

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6208781号
(P6208781)

(45) 発行日 平成29年10月4日(2017.10.4)

(24) 登録日 平成29年9月15日(2017.9.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-2361 (P2016-2361)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成28年1月8日(2016.1.8)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(62) 分割の表示	特願2013-265015 (P2013-265015)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
	の分割		エルシー
原出願日	平成25年12月24日(2013.12.24)		アメリカ合衆国、53188、ウィスコン
(65) 公開番号	特開2016-47474 (P2016-47474A)		シン州、ワウケシャ、ノース・グランドヴ
(43) 公開日	平成28年4月7日(2016.4.7)		ュー・プールバード、300
審査請求日	平成28年1月8日(2016.1.8)	(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織に対し、第一の超音波を超音波プローブから送信させ、該第一の超音波が送信された後に、第二の超音波を前記超音波プローブから送信させる送信制御部と、

前記第二の超音波の送信によって得られたエコー信号に基づいて、前記第一の超音波による前記生体組織内の物体の移動の有無を二次元領域内において検出する検出部と、

該検出部による検出に基づいて、前記生体組織の注目部位に対する組織性状についての評価を行なう評価部と、

該評価部による評価に応じた画像を表示させる表示画像制御部と、

を備え、

前記検出部による前記物体の移動の有無を検出する処理は、ドブラ処理又はBフロー処理であり、

前記評価部は、前記ドブラ処理によるドブラデータが得られた領域又は前記Bフロー処理によるBフローデータが得られた領域の大きさに応じた評価を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

生体組織に対し、第一の超音波を、観察対象を通るように超音波プローブから送信させ、該第一の超音波が送信された後に、第二の超音波を、前記観察対象を含むように前記超音波プローブから送信させる送信制御部と、

前記第二の超音波の送信によって得られたエコー信号に基づいて、前記第一の超音波に

よる前記観察対象における流動性を有する物体の流動の有無を二次元領域内において検出する検出部と、

該検出部による検出に基づいて、前記観察対象に対する組織性状についての評価を行なう評価部と、

該評価部による評価に応じた画像を表示させる表示画像制御部と、
を備え、

前記検出部による前記物体の流動の有無を検出する処理は、ドブラ処理であり、

前記評価部は、前記ドブラ処理によって得られる前記物体の速度に応じた評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

10

生体組織に対し、第一の超音波を、観察対象を通るように超音波プローブから送信させ、該第一の超音波が送信された後に、第二の超音波を、前記観察対象を含むように前記超音波プローブから送信させる送信制御部と、

前記第二の超音波の送信によって得られたエコー信号に基づいて、前記第一の超音波による前記観察対象における流動性を有する物体の流動の有無を二次元領域内において検出する検出部と、

該検出部による検出に基づいて、前記観察対象に対する組織性状についての評価を行なう評価部と、

該評価部による評価に応じた画像を表示させる表示画像制御部と、
を備え、

20

前記検出部による前記物体の流動の有無を検出する処理は、ドブラ処理であり、

前記評価部は、前記ドブラ処理によって得られる前記物体の速度の分散に応じた評価を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

生体組織に対し、第一の超音波を、観察対象を通るように超音波プローブから送信させ、該第一の超音波が送信された後に、第二の超音波を、前記観察対象を含むように前記超音波プローブから送信させる送信制御部と、

前記第二の超音波の送信によって得られたエコー信号に基づいて、前記第一の超音波による前記観察対象における流動性を有する物体の流動の有無を二次元領域内において検出する検出部と、

30

該検出部による検出に基づいて、前記観察対象に対する組織性状についての評価を行なう評価部と、

該評価部による評価に応じた画像を表示させる表示画像制御部と、
を備え、

前記検出部による前記物体の流動の有無を検出する処理は、前記第二の超音波の送信によるエコー信号に基づいて作成されたBモード画像データ又はBフロー画像データに基づいて、前記観察対象における前記二次元領域の移動をトラッキングする処理であり、

前記評価部は、前記二次元領域の移動量に基づいて評価を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 5】

前記送信制御部は、前記第一の超音波及び前記第二の超音波を複数回送信させ、

前記検出部は、前記物体の流動の有無の検出を複数回行ない、

前記評価部は、前記検出部による複数回の検出に基づいて前記評価を行なう

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織性状を区別可能な画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置においては、被検体に対して超音波の送信を行なって得られたエコー（e c h o）信号に基づいて、Bモード画像などの超音波画像が作成される。そして、この超音波画像に基づいて、例えば腫瘍の有無などの診断が行われる（例えば、特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 3 】

【特許文献1】特開2004-41617号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

ところで、Bモード画像を観察しただけでは、腫瘍であるのか、あるいはそれ以外の組織性状であるのか、区別が困難である場合がある。例えば、乳腺において、濃縮性の嚢胞は、乳腺の分泌液の中の水分が吸収され、脂肪分などが多く残ったものである。このような濃縮性の嚢胞は、Bモード画像において腫瘍と区別することが困難である場合がある。一方、腫瘍であっても、Bモード画像においては嚢胞のように見える場合もある。このように、腫瘍と濃縮性の嚢胞との区別が、Bモード画像において困難である場合がある。この他、肝臓においては、Bモード画像における肝血管腫と肝細胞癌との区別が困難である。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本願発明者は、超音波が送信された生体組織において、物体が、組織性状に応じて動いたり動かなかったりする点に着目した。具体的に、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、第一の超音波を超音波プローブから送信させ、この第一の超音波が送信された後に、第二の超音波を前記超音波プローブから送信させる送信制御部と、前記第二の超音波の送信によって得られたエコー信号に基づいて、前記第一の超音波による前記生体組織内の物体の移動の有無を二次元領域内において検出する検出部と、この検出部による検出に基づいて、前記生体組織の注目部位に対する組織性状についての評価を行なう評価部と、この評価部による評価に応じた画像を表示させる表示画像制御部と、を備え、前記検出部による前記物体の移動の有無を検出する処理は、カラードプラ処理又はBフロー処理であり、前記評価部は、前記カラードプラ処理によるドプラデータが得られた領域又は前記Bフロー処理によるBフローデータが得られた領域の大きさに応じた評価を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【 0 0 0 6 】

上記他の観点の発明によれば、前記第一の超音波による前記生体組織における二次元領域内の物体の移動をカラードプラ処理又はBフロー処理によって検出し、この検出に基づいて、前記生体組織の注目部位に対する組織性状についての評価が行われ、この評価に応じた画像が表示される。従って、組織性状の違いにより、物体の移動が検出されたり検出されなかつたりする場合、前記画像によって組織性状を区別することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【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】第一実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図5】Bモード画像に検出領域が設定された表示部を示す図である。

【図6】嚢胞内における構造物の流動を示す説明図である。

10

20

30

40

50

- 【図7】カラー画像が表示された表示部を示す図である。
【図8】第二実施形態における表示制御部の構成を示すブロック図である。
【図9】第二実施形態の作用を示すフローチャートである。
【図10】第三実施形態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】第三実施形態の作用を示すフローチャートである。
【図12】エコーデータ処理部の他例の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ(probe)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。

【0009】

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し、そのエコー信号を受信する。この超音波プローブ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。

【0010】

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。前記送受信ビームフォーマ3及び前記制御部8は、本発明における送信制御部の実施の形態の一例である。

【0011】

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及びドブラ(doppler)処理部42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。

【0012】

また、前記ドブラ処理部42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。

【0013】

前記ドブラ処理部42は、例えばカラードブラ(color doppler)画像を作成するためのカラードブラ処理を行なう。ただし、前記ドブラ処理部42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。

【0014】

前記Bモード処理部41及び前記ドブラ処理部42は、前記第二の超音波の送信によって得られたエコーデータに基づいて、前記Bモード処理及び前記ドブラ処理を行なう。

【0015】

前記表示制御部5は、図3に示すように、スキャンコンバータ(scan converter)51、判定部52、表示画像制御部53を有する。前記スキャンコンバータ51は、前記Bモードデータを走査変換してBモード画像データを作成する。

【0016】

前記判定部52は、前記ドブラデータに基づいて、第一の超音波の送信によって生体組織における物体の移動の有無を判定する。詳細は後述する。前記判定部52は、本発明における判定部の実施の形態の一例である。

10

20

30

40

50

【0017】

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。

【0018】

前記制御部8は、特に図示しないがCPU(Central Processing Unit)を有して構成される。この制御部8は、前記記憶部9に記憶された制御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。前記超音波診断装置1は、コンピュータとしての構成を備えている。

10

【0019】

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。

【0020】

次に、本例の超音波診断装置1の作用について図4のフローチャートに基づいて説明する。この図4のフローチャートは、被検体の生体組織における観察対象の組織性状を判別する画像を表示させるためのフローチャートである。本例では、組織性状の判別は、乳房において、腫瘤であるか濃縮性の嚢胞であるかの判別であり、また嚢胞の濃縮度の判別である。また、組織性状の判別は、肝臓において、腫瘤であるか肝血管腫であるかの判別であつてもよい。

20

【0021】

先ず、ステップS1では、操作者は、Bモード画像を表示させるため、被検体の体表面に前記超音波プローブ2を当接し、この超音波プローブ2により、生体組織に対して超音波の送受信を行なう。これにより、図5に示すように、前記表示部6にBモード画像BIが表示される。また、操作者は、前記操作部7を用いて、前記Bモード画像BIに検出領域Rを設定する。

【0022】

前記検出領域Rは、後述するように第一の超音波の送信によって生体組織において物体の移動の有無を検出する対象となる領域である。前記検出領域Rは、診断を行なう者が、組織性状を判別したい対象(観察対象)に設定される。

30

【0023】

次に、ステップS2では、操作者は、物体の移動の検出モードの入力を前記操作部7において行なう。これにより、前記制御部8は、生体組織に対して前記超音波プローブ2から第一の超音波W1を送信させる。この第一の超音波W1は、所定の送信パラメータの値を有するパルス(pulse)波である。前記第一の超音波W1は、そのビーム(beam)が、前記観察対象又は観察対象の近傍を通るように送信される。

【0024】

次に、ステップS3では、前記制御部8は、前記ステップS2において前記第一の超音波W1が送信された生体組織に対して、前記超音波プローブ2から第二の超音波W2を送信させる。そして、前記超音波プローブ2は、前記第二の超音波W2のエコー信号を受信する。この第二の超音波W2は、カラードプラモードの超音波である。前記第二の超音波W2の送受信は、前記検出領域Rを含むように行われる。このステップS3では、前記第二の超音波W2の送信及びそのエコー信号の受信が、一フレーム分行われる。すなわち、このステップS3では、前記第二の超音波の送受信が複数回行なわれる。

40

【0025】

次に、ステップS4では、前記ドプラ処理部42は、前記ステップS3で得られたエコー信号に基づいてドプラデータを作成する。そして、前記判定部52は、このドプラデータに基づいて、前記検出領域Rにおいて物体の移動の有無を判定する。

50

【 0 0 2 6 】

前記判定部 5 2 による判定及び生体組織における物体について、前記検出領域 R が乳房における観察対象に設定された場合を例に挙げて説明する。図 6 において、観察対象 O が嚢胞であった場合、嚢胞内には粒状の構造物 X が存在している。この構造物 X は、脂肪分等であり、流動性を有している。前記構造物 X は、前記第一の超音波 W 1 によって、例えば矢印に示すように流動する（一つの構造物 X の動きのみ図示）。前記構造物 X は、前記物体の一例である。

【 0 0 2 7 】

ただし、構造物 X の流動性は、嚢胞の濃縮度によって異なっている。具体的には、嚢胞の濃縮度が高くなる（水分が少なくなる）ほど、構造物 X の密度も高くなるため、構造物 X の流動性は低くなる。一方、嚢胞の濃縮度が低くなる（水分が多くなる）ほど、構造物 X の密度も低くなるため、構造物 X の流動性は高くなる。

10

【 0 0 2 8 】

前記第一の超音波 W 1 の送信によって構造物 X が流動するか流動しないかは、構造物の流動性に関する嚢胞内の状態と、前記第一の超音波 W 1 の送信パラメータ（parameter）の値の二つの条件によって決まる。ここでいう送信パラメータは、超音波による構造物の流動と関係するパラメータであり、送信の際に超音波振動子に印加する電圧（送信電圧）、送信周波数、超音波のパルス長などである。具体的には、超音波は、送信電圧が高くなるほど、送信周波数が低くなるほど又はパルス長が長くなるほど、構造物の流動性が低くてもその構造物を流動させることができる。逆に、超音波は、送信電圧が低くなるほど、送信周波数が高くなるほど又はパルス長が短くなるほど、構造物の流動性が高くないとその構造物を流動させることができない。

20

【 0 0 2 9 】

前記観察対象 O 内に前記構造物 X が存在しており、これが前記第一の超音波 W 1 によって流動すれば、前記ドプラデータとして、前記構造物 X が流動していることを示す流速データ等を得ることができる。一方、前記観察対象 O 内に前記構造物 X が存在していても、これが流動しなかったり、そもそも前記観察対象 O 内に前記構造物 X が存在していなかったりする場合、ドプラデータとして、前記構造物 X が流動していることを示す流速データ等を得ることができない。例えば、腫瘍には第一の超音波 W 1 によって流動する構造物は存在せず、流速データを得ることはできない。従って、前記判定部 5 2 は、前記ドプラデータに基づいて、物体の移動の有無を判定する。

30

【 0 0 3 0 】

ちなみに、図 6 では、前記観察対象が嚢胞である場合を図示しているが、第一の超音波によって肝血管腫が動いた場合についても、ドプラデータとして、肝血管腫が動いていることを示す流速データ等を得ることができる。

【 0 0 3 1 】

前記ステップ S 4 において、前記判定部 5 2 により、物体の移動の有ると判定された場合（前記ステップ S 4 において「NO」）、ステップ S 5 の処理へ移行する。一方、前記ステップ S 4 において、前記判定部 5 2 により、物体の移動が無いと判定された場合（前記ステップ S 4 において「YES」）、ステップ S 6 の処理へ移行する。

40

【 0 0 3 2 】

前記ステップ S 5 では、前記制御部 8 は、前記第一の超音波 W 1 の送信パラメータのうち、送信電圧、送信周波数、パルス長など、物体の移動と関係する送信パラメータの値が、予め設定された所定値に達したか否かを判定する。このステップ S 5 において、前記送信パラメータの値が予め設定された所定値に達していないと判定された場合（前記ステップ S 5 において「NO」）、ステップ S 7 の処理へ移行する。一方、前記ステップ S 5 において、前記送信パラメータの値が予め設定された所定値に達したと判定された場合（前記ステップ S 5 において「YES」）、ステップ S 6 の処理へ移行する。

【 0 0 3 3 】

前記ステップ S 7 では、前記制御部 8 は、次に送信される第一の超音波 W 1 の送信パラ

50

メータのうち、送信電圧、送信周波数、パルス長など、物体の移動と関係する送信パラメータの値を変更する。具体的には、前記制御部 8 は、物体がより移動しやすくなるよう送信パラメータの値を変更する。例えば、前記制御部 8 は、送信電圧を、直近の第一の超音波 W 1 の送信時のものよりも高くする。また、前記制御部 8 は、送信周波数を、直近の第一の超音波 W 1 の送信時のものよりも低くしてもよい。また、前記制御部 8 は、パルス長が直近の第一の超音波 W 1 の送信時のものよりも長くなるよう送信パラメータの値を設定してもよい。

【 0 0 3 4 】

前記ステップ S 7 において変更される送信パラメータの値は、予め記憶されていてもよい。この場合、送信パラメータの値が、設定される順番とともに記憶される。例えば、送信電圧として、 $V_1, V_2, \dots, V(N-1), V_N$ (N : 自然数) が、この順で変更されるように記憶される ($V_1 < V_2, \dots, V(N-1) < V_N$)。また、送信周波数として、 $F_1, F_2, \dots, F(N-1), F_N$ (N : 自然数) が、この順で変更されるように記憶される ($F_1 > F_2, \dots, F(N-1) > F_N$)。また、パルス長が、 $L_1, L_2, \dots, L(N-1), L_N$ (N : 自然数) の順で変更されるように ($L_1 < L_2, \dots, L(N-1) < L_N$)、各々のパルス長に対応する送信パラメータの値が記憶される。

【 0 0 3 5 】

一回目に送信される前記第一の超音波 W 1 の送信パラメータの値 (前記送信電圧 V_1 、前記送信周波数 F_1 、前記パルス長 L_1) は、前記観察対象 O が囊胞である場合に、濃縮度がある程度低い場合には物体が移動し、濃縮度がある程度高い場合には物体が移動しない値に設定されることが望ましい。このような値に設定することにより、囊胞の濃縮度合に応じて物体の移動が検出されたり検出されなかつたりするので、後述のカラー画像 C I として、囊胞の濃縮度合に応じた画像を得ることができる。

【 0 0 3 6 】

前記ステップ S 7 において、送信パラメータの値が変更されると、前記ステップ S 2 へ戻る。このステップ S 2 では、変更された送信パラメータの値を有する第一の超音波 W 1 の送信が行われる。そして、前記ステップ S 2, S 3, S 4, S 5, S 7 の処理が繰り返される。

【 0 0 3 7 】

ちなみに、前記ステップ S 5 において、判定の基準となる送信パラメータの値である予め設定された所定値は、前記ステップ S 7 において変更される送信パラメータの値のうち、最後の順番の送信パラメータの値 (第一の超音波 W 1 の送信を終了する送信パラメータの値) である。例えば、送信電圧における予め設定された所定値は前記送信電圧 V_N であり、送信周波数における予め設定された所定値は前記送信周波数 F_N である。また、パルス長における予め設定された所定値は前記パルス長 L_N である。

【 0 0 3 8 】

前記ステップ S 4 において、物体の移動が有ると判定された場合、ステップ S 6 では、直近の第一の超音波の送信パラメータの値のうち、物体の移動と関係する送信パラメータ (送信電圧、送信周波数、パルス長等) の値が前記記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 3 9 】

また、前記ステップ S 5 において、送信パラメータの値が所定値に達していると判定された場合、前記ステップ S 2, S 3, S 4, S 5, S 7 の処理ループを終了し、前記ステップ S 6 の処理へ移行する。このステップ S 6 では、前記ステップ S 5 において判定の基準となる送信パラメータの値である予め設定された所定値 (前記送信電圧 V_N 、前記送信周波数 F_N 、前記パルス長 L_N) が、前記記憶部 9 に記憶される。前記ステップ S 5 において判定の基準となり、なおかつ前記ステップ S 6 において記憶される送信パラメータの値である予め設定された所定値は、本発明において、判定部により前記物体の移動が無いと判定されなおかつ第一の超音波の送信パラメータの値が、該第一の超音波の送信を終了する所定値に達した場合におけるその所定値の実施の形態の一例である。

10

20

30

40

50

【0040】

ステップS6において送信パラメータの値の記憶が行われると、ステップS8の処理へ移行する。このステップS8では、前記表示画像制御部53は、前記ステップS6において記憶された送信パラメータの値に応じた色を有するカラー画像CIを、図7に示すように前記表示部6に表示させる。

【0041】

前記カラー画像CIは、前記検出領域Rに表示される。ただし、これに限られるものではない。前記カラー画像CIは、Bモード画像BIに対して重畳して(背景のBモード画像BIが透過しない状態で)表示されてもよい。また、前記カラー画像CIは、Bモード画像BIと合成されて(背景のBモード画像BIが透過した状態で)表示されてもよい。

10

【0042】

例えば送信電圧としてV1~VNが記憶され、送信周波数としてF1~FNが記憶され、パルス長としてL1~LNが記憶されている場合、前記カラー画像CIの色は、記憶された前記パラメータの数Nに応じて、N個に設定される。

【0043】

本例によれば、物体が移動しやすくなるように送信パラメータの値が変更されていき、物体の移動が検出された時の送信パラメータの値又は物体の移動が無いと判定されなおかつ第一の超音波W1の送信パラメータの値が、第一の超音波W1の送信を終了する所定値に達した場合におけるその所定値に応じた色を有するカラー画像CIが表示されるので、このカラー画像CIの色に応じて、組織性状を区別することができる。具体的には、前記カラー画像CIの色により、観察対象が嚢胞であるのか腫瘍であるのかを知ることができ、また観察対象が嚢胞であった場合には、嚢胞の濃縮度を知ることができる。また、肝血管腫であるのか腫瘍であるのかを知ることができる。

20

【0044】

ちなみに、本例において、前記物体の移動の有ると判定された場合における第一の超音波W1の送信パラメータの値又は第一の超音波W1の送信を終了する送信パラメータの値に応じた画像が前記表示部6に表示されればよい。例えば、前記表示画像制御部53は、前記カラー画像CIに代えて、前記送信パラメータに応じた1~Nの数字を前記表示部6に表示させてもよい。この場合、数字の画像は、本発明の表示画像制御部によって表示される画像の実施の形態の一例である。

30

【0045】

本例において、ステップS1~S7の処理が複数回繰り返され、前記ステップS6において、送信パラメータの値が複数回記憶されてもよい。この場合、記憶された複数の送信パラメータの値に基づくカラー画像CIが表示されてもよい。例えば、記憶された複数の送信パラメータの平均値が算出され、この平均値に応じたカラー画像CIが表示されてもよい。

【0046】

(第二実施形態)

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

40

【0047】

図8に示すように、本例では、前記表示制御部5は、前記スキャンコンバータ51、前記表示画像制御部53のほか、評価部54を有している。

【0048】

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。ステップS11~S13については、第一実施形態における前記ステップS1~S3と同様である。ただし、前記ステップS12において送信される第一の超音波W1の送信パラメータの値は、物体を移動させることができる値に設定される。例えば、この第一の超音波W1の送信パラメータの値は、濃縮度がある程度高く、Bモード画像において腫瘍との区別が困難な嚢胞において、物体を移動させることができる値に設定される。

50

【0049】

ステップS14では、第一実施形態の前記ステップS4と同様に、前記ドブラ処理部42は、前記ステップS3で得られたエコー信号に基づいてドブラデータを作成する。ここでは、ドブラデータはカラードブラデータである。前記第一の超音波W1により物体が移動していれば、カラードブラデータを得ることが出来る。前記ドブラ処理部42は、本発明において、物体の移動の有無を二次元領域内において検出する検出部の実施の形態の一例である。また、前記評価部54が前記ドブラデータに基づいて、前記生体組織の注目部位に対する組織性状についての評価を行なう。前記評価部54は、本発明における評価部の実施の形態の一例である。

【0050】

前記評価部54による評価について説明する。例えば、前記評価部54は、前記検出領域Rにおいて、前記ドブラデータが得られた領域の大きさに応じた評価を行なう。前記ドブラデータが得られた領域の大きさは、例えばドブラデータが得られたピクセル(pixel)の数や、前記計測領域Rの全ピクセル数に対するドブラデータが得られたピクセル数の割合などである。前記評価部54は、前記ドブラデータが得られた領域の大きさに応じて、組織性状に関するレベル(level)を決定する。このレベルは、例えばレベル1~N(N:1より大きい自然数)である。

【0051】

例えば、レベル1~Nは、嚢胞の濃縮度と、嚢胞であるか腫瘤であるかの区別を示す。この場合、レベル1は、嚢胞の濃縮度が最も低い(流動性の度合いが大きい)ことを示し、レベル2,3,...と、レベルの数が大きくなるほど、濃縮度が高いことを示す。そして、レベルNは、腫瘤であることを示す。従って、ドブラデータが得られたピクセル数が多いほどレベルの数値は小さくなり、一方でドブラデータが得られたピクセル数が少ないほどレベルの数値は大きくなる。レベルNは、流速等を示すドブラデータが得られない場合のレベルである。

【0052】

前記評価部54は、前記ドブラデータに基づいて得られる流速値や流速の分散値に応じた評価を行なってもよい。この場合、前記評価部54は、前記検出領域Rにおいて、ドブラデータが得られた全ピクセルの流速値の平均値や流速の分散値を算出する。そして、前記評価部54は、前記流速値又は分散値に応じて組織性状に関するレベル1~Nを決定する。具体的には、流速値又は分散値が大きいほど物体の流動性が高いのでレベルの数値は小さくなり、一方で流速値又は分散値が小さいほど物体の流動性が低いのでレベルの数値は大きくなる。

【0053】

次に、ステップS15においては、前記表示画像制御部53は、前記評価部54によって決定されたレベルに応じた色を有するカラー画像CIを前記表示部6に表示させる(図7参照)。

【0054】

本例によれば、組織性状についての評価に応じた色を有するカラー画像CIが表示されるので、第一実施形態と同様に、前記カラー画像CIの色に応じて組織性状を区別することができる。

【0055】

本例において、前記第二の超音波W2は、パルスドブラモード又は連続波ドブラモードの超音波であり、前記ドブラデータは、パルスドブラ処理によって得られたドブラデータ又は連続波ドブラ処理によって得られたドブラデータであってもよい。この場合、ドブラデータの流速値に応じて組織性状に関するレベル1~Nを決定する。

【0056】

また、一般に一フレーム分のカラードブラデータを得るための超音波の送受信は、一音線あたり複数回行なわれ、各ピクセルにおいて複数の流速が得られる。従って、前記評価部54は、前記検出領域Rにおいて、各ピクセルの流速の分散値の平均値を算出し、得ら

10

20

30

40

50

れた平均値に応じて前記レベル 1 ~ N を決定してもよい。

【 0 0 5 7 】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態の超音波診断装置について説明する。以下、第一、第二実施形態と異なる事項について説明する。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 に示すように、本例では、前記表示制御部 5 は、前記スキャンコンバータ 5 1、前記表示画像制御部 5 3、評価部 5 4 のほか、移動検出部 5 5 を有している。

【 0 0 5 9 】

本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 2 1, S 2 2 については、前記各実施形態におけるステップ S 1, S 2, S 1 1, S 1 2 と同様である。前記ステップ S 2 2 における第一の超音波 W 1 の送信パラメータの値は、前記第二実施形態のステップ S 1 2 と同様である。

10

【 0 0 6 0 】

ステップ S 2 3 では、第二の超音波 W 2 として、B モード用の超音波が送信され、そのエコー信号が受信される。次に、ステップ S 2 4 では、得られたエコー信号に基づいて、B モードデータ及び B モード画像データが作成される。そして、前記移動検出部 5 5 は、B モード画像データに基づいて、前記ステップ S 1 で設定された検出領域 R 内のスペックル (s p e c k l e) をトラッキング (t r a c k i n g) する。このトラッキング処理は、前記第一の超音波 W 1 の送信による生体組織における物体の移動に伴う検出領域 R の移動をトラッキングする処理である。前記移動検出部 5 5 は、本発明における検出部の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 6 1 】

前記移動検出部 5 5 は、例えば二フレームの 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を行ない、前記検出領域 R 内のスペックルをトラッキングする。

【 0 0 6 2 】

次に、ステップ S 2 5 では、前記評価部 5 4 が、前記移動検出部 5 5 による前記検出領域 R の移動の検出結果に基づいて、生体組織の注目部位に対する組織性状についての評価を行なう。例えば、前記評価部 5 4 は、前記検出領域 R の移動距離に応じた評価を行なう。この場合、前記評価部 5 4 は、前記移動距離の大きさに応じて、前記第二実施形態と同様に、組織性状に関するレベル 1 ~ N を決定する。本例では、前記移動距離が大きいほどレベルの数値は小さくなり、一方で前記移動距離が小さいほどレベルの数値は大きくなる。前記移動距離が零であれば、レベル N となる。

30

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 2 6 においては、前記第二実施形態のステップ S 1 5 と同様に、前記表示画像制御部 5 3 は、前記評価部 5 4 によって決定されたレベルに応じた色を有するカラー画像 C I を前記表示部 6 に表示させる (図 7 参照) 。

【 0 0 6 4 】

本例によれば、第二実施形態と同様に、組織性状についての評価に応じた色を有するカラー画像 C I が表示されるので、前記カラー画像 C I の色に応じて組織性状を区別することができる。

40

【 0 0 6 5 】

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、前記第二、第三実施形態において、前記表示画像制御部 5 3 は、前記評価部 5 4 によって決定された前記レベル 1 ~ N の文字を前記表示部 6 に表示させてもよい。この場合、文字の画像は、本発明の表示画像制御部によって表示される画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 6 6 】

また、前記各実施形態において、前記第二の超音波 W 2 は、ドプラモードではなく、B

50

フロー（B-flow）モードの超音波であってもよい。この場合、図12に示すように、前記エコーデータ処理部4は、前記ドブラ処理部42の代わりに、Bフロー処理部43を有する。このBフロー処理部43は、本発明における検出部の実施の形態の一例である。前記第一実施形態においては、前記判定部52は、前記Bフロー処理部43によって得られたBフローデータに基づいて、物体の移動の有無を判定する。また、前記第二実施形態においては、前記検出領域Rにおいて、前記Bフローデータが得られた領域の大きさに応じて、組織性状に関するレベル1～Nを決定する。さらに、前記第三実施形態においては、Bフローデータをスキャンコンバータ51によって走査変換して得られた二フレームのBフロー画像データを対象にして、前記移動検出部55が前記検出領域Rのスペックルトラッキングを行なう。そして、前記検出領域Rの移動の検出結果に基づいた評価が行われる。

10

【0067】

また、前記第二実施形態において、前記第一の超音波W1の送信とこれに対応する第二の超音波W2の送信とが複数回行なれ、前記評価部54は、これら複数の第二の超音波W2の送信によって得られた複数のドブラデータ又は複数のBフローデータに基づいて評価を行なってもよい。例えば、前記評価部54は、前記ドブラデータ又は前記Bフローデータが得られた領域の大きさの平均値、流速値の平均値、流速の分散値の平均値、流速の分散値の平均の平均値を算出し、この平均に応じて前記レベル1～Nを決定してもよい。

【0068】

また、前記第三実施形態において、前記第一の超音波W1の送信とこれに対応する第二の超音波W2の送信とが複数回行なれ、前記移動検出部55によって前記検出領域Rの移動距離が複数算出されて、前記評価部54が複数の移動距離に基づいて評価を行なってもよい。例えば、前記評価部54は、複数の移動距離の平均を算出し、この平均に応じて前記レベル1～Nを決定してもよい。

20

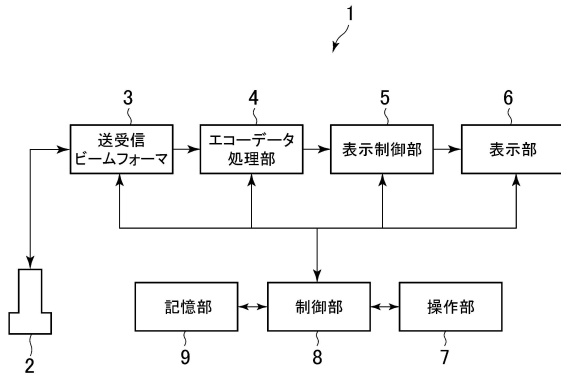
【符号の説明】

【0069】

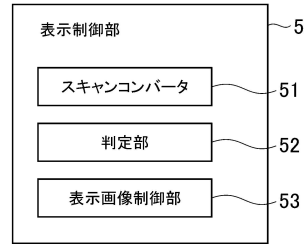
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信ビームフォーマ
- 8 制御部
- 42 ドブラ処理部（検出部）
- 43 Bフロー処理部（検出部）
- 52 判定部
- 53 表示画像制御部
- 54 評価部
- 55 移動検出部（検出部）

30

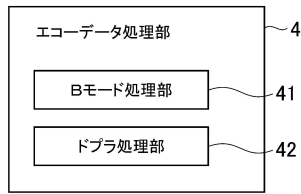
【図1】



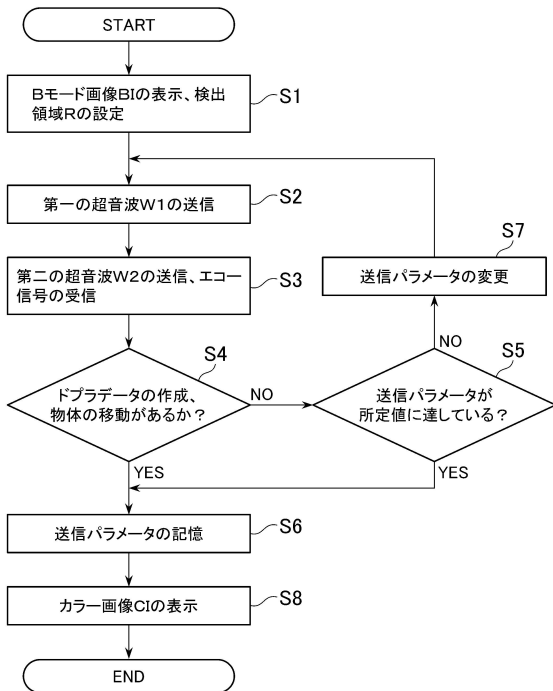
【図3】



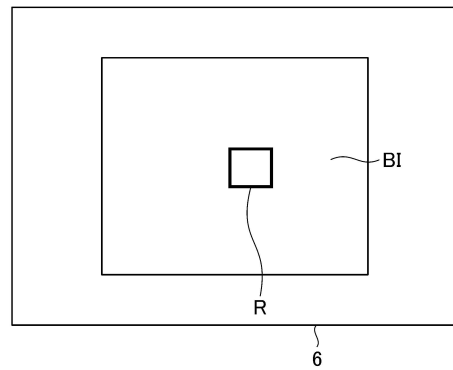
【図2】



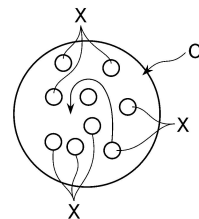
【図4】



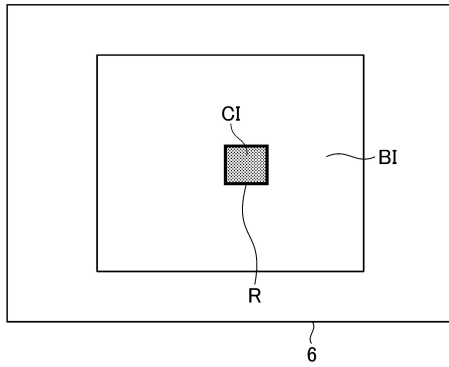
【図5】



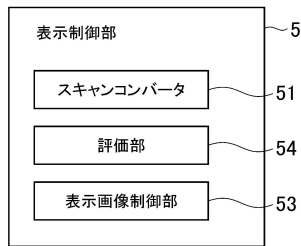
【図6】



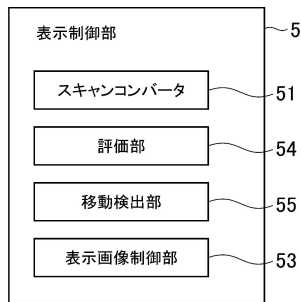
【図7】



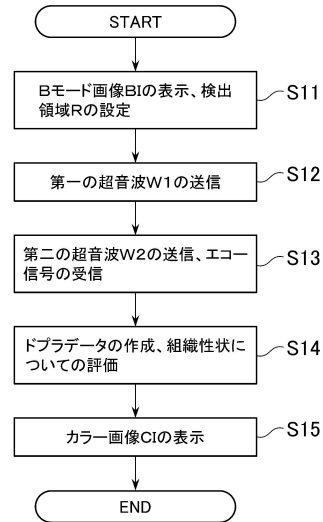
【図8】



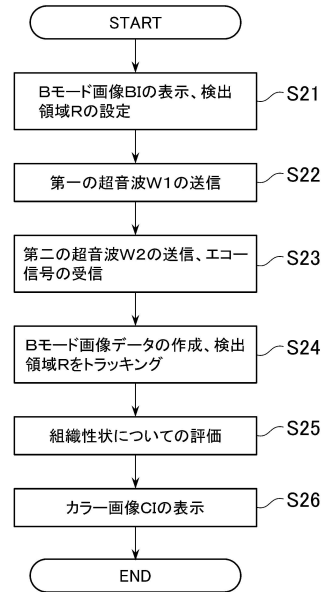
【図10】



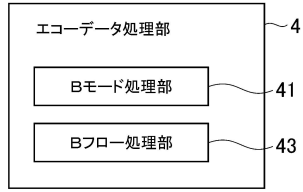
【図9】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(74)代理人 100115462

弁理士 小島 猛

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表2013-523325(JP,A)

特表2013-512026(JP,A)

特表2009-531101(JP,A)

特開2012-061075(JP,A)

特開2012-070850(JP,A)

特開2004-135929(JP,A)

特開2005-074077(JP,A)

特開2010-069295(JP,A)

特開2011-200282(JP,A)

国際公開第2013/147298(WO,A1)

国際公開第2013/153968(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6208781B2	公开(公告)日	2017-10-04
申请号	JP2016002361	申请日	2016-01-08
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD08 4C601/DD23 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
其他公开文献	JP2016047474A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，当由于组织特性的差异检测到或未检测到物体的运动时，该超声诊断设备能够区分组织特性。 解决方案：超声波诊断装置包括：传输控制单元，其在第一超声波被传输之后使第一超声波传输并且第二超声波从超声波探测器传输，基于通过两个超声波的传输获得的回波信号，通过彩色多普勒处理或B流处理，通过二维区域中的第一超声波检测物体在活组织中的移动的存在或不存在基于检测单元的检测评估身体组织相对于目标部位的组织特性的评估单元和根据评估单元的评估显示彩色图像CI的显示图像控制单元。 点域7

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6208781号 (P6208781)
(45) 発行日 平成29年10月4日(2017.10.4)	(24) 登録日 平成29年9月15日(2017.9.15)	
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01)	F I A61B 8/08	
請求項の数 5 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-2361 (P2016-2361)	(73) 特許権者 300019238	
(22) 出願日 平成28年1月8日(2016.1.8)	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	
(23) 公開番号 特願2013-265015 (P2013-265015)の分割	アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラウンドヴェー・ブルバード、300	
(24) 公開日 平成25年12月24日(2013.12.24)	(74) 代理人 100137545	
(25) 公報番号 特願2016-47474 (P2016-47474A)	弁理士 荒川 聡志	
(26) 公報日 平成28年4月7日(2016.4.7)	(74) 代理人 100105588	
(27) 審査請求日 平成28年1月8日(2016.1.8)	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	
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		