝度情報を算出する。この輝度情報は、前記領域 $r r$ の平均輝度である。前記領域 $r r$ は、前記領域 $r r 1$, $r r 2$ と同様に、プッシュパルスが送信される領域を含む。図 1 3 で示された前記領域 $r r$ は一例であり、前記領域 $r r$ は、図 1 4 に示すように、前記関心領域 R との間に隙間が生じないように設定されてもよい。

【 0 0 4 4 】

前記領域 $r r$ の平均輝度は、本例においても、B モード画像データ又は B モードデータのデータ値の前記領域 $r r$ の平均値である。

【 0 0 4 5 】

次に、ステップ S 1 3 では、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r$ の輝度情報が所定の基準を満たすか否かを判定することによって前記阻害要因による弾性画像の画質への影響を評価し、前記領域 $r r$ に対応するプッシュパルスの送信位置が適切か否かを評価する。具体的には、前記評価部 4 4 は、前記領域 $r r$ の平均輝度 $B r$ を閾値 $B r t h$ と比較し、 $B r > B r t h$ （前記所定の基準）であるか否かを判定する。前記閾値 $B r t h$ は、前記領域 $r r$ の平均輝度が低いために、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できないおそれがある値に設定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

前記評価部 4 4 は、 $B_r > B_{rth}$ であれば、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制でき、プッシュパルスの送信位置が適切であると評価する（前記ステップ S 1 3 において「YES」）。一方、前記評価部 4 4 は、 $B_r \leq B_{rth}$ であれば、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できず、プッシュパルスの送信位置が適切ではないと評価する（前記ステップ S 1 3 において「NO」）。

【 0 0 4 7 】

前記ステップ S 1 3 において、プッシュパルスの送信位置が適切でないと判定されると、ステップ S 1 4 の処理へ移行する。このステップ S 1 4 では、前記制御部 4 4 は、プッシュパルスの送信位置を変更する。前記評価部 4 4 は、変更されたプッシュパルスの送信位置に応じた領域 r_r を新たに設定する。すなわち、前記評価部 4 4 は、変更されたプッシュパルスが送信される領域を含む領域 r_r を新たに設定する。

10

【 0 0 4 8 】

前記ステップ S 1 4 において、前記領域 r_r が新たに設定されると、ステップ S 1 2 の処理へ戻り、新たに設定された領域 r_r の平均輝度が算出される。

【 0 0 4 9 】

一方、前記ステップ S 1 3 において、プッシュパルスの送信位置が適切であると判定されると、ステップ S 1 5 では、前記評価部 4 4 は、前記ステップ S 1 3 において適切であると判定された送信位置を、被検体に送信されるプッシュパルスの送信位置として確定する。前記ステップ S 1 5 において、プッシュパルスの送信位置が確定されると、この位置にプッシュパルスが送信され、前記ステップ S 4 と同様に前記検出用超音波パルスの送受信が行われる。そして、前記弾性画像 E I が表示される。

20

【 0 0 5 0 】

以上説明した本例によれば、 $B_r > B_{rth}$ の条件を満たさなければ、前記ステップ S 1 4 においてプッシュパルスの送信位置が変更される。そして、 $B_r \leq B_{rth}$ の条件を満たす領域 r_r に対応する送信位置にプッシュパルスが送信されるので、前記関心領域 R に対するせん断弾性波の伝播が妨げられないように、前記プッシュパルスを送信することができる。これにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示させることができる。

【 0 0 5 1 】

30

次に、第二実施形態の変形例について説明する。前記第一実施形態の変形例と同様に、前記ステップ S 1 2 で算出される輝度情報は、前記領域 r_r における輝度の散布度であってもよい。この場合、前記ステップ S 1 3 では、前記評価部 4 4 は、前記領域 r_r の散布度 D を閾値 D_{th} と比較し、 $D < D_{th}$ であるか否かを判定する。前記領域 r_r に輝度が低い領域があると、散布度は大きくなる。そこで、前記閾値 D_{th} は、前記領域 r_r に輝度が低い領域があり、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できないおそれがある値に設定される。

【 0 0 5 2 】

前記評価部 4 4 は、 $D < D_{th}$ であれば、プッシュパルスの送信位置が適切であると判定する。一方、前記評価部 4 4 は、 $D \geq D_{th}$ であれば、プッシュパルスの送信位置が適切ではないと判定する。

40

【 0 0 5 3 】

次に、第二変形例について、図 1 5 のフローチャートに基づいて説明する。この図 1 5 のフローチャートにおいて、前記図 1 2 と同一の処理については、説明を省略する。図 1 5 のフローチャートにおいて、ステップ S 1 2' では、前記評価部 4 4 は、B モード画像データ又は B モードデータに基づいて、前記生体組織において前記領域 r_r に対応する部分の移動を検出する。前記評価部 4 4 は、同一断面についての時間的に異なる二フレームの B モード画像データ又は B モードデータを対象にして、例えば相関演算を行なうことによって前記移動の検出を行なう。

【 0 0 5 4 】

50

ここで、心拍などが原因で、生体組織において前記領域 r_r に対応する部分が動いており、このような領域 r_r にプッシュパルスが送信されると、生体組織の動きが、せん断弾性波の伝播に影響を与える。この結果、前記弾性画像の画質が劣化するおそれがある。そこで、ステップ S_{13} では、前記評価部 44 は、前記ステップ $S_{12'}$ において移動が検出された場合、プッシュパルスの送信位置が、弾性画像の画質の劣化を抑制できる適切な位置ではないと判定する。一方、前記ステップ $S_{12'}$ において移動が検出されない場合、前記評価部 44 は、前記ステップ S_{13} において、プッシュパルスの送信位置が適切であると判定する。

【0055】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例では、複数の前記プッシュパルスが異なる位置に送信され、各々のプッシュパルスに対応する検出用パルスのエコー信号に基づいて作成された弾性画像データが加算されて、一フレームの弾性画像データが作成される。

10

【0056】

例えば、図 16 に示すように、プッシュパルス PP_1 が送信された後に、このプッシュパルス PP_1 によって生じたせん断弾性波を検出する検出用超音波パルス（図示省略）の送受信が行われる。その後、図 17 に示すように、プッシュパルス PP_2 が送信され、このプッシュパルス PP_2 によって生じたせん断弾性波を検出する検出用超音波パルス（図示省略）の送受信が行われる。そして、前記プッシュパルス PP_1 に対応する検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて作成された一フレーム分の弾性画像データと、前記プッシュパルス PP_2 に対応する検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて作成された一フレーム分の弾性画像データとが加算され、一フレームの弾性画像データが作成される。

20

【0057】

このような第三変形例において、プッシュパルス PP_1 、 PP_2 の送信位置の確定は、上述の図 12 又は図 15 のフローチャートと同様にして行われる。すなわち、前記プッシュパルス PP_1 、 PP_2 の各々について、上述の図 12 又は図 15 のフローチャートの処理が行われ、送信位置が確定される。

【0058】

前記プッシュパルス PP_1 、 PP_2 のうち、いずれか一方の送信位置が、前記ステップ S_{13} において適切ではないと判定された場合、適切ではないと判定された位置へのプッシュパルスの送信は行われなくてもよい。この場合、送信位置が適切であると判定されたプッシュパルスが送信され、このプッシュパルスによって生じたせん断弾性波の検出用超音波パルスの送受信が一フレーム分行われて、一フレーム分の弾性画像データが作成されてもよい。また、送信位置が適切であると判定されたプッシュパルスに対応する検出用超音波パルスの送受信が二フレーム分行われ、二フレーム分の弾性画像データが加算されて一フレーム分の弾性画像データが作成されてもよい。

30

【0059】

なお、図 18 及び図 19 に示すように、前記関心領域 R が第一関心領域 R_1 と第二関心領域 R_2 に分割され、これら第一関心領域 R_1 と第二関心領域 R_2 の各々の両側に、前記プッシュパルス PP_1 、 PP_2 が送信されてもよい。図 18 及び図 19 では、前記第一関心領域 R_1 の両側にプッシュパルス PP_1 、 PP_2 が送信された例が示されている。

40

【0060】

この場合、前記第一関心領域 R_1 の両側に送信されたプッシュパルス PP_1 、 PP_2 の各々に対応する検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて作成された一フレーム分の前記第一関心領域 R_1 の弾性画像データと、前記第二関心領域 R_2 の両側に送信されたプッシュパルス PP_1 、 PP_2 の各々に対応する検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて作成された一フレーム分の前記第二関心領域 R_2 の弾性画像データとに基づいて、一フレーム分の前記関心領域 R の弾性画像データが作成される。

【0061】

次に、第四変形例について説明する。本例では、前記プッシュパルスが同じ位置に送信

50

されるものとする。本例におけるプッシュパルスの確定について、図 20 のフローチャートに基づいて説明する。

【0062】

先ず、ステップ 21 では、前記ステップ S1, S11 と同様に、B モード画像 BI が表示され、関心領域 R が設定される。次に、ステップ S22 では、前記評価部 44 は、B モード画像 BI における領域 rr (図 13 参照) の輝度情報を算出する。この輝度情報は、前記領域 rr の平均輝度であってもよいし、前記領域 rr における輝度の散布度であってもよい。

【0063】

次に、ステップ S23 では、前記評価部 44 は、前記領域 rr の輝度情報が所定の基準を満たすか否かを判定することによって前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できるか否かを評価し、前記領域 rr に対応するプッシュパルスのビームプロファイルが適切であるか否かを評価する。前記評価部 44 による前記領域 rr の輝度情報が所定の基準を満たすか否かの判定は、上述と同様であり、前記領域 rr の平均輝度 Br 又は散布度 D に基づく。

10

【0064】

本例では、前記評価部 44 は、 $Br > Br_{th}$ であれば、プッシュパルスのビームプロファイルが適切であると判定する(前記ステップ S23 において「YES」)。一方、前記評価部 44 は、 $Br \leq Br_{th}$ であれば、プッシュパルスのビームプロファイルが適切ではないと判定する(前記ステップ S23 において「NO」)。また、前記評価部 44 は、 $D < D_{th}$ であれば、プッシュパルスのビームプロファイルが適切であると判定する。一方、前記評価部 44 は、 $D \geq D_{th}$ であれば、プッシュパルスのビームプロファイルが適切ではないと判定する。

20

【0065】

前記プッシュパルスのビームプロファイルは、例えばプッシュパルスの送信開口の幅である。前記ステップ S23 においてビームプロファイルが適切ではないと判定された場合、ステップ S24 の処理へ移行する。このステップ S24 では、前記制御部 8 は、プッシュパルスのビームプロファイルを適切なものへ変更する。具体的には、前記阻害要因によってプッシュパルスの伝播が妨げられないビームプロファイルに変更される。ここでは、プッシュパルスの送信開口の幅が変更される。

30

【0066】

例えば、図 21 に示すように、一点鎖線で示されたプッシュパルス PP1 の送信開口の幅 W1 が、実線で示されたプッシュパルス PP2 の送信開口の幅 W2 に狭められる。プッシュパルス PP2 のビームプロファイルは、生体組織 T 内の骨 B を避けるビームプロファイルになっている。

【0067】

ちなみに、送信開口の幅は、プッシュパルスの送信に用いられる超音波振動子の数が減らされることによって狭められる。

【0068】

例えば、図 22 に示すように、領域 rr において、B モード画像 BI の輝度が所定以下である部分の幅 rrw に基づいて、送信開口の幅 W2 が決定されてもよい。

40

【0069】

前記ステップ S23 においてビームプロファイルが適切であると判定された場合(前記ステップ S23 において「YES」)及び前記ステップ S24 においてビームプロファイルが変更された場合、ステップ S25 の処理へ進む。このステップ S25 では、前記ステップ S23 において適切であると判定されたビームプロファイル又は前記ステップ S24 において変更されたビームプロファイルを、被検体に送信されるプッシュパルスのビームプロファイルとして確定する。そして、確定されたビームプロファイルのプッシュパルスが送信され、弾性画像が表示される。

【0070】

50

前記ステップ S 2 3 において、プッシュパルスのビームプロファイルではなく、プッシュパルスのビーム方向（音線方向）が適切であるか否かが判定されてもよい。この場合、前記ステップ S 2 4 では、前記制御部 8 は、プッシュパルスのビーム方向を適切なものへ変更する。ここでは、前記阻害要因によってプッシュパルスの伝播が妨げられないビーム方向に変更される。例えば、図 2 3 に示すように、一点鎖線で示されたプッシュパルス P P 1 のビーム方向が、実線で示されたプッシュパルス P P 2 のビーム方向へ変更される。プッシュパルス P P 2 は、生体組織 T 内の嚢胞を避けるビーム方向になっている。

【 0 0 7 1 】

また、前記ステップ S 2 3 において、プッシュパルスのビームプロファイル及びビーム方向がともに適切であるか否かが判定されてもよい。この場合、前記ステップ S 2 4 では、プッシュパルスのビームプロファイル及びビーム方向がともに適切なものへ変更される。

10

【 0 0 7 2 】

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、第二実施形態において、前記評価部 4 4 は、前記領域 r_r の平均輝度 B_r を閾値 B_{rth} と比較し、 $B_r > B_{rth}$ であるか否かを判定する代わりに、前記領域 r_r の平均輝度 B_r を閾値 B_{rth1} , B_{rth2} ($B_{rth1} < B_{rth2}$) と比較し、 $B_{rth1} < B_r < B_{rth2}$ であるか否かを判定してもよい。この場合、 $B_{rth1} < B_r < B_{rth2}$ であれば、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できる。前記閾値 B_{rth1} は、前記領域 r_r の輝度が低い

20

【 0 0 7 3 】

また、第二実施形態において、前記評価部 4 4 は、前記領域 r_r の散布度 D を閾値 D_{th} と比較し、 $D < D_{th}$ であるか否かを判定する代わりに、 $D_{th1} < D < D_{th2}$ であるか否かを判定してもよい。この場合、 $D_{th1} < D < D_{th2}$ であれば、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できる。例えば、前記領域 r_r が一様に低輝度であったり、大部分が低輝度であったりすると、散布度は小さくなる。そこで、 D_{th1} は、前記領域 r_r に輝度が低い領域があり、前記阻害要因による弾性画像の画質の劣化を抑制できないおそれがある値に設定される。 D_{th2} は、前記 D_{th} と同じであってもよい。

30

【 0 0 7 4 】

また、前記関心領域 R は、本発明における弾性の計測部分の一例であるが、本発明における弾性の計測部分は点であってもよい。

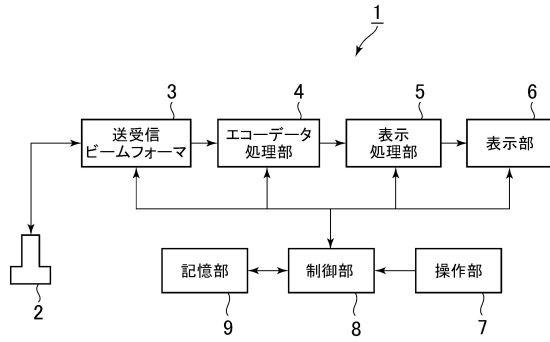
【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

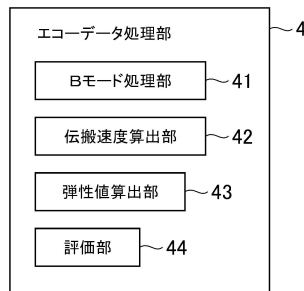
- 1 超音波診断装置
- 3 送受信ビームフォーマ
- 8 制御部
- 4 2 伝搬速度算出部
- 4 3 弾性値算出部
- 4 4 評価部

40

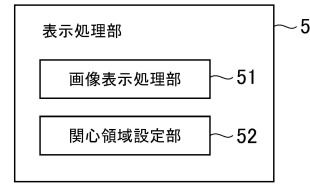
【図 1】



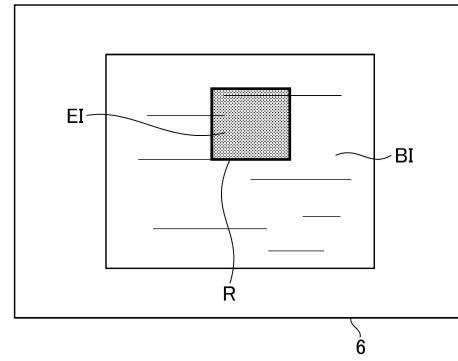
【図 2】



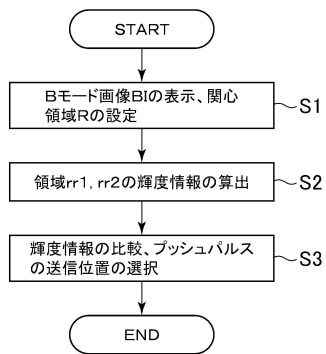
【図 3】



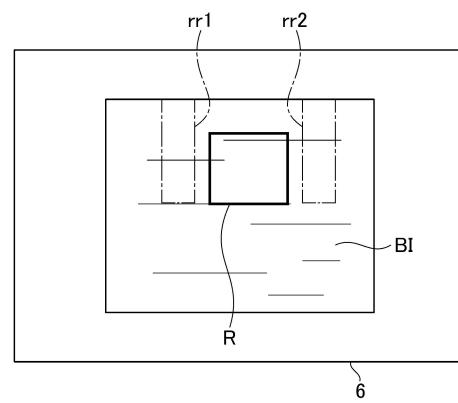
【図 4】



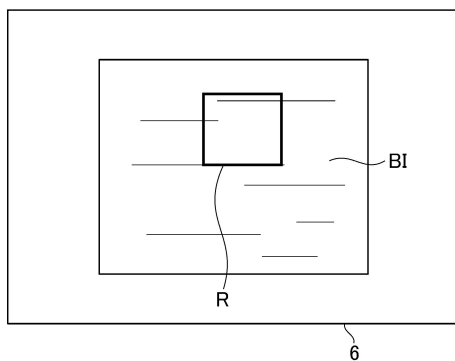
【図 5】



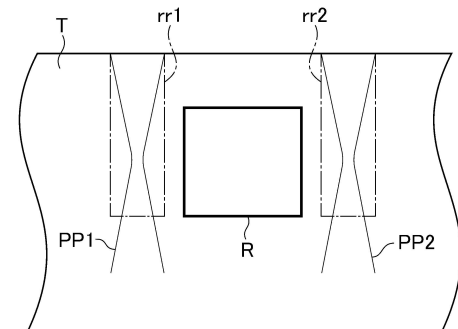
【図 7】



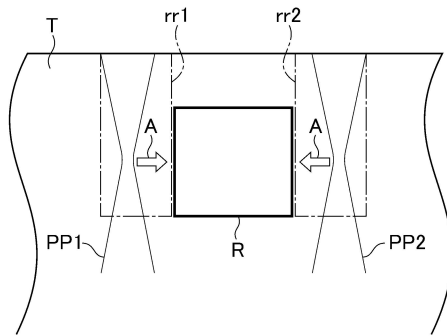
【図 6】



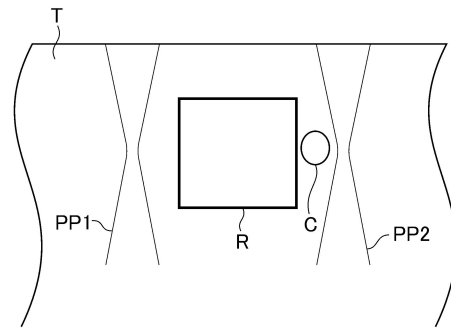
【図 8】



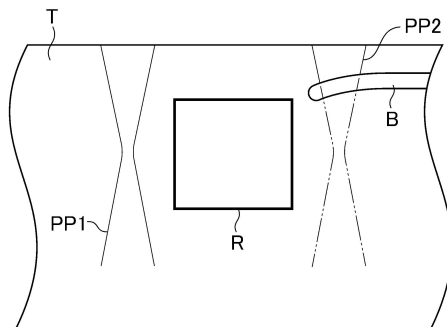
【図 9】



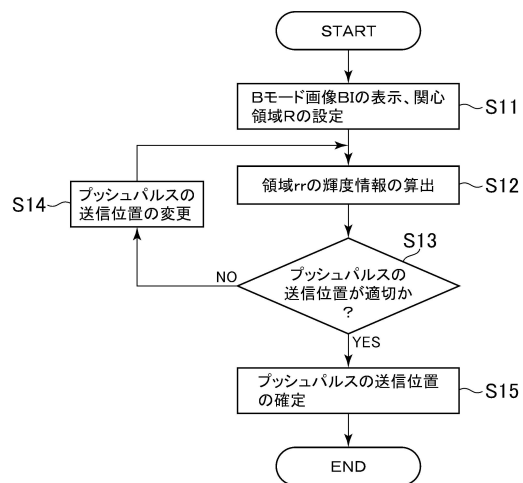
【図 11】



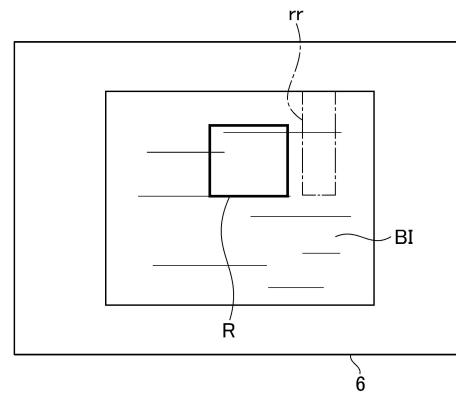
【図 10】



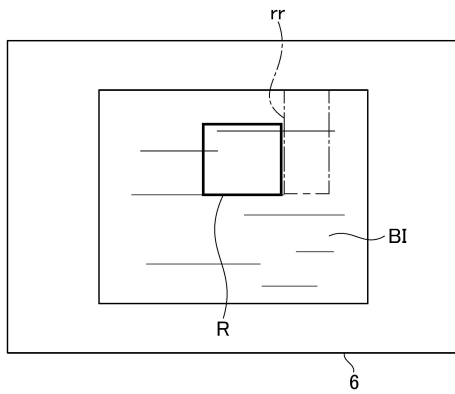
【図 12】



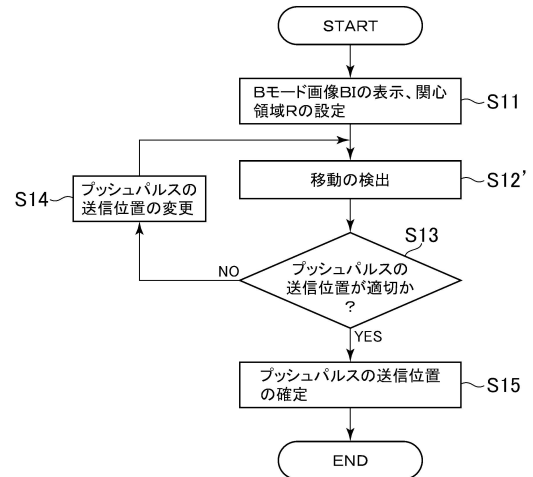
【図 13】



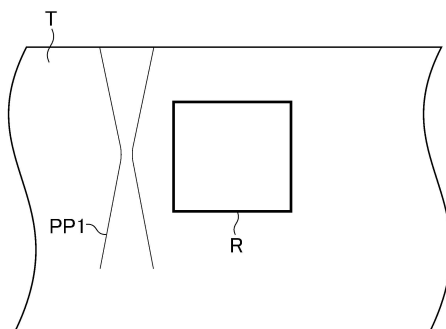
【図 14】



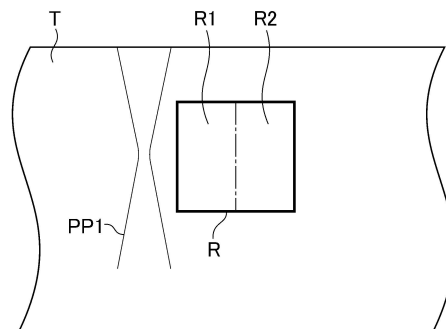
【図 15】



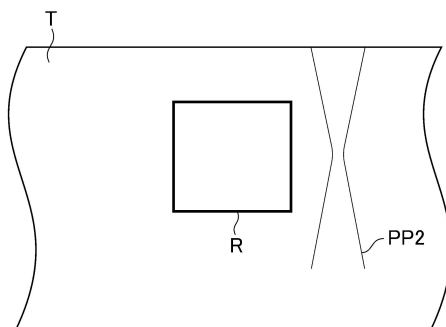
【図 16】



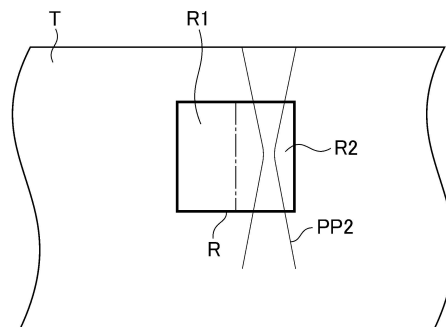
【図 18】



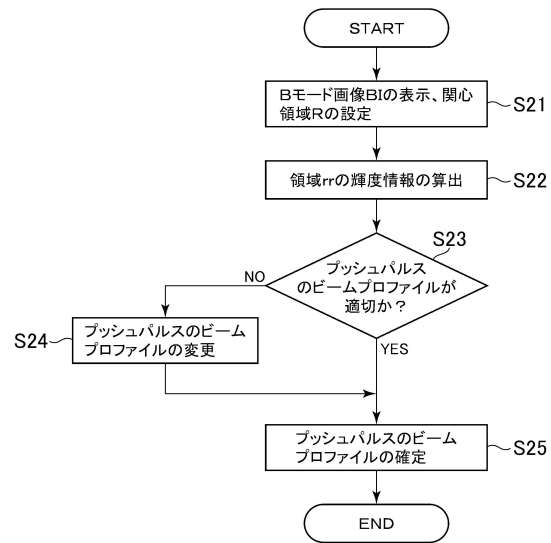
【図 17】



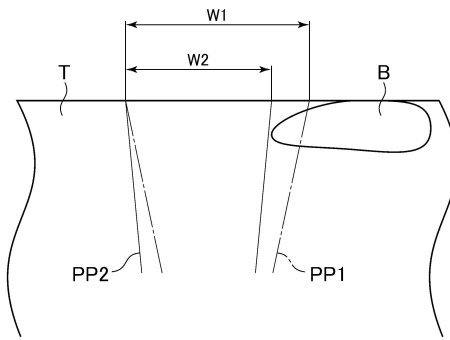
【図 19】



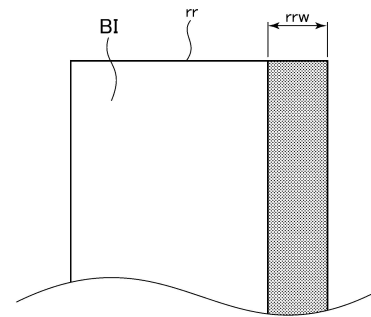
【図 20】



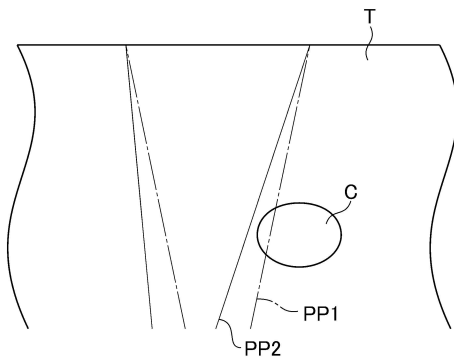
【図 21】



【図 22】



【図 23】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 1 4 - 0 2 8 0 2 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 1 7 9 2 0 3 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 2 6 7 8 4 7 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP6293578B2	公开(公告)日	2018-03-14
申请号	JP2014110032	申请日	2014-05-28
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	松本有弘 谷川俊一郎		
发明人	松本 有弘 谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/463 A61B8/469		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/HH22 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2015223331A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够发送推动脉冲的超声波诊断装置，以便不干扰剪切弹性波向测量部分的传播。一种超声波诊断装置，计算所述超声波的接收控制功能，检测超声脉冲的回声信号，在身体组织的测量部分的弹性的基础上，对生物体组织的弹性的测量值一个测量值计算的功能，数据的表示B模式图像BI RR区域的亮度的基础上，通过防止剪切弹性波的传播的弹性的测量部分抑制因素评价在弹性图像的图像质量的影响评估函数和执行评估函数的处理器。发送/接收控制功能基于评估函数的评估将推动脉冲发送到可以抑制由于抑制因素导致的弹性图像的图像质量劣化的位置。点域7

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特 許 公 報(B2) (11) 特許番号
特許第6293578号
(P6293578)

(45) 発行日 平成30年3月14日(2018.3.14) (24) 登録日 平成30年2月23日(2018.2.23)
(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日	特願2014-110032(P2014-110032) 平成26年5月28日(2014.5.28) 特開2015-223331(P2015-223331A) 平成27年12月14日(2015.12.14) 平成28年9月15日(2016.9.15)	(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・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドウェー・ブールバード、300 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 松本 有弘 東京都目野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 (72) 発明者 谷川 俊一郎 東京都目野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム