

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/161228

発行日 平成27年12月21日 (2015.12.21)

(43) 国際公開日 平成25年10月31日 (2013.10.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2014-512333 (P2014-512333)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/002625
(22) 国際出願日 平成25年4月18日 (2013.4.18)
(31) 優先権主張番号 特願2012-97400 (P2012-97400)
(32) 優先日 平成24年4月23日 (2012.4.23)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

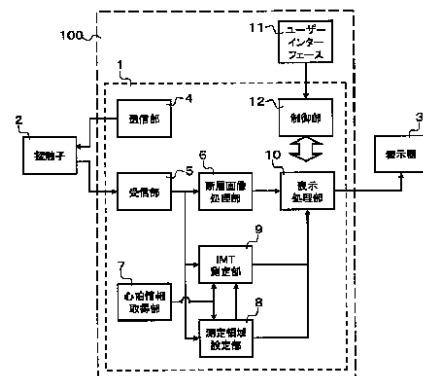
(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 100105050
弁理士 鷲田 公一
(74) 代理人 100155620
弁理士 木曾 孝
(72) 発明者 鈴木 隆夫
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD14 DD15 EE09 FF08 JB34
JB45 JB46 JC37 KK12 KK28

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

被検体の心臓あるいは血管を測定対象とする超音波診断装置であって、前記測定対象を含む被検体に対し超音波を送信する送信処理と、超音波探触子によって受信した前記測定対象を含む被検体からのエコー信号に基づき受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体に超音波を送信する方向である深さ方向において異なる深さ位置に複数の観測点を設定し、前記受信信号に基づき、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記被検体の組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得し、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報、および、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、前記複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択し



- 2 Probe
- 3 Display
- 4 Transmission section
- 5 Reception section
- 6 Tomographic image processing section
- 7 Heartbeat information acquisition section
- 8 Measurement region setting section
- 9 BMT measurement section
- 10 Display processing section
- 11 User Interface
- 12 Control section

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成され、被検体の心臓あるいは血管を測定対象として所定の計測処理を行う超音波診断装置であって、

前記超音波探触子を駆動し、前記測定対象を含む被検体に対し超音波を送信する送信処理と、前記超音波探触子によって受信した前記測定対象を含む被検体からのエコー信号に基づき受信信号を生成する受信処理とを行い、

前記被検体に超音波を送信する方向である深さ方向において異なる深さ位置に複数の観測点を設定し、

前記受信信号に基づき、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記被検体の組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得し、

前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報、および、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、前記複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択し、

選択した前記観測点に基づき、前記所定の計測処理を行うための前記測定領域を設定する、制御器を備えた、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御器は、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報として、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する波形パターンを特定するための条件をあらかじめ格納しており、

前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報のうち前記条件を最も満たしている前記測定対象の組織の位置変化に関する情報に対応する観測点を選択する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御器は、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報として、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する波形パターンをあらかじめ格納しており、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記測定対象の組織の位置変化に関する情報と前記波形パターンとを比較し、前記波形パターンに最も類似する情報を有する観測点を選択する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御器は、前記受信信号に基づき、取得したエコー信号の強度が相対的に弱い部分に観測点を複数設定する、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御器は、前記深さ方向に沿った前記受信信号の強度に基づく前記測定対象の特徴的なパターンを格納しており、前記特徴的なパターンを用いたパターンマッチングによって、前記取得したエコー信号の強度が相対的に弱い部分に複数の観測点を設定する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御器は、前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報として、前記組織の位置変化あるいは位置変化速度を取得する、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御器は、各観測点を基準として 2 つの位置にある組織の位置の変位速度の差分に基づき、前記位置変化あるいは前記位置変化速度を算出する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御器は、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記測定対象の血管の中心が位置していると仮定した場合の前記仮定した前記測定対象の血管の血管壁に相当する位置にある前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得する、請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記制御器は、前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報として、前記所定の期間における前記仮定した前記測定対象の血管の径変化あるいは径変化速度を取得する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記制御器は、各観測点を前記測定対象の血管の中心として仮定し、前記各観測点を基準として前記深さ方向に沿った 2 つの位置にある組織の変位速度の差分に基づき、前記径変化および前記径変化速度を算出する請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記制御器は、被検体からの心拍同期信号を取得し、取得した前記心拍同期信号に基づき前記所定の期間を設定する、請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記制御器は、前記心拍同期信号を、心電計、心音計あるいは、取得したエコー信号のいずれかから取得する、請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記制御器は、心壁、動脈の血管壁、あるいは静脈の血管壁に対して所定の計測処理を行う、請求項 1 から 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成され、被検体の心臓あるいは血管を測定対象として所定の計測処理を行う超音波診断装置の制御方法であって、

20

前記超音波探触子を駆動し、超音波を送信する送信処理と、前記超音波探触子によって受信した測定対象を含む被検体からのエコー信号に基づき受信信号を生成する受信処理とを行う工程 A と、

前記被検体に超音波を送信する方向である深さ方向において異なる深さ位置に複数の観測点を設定する工程 B と、

前記受信信号に基づき、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記被検体の組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得する工程 C と、

前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報、および、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、前記複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択する工程 D と、

30

選択した前記観測点に基づき、前記所定の計測処理を行うための前記測定領域を設定する工程 E と

を含む、超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本願は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、動脈硬化を患う人が増加しており、動脈硬化を診断するために、超音波診断装置を用いた頸動脈エコー検査が行われている。動脈硬化が進行すると動脈血管壁が厚くなって血管内腔が狭窄するため、動脈血管壁の厚さを計測することによって動脈硬化を診断することが可能である。血管壁は、血管内腔側から順に内膜、中膜、外膜の 3 層を有する構造を備えていることが知られており、頸動脈エコー検査では、この内膜と中膜をあわせた内中膜複合体厚 (Intima-Media Thickness: 以下、IMT と略する。) を測定し、その値を動脈硬化の進行度合いの指標としている。

40

【0003】

頸動脈に対して照射された超音波は、血流と内膜との境界 (以下、血流内膜境界とする。) および中膜と外膜との境界 (以下、中膜外膜境界とする。) で強く反射する。例えば、血管の伸長方向 (以下、長軸方向とする。) に切断した頸動脈の断面 (以下、長軸断面

50

とする。)の断層画像は、図9(a)のように、頸動脈の前壁201と後壁202に相当する部分が強い白線で表示される。そして、その後壁202(あるいは、前壁201)を拡大観察すると図9(b)に示すようにさらに2本の白線が表示される。これが、血流内膜境界203、中膜外膜境界204であり、IMT測定はこの血流内膜境界203と中膜外膜境界204との間の距離を内中膜複合体厚205として計測する。

【0004】

従来、この血流内膜境界203と中膜外膜境界204との間の距離を一般的な超音波診断装置に搭載されている距離計測機能を用いて手動で設定することにより計測されていたが、近年ではこのIMT測定を自動で行う超音波診断装置が開発されている。このような装置は、一般的に頸動脈の血管壁の概略の位置を測定領域として設定し、その測定領域内の血管壁のIMT測定が行うように構成されている。特許文献1は、この測定領域(すなわち、血管壁の概略の位置)を自動で設定する方法を開示している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-119842号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述した従来技術では、正しく測定をしたり、測定の精度を高めるため、測定領域より精度よく設定することが求められていた。本願の限定的ではない例示的な実施形態は、測定領域を自動で精度良く設定することができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供する。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成され、被検体の心臓あるいは血管を測定対象として所定の計測処理を行う超音波診断装置であって、前記超音波探触子を駆動し、前記測定対象を含む被検体に対し超音波を送信する送信処理と、前記超音波探触子によって受信した前記測定対象を含む被検体からのエコー信号に基づき受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体に超音波を送信する方向である深さ方向において異なる深さ位置に複数の観測点を設定し、前記受信信号に基づき、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記被検体の組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得し、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報、および、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、前記複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択し、選択した前記観測点に基づき、前記所定の計測処理を行うための前記測定領域を設定する、制御器を備える。

30

【発明の効果】

【0008】

本願の一実施形態に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法によれば、誤った位置に測定領域を設定することなく、測定領域を自動で精度良く設定することができる。このため、例えば、心臓や血管における所定の計測を自動化しても、精度の良い計測が実現できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施の形態1による超音波診断装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1による測定領域設定部の詳細なブロック図である。

【図3A】本発明の実施の形態1による超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図3B】観測点を示す模式図である。

50

【図４】（ａ）および（ｂ）は、１心拍における頸動脈および頸静脈の径変化波形の一例を示す図である。

【図５】（ａ）、（ｂ）および（ｃ）は、本発明の実施の形態１における断層画像、複数の観測点における径変化波形、および評価値の一例を示す図である。

【図６】（ａ）および（ｂ）は、１心拍における頸動脈と頸静脈の径変化速度波形の一例を示す図である。

【図７】（ａ）、（ｂ）、（ｃ）および（ｄ）は、本発明の実施の形態２における断層画像、平均輝度信号分布、基準パターンおよびマッチング係数分布を示す図である。

【図８】（ａ）、（ｂ）、（ｃ）、（ｄ）および（ｅ）は、本発明の実施の形態２における断層画像、平均輝度信号分布、マッチング係数分布、径変化波形および評価値の一例を示す図である。

10

【図９】（ａ）および（ｂ）は、頸動脈の長軸断面の断層画像を示す図である。

【図１０】（ａ）から（ｃ）は、従来の頸動脈の測定領域を自動設定する方法で測定領域の設定を失敗する場合の断層像の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

< 本発明を実施するための形態に至った経緯について >

本願発明者は、特許文献１に開示された方法の特性を詳細に検討した。その結果、頸動脈と頸動脈に類似したパターンを有する頸動脈以外の組織が断層画像上に描出される受信信号が得られると、この頸動脈以外の組織を頸動脈として誤検出し、誤った位置に測定領域が設定され、頸動脈の適切な位置には測定領域を精度良く設定できない場合があることが分かった。以下、本願発明者の検討結果を、図１０を用いて説明する。

20

【００１１】

図１０は、頸動脈が描出された断層画像の一例を示す図である。図１０（ａ）は頸動脈以外に頸静脈が明瞭に断層画像上に描出された場合を示し、図１０（ｂ）はエコー信号にノイズが多く含まれていることで頸動脈および頸静脈を含む断層画像が全体的にぼやけている場合を示し、図１０（ｃ）は頸動脈と、頸静脈と、頸動脈と類似したパターンを有する筋肉層とが断層画像上に明瞭に描出された場合を示している。

【００１２】

このような場合、特許文献１に開示された方法では、頸静脈または筋肉層といった頸動脈に類似するパターンを有する組織と、頸動脈とを判別できず、誤って頸静脈や筋肉層に測定領域を設定してしまうことがあった。

30

【００１３】

本発明者は、上記のような場合でも、誤った位置に測定領域を設定することなく、測定領域を自動で精度良く設定することができる技術について鋭意検討を行い、新規な超音波診断装置を想到した。本発明の一態様の概要は以下の通りである。

【００１４】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成され、被検体の心臓あるいは血管を測定対象として所定の計測処理を行う超音波診断装置であって、前記超音波探触子を駆動し、前記測定対象を含む被検体に対し超音波を送信する送信処理と、前記超音波探触子によって受信した前記測定対象を含む被検体からのエコー信号に基づき受信信号を生成する受信処理とを行い、前記被検体に超音波を送信する方向である深さ方向において異なる深さ位置に複数の観測点を設定し、前記受信信号に基づき、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記被検体の組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得し、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報、および、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、前記複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択し、選択した前記観測点に基づき、前記所定の計測処理を行うための前記測定領域を設定する、制御器を備える。

40

【００１５】

50

前記制御器は、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報として、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する波形パターンを特定するための条件をあらかじめ格納しており、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報のうち前記条件を最も満たしている前記測定対象の組織の位置変化に関する情報に対応する観測点を選択してもよい。

【0016】

前記制御器は、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報として、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する波形パターンをあらかじめ格納しており、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記測定対象の組織の位置変化に関する情報と前記波形パターンとを比較し、前記波形パターンに最も類似する情報を有する観測点を選択してもよい。

10

【0017】

前記制御器は、前記受信信号に基づき、取得したエコー信号の強度が相対的に弱い部分に観測点を複数設定してもよい。

【0018】

前記制御器は、前記深さ方向に沿った前記受信信号の強度に基づく前記測定対象の特徴的なパターンを格納しており、前記特徴的なパターンを用いたパターンマッチングによって、前記取得したエコー信号の強度が相対的に弱い部分に複数の観測点を設定してもよい。

【0019】

前記制御器は、前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報として、前記組織の位置変化あるいは位置変化速度を取得してもよい。

20

【0020】

前記制御器は、各観測点を基準として2つの位置にある組織の位置の変位速度の差分に基づき、前記位置変化あるいは前記位置変化速度を算出してもよい。

【0021】

前記制御器は、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記測定対象の血管の中心が位置していると仮定した場合の前記仮定した前記測定対象の血管の血管壁に相当する位置にある前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得してもよい。

【0022】

前記制御器は、前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報として、前記所定の期間における前記仮定した前記測定対象の血管の径変化あるいは径変化速度を取得してもよい。

30

【0023】

前記制御器は、各観測点を前記測定対象の血管の中心として仮定し、前記各観測点を基準として前記深さ方向に沿った2つの位置にある組織の変位速度の差分に基づき、前記径変化および前記径変化速度を算出してもよい。

【0024】

前記制御器は、被検体からの心拍同期信号を取得し、取得した前記心拍同期信号に基づき前記所定の期間を設定してもよい。

【0025】

前記制御器は、前記心拍同期信号を、心電計、心音計あるいは、取得したエコー信号のいずれかから取得してもよい。

40

【0026】

前記制御器は、心壁、動脈の血管壁、あるいは静脈の血管壁に対して所定の計測処理を行ってもよい。

【0027】

本発明の一態様に係る超音波診断装置の制御方法は、圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成され、被検体の心臓あるいは血管を測定対象として所定の計測処理を行う超音波診断装置の制御方法であって、前記超音波探触子を駆動し、超音波を送信する送信処理と、前記超音波探触子によって受信した測定対象を含む被検体からのエコー信号

50

に基づき受信信号を生成する受信処理とを行う工程 A と、前記被検体に超音波を送信する方向である深さ方向において異なる深さ位置に複数の観測点を設定する工程 B と、前記受信信号に基づき、前記複数の観測点それぞれにおいて、前記被検体の組織の所定の期間における位置変化に関する情報を取得する工程 C と、前記複数の観測点それぞれにおいて取得された前記組織の所定の期間における位置変化に関する情報、および、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、前記複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択する工程 D と、選択した前記観測点に基づき、前記所定の計測処理を行うための前記測定領域を設定する工程 E とを包含する。

【 0 0 2 8 】

以下に、本発明の超音波診断装置およびそれを用いた超音波診断方法の実施の形態を図面とともに詳細に説明する。なお、以下に説明する実施の形態 1 および実施の形態 2 は、頸動脈の I M T 測定を例に説明するが、本発明はこれに限定されない。例えば、その他の動脈、静脈（頸静脈を含む。）や、心臓の心壁といった組織や部分を測定対象とすることもできるし、I M T 測定のように厚みを計測するものに限定されるものではなく、例えば、弾性測定などの計測に用いることも可能である。すなわち、本発明は、心臓や血管といった特徴的な動きを示す測定対象に対して所定の計測を行う場合に適用する実施形態を含む。

10

【 0 0 2 9 】

（実施の形態 1）

以下、実施の形態 1 に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明する。

20

【 0 0 3 0 】

構成について

< 全体構成 >

図 1 は、本発明の超音波診断装置の実施の形態 1 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 1 】

実施の形態 1 の超音波診断装置 1 0 0 は、制御器 1 とユーザインターフェース 1 1 とを備え、超音波探触子 2 および表示器 3 と電気的に接続可能に構成されている。この制御器 1 は、送信部 4、受信部 5、断層画像処理部 6、心拍情報取得部 7、測定領域設定部 8、I M T 測定部 9、表示処理部 1 0、および制御部 1 2 を含んでいる。

30

【 0 0 3 2 】

なお、図 1 に示す各構成要素は、必ずしも独立したハードウェアによって構成される必要はなく、各ブロックを必要に応じて一体とした C P U およびソフトウェアによって各ブロックの機能を実現する構成であってもよい。例えば、送信部 4、受信部 5、断層画像処理部 6、心拍情報取得部 7、表示処理部 1 0 および制御部 1 2 はハードウェアによって構成されていてもよく、測定領域設定部 8 および I M T 測定部 9 は、ソフトウェアによって機能が実現されていてもよい。この場合、制御部 1 2 は、メモリおよび処理装置を含んでおり、測定領域設定部 8 および I M T 測定部 9 の機能を実現するための指令や、その他の構成要素を制御するための指令を含むソフトウェアである 1 以上のプログラムは、制御部 1 2 のメモリに格納され、適宜、メモリから読みだされ、処理装置によって実行される。

40

【 0 0 3 3 】

< 超音波探触子 2 >

超音波探触子 2 は、複数の圧電変換素子を有し、この圧電変換素子それぞれが後述する送信部 4 からの送信電気信号を超音波へと変換し、超音波ビームを生成する。したがって、被計測物である被検体表面に超音波探触子 2 を配置することで、被検体内部に超音波ビームを照射することができる。そして、被検体内部からの反射超音波であるエコー信号を超音波探触子 2 で受信し、複数の圧電変換素子でそのエコー信号を受信電気信号へと変換して受信部 5 に供給する。

【 0 0 3 4 】

なお、実施の形態 1 においては、超音波探触子 2 は、複数の圧電変換素子が一次元方向に配列された超音波探触子 2 を例に説明するが、本発明はこれに限定されない。例えば、

50

複数の圧電変換素子が２次元に配列された超音波探触子２や一次元方向に配列された複数の圧電変換素子が揺動する超音波探触子２などを用いることも可能である。また、制御部１１の制御に基づき、送信部１１は、超音波探触子２における使用する圧電変換素子の選択、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングや電圧の値を個々に変化させることによって、送信する超音波ビームの照射位置や照射方向を制御することができる。

【００３５】

また、超音波探触子２は、後述する送信部４や受信部５の一部の機能を含んでいてもよい。例えば、送信部４から出力された送信電気信号を生成するための制御信号（以下、「送信信号」とする。）に基づき、超音波探触子２内で送信電気信号を生成し、この送信信号を超音波に変換するとともに、受信したエコー信号を受信電気信号に変換し、超音波探触子２内で受信電気信号に基づき後述する受信信号を生成する構成が挙げられる。

10

【００３６】

<送信部４>

送信部４は、超音波探触子２から超音波ビームを送信するための送信信号を生成し、この送信信号に基づき、超音波探触子２に対して所定のタイミングで発生する高圧の送信電気信号を供給することで、超音波探触子２の圧電変換素子を駆動させる送信処理を行う。

【００３７】

<受信部５>

受信部５は、超音波探触子２で変換された受信電気信号を増幅してＡ／Ｄ変換を行うことで受信信号を生成するとともに、各圧電変換素子で受信されたエコー信号に適切な遅延を与えて加算することで定められた位置または方向からの超音波のみを検出する受信処理を行う。この受信信号は、例えば、超音波探触子２の振動子が配列された一次元方向（以下、配列方向とする。）と超音波の送信方向（以下、深さ方向とする。）からなる複数の信号からなり、各信号はエコー信号の振幅から変換された電気信号をＡ／Ｄ変換したデジタル信号である。そして、この受信信号は、断層画像処理部６、測定領域設定部８およびＩＭＴ測定部９へ供給される。

20

【００３８】

<断層画像処理部６>

断層画像処理部６は、一般的な超音波診断装置と同様の構造を備える。図示はしないが、断層画像処理部６は、例えば、各種フィルタ、検波器、対数増幅器、走査変換器、およびその他の信号／画像処理器などを含み、主に受信信号の振幅を解析して、被検体の内部構造が画像化されたデータ（以下、Ｂモード画像データとする。）を生成する。このＢモード画像データは、表示器３の画面に表示するために、主に受信信号を輝度情報へと変換し、その輝度情報を直交座標系に対応するように座標変換を施した画像信号である。

30

【００３９】

<心拍情報取得部７>

心拍情報取得部７は、被検体から心拍同期信号を取得する。例えば、心拡張末期を示すタイミングを取得する。具体的には、心拍情報取得部７は心電計であって、Ｒ波のタイミングを心拍同期信号として、測定領域設定部８およびＩＭＴ測定部９に出力する。心拍情報取得部７は、心電計に限定されるものではなく、心音計を用いることも可能である。また、例えば、特許第４１８９４０５号に示すように、心拍情報取得部７は、超音波エコー信号や超音波画像から取得するように構成されていてもよい。なお、心時相は、１心拍中における所定のタイミングであればよく、心拡張末期に限定されるものでもない。

40

【００４０】

心拍情報取得部７に心電計あるいは心音計を用いる場合、心拍情報取得部７は必ずしも超音波診断装置１００に内蔵されている必要はない。すなわち、超音波診断装置１００は心拍情報取得部７を含んでおらず、分離された別の機器として心電計あるいは心音計を超音波診断装置１００に接続し、被検体からの心拍同期信号を取得するように構成されていてもよい。

【００４１】

50

< 測定領域設定部 8 >

測定領域設定部 8 は、図 2 に示すように、観測点設定部 8 0、径変化算出部 8 1、血管中心検出部 8 2 および測定領域決定部 8 3 を含み、受信部 5 の出力である受信信号を解析して、I M T を求める血管壁を含む領域に測定領域を設定する。なお、実施の形態 1 においては、測定領域を設定するための受信信号は、心拍情報取得部 7 の出力である心拍同期信号のタイミングで取得する。

【 0 0 4 2 】

< 観測点設定部 8 0 >

観測点設定部 8 0 は、超音波探触子 2 を配置した被検体表面から超音波の送信方向である深さ方向において、異なる深さ位置に複数の観測点を設定する。例えば、観測点設定部 8 0 は、超音波探触子 2 を配置した被検体の皮膚表面から深さ方向における所定の深さまでの範囲において、所定の間隔で複数の観測点を設定する条件をあらかじめ備え、この条件に基づき、所定の間隔に複数の観測点を設定する。この所定の間隔は、複数の観測点のうち、少なくとも 1 点が、頸動脈の血流領域に位置するように決定されることが好ましい。一般的に頸動脈の太さは、6 ~ 10 mm 程度であるので、概ね 5 mm 程度の間隔で複数の観測点を設定すれば、頸動脈の血流領域に設定することができる。ただし、後述の血管中心検出部 8 2 において、精度よく頸動脈の血管中心を選択するには、例えば、1 mm 間隔といったように、より細かい間隔で観測点を設定することが好ましい。

【 0 0 4 3 】

図 3 B は、被検体の内部を走査する超音波の音響線と観測点との関係を模式的に示している。図 3 B において、L 1 ~ L n は観測領域 O R を走査する超音波の音響線を示しており、t 1 ~ t n は、それぞれ、観測領域全体を走査することにより得られる 1 つの画像フレームを示している。図 3 B に示すように、所定の間隔で深さ位置 d 1、d 2 . . . d n を設定することによって、音響線 L 1 ~ L n 上の各線上に観測点 o p 1、o p 2 ~ o p n が設定される。

【 0 0 4 4 】

なお、ここでは各音響線上のある深さ位置を観測点としているが、必ずしも 1 つの音響線上に観測点をしなくてもよい。図 3 B において破線で示すように、複数の音響線上における、ある深さ位置を観測点としてもよい。したがって、本実施形態でいう観測点とは、両者のいずれかを意味する。

【 0 0 4 5 】

< 径変化算出部 8 1 >

径変化算出部 8 1 は、受信部 5 の出力である受信信号を解析して、観測点それぞれにおいて測定対象が位置していた場合の所定の期間における、測定対象の組織に相当する位置にある被検体の組織の位置変化に関する情報を取得する。つまり、観測点それぞれにおいて、観測点と所定の関係を満たす 1 または 2 以上の位置にある被検体の組織の位置変化に関する情報を取得する。具体的には、径変化算出部 8 1 は、組織の位置変化に関する情報として、組織の位置変化あるいは位置変化速度を取得する。本実施形態では、測定対象は頸動脈であるため、複数設定された観測点のそれぞれが血流領域中の血管中心であると仮定したときの、血管壁に相当する位置にある被検体の組織を仮定した頸動脈血管とみなして、一心拍周期中における頸動脈血管の径変化波形を算出する。具体的には、径変化算出部 8 1 は、深さ方向において、観測点を基準に相対的に浅い方向および深い方向の所定の範囲内における受信信号から、浅い方向および深い方向における仮定した頸動脈の血管壁に相当する位置にある組織のそれぞれの移動量の変化を算出する。そして、心拍情報取得部 7 が取得した所定のタイミングに基づく所定の期間内の、それぞれの移動量の変化の差を、仮定した頸動脈径変化波形として算出する。この演算をそれぞれの観測点について行う。

【 0 0 4 6 】

< 血管中心検出部 8 2 >

血管中心検出部 8 2 は、あらかじめ取得された測定対象に特徴的な位置変化に関する情

10

20

30

40

50

報を格納している。また、血管中心検出部 8 2 は、径変化算出部 8 1 から、複数の観測点それぞれにおいて取得された測定対象の組織の位置変化に関する情報を受け取り、前記測定対象に特徴的な位置変化に関する情報を用いて、複数の観測点から、測定領域を設定するための観測点を選択する。具体的には、本実施形態では血管中心検出部 8 2 は、複数の観測点の径変化波形の中から頸動脈の血管中心を特定するための頸動脈特有の波形パターン、または、頸動脈特有の波形パターンを特定するための所定の条件を格納している。そして、径変化算出部 8 1 の出力である深さ方向に複数設定された観測点それぞれを血流領域中の血管中心と仮定したときの径変化波形を解析して、あらかじめ記憶された所定の頸動脈特有の波形パターン、または、波形パターンを特定するために条件に基づき、最も頸動脈らしい変化をする径変化波形を選択する。この選択された観測点は、頸動脈の血管中心として測定領域決定部 8 3 に出力される。本処理は、心拍情報取得部 7 の出力である心拍同期信号のタイミングで行なわれ、直前 1 心拍分の径変化波形を解析する。

10

【 0 0 4 7 】

< 測定領域決定部 8 3 >

測定領域決定部 8 3 は、血管中心検出部 8 2 において頸動脈の血管中心として出力された観測点を基準に、I M T 測定を行う範囲を規定する測定範囲を決定する。具体的には、測定領域決定部 8 3 は、例えば、被検体表面に配置された超音波探触子 2 の圧電変換素子の配列方向（音響線方向）および深さ方向において、それぞれの所定の長さを有する矩形の領域を画定するための情報、つまり所定の形状および大きさの領域に関する情報を格納している。所定の長さは、後述するユーザインターフェース 1 1 による操作者からの入力によって変更可能であってもよい。測定領域決定部 8 3 は、頸動脈の血管中心として出力された観測点を基準として、矩形の領域を観測領域内に配置し、測定領域を決定する。したがって、頸動脈の後壁を I M T 測定の対象とする場合には、所定の測定領域の深さ方向の長さは、頸動脈の後壁を含む長さであることが好ましい。測定領域決定部 8 3 は、決定した測定領域の情報を I M T 測定部 9 へ出力する。

20

【 0 0 4 8 】

< I M T 測定部 9 >

I M T 測定部 9 は、測定領域設定部 8 から出力される測定領域の情報に基づき、測定領域内にある受信信号を解析して、頸動脈の血管壁の、血流内膜境界および中膜外膜境界を検出し、その間の距離を計測することで I M T を算出する。そして、算出された測定領域内の境界間の距離のうち、例えば、最大値（max I M T）、または、平均値（mean I M T）を I M T 値として算出する。具体的な I M T の算出手順は、例えば、特許第 4 8 2 9 9 6 0 号などに記述された一般的な方法を用いることができる。I M T を算出するタイミングは、本実施形態では、心拍情報取得部 7 の出力である心拍同期信号のタイミングである。

30

【 0 0 4 9 】

< 表示処理部 1 0 >

表示処理部 1 0 は、断層画像処理部 6 からの B モード画像データを断層画像として表示する処理を行う。また、I M T 測定部 9 からの I M T 測定結果を表示器 3 に表示する処理を行う。なお、表示器 3 に表示する断層画像の測定領域内の血流内膜境界および中膜外膜境界を強調表示する処理を行ってもよく、また、断層画像上に測定領域を示す画像を重畳表示する処理を行ってもよい。これらの処理に基づき、表示器 3 に断層画像、I M T 測定結果等が表示される。

40

【 0 0 5 0 】

< ユーザインターフェース 1 1 >

ユーザインターフェース 1 1 は、ユーザから入力を受け取り、ユーザの入力に基づく指令を超音波診断装置 1 0 0、具体的には、制御器 1 の制御部 1 2 に出力する。

【 0 0 5 1 】

< 制御部 1 2 >

制御部 1 2 は、ユーザインターフェース 1 1 の指令に応じて、超音波診断装置全体（制

50

御器 1 内の各ブロック)を制御する。

【0052】

動作について

以上の構成からなる超音波診断装置 100 の具体的な動作について、図 3 A のフローチャートを用いて説明する。なお、ここでは、断層画像処理部 6 での処理は、一般的な超音波診断装置と同様であるため省略し、頸動脈の血管壁に測定領域を設定し、その測定領域内の IMT を計測する動作について説明する。

【0053】

<ステップ 1 (S01)>

ステップ 1 (S01) では、超音波探触子 2 を被検体の首筋表面に配置し、送信部 4 および受信部 5 の処理により、頸動脈の長軸断面を含む受信信号を逐次取得する。頸動脈の長軸断面を含む受信信号を取得するには、超音波探触子 2 の圧電変換素子の配列方向が、頸動脈の長軸方向が沿うように超音波探触子 2 を配置する必要がある。図 3 B に示すように、圧電変換素子から順次超音波を送信し、エコーを受信することによって、被検体の観測領域 OR を複数の音響線 L1 ~ Ln で示される超音波で走査し、1 枚の画像フレーム t1 に対応する受信信号を取得する。これを繰り返すことによって 1 心拍期間中に複数の画像フレームに対応する受信信号を取得する。

10

【0054】

<ステップ 2 (S02)>

ステップ 2 (S02) では、心拍情報取得部 7 が、被検体から所定のタイミングの心拍同期信号を取得し、測定領域設定部 8 および IMT 測定部 9 に出力する。なお、ここでは、心拍同期信号として、R 波のタイミングを用いる。

20

【0055】

<ステップ 3 (S03)>

ステップ 3 (S03) では、図 3 B に示すように、観測点設定部 80 が、超音波探触子 2 を配置した被検体表面から超音波の送信方向である深さ方向において、所定の間隔 (例えば 5 mm 間隔) で設定した深さ位置に複数の観測点 (op1 ~ opn) を設定する。実施の形態 1 においては、被検体表面から深さ方向に向けて 35 mm までの深さに合計 7 点 (5 mm、10 mm、15 mm、20 mm、25 mm、30 mm、35 mm) の観測点を設けている。

30

【0056】

<ステップ 4 (S04)>

ステップ 4 (S04) では、径変化算出部 81 が、ステップ 2 (S02) で取得した R 波タイミングに基づく所定の期間内において、各観測点を基準に相対的に浅い方向および深い方向の所定の範囲内における受信信号を解析して、各観測点が血管中心であると仮定したときの血管の径変化波形を算出する。この径変化波形の算出をそれぞれの観測点で行う。ここでは、所定の期間として、ステップ 2 (S02) で取得した R 波タイミング (第 1 の R 波タイミング) から、第 1 の R 波タイミングに続く次の R 波タイミング (第 2 の R 波タイミング) までの間の 1 心拍の期間を用いることとする。ただし、この所定の期間は必ずしも 1 心拍の期間である必要ではなく、複数心拍の期間あるいは 1 心拍より短い期間であってもよく、後述する頸動脈特有の径変化波形が得られる期間であればよい。

40

【0057】

具体的には、まず、深さ方向に複数設定された観測点の移動速度を検出する。受信信号から移動速度を求める方法としては、例えば、血流速度を求めるときに使うドブラ法を用いるのが好適である。ドブラ法では、受信信号を直交検波して得られた複素 IQ 信号を $f(d, L, t)$ 、(d は深さ方向、L は音響線方向、t は時間方向の変数) とすると、式 1 により速度 $V(d, L, t)$ を求めることができる。

【数 1】

$$V(d, L, t) = \frac{C \cdot ATAN(f(d, L, t) \cdot CONJ(f(d, L - t - \Delta T)))}{4\pi F \Delta T}$$

ここで、Cは超音波の音速、ΔTは同一走査線への送信時間間隔、Fは直交検波の参照周波数（送信周波数と一致させるのが一般的である。）、ATAN(X1)はX1の逆正接演算、CONJ(X2)はX2の複素共役演算である。なお、速度算出方法は、ここに示したドプラ法に限定するものではなく、FFTなど他の方法を使用することも可能である。また、信号ノイズ比を向上させるために、時間方向または空間方向で平均化することも有効である。変数d、L、tは図3Bにおけるd1～dn、L1～Ln、t1～tnに対応する。

10

【0058】

そして、深さ方向において、求めるべき観測点から浅い方へあらかじめ定められた距離D1にある組織の移動速度と、その観測点から深い方へあらかじめ定められた距離D2にある組織の移動速度の差を求めることで数2に示す径変化速度IdV(d, L, t)を求める。

【数 2】

$$IdV(d, L, t) = V(d + \Delta D2, L, t) - V(d - \Delta D1, L, t)$$

20

【0059】

次に、径変化速度を時間方向へ累積加算して数3に示す径変化波形IdW(d, L, t)を求める。

【数 3】

$$IdW(d, L, t) = IdW(d, L, t - \Delta T) + (\Delta T \cdot IdV(d, L, t))$$

【0060】

30

径変化波形は累積加算により求められるので、ノイズなどにより誤差が累積する。この影響を排除するため、心拍情報取得部7の出力である心拍同期信号のタイミングで、径変化波形をリセット、つまり原点(0)に戻す。なお、本実施の形態では、位相をもとに算出した速度を累積加算することにより径変化波形を求めたが、パターンマッチングやオプティカルフロー検出などによって求めてもよい。

【0061】

<ステップ5(S05)>

ステップ5(S05)では、ステップ4(S04)で得られた複数の観測点の径変化波形を解析する。そして、血管中心検出部82が保持する頸動脈特有の所定の条件に基づき、頸動脈に近似する径変化波形を選択し、その観測点を血管中心として出力する。

40

【0062】

この径変化波形の特徴について、図4を用いて説明する。図4は、心拍情報取得部7である心電計のR波によって切り出された一心拍分（すなわち、第1のR波タイミングから第2のR波タイミングの期間Tsのことを指す。）の血管の径変化波形である。図4(a)は動脈血管中心を観測点とし、図4(b)は、静脈血管中心を観測点としている。

【0063】

図4(a)に示すように、頸動脈血管の径変化波形において、まず、第1のR波タイミング後、僅かに小さくなって最小値A_{min}が現れ（この時間を最小値出現時間T_{min}とする。）、次いで急激に大きくなって最大値A_{max}が現れる（この時間を最大値出現時間T_{max}とする。）。そして、その後、血管径の値は、第2のR波タイミングに向かって徐々に小

50

さくなって、原点（０）に戻る。このような特徴は、心電計におけるＲ波は心臓を収縮させる信号であることから、Ｒ波が観測されると一定時間後に心臓が収縮して血液が押し出され、その圧力によって血管が急激に拡張し、その後心臓が拡張するにしたがって、徐々に血管も収縮するという事象に基づく。

【００６４】

一方、図４（ｂ）に示すように頸静脈血管の径変化波形は、図４（ａ）とはほぼ逆の特徴的な波形パターンを有する。これは頸動脈と頸静脈は隣接して走向しているため、動脈が拡張するとそれに押されて収縮するためである。また、波形の最後が０に戻っていないのは、血管壁の動きが超音波の送受信方向と平行していないか、ノイズの影響によるものである。

10

【００６５】

したがって、このような頸動脈特有の波形パターンを特定するための所定の条件を用いることで、最も頸動脈らしい径変化波形を持つ観測点を選択することができる。例えば、頸動脈特有の波形パターンを特定するための所定の条件としては、上述の図４（ａ）で説明した頸動脈特有の波形パターンを数値化した所定の条件の評価値を求めることで、頸動脈の変化波形を持つ観測点を選択することができる。なお、頸動脈特有の波形パターンを数値化した所定の条件の一例として、以下の（１）～（７）に列挙するような条件を満たす個数を評価値とし、最も大きいものを動脈血管中心として求めることができる。

（１）最大値 $A_{\max}$ が、あらかじめ決められた所定の範囲内の値であること。

（２）最小値 $A_{\min}$ が、あらかじめ決められた所定の範囲内の値であること。

20

（３）最大値 $A_{\max}$ の絶対値（ $|A_{\max}|$ ）が、最小値 $A_{\min}$ の絶対値（ $|A_{\min}|$ ）より大きいこと。

（４）最小値出現時間 $T_{\min}$ があらかじめ決められた所定の範囲内であること。

（５）最大出現時間 $T_{\max}$ が、最小値出現時間 $T_{\min}$ より大きいこと。

（６）最大出現時間 $T_{\max}$ が、心拍周期（ $T_s/2$ ）より小さいこと。

（７）径変化波形の最後（ T_s 時）において、径変化があらかじめ決められた範囲内にあること。または、径変化が $A_{\max}$ または $A_{\min}$ を基準としたあらかじめ決められた範囲内にあること。

【００６６】

図５（ａ）は、断層画像を示しており、（ｂ）は、断層画像に示される深さ方向において、異なる７点（５mm、１０mm、１５mm、２０mm、２５mm、３０mm、３５mm）の位置にある観測点（（Ａ）～（Ｇ））における径変化波形を示し、（ｃ）は、径変化波形の評価値を示す。評価値は、上述に列挙した（１）～（７）の条件を満たした数値を示している。図５（ｃ）に示すように観測点（Ｄ）の径変化波形が最も評価が高いため、この位置を（頸動脈の）血管中心として決定する。図５（ａ）に示す実際の断層画像に対応させると、観測点（Ｄ）は正しく、頸動脈の血管中心付近に位置していることが分かる。観測点（Ｃ）は評価値が低く、血管中心として決定されないが、断層画像に対応させると、観測点（Ｃ）は頸静脈の血管中心付近であることがわかる。このように、上述した評価を行うことにより、頸静脈を誤検出することなく、正確に頸動脈中心付近を血管中心として決定できていることが分かる。

30

40

【００６７】

なお、図５においては説明を容易にするため、観測点を７点としたが、実際にはより多くの観測点を設定することが好ましく、例えば、１mm間隔で観測点を設定することが好ましい。一方、１mm間隔といったように観測点を細かく設定した場合、頸動脈の血流領域に複数の観測点が設定されることがあるが、この場合、その観測点の中から、最も評価値の高い観測点を選択する処理を行えば、最も適切な観測点を選択することができる。

【００６８】

また、別例として、頸動脈特有の波形パターンとして、あらかじめ１つあるいは複数の動脈らしい基準となる径変化波形（例えば、図４（ａ）に示す波形）を用意しておき、基準となる径変化波形と、各観測点の波形との相互相関により相関係数を求め、相関係数を

50

評価値として、最も大きいものを動脈血管中心として求めることも可能である。なお、相互相関に限定されず、差分演算などを用いてもよい。

【 0 0 6 9 】

なお、径変化波形ではなく、図 6 (a) および (b) に示すような径変化速度波形を用いてもよい。図 6 (a) および (b) は、1 心拍における頸動脈と頸静脈の径変化速度波形の一例を示している。径変化速度波形を用いる場合も、径変化波形と同様に、あらかじめ複数の条件を決めておき、それを満足する個数を評価値としたり、あらかじめ動脈らしい径変化速度波形を用意しておき、相互相関や差分演算などの結果を評価値としたりして、評価値の最も大きいものを動脈血管中心として求めることができる。

【 0 0 7 0 】

10

< ステップ 6 (S 0 6) >

ステップ 6 (S 0 6) では、測定領域決定部 8 3 が、ステップ 5 (S 0 5) で決定した血管中心を基準に、あらかじめ格納されていた所定の形状および大きさの領域に関する情報を用い、観測領域内に所定の範囲の測定領域を配置することで血管壁を跨ぐように測定領域を設定する。

【 0 0 7 1 】

具体的には、頸動脈の太さは 6 ~ 1 0 mm 程度、I M T は最大 5 mm 程度であるから、上端を血管中心とし、あらかじめ決められた縦方向の長さを、例えば 1 0 mm 程度として、測定領域を設定すればよい。または、血管中心から深さ方向に向けて閾値処理やパターンマッチングなどを用いて血管壁を検出し、その位置からあらかじめ決められた距離、例えば 1 mm 程度だけ浅い方向を上端とし、あらかじめ決められた高さ、例えば 6 mm 程度の測定領域を設定すればよい。

20

【 0 0 7 2 】

< ステップ 7 (S 0 7) >

ステップ 7 (S 0 7) では、ステップ 6 (S 0 6) で設定した測定領域内の I M T を算出する。例えば、測定領域内の I M T の最大厚 (m a x I M T) や平均厚 (m e a n I M T) を I M T 値として確定する。

【 0 0 7 3 】

係る構成により、頸動脈と紛らわしい頸静脈や筋肉層が超音波画像に描出されていても、正確に動脈血管壁を検出でき、動脈血管壁上に測定領域を設定することができる。

30

【 0 0 7 4 】

(実施の形態 2)

構成について

実施の形態 2 は、実施の形態 1 に示した測定領域設定部 8 の別構成を説明する。したがって、測定領域設定部 8 以外の構成は実施の形態 1 と同様であるため、説明を省略する。また、本実施形態の超音波診断装置における測定領域設定部 8 は、実施の形態 1 と同様、図 2 に示すように、観測点設定部 8 0、径変化設定部 8 1、血管中心検出部 8 2 および測定領域決定部 8 3 を備える。実施の形態 2 は、実施の形態 1 とは観測点設定部 8 0 の観測点の設定の仕方が異なるので、その点を中心に説明を行う。

【 0 0 7 5 】

40

< 観測点設定部 8 0 >

観測点設定部 8 0 は、受信部 5 の出力である受信信号に基づき、観測点を設定する。すなわち、深さ方向における取得したエコー信号の信号強度が、他の深さ位置と比較して相対的に弱い部分に血管中心候補として観測点を設定する。一例として、以下にパターンマッチング法を用いた観測点の設定について図 7 を用いて説明する。

【 0 0 7 6 】

図 7 (a) は断層画像であって、図 7 中の縦方向が超音波の送信方向である深さ方向、横方向が被検体に配置した超音波振動子 2 の圧電変換素子の配列方向つまり音響線方向を示している。また、図 7 (b) は断層画像の輝度を図 7 中の横方向に平均化した平均輝度信号を示す図であり、図 7 (c) は血管中心を検出するための基準パターンである。

50

【 0 0 7 7 】

頸動脈の長軸を通る断面における断層画像は、深さ方向の浅い位置から深い位置にかけて順に前壁、血管内腔、後壁を含む。断層画像上、輝度の高い部分はエコー信号が相対的に強く、輝度の低い部分はエコー信号が相対的に弱い。したがって、前壁に対応する平均輝度信号は、他の深さ位置における輝度信号よりも相対的に強く現れる。そして、血管内腔の輝度信号は、他の深さ位置における輝度信号よりも相対的に弱くなる。後壁に対応する輝度信号は、前壁と同様に他の深さ位置における輝度信号よりも相対的に強くなる。図 7 (c) に示す基準パターンは、上述の通り、頸動脈に特徴的な輝度信号分布を有している。

【 0 0 7 8 】

10

観測点設定部 8 0 は、まず、受信部 5 の出力である受信信号に基づき、図 7 (b) に示すような平均輝度信号を求める。そして、この平均輝度信号に対し、観測点設定部 8 0 であらかじめ格納しておいた基準パターン (図 7 (c)) を用いてパターンマッチングを行う。これにより、図 7 (d) に示すようなマッチング係数が求められる。マッチング係数は、基準パターン (すなわち、頸動脈の輝度信号の特徴的な強度パターン) に近い部分ほど大きな値を示すので、マッチング係数の極大値、つまりマッチング係数の微分値が正から負に変化する複数の点 (位置) が、頸動脈の血管中心候補となる。したがって、マッチング係数が極大値となる複数の点に、観測点を設定する。本処理は、心拍情報取得部 1 0 5 の出力である心拍同期信号のタイミングで行なわれる。

【 0 0 7 9 】

20

なお、頸静脈も血管であり、図 7 (c) に示す基準パターンと同様の輝度信号分布を示す。このため、設定した観測点には頸静脈の血管中心候補も含まれる。このため、マッチング係数が最大である点が真の頸動脈の血管中心であるとは限らない。

【 0 0 8 0 】

このようにして決定した観測点を用い、実施の形態 1 と同様にして、複数の観測点から 1 つを選択し、計測領域を決定する。観測点設定部 8 0 以降の処理は、実施の形態 1 と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 8 1 】

図 8 は、パターンマッチングによるマッチング係数の極大値から血管中心候補として観測点を 4 点 ((A) ~ (D)) を選択し、その 4 点の径変化波形を径変化算出部 8 1 で求めた結果を示している。図 8 (a) は断層画像を、(b) は平均輝度信号分布を、(c) はマッチング係数分布を、(d) は観測点 (A) ~ (D) における径変化波形を、(e) は評価値を示している。評価値は、血管中心検出部 8 2 において、実施の形態 1 同様、7 つの評価基準を用いて評価した結果、その条件を満たした数を示している。図 8 から理解されるように、観測点 (C) 、つまり、図より上から 3 番目の径変化波形が最も評価が高い。したがって、この位置が頸動脈の血管中心であると推定される。図 8 (a) と (e) とを比較すると、観測点 (C) が正確に頸動脈中心付近に位置していることがわかる。よって、この頸動脈の血管中心と評価された観測点を選定し、測定領域決定部 8 3 において、測定領域を決定することにより、正しく、頸動脈の I M T を測定することができる。

30

【 0 0 8 2 】

40

係る構成により、頸動脈と紛らわしい静脈や筋肉層が超音波画像に描出されていても、より正確に動脈血管壁を検出でき、動脈血管壁上に測定領域を設定することができる。また、本実施の形態によれば、上述した手順によって観測点を決定するため、深さ方向の輝度分布が血管とは異なる観測点が除かれる。よって、より精度よく動脈血管壁上に測定領域を設定することができる。

【 0 0 8 3 】

以上、実施の形態 1 および 2 において、本発明の構成を頸動脈の I M T 測定を例に説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、頸動脈以外の動脈にも適用することもできる。具体的には、静脈 (頸静脈を含む。) も心拍に同期した特徴的な動きを示すことから、所定の径変化波形あるいは所定の径変化速度波形が取得でき、例えば、図 4 (b) に

50

示す静脈の径変化波形に基づいて、頸静脈特有の波形パターンを数値化した所定の条件を用いて、各観測点を評価することにより、静脈血管の計測に適した測定領域を精度よく決定できる。また、拡張型心筋症や肥大型心筋症を検査する場合、心臓の心壁の厚みを計測する場合があるが、係る場合において、本発明は心壁に対しても、精度良く測定領域を設定することができることはいうまでもない。

【 0 0 8 4 】

すなわち、実施の形態 1 および 2 の超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法は、心臓の拍動に応じて周期的な動きにより所定の移動量の変化（径変化波形あるいは所定の径変化速度波形）を示す、心臓、血管に対する測定領域の設定に適用できる。

【 産業上の利用可能性 】

10

【 0 0 8 5 】

本願に開示された超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法によれば、誤った位置に測定領域を設定することなく、正確な測定領域を設定することが可能となる。したがって、心臓や血管における所定の計測をする超音波診断装置として広く活用できる。

【 符号の説明 】

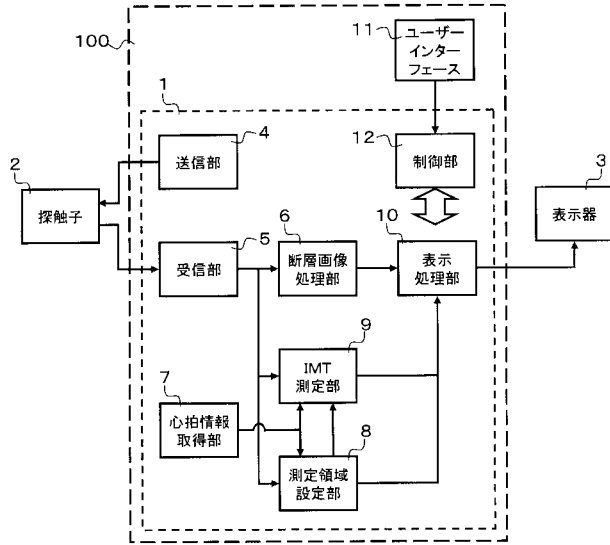
【 0 0 8 6 】

- 1 制御器
- 2 探触子
- 3 表示器
- 4 送信部
- 5 受信部
- 6 断層画像処理部
- 7 心拍情報取得部
- 8 測定領域設定部
- 9 I M T 検出部
- 1 0 表示処理部
- 1 1 ユーザーインターフェース
- 1 2 制御部
- 8 0 観測点設定部
- 8 1 径変化算出部
- 8 2 血管中心検出部
- 8 3 測定領域決定部
- 1 0 0 超音波診断装置
- 2 0 1 前壁
- 2 0 2 後壁
- 2 0 3 血流内膜境界
- 2 0 4 中膜外膜境界
- 2 0 5 内中膜複合体厚

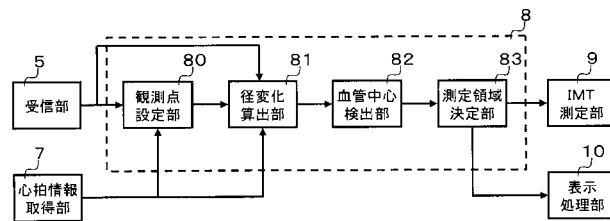
20

30

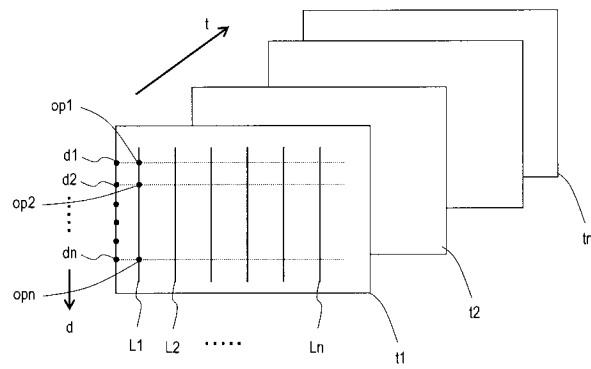
【図 1】



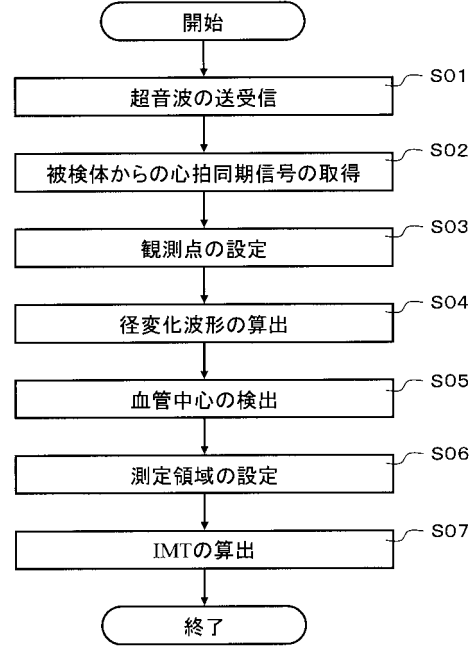
【図 2】



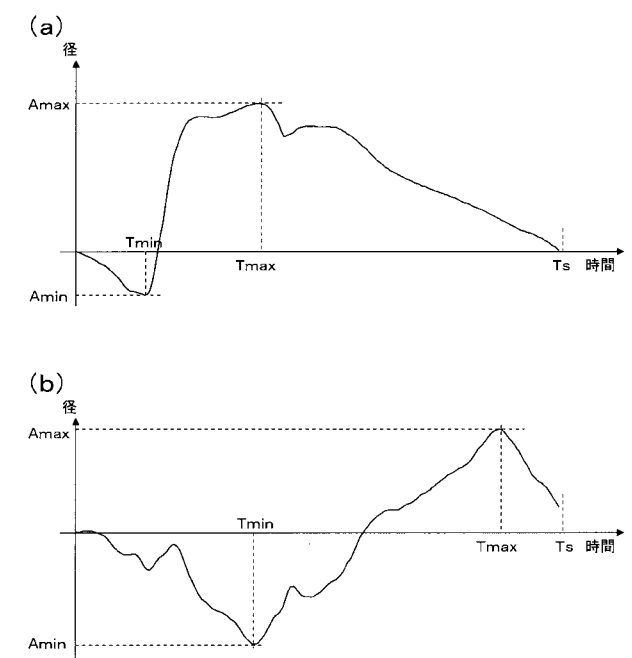
【図 3 B】



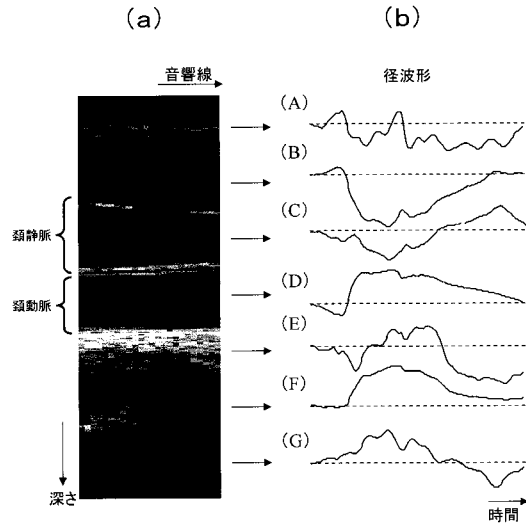
【図 3 A】



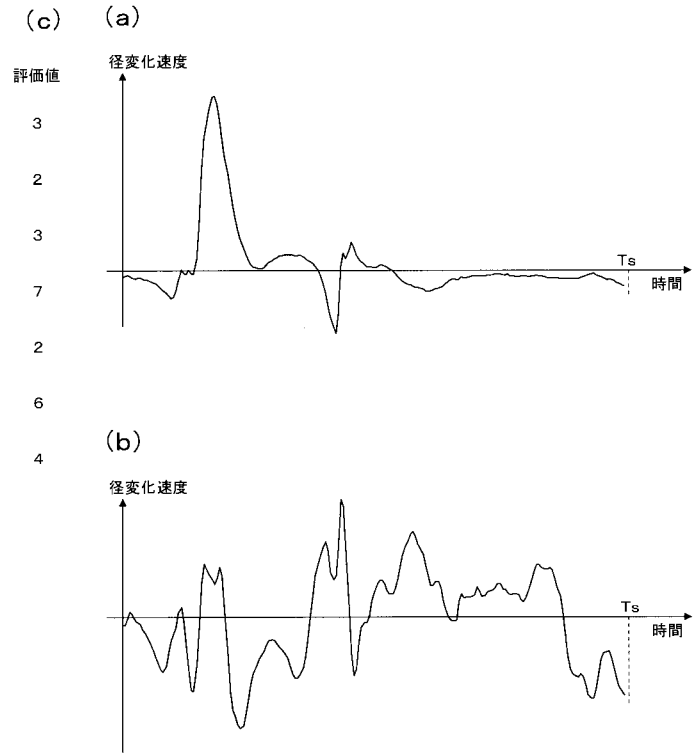
【図 4】



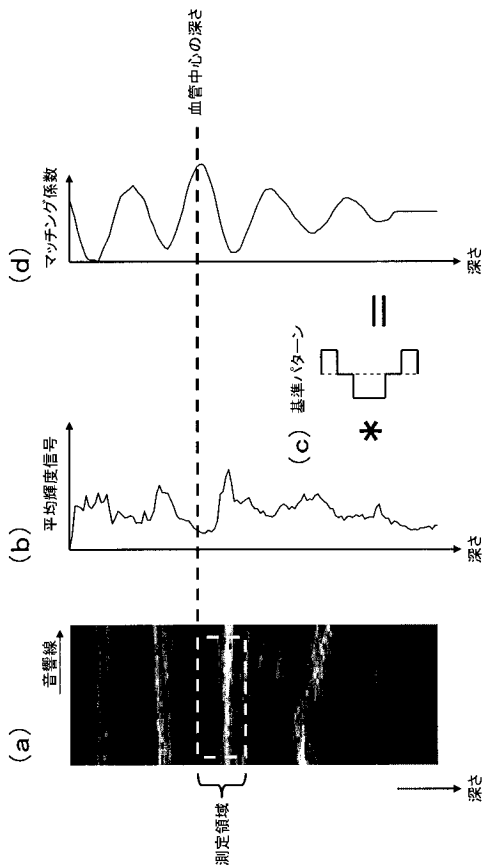
【図 5】



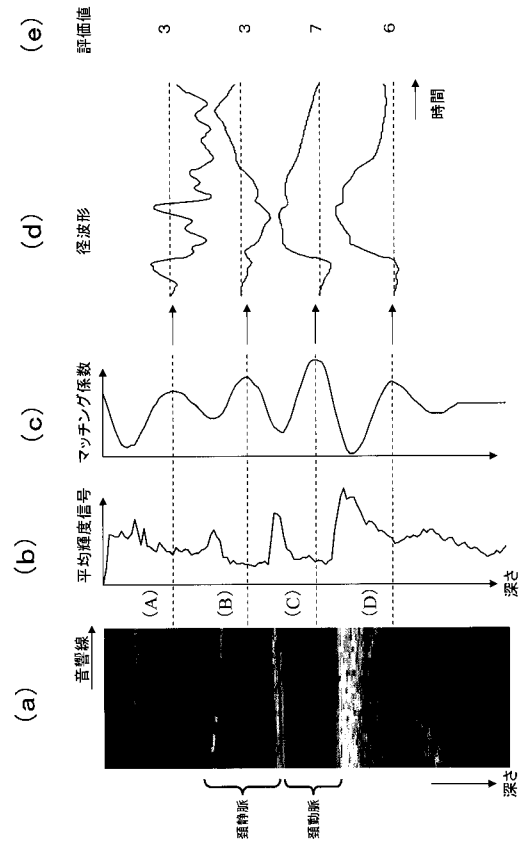
【図 6】



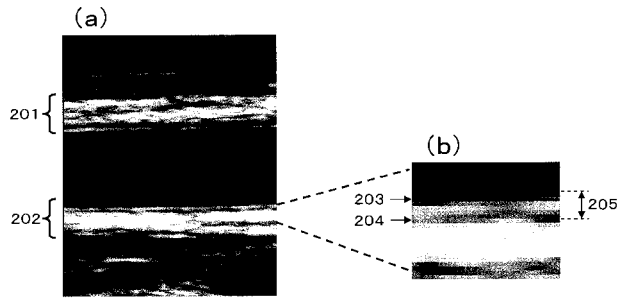
【図 7】



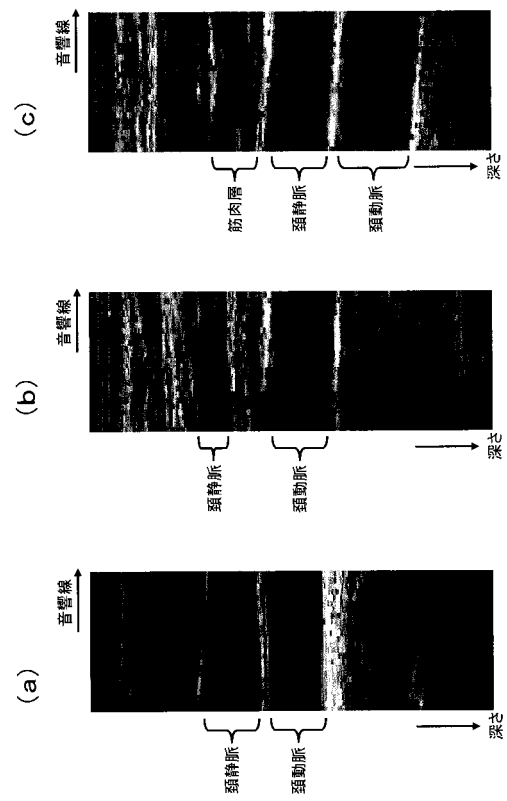
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/002625
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 2010/116965 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 October 2010 (14.10.2010), paragraphs [0038] to [0045] & US 2012/0014588 A1 & EP 2417913 A1	1-4, 11-14 5
A	WO 2011/099102 A1 (Panasonic Corp.), 18 August 2011 (18.08.2011), entire text; all drawings & US 2012/0310086 A1 & CN 102695457 A	1-5, 11-14
A	JP 2011-067546 A (Fujifilm Corp.), 07 April 2011 (07.04.2011), entire text; all drawings & US 2011/0077518 A1	1-5, 11-14
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 03 July, 2013 (03.07.13)		Date of mailing of the international search report 16 July, 2013 (16.07.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002625

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions, which are set in claims 1-14, is the matter set forth in claim 1.

However, the search revealed that the matter, which is set forth in claim 1, is not novel (see WO 2010/116965 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 October 2010 (14.10.2010), paragraphs [0038] to [0045]).

Therefore, the above-said matter cannot be considered to be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, it is obvious that the inventions set forth in claims 1-14 do not comply with the requirement of unity of invention.

(Continued to extra sheet)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-5 and 11-14

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002625

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

In this connection, this International Searching Authority deems that the inventions, which are set forth in claims 1-14, are classified as follows.

(Invention group 1) the inventions of claims 1-5 and 11-14

(An invention wherein an area to be measured is set in accordance with information relating to a characteristic positional change.)

(Invention group 2) the inventions of claims 6-10

(An invention wherein a positional change or a positional change rate of a tissue is acquired.)

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 2 6 2 5	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X — A	WO 2010/116965 A1 (株式会社日立メディコ) 2010.10.14, 第3 8-45段落 & US 2012/0014588 A1 & EP 2417913 A1	1-4, 11-14 — 5	
A	WO 2011/099102 A1 (パナソニック株式会社) 2011.08.18, 全文, 全図 & US 2012/0310086 A1 & CN 102695457 A	1-5, 11-14	
A	JP 2011-067546 A (富士フイルム株式会社) 2011.04.07, 全文, 全図 & US 2011/0077518 A1	1-5, 11-14	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 03.07.2013		国際調査報告の発送日 16.07.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

国際調査報告	国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 2 6 2 5
第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）	
法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。 1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、 2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、 3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。	
第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）	
次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。 請求の範囲1－14に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかし、調査の結果、請求の範囲1に記載される事項は、新規ではないことが明らかとなった（文献 W02010/116965 A1（株式会社日立メディコ）2010.10.14、第38－45段落 参照のこと。）。 してみると、上記事項は、PCT規則13.2の第2文における、特別な技術的特徴とは認められない。よって、請求の範囲1－14に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。 ここで、この国際調査機関は、請求の範囲1－14に記載される発明を以下の通りに区分することとする。 （発明群1）請求の範囲1－5、11－14に記載される各発明 （特徴的な位置変化に関する情報を用いて、測定領域を設定する発明） （発明群2）請求の範囲6－10に記載される各発明 （組織の位置変化あるいは位置変化速度を取得する発明） 1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。 2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。 3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。 4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。 請求の範囲1－5、11－14 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意 ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。 ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。 ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

【要約の続き】

、選択した前記観測

点に基づき、所定の計測処理を行うための測定領域を設定する、制御器を備える。

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JPWO2013161228A1	公开(公告)日	2015-12-21
申请号	JP2014512333	申请日	2013-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	鈴木隆夫		
发明人	鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/469		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK28		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2012097400 2012-04-23 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于测量对象的心脏或血管的超声诊断设备，将超声波传输到包括测量目标的对象和超声波探头的传输过程 根据来自被摄体的回波信号接收到的信号，包括 在执行接收处理以生成信号并将超声波发送到对象的方向上。在深度方向上的不同深度位置处设置多个观察点 基于以上所述，在多个观察点的每个观察点，获取有关该时段内位置变化的信息，以及多个观察点中的每个观察点 在预定时间内获取的有关组织位置变化的信息，并且，通过使用关于测量目标的位置变化特性的信息，从观察点中选择用于设置测量区域的观察点，然后选择观察 配备有控制器，该控制器基于这些点设置用于执行预定测量处理的测量区域。得到

