

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年11月21日(21.11.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/172020 A1

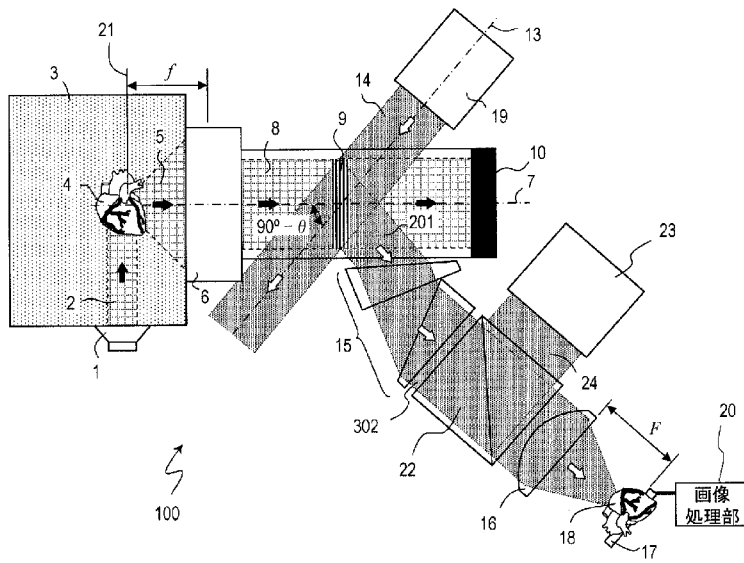
- (51) 国際特許分類:
G01H 9/00 (2006.01) G01N 21/47 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01) G01S 15/89 (2006.01)
G01N 21/00 (2006.01) H04N 5/225 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/003075
- (22) 国際出願日: 2013年5月14日(14.05.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-111606 2012年5月15日(15.05.2012) JP
- (71) 出願人: パナソニック株式会社 (PANASONIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 寒川 潮 (SANGAWA, Ushio). 岩本 卓也 (IWAMOTO, Takuya). 金子 由利子 (KANEKO, Yuriko). 釜井 孝浩 (KAMAI, Takahiro). 橋本 雅彦 (HASHIMOTO, Masahiko).
- (74) 代理人: 奥田 誠司 (OKUDA, Seiji); 〒5410041 大阪府大阪市中央区北浜一丁目8番16号 大阪証券取引所ビル10階 奥田国際特許事務所 Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, PA, 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, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: PHOTOACOUSTIC VIBRATION METER

(54) 発明の名称: 光音響振動計



20 Image processing section

(57) Abstract: This photoacoustic vibration meter is provided with: an acoustic wave source; an acoustic lens system that converts a scattered wave generated by means of an acoustic wave that is output from the acoustic wave source irradiating a target object, said scattered wave being converted to a specified convergence state; a photoacoustic medium section placed such that the scattered wave, which has penetrated an acoustic lens, is input; a detection light source that outputs parallel detection beams in which multiple monochromatic lights advancing in mutually different directions are superimposed, said detection beams being input to the photoacoustic medium at an angle that is non-perpendicular and non-parallel to the sound axis of the acoustic lens system; a reference light source that outputs reference beams in which multiple monochromatic lights advancing in mutually different directions are superimposed, said reference beams being superimposed on diffracted light by the detection beams generated by the photoacoustic medium section; an image formation lens system that converges the diffracted light on which the reference beams are superimposed; and an image receiving section that detects the light converged by the image formation lens and outputs

an electrical signal.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/172020 A1



本願に開示された光音響振動計は、音響波源と、音響波源から出射した音響波が対象物を照射することにより生じた散乱波を所定の収束状態に変換する音響レンズ系と、音響レンズを透過した散乱波が入射するように配置された光音響媒質部と、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された平行な検出光束であって、音響レンズ系の音軸に対して、非垂直かつ非平行な角度で光音響媒質に入射する検出光束を出射する検出光源と、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された参照光束であって、光音響媒質部で発生する検出光束による回折光に重畳する参照光束を出射する参照光源と、参照光束が重畳した回折光を収束させる結像レンズ系と、結像レンズによって収束した光を検出し、電気信号を出力する受像部とを備える。

明 細 書

発明の名称：光音響振動計

技術分野

[0001] 本願は、光および音響波によって対象物の運動を計測する光音響振動計に関する。

背景技術

[0002] 近年、心筋梗塞や脳梗塞など循環器系疾病の罹患者数の増加が予測されており、これらの疾病を診断する技術に対する要求が特に高まってきている。

[0003] 循環器系の疾病を診断する上で有用な情報の1つに、臓器の高速な動的振る舞いを通して観測される組織や臓器の弾性特性が挙げられる。例えば、体内において、心拍よりも早い振動数領域における心臓壁や動脈壁上の変位分布を調べることにより病変部位の弾性特性を調べ、動脈硬化の進行の程度や病変部位の大きさを判断する取り組みがなされている。検診方法が簡単であること、非侵襲で検診を行うことができることなどから、この弾性特性の測定に、超音波診断装置を用いることが検討されている。

[0004] 従来の超音波診断装置は、体外から臓器などの体内組織に向かって超音波を照射し、体内組織で反射した超音波を検出して、体内の2次元または3次元画像を取得する。このような従来の超音波診断装置は、例えば、特許文献1に開示されている。従来の超音波診断装置は、超音波の送受信を行うために複数の超音波振動子を含む探触子を備える。例えば、図30に示すように、探触子は、1次元に配列された振動子 $T_1 \sim T_{15}$ を含む。

[0005] 超音波の受信時、振動子 $T_1 \sim T_{15}$ は、それぞれ体内で反射した超音波を受信し、電気信号を出力する。各々の受信信号は、信号処理回路（図30には示していない）で遅延合成され1つの受信信号が生成される。振動子 T_i ($i = 1, \dots, 15$) から出力される受信信号をそれぞれ $S_i(t)$ ($i = 1, \dots, 15$) とするとき、遅延合成とは、 $A_1 \times S_1(t + t_1) + A_2 \times S_2(t + t_2) + \dots + A_{15} \times S_{15}(t + t_{15})$ の演算を行うことをい

う。ここで、 t は時間を表し、 t_i ($i = 1, \dots, 15$)は時間のずれ、すなわち、遅延時間を表し、また、 A_i ($i = 1, \dots, 15$)は重み(実数)を表す。このように、遅延合成とは、各振動子から出力された電気信号を、時間をずらしながら重みを付けて加算処理を行う信号合成法をいう。

[0006] 図30に示すように、例えば、探触子から送信した超音波が、点 a_2 において反射し、パルス状の球面波が発生し、振動子 $T_1 \sim T_{15}$ に向かって伝搬すると考える。球面波が振動子 T_5 (点 a_2 に最も近い振動子)に到達した時刻を基準とし、その他の振動子 T_i は時間 τ_i ($\tau_i > 0$)だけ遅れて電気信号を出力する。上で述べた遅延合成を $t_i = \tau_i$ ($i = 1, \dots, 15$)として遅延合成を行う場合、各振動子の電気信号による遅延信号 $S_i(t + t_i)$ は全て、同時刻にパルス状の波形が出現する時間信号となる。その結果、遅延合成後の信号は大きなパルス状の波形をもった受信信号(時間信号)となる。

[0007] この遅延合成時に、 a_2 以外の点、例えば a_1 においてパルス状の球面波が発生したと仮定する。各振動子から出力される受信信号の遅延信号 $S_i(t + t_i)$ において、この球面波に対応するパルス状の波形は同時刻に出現しない。 a_2 から各振動子までの距離と a_1 から各振動子までの距離とは異なり、球面波が各振動子へ到達する時刻が異なるからである。したがって、遅延合成された受信信号において、点 a_2 から到達した球面波に相当する波形に、点 a_1 から到来した球面波に相当する波形はほとんど重畳していない。

[0008] このように、受信信号を生成することによって、図30に示す紙面内の所望の点からの球面波に対してのみ感度を持つよう遅延時間 t_i ($i = 1, \dots, 15$)を設定し、遅延時間設定毎に振動子 $T_1 \sim T_{15}$ からパルス信号の送受信を行い、受信信号に対し設定した遅延時間で遅延合成を行う。これにより、体内の組織の各点からの球面波を検出することができる。

[0009] 各点で反射される球面波は反射の強度に応じた振幅を有しており、反射強度は、各点における組織の弾性特性や組織間の音響インピーダンスの差などに依存する。このため、受信信号における球面波の強度分布を解析することによって、体内組織の断層画像を得ることができる。

先行技術文献

特許文献

- [0010] 特許文献1：特許昭58-34580号公報
特許文献2：特開2000-229078号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0011] 従来の超音波診断装置によれば、体表面から体内の組織や臓器の断層撮影が可能である。しかし、1枚の超音波画像を撮像するために、概ね撮像領域中の画素総数に等しい回数の遅延合成信号処理が必要となる。したがって、高速で断層画像を撮影するためには、大規模なアナログ／デジタル変換器アレイと演算回路を持った信号処理回路が必要となる。市販されている高性能な超音波診断装置によれば、高速かつ大規模な信号処理回路を備えているため、数十フレーム／秒で断層画像を得ることができる。しかし、例えば、心臓の機能診断で必要とされる数10Hzから100Hz程度の高速な振動状態の観測や、拍動による数10 μ m微小な血管変形を捕らえるのに十分な分解能を実現することは極めて困難である。
- [0012] また、特許文献2に開示されて受信信号のゼロクロス点を検出する信号処理方法や、パルスドプラー法などのレーダーで適用される位相検出手法、また、検診対象組織に特化した様々なキャリブレーション方法を適用することによって、特許文献1に開示された探触子を用いた場合でも、脈波程度の血管の振動状態を数100Hzで観察可能である。しかしながら、検査対象の組織ごとに最適化された検査環境を構築する必要性があるなど、実際の臨床現場にこたえうる汎用性の実現が求められている。
- [0013] 本願の限定的ではない例示的な実施形態は、高速で対象物を撮影することが可能な光音響振動計を提供する。

課題を解決するための手段

- [0014] 上記課題を解決するために、本発明の一態様である光音響振動計は、音響

波源と、前記音響波源から出射した音響波が対象物を照射することにより生じた散乱波を所定の収束状態に変換する音響レンズ系と、前記音響レンズ系を透過した散乱波が入射するように配置された光音響媒質部と、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された検出光束であって、前記音響レンズ系の音軸に対して、非垂直かつ非平行な角度で前記光音響媒質部に入射する検出光束を出射する検出光源と、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された参照光束であって、前記光音響媒質部で発生する前記検出光束による回折光に重畳する参照光束を出射する参照光源と、前記参照光束が重畳した前記回折光を収束させる結像レンズ系と、前記結像レンズによって収束した光を検出し、電気信号を出力する受像部とを備える。

発明の効果

[0015] 本願に開示された光音響振動計によれば、高速で対象物の高精細な画像を撮影することができる。また、対象物の変位速度分布を計測することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明による光音響撮像装置の第1の実施形態を示す概略的な構成図である。

[図2]第1の実施形態における音響レンズ系6の機能を示す光線追跡図である。

[図3]第1の実施形態における検出光源19の構成を示す図である。

[図4] (a) 第1の実施形態における、均一照明光学系31の構成および光線を示す図であり、(b) は他の構成および光線を示す図である。

[図5]第1の実施形態における均一照明面43の設定位置を示す図である。

[図6]第1の実施形態における参照光源23の構成および光線を示す図である。

[図7]第1の実施形態における光音響変調器214構成例を示す図である。

[図8] (a) は、第1の実施形態の光音響振動計において、検出光束14が平面音波9によって回折する様子を示す図であり、(b) は、1次元回折格子

における B r a g g 回折条件を説明するための図であり、(c) は、B r a g g 回折により平面音波上の音圧分布が回折光の光束波面上の光振幅分布に転写されることを説明するための図である。

[図9] (a) は、第 1 の実施形態の光音響振動計において、回折光 2 0 1 が y 方向に歪んでいることを示す図であり、(b) は、第 1 の実施形態における光音響振動計の像歪み補償部 1 5 に用いられるアナモルフィックプリズムの構造を説明するための図である。

[図10]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機能を説明するための図である。

[図11]第 1 の実施形態における光音響振動計において、互いに入射角度の異なる多数の平面光束が重畳された光束が必要となることを示す図である。

[図12] (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図であり、(b) は、第 1 の実施形態の光音響振動計における光音響系を示す図である。

[図13]時間的に変位している対象物 4 により発生するドップラーシフト 2 3 3 を示す図である。

[図14]対象物 4 上の変位速度ベクトル分布が音響レンズ系 6 で生成される各超音波平面波の周波数変調に反映されることを示す図である。

[図15]平面音波により生成される + 1 次 B r a g g 回折光が平面音波の周波数だけ周波数増加することを示す図である。

[図16]対象物 4 上の変位速度ベクトル分布が実像 1 8 上の光点の周波数変調に反映されることを示す図である。

[図17]参照光束 2 4 の重畳により実像 1 8 上の光点がビート光となることを示す図である。

[図18]第 1 の実施形態における対象物 4 上の変位速度ベクトル分布の計測方法を示す図である。

[図19]対象物 4 上の変位速度ベクトル分布をベクトル量として計測する方法を示す図である。

[図20] (a) は、第 1 の実施形態における音響波による画像の撮影および変位速度ベクトル分布計測の手順の一例を示す図であり、(b) は他の一例を示す図である。

[図21] 第 1 の実施形態の光音響振動計の具体的な構成例を示す図である。

[図22] 第 1 の実施形態の光音響振動計を超音波診断装置として構成する場合の例を示す図である。

[図23] (a) 第 1 の実施形態の光音響振動計における検出光束 14 の入射方向を示す図であり、(b) は、検出光束 14 の他の入射方向を示す図である。

[図24] シリンドリカルレンズの構成および光線を示す図である。

[図25] 第 1 の実施形態の光音響振動計において、シリンドリカルレンズより構成され、像歪み補償部と 15 と結像レンズ系 16 の作用を兼ね備えた光学系の構成を示す図である。

[図26] 第 2 の実施形態の光音響振動計における像歪み補償部 15 の構成を示す図である。

[図27] 第 3 の実施形態の光音響振動計における像歪み補償部 15 の構成を示す図である。

[図28] 第 4 の実施形態における光音響振動計の構成を示す図である。

[図29] 第 5 の実施形態における光音響振動計の構成を示す図である。

[図30] 従来の超音波診断装置に用いられる探触子によって超音波を検出する方法を示す図である。

発明を実施するための形態

[0017] 本発明の一態様の概要は以下のとおりである。

[0018] 本発明の一態様である光音響振動計は、音響波源と、前記音響波源から出射した音響波が対象物を照射することにより生じた散乱波を所定の収束状態に変換する音響レンズ系と、前記音響レンズ系を透過した散乱波が入射するように配置された光音響媒質部と、互いに進行方向の異なる複数の平行な単色光が重畳された検出光束であって、前記音響レンズ系の音軸に対して、非

垂直かつ非平行な角度で前記光音響媒質部に入射する検出光束を出射する検出光源と、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された参照光束であって、前記光音響媒質部で発生する前記検出光束による回折光に重畳する参照光束を出射する参照光源と、前記参照光束が重畳した前記回折光を収束させる結像レンズ系と、前記結像レンズによって収束した光を検出し、電気信号を出力する受像部とを備える。

- [0019] 前記検出光束および前記参照光束の振動数は互いに異なっていてもよい。
- [0020] 前記参照光源は、少なくとも1つの光音響変調器を含んでいてもよい。
- [0021] 前記参照光源は散光板を含んでいてもよい。
- [0022] 前記参照光源は、フライアイレンズを含んでいてもよい。
- [0023] 前記結像レンズおよび前記受像部を含む光学系を2組備えていてもよい。
- [0024] 前記参照光源は偏光板を含んでいてもよい。
- [0025] 前記受像部は、2次元に配置された複数の画素を有する2次元イメージセンサーであってもよい。
- [0026] 前記光音響振動計は、前記電気信号に基づき、前記受像部の前記各画素で検出される光の量の時間変化を検出する画像処理部をさらに備えていてもよい。
- [0027] 前記参照光源は、前記参照光束の出射時刻を制御するシャッターを含んでいてもよい。
- [0028] 前記光音響振動計は、前記音響波源を少なくとも3つ備えていてもよい。
- [0029] 前記光音響振動計は、前記回折光および前記電気信号によって表される前記対象物の像の少なくとも一方の歪みを補正する像歪み補正部をさらに備えていてもよい。
- [0030] 前記像歪み補正部は、前記回折光の断面を拡大する光学部材を含んでいてもよい。
- [0031] 前記像歪み補正部は、前記回折光の断面を縮小する光学部材を含んでいてもよい。

- [0032] 前記光学部材は、アナモルフィックプリズムを含んでいてもよい。
- [0033] 前記結像レンズおよび前記光学部材の少なくとも一方は、少なくとも1つのシリンドリカルレンズを含んでいてもよい。
- [0034] 前記像歪み補正部は、前記電気信号に基づき、前記電気信号によって表される前記対象物の画像の歪みを補正してもよい。
- [0035] 各単色光のスペクトル幅は10nm未満であり、前記単色光は、前記単色光の中心周波数における波長の10倍以下の波面精度を持つ平面波であってもよい。
- [0036] 前記検出光源は、少なくとも1つのフライアイレンズを含んでいてもよい。
- [0037] 前記音響レンズ系は、屈折型音響レンズおよび反射型音響レンズの少なくとも一方を含んでいてもよい。
- [0038] 前記音響レンズ系は、シリカナノ多孔体、フッ素系不活性液体およびポリスチレンから選ばれる音響素子を少なくとも1つ含んでいてもよい。
- [0039] 前記音響レンズ系は、焦点距離調整機構および焦点位置調整機構の少なくとも一方を含んでいてもよい。
- [0040] 前記結像レンズ系は、焦点距離調整機構および焦点位置調整機構の少なくとも一方を含んでいてもよい。
- [0041] 前記光音響媒質部は、シリカナノ多孔体、フッ素系不活性液体および水の少なくとも1つを含んでいてもよい。
- [0042] 前記検出光源から出射する検出光束の光軸は、前記音響レンズの音軸に対して調整可能であってもよい。
- [0043] 以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら説明する。
- [0044] (第1の実施形態)
- 図1に、第1の実施形態による光音響振動計100の構成を模式的に示す。光音響振動計100は、音響波源1と、光音響媒質部8と、音響レンズ系6と、検出光源19と、参照光源23と、結像レンズ系16と、受像部17(像形成部)とを備えている。さらに、音波吸収端10、像歪み補償部15

およびビームスプリッター 22 を備えていてもよい。

[0045] 対象物 4 は、音響波が伝搬することができる媒質 3 中に配置される。「音響波が伝搬可能な媒質 3」とは、例えば、空気、水などである。体組織も「音響波が伝搬可能な媒質 3」の好適な例である。また、金属やコンクリートなどの弾性体も音響波を伝えるため、媒質 3 として用いることができる。対象物 4 は、媒質 3 と異なる弾性率を持つ検出対象物である。具体的には、例えば、超音響振動計 100 を、被検体の体内組織を観察するために用いる場合、媒質 3 は体組織であり、対象物 4 は観察対象である臓器や組織である。また、構造物の非破壊検査に超音響振動計 100 を用いる場合、媒質 3 は金属やコンクリートであり、対象物 4 はひび割れや穴などの構造上の欠陥である。

[0046] 音響波源 1 および音響レンズ系 6 は、媒質 3 に直接的に接触して、あるいは、中間層を介して間接的に接触して配置される。例えば、被検体の体内組織を観察する場合において、媒質 3 の表面形状のために音響波源 1 および音響レンズ系 6 と媒質 3 とが良好な接触状態を形成しにくい場合には、媒質 3 に近い音響特性を持ったジェル状材料を介して、音響波源 1 および音響レンズ系 6 を媒質 3 に接触させてもよい。

[0047] 超音響振動計 100 は、音響波源 1 が出射する音響波を対象物 4 に照射し、対象物 4 を光学像である実像 18 として取得する。実像 18 は対象物 4 からの音響波の散乱波 5 による像である。すなわち、実像 18 は、対象物 4 の表面および内部の弾性率の 3 次元分布を、音軸 7 の方向から観察したものに等しい。より具体的には、実像 18 は、音軸 7 に垂直で音響レンズ系 6 の焦点距離 f だけ音響レンズ系 6 から離れた平面上にある対象物 4 の弾性係数の 2 次元分布に最も焦点が合い、前記平面から離れるに従って不明瞭な（すなわち、焦点がぼけた）画像となる。この点は、顕微鏡による画像と類似している。最も詳細な画像が取得される、音軸 7 に垂直で音響レンズ系 6 の焦点距離 f だけ音響レンズ系 6 から離れた平面上での対象物 4 の弾性係数の 2 次元分布と実像 18 とは相似である。

[0048] 実像 18 は、対象物 4 上の変位速度分布に応じた周波数で光の強度が変化する画像である。光音響振動計 100 は、受像部 17 で実像 18 の光強度の明滅周期の分布状況を測定し、対象物 4 の音響波による画像を取得し、また、変位速度分布を計測することができる。

[0049] 1. 光音響振動計 100 の構成

(1) 音響波源 1

音響波源 1 は、対象物 4 に向けて音響波 2 を照射する。対象物 4 の弾性特性や対象物 4 の周囲の媒質 3 等の環境に応じて、対象物 4 の観測に適した音響波 2 の周波数が選択される。対象物 4 が被験体の臓器である場合には、音響波 2 は、公知の超音波診断装置に用いられる超音波であってよく、例えば、数 MHz から 10 MHz の周波数の超音波であってよい。

[0050] 1 回の撮像を行う際、対象物 4 に対して、バースト波である音響波 2 を少なくとも 1 回照射する。バースト波は、例えば、複数波の同一正弦波形など、振幅と周波数が一定の正弦波形または矩形波形が、一定時間連続する時間波形を有している。なお、図 1 には示していないが、トリガ回路により、音響波源 1 が音響波 2 を発生する時刻は正確に制御されている。具体的には、音響波 2 の発射と受像部 17 の撮像のタイミングは、数 ns ($1 \text{ ns} = 10^{-9}$ 秒) 程度の精度で制御されている。例えば、音響波 2 による散乱波 5 が光音響媒質部 8 において平面音波 9 として伝搬し、平面音波 9 が音軸 7 と光軸 13 の交点を含む平面に到達した時に受像部 17 が撮像を行うよう、音響波源 1 における送信時刻を制御する、受像部 17 の撮影時刻を制御する、あるいは、両時刻を共に制御する。

[0051] 音響波 2 は概ね平面波である。また、音響波 2 は、対象物 4 の撮像したい領域を、概ね均一な強度で照射する。対象物 4 を概ね均一な強度で照射するために、音響波 2 は、光音響振動計 100 の撮像可能領域より大きいビーム断面を有していてもよい。

[0052] 音響波 2 が対象物 4 に照射されると、対象物 4 の内部および表面での反射や回折により、音響波 2 と同一周波数を持つ散乱波 5 が生成される。散乱波

5もバースト波である。散乱波5は、対象物4の各部で生成されるバースト波が重ね合された時間波形を有する。このため、媒質3中の1点で音圧を測定すると、音圧は、振幅およびタイミングの異なる多数のバースト波形が重畳された時間波形として観測される。

[0053] (2) 音響レンズ系6

音響レンズ系6は、散乱波5を光音響媒質部8を伝搬する平面音波9に変換する。音響レンズ系6による散乱波5の収束は、光学分野における光学要素による光の収束と同様、音響波が媒質を伝搬する際に生じる縦波（粗密波）が、音速の異なる媒質間の界面において、反射や屈折をすることによって実現する。以下、光学分野の用語を使用して音響レンズ系6の説明を行う場合がある。

[0054] 光音響振動計100において、音響レンズ系6は、焦点面21上の各点で生成される散乱波5を、所定の状態に収束させ、互いに異なる伝搬方向を持つ平面音波の重畳波に変換する素子として機能する。以下、音響レンズ系6の詳細な構成を説明する。

[0055] 音響レンズ系6は媒質3中において焦点距離 f を有している。音響レンズ系6としては、屈折型音響系であってもよいし、反射型音響系であってもよい。音響レンズ系6が屈折型音響系である場合、音響レンズ系6は、少なくとも1つの屈折面を有し、散乱波5が内部を透過する音響レンズを含む。音響レンズは、好ましくは、シリカナノ多孔体、水、フロリナートなどのフッ素系不活性液体、ポリスチレンなど、音響波の伝搬損失が少ない弾性体によって構成される。屈折面における音響波の屈折はスネルの法則に従い、媒質3および音響レンズを構成する材料における散乱波5の音速比で定まる角度で散乱波5は屈折する。音響レンズ系6が反射型音響系である場合、音響レンズ系6は、金属やガラスなど、媒質3と音響インピーダンスが大きく異なる材料によって構成される少なくとも1つの反射面を有する。これらの屈折面および反射面は、いずれも光学レンズや反射鏡と同様の形状を有していることによって、散乱波5を収束させることができる。

- [0056] また、光学分野においてレンズ屈折面で生じる反射減衰や迷光を低減するために形成される反射防止膜と同様の機能を有する反射防止膜を、音響レンズ系6の屈折面に設けてもよい。例えば、媒質3および音響レンズの音響インピーダンスの相乗平均値に等しい音響インピーダンスを有する弾性体からなり、厚さ $1/4$ 波長（ここでの波長は、音響波2を構成する正弦波の周波数における波長）の薄膜を反射防止膜として、音響レンズの媒質3に接触する屈折面に設けてもよい。
- [0057] 対象物4は音響レンズ系6の焦点面21近傍に位置することが好ましい。上で述べたように、光学カメラ等の光学撮像装置と同様、音響レンズ系6の焦点面21からずれるに従い、対象物4の実像18は不明瞭になる。ここで、焦点面21とは、音軸7に垂直で音響レンズ系6から対象物4の方向に音響レンズ系6の焦点距離 f だけ離れた平面を指す。
- [0058] 焦点面21の面外にある対象物4の鮮明な実像18を得る場合は、対象物4が音響レンズ系6の焦点面21の近傍に位置するように、光音響振動計100全体を移動させることが好ましい。超音波診断装置のように音響レンズ系6の音軸7方向に光音響振動計100を移動させることが困難である場合、光学式カメラの撮像レンズと同様に、音響レンズ系6は焦点調整機構をさらに備えていてもよい。また、さらに、対象物4に対する実像18の大きさを可変にする場合、音響レンズ系6または結像レンズ系16のいずれか一方、あるいは、その両方に焦点距離調整機能（すなわち、ズーム機能）を設けてもよい。
- [0059] 以下の議論を簡単にするため、対象物4が焦点面21近傍に位置している場合における音響レンズ系6の機能を説明する。散乱波5は、焦点面21上の任意の1点を中心とする球面波であるから、音響レンズ系6によりその球面波は光音響媒質部8中を伝搬する平面状の波面を持った音波に変換される。
- [0060] 焦点面21上の各点からの球面波が音響レンズ系6によって平面音波に変換される。このため、光音響媒質部8中の平面音波9は、様々な進行方向を

もった平面音波が重畳された音波となる。例えば、図2に示すように、焦点面21上において、音響レンズ系6の音軸7上の点Aおよび音軸7から距離h離れた点Bから球面波が発生する場合を考える。音響レンズ系6により、点Aで発生した球面波は平面状の波面Aをもった平面波に変換される。点Aは音軸7上にあるため、波面Aの法線は音軸7に平行となる。点Bで発生した球面波も平面状の波面Bをもった平面波に変換される。ただし、波面Bの法線は音軸7から角度 ϕ を成す。図2に示すように、角度 ϕ は $\text{Arctan}(h/f)$ に等しい。ここで、 Arctan は逆正接関数を表す。実際には点Aと点Bの間にある全ての点からも球面波が発生するので、図1に示した平面音波9は、波面の法線が音軸7に対し様々な角度 ϕ を持った非常に多くの平面波が重畳された音波となる。平面音波9は、音響波2と同じ周波数を有している。また、以下において詳細に説明するように、対象物4が音軸7と平行な方向へ運動している場合、運動によるドップラーシフトが平面音波9の周波数に生じている。

[0061] (3) 光音響媒質部8

光音響媒質部8は、平面音波9の伝搬減衰が少なく、かつ、後述の検出光束14に対して透光性を有する等方的弾性体で構成される。実像18の画質（特に分解能）を高めるためには、光音響媒質部8を構成する等方的弾性体の音速は小さい方が好ましい。このような特徴を持つ物質として、例えば、シリカナノ多孔体、フロリナートなどのフッ素系溶剤、水などが適する。

[0062] 光音響媒質部8は、音響レンズ系6によって変換された平面音波9が、低損失で光音響媒質部8に入射するように音響レンズ系6に対して配置されていることが好ましく、音響レンズ系6が光音響媒質部8と接合されていてもよい。また、接合面での反射による減衰を抑圧するために、接合面にも反射防止膜を設けられていてもよい。なお、音響レンズ系6と光音響媒質部8とを同じ材料によって構成する場合には、光音響媒質部8の一部（好ましくは媒質3との境界面）に音響レンズ系6を設けてもよい。この場合、音響レンズ系6は1つの屈折面より構成される。

[0063] (4) 音波吸収端 10

光音響振動計 100 は音波吸収端 10 を備えていてもよい。音波吸収端 10 は、光音響媒質部 8 の音響レンズ系 6 が設けられた面と反対側の面に設けられ、伝搬した平面音波 9 を反射や散乱させることなく吸収する。音波吸収端 10 により、音波吸収端 10 に到達する音波は全て吸音されるため、光音響媒質部 8 中に存在する音波は平面音波 9 のみとなる。平面音波 9 以外の音波は、対象物 4 の弾性係数の空間分布に無関係な像、すなわち、ノイズとして実像 18 に重畳される。したがって、音波吸収端 10 は、そのようなノイズを低減する素子として機能する。音波吸収端 10 を構成する材料としては、光音響媒質部 8 との界面での反射波生成を抑圧するため、光音響媒質部 8 と概ね等しい音響インピーダンスを有し、かつ、平面音波 9 の伝搬減衰の大きなものであることが好ましい。このような材料としては、ゴムやウレタンなどがある。

[0064] 音波吸収端 10 を用いない場合、例えば、音軸 7 方向に十分長い光音響媒質部 8 を用いてもよい。この場合、平面音波 9 が光音響媒質部 8 を伝搬するにつれて減衰し、端部で生成する反射波を小さくすることができる。

[0065] (5) 検出光源 19

検出光源 19 は、進行方向が互いに異なる平面波光束が多数本重畳された検出光束 14 を生成する。検出光束 14 は、音響レンズ系 6 の音軸 7 に対して非垂直かつ非平行な角度で光音響媒質部 8 に入射する。重畳される前の各平面波光束は平面波であり、高い可干渉性を有している。「高い可干渉性」とは、波長、進行方向、および、位相が揃っていることをいう。

[0066] 図 3 を参照しながら、検出光源 19 の具体的な構成を説明する。検出光源 19 は、例えば、主に単色光源 11 と、ビームエキスパンダー 12 と、均一照明光学系 31 とを含む。

[0067] 単色光源 11 は高い可干渉性を有する光束を生成する。光束内では光の波長および位相が揃っている。具体的には、単色光源 11 が出射する光束のスペクトル幅（半値幅）は 10 nm 未満であることが好ましい。また、単色光

源 1 1 から出射する光束は、中心周波数における波長の 1 0 倍以下の波面精度を持つ平面波である。

[0068] 単色光源 1 1 としては、例えば、He-Ne レーザーに代表されるガスレーザーや固体レーザー、外部共振器で狭帯域化された半導体レーザーなどを用いることができる。単色光源 1 1 が出射する光束は連続的であってもよいし、出射時刻が制御可能なパルス光束であってもよい。生成される光束の波長を、光音響媒質部 8 中における伝搬損失の少ない波長帯に設定することにより、高輝度の実像 1 8 を得ることができる。例えば、光音響媒質部 8 としてシリカナノ多孔体を用いる場合は、波長 6 0 0 n m 以上のレーザーを用いれば、高輝度の実像 1 8 を得ることが可能である。

[0069] 本実施形態では、単色光源 1 1 より出射した光束を、ビームスプリッター 3 3 により 2 本の光束に分割する。そして、そのうち 1 本の光束を、シングルモード光ファイバ 3 4 に結合させ参照光源 2 3 に導く。シングルモード光ファイバ 3 4 への光束の結合は、コンデンサーレンズなどの集束光学系で光束をシングルモード光ファイバ 3 4 のコア中心に集光することにより行うことができる。なお、図 3 に示す構成では、ビームスプリッター 3 3 で反射された光束をシングルモード光ファイバ 3 4 に結合させているが、透過した光束を参照光源 2 3 に導いてもよい。また、シングルモード光ファイバ 3 4 以外の光学系、例えば、複数の平面反射鏡によって、分割された一方の光束を参照光源 2 3 へ導いてもよい。

[0070] ビームエキスパンダー 1 2 は、ビームスプリッター 3 3 の次の光学素子として光軸 1 3 上に配置される。ビームエキスパンダー 1 2 は、単色光源 1 1 から出射した光束の口径を拡大し、口径が拡大された平面波光束 3 2 を出射する。ビームエキスパンダー 1 2 では、口径は拡大するが、光束の波面状態は維持される。このため、ビームエキスパンダー 1 2 を透過した光束も平面波である。

[0071] 次に、図 4 (a) (b) を参照して、均一照明光学系 3 1 の具体的な構成例を説明する。図 4 (a) に示すように、均一照明光学系 3 1 は、フライア

イレンズ41とコンデンサーレンズ42とを含む。フライアイレンズ41は、2次元状に配列されたn個の小レンズより構成される。各々の小レンズは、光軸13に平行な光軸を有する。また、各々の小レンズの焦点は、全て、光軸13に垂直な平面である焦点面46上に位置する。各々の小レンズは、互いに異なる開口形状、開口径、焦点距離を持っていてもよい。コンデンサーレンズ42の焦点距離は f_c である。コンデンサーレンズ42の光軸は、光軸13に一致する。コンデンサーレンズ42は、焦点面46から距離 f_c だけ離れた場所に配置される。

[0072] 平面波光束32がフライアイレンズ41に入射すると、各小レンズのスポットが焦点面46上に形成される。スポットの総数はn個である。スポットに集束した光束は、スポットを中心とする球面波光束となってコンデンサーレンズ42に向かう。焦点面46はコンデンサーレンズ42の焦点面でもあるので、コンデンサーレンズ42により各球面波光束は平面波光束に変換される。しかし、各球面波光束の光軸は光軸13から平行にシフトしているので、各平面波光束はコンデンサーレンズ42から焦点距離 f_c だけ離れた光軸上の点、すなわち、コンデンサーレンズ42の焦点に向かって進行する。そのため、コンデンサーレンズ42の焦点には、小レンズの個数と同じn本の平面波光束が様々な入射角度で集束する。この焦点を含み光軸13に垂直な面を、以下、均一照明面43と称する。多数の平面波が異なる角度で均一照明面43を照明しているということは、均一照明面43上の任意の1点に、角度の異なる多数の光線が入射していることを意味する。この点は、光音響振動計100が高画質かつ高輝度の実像18を形成する上で非常に重要である。その理由については、Bragg回折の説明の中で詳述する。

[0073] 均一照明面43において、より大きな入射角度（ここでの入射角度は、光軸13と光束の進行方向のなす角度を言う）をもった平面波光束の重畳が必要な場合は、より小さなF数（F数＝焦点距離／レンズ開口直径）のコンデンサーレンズ42を用いる。対象物4をより広範囲に撮像する場合、図2で示したように、音軸7に対してより傾いた平面音波が生成されるが、そのよ

うな平面音波によるBragg回折光を生成するためには、より入射角度の大きな平面波光束が必要となる。したがって、F数の小さなコンデンサーレンズ42を用いることにより、広範囲に対象物4の撮像が可能となる。

[0074] また、均一照明面43上において、より多くの入射角度の異なる平面波の重畳が必要となる場合は、図4(b)に示すようにフライアイレンズを多段化してもよい。図4(b)に示した構成例では、均一照明光学系31は、コンデンサーレンズ42とビームエキスパンダー12との間に設けられたフライアイレンズ44、45を含む。フライアイレンズ44を構成する1つの小レンズの光束から、フライアイレンズ45により更に3本の光束を得ている。したがって、均一照明面43には、フライアイレンズ45を構成する小レンズの個数の3倍の平面波光束が互いに異なる角度で入射する。

[0075] 均一照明光学系31は、入射角度の異なる光束群を生成する作用以外にも、均一な照度分布を持った光束を生成する光学系としても作用する。ビームエキスパンダー12から出射する平面波光束32の光束は光軸13と垂直な面において、概ね光軸13を中心に回転対称性をもったガウス分布状の強度を有する。

[0076] これに対し、均一照明面43には、フライアイレンズ41を構成する各小レンズに入射する光束が拡大されて投射されている。十分小さな開口を持つ小レンズをフライアイレンズに用いた場合、平面波光束32に光強度分布があったとしても、各小レンズの開口が小さいために、各小レンズに入射する光束はほぼ均一な光強度分布を持つ。均一照明面43には、そのような微小光束が拡大されて多数重畳されている。このため、均一照明光学系31から出射する検出光束14は均一照明面43上において、ほぼ均一な光強度分布を有する。

[0077] なお、平面波光束32の光束径に対して各小レンズの開口を小さくすればするほど、また、フライアイレンズを多段化すればするほど、均一照明面43上で照度分布はより平坦になる。なお、照度分布の平坦化は、照度ムラのない実像18の形成において極めて好適に作用する。

[0078] 図5に示すように、光音響振動計100では、均一照明面43が音軸7と光軸13の交点に位置するよう各構成要素を配置する。これにより、対象物4上の全撮像領域において高輝度で高画質な実像18を生成するために、平面音波9全体を様々な入射角度を持った平面波光束で照明できる。上で述べたように、均一照明面43は様々な入射角度を持った平面波光束によって照明されている。平面波光束の全てによって照明されている面積が最も大きいのは均一照明面43であるので、音軸7と光軸13との交点に均一照明面43を配置することによって、より光束径の小さな検出光束14で平面音波9全体を照明することができる。したがって、検出光源19を小型に構成するためにも、均一照明面43が音軸7と光軸13の交点を含むことが好ましい。

[0079] 以下において詳細に説明するように、平面音波9が光音響媒質部8を伝搬すると、光音響媒質部8に検出光束14による光音響媒質部8の粗密が生じる。この粗密によって、検出光束14のBragg回折による回折光201を生成する。

[0080] (6) 像歪み補償部15

生成した回折光201は、平面音波9の強度分布、つまり焦点面21における対象物4の弾性特性の2次元分布を反映した強度分布を有している。しかし、回折光201は、平面音波9の進行方向である音軸7に対して斜めに出射するため、強度分布は歪んでいる。像歪み補償部15は、回折光201の歪みを補正する。回折光201の歪みは画像処理部20で行ってもよい。

[0081] (7) 参照光源23

参照光源23は、光音響媒質部8で発生する検出光束14による回折光302（または回折光201）に重畳する参照光束24を出射する。参照光源23は、図6に示すように、シャッター215、光音響変調器214、ビームエキスパンダー213、散光板212およびコンデンサーレンズ211を含む。回折光302（または回折光201）と参照光束24との重畳には例えば、ビームスプリッター22が用いられる。

- [0082] 本実施形態では、平行光束 216 は、検出光源 19 の単色光源 11 から出射した光束を分割し、シングルモード光ファイバ 34 によって導くことによって得ている。シングルモード光ファイバ 34 のコア端面に焦点を有する集光レンズ（図示せず）により、導かれた単色光を平面波光束に変換している。したがって、平行光束 216 は、単色光源 11 から出射する単色光と同一周波数を持つ干渉性の高い平面波光束である。
- [0083] 平行光束 216 は、光束のスイッチングを行うシャッター 215 を通過後、光音響変調器 214 に入射する。光音響変調器 214 は、平行光束 216 中の単色光の周波数を変える（すなわち周波数変調する）光学素子である。より具体的には、光音響変調器 214 へ入射する前の平行光束 216 の周波数を ν とし、光音響変調器 214 へ入力される正弦波信号の周波数を f' とすると、光音響変調器 214 より出力される光束は $\nu + f'$ の周波数を持つ。光音響変調器 214 として、例えば、音響波が音響伝搬媒質を伝搬することによって生じる音響伝搬媒質の粗密によって、光束が Bragg 回折する光学素子を用いることができる。なお、音響伝搬媒質としては、例えば二酸化テルルを用いる。
- [0084] 光音響変調器 214 から出射される周波数変調された平行光束 216 の光強度は、一般に光音響変調器 214 へ入力される正弦波信号の周波数 f' に大きく依存する。任意の周波数の正弦波信号によって、高強度の周波数変調された平行光束 216 を生成するために、例えば、図 7 に示すように、参照光源 23 は、複数の光音響変調器を含んでもよい。具体的には、参照光源 23 は、第 1 の光音響変調器 221 および第 2 の光音響変調器 222 を含む。第 1 の光音響変調器 221 および第 2 の光音響変調器 222 は、入力する正弦波信号の周波数が f_0 のとき、最大回折効率（回折効率が最大となるとき周波数変調された光束の光強度も最大となる）を得る。第 1 の光音響変調器 221 および第 2 の光音響変調器 222 にそれぞれ周波数 $f_0 + f' / 2$ 、 $f_0 - f' / 2$ の信号を入力し、第 1 の光音響変調器 221 の +1 次回折光が第 2 の光音響変調器 222 に入射するよう、第 1 の光音響変調器 221 およ

び第2の光音響変調器222を配置する。例えば、周波数 f が3MHzから10MHz程度の音響波2で心臓壁の運動を観察する場合、 f' は f と同程度であり、二酸化テルルを第1の光音響変調器221および第2の光音響変調器222の音響伝搬媒質に用いた場合、 f_0 は50MHzから150MHz程度である。なお、より低速の運動を高精度に観察するためには、 $|f' - f|$ が1kHz程度になるように、 f' を選ぶ。

[0085] この場合、第2の光音響変調器222から出射される-1次回折光は周波数 $\nu + f'$ で周波数変調された光束となる。このようにして、周波数 $\nu + f'$ を有し、高強度の周波数変調された平行光束216が得られる。なお、第1の光音響変調器221と第2の光音響変調器222の順序を逆にした構成でも、同様の周波数変調された平行光束216が得られる。また、第1の光音響変調器221および第2の光音響変調器222への入力信号の周波数をそれぞれ、 $f_0 + \Delta_1 f$ 、 $f_0 - \Delta_2 f$ （ただし、 $\Delta_1 f > 0$ 、 $\Delta_2 f > 0$ 、 $\Delta_1 f + \Delta_2 f = f'$ ）としても、周波数 $\nu + f'$ をもった高強度の平行光束216が生成可能である。

[0086] 図6に示すように、ビームエキスパンダー213により、周波数 $\nu + f'$ に変調された平行光束216を光束断面径の大きな光束に変換し、散光板212に照射する。断面径の大きな光束は平面波である必要はなく、例えば、ビームエキスパンダー213の代わりに1枚の凸レンズ、または、1枚の凹レンズを用いてもよい。ただし、拡大後の光束は、光束断面において概ね均一な照度分布を持つことが望ましい。

[0087] 散光板212には、すりガラス等を用いることができる。この場合、すりガラスの表面粗さはできるだけ小さい方が好ましい。その理由は以下の2点である。まず、散光板212で発生する散乱光が、光軸217に平行な向きに強い光強度を持つようにするためである。これによって、より低強度の平行光束216でも良好な参照光束24を生成することができる。また、散光板212を透過した参照光束24の光軸217に垂直な断面における光の強度分布が受像部17で検出される対象物4の実像に反映され、実像にはスペ

ックルパターンが含まれる。スペックルパターンとは光点と暗点が無秩序に分布した2次元状の光学像であり、散光板212の表面における微小な凹凸の各点から生成する散乱光が重ね合わせられ、干渉を生じることによってスペックルが生じる。散光板212の代わりに図4(a)等にしたフライアイレンズによる均一照明光学系を用いてもよい。フライアイレンズによる均一照明光学系を用いる場合、スペックルの発生を防止できる。

[0088] 単色光源11の出射光束の波長に比べ、すりガラスの表面粗さが大きい場合、光点と暗点の大きさは、主にコンデンサーレンズ211と結像レンズ系16の合成焦点距離とコンデンサーレンズ211の開口径より決定される。合成焦点距離をコンデンサーレンズ211の開口径で割った値が小さいほど、光点と暗点の大きさが小さくなる。超音響振動計100において、対象物4上の変位速度分布の計測分解能を高めるためには、少なくとも、受像部17の受光面上でのスペックルパターンの光点および暗点の大きさが、受像部17の受光面上での音響波による画像の分解能より小さいことが好ましい。したがって、受像部17の受光面上での光点と暗点の大きさを小さくすることが好ましく、より開口径が大きく焦点距離 f_{c2} の短いコンデンサーレンズ211を用いることが好ましい。合成焦点距離を l 、開口径を d 、単色光源11の出射光波長を λ とすると、受像部17の受光面上での光点および暗点の大きさ Δ は $1.22 \times \lambda l / d$ である。したがって、 Δ が計測分解能以下になるように、コンデンサーレンズ211の開口径 d と焦点距離 f_{c2} を決定する。

[0089] 周波数 $\nu + f'$ に変調された平行光束216で照明された散光板212上の各点から、周波数 $\nu + f'$ を持った散乱光が生成される。図6に示す参照光源23では、焦点距離 f_{c2} を持つコンデンサーレンズ211を散光板212から距離 f_{c2} だけ離して配置することによって、散光板212からの散乱光を平面波光束に変換する。散乱光は散光板212上の各点から生成されるため、コンデンサーレンズ211から出射する平面波光束の進行方向はコンデンサーレンズ211の光軸217と平行ではなく、その角度は散乱光の散光板

212上での生成位置に依る。したがって、コンデンサーレンズ211からの出射光束は、周波数 $\nu + f'$ を持った進行方向の異なる単色光の平面波光束が多数重畳されている。進行方向の異なる単色光の平面波光束が多数重畳されているで、参照光源23から出射する参照光束24と検出光源19から生成する検出光束14は類似している。

[0090] なお、図6に示す参照光源23は参照光束24をオンオフするためにシャッター215を備えているが、シャッター215の替わりに光音響変調器214へ入力する正弦波信号をオンオフしてもよい。この場合、正弦波信号が光音響変調器214に入力されている間、参照光源23は、周波数 $\nu + f'$ を有する参照光束24が出射し、正弦波信号が停止している間、参照光源23は周波数 ν の光束を出射する。

[0091] (8) 結像レンズ系16および受像部17

結像レンズ系16は、参照光束24が重畳した回折光302を受像部17の受光面に集光する。受像部17は、2次元に配列された複数の画素（光電変換素子）を含み、集光された回折光302を2次元的に検出し電気信号を出力する。生成する電気信号は、対象物4の焦点面21上における弾性特性の2次元分布および変位速度分布を表している。得られた電気信号を解析することにより、対象物の弾性特性や変位速度の2次元分布画像が得られる。

[0092] 2. 光音響振動計100の動作

次に光音響振動計100の動作を説明する。本実施形態の光音響振動計100は、対象物4の音響波による画像、つまり、弾性特性分布を反映した画像と、対象物4の各部の変位速度分布を計測するための画像を取得する。以下、この2つの画像取得を説明する。

[0093] (1) 音響波画像取得時の動作

まず、光音響振動計100による音響波画像を取得する動作を説明する。なお、上で述べたように、検出光束14は互いに進行方向の異なる多数の平面波光束より構成され、平面音波9も互いに進行方向の異なる多数の平面音波より構成されるが、説明を簡便にするため、以下の説明においては、検出

光束 14 は光軸 13 に垂直な波面を持つ平面波光束のみよりなり、また、平面音波 9 は音軸 7 に垂直な平面音波のみよりなると仮定する。

[0094] 図 1 に示すように、検出光束 14 は音響レンズ系 6 の音軸 7 に対して、非垂直かつ非平行となるように光音響媒質部 8 に斜めに入射する。音軸 7 と検出光束 14 の光軸 13 の交差する角度は $90^\circ - \theta$ である。すなわち、 θ は平面音波 9 の波面への検出光束 14 の入射角度を表わす。上で述べたように、 θ は、非垂直かつ非平行、具体的には、 0° 、 90° 、 180° 、および、 270° を除く任意の角度をとることができる。この角度範囲の θ においてのみ、検出光束 14 に B r a g g 回折が生じ、回折光 201 が生成される。回折光 201 が生じるための θ の具体的な設定方法については後述する。

[0095] 上で述べたように、光音響振動計 100 では、音響波 2 の発射時刻は正確に制御されており、受像部 17 での撮影時刻において、平面音波 9 は正確に均一照明面 43 に到達している。具体的には、例えば、1 ns の時間精度で音響波 2 の発射間隔を制御した場合、音速 50 m/s の光音響媒質部 8 中における平面音波 9 の位置誤差は 50 nm となる。この位置誤差は、例えば、単色光源 11 として He - Ne レーザーを用いた場合、He - Ne レーザーの波長 633 nm に換算すれば、 0.079 波長の位置誤差に相当する。このことより、音響波 2 の発射時刻の制御により、光音響媒質部 8 中において非常に高い精度で平面音波 9 の位置を制御することができることが分かる。

[0096] 検出光束 14 の位置と平面音波 9 との位置が上で述べたように制御されている場合において、検出光束 14 が平面音波 9 によって B r a g g 回折される様子を図 8 (a) に示す。図 8 (a) は、平面音波 9 が検出光束 14 の光路中を通過する瞬間を模式的に示している。平面音波 9 は、光音響媒質部 8 中を伝搬する粗密波である。したがって、光音響媒質部 8 中には、平面音波 9 の音圧分布に比例した屈折率分布が生成される。上で述べたように、平面音波 9 は単一周波数の正弦波よりなるため、生成される屈折率分布は、音軸 7 に平行な方向の周期が平面音波 9 の波長に等しく、屈折率の大きさが正弦波状に変化し、音軸 7 に垂直な平面に平行な方向には一様な屈折率分布をも

った周期構造となる。このような周期的屈折率分布は、検出光束14に対して、1次元回折格子として機能する。そのため、検出光束14が、以下で述べる回折条件を満足する角度 θ で平面音波9に入射すると回折光201が生じる。この1次元回折格子は格子面が平面であり、かつ、検出光束14の波面が平面であるので、回折光201は平面波光束となる。

[0097] 本発明の光音響振動計100においては、音響波2は2周期より十分多い数の正弦波で構成されている。多くの格子面数を持つ1次元回折格子は振幅型位相格子として動作し、そこで生じる回折はBragg回折である。Bragg回折では、図8(a)に示すように、検出光束14と回折光201が平面音波9に対して成す角度は等しく、それぞれ角度 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。なお、音響波2が2周期程度の少数の正弦波で構成され位相形回折格子として動作する場合は、回折光201は主にRaman-Nath回折により生成される。純粋なRaman-Nath回折では、検出光束14と回折光201が平面音波9に対して成す角度は等しくなくても良い。Bragg回折はRaman-Nath回折より高強度の回折光201を生じるので、より音圧の小さい散乱波5を観察する上で好適である。本発明の光音響振動計100では、多くの正弦波よりなる音響波2を用いて、主にBragg回折により生成される回折光201を用いる。なお、実際の撮像においては、数10波未満の正弦波よりなる音響波2を用いるので、回折光201にはRaman-Nath回折光が混入する。しかし、後述するようにRaman-Nath回折光の回折光201への混入は、良好な実像18を形成する上で好適に作用する。

[0098] 平面音波9によって生成された1次元回折格子におけるBragg回折条件を説明する。図8(b)に、平面音波9によって生成された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を示す。図8(b)に示すように、平面音波9により生成された回折格子202の格子間隔は、光音響媒質部8中の音響波の波長 λ_a に等しい。検出光束14中の1本の単

色光光線を単色光203とする。また、単色光203の波長を λ_0 とする。単色光203が回折格子202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。隣り合った格子面からの散乱光に着目すると、各格子面で同じ方向に散乱された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、すなわち回折光を生じる。以上の理由により、回折光が出現する角度 θ は式(1)となる。

[数1]

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

[0099] 式(1)がBragg回折条件であり、格子面に対する入射光線と出射光線の角度 θ を規定する。なお、式(1)中のArcsinは逆正弦関数を表す。純粋なBragg回折は、回折格子202が無限枚数の格子面より構成される状態において生じる回折現象であり、図8(b)に示したように、格子面に対する入射光線と出射光線の角度は等しく θ となる。平面音波9で生成される回折格子が正弦的振幅分布を持つ振幅型回折格子である場合、Bragg回折では次数 $m = 0, \pm 1$ のみの回折光が得られる。しかしながら、一般にはRaman-Nath回折光が混入するため、 $|m| > 1$ の高次の回折光が発生する。平面音波9が弱い場合、一般には次数 m が小さいものほど高強度の回折光201が得られる。したがって、より弱い散乱波5を観測するためには $m = \pm 1$ の回折光201を用いることが望ましい。図1に示した光音響振動計は $m = +1$ の回折光を用いているが、 $m = -1$ の回折光を用いた光音響振動計を実現してもよい。

[0100] 次に、図8(c)を参照し、回折光201が波面上において、平面音波9の波面上の音圧分布に比例した光強度分布を有することを説明する。図8(c)に示すように、一般に平面音波9は波面面内で非一様な音圧分布を有している。光音響媒質部8中の屈折率変化の空間分布は平面音波9の音圧分布

に比例するので、回折格子202の格子面上の屈折率変化量の面内分布は非一様である。音響波2のパルス継続時間内での対象物4の変位は微小であり、静止しているとみなせると仮定した場合、回折格子202の格子面上の屈折率分布は、全ての格子面で同一である。したがって、回折格子202は1次元回折格子となり、回折光201は主にBragg回折により生じる（上で述べたように、実際にはRaman-Nath回折光が若干混入する）。このとき、回折光201の振幅（＝光強度の1/2乗）は屈折率変化量に比例するので、回折光201の振幅は平面音波9の音圧分布に比例する。したがって、回折光201の波面上の光振幅分布は平面音波9の音圧分布に比例する。

[0101] 回折光201は、光音響媒質部8から出射し、像歪み補償部15に入射する。図9(a)を参照しながら、像歪み補償部15の動作を説明する。図9(a)は、光音響振動計100において回折光201光束が1方向に収縮していることを示した模式図である。式(1)よりわかるように、回折条件を満足するためには、検出光束14は平面音波9に対して斜めに入射しなければならない。ここで、平面音波9のビーム形状を直径Lの円形とし、回折光201の回折角を θ （ θ の定義はこれまでの説明と同一である）とする。上で述べたように、検出光束14は平面音波9を包含するビーム径を持つこと、および、平面音波9の存在する領域においてのみ回折光201は生成されることから、回折光201のビーム形状は、図9(a)に記した座標系においてy軸方向に短径 $L \times \sin \theta$ 、x軸方向に長径Lを持った楕円形となる。すなわち、回折光201の波面上における光振幅分布は、平面音波9の波面上での音圧分布をy軸方向に $\sin \theta$ 倍した分布に比例する。

[0102] 1方向に収縮した回折光201をそのまま結像レンズ系16によって、結像し、実像18を生成すると、実像18はy軸方向へ歪んだ光学像となり、対象物4と実像18の相似性が失われる。すなわち、回折光201はy軸方向への歪曲収差を有している。そこで、像歪み補償部15により回折光201の歪みを矯正する。

[0103] 本実施形態では、像歪み補償部15はアナモルフィックプリズム301を含む。図9(b)を参照し、アナモルフィックプリズム301の構成と機能を説明する。図9(b)は、アナモルフィックプリズム301の構成を示す模式図である。図9(b)に示すように、アナモルフィックプリズム301は、2個のくさび状プリズム303より構成される。

[0104] まず、図10を参照しながら、くさび状プリズム303の機能を説明する。図10は、くさび状プリズム303を透過する光線の様子を示した光線追跡図である。くさび状プリズム303は、屈折率1の媒質中にあり、屈折率nの硝材より構成されている。なお、くさび状プリズム303は図10に示した断面形状を持つ太さの一樣な柱状であり、図10は、鋭角 α を挟む2つの面の法線を含む平面におけるくさび状プリズム303の断面を表している。

[0105] 鋭角 α を挟む2つの面の法線を含む平面に平行な光束がくさび状プリズム303に入射した場合、同一平面に平行な方向に屈折した光線が出射する。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、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_1 、 α 、 n を与えれば、 θ_2 、 θ_3 は以下の式(2)より求めることができる。

[数2]

$$\begin{aligned} \sin \theta_1 &= n \times \sin \theta_2 \\ n \times \sin(\alpha - \theta_2) &= \sin \theta_3 \end{aligned} \quad (2)$$

[0106] また、図10から分かるように、入射光とくさび状プリズム303からの出射光は異なるビーム径を有する。図10の符号を用いれば、 L_{out}/L_{in} で計算される光束拡大率は以下の式(3)で示される。

[数3]

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

- [0107] 式(2)および式(3)より分かるように、くさび状プリズム303の α 、 n と入射角 θ_1 を選ぶことにより、所望の光束拡大率を実現することができる。
- [0108] 図9(b)に示すように、アナモルフィックプリズム301は、図10に示したくさび状プリズム303を1個以上組み合わせることにより構成される。図9(b)に示したように、2つの同一形状のくさび状プリズム303を用いると、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、光学系調整が容易に行えるという利点がある。
- [0109] 以上の原理により、アナモルフィックプリズム301は光束ビーム径の拡大光学系として機能する。光音響振動計100では、くさび状プリズム303の α 、 n と入射角 θ_1 を選び、図9(b)に示すように回折光201光束を y 軸方向に $1/\sin\theta$ 倍拡大する。これにより、直径 L の円形状の光束断面を有する歪み補償後の回折光302が得られる。したがって、歪み補償後の回折光302はその波面上において、平面音波9の波面上における音圧分布に比例した光振幅分布を有する。すなわち、歪み補償後の回折光302は、超音波である平面音波9と異なる波長を持つという相違はあるものの、平面音波9の波面上の音圧分布を全て光振幅分布として再現するので、対象物4と相似な実像18が生成されることが補償される。
- [0110] 図1にもどり、光音響振動計100の音響波画像取得の説明を続ける。図1に示すように、歪み補償後の回折光302は、ビームスプリッター22を通過する際参照光源23で生成された参照光束24が重畳された後、焦点距離 F を持つ結像レンズ系16により集光される。回折光302および参照光束24は平行光束であるので、結像レンズ系16の焦点面上に集光され実像18を形成する。ここで、結像レンズ系16の焦点面とは、結像レンズ系16の焦点距離を F とするとき、結像レンズ系16の光軸に垂直で結像レンズ系16から受像部17方向に F 離れた平面を指す。結像レンズ系16の焦点面には、受像部17の受光面が位置するように設けてあり、焦点面上の実像18を光学画像として撮影する。

[0111] これまでの説明において、検出光束 14 は光軸 13 に垂直な波面を持つ平面波光束のみよりなり、また、平面音波 9 は音軸 7 に垂直な平面音波のみよりなるとした。しかし、図 2 を参照して説明したように、対象物 4 は音軸 7 上にある点ではなく有限の大きさを持つため、音響レンズ系 6 によって変換された平面音波 9 は、多数の音軸 7 に非垂直な平面音波を含む。本実施形態の光音響撮像装置は、検出光束 14 が進行方向の異なる複数の単色光の重畳によって構成されることにより、進行方向の異なる平面音波 9 であっても、B r a g g 回折光を生じさせることができる。

[0112] 図 11 は、対象物 4 上にあり、かつ、音響レンズ系 6 の焦点面 21 上にある 2 点 A、B において発生した球面波が平面音波に変換され、それより B r a g g 回折光が生成される様子が示されている。図 2 と同様、点 A は、音軸 7 と焦点面 21 の交点上に位置するが、点 B は音軸 7 上には位置しない。図 11 に示すように、点 A で発生した散乱波 5 による平面音波の波面 A は音軸 7 に垂直な平面となる。一方、音軸 7 外にある点 B で発生した散乱波 5 による平面音波の波面 B は音軸 7 に垂直な平面とはならず、波面 B は音軸 7 に対して角度 ϕ を成す。ここで、角度 ϕ は図 2 と同様に定義される。

[0113] 検出光源 19 で生成された多数の平面波光束の中で、光軸 13 に平行な平面波光束 911 に着目する。平面波光束 911 が波面 A に対して B r a g g 回折条件を満足する角度 θ で入射するよう、音軸 7 と光軸 13 の角度は調整されている。そのため、波面 A において回折光が生成される。ところが、波面 B に対する平面波光束 911 の入射角は $\theta - \phi$ となり、B r a g g 回折条件が満足されず、回折光は生成されない。したがって、平面波光束 911 のみでは点 B からの散乱波 5 に相当する回折光が生成されず、点 B に相当する光学像が実像 18 から欠落する。

[0114] 波面 B で回折光を生成するためには、図 11 に示すように、光軸 13 から時計方向に角度 ϕ 傾いた平面波光束 912 で波面 B を照射する。平面波光束 912 は波面 B に角度 θ で入射するので、点 B からの平面音波 9 に相当する回折光が生成される。したがって、この場合、点 B に相当する光学像が実像

18から欠落することはない。

[0115] このように、点Aと点Bに相当する光学像を実像18に含めるために、平面波光束911および平面波光束912の両方を用いる。同様の考察から、点Aおよび点B以外の点に相当する光学像を実像18に含めるために、それらの点で発生する散乱波5に対応する回折光を出現させる入射角度を持った平面波光束を用いる。したがって、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された検出光束14を用いることによって、焦点面21において、音軸7上だけでなく音軸7の周囲の領域も撮影することが可能となり、広い視野角で対象物4の像を撮影することのできる光音響振動計100を実現することができる。また、対象物4の像を撮影は、従来の超音波診断装置における遅延合成信号処理のような複雑な信号処理を行うことなく、回折光を光学像として検出することによって行うことができる。このため、高速で対象物4の像を撮影することができる。

[0116] なお、焦点面21上において、実際の対象物4は無数の点によって構成される。このため、対象物4を高い解像度で撮影するためには、無数の平面波光束を用意する必要がある、本実施形態のような離散的な入射角度を持った有限本数の平面波光束だけでは、実像18は、平面光束の本数に等しい個数の離散的な点からなる光学像になるようにも思われる。しかし、平面音波9はパルス状の音波であり有限数の波面から構成される。このため、光音響媒質部8中に形成される回折格子の格子面数も有限となる。上で述べたように、有限の格子面数の回折格子によって生じる回折光は、Bragg回折光に加えてRaman-Nath回折光を含む。Raman-Nath回折の回折条件は、入射角度に依存しないため、例えば、平面波光束911のみ照射した場合においても、実際には、点Aだけでなく、その近傍の点の光学像が実像18として生成される。したがって、実際には、生成する実像18は離散的な点の集合ではなく、対象物4に相似な連続的な光学像となる。

[0117] また、検出光源19で重畳される複数の平面波光束は、いずれも、実際には有限なビーム径を持っている。平行光束が有限ビーム径を持つということ

は、重畳される複数の平行光束もまた、様々な進行方向を持つ“完全な”平面波が重畳されていることを意味する。ここで、「完全な」平面波とは、数学的に完全な平面、すなわち無限遠まで広がった平面を持つ平面波を意味する。例えば、He-Neレーザーのようにレーザーから出射される単一モード光束であっても、その出射光束はガウスビームであり、波面が数学的に完全な平面ではない。これは、多数の「完全な」平面波微小な光束が重畳しているからであると解釈できる。このように、検出光源19で重畳される平面波光束の数が有限であっても、それぞれの平面波光束が無数に重畳された微小な平面波光束を含む。したがって、超音響振動計100で得られる実像18は、離散的な点の集合にはならず、対象物4に相似な連続的な光学像となる。

[0118] 図7および図8を参照して説明したように、アナモルフィックプリズム301の光束拡大率は光線のアナモルフィックプリズム301への入射角(図8の角度 θ_1 に相当)に依存する。このため、平面波光束において重畳されている複数の単色光に応じて生成される回折光は、アナモルフィックプリズム301へ異なる入射角度で入射することにより、単色光ごとに光束拡大率が異なる。その結果、アナモルフィックプリズム301によって、被写体の像の歪みを補正しても、実像18は歪曲収差を持つ。この歪を除去するため、本実施形態では、図1に示すように画像処理部20を有する。画像処理部20は、受像部17で撮像された画像データに対し、画像処理を行うことによって、残存する実像18の歪を補正し、対象物4と相似な画像を得る。

[0119] 画像処理部20での歪み補正は、媒質3や超音響媒質部8中での音速や、音響レンズ系6および結像レンズ系16の集音・集光特性を用いた計算によって、行うことが可能である。また、対象物4が体内臓器等である場合、媒質3は体組織であり、被検体の個体差や体温等の状態差によって媒質3の音速等が大きく異なることもある。このような場合には、個体差や状態差に応じてモデル化した媒質および形状および寸法が分かっている弾性体物体などの基準試験片を対象物4として用いて基準試験片を撮影し、得られた実像1

8が正しく基準試験片の相似画像になるよう校正することにより、画像処理部20での歪み補正量の決定することができる。

[0120] また、音響レンズ系6のF数が大きく（レンズ開口に比べ焦点距離が長い）、また、対象物4上の撮像領域が小さい場合は、各回折光201のアナモルフィックプリズム301への入射角度の差が小さく、光束拡大率がほぼ一定であるので、画像処理部20による実像18の歪補正を行わなくてもよい。

[0121] 次に、本実施形態の光音響振動計100における、対象物4および実像18の大きさの関係を説明する。光音響振動計100は、焦点距離 f および F を持つ2つの光学レンズより構成される二重回折光学系の変形光学系とみなすことができる。図12(a)に、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図を示す。

[0122] 図12(a)の二重回折光学系において、レンズ403およびレンズ404は、それぞれ焦点距離 f および F を有する。レンズ403およびレンズ404は互いに距離 $f + F$ だけ離れた光軸409上の2点に配置されている。また、レンズ403およびレンズ404の光軸は光軸409と一致している。一般に、焦点距離 f を持つ凸レンズは、レンズを中心としてレンズから f 離れた光軸上の2点に焦点を有する。フーリエ光学によれば、凸レンズの一方の焦点に置かれた物体と、もう一方の焦点における光学像は互いにフーリエ変換によって変換された関係にある。したがって、レンズ403による物体401のフーリエ変換像が、もう1つの焦点面（すなわち、焦点を含み、光軸に垂直な平面）であるフーリエ変換面402に形成される。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。2回のフーリエ変換は相似写像（大きさを定数倍し、図形の向きだけを変換する写像）であるので、物体401の2回のフーリエ

変換像である実像405は、物体401と相似な図形となる。なお、実像405は物体401の反転像としてレンズ404の焦点面に表れ、またレンズ403とレンズ404の焦点距離が異なることより、実像405の大きさは物体401の F/f 倍となる。このように、図12(a)の二重回折光学系においては、物体401と相似な光学画像が実像405として出現し、CCDなどの撮像素子をレンズ404の実像が形成される方の焦点面に設置すれば、物体401の撮像ができる。

[0123] 本実施形態の光音響振動計100は、2つの光学系の一方が音響系に置き換わっている二重回折光学系とみなせる。図8および図9を参照して説明したように、光音響振動計100における回折光201の生成、および、回折光201の補正は、波長 λ_a の平面波である平面音波9の波面上での振幅分布（音圧）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）に転写する音響光変換装置とみなすことができる。したがって、光音響振動計100における光音響混在型光学系は、図12(a)に示すように、音響レンズ系6および結像レンズ系16によって構成される二重回折光学系の中に波長を λ_a から λ_o に変換する音響光変換部406を挿入した光音響系として機能する。したがって、フーリエ光学より、図12(b)の二重回折光音響系においても図12(a)と同様に、実像408は物体407と相似な光学像となり、結像レンズ系16の焦点面上において倒立反転して生成する。

[0124] ただし、音響光変換部406の前後で波長が λ_a から λ_o に変わる。このため、物体407に対する実像408の大きさは $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a)$ 倍となる。 λ_o / λ_a が極端に小さい場合、すなわち、検出光束14の波長に比べ、光音響媒質部8での超音波の波長が非常に長い場合は、 F/f を大きくとって $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a)$ を大きくし、実像408が極端に小さくならないようにすることによって、受像部17で得られる光学画像の分解能が落ちないようにする。

[0125] このように、光音響振動計は、対象物からの散乱波を音響レンズ系レンズ

によって平面音波に変換し、互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された検出光束によって回折光を生成する。この回折光を受像部によって2次元で検出することにより、対象物4の光学像を撮影することができる。対象物の実像形成のために従来の超音波診断装置における遅延処理のような信号処理を必要とせず、受動的に対象物の実像を形成できるため、対象物の画像を高速で取得することができる。また、受動的に対象物の実像を形成できるため、以下において説明するように、対象物の変位速度分布も測定することが可能となる。

[0126] (2) 変位速度分布取得時の動作

次に、対象物4の変位速度分布を取得する際の光音響振動計100の動作を説明する。光音響振動計100は、ドップラーシフトと呼ばれる運動物体からの散乱音波に発生する周波数変化を観測することによって、対象物4の変位速度分布を計測する。まず、図13を参照しながら、音響波超音波照射時に運動物体で生成される散乱音波に発生する周波数変化について説明する。

[0127] 図13は、媒質3中に対象物4が配置され、音響波2が伝搬し、散乱波5が生成している状態を模式的に示している。媒質3中における音響波2の伝搬速度、つまり音速は V である。説明のため、対象物4は時間的に周期的あるいは非周期的な運動や変形をしており、ある時刻において、対象物4上の任意の位置 x は速度 $v(x)$ （位置 x と速度 $v(x)$ はベクトル量）で変位しているとする。速度 $v(x)$ は、位置 x 毎に異なる大きさと方向を有しているもよい。

[0128] 音響波2は周波数 f を有する平面音波である。音響波2の照射によって、対象物4の表面や内部での反射や回折により発生する散乱波5の周波数を媒質3に対して静止状態にある観測者231が計測した結果、周波数 f'' であったとする。音響波2の進行方向を e_i （ e_i は大きさ1のベクトル）、位置 x から観測者231への方向を表わす方向ベクトルを e_o （ e_o も大きさ1のベクトル）とする。

[0129] 対象物4の形態が時間的に変化している場合、音響波2および散乱波5のそれぞれの周波数 f 、 f'' は一般に異なる値を示す。この周波数変化 $\Delta f(x) = f'' - f$ をドップラーシフト233と呼ぶ。ドップラーシフト233は上で述べた3つのベクトル e_i 、 e_o 、 $v(x)$ の関数であり、その具体的な関数形は式(4)で与えられる。

[数4]

$$\begin{aligned} \Delta f(x) &= f - f'' \\ f'' &= \frac{V - v(x) \cdot e_i}{V - v(x) \cdot e_o} f \end{aligned} \quad (4)$$

[0130] 式(4)中、 $v(x) \cdot e_i$ は、2つのベクトル量 $v(x)$ 、 e_i の内積を表す。また、 $v(x) \cdot e_o$ は、2つのベクトル量 $v(x)$ 、 e_o の内積を表す。

[0131] 対象物4の各位置 x での速度ベクトル $v(x)$ が異なると、その各点からの散乱波5は異なる周波数を持つ。このため、位置 x からの散乱波のドップラーシフト233を計測すれば、逆に位置 x の速度ベクトル $v(x)$ (正確には、ベクトル e_i 、 e_o 方向への $v(x)$ の射影成分)を推定することができる。したがって、変位速度の分布を計測できる。

[0132] 光音響振動計100は、上述の対象物4の変位によって生じるドップラーシフト233を実像18の光強度の明滅周期として検出する。検出は、例えば、画像処理部20において、受像部17から得られる電気信号に基づき行う。説明のため、図14に示すように、対象物4上の異なる2点A、Bはそれぞれ異なる速度ベクトル $v(x_A)$ 、 $v(x_B)$ で運動しているとする。対象物4に対して、周波数 f の音響波2を照射すると、2点A、Bからそれぞれ散乱波5が発生する。2点A、Bが音響レンズ系6の焦点面21上にある場合、各点からの散乱波5は互いに異なる波面A、Bを持つ平面音波に変換される。2点A、Bは異なる速度ベクトル $v(x_A)$ 、 $v(x_B)$ を持つので、図13を参照して説明したように、各点からの散乱波5はそれぞれ異なるドップラーシフト $\Delta f(x_A)$ 、 $\Delta f(x_B)$ を受ける。したがって、音響レンズ系6により変換された波面A、波面Bを有する平面音波は、それぞれ異なる周波数 $f + \Delta f(x_A)$ 、 $f + \Delta f(x_B)$ を持つ。なお、焦点面21上の全ての

点 x から散乱波5が生成されるので、音響レンズ系6を通過した散乱波5は、周波数 $f + \Delta f(x)$ を持ち、互いに異なる方向に進行する平面音波が重畳された平面音波9になる。

[0133] 図11を参照して説明したように、波面A、波面Bを有する平面音波の各々に対してBragg回折条件を満足する角度で検出光束14を照射することによって、各々の平面波から回折光201を生成する。回折光201は、各平面音波の音圧強度分布と伝搬方向の情報を含み、かつ、各平面音波のドップラーシフト $\Delta f(x)$ の情報を含む。図15に示すように、周波数 f を有する平面音波9に対して、周波数 ν を有する検出光束14がBragg回折条件を満足する角度 θ で入射すると、回折光201が生成される。平面音波9は進行音波であるので、この回折現象は光音響変調器における回折現象と同じ物理現象である。すなわち、検出光束14の振動数に比べ、回折光201の振動数は平面音波9の振動数 f だけ変化する（すなわち、周波数変調をうける）。具体的には、回折光201が+1次回折光の場合、回折光201の振動数は $\nu + f$ となり、平面音波9の周波数 f だけ振動数が増加する。なお、0次回折光には振動数変化は生じない（ ν のまま）。-1次回折光では平面音波9の周波数 f だけ周波数が低下し、振動数は $\nu - f$ となる。このように、回折光201は平面音波9の音圧強度分布および伝搬方向以外に周波数情報を含む。

[0134] したがって、光音響振動計100により生成される実像18上の各点に集束する光点は、対象物4の変位速度に応じた異なる周波数を持つ。これを説明するため、参照光源23を除いた場合の光線追跡図を図16に示す。光音響振動計100により、対象物4に相似な実像18が受像部17の受光面上に投影される点は上で述べた通りである。ここで、対象物4上の2点A、Bに着目する。2点A、Bは異なる速度ベクトル $v(x_A)$ 、 $v(x_B)$ で変位しているので、それぞれの散乱波5は異なるドップラーシフト $\Delta f(x_A)$ 、 $\Delta f(x_B)$ を受け、音響レンズ系6によりそれぞれ周波数 $f + \Delta f(x_A)$ 、 $f + \Delta f(x_B)$ を持つ平面音波に変換される。平面音波は振動数 ν の検出光束

14で照明され、Bragg回折により2点A、Bに相当する回折光を生成する。各々の回折光は平面音波による周波数変調を受けている。本実施形態では、+1次回折光を実像18の形成に用いるため、それぞれの回折光の振動数は $\nu + f + \Delta f(x_A)$ 、 $\nu + f + \Delta f(x_B)$ となる。歪み補償部15と結像レンズ系16により、各回折光は実像18上の点A'、B'に光点として集光される。それぞれの光点は異なる振動数 $\nu + f + \Delta f(x_A)$ 、 $\nu + f + \Delta f(x_B)$ を持つ。このように、対象物4上の変位速度ベクトル分布 $v(x)$ に対応し、実像18を形成する光点は振動数分布 $\nu + f + \Delta f(x)$ を有する。

[0135] したがって、振動数分布 $\nu + f + \Delta f(x)$ を計測することによって、対象物4上の速度ベクトル分布 $v(x)$ を計測することができる。ただし、 $\nu + f + \Delta f(x)$ は可視光の振動数と同じオーダーを持つ非常に高い振動数であるため計測は、一般には容易ではない。このため、光音響振動計100は、参照光源23により生成した参照光束24を歪み補償後の回折光302に重畳し、干渉を利用することによって、 $\Delta f(x)$ を計測する。例えば、振動数 ν および振動数 $\nu + \Delta \nu$ （ただし、 $\nu \gg \Delta \nu$ ）の2つの単色光光線を重畳し干渉させると、光強度が差周波 $\Delta \nu$ の周波数で変動するビート光が生成する。光音響振動計100はこの原理を利用する。

[0136] 図17は、ビームスプリッター22によって、歪み補償後の回折光302に参照光源23で生成した参照光束24を重畳し、生成したビート光を結像レンズ系16により収束し、実像18を形成する様子を模式的に示している。図17においても、図16と同様に、対象物4上の2点A、Bに相当する実像18上の2点はそれぞれA'、B'であり、2点A'、B'上の光点を形成する歪み補償後の回折光302は周波数変調を受け、振動数 $\nu + f + \Delta f(x_A)$ 、 $\nu + f + \Delta f(x_B)$ を有する。図6を参照して説明したように、参照光束24は様々な進行方向を持つ振動数 $\nu + f'$ の平面波光束が重畳された光束である。したがって、ビームスプリッター22により、参照光束24を歪み補償後の回折光302に重畳することによって、光点A'、B'を

形成するそれぞれの平面波光束に対して波面が一致した振動数 $\nu + f'$ の平面波光束を干渉させ、ビート光を生成することができる。その結果、実像18上の光点 A' 、 B' は、歪み補償後の回折光302と参照光束24の差周波で強度が変動するビート光となる。具体的には、光点 A' 、 B' の光強度の変動周波数はそれぞれ $\Delta f(x_A) + (f - f')$ 、 $\Delta f(x_B) + (f - f')$ となる。これらの光強度変動の周期は十分遅く、計測可能である。このように、光音響振動計100における実像18は、位置によって明滅速度が異なる光点よりなる光学像となる。より具体的には、実像18は、対象物4上の速度ベクトル分布 $v(x)$ に対応したビート周波数 $\Delta f(x) + (f - f')$ で明滅する光学像となる。

[0137] 次に、図18を参照しながら、光音響振動計100における実像18のビート周波数分布 $\Delta f(x) + (f - f')$ の計測方法を説明する。光音響振動計100における受像部17としては、ビート周波数 $\Delta f(x) + (f - f')$ の数倍以上のフレームレートを有する高速な撮像素子を用いる。このような撮像素子として、例えば、下の具体的構成例で述べるように、例えば、2次元に複数の画素が配列されたCCD（固体受像素子）等のグローバルシャッターを有する高速撮像素子を用いることができる。グローバルシャッターとは、全画素の撮像タイミングが一致する画像取得方法をいう。

[0138] まず、受像部17により連続したフレームで少なくとも2枚以上の撮像を行う。次に、取得した画像データ（複数枚のフレームからなる）を元に、画素281毎の光強度の時間変化を計測する。そして、計測された光強度の時間変化から画素281毎のビート周波数を求める。

[0139] 音響波2の周波数 f 、および、光音響変調器214から出射される単色光の変調周波数 f' は予め分かっているので、画素281毎のビート周波数より、ドップラーシフト $\Delta f(x)$ を算出することができる。求めたドップラーシフト $\Delta f(x)$ より、対象物4上の速度ベクトル分布 $v(x)$ を算出する。具体的には、式(4)より導出される式(5)を用いて速度ベクトル分布 $v(x)$ を算出する。

[数5]

$$\begin{aligned} v(x) \cdot \{e_i + (k-1)e_0\} &= kV \\ k &= \frac{\Delta f(x)}{f} \end{aligned} \quad (5)$$

[0140] 式(5)中の定数 k は測定されたドップラーシフト $\Delta f(x)$ と音響波2の周波数 f より求められ、ベクトル e_i 、 e_0 は光音響振動計100の装置構成、および、撮像画像から得ることができる。したがって、計測されたドップラーシフト $\Delta f(x)$ より、ベクトル $e_i + (k-1)e_0$ 方向への速度ベクトル分布 $v(x)$ の大きさを求めることができる。このようにして、光音響振動計100は、実像18のビート周波数分布 $\Delta f(x) + (f - f')$ より、ベクトル $e_i + (k-1)e_0$ 方向への対象物4の速度ベクトル分布 $v(x)$ の大きさを計測することができる。

[0141] ベクトル $e_i + (k-1)e_0$ 方向への対象物4の速度ベクトル分布 $v(x)$ の大きさではなく、対象物4の速度ベクトル分布 $v(x)$ のベクトル量としての計測を行う場合は、以下の構成および算出方法を用いる。式(5)より分かるように、 m_0 個の異なる $e_i = e_i^m$ ($m = 1, 2, \dots, m_0$ 。ただし、 m_0 は3以上の整数)でビート周波数分布 $\Delta^m f(x)$ の測定を行い、得られた m_0 個の $k = k^m = \Delta^m f(x) / f$ ($m = 1, 2, \dots, m_0$ 。ただし、 m_0 は3以上の整数)の測定データと、 $e_i = e_i^m$ 、 e_0 を式(5)に代入することにより得られる m_0 個の方程式を連立させれば、3成分ベクトル量として速度ベクトル分布 $v(x)$ を求めることができる。式(5)は3成分の未知関数 $v(x)$ に対する線型方程式なので、 $m_0 \geq 3$ 個の独立な方程式に対して必ず解を持つからである。このようにして、ベクトル量としての速度ベクトル分布 $v(x)$ の測定を行うことができる。なお、3種類以上の異なる $e_i (= e_i^m)$ は、例えば、図19に示すような $m_0 (= 3)$ 個の異なる音響波源1を設けることによって実現することができる。この場合、異なる音響波源1から出射する音響波2を区別するため、異なる音響波源1から出射する音響波2の周波数は異なることが好ましい。あるいは、異なる音響波源1が同じ周波数の音響波2を出射する場合、出射のタイミングをずらせることが好ましい。

[0142] 超音響振動計100における音響波による画像の撮像と速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測は、例えば、以下の手順によって行うことができる。図20(a)に示すように、異なる時刻に受像部17で撮像された2つの画像データを用いて、それぞれの画像データから、対象物の画像の撮影と速度ベクトル $v(x)$ の計測を行う。計測の間、対象物4が静止しているとみなせるよう、2つの画像データの取得時刻は接近していることが好ましい。具体的には、例えば、まず参照光源23のシャッター215(図6)を閉じ、音響波による対象物4の撮影を行う。次に、シャッター215を開放し、参照光束24が重畳された画像データを取得し、図18を参照して説明した方法により、速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を行う。上で述べたように、参照光源23から出射する参照光束24の光強度分布は均一であるがスペckルパターンを含む。このため参照光束24が重畳し、干渉したときに生成される実像18は対象物4の実像にスペckルパターンが重畳され、参照光束24の重畳がないときの实像18に比べ劣化する。このように、対象物の画像の撮影と速度ベクトル $v(x)$ の計測とを別のフレームで行うことにより、高精細な画像と変位速度分布画像とを得ることができる。

[0143] あるいは、図20(b)に示すように、参照光源23のシャッター215を常時開放しておき、参照光束24によるスペckルパターンが重畳された光学像のみを取得してもよい。この場合、得られた画像データから、図18を参照した説明した方法により速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を行うとともに、画像フィルタリングによりスペckルパターンを除去し、参照光束24の重畳が無いときの対象物4の光学像を再現する。画像処理によるスペckルパターンの除去技術は確立されており、例えば、スペckル雑音低減フィルタを用いることにより、高い精度でスペckルパターンのない光学像、すなわち、参照光束24の重畳が無いときの対象物4の光学像を再現することができる。この方法によれば、1つの画像データから画像撮像と変位速度分布 $v(x)$ の計測を行うので、計測を高速化することが可能である。

[0144] このように、本実施形態の超音響振動計は、上述した回折光に、互いに進

行方向の異なる複数の単色光が重畳された参照光を重畳し、受像部によって2次元で検出する。これにより、対象物の各部が変位することにより生じるドップラーシフトを各部における輝度変化として検出することができる。

[0145] 3. 具体的な構成例

次に、本実施形態による光音響振動計100のより具体的な構成例を説明する。

[0146] 図21に、光音響振動計100の具体的な構成例を示す。図21に示した装置の構成は、超音波診断装置のように体外から体内臓器に向け音響波2を照射し、心臓壁や動脈血管壁など臓器の撮像、および、臓器の運動・変位状態を観察するのに適している。

[0147] 図21に示すように、体内臓器を観察する場合、媒質3は体組織である。音響波源1から、例えば、周波数13.8MHzの正弦波20波により構成されるバースト信号を音響波2として出射する。このバースト信号の信号継続時間1.4μsec(1.4×10⁻⁶秒)である。また、体組織中での音速は約1500m/sであるため、体組織中における音響波2の波長は約110μmであり、音響波2の進行方向に平行に測った物理的な信号長は約2.2mmである。したがって、図21の光音響振動計では、最大数100kHzの振動数で振動している対象物4を数100μmの空間分解能で撮影することができる。

[0148] 光音響媒質部8として、音速50m/sのシリカナノ多孔体を用いる。シリカナノ多孔体は、低音速であり超音波の伝搬波長が短いので大きな回折角が得られる。また、シリカナノ多孔体は、波長633nmのHe-Neレーザー光に対して十分な透光性を有しており、図21に示した構成例において好適に用いられる。透光性に富むフロリナートなどのフッ素系溶剤も低音速(音速約630m/s)な媒質であり、光音響媒質部8として好適に用いることができる。

[0149] 上で述べたように、単色光源11として波長633nmのHe-Neレーザーを用いる。この場合、図21に示す構成例においては1次回折光の回折

角は約 5° となる。1次回折光の回折角が 5° の時、像歪み補償部15で実現しなければならないビーム拡大率は約5.74で、これは市販のアナモルフィックプリズムで補償可能である。

[0150] 体内に照射可能な超音波の音圧に制限（法的上限）ある場合、生成される回折光の光強度が弱い組織の観察を行うために、受像部17として感度の高い撮像素子を用いる。また、画質や光量の観点から、平面音波9が検出光束14をよぎる瞬間の実像18を捉えるため、更に、連写によってドップラーシフト量の計測を経て対象物4の動きを観測するため、受像部17としては高速に撮像できる撮像素子を適用する。受像部17として用いる撮像素子のフレームレートは、対象物4の変位速度に応じて、適宜選択し得る。例えば、心臓の動き（最大変位速度が 0.07 m/s 程度）を検出する場合には、受像部17として、 2000 フレーム/秒程度の高速のCCDイメージセンサー（Charge Coupled Device Image Sensor）を用いる。実像18の輝度が十分ではなく、良好な画像を得ることが困難な場合は、イメージ増倍管をイメージセンサーの前に配置し、実像18の輝度を上昇させてもよい。あるいは、より高出力の単色光源11を用いてもよい。なお、対象物4の変位による実像18の変形を抑圧するため、上で述べたように、イメージセンサーはグローバルシャッターを有していることが好ましい。

[0151] 上で述べたように、音響インピーダンスの異なる音響媒質間の界面では超音波の反射波が生じ、実像18の輝度や像質の低下を招く。音響インピーダンス差の大きい界面ほど高強度の反射が生じる。このため、図21に示す構成例では、音響レンズ系6と光音響媒質部8との界面に反射防止膜として機能する整合層（B）2106を設ける。例えば、媒質3である体組織は水と同程度の音響特性（音速 1500 m/s 、密度 1 g/cm^3 ）を有しており、光音響媒質部8として、音速 50 m/s 、密度 0.11 g/cm^3 のシリカナノ多孔体を用いる場合、音速 367 m/s 、密度 0.27 g/cm^3 のシリカナノ多孔体からなる厚さ $6.7\text{ }\mu\text{m}$ の薄膜を、厚さ $140\text{ }\mu\text{m}$ （1波長整合

膜) のポリスチレン製の平行平板状の光音響媒質部 8 に接する面に積層し、整合層 (B) 2106 とする。

[0152] 上で述べたように、対象物 4 に対する実像 18 の大きさは $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a)$ 倍である。光の波長 λ_o は 633 nm であり、音速 50 m/s のシリカナノ多孔体における 13.8 MHz の超音波の波長 λ_a は 3.6 μ m であるから、受像部 17 上で、対象物 4 に対して 1/5 の実像 18 を得る場合、 $(F \times 633) / (f \times 3600) = 1/5$ から、 $F/f = 1.14$ となる。したがって、焦点距離 103 mm を有する音響レンズ系 6 を用いる場合、焦点距離 117 (1.14 \times 103) mm の結像レンズ系 16 を用いればよい。

[0153] 図 10 を参照して説明したように、対象物 4 に対する実像 18 の相似比 $(F \times \lambda_o) / (f \times \lambda_a)$ を大きくすると、結像レンズ系 16 の焦点距離が長くなり、光音響振動計 100 全体が大型化する場合がある。その場合、結像レンズ系 16 として、例えば、カセグレン光学系に代表される反射光学系を用いることによって、結像レンズ系 16 の外形を小さくすることができる。また、結像レンズ系 16 と実像 408 の距離を実際の焦点距離 F よりも近づけて配置することが可能となり、光音響振動計 100 を小型化することができる。

[0154] さらに、音響レンズ系 6 と結像レンズ系 16 との距離を $f + F$ よりも近づけて配置することによっても、光音響振動計 100 の小型化を図ることができる。図 12 (b) を参照しながら、光音響振動計 100 の光音響混在型光学系は、光学分野における二重回折光学系とみなせることを説明した。二重回折光学系の基本構成によれば、音響レンズ系 6 と結像レンズ系 16 を各々レンズの焦点距離の和 $f + F$ だけ離して配置する。しかしながら、音響レンズ系 6 と結像レンズ系 16 間の距離を $f + F$ 以外の値に設定しても、実像 408 の光学像形成には影響しない。すなわち、実像 408 の光学像を光強度分布として取得する限り (あるいは、実像 408 の位相分布情報を観測しない限り)、音響レンズ系 6 と結像レンズ系 16 間の距離を $f + F$ より短縮し

ても良く、光音響振動計100を更に小型化することができる。

[0155] 光音響振動計100の具体的な適用例を図22を参照しながら説明する。図22に示すように、光音響振動計100は、医療診断等で使用される体内の臓器1501を非侵襲で観察する可視化装置として用いることができる。図22に示した例では、従来の超音波プローブと同様に光音響振動計100は1つのユニットに統合される。このユニット中に図1に示した装置構成の全て、あるいは、単色光源11を除く装置構成の全てが統合されている。撮像時、光音響振動計100を被検者1502の体表面に接触させ、音響波源1から発生した音響波2を体外から体内へ送信する。この時、高感度化の観点から体表面での音響波2の反射による減衰を低減させてもよい。これは、光音響振動計100の接触面と体表面の間で、体組織と音響波源1の接触面を構成する材質との音響インピーダンス整合をとることにより実現される。このような整合方法としては、例えば、従来の超音波診断装置に用いられている整合用ジェルやクリームを用いたり、音響波源1の表面上に音響インピーダンス整合層を設けることが挙げられる。

[0156] 体内を進む音響波2の一部は臓器1501により散乱され散乱波5となる。音響レンズ系6に到達した散乱波5は、音響レンズ系6により平面波に変換され、上に述べた光音響振動計100の動作により臓器1501の画像が取得される。光音響振動計100の音軸7（不図示）に垂直な面内にあり撮像領域外にある臓器1501の撮像は、従来の超音波プローブと同様に光音響振動計100を体表面で移動させることにより行う。また、体内の異なる深さにある臓器の撮像は、音響レンズ系6の焦点距離調整機構2108により行う。

[0157] なお、本実施形態の光音響振動計100には種々の改変が可能である。例えば、光音響振動計100は結像レンズ系16に設けられる焦点距離可変機構を備えていてもよい。これにより、ズーム機能を実現することができる。具体的には、対象物4と実像18との相似比を変えることが可能となり、対象物4のより詳細な部位の観察や、より広範囲な領域の観察が容易になる。

[0158] また、本実施形態においては、図23(a)に示すように、音波吸収端10側から対象物4の方向に傾けて、検出光束14を照射している。しかしながら、図23(b)に示すように、対象物4側から音波吸収端10側へ傾けて検出光束14を照射してもよい。この場合、回折光201'が対象物4側へ出射する。また、図23(a)の配置で得られる実像に対して、図12(b)の紙面を鏡像対称面とした鏡像関係にある実像が得られる。そのため、正しい向きにある対象物4の実像18を得るためには、撮影された画像を、平面鏡などで1回反射させることにより、光学的に鏡像反転させるか、画像処理部20によって鏡像反転を行う。

[0159] また、本実施形態においては、像歪み補償部15としてアナモルフィックプリズム301を用いたが、同様な作用を有する他の光学系を像歪み補償部15に用いてもよい。例えば、2枚の集光型シリンダリカルレンズを用いて、像歪み補償部15を構成してもよい。図24に示すように、シリンダリカルレンズ151は、図中に設定した座標系のyz面に平行な面内においては集光レンズとして機能するが、xz平面に平行な平面においては集光作用をもたない光学素子である。図25に示すように、集光作用のある平面が互いに直交した2枚のシリンダリカルレンズを組み合わせた光学系は、像歪み補償部15と結像レンズ系16の作用を兼ね備えた光学系として動作する。図25における座標系は図9(b)の座標系と一致している。この座標系に対して、図25に示した向きにシリンダリカルレンズ161とシリンダリカルレンズ162とを配置する。シリンダリカルレンズ161の方がシリンダリカルレンズ162よりも長い焦点距離を持ち、両レンズの焦点は一致している。シリンダリカルレンズ161、162によって構成される光学系は、yz平面とxz平面で異なる比率で結像する光学系として機能する。両レンズの焦点距離を、図3における光束の扁平率 $\sin \theta$ を補償するように、すなわち、y軸方向とx軸方向の像の比率が $1 / \sin \theta$ となるように、選ぶことにより、アナモルフィックプリズム301と同様、対象物4に相似な実像18を形成することができる。具体的には、シリンダリカルレンズ162の

焦点距離が、シリンダリカルレンズ161の焦点距離の $\sin \theta$ 倍になるように設定すればよい。シリンダリカルレンズ161の焦点距離は、対象物4と実像18の相似比より決定される。

[0160] 像歪み補償部15と結像レンズ系16の代わりに図25に示す光学系を用いる場合、シリンダリカルレンズ161およびシリンダリカルレンズ162によって、歪曲収差が十分に補正し得る。この場合、画像処理部20による歪み補正は行わなくてよい。

[0161] 以上のように、光音響振動計100は、高精細かつ高速な画像取得が行えるとともに、検査対象に依存した特殊な検査環境を必要とせず、臓器の弾性特性を観察することができる。また、臓器の各部の変位速度分布を計測することができる。

[0162] (第2の実施形態)

本発明による光音響撮像装置の第2の実施形態を説明する。第2の実施形態の光音響撮振動計は、像歪み補償部15の構成が異なることを除き、第1の実施形態の光音響振動計と同じである。このため、像歪み補償部15の構成のみを説明する。図26は、本実施形態における像歪み補償部15の構成を模式的に示している。

[0163] 第1の実施形態で説明したように、光音響振動計100において、検出光源19で生成される検出光束14は、進行方向の異なる多数の平面波光束が重畳されている。以下では、それらの平面波光束のうち、光軸13に平行な平面波光束に着目して説明する。

[0164] 図9(a)を参照して説明したように、回折角を θ とするとき、Bragg回折により生成された回折光201の光束は、図9(a)で設定した座標におけるy軸方向に $\sin \theta$ 倍収縮している。そのため、結像レンズ系16により回折光201をそのまま結像させると実像18はy軸方向に歪み、対象物4と相似な実像18を得ることができない。このため、像歪み補償部15は、図9(a)で設定した座標におけるy軸方向に $1/\sin \theta$ 倍して光束の歪みを補償する。第1の実施形態では、光学素子であるアナモルフィック

クプリズムやシリンドリカルレンズを用いた光学系により、像歪み補償部 15 を実現していた。

[0165] 本実施形態では、像歪み補償部 15 の機能を光学的でない方法で実現する。図 26 に示すように、歪んだままの回折光 201 を結像レンズ系 16 で結像させる。この場合、実像 801 は y 軸方向に歪んでいるが、この状態のまま実像 801 を受像部 17 で取得する。画像処理部 20 は、受像部 17 から実像 801 を示す電気信号を受け取り、画像処理により実像 801 の像歪みを取り除く。例えば、図 26 に示す座標系において、実像 801 を y 方向に $1 / \sin \theta$ 倍する画像処理を行うことによって、対象物 4 と相似な画像を生成する。

[0166] 本実施形態によれば、使用する光学素子の数を少なくすることができる。また、画像処理部 20 において像歪み補償部 15 の機能を実現するため、光学的な像歪み補償部 15 を設けるスペースが不要となる。したがって、製造コストを抑制し、小型の光音響振動計を実現することができる。

[0167] なお、回折角 θ が小さい場合、受像部 17 の撮像面上では、対象物 4 が図 9 (a) で設定した座標の y 軸方向に大きく伸張した画像となるため、画像処理後の画像解像度が x 軸方向、y 軸方向で異なる。このため、図 9 (b) に示す光学的な像歪み補償部 15 と、画像処理部 20 における画像処理による像歪み補償部 15 を併用してもよい。

[0168] また、図 9 (b) に示した光学的な像歪み補償部 15 としてアナモルフィックプリズム 301 を用い、さらに本実施形態の画像処理による像歪み補償部 15 を用いる場合、多数の回折光 201 のアナモルフィックプリズム 301 への入射角度が異なることに起因する像面歪曲が発生するので、その収差補正も画像処理部 20 で行ってもよい。

[0169] (第 3 の実施形態)

本発明による光音響撮像装置の第 3 の実施形態を説明する。第 3 の実施形態の光音響振動計は、像歪み補償部 15 の構成が異なることを除き、第 1 の実施形態の光音響振動計 100 と同じである。このため、像歪み補償部 15

の構成のみを説明する。図27は、本実施形態における像歪み補償部15の構成を模式的に示している。

[0170] 回折光の回折角を θ (θ の定義はこれまでの説明と同一である)とすると、本実施形態の像歪み補償部15は、図25の設定座標のx軸方向に回折光201の光束幅を $\sin\theta$ 倍する縮小光学系901を含む。平面音波9の光束の断面形状が直径Lの円形であるとする、回折光201の光束の断面形状は、x軸方向にL、y軸方向に $L \times \sin\theta$ の楕円となる。縮小光学系901の作用により回折光201はx軸方向に $\sin\theta$ 倍されるため、歪み補償後の回折光902の光束の断面形状は、直径 $L \times \sin\theta$ の円形となる。第1の実施形態においては、像歪み補償部15は回折光201を直径Lの光束に補正していたが、本実施形態では直径 $L \times \sin\theta$ の光束に補正する。

[0171] 第1の実施形態と同様に、本実施形態においても、音響レンズ系6の焦点距離を f 、結像レンズ系16の焦点距離を F 、超音波である平面音波9の波長を λ_a 、単色光である検出光束14の波長を λ_o 、そして、回折角を θ とする。このとき、歪み補償後の回折光902の光束断面形状は円形になるため、実像18は対象物4と相似となる。また、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)の関係があるので、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。

[0172] このように、縮小光学系901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、 $f / F = 2$ となるよう音響レンズ系6と結像レンズ系16との焦点距離の比を選べば、対象物4と同じ大きさの実像18が得られ、高分解能で対象物4の画像を輸徳することが可能となる。さらに、 f を小さくすれば F も小さくなるため、本光音響振動計の小型化を図ることも可能となる。更に、歪み補償後の回折光902の光束が細くなることから、結像レンズ系16の開口径が小さくなり、装置全体が小型化されると共に、結像レンズ系16に対し高い面精度が必要ではなくなる。

[0173] 第1の実施形態では、対象物4に対する実像18の相似比は $(F \times \lambda_o)$

／ ($f \times \lambda_a$) であった。図 21 に示した具体例で述べたように、実際には単色光波長 λ_o に比べ超音波波長 λ_a がかなり長いため、大きな実像 18 を得るためには焦点距離の非常に長い結像レンズ系 16 が必要となる。このため、超音響振動計 100 が大型化するか、あるいは、特殊な構成の結像レンズ系 16 (たとえば、上で述べた、カセグレン型の反射光学系) の適用が必要となる。これに対し、本実施形態によれば、像歪み補償部 15 として縮小光学系 901 を用いることによって、小開口径で短い焦点距離の結像レンズ系 16 を用いながらも、実像 18 を高解像度で撮影することが可能となり、かつ、超音響振動計の小型化が可能となる。

[0174] なお、本実施形態では、縮小光学系 901 がアナモルフィックプリズムで構成されているが、同様な作用を有する他の縮小光学系を用いてもよい。

[0175] また、本実施形態では、平面音波 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 902 を得ている。しかし、歪み補償後の回折光 902 の光束断面形状が $C \times L$ (ただし、 $C < 1$) の円形になるように補正しても、結像レンズ系 16 の焦点が長くなることを抑制し、撮影の解像度を高めることが可能である、例えば、2つの像歪み補償部 15 を設け、図 27 に示す座標において、 x 軸方向に対しては縮小光学系を、 y 軸方向に対しては拡大光学系を用いてもよい。 x 軸方向のビーム縮小率、 y 方向のビーム拡大率を選び、歪み補償後の回折光 902 の光束断面形状が $C \times L$ (ただし、 $C < 1$) の円形になるようにすればよい。

[0176] 更に、本実施形態の縮小光学系 901 と第 2 の実施形態の像歪み補償部 15 とを備えた超音響振動計を実現してもよい。この場合、例えば、歪み補償後の回折光 902 の光束断面形状が図 27 に示す座標系において、 x 軸方向には $C \times L$ (ただし、 $C < 1$)、 y 軸方向には $L \times \sin \theta$ の楕円形状となるよう縮小光学系 901 のビーム縮小率を設定する。これにより、撮影された画像の分解能を結像レンズ系 16 の焦点面上によらずほぼ等しくすることができる。

[0177] (第4の実施形態)

本発明による光音響撮像装置の第4の実施形態を説明する。第4の実施形態の光音響振動計は、角度調整部1302および角度調整部1303をさらに備えている点で第1の実施形態の光音響撮像装置102と異なる。他の構成要素は第1の実施形態の光音響振動計100と同様に機能するため、以下、角度調整部1302および角度調整部1303を主として説明する。

[0178] 図28に示すように、像歪み補償部15、結像レンズ系16、および、受像部17より構成される光学系を、回折光結像光学系1304とする。また、光軸1301は、音軸7と光軸13の定める平面内にあり、音軸7を対称軸として光軸13に鏡像対称な直線である。

[0179] 本実施形態の光音響振動計200は、音軸7に対して検出光源19の光軸13のなす角度を調整する角度調整部1302と、音軸7に対して回折光結像光学系1305の光軸1301のなす角度を調整する角度調整部1303とを備える。角度調整部1302と角度調整部1303は互いに連動しており、常に、音軸7と光軸13の成す角度と、音軸7と光軸1301の成す角度が常に等しくなるよう角度調整される。

[0180] 第1の実施形態で説明したように、音響波2を構成する正弦波の周波数と、単色光源11からの出射光波長から、音軸7に対する回折光201の回折角 $90^\circ - \theta$ が決定される。したがって、本実施形態の光音響振動計200は、音響波2の周波数が変わっても、角度調整部1302と角度調整部1303によって回折角を調整すれば対象物4を撮影することができる。

[0181] 光音響振動計200が持つ音響波2の周波数を自由に設定できることにより、音響波2を構成する正弦波の周波数を変化させても実像18を生成することが可能となる。異なる周波数の音響波2で対象物4を観測できることにより、撮像分解能を変えることが可能となる。この特長によれば、まず周波数の低い音響波2を用い、大まかに対象物4を観測し、次に周波数の高い音響波2を用いて細部を観測することが可能となる。これにより、撮像時間の短縮や、画像データ量の低減を図ることができる。

[0182] (第5の実施形態)

本発明による光音響撮像装置の第5の実施形態を説明する。第5の実施形態の光音響振動計は、結像レンズ系および受像部からなる光学系を2組備えている点で、第1の実施形態の光音響振動計100と異なる。以下、第1の実施形態と異なる点を主として説明する。

[0183] 第1の実施形態では、対象物4の画像の撮影および速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を異なるフレームで行う(図20(a))ことにより、高精細な画像と変位速度分布の計測を行っていた。また、対象物4の画像の撮影および速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を同時に行い、画像処理により、スペックルの低減を図る(図20(b))ことにより、スペックルパターンが抑制された画像および変位速度分布の計測の高速化を実現していた。しかし、前者の方法によれば、変位速度分布の計測が十分には高速に行えない場合がある。また、後者の方法によれば、画像におけるスペックルパターンの抑制が十分ではない場合がある。

[0184] 本実施形態では、スペックルパターンのない高精細な画像と変位速度分布の高速計測を実現するため、結像レンズ系および受像部からなる光学系を2組備えており、同時に、あるいは、同じ回折波を用いて、対象物4の画像の撮影および速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を行う。

[0185] このために、例えば、本実施形態の光音響振動計は偏光板311、312、313および偏光ビームスプリッター319を更に備える。また、結像レンズ系16a、16b、および受像部17a、17bを備える。図29に示すように、参照光源23から出射する参照光束24を偏光板313で直線偏光光に変換する。座標系318を基準にしたとき、偏光板313の光学軸がy軸に平行となるように偏光板313を配置する。これにより、生成した直線偏光の参照光束24'はy軸に平行な偏波面を持つ。

[0186] 偏光ビームスプリッター319はy軸に平行な直線偏光光のみを反射するように構成されており、参照光束24'は全て偏光ビームスプリッター319で反射されて、結像レンズ系16aを介して受像部17aへ入射し、受像

部 17b へは到達しない。歪み補償後の回折光 302 は、y 軸に対して非平行な光学軸を持つ偏光板 311 によって直線偏光の回折光 302' に変換される。回折光 302' の偏波面は y 軸に非平行であるため、偏光ビームスプリッター 319 によって x 軸方向に平行な偏波面を持つ直線偏光光と、y 軸方向に平行な偏波面を持つ直線偏光光に分割される。x 軸方向に平行な偏波面を持つ直線偏光光は偏光ビームスプリッター 319 を透過し、受像部 17a へ向かう。一方、y 軸方向に平行な偏波面を持つ直線偏光光は偏光ビームスプリッター 319 で反射され、反射鏡 314 で反射した後、結像レンズ系 16b を介して受像部 17b に入射する。

[0187] 受像部 17b には歪み補償後の回折光 302 のみが入射する。このため、実像 18b はスペックルパターンのない対象物 4 の光学像となる。受像部 17b によって、対象物 4 を撮影することによって、高画質の対象物 4 の画像を得ることができる。

[0188] 一方、y 軸に平行な偏波面を持つ参照光束 24' は、x 軸に平行な偏波面を持つ歪み補償後の回折光 302' に重畳し、受像部 17a へ入射する。しかし、2つの直線偏光光の偏波面は互いに直交しているため干渉しない。そこで、2つの直線偏光光を y 軸に非平行な光学軸を持つ偏光板 312 に透過させ、直線偏光光の偏波面を一致させることにより干渉させる。干渉によって2つの直線偏光光が互いに重畳した光はビート光となる。受像部 17a で検出する実像 18a から、第 1 の実施形態で説明した方法によって、速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を行う。3次元ベクトル量として速度ベクトル分布 $v(x)$ の計測を行う際には、図 19 を参照して説明した方法を用いる。

[0189] 本実施形態によれば、高精細な対象物 4 の画像を取得可能であり、かつ、変位速度分布を高速で行うことのできる光音響振動計を実現できる。

産業上の利用可能性

[0190] 本願に開示された光音響振動計は、音響波による対象物の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、光の届かない物体の内部であっても超音波が伝搬可能な材質

で構成されているのであれば、物体内部の弾性率分布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。さらに、対象物の変位速度を計測できるので、運動を非接触で測定する非接触振動計や、振動の面内分布を測定する振動モード解析装置として好適に用いることができる。

符号の説明

- [0191] 1 音響波源
2 音響波
3 媒質
4 対象物
5 散乱波
6 音響レンズ系
7 音軸
1 3、2 1 7、4 0 9、1 3 0 1 光軸
8 光音響媒質部
9 平面音波
1 0 音波吸収端
1 1 単色光源
1 2、2 1 3 ビームエクスペンダー
1 4、3 2、9 0 1、9 0 2 平面波光束
1 5 像歪み補償部
1 6、1 6 a、1 6 b 結像レンズ系
1 7、1 7 a、1 7 b 受像部
1 8、1 8 a、1 8 b、4 0 5、4 0 8、8 0 1 実像
1 9 検出光源
2 0 画像処理部
2 1、4 6 焦点面
2 2、3 3 ビームスプリッター

- 2 3 参照光源
- 2 4 変調光
- 3 1 均一照明光学系
- 3 4 ビームスプリッター
- 4 1、4 4、4 5 フライアイレンズ
- 4 2、2 1 1 コンデンサーレンズ
- 4 3 均一照明面
- 1 0 0、2 0 0 光音響振動計
- 1 5 1、1 6 1、1 6 2 シリンドリカルレンズ
- 2 0 1 回折光
- 2 0 2 回折格子
- 2 0 3 単色光
- 2 1 2 散光板
- 2 1 4 光音響変調器
- 2 1 5 シャッター
- 2 1 6 平行光束
- 2 2 1 第 1 の光音響変調器
- 2 2 2 第 2 の光音響変調器
- 2 3 1 観測者
- 2 3 2 入射波
- 2 3 3 ドップラーシフト
- 2 8 1 画素
- 3 0 1 アナモルフィックプリズム
- 3 0 2、9 0 2 歪み補償後の回折光
- 3 0 3 くさび状プリズム
- 4 0 1、4 0 7 物体
- 4 0 2 フーリエ変換面
- 4 0 3、4 0 4 レンズ

- 4 0 6 音響光変換部
- 9 0 1 縮小光学系
- 1 3 0 2、1 3 0 3 角度調整部
- 1 3 0 4 回折光結像光学系
- 1 5 0 1 臓器
- 1 5 0 2 被検者
- 3 1 1、3 1 2、3 1 3 偏光板
- 3 1 8 座標系
- 2 1 0 6 整合層 (B)

請求の範囲

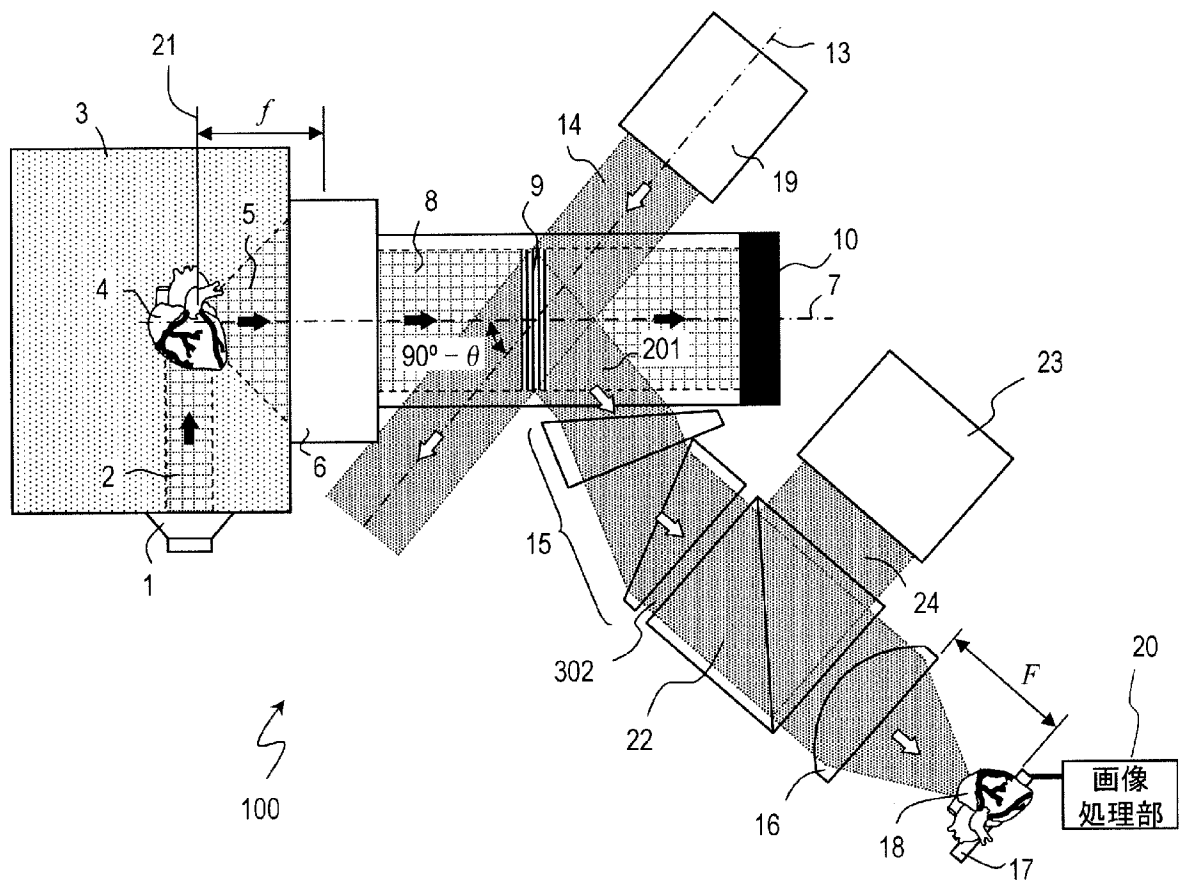
- [請求項1] 音響波源と、
前記音響波源から出射した音響波が対象物を照射することにより生じた散乱波を所定の収束状態に変換する音響レンズ系と、
前記音響レンズ系を透過した散乱波が入射するように配置された光音響媒質部と、
互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された検出光束であって、前記音響レンズ系の音軸に対して、非垂直かつ非平行な角度で前記光音響媒質部に入射する検出光束を出射する検出光源と、
互いに進行方向の異なる複数の単色光が重畳された平行な参照光束であって、前記光音響媒質部で発生する前記検出光束による回折光に重畳する参照光束を出射する参照光源と、
前記参照光束が重畳した前記回折光を収束させる結像レンズ系と、
前記結像レンズによって収束した光を検出し、電気信号を出力する受像部と、
を備える光音響振動計。
- [請求項2] 前記検出光束および前記参照光束の振動数は互いに異なる、請求項1に記載の光音響振動計。
- [請求項3] 前記参照光源は、少なくとも1つの光音響変調器を含む、請求項1に記載の光音響振動計。
- [請求項4] 前記参照光源は散光板を含む、請求項3に記載の光音響振動計。
- [請求項5] 前記参照光源は、フライアイレンズを含む請求項1に記載の光音響振動計。
- [請求項6] 前記結像レンズおよび前記受像部を含む光学系を2組備える、請求項1に記載の光音響振動計。
- [請求項7] 前記参照光源は偏光板を含む、請求項6に記載の光音響振動計。
- [請求項8] 前記受像部は、2次元に配置された複数の画素を有する2次元イメージセンサーである、請求項1から7のいずれかに記載の光音響振動

計。

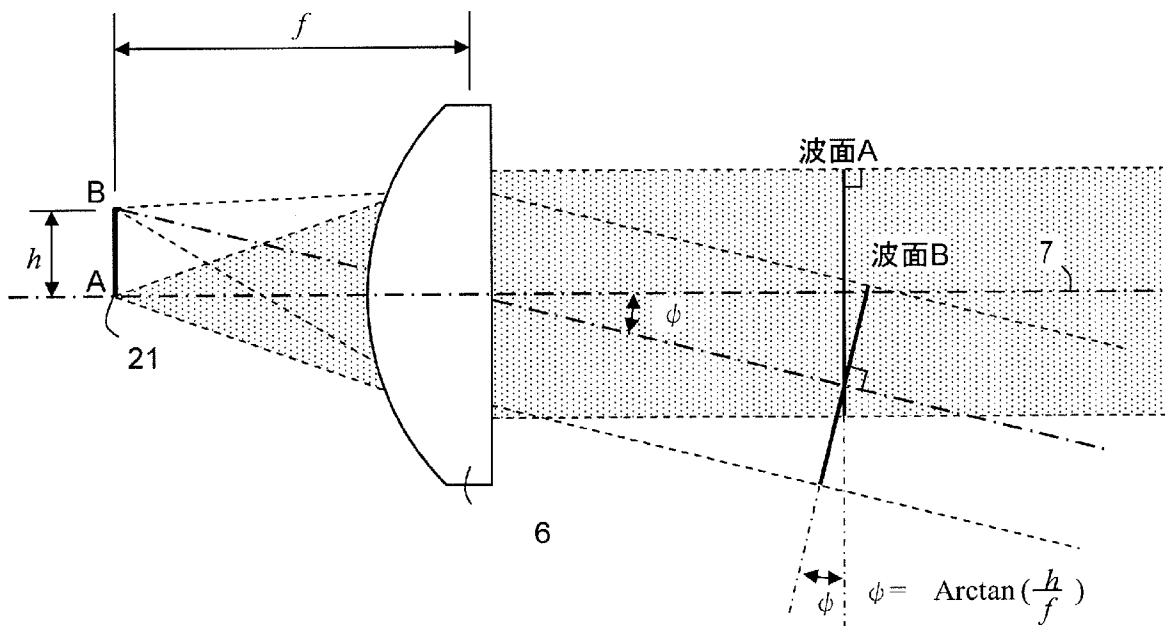
- [請求項9] 前記電気信号に基づき、前記受像部の前記各画素で検出される光の量の時間変化を検出する画像処理部をさらに備える請求項2に記載の光音響振動計。
- [請求項10] 前記参照光源は、前記参照光束の出射時刻を制御するシャッターを含む請求項1から9のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項11] 前記音響波源を少なくとも3つ備える、請求項1から10のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項12] 前記回折光および前記電気信号によって表される前記対象物の像の少なくとも一方の歪みを補正する像歪み補正部をさらに備える、請求項1から11のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項13] 前記像歪み補正部は、前記回折光の断面を拡大する光学部材を含む、請求項11に記載の光音響振動計。
- [請求項14] 前記像歪み補正部は、前記回折光の断面を縮小する光学部材を含む、請求項11に記載の光音響振動計。
- [請求項15] 前記光学部材は、アナモルフィックプリズムを含む、請求項13または14に記載の光音響振動計。
- [請求項16] 前記結像レンズおよび前記光学部材の少なくとも一方は、少なくとも1つのシリンドリカルレンズを含む、請求項13または14に記載の光音響振動計。
- [請求項17] 前記像歪み補正部は、前記電気信号に基づき、前記電気信号によって表される前記対象物の画像の歪みを補正する請求項12に記載の光音響振動計。
- [請求項18] 各単色光のスペクトル幅は10nm未満であり、前記単色光は、前記単色光の中心周波数における波長の10倍以下の波面精度を持つ平面波である、請求項1から17のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項19] 前記検出光源は、少なくとも1つのフライアイレンズを含む、請求項1から18のいずれかに記載の光音響振動計。

- [請求項20] 前記音響レンズ系は、屈折型音響レンズおよび反射型音響レンズの少なくとも一方を含む、請求項1から19のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項21] 前記音響レンズ系は、シリカナノ多孔体、フッ素系不活性液体およびポリスチレンから選ばれる音響素子を少なくとも1つ含む、請求項20に記載の光音響振動計。
- [請求項22] 前記音響レンズ系は、焦点距離調整機構および焦点位置調整機構の少なくとも一方を含む、請求項1から21のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項23] 前記結像レンズ系は、焦点距離調整機構および焦点位置調整機構の少なくとも一方を含む、請求項1から21のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項24] 前記光音響媒質部は、シリカナノ多孔体、フッ素系不活性液体および水の少なくとも1つを含む、請求項1から23のいずれかに記載の光音響振動計。
- [請求項25] 前記検出光源から出射する検出光束の光軸は、前記音響レンズの音軸に対して調整可能である、請求項1から24のいずれかに記載の光音響振動計。

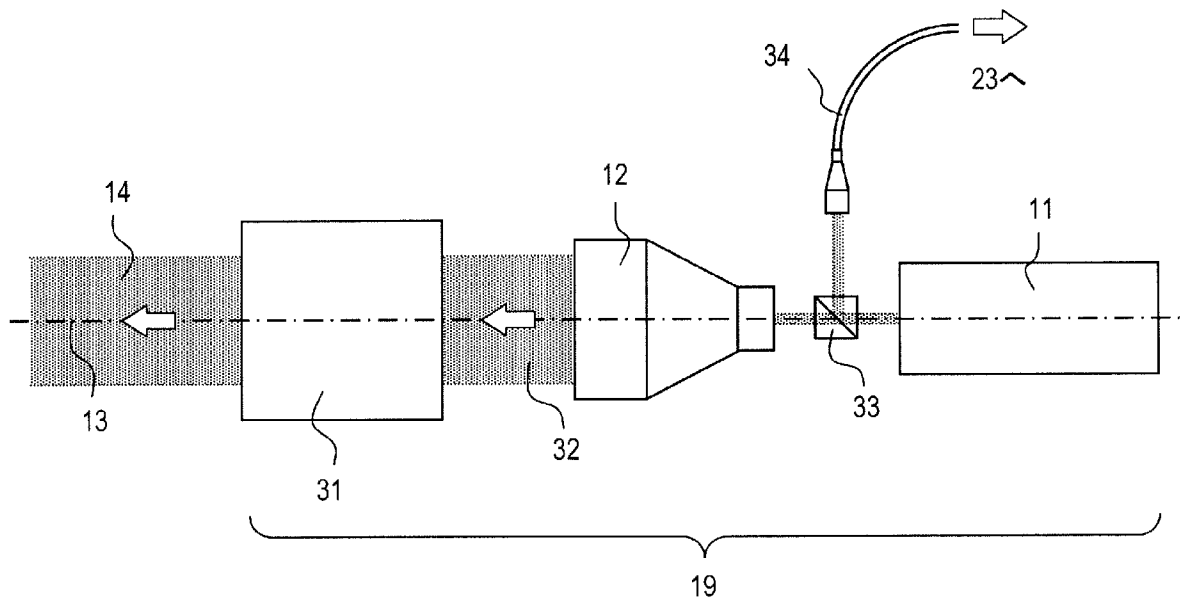
[図1]



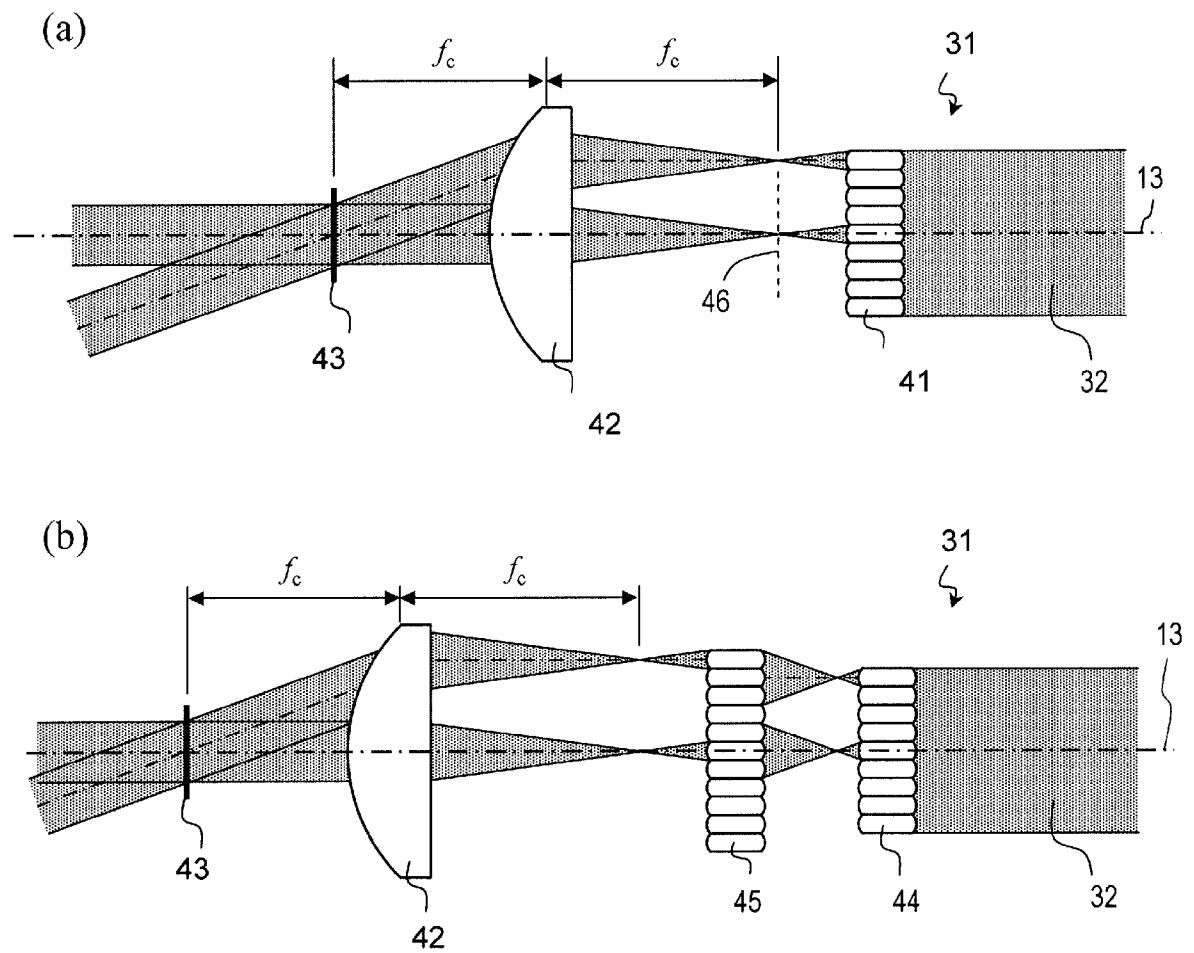
[図2]



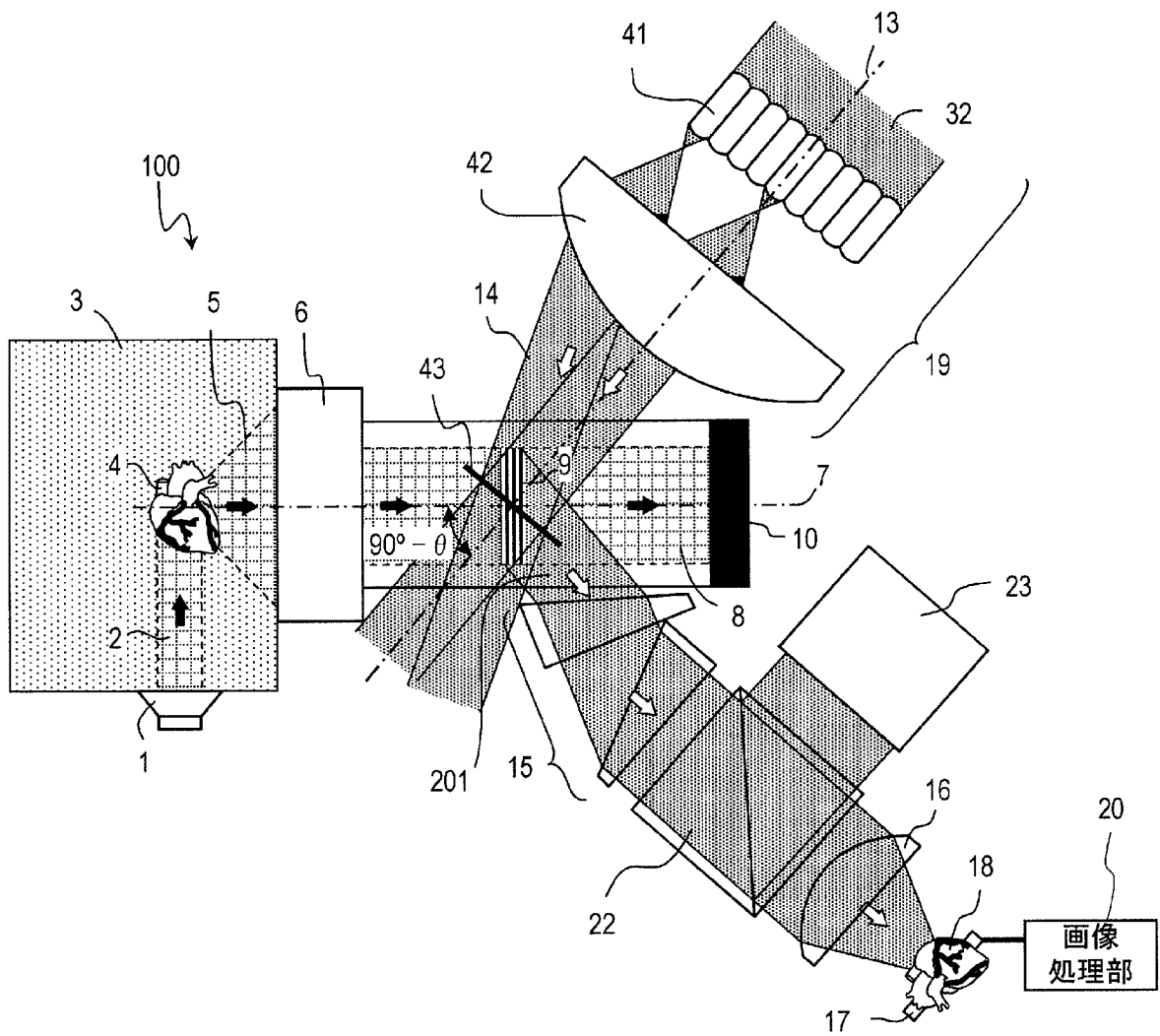
[図3]



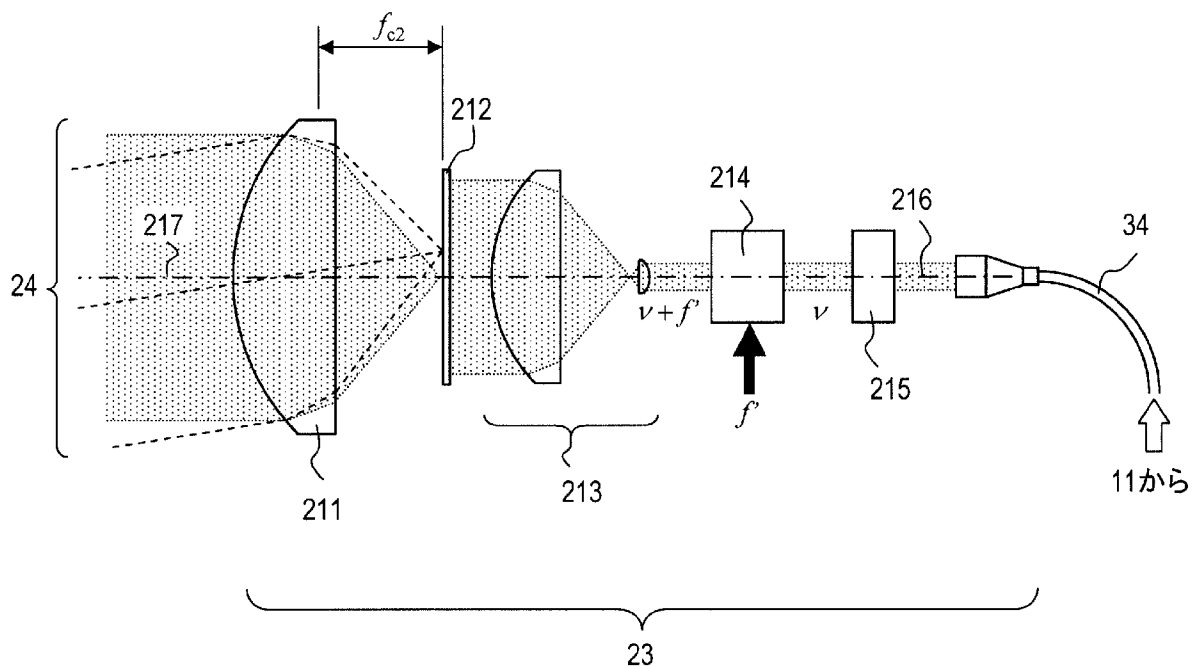
[図4]



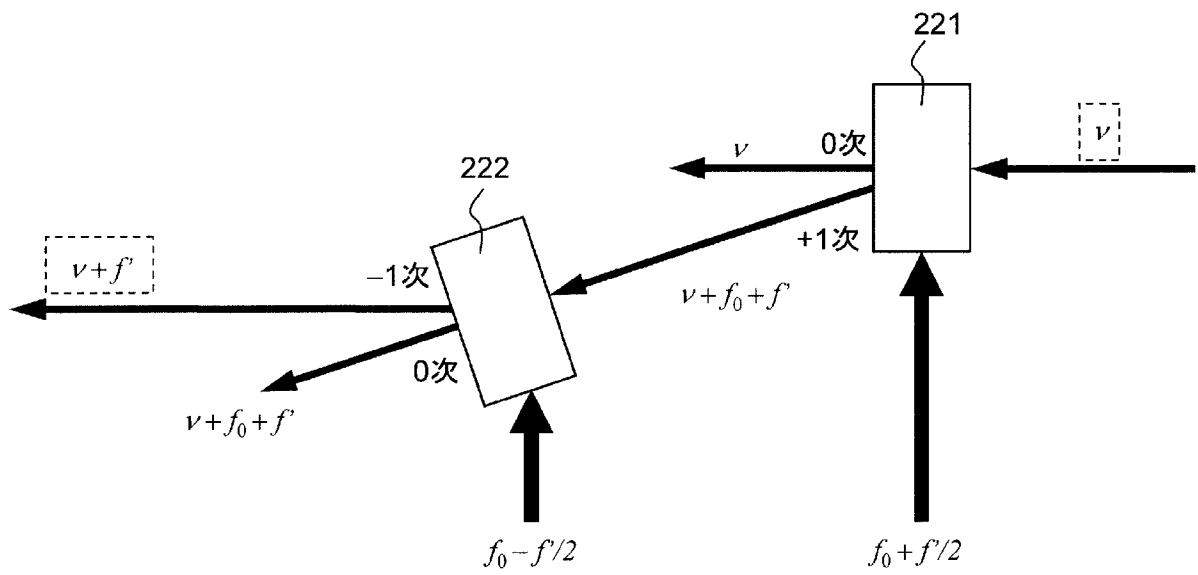
[図5]



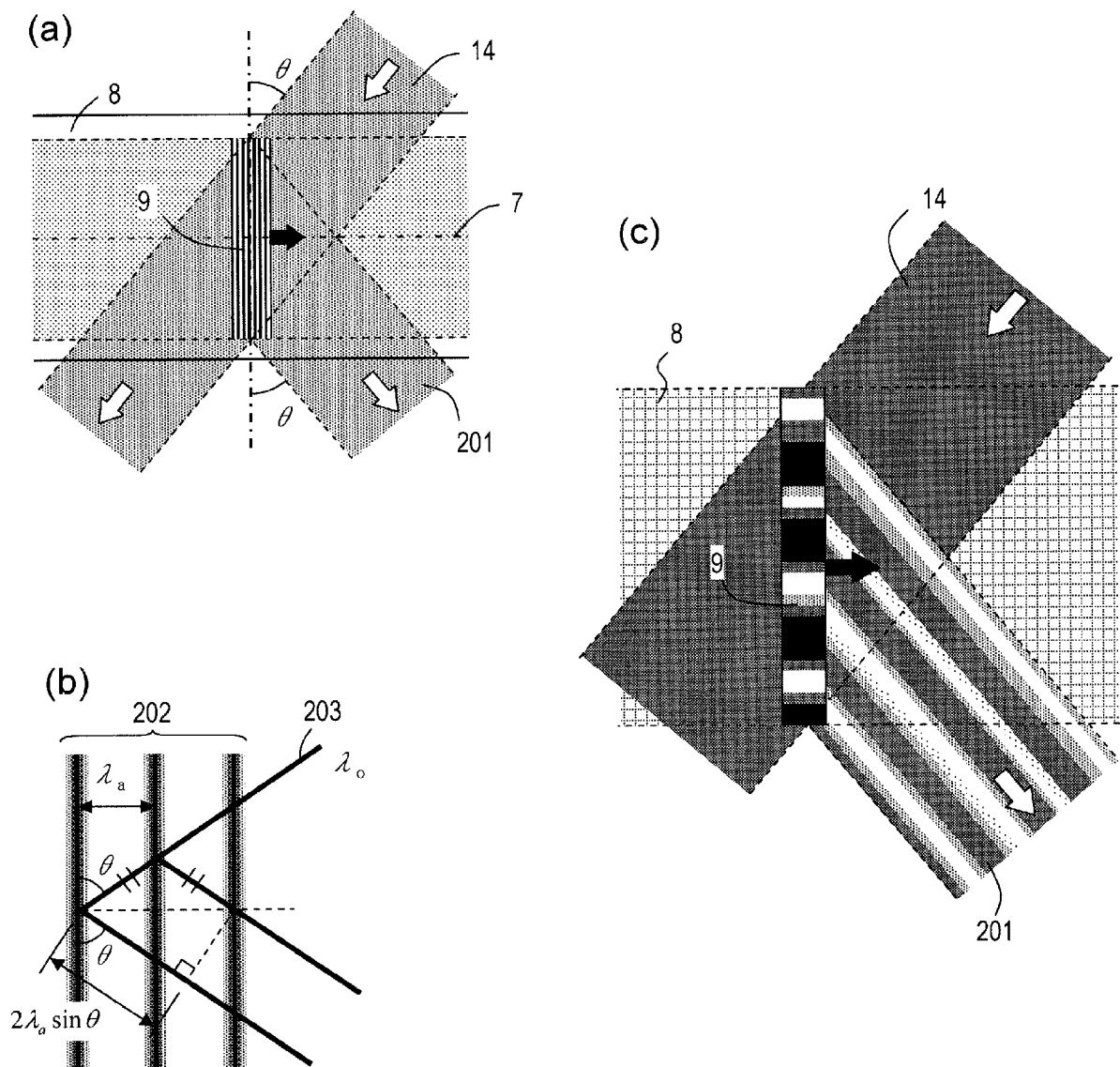
[図6]



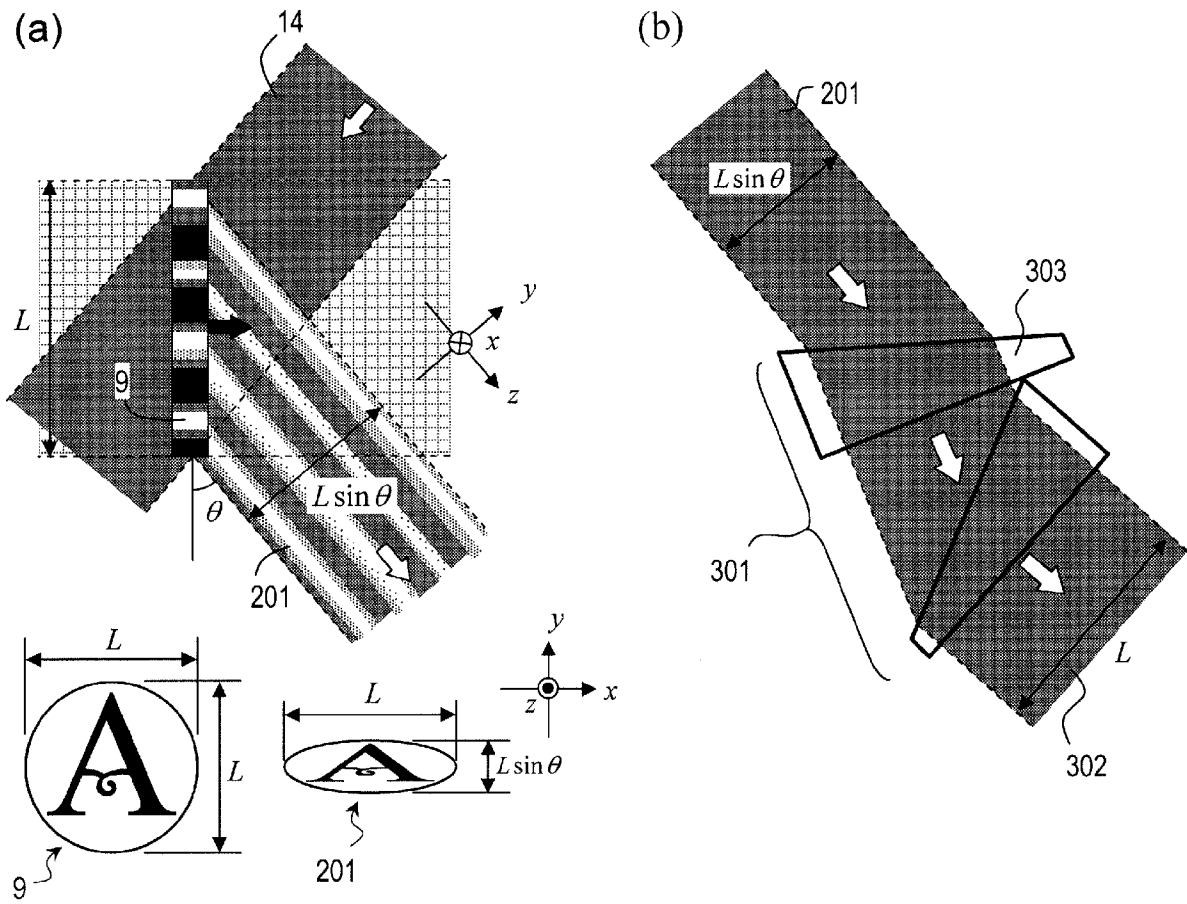
[図7]



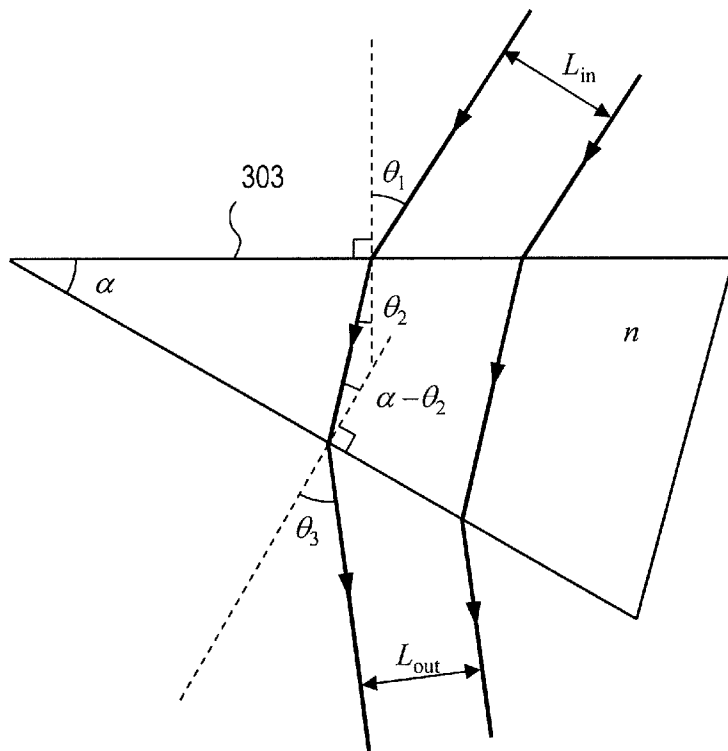
[図8]



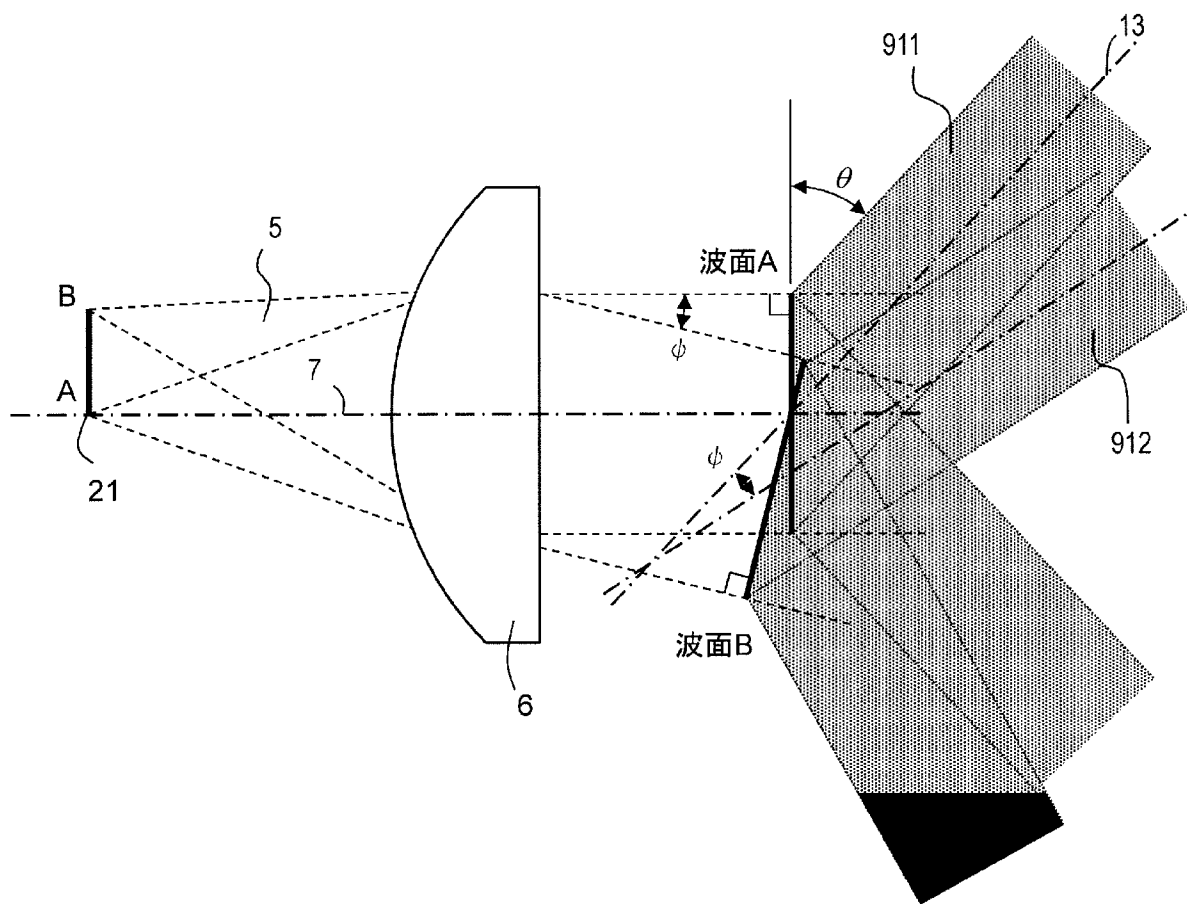
[図9]



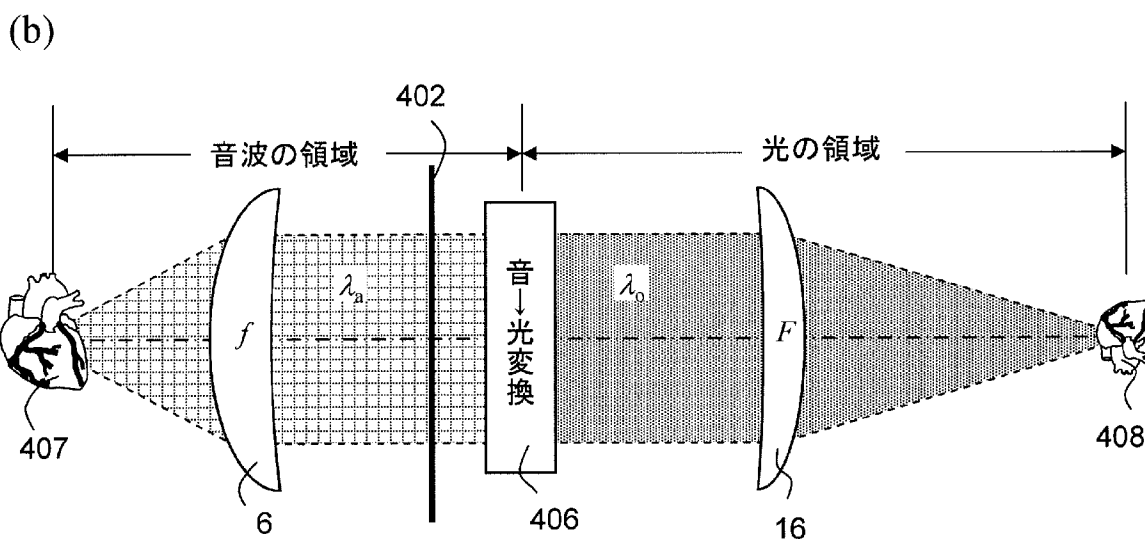
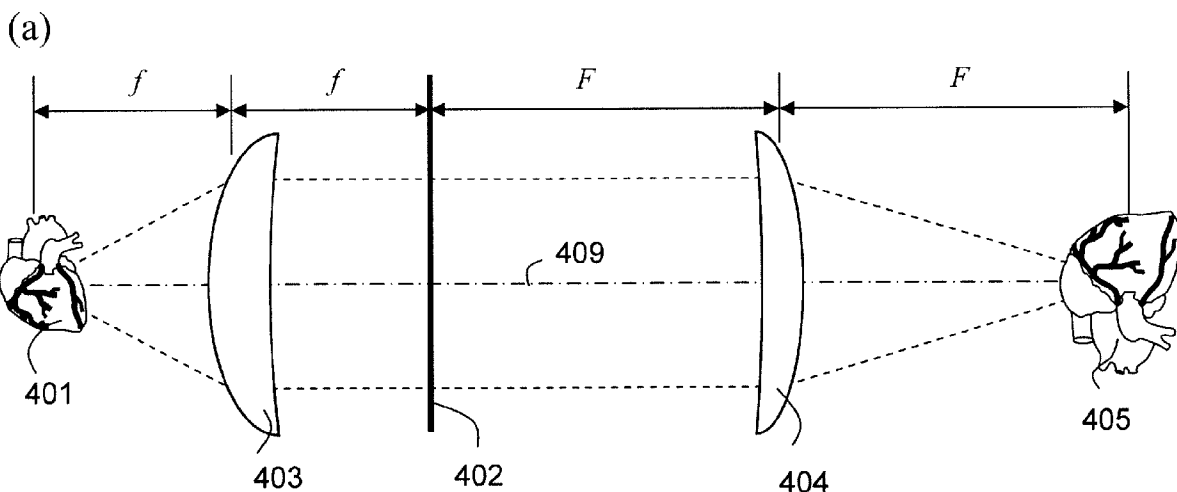
[図10]



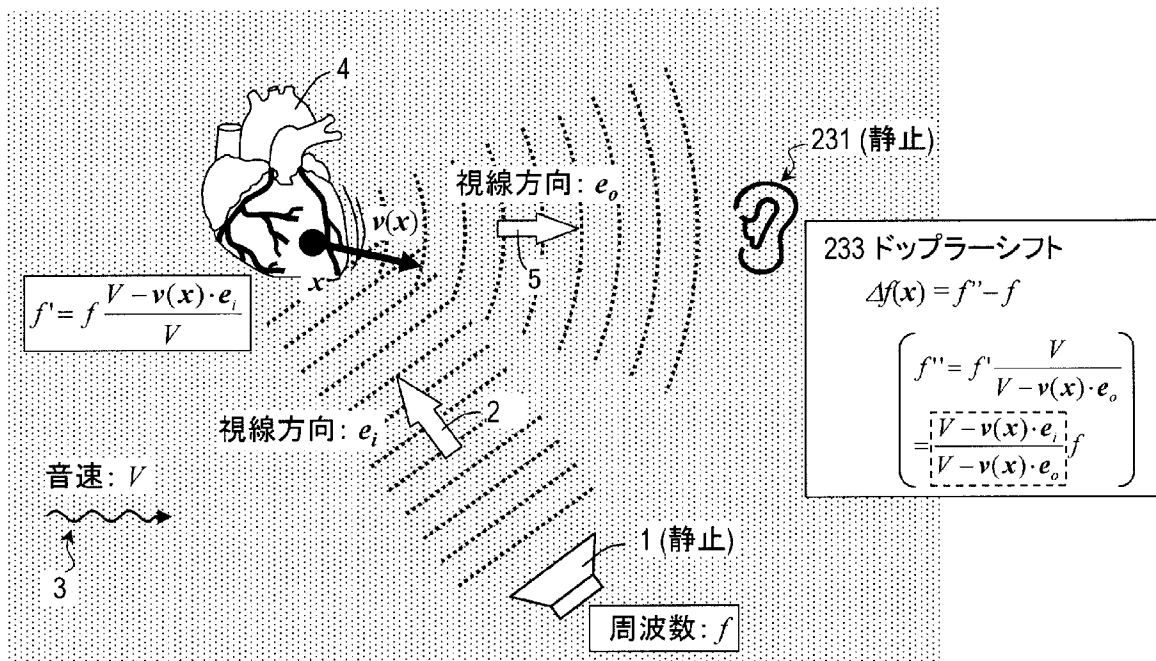
[図11]



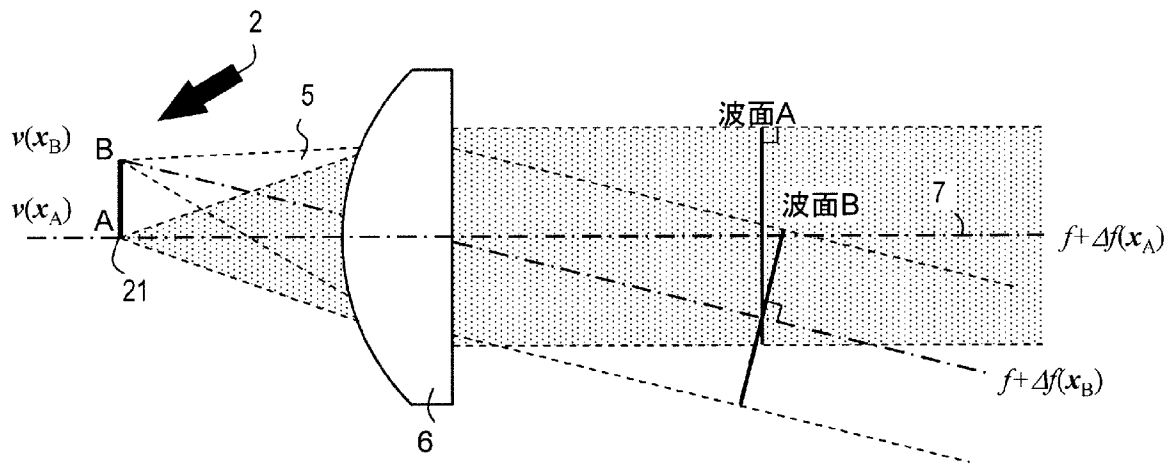
[図12]



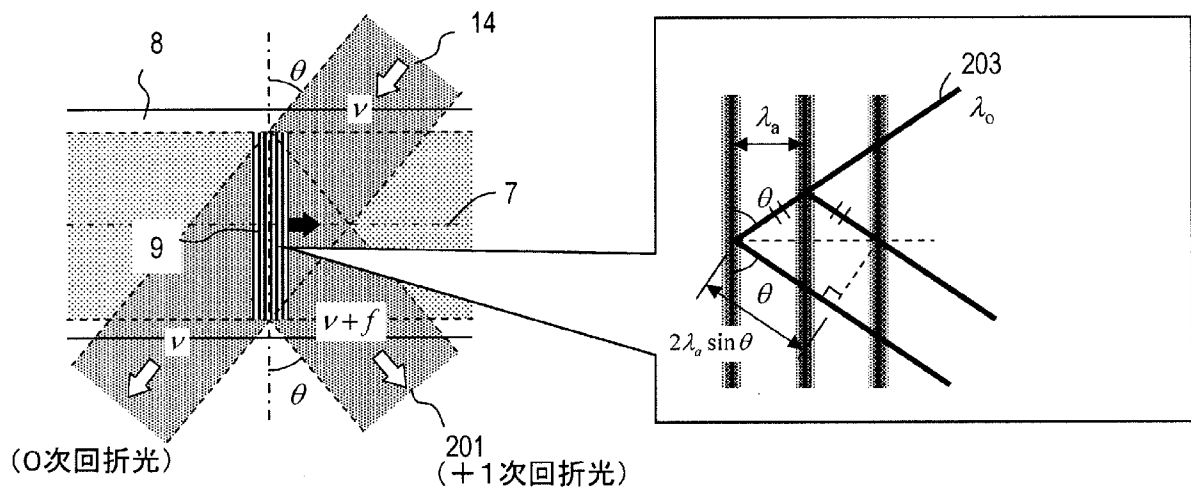
[図13]



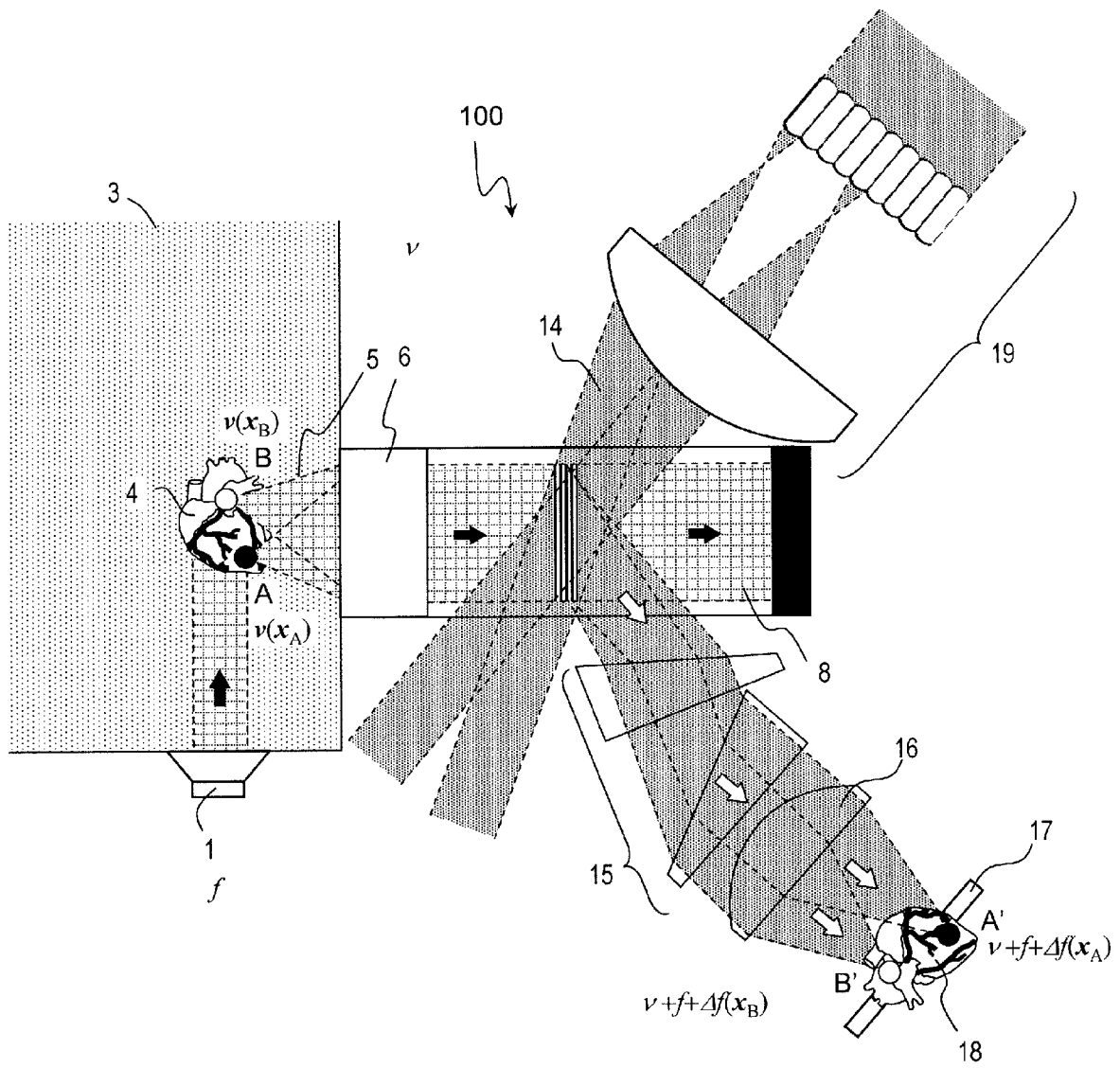
[図14]



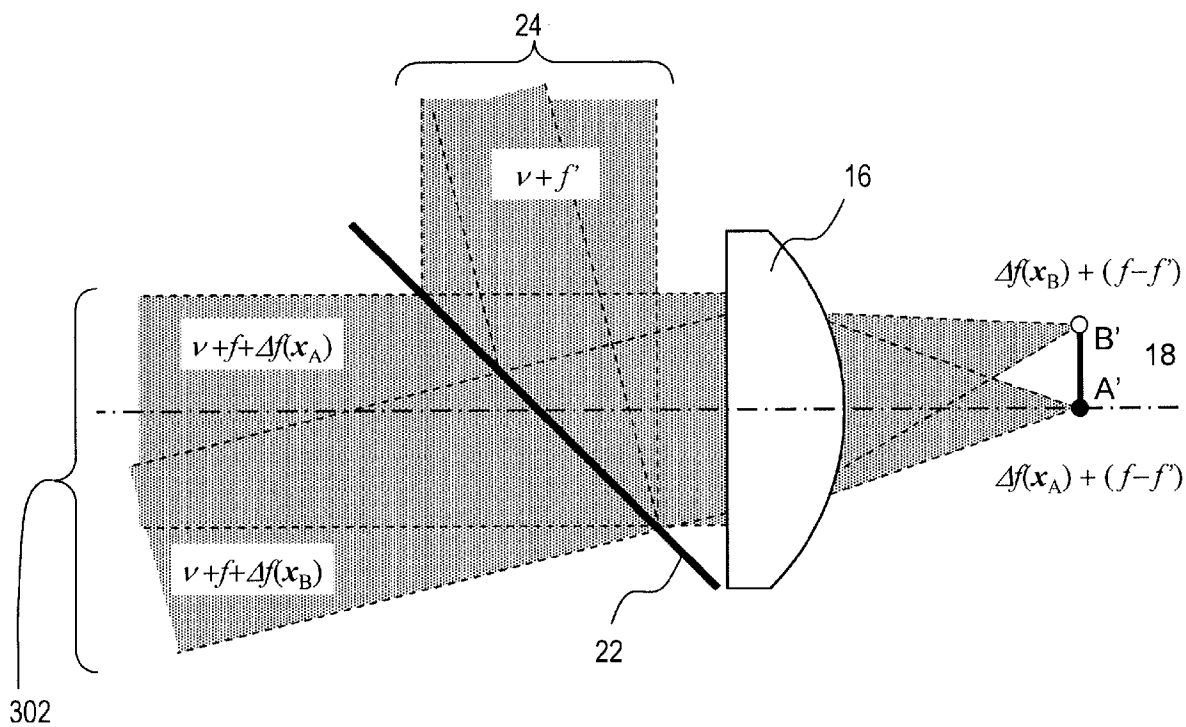
[図15]



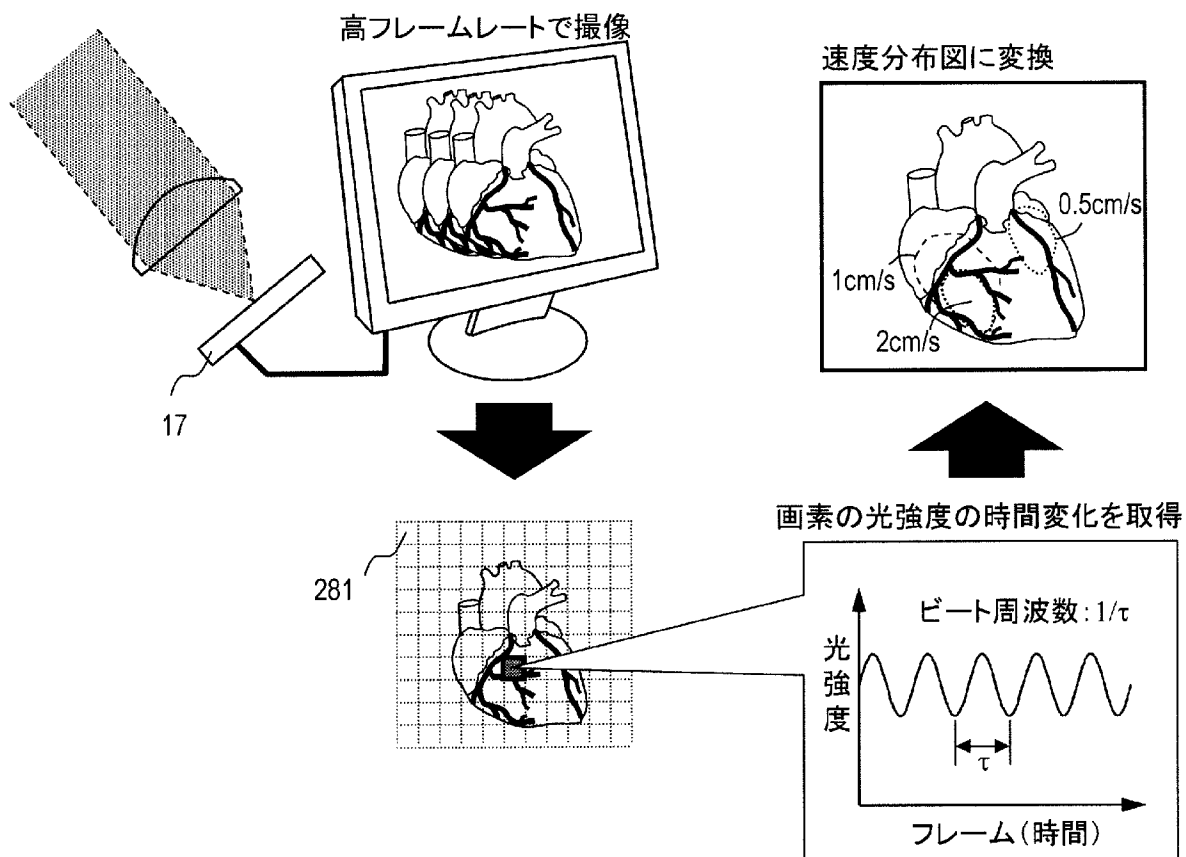
[図16]



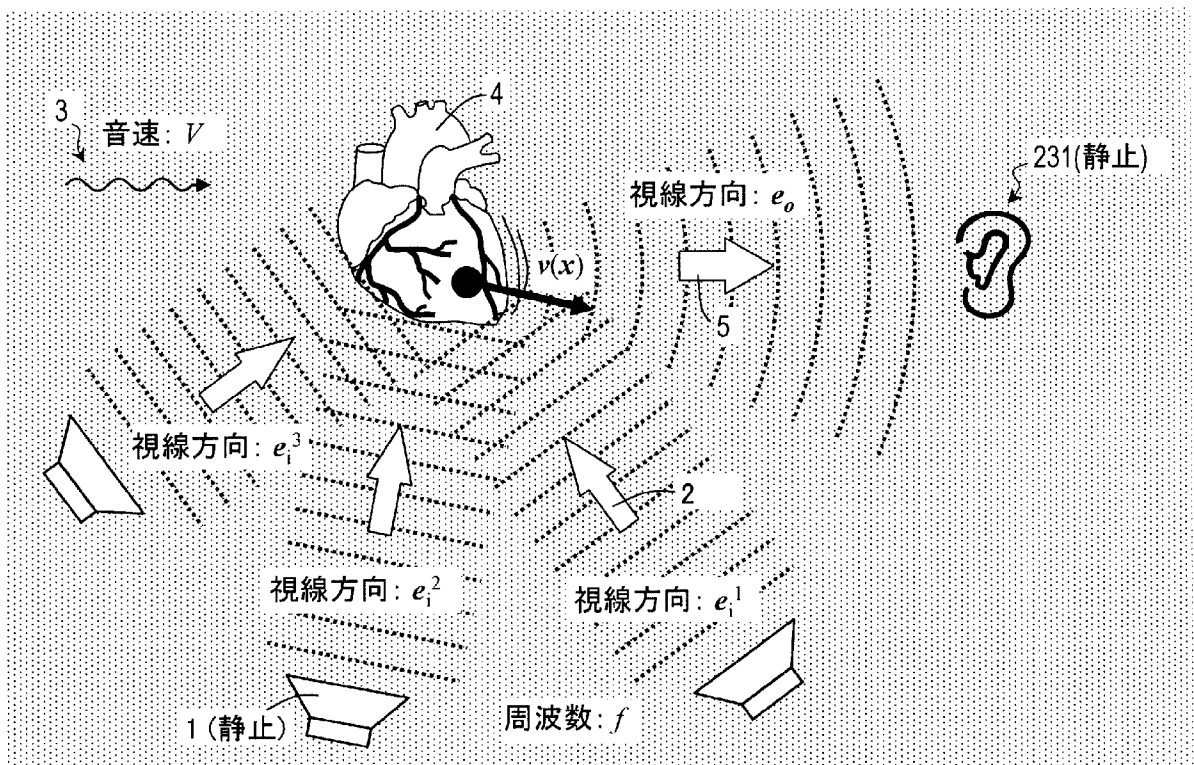
[図17]



[図18]

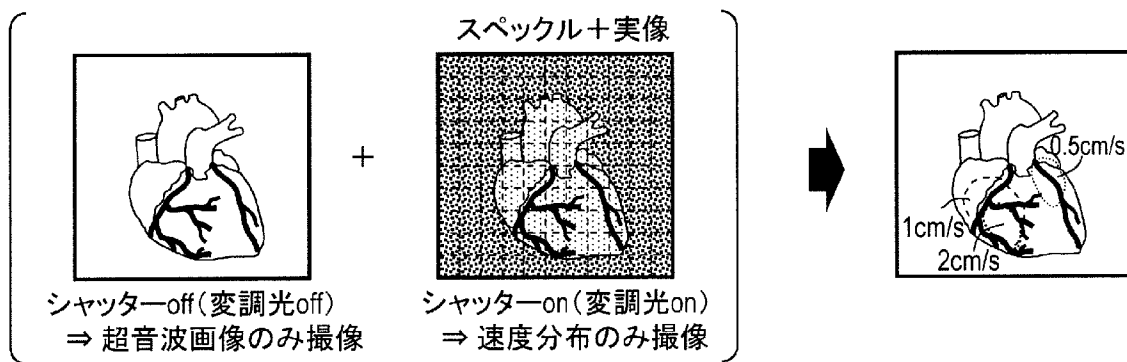


[図19]

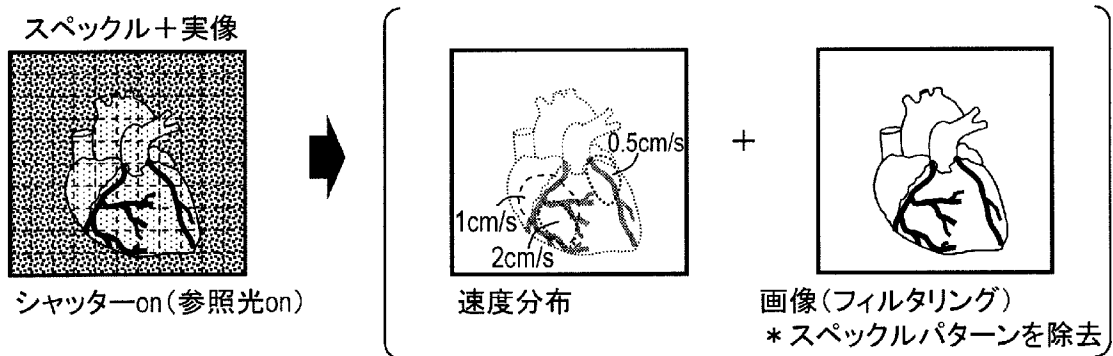


[図20]

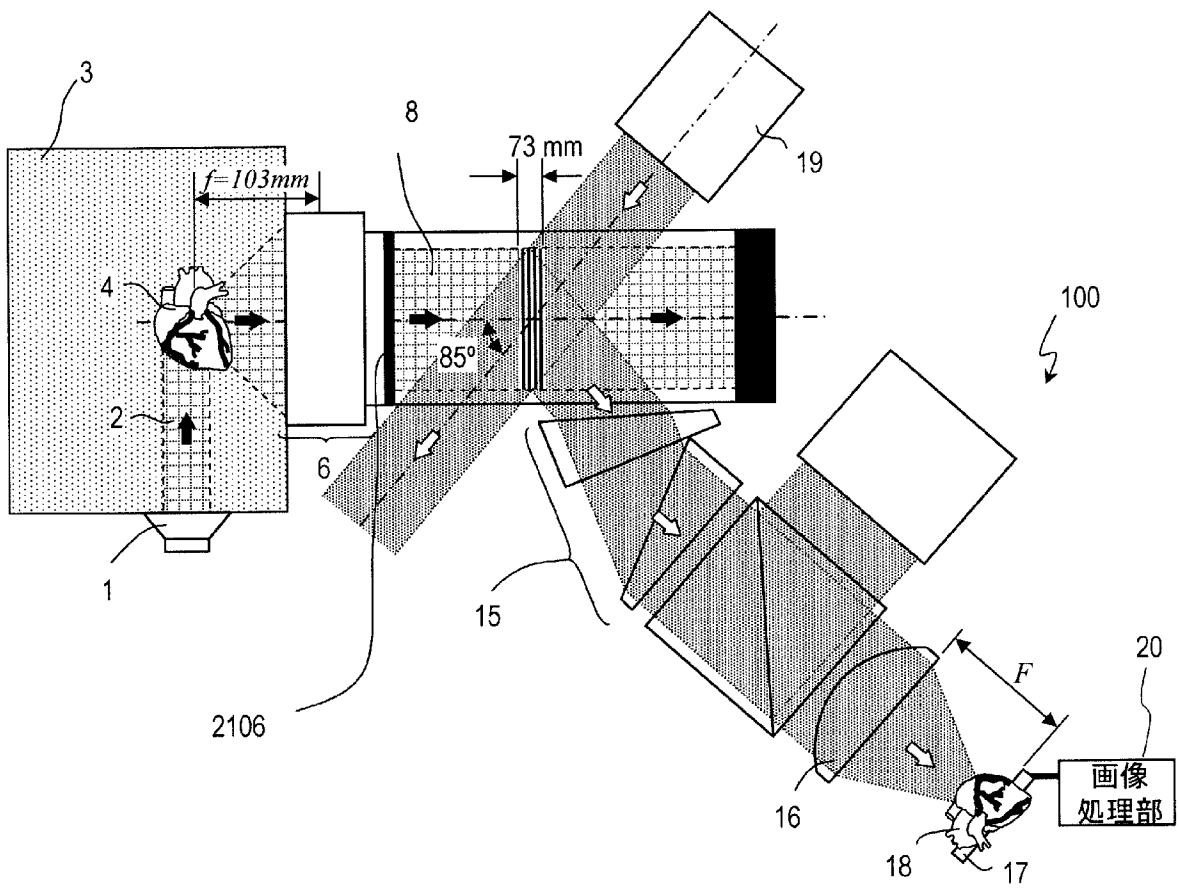
(a)



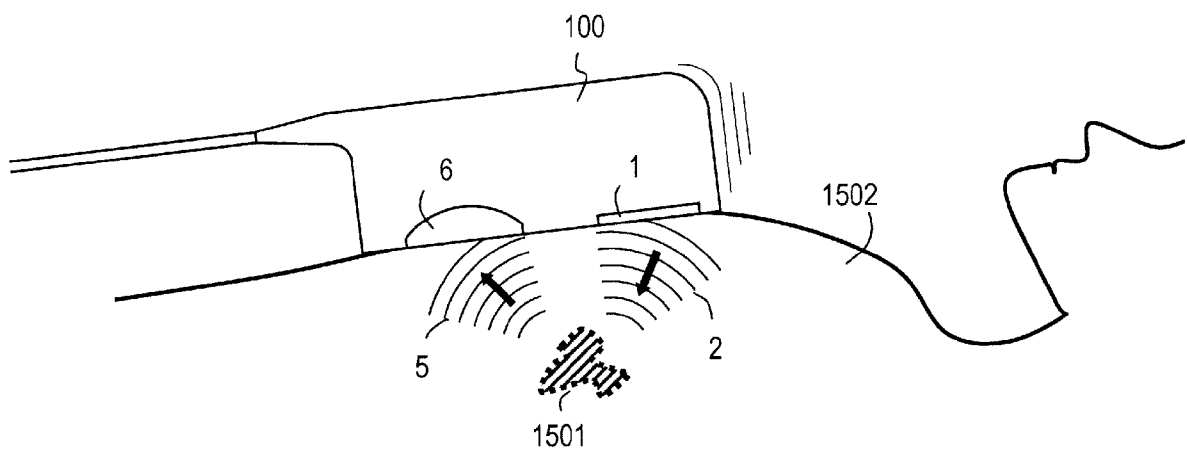
(b)



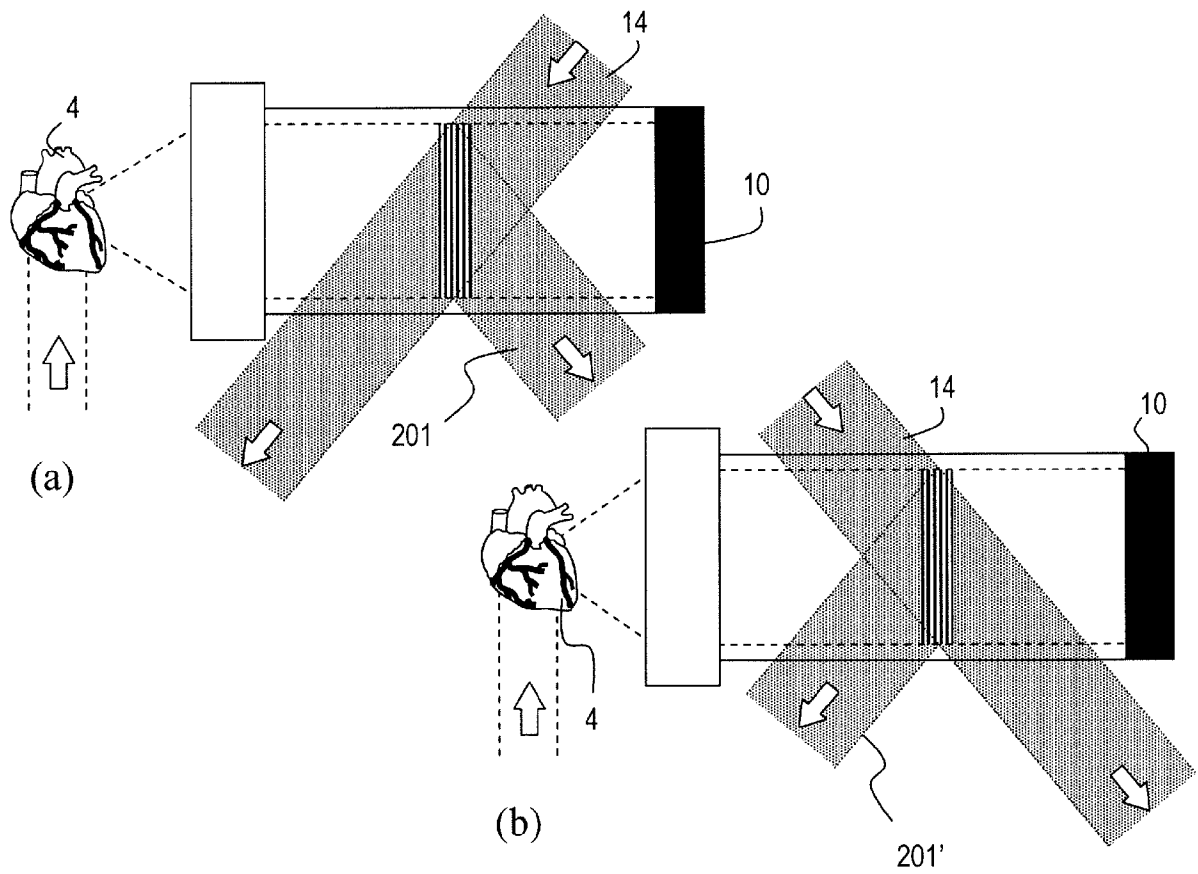
[図21]



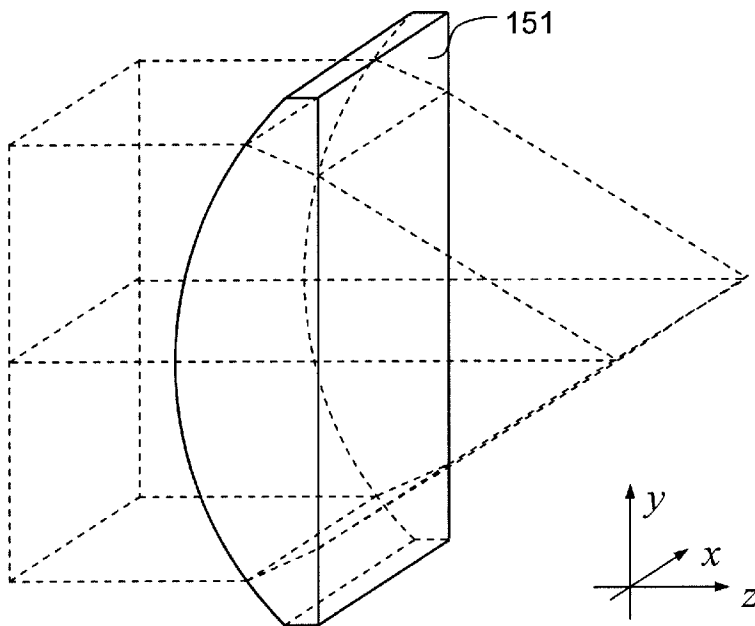
[図22]



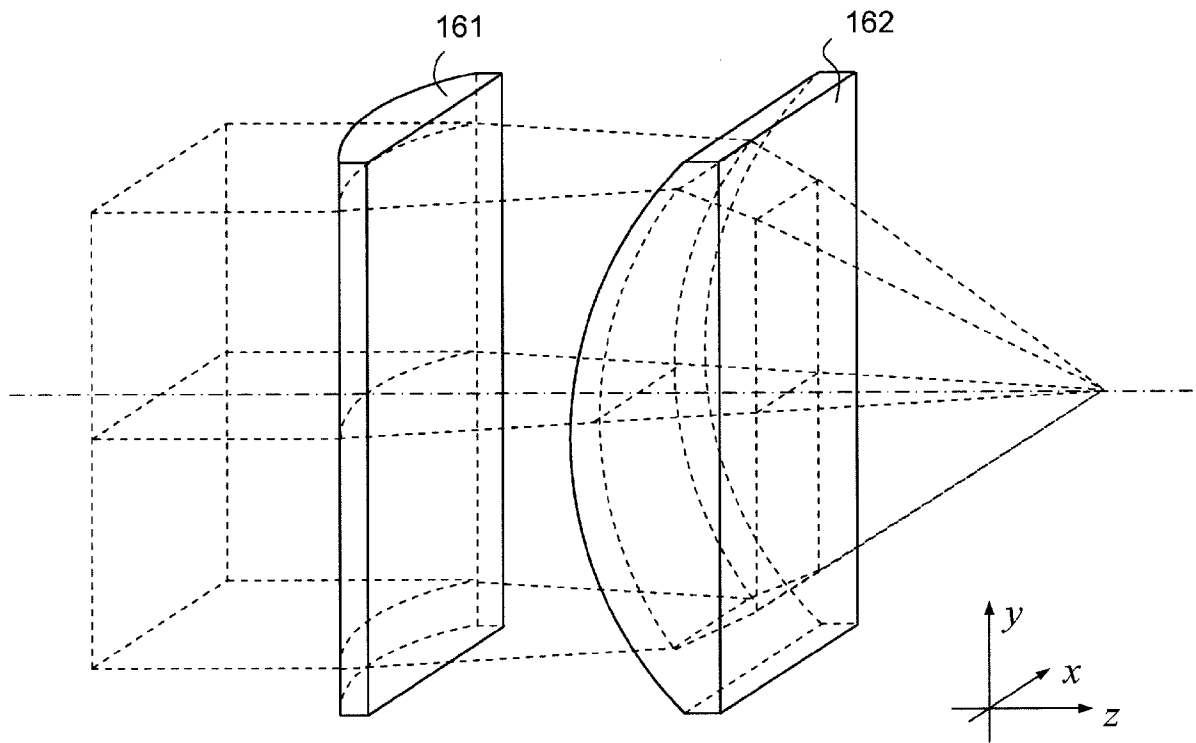
[図23]



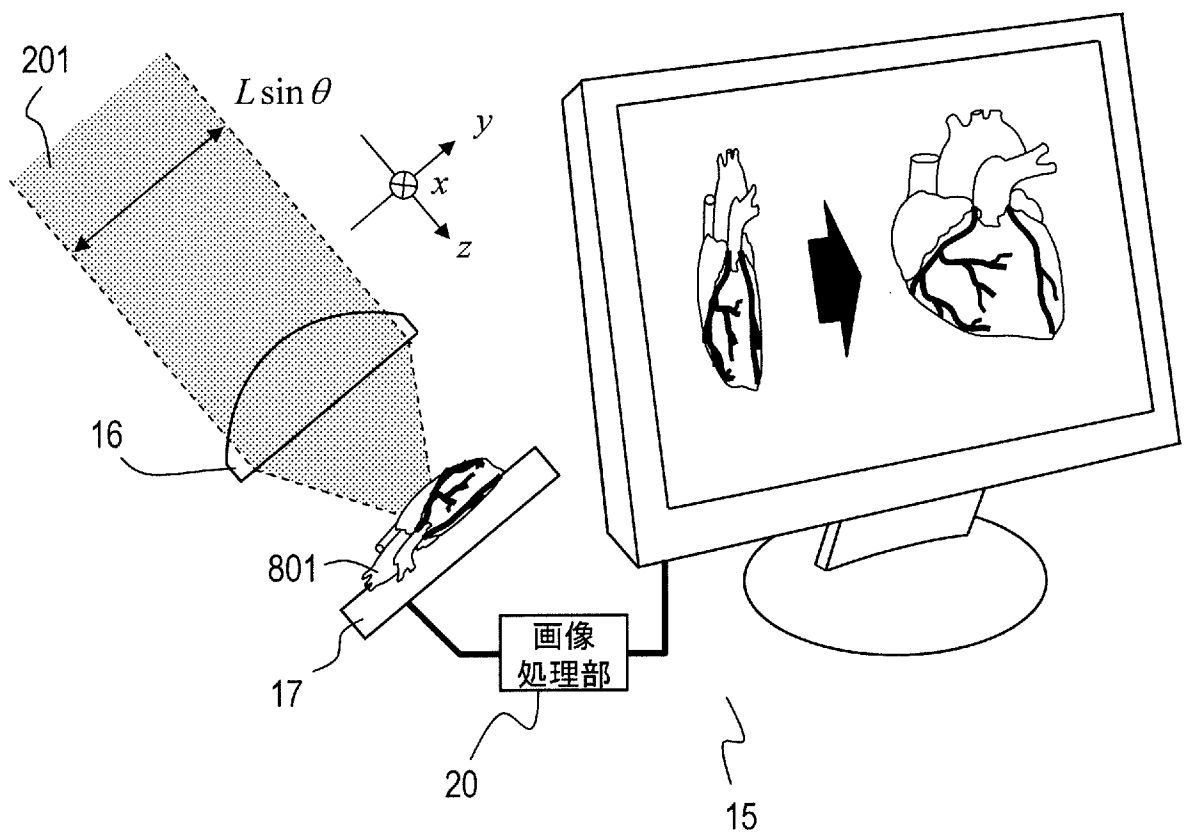
[図24]



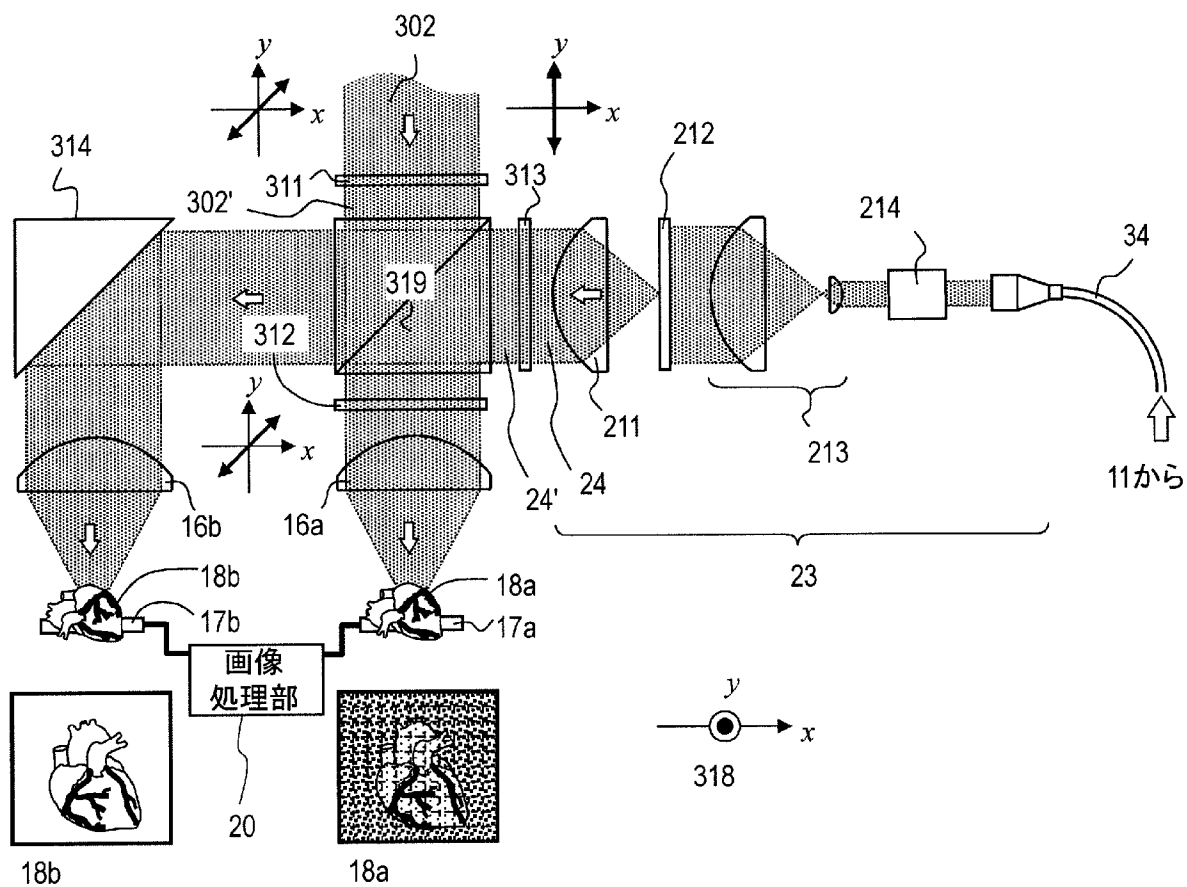
[図25]



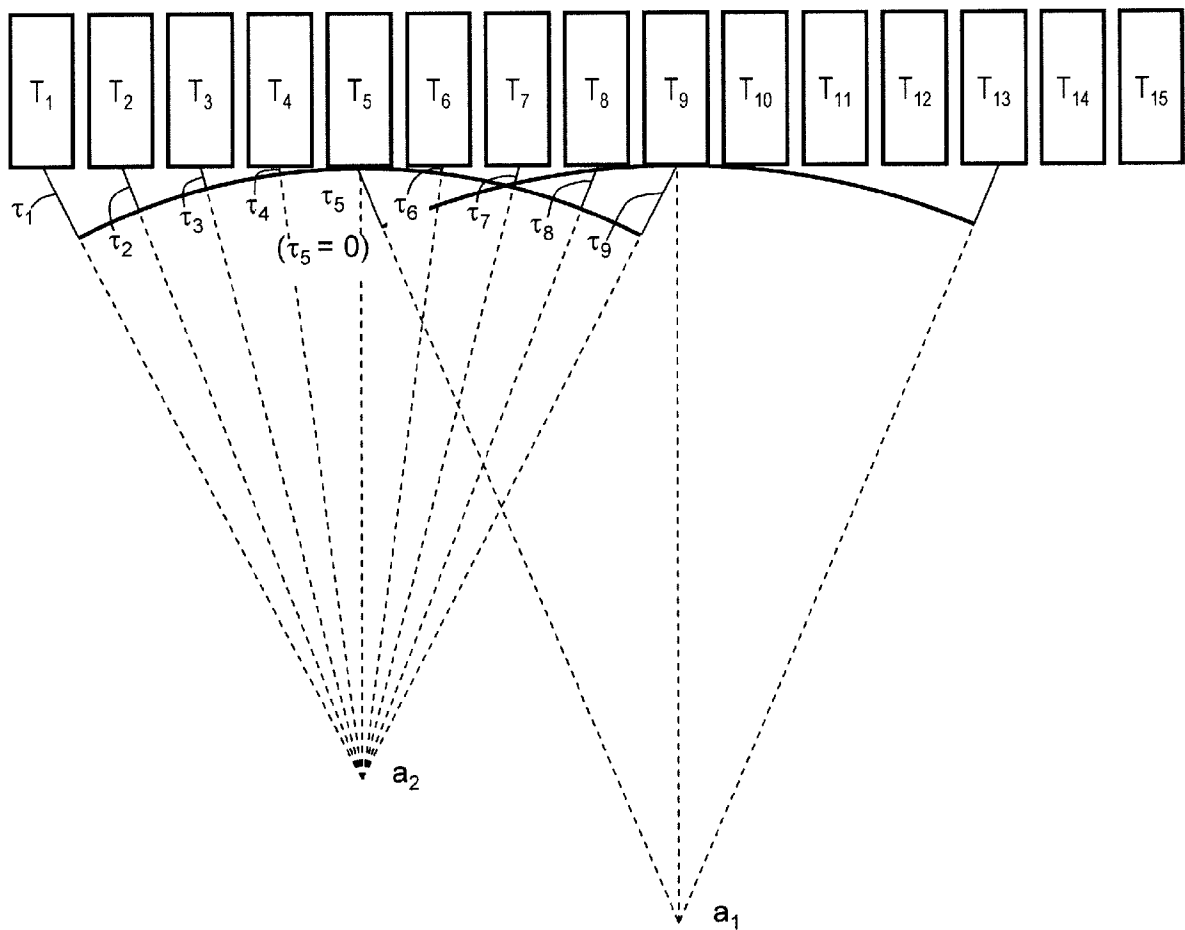
[図26]



[図29]



[図30]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003075

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01H9/00(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, G01N21/00(2006.01)i, G01N21/47
(2006.01)i, G01S15/89(2006.01)i, H04N5/225(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)

G01H1/00-17/00, A61B8/00-8/15, G01N21/00-21/61, G01S15/00-15/96,
H04N5/225

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), Science Direct, CiNii

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	L.Schlussler, Experimental results with acoustic lenses in a Braggdiffraction imaging system, Applied Physics Letters, 1976, vol.28, p.695-697	1-25
A	JP 2010-506496 A (Delaware State University Foundation, Inc.), 25 February 2010 (25.02.2010), entire text; all drawings & US 2010/0139405 A1 & EP 2082200 A & WO 2008/045274 A2	1-25

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
09 July, 2013 (09.07.13)

Date of mailing of the international search report
23 July, 2013 (23.07.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003075

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-216001 A (Olympus Medical Systems Corp.), 30 August 2007 (30.08.2007), entire text; all drawings & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & EP 2275022 A1 & KR 10-2007-0077139 A & CN 101002670 A	1-25
A	JP 2000-197635 A (General Electric Co.), 18 July 2000 (18.07.2000), entire text; all drawings & US 6245015 B1 & EP 1008326 A2 & DE 69936333 D & DE 69936333 T	1-25

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. G01H9/00(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, G01N21/00(2006.01)i, G01N21/47(2006.01)i, G01S15/89(2006.01)i, H04N5/225(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. G01H1/00-17/00, A61B8/00-8/15, G01N21/00-21/61, G01S15/00-15/96, H04N5/225

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 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)
 JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), Science Direct, CiNii

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	L.Schlussler, Experimental results with acoustic lenses in a Braggdiffraction imaging system, Applied Physics Letters, 1976, vol.28, p.695-697	1-25
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, 全文, 全図 & US 2010/0139405 A1 & EP 2082200 A & WO 2008/045274 A2	1-25
A	JP 2007-216001 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社)	1-25

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 09.07.2013	国際調査報告の発送日 23.07.2013
--------------------------	--------------------------

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) ▲高▼見 重雄	2 J	9 1 1 6
	電話番号 03-3581-1101 内線 3252		

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	2007.08.30, 全文, 全図 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & EP 2275022 A1 & KR 10-2007-0077139 A & CN 101002670 A JP 2000-197635 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2000.07.18, 全文, 全図 & US 6245015 B1 & EP 1008326 A2 & DE 69936333 D & DE 69936333 T	1 - 25