

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02012/172764

発行日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成24年12月20日 (2012. 12. 20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/06 (2006.01)	G 0 1 N 29/06	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17	A 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

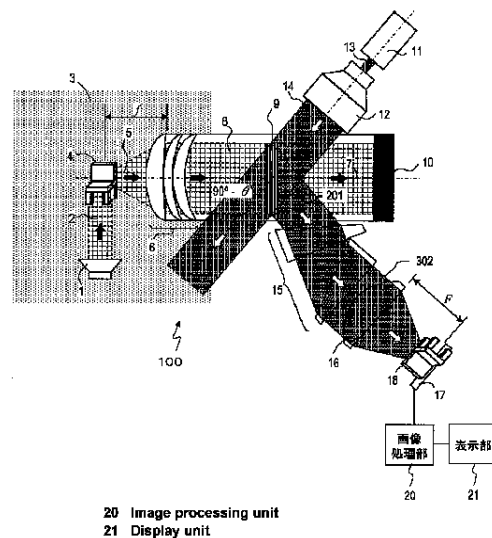
出願番号	特願2012-542050 (P2012-542050)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/003754		パナソニック株式会社
(22) 国際出願日	平成24年6月8日 (2012. 6. 8)		大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地
(11) 特許番号	特許第5144842号 (P5144842)	(74) 代理人	100101683
(45) 特許公報発行日	平成25年2月13日 (2013. 2. 13)		弁理士 奥田 誠司
(31) 優先権主張番号	特願2011-135259 (P2011-135259)	(74) 代理人	100155000
(32) 優先日	平成23年6月17日 (2011. 6. 17)		弁理士 喜多 修市
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100180529
			弁理士 梶谷 美道
		(74) 代理人	100135703
			弁理士 岡部 英隆
		(74) 代理人	100125922
			弁理士 三宅 章子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響撮像システム、および光音響撮像装置

(57) 【要約】

光音響撮像システムは、予め定められた時間間隔で繰り返される時間波形を有する音響信号からなる超音波を被撮影物体 4 に照射するための超音波波源 1 と、被撮影物体 4 に照射された超音波 2 の散乱波を受けるように配置され、前記散乱波を平面波に変換する音響レンズ 6 と、音響レンズ 6 に対して被撮影物体 4 の反対側の領域であって、音響レンズ 6 の光軸 7 を含む領域に設けられた透光性音響媒質 8 と、単色光平面波を出射する光源であって、単色光平面波の進行方向と音響レンズ 6 の光軸 7 とが 90 度および 180 度以外の角度で交差するように配置された光源 11 と、透光性音響媒質 8 中で発生した、単色光平面波の回折光 201 を集光するように配置された結像レンズ 16 と、結像レンズ 16 によって結像された光学像 18 を画像情報として取得する受像部 17 と、光学像 18 の歪み、または前記画像情報から生成される画像の歪みを補正する歪み補償部 15 とを備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

予め定められた時間間隔で繰り返される時間波形を有する音響信号からなる超音波を被撮影物体に照射するための超音波波源と、

前記被撮影物体に照射された前記超音波の散乱波を受けるように配置され、前記散乱波を平面波に変換する音響レンズと、

前記音響レンズに対して前記被撮影物体の反対側の領域であって、前記音響レンズの光軸を含む領域に設けられた透光性音響媒質と、

単色光平面波を出射する光源であって、前記単色光平面波の進行方向と前記音響レンズの光軸とが 90 度および 180 度以外の角度で交差するように配置された光源と、

前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光を集光するように配置された結像レンズと、

前記結像レンズによって形成された光学像を画像情報として取得する受像部と、

前記光学像の歪み、または前記画像情報から生成される画像の歪みを補正する歪み補償部と、

を備えている、光音響撮像システム。

【請求項 2】

前記超音波は、正弦波を搬送波とする音響信号である、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 3】

前記超音波は、パルス状の時間波形を有し、前記時間波形の継続時間は、搬送波周波数の逆数以上である、請求項 2 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 4】

前記音響レンズは、焦点調整機構を有している、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 5】

前記音響レンズは、屈折型の音響レンズである、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 6】

前記音響レンズは、シリカナノ多孔体で構成されている、請求項 5 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 7】

前記音響レンズは、反射型の音響レンズである、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 8】

前記音響レンズは、カセグレン型の音響レンズである、請求項 7 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 9】

前記透光性音響媒質は、シリカナノ多孔体である、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 10】

前記歪み補償部は、前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光の光束の断面積を拡大または縮小させる光学系を有し、前記光学系によって前記光学像の歪みを補正する、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 11】

前記光学系は、アナモルフィックプリズムを含む、請求項 10 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 12】

前記歪み補償部における前記光学系は、前記透光性音響媒質と前記結像レンズとの間に配置されている、請求項 10 に記載の光音響撮像システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

前記歪み補償部は、前記受像部によって取得された前記画像情報から生成される画像の歪みを、画像処理によって補正する、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 1 4】

前記光源から出射された前記単色光平面波の進行方向が前記音響レンズの光軸に対してなす角度と、前記単色光平面波の回折光の進行方向が前記音響レンズの光軸に対してなす角度とを等しくするように、前記光源の位置を調整する角度調整部をさらに備えている、請求項 1 に記載の光音響撮像システム。

【請求項 1 5】

前記画像情報に基づいて、前記光学像の歪み、または、前記画像情報から生成される画像の歪みの補正を行う、請求項 1 0 から 1 3 のいずれかに記載の光音響撮像システム。

10

【請求項 1 6】

被撮影物体に照射された超音波の散乱波を受けるように配置された音響レンズと、前記音響レンズに対して前記被撮影物体の反対側の領域であって、前記音響レンズの光軸を含む領域に設けられた透光性音響媒質と、

単色光平面波を出射する光源であって、前記単色光平面波の進行方向と前記音響レンズの光軸とが 90 度および 180 度以外の角度で交差するように配置された光源と、

前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光を集光するように配置された結像レンズと、

前記結像レンズによって形成された光学像を画像情報として取得する受像部と、
を備えている、光音響撮像装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、超音波を被撮影物体に照射し、被撮影物体より散乱される超音波を光音響媒質に導入することによって光音響媒質中に屈折率分布を形成し、それにより生じる Bragg 回折を用いて散乱超音波の強度・位相分布を単色光の強度・位相分布に転写することにより、超音波画像を光学画像として撮像する光音響撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を被撮影物体に照射し、被撮影物体からの散乱波によって光学画像を生成する装置として、超音波診断装置が知られている。例えば、特許文献 1 には、超音波診断装置の一例が開示されている。

30

【0003】

図 1 3 は、特許文献 1 に記載された超音波診断装置の撮像原理を示す図である。図 1 3 に示す超音波診断装置は、同一形状・同一特性の矩形振動子 T 1 ~ T 1 5 を備えている。矩形振動子 T 1 ~ T 1 5 は、振動によって超音波の送波および受波を行うことが可能に構成されている。図 1 3 に示す例では、矩形振動子 T 1 ~ T 1 5 は、1 次元状に配列されている。

【0004】

矩形振動子 T 1 ~ T 1 5 の各々が超音波を受波した時、各々から受信信号が出力される。これらの受信信号は、信号処理回路（不図示）によって遅延合成される。

40

【0005】

遅延合成とは、矩形振動子 T i (i = 1 , … , 1 5) から出力される受信信号を S i (t) (i = 1 , … , 1 5) とするとき、合成信号 S = A 1 × S 1 (t + t 1) + A 2 × S 2 (t + t 2) + … + A 1 5 × S 1 5 (t + t 1 5) を生成することを言う。ここで、t は時間を表し、t i (i = 1 , … , 1 5) は時間のずれ（遅延時間）を表し、A i (i = 1 , … , 1 5) は重みを表す。遅延合成は、各矩形振動子から出力された受信信号を、時間をずらしながら適当な重みを付与して加算処理を行う信号合成法である。

【0006】

50

図 1 3 に示す超音波診断装置は、被撮影物体の超音波画像を撮像することができる。以下、点 a 2 でパルス状球面波が発生した場合を例に超音波画像の撮像原理を説明する。点 a 2 で発生した球面波が矩形振動子 T 5 (点 a 2 に最も近い矩形振動子) に到達した時刻を基準にして、他の矩形振動子 T i は、 τ_i ($\tau_i > 0$) だけ時間遅れをもってパルス状の時間信号を出力する。上記の遅延合成を $t_i = \tau_i$ ($i = 1, \dots, 15$) として行った場合、各矩形振動子の出力信号から生成される遅延信号 $S_i(t + t_i)$ は、全て同時刻にパルス状の時間信号をもつ。その結果、遅延合成後の信号は大きなパルス状の時間信号となる。

【0007】

ここで、他の点 a 1 からパルス状球面波が到達する場合を考える。点 a 1 で発生したパルス状球面波に対応する出力信号は、遅延合成の際、各矩形振動子からの遅延信号 $S_i(t + t_i)$ において同時刻には出現しない。したがって、遅延合成された信号においては、点 a 1 からの球面波信号の出力は相対的に小さくなる。

【0008】

すなわち、図 1 3 に示す超音波診断装置は、遅延合成処理によって、点 a 2 からの超音波信号にのみ高い感度を持ち、他点からの超音波信号は殆ど観測しない。この特性を応用して、図 1 3 に示す所望の点からの球面波に対して高い感度をもつよう遅延時間 t_i ($i = 1, \dots, 15$) を設定し、遅延時間を設定するごとに繰り返し遅延合成を行えば、各点からの球面波強度を捉えることができ、超音波画像を撮影できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献 1】特開昭 5 4 - 3 4 5 8 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

図 1 3 に示す超音波診断装置によれば、フレキシブルな撮像が可能である。しかし、この超音波診断装置では、1 枚の超音波画像を撮像するために、多数回の信号処理(遅延合成)が必要となる。必要な信号処理の回数は、少なくとも画像の画素数に相当する。したがって、高速に超音波を撮像するためには、高速かつ大規模な演算回路をもつ信号処理回路が必要となる。また、画素数が多く空間分解能の高い画像を取得するためには、互いに送波・受波特性の揃った多数の超音波振動子が必要である。しかし、そのような振動子群の構築は困難を極める。

【0011】

本願の、限定的ではない例示的な実施形態は、大規模な演算回路を備えなくても高速で画像を得ることのできる光音響撮像システムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明による光音響撮像システムは、予め定められた時間間隔で繰り返される時間波形を有する音響信号からなる超音波を被撮影物体に照射するための超音波波源と、前記被撮影物体に照射された前記超音波の散乱波を受けように配置された音響レンズと、前記音響レンズに対して前記被撮影物体の反対側の領域であって、前記音響レンズの光軸を含む領域に設けられた透光性音響媒質と、単色光平面波を出射する光源であって、前記単色光平面波の進行方向と前記音響レンズの光軸とが 90 度および 180 度以外の角度で交差するように配置された光源と、前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光を集光するように配置された結像レンズと、前記結像レンズによって形成された光学像を画像情報として取得する受像部と、前記光学像の歪み、または前記画像情報から生成される画像の歪みを補正する歪み補償部とを備えている。

【発明の効果】

【0013】

10

20

30

40

50

本願の一態様にかかる光音響撮像システムによれば、超音波を用いて、被撮影物体を高速で撮影することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】実施形態1における光音響撮像システムの構成を示す概略構成図である。

【図2】(a)は実施形態1の光音響撮像システムにおいて平面波光束14が平面波9によってBragg回折される様子を示す説明図であり、(b)は1次元回折格子におけるBragg回折条件を説明するための模式図であり、(c)はBragg回折により超音波波面が回折光光束に転写されることを説明するための模式図である。

【図3】(a)は実施形態1の光音響撮像システムにおいて回折光201が1方向に歪んでいることを示す説明図であり、(b)は実施形態1における光音響撮像システムの歪み補償部15として適用されているアナモルフィックプリズムの作用を説明するための模式図である。

【図4】アナモルフィックプリズムを構成するくさび状プリズムの作用を説明するための模式図である。

【図5】(a)は、光学分野における二重回折光学系の動作を説明するための概略構成図であり、(b)は、実施形態1の光音響撮像システムにおける光音響混在型光学系としての二重回折光学系の構成を示す概略図である。

【図6】実施形態1の光音響撮像システムの具体的な構成を示す概略図である。

【図7】(a)は実施形態1の光音響撮像システムにおける平面波光束14の入射方向を示す概略構成図であり、(b)は実施形態1の光音響撮像システムにおける平面波光束14の他の可能な入射方向を示す概略構成図である。

【図8】実施形態2の光音響撮像システムにおける音響レンズ6の構成を示す概略図である。

【図9】実施形態3の光音響撮像システムにおける歪み補償部15の構成例を示す概略図である。

【図10】(a)および(b)は、実施形態4の光音響撮像システムにおける歪み補償部15の構成例を示す概略図である。

【図11】実施形態5における光音響撮像システムの構成を示す概略構成図である。

【図12】(a)は、実施形態6の光音響撮像システム600の歪み補償部15の概略構成を示す図であり、(b)は校正用試料を模式的に示している。(c)は歪み補正前の撮影された校正用試料の画像を模式的に示しており、(d)は、歪み補正後の校正用試料の画像を模式的に示している。

【図13】特許文献1に記載された従来の超音波診断装置の撮像原理を示す模式図である。

【図14】非特許文献1に記載された従来のBragg imagingの装置構成を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本願発明者は、大規模な演算回路を備えなくても超音波を用い、高速で画像を得ることのできる撮像装置について検討した。その結果、超音波と光の相互作用である音響光学効果とを利用し、画像を取得することを想到した。具体的には、超音波散乱波がもつ被撮像物体の情報を光波に転写し、超音波画像を光学的画像として撮像することを想到した。このような目的に適用可能な従来技術として、Bragg imagingと呼ばれる技術がある(例えば、A. Korpel, "Visualization of the cross section of a sound beam by Bragg diffraction of light," Applied Physics Letters, vol.9. no.12, pp.425-427, 15 Dec. 1966. 参照。以下、非特許文献1という)。

【0016】

図14は、非特許文献1に記載された従来のBragg imagingを利用した撮像装置の装置構成を示す図である。図14において、レーザー光源1101から出射した

10

20

30

40

50

単色光光束は、ビームエクspander 1102、ならびに、アパーチャ1103により、太い平面波光束に変換される。光束の光路上には、3つのシリンドリカルレンズ1104(a)、1104(b)、1104(c)が配置されている。図14に示す光学系は、図14紙面水平・垂直方向に対して非対称な構造を有している。したがって、光学系は非点収差を持ち、図14紙面に対し水平垂直両方向においてスクリーン1105上の1点で結像させるため、光学系はシリンドリカルレンズ1104(a)、1104(b)、1104(c)で構成されている。

【0017】

シリンドリカルレンズ1104(a)は、平面波光束が紙面水平面において焦点面(焦点を含み、光軸を法線とする平面)1106上で焦点を結ぶよう、焦点距離が設定されている。焦点面1106を通過した光束は焦点面1106の後方で発散するが、その発散光束はシリンドリカルレンズ1104(b)によって収束されスクリーン1105上で再度焦点を結ぶ。光軸を含み図14紙面に垂直な面内においては、拡大光学系1102通過後の光束は平行光束のままシリンドリカルレンズ1104(c)に入射する。そして、シリンドリカルレンズ1104(c)の集光作用でスクリーン1105上に焦点を結ぶ。なお、各シリンドリカルレンズ1104の敷設位置や焦点距離は、図14の水平垂直方向の光束がスクリーン1105上で結像することだけでなく、図14の水平垂直方向の画像の拡大率(被撮影物体1109の大きさ/スクリーン1105上での像の大きさ)が等しくなるように設定される。

【0018】

図14に示す装置構成において、被撮影物体1109は、水1107で満たされた音響セル1108中に浸漬されている。被撮影物体1109には、水1107を介して、信号源1110によって駆動される超音波振動子1111から発生する単色の(単一周波数の)超音波平面波が照射される。その際、被撮影物体1109において超音波散乱波が生成される。散乱波は、レーザー光源1101から出射された単色光の水1107中における通過領域を伝播する。水中を伝播する超音波の主な導波モードは粗密波(縦波)であるので、水1107中の音圧分布、すなわち、超音波波面に一致した屈折率分布が水中に生成される。ここで、議論を簡単にするため、まず、被撮影物体1109からの超音波散乱波は、図14において上方に向かう平面波であると仮定する。超音波散乱波は単色超音波であるから、ある瞬間においては、水1107中に生成される屈折率分布は超音波波長で繰り返される正弦波状の1次元格子となる。従って、その1次元格子により、回折光が生成される。なお、図14では簡単のため、±1次回折光束のみを図示している。一般に、回折光はBragg回折光とRaman-Nath回折光よりなる。図14に示した装置は、Bragg回折光が主要な回折光となる条件下で適用される。その場合、生成される回折光は0次、および±1次回折光のみとなる。回折光はスクリーン1105上で光点として現れる。光点の輝度は、1次元格子の屈折率の変化量、すなわち、超音波の音圧に比例する。

【0019】

ここで、先ほど仮定した、「超音波散乱波は平面波である」という前提条件を緩和することを考える。すなわち、一般の超音波散乱波の場合(波面が平面ではない場合)を考察する。一般の超音波散乱波は、様々な方向から到来する平面波(上記の例では、全ての平面波は同一周波数をもつ)の重ね合わせとして表現することができる。このため、一般の超音波散乱波においても展開された各平面波による回折光の光点がスクリーン1105上に出現する。各光点の強度は各平面波の振幅の大きさに比例し、また、各光点のスクリーン1105上での出現位置は、各平面波の進行方向によって決定される。そのため、スクリーン1105上において1次回折像1112(a)、および、-1次回折像1112(b)として、被撮影物体1109の像が現われる。

【0020】

以上が、非特許文献1に記載された従来のBragg imagingによる、超音波画像を光学的に撮像するための動作である。

10

20

30

40

50

【0021】

Bragg imagingによる画像形成は、通常の光学式カメラと同様に集光光学系の光学像形成作用により行われるので、上で引用した特許文献1で適用されている受信機群や、受信機群から出力される受信信号群に対する信号処理手段を一切必要としない。従って、Bragg imagingは装置構成上、高速かつ大規模な演算回路や、互いに送波・受波特性の揃った多数の超音波振動子が必要とされないため、上記の特許文献1の課題を解決することができる。

【0022】

上述のように、Bragg imagingは多くの点で利点を有しているものの、以下のような課題を有している。すなわち、良好な結像特性（波動光学的に期待される超音波波長で決まる分解能）の実現が困難であるという点、必然的に装置が大型化する点、および、撮影可能な被撮影物体に制限があるという点に課題を有している。

10

【0023】

図14において、被撮影物体1109の像は±1次回折像1112(a)、1112(b)であるが、±1次回折像1112(a)、1112(b)は、図14における光学軸から大きく離れて形成される。一般に、結像光学系は、光学軸を離れる程大きな軸外収差をもつため、光軸を離れた像面（像が形成される平面）では、良好な像形成が困難になる。したがって、図13に示す光学系構成では、軸外収差による像の悪化が生じる。

【0024】

また、図14に示す構成では、超音波の伝播媒質として水1107が使用されている。水中では超音波の伝播速度が比較的早いため（約1500m/s）、非特許文献1に記載されている22MHzという高い周波数の超音波を用いた場合、その波長は約68μmにもなる。そのため、レーザー光源1101として非特許文献1に記載されている波長633nmのレーザーを適用した場合、±1次回折像1112(a)、1112(b)の回折角は極めて小さくなる（約0.27°）。したがって、図14における水平および垂直方向の画像の拡大率が等しくなるようにするためには、水平・垂直のそれぞれに焦点距離および拡大率を調整するためのシリンドリカルレンズによる特殊な光学系が必要になる。また、スクリーン1105と音響セル1108との間の距離を大きく離す（数m程度）ことが必要であり、装置が大型化するという課題もある。更に、図14に示す構成では、被撮影物体1109を水1107で満たされた密閉容器中に封じ込める必要があるため、例えば特許文献1の超音波診断装置のような簡便な撮像は困難である。

20

30

【0025】

本発明者は、これらの課題に鑑み、収差が少なく像面上で均一かつ高い分解能を有する光学像形成が可能で、被撮影物体を水で満たされた密閉容器に封じ込める必要がなく、小型の光音響撮像システムを実現し得る新規な光音響撮像システムを想到した。本発明の一態様の概要は以下の通りである。

【0026】

本発明の一態様である光音響撮像システムは、予め定められた時間間隔で繰り返される時間波形を有する音響信号からなる超音波を被撮影物体に照射するための超音波波源と、前記被撮影物体に照射された前記超音波の散乱波を受けるように配置され、前記散乱波を平面波に変換する音響レンズと、前記音響レンズに対して前記被撮影物体の反対側の領域であって、前記音響レンズの光軸を含む領域に設けられた透光性音響媒質と、単色光平面波を出射する光源であって、前記単色光平面波の進行方向と前記音響レンズの光軸とが90度および180度以外の角度で交差するように配置された光源と、前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光を集光するように配置された結像レンズと、前記結像レンズによって形成された光学像を画像情報として取得する受像部と、前記光学像の歪み、または前記画像情報から生成される画像の歪みを補正する歪み補償部とを備えている。

40

【0027】

前記超音波は、正弦波を搬送波とする音響信号である。

50

【0028】

前記超音波は、パルス状の時間波形を有し、前記時間波形の継続時間は、搬送波周波数の逆数以上である。

【0029】

ある実施形態において、前記音響レンズは、焦点調整機構を有している。

【0030】

前記音響レンズは、屈折型の音響レンズである。

【0031】

前記音響レンズは、シリカナノ多孔体で構成されている。

【0032】

前記音響レンズは、反射型の音響レンズである。

【0033】

前記音響レンズは、カセグレン型の音響レンズである。

【0034】

前記透光性音響媒質は、シリカナノ多孔体である。

【0035】

ある実施形態において、前記歪み補償部は、前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光の光束の断面積を拡大または縮小させる光学系を有し、前記光学系によって前記光学像の歪みを補正する。

【0036】

前記光学系は、アナモルフィックプリズムを含む。

【0037】

前記歪み補償部における前記光学系は、前記透光性音響媒質と前記結像レンズとの間に配置されている。

【0038】

前記歪み補償部は、前記受像部によって取得された前記画像情報から生成される画像の歪みを、画像処理によって補正する。

【0039】

前記光音響撮像システムは、前記光源から出射された前記単色光平面波の進行方向が前記音響レンズの光軸に対してなす角度と、前記単色光平面波の回折光の進行方向が前記音響レンズの光軸に対してなす角度とを等しくするように、前記光源の位置を調整する角度調整部をさらに備えている。

【0040】

前記画像情報に基づいて、前記光学像の歪み、または、前記画像情報から生成される画像の歪みの補正を行う。

【0041】

また、本発明の一態様である光音響撮像装置は、被撮影物体に照射された超音波の散乱波を受けるように配置された音響レンズと、前記音響レンズに対して前記被撮影物体の反対側の領域であって、前記音響レンズの光軸を含む領域に設けられた透光性音響媒質と、単色光平面波を出射する光源であって、前記単色光平面波の進行方向と前記音響レンズの光軸とが90度および180度以外の角度で交差するように配置された光源と、前記透光性音響媒質中で発生した、前記単色光平面波の回折光を集光するように配置された結像レンズと、前記結像レンズによって形成された光学像を画像情報として取得する受像部とを備えている。

【0042】

以下、添付の図面を参照しながら、本発明の実施の形態を説明する。

【0043】

(実施形態1)

まず、本発明の第1の実施形態を説明する。

【0044】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態による光音響撮像システム 100 の構成を模式的に示す図である。光音響撮像システム 100 は、超音波波源 1、光音響媒質 8、光音響媒質 8 の被撮影物体 4 側の面に配置された音響レンズ 6、光音響媒質 8 の音響レンズ 6 が配置された面と対向する面に配置された音波吸収端 10、単色光光源 11、ビームエクspander 12、歪み補償部 15、結像レンズ 16、および受像部 17 を備えている。なお、図 1 に示す被撮影物体 4 および像 18 は、光音響撮像システム 100 の構成要素ではなく、説明の便宜上図示している。

【0045】

超音波波源 1、音響レンズ 6、光音響媒質 8 の一部、および被撮影物体 4 は、超音波が伝播することができる媒質 3 中に配置されている。媒質 3 は、例えば、空気、水などである。なお、体組織も超音波が伝播可能な媒質 3 の好適な例の 1 つである。体組織内を撮影する場合、従来の超音波診断装置に用いられるプローブと同様、超音波波源 1 および音響レンズ 6 は、媒質 3 に接触して配置される。

【0046】

光音響撮像システム 100 は、超音波を用いて、被撮影物体 4 の画像を撮像する。以下、光音響撮像システム 100 の各構成要素を説明する。

【0047】

<超音波波源 1>

超音波波源 1 は、複数波の同一正弦波形からなるパルス状超音波 2 を、被撮影物体 4 に照射する。複数波の同一正弦波形からなるパルス状超音波 2 とは、振幅および周波数が一定の正弦波形が一定時間連続する時間波形をもつ超音波を意味する。このように、本実施形態で用いられる超音波波源は、正弦波を搬送波とする音響信号を出射する。ここで、パルス状超音波 2 の時間波形の継続時間は、搬送周波数の逆数（周期）以上に設定されることが好ましい。パルス状超音波 2 は、平面波でなくてもよい。

【0048】

パルス状超音波 2 は、被撮影物体 4 の撮像したい領域を、概ね均一な照度で照射する。被撮影物体 4 を概ね均一な照度で照射するために、本実施形態におけるパルス状超音波 2 は、少なくとも光音響撮像システム 100 の撮像可能領域よりも大きいビーム断面を有する超音波波束である。ここで、「概ね均一な照度で照射する」とは、光音響撮像システム 100 の設計者が予め想定した撮像領域に一樣な音圧が加わるように照射することを意味する。撮像領域とは、音響レンズ 6 の物体側焦点の近傍領域を指す。例えば、撮像領域が焦点近傍の半径 10 mm の領域である場合、焦点面近傍の半径 10 mm の領域が均一に照射されればよい。

【0049】

パルス状超音波 2 が被撮影物体 4 に照射されると、パルス状超音波 2 と同一周波数をもつ散乱波 5 が生成される。なお、散乱波 5 もまた超音波であることは言うまでもない。

【0050】

<音響レンズ 6>

音響レンズ 6 は、超音波を集束するように構成されている。音響レンズ 6 は、媒質 3 中において焦点距離 f を有している。音響レンズ 6 は、例えば、光学レンズ状に加工した超音波の伝播損失の少ない弾性体や、音響インピーダンスが媒質 3 とは大きく異なる物質（金属やガラス等）の表面を光学分野における反射鏡のように滑らかに加工し、超音波に対する複数の反射面を組み合わせる構成される。

【0051】

議論を簡単にするため、被撮影物体 4 は、音響レンズ 6 の焦点近傍に位置すると仮定する。すなわち、音響レンズ 6 と被撮影物体 4 との距離は、おおよそ焦点距離 f である。なお、実際の撮影シーンでは、被撮影物体 4 と音響レンズ 6 との距離は厳密に焦点距離 f と一致していなくてもよい。被撮影物体 4 と音響レンズ 6 との距離が焦点距離 f に対してどの程度ずれていてもよいかは、撮像において要求される分解能に依存する。

【0052】

次に、パルス状超音波 2 が被撮影物体 4 に照射されることにより発生する散乱波 5 に着目する。散乱波 5 は、音響レンズ 6 の焦点位置（被撮影物体 4 の位置）で発生し、焦点を中心とする球面波である。散乱波 5 は、音響レンズ 6 により屈折し、光音響媒質 8 中を光軸 7 に平行な方向に伝播する平面波 9 に変換される。パルス状超音波 2 によって被撮影物体 4 が照射されているので、平面波 9 は、図 1 に示すようにパルス状の平面波の波束になる。本明細書では、上記のように屈折によって入射した超音波を平面波の波束に変換する音響レンズを「屈折型」と呼ぶ。また、音響レンズ 6 が散乱波 5 を受ける面を第 1 の面とし、その他の面を第 2 の面とも表記する。音響レンズ 6 は、複数の第 2 の面を有していてもよい。

【0053】

＜光音響媒質 8＞

光音響媒質 8 は、透光性の音響媒質である。光音響媒質 8 中に、平面波 9 が伝播する。光音響媒質 8 は、音響レンズ 6 の第 2 の面に接して配置される。すなわち、音響レンズ 8 が有する、散乱波 8 が入射する面以外の面に配置される。言い換えれば、光音響媒質 8 は、音響レンズ 6 に対して、被撮影物体 4 の反対側の領域に配置されている。また、光音響媒質 8 には、後述する平面波光束 14 も入射する。光音響媒質 8 は、例えばシリカ乾燥ゲルで形成された多孔体、水、光学ガラス等で構成される。すなわち、粗密音響信号が伝播可能であり、かつ、単色光光源 11 からの出射光が透過可能な等方的媒質であればよい。なお、光音響撮像システム 100 によって高解像度の画像を取得する場合、光音響媒質 8 として、できる限り低音速な媒質を用いることが好ましい。

【0054】

光音響媒質 8 の向かい合う端面には、音響レンズ 6 および音波吸収端 10 が配置されている。音響レンズ 6 によって変換された平面波 9 は、光音響媒質 8 に入射し、その内部を伝播する。伝播する平面波 9 は、光音響媒質 8 の端面に配置された音波吸収端 10 において反射することなく吸収される。なお、平面波 9 の反射を防止するため、本実施形態のように音波吸収端 10 を設けることが好ましいが、音波吸収端 10 を設けずに本システムを構成することも可能である。

【0055】

光音響媒質 8、音響レンズ 6、および音波吸収端 10 の構成要素間には、音響整合層を設け、これらの 3 つの構成要素を接触させることが好ましい。音響整合層を設けることにより、3 つの構成要素の端面で発生する反射波の影響を抑制できる。音響レンズ 6 の屈折面で発生する反射波は、透過光の減少を招くため、像 18 の輝度を低下させる要因になる。また、音響レンズ 6 の屈折面、音波吸収端 10 と光音響媒質 8 との界面、および光音響媒質 8 の音波吸収端 10 に接していない端面で発生する反射波は、像 18 の画質を低下させる要因にもなる。これらの反射波は、光学分野における迷光に相当し、結像に関与しない。これらの反射波の増加は、画像の S/N 比の低下、コントラストの低下や、被撮影物体 4 の像以外の像の重畳（ゴースト）を引き起こす。これらの反射波のうち、主要な成分は、音響レンズ 6 の屈折面で発生する成分、および光音響媒質 8 の音波吸収端 10 に接している面で発生する成分である。従って、上記 3 つの構成要素間に音響整合層を設け、これら 3 つの構成要素による反射波の発生を抑制することが好ましい。

【0056】

＜単色光光源 11＞

単色光光源 11 は、干渉性の高い光束を生成する。ここで「干渉性の高い光束」とは、互いに波長、進行方向、および位相の揃った光子群よりなる光束を意味する。単色光光源 11 は、光音響媒質 8 に向かって光束を照射する。

【0057】

単色光光源 11 と光音響媒質 8 との間には、ビームエクspander 12 が配置されている。単色光光源 11 より出射した光束は、ビームエクspander 12 を通過することにより、平面波光束 14 に整形される。ビームエクspander は、平面波光束 14 が光音響媒質 8 中の平面波 9 の伝播領域を十分均一に照射するよう、単色光光源 11 から出射した光

束を拡大する。被撮影物体 4 の全体を画像として捉えるために、ビームエクspander 1 2 は、図 1 に示す平面波 9 の 1 つの波面全体を均一に照射するように構成されていることが好ましい。

【0058】

以上の構成により、平面波光束 1 4 は、光音響媒質 8 に入射する。単色光光源 1 1 の光軸 1 3 は、光音響媒質 8 の光軸 7 と交差する。光軸 7 と光軸 1 3 との交差角度は、 $(90^\circ - \theta)$ である。ここで、 θ は、平面波光束 1 4 の進行方向と平面波 9 の波面とのなす角度を表す。なお、 θ は、0 度、90 度、180 度、および 270 度を除く任意の角度をとることができる。これは、 θ が 0 度、90 度、180 度、および 270 度以外の角度である限りにおいて、平面波光束 1 4 に Bragg 回折が生じ、回折光 2 0 1 が生成されるからである。

10

【0059】

光音響媒質 8 は、上記のように、単色光光源 1 1 の出射光束に対して透光性を有している。平面波光束 1 4 は、光音響媒質 8 に入射した後、平面波 9 と接触する。平面波 9 と接触した平面波光束 1 4 は、そのまま透過する光と回折光 2 0 1 とに分離する。

【0060】

<平面波光束 1 4 の振る舞い>

次に、図 2 を参照しながら、平面波光束 1 4 が平面波 9 を照射したときの平面波光束 1 4 の振る舞いを説明する。

【0061】

図 2 (a) は、光音響撮像システム 1 0 0 において、平面波光束 1 4 が平面波 9 によって Bragg 回折される様子を示す図である。図 2 (a) に、平面波 9 が平面波光束 1 4 中を通過する瞬間の様子が示されている。超音波である平面波 9 は、光音響媒質 8 中を伝播する粗密波である。すなわち、光音響媒質 8 中には、平面波 9 の音圧分布に一致した屈折率分布が生成される。本実施形態では、平面波 9 は単一周波数をもつため、屈折率分布の周期は平面波 9 の波長に等しい。光音響媒質 8 は、光軸 7 の方向に正弦波状に変化し、かつ、光軸 7 を法線とする平面に平行な方向に一樣な屈折率を有する 1 次元格子となる。この 1 次元格子は回折格子として働くため、平面波光束 1 4 が光音響媒質 8 を伝播した場合、回折光 2 0 1 が生じる。なお、1 次元格子の格子面が平面であり、かつ、平面波光束 1 4 の波面が平面である場合、回折光 2 0 1 は平面波となる。図 2 (a) に示すように、平面波光束 1 4 および回折光 2 0 1 が光軸 7 を法線とする平面に対してなす角度は等しく、ともに角度 θ である。角度 θ は、以下で述べる Bragg 回折条件を満足する離散的な値である。

20

30

【0062】

図 2 (b) は、1 次元回折格子における Bragg 回折条件を説明するための模式図である。図 2 (b) に示すように、平面波 9 により生成された回折格子 2 0 2 の格子間隔は、光音響媒質 8 中の超音波伝播波長 λ_a に等しい。波長 λ_0 をもつ単色光 2 0 3 が回折格子 2 0 2 に入射した場合、各格子において微弱な散乱光が生成される。隣り合う 2 つの格子面からの散乱光に着目すると、各格子で同方向に散乱された 2 光線の光路長差 $(2 \times \lambda_a \times \sin \theta)$ が波長 λ_0 の整数倍 $(m \times \lambda_0, m = \pm 1, \pm 2, \dots)$ に等しいとき、2 つの散乱光は強め合う。この強め合いが他の格子面でも生じるため、全体として高強度の散乱光、すなわち回折光が発生する。

40

【0063】

この強め合いの条件より、回折光が出現する角度 θ は、以下の式 1 で表される。

(数 1)

$$\theta = \text{Arcsin} (m \lambda_0 / 2 \lambda_a), \quad (m = \pm 1, \pm 2, \dots) \quad (\text{式 1})$$

ここで、Arcsin は逆正弦関数を表す。式 1 で表される条件が Bragg 回折条件である。

【0064】

次数 m が小さいほど高強度の回折光 2 0 1 となるので、光音響撮像システム 1 0 0 とし

50

ては、 $m = \pm 1$ の回折光 201 を用いることが好ましい。

【0065】

図 2 (c) は、B r a g g 回折により超音波波面が回折光光束に転写されることを説明するための模式図である。図 2 (c) を参照しながら、平面波 9 が波面面内で音圧分布をもっている場合における、回折光 201 の振る舞いを説明する。ここで、平面波 9 の波面は平面であると仮定する。図 2 (c) に示すように、平面波 9 は波面面内で非一様な音圧分布を有している。この非一様性は、被撮影物体 4 からの散乱超音波の強度分布の非一様性を反映している。平面波 9 の音圧は、光音響媒質 8 の屈折率変化に比例する。回折光 201 の振幅（光強度の $1/2$ 乗）は、屈折率変化の大きさに比例するので、回折光 201 の振幅分布は平面波 9 の音圧分布に比例する。従って、図 2 (c) に示す状況においては、均一な光強度を有する平面波光束 14 の回折光 201 は、平面波 9 の音圧分布が転写された平面波になる。ここで「転写」とは、回折光 201 が、平面波 9 の音圧分布に対応する光強度分布を有することを意味する。すなわち、平面波 9 のもつ波動光学的情報は、全て回折光 201 に引き継がれることになる。

10

【0066】

<歪み補償部 15>

次に、本実施形態における歪み補償部 15 を説明する。

【0067】

図 3 (a) は、光音響撮像システム 100 において回折光 201 が 1 方向に歪んでいることを模式的に示す図である。図 3 (a) に示すように、平面波光束 14 は、平面波 9 に対して斜めに入射する。このため、回折光 201 は、図 3 (a) 紙面に平行、かつ回折光 201 の伝播方向に対して垂直な方向に歪んでいる。すなわち、図 3 (a) に示す $x-y$ 平面における y 軸方向に、回折光 201 は歪んでいる。

20

【0068】

ここで、平面波 9 のビーム形状を直径 L の円形とし、B r a g g 回折角を θ とする。回折光 201 のビーム形状は、 y 軸方向に短径 $L \times \sin \theta$ 、 x 軸方向に長径 L をもつ楕円形となる。

【0069】

光音響撮像システム 100 において、回折光 201 の歪みは、図 1 に示す像 18 の歪みを引き起こす。そこで、本実施形態では、図 1 に示す歪み補償部 15 により、回折光 201 の歪みを矯正する。本実施形態における歪み補償部 15 は、アナモルフィックプリズム 301 によって構成される。

30

【0070】

図 3 (b) は、本実施形態における歪み補償部 15 として用いるアナモルフィックプリズム 301 の作用を模式的に示す図である。図 3 (b) に示すように、アナモルフィックプリズム 301 は、2 つのくさび状プリズムより構成される。

【0071】

図 4 は、1 つのくさび状プリズムの例を示す図である。このくさび状プリズムは、屈折率 n の硝材より構成されている。くさび状プリズムの 2 つの屈折面の法線は、いずれも図 4 の紙面に平行である。2 つの屈折面のなす角度を α とする。図 4 の紙面に平行な光束が、このくさび状プリズムに入射した場合、図 4 の紙面に平行な光束がくさび状プリズムから出射される。すなわち、図 4 は、くさび状プリズムの 2 つの屈折面の法線で決定される平面に沿って入射する光束の様子を示している。

40

【0072】

このような光束の第 1 の屈折面への入射角を θ_1 、第 1 の屈折面からの出射角を θ_2 、第 2 の屈折面からの出射角を θ_3 とする。また、図 4 において、第 1 の屈折面へ入射する光束の幅を L_{in} 、第 2 の屈折面から出射する光束の幅を L_{out} とする。この時、 θ_2 、 θ_3 は、 θ_1 、 α 、 n を与えれば以下の式 2 より求められる。

(数 2)

$$\sin \theta_1 = n \times \sin \theta_2$$

50

$$n \times \sin(\alpha - \theta_2) = \sin \theta_3 \quad (\text{式 } 2)$$

【0073】

図4に示すように、入射光の光束径とくさび状プリズムからの出射光の光束径とは異なる。 L_{out}/L_{in} で計算される光束拡大率は、以下の式3で表される。

【数3】

$$\frac{L_{out}}{L_{in}} = \sqrt{\frac{n^2 + (n^2 - 1)\tan^2 \theta_1}{n^2 + (n^2 - 1)\tan^2 \theta_3}} \quad (\text{式 } 3)$$

【0074】

式3より、所望の光束拡大率は、くさび状プリズムの α 、 n と、入射角 θ_1 とを決定することにより実現されることがわかる。

【0075】

再び図3(b)を参照する。アナモルフィックプリズム301は、図4に示すくさび状プリズムを1個以上組み合わせることにより構成される。なお、図3(b)に示すように、2つの同一のくさび状プリズムを用いれば、アナモルフィックプリズム301への入射光と出射光の方向を平行にすることができ、光学系の調整が容易に行えるという利点がある。また、各くさび状プリズムの屈折面の法線が図3(b)の紙面に平行になるように配置した場合、アナモルフィックプリズム301による回折光201の歪みの矯正効果が高くなるという利点がある。歪み補償部15は、上記の例に限らず、図1に示す光軸7と光軸13とを含む平面に平行な方向にのみ回折光201の光束径を拡大する光学系であれば、どのような光学系であってもよい。

【0076】

図3(b)に示すように、回折光201の歪んだ方向に関して、アナモルフィックプリズム301により、光束径が $1/\sin \theta$ 倍に拡大される。これにより、図3(b)紙面に平行な方向に関する像の歪みを補償し、直径Lの円形状の光束断面を有する回折光302が得られる。歪み補償後の回折光302は単色光であり、波長が超音波である平面波9よりもかなり短いという相違点はあるが、平面波9の波面状況が全て歪み補償後の回折光302の波面上で再現される。

【0077】

図1に示すように、歪み補償後の回折光302は、焦点距離Fをもつ結像レンズ16により集光される。歪み補償後の回折光302は平行光束であるので、結像レンズ16の焦点に集光される。結像レンズ16の焦点位置には受像部17が設けられている。受像部17は、典型的にはCCDやCMOS等の固体撮像素子であり、結像レンズ16の焦点近傍の光強度分布を、光学的画像として撮像し、電気信号に変換する。なお、受像部17は、その撮像面に形成された光学像を画像情報として捉えることができれば固体撮像素子に限らず、例えば写真用フィルムであってもよい。

【0078】

受像部17として固体撮像素子を用いる場合には、光音響撮像システム100は、受像部17から出力される画像情報である電気信号を受け取り、画像処理を施す画像処理部20と、画像処理部2によって画像処理がなされた画像信号を受け取り、撮影した画像を表示する表示部21とをさらに備えていてもよい。

【0079】

次に、図5を参照しながら、この結像レンズ16の焦点近傍の光強度分布が、被撮影物体4に相似な像18であることを説明する。

【0080】

図5(a)は、光学分野における二重回折光学系の動作を説明するための概略構成を示す図である。図5(a)は、焦点距離fおよびFをそれぞれ有する2つの光学レンズ403、404より構成された光学系を示している。2つのレンズは互いに間隔f+Fだけ離れており、両レンズの光軸は一致している。フーリエ光学によれば、1つの集光レンズの

10

20

30

40

50

2つの焦点は互いにフーリエ変換の関係にある。従って、レンズ403による物体401のフーリエ変換像が、他方の焦点面（焦点を含み、光軸を法線とする平面）であるフーリエ変換面402に形成される。また、フーリエ変換面402はレンズ404の焦点面でもあることから、フーリエ変換面402上に形成された物体401のフーリエ変換像のフーリエ変換像が、レンズ404のもう一方の焦点面に形成される。すなわち、レンズ404のもう一方の焦点面に形成される光学像は、物体401に2回フーリエ変換を行ったものに相当する。ところが、物体401の2回フーリエ変換像（像405）は、物体401と相似な図形となる。より正確には、像405は物体401の反転像としてレンズ404の焦点面に表れ、その大きさは物体401の F/f 倍となる。すなわち、この光学系においては、物体401と相似な光学画像が像405として出現し、CCDなどの撮像素子をレンズ404の図5（a）右側の焦点面に設置すれば物体401の撮像が可能となる。

10

【0081】

本実施形態における光音響撮像システム100による光音響混在型光学系は、基本的には図5（a）に示す光学系と同じ機能を有する。図2および図3を参照しながらで説明したように、図1に示すBragg回折による回折光201を生成する機構および歪み補償部15は、平面波9の振幅分布を、歪み補償後の回折光302の振幅分布に変換していると思なすことができる。より具体的には、図1に示す光音響混在型光学系は、図5（b）に示すように、波長 λ_a の平面波9の波面上の振幅分布（音圧分布）を、波長 λ_o の平面波である歪み補償後の回折光302の振幅分布（光強度分布）に転写する音響光変換部406を有していると思なすことができる。したがって、光音響撮像システム100における光音響混在型光学系は、図5（a）の光学系に音響光変換部406が挿入された光学系と同様の機能を有する。

20

【0082】

図5（a）と図5（b）との相違点は、音響光変換部406の前後で平面波の波長が λ_a から λ_o に変わる点のみである。以上のことから、光音響撮像システム100における光音響混在型光学系は、図5（a）に示す構成と同様、二重回折光学系である。ゆえに、フーリエ光学より、像408は物体407と相似な光学像であり、結像レンズ16の焦点面上に倒立反転して現われる。なお、音響変換部406の前後で波長が λ_a から λ_o に変わるので、物体407に対する像408の大きさは $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a)$ 倍となる。なお、 λ_o / λ_a が極端に小さい場合、すなわち、歪み補償後の回折光302の波長に比べ、超音波の波長が非常に長い場合は、 F/f を大きくすることが好ましい。 F/f を大きくすることにより、像408が極端に小さくなることを防ぎ、受像部17で得られる光学画像の分解能の低下を抑えることができる。

30

【0083】

<具体的な構成例>

次に、本実施形態による光音響撮像システム100のより具体的な構成例を説明する。

【0084】

図6は、光音響撮像システム100のより具体的な構成例を示す図である。この構成例では、媒質3は水である。超音波波源1は、13.8MHzの20波バースト信号を出射する。20波バースト信号は、信号継続時間が1.4 μ sであり、水中での信号の長さは0.1mmである。

40

【0085】

光音響媒質8として、音速50m/sのシリカナノ多孔体が用いられる。音速が比較的低いシリカナノ多孔体は、超音波の伝播波長が短く、回折角を大きくすることができる。また、シリカナノ多孔体は、後述する波長633nmのHe-Neレーザー光に対して透光性を有している。

【0086】

単色光光源11として、波長633nmのHe-Neレーザーが用いられる。波長633nmのHe-Neレーザーを用いた場合、1次回折光の回折角は5°となる。1次回折光の回折角が5°の時、歪み補償部15で実現しなければならないビーム拡大率は約5.

50

74となる。このビーム拡大率は、市販のアナモルフィックプリズムで実現可能である。

【0087】

回折光強度は通常弱いので、受像部17は、感度が高い方がよい。また、異なる時刻に被撮影物体4で散乱された散乱波が、像18上に重畳されることを防ぐため、受像部17は、高速に撮像できるほうがよい。すなわち、受像部17は、比較的感度が高く、かつ、高速撮像が可能な撮像素子であることが好ましい。受像部17として、例えばCCDイメージセンサー（Charge Coupled Device Image Sensor）や、CMOSイメージセンサー（Complementary Metal Oxide Semiconductor Image Sensor）が利用可能である。また、像18の輝度が足りず撮像が困難な場合は、イメージ増倍管を上記イメージセンサーの直前に配置し、像18の輝度を上昇させておくことが好ましい。

10

【0088】

媒質3から音響レンズ6に、超音波が高効率に入射できるように、音響レンズ6と媒質3との界面には反射防止膜を設けることが好ましい。反射防止膜は、超音波の音響レンズ6の屈折面から媒質3への反射減衰を防止する。例えば、音響レンズ6に音速50m/s、密度0.11g/cm³を有するシリカナノ多孔体を用いる場合、音速340m/s、密度0.27g/cm³のシリカナノ多孔体からなる厚さ6.2μmの薄膜を界面に形成することにより反射防止膜とすることができる。音響レンズ6の音速に基づいて、反射防止膜の音速とその厚さを決めるのは、反射防止膜は、音響レンズ6を構成する音響媒質の音響インピーダンス（音速と密度との積で定義される）と媒質3の音響インピーダンスとの相乗平均で表される音響インピーダンスを有する媒質からなる1/4波長の厚さを有する膜であるからである。

20

【0089】

受像部17上で、被撮影物体4に比べて大きさが1/5の像18を得る場合、 $F/f = 1.14$ に設定される。この理由は、以下のとおりである。すなわち、図6に示すように、物体407に対する像408の大きさの比は $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a)$ 倍であるので、この例の場合、 $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a) = 1/5$ の関係式が成立する。したがって、 $F/f = \lambda_a / 5 \lambda_o$ となり、光の波長 $\lambda_o = 633\text{nm}$ と、音速50m/sのシリカナノ多孔体における13.8MHzの超音波の波長 $\lambda_a = 3.6\mu\text{m}$ とを上式に代入すれば、 $F/f = 1.14$ が得られる。

30

【0090】

焦点距離50mmを有する音響レンズ6を用いる場合、焦点距離57mmの結像レンズ16を用いればよい。この理由は以下のとおりである。すなわち、上で求めたように、 $F/f = 1.14$ であるので、 $F = 1.14 \times f$ である。この例では、 $f = 50\text{mm}$ であるため、 $F = 1.14 \times 50\text{mm} = 57\text{mm}$ となる。

【0091】

図5(b)において、物体407に対する像408の大きさを大きくしたい場合、結像レンズ16の焦点距離が長くなるため、光音響撮像システム100が大型化する。結像レンズ16の焦点距離が長くなる場合、光音響撮像システム100を小型に構成するため、結像レンズ16の光学系として、例えばカセグレン光学系に代表される折り返し型光学系を用いることができる。音響レンズ6と結像レンズ16との距離を、 $f + F$ よりも近づけて配置することにより、光音響撮像システム100を小型することができる。音響レンズ6と結像レンズ16との距離を $f + F$ よりも近づけて配置すると、完全な二重回折光学系ではなくなる。しかし、被撮影物体4に相似な光学像を像18として出現させる点においては、完全な二重回折光学系と同様に機能する。

40

【0092】

本実施形態においては、音響レンズ6の焦点距離は固定しているものとしたが、音響レンズ6は通常の写真レンズのような合焦機構（焦点距離の調節機構）を有していてもよい。音響レンズ6の焦点が固定されている場合、シャープな像18が得られるのは、音響レンズ6の焦点面近傍領域（正確には被写界深度で定まる領域）に含まれる被撮影物体4の

50

一部分のみである。そこで、音響レンズ6の焦点距離調整を可能にする機構を音響レンズ6に統合することにより、被撮影物体4におけるより広い領域の撮影が可能となる。

【0093】

図7は、平面波光束14の入射方向のバリエーションを示す図である。図7(a)は、本実施形態における光音響撮像システム100における平面波光束14の入射方向を示している。図7(b)は、光音響撮像システム100における平面波光束14の他の可能な入射方向を示している。本実施形態においては、図7(a)に示すように、音波吸収端10の側から被撮影物体4の側に向けて超音波の伝播方向に対して傾斜する方向に平面波光束14が照射される。平面波光束14は、このような方向に限らず、図7(b)に示すように、被撮影物体4の側から音波吸収端10の側に向けて超音波の伝播方向に対して傾斜する方向に平面波光束14を照射してもよい。ただし、図7(b)に示す構成では、図7(a)の構成において得られる像に対して、図7(b)紙面を対称面とした鏡像関係にある像が得られる。そのため、被測定物体4の正しい像18を得るためには、画像処理などによって撮影された画像を鏡像反転させればよい。

10

【0094】

以上のように、本実施形態の光音響撮像システム100は、Bragg回折を適用することによって超音波の平面波の波面情報を単色光の波面に転写する。また、Bragg回折光に残存する歪みを除去することにより、超音波に対する光学系(音響レンズ)と単色光に対する光学系とを1つの二重回折光学系として結合することができる。以上の構成により、小型で簡便な光学系構成でありながら、被撮影物体の音響像を、収差が良好に補正された光学像として取得することができる。

20

【0095】

また、本実施形態では、被撮影物体4からの散乱波を音響レンズ6で受波するため、被撮影物体を密閉容器に封じ込めなくてもよい。このため、体内中の臓器など密閉容器等への封入が不可能な被撮影物体4の光学像を画像情報として取得することができる。

【0096】

なお、図1において、超音波波源1から出射される超音波2の伝播方向と被撮影物体4から発生する散乱波5の伝播方向とは直交しているように描かれているが、両者は直交していなくてもよい。両者がどのような角度で交差していても、被撮影物体4から散乱波5が音響レンズ6に入射し、光音響媒質8中を伝播するように構成されていれば、本実施形態の効果を得ることができる。

30

【0097】

また、超音波波源1は、複数波の同一正弦波形からなるパルス状超音波2を被撮影物体4に照射するものとしたが、照射される超音波は、パルス状の時間波形を有しない音響信号であってもよい。さらに、正弦波を搬送波とする音響信号に限らず、方形波やノコギリ波などの正弦波ではない波形の繰り返し信号からなる高周波の弾性波を発生させる波源であっても超音波波源1として用いることが可能である。

【0098】

本実施形態は、超音波波源1、光音響媒質8、音響レンズ6、音波吸収端10、単色光光源11、ビームエクスペンダー12、歪み補償部15、結像レンズ16、および受像部17を備える光音響撮像システム100に関するが、これらの一部は、独立した装置として構成され得る。例えば、光音響撮像システムから、超音波波源1および歪み補償部15を除いた構成要素を、光音響撮像装置として構成してもよい。また、超音波波源1は、例えば超音波診断装置のプロブに組み込まれて利用され得る。さらに、音響レンズ6、光音響媒質8、音波吸収端10、単色光光源11、ビームエクスペンダー12の組み合わせを、光音響変換装置として構成してもよい。このように、各装置はシステムとは別個独立に製造・流通され得る。

40

【0099】

(実施形態2)

次に本発明の第2の実施形態を説明する。

50

【0100】

図8は、本実施形態の光音響撮像システム200における音響レンズ60の構成を示す図である。本実施形態の光音響撮像システム200と実施形態1の光音響撮像システム100との差異は、音響レンズの構成のみである。よって、光音響撮像システム200の音響レンズ60以外の構成要素の説明は省略する。

【0101】

実施形態1の光音響撮像システム100において、音響レンズ6および光音響媒質8は、全てシリカナノ多孔体で構成されていた。シリカナノ多孔体の作成条件を調整することにより、シリカ多孔体の音速を広範囲に変えることができることを説明した。従って、シリカナノ多孔体を音響レンズ6として用いることにより、フレキシブルな音響媒質選択が可能となる。通常が多群構成の光学レンズと同様に、各収差を良好に補正し、イメージサークル（良好な結像特性が得られる焦点面上の領域）の広い音響レンズ6を構成することができる。しかしながら、シリカナノ多孔体とシリカ多孔体とを接合する際に、空気層を挟まないようにすることは困難である。よって、シリカ多孔体のみでは、音響レンズ6の構築が難しいという課題を有する。

10

【0102】

本実施形態では、上記の課題を解決するために、図8に示す音響レンズ60を用いる。図8は、音響レンズ60の光軸706および平面波光束14の光軸13を含む面についての音響レンズ60の断面図である。すなわち、図8紙面は、光軸706と光軸13で決定される平面である。

20

【0103】

音響レンズ60は、図8紙面を対称面とした鏡像対称な構造を有している。音響レンズ60は、以下のようにして作製される。まず、光軸706を回転対称軸とした回転対称な構造体を、光軸706を含み図8紙面に垂直な面で分断し、その片方を残す。そして、残された構造体を図8紙面に平行で図8紙面から等距離にある2面で分割する。この2面に挟まれた構造体が、音響レンズ60の立体構造である。

【0104】

図8に示すように、音響レンズ60は、反射型光学系を構成する。例えば、切削加工等により、反射面をもった金属製の音響導波路705を作製した後、作成した音響導波路中に1種類の均一なシリカナノ多孔体を封入して、収差補正の良好な音響レンズ60を得ることができる。

30

【0105】

図8に示すように、本実施形態に好適な反射型光学系の例としては、2つの反射面（凹面鏡である主鏡702と凸面鏡である副鏡701）をもったカセグレン型光学系がある。主鏡702および副鏡701の面形状としてリッチー・クレチアン光学系を適用すれば、短焦点化した際のカセグレン型光学系の収差を良好に補正することができる。なお、リッチー・クレチアン光学系には焦点704に像面湾曲が残るが、シリカナノ多孔体の焦点側の界面（反射防止膜703を施してある面）に曲面加工を施して補正レンズとして機能させることにより、この像面湾曲を補正することができる。

【0106】

以上のように、音響レンズ60として上記のような反射型光学系を適用することにより、作成が困難な複数種類のシリカナノ多孔体の接合を行うことなく、単一のシリカナノ多孔体のみで、収差が良好に補正された音響レンズ60を構成することができる。

40

【0107】

（実施形態3）

次に、本発明の第3の実施形態を説明する。

【0108】

図9は、本実施形態の光音響撮像システムにおける歪み補償部15の構成例を示す図である。本実施形態と、実施形態1、2との差異は、歪み補償部15の構成のみである。そのため、歪み補償部15以外の構成要素の説明は省略する。

50

【0109】

図3に示すように、回折角を θ とすると、Bragg回折によって生成された回折光201は、図3紙面に平行な方向（y軸方向）に $\sin \theta$ 倍に収縮している。そのため、結像レンズ6により、回折光201をそのまま結像させると、像18は歪み、被撮影物体4と相似な画像を得ることができない。歪み補償部15の機能は、この課題を解決するために、回折光201を図3紙面に平行な方向（y軸方向）に $1/\sin \theta$ 倍して、光束の歪みを補償することであった。そして、実施形態1、および実施形態2では、歪み補償部15を光学素子であるアナモルフィックプリズムを用いて実現した。

【0110】

しかしながら、本実施形態においては、歪み補償部15を光学的手段以外の手段で実現する。図9に示すように、結像レンズ16で歪んだまま回折光201の像801を受像部17で撮像し、歪みを画像処理により取り除く。これにより、被撮影物体4と相似な画像を実現する。

【0111】

以上のように、歪み補償部15として、歪んだままの回折光201の像801を撮影し、画像処理により像801の歪みを取り除く装置構成を適用することによって、全体としての光学素子点数を削減することができる。

【0112】

なお、回折角 θ が小さい場合、結像レンズ16の焦点面上では、図9に示す座標系において、被撮影物体4がx方向に大きく縮小された画像となり、画像処理後の画像解像度がx方向、y方向で異なるという課題がある。そこで、この課題を緩和するために、図3に示す歪み補償部15と図9に示す歪み補償部15を併用する構成も可能である。

【0113】

（実施形態4）

次に、本発明の第4の実施形態を説明する。

【0114】

図10は、本実施形態の光音響撮像システムにおける歪み補償部15の構成例を示す図である。本実施形態と、実施形態1～3との差異は、歪み補償部15の構成のみである。このため、歪み補償部15以外の構成要素の説明は省略する。

【0115】

本実施形態における歪み補償部15は、図10に示す座標系におけるx方向に回折光201の光束幅を $\sin \theta$ （ < 1 ）倍する縮小光学系902によって実現される。ここで、 θ は、回折光201の回折角である。平面波9の音束の断面形状が直径Lの円形であると仮定すると、回折光201の光束の断面形状は、x方向にL、y方向に $L \times \sin \theta$ の楕円となる。縮小光学系902は、回折光201の光束の断面形状をx方向に $\sin \theta$ 倍する。これにより、歪み補償後の回折光901の光束の断面形状は、直径 $L \times \sin \theta$ の円形となる。実施形態1および実施形態2においては、歪み補償部15は回折光201を直径Lの光束に矯正することを目的としていたが、本実施形態では直径 $L \times \sin \theta$ の光束に矯正することが特徴である。

【0116】

ここで、音響レンズ6の焦点距離を f 、結像レンズ16の焦点距離を F 、超音波である平面波9の波長を λ_a 、単色光である平面波光束14の波長を λ_o 、回折角を θ とする。このとき、歪み補償後の回折光901の像18は被撮影物体4と相似となる。フーリエ光学によればその相似比は $(\lambda_a \times f) / (\lambda_o \times F) \times \sin \theta$ となる。ところが、式1の関係により、回折光201が±1次回折光である場合、相似比は $1/2 \times (f/F)$ となる。このように、縮小光学系901の効果によって、相似比が超音波と単色光の波長に依存しなくなるため、例えば、 $f/F = 2$ となるように音響レンズ6と結像レンズ16の焦点距離比を設定すれば、被撮影物体4と同じ大きさの像18が得られことになり、高分解能の画像取得が可能となる。しかも、 f を短焦点とすれば必然的に F も短焦点となるため、光音響撮像システムの小型化も同時に実現される。更に、歪み補償後の回折光901

の光束が細くなることから、結像レンズ 16 の開口径が小さくなり小型化されると共に、結像レンズ 16 が高い面精度を有していなくてもよい。

【0117】

実施形態 1 および実施形態 2 では、被撮影物体 4 に対する像 18 の相似比は $(\lambda a \times f) / (\lambda o \times F)$ であった。図 6 を参照しながら具体的に説明したように、単色光波長に比べ超音波波長がかなり長いため、大きな像 18 を得るためには非常に焦点距離の長い結像レンズ 16 を用いる。このため、光音響撮像システムの大型化を招くか、あるいは、特殊な光学系構成の結像レンズ 16（図 6 に示す例ではカセグレン型の折り返し光学系）の適用が好ましい。本実施形態では、歪み補償部 15 として縮小光学系 902 を適用することにより、小開口径で短い焦点距離を有する結像レンズ 16 を用いながらも、大型の像 18 についての高解像度の画像取得、およびシステムの小型化が可能となる。

10

【0118】

なお、図 10 に示す構成例では、縮小光学系 902 はアナモルフィックプリズムで構成されているが、同様の作用を有する光学系であれば、他のいずれの縮小光学系も適用可能である。また、図 10 に示す構成例では、平面波 9 の音束断面形状が直径 L の円形である場合、光束断面形状が直径 $L \times \sin \theta$ の円形状の歪み補償後の回折光 901 が生成される。歪み補償後の回折光 901 の光束断面の直径は、 $L \times \sin \theta$ に限らず、 $C \times L$ （ただし、 $C < 1$ ）で表される円形になるように矯正されれば、音響レンズ 16 の長焦点化・高解像度化を緩和することができる。この手段を実現する構成としては、例えば、図 10 における x 方向に対しては縮小光学系を、 y 方向に対しては拡大光学系を適用する。そして、 x 方向のビーム縮小率、 y 方向のビーム拡大率を適切に選択し、歪み補償後の回折光 901 の光束断面形状が直径 $C \times L$ （ただし、 $C < 1$ ）の円形になるようにすればよい。

20

【0119】

さらに、本実施形態における縮小光学系 902 と図 9（実施形態 3）に示す装置構成とを併用した構成も、歪み補償部 15 として有用である。ただし、この場合、歪み補償後の回折光 901 の光束断面形状が図 10 に示す座標系において、 x 方向には $C \times L$ （ただし、 $C < 1$ ）、 y 方向には $L \times \sin \theta$ の楕円形状となるよう縮小光学系 901 のビーム縮小率が設定される。このような装置構成を適用することにより、撮影された画像の分解能が結像レンズ 16 の焦点面上の方向によって異なるという実施形態 3 の課題を緩和することができる。

30

【0120】

（実施形態 5）

次に、本発明の第 5 の実施形態を説明する。

【0121】

図 11 は、本実施形態の光音響撮像システム 500 の概略構成を示す図である。本実施形態と、実施形態 1～4 との差異は、角度調整部 1302、1303 をさらに有している点のみである。このため、角度調整部 1302、1303 以外の構成要素の説明は省略する。

【0122】

図 11 において、単色光光源 11 およびビームエクspander 12 により構成される系を、光束生成部 1304 と呼ぶことにする。また、歪み補償部 15、結像レンズ 16、および、受像部 17 より構成される系を、回折光結像部 1305 と呼ぶことにする。また、光軸 19 は、回折光 201 の光束中央を通り、回折光 201 の進行方向に平行な直線である。実施形態 1 における Bragg 回折の説明より分かるように、図 11 紙面は光軸 7、光軸 13、および、光軸 19 により決定される平面に等しい。

40

【0123】

本実施形態の光音響撮像システム 500 の特徴は、光軸 7 に対する光束生成部 1304 の光軸 13 のなす角度を調整する角度調整部 1302 と、光軸 7 に対する回折光結像部 1305 の光軸 19 のなす角度を調整する角度調整部 1303 を有する点である。角度調整部 1302 と角度調整部 1303 とは連動しており、常に、光軸 7 と光軸 13 とのなす角

50

度と、光軸 7 と光軸 19 とのなす角度が等しくなるよう角度調整される。

【0124】

実施形態 1 で述べたように、パルス状超音波 2 の周波数と、単色光光源 11 からの出射光の波長とから、光軸 7 に対する回折光 201 の回折角 $90^\circ - \theta$ が決定される。そこで、本実施形態の光音響撮像システム 500 は、パルス状超音波 2 の周波数が変わっても、角度調整部 1302 および角度調整部 1303 の角度を調整することにより、撮像できるという機能を有している。

【0125】

本実施形態における光音響撮像システム 500 の、パルス状超音波 2 の周波数を自由に設定できるという特長には、以下のような利点がある。異なる超音波波長で被撮影物体 4 を観測できるということは、撮像分解能を可変にできるということと同義である。この特長により、まず低周波超音波で大まかに被撮影物体 4 を観測しておいて、次に高周波超音波を用いて細部を見てゆくという撮像方式が実現できる。これにより、撮像時間を短縮できるという利点がある。

【0126】

なお、本実施形態では、平面波光束の入射角と回折角とが常に等しくなるように光束生成部 1304 および回折光結像部 1305 の位置が調整されるが、上記 2 つの角度は、異なる角度に調整されてもよい。また、角度調整部 1302、1303 のいずれか一方のみが設けられていてもよい。例えば、パルス状超音波 2 のパルス幅が短く、回折光 201 の主要な成分が Raman-Nath 回折になるような場合に、この構成は優位に機能する。Bragg 回折では、図 2 (b) を参照して説明したように、超音波波面に対する平面波光束 14 の入射角度と回折光 201 の回折角度は常に等しくなるが、Raman-Nath 回折においては一般に両角度は等しくない。したがって、上述の装置構成により、Raman-Nath 回折光を用いた撮像が可能となる。また、上記構成により、パルス状超音波 2 の周波数を変化させて Raman-Nath 回折光を用いた撮像を行うことができる。これは、光軸 13 の方向を一定の方向に固定し、パルス状超音波 2 の周波数が変化したとき、回折角の変化に応じて光軸 19 の方向を調整するように角度調整部 1303 のみを設けることによって実現できる。

【0127】

(実施形態 6)

次に、本発明の第 6 の実施形態を説明する。

【0128】

図 12 (a) は、本実施形態の光音響撮像システム 600 の歪み補償部 15 の構成を概略的に示している。本実施形態は、歪み補償部 15 が画像処理部 20、測長部 1405、角度調整部 1403 を含む点で第 1 から第 5 の実施形態と異なる。このため、画像処理部 20、測長部 1405、角度調整部 1403 以外の構成要素の説明は省略する。

【0129】

本実施形態の歪み補償部 15 は、受像部 17 で得られた画像情報に基づいて、光学像の歪み、または、画像情報から生成される画像の歪みの補正を行う。このために、画像処理部 20 は、受像部 17 によって光学画像から変換された電気信号、つまり画像情報を受け取り、画像表示に適した信号処理を行い、表示部 21 に処理した画像を表示する。測長部 1405 は、画像中の対象物の長さを測定する。また、測定結果を角度調整部 1403 および画像処理部 20 へ出力する。角度制御部 1403 は、受け取った測定結果に基づきアナモルフィックプリズム 301 を回転させる。

【0130】

次に、本実施形態の歪み補償部 15 による光学像の歪みを調整する手順を説明する。本実施形態の光音響撮像システム 600 では、被撮影物体を撮影する際にまず、校正用試料を撮影し、光学画像の歪みを調整する。図 12 (b) に示すように、校正用試料 1401 は、音速や音響インピーダンスが予め分かっている等方的な媒質 3 中に、予め形状や大きさが分かっている弾性体を浸漬したものである。校正用試料 1401 に用いる媒質 3 は、

実際に撮像したい被撮影物体 4 が浸される媒質 3 と同じ音速を持つことが望ましい。例えば、実際に撮像したい被撮影物体 4 が体組織である場合、校正用試料 1 4 0 1 に用いる媒質 3 は体組織と同じ音速を持つ湿潤ゲルや湿潤ウレタンゴムなどを用いることができる。また、浸漬させる弾性体としては、図 1 2 (b) に示すように直径 d の球状弾性体などを用いることができる。なお、鮮明な画像を取得するために、弾性体および媒質 3 の音響インピーダンスは互いに大きく異なることが好ましい。

【0 1 3 1】

図 1 2 (c) は、表示部 2 1 に表示された校正用試料 1 4 0 1 の画像 1 4 0 2 を示している。測長部 1 4 0 5 は、画像 1 4 0 2 から弾性体の寸法を計測する。図 1 2 (c) の例では、直径 d の球状弾性体が、短径 d_1 、長径 d_2 の回転楕円体として撮影されている。測長部 1 4 0 5 は、測定した短径 d_1 および、長径 d_2 が $d_1 = d_2$ でなければ、測定結果を角度調整部 1 4 0 3 へ出力する。

【0 1 3 2】

角度調整部 1 4 0 3 は、測長部から受け取った短径 d_1 、長径 d_2 に基づき、 $d_1 = d_2$ となるようアナモルフィックプリズム 3 0 1 の角度を回転させる。これにより、図 4 を参照して説明したように、角度 θ_1 、 θ_2 が変化し、式 (3) で求められる光束拡大率が変化し、光学像の歪みが補正される。その後、再度校正用試料 1 4 0 1 を撮影し、 $d_1 = d_2$ となるまで、上述の手順を繰り返す。これにより、図 1 2 (d) に示すように、歪みが補正された画像 1 4 0 4 が表示部 2 1 に表示される。

【0 1 3 3】

$d_1 = d_2$ となった場合、測長部 1 4 0 5 は、測長部 1 4 0 5 で計測された直径 d_2 (あるいは、 d_1) が $d = d_2$ となるよう、測長部 1 4 0 5 のスケールを校正する。これにより、図 1 2 (d) に示される画像において、表示された画像における弾性体の直径 d' が直径 d の値として表示される。この場合、スケールは、校正する球状弾性体の直径 d_2 と、実際の球状弾性体の直径 d の比、すなわち d/d_2 で定義される。

【0 1 3 4】

測長部 1 4 0 5 は、校正されたスケールを用い、表示された画像の任意の部分の長さを測定するように構成されていてもよい。例えば、画像処理部 2 0 は移動可能な一対のカーソルが表示部 2 1 上に表示されるようにカーソルの画像データを生成してもよい。操作者が表示部 2 1 に表示されたカーソルをマウスなどのユーザーインターフェースを用いて任意の場所に移動させ、測長部 1 4 0 5 が一対のカーソル間の距離を校正されたスケールを用いて算出してもよい。これにより、撮影した画像上において、被撮影物体の寸法を測定環境の変動によらず高い精度で測定することができる。

【0 1 3 5】

このように本実施形態の光音響撮像システムによれば、測定環境に応じて高い精度で光学像の歪みを補正することができる。例えば、被撮影物体が被験者の体組織である場合、被験者の体温変化は実像 1 8 の大きさに影響を与え、光音響媒質 8 の温度変化は、像の歪みに影響する。このような被験者を撮影する環境においては、被験者の体温を調整したり、撮影を行う場所の気温を調整するのは困難な場合がある。本実施形態によれば、この 2 つの温度を調整することなく、校正用試料を撮影することによって、撮影された光学像の歪みを補正することができる。このため、例えば、被験者の体内にある腫瘍やポリープ、結石などを正しい形状で表示することができる。また、これらの正確な大きさを計測することも可能である。

【0 1 3 6】

なお、校正用試料 1 4 0 1 中に浸漬する弾性体は同一サイズの球状でなくてもよく、多数個でなくてもよい。大きさや形状が既知である弾性体であれば球形状の弾性体でなくてもよい。また、本実施形態では測長部 1 4 0 5 の計測結果に基づき、角度調整部 1 4 0 3 がアナモルフィックプリズム 3 0 1 の角度を調整しているが、第 3 の実施形態のように、像の歪み補正を撮像後に画像処理で行ってもよい。この場合、測長部 1 4 0 5 の測定結果を画像処理部 2 0 が受け取り、 $d_1 = d_2$ となるように取得した画像 1 4 0 2 の x 方向お

よび y 方向（図 9）の長さを調整すればよい。

【産業上の利用可能性】

【0137】

本願に開示された光音響撮像システムは、超音波画像を光学画像として取得することができるため、超音波診断装置用のプローブ等として有用である。また、振動物体から放射される超音波を光学画像として観察できるので非破壊振動測定装置等の用途にも応用できる。

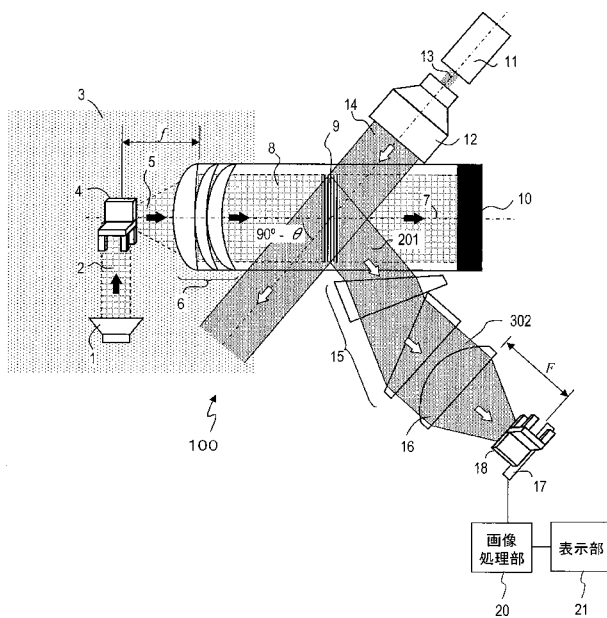
【符号の説明】

【0138】

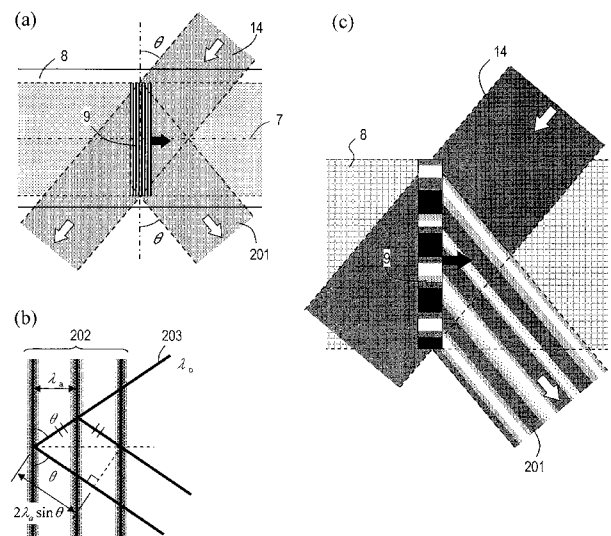
1	超音波波源	10
2	パルス状超音波	
3	媒質	
4、1109	被撮影物体	
5	散乱波	
6	音響レンズ	
7、13、19	光軸	
8	光音響媒質	
9	平面波	
10	音波吸収端	
11	単色光光源	20
12、1102	ビームエクspander	
14	平面波光束	
15	歪み補償部	
16	結像レンズ	
17	受像部	
18、405、408、801	像	
100、200、500	光音響撮像システム	
201	回折光	
202	回折格子	
203	単色光	30
301	アナモルフィックプリズム	
302、901	歪み補償後の回折光	
401、407	物体	
402	フーリエ変換面	
403、404	レンズ	
406	音響光変換部	
701	副鏡	
702	主鏡	
703	反射防止膜	
704	焦点	40
705	音響導波路	
902	縮小光学系	
1101	レーザー光源	
1103	アパーチャ	
1104 (a)、1104 (b)、1104 (c)	シリンドリカルレンズ	
1105	スクリーン	
1106	焦点面	
1107	水	
1108	音響セル	
1110	信号源	50

- 1 1 1 1 超音波振動子
- 1 1 1 2 (a) 1次回折光
- 1 1 1 2 (b) -1次回折光
- 1 3 0 2、1 3 0 3 角度調整部
- 1 3 0 4 光束生成部
- 1 3 0 5 回折光結像部
- 1 4 0 1 校正用試料
- 1 4 0 2 画像
- 1 4 0 3 角度調整部
- 1 4 0 4 校正後画像
- 1 4 0 5 測長部

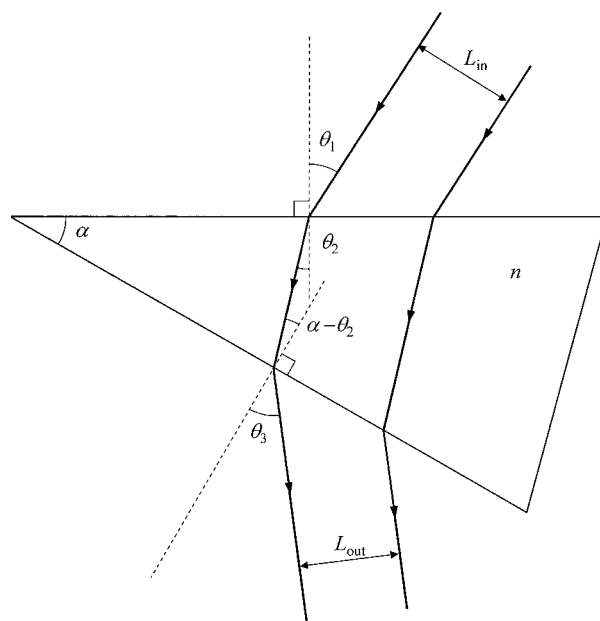
【図 1】



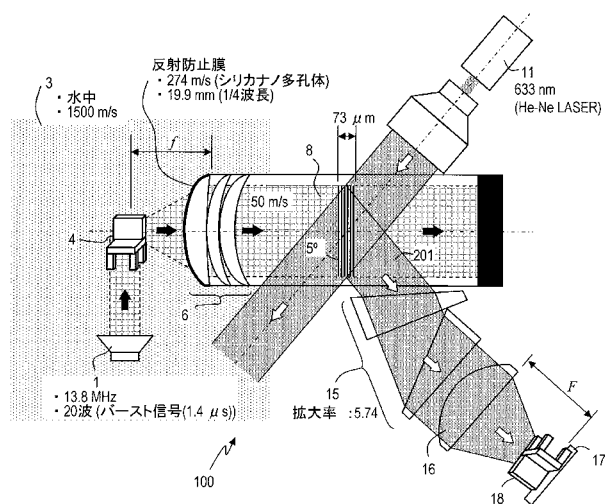
【図 2】



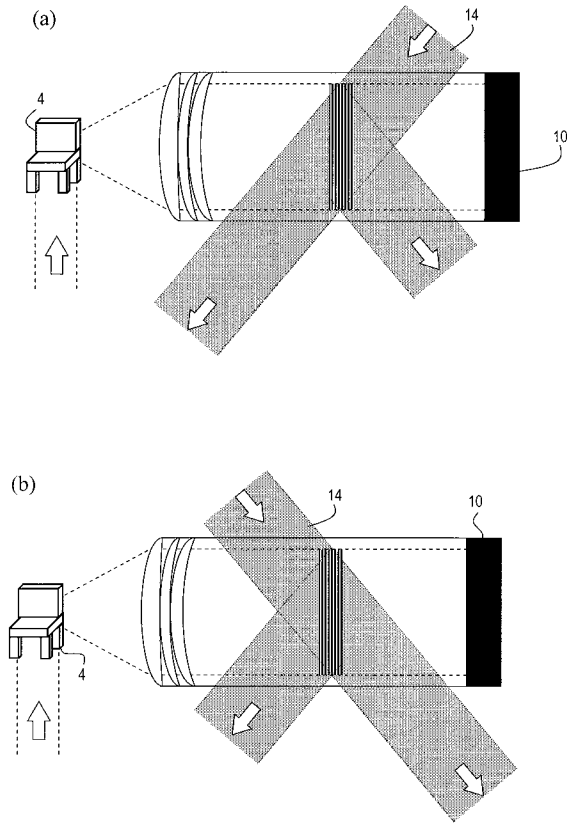
【図 4】



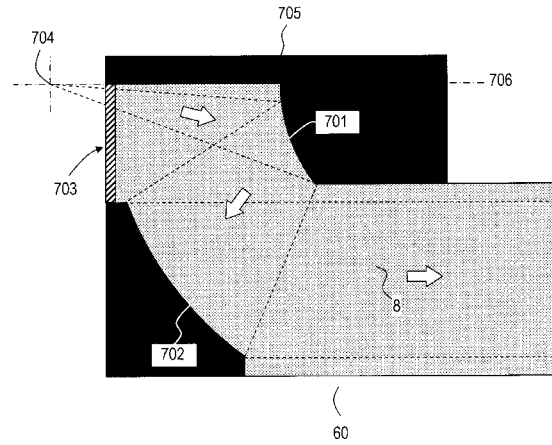
【图 6】



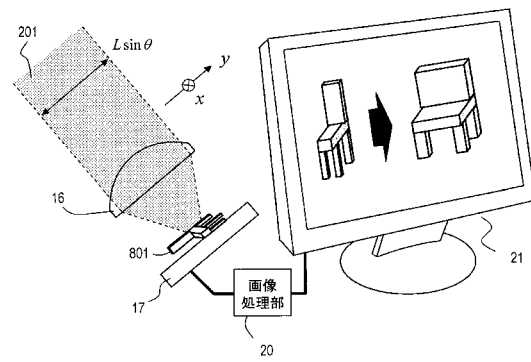
【図 7】



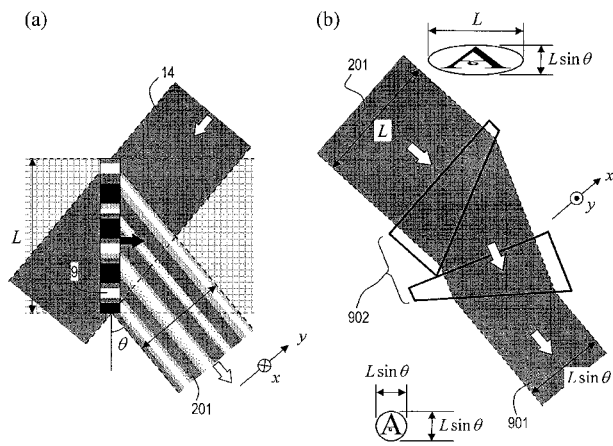
【図 8】



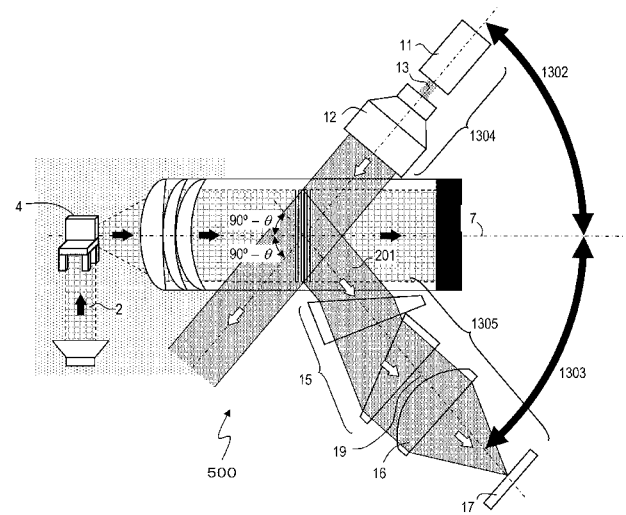
【図 9】



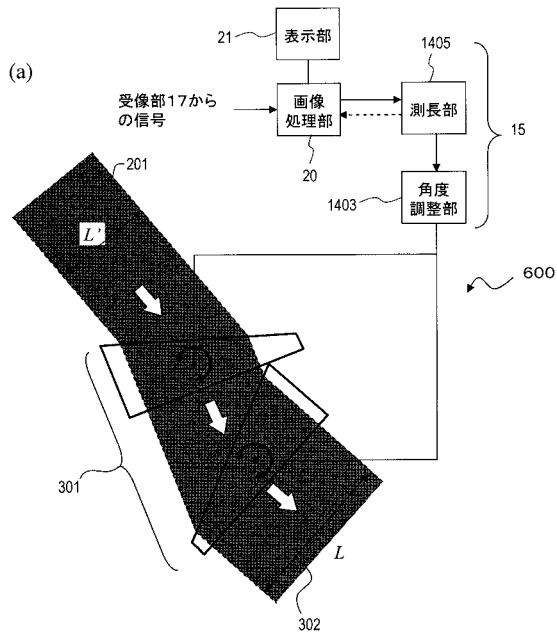
【図 10】



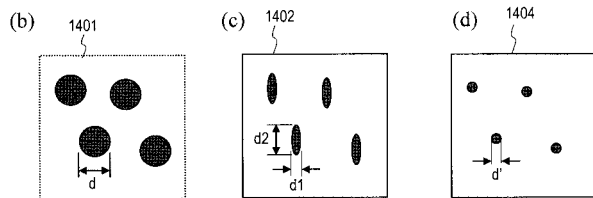
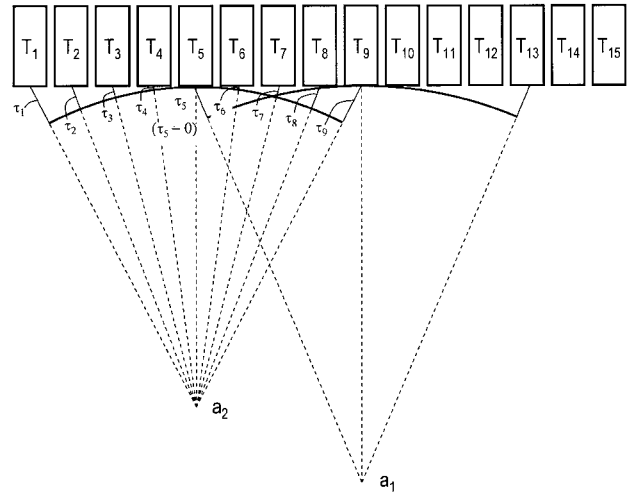
【図 11】



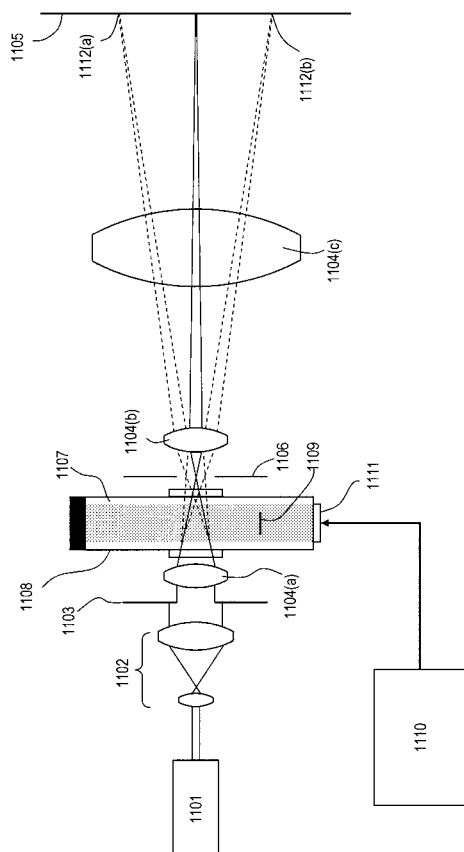
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003754

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01)i, G01N29/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00, G01N29/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-506496 A (Delaware State University Foundation, Inc.), 25 February 2010 (25.02.2010), & US 2010/0139405 A1 & EP 2082200 A & WO 2008/045274 A2	1-16
A	JP 2000-197635 A (General Electric Co.), 18 July 2000 (18.07.2000), & US 6245015 B1 & EP 1008326 A2 & DE 69936333 D & DE 69936333 T	1-16
A	JP 2007-216001 A (Olympus Medical Systems Corp.), 30 August 2007 (30.08.2007), & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & EP 2275022 A1 & KR 10-2007-0077139 A & CN 101002670 A	1-16

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
04 July, 2012 (04.07.12)Date of mailing of the international search report
17 July, 2012 (17.07.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 3 7 5 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, G01N29/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00, G01N29/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2010-506496 A (デラウェア ステイト ユニバーシティ ファ ウンデーション, インコーポレイティド) 2010.02.25, & US 2010/0139405 A1 & EP 2082200 A & WO 2008/045274 A2	1-16	
A	JP 2000-197635 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2000.07.18, & US 6245015 B1 & EP 1008326 A2 & DE 69936333 D & DE 69936333 T	1-16	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 04.07.2012		国際調査報告の発送日 17.07.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮澤 浩	2Q 9407
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 3 7 5 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-216001 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.08.30, & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & EP 2275022 A1 & KR 10-2007-0077139 A & CN 101002670 A	1-16

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(72)発明者 寒川 潮

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

(72)発明者 岩本 卓也

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

(72)発明者 金子 由利子

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

(72)発明者 橋本 雅彦

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

Fターム(参考) 2G047 CA01 CA04 CA07 EA09 GA01 GF06 GF08

2G059 AA05 EE04 EE16 GG01 HH02 JJ11 JJ12 KK04 MM01

4C601 EE07 EE12 GA40 HH04 JB60 JC40 LL40

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	光声成像系统和光声成像装置		
公开(公告)号	JPWO2012172764A1	公开(公告)日	2015-02-23
申请号	JP2012542050	申请日	2012-06-08
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	寒川潮 岩本卓也 金子由利子 橋本雅彦		
发明人	寒川 潮 岩本 卓也 金子 由利子 橋本 雅彦		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/06 G01N21/17		
CPC分类号	G01N29/04 A61B5/0097 G01N29/0681 G01N29/221 G01N29/2418 G01N29/46		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/06 G01N21/17.A		
F-TERM分类号	2G047/CA01 2G047/CA04 2G047/CA07 2G047/EA09 2G047/GA01 2G047/GF06 2G047/GF08 2G059/AA05 2G059/EE04 2G059/EE16 2G059/GG01 2G059/HH02 2G059/JJ11 2G059/JJ12 2G059/KK04 2G059/MM01 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/GA40 4C601/HH04 4C601/JB60 4C601/JC40 4C601/LL40		
代理人(译)	奥田诚治 Kajiya Bido 三宅明子		
优先权	2011135259 2011-06-17 JP		
其他公开文献	JP5144842B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光声成像系统是用于向对象4照射超声波的超声波源1，该超声波由具有以预定时间间隔重复的时间波形的声信号构成的超声波和施加到对象4的超声波 声透镜6被布置为接收声波2的散射波，声波2将散射波转换为平面波，以及相对于声透镜6，在要被拍摄的物体4的相对侧上的区域以及声透镜6的光轴。在包括7和用于发射单色光平面波的光源的区域中提供的半透明声介质8，其中单色光平面波的传播方向和声透镜6的光轴7不是90度和180度。布置成以一定角度相交的光源11，布置成收集在半透明声介质8中产生的单色平面波的衍射光201的成像透镜16以及成像透镜16光学图像18由 失真或与用于校正从图像信息生成的图像的失真的失真补偿部15。

