(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2012-105909
(P2012-105909A)
(43)公開日　平成24年6月7日(2012.6.7)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/08 (2006.01)	A61B 8/08	4C601

審査請求 未請求　請求項の数 6　OL　（全 13 頁）

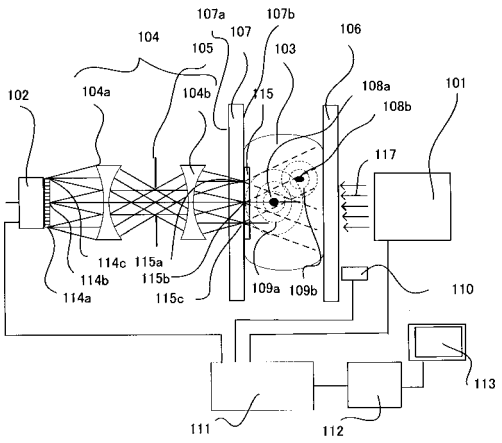
(21)出願番号　特願2010-258590 (P2010-258590)
(22)出願日　平成22年11月19日 (2010.11.19)

(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　100085006
弁理士　世良　和信
(74)代理人　100100549
弁理士　川口　嘉之
(74)代理人　100106622
弁理士　和久田　純一
(74)代理人　100131532
弁理士　坂井　浩一郎
(74)代理人　100125357
弁理士　中村　剛
(74)代理人　100131392
弁理士　丹羽　武司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】測定装置

(57)【要約】
【課題】音響波の屈折による影響を補正するための複雑な演算を用いることなく、屈折による解像度劣化の少ない画像化が行える被検体測定装置を提供する。
【解決手段】被検体を伝搬した音響波を検出する素子を含む探触子と、探触子と被検体の間に配置される音響レンズと、探触子の素子が検出した音響波に基づく電気信号から被検体情報を取得する信号処理部を有し、探触子は、音響レンズにより、探触子の素子と、被検体の探触子側の表面とが音響的に共役となる位置に配置される測定装置を用いる。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体を伝搬した音響波を検出する素子を含む探触子と、
前記探触子と被検体の間に配置される音響レンズと、
前記探触子の素子が検出した音響波に基づく電気信号から被検体情報を取得する信号処理部と、
を有し、
前記探触子は、前記音響レンズにより、前記探触子の素子と、被検体の探触子側の表面とが音響的に共役となる位置に配置される
ことを特徴とする測定装置。
【請求項２】
被検体と前記音響レンズの間に配置され、被検体を保持する保持部材をさらに有し、
前記探触子は、前記音響レンズにより、前記探触子の素子と、前記保持部材との界面にある被検体の表面とが音響的に共役となる位置に配置される
ことを特徴とする請求項１に記載の測定装置。
【請求項３】
前記音響レンズは、前記探触子の側にテレセントリックになるように配置される
ことを特徴とする請求項１または２に記載の測定装置。
【請求項４】
前記探触子を前記保持部材の上で移動させる駆動手段をさらに有し、
前記探触子は、前記駆動手段により移動したそれぞれの位置で音響波を検出する
ことを特徴とする請求項２に記載の測定装置。
【請求項５】
被検体を伝搬した音響波とは、被検体に光が照射されたときに発する光音響波である
ことを特徴とする請求項１ないし４のいずれか１項に記載の測定装置。
【請求項６】
被検体を伝搬した音響波とは、被検体に送信された弾性波が被検体の内部で反射されたものである
ことを特徴とする請求項１ないし４のいずれか１項に記載の測定装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、測定装置に関するものである。
【背景技術】
【０００２】
レーザーなど光源から照射した光を用いて、生体などの被検体内部の光学的特性の空間分布の画像データを生成する測定装置の研究が医療分野で積極的に進められている。このような測定装置の一つとして、Photoacoustic Tomography（ＰＡＴ：光音響トモグラフィー）を利用したＰＡＴ装置がある。光音響トモグラフィーにおいては、まず、光源から光を照射し、被検体内で伝播・拡散した光のエネルギーを吸収した生体組織から音響波（典型的に超音波である）を発生させる。そして、発生した音響波を探触子で受信し、受信された信号を数学的に解析処理することで、被検体内部の光学特性値に関連した空間分布情報を画像化するものである。この画像化の工程は、画像再構成と呼ばれる。
【０００３】
近年、光源として、生体の窓と呼ばれる生体に対して透過性の高い波長帯域である近赤外光を発振するパルスレーザー光を用い、光音響トモグラフィーにより乳がんの診断を行うための測定装置の開発がすすめられている。（非特許文献１参照）
【０００４】
音響波を効率よく受信するために、探触子は被検体と物理的に接触する必要がある。そのため密着性を向上させる液体ジェルなどを通して、被検体と探触子を直接接触させるこ

とが好ましい。ところが、被検体である小動物やヒトの乳房など被検体の外形が複雑な場合、探触子の受信面と被検体表面を完全に接触することが困難になる。そのような場合、被検体の形状を平坦にさせる等の目的で平板プレート等の形状維持部材を用い、形状維持部材を介して探触子と接触させる。

【０００５】

しかしながら、そのような形状維持部材を用いた場合、被検体の内部の音速と形状維持部材の平均音速が異なる。そのため、被検体内を伝搬してきた音響波は、スネルの法則に基づいて、被検体と形状維持部材との界面で屈折する。その結果、光音響トモグラフィーにおいて画像再構成を行う場合、音速が一定と仮定する通常の画像再構成では、画像の解像度が低下する。

【０００６】

界面での屈折の影響を解決する方法として、特許文献１がある。特許文献１はＸ線マンモグラフィと超音波診断装置（送信した超音波が被検体内で反射して戻ってきた反射超音波を受信する装置）との複合機である。Ｘ線マンモグラフィは形状維持部材としての圧迫プレートで被検体を圧迫させ、Ｘ線を透過させて被検体の情報から画像再構成を行い、画像データを生成する。そのＸ線マンモグラフィに超音波装置を複合させると、探触子は圧迫プレート越しに超音波を送受信することになる。そのため、圧迫プレートと被検体との音速差によって生じる超音波の屈折を補正するように、探触子の有する複数の素子間の遅延時間を計算して遅延処理を行い、各素子からの信号を加算していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】米国特許第６６０７４８９号公報

【非特許文献】

【０００８】

【非特許文献１】S.Mohahar et al,Proc. of SPIE vol.6437 643702-1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

特許文献１で開示されている、圧迫プレートにおける超音波（音響波）の屈折を補正して画像再構成を行い、３次元画像を生成する方法は、複雑な計算が必要となり演算時間がかかるという課題を有する。

【００１０】

一方、探触子としては、１次元あるいは２次元的に検出部（素子）が複数配置されたアレイ型探触子が一般的である。アレイ型探触子における各素子の指向性は、各素子の形状、大きさおよび音響波の帯域特性により決定される。光音響トモグラフィーで画像再構成を行う場合、多方面からの音響波による情報があると再構成した画像の被検体内部の光学特性の空間情報の再現性がよくなる。しかし、一般的なアレイ型の平面型探触子を用いる場合、探触子において受信される音響波の指向性が限定され、再構成した画像中にアーティファクトが生じるという課題を有する。

【００１１】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであって、音響波の屈折による影響を補正するための複雑な演算を用いることなく、屈折による解像度劣化の少ない画像化が行える測定装置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】

【００１２】

上記の目的を達成するため、本発明は以下の構成を採用する。すなわち、被検体を伝搬した音響波を検出する素子を含む探触子と、前記探触子と被検体の間に配置される音響レンズと、前記探触子の素子が検出した音響波に基づく電気信号から被検体情報を取得する信号処理部と、を有し、前記探触子は、前記音響レンズにより、前記探触子の素子と、被

検体の探触子側の表面とが音響的に共役となる位置に配置されることを特徴とする測定装置である。

【発明の効果】

【００１３】

本発明によれば、音響波の屈折による影響を補正するための複雑な演算を用いることなく、屈折による解像度劣化の少ない画像化が行える測定装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】実施形態１の装置の構成概略図。

【図２】探触子での受信信号を説明する図。

【図３】画像再構成に用いる信号を説明する図。

【図４Ａ】被検体保持板での音響波の屈折を説明する図。

【図４Ｂ】音響レンズの機能を説明する図。

【図５】実施形態２の装置の構成概略図。

【図６】実施形態２の装置の主要部の概要図。

【図７】実施形態３において指向性の重畳を説明する図。

【図８】実施形態３の装置の構成概略図。

【図９】実施形態３の別様態の装置の構成概略図。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

以下、図を用いて本発明の測定装置を説明する。

本発明の測定装置は、被検体の探触子側の表面に、探触子の素子の共役像を生成する。そして、探触子の素子で受信された信号をこの位置で受信したものとみなして信号処理手段で信号処理を行う。そして、その信号処理結果をもとに再構成手段で被検体情報を生成する。本発明の測定装置は、典型的には以下の実施形態で述べるように、乳房を対象とする生体測定装置である。測定装置は、測定により被検体情報を取得する被検体情報取得装置とも言える。

【００１６】

以下の説明において、音響波とは、音波、超音波（弾性波）、光音響波と呼ばれるものを含む。音響波には、被検体内部に近赤外線等の光（電磁波）を照射して被検体内部で発生する音響波や、被検体内部に音響波を送信して被検体内部で反射した反射波が含まれる。

【００１７】

本発明の被検体測定装置（被検体情報取得装置）は、被検体に超音波を送信し、被検体内部で反射した反射波（反射した超音波）を受信して、被検体情報を画像データあるいは数値データとして取得する超音波エコー技術を利用した装置を含む。本発明の被検体情報取得装置はまた、被検体に光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生した音響波（典型的には超音波）を受信して、被検体情報を画像データあるいは数値データとして取得する光音響効果を利用した装置を含む。

【００１８】

前者の超音波エコー技術を利用した装置の場合、取得される被検体情報とは、被検体内部の組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報である。

後者の光音響効果を利用した装置の場合、取得される被検体情報には、光照射によって生じた音響波の発生源分布や、被検体内の初期圧力分布、あるいは初期圧力分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布が含まれる。さらに、吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布、あるいは、被検体内にある光吸収体の吸収係数値や濃度値が含まれる。物質の濃度分布とは、例えば、酸素飽和度分布や酸化・還元ヘモグロビン濃度分布などである。

【００１９】

＜実施形態１＞

本発明にかかる実施形態１を以下に説明する。

図１は、本発明にかかる実施形態１における構成を示した模式図である。本実施形態で説明する被検体測定装置は、レーザー光のパルス照射により被検体内で発生した音響波を受信し、受信した信号を再構成することにより画像を得る光音響トモグラフィー技術を用いた生体測定装置である。

本実施形態において被検体は、人体の乳房を想定しており、本装置は、光音響トモグラフィー技術を用いて乳房内の血管をイメージングするものである。

【００２０】

図１で、照明光学系１０１は、近赤外領域の波長を発振するパルス光源（不図示）からの光を被検体１０３に所定の光量密度分布で照明する。被検体１０３は、２枚の被検体保持板１０６と１０７に保持されている。被検体保持板１０６は、被検体に対して照明光学系１０１の側にある。被検体保持板１０７のうち、被検体１０３の表面との界面を１０７ｂ、逆側の界面を１０７ａと呼ぶ。探触子１０２は、被検体１０３で発生した音響波を受信するためのものである。被検体保持板は、被検体を保持する保持部材と言える。

【００２１】

照明光学系１０１から照射された照明光１１７は、被検体保持板１０６を介して、被検体１０３に照明される。照明光１１７は被検体１０３内を拡散伝播する。被検体中の血管１０８ａ、１０８ｂなどの光の吸収係数の大きなもの（これを光吸収体とも呼ぶ）は、照明光１１７を瞬時に吸収し熱膨張をし、音響波１０９ａ、１０９ｂが発生する。発生した音響波１０９の一部は、被検体保持板１０７、音響レンズ１０４ａ、１０４ｂ、音響絞り１０５を介し探触子１０２で受信される。

【００２２】

被検体１０３のうち、被検体保持板１０７との界面の近傍の領域と、探触子１０２の素子とは、音響レンズ１０４を介して、音響的に共役な関係となっている。言い換えると、音響レンズ１０４は、探触子１０２の素子と、被検体１０３と被検体保持板１０７との界面１０７ｂ（被検体１０３の探触子１０２側の表面）とが音響的に共役な関係となるように配置されている。探触子１０２と音響レンズ１０４、音響レンズ１０４と被検体保持板１０７の間の空間は、音響的なロスが極力少なくなるようにマッチングがとられている。具体的には、その空間にはマッチング部材が配置されている。

【００２３】

音響レンズ１０４の機能に関して以下に説明する。図４Ａは、被検体１０３内の血管などの光吸収体１０８で発生した音響波１０９が、被検体保持板１０７で伝播する様子を示している。

被検体保持板１０７の被検体１０３側の面１０７ｂに探触子１０２を配置した場合を示す。この構成においては以下の問題がある。光吸収体１０８で発生した音響波のうち、被検体保持板の方向に進む音響波１１９は、被検体１０３と被検体保持板１０７の界面１０７ｂで屈折する。これは、被検体保持板１０７内の音速Ｃ１が被検体１０３内の音速Ｃ２と異なるためである。このときの屈折角は、被検体保持板１０７に入射する音響波の入射角度に依存する。したがって、光吸収体の位置を算出するためには、入射角度に応じた計算を行なう必要があり、非常に計算負荷が大きい。

【００２４】

図４Ｂは、本実施形態における探触子１０２と音響レンズ１０４との配置を模式的に示す図である。図に示すように、被検体保持板１０７と生体である被検体１０３との界面近傍の探触子１０２の音響レンズ１０４に対する音響的共役位置１１５に、探触子１０２の共役像が形成されている。被検体保持板１０７での屈折による収差の影響を考慮して、音響レンズ１０４は設計されている。

このように構成すると、探触子１０２上の位置１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃはそれぞれ、被検体の表層部にある共役位置１１５上の１１５ａ、１１５ｂ、１１５ｃに共役点を形成する。

【００２５】

探触子１０２の受信感度の指向性を考慮して、音響レンズ１０４は探触子１０２側にテレセントリックであることが好ましい。

さらに本実施形態においては、共役位置１１５での横倍率を－１倍、かつ、共役位置１１５側もテレセントリックであるように構成した。

テレセントリックとは、たとえば探触子１０２に対して、音響波の収束ビームの中心線が探触子に対して垂直に入射することを意味する。つまり、中心のレンズの軸に対して、絞り面をとおってきた音響波が像面に入射する音響波の中心線が平行であることを意味する。

【００２６】

このように構成すると共役位置１１５の各共役点１１５ａ、１１５ｂ、１１５ｃにおいて、感度特性が平行となるため、あたかも探触子102を共役位置１１５に配置したのと同じになる。音響レンズ１０４により、屈折による収差の補正を行うため、したがって、図４Ａで示した屈折の補正などが不要となる。

【００２７】

図４Ｂで、音響レンズ１０４側の被検体保持板１０７との平面界面で屈折が生じるが、音響レンズ１０４の曲率を変えることで平面による屈折を補正することが可能となる。音響レンズ１０４は、探触子１０２の像を共役位置１１５に収差を少なく結像するのが好ましく、このため非球面レンズを用いると効果的である。

【００２８】

探触子１０２で受信させた信号を画像化する方法に関して以下に説明する。

図１に示すように、照明光学系１０１は制御手段１１１と電気的に接続されている。また光検出器１１０は、照明光学系１０１からの不図示のパルス光源の発光タイミングを検出するためのものであり、制御手段１１１に電気的に接続されている。探触子１０２も同様に制御手段１１１に接続されており、光検出器１１０からの信号と同期して、音響信号を受信する。再構成手段１１２（信号処理部）は、制御手段１１１からの信号を受信して、生体である被検体１０３内の血管などの光吸収体の分布を画像化したデータを生成する。表示手段１１３は、画像化されたデータを表示するための手段である。

【００２９】

探触子１０２で受信された信号を図２（ａ）に示す。本図では、光検出器１１０（図１）で照明光が検出された時間以降における検出信号の例を示している。図中ｔ０は、照明光が検出された時刻である。図１の光吸収体１０８ａ、１０８ｂから発した光音響信号は、それぞれ１１８ａ、１１８ｂのピークに対応する。図２（ａ）、図２（ｂ）、図２（ｃ）はそれぞれ、探触子１０２上の検出点１１４ａ、１１４ｂ、１１４ｃで受信した信号に関係する。

【００３０】

探触子上の検出点と被検体保持板１０７の被検体１０３側界面１０７ｂとの間を音響波が伝播する時間があるため界面で発生した音響波は時刻ｔ０に到達する。各素子の光吸収体までの距離に応じて、ピーク検出時間には差がある。例えば光吸収体１０８ａからの信号は、検出点１１４ｂでは時刻ｔ１に検出され、検出点１１４ａ、１１４ｃでは時刻ｔ２に検出される。

【００３１】

図３に示すように、制御手段１１１の内部で、このｔ０まで以前のデータは削除する。図２のｔ０、ｔ１、ｔ２と図３のｔ３、ｔ４の関係は、ｔ３＝ｔ１－ｔ０、ｔ４＝ｔ２－ｔ０である。画像再構成時には、こうして得られた信号を利用する。これにより、プレートと被検体の界面で発生した信号によるノイズを除去することができる。

また、探触子１０２と共役位置１１５間の音響伝播特性を考慮して、図３（ａ）、図３（ｂ）、図３（ｃ）の信号に強度等の補正をかけて再構成手段１１２で再構成画像データを生成することも好ましい。

【００３２】

被検体保持板１０６，１０７と被検体１０３との界面では、音響的なマッチングを取る

ことが好ましい。そのためのマッチング剤としては、超音波エコー装置で使用されるジェル、ウレタンシート、水などが好ましい。また、被検体保持板１０７としては、超音波の透過特性に優れるポリメチルペンテン等の材料を使うことが好ましい。

【００３３】

さらに、音響レンズ１０４の材質、ならびに、音響レンズ１０４と被検体保持板１０７の空間、および、音響レンズ１０４と探触子１０２との空間に充填するものに関しても、音響マッチングを考慮して決定することが好ましい。例えば、音響レンズ１０４の材質としては、シリコンゴムなどの樹脂材料を用いることが好ましい。また、空間に関しては、オイルあるいは水などを充填することが好ましい。このように音響マッチングを考慮することで、界面における音響波の反射によるロスを低減することが可能になる。

【００３４】

再構成手段１１２は、制御手段１１１で得られた電気信号に対して演算処理を行い、再構成画像データを生成する。再構成手段１１２としては、典型的には、ワークステーションなどが用いられる。再構成手段は、探触子１０２で受信された電気信号に、ノイズ低減処理や共役位置１１５と探触子１０２の間の音響波伝達に関連する補正、および、前述した電気信号のオフセット補正を行う。このようにして補正された電気信号に再構成処理を行う。

再構成の手法としては、光音響トモグラフィー技術で、通常用いられるタイムドメインおよびフーリエドメインでの逆投影法などを適用することが可能となる。

【００３５】

本実施形態においては、音響レンズ１０４は、探触子側１０２および共役位置側１１５に関してテレセントリック系として配置し、かつ、音響的な結像倍率を－１倍と設定した。このように配置すると共役位置１１５に探触子１０２を設定したことと等価になる。

なお、音響的な結像倍率を別の値に設定してもよい。この場合、探触子１０２上の各エレメントサイズが、その倍率分変更したことを意味し、再構成時にその補正を行うことが必要となる。

【００３６】

探触子１０２が平面的なアレイ型トランスデューサの場合、探触子１０２側に対して、テレセントリック系とすることが好ましい。この場合、探触子１０２の感度の指向性を考慮して音響的なＮＡ（開口数）が設計されるため、音響レンズ１０４中に絞り１０５を配置すると効果的である。

本実施形態に関しては、共役位置１１５側に対してもテレセントリックとしたが、これに限定するものではない。

【００３７】

＜実施形態２＞

本発明の実施形態２を以下に説明する。

本実施形態で説明する被検体測定装置は、基本的には実施形態１と同様の光音響トモグラフィー技術を用いた生体測定装置である。ただし、照明光学系および探触子を移動させて被検体上を走査できるように構成することで、より広い視野の画像を生成可能にしている。

【００３８】

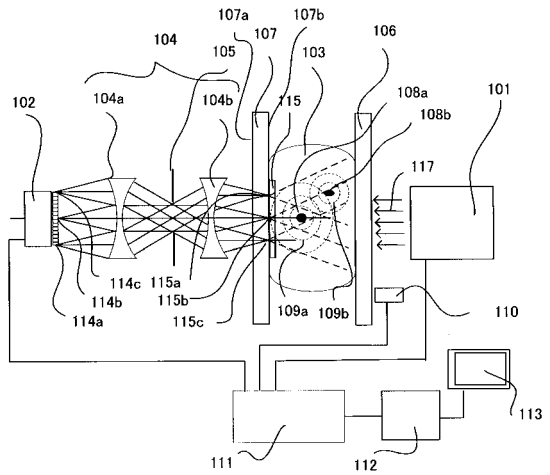
図５は、本発明にかかる実施形態２における構成を示した模式図である。本実施形態の生体測定装置は、光音響トモグラフィー技術を用いて被検体内の情報を得る。すなわち、本実施形態の装置は、レーザー光のパルス照射により被検体内で発生した音響波を受信し、受信した信号を再構成することにより照射したレーザー光の波長に対応する吸収係数の空間分布に関する画像を得る。

本実施形態において被検体は、人体の乳房を想定している。被検体に照射するレーザー光の波長は、近赤外光を想定している。そして本実施形態の生体測定装置は、生体内において近赤外光の波長帯域の吸収が大きい組織である血管（血液）を画像化することができる。

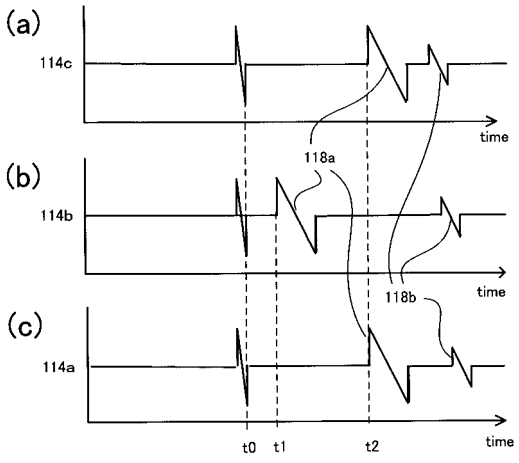
【００３９】
図５で、照明光学系２０１は、近赤外領域の波長を発振するパルス光源（不図示）からの光を、被検体２０３に、所定の光量密度分布で照明する。被検体２０３は、２枚の被検体保持板２０６と２０７に保持されている。照明光学系２０１からの照明光２１７は、被検体保持板２０６を介して、被検体２０３に照明される。照明光２１７は被検体２０３内を拡散伝播する。被検体中の血管２０８ａ、２０８ｂなどの光の吸収係数の大きなものは、照明光２１７を吸収し熱膨張をし、音響波２０９ａ、２０９ｂが発生する。発生した音響波２０９の一部は、被検体保持板２０７、さらに音響絞り２０５、音響レンズ２０４ａ、２０４ｂを介して探触子２０２で受信される。
【００４０】
実施形態１と同様に、音響レンズ２０４の存在により、探触子２０２と、被検体保持板２０７の被検体側の界面２０７ｂは共役関係になっている。したがって、被検体保持板２０７と被検体２０３との音速の差に起因する屈折による収差の影響を考慮することなく画像再構成を行うことができる。音響レンズ２０４の機能に関しては、実施形態１と同様であり説明は省略する。
【００４１】
探触子２０２上の点２１４ａ、２１４ｂ、２１４ｃは、音響レンズ２０４を介して被検体保持板２０７の被検体側の表面に共役点２１５ａ、２１５ｂ、２１５ｃを形成する。本実施形態においては、共役位置２１５における倍率が－１．５倍と設定されている。このことは、共役位置２１５の位置に、幾何学的な大きさが１．５倍となった探触子が配置されたことを意味する。画像再構成を行う際には、このことを前提とする必要がある。
【００４２】
探触子２０２の受信感度の指向性を考慮して、音響レンズ２０４は探触子２０２側にテレセントリックであることが好ましいため、本実施形態に関して探触子側に対して、テレセントリックに設定した。
【００４３】
本実施形態においては、探触子２０２と音響レンズ２０４等は、探触子側キャリッジ２２２を構成している。また、照明光学系２０２および照明光学系２０２から光照射を検出するための光検出器２１０は、照明光学系キャリッジ２２３を構成している。
【００４４】
探触子側キャリッジ２２２はキャリッジ駆動手段２１８に、照明光学系キャリッジ２２３はキャリッジ駆動手段２１９に、それぞれ機械的に接続されている。キャリッジ駆動手段２１８、２１９は、制御手段２１１により制御される。キャリッジ駆動手段２１８，２１９がそれぞれ探触子２０２、照明光学系２０１を移動させて、被検体上での光音響信号を受信する位置を走査することで、探触子２０２より広い面積範囲の測定を行い、画像を得ることができる。このため、操作時間を短縮することができる。
本実施形態では、探触子側キャリッジ２２２と照明光学系キャリッジ２２３の走査方向として、紙面内の矢印２２０，２２１を示したが、紙面に対して垂直な方向にも走査させるように構成することができる。
【００４５】
本実施形態では、キャリッジ２２２と２２３の走査と、照明光学系２０１の照明と探触子２０２での受信のタイミングを同期制御することで、広い範囲の光音響画像を得ることができる。キャリッジ走査に関しては、連続駆動であってもよいし、走査と停止を繰り返す方式でもよい。
【００４６】
探触子２０２で受信させた信号を画像化する方法に関して以下に説明する。
照明光学系２０１は制御手段２１１と電気的に接続されている。また光検出器２１０は、照明光学系２０１からの発光タイミングを検出するためのものであり、制御手段２１１に電気的に接続されている。探触子２０２も同様に制御手段２１１に接続されており、光検出器２１０からの信号と同期して、音響信号を受信する。

【００４７】
再構成手段２１２は、制御手段２１１からの信号を受信して、生体である被検体２０３内の血管などの光吸収体の分布を画像化したデータを生成する。表示手段２１３は、画像化されたデータを表示するための手段である。探触子２０２で受信された信号に関しては、実施形態１で説明したように音響レンズ２０４内を伝搬する時間をオフセットし、音響レンズ２０４中の光路の透過率等を考慮して適宜補正することが好ましい。
【００４８】
図６は、本実施形態に係る装置の主要部の概要を示したものである。
本実施形態においては、被検体保持板２０７側に対して、テレセントリック系とはしていない。射出瞳位置２２６は被検体保持板２０７に対して音響レンズ２０４内に設定され、主光線２２４ａ，２２４ｂ，２２４ｃは傾きを持つ。
【００４９】
本実施形態の装置は前述したように探触子側キャリッジ２２２を走査する。図７（ａ）は、被検体保持板２０７の共役位置２１５における探触子感度の指向性を表している。探触子２０２の素子自身が、指向性角としてα度の角度を持っていると仮定すると、共役点位置における倍率が１．５倍の場合、共役像における指向性は、α/１．５度となる。
【００５０】
上述のように、探触子の素子と比べて共役点位置の指向性は狭くなるものの、共役点位置での指向角２２５ａ、２２５ｂ、２２５ｃは、それぞれ異なる方向を向いている。そのため、図７（ｂ）に示したように、角度が重畳され指向角を拡大するといった効果を得ることができる。
このように、射出瞳位置２２６の位置の設定により、受信できる信号の方向を拡大できるため、音響波をより広い角度から受信できるため再構成した画像のノイズを低減することが可能となる。
【００５１】
実施形態１と同様に、被検体保持板２０６、２０７と被検体２０３との界面では、音響的なマッチングを取ることが好ましい。そのための好ましいマッチング剤も実施形態１と同様である。また、被検体保持板２０７の好ましい材料も、実施形態１と同様である。
【００５２】
さらに、音響レンズ２０４の材質、ならびに、音響レンズ２０４と被検体保持板２０７の空間、および、音響レンズ２０４と探触子２０２との空間に充填するものに関しても、音響マッチングを考慮して決定することが好ましい。これらの好ましい材質も、実施形態１と同様である。このように音響マッチングを考慮することで、界面における音響波の反射によるロスを低減することが可能になる。
【００５３】
再構成手段２１２は、実施形態１と同様に、制御手段２１１で得られた電気信号に対して演算処理を行い、再構成画像データを生成する（不図示）。再構成手段が行う処理および再構成の手法についても、実施形態１と同様である。
【００５４】
探触子２０２が平面的なアレイ型トランスデューサの場合、探触子２０２側に対して、テレセントリック系とすることが好ましい。この場合、探触子２０２の感度の指向性を考慮して音響的なＮＡ（開口数）が設計されるため、音響レンズ２０４中に絞り２０５を配置すると効果的である。
【００５５】
本実施形態では、探触子２０２上に対する共役点２１５の音響的な結像倍率を－１．５倍として記載したが、探触子を縮小するような倍率、たとえば０．５倍であってもよい。このように、探触子２０２に対して、共役点２１５の結像倍率を小さくすると探触子の開口の大きさを小さくしたのと同様の効果が期待でき解像力を挙げることが可能である。
もちろん、再構成を行う際には、このことを前提とする必要がある。なお、他の倍率であってもよい。

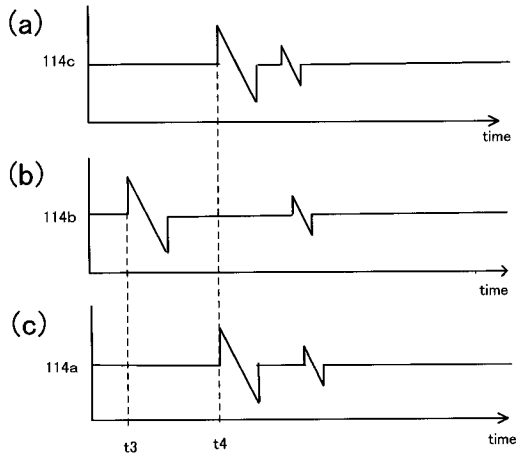
【００５６】
＜実施形態３＞
本発明の実施形態３を以下に説明する。図８は、実施形態３に係る装置の主要部の概要を示す図である。図５の装置と同じ機能を持つ部品には同じ番号を付し、説明を省略する。本実施形態の装置は、実施形態２に係る装置の探触子側キャリッジ２２２の内部に、探触子側照明光学系２２９と光検出器２２８を配置した構成である。本実施形態の装置は、実施形態２と同様に光音響トモグラフィーの原理で再構成画像を得る装置である。
【００５７】
本実施形態の装置は、照明光学系２２９から照明光２２７で被検体２０３を照明し、その光照明のタイミングを光検出器２２８でとらえる。
探触子キャリッジ２２２内に照明光学系２２９を配置することで、被検体２０３に探触子２０２側の信号を良好に受信できるようになる。本実施形態においては、図５の照明光学系キャリッジを省略したが、併用してもよく、併用することで、生体内の深くまで画像化することが可能となる。
【００５８】
図９は、本実施形態の別様態である。図８の装置と同じ機能を持つ部品には同じ番号を付し、説明を省略する。
本図の装置は、探触子側に配置された照明光学系２２９からの照明光２２７が音響レンズ２０４の一部を透過するような構成をしている。このように構成することで、探触子２０２での受信領域を効率的に照明することが可能となる。
【符号の説明】
【００５９】
１０１：照明光学系、１０２：探触子、１０４：音響レンズ、１０５：絞り、１０６・１０７：被検体保持板、１１０：光検出器、１１１：制御手段、１１２：再構成手段、１１３：表示手段、１１４：受信信号
【図１】



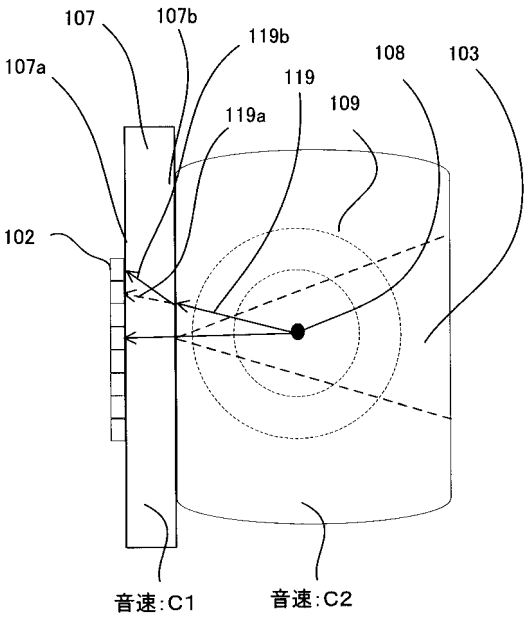
【図２】



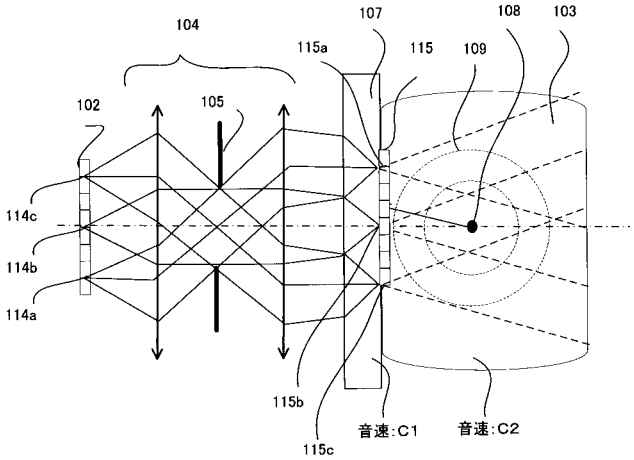
【図３】


(a)
114c
time
(b)
114b
time
(c)
114a
t3
t4
time

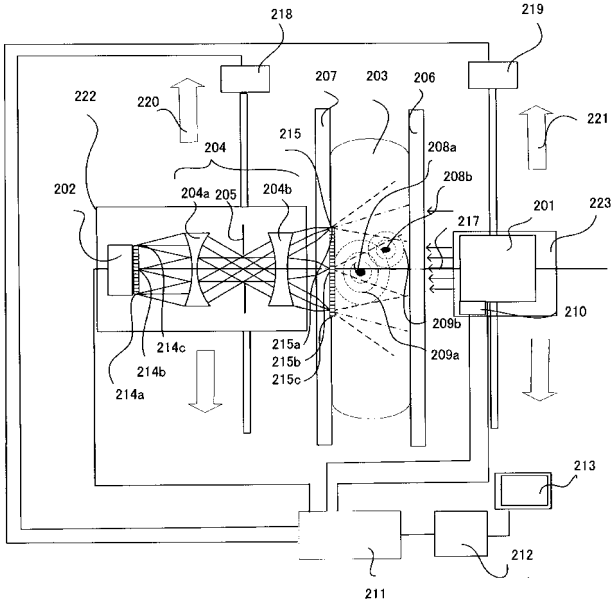
【図４Ａ】


107
107b
119b
107a
119
108
103
119a
109
102
音速:C1
音速:C2

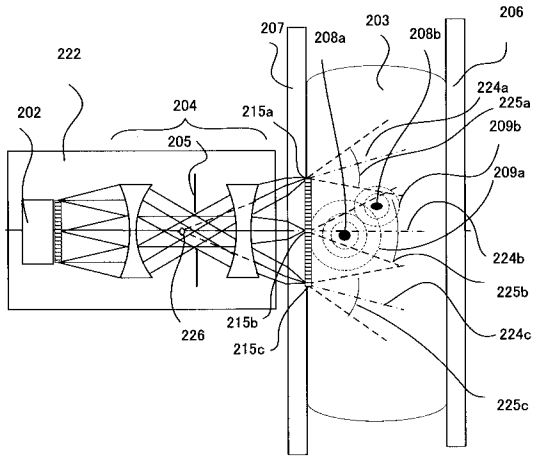
【図４Ｂ】


104
107
108
103
115a
115
109
102
105
114c
114b
114a
115b
115c
音速:C1
音速:C2

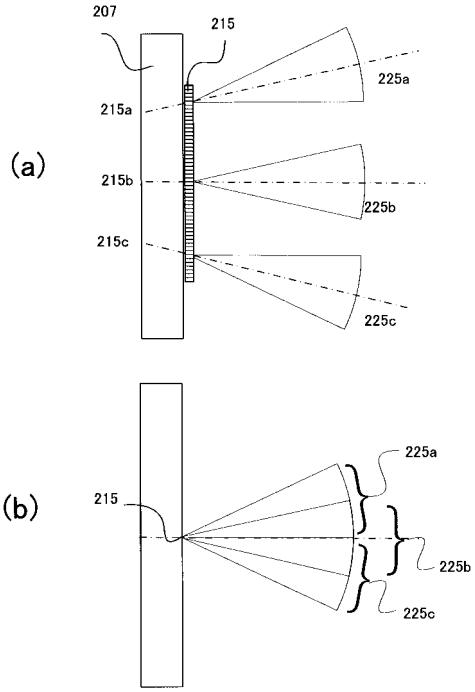
【図５】


218
219
207
203
206
222
220
221
204
215
208a
208b
202
204a
205
204b
201
223
217
210
209b
214c
215a
215b
215c
209a
214b
214a
213
212
211

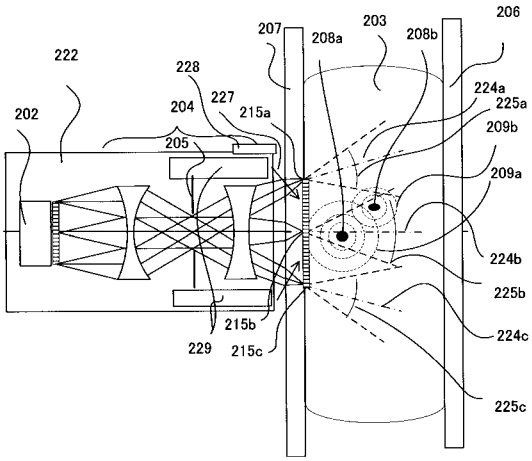
【図６】


207
208a
203
208b
206
222
224a
225a
202
204
215a
209b
205
209a
224b
225b
226
215b
224c
215c
225c

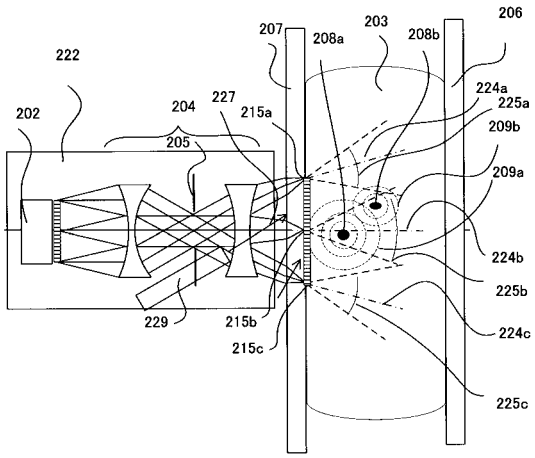
【図７】


(a)
207
215
215a
225a
215b
225b
215c
225c
(b)
215
225a
225b
225c

【図８】


207
208a
203
208b
206
222
228
224a
225a
202
204
227
215a
209b
205
209a
224b
225b
215b
229
215c
224c
225c

【図９】


207
208a
203
208b
206
222
224a
225a
202
204
227
215a
209b
205
209a
224b
225b
229
215b
215c
224c
225c

フロントページの続き

(72)発明者　小林　秀一
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　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

Ｆターム(参考) 4C601 DD08　DE16