

(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2010-220801

(P2010-220801A)

(43) 公開日 平成22年10月7日(2010.10.7)

(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 13 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-71181 (P2009-71181)
(22) 出願日 平成21年3月24日 (2009.3.24)(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
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 JB36 JB48 JB50 KK02

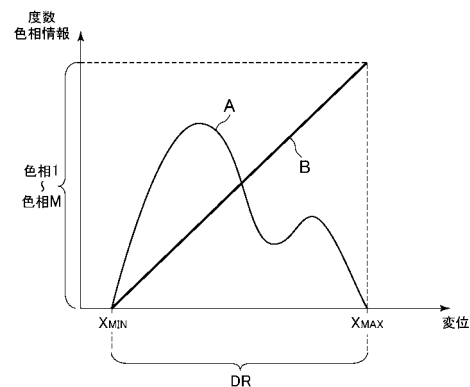
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】生体組織における弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる超音波診断装置及びその制御プログラムを提供する。

【解決手段】超音波診断装置1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51と、所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジDRを前記物理量に設定し、前記ダイナミックレンジDRに割り当てられた色相情報に基づいて、前記物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換してフレーム毎の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部52と、を備え、弾性画像データ作成部52は、前記物理量算出部51によって算出された前記物理量の最小算出値 X_{MIN} と最大算出値 X_{MAX} とを考慮してフレーム毎に前記ダイナミックレンジDRを設定することを特徴とする。

【選択図】図3



【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、

所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジを前記物理量に設定し、前記ダイナミックレンジに割り当てられた色相情報に基づいて、前記物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換してフレーム毎の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、を備え、

該弾性画像データ作成部は、前記物理量算出部によって算出された前記物理量の最小算出値と最大算出値とを考慮してフレーム毎に前記ダイナミックレンジを設定する

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記弾性画像データ作成部は、前記最小算出値と前記最大算出値との間を前記ダイナミックレンジとす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】

前記弾性画像データ作成部は、前記最小算出値と前記最大算出値との間において、前記最小算出値から所定の上限値まで、又は所定の下限値から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとす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 4】

前記弾性画像データ作成部は、前記最大算出値に対して所定の割合で小さい値を前記上限値とし、また前記最小算出値に対して所定の割合で大きい値を前記下限値とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記弾性画像データ作成部は、前記物理量算出部で算出された算出データのうち、前記最大算出値を示す算出データから算出値の大きい順に数えて所定のデータ数目にあたる算出データが示す値を前記上限値とし、また前記最小算出値を示す算出データから算出値の小さい順に数えて所定のデータ数目にあたる算出データが示す値を前記下限値とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記最大算出値よりも所定量小さい値以上の範囲における物理量の算出データの平均値を前記上限値とし、また前記最小算出値よりも所定量大きい値以下の範囲における物理量の算出データの平均値を前記下限値とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記弾性画像データ作成部は、前記ダイナミックレンジにおける色相情報の割り当てを線形にす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】

前記弾性画像データ作成部は、前記ダイナミックレンジにおける色相情報の割り当てを非線形にす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 9】

前記弾性画像データ作成部は、生体組織が軟らかい方よりも硬い方における色相情報の割り当て数を多くすることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記ダイナミックレンジをどのような範囲に設定するかを入力する操作部を備えることを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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、

所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジを前記物理量に設定し、前記ダイナ

50

ミックレンジに割り当てられた色相情報に基づいて、前記物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換してフレーム毎の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させ、

該弾性画像データ作成機能にあっては、前記物理量算出機能によって算出された前記物理量の最小算出値と最大算出値とを考慮してフレーム毎に前記ダイナミックレンジを設定する

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 1 2】

前記弾性画像データ作成機能は、前記最小算出値と最大算出値との間を前記ダイナミックレンジとすることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

10

【請求項 1 3】

前記弾性画像データ作成機能は、前記最小算出値と前記最大算出値との間において、前記最小算出値から所定の上限値まで、又は所定の下限値から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとすることを特徴とする請求項 1 1 に記載の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、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

20

【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、被検体の生体組織に対し、圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行い、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、この物理量を色相情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。

【0003】

弾性画像の作成にあたっては、まず所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジを前記物理量に設定する。そして、このダイナミックレンジに割り当てられた色相情報に基づいて、算出された物理量を色相情報に変換し弾性画像データを作成する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 7 3 4 1 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上記特許文献 1 では、予め設定された物理量の上限値と下限値との間を前記ダイナミックレンジとしている。しかし、算出された前記物理量の分布範囲が、前記ダイナミックレンジを逸脱した場合、前記ダイナミックレンジを有効に利用した弾性画像を作成することができず、前記ダイナミックレンジから外れた物理量の算出値については、同一の色相情報に変換されることになる。従って、生体組織における弾性の相違が色相の相違として現れず、生体組織における弾性を正確に反映した弾性画像を得られない場合があった。

40

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織における弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる超音波診断装置及びその制御プログラムを提供することである。

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、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、所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジを前記物理量に設定し、前記ダイナミックレンジに割り当てられた色相情報に基づいて、前記物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換してフレーム毎の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、を備え、該弾性画像データ作成部は、前記物理量算出部によって算出された前記物理量の最小算出値と最大算出値とを考慮してフレーム毎に前記ダイナミックレンジを設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記最小算出値と前記最大算出値との間を前記ダイナミックレンジとすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

第3の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記最小算出値と前記最大算出値との間において、前記最小算出値から所定の上限值まで、又は所定の下限值から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記最大算出値に対して所定の割合で小さい値を前記上限値とし、また前記最小算出値に対して所定の割合で大きい値を前記下限値とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第5の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記物理量算出部で算出された算出データのうち、前記最大算出値を示す算出データから算出値の大きい順に数えて所定のデータ数目にあたる算出データが示す値を前記上限値とし、また前記最小算出値を示す算出データから算出値の小さい順に数えて所定のデータ数目にあたる算出データが示す値を前記下限値とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第6の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記最大算出値よりも所定量小さい値以上の範囲における物理量の算出データの平均値を前記上限値とし、また前記最小算出値よりも所定量大きい値以下の範囲における物理量の算出データの平均値を前記下限値とすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記ダイナミックレンジにおける色相情報の割り当てを線形にすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第8の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記ダイナミックレンジにおける色相情報の割り当てを非線形にすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第9の観点の発明は、第8の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、生体組織が軟らかい方よりも硬い方における色相情報の割り当て数を多くすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第10の観点の発明は、第1～9のいずれか一の観点の発明において、前記ダイナミックレンジをどのような範囲に設定するかを入力する操作部を備えることを特徴とする超音

波診断装置である。

【 0 0 1 7 】

第 1 1 の観点の発明は、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、所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジを前記物理量に設定し、前記ダイナミックレンジに割り当てられた色相情報に基づいて、前記物理量算出部で算出された物理量を色相情報に変換してフレーム毎の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させ、該弾性画像データ作成機能にあっては、前記物理量算出機能によって算出された前記物理量の最小算出値と最大算出値とを考慮してフレーム毎に前記ダイナミックレンジを設定することを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

10

【 0 0 1 8 】

第 1 2 の観点の発明は、第 1 1 の観点の発明において、前記弾性画像データ作成機能は、前記最小算出値と最大算出値との間を前記ダイナミックレンジとすることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【 0 0 1 9 】

第 1 3 の観点の発明は、第 1 1 の観点の発明において、前記弾性画像データ作成機能は、前記最小算出値と前記最大算出値との間において、前記最小算出値から所定の上限值まで、又は所定の下限值から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとすることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、前記物理量の最小算出値と最大算出値とを考慮してフレーム毎に前記ダイナミックレンジが設定されるので、前記物理量の算出値の分布範囲に応じた前記ダイナミックレンジの設定を行うことができる。これにより、前記ダイナミックレンジを有効に利用した弾性画像データを作成することができ、生体組織における弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる。

【 0 0 2 1 】

また、生体組織に対する圧迫が適切な強さで行われなかったことなどが原因で、前記最大算出値やこれに近い算出値、又は前記最小算出値やこれに近い算出値が適正な値ではない場合がある。従って、前記最大算出値と前記最小算出値との間において、前記最大算出値に対して所定の割合で小さい値を上限值として設定し、又は前記最小算出値に対して所定の割合で大きい値を下限值として設定し、前記最小算出値から前記上限値まで、又は前記下限値から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとすることにより、ダイナミックレンジから適正な算出値ではない可能性がある範囲を除外することができる。これにより、前記ダイナミックレンジを有効に利用した弾性画像データを作成することができる。

30

【 0 0 2 2 】

また、前記最小算出値から前記上限値まで、又は前記下限値から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとする場合に、前記物理量算出部で算出された値のうち、前記最大算出値を示す算出データから算出値の大きい順に数えて所定のデータ数目にあたる算出データが示す値を上限值として設定し、また前記物理量算出部で算出された値のうち、前記最小算出値を示す算出データから算出値の小さい順に数えて所定のデータ数目にあたる算出データが示す値を下限值として設定することにより、前記最小算出値や前記最大算出値がフレーム毎に大きく異なり、前記最小算出値と前記最大算出値との間隔が大きく異なったとしても、前記ダイナミックレンジの大きさを安定させることができる。これにより、前記物理量に対する色相情報の割り当てがフレーム毎にばらつくことを抑制することができ、表示画像の同一部分については、できるだけ同一の色相を表示させることができる。

40

【 0 0 2 3 】

50

また、前記最小算出値から前記上限値まで、又は前記下限値から前記最大算出値までを前記ダイナミックレンジとする場合に、前記最大算出値よりも所定量小さい値以上の範囲における物理量の算出データの平均値を前記上限値とし、また前記最小算出値よりも所定量大きい値以下の範囲における物理量の算出データの平均値を前記下限値とすることによっても、前記最小算出値や前記最大算出値がフレーム毎に大きく異なったとしても、前記ダイナミックレンジの大きさを安定させることができる

【0024】

また、生体組織において、悪性の腫瘍がある部分は硬くなっていることから、軟らかい方よりも硬い方における色相情報の割り当て数を多くすることにより、硬い部分の弾性の違いを色相の違いとしてより細かく表示することができる。これにより、悪性の腫瘍をより明確に識別することができる。

10

【0025】

さらに、前記ダイナミックレンジをどのような範囲に設定するかを前記操作部において入力できるようにすることで、前記物理量の算出値の分布に応じたダイナミックレンジが設定されて、操作者にとって最適な弾性画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施形態の概略構成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弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】変位分布グラフ及び色相情報変換グラフを示す図であって、色相情報への変換を説明するための図である。

20

【図4】図3に示す色相情報変換グラフの詳細を説明するための図である。

【図5】従来における色相情報への変換の一例を説明するための図である。

【図6】第一実施形態の変形例における色相情報変換グラフを説明するための図である。

【図7】第二実施形態における変位分布グラフ及び色相情報変換グラフを示す図である。

【図8】図7に示す色相情報変換グラフの詳細を説明するための図である。

【図9】第三実施形態における変位分布グラフ及び色相情報変換グラフを示す図である。

【図10】変位分布グラフ及び色相情報変換グラフを示し、変位の最大算出値と最小算出値との間をダイナミックレンジとした場合に、変位の分布に応じてダイナミックレンジの大きさ及び色相情報変換グラフが異なることを説明するための図である。

30

【図11】第四実施形態における変位分布グラフ及び色相情報変換グラフを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

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)

先ず、第一実施形態について図1～図5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モード画像処理部4、弾性画像処理部5、合成部6、表示部7を備え、さらに制御部8及び操作部9を備える。

【0028】

40

前記超音波プローブ2は、被検体に対して超音波の送受信を行う。この超音波プローブ2を被検体に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行うことにより、弾性画像を得ることができる。

【0029】

前記送受信部3は、前記超音波プローブ2を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。また、前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行う。

【0030】

前記Bモード処理部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、フレーム毎のBモード画像データを作成

50

する。

【0031】

前記弾性画像処理部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、フレーム毎の弾性画像データを作成する。前記弾性画像処理部5は、スキャン面全体についての弾性画像データを作成してもよく、また関心領域(ROI: Region Of Interest)についてのみ弾性画像データを作成してもよい。

【0032】

前記弾性画像処理部5についてもう少し詳しく説明すると、この弾性画像処理部5は、図2に示すように物理量算出部51及び弾性画像データ作成部52を有する。前記物理量算出部51は、前記送受信部3から出力された音線毎のエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量として、前記超音波プローブ2による圧迫とその弛緩によって生じた生体組織の変形による変位(以下、単に「変位」と云う)を算出する(物理量算出機能)。具体的には、前記物理量算出部51は、同一音線上における時間的に異なる二つのエコー信号の相関処理を行って変位の算出を行う。前記物理量算出部51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る。

【0033】

前記弾性画像データ作成部52は、前記物理量算出部51によって算出された変位を色相情報に変換し、弾性画像データを作成する(弾性画像データ作成機能)。前記弾性画像データ作成部52は、所定数の色相情報を割り当てるダイナミックレンジDRを変位に設定し、前記ダイナミックレンジDRに割り当てられた色相情報に基づいて、色相情報への変換を行う。ここで、前記ダイナミックレンジDRは、前記物理量算出部51によって算出された変位の最小算出値 X_{MIN} と最大算出値 X_{MAX} とを考慮してフレーム毎に設定される。詳細は後述する。前記弾性画像データ作成部52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る。

【0034】

前記Bモード画像処理部4で作成されたBモード画像データと、前記弾性画像処理部で作成された弾性画像データは、前記合成部6で合成される。具体的には、この合成部6は、前記Bモード画像データと前記弾性画像データとを加算処理し、前記表示部7に表示する超音波画像データを作成する。そして、前記合成部6で得られた超音波画像データは、白黒のBモード画像とカラーの弾性画像とが合成された超音波画像として前記表示部7に表示される。

【0035】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)で構成され、図示しない記憶部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や前記弾性画像データ作成機能など、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。また、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。

【0036】

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。このとき、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ながら超音波の送受信を行う。

【0037】

前記Bモード画像処理部4は、前記送受信部3からのエコー信号に基づいてBモード画像データを作成する。また、前記弾性画像処理部5は、前記送受信部3からのエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する。

【0038】

弾性画像データの作成について詳しく説明する。前記弾性画像処理部5では、先ず前記物理量算出部51が生体組織の変形による変位の算出を行う。次に、前記弾性画像データ作成部52が、前記物理量算出部51によって算出された変位を色相情報に変換し、弾性

10

20

30

40

50

画像データの作成を行う。

【 0 0 3 9 】

色相情報への変換について、具体的に図 3 を参照して説明する。図 3 において、符号 A は、前記物理量算出部 5 1 によって算出された一フレーム分の変位の分布を表す変位分布グラフである。この変位分布グラフ A においては、横軸は変位を表し縦軸は度数を表しており、 X_{MIN} は変位の最小算出値、 X_{MAX} は変位の最大算出値である。また、符号 B は、前記物理量算出部 5 1 によって算出された変位を色相情報に変換するための色相情報変換グラフである。この色相情報変換グラフ B においては、横軸は変位を表し縦軸は色相情報を表す。この色相情報変換グラフ B において、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間が前記ダイナミックレンジ DR になっている。

10

【 0 0 4 0 】

なお、変位分布グラフ A は説明の便宜上図示したものであり、ダイナミックレンジ DR の設定にあたっては、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} とが把握できれば十分であって、変位分布グラフ A を求めずともよい。

【 0 0 4 1 】

前記色相情報変換グラフ B について図 4 に基づいて詳細に説明する。この図 4 に示す前記色相情報変換グラフ B において、縦軸の色相情報としては、M 個の色相情報、すなわち色相 1 , 色相 2 , . . . , 色相 M を有しており、前記ダイナミックレンジ DR には、M 個の色相情報が割り当てられている。本例では前記ダイナミックレンジ DR における色相情報の割り当てが線形になっている。従って、横軸の変位は、色相情報に対応して、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間が、M 段階に等間隔で区分けされ各区分に色相情報が割り当てられている。そして、前記ダイナミックレンジ DR に割り当てられた M 個の色相情報に基づいて、変位が色相情報に変換される。例えば、前記最小算出値 X_{MIN} と変位 X_1 との間の変位が色相 1 に変換され、変位 X_1 と変位 X_2 との間の変位が色相 2 に変換され、変位 X_N と最大算出値 X_{MAX} との間の変位が色相 M に変換されるようになっている。

20

【 0 0 4 2 】

前記弾性画像データ作成部 5 2 において前記色相情報変換グラフ B に従って作成された弾性画像データ及び前記 B モード画像処理部 4 において作成された B モード画像データは、前記合成部 6 で合成される。そして、この合成部 6 で得られた超音波画像が前記表示部 7 に表示される。

30

【 0 0 4 3 】

ここで、従来における色相情報への変換の一例について図 5 に基づいて説明する。この図 5 に示す例では、予め設定された変位の下限值 SX_{MIN} と上限値 SX_{MAX} との間をダイナミックレンジ DR とし、色相情報への変換を行う。図 5 では、変位分布グラフ A における最小算出値 X_{MIN} から最大算出値 X_{MAX} までの範囲と、前記ダイナミックレンジ DR の範囲（前記下限値 SX_{MIN} から前記上限値 SX_{MAX} までの範囲）とが一致せず、変位の分布範囲が、前記ダイナミックレンジ DR の範囲から逸脱する。このようなことから、色相情報変換グラフ B は、前記最小算出値 X_{MIN} から前記下限値 SX_{MIN} までは傾きを有さず水平になる。従って、前記最小算出値 X_{MIN} から変位 X_1 （図 5 では図示省略）までの変位については、同じ色相情報（具体的には色相 1）に変換されるので、この範囲の変位に相当する弾性を有する部分については、弾性の相違を画像化できない。

40

【 0 0 4 4 】

一方、前記最大算出値 X_{MAX} から前記上限値 SX_{MAX} までの範囲については、前記変位分布グラフ A が存在しないにもかかわらず、色相情報が割りあてられている。従って、弾性画像において、表示されない色相（色相 L ~ 色相 M）を有する。以上より、前記ダイナミックレンジ DR を有効に利用できず、偏った色相の弾性画像が表示されることになる。

【 0 0 4 5 】

50

これに対し、本例では図 3 及び図 4 に示すように前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間を前記ダイナミックレンジ DR とするので、変位の算出値の分布範囲に応じたダイナミックレンジ DR の設定を行うことができる。従って、図 5 に示すように同じ色相情報に変換される変位の範囲が広がったり、前記変位分布グラフ A が存在しないにもかかわらず色相情報の割り当てが行われるといったことがない。これにより、前記ダイナミックレンジ DR を有効に利用した弾性画像データを作成することができ、生体組織における弾性の相違をより詳細に画像化することができる。以上により、生体組織における弾性をより正確に反映した弾性画像を表示することができる。

【0046】

次に、第一実施形態の変形例について図 6 に基づいて説明する。この変形例の色相情報変換グラフ B では、前記ダイナミックレンジ DR に色相情報が非線形に割り当てられている。すなわち、変位 X_C を境にして前記色相情報変換グラフ B の傾きが変わっている。ここで、前記色相情報変換グラフ B の傾きが変わると、一つの色相情報が割り当てられる変位の間隔が異なるものとなる。言い換えれば、所定の変位の間隔あたりの色相情報の割り当て数が異なるものとなる。具体的には、傾きが大きくなるほど色相情報の割り当て数が増え、一方で傾きが小さくなるほど色相情報の割り当て数が減る。

【0047】

本例では、変位が大きい方（生体組織が軟らかい方）、すなわち前記 X_C から前記最大算出値 X_{MAX} までの範囲よりも、変位が小さい方（生体組織が硬い方）、すなわち前記最小算出値 X_{MIN} から前記変位 X_C までの範囲の方が、色相情報変換グラフ B の傾きが大きく、色相情報の割り当て数が多くなる。具体的に説明すると、例えば図 6 において、前記最小算出値 X_{MIN} と前記変位 X_1 との間、前記変位 X_C と前記変位 X_{C+1} との間、前記変位 X_N と前記最大算出値 X_{MAX} との間は、同じ間隔である。そして、前記変位 X_C と前記変位 X_{C+1} との間については色相 C に変換され、前記最小算出値 X_N と前記変位 X_{MAX} との間については色相 M に変換される。一方、前記最小算出値 X_{MIN} と前記変位 X_1 との間については、二つの色相情報が割り当てられている。すなわち、前記最小算出値 X_{MIN} 及び前記変位 X_1 の中間である変位 $[X_{MIN} + \{(X_1 - X_{MIN}) / 2\}]$ と前記最小算出値 X_{MIN} との間については色相 1 に変換され、前記変位 $[X_{MIN} + \{(X_1 - X_{MIN}) / 2\}]$ と前記変位 X_1 との間については色相 2 に変換される。従って、前記最小算出値 X_{MIN} と前記変位 X_C との間は、前記変位 X_C と前記最大算出値 X_{MAX} との間の二倍の色相情報が割り当てられている。

【0048】

ここで、生体組織において、悪性の腫瘍がある部分は硬くなり、変位が小さくなる。従って、前記のように変位が大きい方よりも小さい方における色相情報の割り当て数を多くすることにより、硬い部分の弾性の違いを色相の違いとしてより細かく表示することができる。これにより悪性の腫瘍をより明確に識別することができる。

【0049】

ちなみに、前記変位 X_C は、例えば前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} の間隔の二分の一の位置など、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} の間隔に応じて設定されるようになっていてもよい。この場合、前記変位 X_C は、フレーム毎に前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} が変動することに伴って変動することになる。ただし、前記変位 X_C はこのように設定されるものに限られず、例えば固定値になっていてもよい。前記変位 X_C の位置は、前記操作部 9 から入力できるようになっていてもよい。

【0050】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について図 7 に基づいて説明する。この第二実施形態では、第一実施形態とは異なり、前記弾性画像データ作成部 52 は、図 7 に示すように、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、前記最小算出値 X_{MIN} から所定の上限値 X_U までを前記ダイナミックレンジ DR とする。前記上限値 X_U は、例えば最大

10

20

30

40

50

算出値 X_{MAX} の大きさに対して $P\%$ 小さい値であり、前記操作部 9 において、数値 P を入力することにより設定される。

【0051】

なお、本例においても、変位分布グラフ A は説明の便宜上図示したものであり、ダイナミックレンジ DR の設定にあたっては、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} とが把握できれば十分であって、変位分布グラフ A を求めずともよい。

【0052】

上記のように、前記ダイナミックレンジ DR を前記最小算出値 X_{MIN} から所定の上限值 X_U までとすることにより、前記色相情報変換グラフ B は、前記ダイナミックレンジ DR の部分は所定の傾きを有し、前記上限値 X_U から前記最大算出値 X_{MAX} までは水平になる。このような色相情報変換グラフ B となることにより、前記最小算出値 X_{MIN} から所定の上限值 X_U までは、図 8 に示すように色相 1, 色相 2, ..., 色相 M が割り当てられる。また、前記上限値 X_U から前記最大算出値 X_{MAX} までは、前記ダイナミックレンジ DR における変位 X_{U-1} と変位 X_U との間に割り当てられた色相 M が割り当てられる。

10

【0053】

ここで、図 7 に示す変位分布グラフ A は不連続となっており、前記最大算出値 X_{MAX} を含むイレギュラー部分 Aa を有する。このようなイレギュラー部分 Aa、すなわち最大算出値 X_{MAX} やこれに近い算出値は、前記超音波プローブ 2 による圧迫が適切な強さで行われなかったことなどが原因で、適切な物理量が算出されていない部分である可能性がある。従って、本例のように、前記最大算出値 X_{MAX} の大きさに対して所定の割合で小さい値である前記上限値 X_U から前記最大算出値 X_{MAX} までを前記ダイナミックレンジ DR から除外することにより、イレギュラー部分 Aa を除外して前記ダイナミックレンジ DR が設定される。これにより、前記ダイナミックレンジ DR を有効に利用することができる。

20

【0054】

ちなみに、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、特に図示しないが、前記最小算出値 X_{MIN} に対して所定の割合 ($P\%$) で大きい変位である下限値を設定し、この下限値から前記最大算出値 X_{MAX} までを前記ダイナミックレンジ DR としてもよい。これにより、前記最小算出値 X_{MIN} やこれに近い算出値を除外して前記ダイナミックレンジ DR を設定することができる。

30

【0055】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について図 9 に基づいて説明する。この第三実施形態では、前記弾性画像データ作成部 52 は、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、前記最小算出値 X_{MIN} から所定の上限值 X_U までを前記ダイナミックレンジ DR とする点は、第二実施形態と同様であるが、前記最大算出値 X_{MAX} を示す算出データから算出値の大きい順に数えて α 個目の算出データが示す変位を前記上限値 X_U とする点で第二実施形態と異なる。すなわち、図 9 に示す変位分布グラフ A において、前記上限値 X_U は、前記最大算出値 X_{MAX} を示す算出データから算出値の大きい順に数えて α 個目の算出データが示す変位である。前記数値 α は前記操作部 9 において入力され設定される。

40

【0056】

ここで、前記超音波プローブ 2 による圧迫が適切な強さで行われなかったことなどが原因で、前記最大算出値 X_{MAX} が適正に算出されないと、例えばフレーム毎に前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間隔が大きく異なることがある。例えば、図 10 に示すように、あるフレーム F1 においては、イレギュラー部分 AF1a を有する変位分布グラフ AF1 となり、最大算出値 X_{1MAX} が得られ、別のフレーム F2 においては、イレギュラー部分 AF2a を有する変位分布グラフ AF2 となり、最大算出値 X_{2MAX} が得られたとする (最小算出値 X_{MIN} は、フレーム F1, F2 とも同一)。この場

50

合に、第一実施形態と同様に前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間を前記ダイナミックレンジ DR とした場合を考えると、フレーム F_1 においては、ダイナミックレンジ DR_1 が最小算出値 X_{MIN} と最大算出値 X_{1MAX} との間になり、色相情報変換グラフ BF_1 が得られる。一方、フレーム F_2 においては、ダイナミックレンジ DR_2 が最小算出値 X_{MIN} と最大算出値 X_{2MAX} との間になり、色相情報変換グラフ BF_2 が得られる。前記ダイナミックレンジ DR_1 と前記ダイナミックレンジ DR_2 は大きさが異なり、前記色相情報変換グラフ BF_1 と前記色相情報変換グラフ BF_2 は傾きが異なる。これら色相情報変換グラフ BF_1 、 BF_2 に基づいて、フレーム F_1 、 F_2 における色相情報の変換を行う場合、例えばある変位 X_A について、フレーム F_1 、 F_2 で異なる色相情報に変換され、変位に対する色相情報の割り当てがフレーム毎にばらつくことになる。

10

【0057】

一方、本例のように前記最小算出値 X_{MIN} から前記上限値 X_U までを前記ダイナミックレンジ DR とすれば、フレーム毎に前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間隔が大きく異なっても、フレーム毎のイレギュラー部分 A_a のデータ数が大きく異ならなければ、上述のように前記最小算出値 X_{MIN} から最大算出値 X_{MAX} までをダイナミックレンジ DR とする場合に比べると、フレーム間でのダイナミックレンジの大きさを安定させることができ、フレーム毎の色相情報変換グラフ B の傾きの相違を抑制することができる。従って、変位に対する色相情報の割り当てがフレーム毎にばらつくことを抑制することができ、表示画像の同一部分については、できるだけ同一の色相を表示させることができる。

20

【0058】

ちなみに、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、特に図示しないが、前記最小算出値 X_{MIN} を示す算出データから算出値の小さい順に数えて α 個目の算出データが示す変位である下限値を設定し、この下限値から前記最大算出値 X_{MAX} までを前記ダイナミックレンジ DR としてもよい。このようにすることによっても、前記ダイナミックレンジ DR の大きさを安定させることができる。

【0059】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について図11に基づいて説明する。この第四実施形態においても、前記弾性画像データ作成部52は、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、前記最小算出値 X_{MIN} から前記上限値 X_U までを前記ダイナミックレンジ DR とする点は、第二、第三実施形態と同様である。ただし、本例では、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、前記最大算出値 X_{MAX} よりも所定量小さい値である変位 X_B 以上の範囲における変位の算出データの平均値を前記上限値 X_U とする点で、第二、第三実施形態と異なる。ここで、前記変位 X_B は、例えば前記変位分布グラフ A を構成する全算出データのうち、変位が大きいものから $Q\%$ にあたる算出データが示す変位である。この変位 X_B は、操作者が前記操作部9において前記数値 Q を入力することにより設定される。そして、前記変位 X_B が設定されると、この変位 X_B から前記最大算出値 X_{MAX} までの範囲の算出データの平均値が、前記上限値 X_U として算出される。

30

40

【0060】

本例のように前記ダイナミックレンジ DR を設定することによっても、フレーム毎に前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間隔が大きく異なっても、フレーム間でのダイナミックレンジ DR の大きさを安定させることができる。

【0061】

ちなみに、前記最小算出値 X_{MIN} と前記最大算出値 X_{MAX} との間において、特に図示しないが前記最小算出値 X_{MIN} よりも所定量大きい値以下の範囲における変位の算出データの平均値を下限値として設定し、この下限値から前記最大算出値 X_{MAX} までを前記ダイナミックレンジ DR としてもよい。このようにすることによっても、前記ダイナミ

50

ックレンジDRの大きさを安定させることができる。

【0062】

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、前記物理量算出部51は、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の変形による変位の代わりに生体組織の歪みや弾性率を算出してもよい。

【0063】

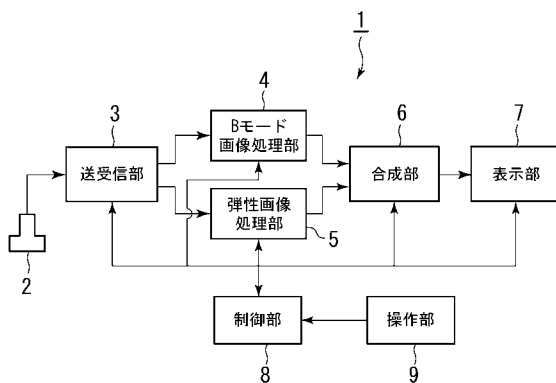
また、どのようなダイナミックレンジを設定すれば操作者にとって最適な弾性画像を得られるかは、前記物理量算出部51によって算出された変位の分布に起因する。従って、例えば操作者が弾性画像を見ながら、最適な弾性画像が表示されるように、前記第一～第四実施形態において説明した前記ダイナミックレンジDRの設定のうち、いずれの設定にするかを前記操作部9において選択することができるようになっていてもよい。このように前記ダイナミックレンジDRをどのような範囲に設定するかを前記操作部9において入力できるようにすることで、生体組織の弾性に関する物理量の算出値の分布に応じたダイナミックレンジDRが設定されて、操作者にとって最適な弾性画像を表示することができる。

【符号の説明】

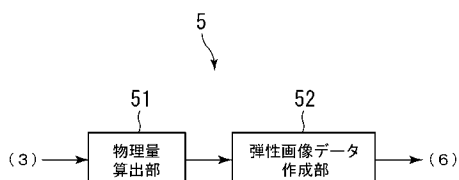
【0064】

- 1 超音波診断装置
- 51 物理量算出部
- 52 弾性画像データ作成部
- DR ダイナミックレンジ
- X_{MIN} 最小算出値
- X_{MAX} 最大算出値
- X_U 上限値

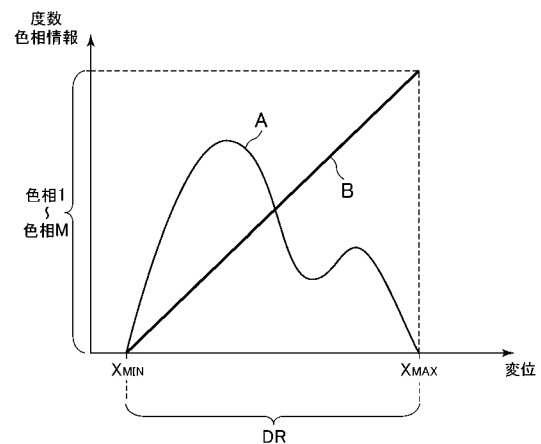
【図1】



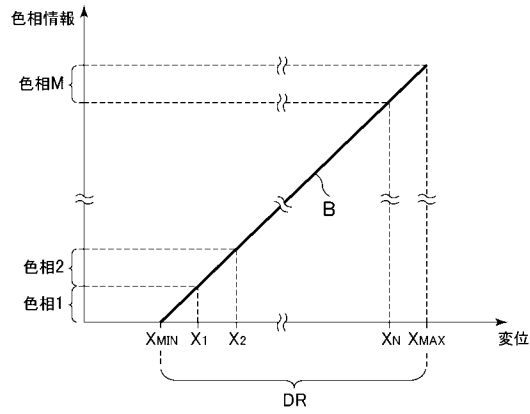
【図2】



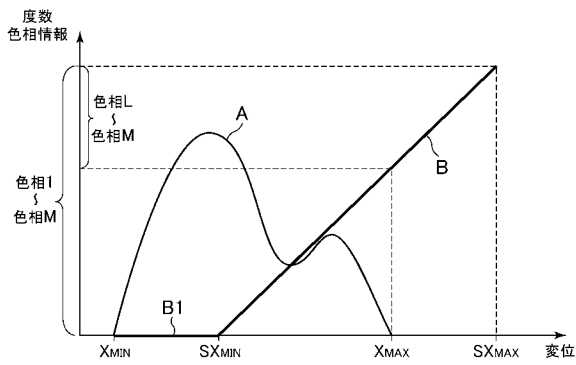
【図3】



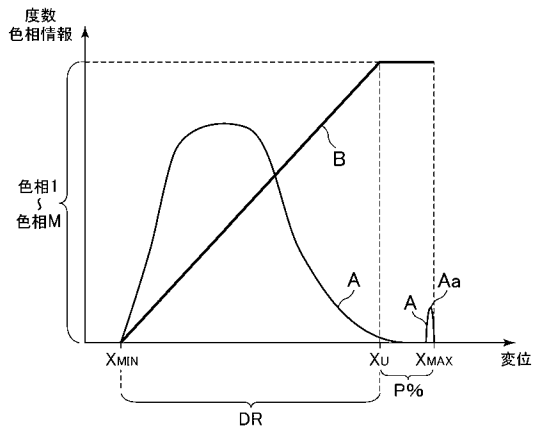
【図 4】



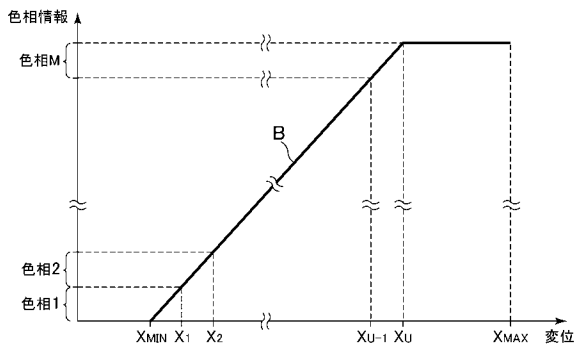
【図 5】



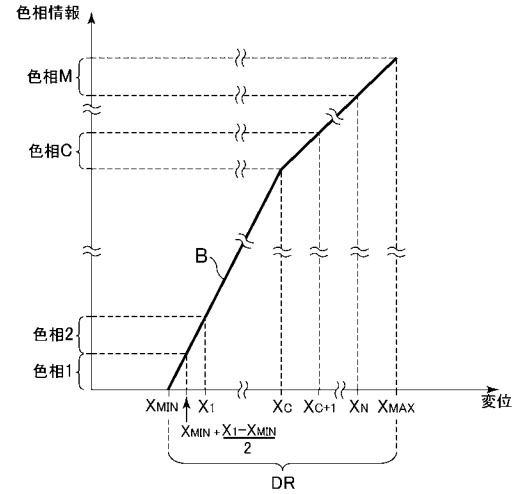
【図 7】



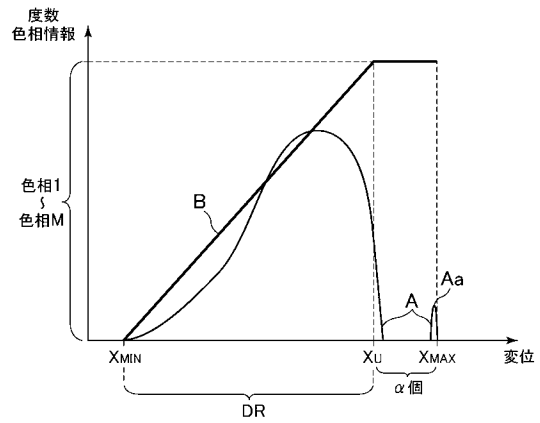
【図 8】



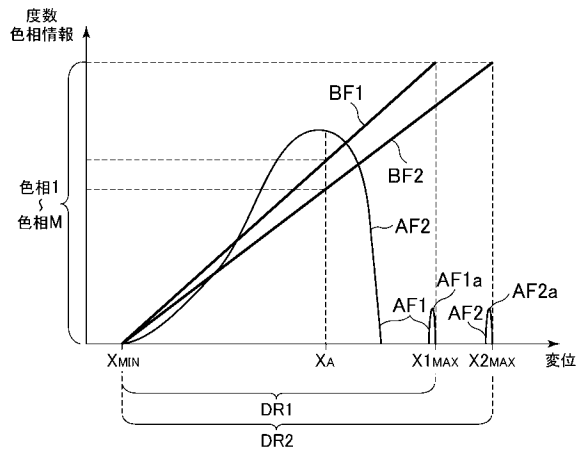
【図 6】



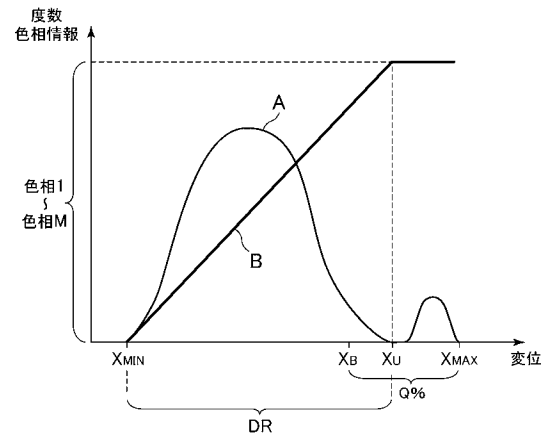
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2010220801A	公开(公告)日	2010-10-07
申请号	JP2009071181	申请日	2009-03-24
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		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/KK02		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够更准确地显示反映活组织弹性的弹性图像的超声波诊断装置及其控制程序。 解决方案：超声诊断设备1基于通过向生物组织发送和接收超声波而获得的回波信号和预定数量的色调信息来计算与活组织中的每个部分的弹性相关的物理量。被设置为物理量，并且由物理量计算单元计算的物理量基于分配给动态范围DR的色调信息被转换为色调信息，以为每个帧创建弹性图像数据。并且，弹性图像数据生成单元52计算由物理量计算单元51计算的物理量的最小计算值X MIN 和最大计算值X MAX，为每个帧设置动态范围DR。 [选中图]图3

