

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6489797号  
(P6489797)

(45) 発行日 平成31年3月27日 (2019.3.27)

(24) 登録日 平成31年3月8日 (2019.3.8)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08

請求項の数 22 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-221671 (P2014-221671)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成26年10月30日 (2014.10.30)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2015-85201 (P2015-85201A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成27年5月7日 (2015.5.7)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成29年10月25日 (2017.10.25)		弁理士 阿部 琢磨
(31) 優先権主張番号	61/898035	(74) 代理人	100124442
(32) 優先日	平成25年10月31日 (2013.10.31)		弁理士 黒岩 創吾
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	長永 兼一
前置審査			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	古川 幸生
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光が照射されることにより被検体内で発生する光音響波をそれぞれが受信する複数の第1変換素子と

前記複数の第1変換素子を支持する支持体と、

前記複数の第1変換素子とは別に設けられた、前記被検体に音響波を送信し前記被検体内で反射された反射波をそれぞれが受信する複数の第2変換素子と、

前記被検体の被検部が挿入される開口部を有する被検体支持部と、

を備え、

前記複数の第1変換素子は、

前記複数の第1変換素子のうちの少なくとも一部の第1変換素子の指向軸が特定の領域を向くように、前記支持体に設けられており、

前記複数の第2変換素子は、前記複数の第1変換素子よりも前記開口部に近い位置に設けられており、前記複数の第1変換素子と前記複数の第2変換素子とは、中心周波数が互いに異なることを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記支持体を移動させる第1移動機構をさらに有し、

前記第1移動機構は、前記複数の第1変換素子のそれぞれと前記被検体との相対位置が変化するように、前記支持体を移動させ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。

## 【請求項 3】

前記支持体は球面を有するボウル部を備え、

前記複数の第 1 変換素子は、前記複数の第 1 変換素子の受信面が前記球面に沿って 3 次元スパイラル状に並ぶように、前記支持体に配置されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 4】

前記第 1 移動機構は、前記支持体を 2 次元スパイラル状の軌道で移動させることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 5】

前記第 1 移動機構は、前記支持体を所定の軸中心に回転移動させることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の被検体情報取得装置。

10

## 【請求項 6】

前記第 1 移動機構は、前記支持体を 2 次元平面内において直線的な軌道で移動させることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 7】

前記複数の第 2 変換素子は、1 次元あるいは 2 次元的に配置されていることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 8】

前記複数の第 2 変換素子は、前記ボウル部の開口部よりも外周側の領域に配置されていることを特徴とする請求項 3 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

20

## 【請求項 9】

前記複数の第 2 変換素子は、第 1 グループと第 2 グループとを少なくとも含む複数のグループに分かれており、前記第 1 グループと前記第 2 グループとは、前記外周側の領域における異なる位置に配置されていることを特徴とする請求項 8 に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 10】

被検体を保持する保持部材をさらに有し、

前記第 2 変換素子から送信される音響波が、前記保持部材に対する入射角度が全反射角よりも垂直に近い角度で入射するように構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

30

## 【請求項 11】

前記複数の第 2 変換素子は、アーク状に配置されており、

前記複数の第 2 変換素子は、前記球面の内側の空間において音響波の送信及び反射波の受信を行うことを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 12】

前記複数の第 2 変換素子は、3 次元スパイラル状に並ぶように前記球面上に配置されていることを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 13】

前記第 1 移動機構は、前記支持体を移動させることにより前記複数の第 1 変換素子と前記複数の第 2 変換素子とを一緒に移動させることを特徴とする請求項 2 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

40

## 【請求項 14】

前記複数の第 2 変換素子を、前記支持体の移動とは独立して移動可能とする第 2 移動機構を備えることを特徴とする請求項 2 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 15】

前記第 2 移動機構は、前記複数の第 2 変換素子を 2 次元平面内において直線的な軌道で移動させることを特徴とする請求項 14 に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 16】

50

前記光を発生する光源をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 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】

前記光源、前記複数の第 1 変換素子、前記複数の第 2 変換素子、前記第 1 移動機構、のそれぞれの動作を制御する制御部をさらに備え、

前記制御部は、前記第 1 変換素子が移動軌道上の複数の位置で光音響波の受信を行いながら移動するモードと、前記第 2 変換素子が移動軌道上の複数の位置で音響波の送信及び反射波の受信を行いながら移動するモードと、を互いに異なる期間で実行可能であることを特徴とする請求項 16 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 18】

前記光源、前記複数の第 1 変換素子、前記複数の第 2 変換素子、前記第 1 移動機構、のそれぞれの動作を制御する制御部をさらに備え、

前記制御部は、前記第 1 変換素子による光音響波の受信と、前記第 2 変換素子による音響波の送信及び反射波の受信と、を複数の検出位置のそれぞれにおいて交互に行いながら前記支持体を移動させるモードを実行可能であることを特徴とする請求項 16 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 19】

前記複数の第 2 変換素子は、所定の方に並ぶように配置されたアレイを構成し、

前記アレイの長手方向と前記支持体の移動方向とが交差するように、前記支持体の移動期間中に前記アレイが前記支持体に対して動くことを特徴とする請求項 18 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 20】

前記複数の第 2 変換素子は、複数のグループに分かれており、

前記複数のグループのそれぞれは、前記複数の第 2 変換素子が所定の方に並ぶように配置されたアレイであり、

前記制御部は、前記支持体の移動方向に応じて、音響波の送信及び反射波の受信を行う第 2 の変換素子をグループ単位で選択可能であることを特徴とする請求項 18 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 21】

前記複数の第 1 変換素子の指向軸が交差することを特徴とする請求項 1 乃至 20 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 22】

前記複数の第 1 変換素子は、中心周波数が 1 - 10 MHz であり、

前記複数の第 2 変換素子は、中心周波数が 7 - 15 MHz であ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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置に関する。特に、被検体からの音響波を受信して被検体内の情報を取得する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、光音響イメージング (Photoacoustic Imaging: PAI) 等の被検体内の画像化を行う研究が進められている。光音響イメージングでは、パルス光を被検体に照射し、光エネルギーを吸収した被検体内の組織から生じた光音響波 (典型的には超音波帯域の音響波) を受信する。そして、その受信信号を信号処理することにより被検体内の情報を得ることができる。

【0003】

光音響波により得られる情報は、被検体に照射する光エネルギーの波長により変化するが、例えばヘモグロビンの吸収が大きい近赤外光を用いる場合、被検体内の血液が存在す

10

20

30

40

50

る部分を強調し可視化することができる。このようにして得られる画像を用いて診断を行う場合、血液の存在部分を示す情報だけでなく、その組織の構造を示す情報も得られていると、情報量が増えるためより確度の高い診断が可能になると考えられる。

【 0 0 0 4 】

組織の構造を示す情報を得る方法としては、超音波診断装置で用いられている超音波エコー法を適用することができる。よって、被検体情報を取得する装置に、光音響波を受信する機能と、超音波等の音響波を送受信する機能と、を持たせることにより、被検体内の機能情報と構造情報の両方を取得できるため有用と考えられる。

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 には、このような装置として、光音響波を受信するための変換素子を用いて、音響波の送受信も行なわせる装置が示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】国際公開第 2 0 1 0 / 0 3 0 8 1 7 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 では、1 つの変換素子が、光音響波の受信と音響波の送受信とを兼用している。しかしながら、光音響波と、超音波エコー法で送受信される音響波（以下、単に「音響波」と表現することもある）と、は特性が異なる場合があり、光音響波の受信と音響波の送受信とを効率的に行うことが求められる。

20

【 0 0 0 8 】

上記課題に鑑み、本発明の一態様は、光音響波の受信と音響波の送受信とを効率良く行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様の被検体情報取得装置は、光が照射されることにより被検体内で発生する光音響波をそれぞれが受信する複数の第 1 変換素子と

前記複数の第 1 変換素子を支持する支持体と、

30

前記複数の第 1 変換素子とは別に設けられた、前記被検体に音響波を送信し前記被検体内で反射された反射波をそれぞれが受信する複数の第 2 変換素子と、

前記被検体の被検部が挿入される開口部を有する被検体支持部と、

を備え、

前記複数の第 1 変換素子は、

前記複数の第 1 変換素子のうちの少なくとも一部の第 1 変換素子の指向軸が特定の領域を向くように、前記支持体に設けられており、

前記複数の第 2 変換素子は、前記複数の第 1 変換素子よりも前記開口部に近い位置に設けられており、前記複数の第 1 変換素子と前記複数の第 2 変換素子とは、中心周波数が互いに異なることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様により、光音響波の受信と音響波の送受信とを効率よく行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】一実施形態における被検体情報取得装置を示す模式図である。

【図 2】ボウル部 1 0 0 A の模式的な上面図である。

【図 3】支持体 1 0 0 の移動の軌道を示す模式図である。

【図 4】第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の構造を示す模式図である。

50

【図 5】第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の構造を示す模式図である。

【図 6】( a ) 支持体 1 0 0 の移動の軌道を示す模式図である。( b ) 第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の変形例を示す模式図である。

【図 7】( a ) P A 信号および U S 信号の取得タイミングを示す模式図である。( b ) 第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の配置と取得タイミングとの関係を示す模式図である。

【図 8】a ) P A 信号および U S 信号の取得タイミングを示す模式図である。( b ) 第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の配置と取得タイミングとの関係を示す模式図である。

【図 9】第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の移動の軌道を示す模式図である。

【図 1 0】第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の構成を示す模式図である。

【図 1 1】保持部材 7 0 1 と第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 との位置関係を示す模式図である。

10

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。同一の構成要素には原則として同一の符号を付して、説明を省略する。

【 0 0 1 3 】

なお、本明細書においては、説明の都合上、光吸収により被検体内で発生する音響波を「光音響波」と表現し、変換素子から送信される音響波を「超音波」と表現する。

【 0 0 1 4 】

本発明の被検体情報取得装置は、光音響波の受信信号を用いて、被検体内の複数位置のそれぞれに対応する特性値を示す特性情報を取得する。光音響波により取得される特性情報は、光エネルギーの吸収率を反映している。具体的に、光音響波により取得される特性情報としては、発生した光音響波の初期音圧、初期音圧から導かれる光エネルギー吸収密度、吸収係数、組織を構成する物質の濃度、等を反映した特性情報がある。物質の濃度とは、例えば、酸素飽和度、トータルヘモグロビン濃度、オキシヘモグロビンあるいはデオキシヘモグロビン濃度などである。また、複数位置の特性情報を、2次元又は3次元の特性分布として取得してもよい。特性分布は画像データとして生成され得る。

20

【 0 0 1 5 】

また、被検体情報取得装置は、送信された超音波が被検体内で反射し戻ってくる超音波（反射波）を受信することもできる。反射波の受信信号により得られる特性情報は、被検体内の音響インピーダンスの差を反映している。具体的に反射波により取得される特性情報としては、被検体内の音響インピーダンス差を反映した形態情報や、音響インピーダンス差から導かれる、組織の弾性や粘性を示す情報や血流速度等の移動情報などがある。複数位置の特性情報を、2次元又は3次元の特性分布として取得してもよい。特性分布は画像データとして生成され得る。

30

【 0 0 1 6 】

なお、以下の実施形態における被検体情報取得装置は、人や動物の悪性腫瘍や血管疾患などの診断や化学治療の経過観察などを主な目的とする。よって、被検体としては生体、具体的には人や動物の乳房などの診断対象が想定される。

【 0 0 1 7 】

40

< 第 1 の実施形態 >

以下、第 1 の実施形態の被検体情報取得装置の構成及び処理フローについて説明する。

【 0 0 1 8 】

( 全体的な装置構成 )

図 1 は本実施形態のシステム概略を示す模式図である。本実施形態の被検体情報取得装置は、光源 1 1 0、光音響波を受信する複数の第 1 変換素子 1 0 1、複数の第 1 変換素子 1 0 1 を支持する支持体 1 0 0、支持体を移動させる第 1 移動機構 1 1 4、超音波の送受信を行う複数の第 2 変換素子 1 0 2、を少なくとも備える。

【 0 0 1 9 】

光源 1 1 0 からの光は光伝送系 1 1 1 を介して被検体 1 0 3 に照射される。光音響波は

50

複数の第1変換素子101のそれぞれにより受信され、各第1変換素子101から時系列の受信信号(PA信号)が出力される。PA信号はPA信号処理部121に入力され、PA信号処理部121はPA信号を基にPAデータを作成する。

【0020】

一方、第2変換素子102は送信回路115からの送信信号に従い、超音波を被検体103に送信する。反射波は第2変換素子により受信され、各第2変換素子102から時系列の受信信号(US信号)が出力される。US信号はUS信号処理部122に入力され、US信号処理部122はUSデータを作成する。複数の第2変換素子102は、第2移動機構104により移動させることもできる。なお、図1において第2変換素子102は紙面奥行き方向に複数配列されているものとする。

10

【0021】

データ整合処理部119は、PAデータ及びUSデータを基に表示データを生成し、表示系120に出力する。

【0022】

なお、本発明の一態様において、第1変換素子101と第2変換素子102とは、別々に設けられている(兼用していない)ことを特徴とする。これは、第1変換素子101が受信する光音響波の特性と、第2変換素子102が送受信する超音波の特性と、が異なる場合があるためである。特性の違いについては、本実施形態の各構成部の詳細説明中において後述する。

【0023】

(光音響波の受信に関わる処理フロー)

光音響波の受信に関わる処理フローについて説明する。まず、システム制御部118からの指示に従って第1移動機構114は、支持体100が所定の軌道で移動するように移動開始する。

20

【0024】

なお、ここでは、複数の第1変換素子101は、図2に示すように支持体100のボウル部100Aに3次元スパイラル状に並ぶように設けられおり、支持体100の移動に伴い移動するように構成されている。また、支持体100は、図3に示すように2次元スパイラル状の軌道で移動する例を説明する。図2は、ボウル部100Aの上面図を示し、図3は、ボウル部100Aを上面から見た場合にボウル部100Aの中心が2次元スパイラル状の軌道を描くように支持体100が移動する様子を示している。

30

【0025】

光源110は、システム制御部118からの指示に従って所定の発光間隔で光を発生する。支持体100の移動中のあるタイミングにおいて光源110から発せられたパルス光は、光伝送系111を伝わり被検体103に照射される。なお、光の伝搬速度は十分高速であるため、光源110による発光時刻と光が被検体に照射される時刻とは同じ時刻として扱うことができる。

【0026】

被検体内を伝播した光エネルギーの一部は、所定の波長を吸収する光吸収体(例えばヘモグロビンを多く含む血管など)に吸収され、その光吸収体の熱膨張により光音響波が発生する。支持体100に設けられた複数の第1変換素子101は、この光音響波を受信して時系列の受信信号(PA信号)に変換する。

40

【0027】

なお、音響波の伝搬速度(音速)は支持体100の移動速度に比べて速い。よって、ある第1変換素子101(第1変換素子101Aとする)が光音響波を受信する検出位置は、その光音響波を発生させたパルス光が被検体103に照射されたタイミングに第1変換素子101Aがとる位置(存在する位置)と同じ位置として扱うことができる。つまり、パルス光を被検体103に照射してから第1変換素子101が光音響波を受信するまでの支持体100の移動分は無視してもよく、パルス光を照射するタイミングと光音響波を受信するタイミングとは同じとして扱ってよい。支持体100は、複数の第1変換素子10

50

1 を支持しているため、支持体 1 0 0 の位置を特定することによって、複数の第 1 変換素子のそれぞれの位置を特定することができる。

【 0 0 2 8 】

光源 1 1 0 は所定の周期で発光しており、支持体 1 0 0 は所定の速度で移動しているため、先の光照射時刻とは別の光照射時刻においては、第 1 変換素子 1 0 1 は、先の光照射時刻における検出位置とは異なる検出位置で超音響波を受信する。

【 0 0 2 9 】

各受信タイミングにおいて、複数の第 1 変換素子 1 0 1 から出力された P A 信号は、P A 信号処理部 1 2 1 に順次入力される。P A 受信回路 1 1 2 は、P A 信号の増幅及び A D 変換を行い、デジタル化された P A 信号を P A データ処理部 1 1 3 に送信する。P A データ処理部 1 1 3 は、P A 受信回路 1 1 2 からの信号を基に、任意の領域（関心領域）の特性分布を取得するため画像再構成を行う。関心領域の特性分布は、3 次元情報を取得する場合はボクセルデータの集合として、2 次元情報を取得する場合はピクセルデータの集合として取得することができる。取得された特性分布は P A データとして、データ整合処理部 1 1 9 に送信される。

【 0 0 3 0 】

以上のようなフローにより、関心領域における P A データを効率的かつ精度良く取得することができる。なお、P A データ処理部 1 1 3 は、任意の関心領域における P A データを取得する場合に、P A データ処理部 1 1 3 中のメモリに記憶された全 P A 信号を用いなくてもよい。

【 0 0 3 1 】

（超音波の送受信に関わる処理フロー）

次に超音波の送受信に関わる処理フローについて説明する。なお、ここでは複数の第 2 変換素子 1 0 2 は支持体 1 0 0 に設けられている例について説明する。具体的には図 1 に示すように、複数の第 2 変換素子 1 0 2 は、ボウル部 1 0 0 A の上端部（つまり、開口側の端部）より外周側の領域に設けられている。図 1 では、紙面奥行き方向に複数の第 2 変換素子 1 0 2 が並んでいるものとする。そして、支持体 1 0 0 の移動に伴い複数の第 2 変換素子 1 0 2 も移動するように構成されている。

【 0 0 3 2 】

まず、システム制御部 1 1 8 からの指示に従って第 1 移動機構 1 1 4 は、支持体 1 0 0 が所定の軌道で移動するように移動開始する。ここでは、超音響波の受信時の移動の軌道と同様に、2 次元スパイラル状の軌道で移動させる例を説明する。送信回路 1 1 5 は、システム制御部 1 1 8 からの指示に従った送信信号を第 2 変換素子 1 0 2 に送信する。第 2 変換素子 1 0 2 は入力された送信信号に基づき超音波パルスを被検体に送信する。被検体内で散乱・反射した超音波は、反射波として再び第 2 変換素子 1 0 2 に到達する。第 2 変換素子 1 0 2 は反射波を受信し、時系列の受信信号（U S 信号）に変換する。

【 0 0 3 3 】

なお、音響波の伝搬速度は支持体 1 0 0 の移動速度に比べて速いため、ある第 2 変換素子 1 0 2（例えば第 2 変換素子 1 0 2 A とする）が反射波を受信する検出位置は、超音波を送信したタイミングにおいてその第 2 変換素子 1 0 2 A がとり得る位置（存在する位置）と同じとして扱うことができる。つまり、超音波を送信してから第 2 変換素子 1 0 2 が反射波を受信するまでの支持体 1 0 0 の移動は無視してもよい。

【 0 0 3 4 】

複数の第 2 変換素子 1 0 2 は、支持体 1 0 0 の移動に伴い、各検出位置において所定範囲の断層像を取得するために必要な超音波の送受信を行う。各検出位置において複数の第 2 変換素子 1 0 2 から出力された U S 信号は、U S 受信処理部 1 2 2 に順次入力される。U S 受信回路 1 1 6 は、U S 信号の増幅及び A D 変換を行い、デジタル化された U S 信号を U S データ処理部 1 1 7 に送信する。U S データ処理部 1 1 7 は、U S 受信回路 1 1 6 からの信号を基に受信ビームフォーミング処理を行い、複数の断層像に対応する特性分布を取得することができる。取得された特性分布は U S データとしてデータ整合処理部 1 1

10

20

30

40

50

9 に送信される。データ整合処理部 119 は、入力された P A データと U S データとを用いて、表示系 120 へ表示データを出力する。

【0035】

なお、上記では、支持体 100 を所定の軌道で移動させながら超音波の受信を行った後に、支持体 100 を再度同じ軌道で移動させながら超音波の送受信を複数検出位置で行った。つまり、超音波の受信用の移動と、超音波の送信用の移動と、を別々に行った。しかしながら、支持体 100 の 1 回の移動中で超音波の受信と超音波の送受信とを行ってもよい。つまり、各検出位置で超音波の受信と超音波の送受信とを交互に行いながら、支持体 100 を移動させてもよい。

【0036】

次に、本実施形態の被検体情報取得装置の各構成部について詳細に説明する。

【0037】

(光源 110)

光源 110 は、ナノ秒からマイクロ秒オーダーのパルス光を発生可能なパルス光源が好ましい。具体的には効率的に超音波を発生させるため、1 ~ 100 ナノ秒程度のパルス幅が使われる。また、波長としては 600 nm から 1100 nm 程度の波長が好ましい。具体的な光源の例としては、Nd : YAG レーザやアレクサンドライトレーザなどのパルスレーザが好ましい。また、Nd : YAG レーザ光を励起光とする Ti : sapphire レーザや OP レーザを用いてもよい。このほか半導体レーザなども使用可能である。また、光源 110 から被検体 103 までは光伝送系 111 により光が伝達される。光伝送系 111 は、

【0038】

(支持体 100)

支持体 100 は複数の第 1 変換素子 101 を固定支持する部材である。図 1、図 2 に示すように、支持体 100 は、球面を備えるボウル部 100A を有している。

【0039】

被検体の検査時には、被検体 103 は被検体支持部材の開口部から、支持体 100 内の空間に挿入される。支持体 100 のボウル部 100A には、ボウル部 100A の下方に設けられた注入口 130 から、ボウル部 100A と被検体 103 との間に水などの音響伝達媒体が注入される。また、特許文献 1 のように、被検体 103 を保持する薄いカップ状の保持部材 (不図示) を装置が備えていてもよい。この場合は、ボウル部 100A と保持部材との間、及び、保持部材と被検体 103 との間にそれぞれ音響伝達媒体が入れられる。さらに、ボウル部 100A の下部には光の出射部 131 が設けられており、光伝送系 111 により伝達された光が出射部 131 から被検体に照射される。

【0040】

(第 1 変換素子 101)

第 1 変換素子 101 は、圧電現象を用いた圧電素子等の変換素子、光の共振を用いた変換素子、CMUT 等の静電容量型の変換素子など、超音波を受信して電気信号に変換できるものであればどのような変換素子を用いてもよい。

【0041】

図 2 に示すように、複数の第 1 変換素子 101 は、複数の第 1 変換素子 101 の受信面がボウル部 100A の球面に沿って 3 次元スパイラル状に並ぶように、支持体 100 に配置されている。球面に沿って配置することにより、各第 1 変換素子 101 の受信感度の高い方向が特定の領域を向くよう構成することができる。

【0042】

典型的には、変換素子の受信面 (表面) の法線方向が受信感度の最も高い方向となる。よって、図 2 に示すような球面に沿って並べることにより、各第 1 変換素子 101 の受信感度が所定レベルより高い方向を、半球状のボウル部 100A の曲率中心付近 (特定の領域) に向けることができる。特に、複数の第 1 変換素子 101 は、それぞれの最も感度の高い方向がボウル部 100A の曲率中心付近で交わるように配置されていることが好まし

10

20

30

40

50



い。

【 0 0 4 3 】

本実施形態では、各第 1 変換素子 1 0 1 の受信感度が所定レベルより高い方向が向けられた領域を高分解能化することができる。本明細書ではこのように、高感度で受信することができる領域を高感度領域と呼び、高感度領域は結果的に高分解能領域となる。なお、高分解能領域の好ましい範囲は、最高分解能の点から最高分解能の半分の分解能となる範囲までの領域を指す。具体的には、下記式 ( 1 ) における直径  $r$  が高分解能領域の直径を示す。

【 0 0 4 4 】

【 数 1 】

$$r = \frac{r_0}{\phi_d} \cdot \sqrt{(R^2 - R_H^2)} \quad \cdots (1)$$

【 0 0 4 5 】

$R$  は許容できる分解能、 $R_H$  は最高分解能、 $r_0$  は変換素子を配置する球の直径、 $\phi_d$  は第 1 変換素子 1 0 1 の直径である。

【 0 0 4 6 】

また、本実施形態において、複数の第 1 変換素子 1 0 1 の配置は、図 2 のような例に限定されず、所望の高感度領域を形成できる配置であればよい。高感度領域を形成できる配置とは、各第 1 変換素子 1 0 1 の最も受信感度の高い方向同士が平行である配置の場合よりも、音響波を高感度に受信することができる配置である。そして、複数の第 1 変換素子 1 0 1 の配置によって決定される高感度領域は、検査時において被検体が配置される想定される領域に形成される。

【 0 0 4 7 】

具体的には、複数の第 1 変換素子 1 0 1 のうち、少なくとも 2 つの第 1 変換素子 1 0 1 の最も受信感度の高い方向が、特定の領域に向かうように配置するとよい。

【 0 0 4 8 】

つまり、複数の第 1 変換素子 1 0 1 のうち一部の第 1 変換素子 1 0 1 と、前記一部の第 1 変換素子 1 0 1 とは異なる第 1 変換素子 1 0 1 と、のそれぞれの最も受信感度の高い方向が異なり、且つ、前記それぞれの最も受信感度の高い方向が特定の領域を向くとよい。好ましくは、複数の第 1 変換素子のうち少なくとも一部の第 1 変換素子のそれぞれの受信感度の最も高い方向が交差するような配置であるとよい。

【 0 0 4 9 】

このように、特定の領域に最も受信感度の高い方向が向かうことにより、各第 1 変換素子 1 0 1 の最も受信感度の高い方向同士が平行であるときと比べて、特定の領域から発生した光音響波をより高感度に受信することができる。その結果、各第 1 変換素子 1 0 1 の最も受信感度の高い方向同士が平行であるときと比べて、特定の領域における画像の分解能を高くすることができる。

【 0 0 5 0 】

また、このような配置は、複数の第 1 変換素子 1 0 1 のうち少なくとも一部の第 1 変換素子 1 0 1 同士の指向軸（最も受信感度の高い方向に沿った軸）が集まるような配置であるといえる。

【 0 0 5 1 】

このような配置は、第 1 変換素子 1 0 1 の受信面同士が支持体 1 0 0 の内側を向くような配置であるともいえる。つまり、第 1 変換素子 1 0 1 が、球面等の曲面を備える支持体に設けられる場合、曲率中心側の表面に沿って第 1 変換素子 1 0 1 の受信面が配置される。さらに、第 1 変換素子 1 0 1 が、複数の平面の組合せ（好ましくは平面同士のなす角度

10

20

30

40

50

が鈍角)からなる面を備える支持体に設けられる場合、その内側表面(凹状になっている側の表面)に沿って受信面が配置される。

【0052】

なお、本明細書において、「球面」とは真球上の面以外の球面も含む。つまり、半球面等の開口がある球面を含む。また、「球面」と見なせる程度の表面上の凹凸がある面や、球面と見なせる程度の楕円体(楕円を三次元へ拡張した形であり、表面が二次曲面からなる形)上の面も含む。

【0053】

(第1移動機構114)

第1移動機構114は、支持体100を移動させることにより、複数の第1変換素子101のそれぞれと被検体103との相対位置を変化させることができる。具体的には、第1移動機構114は、支持体100を図3に示すような2次元スパイラル状の軌道や、直線状の軌道(後述の図5(d)参照)で移動させることができる。

【0054】

2次元スパイラル状の軌道や直線状の軌道で移動させることにより、複数の第1変換素子101の配置により定まる高感度領域と、被検体と、の相対位置を変化させることができる。よって、1つの画像内における分解能ばらつきが低減できる。つまり、支持体100の移動によって光音響波の受信タイミング毎に高感度領域がそれぞれ異なる位置に存在することとなり、その結果、全体として高感度領域を拡大することができる。支持体100の移動は、軌道上を連続的に移動させてもよく、軌道上の各点(各検出位置)で一度止まって次の点に移るステップアンドリピート方式でもよい。

【0055】

また、2次元(XY平面内)の移動だけでなく、3次元(XYZ空間内)の移動でもよい。具体的には、高感度領域を被検体の深さ方向(Z方向)に動かすように、支持体100を上下に移動させてもよい。

【0056】

さらに、第1移動機構114は、支持体100の所定の軸(例えば球面の中心軸)を中心に支持体100を回転移動(自転)させてもよい。回転移動であっても、図2に示すような3次元スパイラル状の第1変換素子101の配置の場合、分解能が向上する。

【0057】

第1移動機構114は、ステッピングモータ等のモーターや、ガイド等を搭載した電動ステージ等で構成することができる。また、第2移動機構104を設ける場合は、第2移動機構104も第1移動機構114と同様の部材により構成することができる。

【0058】

(PA信号処理部121)

PA信号処理部121は、第1変換素子101から出力される受信信号を処理することにより、光エネルギーの吸収率を反映する特性情報の分布をPAデータとして生成する。本実施形態のPA信号処理部121は、PA受信回路112とPAデータ処理部113とを備える。

【0059】

PA受信回路112は、第1変換素子101からの受信信号を増幅する増幅器、アナログの受信信号をデジタル化するAD変換器、を含む。

【0060】

PAデータ処理部113は、PA受信回路112から出力された信号を用いて画像再構成を行う。画像再構成手法としては、米国特許第5713356号明細書に記載されているUniversal Back projection(UBP)や、Filtered Back Projection(FBP)等の公知の再構成手法を用いることができる。画像再構成を行うことにより、2次元又は3次元座標軸上の分布(被検体内の空間に対応する分布)を生成することができる。PAデータ処理部113としては、メモリ、CPUやGPU(Graphics Processing Unit)を搭載したワー

10

20

30

40

50

クション、FPGA(Field Programmable Gate Array)チップ、等を含む。メモリは、典型的にはROM、RAM、およびハードディスクなどの記憶媒体から構成される。なお、記憶部は、1つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。

#### 【0061】

(送信回路115)

送信回路115は、システム制御部118からの制御信号に従って、超音波の送信方向に応じた遅延時間(位相)と振幅とを有する波形の送信信号(パルス信号)を生成する信号生成回路である。送信信号は第2変換素子102へ入力され、第2変換素子からパルス波として超音波が送信される。送信回路115は、マルチプレクサ、スイッチ等を含む。

10

#### 【0062】

(第2変換素子102)

第2変換素子102は、第1変換素子101と同様に、圧電現象を用いた圧電素子等の変換素子、光の共振を用いた変換素子、CMUT等の静電容量型の変換素子など、音響波を受信して電気信号に変換できるものであればどのような変換素子を用いてもよい。

#### 【0063】

また、本実施形態では、1回の超音波送信を行う際、全ての第2変換素子102を必ずしも用いる必要はない。つまり、一部の第2変換素子102(第2変換素子群)を用いて1回の超音波送信(つまり送信ビームフォーミング)を行ってもよい。この場合、送信ビームフォーミングを行う第2変換素子を順次切り替えながら、超音波ビームの送信を繰り返す電子スキャンを行うことが好ましい。

20

#### 【0064】

本実施形態では、第1変換素子101と第2変換素子102とを兼用せず、それぞれの用途に応じて別々に設けている。特に本実施形態の第2変換素子102は、第1変換素子101とは別の位置に設けられている。図1では、複数の第2変換素子102が、支持体100におけるボウル部100Aの開口より外周側の領域に設けられている。ただし、複数の第2変換素子102は、開口側の端部に設けられていてもよい。なお、本明細書において「端部」とは、開口のエッジだけでなく、エッジ近傍の領域を含む。具体的には、第1変換素子が光音響波を受信する場合に光音響波の経路を阻害しない範囲の内周側の領域を含む。

30

#### 【0065】

複数の第2変換素子102の配置は、具体的には図4に示すように平面内に1次元に並んでおり、1Dアレイを構成している。以降の説明では、複数の第2変換素子102が配列された構成を第2変換素子アレイ1020とも称する。

#### 【0066】

なお、本実施形態の第2変換素子アレイ1020は、図5を用いて後述するように、複数の第2変換素子102が平面内にアーク状に並ぶように配置してもよい。また、1Dアレイだけでなく、1.5Dアレイや、1.75Dアレイ、2Dアレイと呼ばれる構成の配置でもよい。

#### 【0067】

第2変換素子102のそれぞれの受信面は、上方(Z方向)を向いており、上方に配置される被検体に向かって超音波を送信する。ただし、第2変換素子102の受信面が向く方向を、Z方向から所定の角度(例えば10度以上25度以下)傾け、ボウル部100Aの球の中心側を向くようにしてもよい。このように、第2変換素子102の感度が最も高い方向(又は、超音波ビームの送信方向)を、Z方向に対して所定の角度(例えば10度以上25度以下)傾けることにより、効率的な超音波の送信が行うことができる。

40

#### 【0068】

さらに、複数の第2変換素子102の並ぶ方向(第2変換素子アレイ1020の長手方向)は、図1における紙面奥行き方向(つまり、ボウル部100Aの開口部により形成される円の接線方向)としたが、長手方向の向きはこれに限られない。例えば、複数の第2

50

変換素子 102 を、ボウル部 100A の開口部により形成される円の径方向に並ぶように配列してもよい。特に、支持体を 2 次元スパイラル状の軌道で移動させることにより第 2 変換素子アレイ 1020 を移動させる場合は、第 2 変換素子アレイ 1020 の長手方向と、開口部により形成される円の接線方向と、が交差するように配列することが好ましい。により、軌道中心付近において、効率的に撮像できるため好ましい。

【0069】

また、図 1 では、第 2 変換素子 102 は、複数の第 1 変換素子 101 よりも上側（被検体側）に配置されている。この位置が好ましい理由としては、第 2 変換素子 102 は、超音波を送信しその反射波を受信する変換素子であるという理由がある。具体的には、同じ深さの領域に対して、光照射から第 1 変換素子 101 が光音響波を受信するまでの時間 10  
に比べて、第 2 変換素子 102 が超音波を送信して返ってくる反射波を受信するまでの時間は長くなる。つまり、同じ深さの被検体領域を光音響波の受信時間と大きく変わらない時間で受信するために、第 2 変換素子アレイ 1020 を、複数の第 1 変換素子 101 よりも被検体に近い位置に配置することが好ましい。被検体に近づくことにより断層像を取得するフレームレートも上げることができる。

【0070】

さらに、第 2 変換素子 102 を、ボウル部 100A の開口側の端部又は、開口部よりも外側の領域に設けることにより、第 1 変換素子 101 が受信する光音響波の伝搬を阻害しないため好ましい。

【0071】

また、送信ビームフォーミングを行う場合、超音波は、被検体の所定位置に超音波ビームが収束するように送信され、超音波ビーム上の範囲において反射される。複数の第 2 変換素子 102 の配置を球面上に配置された複数の第 1 変換素子と同様の配置として、送信ビームフォーミングを行った場合、取得される超音波画像は、一般的なりニア電子スキャンにより取得される超音波画像と異なる可能性がある。よって、ユーザーである医師等に超音波画像の違和感を抱かせないためには、複数の第 2 変換素子 102 はそれぞれ、2 次元平面内に配置されていることが好ましい。

【0072】

また、送受信される超音波と、光音響波と、周波数特性が異なる場合が多い。具体的には、超音波の中心周波数よりも光音響波の中心周波数のほうが低い場合がある。よって、第 2 変換素子 102 は第 1 変換素子 101 よりも中心周波数が高い変換素子を用いることが好ましい。中心周波数が高い変換素子を用いることにより、効率的に超音波の送受信を行うことができる。逆に言うと、第 1 変換素子 101 は第 2 変換素子 102 よりも中心周波数が低い変換素子を用いることにより、効率的に光音響波の受信を行うことができるため好ましい。具体的には、第 2 変換素子としては中心周波数が 7 - 15 MHz の範囲にある変換素子が好ましく、第 1 変換素子としては、中心周波数が 1 - 10 MHz の範囲にある変換素子が好ましい。

【0073】

なお、本発明においては、第 1 変換素子 101 と第 2 変換素子 102 とが別々に設けられていればよい。後述の実施形態のように第 1 変換素子 101 とは別に 3 次元スパイラル状に配置してもよい。また、本実施形態の第 2 変換素子は、超音波の送受信によって、被検体が所定位置に存在しているかどうかを確認するセンサとしても用いることが出来る。

【0074】

（US 信号処理部 122）

US 信号処理部 122 は、第 2 変換素子 102 から出力される受信信号を処理することにより、音響インピーダンスの差を反映する特性情報の分布を US データとして生成する。本実施形態の US 信号処理部 122 は、US 受信回路 116 と US データ処理部 117 とを備える。

【0075】

10

20

30

40

50

US受信回路116は、スイッチ、第2変換素子102からの受信信号を増幅する増幅器、アナログの受信信号をデジタル化するAD変換器、を含む。なお、US受信回路116のチャンネル数と第2変換素子102の数とは必ずしも同じ数とは限らない。典型的には第2変換素子の数よりUS受信回路116のチャンネル数のほうが少ない。例えば256個の第2変換素子のうち32個の第2変換素子単位でビームフォーミングを行う場合、US受信回路116のチャンネル数は32個でよい。また、US受信回路116は、PA受信回路112と一部を兼用することもできる。

#### 【0076】

USデータ処理部117は、受信ビームフォーミング処理を行う処理部であり、整相加算処理ブロック、包絡線検波処理ブロック、各種フィルタ処理を行う処理ブロックを含む

10

。整相加算(Delay & Sum)は、US受信回路116から出力された信号に対して、所定の位置から各第2変換素子102までの反射波の到達時間に関する情報(遅延時間情報)に基づき、位相を調整した後に加算する処理を示す。なお、位相の調整は、チャンネル毎の受信信号を時系列に記憶しているメモリから、遅延時間に対応するアドレスの受信信号を読み出すことを含む。

#### 【0077】

整相加算後の信号は、走査線信号として包絡線検波ブロックに入力される。走査線信号は、送信された超音波ビーム上の信号を示しており、一本の走査線信号には、その走査線上に存在する複数位置からの反射波の強度を示す信号が時系列に並べられる。一般的な超音波診断装置で表示されるB-mode画像はこの走査線信号の包絡線を複数の走査線分並べ特性分布画像に相当する。

20

#### 【0078】

なお、特性分布の取得方法としては、上記のような受信ビームフォーミング処理のほかに、適応型ビームフォーミング処理を行ってもよい。適応型ビームフォーミングは、受信信号に応じて、位相や重み等の処理パラメータを適応的に変化させ、ターゲットとする方向や位置から到来する所望波の受信信号を選択的に抽出し、それ以外の不要波の受信信号を抑圧する処理を示す。

#### 【0079】

特に、適応型ビームフォーミング処理の一つであるCapon法は、複数の入力信号に対して、注目方向や注目位置に関する感度を固定した状態で出力強度(電力強度)を最小化するように処理する方法である。方向拘束付電力最小化規範(DCMP: Directionally Constrained Minimization of Power)や、Minimum variance法ともいう。

30

#### 【0080】

このような適応型ビームフォーミング処理は、空間解像度を向上させる効果がある。M. SASSO et al., Medical Ultrasound Imaging Using The Fully Adaptive Beamformer, Proc. Acoustics, Speech Signal Process. volume. 2, pp. 489-492 (Mar. 2005) には、深さ方向(走査線方向)に垂直な方向の解像度を上げるため手法が記載されている。

40

#### 【0081】

また、Frequency Domain Interferometry (FDI)法とCapon法とを組み合わせてもよい。Frequency Domain Interferometry (FDI) method. Hirofumi Taki, Kousuke Taki, Takuya Sakamoto, Makoto Yamakawa, Tsuyoshi Shiina and Toru Sato: Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2010; 1: 5298-5301には、FDI法をCapon法に適用して、深さ方向の解像度を上げるための手法について記載されている。

50

## 【0082】

さらに、USデータ（US特性分布）の取得法方法として、PAデータ処理部113でのPAデータの画像再構成と同様の逆投影法を適用することもできる。

## 【0083】

USデータ処理部117としては、メモリ、CPUやGPU（Graphics Processing Unit）を搭載したワークステーション、FPGA（Field Programmable Gate Array）チップ、等を含む。メモリは、典型的にはROM、RAM、およびハードディスクなどの記憶媒体から構成される。なお、記憶部は、1つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。また、USデータ処理部117は、PAデータ処理部113と一部を兼用することもできる。

10

## 【0084】

また、システム制御部118やデータ整合処理部119も、メモリ、CPU、GPU等により構成することができる。

## 【0085】

データ整合処理部119は、PAデータとUSデータとを用いて表示系120に表示するための表示データを生成する。具体的には、また、超音波の特性分布の座標軸を合わせたり、超音波の特性分布と超音波の特性分布のそれぞれのカラーマップを作成することができる。また、超音波の特性分布と超音波の特性分布とを重畳した画像や並列表示した画像を表示するため表示データを生成することができる。もちろんユーザーからの入力指示に応じて、超音波の特性分布と超音波の特性分布とを別々に表示してもよい。

20

表示系120は、データ整合処理部119から出力された表示データをもとに画像を表示する表示装置である。LCD（Liquid Crystal Display）やCRT（Cathode Ray Tube）、有機ELディスプレイ等で構成することができる。なお、表示系120は、被検体情報処理装置が有する構成とはせずに、別に用意して被検体情報取得装置に接続してもよい。

## 【0086】

（第2変換素子アレイの変形例）

次に、本実施形態の第2変換素子アレイ1020の変形例を説明する。図5（a）～図5（d）は、第2変換素子アレイ1020の移動の変形例や配置の変形例を示す模式図である。

30

## 【0087】

図5（a）の第2変換素子アレイ1020は、第2移動機構104により支持体100の移動とは独立して移動することが可能である。つまり第2移動機構104は、第2変換素子アレイ1020を、第1変換素子101の移動とは異なる軌道や異なる速度で移動させることができる。例えば、第2移動機構104は、第2変換素子アレイ1020を、第2変換素子102の配列方向に対して垂直方向に移動させることで、第2変換素子アレイ1020による撮像領域（超音波画像の取得領域に対応）を最大化することができる。

## 【0088】

このように、第1変換素子101の移動とは独立して第2変換素子102が移動可能であることにより、超音波画像を効率良く取得することができる。また、超音波画像の必要な画質レベルに応じて、移動速度を変化させることもできる。

40

## 【0089】

次に、図5（b）を用いて第2変換素子アレイ1020を複数備える例を説明する。図5（b）は、複数の第2変換素子102を2つのグループ（2つの第2変換素子アレイ1020）に分けた構成を示す模式図である。第1グループとしての第2変換素子アレイ1020と、第2グループとしての第2変換素子アレイ1020と、はボウル部100Aの開口部より外周側の領域における互いに異なる位置に設けられている。具体的には、軸対称（ボウル部100Aの球面の中心軸に対して対称）な位置に設けられている。

50

## 【0090】

図5(b)のように、複数の第2変換素子102が複数のグループに分かれている場合、少ない移動で広範囲な超音波画像を取得することができる。特に、支持体100を移動させることにより第2変換素子アレイ1020を移動させる場合、1つの第2変換素子アレイ1020のみが設けられている構成だと、被検体端部まで超音波画像を取得するために支持体100自体を広範囲に移動させる必要がある。一方、複数の第2変換素子アレイ1020をボウル部100Aの外周側に設けると、支持体100の移動範囲を小さくすることができ、装置の大型化を抑制でき、検査時間も短縮できる。また、1つの第2変換素子アレイ1020が各検出位置で超音波の送受信を行うよりも、超音波画像取得のための時間も短くすることができる。

10

## 【0091】

第2変換素子アレイ1020の数は2つに限らず、4つの第2変換素子アレイ1020を、軸中心に空間位相差90度となる位置関係でボウル部100Aの開口部より外周側の位置に設けてもよい。また、2つの第2変換素子アレイ1020を、空間位相差90度となる位置関係で設けてもよい。

## 【0092】

次に、図6(a)を用いて第2変換素子アレイ1020が移動する軌道の例を説明する。図6(a)は、支持体100の移動軌跡を示す模式図である。図6(a)では、図5(b)のように2つの第2変換素子アレイ1020が設けられている支持体100が、矢印に沿って移動する。軌道中の複数の検出位置のそれぞれにおいて、第2変換素子アレイ1020は、超音波の送受信を行う。

20

## 【0093】

また、支持体100の移動に伴い、ボウル部100Aに固定されている複数の第1変換素子101も移動する。そして、軌道中の複数の検出位置のそれぞれにおいて、光照射および第1変換素子101による光音響波受信が行われる。

## 【0094】

ところで、光音響画像を取得できる範囲は、被検体内の光量分布と、第1変換素子101の受信指向性および配置と、によって決定される。例えば、被検体表面への光照射を直径6cm程度、複数の第1変換素子101による高感度領域を球面の中心付近の直径6cm程度の領域とすることで、一度の光照射で直径6cm程度の球状領域の光音響画像を取得することができる。図6(a)では、支持体100の移動に伴って高感度領域も移動する。

30

## 【0095】

一方、2つの第2変換素子アレイ1020は、システム制御部118からの指示により、軌道内の検出位置に応じて超音波を送受信する第2変換素子アレイ1020が切り替わる。このような動作をすることで、右側の第2変換素子アレイ1020によって右側の観察領域107内の複数検出位置で超音波の送受信を行い、左側の第2変換素子アレイ1020によって左側の観察領域108内の複数検出位置で超音波の送受信を行う。そして、各第2変換素子アレイ1020からの受信信号をもとに、観察領域107および観察領域108の超音波画像が生成される。

40

## 【0096】

このように、2つの第2変換素子アレイ1020を用いることにより、光音響画像の取得範囲と同等以上の範囲の領域の超音波画像を取得可能となる。なお、2つの第2変換素子アレイ1020は、超音波の送受信切り替えを行わない期間があってもよい。つまり、観察領域107と観察領域108との境界付近の領域では、2つの第2変換素子アレイ1020どちらも超音波の送受信を行ってもよい。境界付近の領域の超音波画像は、2つの第2変換素子アレイ1020からの受信信号を用いて作成できる。例えば、それぞれの第2変換素子アレイ1020で取得した画像データを合成することで境界領域付近の超音波画像を構成してもよく、またそれぞれの第2変換素子アレイ1020で取得した受信信号を合成することで境界領域付近の超音波画像を構成してもよい。

50

## 【 0 0 9 7 】

次に、図 6 ( b ) を用いて、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の別の例をする。図 6 ( b ) では、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 がアーク状であり、ボウル部 1 0 0 A の辺縁に沿って設置されている。このような配置によっても、複数の第 1 変換素子 1 0 1 による観察領域に対して、複数の第 2 変換素子 1 0 2 の観察領域を重複させることが可能となる。

## 【 0 0 9 8 】

## &lt; 第 2 の実施形態 &gt;

次に、第 2 の実施形態について説明する。本実施形態では、P A 信号と U S 信号の取得を交互に行う例について説明する。なお、本実施形態の被検体情報取得装置は第 1 の実施形態において説明した構成と同様のものを使用することができる。よって第 1 の実施形態と同様の部分については、説明を省略する。

## 【 0 0 9 9 】

図 7 ( a ) は、本実施形態における P A 信号および U S 信号の取得タイミングを示す模式図であり、期間 3 0 1 は P A 信号の取得期間を示し、期間 3 0 2 は U S 信号の取得期間を示す。図 7 ( a ) では、パルス光は所定の周期 ( 典型的には 1 0 H z や 2 0 H z ) で間欠的に被検体に照射され、パルス光毎に P A 信号が第 1 変換素子 1 0 1 から出力される。

## 【 0 1 0 0 】

一方、P A 信号の取得期間 3 0 1 同士の間の期間 3 0 2 において、第 2 変換素子 1 0 2 により超音波の送信及び反射波の受信が行われ、U S 信号が第 2 変換素子 1 0 2 より出力される。なお、超音波の送信は図 7 ( a ) に示すように期間 3 0 2 において複数回行われてもよい。なお、ここでは、移動軌道中の複数の検出位置のそれぞれで、期間 3 0 1 に対応する光音響波の受信と期間 3 0 2 に対応する超音波の送受信とからなる 1 セットがそれぞれ行われるものとする。

## 【 0 1 0 1 】

システム制御部 1 1 8 がこのようなタイミング制御を行うことにより、超音波の送受信タイミングと光音響波の受信タイミングとが重複せず、互いの信号の干渉による画像の劣化を抑制することが出来る。また、光音響波の受信の合間に超音波の送受信が行われるため、データ取得の効率を向上させることができ、検査時間全体の長時間化を防ぐことが可能となる。

## 【 0 1 0 2 】

次に、U S 信号の取得タイミングにおける第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の配置の一例について説明する。図 7 ( b ) は、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の配置と、移動の軌道との関係を示す模式図である。本例では、支持体 1 0 0 の移動期間中に、ボウル部 1 0 0 A の軌道 3 0 5 中における位置に応じて、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 が支持体 1 0 0 に対して相対的に動く。具体的には、支持体 1 0 0 の移動に伴って、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の長手方向が支持体 1 0 0 の移動方向と交差 ( 好ましくは直交 ) するように、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の支持体 1 0 0 に対する設置角度が変わる。

## 【 0 1 0 3 】

第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 として 1 D リニアアレイを用いた場合、ある検出位置において第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 より超音波を送受信して取得できる断層画像は、1 D リニアアレイの長手方向に平行な断層画像となる。ここで、支持体 1 0 0 の移動方向に対して長手方向が垂直になるよう第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 が支持体上で角度を変えるように動く場合と、そうでない場合とを考察する。

## 【 0 1 0 4 】

まず、長手方向が移動方向に対して垂直になるように第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 が角度を変える ( 例えば支持体上で自転する ) 場合を考える。この場合、複数の検出位置に第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 が移動することにより単位時間あたりに取得可能な超音波画像の立体的な領域は大きくなる。一方、支持体 1 0 0 が移動しても第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の支持体 1 0 0 上の位置が動かない場合、単位時間あたり得られる超音波画像は、前者の超音波画像に比べて狭くなる。例えば、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の長手方向が、



支持体 100 の移動方向に対して 45 度ずれた場合、最終的に得られる超音波画像の立体的な領域は  $1/2$  となる。

【0105】

よって、本例のように、第 2 変換素子アレイ 1020 は、長手方向が移動方向に交差するように、支持体 100 に対する設置角度が変わるように動くことが好ましい。第 2 変換素子アレイ 1020 の動きは、新たに設けられる第 3 移動機構により行われてもよく第 2 移動機構 104 が兼用してもよい。

【0106】

さらに、本実施形態においては、上述の例のように支持体上の第 2 変換素子アレイ 1020 の設置角度を変化させる方法だけでなく、別の方法を用いて、移動方向と長手方向とを交差させてもよい。例えば、支持体 100 自体が移動に伴って回転することにより、第 2 変換素子アレイ 1020 の長手方向と移動方向とが交差するように構成してもよい。この例の場合、第 2 変換素子アレイ 1020 は支持体 100 に対して動く必要はない。

【0107】

以上のように、第 2 変換素子アレイ 1020 の長手方向が支持体 100 の移動方向に対して交差（好ましくは直交）するように構成されることにより、単位時間あたりの超音波画像の取得範囲を広げることができ、効率が上がる。なお、図 7 (b) では軌道 305 は 2 次元スパイラル状の例を示したが、どのような軌道においても第 2 変換素子アレイ 1020 の長手方向と支持体 100 の移動方向とが交差する関係となることで、上記効果は得られる。

【0108】

ただし、第 2 変換素子アレイ 1020 の長手方向が移動方向と交差する位置関係になるのは好適な例であり、本実施形態においては、必ずしも交差する位置関係となるように支持体 100 もしくは第 2 変換素子アレイ 1020 が動く必要はない。

【0109】

また、図 6 (a) のラスタ走査状の軌道のように、支持体 100 が直線的に移動する形態の場合は、ラスタ走査の主走査（移動距離が長い方向の移動）と第 2 変換素子アレイ 1020 の長手方向との角度は変わらない。よって、このような直線状の移動は、第 2 変換素子アレイ 1020 が支持体 100 に対して相対的に動かなくてもよい。ため好ましい。

【0110】

（PA 信号および US 信号の取得タイミングの変形例）

次に、PA 信号と US 信号の取得タイミングについての変形例を説明する。図 8 (a) は、本実施形態における PA 信号および US 信号の取得タイミングを示す模式図であり、図 8 (b) は、第 2 変換素子アレイ 1020 A と第 2 変換素子アレイ 1020 B の配置と、支持体 100 の移動の軌道 405 と、の関係を示す模式図である。図 8 (b) では、2 つの第 2 変換素子アレイが空間的に 90 度の位相差で設けられている。

【0111】

期間 401 は PA 信号の取得期間を示しており、パルス光は所定の周期（典型的には 10 Hz や 20 Hz）で間欠的に被検体に照射され、パルス光毎に PA 信号が第 1 変換素子 101 から出力される。なお、支持体 100 は軌道 405 に沿って移動を行い、複数の第 1 変換素子 101 は軌道 405 上の複数の検出位置のそれぞれで光音響波を受信する。

【0112】

一方、期間 402 と期間 406 は、図 8 (b) の第 2 変換素子アレイ 1020 A より超音波の送信及び反射波の受信が行われ US 信号が第 2 変換素子アレイ 1020 A から出力される期間を示す。期間 403 と期間 407 は、第 2 変換素子アレイ 1020 B より超音波の送信及び反射波の受信が行われ US 信号が第 2 変換素子アレイ 1020 B から出力される期間を示す。つまり、システム制御部 118 は、軌道 405 上の位置に応じて、第 2 変換素子アレイ 1020 A と第 2 変換素子アレイ 1020 B との送受信に関わる駆動を制御している。

【0113】

10

20

30

40

50

図 8 ( b ) では、スパイラル状の軌道 4 0 5 の中心を基準として空間を 4 5 度ずつに分割している。例えば、角度範囲 2 0 5 0 内の軌道上を支持体 1 0 0 が移動している間は、移動方向と長手方向との関係が垂直に近い第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 A により超音波の送受信を行い、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 B は駆動しない。期間 4 0 2 がこの期間における U S 信号の取得を示している。

【 0 1 1 4 】

角度範囲 2 0 5 1 内の軌道上を支持体 1 0 0 が移動している間は、移動方向と長手方向との関係が垂直に近い第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 B により超音波の送受信を行い、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 A は駆動しない。期間 4 0 3 がこの期間における U S 信号の取得を示している。

10

【 0 1 1 5 】

また、角度範囲 2 0 5 2 内の軌道上を支持体 1 0 0 が移動している間は、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 A と第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 B とは、移動方向とそれぞれの長手方向との角度があまり変わらない。よって、この範囲では、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 A と第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 B の両方から超音波の送受信を行う。期間 4 0 6 と期間 4 0 7 とがこの期間における U S 信号の取得を示している。

【 0 1 1 6 】

以上のように、本例では、複数の第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 を設け、軌道上の位置に応じて、超音波の送受信を行う第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 を選択することができる。つまり第 2 の変換素子をグループ単位で選択可能である。このような制御により、移動方向と第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の長手方向とが垂直に近い状態で超音波の送受信が行われるため、効率が良くなる。

20

【 0 1 1 7 】

< 第 3 の実施形態 >

次に、第 3 の実施形態について説明する。本実施形態では、軌道上の複数の検出位置で第 1 変換素子 1 0 1 による P A 信号の取得を行いながら移動するモードと、軌道上の複数の検出位置で U S 信号の取得を行いながら移動を行うモードと、を別々に実行する例について説明する。なお、本実施形態の被検体情報取得装置は第 1 の実施形態において説明した構成と同様のものを使用することができる。よって第 1 の実施形態と同様の部分については、説明を省略する。

30

【 0 1 1 8 】

図 9 ( a ) は本実施形態の第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の移動を示す模式図である。本例では、観察領域 5 0 1 内の超音波画像を生成するための P A 信号の取得モードを終了した後、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 を矢印方向に移動しながら軌道上の複数検出位置で U S 信号を取得する。なお、図 9 ( a ) の第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の長手方向の長さは、ボウル部 1 0 0 A の開口部の直径より長い。好ましくは被検体が配置される領域 ( 例えば、被検体を保持する保持部材としてのカップ ) の直径よりも長くすることが好ましい。このような第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の場合だと、矢印方向に一度移動させるだけで、観察領域 5 0 1 ( 例えば被検体の全領域に対応 ) の超音波画像を取得することができる。

【 0 1 1 9 】

40

図 9 ( b ) は、本実施形態の別の例を示す模式図である。本例では、観察領域 5 0 1 内の超音波画像を生成するための P A 信号の取得モードを終了した後、支持体 1 0 0 を図中の矢印方向に移動しながら軌道上の複数検出位置で U S 信号の取得を行うモードを実行する。図 9 ( b ) の場合、第 2 変換素子アレイ 1 0 2 0 の長手方向と軌道の主走査方向とが交差しているため効率的に超音波画像を得ることができる。

【 0 1 2 0 】

以上のように、本実施形態では、システム制御部 1 1 8 が、軌道上の複数の検出位置で P A 信号の取得を行いながら移動するモードと、U S 信号の取得を行うモードと、を異なる期間で実行可能とする。この場合、超音波の受信と、超音波送受信と、それぞれの撮像特性に好ましい移動をさせることができるため好ましい。

50

## 【0121】

なお、US信号の取得モードにおいては、支持体100と一緒に第2変換素子アレイ1020を移動させることにより、移動機構を共有化でき、装置が小型化する。ただし、支持体100とは独立して第2移動機構により第2変換素子アレイ1020を移動させてもよい。また、先にUS信号の取得モードを実行した後、PA信号の取得モードを実行してもよい。

## 【0122】

## &lt;第4の実施形態&gt;

次に、第4の実施形態について説明する。本実施形態では、第2変換素子アレイ1020をボウル部100A、またはボウル部100Aの内側の空間に設ける例について説明する。なお本実施形態においても、第1～第3の実施形態において説明した被検体情報取得装置の構成と同様の部分については、説明を省略する。

10

## 【0123】

図10(a)(b)は、本実施形態の第2変換素子アレイ1020の構成を示す模式図である。第1変換素子101が複数設置されたボウル部100Aの内側に、アーク状の第2変換素子アレイ1020が設置されている。第2変換素子アレイ1020は、回転軸603により図10(b)の球の中心軸604回りに回転移動する。このような実施形態の場合、得られる光音響画像と超音波画像とが重複する領域が大きくなるため、効率的な撮像が可能となる。

## 【0124】

20

図10(c)は、本実施例の別の例を示す模式図である。本例では、複数の第1変換素子101が設置された支持体100のボウル部100Aに複数の第2変換素子も設置されている。このような実施形態の場合、得られる光音響画像と超音波画像とが重複する領域が大きくなるため、効率的な撮像が可能となる。

## 【0125】

なお、本実施形態においても、第1変換素子101の中心周波数と第2変換素子102の中心周波数は互いに異ならせることが好ましい。

## 【0126】

## &lt;第5の実施形態&gt;

次に、第4の実施形態について説明する。本実施形態では、第2変換素子アレイ1020と被検体を保持する保持部材との関係について説明する。なお本実施形態においても、第1～第3の実施形態において説明した被検体情報取得装置の構成と同様の部分については、説明を省略する。

30

## 【0127】

図11(a)は、本実施形態の被検体を保持するカップ状の保持部材701と、第2変換素子アレイ1020との位置関係を示す模式図である。保持部材701の内側(図中の上側)には、検査時に被検体が設置される。第2変換素子アレイ1020はXY平面内を所定の軌道で移動し、軌道上の複数の検出位置において超音波の送受信を行う。

## 【0128】

図11(b)は図11(a)のY軸方向の断面を模式的に示した図である。保持部材701の少なくとも一部が曲率を有する場合、第2変換素子アレイ1020の移動に伴い、第2変換素子アレイ1020と保持部材701との相対的な角度は変化する。例えば、第2変換素子アレイ1020が702Aの位置にある場合、第2変換素子アレイ1020の受信面(図中、第2変換素子アレイ1020の上辺で示される)に対して垂直方向(710)に超音波の送受信を行うとする。この場合、送信された超音波ビームは保持部材701に対して垂直ではない角度で入射することになる。

40

## 【0129】

ここで、超音波ビームが保持部材701に対して垂直でない角度で入射した場合について述べる。保持部材701はある程度の機械的な強度を有することが望ましいため、生体等の被検体よりも硬い部材(つまり音響波の伝搬速度が速い部材)を用いる可能性がある

50

。そのため、超音波の入射方向と、保持部材表面の垂線の方向とのなす角度がある一定以上の角度、例えば40度以上の入射角になった際には超音波が全反射する可能性がある。超音波が全反射した場合、超音波が被検体に到達せず、被検体内の観察ができなくなる。

【0130】

そのため、本実施形態では、保持部材701表面の垂線と、超音波の入射方向との角度は全反射角よりも小さい、つまり保持部材701に対して全反射角よりも垂直に近い角度で入射することが好ましい。またさらに、保持部材701に対して垂直でない角度で超音波が入射した場合、その音速の変化から超音波の屈折が生じる可能性がある。この屈折による像の歪みを抑制するという観点から、保持部材701に対して超音波の入射角がさらに小さい、つまり保持部材に対してより垂直に近い角度で入射することが好ましい。

10

【0131】

そこで本実施形態では、702Aの位置に第2変換素子アレイ1020がある場合は、703Aの方向、つまり保持部材701に対してより垂直に近い角度方向に超音波ビームを送信する。また、702Bの位置に第2変換素子アレイ1020がある場合は、703Bの方向に超音波ビームを送信する。さらに、702Cの位置に第2変換素子アレイ1020がある場合は、703Cの方向に超音波ビームを送信する。このような送信制御が行われることにより、効率のよい超音波送受信を行うことができる。

【0132】

図11(c)は、図11(a)のX軸方向の断面を模式的に示した図である。保持部材701の少なくとも一部が曲率を有する場合、第2変換素子アレイ1020と保持部材701との相対的な角度が変化するのは、Y軸方向の断面と同様である。

20

【0133】

図11(c)では、図中704Aの位置に第2変換素子アレイ1020がある場合は、第2変換素子アレイ1020の姿勢(支持体100に対する角度)を変化させることで保持部材701に対してより垂直に近い角度で超音波の送信を行う。同様に、704Bの位置や704Cの位置に第2変換素子アレイ1020がある場合にも第2変換素子アレイ1020の姿勢を変化させることで、保持部材701に対してより垂直に近い角度で超音波の送信を行うことができる。このような姿勢変化は、システム制御部118からの指示を受けた第2移動機構により行なわれる。

【0134】

30

よって、全反射角より大きい角度で保持部材701に対して超音波を送信することが可能となり、効率のよい超音波送受信を行うことができる。

【0135】

以上のように、本実施形態では、図10(b)のように第2変換素子アレイ1020の姿勢は変えずに超音波の送信方向を制御する手法と、図10(c)のように第2変換素子アレイ1020の姿勢を制御する手法とを説明した。しかしながら、前者のみを用いて超音波の入射角度を制御してもよいし、後者のみを用いて超音波の入射角度を制御してもよい。また、2次元マトリクス状に配置された2Dアレイの第2変換素子アレイ1020を用いて、超音波の送信の方向を制御してもよく、その場合は超音波プローブの姿勢制御をする機構を省略可能であるため、装置コストの抑制が図れる。

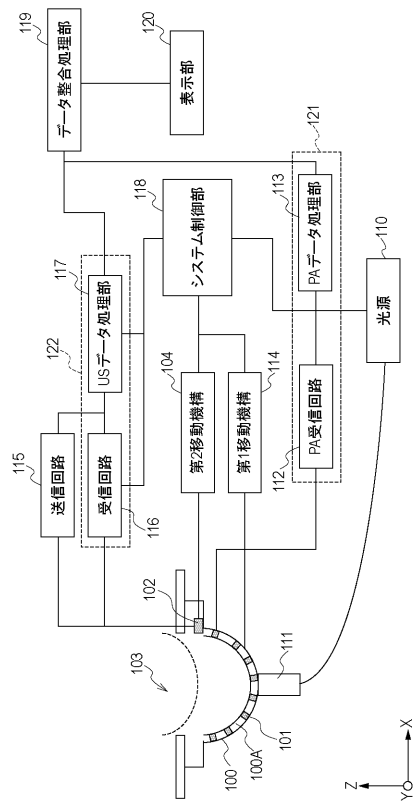
40

【符号の説明】

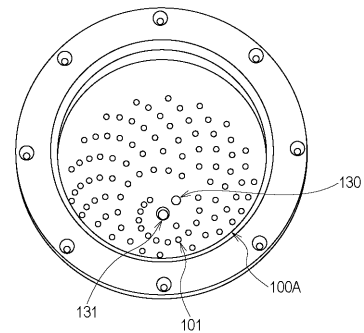
【0136】

- 110 光源
- 101 第1変換素子
- 102 第2変換素子
- 100 支持体
- 114 第1移動機構
- 111 光伝送系

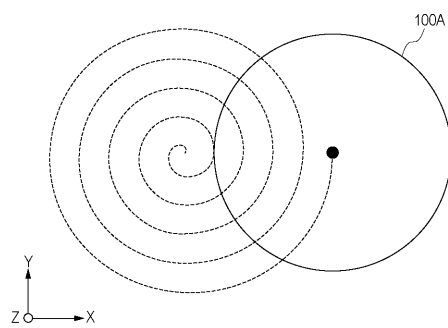
【 図 1 】



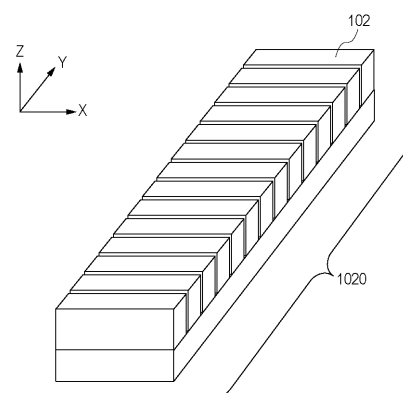
【 図 2 】



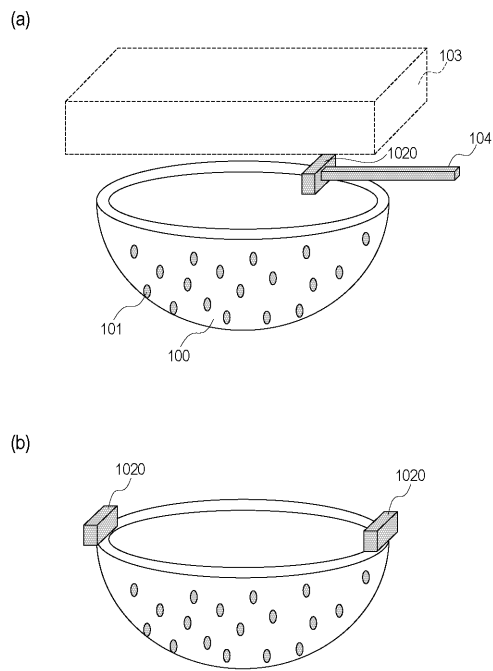
【 図 3 】



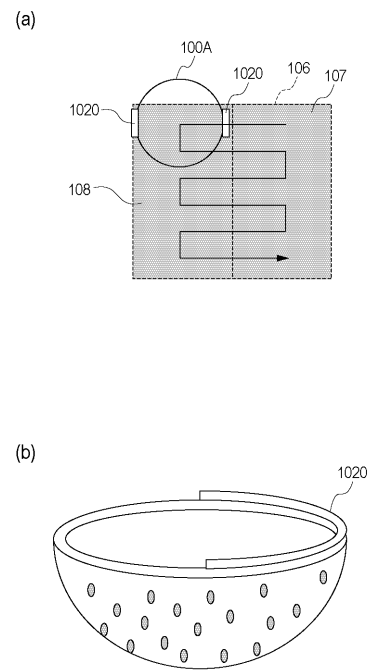
【 図 4 】



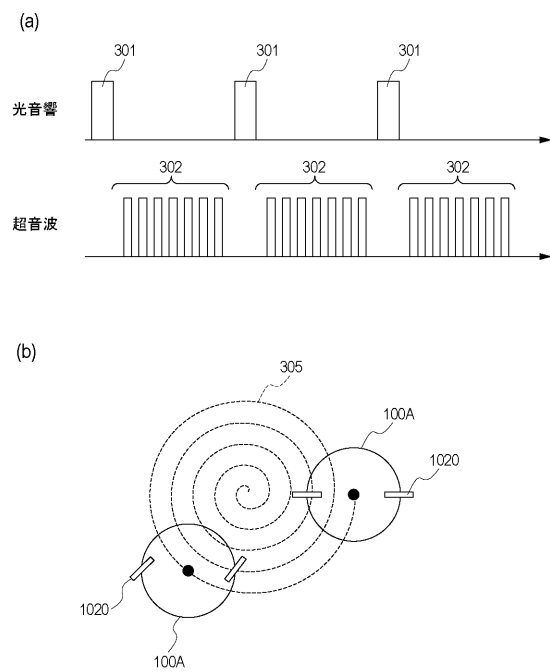
【図 5】



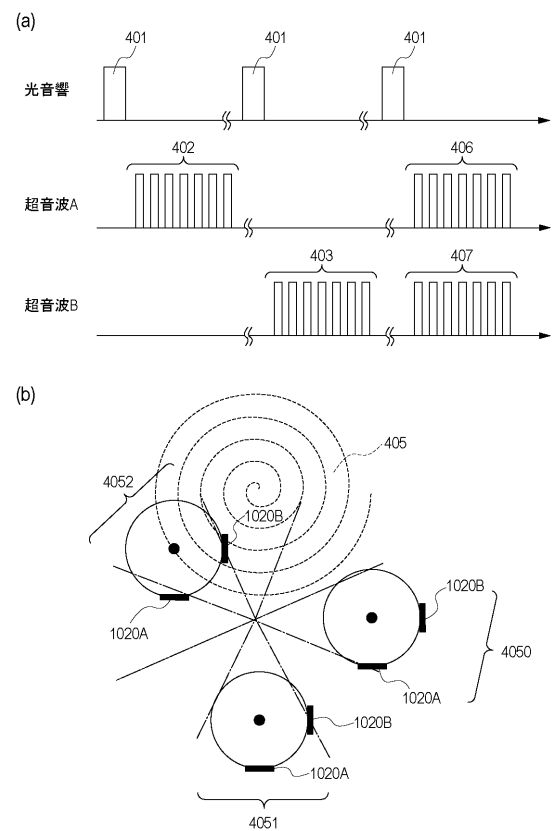
【図 6】



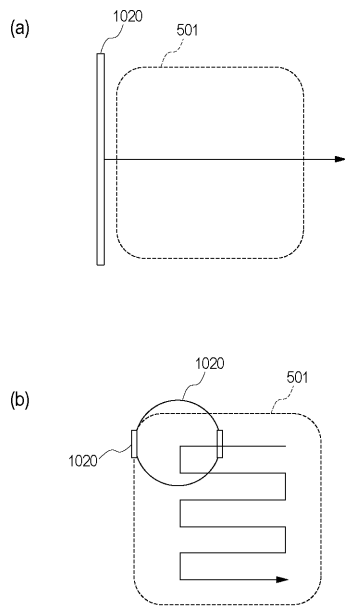
【図 7】



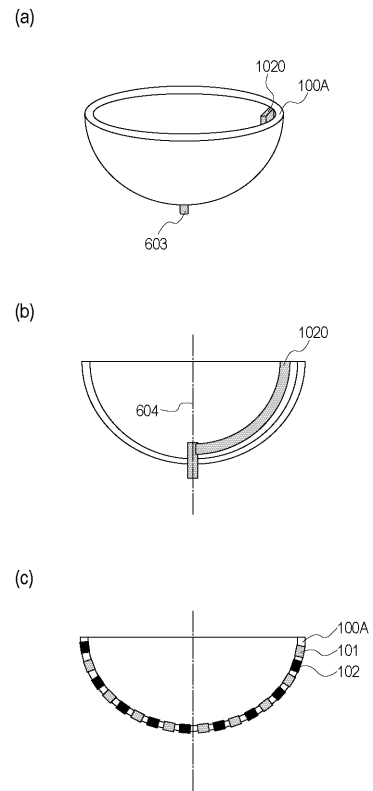
【図 8】



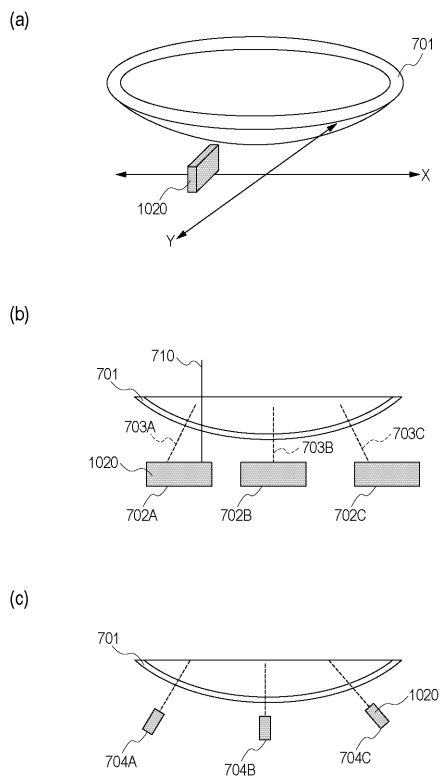
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(72)発明者 卓 雅一

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 西原 裕

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 ロバート エー クルーガー

アメリカ合衆国 ノースカロライナ州、オリエンタル、ストレート ロード 108

審査官 奥田 雄介

(56)参考文献 国際公開第2010/030817(WO, A1)

米国特許出願公開第2003/0023168(US, A1)

特開2005-218684(JP, A)

米国特許出願公開第2013/0217995(US, A1)

特開昭59-012373(JP, A)

特開2011-167228(JP, A)

特開2011-194013(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/13

A61B 8/08