

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5951926号
(P5951926)

(45) 発行日 平成28年7月13日(2016.7.13)

(24) 登録日 平成28年6月17日(2016.6.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2010-264696 (P2010-264696)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年11月29日(2010.11.29)		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2012-115283 (P2012-115283A)		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
(43) 公開日	平成24年6月21日(2012.6.21)		
審査請求日	平成25年9月27日(2013.9.27)	(74) 代理人	100137545
前置審査			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	樋熊 政一
			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】

変形する被検体の生体組織における三次元領域に対して超音波の送信を行なってエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づいて、被検体の弾性に関する物理量のデータからなる物理量データを作成する物理量データ作成部と、

前記三次元領域の前記物理量データから作成された基準であって生体組織の変形条件が同一の範囲内である複数の断面の物理量データにおける物理量の平均を基準として用いて、階調化データを前記物理量データに基づいて作成する階調化データ作成部と、

生体組織の弾性に応じた表示形態の弾性画像であって、前記階調化データに基づく弾性画像を表示させる表示画像制御部と、

を備え、

生体組織の変形条件が同一の範囲内である前記複数の断面は、前記三次元領域において階調化データの作成対象となる断面のうち一部である

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記階調化データ作成部は、隣接する複数断面の前記物理量データにおける物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なう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】

10

20

前記階調化データ作成部は、被検体における各断面において生体組織が同じ弾性を有する部分の物理量が同一の範囲内にある断面を対象として算出された物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なう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4】

前記超音波プローブには、該超音波プローブによる被検体の体表面に対する圧迫とその弛緩の圧力を検出する圧力センサが設けられ、

前記階調化データ作成部は、前記圧力センサの検出値が同一の範囲内にある断面を対象として算出された物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なう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5】

被検体の三次元領域に対して超音波の送信を行なってエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づいて、被検体の弾性に関する物理量のデータからなる物理量データを作成する物理量データ作成部と、

前記三次元領域における複数の断面の前記物理量データにおける物理量の平均を基準として、前記各断面の階調化データを前記物理量データに基づいて作成する階調化データ作成部と、

生体組織の弾性に応じた表示形態の弾性画像であって、前記階調化データに基づく弾性画像を表示させる表示画像制御部と、

20

を備え、

前記三次元領域における前記複数の断面は、前記三次元領域において階調化データの作成対象となる全ての断面であり、

前記階調化データ作成部は、被検体における各断面において生体組織が同じ弾性を有する部分の物理量が同一になるような係数を前記各断面の物理量データに乗算して得られた乗算値の平均を基準として前記階調化データの作成を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

前記表示画像制御部は、前記弾性画像として、複数断面の2D画像を並列表示させることを特徴とする請求項1～5のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項7】

前記表示画像制御部は、前記弾性画像として、3D画像を表示させることを特徴とする請求項1～5のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

コンピュータに、

超音波プローブにより、変形する被検体の生体組織における三次元領域に対して超音波の送信を行なって受信さ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のデータからなる物理量データを作成する物理量データ作成機能と、

前記三次元領域の前記物理量データから作成された基準であって生体組織の変形条件が同一の範囲内である複数の断面の物理量データにおける物理量の平均を基準として用いて、階調化データを前記物理量データに基づいて作成する階調化データ作成機能と、

40

生体組織の弾性に応じた表示形態の弾性画像であって、前記階調化データに基づく弾性画像を表示させる表示画像制御機能と、

を実行させ、

生体組織の変形条件が同一の範囲内である前記複数の断面は、前記三次元領域において階調化データの作成対象となる断面のうち一部である

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】

50

本発明は、生体組織の弾性画像を表示可能な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】

【0002】

通常のBモード画像と、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。この種の超音波診断装置において、弾性画像は次のようにして作成される。まず、生体組織に対し、例えば超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波の送受信を行ってエコー信号を取得する。そして、得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量に応じた色を有する弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の歪みなどを算出している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2005-118152号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前記弾性画像を作成する一手法として、この弾性画像を作成する断面における前記物理量の平均値を算出し、この平均値を基準として階調化データを作成し、この階調化データに基づく弾性画像を作成する手法がある。このような弾性画像の作成手法を用いて、3Dの弾性画像やボリュームデータに基づく直交三断面の弾性画像を作成する場合、断面毎に前記物理量の平均値を算出して前記階調化データを作成する。ここで、例えば、硬い部分の占める割合が多くなると、前記物理量として歪みを算出している場合、歪みの平均値は小さくなる。従って、断面毎に前記物理量の平均値が異なる場合がある。このようなことから、前記3Dの弾性画像や前記直交三断面の弾性画像において、生体組織で同じ弾性を有する部分が異なる色で表示される場合がある。

20

【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第1の観点の発明は、被検体の三次元領域に対して超音波の送信を行なってエコー信号を受信する超音波プローブと、前記エコー信号に基づいて、被検体の弾性に関する物理量のデータからなる物理量データを作成する物理量データ作成部と、前記三次元領域の前記物理量データから作成された基準を用いて、階調化データを前記物理量データに基づいて作成する階調化データ作成部と、生体組織の弾性に応じた表示形態の弾性画像であって、前記階調化データに基づく弾性画像を表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0006】

第2の観点の発明によれば、第1の観点の発明において、前記エコー信号は、変形する被検体の生体組織に対する超音波の送信が行なわれて受信されたものであり、前記階調化データ作成部は、生体組織の変形条件が同一の範囲内である断面の物理量データにおける物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0007】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記複数断面は前記三次元領域において階調化データの作成対象となる断面のうち一部である超音波診断装置である。

【0008】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記階調化データ作成部は、隣接する複数断面の前記物理量データにおける物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

50

【0009】

第5の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記階調化データ作成部は、被検体における各断面において生体組織が同じ弾性を有する部分の物理量が同一の範囲内にある断面を対象として算出された物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第6の観点の発明によれば、第3の観点の発明において、前記超音波プローブには、該超音波プローブによる被検体の体表面に対する圧迫とその弛緩の圧力を検出する圧力センサが設けられ、前記階調化データ作成部は、前記圧力センサの検出値が同一の範囲内にある断面を対象として算出された物理量の平均を基準として前記階調化データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0011】

第7の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記複数断面は前記三次元領域において階調化データの作成対象となる全ての断面である超音波診断装置である。

【0012】

第8の観点の発明は、第7の観点の発明において、前記階調化データ作成部は、被検体における各断面において生体組織が同じ弾性を有する部分の物理量が同一になるような係数を前記各断面の物理量データに乗算して得られた乗算値の平均を基準として前記階調化データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

20

第9の観点の発明は、第1～8のいずれか一の観点の発明において、前記表示画像制御部は、前記弾性画像として、複数断面の2D画像を並列表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第10の観点の発明は、第1～8のいずれか一の観点の発明において、前記表示画像制御部は、前記弾性画像として、3D画像を表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第11の観点の発明は、コンピュータに、超音波プローブにより、被検体の三次元領域に対して超音波の送信を行なって受信さ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のデータからなる物理量データを作成する物理量データ作成機能と、前記三次元領域の前記物理量データから作成された基準を用いて、階調化データを前記物理量データに基づいて作成する階調化データ作成機能と、生体組織の弾性に応じた表示形態の弾性画像であって、前記階調化データに基づく弾性画像を表示させる表示画像制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の効果】

【0016】

上記観点の発明によれば、前記三次元領域の前記物理量データから作成された基準を用いて、前記階調化データが作成され、この階調化データに基づく弾性画像が表示されるので、同じ基準で作成された階調化データに基づく弾性画像において、生体組織で同じ弾性を有する部分を同じ表示形態で表示させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【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の超音波プローブの概略構成を示す斜視図である。

【図3】物理量データの作成の説明図である。

【図4】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5】図4に示す表示制御部における弾性画像データ作成部の構成を示すブロック図である。

50

【図 6】 B モード 画像と弾性画像とが合成された超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図 7】 階調化処理の一例の説明図である。

【図 8】 階調化処理の他例の説明図である。

【図 9】 複数の断面を対象にして歪みの平均値を算出する理由を説明する図である。

【図 10】 歪みの平均値の算出と階調化データの作成の説明図である。

【図 11】 生体組織が同じ弾性を有する部分の説明図である。

【図 12】 第一実施形態の第一変形例における歪みの平均値の算出と階調化データの作成の説明図である。

【図 13】 第一実施形態の第一変形例における歪みの平均値の算出と階調化データの作成の説明図である。

【図 14】 超音波プローブに圧力センサが設けられた超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 15】 第二実施形態の変形例における乗算値データの作成の説明図である。

【図 16】 第三実施形態において超音波の送受信を行なう断面を示す図である。

【図 17】 第三実施形態において超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

まず、第一実施形態について図 1 ～図 10 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、送受信部 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、制御部 8、操作部 9 及び HDD (Hard Disk Drive) 10 を備える。

【0019】

前記超音波プローブ 2 は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。この超音波プローブ 2 を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返して、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

【0020】

前記超音波プローブ 2 の概略構成について図 2 に基づいて説明する。前記超音波プローブ 2 は、メカニカル 3D プローブであり、振動子アレイ 200、ダンパー 210、モーター 220 を有し、これらを保護ケース 230 に収容することにより構成されている。前記振動子アレイ 200 は、例えば PZT (チタン (Ti) 酸ジルコン (Zr) 酸鉛) セラミックス等の圧電材料によって形成される複数の振動子 200a が、第一方向 a に沿って配列されることにより構成されている。かかる振動子アレイ 200 の一部の振動子 200a を複数駆動することにより、超音波ビームが送信されるようになっている。そして、駆動する振動子 200a を順次切り換えることにより、第一方向 a に電子的走査を行い、一フレーム分のエコー信号が得られるようになっている。

【0021】

前記ダンパー 210 は、前記振動子アレイ 200 を駆動させて超音波ビームを被検体に送信した後に、前記振動子アレイ 200 の自由振動を抑制するものである。また、前記ダンパー 210 は、吸音効果を有する材料を用いて構成され、前記ダンパー 210 から後方のプローブケーブル 300 との接続側への超音波の不必要な伝搬を抑制するようになっている。

【0022】

前記モーター 220 は、前記振動子アレイ 200 を、機械的に前記振動子 200a の配列方向 (前記第一方向 a) と直交する第二方向 b に移動させる。これにより、第二方向 b において、複数フレーム分のエコー信号が得られ、三次元領域 X についてのボリュームデ

10

20

30

40

50

ータを得ることができるようになっている。

【0023】

ちなみに、超音波の送受信方向は、図2に示すように第三方向cとする。ここで、第一方向aと第二方向bとを含む平面をab平面と云い、第二方向bと第三方向cとを含む平面をbc平面と云い、第一方向aと第三方向cとを含む平面をac平面と云うものとする。

【0024】

ただし、前記超音波プローブ2はこのようなメカニカル3Dプローブに限られるものではなく、電子的に第一方向a及び第二方向bに走査を行なう3Dプローブであってもよい。

10

【0025】

前記送受信部3は、前記制御部8からの制御信号に基づいて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。本例では、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2に、第一方向aへの電子的走査を行なわせ、また前記モーター220を駆動させて第二方向bへの機械的走査を行なわせる。

【0026】

また、送受信部3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部3で信号処理されたエコー信号は、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。

【0027】

20

前記Bモードデータ作成部4は、前記送受信部3から出力されたエコー信号に対し、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BDを作成する。このBモードデータBDは、前記Bモードデータ作成部4から前記表示制御部6へ出力される。

【0028】

前記物理量データ作成部5は、前記送受信部3から出力されたエコー信号に基づいて、生体組織における弾性に関する物理量データSDを作成する（物理量データ作成機能）。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、二つのフレームにおける各音線上の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算出し、前記三次元領域Xにおける各面について前記物理量データSDを作成する。前記物理量データ作成部5は、前記物理量として、生体組織の変形による歪みSを算出する。前記物理量データSDは、生体組織における各部の歪みSからなるデータである。

30

【0029】

より詳細には、前記物理量データ作成部5は、図3に示すように、隣り合う二フレームのエコーデータeD1、eD2に基づいて、前記三次元領域Xにおける一つの面の物理量データSDを作成する。前記物理量データ作成部5は、前記エコーデータeD1、eD2の各音線について複数設定された相関ウィンドウのうち、前記各エコーデータeD1、eD2について第一方向aにおいて同一座標の音線上のデータに基づいて歪みSを算出して物理量データSDの作成を行なう。前記物理量データ作成部5は本発明における物理量データ作成部の実施の形態の一例であり、前記物理量データ作成機能は本発明における弾性データ作成機能の実施の形態の一例である。

40

【0030】

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BD及び前記物理量データ作成部5からの物理量データSDが入力されるようになっている。前記表示制御部6は、図4に示すようにメモリ61、Bモード画像データ作成部62、弾性画像データ作成部63、表示画像制御部64を有している。

【0031】

前記メモリ61には、前記BモードデータBD及び前記物理量データSDが記憶される。前記BモードデータBD及び前記物理量データSDは、音線毎のデータとして前記メモ

50

り 6 1 に記憶される。そして、このメモリ 6 1 には、前記三次元領域 X における複数の断面の B モードデータ B D 及び前記物理量データ S D が記憶される。

【 0 0 3 2 】

前記メモリ 6 1 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構成されている。ちなみに、前記 B モードデータ B D 及び前記物理量データ S D は、前記 H D D 1 0 にも記憶されるようになっていてもよい。

【 0 0 3 3 】

ここで、後述の B モード画像データ及び弾性画像データに変換される前のエコー信号 (エコー信号に基づいて作成されるデータを含む) をローデータ (R a w D a t a) と云うものとする。前記メモリ 6 1 又は前記 H D D 1 0 に記憶される B モードデータ B D 及び物理量データ S D は、ローデータである。

【 0 0 3 4 】

前記 H D D 1 0 には、ローデータとして前記送受信部 3 で整相加算されたエコー信号が記憶されるようになっていてもよい。

【 0 0 3 5 】

前記 B モード画像データ作成部 6 2 は、前記 B モードデータ B D を、スキャンコンバータにより走査変換して、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データを作成する。前記 B モード画像データにおける輝度情報は所定の階調 (例えば 2 5 6 階調) からなる。

【 0 0 3 6 】

前記弾性画像データ作成部 6 3 は、図 5 に示すように階調化データ作成部 6 3 1、3 D データ作成部 6 3 2、走査変換部 6 3 3 を有する。前記階調化データ作成部 6 3 1 は、後述するように、前記物理量データ S D に基づいて階調化データ G D を作成する (階調化データ作成機能) 。前記階調化データ作成部 6 3 1 は、前記三次元領域 X の各断面について前記階調化データ G D を作成し、ボリュームデータとしての階調化データを得る。前記階調化データ作成部 6 3 1 は、本発明における階調化データ作成部の実施の形態の一例であり、前記階調化データ作成機能は、本発明における階調化データ作成機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 7 】

前記 3 D データ作成部 6 3 2 は、前記階調化データ G D に基づいて、生体組織において所定の硬さ以上の硬さを有する部分についてボリュームレンダリング等の手法を用いて 3 D データを作成する。前記走査変換部 6 3 3 は、前記階調化データ G D をスキャンコンバータにより走査変換して 2 D の弾性画像データを作成し、また前記 3 D データをスキャンコンバータにより走査変換して 3 D の弾性画像データを作成する。前記弾性画像データは所定の階調 (例えば 2 5 6 階調の色相情報) からなる。

【 0 0 3 8 】

前記表示画像制御部 6 4 は、前記 B モード画像データ及び前記弾性画像データに基づいて、図 6 に示すように、前記三次元領域 X における直交三断面の 2 D の超音波画像 G 1 , G 2 , G 3 を前記表示部 7 に表示させる (表示画像制御機能) 。前記表示画像制御部 6 4 は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例であり、前記表示画像制御機能は、本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 9 】

ここで、直交三断面とは互いに交わる前記 a b 平面、前記 b c 平面及び前記 a c 平面である。本例において、前記超音波画像 G 1 は前記 a c 平面についての画像であり、前記超音波画像 G 2 は前記 b c 平面についての画像であり、前記超音波画像 G 3 は前記 a b 平面についての画像である。

【 0 0 4 0 】

前記各超音波画像 G 1 ~ G 3 は、B モード画像 B G と弾性画像 E G とが合成された画像である。前記表示画像制御部 6 4 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像デ

10

20

30

40

50

ータを加算処理することによって合成し、超音波画像G1～G3の画像データを作成する。

【0041】

前記弾性画像EGは、前記2Dの弾性画像データに基づく画像であり、生体組織の弾性に応じた表示形態として、弾性に応じた色を有する。前記弾性画像EGは、本発明において階調化データに基づく弾性画像の実施の形態の一例である。

【0042】

ちなみに、超音波の送受信面と平行ではないbc平面及びab平面については、ボリュームデータとしての階調化データGDに基づいて前記bc平面及びab平面の階調化データGDを作成し、この階調化データGDに基づく弾性画像データを作成して弾性画像EGを表示する。なお、bc平面及びab平面のBモード画像についても、bc平面及びab平面のBモードデータBGを作成して、このBモードデータBGに基づくBモード画像BGを表示する。

【0043】

また、前記表示画像制御部64は、前記超音波画像G1～G3とともに3D弾性画像EG_{3D}を前記表示部7に表示させる。この3D弾性画像は、前記3Dの弾性画像データに基づく画像であり、例えば生体組織において所定の硬さ以上に硬い部分の立体画像である。

【0044】

前記表示部7は、例えばLCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)で構成され、前記HDD10に記憶された制御プログラムを読み出し、前記物理量データ作成機能、前記階調化データ作成機能及び前記表示画像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。

【0045】

前記操作部9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。

【0046】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。前記送受信部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、そのエコー信号を取得する。この時、前記超音波プローブ2により、被検体への圧迫とその弛緩を繰り返して生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なう。また、前記超音波プローブ2は、三次元領域Xについて超音波の走査を行なう。

【0047】

超音波の送受信により得られたエコー信号は前記送受信部3で信号処理された後、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に入力される。そして、前記Bモードデータ作成部4は前記BモードデータBDの作成を行ない、前記物理量データ作成部5は前記物理量データSDの作成を行なう。前記BモードデータBD及び前記物理量データSDは前記メモリ61又は前記HDD10に記憶される。

【0048】

次に、前記Bモード画像データ作成部62及び前記弾性画像データ作成部63が、前記メモリ61又は前記HDD10に記憶された前記BモードデータBD及び前記物理量データSDに基づいて、Bモード画像データ及びカラー弾性画像データをそれぞれ作成する。そして、前記表示画像制御部64が図6に示すように前記超音波画像G1、G2、G3及び前記3D弾性画像EG_{3D}を前記表示部7に表示させる。

【0049】

前記弾性画像データの作成について詳しく説明する。階調化データ作成部631は、前記物理量データSDに基づいて階調化データGDを作成する。具体的には、階調化データ作成部631は、相関ウィンドウ毎に算出された歪みSのデータをN階調(例えばN=2

10

20

30

40

50

56) に階調化する処理を行なって階調値 G のデータからなる階調化データ GD を作成する。前記階調化データ作成部 631 は、複数の断面について算出された歪み S の平均値 S_{AV} を基準として階調化処理を行なう。

【0050】

前記階調化データ作成部 631 は、前記平均値 S_{AV} を基準とした階調化処理として、歪み S が平均値 S_{AV} と等しい場合に前記階調値 $G = N/2$ となるような階調化処理を行なう。例えば、 $N = 256$ である場合、平均値 S_{AV} は階調値 $G = 128$ となる。

【0051】

ちなみに、例えば図 7 に示すように、最小の階調値 G_{MIN} は、最小の歪み S_{MIN} に設定され、最大の階調値 $G_{MAX} = N$ は、最大の歪み S_{MAX} に設定される。ただし、最小の階調値 G_{MIN} 及び最大の階調値 G_{MAX} はこれに限られるものではない。例えば、図 8 に示すように、最小の階調値 G_{MIN} が、平均値 S_{AV} よりも ΔS 小さい歪み S_s に設定され、最大の階調値 G_{MAX} が、平均値 S_{AV} よりも ΔS 大きい歪み S_l に設定されてもよい。この場合、歪み S_s 以下の歪みについては最小の階調値 G_{MIN} となり、歪み S_l 以上の歪みについては最大の階調値 G_{MAX} となる。

【0052】

ここで、複数の断面を対象にして前記平均値 S_{AV} を算出する理由について図 9 に基づいて説明する。図 9 において、ドット (dot) で示された円の領域 C は例えば腫瘍など周りの生体組織 T に比べて硬い部分である。そして、前記円の領域 C を断面 $P\alpha$ 及び断面 $P\beta$ が通っており、前記断面 $P\beta$ よりも前記断面 $P\alpha$ の方が前記円の領域 C を多く含んでいる。

【0053】

円の領域 C における弾性が一様であり、周りの生体組織 T における弾性も一様である場合、仮に前記断面 $P\alpha$ 及び前記断面 $P\beta$ のそれぞれについて歪みの平均値 $S_{AV\alpha}$, $S_{AV\beta}$ を算出した場合、断面 $P\alpha$ の平均値 $S_{AV\alpha}$ と断面 $P\beta$ の平均値 $S_{AV\beta}$ とでは異なる値になる。従って、前記平均値 $S_{AV\alpha}$ を基準として階調化データを作成し、断面 $P\alpha$ について得られた弾性画像と、前記平均値 $S_{AV\beta}$ を基準として階調化データを作成し、断面 $P\beta$ について得られた弾性画像とでは、前記円の領域 C は異なる色で表示される。

【0054】

一方、前記断面 $P\alpha$ 及び断面 $P\beta$ の両断面を対象にして歪みの平均値 S_{AV} を算出し、この平均値 S_{AV} を基準として前記断面 $P\alpha$ 及び前記断面 $P\beta$ のそれぞれについて階調化データを作成した場合、基準となる平均値 S_{AV} は前記断面 $P\alpha$ と前記断面 $P\beta$ とで同じなので、前記断面 $P\alpha$ について得られる弾性画像と前記断面 $P\beta$ について得られる弾性画像において、前記円の領域 C が同じ色で表示される。

【0055】

次に、前記平均値 S_{AV} の算出及び前記階調化データ GD の作成について詳しく説明する。前記階調化データ作成部 631 は、先ず前記三次元領域 X において、階調化データ GD の作成対象となる断面のうち一部の複数断面の物理量データ SD を対象にして歪み S の平均値 S_{AV} を算出する。本例では、前記階調化データ作成部 631 は、隣接する複数断面の物理量データ SD を対象にして歪み S の平均値 S_{AV} を算出する。この平均値 S_{AV} は、各断面において相関ウィンドウ毎に算出された歪み S の平均値を、隣接する複数断面を対象にして算出することにより得られた値である。

【0056】

例えば、前記階調化データ作成部 631 は、図 10 に示すように、三次元領域 X における断面 $P1$, $P2$, $P3$, $P4$, $P5$, $P6$ のうち、断面 $P1$, $P2$, $P3$ の物理量データ $SD1$, $SD2$, $SD3$ を対象にして歪み S の平均値 S_{AV1} を算出する。また、前記階調化データ作成部 631 は、断面 $P4$, $P5$, $P6$ の物理量データ $SD4$, $SD5$, $SD6$ を対象にして歪み S の平均値 S_{AV2} を算出する。このようにして、前記三次元領域 X について複数の平均値 S_{AV} が得られると、前記階調化データ作成部 631 は、各平均値 S_{AV} を基準にして各断面について階調化データ GD を作成する。例えば、前記階調化

データ作成部 631 は、前記平均値 S_{AV1} を基準にして前記断面 P1 の物理量データ SD1 における歪み S を階調化して前記断面 P1 についての階調化データ GD1 を作成する。また、同様に前記階調化データ作成部 631 は、前記平均値 S_{AV1} を基準にして、物理量データ SD2 に基づいて階調化データ GD2 を作成し、物理量データ SD3 に基づいて階調化データ GD3 を作成する。さらに、前記階調化データ作成部 631 は、前記平均値 S_{AV2} を基準にして、物理量データ SD4 に基づいて階調化データ GD4 を作成し、物理量データ SD5 に基づいて階調化データ GD5 を作成し、前記物理量データ SD6 に基づいて階調化データ GD6 を作成する。このように、前記階調化データ作成部 631 は、ある平均値 S_{AV} の算出対象となった各断面について、その平均値 S_{AV} を基準として階調化データ GD を作成する。

10

【0057】

ここで、平均値 S_{AV} を算出する対象となる断面の数について説明する。生体組織の圧迫とその弛緩を繰り返しながら前記三次元領域 X について超音波の送受信を行なう場合、この三次元領域 X における各断面において、同じ弾性を有する部分であっても生体組織の変形量が大きく異なる場合がある。例えば、圧迫時や弛緩時よりも、圧迫から弛緩へ移行する時の方が、圧迫或いは弛緩の速度や圧力が小さく、生体組織の変形量は小さい。このように同じ弾性を有する部分の変形量が異なる断面における歪み S の平均値 S_{AV} を算出してこれを基準にして階調化データ GD を作成した場合、その階調化データ GD に基づく弾性画像は、生体組織の弾性を正確に反映していない恐れがある。従って、前記階調化データ作成部 631 は、生体組織の変形条件が同一の範囲になっている隣接する複数の断面について、前記平均値 S_{AV} を算出する。

20

【0058】

生体組織の変形条件とは、生体組織に対して圧迫や弛緩によって変形を与える時の速度や圧力などをいう。階調化データ作成部 631 は、このような生体組織の変形条件が同一の範囲にあり、生体組織において同じ弾性を有する部分の歪みが同一の範囲になっている隣接する複数の断面について、前記平均値 S_{AV} を算出する。例えば、上記図 10 の例において、前記断面 P1～P3 は、同じ弾性を有する部分の歪みが同一の範囲 $S_a \sim S_b$ になっている断面であり、前記断面 P4～P6 は、同じ弾性を有する部分の歪みが同一の範囲 $S_c \sim S_d$ になっている断面である。従って、前記階調化データ作成部 631 において、生体組織の変形条件が同一の範囲になっている前記断面 P1～P3 及び前記断面 P4～P6 を対象にして算出された歪みの平均値 S_{AV} を基準として、前記断面 P1～P3 及び断面 P4～P6 の階調化データが作成されることになる。

30

【0059】

一つの平均値 S_{AV} の算出対象を、隣接する断面とした理由は、隣接する断面であれば、互いに近い時間内にエコー信号が受信されているため、生体組織の変形条件が同一の範囲になっている可能性が高いからである。

【0060】

ちなみに、前記 $S_a \sim S_b$ の範囲及び前記 $S_c \sim S_d$ の範囲は、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像が得られるように、広くなりすぎないような範囲に設定される。

40

【0061】

一つの平均値 S_{AV} を算出する対象となる断面の数として、生体組織の変形条件が同一の範囲となる数が、予めデフォルトで設定されていてもよく、操作者によって前記操作部 9 において入力されることにより設定されてもよい。ちなみに、上記図 10 の例では、一つの平均値 S_{AV} を算出する対象となる断面の数は「3」に設定されている。

【0062】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、断面毎ではなく、生体組織において複数の断面の物理量データ SD における平均値 S_{AV} を基準として階調化データ GD が作成され、この階調化データ GD に基づく弾性画像が表示されるので、生体組織で同じ弾性を有する部分を同じ色で表示させることができる。

50

【0063】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。上記説明では、設定された数の隣接する断面を対象として前記平均値 S_{AV} を算出しているが、例えば一定の速度や圧力で圧迫と弛緩が行なわれない場合、隣接する断面の変形条件が異なる範囲になる場合がある。そこで、本例では、前記階調化データ作成部631は、前記三次元領域X内の各断面において生体組織が同じ弾性を有する部分の歪みが同一の範囲内にある断面を対象として前記平均値 S_{AV} を算出する。これにより、生体組織の変形条件が同一の範囲内である断面の平均値を算出することができる。

【0064】

生体組織が同じ弾性を有する部分は、例えば皮下脂肪の部分である。前記階調化データ作成部631は、図11に示すように、物理量データSDにおいて、体表面から所定の深さdの部分fを生体組織が同じ弾性を有する部分とし、この部分fにおける歪みの平均値 S_{fAV} を各断面毎に算出する。そして、前記階調化データ作成部631は、前記平均値 S_{fAV} が同一の範囲内にある断面を対象として前記平均値 S_{AV} を算出する。

【0065】

例えば、図12及び図13において、三次元領域Xにおける断面P1～P6のうち、断面P1、P2、P5における部分fの平均値 S_{fAV} が所定の範囲 $S_m \sim S_o$ になっており、断面P3、P4、P6における部分fの平均値 S_{fAV} が所定の範囲 $S_p \sim S_r$ になっているとする。この場合、前記階調化データ作成部631は、図12に示すように、前記部分fの平均値 S_{fAV} が同一の範囲 $S_m \sim S_o$ になっている前記断面P1、P2、P5の物理量データSD1、SD2、SD5を対象として歪みSの平均値 S_{AV3} を算出する。また、前記階調化データ作成部631は、図13に示すように、前記部分fの平均値 S_{fAV} が同一の範囲 $S_p \sim S_r$ になっている前記断面P3、P4、P6の物理量データSD3、SD4、SD6を対象として歪みSの平均値 S_{AV4} を算出する。このように、前記部分fの平均値 S_{fAV} が $S_m \sim S_o$ になっている断面P1、P2、P5について平均値 S_{AV3} が算出され、前記部分fの平均値 S_{fAV} が $S_p \sim S_r$ になっている断面P3、P4、P6について平均値 S_{AV4} が算出されるので、生体組織の変形条件が同一の範囲内である断面の平均値 S_{AV} が算出される。

【0066】

そして、前記階調化データ作成部631は、図12に示すように、前記平均値 S_{AV3} を基準にして、前記断面P1、P2、P5についての階調化データGD1、GD2、GD5を作成する。また、前記階調化データ作成部631は、図13に示すように、前記平均値 S_{AV4} を基準にして、前記断面P3、P4、P6についての階調化データGD3、GD4、GD6を作成する。

【0067】

ただし、前記部分fの平均値を算出する代わりに、前記超音波プローブ2による被検体の体表面に対する圧迫とその弛緩の圧力を、前記三次元領域Xの各断面について検出し、その検出値が同一の範囲内にある断面を対象として歪みSの平均値 S_{AV} を算出するようにしてもよい。この場合、図14に示すように、前記超音波プローブ2に、この超音波プローブ2による被検体の体表面に対する圧迫とその弛緩の圧力を検出する圧力センサ21を設ける。この圧力センサ21は、本発明の圧力センサの実施の形態の一例である。

【0068】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。なお、以下の説明では、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【0069】

この第二実施形態においては、前記階調化データ作成部631は、前記三次元領域Xにおける全ての断面（階調化データGDの作成対象となる断面）を対象にして歪みSの平均値 S_{AV} を算出する。

【0070】

10

20

30

40

50

前記超音波プローブ 2 は、電子的に前記第一方向 a 及び前記第二方向 b に走査を行なう 3 D プローブであることが好ましい。そして、前記超音波プローブ 2 により、同時に前記三次元領域 X の全体に対して超音波の送受信を行なうことが好ましい。これにより、前記三次元領域 X における生体組織の変形条件が同一になる。

【0071】

本例によっても、第一実施形態と同様に、前記平均値 S_{AV} を基準として作成された階調化データ G D に基づく弾性画像において、生体組織で同じ弾性を有する部分は同じ色で表示される。

【0072】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。例えば、前記超音波プローブ 2 がメカニカル 3 D プローブであり、前記三次元領域 X の全ての断面について、生体組織の変形条件が同一ではない場合、前記階調化データ作成部 631 は、生体組織が同じ弾性を有する部分の歪み S の平均値が同一になるような係数 k を前記各断面の物理量データに乗算する。例えば、前記階調化データ作成部 631 は、体表面から深さ d の部分 f (図 11 参照) の平均値 S_{fAV} が、前記三次元領域 X における全ての断面で同一になるような係数 k を前記各断面の物理量データに乗算して乗算値データ M D を作成する。この乗算値データ M D は、本発明における乗算値の実施の形態の一例である。そして、前記階調化データ作成部 631 は、前記三次元領域 X における全ての断面の乗算値データ M D の平均値 S_{AV}' を算出し、この平均値 S_{AV}' を基準にして階調化データ G D を作成する。

【0073】

具体例について説明する。例えば、図 15 に示すように、断面 P 1, P 2, P 3, ..., P n について階調化データを作成する場合、前記階調化データ作成部 631 は、断面 P 1 の物理量データ S D 1 には、係数 k 1 を乗算して乗算値データ M D 1 を作成し、断面 P 2 の物理量データ S D 2 には、係数 k 2 を乗算して乗算値データ M D 2 を作成し、断面 P 3 の物理量データ S D 3 には、係数 k 3 を乗算して乗算値データ M D 3 を作成し、断面 P n の物理量データ S D n には、係数 k n を乗算して乗算値データ M D n を作成する。

【0074】

前記係数 k 1 ~ k n は、物理量データ S D 1 ~ S D n を構成する各歪み S のデータに乘算されて前記乗算値データ M D 1 ~ M D n が作成される。前記乗算値データ M D 1 ~ M D n において、同じ弾性を有する部分の歪みの値は同一になっている。

【0075】

次に、前記階調化データ作成部 631 は、乗算値データ M D 1 ~ M D n の平均値 S_{AV}' を算出し、この平均値 S_{AV}' を基準として階調化データ G D (階調化データ G D 1 ~ G D n、図示省略) を作成する。

【0076】

このような変形例によれば、前記三次元領域 X の全ての断面について生体組織の変形条件が同一になっていなくても、全ての断面を対象にして算出された歪みの平均値 S_{AV}' に基づいて作成された階調化データ G D に基づく弾性画像は、生体組織の弾性を正確に反映した画像となる。

【0077】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。なお、以下の説明では、第一、第二実施形態と異なる事項について説明する。

【0078】

本例においては、電子的に前記第一方向 a 及び前記第二方向 b に走査を行なう 3 D プローブである前記超音波プローブ 2 により、図 16 に示すように、直交する二断面 P γ , P δ に同時に超音波の送受信を行なう。前記階調化データ作成部 631 は、前記断面 P γ , P δ を対象にして歪み S の平均値 S_{AV} を算出して階調化データ G D を作成する。そして、図 17 に示すように、前記断面 P γ , P δ について、弾性画像 E G と B モード画像 B G とが合成された超音波画像 G γ , G δ が前記表示部 7 に並列に表示される。

【0079】

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、前記物理量データ作成部5は、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の変形による変位や弾性率などを算出してもよく、また他の公知の手法によって生体組織の弾性に関する物理量を算出してもよい。

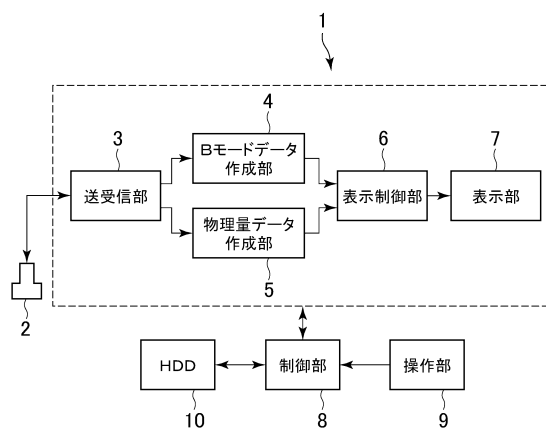
【符号の説明】

【0080】

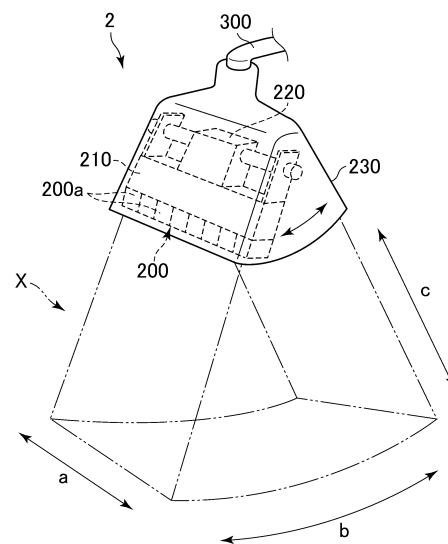
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 5 物理量データ作成部
- 21 圧力センサ
- 64 表示画像制御部
- 631 階調化データ作成部

10

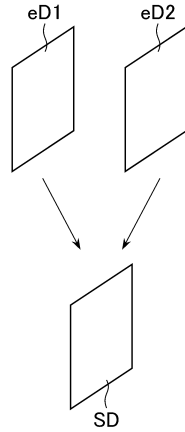
【図1】



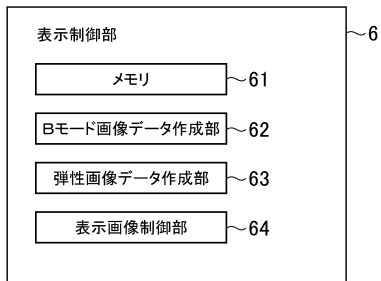
【図2】



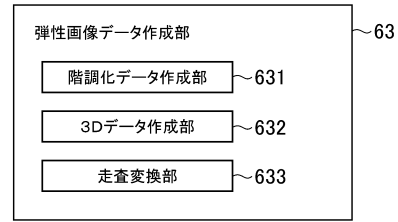
【図 3】



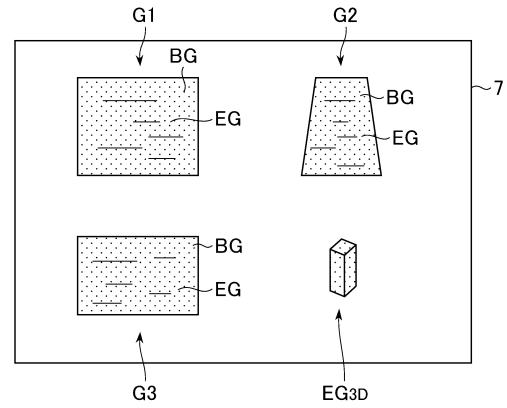
【図 4】



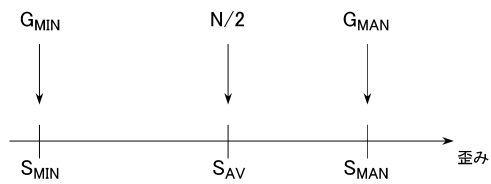
【図 5】



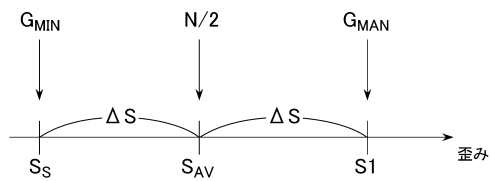
【図 6】



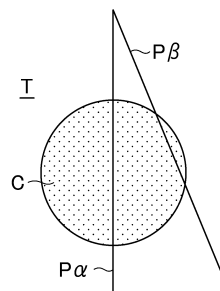
【図 7】



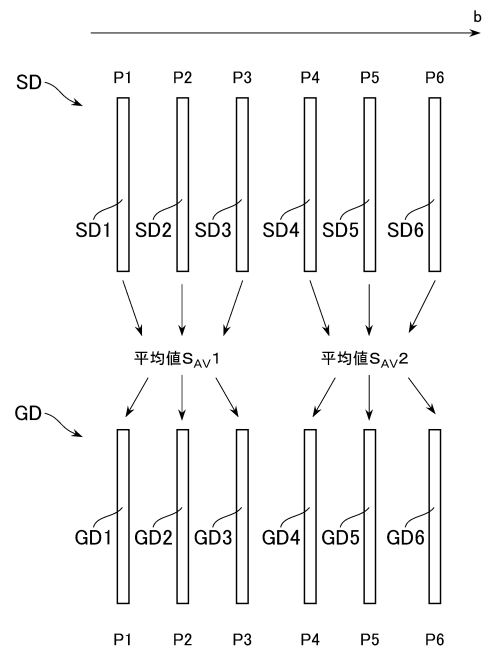
【図 8】



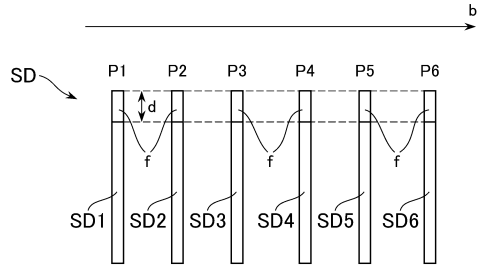
【図 9】



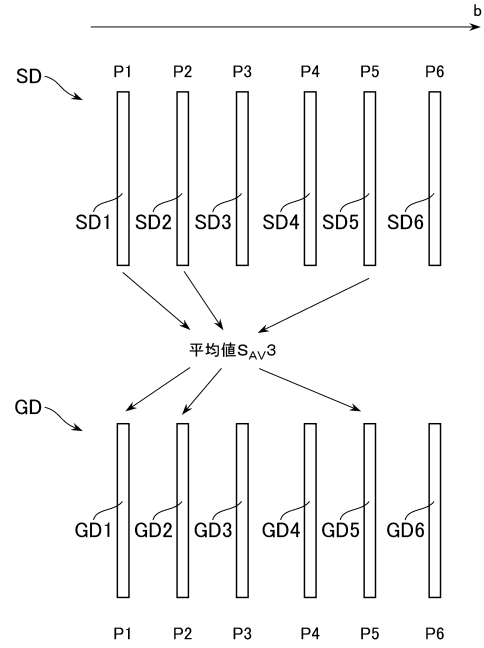
【図 10】



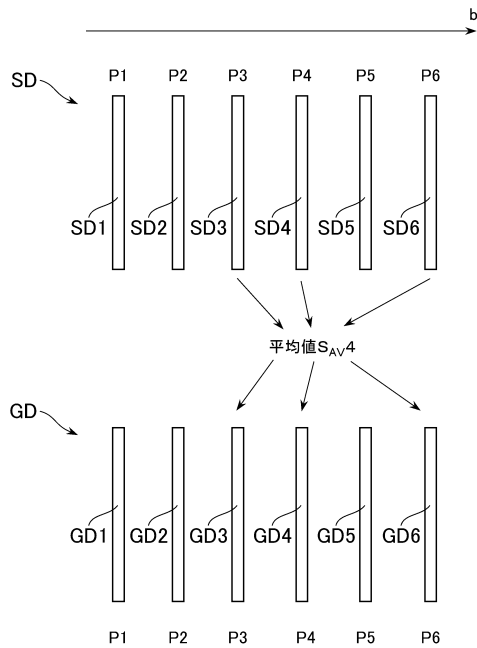
【図 1 1】



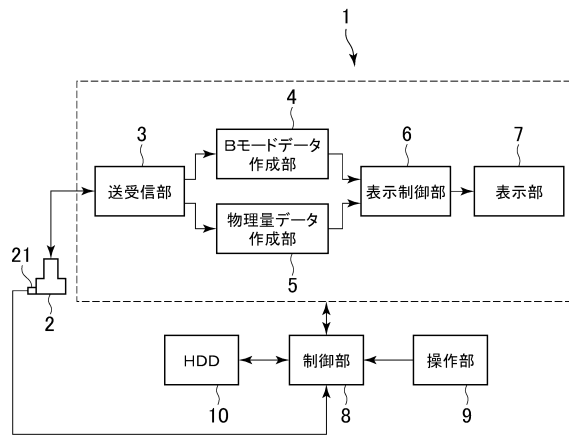
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-143079 (JP, A)
国際公開第2010/026823 (WO, A1)
国際公開第2005/122906 (WO, A1)
特開2010-099378 (JP, A)
特開2008-259605 (JP, A)
国際公開第2012/014739 (WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5951926B2	公开(公告)日	2016-07-13
申请号	JP2010264696	申请日	2010-11-29
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		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE22 4C601/JC04 4C601/JC07 4C601/KK06 4C601/KK12 4C601/KK25		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2012115283A5 JP2012115283A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，以相同的显示形式在生物组织中显示具有相同弹性的部分。解决方案：该超声波诊断装置包括：物理量数据创建部分，其创建物理量数据SD1-SD6，包括：与受试者弹性有关的物理量数据；灰度数据创建部分创建各个部分P1-P3的灰度数据GD1-GD3，其中多个物理量数据SD1-SD3中的应变的平均值S AV 1在三维区域中的部分P1-P3作为参考，并且创建各个部分P4-P6的灰度数据GD4-GD6，其中应变的平均值为S AV 2。多个部分P4-P6的物理量数据SD4-SD6；制作弹性图像的显示图像控制部分，该弹性图像是与生物组织的弹性对应的显示形式的弹性图像，并且基于灰度数据被显示。

(21) 出願番号	特願2010-264696 (P2010-264696)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年11月29日 (2010.11.29)		
(65) 公開番号	特開2012-115283 (P2012-115283A)		
(43) 公開日	平成24年6月21日 (2012.6.21)		
審査請求日	平成25年9月27日 (2013.9.27)		
前置審査			
		(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	棕熊 政一
			最終頁に続く