

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-131560

(P2017-131560A)

(43) 公開日 平成29年8月3日(2017.8.3)

| (51) Int.Cl.                   | F I                 | テーマコード (参考) |
|--------------------------------|---------------------|-------------|
| <b>A 6 1 B</b> 8/13 (2006.01)  | A 6 1 B 8/13        | 4 C 6 0 1   |
| <b>H 0 4 R</b> 1/40 (2006.01)  | H 0 4 R 1/40 3 3 0  | 5 D 0 1 9   |
| <b>H 0 4 R</b> 23/00 (2006.01) | H 0 4 R 23/00 3 3 0 |             |

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-16445 (P2016-16445)  
 (22) 出願日 平成28年1月29日 (2016.1.29)

(71) 出願人 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 未平 信人  
 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 正木 文太郎  
 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

最終頁に続く

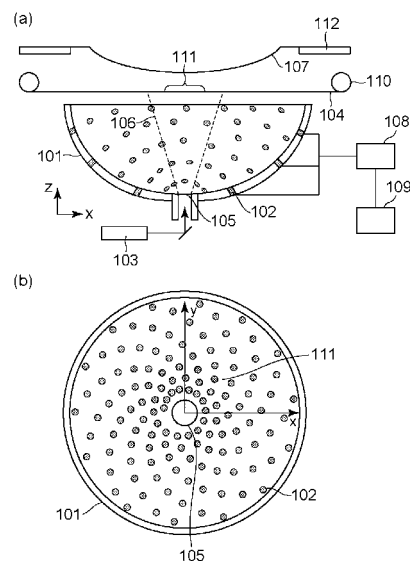
(54) 【発明の名称】 超音波装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 光音響誘発型超音波イメージング装置において、所望の強度分布を有する超音波を発生させる、または、発生させる超音波の強度分布を所望の強度分布に近づけることができる超音波装置を提供する。

【解決手段】 超音波装置は、光源103からの光照射により超音波を発生する吸収体111を有する超音波発生部材104と、超音波を検出して電気信号に変換する探触子102と、を備える。超音波発生部材104は、光源からの光が照射される照射領域において光の吸収率が異なる領域を有する。また、吸収体111が配置された領域のうち、光源103からの光が照射される領域を送信超音波発生領域とすると、送信超音波発生領域は、面音源として機能する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

光源からの光照射により超音波を発生する吸収体を有する超音波発生部材と、前記超音波を検出して電気信号に変換する探触子と、を備え、

前記超音波発生部材は、前記光源からの光が照射される照射領域において前記光の吸収率が異なる領域を有し、前記吸収体が配置された領域のうち、前記光源からの光が照射される領域を送信超音波発生領域とするとき、

前記送信超音波発生領域は、面音源として機能することを特徴とする超音波装置。

10

**【請求項 2】**

前記光源から射出される光の光路と、前記超音波発生部材との相対位置を移動させる移動手段を備え、

前記移動手段による前記相対位置の変化により、前記照射領域に照射される光の強度分布と、前記照射領域の前記吸収率の面内分布との相対位置が変化することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

**【請求項 3】**

前記吸収体は、前記送信超音波発生領域に照射される光の強度分布よりも、強度ムラが小さい音圧の分布を有する超音波を発生させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波装置。

20

**【請求項 4】**

前記光源からの光を反射する反射部材を有し、

前記反射部材は前記超音波発生部材の周りに配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波装置。

**【請求項 5】**

前記反射部材と前記超音波発生部材とは、前記光源と前記被検体との間に配置されるシート部材に配置されていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波装置。

**【請求項 6】**

前記吸収体は、前記照射領域よりも小さいことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波装置。

30

**【請求項 7】**

前記光源から射出される光は、前記超音波発生部材と前記反射部材とに入射することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波装置。

**【請求項 8】**

前記超音波発生部材の吸収率分布は、リング形状を有することを特徴する請求項 1、2、4 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波装置。

**【請求項 9】**

前記超音波発生部材は、複数のシート部材を有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波装置。

**【発明の詳細な説明】**

40

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を用いて被検体の情報を取得する超音波装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

光イメージング技術の一つとして、近年、光音響トモグラフィ (PAT: Photo Acoustic Tomography) が提案されている。パルスレーザなどの計測光を被検体に照射すると、計測光が被検体内で吸収される際に音響波が発生する。この現象を光音響効果と呼び、光音響効果により発生した音響波を光音響波と呼ぶ。

**【0003】**

50

被検体を構成する組織は、光エネルギーの吸収率がそれぞれ異なるため、発生する光音響波の音圧も異なったものとなる。光音響トモグラフィでは、発生した光音響波を探触子で検出し、受信信号を解析することにより、被検体内の光学的特性に関する情報を画像化することができる。

【0004】

一方、被検体内の構造情報を取得する方法として、超音波イメージングが知られている。超音波イメージングでは、プローブに配置された複数の超音波探触子から被検体に超音波を送信し、被検体内の音響インピーダンスの異なる界面で生じる反射波を受信して解析する。これにより、被検体内の音響的特性に関する情報（構造情報）を画像化することができる。

10

【0005】

これらの技術を組み合わせ、被検体外に配置した超音波発生部材に光を照射して光音響波（超音波）を発生させ、この光音響波を利用して超音波イメージングを行う装置の研究が進められている。この技術は、音響波（超音波）送信素子で電氣的に発生させた超音波を送信波として使う通常のパルスエコー型の超音波イメージングと区別するために、光音響誘発型超音波イメージング装置と呼ばれる。

【0006】

非特許文献1には、微小球状光吸収体を超音波発生部材として利用した光音響誘発型超音波イメージング装置が記載されている。

【先行技術文献】

20

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】 Thomas Felix Fehm, Xose Luis Dean-Ben, Daniel Razasky, 'Hybrid optoacoustic and ultrasound imaging in three dimensions and real time by optical excitation of a passive element', Proceedings of SPIE Vol. 9323, 93232X-1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0008】

超音波を送信する探触子を複数有する、通常のパルスエコー型の超音波イメージング装置においては、探触子毎に電圧を変更して、被検体に照射する超音波の強度分布を任意に変更することができる。

【0009】

一方、非特許文献1に記載の超音波発生方法では、超音波の強度分布を調整することはできなかった。

【0010】

そこで本発明は、光音響誘発型超音波イメージング装置において、所望の強度分布を有する超音波を発生させる、または、発生させる超音波の強度分布を所望の強度分布に近づけることができる超音波装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波装置は、光源からの光照射により超音波を発生する吸収体を有する超音波発生部材と、前記超音波を検出して電気信号に変換する探触子と、を備え、前記超音波発生部材は、前記光源からの光が照射される照射領域において前記光の吸収率が異なる領域を有し、前記吸収体が配置された領域のうち、前記光源からの光が照射される領域を送信超音波発生領域とすると、前記送信超音波発生領域は、面音源として機能することを特徴とする。

【発明の効果】

50

## 【0012】

本発明によれば、光音響誘発型超音波イメージング装置において、所望の強度分布を有する超音波を発生させる、または、発生させる超音波の強度分布を所望の強度分布に近づけることができる超音波装置を提供することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0013】

【図1】実施形態に係る光音響測定装置の構成を説明する図

【図2】実施形態に係る音響発生部材の構成を説明する図

【図3】実施形態に係る測定のフローチャート

【図4】変形例にかかる超音波発生部材の模式図

## 【発明を実施するための形態】

## 【0014】

以下、図面を参照しつつ、本発明の好ましい実施形態について詳細に説明をする。なお、同一の構成要素には原則として同一の参照番号を付して、重複する説明を省略する。本実施形態の超音波装置は、光照射により超音波を発生する吸収体を有する超音波発生部材を備え、該超音波発生部材に光が照射されることにより発生する超音波を被検体に照射することにより被検体の情報を取得する。本実施形態の吸収体は、平面状の超音波を発生させる。よって、球面波状の超音波を発生させるよりも、被検体に照射されるまでの超音波の減衰を小さく抑えることができる。加えて、超音波発生部材は、光が照射される照射領域において光の吸収率の面内分布を有する。これにより、照射領域に照射される光の強度分布と異なる強度分布を有する超音波を発生させることができる。例えば、なるべく均一の強度を有する平面状の超音波を発生させたい場合、光の照射ムラを相殺するような吸収率の分布を有する超音波発生部材を用いれば、光の照射ムラよりも強度ムラが小さい超音波を発生させることができる。

## 【0015】

なお、本発明および本明細書において、光照射によって被検体（内部、表面の両方を含む）の光吸収体から発生する音響波を光音響波と称し、光音響波を変換して得られた電気信号を光音響波信号と称する。また、光音響波信号を再構成して得られる画像を光音響画像と称する。一方、光照射によって超音波発生部材から発生し、被検体に送信される光音響波（超音波）を送信超音波と称し、被検体（内部、表面の両方を含む）で反射されたり散乱されたりした送信超音波を反射波と称する。また、反射波を変換して得られた電気信号を超音波信号と称し、超音波信号を再構成して得られる画像を超音波画像と称する。

## 【0016】

以下、より詳細に本発明の実施形態について説明をする。

## 【0017】

本実施形態では、上述の光音響誘発型超音波イメージングを行うことができただけでなく、光音響トモグラフィも行うこともできる被検体情報取得装置について説明をする。本実施形態では、被検体により反射されたり散乱されたりした送信超音波を探触子により受信、変換し、取得された超音波信号に基づいて被検体の内部の音響特性値分布情報を取得し、可視化（画像化）することで、光音響誘発型超音波イメージングを行う。なお、音響特性値分布情報とは、一般的には、音圧分布、音響インピーダンス差分布、散乱強度分布、音速分布、音響減衰分布あるいはそれらに関連した値を有する分布データのことを示す。また本実施形態では、パルス光を被検体に照射し、当該パルス光に起因して被検体内で発生した光音響波を探触子により受信、変換し、取得された光音響波信号に基づいて被検体内の光学特性に関連した情報を取得、可視化することで、光音響トモグラフィを行う。光学特性に関連した情報とは、一般的には、被検体内の初期音圧分布や、光吸収エネルギー密度分布、吸収係数分布、あるいは、組織を構成する物質の濃度に関連する特性分布である。濃度に関連する特性分布とは、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濃度、あるいは、デオキシヘモグロビン濃度などの分布を含む。さらに、グルコース濃度、コラーゲン濃度、メラニン濃度、脂肪や水の体積分率などの分布であ

10

20

30

40

50

ってもよい。なお、本実施形態に係る被検体情報取得装置は、超音波装置の一形態である。本発明および本明細書では、超音波を被検体に照射して被検体の情報を取得していれば、超音響トモグラフィを行わない装置であっても超音波装置と呼ぶ。

#### 【0018】

(システム構成)

図1を参照しながら、本実施形態に係る被検体情報取得装置の構成を説明する。本実施形態に係る被検体情報取得装置は、光源103、複数の探触子102を有する探触子ユニット101、音響波処理部108、超音波発生部材104、被検体保持部材107、装置制御部109を備える。光源103から発せられたパルス光は、光伝送路により導かれ、超音波発生部材104に到達し、超音波が発生する。この超音波の少なくとも一部(送信超音波)が被検体に送信される。被検体保持部材107に保持された被検体の内部を伝播した送信超音波は、被検体内にある超音波散乱体に照射されると、反射、散乱され、反射波が発生する。反射波は、探触子ユニット101の探触子102により受信され、電気信号に変換され、電気信号が音響波処理部108及び装置制御部109で処理されて被検体の超音波画像データ(音響特性値分布情報データ)が取得される。尚、超音響波イメージングを行う際には、超音波発生部材104の吸収体111を被検体と光照射部5との間の光路から退避させ、パルス光が被検体に照射されることで発生した超音響波を探触子102により受信、変換して超音響波信号を取得する。そして、超音響波信号を音響波処理部108と装置制御部109で処理することで、被検体の超音響画像データ(光学特性情報データ)が取得される。このように得られた超音波画像データおよび超音響画像データは画像化され、表示装置に表示される。

10

20

#### 【0019】

以下、本実施形態に係る被検体情報取得装置の各構成についてより詳細に説明する。

#### 【0020】

(探触子ユニット)

101は探触子102を有し、保持するユニットである。本実施形態の被検体情報取得装置は、図1に図示したような半球状の探触子ユニット101を備え、その内面には複数の探触子102が配置されている。図1(b)は、本実施形態に係る被検体情報取得装置を鉛直方向上方(Z軸方向)から観察した模式図である。探触子ユニット101上には、探触子102が半球面に沿う位置でスパイラル状に512個配置されている。

30

#### 【0021】

また、探触子ユニット101の底部には、光照射部105が設けられており、被検体に対してZ軸方向からパルス光106を照射可能な構成となっている。

#### 【0022】

尚、本実施形態において光照射部105は開口部であり、光源103からの光を伝送する光伝送路からの光が射出される。

#### 【0023】

探触子ユニット101は、不図示のXYステージによって、XY平面に沿って移動可能な構成となっている。このようにすることで、被検体に対して複数の位置で、パルス光の照射および反射波と超音響波の受信を行うことができるようになり、測定精度を向上させることができる。なお、保持部材107と探触子ユニット101との間は、音響的な整合層となる音響マッチング材で満たされている。音響マッチング材は、例えば、液体やジェルなどであり、本実施形態では、水を用いる。また、超音波発生部材104は、探触子ユニット101の移動と一体となって移動することができる。尚、探触子ユニットは、保持する探触子が反射波を受信して、電気信号に変換することができる構成であれば、この形態に限定されない。例えば平面状であり、探触子が平面上に配列したような形態でもよい。一般的には、複数の探触子102が1次元あるいは2次元に配置されたものが用いられる。このような多次元配列素子を用いることで、同時に複数の場所で反射波と超音響波を検出することができ、検出時間を短縮できると共に、被検体の振動などの影響を低減できる。

40

50

## 【0024】

(探触子)

探触子102は、被検体から到来する反射波および光音響波を検出し、電気信号(超音波信号または光音響波信号)に変換する手段である。探触子102は、超音波探触子、音響波探触子、音響波検出器、あるいはトランスデューサとも呼ばれる。なお、本実施形態では、探触子102は、送信超音波の反射波および光音響波の両方を検出して電気信号に変換する必要がある。

## 【0025】

生体から発生する光音響波の周波数は、100KHzから100MHzである。一方、送信超音波の周波数は、音響発生部材の厚さで決まり例えば、8MHz以下である。探触子102には、上記の周波数帯を受信できる超音波検出器を用いる。具体的には、圧電セラミックス(PZT)を利用した変換素子や、光の共振を用いた変換素子、静電容量型のCMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer)などを用いることができる。本実施形態では、探触子102としてCMUTを用いる。なお、探触子102は、感度が高く、周波数帯域が広いものが望ましい。本実施形態では、探触子102として、単素子で3mmの開口を持ち、0.5-5MHzの帯域を持つものを利用する。低周波数帯の感度を確保することで、1-3mm程度の比較的太い血管であっても中抜けを防止することができる。

10

## 【0026】

(音響波処理部)

音響波処理部108は、増幅器、A/D変換器などを有し、探触子102によって変換された電気信号を増幅し、デジタル信号に変換する手段である。変換後の信号は、装置制御部109に送信される。本実施形態において、音響波処理部108のサンプリング周波数は20MHzであり、サンプリング数は2048とする。また、出力されるデータは符号付きの12ビットとする。

20

## 【0027】

(超音波発生部材)

送信超音波を発生させるための超音波発生部材104は、探触子ユニット101と被検体保持部材107の間に配置されている。超音波発生部材104は、駆動機構110によって光の照射範囲に設置することが可能である。なお、超音波発生部材104をアームに取り付け、アームの移動により超音波発生部材を配置してもよい。

30

## 【0028】

図2(a、b)に超音波発生部材104の構成を示す。超音波発生部材104は略平面の構造のフィルム202の上に吸収体111が配置されている。フィルム202は吸収体111を支持部材であり、本実施形態においてはシート状の支持部材(シート部材と呼ぶ)である。フィルム202は、超音波(送信超音波及び反射波)の透過率が高いことが好ましい。発生した送信超音波が被検体にて反射し、その反射波が再度超音波発生部材104を介して探触子102に到達するためである。よって、ポリエチレンテレフタレート、ナイロン、ビニール、ポリカーボネート、アクリル、ゴムなどの超音波の透過率が高い材料を用いることが望ましい。厚さは50-500um程度で薄い方が望ましい。

40

## 【0029】

吸収体111は例えば、インクジェットプリンタ等によって、顔料インク、染料インク、あるいは樹脂インクをフィルム202に塗布することで作製することができる。顔料の材料としては、カーボンブラックのような黒色顔料、銅フタロシアニン等のシアン顔料などが挙げられる。また金、銀やアルミのような金属を蒸着してもよい。さらに、散乱体として酸化チタンなどの化合物を配合してもよい。また、フィルム202に吸収体を塗布し、熱をかけることによって吸収体をフィルムの内部に拡散させてもよい。吸収体がフィルムの表面にある時は、吸収体の層が薄いため、高周波を含んだ広帯域の送信超音波を発生することができる。一方、内部に拡散させ、吸収体の層の厚みを厚くした場合は、吸収体の層の厚みに応じて低周波の送信超音波となる。なお、フィルムを積層することによって

50

、より低周波の送信超音波を発生させることができる。発生する送信超音波は、探触子 102 で受信できる帯域内の周波数を含むように発生させればよく、不要な帯域の周波数を含めるとノイズとなる。

【0030】

図 2 (b) に、パルス光 106 の照射領域 203 を示す。パルス光の照射を受けて実際に超音波を発生させる領域 (以下、送信超音波発生領域と呼ぶ) は、吸収体 111 のうちパルス光の照射を受ける領域であり、吸収体 111 と照射領域 203 とが重なる領域である。本実施形態の場合、図 2 (b) のように、吸収体 111 が照射領域 203 に内包されるため、吸収体 111 全体が送信超音波発生領域である。

【0031】

本実施形態の超音波発生部材 104 は、面音源として機能する。但し、超音波発生部材が面音源として機能するとは、超音波発生部材のうち、実際に超音波を発生させる領域である送信超音波発生領域が、面音源として機能することと指す。本発明及び本明細書においては、送信超音波発生領域の幅  $w_a$  が高さ  $h$  の 10 倍以上であれば、その送信超音波発生領域は面音源として機能するとみなす。図 2 (b) と図 4 (a) を用いて、送信超音波発生領域の幅  $w_a$  と高さ  $h$  について説明をする。図 2 (b) に示すように、光源から送信超音波発生領域を見たときの面を  $x-y$  平面とする。尚、 $z$  軸は紙面奥行き方向であり、光軸に対応する。このとき、送信超音波発生領域の幅  $w_a$  とは、 $x$  軸方向における幅と  $y$  軸方向における幅のことを指し、 $x$  軸方向における幅と  $y$  軸方向における幅の両方が、高さ  $h$  の 10 倍以上であれば、このその送信超音波発生領域は面音源として機能するとみなす。尚、図 2 (b) に示すように送信超音波発生領域が円形の場合、幅  $w_a$  は直径である。また、送信超音波発生領域の高さ  $h$  とは、光軸方向 ( $z$  軸) における送信超音波発生領域の長さのことを指す。より詳細には、図 4 (a) のように、 $z$  軸に平行な面における、光源側表面と光源の反対側の表面との長さのことを指す。本実施形態のように、送信超音波発生領域が平面の場合、送信超音波発生領域の高さは、吸収体の厚みと一致する。一方、図 4 (b) に示したように、送信超音波発生領域が曲率を有する場合、送信超音波発生領域の高さ  $h$  は、吸収体の厚みよりも大きくなるが、幅  $w_a$  が厚み  $h$  の 10 倍以上であれば送信超音波発生領域は面音源として機能する。

【0032】

ところで、超音波発生部材 104 を用いず、別のリニアプローブまたは、探触子ユニット 101 の探触子 102 を用いて超音波を被検体に送信し、超音波画像を取得する方法も考えられる。これらの場合、別のリニアプローブが必要となったり、探触子ユニットに超音波の送信機能を付加しなければならないためコストが増大する。そのため、超音波発生部材 104 を用いるメリットがある。特に、本実施形態のように光音響波測定も行う超音波装置の場合、光音響波測定に必要な構成に超音波発生部材を付加すれば超音波測定を行うことができる。

【0033】

(吸収体の面内分布)

超音波発生部材 104 において、光の照射領域 203 は光の吸収率が異なる領域を有する。加えて、本実施形態の被検体情報取得装置は、照射領域 203 内の吸収体 111 が吸収率の異なる領域を有する。照射領域 203 に照射される光の強度が均一でない場合、光の照射領域 203 における吸収体 201 の面内分布は、照射光の強度分布を減ずるように配置することが望ましい。本装置の照射領域 203 において、照射光のビームプロファイルはガウシアン形状の強度分布をしている。つまり、吸収体の吸収率の面内分布が均一であれば、送信超音波の強度分布がガウシアン形状の強度分布になる。

【0034】

ここで送信超音波の発生について説明する。送信超音波の音圧  $P$  は、通常的光音響波と同じように式 (1) で表わされる。

【0035】

10

20

30

40

## 【数 1】

$$P = \Gamma \cdot \mu \cdot \Phi \quad \text{式 (1)}$$

## 【0036】

は弾性特性値であるグリュナイゼン (Grüneisen) 係数であり、体積膨張係数 ( ) と音速 (c) の二乗の積を比熱 (Cp) で割ったものである。μ は吸収体での吸収係数であり、照射されるパルス光 106 の中心波長における光吸収係数とする。は局所的な領域での光量 (吸収体に照射された光量) であり、xy 平面に分布を持つ関数である。照射領域 203 内の吸収体の吸収係数分布が、光量の面内分布の逆数となる吸収係数分布であれば、光量の強度ムラを相殺することができ、均一な音圧を有する送信超音波を発生させることができる。図 2 に示した吸収体 111 は、逆ガウシアン形状の吸収率分布を有する。吸収率の分布は、例えば、インクジェットプリンタ等により塗布するインクの密度を制御することによって得られる。尚、吸収体の吸収係数分布を正確にの逆関数としたり、吸収体と光源 (照射部 105) との相対位置を正確に位置あわせすることが難しかったりすることも考えられるが、本実施形態では、送信超音波の音圧の分布を均一に近づけることができればよい。照射領域における光量の面内分布よりも、発生する送信超音波の音圧の強度分布のほうが、強度ムラが少なくなっていればよい。尚、強度ムラを評価する基準として、標準偏差を用いることができる。音圧の強度のばらつき 10% 以下である (ある値の 0.9 倍以上、1.1 倍以下の範囲に最小値と最大値とが収まる) ことが望ましい。

10

20

## 【0037】

なお、フィルム 202 の吸収体以外の領域は、反射部材であることが望ましい。ガウシアン形状のビームのように、周辺部の光強度が弱い光量の面内分布を用いる場合、周辺部の光量では、十分な送信超音波を発生できない。そのため周辺部で発生した送信音響波は再構成に使用せずノイズとなるからである。吸収体の周りに反射部材を設けることで、周辺部の光は反射部材に入射し、超音波をほとんど発生させないため、ノイズを低減することができる。フィルム 202 の材料が反射特性を有してもよいし反射膜をコーティングしてもよいが、光音響波がほとんど発生しない程度に吸収係数の低い材料が望ましい。具体的には、吸収係数が 0.001/mm 以下であることが望ましい。尚、フィルム自体が反射特性を有する場合、フィルムに配置された吸収体が、光照射部 105 側にくるように配置する。また、このような反射膜をビームの照射領域より小さい領域において送信超音波が発生するようコーティングを行ってもよい。ある一定の強度の送信超音波を得るためである。

30

## 【0038】

なお、フィルム 202 が透明なフィルムである場合、パルス光の一部が被検体側に透過し、被検体等で吸収され光音響波となりノイズ源となる。ここでは、反射膜をコーティングして、ビームの照射領域 203 よりも小さな範囲を送信超音波発生領域とする。例えば、ビームの直径が 50mm とすれば、送信超音波発生領域を 40mm のエリアとする。

## 【0039】

ところで音響発生部材 104 は、吸収体のある面を被検体側に配置すると、送信超音波が音響発生部材 104 中を伝搬することなく送信できるためより好適である。また、本発明においては、駆動機構 110 の配置に自由度があるため超音波発生部材 104 を探触子ユニット 101 上部に置いている。しかしながら、超音波発生部材 104 は、半球状の探触子ユニット 101 の底部に配置した方がより好ましい構成である。探触子 102 で受信される被検体からの反射波の音線を音響発生部材 104 が妨害しなくなるためである。尚、超音波発生部材 104 は、複数のシート部材で構成してもよい。例えば、吸収体を支持するシート部材と、パルス光を反射する特性を有するシート部材とを重ねて構成してもよいし、異なる領域に吸収体が配置されたシート部材を重ねて構成してもよい。

40

## 【0040】

(被検体保持部材)

50

被検体保持部材 107 は、被検体を保持する手段であり、本実施形態においては装置筐体の開口部に設置された円弧型の形状の部材である。また、被検体保持部材 107 は支持部材 112 に支持されている。

#### 【0041】

本実施形態では光音響波の計測も行う。よって、被検体保持部材 107 は、被検体に照射する光を透過させるため、光の透過率が高い部材であることが好ましい。また、被検体から到来する光音響波や反射波を透過させるために、被検体と音響インピーダンスが近い材料を用いることが好ましい。さらに、被検体を保持するため強度が必要となる。このような材料の例として、例えばポリエチレンテレフタレート、ポリメチルペンテンやポリエチレンなどが挙げられる。尚、光音響波を測定しない場合は、保持部材 107 の光の透過率は特に問わない。また、被検体保持部材 107 は、計測中に被検体を保持して被検体の振動、変形を軽減したり、探触子ユニット 101 を被検体から保護したりする機能を有するが、これらの機能が不要であれば被検体保持部材 107 は不要である。

10

#### 【0042】

(光源)

光源 103 は、被検体超音波発生部材 104 に照射するパルス光 106 を発生させる装置である。また、光源 103 は、光音響波測定時には被検体に照射するパルス光 106 を発生させる。

#### 【0043】

光源 103 は、大出力を得るため、レーザ光源であることが望ましいが、レーザの代わりに発光ダイオードやフラッシュランプ等を用いることもできる。光源 103 としてレーザを用いる場合、固体レーザ、ガスレーザ、色素レーザ、半導体レーザなど様々なものが使用できる。照射のタイミング、波形、強度等は装置制御部 109 によって制御される。装置制御部 109 の代わりに、光源 103 と一体化された光源制御部が制御しても良い。

20

#### 【0044】

パルス光 106 の波長は、超音波発生部材 104 の吸収体 111 に吸収される波長である。また、本実施形態のように光音響波測定を行う場合、パルス光 106 の波長は、被検体を構成する成分のうち特定の成分に吸収される特定の波長であって、被検体内部まで光が伝搬する波長であることが望ましい。具体的には、被検体が生体である場合、700 nm 以上 1100 nm 以下であることが望ましい。また、超音波または光音響波を効果的に発生させるためには、超音波発生部材または被検体の熱特性に応じて十分短い時間に光を照射させる。被検体が生体である場合、光音響波を効果的に発生させるためには、光源 102 から発生するパルス光のパルス幅は 10 ナノから 50 ナノ秒程度が好適である。また、送信超音波を効果的に発生させるためのパルス幅は超音波発生部材の材料によるため、超音波発生部材の材料に応じて適宜設定することができる。1つの光源で送信用音波と光音響波とを効果的に発生させるために、被検体に照射するパルス光のパルス幅と同等のパルス幅を用いることができる材料を超音波発生部材の材料とすることが好ましい。

30

#### 【0045】

本実施形態では、固体レーザであるチタンサファイアレーザを用い、波長を 760 nm および 800 nm とする。なお、光源 103 で発生したパルス光は、レンズやミラー、拡散板、光ファイバ等の光学部材を有する光伝送路を介して、光照射部 105 から被検体に照射される。尚、光源と光照射部との距離が近い場合、光伝送路は光学部材を有さない場合もある。また、光源の光射出部が探触子ユニットの内壁と一致するように、または内壁よりも内側になるように配置し、光伝送路を介すことなく光源から超音波発生部材または被検体にパルス光を照射してもよい。この場合、光照射部は、光源の光射出部と一致する。

40

#### 【0046】

(装置制御部)

装置制御部 109 は、被検体情報取得装置が有する各構成を制御する。例えば、光源、XY ステージ、探触子の受信、超音波発生部材と光照射部との相対位置などの制御を行う

50

。また、装置制御部 109 は、探触子 102 が取得した電気信号に基づいて、画像再構成などを行うことにより、被検体内部の光学特性および音響特性に関連した情報を取得する画像生成手段でもある。

【0047】

装置制御部 109 は、典型的には、独立した CPU と主記憶装置および補助記憶装置を有するワークステーションであり、あらかじめ記憶されたソフトウェアによって前述した処理が行われる。装置制御部 109 は、専用に設計されたハードウェアであってもよいし、他の手段と共用のハードウェアであってもよい。また、各機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、装置のコンピュータにおける 1 つ以上のプロセッサがプログラムを読み出して実行してもよい。また、各機能を実現する回路（例えば、FPGA や ASIC）によっても実現可能である。

10

【0048】

ところで、装置制御部 109 は、装置のユーザによって入力された情報の取得や、ユーザに対する情報の提示を行うことができる。具体的には、ユーザから入力された指示を元に、測定パラメータの変更、測定の開始・終了、画像の処理方法の選択、患者情報や画像の保存、データの解析などである。これらは、例えば、ディスプレイなどの画像表示装置とキーボードなどの入力部の組み合わせ、または、タッチパネルディスプレイのような画像表示装置と入力部とが一体化された構成等によって行われる。

【0049】

（画像再構成の方法）

20

次に、取得した光音響波信号および超音波信号を用いて、画像を再構成する処理について説明する。画像の再構成は、装置制御部 109 によって行われる。

【0050】

まず、光音響波信号に基づいて、被検体内の光学特性に関連する情報を取得する処理について説明する。このような処理には、三次元空間におけるバックプロジェクションアルゴリズムが適用できる。例えば、UBP法（Universal Back-Projection）であれば、初期音圧分布  $p(r)$  は、式（2）によって求めることができる。

【0051】

【数 2】

30

$$P(r) = \int_{\Omega_0} b(r_0, t = |r - r_0|) \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \quad \text{式 (2)}$$

【0052】

このとき投影データに相当する項  $b(r_0, t)$  を、数式（3）に示す。ここで、 $p_d(r_0)$  は、検出素子で検出される光音響波信号、 $r_0$  は各検出素子の位置、 $t$  は時間、 $\theta_0$  は探触子の立体角である。

【0053】

【数 3】

40

$$b(r_0, t) = 2 p_d(r_0, t) - 2 t \frac{\partial p_d(r_0, t)}{\partial t} \quad \text{式 (3)}$$

【0054】

反射波の再構成においても、同様のバックプロジェクションアルゴリズムを用いることができる。送信超音波が被検体内まで到達する時間を考慮し、 $t$  を、数式（4）の  $t'$  に置き換える。 $r_s$  は音響発生部材 104 の位置であり、再構成位置  $r$  から音響発生部材 104 まで垂線を下ろした際の交点である。また、 $c$  は音速である。当然、被検体と音響整合液とで音速が大きく異なる場合はそれらを考慮して補正を行う。

【0055】

## 【数 4】

$$t' = t - \frac{r - r_s}{c} \quad \text{式 (4)}$$

## 【0056】

ところで、光音響測定の場合、生体内部を伝搬した光のエネルギーの一部が血液などの吸収体に吸収され、熱膨張により吸収体から音響波が発生する。また、生体内にがんがある場合、がんの新生血管において同様に光が吸収され光音響波が発生する。その結果、受信した光音響波を画像再構成することにより血管やがんの位置情報を得ることができる。また、物質ごとの光の波長に対する吸収率の違いを利用して酸素飽和度等の情報を得ることができる。

10

## 【0057】

一方、反射波の再構成の場合、生体内部に伝搬した送信超音波のエネルギーが被検体内の正常部位と腫瘍の境界面のような音響インピーダンスの異なる物質における界面などで反射・散乱された反射波を受信する。そして、受信した反射波に基づいて、被検体内の音響特性に関連した構造情報を得ることができる。その結果、がんの境界面の構造情報などを得ることができる。

## 【0058】

なお、リニアプローブなどを用いる超音波装置は、例えば128素子の超音波探触子から被検査物に超音波を送信し、被検査物内部で反射した超音波を受信するものである。このような超音波装置では、腫瘍界面のような大きな構造物は捉えられるが、石灰化のような小さな構造物をとらえることは難しい。これは、大きな界面の場合、超音波が正反射して超音波探触子に戻ってくるが、小さな構造物の場合、超音波が様々な角度に散乱され、超音波探触子に戻る量が減るからである。本方式においては、探触子ユニット101に探触子102が配置されている。その結果、探触子102が様々な角度の信号を受信できる。つまり、本装置においては、乳房内の石灰化で散乱した超音波であっても、多数の探触子102で受信できることとなる。

20

## 【0059】

(処理フローチャート)

図3を参照しながら、本実施例に係る被検体情報取得装置が超音波測定と光音響波測定とを行う際の処理フローチャートについて説明する。ここでは、被検体として被検者の乳房を測定する場合について説明をする。

30

## 【0060】

S1工程で、測定を開始する。この状態で被検者は、乳房を保持部材107に接触するように挿入する。また、保持部材107と乳房の間には空気が入らないように音響整合液である水が充填されている。そして、測定の準備が整ったらユーザが測定を開始する操作を行う。

## 【0061】

S2工程で、音響発生部材104を所望の位置に配置させる。配置は駆動機構110を用いることによって、光の照射範囲の中心と超音波発生部材104の光学特性の面内分布の中心が合うように調整する。

40

## 【0062】

S3工程で、超音波測定を行う。超音波測定では、探触子101ユニットと超音波発生部材104は一体として移動するため、超音波発生部材104と超音波発生部材に照射される光の強度分布との相対位置は固定されたままである。照射光を超音波発生部材104に照射する毎に送信超音波が発生し、被検体に到達する。そして、被検体にて反射・散乱された反射波を探触子102で受信する。なお、照射光の波長は光音響測定を行う波長であってもよいし、送信超音波を発生させるための専用の波長であってもよい。

## 【0063】

S4工程で、所望の測定が終了したかを確認する。終了していなければS3工程に戻っ

50

て超音波測定を行う。所望の測定が終了すればS5工程に進む。

【0064】

S5工程で、光音響測定を行うために、音響発生部材104を光の照射エリアから退避させる。

【0065】

S6工程で、光音響測定を行う。光音響測定は、XYステージで被検体に対する光の照射位置を移動させながら行う。広い面積の画像を取得するためである。ここでは、酸素飽和度を算出するために2つの波長760nmと800nmの光を同じ位置で交互に照射するものとする。

【0066】

S7工程で、所望の測定が終了したかを確認する。終了していなければS6工程に戻って光音響測定を行う。所望の測定が終了すればS8工程に進む。

【0067】

S8工程で、画像再構成を行う。画像再構成は超音波の画像再構成と光音響の画像再構成を行う。必要に応じて画像処理により超音波画像と光音響画像を融合させてもよい。

【0068】

S9工程で、測定は終了する。取得した画像を確認し、所望の画像であれば測定を終了する。当然、反対側の乳房の測定などを行う場合は、ステップS1に戻って測定を続けてもよい。なお、超音波測定、光音響測定をそれぞれ独立したフローチャートで測定してもよい。

【0069】

以上の構成にすることにより、発生する送信超音波の強度分布を変更することができる。その結果、光音響波画像と超音波画像を同じ探触子ユニットで測定する装置においても、所望の超音波画像を取得することができる。

【0070】

(その他の変形例)

上述の実施形態において、超音波発生部材104は略平面であったため、送信超音波発生領域もほぼ平面であったが、超音波発生部材104および送信超音波発生領域は図4(b)に示すように、曲率を有していてもよい。例えば、超音波発生部材104にて発生する送信超音波が被検体の表面から20mmの地点で焦点を結ぶような曲率にする。これにより、被検体の測定したい領域に送信超音波を集中させることができる。

【0071】

また、上述の実施形態において、超音波発生部材104は、照射光の強度ムラよりも強度ムラが小さい強度分布(強度が均一に近い)を有する超音波を発生させるような吸収率分布を有している。しかしながら、吸収率分布はこの形態に限定されず、面内における超音波の強度変化を大きくするような吸収率分布を有していてもよい。

【0072】

図4(c)に、リング形状を有する吸収体111が配置されている超音波発生部材104の例を示した。超音波発生部材104のうち、例えば、内径30mm、外径50mmのエリアに吸収率が均一の吸収体111を配置する。このとき、吸収体111とフィルム202との吸収率が異なるため、超音波発生部材の照射領域はリング形状の吸収率分布を有する。強度が略均一な面状超音波を被検体に照射して得られる超音波画像は、界面で反射する正反射を画像化しているため、微小な石灰化などによる散乱をとらえにくくする。しかしながら、このように、リング形状の吸収体を有する超音波発生部材を用いることにより、暗視野的な撮影を行うことができ、散乱した弱い超音波であっても画像化しやすくすることができる。

【0073】

また、超音波発生部材104を、光音響波測定における光の照射範囲を規定するために使用してもよい。上述の実施形態の場合、超音波測定と光音響波測定との間に超音波発生部材を光路中から退避させたが、超音波発生部材を退避させずに光音響波測定をおこなう

10

20

30

40

50

ことで、被検体の一部に光を照射することを防ぐこともできる。また、任意の光の強度を得るために透過率の面内分布を調整してもよい。この場合、送信超音波に適した吸収率分布を有する超音波発生部材 104 と、光音響波測定に適した吸収率を有する超音波発生部材 104 とを用意しておき、駆動機構 110 にて置き換えて使用してもよい。このようにすることで、所望の超音波測定及び光音響測定ができる。但し、光音響波測定時に使用する超音波発生部材は、光の吸収率が低い（透過率が高い）領域と、反射率が高い領域とがとなり、超音波をほとんど発生させない部材とすることもできる。

【0074】

また、上述の実施形態の超音波装置は、超音波測定と光音響波測定とを行うが、本発明は、面状の超音波を発生させる超音波装置であれば適用することができ、例えば、光音響波測定を行わず、超音波測定のみを行う超音波装置に適用することもできる。

10

【0075】

また、上述の実施形態における超音波装置は、円弧状の被検体保持部材 107 を備えるが、被検体保持部材の形状はこれに限定されない。また、被検体保持部材を備えない超音波装置にも本発明は適用可能である。

【0076】

以上、本発明の好ましい実施形態および変形例について説明したが、本発明はこれらの実施形態および変形例に限定されず、その要旨の範囲内で種々の変形および変更が可能である。

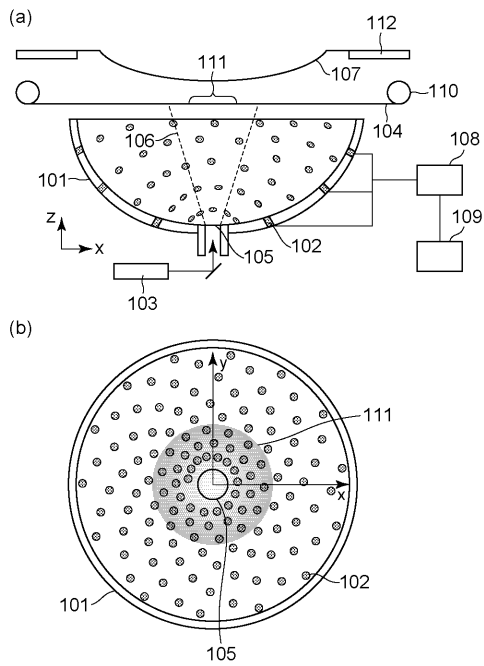
【符号の説明】

20

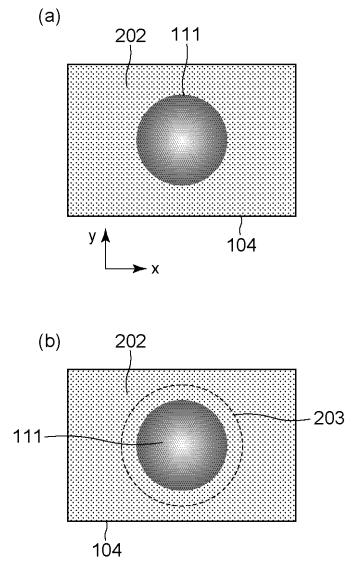
【0077】

- 103 光源
- 104 超音波発生部材
- 102 探触子
- 111 吸収体
- 203 照射領域

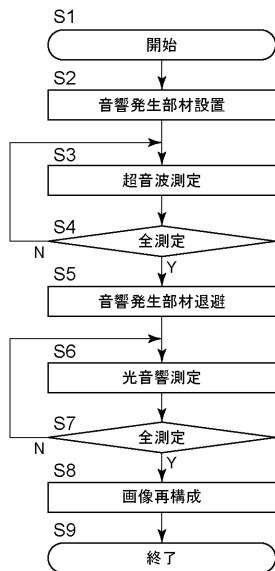
【 図 1 】



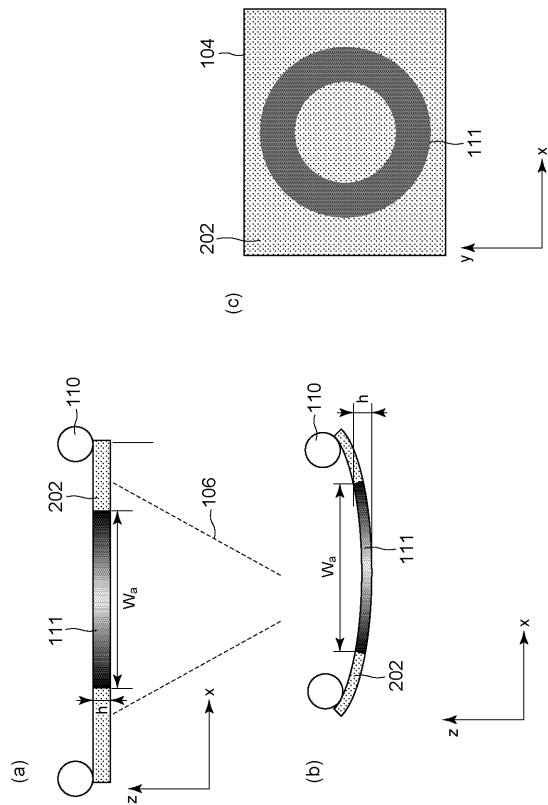
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 福谷 和彦

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 宮里 卓郎

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

Fターム(参考) 4C601 DE16 GA01 GB06 GC02 GC05 HH21

5D019 BB20 DD00 FF04

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波装置  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2017131560A</a>  | 公开(公告)日 | 2017-08-03 |
| 申请号            | JP2016016445   | 申请日     | 2016-01-29 |
| [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   |         |            |
| [标]发明人         | 末平信人<br>正木文太郎<br>福谷和彦<br>宫里卓郎  |         |            |
| 发明人            | 末平 信人<br>正木 文太郎<br>福谷 和彦<br>宫里 卓郎  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/13 H04R1/40 H04R23/00  |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0095 A61B5/4312 A61B8/0825 A61B8/4483 A61B2562/14 A61B5/0073                                 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/13 H04R1/40.330 H04R23/00.330 A61B8/00   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DE16 4C601/GA01 4C601/GB06 4C601/GC02 4C601/GC05 4C601/HH21 5D019/BB20 5D019/DD00 5D019/FF04 |         |            |
| 代理人(译)         | 佐藤安倍晋三<br>黑岩Soware   |         |            |
| 其他公开文献         | JP6679327B2  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

摘要(译)

提供一种光声引起的超声波摄像装置，以生成具有期望的强度分布，或超声装置，其可近似超声波的强度分布的超声波在期望的强度分布来产生。超声系统包括超声波产生部件104通过从用于产生超声波的光源103的光照射具有吸收体111，探针102以转换成电信号，通过检测超声波，配备了。超声波产生部件104具有光的区域吸收率是在从光源的光所照射的照射区域不同。另外，在设置吸收体111的区域中，当将来自光源103的光照射的区域设定为透射超声波产生区域时，透射超声波产生区域用作表面声源。

