

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6000678号  
(P6000678)

(45) 発行日 平成28年10月5日 (2016. 10. 5)

(24) 登録日 平成28年9月9日 (2016. 9. 9)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/13 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/13 Z DM

請求項の数 21 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-137922 (P2012-137922)  
(22) 出願日 平成24年6月19日 (2012. 6. 19)  
(65) 公開番号 特開2013-27694 (P2013-27694A)  
(43) 公開日 平成25年2月7日 (2013. 2. 7)  
審査請求日 平成27年6月11日 (2015. 6. 11)  
(31) 優先権主張番号 特願2011-138797 (P2011-138797)  
(32) 優先日 平成23年6月22日 (2011. 6. 22)  
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000001007  
キヤノン株式会社  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
(74) 代理人 100126240  
弁理士 阿部 琢磨  
(74) 代理人 100124442  
弁理士 黒岩 創吾  
(72) 発明者 馬場 慶貴  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
ノン株式会社内  
(72) 発明者 立山 二郎  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
ノン株式会社内

審査官 森口 正治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置および被検体情報取得方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光が被検体に照射されることにより発生した光音響波、または、前記被検体に照射された超音波の反射波を受信することにより、複数の受信信号を出力する複数の受信素子と、前記複数の受信信号に基づいて、光音響画像または超音波画像を取得する信号処理部と、を備え、

前記信号処理部は、

前記複数の受信素子の一部を第1の部分、前記複数の受信素子のうち前記第1の部分以外の少なくとも一部を第2の部分とした場合、前記第1の部分が出力した複数の受信信号に基づき前記光音響画像を取得し、前記第2の部分が出力した複数の受信信号に基づき前記超音波画像を取得する第1のモードと、

前記複数の受信素子のうち前記第1の部分以外の少なくとも一部を含む部分を第3の部分、前記複数の受信素子のうち前記第2の部分以外の少なくとも一部を含む部分を第4の部分とした場合、前記第3の部分が出力した複数の受信信号に基づき前記光音響画像を取得し、前記第4の部分が出力した複数の受信信号に基づき前記超音波画像を取得する第2のモードと、

を選択的に実行可能に構成されていることを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記複数の受信素子を移動させるための移動部を備えることを特徴とする請求項1に記載の被検体情報取得装置。

10

20

**【請求項 3】**

前記信号処理部は、

前記移動部が行う前記複数の受信素子の移動の始点において前記第 1 のモードを実行し、前記移動の終点において前記第 2 のモードを実行することを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 4】**

前記信号処理部は、前記第 2 の部分が出力した複数の受信信号、または、前記第 4 の部分が出力した複数の受信信号に対して整相加算を行うことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 5】**

前記信号処理部は、前記第 1 の部分が出力した受信信号、または、前記第 3 の部分が出力した受信信号に基づき、前記光音響画像を生成するための画像再構成を行うことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 6】**

前記画像再構成は、逆投影法であることを特徴とする請求項 5 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 7】**

前記信号処理部は、前記複数の受信素子から出力される複数の受信信号を加算することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 8】**

前記信号処理部は、前記第 1 の部分、または、前記第 3 の部分に対応する前記の受信素子のうち、隣り合う受信素子から出力される受信信号を加算することを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 9】**

前記信号処理部は、前記複数の受信素子から出力された前記複数の受信信号をデジタル信号に変換することを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 10】**

前記複数の受信素子は静電容量型超音波トランスデューサであることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 11】**

前記第 3 の部分は前記第 2 の部分と同一であり、前記第 4 の部分は前記第 1 の部分と同一であることを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 12】**

前記信号処理部が前記第 1 の部分または第 3 の部分から出力された複数の受信信号に基づく前記光音響画像を取得するための処理を行っている間に、

前記第 2 の部分または前記第 4 の部分が出力した前記超音波の反射波を受信することを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 13】**

前記複数の受信素子は 2 次元アレイで構成されていることを特徴とする請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 14】**

前記超音波を送信する送信素子と、前記光を照射する光照射部と、を備えることを特徴とする請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 15】**

前記送信素子は、前記複数の受信素子の少なくとも一部から構成されることを特徴とする請求項 1 から 14 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 16】**

前記光音響画像または前記超音波画像を表示する画像表示部を備えることを特徴とする

10

20

30

40

50

請求項 1 から 15 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 17】

前記信号処理部はさらに、

前記複数の受信素子の、前記第 1 の部分および前記第 2 の部分を含む複数の受信素子が出力した複数の受信信号に基づき、前記超音波画像または光音響画像を取得する第 3 のモードを選択的に実行可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 から 16 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 18】

複数の受信素子の一部である第 1 の部分から出力された複数の受信信号に基づき光音響画像を形成する工程と、

前記複数の受信素子のうち前記第 1 の部分以外の少なくとも一部である第 2 の部分から出力された複数の受信信号に基づき超音波画像を形成する工程と、

前記複数の受信素子のうち前記第 1 の部分以外の少なくとも一部を含む第 3 の部分から出力された複数の受信信号に基づき光音響画像を形成する工程と、

前記複数の受信素子のうち前記第 2 の部分以外の少なくとも一部を含む第 4 の部分から出力された複数の受信信号に基づき超音波画像を形成する工程と、を備えることを特徴とする被検体情報取得方法。

【請求項 19】

前記第 2 の部分が出力した複数の受信信号、または、前記第 4 の部分が出力した複数の受信信号に対して整相加算を行う工程をさらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 20】

前記第 1 の部分、または、前記第 3 の部分に対応する前記の受信素子のうち、隣り合う受信素子から出力される受信信号を加算する工程をさらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 21】

前記第 1 の部分または第 3 の部分から出力された複数の受信信号に基づく前記光音響画像を取得するための処理を行っている間に、前記第 2 の部分または前記第 4 の部分が前記超音波の反射波を受信する工程を有することを特徴とする請求項 18 から 20 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は被検体に光または超音波を照射し、被検体からの超音波を受信して、光音響画像または超音波画像を形成する被検体情報取得装置および被検体情報取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、生体に光を照射すると、生体の光吸収に伴う生体組織の温度上昇・熱膨張により光音響波（典型的には超音波）が発生することが知られている。この光音響波の受信信号である光音響信号を用いて、非侵襲で生体内を可視化しようとする光音響イメージングの臨床現場への適用が試みられている。超音波の周波数の下限の定義は必ずしも明確でないが、本発明では 20 kHz 以上の弾性波のことを「超音波」と呼ぶ。

【0003】

また、光音響イメージングと、被検体に送信した超音波の反射波の受信信号である超音波信号を用いて超音波画像を形成する超音波イメージングとを組み合わせることで、臨床現場における診断精度を大きく向上させることができると期待されている。

【0004】

このように光音響イメージングと超音波イメージングを組み合わせることができるプローブとして、光音響波を受信するトランスデューサアレイと、超音波を送受信するトランスデューサアレイとを並べて配置するプローブが提案されている（特許文献 1）。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 0 - 2 2 8 1 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 に記載のプローブでは、光音響波を受信する受信領域と超音波を送受信する受信領域とに差異が生じてしまう。これにより、光音響画像および超音波画像の画質の低下を招いてしまっていた。

10

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は、光音響波の受信領域と超音波の受信領域との差異を低減することのできる、新規な構成の被検体情報取得装置および被検体情報取得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 0 8 】

上記の課題を解決するために、本発明に係る被検体情報取得装置は、複数の受信素子の一部を第 1 の部分、第 1 の部分以外の前記複数の受信素子のうち少なくとも一部を第 2 の部分とした場合、第 1 の部分が出力した受信信号に基づき光音響画像を取得し、第 2 の部分が出力した受信信号に基づき超音波画像を取得する第 1 のモードと、複数の受信素子のうち第 1 の部分とは少なくとも一部が異なる部分を第 3 の部分、第 3 の部分以外の複数の受信素子のうち少なくとも一部を第 4 の部分とした場合、第 3 の部分が出力した受信信号に基づき光音響画像を取得し、第 4 の部分が出力した受信信号に基づき前記超音波画像を取得する第 2 のモードと、を選択的に実行可能に構成された信号処理部を有する。

20

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、光音響波の受信領域と超音波の受信領域との差異を低減することのできる、新規な構成の被検体情報取得装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

30

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る、被検体情報取得装置の構成を示す図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る、信号処理部の一構成を示す図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る、素子アレイの一構成を示す図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る、信号処理モジュールの一構成を示す図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態に係る、信号処理モジュールの別の構成例を示す図である。

【図 6】モードを切り替えなかった場合の受信状況を示す図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施形態に係る、被検体情報取得装置における受信状況を示す図である。

【図 8】図 7 の S t a t e 1 における、被検体情報取得装置の動作シーケンスを示す図である。

40

【図 9】図 7 の S t a t e 2 ~ S t a t e 4 における、被検体情報取得装置の動作シーケンスを示す図である。

【図 10】図 7 の S t a t e 5 における、被検体情報取得装置の動作シーケンスを示す図である。

【図 11】図 7 の S t a t e 2 ~ 4 における、被検体情報取得装置の動作シーケンスの別の例を示す図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施形態に係る、被検体情報取得装置の構成を示す図である。

【図 13】本発明の第 2 の実施形態に係る、接続切替え部とその接続状態を示す図である。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0011】

通常、超音波イメージングにおいては、超音波を１ライン（２次元ではピクセルを、３次元ではボクセルを被検体深度方向に１次元的に並べたもの）に相当する領域に送信することにより、１ライン分の情報を有した反射波を受信する。そして、この受信信号に基づき１ライン分の超音波画像を形成する。このとき、超音波の反射波を受信する受信領域の正面の１ライン分の領域の超音波画像が形成される。そのため、受信領域の正面以外の領域の超音波画像を取得することは難しい。

## 【0012】

一方、光音響イメージングにおいては、複数のラインに相当する領域から発生した光音響波を受信し、この受信信号に基づき、複数のラインに相当する領域を画像化して、光音響画像を形成する。ところが、光音響波を受信する受信素子は指向性をもっているため、受信素子の検出面に対して角度をもって入射してきた光音響波の受信信号は低減されてしまう。そのため、光音響波を受信する受信領域の正面以外の領域の光音響画像の定量性が低下してしまう。

## 【0013】

以上より、光音響画像の取得に用いられた受信領域と、超音波画像の取得に用いられた受信領域とに差異が生じる場合、光音響画像および超音波画像の劣化や欠落が起こってしまう。

## 【0014】

そのため、光音響波を受信する受信領域と超音波の反射波を受信する受信領域との差異が低減されることが望まれている。

## 【0015】

そこで、本発明者は、ある受信素子が出力した受信信号に対して、光音響画像を取得するため信号処理を行うのか、超音波画像を取得するための信号処理を行うのかを、任意のタイミングで切り替え可能に構成した被検体情報取得装置を見出した。

## 【0016】

以下、図面を用いて本発明に係る被検体情報取得装置の実施形態を詳細に説明する。

## 【0017】

（第１の実施形態）

図１は、第１の実施形態に係る被検体情報取得装置１の構成を示す図である。

## 【0018】

図１における、被検体情報取得装置１は、複数の受信素子を備える探触子（プローブ）２、信号処理部５、画像表示部７、制御用ＣＰＵ１０、複数の送信素子を備える超音波送信部１１、光照射部１２、移動部としての機械走査機構５０から構成される。なお、信号処理部５は、探触子２に内蔵されていてもよい。

## 【0019】

光照射部１２は、制御用ＣＰＵ１０等の制御に従ってある一定のタイミングで検体Ｅに光を照射する。光照射部１２によって検体Ｅに光が照射されると、検体Ｅ内で光音響波が発生する。

## 【0020】

一方、超音波送信部１１は、制御用ＣＰＵ１０等の制御に従って検体Ｅに超音波を送信する。

## 【0021】

そして、探触子２に備えられた複数の受信素子は、検体Ｅ内で発生した光音響波、および、検体Ｅに送信された超音波の反射波を受信してアナログ電気信号に変換する。本実施形態では、超音波送信部１１と探触子２とを別々に設けているが、探触子２が超音波を送信してもよい。

## 【0022】

次に、信号処理部５は、受信素子が出力したアナログ電気信号を、デジタル化された電

10

20

30

40

50

気信号へと変換する。そして、信号処理部 5 は、デジタル化された電気信号に整相加算、フィルタ処理、対数圧縮、包絡線検波等の処理を行う。

【 0 0 2 3 】

次に、信号処理部 5 は、受信信号に対して以上のような処理を行った信号に対して、画像生成に必要な処理を行い、画像データ（光音響画像および超音波画像）を生成する。

【 0 0 2 4 】

なお、信号処理部 5 は、光音響波の受信信号であるか、反射波の受信信号であるかに応じて適切な処理を施す。

【 0 0 2 5 】

また、信号処理部 5 が施す信号処理の順序は本実施形態の順序に限らない。例えば、整相加算処理を行った後に、デジタル変換を行うことなどでもできる。

【 0 0 2 6 】

そして、画像表示部 7 には、信号処理部 5 によって生成された画像データに基づき、光音響画像及び超音波画像が表示される。

【 0 0 2 7 】

なお、制御用 C P U 1 0 は、各ブロックをコントロールするのに必要なデータ、コントロール信号を供給する。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、本発明の実施形態に係る信号処理部 5 を示す図である。信号処理部 5 は、信号処理モジュール 2 0 - 1 ~ 2 0 - Z から構成される。以下、信号処理モジュールのいずれかを特定することなく、これらの信号処理モジュール 2 0 - 1 ~ 2 0 - Z のうちのいずれかを示す場合には、「信号処理モジュール 2 0」と示す。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、本実施形態に係る探触子 2 が備える素子アレイ 3 0 を示す図である。図 3 に示すように、素子アレイ 3 0 は、複数の受信素子（ 1 , 1 ） ~ （ Z , 3 2 ）から構成されている。受信素子には、圧電素子、半導体プロセスを応用した静電容量型超音波トランスデューサ、ファブリペロー共振器などを用いることができる。なお、素子アレイ 3 0 が光音響波、超音波の反射波のいずれも受信することを考慮すると、周波数受信帯域が広い素子を素子アレイに用いることが好ましい。

【 0 0 3 0 】

以下、受信素子のいずれかを特定することなく、受信素子（ 1 , 1 ） ~ （ Z , 3 2 ）のうちいずれかを示す場合には「受信素子」と示す。素子アレイ 3 0 は 2 次元アレイで構成されていることが好ましい。

【 0 0 3 1 】

図 3 に示す複数の受信素子（ 1 , 1 ） ~ （ Z , 3 2 ）は、いくつかのグループに振り分けられ、それぞれのグループに対応する信号処理モジュールに接続される。例えば、受信素子（ 1 , 1 ） ~ （ 1 , 3 2 ）は信号処理モジュール 2 0 - 1 に接続される。また、受信素子（ 2 , 1 ） ~ （ 2 , 3 2 ）は信号処理モジュール 2 0 - 2 に、受信素子（ Z , 1 ） ~ （ Z , 3 2 ）は信号処理モジュール 2 0 - Z に接続される、といった具合である。

【 0 0 3 2 】

なお、受信素子と信号処理モジュールの接続状態はこれに限定されるものではない。例えば、素子アレイ 3 0 の受信素子それぞれに信号処理モジュール 2 0 を接続することや、素子アレイ 3 0 の全ての受信素子を 1 つの信号処理モジュール 2 0 に接続することなど、必要に応じて最適の接続状態を選択して良い。

【 0 0 3 3 】

本発明の第 1 の特徴は、複数の受信素子をいくつかの部分に分割して用いる点にある。

【 0 0 3 4 】

本発明の第 2 の特徴は、素子アレイの任意の受信素子が音響波を受信したときの受信信号に対して、施す信号処理を切り換える点にある。例えば、本実施形態においては、図 2 の制御用 C P U 1 0 が信号処理モジュール 2 0 を制御することによって、素子アレイのあ

10

20

30

40

50

る受信領域で受信した信号に対する信号処理の切り換え（モードの切り替え）が行われる。

【 0 0 3 5 】

本実施形態に係る第 1 のモードにおいては、図 3 の領域 A で受信した信号に対して光音響波に対応した信号処理を行い、領域 B で受信した信号に対して検体 E からの超音波の反射波に対応した信号処理を行う。

【 0 0 3 6 】

一方、第 2 のモードにおいては、領域 A で受信した信号に対して反射波に対応した信号処理を行い、領域 B で受信した信号に対して光音響波に対応した信号処理を行う。なお、これらのモードは、制御用 CPU 10 によって選択的に実行可能に制御されている。

10

【 0 0 3 7 】

上記の例では、信号処理モジュール単位で領域をモードの切り替えを行うことを説明したが、後述するように、各信号処理モジュール内の動作の切り換えによって、より細かい単位で領域の切り換えが可能である。

【 0 0 3 8 】

図 4 は、信号処理モジュール 20 の構成を示す図である。ここでは、信号処理モジュール 20 が 32 チャンネル (ch) で構成される場合の例を示す。

【 0 0 3 9 】

本実施形態に係る信号処理モジュール 20 は、複数の AD 変換器 3-1 ~ 3-32、遅延メモリ制御回路 8、重み付け係数供給回路 9、加算回路 13、データメモリ 14-1 ~ 14-32、アポダイゼーション用の乗算器 15-1 ~ 15-32、マルチプレクサ 16 から構成される。

20

【 0 0 4 0 】

図 3 に示す素子アレイ 30 の各受信素子は、図 4 に示す AD 変換器 3-1 ~ 3-32 と接続される。例えば、図 4 に示す信号処理モジュール 20 が図 2 に示す信号処理モジュール 20-1 であった場合、図 3 の受信素子 (1, 1) ~ (1, 32) がそれぞれ AD 変換器 3-1 ~ 3-32 と接続される。そして、AD 変換器 3-1 ~ 3-32 によってデジタル化された受信信号は、対応するデータメモリ 14-1 ~ 14-32 に取り込まれる。

【 0 0 4 1 】

次に、受信信号に基づいて整相加算を行うことにより画像データを取得する方法を説明する。

30

【 0 0 4 2 】

まず、遅延メモリ制御回路 8 は、制御用 CPU 10 から供給された遅延情報に基づき、整相加算に必要なデータメモリアドレスを算出し、算出されたデータメモリアドレスを各データメモリ 14-1 ~ 14-32 に供給する。そして、遅延メモリ制御回路 8 が供給したデータメモリアドレスにしたがって、検体 E 内の任意のピクセルまたはボクセルに対応する受信デジタルデータがデータメモリ 14-1 ~ 14-32 より読み出される。そして、読み出された受信デジタル信号がそれぞれ乗算器 15-1 ~ 15-32 に出力される。このようにして、位相のそろった受信信号が乗算器 15-1 ~ 15-32 に出力される。

【 0 0 4 3 】

40

重み付け係数供給回路 9 は、検体 E 内の任意のピクセルまたはボクセル座標に基づき、最適な窓関数重み係数を乗算器 15-1 ~ 15-32 に供給する。そして、乗算器 15-1 ~ 15-32 に供給された受信デジタル信号は、チャンネル毎に重み付け係数供給回路 9 が算出した窓関数重み係数を付され、加算回路 13 へ出力される。

【 0 0 4 4 】

そして、加算回路 13 が上記の処理が行われることにより位相のそろった受信信号を加算することにより、32 ch 分の整相加算が行われた出力 A が出力される。

【 0 0 4 5 】

そして、図示しない上位の CPU、GPU、DSP、その他ハードウェアが、整相加算された信号に輝度値変換などの処理を施すことにより、整相加算が行われた信号に基づく

50

画像データが生成される。

【 0 0 4 6 】

なお、信号処理モジュール 2 0 において、整相加算処理を行わないチャンネルに対しては、重み付け係数供給回路 9 より乗算器 1 5 - 1 ~ 1 5 - 3 2 に対し、0 を供給するようにしてもよい。こうすることにより、整相加算処理を行いたいチャンネルのみを用いて整相加算を行うことが可能となる。これは、素子アレイ 3 0 の領域分割を、信号処理モジュール単位ではなく、さらに細かいチャンネル単位で行えるということを意味し、素子アレイ 3 0 の領域分割を任意の様式で行うことが可能となる。

【 0 0 4 7 】

また、複数の信号処理モジュール 2 0 - 1 ~ 2 0 - Z において整相加算処理が行われ、信号処理モジュール 2 0 - 1 ~ 2 0 - Z の整相加算データ出力を全て加算する必要がある場合は、システム構成に応じて適切に加算処理を行えば良い。

10

【 0 0 4 8 】

次に、受信信号に基づいて整相加算以外の任意のアルゴリズムを適用して画像再構成を行い、画像を取得する方法を説明する。

【 0 0 4 9 】

まず、制御用 C P U 1 0 からマルチプレクサ 1 6 を制御し、各データメモリ 1 4 - 1 ~ 1 4 - 3 2 に格納された受信デジタル信号のうち、任意のピクセルまたはボクセルに対応する受信デジタル信号を読み出す。

【 0 0 5 0 】

20

そして、図示しない上位の C P U、G P U、D S P、その他ハードウェアが、読みだされた受信デジタル信号に基づき、任意の画像再構成を行うことにより、画像データ信号を生成する。そして、この上位の C P U などがこの画像データ信号に輝度値変換などの処理を施すことにより、任意の画像再構成を行うことによって得られた画像データ信号に対応する画像が生成される。

【 0 0 5 1 】

この構成により、取得した受信信号に対して整相加算処理だけでなく、任意のアルゴリズムを適用して画像再構成を行うことができる。このようにして、受信信号に基づき光音響画像と超音波画像とを任意に取得することができる。

【 0 0 5 2 】

30

典型的に、超音波画像を生成する際には整相加算が行われ、光音響画像を生成する際には、整相加算とは別のアルゴリズムを適用した画像再構成が行われる。例えば、光音響画像を生成する画像再構成方法としては、トモグラフィ技術で通常に用いられるタイムドメインあるいはフーリエドメインでの逆投影法などがある。

【 0 0 5 3 】

もちろん、超音波画像、光音響画像を取得する際に、整相加算処理、任意のアルゴリズムを適用した画像再構成のどちらを適用してもよい。

【 0 0 5 4 】

また、データメモリ 1 4 とマルチプレクサ 1 6 との間に乗算器 1 5 を設け、重みづけ係数供給回路 9 が、画像再構成に用いないチャンネルの乗算器に対して 0 を供給することにより、任意のチャンネルからの信号のみを用いて画像データ信号を生成することができる。

40

【 0 0 5 5 】

また、図 5 に示すように、データメモリ 1 4 と乗算器 1 5 との間にマルチプレクサ 1 7 が設けられることにより、任意のチャンネルの信号を整相加算に用いてもよい。図 5 においては、制御用 C P U 1 0 から供給されたチャンネル分割信号に基づき、マルチプレクサ 1 7 - 1 ~ 1 7 - 3 2 の切り替えを行う。この方法により、素子アレイ 3 0 の領域分割をチャンネル単位で行うことが可能である。すなわち、乗算器 1 5 に入力されるチャンネルをマルチプレクサ 1 7 により選択することができる。

【 0 0 5 6 】

50

なお、マルチプレクサ 17 は、乗算器 15 と加算回路 13 との間にそれぞれ配置されてもよい。また、データメモリ 14 とマルチプレクサ 16 との間にマルチプレクサ 17 を設けることにより、任意のチャンネルからの信号を用いて整相加算以外の信号処理により画像データを生成してもよい。

【0057】

本発明において、信号処理モジュールの構成は上述した構成に限らない。許容されるシステム規模に応じて、それぞれの構成を複数並列に配置し、整相加算処理能力をさらに高める構成にしてもよい。

【0058】

ところで、本実施形態では、先に説明したように、モードに応じて図 3 に示す素子アレイ 30 の領域 A と領域 B とが受信した信号に対して行うそれぞれの信号処理を切り替える。このようにモードを切り替えて信号処理を行う理由を以下に説明する。

【0059】

図 6 は、モードを切り替えなかった場合の音響波の受信状況を示す模式図である。ここでは、機械走査機構 50 が素子アレイ 30 を走査することにより、素子アレイ 30 を移動させている。また、信号処理部 5 が、領域 A から出力された受信信号に基づき光音響画像を取得し、領域 B から出力された受信信号に基づき超音波画像を取得するように設定する。

【0060】

図 6 は、スタート地点 (1) から、領域 A と領域 B が相対的位置を一定に保ちつつ、中間地点 (2) を経由し、終了地点 (3) まで移動して受信を行う様子を示している。この場合、領域 A に対応する受信領域 58 と、領域 B に対応する受信領域 59 は同一にはならない。

【0061】

すなわち、領域 60 においては、領域 A からの受信信号は得られるが、領域 B からの受信信号は得られない。また、領域 61 では、領域 B からの受信信号は得られるが、領域 A からの受信信号は得られない。

【0062】

このような場合、前述したように受信信号が得られなかった受信領域に対応する画像の画質は低下してしまう。

【0063】

一方、被検体情報取得装置は、光音響画像と超音波画像とを統合することで被検体情報をより正確に取得することを目的のひとつとする装置である。したがって、領域 60 や領域 61 のように片方の領域からしか受信信号を取得できない領域に対応する画像は、装置の目的を達することができない。

【0064】

そこで、本発明は、以下に説明するようにモードを切り替えて、音響波を受信する。

【0065】

図 7 は、第 1 の実施形態に係る被検体情報取得装置における受信状況を示す。

【0066】

例えば、まず、スタート地点 (1) において、制御用 CPU 10 からの制御信号に基づき、信号処理部 5 が、領域 A から出力された受信信号に基づき光音響画像を取得し、領域 B から出力された受信信号に基づき超音波画像を取得するように設定する (State 1)。

【0067】

次に、スタート地点 (1) において、制御用 CPU 10 からの制御信号に基づき、信号処理部 5 が、領域 A から出力された受信信号に基づき超音波画像を取得し、領域 B から出力された受信信号に基づき光音響画像を取得するように設定する (State 2)。

【0068】

更に、信号処理部 5 が State 2 と同様の状態に設定されたまま、素子アレイ 30 を

10

20

30

40

50

移動させて、音響波の受信を行う (State 3)。図 7 の State 3 は、素子アレイ 30 が中間地点 (2) を通過している様子を示したものである。そして、素子アレイ 30 が終了地点 (3) に到着するまで、信号処理部 5 は State 2 と同様の設定がされる (State 4)。

【0069】

最後に、終了地点 (3) において、制御用 CPU 10 からの制御信号に基づき、領域 B から出力された受信信号に基づき超音波画像を取得するように設定する (State 5)。

【0070】

ここで、「第 1 のモード」は、State 1 のときの信号処理部 5 の設定に相当し、「第 2 のモード」とは、State 2 のときの信号処理部 5 の設定に相当する。

10

【0071】

そして、State 1 のときの領域 A に配列された受信素子が「第 1 の部分」に相当し、領域 B に配列された受信素子が「第 2 の部分」に相当する。また、State 2 のときの領域 B に配列された受信素子が「第 3 の部分」に相当し、領域 A に配列された受信素子が「第 4 の部分」に相当する。

【0072】

図 7 に示すように、信号処理部 5 が第 1 のモードと第 2 のモードとを選択的に実行可能に構成されていることにより、光音響波を受信する受信領域 36 と超音波の反射波を受信する受信領域 37 との差異を低減することができる。

20

【0073】

本実施形態においては、State 5 に示すように、領域 B から出力された受信信号に基づき超音波画像を取得し、領域 A は画像取得に使用しないモードが存在する。本発明において、第 1 のモードと第 2 のモードを選択的に実行可能とは、State 5 のときの信号処理部 5 の設定に相当するような更なるモードを信号処理部が実行可能であることを包含するものである。

【0074】

また、超音波信号処理と光音響信号処理を行う受信領域は、必ずしも図 7 に示した手法に限定されない。第 1 のモードと第 2 のモードとを選択的に実行可能とし、超音波画像の受信領域 36 と光音響画像の受信領域 37 の差異を低減することができる限り、どのような動作を行ってもよい。

30

【0075】

すなわち、第 2 のモードにおいて光音響信号処理に対応する第 3 の部分が、第 1 のモードにおいて光音響信号処理に対応する第 1 の部分以外の少なくとも一部を含んでいればよい。また、第 2 のモードにおいて超音波信号処理に対応する第 4 の部分が、第 1 のモードにおいて超音波信号処理に対応する第 2 の部分以外の少なくとも一部を含んでいればよい。

【0076】

また、受信する範囲が限られている場合には、素子アレイ 30 を走査することなく、固定して受信を行ってもよい。

40

【0077】

また、本実施形態においては、探触子 2 を移動させるための機械走査機構 50 を設け、生体の皮膚表面上を機械的に走査させているが、検査者が探触子 2 を把持し探触子 2 を移動させてもよい。

【0078】

図 8 ~ 図 11 は、第 1 の実施形態に係る被検体情報取得装置における、光照射と、光音響画像を取得するための処理 (光音響信号処理) と、超音波画像を取得するための処理 (超音波信号処理) の動作シーケンスの関係を示す図である。

【0079】

図 8 は、図 7 の State 1 のときの動作シーケンスを示す。図 8 (a) は領域 A にお

50

ける動作シーケンスを、図 8 ( b ) は領域 B における動作シーケンスを示す。

【 0 0 8 0 】

図 8 ( a ) においては、まず、測定サイクル開始とともに、光音響画像を取得するために光照射部 1 2 が検体へ光を照射する。次に、光音響信号処理 A では、光を吸収した検体で発生した光音響波を素子アレイ 3 0 が受信し、素子アレイ 3 0 のうち領域 A から出力された受信信号に基づき、光音響画像が生成される。

【 0 0 8 1 】

一方、図 8 ( b ) においては、光音響信号処理 A で光音響画像を生成する信号処理を行っている間に、超音波送信部 1 1 が検体に超音波の送信し、その超音波の反射波を受信する。この超音波の送受信を N 回繰り返し行うことにより得られた受信信号に基づき、超音波画像を取得する。すなわち、S t a t e 1 においては、光音響信号処理 A と超音波信号処理 B とが同時に行われている。

10

【 0 0 8 2 】

次に図 9 は、図 7 の S t a t e 2 ~ S t a t e 4 のときの領域 A および B における動作シーケンスを示す。ここでは、図 9 ( a ) に示す領域 A においては、超音波信号処理 B が行われ、図 9 ( b ) に示す領域 B においては、光音響信号処理 A が行われる。

【 0 0 8 3 】

そして、図 1 0 は、図 7 の S t a t e 5 のときの領域 A および B における動作シーケンスを示す。ここでは、図 1 0 ( a ) に示す領域 A においては、受信信号から画像を取得しない。一方、図 1 0 ( b ) に示す領域 B においては、超音波信号処理 B が行われる。

20

【 0 0 8 4 】

このように、光音響信号処理と超音波信号処理を並列して、かつ各々の測定サイクルを順次行うことにより、光音響画像と超音波画像の同時取得を行う。加えて、素子アレイ 3 0 の光音響画像の取得に用いる受信領域と超音波画像の取得に用いる受信領域の分割様式を適宜変更する。

【 0 0 8 5 】

本発明において、光音響信号処理と超音波信号処理の時系列は、必ずしも図 8 ~ 1 0 の通りである必要はない。一方の信号処理動作が、他方の信号取得動作に悪影響を及ぼさない限り、どのような時的関係であっても良い。

【 0 0 8 6 】

30

例えば、図 1 1 は、S t a t e 2 ~ S t a t e 4 のときの動作シーケンスの変形例を示す。図 1 1 ( b ) に示す領域 B において、光音響信号処理 A の終了後に、超音波の送受信を行い超音波信号処理 B により領域 B に対応する超音波画像を取得している。なお、S t a t e 2 ~ S t a t e 4 のときに限らず、信号処理能力によっては、検体内を伝搬する光音響波が十分減衰するとただちに、超音波の送受信を開始し、光音響信号処理 A と超音波信号処理 B とを同時に行ってもよい。

【 0 0 8 7 】

また、診断上特に気になる領域では、全ての素子アレイからの受信信号を用いて光音響画像、または超音波画像を取得するモードが存在してもよい。この場合、素子アレイ 3 0 の一部を使用して音響波を受信した場合と比べ、コントラストの向上した光音響画像または超音波画像を診断に用いることができる。

40

【 0 0 8 8 】

また、光音響画像または超音波画像に求められる画質に応じ、素子アレイ 3 0 の分割様式を調整しても良い。例えば、より高いコントラストを得たい画像に対しては、信号取得に際し、受信素子を多く割り当てるといった処理が可能である。

【 0 0 8 9 】

また、光音響信号処理に際しては、検体 E に照射された光の、検体 E 内での拡散度合いに応じて、適切に光音響波の受信領域を設定する必要がある。そこで、制御用 C P U 1 0 が、光照射部 1 2 の特性に応じ、光音響波の受信領域が適切となるよう、信号処理部 5 が行う処理を制御してもよい。

50

## 【0090】

このように本実施形態によれば、探触子の素子アレイを光音響信号処理用と超音波信号処理用とに分割し、かつ領域分割様式を柔軟に変更できる。このため、光音響波の受信領域と超音波の受信領域との差異を低減することができる。また、取得したい画像の種類に応じ、装置の信号処理手法を柔軟に変更することによって、様々なニーズに対応可能である。

## 【0091】

(第2の実施形態)

図12は、本実施形態に係る被検体情報取得装置の構成を示す図である。

## 【0092】

図12の被検体情報取得装置70は、探触子2と信号処理部5の間に、接続切替え部71が挿入されている点が、第1の実施形態と異なる。本実施形態では、受信する音響波の周波数特定に応じて、接続切替え部71の接続状態を切り替える。図12において図1と同一の部材には、同一の符号を付し、詳細な説明は省略する。

## 【0093】

以下、接続切替え部71の動作について具体的に説明する。

## 【0094】

超音波イメージング装置の分野において、整相加算による受信ビーム形成時にサイドローブを抑制するために、受信素子ピッチが受信する超音波の波長の $1/2$ 以下であればよいことが一般的に知られている。また、超音波装置の場合、超音波信号の周波数は数MHz～十数MHzの範囲が多く用いられている。

## 【0095】

一方、光音響イメージング装置の場合、人体への光照射によって発生する光音響波の周波数は1MHz程度である。

## 【0096】

例えば、本実施形態において、光音響波の中心周波数が1MHz、超音波の中心周波数が3MHzであったとする。それに伴い、本実施形態においては、超音波の中心周波数に合わせて、中心周波数帯域が3MHzの探触子を用いることとする。

## 【0097】

ところが、光音響波に対しては、中心周波数帯域が3MHzの探触子の素子ピッチでは必要以上に細かくなってしまう。

## 【0098】

そこで、本実施形態においては、接続切り替え部71を用いて、他方に比べて周波数が数倍低い音響波を受信する場合には、隣り合う複数の受信素子をまとめて1素子と見なし、実効的に素子ピッチを広げる。

## 【0099】

図13は、本実施形態における接続切替え部の接続状況を説明するための図である。図13において、探触子2の複数の受信素子2-1～2-9は、それぞれ3個を一組として、複数の接続切替え部71-1～71-3を介して、複数のAD変換器3-1～3-9に接続されている。ここで、受信素子2-1～2-9は、超音波信号の中心周波数の3MHzに合わせた素子ピッチで設けられている。

## 【0100】

例えば、3MHzの超音波を受信する場合には、図13(a)に示すように探触子2に配置された受信素子2-1～2-9をそれぞれAD変換器3-1～3-9に別個に接続する。各受信素子2-1～2-9で受信された超音波の受信信号は、AD変換器3-1～3-9でデジタル化され、複数のデータメモリ14-1、・・・に格納される。そして、データメモリ14-1、・・・に格納された超音波デジタル受信信号は、加算回路13に出力されて整相加算される。

## 【0101】

一方、1MHzの光音響波を受信する場合には、図13(b)に示すように接続切替え

10

20

30

40

50

部 7 1 - 1 により受信素子 2 - 1 ~ 2 - 3 を互いに接続する。そして、接続切り替え部 7 1 - 1 と A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 のそれぞれと接続する。

【 0 1 0 2 】

すなわち、受信素子 2 - 1 ~ 2 - 3 から出力された各受信信号は、接続切り替え部 7 1 - 1 により加算される。そして、接続切り替え部 7 1 - 1 により加算された信号が、それぞれの A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 に供給される。このように、各受信信号を接続切り替え部 7 1 - 1 が加算することにより、信号の S N 比は高くなる。

【 0 1 0 3 】

ここで、接続切り替え部 7 1 - 1 が行う加算は、位相がそろえられた信号を加算しているわけではないので、整相加算とは異なる。また、A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 に供給される信号はすべて同じ信号である。

10

【 0 1 0 4 】

同様に、受信素子 2 - 4 ~ 2 - 6、2 - 7 ~ 2 - 9 と、接続切替え部 7 1 - 2、7 1 - 3 と、A D 変換器 3 - 4 ~ 3 - 6、3 - 7 ~ 3 - 9 とを接続する。

【 0 1 0 5 】

図 1 3 ( b ) のような構成とすることで、隣り合う 3 つの受信素子を 1 グループとし、その 1 グループをまとめて 1 素子と見なし、実効的に素子ピッチを広げることができる。A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3、3 - 4 ~ 3 - 6、3 - 7 ~ 3 - 9 からは、実質的に各々同一の信号が出力され、データメモリ 1 4 - 1 , . . . に格納される。

【 0 1 0 6 】

20

そして、このように実効的に素子ピッチを広げて取得した信号を用いて画像再構成を行うことにより、光音響画像を生成する。このようにして、1 M H z の光音響波に適した光音響画像を形成することができる。

【 0 1 0 7 】

本実施形態においては、接続切り替え部が隣り合う 3 つの受信素子を結合して 3 つの A D 変換器と接続したが、この構成に限定されない。接続切り替え部が、1 つ、2 つ、または 4 つ以上の A D 変換器と接続される構成としてもよい。

【 0 1 0 8 】

ここで、1 グループとしてまとめる素子数は必ずしも 3 つである必要はない。サイドローブを抑制できる限り、いくつの素子をまとめても良い。

30

【 0 1 0 9 】

また、必ずしも光音響波の受信の場合のみに素子をまとめるわけではない。状況に応じて、超音波の受信のときに素子をまとめても良い。また、接続切替え部 7 1 は、探触子 2 に内蔵されていてもよい。

【 0 1 1 0 】

また、接続切り替え部 7 1 は、実質的に 1 素子と見なされる受信素子に接続されている複数の A D 変換器 3 の出力を加算し、データメモリ 1 4 に入力するようにしても良い。例えば、接続切替え部 7 1 を A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 9 とデータメモリ 1 4 - 1 , . . . との間に挿入し、A D 変換器 3 - 1 ~ 3 - 3 の出力を加算し、加算結果を 3 つのデータメモリにそれぞれ入力する。同様に、A D 変換器 3 - 4 ~ 3 - 6 及び 3 - 7 ~ 3 - 9 の出力をそれぞれ加算し、加算結果をそれぞれに対応した 3 つずつのデータメモリに入力する。この構成により、3 つの A D 変換器に入力された受信信号が重畳されて、S N 比が向上する。

40

【 0 1 1 1 】

本実施形態においても、探触子の素子アレイを光音響信号処理用と超音波信号処理用とに分割し、かつ領域分割様式を柔軟に変更できる。このため、光音響波の受信領域と超音波の受信領域との差異を低減することができる。また、取得したい画像の種類に応じ、装置の信号処理手法を柔軟に変更することによって、様々なニーズに対応可能である。

【 0 1 1 2 】

さらに、隣り合う受信素子を結合して、各受信信号を加算することにより、光音響波と

50

超音波の中心周波数が異なる場合でも、同一のプローブを用いてそれぞれの画像でのサイドローブの発生を抑えることができる。

【 0 1 1 3 】

図示はしないが、本発明の第 1 及び第 2 の実施形態における画像表示には様々な方法が存在する。例えば、生成された光音響画像と超音波画像は、重畳表示しても、別個に片方のみ表示しても良い。また、2つの画像をモニタ上に別個に並べて表示できるようにしても良い。さらに、光音響画像データと超音波画像データを合成処理して重畳表示する際に微妙な画像情報が失われてしまう恐れがある場合、光音響画像と超音波画像をモニタ上の同一領域上で交互表示させ、両画像の対応を観察しても良い。この場合、検査者が診断に最適と感じる両画像の交互表示割合は、検査対象や生成された画像のコントラストによっ

10

【 0 1 1 4 】

以上、好適な実施形態を説明したが、本発明はこれらの実施形態に限らず、特許請求の範囲を逸脱しない限りにおいて、種々の変形例、応用例も包含するものである。

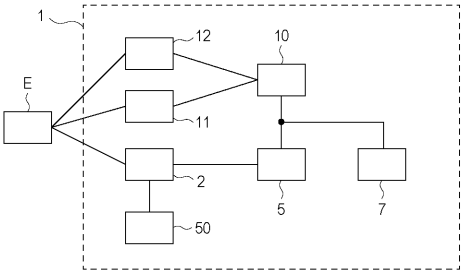
【 符号の説明 】

【 0 1 1 5 】

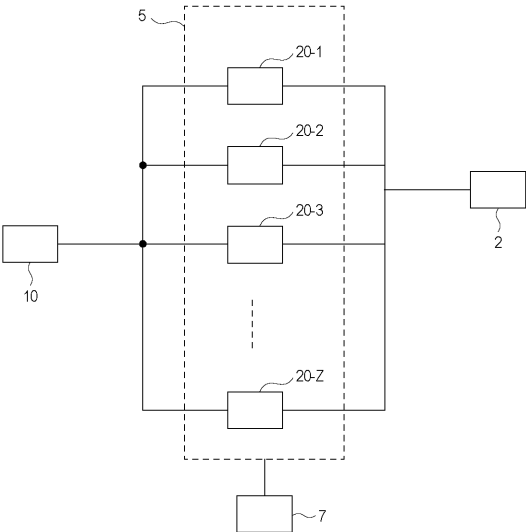
- 1 被検体情報取得装置
- 2 探触子
- 5 信号処理部
- 7 画像表示部
- 1 1 超音波送信部
- 1 2 光照射部
- 5 0 機械走査機構
- E 検体

20

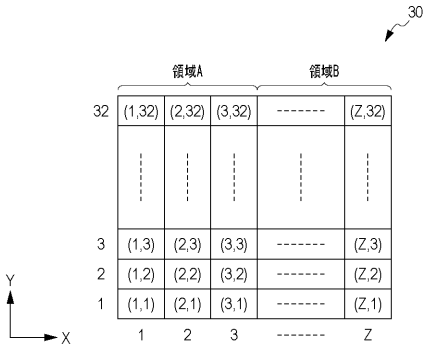
【図 1】



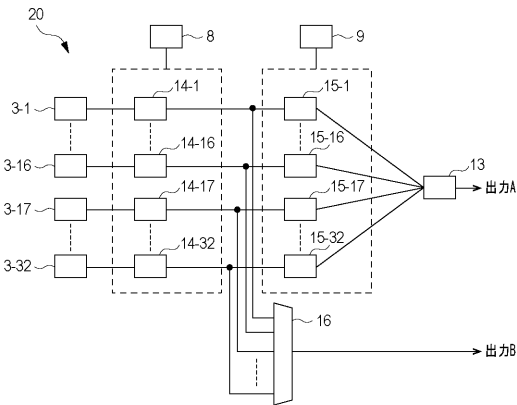
【図 2】



【図 3】

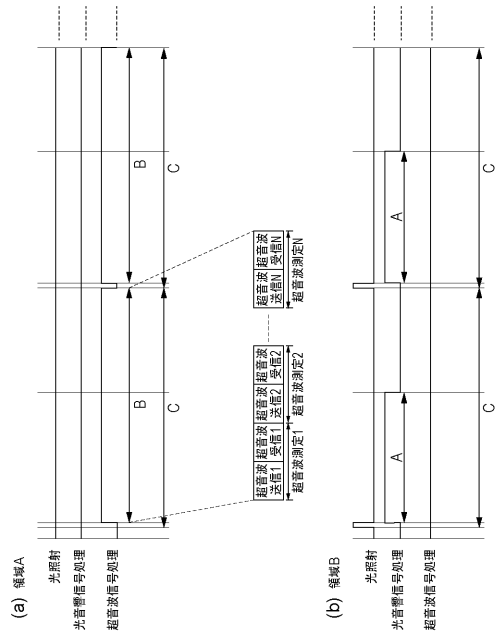


【図 4】

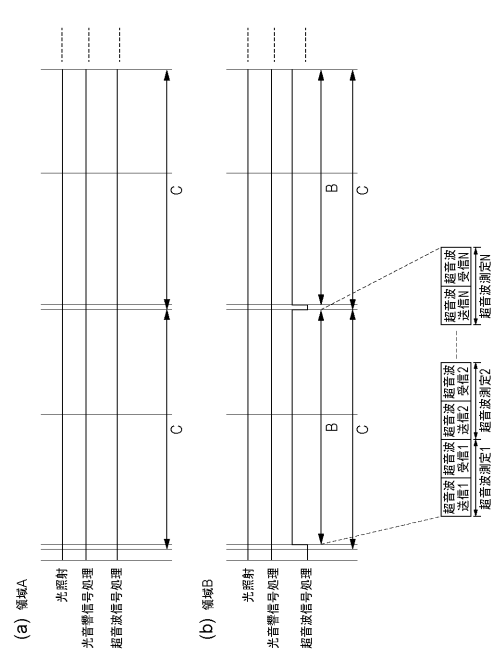




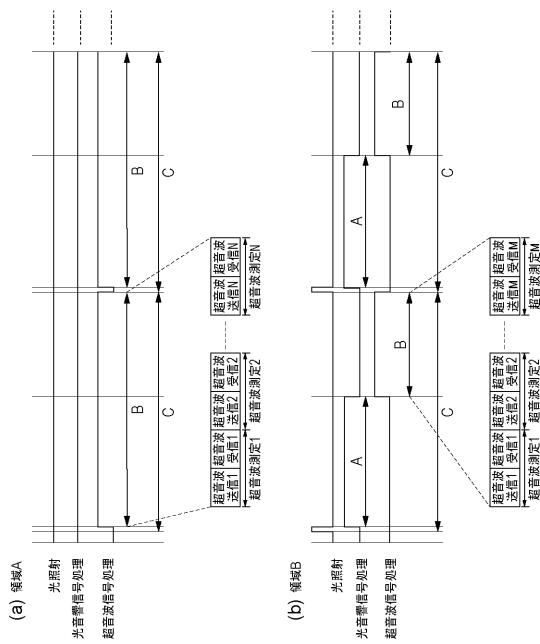
【図 9】



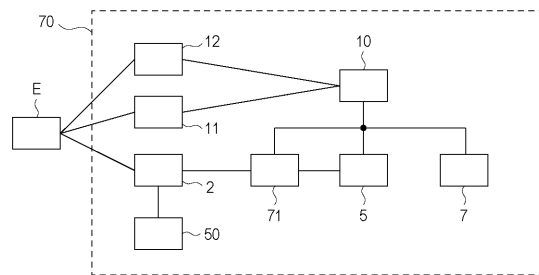
【図 10】



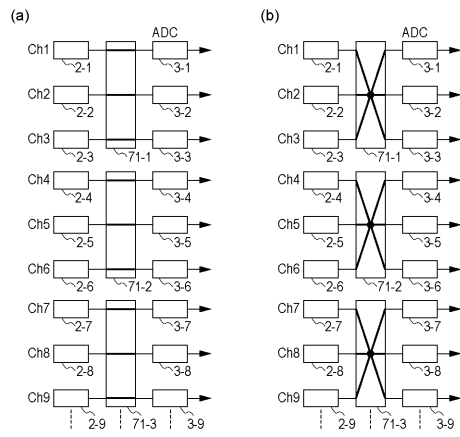
【図 11】



【図 12】



【図 13】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 0 2 1 3 8 0 ( J P , A )  
特開 2 0 1 0 - 0 2 2 8 1 6 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

|                |                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 对象信息获取装置和对象信息获取方法                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6000678B2</a>                                                                                   | 公开(公告)日 | 2016-10-05 |
| 申请号            | JP2012137922                                                                                                  | 申请日     | 2012-06-19 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 佳能株式会社                                                                                                        |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 佳能公司                                                                                                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 佳能公司                                                                                                          |         |            |
| [标]发明人         | 馬場慶貴<br>立山二郎                                                                                                  |         |            |
| 发明人            | 馬場 慶貴<br>立山 二郎                                                                                                |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/13                                                                                                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0035 A61B5/0095 A61B8/145 A61B8/4416 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/5207 A61B2562/046                       |         |            |
| FI分类号          | A61B8/13.ZDM A61B8/00 A61B8/15                                                                                |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DD18 4C601/DE16 4C601/DE18 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK27 |         |            |
| 代理人(译)         | 佐藤安倍晋三<br>黑岩Soware                                                                                            |         |            |
| 优先权            | 2011138797 2011-06-22 JP                                                                                      |         |            |
| 其他公开文献         | JP2013027694A                                                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                     |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供具有能够减小光声波的接收区域和超声波的接收区域之间的差异的新构造的样本信息获取装置。解决方案：样本信息获取装置包括信号处理部分构造使得它可以选择性地执行第一模式和第二模式，其中在第一模式中，当多个接收元件的一部分被制成第一部分并且多个接收元件中的至少一部分被制成时第一部分为第二部分，基于第一部分输出的多个接收信号采集光声图像，基于第二部分输出的多个接收信号采集超声波图像，在第二模式中，当多个接收元件中的至少一部分与第一部分不同的部分被制成第三部分时，除了第三部分之外，多个接收元件中的至少一部分被制成第四部分，基于由第三部分输出的多个接收信号来获取光声图像，并且基于获取超声图像来获取超声图像。第四部分输出的多个接收信号。

