

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6420574号
(P6420574)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-129193 (P2014-129193)
 (22) 出願日 平成26年6月24日 (2014. 6. 24)
 (65) 公開番号 特開2016-7315 (P2016-7315A)
 (43) 公開日 平成28年1月18日 (2016. 1. 18)
 審査請求日 平成29年6月16日 (2017. 6. 16)

(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・ブルバード、3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (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

審査官 永田 浩司

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検出用超音波パルスの送信とを制
 御する送信制御部であって、前記超音波のプッシュパルスとして、異なる音線において複
 数の超音波のプッシュパルスを送信させる送信制御部と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する計測値
 を算出する計測値算出部であって、前記複数の超音波のプッシュパルスの各々に対応する
 検出用超音波パルスのエコー信号の各々に基づいて、前記生体組織の各部分について前記
 計測値を算出して、前記生体組織の同一部分について複数の計測値を得る計測値算出部と

10

、
 前記生体組織の同一部分において得られた複数の前記計測値の各々のうち、いずれかの
 計測値を選択する選択部と、

該選択部で選択された計測値に応じた表示形態を有する弾性画像のデータを作成する弾
 性画像データ作成部と、

を備え、

前記選択部は、前記複数の前記計測値の各々に対応する前記検出用超音波パルスのエコー
 信号において検出されるせん断弾性波の振幅を比較して、より振幅が大きいせん断弾性
 波が検出された検出用超音波パルスに対応する計測値を選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 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検出用超音波パルスの送信とを制御する送信制御部であって、前記超音波のプッシュパルスとして、異なる音線において複数の超音波のプッシュパルスを送信させる送信制御部と、

前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する計測値を算出する計測値算出部であって、前記複数の超音波のプッシュパルスの各々に対応する検出用超音波パルスのエコー信号の各々に基づいて、前記生体組織の各部分について前記計測値を算出して、前記生体組織の同一部分について複数の計測値を得る計測値算出部と、

10

前記生体組織の同一部分において得られた複数の前記計測値の各々を加算平均して平均値を算出する加算平均部と、

前記平均値に応じた表示形態を有する弾性画像のデータを作成する弾性画像データ作成部と、

を備え、

前記加算平均部は、前記検出用超音波パルスのエコー信号において検出されるせん断弾性波の振幅に応じた重み係数を用いて、前記計測値の各々を重み付け加算して平均値を算出する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

20

前記複数の超音波のプッシュパルスは、異なる音線においてフォーカスの位置が異なる複数の超音波のプッシュパルスである、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記計測値は、前記せん断弾性波の伝搬速度であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記計測値は、前記せん断弾性波の伝搬速度に基づいて算出される生体組織の弾性値であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のプッシュパルスを送信して生体組織の弾性を計測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、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）が検出用超音波パルスによって検出され、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て弾性データが得られる。そして、二次元の関心領域に、弾性データに応じた色などを有する弾性画像が表示される。この場合、前記検出用超音波パルスは、二次元の関心領域内の複数音線において送受信され、複数音線の各々における複数点において、せん断弾性波が検出される。

40

【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】

50

【 0 0 0 4 】

前記せん断弾性波は、前記プッシュパルスの送信方向と交差する方向（ラテラル（l a t e r a l）方向）に伝播する横波である。このせん断弾性波の振幅は、生体組織における深さ方向（前記プッシュパルスの送信方向）において異なっている。具体的には、前記せん断弾性波の振幅は、前記プッシュパルスのフォーカス付近と同じ深さ位置において最も大きく、この位置から深さ方向において離れるほど小さくなる。せん断弾性波の振幅が小さいと、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができないおそれがある。

【 0 0 0 5 】

また、プッシュパルスから遠ざかるにつれて、せん断弾性波は減衰するので、前記関心領域において、前記プッシュパルスから遠い部分の弾性画像は、生体組織の弾性を正確に反映していないおそれがある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

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、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検出用超音波パルスの送信とを制御する送信制御部であって、前記超音波のプッシュパルスとして、異なる音線においてフォーカスの位置が異なる複数の超音波のプッシュパルスを送信させる送信制御部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

上記一の観点の発明によれば、前記超音波のプッシュパルスとして、フォーカスの位置が異なる複数の超音波のプッシュパルスが送信されるので、深さ方向における前記せん断弾性波の振幅の差異が、従来よりもなくなる。また、異なる音線において超音波のプッシュパルスが送信されるので、二次元の領域において前記せん断弾性波が検出される場合、このせん断弾性波の検出点から前記超音波のプッシュパルスまでの距離の偏りを従来よりも少なくすることができる。これにより、従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【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。

【図 7】第一プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 8】第一検出用超音波パルスの送受信を説明する図である。

【図 9】伝搬速度が算出される部分を示す説明図である。

【図 10】第二プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 11】第二検出用超音波パルスの送受信を説明する図である。

【図 12】第一実施形態の第一変形例における第一プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 13】第一実施形態の第一変形例における第二プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 14】第一実施形態の第一変形例における第一プッシュパルスの送信の他例を説明する図である。

【図 15】第一実施形態の第一変形例における第二プッシュパルスの送信の他例を説明す

10

20

30

40

50

る図である。

【図 1 6】第一実施形態の第一変形例における第三プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 1 7】第一実施形態の第一変形例における第四プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 1 8】第一実施形態の第二変形例におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 1 9】第一実施形態の第二変形例の作用を示すフローチャートである。

【図 2 0】第二実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図 2 1】第二実施形態における第一プッシュパルス及び第二プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 2 2】第二実施形態における検出用超音波パルスの送受信を説明する図である。

【図 2 3】第二実施形態の第一変形例における第一プッシュパルス及び第二プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 2 4】第二実施形態の第一変形例における第一プッシュパルス、第二プッシュパルス、第三プッシュパルス及び第四プッシュパルスの送信を説明する図である。

【図 2 5】第二実施形態の第二変形例の作用を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(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。

【0010】

前記超音波プローブ 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り、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、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。

【0011】

また、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。

【0012】

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。前記送受信ビームフォーマ 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。

【0013】

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 4 1、伝搬速度算出部 4 2、弾性値算出部 4 3 及び選択部 4 4 を有する。前記 B モード処理部 4 1 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。

【0014】

また、前記伝搬速度算出部 4 2 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基づいて、前記せん断弾性波の伝搬速度を算出する。また、前記弾性値算出部 4 3 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。詳細は後述する。前記伝搬速度算出部 4 2 及び前記弾性値算出部 4 3 は、本発明にお

10

20

30

40

50

ける計測値算出部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。

【0015】

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。

【0016】

後述するように、本例では前記プッシュパルスとして、第一プッシュパルスPP1及び第二プッシュパルスPP2が送信される。従って、生体組織の同一部分について、前記第一プッシュパルスPP1に対応する弾性データと、前記第二プッシュパルスPP2に対応する弾性データの二つの前記弾性データが得られる。前記選択部44は、生体組織の同一部分について得られた複数の弾性データのうち、所定の基準に従って、いずれかを選択する。詳細は後述する。前記選択部44は、本発明における選択部の実施の形態の一例である。

10

【0017】

前記表示処理部5は、図3に示すように、画像表示処理部51、領域設定部52を有する。前記画像表示処理部51は、前記Bモード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51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51は、本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例である。

20

【0018】

図4に示すように、前記弾性画像EIは、前記Bモード画像BI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EI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(color)画像である。前記画像表示処理部51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EIは、背景のBモード画像BIが透過する半透明の画像である。

【0019】

前記関心領域Rは、前記領域設定部52によって設定される。より詳細には、前記領域設定部52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、せん断弾性波が検出される領域であり、この領域において前記検出用超音波パルスの送受信が行われる。前記関心領域Rは、本発明における二次元領域の実施の形態の一例である。

30

【0020】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。前記表示部6は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【0021】

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(keyboard)や、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。

40

【0022】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。この制御部8は、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。

【0023】

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

50

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 4 】

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 5 】

前記記憶部 9 は、HDD (Hard Disk Drive : ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) などである。

10

【 0 0 2 6 】

次に、本例の超音波診断装置 1 の作用について図 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、操作者は被検体の生体組織に対して前記超音波プローブ 2 による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、前記操作部 7 において、前記 B モード画像 B I に関心領域 R を設定する入力を行なう。これにより、前記 B モード画像 B I に関心領域 R が設定される。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 7 】

次に、ステップ S 2 では、図 7 に示すように、前記超音波プローブ 2 から第一プッシュパルス P P 1 が送信される。この第一プッシュパルス P P 1 は、例えば、操作者が前記操作部 7 において弾性画像を表示させる入力を行なうと送信される。前記第一プッシュパルス P P 1 は、前記関心領域 R の外側であって、ラテラル (lateral) 方向 (X 方向) における前記関心領域 R の一端部の近傍に送信される。

20

【 0 0 2 8 】

前記第一プッシュパルス P P 1 は、前記図 7 に示すように、所定の深度の第一フォーカス F 1 を有している。

【 0 0 2 9 】

前記第一プッシュパルス P P 1 により、生体組織 T に第一せん断弾性波 W 1 (図示省略) が発生する。前記関心領域 R 内においては、前記第一せん断弾性波 W 1 は、前記第一プッシュパルス P P 1 から遠ざかる方向 (図 7 において左から右へ向かう矢印 A 1 の方向) に伝播する。

30

【 0 0 3 0 】

次に、ステップ S 3 では、図 8 に示すように、前記関心領域 R 内において前記第一せん断弾性波 W 1 (図示省略) を検出するための第一検出用超音波パルス D P 1 が送信され、そのエコー信号が受信される。前記第一検出用超音波パルス D P 1 の送受信は、前記関心領域 R 内の複数音線について行われる。図 8 では、前記第一検出用パルス D P 1 が送信される音線が示されている。

【 0 0 3 1 】

図 8 においては、前記関心領域 R 内における複数の音線の前記第一検出用超音波パルス D P 1 が示されているが、前記第一検出用超音波パルス D P 1 の送受信は、一音線ずつ行われる。例えば、前記第一検出用超音波パルス D P 1 の送受信は、前記第一プッシュパルス P P 1 に近い音線から順番に行われてもよい。前記第一検出用超音波パルス D P 1 の送受信は、各々の音線について複数回行われる。

40

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 4 では、前記第一検出用超音波パルス D P 1 のエコー信号に基づいて、第一弾性データ D 1 が作成される。第一弾性データ D 1 は、前記第一せん断弾性波 W 1 の伝搬速度のデータ又はこの伝搬速度に基づいて算出される弾性値のデータである。より詳細には、前記伝搬速度算出部 4 2 は、前記第一検出用超音波パルス D P 1 のエコー信号において検出される前記第一せん断弾性波 W 1 の伝搬速度を算出する。また、前記弾性値

50

算出部 43 は、前記第一せん断弾性波 W1 の伝播速度に基づいて、弾性値（ヤング率（Pa：パスカル））を算出する。ただし、弾性値は算出されず、伝播速度のみが算出されてもよい。

【0033】

前記第一弾性データ D1 は、図 9 に示すように、前記第一検出用超音波パルス DP1 が送受信される音線 1 の各々において、複数の部分 p について作成される。これら部分 p は、例えば画素に対応する部分である。

【0034】

前記ステップ S4 において前記第一弾性データ D1 が算出されると、ステップ S5 では、図 10 に示すように、前記超音波プローブ 2 から第二プッシュパルス PP2 が送信される。

10

【0035】

なお、前記第二プッシュパルス PP2 の送信は、前記ステップ S4 における第一弾性データ D1 の作成の後である必要はなく、例えば前記第一弾性データ D1 の算出中において行われてもよい。この場合、例えば前記ステップ S3 において前記第一検出用超音波パルス DP1 の送受信が所定の回数行われると、前記第二プッシュパルス PP2 が送信されてもよい。

【0036】

前記第二プッシュパルス PP2 は、前記第一プッシュパルス PP1 とは異なる音線に送信される。具体的には、前記第二プッシュパルス PP2 は、前記関心領域 R の外側であって、ラテラル方向（X 方向）における前記関心領域 R の他端部（前記第一プッシュパルス PP1 の送信位置とは反対側の端部）の近傍に送信される。従って、前記第一プッシュパルス PP1、前記第二プッシュパルス PP2 及び前記関心領域 R の位置関係は、前記第一プッシュパルス PP1 の送信位置と前記第二プッシュパルス PP2 の送信位置の間に、前記関心領域 R が位置する関係にある。

20

【0037】

前記第二プッシュパルス PP2 は、前記第一プッシュパルス PP1 における前記第一フォーカス F1 とは、深さ方向（音線方向）に異なる位置である第二フォーカス F2 を有している。この第二フォーカス F2 の位置は、前記第一フォーカス F1 の位置よりも、被検体の生体組織 T において浅い位置（体表側）になっている。

30

【0038】

前記第二プッシュパルス PP2 により、生体組織 T に第二せん断弾性波 W2（図示省略）が発生する。前記関心領域 R 内においては、前記第二せん断弾性波 W2 は、前記第二プッシュパルス PP2 から遠ざかる方向（図 10 において右から左へ向かう矢印 A2 の方向）に伝播する。

【0039】

次に、ステップ S6 では、図 11 に示すように、前記関心領域 R 内において前記第二せん断弾性波 W2 を検出するための第二検出用超音波パルス DP2 が送信され、そのエコー信号が受信される。前記第二検出用超音波パルス DP2 の送受信は、前記関心領域 R 内の複数音線について行われる。図 11 では、前記第二検出用パルス DP2 が送受信される音線が示されている。前記第二検出用超音波パルス DP2 が送受信される音線の位置は、前記第一検出用超音波パルス DP1 が送受信される音線の位置と、被検体において同じ位置であってもよい。

40

【0040】

図 11 においては、前記関心領域 R 内における全ての音線の前記第二検出用超音波パルス DP2 が示されているが、前記第二検出用超音波パルス DP2 の送受信は、一音線ずつ行われる。例えば、前記第二検出用超音波パルス DP2 の送受信は、前記第二プッシュパルス PP2 に近い音線から順番に行われてもよい。前記第二検出用超音波パルス DP2 の送受信は、各々の音線について複数回行われる。

【0041】

50

次に、ステップ S 7 では、前記第二検出用超音波パルス D P 2 のエコー信号に基づいて、第二弾性データ D 2 が作成される。第二弾性データ D 2 は、前記第二せん断弾性波 W 2 の伝搬速度のデータ又はこの伝搬速度に基づいて算出される弾性値のデータである。より詳細には、前記伝搬速度算出部 4 2 は、前記第二検出用超音波パルス D P 2 のエコー信号において検出される前記第二せん断弾性波 W 2 の伝搬速度を算出する。また、前記弾性値算出部 4 3 は、前記第二せん断弾性波 W 2 の伝播速度に基づいて、弾性値を算出する。ただし、弾性値は算出されず、伝播速度のみが算出されてもよい。

【 0 0 4 2 】

前記第二弾性データ D 2 は、前記第二検出用超音波パルス D P 2 が送受信される音線の各々において、複数の部分 p について作成される（図 9 参照）。これにより、複数の部分 p の各々について、前記第一弾性データ D 1 及び前記第二弾性データ D 2 が存在することになる。言い換えれば、被検体において同一の部分について、前記第一弾性データ D 1 及び前記第二弾性データ D 2 の二つの弾性データが存在することになる。

10

【 0 0 4 3 】

次に、ステップ S 8 では、前記選択部 4 4 が、複数の部分 p の各々について、前記第一弾性データ D 1 又は前記第二弾性データ D 2 のいずれかを選択する。本例では、前記選択部 4 4 は、振幅がより大きいせん断弾性波に対応する弾性データを選択する。

【 0 0 4 4 】

具体的に説明すると、先ず前記選択部 4 4 は、前記ステップ S 4 において前記第一検出用超音波パルス D P 1 のエコー信号において検出される前記第一せん断弾性波 W 1 の振幅と、前記ステップ S 7 において前記第二検出用超音波パルス D P 2 のエコー信号において検出される前記第二せん断弾性波 W 2 の振幅とを比較する。

20

【 0 0 4 5 】

次に、前記選択部 4 4 は、前記第一せん断弾性波 W 1 及び前記第二せん断弾性波 W 2 のうち、振幅がより大きい方のせん断弾性波に対応する弾性データを選択する。具体的には、前記選択部 4 4 は、前記第二せん断弾性波 W 2 の振幅よりも前記第一せん断弾性波 W 1 の振幅の方が大きければ、前記第一弾性データ D 1 を選択する。一方、前記選択部 4 4 は、前記第一せん断弾性波 W 1 の振幅よりも前記第二せん断弾性波 W 2 の振幅の方が大きければ、前記第二弾性データ D 1 を選択する。

【 0 0 4 6 】

30

例えば、前記関心領域 R 内において前記第一プッシュパルス P P 1 に近く、比較的深い領域における部分 p については、第二せん断弾性波 W 2 よりも第一せん断弾性波 W 1 の振幅の方が大きくなる可能性が高く、前記第一弾性データ D 1 が選択される。一方、前記関心領域 R 内において前記第二プッシュパルス P P 2 に近く、比較的浅い領域における部分 p については、第一せん断弾性波 W 1 よりも第二せん断弾性波 W 2 の振幅の方が大きくなる可能性が高く、前記第二弾性データ D 2 が選択される。

【 0 0 4 7 】

次に、ステップ S 9 においては、前記ステップ S 8 において選択された弾性データに基づいて弾性画像データが作成され、この弾性画像データに基づく弾性画像 E I が、前記関心領域 R 内に表示される（図 4 参照）。

40

【 0 0 4 8 】

本例によれば、フォーカス位置が異なる前記第一プッシュパルス P P 1 及び前記第二プッシュパルス P P 2 が送信され、振幅がより大きいせん断弾性波に対応する弾性データに基づく弾性画像が作成される。例えば、前記関心領域 R において、深さ方向における位置が、前記第二フォーカス F 2 の深さ位置よりも前記第一フォーカス F 1 の深さ位置に近く、前記第二せん断弾性波 W 2 の振幅よりも前記第一せん断弾性波 W 1 の振幅の方が大きくなった部分については、前記第一弾性データ D 1 に基づく弾性画像が作成される。また、前記関心領域 R において、深さ方向における位置が、前記第一フォーカス F 1 の深さ位置よりも前記第二フォーカス F 2 の深さ位置に近く、前記第一せん断弾性波 W 1 の振幅よりも前記第二せん断弾性波 W 2 の振幅の方が大きくなった部分については、前記第二弾性デ

50

ータD 2に基づく弾性画像が作成される。従って、前記関心領域Rにおいて、大きな振幅のせん断弾性波を検出できる範囲が、従来よりも広がるので、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を得ることができる領域を広くすることができる。

【0049】

また、前記第一プッシュパルスPP1及び前記第二プッシュパルスPP2の送信位置は、前記関心領域Rの一端側と他端側なので、前記第一プッシュパルスPP1及び前記第二プッシュパルスPP2が同一音線において送信される場合と比べて、前記複数の部分pの各々とプッシュパルスとの距離の偏りを少なくすることができる。従って、同一音線においてプッシュパルスが送信される場合と比べて、前記複数の部分Pの各々とプッシュパルスとの距離が近くなり、減衰が抑制されたせん断弾性波を検出することができる。従って、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

10

【0050】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例においては、前記第一プッシュパルスPP1及び前記第二プッシュパルスPP2が、前記関心領域R内の異なる音線において送信される。前記第一プッシュパルスPP1は、前記ステップS2において、例えば図12に示すように、前記関心領域R内において、前記他端側よりも前記一端側に近い方の位置に送信される。また、前記第二プッシュパルスPP2は、前記ステップS5において、例えば図13に示すように、前記関心領域R内において、前記一端側よりも前記他端側に近い方の位置に送信される。

【0051】

20

前記関心領域R内において、前記第一プッシュパルスPP1から遠ざかる方向A1, A2に伝播する第一せん断弾性波W1が検出される。また、前記関心領域Rにおいて、前記第二プッシュパルスPP2から遠ざかる方向A1, A2に伝播する第二せん断弾性波W2が検出される。

【0052】

例えば、上述の各図に示されたものよりも関心領域Rが広い場合、図14～図17に示すように、より多くの異なる音線において、互いにフォーカスの位置が異なるプッシュパルスが送信されてもよい。図14～図17の各々の図では、第一プッシュパルスPP1、第二プッシュパルスPP2、第三プッシュパルスPP3、第四プッシュパルスPP4が前記関心領域R内において送信されている。

30

【0053】

前記図14～図17では、前記第一プッシュパルスPP1における第一フォーカスF1及び前記第三プッシュパルスPP3における第三フォーカスF3の深さ方向における位置は同じである。また、前記第二プッシュパルスPP2における第二フォーカスF2及び前記第四プッシュパルスPP4における第四フォーカスF4の深さ方向における位置は同じである。ただし、前記第一フォーカスF1及び前記第三フォーカスF3と前記第二フォーカスF2及び前記第四フォーカスF4の深さ方向における位置は異なっている。

【0054】

ただし、前記第一フォーカスF1、前記第二フォーカスF2、前記第三フォーカスF3及び前記第四フォーカスF4の深さ方向における位置が、全て異なってもよい。

40

【0055】

特にフローチャートは図示しないが、第一プッシュパルスPP1が送信された後に、この第一プッシュパルスPP1によって発生した第一せん断弾性波W1を検出するための第一検出用超音波パルスDP1が送信されそのエコー信号が受信される。そして、このエコー信号に基づいて第一弾性データD1が作成される。また、第二プッシュパルスPP2が送信された後に、この第二プッシュパルスPP2によって発生した第二せん断弾性波W2を検出するための第二検出用超音波パルスDP2が送信されそのエコー信号が受信される。そして、このエコー信号に基づいて第二弾性データD2が作成される。また、第三プッシュパルスPP3が送信された後に、この第三プッシュパルスPP3によって発生した第三せん断弾性波W3を検出するための第三検出用超音波パルスDP3が送信されそのエコー

50

ー信号が受信される。そして、このエコー信号に基づいて第三弾性データD 3が作成される。また、第四プッシュパルスP P 4が送信された後に、この第四プッシュパルスP P 4によって発生した第四せん断弾性波W 4を検出するための第四検出用超音波パルスD P 4が送信されそのエコー信号が受信される。そして、このエコー信号に基づいて第四弾性データD 4が作成される。

【0056】

従って、前記関心領域R内の複数の部分pの各々において、前記第一弾性データD 1、前記第二弾性データD 2、前記第三弾性データD 3、前記第四弾性データD 4が作成される。前記選択部44は、前記ステップS 8において、前記各弾性データD 1～D 4のうち、振幅が最も大きいせん断弾性波に対応する弾性データを選択する。

10

【0057】

このように、異なる音線において、前記第一フォーカスF 1～前記第四フォーカスF 4を有する前記第一プッシュパルスP P 1～前記第四プッシュパルスP P 4を送信することにより、比較的広い関心領域Rであっても、減衰が抑制されたせん断弾性波が検出されて作成された弾性データに基づく弾性画像を得ることができる。

【0058】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記エコーデータ処理部4は、図18に示すように、前記選択部44の代わりに加算平均部45を有している。この加算平均部45は、本発明における加算平均部の実施の形態の一例である。

【0059】

20

この第二変形例では、図19に示すフローチャートのステップS 8'において、前記加算平均部45が、複数の部分pの各々について、前記第一弾性データD 1及び前記第二弾性データD 2を加算平均した弾性データを作成する。前記加算平均部45は、単純平均による平均値を算出してもよいし、前記第一弾性データD 1及び前記第二弾性データD 2を重み付け加算して平均値を算出してもよい。重み付け加算においては、前記加算平均部45は、前記第一せん断弾性波W 1及び前記第二せん断弾性波W 2の振幅に応じた重み係数を用いる。具体的には、前記第一せん断弾性波W 1の振幅及び前記第二せん断弾性波W 2の振幅を比較して、振幅が大きい方のせん断弾性波に対応する弾性データに対する重み係数を、他方の弾性データに対する重み係数よりも大きくする。例えば、前記第二せん断弾性波W 2の振幅よりも前記第一せん断弾性波W 1の振幅の方が大きければ、前記第二弾性データD 2に対する重み係数よりも前記第一弾性データD 1に対する重み係数を大きくする。一方、前記第一せん断弾性波W 1の振幅よりも前記第二せん断弾性波W 2の振幅の方が大きければ、前記第一弾性データD 1に対する重み係数よりも前記第二弾性データD 2に対する重み係数を大きくする。

30

【0060】

なお、前記第一弾性データD 1～前記第四弾性データD 4が作成された場合、前記第一弾性データD 1～前記第四弾性データD 4の加算平均が行われる。

【0061】

前記ステップS 8'において加算平均された弾性データが作成されると、この弾性データに基づいて、前記ステップS 9において弾性画像データが作成され、弾性画像が表示される。

40

【0062】

(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り、以下作用について、図20のフローチャートに基づいて説明する。なお、前記エコーデータ処理部4の構成は、図2の構成であるものとする。

【0063】

本例では、第一プッシュパルスP P 1と第二プッシュパルスP P 2が同時に送信される。具体的に図20に基づいて説明する。先ずステップS 11においては、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。

50

【 0 0 6 4 】

次に、ステップ S 1 2 においては、例えば操作者が前記操作部 7 において弾性画像を表示させる入力を行なうと、図 2 1 に示すように、前記超音波プローブ 2 から第一プッシュパルス P P 1 及び第二プッシュパルスが同時に送信される。これら第一プッシュパルス P P 1 及び第二プッシュパルス P P 2 は、深さ方向において互いに異なる位置の第一フォーカス F 1 及び第二フォーカス F 2 を有し、異なる音線に送信される。図 2 1 では、第一実施形態の図 7 と同様に、前記第一プッシュパルス P P 1 は、前記関心領域 R の一端部の外側に送信される。また、前記第二プッシュパルス P P 2 は、第一実施形態の図 1 0 と同様に、前記関心領域 R の他端部の外側に送信される。

【 0 0 6 5 】

10

次に、ステップ S 1 3 では、前記第一プッシュパルス P P 1 によって発生した第一せん断弾性波 W 1 及び前記第二プッシュパルス P P 2 によって発生した第二せん断弾性波 W 2 を、前記関心領域 R 内において検出するための検出用超音波パルス D P が送信される。この検出パルス D P は、図 2 2 に示すように送信され、そのエコー信号が受信される。前記検出用超音波パルス D P は、前記第一検出用超音波パルス D P 1 及び前記第二検出用超音波パルス D P 2 の送受信と同様に、一音線ずつ順番に行われる。

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ S 1 4 では、前記検出用超音波パルス D P のエコー信号に基づいて、第一弾性データ D 1 及び第二弾性データ D 2 が作成される。これら第一弾性データ D 1 及び第二弾性データ D 2 は、第一実施形態と同様に、前記関心領域 R 内における複数の部分 p の各々について作成される。

20

【 0 0 6 7 】

前記第一弾性データ D 1 は、前記第一せん断弾性波 W 1 の伝搬速度のデータ又はこの伝搬速度に基づいて算出される弾性値のデータである。また、第二弾性データ D 2 は、第二せん断弾性波 W 2 の伝搬速度のデータ又はこの伝搬速度に基づいて算出される弾性値のデータである。また、前記第一弾性データ D 1 及び前記第二弾性データ D 2 は、前記検出用超音波パルス D P が送受信される音線の各々において、複数の部分 p について作成される。

【 0 0 6 8 】

前記伝搬速度は、前記伝搬速度算出部 4 2 によって算出される。より詳細には、前記伝搬速度算出部 4 2 は、前記検出用超音波パルス D P のエコー信号において検出される前記第一せん断弾性波 W 1 の伝搬速度を算出する。また、前記伝搬速度算出部 4 2 は、前記検出用超音波パルス D P のエコー信号において検出される前記第二せん断弾性波 W 2 の伝搬速度を算出する。

30

【 0 0 6 9 】

ここで、前記検出用超音波パルス D P のエコー信号においては、前記第一せん断弾性波 W 1 及び前記第二せん断弾性波 W 2 が検出される。前記第一せん断弾性波 W 1 は、前記関心領域 R 内において、図 2 1 に示す矢印 A 1 の方向へ伝搬する。一方、前記第二せん断弾性波 W 2 は、前記関心領域 R 内において、前記矢印 A 2 とは反対方向の矢印 A 2 の方向へ伝搬する。そこで、前記伝搬速度算出部 4 2 は、前記検出用超音波パルス D P によって検出されたせん断弾性波が、前記第一せん断弾性波 W 1 であるか、前記第二せん断弾性波 W 2 であるかを、ディレクショナルフィルター (Directional Filter) によって識別する。ディレクショナルフィルターは、前記第一せん断弾性波 W 1 及び前記第二せん断弾性波 W 2 の伝搬方向に基づいて、これら第一せん断弾性波 W 1 及び第二せん断弾性波 W 2 を識別するフィルターである。

40

【 0 0 7 0 】

前記第一実施形態と同様に、前記弾性値算出部 4 3 は、前記第一せん断弾性波 W 1 の伝搬速度に基づいて弾性値を算出し、前記第二せん断弾性波 W 2 の伝搬速度に基づいて弾性値を算出する。ただし、前記第一実施形態と同様に弾性値は算出されなくてもよい。

【 0 0 7 1 】

50

次に、ステップ S 1 5 では、前記選択部 4 4 が、複数の部分 p の各々について、前記第一実施形態と同様にして、前記第一弾性データ D 1 又は前記第二弾性データ D 2 のいずれかを選択する。

【 0 0 7 2 】

次に、ステップ S 1 6 においては、前記ステップ S 1 5 において選択された弾性データに基づいて弾性画像データが作成され、この弾性画像データに基づく弾性画像 E I が、前記関心領域 R 内に表示される（図 4 参照）。

【 0 0 7 3 】

本例によれば、第一実施形態と同一の効果を得ることができるほか、前記第一プッシュパルス P P 1 と前記第二プッシュパルス P P 2 が同時に送信されるので、これらが別のタイミングで送信される場合と比べてフレームレートを向上させることができる。

10

【 0 0 7 4 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例においては、前記第一実施形態の第一変形例と同様に、図 2 3 に示すように、前記第一プッシュパルス P P 1 及び前記第二プッシュパルス P P 2 が、前記関心領域 R 内の異なる音線において送信される。ただし、前記第一実施形態とは異なり、前記第一プッシュパルス P P 1 及び前記第二プッシュパルス P P 2 は同時に送信される。そして、前記検出用超音波パルス D P のエコー信号において検出された第一せん断弾性波 W 1 と第二せん断弾性波 W 2 は、前記ディレクショナルフィルターによって識別され、それぞれの伝搬速度が算出される。

20

【 0 0 7 5 】

また、図 2 4 に示すように、前記関心領域 R 内において、前記第一プッシュパルス P P 1、第二プッシュパルス P P 2、第三プッシュパルス P P 3、第四プッシュパルス P P 4 が同時に送信されてもよい。これら第一プッシュパルス P P 1 ~ 第四プッシュパルス P P 4 の位置は、図 1 4 ~ 図 1 7 に示された位置と同じ位置である。

【 0 0 7 6 】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記エコーデータ処理部 4 は、前記第一実施形態の第二変形例と同様に、前記加算平均部 4 5 を有する構成になっている（図 1 8）。そして、図 2 5 に示すフローチャートによる処理が行われる。

【 0 0 7 7 】

30

この図 2 5 のフローチャートのステップ S 1 5 ' では、前記第一実施形態におけるステップ S 8 ' と同様に、前記加算平均部 4 5 が、前記第一弾性データ D 1 及び前記第二弾性データ D 2 を加算平均した弾性データを作成する。前記第一弾性データ D 1 ~ 前記第四弾性データ D 4 が作成された場合、これらが加算平均される。そして、前記ステップ S 1 6 において、加算平均された弾性データに基づいて弾性画像データが作成される。

【 0 0 7 8 】

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。

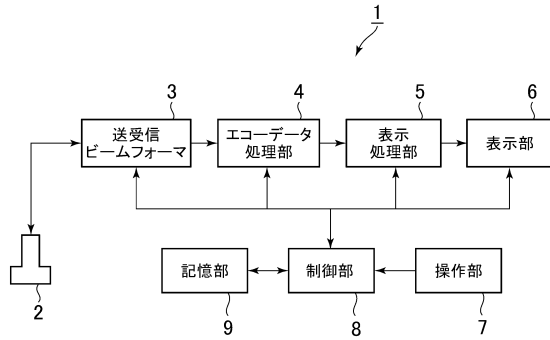
【 符号の説明 】

【 0 0 7 9 】

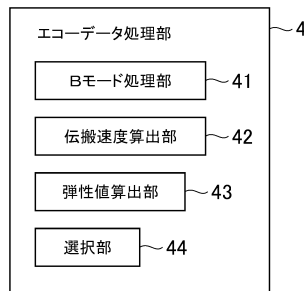
40

- 1 超音波診断装置
- 3 送受信ビームフォーマ
- 8 制御部
- 6 表示部
- 4 2 伝搬速度算出部
- 4 3 弾性値算出部
- 4 4 選択部
- 4 5 加算平均部

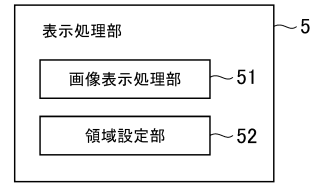
【図 1】



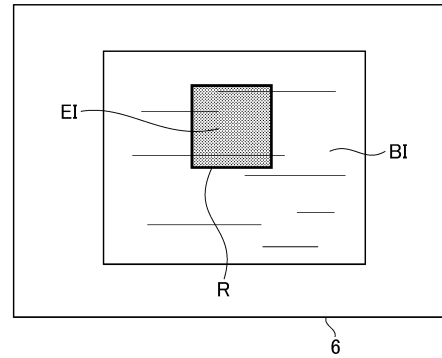
【図 2】



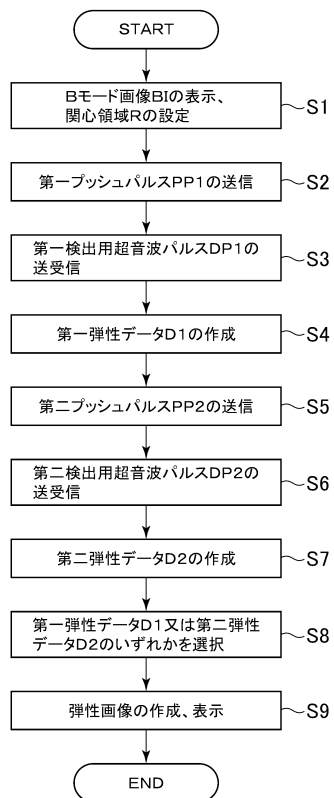
【図 3】



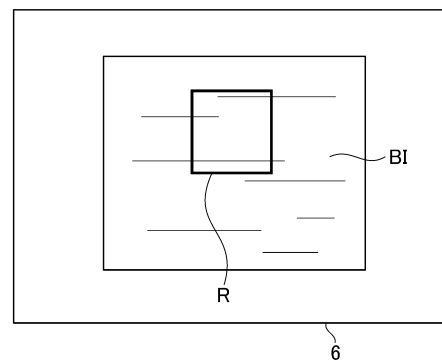
【図 4】



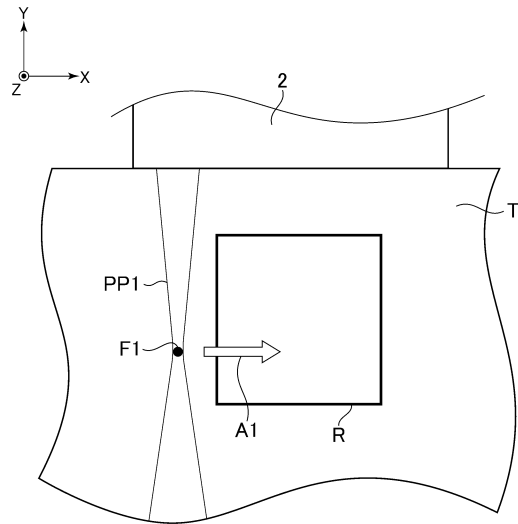
【図 5】



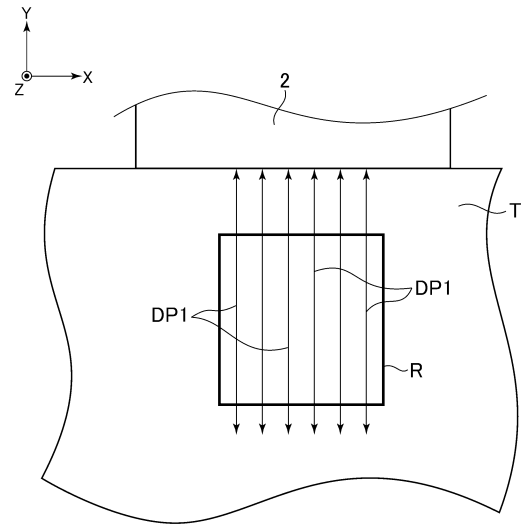
【図 6】



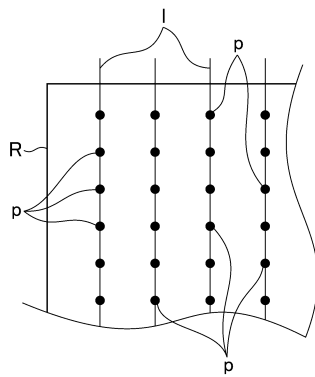
【図 7】



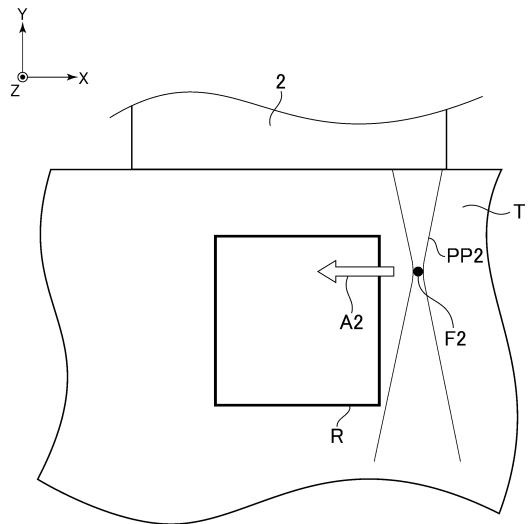
【図 8】



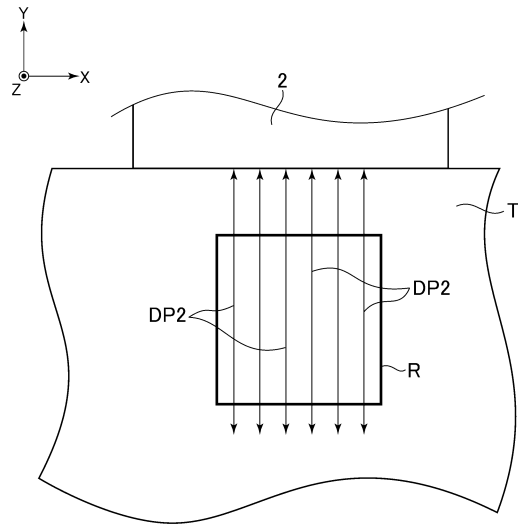
【図 9】



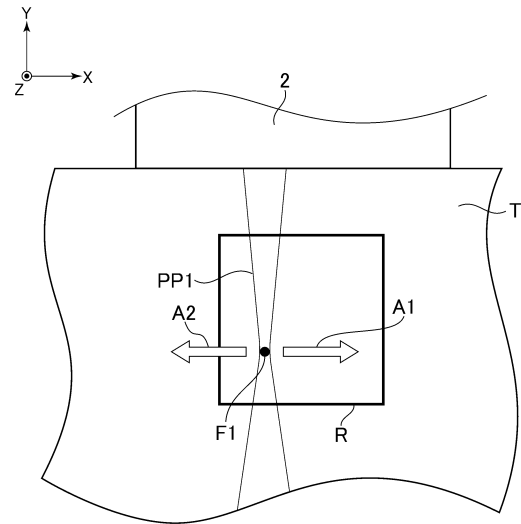
【図 10】



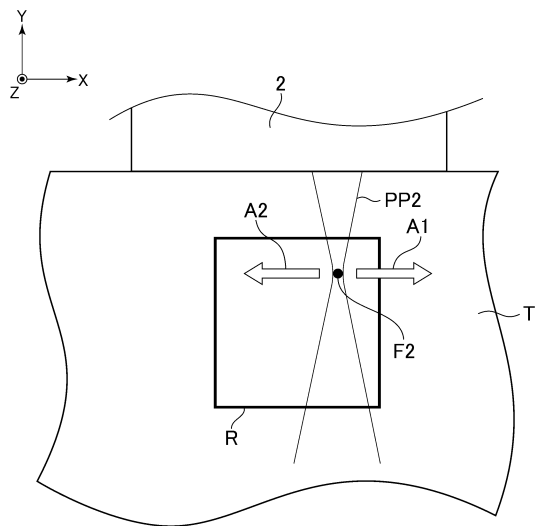
【図 1 1】



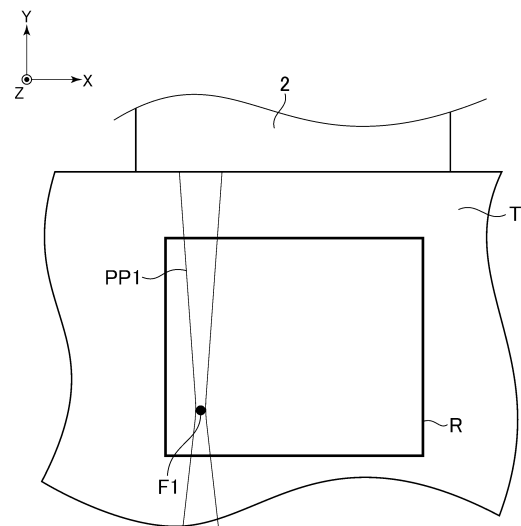
【図 1 2】



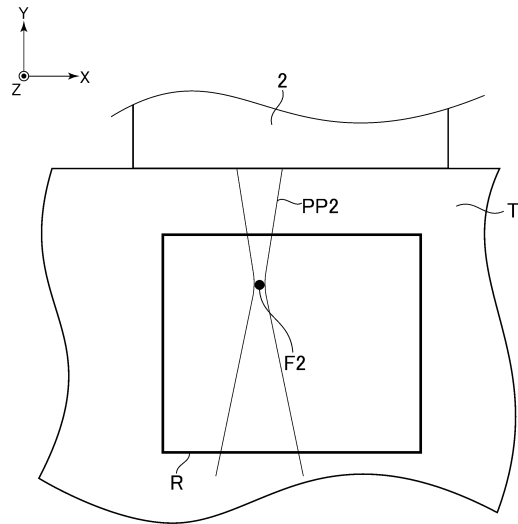
【図 1 3】



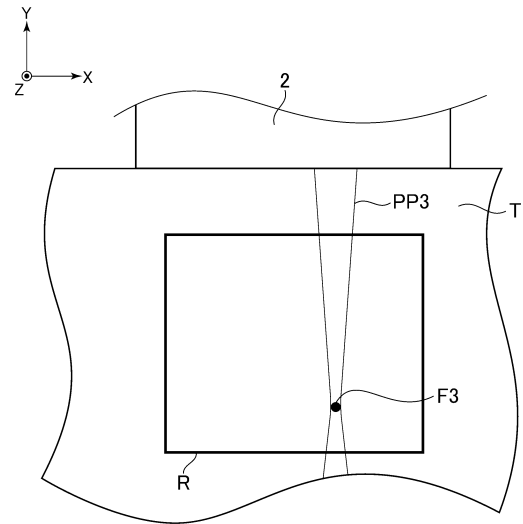
【図 1 4】



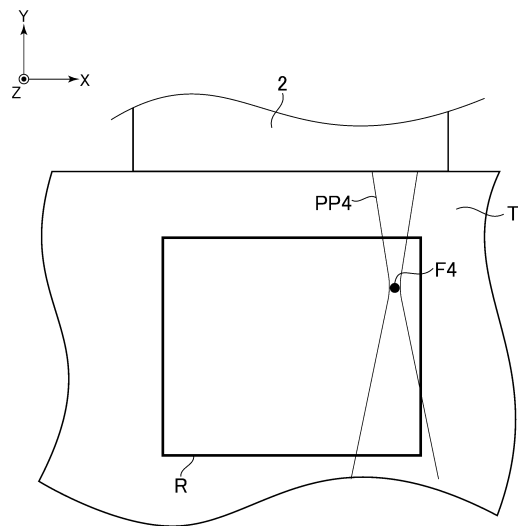
【図 15】



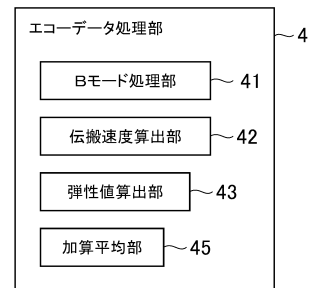
【図 16】



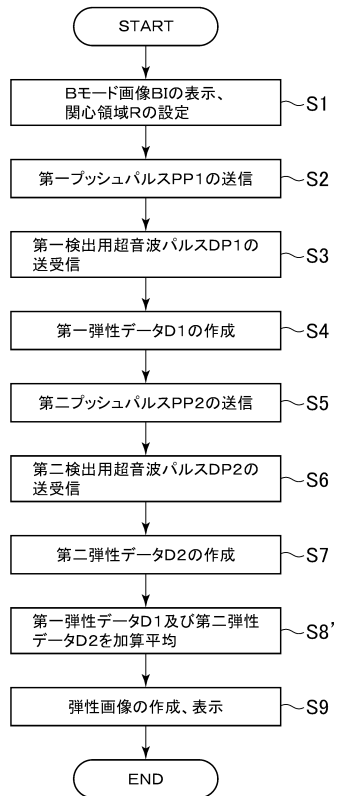
【図 17】



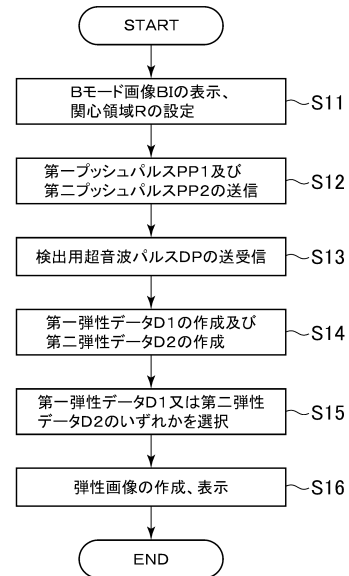
【図 18】



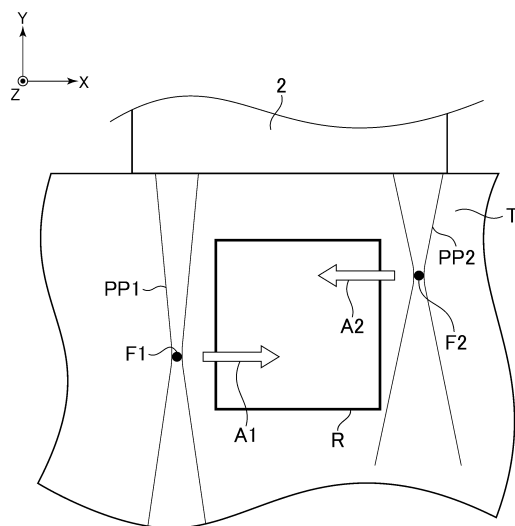
【図 19】



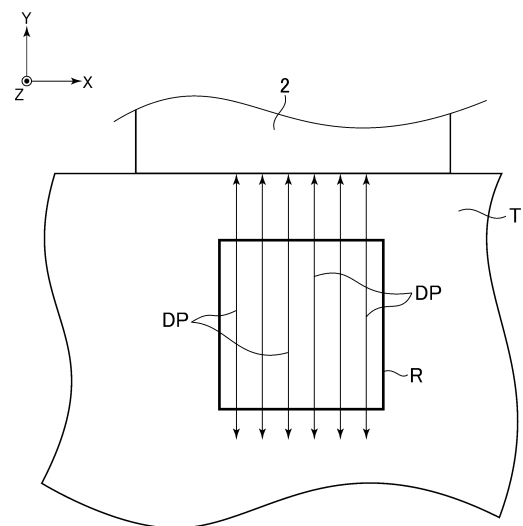
【図 20】



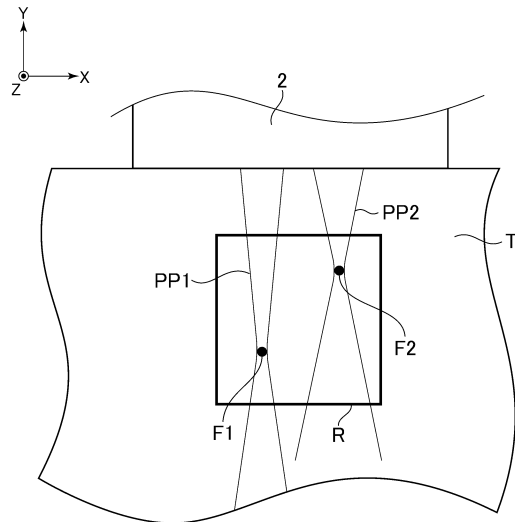
【図 21】



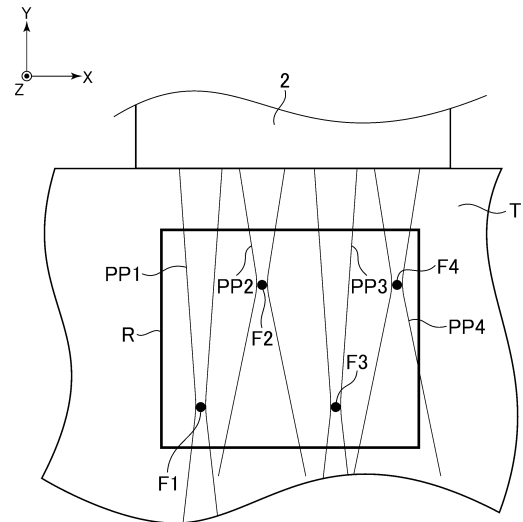
【図 22】



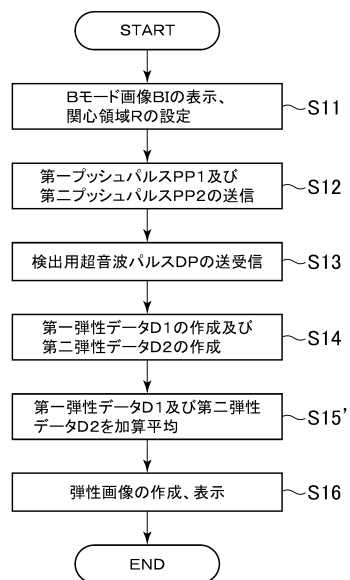
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 2 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/055973(WO,A1)
米国特許出願公開第2013/0211253(US,A1)
特開2015-009040(JP,A)
特開2013-081764(JP,A)
米国特許出願公開第2013/0096430(US,A1)
国際公開第2011/027644(WO,A1)
米国特許出願公開第2012/0136250(US,A1)
米国特許出願公開第2015/0005633(US,A1)
特表2014-506523(JP,A)
米国特許出願公開第2014/0046173(US,A1)
米国特許出願公開第2011/0066030(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP6420574B2	公开(公告)日	2018-11-07
申请号	JP2014129193	申请日	2014-06-24
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	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/HH29		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2016007315A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种能够获得准确反映活体组织弹性的弹性图像的超声波诊断装置。一种超声波诊断装置，超声波推压脉冲，以被检体的生物体组织的传输，以及通过推动脉冲检测所述活体组织中产生的剪切声波将检测出的超声波脉冲，这是用于控制超声波的传输控制单元，发送具有不同焦点位置F 1和F 2的第一推动脉冲PP 1和第二推动脉冲PP 2。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6420574号 (P6420574)
(45) 発行日 平成30年11月7日 (2018. 11. 7)	(24) 登録日 平成30年10月19日 (2018. 10. 19)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/08 (2006.01)	F I A 6 1 B 8/08	
請求項の数 5 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-129193 (P2014-129193)	(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・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国、5 3 1 8 8、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラッドヴェー・ブールバード、3 0 0 0 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (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1 2 7 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 審査官 永田 浩司
(22) 出願日 平成26年6月24日 (2014. 6. 24)		
(65) 公開番号 特開2016-7315 (P2016-7315A)		
(43) 公開日 平成28年1月18日 (2016. 1. 18)		
審査請求日 平成29年6月16日 (2017. 6. 16)		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム		
最終頁に続く		