

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6263372号
(P6263372)

(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)

(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)

(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2013-246462 (P2013-246462)
 (22) 出願日 平成25年11月28日 (2013. 11. 28)
 (65) 公開番号 特開2015-104412 (P2015-104412A)
 (43) 公開日 平成27年6月8日 (2015. 6. 8)
 審査請求日 平成28年11月17日 (2016. 11. 17)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国、53188、ウィスコン
 シン州、ワウケシャ、ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード、300
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 加藤 花子
 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

審査官 森口 正治

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】

被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによっ
 て前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスの送信とを行
 なう超音波プローブと、

前記検出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
 弾性に関する値と、前記生体組織の粘性の値とを算出する算出部と、

前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織の粘性の値とに応じた表示形態を有す
 る画像を表示させる表示画像制御部と、

を備え、

前記表示画像制御部は、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織の粘性の値と
 に応じた表示形態を定義する二次元マップに基づいて、前記画像を表示させ、

前記生体組織の弾性に関する値又は前記生体組織の粘性の値のいずれか一方の物性値に
 前記閾値として前記一方の物性値の閾値が設定され、他方の物性値が複数の範囲に分割さ
 れて前記二次元マップが構成されており、なおかつ該二次元マップにおいては、前記複数
 の範囲のうちの少なくともいずれか一つにおいては、他の範囲における前記一方の物性値
 の閾値が、閾値とはなっていないことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示画像制御部は、前記生体組織の弾性に関する値及び前記生体組織の粘性の値の
 各々において設定された閾値の前後で異なる表示形態の画像を表示させることを特徴とす

る請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記閾値は、前記生体組織の弾性に関する値及び前記生体組織の粘性の値の少なくともいずれかにおいては、複数設定されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記二次元マップが表示される表示部と、
該表示部に表示された前記二次元マップにおいて、前記閾値を設定する入力部と、
を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記他方の物性値に前記閾値として前記他方の物性値の閾値が設定され、該他方の物性値の閾値によって、前記他方の物性値が複数の範囲に分割されてい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。

10

【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】

20

【0002】

生体組織に対して、超音波プローブから音圧の高い超音波パルス（プッシュパルス）を送信して、生体組織の弾性を計測する弾性計測手法が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。より詳細には、プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波（shear wave）を検出用超音波パルスによって検出して、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値など、生体組織の弾性に関する値を算出している。そして、算出値に応じた色などを有する弾性画像が表示される。

【0003】

ところで、肝線維化の診断にあたり、生体組織の弾性に関する値のみではなく、粘性の値をも考慮した診断に関する研究例がある（例えば、非特許文献 1）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2012 - 100997 号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】Shigao Chen、William Sanchez、Matthew R. Callstorn 他、「Assessment of Liver Viscoelasticity by Using Shear Waves Induced by Ultrasound Radiation Force」、Radio
logy、radiology.rsna.org、Volume 266、Number 3、2013 年 3 月、p. 964 - 970

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従って、診断などを行なうにあたり、生体組織の弾性のみならず、粘性をも考慮することが必要とされる場合がある。例えば、生体組織の弾性に関する値が同じであっても、粘性の値が異なっている症例を区別したい場合がある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

50

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体の生体組織に対する超音波のプッシュパルスの送信と、該プッシュパルスによって前記生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスの送信とを行なう超音波プローブと、前記検出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値と、前記生体組織の粘性の値とを算出する算出部と、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織の粘性の値とに応じた表示形態を有する画像を表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0008】

上記一の観点の発明によれば、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織の粘性の値とに応じた画像が表示されるので、例えば診断にあたり、生体組織の弾性のみならず、粘性をも考慮することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【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】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5】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6】Bモード画像上の関心領域にカラー画像が表示された表示部を示す図である。

【図7】生体組織の弾性値及び生体組織の粘性値に応じた色情報を有する二次元カラーマップを示す図である。

【図8】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9】第二実施形態における二次元カラーマップを示す図である。

【図10】二次元カラーマップの領域を説明する図である。

【図11】第二実施形態の二次元カラーマップが表示された表示部を示す図である。

【図12】二次元カラーマップにおいて、閾値バーを用いた閾値の設定について説明する図である。

【図13】第二実施形態の第一変形例における二次元カラーマップを示す図である。

【図14】第二実施形態の第二変形例における二次元カラーマップの他例を示す図である。

【図15】第三実施形態の二次元カラーマップを示す図である。

【図16】第三実施形態の二次元カラーマップにおいて、閾値バーを用いた閾値の設定について説明する図である。

【図17】第三実施形態の変形例における二次元カラーマップを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態の超音波診断装置について説明する。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。

【0011】

前記超音波プローブ2は、前記超音波プローブ2は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例であり、被検体の生体組織に対して超音波を送信する。この超音波プローブ2により、生体組織にせん断弾性波を生じさせるための超音波パルス(プッシュパルス)が送信される。また、このプッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスが、前記超音波プローブ2によって送信され、そのエコー信号が受信される。

【 0 0 1 2 】

さらに、前記超音波プローブ 2 により、B モード画像を作成するための画像用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。

【 0 0 1 3 】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて、前記超音波プローブ 2 を駆動させて所定の送信パラメータ (parameter) を有する前記各種の超音波パルスを送信させる。また、前記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。

【 0 0 1 4 】

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、算出部 4 2 を有する。前記 B モード処理部 4 1 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行い、B モードデータを作成する。

10

【 0 0 1 5 】

前記算出部 4 2 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに基づいて、前記せん断弾性波の伝搬速度を算出する。前記せん断弾性波の伝搬速度は、検出用超音波パルスの送信によって得られたエコーデータに基づいて算出される。

【 0 0 1 6 】

また、前記算出部 4 2 は、プッシュパルスが送信された生体組織の弾性値 (弾性率) 及び粘性値 (粘性率) を、前記伝搬速度に基づいて算出する。詳細は後述する。前記算出部 4 2 は、本発明における算出部の実施の形態の一例である。また、前記せん断弾性波の伝搬速度及び前記弾性値は、本発明における生体組織の弾性に関する値の実施の形態の一例であり、粘性値は、本発明における生体組織の粘性の値の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 1 7 】

前記表示制御部 5 は、図 3 に示すように、B モード画像作成部 5 1、カラー画像作成部 5 2、表示画像制御部 5 3 を有する。B モード画像作成部 5 1 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。

【 0 0 1 8 】

前記カラー画像作成部 5 2 は、生体組織の弾性値及び生体組織の粘性値に応じた色情報を有する二次元カラーマップ (color map) を用いて、前記算出部 4 2 によって算出された前記弾性値及び前記粘性値に基づいて、カラーデータを作成する。前記二次元カラーマップは、前記記憶部 9 に記憶されている。前記二次元カラーマップの具体例については後述する。前記二次元カラーマップは、本発明におけるマップの実施の形態の一例である。

30

【 0 0 1 9 】

また、前記カラー画像作成部 5 2 は、スキャンコンバータによって前記カラーデータを走査変換してカラー画像データを作成する。

【 0 0 2 0 】

前記表示画像制御部 5 3 は、前記 B モード画像データと前記カラー画像データとを加算することにより、前記 B モード画像データと前記カラー画像データとが合成された合成画像データを作成する。前記表示画像制御部 5 3 は、前記合成画像データに基づく合成画像を前記表示部 6 に表示させる。後述するように、前記合成画像は、B モード画像とカラー画像とからなる。前記表示画像制御部 5 3 は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 2 1 】

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、ユーザー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 (p

50

ointing device)などを含んで構成されている。

【0022】

前記制御部8は、特に図示しないがCPU(Central Processing Unit)によって構成される。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の各部における演算処理機能を含む機能を実行させる。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。

【0023】

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。

10

【0024】

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。まず、ステップS1では、ユーザーは被検体に対して前記超音波プローブ2による超音波の送受信を行ない、図5に示すように、エコー信号に基づくBモード画像BIを表示させる。そして、ユーザーは、前記操作部7を用いて前記Bモード画像BIに関心領域Rを設定する。この関心領域Rは、カラー画像を表示させたい領域に設定される。

【0025】

次に、ステップS2では、ユーザーは、前記操作部7においてカラー画像を表示させる入力を行なう。前記ステップS2における入力があると、ステップS3の処理へ移行し、生体組織に対して、プッシュパルス及び検出用超音波パルスが送信される。具体的には、まず前記制御部8は、プッシュパルスが送信されるよう前記送受信ビームフォーマ3へ制御信号を出力する。これにより、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。

20

【0026】

前記プッシュパルスが送信されると、前記制御部8は、検出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へ制御信号を出力する。これにより、前記超音波プローブ2から生体組織に対して検出用超音波パルスが送信される。

【0027】

本例では、周波数が異なるプッシュパルスが、少なくとも2回送信され、各々のプッシュパルスの送信の後に、前記関心領域Rに対して前記検出用超音波パルスが送信される。具体的には、1回目の前記プッシュパルスの送信の後に、前記関心領域Rに対して前記検出用超音波パルスが送信され、この検出用超音波パルスのエコー信号が受信される。次に、2回目の前記プッシュパルスが送信される。その後、再び前記関心領域Rに対して前記検出用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。一回目のプッシュパルスに対応する前記検出用超音波パルスと、二回目のプッシュパルスに対応する前記検出用パルスは、異なる周波数のせん断弾性波を検出する。

30

【0028】

次に、ステップS4においては、前記算出部42が、前記検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、せん断弾性波の伝搬速度を算出する。前記算出部42は、1回目のプッシュパルスに対応する検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、伝搬速度V1を算出する。また、前記算出部42は、2回目のプッシュパルスに対応する検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、伝搬速度V2を算出する。

40

【0029】

また、前記算出部42は、前記伝搬速度V1, V2に基づいて、生体組織の弾性値及び粘性値を算出する。ここで、一般的に、せん断弾性波の伝搬速度と弾性値及び粘性値との間には、下記(式1)の関係が成り立つ。

【数 1】

$$c_s(\omega_s) = \sqrt{2(\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2) / \rho (\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2})} \quad \cdots (式1)$$

ここで、(式1)において、 $C_s(\omega_s)$ はせん断弾性波の伝播速度、 μ_1 は弾性値、 μ_2 は粘性値である。また、 ρ は生体組織の密度(既知の値)、 ω_s はせん断弾性波の周波数である。このせん断弾性波の周波数は、前記プッシュパルスの中心送信周波数に応じた周波数である。

10

【0030】

前記算出部42は、前記(式1)の $C_s(\omega_s)$ に前記伝搬速度 V_1 を代入し、なおかつ ω_s に一回目の検出用超音波パルスで検出されたせん断弾性波の周波数を代入した式と、前記(式1)の $C_s(\omega_s)$ に前記伝搬速度 V_2 を代入し、なおかつ ω_s に二回目の検出用超音波パルスで検出されたせん断弾性波の周波数を代入した式との連立方程式を演算することにより、弾性値 μ_1 及び粘性値 μ_2 を算出する。ただし、仮に三回以上のプッシュパルスの送信及び検出用超音波パルスによるせん断弾性波の検出が行われる場合、フィッティング(fitting)によって前記伝搬速度 V_1 、 V_2 が算出されてもよい。

20

【0031】

次に、ステップS5では、図6に示すように、前記表示部6における前記関心領域R内にカラー画像CIが表示される。詳細に説明すると、先ず前記カラー画像作成部52が、前記弾性値 μ_1 及び前記粘性値 μ_2 に基づいて、カラーデータを作成する。前記カラー画像作成部52は、図7に示す二次元カラーマップCM1を用いてカラーデータの作成を行なう。この二次元カラーマップCM1は、生体組織の弾性値及び生体組織の粘性値に応じた色情報を有している。図7の二次元カラーマップCM1では、色情報がグレースケールで示されている。

【0032】

前記二次元カラーマップCM1においては、例えば横軸方向においては色相が異なり、縦軸方向においては彩度又は明度が異なってもよい。この場合、同じ弾性値であっても粘性値が異なれば、同一の色相で、彩度又は明度が異なるカラーデータが作成される。また、同じ粘性値であっても弾性値が異なれば、同一の彩度又は明度で、色相が異なるカラーデータが作成される。このように、前記二次元カラーマップCM1を用いることにより、同じ弾性値であっても粘性値が異なれば、異なる色情報のカラーデータが作成され、同じ粘性値であっても弾性値が異なれば異なる色情報のカラーデータが作成される。

30

【0033】

また、前記二次元カラーマップCM1は、弾性値及び粘性値に応じて色相、彩度及び明度のうちいずれか一つのみが異なってもよい。

【0034】

前記カラー画像作成部52は、前記カラーデータに基づいてカラー画像データを作成する。このカラー画像データは、前記Bモード画像データと合成され、前記カラー画像CIとして前記表示部6に表示される。

40

【0035】

前記表示画像制御部53は、前記表示部6に前記二次元カラーマップCM1を表示させてもよい。

【0036】

前記カラー画像CIは、例えば弾性値 μ_1 に応じて色相が異なるとともに粘性値に応じて彩度又は明度が異なっており、前記弾性値 μ_1 及び前記粘性値 μ_2 に応じた色を有する画像である。このように、本例においては、前記カラー画像CIのように、弾性値に応じ

50

て特定の表示形態情報が異なるとともに、粘性値に応じて他の表示形態情報が異なっている画像が表示されるので、生体組織の弾性のみならず、粘性をも考慮した診断などを行なうことができる。従って、例えば、弾性値が同じであっても、粘性値が異なっている症例を区別することができる。

【 0 0 3 7 】

(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。

【 0 0 3 8 】

本例では、前記表示制御部 5 は、図 8 に示すように、前記 B モード画像作成部 5 1、カラー画像作成部 5 2、表示画像制御部 5 3 の他、閾値バー (b a r) 設定部 5 4 を有している。

10

【 0 0 3 9 】

本例では、前記記憶部 9 には、第一実施形態の二次元カラーマップ C M 1 とは異なる二次元カラーマップ C M 2 が記憶されている。この二次元カラーマップ C M 2 は、図 9 に示すように、弾性値における閾値 X t h の前後及び粘性値における閾値 Y t h の前後で、色情報が異なっている。前記閾値 X t h , Y t h は本発明における閾値の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 0 】

本例では、前記閾値 X t h 未満でなおかつ前記閾値 Y t h 以上の領域 A (図 9 において斜線で示された領域) と、それ以外の領域 B とで色情報が異なっている。前記領域 B は、図 1 0 に示すように、前記閾値 X t h 未満でなおかつ前記閾値 Y t h 未満の領域 B 1、前記閾値 X t h 以上でなおかつ前記閾値 Y t h 未満の領域 B 2、前記閾値 X t h 以上でなおかつ前記閾値 Y t h 以上の領域 B 3 からなる。

20

【 0 0 4 1 】

前記領域 A の色情報と前記領域 B の色情報は、ユーザー (u s e r) が容易に区別し得るものとして設定された色情報である。より詳細に説明する。例えば、前記領域 B においては、第一実施形態の前記二次元カラーマップ C M 1 と同様に、横軸方向において色相が異なり、縦軸方向において彩度又は明度が異なっている。一方、前記領域 A においては、前記領域 B とは異なる色相情報を有する。例えば、領域 B における色情報が、青、緑、黄系の色相を有する場合、前記領域 A における色情報は、赤系の色相である。

30

【 0 0 4 2 】

前記領域 A においても、横軸方向において色相が異なり、縦軸方向において彩度又は明度が異なっているもよい。また、前記領域 A は単一の色情報であってもよい。

【 0 0 4 3 】

前記閾値 X t h , Y t h は、図 1 1 に示すように前記表示部 6 に表示された二次元カラーマップ C M 2 において設定できるようになっていてもよい。この場合、例えば前記閾値 X t h , Y t h は、前記表示部 6 に表示された閾値バー B x、B y によって設定される。前記閾値バー B x、B y は、前記閾値バー設定部 5 4 によって前記表示部 6 に表示され、設定される。

40

【 0 0 4 4 】

前記閾値 X t h は前記閾値バー B x によって設定され、前記閾値 Y t h は前記閾値バー B y によって設定される。より詳細には、図 1 2 に示すように、前記閾値バー B x は、前記表示部 6 (図 1 2 では図示省略) において横軸方向 (水平方向) に移動する。一方、前記閾値バー B y は、前記表示部 6 において縦軸方向 (上下方向) に移動する。前記閾値バー設定部 5 4 は、前記操作部 7 におけるポインティングデバイスの入力に従って、前記閾値バー B x、B y を移動させる。従って、ユーザーは、前記ポインティングデバイスを用いて、前記二次元カラーマップ C M 2 において閾値を設定したい位置に、前記閾値バー B x、B y を移動させることができる。本例において、前記操作部 7 は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

50

【 0 0 4 5 】

ユーザーは、注目対象の弾性値及び粘性値の範囲に前記領域 A が設定されるように、前記閾値 X_{th} , Y_{th} を設定する。これにより、前記カラー画像において、注目対象をそれ以外のものとは明確に区別して表示させることができる。

【 0 0 4 6 】

本例においても、前記二次元カラーマップ CM 2 に基づいて作成される前記カラー画像により、第一実施形態と同様に、生体組織の弾性のみならず、粘性をも考慮した診断などを行なうことができるので、例えば、弾性値が同じであっても、粘性値が異なっている症例を区別することができる。特に、本例においては、前記二次元カラーマップ CM 2 に基づいてカラー画像を作成することにより、注目対象とそれ以外のものを明確に区別して表示させることができる。

10

【 0 0 4 7 】

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。図 1 3 に示すように、前記二次元カラーマップ CM 2 において、前記領域 B 1 , B 2 , B 3 は、同じ色情報を有していてもよい。図 1 3 では、前記領域 B 1 , B 2 , B 3 は、格子模様で示されている。ただし、前記領域 B 1 , B 2 , B 3 の色情報は、前記領域 A の色情報とは異なっている。

【 0 0 4 8 】

図 1 3 に示す二次元カラーマップ CM 2 において、前記領域 B 1 , B 2 は同じ色情報を有するので、粘性値が Y_{th} 以上の範囲においては閾値である前記 X_{th} は、粘性値が 0 以上 Y_{th} 未満の範囲においては閾値ではない。また、前記領域 B 2 , B 3 は同じ色情報を有するので、弾性値が 0 以上 X_{th} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th} は、弾性値が X_{th} 以上の範囲においては閾値ではない。

20

【 0 0 4 9 】

次に、第二変形例について説明する。図 1 4 に示すように、前記二次元カラーマップ CM 2 において、前記領域 B 1 , B 2 , B 3 の各々は、互いに異なる単一の色情報を有していてもよい。ただし、上述と同様に、前記領域 B 1 , B 2 , B 3 の色情報は、前記領域 A の色情報とは異なっている。

【 0 0 5 0 】

(第三実施形態)

30

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。

【 0 0 5 1 】

本例においても、前記表示制御部 5 は、第二実施形態と同様に、前記 B モード画像作成部 5 1、カラー画像作成部 5 2、表示画像制御部 5 3 の他、閾値パー設定部 5 4 を有している (上述の図 8 参照) 。

【 0 0 5 2 】

本例では、前記記憶部 9 には、第一、第二実施形態の二次元カラーマップ CM 1、CM 2 とは異なる二次元カラーマップ CM 3 が記憶されている。この二次元カラーマップ CM 3 は、図 1 5 に示すように、弾性値及び粘性値の各々において、複数の閾値を有している。具体的には、前記二次元カラーマップ CM 3 は、弾性値の閾値として、閾値 X_{th1} , X_{th2} , X_{th3} , X_{th4} , X_{th5} を有し、粘性値の閾値として、閾値 Y_{th1} , Y_{th2} , Y_{th3} , Y_{th4} , Y_{th5} を有している。前記二次元カラーマップ CM 3 は、弾性値における五つの閾値 $X_{th1} \sim X_{th5}$ と、粘性値における五つの閾値 $Y_{th1} \sim Y_{th5}$ によって、25 個の領域 C に分かれている。そして、各々の領域 C には、互いに異なる色情報が割り当てられている。各々の領域 C は、単一の色情報を有する。ただし、図 1 5 では色情報は図示省略されている。

40

【 0 0 5 3 】

例えば、肝臓の線維化の程度、すなわち線維化のステージ (stage) に対応する前記弾性値及び前記粘性値が特定されている場合、前記閾値 $X_{th1} \sim X_{th5}$ 及び前記閾

50

値 $Y_{th1} \sim Y_{th5}$ は、肝臓の線維化のステージに対応した値に設定される。

【0054】

ここで、肝臓の線維化のステージは、 $F_0 \sim F_4$ の五段階に分かれている。従って、例えば、弾性値において、0 以上 X_{th1} 未満は F_0 、 X_{th1} 以上 X_{th2} 未満は F_1 、 X_{th2} 以上 X_{th3} 未満は F_2 、 X_{th3} 以上 X_{th4} 未満は F_3 、 X_{th4} 以上 X_{th5} 未満は F_4 となるように、前記閾値 $X_{th1} \sim X_{th5}$ が設定される。また、粘性値において、0 以上 Y_{th1} 未満は F_0 、 Y_{th1} 以上 Y_{th2} 未満は F_1 、 Y_{th2} 以上 Y_{th3} 未満は F_2 、 Y_{th3} 以上 Y_{th4} 未満は F_3 、 Y_{th4} 以上 Y_{th5} 未満は F_4 となるように、前記閾値 $Y_{th1} \sim Y_{th5}$ が設定される。

【0055】

ちなみに、肝臓の線維化のステージは、前記弾性値及び前記粘性値の各々に基づいて特定され、前記弾性値に基づいて特定されるステージと、前記粘性値に基づいて特定されるステージとが異なる場合がある。

【0056】

前記閾値 $X_{th1} \sim X_{th5}$ は、図 16 に示すように、閾値バー $B_{x1} \sim B_{x5}$ によって設定される。一方、前記閾値 $Y_{th1} \sim Y_{th5}$ は、閾値バー $B_{y1} \sim B_{y5}$ によって設定される。前記閾値バー $B_{x1} \sim B_{x5}$ 、 $B_{y1} \sim B_{y5}$ は、前記第二実施形態の閾値バー B_x 、 B_y と同様に、前記操作部 7 におけるポインティングデバイスの入力に従って、前記閾値バー設定部 54 によって移動し、設定される。

【0057】

本例においても、前記二次元カラーマップ CM3 に基づいて作成される前記カラー画像により、第一、二実施形態と同様に、生体組織の弾性のみならず、粘性をも考慮した診断などを行なうことができるので、例えば、弾性値が同じであっても、粘性値が異なっている症例を区別することができる。また、粘性値が考慮された肝臓の線維化の程度を知ることができる。

【0058】

次に、第三実施形態の変形例について説明する。上述の二次元カラーマップ CM3 は、前記領域 C の各々が全て異なる色情報を有しているが、これに限られるものではない。前記領域 C のうち、一部が同じ色情報になっていてもよい。例えば、図 17 に示す二次元カラーマップ CM3' のように、太線 1 で囲まれた領域 C1 ~ C5 の各々は、互いに異なる単一の色情報を有していてもよい。

【0059】

具体的には、前記領域 C1 は、弾性値が 0 以上 X_{th} 未満で、粘性値が 0 以上 Y_{th} 未満の領域であり、単一の色情報を有する。前記領域 C2 は、弾性値が X_{th1} 以上 X_{th2} 未満で、粘性値が 0 以上 Y_{th2} 未満の領域であり、単一の色情報を有する。前記領域 C3 は、弾性値が X_{th2} 以上 X_{th3} 未満で、粘性値が 0 以上 Y_{th3} 未満の領域であり、単一の色情報を有する。前記領域 C4 は、弾性値が X_{th3} 以上 X_{th4} 未満で、粘性値が 0 以上 Y_{th4} 未満の領域であり、単一の色情報を有する。前記領域 C5 は、弾性値が X_{th4} 以上 X_{th5} 未満で、粘性値が 0 以上 Y_{th5} 未満の領域であり、単一の色情報を有する。

【0060】

上述のように前記領域 C1 ~ C5 の各々は単一の色情報を有するので、前記閾値 Y_{th1} 、 Y_{th2} 、 Y_{th3} 、 Y_{th4} は、弾性値の範囲によっては閾値ではない。具体的には、弾性値が 0 以上 X_{th1} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th1} は、弾性値が X_{th1} 以上 X_{th2} 未満の範囲においては、閾値ではない。また、弾性値が 0 以上 X_{th1} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th1} 及び X_{th1} 以上 X_{th2} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th2} は、弾性値が X_{th2} 以上 X_{th3} 未満の範囲においては、閾値ではない。また、弾性値が 0 以上 X_{th1} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th1} 、 X_{th1} 以上 X_{th2} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th2} 及び X_{th2} 以上 X_{th3} 未満の範囲においては閾値である前記 Y_{th3} は、弾性値が X_{th3}

10

20

30

40

50

以上 X t h 4 未満の範囲においては、閾値ではない。また、弾性値が 0 以上 X t h 1 未満の範囲においては閾値である前記 Y t h 1、X t h 1 以上 X t h 2 未満の範囲においては閾値である前記 Y t h 2、X t h 2 以上 X t h 3 未満の範囲においては閾値である前記 Y t h 3 及び X t h 3 以上 X t h 4 未満の範囲においては閾値である前記 Y t h 4 は、弾性値が X t h 4 以上 X t h 5 未満の範囲においては、閾値ではない。

【 0 0 6 1 】

前記領域 C のうち、前記領域 C 1 ~ C 5 以外の領域は、上記実施形態と同様に互いに異なる色情報を有する。

【 0 0 6 2 】

前記領域 C 1 ~ C 5 は、弾性値における線維化のステージが粘性値における線維化のステージよりも高い領域である。ここで、もしも弾性値における線維化のステージが粘性値における線維化のステージよりも高いとしたら、弾性値における線維化のステージを診断結果として採用するという場合、前記太線 1 で囲まれた領域は、ステージの判定において区別する意義が少ない。例えば、前記弾性値及び前記粘性値が前記領域 C 2 に属する場合、すなわち弾性値が X t h 1 以上 X t h 2 未満の範囲であり、なおかつ粘性値が 0 以上 Y t h 1 の範囲である場合も、弾性値が X t h 1 以上 X t h 2 未満の範囲であり、なおかつ粘性値が Y t h 1 以上 Y t h 2 の範囲である場合も、ともに線維化のステージは F 1 であり、両者を区別する意義が少ない。従って、前記領域 C 1 ~ C 5 の各々は、同じ色情報を有する。

【 0 0 6 3 】

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、前記カラー画像作成部 5 2 は、前記せん断弾性波の伝搬速度及び粘性値に応じた色情報を有する二次元カラーマップを用いて、カラーデータを作成してもよい。この場合、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。

【 0 0 6 4 】

また、生体組織の弾性に関する値と、生体組織の粘性の値とに応じた表示形態を有する画像は、前記カラー画像に限られるものではない。すなわち、表示形態は色に限られるものではなく、例えば、生体組織の弾性に関する値と、生体組織の粘性の値とに応じて、点や線の種類が異なっている画像が表示されてもよい。

【 0 0 6 5 】

また、生体組織の弾性に関する値と、生体組織の粘性の値とに応じた表示形態を有する画像は、生体組織の弾性に関する値及び生体組織の粘性の値の比、和、差に応じた画像であってもよい。

【 0 0 6 6 】

また、弾性値及び / 又は粘性値に応じて、前記合成画像における透明度や輝度が異なってもよい。例えば、弾性値に応じて色相等が異なるカラー画像データが作成され、このカラー画像データと B モード画像データとの加算における重み係数が粘性値に応じて設定されてもよい。これにより、弾性値に応じて色相等が異なるとともに、粘性値に応じて透明度が異なる合成画像を表示することができる。また、単一の色情報からなるカラー画像データと B モード画像データとの加算における重み係数が、弾性値と粘性値とに応じて設定されていてもよい。これにより、弾性値と粘性値に応じて透明度が異なる合成画像を表示することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 7 操作部（入力部）
- 4 2 算出部

10

20

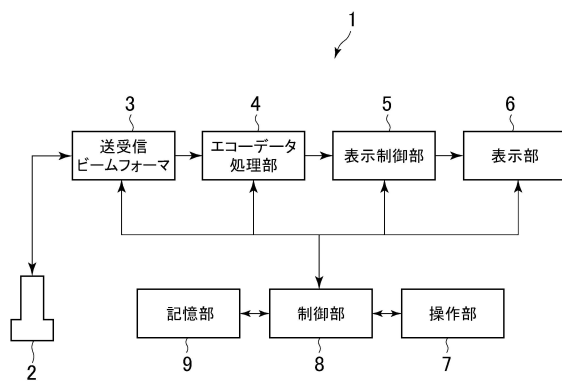
30

40

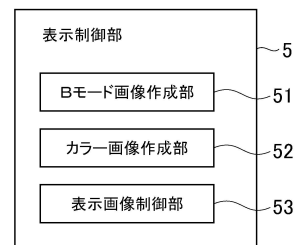
50

5 3 表示画像制御部

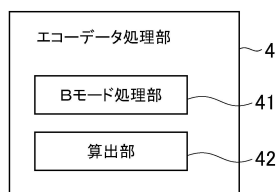
【図 1】



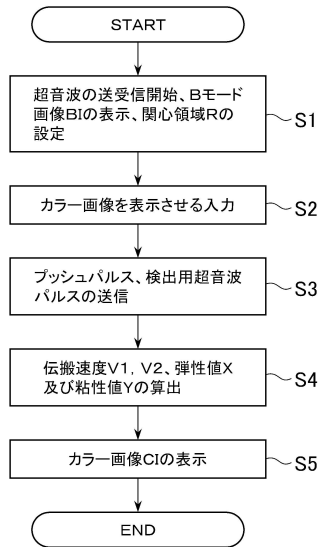
【図 3】



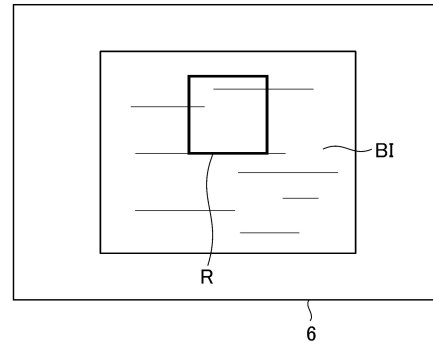
【図 2】



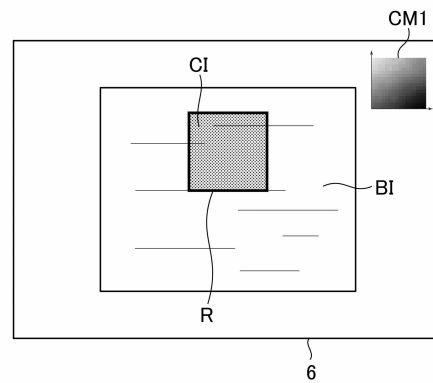
【図 4】



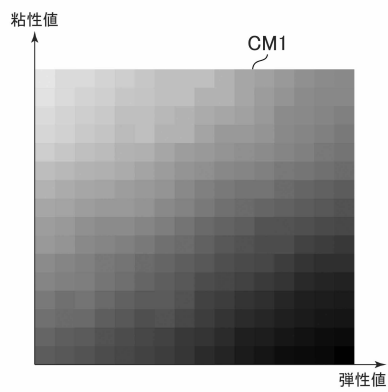
【図 5】



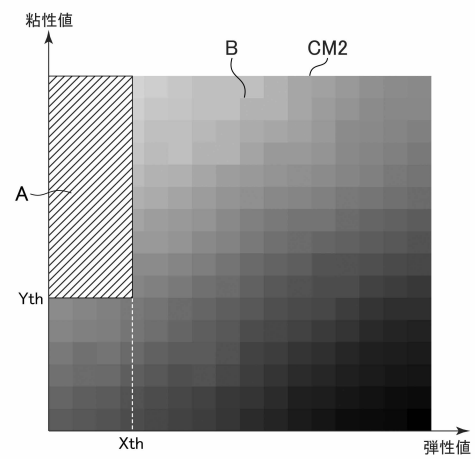
【図 6】



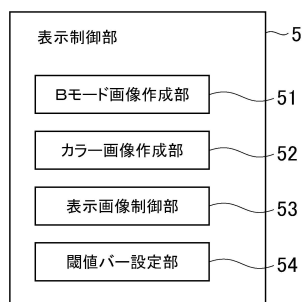
【図 7】



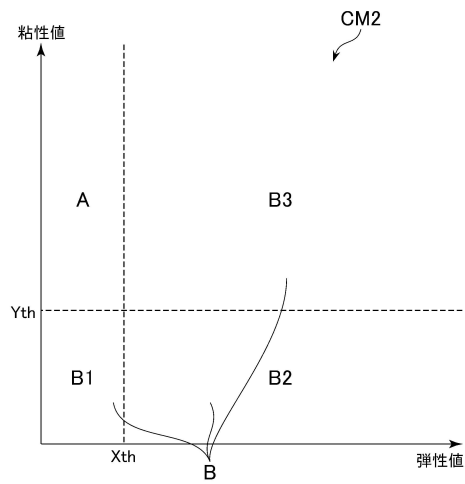
【図 9】



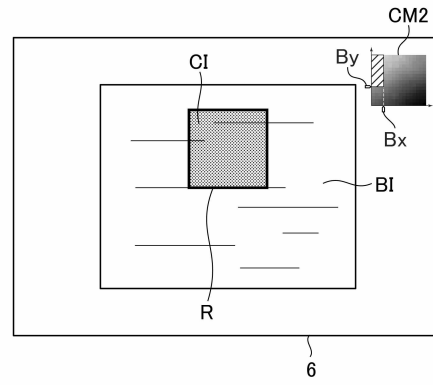
【図 8】



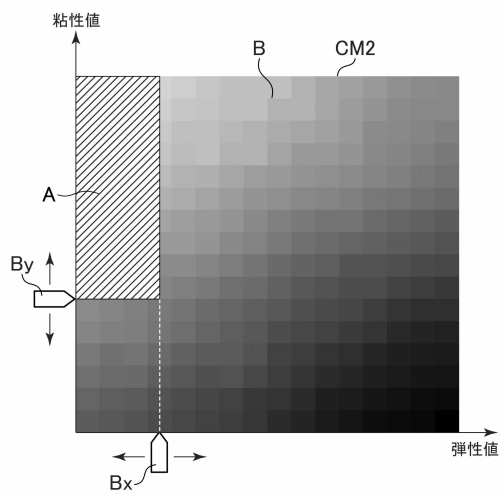
【図 1 0】



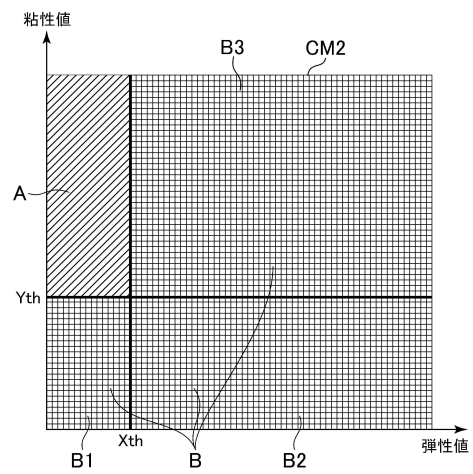
【図 1 1】



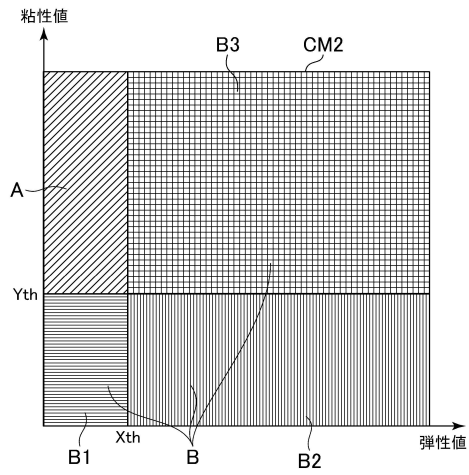
【図 1 2】



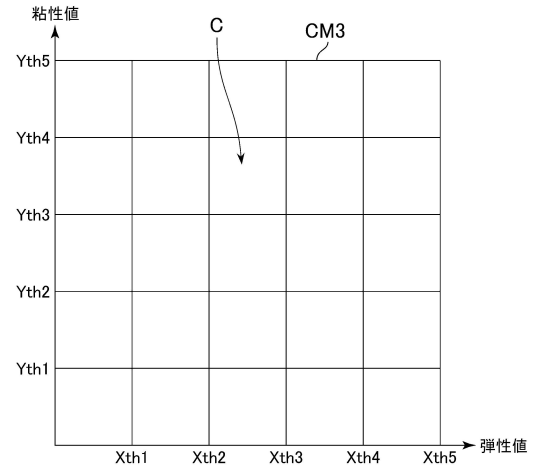
【図 1 3】



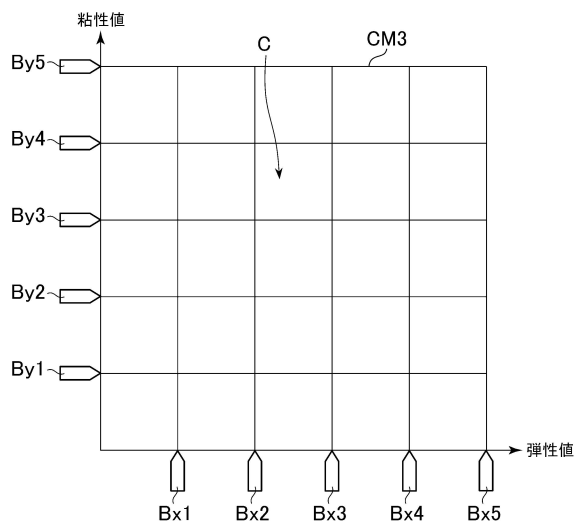
【図 1 4】



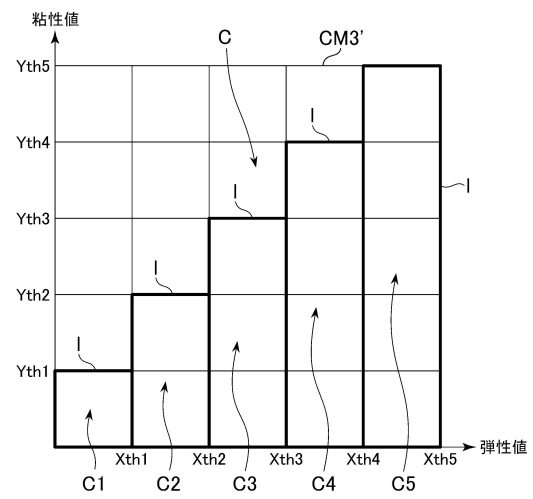
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 7 0 8 2 3 (J P , A)
国際公開第 0 3 / 0 1 5 6 3 5 (W O , A 1)
特開 2 0 1 0 - 1 1 5 2 4 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6263372B2	公开(公告)日	2018-01-17
申请号	JP2013246462	申请日	2013-11-28
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	加藤花子		
发明人	加藤 花子		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE20 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH12 4C601/JB38 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK33 4C601/KK44		
其他公开文献	JP2015104412A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲一旦诊断，不仅生物组织的弹性，能够考虑到粘度的超声波诊断装置。解决方案：超声诊断设备将超声波推送脉冲的传输发送到对象的活组织，检测超声脉冲的传输，用于检测由推动脉冲在活组织中产生的剪切弹性波基于通过发送检测超声脉冲获得的回波信号和与活组织的弹性相关的值，与活组织的弹性有关的值显示部分，用于显示根据二维颜色图CM1创建的图像，该二维颜色图CM1根据活组织的弹性值和活组织的粘度值定义显示形式，和图像控制单元。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6263372号 (P6263372)
(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)		(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 08 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 08	
請求項の数 5 (全 15 頁)			
(21) 出願番号 特願2013-246462 (P2013-246462) (22) 出願日 平成25年11月28日 (2013. 11. 28) (65) 公開番号 特開2015-104412 (P2015-104412A) (43) 公開日 平成27年6月8日 (2015. 6. 8) 審査請求日 平成28年11月17日 (2016. 11. 17)		(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国、5 3 1 8 8、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラッドウェー・ブルバード、3 0 0 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 加藤 花子 東京都目黒市旭が丘四丁目7番地の1 2 7 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 審査官 森口 正治	
		最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置			