

(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2017-6213

(P2017-6213A)

(43) 公開日 平成29年1月12日(2017.1.12)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-122353 (P2015-122353)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成27年6月17日(2015.6.17)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	本庄 泰徳 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	川岸 哲也 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	掛江 明弘 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

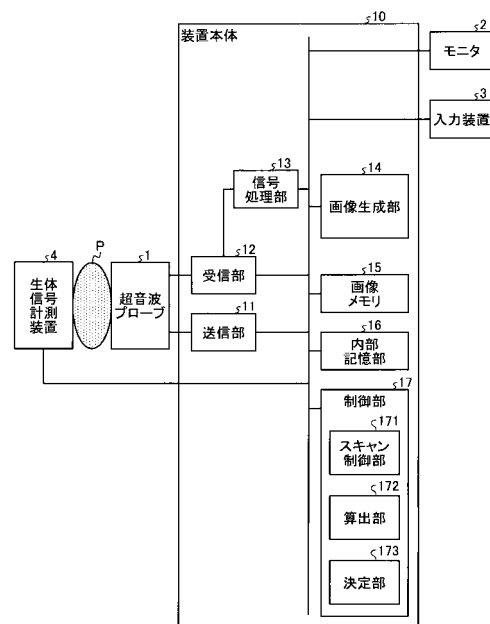
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 硬さに関する物理量を精度良く得ること。

【解決手段】 超音波診断装置は、算出部172と、取得部4と、決定部173と、スキャン制御部171とを備える。算出部172は、被検体に対するプリスキャンにより得られた反射波データに基づく、被検体内の生体組織の動きに関する指標を算出する。取得部4は、周期性を有する前記被検体の生体信号を取得する。決定部173は、指標に基づいて、前記プリスキャン中に取得された生体信号の1周期における少なくとも1つの時相を特定し、特定した時相とプリスキャン後に取得された生体信号に基づいて、被検体に対する本スキャンのタイミングを決定する。スキャン制御部171は、決定部173により決定されたタイミングで、本スキャンを実行させる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対するプリスキャンにより得られた反射波データに基づき、前記被検体内の生体組織の動きに関する指標を算出する算出部と、

周期性を有する前記被検体の生体信号を取得する取得部と、

前記指標に基づいて、前記プリスキャン中に取得された前記生体信号の 1 周期における少なくとも 1 つの時相を特定し、特定した時相と前記プリスキャン後に取得された前記生体信号に基づいて、前記被検体に対する本スキャンのタイミングを決定する決定部と、

前記決定部により決定されたタイミングで、前記本スキャンを実行させるスキャン制御部と、

を備える、超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記決定部は、特定した時相と前記プリスキャン中に取得された前記生体信号が特徴的な変化を示した時相の時相差を算出し、算出した前記時相差と、前記プリスキャン後に取得された前記生体信号が前記特徴的な変化と略同一の変化を示した時相に基づいて、前記本スキャンのタイミングを決定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記本スキャンは、プッシュパルスの送信及びトラッキングパルスの送受信を含む、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記プリスキャンは、複数回連続して実行されるスキャンである、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記本スキャンは、複数回連続して実行されるスキャンである、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記決定部は、所定期間における前記指標の変化量が所定の閾値以内となる時相を特定し、特定した時相と前記プリスキャン後に取得された前記生体信号に基づいて、前記本スキャンのタイミングを決定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記決定部は、特定した前記時相と前記プリスキャン後に取得された前記生体信号に基づいて、前記被検体の関心領域を分割した複数の領域のそれぞれについての前記本スキャンのタイミングを決定し、

30

前記スキャン制御部は、前記決定部により決定されたタイミングで、前記領域ごとに、前記本スキャンを実行させる、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記算出部は、更に、前記複数の領域のそれぞれで実行される前記本スキャンごとに、前記指標を算出し、

前記スキャン制御部は、前記本スキャンで算出された前記指標が所定の範囲外となった領域については、再度、当該領域での前記本スキャンを実行させる、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 9】**

前記スキャン制御部は、前記指標が前記所定の範囲外である場合が、所定の回数連続したときには、当該指標が当該所定の範囲外となった場合が当該所定の回数連続したことを報知するように制御する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

周期性を有する被検体の生体信号を取得する取得部と、

前記被検体の生体組織に対して、前記生体信号の第 1 の周期における所定の時相で、トラッキングパルスを送受信するプリスキャンを実行させる第 1 のスキャン制御部と、

前記被検体の生体組織に対して、プッシュパルスを送信し、前記プッシュパルスの送信

50

より後であって、前記生体信号の前記第 1 の周期と異なる第 2 の周期における、前記所定の時相と略同一の時相でトラッキングパルスを送受信する本スキャンを実行させる第 2 のスキャン制御部と、

前記本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果を前記プリスキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果で補正する補正部と、

前記補正部による補正結果に基づいて、前記被検体の生体組織の硬さに関する物理量を生成する測定部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記プリスキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果は、前記プリスキャンにおいて超音波プローブが前記生体組織に送信したトラッキングパルスの反射波を受信した当該超音波プローブから出力された信号を用いて算出された前記生体組織の動きに関する物理量であり、

前記本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果は、前記本スキャンにおいて超音波プローブが前記生体組織に送信したトラッキングパルスの反射波を受信した当該超音波プローブから出力された信号を用いて算出された前記生体組織の動きに関する物理量である、請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 のスキャン制御部は、前記被検体の関心領域を分割した複数の領域のそれぞれに対して、前記第 1 の周期における所定の時相で、前記プリスキャンを実行させ、

前記第 2 のスキャン制御部は、前記複数の領域のそれぞれに対して、前記第 2 の周期において、前記本スキャンを実行させ、

前記補正部は、前記複数の領域のそれぞれにおいて、前記本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果を前記プリスキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果で補正する、請求項 1 0 又は 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記第 2 のスキャン制御部は、前記複数の領域のうち、前記本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果が所定の範囲外となった領域が 1 つ以上ある場合には、再度、前記複数の領域についての前記本スキャンを実行させる、請求項 1 0 ~ 1 2 のいずれかが 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記第 2 のスキャン制御部は、前記複数の領域のうち、前記本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果が所定の範囲外となった領域が 1 つ以上ある場合が、所定の回数連続したときには、当該本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果が当該所定の範囲外である場合が当該所定の回数連続したことを報知するように制御する、請求項 1 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

被検体に対するプリスキャンにより得られた反射波データに基づく、前記被検体内の生体組織の動きに関する指標を算出する算出手順と、

前記指標に基づいて、周期性を有する前記被検体の生体信号を取得する取得部により前記プリスキャン中に取得された前記生体信号の 1 周期における少なくとも 1 つの時相を特定し、特定した時相と前記プリスキャン後に取得された前記生体信号に基づいて、前記被検体に対する本スキャンのタイミングを決定する決定手順と、

前記決定手順により決定されたタイミングで、前記本スキャンを実行させるスキャン制御手順と、

をコンピュータに実行させる、制御プログラム。

【請求項 1 6】

被検体の生体組織に対して、周期性を有する前記被検体の生体信号を取得する取得部により取得された生体信号の第 1 の周期における所定の時相で、トラッキングパルスを送受信するプリスキャンを実行させる第 1 のスキャン制御手順と、

前記被検体の生体組織に対して、前記生体信号の前記第 1 の周期と異なる第 2 の周期において、プッシュパルスを送信し、前記所定の時相と略同一の時相でトラッキングパルスを送受信する本スキャンを実行させる第 2 のスキャン制御手順と、

前記本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果を前記プリスキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果で補正する補正手順と、

前記補正手順による補正結果に基づいて、前記被検体の生体組織の硬さに関する物理量を生成する生成手順と、

をコンピュータに実行させる、制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織の硬さを測定し、測定した硬さの分布を映像化するエラストグラフィ（Elastography）が知られている。エラストグラフィは、例えば、肝硬変等、病変の進行度に応じて生体組織の硬さが変化する疾患の診断に利用されている。

【0003】

エラストグラフィでは、例えば、超音波プローブで体表から生体組織に音響放射力や機械的振動を与えて、せん断波（shear wave）による変位を発生させ、走査断面内の各点における変位を経時的に観測することで、せん断波の伝搬速度を求めて、弾性率を求めることにより、生体組織の硬さを評価する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2014 - 000260 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、硬さに関する物理量を精度良く得ることができる超音波診断装置及び制御プログラムを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、算出部と、取得部と、決定部と、スキャン制御部とを備える。算出部は、被検体に対するプリスキャンにより得られた反射波データに基づく、前記被検体内の生体組織の動きに関する指標を算出する。取得部は、周期性を有する前記被検体の生体信号を取得する。決定部は、前記指標に基づいて、前記プリスキャン中に取得された前記生体信号の 1 周期における少なくとも 1 つの時相を特定し、特定した時相と前記プリスキャン後に取得された前記生体信号に基づいて、前記被検体に対する本スキャンのタイミングを決定する。スキャン制御部は、前記決定部により決定されたタイミングで、前記本スキャンを実行させる。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2 A】図 2 A は、1 心拍内で、関心領域が分割された複数の分割領域のそれぞれにおいて、プッシュパルスが送信され、トラッキングパルスが送受信されて硬さに関する物理量が計測される場合の一例を説明するための図である。

【図 2 B】図 2 B は、1 心拍内で、関心領域が分割された複数の分割領域のそれぞれにおいて、プッシュパルスが送信され、トラッキングパルスが送受信されて硬さに関する物理

50

量が計測される場合の一例を説明するための図である。

【図3】図3は、コンピュータのハードウェア構成の一例を示す図である。

【図4】図4は、プリスキャン及び本スキャンの一例を説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る硬さ画像生成処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る第1の変形例の一例について説明するための図である。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る硬さ画像生成処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置及び制御プログラムの各実施形態を詳細に説明する。なお、各実施形態は、適宜組み合わせることができる。

【0009】

(第1の実施形態)

まず、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。また、装置本体10は、生体信号計測装置4と接続される。

【0010】

超音波プローブ1は、複数の振動子(例えば、圧電振動子)を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体10が有する送信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1が有する複数の振動子は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号(反射波信号)に変換する。また、超音波プローブ1は、振動子に設けられる整合層と、振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を有する。

【0011】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波として超音波プローブ1が有する複数の振動子にて受信される。受信される反射波により発生する反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

超音波プローブ1として、各種の超音波プローブを用いることができる。例えば、超音波プローブ1として、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブを用いることができる。また、超音波プローブ1として、一列に配置された複数の圧電振動子が機械的に揺動される1次元超音波プローブを用いてもよい。更に、超音波プローブ1として、複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブを用いてもよい。

【0013】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像データ等を表示したりする。モニタ2は、表示部の一例である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 4 】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

## 【 0 0 1 5 】

生体信号計測装置 4 は、被検体 P の周期性を有する生体信号を取得する。生体信号計測装置 4 は、被検体 P の生体信号を逐次取得し、装置本体 1 0 に送信する。本実施形態における生体信号計測装置 4 は、心電計であり、被検体 P の生体信号として、被検体 P の心電信号を取得する。なお、生体信号は、時系列に評価した場合に周期性を確認でき、特定の時相を抽出できるものであれば良く、心電信号以外の例としては、脈波信号や心音信号等が挙げられる。本実施形態では、生体信号計測装置 4 が装置本体 1 0 と別体である場合について説明するが、別体でなくとも良い。生体信号計測装置 4 は、取得部の一例である。

10

## 【 0 0 1 6 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波により発生する反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。装置本体 1 0 は、図 1 に示すように、送信部 1 1 と、受信部 1 2 と、信号処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、内部記憶部 1 6 と、制御部 1 7 とを有する。

## 【 0 0 1 7 】

送信部 1 1 は、超音波送信における送信指向性を制御する送信回路である。具体的には、送信部 1 1 は、レートパルス発生器、送信遅延部、送信パルス等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。レートパルス発生器は、所定のレート周波数 ( P R F : Pulse Repetition Frequency ) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスは、送信遅延部を通ることで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルスへ電圧を印加する。すなわち、送信遅延部は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 ( 駆動パルス ) を印加する。送信方向或いは送信遅延時間は、後述する内部記憶部 1 6 に記憶されており、送信部 1 1 は、内部記憶部 1 6 を参照して、送信指向性を制御する。

20

30

## 【 0 0 1 8 】

駆動パルスは、送信パルスからケーブルを介して超音波プローブ 1 内の振動子まで伝達した後に、振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。送信遅延部は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、振動子面からの送信方向を任意に調整する。送信部 1 1 は、超音波ビームの送信に用いる振動子の数及び位置 ( 送信開口 ) と、送信開口を構成する各振動子の位置に応じた送信遅延間とを制御することで、送信指向性を与える。例えば、送信部 1 1 の送信遅延回路は、送信遅延時間をパルス回路が発生する各レートパルスに対し与えることで、超音波送信の深さ方向における集束点 ( 送信フォーカス ) の位置を制御する。

40

## 【 0 0 1 9 】

なお、送信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

## 【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波は、超音波プローブ 1 内部の振動子まで到達した後、振動子において、機械的振動から電氣的信号 ( 反射波信号 ) に変換され、受信部 1 2 に入力される。

50

## 【 0 0 2 1 】

受信部 1 2 は、超音波受信における受信指向性を制御する受信回路である。具体的には、受信部 1 2 は、プリアンプ、A / D (Analog to Digital) 変換部、受信遅延部及び加算部等を有し、超音波プローブ 1 から受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A / D 変換部は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換し、受信遅延部は、受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間をチャンネルごとに与える。加算部は、受信遅延時間が与えられた反射波信号 (デジタル信号) を加算して、反射波データを生成する。加算部の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。受信方向或いは受信遅延時間は、後述する内部記憶部 1 6 に記憶されており、受信部 1 2 は、内部記憶部 1 6 を参照して、受信指向性を制御する。なお、第 1 の実施形態に係る受信部 1 2 は、並列同時受信を行なうことも可能である。

10

## 【 0 0 2 2 】

信号処理部 1 3 は、受信部 1 2 が反射波信号から生成した反射波データに対して各種の信号処理を行うプロセッサである。信号処理部 1 3 は、受信部 1 2 から受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル点ごとの信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。

## 【 0 0 2 3 】

また、信号処理部 1 3 は、受信部 1 2 から受信した反射波データより、移動体のドプラ効果に基づく動き情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ (ドプラデータ) を生成する。具体的には、信号処理部 1 3 は、移動体の動き情報として、平均速度 (average velocity)、分散値、パワー値等を各サンプル点で抽出したドプラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

20

## 【 0 0 2 4 】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、生体組織の硬さを測定し、測定した硬さの分布を映像化するエラストグラフィを実行可能な装置である。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、音響放射力を与えて生体組織に変位を発生させることで、エラストグラフィを実行する。

## 【 0 0 2 5 】

すなわち、第 1 の実施形態に係る送信部 1 1 は、音響放射力で生じるせん断波により変位を発生させるためのプッシュパルス (変位発生用バースト波) を超音波プローブ 1 から送信させる。そして、第 1 の実施形態に係る送信部 1 1 は、プッシュパルスにより発生する変位を観測するためのトラッキングパルス (観測用パルス) を、走査領域内の複数の走査線それぞれで超音波プローブ 1 から複数回送信させる。トラッキングパルスは、プッシュパルスにより発生したせん断波の伝播速度を、走査領域内の各サンプル点で観測するために送信される。通常、トラッキングパルスは、走査領域内の各走査線に対して、複数回送信される。受信部 1 2 は、走査領域内の各走査線で送信されたトラッキングパルスの反射波信号から、反射波データを生成する。

30

## 【 0 0 2 6 】

そして、信号処理部 1 3 は、走査領域内の各走査線で複数回送信されたトラッキングパルスの反射波データを解析して走査領域の硬さの分布を示す硬さ分布情報を算出する。例えば、信号処理部 1 3 は、プッシュパルスによって発生したせん断波の伝播速度を各サンプル点で測定することで、走査領域の硬さ分布情報を生成する。

40

## 【 0 0 2 7 】

例えば、信号処理部 1 3 は、トラッキングパルスの反射波データを周波数解析する。これにより、信号処理部 1 3 は、各走査線の複数のサンプル点それぞれで、動き情報 (組織ドプラデータ) を複数時相に渡って生成する。そして、信号処理部 1 3 は、各走査線の複数のサンプル点それぞれで得られた複数時相の組織ドプラデータの速度成分を時間積分する。これにより、信号処理部 1 3 は、各走査線の複数のサンプル点それぞれの変位を複数時相に渡って算出する。続いて、信号処理部 1 3 は、各サンプル点で変位が最大となる時

50

間を求める。そして、信号処理部 1 3 は、各サンプル点で最大変位が得られた時間を、各サンプル点におけるせん断波の到達時間として取得する。続いて、信号処理部 1 3 は、各サンプル点におけるせん断波の到達時間の空間的微分を行うことで、各サンプル点でのせん断波の伝搬速度を算出する。以下、「せん断波の伝播速度」を、「せん断速度 (shear wave speed)」と記載する。

#### 【0028】

そして、信号処理部 1 3 は、せん断速度をカラーコード化し、対応するサンプル点にマッピングすることで、硬さ分布情報を生成する。硬い組織ではせん断速度が大きく、柔らかい組織ではせん断速度が小さくなる。すなわち、せん断速度が大きくなるほど、組織の硬さ (弾性率) を示す値も大きくなる。なお、上記のせん断速度は、信号処理部 1 3 が、各サンプル点で変位が最大となる時間に基づくのではなく、隣接する走査線における組織の変位の相互相関により検出することで算出する場合であっても良い。

10

#### 【0029】

なお、信号処理部 1 3 は、せん断速度から、ヤング率又はせん断弾性率を算出し、算出したヤング率又はせん断弾性率により硬さ分布情報を生成しても良い。変位、せん断速度、ヤング率及びせん断弾性率は、いずれも生体組織の硬さに関する物理量である。なお、変位、せん断速度などは、生体組織の動きに関する物理量でもある。

#### 【0030】

ここで、1 回のプッシュパルスの送信で発生するせん断波は、伝播とともに、減衰する。広い領域に渡ってせん断速度を観測しようとした場合、ある特定の一つの走査線において送信されたプッシュパルスにより発生したせん断波は、伝播に伴い減衰し、プッシュパルスの送信位置から十分離れると、やがて観測不可能となる。

20

#### 【0031】

かかる場合、プッシュパルスを方位方向における複数の位置において送信する必要がある。例えば、関心領域 (Region Of Interest (ROI)) は、方位方向に沿って複数の領域に分割される。送信部 1 1 は、各領域 (以下、分割領域と表記) においてトラッキングパルスを送受信する前に、それぞれ異なった走査線位置においてプッシュパルスを送信し、せん断波を発生させる。この際、典型的には、プッシュパルスの送信位置は、各分割領域の近傍に設定される。同時並列受信数が少数に限定されている場合、送信部 1 1 は、プッシュパルスを送信した後に、ある分割領域の各走査線でトラッキングパルスを複数回送信する処理を、方位方向に沿って複数の分割領域それぞれで順次実行する。例えば、送信部 1 1 は、複数の分割領域それぞれで、プッシュパルスを送信した後に、トラッキングパルスを送受信する。

30

#### 【0032】

画像生成部 1 4 は、信号処理部 1 3 が生成したデータから超音波画像データを生成するプロセッサである。画像生成部 1 4 は、信号処理部 1 3 が生成した B モードデータから反射波の強度を輝度で表した B モード画像データを生成する。また、画像生成部 1 4 は、信号処理部 1 3 が生成したドブラデータから移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

40

#### 【0033】

また、画像生成部 1 4 は、信号処理部 1 3 によって生成された硬さ分布情報から、生体組織の硬さがカラー表示された硬さ画像データを生成する。例えば、画像生成部 1 4 は、走査領域内の各点におけるせん断速度に応じた画素値を各点に割り当てたせん断速度画像データ (shear wave speed image data) を、硬さ画像データとして生成する。

#### 【0034】

ここで、画像生成部 1 4 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換 (スキャンコンバート) し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部 1 4 は、超音波プローブ 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する

50

。また、画像生成部 1 4 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行う。また、画像生成部 1 4 は、超音波画像データに、付帯情報（種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等）を合成する。

【 0 0 3 5 】

すなわち、Bモードデータ、ドブラデータ及び硬さ分布情報は、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部 1 4 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。

【 0 0 3 6 】

画像メモリ 1 5 は、画像生成部 1 4 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 1 5 は、信号処理部 1 3 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 1 5 が記憶するBモードデータやドブラデータ、硬さ分布情報は、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 1 4 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【 0 0 3 7 】

内部記憶部 1 6 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶するメモリである。また、内部記憶部 1 6 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部 1 6 が記憶するデータは、図示しないインタフェース部を介して、外部装置へ転送することができる。

【 0 0 3 8 】

制御部 1 7 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 6 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信部 1 1、受信部 1 2、信号処理部 1 3、画像生成部 1 4 の処理を制御する。また、制御部 1 7 は、画像メモリ 1 5 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。

【 0 0 3 9 】

なお、装置本体 1 0 に内蔵される送信部 1 1 及び受信部 1 2 等は、プロセッサ（CPU（Central Processing Unit）、MPU（Micro Processing Unit）、集積回路等）のハードウェアにより構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムにより構成される場合もある。

【 0 0 4 0 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、以下に説明する各種の処理を行って、生体組織の硬さに関する物理量を精度良く測定する。

【 0 0 4 1 】

ここで、ある R 波から次の R 波までの 1 心拍内で、関心領域が分割された複数の分割領域のそれぞれにおいて、プッシュパルスが送信され、トラッキングパルスが送受信されて、硬さに関する物理量が計測される場合について説明する。図 2 A 及び図 2 B は、1 心拍内で、関心領域が分割された複数の分割領域のそれぞれにおいて、プッシュパルスが送信され、トラッキングパルスが送受信されて硬さに関する物理量が計測される場合の一例を説明するための図である。

【 0 0 4 2 】

図 2 A の例は、被検体の心電信号の心電波形と、被検体の心臓の拍動を示す心臓の所定の部分の変位量と、関心領域が分割された複数の分割領域のそれぞれにおいてプッシュパルスが送信され、トラッキングパルスが送受信されるタイミングとの関係の一例を示す。また、図 2 B の例は、複数（ $n$  個； $n$  は 2 以上の整数）の分割領域 2 1 a ~ 2 1 n に分割された関心領域 2 1 の一例を示す。

10

20

30

40

50

## 【0043】

ここで、複数の分割領域21a~21nのそれぞれにおいて、プッシュパルスが送信され、トラッキングパルスが送受信されて硬さに関する物理量が計測される。図2Aの例において示されるブロック20a~20nのそれぞれは、分割領域21a~21nのそれぞれにおいて送信されるプッシュパルス及びトラッキングパルスの組を表す。ブロック20a~20nのそれぞれの横幅は、分割領域21a~21nのそれぞれにおいて、プッシュパルス及びトラッキングパルスが送信される時間(送信時間)を示す。例えば、ブロック20aの横幅は、分割領域21aにおけるプッシュパルス及びトラッキングパルスの送信時間を示す。他のブロック20b~20nについても同様である。すなわち、ブロック20k(k=a,b,...,n)の横幅は、分割領域21kにおいてプッシュパルス及び

10

## 【0044】

ここで、分割領域20aにおいてプッシュパルス及びトラッキングパルスを送信した時相と、分割領域20nにおいてプッシュパルス及びトラッキングパルスを送信した時相とでは、異なってしまふ。このため、複数の分割領域20a~20nのそれぞれにおいて計測された物理量に基づいて生成された硬さ分布情報の精度は良くない場合がある。

## 【0045】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の分割領域のそれぞれにおいて、同一の時相で、プッシュパルス及びトラッキングパルスを送信して硬さに関する物理量を測定する。これにより、硬さに関する物理量を精度良く得ることができる。

20

## 【0046】

図1に戻り、制御部17は、スキャン制御部171と、算出部172と、決定部173とを備える。ここで、制御部17のハードウェアとしては、コンピュータが挙げられる。このようなコンピュータのハードウェア構成について説明する。図3は、コンピュータのハードウェア構成の一例を示す図である。図3の例に示すように、コンピュータ22は、CPU(Central Processing Unit)22aと、ROM(Read Only Memory)22bと、HDD(Hard Disk Drive)22cと、RAM(Random Access Memory)22dとを有する。CPU22aと、ROM22bと、HDD22cと、RAM22dとは、バスを介して接続されている。ROM22bには、OS(Operating System)などの基本プログラムが記憶されている。また、HDD22cには、制御プログラム22eが予め記憶される。

30

## 【0047】

そして、CPU22aは、制御プログラム22eをHDD22cから読み出して実行する。このとき、CPU22aは、処理に用いられる各種のデータをRAM22dに一時的に格納して、制御プログラム22eを実行する。このように、CPU22aが制御プログラム22eを実行することにより、制御部17には、仮想的に、スキャン制御部171と、算出部172と、決定部173とが実現される。

## 【0048】

スキャン制御部171は、プリスキャン及び本スキャンを実行させる。なお、本実施形態におけるスキャンは、例えば、複数回の収束波の送受信によって1フレーム分の反射波データを取得すること、及び、1回の平面波の送受信によって1フレーム分の反射波データを取得することを含む、広義的なものである。図4は、プリスキャン及び本スキャンの一例を説明するための図である。

40

## 【0049】

図4の例には、生体信号計測装置4により取得された被検体Pの心電信号の心電波形と、プッシュパルス及びトラッキングパルスの送信タイミングと、被検体Pの心臓の拍動を示す変位との関係が示されている。

## 【0050】

50

図4の例では、1つ目の心拍から6つ目の心拍までの心電波形が示されている。ここでは、プリスキャンが行われる心拍を1つ目の心拍として考える。そして、図4の例では、スキャン制御部171は、1つ目の心拍でプリスキャンを実行し、プリスキャンで得られた結果を用いて2つ目の心拍～6つ目の心拍のそれぞれで本スキャンを実行するように、送信部11、受信部12、信号処理部13及び画像生成部14の処理を制御する。

#### 【0051】

例えば、スキャン制御部171は、1つ目の心拍において、関心領域25内の所定の箇所に対して、図4の例に示すように、全体に亘って連続的に並んだ複数のブロック23のそれぞれの横幅が示す送信時間の間、トラッキングパルスが超音波プローブ1から送信されるように送信部11を制御する。なお、1つのブロック23では、例えば、複数のトラッキングパルスが送信される。1つのブロック23の横幅は、複数のトラッキングパルスの送信時間を示す。また、スキャン制御部171は、1つ目の心拍において、トラッキングパルスが送信された関心領域内の所定の箇所の反射波データを生成するように、受信部12を制御する。なお、スキャン制御部171は、1つ目の心拍において、トラッキングパルスが送信された関心領域内の複数の箇所の反射波データを生成するように、受信部12を制御してもよい。このように、スキャン制御部171は、1つ目の心拍において、トラッキングパルスを送信して反射波データを生成するプリスキャンを実行させる。すなわち、プリスキャンは、トラッキングパルスの送受信を含む。なお、トラッキングパルスの受信とは、トラッキングパルスの反射波の受信を指す。また、プリスキャンは、複数回連続して実行されるスキャンである。

10

20

#### 【0052】

算出部172は、被検体Pに対するプリスキャンにより得られた反射波データに基づく、被検体P内の生体組織の動きに関する指標を算出する。ここで、生体組織の動きに関する指標は、生体組織の変位や速度などが含まれる。

#### 【0053】

例えば、図4の例に示すように、算出部172は、プリスキャンにより得られた反射波データから、1つ目の心拍における被検体Pの心臓の拍動を示す変位24を算出する。例えば、算出部172は、反射波データを周波数解析し、動き情報(組織ドブラデータ)を生成し、組織ドブラデータの速度成分を時間積分して、1つ目の心拍における被検体Pの心臓の拍動を示す変位24を算出する。なお、算出部172は、超音波画像同士のスペク

30

#### 【0054】

決定部173は、1つ目の心拍において、算出部172により算出された1つ目の心拍における変位24に基づいて、プリスキャン中に生体信号計測装置4により取得された被検体Pの心電信号の1周期における少なくとも1つの時相を特定する。ここで、決定部173は、例えば、所定期間の心臓の拍動の変位の変化量が所定の閾値以下となる時相70を特定する。そして、決定部173は、特定した時相70と、プリスキャン中に取得された心電信号が特徴的な変化を示した時相との時相差を算出する。ここでいう特徴的な変化を示した時相とは、例えば、T波に対応する変化を示した時相を指す。すなわち、決定部173は、T波から、時相70までの時間を算出する。なお、上述した所定期間とは、例えば、2つ目の心拍～6つ目の心拍のそれぞれにおけるプッシュパルス及びトラッキングパルスの送信時間よりも長い期間を指す。

40

#### 【0055】

スキャン制御部171によるプリスキャンを実行させる上述の処理、算出部172による変位を算出する上述の処理、及び、決定部173による時相70を特定し、時相差を算

50

出する上述の処理の各処理は、例えば、図4の例に示す1つ目の心拍において行われるか、又は、2つ目の心拍の開始直後までに行われる。

【0056】

そして、2つ目の心拍において、決定部173は、特定した時相70と、生体信号計測装置4により取得された被検体Pの2つ目の心拍における心電信号とに基づいて、被検体Pに対する本スキンのタイミングを決定する。より具体的には、決定部173は、1つ目の心拍において算出した時相差と、プリスキン後である2つ目の心拍において生体信号計測装置4により取得された心電信号が上述の特徴的な変化と略同一の変化を示した時相とに基づいて、被検体Pに対する本スキンのタイミングを決定する。なお、ここでいう略同一の変化を示した時相は、T波に対応する変化を示した時相に相当する。ここで、1つ目の心拍において算出した時相差が時間Xである場合について説明する。この場合には、決定部173は、2つ目の心拍において、心電波形が示すT波から時間Xが経過したタイミングを、本スキンをを行うタイミングとして決定する。

10

【0057】

そして、スキンの制御部171は、決定部173により決定されたタイミングで、図4の例に示す関心領域25の分割領域25aの近傍に、超音波プローブ1からのプッシュパルスの送信が開始されるように、送信部11を制御する。また、2つ目の心拍において、スキンの制御部171は、プッシュパルスの送信が終了した直後に、分割領域25aに、超音波プローブ1からトラッキングパルスが送信されるように、送信部11を制御する。なお、図4の例に示すブロック71aは、2つ目の心拍におけるプッシュパルス及びトラッキングパルスの組を示し、ブロック71aの横幅は、2つ目の心拍におけるプッシュパルス及びトラッキングパルスの送信時間を示す。また、2つ目の心拍において、スキンの制御部171は、トラッキングパルスが送信された分割領域25aの反射波データを生成するように、受信部12を制御する。このように、スキンの制御部171は、2つ目の心拍において、T波から時間Xが経過したタイミングで、プッシュパルス及びトラッキングパルスの送信を開始して分割領域25aの反射波データを生成する本スキンを実行させる。すなわち、スキンの制御部171は、2つ目の心拍において、所定期間の心臓の拍動の変位の変化量が所定の閾値以下となる時相において、本スキンを実行させる。これにより、心臓の動きが小さいタイミングで本スキンを実行させることができる。

20

【0058】

そして、決定部173は、3つ目の心拍～6つ目の心拍のそれぞれにおいても、同様に、心電波形が示すT波から時間Xが経過したタイミングを、本スキンをを行うタイミングとして決定する。また、スキンの制御部171も、3つ目の心拍～6つ目の心拍のそれぞれにおいて、同様に、決定部173により決定されたタイミングで、プッシュパルス及びトラッキングパルスの送信を開始して分割領域25b～25eのそれぞれの反射波データを生成する本スキンを実行させる。なお、図4の例に示すブロック71b～71eのそれぞれは、3つ目の心拍～6つ目の心拍のそれぞれにおけるプッシュパルス及びトラッキングパルスの組を示し、ブロック71b～71eのそれぞれの横幅は、3つ目の心拍～6つ目の心拍のそれぞれにおけるプッシュパルス及びトラッキングパルスの送信時間を示す。すなわち、本スキンは、プッシュパルスの送信及びトラッキングパルスの送受信を含む。

30

40

【0059】

ここで、本実施形態において、2つ目の心拍～6つ目の心拍の各本スキンのにおいて得られる反射波データは、同一のタイミングで撮影されたデータ、すなわち、同一の時相で撮影されたデータである。また、2つ目の心拍～6つ目の心拍の各本スキンのにおいて得られる反射波データは、被検体Pの拍動を示す変位の変化が少ないタイミング、すなわち、いわゆる拍動による動きが安定しているタイミングで撮影されたデータである。

【0060】

そして、スキンの制御部171は、2つ目の心拍～6つ目の心拍の各本スキンのにおいて反射波データが得られると、2つ目の心拍の本スキンのにおいて得られた反射波データ

50

に基づいて、分割領域 2 5 a の硬さ分布情報を生成するように信号処理部 1 3 を制御する。同様に、スキャン制御部 1 7 1 は、3 つ目の心拍 ~ 6 つ目の心拍の各本スキャンにおいて得られた反射波データのそれぞれに基づいて、分割領域 2 5 b ~ 2 5 e のそれぞれの硬さ分布情報を生成するように信号処理部 1 3 を制御する。

【 0 0 6 1 】

そして、スキャン制御部 1 7 1 は、分割領域 2 5 a の硬さ分布情報に基づいて硬さ画像データを生成するように画像生成部 1 4 を制御する。同様に、スキャン制御部 1 7 1 は、分割領域 2 5 b ~ 2 5 e のそれぞれの硬さ分布情報に基づいて硬さ画像データを生成するように画像生成部 1 4 を制御する。

【 0 0 6 2 】

そして、スキャン制御部 1 7 1 は、分割領域 2 5 a ~ 2 5 e のそれぞれの硬さ画像データを合成するように、画像生成部 1 4 を制御する。これにより、関心領域 2 5 の 1 枚の硬さ画像を示す硬さ画像データが生成される。

【 0 0 6 3 】

そして、スキャン制御部 1 7 1 は、生成された硬さ画像データが示す関心領域 2 5 の硬さ画像をモニタ 2 に表示させる。

【 0 0 6 4 】

上述したように、本実施形態に係る超音波診断装置は、2 つ目の心拍 ~ 6 つ目の心拍において、拍動による動きが安定しているタイミングで得られた精度の高い反射波データに基づいて、分割領域 2 5 a ~ 2 5 e のそれぞれの硬さ分布情報を生成する。従って、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、硬さに関する物理量を精度よく得ることができる。

【 0 0 6 5 】

図 5 は、第 1 の実施形態に係る硬さ画像生成処理の一例を説明するためのフローチャートである。この硬さ画像生成処理は、硬さ画像を生成するための硬さ画像生成モードを開始させる開始指示を操作者から受け付けた場合に実行される。なお、硬さ画像生成モードとは、例えば、硬さ画像を生成するためのモードである。図 5 に示すように、スキャン制御部 1 7 1 は、関心領域を設定するための G U I ( Graphical User Interface ) ( R O I 設定用 G U I ) をモニタ 2 に表示させる ( ステップ S 1 0 1 ) 。これにより、モニタ 2 は、例えば、超音波プローブ 1 により走査された B モード画像上に、硬さ画像を生成する領域を指定する関心領域を表示する。この関心領域の大きさや位置は、プリセットされており、スキャン制御部 1 7 1 は、操作者から関心領域の大きさや位置を変更する指示を受け付けて、受け付けた指示に応じて関心領域の大きさや位置を変更する。

【 0 0 6 6 】

そして、スキャン制御部 1 7 1 は、関心領域が決定されたか否かを判定する ( ステップ S 1 0 2 ) 。例えば、スキャン制御部 1 7 1 は、操作者から関心領域を決定する指示を受け付けたか否かに応じて、関心領域が決定されたか否かを判定する。ここで、関心領域が決定されない場合 ( ステップ S 1 0 2 ; N o ) 、スキャン制御部 1 7 1 は、再び、ステップ S 1 0 2 の判定を行う。

【 0 0 6 7 】

一方、関心領域が決定された場合 ( ステップ S 1 0 2 ; Y e s ) 、スキャン制御部 1 7 1 は、決定された関心領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域に対応するプッシュパルスの送信位置を算出し、心電波形が示す、ある 1 つの心拍 ( 1 つ目の心拍 ( 開始心拍とも称される ) ) において、プリスキャンを実行するように送信部 1 1 及び受信部 1 2 を制御する ( ステップ S 1 0 3 ) 。

【 0 0 6 8 】

そして、算出部 1 7 2 は、プリスキャンにより得られた反射波データから、1 つ目の心拍における被検体 P の心臓の拍動を示す変位を算出する ( ステップ S 1 0 4 ) 。

【 0 0 6 9 】

そして、決定部 1 7 3 は、算出された 1 つ目の心拍における変位に基づいて、所定期間

10

20

30

40

50

の心臓の拍動の変位の変化量が所定の閾値以下となる時相を特定する（ステップS105）。

【0070】

そして、決定部173は、特定した時相と、プリスキャン中に取得された心電信号が特徴的な変化を示した時相（T波に対応する変化を示した時相）との時相差を算出する（ステップS106）。

【0071】

そして、決定部173は、複数の分割領域のうち、未選択の分割領域（後述のステップS108で選択されていない分割領域）があるか否かを判定する（ステップS107）。

【0072】

未選択の分割領域がある場合（ステップS107；Yes）、スキャン制御部171は、未選択の分割領域を1つ選択する（ステップS108）。そして、決定部173は、T波から時間Xが経過したタイミングを、本スキャンを行うタイミングとして決定する（ステップS109）。そして、スキャン制御部171は、決定部173により決定された本スキャンのタイミングで、ステップS108で選択した分割領域において本スキャンを実行させ（ステップS110）、ステップS107に戻る。例えば、ステップS110では、スキャン制御部171は、心電波形が示すT波から時間Xが経過したタイミングで、選択した分割領域の近傍に、超音波プローブ1からのプッシュパルスの送信が開始されるように、送信部11を制御する。また、ステップS110では、スキャン制御部171は、プッシュパルスの送信が終了した直後に、分割領域に、超音波プローブ1からトラッキングパルスが送信されるように、送信部11を制御する。また、ステップS110では、スキャン制御部171は、トラッキングパルスが送信された分割領域の反射波データを生成するように、受信部12を制御する。

【0073】

一方、未選択の分割領域がない場合（ステップS107；No）、スキャン制御部171は、複数の分割領域のそれぞれの本スキャンにおいて得られた反射波データのそれぞれに基づいて、複数の分割領域のそれぞれの硬さ分布情報を生成するように信号処理部13を制御した後に、信号処理部13により生成された複数の分割領域のそれぞれの硬さ分布情報に基づいて硬さ画像データを生成するように画像生成部14を制御する（ステップS111）。

【0074】

そして、スキャン制御部171は、複数の分割領域のそれぞれの硬さ画像データを合成することで、関心領域の1枚の硬さ画像を示す硬さ画像データを生成するように画像生成部14を制御する（ステップS112）。そして、スキャン制御部171は、生成した硬さ画像データが示す硬さ画像をモニタ2に表示させ（ステップS113）、硬さ画像生成処理を終了する。なお、ステップS113において、スキャン制御部171は、被検体Pの生体組織の関心領域の計測値（硬さ、せん断波速度、変位など）をモニタ2に表示させてもよい。

【0075】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置について説明した。第1の実施形態に係る超音波診断装置によれば、上述したように、硬さに関する物理量を精度良く得ることができる。

【0076】

（第1の実施形態に係る第1の変形例）

なお、上述の第1の実施形態では、算出部172が、プリスキャンが行われる心拍においてのみ、関心領域の生体組織の動きに関する指標として変位や速度を算出する場合について例示したが、これに限定されない。例えば、算出部172が、本スキャンが行われる心拍においても、トラッキングパルスの反射波データに基づいて、分割領域の生体組織の変位や速度を算出してもよい。そして、この場合に、スキャン制御部171は、本スキャンで算出された変位や速度が、所定の範囲外となった分割領域については、再度、この分

10

20

30

40

50

割領域での本スキャンを実行させてもよい。そこで、このような実施形態を、第1の実施形態に係る第1の変形例として説明する。

【0077】

図6は、第1の実施形態に係る第1の変形例の一例について説明するための図である。図6の例に示すように、スキャン制御部171は、3つ目の心拍において、算出部172が算出した分割領域25bの生体組織の変位が、所定の範囲外である場合には、4つ目の心拍において、再度、この分割領域25bでの本スキャンを実行させる。ここで、所定の範囲とは、例えば、プリスキャンにおいて算出部172により算出された同一の時相の変位を  $\Delta$  とし、所定値を  $\Delta_0$  とすると、 $(\Delta - \Delta_0)$  以上、かつ、 $(\Delta + \Delta_0)$  以下の範囲である。もしくは、変位を示すグラフの傾きが略0となる範囲である。

10

【0078】

これにより、所定の範囲外となる指標が算出されるような、被検体Pの心臓の拍動の変位に大きな変化が発生した際の本スキャンにより得られた分割領域の生体組織の硬さに関する物理量については、無効となるので、精度が良好でない硬さに関する物理量を用いることなく、硬さ画像を生成することができる。すなわち、硬さ画像の精度の低下を抑制することができる。

【0079】

また、算出部172が算出した分割領域の生体組織の変位が、所定の範囲外である場合が、所定の回数（例えば、4つの心拍数に対応する4回）連続した場合には、スキャン制御部171は、算出した分割領域の生体組織の変位が所定の範囲外である場合が所定の回数連続した旨のメッセージをモニタ2に表示させる。なお、このような場合には、スキャン制御部171は、自動的に、上述した予備撮像を再度実行するように、送信部11及び受信部12を制御してもよい。

20

【0080】

（第1の実施形態に係る第2の変形例）

また、第1の実施形態では、心電信号の1周期において1回の本スキャンが実行される場合について説明したが、心電信号の1周期において、複数回（例えば2回）の本スキャンが実行されてもよい。これにより、本スキャン全体に要する時間を短縮することができる。

【0081】

30

（第2の実施形態）

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。なお、第1の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付して、説明を省略する場合がある。

【0082】

図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図7に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置が第1の実施形態に係る超音波診断装置と異なる点は、制御部17が、図1に示す第1の実施形態に係るスキャン制御部171、算出部172及び決定部173に代えて、第1のスキャン制御部174、測定部175、第2のスキャン制御部176及び補正部177を有する点である。なお、本実施形態では、以下、プリスキャン及び本スキャンが収縮期で行われる場合について例示するが、プリスキャン及び本スキャンが拡張期で行ってもよい。

40

【0083】

第1のスキャン制御部174は、プリスキャンを実行させる。図8及び図9は、第2の実施形態に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

【0084】

図8の例に示すように、第1のスキャン制御部174は、1つ目の心拍において、本スキャンにおいてトラッキングパルスが送信されるR波からのタイミングと同じ又は略同じタイミングでトラッキングパルスが超音波プローブ1から送信されるように、送信部11を制御する。ここで、第2の実施形態に係る本スキャンでは、2つ目の心拍において、分割領域ごとに、リファレンスパルス、プッシュパルス及びトラッキングパルスが送信され

50

ることが、分割領域の個数分だけ繰り返される。このような分割領域ごとの各種のパルスの送信は、2つ目の心拍の開始のR波のタイミングで開始される。ここで、図8の例に示すように、分割領域ごとのリファレンスパルス、プッシュパルス及びトラッキングパルスの組をブロック32で表す。すなわち、図8の例に示すように、本スキャンでは、分割領域の個数分だけ、ブロック32が繰り返される。1つのブロック32の横幅は、分割領域ごとのリファレンスパルス、プッシュパルス及びトラッキングパルスの送信時間を示す。なお、図8の例に示すブロック33は、全てのブロック32に相当する本スキャンにおける全てのリファレンスパルス、プッシュパルス及びトラッキングパルスを表す。ブロック33の横幅は、本スキャンにおける全てのリファレンスパルス、プッシュパルス及びトラッキングパルスの送信時間を示す。

10

## 【0085】

第1のスキャン制御部174は、1つ目の心拍において、この心拍の開始のR波から、本スキャンにおけるリファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間が経過したタイミングで、トラッキングパルスが送信されるように、送信部11を制御する。そして、第1のスキャン制御部174は、1回目のトラッキングパルス群の送信が完了してから、更に、上述したリファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間が経過したタイミングで、2回目のトラッキングパルス群の送信が開始されるように、送信部11を制御する。第1のスキャン制御部174は、3回目以降のトラッキングパルス群の送信も同様に行う。すなわち、第1のスキャン制御部174は、送信部11を制御して、上述したような、トラッキングパルスの送信を分割領域の個数分だけ行わせる。

20

## 【0086】

ここで、図8の例に示すように、分割領域ごとに、本スキャンにおけるリファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間分のインターバルの後に送信されるトラッキングパルスをブロック31で表す。すなわち、図8の例に示すように、プリスキャンでは、分割領域の個数分だけ、ブロック31が繰り返される。また、1つのブロック31では、ブロック31の開始タイミングから、リファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間分のインターバルの後に、トラッキングパルスが複数回(複数本)送信される。1つのブロック31の横幅は、分割領域ごとの本スキャンにおけるリファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間、及び、トラッキングパルスの送信時間を示す。すなわち、1つのブロック31の横幅が示す時間と、1つのブロック32の横幅が示す時間は同じである。なお、図8の例に示すブロック30は、全てのブロック31に相当するプリスキャンにおける全てのトラッキングパルスを表す。ブロック30の横幅は、プリスキャンにおける全ての上述のインターバルと、プリスキャンにおけるトラッキングパルスの送信時間との合計時間を示す。

30

## 【0087】

また、1つ目の心拍において、第1のスキャン制御部174は、トラッキングパルスが送信された分割領域ごとに、この分割領域の反射波データを生成するように、受信部12を制御する。

## 【0088】

上述したようにして、第1のスキャン制御部174は、1つ目の心拍において、本スキャンにおいてトラッキングパルスが送信されるタイミングと同じタイミングでトラッキングパルスを送信して反射波データを生成するプリスキャンを実行させる。すなわち、第1のスキャン制御部174は、被検体Pの生体組織に対して、1つ目の心拍に対応する生体信号の周期である第1の周期における所定の時相で、トラッキングパルスを送受信するプリスキャンを実行させる。なお、ここでいう所定の時相は、複数のブロック31のそれぞれにおいて、ブロック31の開始タイミングから、リファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間分のインターバルが経過したタイミングに対応する。

40

## 【0089】

次に、測定部175は、1つ目の心拍において、プリスキャンにより得られた反射波データに基づいて、分割領域ごとに、被検体Pの生体組織の動きに関する物理量として、被

50

検体 P の心臓の拍動を示す変位を測定する。

【 0 0 9 0 】

例えば、図 9 の例に示すように、測定部 1 7 5 は、プリスキャンにより得られた反射波データから、1 つ目の心拍における被検体 P の心臓の拍動を示す変位 3 4 を測定する。例えば、測定部 1 7 5 は、反射波データを周波数解析し、動き情報（組織ドブラデータ）を生成し、組織ドブラデータの速度成分を時間積分して、1 つ目の心拍における被検体 P の心臓の拍動を示す変位 3 4 を測定する。なお、測定部 1 7 5 は、変位までを測定せずに、組織ドブラデータの速度成分までを測定してもよい。また、図 9 の例において、破線で、心臓の拍動を示す変位が示されているが、これは、破線で示されるタイミングにおいて、仮にトラッキングパルスを送信して、変位を測定した場合の測定結果を示す。

10

【 0 0 9 1 】

次に、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、2 つ目の心拍において、上述の本スキャンを実行させる。例えば、図 8 の例に示すように、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、2 つ目の心拍の開始の R 波のタイミングで、分割領域への超音波プローブ 1 からのリファレンスパルスの送信が開始されるように、送信部 1 1 を制御する。また、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、リファレンスパルスが送信された分割領域の反射波データを生成するように、受信部 1 2 を制御する。また、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、リファレンスパルスの送信が終了した直後に、分割領域の近傍に、超音波プローブ 1 からプッシュパルスが送信されるように、送信部 1 1 を制御する。また、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、プッシュパルスの送信が終了した直後に、分割領域に超音波プローブ 1 からトラッキングパルスが送信されるように、送信部 1 1 を制御する。また、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、トラッキングパルスが送信された分割領域の反射波データを生成するように、受信部 1 2 を制御する。そして、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、上述したような処理を、分割領域の個数分だけ繰り返し行う。上述したように、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、2 つ目の心拍において、リファレンスパルスを送信して分割領域のリファレンスパルスの反射波データを生成し、プッシュパルス及びトラッキングパルスを送信して分割領域のトラッキングパルスの反射波データを生成する本スキャンを分割領域の個数分だけ実行させる。すなわち、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、被検体 P の生体組織に対して、2 つ目の心拍に対応する生体信号の周期である第 2 の周期において、リファレンスパルスを送受信し、プッシュパルスを送信し、プッシュパルスの送信より後であって、上述した所定の時相と略同一の時相でトラッキングパルスを送受信する本スキャンを実行させる。ここでいう第 2 の周期は、上述した第 1 の周期と異なる周期であり、第 1 の周期よりも時系列において後の周期である。なお、リファレンスパルスの受信とは、リファレンスパルスの反射波の受信を指す。なお、リファレンスパルスの送受信、及び、プッシュパルスの送信は、第 1 の周期において実行されてもよい。

20

30

【 0 0 9 2 】

次に、測定部 1 7 5 は、分割領域ごとに、2 つ目の心拍の本スキャンにおいて得られたリファレンスパルスの反射波データに基づいて、中間データである分割領域の生体組織の変位を算出し、算出した変位に基づいて、硬さ分布情報を生成する。また、測定部 1 7 5 は、分割領域ごとに、2 つ目の心拍の本スキャンにおいて得られたトラッキングパルスの反射波データに基づいて、中間データである分割領域の生体組織の変位を算出し、算出した変位に基づいて、硬さ分布情報を生成する。そして、測定部 1 7 5 は、分割領域ごとに、トラッキングパルスの反射波データに基づいて生成された硬さ分布情報から、リファレンスパルスの反射波データに基づいて生成された硬さ分布情報を減じて、新たな硬さ分布情報を生成する。そして、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、全ての分割領域のそれぞれについて、それぞれの新たな硬さ分布情報に基づいて硬さ画像データを生成する。そして、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、全ての分割領域のそれぞれの硬さ画像データを合成して、関心領域の 1 枚の硬さ画像を示す硬さ画像データを生成する。そして、第 2 のスキャン制御部 1 7 6 は、生成した硬さ画像データが示す関心領域の硬さ画像をモニタ 2 に表示させる。

40

50

## 【 0 0 9 3 】

ここで、補正部 177 は、分割領域ごとに、2 つ目の心拍の本スキャンにおいて得られたトラッキングパルスの反射波データに基づいて測定部 175 により硬さ分布情報が生成される際に用いられる中間データである分割領域の生体組織の変位を補正する。例えば、中間データである分割領域の生体組織の変位は、プッシュパルスのみによる生体組織の変位であることが好ましいが、中間データである分割領域の生体組織の変位に、被検体 P の心臓の拍動の成分（拍動成分）が含まれてしまう場合がある。拍動成分は、変位に比べて、10 倍から 100 倍も大きい。そこで、本実施形態に係る補正部 177 は、この拍動成分を、中間データである分割領域の生体組織の変位から除去して、中間データである分割領域の生体組織の変位が、プッシュパルスのみによる生体組織の変位となるように補正する。これにより、硬さ分布情報を精度良く得ることができる。

10

## 【 0 0 9 4 】

例えば、図 9 の例において、複数のブロック 32 のうち、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 32 に対応するトラッキングパルスの反射波データに基づいて硬さ分布情報が生成される際に用いられる中間データである分割領域の生体組織の変位を補正する場合について説明する。

## 【 0 0 9 5 】

ここで、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 32 に対応するブロック 31（複数のブロック 31 のうち、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 31）における拍動成分を  $d_1$  とする。また、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 32 における拍動成分を  $d_2$  とする。なお、 $d_1$  は、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 31 に対応するトラッキングパルスの反射波データに基づいて測定部 175 により測定された変位でもある。また、 $d_2$  は、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 32 に対応するリファレンスパルスの反射波データに基づいて測定部 175 により測定された変位でもある。また、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 31 における拍動成分  $d_1$  の最大値を  $\text{Max}(d_1)$  とする。また、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 32 における拍動成分  $d_2$  の最大値を  $\text{Max}(d_2)$  とする。また、時系列において早いほうから 3 番目のブロック 32 に対応するトラッキングパルスの反射波データに基づいて測定部 175 により測定された変位を  $d$  とする。

20

## 【 0 0 9 6 】

ここで、 $d$  は、プッシュパルスによる変位と、拍動成分を含んでいる変位である。また、 $d_1$  は、プッシュパルスによる変位は含まれない拍動成分である。そこで、補正部 177 は、下記の式（1）に従って、中間データである分割領域の生体組織の変位  $d$  が、プッシュパルスのみにより発生した生体組織の変位  $d_p$  となるように補正する。

30

## 【 0 0 9 7 】

$$d_p = d - M \cdot d_1 \cdot \dots \cdot (1)$$

## 【 0 0 9 8 】

ただし、 $M = \text{Max}(d_2) / \text{Max}(d_1)$  である。

## 【 0 0 9 9 】

このようにして、補正部 177 は、本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果をプリスキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果で補正する。ここで、プリスキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果とは、例えば、プリスキャンにおいて被検体 P の生体組織に送信したトラッキングパルスの反射波を受信した超音波プローブ 1 から出力された信号（反射波信号）を用いて算出された生体組織の変位を指す。また、本スキャンにおけるトラッキングパルスの送受信の結果とは、例えば、本スキャンにおいて被検体 P の生体組織に送信したトラッキングパルスの反射波を受信した超音波プローブ 1 から出力された信号（反射波信号）を用いて算出された生体組織の変位を指す。なお、生体組織の変位は、生体組織の動きに関する物理量の一例である。

40

## 【 0 1 0 0 】

ここで、測定部 175 は、分割領域ごとに、補正後の変位に基づいて、上述したように

50

、被検体 P の生体組織の硬さに関する物理量として硬さ分布情報を生成する。すなわち、測定部 175 は、補正部 177 による補正結果に基づいて、硬さ分布情報を生成する。

【0101】

図 10 は、第 2 の実施形態に係る硬さ画像生成処理の一例を説明するためのフローチャートである。この硬さ画像生成処理は、第 1 の実施形態と同様に、硬さ画像を生成するための硬さ画像生成モードを開始させる開始指示を操作者から受け付けた場合に実行される。図 10 に示すように、第 1 のスキャン制御部 174 は、第 1 の実施形態におけるステップ S101 と同様に、ROI 設定用 GUI をモニタ 2 に表示させる（ステップ S201）。

【0102】

そして、第 1 のスキャン制御部 174 は、第 1 の実施形態におけるステップ S102 と同様に、関心領域が決定されたか否かを判定する（ステップ S202）。ここで、関心領域が決定されない場合（ステップ S202；No）、第 1 のスキャン制御部 174 は、再び、ステップ S202 の判定を行う。

【0103】

一方、関心領域が決定された場合（ステップ S202；Yes）、第 1 のスキャン制御部 174 は、決定された関心領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域に対応するプッシュパルスの送信位置を算出し、心電波形が示す、ある 1 つの心拍（1 つ目の心拍）において、ブロック 31 ごとに、ブロック 31 の開始タイミングから、リファレンスパルス及びプッシュパルスの送信時間が経過したタイミングで、トラッキングパルスを送信して、分割領域の反射波データを生成するプリスキャンを実行するように送信部 11 及び受信部 12 を制御する（ステップ S203）。

【0104】

そして、測定部 175 は、1 つ目の心拍において、プリスキャンにより得られた反射波データに基づいて、分割領域ごとに、被検体 P の生体組織の変位を測定する（ステップ S204）。

【0105】

そして、第 2 のスキャン制御部 176 は、複数の分割領域のうち、未選択の分割領域（後述のステップ S206 で選択されていない分割領域）があるか否かを判定する（ステップ S205）。

【0106】

未選択の分割領域がある場合（ステップ S205；Yes）、第 2 のスキャン制御部 176 は、未選択の分割領域を 1 つ選択する（ステップ S206）。そして、第 2 のスキャン制御部 176 は、2 つ目の心拍で、ステップ S206 で選択した分割領域において本スキャンを実行させる（ステップ S207）。

【0107】

そして、測定部 175 は、ステップ S206 で選択された分割領域について、2 つ目の心拍の本スキャンにおいて得られたリファレンスパルスの反射波データに基づいて、硬さ分布情報を生成する（ステップ S208）。また、測定部 175 は、2 つ目の心拍の本スキャンにおいて得られたトラッキングパルスの反射波データに基づいて、ステップ S206 で選択された分割領域の生体組織の変位を測定する（ステップ S209）。

【0108】

そして、補正部 177 は、分割領域の生体組織の変位が、プッシュパルスのみによる生体組織の変位となるように補正する（ステップ S210）。そして、測定部 175 は、補正された変位に基づいて、ステップ S206 で選択された分割領域の硬さ分布情報を生成する（ステップ S211）。

【0109】

そして、測定部 175 は、ステップ S211 で生成された硬さ分布情報から、ステップ S208 で生成された硬さ分布情報を減じて、新たな硬さ分布情報を生成し（ステップ S212）、ステップ S205 に戻る。

10

20

30

40

50

## 【0110】

一方、未選択の分割領域がない場合（ステップS205；No）、第2のスキアン制御部176は、複数の分割領域のそれぞれの硬さ分布情報（ステップS212で生成された硬さ分布情報）に基づいて、複数の分割領域のそれぞれの硬さ画像データを生成するように画像生成部14を制御する（ステップS213）。

## 【0111】

そして、第2のスキアン制御部176は、複数の分割領域のそれぞれの硬さ画像データを合成することで、関心領域の1枚の硬さ画像を示す硬さ画像データを生成するように画像生成部14を制御する（ステップS214）。そして、第2のスキアン制御部176は、生成した硬さ画像データが示す硬さ画像をモニタ2に表示させ（ステップS215）、硬さ画像生成処理を終了する。なお、ステップS215において、第2のスキアン制御部176は、被検体Pの生体組織の関心領域の計測値（硬さ、せん断波速度、変位など）をモニタ2に表示させてもよい。

10

## 【0112】

以上、第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明した。第2の実施形態に係る超音波診断装置によれば、上述したように、硬さに関する物理量を精度よく測定することができる。

## 【0113】

（第2の実施形態に係る変形例）

なお、上述の第2の実施形態において、第2のスキアン制御部176は、本スキアンで測定部175により測定された変位や速度が、所定の範囲外となった分割領域については、再度、この分割領域での本スキアンを実行させてもよい。そこで、このような実施形態を、第2の実施形態に係る変形例として説明する。

20

## 【0114】

例えば、第2のスキアン制御部176は、2つ目の心拍において、複数の分割領域のうち、測定部175が測定した生体組織の変位が、所定の範囲外となる分割領域が1つ以上ある場合には、2つ目の心拍における全ての分割領域の本スキアンを無効とし、3つ目の心拍において、再度、全ての分割領域での本スキアンを実行させる。ここで、所定の範囲とは、例えば、プリスキアンにおいて測定部175により測定された同一の時相の変位をとし、所定値を とすると、（ - ）以上、かつ、（ + ）以下の範囲である。もしくは、変位を示すグラフの傾きが略0となる範囲である。なお、3つ目の心拍以降においても2つ目の心拍と同様の処理を行う。

30

## 【0115】

これにより、所定の範囲外となる物理量が測定されるような、被検体Pの心臓の拍動の変位に大きな変化が発生した際の本スキアンにより得られた分割領域の生体組織の硬さに関する物理量については、無効となるので、精度が良好でない硬さに関する物理量を用いることなく、硬さ画像を生成することができる。すなわち、硬さ画像の精度の低下を抑制することができる。

## 【0116】

また、複数の分割領域のうち、測定部175が測定した生体組織の変位が、所定の範囲外となる分割領域が1つ以上ある場合が、所定の心拍数（例えば、4つの心拍数）連続した場合には、第2のスキアン制御部176は、測定した分割領域の生体組織の変位が所定の範囲外である場合が所定の心拍数連続した旨のメッセージをモニタ2に表示させる。なお、このような場合には、第2のスキアン制御部176は、自動的に、上述した予備撮像を再度実行するように、送信部11及び受信部12を制御してもよい。

40

## 【0117】

以上述べた少なくとも1つの実施形態の超音波診断装置及び制御プログラムによれば、硬さに関する物理量を精度良く得ることができる。

## 【0118】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したも

50

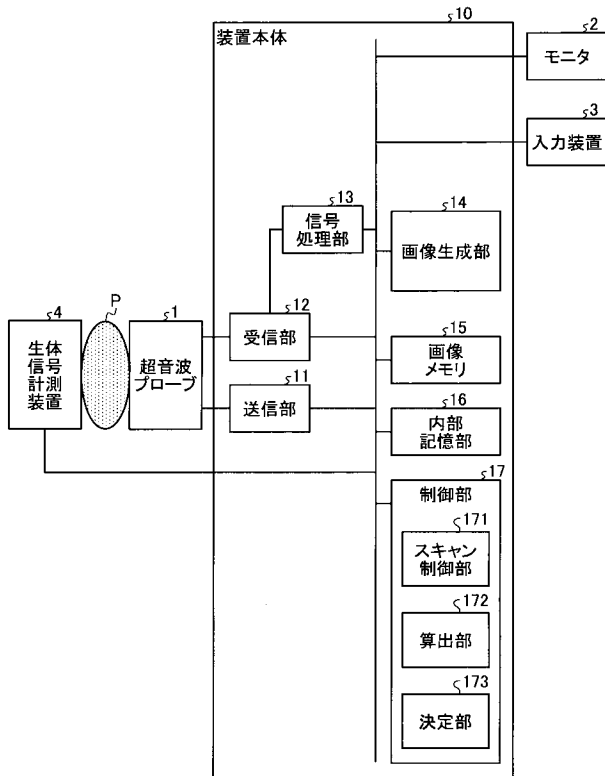
のであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

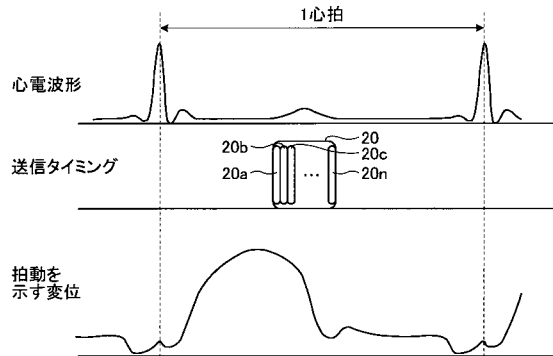
【0119】

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 171 スキャン制御部
- 172 算出部
- 173 決定部
- 174 第1のスキャン制御部
- 175 測定部
- 176 第2のスキャン制御部
- 177 補正部

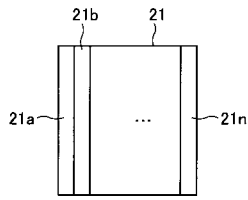
【図1】



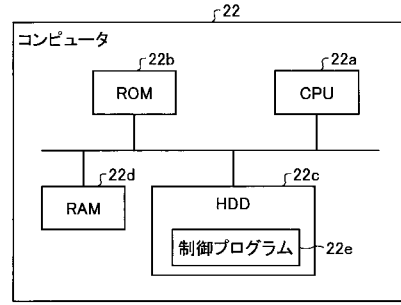
【図2A】



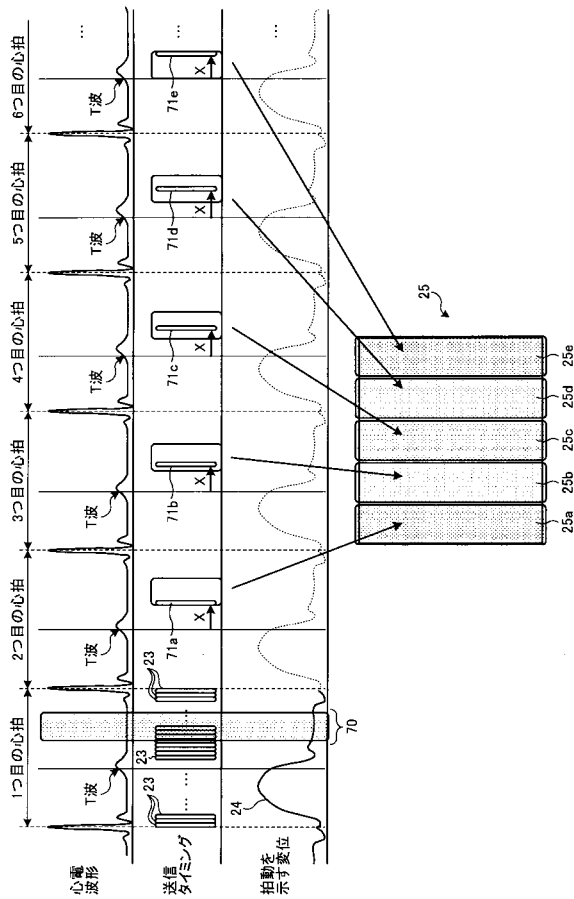
【図2B】



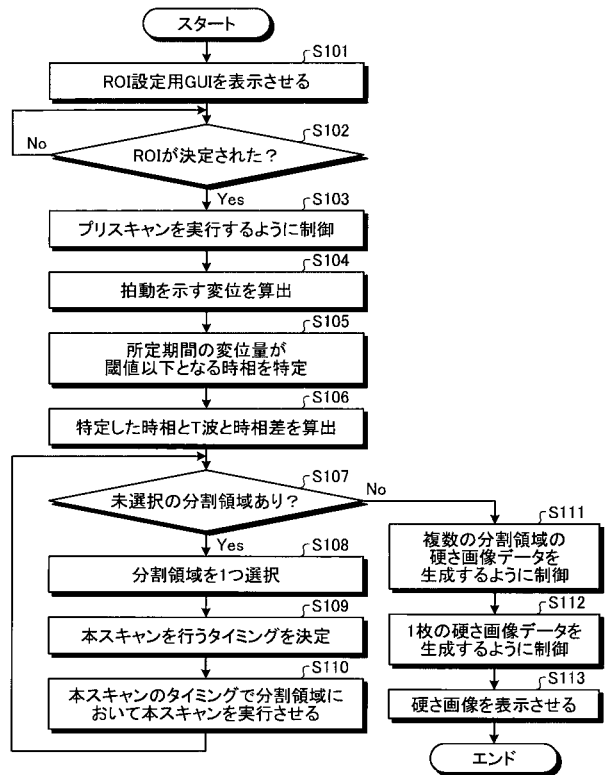
【図3】



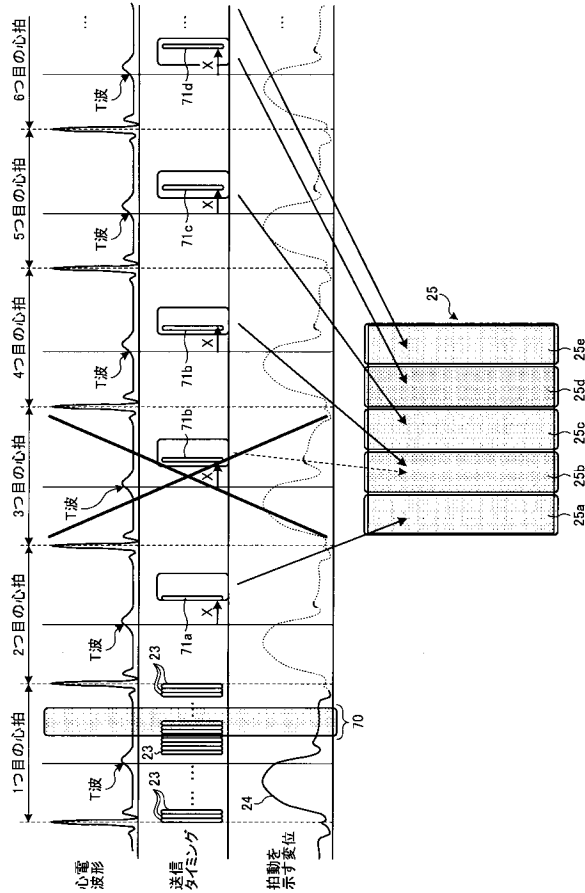
【図4】



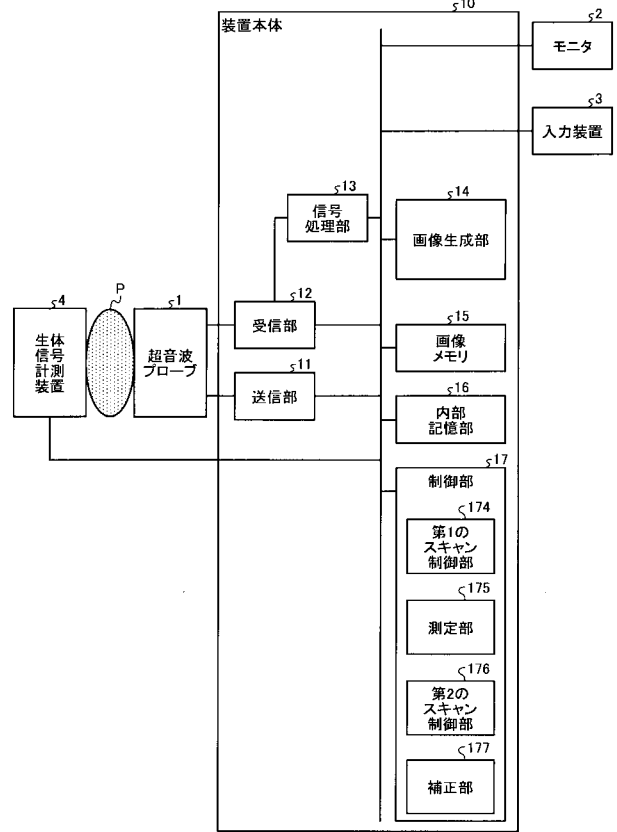
【図5】



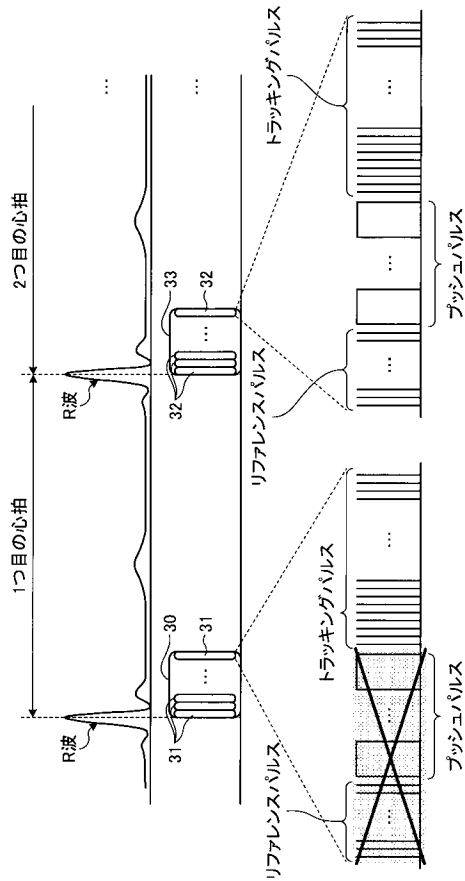
【図6】



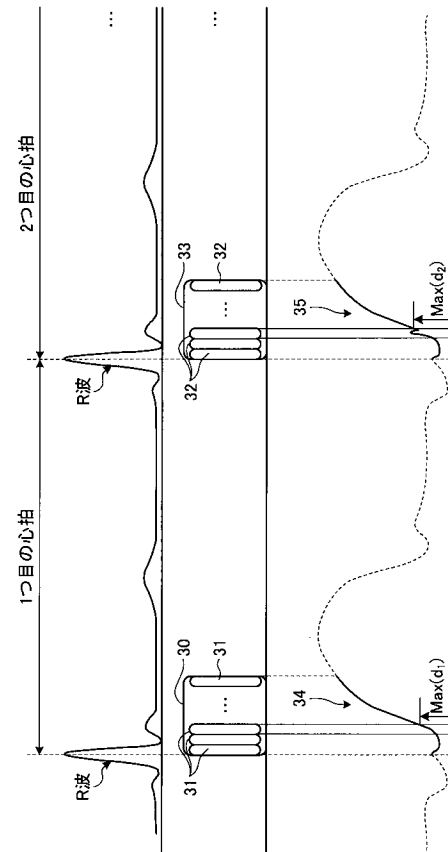
【図7】



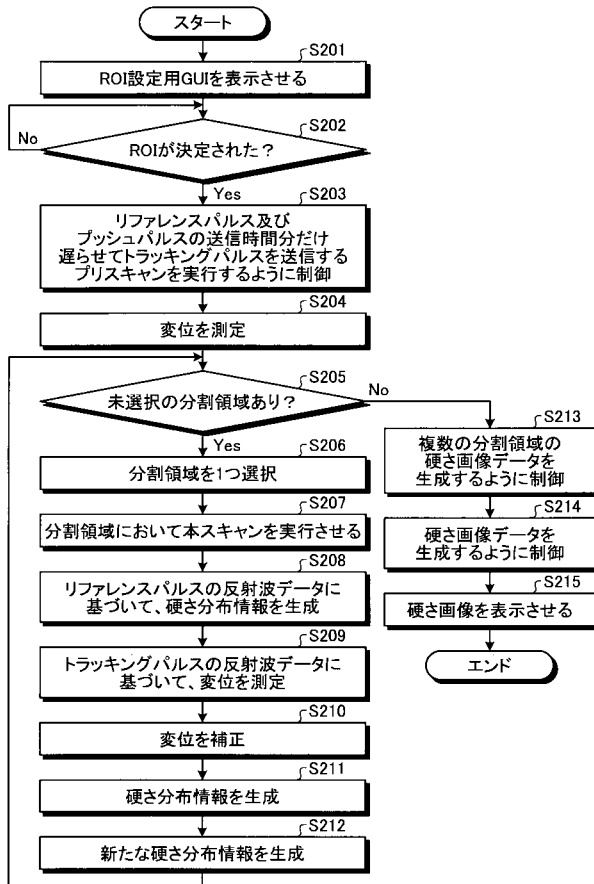
【図8】



【図9】



【 図 1 0 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 金山 侑子

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 渡辺 正毅

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD19 DD20 DD23 DE04 EE09 FF08 JC37 KK02 KK31 LL04  
LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017006213A</a>	公开(公告)日	2017-01-12
申请号	JP2015122353	申请日	2015-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	本庄泰德 川岸哲也 掛江明弘 金山侑子 渡边正毅		
发明人	本庄 泰德 川岸 哲也 掛江 明弘 金山 侑子 渡边 正毅		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/7285 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/54 A61B8/543 G01S7/52042 G01S7/52088		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/LL04 4C601/LL38		
其他公开文献	JP6687336B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明准确地获得有关该硬度的物理量。的超声波诊断装置，包括一个计算部172，取得部4，判定部173和扫描控制部171。计算部172，基于由所述对象的预扫描获得的反射波数据，并计算与受试者的生物体组织的运动的指标。取得部4取得与周期性的检体的生物体信号。判定单元173，基于所述指示符，预扫描期间中所获取的生物医学信号的一个周期的识别至少一个时间相位，后阶段的预扫描时间确定获取的生物信号的基础上，以确定对受试者此扫描的定时那。扫描控制单元171，在由确定单元173所确定的定时来执行主扫描。

