

(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2019-118647

(P2019-118647A)

(43) 公開日 令和1年7月22日(2019.7.22)

(51) Int. Cl.	F I	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
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2018-642 (P2018-642)	(71) 出願人	390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1 番
(22) 出願日	平成30年1月5日(2018.1.5)	(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779 弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974 弁理士 田中 拓人
		(74) 代理人	100115462 弁理士 小島 猛

最終頁に続く

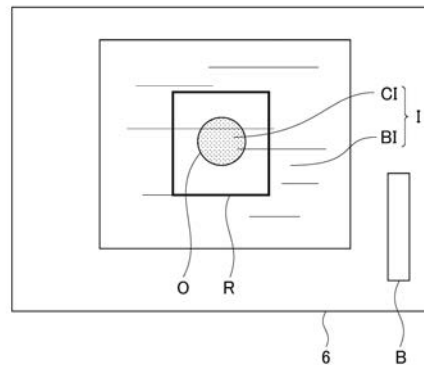
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 嚢胞と充実性腫瘍を区別し、なおかつ粘性に応じた嚢胞の種類を識別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、生体組織に対して音響放射力を加える第一の超音波を送信した後、前記音響放射力によって前記生体組織に生じた動きを検出するための第二の超音波の送受信を行なうよう超音波プローブを制御する送受信制御機能と、第二の超音波のエコー信号に基づいて、前記生体組織に生じた動きの大きさを示す複数のパラメータ値を異なる時間について演算する第一の演算機能と、パラメータ値の時間変化を示すカラー画像 C I を表示デバイス 6 に表示させる表示制御機能と、をプログラムに従って実行する制御デバイスを備える。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対して音響放射力を加える第一の超音波を送信した後、前記音響放射力によって前記生体組織に生じた動きを検出するための第二の超音波の送受信を行なうよう超音波プローブを制御する送受信制御機能と、

前記第二の超音波のエコー信号に基づいて、前記生体組織に生じた動きの大きさを示す複数のパラメータ値を異なる時間について演算する第一の演算機能と、

前記パラメータ値の時間変化を示す画像を表示デバイスに表示させる表示制御機能と、
をプログラムに従って実行する制御デバイスを備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第一の演算機能は、前記パラメータ値として、前記生体組織に生じた動きの速度を演算する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第一の演算機能は、前記パラメータ値として、前記生体組織に生じた変位量を演算する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御デバイスは、前記パラメータ値の時間変化に関する定量値を演算する第二の演算機能をさらに実行し、

前記表示制御機能は、前記画像として、前記定量値に応じた表示形態を有する画像を表示させる、

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】

前記表示制御機能は、前記画像として、前記パラメータ値の時間変化を示すグラフを表示させる、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】

前記制御デバイスは、前記複数のパラメータ値のうちのいずれかのパラメータ値を閾値と比較して、比較結果が所定の条件を満たすか否かを判定する判定機能をさらに実行し、

前記表示制御機能は、前記判定機能により前記比較結果が所定の条件を満たすと判定された場合、前記画像を表示させる、

請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

生体組織に対して音響放射力を加える第一の超音波を送信した後、前記音響放射力によって前記生体組織に生じた動きを検出するための第二の超音波の送受信を行なうよう超音波プローブを制御する送受信制御機能と、

前記第二の超音波のエコー信号に基づいて、前記生体組織に生じた動きの大きさを示す複数のパラメータ値を異なる時間について演算する第一の演算機能と、

前記パラメータ値の時間変化に関する定量値を演算する第二の演算機能と、

前記複数のパラメータ値のうちのいずれかのパラメータ値及び前記定量値に応じた表示形態を有する画像を表示デバイスに表示させる表示制御機能と、

をプログラムに従って実行する制御デバイスを備える、超音波診断装置。

【請求項 8】

前記複数のパラメータ値のうちのいずれかのパラメータ値は、前記動きが最大であることを示すパラメータ値である、請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第二の超音波は、ドプラモード用の超音波である、請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第一の超音波及び前記第二の超音波は、前記生体組織における観察対象を含む領域に送信される、請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

前記制御デバイスは、前記生体組織の血流情報を取得する血流情報取得機能をさらに実行し、

前記送受信制御機能は、前記第一の超音波を送信する前に、第三の超音波を送信するよう前記超音波プローブを制御し、

前記血流情報取得機能は、前記第三の超音波のエコー信号に基づいて前記血流情報を取得し、

前記表示制御機能は、前記パラメータ値の時間変化を示す画像において、前記血流情報に基づいて特定される血流の存在を示す画像を表示させる、

請求項 1 ~ 10 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、組織性状診断を容易に行なうことができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

腫瘍性病変は様々な組織型のものがあるが、多くの場合はそれぞれの組織型に対応した典型的な B モード画像を示すことによって鑑別診断が可能である。例えば、乳腺の B モード画像において無エコーの球状の構造物が観察された場合は、悪性の可能性を疑うべき充実性の腫瘍ではなく、液体を内包する嚢胞であって良性の病変であると診断される。ところが、嚢胞の内部の液体が散乱体を多く含む場合、嚢胞の内部は典型的な無エコーにはならず、悪性の可能性を疑うべき充実性の腫瘍との鑑別が困難になる。そこで、充実性の腫瘍と嚢胞とを区別するための手法が、例えば特許文献 1 に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】米国特許第 5 4 8 7 3 8 7 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、嚢胞にも様々な種類がある。例えば、卵巣に生じる嚢胞にはいくつかの種類が知られており、さらさらした透明な漿液が貯留する漿液性嚢胞、どろっとした液体が貯留する粘液性嚢胞、古くなった血液が貯留する子宮内膜症性嚢胞などがある。粘性が比較的小さい漿液性嚢胞と、粘性が比較的大きい粘液性嚢胞及び子宮内膜症性嚢胞とでは、処置が異なる。このため、充実性の腫瘍と嚢胞とを区別するだけでなく、嚢胞の内部の液体の粘性に応じた嚢胞の種類を区別することは、診断上有用である。

【0005】

ここで、漿液性嚢胞と粘液性嚢胞は、典型的には B モード画像において両方無エコーの嚢胞像を呈するため、両者の鑑別は困難である。また、子宮内膜症性嚢胞は血液成分が散乱源となるため、B モード画像において均一なスペックルの輝度を呈するが、漿液性嚢胞の中にはまれに出血を伴うなどしてエコー輝度が上昇しているものがあり、その場合は子宮内膜症性嚢胞との鑑別が困難になる。従って、B モード画像において、粘性に応じた嚢胞の種類を鑑別することは困難な場合があった。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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、生体組織に対して音響放射力を加える第一の超音波を送信した後、前記音響放射力によって前記生体組織に生じた動きを検出するための第二の超音波の送受信を行なうよう超音波プローブを制御する送受信制御機能と、前記第二の超音波のエコー信号に基づいて、前記生体組織に生じた動きの大きさを示す複数のパラメータ値を異なる時間について演算する第一の演算機能と、前記パラメータ値の時間変化を示す画像を表示デバイスに表示させる表示制御機能と、をプログラ

10

20

30

40

50

ムに従って実行する制御デバイスを備える、超音波診断装置である。

【0007】

他の観点の発明は、生体組織に対して音響放射力を加える第一の超音波を送信した後、前記音響放射力によって前記生体組織に生じた動きを検出するための第二の超音波の送受信を行なうよう超音波プローブを制御する送受信制御機能と、前記第二の超音波のエコー信号に基づいて、前記生体組織に生じた動きの大きさを示す複数のパラメータ値を異なる時間について演算する第一の演算機能と、前記パラメータ値の時間変化に関する定量値を演算する第二の演算機能と、前記複数のパラメータ値のうちのいずれかのパラメータ値及び前記定量値に応じた表示形態を有する画像を表示デバイスに表示させる表示制御機能と、をプログラムに従って実行する制御デバイスを備える、超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0008】

上記一の観点の発明によれば、前記第一の超音波によって生体組織に加えられた音響放射力による生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値が演算される。このパラメータ値の時間変化の度合いは、粘性及び粘弾性に依りて異なるので、前記パラメータ値の時間変化を示す画像が表示デバイスに表示されることにより、操作者は前記生体組織の粘性及び粘弾性の違いを認識することができる。ここで、前記生体組織とは、嚢胞や腫瘍などを含む概念であり、前記生体組織の粘性及び粘弾性の違いが認識されることにより、粘性に応じた嚢胞の種類を識別することができ、また嚢胞と粘弾性体である充実性腫瘍とを区別することができる。

20

【0009】

上記他の観点の発明によれば、前記複数のパラメータ値のうちのいずれかのパラメータ値及び前記定量値に応じた表示形態を有する画像が表示されることにより、動きの大きさや動きの時間変化の違いに応じた腫瘍と嚢胞の区別及び粘性に応じた嚢胞の種類の識別をより確実に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【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を示すブロック図である。

【図2】エコーデータ処理部の一例を示すブロック図である。

30

【図3】表示処理部の一例を示すブロック図である。

【図4】Bモード画像及びカラー画像が表示された表示デバイスを示す図である。

【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モード画像に領域が設定された状態の表示デバイスを示す図である。

【図7】第一の超音波が送信される音線を示す説明図である。

【図8】第一実施形態の第一変形例における表示処理部を示すブロック図である。

【図9】第一実施形態の第一変形例の作用を示すフローチャートである。

【図10】第一実施形態の第一変形例において、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値の時間変化を示すグラフが表示された表示デバイスを示す図である。

【図11】腫瘍について得られるグラフの一例を示す図である。

40

【図12】比較的粘性が低い嚢胞について得られるグラフの一例を示す図である。

【図13】比較的粘性が高い嚢胞について得られるグラフの一例を示す図である。

【図14】第一実施形態の第二変形例における表示処理部を示すブロック図である。

【図15】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16】第二実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図17】第二実施形態において、Bモード画像及びカラー画像が表示された表示デバイスを示す図である。

【図18】カラーマップの説明図である。

【図19】第二実施形態の変形例において、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値の時間変化を示すグラフが表示された表示デバイスを示す図である。

50

【図 2 0】第三実施形態において、カラー画像の代わりにグラフが表示された表示を示す図である。

【図 2 1】第三実施形態におけるエコーデータ処理部の一例を示すブロック図である。

【図 2 2】第三実施形態における表示処理部の一例を示すブロック図である。

【図 2 3】第三実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図 2 4】エコーデータ処理部の他例を示すブロック図である。

【図 2 5】カラードブラ画像が表示された表示デバイスを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について説明する。

10

(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、表示デバイス (device) 6、操作デバイス 7、制御デバイス 8、記憶デバイス 9 を備える。前記超音波診断装置 1 は、コンピュータ (computer) としての構成を備えている。

【0012】

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し、そのエコー信号を受信する。超音波プローブ 2 によって送信される超音波には、第一の超音波と、この第一の超音波によって生じた生体組織の動きを検出する第二の超音波とが含まれる。詳細は後述する。

20

【0013】

送受信ビームフォーマ 3 は、制御デバイス 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) を有する前記第一の超音波及び前記第二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。送受信ビームフォーマ 3 の一部は、制御デバイス 8 がプログラムを読み出して実行することにより、機能的に実現される。送受信ビームフォーマ 3 及び制御デバイス 8 の機能は、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。

【0014】

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、ドブラ (doppler) 処理部 4 2 及び定量値演算部 4 3 を有する。例えば、図 2 は機能ブロック図であり、Bモード処理部 4 1、ドブラ処理部 4 2 及び定量値演算部 4 3 は、制御デバイス 8 がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

30

【0015】

Bモード処理部 4 1 は、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。

【0016】

また、ドブラ処理部 4 2 は、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てドブラ処理を行なってドブラデータを作成する。ドブラ処理は、直交検波処理やフィルタ処理等を含む。ドブラ処理部 4 2 は、例えばカラードブラ処理を行なってカラードブラデータを作成する。カラードブラ処理により、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値が得られる。本例では、前記パラメータ値は、生体組織内における移動体の速度値である。速度値は、本発明において、生体組織に生じた動きの大きさを示すパラメータ値の実施の形態の一例である。ドブラ処理部 4 2 による速度値を得るためのカラードブラ処理は、第一の演算機能の実施の形態の一例である。

40

【0017】

定量値演算部 4 3 は、ドブラ処理部 4 2 によって得られた前記パラメータ値、すなわち速度値の時間変化に関する定量値を演算する。この定量値は、本発明における定量値の実施の形態の一例である。また、定量値演算部 4 3 による定量値の演算機能は、本発明における第二の演算機能の実施の形態の一例である。

50

【0018】

表示処理部5は、図3に示すように、Bモード画像データ作成部51、カラー画像データ作成部52、画像表示制御部53、領域設定部54を有する。例えば、図3は機能ブロック図であり、Bモード画像データ作成部51、カラー画像データ作成部52、画像表示制御部53、領域設定部54は、制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

【0019】

Bモード画像データ作成部51は、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。カラー画像データ作成部52は、前記定量値のデータをスキャンコンバータによって走査変換してカラー画像データを作成する。

10

【0020】

画像表示制御部53は、Bモード画像データに基づくBモード画像BIを表示デバイス6に表示させる。また、画像表示制御部53は、Bモード画像データ及びカラー画像データを合成して合成画像データを作成する。そして、画像表示制御部53は、合成画像データに基づいて、図4に示すように合成画像Iを表示デバイス6に表示させる。合成画像Iは、Bモード画像データに基づくBモード画像BI及びカラー画像データに基づくカラー画像CIを有する画像である。画像表示制御部53は、Bモード画像BIに設定された領域R内に、カラー画像CIを表示させる。カラー画像CIは、例えば背景のBモード画像BIが透過する半透明の画像である。このカラー画像CIは、前記定量値に応じた色を有する画像である。画像表示制御部53の機能は、本発明における表示制御機能の実施の形態の一例である。また、カラー画像CIは、本発明におけるパラメータ値の時間変化を示す画像の実施の形態の一例であり、定量値に応じた表示形態を有する画像の実施の形態の一例である。

20

【0021】

画像表示制御部53は、表示デバイス6にカラーバーBを表示させる。カラーバーBは、定量値に応じた色を示している。カラー画像CIは、カラーバーBに示された色のうち、定量値に応じた色を有する画像である。

【0022】

領域Rは、領域設定部54によって設定される。より詳細には、領域設定部54は、操作デバイス7が操作者による領域Rを設定する入力を受け付けると、領域Rを設定する。領域Rは、第一の超音波の送信及び第二の超音波の送受信が行われる領域である。

30

【0023】

表示デバイス6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。

【0024】

操作デバイス7は、操作者による指示の入力や情報の入力などの操作を受け付けるデバイスである。操作デバイス7は、操作者からの指示や情報の入力を受け付けるボタン及びキーボード(keyboard)などを含み、さらにトラックボール(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。ちなみに、ボタンには、ハードキーのほか、表示デバイス6に表示されるソフトキーも含まれる。また、操作デバイス7は、タッチパネルを含んでいてもよい。この場合、ボタンには、タッチパネルに表示されるソフトキーが含まれる。

40

【0025】

制御デバイス8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。この制御デバイス8は、記憶デバイス9に記憶されたプログラムを読み出し、超音波診断装置1の各部を制御して、超音波診断装置1の動作を制御する。制御デバイス8は、本発明における制御デバイスの実施の形態の一例である。

【0026】

例えば、制御デバイス8は、記憶デバイス9に記憶されたプログラムを読み出し、読み

50

出されたプログラムにより、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能を実行させる。より詳細には、例えば記憶デバイス9から読み出されたプログラムによって、Bモード処理部41、ドブラ処理部42、定量値演算部43、Bモード画像データ作成部51、カラー画像データ作成部52、画像表示制御部53、領域設定部54の機能が実行される。

【0027】

制御デバイス8は、送受信ビームフォーマ3の機能のうちの全て、エコーデータ処理部4の機能のうちの全て及び表示処理部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。制御デバイス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。

10

【0028】

なお、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部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。

【0029】

記憶デバイス9は、非一過性の記憶媒体及び一過性の記憶媒体を含む。非一過性の記憶媒体は、例えば、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)、ROM(Read Only Memory)などの不揮発性の記憶媒体である。非一過性の記憶媒体は、CD(Compact Disk)やDVD(Digital Versatile Disk)などの可搬性の記憶媒体を含んでいてもよい。

20

【0030】

一過性の記憶媒体は、RAM(Random Access Memory)などの揮発性の記憶媒体である。

【0031】

制御デバイス8によって実行されるプログラムは、記憶デバイス9を構成するHDDやROMなどの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、プログラムは、記憶デバイス9を構成するCDやDVDなどの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【0032】

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S1では、超音波プローブ2がBモード用の超音波の送受信を行ない、得られたエコー信号に基づいて、画像表示制御部53が表示デバイス6にBモード画像BIを表示させる。そして、操作者が、操作デバイス7を用いて、図6に示すようにBモード画像BIに領域Rを設定する。領域Rは、観察対象Oを含むように設定される。観察対象Oは、例えば腫瘍や嚢胞と疑われる病変である。

30

【0033】

次に、ステップS3では、超音波プローブ2が、領域R内に第一の超音波を送信する。第一の超音波は、生体組織に対して音響放射力を加える超音波である。第一の超音波は、観察対象Oにおける移動体を移動させることができる音響放射力を有する。制御デバイス8は、例えば図7に示すように、音線方向と直交する方向における領域Rの中心を通る音線1上に、第一の超音波を送信させる。音線方向と直交する方向における領域Rの中心が観察対象Oを通るように領域Rが設定されていると、音線1上に第一の超音波が送信されることにより、観察対象Oを通るように第一の超音波が送信されことになる。ただし、第一の超音波は、必ずしも領域R内の中心を通る音線1上に送信されなくてもよく、領域Rを通る音線上に送信されればよい。

40

【0034】

次に、ステップS5では、超音波プローブ2は第二の超音波の送受信を行なう。第二の超音波は、音響放射力によって生体組織に生じた動きを検出するための超音波であり、本例では、観察対象Oにおける移動体の動きを検出するための超音波である。具体的には、第二の超音波は、カラードブラモード用の超音波であり、領域R内の複数の音線について

50

送受信される。

【0035】

次に、ステップS7では、第二の超音波のエコーデータに対して、ドブラ処理部42がカラードプラ処理を行ない、カラードプラデータを作成する。これにより、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値として、移動体の速度値が得られる。速度値は、符号を伴っている。

【0036】

ステップS5における第二の超音波の送受信は、ステップS7において、複数フレーム分のカラードプラデータが得られるように行われる。これにより、ステップS7においては、複数の速度値が、異なる時間について得られる。

10

【0037】

次に、ステップS9では、定量値演算部43は、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値の時間変化に関する定量値を演算する。前記パラメータ値は、速度値なので、定量値演算部43は、速度値の時間変化に関する定量値を演算する。定量値は、例えば速度値の絶対値が所要の閾値以下になるまでの時間、速度値の絶対値が最大の速度値の二分の一になるまでの時間、第一の超音波の送信から t_1 の時間が経過した時点の速度値と、第一の超音波の送信から t_2 ($t_2 > t_1$)の時間が経過した時点の速度値との差のいずれかである。カラードプラデータは画素毎に得られ、速度値は画素毎に得られるので、定量値も画素毎に得られる。

【0038】

速度値の絶対値が所要の閾値以下になるまでの時間、速度値の絶対値が最大の速度値の二分の一になるまでの時間が長いほど、カラードプラデータが得られた部分の粘性は低くなり、前記時間が短いほどカラードプラデータが得られた部分の粘性は高くなる。第一の超音波の送信から t_1 の時間が経過した時点の速度値と、第一の超音波の送信から t_2 ($t_2 > t_1$)の時間が経過した時点の速度値との差が小さいほど、カラードプラデータが得られた部分の粘性は低くなり、前記差が大きいほど、カラードプラデータが得られた部分の粘性は高くなる。従って、定量値に基づいて、粘性が異なる嚢胞を識別することができる。

20

【0039】

また、カラードプラデータが得られた部分が、例えば充実性腫瘍のような粘弾性体の場合、嚢胞よりも動きの持続時間が短くなる。従って、カラードプラデータが得られた部分が、例えば充実性腫瘍のような粘弾性体の場合、速度値の絶対値が所要の閾値以下になるまでの時間、速度値の絶対値が最大の速度値の二分の一になるまでの時間は、嚢胞と比べると短くなる。また、第一の超音波の送信から t_1 の時間が経過した時点の速度値と、第一の超音波の送信から t_2 ($t_2 > t_1$)の時間が経過した時点の速度値との差は、嚢胞と比べると大きくなる。従って、定量値に基づいて、充実性腫瘍と嚢胞とを区別することができる。

30

【0040】

次に、ステップS11では、カラー画像データ作成部52は、ステップS9において得られた定量値に基づいて、カラー画像データを作成する。カラー画像データ作成部52は、定量値に応じてカラーバーBにおいて定義された色情報を有するカラー画像データを作成する。そして、画像表示制御部53は、図4に示すように、カラー画像データに基づくカラー画像CIを有する合成画像Iを表示させる。カラー画像CIは、定量値に応じた色を有するので、操作者はカラー画像CIを確認することにより、カラー画像CIが表示されている部分の粘性を認識することができる。

40

【0041】

本例によれば、定量値に応じた色を有するカラー画像CIにより、操作者は充実性腫瘍と嚢胞とを区別することができる。また、カラー画像CIにより、操作者は、粘性に応じた嚢胞の種類を識別することができる。

【0042】

50

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。この第一変形例では、図 8 に示すように、表示処理部 5 は、グラフ作成部 55 を有する。グラフ作成部 55 も、制御デバイス 8 がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

【0043】

本例の作用について、図 9 のフローチャートに基づいて説明する。図 9 において、ステップ S1 ~ S9 については、図 5 のフローチャートと同じであり、ステップ S12 のみが異なっている。ステップ S12 では、ステップ S11 と同様にカラー画像 CI が表示されるとともに、図 10 に示すように、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値の時間変化を示すグラフ G が表示される。グラフ作成部 55 は、ドブラ処理部 42 により複数の異なる時間について得られた速度値に基づいてグラフ G を作成し、このグラフ G を画像表示制御部 53 が表示させる。画像表示制御部 53 は、合成画像 I と並べてグラフ G を表示させる。グラフ G は、本発明におけるパラメータ値の時間変化を示す画像の実施の形態の一例である。

10

【0044】

グラフ G は、カラー画像 CI 内において、操作者がカーソル C を設定した点についての速度値の時間変化を示す。カーソル C は、操作デバイス 7 が操作者による入力を受け付けると、画像表示制御部 53 によって設定される。ただし、グラフ G は、点ではなく面積を持つ領域（図示省略）の速度値の平均値や最大値等の変化であってもよい。領域は、点と同様に操作者によって設定されてもよい。

20

【0045】

グラフ G について、図 11 ~ 図 13 に基づいて説明する。図 11 ~ 図 13 において、時間 t_0 は、第一の超音波の送信が終了したタイミングを示している。図 11 に示されたグラフ G1 は、観察対象 O が充実性腫瘍である場合のグラフの一例である。グラフ G1 において、速度値の最大値の絶対値はグラフ G2, G3 よりも小さく、また時間 t_0 から速度値が零になるまでの時間は、グラフ G2, G3 よりも短くなっている。これは、観察対象 O が粘弾性体であることを示している。

【0046】

図 12 に示されたグラフ G2 は、観察対象 O が比較的粘性が低い単純性嚢胞である場合のグラフの一例である。グラフ G2 において、速度値の最大値の絶対値は、グラフ G1 よりも大きく、時間 t_0 から比較的長い時間の間、速度値が零にならない。これは、粘性が比較的低いことを示している。

30

【0047】

図 13 に示されたグラフ G3 は、観察対象 O が、単純性嚢胞よりも粘性が高い粘液性嚢胞などである場合のグラフの一例である。グラフ G3 において、速度値の最大値の絶対値は、グラフ G1 よりも大きいものの、グラフ G2 と比べて時間 t_0 から短い時間で速度値が零になっている。これは、グラフ G2 の観察対象 O よりも、グラフ G3 の観察対象 O の方が、粘性が高いことを示している。

【0048】

また、グラフ G1 と、グラフ G2、G3 とで、速度値の符号が異なっている。具体的には、グラフ G1 では、時間 t_0 で第一の超音波が送信されると速度値が正の符号となり、グラフ G2、G3 では、時間 t_0 で第一の超音波が送信されると速度値が負の符号となる。これは、充実性腫瘍のような粘弾性体の病変の場合、第一の超音波によって、超音波の送信方向と同じ方向への移動体の動きが生じ、この動きがカラードブラデータにおいて捉えられるからである。また、嚢胞の場合、第一の超音波によって、超音波の送信方向とは逆方向への移動体の動きが生じ、この動きがカラードブラデータにおいて捉えられるからである。

40

【0049】

この第一変形例によれば、操作者はグラフ G における速度値の絶対値の大きさ、速度値の符号及び速度値の時間変化の様子を確認することによって、より確実に、充実性腫瘍と

50

嚢胞とを区別することができ、なおかつ粘性に応じた嚢胞の種類を識別することができる。

【 0 0 5 0 】

次に、第二変形例について説明する。第二変形例では、図 1 4 に示すように、表示処理部 5 は、判定部 5 6 を有する。判定部 5 6 も、制御デバイス 8 がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。判定部 5 6 の機能については後述する。判定部 5 6 の機能は、本発明における判定機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 1 】

本例の作用について、図 1 5 のフローチャートに基づいて説明する。図 1 5 において、ステップ S 1 ~ S 7 については、図 5、図 9 のフローチャートと同じである。ステップ S 7 において速度値が得られると、ステップ S 8 の処理が行われる。ステップ S 8 では、判定部 5 6 は、ステップ S 7 において得られた速度値を閾値 T H と比較し、比較結果が所定の条件を満たすか否かを判定する。本例では、所定の条件とは、速度値が閾値 T H 以上であることである。

10

【 0 0 5 2 】

閾値 T H は、観察対象 O が嚢胞である場合に得られる速度値と、観察対象 O が充実性腫瘤である場合に得られる速度値の間の値に設定される。閾値 T H 以上の速度値が得られた場合、観察対象 O は嚢胞であり、閾値 T H よりも小さい速度値が得られた場合、観察対象 O は充実性腫瘤であるように、閾値 T H が設定される。閾値 T H は、実験的に求められた値であってもよい。

20

【 0 0 5 3 】

閾値 T H と比較される速度値は、ステップ S 7 において得られる複数の速度値のうちのいずれかである。例えば、閾値 T H と比較される速度値は、絶対値が最大の値である速度値であってもよい。

【 0 0 5 4 】

速度値が閾値 T H 以上である場合（ステップ S 8 において、「 Y E S 」）、ステップ S 9 の処理が行われ、その後ステップ S 1 1 の処理が行われる。ステップ S 9、S 1 1 の処理については、図 1 のフローチャートと同じである。従って、速度値が閾値 T H 以上である場合、カラー画像 C I が表示される。

【 0 0 5 5 】

一方、速度値が閾値 T H 以上ではない場合（ステップ S 8 において、「 N O 」）、処理が終了する。従って、速度値が閾値 T H ではない場合、ステップ S 9、S 1 1 の処理は行われないので、カラー画像 C I が表示されない。

30

【 0 0 5 6 】

この第二変形例によれば、ステップ S 8 において、速度値が閾値 T H 以上である場合のみ、カラー画像 C I が表示される。カラー画像 C I が表示された場合、操作者は、観察対象 O が充実性腫瘤ではなく、嚢胞であると診断することができる。一方、カラー画像 C I が表示されない場合、操作者は、観察対象 O が嚢胞ではなく、充実性腫瘤であると診断することができる。

【 0 0 5 7 】

さらに、カラー画像 C I が表示された場合、操作者はその色によって、観察対象 O の嚢胞の種類を識別することができる。

40

【 0 0 5 8 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態の超音波診断装置 1 について説明する。以下、第一実施形態の超音波診断装置 1 と異なる事項について説明する。

【 0 0 5 9 】

本例の超音波診断装置 1 では、生体組織に生じた動きの大きさを示すパラメータ値と、このパラメータ値の時間変化に関する定量値とに応じたカラー画像 C I が表示される。具体的な本例の作用について、図 1 6 のフローチャートに基づいて説明する。

50

【0060】

図16において、ステップS21～S29については、図5のフローチャートにおけるステップS1～S9と同一である。ステップS31では、図17に示すようにカラー画像CIを有する合成画像Iが表示される。本例では、画像表示制御部53は、カラーバーBの代わりに、二次元カラーマップMを表示デバイス6に表示させる。

【0061】

本例では、カラー画像CIは、二次元カラーマップMに基づいて作成される。二次元カラーマップMは、図18に示すように、縦軸及び横軸の値に応じた色を定義するマップである。二次元カラーマップMにおいて、縦軸は生体組織に生じた動きの大きさを示すパラメータ値、横軸はこのパラメータ値の時間変化に関する定量値である。パラメータ値は、第一実施形態と同様に速度値である。二次元カラーマップMは、縦軸における速度値と、横軸における速度値の時間変化に関する定量値とに応じた色を定義している。

10

【0062】

二次元カラーマップMにおいて、縦軸の中央部の値は零となっている。従って、縦軸において、中央部よりも上の速度値は正であり、中央部よりも下の速度値は負である。

【0063】

カラー画像データ作成部52は、ステップS27において得られる速度値及びステップS29において得られる定量値に応じた色を、二次元カラーマップMに基づいて特定し、カラー画像データを作成する。ただし、ステップS27においては、複数の速度値が異なる時間について得られるので、カラー画像データ作成部52は、複数の速度値のうち、例えば絶対値が最大である速度値を用いてカラー画像データを作成してもよい。

20

【0064】

画像表示制御部53は、カラー画像データに基づくカラー画像CIを有する合成画像Iを表示させる。カラー画像CIは、速度値及び定量値に応じた色を有する画像である。

【0065】

本例によれば、二次元カラーマップMに基づいて作成されたカラー画像CIが表示されることにより、速度値の違いに応じた充実性腫瘍と嚢胞の区別及び粘性に応じた嚢胞の種類の識別をより確実にこなうことができる。

【0066】

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、第一実施形態の第一変形例と同様に、表示処理部5がグラフ作成部55を有し、図19に示すように、カラー画像CIとともにグラフGが表示されてもよい。

30

【0067】

(第三実施形態)

次に、第二実施形態の超音波診断装置1について説明する。以下、第一、第二実施形態の超音波診断装置1と異なる事項について説明する。

【0068】

本例では、図20に示すように、カラー画像CIの代わりに、グラフGが表示デバイス6に表示される。図21に示すように、エコーデータ処理部4は定量値演算部を有していてもよい。また、図22に示すように、表示処理部5はグラフ作成部55を有する一方、カラー画像データ作成部52を有していてもよい。

40

【0069】

具体的な作用について、図23のフローチャートに基づいて説明する。ステップS41～S47までは、図5及び図9のフローチャートにおけるステップS1～S7と同じである。ステップS49では、画像表示制御部53が、グラフGを表示させる。画像表示制御部53は、Bモード画像BIと並べてグラフGを表示させてもよい。本例では、カーソルCはBモード画像BIにおける観察対象O内に設定される。

【0070】

本例によれば、グラフGが表示されることにより、充実性腫瘍と嚢胞とを区別することができ、なおかつ粘性に応じた嚢胞の種類を識別することができる。

50

【 0 0 7 1 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、第一の超音波の音響放射力によって生体組織に生じた動きの大きさを示すパラメータ値として、前記速度値の代わりに生体組織に生じた変位量が演算されてもよい。この場合、図 2 4 に示すように、エコーデータ処理部 4 は、変位量演算部 4 4 を有する。変位量演算部 4 4 は、ドブラ処理部 4 2 によって得られた速度値を積分演算することにより、前記変位量を得る。変位量演算部 4 4 の機能は、本発明における第一の演算機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 7 2 】

変位量は、上記各実施形態において、速度値に代わりに、生体組織の動きの大きさを示すパラメータ値として用いられる。

10

【 0 0 7 3 】

また、第一の超音波が送信される前に、制御デバイス 8 は、カラードブラデータを得るための第三の超音波を超音波プローブ 2 に送信させてもよい。この第三の超音波は、血流等を検出するための超音波であり、第一の超音波によって生じた生体組織の動きを検出するための超音波ではない。

【 0 0 7 4 】

ドブラ処理部 4 2 は、第三の超音波のエコー信号に基づいてカラードブラデータを作成する。ドブラ処理部 4 2 の機能は、本発明における血流情報取得機能の実施の形態の一例である。また、画像表示制御部 5 3 は、カラードブラデータに基づいて作成されたカラードブラ画像データに基づいて、カラードブラ画像を表示する。図 2 5 に示すように、カラードブラ画像 C D は、例えば B モード画像 B I 及びカラー画像 C I に重畳して表示される。カラードブラ画像 C D は、前記パラメータ値が得られた部分と前記血流情報が得られた部分の少なくとも重畳部分、すなわちカラー画像 C I との重畳部分にのみ表示されていてもよい。カラードブラ画像は、本発明における血流の存在を示す画像の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 7 5 】

カラードブラ画像 C D が表示されることにより、その部分にそもそも血流が存在していたのか、それとも血流ではない液体が、第一の超音波によって動いたのかを容易に知ることができる。

30

【 0 0 7 6 】

画像表示制御部 5 3 は、カラードブラ画像 C D を表示する代わりに、カラー画像 C I において、カラードブラデータが存在する部分に対応する部分の色を表示させなくてもよい。カラー画像 C I においてカラードブラデータが存在する部分に対応する部分の色が表示されていない画像も、本発明における血流の存在を示す画像の実施の形態の一例である。カラー画像において血流等の部分の色が表示されないことにより、その部分にそもそも血流が存在していたのか、それとも血流ではない液体が、第一の超音波によって動いたのかを容易に知ることができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 7 】

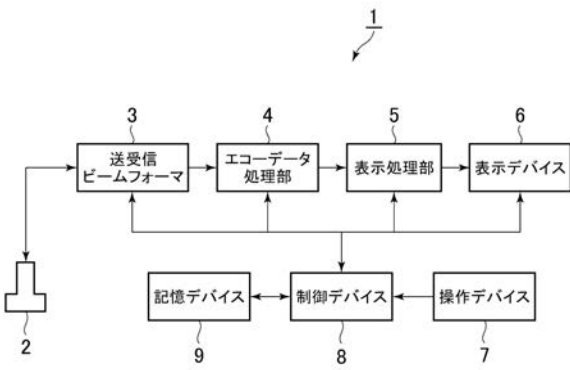
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信ビームフォーマ
- 6 表示デバイス
- 8 制御デバイス
- 9 記憶デバイス
- 4 2 ドブラ処理部
- 4 3 定量値演算部
- 4 4 変位量演算部
- 5 3 画像表示制御部

40

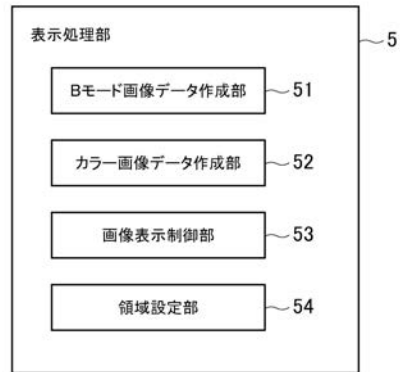
50

- 5 5 グラフ作成部
- 5 6 判定部

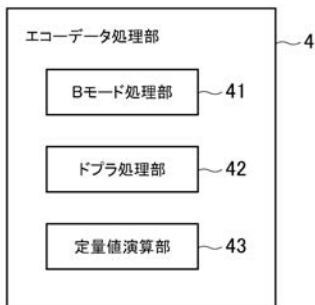
【 図 1 】



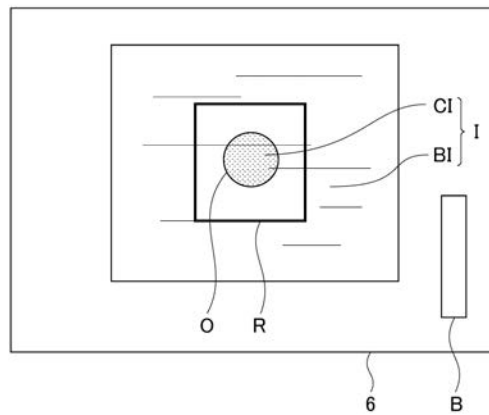
【 図 3 】



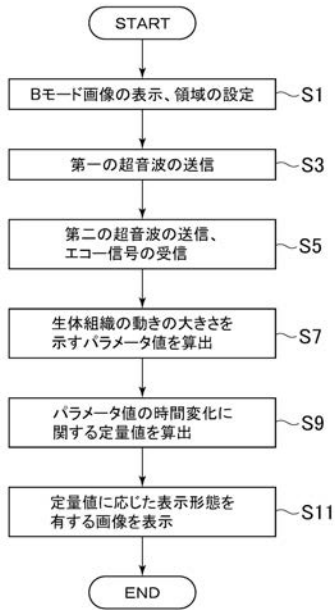
【 図 2 】



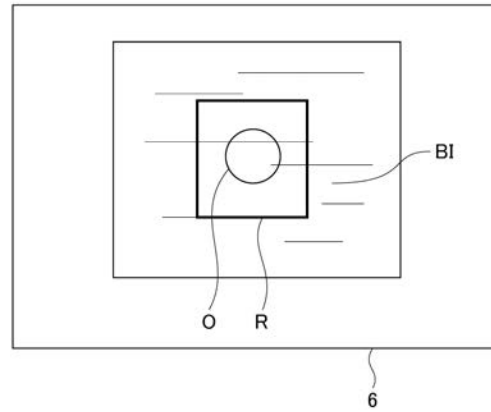
【 図 4 】



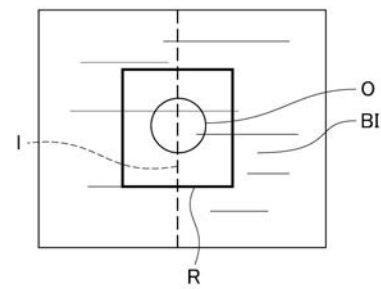
【 図 5 】



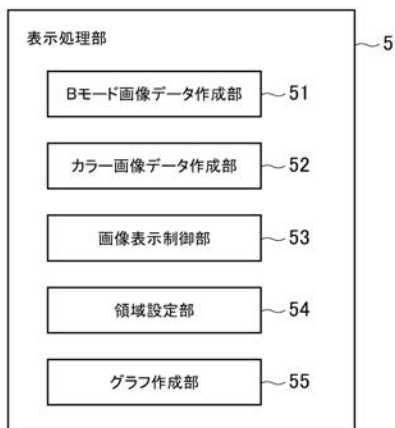
【 図 6 】



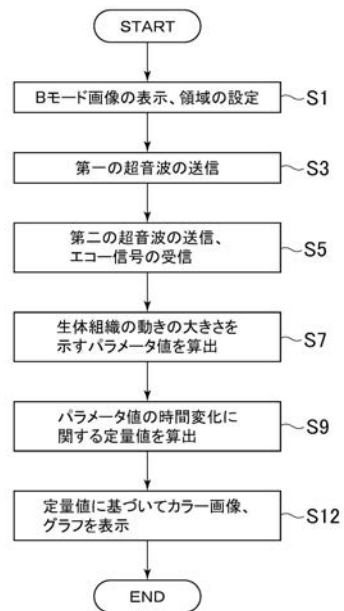
【 図 7 】



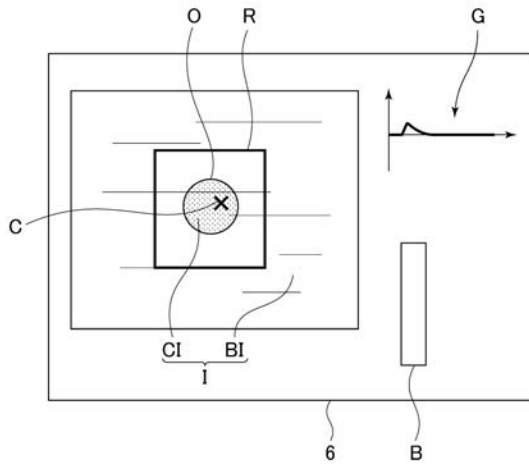
【 図 8 】



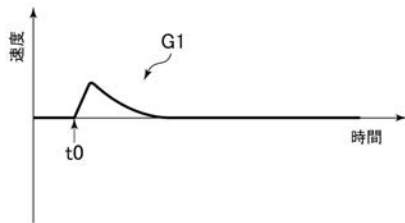
【 図 9 】



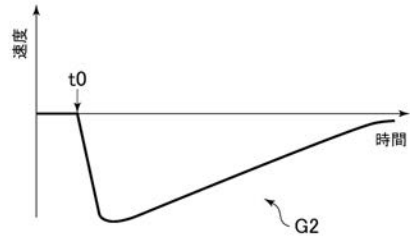
【図10】



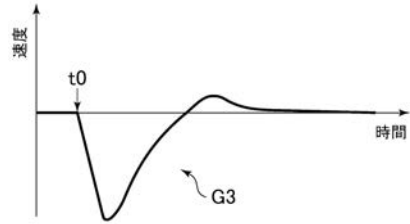
【図11】



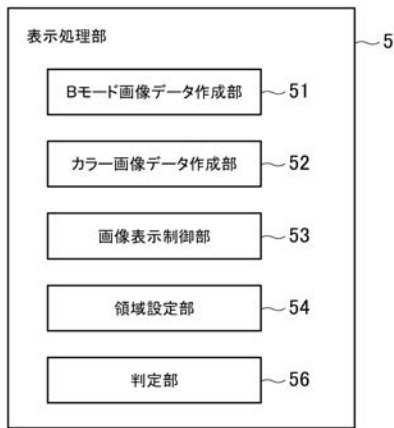
【図12】



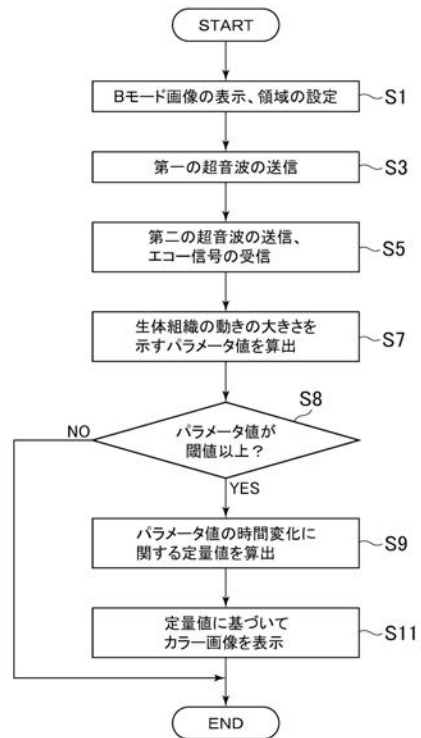
【図13】



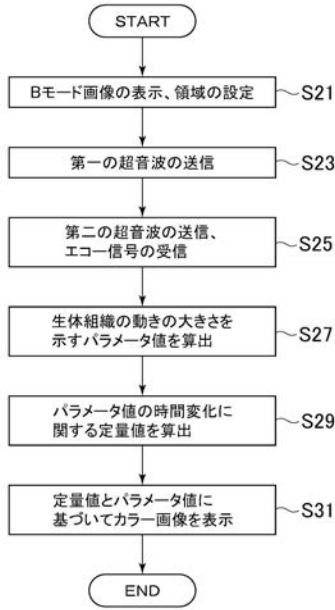
【図14】



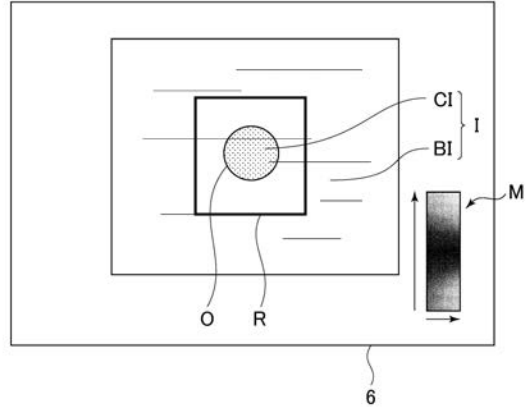
【図15】



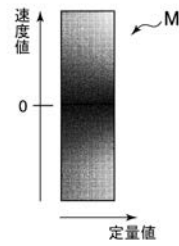
【図16】



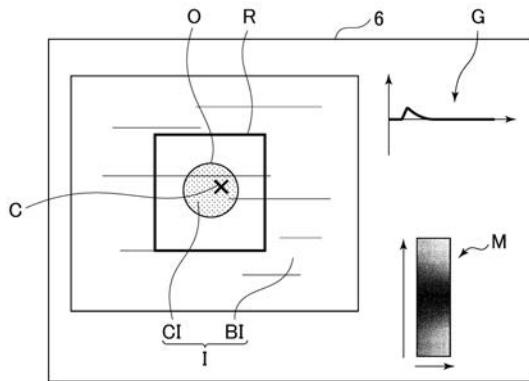
【図17】



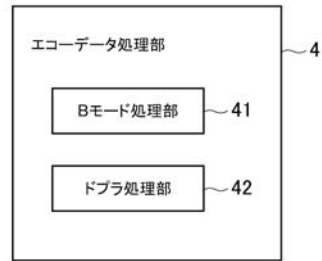
【図18】



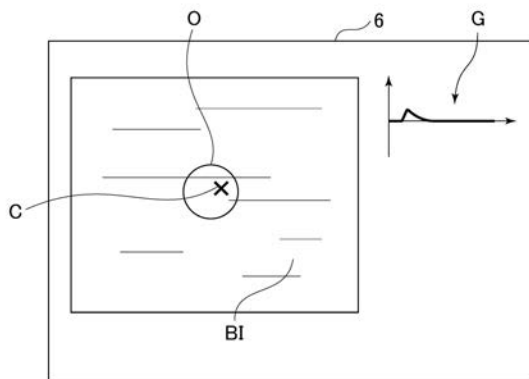
【図19】



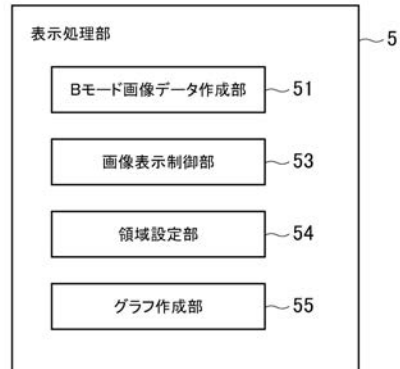
【図21】



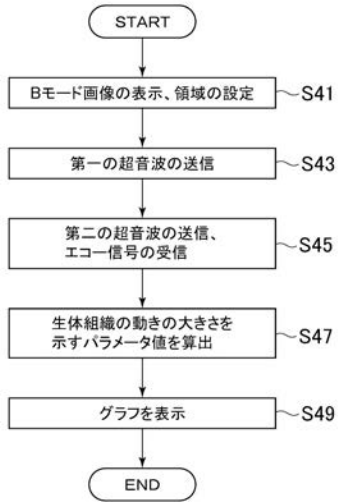
【図20】



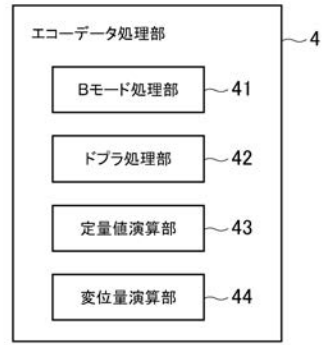
【図22】



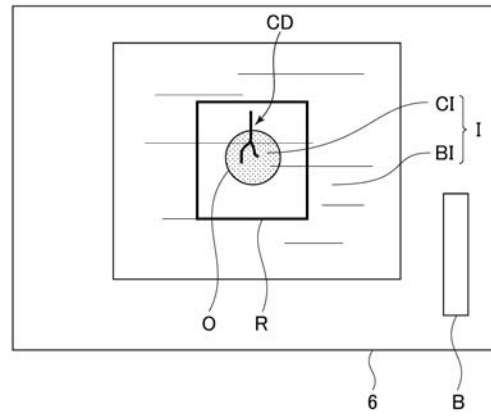
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 金山 侑子

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 神山 直久

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 大栗 拓真

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 DD03 DD19 DD23 DE04 EE11 JB38 JB40 JC37 KK02 KK19

KK24 KK31 KK45

专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	JP2019118647A	公开(公告)日	2019-07-22
申请号	JP2018000642	申请日	2018-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	金山侑子 神山直久 大栗拓真		
发明人	金山 侑子 神山 直久 大栗 拓真		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK45		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
其他公开文献	JP6600016B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够区分囊肿和固体物质，并根据粘度来区分囊肿的类型。超声波诊断装置将施加声辐射力的第一超声波发送到活组织，然后通过声辐射力检测活组织中产生的运动。基于控制超声波探头发送/接收超声波和第二超声波的回波信号的发送/接收控制功能，在不同时间采集表示在活组织中产生的运动幅度的多个参数值。控制装置被配置为根据程序执行计算的第一计算功能和显示控制功能，以使显示装置6显示指示参数值的时间变化的彩色图像CI。[选图]图4

