

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 4 月 22 日(22.04.2010)

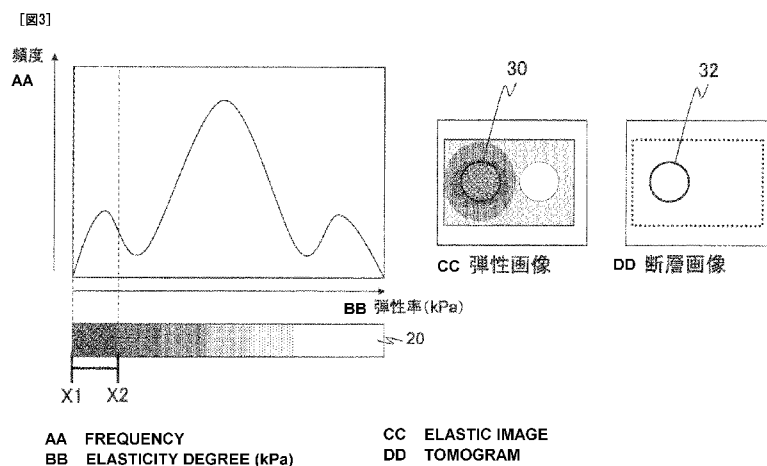
PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/044385 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/067696
- (22) 国際出願日: 2009 年 10 月 13 日(13.10.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2008-264719 2008 年 10 月 14 日(14.10.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 外村 明子 (TONOMURA, Akiko) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 飯村 隆志 (IIMURA, Takashi) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONOGRAPHIC DEVICE AND ULTRASONOGRAPHIC DISPLAY METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置、及び超音波画像表示方法



(57) Abstract: Provided are an ultrasonographic device and an ultrasonographic display method which can recognize a region (a boundary) having target elasticity information. The ultrasonographic device includes: an elasticity information calculation unit (10) which calculates elasticity information containing a distortion or elasticity degree by using RF signal frame data based on a reflected echo signal received via an ultrasonic probe (1); an elastic image configuration unit (12) which constitutes an elastic image according to the elasticity information obtained by the elasticity information calculation unit (10); a tomogram constituting unit (6) which constitutes a tomogram according to the RF signal frame data; and an image display unit (15) which displays a tomogram or an elastic image. The ultrasonographic device further includes: a histogram calculation unit (111) which creates histogram data in accordance with the elasticity information and frequency; and a boundary detection unit (112) which detects a boundary of a periphery of the target region to be set according to a predetermined range of elasticity information in the histogram data. An image display unit (15) displays the boundary.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/044385 A1



注目したい弾性情報を持つ領域(境界部)を認識する超音波診断装置、及び超音波画像表示方法を提供するために、超音波探触子 1 を介して受信された反射エコー信号に基づく RF 信号フレームデータによって、歪み又は弾性率を含む弾性情報を演算する弾性情報演算部 10 と、弾性情報演算部 10 により求めた弾性情報に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部 12 と、RF 信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部 6 と、断層画像と弾性画像の一方又は両方を表示する画像表示部 15 とを備える超音波診断装置において、弾性情報と頻度に基づくヒストグラムデータを作成するヒストグラム演算部 111 と、ヒストグラムデータの弾性情報の所定範囲に基づいて設定される注目領域の周縁の境界部を検出する境界検出部 112 とを備え、画像表示部 15 は境界部を表示する。

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置、及び超音波画像表示方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について断層画像を得る超音波診断装置及び超音波画像表示方法に関し、特にRF信号フレームデータから歪み及び／又は弾性率を演算し、生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を表示する超音波診断装置及び超音波画像表示方法に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部の生体組織から受信される受信信号に基づいて、例えば断層画像を構成して表示する。また、超音波探触子で被検体内部の生体組織から受信される受信信号を計測し、計測時間が異なる2つのRF信号フレームデータから生体各部の変位を求める。そして、その変位データに基づく弾性フレームデータから生体組織の弾性率を示す弾性画像を構成することが行なわれている。弾性画像は生体組織の中で周囲の組織よりも硬い部分や軟らかい部分を検出することに適している。また、断層画像は生体組織の音響インピーダンスの違いを画像化するものであり、輝度値の差やスペックルの粗さなどから組織の構造や形態を観察することに適している。弾性画像と断層画像の両者の情報を利用すると組織の硬さの違いや形状の違い、内部構造などが分かりより詳細な情報を得ることが可能となる。

[0003] また、弾性フレームデータに基づいて求められたヒストグラムに設定された範囲内の計測点が弾性画像のどの領域に対応しているのかを表示することが行なわれている。(例えば、特許文献1)。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開W02007/046272号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、ヒストグラムで設定された範囲に計上された計測点が弾性画像のどの領域に対応しているのかを表示するのみでは、断層画像との関係を確認することが難しいものと思料する。なぜならば、断層画像と弾性画像を並べて表示する方法では弾性画像から断層画像へと視線を移動させる必要があるため位置関係が捉え難い。また、断層画像と弾性画像を重ね合わせて表示する方法では視線を移動させる必要はないが、断層画像の内部のスペックルを詳細に観察するためには断層画像と弾性画像の重ね合わせる比率を変える必要がある。

[0006] 上記課題を解決するため、注目したい弾性情報を持つ領域(境界部)を認識することができる超音波診断装置及び超音波画像表示方法を提供することを目的とした。

課題を解決するための手段

[0007] 前記課題を解決するために、本発明は以下のように構成される。

弾性情報(歪み、弾性率、粘性、ポアソン比等)の頻度に基づくヒストグラムを求め、弾性情報の所定範囲に基づいて設定される注目領域の周縁の境界部を検出し、境界部を表示する。よって、検者は、境界部内のスペックルの状態や濃淡の状態等を詳細に観察することができる。また、画像表示部は、境界部を断層画像又は弾性画像上に表示する。

発明の効果

[0008] 本発明によれば、注目したい弾性情報を持つ領域(境界部)を認識することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]本発明の各実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

[図2]本発明に係る注目領域検出部の実施形態を示す図。

[図3]本発明に係る表示形態を示す図。

[図4] 本発明に係る表示形態を示す図。

[図5] 本発明に係る弾性画像上の領域を選択する形態を示す図。

[図6] 本発明に係る注目領域フレームデータを示す図。

[図7] 本発明に係る境界トレースフレームデータを示す図。

[図8] 本発明に係るカラスキャンコンバータと切替合成部を示す図。

[図9] 本発明に係る第3の実施形態を示す図。

[図10] 本発明に係る第3の実施形態を示す図。

[図11] 本発明に係る第4の実施形態を示す図。

[図12] 本発明に係る第4の実施形態を示す図。

発明を実施するための形態

[0010] (第1の実施形態)

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は、本発明による超音波診断装置のブロック図である。超音波診断装置は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層画像を得ると共に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示するものである。

[0011] 超音波診断装置は、被検体に当接させて用いる超音波探触子1と、超音波探触子1を介して被検体に時間間隔をおいて繰り返し超音波を送信する送信部2と、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部3と、送信部2と受信部3の送信と受信を切り換える制御を行なう超音波送受信制御部4と、受信部3で受信された反射エコー信号を整相加算する整相加算部5と、整相加算部5からのRF信号フレームデータから断層画像フレームデータを求める断層画像構成部6と、断層画像フレームデータの座標系変換を行なう白黒スキャンコンバータ7とを備えている。

[0012] さらに、超音波診断装置は、少なくとも2つのRF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部8と、選択された少なくとも2つのRF信号フレームデータから被検体の生体組織の変位を計測する変位計測部9と、変位計測部9で計測された変位情報から歪み又は弾性率などの弾性情報を求める弾性情報演算部10と、歪み又は弾性率から弾性画像フレームデータを構成する弾

性画像構成部12と、弾性画像フレームデータの階調化や色付けを行なうカラーキャンコンバータ13と、歪み又は弾性率などの弾性情報のヒストグラムデータを用いて注目領域を検出する注目領域検出部11と、断層画像フレームデータと弾性画像フレームデータなどを合成したり、並列に表示させたり、切替えを行なう切替合成部14と、断層画像、弾性画像、断層画像と弾性画像が合成された合成画像を表示する画像表示部15と、上記各構成要件を制御する制御部16と、制御部16に対して検者の指示を送る操作部17とを備えている。この超音波診断装置は、操作部17及び制御部16を介して、適宜操作されるようになっている。

[0013] 超音波探触子1は、超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する多数の振動子を短冊状に配列して形成されたものである。振動子を機械式または電子的にビーム走査を行って、振動子は被検体に超音波を送信及び受信する。振動子は、一般に、入力されるパルス波、または連続波の送波信号を超音波に変換して発射する機能と、被検体の内部から発射する超音波を受けて電気信号の受信信号に変換して出力する機能を有して形成される。

[0014] 一般に、超音波を用いた弾性における被検体の圧迫動作は、超音波探触子1で超音波送受信を行ないつつ、被検体の診断部位に応力分布を与える。具体的には、超音波探触子1の超音波送受信面に合わせて圧迫板を装着し、超音波探触子1の超音波送受信面と圧迫板にて構成される圧迫面を手動的に上下動させて被検体を圧迫している。

[0015] 超音波送受信制御部4は、超音波を送信及び受信するタイミングを制御するものである。送信部2は、超音波探触子1を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成すると共に、送信される超音波の収束点のある深さに設定するものである。受信部3は、超音波探触子1で受信した受信信号を所定のゲインで増幅するものである。増幅された各振動子の数に対応した数の受信信号が、それぞれ独立した受信信号として整相加算部5に入力される。

[0016] 整相加算部5は、受信部3で増幅された受信信号の位相を制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成するものである。断層画像構成部6

は、整相加算部5からの受信信号を入力して、ゲイン補正、ログ補正、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の各種信号処理を行ない、断層画像フレームデータを構成するものである。白黒スキャンコンバータ7は、断層画像構成部6から出力される断層画像フレームデータを画像表示部15に表示するため、テレビジョン方式の周期で読み出す制御を行う。

[0017] RF信号フレームデータ選択部8は、整相加算部5から超音波診断装置のフレームレートで経時的に次々と出力されるRF信号フレームデータをRF信号フレームデータ選択部8に備えられたフレームメモリ内に順次確保し(現在確保されたRF信号フレームデータをRF信号フレームデータNとする)、超音波診断装置の制御命令に従って時間的に過去のRF信号フレームデータN-1、N-2、N-3・・・N-Mの中から1つのRF信号フレームデータを選択し(これをRF信号フレームデータXとする)、変位計測部9に1組のRF信号フレームデータNとRF信号フレームデータXを出力する役割を担うものである。整相加算部5から出力される信号をRF信号フレームデータと記述したが、これは例えば、RF信号を複合復調したI、Q信号の形式になった信号であってもよい。

[0018] 変位計測部9は、RF信号フレームデータ選択部8によって選択された1組のRF信号フレームデータに基づいて1次元もしくは2次元相関処理を実行し、断層画像上の各計測点の変位もしくは移動ベクトル(変位の方向と大きさ)を計測し、変位フレームデータを生成する。この移動ベクトルの検出法としては、例えば、特開平5-317313号公報等に記載されたブロック・マッチング法がある。ブロック・マッチング法は、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックにもっとも近似しているブロックを前フレームから探索し、これらを参照して予測符号化を行うものである。

[0019] 弾性情報演算部10は、変位計測部9から出力される変位フレームデータから断層画像上の各計測点の歪み又は弾性率(弾性情報)を演算してその数値データ(弾性フレームデータ)を生成し、注目領域検出部11及びカラースキャンコンバータ12に出力するものである。弾性情報は、歪み又は弾性率以外に粘性

、ポアソン比等がある。弾性情報演算部10において行なう歪みの演算については、例えば、その変位を空間微分することによって計算上で求めるものとする。また、弾性率の内の一つである、例えばヤング率 Y_m の演算については、以下の式に示すように、各演算点における応力(圧力)を各演算点における歪みで除することにより求める。

[0020] 下記数式において、 i 、 j の指標は、フレームデータの座標を表す。

{数1}

$Y_{mi, j} = \text{圧力(応力)}_{i, j} / (\text{歪み}_{i, j}) \quad (i, j = 1, 2, 3, \dots)$

ここで、体表に与えられた圧力は、体表と圧迫機構との接触面に圧力センサ(図示しない。)を介在させ、この圧力センサによって直接的に計測される。また、超音波の送受信面を覆うように圧計測用変形体(図示しない。)を設け、その変形の状態から超音波探触子1によって圧迫された診断部位の体表に与えられた圧力を計測することもできる。

[0021] 注目領域検出部11は、図2に示すように、ヒストグラム演算部111と境界検出部112とから構成される。ヒストグラム演算部111は、弾性情報演算部10から出力される弾性フレームデータの各座標における歪み又は弾性率の弾性情報の数値をカウントし、その数値に対する頻度に基づいてヒストグラムデータを算出する。ヒストグラム演算部111で算出されたヒストグラムデータは、画像表示部15に表示される。

[0022] 画像表示部15に表示されたヒストグラムデータの表示形態を図3、図4に示す。図3、図4に示すヒストグラムデータの縦軸は頻度、横軸は弾性率である。なお、本実施形態では、横軸を弾性率として示しているが、横軸は歪みや粘性、ポアソン比等であってもよい。また、カラーバー20は、歪み又は弾性率(弾性情報)を弾性画像の色相に対応付ける指標となるものであり、カラーキャンコンバータ13に連携されている。例えば、周囲に比べて歪みが小さい又は弾性率が大きい(例えば300 kPa以上)部位を青色としたり、周囲に比べて歪みが大きい又は弾性率が小さい(例えば100 kPa以下)部位を赤色としたりするよう、カラーバー20を用いて色相を設定する。

- [0023] そして、検者は、ヒストグラムデータに境界トレースを行なう範囲の下限值X1及び上限値X2を操作部17で任意に指定する。例えば、軟い部位を抽出したい場合、図3に示すように下限値X1及び上限値X2を弾性率が小さい側に設定し、硬い部位を抽出したい場合、図4に示すように下限値X1及び上限値X2を弾性率が大きい側に設定する。
- [0024] また、注目したい歪み又は弾性率(弾性情報)を持つ弾性画像上の領域を検者が選択することによって下限値X1及び上限値X2を指定することもできる。具体的には、図5に示すように、操作部17で画像表示部15に表示された弾性画像上の領域40を選択する。領域40は操作部17で矢印方向に任意に変形させることができる。制御部16は、弾性情報演算部10から出力される弾性フレームデータの内、選択された領域40内の各座標42における歪み又は弾性率(弾性情報)の最小値と最大値に基づいて下限値X1及び上限値X2を設定する。この場合、最小値が下限値X1に該当し、最大値が上限値X2に該当する。そして、制御部16は、ヒストグラム演算部111で算出されたヒストグラムデータに対して、下限値X1及び上限値X2を設定する。
- [0025] そして、境界検出部112は、上記のように指定された下限値X1及び上限値X2を用いて該当領域をトレースするための注目領域フレームデータと境界トレースフレームデータを作成する。
- [0026] 境界検出部112は、まず下限値X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域を弾性情報演算部10から出力される弾性フレームデータから抽出し、注目領域フレームデータを作成する。作成された注目領域フレームデータを図6に示す。下限値X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域(領域A)には「1」、下限値X1～上限値X2の範囲に該当しない領域(領域A以外)には「0」が入力され、注目領域フレームデータが作成される。
- [0027] 制御部16は、該当領域が連結して形成される領域Aにおいて、領域Aの特徴量、例えば、領域A内の歪みまたは弾性率の平均値、標準偏差や面積、次式で定義される複雑度などを算出し、画像表示部15に表示することもできる。

{数2}

複雑度 = (周囲長)² / 面積

次に、境界検出部112は、注目領域フレームデータで抽出された領域Aの周縁の境界部を抽出した境界トレースフレームデータを作成する。作成された境界トレースフレームデータを図7に示す。境界検出部112は、注目領域フレームデータの下限值X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域(領域A)である「1」の周縁の境界部を抽出する。抽出された境界には「1」、それ以外の領域には「0」が入力され、境界トレースフレームデータが作成される。

[0028] 境界検出部112は、下限値X1及び上限値X2を指定して注目領域フレームデータから作成する方法ではなく、弾性情報演算部10から出力される弾性フレームデータを用いて輪郭抽出法、例えば、一次微分、二次微分などで境界部を抽出し、境界トレースフレームデータを作成してもよい。また、境界検出部112は、境界部のトレースが不要な場合は境界トレースフレームデータを全て「0」とすることもできる。

[0029] また、弾性画像構成部12は、算出された弾性フレームデータに座標平面内におけるスムージング処理、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施し、処理後の弾性フレームデータを出力する。

[0030] カラースキャンコンバータ13は、図8に示すように、階調化部131と、色相変換部132とから構成される。弾性画像構成部12から出力される弾性フレームデータの中の階調化選択範囲とする下限値Y1及び上限値Y2を操作部17で指定する。そして、階調化部131は、指定した下限値Y1及び上限値Y2の範囲の弾性フレームデータを階調化し、弾性階調化フレームデータを作成する。色相変換部132は、弾性階調化フレームデータにおいて、周囲に比べて歪みが小さい又は弾性率が大きい部位については、該当領域を赤色コードに変換する。逆に、色相変換部132は、周囲に比べて歪みが大きい又は弾性率が小さい部位については、該当領域を青色コードに変換する。また、色相変換部132は、上記

以外の領域の場合は、黒色に変換する。また、カラースキャンコンバータ13は、色相変換部132で色相変換した弾性画像フレームデータをテレビジョン方式の周期で読み出す制御も行う。

[0031] なお、カラースキャンコンバータ13は白黒スキャンコンバータ7でもあってもよい。白黒スキャンコンバータ7は、例えば、周囲に比べて歪みが小さい又は弾性率が大きい部位は、弾性画像フレームデータ内の当該領域の輝度を明るくさせ、逆に周囲に比べて歪みが大きい又は弾性率が小さい部位は、弾性画像フレームデータ内の該領域の輝度を暗くさせるようにしてもよい。

[0032] 切替合成部14は、白黒スキャンコンバータ7から出力される断層画像フレームデータ、カラースキャンコンバータ13から出力される弾性画像フレームデータ、断層画像フレームデータと弾性画像フレームデータとが合成された合成画像フレームデータのうちから画像表示部15に表示する画像を選択する。また、切替合成部14は、注目領域検出部11から出力された境界トレースフレームデータにて指定された境界部の位置を断層画像フレームデータ、弾性画像フレームデータ、合成画像フレームデータに重ね合わせて合成する。なお、切替合成部14は、境界部のみを表示させてもよい。合成画像フレームデータは、断層画像フレームデータと弾性画像フレームデータを並列に並べてもよいし、断層画像フレームデータに弾性画像フレームデータを半透明に重ね合わせてもよい。なお、断層画像フレームデータは、受信信号の高調波成分を画像化したティシューハーモニック断層画像であっても、ティシュードプラ断層画像であってもよい。

[0033] 画像表示部15は、白黒スキャンコンバータ7によって得られた時系列の断層画像フレームデータすなわち断層画像、カラースキャンコンバータ13によって得られた時系列の弾性画像フレームデータすなわち弾性画像等を表示するものであり、断層画像フレームデータ、弾性画像フレームデータ等をアナログ信号に変換するD/A変換部と、このD/A変換部からアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとからなる。

[0034] 次に画像表示部15の表示形態について説明する。図3、図4に示すように、

ヒストグラムデータに下限値X1及び上限値X2を操作部17で指定され、注目領域フレームデータの周縁の境界部を抽出した境界トレースフレームデータを作成される。

[0035] 画像表示部15は、切替合成部14を介して、境界トレースフレームデータの境界部30、境界部34を弾性画像上に表示したり、境界トレースフレームデータの境界部32、境界部36を断層画像上に表示したりする。したがって、検者は、注目する歪みまたは弾性率の領域が境界部として表示されるため、境界部内に該当する弾性画像又は断層画像の内部を把握することができる。境界部を表示させることにより、検者は境界部の形状を観察することができ、境界部の形状により、良性、悪性を判断することができる。

また、境界部の位置を断層画像フレームデータに重ね合わせて合成すれば、検者は、境界部内の断層画像におけるスペックルの状態や濃淡の状態等を詳細に観察することができる。また、境界部の位置を弾性画像フレームデータに重ね合わせて合成すれば、弾性画像における色相の状態を観察することができる。

[0036] なお、上記実施形態では、ヒストグラムデータに下限値X1及び上限値X2を操作部17で指定し、注目領域フレームデータの周縁の境界部を抽出した境界トレースフレームデータを作成したが、複数の上限値及び下限値を設定して、複数の境界部を抽出して境界トレースフレームデータを作成してもよい。

[0037] (第2の実施形態：小さい領域対象外)

第2の実施形態について図1、図2、図6を用いて説明する。第1の実施形態と異なる点は、抽出される注目領域(領域A)が閾値よりも小さい場合、境界トレースフレームデータの
対象外とする点である。

[0038] 第1の実施形態と同様にして、境界検出部112は、下限値X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域を弾性情報演算部10から出力される弾性フレームデータから抽出し、注目領域フレームデータを作成する。下限値X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域に

は「1」、下限値X1～上限値X2の範囲に該当しない領域には「0」が入力され、注目領域フレームデータが作成される。

[0039] このとき、境界検出部112は、注目領域フレームデータの下限值X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域「1」(領域A)の面積若しくは画素数が、予め検者が設定した閾値S(例えば10ポイント)よりも小さい場合、対応する注目領域フレームデータの注目領域(領域A)を「0」とする。このように、抽出される注目領域が小さい場合、注目領域における注目領域フレームデータを「0」とし、境界トレースフレームデータの対象外とする。つまり、境界検出部112は、注目領域(領域A)の面積若しくは画素数が予め設定した閾値よりも小さい場合、注目領域(領域A)の周縁の境界部を検出しない。

[0040] したがって、抽出される注目領域が小さい場合、境界トレースフレームデータが作成されないため、ノイズ等によって抽出されてしまう境界部を排除することができる。

[0041] (第3の実施形態：外側に境界部設定)

第3の実施形態について図1～図10を用いて説明する。第1の実施形態、第2の実施形態と異なる点は、平準化フィルタを用いて境界部を設定する点である。

[0042] 境界検出部112は、図6に示されるように、下限値X1～上限値X2の範囲に該当する歪み又は弾性率(弾性情報)の領域(領域A)には「1」、下限値X1～上限値X2の範囲に該当しない領域(領域A以外)には「0」が入力され、注目領域フレームデータを作成する。

そして、境界検出部112は、注目領域フレームデータに平滑化フィルタを適用して、境界トレースフレームデータを作成する。具体的には、境界検出部112は、図6に示される注目領域フレームデータの各画素を中心として設置された3×3カーネルサイズの2次元領域24内に含まれる「1」の画素数(面積)をカウントし、その画素数をカーネルサイズの「9」で割る。なお、図6に示される注目領域フレームデータの1行目の左端の画素を画素(1, 1)としている。

[0043] 上記のように演算された値を図9に示す。例えば、画素(1,1)の場合、 3×3 カーネルサイズの2次元領域24内の画素数が「0」である。その画素数「0」をカーネルサイズの「9」で割ると「0」となる。また、画素(5,5)の場合、 3×3 カーネルサイズの2次元領域24内の画素数が「6」である。その画素数「9」をカーネルサイズの「9」で割ると「0.66」となる。また、画素(7,7)の場合、 3×3 カーネルサイズの2次元領域24内の画素数が「9」である。その画素数「9」をカーネルサイズの「9」で割ると「1」となる。このように、境界検出部112は、注目領域フレームデータの全ての画素についてそれぞれ演算を行なう。

[0044] そして、境界検出部112は、注目領域フレームデータの「0」より大きい、すなわち「0」以外で形成される領域の周縁の境界部を抽出する。抽出された境界には「1」、それ以外の領域には「0」が入力され、境界トレースフレームデータが作成される。結果的に、領域Aに隣接する領域Bが抽出され、環状の領域Bが境界部となる境界トレースフレームデータが作成される。

[0045] また、境界検出部112は、図6に示される注目領域フレームデータの各画素を中心として設置された 5×5 カーネルサイズの2次元領域26内に含まれる「1」の数をカウントし、その画素数をカーネルサイズの「25」で割る。

[0046] 上記のように演算された値を図10に示す。例えば、画素(1,1)の場合、 5×5 カーネルサイズの2次元領域26内の画素数が「0」である。その画素数「0」をカーネルサイズの「25」で割ると「0」となる。また、画素(5,5)の場合、 5×5 カーネルサイズの2次元領域26内の画素数が「13」である。その画素数「13」をカーネルサイズの「25」で割ると「0.52」となる。また、画素(7,7)の場合、 5×5 カーネルサイズの2次元領域26内の画素数が「25」である。その画素数「25」をカーネルサイズの「25」で割ると「1」となる。このように、境界検出部112は、注目領域フレームデータの全ての画素について演算を行なう。

[0047] そして、境界検出部112は、注目領域フレームデータの「0」より大きい、すなわち「0」以外で形成される領域の周縁の境界部を抽出する。抽出された境界には「1」、それ以外の領域には「0」が入力され、境界トレースフレー

ムデータが作成される。結果的に、環状の領域Cが境界部となる境界トレースフレームデータが作成される。

[0048] 境界トレースフレームデータの領域B又は領域Cの境界部は、第1の実施形態で求められる、領域Aの周縁の境界部よりも外側に設定される。よって、第1の実施形態で設定される境界部上の断層画像を画像表示部15に表示することができる。検者は、第1の実施形態で設定される境界部上の断層画像におけるスペックルの状態や濃淡の状態等を詳細に観察することができる。

[0049] (第4の実施形態：境界内外に弾性画像)

第4の実施形態について図1～図8を用いて説明する。第1の実施形態～第3の実施形態と異なる点は、断層画像の境界部の内部若しくは境界部の外部に弾性画像を表示する点である。

[0050] 第1の実施形態と同様にして、白黒スキャンコンバータ7は断層画像フレームデータを作成し、カラースキャンコンバータ13は弾性画像フレームデータを作成し、境界検出部112は注目領域フレームデータの注目領域(領域A)の周縁の境界部を抽出した境界トレースフレームデータを作成する。

[0051] 断層画像フレームデータの境界部の内部に断層画像フレームデータのみを表示する、又は断層画像フレームデータの境界部の内部に弾性画像フレームデータを半透明に重ね合わせて表示することを、検者は操作部17で選択する。

[0052] 断層画像フレームデータの境界部の内部に弾性画像フレームデータを半透明に重ね合わせる場合、制御部16は、切替合成部14に対して、境界トレースフレームデータの境界部32、36を断層画像フレームデータに重ね合わせるとともに、断層画像フレームデータの境界部32、36の内部の断層画像フレームデータと弾性画像フレームデータを半透明に重ね合わせることを指示する。よって、画像表示部15は、断層画像の境界部の内部に弾性画像を表示することができる。

[0053] なお、画像表示部15は、断層画像の境界部の外部に弾性画像を表示することもできる。切替合成部14は、境界トレースフレームデータの境界部32、36

を断層画像フレームデータに重ね合わせるとともに、断層画像フレームデータの境界部の外部に断層画像フレームデータと弾性画像フレームデータを半透明に重ね合わせる。

[0054] 検者は、第1の実施形態で設定される境界部の内部若しくは境界部の外部の断層画像におけるスペックルの状態や濃淡の状態等を詳細に観察することができるとともに、弾性画像における硬さの状態も観察することができる。

[0055] (第5の実施形態：ピーク中心に範囲指定)

第5の実施形態について図1～図12を用いて説明する。第1の実施形態～第4の実施形態と異なる点は、ヒストグラムデータのピーク情報に基づいて下限値X1及び上限値X2を設定する点である。

[0056] 第1の実施形態と同様にして、ヒストグラム演算部111は、弾性情報演算部10から出力される弾性フレームデータの各座標における歪み又は弾性率(弾性情報)をカウントし、ヒストグラムデータを算出する。ヒストグラム演算部111で算出されたヒストグラムデータは、画像表示部15に表示される。画像表示部15に表示されたヒストグラムデータの表示形態を図11、図12に示す。

[0057] 境界検出部112は、ヒストグラム演算部111から出力されるヒストグラムのピークを検出する。境界検出部112は、例えば、ヒストグラムのカーブを微分し、微分値が「0」となり、傾きが正から負に変わる点(変極点)をピークとして検出する。

[0058] 制御部16は、図11に示すように、検出された例えばピーク1を中心にして、所定の幅(例えば50 kPa)の範囲を設定する。そして、制御部16は、設定された範囲における最小値を下限値X1とし、設定された範囲における最大値を上限値X2と設定する。なお、上記ピークと範囲は、操作卓17で任意に選択することができる。

[0059] そして、第1の実施形態と同様にして、境界検出部112は、上記のように指定された下限値X1及び上限値X2を用いて該当領域をトレースするための注目領域フレームデータを作成し、境界トレースフレームデータを作成する。画像表示部15は、切替合成部14を介して、境界トレースフレームデータの境界

部50を弾性画像上に表示したり、境界トレースフレームデータの境界部54を断層画像上に表示したりすることができる。

[0060] ここで、境界部50内に局所的に注目領域52を含んでいる。注目領域52は、周囲に比べて弾性率が低い。注目領域52の境界部を表示したい場合、制御部16は、図12に示すように、上記ピーク1より小さいピーク2を中心にして、上記で設定した所定の幅より小さい幅(例えば20kPa)の範囲を設定する。そして、制御部16は、設定された範囲における最小値を下限值 $X1'$ とし、設定された範囲における最小値を上限值 $X2'$ と設定する。

[0061] そして、第1の実施形態と同様にして、境界検出部112は、上記のように指定された下限值 $X1'$ 及び上限値 $X2'$ を用いて該当領域をトレースするための注目領域フレームデータを作成し、境界トレースフレームデータを作成する。画像表示部15は、切替合成部14を介して、境界トレースフレームデータの境界部56を弾性画像上に表示したり、境界トレースフレームデータの境界部58を断層画像上に表示したりすることができる。よって、検者は、注目領域52の微小領域も観察することができる。

符号の説明

[0062] 1 超音波探触子、2 送信部、3 受信部、4 超音波送受信制御部、5 整相加算部、6 断層画像構成部、7 白黒スキャンコンバータ、8 RF信号フレームデータ選択部、9 変位計測部、10 弾性情報演算部、11 注目領域検出部、111 ヒストグラム演算部、112 境界検出部、12 弾性画像構成部、13 カラースキャンコンバータ、131 階調化部、132 色相変換部、14 切替合成部、15 画像表示部、16 制御部、17 操作部

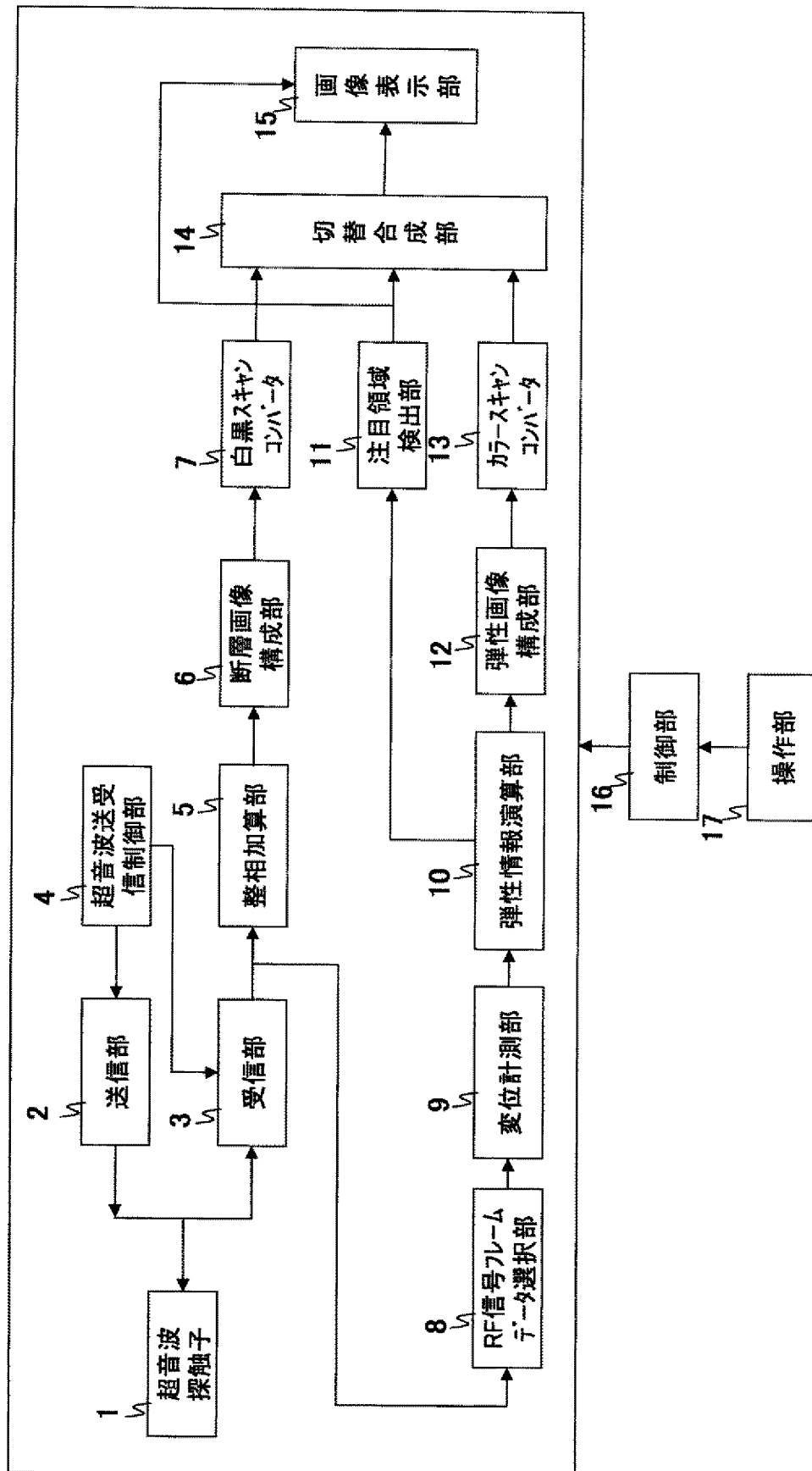
請求の範囲

- [請求項1] 被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、該受信部により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータによって、歪み又は弾性率を含む弾性情報を演算する弾性情報演算部と、前記弾性情報演算部により求めた弾性情報に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記RF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部と、前記断層画像と前記弾性画像の一方又は両方を表示する画像表示部と、各構成要素を制御する制御部とを備える超音波診断装置において、
- 前記弾性情報の頻度に基づくヒストグラムデータを作成するヒストグラム演算部と、前記ヒストグラムデータの前記弾性情報の所定範囲に基づいて設定される注目領域の周縁の境界部を検出する境界検出部とを備え、前記画像表示部は前記境界部を表示することを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記画像表示部は、前記境界部を前記断層画像又は前記弾性画像上に表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記ヒストグラム演算部は、前記弾性情報演算部から出力される弾性フレームデータの各座標における弾性情報の数値をカウントし、前記数値の頻度に基づいて前記ヒストグラムデータを算出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記境界検出部は、前記ヒストグラムデータにおける所定範囲に該当する弾性情報の注目領域を弾性情報演算部から出力される弾性フレームデータから抽出し、該注目領域を含む注目領域フレームデータを作成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記境界検出部は、前記注目領域フレームデータの前記注目領域の周縁の境界部を抽出した境界トレースフレームデータを作成することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

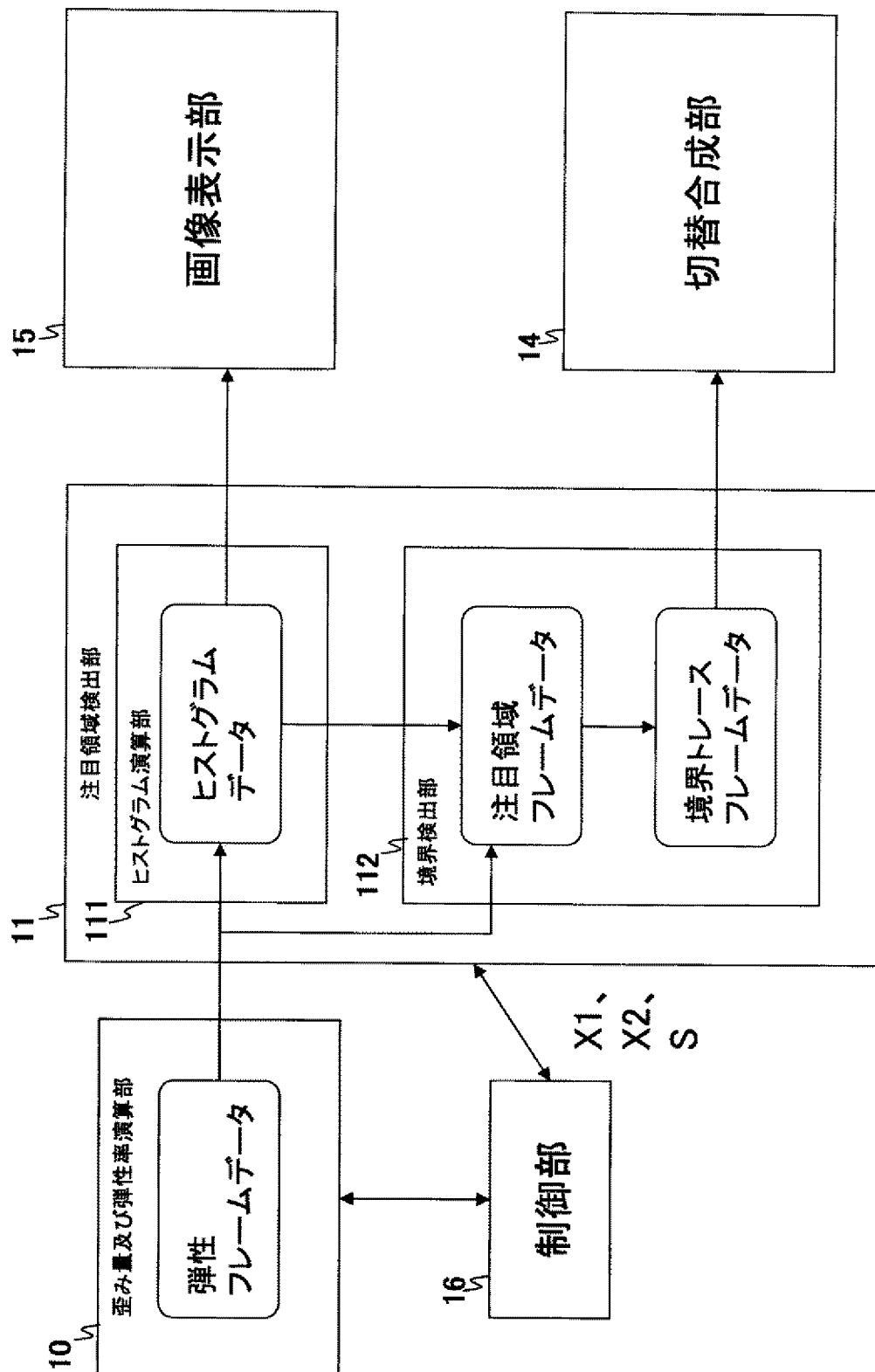
- [請求項6] 前記境界トレースフレームデータにて抽出された前記境界部の位置を前記断層画像構成部で構成された断層画像フレームデータ、若しくは前記弾性画像構成部にて構成された弾性画像フレームデータに重ね合わせて合成する切替合成部を備えることを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。
- [請求項7] 前記弾性情報は、歪み、弾性率、粘性、ポアソン比のいずれか1つであることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項8] 前記境界検出部は、前記注目領域の面積若しくは画素数が予め設定した閾値よりも小さい場合、前記注目領域の周縁の境界部を検出しないことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項9] 前記境界検出部は、前記注目領域のフレームデータの各画素を中心として設置された2次元領域内に含まれる前記注目領域の画素数をカウントし、前記境界部を検出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項10] 前記画像表示部は、前記境界部の内部若しくは外部に前記弾性画像を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項11] 前記境界検出部は、前記ヒストグラム演算部から出力されるヒストグラムのピークを検出し、前記制御部は、検出された前記ピークを中心にして、前記弾性情報の所定範囲を設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項12] 超音波探触子を介して超音波を送信する送信し、被検体からの反射エコー信号を受信する受信するステップと、前記反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータによって、弾性情報を演算するステップと、前記弾性情報に基づいて弾性画像を構成するステップと、前記RF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成するステップと、前記断層画像と前記弾性画像の一方又は両方を表示するステップと、前記弾性情報の頻度に基づくヒストグラムデータを作成するステップと、前記ヒストグラムデータの前記弾性情報の所定範囲に基づいて設定され

る注目領域の周縁の境界部を検出するステップと、前記境界部を表示するステップとを含む超音波画像表示方法。

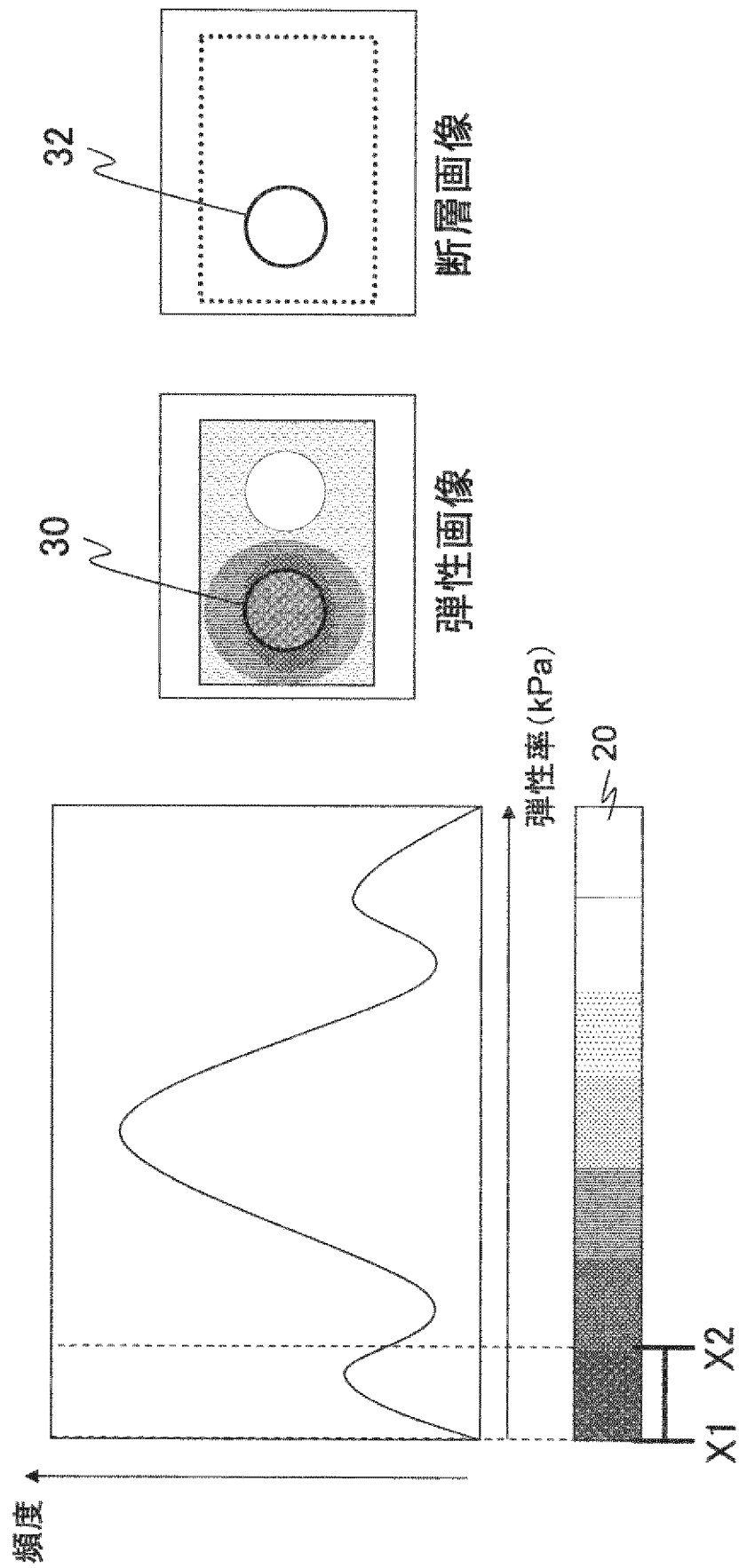
[図1]



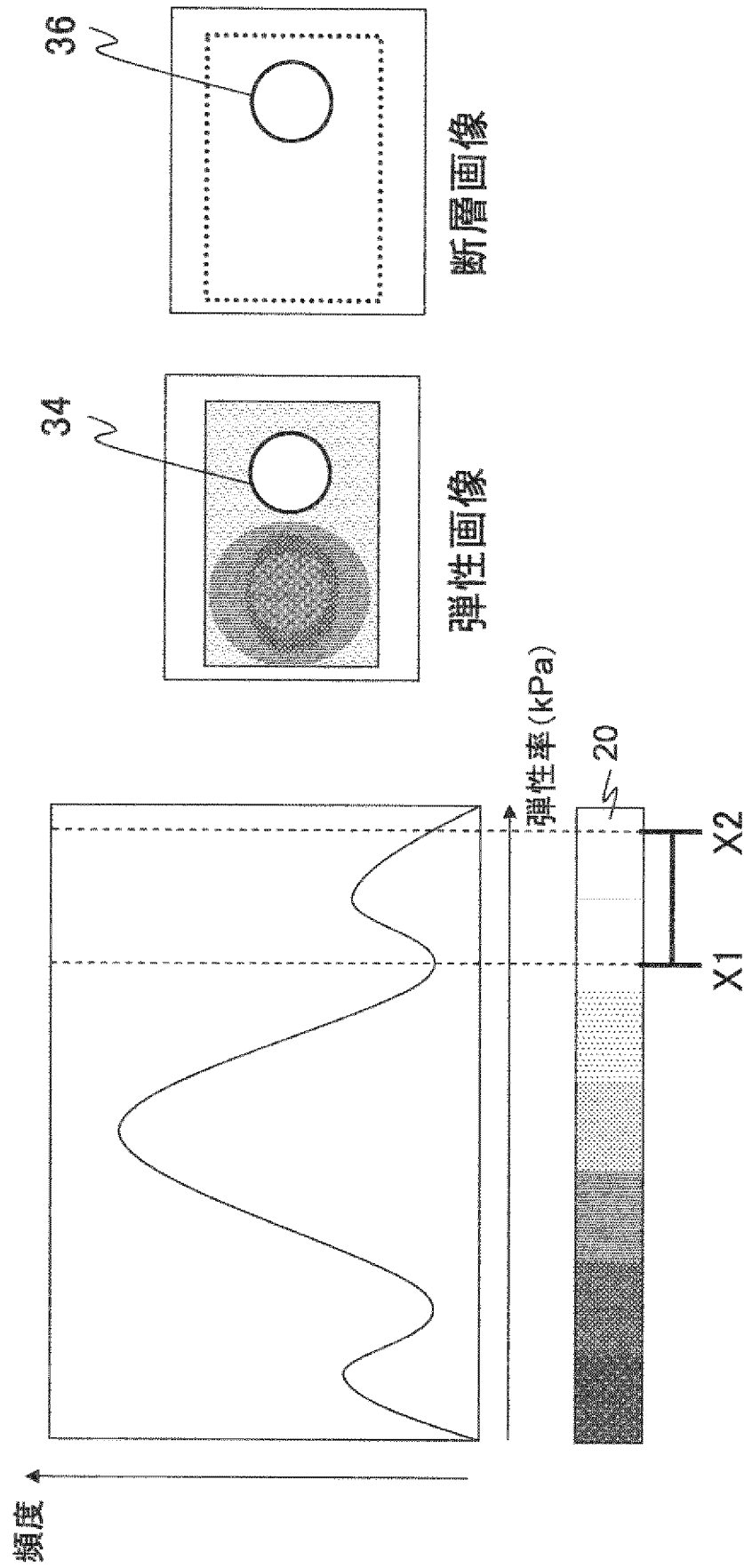
[図2]



[図3]

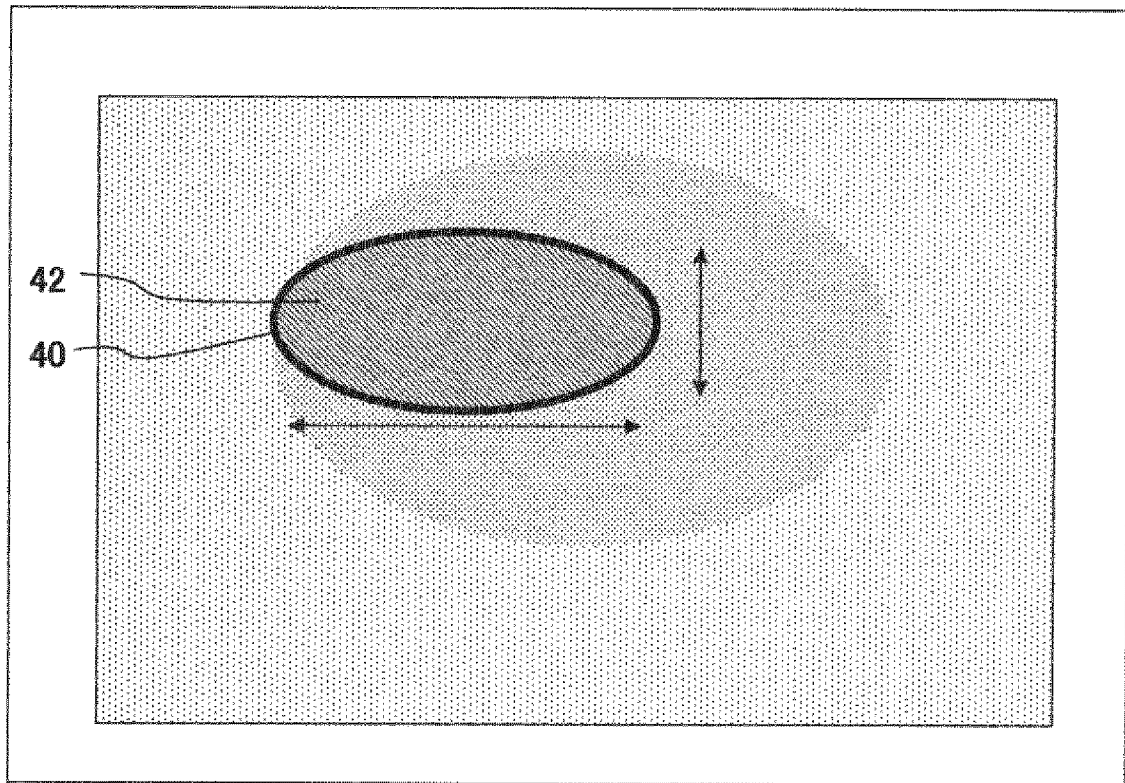


[図4]

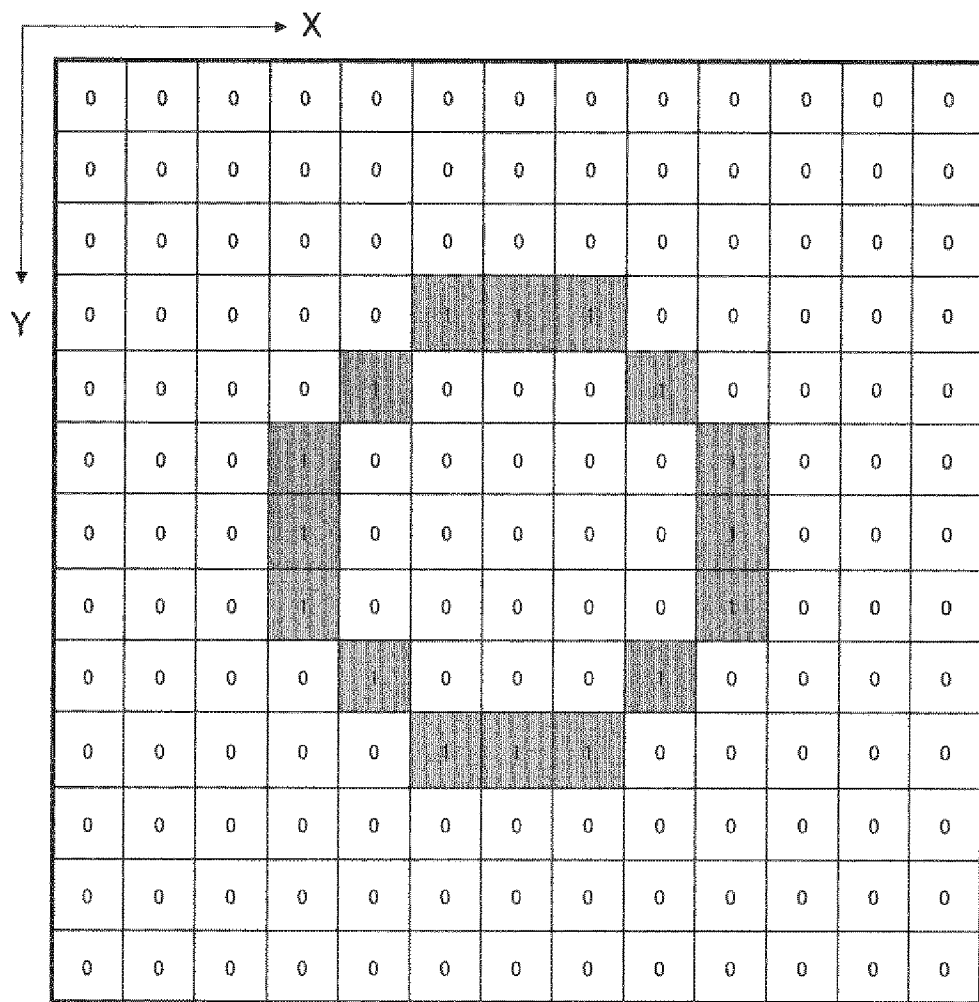


[図5]

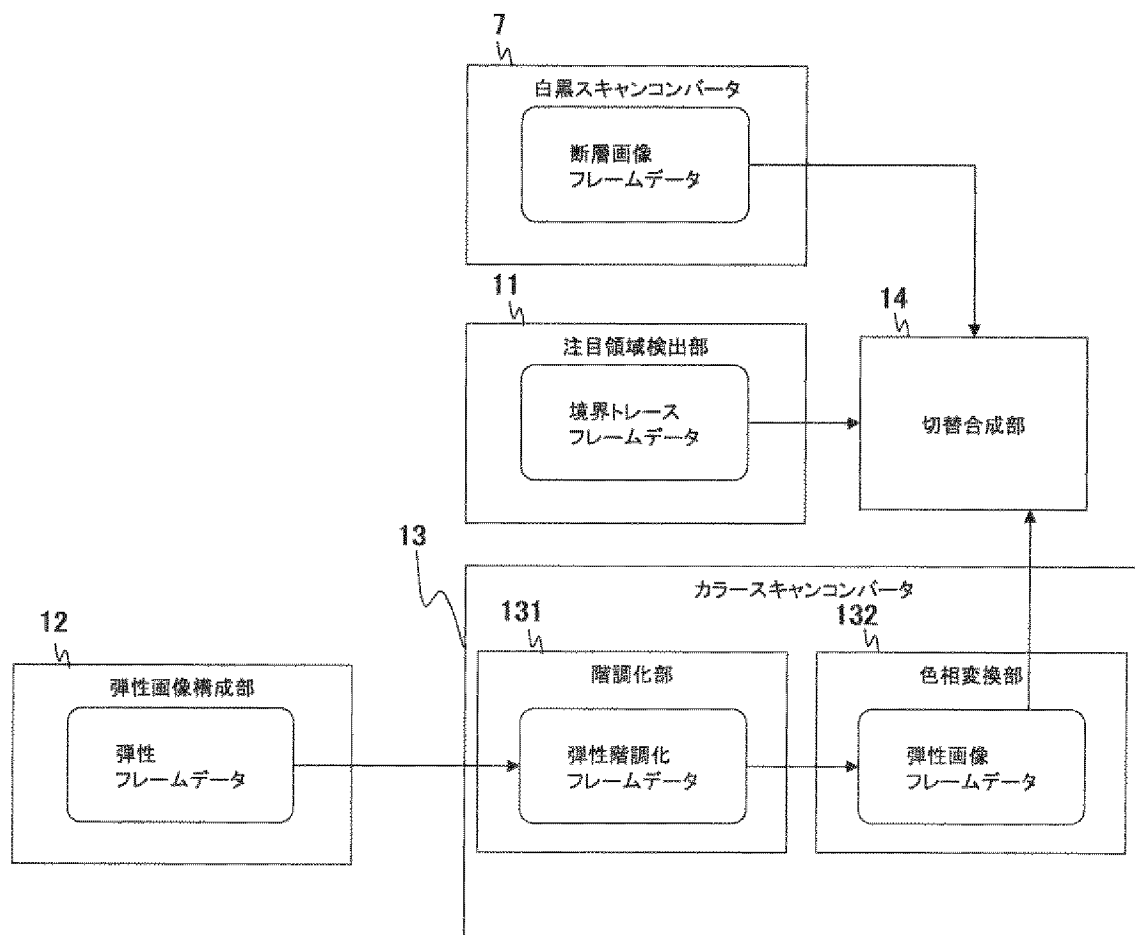
弾性画像



[illegible]

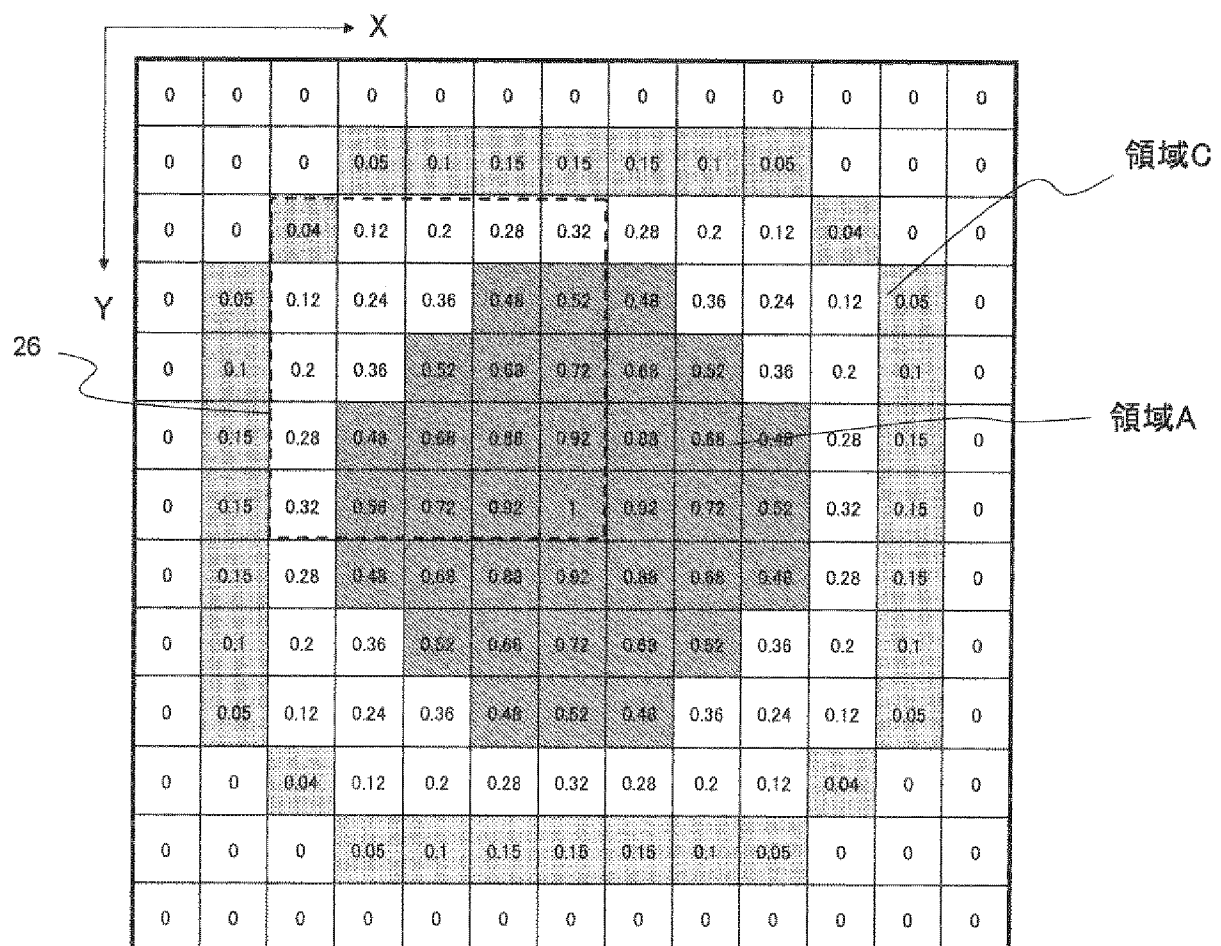


[図8]

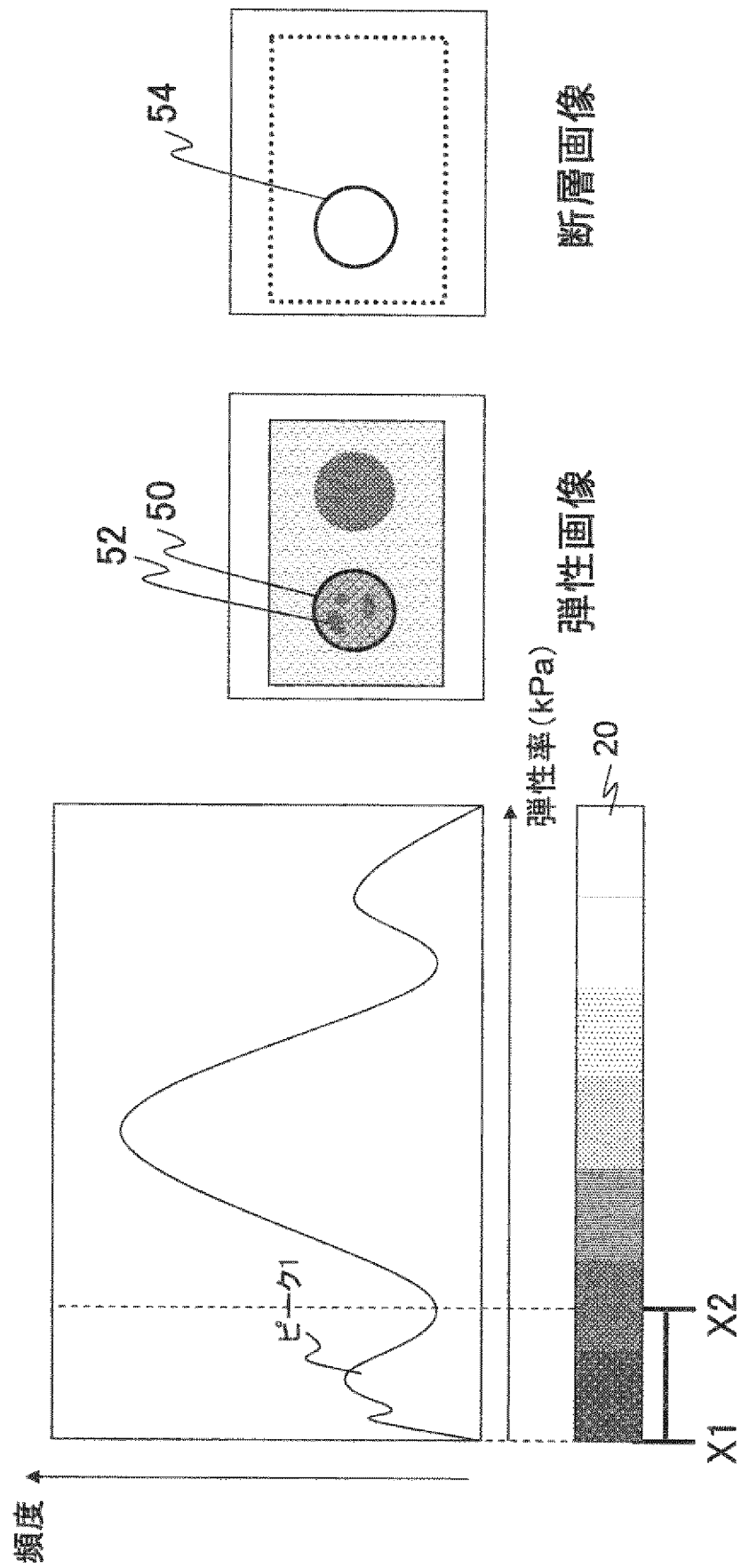


[illegible]

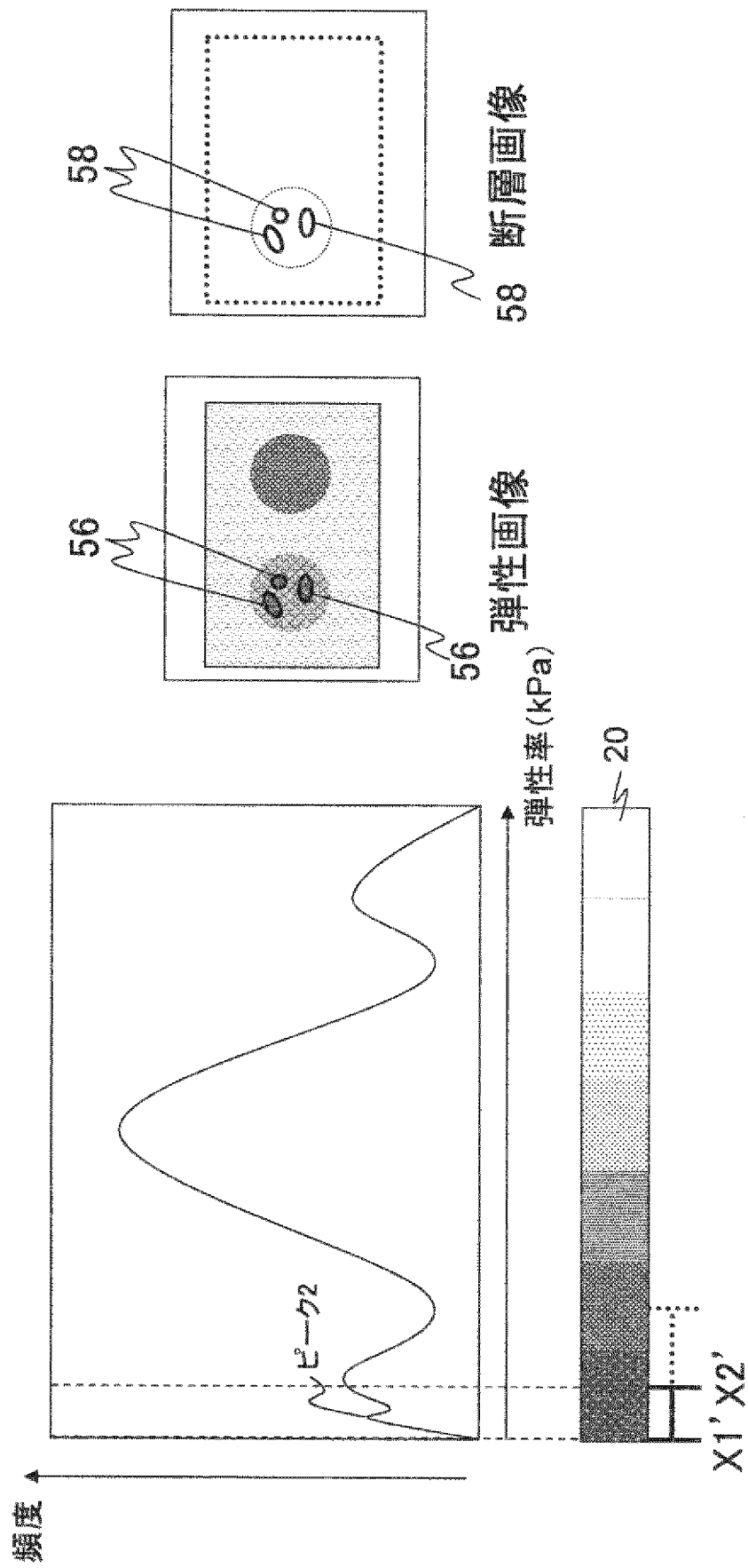
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/067696

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2007/046272 A1 (Hitachi Medical Corp.), 26 April 2007 (26.04.2007), paragraph [0070]; fig. 13 & US 2009/0143676 A & EP 1938754 A1 & CN 101291629 A	1-10, 12
Y	JP 2004-135929 A (Hitachi Medical Corp.), 13 May 2004 (13.05.2004), paragraphs [0042] to [0052]; fig. 5 & US 2006/0052702 A1 & WO 2004/039262 A1 & CN 1705460 A	1-10, 12
A	WO 2006/121031 A1 (Hitachi Medical Corp.), 16 November 2006 (16.11.2006), paragraph [0005] & WO 2006/121031 A1 & EP 1880679 A1 & CN 101160099 A	1-12

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 November, 2009 (30.11.09)

Date of mailing of the international search report
15 December, 2009 (15.12.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/08(2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2007/046272 A1（株式会社日立メディコ） 2007.04.26 段落 70、図 13 & US 2009/0143676 A & EP 1938754 A1 & CN 101291629 A	1-10, 12
Y	JP 2004-135929 A（株式会社日立メディコ） 2004.05.13 段落 42-52、図 5 & US 2006/0052702 A1 & WO 2004/039262 A1 & CN 1705460 A	1-10, 12

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 0 . 1 1 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

1 5 . 1 2 . 2 0 0 9

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官（権限のある職員）

右高 孝幸

2 Q

9 8 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2006/121031 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.11.16 段落 5 & WO 2006/121031 A1 & EP 1880679 A1 & CN 101160099 A	1-12