

(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2015-104412

(P2015-104412A)

(43) 公開日 平成27年6月8日(2015.6.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 24 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)(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 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
Fターム(参考) 4C601 DD19 DE20 EE09 HH04 HH12
JB38 JC06 JC11 JC37 KK02
KK12 KK33 KK44

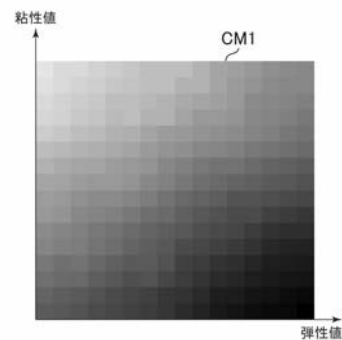
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】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する超音波のプッシュパルスの送信と、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定義する二次元カラーマップCM1に基づいて作成された画像を表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図7



【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、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【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。

20

【請求項 5】

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 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

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 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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の比、和、差に応じた表示形態を有する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。

40

【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

50

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)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

10

【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」、Radiology、radiology.rsna.org、Volume 266、Number 3、2013年3月、p.964-970

20

【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】

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。

30

【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】

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

【0012】

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。

30

【0013】

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。

【0014】

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、算出部 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。

40

【0015】

前記算出部 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。

【0016】

また、前記算出部 42 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 42 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。

50

【 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 (s c a n c o n v e r t e r) 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 (c o l o r m a p) 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。

10

【 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。

20

【 0 0 2 1 】

前記表示部 6 は、LCD (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) や有機 EL (E l e c t r o - L u m i n e s c e n c e) 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 (k e y b o a r d) や、トラックボール (t r a c k b a l l) 等のポインティングデバイス (p o i n t i n g d e v i c e) などを含んで構成されている。

【 0 0 2 2 】

前記制御部 8 は、特に図示しないが CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) 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。

30

【 0 0 2 3 】

前記記憶部 9 は、HDD (H a r d D i s k D r i v e : ハードディスクドライブ) や、RAM (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) や ROM (R e a d O n l y M e m o r y) 等の半導体メモリ (M e m o r y) である。

【 0 0 2 4 】

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 S 1 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 B I 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 B I 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。

40

【 0 0 2 5 】

次に、ステップ S 2 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 S 2 における入力があると、ステップ S 3 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、先ず前記制御部 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。

50

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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。

【 0 0 2 8 】

次に、ステップ S 4 においては、前記算出部 4 2 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 4 2 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 V 1 を算出する。また、前記算出部 4 2 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 V 2 を算出する。

【 0 0 2 9 】

また、前記算出部 4 2 は、前記伝搬速度 V 1 , V 2 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。

【 0 0 3 0 】

前記算出部 4 2 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。

【 0 0 3 1 】

次に、ステップ S 5 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 C I 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 5 2 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 5 2 は、図 7 に示す二次元カラーマップ C M 1 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 C M 1 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 C M 1 では、色情報がグレースケール

で示されている。

【 0 0 3 2 】

前記二次元カラーマップ C M 1 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 C M 1 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。

【 0 0 3 3 】

また、前記二次元カラーマップ C M 1 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。

【 0 0 3 4 】

前記カラー画像作成部 5 2 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 C I として前記表示部 6 に表示される。

【 0 0 3 5 】

前記表示画像制御部 5 3 は、前記表示部 6 に前記二次元カラーマップ C M 1 を表示させてもよい。

【 0 0 3 6 】

前記カラー画像 C I は、例えば弾性値 $\mu 1$ 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 $\mu 1$ 及び前記粘性値 $\mu 2$ 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 C I のように、弾性値に応じ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。

【 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 10 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。

【 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

10

20

30

40

50

ては、第一実施形態の前記二次元カラーマップCM1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。

【0042】

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。

【0043】

前記閾値X_{th}、Y_{th}は、図11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CM2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_{th}、Y_{th}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54によって前記表示部6に表示され、設定される。

【0044】

前記閾値X_{th}は前記閾値バーB_xによって設定され、前記閾値Y_{th}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12に示すように、前記閾値バーB_xは、前記表示部6（図12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54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CM2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。

【0045】

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。

【0046】

本例においても、前記二次元カラーマップCM2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CM2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。

【0047】

次に、第二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。図13に示すように、前記二次元カラーマップCM2において、前記領域B₁、B₂、B₃は、同じ色情報を有していてもよい。図13では、前記領域B₁、B₂、B₃は、格子模様で示されている。ただし、前記領域B₁、B₂、B₃の色情報は、前記領域Aの色情報とは異なっている。

【0048】

図13に示す二次元カラーマップCM2において、前記領域B₁、B₂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B₂、B₃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。

【0049】

次に、第二変形例について説明する。図14に示すように、前記二次元カラーマップCM2において、前記領域B₁、B₂、B₃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B₁、B₂、B₃の色情報は、前記領域A

10

20

30

40

50

の色情報とは異なっている。

【0050】

(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。

【0051】

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51、カラー画像作成部52、表示画像制御部53の他、閾値バー設定部54を有している(上述の図8参照)。

【0052】

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CM1、CM2とは異なる二次元カラーマップCM3が記憶されている。この二次元カラーマップCM3は、図15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CM3は、弾性値の閾値として、閾値Xth1, Xth2, Xth3, Xth4, Xth5を有し、粘性値の閾値として、閾値Yth1, Yth2, Yth3, Yth4, Yth5を有している。前記二次元カラーマップCM3は、弾性値における五つの閾値Xth1~Xth5と、粘性値における五つの閾値Yth1~Yth5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15では色情報は図示省略されている。

【0053】

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Xth1~Xth5及び前記閾値Yth1~Yth5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、F0~F4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Xth1未満はF0、Xth1以上Xth2未満はF1、Xth2以上Xth3未満はF2、Xth3以上Xth4未満はF3、Xth4以上Xth5未満はF4となるように、前記閾値Xth1~Xth5が設定される。また、粘性値において、0以上Yth1未満はF0、Yth1以上Yth2未満はF1、Yth2以上Yth3未満はF2、Yth3以上Yth4未満はF3、Yth4以上Yth5未満はF4となるように、前記閾値Yth1~Yth5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Xth1~Xth5は、図16に示すように、閾値バーBx1~Bx5によって設定される。一方、前記閾値Yth1~Yth5は、閾値バーBy1~By5によって設定される。前記閾値バーBx1~Bx5, By1~By5は、前記第二実施形態の閾値バーBx, By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、

10

20

30

40

50

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 Xth 未満で、粘性値が 0 以上 Yth 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 Xth1 以上 Xth2 未満で、粘性値が 0 以上 Yth2 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 Xth2 以上 Xth3 未満で、粘性値が 0 以上 Yth3 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 Xth3 以上 Xth4 未満で、粘性値が 0 以上 Yth4 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 Xth4 以上 Xth5 未満で、粘性値が 0 以上 Yth5 未満の領域であり、単一の色情報を有する。

10

【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 Yth1, Yth2, Yth3, Yth4 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 Xth1 未満の範囲においては閾値である前記 Yth1 は、弾性値が Xth1 以上 Xth2 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 Xth1 未満の範囲においては閾値である前記 Yth1 及び Xth1 以上 Xth2 未満の範囲においては閾値である前記 Yth2 は、弾性値が Xth2 以上 Xth3 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 Xth1 未満の範囲においては閾値である前記 Yth1、Xth1 以上 Xth2 未満の範囲においては閾値である前記 Yth2 及び Xth2 以上 Xth3 未満の範囲においては閾値である前記 Yth3 は、弾性値が Xth3 以上 Xth4 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 Xth1 未満の範囲においては閾値である前記 Yth1、Xth1 以上 Xth2 未満の範囲においては閾値である前記 Yth2、Xth2 以上 Xth3 未満の範囲においては閾値である前記 Yth3 及び Xth3 以上 Xth4 未満の範囲においては閾値である前記 Yth4 は、弾性値が Xth4 以上 Xth5 未満の範囲においては、閾値ではない。

20

【0061】

前記領域 C のうち、前記領域 C1 ~ C5 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。

30

【0062】

前記領域 C1 ~ C5 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 C2 に属する場合、すなわち弾性値が Xth1 以上 Xth2 未満の範囲であり、なおかつ粘性値が 0 以上 Yth1 の範囲である場合も、弾性値が Xth1 以上 Xth2 未満の範囲であり、なおかつ粘性値が Yth1 以上 Yth2 の範囲である場合も、ともに線維化のステージは F1 であり、両者を区別する意義が少ない。従って、前記領域 C1 ~ C5 の各々は、同じ色情報を有する。

40

【0063】

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 52 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。

【0064】

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

50

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いるてもよい。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。

10

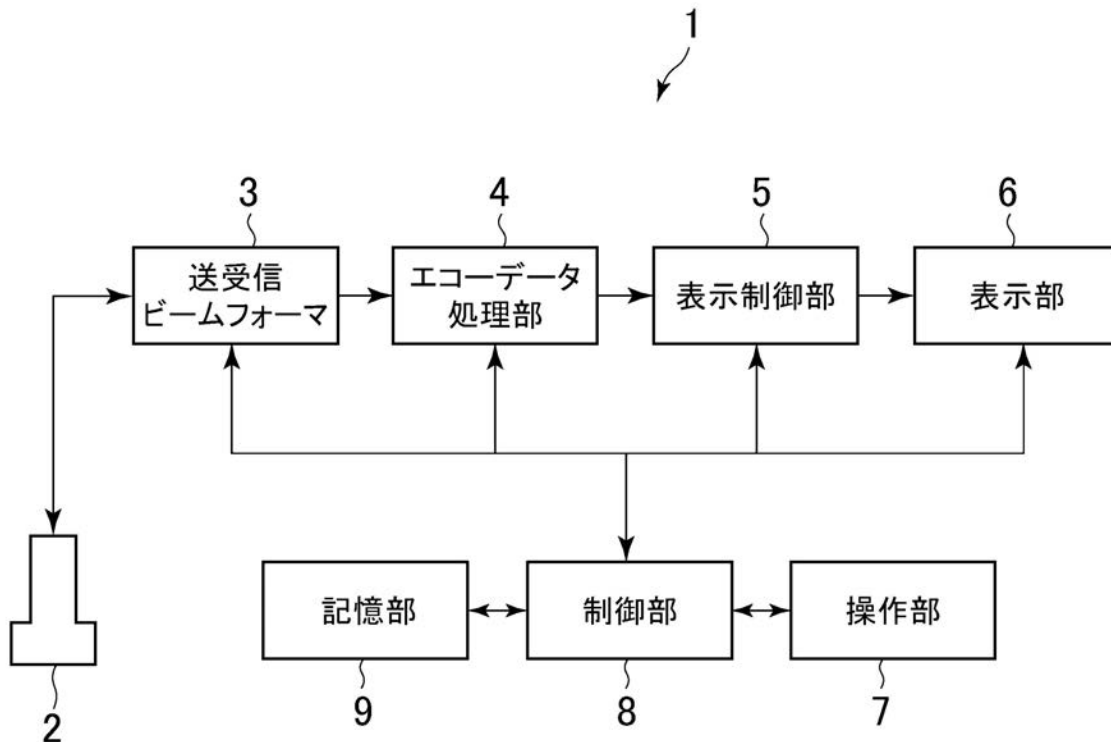
【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

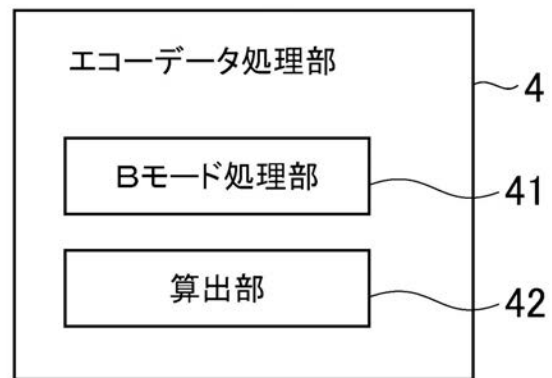
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 7 操作部（入力部）
- 4 2 算出部
- 5 3 表示画像制御部

20

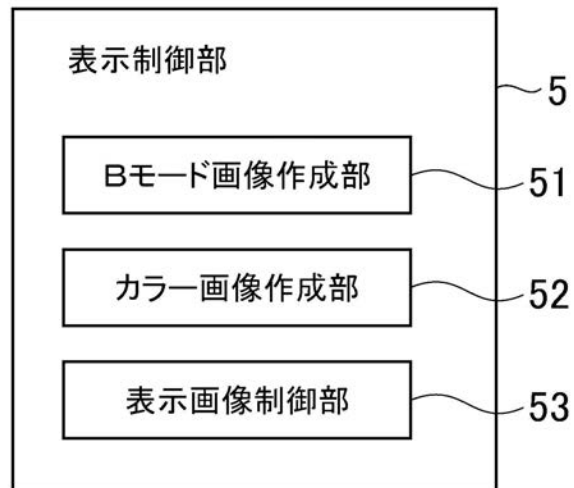
【 図 1 】



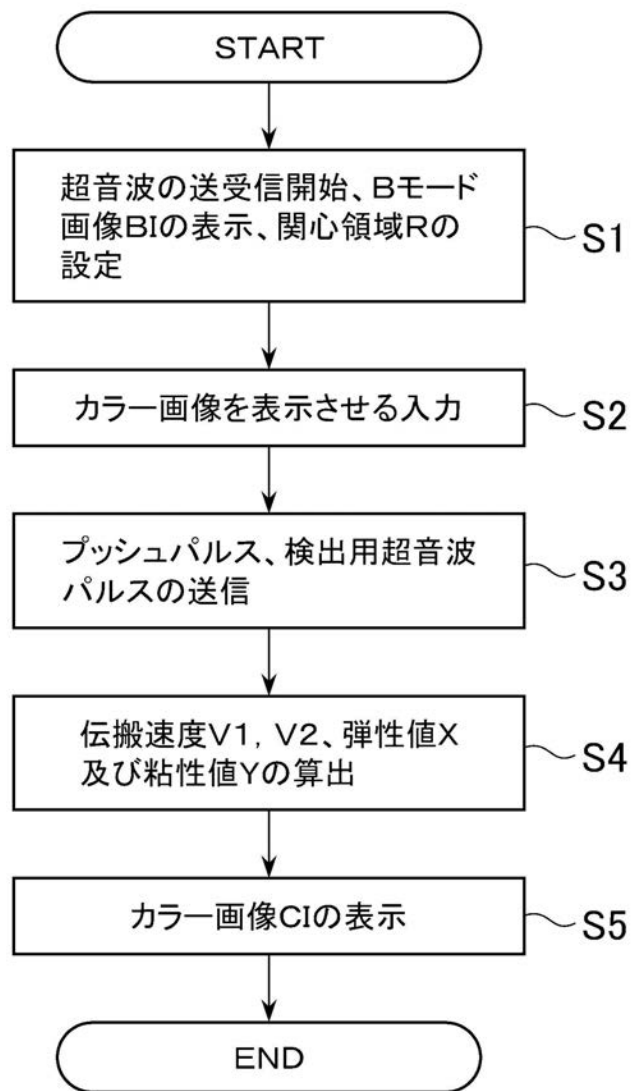
【図 2】



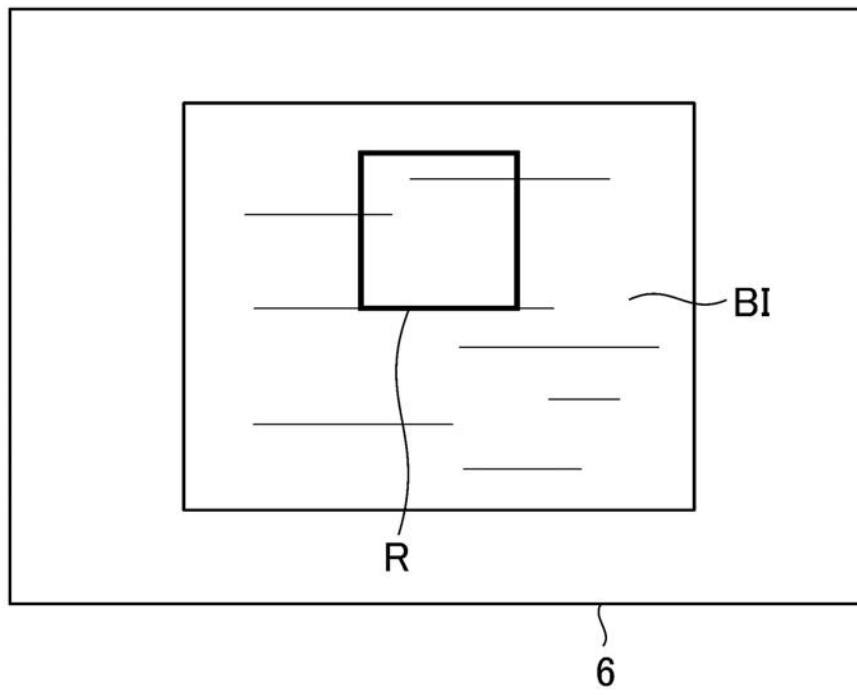
【図 3】



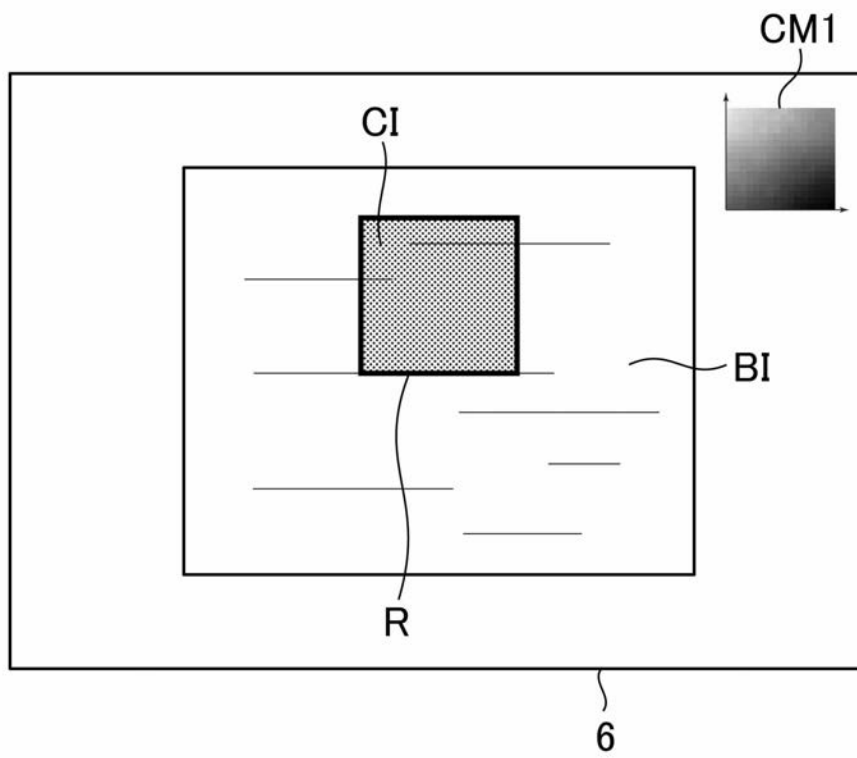
【 図 4 】



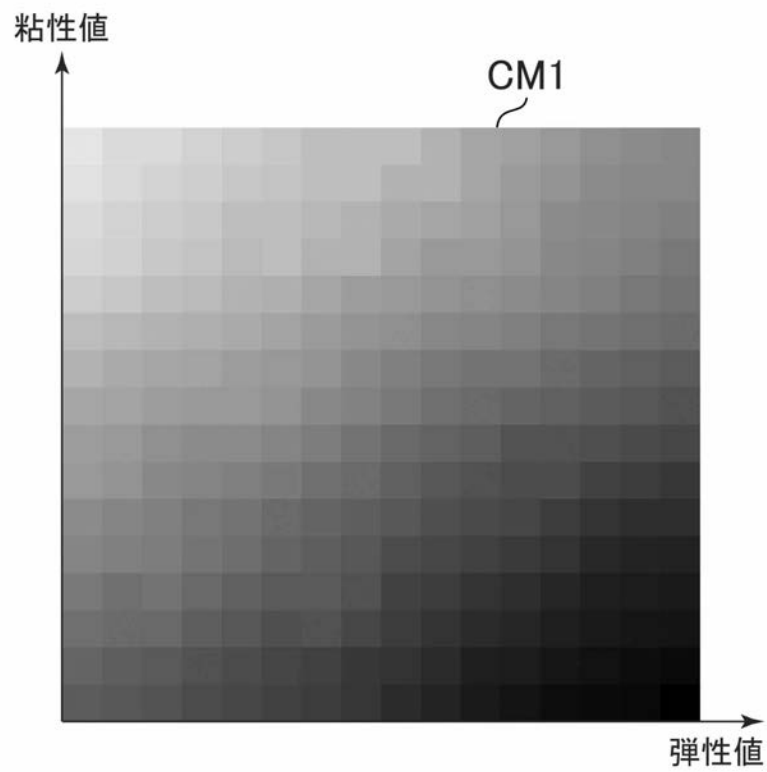
【図 5】



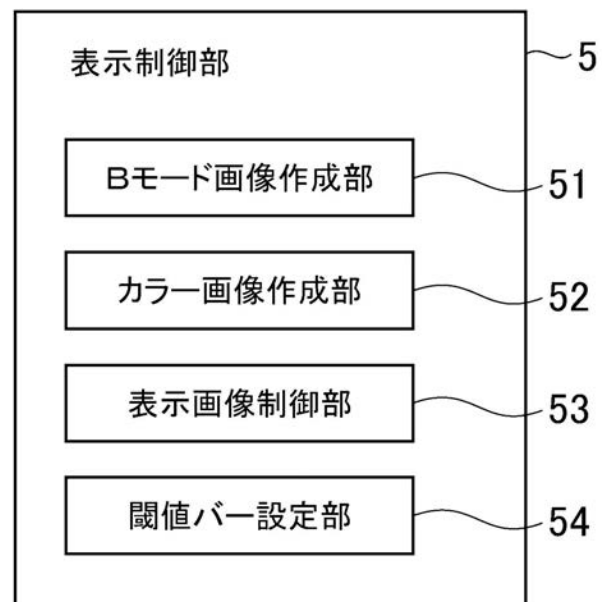
【図 6】



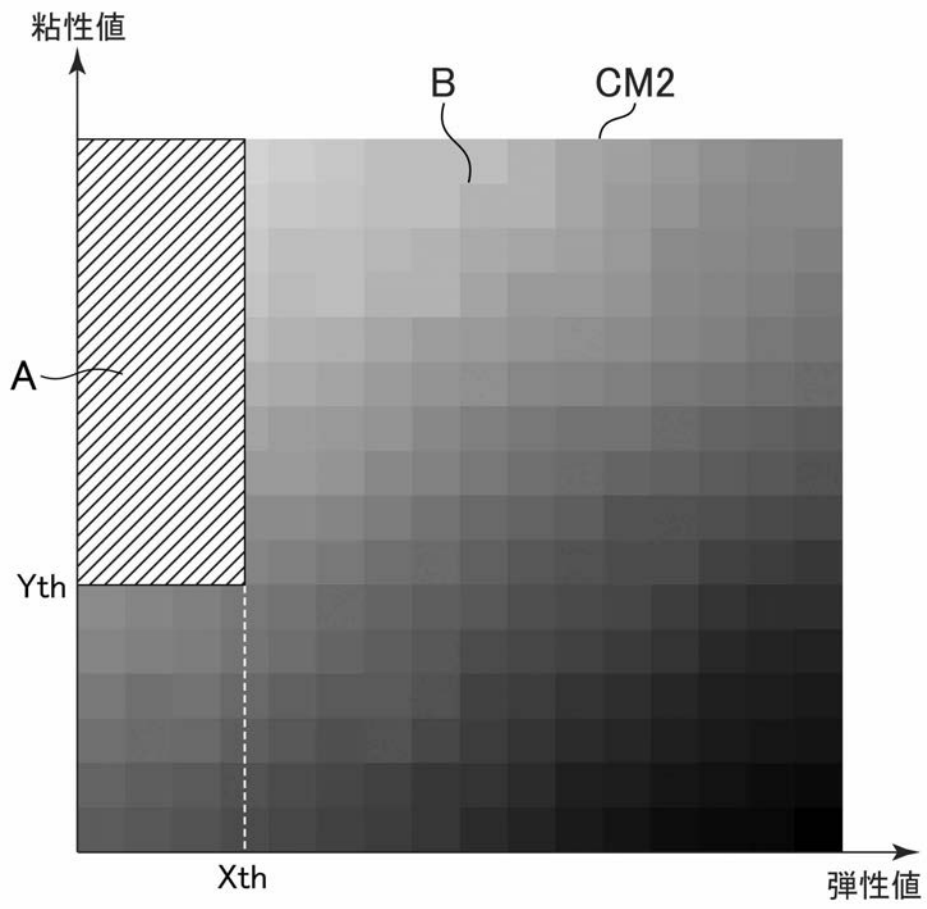
【図 7】



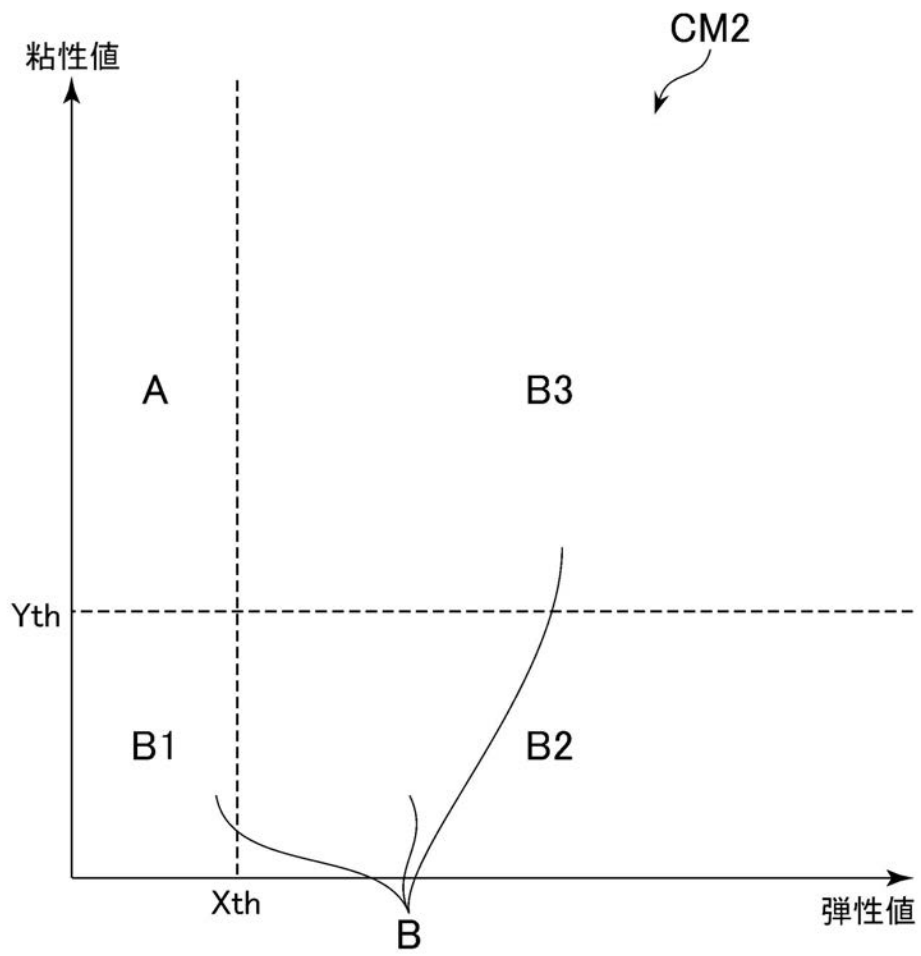
【図 8】



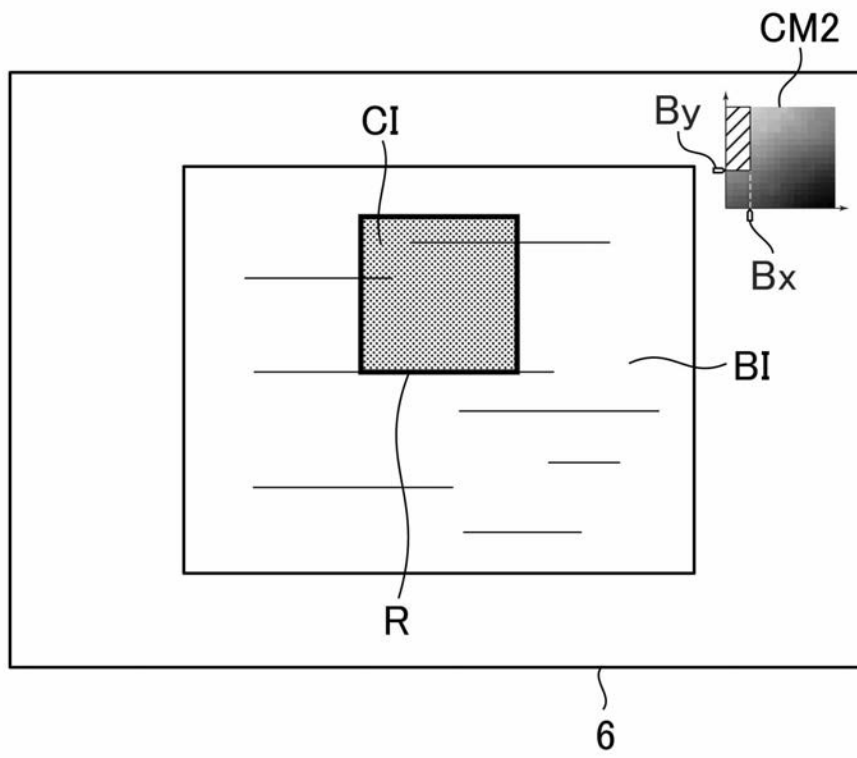
【 図 9 】



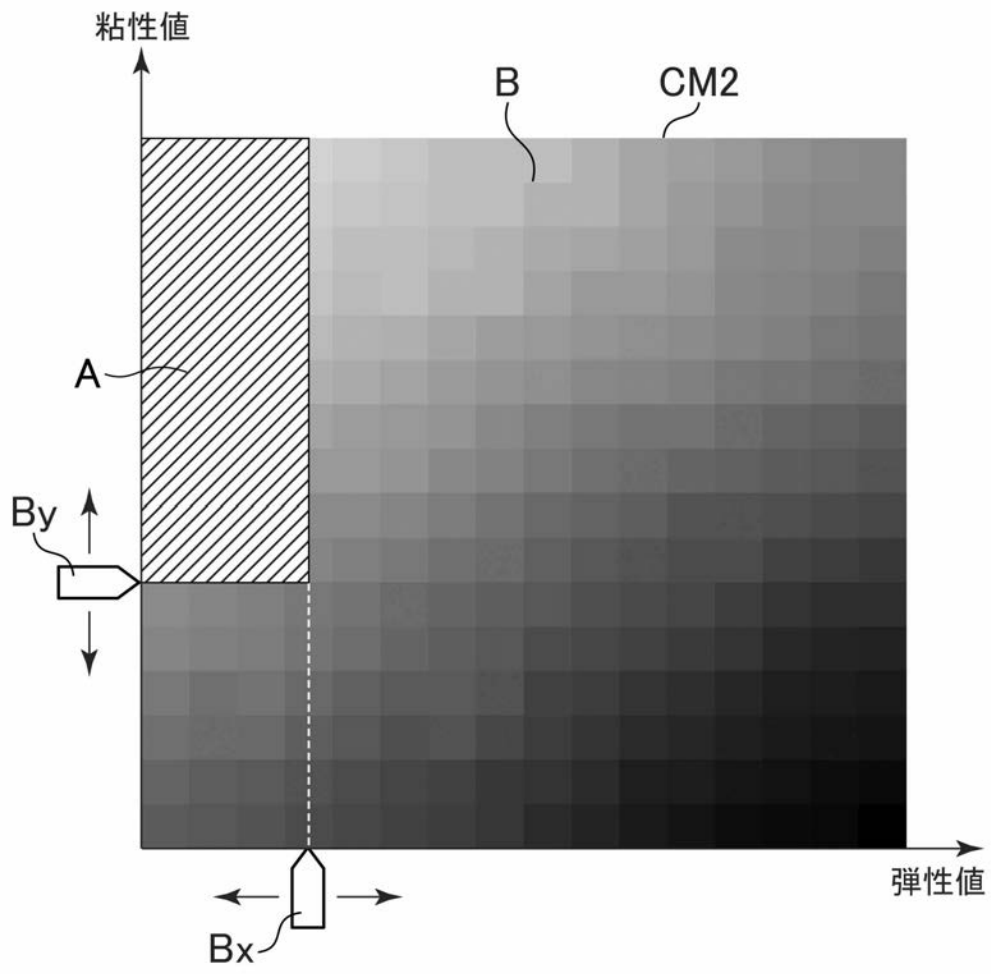
【図 10】



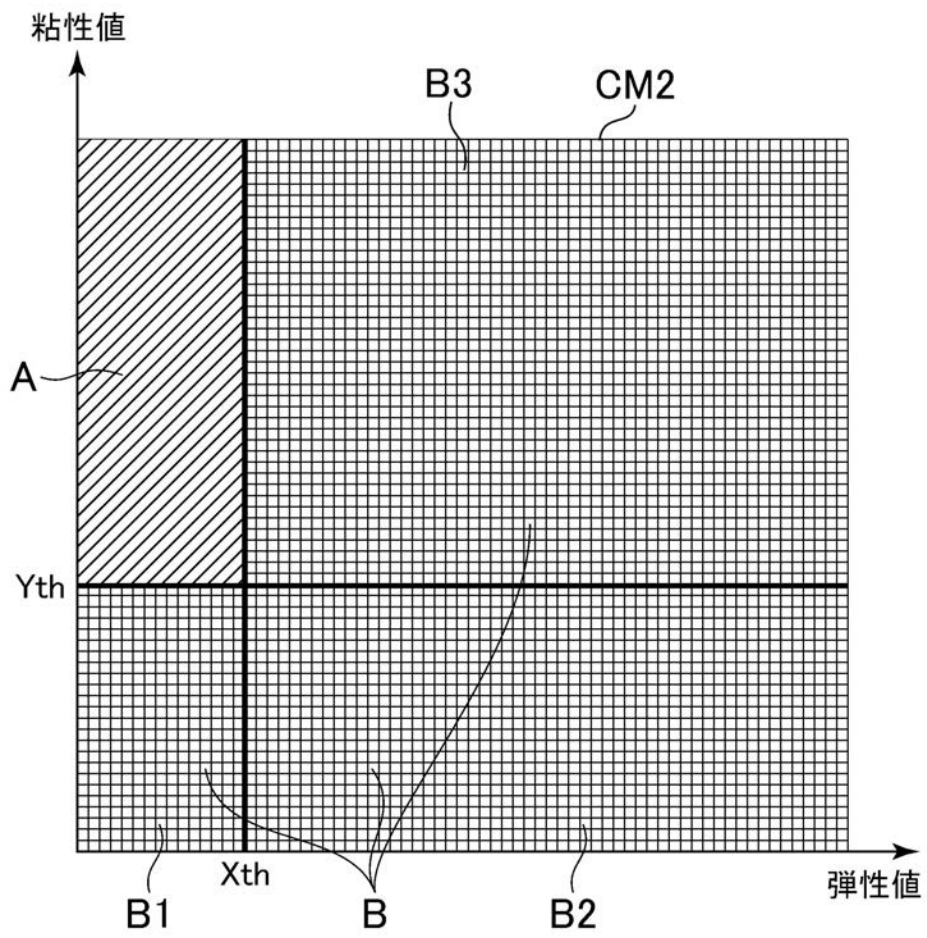
【図 11】



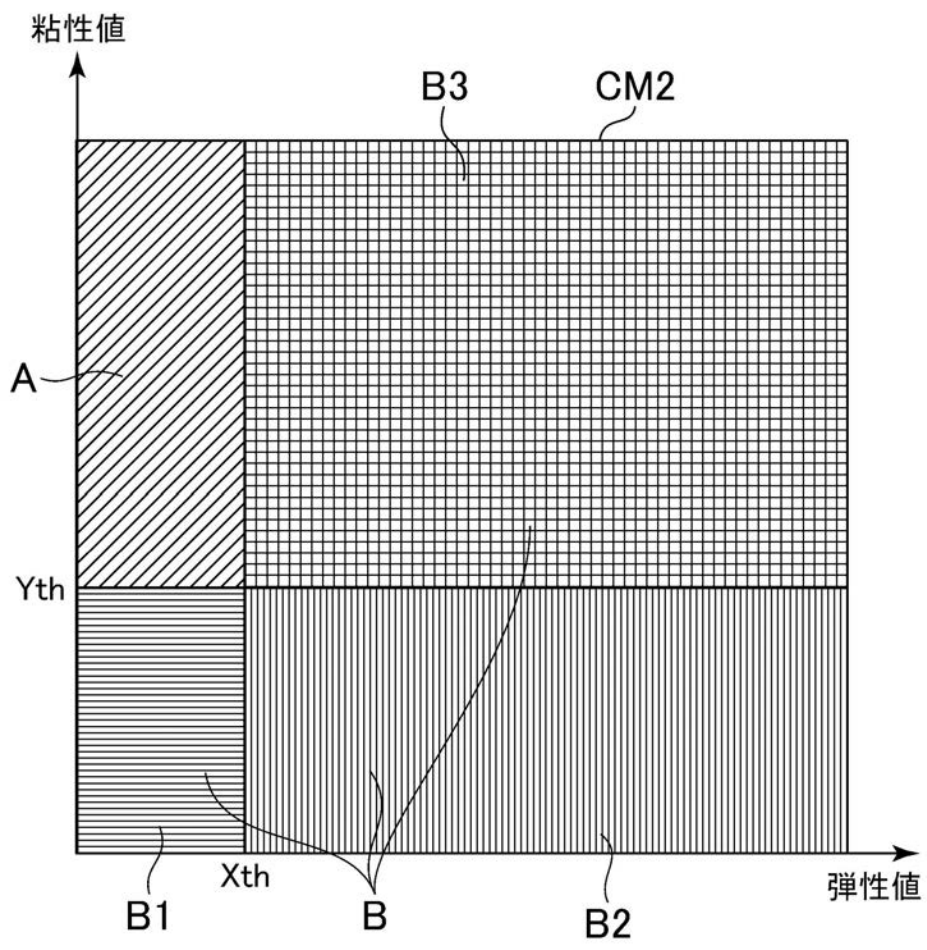
【 図 1 2 】



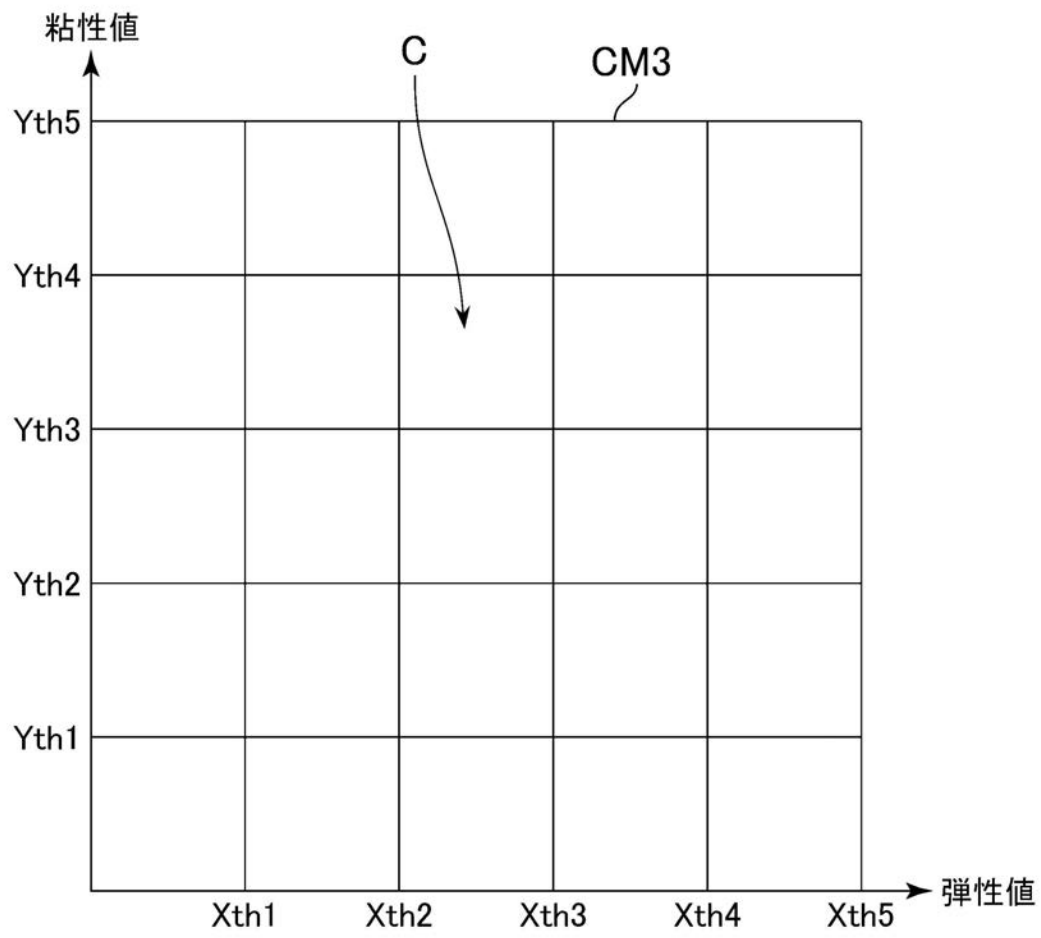
【図 1 3】



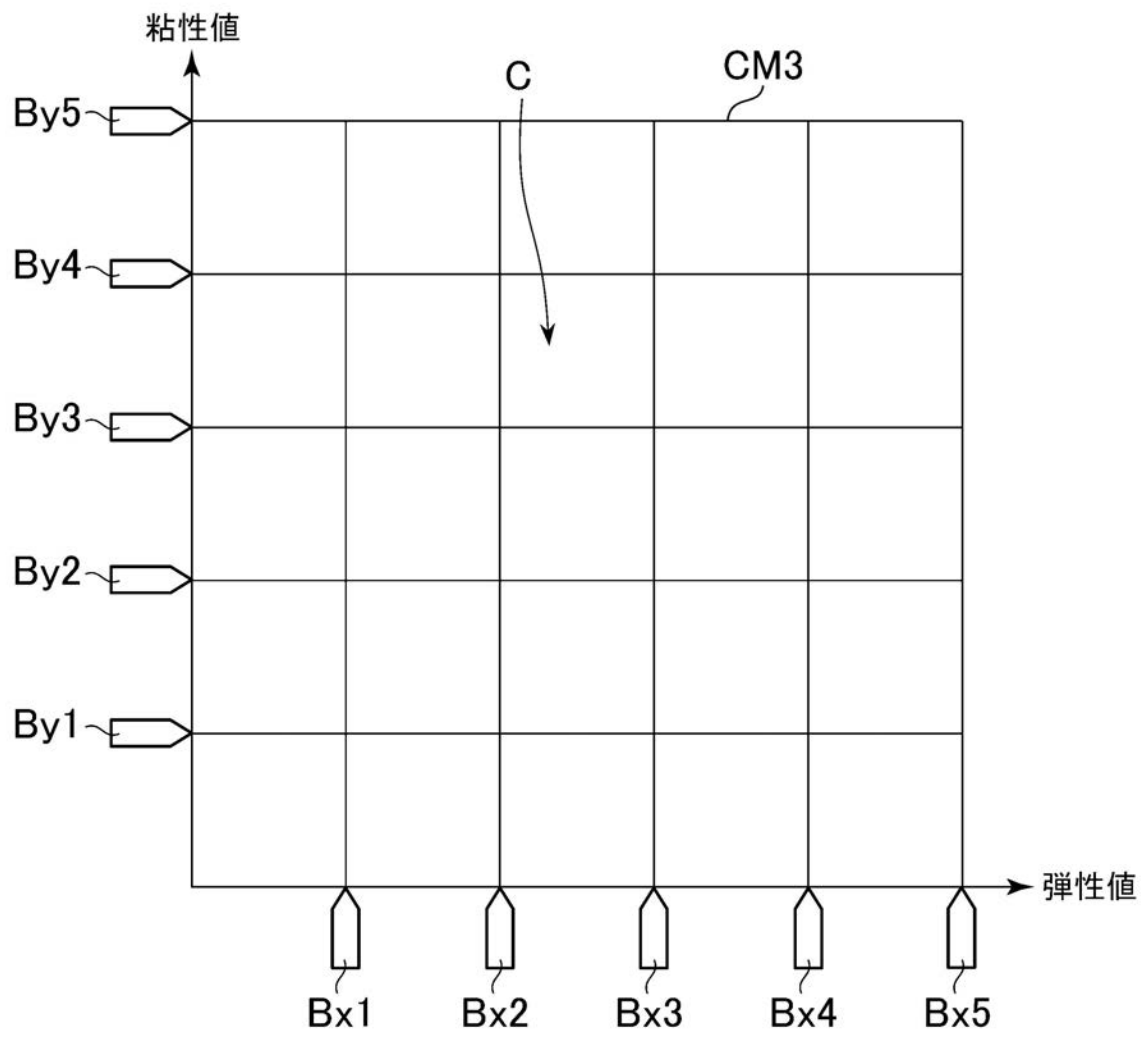
【 図 1 4 】



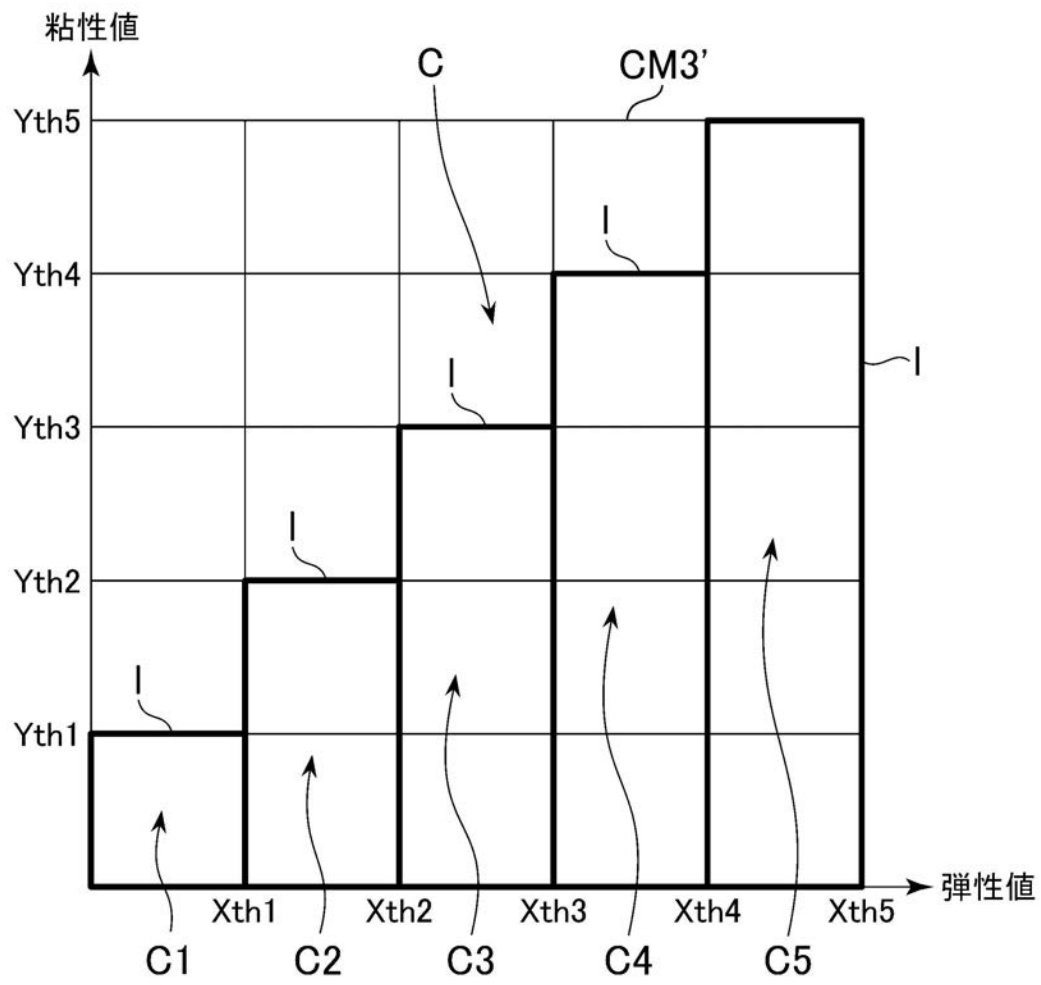
【 図 1 5 】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015104412A	公开(公告)日	2015-06-08
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		
[标]发明人	加藤花子		
发明人	加藤 花子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 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		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP6263372B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置在诊断时不仅要考虑活体组织的弹性，还要考虑其粘度。 超声波诊断装置向被检体的生物体组织发送超声波推压脉冲，并检测用于检测由推压脉冲在生物体组织中产生的剪切弹性波的检测超声波脉冲。 一种超声波探测器，其执行计算单元，该计算单元基于通过发送用于检测的超声波脉冲而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的值以及该生物组织的粘度值； 与组织的弹性有关的值，以及用于显示基于二维彩色图CM1创建的图像的显示图像控制单元，该二维彩色图CM1定义了与生物组织的粘度值相对应的显示形式， 要做。 [选择图]图7

