

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5774560号
(P5774560)

(45) 発行日 平成27年9月9日(2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月10日(2015.7.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-181375 (P2012-181375)
 (22) 出願日 平成24年8月20日(2012.8.20)
 (65) 公開番号 特開2014-36778 (P2014-36778A)
 (43) 公開日 平成26年2月27日(2014.2.27)
 審査請求日 平成26年8月21日(2014.8.21)

(73) 特許権者 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・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・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 島崎 正

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 伊藤 幸仙

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】

被検体の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表示される表示部と、

前記被検体の心拍動と関係する値を算出する算出部と、
 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、前記被検体の心拍動と関係する値に応じて設定される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

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記心拍動と関係する値は、心拍による心臓壁の移動量であ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】

前記心拍動と関係する値は、心臓において、心拍動により肝臓に対する圧迫とその弛緩

を行なう部分の移動量であ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】

前記移動量は、前記生体組織の超音波画像において前記生体組織の特定部位をトラッキングすることにより算出されることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記移動量は、エコー信号に基づいて算出される前記生体組織の特定部位の速度に基づいて算出されることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記心拍動と関係する値は、心拍動と相関関係がある心機能指標であ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

【請求項 7】

前記心機能指標は、Ejection Fractionであることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記心拍動と関係する値が、心拍動が大きいことを示す値であるほど、弾性変形しやすいことを示す物理量を含むように、前記物理量の範囲が拡張設定され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】

前記物理量の範囲の最大値が、前記被検体の心拍動と関係する値に応じて調節され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。

20

【請求項 10】

コンピュータに、

被検体の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表示させる画像表示制御機能と、

前記被検体の心拍動と関係する値を算出する算出機能と、
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、

30

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、前記被検体の心拍動と関係する値に応じて設定される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。

40

【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、被検体の生体組織を変形させるなどしながら超音波の送受信が行なわれ、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。次に、算出された物理量に基づいて、弾性に応じた色を示す情報を有する弾性画像データが作成される。この弾性画像データは、物理量と色を示す情報との対応情報に基づいて作成される。対応情報においては、

50

所定の物理量の範囲において、色を示す情報が物理量に応じて変わるようになっている。そして、このような対応情報に基づいて作成された弾性画像データに基づいて、弾性に合った色を有する弾性画像が表示される。

【先行技術文献】

【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】

10

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。肝臓の弾性画像は、心拍動によって肝臓が圧迫とその弛緩を繰り返して変形することを利用して作成される。ここで、心拍動による肝臓への圧迫とその弛緩の度合は、被検体によって異なることもあり、同じ弾性を有する肝臓であっても歪みが異なる場合がある。従って、同じ弾性を有する肝臓であっても弾性画像において異なる色で表示されるおそれがある。

【0005】

このような事情から、圧迫とその弛緩の度合を考慮して作成された弾性画像を表示させることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

20

【0006】

上述の課題を解決するためになされた発明は、被検体の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表示される表示部と、前記被検体の心拍動と関係する値を算出する算出部と、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、前記被検体の心拍動と関係する値に応じて設定される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ことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0007】

上記観点の発明によれば、前記被検体の心拍動と関係する値に基づいて設定される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が作成されるので、心拍動による生体組織への圧迫とその弛緩の度合が考慮して作成された弾性画像を表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【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。

40

【図2】第一実施形態の超音波診断装置におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】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4】色変換テーブルの一例を示す図である。

【図5】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6】第一実施形態の超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図7】第一実施形態の超音波診断装置の作用の一例を示すフローチャートである。

【図8】心拍動と関係する値に応じて設定される色変換テーブルを説明する図である。

【図9】第一実施形態の変形例の超音波診断装置におけるエコーデータ処理部の構成を示

50

すブロック図である。

【図 1 0】第二実施形態の超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図 1 1】第二実施形態の超音波診断装置の作用の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9】

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、エコーデータ処理部 4、表示制
10 御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。

【 0 0 1 0】

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、前記エコーデータ処理部 4 に出力される。

【 0 0 1 1】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、B モードデータ作成部 4 1 及び物理量データ作成部 4 2 を有する。前記 B モードデータ作成部 4 1 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 9 に記憶されてもよい。
20

【 0 0 1 2】

前記物理量データ作成部 4 2 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 4 2 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
30 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 3】

前記物理量データ作成部 4 2 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、後述するように心拍動により肝臓に対する圧迫とその弛緩が行われ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 4 2 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。
40

【 0 0 1 4】

前記物理量データは、前記記憶部 9 に記憶されてもよい。

【 0 0 1 5】

前記表示制御部 5 には、前記 B モードデータ作成部 4 1 からの B モードデータ及び前記物理量データ作成部 4 2 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 5 は、図 3 に示すように、B モード画像データ作成部 5 1、弾性画像データ作成部 5 2、画像表示制御部 5 3 を有している。

【 0 0 1 6】

前記 B モード画像データ作成部 5 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
50

えば 2 5 6 階調の輝度を示す情報を有する。

【 0 0 1 7 】

前記弾性画像データ作成部 5 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 5 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。前記弾性画像データ作成部 5 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。

10

【 0 0 1 8 】

前記弾性画像データ作成部 5 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。

【 0 0 1 9 】

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

【 0 0 2 0 】

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 までの歪みの範囲 X が、前記傾き部分 S 1 になっている。

【 0 0 2 1 】

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。

30

【 0 0 2 2 】

前記歪みの範囲 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。

【 0 0 2 3 】

前記歪みの範囲 X は、被検体の心拍動と関係する値に応じて設定される。詳細は後述する。前記歪みの範囲 X は、本発明において、被検体の心拍動と関係する値に応じて設定される物理量の範囲の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 2 4 】

前記画像表示制御部 5 3 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 6 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 5 3 は、前記画像データを、図 5 に示すように、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 6 に表示させる。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（ドット（d o t）で示されている）。弾性画像 E I は、歪みに応じた色を有する画像である。

【 0 0 2 5 】

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 9 に記憶されて

50

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 9 に記憶されてもよい。

【0026】

前記表示部 6 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などで構成される。前記表示部 6 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【0027】

前記操作部 7 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。

【0028】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) である。前記制御部 8 は、図 6 に示すように、移動量算出部 81 を有する。この移動量算出部 81 は、心拍動による心臓壁の移動量を算出する (移動量算出機能) 。詳細は後述する。心臓壁の移動量は、本発明における心拍動と関係する値の実施の形態の一例である。前記移動量算出部 81 は、本発明における算出部の実施の形態の一例である。また、前記移動量算出機能は、本発明における算出機能の実施の形態の一例である。

【0029】

心拍動と関係する値は、心拍動による心臓壁の移動量など、心拍動について測定された値である。

【0030】

前記制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記移動量算出機能を実行させる。また、前記制御部 8 は、前記移動量算出機能のほか、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。

【0031】

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) 、又は RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) などの半導体メモリである。

【0032】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について、図 7 のフローチャートに基づいて説明する。ここでは、肝臓の弾性画像 EI が表示される場合の作用について説明する。

【0033】

まず、ステップ S1 では、心臓壁の移動量が算出される。具体的には、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって被検体の心臓を含む範囲に対して超音波の送受信を行なう。そして、得られたエコー信号に基づいて B モード画像データが作成され、心臓を含む B モード画像が前記表示部 6 に表示される。

【0034】

B モード画像が表示されると、操作者は、B モード画像において、関心領域を設定する。この関心領域は、心臓壁において、肝臓に対する圧迫及びその弛緩を行なう部分を含むように設定される。

【0035】

前記移動量算出部 81 は、B モード画像データに基づいて前記関心領域内の心臓壁を抽出する。移動量算出部 81 は、B モード画像データの輝度に対応する情報に基づいて抽出処理を行なう。そして、前記移動量算出部 81 は、抽出された心臓壁の動きを B モード画像データに基づいてトラッキング (tracking) して、心臓壁の移動量を算出する。算出された心臓壁の移動量は、肝臓に対する圧迫及びその弛緩を行なう心臓壁の移動量である。

【0036】

ちなみに、操作者は、B モード画像に関心領域を設定せずに、B モード画像における心臓壁の輪郭を、前記操作部 7 のトラックボール等を用いてトレース (trace) してもよい。トレースする部分は、心臓壁において、肝臓に対する圧迫及びその弛緩を行なう部

10

20

30

40

50

分のみであってもよい。このように心臓壁がトレースされた場合、前記移動量算出部 8 1 は、トレースされた部分の動きを B モード画像データに基づいてトラッキングして心臓壁の移動量を算出する。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 1 において移動量が算出されると、ステップ S 2 では、前記弾性画像データ作成部 5 2 が前記色変換テーブル T A を設定する。具体的には、前記ステップ S 1 において算出された心臓壁の移動量に応じて設定された歪みの範囲 X が傾き部分 S 1 である色変換テーブル T A が設定される（図 4 参照）。

【 0 0 3 8 】

前記歪みの範囲 X は、心臓壁の移動量が大きくなるほど最大値 S_{tmax} が大きくなり、心臓壁の移動量が小さくなるほど最大値 S_{tmax} が小さくなるように設定される。これについて詳しく説明する。心臓壁の移動量が大きくなるほど、心拍動による肝臓に対する圧迫とその弛緩の度合は大きくなるので、肝臓の変形が大きくなる。従って、この場合の肝臓の歪み分布 D 1 は、例えば図 8 に示すように、比較的歪みの大きい範囲を含む分布になる。一方、心臓壁の移動量が小さくなるほど、心拍動による肝臓に対する圧迫とその弛緩の度合は小さくなるので、肝臓の変形が小さくなる。従って、この場合の肝臓の歪み分布 D 2 は、例えば図 8 に示すように、比較的歪みの小さい範囲を含む分布になる。

【 0 0 3 9 】

ちなみに、前記歪み分布 D 1 及び前記歪み分布 D 2 は、同じ弾性を有する肝臓の歪み分布である。

【 0 0 4 0 】

前記歪み分布 D 1 の場合、すなわち心臓壁の移動量が比較的大きい場合、歪みの範囲 X 1 が傾き部分 S 1 1 である色変換テーブル T A 1（傾き部分 S 1 1 のみ図示）が設定される。前記歪みの範囲 X 1 は、0 から最大値 S_{tmax1} までの範囲である。一方、前記歪み分布 D 2 の場合、すなわち心臓壁の移動量が比較的小さい場合、歪みの範囲 X 2 が傾き部分 S 1 2 である色変換テーブル T A 2 が設定される（傾き部分 S 1 2 のみ図示）。前記歪みの範囲 X 2 は、0 から最大値 S_{tmax2} までの範囲である。 $S_{tmax1} > S_{tmax2}$ であり、前記歪みの範囲 X 2 よりも、前記歪みの範囲 X 1 の方が、大きい歪みを含む範囲になっている。ただし、図 8 に示す前記色変換テーブル T A 1、T A 2 は一例である。

【 0 0 4 1 】

心臓壁の移動量に応じて設定される前記歪みの範囲 X は、心拍動による肝臓への圧迫とその弛緩の度合の大小にかかわらず、同じ弾性を有する部分については大きく色が異なることがないように弾性画像 E I が表示されるように設定される。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 2 において色変換テーブル T A が設定されると、ステップ S 3 では、弾性画像 E I を含む合成超音波画像 U I が表示される。具体的には、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって被検体の肝臓を含む範囲に対して超音波の送受信を行なう。B モード画像を作成するための超音波の送受信と、弾性画像を作成するための超音波の送受信とが交互に行われてもよい。

【 0 0 4 3 】

ここで、肝臓は、心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弾性画像を含む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 1 が B モードデータを作成し、前記物理量データ作成部 4 2 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 5 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 5 2 が、前記ステップ S 2 で設定された色変換テーブル T A を用いて、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 5 3 が、上述の図 5 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

10

20

30

40

50

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 6 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。

【 0 0 4 4 】

以上説明した本例によれば、心臓壁の移動量に応じて、前記色変換テーブル T A が設定されるので、心拍動による肝臓に対する圧迫とその弛緩の度合が考慮して作成された弾性画像 E I を表示させることができる。そして、圧迫とその弛緩の度合にかかわらず、同じ弾性を有する部分は弾性画像 E I において大きく異なることがない色で表示させることができる。

【 0 0 4 5 】

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、前記エコーデータ処理部 4 は、図 9 に示すように前記 B モードデータ作成部 4 1 及び前記物理量データ作成部 4 2 のほか、ドプラデータ作成部 4 3 を有する。このドプラデータ作成部 4 3 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、直交検波処理、フィルタ処理、自己相関演算処理等を含むドプラ処理を行ない、生体組織の速度を含むデータを作成する。

10

【 0 0 4 6 】

この変形例の作用について、説明する。前記ステップ S 1 では、上述のように、操作者は、心臓壁において、肝臓に対する圧迫及びその弛緩を行なう部分を含むように、B モード画像に関心領域を設定する。前記ドプラデータ作成部 4 3 は、前記関心領域における生体組織の移動速度を含むデータを作成する。生体組織は、心臓壁である。そして、前記移動量算出部 8 1 は、前記ドプラデータ作成部 4 3 で得られた速度を時間積分して心臓壁の移動量を算出する。

20

【 0 0 4 7 】

(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。

【 0 0 4 8 】

本例では、図 1 0 に示すように、前記制御部 8 は、心機能指標算出部 8 2 を有する。この心機能指標算出部 8 2 は、心拍動と相関関係にある心機能指標を算出する (心機能指標算出機能) 。心機能指標は、本発明における心拍動と関係する値の実施の形態の一例である。前記心機能指標算出部 8 2 は、本発明における算出部の実施の形態の一例である。また、心機能指標算出機能は、本発明における算出機能の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 4 9 】

前記心機能指標算出部 8 2 は、例えば E j e c t i o n F r a c t i o n (以下、「 E F 」と云う) を算出する。この E F は、心臓の収縮に際して拍出される血液量やその効率にポイントをおいたポンプ機能を評価する指標である。E F は、下記 (式 1) によって算出される。

$$E F = 1 0 0 \times (E D V - E S V) / E D V (\%) \quad \cdots (式 1)$$

E D V : 左心室の拡張期の体積

E S V : 左心室の収縮期の体積

40

【 0 0 5 0 】

心拍動が大きいと、E D V と E S V の差が大きくなるので、E F は大きくなると考えられる。一方、心拍動が小さいと、E D V と E S V の差が小さくなるので、E F は小さくなると考えられる。従って、E F は、心拍動と相関関係にあると考えられる。

【 0 0 5 1 】

前記 E D V 及び前記 E S V は、例えば B モード画像において左心室の輪郭を抽出することにより算出される。あるいは、前記 E D V 及び前記 E S V は、操作者が左心室の輪郭をトレースし、トレースした輪郭をトラッキングして算出されてもよい。

【 0 0 5 2 】

次に、本例の作用について、図 1 1 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステ

50

ップS 1'ではEFが算出される。具体的には、第一実施形態で説明したステップS 1と同様に、操作者は、前記超音波プローブ2によって被検体の心臓を含む範囲に対して超音波の送受信を行なう。そして、得られたエコー信号に基づくBモード画像が表示される。

【0053】

EFを算出するためには、前記EDV及び前記ESVを算出することが必要である。これらEDV及びESVを算出するために、Bモード画像データに基づく左心室の輪郭抽出や、Bモード画像において操作者による左心室の輪郭のトレースが行われる。左心室の輪郭抽出を行なう場合、操作者によってBモード画像に関心領域が設定されてもよい。この場合、関心領域内において左心室の輪郭抽出処理が行われる。

【0054】

前記心機能指標算出部82は、Bモード画像データに基づいて左心室の輪郭のトラッキングを行なってEDV及びESVを算出し、上記(式1)を用いてEFを算出する。

【0055】

ステップS 1においてEFが算出されると、ステップS 2'では、前記弾性画像データ作成部52は、EFに応じて設定された歪みの範囲Xが傾き部分S 1である色変換テーブルTAを設定する。前記歪みの範囲Xは、EFが大きくなるほど最大値Stmaxが大きくなり、EFが小さくなるほど最大値Stmaxが小さくなるように設定される。これについて詳しく説明する。EFが大きくなるほど、上述のように心拍動が大きくなるので、肝臓の変形が大きくなる。従って、この場合の肝臓の歪み分布は図8に示す符号D 1の分布になり、歪みの範囲X 1が傾き部分である色変換テーブルTA 1が設定される。

【0056】

一方、EFが小さくなるほど、上述のように心拍動が小さくなるので、肝臓の変形は小さくなる。従って、この場合の肝臓の歪み分布は、図8に示す符号D 2の分布になり、歪みの範囲X 2が傾き部分S 1 2である色変換テーブルTA 2が設定される。

【0057】

ステップS 2'において色変換テーブルTAが設定されると、ステップS 3では第一実施形態と同様にして、肝臓を含む合成超音波画像UIが表示される。

【0058】

以上説明した本例によれば、心拍動と相関関係がある心機能評価指標であるEFに応じて、前記色変換テーブルTAが設定されるので、第一実施形態と同様に、心拍動による肝臓に対する圧迫とその弛緩の度合が考慮された弾性画像EIを表示させることができる。これにより、圧迫とその弛緩の度合にかかわらず、同じ弾性を有する部分は弾性画像EIにおいて大きく異なることがない色で表示させることができる。

【0059】

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、前記合成超音波画像UI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9に記憶されたBモードデータ及び物理量データに基づく画像であってもよい。

【符号の説明】

【0060】

- 1 超音波診断装置
- 6 表示部
- 42 物理量データ作成部(物理量算出部)
- 52 弾性画像データ作成部
- 81 移動量算出部(算出部)
- 82 心機能指標算出部(算出部)
- TA 色変換テーブル(対応情報)
- X 歪みの範囲

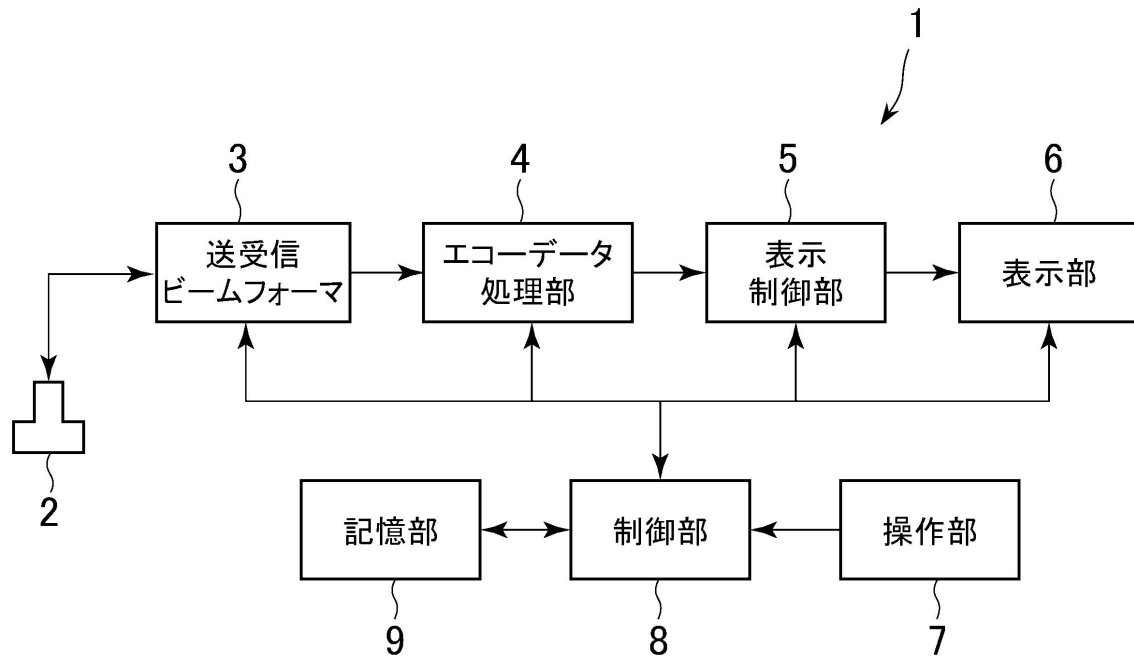
10

20

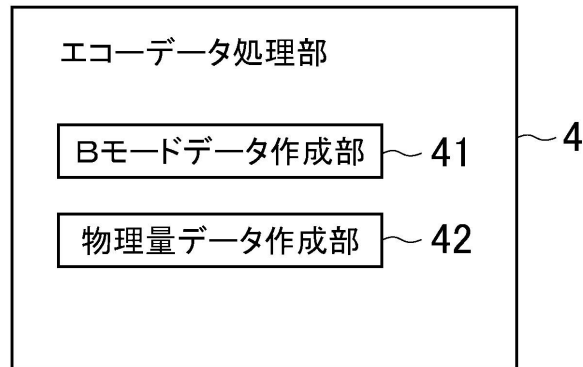
30

40

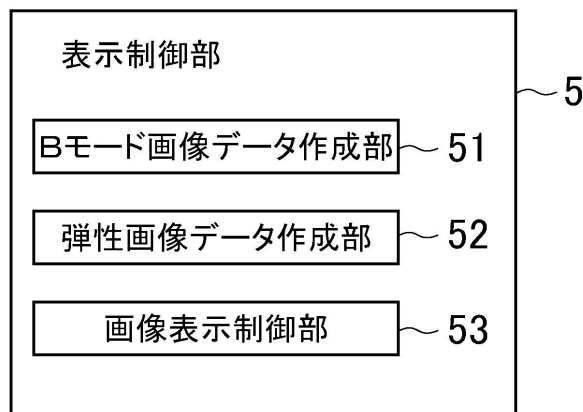
【図 1】



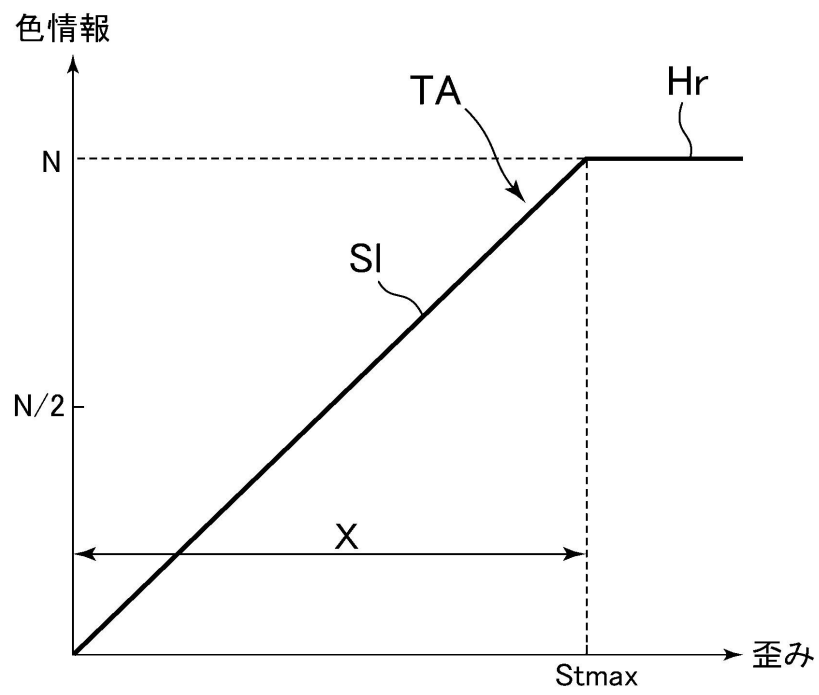
【図 2】



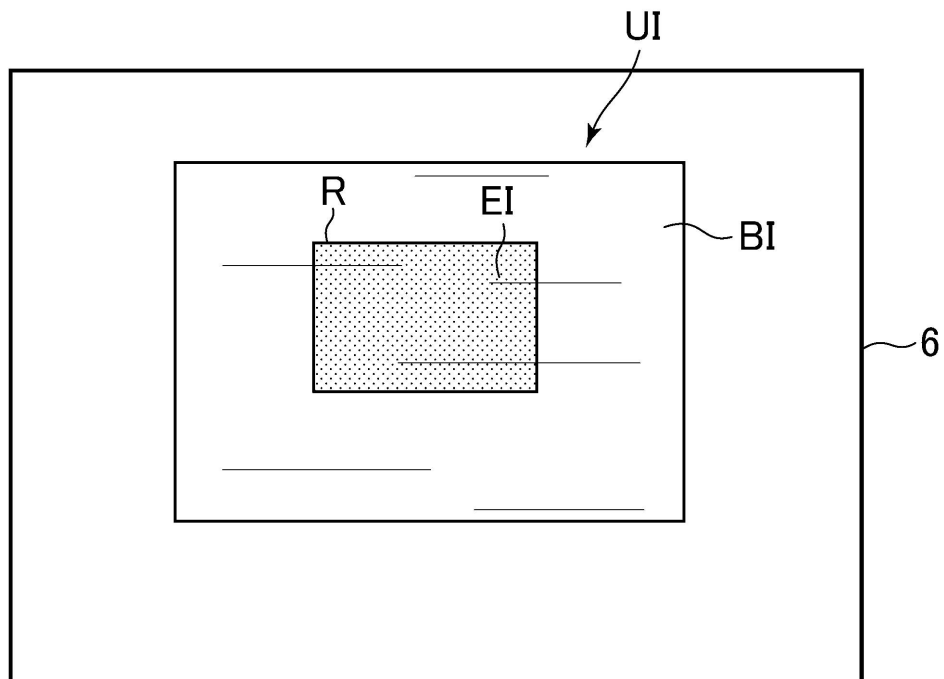
【図 3】



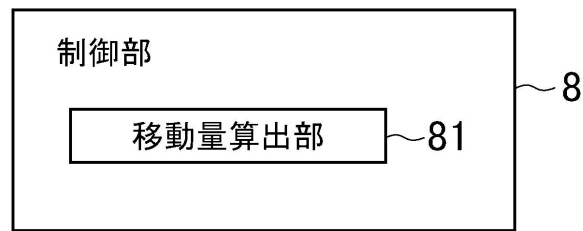
【図4】



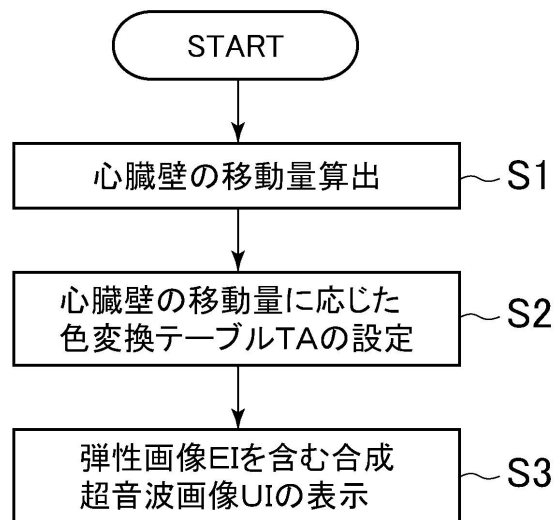
【図5】



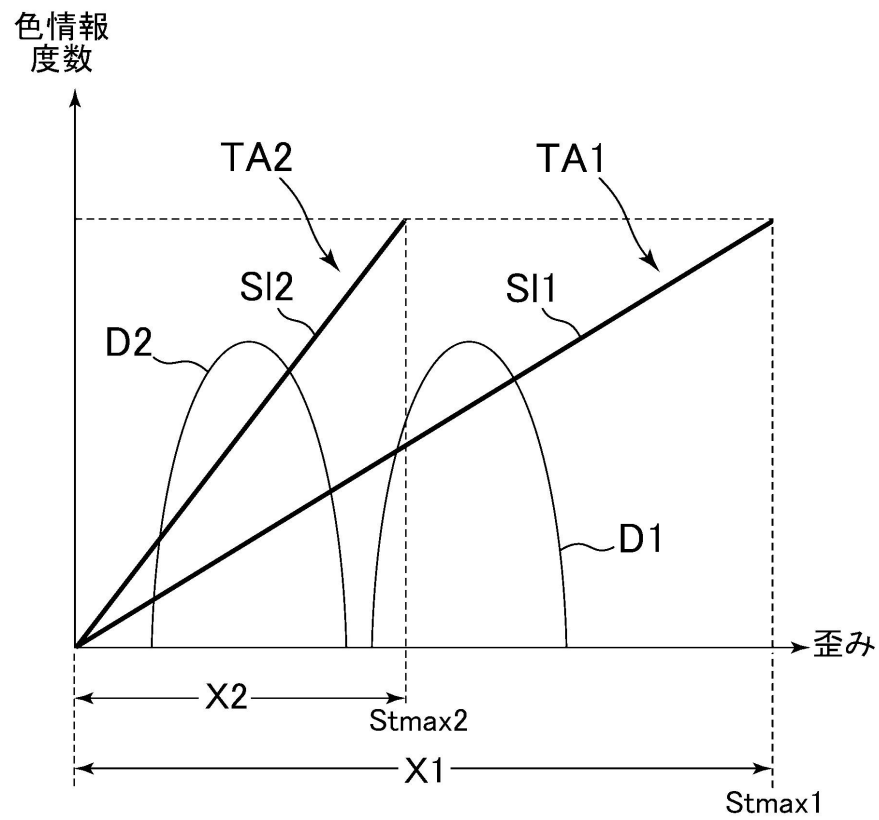
【図 6】



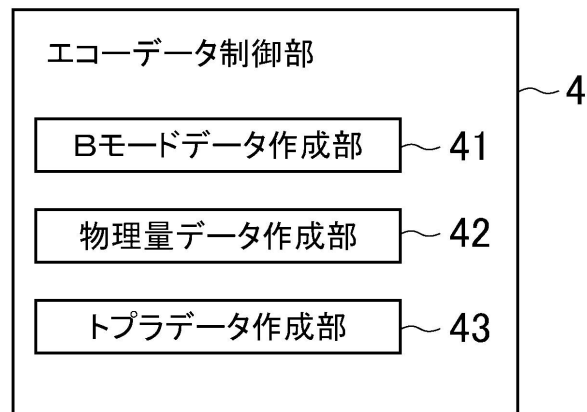
【図 7】



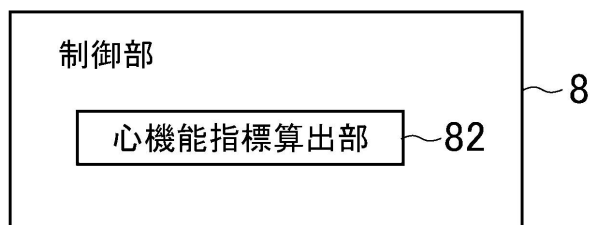
【図 8】



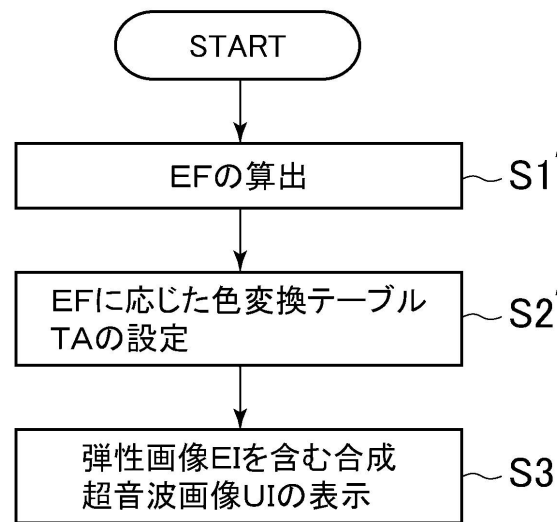
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 2 2 0 8 0 1 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 3 6 0 4 1 (J P , A)
特許第 5 3 0 3 1 4 7 (J P , B 2)
特許第 5 2 0 3 6 0 5 (J P , B 2)
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 5 1 9 9 8 (U S , A 1)

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