

(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2015-159883

(P2015-159883A)

(43) 公開日 平成27年9月7日(2015.9.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-35543 (P2014-35543)
(22) 出願日 平成26年2月26日(2014.2.26)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
(72) 発明者 橋本 浩
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 JC16 JC23 JC37
KK02 KK12 KK24

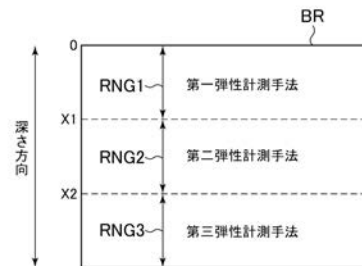
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】最適な弾性計測手法を容易に選択する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、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力进行操作者が行なう入力部と、前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法のうち、範囲RNG1～RNG3の各々について最適な弾性計測手法として第一～第三計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を選択する選択機能のプログラムを実行するプロセッサと、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を実行する入力部と、

前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法のうち、前記生体組織の深さに応じた最適な弾性計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を選択する選択機能のプログラムを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 2】

前記プロセッサは、前記選択機能によって選択された弾性計測手法によって前記生体組織の弾性を計測する弾性計測機能のプログラムを実行することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を行なう入力部と、

前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法のうち、前記生体組織の深さに応じた最適な弾性計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を特定して表示部に表示する計測手法表示制御機能のプログラムを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 4】

操作者が弾性計測手法を選択する入力を行なう入力部を備えており、

前記プロセッサは、前記入力部によって入力された弾性計測手法によって前記生体組織の弾性を計測する弾性計測機能のプログラムを実行する

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】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて、複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法によって前記生体組織の弾性を計測する弾性計測機能と、前記エコー信号に基づいて前記弾性計測の正確性を評価する評価機能と、該評価機能による評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法を選択する選択機能のプログラムを実行するプロセッサを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を実行する入力部を備え、

前記選択機能は、前記生体組織の深さに応じた最適な弾性計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を、前記他の弾性計測手法として選択する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を実行する入力部を備え、

前記選択機能は、前記生体組織における深さに応じて設定された複数の領域の各々に対応する最適な弾性計測手法を定めた情報において、前記入力部において特定された前記計測部分が属する領域に対して定められた弾性計測手法と、前記複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法とが一致している場合であって、前記評価機能による評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記情報において、前記入力部において特定された計測部分が属する領域の隣の領域について定められた弾性計測手法を、前記他の弾性計測手法として選択する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて、複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法によって前記生体組織の弾性を計測する計測機能と、前記エコー信号に基づいて前記弾性計測の正確性を評価する評価機能と、該評価機能による評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法を表示部に表示する計測手法表示制御機能のプログラムを実行するプロセッサを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を作業者が行なう入力部を備え、

前記計測手法表示制御機能は、前記生体組織の深さに応じて最適な弾性計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を、前記他の弾性計測手法として表示部に表示する

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】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を作業者が行なう入力部を備え、

前記計測手法表示制御機能は、前記生体組織における深さに応じて設定された複数の領域の各々に対応する最適な弾性計測手法を定めた情報において、前記入力部において特定された前記計測部分が属する領域に対して定められた弾性計測手法と、前記複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法とが一致している場合であって、前記評価機能による評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記情報において、前記入力部において特定された計測部分が属する領域の隣の領域について定められた弾性計測手法を、前記他の弾性計測手法として表示部に表示する

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 11】

前記情報が記憶された記憶部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4、6、7、9、10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記計測部分の位置を特定する入力は、前記生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて表示された B モード画像において前記弾性計測が行われる関心領域を設定する入力、前記生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された B モード画像が表示される深さを設定する入力、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの位置を設定する入力のいずれかであることを特徴とする請求項 1 ~ 11 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、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて、前記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】

生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法として、複数の手法がある。例えば、特許文献 1 には、生体組織に対し、超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行ってエコー信号を取得し、生体組織の歪みを算出する手法が記載されている。また、特許文献 2 には、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：push pulse）を送信して、生体組織にせん断弾性波を発生させ、このせん断弾性波の伝搬速度を算出する手法が記載されている。さらに、心動により、圧迫とその弛緩を繰り返

10

20

30

40

50

返して変形する肝臓に対して超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて、前記圧迫とその弛緩によって生じる歪みを算出する手法もある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2012-61317号公報

【特許文献2】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】

超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返して弾性を計測する手法は、計測場所が深くなるにつれ、圧迫とその弛緩による生体組織の歪みが生じづらくなり、正確な計測を行なうことが困難になる。従って、一般的に、体表に比較的近い浅部が計測場所として適している。

【0005】

また、せん断弾性波の伝搬速度を算出する手法では、計測場所が体表に近くなるほど、前記プッシュパルスのフォーカス(focus)点も近くなり、送信に用いられる超音波振動子の開口が小さくなる。これにより、プッシュパルスのパワー(power)が小さくなるので、発生するせん断弾性波も小さくなって、正確な伝搬速度を算出することが困難になる。一方、体表から遠すぎる部分においても、発生するせん断弾性波が小さくなり、上述と同様の課題が生じる。従って、体表から近すぎず遠すぎない場所が計測場所として適している。

【0006】

また、心拍によって歪みが生じるのは、心臓に比較的近い部分である。従って、心拍による肝臓の歪みを算出する手法では、上述の二つの手法と比べて体表から離れた深部が計測場所として適している。

【0007】

このように、生体組織の深さ方向の位置に応じて、より適した弾性計測手法が存在する。しかし、操作者が、最適な弾性計測手法を選択することが困難な場合がある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

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、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力操作者が行なう入力部と、前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法のうち、前記生体組織における前記計測部分の深さに応じた最適な弾性計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を選択する選択機能のプログラムを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。

【0009】

他の観点の発明は、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性が計測される計測部分の位置を特定する入力を行なう入力部と、前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法のうち、前記生体組織の深さに応じた最適な弾性計測手法を定めた情報に基づいて、前記入力部において特定された前記計測部分の位置に応じた最適な弾性計測手法を特定して表示部に表示する計測手法表示制御機能のプログラムを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、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて、複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法によって前記生体組織の弾性を計測する弾性計測機能と、前記エコー信号に基づいて前記弾性計測の正確性を評価する評価機能と、この評価機能による評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記弾性計測手法とは異なる

10

20

30

40

50

他の弾性計測手法を選択する選択機能のプログラムを実行するプロセッサを備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

他の観点の発明は、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて、複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法によって前記生体組織の弾性を計測する計測機能と、前記エコー信号に基づいて前記弾性計測の正確性を評価する評価機能と、該評価機能による評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法を表示部に表示する計測手法表示制御機能のプログラムを実行するプロセッサ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】

【0012】

上記一の観点の発明によれば、前記入力部によって前記計測部分の位置が特定されると、特定された位置に応じた最適な弾性計測手法が、前記選択機能のプログラムによって自動的に選択される。従って、最適な弾性計測手法を容易に選択することができる。

【0013】

また、他の観点の発明によれば、前記入力部において入力された前記計測部分の位置に応じて最適な弾性計測手法が表示されるので、最適な弾性計測手法を知ることができる。

【0014】

他の観点の発明によれば、前記選択機能のプログラムの実行により、複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法による弾性計測の正確性が評価され、評価結果に基づいて、前記弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法が自動的に選択されるので、より適する弾性計測手法を容易に選択することができる。

【0015】

他の観点の発明によれば、複数の弾性計測手法の中から選択された弾性計測手法による弾性計測の正確性が評価され、評価結果が所定の基準を満たさない場合に、前記弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法が表示されるので、より適する弾性計測手法を知ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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】表示制御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】制御部の構成を示すブロック図である。

【図6】第一実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図7】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8】関心領域の位置に応じた最適な弾性計測手法を説明する図である。

【図9】関心領域において予め決められた点を説明する図である。

【図10】第一実施形態の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11】第一実施形態の変形例における超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図12】最適な弾性計測手法を示すメッセージが表示された表示部を示す図である。

【図13】第二実施形態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14】第二実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図15】評価部が評価に用いる関数を示すグラフである。

【図16】第二実施形態の変形例における超音波診断装置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】

【0017】

10

20

30

40

50

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8、記憶部9を備える。

【0018】

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パルスを送信し、そのエコー信号を受信する。この超音波プローブ2からは、後述するように、送信パラメータ(parameter)が異なる複数種類の超音波パルスを送信することができる。

【0019】

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を有する前記超音波パルスを送信させる。また、送受信ビームフォーマ3は、前記超音波パルス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。

【0020】

前記エコーデータ処理部4は、図2に示すように、Bモード処理部41、歪み算出部42、伝搬速度算出部43、弾性値算出部44を有する。前記Bモード処理部41は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。前記エコーデータは、前記超音波プローブ2によるBモード用の超音波パルスの送受信によって得られたエコー信号に基づくデータである。

【0021】

前記歪み算出部42は、前記送受信部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弾性に関する歪みを算出して歪みデータを作成する(歪み算出機能)。前記エコーデータは、前記超音波プローブ2による歪み算出用の超音波パルスの送受信によって得られたエコー信号に基づくデータであり、後述の第一弾性計測手法において得られたデータである。前記歪み算出部42は、例えば特開2008-126079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画素毎に算出し、一フレーム分の歪みデータを作成する。

【0022】

前記伝搬速度算出部43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、生体組織に生じたせん断弾性波の伝搬速度を算出し、伝搬速度のデータを作成する(伝搬速度算出機能)。前記せん断弾性波は、前記超音波プローブ2から送信された超音波のプッシュパルスによって生じる。前記超音波プローブ2からは、前記プッシュパルスが送信された後に、前記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る。前記エコーデータは、前記超音波プローブ2による前記検出用超音波パルスの送受信によって得られたエコー信号に基づくデータである。

【0023】

前記弾性値算出部44は、前記伝搬速度に基づいて、生体組織の弾性値を算出し弾性値のデータを作成する(弾性値算出機能)。

【0024】

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。

【0025】

前記表示制御部5は、図3に示すように、画像表示制御部51、関心領域設定部52を有する。前記画像表示制御部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51は、前記歪みデータ又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

10

20

30

40

50

行ない、エコー信号に基づく B モード画像 B I を前記表示部 6 に表示させる。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 2 では、操作者は弾性画像を表示させる指示を前記操作部 7 において入力する。また、操作者は、前記操作部 7 を用いて、図 7 に示すように、前記 B モード画像 B I に関心領域 R を設定する。この関心領域 R は、弾性画像を表示させたい領域に設定される。前記関心領域 R の設定により、弾性計測が行われる計測部分の位置が特定される。

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 3 では、前記選択部 8 1 は、前記 B モード画像 B I における前記関心領域 R の位置 D に応じて、最適な弾性計測手法を選択する。前記関心領域 R の位置 D は、10生体組織の深さ方向における位置を意味し、前記 B モード画像 B I における体表面からの深さの値である。

【 0 0 3 7 】

前記弾性計測手法の選択について具体的に説明する。前記記憶部 9 には、生体組織から得られた超音波のエコー信号に基づいて前記生体組織の弾性を計測する弾性計測手法のうち、生体組織の深さに応じた最適な弾性計測手法を定めた情報 I が記憶されている。この情報 I は、本発明における情報の実施の形態の一例である。前記選択部 8 1 は、前記記憶部 9 に記憶された前記情報 I に基づいて、前記関心領域 R の位置 D に応じた最適な弾性計測手法を特定する。

【 0 0 3 8 】

前記記憶部 9 に記憶された弾性計測手法は、第一～第三弾性計測手法である。第一弾性計測手法は、前記超音波プローブ 2 により生体組織に対して圧迫とその弛緩を行ないながら超音波のエコー信号を取得し、前記歪み算出部 4 2 によって歪みデータを作成する手法である。第二弾性計測手法は、前記プッシュパルスの送信と前記検出用超音波パルスの送受信とを行なって、前記伝搬速度算出部 4 3 や前記弾性値算出部 4 4 によって弾性データを作成する手法である。第三弾性計測手法は、心臓や動脈の拍動により圧迫とその弛緩を繰り返して変形する肝臓に対し、前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行なってエコー信号を取得し、前記歪み算出部 4 2 によって歪みデータを作成する手法である。20

【 0 0 3 9 】

ここで、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩によって生じる生体組織の歪み量よりも、心臓や動脈の拍動によって生じる生体組織の歪み量の方が小さい。従って、前記第一弾性計測手法及び前記第三弾性計測手法は、ともに前記歪み算出部 4 2 によって歪みを算出する手法であるものの、計測の対象となる歪み量が異なっている。よって、前記第一弾性計測手法及び前記第三弾性計測手法は、各種のパラメータが異なっている。30

【 0 0 4 0 】

図 8 に基づいて、生体組織の深さに応じた最適な弾性計測手法について説明する。図 8 において、符号 B R は B モード画像 B I (図 8 では図示省略) の表示領域を示す。符号 X 1 , X 2 (X 1 < X 2) は、前記 B モード画像 B I における深さ(生体組織の深さ)の値を示している。前記関心領域 R の位置 D が、 $0 \leq D < X 1$ の範囲 R N G 1 における最適な弾性計測手法は、第一弾性計測手法である。0 は体表面である。また、 $X 1 \leq D < X 2$ の範囲 R N G 2 における最適な弾性計測手法は、第二弾性計測手法である。D $\geq X 2$ の範囲 R N G 3 における最適な弾性計測手法は、第三弾性計測手法である。従って、前記情報 I において、生体組織における深さに応じて設定された複数の領域の各々に対応する弾性計測手法が定められている。40

【 0 0 4 1 】

前記関心領域 R の位置 D は、例えば前記関心領域 R において予め決められた点 P の位置である。本例では、前記点 P は、図 9 に示すように、前記関心領域 R における縦方向の中央に位置する水平線 H と、前記関心領域 R における横方向の中央に位置する垂直線 V との交点である。前記選択部 8 1 は、前記関心領域 R における点 P が、前記範囲 R N G 1 ~ R N G 3 のいずれに位置するかで、前記情報 I に基づいて前記弾性計測手法を特定する。50

【 0 0 4 2 】

次に、ステップ S 4 では、前記ステップ S 3 において選択された弾性計測手法による弾性計測が行われる。具体的には、前記制御部 8 は、前記ステップ S 3 において選択された弾性計測手法に応じた送受信パラメータによる超音波の送受信が行われるように、前記送受信ビームフォーマ 3 の機能を実行させる。そして、前記超音波プローブ 2 により、超音波のエコー信号が得られると、前記歪み算出部 4 2 による歪みデータの作成と、前記伝搬速度算出部 4 3 又は弾性値算出部 4 4 による弾性データの作成のうち、前記ステップ S 3 において選択された弾性計測手法によるデータの作成が行われる。前記第一、第三弾性計測手法が選択された場合、前記歪み算出部 4 2 によって歪みデータが作成され、前記第二弾性計測手法が選択された場合、前記伝搬速度算出部 4 3 又は前記弾性値算出部 4 4 によ

10

20

【 0 0 4 3 】

歪みデータ又は弾性データが作成されると、作成されたデータに基づいて、前記画像表示制御部 5 1 が弾性画像を表示させる（図 4 参照）。弾性画像 E I は、前記ステップ S 1 において表示された B モード画像 B I 上に表示される。一フレームのみではなく、複数フレームの弾性画像 E I 及び B モード画像 B I が表示される場合、前記ステップ S 4 において、B モード画像用の超音波の送受信と弾性画像用の超音波の送受信（弾性計測用の超音波の送受信）とが交互に行われ、動画像の弾性画像 E I 及び B モード画像 B I が表示される。

【 0 0 4 4 】

本例によれば、前記関心領域 R が設定されると、設定された位置に応じた最適な弾性計測手法が自動的に選択される。従って、最適な弾性計測手法を容易に選択することができる。

【 0 0 4 5 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、前記表示制御部 5 は、図 1 0 に示すように、前記画像表示制御部 5 1 及び前記関心領域設定部 5 2 のほか、計測手法表示制御部 5 3 を有している。この変形例では、前記選択部 8 1 に代わり、前記計測手法表示制御部 5 3 が、最適な弾性計測手法を特定し、さらにこの最適な弾性計測手法を前記表示部 6 に表示する（計測手法表示制御機能）。詳細は後述する。計測手法表示制御機能は、本発明における計測手法表示制御機能の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 4 6 】

この変形例の作用について図 1 1 のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S 1 1 , S 1 2 , S 1 5 については前記ステップ S 1 , S 2 , S 4 と同一であり、説明を省略する。前記ステップ S 1 3 では、前記計測手法表示制御部 5 3 は、前記ステップ S 1 2 で設定された関心領域 R の位置 D に応じて、図 1 2 に示すように最適な弾性計測手法を示すメッセージ（message）M を前記表示部 6 に表示する。図 1 2 では、前記メッセージ M として、「第一計測手法」の文字が表示されている。

【 0 0 4 7 】

前記計測手法表示制御部 5 3 は、前記記憶部 9 に記憶された前記情報 I に基づいて、前記関心領域 R の位置 D に応じた最適な弾性計測手法を特定する。

40

【 0 0 4 8 】

前記ステップ S 1 3 において前記メッセージ M が表示されると、ステップ S 1 4 では、操作者は弾性計測手法を選択する入力を行なう。そして、ステップ S 1 5 では、前記ステップ S 1 4 で入力された弾性計測手法による弾性計測が行われる。

【 0 0 4 9 】

この変形例によれば、前記メッセージ M が表示されるので、操作者は最適な弾性計測手法を知ることができる。従って、操作者は最適な計測手法を容易に選択することができる。

50

【 0 0 5 0 】

(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 1 の構成は、図 1 と同一であり、前記表示制御部 5 の構成は、図 3 の構成と同一であるので、それぞれについての説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

本例では、前記エコーデータ処理部 4 は、図 1 3 に示すように、B モード処理部 4 1、歪み算出部 4 2、伝搬速度算出部 4 3、弾性値算出部 4 4 のほか、評価部 4 5 を有する。この評価部 4 5 は、弾性計測の正確性を評価する (評価機能)。詳細は後述する。前記評価機能は、本発明の評価機能の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 5 2 】

次に、本例の超音波診断装置 1 の作用について、図 1 4 のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S 2 1, S 2 2 は、前記ステップ S 1, S 2 及び前記ステップ S 1 1, S 1 2 と同一であり、説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 2 3 では、操作者は弾性計測手法を選択する入力を前記操作部 7 において行なう。ここでは、操作者が最適と考える弾性計測手法が選択される。操作者は、例えば前記ステップ S 2 2 で設定された関心領域 R の位置 D に応じて最適と考えらえる弾性計測手法を選択してもよい。

【 0 0 5 4 】

次に、ステップ S 2 4 では、前記ステップ S 4, S 1 5 と同様に、前記ステップ S 2 3 で入力された弾性計測手法による弾性計測を行なうための超音波の送受信が行われ、得られたエコー信号に基づいて、前記歪みデータや前記弾性データの作成が行われる。

20

【 0 0 5 5 】

次に、ステップ S 2 5 では、前記評価部 4 5 は、前記ステップ S 2 4 で行われた弾性計測の正確性について、この弾性計測のための超音波の送受信で得られたエコー信号に基づいて評価を行ない、弾性計測手法の変更が必要であるか否かを判定する。前記評価部 4 5 による評価手法は、弾性計測手法によって異なっている。

【 0 0 5 6 】

前記評価部 4 5 による評価手法について具体的に説明する。前記第一弾性計測手法及び前記第三弾性計測手法においては、同一の評価手法による評価が行われる。この評価手法は、弾性計測のための超音波の送受信で得られたエコー信号に基づいて作成された歪みのデータを用いて評価を行なう。具体的には、前記評価部 4 5 は、先ず前記関心領域 R における一画素毎に算出された歪みの平均値 $X_{r_{AV}}$ を算出する。この平均値 $X_{r_{AV}}$ は、一フレームにおける平均値である。ちなみに、歪みは負になることもあることから、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ は負になることもあるものとする。

30

【 0 0 5 7 】

次に、前記評価部 4 5 は、歪みの平均の理想値 $X_{i_{AV}}$ に対する前記平均値 $X_{r_{AV}}$ の比 R_a を算出する。すなわち、 $R_a = X_{r_{AV}} / X_{i_{AV}}$ である。さらに、前記評価部 4 5 は、下記 (式 1) の演算を行なう。

40

$$Y = 1.0 - | \log_{10} | R_a | | \dots (式 1)$$

【 0 0 5 8 】

ここで、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ は、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強さで、超音波の送受信時に前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩が行なわれた場合に、任意に設定される領域において得られる歪みの平均値である。この理想値 $X_{i_{AV}}$ は、例えば腫瘍と同じ硬さの部分や正常組織と同じ硬さの部分などからなるファントム等を対象として実験を行ない、経験上得られる値である。また、この理想値 $X_{i_{AV}}$ 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し、デフォルトとして装置に記憶されていてもよい。

【 0 0 5 9 】

50

前記(式1)は、前記比 R_a を0から1までの範囲にするためのものであり、この(式1)で得られる Y は、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ に対する平均値 $X_{r_{AV}}$ の比と同等である。この(式1)で表される関数をグラフで表すと、図15に示すグラフとなる。この図15に示すように、 $0 \leq Y \leq 1$ となる。

【0060】

また、 $0 \leq |R_a| \leq 1$ であるものとし、 $|R_a|$ がこの範囲を超えた場合、 Y は零とする。

【0061】

前記算出値 Y は、弾性画像のクオリティを表す数値である。算出値 Y が1に近くなるほど、弾性画像のクオリティとしては良好であることを意味し、一方で算出値 Y が0に近くなるほど、弾性画像のクオリティとしては悪くなることを意味する。ここで、弾性画像のクオリティが良好であるとは、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像であることを意味し、一方で弾性画像のクオリティが悪いとは、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像ではないことを意味する。

10

【0062】

算出値 Y と弾性画像のクオリティとの関係についてより詳細に説明すると、図15のグラフから分かるように、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と等しい場合(すなわち、 $|R_a|$ が1)、算出値 Y は1となる。従って、算出値 Y が1、または1に近い値であれば、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像が得られることになる。

【0063】

一方で、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と離れた値になるほど(すなわち、 $|R_a|$ が1から離れた値になるほど)、算出値 Y は零に近づく。従って、算出値 Y が零に近づくほど、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像が得られないことになる。

20

【0064】

前記評価部45は、前記算出値 Y が閾値 Y_{th} よりも小さいか否かを判定する。 $Y \geq Y_{th}$ である場合、弾性計測手法の変更は必要ではない。一方、 $Y < Y_{th}$ である場合、弾性計測手法の変更が必要である。 $Y < Y_{th}$ である場合、本発明において、所定の基準を満たさない場合に該当する。

【0065】

次に、前記第二弾性計測手法における前記評価部45による評価手法について説明する。前記第二弾性計測手法において、前記評価部45は、検出用超音波パルスのエコー信号を評価する。ここで、前記第二弾性計測手法において、生体組織に発生したせん断波が小さすぎると、正確な伝搬速度や弾性値を算出することが困難である。ここで、せん断波は、前記検出用超音波パルスのエコー信号に生じた歪みによって検出される。せん断波が小さいとエコー信号の歪みは小さく、一方でせん断波が大きいとエコー信号の歪みが大きい。そこで、前記評価部45は、前記検出用超音波パルスのエコー信号の歪み量 Z を算出する。この歪み量 Z の算出対象は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコー信号である。そして、前記評価部45は、前記歪み量 Z が閾値 Z_{th} よりも小さいか否かを判定する。

30

【0066】

$Z \geq Z_{th}$ である場合、弾性計測手法の変更は必要ではない。一方、 $Z < Z_{th}$ である場合、弾性計測手法の変更が必要である。 $Z < Z_{th}$ である場合、本発明において、所定の基準を満たさない場合に該当する。

40

【0067】

前記ステップS25において弾性計測手法の変更が必要であると判定された場合(前記ステップS25において「YES」)、ステップS26の処理へ移行する。一方、前記ステップS25において弾性計測手法の変更が必要ではないと判定された場合(前記ステップS25において「NO」)、ステップS27の処理へ移行する。

【0068】

前記ステップS26では、前記選択部81が、弾性計測手法を変更する。前記選択部8

50

1 は、前記関心領域 R の位置に応じて、前記ステップ S 2 3 において入力された弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法を新たに選択する。具体的に説明する。まず、前記選択部 8 1 は、前記ステップ S 2 3 において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の位置 D に応じて前記情報 I において最適なものとして定められた弾性計測手法と一致しているか否かを判定する。

【0069】

前記ステップ S 2 3 において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の位置 D に応じて前記情報 I において最適なものとして定められた弾性計測手法と一致していない場合、前記選択部 8 1 は、以下のようにして弾性計測手法を選択する。すなわち、前記選択部 8 1 は、前記第一実施形態と同様に、前記関心領域 R における点 P が前記範囲 R N G 1 に位置していれば、前記第一弾性計測手法を選択し、前記点 P が前記範囲 R N G 2 に位置していれば、前記第二弾性計測手法を選択し、前記点 P が前記範囲 R N G 3 に位置していれば、前記第三弾性計測手法を選択する。これにより、前記ステップ S 2 3 において入力された弾性計測手法とは異なる弾性計測手法が選択される。前記選択部 8 1 は、前記記憶部 9 に記憶された前記情報 I に基づいて、新たな弾性計測手法を選択する。このステップ S 2 6 において選択される新たな弾性計測手法は、本発明における他の弾性計測手法である。

10

【0070】

ここで、 $Y < Y_{th}$ 、 $Z < Z_{th}$ である理由として、前記ステップ S 2 3 において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の位置 D に応じて前記情報 I において最適なものとして定められた弾性計測手法と一致していないために、正確な弾性計測が行えない場合が考えられる。従って、このような場合において、前記ステップ S 2 5 において弾性計測手法の変更が必要であると判定された場合、前記ステップ S 2 6 において、前記情報 I において定められた最適な弾性計測手法に変更される。

20

【0071】

一方、前記ステップ S 2 3 において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の位置 D に応じて前記情報 I において最適なものとして定められた弾性計測手法と一致している場合であっても、正確な弾性計測が行えない場合が考えられる。そこで、このような場合、前記選択部 8 1 は、前記情報 I において、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R における点 P が属する領域の隣の領域について定められた弾性計測手法を、新たな弾性計測手法として選択する。例えば、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の点 P が前記範囲 R N G 1 又は前記範囲 R N G 3 に属する場合、前記範囲 R N G 2 について定められた第二弾性計測手法が、新たな弾性計測手法として選択される。また、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の点 P が前記範囲 R N G 2 に属する場合、前記範囲 R N G 1 及び前記範囲 R N G 3 のうち、前記点 P の位置に近い方の範囲について定められた弾性計測手法が、新たな弾性計測手法として選択される。

30

【0072】

前記ステップ S 2 6 において弾性計測手法が変更されると、前記ステップ S 2 4 へ戻り、変更された新たな弾性計測手法によって弾性計測が行われる。

40

【0073】

一方、前記ステップ S 2 5 において弾性計測手法の変更が必要ではないと判定された場合、ステップ S 2 7 において弾性画像 E I が表示される。この弾性画像 E I は、前記ステップ S 2 4 で作成された歪みデータ又は弾性データに基づいて作成される。

【0074】

なお、前記ステップ S 2 3 において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップ S 2 2 において設定された関心領域 R の位置 D に応じて前記情報 I において最適なものとして定められた弾性計測手法と一致していない場合であっても、前記ステップ S 2 5 において弾性計測手法の変更が必要ではないと判定される場合があるものとする。

50

【0075】

次に、ステップS28においては、弾性計測が継続され、新たなフレームの弾性画像EIが表示される。このステップS28において新たなフレームの弾性画像EIが表示される場合、新たに一フレーム分のBモード用の超音波の送受信が行われ、新たなフレームのBモード画像BIが表示されてもよい。

【0076】

前記ステップS28において一フレーム分の弾性計測が行われ一フレーム分の弾性画像EIが表示されると、ステップS29において、前記制御部8は、弾性計測を終了するかどうかを判定する。例えば、前記操作部7において弾性計測を終了する入力があった場合、前記制御部8は弾性計測を終了すると判定する（前記ステップS29において「YES」）。この場合処理を終了する。一方、前記操作部7において弾性計測を終了する入力がない場合、前記制御部8は弾性計測を終了すると判定する（前記ステップS29において「NO」）。弾性計測を終了しないと判定された場合、ステップS28の処理へ戻る。

10

【0077】

本例によれば、前記ステップS23において、操作者が入力した弾性計測手法では正確な弾性計測を行なうことが困難な場合、前記ステップS26において、より適切な弾性計測手法に自動的に変更される。従って、より適する弾性計測手法を容易に選択することができる。

【0078】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例では、前記表示制御部5は、前記第一実施形態の変形例と同様に、計測手法表示制御部53を有している（図10参照）。

20

【0079】

この変形例の作用について図16のフローチャートに基づいて説明する。この図16のフローチャートは、ステップS26のみ前記図14のフローチャートと異なっており、ステップS21～S25、S27～S29は、前記図14のフローチャートと同一である。

【0080】

前記ステップS26では、前記計測手法表示制御部53は、前記ステップS23において操作者によって入力された弾性計測手法とは異なる他の弾性計測手法を示すメッセージMを前記表示部6に表示する。具体的に説明する。まず、前記計測手法表示制御部53は、前記ステップS23において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップS22において設定された関心領域Rの位置Dに応じて前記情報Iにおいて最適なものとして定められた弾性計測手法と一致しているかどうかを判定する。

30

【0081】

前記ステップS23において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップS22において設定された関心領域Rの位置Dに応じて前記情報Iにおいて最適なものとして定められた弾性計測手法と一致していない場合、以下の様にして前記メッセージMとして表示する弾性計測手法が特定される。すなわち、前記計測手法表示制御部53は、前記記憶部9に記憶された前記情報Iに基づいて、前記ステップS26における前記選択部81と同様に、前記メッセージMとして表示する弾性計測手法を特定する。具体的には、前記計測手法表示制御部53は、前記関心領域Rにおける点Pが前記範囲RNG1に位置していれば、前記メッセージMとして表示する弾性計測手法を前記第一弾性計測手法とし、前記点Pが前記範囲RNG2に位置していれば、前記メッセージMとして表示する弾性計測手法を前記第二弾性計測手法とし、前記点Pが前記範囲RNG3に位置していれば、前記メッセージMとして表示する弾性計測手法を前記第三弾性計測手法とする。このステップS26において特定される新たな弾性計測手法は、本発明における他の弾性計測手法である。

40

【0082】

一方、前記ステップS23において操作者が入力した弾性計測手法が、前記ステップS

50

22において設定された関心領域Rの位置Dに応じて前記情報Iにおいて最適なものとして定められた弾性計測手法と一致している場合、以下の様にして前記メッセージMとして表示する弾性計測手法が特定される。すなわち、前記計測手法表示制御部53は、前記ステップS26における前記選択部81と同様に、前記情報Iにおいて、前記ステップS22において設定された関心領域Rにおける点Pが属する領域の隣の領域について定められた弾性計測手法を、前記メッセージMとして表示する弾性計測手法とする。

【0083】

前記ステップS26において前記メッセージMが表示されると、前記ステップS23へ戻る。このステップS23では、操作者は、前記ステップS26において、前記メッセージMとして表示された弾性計測手法を選択する入力を行なう。

10

【0084】

この変形例によれば、前記メッセージMが表示されるので、操作者は、より適する弾性計測手法を知ることができる。従って、操作者はより適する計測手法を容易に選択することができる。

【0085】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、上述の実施形態においては、前記関心領域Rの設定により、弾性計測が行われる計測部分の位置が特定されているが、前記計測部分の位置の特定は、前記関心領域Rの設定に限られるものではない。例えば、操作者は、前記計測部分の位置が深くなるほど、Bモード画像が表示される深さを深くし、前記計測部分の位置が浅くなるほど、Bモード画像が表示される深さを浅くする場合がある。また、操作者は、前記計測部分の位置が深くなるほど、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの深さ方向の位置を深くし、前記計測部分の位置が浅くなるほど、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの深さ方向の位置を浅くする場合がある。従って、Bモード画像が表示される深さや、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの深さ方向の位置を、操作者が前記操作部7において特定する入力を行なうことにより、弾性計測が行われる計測部分が特定される場合がある。

20

【0086】

よって、前記第一、第二実施形態において、前記関心領域Rの位置の代わりに、Bモード画像が表示される深さ(Bモード画像の最深部の位置)や、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの深さ方向の位置が用いられてもよい。具体的には、前記第一実施形態において、操作者によって入力されたBモード画像が表示される深さ(Bモード画像の最深部の位置)や、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの深さ方向の位置に応じて、前記ステップS3における最適な弾性計測手法の選択や前記ステップS13における最適な弾性計測手法の特定が行われてもよい。また、同様に、前記第二実施形態において、操作者によって入力されたBモード画像が表示される深さ(Bモード画像の最深部の位置)や、弾性計測用の超音波の送信フォーカス又は受信フォーカスの深さ方向の位置に応じて、前記ステップS26における他の弾性計測手法の選択や前記ステップS26における他の弾性計測手法の特定が行われてもよい。

30

【符号の説明】

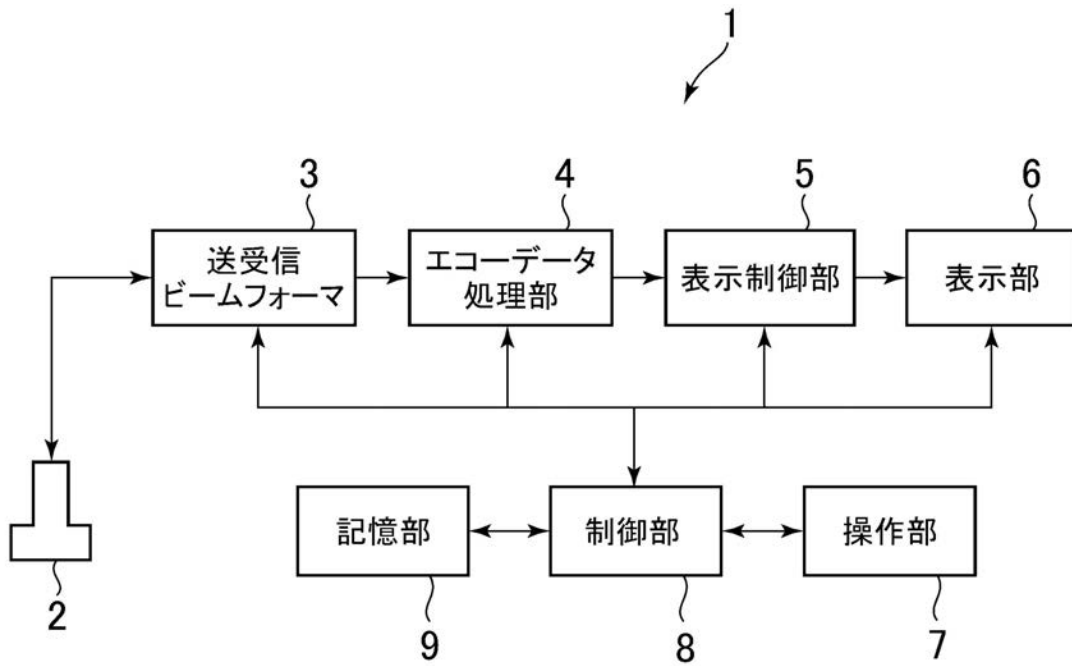
40

【0087】

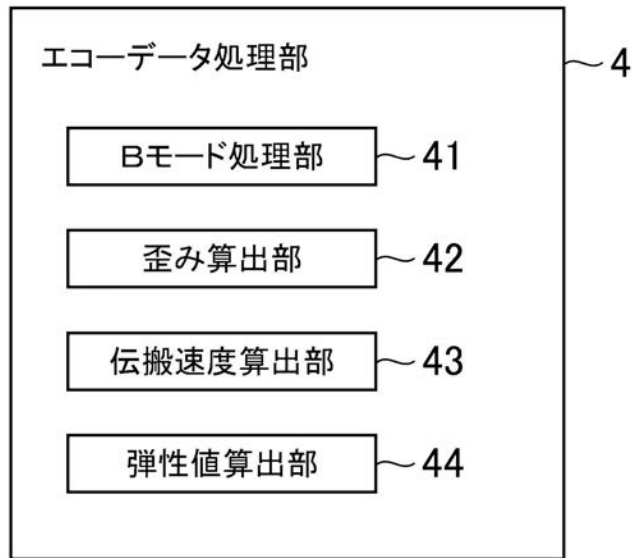
- 1 超音波診断装置
- 6 表示部
- 7 操作部
- 9 記憶部
- 42 歪み算出部
- 43 伝搬速度算出部
- 44 弾性値算出部
- 53 計測手法表示制御部
- 81 選択部

50

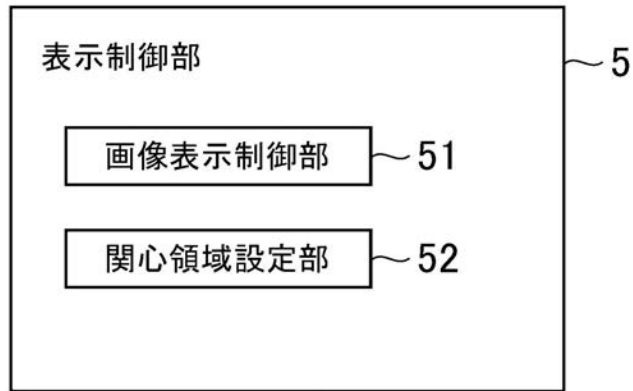
【図1】



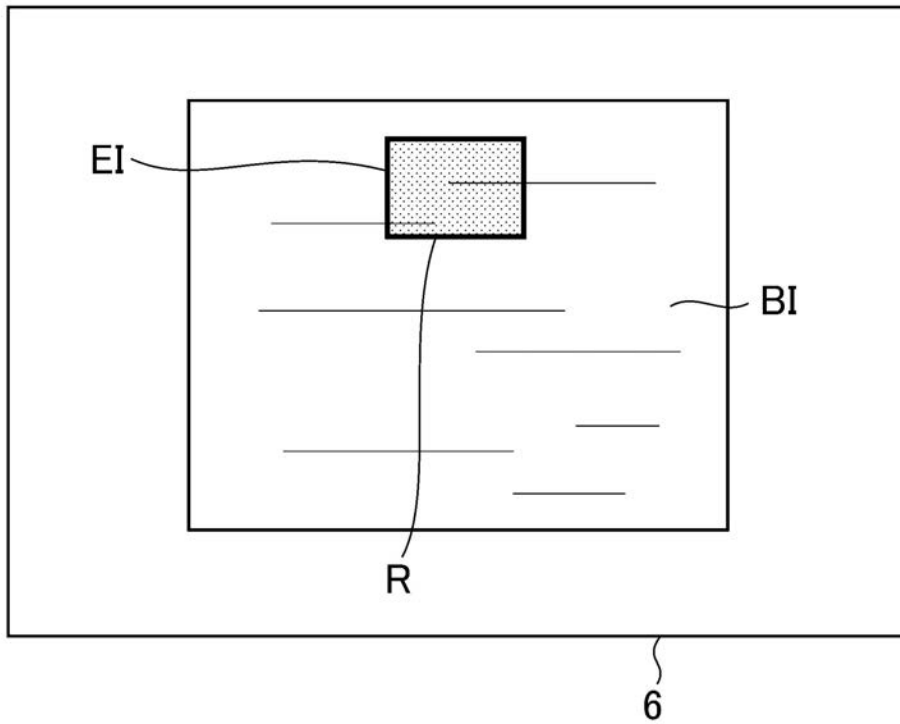
【図2】



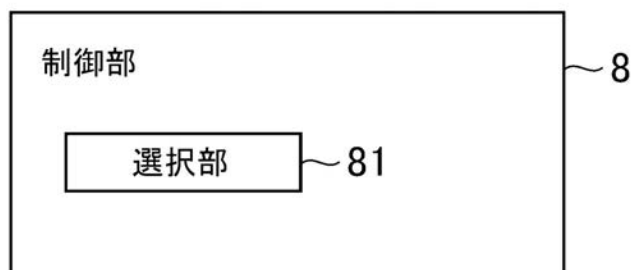
【 図 3 】



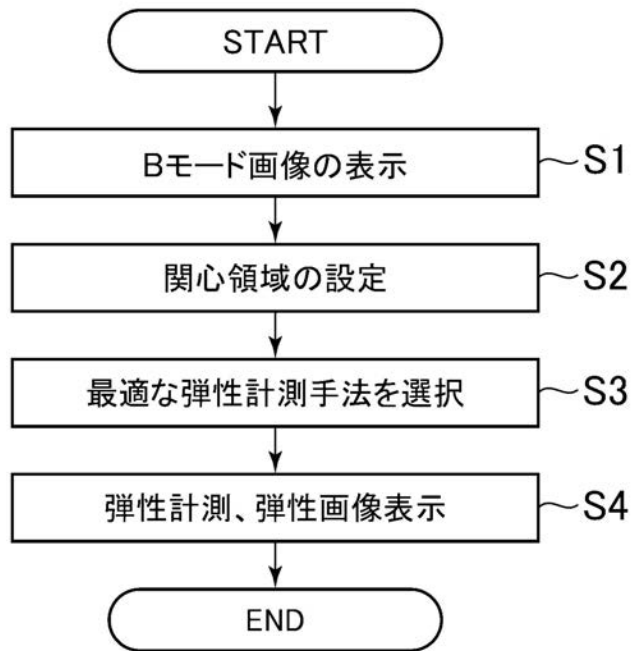
【 図 4 】



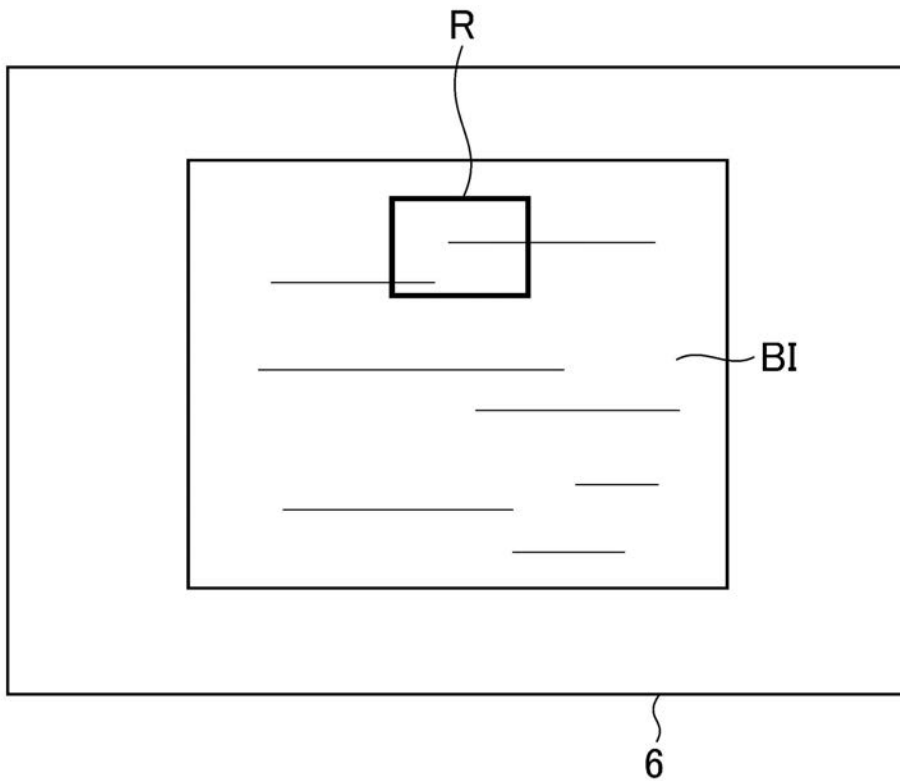
【 図 5 】



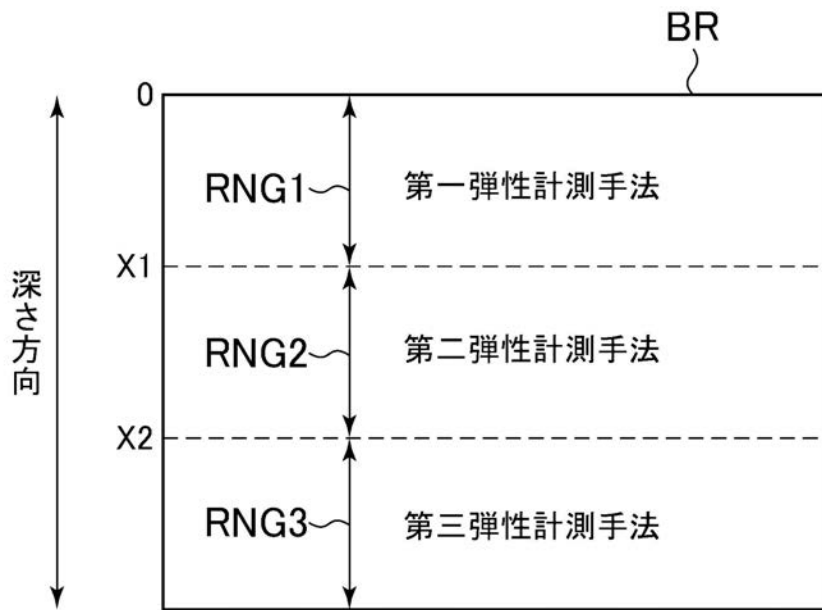
【図6】



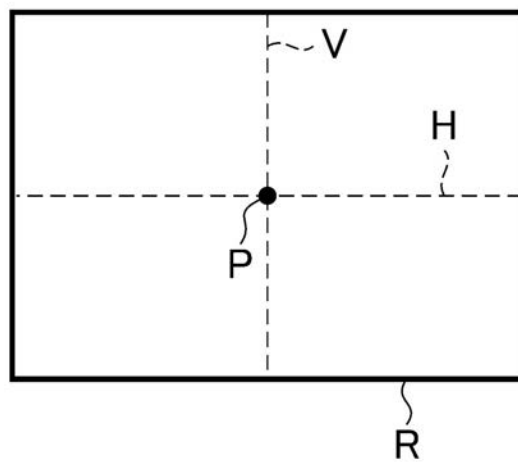
【図7】



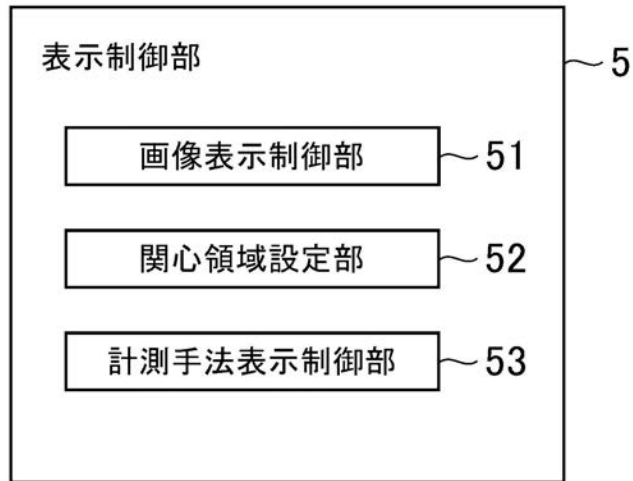
【 図 8 】



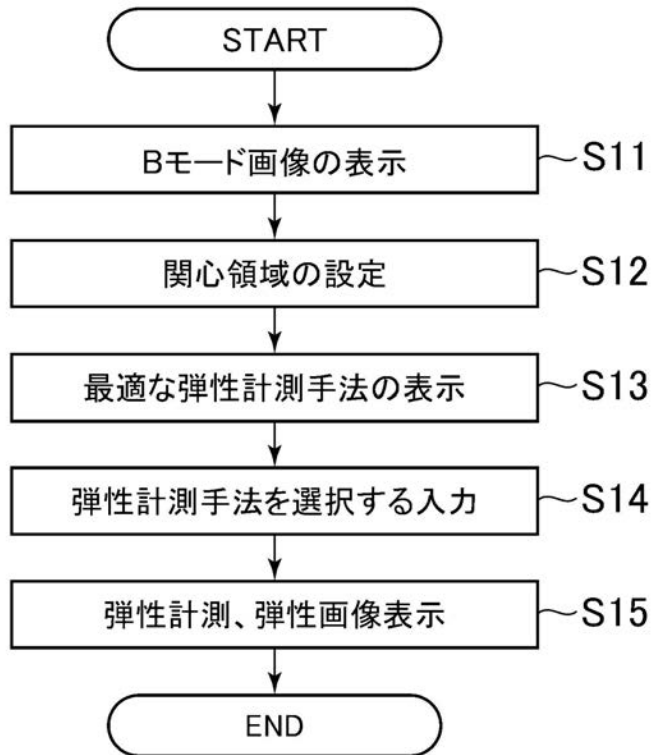
【 図 9 】



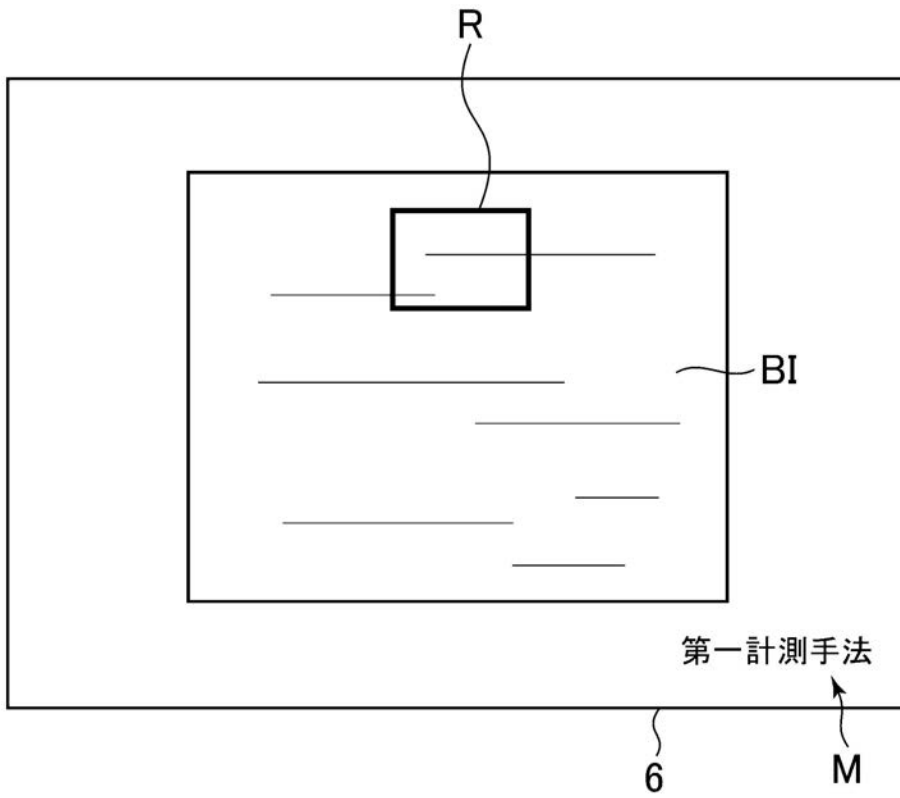
【図 10】



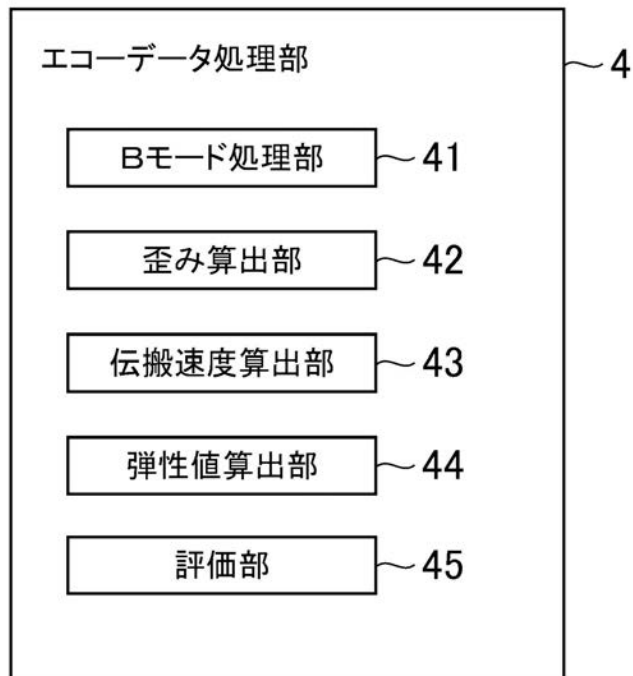
【図 11】



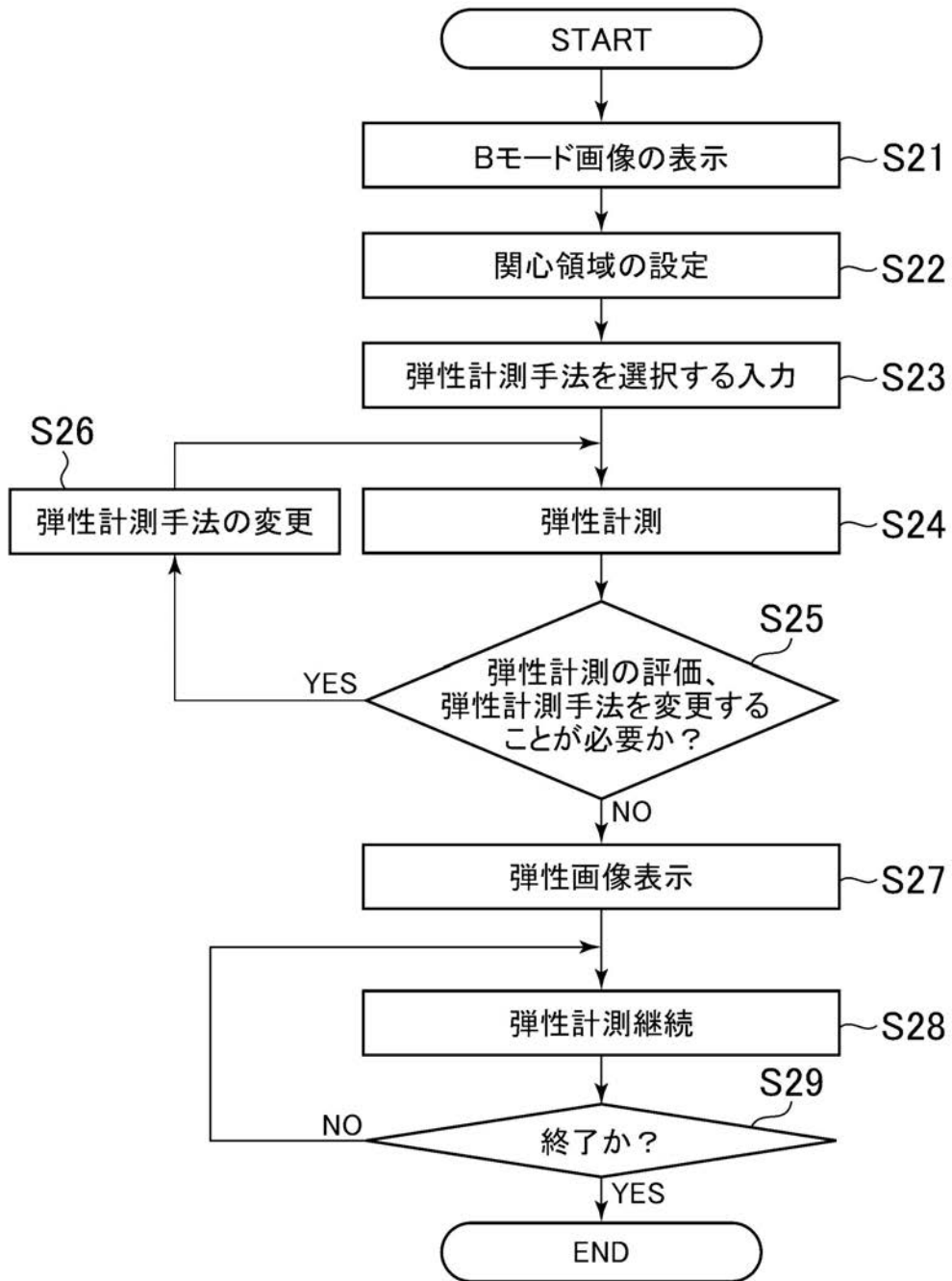
【図 1 2】



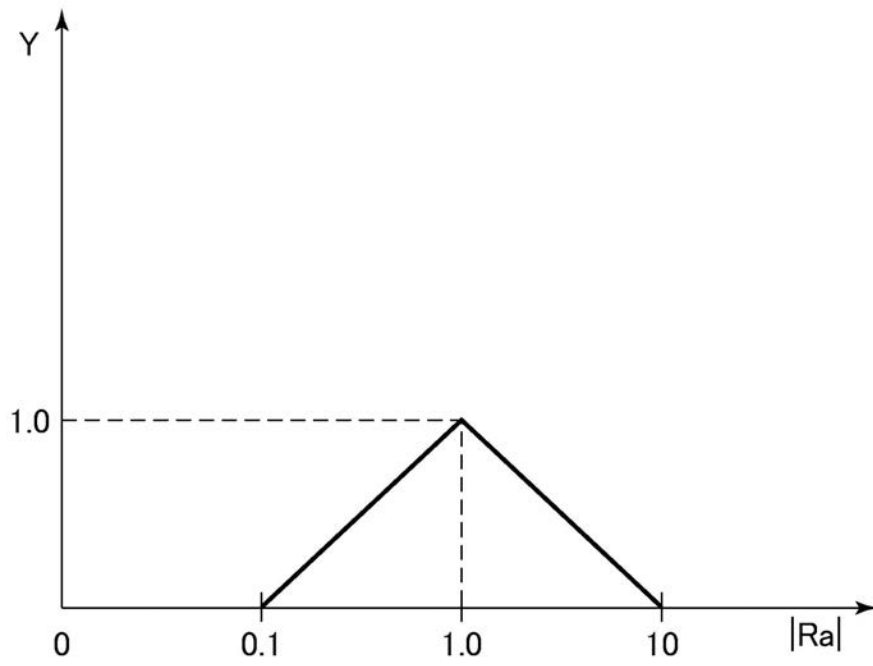
【図 1 3】



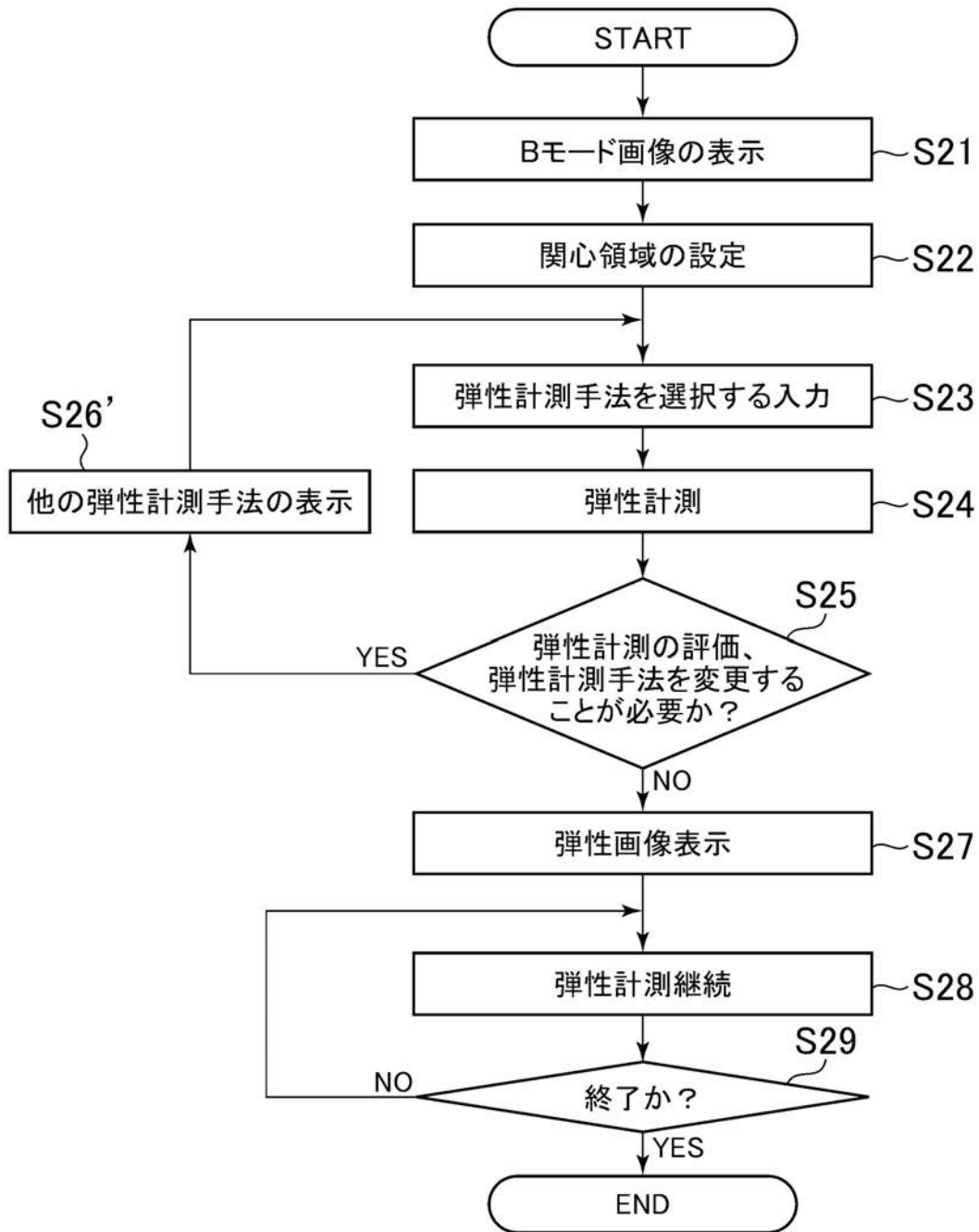
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【図 16】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015159883A	公开(公告)日	2015-09-07
申请号	JP2014035543	申请日	2014-02-26
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	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
其他公开文献	JP6258070B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：提供一种能够容易地选择最佳弹性测量方法的超声诊断设备。超声波诊断装置包括输入单元，该输入单元用于使操作员基于从生物组织获得的超声波的回波信号输入用于测量生物组织的弹性的测量部的位置，在用于测量生物组织的弹性的弹性测量方法中，基于将第一至第三测量方法定义为输入单元中指定的范围RNG1至RNG3中的每个范围的最佳弹性测量方法的信息并且，处理器执行执行选择功能的程序，该选择功能的程序根据测量部分的位置来选择最佳弹性测量方法。[选择图]图8	(21) 出願番号	特願2014-35543 (P2014-35543)	(71) 出願人	300019238
	(22) 出願日	平成26年2月26日 (2014. 2. 26)		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・グランドグユー・ブルバード・ダブルユー・710・3000
			(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
			(72) 発明者	橋本 浩 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
			Fターム(参考)	4C601 DD19 DD23 JC16 JC23 JC37 KK02 KK12 KK24