

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6033546号
(P6033546)

(45) 発行日 平成28年11月30日 (2016.11.30)

(24) 登録日 平成28年11月4日 (2016.11.4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-1899 (P2012-1899)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年1月10日 (2012.1.10)		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2013-141486 (P2013-141486A)		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
(43) 公開日	平成25年7月22日 (2013.7.22)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成26年6月13日 (2014.6.13)		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】

被検体の生体組織に対して超音波の走査を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づいて、前記生体組織の表面が叩かれることによって振動が与えられた前記生体組織の振動が始まってから終わるまでの振動時間を算出する振動時間算出部と、

該振動時間算出部で算出された振動時間の長さに応じた表示形態を有する画像が表示される表示部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記振動時間算出部は、前記エコー信号の信号波形の変形に基づいて前記振動時間の算出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】

前記振動時間算出部は、前記生体組織の振動開始前から振動停止後までの間に取得されたエコー信号に基づいて前記振動時間の算出を行なう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】

前記振動時間算出部は、一の走査面における同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号における信号波形の変形量を生体組織の各部について算出し、信号波形の変形が生じ

20

てから信号波形の変形が無くなるまでの時間を算出することによって、前記振動時間の算出を行なう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】

前記振動時間算出部は、一の走査面における同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号について相関演算を行なって生体組織の各部における前記信号波形の変形量の算出を行なうことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体の生体組織に対して超音波の走査を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記生体組織の表面が叩かれることによって振動が与えられた前記生体組織の振動時間内における前記エコー信号の信号波形の波長の変形量の累積値を算出する累積値算出部と、

該累積値算出部で算出された累積値に応じた表示形態を有する画像が表示される表示部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記累積値算出部は、前記生体組織の振動開始前から振動停止後までの間に取得されたエコー信号に基づいて前記累積値の算出を行なう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】

前記累積値算出部は、一の走査面における同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号における信号波形の変形が生じてから信号波形の変形が無くなるまでの変形量の累積値を生体組織の各部について算出することを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記累積値算出部は、一の走査面における同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号について相関演算を行なって生体組織の各部における前記信号波形の変形量の算出を行なうことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

コンピュータに、

超音波プローブによる被検体の生体組織の超音波の走査によって取得されたエコー信号に基づいて、前記生体組織の表面が叩かれることによって振動が与えられた前記生体組織の振動が始まってから終わるまでの振動時間を算出する振動時間算出機能と、

該振動時間算出機能によって算出された振動時間の長さに応じた表示形態を有する画像を表示部に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。

【請求項 11】

コンピュータに、

被検体の生体組織の表面が叩かれることによって振動が与えられた前記生体組織の振動時間について、超音波プローブによる前記生体組織に対する超音波の走査によって取得されたエコー信号の信号波形の波長の変化量の累積値を算出する累積値算出機能と、

該累積値算出機能で算出された累積値に応じた表示形態を有する画像を表示部に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。

【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（program）に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【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なってエコーを取得する。そして、得られたエコーデータ（e c h o d a t a）に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色情報に変換してカラー（c o l o r）の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。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3932482号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、生体組織に対して圧迫を加える場合においては、生体組織の深部にまで均一に力が加わらず、体表から離れるにつれて超音波プローブからの圧迫度合が小さくなる。従って、生体組織において同じ硬さを有する部分であっても、深部になるほど歪み量が小さくなるので、弾性画像において異なる弾性を有するように表示されてしまう。

20

【0005】

ここで、生体組織を振動させた場合、振動時間の長さや振幅は、生体組織の硬さに応じて異なる。具体的には、生体組織が硬いほど、振動時間は短く振幅は小さい。一方、生体組織が軟らかいほど、振動時間は長くなり振幅は大きい。本願発明者は、このような観点に基づいて、従来よりも深部に至るまで生体組織の弾性を正確に反映した画像を表示させることができる超音波診断装置について鋭意検討し本願発明に至った。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の観点に基づいてなされた一の観点の発明は、被検体の生体組織に対して超音波の走査を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、前記エコー信号に基づいて、振動が与えられた前記生体組織の振動時間を算出する振動時間算出部と、この振動時間算出部で算出された振動時間の長さに応じた表示形態を有する画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0007】

また、他の観点の発明は、被検体の生体組織に対して超音波の走査を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、振動が与えられた前記生体組織の振動時間内における前記エコー信号の信号波形の変形量の累積値を算出する累積値算出部と、この累積値算出部で算出された累積値に応じた表示形態を有する画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

40

【0008】

上記観点の発明によれば、生体組織の振動時間の長さに応じた表示形態を有する画像が表示される。ここで、生体組織を圧迫するよりも、振動を与えた方が生体組織の深部にまで力を加えることができる。従って、圧迫による歪み量に応じた色情報からなる弾性画像が表示される従来と比べて、深部に至るまで生体組織の弾性をより正確に反映した画像を表示させることができる。

【0009】

上記他の観点の発明によれば、振動が与えられた前記生体組織の振動時間内における前記エコー信号の信号波形の変形量の累積値が算出され、この累積値に応じた表示形態を有する画像が表示されるので、圧迫による歪み量に応じた色情報からなる弾性画像が表示さ

50

れる従来と比べて、深部に至るまで生体組織の弾性を正確に反映した画像を表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第一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】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4】生体組織に対して指で振動を与えることを説明するための概念図である。

10

【図5】振動時間の算出を説明するための図である。

【図6】振動時間の算出を説明するための図である。

【図7】時間的に隣接する二つのエコー信号について相関演算を行なうことにより信号波形の変形量の演算を行なうことを説明するための図である。

【図8】ファントムに対して振動を与えて得られた超音波画像を示す図である。

【図9】本発明に係る超音波診断装置の第二実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図10】第二実施形態における累積加算値の算出を説明するための図である。

【図11】第二実施形態における累積加算値の算出を説明するための図である。

【図12】第二実施形態の変形例において、生体組織に対して三回の振動を与える説明図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0011】

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、送受信部3、Bモード処理部4、振動時間算出部5、表示制御部6、表示部7、操作部8、制御部9及びHDD(Hard Disk Drive)10を備える。

【0012】

30

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波の走査を行なってエコー信号を取得する。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。

【0013】

前記送受信部3は、前記超音波プローブ2から所定の走査条件で超音波を送信するための電力を、前記制御部9からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。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データは、前記Bモード処理部4及び前記振動時間算出部5に出力される。

40

【0014】

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データ(RF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Bモード処理部4から前記表示制御部6へ出力される。

【0015】

前記振動時間算出部5は、前記送受信部3から出力されたエコーデータに基づいて、エコー信号の信号波形の変形量を算出し、振動が与えられた前記生体組織の振動が始まってから停止するまでの振動時間を算出する(振動時間算出機能)。詳細は後述する。前記振動時間算出部5は、本発明における振動時間算出部の実施の形態の一例である。振動時間の長さを示す振動時間情報データは、前記振動時間算出部5から前記表示制御部6へ出力

50

される。前記振動時間情報データは、一画素に対応する音線上のデータである。

【0016】

前記表示制御部6には、前記Bモード処理部4からのBモードデータ及び前記振動時間算出部5からの振動時間情報データが入力される。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、表示画像制御部63を有している。

【0017】

前記Bモード画像データ作成部61は、音線方向において取得されたデータである前記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情報を有するBモード画像データに変換する。また、前記弾性画像データ作成部62は、音線方向において取得されたデータである前記振動時間情報データについてスキャンコンバータによる走査変換を行ない、振動時間の長さに応じた表示形態情報を有する弾性画像データに変換する。本例では、前記表示形態情報は色情報である。

【0018】

ちなみに、前記Bモード画像データにおける輝度情報及び前記弾性画像データにおける色情報は所定の階調(例えば256階調)からなる。

【0019】

前記表示画像制御部63は、図3に示すように、弾性画像EGとBモード画像BGとが合成された超音波画像Gを前記表示部7に表示させる(表示画像制御機能)。具体的には、前記表示画像制御部63は、前記Bモード画像データ及び前記弾性画像データを加算処理することによって合成し、前記表示部7に表示する超音波画像Gの画像データを作成する。この画像データは、白黒のBモード画像BGとカラーの弾性画像EGとが合成された超音波画像Gとして前記表示部7に表示される。前記弾性画像EGは、前記Bモード画像BGに設定された関心領域R内に、半透明で(背景のBモード画像が透けた状態で)表示される。

【0020】

前記表示画像制御部63は、前記Bモード画像BGのみを前記表示部7に表示させてもよい。

【0021】

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。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。

【0022】

前記制御部9は、CPU(Central Processing Unit)を有して構成され、前記HDD10に記憶された制御プログラムを読み出し、前記振動時間算出機能、表示画像制御機能など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。

【0023】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。操作者は、前記超音波プローブ2によって被検体の生体組織に対して超音波の走査を行ないエコー信号を取得する。前記超音波プローブ2によって取得された超音波のエコー信号に基づいて前記Bモード処理部4が前記Bモードデータを作成する。そして、このBモードデータに基づいて前記Bモード画像データ作成部61がBモード画像データを作成し、Bモード画像BGが前記表示部7に表示される(図示省略)。

【0024】

前記Bモード画像BGが表示されると、操作者はこのBモード画像BG上に前記関心領域R(図3参照)を設定する。そして、この関心領域Rに前記弾性画像EGが表示された

10

20

30

40

50

超音波画像 G が表示される。

【0025】

前記弾性画像 E G の作成について説明する。前記弾性画像 E G を表示させる時には、図 4 に示すように、生体組織 B T に対して振動を与える。ここで与えられる振動は、生体組織 B T の表面を叩くようにして与えられるパルス状の振動である。例えば、指で体表面を一回叩いて生体組織 B T に対して振動を与え、超音波の送受信を行なう。あるいは、生体組織 B T の表面に対して圧縮空気を放出して振動を与えてもよい。

【0026】

図 4 において、符号 L 1, L 2, L 3, L 4, L 5 は音線を示している。ここでは説明の便宜上 5 本の音線しか示されていないが、実際の音線の数はいくらでも多くてもよい。

10

【0027】

前記振動時間算出部 5 は、得られたエコーデータに基づいて、前記生体組織 B T の振動が終わるまでの振動時間 T を算出する。この振動時間 T は、前記生体組織 B T の振動が始まってから終わるまでの時間である。前記振動時間算出部 5 は、エコー信号の信号波形の変形量に基づいて振動時間 T を算出する。

【0028】

振動時間 T の算出について説明する。前記振動時間算出部 5 は、一の走査面における同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号における信号波形の変形量を算出し、信号波形の変形が生じてから信号波形の変形が無くなるまでの時間を、前記振動時間 T として算出する。前記振動時間算出部 5 は、音線上の一画素に対応する各部について振動時間 T の算出を行なう。

20

【0029】

振動時間 T の算出について具体的に説明する。図 5 には、図 4 に示された音線 L 2 における部分 P 1 からのエコー信号 S 1 が示されている。また、図 6 には、図 4 に示された音線 L 4 における部分 P 2 からのエコー信号 S 2 が示されている。前記部分 P 1, P 2 は、一画素に対応している。

【0030】

前記振動時間算出部 5 は、前記エコー信号 S 1 の信号波形の変形に基づいて前記部分 P 1 の振動時間 T 1 を算出し、前記エコー信号 S 2 の信号波形の変形に基づいて前記部分 P 2 の振動時間 T 2 を算出する。振動時間 T 1 の算出に用いられるエコー信号 S 1 には、時刻 t a に取得されたエコー信号 S 1 1、時刻 t b に取得されたエコー信号 S 1 2、時刻 t c に取得されたエコー信号 S 1 3、時刻 t d に取得されたエコー信号 S 1 4、時刻 t e に取得されたエコー信号 S (n-1)、時刻 t f に取得されたエコー信号 S n が含まれる。

30

【0031】

また、振動時間 T 2 の算出に用いられるエコー信号 S 2 には、時刻 t g に取得されたエコー信号 S 2 1、時刻 t h に取得されたエコー信号 S 2 2、時刻 t i に取得されたエコー信号 S 2 3、時刻 t j に取得されたエコー信号 S (m-1)、時刻 t k に取得されたエコー信号 S m が含まれる。

【0032】

生体組織が振動している状態では、エコー信号の信号波形が変形する。従って、前記振動時間算出部 5 は、図 7 に示すように、時間的に隣接する二つのエコー信号 S, S' における信号波形の変形量 D を演算し、変形が生じ始めてから変形が無くなるまでの時間を振動時間 T として算出する。ここで、信号波形の変形とは、信号の伸縮を意味している。

40

【0033】

具体的には、前記振動時間算出部 5 は、前記エコー信号 S 1 1, S 1 2 における信号波形の変形量 D a b、前記エコー信号 S 1 2, 1 3 における信号波形の変形量 D b c、前記エコー信号 S 1 3, S 1 4 における信号波形の変形量 D c d、前記エコー信号 S (n-1), S n における信号波形の変形量 D e f の演算を行なって、前記振動時間 T 1 を算出する。また、前記振動時間算出部 5 は、前記エコー信号 S 2 1, S 2 2 における信号波形の変形量 D g h、前記エコー信号 S 2 2, 2 3 における信号波形の変形量 D h i、前記エコー

50

ー信号 $S(m-1)$ 、 S_m における信号波形の変形量 D_{jk} の演算を行なって、前記振動時間 T_2 を算出する。

【0034】

ここで、前記振動時間算出部5は、時間的に隣接する二つのエコー信号 S 、 S' について相関演算を行なうことにより信号波形の変形量 D の演算を行なう。より詳細には、例えば特開2008-126079号公報に記載されているように、前記振動時間算出部5は、二つのエコー信号の複素相関関数の虚数部を演算する。この虚数部は、二つのエコー信号の波形の変形量を意味している。

【0035】

ちなみに、前記エコー信号 S_1 、 S_2 、 S 、 S' は、相関演算において設定される一つの相関ウィンドウ内のエコー信号である。前記振動時間算出部5は、一音線分のエコー信号の所定の部分に相関ウィンドウを適宜設定して相関演算を行なう。また、図5～7には、説明の便宜上アナログのエコー信号が図示されているものの、前記振動時間算出部5は、デジタル信号を対象にして相関演算を行なう。

【0036】

図5において、時刻 t_a は振動前であり、時刻 t_b から振動状態におけるエコー信号が取得されている。従って、前記変形量 D_{ab} として、零ではない何らかの値が得られ、エコー信号の信号波形の変形が算出され始める。

【0037】

また、時刻 t_e においては、振動が終了した状態でエコー信号が取得されている。従って、時刻 t_e の前までは時間的に隣接する二つのエコー信号における信号波形の変形量 D として、零ではない何らかの値が算出される。そして、時刻 t_e 以降においては、生体組織が振動していないのでエコー信号 $S_1(n-1)$ 、 S_n の波形は同じ波形であり、前記変形量 D_{ef} は零になる。従って、前記振動時間算出部5は、時刻 t_b から時刻 t_e までの時間を前記振動時間 T_1 とする。

【0038】

また、図6において、時刻 t_g は振動前であり、時刻 t_h から振動状態におけるエコー信号が取得されている。従って、前記変形量 D_{gh} として、零ではない何らかの値が得られ、エコー信号の信号波形の変形が算出され始める。

【0039】

また、時刻 t_j においては、振動が終了した状態でエコー信号が取得されている。従って、時刻 t_j の前までは時間的に隣接する二つのエコー信号における信号波形の変形量 D として、零ではない何らかの値が算出される。そして、時刻 t_j 以降においては、生体組織が振動していないのでエコー信号 $S(m-1)$ 、 S_m の波形は同じ波形であり、前記変形量 D_{jk} は零になる。従って、前記振動時間算出部5は、時刻 t_h から時刻 t_j までの時間を前記振動時間 T_2 とする。

【0040】

上述において、前記部分 P_1 、 P_2 についての振動時間 T_1 、 T_2 の算出について説明したが、前記振動時間算出部5は、少なくとも前記関心領域 R 内における各音線上の一画素に対応する部分全てについて、上述と同様の手法によって前記振動時間 T の算出を行なう。

【0041】

前記振動時間算出部5により、生体組織の各部における振動時間 T が算出されると、この振動時間 T を示す振動時間情報データは、前記弾性画像データ作成部62へ入力される。前記弾性画像データ作成部62は、振動時間情報データに基づいて振動時間 T の長さに応じた色情報を有する弾性画像データを作成する。そして、前記表示画像制御部63は、前記Bモード画像データ作成部61によって作成されたBモード画像データと前記弾性画像データとを合成し、弾性画像 EG とBモード画像 BG とからなる超音波画像 G を前記表示部7に表示させる。

【0042】

10

20

30

40

50

前記弾性画像 E G においては、振動時間 T が短いほど硬いことを示す色が表示され、振動時間 T が長いほど軟らかいことを示す色が表示される。ちなみに、前記振動時間 T 2 は前記振動時間 T 1 よりも短いので、前記弾性画像 E G において、前記部分 P 2 に対応する部分には、前記部分 P 1 に対応する部分よりも硬いことを示す色が表示される。

【0043】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、振動時間に応じた色情報からなる弾性画像 E G が表示される。ここで、生体組織の表面を叩くようにしてパルス状に振動を与えた方が、生体組織を圧迫するよりも、生体組織の深部にまで力を加えることができる。従って、圧迫による歪み量に応じた色情報からなる弾性画像が表示される従来と比べて、前記弾性画像 E G は生体組織の弾性を深部に至るまで正確に反映した画像になる。

10

【0044】

図 8 には、生体組織を模して作られたファントムに対して振動を与え振動時間を算出して得られた二次元の超音波画像 G が示されている。B モード画像 B G に設定された関心領域 R 内にカラーの弾性画像 E G が表示されている。この弾性画像 E G において、符号 C が付された円形の部分は周囲よりも軟らかい部分である。この部分 C はファントムにおいて球形である。前記弾性画像 E G において、部分 C の円形の輪郭が深部まで比較的明確に表れている。前記弾性画像 E G は、深部まで周囲の硬い部分との分離能が優れた画像になっている。

【0045】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。エコー信号の信号波形の変形量 D を算出するための演算対象は、時間的に隣接する二つのエコー信号でなくてもよい。振動前のエコー信号と他のエコー信号との間で相関演算を行なってもよい。例えば、エコー信号 S 1 の信号波形の変形量の演算として、前記エコー信号 S 1 1, S 1 2 における信号波形の変形量、前記エコー信号 S 1 1, S 1 3 における信号波形の変形量、前記エコー信号 S 1 1, S 1 4 における信号波形の変形量、前記エコー信号 S 1 1, S (n-1) における信号波形の変形量を演算する。エコー信号 S (n-1) はエコー信号 S 1 1 の信号波形と変わらないので、前記エコー信号 S 1 1, S (n-1) における信号波形の変形量は零になる。従って、信号波形の変形が無くなる時刻が分かるので、振動時間 T 1 の算出が可能である。

20

【0046】

(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。

30

【0047】

本例の超音波診断装置 20 は、図 9 に示すように、前記振動時間算出部 5 の代わりに累積値算出部 21 を備えている。この累積値算出部 21 は、振動が与えられた生体組織の振動時間 T 内におけるエコー信号の信号波形の変形量の累積値を算出する（累積値算出機能）。前記累積値算出部 21 は、本発明における累積値算出部の実施の形態の一例である。

【0048】

具体的には、前記累積値算出部 21 は、前記振動時間算出部 5 と同様に、生体組織の各部について、時間的に隣接する二つのエコー信号における信号波形の変形量 D を相関演算によって算出する。そして、前記累積値算出部 21 は、生体組織 B T の振動時間 T (振動が始まってから終わるまで) 内における前記変形量 D の累積加算値を、生体組織 B T の各部について算出する。

40

【0049】

例えば、前記部分 P 1 については、前記累積値算出部 21 は、図 10 に示すように、エコー信号 S 1 1, S 1 2 における信号波形の変形量 D a b、エコー信号 S 1 2, S 1 3 における信号波形の変形量 D b c、エコー信号 S 1 3, S 1 4 における信号波形の変形量 D c d、エコー信号 S (n-2), S (n-1) における信号波形の変形量 D l e の累積加算値を算出する。

50

【0050】

ただし、前記累積値算出部21は、累積加算値の算出にあたり、エコー信号 $S(n-1)$ 、 S_n における信号波形の変形量 Def （図10では図示省略）も算出する。前記累積値算出部21は、前記変形量 Def が零であるので、累積加算値の算出において、前記変形量 Dab 、 Dbc 、 Dcd 、 Dle を用いる。これにより、振動時間 T_1 内における変形量の累積加算値が得られる。

【0051】

また、前記部分P2については、図11に示すように、前記エコー信号 S_{21} 、 S_{22} における信号波形の変形量 Dgh 、前記エコー信号 S_{22} 、 S_{23} における信号波形の変形量 Dhi 、前記エコー信号 $S(m-2)$ 、 $S(m-1)$ における信号波形の変形量 Doj の累積加算値を算出する。

10

【0052】

ただし、前記累積値算出部21は、累積加算値の算出にあたり、エコー信号 $S(m-1)$ 、 S_m における信号波形の変形量 Djk （図11では図示省略）も算出する。前記累積値算出部21は、前記変形量 Djk が零であるので、累積加算値の算出において、前記変形量 Dgh 、 Dhi 、 Doj を用いる。これにより、振動時間 T_2 内における変形量の累積加算値が得られる。

【0053】

ここで、生体組織が硬ければ硬いほど、変形量は小さく振動時間は短い。一方、生体組織が軟らかければ軟らかいほど、変形量は大きく振動時間は長い。従って、より硬い部分ほど累積加算値は小さくなり、より軟らかい部分ほど累積加算値は大きくなる。例えば、前記部分P2は、変形量が前記部分P1よりも小さく、振動時間も前記部分P1より短いので、累積加算値は前記部分P1よりも小さい。

20

【0054】

前記累積値算出部21によって算出された累積加算値を示す累積加算値データは、前記表示制御部6へ出力される。この表示制御部6の前記弾性画像データ作成部62は、前記累積加算値データに基づいて、累積加算値に大きさに応じた色情報を有する弾性画像データを作成する。

【0055】

前記弾性画像データに基づいて表示される弾性画像EGにおいては、累積加算値が小さいほど硬いことを示す色が表示され、累積加算値が大きいほど軟らかいことを示す色が表示される。

30

【0056】

以上説明した本例の超音波診断装置1によれば、振動によって生じるエコー信号の信号波形の変形量の累積加算値に応じた色情報からなる弾性画像EGが表示される。従って、圧迫による歪み量に応じた色情報からなる弾性画像が表示される従来と比べて、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像EGを表示させることができる。

【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、生体組織に対して所定の時間間隔で複数回の振動を与えて超音波の送受信を行ない、前記累積値算出部21は、得られたエコー信号の信号波形の変形量の合計の累積加算値を生体組織の各部について算出してもよい。例えば、操作者が指によって体表面を所定の時間間隔で三回叩いて、図12に示すように、生体組織に対して三回振動を与えた場合、一回目の振動時間 T_{11} におけるエコー信号の信号波形の変形量の累積加算値を X_1 、二回目の振動時間 T_{12} におけるエコー信号の信号波形の変形量の累積加算値を X_2 、三回目の振動時間 T_{13} におけるエコー信号の信号波形の変形量の累積加算値を X_3 とすると、前記累積値算出部21は、合計の累積加算値 $X_t = X_1 + X_2 + X_3$ を算出する。

40

【0058】

合計の累積加算値 X_t は、生体組織の各部について算出される。そして、合計の累積加算値 X_t を示すデータは前記表示制御部6へ出力され、このデータに基づいて前記弾性画

50

像データ作成部 6 2 が弾性画像データを作成する。

【0059】

なお、前記累積値算出部 2 1 は、合計の累積加算値 X_t の代わりに、複数回の振動における平均の累積加算値 X_a を算出してもよい。例えば上述のように三回の振動を与えた場合、前記累積値算出部 2 1 は、三回の平均の累積加算値 $X_a = (X_1 + X_2 + X_3) / 3$ を算出する。

【0060】

以上、本発明を上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、生体組織に対して振動を与える手法は指で体表面を叩くことや圧縮空気の放出に限られない。指の代わりに棒状物によって体表面を叩いて振動を与えてもよい。また、生体組織を振動させる音圧を有する超音波を生体組織に送信してもよい。この場合、振動用の超音波を送信した後、画像用の超音波を送信する。

【0061】

また、前記振動時間算出部 5 及び前記累積値算出部 2 1 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータを直交検波して得られた I Q データに基づいて、エコー信号の信号波形の変形量を算出してもよい。

【0062】

また、第一実施形態においても、第二実施形態の変形例と同様に、生体組織に対して所定の時間間隔で複数回の振動を与えてもよい。この場合、前記振動時間算出部 5 は、各回の振動における振動時間 T をそれぞれ算出してその平均値 T_a を算出し、この平均値 T_a に基づいて弾性画像の作成を行なってもよい。これにより、平均値 T_a に応じた表示形態を有する弾性画像が表示される。例えば、生体組織に対して三回振動を与えた場合、一回目の振動時間を T_{11} 、二回目の振動時間を T_{12} 、三回目の振動時間を T_{13} とすると、前記振動時間算出部 5 は、平均値 $T_a = (T_{11} + T_{12} + T_{13}) / 3$ を算出する。

【0063】

さらに、複数回の振動を与えた場合、前記振動時間算出部 5 は、各回の振動における振動時間 T の累積加算値 T_t を算出し、この累積加算値 T_t に基づいて弾性画像の作成を行なってもよい。これにより、累積加算値 T_t に応じた表示形態を有する弾性画像が表示される。例えば、上述のように三回の振動を与えた場合、前記振動時間算出部 5 は、累積加算値 $T_t = T_{11} + T_{12} + T_{13}$ を算出する。

【符号の説明】

【0064】

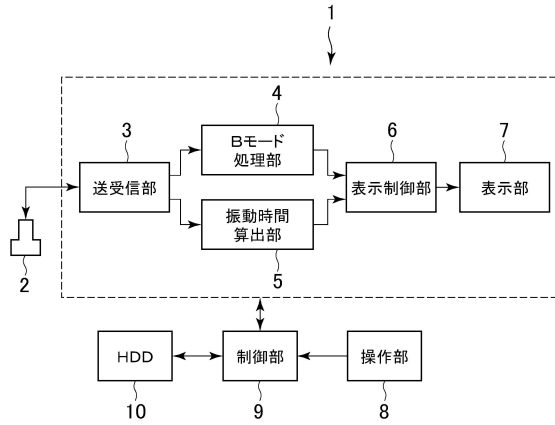
- 1, 20 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 5 振動時間算出部
- 7 表示部
- 21 累積値算出部

10

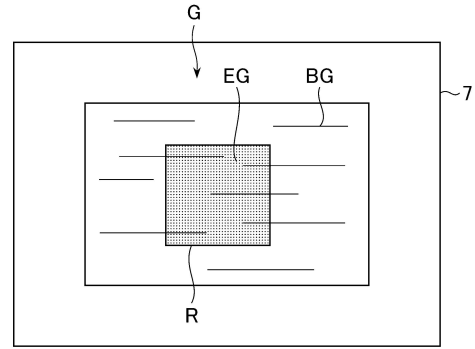
20

30

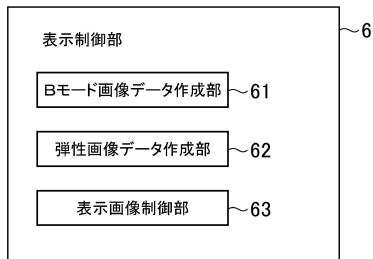
【図 1】



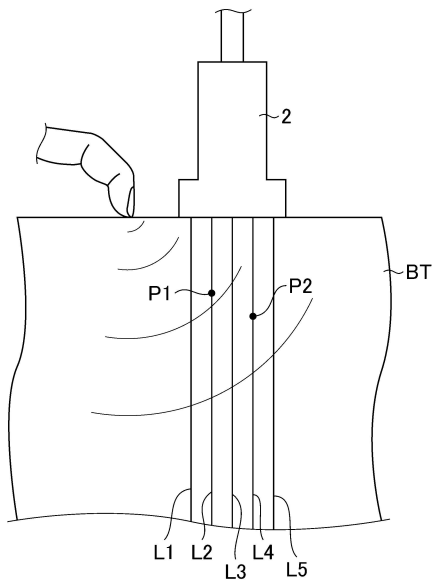
【図 3】



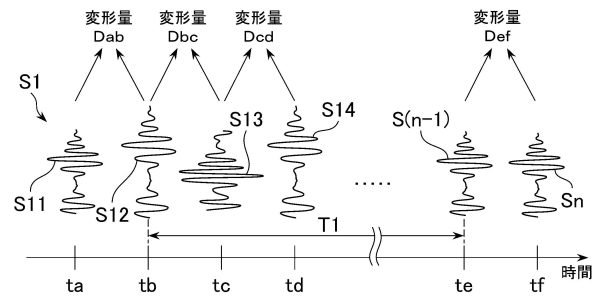
【図 2】



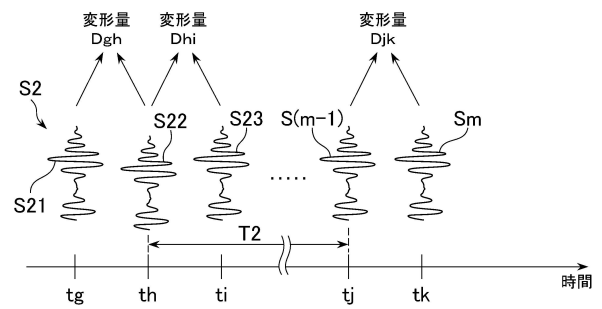
【図 4】



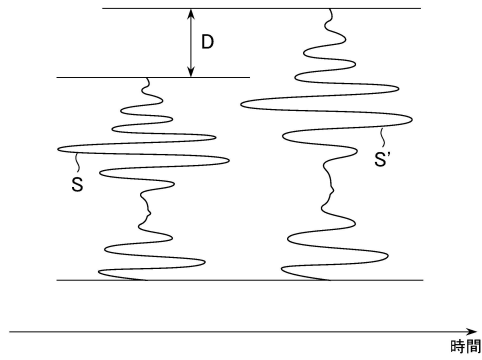
【図 5】



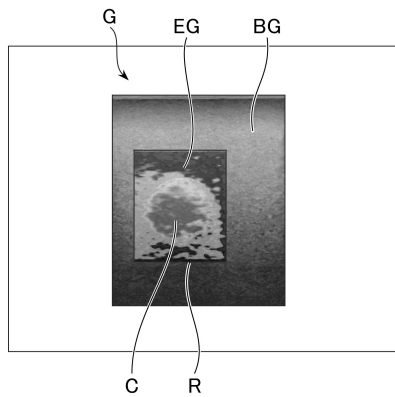
【図 6】



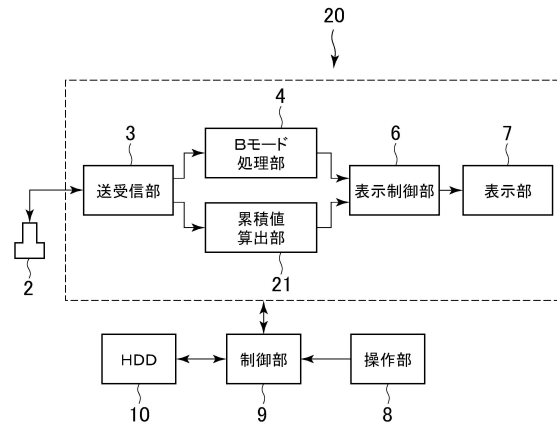
【図 7】



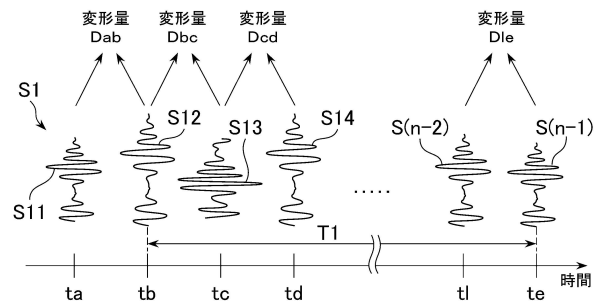
【図 8】



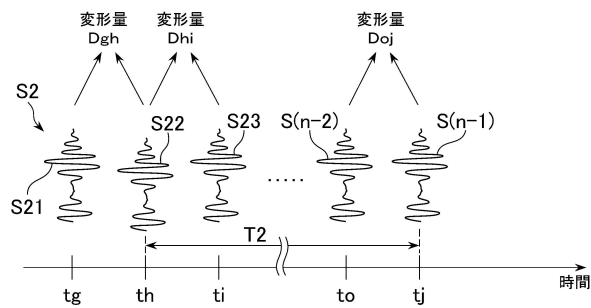
【図 9】



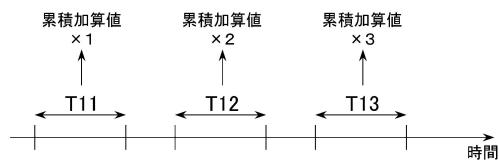
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-268640 (JP, A)
特開平01-212542 (JP, A)
特開2006-345915 (JP, A)
国際公開第2006/106852 (WO, A1)
特開2008-126079 (JP, A)
特開2010-017585 (JP, A)

- (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	JP6033546B2	公开(公告)日	2016-11-30
申请号	JP2012001899	申请日	2012-01-10
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		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/JB38 4C601/JB41 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2013141486A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够正确显示反映生物组织弹性的图像的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括：超声探头2，用于对对象的生物组织进行超声扫描，以获取回波信号；振动时间计算部分5，用于根据回波信号计算给予振动的生物组织的振动时间；显示部分7用于显示具有与由振动时间计算部分5计算的振动时间的长度相对应的显示模式的图像。振动时间计算部分5针对生物组织的每个部分计算变化量。在一个扫描表面上的相同声线上的两个回波信号在时间上不同的信号波形中，并计算从产生信号波形的变化到没有信号波形变化所需的时间，从而计算出振动时间。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6033546号 (P6033546)
(45) 発行日 平成28年11月30日 (2016. 11. 30)	(24) 登録日 平成28年11月4日 (2016. 11. 4)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 0 8	
請求項の数 11 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-1899 (P2012-1899)	(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・53188・ワウケシャ・ノース・グラウンドウェイ・ブルバード・タブリュー・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
(22) 出願日 平成24年1月10日 (2012. 1. 10)		
(65) 公開番号 特開2013-141486 (P2013-141486A)		
(43) 公開日 平成25年7月22日 (2013. 7. 22)		
審査請求日 平成26年6月13日 (2014. 6. 13)		
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		