

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6305718号
(P6305718)

(45) 発行日 平成30年4月4日 (2018.4.4)

(24) 登録日 平成30年3月16日 (2018.3.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/06

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-217854 (P2013-217854)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年10月18日 (2013.10.18)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-97373 (P2014-97373A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年5月29日 (2014.5.29)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年8月4日 (2016.8.4)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-232019 (P2012-232019)	(72) 発明者	岩間 信行
(32) 優先日	平成24年10月19日 (2012.10.19)		栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	本郷 宏信
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	内海 勲
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の生体組織を変形させるための第1の超音波を送信し、当該第1の超音波とは異なるタイミングで送受信される第2の超音波を送受信する送受信部と、

前記第1の超音波を送信する旨の要求の入力を受け付ける入力部と、

前記入力部が前記要求の入力を受け付けると、前記第2の超音波の反射波信号の強度、もしくは前記第2の超音波の反射波信号を用いて映像化された画像の画素値に応じて、前記第1の超音波の送信を制御する制御部とを備え、

前記制御部は、第1の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が第1の閾値未満である場合に、前記第1の超音波の送信を許可し、当該第1の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が前記第1の閾値以上である場合に、前記第1の超音波の送信を許可しない、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第1の閾値は、被検体の体内に造影剤が存在する場合に超える値として設定され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】

前記制御部は、更に、第2の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が第2の閾値以上である場合に、前記第1の超音波の送信を許可し、当該第2の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が前記第2の閾値未満である場合に、前記第1の超音波の送信

10

20

を許可しない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】

前記第 2 の閾値は、超音波プローブが被検体から離間している場合に超えない値として設定されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記第 1 の超音波の送信を許可しない場合に、前記第 1 の超音波の送信が許可されない旨の情報を報知させることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記第 1 の超音波の送信を許可しない場合に、前記第 1 の超音波を送信させるか否かを選択させる画面を所定の表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記制御部は、前記入力部が前記要求の入力を受け付けると、前記送受信部に前記第 2 の超音波を送受信させ、当該第 2 の超音波の反射波信号の強度、もしくは当該第 2 の超音波を用いて映像化された画像の画素値に応じて、前記第 1 の超音波の送信を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送受信部は、前記第 2 の超音波として、B モード用の超音波とは異なる超音波を B モード用の超音波とは異なるタイミングで定期的を送受信し、

20

前記制御部は、前記入力部が前記要求の入力を受け付けると、前記送受信部によって定期的を送受信された前記第 2 の超音波のうち、いずれかの超音波の反射波信号の強度に応じて、前記第 1 の超音波の送信を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

コンピュータに、

被検体の生体組織を変形させるための第 1 の超音波とは異なるタイミングで第 2 の超音波を送受信させ、

前記第 1 の超音波を送信する旨の要求の入力を受け付け、

前記要求の入力を受け付けると、前記第 2 の超音波の反射波信号の強度、もしくは前記第 2 の超音波を用いて映像化された画像の画素値に応じて、前記第 1 の超音波の送信を制御する各処理を実行させ、

30

前記第 1 の超音波の送信を制御する処理は、第 1 の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が第 1 の閾値未満である場合に、前記第 1 の超音波の送信を許可し、当該第 1 の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が前記第 1 の閾値以上である場合に、前記第 1 の超音波の送信を許可しない、

ことを特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び制御プログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織の硬さを映像化するための技術として、エラストグラフィーが知られている。エラストグラフィーでは、超音波プローブから音圧の高い集束超音波パルスであるプッシュパルスを送信させ、これにより発生する剪断波の伝播速度を測定することで、生体組織の硬さを評価する方法が知られている。

【0003】

エラストグラフィーで用いられるプッシュパルスは、剪断波を発生させるために、B モード断層撮影用の超音波パルスと比較して強力な超音波パルスが利用される。具体的には

50

、Bモード断層撮影用の超音波パルスが、例えば100Vで2波の照射であるのに対して、プッシュパルスは、例えば数十Vで1000波の照射が3～4回行われている。このように、強力な超音波パルスがプッシュパルスとして利用されるため、その利用に際していくつかの対応が求められている。

【0004】

例えば、超音波プローブの表面温度の上昇に対応することが求められている。すなわち、超音波プローブが生体に接触していない状態でプッシュパルスが送信されると、プローブ表面と空中との音響インピーダンスが極端に異なるので、送信されるプッシュパルスのエネルギーが超音波プローブの表面で吸収され、熱損失として温度が上昇してしまう。例えば、超音波プローブの表面温度は43度以上になると、生体組織への影響が考えられる。また、表面温度の上昇は、超音波振動子自体の劣化にも繋がる。

10

【0005】

また、造影剤使用時には、造影剤を介した生体組織への影響にも対応することが求められている。すなわち、造影剤であるマイクロバブルがプッシュパルスに共鳴して破裂すると、バブル近傍の生体組織に影響を及ぼす可能性が考えられている。近年、より鮮明な映像を得るために、従来よりも残存時間が長い造影剤が開発されているため、造影剤使用後にエラストグラフィーを実施する場合には特に対応が必要となる。

【0006】

なお、上記の対応は、エラストグラフィーで利用されるプッシュパルスに限って求められるものではない。例えば、上記の対応は、DDS (Drug Delivery System) に用いられる超音波や止血に利用される超音波等、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波が利用される際に共通して求められる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【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】

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波を安全に利用することができる超音波診断装置及び制御プログラムを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

実施形態に係る超音波診断装置は、入力部と、制御部とを有する。入力部は、被検体の生体組織を変形させるための第1の超音波を送信する旨の要求の入力を受け付ける。制御部は、入力部が第1の超音波を送信する旨の要求の入力を受け付けると、映像化に用いる第2の超音波の反射波信号の強度に応じて、第1の超音波の送信を制御する。前記制御部は、第1の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が第1の閾値未満である場合に、前記第1の超音波の送信を許可し、当該第1の所定深さ範囲における前記強度又は前記画素値が前記第1の閾値以上である場合に、前記第1の超音波の送信を許可しない。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、プッシュパルス及び剪断波について説明するための図(1)である。

【図3】図3は、プッシュパルス及び剪断波について説明するための図(2)である。

【図4】図4は、画像生成部によって生成される硬さ画像データの一例を示す図である。

【図5】図5は、従来のエラストグラフィーのワークフローを説明するための図である。

【図6】図6は、制御部の処理を説明するための図(1)である。

50

【図 7】図 7 は、制御部の処理を説明するための図（ 2 ）である。

【図 8】図 8 は、制御部の処理を説明するための図（ 3 ）である。

【図 9】図 9 は、制御部の処理を説明するための図（ 4 ）である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態に係るエラストグラフィのワークフローを説明するための図である。

【図 13】図 13 は、第 3 の実施形態に係るエラストグラフィのワークフローの変形例を説明するための図である。

10

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及び制御プログラムを説明する。

【 0 0 1 2 】

（第 1 の実施形態）

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、エラストグラフィを実行可能な装置である。エラストグラフィでは、生体組織の硬さを映像化した画像（硬さ画像）が生成表示される。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力部 3 と、装置本体 10 とを有する。

20

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 1 は、複数の振動子を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を送信する。超音波プローブ 1 が有する振動子は、例えば、圧電振動子である。超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波信号を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

30

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 5 】

なお、第 1 の実施形態は、図 1 に示す超音波プローブ 1 が、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 次元超音波プローブである場合や、一列に配置された複数の圧電振動子が機械的に揺動される 1 次元超音波プローブである場合、複数の圧電振動子が格子状に 2 次元で配置された 2 次元超音波プローブである場合のいずれであっても適用可能である。

40

【 0 0 1 6 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力部 3 を用いて各種設定要求を入力するための GUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像データ等を表示したりする表示装置である。

【 0 0 1 7 】

入力部 3 は、超音波診断装置の操作者から各種要求の入力を受け付け、受け付けた各種要求を装置本体 10 に転送する。入力部 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイ

50

タッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等である。例えば、入力部 3 は、硬さ画像の表示要求の入力を操作者から受け付け、受け付けた硬さ画像の表示要求を後述する制御部 17 に出力する。なお、硬さ画像の表示要求は、被検体の生体組織を変形させるための超音波を送信する旨の要求の一例である。

【0018】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示すように、装置本体 10 は、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドプラ処理部 13 と、画像生成部 14 と、画像メモリ 15 と、内部記憶部 16 と、制御部 17 とを有する。

【0019】

送受信部 11 は、後述する制御部 17 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 が行う超音波送受信を制御する。送受信部 11 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

【0020】

なお、送受信部 11 は、制御部 17 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源電圧を電氣的に切り替えて矩形パルスを送信する機構によって実現される。

【0021】

また、送受信部 11 は、プリアンプ、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行って反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0022】

送受信部 11 は、被検体 P を 2 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 11 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、送受信部 11 は、被検体 P を 3 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 11 は、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【0023】

なお、送受信部 11 からの出力信号の形態は、RF (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【0024】

また、送受信部 11 は、硬さ画像の表示要求を受け付けた場合には、制御部 17 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 からプッシュパルスを送信させることにより、剪断波を発生させる。

【0025】

10

20

30

40

50

図 2 及び図 3 は、プッシュパルス及び剪断波について説明するための図である。例えば、図 2 に示すように、送受信部 11 は、超音波プローブ 1 に、焦点位置 2 a の一点を焦点として、数十 V で 1000 波程度の超音波照射（プッシュパルス）を 3 ～ 4 回行わせる。そして、送受信部 11 は、焦点位置 2 a に沿って焦点を深い位置にずらしながらプッシュパルスを送信させることにより、剪断波 2 b を発生させる。続いて、送受信部 11 は、図 3 に示すように、発生させた剪断波 2 b の伝播速度を計測するために、超音波プローブ 1 に、制御部 17 の指示に基づいて剪断波計測用パルス 3 a を送信させる。なお、プッシュパルスは、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波の一例である。

【0026】

B モード処理部 12 及びドブラ処理部 13 は、送受信部 11 が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。B モード処理部 12 は、送受信部 11 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。また、ドブラ処理部 13 は、送受信部 11 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

【0027】

また、ドブラ処理部 13 は、硬さ画像の表示要求を受け付けた場合には、制御部 17 の指示に基づいて、生体組織の硬さをカラー表示するための歪み分布情報を生成する。例えば、ドブラ処理部 13 は、プッシュパルスによって発生した剪断波 2 b の伝播速度を計測することで、歪み分布情報を生成する。具体的には、ドブラ処理部 13 は、剪断波計測用パルス 3 a の反射波データを送受信部 11 から受信し、受信した反射波データを周波数解析することで、走査範囲内にある組織のドブラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ（組織ドブラデータ）を生成する。続いて、ドブラ処理部 13 は、組織ドブラデータの速度成分を時間積分することで変位を求める。続いて、ドブラ処理部 13 は、求めた変位を用いて所定の演算（例えば、空間的微分）を行なうことで、組織の局所的な歪み（ストレイン：strain）を求める。そして、ドブラ処理部 13 は、求めた組織の局所的な歪みの値をカラーコード化し、対応する位置にマッピングすることで、歪み分布情報を生成する。硬い組織ほど変形しにくいので、硬い組織の歪みの値は小さくなり、軟らかい生体組織の歪みの値は大きくなる。すなわち、歪みの値は、組織の硬さ（弾性率）を示す値となる。すなわち、剪断波計測用パルス 3 a は、組織ドブラ用の送信パルスである。なお、上記の弾性率は、B モード処理部 12 が隣接フレーム間の組織の変位を超音波の受信 RF 信号の相互相関により検出することで算出する場合であっても良い。かかる場合、剪断波計測用パルス 3 a は、B モード用の送信パルスとなる。

【0028】

画像生成部 14 は、B モード処理部 12 及びドブラ処理部 13 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部 14 は、B モード処理部 12 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度で表した 2 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成部 14 は、ドブラ処理部 13 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表す 2 次元ドブラ画像データを生成する。2 次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0029】

ここで、画像生成部 14 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部 14 は、超音波プローブ 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部 14 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画

10

20

30

40

50

像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行う。また、画像生成部 14 は、超音波画像データに、付帯情報（種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等）を合成する。

【0030】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部 14 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

【0031】

また、画像生成部 14 は、ドブラ処理部 13 によって生成された歪み分布情報から、生体組織の硬さがカラー表示された硬さ画像データを生成する。図 4 は、画像生成部 14 によって生成される硬さ画像データの一例を示す図である。図 4 に示すように、画像生成部 14 は、生体組織の硬さが色分けされた画像をモニタ 2 に表示させる。

10

【0032】

画像メモリ 15 は、画像生成部 14 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 15 は、Bモード処理部 12 やドブラ処理部 13 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 15 が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 14 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0033】

20

内部記憶部 16 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部 16 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部 16 が記憶するデータは、外部装置へ転送することができる。

【0034】

制御部 17 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 17 は、入力部 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 16 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 11、Bモード処理部 12、ドブラ処理部 13 及び画像生成部 14 の処理を制御する。また、制御部 17 は、画像メモリ 15 や内部記憶部 16 が記憶する表示用の画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。また、制御部 17 は、画像生成部 14 が生成した表示用の画像データを内部記憶部 16 等に格納するように制御する。また、制御部 17 は、操作者から入力部 3 を介して受け付けた医用画像データが外部装置 6 からネットワーク 100 及びインターフェース部 18 を介して内部記憶部 16 や画像生成部 14 に転送されるように制御する。

30

【0035】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、エラストグラフィーによって生体組織の硬さを映像化する。

【0036】

40

ところで、エラストグラフィーでは、剪断波を発生させるために、超音波プローブからプッシュパルスを送信させる。このプッシュパルスは、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波であるため、例えば、超音波プローブの表面温度の上昇に対応することや、造影剤使用時に造影剤を介した生体組織への影響に対応することが求められている。

【0037】

図 5 は、従来のエラストグラフィーのワークフロー（タイミングチャート）を説明するための図である。図 5 に示すように、剪断波を用いたエラストグラフィーを行う場合、操作者は、まず、超音波診断装置の表示モードを、エラストグラフィーを行うための表示モード（例えば、エラストモードと称される）に切り替える。このエラストモードでは、硬

50

さ画像を表示するための処理が実行される場合を除いて、Bモード用パルスが繰り返し送受信されており、Bモード画像が略リアルタイムでモニタ2に表示されている。操作者は、このBモード画像を確認しながら超音波プローブ1を操作し、硬さ画像を表示したい位置（例えば、腫瘍と思われる部位が表示されている位置）で硬さ画像の表示要求を行う。この表示要求により、超音波プローブ1からプッシュパルスが送信され、硬さ画像を表示するための処理が開始される。そして、エラストグラフィでは、プッシュパルスにより発生した剪断波の伝播速度を、剪断波計測用パルスを用いて計測することにより、硬さ画像データを生成する。このように、エラストグラフィは、操作者のニーズに応じて繰り返し行われる。

【0038】

10

ここで、超音波プローブ1が被検体Pから離間していると、プローブ表面と空中との音響インピーダンスが極端に異なることにより、送信されるプッシュパルスのエネルギーが超音波プローブの表面で吸収され、熱損失として温度が上昇してしまう。

【0039】

また、エラストグラフィを行うワークフローとしては、コントラストハーモニックイメージングと組み合わせて利用されるケースがある。例えば、被検体Pに造影剤を投与してコントラストハーモニックイメージングを行って、腫瘍を栄養する血管の位置から腫瘍部位を推定し、その後、推定した腫瘍部位付近の硬さ画像を確認する。このとき、コントラストハーモニックイメージングで用いた造影剤が残存していると、造影剤のマイクロバブルがプッシュパルスに共鳴して破裂し、バブル近傍の生体組織に影響を及ぼす可能性が

20

【0040】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波を安全に利用するために、以下に説明する制御部17の処理を実行する。

【0041】

第1の実施形態に係る制御部17は、入力部3が硬さ画像の表示要求を受け付けると、Bモード用パルスの反射波信号の強度に応じて、プッシュパルスの送信を制御する。例えば、制御部17は、硬さ画像の表示要求を入力部3から受け付ける。制御部17は、Bモード用パルスを送受信部11に送信させ、送信したBモード用パルスの反射波信号を受信

30

【0042】

制御部17は、受信した反射波信号の強度を用いて、超音波プローブの表面温度の上昇に対応するために、超音波プローブ1が被検体Pから離間していないか（離れていないか）判定する処理を実行する。例えば、制御部17は、第1の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第1の閾値以上である場合に、プッシュパルスの送信を許可し、第1の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第1の閾値未満である場合に、プッシュパルスの送信を許可しない。

【0043】

40

図6及び図7を用いて、制御部17が、超音波プローブ1の表面の一部又は全てが被検体Pから離間していないかを判定する処理について説明する。図6及び図7は、制御部17の処理を説明するための図である。図6には、Bモードで生成された超音波画像6aの一例を示す。超音波画像6aには、超音波診断装置の操作者によって処理対象となる関心領域6bが予め設定されている。

【0044】

図7には、関心領域6bを通るスキャンライン6c上の輝度値の一例である。図7の縦軸は、超音波画像6aの輝度値（画素値）を示し、横軸は、超音波画像6aにおける深さを示す。超音波プローブ1が被検体Pから離間している場合には、送信される超音波が超音波プローブ1の表面から放射されず、レンズ面と振動子の間で繰り返し反射して次第に

50

減衰する。このため、図 7 に示すように、範囲 7 a では強い反射波信号が受信され、範囲 7 b では反射波信号がほとんど受信されず、ホワイトノイズレベルとなる。スキャンライン 6 d、6 e においても、スキャンライン 6 c と同様に輝度値が得られる。なお、ここでは、超音波画像とスキャンラインとを関連付けて説明する都合上、制御部 17 が輝度値を用いて判定する場合を説明するが、この輝度値は反射波信号の強度に対応するものである。すなわち、制御部 17 は、反射波信号の強度及び輝度値のうちどちらを用いても、超音波プローブ 1 の表面の一部又は全てが被検体 P から離間していないかを判定することができる。なお、反射波信号の強度が用いられる場合には、深さ方向は距離ではなく時間によって表される。

【0045】

例えば、制御部 17 は、スキャンライン 6 c、6 d 及び 6 e ごとに、関心領域 6 b に対応する深さ範囲 7 c における輝度値の平均値をそれぞれ算出する。続いて、制御部 17 は、算出したそれぞれの平均値が第 1 の閾値以上であるか否かを判定する。この第 1 の閾値は、超音波プローブ 1 が被検体 P から離間している場合に超えない値として操作者によって予め設定され、例えば、ホワイトノイズレベルに基づいて設定される。制御部 17 は、スキャンライン 6 c、6 d 及び 6 e ごとに算出した全ての平均値が第 1 の閾値以上である場合には、プッシュパルスの送信を許可する。これは、この場合、超音波プローブ 1 が被検体 P から離間していないと判定されるからである。一方、制御部 17 は、いずれかの平均値が第 1 の閾値未満である場合には、プッシュパルスの送信を許可しない。これは、この場合、少なくともプローブ表面の一部が被検体 P から離間していると判定されるからである。具体的には、スキャンライン 6 d について算出した輝度値の平均値が第 1 の閾値未満である場合には、プローブ表面のうちスキャンライン 6 d に対応する部分が被検体 P から離間していると判定されるからである。なお、ここで設定される第 1 の閾値は、輝度値の閾値であり、反射波信号の強度の閾値とは異なる値となる。また、制御部 17 は、必ずしも複数のスキャンラインについて上記の判定を行わなくても良く、例えば、スキャンライン 6 c についてのみ上記の判定を行っても良い。また、制御部 17 は、必ずしも深さ範囲 7 c について上記の判定を行わなくても良く、例えば、範囲 7 a について、輝度値が所定の閾値未満である場合に超音波プローブ 1 が被検体 P から離間していないと判定しても良い。

【0046】

また、制御部 17 は、受信した反射波信号の強度を用いて、造影剤使用時に造影剤を介した生体組織への影響に対応するために、被検体 P の体内に造影剤が存在しないかを判定する処理を実行する。例えば、制御部 17 は、第 2 の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第 2 の閾値未満である場合に、プッシュパルスの送信を許可し、第 2 の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第 2 の閾値以上である場合に、プッシュパルスの送信を許可しない。

【0047】

図 8 及び図 9 を用いて、制御部 17 が、被検体 P の体内に造影剤が存在しないかを判定する処理について説明する。図 8 及び図 9 は、制御部 17 の処理を説明するための図である。図 8 には、B モードで生成された超音波画像 8 a の一例を示す。超音波画像 8 a には、超音波診断装置の操作者によって処理対象となる関心領域 8 b が予め設定されている。なお、図 8 では、超音波画像 8 a の領域 8 c に造影剤が存在する場合を例示する。

【0048】

図 9 には、関心領域 8 b を通るスキャンライン 8 d 上の輝度値の一例である。図 9 の縦軸は、超音波画像 8 a の輝度値を示し、横軸は、超音波画像 8 a における深さを示す。図 9 に示すように、超音波プローブ 1 が被検体 P に接触している場合には、レンズ面と振動子の間における反射は図 7 の場合より短時間で収束し、深さに応じた反射波信号が受信される。スキャンライン 8 e、8 f においても、スキャンライン 8 d と同様に輝度値が得られる。なお、ここでは、超音波画像とスキャンラインとを関連付けて説明する都合上、制御部 17 が輝度値を用いて判定する場合を説明するが、この輝度値は反射波信号の強度に

10

20

30

40

50

対応するものである。すなわち、制御部 17 は、反射波信号の強度及び輝度値のうちどちらを用いても、被検体 P の体内に造影剤が存在しないか判定することができる。なお、反射波信号の強度が用いられる場合には、深さ方向は距離ではなく時間によって表される。

【0049】

例えば、制御部 17 は、スキャンライン 8 d、8 e 及び 8 f ごとに、関心領域 8 b に対応する深さ範囲 9 a における輝度値の平均値をそれぞれ算出する。続いて、制御部 17 は、算出したそれぞれの平均値が第 2 の閾値未満であるか否かを判定する。この第 2 の閾値は、被検体 P の体内に造影剤が存在する場合に超える値として操作者によって予め設定され、例えば、造影剤の種類、B モードパルスの送受信条件、或いは診断部位等に基づいて設定される。制御部 17 は、スキャンライン 8 d、8 e 及び 8 f ごとに算出した全ての平均値が第 2 の閾値未満である場合には、プッシュパルスの送信を許可する。これは、この場合、被検体 P の体内に造影剤が存在しないと判定されるからである。一方、制御部 17 は、いずれかの平均値が第 2 の閾値以上である場合には、プッシュパルスの送信を許可しない。これは、この場合、少なくとも被検体 P の体内の一部に造影剤が存在すると判定されるからである。具体的には、スキャンライン 8 d について算出した輝度値の平均値が第 2 の閾値以上である場合には、スキャンライン 8 d に対応する部位に造影剤が存在すると判定されるからである。なお、ここで設定される第 2 の閾値は、輝度値の閾値であり、反射波信号の強度の閾値とは異なる値となる。

【0050】

プッシュパルスの送信を許可した場合には、制御部 17 は、エラストモードにおいて送受信される B モード用パルスを停止させる。そして、制御部 17 は、送受信部 11 にプッシュパルスを送信させる。続いて、制御部 17 は、剪断波の伝播速度を測定させる。続いて、制御部 17 は、測定した伝播速度に基づいて、硬さ画像データを生成する。そして、制御部 17 は、生成した硬さ画像データをモニタ 2 に表示させる。その後、制御部 17 は、B モード用パルスの送受信を再開させる。一方、プッシュパルスの送信を許可しない場合には、制御部 17 は、プッシュパルスの送信が許可されない旨のメッセージをモニタ 2 に表示させる。なお、この場合、B モード用パルスの送受信は継続される。また、制御部 17 は、ブザー、音声などの音響信号で報知することもできる。

【0051】

なお、プッシュパルスの送信が許可されない旨のメッセージは、例えば、超音波プローブ 1 が被検体 P から離間していないか判定した場合と、被検体 P の体内に造影剤が存在しないか判定した場合とで、異なるメッセージが表示されても良い。すなわち、前者において、第 1 の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第 1 の閾値未満である場合には、制御部 17 は、超音波プローブ 1 の表面の一部又は全てが被検体 P から離間している旨のメッセージを表示させる。具体的には、制御部 17 は、「プローブが被検体から離間しています」のメッセージをモニタ 2 に表示させる。また、後者において、第 2 の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第 2 の閾値以上である場合には、制御部 17 は、被検体 P の体内に造影剤が存在している旨のメッセージを表示させる。具体的には、制御部 17 は、「被検体の体内に造影剤が残留しています」のメッセージをモニタ 2 に表示させる。

【0052】

このように、制御部 17 は、B モード用パルスの反射波信号の強度に応じて、プッシュパルスの送信を制御する。

【0053】

次に、図 10 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順について説明する。図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。なお、図 10 には、一例として、エラストモードにおいて実行される処理手順を例示する。言い換えると、図 10 に例示の処理手順は、操作者によってエラストモードに切り替えられた後の処理手順に対応する。また、ここでは、制御部 17 が、輝度値ではなく反射波信号の強度を用いて処理を実行する場合を説明する。

【0054】

図10に示すように、エラストモードにおいて、制御部17は、Bモード画像を略リアルタイムでモニタ2に表示させるために、Bモード用パルスの送受信を送受信部11に実行させる(ステップS101)。そして、入力部3が硬さ画像の表示要求の入力を受け付ける(ステップS102)。なお、制御部17は、入力部3が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けるまで(ステップS102否定)、Bモード画像の略リアルタイム表示を行い、ステップS103以降の処理を実行しない。

【0055】

入力部3が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けると(ステップS102肯定)、制御部17は、例えば、直前に受信されたBモード用パルスの反射波信号の強度が第1の閾値以上か否かを判定する(ステップS103)。これにより、制御部17は、超音波プローブ1が被検体Pから離間していないかを確認する。例えば、制御部17は、複数のスキャンラインについて、第1の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第1の閾値以上か否かを判定する。そして、制御部17は、判定の対象となった全てのスキャンラインについて、第1の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第1の閾値以上である場合には、超音波プローブ1が被検体Pから離間していないと判定される(ステップS103肯定)。また、制御部17は、いずれかのスキャンラインにおいて、第1の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第1の閾値未満である場合には、少なくとも超音波プローブ1の一部が被検体Pから離間していると判定される(ステップS103否定)。

【0056】

反射波信号の強度が第1の閾値以上である場合には(ステップS103肯定)、制御部17は、反射波信号の強度が第2の閾値未満か否かを判定する(ステップS104)。これにより、被検体Pの体内に造影剤が存在するか判定される。例えば、制御部17は、複数のスキャンラインについて、第2の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第2の閾値未満か否かを判定する。そして、制御部17は、判定の対象となった全てのスキャンラインについて、第2の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第2の閾値未満である場合には、第2の所定深さ範囲に対応する部位には造影剤が存在しないと判定される(ステップS104肯定)。また、制御部17は、いずれかのスキャンラインにおいて、第2の所定深さ範囲における反射波信号の強度が第1の閾値未満である場合には、第2の所定深さ範囲に対応する部位には造影剤が存在すると判定される(ステップS104否定)。

【0057】

反射波信号の強度が第2の閾値未満である場合には(ステップS104肯定)、制御部17は、送受信部11にBモード用パルスの送受信を停止させ、プッシュパルスを送信させる(ステップS105)。続いて、制御部17は、Bモード処理部12に剪断波の伝播速度を測定させる(ステップS106)。続いて、制御部17は、測定した伝播速度に基づいて、硬さ画像データを生成する(ステップS107)。そして、制御部17は、生成した硬さ画像データをモニタ2に表示させる(ステップS108)。この後、制御部17は、停止させたBモード用パルスの送受信を再開させ、Bモード画像の略リアルタイム表示を行う。

【0058】

一方、反射波信号の強度が第1の閾値未満である場合には(ステップS103否定)、制御部17は、プッシュパルスの送信が許可されない旨のメッセージをモニタ2に表示させる(ステップS109)。また、反射波信号の強度が第2の閾値以上である場合には(ステップS104否定)、制御部17は、ステップS109の処理へ移行する。

【0059】

また、例えば、ステップS103及びステップS104の処理は、必ずしも上述した処理手順で実行される必要はなく、ステップS104の処理が実行された後にステップS103の処理が実行されても良い。

【0060】

また、例えば、ステップS103及びステップS104の処理は、必ずしも両方の処理が実行されなくても良い。つまり、ステップS103及びステップS104の処理のうち

10

20

30

40

50

、いずれか一方の処理のみが実行される形態であっても良い。

【 0 0 6 1 】

また、例えば、ステップ S 1 0 3 が否定判定された場合には、ステップ S 1 0 9 において、制御部 1 7 は、「プローブが被検体から離間しています」のメッセージをモニタ 2 に表示させても良い。また、ステップ S 1 0 4 が否定判定された場合には、ステップ S 1 0 9 において、制御部 1 7 は、「被検体の体内に造影剤が残留しています」のメッセージをモニタ 2 に表示させても良い。

【 0 0 6 2 】

また、図 1 0 では、制御部 1 7 が、硬さ画像の表示要求の入力が行われる直前に送受信された B モード用パルスの反射波信号の強度を用いて、判定処理を実行する場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、制御部 1 7 は、硬さ画像の表示要求の入力が行われる所定時間前に送受信された B モード用パルスの反射波信号の強度を用いても良い。また、例えば、制御部 1 7 は、硬さ画像の表示要求の入力を受け付けた後に、判定処理用の B モード用パルスを 1 回送受信させ、この反射波信号の強度を用いて判定処理を行っても良い。

【 0 0 6 3 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の生体組織を変形させるための硬さ画像の表示要求の入力を受け付ける。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、硬さ画像の表示要求の入力を受け付けると、B モード用パルスの強度に応じて、プッシュパルスの送信を制御する。

【 0 0 6 4 】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 が被検体 P から離間していると判定される場合には、プッシュパルスの送信を許可しない。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 の表面温度の上昇に対応することができる。

【 0 0 6 5 】

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体 P の体内に造影剤が存在すると判定される場合には、プッシュパルスの送信を許可しない。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、造影剤を介した生体組織への影響にも対応することができる。

【 0 0 6 6 】

このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波を安全に利用することができる。

【 0 0 6 7 】

(第 2 の実施形態)

上記の第 1 の実施形態では、被検体 P の体内に造影剤が存在すると判定される場合には、プッシュパルスを送信しないものとして説明したが、これに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置は、プッシュパルスを送信するか否かの判断を操作者に委ねることもできる。そこで、第 2 の実施形態では、プッシュパルスを送信するか否かの判断を操作者に委ねる場合の処理を説明する。なお、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置には、プッシュパルスを送信するか否かの判断を操作者に委ねるための処理以外は、第 1 の実施形態において説明した機能構成の全てが適用される。

【 0 0 6 8 】

図 1 1 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。図 1 1 に示すように、エラストモードにおいて、制御部 1 7 は、B モード画像を略リアルタイムでモニタ 2 に表示させるために、B モード用パルスの送受信を送受信部 1 1 に実行させる (ステップ S 2 0 1) 。そして、入力部 3 が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けると (ステップ S 2 0 2) 。なお、制御部 1 7 は、入力部 3 が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けるまで (ステップ S 2 0 2 否定) 、B モード画像の略リアルタイム表示を行い、ステップ S 1 0 3 以降の処理を実行しない。

【 0 0 6 9 】

入力部 3 が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けると（ステップ S 2 0 2 肯定）、制御部 1 7 は、例えば、直前に受信された B モード用パルスの反射波信号の強度が第 1 の閾値以上か否かを判定する（ステップ S 2 0 3）。これにより、制御部 1 7 は、超音波プローブ 1 が被検体 P から離間していないかを確認する。

【 0 0 7 0 】

反射波信号の強度が第 1 の閾値以上である場合には（ステップ S 2 0 3 肯定）、制御部 1 7 は、反射波信号の強度が第 2 の閾値未満か否かを判定する（ステップ S 2 0 4）。これにより、被検体 P の体内に造影剤が存在するか判定される。

【 0 0 7 1 】

反射波信号の強度が第 2 の閾値以上である場合には（ステップ S 2 0 4 否定）、制御部 1 7 は、プッシュパルスを送信させるか否かを選択させる画面をモニタ 2 に表示させる（ステップ S 2 0 5）。そして、プッシュパルスの送信が選択された場合には（ステップ S 2 0 6 肯定）、制御部 1 7 は、送受信部 1 1 に B モード用パルスの送受信を停止させ、プッシュパルスを送信させる（ステップ S 2 0 7）。続いて、制御部 1 7 は、B モード処理部 1 2 に切断波の伝播速度を測定させる（ステップ S 2 0 8）。続いて、制御部 1 7 は、測定した伝播速度に基づいて、硬さ画像データを生成する（ステップ S 2 0 9）。そして、制御部 1 7 は、生成した硬さ画像データをモニタ 2 に表示させる（ステップ S 2 1 0）。この後、制御部 1 7 は、停止させた B モード用パルスの送受信を再開させ、B モード画像の略リアルタイム表示を行う。

【 0 0 7 2 】

一方、プッシュパルスの送信が選択されない場合には（ステップ S 2 0 6 否定）、制御部 1 7 は、プッシュパルスを送信することなく処理を終了する。

【 0 0 7 3 】

また、反射波信号の強度が第 2 の閾値未満である場合には（ステップ S 2 0 4 肯定）、制御部 1 7 は、ステップ S 2 0 7 の処理へ移行する。

【 0 0 7 4 】

また、反射波信号の強度が第 1 の閾値未満である場合には（ステップ S 2 0 3 否定）、制御部 1 7 は、プッシュパルスの送信が許可されない旨のメッセージをモニタ 2 に表示させる（ステップ S 2 1 1）。また、ブザーや音声などの音響信号で放置することもできる。

【 0 0 7 5 】

なお、ステップ S 2 0 3 及びステップ S 2 1 1 の処理は、必ずしも実行されなくても良い。すなわち、ステップ S 2 0 2 の処理が実行された後に、ステップ S 2 0 4 の処理が実行されても良い。また、ここでは、制御部 1 7 が、硬さ画像の表示要求の入力が行われる直前に送受信された B モード用パルスの反射波信号の強度を用いて、判定処理を実行する場合を説明したが、これに限定されるものではない。

【 0 0 7 6 】

このように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体 P の体内に造影剤が存在すると判定される場合に、プッシュパルスを送信するか否かの判断を操作者に委ねることができる。すなわち、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体 P の体内に造影剤が存在すると判定される場合においても、操作者の判断でプッシュパルスを送信することもできる。

【 0 0 7 7 】

また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、所定の条件下で超音波を意図的に送信させることもできる。所定の条件下で意図的に送信される超音波の例としては、D D S（Drug Delivery System）用の超音波が挙げられる。以下、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置が、超音波を用いた D D S（超音波 D D S）に適用される場合を説明する。

【 0 0 7 8 】

ここで、超音波 D D S について簡単に説明する。超音波 D D S では、一般的に、薬剤が

10

20

30

40

50

封入されたマイクロバブル（薬剤バブル）を被検体に投与し、薬剤バブルが所定部位に到達した時点で体外より超音波を放射して薬剤バブルを破壊することで、封入された薬剤を被検体内で放出させることが行われている。なお、薬剤バブルは、造影剤と同様に微小気泡を含むので、薬剤バブルの体内存在量に応じて強力な反射波信号が得られる。

【 0 0 7 9 】

そこで、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に投与された薬剤バブルを破壊する D D S 用の超音波を送信するために利用される。すなわち、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置において、制御部 1 7 は、D D S 用の超音波を送信する旨の要求の入力を受け付ける。そして、制御部 1 7 は、B モード用パルスの送受信を行って、第 2 の所定深さ範囲における B モード用パルスの反射波信号の強度が第 2 の閾値以上である場合に、D D S 用の超音波を送信させるか否かを選択させる画面をモニタ 2 に表示させる。そして、制御部 1 7 は、D D S 用の超音波の送信が選択された場合には、D D S 用の超音波を送受信部 1 1 に送信させる。なお、ここで、第 2 の閾値は、例えば、被検体内で放出させる薬剤の量、つまり、所定部位に到達した薬剤バブルの量に応じて設定される。

【 0 0 8 0 】

このように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、操作者は、薬剤バブルが所定部位に十分に到達した段階で、D D S 用の超音波を送信させることができる。

【 0 0 8 1 】

（第 3 の実施形態）

上記の第 1 及び第 2 の実施形態では、硬さ画像の表示前に表示される B モード画像の輝度値、若しくは B モード画像を表示するために送受信された B モード用パルスの反射波信号の強度を用いて、プッシュパルスの送信を制御する場合を説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置は、B モード用パルスとは異なり、判定処理を実行するための判定用パルスを用いて、判定処理を実行プッシュパルスの送信を制御しても良い。そこで、第 3 の実施形態では、超音波診断装置が、B モード用パルスに代えて判定用パルスを用いてプッシュパルスの送信を制御する場合の処理を説明する。

【 0 0 8 2 】

図 1 2 は、第 3 の実施形態に係るエラストグラフィのワークフローを説明するための図である。図 1 2 に示すワークフローは、図 5 に例示したワークフローと比較して、硬さ画像の表示要求の入力を受け付けた後に、判定用パルス 1 2 a が送受信される点が相違する。

【 0 0 8 3 】

すなわち、図 1 2 に示すように、制御部 1 7 は、入力部 3 が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けると、判定用パルス 1 2 a の送受信を送受信部 1 1 に実行させる。そして、制御部 1 7 は、受信された判定用パルス 1 2 a の反射波信号の強度に応じて、プッシュパルスの送信を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、受信した反射波信号の強度を用いて、超音波プローブ 1 が被検体 P から離間していないか判定処理を実行したり、被検体 P の体内に造影剤が存在しないか判定する処理を実行したりする。

【 0 0 8 4 】

なお、図 1 2 において送受信される判定用パルスは、第 1 及び第 2 の実施形態で説明した判定処理を実行するために送受信される超音波パルスであり、映像化に利用されないものである。このため、この判定用パルスは、例えば、走査範囲内の全ての走査線において送受信されても良いし、1 又は複数の任意の走査線について送受信されて良い。また、判定用パルスの強度やその他のスキャン条件は、B モード用パルスと同じであっても良いし、異なっても良い。また、判定用パルスは、プッシュパルスとは異なるタイミングで送信される超音波の一例である。

【 0 0 8 5 】

このように、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置は、B モード用パルスに代えて判定用パルスを用いてプッシュパルスの送信を制御する。このため、第 3 の実施形態に係る超

10

20

30

40

50

音波診断装置は、必ずしもBモード画像を生成しなくても、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波を安全に利用することができる。

【0086】

なお、第3の実施形態で説明した判定用パルスは、必ずしも硬さ画像の表示要求の入力の後に送受信されなくても良い。例えば、判定用パルスは、定期的に送受信されていても良い。

【0087】

図13は、第3の実施形態に係るエラストグラフィのワークフローの変形例を説明するための図である。図13に示すワークフローは、図12に例示したワークフローと比較して、判定用パルス13aが定期的に送受信される点が相違する。

10

【0088】

すなわち、図13に示すように、エラストグラフィによる硬さ画像を表示可能なモードにおいて、判定用パルス13aがBモード用パルスとは異なるタイミングで定期的に送受信される。具体的には、制御部17は、繰り返し送受信されるBモード用パルスの間に適宜挿入されるように、判定用パルス13aを任意のタイミングで周期的に送受信させる。そして、制御部17は、入力部3が硬さ画像の表示要求の入力を受け付けると、例えば、硬さ画像の表示要求の入力が行われる直前に送受信された判定用パルス13aの反射波信号の強度に応じて、プッシュパルスの送信を制御する。具体的には、制御部17は、受信した反射波信号の強度を用いて、超音波プローブ1が被検体Pから離間していないか判定する処理を実行したり、被検体Pの体内に造影剤が存在しないか判定する処理を実行したりする。なお、制御部17は、硬さ画像の表示要求の入力が行われる数秒前に送受信された判定用パルス13aの反射波信号の強度を用いても良い。すなわち、制御部17は、定期的に送受信された複数の判定用パルス13aのうち、いずれかの判定用パルス13aの反射波信号の強度を用いて、プッシュパルスの送信を制御する。

20

【0089】

上述した第1～第3の実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等、コンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

30

【0090】

なお、上述した第1～第3の実施形態では、超音波診断装置がプッシュパルスの送信を制御する場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、第1及び第2の実施形態では、プッシュパルスのみならず、DDS用の超音波や止血に利用される超音波等、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波が利用される際に共通して適用可能である。

【0091】

40

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、被検体の生体組織を変形させるために送信される超音波を安全に利用することができる。

【0092】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

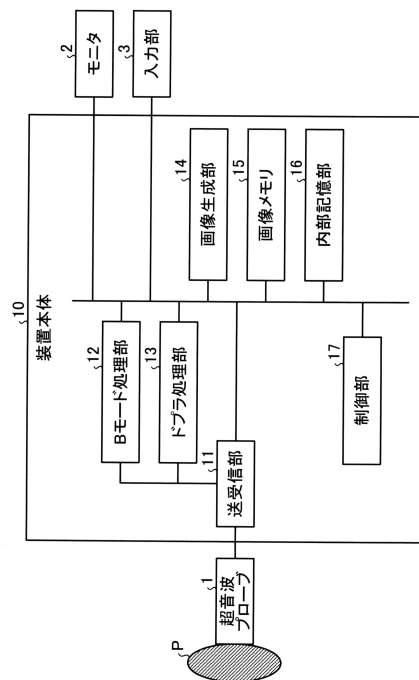
【符号の説明】

50

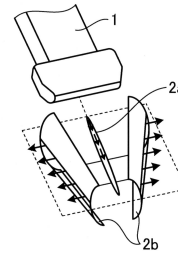
【 0 0 9 3 】

3 入力部
1 0 装置本体
1 7 制御部

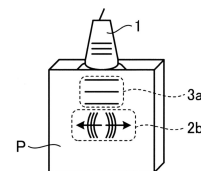
【 図 1 】



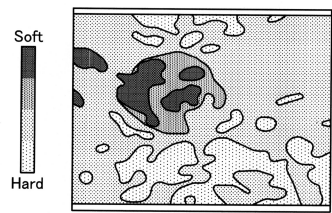
【 図 2 】



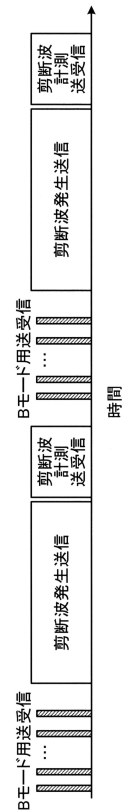
【 図 3 】



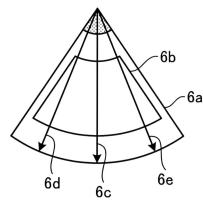
【図 4】



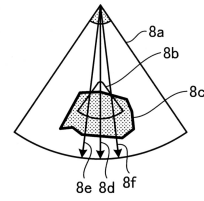
【図 5】



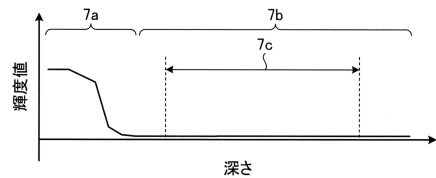
【図 6】



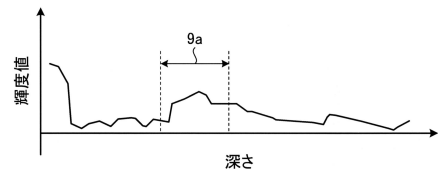
【図 8】



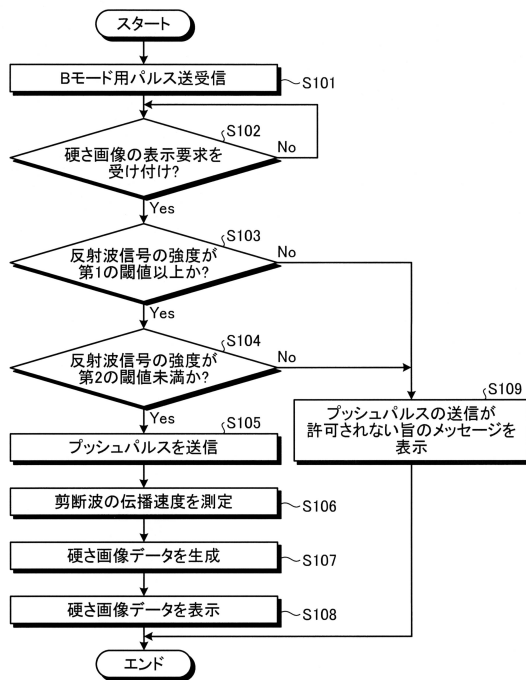
【図 7】



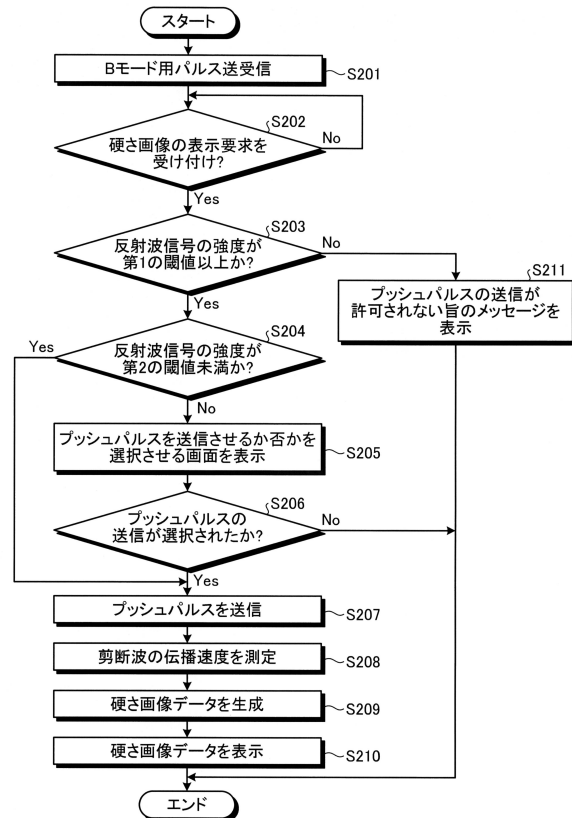
【図 9】



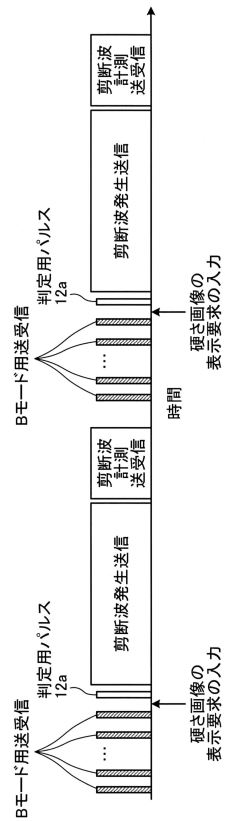
【図 10】



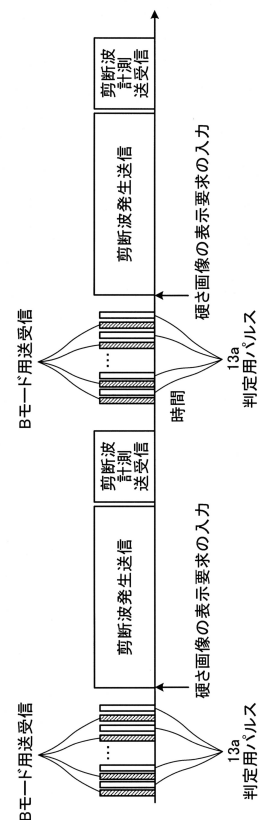
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (72)発明者 森川 浩一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宮島 泰夫
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 奥村 貴敏
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0066030(US, A1)
特開2012-100997(JP, A)
特開平11-221217(JP, A)
特開平10-201760(JP, A)
特開2008-188162(JP, A)
特開2011-072584(JP, A)

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

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP6305718B2	公开(公告)日	2018-04-04
申请号	JP2013217854	申请日	2013-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岩間信行 本郷宏信 内海勲 森川浩一 宮島泰夫 奥村貴敏		
发明人	岩間 信行 本郷 宏信 内海 勲 森川 浩一 宮島 泰夫 奥村 貴敏		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52022 G01S7/52039 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52071 G01S15/8915 G01S15/8979 A61B8/465 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE16 4C601/HH12 4C601/KK02 4C601/KK31		
优先权	2012232019 2012-10-19 JP		
其他公开文献	JP2014097373A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(有纠正) 本发明提供一种超声波诊断装置和控制程序, 其能够安全地使用传输的超声波来使对象的活组织变形。超声波诊断装置包括发送/接收单元11, 输入单元3和控制单元17。发送和接收单元11发送用于使对象的活组织变形的第一超声波, 并发送和接收在与第一超声波的定时不同的定时发送和接收的第二超声波。输入单元3接收用于发送第一超声波的请求的输入。当控制单元17接收到发送第一超声波的请求的输入时, 控制单元17确定第二超声波的反射波信号或第二超声波的反射波信号的强度。根据通过使用成像的图像的像素值来控制第一超声波的传输。[选图]图1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6305718号 (P6305718)
(45) 発行日 平成30年4月4日 (2018. 4. 4)	(24) 登録日 平成30年3月16日 (2018. 3. 16)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 A 6 1 B 8 / 0 6	F 1 A 6 1 B 8 / 0 8 A 6 1 B 8 / 0 6	
請求項の数 9 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-217854 (P2013-217854)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地	
(22) 出願日 平成25年10月18日 (2013.10.18)		
(65) 公開番号 特開2014-97373 (P2014-97373A)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 岩間 信行	
(43) 公開日 平成26年5月29日 (2014. 5. 29)	(72) 発明者 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成28年8月4日 (2016. 8. 4)		
(31) 優先権主張番号 特願2012-232019 (P2012-232019)	(72) 発明者 本郷 宏信 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
(32) 優先日 平成24年10月19日 (2012.10.19)	(72) 発明者 内海 勲 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム		