

(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2014-39578

(P2014-39578A)

(43) 公開日 平成26年3月6日(2014.3.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-182133 (P2012-182133)
(22) 出願日 平成24年8月21日 (2012.8.21)(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 谷川 俊一郎
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE30 JB47 JC21 KK02
KK31

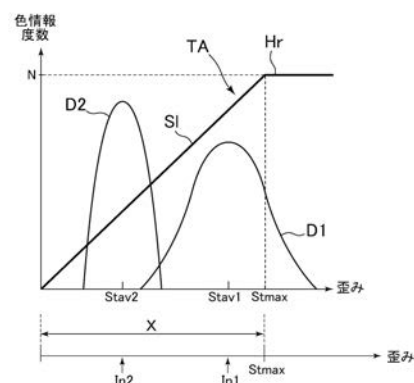
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】生体組織の弾性を知ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】物理量データ作成部で算出された歪みに対応する色情報を有する弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記歪みに対応する色を有する弾性画像が、前記弾性画像データに基づいて前記生体組織の超音波画像上に表示される表示部と、を備え、前記弾性画像データ作成部は、歪みと前記色情報との対応情報である色変換テーブルTAであって、予め設定された所定の歪みの範囲Xにおいて、前記色情報が歪みに応じて変わる色変換テーブルTAに基づいて、前記弾性画像データを作成し、前記表示部には、前記超音波画像に設定された領域における歪みの平均値Stavと、前記所定の歪みの範囲Xとの相対関係を示す弾性指標Inを表わす弾性指標画像が表示されることを特徴とする。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

該物理量算出部で算出された物理量に対応する表示形態を示す情報を有する弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

前記物理量に対応する表示形態を有する弾性画像が、前記弾性画像データに基づいて前記生体組織の超音波画像上に表示される表示部と、
を備え、

前記弾性画像データ作成部は、前記物理量と前記表示形態を示す情報との対応情報であって、予め設定された所定の物理量の範囲において、前記表示形態を示す情報が物理量に応じて変わる対応情報に基づいて、前記弾性画像データを作成し、

前記表示部には、前記超音波画像に設定された領域における物理量を代表する代表値と、前記所定の物理量の範囲との相対関係を示す弾性指標を表わす弾性指標画像が表示される

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記代表値を算出する代表値算出部を備え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】

前記弾性指標を算出する弾性指標算出部を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記弾性指標画像を作成する弾性指標画像作成部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】

前記領域の物理量を代表する代表値は、前記領域の物理量の平均値であ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。

【請求項 6】

前記弾性指標は、前記平均値と前記所定の物理量の範囲の最大値との除算から得られる値であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記所定の物理量の範囲は、前記弾性画像を表示させる対象となる生体組織がとり得る物理量の範囲として設定された範囲であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記弾性画像は、前記物理量に対応する色を有する画像であることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記弾性指標画像は、前記弾性指標の経時変化を示すグラフを含むことを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記弾性指標画像は、前記弾性指標の値を長さで示すバーを含むことを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記弾性指標画像は、前記弾性指標の値を示す数字であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記弾性画像は、前記領域に表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

前記領域は、前記弾性画像内に設定されることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記領域は、弾性画像が表示される領域及び弾性画像内に設定された領域であり、前記弾性指標画像は、前記弾性画像が表示される領域及び前記弾性画像内に設定された領域のそれぞれについて表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

コンピュータに、

10

生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、

該物理量算出機能で算出された物理量に対応する表示形態を示す情報を有する弾性画像データを作成する弾性画像データ作成機能と、

前記物理量に対応する表示形態を有する弾性画像を、前記弾性画像データに基づいて前記生体組織の超音波画像上に表示させる画像表示制御機能と、

を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記弾性画像データ作成機能は、前記物理量と前記表示形態を示す情報との対応情報であって、予め設定された所定の物理量の範囲において、前記表示形態を示す情報が物理量に応じて変わる対応情報に基づいて、前記弾性画像データを作成する機能であり、

20

前記画像表示制御機能は、前記弾性画像の他、前記超音波画像に設定された領域における物理量を代表する代表値と、前記所定の物理量の範囲との相対関係を示す弾性指標を表わす弾性指標画像を表示させる機能である

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体における生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像が表示される超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

30

【0002】

通常の B モード画像と、被検体における生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させる超音波診断装置が、例えば特許文献 1 などに開示されている。前記弾性画像は例えば以下のようにして作成される。まず、被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて被検体の弾性に関する物理量が算出される。物理量は例えば歪みである。そして、算出された物理量に基づいて、弾性に応じた色からなる弾性画像が作成され、表示される。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

40

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 2 8 2 9 3 2 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ところで、近年、弾性画像を表示することができる超音波診断装置によって肝疾患の評価をすることが求められている。ここで、びまん性肝疾患は、肝臓の弾性が局所的に変化するのではなく全体的に変化することもあり、このような場合にも、前記超音波診断装置によって生体組織の弾性を知って疾患の評価を適切に行なうことが望まれている。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

50

上述の課題を解決するためになされた発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、この物理量算出部で算出された物理量に対応する表示形態を示す情報を有する弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、前記物理量に対応する表示形態を有する弾性画像が、前記弾性画像データに基づいて前記生体組織の超音波画像上に表示される表示部と、を備え、前記弾性画像データ作成部は、前記物理量と前記表示形態を示す情報との対応情報であって、予め設定された所定の物理量の範囲において、前記表示形態を示す情報が物理量に応じて変わる対応情報に基づいて、前記弾性画像データを作成し、前記表示部には、前記超音波画像に設定された領域における物理量を代表する代表値と、前記所定の物理量の範囲との相対関係を示す弾性指標を表わす弾性指標画像が表示されることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、前記超音波画像に設定された領域の物理量を代表する代表値と、前記所定の物理量の範囲との相対関係を示す弾性指標を表わす弾性指標画像が表示されるので、生体組織の弾性を定量化して示すことができる。これにより、生体組織の弾性を知って疾患の評価を適切に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

20

【図2】図1に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】表示部に表示された合成超音波画像の一例を示す図である。

【図4】色変換テーブルの一例を示す図である。

【図5】色変換テーブルの傾き部分が設定される歪みの範囲における弾性指標の一例を示す図である。

【図6】歪みの分布に応じて色変換テーブルが設定される比較例を説明する図である。

【図7】歪みの分布に応じて色変換テーブルが設定される比較例を説明する図である。

【図8】色変換テーブルと、異なる歪み分布における弾性指標とを示す図である。

【図9】第一実施形態の変形例において弾性指標バーが表示された表示部を示す図である。

30

【図10】第二実施形態における表示部を示す図である。

【図11】第二実施形態の変形例における表示部を示す図である。

【図12】弾性指標画像の他例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について、図1～図8に基づいて説明する。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、Bモードデータ作成部4、物理量データ作成部5、表示制御部6、表示部7、操作部8、制御部9及び記憶部10を備える。

40

【0009】

前記超音波プローブ2は、被検体に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で受信したエコーについて、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信ビームフォーマ3で信号処理されたエコーデータは、前記Bモードデータ作成部4及び前記物理量データ作成部5に出力される。前記送受信ビームフォーマ3は、本発明における送受信ビームフォーマの実施の形態の一例である。

50

【 0 0 1 0 】

前記 B モードデータ作成部 4 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。B モードデータは、前記記憶部 1 0 に記憶されてもよい。

【 0 0 1 1 】

前記物理量データ作成部 5 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、被検体における各部の弾性に関する物理量を算出して物理量データを作成する（物理量算出機能）。前記物理量データ作成部 5 は、例えば特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 号公報に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコーデータに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記弾性に関する物理量を画素毎に算出し、一フレーム分の物理量データを作成する。従って、二フレーム分のエコーデータから一フレーム分の物理量データが得られ、後述するように弾性画像が作成される。

【 0 0 1 2 】

前記物理量データ作成部 5 は、前記弾性に関する物理量として、本例では歪みを算出する。すなわち、前記物理量データは歪みのデータである。本例では、後述するように心臓や血管の拍動によって肝臓が変形することによる歪みが算出される。前記物理量データ作成部 5 は、本発明における物理量算出部の実施の形態の一例であり、また前記物理量算出機能は本発明における物理量算出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 3 】

前記物理量データは、前記記憶部 1 0 に記憶されてもよい。

【 0 0 1 4 】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記物理量データ作成部 5 からの物理量データが入力されるようになっている。前記表示制御部 6 は、図 2 に示すように、B モード画像データ作成部 6 1、弾性画像データ作成部 6 2、平均算出部 6 3、弾性指標算出部 6 4、弾性指標画像作成部 6 5、画像表示制御部 6 6 を有している。

【 0 0 1 5 】

前記 B モード画像データ作成部 6 1 は、前記 B モードデータについてスキャンコンバータ (scan converter) による走査変換を行ない、エコーの信号強度に応じた輝度を示す情報を有する B モード画像データに変換する。前記 B モード画像データは例えば 2 5 6 階調の輝度を示す情報を有する。

【 0 0 1 6 】

前記弾性画像データ作成部 6 2 は、前記物理量データを、色を示す情報に変換するとともに、スキャンコンバータによる走査変換を行ない、歪みに応じた色を示す情報を有するカラー弾性画像データを作成する（カラー弾性画像データ作成機能）。前記弾性画像データ作成部 6 2 は、物理量データを階調化し、各階調に割り当てられた色を示す情報からなるカラー弾性画像データを作成する。詳細は後述する。前記弾性画像データ作成部 6 2 は、本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例であり、前記カラー弾性画像データは、本発明において物理量に対応する表示形態を示す情報を有する弾性画像データの実施の形態の一例である。表示形態を示す情報は、本例では色を示す情報である。また、前記カラー弾性画像データ作成機能は、本発明における弾性画像データ作成機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 7 】

前記平均値算出部 6 3 は、後述するように B モード画像 B I に設定された領域 R (図 3 参照) において、前記物理量データ作成部 5 によって算出された歪みの平均値 S t a v を算出する。この歪みの平均値 S t a v は、本発明において領域の物理量を代表する代表値の実施の形態の一例である。前記平均値算出部 6 3 は、本発明における代表値算出部の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 8 】

前記弾性指標算出部 6 4 は、弾性指標を算出する。この弾性指標は、前記領域 R における生体組織の弾性の指標である。また、前記弾性指標画像作成部 6 5 は、前記弾性指標算出部 6 4 によって算出された弾性指標を示す弾性指標画像を作成する。詳細は後述する。前記弾性指標算出部 6 4 は、本発明における弾性指標算出部の実施の形態の一例である。また、前記弾性指標画像作成部 6 5 は、本発明における弾性指標画像作成部の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 9 】

前記画像表示制御部 6 6 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データを合成し、前記表示部 7 に表示する合成超音波画像の画像データを作成する。また、前記画像表示制御部 6 3 は、前記画像データを、B モード画像 B I と弾性画像 E I とが合成された合成超音波画像 U I として前記表示部 7 に表示させる（図 3 参照）。前記弾性画像 E I は、前記 B モード画像 B I に設定された領域 R 内に表示される。

10

【 0 0 2 0 】

前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データは、前記記憶部 1 0 に記憶されてもよい。また、前記合成超音波画像の画像データは、前記記憶部 1 0 に記憶されてもよい。

【 0 0 2 1 】

また、前記画像表示制御部 6 6 は、前記弾性指標画像作成部 6 5 によって作成された弾性指標を示す弾性指標画像 I n I を、前記合成超音波画像 U I とともに前記表示部 7 に表示させる（図 3 参照）。前記画像表示制御部 6 6 は、本発明における画像表示制御部の実施の形態の一例であり、本発明における画像表示制御機能を実行する。

20

【 0 0 2 2 】

前記表示部 7 は、例えば L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) や C R T (C a t h o d e R a y T u b e) など構成される。前記表示部 7 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 3 】

前記操作部 8 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

【 0 0 2 4 】

前記制御部 9 は、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) で構成される。この制御部 9 は、前記記憶部 1 0 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記物理量算出機能、前記カラー弾性画像データ作成機能及び画像表示制御機能をはじめとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

30

【 0 0 2 5 】

前記記憶部 1 0 は、例えば H D D (H a r d D i s k D r i v e) 、又は R A M (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) や R O M (R e a d O n l y M e m o r y) などの半導体メモリである。

【 0 0 2 6 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から被検体の生体組織へ超音波を送信させる。本例では、前記超音波プローブ 2 によって被検体の肝臓へ超音波を送信する。

40

【 0 0 2 7 】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、B モード画像を作成するための超音波と、弾性画像を作成するための超音波とを交互に送信させてもよい。前記超音波プローブ 2 から送信された超音波のエコー信号は、前記超音波プローブ 2 によって受信される。

【 0 0 2 8 】

ここで、肝臓は、心臓や血管の拍動によって変形を繰り返す。このように変形が繰り返されている肝臓から得られるエコー信号に基づいて、変形を歪みとしてとらえた合成超音波画像が作成される。具体的には、エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ作成部 4 が B モードデータを作成し、前記物理量データ作成部 5 が歪みを算出して物理量デー

50

タを作成する。さらに、前記 B モード画像データ作成部 6 1 が、前記 B モードデータに基づいて B モード画像データを作成し、前記弾性画像データ作成部 6 2 が、前記物理量データに基づいてカラー弾性画像データを作成する。そして、前記画像表示制御部 6 3 が、図 3 に示すように、前記 B モード画像データに基づく B モード画像 B I 及び前記カラー弾性画像データに基づく弾性画像 E I が合成された合成超音波画像 U I を前記表示部 7 に表示させる。合成超音波画像 U I は、リアルタイム画像である。前記弾性画像 E I は、領域 R 内に表示される（ドット（dot）で示されている）。

【0029】

また、前記画像表示制御部 6 3 は、図 3 に示すように前記弾性指標画像 I n I を前記表示部 7 に表示させる。この弾性指標画像 I n I は、弾性指標の経時変化を示す弾性指標グラフ G を含んでいる。詳細は後述する。

10

【0030】

前記カラー弾性画像データの作成について説明する。弾性画像データ作成部 6 2 は、色変換テーブル T A に基づいて、前記物理量データを、色を示す情報（以下「色情報」と云う）に変換することにより、物理量に対応する色情報からなる前記カラー弾性画像データを作成する。前記色情報は、本発明における表示形態を示す情報の実施の形態の一例である。

【0031】

前記色変換テーブル T A について説明する。色変換テーブル T A は、歪みと色情報との対応情報である。この色変換テーブル T A によって変換される色情報は、所定の階調数（0 ~ N）である。例えば、階調数は 2 5 6 である（N = 2 5 5）。

20

【0032】

色変換テーブル T A は、例えば図 4 に示されたグラフで示することができる。この図 4 に示された色変換テーブル T A は、傾き部分 S 1 と水平部分 H r を有するグラフになっている。本例では、零から歪み S t m a x までの所定の歪みの範囲 X が、前記傾き部分 S 1 になっている。

【0033】

前記傾き部分 S 1 において、色情報は、歪みに応じて段階的に変わるように設定されている。例えば、階調 0 は青を示す色情報であり、階調 N は赤を示す色情報である。また、階調 0 と階調 N の中央の階調である階調 N / 2 は、緑を示す色情報である。この場合、階調 0 から階調 N / 2 にかけて青から緑に色が変わり、階調 N / 2 から階調 N にかけて緑から赤に色が変わる。前記所定の歪みの範囲 X は、本発明における所定の物理量の範囲の実施の形態の一例である。

30

【0034】

前記所定の歪みの範囲 X における歪みの最大値 S t m a x は階調 N に変換される。また、この最大値 S t m a x 以上の歪みは階調 N に変換される。すなわち、前記水平部分 H r においては、歪みが階調 N に変換される。従って、最大値 S t m a x 以上の歪みは、弾性画像において同じ色（例えば赤）で表示される。

【0035】

前記所定の歪みの範囲 X は、弾性画像の表示対象である肝臓が、心臓や血管の拍動による変形によってとり得る歪みの値の範囲に予め設定されている。例えば、前記所定の歪みの範囲 X は、正常な肝臓の歪みの値から肝硬変の肝臓の歪みの値までを含むような範囲に設定される。

40

【0036】

次に、前記弾性指標グラフ G について説明する。弾性指標グラフ G は、弾性指標 I n の経時変化を示すグラフである。弾性指標 I n は、前記領域 R における歪みの平均値 S t a v と、前記所定の歪みの範囲 X との相対関係を示す。この相対関係とは、前記所定の歪みの範囲 X に対する前記平均値 S t a v の位置関係を意味する。従って、前記弾性指標 I n は、前記平均値 S t a v が、前記所定の歪みの範囲 X に対してどの位置であるかを示している。

50

【 0 0 3 7 】

前記弾性指標 I_n は、前記弾性指標算出部 6 4 によって算出される。具体的には、前記弾性指標 I_n は、下記（式 1）によって算出される。

$$I_n = (\text{平均値 } S_{tav} / \text{最大値 } S_{tmax}) \times 100 \quad \cdots (\text{式 1})$$

【 0 0 3 8 】

弾性指標 I_n は、パーセント（％）を単位とする数値である。例えば、図 5 に示すように、歪みの平均値 S_{tav} が、歪みの範囲 X の中央の値である場合、弾性指標 I_n は 50％になる。このような弾性指標 I_n により、歪みの平均値 S_{tav} が歪みの範囲 X においてどの位置であるかを知ることができ、前記領域の弾性が硬いのか軟らかいのかを把握することができる。

10

【 0 0 3 9 】

ちなみに、歪みの平均値 S_{tav} が最大値 S_{tmax} よりも大きくなった場合（ $S_{tav} > S_{tmax}$ ）、弾性指標 I_n は 100％とする。

【 0 0 4 0 】

ここで、本例との比較例として、仮に、前記領域 R の歪みの分布に応じて色変換テーブル TA' を設定して弾性画像データを作成する場合について説明する。図 6 において、符号 D_1 は、前記領域 R における歪みの分布を示す。この歪み分布 D_1 は、ある一フレームにおける前記領域 R 内の歪みの分布である。

【 0 0 4 1 】

色変換テーブル TA' は、前記歪み分布 D_1 における歪みの平均値 S_{tav1} を基準にして、所定の歪みの範囲 X' に傾き部分 $S_{l'}$ が設定される。ここで、例えば図 6 の歪み分布 D_1 が正常な肝臓である場合、前記平均値 S_{tav1} は、弾性画像 EI において緑色で表示される。一方、図 7 に示す歪み分布 D_2 が、全体が硬くなった肝臓についての歪み分布であるとする、歪み分布 D_2 における歪みの平均値 S_{tav2} を基準にして所定の歪みの範囲 X' に傾き部分 $S_{l'}$ が設定される。このような傾き部分 $S_{l'}$ が設定された色変換テーブル TA' に基づいて作成される弾性画像 EI においても、前記平均値 S_{tav2} は、弾性画像 EI において緑色で表示される。このように、歪みの分布に応じて色変換テーブル TA' を設定すると、肝硬変のように全体が硬くなった肝臓と正常な肝臓とで、弾性画像に違いが出ない。

20

【 0 0 4 2 】

一方、本例のように、前記色変換テーブル TA の傾き部分 S_l が設定される歪みの範囲が、所定の歪みの範囲 X に固定され、この範囲 X において、どの位置であるかを示す弾性指標 I_n が算出されるので、肝硬変のように全体が硬くなった肝臓と正常な肝臓とでは、弾性指標 I_n が異なる値になる。例えば、図 8 に示すように、前記歪み分布 D_1 （図 6 と同じ歪み分布）における歪みの平均値 S_{tav1} の弾性指標 I_{n1} と、前記歪み分布 D_2 （図 7 と同じ歪み分布）における歪みの平均値 S_{tav2} の弾性指標 I_{n2} とでは、異なる値になる（ $I_{n1} > I_{n2}$ ）。

30

【 0 0 4 3 】

前記弾性指標 I_n は、弾性画像 EI のフレーム毎に算出される。そして、前記弾性指標画像作成部 6 5 が前記弾性指標 I_n の経時変化を示す弾性指標グラフ G を作成する。弾性指標グラフ G は、図 3 に示すように、前記画像表示制御部 6 3 によって前記表示部 7 に表示される。

40

【 0 0 4 4 】

前記弾性指標グラフ G を含む前記弾性指標画像 $I_n I$ について説明する。この弾性指標画像 $I_n I$ は、前記弾性指標グラフ G のほか、左ライン L_1 （line）、右ライン R_1 、零点マーク M 、指示ライン F_1 を有する。前記弾性指標グラフ G は、前記左ライン L_1 及び前記右ライン R_1 の間に表示される。この左ライン L_1 及び右ライン R_1 の間において、縦方向は弾性指標 I_n の大きさ、横方向は時間を示す。零点マーク M は、弾性指標 I_n が 0％であることを意味し、前記左ライン L_1 及び前記右ライン R_1 の上端は、弾性指標が 100％であることを意味する。

50

【 0 0 4 5 】

前記指示ライン F 1 と前記弾性指標グラフ G との交点が、前記表示部 7 に現在表示されている弾性画像 E I の弾性指標 I n を示す。前記指示ライン F 1 は、時間の経過とともに右方向に移動する。この指示ライン F 1 の移動に伴って、前記弾性指標グラフ G が更新される。

【 0 0 4 6 】

以上説明した本例によれば、前記弾性指標グラフ G が表示されるので、生体組織の弾性を定量化して示すことができる。また、前記弾性指標グラフ G により、例えば心拍や血管の拍動によって繰り返される生体組織の歪みの時間変化を知ることができる。これにより、疾患の評価をより詳細に行なうことができる。

10

【 0 0 4 7 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、前記弾性指標画像 I n I として、図 9 に示すように、弾性指標バー B a が表示される。この弾性指標バー B a は、背景が黒色になっている部分に表示され、着色部 C 1 と白色部 W h とを有している。着色部 C 1 の長さは、前記弾性指標 I n の値を示している。例えば、前記弾性指標 I n が 5 0 % であれば、前記着色部 C 1 は前記弾性指標バー B a の全体の長さの半分之一になり、前記白色部 W h も前記弾性指標バー B a の全体の長さの半分之一になる。

【 0 0 4 8 】

前記着色部 C 1 は、弾性指標 I n の値に応じて色が変わってもよい。例えば、前記弾性指標 I n が 0 % 以上 3 0 % 未満である場合、前記着色部 C 1 は青であり、前記弾性指標 I n が 3 0 % 以上 6 0 % 未満である場合、前記着色部 C 1 は緑であり、前記弾性指標 I n が 6 0 % 以上 1 0 0 % 以下である場合、前記着色部 C 1 は赤であってもよい。ただし、上述の数値範囲及び色は一例であり、これに限られるものではない。

20

【 0 0 4 9 】

この変形例のように、前記弾性指標バー B a が表示されることによっても、生体組織の弾性を定量化して示すことができる。

【 0 0 5 0 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態と同一事項については説明を省略する。

30

【 0 0 5 1 】

本例では、図 1 0 に示すように、前記表示部 7 に表示された B モード画像 B I に第一領域 R 1 が設定され、さらにこの第一領域 R 1 の中に第二領域 R 2 が設定されている。前記画像 E I は、前記第二領域 R 2 を含む前記第一領域 R 1 に表示されている。例えば、前記第二領域 R 2 は、前記第一領域 R 1 の中で、特に操作者が関心のある領域に設定される。

【 0 0 5 2 】

本例では、前記弾性指標算出部 6 4 は、前記第一領域 R 1 の歪みの平均値 $S t a v_{R 1}$ が前記所定の歪みの範囲 X においてどの位置であるかを示す第一弾性指標 I n 1 を下記 (式 2) によって算出する。

$$I n 1 = (\text{平均値 } S t a v_{R 1} / \text{最大値 } S t m a x) \times 1 0 0 \quad \cdots (\text{式 2})$$

40

【 0 0 5 3 】

また、前記弾性指標算出部 6 4 は、前記第二領域 R 2 の歪みの平均値 $S t a v_{R 2}$ が前記所定の歪みの範囲 X においてどの位置であるかを示す第二弾性指標 I n 2 を下記 (式 3) によって算出する。

$$I n 2 = (\text{平均値 } S t a v_{R 2} / \text{最大値 } S t m a x) \times 1 0 0 \quad \cdots (\text{式 3})$$

【 0 0 5 4 】

前記弾性指標画像作成部 6 5 は、前記第一弾性指標 I n 1 の経時変化を示す第一弾性指標グラフ G 1 を作成する。また、前記弾性指標画像作成部 6 5 は、前記第二弾性指標 I n 2 の経時変化を示す第二弾性指標グラフ G 2 を作成する。

【 0 0 5 5 】

50

前記画像表示制御部 66 は、図 10 に示すように、前記弾性指標画像 $I_n I$ として、第一弾性指標画像 $I_n I_1$ 及び第二弾性指標画像 $I_n I_2$ を前記表示部 7 に表示させる。前記第一弾性指標画像 $I_n I_1$ は、前記第一弾性指標 $I_n 1$ の経時変化を示す第一弾性指標グラフ G_1 を含む。前記第二弾性指標画像 $I_n I_2$ は、前記第二弾性指標 $I_n 2$ の経時変化を示す第二弾性指標グラフ G_2 を含む。前記第一弾性指標画像 $I_n I_1$ 及び前記第二弾性指標画像 $I_n I_2$ は、第一実施形態の弾性指標画像 $I_n I$ と同一構成であり、詳細な説明は省略する。

【0056】

以上説明した本例によれば、前記第一領域 R_1 及び前記第二領域 R_2 について、前記第一弾性指標グラフ G_1 及び前記第二弾性指標グラフ G_2 が表示されるので、前記二つの領域の生体組織の弾性を定量化して示すことができる。また、前記第一弾性指標グラフ G_1 及び前記第二弾性指標グラフ G_2 により、前記二つの領域における生体組織の歪みの時間変化を知ることができる。これにより、疾患の評価を詳細に行なうことができる。

【0057】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例では、第一実施形態の変形例と同様に、図 11 に示すように、前記第一弾性指標画像 $I_n I_1$ として第一弾性指標バー $B a_1$ が表示され、前記第二弾性指標画像 $I_n I_2$ として第二弾性指標バー $B a_2$ が表示されてもよい。前記第一弾性指標バー $B a_1$ は、前記第一弾性指標 $I_n 1$ の値を示す画像であり、前記第二弾性指標バー $B a_2$ は、前記第二弾性指標 $I_n 2$ の値を示す画像である。前記第一弾性指標バー $B a_1$ 及び前記第二弾性指標バー $B a_2$ は、第一実施形態の変形例の弾性指標バー $B a$ と同一構成であり、詳細な説明は省略する。

【0058】

以上、本発明を前記各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、上記実施形態では、歪みの平均値 $S t a v$ が最大値 $S t m a x$ よりも大きくなった場合、弾性指標 I_n は 100% としているが、前記(式1)、(式2)、(式3)で得られる値をそのまま弾性指標としてもよい。従って、100%を超える値が弾性指標として算出されてもよい。

【0059】

また、前記弾性指標画像 $I_n I$ は、図 12 に示すように、弾性指標 I_n の値を示す数字であってもよい。

【0060】

さらに、第二実施形態において、前記領域 R_2 についてのみ弾性指標画像 $I_n I_2$ が表示されてもよい。

【0061】

また、前記(式1)～(式3)において、分母は歪みの範囲 X の大きさを示す数値であり、歪みの範囲 X の最小値が零ではない場合には、歪みの範囲 X の最大値と最小値との差が分母になる。

【0062】

また、前記合成超音波画像 $U I$ は、リアルタイム画像に限られるものではなく、前記記憶部 10 に記憶されたデータに基づく画像であってもよい。

【符号の説明】

【0063】

- 1 超音波診断装置
- 5 物理量データ作成部(物理量算出部)
- 7 表示部
- 62 弾性画像データ作成部
- 63 平均算出部
- 64 弾性指標算出部
- 65 弾性指標画像作成部
- 66 画像表示制御部

10

20

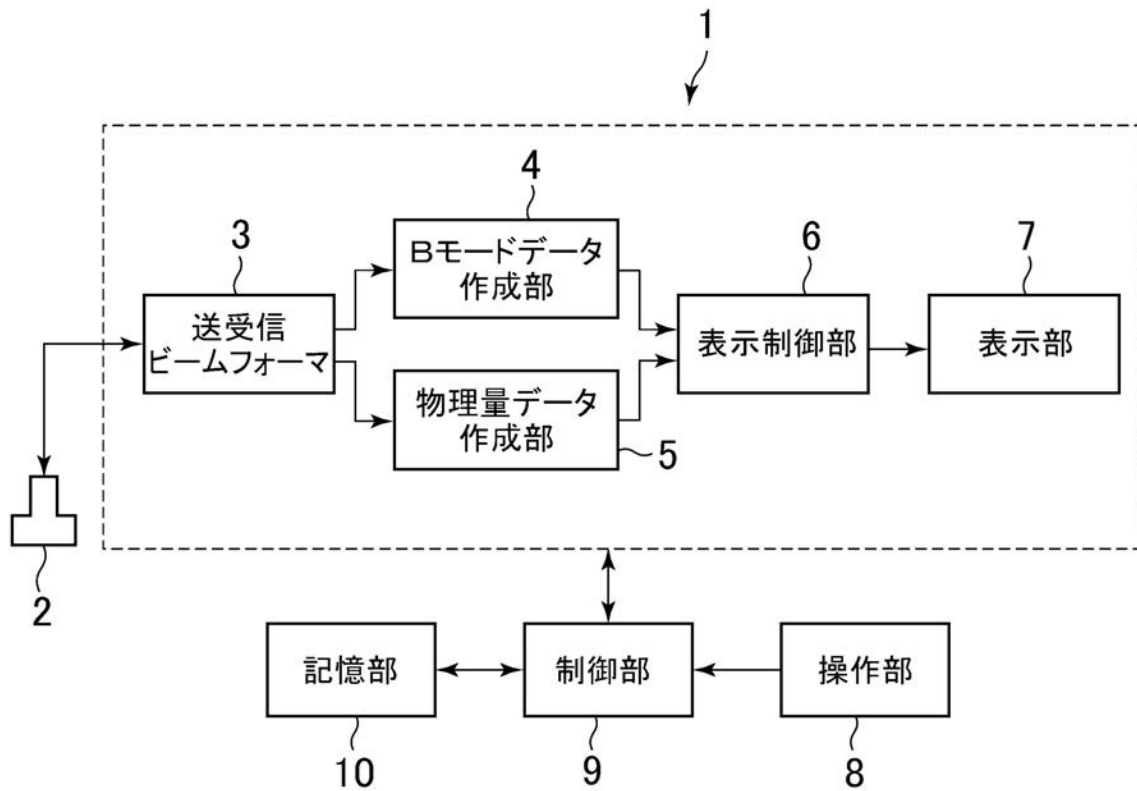
30

40

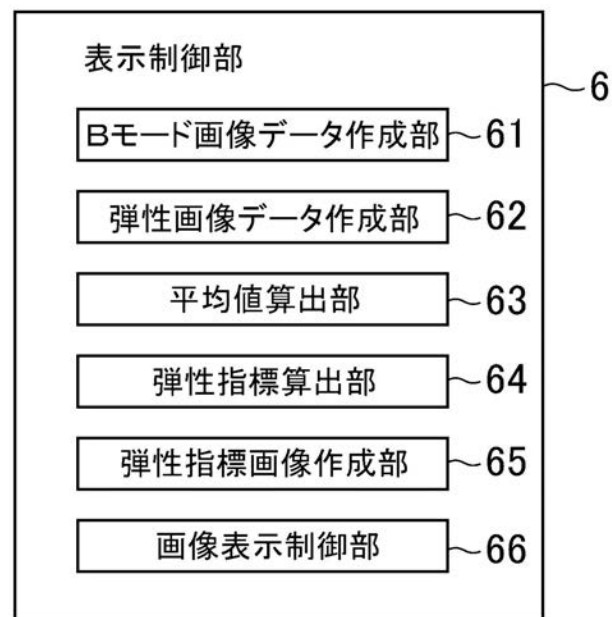
50

B I Bモード画像（超音波画像）
E I 弾性画像
I n I 弾性指標画像

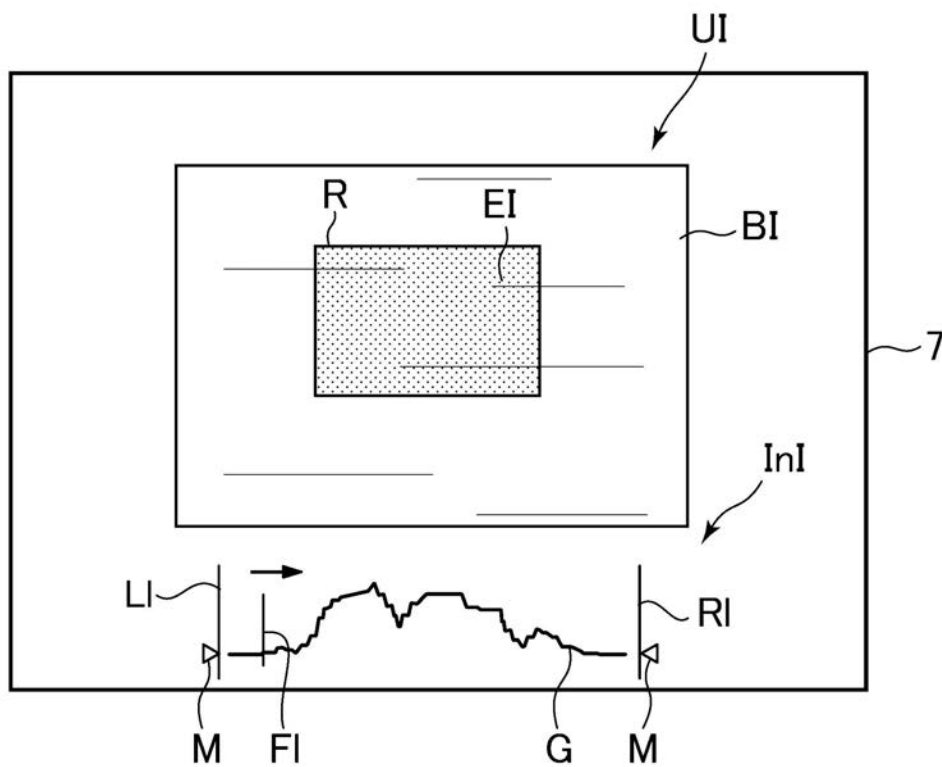
【図 1】



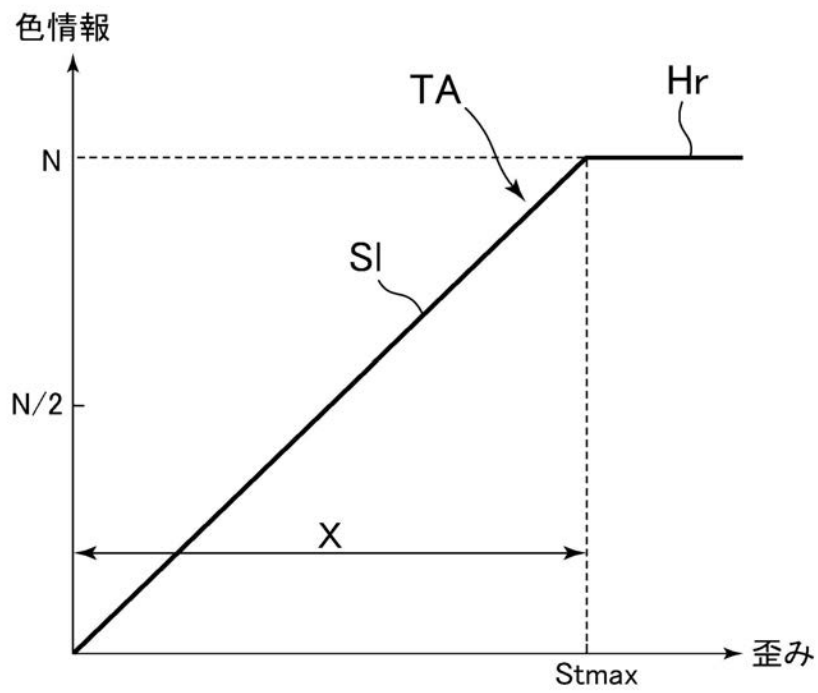
【図 2】



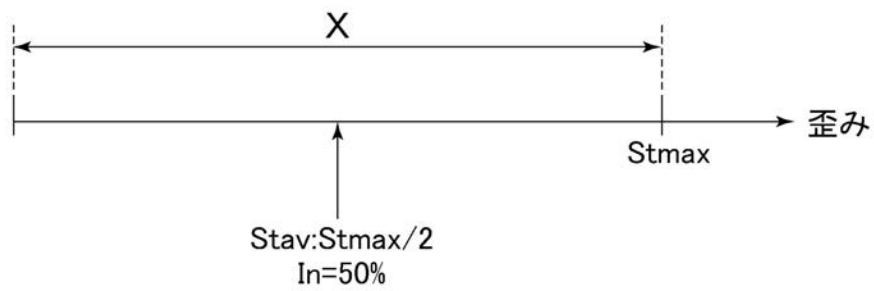
【図 3】



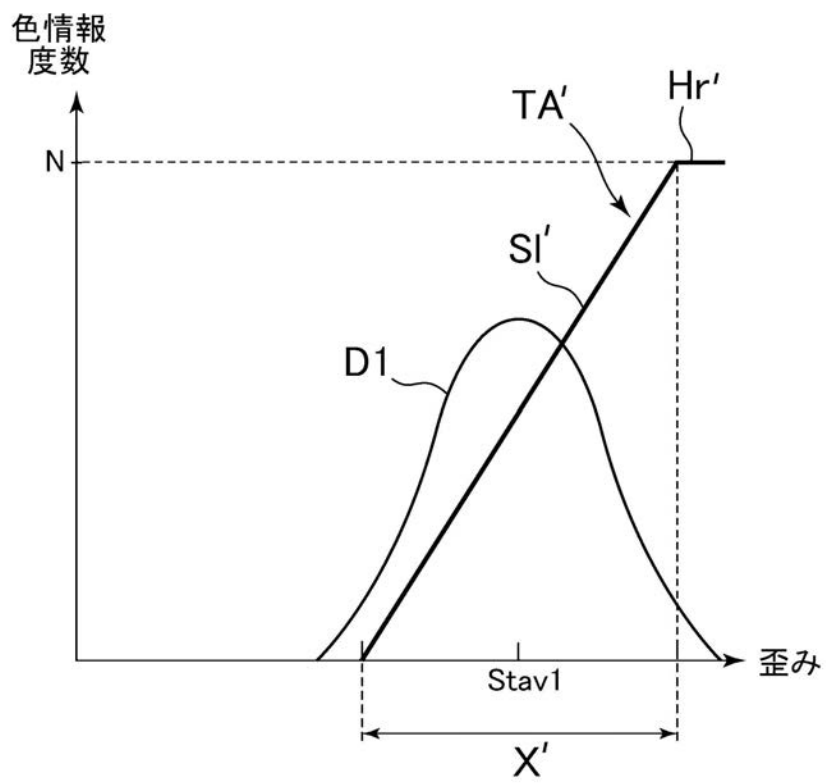
【 図 4 】



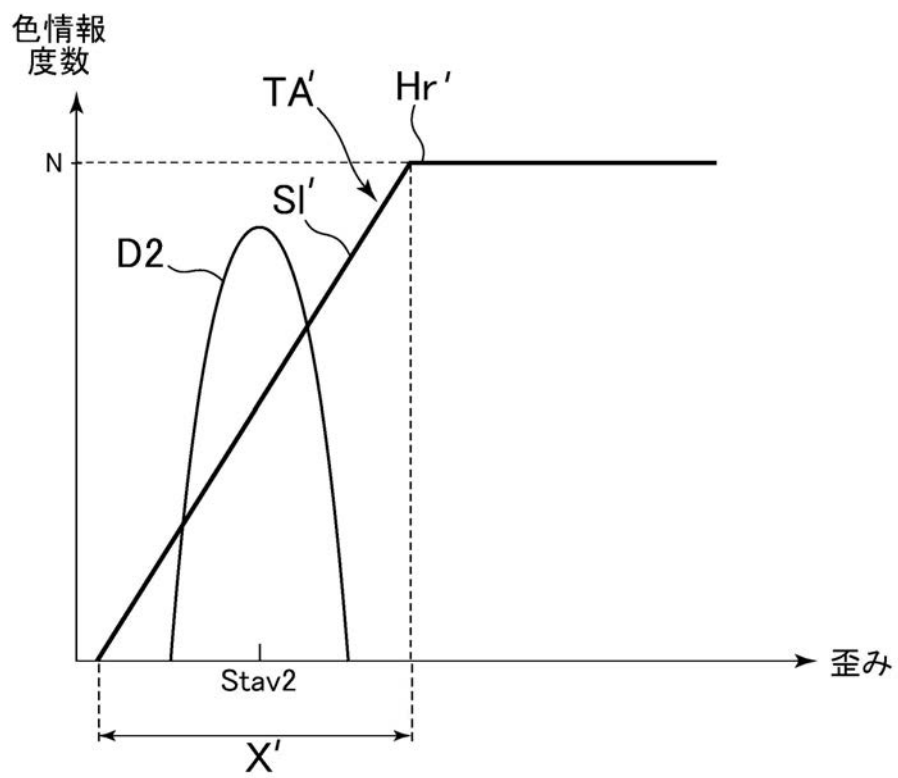
【 図 5 】



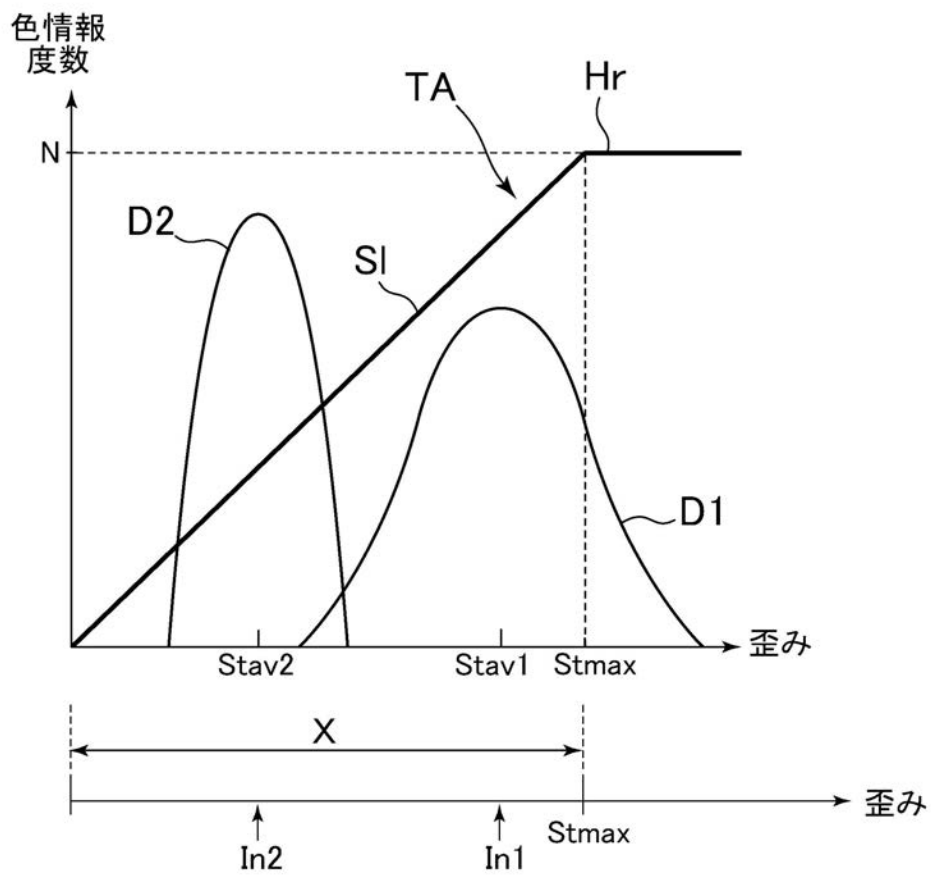
【図 6】



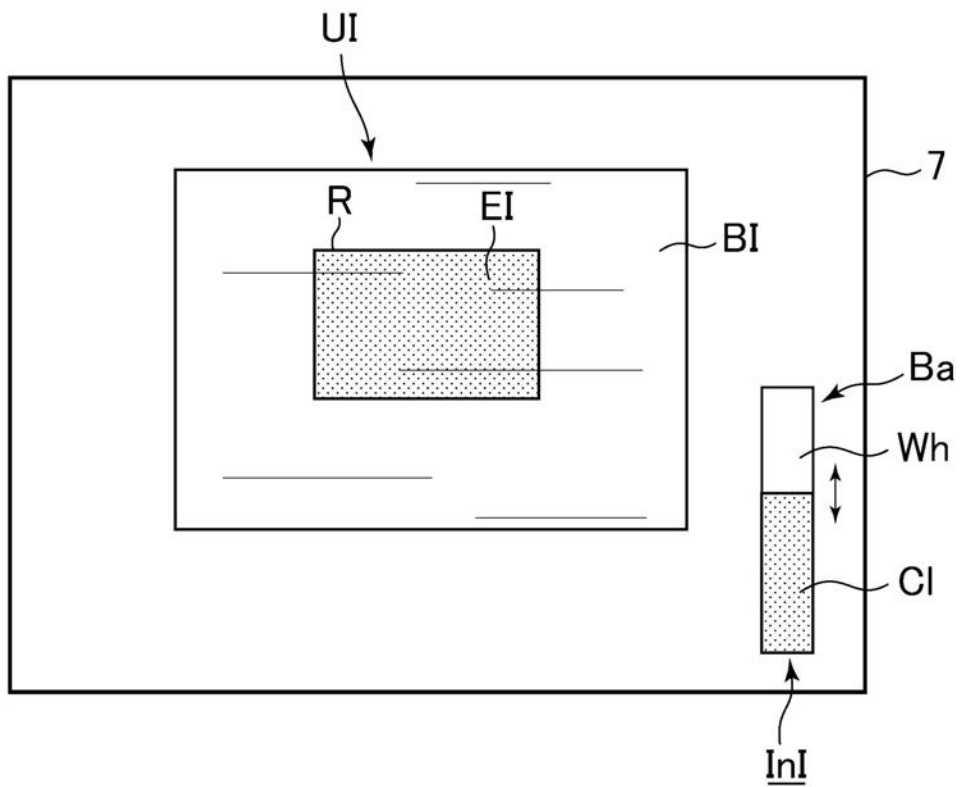
【図 7】



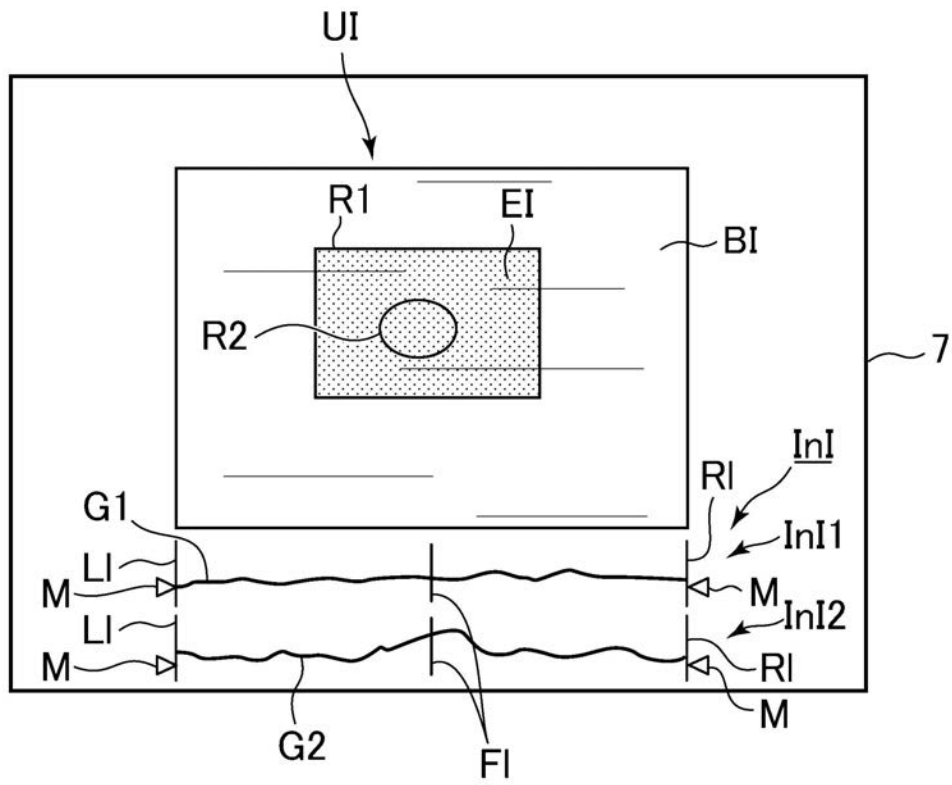
【図 8】



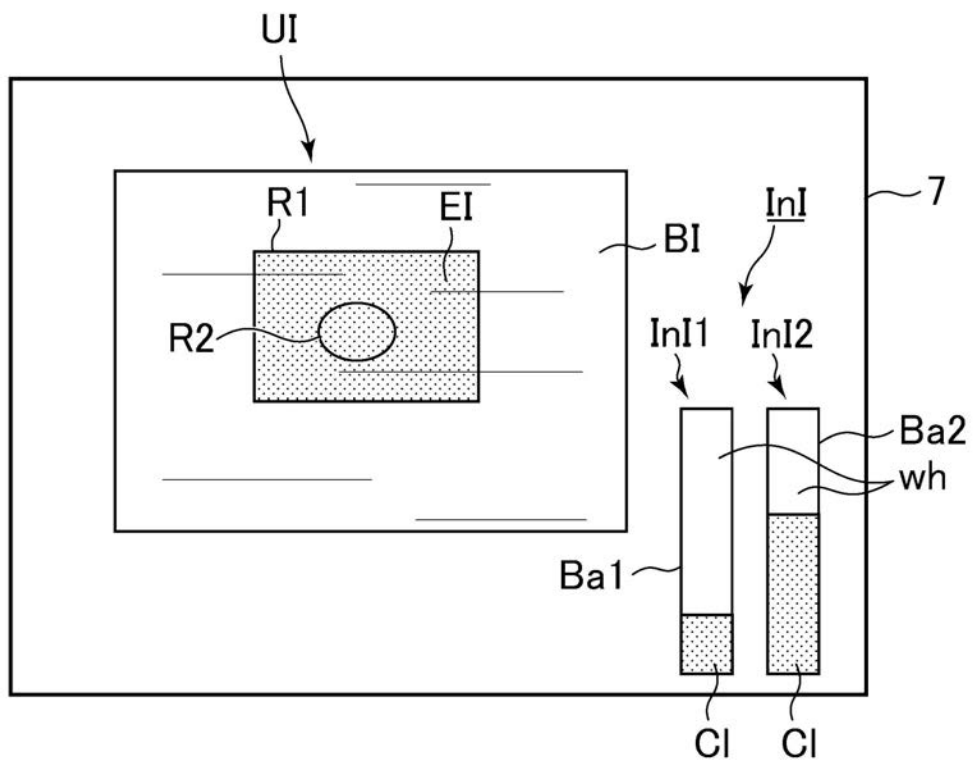
【図 9】



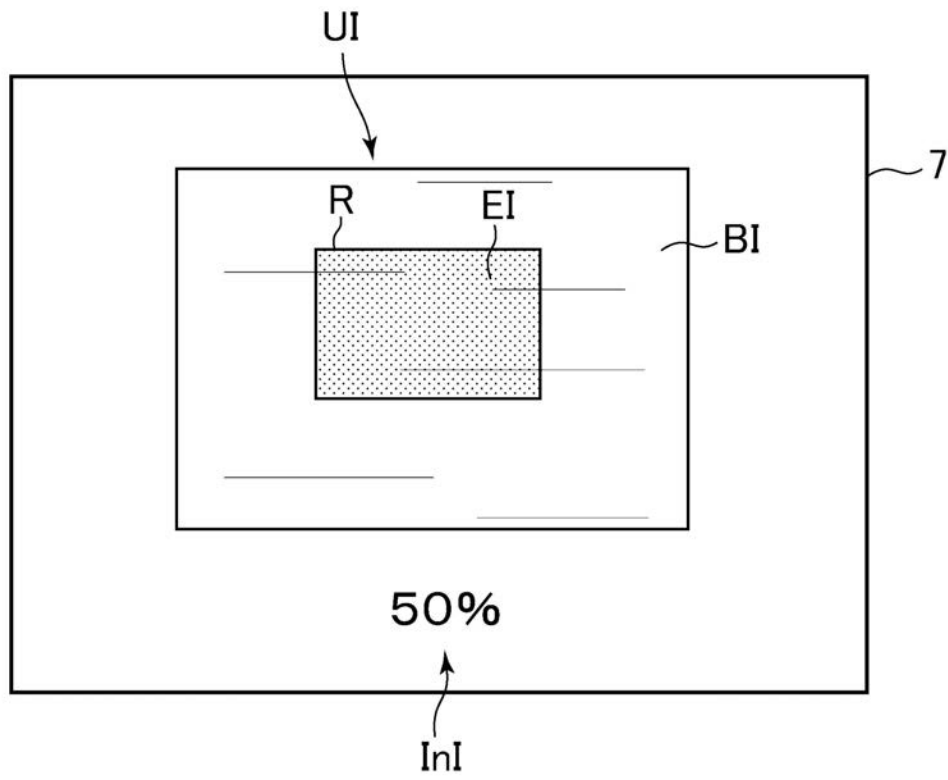
【図 10】



【図 11】



【図 12】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2014039578A	公开(公告)日	2014-03-06
申请号	JP2012182133	申请日	2012-08-21
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JB47 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5879230B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置配备有弹性图像数据生成单元，该弹性图像数据生成单元生成具有与由物理量数据生成单元计算的应变对应的颜色信息的弹性图像数据，以及使得具有与应变对应的颜色的弹性图像的显示器。基于弹性图像数据显示在生物组织的超声图像上。弹性图像数据生成单元基于颜色转换表TA生成弹性图像数据，该颜色转换表TA表示应变和颜色信息的关联信息，并且颜色信息根据预定范围内的应变而变化。预先设定的应变。显示器显示弹性指数图像，该弹性指数图像表示弹性指数In，其表示在设定为超声图像的区域中的应变的平均值Stav与应变的预定范围X的相对关系。

