

(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2015-107311

(P2015-107311A)

(43) 公開日 平成27年6月11日(2015.6.11)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2014-167863 (P2014-167863)
 (22) 出願日 平成26年8月20日 (2014.8.20)
 (31) 優先権主張番号 14/230842
 (32) 優先日 平成26年3月31日 (2014.3.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-221254 (P2013-221254)
 (32) 優先日 平成25年10月24日 (2013.10.24)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 川江 宗太郎
 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

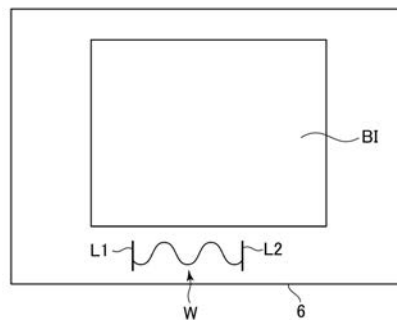
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 生体組織の動きが抑制された状態で、プッシュパルスを用いた弾性計測を行なうことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつ該プッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記被検体の呼吸を検出する呼吸検出部と、この呼吸検出部の検出に基づいて、前記プッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるために呼吸情報の波形Wが表示される表示部6と、を備える。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつ該プッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、

前記被検体の呼吸を検出する呼吸検出部と、

該呼吸検出部の検出に基づいて、前記プッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知を行なう報知部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記報知部は、前記呼吸検出部で検出された呼吸の経時変化を示す画像を表示する表示部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】

前記報知部は、前記呼吸検出部で検出された呼吸情報についての評価に基づく画像を表示する表示部であ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】

前記報知部は、前記プッシュパルスの送信タイミングを示す音を出力するスピーカー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】

一回の前記プッシュパルスの送信に対応する前記計測用超音波パルスの送信によって得られた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弾性計測値算出部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体の生体組織に対し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつ該プッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、

前記被検体の呼吸を検出する呼吸検出部と、

該呼吸検出部の検出に基づいて、呼吸による前記生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングで前記プッシュパルスが送信されるよう制御を行なう制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

一回の前記プッシュパルスの送信に対応する前記計測用超音波パルスの送信によって得られた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弾性計測値算出部を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、前記プッシュパルスを複数回送信させ、該複数回のプッシュパルスの送信の各々の送信タイミングを、同じ呼吸タイミングとし、

前記弾性計測値算出部は、複数回のプッシュパルスの送信の各々において、前記計測値を算出する

ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記呼吸検出部によって得られる呼吸情報における一周期において同一位相を前記呼吸タイミングとすることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記弾性計測値算出部は、複数回のプッシュパルスの送信の各々において算出された前記計測値に基づく値を、複数回の計測結果として算出することを特徴とする請求項 5、8 又は 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波のプッシュパルスと、該プッシュパルスが送信された被検体の生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスと、前記生体組織の動きを検出するための超音波パル

10

20

30

40

50

スとを送信する超音波プローブと、

前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて、前記生体組織の動きを検出する動き検出機能と、該動き検出機能による検出に基づいて、前記プッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知を行なう報知機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記報知機能は、前記生体組織の動きの経時変化を示す画像を表示部に表示させる表示制御機能であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記報知機能は、前記プッシュパルスの送信タイミングを知らせる画像を表示部に表示させる表示制御機能であることを特徴とする請求項 1 1 又は 1 2 に記載の超音波診断装置

。

【請求項 1 4】

前記報知機能は、前記プッシュパルスの送信タイミングを示す音を出力させる機能であることを特徴とする請求項 1 1 ~ 1 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記報知機能による報知に基づいて、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスを送信させる入力を操作者が行なう入力部を備え、

前記プロセッサは、前記入力部による入力に基づいて、前記超音波プローブによる前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスの送信を制御する送信制御機能をプログラムによって実行する

ことを特徴とする請求項 1 1 ~ 1 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記送信制御機能は、前記入力部による入力があった場合において、前記生体組織の動きが小さいとして設定された条件である場合にのみ、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信されるよう制御を行なうことを特徴とする請求項 1 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

超音波のプッシュパルスと、該プッシュパルスが送信された被検体の生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスと、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスとを送信する超音波プローブと、

前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて、前記生体組織の動きを検出する動き検出機能と、該動き検出機能による検出に基づいて、前記生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングで前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信されるよう制御を行なう送信制御機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記動き検出機能は、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて得られた B モードのデータに基づくトラッキングを行なって前記生体組織の移動量を検出する機能、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて得られたドブラデータに基づいて前記生体組織の移動速度を検出する機能、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて前記生体組織の歪みを検出する機能、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータであって二フレーム分のエコーデータに対する相関演算によって得られる相関係数を算出する機能、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータであって二フレーム間におけるエコーデータの変化を検出する機能のいずれかであることを特徴とする請求項 1 1 ~ 1 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 9】

10

20

30

40

50

前記生体組織の動きは、生体組織自体の動き又は前記超音波プローブに対する前記生体組織の位置の変化であることを特徴とする請求項 11 ~ 18 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記プロセッサは、前記計測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弾性計測値算出機能をプログラムによって実行することを特徴とする請求項 11 ~ 19 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】

【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）。プッシュパルスを用いた弾性計測手法としては、例えばプッシュパルスによって生体組織が振動して生じたせん断波を計測用超音波パルスのエコー信号によって検出してその伝播速度を算出し、この伝播速度に基づいて生体組織の弾性値を算出する手法がある。また、プッシュパルスを用いた別の弾性計測手法として、計測用超音波パルスのエコー信号に基づいて生体組織の位置情報を算出し、この位置情報に基づいて、プッシュパルスを送信することによって生じた生体組織の変位を算出する手法がある。

【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】

上述の弾性計測手法において、同一部分について複数回の弾性計測が行なわれ、その平均値等が最終的な計測値として表示される場合がある。この場合、呼吸で生体組織が動くと、計測箇所が動いてしまい、同一部分について計測が困難となる。そのため、被検体が息止めを行なって計測が行われる。しかし、被検体が息止めを行なうことが困難な場合がある。

【0005】

また、例えば心拍や被検体が動いてしまうことによっても、生体組織が動く。さらに、生体組織自体は動かないものの、計測中に超音波プローブの位置や角度が変わることによっても、生体組織の弾性に関する計測値として、正確な値を得ることができない。

【0006】

また、弾性計測によって得られた前記生体組織の弾性に関する計測値のデータ（弾性データ）に基づいて、弾性データに応じた色などを有する二次元の弾性画像が表示される場合がある。ここで、生体組織が動いたり超音波プローブが動いたりした場合に、生体組織から得られたエコー信号にはノイズ（noise）が含まれる。従って、生体組織が動いた場合、正確な弾性データを得ることができず、また前記弾性画像の S/N が悪化する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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し、超音波のプッシュパルスを送信し、なおかつこのプッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記被検体の呼吸を検出する呼吸検出部と、この呼吸検出部の検出に基づいて、前記プ

10

20

30

40

50

ッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知を行なう報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

他の観点の発明は、被検体の生体組織に対し、超音波のッシュパルスを送信し、なおかつこのッシュパルスが送信された生体組織に対し、該生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスを送信する超音波プローブと、前記被検体の呼吸を検出する呼吸検出部と、この呼吸検出部の検出に基づいて、呼吸による前記生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングで前記ッシュパルスが送信されるよう制御を行なう制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

他の観点の発明は、超音波のッシュパルスと、このッシュパルスが送信された被検体の生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスと、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスとを送信する超音波プローブと、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて、前記生体組織の動きを検出する動き検出機能と、この動き検出機能による検出に基づいて、前記ッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知を行なう報知機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

他の観点の発明は、超音波のッシュパルスと、このッシュパルスが送信された被検体の生体組織の弾性を計測するための計測用超音波パルスと、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスとを送信する超音波プローブと、前記生体組織の動きを検出するための超音波パルスのエコーデータに基づいて、前記生体組織の動きを検出する動き検出機能と、この動き検出機能による検出に基づいて、前記生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングで前記ッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信されるよう制御を行なう送信制御機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、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】

【0011】

上記一の観点の発明によれば、前記呼吸検出部の検出に基づいて、前記ッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知が行なわれるので、ッシュパルスを用いた弾性計測を、同一部分について複数回行なう場合であっても、呼吸による体動の影響をできるだけ受けないタイミングで、前記ッシュパルスを送信して弾性計測を行なうことができる。これにより、同一部分についての計測を行なうことができる。

【0012】

また、上記他の観点の発明によれば、前記呼吸検出部の検出に基づいて、呼吸による体動が小さいとして設定されたタイミングで前記ッシュパルスが送信されるので、ッシュパルスを用いた弾性計測を、同一部分について複数回行なう場合であっても、呼吸による体動の影響をできるだけ受けないタイミングで、前記ッシュパルスを送信して弾性計測を行なうことができる。これにより、同一部分についての計測を行なうことができる。

【0013】

また、上記他の観点の発明によれば、前記動き検出機能による検出に基づいて、前記ッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知が行なわれるので、生体組織の動きや前記超音波プローブの動きが抑制された状態で、前記ッシュパルス及び前記計測用超音波パルスを送信し、この計測用超音波パルスのエコー信号を取得することができる。従って、前記計測用超音波パルスのエコー信号に基づいて得られた生体組織の弾性に関する値として、正確な値を得ることができる。また、エコー信号におけるノイズを抑制することができる。

【0014】

また、上記他の観点の発明によれば、前記動き検出機能による検出に基づいて、前記生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングで前記ッシュパルス及び前記計測用

10

20

30

40

50

超音波パルスが送信されるので、生体組織の動きや前記超音波プローブの動きが抑制された状態で、前記計測用超音波パルスのエコー信号を取得することができる。従って、前記計測用超音波パルスのエコー信号に基づいて得られた生体組織の弾性に関する値として、正確な値を得ることができる。また、エコー信号におけるノイズを抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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。

10

【図3】第一実施形態の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】第一実施形態の超音波診断装置における処理フローを示すフローチャートである。

【図5】呼吸情報の説明図である。

【図6】Bモード画像が表示された表示部を示す図である。

【図7】弾性計測のタイミングの説明図である。

【図8】Bモード画像において計測領域が設定された状態の表示部を示す図である。

【図9】呼吸情報における一周期において、同一時相を示す図である。

【図10】第一実施形態の第一変形例において、呼吸情報の波形とともにインジケータバーが表示された表示部を示す図である。

20

【図11】第一実施形態の第一変形例において、呼吸情報の波形とともにインジケータバーが表示された表示部を示す図であり、図10とは高さが異なるインジケータバーが表示された状態を示す図である。

【図12】第一実施形態の第一変形例において、呼吸情報の波形とともにインジケータバーが表示された表示部を示す図であり、図10、図11とは高さが異なるインジケータバーが表示された状態を示す図である。

【図13】呼吸情報の変化に応じたインジケータバーの高さの変化を説明する図である。

【図14】呼吸情報の波形とともに、弾性計測を行なうタイミングであることを示すメッセージが表示された表示部を示す図である。

30

【図15】第一実施形態の第四変形例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16】第一実施形態の第五変形例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17】第一実施形態の第五変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図18】第二実施形態の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図19】Bモード画像に設定された関心領域内に弾性画像が表示された表示部を示す図である。

【図20】第二実施形態の超音波診断装置における処理フローを示すフローチャートである。

40

【図21】移動量の検出を説明する図である。

【図22】移動量の経時変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図23】第二実施形態の第一変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図24】第二実施形態の第一変形例の超音波診断装置における処理フローを示すフローチャートである。

【図25】第二実施形態の第二変形例において、Bモード画像データの和の差の経時変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図26】第二実施形態の第三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

50

図である。

【図 2 7】移動速度の検出を説明する図である。

【図 2 8】速度の経時変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 2 9】第二実施形態の第四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 3 0】歪みの検出を説明する図である。

【図 3 1】歪みの経時変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 3 2】相関係数の経時変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 3 3】第二実施形態の第四変形例の超音波診断装置における処理フローの他例を示すフローチャートである。

【図 3 4】第二実施形態の第四変形例の超音波診断装置における処理フローの他例を示すフローチャートである。

【図 3 5】第三実施形態の超音波診断装置における処理フローを示すフローチャートである。

【図 3 6】弾性画像データ作成後の移動量の検出を説明する図である。

【図 3 7】第三実施形態の超音波診断装置における処理フローの他例を示すフローチャートである。

【図 3 8】第四実施形態の超音波診断装置における処理フローを示すフローチャートである。

【図 3 9】生体組織の動きの経時変化を示す画像の他例であるインジケータバーを示す図である。

【図 4 0】生体組織の動きの経時変化を示す画像の他例であるインジケータバーを示す図である。

【図 4 1】生体組織の動きの経時変化を示す画像の他例であるインジケータバーを示す図である。

【図 4 2】移動量の経時変化を示すグラフとともに、弾性計測を行なうタイミングであることを示すメッセージが表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

(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、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。

【0017】

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、生体組織にせん断波 (shear wave) 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、せん断波の伝播速度を計測するための計測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。また、前記超音波プローブ 2 により、B モード画像等の超音波画像を作成するための画像用超音波が送信され、そのエコー信号が受信される。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る。

【0018】

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を送信させる。また、送受信ビームフォーマ 3 は、超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【0019】

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 及び弾性値算出部 4 3 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

10

20

30

40

50

フォーマット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。

【0020】

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ットから出力されたエコーデータに基づいて、前記せん断波の伝搬速度を算出する。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。詳細は後述する。前記伝搬速度算出部42及び前記弾性値算出部43は、本発明における弾性計測値算出部の実施の形態の一例である。

【0021】

前記表示制御部5は、図3に示すように、Bモード画像表示制御部51、呼吸検出部52、呼吸情報表示制御部53、計測領域設定部54及び判定部55を有する。前記Bモード画像表示制御部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する。また、前記Bモード画像表示制御部51は、前記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。

10

【0022】

前記呼吸検出部52は、前記Bモード画像データに基づいて、被検体の呼吸を検出する。具体的には、前記呼吸検出部52は、Bモード画像データを対象にして相関演算を用いたパターンマッチング処理によるトラッキング(tracking)を行なうことにより、呼吸による生体組織の動きを検出する。

20

【0023】

前記呼吸情報表示制御部53は、前記呼吸検出部52で検出された生体組織の動きに基づいて、被検体の呼吸情報を作成し、この呼吸情報の経時変化を示す波形を前記表示部6に表示させる。詳細は後述する。

【0024】

前記計測領域設定部54は、操作者による前記操作部7の入力に基づいて、前記プッシュパルスによる弾性計測の対象となる領域を、前記Bモード画像において設定する。

【0025】

前記判定部55は、前記呼吸情報に基づいて、プッシュパルスを用いた弾性計測のタイミングであるか否かを判定する。詳細は後述する。

30

【0026】

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。前記呼吸情報の経時変化を示す波形が表示される前記表示部6は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【0027】

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。

【0028】

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の各部における機能を実行させる。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ット、前記エコーデータ処理部4及び前記表示制御部5の機能を実行させる。

40

【0029】

前記制御部8は、前記送受信ビームフォーマット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制御部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

50

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。

【0030】

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 及び前記表示制御部 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。

【0031】

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) である。

【0032】

次に、本例の超音波診断装置 1 によって、プッシュパルスを用いた生体組織の弾性を計測する場合の処理フローについて図 4 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 では、操作者は、被検体における弾性の計測対象に対し、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信を開始する。例えば、弾性の計測対象は、被検体の肝臓である。

【0033】

次に、ステップ S 2 では、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 モード画像データが作成され、この B モード画像データに基づいて、前記呼吸検出部 5 2 が被検体の呼吸検出を開始する。また、このステップ S 2 では、前記呼吸情報表示制御部 5 3 が、前記呼吸検出部 5 2 の検出情報に基づいて、被検体の呼吸情報を作成する。具体的に説明する。生体組織は、呼気の時には一方の方向へ動き、吸気の時には呼気の時とは反対の方向へ動く。従って、前記呼吸情報表示制御部 5 3 は、このような生体組織の動きに基づいて、例えば図 5 に示すような呼吸情報を作成する。この図 5 の呼吸情報において、呼気の時には、傾きが正 (右上がり) である。従って、期間 A は呼気の期間である。また、吸気の時には、傾きが負 (右下がり) である。従って、期間 B は吸気の期間である。

【0034】

また、このステップ S 2 では、図 6 に示すように、前記 B モード画像データに基づいて、前記表示部 6 にリアルタイムの B モード画像 B I の表示が開始される。また、前記呼吸情報表示制御部 5 3 は、前記呼吸情報の経時変化を示す波形 W を前記表示部 6 に表示させる。この波形 W の表示は、プッシュパルスの送信タイミングであることを認識させるための報知の実施の形態の一例であり、前記波形 W は、呼吸の経時変化を示す画像の実施の形態の一例である。

【0035】

前記波形 W は、前記表示部 6 において、縦方向のライン L 1, L 2 の間に表示される。この波形 W において、右端のライン L 2 が現時点での呼吸情報を示す。前記波形 W は、時間の経過に伴って水平方向へ動く。

【0036】

次に、ステップ S 3 では、操作者は、前記プッシュパルスを用いた弾性計測のタイミングであるか否かを判定する。操作者は、前記表示部 6 に表示された前記波形 W を観察し、この波形 W に基づいて判定を行なう。具体的には、操作者は、呼吸による生体組織の動きが小さい期間内、すなわち図 7 に示された呼吸情報において、吸気から呼気へ変わる期間 a b 内のいずれかの時点又は呼気から吸気へ変わる期間 b a 内のいずれかの時点、弾性計測のタイミングとする。操作者は、例えば表示部 6 に表示された前記波形 W の右端 (前記ライン L 2 の部分) が、生体組織の動きが小さい期間になると、弾性計測のタイミングとする。

【0037】

本例において、弾性計測のタイミングとは、弾性計測を行なうためのプッシュパルスの送信タイミングであり、呼吸による生体組織の動きが少ないタイミングである。

【0038】

ちなみに、呼吸情報におけるどの期間を、前記期間 a b, b a として設定するか、およびこの期間におけるどの時点、弾性計測のタイミングとして設定するかは、予め前記記憶

10

20

30

40

50

部 9 に記憶されていてもよいし、操作者が任意に設定できるようになっていてもよい。

【 0 0 3 9 】

前記ステップ S 3 において、操作者は、計測タイミングではないと判定した場合（前記ステップ S 3 において「 N O 」）、前記波形 W の観察を継続する。一方、操作者が計測タイミングであると判定した場合（前記ステップ S 3 において「 Y E S 」）、ステップ S 4 へ移行する。このステップ S 4 では、前記制御部 8 は、一回目の計測であるか否かを判定する。ただし、この判定は、操作者が行なってもよい。一回目の計測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 へ移行する。このステップ S 5 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 の位置や角度を調節して、計測を行なう断面を確定し、この断面についての B モード画像 B I において、図 8 に示すように、前記操作部 7

10

【 0 0 4 0 】

前記ステップ S 5 において、計測断面の確定と計測領域 R の設定とが行われた後、または前記ステップ S 4 において、一回目の計測ではないと判定された場合（前記ステップ S 4 において「 N O 」）、ステップ S 6 の処理へ移行する。このステップ S 6 では、前記計測領域 R について、プッシュパルスを用いた弾性計測が行われる。二回目以降の弾性計測においては、一回目の弾性計測において設定された計測領域 R についての弾性計測が行われる。

【 0 0 4 1 】

具体的には、操作者が、プッシュパルスを用いた弾性計測を指示する入力を前記操作部 7 において行なうと、前記制御部 8 から前記送受信ビームフォーマ 3 へ信号が出力され、先ず、前記超音波プローブ 2 から生体組織に対してプッシュパルスが送信される。次に、前記制御部 8 は、前記プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断波を検出してその伝播速度を計測するための計測用超音波パルスが送信されるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ信号を出力する。これにより、前記超音波プローブ 2 から前記計測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。このエコー信号に基づいて、前記伝搬速度算出部 4 2 がせん断波の伝播速度を算出する。また、前記弾性値算出部 4 3 は、前記伝搬速度に基づいて弾性値（ヤング率（ P a : 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。

20

【 0 0 4 2 】

本例では、このように前記計測領域 R についての弾性計測によって、前記計測領域 R が設定された点についての伝搬速度及び / 又は弾性値が得られる。前記伝搬速度及び前記弾性値は、本発明における弾性に関する計測値の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 4 3 】

一回のプッシュパルスの送信に対応する前記計測用超音波パルスの送信は、一回のみでなく、複数回行なわれてもよい。

【 0 0 4 4 】

ちなみに、前記ステップ S 5 における前記計測領域 R の設定と、前記ステップ S 6 における前記弾性計測は、呼吸による生体組織の動きが小さい期間において行われるものとする。

40

【 0 0 4 5 】

前記呼吸情報におけるどの時点で前記プッシュパルスが送信されたかを示す送信タイミング情報は、前記記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 4 6 】

次に、ステップ S 7 では、プッシュパルスを用いた弾性計測を再度行うか否かが判定される。ここで、弾性計測は n 回（ n : 2 以上の自然数）行われる。従って、このステップ S 7 では、直前の前記ステップ S 6 における弾性計測が n 回目の計測であるか否かが判定される。判定は、操作者が行なってもよいし、前記制御部 8 が行なってもよい。操作者が判定を行なう場合には、プッシュパルスを用いた弾性計測を再度行うか否かを確認するメッセージが前記表示部 6 に表示されてもよい。

50

【 0 0 4 7 】

前記ステップ S 7 において、再度計測を行わないと判定された場合（前記ステップ S 7 において「NO」）、ステップ S 8 の処理へ移行する。一方、前記ステップ S 7 において、再度の計測を行なうと判定された場合（前記ステップ S 7 において「YES」）、前記ステップ S 3 の処理へ戻る。二回目以降の計測における前記ステップ S 3 では、前記送信タイミング情報に基づいて、前記判定部 5 5 が弾性計測のタイミングであるか否かを判定する。前記判定部 5 5 は、ステップ S 6 において、一回目と同じ呼吸タイミングでプッシュパルスが送信されるよう、弾性計測のタイミングの判定を行なう。同じ呼吸タイミングとは、呼吸情報における一周期において同一位相であることを意味する。すなわち、図 9 に示すように、呼吸情報における一周期を 0° から 360° とした場合、一回目のプッシュパルスの送信タイミングが X° であるとすると、二回目以降のプッシュパルスも X° でプッシュパルスが送信されるよう、弾性計測のタイミングの判定が行われる。

10

【 0 0 4 8 】

前記ステップ S 3 において、弾性計測のタイミングであると判定された場合、ステップ S 4 の処理へ移行し、前記制御部 8 が一回目の計測であるか否かを判定する。ここでは、計測は一回目ではないので、一回目の計測ではないと判定され、ステップ S 6 の処理へ移行する。このステップ S 6 では、上述と同様に、前記制御部 8 は前記送受信ビームフォーマ 3 へ信号を出力して、プッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる。これらプッシュパルス及び計測用超音波パルスの送信タイミングは、一回目の送信タイミングと同じである。従って、二回目以降の計測は、一回目と同じタイミングで自動的にプッシュパルス及び計測用超音波パルスが送信されて弾性計測が行われる。

20

【 0 0 4 9 】

計測回数が n 回に達すると、ステップ S 8 の処理へ移行する。このステップ S 8 では、 n 回の計測で得られた計測値の平均値が算出される。具体的には、前記弾性値算出部 4 3 が、弾性値の平均値を算出する。また、前記伝搬速度算出部 4 2 が、伝搬速度の平均値を算出してもよい。前記弾性値の平均値及び前記伝搬速度の平均値は、本発明において、複数回のプッシュパルスの送信の各々において算出された前記計測値に基づく値の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 0 】

前記平均値は、前記表示部 6 に表示される。ステップ S 8 において、平均値の算出が行われた後、処理が終了する。

30

【 0 0 5 1 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、一回目から n 回目まで、生体組織の動きが少ないタイミングであって、かつ同じ呼吸タイミングで弾性計測が行われるので、被検体が息止めを行わずとも、一回目から n 回目まで、同一部分について計測を行なうことができる。従って、 n 回の計測値の平均値は、より正確な値になる。また、二回目以降の弾性計測においては、一回目の弾性計測において設定された呼吸タイミングで自動的に計測を行なうことができる。

【 0 0 5 2 】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。まず、第一実施形態について説明する。前記ステップ S 2 において、図 10 に示すように、前記呼吸情報表示制御部 5 3 は、前記波形 W と呼吸情報についての評価を示すインジケータとを、前記表示部 6 に表示させる。ここに、評価とは、プッシュパルスの送信タイミングとしての適切性に関する評価である。本例では、前記インジケータは、インジケータバー I B である。

40

【 0 0 5 3 】

前記インジケータバー I B について説明する。前記インジケータバー I B は、図 10 ~ 図 12 に示すように、呼吸情報の変化に応じて高さが変化する。前記呼吸情報表示制御部 5 3 は、呼吸情報の波形を、プッシュパルスの送信タイミングとしての適切性の観点から複数の区間に分け、各々の区間に応じた高さを有するインジケータバー I B を表示させる。

50

【0054】

具体的には、図13に示すように、呼吸情報において変化が激しい期間 $y y$ では、前記インジケータバー I B は、図10に示すように最も低くなる。一方、呼吸情報において、前記吸気から呼気へ変わる期間 $a b$ 及び前記呼気から吸気へ変わる期間 $b a$ では、前記インジケータバー I B は、図12に示すように最も高くなる。また、呼吸情報において、前記期間 $a b$ と前記期間 $y y$ との間及び前記期間 $y y$ と前記期間 $b a$ との間の期間 $z z$ では、前記インジケータバー I B は、図11に示すように、最も高い状態と最も低い状態の間の高さになる。前記インジケータバー I B は、本発明において、呼吸情報についての評価に基づく画像の実施の形態の一例である。

【0055】

前記インジケータバー I B は、高さに応じて異なる色で表示されてもよい。

【0056】

操作者は、前記ステップ S 3 において、インジケータバー I B が最も高くなった場合（図12の状態）に、弾性計測のタイミングであると判定する。この第一変形例によれば、インジケータバー I B が表示されることにより、操作者は、弾性計測のタイミングであるか否かを容易に判定することができる。

【0057】

次に、第二変形例について説明する。前記呼吸情報表示制御部 5 3 は、前記呼吸情報において前記期間 $a b$ 又は前記期間 $b a$ になった時に、図14に示すように、弾性計測を行なうタイミングであることを示すメッセージ M を前記表示部 6 に表示させる。このメッセージ M により、操作者は、前記ステップ S 3 において、弾性計測を行なうタイミングであると容易に判定することができる。前記メッセージ M は、本発明において、呼吸情報についての評価に基づく画像の実施の形態の一例である。

【0058】

次に、第三変形例について説明する。上記実施形態では、一回目の弾性計測における前記ステップ S 3 において、操作者が弾性計測のタイミングであるか否かを判定しているが、この第三変形例においては、一回目の弾性計測においても、前記判定部 5 5 が弾性計測のタイミングであるか否かを判定する。具体的には、前記判定部 5 5 は、前記呼吸情報に基づいて、呼吸による生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングであるか否かを判定する。呼吸による生体組織の動きが小さいとして設定されたタイミングは、例えば上述の吸気から呼気へ変わる期間 $a b$ 内のいずれかの時点又は呼気から吸気へ変わる期間 $b a$ 内のいずれかの時点である。呼吸情報のある点における傾きにより、前記期間 $a b$, $b a$ を検出可能である。

【0059】

この第三変形例では、ステップ S 3 における判定を操作者が行なうわけではないので、前記呼吸情報の経時変化を示す波形 W や前記インジケータバー I B 、前記メッセージ M は、表示されなくてもよい。

【0060】

前記ステップ S 3 において、前記判定部 5 5 が計測タイミングであると判定した場合、ステップ S 4 へ移行し、前記制御部 8 が一回目の計測であるか否かを判定する。一方、前記ステップ S 3 において、前記判定部 5 5 は、計測タイミングではないと判定した場合、判定を継続する。

【0061】

前記ステップ S 5 では、前記表示部 6 に、操作者に対して前記計測領域 R の設定を促すメッセージが表示される。これにより、操作者は計測断面を確定して前記計測領域 R を設定することができる。

【0062】

前記ステップ S 5 において、前記計測領域 R が設定されると、ステップ S 6 では、上述のステップ S 6 の説明で述べたように、前記制御部 8 は、前記送受信ビームフォーマ 3 へ、先ずプッシュパルスを送信するための信号を出力し、その後計測用超音波パルスを送信

10

20

30

40

50

するための信号を出力する。

【0063】

また、二回目以降の計測においては、前記ステップS4における前記判定部55による計測タイミングであるとの判定を受けて、前記ステップS6では、上述のステップS6の説明で述べたように、前記制御部8は、前記送受信ビームフォーマ3へ、先ずプッシュパルスを送信するための信号を出力し、その後計測用超音波パルスを送信するための信号を出力する。

【0064】

以上説明した第三変形例によれば、一回目からn回目まで、生体組織の動きが少ないタイミングであって、かつ同じ呼吸タイミングで、自動的に弾性計測を行なうことができる。

10

【0065】

次に、第四変形例について説明する。図15に示すように、本例の超音波診断装置1は、スピーカ(speaker)10を備えている。このスピーカ10は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【0066】

本例では、前記制御部8は、前記呼吸検出部52で検出された呼吸情報に基づいて、前記スピーカ10から音を出力させる。具体的には、前記制御部8は、前記呼吸情報において前記期間ab又は前記期間baになった時に、弾性計測を行なうタイミングであることを示す音を、前記スピーカ10から出力させる。前記スピーカ10から出力される音は、例えば音声メッセージやアラーム(alarm)音などである。前記スピーカ10から出力される音により、操作者は、前記ステップS3において、弾性計測を行なうタイミングであると容易に判定することができる。

20

【0067】

次に、第五変形例について説明する。図16に示すように、本例の超音波診断装置1は、呼吸センサ11を備えている。この呼吸センサ11は、本発明における呼吸検出部の実施の形態の一例である。

【0068】

前記呼吸センサ11は、被検体に設けられ、呼吸運動を表す呼吸信号を出力する。この呼吸信号は前記制御部8に入力され、そこで信号処理を経た後、呼吸情報として前記呼吸情報表示制御部53に入力される。

30

【0069】

本例では、前記呼吸センサ11を備えているので、図17に示すように、前記表示制御部5は、呼吸検出部52を有していなくてもよい。

【0070】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と異なる点について説明する。なお、第一実施形態と同一の構成については、同一の符号を付して詳細な説明を省略する。

【0071】

本例の超音波診断装置1は、図1と同一の構成である。また、前記エコーデータ処理部4は、図2と同一の構成である。本例において、前記表示制御部5は、図18に示すように、画像表示制御部56、動き検出部57、動き情報表示制御部58、関心領域設定部59を有している。

40

【0072】

前記画像表示制御部56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モード画像を前記表示部6に表示させる。また、前記画像表示制御部56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。

50

【0073】

図19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。前記画像表示制御部56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。

【0074】

前記動き検出部57は、被検体の生体組織の動きを検出する(動き検出機能)。被検体の生体組織の動きとは、被検体における心拍、呼吸、体動によって生体組織自体が動く場合のほか、生体組織自体は動かないものの、前記超音波プローブ2の位置や角度が変わることにより、この超音波プローブ2に対する生体組織の位置が変わることが含まれる。

10

【0075】

本例では、前記動き検出部57は、Bモード画像データを対象にして相関演算を用いたパターンマッチング処理によるトラッキング(tracking)を行なうことにより、Bモード画像における生体組織の移動量を検出する。より詳細には、前記動き検出部57は、現フレームのBモード画像データと直前のフレームのBモード画像データとの間で相関処理を行ない、二次元方向において画像の移動量及び移動方向を検出する(二次元パターンマッチング)。相関処理は、二つの画像の相関を調べる処理であり、例えば相互相関演算である。動き検出機能は、本発明における動き検出機能の実施の形態の一例である。

20

【0076】

前記動き検出部57は、二フレームのBモード画像データを対象にしてオブティカルフロー(optical flow)を演算することにより、Bモード画像における生体組織の移動量を検出してもよい(オブティカルフロー法)。オブティカルフローのモーションフィールド(motion fields)からのベクトル(vector)角の分散は、心拍動に関する周期曲線を作成するために用いられてもよい。

【0077】

前記動き情報表示制御部58は、前記動き検出部57によって検出された生体組織の移動量の経時変化を示すグラフを前記表示部6に表示させる(表示制御機能)。詳細は後述する。前記表示制御機能は、本発明における報知機能の実施の形態の一例である。

30

【0078】

前記関心領域設定部59は、前記弾性画像EIが表示される関心領域Rを設定する。より詳細には、前記関心領域設定部59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、せん断波が検出される領域であり、この領域において前記計測用超音波パルスの送受信が行われる。

【0079】

本例においても、前記制御部8は、前記記憶部9から読み出されたプログラムによって、前記送受信ビームフォーマ3の機能を実行させ、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスなどの超音波を前記超音波プローブ2から送信させる(送信制御機能)。この送信制御機能は、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。

40

【0080】

次に、本例の作用について説明する。本例では、第一実施形態とは異なり、Bモード画像BIに設定された関心領域R内に弾性画像EIが表示される。具体的に、図20のフローチャートに基づいて説明する。

【0081】

まず、ステップS11では、操作者は、肝臓などに対して、前記超音波プローブ2によってBモード用の超音波の送受信を行なう。前記画像表示制御部51は、前記超音波プローブ2によって得られたエコー信号に基づくBモード画像データを作成し、前記表示部6にBモード画像を表示させる。操作者は、観察したい断面についてのBモード画像が表示されるよう、前記超音波プローブ2の位置や角度を調節する。操作者は、観察したい断面

50

が表示されたら、前記超音波プローブ2を固定し、その断面について超音波の送受信を行なう。操作者は、このステップS11において、Bモード画像が表示されると、このBモード画像に関心領域Rを設定してもよい。

【0082】

また、前記ステップS11において、前記動き検出部57は、図21に示すように、二フレーム分のBモード画像データBIDに基づいて、生体組織の移動量Dを検出する。前記動き情報表示制御部58は、図22に示すように、前記動き検出部57で検出された移動量Dの経時変化を示すグラフGDを前記表示部6に表示させる。

【0083】

前記グラフGDは、縦方向のラインL1, L2の間に表示され、横軸が時間で縦軸が移動量Dを示す。例えば、右端のラインL2が現時点での移動量Dである。横方向のラインL3は、移動量Dの閾値Dthを示している。この閾値Dthについて説明する。生体組織の移動量Dが閾値Dth未満である状態で、後述のように計測用超音波パルスの送受信が行われれば、生体組織の動きが小さく、S/Nが良好な弾性画像を得ることができる値に、前記閾値Dthは設定される。

10

【0084】

生体組織の移動量Dは、前記動き検出部57によって一フレームの複数個所についてトラッキングが行なわれる場合、その複数個所の移動量の和であってもよい。

【0085】

次に、ステップS12では、操作者は、前記グラフGDを見て、生体組織の移動量Dが前記閾値Dth未満であるか否かを判断する。前記グラフGDが前記横方向のラインL3よりも上又は前記横方向のラインL3の上になっていれば、操作者は前記指示入力を行わず(ステップS12において「NO」)、前記グラフGDの観察を継続する。

20

【0086】

一方、前記グラフGDが前記横方向のラインL3よりも下になっていれば、操作者は生体組織の移動量Dが前記閾値Dth未満であると判断し(ステップS12において「YES」)、ステップS13においてプッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力を前記操作部7において行なう。すなわち、前記生体組織の移動量Dが閾値Dth未満であれば、プッシュパルス及び計測用超音波パルスの送信タイミングである。

【0087】

前記ステップS13において指示入力があると、ステップS14において、前記制御部8は、プッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信するための前記送受信ビームフォーマ3の機能を実行させる。より詳細には、前記送受信ビームフォーマ3は、先ず、前記超音波プローブ2から生体組織に対してプッシュパルスを送信させる。次に、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2から前記生体組織に対して計測用超音波パルスを送信させる。この計測用超音波パルスは、前記プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断波を検出してその伝播速度を計測するために送信される。そして、前記超音波プローブ2は、前記計測用超音波パルスのエコー信号を受信する。

30

【0088】

前記計測用超音波パルスの送受信は、前記関心領域R内において複数音線分行われる。一回のプッシュパルスの送信後に、前記関心領域R内の一部の音線についてのみ前記計測用超音波パルスの送受信が行われなれてもよい。この場合、複数回のプッシュパルスが送信され、前記関心領域R内の全ての音線についての前記計測用超音波パルスのエコー信号が取得される。

40

【0089】

前記ステップS14において前記計測用超音波パルスのエコー信号が取得されると、ステップS15において、前記エコー信号に基づいて、前記伝搬速度算出部42がせん断波の伝播速度を算出する。また、前記弾性値算出部43は、前記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。

50

【0090】

前記画像表示制御部51は、前記伝搬速度のデータ又は前記弾性値のデータに基づいて、一フレーム分の弾性画像データを作成する。そして、前記画像表示制御部51は、前記図19に示すように、前記弾性画像データに基づく弾性画像EIを、前記表示部6における前記関心領域R内に表示させる。また、作成された一フレーム分の前記弾性画像データとBモード画像データとが合成された画像データは、前記記憶部9に記憶されてもよい。

【0091】

前記記憶部9への前記画像データの記憶は、操作者による前記操作部7における記憶指示の入力によって行なわれてもよい。また、前記記憶指示の入力がなくても、一フレーム分の前記弾性画像データが作成されると自動的に前記記憶部9への記憶が行われてもよい。

10

【0092】

前記記憶部9には、前記弾性画像データとBモード画像データとが合成された画像と、前記グラフGDの画像を含むデータが記憶されてもよい。さらに、前記ステップS13において指示入力された時の移動量Dの値を示すデータが記憶されてもよい。

【0093】

以上の処理により、一フレーム分の弾性画像EIが得られる。操作者は、再度弾性画像EIを得たい場合、Bモード画像用の超音波の送受信を再開する。そして、前記ステップS11から前記ステップS15までの処理が行われる。

【0094】

以上説明した本例によれば、前記生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満であり、生体組織の動きや前記超音波プローブ2の動きが抑制された状態で、前記計測用超音波パルスのエコー信号が取得される。従って、伝搬速度や弾性値などの生体組織の弾性に関する値として、正確な値を得ることができる。また、エコー信号におけるノイズが抑制されるので、S/Nが良好な弾性画像EIを得ることができる。

20

【0095】

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。この第一変形例では、図23に示すように、前記表示制御部5は、判定部55を有している。この判定部55については、後述する。

【0096】

第一変形例の作用について説明する。この第一変形例では、前記操作部7において、プッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力があった場合において、生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満である場合にのみ、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信される。具体的に図24のフローチャートに基づいて説明する。図24に示すフローチャートにおいて、ステップS21、S24、S25は、それぞれ前記ステップS11、S14、S15と同一の処理であり、説明を省略する。

30

【0097】

ただし、前記ステップS21では、前記グラフGDが必ずしも表示されなくてもよい。

【0098】

ステップS22では、操作者は、プッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力を前記操作部7において行なう。次に、ステップS23では、前記判定部55は、前記動き検出部57によって検出される生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満であるか否かを判定する。前記判定部55により、生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満であると判定された場合(ステップS23において「YES」)、ステップS24の処理へ移行し、プッシュパルス及び計測用超音波パルスが送信される。そして、計測用超音波パルスのエコー信号が受信される。一方、前記判定部55により、生体組織の移動量が前記閾値D_{th}未満ではないと判定された場合(ステップS23において「NO」)、ステップS21の処理へ戻り、Bモード用の超音波の送受信が行われる。

40

【0099】

この第一変形例によれば、前記操作部7における指示入力があった場合において、前記

50

判定部 55 により、生体組織の移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満であると判定された場合にのみ、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信される。このように、前記生体組織の移動量が前記閾値 D_{th} 未満である場合に、前記操作部 7 における指示入力 が有効になるので、確実に生体組織の動きや前記超音波プローブ 2 の動きが抑制された状態で、前記計測用超音波パルスのエコー信号が取得される。

【0100】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例の処理は、基本的には、前記ステップ $S_{11} \sim S_{15}$ 、 $S_{21} \sim S_{25}$ の処理と同じである。ただし、この第二変形例では、前記ステップ S_{11} 、 S_{21} において、前記動き検出部 57 は、前記生体組織の移動量 D の代わりに、一フレームの B モード画像データの各々の画素の和を算出する。ただし、この和は、ローデータ (raw data) である B モードデータの和であってもよい。そして、前記動き検出部 57 は、最新のフレーム (現フレーム) の和と直前のフレームの和との差 D を算出する。この差 D は絶対値である。前記動き情報表示制御部 58 は、図 25 に示すように、前記差 D の経時変化を示すグラフ G_D を前記表示部 6 に表示させる。

10

【0101】

ここで、前記生体組織や前記超音波プローブ 2 が動くと、B モード画像データの値が変化するので、前記和が変化し、従って、差 D によって、生体組織の動きを検出することができる。そこで、前記ステップ S_{12} において、操作者は、前記グラフ G_D において、前記差 D が閾値 D_{th} 未満であると判断した場合、前記ステップ S_{13} においてプッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力を前記操作部 7 において行なう。また、第二変形例において、前記ステップ S_{23} では、前記判定部 55 は、前記差 D が前記閾値 D_{th} 未満であるか否かを判定する。本例では、前記グラフ G_D における前記横方向のライン L_3 は、前記閾値 D_{th} を示している。前記差 D が前記閾値 D_{th} 未満であれば、生体組織の動きが小さく、 S/N が良好な弾性画像を得ることができる。

20

【0102】

また、本例では、前記ステップ S_{15} において、前記グラフ G_D の代わりに前記グラフ G_D が記憶され、移動量 D の代わりに前記差 D が記憶される。

【0103】

次に、第三変形例について説明する。図 26 に示すように、本例のエコーデータ処理部 4 は、前記 B モード処理部 41、前記伝搬速度算出部 42 及び前記弾性値算出部 43 のほか、ドブラ (doppler) 処理部 44 を有している。このドブラ処理部 44 は、前記生体組織から得られたエコーデータに基づくドブラ処理を行なって生体組織の移動速度を検出する (動き検出機能)。前記ドブラ処理部 44 は、例えばカラードブラ画像を作成するためのカラードブラ処理を行ない、速度の情報を含むカラードブラデータを作成する。ただし、前記ドブラ処理部 44 は、パルスドブラ (pulse doppler) 法による画像を作成するためのパルスドブラ処理を行なってもよいし、連続波ドブラ法による画像を作成するための連続波ドブラ処理を行なってもよい。前記ドブラ処理部 44 による動き検出機能は、本発明における動き検出機能の実施の形態の一例である。

30

40

【0104】

この第三変形例の処理も、基本的には、前記ステップ $S_{11} \sim S_{15}$ 、 $S_{21} \sim S_{25}$ の処理と同じである。ただし、本例では、前記ステップ S_{11} 、 S_{21} において、図 27 に示すように、B モード用の超音波の送受信とドブラ用の超音波の送受信とが一フレームずつ交互に行われ、B モードデータ BD とカラードブラデータ DD とが交互に作成される。前記動き情報表示制御部 58 は、図 28 に示すように、カラードブラデータ DD における速度 V のデータに基づいて、速度 V の経時変化を示すグラフ G_V を前記表示部 6 に表示させる。

【0105】

前記生体組織や前記超音波プローブ 2 が動くと、カラードブラデータにおいて速度 V の

50

データが得られる。そこで、前記ステップ S 1 2 において、操作者は、前記グラフ G V において、速度 V が閾値 V t h 未満であると判断した場合、前記ステップ S 1 3 においてプッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力を前記操作部 7 において行なう。また、前記ステップ S 2 3 では、前記判定部 5 5 は、前記速度 V が前記閾値 V t h 未満であるか否かを判定する。本例では、前記グラフ G V における前記横方向のライン L 3 は、前記閾値 V t h を示している。前記速度 V が前記閾値 V t h 未満であれば、生体組織の動きが小さく、S / N が良好な弾性画像を得ることができる。

【 0 1 0 6 】

また、本例では、前記ステップ S 1 5 において、前記グラフ G D の代わりに前記グラフ G V が記憶され、移動量 D の代わりに前記速度 V が記憶される。

10

【 0 1 0 7 】

次に、第四変形例について説明する。図 2 9 に示すように、本例のエコーデータ処理部 4 は、前記 B モード処理部 4 1、前記伝搬速度算出部 4 2 及び前記弾性値算出部 4 3 のほか、歪み検出部 4 5 を有している。この歪み検出部 4 5 は、前記生体組織から得られ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、生体組織における各部の歪みを検出する（動き検出機能）。前記歪み検出部 4 5 は、例えば特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 号公報に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコーデータ（異なるフレームにおけるエコーデータ）に相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって歪みを検出し、歪みのデータ（歪みデータ）を作成する。前記歪み検出部 4 5 による動き検出機能は、本発明における動き検出機能の実施の形態の一例である。

20

【 0 1 0 8 】

本例では、前記ステップ S 1 1 , S 2 1 において、図 3 0 に示すように、B モード用の超音波の送受信が一フレーム分行われた後に、歪みデータを作成するための超音波の送受信が二フレーム分行われる。これにより、一フレーム分の B モード用のエコーデータ B E D と二フレーム分の歪み検出用のエコーデータ S E D の作成が繰り返される。

【 0 1 0 9 】

前記 B モード処理部 4 1 は、前記エコーデータ B E D に基づいて B モードデータ B D を作成する。また、前記歪み検出部 4 5 は、二フレーム分の前記エコーデータ S E D に基づいて、歪みデータ S D を算出する。そして、前記動き情報表示制御部 5 8 は、図 3 1 に示すように、前記歪みデータ S D が示す歪み S の値の経時変化を示すグラフ G S を前記表示部 6 に表示させる。

30

【 0 1 1 0 】

心拍や呼吸などに伴い、生体組織が歪む場合がある。そこで、前記ステップ S 1 2 において、操作者は、前記グラフ G S において、歪み S が閾値 S t h 未満であると判断した場合、前記ステップ S 1 3 においてプッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力を前記操作部 7 において行なう。また、前記ステップ S 2 3 では、前記判定部 5 5 は、前記歪み S が前記閾値 S t h 未満であるか否かを判定する。本例では、前記グラフ G S における前記横方向のライン L 3 は、前記閾値 S t h を示している。前記歪み S が前記閾値 S t h 未満であれば、生体組織の動きが小さく、S / N が良好な弾性画像を得ることができる。

40

【 0 1 1 1 】

この第四変形例において、前記動き情報表示制御部 5 8 は、前記グラフ G S に代わり、図 3 2 に示すように、前記歪み検出部 4 5 による相関演算によって得られる相関係数 C の経時変化を示すグラフ G C を前記表示部 6 に表示させてもよい。

【 0 1 1 2 】

前記相関係数 C は、0 < C < 1 であり、二フレームのエコーデータ S E D の相関が高くなるほど大きな値になり、一方で相関が低くなるほど小さな値になる。前記生体組織や前記超音波プローブ 2 が動くと、二フレームのエコーデータ S E D の相関が低くなるので、前記相関係数 C は小さな値になる。従って、相関係数 C により、生体組織の動きを検出す

50

ることができるといえる。

【0113】

前記グラフGCが表示される場合、図20に示すフローチャートに代えて、図33のフローチャートが適用される。この図33のフローチャートは、ステップS12以外のステップは、図20に示すフローチャートと同一である。前記ステップS12において、操作者は、前記グラフGCにおいて、相関係数Cが閾値Cthを超えていると判断した場合、前記ステップS13においてプッシュパルス及び計測用超音波パルスを送信させる指示入力を前記操作部7において行なう。本例では、前記グラフGCにおける前記横方向のラインL3は、前記閾値Cthを示している。前記相関係数Cが前記閾値Cthを超えていれば、生体組織の動きが小さく、S/Nが良好な弾性画像を得ることができる。

10

【0114】

また、前記グラフGCが表示される場合、図24のフローチャートに代えて、図34のフローチャートが適用される。この図34のフローチャートは、ステップS23以外のステップは、図24のフローチャートと同一である。前記ステップS23では、前記判定部55は、前記相関係数Cが前記閾値Cthを超えているか否かを判定する。そして、前記判定部55により、前記相関係数Cが前記閾値Cthを超えていると判定された場合、前記ステップS24の処理へ移行する。

【0115】

また、本例では、前記ステップS15において、前記グラフGDの代わりに前記グラフGCが記憶され、移動量Dの代わりに前記相関係数Cが記憶される。

20

【0116】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態と異なる点について説明する。なお、第一、第二実施形態と同一の構成については、同一の符号を付して詳細な説明を省略する。

【0117】

本例の超音波診断装置1は、図1と同一の構成である。また、前記エコーデータ処理部4は、図2と同一の構成であり、前記表示制御部5は、図23と同一の構成である。

【0118】

本例の作用について説明する。本例でも、第二実施形態と同様に、前記関心領域R内に弾性画像EIが表示される。具体的に、図35のフローチャートに基づいて説明する。

30

【0119】

先ず、ステップS31では、操作者は、前記ステップS11と同様に、前記表示部6にBモード画像を表示させ、関心領域Rを設定する。また、前記動き検出部57は、生体組織の動きを検出する。例えば、前記動き検出部57は、第二実施形態と同様に、Bモード画像データを対象にしたトラッキングを行ない、生体組織の移動量Dを検出する。

【0120】

本例においては、このステップS31において、前記グラフGDが表示されてもよいし、表示されなくてもよい。

【0121】

次に、ステップS32では、前記判定部55は、前記動き検出部57によって検出される生体組織の移動量Dが前記閾値Dth未満であるか否かを判定する。前記ステップS32において、前記判定部55により、生体組織の移動量Dが前記閾値Dth未満であると判定された場合(ステップS32において「YES」)、ステップS33へ移行し、前記制御部8は、プッシュパルス及び計測用超音波パルスが送信されるよう前記送受信ビームフォーマ3を機能させる。これにより、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信され、この計測用超音波パルスのエコー信号が受信される。一方、前記判定部55により、生体組織の移動量Dが前記閾値Dth未満ではないと判定された場合(ステップS32において「NO」)、ステップS31の処理へ戻り、Bモード用の超音波の送受信が行われる。

40

50

【 0 1 2 2 】

前記ステップ S 3 2 において、前記移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満であるとの判定が予め設定された複数回連続した場合にのみ、前記ステップ S 3 3 へ移行するようになっていてもよい。

【 0 1 2 3 】

次に、ステップ S 3 4 では、前記ステップ S 1 5 と同様にして一フレーム分の弾性画像データが作成され、前記表示部 6 に弾性画像 E I が表示される。また、前記ステップ S 1 5 と同様に、作成された一フレーム分の前記弾性画像データと B モード画像データとが合成された画像データは、前記記憶部 9 に記憶されてもよく、前記移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満であると判定され、前記制御部 8 が前記送受信ビームフォーマ 3 を機能させた時の前記グラフ G D や移動量 D の値が前記記憶部 9 に記憶されてもよい。

10

【 0 1 2 4 】

次に、ステップ S 3 5 では、前記制御部 8 は、弾性画像データの作成が N 回目であるか否かを判定する。N は、操作者が前記操作部 7 において設定できるようになっていてもよい。弾性画像データの作成が N 回目ではない場合（ステップ S 3 5 において「NO」）、ステップ S 3 1 の処理へ戻る。このステップ S 3 1 では、図 3 6 に示すように、再び B モード用の超音波の送受信が行われ、二フレーム分の B モード画像データ B I D に基づいて、生体組織の移動量 D が検出される。図 3 6 において、符号 E I D は、直近で作成された弾性画像データである。

20

【 0 1 2 5 】

一方、弾性画像データの作成が N 回目である場合（ステップ S 3 5 において「YES」）、処理を終了する。以上により、N フレーム分の弾性画像が作成される。

【 0 1 2 6 】

本例によれば、前記判定部 5 5 により、前記移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満であると判定された場合に、前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信されるので、第二実施形態と同様に、生体組織の動きや前記超音波プローブ 2 の動きが抑制された状態で、前記計測用超音波パルスのエコー信号が取得される。従って、第二実施形態と同一の効果を得ることができる。

【 0 1 2 7 】

ここで、心拍や呼吸による生体組織の動きは周期的である。従って、前記判定部 5 5 は、前記移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満になる時点の周期 T を検出してもよい。この場合、前記制御部 8 の指示によって、前記周期 T で前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスが送信されてもよい。

30

【 0 1 2 8 】

また、前記移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満になっている期間において、前記関心領域 R 内の全ての音線について、前記計測用超音波パルスのエコー信号が取得されない場合がありうる。この場合、前記関心領域 R 内の全ての音線について、前記計測用超音波パルスのエコー信号を取得することができるまで、前記周期 T ごとに、前記プッシュパルスの送信と前記計測用超音波パルスの送受信とが行われてもよい。複数回にわたって取得された前記計測用超音波パルスのエコー信号に基づいて、一フレーム分の弾性画像データが作成される。

40

【 0 1 2 9 】

この第三実施形態においても、前記第二実施形態の第二変形例と同様に、前記生体組織の移動量 D の代わりに、最新のフレーム（現フレーム）の和 と直前のフレームの和 との差 D が算出されてもよい。この場合、前記ステップ S 3 2 において、前記判定部 5 5 は、差 D が閾値 D_{th} 未満であるか否かを判定する。そして、差 D が閾値 D_{th} 以上であれば前記ステップ S 3 3 の処理へ移行し、閾値 D_{th} 未満であれば前記ステップ S 3 1 の処理へ戻る。

【 0 1 3 0 】

また、前記第二実施形態の第三変形例と同様に、前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 6

50

に示す構成になってもよく、前記生体組織の移動量 D の代わりに、前記ドブラ処理部 44 によって前記速度 V が算出されてもよい。この場合、前記ステップ $S32$ において、前記判定部 55 は、前記速度 V が、閾値 V_{th} 未満であるか否かを判定する。そして、速度 V が閾値 V_{th} 以上であれば前記ステップ $S33$ の処理へ移行し、閾値 V_{th} 未満であれば前記ステップ $S31$ の処理へ戻る。

【0131】

また、前記第二実施形態の第四変形例と同様に、前記エコーデータ処理部 4 は、図 29 に示す構成になってもよく、前記生体組織の移動量 D の代わりに、前記歪み検出部 45 によって前記歪み S が検出されてもよい。この場合、前記ステップ $S32$ において、前記判定部 55 は、前記歪み S が、閾値 S_{th} 未満であるか否かを判定する。そして、歪み S が閾値 S_{th} 以上であれば前記ステップ $S33$ の処理へ移行し、閾値 S_{th} 未満であれば前記ステップ $S31$ の処理へ戻る。

10

【0132】

なお、前記判定部 55 は、前記歪み S の代わりに、歪み S の相関演算によって得られる前記相関係数 C を用いた判定を行ってもよい。具体的には、前記判定部 55 は、図 37 のフローチャートに示すように、ステップ $S32$ において、前記相関係数 C が閾値 C_{th} を超えているか否かを判定する。そして、相関係数 C が閾値 C_{th} を超えている場合、前記ステップ $S33$ の処理へ移行する。一方、相関係数 C が閾値 C_{th} 以下である場合、前記ステップ $S31$ の処理へ戻る。なお、図 37 のフローチャートにおいて、前記ステップ $S32$ 以外のステップは、前記図 35 のステップと同一である。

20

【0133】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について説明する。以下、第一、第二、第三実施形態と異なる点について説明する。なお、第一、第二、第三実施形態と同一の構成については、同一の符号を付して詳細な説明を省略する。

【0134】

本例の超音波診断装置 1 も、図 1 と同一の構成である。また、前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 と同一の構成であり、前記表示制御部 5 は、図 23 と同一の構成である。

【0135】

本例の作用について説明する。本例では、操作者が前記操作部 7 において前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスを送信させる指示入力を行なった後、複数フレーム分の弾性画像が作成される。具体的に、図 38 のフローチャートに基づいて説明する。

30

【0136】

ステップ $S41 \sim S45$ の処理は、上述の図 20 のフローチャートにおける前記ステップ $S11 \sim S15$ の処理と同一である。これらステップ $S41 \sim S45$ の処理により、前記移動量 D が前記閾値 D_{th} 未満である場合に、操作者によって前記プッシュパルス及び前記計測用超音波パルスを送信させる指示入力が行われ、一フレーム分の弾性画像データが作成される。

【0137】

ステップ $S46$ では、前記ステップ $S35$ の処理と同様に、弾性画像データの作成が N 回目であるか否かが判定される。本例では、 $N = 2$ であるものとする。そして、 N 回目ではないと判定された場合(ステップ $S46$ において「NO」)、ステップ $S47$ の処理へ移行する。一方、 N 回目であると判定された場合(ステップ $S46$ において「YES」)、処理を終了する。

40

【0138】

前記ステップ $S47$ では、前記ステップ $S41$ と同様に、Bモード用の超音波の送受信が再び行われ、二フレーム分のBモード画像データ BID に基づいて、生体組織の移動量 D が検出される。また、前記表示部 6 にBモード画像が表示される。ただし、このステップ $S47$ においては、前記ステップ $S41$ とは異なり、前記グラフ GD は、表示されてもよいし、表示されなくてもよい。

50

【0139】

次に、ステップS48では、前記図35のフローチャートにおける前記ステップS32と同様に、前記判定部55は、前記動き検出部57によって検出される生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満であるか否かを判定する。前記判定部55により、生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満であると判定された場合（ステップS48において「YES」）、ステップS44の処理へ戻り、前記制御部8は、プッシュパルス及び計測用超音波パルスが送信されるよう前記送受信ビームフォーマ3を機能させる。

【0140】

一方、判定部55により、生体組織の移動量Dが前記閾値D_{th}未満ではないと判定された場合（ステップS48において「NO」）、ステップS47の処理へ戻り、Bモード用の超音波の送受信が行われる。

10

【0141】

本例においても、前記ステップS48において、前記移動量Dが前記閾値D_{th}未満であるとの判定が予め設定された複数回連続した場合にのみ、前記ステップS44へ移行するようになっていてもよい。

【0142】

本例によれば、複数フレームの弾性画像データを取得する場合において、操作者が前記ステップS43において指示入力を行えば、生体組織の動きや前記超音波プローブ2の動きが抑制された状態で、前記計測用超音波パルスのエコー信号を取得することができる。これにより、第二、第三実施形態と同一の効果を得ることができる。

20

【0143】

なお、本例においても、前記第二、第三実施形態と同様に、前記生体組織の移動量Dの代わりに、前記差D、前記速度V、前記歪みS、前記相関係数Cが用いられてもよい。

【0144】

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、前記弾性値算出部43は、前記生体組織に対して送信されたプッシュパルスによって前記生体組織に生じた変位を、弾性に関する計測値として算出してもよい。この場合、前記生体組織に対して送信された計測用超音波パルスのエコー信号に基づいて、前記変位が算出される。

30

【0145】

また、前記第一実施形態では、複数回の弾性計測の計測結果として、弾性値の平均値及び/又は伝搬速度の平均値が算出されているが、複数回の弾性計測の計測結果は、平均値に限られるものではない。例えば、複数回の弾性計測の計測結果は、複数回の計測で得られた弾性値の最大値と最小値の間の中間の値や、中央値などであってもよい。

【0146】

また、前記第一実施形態において、呼吸の経時変化を示す画像として、前記波形Wが示されているが、これに限られるものではない。例えば、呼吸の経時変化を示す画像は、特に図示しないが、呼吸に伴う生体組織の上下動に伴って、高さが変化する棒グラフであってもよい。さらに、呼吸情報についての評価に基づく画像も、上記実施形態で示されたものに限られない。

40

【0147】

また、第一実施形態においても、第二～第四実施形態と同様に、弾性の計測対象は、二次元の領域であってもよい。

【0148】

また、前記第二～第四実施形態において、前記生体組織の動きの経時変化を示す画像は前記グラフに限られるものではない。例えば、前記生体組織の動きの経時変化を示す画像として、図39～図41に示すように、前記動き情報表示制御部58は、インジケータバーIBを前記表示部6に表示させてもよい。

【0149】

前記インジケータバーIBは、前記生体組織の移動量D、前記差D、前記速度V

50

、前記歪み S 、前記相関係数 C に応じて高さが変化する。 $D < D_{th}$ 、 $D < D_{th}$ 、 $V < V_{th}$ 、 $S < S_{th}$ である場合又は $C > C_{th}$ である場合、前記インジケータバー $I B$ は、図 39 に示すように最も高くなる。また、 $D > D_{th}$ 、 $D > D_{th}$ 、 $V > V_{th}$ 、 $S > S_{th}$ である場合又は $C < C_{th}$ である場合、前記インジケータバー $I B$ は、図 40、図 41 に示すように、図 39 よりも低くなる。

【0150】

図 41 に示すインジケータバー $I B$ は、 $D > D_{th}$ ($D_{th} > D_{th}$)、 $D > D_{th}$ ($D_{th} > D_{th}$)、 $V > V_{th}$ ($V_{th} > V_{th}$)、 $S > S_{th}$ ($S_{th} > S_{th}$) である場合又は $C < C_{th}$ ($C_{th} < C_{th}$) である場合に表示されるインジケータバーである。図 41 に示すインジケータバー $I B$ が最も低い。また、図 40 に示すインジケータバー $I B$ は、 $D_{th} > D_{th}$ 、 $D_{th} > D_{th}$ 、 $V_{th} > V_{th}$ 、 $S_{th} > S_{th}$ である場合又は $C > C_{th}$ である場合に表示されるインジケータバーである。図 40 に示すインジケータバー $I B$ は、図 39 に示すインジケータバー $I B$ と図 41 に示すインジケータバー $I B$ の中間の高さである。

10

【0151】

前記インジケータバー $I B$ は、前記グラフ $G D$ 、 $G D$ 、 $G V$ 、 $G S$ 、 $G C$ とともに表示されてもよいし、これらグラフ $G D$ 、 $G D$ 、 $G V$ 、 $G S$ 、 $G C$ が表示されず、前記インジケータバー $I B$ のみが表示されてもよい。図 39 ~ 図 41 では、グラフ $G D$ が表示されている。

20

【0152】

前記インジケータバー $I B$ は、高さに応じて異なる色で表示されてもよい。例えば、一番低いインジケータバー $I B$ は赤、一番高いインジケータバー $I B$ は青、中間の高さのインジケータバー $I B$ は黄色で表示されてもよい。

【0153】

また、前記動き情報表示制御部 58 は、 $D < D_{th}$ 、 $D < D_{th}$ 、 $V < V_{th}$ 、 $S < S_{th}$ である場合又は $C > C_{th}$ である場合に、図 42 に示すように、プッシュパルス及び計測用超音波パルスの送信タイミングであることを知らせるメッセージ M を前記表示部 6 に表示させてもよい。

【0154】

また、前記制御部 8 は、 $D < D_{th}$ 、 $D < D_{th}$ 、 $V < V_{th}$ 、 $S < S_{th}$ である場合又は $C > C_{th}$ である場合に、前記スピーカ 10 (図 15 参照) から音を出力させてもよい。この音は、プッシュパルス及び計測用超音波パルスの送信タイミングであることを知らせる音であり、例えば音声メッセージやアラーム音などである。前記制御部 8 は、前記動き検出部 57 の検出情報に基づいて前記スピーカ 10 から音を出力させる。

30

【0155】

また、前記相関係数 C は、二フレームの B モード画像データの対応領域について、相関演算を用いた二次元パターンマッチング処理が行われることによって得られる相関係数であってもよい。

【0156】

その他、上記実施形態の各々で示したフローチャートは一例であり、本発明の主旨を変更しない範囲で変更可能である。

40

【符号の説明】

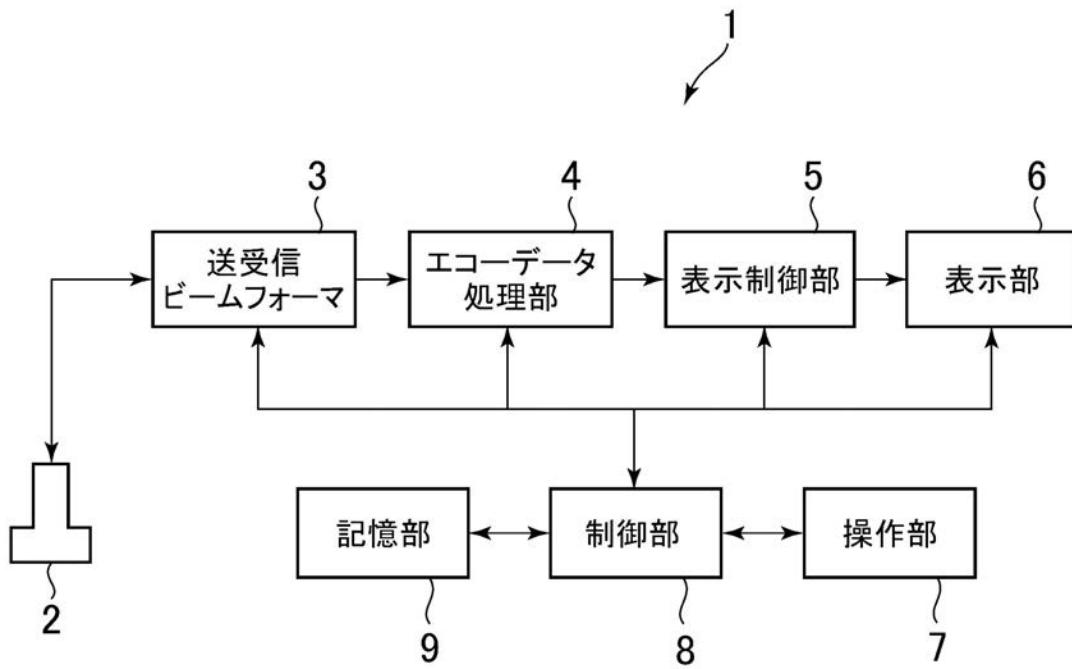
【0157】

- 1, 1, 1 超音波診断装置
- 6 表示部 (報知部)
- 7 操作部
- 8 制御部
- 10 スピーカ (報知部)
- 11 呼吸センサ (呼吸検出部)

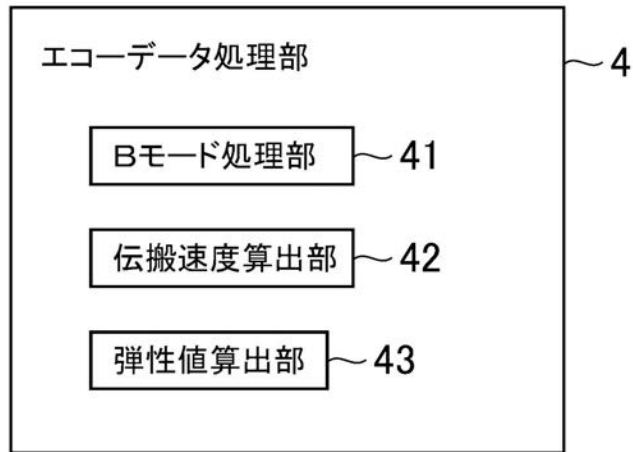
50

- 4 2 伝搬速度算出部
- 4 3 弾性値算出部
- 5 2 呼吸検出部
- 5 7 動き検出部
- 5 8 動き情報表示制御部

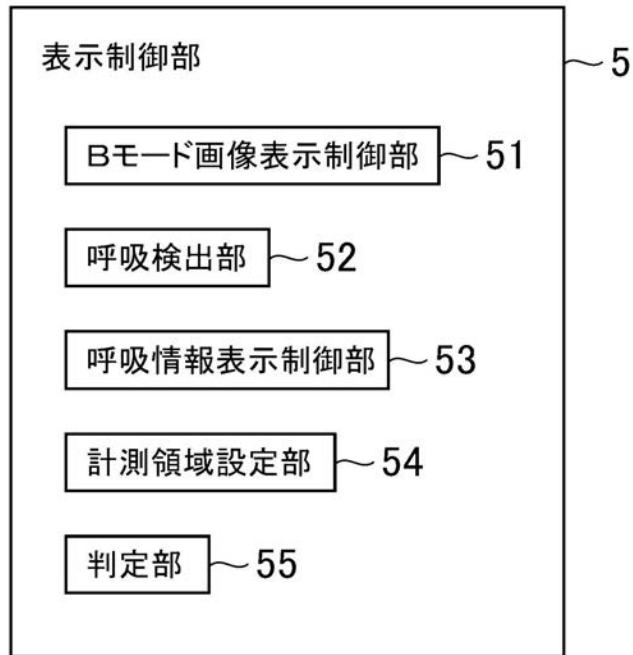
【図 1】



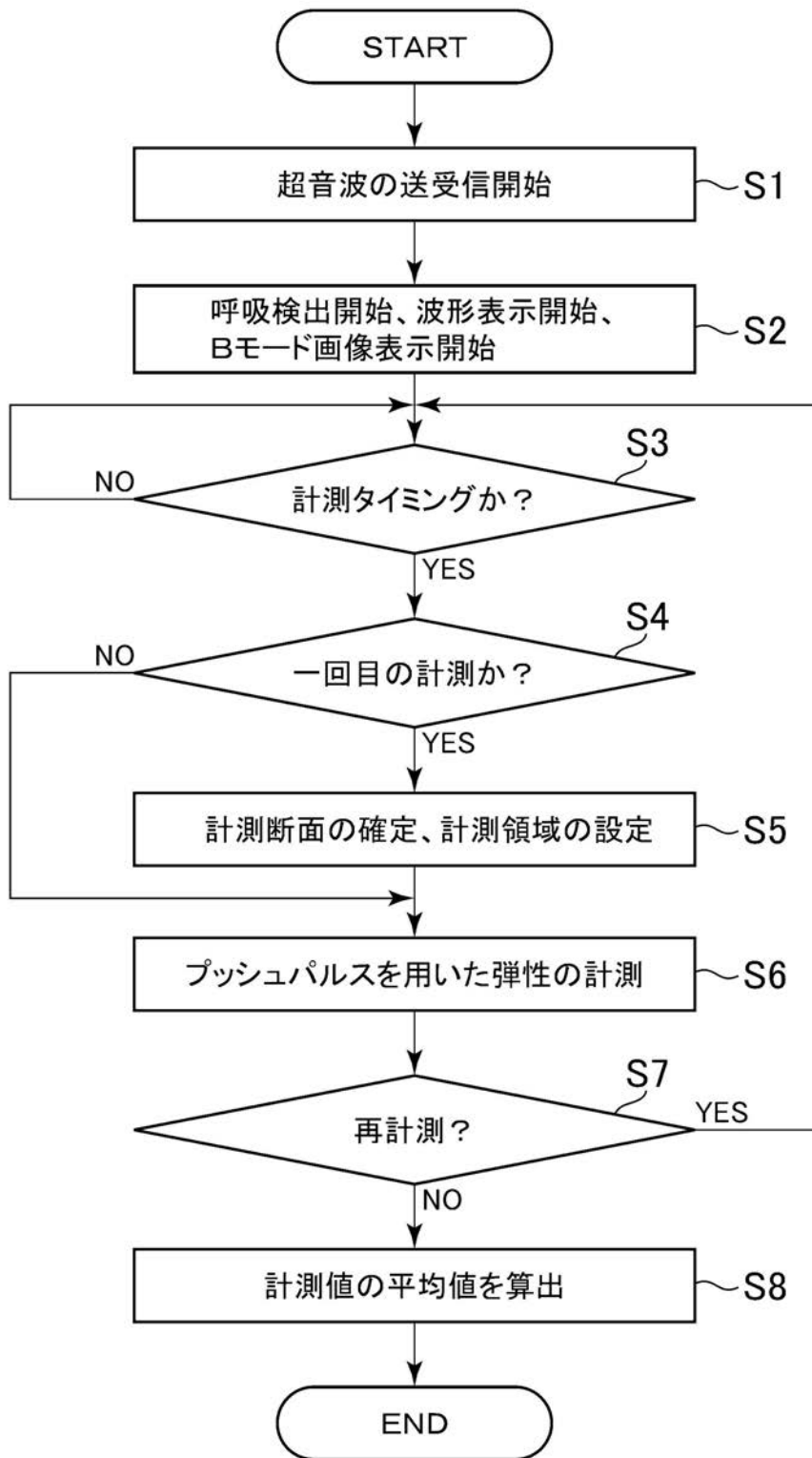
【図2】



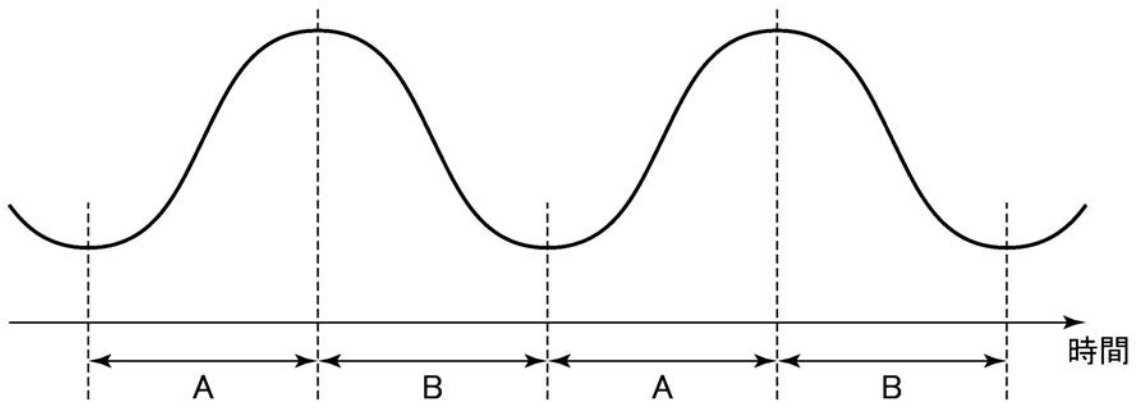
【図3】



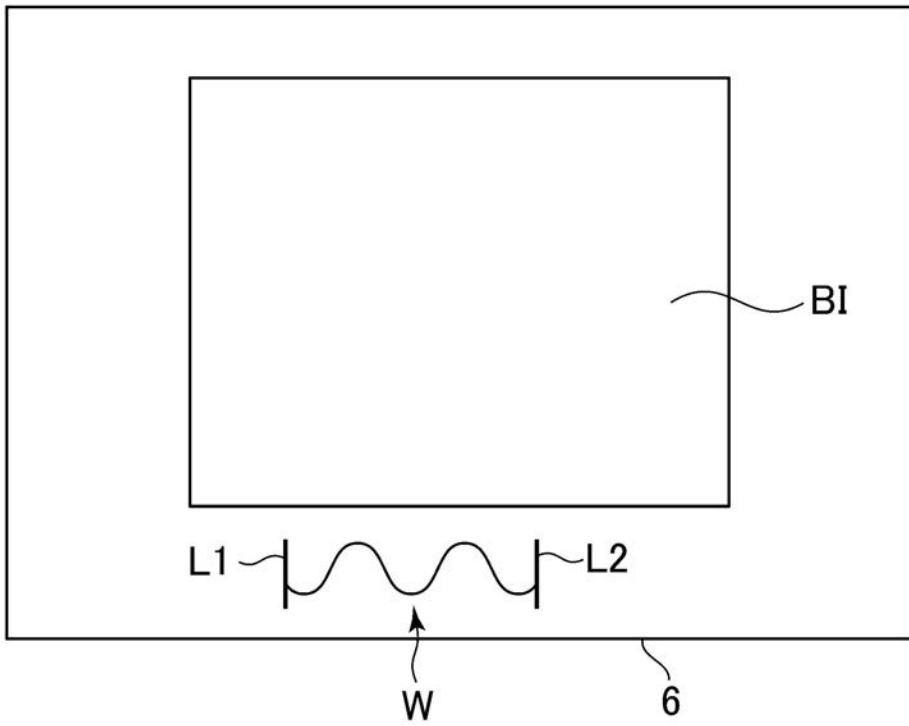
【 図 4 】



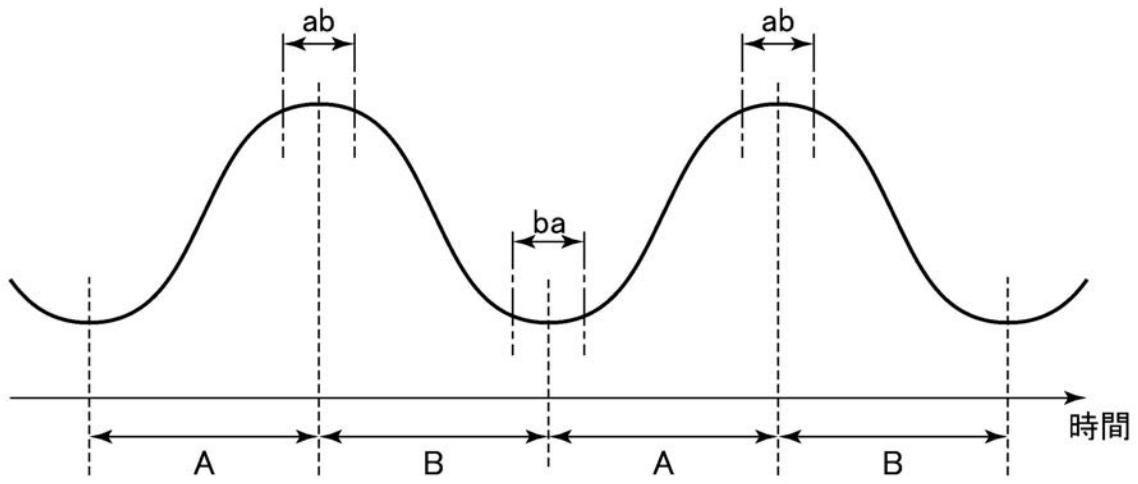
【 図 5 】



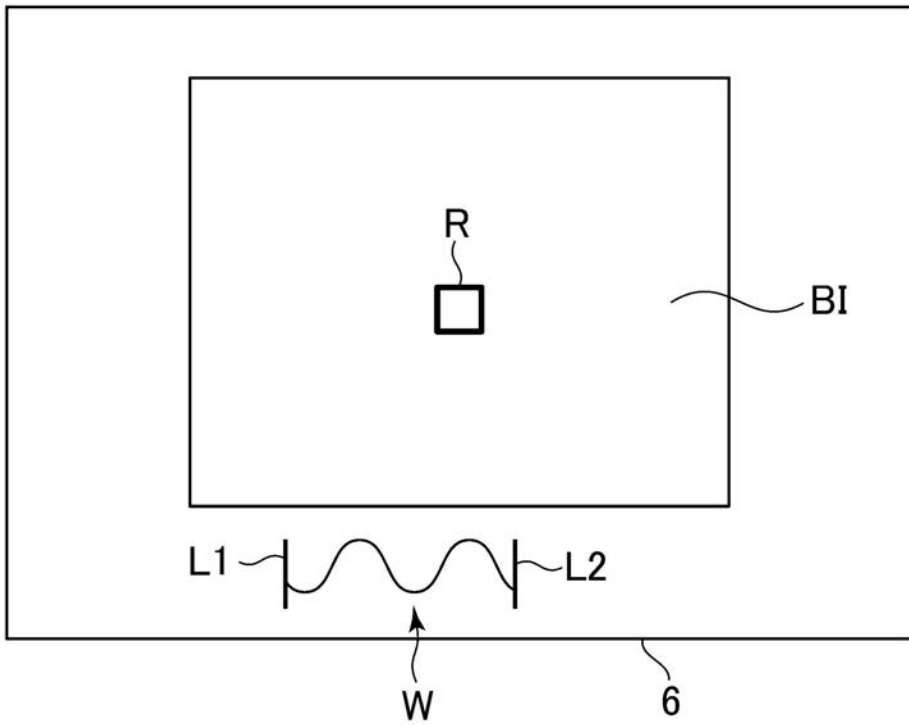
【 図 6 】



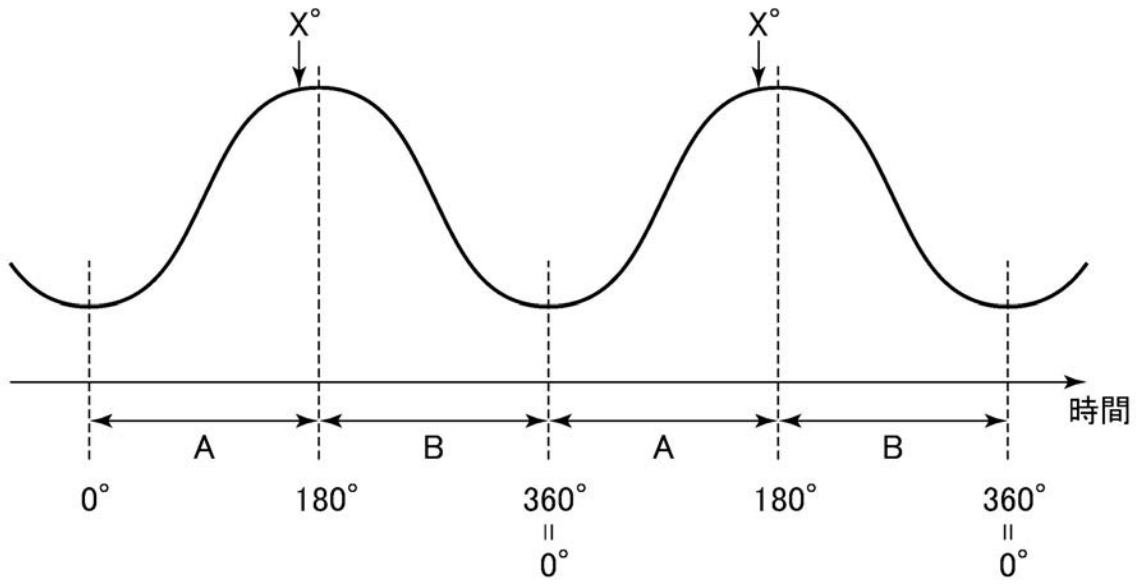
【 図 7 】



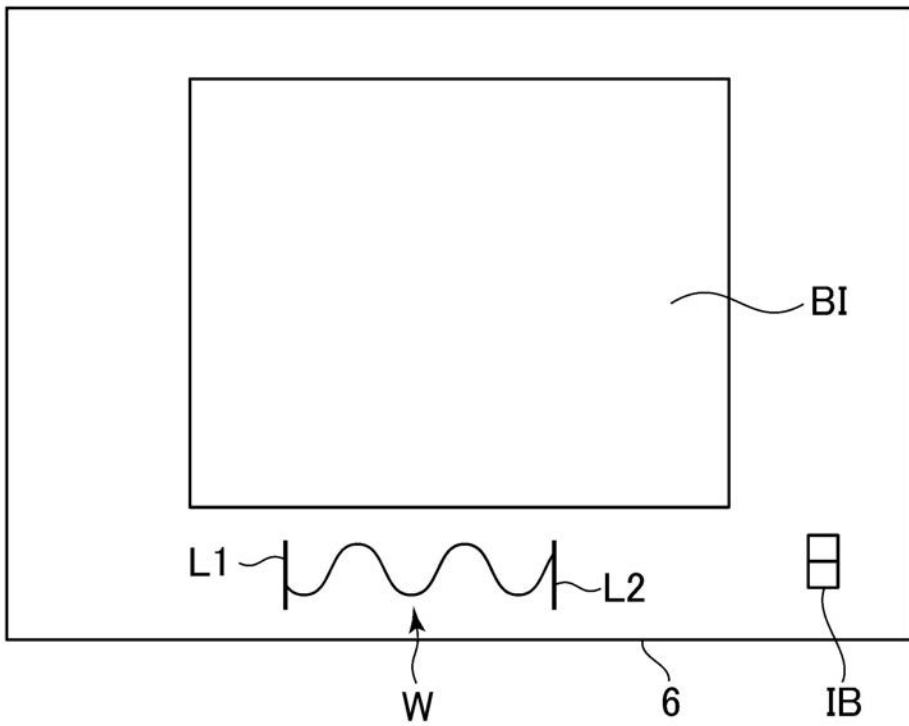
【 図 8 】



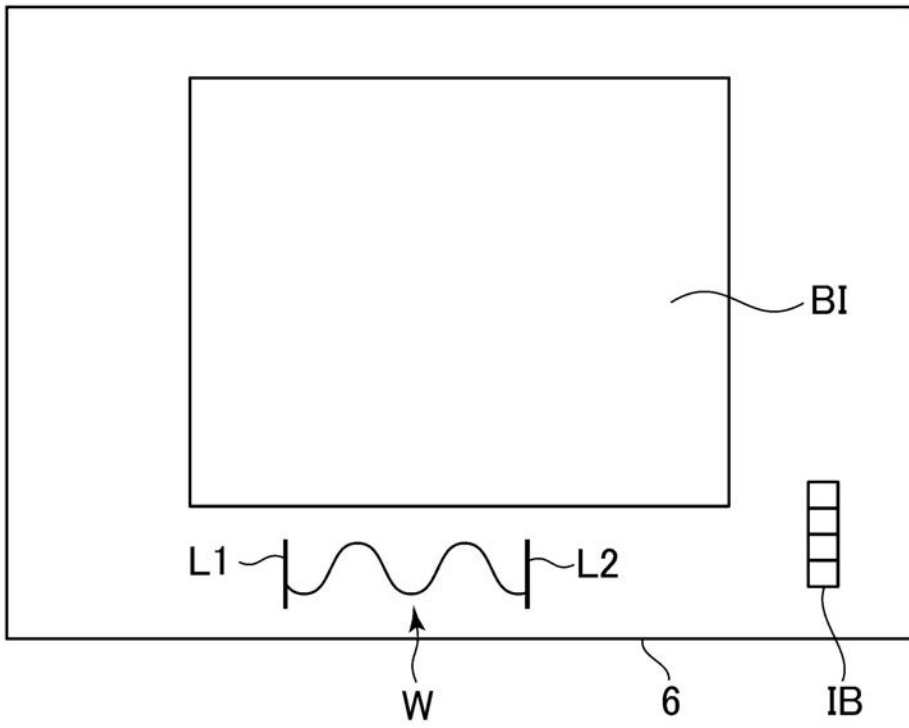
【 図 9 】



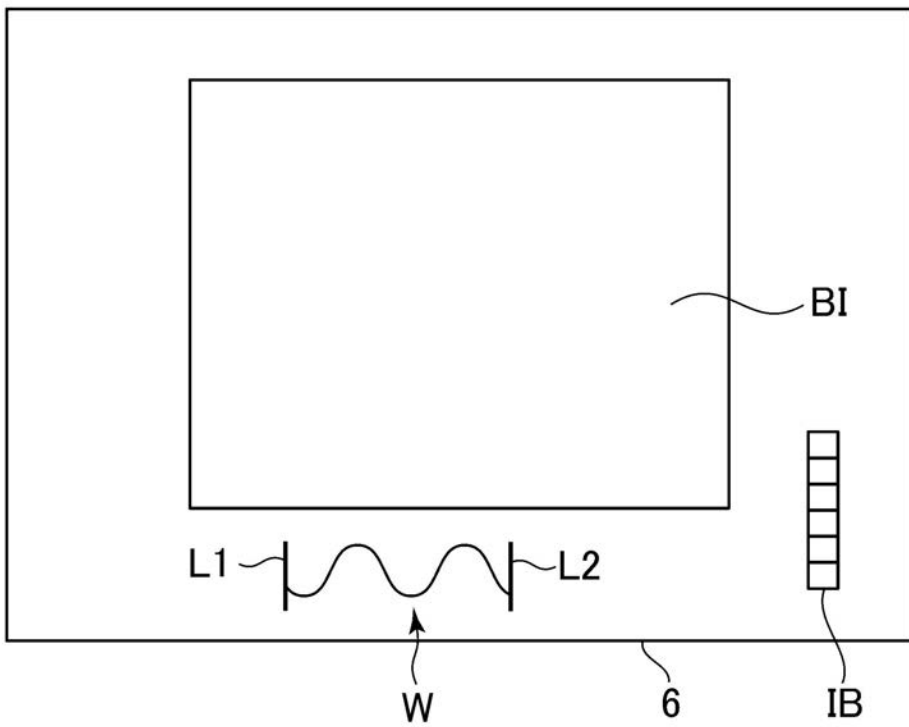
【 図 10 】



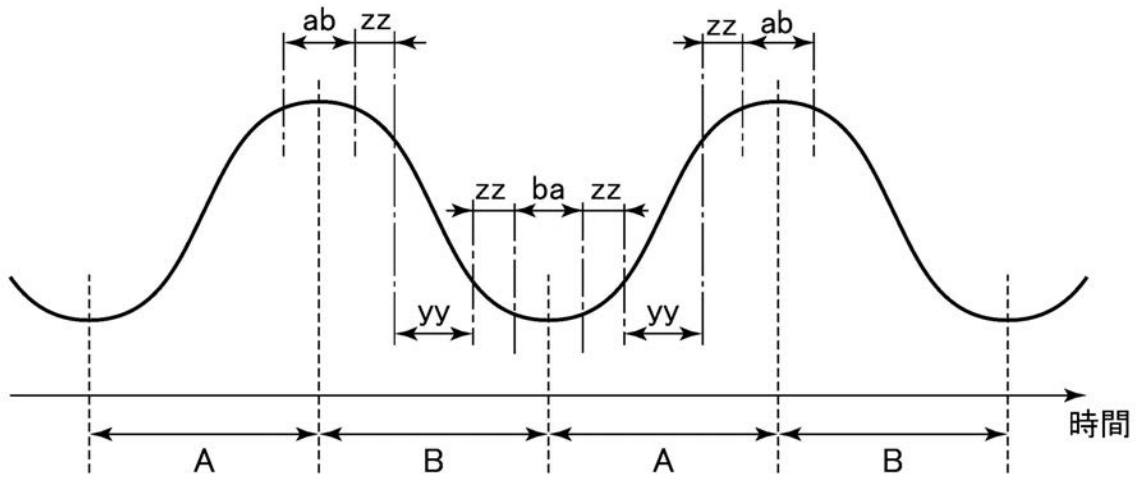
【図 1 1】



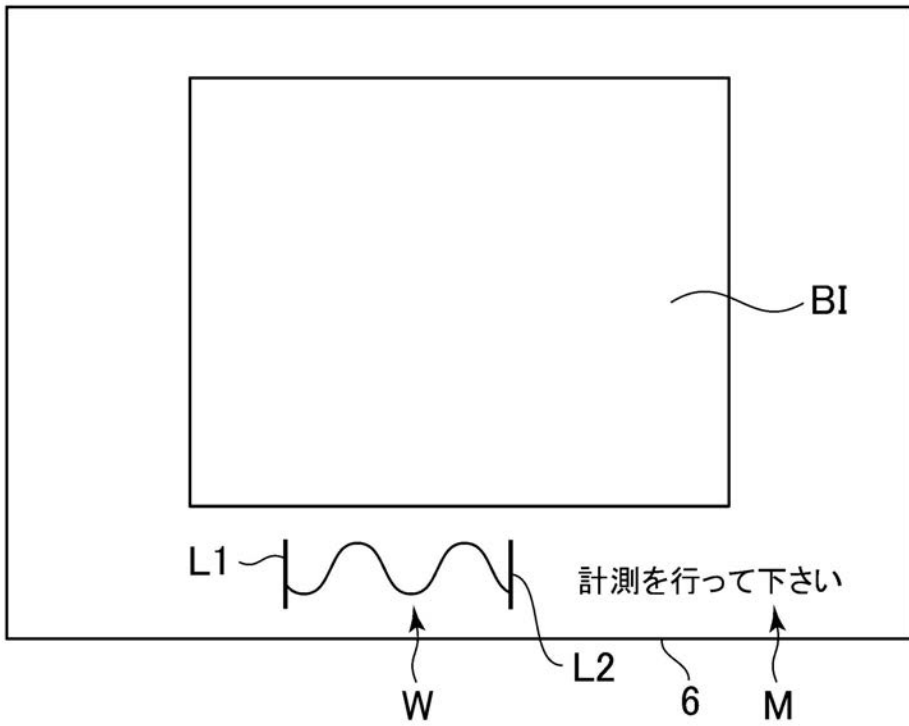
【図 1 2】



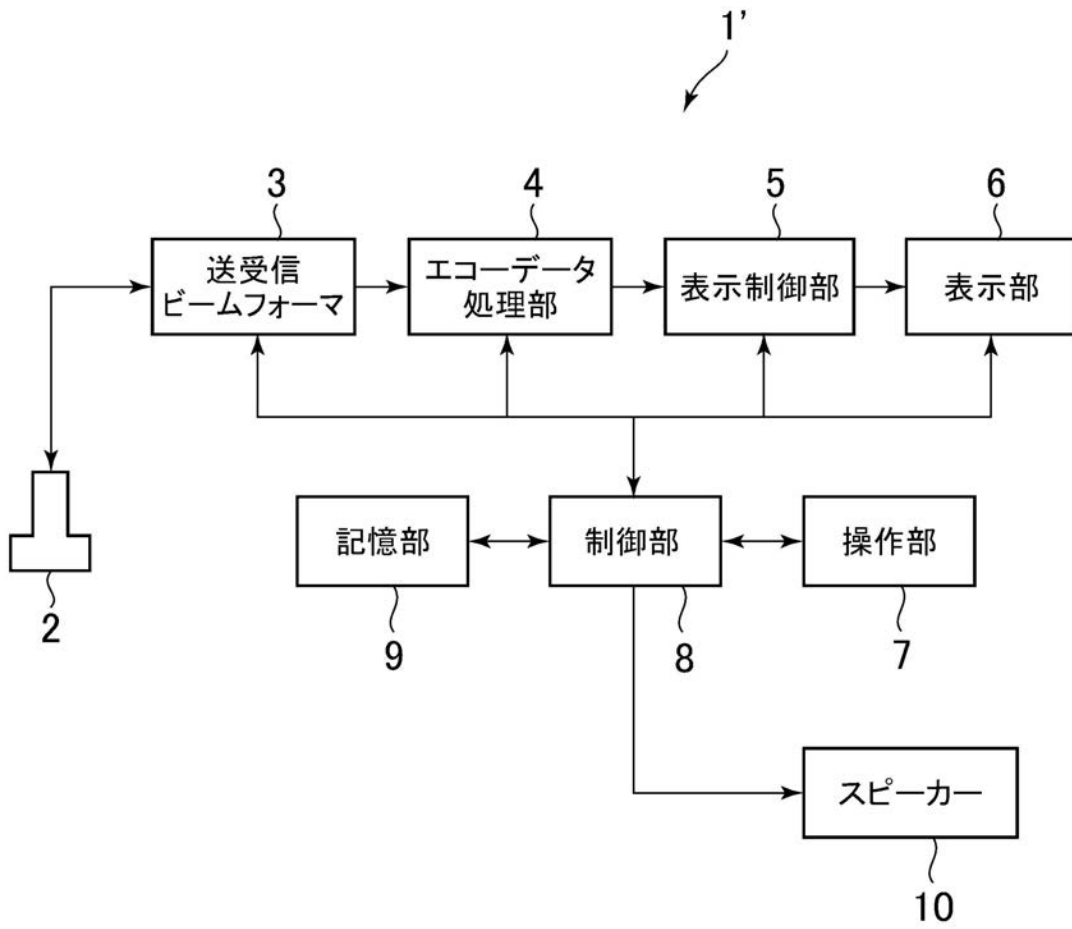
【図 1 3】



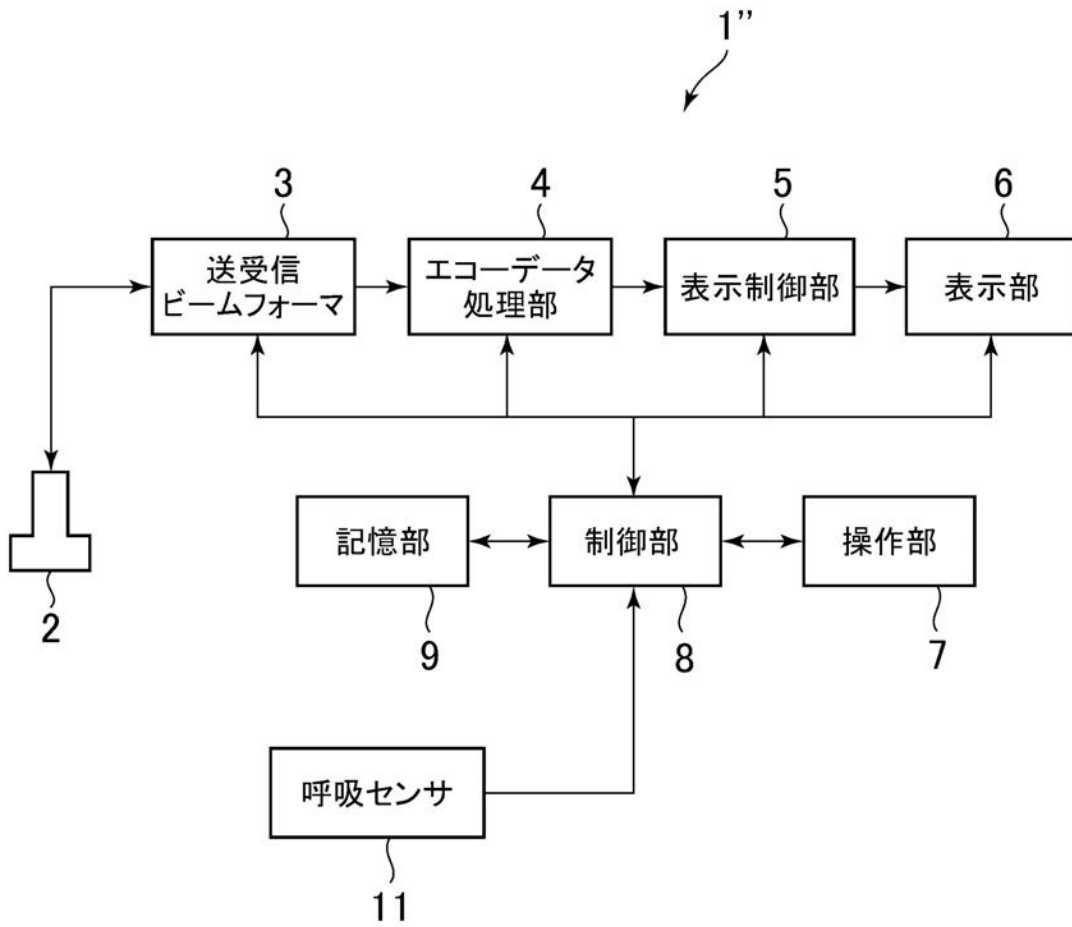
【図 1 4】



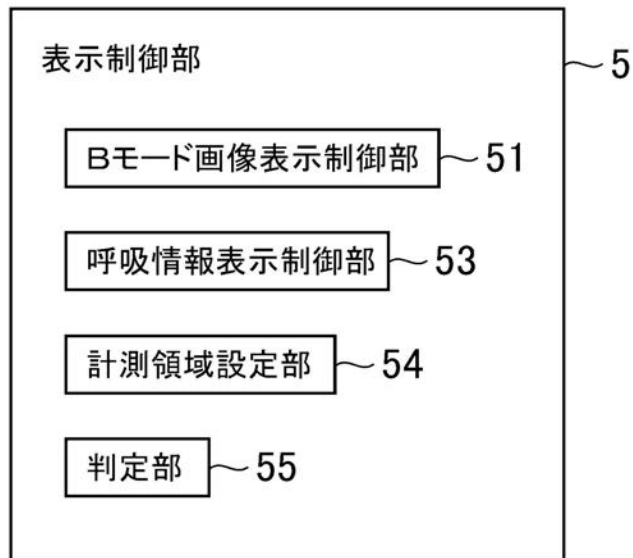
【図 15】



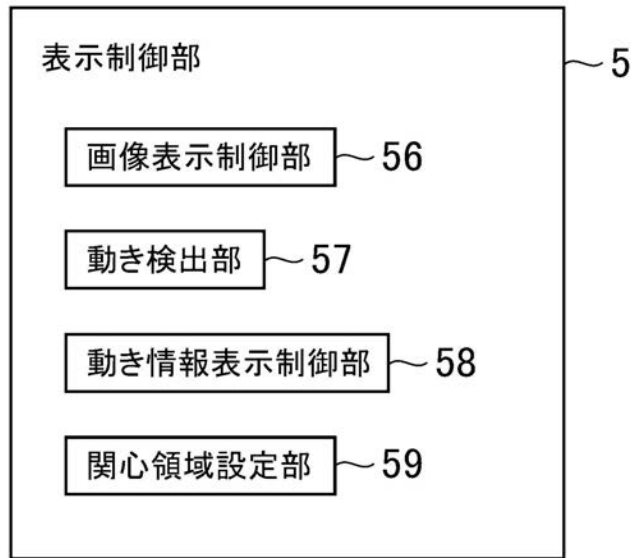
【図 16】



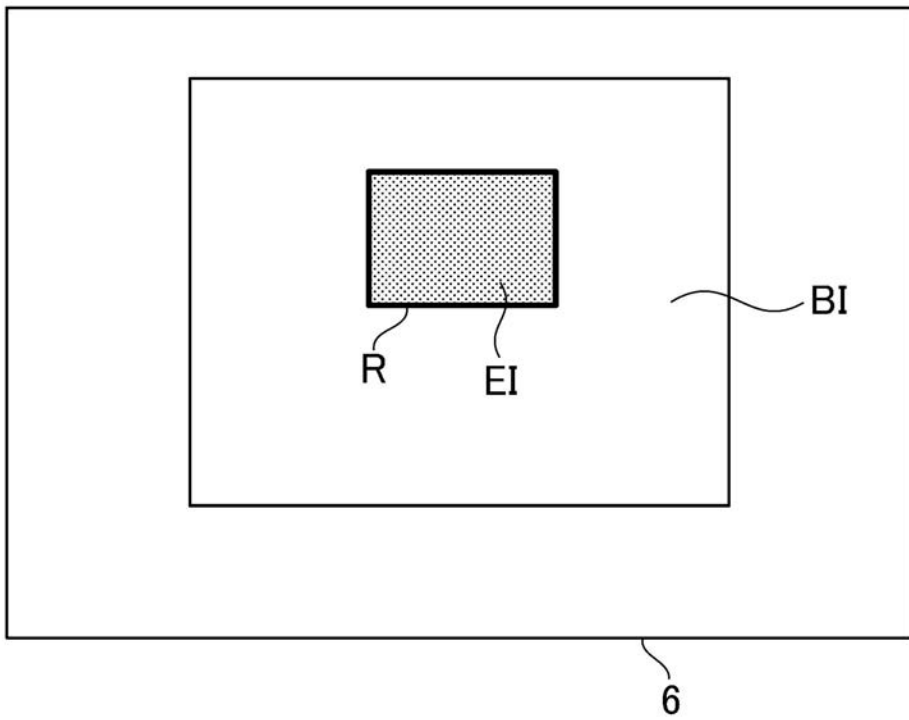
【図 17】



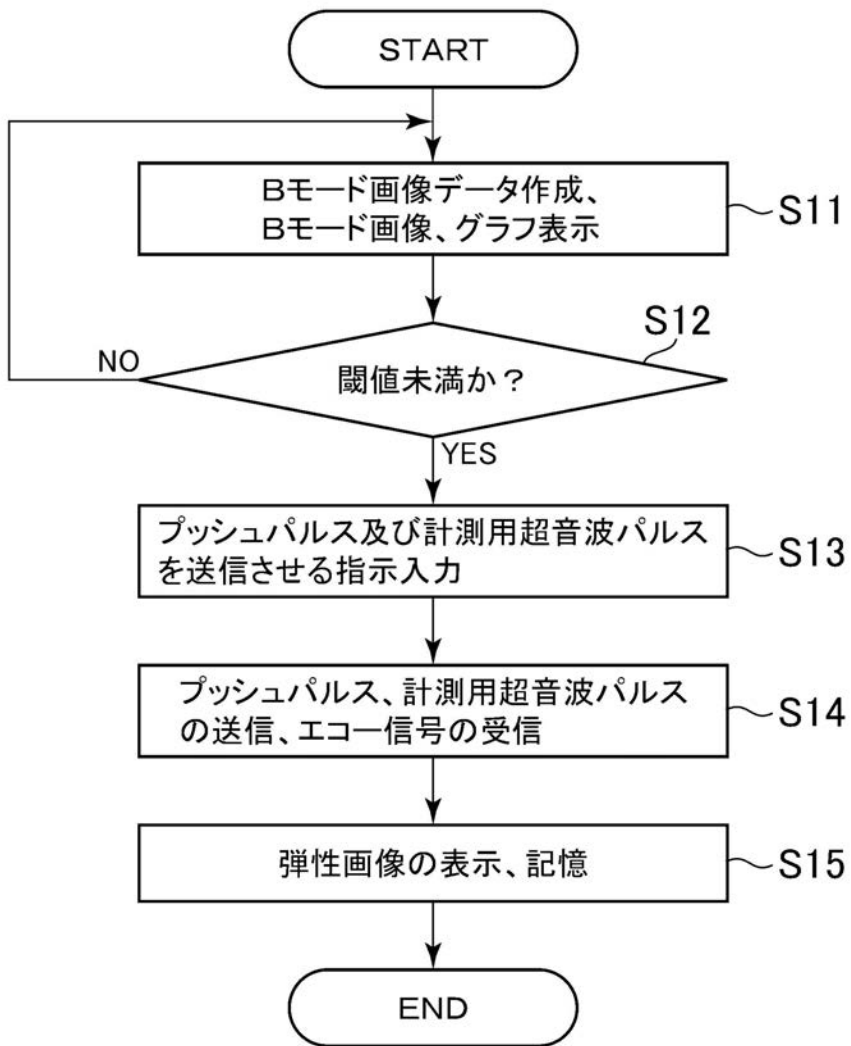
【図 18】



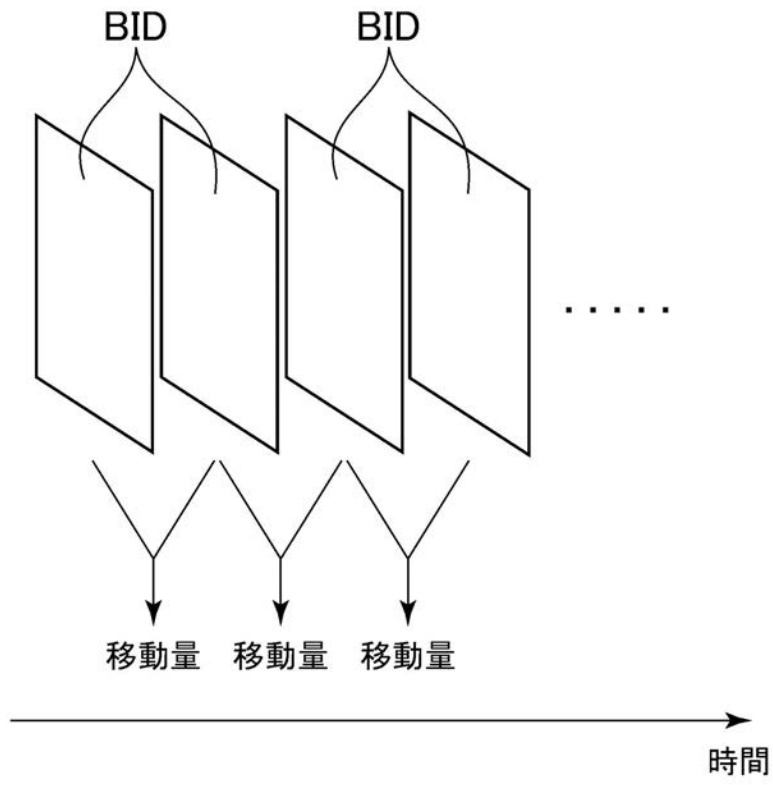
【図 19】



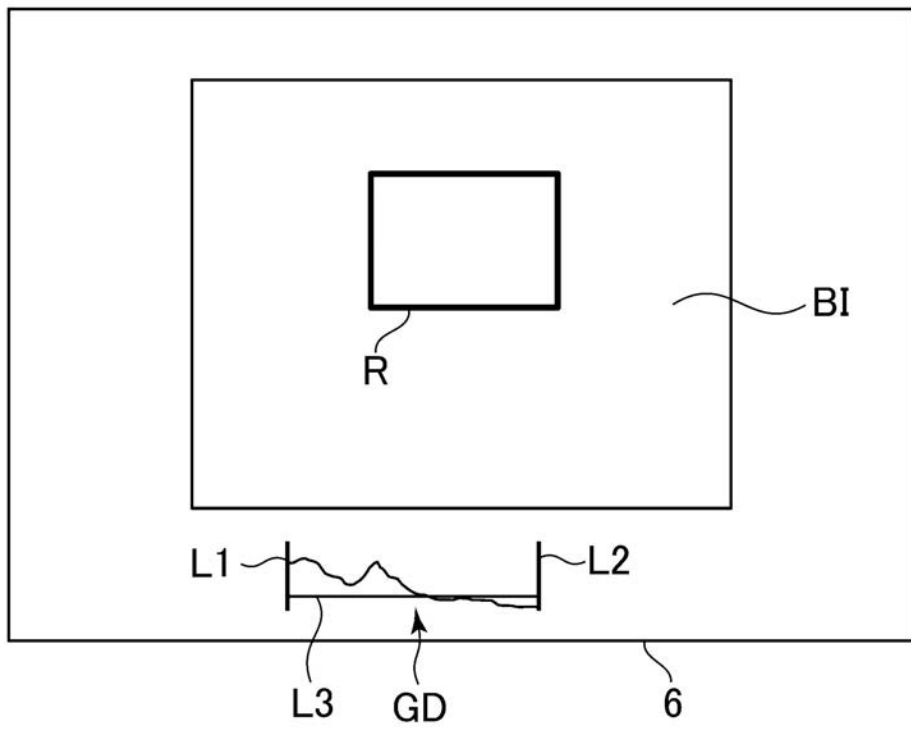
【図20】



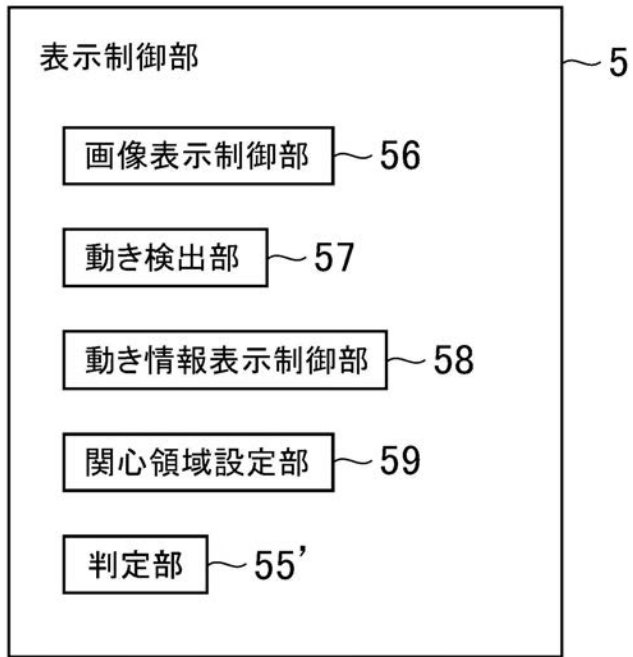
【 図 2 1 】



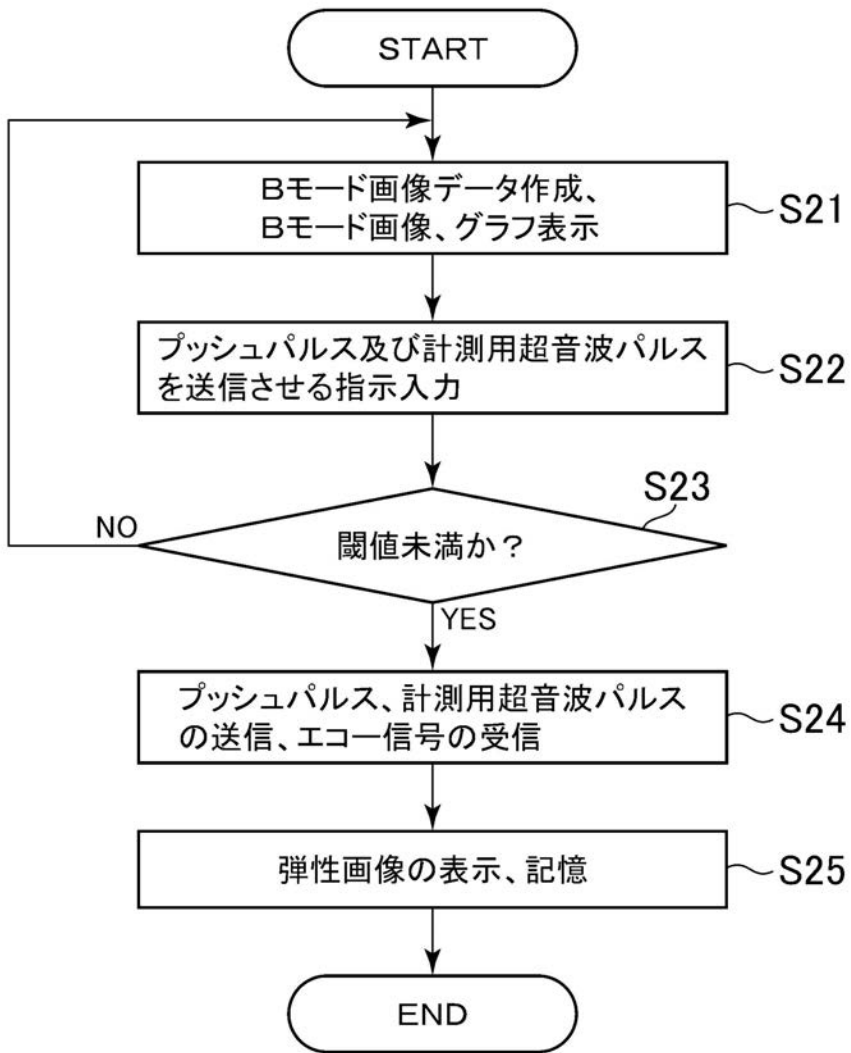
【 図 2 2 】



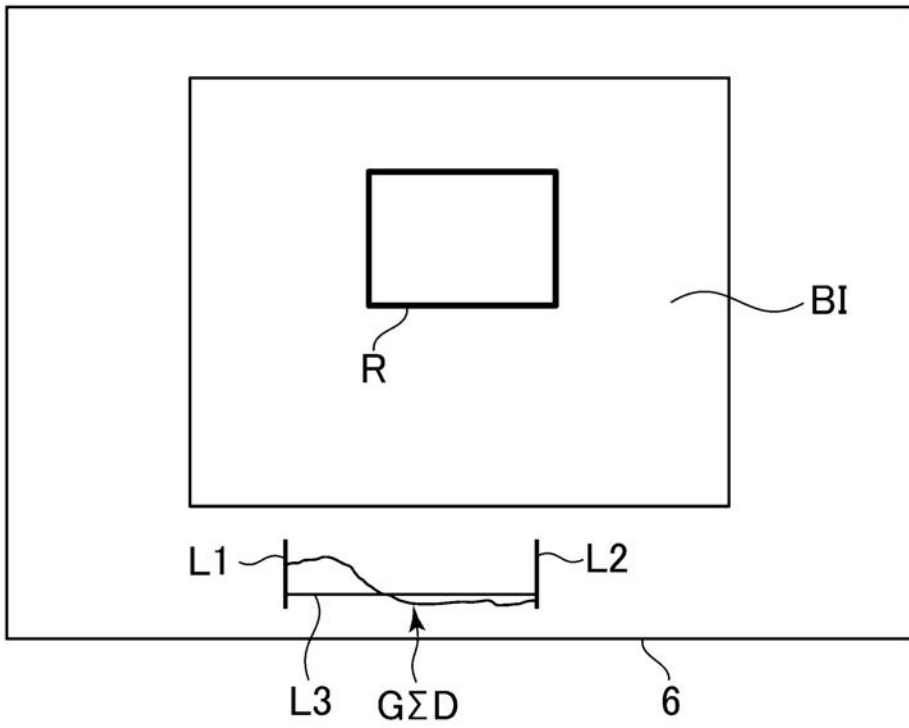
【図 2 3】



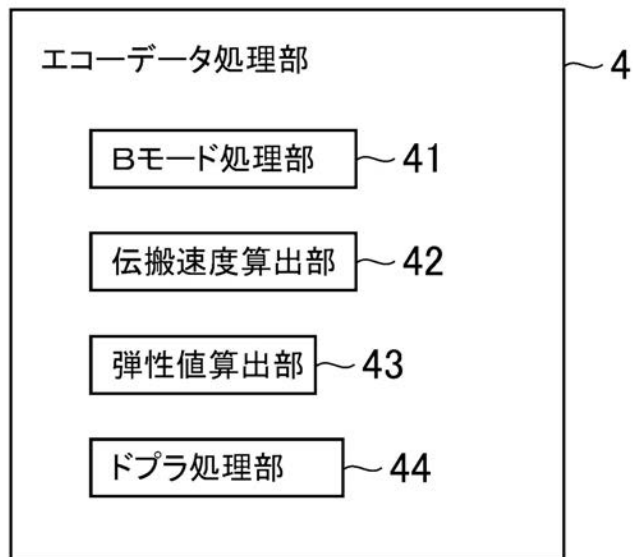
【 図 2 4 】



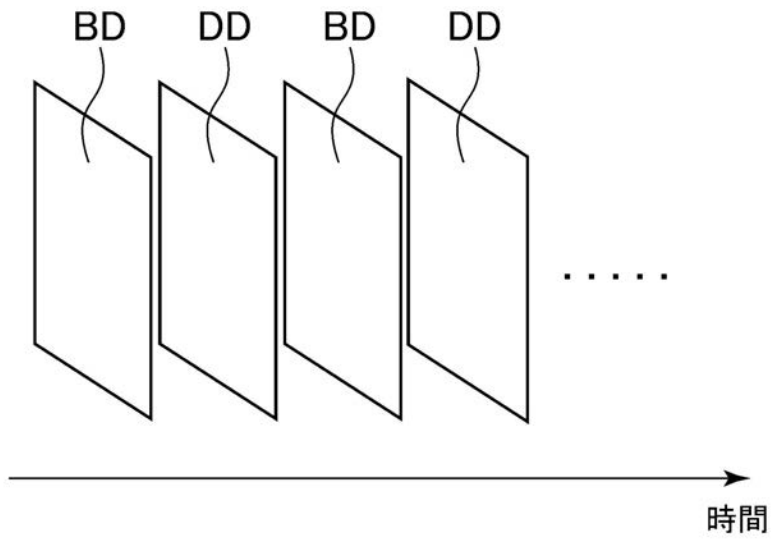
【図 2 5】



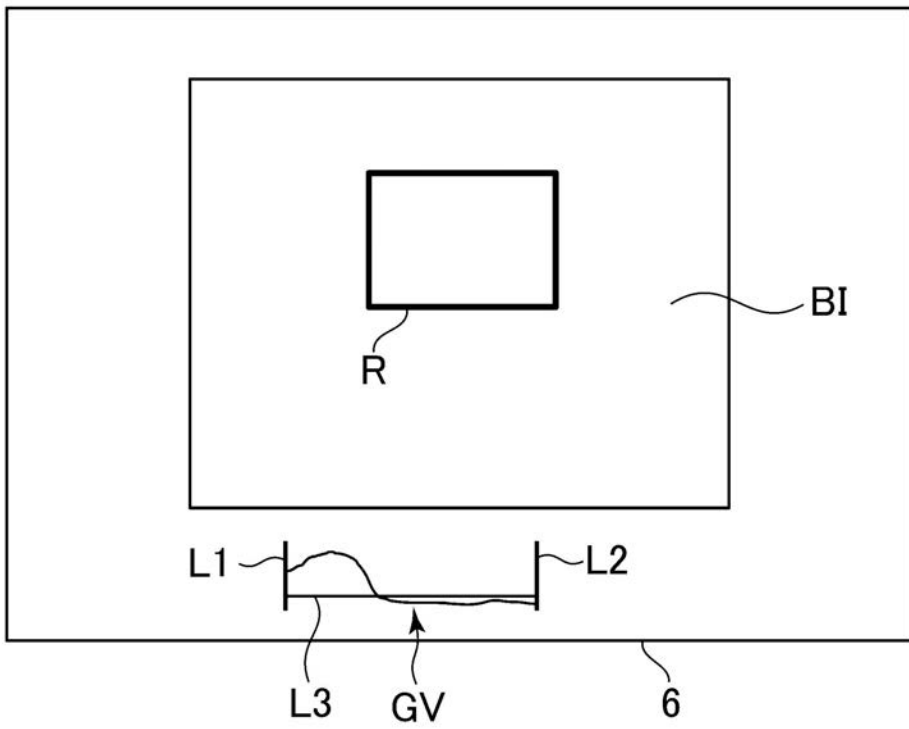
【図 2 6】



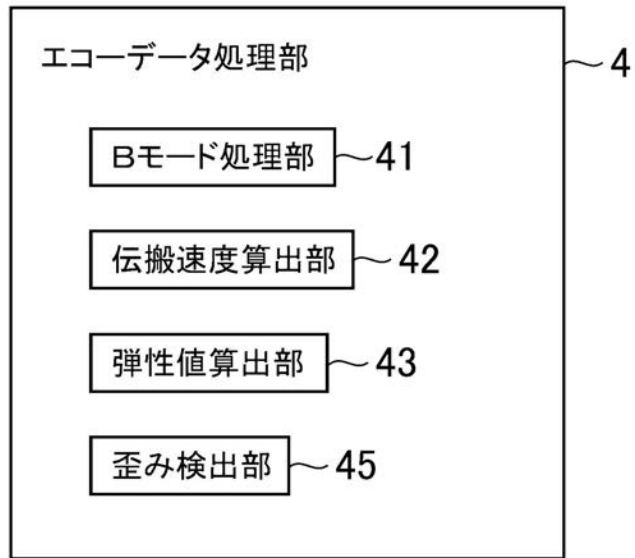
【 図 2 7 】



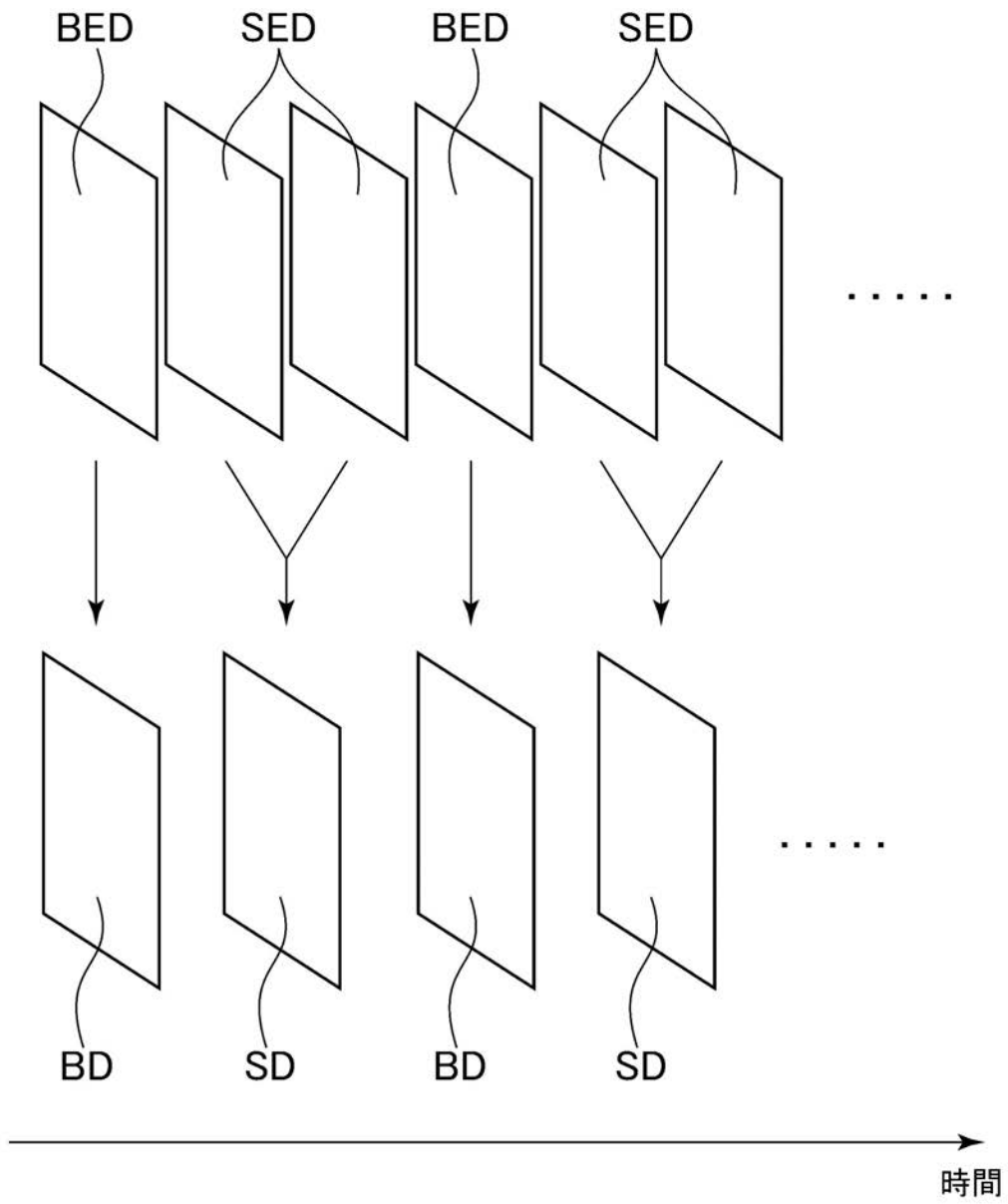
【 図 2 8 】



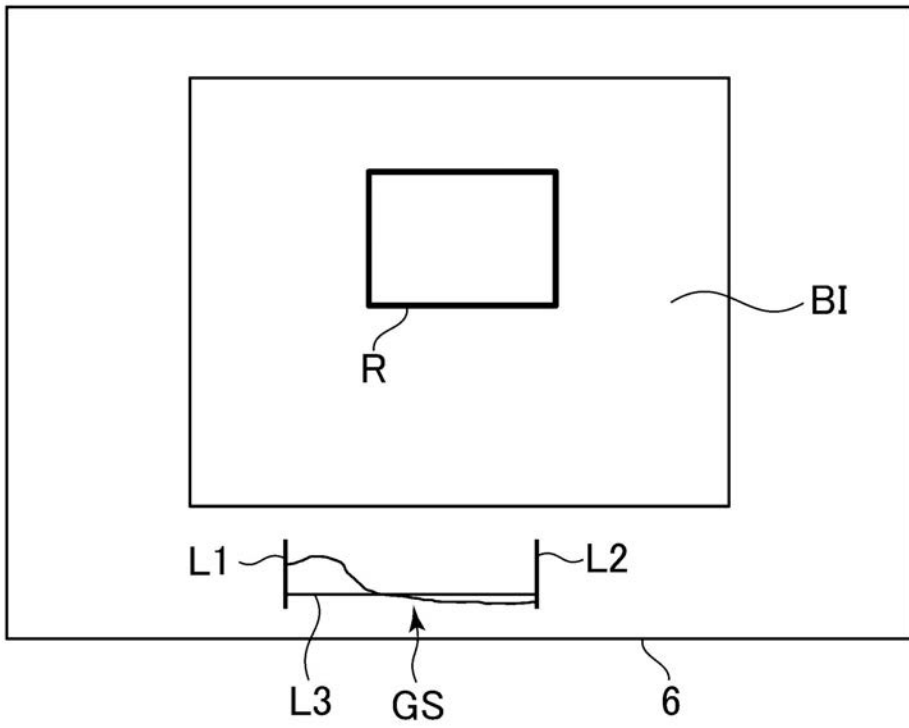
【図 29】



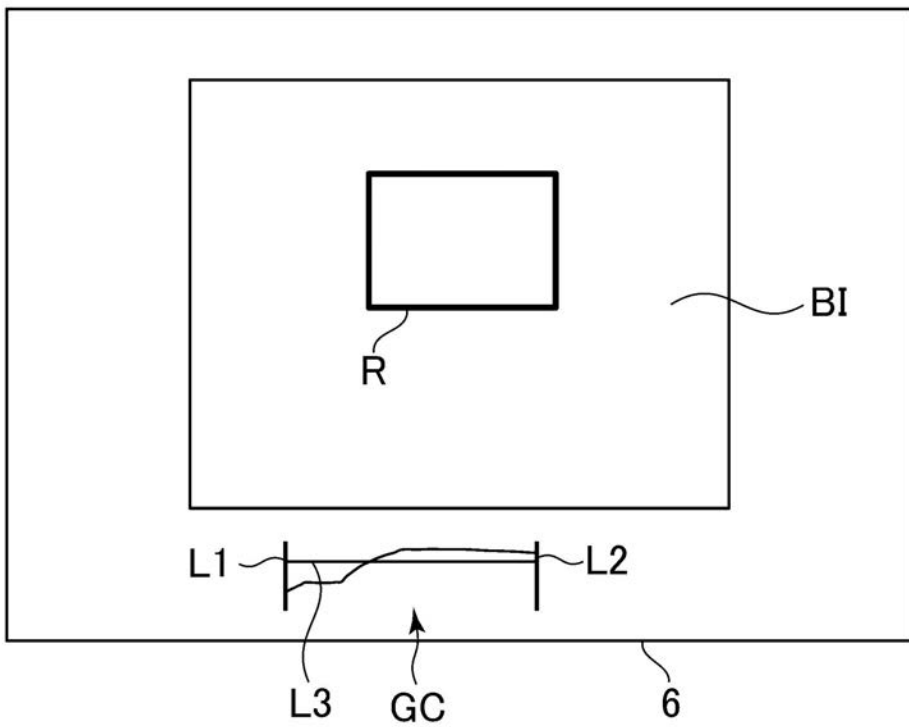
【 図 3 0 】



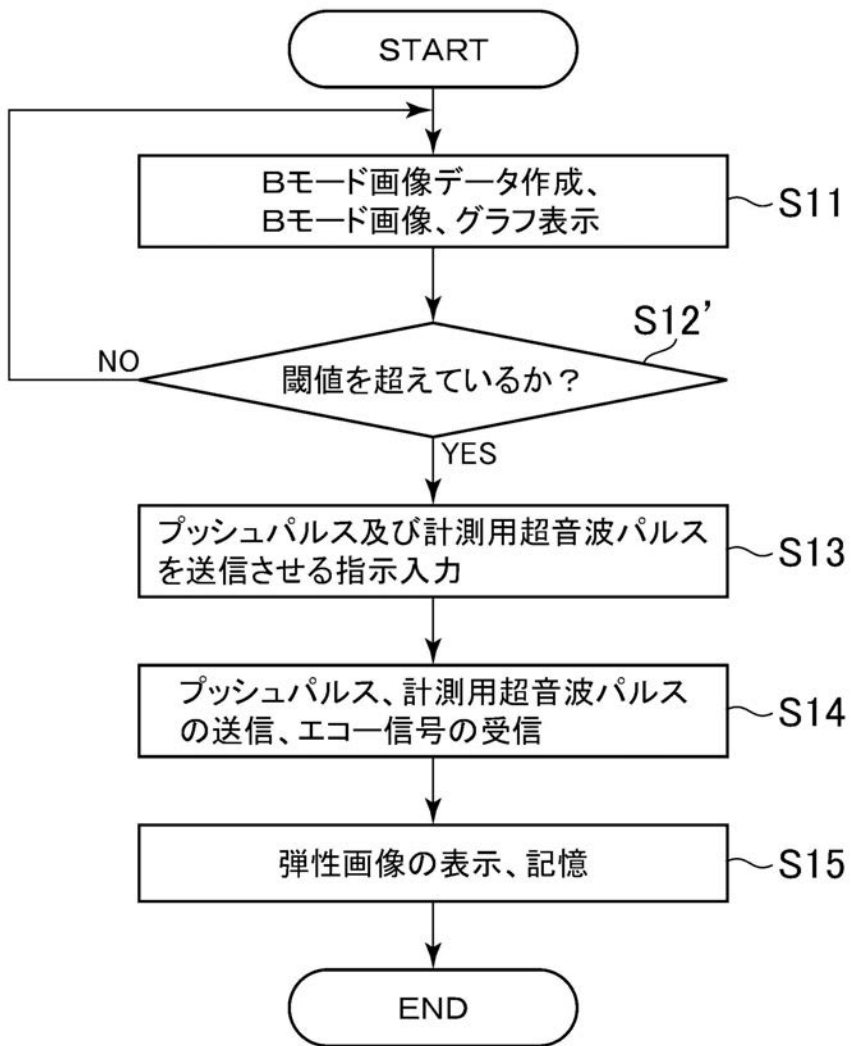
【図 3 1】



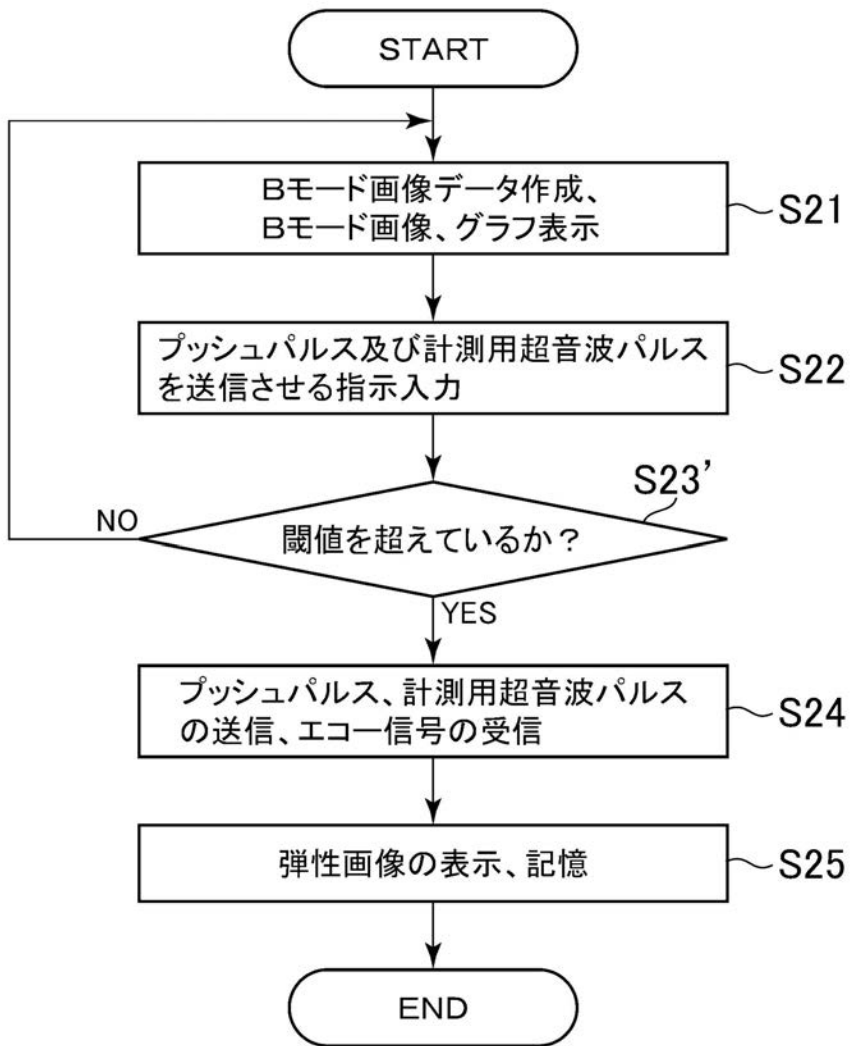
【図 3 2】



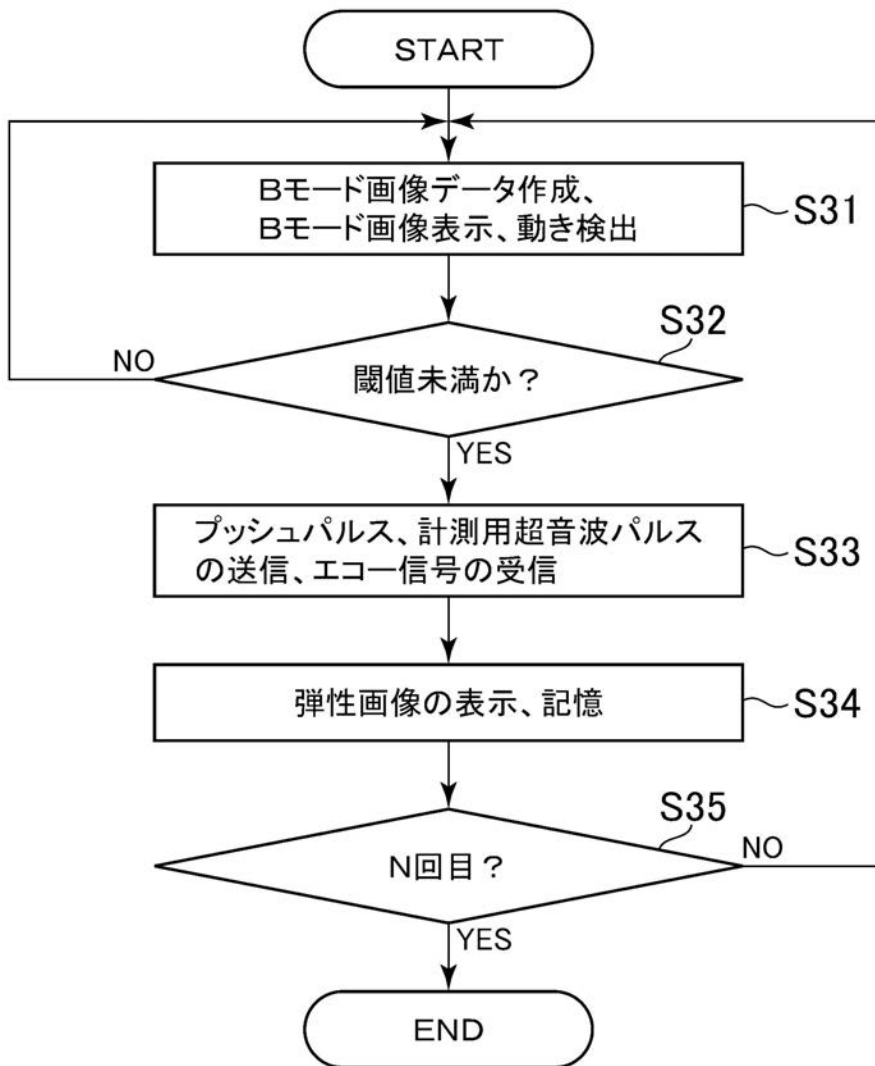
【図 3 3】



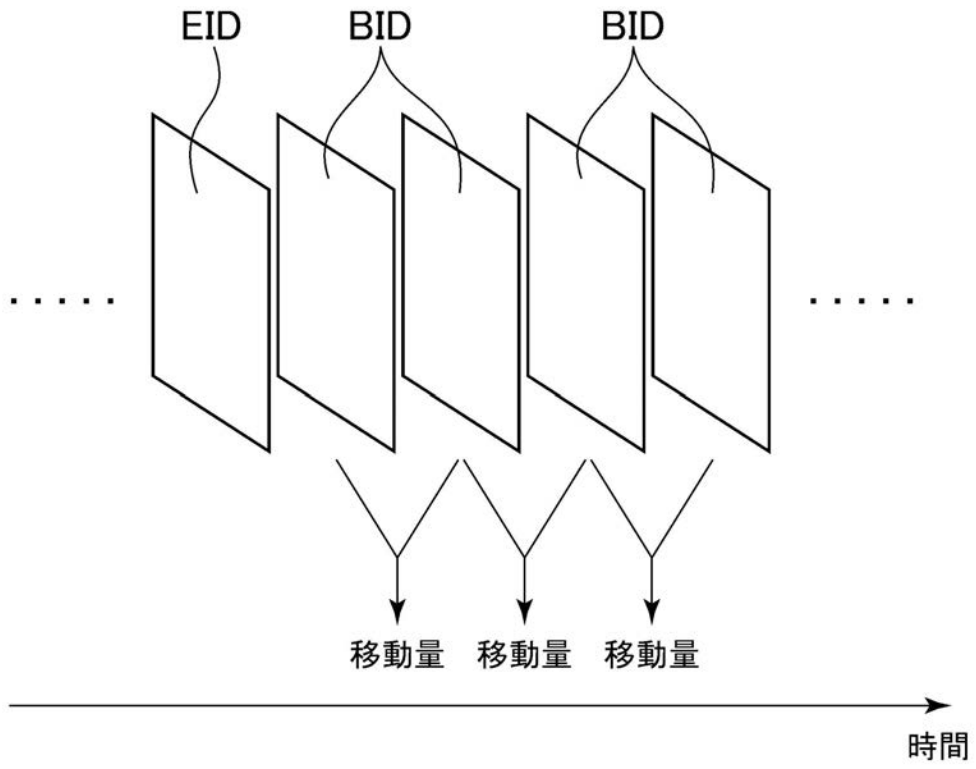
【 図 3 4 】



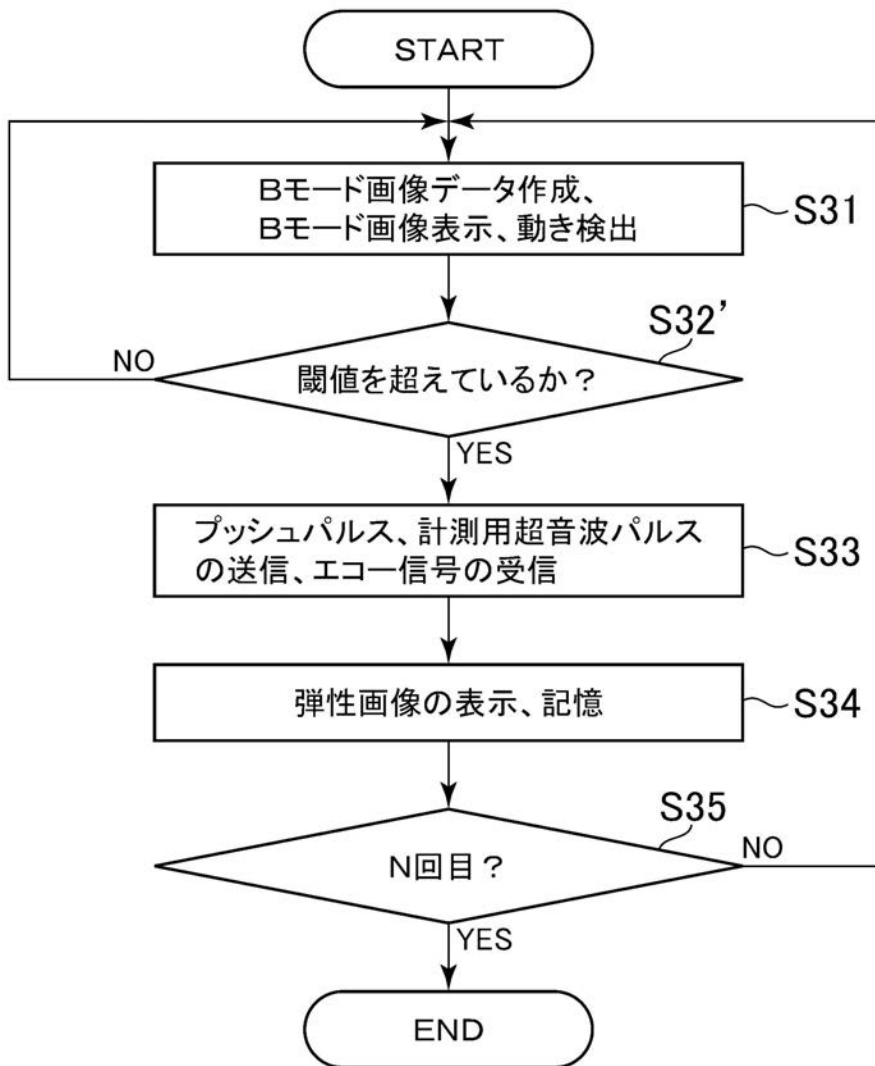
【 図 3 5 】



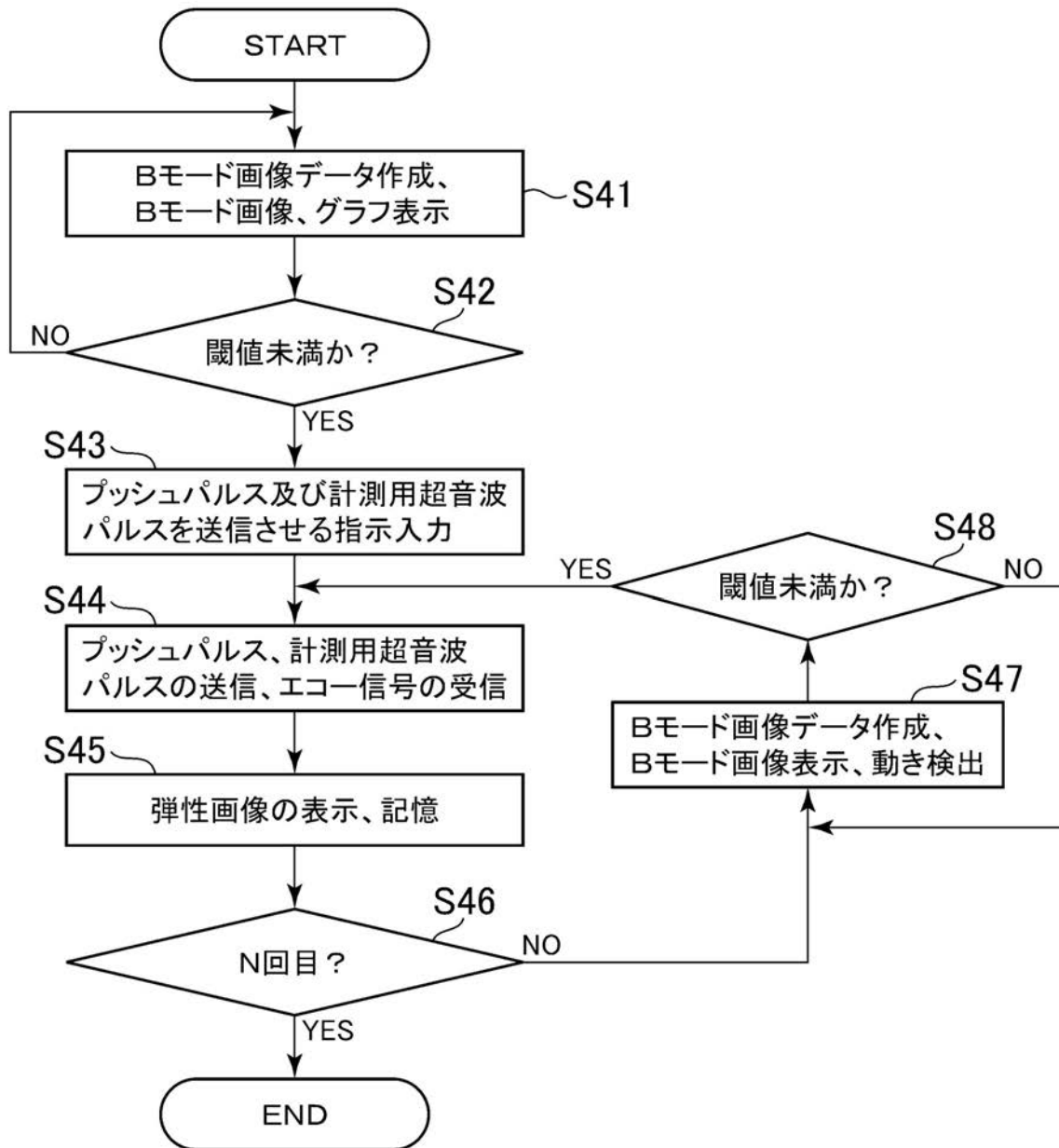
【圖 3 6】



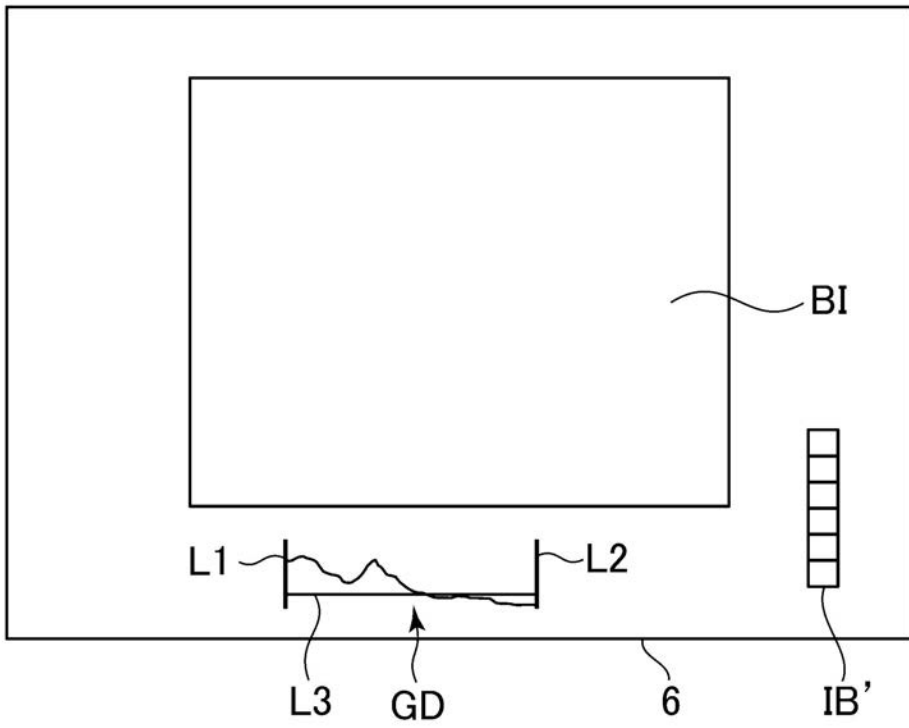
【図 37】



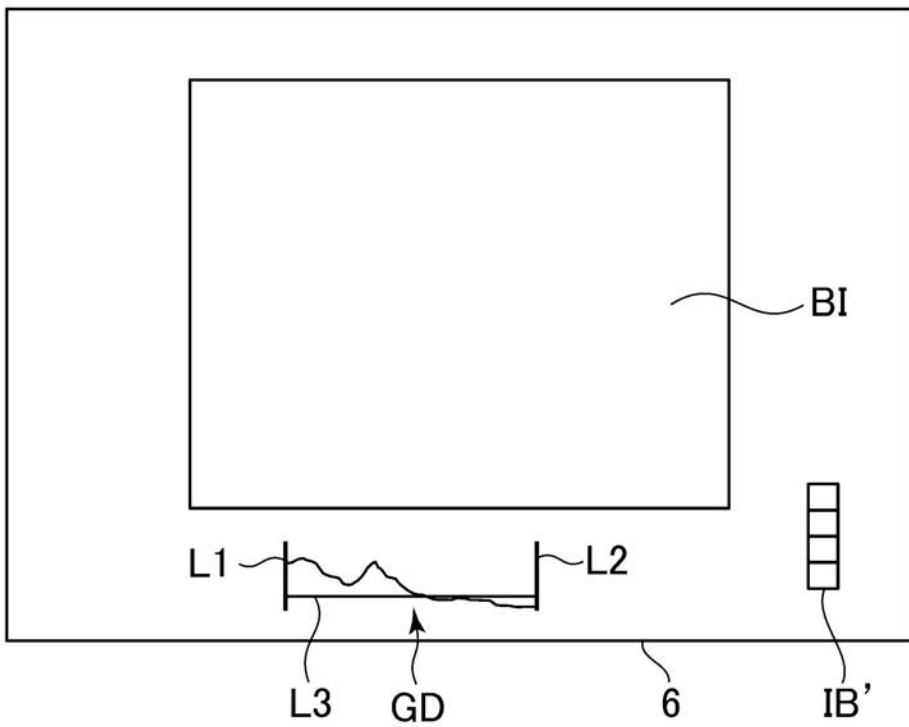
【図38】



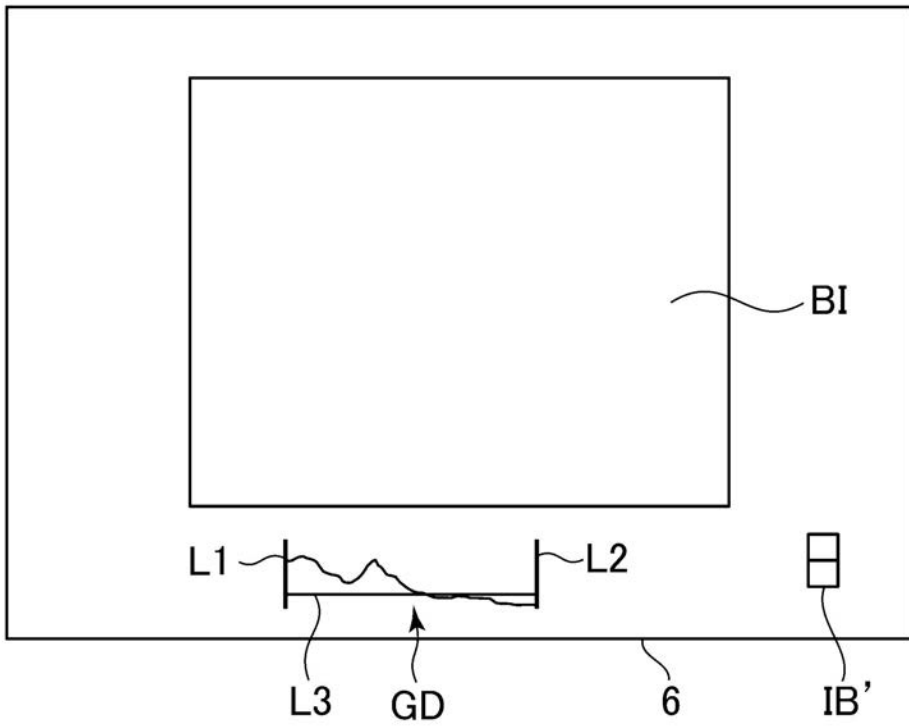
【 図 3 9 】



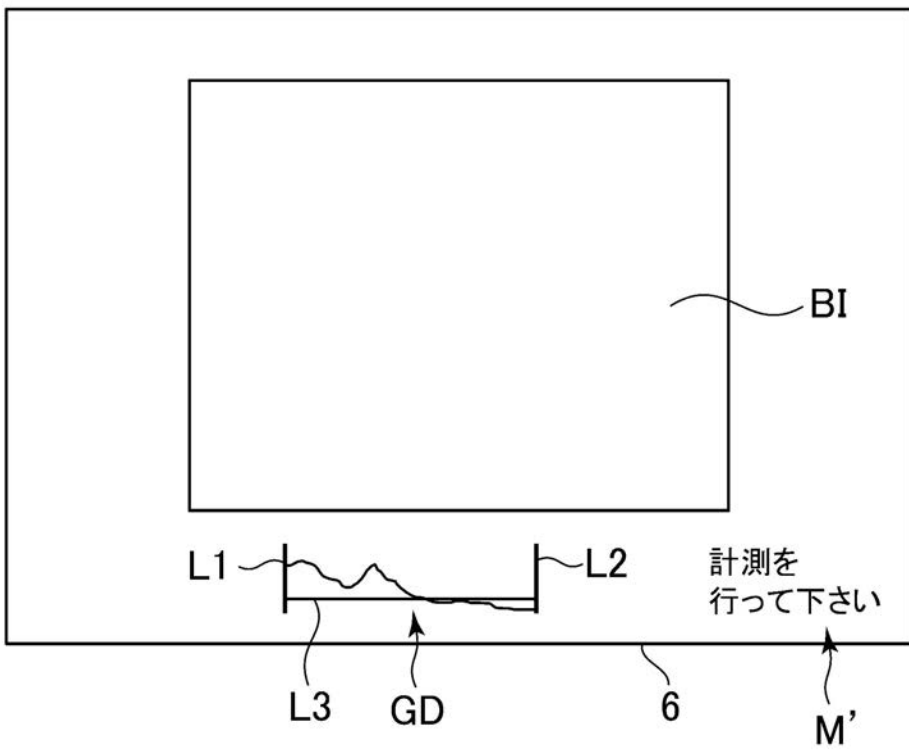
【 図 4 0 】



【 図 4 1 】



【 図 4 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

(72)発明者 サムセット・エイジル

ノルウェー・3191、ホーテン、ストランドプロメナデン、45番

(72)発明者 マイケル・チャールズ・マクドナルド

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウワトーサ、アールピー・2156、ダブリュー・イノベーション・ドライブ、9900番

Fターム(参考) 4C601 DD19 EE04 EE09 FF08 HH12 JB40 JB42 JB48 JC23 JC37

KK02 KK12 KK16 KK24 KK31 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015107311A	公开(公告)日	2015-06-11
申请号	JP2014167863	申请日	2014-08-20
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	川江宗太郎 谷川俊一郎 サムセットエイジル マイケルチャールズマクドナルド		
发明人	川江 宗太郎 谷川 俊一郎 サムセット・エイジル マイケル・チャールズ・マクドナルド		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5276 A61B8/543 A61B8/5223 G01S7/52074 A61B8/06 A61B8/085 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH12 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB48 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤亲		
优先权	14/230842 2014-03-31 US 2013221254 2013-10-24 JP		
其他公开文献	JP6670035B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够在生物体的移动被抑制的状态下利用推力脉冲进行弹性测定。超声波诊断装置向被检体内的生物体组织发送超声波推压脉冲，并测量向其发送推压脉冲的生物体组织的弹性。发射用于测量的超声脉冲的超声探头，检测对象的呼吸的呼吸检测单元，并基于对呼吸检测单元的检测，来识别出这是推动脉冲的传输时间 在其上显示呼吸信息的波形W的显示单元（6）。[选择图]图6

