

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5389515号
(P5389515)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月18日(2013.10.18)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/08

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-101575 (P2009-101575)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成21年4月20日(2009.4.20)		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2010-246818 (P2010-246818A)		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22年11月4日(2010.11.4)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成23年10月18日(2011.10.18)		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内

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】

生体組織に対して超音波を送信してそのエコーを受信する超音波プローブと、
異なるフレームに属する二つ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基づいて生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

前記超音波プローブを駆動させて、生体組織に対して音線毎の超音波の走査を行なう走査制御部であって、前記二つのエコー信号を取得するための走査を音線単位で行なう第一の走査方式と、前記二つのエコー信号を取得するための走査をフレーム単位で行なう第二の走査方式とを切替可能である走査制御部と、

前記二つのエコー信号の時間間隔として操作者が希望する希望時間間隔を入力する操作部と、

超音波の走査条件に基づいて、前記第二の走査方式における表示画像のフレームレートを算出するフレームレート算出部と、

前記希望時間間隔と、前記フレームレート算出部で算出されたフレームレートによって定まる時系列的に隣り合う二つのフレーム間の時間間隔である第二走査方式時間間隔とを比較する比較部と、を備え、

前記走査制御部は、前記比較部における比較結果に基づいて、前記第一の走査方式と前記第二の走査方式のいずれかを選択する

10

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第一の走査方式は、同一音線における二回の走査の間に、他の音線における走査を行なうもの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】

前記第一の走査方式は、同一音線に二回の走査を行なった後、他の音線の走査を行なうもの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 4】

前記走査制御部は、前記希望時間間隔と前記第二走査方式時間間隔との差が所定の範囲内である場合、第二の走査方式を選択す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。

10

【請求項 5】

前記走査制御部は、前記希望時間間隔が前記第二走査方式時間間隔よりも長い場合、第二の走査方式を選択し、

前記物理量算出部は、前記希望時間間隔に最も近い時間間隔を有する二つのフレームを選択して前記物理量の算出を行なう

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 6】

前記走査制御部は、前記希望時間間隔が前記第二走査方式時間間隔よりも短い場合、第一の走査方式を選択す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。

20

【請求項 7】

前記希望時間間隔は、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像を作成することができる時間間隔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】

コンピュータに、

異なるフレームに属する二つ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基づいて生体組織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、

30

生体組織に対して超音波を送信してそのエコーを受信する超音波プローブを駆動させて、生体組織に対して音線毎の超音波の走査を行なう走査制御機能であって、前記二つのエコー信号を取得するための走査を音線単位で行なう第一の走査方式と、前記二つのエコー信号を取得するための走査をフレーム単位で行なう第二の走査方式とを切替可能である走査制御機能と、

前記二つのエコー信号の時間間隔として操作者が希望する希望時間間隔を入力する操作機能と、

超音波の走査条件に基づいて、前記第二の走査方式における表示画像のフレームレートを算出するフレームレート算出機能と、

40

前記希望時間間隔と、前記フレームレート算出部で算出されたフレームレートによって定まる時系列的に隣り合う二つのフレーム間の時間間隔である第二走査方式時間間隔とを比較する比較機能と、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、

前記走査制御機能は、前記比較機能における比較結果に基づいて、前記第一の走査方式と前記第二の走査方式のいずれかを選択する

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【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

50

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。

【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、体表面からの圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の走査を行い、エコー信号を取得する。そして、異なるフレームに属する二つ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。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）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】

ところで、生体組織の弾性に関する物理量を算出する二つのエコー信号を取得するための走査方式としては、音線単位で二つのエコー信号の取得を行なう第一の走査方式と、フレーム単位で二つのエコー信号の取得を行なう第二の走査方式とが考えられる。第一の走査方式としては、同一音線上における二回の走査の間に、他の音線上における走査を行なう方式や、同一音線上に二回の走査を行なった後、他の音線の走査を行なう方式が考えられる。一方、第二の走査方式は、一の走査面について全ての音線における走査を順次行なって一フレーム分のエコー信号を取得した後、再度前記一の走査面について一フレーム分のエコー信号を取得する方式である。

20

【0005】

ここで、二つのエコー信号の時間間隔（二つのエコー信号が属するフレームの時間間隔）が短すぎると、生体組織の変位が少ないために、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることが困難になる。一方、二つのエコー信号の時間間隔が長すぎると、これら二つのエコー信号の取得時における圧迫方向が異なるものになる可能性が高くなり、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることが困難になる。従って、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像を得るために、二つのエコー信号の時間間隔を適切なものに設定する必要がある。しかも、生体組織に対する圧迫とその弛緩を行なう速さは、操作者によって異なる。従って、二つのエコー信号の時間間隔を、圧迫とその弛緩を行なう速さに応じた間隔に設定できるように、前記時間間隔を幅広く調節することができるようになっていることが望まれる。

30

【0006】

しかし、前記二つの走査方式のうち、第二の走査方式では、一の走査面における全ての音線について走査を行なった後、再度走査を行なうので、二つのエコー信号の時間間隔を短くするのは限界がある。一方、第一の走査方式では、時間間隔の設定を第二の走査方式よりも幅広い範囲で行なうことができるが、二つのエコー信号の時間間隔を長くしようとすると、フレームレートが低下してしまう。従って、二つのエコー信号の時間間隔を比較的長くしようとした場合、第二の走査方式の方が好ましい。

40

【0007】

本発明は、このような事情の下でなされたものであり、その解決しようとする課題は、生体組織の弾性に関する物理量を算出するための二つのエコー信号の時間間隔を、フレームレートを低下させることなく幅広く調節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。

【課題を解決するための手段】

50

【0008】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、生体組織に対して超音波を送信してそのエコーを受信する超音波プローブと、該超音波プローブを駆動させて、生体組織に対して音線毎の超音波の走査を行なう走査制御部と、異なるフレームに属する二つ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基づいて生体組織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、前記走査制御部は、前記二つのエコー信号を取得するための走査を音線単位で行なう第一の走査方式と、前記二つのエコー信号を取得するための走査をフレーム単位で行なう第二の走査方式とを切替可能であることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0009】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記第一の走査方式は、同一音線における二回の走査の間に、他の音線における走査を行なうものであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第3の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記第一の走査方式は、同一音線に二回の走査を行なった後、他の音線の走査を行なうものであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第4の観点の発明は、第1～3のいずれか一の観点の発明において、操作者が前記第一の走査方式と前記第二の走査方式のいずれかを選択する指示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。

20

【0012】

第5の観点の発明は、第1～3のいずれか一の観点の発明において、前記二つのエコー信号の時間間隔として操作者が希望する希望時間間隔を入力する操作部と、超音波の走査条件に基づいて、前記第二の走査方式における表示画像のフレームレートを算出するフレームレート算出部と、前記希望時間間隔と、前記フレームレート算出部で算出されたフレームレートによって定まる時系列的に隣り合う二つのフレーム間の時間間隔である第二走査方式時間間隔とを比較する比較部と、を備え、前記走査制御部は、前記比較部における比較結果に基づいて、前記第一の走査方式と前記第二の走査方式のいずれかを選択することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0013】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記送受信部は、前記希望時間間隔と前記第二走査方式時間間隔との差が所定の範囲内である場合、第二の走査方式を選択することを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第7の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記走査制御部は、前記希望時間間隔が前記第二走査方式時間間隔よりも長い場合、第二の走査方式を選択し、前記物理量算出部は、前記希望時間間隔に最も近い時間間隔を有する二つのフレームを選択して前記物理量の算出を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0015】

第8の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記走査制御部は、前記希望時間間隔が前記第二走査方式時間間隔よりも短い場合、第一の走査方式を選択することを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第9の観点の発明は、第5～8のいずれか一の観点の発明において、前記希望時間間隔は、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像を作成することができる時間間隔であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】

第10の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対して超音波を送信してそのエコー

50

ーを受信する超音波プローブを駆動させて、生体組織に対して音線毎の超音波の走査を行なう走査制御機能と、異なるフレームに属する二つの前記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基づいて生体組織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、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、前記走査制御機能は、前記二つのエコー信号の取得を音線単位で行なう第一の走査方式と、前記二つのエコー信号の取得をフレーム単位で行なう第二の走査方式とを切替可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である。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、前記二つのエコー信号の取得を音線単位で行なう第一の走査方式と、前記二つのエコー信号の取得をフレーム単位で行なう第二の走査方式とを切替可能になっているので、二つのエコー信号の時間間隔をフレームレートを低下させることなく幅広く調節することができる。

【0019】

また、前記操作部で入力された希望時間間隔と、前記フレームレート算出部で算出されたフレームレートによって定まる前記第二走査方式時間間隔とを比較し、前記希望時間間隔と前記第二走査方式時間間隔との差が所定の範囲内である場合、第二の走査方式を選択することにより、操作者が希望する時間間隔の二つのエコー信号を取得することができる。とともに、良好なフレームレートを確保することができる。

【0020】

また、前記操作部で入力された希望時間間隔と、前記フレームレート算出部で算出されたフレームレートによって定まる前記第二走査方式時間間隔とを比較し、前記希望時間間隔が前記第二走査方式時間間隔よりも長い場合、第二の走査方式を選択し、さらに希望時間間隔に最も近い時間間隔を有する二つのフレームを選択して前記物理量を算出することにより、操作者が希望する時間間隔の二つのエコー信号に基づいて前記物理量の算出を行なうことができる。とともに、良好なフレームレートを確保することができる。

【0021】

さらに、前記操作部で入力された希望時間間隔と、前記フレームレート算出部で算出されたフレームレートによって定まる前記第二走査方式時間間隔とを比較し、前記希望時間間隔が前記第二走査方式時間間隔よりも短い場合、第一の走査方式を選択することにより、操作者が希望する時間間隔の二つのエコー信号を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【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】変位を算出するための二つのエコー信号が属するフレームの模式図である。

【図4】第一の走査方式の説明図であり、(a)は超音波の走査を行なう音線と走査順序とを示す図、(b)は走査順序と同一音線における二回の走査の間の時間間隔とを示す図である。

【図5】第二の走査方式の説明図であり、(a)は超音波の走査を行なう音線と走査順序とを示す図、(b)は走査順序と同一音線における二回の走査の間の時間間隔とを示す図である。

【図6】第一の走査方式におけるフレームの時間間隔の説明図である。

【図7】第二の走査方式におけるフレームの時間間隔の説明図である。

【図8】走査方式の選択を自動的に行なう場合の制御部の機能ブロック図である。

【図9】希望時間間隔が第二走査方式時間間隔よりも長い場合において変位の算出を行なう二つのフレームの組み合わせを示す説明図である。

【図10】第一変形例における第一の走査方式の説明図であり、(a)は超音波の走査を行なう音線と走査順序とを示す図、(b)は走査順序と同一音線における二回の走査の間

10

20

30

40

50

の時間間隔とを示す図である。

【図 1 1】第二変形例における第一の走査方式の説明図であり、(a) は超音波の走査を行なう音線と走査順序とを示す図、(b) は走査順序と同一音線における二回の走査の間の時間間隔とを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

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。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。

【 0 0 2 4 】

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。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。

【 0 0 2 5 】

前記送受信部 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 による超音波の走査は前記制御部 8 によって制御されるようになっている（走査制御機能）。前記送受信部 3 及び前記制御部 8 は、本発明における走査制御部の実施の形態の一例であり、また前記走査制御機能は、本発明における走査制御機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 6 】

ちなみに、前記送受信部 3 は、B モード画像を作成するための走査と、弾性画像を作成するための走査とを別に行なう。弾性画像を作成するための走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域において、同一音線上に二回の走査を行なう。詳細は後述する。

【 0 0 2 7 】

前記 B モード画像処理部 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、B モード画像データを作成する。

【 0 0 2 8 】

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、弾性画像データを作成する。この弾性画像処理部 5 は、図 2 に示すように、変位算出部 5 1 と弾性画像データ作成部 5 2 とを有する。

【 0 0 2 9 】

前記変位算出部 5 1 は、生体組織における各部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における各部の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）を算出する。前記変位算出部 5 1 は、異なるフレーム (i) , (i i) (図 3 参照) に属する同一音線上における二つのエコー信号について相関演算を行なって変位を算出する（変位算出機能）。ちなみに、変位算出の対象となるフレーム (i) , (i i) の時間間隔を t とする。前記変位算出部 5 1 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、また前記変位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。

【 0 0 3 0 】

また、前記弾性画像データ作成部 5 2 は、前記変位算出部 5 1 によって算出された変位を色相情報に変換し、弾性画像を作成する領域における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 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、また前記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。

【 0 0 3 1 】

ここで、前記弾性画像を作成する領域は、B モード画像を作成する領域の全体であって

10

20

30

40

50

もよく、またその一部であってもよい。Bモード画像を作成する領域の一部について弾性画像を作成する場合は、前記表示部7に表示された表示画像(超音波画像)上に、操作者によって関心領域(ROI: Region Of Interest)を設定し、この関心領域について弾性画像を作成する。

【0032】

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5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、一フレーム分の前記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に表示する一フレーム分の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。前記超音波画像は、本発明における表示画像の実施の形態の一例である。

10

【0033】

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、前記走査制御機能、前記変位算出機能、前記弾性画像データ作成機能を実行させ、その他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。前記操作部9は、本発明における操作部の実施の形態の一例である。

【0034】

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を駆動させて、生体組織に対して音線毎の超音波の走査を行ない、エコー信号の取得を行なう。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走査を行う。超音波の走査の詳細については後述する。

20

【0035】

そして、エコー信号が取得されると、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においては、前記変位算出部51が、異なるフレームに属する二つのエコー信号に基づいて変位の算出を行ない、また前記弾性画像データ作成部52が、変位に基づいて弾性画像データの作成を行なう。そして、この弾性画像データと、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を前記合成部6で合成して超音波画像を作成し、前記表示部7に表示する。

30

【0036】

さて、前記送受信部3による超音波の走査について説明する。以下、弾性画像を作成するにあたり、前記変位算出部51によって変位を算出する対象になる二つのエコー信号を取得するための超音波の走査について詳しく説明する。この超音波の走査にあっては、二つのエコー信号の取得を音線単位で行なう第一の走査方式と、二つのエコー信号の取得をフレーム単位で行なう第二の走査方式とを切替可能になっている。前記第一の走査方式について、図4に基づいて説明する。図4において、符号A, B, C, D, E, F, G, Hは、弾性画像を作成する領域における超音波の走査を行なう音線を示す。すなわち、音線A~Hの走査を一回ずつ行なって一フレーム分の弾性画像が作成される。前記第一の走査方式では、同一音線における二回の走査の間に、他の音線における走査を行なう。例えば、音線A、音線E、音線A、音線E、音線B・・・の順に走査を行なう。各音線における二回の走査の間には、時間t1の間隔が空いている。ちなみに、ある音線における走査から、その次の走査までの間(例えば音線Aの走査から音線Eの走査までの間)には空き時間があってもよい。

40

【0037】

走査順序において、第1, 5, 9, 13, 2, 6, 10, 14番目の走査により、前記フレーム(i)についてのエコー信号が取得される。また、第3, 7, 11, 15, 4, 8, 12, 16番目の走査により、前記フレーム(ii)についてのエコー信号が取得さ

50

れる。第一の走査方式においては、フレーム (i) とフレーム (i i) の時間間隔 $t = t_1$ である。

【 0 0 3 8 】

次に、前記第二の走査方式について図 5 を参照して説明する。この図 5 においても、符号 A ~ H は、弾性画像を作成する領域において超音波の走査を行なう音線を示し、これら音線 A ~ H における走査を一回ずつ行なって一フレーム分の弾性画像が作成される。そして、この第二の走査方式では、全ての音線 A ~ H における走査を順次行なって一フレーム分のエコー信号を取得した後、再度音線 A ~ H における走査を順次行なって一フレーム分のエコー信号を取得する。すなわち、図 5 に示すように、音線 A ~ H について順次走査を行なって (第 1 ~ 8 番目の走査) 前記フレーム (i) についてのエコー信号を取得した後、再度音線 A ~ H について順次走査を行なって (第 9 ~ 16 番目の走査) 前記フレーム (i i) についてエコー信号を取得する。

10

【 0 0 3 9 】

ただし、後述するように、第二の走査方式が選択された場合に変位算出の対象となるフレーム (i) (i i) は、時系列的に複数取得されたフレームのうち、隣り合う二つのフレームに限られるものではない。すなわち、隣り合う二つのフレーム間の時間間隔を t_2 とすると、フレーム (i) とフレーム (i i) の時間間隔 $t = N \times t_2$ である (ただし、N は自然数)。例えば、 $N = 1$ の場合は、隣り合う二つのフレームが前記フレーム (i) と前記フレーム (i i) になり (後述の図 7 参照)、 $N = 2$ の場合には、一つとばした二つのフレームが前記フレーム (i) と前記フレーム (i i) になる (後述の図 9 参照)。

20

【 0 0 4 0 】

ここで、前記第一の走査方式と前記第二の走査方式とを比較する。前記第二の走査方式では、全ての音線 A ~ H まで走査を行なった後に、再度音線 A ~ H までの走査を行なうので、前記時間間隔 t_2 を短くするのは限界がある。一方で、第一の走査方式では、第二の走査方式よりも前記時間間隔 $t = t_1$ を短く設定することができる。

【 0 0 4 1 】

その反面、第一の走査方式における前記時間間隔 $t_1 = t_2$ とした場合、一フレーム分の走査にかかる時間 $T_{1 \text{ total}} = 8 \times t_1 = 8 \times t_2$ となり、第二の走査方式において一フレーム分の走査にかかる時間である $T_{2 \text{ total}} = 2 \times t_2$ よりも長くなる。従って、この場合には、第一の走査方式は第二の走査方式よりもフレームレートが低下する。

30

【 0 0 4 2 】

以上より、変位算出の対象となるフレーム間の時間間隔 (変位算出の対象となる二つのエコー信号の時間間隔) である前記時間間隔 t を比較的長くしたい場合は、第二の走査方式を採用した方が好ましく、一方で前記時間間隔 t を比較的短くしたい場合は、第一の走査方式を採用することになる。

【 0 0 4 3 】

ちなみに、第二の走査方式では、前記時間間隔 t_2 は、走査条件によって定まる弾性画像のフレームレートによって定まり、操作者が指定することはできない。一方で、第一の走査方式では、操作者が前記時間間隔 t_1 を指定することができる。前記時間間隔 t_1 は前記操作部 9 において入力され設定される。

40

【 0 0 4 4 】

ここで、第一の走査方式及び第二の走査方式におけるフレームの時間間隔について図 6 及び図 7 に基づいて説明する。これら図 6 及び図 7 において、フレーム F 1、フレーム F 2、フレーム F 3、フレーム F 4 の順にエコー信号が取得されたものとする。

【 0 0 4 5 】

図 6 に示すように、第一の走査方式ではフレーム F 1 及びフレーム F 2 の間の時間間隔と、フレーム F 3 及びフレーム F 4 の時間間隔は同じ間隔 (前記時間間隔 t_1) になっているが、この時間間隔と、フレーム F 2 及びフレーム F 3 の間の時間間隔は異なる間隔になっている。後述する前記弾性画像処理部 5 による弾性画像の作成の際には、前記フレ

50

ム F 1 及び前記フレーム F 2 に属するエコー信号に基づいて変位を算出し、また次のフレームの弾性画像にあっては前記フレーム F 3 及び前記フレーム F 4 に属するエコー信号に基づいて変位を算出する。

【 0 0 4 6 】

ちなみに、Bモード画像を作成するための超音波の走査は、弾性画像を作成するための二つのフレームにおける走査の後に行なわれる。例えば、フレーム F 1 及びフレーム F 2 のそれぞれに属するエコー信号に基づいて作成される弾性画像データと合成される B モード画像データを作成するための走査は、フレーム F 2 における走査とフレーム F 3 における走査の間に行なわれる。

【 0 0 4 7 】

一方、図 7 に示すように、第二の走査方式では、各フレーム F 1 , F 2 , F 3 , F 4 の間の時間間隔は全て同じ間隔 (前記時間間隔 t_2) になっている。後述する前記弾性画像処理部 5 による弾性画像の作成の際には、例えば前記フレーム F 1 及び前記フレーム F 2 に属するエコー信号に基づいて変位を算出し、また次のフレームの弾性画像にあっては前記フレーム F 2 及び前記フレーム F 3 に属するエコー信号に基づいて変位を算出する。このように隣り合う二つのフレームに属するエコー信号に基づいて変位の算出を行なう場合、前記フレーム (i) と前記フレーム ($i+1$) の時間間隔 $t = t_2$ (すなわち、 $N = 1$) となる。

【 0 0 4 8 】

また、第二の走査方式では、前記各フレーム F 1 ~ F 4 間の時間間隔は全て同じなので、隣り合うフレームではなく、例えば前記フレーム F 1 及び前記フレーム F 3 に属するエコー信号に基づいて変位を算出するようにしてもよい (図 9 参照) 。このように一つおきのフレームに属するエコー信号に基づいて変位の算出を行なう場合、前記フレーム (i) と前記フレーム ($i+2$) の時間間隔 $t = 2 \times t_2$ (すなわち、 $N = 2$) となる。

【 0 0 4 9 】

ちなみに、Bモード画像を作成するための超音波の走査は、各フレーム F 1 , F 2 , F 3 , F 4 における走査の間、すなわち、例えばフレーム F 1 における走査とフレーム F 2 における走査の間、フレーム F 2 における走査とフレーム F 3 における走査の間に行なわれる。

【 0 0 5 0 】

第一の走査方式と第二の走査方式の選択は、操作者が前記操作部 9 においていずれかを選択する指示を入力することにより行ってもよい。また、操作者が希望する二つのエコー信号 (変位算出の対象となるエコー信号) の時間間隔 (後述の希望時間間隔) を前記操作部 9 において入力し、その入力値に基づいて自動的に第一の走査方式と第二の走査方式の選択を行ってもよい。

【 0 0 5 1 】

走査方式の選択を自動的行なう場合について詳しく説明する。まず、操作者が希望する二つのエコー信号の時間間隔 (以下、「希望時間間隔」と云う) を前記操作部 9 において入力するとともに、図 8 に示す前記制御部 8 におけるフレームレート算出部 10 が、超音波の走査条件に基づいて、前記第二の走査方式における超音波画像のフレームレートを算出する。前記希望時間間隔は、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像を作成することができる時間間隔であり、生体組織に対する圧迫とその弛緩の速度によって異なっている。

【 0 0 5 2 】

次に、前記比較部 11 が、前記希望時間間隔と、前記フレームレート算出部 10 で算出されたフレームレートによって定まる隣り合う二つのフレーム間の時間間隔 t_2 とを比較する。この時間間隔 t_2 は、本発明における第二走査方式時間間隔の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 3 】

前記送受信部 3 は、前記比較部 11 で比較された希望時間間隔と前記時間間隔 t_2 との

10

20

30

40

50

差が所定の範囲内である場合、第二の走査方式を選択して超音波の走査を行なう。ここで、所定の範囲内とは希望時間間隔が時間間隔 t_2 と全く同一の値になる場合のほか、近い値も含むという意味である。これにより、操作者が希望する時間間隔の二つのエコー信号を取得することができる。また、操作者が希望する時間間隔が前記時間間隔 t_2 に近い場合であるので、第一の走査方式を選択するよりも良好なフレームレートを確保することができる。

【0054】

また、前記送受信部 3 は、前記希望時間間隔が前記時間間隔 t_2 よりも長い場合、第二の走査方式を選択して超音波の走査を行なう。そして、前記変位算出部 51 は、前記希望時間間隔に最も近い時間間隔を有する二つのフレームを選択して変位の算出を行なう。この場合、前記変位算出部 51 によって選択される二つのフレームは、少なくとも隣り合うフレームではなく、例えば図 9 に示すように一つおきのフレーム、すなわちフレーム F1 とフレーム F3、フレーム F2 とフレーム F4 が選択される。これにより、操作者が希望する時間間隔を有する二つのエコー信号に基づいて変位の算出を行なうことができる。また、操作者が希望する時間間隔が前記時間間隔 t_2 よりも長いので、第二の走査方式を選択することにより、第一の走査方式を選択するよりも良好なフレームレートを確保することができる。

10

【0055】

さらに、前記送受信部 3 は、前記希望時間間隔が前記時間間隔 t_2 よりも短い場合、第一の走査方式を選択し超音波の走査を行なう。これにより、操作者が希望する時間間隔の二つのエコー信号を取得することができる。

20

【0056】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、第一の走査方式と第二の走査方式とを切替可能になっているので、変位算出の対象となる二つのエコー信号の時間間隔をフレームレートを低下させることなく幅広く調節することができる。

【0057】

次に、変形例について説明する。先ず第一変形例について説明する。同一音線における二回の走査の間に、他の音線における走査を行なう第一の走査方式の例としては、図 10 に示すような走査を行ってもよい。すなわち、音線 A について走査を行なった後、音線 B, C, D について順次走査を行ない、その後再度音線 A について走査を行なう。そして、再度音線 B, C, D について順次走査を行なった後、音線 E, F, G, H について順次走査を行なう。

30

【0058】

次に、第二変形例について図 11 に基づいて説明する。この第一変形例では、第一の走査方式は、同一音線に二回の走査を行なった後、他の音線における走査を行なう。例えば、図 11 に示すように、音線 A について二回の走査を行なった後、音線 B について二回の走査を行なう。そして、音線 C 以降についても順次二回ずつ走査を行なう。

【0059】

上述のように、第一の走査方式における音線の走査順番としては、種々のものが考えられ、このような第一の走査方式における音線の走査順番と前記時間間隔 t_1 を適宜設定するか、第二の走査方式を選択することにより、フレームレートを低下させることなく、二つのエコー信号の時間間隔を所望の間隔にすることができる。

40

【0060】

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、前記変位算出部 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よい。

【符号の説明】

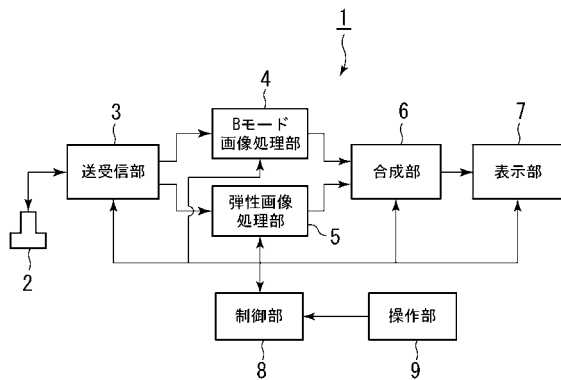
【0061】

1 超音波診断装置

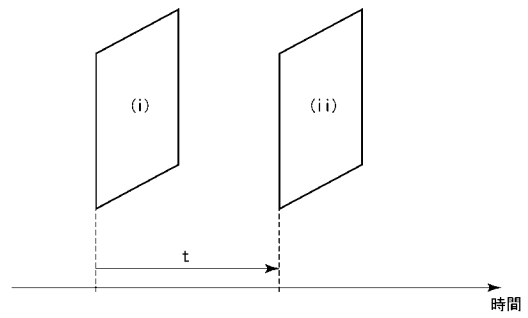
50

- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部（走査制御部）
- 8 制御部（走査制御部）
- 9 操作部
- 10 フレームレート算出部
- 11 比較部
- 51 変位算出部（物理量算出部）
- 52 弾性画像データ作成部

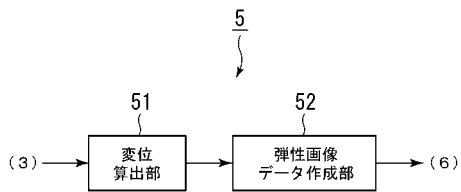
【図1】



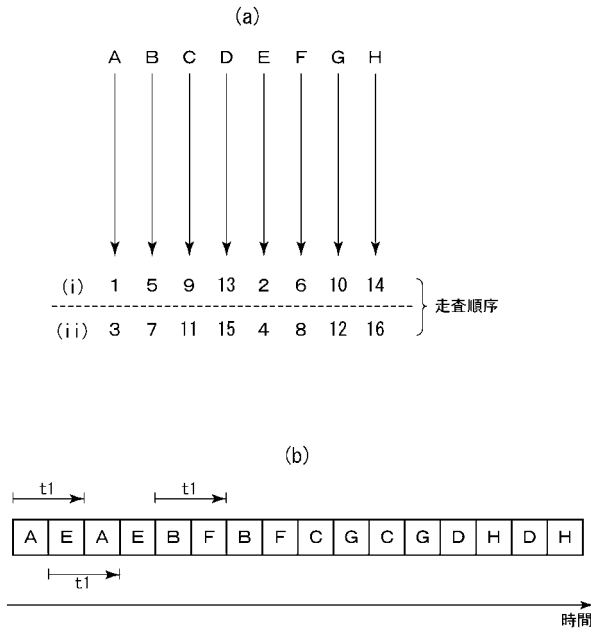
【図3】



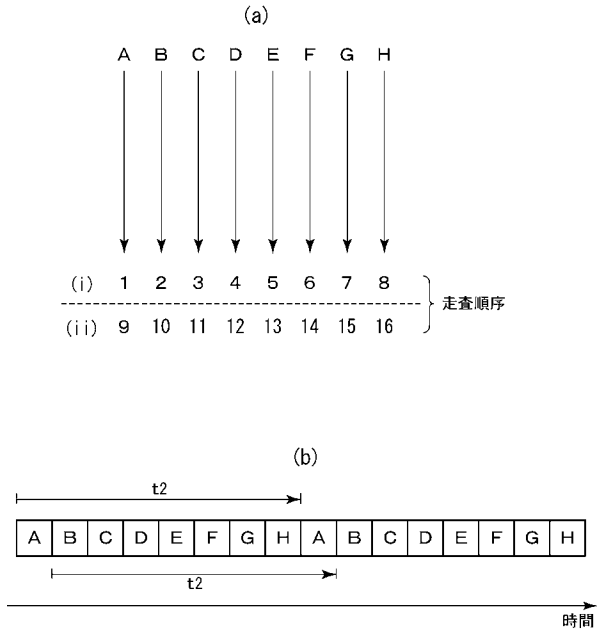
【図2】



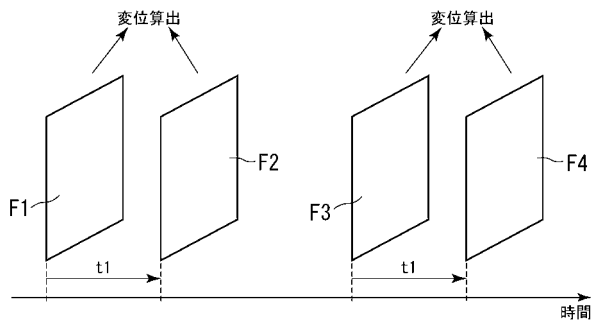
【図4】



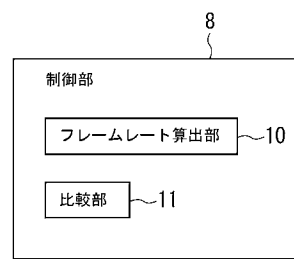
【図5】



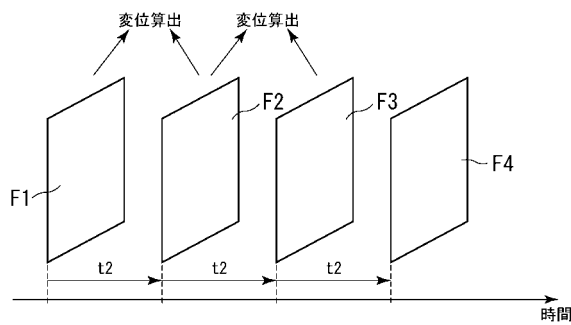
【図6】



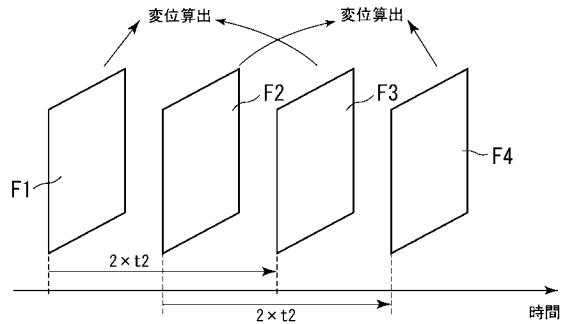
【図8】



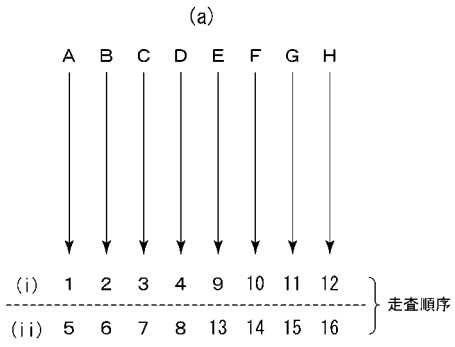
【図7】



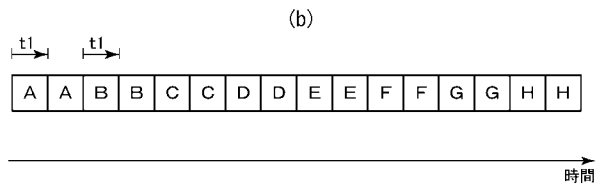
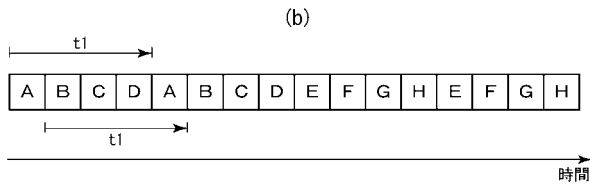
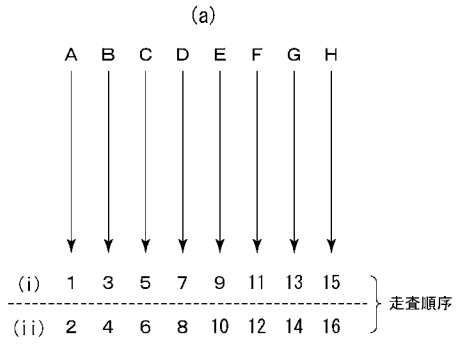
【図9】



【 10 】



【 11 】



フロントページの続き

(72)発明者 見山 広二

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内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2008-142540(JP,A)

特開2004-154415(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	JP5389515B2	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	JP2009101575	申请日	2009-04-20
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 見山広二		
发明人	谷川 俊一郎 見山 広二		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/HH16		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2010246818A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于计算与所述身体组织，超声波诊断装置的弹性的物理量两个回波信号的时间间隔，其能够在不降低帧速率被广泛调整。解决方案：超声探头2将超声波发射到活组织以接收其回波。超声探头2被驱动以针对每个声线相对于活组织扫描超声波发射和接收单元3和控制单元8，属于不同帧两个回波信号的基础上，并计算用于所述物理量的基础上创建的生物体组织的弹性图像数据与所述身体组织的弹性的物理量，和弹性图像处理其中收发器3和控制器8执行第一扫描方法，其中基于声线单元执行用于获取两个回波信号的扫描和用于获取两个回波信号的扫描以及基于帧执行的第二扫描方法。点域1

