

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5879230号
(P5879230)

(45) 発行日 平成28年3月8日 (2016.3.8)

(24) 登録日 平成28年2月5日 (2016.2.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2012-182133 (P2012-182133)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年8月21日 (2012.8.21)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
(65) 公開番号	特開2014-39578 (P2014-39578A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成26年3月6日 (2014.3.6)		エルシー
審査請求日	平成26年8月21日 (2014.8.21)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(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
		審査官	富永 昌彦
			最終頁に続く

(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) 【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であって、前記物理量の分布に関わりなく固定された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。

【請求項 13】

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 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

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 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

コンピュータに、
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であって、前記物理量の分布に関わりなく固

10

20

30

40

50

定された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、

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。

10

【背景技術】

【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】

20

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2007-282932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。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

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。

40

【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】

50

【 0 0 0 7 】

【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。

【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。

【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】

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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。

【 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 10 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 2008-126079 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

10

20

30

40

50

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。

【0013】

前記物理量データは、前記記憶部10に記憶されてもよい。

【0014】

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61、弾性画像データ作成部62、平均算出部63、弾性指標算出部64、弾性指標画像作成部65、画像表示制御部66を有している。

【0015】

前記Bモード画像データ作成部61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256階調の輝度を示す情報を有する。

【0016】

前記弾性画像データ作成部62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62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62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。

【0017】

前記平均値算出部63は、後述するようにBモード画像BI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Stavを算出する。この歪みの平均値Stav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63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。

【0018】

前記弾性指標算出部64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65は、前記弾性指標算出部64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64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65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。

【0019】

前記画像表示制御部66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66は、前記画像データを、Bモード画像BIと弾性画像EIとが合成された合成超音波画像UI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EIは、前記Bモード画像BIに設定された領域R内に表示される。

【0020】

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10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10に記憶されてもよい。

【0021】

また、前記画像表示制御部66は、前記弾性指標画像作成部65によって作成された弾

10

20

30

40

50

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

10

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

20

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。

【0027】

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。

【0028】

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）。

30

【0029】

40

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。

【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】

50

前記色変換テーブルＴＡについて説明する。色変換テーブルＴＡ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ＴＡ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２５６である（ $N = 255$ ）。

【００３２】

色変換テーブルＴＡは、例えば図４に示されたグラフで示すことができる。この図４に示された色変換テーブルＴＡは、傾き部分Ｓ１と水平部分Ｈｒを有するグラフになっている。本例では、零から歪みＳｔｍａｘまでの所定の歪みの範囲Ｘが、前記傾き部分Ｓ１になっている。

【００３３】

前記傾き部分Ｓ１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。

【００３４】

前記所定の歪みの範囲Ｘにおける歪みの最大値Ｓｔｍａｘは階調Ｎに変換される。また、この最大値Ｓｔｍａｘ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Ｈｒにおいては、歪みが階調Ｎに変換される。従って、最大値Ｓｔｍａｘ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。

【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_{tav} 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_{tav} 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_{tav} が、前記所定の歪みの範囲Ｘに対してどの位置であることを示している。

【００３７】

前記弾性指標 I_n は、前記弾性指標算出部６４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。

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

【００３８】

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ことを知ることができ、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。

【００３９】

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。

【００４０】

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Ｄ１は、前記領域Ｒにおける歪みの分布を示す。この歪み分布Ｄ１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 $T A'$ は、前記歪み分布 $D 1$ における歪みの平均値 $S t a v 1$ を基準にして、所定の歪みの範囲 X' に傾き部分 $S 1'$ 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 $S t a v 1$ は、弾性画像 $E I$ 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 $S t a v 2$ を基準にして所定の歪みの範囲 X' に傾き部分 $S 1'$ が設定される。このような傾き部分 $S 1'$ が設定された色変換テーブル $T A'$ に基づいて作成される弾性画像 $E I$ においても、前記平均値 $S t a v 2$ は、弾性画像 $E I$ 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 $T A'$ 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。

10

【 0 0 4 2 】

一方、本例のように、前記色変換テーブル $T A$ の傾き部分 $S 1$ 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 $S t a v 1$ の弾性指標 $I n 1$ 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 $S t a v 2$ の弾性指標 $I n 2$ とでは、異なる値になる ($I n 1 > I n 2$)。

【 0 0 4 3 】

20

前記弾性指標 $I n$ は、弾性画像 $E I$ 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。

【 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。

30

【 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。

40

【 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 50 %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に、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に。

【 0 0 4 8 】

50

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。

【 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)

10

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。

【 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。

20

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

【 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。

30

【 0 0 5 5 】

前記画像表示制御部 6 6 は、図 1 0 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。

【 0 0 5 6 】

40

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。

【 0 0 5 7 】

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 1 1 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

50

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。

【 0 0 5 8 】

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 1 0 0 % 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、1 0 0 % を超える値が弾性指標として算出されてもよい。

【 0 0 5 9 】

また、前記弾性指標画像 I n I は、図 1 2 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。

【 0 0 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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 1 0 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】

【 0 0 6 3 】

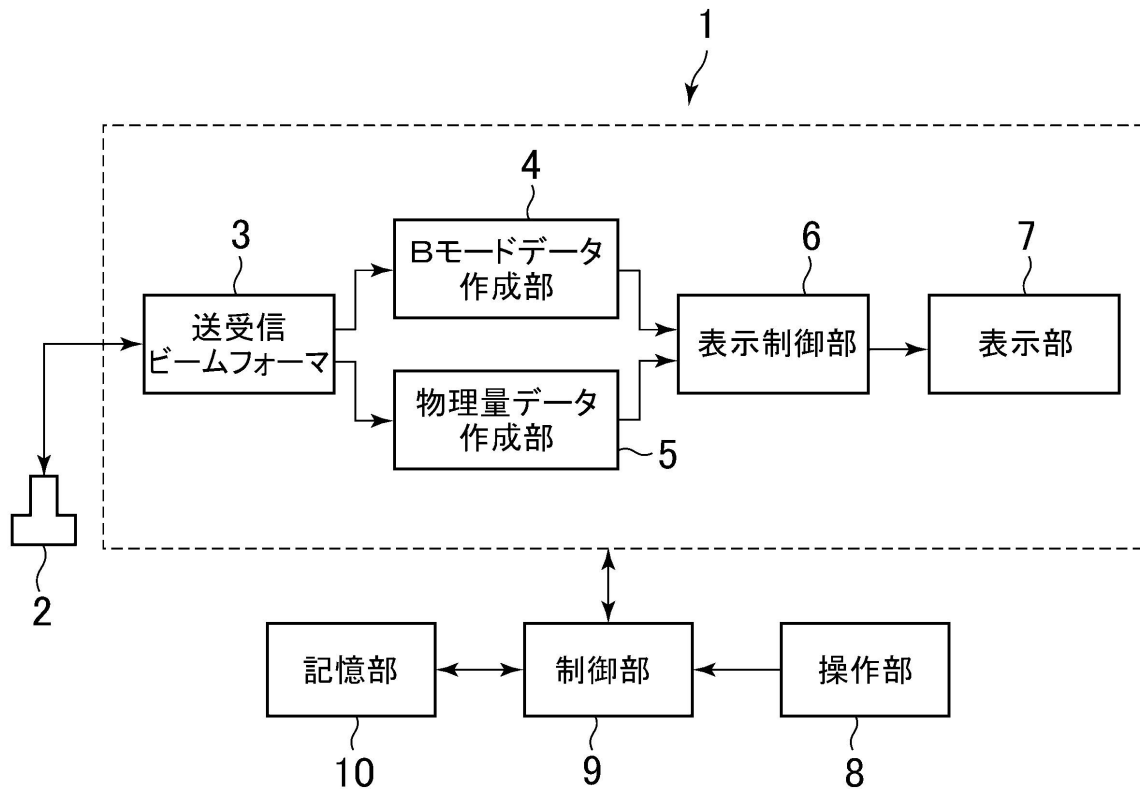
- 1 超音波診断装置
- 5 物理量データ作成部（物理量算出部）
- 7 表示部
- 6 2 弾性画像データ作成部
- 6 3 平均算出部
- 6 4 弾性指標算出部
- 6 5 弾性指標画像作成部
- 6 6 画像表示制御部
- B I B モード画像（超音波画像）
- E I 弾性画像
- I n I 弾性指標画像

10

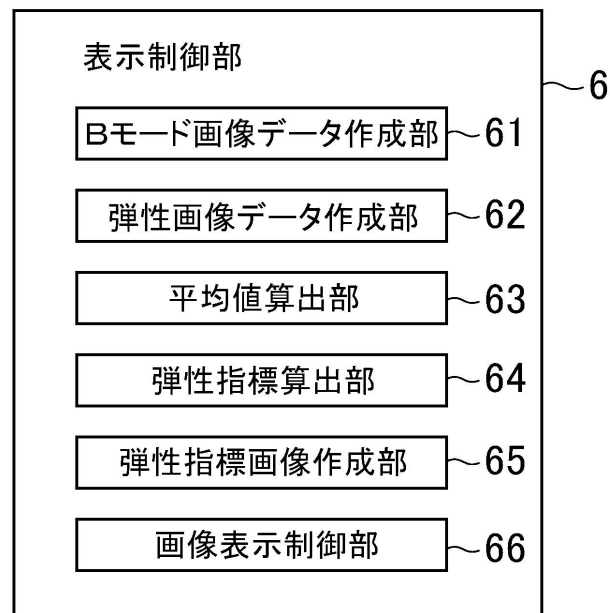
20

30

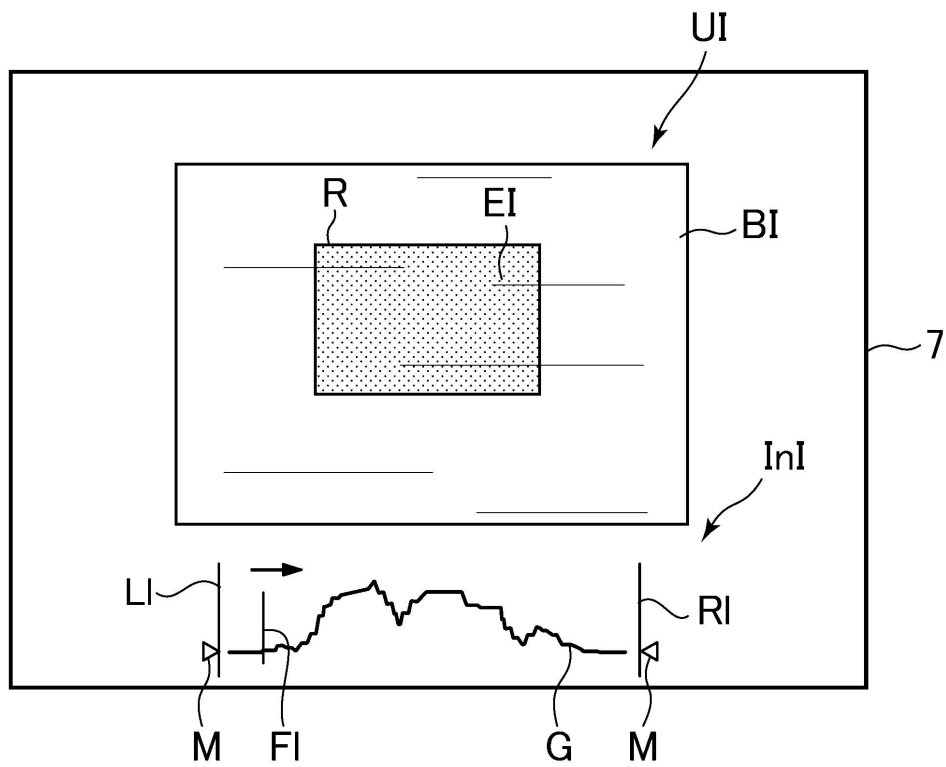
【図 1】



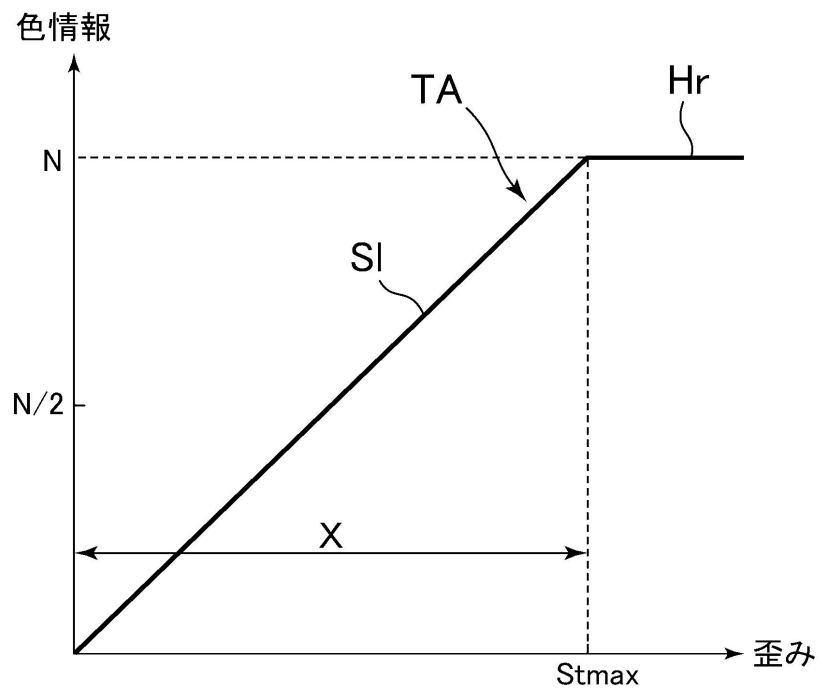
【図 2】



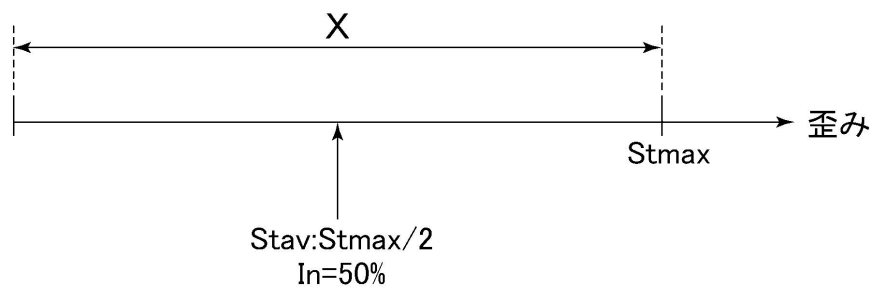
【図3】



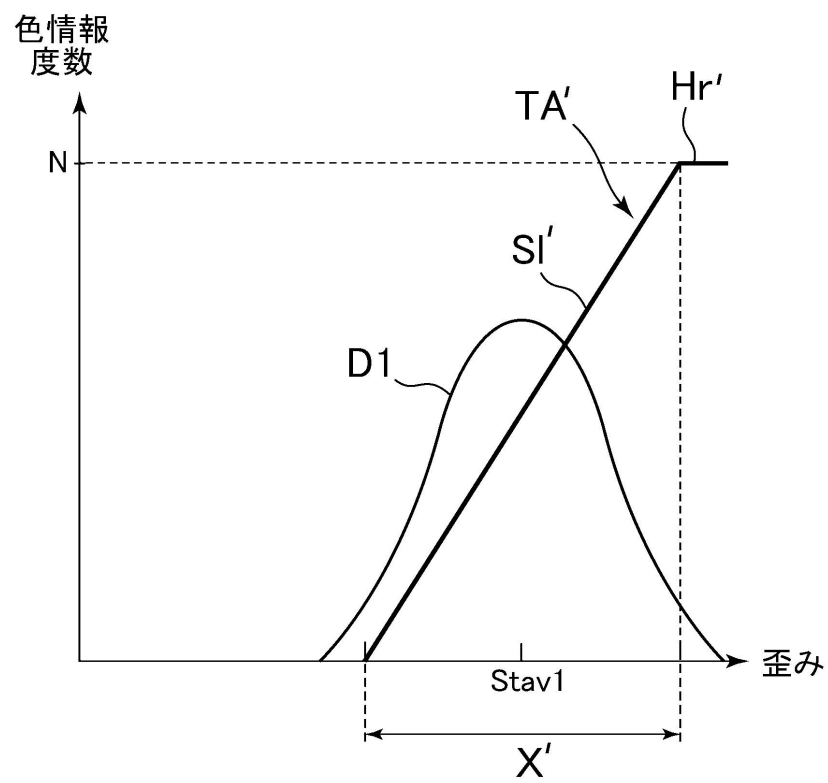
【図4】



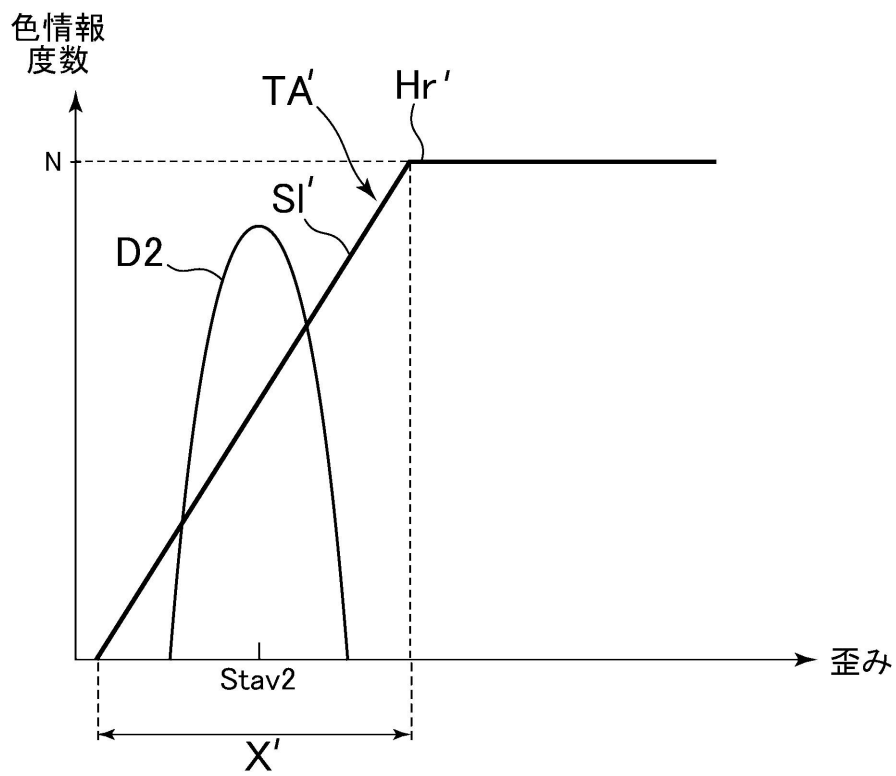
【図 5】



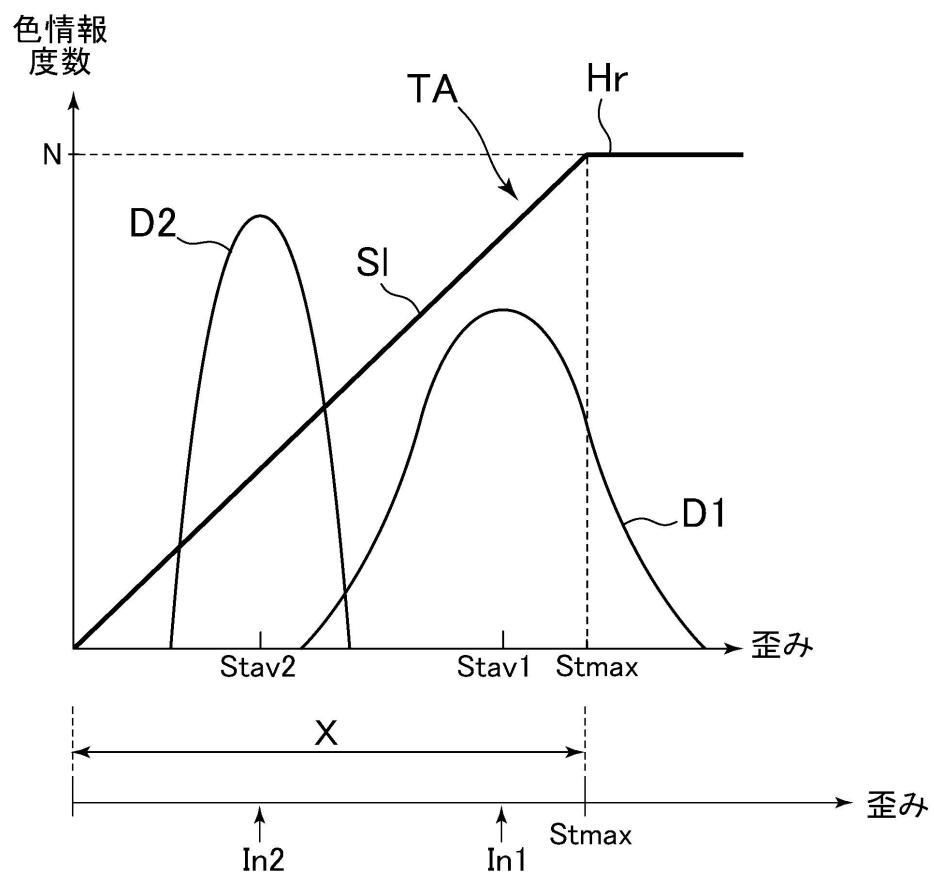
【図 6】



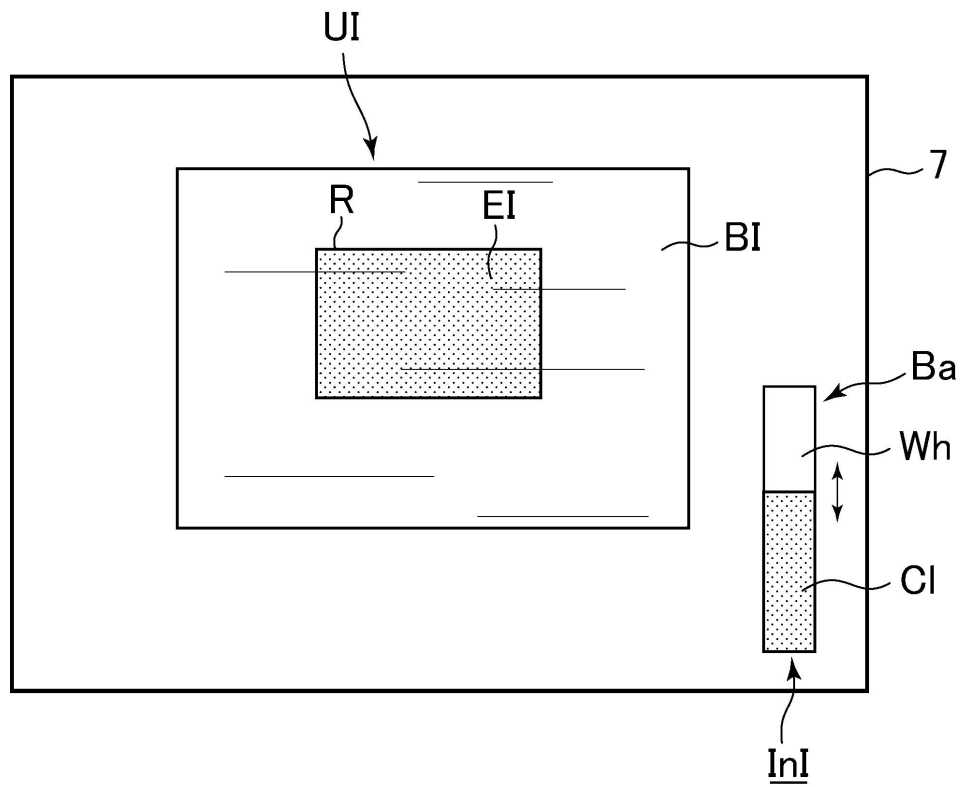
【図 7】



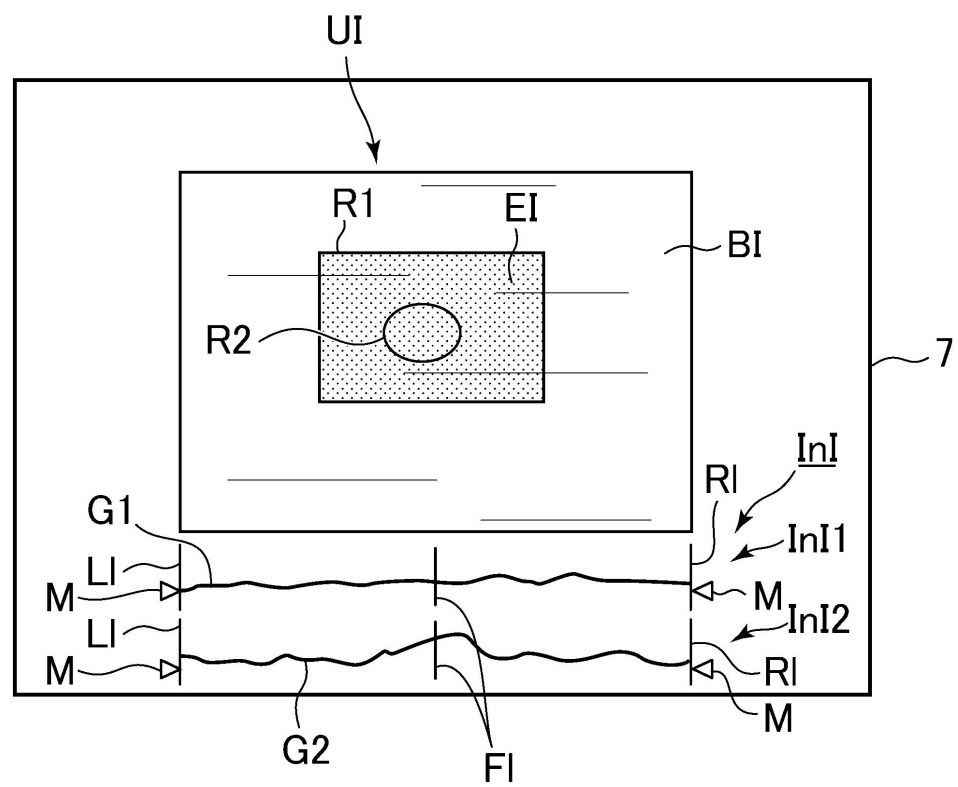
【図 8】



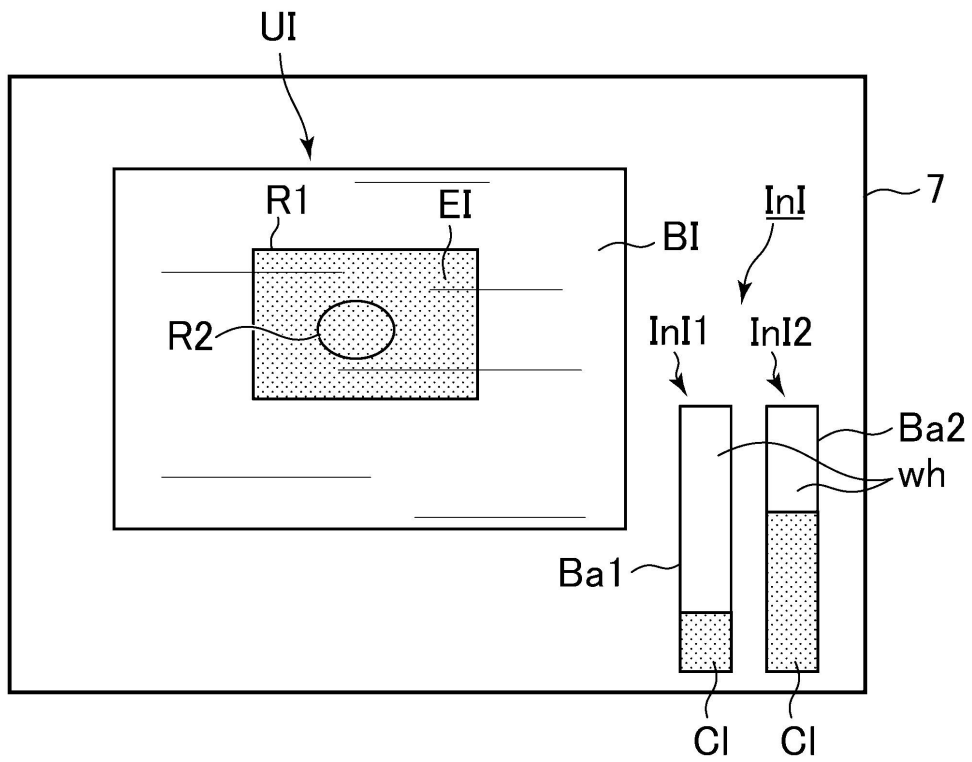
【図 9】



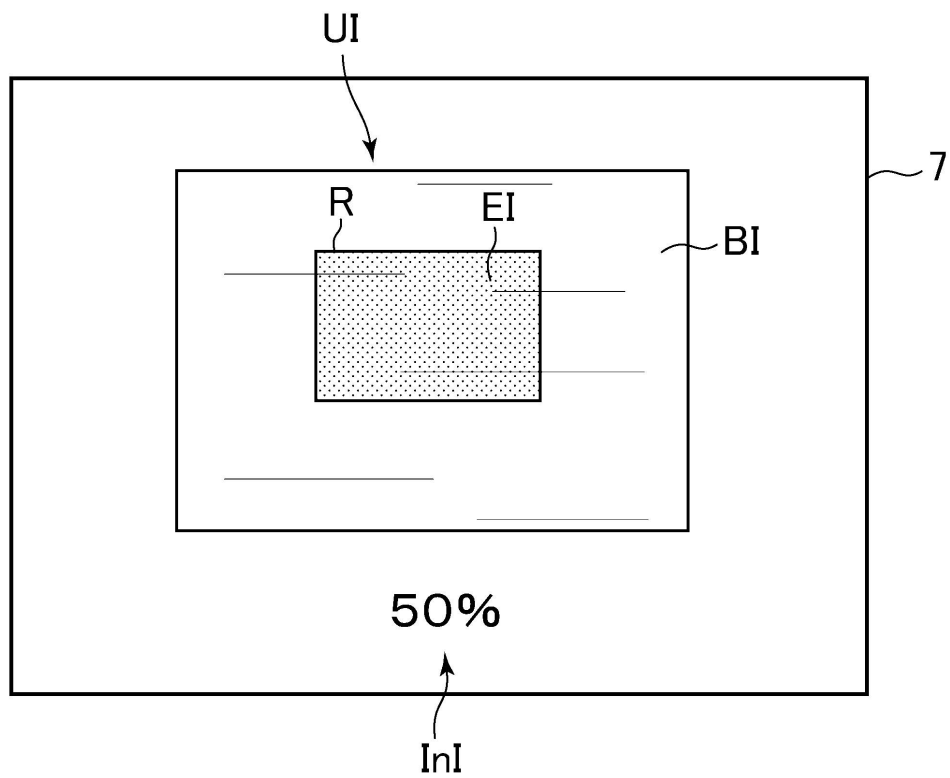
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 1 5 3 8 3 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 9 2 2 2 4 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 5 5 0 8 2 (J P , A)

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

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5879230B2	公开(公告)日	2016-03-08
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		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
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		
其他公开文献	JP2014039578A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够了解生物组织弹性的超声诊断设备。和弹性图像数据用于产生具有对应于由一种物理量数据生成单元计算出的失真的颜色信息的弹性图像数据生成部，具有对应于失真的彩色的弹性图像，所述弹性图像数据和要显示的弹性图像数据生成部的基础上，所述生物组织的超声图像上的显示单元是一个颜色转换表TA是失真和颜色信息，预设之间的对应关系的信息在一个给定的应变，这是基于颜色转换表的范围X TA根据失真改变颜色信息，以创建弹性图像数据，在显示单元上，该组中的超声波图像区域表示弹性指数In的弹性指数图像显示应变区域中的应变的平均值Stav与预定的变形范围X之间的相对关系。点域8

(21) 出願番号	特願2012-182133 (P2012-182133)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年8月21日 (2012. 8. 21)		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
(65) 公開番号	特開2014-39578 (P2014-39578A)		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・ブールバード・ダブルユー・710・3000
(43) 公開日	平成26年3月6日 (2014. 3. 6)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成26年8月21日 (2014. 8. 21)		弁理士 荒川 聡志
		(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
		審査官	富永 昌彦
			最終頁に続く