

(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2013-226335
(P2013-226335A)

(43) 公開日 平成25年11月7日(2013.11.7)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2012-101972 (P2012-101972)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年4月27日 (2012. 4. 27)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100073184
			弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	佐藤 良彰
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB16 DE03 DE04 DE16 EE09 EE22 GB04 KK12 KK17 KK19 KK24 KK25 KK31

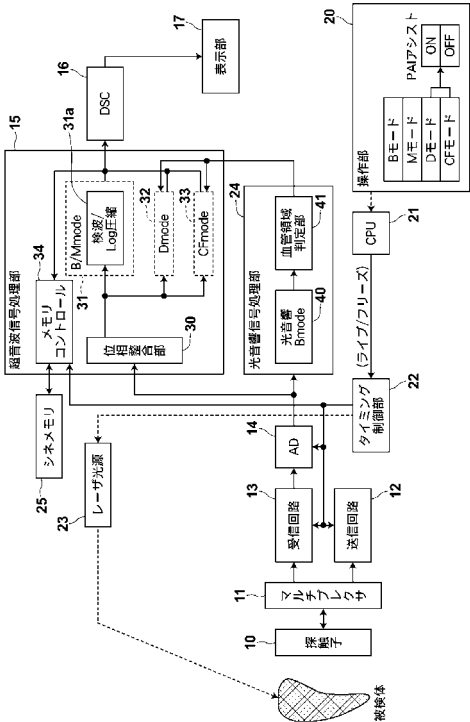
(54) 【発明の名称】 音響波診断装置および画像表示方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 血管や血流に関する正確な情報を容易に取得、表示できる音響波診断装置を得る。

【解決手段】 Bモードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、Dモードによる血流速度表示機能を備えた音響波診断装置において、被検体の光音響画像を示す光音響データを取得する光音響画像化手段（レーザ光源23、超音波深触子10、受信回路13等から構成される）を設ける。その上で、Dモード下で血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、光音響画像化手段により得られた血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段（例えばDモード信号生成部32）を設ける。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

Bモードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、Dモードによる血流速度表示機能を備えた音響波診断装置において、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得する光音響画像化手段と、

Dモード下で血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、前記光音響画像化手段により得られた血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段とが設けられたことを特徴とする音響波診断装置。

【請求項 2】

前記パラメータを決定する手段が、サンプルゲート位置、サンプルゲート幅、ビームステアリング方位およびアングル補正線のうちの少なくとも1つを前記光音響データに基づいて決定するものであることを特徴とする請求項1記載の音響波診断装置。

10

【請求項 3】

前記光音響データを音響波の受信方向に沿ったデータとなるように位相整合させる手段と、位相整合された後の光音響データを検波/Log圧縮する手段とが設けられ、これらの手段を経た後の光音響データが、前記パラメータを決定する手段に入力されることを特徴とする請求項1または2記載の音響波診断装置。

【請求項 4】

Bモードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、CFモードにより血流情報をカラーマッピングして表示する機能を備えた音響波診断装置において、

20

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得する光音響画像化手段と、

CFモード下で行うカラーマッピングの位置を、前記光音響画像化手段により得られた血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段とが設けられたことを特徴とする音響波診断装置。

【請求項 5】

前記光音響データを音響波の受信方向に沿ったデータとなるように位相整合させる手段と、位相整合された後の光音響データを検波/Log圧縮する手段とが設けられ、これらの手段を経た後の光音響データが、前記カラーマッピングの位置を決定する手段に入力されることを特徴とする請求項4記載の音響波診断装置。

【請求項 6】

前記血管部分に関する光音響データを閾値処理してノイズ成分を除去する手段がさらに設けられたことを特徴とする請求項1から5いずれか1項記載の音響波診断装置。

30

【請求項 7】

Bモードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、Dモードによる血流速度表示機能を備えた音響波診断装置における画像表示方法であって、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得し、

Dモード下で血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、血管部分に関する前記光音響データに基づいて決定することを特徴とする画像表示方法。

【請求項 8】

前記パラメータが、サンプルゲート位置、サンプルゲート幅、ビームステアリング方位およびアングル補正線のうちの少なくとも1つであることを特徴とする請求項7記載の画像表示方法。

40

【請求項 9】

Bモードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、CFモードにより血流情報をカラーマッピングして表示する機能を備えた音響波診断装置における画像表示方法であって、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得し、

CFモード下で行うカラーマッピングの位置を、血管部分に関する前記光音響データに基づいて決定することを特徴とする画像表示方法。

【請求項 10】

50

前記音響波診断装置が、Dモードによる血流速度表示機能をさらに備えたものである場合において、

前記Dモードを実行するための音響波送信のタイミング、前記光音響データを取得するための光照射のタイミング、前記CFモードを実行するための音響波送信のタイミング、および前記Bモードを実行するための音響波送信のタイミングを、この順序で優先度を高く設定することを特徴とする請求項9記載の画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は音響波診断装置、特に詳細には、通常のBモード画像に加えて血管や血流に関する情報も表示可能にした音響波診断装置に関するものである。

10

【0002】

また本発明は、その種の音響波診断装置における画像表示方法に関するものである。

【背景技術】

【0003】

従来、例えば特許文献1に示されているように、通常のB（輝度）モードによる画像表示に加えて、血管や血流に関する情報も表示可能にした超音波診断装置が公知となっている。ここで、Bモードとは、超音波エコーの振幅を輝度に変換して2次元断層画像を表示するモードのことである。

【0004】

20

血管や血流に関する情報を表示するモードとしては、D（ドブラ）モードやCF（カラー・フロー）モードが広く知られている。Dモードは、超音波エコー源の動きを超音波周波数の変化として検出して、その速度を表示するモードのことである。またCFモードは、平均血流速度、フロー変動、フロー信号の強さ、あるいはフローパワー等を種々の色にマッピングしてBモード画像に重ねて表示するモードである。

【0005】

他方、例えば特許文献2や非特許文献1に示されているように、光音響効果を利用して生体の内部を画像化する光音響画像化装置が知られている。この光音響画像化装置においては、例えばパルスレーザ光等のパルス光が生体内に照射される。このパルス光の照射を受けた生体内部では、パルス光のエネルギーを吸収した生体組織が熱によって体積膨張し、音響波（音響信号）を発生する。そこで、この音響波を超音波プローブなどで検出し、その検出信号に基づいて生体内部を可視像化することが可能となっている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-213593号公報

【特許文献2】特開2005-21380号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】A High-Speed Photoacoustic Tomography System based on a Commercial Ultrasound and a Custom Transducer Array, Xueding Wang, Jonathan Cannata, Derek DeBusschere, Changhong Hu, J. Brian Fowlkes, and Paul Carson, Proc. SPIE Vol. 7564, 756424 (Feb.23, 2010)

40

【非特許文献2】全偏波保持型高出力YbファイバMOPAシステムの開発、住村和彦、吉田英次、藤田尚徳、中塚正大、電子情報通信学会論文誌C vol.J91-C、No.4、pp.244-250、2008

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記DモードやCFモードによる情報表示は、前述した通り、従来、特に血管や血流に

50

関する情報を表示するために広く採用されて来た。

【 0 0 0 9 】

しかし一般には、超音波診断画像において臓器部分と血管部分とを識別するのには熟練を要するので、DモードやCFモードを使いこなすのは難しいとされている。血管部分を識別するには、血流によるドプラ周波数遷移による位相変化量を自己相関処理により求めて、血管に関する情報を取得することもできる。ところが、検出されるドプラ位相変化量は極めて微弱であり、この情報から正確に血管領域を判断するのは困難となっている。

【 0 0 1 0 】

そこで近時、臨床や研究の場では、血管や血流に関する正確な情報を表示可能で、使いやすい超音波診断装置が要望されている。

10

【 0 0 1 1 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、血管や血流に関する正確な情報を容易に取得、表示できる超音波診断装置等の音響波診断装置、および音響波診断装置における画像表示方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明による第1の音響波診断装置は、

Bモードによる被検体の音響波画像（超音波画像等）を表示する機能および、Dモードによる血流速度表示機能を備えた音響波診断装置において、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得する光音響画像化手段と、

20

Dモード下で血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、前記光音響画像化手段により得られた血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段とが設けられたことを特徴とするものである。

【 0 0 1 3 】

なお上記のパラメータを決定する手段は、サンプルゲート位置、サンプルゲート幅、ビームステアリング方位およびアングル補正線のうちの少なくとも1つを光音響データに基づいて決定するものであることが望ましい。

【 0 0 1 4 】

また上記第1の音響波診断装置においては、光音響データを音響波の受信方向に沿ったデータとなるように位相整合させる手段と、位相整合された後の光音響データを検波/Log圧縮する手段とが設けられ、これらの手段を経た後の光音響データが、前記パラメータを決定する手段に入力されるようになっていたことが望ましい。

30

【 0 0 1 5 】

一方、本発明による第2の音響波診断装置は、

Bモードによる被検体の音響波画像（超音波画像等）を表示する機能および、CFモードにより血流情報をカラーマッピングして表示する機能を備えた音響波診断装置において、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得する光音響画像化手段と、

CFモード下で行うカラーマッピングの位置を、前記光音響画像化手段により得られた血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段とが設けられたことを特徴とするものである。

40

【 0 0 1 6 】

この第2の音響波診断装置においては、光音響データを音響波の受信方向に沿ったデータとなるように位相整合させる手段と、位相整合された後の光音響データを検波/Log圧縮する手段とが設けられ、これらの手段を経た後の光音響データが、前記カラーマッピングの位置を決定する手段に入力されるようになっていたことが望ましい。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の音響波診断装置においては、血管部分に関する光音響データを閾値処理してノイズ成分を除去する手段がさらに設けられることが望ましい。

【 0 0 1 8 】

50

他方、本発明による第 1 の画像表示方法は、

B モードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、D モードによる血流速度表示機能を備えた音響波診断装置における画像表示方法であって、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得し、

D モード下で血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、血管部分に関する前記光音響データに基づいて決定することを特徴とするものである。

【0019】

なお上記のパラメータは、サンプルゲート位置、サンプルゲート幅、ビームステアリング方位およびアングル補正線のうちの少なくとも 1 つであることが望ましい。

【0020】

また、本発明による第 2 の画像表示方法は、

B モードによる被検体の音響波画像を表示する機能および、CF モードにより血流情報をカラーマッピングして表示する機能を備えた音響波診断装置における画像表示方法であって、

被検体の光音響画像を示す光音響データを取得し、

CF モード下で行うカラーマッピングの位置を、血管部分に関する前記光音響データに基づいて決定することを特徴とするものである。

【0021】

この本発明による第 2 の画像表示方法においては、音響波診断装置が、D モードによる血流速度表示機能をさらに備えたものであるならば、前記 D モードを実行するための音響波送信のタイミング、前記光音響データを取得するための光照射のタイミング、前記 CF モードを実行するための音響波送信のタイミング、および前記 B モードを実行するための音響波送信のタイミングを、この順序で優先度を高く設定することが望ましい。

【0022】

上述の「優先度が高い」とは、詳しくは下記の通りである。2 つのタイミングとして各々の本来のタイミングを適用すると両者が一致してしまう場合、一つのタイミングを本来のものから外すことになるが、そのようにされないで本来のタイミングのままに維持される方が、「優先度が高い」ものとする。

【発明の効果】

【0023】

本発明による第 1 の音響波診断装置によれば、被検体の光音響画像を示す光音響データを取得する光音響画像化手段と、D モード下で血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、前記光音響画像化手段により得られた血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段とが設けられたので、血管や血流に関する正確な情報を容易に取得、表示可能となる。その詳しい理由は、以下の通りである。

【0024】

光音響データは、血液中のヘモグロビンの断熱膨張により発生する音響波を受信して得られるものであり、この音響波は本来、血管以外から発せられる可能性は極めて低い。よって、この光音響データに基づいて上記パラメータを決定するのであれば、特に熟練も必要としないで簡単に、極めて精度の高い血流速度情報を取得可能になる。

【0025】

また、本発明による第 2 の音響波診断装置も、上述のような音響波を検出して得られる光音響データに基づいてカラーマッピングの位置を決定するようにしているので、特に熟練も必要としないで簡単に、極めて精度の高い血流情報を取得可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】本発明の一実施形態による超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

【図 2】超音波探触子と光照射部の例を示す斜視図

【図 3】超音波探触子とそこからの信号を取り込む部分との接続例を示す概略図

【図 4】図 1 の装置の一部の構成を示すブロック図

10

20

30

40

50

【図 5】図 1 の装置における各部の動作タイミングを示すタイミングチャート

【図 6】図 1 の装置により得られる音響波 B モード画像の一例を示す概略図

【図 7】図 1 の装置により得られる血管領域判定用画像の一例を示す概略図

【図 8】D モードにおける画像表示の一例を示す概略図

【図 9】血管領域判定用画像の利用の仕方を説明する図

【図 10】D モードにおける画像表示の別の例を示す概略図

【図 11】C F モードにおける画像表示の一例を示す概略図

【図 12】血管領域判定用画像の利用の仕方を説明する図

【図 13】C F モードにおける画像表示の別の例を示す概略図

【発明を実施するための形態】

10

【0027】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 は、本発明の音響波診断装置の一実施形態である超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波深触子（プローブ）10と、この超音波深触子10に接続されたマルチプレクサ11と、このマルチプレクサ11にそれぞれ接続された送信回路12および受信回路13と、受信回路13に接続されたA/D変換器14と、このA/D変換器14が出力するデジタル信号を受ける、例えば専用集積回路からなる超音波信号処理部15と、この超音波信号処理部15の出力を受けるDSC（Digital Scan Converter：デジタル・スキャン・コンバータ）16と、このDSC16の出力を受けて超音波画像Bモード画像等を表示する表示部17とを有している。

20

【0028】

また本装置は、画像表示モードをB（輝度）モード、M（モーション）モード、D（ドプラ）モード、CF（カラー・フロー）モードの中から選択し、また後述する光音響アシストのオン、オフを設定する操作部20と、この操作部20と接続されたCPU（中央処理装置）21と、このCPU21に接続されたタイミング制御部22と、このタイミング制御部22によってパルス駆動のタイミングが制御されるレーザ光源23と、光音響信号処理部24と、上記超音波信号処理部15に接続されたシネメモリ25とを有している。

【0029】

超音波信号処理部15は、A/D変換器14が出力したデジタルデータが入力される位相整合部30と、B/Mモード信号生成部31と、Dモード信号生成部32と、CFモード信号生成部33と、これらの信号生成部31～33の各出力信号を受けて、その信号のシネメモリ25への格納等を制御するメモリコントロール34とを有している。なお信号生成部31～33の各出力信号は、前述したDSC16にも入力される。

30

【0030】

一方光音響信号処理部24は、前記A/D変換器14が出力したデジタルデータが入力される光音響Bモード信号生成部40と、この光音響Bモード信号生成部40が出力した信号が入力される血管領域判定部41とを有している。この血管領域判定部41は、超音波信号処理部15のDモード信号生成部32およびCFモード信号生成部33に接続されている。

【0031】

超音波深触子10は、印加された駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体で反射した反射超音波（超音波エコー）を受信して受信信号を出力する。この種の超音波深触子10は図2に示すように、圧電体の両端に電極を形成してなる振動子10aを、例えば1次元方向に並設して構成されている。上記圧電体としては、例えばチタン酸ジルコン酸鉛（Pb(lead) zirconate titanate）系のPZT（登録商標）に代表される圧電セラミックスや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等が好適に用いられる。

40

【0032】

そのような振動子10aの電極にパルス状の電圧が印加されると、圧電体が振動する。それにより振動子10aから、パルス状の超音波が発生する。またこの振動子10aは上

50

記反射超音波を受けると振動して、電気信号を発生する。その電気信号は、超音波検出信号として出力される。

【0033】

超音波画像の取得時に超音波深触子10は、例えば上記振動子10aの並設方向(X方向)と交わる方向(基本的にはX方向と直角なY方向)に機械的に、あるいはオペレータのマニュアル操作によって移動され、それにより被検体が超音波によって2次元的に走査される。なお図2において、10bは基盤部である。また50は、被検体に光を照射する光照射部としての導光板、51はこの導光板50の光入射端面50aに光学的に結合されて、該導光板50に後述するパルスレーザ光を導入する複数の光ファイバである。こうして導光板50内に導入されたパルスレーザ光は其中を全反射しながら伝搬し、光射出端面50bから被検体に向けて射出する。なお、振動子10aの列を間に挟むようにして導光板50を1対設けてもよい。

10

【0034】

送信回路12は例えばパルサによって構成されており、高圧パルスの駆動信号を生成し、この駆動信号を、マルチプレクサ11を介して超音波深触子10に供給する。受信回路13はプリアンプ等を含むもので、超音波深触子10の各振動子10aから個別に出力される超音波検出信号を受信して増幅する。なお本装置においては、超音波深触子10は1列に並設された一例として192個の振動子10aを有して、192ch(チャンネル)のものとされている。

20

【0035】

また本装置においては、後述する通り光音響画像も生成されるようになっており、その際に超音波深触子10は、パルスレーザ光の照射を受けた被検体から発せられた音響波を検出して、各振動子10aから個別に音響波検出信号を出力する。この音響波検出信号も、受信回路13によって上記と同様に受信、増幅される。

【0036】

AD変換器14はサンプリング手段であり、受信回路13が受信した超音波検出信号および音響波検出信号をサンプリングして、それぞれデジタル信号である超音波データおよび光音響データに変換する。このサンプリングは、例えば外部から入力されるクロック信号に同期して、所定のサンプリング周期でなされる。

30

【0037】

AD変換器14が出力する超音波データは、超音波信号処理部15に入力される。入力された超音波データは、位相整合部30において各チャンネル間での位相整合がなされ、反射超音波の受信方向に沿ったデータとされる。位相整合された超音波データは、操作部20によって選択的に設定されている画像表示モードに応じて、B/Mモード信号生成部31、Dモード信号生成部32、あるいはCFモード信号生成部33に入力される。

【0038】

B/Mモード信号生成部31は、検波/Log圧縮回路31aを含み、入力された超音波データの包絡線を生成し、次いでその包絡線を対数変換してダイナミックレンジを広げ、被検体内の組織の断層画像情報であるBモード画像あるいはMモード画像を表す画像信号を生成する。

40

【0039】

Dモード信号生成部32は、目的とする部位にサンプルゲートを設け、そのサンプリング位置からのドブラシフトを取り出して解析することにより、血流速度を表示する信号を生成する。

【0040】

CFモード信号生成部33は、CFモード信号を生成する。CFモードとは、平均血流速度、フロー変動、フロー信号の強さ、あるいはフローパワー等を様々な色にマッピングしてBモード画像に重ねて表示するモードのことである。より詳しく説明するとCFモード信号生成部33は、位相検波回路、MTI(Moving Target Indication)フィルタ、自己相関器、流速・分散演算器などを含んで構成される。そして該CFモード信号生成部3

50

3 は、生体組織の形態が反映された形態信号と、血流が反映された血流信号とをハイパスフィルタ処理（MTIフィルタ処理）により分離し、自己相関処理によって上記血流情報を複数の位置について求める。

【0041】

DSC16 は、上記各信号生成部 31 ~ 33 によって生成された画像信号を一般的なテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に座標変換（ラスタ変換）し、さらに補間処理等の画像処理や D/A 変換を施すことにより、表示用の画像信号を生成する。表示部 17 は、例えば液晶表示装置等の表示手段を含んで構成されており、DSC16 によって生成された表示用画像信号に基づいて、各モードの超音波画像を表示する。

【0042】

なお上記各信号生成部 31 ~ 33 によって生成された画像信号は、上述のように直ちに各モードの画像を表示するために DSC16 に入力されると共に、一定時間分の動画データを記憶するシネメモリ 25 に記憶される。このときの記憶動作は、メモリコントロール 34 によって制御される。

【0043】

以上、基本的な各モードの超音波画像を生成、表示する点について説明したが、次に、Dモード信号やCFモード信号を、血管領域を誤認識した結果不正に生成してしまうことを防止するための操作について説明する。なお以下では、この操作をPAIアシスト（光音響画像による補助）と称することとする。このPAIアシストは常時なされるようにしても構わないが、本実施形態では、このPAIアシストをONにするかOFFにするか、操作部 20 において選択的に設定可能となっている。

【0044】

上記操作部 20 は、公知のキーボードやマウス等の入力手段や、入力を確認するためのモニタなどから構成されている。そして上記入力手段で入力された情報に基づいて CPU21 がタイミング制御部 22 の動作を制御する。すなわち、PAIアシストがONに設定されたとき、レーザ光源 23 はタイミング制御部 22 が設定する所定のタイミングで駆動して、パルスレーザ光を発生する。レーザ光源 13 としては、例えばNd:YAGレーザ、Ti:Sapphireレーザや、アレキサンドライトレーザ等からなるQスイッチパルスレーザが好適に用いられる。

【0045】

またCPU21 は、ライブモードとフリーズモードとを切り換えるライブ/フリーズ信号を、タイミング制御部 22 に入力する。ここでライブモードとは、超音波の送受信を行うことによって、あるいは被検体へのパルスレーザ光照射とそのとき被検体で生じた音響波の検出を行うことによって順次得られる受信信号に基づいて動画像を表示するモードのことである。またフリーズモードとは、シネメモリ 25 に格納されている画像信号に基づいて静止画像を表示するモードのことである。このフリーズモード時には、メモリコントロール 34 により制御されてシネメモリ 25 から画像信号が読み出される。そしてその画像信号がDSC16 に入力され、該画像信号が担持する静止画像が表示部 17 において表示される。

【0046】

先に述べた通り本実施形態では、192ch（チャンネル）の超音波深触子 10 が適用されているが、これらのチャンネルは複数の領域単位で開口する（つまり受信回路 13 に接続する）ように構成されてもよい。例えば図 3 に示す例では、64chずつで領域 A、領域 B および領域 C が設定され、それらの 3 つの領域のチャンネルが互いに時間をずらして、1 回のレーザ発光毎に順次開口するように構成されている。そのようにすれば、192ch ながら AD 変換器 14 は 64 個設けるだけで済むことになる。

【0047】

マルチプレクサ 11 は、上記のようにチャンネル開口を制御するために機能する。すなわちマルチプレクサ 11 は、例えば領域 A が選択されているときは、192ch の振動子 10a のうち領域 A に対応する部分の振動子 10a のみを受信回路 13 に接続する。他の

10

20

30

40

50

領域 B あるいは C が選択されているときも同様である。

【 0 0 4 8 】

ただし上述のようにすることは必ずしも必要ではなく、1 回のレーザ発光毎に 1 9 2 c h が全部開口するように構成されてもよい。ただしその場合は、1 9 2 個の A D 変換器 1 4 が必要になるので、回路構成はより複雑となる。なお以下では、このように 1 回のレーザ発光毎に 1 9 2 c h が全部開口するものとして説明を続ける。

【 0 0 4 9 】

光音響 B モード信号生成部 4 0 は図 4 に示すように、超音波深触子 1 0 の各振動子 1 0 a 毎のデータを格納する素子データメモリ 4 2 と、この素子データメモリ 4 2 が出力する光音響データを受ける、前記位相整合部 3 0 (図 1 参照) と同様の位相整合部 4 3 と、この位相整合部 4 3 により音響波の受信方向に沿った音線信号に変換された光音響データを格納する音線メモリ 4 4 と、前記検波 / Log 圧縮回路 3 1 a と同様の検波 / Log 圧縮回路 4 5 とから構成されている。

10

【 0 0 5 0 】

図 1 のタイミング制御部 2 2 からのタイミング信号を受けてレーザ光源 2 3 がパルスレーザ光を発すると、このパルスレーザ光は図 2 に示した光ファイバ 5 1 および導光板 5 0 を介して被検体に照射される。こうしてパルスレーザ光の照射を受けた被検体の部分からは、光音響効果により音響波が発せられる。なお本実施形態においてはレーザ光源 1 3 として、血液に良く吸収される波長、例えば 7 5 0 n m や 8 0 0 n m のパルスレーザ光を発するものが適用されている。そこで上記音響波は、主に血管部分から発せられるものとなる。

20

【 0 0 5 1 】

ここで上記パルスレーザ光の発光タイミング等を、図 5 のタイミングチャートに示す。なお、これは、前述したライブモード時のタイミングを示すものである。このチャートの一番上はフレーム同期信号の発生タイミングを示しており、ここでは一例として、1 秒間当たり 3 0 フレームの周期でフレーム同期信号が発せられる。その下の送信タイミングは、1 フレーム内で超音波送信あるいはパルスレーザ光の発光がなされ得るように設定されたタイミングを示しており、本例では 1 フレーム当たり 1 9 2 回のレートとされている。

【 0 0 5 2 】

その下の P W タイミングは、前述した D モードでの情報を得るために、超音波深触子 1 0 からパルス状の超音波を所定周期 T で発生させるタイミングである。そしてその下の P A I タイミングが、上記パルスレーザ光の発光タイミングである。図 5 の例では、前述したように 1 回のレーザ発光毎に 1 9 2 c h が全部開口する場合に対応させて、1 フレーム当たり 1 回で発光タイミングが設定される。

30

【 0 0 5 3 】

また、その下の C F タイミングは、前述した C F モード信号を生成するために、所定方向にまとめて複数の超音波 (パケット) を送信するタイミングである。その下の B タイミングは、前述した B モード画像を生成するために、複数の超音波を送信するタイミングである。

【 0 0 5 4 】

以上説明した P W タイミング、P A I タイミング、C F タイミングおよび B タイミングはこの順に、つまり図 5 中で上から順に優先度が高いものとされている。すなわち、P W タイミングは、所定の周期 T が乱れるようなことが有ると血流速度の検出誤差が大きくなるという事情があるので、最優先とされている。具体例として例えば図中の左から 3 番目のフレームにおいては、それまでのフレームと同じにしている P W タイミングと P A I タイミングとが一致してしまうので、このような場合は、P A I タイミングを P W タイミングと一致しないように 1 送信タイミング分だけ後方にずらして、P W タイミングの周期 T が維持できるように優先させている。

40

【 0 0 5 5 】

また P A I タイミングは、そのタイミングが乱れると血管領域の判定に誤差が生じやす

50

いので、C F タイミングおよび B タイミングよりも優先させている。そして C F タイミングおよび B タイミングは、P W タイミングおよび P A I タイミングと一致することを避けた、適宜のタイミングに設定されている。なお C F タイミングは、パケット内のパルス間隔を等間隔に維持したいという事情があるため、B タイミングよりも優先とされている。

【 0 0 5 6 】

以上の通りのビームシーケンスとすることにより、D モード、C F モードおよび B モードの Triplex モードを P A I アシスト付きで実現可能となる。

【 0 0 5 7 】

上記の P A I タイミングでパルスレーザ光が被検体に照射されたとき、主に血管部分から発生した音響波は、超音波深触子 1 0 によって検出される。この超音波深触子 1 0 が出力する音響波検出信号は、マルチプレクサ 1 1、受信回路 1 3 および A D 変換器 1 4 によって前記超音波検出信号と同様に処理される。それによって得られたデジタルの光音響データは、光音響信号処理部 2 4 の光音響 B モード信号生成部 4 0 に入力され、そこでこの光音響データに基づいて、血管部の音響波 B モード画像を示す信号が生成される。その処理は基本的に、先に説明した超音波 B モード画像を示す信号を生成する場合と同様である。

10

【 0 0 5 8 】

図 6 は、こうして得られた血管部の音響波 B モード画像 Q を概略的に示すものである。図中 B が、血管部分を示す。この音響波 B モード画像 Q は、被検体に照射するパルスレーザ光の波長が前述の通りに選択されているため、基本的に血管部分 B のみを示すものとなるが、クラッタノイズ等のノイズ N が含まれることも多い。そこで好ましくは、この音響波 B モード画像を示す信号が血管領域判定部 4 1 に入力される。血管領域判定部 4 1 はこの信号に例えば閾値処理をした後、2 値化処理を施す。それらの処理を受けた後の信号が担持する画像は、図 7 に概略的に示すように、上記ノイズ N も除去されて、極めて明瞭に血管部分 B のみを示すものとなる。以下、この画像を血管領域判定用画像 J と称する。

20

【 0 0 5 9 】

この血管領域判定用画像 J を示す信号は、図 1 の D モード信号生成部 3 2 および C F モード信号生成部 3 3 に入力される。D モード信号生成部 3 2 および C F モード信号生成部 3 3 は、この血管領域判定用画像 J を利用して血管部分を正しく判定し、その判定した部分に関する各モード信号を生成する。

30

【 0 0 6 0 】

まず、D モード信号生成部 3 2 による処理について、図 8 ~ 1 0 を参照して説明する。図 8 は、前述の通りにして作成された B モードの超音波画像 P を概略的に示すものである。この B モード超音波画像 P にも、先に述べたようなノイズ N が生じることが多い。装置使用者は、図 8 に示すように D モード下で B モード超音波画像 P の測定箇所にかーソルおよびゲート G の位置（高さ位置）を合わせ、操作部 2 0 のオートスイッチを ON にする。それにより D モード信号生成部 3 2 は図 9 に示すように、入力されている血管領域判定用画像 J において、上記ゲート位置での血管位置 d および血管幅 D を検出する。またこのとき、ゲート G を血管中心に合わせ、ゲート幅 = $2D/3$ となるようにゲート幅を自動調整する。さらに、カーソル位置での血管壁面接線（図 9 中の破線）も検出できるので、アングル補正線も自動調整可能である。

40

【 0 0 6 1 】

次いで D モード信号生成部 3 2 は図 1 0 に示すように B モード超音波画像 P 上で、ゲート幅 = $2D/3$ 、アングル補正線 = [血管壁面接線と平行]、ビームステアリング方位 = [アングル補正線となす仰角が 60° となる方位] に自動設定し、これらの条件で血流速度を表示する D モード信号を自動生成する。この D モード信号は、正確に血管部分を示している血管領域判定用画像 J に基づいて生成されたものであるため、血流速度を正確に表示可能なものとなる。なお、上記ゲート幅やアングル補正線、ビームステアリング方位等のパラメータは、システム設定等でユーザが設定可能である。以上の通り本実施形態では、D モード信号生成部 3 2 が、血流速度に関する情報を取得するためのパラメータを、血

50

管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段を構成している。

【 0 0 6 2 】

次に、ＣＦモード信号生成部３３による処理について、図１１～１３を参照して説明する。図１１は、前述の通りにして作成されたＢモードの超音波画像Ｐに、ＣＦモードにより血流部分としてカラーマッピングがなされた状態を示すものである。ここではカラーマッピングされた部分を横線、あるいは縦線を入れた楕円で示してあるが、それら両者は実際は、互いにマッピングの色が異なるものである。ここに示す通り、前述したクラッタノイズ等の影響で、血管部分ではない箇所にもマッピングされることがある。

【 0 0 6 3 】

この不具合を無くすためにＣＦモード信号生成部３３は、図１２に示すようにＣＦモードによるカラーマッピングと血管領域判定用画像Ｊと重ね合わせ、血管領域判定用画像Ｊの血管部分Ｂと重ね合わさらない領域についてはＣＦモード信号を、Ｂモードの超音波画像Ｐが透過する値に置き換える。この処理により、実際の血管部分Ｂから外れた領域において血流成分としてカラーマッピングがなされていた部分、つまり図１２中において１点鎖線で囲まれている領域のカラーマッピング部分が削除される。以上の通り本実施形態では、ＣＦモード信号生成部３３が、カラーマッピングの位置を血管部分に関する光音響データに基づいて決定する手段を構成している。

10

【 0 0 6 4 】

上記の処理がなされた後にＢモードの超音波画像ＰにＣＦモードによるカラーマッピングを実施させると、実際に血管部分が有る領域にのみカラーマッピングがなされる状態になり、診断に有用な超音波画像が得られる。

20

【 0 0 6 5 】

なお、上記のように血管領域判定用画像Ｊと重ね合わせられるＣＦモードの画像領域は、画像全体としてもよいし、あるいはカラーマッピングがなされている領域（例えば図１１中に四角形で囲まれている領域）のみとしてもよい。

【 符号の説明 】

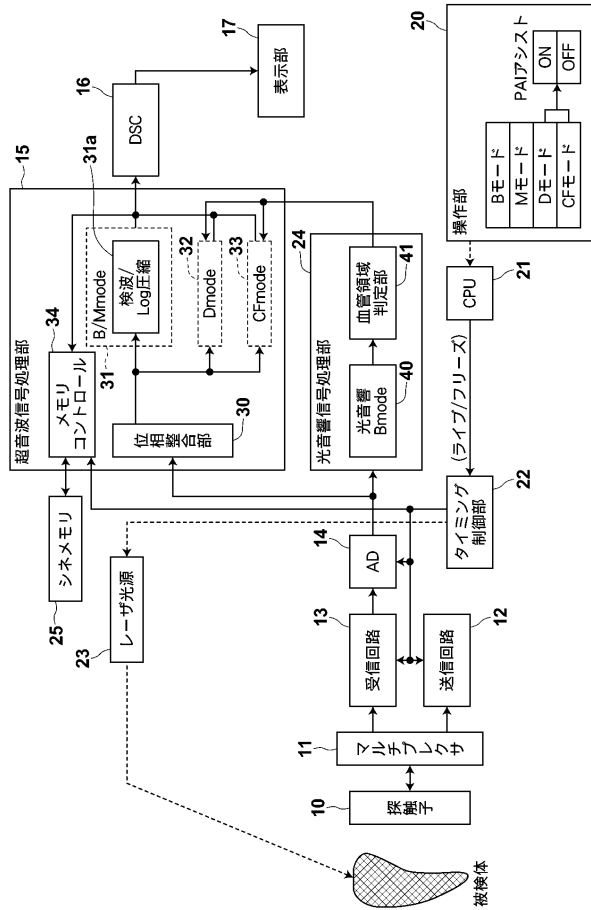
【 0 0 6 6 】

- １０ 超音波深触子
- １１ マルチプレクサ
- １２ 送信回路
- １３ 受信回路
- １４ ＡＤ変換器
- １５ 超音波信号処理部
- １６ ＤＳＣ
- １７ 表示部
- ２０ 操作部
- ２１ ＣＰＵ
- ２２ タイミング制御部
- ２３ レーザ光源
- ２４ 光音響信号処理部
- ３０ 位相整合部
- ３１ Ｂ／Ｍモード信号生成部
- ３２ Ｄモード信号生成部
- ３３ ＣＦモード信号生成部
- ４０ 光音響Ｂモード信号生成部
- ４１ 血管領域判定部
- ５０ 導光板
- ５１ 光ファイバ

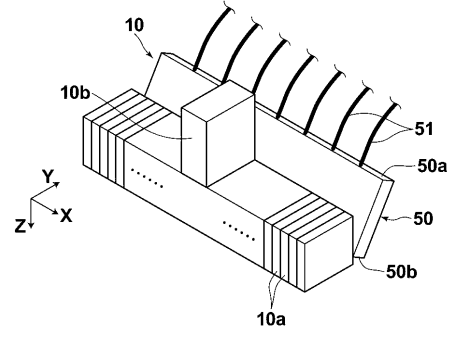
30

40

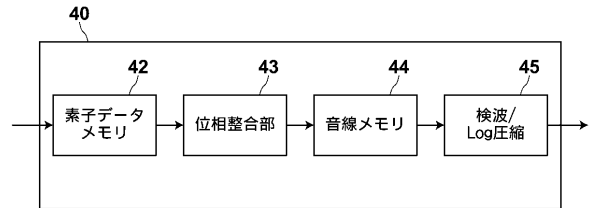
【図 1】



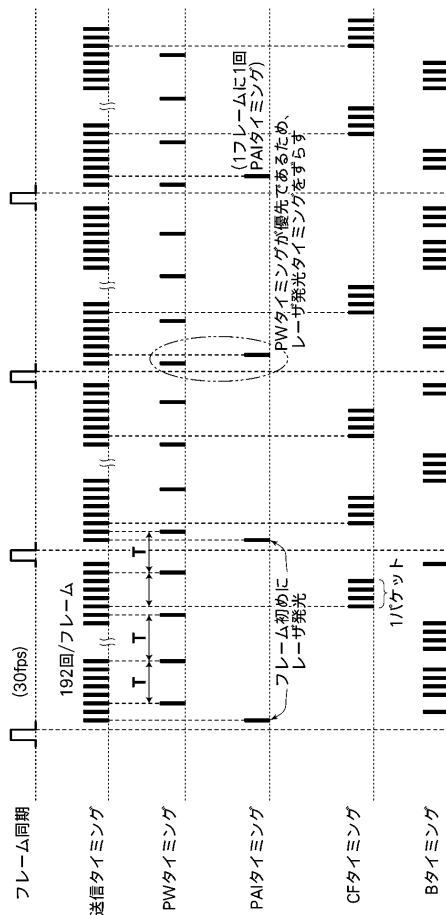
【図 2】



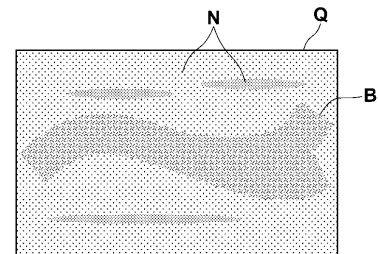
【図 4】



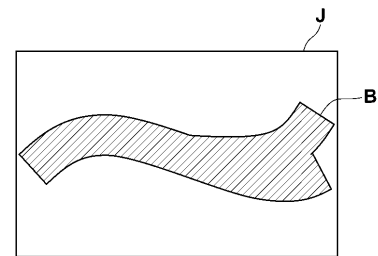
【図 5】



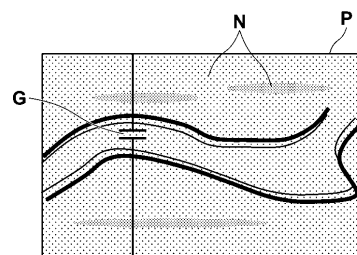
【図 6】



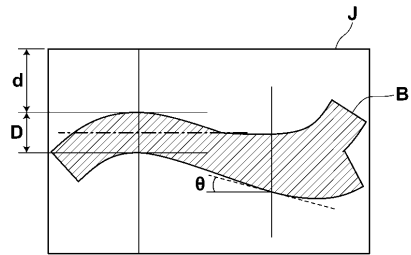
【図 7】



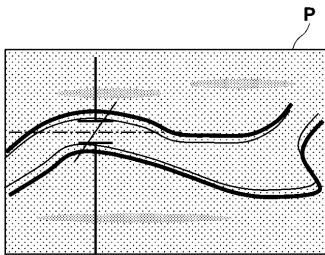
【図 8】



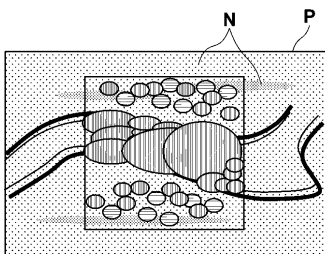
【図 9】



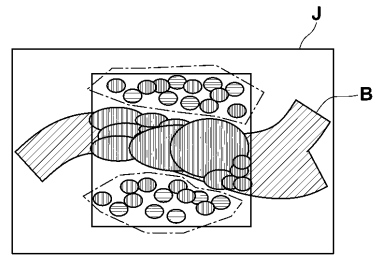
【図 10】



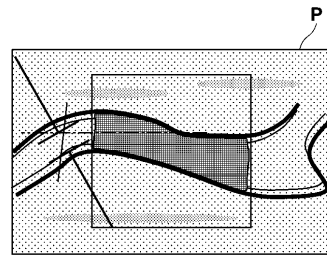
【図 11】



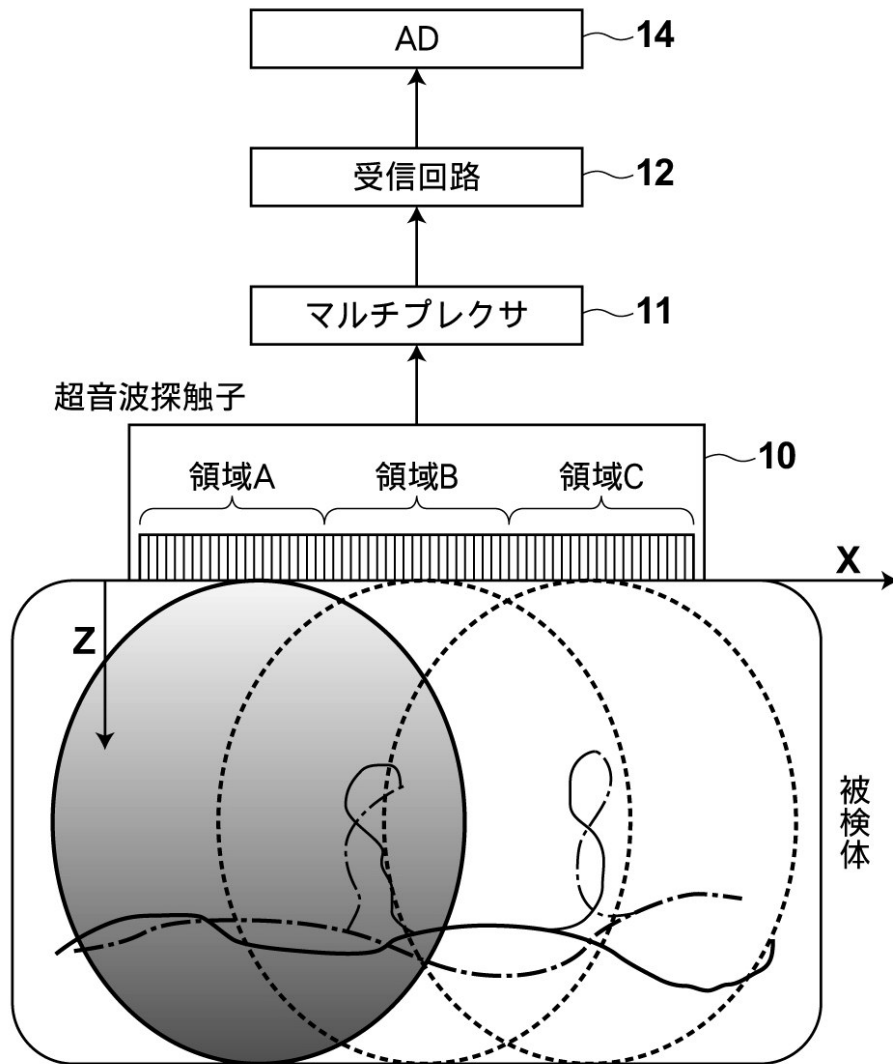
【図 12】



【図 13】



【図 3】



专利名称(译)	声波诊断装置和图像显示方法		
公开(公告)号	JP2013226335A	公开(公告)日	2013-11-07
申请号	JP2012101972	申请日	2012-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/026 A61B8/0891 A61B8/5261		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB16 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]为了获得能够获得并显示与血管和血流有关的准确信息的声波诊断装置。[解决方案]一种声波诊断装置，具有使用B模式显示被检体的声波图像的功能，并且具有使用D模式的血流速度显示功能。其中，提供了用于获取说明对象的光声图像的光声数据的光声成像装置（由激光光源（23），超声探头（10），接收电路（13）等构成）。还提供了一种装置（例如，D模式信号发生单元（32）），用于基于与光声成像装置获得的血管部分有关的光声数据，确定用于获取与所述光声成像装置有关的信息的参数。D模式下的血流速率。

