

(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2017-131657

(P2017-131657A)

(43) 公開日 平成29年8月3日(2017.8.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/13 (2006.01)F1
A61B 8/13テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-9715 (P2017-9715)
 (22) 出願日 平成29年1月23日 (2017.1.23)
 (31) 優先権主張番号 62/287819
 (32) 優先日 平成28年1月27日 (2016.1.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(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 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
 (72) 発明者 末平 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

最終頁に続く

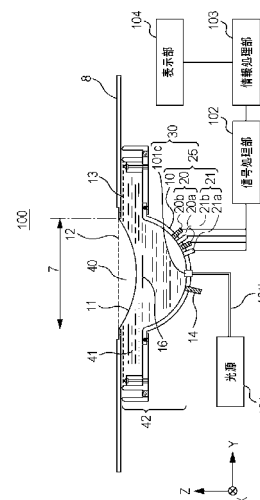
(54) 【発明の名称】 光音響超音波イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 光音響効果により発生した音響波を用いて被検体の情報を取得する装置において、音響波の発生位置を算出し、良好なイメージを取得する。

【解決手段】 光音響超音波イメージング装置は、光源と、光源から照射された光を吸収して、光音響効果で光音響超音波を発生させる光音響音源と、光音響音源からの音響波を受信して電気信号を出力する探触子と、電気信号を用いて光音響音源の位置情報を算出する情報処理部を有し、光音響音源からの送信音源位置は、光音響イメージングにより取得する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

パルス光が放出される光放出部と、
前記パルス光を吸光し被検体に向けて送信させる超音波を発生させる光音響音源と、
前記被検体で反射された超音波を受信し電気信号を出力する複数の探触子と、
前記電気信号を用いて前記被検体の光音響超音波エコー画像を出力する情報処理部と、
を有する光音響超音波イメージング装置であって、
前記情報処理部は、前記光音響音源の位置情報に基づいて前記光音響超音波エコー画像を算出するように構成されていることを特徴とする光音響超音波イメージング装置。

【請求項 2】

前記光音響音源の前記位置情報は、前記光音響音源に対する前記パルス光の照射により得られる前記光音響音源の光音響画像から決定されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 3】

前記光音響画像は、前記光音響音源の形状情報を含んでいることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 4】

前記光音響音源は、光吸収体を含有する部分がシート状に延在する光吸収体シートであることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 5】

前記光吸収体シートは、前記光放出部と前記被検体とのいずれからも遠ざかるように延在している部分を有することを特徴とする請求項 4 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 6】

前記光吸収体シートは、前記光放出部から見て前記被検体が直視されないように配置されていることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 7】

前記光音響音源は、前記光放出部から前記被検体をみたとき、点、線、面、またはそれらの組合せの形状を有して、前記光放出部から放出され前記パルス光の照射方向と交差する方向に延在していることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 8】

前記探触子と前記被検体の間において、前記探触子と前記被検体のそれぞれに音響的に接するように音響マッチング液が貯留される液槽を有し、

前記光音響音源は、前記液槽に貯留された前記音響マッチング液に浸漬された状態で、前記探触子と前記被検体の間に配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 9】

前記探触子と前記被検体の間において、前記探触子と前記被検体のそれぞれに音響的に接するように音響マッチング液が貯留される液槽を有し、

前記光音響音源は、シート状であって、シート面が前記パルス光の照射方向に対して交差するように配置されていることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 10】

前記シート状の光音響音源は、前記被検体または前記探触子の少なくともいずれかに固定された張架部材により前記シート面が張架されていることを特徴とする請求項 9 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 11】

前記シート状の光音響音源は、前記音響マッチング液が前記探触子と音響的に接する側

10

20

30

40

50

と、前記音響マッチング液が前記被検体と音響的に接する側とに仕切られるように前記液槽に設けられていることを特徴とする請求項 9 または 10 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 12】

前記複数の探触子は、前記光放出部とともに、共通の支持部材に固定されていることを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 13】

前記光音響音源の位置は、前記光放出部から前記光音響音源に向かって照射される前記パルス光の照射方向において規定され、前記光音響波の発生重心で定義されることを特徴とする請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

10

【請求項 14】

前記パルス光の光伝搬方向に沿った方向における前記光音響音源の厚さを t 、前記光伝搬方向に沿った方向における前記光放出部からの前記パルス光の侵入長を λ_p としたとき、前記光音響音源は、以下の一般式（数 1）を満たすことを特徴とする請求項 1 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

$$0.1 \leq \lambda_p / t \leq 6 \quad (\text{数 1})$$

【請求項 15】

前記光音響音源は、以下の一般式（数 2）を満たすことを特徴とする請求項 14 に記載の光音響超音波イメージング装置。

$$0.5 \leq \lambda_p / t \leq 3 \quad (\text{数 2})$$

20

【請求項 16】

前記複数の探触子を前記光音響音源に対して一体的に相対移動させる機構をさらに備え、前記光音響音源の位置は、前記光音響音源に対する前記複数の探触子の複数の位置条件に対応して同定されることを特徴とする請求項 1 乃至 15 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 17】

前記パルス光は、近赤外～赤外域にスペクトルを有し、前記光音響音源は、前記パルス光に対する吸光度 1 以上の吸光スペクトルを有することを特徴とする請求項 1 乃至 16 のいずれか 1 項に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 18】

30

前記光音響画像は、前記光放出部から前記光音響音源に前記パルス光を照射することにより前記光音響音源で発生した光音響波のうち、前記被検体側に伝搬することなく前記複数の探触子の側に伝搬する光音響波を、前記複数の探触子が受信することにより得られることを特徴とする請求項 2 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【請求項 19】

前記光音響画像は、前記光放出部から前記光音響音源に前記パルス光を照射することにより前記光音響音源で発生した光音響波のうち、前記複数の探触子の側に直接伝搬する光音響波を、前記複数の探触子が受信することにより得られることを特徴とする請求項 2 に記載の光音響超音波イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本願発明は、超音波を用いて被検体情報を画像化する光音響超音波イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内の光吸収体（例えば、生体内部の血管）を画像化する技術として、光音響イメージング（PAI：Photoacoustic Imaging）が知られている。光音響イメージングは、被検体に光が照射されると光音響効果により光吸収体から光音響波が発生することを利用し、光吸収体の分布を画像情報化する技術である。例えば、光吸収

50

体としてヘモグロビンを利用する形態とした光音響イメージングは、非特許文献 1 に記載されているように、被検体内の血管を画像化できる。

【 0 0 0 3 】

一方、被検体内の構造情報を描出する方法として、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においては、複数の探触子（トランスデューサ）をアレイ化した音響波プローブから被検体に超音波を送信する。かかる被検体内に送信された超音波は、音響インピーダンス上の界面で反射波を発生させる。かかる反射波を音響波プローブで受信することで、被検体の音響インピーダンスに係る画像情報を生成する。

【 0 0 0 4 】

超音波イメージングにおいて、被検体に送信する超音波として、探触子から発生した音響波の代わりに、光音響効果により発生した光音響波を使用する光音響超音波イメージングが知られている。非特許文献 2 には、プローブ内に配置された点状吸光体にパルス光を照射し発生した光音響波を被検体に送信し、点状吸光体を音源として発生した光音響波を送信波として生体をイメージングする、ハンドヘルドプローブが記載されている。

10

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 非特許文献 1 】 Zhang et al . APPLIED PHYSICS LETTERS 90 , 053901 , p . 1 - 3 2007

【 非特許文献 2 】 Thomas Felix Fehm , Xose Luis Dean - Ben and Daniel Razansky , Proc . of SPIE Vol . 9323

20

【 非特許文献 3 】 Wang et . al . Phys . Med . Biol . 2004 ; 49 ; 3117 - 3124 .

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

光音響超音波イメージングにおいて、超音波を送信する光音響音源は、被検体と励起用光源との間に配置された音響マッチング液に音響的に接するように配置される。かかる光音響超音波イメージングにおいて、被検体を画像化する場合、画像情報の位置精度が低下する場合があります、超音波イメージング、光音響イメージング、或いは、他のモダリティによるイメージング結果との画像融合に問題が生じる場合があった。

30

【 0 0 0 7 】

本願発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、光音響効果により発生した音響波を用いて被検体の情報を取得する装置において、位置精度の高い画像情報を取得することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

なお、音源の位置情報は、本願明細書において、観測系に対する音源位置に関する情報を意味し、観測系の基準に被検体または被検体載置部を採用する。

【 課題を解決するための手段 】

40

【 0 0 0 9 】

本願発明の光音響超音波イメージング装置は、パルス光が放出される光放出部と、前記パルス光を吸光し被検体に向けて送信させる超音波を発生させる光音響音源と、前記被検体で反射された超音波を受信し電気信号を出力する複数の探触子と、前記電気信号を用いて前記被検体の光音響超音波エコー画像を出力する情報処理部と、を有する光音響超音波イメージング装置であって、前記情報処理部は、前記光音響音源の位置情報に基づいて前記光音響超音波エコー画像を算出するように構成されていることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

本願発明によれば、光音響音源を用いて被検体の音響インピーダンス像を取得する光音

50

響超音波イメージング装置において、より位置精度の高い画像情報を取得することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】 1の実施形態に係る光音響超音波イメージング装置の装置構成を示す図

【図2】 1の実施形態に係る光音響超音波の発生を説明する概略図

【図3】 1の実施形態に係るプローブの構成および探触子の配置を示す図

【図4】 触子の受信感度の周波数依存性を示す特性図

【図5】 1の実施形態に係るシート状光音響音源の光音響画像を示す図

【図6】 1の実施形態に係る光音響超音波イメージング装置により取得した樹脂球部を含むファントムの超音波イメージング結果を示す図

10

【図7】 1の実施形態に係る光音響超音波イメージング装置により取得した金属ワイヤを含むファントムの超音波イメージング結果を示す図

【図8】 1の実施形態に係るシート状光音響音源から発生する超音波の伝搬を示す図

【図9】 第2の実施形態に係る、湾曲部を有するシート状の光音響音源を示す図

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下に図面を参照しつつ、本願発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものである。よって、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

20

【0013】

本願発明は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体内部の特性情報を含む超音波エコーを受信し、超音波エコー像を生成するイメージング技術に関する。よって本願発明は、超音波イメージング装置またはその制御方法として捉えられる。本願発明はまた、これらの方法をCPUやメモリ等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した記憶媒体としても捉えられる。

【0014】

本願発明で用いられる音響波とは、典型的には周波数20kHz～1GHzの範囲の超音波である。探触子等により音響波から変換された電気信号を音響信号とも呼ぶ。ただし、以下の記載における「超音波」または「音響波」という用語は、それらの波長を限定する意図ではない。光音響効果により発生した音響波は、光音響波または光超音波と呼ばれる。

30

【0015】

以下の記載において、特に断りがなければ、被検体にパルス光を照射して発生した超音波を光音響波と呼ぶ。また、被検体に超音波を伝搬させ被検体から反射された反射波、光音響音源にパルス光を照射して被検体に光音響波を伝搬させ被検体から反射された超音波、をそれぞれ、超音波エコー、光音響超音波エコーと呼ぶ。

【0016】

さらに、光音響波、超音波エコー、光音響波エコーのそれぞれにより被検体の画像情報を得ることを「光音響イメージング」、「超音波イメージング」、「光音響超音波イメージング」と呼ぶ。

40

【0017】

なお、光音響波、超音波エコー、光音響波エコーのそれぞれにより得た画像情報を「超音波エコー画像」と呼び、被検体からの「光音響波」により得た被検体の画像情報を「光音響画像」、「超音波エコー画像」、「光音響超音波エコー画像」と呼ぶ。

【0018】

光音響超音波イメージング装置は、光音響音源にパルス光を照射することにより光音響音源で発生した光音響波を被検体に伝搬（送信）させて、被検体の音響インピーダンス情報（特性情報）を画像情報として取得する。

50

【 0 0 1 9 】

[第 1 の実施形態]

本願発明の第 1 の実施形態について、図 1 ~ 図 8 を参照しつつ説明する。

【 0 0 2 0 】

(装置構成)

図 1 は、本実施形態に係る光音響超音波イメージング装置 1 0 0 の概略の構成を示す図である。被検者の頭尾方向は Y 方向となる。

【 0 0 2 1 】

支持部材 1 0 に複数の探触子 2 0 (2 0 a 、 2 0 b ・ ・) を設けたものを探触子アレイ 2 5 と呼ぶ。探触子アレイ 2 5 に、さらに、光放出部 1 0 1 c を備えたものを、プローブ 3 0 と称する。アレイ型のプローブ 3 0 は、お椀型の支持部材 1 0 の曲率が負の曲面上に、複数の探触子 2 0 (2 0 a 、 2 0 b ・ ・) と探触子 2 1 (2 1 a 、 2 1 b ・ ・) が互いに間隔を開けて配列されている。探触子 2 0 および 2 1 は、理解の為に一部を代表させて図示している。探触子 2 0 、 2 1 について詳しくは図 3 を用いて後述する。

10

【 0 0 2 2 】

保持カップ 1 1 は、検査台 8 に設けられた開口 7 を経て挿入された被検体 4 0 を保持するように、検査台に固定されている。保持カップ 1 1 は、被検体 4 0 と保持カップの隙間の音響インピーダンス整合のために、上面が音響マッチング液 4 1 で満たされ、液面 1 2 は、保持カップ 1 1 の上面側に配置された音響マッチング液の液面であり、被検体 4 0 との喫水面に相当する。保持カップ 1 1 を用いた場合、被検体 4 0 の形状を保持して測定環境を安定化させる効果がある。保持カップ 1 1 の下側の音響マッチング液 4 の液面を符号 1 3 で示している。

20

【 0 0 2 3 】

音響マッチング液 4 1 が、探触子 2 0 または 2 1 と被検体 4 0 の間において、探触子 2 0 または 2 1 と被検体 4 0 のそれぞれに音響的に接するように、音響マッチング液 4 1 は液槽 4 2 に貯留される。光音響音源 1 6 は、図 1 に示すように、液槽 4 2 に貯留された音響マッチング液 4 1 に浸漬された状態で、探触子 2 0 または 2 1 と被検体 4 0 の間に配置されている。光音響音源 1 6 は、ポリエチレンのシート材が適用されたシート状光音響音源であって、不図示の張架部材によって、保持カップ 1 1 とプローブ 3 0 との間に介在するように液槽 4 2 の内部に配置されている。被検体または撮影条件に応じて交換する目的において、複数の光音響音源 1 6 を用意しておき、不図示の支持部材ごと光音響音源 1 6 を交換できるような取付部が支持部材に設けた形態も本願発明に含まれる。

30

【 0 0 2 4 】

音響マッチング液 4 1 は、水、生理食塩水、ジェル、ひまし油などが用いられる。なお、被検体 4 0 は、例えば、生体の乳房、四肢等が含まれる。被検体 4 0 がヒトの部分である場合、かかる音響マッチング液は、水、水溶液が適用される。

【 0 0 2 5 】

被検体 4 0 と保持カップ 1 1 、音響マッチング液 4 1 との接触状態はカメラ 1 4 で観察される。カメラ 1 4 により得られた光学像は、様々な制御や情報処理に利用できる。

【 0 0 2 6 】

40

光源 1 0 1 a から放出された光が、光学系 1 0 1 b を経て、光放出部 1 0 1 c から光音響光源 1 6 に向けてパルス光 1 5 が照射されるように、光源 1 0 1 a 、光学系 1 0 1 b 、光照射部 c が配置される。光放出部 1 0 1 c は、光ファイバー等を含む光学系 1 0 1 b を介して、光源 1 0 1 a に光学的に結合されていると換言される。

【 0 0 2 7 】

光源 1 0 1 a は出力などの観点からパルスレーザー装置 (例えば波長 8 0 0 n m 付近の T i : S レーザー) が好適であるが、パルス光源の代わりに、フラッシュランプや発光ダイオードも適用される。パルス光 1 5 の波長は、近赤外 ~ 赤外域 (波長 8 0 0 n m ~ 1 0 μ m) に発光スペクトルを有し、光音響音源 1 6 の吸光スペクトルに応じて決定される。具体的には、パルス光 1 5 の波長は、光音響音源 1 6 の吸光度が 1 以上となるように選択

50

される。換言すると、光音響音源 16 の光学特性、光学距離（厚さ）は、パルス光 15 に対する吸光度が 1 以上となるように選択される。光源 101a として、複数の波長の光を照射できる波長可変レーザーなどを利用すれば、酸素飽和度の測定が可能になる。

【0028】

光学系 101b は、所望の形状や強度の光を照射するために設けられる。光学系として例えば、光ファイバ、レンズ、ミラー、プリズム、拡散板などを利用できる。図 1 では光放出部 101c を、お椀型の支持部材 10 の回転中心軸と支持部材 10 との交点に設けたが、光音響音源 16 に光を照射できる位置であればよい。

【0029】

なお、本実施形態では、半球状のお椀型支持部材 10 としたが、支持部材 10 は、楕円、放物線、双曲線等を断面の一部に持つ回転二次曲面とする形態が含まれる。支持部材 10 を回転二次曲面形態とし、負の曲率を有する内面側に探触子 20、および光放出部 101c を配置すると、光照射領域、音響波伝搬領域、被検体の相互の対称性が担保され、観測域（FOV）が広く担保される。

【0030】

探触子（20 または 21）は、超音波を受信するとアナログ電気信号を出力する。信号処理部 102 はアナログ電気信号に対して、必要に応じて増幅、デジタル変換、補正処理を施して出力する。出力されたデジタル電気信号は、メモリ（不図示）を経由して、または直接に、情報処理部 103 に入力される。情報処理部は CPU や記憶装置などの演算資源を備える情報処理装置であり、例えば処理回路、ワークステーション、PC などが用いられる。情報処理部はデジタル電気信号を再構成して画像情報を生成し、表示部 104 に出力する。画像再構成には、整相加算、フーリエ変換法、バックプロジェクションなど既知の手法を利用できる。なお、表示部は光音響超音波イメージング装置とは別に提供されてもよい。表示部としては液晶ディスプレイやプラズマディスプレイなどの表示装置を利用できる。

【0031】

光音響イメージングの画像再構成方法は、例えば以下の数式で示されている。

【0032】

【数 1】

$$\iint_{|r-r_i|=ct} A(r) dS = \frac{4\pi C_p k t}{\beta} IFFT \left(\frac{P_i(\omega)}{P_0(\omega)} \right) \quad \dots (式 1)$$

【0033】

ここで、 $A(r)$ は光吸収分布であり、左辺の積分は光吸収分布 $A(r)$ の超音波探触子から距離 ct の球面上への投影である。 r は光吸収分布を求める被検体内の空間上の位置、 r_i は超音波探触子の位置である。 C_p 、 β 、 c 、 k はそれぞれ熱容量、熱膨張係数、音速、照明条件に依存した比例係数である。 $p_0(t)$ を点音源からの光音響信号の時間依存性、 $p_i(t)$ を被検体からの光音響信号の時間依存性とする。 $P_0(\omega)$ および $P_i(\omega)$ はそれぞれ、 $p_0(t)$ および $p_i(t)$ のフーリエ変換である。

【0034】

式 1 に示されるように、光音響イメージングは、探触子 20 の位置 r_i がイメージング結果に影響することが読み取れる。

【0035】

（光音響超音波の発生）

図 2 は、光音響超音波の発生を説明する概略図である。光放出部 101c から照射されたパルス光 15 を吸収したシート状の光音響音源 16 からは、光音響効果によって平面状の光音響超音波 17 が発生する。

【0036】

10

20

30

40

50

本実施形態の光音響音源 16 は、カーボンブラックからなる光吸収体を含有する部分がシート状に延在する光吸収体シートである。光音響音源 16 の材質としては、黒い塗料を含有する高密度ポリエチレンシートが好適である。このシートを 0.1 mm 程度の厚みに形成してパルス光 15 の光路上に設置するとパルス光 15 を 99.9 % 以上吸光する。

【0037】

光音響音源 16 は、光放出部 101c から放出されパルス光 15 の照射方向と交差する方向に延在している。また、光音響音源 16 は、光放出部 101c から見て被検体 40 が直視されないように配置されていることにより、光音響音源 16 から発生する超音波 17 に対して、被検体 40 から発生する超音波（不図示）が妨害することを抑制できる。

【0038】

また、光音響音源 16 は、シート状音源のみならず、光放出部 101c から被検体 40 をみたとき、点、線、面、またはそれらの組合せの形状を有することが可能である。

【0039】

シート状の光音響音源 16 は、音響マッチング液 41 が探触子 20 または 21 と音響的に接する側と、音響マッチング液 41 が被検体 40 と音響的に接する側とに仕切られるように液槽 42 に、図 2 に示すように、張架部材 43 により張られている。

【0040】

なお、光音響音源 16 は、光放出部 101c から照射されたパルス光 15 を吸光して膨張収縮し圧力波を発生させる機能を持っていればよい。すなわち、光放出部 101c からの照射されるパルス光 15 に対して、ランバート・ベール則で規定される吸光度 0.1 以上（分光透過率 79 % 以下）であれば良い。より好ましくは、吸光度 0.5 以上（分光透過率 31.6 % 以下）、さらにより一層好ましくは、吸光度 1 以上（分光透過率 10 % 以下）であることが望ましい。これは、有効な光音響変換層の厚みを担保し光音響出力を担保する為には、シート状の光音響音源 16 のシート厚に下限が存在することを意味する。

【0041】

また、光音響音源 16 は、パルス光 15 の侵入長 λ_p の深さに光音響変換層が対応している。従って、パルス光 15 に対する侵入長 λ_p に対して、光音響音源 16 の厚さが厚過ぎると、振動に寄与しない慣性重量となって光音響変換効率が低下する。すなわち、光放出部 101c からの照射されるパルス光 15 に対して、ランバート・ベール則で規定される吸光度 6 以下（分光透過率 0.0001 % 以下）であれば良い。より好ましくは、吸光度 3 以下（分光透過率 0.1 % 以下）であることが望ましい。これは、有効な光音響変換層以外の振動体の重量を軽減し光音響出力を担保する為には、シート状の光音響音源 16 は、シート厚に上限が存在することを意味する。

【0042】

従って、パルス光 15 の光伝搬方向に沿った方向における光音響音源 16 の厚さを t 、光伝搬方向に沿った方向における光放出部 101c からのパルス光 15 の侵入長を λ_p としたとき、光音響音源 16 は、以下の一般式（数 1）を満たすことが好ましい。

$$0.1 \leq \lambda_p / t \leq 6 \quad (\text{数 1})$$

【0043】

光音響音源 16 は、以下の一般式（数 2）を満たすことがより一層好ましい。

$$0.5 \leq \lambda_p / t \leq 3 \quad (\text{数 2})$$

【0044】

光音響音源 16 に適用される材料は、ポリエチレンシート以外にも、アクリル、ポリエステル、ポリ塩化ビニルなど様々な材質が利用できる。図 1 のようにプローブ 30 と被検体 40 との間に光音響音源 16 があるような位置関係の場合、光音響音源 16 としては、被検体 40 の内部で反射、散乱した超音波を透過させる音響インピーダンス特性を有する材料が好ましい。光音響音源 16 が被検体 40 内部で反射、散乱した超音波を吸収する場合、プローブ 30 に到達する音響波エネルギーが低下してしまう。

【0045】

光音響音源 16 が含有する光吸収体は、グラファイト（カーボンブラック）が好適であ

10

20

30

40

50

るが、他の顔料でもよい。光音響音源 16 の厚さは、光音響超音波 17 の中心周波数、探触子 20 の受信感度の周波数特性に応じて決定される。光音響音源 16 が本実施形態の通りシート状であった場合、シート厚が厚くなるほど低周波側にシフトし、シート厚が薄くなるほど高周波側にシフトする。以上のように、光音響音源 16 の形状（厚さ）を調整するは、光音響イメージングの受信特性を変化させることから、被検体 40 または観測条件に応じて異なる音響、光学特性を有する複数の光音響音源 16 を交換用として用意してもよい。

【0046】

光音響超音波は、従前の超音波イメージングと同様に、生体内部を伝搬し、生体内部の音響インピーダンスに差がある界面で反射・散乱する。反射体・散乱体として、図 2 に示す様に、乳がんの前駆状態である微小石灰 18 が含まれる。

10

【0047】

本実施形態では上述の通り、光音響音源 16 から発生させた平面状の光音響超音波 17 に由来する反射散乱超音波を探触子アレイ 25 が実装されたプローブ 30 で受信する。プローブ 30 により、個々の探触子の受信指向範囲に対応した有効受信領域に対応するエリア画像を一括して、1 回のパルス光励起による光音響超音波の送信で取得できる。

【0048】

（プローブおよび探触子）

続いて、プローブ 30 の構成について説明する。被検体内での反射・散乱超音波を再構成して被検体の三次元画像を生成する装置では、音圧分布を正確に求めるために、被検体を取り囲む回転二次曲面上に探触子を配置することが望ましい。

20

【0049】

特に球面状に複数の探触子を配置できれば、どの方向からでも均等に音響波を検出できる領域を被検体内に形成できるため、再構成画像コントラストの均質性が向上する。プローブ内の探触子の配列は、プローブ 30 の走査方法等との関係で適宜選択される。

【0050】

図 3 はプローブ 30 の検出面を保持カップ 11 の側から見た上面図である。検出面には複数の探触子（トランスデューサ）20 および 21 が設けられる。複数の探触子 20 は、らせん状に配置されており、2 MHz の中心周波数をもつ探触子である。複数の探触子 21 は、らせん状に配置されており、5 MHz の中心周波数をもつ探触子である。探触子として、圧電素子、cMUT (Capacitive micromachined ultrasonic transducers)、ファブリペローセンサ等を利用できる。

30

【0051】

本実施形態の探触子（20 または 21）は、中心周波数 $\pm 50\%$ 程度の周波数帯域の超音波を受信するように構成されている。そこで本実施形態では、互いに異なる中心周波数を持つ 2 種類の探触子（20 及び 21）を、検出面上で回転対称に配置している。これにより、幅広い周波数帯域の超音波が受信できるとともに、3 次元再構成の処理が簡便になる。

【0052】

図 4 に、互いに異なる中心周波数を持つ 2 種類の探触子（20 及び 21）の組み合わせによりカバーできる周波数帯域を示す。探触子 20 の感度は点線で示し、探触子 21 の感度は破線で示す。実線が、これらの組み合わせによりカバーできる帯域である。さらに、探触子の感度が周波数領域によって異なっても、電気信号変換時の出力のゲインを調整することで、広い周波数帯域で比較的均一な感度を得られる。例えば図 4 では高周波側の探触子の感度が低いため、高周波側の探触子の電気信号変換時の出力ゲインを高める（例えば 2 倍）とよい。不図示のゲイン制御部がこのような出力ゲインの調整により、探触子の感度を一定にできる。ゲイン制御部としては、既存のゲイン制御用の回路を利用できる。なお、探触子の種類は 3 つ以上でもよい。

40

【0053】

光音響超音波イメージングの再構成には、前述の光音響イメージングと共通の再構成ア

50

ルゴリズムを使用することができる。ただし、光音響超音波が光音響音源から反射体・散乱体まで伝搬するのにかかる時間と、反射体・散乱体から探触子までの伝搬時間を考慮する必要がある、以下の式となる。

【 0 0 5 4 】

【 数 2 】

$$\oint_{|r-r_i|+|r-r_0|=ct} R(r) dE = K_t * IFFT \left(\frac{S_i(\omega)}{S_0(\omega)} \right) \dots (式2)$$

10

【 0 0 5 5 】

$R(r)$ は超音波の反射・散乱の分布であり、左辺の積分は分布 $R(r)$ の r_i と r_0 を焦点とする楕円面上への投影である。ここで r 光吸収分布を求める被検体内の空間上の点、 r_i は超音波探触子の位置、 r_0 は超音波の送信音源位置である。 C_p, β, c, k はそれぞれ熱容量、熱膨張係数、音速、照明条件に依存した比例係数である。 $s_0(t)$ を点音源をターゲットとした場合の反射・散乱超音波信号の時間依存性、 $s_i(t)$ を被検体からの反射・散乱超音波信号の時間依存性とする。 $S_0(\omega)$ および $S_i(\omega)$ はそれぞれ、 $s_0(t)$ および $s_i(t)$ のフーリエ変換である。

【 0 0 5 6 】

式 2 に示されるように、超音波イメージングは超音波探触子の位置および送信音源の位置 r_0 がイメージングの性能に影響する。超音波探触子の位置 r_i は、光音響超音波イメージングの前後のいずれかで同定した位置情報を使用することができ、即ち、既知の数値として取り扱い可能である。一方で、光音響音源 16 は、音源として重量が小さく、音響マッチング液中に浸漬されている為、光音響超音波イメージングの観測期間内に変動する可能性があり、送信音源位置 r_0 の位置を同定する校正方法が求められている。本願発明の目的とするところは、は、音響マッチング液中に配置された光音響音源の位置を同定し、光音響超音波画像の位置精度を担保することにある。

20

【 0 0 5 7 】

まず、光音響超音波を発生させる部材（光音響音源 16）を、パルス光 15 の光路上から取り除いた状態で、プローブ 30 内の探触子 20 または 21 の位置を測長する等により校正する。

30

【 0 0 5 8 】

次に光音響音源 16 をパルス光路上に挿入する。本実施形態の光音響音源 16 は、ポリエチレンシートで構成されている。光音響超音波イメージング装置として光音響音源 16 自体を撮像する。シート状の光音響音源 16 からの光音響波は、図 8 のように、被検体方向に向かう光音響波 17 と、プローブ 30 の方向に向かう光音響波 44 が存在する。光音響波 44 のようにプローブ 30 で被検体 40 と相互作用することなく、直接検出されるものもある。この光音響波 44 を用いて、光音響超音波イメージング装置 100 を光音響イメージングモードで動作させ得られた光音響画像から、光音響音源 16 の音源位置を特定する。

40

【 0 0 5 9 】

図 5 (a) は、音響マッチング液 41 中に浸漬されたシート状の光音響音源 16 と、光音響音源 16 に対向して音響マッチング液 41 中に配置された光放出部 101c を備えたお椀状のプローブ 30 を示すものである。図 5 (B) は、光音響音源 16 を本実施形態の光音響超音波イメージング装置で光音響画像を撮像した結果である。この撮像結果より、光音響音源 16 の音源中心 16c が校正される。換言すると、図 5 に示す光音響画像には、光音響音源 16 の音源中心 16c を含む光音響音源 16 の形状情報が含まれている。

【 0 0 6 0 】

光音響音源 16 の音源中心 16c は、必ずしも、光音響音源 16 のシート厚方向の物理的中心に一般に一致しない。光音響音源 16 のシート厚が十分厚く ($\lambda_p / t \ll 1$)、

50

パルス光 15 が光放出部 101c の側の表面近傍で全て吸収される場合を考える。この場合、超音波は光の吸収された場所から発生する。超音波イメージングの再構成では光音響音源 16 のシート厚の物理的中心ではなく、音波の発生位置を再構成のパラメータとして使用する。光音響超音波の発生重心の位置は、光音響超音波の強度の重心位置と定義される。

【0061】

光音響音源 16 のシート厚は、光がほぼ全て吸収される厚みが必要であり、パルス光 15 に対する吸光度が 0.83 であれば、約 85% が吸光され 15% が透過される。光音響音源 16 のシート厚がパルス光の線吸収係数に対して薄すぎる場合、例えば光の吸収係数程度の場合、パルス光がシートを透過して生体へと到達する。生体に到達した光は、望ましくない音響波を発生させ、撮像性能を低下させる。少なくとも線吸収係数の 1/10 程度の厚みが必要である。好ましくは少なくとも 1/2 程度の厚みである。

図 6(a) は、音響マッチング液 41 中に浸漬された樹脂製の球体 80 と、シート状の光音響音源 16 と、光音響音源 16 に対向して音響マッチング液 41 中に配置された光放出部 101c を備えたお椀状のプロープ 30 を示すものである。樹脂製の球体 80、シート状の光音響音源 16、及び、お椀状のプロープ 30 はいずれも音響マッチング液 41 中に浸漬された状態にある。

【0062】

図 6(B) は、生体を模したファントム内に設置された点散乱体を、本実施形態の光音響超音波イメージング装置で撮像した結果である。図 7(B) は、点散乱体に代えてワイヤ散乱体 (図 7(A) に示す 12 本のワイヤ 90) を撮像した結果である。それぞれの散乱体は、枠部材、ワイヤ、支持膜など任意の支持機構で位置を固定できる。図 6(B)、図 7(B) に示すように、本実施形態のように光音響効果によって発生した平面波状の光音響超音波を用いて、被検体の特性情報を示す画像情報を生成できる。

【0063】

光音響音源 16 のシート厚位置の校正は被検体を撮像する前とは限らない。生体撮像時に同時に行うこともできる。上記の通り、シート状の光音響音源 16 からの光音響波は図 8 に示す光音響波 17 のように、被検体方向に向かい、被検体内の散乱体で散乱された後に超音波探触子に検出されるものに加え、光音響波 44 ように直接検出されるものもある。超音波探触子で検出されるこれらの信号は時間的に十分な差があるため、分離可能である。光音響波 44 の信号を光音響イメージングで画像化することで、シート状の光音響音源 16 の位置を常時算出し、超音波イメージングの再構成に使用することができる。

【0064】

図 8 は、シート状の光音響音源 16 と、光音響音源 16 に対向して音響マッチング液 41 中に配置された光放出部 101c を備えたお椀状のプロープ 30 を示すものである。シート状の光音響音源 16、及び、お椀状のプロープ 30 はいずれも音響マッチング液 41 中に浸漬された状態にある。

【0065】

ここで、図 5(B) に示す光音響画像は、図 8 に示すように光放出部 101c から光音響音源 16 にパルス光を照射することにより光音響音源 16 で発生した光音響波 17、40 のうち、被検体側に伝搬することなく複数の探触子 21 の側に伝搬する光音響波 40 に基づく。

【0066】

即ち、光音響音源の位置情報は、図 8 に示すような光音響音源 16 で発生した光音響波 17、40 のうち、被検体側に伝搬することなく複数の探触子 21 の側に伝搬する光音響波 40 を、複数の探触子 21 が受信することで得られる光音響画像から決定される。換言すると、光音響音源の位置情報は、図 8 に示すような光音響音源 16 で発生した光音響波 17、40 のうち、複数の探触子 21 の側に直接伝搬する光音響波 40 を、複数の探触子 21 が受信することで得られる光音響画像から決定される。

【0067】

10

20

30

40

50

音源として使用するシート状の光音響音源 16 は必ずしも、完全な平面とは限らない。

【0068】

図9は、彎曲したシート状の光音響音源 16 と、光音響音源 16 に対向して音響マッチング液 41 中に配置された光放出部 101c を備えたお椀状のプロープ 30 を示すものである。シート状の光音響音源 16、及び、お椀状のプロープ 30 はいずれも音響マッチング液 41 中に浸漬された状態にある。図9のようにシート面が湾曲して配置されている形態、または、シート面に微細な凹凸を有する形態（不図示）とすることがある。光音響音源のシート面の形状を反映して超音波イメージングの再構成を行うことで、より一層高性能な超音波イメージングが可能となる。

【0069】

本実施形態ではシート状の光音響音源 16 をパルス光の吸収体としたが、吸収体の形状はシートに限らない。球形や円柱形状であっても、本願発明の手法でその音源位置を校正することができる。また光音響音源はシートの一部だけが光を吸収する構成や、複数の球や円柱の組み合わせでもよい。

【0070】

なお、本願発明の光音響超音波イメージング装置は、パルス光の照射経路に光音響音源が配置されないようにして、被検体の光音響画像を取得する光音響イメージングモードを備えた形態とすることが可能である。超音波イメージングと光音響イメージングの両方のイメージングモードを備えるイメージング装置においては、画像融合により異なる特性情報を関連づけることが可能となる。本願発明によれば、画像情報に含まれる位置精度が担保された光音響超音波画像と光音響画像の画像融合を行うことが可能となる。

【0071】

[第2の実施形態]

シート状の光音響音源 16 を用いた場合、光音響超音波は平面波である。光音響超音波が照射される領域の外側は画像化できない。この領域の広さは、シート状の光音響音源 16 のサイズに対応して定まる。しかし、プロープ 30、光放出部 101c、およびシート状の光音響音源 16 を被検体に対して走査することで、撮像領域を拡大できる。

【0072】

従って、撮像領域を拡大する為に、国際特許出願公報 WO 2015 - 162896 号公報に記載の測定ユニット 3 のように、走査機構を設ける形態も、本願発明の態様に含まれる。走査機構としては公知の XY ステージが適用可能であり、走査軌跡としては、スパイラル走査、ラスタスキャン走査、牛耕式走査などが含まれる。

【0073】

シート状の光音響音源 16 は音響インピーダンス整合の為に、音響マッチング液の中に設置している。よって、光音響超音波イメージングを取得するスキャン動作中に、シート状の光音響音源 16 の位置および形状が音響マッチング液のイナーシャ（慣性重量）で変動する可能性がある。スキャンと撮像を繰り返して撮像領域を拡大する場合、撮像ごとにシート状の光音響音源 16 の音源中心位置を校正することで、高性能な超音波イメージングが可能となる。複数の探触子 20 を光音響音源 16 に対して一体的に相対移動させる機構をさらに備えていても良い。このとき、光音響音源 16 の位置は、光音響音源 16 に対する複数の探触子 20 の複数の位置条件に対応して同定することにより、光音響音源 16 の位置情報の同定精度がより一層向上される。

【0074】

[その他の実施形態]

本願発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、前述の各実施形態の 1 以上の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、そのシステム或いは装置の計算機における 1 つ以上のプロセッサがプログラムを読み出して実行する処理でも実現される。また、1 以上の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。

【符号の説明】

10

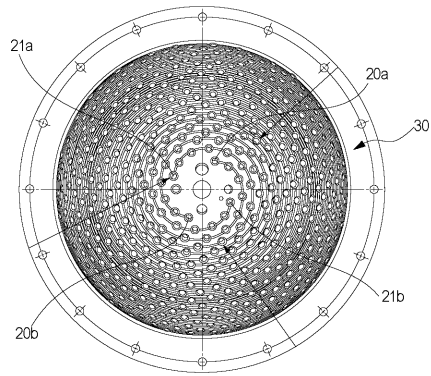
20

30

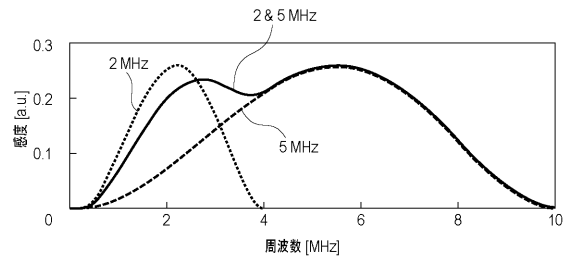
40

50

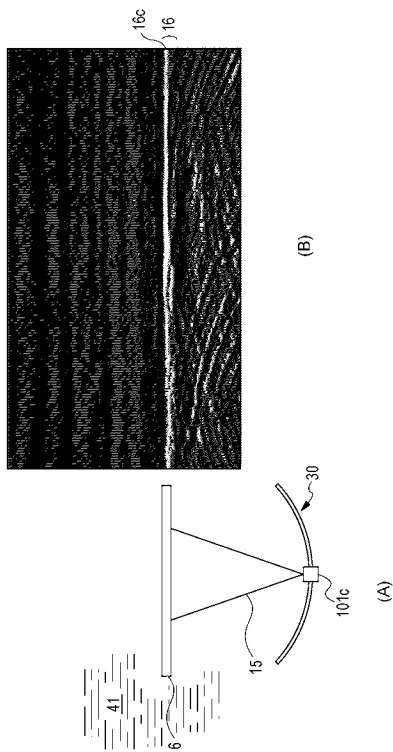
【図 3】



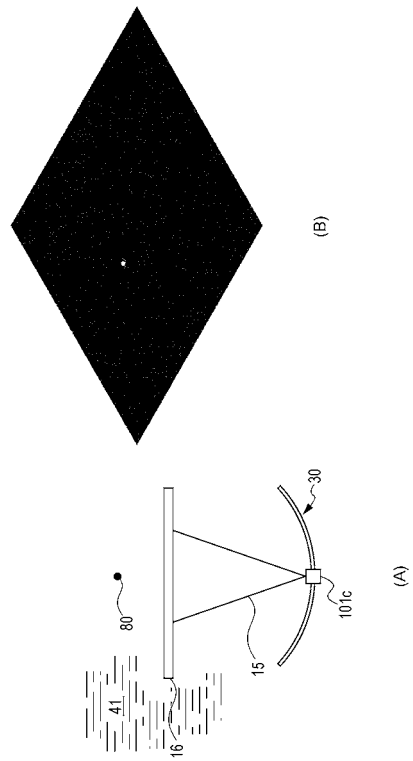
【図 4】



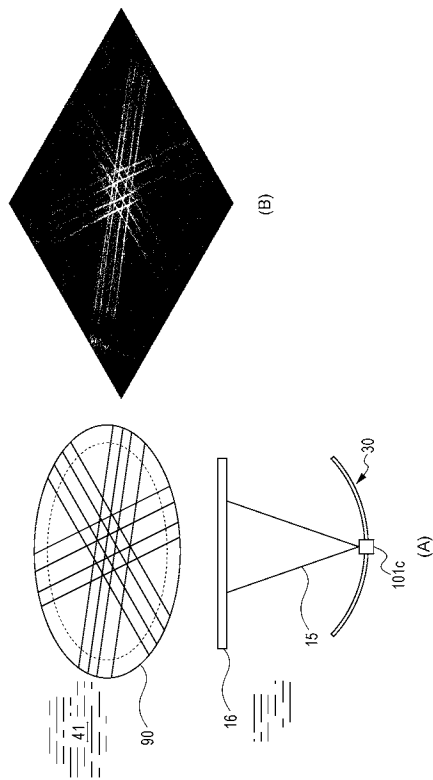
【図 5】



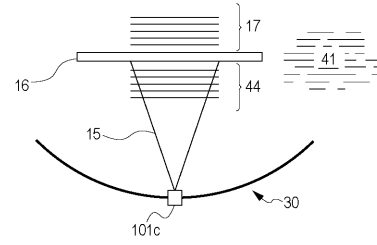
【図 6】



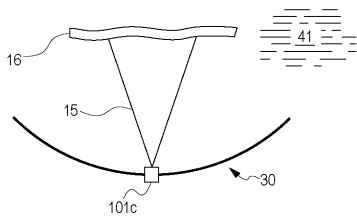
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



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 3 0 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 3 0 番 2 号キヤノン株式会社内

(72)発明者 クルーガー エー ロバート

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 1 0 8

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB09 DD08 DE16 EE09 GC02 GC10

专利名称(译)	光声超声成像装置		
公开(公告)号	JP2017131657A	公开(公告)日	2017-08-03
申请号	JP2017009715	申请日	2017-01-23
[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	正木文太郎 末平信人 福谷和彦 宫里卓郎 クルーガーエーロバート		
发明人	正木 文太郎 末平 信人 福谷 和彦 宫里 卓郎 クルーガー エー ロバート		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B5/0091 A61B5/0095 A61B8/14 A61B8/4281 A61B8/44 A61B8/4416		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/GC02 4C601/GC10		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
优先权	62/287819 2016-01-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了用于获得由使用光声效应产生的声波的对象的信息的装置，它计算声波的发生位置，从而获得良好的图像。一光声超声成像设备包括：光源，吸收从光源照射的光，并且用于生成光声超声光声效应的光声源，从所述光声源电接收声波输出的信号时，信息处理单元，用于计算与电信号光声源的位置信息的探测并且通过光声成像获得来自光声源的传输声源位置。 发明背景

