

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2005 年 6 月 2 日 (02.06.2005)

PCT

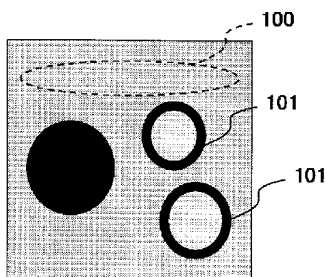
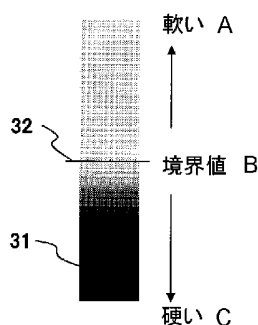
(10) 国際公開番号
WO 2005/048847 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 8/08 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/016747 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 脇 康治 (WAKI, Kouji) [JP/JP]; 〒2770813 千葉県柏市大室 2 5 7-2 7-3 0 7 Chiba (JP). 大坂 卓司 (OSAKA, Takashi) [JP/JP]; 〒2700034 千葉県松戸市新松戸 3-3 0 9-2 0 3 Chiba (JP). 伊藤 光明 (ITO, Mitsuaki) [JP/JP]; 〒2770053 千葉県柏市酒井根 7-6-1 2-2 0 6 Chiba (JP). 松村 剛 (MATSUMURA, Takeshi) [JP/JP]; 〒2770825 千葉県柏市布施 9 0 3-1-B 2 0 2 Chiba (JP). 村山 直之 (MURAYAMA, Naoyuki) [JP/JP]; 〒2770005 千葉県柏市柏 2 6 9-1-6 0 3 Chiba (JP). 柏木 貴 (KASHIWAGI, Takashi) [JP/JP]; 〒2770832 千葉県柏市北柏 2-4-8-2 0 3 Chiba (JP).
(22) 国際出願日: 2004 年 11 月 11 日 (11.11.2004)
(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 2003-391997 2003 年 11 月 21 日 (21.11.2003) JP
特願 2003-393305 2003 年 11 月 25 日 (25.11.2003) 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]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP). (74) 代理人: 吉岡 宏嗣 (YOSHIOKA, Kohji); 〒1600023 東京都新宿区西新宿 7-2 2-2 7 KNビル Tokyo (JP).

/ 続葉有 /

(54) Title: ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



(57) Abstract: An ultrasonograph comprises an ultrasonic probe (2) for transmitting/receiving an ultrasonic wave to/from a subject (1), tomogram constructing means (6) for creating a tomogram from a reflected echo signal received by the ultrasonic probe, elasticity image constructing means (7) for determining a physical quantity about the elasticity of a portion of the subject corresponding to the tomogram from the reflected echo signal and creating a color elasticity image, display means (9) for displaying the tomogram and the color elasticity image superposedly or side by side on a screen, and input means (17) for variably setting the correspondence relation between the physical quantity and the hue of the color elasticity image displayed on the screen. The deformation and the magnitude of elasticity such as the elastic modules of each portion of an organism are displayed with colors in accordance of the interest of the examiner, thus improving the convenience of use.

(57) 要約: 本発明の超音波診断装置は、被検体 1 との間で超音波を送受する超音波探触子 2 と、超音波探触子により受波された反射エコー信号に基づいて断層像を生成する断層像構成手段 6 と、反射エコー信号に基づいて断層像に対応する部位の被検体の弾性に関する物理量を求めてカラー弾性画像を生成する弾性画像構成手段 7 と、断層像とカラー弾性画像を重ねてまたは並べて画面に表示する表示手段 9 と、画面に表示されるカラー弾性画像の色相と物理量の大きさとの対応関係を可変設定する入力手段 17 を設け、生体各部の歪みや弾性率等の弾性の大きさを、検査者の関心に合わせて色分け表示することにより、使い勝手を向上させた。

A... SOFT
B... BOUNDARY VALUE
C... HARD



(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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

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, HU, IE, IS, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(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,

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 *PCT* ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

- [0001] 本発明は、超音波を利用して被検体の診断部位についての断層像を表示する超音波診断装置に係り、特に生体組織の歪みや弾性率等の弾性画像を表示する技術に関する。

背景技術

- [0002] 超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、一般には、その計測値を輝度とし診断部位の反射率断層像として表示するものである。近年、超音波診断装置において、計測対象部位に圧力を加えたときの生体組織の時間的な変化を撮像した時系列画像を取得し、その時系列画像の相関を取って生体組織の移動量(例えば、変位)を求め、その移動量を空間微分して生体組織の歪みを計測したり、組織状診断として生体組織の弾性率を計測したりすることが行われる。また、計測された歪み或いは弾性率の分布を弾性画像として表示することが行われている。
- [0003] これらの歪みや弾性率の弾性画像は、生体組織の歪み量や弾性率に応じて赤や青、その他の色相情報を付与したカラー画像で表示される。つまり、主に生体組織の硬い部位に特定の色を付して表示させることにより、例えば腫瘍の広がりや大きさを容易に診断するようにしている。このように、カラー画像化した弾性画像をBモード断層像と同一の画面に並べて、あるいはBモード断層像に重ねて表示することが、例えば、特許文献1および特許文献2などに開示されている。特に、特許文献2には、弾性率に応じて赤、青またはその他の色の輝度を変えて表示することが提案されている。
- [0004] しかし、特許文献2に記載の超音波診断装置では、歪みや弾性率をカラー画像化するときの色の割り当て方については、配慮されていない。一般に、温度分布などの物理量を色相を変えて分かり易く表示する場合、表示範囲の温度の最小値から最大値までを複数に区分し、各区分に対応させて赤から中間色を経て青までの色を、階

調的に色相を変えて割り当てることが行われる。

[0005] ところが、弾性画像は、例えば、癌などの腫瘍を診断することを狙いとするが、癌などの腫瘍の形状および硬さは、個人、部位あるいは病状によって様々である。

[0006] したがって、一律に歪みや弾性率等の大きさに対応させて色相を固定設定すると、所定の硬さ以上の部位の大きさを診断しなくてはならない。そのため、診断に時間がかかったり、その腫瘍の境界を容易に識別できないなど、使い勝手が悪いという問題がある。特に、手術によって摘出する患部の範囲を的確に決めることができないおそれがある。

[0007] 特許文献1:JP5-317313A

特許文献2:JP2000-60853A

発明の開示

[0008] 本発明の課題は、生体各部の歪みや弾性率等の弾性の大きさを、検査者の関心に合わせて色分け表示可能にして、使い勝手を向上させることにある。

[0009] 上記の課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子により受波された反射エコー信号に基づいて断層像を生成する断層像構成手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記断層像に対応する部位の前記被検体の弾性に関する物理量を求めてカラー弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層像と前記カラー弾性画像を重ねてまたは並べて画面に表示する表示手段と、前記画面に表示される前記カラー弾性画像の色相と前記物理量の大きさとの対応関係を可変設定する入力手段を設けたことを特徴とする。

[0010] これにより、検査者は各自の判断に基づいて、入力手段を介してカラー弾性画像の色相と物理量の大きさとの対応関係を可変設定することにより、所望の歪みや弾性率等の弾性の大きさを有する生体の部位に、好みの見易い色を付けてカラー弾性画像を表示させることができる。すなわち、診断の目的に合わせて、例えば、癌などの腫瘍を診断するに際し、個人差あるいは病状によって観察したい所望の硬さを有する部位を、特定の色により表示させることができる。その結果、観察したい部位と、そうでない部位との識別が容易となり、診断を速やかに行うことができる等、使い勝手を

向上させることができる。

[0011] この場合において、入力手段により設定されたカラー弾性画像の色相と物理量の大きさとの対応関係を、画面にカラーバーによって表示することが好ましい。

[0012] また、カラーバーの表示を、物理量の大小が異なる色相で表示するとともに、その大小の色相の境界を他の異なる色相で表示するようにすることができる。すなわち、検査者が観察したい硬さの境界領域が、カラー弾性画像上で他の領域と異なる色で表示されることから、関心のある領域を浮き出させて、癌などの腫瘍の境界を容易に識別することができ、視認性を向上できる。この場合、大小の色相の境界は、入力手段により移動可能に形成することが好ましい。これによれば、硬さの境界領域の広がり等を、容易に観察できる。

[0013] さらに、カラー弾性画像を、物理量の設定値の大小いずれか一方の物理量を有する部位のみが設定された色相で表示させるようにすることができる。また、カラー弾性画像を、物理量の設定値を含む周辺部位が、他の部位と異なる色相で表示させるようにすることができる。この場合の周辺部位の色相は、物理量の大きさに応じた階調を有するものとすることができる。これらによれば、関心を有する硬さの部位、あるいは柔らかさの部位のみをカラー画像化できる。

[0014] 具体的には、弾性画像構成手段を、物理量の大きさに対するカラー弾性画像の色との関係が設定されてなる書き換え可能な色変換テーブルと、反射エコー信号に基づいて前記断層像に対応する部位の前記被検体の弾性に関する物理量を求める演算手段と、求めた物理量に対応する色を色変換テーブルから読み出して物理量の分布を表すカラー弾性画像を生成するカラー画像生成手段と、色変換テーブルの内容を書き換える入力手段とにより構成する。また、弾性画像構成手段は、色変換テーブルに設定された物理量の大きさに対するカラー弾性画像の色相との対応関係を示すカラーバーを画面に表示させるようにする。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の一実施の形態の超音波診断装置の全体構成図である。

[図2]本発明の特徴部の詳細な構成図である。

[図3]表示画像の一例を示す図である。

[図4]実施例1の歪み分布と色変換テーブルの色相情報との対応関係を説明する図である。

[図5]実施例2の弾性率分布と色変換テーブルの色相情報との対応関係を説明する図である。

[図6]実施例1と実施例2による画像表示の一例を示す図である。

[図7]実施例3の色変換テーブルの色相情報とカラーバーの表示の対応を説明する図である。

[図8]実施例4のカラーバーと色変換テーブルの色相情報との対応関係を説明する図である。

[図9]実施例4の画像表示の一例を示す図である。

[図10]実施例5のカラーバーと色変換テーブルの色相情報との対応関係を説明する図である。

[図11]実施例6のカラーバーと色変換テーブルの色相情報との対応関係を説明する図である。

[図12]実施例6の画像表示の一例を示す図である。

[図13]実施例7のカラーバーと色変換テーブルの色相情報との対応関係を説明する図である。

発明を実施するための最良の形態

[0016] 以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

[0017] 図1に、本発明の一実施の形態の超音波診断装置の構成をブロック図で示す。図示のように、本実施の形態の超音波診断装置は、被検体1に当接させて用いる探触子2と、探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信回路3と、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信回路4と、受信された反射エコーを整相加算してRF信号データを時系列に生成する整相加算回路5とが設けられている。また、整相加算回路5から出力されるRF信号データに基づいて被検体1の濃淡断層像例えば白黒断層像を構成する断層像構成部6と、整相加算回路5のRF信号データから被検体1の生体組織の変位を計測して弾性データを求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部7とが備えられている。そして

、白黒断層像とカラー弾性画像の割合を変えて合成する切替加算器8と、合成された合成画像を表示する画像表示器9が設けられている。また、図1の超音波診断装置は、操作部17および制御部18を介して、外部の操作者(検査者)によって適宜操作されるようになっている。なお、整相加算回路5から出力される信号をRF信号フレームデータを、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とすることもできる。

[0018] 探触子2は、複数の振動子を配設して形成されており、電子的にビーム走査を行って被検体1に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。送信回路3は、探触子2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ともに、送信される超音波ビームの収束点を任意の深さに設定する機能を有している。また、受信回路4は、探触子2で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号を生成する。整相加算回路5は、受信回路4で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、複数の収束点についての収束した超音波ビームを形成してRF信号データを生成する。また、一般に、生体組織の弾性を計測する場合、被検体1を圧迫し、その圧迫による診断部位の変位を計測して歪みや弾性率を計算して、弾性画像を生成するようにする。その圧迫動作は、例えば、探触子2で超音波送受信を行いつつ、被検体1の診断部位の体腔内に効果的に応力分布を与えるようにする。そのために、探触子2の超音波送受信面に面一に圧迫板を装着し、探触子2の超音波送受信面と圧迫板にて構成される圧迫面を被検体の体表に接触させ、圧迫面を用手的に上下動させて被検体を圧迫(加圧または減圧)するという方法をとっている。

[0019] 断層像構成部6は、信号処理部10と白黒スキャンコンバータ11含んで構成されている。ここで、信号処理部10は、整相加算回路5からのRF信号データを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い断層像データを得る。また、断層像構成部6は、図示していないが、白黒スキャンコンバータ11と信号処理部10の断層像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。白黒スキャンコンバータ11は、フレームメモリに格納された被検体1内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断像フレ

ームデータをテレビジョン信号に同期させて読み出すためのものである。つまり、信号処理部10から出力される反射エコー信号を用いて、運動組織を含む被検体内のRF信号フレームデータを超音波周期で取得し、このRF信号フレームデータを表示するために、テレビジョン方式の周期で読み出すための断層走査手段およびシステムの制御を行うための手段を備えている。

- [0020] また、弾性画像構成部7は、RF信号選択部12、変位演算部13、歪演算部14、弾性データ処理部15、カラースキャンコンバータ16を含んで構成されている。カラースキャンコンバータ16は、制御部18を介して操作部17に接続されており、操作部17から弾性画像の色合いを制御可能に構成されている。ここで、操作部17は、キーボード、トラックボール、マウス等の操作器を備えて構成される。また、図示していないが、探触子2には圧力計が取り付けられ、探触子2を被検体1に押しつける圧力(圧迫力)を計測する圧力計測部が設けられている

RF信号選択部12は、フレームメモリと選択部とを含んで構成されている。RF信号選択部12は、整相加算回路5から出力される複数のRF信号データをフレームメモリに格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から選択部により1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選び出すように構成されている。例えば、RF信号選択部12は、整相加算回路5から画像のフレームレートに基づいて生成される時系列のRF信号データをフレームメモリ内に順次確保する。そして、制御部18の指令に応じて、現在確保されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択部で選択する。これと同時に、時間的に過去に確保されたRF信号フレームデータ群(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(X)を選択する。ここで、N、M、XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

- [0021] 変位演算部13は、1組のRF信号フレームデータから生体組織の変位などを求めるものである。例えば、変位演算部13は、RF信号選択部12により選択された1組のRF信号フレームデータ(N)およびRF信号フレームデータ(X)について、1次元或いは2次元相関処理を行って、断層像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出法としては、例えば、JP5-317313Aに記載されたような

ブロック・マッチング法とグラジエント法とがある。また、ブロックマッチング法とは、画像を例えば $N \times N$ 画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。

[0022] ここで、歪データは生体組織の移動量例えば変位を空間微分して算出できる。また、弾性率のデータは、圧力の変化を移動量の変化で除することによって計算される。まず、歪演算部14は、変位演算部13から出力される生体組織の移動量例えば変位を空間微分して歪データを算出する。例えば、変位演算部13より計測された変位を ΔL 、図示しない圧力計測部により計測された圧力を ΔP とすると、歪み S は、 ΔL を空間微分することによって算出することができるから、 $S = \Delta L / \Delta X$ の式で求められる。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ーを介在させ、この圧力センサーによって直接的に計測したり、本願の出願人が先に出願した特願2003-300325号に記載されたような方法で計測することができる。また、弾性率データのヤング率 Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ の式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。なお、歪演算部14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、コントラスト最適化処理や、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歪み量として出力してもよい。

[0023] 弾性データ処理部15は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、歪演算部14から時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータを制御部18の指令に応じて画像処理部により画像処理を行うものである。

[0024] カラースキャンコンバータ16は、弾性データ処理部15からの弾性フレームデータを後述する色変換テーブルに従って色相情報に変換するものである。つまり、弾性フレームデータを光の3原色すなわち赤 R (Red)、緑 G (Green)、青 B (Blue)の色コード

から構成される色相情報に変換するものである。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。なお、赤R、緑G、青Bの階調は256段階に割り付けられ、階調“255”は大輝度で表示すること、逆に階調“0”は全く表示されないことを意味する。

[0025] 切替加算器8は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリは、白黒スキャンコンバータ11からの断層像データと、カラースキャンコンバータ16からの弾性画像データとを格納するものである。また、画像処理部は、フレームメモリに確保された断層像データと弾性画像データを制御部18の指令に応じて設定割合で加算して合成するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層像とカラー弾性像の各情報を設定割合で加算したものとなる。さらに、画像選択部は、フレームメモリ内の断層像データと弾性画像データおよび画像処理部の合成画像データのうちから画像表示器9に表示する画像を、制御部18の指令に応じて選択するものである。なお、断層像と弾性画像とを合成せずに別々に表示させてもよい。

[0026] 次に、このように構成される超音波診断装置の動作について説明する。超音波診断装置1は、被検体1に当接させた探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて送信回路3により超音波を繰り返し送信し、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号を受信回路4により受信し、整相加算されてRF信号データを生成する。そのRF信号データに基づいて、断層像構成部6により濃淡断層像例えば白黒Bモード像が生成される。このとき、探触子2を一定方向に走査すると、一枚の断層像が得られる。一方、整相加算回路5により整相加算されたRF信号データに基づいて弾性画像構成部7によりカラー弾性画像が生成される。そして、得られた白黒断層像とカラー弾性画像を切替加算器8により例えば加算して合成画像を作成する。

[0027] ここで、本実施形態に係る切替加算器8の処理の一例を説明する。以下の説明では、断層像構成部6および弾性画像構成部7に入力される断層像データを(断層像データ) i, j 、弾性画像データを(弾性画像データ) i, j とする。また、添え字 i, j はデータ要素の各座標を示している。このように断層像データおよび弾性画像データに輝度情報と各座標情報とを含ませることにより、それぞれの画像表示に適応させている

。

[0028] まず、白黒の輝度情報を有する断層像データを色相情報に変換する。変換後の断層像データが白黒輝度情報と同じビット長であるとする、変換された断層像データに関する色相データ、すなわち光の3原色(R、G、B)データは次の数式1のように表される。

[0029] (数式1)

$$(\text{断層像データR})_{i,j} = (\text{断層像データ})_{i,j}$$

$$(\text{断層像データG})_{i,j} = (\text{断層像データ})_{i,j}$$

$$(\text{断層像データB})_{i,j} = (\text{断層像データ})_{i,j}$$

次に、変換された断層像データと弾性画像データを設定割合 α で加算して合成する。ここで、設定割合 α は、生体組織の性質などに応じて予め任意に設定されており、 $1 < \alpha < 1$ である。この設定割合 α を用いると、生成される合成画像は、数式2に示すように合成される。そして、合成された合成画像は任意に選択されて画像表示器9に表示される。

[0030] (数式2)

$$(\text{合成画像データR})_{i,j} =$$

$$(1-\alpha) \times (\text{断層像データR})_{i,j} + \alpha \times (\text{弾性画像データR})_{i,j}$$

$$(\text{合成画像データG})_{i,j} =$$

$$(1-\alpha) \times (\text{断層像データG})_{i,j} + \alpha \times (\text{弾性画像データG})_{i,j}$$

$$(\text{合成画像データB})_{i,j} =$$

$$(1-\alpha) \times (\text{断層像データB})_{i,j} + \alpha \times (\text{弾性画像データB})_{i,j}$$

このように合成される画像について図3を用いて説明する。図3は、本実施形態による断層像と弾性画像との合成画像の表示例である。白黒断層像にカラー弾性画像が重畳された画像が表示されており、切替加算器8により白黒断層像とカラー弾性画像が合成された画像が表示されている。

[0031] 弾性画像取得するには、予め白黒断層像上に弾性画像を取得する範囲を定める関心領域(ROI)50を設定し、ROI50について弾性画像を得ている。ROI50を設定する理由は、弾性画像取得できる部分が深度方向に限定されており、たとえ広域

な部分を取得しても、大部分がノイズとなってしまう可能性が高いからである。このROI50は、操作部17等からの指令により主に探触子の被検体に押す方向を中心に任意に設定できる。

[0032] ここで、本発明の特徴に係る部分について図2を用いて詳細に説明する。カラースキャンコンバータ16は、弾性データ処理部から出力される歪みのデータ、或いは弾性率のデータに基づいて、3原色に変換した情報を含む弾性画像データとして切替加算器8へ出力させる。カラースキャンコンバータ16の詳細な構成は、図2に示すように、歪みのデータ或いは弾性率のデータに基づいて3原色を割り当てる256階調部20と、操作部17の指令に基づいてカラーレンジを切替えて境界部を変更する境界ライン制御部22と、256階調部20と境界ライン制御部22から画像に適応したカラーマップを作成するカラーマッピング部21と、カラーマッピング部21からの画像データを切替加算器8へ出力させる画像データ出力部24からなる。256階調部20は、弾性データ処理部15から出力される弾性フレームデータすなわち各画素対応の歪み量データを256段階の階調に割り振るために、一致の規則を基にして8ビット構成の信号に丸め込み、その8ビット構成(256段階)の階調データをカラーマッピング部21に出力する。カラーマッピング部21は、256階調部20から出力される8ビット構成(256段階)の階調データを入力し、その階調データに赤、緑、青などの色相情報を、予め設定されたカラーバーに対応した色変換テーブルに従って付与する。

[0033] 次に、カラー弾性画像を表示させるカラースキャンコンバータ16の具体的な実施例について説明する。

[0034] (実施例1)

実施例1により、歪みをカラー表示させる場合を説明する。まず、フレーム毎に歪みデータSを $S = \Delta L / \Delta X$ から求め、ROI50内の歪みの統計処理を行う。この統計処理では、図4に示されるように、縦軸は歪み、横軸は頻度で表わされたグラフ上にROI50内の各座標分の歪みを分布させ、各歪みを加算し、歪みの総量を算出する。そして、(歪みの総量) / (画素数)の演算で歪みの平均値30を算出する。この歪みの平均値30を軸にして歪み最大値から歪み最小値までの各分数値に応じて色をそれぞれ割り当てる。具体的には、カラースキャンコンバータ16に備えられたメモリに格

納された色相情報の色変換テーブル31の歪みの値に対応する各テーブル座標に、それぞれ赤R、緑G、青Bの色コードからなる色相情報を割り当てる。

[0035] 色の割り当て方は、例えば、歪みが大きい柔らかい箇所を赤く表示させるとき、図4(a)に示す色変換テーブル31の歪が大きい箇所に対応する座標に割り当てる色コードの赤Rを大きく設定し、緑Gと青Bを小さく設定する。これにより、色変換テーブル31に基づいて弾性画像データを生成することにより、柔らかい箇所を赤く表示できる。逆に、歪みの小さい硬い箇所を青く表示させる時、色変換テーブル31の歪みの小さい箇所に対応する座標に割り当てる色コードの青Bを大きく設定し、緑Gと赤Rを小さく設定するようにする。

[0036] 例えば、ROI50内に広域に硬い部分が存在する場合に、その硬い領域の全体を把握したい場合は、図4の色変換テーブル31の歪みの値に対する各座標の赤R、緑G、青Bの割り振りを、青Bの範囲を拡張して、明確に表示されるように設定する。また、硬い箇所と柔らかい箇所の境界部32を明確にさせるため、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して赤R、青Bの境界部32を緑Gに設定する。また、歪みの平均値30を中心にして、硬い箇所を青B、柔らかい部分を赤Rに表示させるように色変換テーブル31の色相情報を割り当てる。この割り当てに基づいて、弾性画像データを生成して表示させることにより、図6(a)に示されるように、どの領域に硬い組織があるのかを広域で認識することができる。なお、図6の破線100は弾性画像には表示されていない。図6(a)、(b)、(c)の対応関係の説明のために示したものである。また、符号102は、柔らかい箇所、符号103は硬い箇所、符号101は硬さの平均的な箇所を示している。

[0037] 一方、ROI50内で柔らかい部分が存在する場合に、その柔らかい部分の全体の領域を把握したい場合は、図4(b)に示されるように、色変換テーブル31の歪が小さい箇所に対応する座標に割り当てる赤R、緑G、青Bの割り振りを、赤Rが明確に表示されるように設定する。そして、硬い箇所と柔らかい箇所の境界部32を明確にさせるため、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して赤R、青Bの境界部32を緑Gに設定する。また、柔らかい箇所を赤Rに表示させるように赤Rの表示範囲を狭め、青Bを広い範囲で表示させるよう色変換テーブル31を設定する。この割り当てに基

づいて弾性画像データを生成して表示させることにより、図6(b)に示されるように、青Bを広い範囲で表示させて赤Rの背景として利用する。これにより、抽出すべき赤Rを際立たせて表示させることができ、どこに柔らかい組織があるのかを容易に認識することができる。

[0038] さらに、ROI50内で硬い部分が存在し、その領域を把握したい場合、図4(c)に示されるように、色変換テーブル31の歪みに対する赤R、緑G、青Bの割り当てを、青Bが際立って表示されるように可変する。まず、硬い箇所と柔らかい箇所の境界部32を明確にさせるため、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して赤Rと青Bの境界部32を緑Gに設定する。また、硬い箇所を青Bに表示させるよう青Bの表示範囲を狭め、赤Rを広い範囲で表示させるよう色変換テーブル31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを生成して表示させることにより、図6(c)に示されるように、赤Rを広い範囲で表示させて青Bの背景として利用し、抽出すべき青Bを際立たせて表示させることができ、どこに硬い組織があるのかを容易に認識することができる。

[0039] このように、本実施例によれば、境界部32に挟まれた一方を柔らかい箇所、他方を硬い箇所とした境界部32を動かすことにより、抽出したい大きさの歪みの部位を際立たせて表示させることができる。

[0040] (実施例2)

実施例2により、弾性率をカラー表示させる場合を説明する。実施例1と異なる点は、歪みに代えて、弾性率を割り当てている点である。弾性率(ヤング率) Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ という式によって算出される。カラースキヤンコンバータ16に備えられた色変換テーブル31には、図5に示されるように、弾性率演算値の範囲を複数に区分し、各区分に対して予め赤R、緑G、青Bの色コードが設定される。そして、入力される弾性率の演算値に対応する色相情報を色変換テーブル31から読み出して弾性画像データを生成する。

[0041] ここで、例えば、ROI50内で弾性率を広域に把握したい場合は、図5(a)に示されるように、実施例1と同様に、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して赤Rと青Bの境界部32を緑Gに設定する。また、弾性率の平均値付近を中心にして弾

性率の低い箇所を青B、弾性率の高い箇所を赤Rに表示させるように色変換テーブル31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを生成して表示させる。この表示により、どの領域に弾性率が高い、或いは低い組織があるのかを広域で認識することができる。

[0042] また、例えば、ROI50内で弾性率が高い領域を把握したい場合は、図5(b)に示されるように、実施例1と同様に、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して赤Rと青Bの境界部32を緑Gに設定する。また、弾性率の高い付近を中心にして弾性率の低い箇所を青B、弾性率の高い箇所を赤Rに表示させるように色変換テーブル31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを生成して表示させる。この表示により、どの領域に弾性率が高い組織があるのかを認識することができる。

[0043] また、例えば、ROI50内で弾性率が低い領域を把握したい場合は、図5(c)に示されるように、実施例1と同様に、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して赤Rと青Bの境界部32を緑Gに設定する。また、弾性率の低い付近を中心にして弾性率の低い箇所を青B、弾性率の高い箇所を赤Rに表示させるように色変換テーブル31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを生成して表示させる。この表示により、どの領域に弾性率が低い組織があるのかを認識することができる。

[0044] このように、実施例2によれば、境界部32に挟まれた一方を弾性率が高い箇所、弾性率が低い箇所とし、その境界部32を動かすことにより、抽出したい弾性率の部位を際立たせて表示させることができる。

[0045] (実施例3)

実施例3により、歪み或いは弾性率の所望の部位のみを表示させたい場合を図7を用いて説明する。実施例1、2と異なる点は、中間領域部分33を表示しないように色変換テーブル31の色相情報の割り当てを変えたところにある。操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して、色変換テーブル31の色相情報を変更設定することにより、歪みの場合は硬い箇所と柔らかい箇所のみを抽出し、弾性率の場合は弾性率の高い値と低い値のみを抽出して表示させることができる。このように、中間領域部分を表示しないことにより、弾性画像の不要なデータを取り除くことができ、結果的に不要なデータ中のノイズを除去して弾性画像を表示することができる。なお、操作

部17を操作して境界部32を任意に上下させ、また表示範囲を広げてもよい。また、歪みの場合は硬い箇所と柔らかい箇所のどちらか一方、弾性率の場合は弾性率の高い値と低い値のどちらか一方のみを表示させるようにしてもよい。

[0046] 上述した各実施例において、歪み量に基づいて赤Rを柔らかい箇所、青Bを硬い箇所として表示させたが、その色にとらわれず、何色で表示してもよいことは言うまでもない。これは弾性率に関しても同様である。具体的に、256階調部20により色の濃度を任意に設定したり、赤R、緑G、青Bを組み合わせた複合色、例えば黒や黄色やピンク等に置き換え、検査者が容易に柔らかい箇所或いは硬い箇所を認識しやすいような色を表示させるようにしてもよい。

[0047] また、同様に、境界部32も緑Gのみでなく、赤Rと青Bの中間色や、赤Rと緑Gと青Bの組み合わせた複合色に置き換えて表示するようにしてもよい。さらに、例えば硬い箇所と柔らかい箇所の色がそれぞれ互いに異なる色である場合、境界が明確であるため、境界部32を特に表示させず、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して色の切り替わりを制御させてもよい。

[0048] (実施例4)

図8に、実施例4の階調データと色相情報との関係を示すカラーバー41と、カラーバー41に対する色相情報の色変換テーブル42を示す。実施例1〜3と異なる点は、歪や弾性率の大きさを赤Rと青Bの2色で表すことに代えて、赤Rと緑Gと青Bの3色で色付けしていることにある。また、本実施例では、歪や弾性率の大きさの境界部を表示するようにしていない点にある。

[0049] すなわち、図8に示すように、色変換テーブル42の階調データにおいて、例えば、歪みが大きく計測された軟らかい領域については、赤Rの色コードに、逆に歪みが小さく計測された硬い領域については、青Bの色コードに、歪みがほぼ中間の領域については、緑Gの色コードにそれぞれ変換されるように色相情報が割り振られている。したがって、赤Rの色コードと緑Gの色コードの間は黄色Ye (Yellow) に変換され、緑Gの色コードと青Bの色コードの間はシアン色Cy (Cyanogen) に変換され、各色の境界付近は段階的に色相が変化するようになっている。しかし、図8の色変換テーブル42には、カラーバー41の代表的な色コードのみが示してある。したがって、実際

には、各色の境界付近では段階的に変化するような色コードが割り振られている。

[0050] 切替加算器8は、白黒スキャンコンバータ11からの白黒の断層像データとカラーズキャンコンバータ16からのカラーの弾性画像データとを入力し、両画像を加算または切り替える。ここで、切替加算器8は、白黒の断層像データだけ、またはカラーの弾性画像データだけを出力したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したり、種々切り替え可能になっている。この実施例に係る切替加算器8は、両画像データを加算合成する場合に、カラーの弾性画像データを所定の透明度で白黒のBモード断層像に重ねて画像表示器9に表示できるようになっている。

[0051] 図9は、この実施例に係る超音波診断装置の画像表示器9の表示例を示す図である。図9には、透明度が“0”の場合の弾性画像が表示されている。図において、表示画像のほぼ中央付近に表示されている長形状をした灰色部分(周囲よりも薄い灰色部分)が関心領域ROIである。この長形状の関心領域内に存在する円形状の濃い灰色部分が生体組織としての硬い箇所であり、これ以外の薄い灰色部分は比較的軟らかい箇所である。長形状の関心領域は、実際にはカラーで表示されている。図では白黒表示しているので、分かりにくくなっているが、この関心領域の薄い灰色部分は緑色であり、円形状の濃い灰色部分は全体的に青色である。なお、図9において、点線の円で囲まれた領域の濃い灰色部分は赤色であり、それ以外の濃い灰色部分は青色である。これらの場合、赤色が生体組織の軟らかい部分を示し、青色が硬い部分を示し、緑色がその中間の硬さを示している

このように、関心領域内の歪み弾性画像をその硬さに応じてカラー表示することによって、生体組織の硬さなどを容易に視認することが可能となる。特に、本実施例では、操作部17を介してカラーズキャンコンバータ16のカラーマッピング部20の色変換テーブル42の色相情報を任意に変更可能にしている。したがって、検査者は、診断の狙いに合わせて、色変換テーブル42の色相情報を可変設定することにより、例えば、所定の硬さ以上の部分を青色で表示させるように、カラー化を調整することができる。その結果、視認性が向上し、使い勝手がよくなる。

[0052] つまり、従来は、色変換テーブル42の色相情報が歪みや弾性率等の大きさに対応させて一律に固定されていたから、所定の硬さ以上の部位の大きさを診断したり、そ

の広がり診断する場合、所定の硬さ以上の部位を直感的に判断できない。これに対して、本実施例によれば、検査者が色変換テーブル42の色相情報を自由に変更できるから、所定の硬さ以上の部位や、その広がりを容易に診断することができる。

[0053] また、図9において、弾性画像の右側側面には、弾性画像の硬さを示すカラーバー41が表示されている。このカラーバー41は、図8に示したものと同一である。図9では白黒で表わされているが、実際の表示画面では図8の色変換テーブル42に示すような色相情報に対応してカラー化されて表示されている。また、このカラーバー41の上下には、色と硬さの割り振りを認識し易いように「Soft」と「Hard」の文字が表示されている。このように表示されるのは、カラーバー41が歪みの大きさ、即ち組織の硬さや軟らかさに対応する場合だからである。したがって、変位量に対応するときには、距離を示す文字が表示され、弾性率に対応するときにはその単位を示す文字が表示されるようになっており、その割り振りの関係を容易に認識することができるようになっている。

[0054] (実施例5)

図10に、カラーバーと色変換テーブルの実施例5を示す。本実施例のカラーバー41は、硬い部分の境界を詳しく観察するための色相情報の設定例である。すなわち、硬い部分の境界付近である図8の青Bの色コードとシアンCyの色コードとの中間付近に、周囲の色相に対して色調が異なる色相を設定することにより、その中間付近を容易に識別可能にした例である。また、その中間付近の色相が階調的に変化するようにすることができる。例えば、図10に示すように、マゼンタMg (Magenta) 色を階調的に変化させた部分を割り当てる。これらのカラーバー41の色相情報の設定は、操作部17を介して色変換テーブル42の色コード(R、G、B)を割り振ることにより行う。図では、マゼンタMgの色コードが階調的に変化するように、色コードとしてMagenta: (255, 0, 255), Violet: (238, 130, 238), Plum : (221, 160, 221)などのように階調的に色が変わるような色コードが割り振られている。このカラーバー41も図8のものと同じように、各色の境界付近は段階的に色相が変化するようになっているが、図10では、カラーバー41の右隣に示した色変換テーブル42は、代表的な色コードのみが示してある。したがって、実際には、各色の境界付近では段階的に変

化するような色コードが割り振られることになる。

[0055] (実施例6)

実施例5では、各色の境界付近で段階的に変化するような色コードを割り振る例を示したが、これに限られないことは言うまでもない。すなわち、図11に示す実施例6のように、カラーバー41は、関心のある硬さ(あるいは、軟らかさ)の領域だけを浮き出させるために、図8のカラーバー41に対して、所望の硬さに対応する領域を、例えばピンク(Pink)の色コードなどで上塗りして、その部分の弾性画像だけをピンク色で表示するようにしている。この色相情報の設定は、操作部17を介して色変換テーブル42の色コード(R、G、B)を割り振ることにより行う。

[0056] ここで、図10又は図11の実施例のように上塗りしたカラーコードの領域は、操作部17から境界ライン制御部22に指令を入力して色変換テーブル42を可変設定することにより、伸縮自在、移動自由であり、カラーの設定も任意である。これによって、詳しく観察したい所望の硬さを有する領域を自分の好みの色で表示したり、さらに階調的に表示することが可能となり、視認性が向上する。なお、このように部分的に色の異なる領域は一つでもよいし、複数設けてもよい。

[0057] (実施例7)

カラーバー41と色変換テーブル42のさらに他の実施例を図12および図13に示す。この実施例のカラーバー41は、256段階の階調の一部分に色相情報を割り振ったものである。図13は、図12のカラーバー41の詳細および色変換テーブル42を示す図である。この実施例に係るカラーバー41は、例えば、所望の硬い部分だけに色相情報を付与し、それ以外の領域には空(Nu11)データが格納され、色相情報を付与しないように、操作部17から色変換テーブル42を変更したものである。このように、関心の高い部分を詳細に表示するために、図8に示したカラーバー41を圧縮し、関心の高い硬さの部分だけに色相情報を割り振るようにしたものである。空(Nu11)データの割り振られた箇所は、透明度100パーセントの弾性画像となる。なお、図10または図11のようなカラーバー41を圧縮してもよいし、単色を割り振るようにしてもよい。これによって、詳しく観察したい領域のみに色相情報を付与することができるので、視認性の向上を図ることができる。

- [0058] 以上説明した各実施例では、弾性色相フレームデータの成分として、RGBの信号形式を用いて説明したが、本発明はこの例に限らず、他の信号形式(例えばYUVなど)にて色相情報を付与する方法にて実現してもよい。
- [0059] 以上説明した各実施例によれば、歪み或いは弾性率に応じて色変換テーブル31、41の赤R、緑G、青Bの色コードの割り当てを任意に変換することにより、柔らかい箇所、硬い箇所、弾性率の高低などの生体組織に係る弾性情報を、検査者の意思に応じて認識しやすいように表示させることができる。

請求の範囲

- [1] 被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子により受波された反射エコー信号に基づいて断層像を生成する断層像構成手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記断層像に対応する部位の前記被検体の弾性に関する物理量を求めてカラー弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層像と前記カラー弾性画像を重ねてまたは並べて画面に表示する表示手段と、前記画面に表示される前記カラー弾性画像の色相と前記物理量の大きさとの対応関係を可変設定する入力手段を設けてなる超音波診断装置。
- [2] 前記入力手段により設定された前記カラー弾性画像の色相と前記物理量の大きさとの対応関係は、前記画面にカラーバーによって表示されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [3] 前記カラーバーは、前記物理量の大小が異なる色相で表示され、かつ前記大小の色相の境界が他の異なる色相で表示されることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。
- [4] 前記大小の色相の境界は、前記入力手段により移動可能に形成されてなることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。
- [5] 前記カラーバーの任意の位置に、前記入力手段により周辺と異なる色相の境界領域を設定可能に形成されてなることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。
- [6] 前記カラー弾性画像は、前記物理量の設定値の大小いずれか一方の物理量を有する部位のみが設定された色相で表示されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [7] 前記カラー弾性画像は、前記物理量の設定値を含む周辺部位が、他の部位と異なる色相で表示されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [8] 前記周辺部位の色相は、前記物理量の大きさに応じた階調を有することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。
- [9] 前記弾性画像構成手段は、前記物理量の大きさに対する前記カラー弾性画像の色との関係が設定されてなる書き換え可能な色変換テーブルと、前記反射エコー信

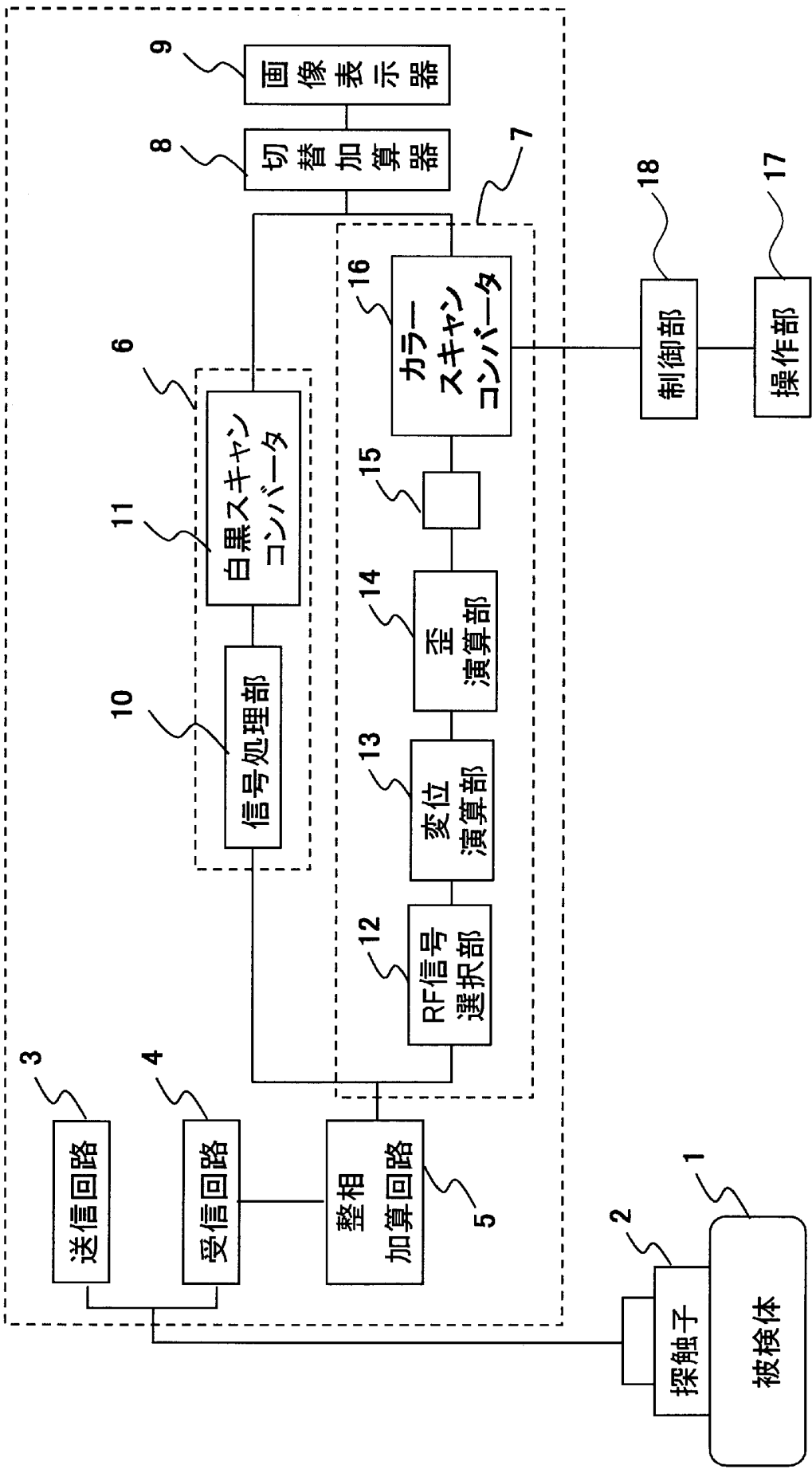
号に基づいて前記断層像に対応する部位の前記被検体の弾性に関する物理量を求める演算手段と、該求めた前記物理量に対応する色を前記変換テーブルから読み出して前記物理量の分布を表すカラー弾性画像を生成するカラー画像生成手段とを有し、前記色変換テーブルは前記入力手段から入力される前記指令に基づいて書き換えられることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

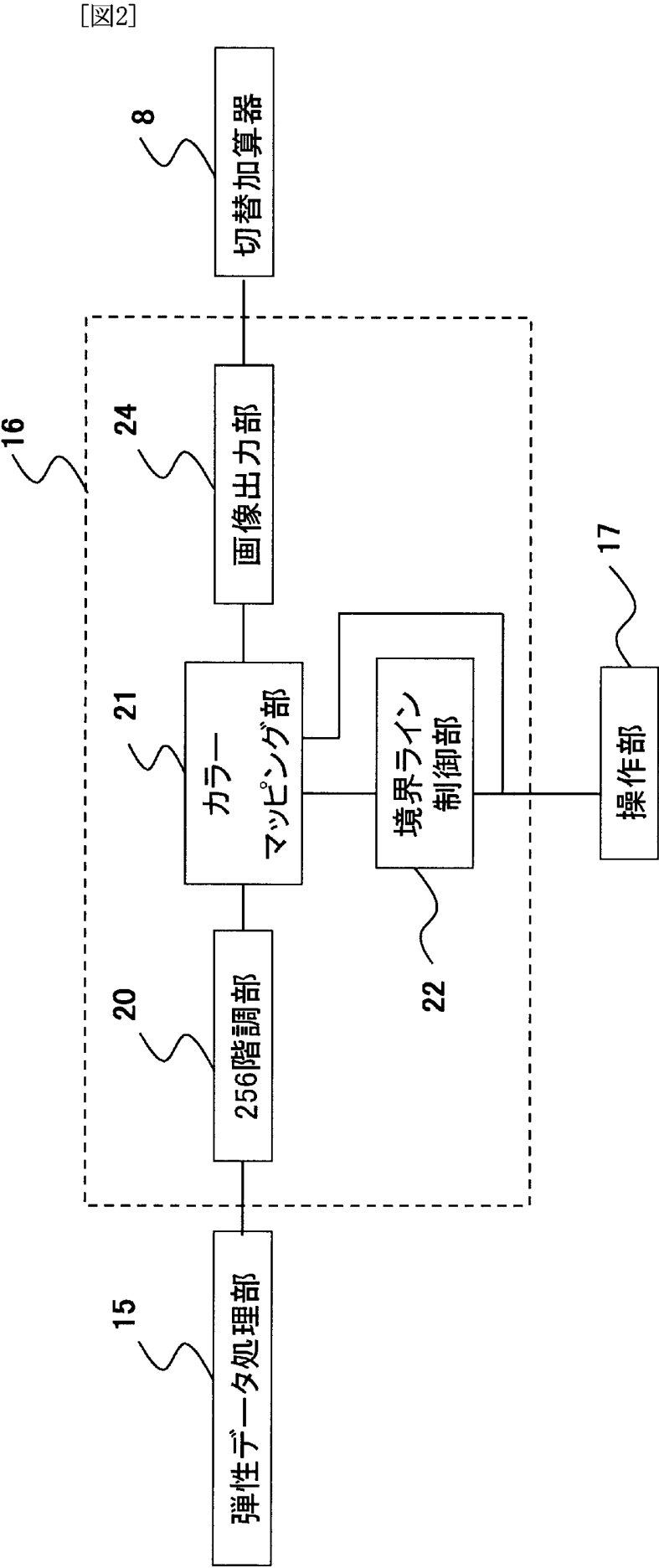
[10] 前記弾性画像構成手段は、前記色変換テーブルに設定された前記物理量の大きさに対する前記カラー弾性画像の色相との対応関係を示すカラーバーを前記表示手段の前記画面に表示させることを特徴とする請求項9に記載の超音波診断装置。

[11] 被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子により受波された反射エコー信号に基づいて断層像を生成する断層像構成手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記断層像に対応する部位の前記被検体の弾性に関する物理量を求めてカラー弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層像と前記カラー弾性画像を重ねてまたは並べて画面に表示する表示手段とを備え、前記物理量は、生体組織の移動量より算出される歪みあるいは弾性率であり、前記表示手段に前記カラー弾性画像の色相と前記歪みあるいは弾性率との対応を示すカラーバーを表示させることを特徴とする超音波診断装置。

[12] 前記カラーバーの周辺には、前記カラー弾性画像の硬さの割り振りを示す文字が表示されることを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

[図1]





[図3]

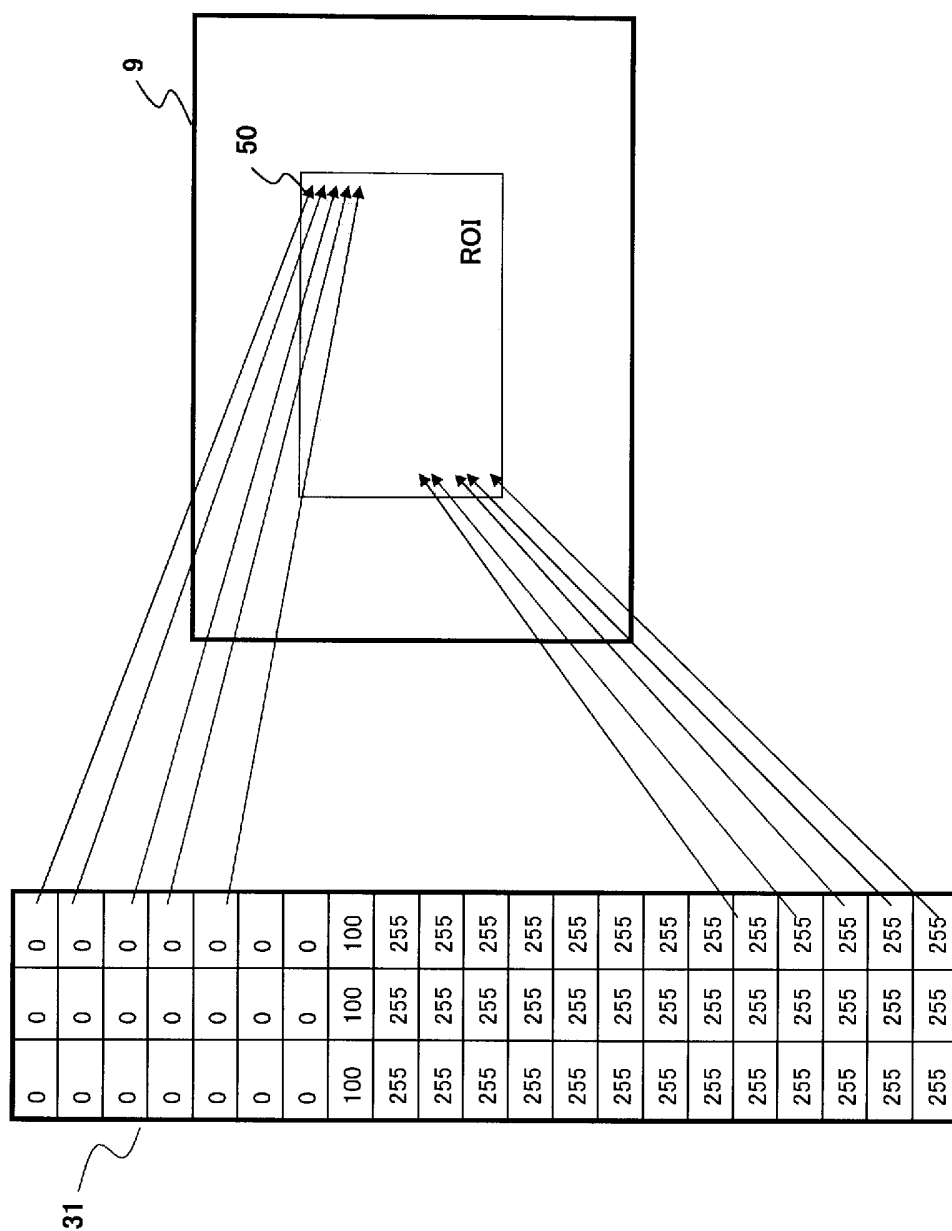


Figure 1 illustrates a process for calculating distortion values. At the top, a graph shows a bell-shaped curve with a vertical dashed line labeled '30' indicating a threshold. An arrow points from the graph to a table below. The table is divided into two main sections: a header section labeled '16' and a data section labeled '31'. The header section contains columns for '歪み演算値の範囲' (Distortion Calculation Value Range) and '歪み最大値' (Distortion Maximum Value). The data section contains columns for '歪み最小値' (Distortion Minimum Value), '歪み最大値', and '歪み平均値' (Distortion Average Value). The table is further divided into three sub-sections: (a), (b), and (c), each containing a table with columns R, G, and B. The values in the tables are numerical, representing distortion levels for different color channels.

©

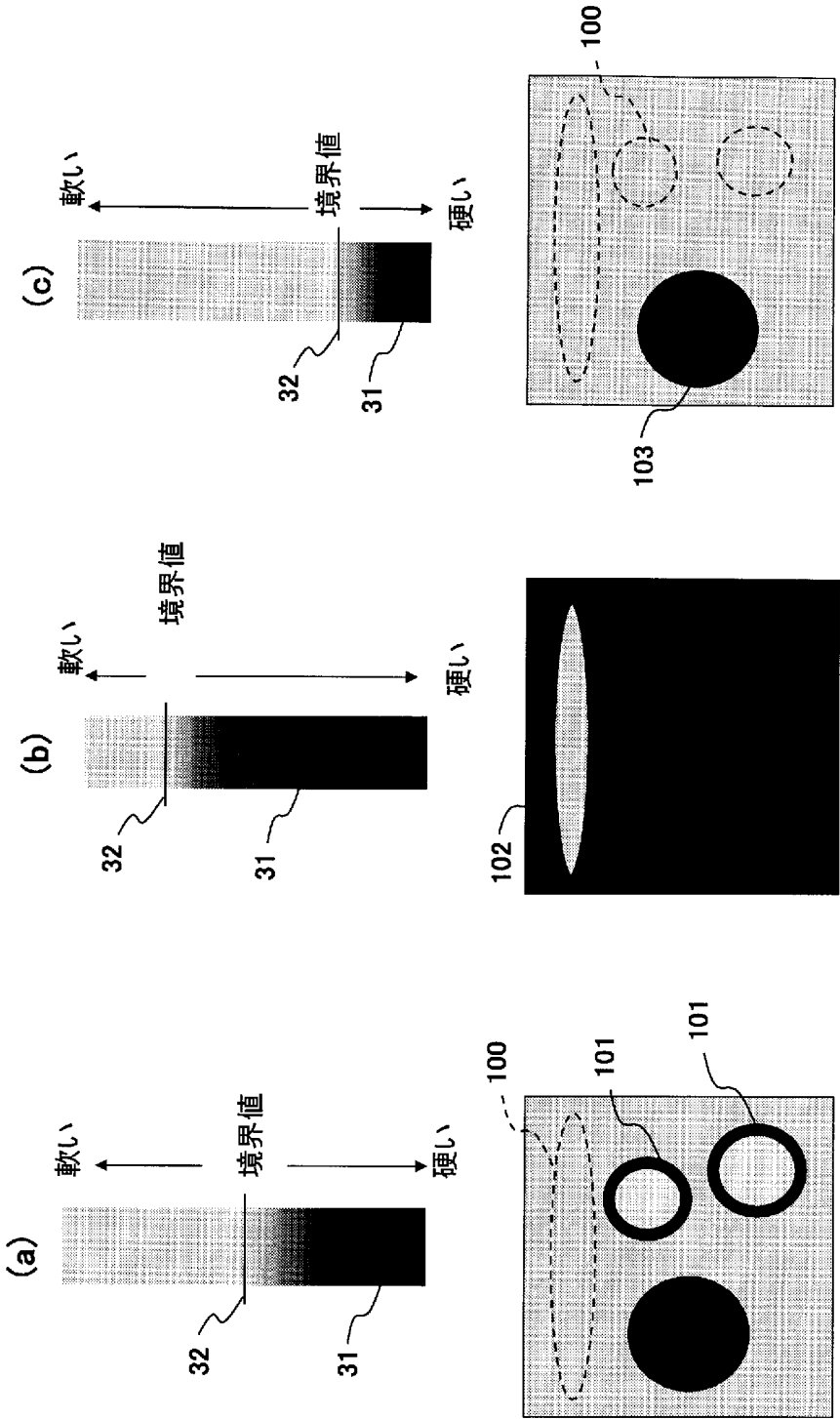
(9)

(a)

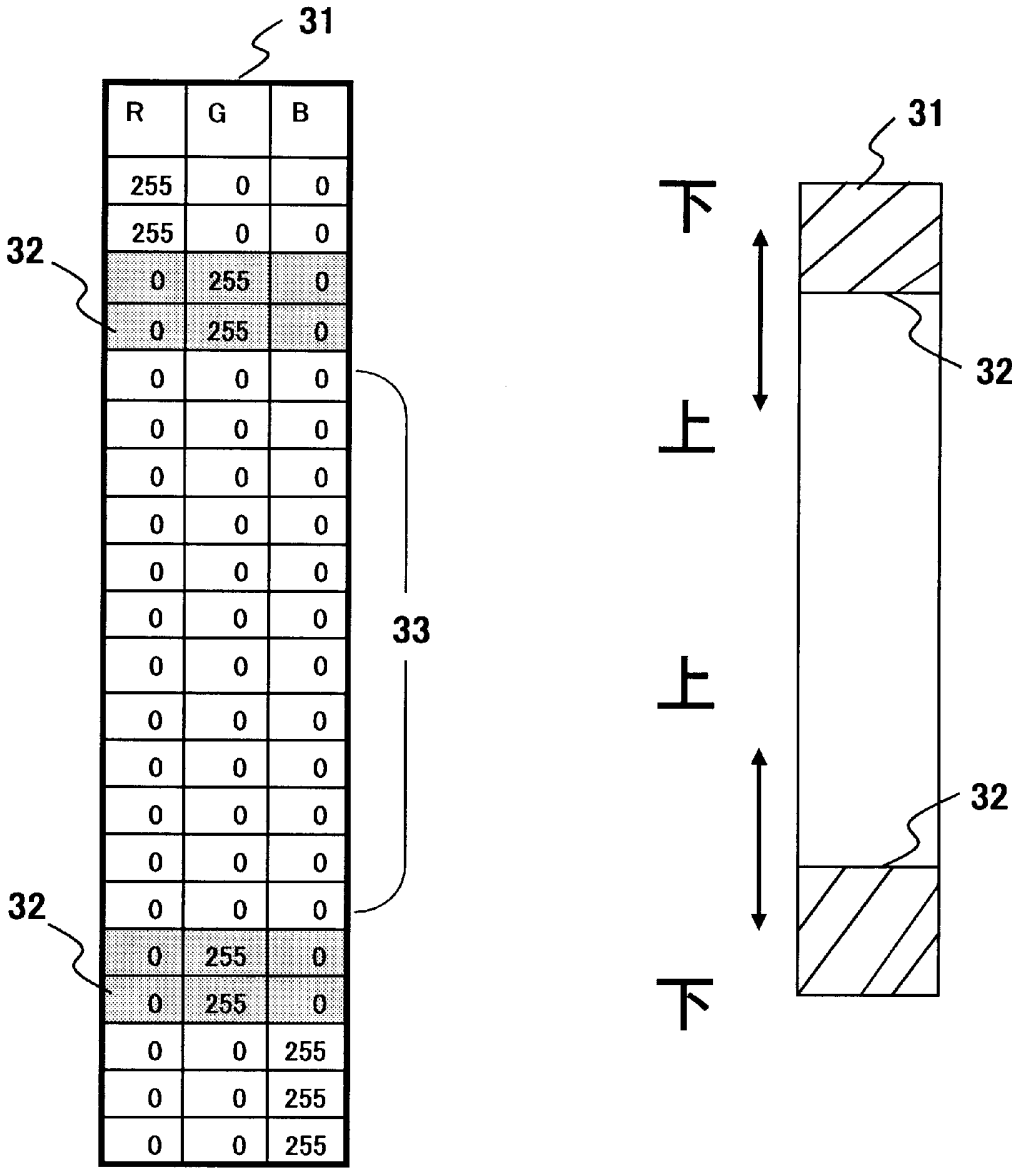
31

弾性率演算値 の範囲		R	G	B
2801~3500	→	255	255	255
2401~2800	→	255	255	255
2001~2400	→	255	255	255
1801~2000	→	255	255	255
1601~1800	→	255	255	255
1501~1600	→	255	255	255
1401~1500	→	255	255	255
1301~1400	→	255	255	255
1201~1300	→	255	255	255
1101~1200	→	255	255	255
1001~1100	→	100	100	100
901~1000	→	100	100	100
801~900	→	0	0	0
701~800	→	0	0	0
601~700	→	0	0	0
501~600	→	0	0	0
401~500	→	0	0	0
301~400	→	0	0	0
201~300	→	0	0	0
101~200	→	0	0	0
1~100	→	0	0	0

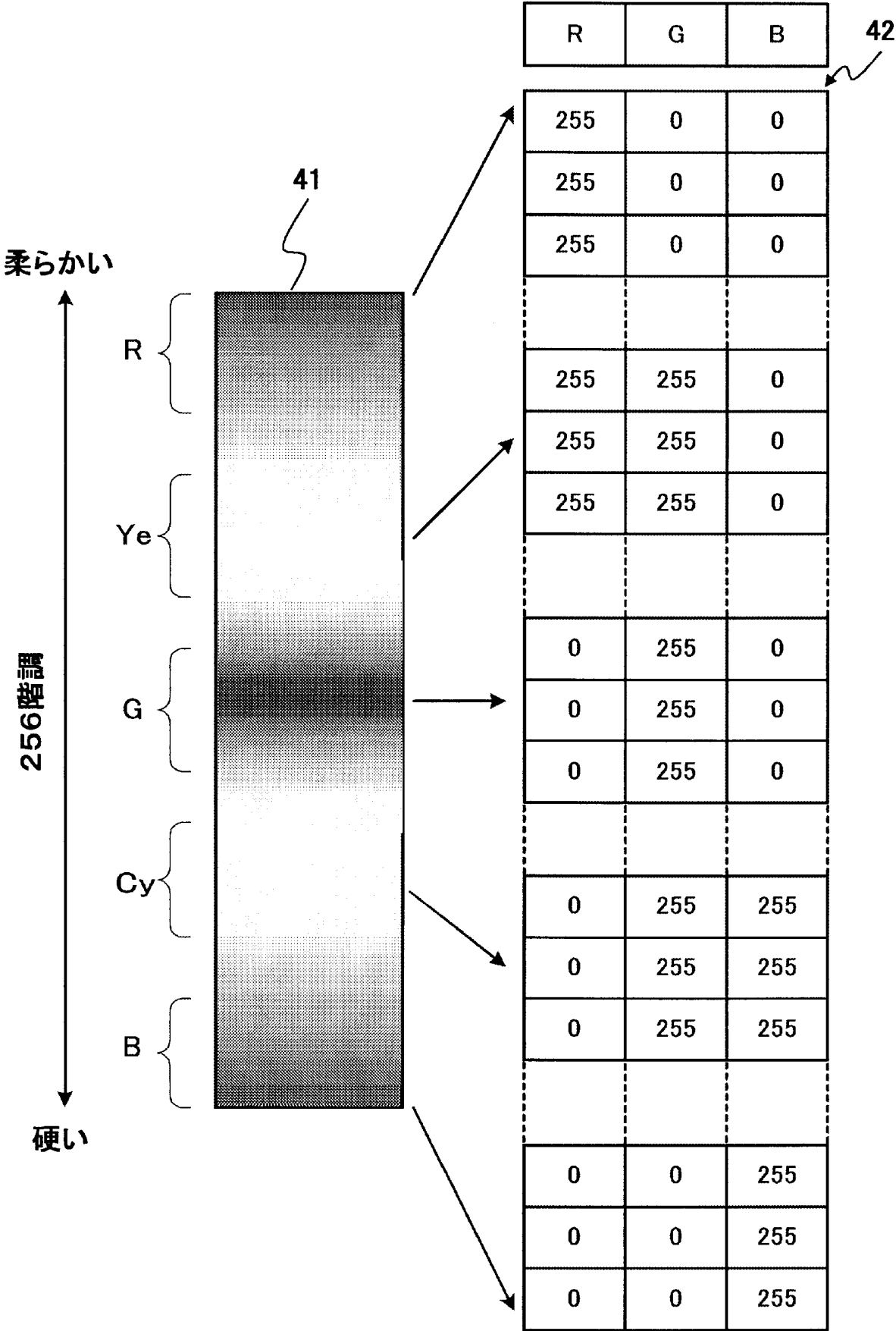
[図6]



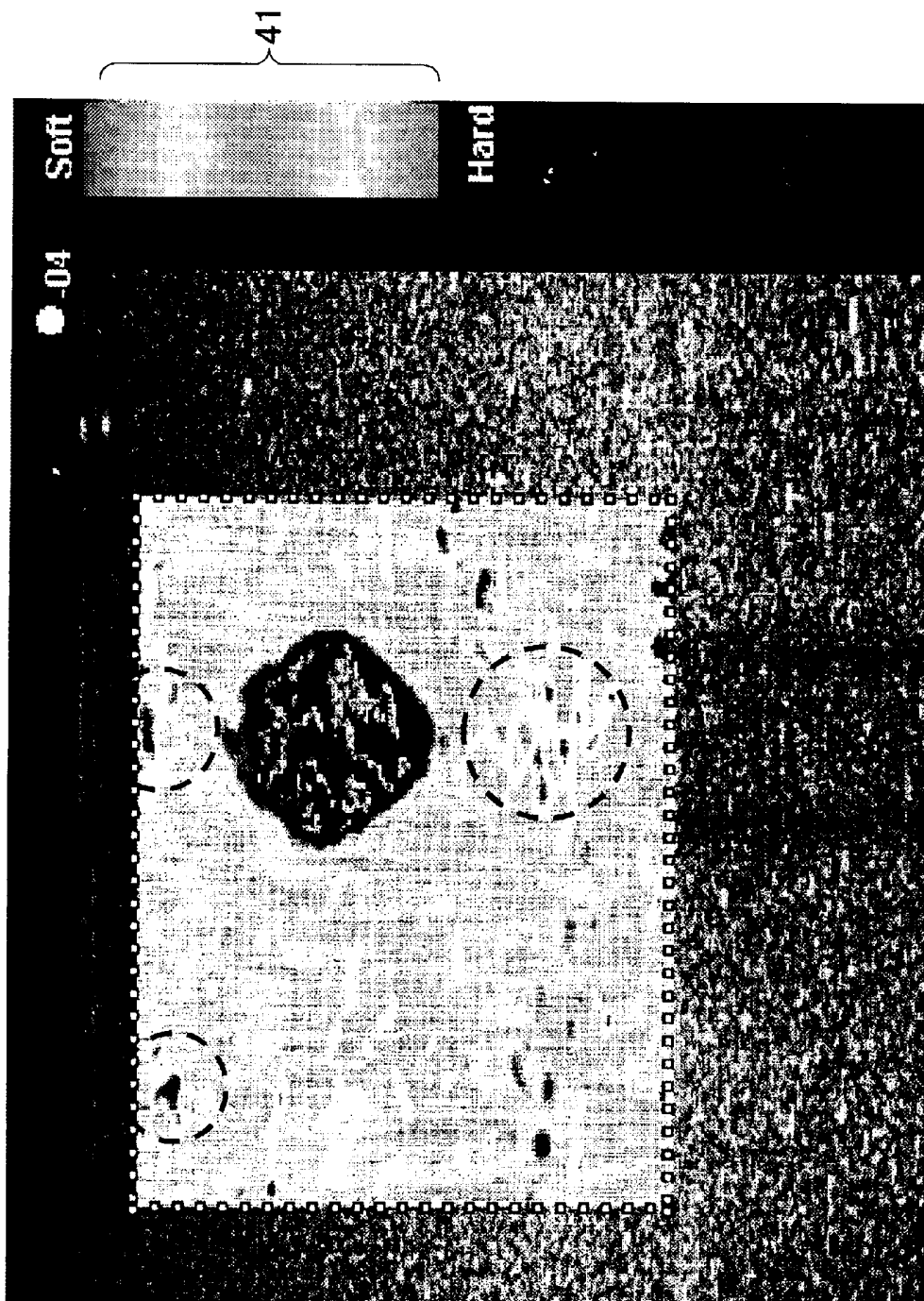
[図7]



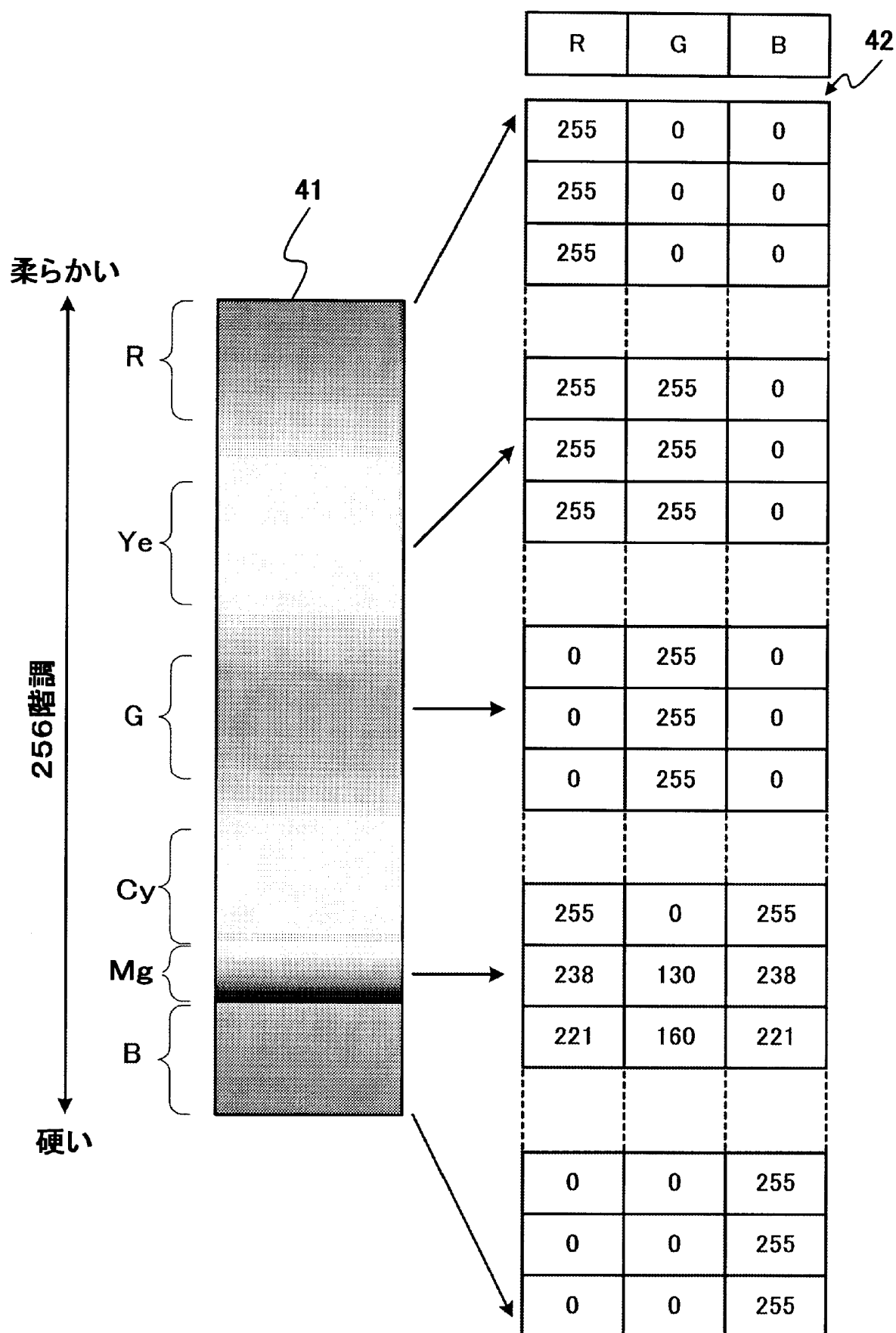
[図8]



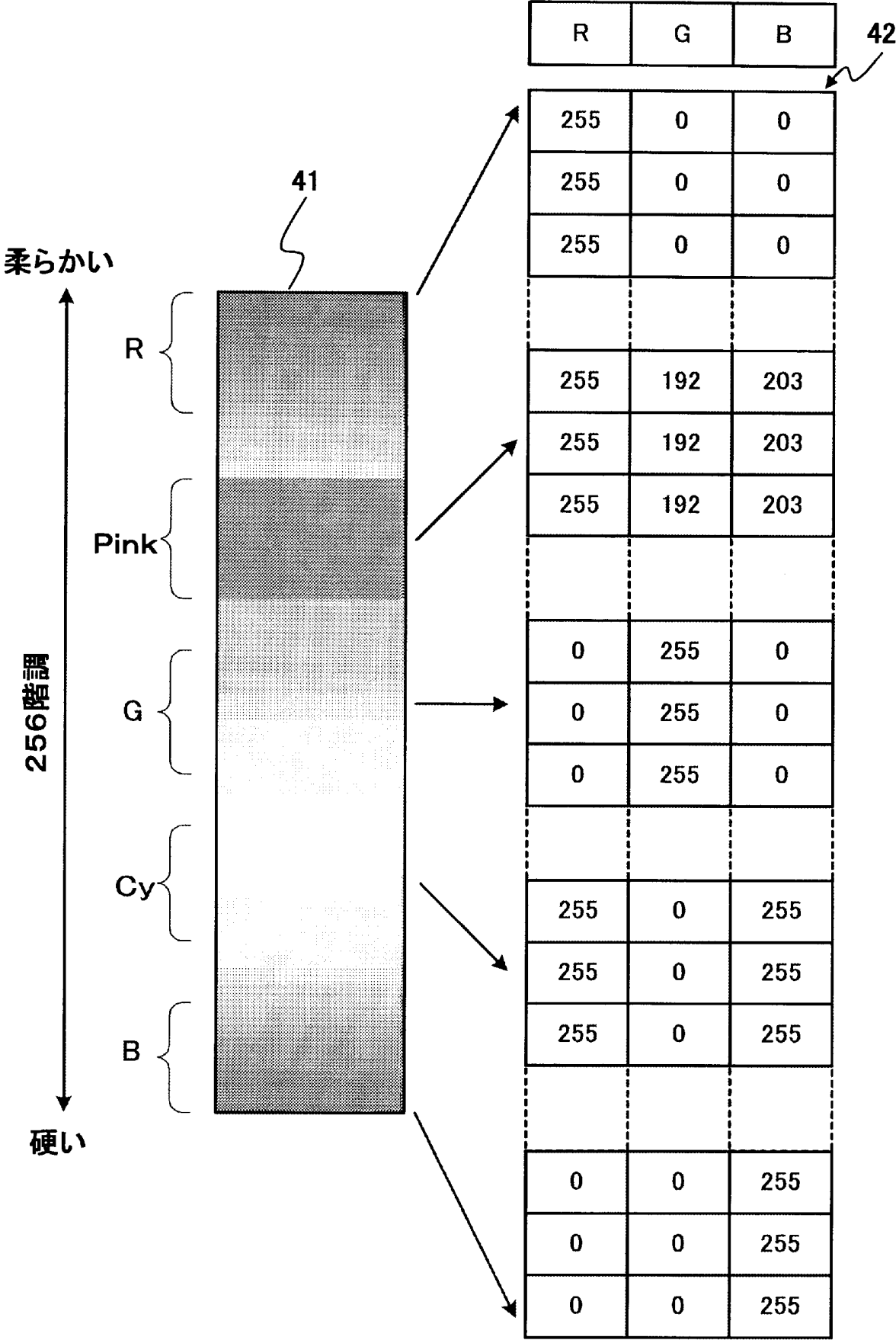
[図9]



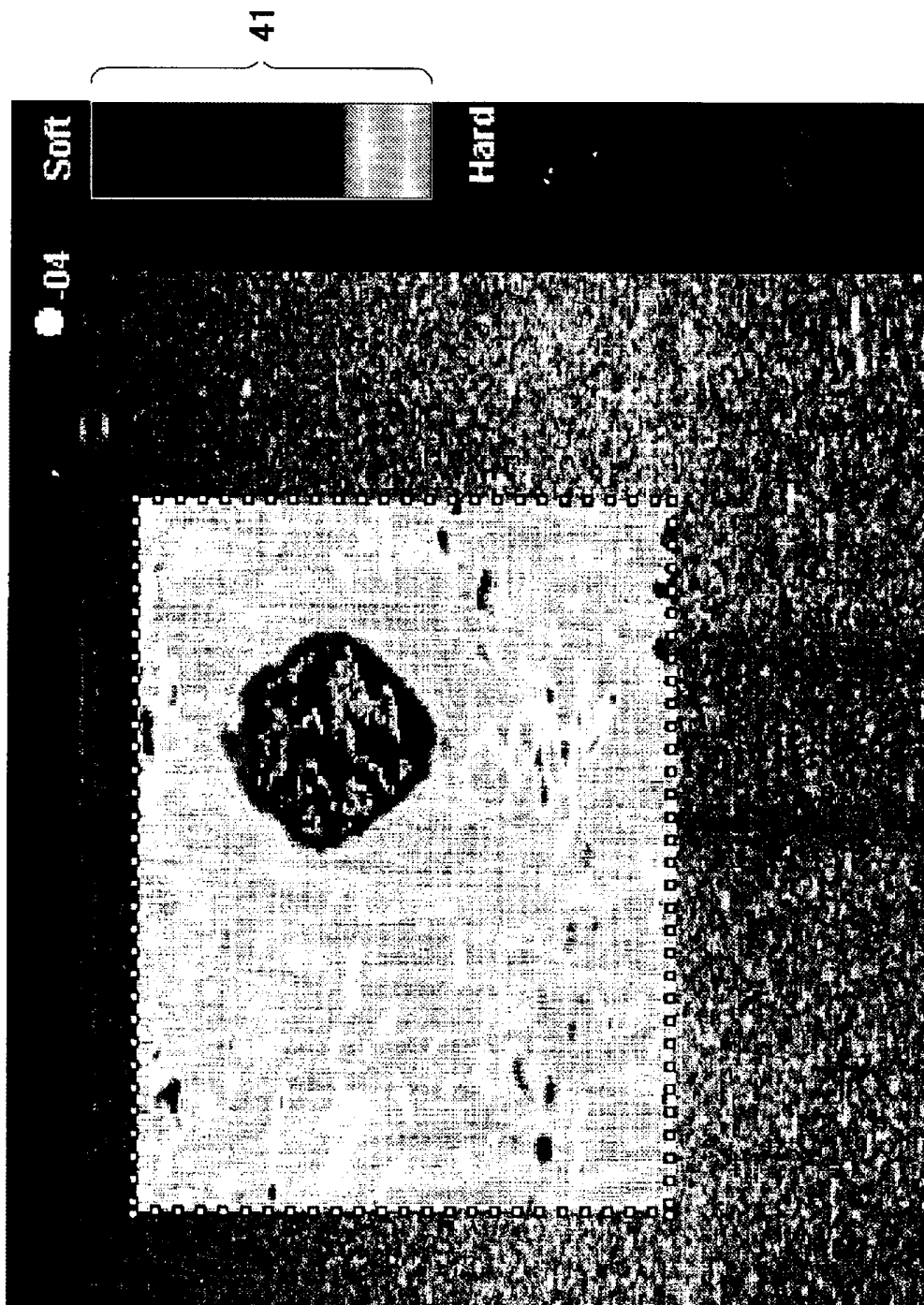
[図10]



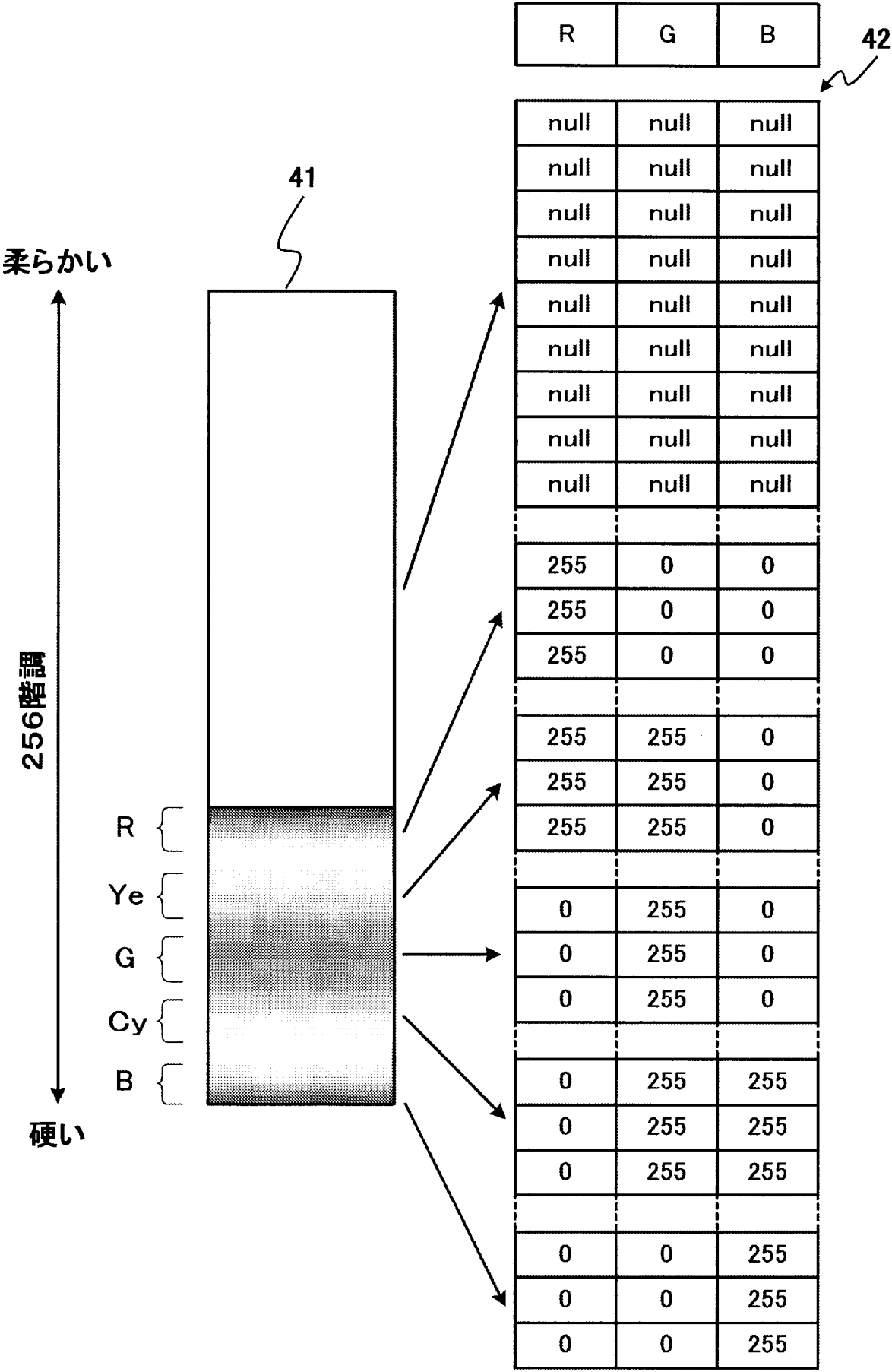
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016747

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B8/08

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)
Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	Naotaka NITTA, "Sanjigen Hen'i Vector Keisoku ni Motozuku Soshiki Danseiritsu Saikosei no Jikkenteki Kento", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2000 (15.04.00), Vol.27, No.4, page 738	<u>1, 2, 9-12</u> 3-5
Y	JP 9-182751 A (Hewlett-Packard Co.), 15 July, 1997 (15.07.97), Full text; all drawings & US 5622173 A	3-5
A	JP 2000-60853 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-5, 9-12

☒ 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
27 January, 2005 (27.01.05)

Date of mailing of the international search report
15 February, 2005 (15.02.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016747

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-275211 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC.), 30 September, 2003 (30.09.03), Full text; all drawings & US 2003/0163043 A1	1-5, 9-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016747

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to the inventions of claims 1-12 is the structure of an ultrasonograph comprising an ultrasonic probe, tomogram constructing means, elasticity image constructing means, and display means. However, the international search has revealed that this technical feature is not novel since it is disclosed in document Naotaka NITTA, "Sanjigen Hen'i Vector Keisoku ni Motozuku Soshiki Danseiritsu Saikosei no Jikkenteki Kento", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2000 (15.04.00), Vol.27, No.4, page 738.

Therefore, the technical feature cannot be considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

(Continued to extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-5, 9-12

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016747

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

Consequently, the inventions of claims 1-12 do not comply with the requirement of unity of invention.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/08

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 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00-8/15

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 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2005年
 日本国登録実用新案公報 1994-2005年
 日本国実用新案登録公報 1996-2005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)
 医中誌Web

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 請求の範囲の番号
X	新田尚隆、三次元変位ベクトル計測に基づく組織弾性率再構成の 実験的検討、超音波医学、2000. 04. 15、第27巻、第4 号、第738頁	1, 2, 9-12
—		—
Y		3-5
Y	J P 9-182751 A (ヒューレット・パッカート・カンパニー) 1997. 07. 15 全文、全図 &US 5622173 A	3-5

☒ 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

27. 01. 2005

国際調査報告の発送日

15. 2. 2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

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)

後藤 順也

2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

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 請求の範囲の番号
A	JP 2000-60853 A (株式会社日立メディコ) 2000. 02. 29 全文、全図 (ファミリーなし)	1-5, 9-12
A	JP 2003-275211 A (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) 2003. 09. 30 全文、全図 &US 2003/0163043 A1	1-5, 9-12

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT 17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-12に記載される発明に共通する事項は、超音波探触子、断層像構成手段、弾性画像構成手段、表示手段を備える超音波診断装置の構成である。しかしながら、調査の結果、上記構成は、文献 新田尚隆、三次元変位ベクトル計測に基づく組織弾性率再構成の実験的検討、超音波医学、2000.04.15、第27巻、第4号、第738頁に記載された事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記構成は、PCT規則13.2の第2文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲1-12に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。
請求の範囲1-5、9-12

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。