



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102083359 B

(45) 授权公告日 2013. 04. 24

(21) 申请号 200980126093. X

(22) 申请日 2009. 07. 09

(30) 优先权数据

2008-182060 2008. 07. 11 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 01. 06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/062846 2009. 07. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02010/005109 EN 2010. 01. 14

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 西原裕 福谷和彦 中嶋隆夫

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 杨小明

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

G01N 21/17(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5840023 A, 1998. 11. 24, 全文.

US 2004/0127783 A1, 2004. 07. 01, 全文.

US 2008/0123083 A1, 2008. 05. 29, 说明书第 [0013]-[0044] 段, 附图 1.

审查员 杨德智

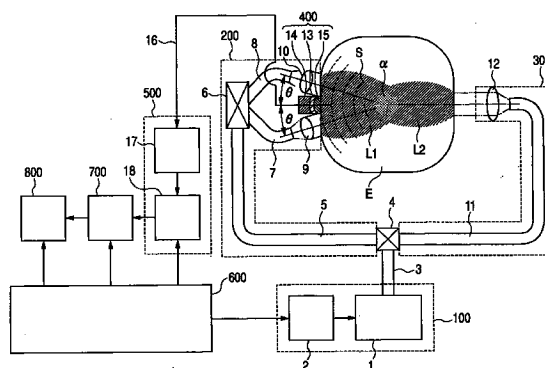
权利要求书1页 说明书17页 附图14页

(54) 发明名称

光声测量装置

(57) 摘要

一种能够以高精度测量吸收体的位置和尺寸的测量装置, 该测量装置包括: 用于发射脉冲光束的光源单元; 用于将由光源单元发射的脉冲光束引导到检查对象的内部的照明光学单元; 和用于检测由脉冲光束产生的光声信号的声学信号检测单元, 其中, 照明光学单元包含被相对地配置为使得检查对象被来自其两侧的脉冲光束照射的第一照明光学单元和第二照明光学单元, 并且, 声学信号检测单元被设置为使得声学信号检测单元的检测表面位于与第一照明光学单元和第二照明光学单元用脉冲光束照射的检查对象的照射表面中的一个表面那侧相同的侧。



CN 102083359 B

1. 一种测量装置,包括:

光源单元,所述光源单元用于发射脉冲光束;

照明光学单元,所述照明光学单元用于将由所述光源单元发射的脉冲光束引导到检查对象的内部;

检测单元,所述检测单元用于检测由被引导到检查对象的内部的所述脉冲光束产生的光声波;和

扫描驱动单元,所述扫描驱动单元用于在保持第一照明光学单元、第二照明光学单元和所述检测单元之间的位置关系的同时相对于检查对象扫描驱动第一照明光学单元、第二照明光学单元和所述检测单元;

其中,所述照明光学单元包含第一照明光学单元和第二照明光学单元,所述第一照明光学单元和第二照明光学单元被配置为使得检查对象被来自其两侧的脉冲光束对向地照射,以及

其中,所述检测单元被设置为使得所述检测单元的检测表面位于与第一照明光学单元和第二照明光学单元用脉冲光束照射的检查对象的照射表面中的一个表面那侧相同的侧。

2. 根据权利要求1的测量装置,其中,第一照明光学单元和第二照明光学单元中的设置所述检测单元的那侧的那个照明光学单元与所述检测单元被设置为使得第一照明光学单元照射检查对象的区域的轴对称的中心轴和所述检测单元检测声学信号的区域的轴对称的中心轴相互一致。

3. 根据权利要求1的测量装置,其中,第一照明光学单元和第二照明光学单元被设置为使得第一照明光学单元照射检查对象的区域的轴对称的中心轴和第二照明光学单元照射检查对象的区域的轴对称的中心轴相互一致。

4. 根据权利要求1的测量装置,还包括距离变更单元,所述距离变更单元用于改变第一照明光学单元和第二照明光学单元之间的距离。

5. 根据权利要求1的测量装置,还在检查对象和所述检测单元之间包含间隔件,所述间隔件由对于来自所述光源单元的光和声波具有高的透射性和低的衰减性的部件形成。

6. 根据权利要求1的测量装置,其中,所述照明光学单元由光纤形成。

7. 根据权利要求1的测量装置,其中,所述照明光学单元由光纤和透镜形成。

8. 根据权利要求1的测量装置,其中,所述照明光学单元由光纤、透镜和声-光束分离器形成。

9. 根据权利要求1的测量装置,其中,所述照明光学单元由反射镜、束分离器和透镜形成。

10. 根据权利要求1的测量装置,还包括:

用于在其间保持检查对象的第一板和第二板;和

用于控制通过第一板和第二板施加到检查对象上的压力的板驱动机构。

## 光声测量装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于测量生物组织内的光谱特性 (spectral characteristics) 的测量装置。特别地, 本发明适用于利用光声效应的测量装置。

### 背景技术

[0002] 用于测量生物组织内部的光谱特性的测量装置被用于基于诸如包含于血液中的血红蛋白 (hemoglobin) 的特定物质的光吸收特性确定伴随肿瘤的生长的新的血管的形成或血红蛋白的氧代谢 (metabolism), 以由此对于诊断利用这些结果。

[0003] 这种装置使用对于生物组织具有优异的透射性的具有约 600nm ~ 1500nm 的波长的近红外光束。

[0004] 作为测量生物组织内部的光谱特性的方法, 利用光声效应的方法是已知的。使用该方法的装置用脉冲光束照射生物组织内部, 使得可从基于光能产生的光声信号测量局部区域的光谱特性。

[0005] 向生物组织内部施加的光的强度由于在生物组织中传播的过程中的吸收和分散 (dispersion) 而衰减 (attenuate), 因此, 很少的光到达组织的深部。

[0006] 常规上, 为了解决这些问题, 提出了一种装置, 其中, 两个照明光学系统被设置在关于检测对象彼此相对的位置处, 并且, 检测对象从其两侧被照射, 使得更多的光可到达深部 (参见美国专利申请 No. 2004/0127783)。

[0007] 另外, 提出了一种装置, 其中, 用于用光照射生物组织的光纤和用于检测光声信号的压电元件被交替地布置, 或者, 使用用于照射的光可通过的透明压电元件, 由此, 光声信号的检测器被设置在与照明光学系统侧相同的一侧 (参见日本专利申请公开 No. 2005-021380)。

[0008] 并且, 提出了一种装置, 其中, 用于检测光声信号的变换器 (transducer) 被设置在与用于用光照射生物组织的光纤侧相同的一侧, 并且它们沿检查对象的表面被扫描驱动 (参见美国专利 No. 5840023)。

[0009] 并且, 提出了一种装置, 其中, 将诸如乳房的检查对象压平, 并且切换 (switch) 用于用光照射平的检查对象的面 (参见 "The Twente Photoacoustic Mammoscope: system overview and performance" Phys. Med. Biol. 50 (2005), pp. 2543-2557)。

[0010] 但是, 用于测量生物组织内部的光谱特性的常规测量装置具有以下的问题。在生物组织内传播的光受各向异性参数  $g$  影响。各向异性参数  $g$  在生物组织中具有约 0.9 的值, 并主要导致向前的散射 (forward scattering)。

[0011] 在这种情况下, 由于向前的散射的影响, 因此, 在更接近光入射侧的位置中, 被生物组织中的吸收体吸收的光的能量变得更大。

[0012] 关于作为从具有上述的吸收光的能量的偏置分布的吸收体产生的光声信号的光声波, 从吸收光的能量大的光入射方向的边界产生的信号具有最大的强度。

[0013] 在美国专利申请 No. 2004-0127783 中所描述的结构中, 用于检测光声信号的变换

器被设置在与两个照明光学系统不同的面上。换句话说,不沿光入射方向设置变换器。

[0014] 在用上述的结构检测从球状的吸收体产生的光声信号的情况下,从最接近变换器的位置处的边界产生的信号首先被接收,并且,从最远离变换器的位置处的吸收体的边界产生的信号最后被接收。

[0015] 从这种信号轮廓(profile),用于在球状吸收体中传播的时间和生物组织中的音速被读取,由此,可以计算吸收体的位置和尺寸。

[0016] 但是,最接近变换器的位置和最远离变换器的位置处于与光入射方向不同的方向,由此,不能用上述的最大强度的信号检测传播时间。

[0017] 另外,根据日本专利申请公开 No. 2005-021380 和美国专利 No. 5840023,照明光学系统和用于检测光声信号的变换器被设置在同一面上,但是,照明光学系统仅被设置在一个面上。

[0018] 通过该结构,通过吸收体吸收的光的能量在光入射侧变大,并在其相对侧变小。

[0019] 因此,能够以最大的强度检测从最接近变换器的位置处的边界产生的信号,但是,不能以最大强度检测从最远离变换器的位置处的边界产生的信号。并且,根据“The Twente Photoacoustic Mammoscope:system overview and performance”Phys. Med. Biol. 50(2005), pp. 2543-2557,被压迫的检查对象逐侧地(one side by one side)在其两侧被照射,但是,由于照明方向被切换,因此出现时间延迟。

[0020] 通过该结构,从两侧进入的光的能量不相互叠加(superimpose),因此,到达组织的深部的光的量不能增加。

[0021] 因此,从组织的深部中的吸收体产生的光声信号的强度变小。如上所述,即使使用作为常规的例子描述的技术中的任一个,也在用高的精度和高的对比度检测位于生物组织的深部中的吸收体的位置和尺寸时存在问题。

## 发明内容

[0022] 鉴于上述的问题,提出了本发明,因此,本发明的目的是,提供能够通过用高对比度信号检测从位于生物组织的深部中的吸收体的边界产生的光声信号而精确地测量吸收体的位置和尺寸的测量装置。

[0023] 本发明旨在提供具有以下结构的测量装置。

[0024] 本发明的测量装置包括:光源单元,所述光源单元用于发射脉冲光束;照明光学单元,所述照明光学单元用于将由所述光源单元发射的脉冲光束引导到检查对象的内部;以及,声学信号检测单元,所述声学信号检测单元用于检测由被引导到检查对象的内部的所述脉冲光束产生的光声信号,其中,所述照明光学单元包含第一照明光学单元和第二照明光学单元,所述第一照明光学单元和第二照明光学单元被配置为使得检查对象被来自其两侧的脉冲光束对向地照射,并且,所述声学信号检测单元被设置为使得所述声学信号检测单元的检测表面位于与第一照明光学单元和第二照明光学单元用脉冲光束照射的检查对象的照射表面中的一个表面那侧相同的侧。

[0025] 可以实现能够通过用高对比度信号检测从位于生物组织的深部中的吸收体的边界产生的光声信号来以高精度测量吸收体的位置和尺寸的测量装置。

[0026] 从参照附图对示例性实施例的以下描述,本发明的其它特征将变得清晰。

## 附图说明

[0027] 图 1 是示出根据本发明的例子 1 的测量装置的示意性结构的示图。

[0028] 图 2 是示出从根据本发明的例子 1 的检查对象 E 产生的光声信号 S 的轮廓的曲线图。

[0029] 图 3 是示出根据本发明的例子 1 的 600nm ~ 1000nm 的波长范围中的 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 的吸收光谱的曲线图。

[0030] 图 4 是示出由根据本发明的例子 1 的超声波检测器接收的球状吸收体中的光声信号 S 的示图。

[0031] 图 5 是示出作为在与第一照明光学系统不同的表面上设置超声波检测器的例子的、在与第一照明光学系统垂直的表面上设置超声波检测器的常规的例子（与 US 2004/0127783 类似）的结构示图。

[0032] 图 6 是示出从图 4 的结构去除第二照明光学系统的常规的例子（与日本专利申请公开 No. 2005-021380 的结构类似）的结构示图。

[0033] 图 7 是比较根据本发明的例子 1 的图 4 所示的超声波检测器的检测信号轮廓与根据常规的例子图 5 和图 6 所示的超声波检测器的检测信号轮廓的曲线图。

[0034] 图 8 是示出根据本发明的例子 1 的第一照明光学系统和超声波检测器的另一结构例子的示图。

[0035] 图 9 是示出根据本发明的例子 1 的第一照明光学系统和超声波检测器的另一结构例子的示图。

[0036] 图 10 是示出根据本发明的例子 1 的第一照明光学系统和超声波检测器的另一结构例子的示图。

[0037] 图 11 是示出根据本发明的例子 1 的第一照明光学系统和超声波检测器的另一结构例子的示图。

[0038] 图 12 是示出根据本发明的例子 1 的第一照明光学系统和超声波检测器的另一结构例子的示图。

[0039] 图 13 是示出根据本发明的例子 1 的第一照明光学系统和超声波检测器的另一结构例子的示图。

[0040] 图 14 是示出根据本发明的例子 2 的测量装置的示意性结构的示图。

[0041] 图 15 是示出根据本发明的例子 2 的测量装置的另一结构例子的示图。

[0042] 图 16 是示出根据本发明的例子 2 的测量装置的另一结构例子的示图。

[0043] 图 17 是示出根据本发明的例子 3 的测量装置的示意性结构的示图。

## 具体实施方式

[0044] 下面,描述本发明的实施例。

[0045] 根据本发明的此实施例的测量装置包括:用于发射脉冲光束的光源单元;用于将由光源单元发射的脉冲光束引导到检查对象内部的照明光学单元;和用于检测由被引导到检查对象内部的脉冲光束产生的光声信号的声学信号检测单元。

[0046] 照明光学单元包含第一照明光学单元和第二照明光学单元,所述第一照明光学单

元和第二照明光学单元被对向配置为使得检查对象被来自其两侧的脉冲光束照射。

[0047] 并且,声学信号检测单元被设置为使得声学信号检测单元的检测表面位于与第一照明光学单元和第二照明光学单元用脉冲光束照射的检查对象的照射表面中的一个表面那侧相同的侧。

[0048] 并且,在根据本发明的实施例的测量装置中,第一照明光学单元和第二照明光学单元中的在设置声学信号检测单元的一侧的那个照明光学单元和所述声学信号检测单元被设置为使得第一照明光学单元照射检查对象的区域的轴对称的中心轴和声学信号检测单元检测声学信号的区域的轴对称的中心轴相互一致 (coincide)。

[0049] 并且,在根据本发明的实施例的测量装置中,第一照明光学单元和第二照明光学单元被设置为使得第一照明光学单元照射检查对象的区域的轴对称的中心轴和第二照明光学单元照射检查对象的区域的轴对称的中心轴相互一致。

[0050] 并且,根据本发明的实施例的测量装置还可以包括扫描驱动单元,所述扫描驱动单元用于在保持第一照明光学单元、第二照明光学单元和声学信号检测单元之间的位置关系的同时相对于检查对象扫描驱动第一照明光学单元、第二照明光学单元和声学信号检测单元。

[0051] 并且,根据本发明的实施例的测量装置还可以包括用于改变第一照明光学单元和第二照明光学单元之间的距离的距离变更单元。

[0052] 并且,根据本发明的实施例的测量装置还可在检查对象和声学信号检测单元之间包含由对于来自光源单元的光和声波具有高的透射性和低的衰减性的部件形成的间隔件 (spacer)。

[0053] 并且,在根据本发明的实施例的测量装置中,照明光学单元可由光纤形成。

[0054] 并且,在根据本发明的实施例的测量装置中,照明光学单元可由光纤和透镜形成。

[0055] 并且,在根据本发明的实施例的测量装置中,照明光学单元可由光纤、透镜和声-光束分离器形成。

[0056] 并且,在根据本发明的实施例的测量装置中,照明光学单元可由反射镜 (mirror)、束分离器和透镜形成。

[0057] 根据本发明的实施例的测量装置还可以包括:用于在其间保持检查对象的第一板和第二板;和用于控制通过第一板和第二板施加到检查对象上的压力的板驱动机构。

[0058] 例子

[0059] 现在,描述本发明的例子。

[0060] 例子 1

[0061] 在例子 1 中,描述应用本发明的测量装置的结构例子。

[0062] 图 1 是示出根据本例子的测量装置的示意性结构的示图。

[0063] 本例子的测量装置包括脉冲光束产生器 100 (即,光源单元)、第一照明光学系统 200 (即,第一照明光学单元) 和第二照明光学系统 300 (即,第二照明光学单元)。另外,测量装置包括超声波检测器 400 (即,声学信号检测单元)、信号分析器 500、控制器 600、存储器 700 和显示器 800。

[0064] 例如,检查对象 E 是诸如乳房的生物组织。例如,吸收体  $\alpha$  具有比周边组织大的吸收 (absorption) 并具有球形形状。

- [0065] 描述用于通过具有上述的结构测量装置来测量检查对象 E 的示意性处理。
- [0066] 脉冲光束产生器 100 发射纳秒量级的脉冲光束的光, 并且, 脉冲光束通过第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300 被引导到检查对象 E 的表面。
- [0067] 从其表面进入检查对象 E 的脉冲光束在组织内传播并到达吸收体  $\alpha$ 。到达吸收体  $\alpha$  的光的能量被吸收并被转换成热能。然后, 在吸收体  $\alpha$  中出现温度的瞬时上升, 并且然后, 上升的温度缓和。
- [0068] 在这种情况下, 温度上升及其缓和导致包含吸收体  $\alpha$  的组织的膨胀和收缩, 这产生要作为光声信号 S 的弹性波。从吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 在检查对象 E 的组织内传播并被超声波检测器 400 检测。
- [0069] 在本发明中, 光声信号指的是通过用光照射检查对象产生的弹性波 (光声波) 本身, 并且, 作为声学信号检测单元的超声波检测器检测作为光声波的光声信号。
- [0070] 图 2 示出从检查对象 E 产生的光声信号 S 的轮廓。
- [0071] 可根据从与超声波检测器 400 接触的检查对象 E 的表面以及从吸收体  $\alpha$  的边界产生的波形的峰值间隔确定作为弹性波的光声信号 S 的传播时间  $t_x$ 。
- [0072] 另外, 可根据从吸收体  $\alpha$  的边界产生的峰值间隔确定在吸收体  $\alpha$  中传播的光声信号 S 的传播时间  $t_\alpha$ 。当生物组织中的声速由  $v_s$  表示时, 可以计算检查对象 E 的表面和吸收体  $\alpha$  之间的距离以及吸收体  $\alpha$  的尺寸。换句话说, 可以获得检查对象 E 中的吸收体  $\alpha$  的空间位置信息。
- [0073] 另外, 从吸收体  $\alpha$  产生的尖峰 (spike) 波形的振幅  $\Delta P$  表示在吸收体  $\alpha$  中产生的弹性波的强度  $P_\alpha$ 。
- [0074] 当吸收体  $\alpha$  的吸收系数由  $\mu_a$  表示、进入吸收体  $\alpha$  的光的能量流量 (energy fluence) 由  $I_\alpha$  表示、并且根据生物组织确定的 Gruneisen 参数由  $\Gamma$  表示时, 可由下式计算由于在吸收体  $\alpha$  中产生的光声效应导致的弹性波的强度  $P_\alpha$ 。
- [0075] 
$$P_\alpha = 1/2 \mu_a \cdot \Gamma \cdot I_\alpha$$
- [0076] 可通过使用光扩散方程和传输方程计算在诸如生物组织的吸收分散介质中传播的光的能量流量, 并可由此计算  $I_\alpha$ 。
- [0077] 由超声波检测器 400 测量的振幅  $\Delta P$  包含当弹性波在生物组织中传播时在吸收体  $\alpha$  中产生的弹性波的衰减的影响。因此, 可通过减去衰减的影响计算强度  $P_\alpha$ 。
- [0078] 如上所述, 可以计算检查对象 E 中的吸收体  $\alpha$  的吸收系数  $\mu_a$ 。
- [0079] 信号分析器 500 基于检测的光声信号的时间特性计算吸收体  $\alpha$  的位置, 并基于强度特性计算吸收系数  $\mu_a$ 。
- [0080] 并且, 信号分析器 500 重构吸收体  $\alpha$  及其周围的吸收系数  $\mu_a$  的空间分布, 由此, 产生检查对象 E 中的吸收特性的图像。
- [0081] 控制器 600 在存储器 700 中存储吸收体  $\alpha$  的计算的位置和计算的吸收系数  $\mu_a$ , 并且在显示器 800 上显示吸收系数  $\mu_a$  的空间分布图像。
- [0082] 以下, 描述各个部件的细节。
- [0083] 脉冲光束产生器 100 是发射用于照射检查对象 E 的特定波长的纳秒量级的脉冲光束的光源单元, 并且, 脉冲光束产生器 100 包含激光光源 1 和激光驱动器 2。
- [0084] 从激光光源 1 发射的光的波长被选择为与构成生物组织的水、脂肪 (fat)、蛋白质

(protein)、氧合血红蛋白 (oxyhemoglobin)、还原血红蛋白 (reduced hemoglobin) 等的吸收光谱对应的波长。

[0085] 作为例子,600nm ~ 1500nm 的范围内的波长是合适的,由于该波长的光几乎不被作为生物组织内的组织的主要成分的水吸收而使得光可良好地透过,并且,它具有脂肪、氧合血红蛋白和还原血红蛋白的特性光谱。

[0086] 另外,已知,当诸如恶性肿瘤的肿瘤在生物组织中生长时,形成新的血管并且氧的消耗增加。

[0087] 作为用于评价新的血管的形成和氧消耗的增加的方法,能够利用氧合血红蛋白 (HbO<sub>2</sub>) 和还原血红蛋白 (Hb) 的吸收光谱的特性。图 3 示出 600nm ~ 1000nm 的波长范围内的 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 的吸收光谱。

[0088] 测量装置基于关于多个波长的 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 的吸收光谱测量包含于生物组织内的血液中的 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 的浓度值。

[0089] 然后,在多个位置处测量 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 的浓度,并且,创建浓度分布的图像,使得可区分在生物组织中形成新的血管的区域。

[0090] 另外,基于 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 的浓度计算氧饱和度,使得可基于氧饱和度区分氧消耗增加的区域。

[0091] 以此方式,可对于诊断利用由测量装置测量的 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 的光谱信息。

[0092] 在本例子中,作为 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 的吸收特性如图 3 所示的那样彼此相交的 800nm 附近的波长,使用两个波长  $\lambda 1 = 700\text{nm}$  和  $\lambda 2 = 850\text{nm}$ 。

[0093] 作为具体光源的例子,它可由产生不同的波长的半导体激光器、可变波长激光器等形成。

[0094] 第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300 是用于将从脉冲光束产生器 100 发射的脉冲光束引导到检查对象 E 的照明光学单元。

[0095] 从激光光源 1 发射的脉冲光束被光纤 3 引导到第一束分离器 4。进入第一束分离器 4 的脉冲光束被分成两个光束,这两个光束分别被引导到第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300。

[0096] 第一照明光学系统 200 包含光纤 5、第二束分离器 6、光纤 7 和 8、以及透镜 9 和 10。

[0097] 进入光纤 5 的脉冲光束被第二束分离器 6 分成两个光束,并且,这些光束分别被引导到光纤 7 和 8。

[0098] 进入光纤 7 的脉冲光束被透镜 9 放大(透镜 9 关于超声波检测器 400 以角度  $\theta$  倾斜设置),由此,从超声波检测器 400 的一侧照射检查对象 E 的表面。类似地,进入光纤 8 的脉冲光束被透镜 10(透镜 10 沿与透镜 9 相反的方向关于超声波检测器 400 以角度  $\theta$  倾斜设置)放大,由此从超声波检测器 400 的另一侧照射检查对象 E 的表面。

[0099] 第二照明光学系统 300 被设置为与第一照明光学系统 200 通过设置在其间的检查对象相对,并且,被第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300 照射的区域的轴对称的中心轴相互一致。换句话说,由于第一照明光学系统和第二照明光学系统通过设置在其间的检查对象彼此相对,因此检查对象在其两侧被脉冲光束照射。

[0100] 根据该结构,同时从照明光学系统投射的光的能量在检查对象 E 中被组合,由此,到达检查对象的深部的光的能量流量可增加。



[0101] 第二照明光学系统 300 包含光纤 11 和透镜 12。进入光纤 11 的脉冲光束被透镜 12 放大并被引导到检查对象 E 的表面。

[0102] 在本例子中,一个光源和束分离器被用于将脉冲光束引导到第一和第二照明光学系统。但是,能够分别对于各个照明光学系统设置光源。

[0103] 在这种情况下,优选以同步的方式同时驱动这两个光源,使得光的能量流量可被组合。

[0104] 在这种情况下,优选以完全同步的方式驱动两个光源,但是,如果在脉冲光束的脉冲宽度或检查对象 E 的热缓和时间内驱动两个光源,那么可获得组合光的能量流量的效果。

[0105] 因此,本发明中的表述“同时驱动两个光源”用于表示“在检查对象 E 的热缓和时间内或在脉冲光束的脉冲宽度内驱动两个光源”。

[0106] 另外,优选由各照明光学系统照射的区域的轴对称的中心轴相互一致,但是,如果各个照明光强度分布的半最大处的全宽度部分地相互重叠,那么可以获得组合光的能量流量的效果。

[0107] 因此,本发明中的关于轴对称的中心轴的表述“相互一致”用于表示关于轴对称的两个照明区域的“各个照明光强度分布的半最大处的全宽度部分地相互重叠”。

[0108] 超声波检测器 400 是用于检测在检查对象 E 中产生的光声信号 S(光声波)的声学信号检测单元,并被设置在与第一照明光学系统 200 的照射表面那侧相同的侧。换句话说,超声波检测器被设置为使得超声波检测器 400 的检测表面关于检查对象位于与第一照明光学系统 200 用脉冲光束照射检查对象的照射表面的那侧相同的侧。

[0109] 这里,超声波检测器的检测表面是用于用超声波检测器 400 的超声波振荡器 13 接收光声波的表面。另外,在本例子中,所述照射表面是用来自第一照明光学系统 200 的脉冲光束照射的检查对象的表面。设置第二照明光学系统 300 的一侧与设置超声波检测器和第一照明光学系统的一侧通过设置在其间的检查对象相对。

[0110] 并且,换句话说,关于超声波检测器的位置,超声波检测器 400 被设置为与第一照明光学系统 200 中的面向检查对象的表面(该表面也可能是与检查对象接触的表面)相对。这里,表述“相对”还包含最接近检查对象的超声波检测器 400 的表面(即,检测表面)与面向检查对象的第一照明光学系统 200 的表面相同的情况。

[0111] 超声波检测器 400 具有圆形形状,并且,图 1 示出它的包含圆的中心轴的截面图。

[0112] 具有凹形形状的超声波振荡器 13 被设置在背衬部件(backingmember)14 上,并且,在接近检查对象 E 的一侧对于超声波振荡器 13 设置声学匹配层 15。

[0113] 导线 16 与超声波振荡器 13 连接。

[0114] 超声波振荡器 13 包含具有用于将由接收的光声信号 S 导致的压力的变化转换成电压(电信号)的压电效应的压电元件。

[0115] 作为压电元件,可以使用诸如锆酸钛酸铅(PZT)的压电陶瓷材料或诸如聚偏二氟乙烯(polyvinylidene difluoride)(PVDF)的聚合物压电膜材料。

[0116] 另外,超声波振荡器 13 的凹面的中心被设于吸收体  $\alpha$  的位置,由此,可选择性地接收从吸收体  $\alpha$  的附近产生的光声信号 S。

[0117] 背衬部件 14 用于抑制超声波振荡器 13 的不必要的振荡。构成背衬部件 14 的材

料的例子包含聚氨酯甲酸乙酯 (polyurethane) 树脂或硅酮橡胶 (silicone rubber)。为了有效地传送光声信号 S, 设置声学匹配层 15。

[0118] 一般地, 压电元件材料和生物组织具有相互大大的声学阻抗值。因此, 如果压电元件材料直接与生物组织接触, 那么, 由于其间的界面上的大的反射, 因此不能有效地传送光声信号。

[0119] 因此, 由具有中间 (intermediate) 声学阻抗的材料制成的声学匹配层 15 被设置在压电元件材料和生物组织之间, 由此, 界面上的反射减少以有效地传送光声信号 S。

[0120] 作为构成声学匹配层 15 的材料的例子, 存在环氧树脂、石英玻璃 (silica glass) 等。

[0121] 导线 16 将由超声波振荡器 13 中的光声信号 S 的转换产生的电信号传送到信号分析器 500。

[0122] 并且, 超声波振荡器 13 不仅可由压电元件形成, 而且可由用于检测电容的变化的元件形成。

[0123] 在本例子中使用凹形超声波振荡器, 但是, 能够使用平坦的超声波振荡器和声学透镜。另外, 能够使用用于超声波回声装置或用于非破坏性检查中的、具有按阵列配置的多个超声波振荡器的超声波探针。

[0124] 如上所述, 第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300 被设置为彼此相对, 由这些照明光学系统照射的区域的轴对称的中心轴相互一致, 并且, 超声波检测器 400 被设置在与第一照明光学系统 200 那侧相同的侧。

[0125] 根据本结构, 与上述的常规的例子相比, 能够以更高的对比度检测光声信号 S。

[0126] 另外, 在图 1 的结构中, 使得第一照明光学系统 200 的轴对称的中心轴与超声波检测器 400 的中心轴一致。

[0127] 图 4 是示出由超声波检测器 400 接收的球状吸收体  $\alpha$  中的光声信号 S 的示图。

[0128] 照射检查对象 E 的脉冲光束传播到其深部中, 同时受生物组织中的吸收和分散的影响衰减。

[0129] 在图 4 中, L1 表示从第一照明光学系统 200 投射并在检查对象 E 中传播的光的能量流量, 以及 L2 表示从第二照明光学系统 300 投射的光的能量流量。

[0130] 在生物组织中的分散之中, 向前的分散一般是强的, 由此, 投射的光的能量分散, 并主要沿光入射轴方向传播。

[0131] 因此, 关于检查对象 E 中的吸收体  $\alpha$  中的光能的吸收, 吸收在光入射侧增加。光能的吸收在示出的吸收体  $\alpha$  中的位置 'a' 和 'e' 处变为最大, 而在位置 'c' 和 'g' 处变得较小。

[0132] 另外, 光能的吸收在吸收体  $\alpha$  的表面附近变大, 由此, 到达吸收体的深部以被吸收的光的能量变小。

[0133] 从具有这种光能吸收分布的吸收体  $\alpha$  产生的光声信号的压力强度在光能的吸收大时变高, 并且在光能的吸收小时变低。

[0134] 当从吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 被超声波检测器 400 接收时, 首先检测从接近超声波检测器 400 的位置 'a'、'b' 和 'h' 的附近产生的高压力的信号。

[0135] 然后, 检测从离超声波检测器 400 具有相同的距离的位置 'c' 和 'g' 的附近产生

的低压力的信号。最后,检测从位置‘d’、‘e’和‘f’的附近产生的高压力的信号。这里,400S表示由超声波检测器400接收的从吸收体 $\alpha$ 产生的光声信号S的轮廓。

[0136] 在光声压缩相位(compression phase)中产生光声信号S的第一峰值。相反,在与反射波对应的膨胀相位(expansion phase)中产生第二峰值,在所述反射波中,在压缩相位中产生的波的相位通过吸收体 $\alpha$ 及其附近的组织之间的声学阻抗的差异被反转(invert)。

[0137] 图5作为在与第一照明光学系统200不同的表面上设置超声波检测器401的例子示出在与第一照明光学系统200垂直的表面上设置超声波检测器401的常规的例子(与US 2004/0127783类似)的结构。

[0138] 在吸收体 $\alpha$ 中产生与以上参照图4描述的光能吸收分布类似的光能吸收分布。

[0139] 当通过超声波检测器401接收从吸收体 $\alpha$ 产生的光声信号S时,首先检测从接近超声波检测器401的位置‘b’、‘c’和‘d’的附近产生的低压力的信号。

[0140] 然后,检测从到超声波检测器401具有相同的距离的位置‘a’和‘e’的附近产生的高压力的信号。最后,检测从位置‘f’、‘g’和‘h’的附近产生的低压力的信号。

[0141] 这里,401S表示由超声波检测器401接收的从吸收体 $\alpha$ 产生的光声信号S的轮廓。

[0142] 图6示出从图4的结构去除第二照明光学系统300的常规的例子(与日本专利申请公开No. 2005-021380类似)的结构。

[0143] 光能的吸收在被照射的吸收体 $\alpha$ 中的光入射侧的位置‘a’处最大,并且在位置‘b’和‘h’处第二大。并且,随着到达吸收体的更深的部分,光的吸收能量以位置‘c’和‘g’、位置‘d’和‘f’、以及位置‘e’的次序变小。

[0144] 当通过超声波检测器402接收从吸收体 $\alpha$ 产生的光声信号S时,首先检测从接近超声波检测器402的位置‘a’、‘b’和‘h’的附近产生的高压力的信号。

[0145] 然后,检测从到超声波检测器402具有相同的距离的位置‘c’和‘g’的附近产生的低压力的信号。最后,检测从位置‘d’、‘e’和‘f’的附近产生的低压力的信号。

[0146] 这里,402S表示由超声波检测器402接收的从吸收体 $\alpha$ 产生的光声信号S的轮廓。

[0147] 图7示出比较图4所示的本例子的超声波检测器400的检测信号轮廓400S与图5所示的常规的例子超声波检测器401的检测信号轮廓401S以及图6所示的常规的例子超声波检测器402的检测信号轮廓402S的曲线图。

[0148] 如图7所示,从吸收体 $\alpha$ 的边界的附近产生的光声信号S的压力在检测信号轮廓400S中最大。

[0149] 通过使用根据从吸收体 $\alpha$ 的边界产生的光声信号中的峰值读取的时间,计算吸收体 $\alpha$ 的位置和尺寸。

[0150] 在本发明中,可通过使用更高对比度的信号读取时间,由此,可比常规的例子更精确地计算吸收体 $\alpha$ 的位置和尺寸。

[0151] 信号分析器500包含计算处理部分17和图像产生部分18。

[0152] 计算处理部分17基于检测的光声信号S的时间特性计算吸收体 $\alpha$ 的位置,并且基于强度特性计算吸收系数 $\mu_a$ 。

[0153] 图像产生部分 18 基于计算的检查对象 E 中的吸收体  $\alpha$  的空间位置和吸收系数  $\mu_a$  产生检查对象 E 中的吸收系数  $\mu_a$  的分布图像。

[0154] 控制器 600 与脉冲光束产生器 100 的激光驱动器 2 连接, 并且控制脉冲光束的发射的定时、光强度等。

[0155] 另外, 控制器 600 还与信号分析器 500、存储器 700 和显示器 800 连接。

[0156] 控制器 600 在存储器 700 中存储由信号分析器 500 计算的检查对象 E 中的吸收体  $\alpha$  的空间位置和吸收系数  $\mu_a$  以及吸收系数  $\mu_a$  的分布图像, 并且, 控制显示器 800 以显示检查对象 E 中的吸收系数  $\mu_a$  的分布图像。

[0157] 作为存储器 700, 能够使用诸如光盘、磁盘、半导体存储器或硬盘的数据记录装置。

[0158] 作为显示器 800, 能够使用诸如液晶显示器、CRT 或有机 EL 显示器的显示装置。

[0159] 下面, 描述用根据本例子的测量装置获得检查对象 E 的组织内部的光谱特性图像的步骤。

[0160] 在第一步骤中, 使得第一照明光学系统 200、第二照明光学系统 300 和超声波检测器 400 与检查对象 E 的表面接触。当激活测量开始开关 (未示出) 时, 脉冲光束产生器 100 被驱动以发射具有波长  $\lambda_1 = 700\text{nm}$  的纳米量级的脉冲光束的光。

[0161] 然后, 在第二步骤中, 第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300 用脉冲光束照射检查对象 E。

[0162] 然后, 在第三步骤中, 通过超声波检测器 400 检测在检查对象 E 中产生的光声信号 S。

[0163] 然后, 在第四步骤中, 信号分析器 500 基于检测的光声信号 S 的时间特性计算吸收体  $\alpha$  的位置和尺寸, 基于强度特性计算吸收系数  $\mu_a$ , 并且产生重构吸收体  $\alpha$  及其周边的吸收系数  $\mu_a$  的空间分布的图像。

[0164] 然后, 在第五步骤中, 控制器 600 在存储器 700 中存储计算的波长  $\lambda_1$  的吸收系数  $\mu_a$  的位置信息和图像。

[0165] 然后, 在第六步骤中, 控制器 600 将脉冲光束产生器 100 的发射光的波长  $\lambda_2$  设为 850nm。脉冲光束产生器 100 被驱动, 使得发射具有波长  $\lambda_2 = 850\text{nm}$  的纳秒量级的光的脉冲光束。

[0166] 在进行与第二步骤、第三步骤和第四步骤类似的步骤之后的第七步骤中, 控制器 600 在存储器 700 中存储计算的波长  $\lambda_2$  处的吸收系数  $\mu_a$  的位置信息和图像。

[0167] 然后, 在第八步骤中, 控制器 600 将在显示器 800 上显示的波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  处的吸收系数  $\mu_a$  的分布图像叠加。

[0168] 最后, 在第九步骤中, 完成测量。

[0169] 图 8 ~ 13 是示出关于第一照明光学系统和超声波检测器的其它结构例子的示图。

[0170] 由与图 1 相同的标号表示的部件具有与以上参照图 1 描述的功能相同的功能。

[0171] 除了角度  $\theta$  被  $\phi$  替代并且间隔件 19 被设置在检查对象和超声波检测器 (声学信号检测单元) 之间以外, 图 8 所示的第一照明光学系统 201 与图 1 所示的第一照明光学系统 200 对应。

[0172] 间隔件 19 由对于从脉冲光束产生器 100 发射的光和声波具有高的透射性和低的衰减性的部件形成。

[0173] 构成间隔件 19 的材料的例子包含聚甲基戊烯聚合物 (polymethylpentene polymer)、聚碳酸酯 (polycarbonate)、丙烯酸树脂 (acrylic resin) 等。可通过间隔件 19 在检查对象 E 的表面上叠加以角度  $\Phi$  从透镜 9 和 10 出来的光束。

[0174] 另外,根据图 8 所示的结构,与图 1 所示的情况类似,可使得第一照明光学系统 201 的轴对称的中心轴与超声波检测器 400 的中心轴一致。

[0175] 图 9 所示的第一照明光学系统 202 包含光纤 5、透镜 20 和声-光束分离器 21。

[0176] 声-光束分离器 21 反射从脉冲光束产生器 100 发射的光,并且,允许诸如光声信号 S 的声波穿过其中。

[0177] 声-光束分离器 21 包含上述的对于用于照射的光和声波具有高的透射性和低的衰减性的材料、以及在该材料上形成的对于用于照射的光具有高的反射特性的诸如铝或银的薄膜层 22。

[0178] 在上述的树脂材料和用于所述薄膜层的金属材料之间存在大的声阻抗的差异,但是,由金属材料制成的薄膜层具有小的影响,因为,与声波的波长相比,其约几微米的厚度足够地小。

[0179] 超声波检测器 403 为具有圆形形状的 2D 阵列探针,并且被设置为使得其检测表面与声-光束分离器 21 接触。

[0180] 图 9 是由包含圆的中心轴的面切割的截面图。在背衬部件 14 上配置具有小的棱柱 (prism) 形状的多个超声波振荡器 13。

[0181] 声学匹配层 15 被设置在超声波振荡器 13 的更接近检查对象 E 的一侧。

[0182] 图 1 所示的超声波检测器 400 使用圆形凹形超声波振荡器,但是,超声波检测器 403 通过基于由多个超声波振荡器 13 接收的光声信号使用求和及延迟光束 (Sum And Delay Beam) 形成方法,获得希望的位置信号。

[0183] 从脉冲光束产生器 100 发射的脉冲光束穿过光纤 5,并被透镜 20 放大,然后,脉冲光束被引导到声-光束分离器 21 并被薄膜层 22 反射以被引导到检查对象 E 的表面。

[0184] 由检查对象 E 的吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 在检查对象 E 和声-光束分离器 21 内传播,并被超声波检测器 403 检测。

[0185] 以此方式,根据图 9 所示的结构,可通过使用声-光束分离器 21 使得第一照明光学系统 202 的中心轴和超声波检测器 403 的中心轴相互一致。

[0186] 图 10 所示的第一照明光学系统 203 包含光纤 23。

[0187] 在光纤 23 的更接近检查对象 E 的一端上,光纤被分割成多个纤维。

[0188] 超声波检测器 404 是与以上参照图 9 描述的 2D 阵列探针类似的 2D 阵列探针。在多个配置的超声波振荡器 13 之间存在间隙,并且,在所述间隙中设置光纤 23 的分割部分。

[0189] 从脉冲光束产生器 100 发射的脉冲光束穿过光纤 23 并被引导到检查对象 E 的表面。由检查对象 E 的吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 在检查对象 E 内传播并被超声波检测器 404 检测。

[0190] 以此方式,根据图 10 所示的结构,可通过将来自阵列探针之间的间隙的光引导到检查对象 E,使得第一照明光学系统 203 的中心轴和超声波检测器 404 的中心轴相互一致。

[0191] 图 11 所示的第一照明光学系统 204 包含光纤 5 和透镜 24。超声波检测器 405 具有在其中心部分处具有圆形开口部分的环形形状,并且图 11 是由包含圆的中心轴的面切

割的截面图。超声波振荡器 13 具有凹形表面,并且,凹形表面的中心被设到吸收体  $\alpha$  的位置。

[0192] 因此,可选择性地接收从吸收体  $\alpha$  的附近产生的光声信号 S。

[0193] 从脉冲光束产生器 100 发射的脉冲光束穿过光纤 5 并被透镜 24 放大,然后,脉冲光束通过超声波检测器 405 的圆形开口部分被引导到检查对象 E 的表面。

[0194] 由检查对象 E 的吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 在检查对象 E 内传播并被超声波检测器 405 检测。

[0195] 以此方式,根据图 11 所示的结构,可通过将光通过超声波检测器 405 的圆形开口部分引导到检查对象 E,使得第一照明光学系统 204 的中心轴和超声波检测器 405 的中心轴相互一致。

[0196] 图 12 所示的第一照明光学系统 204 与以上参照图 11 描述的第一照明光学系统相同。

[0197] 超声波检测器 406 包含超声波振荡器 25、背衬部件 26 和声学匹配层 27。

[0198] 这些结构部件对于从脉冲光束产生器 100 发射的光具有高的透射性和低的衰减性。

[0199] 作为构成超声波振荡器 25 的材料的例子,可以使用铌酸钛酸铅锌 (lead zinc niobate titanate, PZNT) 等。

[0200] 作为构成背衬部件 26 和声学匹配层 27 的材料的例子,可以使用与以上参照图 1 描述的材料类似的材料。

[0201] 另外,超声波振荡器 25 具有凹形表面,并且,凹形表面的中心被设到吸收体  $\alpha$  的位置。因此,可选择性地接收从吸收体  $\alpha$  的附近产生的光声信号 S。

[0202] 从脉冲光束产生器 100 发射的脉冲光束穿过光纤 5 并被透镜 24 放大,然后,脉冲光束穿过超声波检测器 406 并被引导到检查对象 E 的表面。

[0203] 由检查对象 E 的吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 在检查对象 E 内传播并被超声波检测器 406 检测。

[0204] 以此方式,根据图 12 所示的结构,可通过将穿过超声波检测器 406 之后的光引导到检查对象 E,使得第一照明光学系统 204 的中心轴与超声波检测器 406 的中心轴相互一致。

[0205] 以此方式,根据图 1 和图 8 ~ 12 所示的结构,超声波检测器 400 被设置在更接近第一照明光学系统 200 的一侧。以此方式,检查对象在其两侧被来自多个照明光学系统的光照射,并且超声波检测器被设置为使得照明光学系统中的一个的照射表面和超声波检测器的检测表面关于检查对象位于同一侧。并且,被设置在检查对象的两侧以彼此相对的第一照明光学系统和第二照明光学系统照射的区域的轴对称的中心轴相互一致,并且,使得被设置在与第一照明光学系统的表面相同的表面上的超声波检测器的中心轴与这些中心轴相互一致。因此,可以以高对比度检测信号。

[0206] 另外,优选照射区域的轴对称的中心轴和超声波检测器的中心轴相互一致,但是,如果照明光强度分布的半最大处的全宽度与超声波检测区域的半最大处的全宽度部分重叠,那么可获得检测高对比度信号的效果。

[0207] 因此,本发明中的关于中心轴的表述“相互一致”用于表示“照明区域的轴对称的

照明光强度分布的半最大处的全宽度与超声波检测区域的半最大处的全宽度部分重叠”。

[0208] 如图 13 所示,超声波检测器 407 可被设置在不干涉与第一照明光学系统 204 的那侧相同的侧的光路的位置处,并且处于所述光路的附近,使得可以以比常规的例子高的对比度检测信号。在这种情况下,也可以说,超声波检测器的检测表面位于与第一照明光学系统 200 的照射表面那侧相同的侧。

[0209] 并且,作为使用 600nm ~ 1500nm 的范围中的波长的例子,本例子例示利用氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸收光谱的特性的光谱分析方法,但是,本例子不应被解释为限制。

[0210] 例如,也能够对于作为生物组织的主要结构材料的水、脂肪、蛋白质(胶原质)等执行光谱分析。

[0211] 如上所述,根据例子 1 的测量装置,第一照明光学系统 200 和第二照明光学系统 300 被设置为通过设置在其间的检查对象彼此相对。并且,被照明光学系统照射的各区域的轴对称的中心轴相互一致,并且,超声波检测器 400 被设置在与第一照明光学系统 200 的照射表面相同的表面上。换句话说,超声波检测器 400 的检测表面关于检查对象位于与第一照明光学系统 200 用脉冲光束照射检查对象的照射表面的那侧相同的侧。

[0212] 根据该结构,从存在于生物组织的深部中的吸收体  $\alpha$  的边界产生的光声信号可被检测为高对比度信号。

[0213] 因此,能够提供能够以高精度测量吸收体  $\alpha$  的位置和尺寸的测量装置。当然,在上述的例子中,超声波检测器 400 可以不被设置在第一照明光学系统 200 侧,而是被设置在第二照明光学系统 300 侧。

[0214] 例子 2

[0215] 在例子 2 中,描述具有与例子 1 的形式不同的形式的测量装置的结构例子。图 14 是示出根据本例子的测量装置的示意性结构的示图。

[0216] 本例子的测量装置的基本结构与以上在例子 1 中描述的结构类似,并且,由相同的标号表示的结构部件具有与以上在例子 1 中描述的功能相同的功能。

[0217] 在本例子中,新设置第一驱动机构 901 和第二驱动机构 902。第一驱动机构 901 改变第一照明光学系统 205 和超声波检测器 403 关于检查对象 E 的位置。第二驱动机构 902 改变第二照明光学系统 301 关于检查对象 E 的位置。

[0218] 这些驱动机构被控制,使得各结构部件关于检查对象 E 被扫描驱动。因此,可以测量整个检查对象 E。

[0219] 检查对象 E 被保持在第一板 25 和第二板 26 之间。第一板 25 是对于由脉冲光束产生器 101 产生的光和声波具有高的透射性和低的衰减性的平板。

[0220] 构成第一板 25 的材料可与例子 1 中的间隔件 19 的材料类似。

[0221] 第二板 26 是对于从脉冲光束产生器 102 发射的光具有高的透射性和低的衰减性的平板。构成第二板 26 的材料可与间隔件 19 的材料类似,或者,可以使用玻璃等。

[0222] 第一照明光学系统 205 包含反射镜 27、29、31 和 32、束分离器 28、以及透镜 30 和 33。

[0223] 从脉冲光束产生器 101 发射的脉冲光束由反射镜 27 反射并然后被束分离器 28 分成两个光束。

[0224] 分割光束中的一个被反射镜 29 反射并然后被关于超声波检测器 403 以角度  $\Phi$  倾斜设置的透镜 30 放大, 以从超声波检测器 403 那一侧照射检查对象 E 的表面。

[0225] 另一分割光束被反射镜 31 和 32 反射, 并然后被关于超声波检测器 403 沿与透镜 30 相反的方向以角度  $\Phi$  倾斜设置的透镜 33 放大, 以从超声波检测器 403 的另一侧照射检查对象 E 的表面。

[0226] 第一驱动机构 901 包含第一滑动件 34、第一滑动导引件 35 和第一马达 36。

[0227] 作为构成第一滑动件 34 和第一滑动导引件 35 的部件的例子, 可以使用滚珠丝杆 (ball screw)、线性导引件 (linear guide) 等。

[0228] 第一滑动件 34 容纳第一照明光学系统 205 的反射镜 29、31 和 32, 束分离器 28, 透镜 30 和 33, 以及超声波检测器 403 的组。

[0229] 容纳于第一滑动件 34 内的该组部件和第一滑动件 34 可沿由图 14 中的箭头表示的方向通过第一滑动导引件 35 和第一马达 36 移动。

[0230] 与例子 1 类似, 第二照明光学系统 301 被设置为与第一照明光学系统 205 通过设置在其间的检查对象相对。

[0231] 第二照明光学系统 301 包含反射镜 37 和 38、以及透镜 39。从脉冲光束产生器 102 发射的脉冲光束被反射镜 37 和 38 反射。然后, 脉冲光束被透镜 39 放大, 并被引导到检查对象 E 的表面。

[0232] 第二驱动机构 902 包含第二滑动件 40、第二滑动导引件 41 和第二马达 42, 对于它们, 可以使用与第一驱动机构 901 类似的部件。

[0233] 第二滑动件 40 容纳第二照明光学系统 301 的反射镜 38 和透镜 39 的组。第二滑动件 40 和容纳于第二滑动件 40 内的该组部件可沿由图 14 中的箭头表示的方向被第二滑动导引件 41 和第二马达 42 驱动。

[0234] 控制器 601 与脉冲光束产生器 101 和 102、第一驱动机构 901 和第二驱动机构 902 连接。

[0235] 除了以上在例子 1 中描述的控制器的功能, 控制器 601 控制用于驱动第一驱动机构 901 和第二驱动机构 902 的位置、定时等。

[0236] 控制器 601 驱动和控制位置, 使得被第一照明光学系统 205 和第二照明光学系统 301 照射的各区域的轴对称的中心轴相互一致, 并且进一步控制, 使得从脉冲光束产生器 101 和 102 同时发射脉冲光束。

[0237] 在该结构中投射的光的能量在检查对象 E 中被组合, 由此, 可以增加到达检查对象 E 的深部的光的能量流量。

[0238] 下面, 描述通过根据本例子的测量装置获得检查对象 E 的组织内部的光谱特性图像的步骤。

[0239] 在第一步骤中, 检查对象 E 保持在第一板 25 和第二板 26 之间。然后, 测量开始开关 (未示出) 被激活。

[0240] 然后, 第二步骤中, 脉冲光束产生器 101 和 102 被驱动, 以发射具有波长  $\lambda_1 = 700\text{nm}$  的纳秒量级的脉冲光束。

[0241] 然后, 第三步骤中, 通过第一照明光学系统 205 和第二照明光学系统 301 用脉冲光束照射检查对象 E。



[0242] 然后, 第四步骤中, 通过超声波检测器 403 检测在检查对象 E 中产生的光声信号 S。

[0243] 然后, 第五步骤中, 信号分析器 500 基于检测的光声信号 S 的时间特性计算吸收体  $\alpha$  的位置和尺寸以及吸收系数  $\mu_a$ 。产生重构吸收体  $\alpha$  及其周围的吸收系数  $\mu_a$  的空间分布的图像。

[0244] 然后, 第六步骤中, 控制器 601 在存储器 700 中存储计算的波长  $\lambda_1$  的吸收系数  $\mu_a$  的位置信息和图像。

[0245] 然后, 第七步骤中, 控制器 601 将由脉冲光束产生器 101 和 102 发射的光的波长设为  $\lambda_2 = 850\text{nm}$ , 并且, 发射具有波长  $\lambda_2 = 850\text{nm}$  的纳秒量级的脉冲光束。

[0246] 然后, 第八步骤中, 执行与上述的第三步骤、第四步骤和第五步骤类似的步骤。

[0247] 控制器 601 在存储器 700 中存储计算的波长  $\lambda_2$  的吸收系数  $\mu_a$  的位置信息和图像。

[0248] 然后, 在第九步骤中, 控制器 601 驱动第一驱动机构 901 和第二驱动机构 902, 使得第一滑动件 34 和第二滑动件 40 关于检查对象 E 的位置变为下一测量位置。

[0249] 然后, 在第十步骤中, 执行与上述的第一步骤、第二步骤、第三步骤、第四步骤、第五步骤、第六步骤、第七步骤、第八步骤和第九步骤类似的步骤, 直到完成每个测量位置的测量。

[0250] 然后, 在测量了所有的测量位置之后的第十一步骤中, 控制器 601 将具有波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  的吸收系数  $\mu_a$  的分布图像叠加, 并且在显示器 800 上显示结果。

[0251] 最后, 在第十二步骤中, 完成测量。

[0252] 图 15 和图 16 是根据例子 2 的另一例子的测量装置的示意性框图。图 15 是侧视图, 并且, 图 16 是上视图。

[0253] 由与图 1 ~ 14 中所示的参考标记相同的参考标记表示的部件是具有与上述的功能相同的功能的部件。

[0254] 在本例子中, 对于圆筒状的检查对象 E 设置旋转驱动机构 903。旋转驱动机构 903 改变第一照明光学系统 206、超声波检测器 405 和第二照明光学系统 302 相对于检查对象 E 的位置。

[0255] 旋转驱动机构 903 被控制为进行各结构部件相对于检查对象 E 的旋转扫描驱动, 由此, 可以测量圆筒状的检查对象 E。

[0256] 检查对象 E 被保持在圆筒状的外壳 43 中。在检查对象 E 和外壳 43 之间的间隙中填充匹配剂 44。

[0257] 外壳 43 和匹配剂 44 对于由脉冲光束产生器 100 发射的光和声波具有高的透射性和低的衰减性。

[0258] 作为构成外壳 43 的材料, 可以使用与例子 1 的间隔件 19 类似的材料。作为构成匹配剂 44 的材料, 能够使用水、蓖麻油或超声波检查凝胶等。

[0259] 第一照明光学系统 206 包含反射镜 46 和 47 以及透镜 48。从脉冲光束产生器 100 发射的脉冲光束被束分离器 45 分成两个光束。所述光束中的一个被引导到第一照明光学系统 206, 并且该光束被反射镜 46 和 47 反射并然后被透镜 48 放大。

[0260] 然后, 光束穿过超声波检测器 405 的圆形开口部分, 以通过外壳 43 和匹配剂 44 照射检查对象 E 的表面。超声波检测器 405 与以上参照图 11 描述的超声波检测器类似。

[0261] 与例子 1 类似,第二照明光学系统 302 被设置为与第一照明光学系统 206 通过设置在其间的检查对象相对,并且,被照明光学系统照射的各区域的轴对称的中心轴相互一致。在本例子中,超声波检测器 405 的检测表面被设置在与外壳 43 的第一照明光学系统 206 的照射表面相同的表面上。

[0262] 第二照明光学系统 302 包含反射镜 49 和 50 以及透镜 51。被束分离器 45 分割的两个脉冲光束中的另一个被引导到第二照明光学系统 302。光束被反射镜 49 和 50 反射并然后被透镜 51 放大,以通过外壳 43 和匹配剂 44 照射检查对象 E 的表面。

[0263] 旋转驱动机构 903 包含旋转台架 52 和用于驱动旋转台架 52 的马达 53。旋转台架 52 容纳束分离器 45、第一照明光学系统 206、超声波检测器 405 和第二照明光学系统 302 的组。

[0264] 旋转台架 52 和容纳于旋转台架 52 中的该组部件可被马达 53 驱动以沿图 15 或图 16 中所示的箭头的方向旋转。

[0265] 除了上述的控制器 601 的功能以外,控制器 602 控制用于驱动旋转驱动机构 903 的位置、定时等,并与旋转驱动机构 903 连接。

[0266] 如上所述,根据例子 2 的测量装置,第一照明光学系统和第二照明光学系统被设置为通过设置在其间的检查对象彼此相对。另外,被照明光学系统照射的各区域的轴对称的中心轴相互一致,并且,超声波检测器的检测表面被设置在与通过第一照明光学系统的外壳上的照射表面相同的表面上。换句话说,超声波检测器的检测表面关于检查对象位于与第一照明光学系统的用脉冲光束照射检查对象的照射表面那侧相同的侧。

[0267] 在保持上述的位置关系的同时,关于检查对象 E 执行各结构部件的扫描驱动,由此,在整个检查对象 E 中,从存在于检查对象 E 的深部中的吸收体  $\alpha$  的边界产生的光声信号可被检测为高对比度信号。

[0268] 因此,能够提供能够以高精度测量吸收体  $\alpha$  的位置和尺寸的测量装置。

[0269] 例子 3

[0270] 图 17 是可应用本发明的根据例子 3 的测量装置的示意性框图。

[0271] 测量装置的基本结构与图 14 所示的例子 2 的结构类似,并且,由参考标记表示的结构部件具有与以上在例子 2 中描述的功能相同的功能。

[0272] 在本例子中,另外设置板驱动机构 904。

[0273] 板驱动机构 904 包含滑动导引件 54 和马达 55。

[0274] 滑动导引件 54 的一端与接触检查对象 E 的第二板 26 耦合,并且,第二板 26 的位置可沿图 17 所示的箭头移动。作为形成滑动导引件 55 的部件的例子,能够使用滚珠丝杆、线性导引件等。

[0275] 向检查对象 E 施加的光的能量强度大大地受生物组织中的吸收和分散的影响而衰减,由此,深部中的测量是困难的。

[0276] 因此,关于诸如乳房的检查对象,考虑压迫检查对象以增加到达检查对象的内部的光的能量。

[0277] 在本例子中,提供控制板驱动机构 904 以压迫被保持在第一板 25 和第二板 26 之间的检查对象 E 的功能。

[0278] 第二照明光学系统 301 被设置为使得第二照明光学系统 301 与第一照明光学系统

205 相对,并且,被第二照明光学系统 301 和第一照明光学系统 205 照射的各区域的轴对称的中心轴相互一致。

[0279] 超声波检测器 403 的检测表面被设置在第一板 25 上的第一照明光学系统 205 的照射表面的相同表面上。

[0280] 除了上述的例子 2 的控制器 601 的功能以外,控制器 603 控制例如用于驱动板驱动机构 904 的位置。

[0281] 当该器件压迫检查对象 E 时,位于检查对象 E 中的球状吸收体  $\alpha$  沿压迫方向变平。

[0282] 从以此方式变形的吸收体  $\alpha$  产生的光声信号 S 的强度具有各向异性,由此从平坦的区域产生较强的信号。

[0283] 因此,超声波检测器 403 被设置在与压迫检查对象 E 的第一板 25 的第一照明光学系统 205 的表面相同的表面上,使得检测到更强的光声信号 S。

[0284] 如上所述,在根据例子 3 的测量装置中,压迫和照射检查对象的第一照明光学系统和第二照明光学系统被设置为使得第一照明光学系统和第二照明光学系统通过设置在其间的检查对象彼此相对,并且被第一照明光学系统和第二照明光学系统照射的各区域的轴对称的中心轴相互一致。

[0285] 另外,超声波检测器的检测表面被设置在第一照明光学系统的照射表面的相同表面上(板上)。换句话说,超声波检测器的检测表面关于检查对象位于与第一照明光学系统用脉冲光束照射检查对象的照射表面那侧相同的侧。通过上述的结构,可用高对比度信号检测从位于生物组织的深部中的吸收体  $\alpha$  的边界产生的光声信号。

[0286] 因此,可以提供能够以高的精度测量吸收体  $\alpha$  的位置和尺寸的测量装置。

[0287] 虽然已参照示例性实施例描述了本发明,但应理解,本发明不限于公开的示例性实施例。以下的权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有的修改与等同的结构和功能。

[0288] 本申请要求在 2008 年 7 月 11 日提交的日本专利申请 No. 2008-182060 的权益,在此通过引入将其全部内容并入。

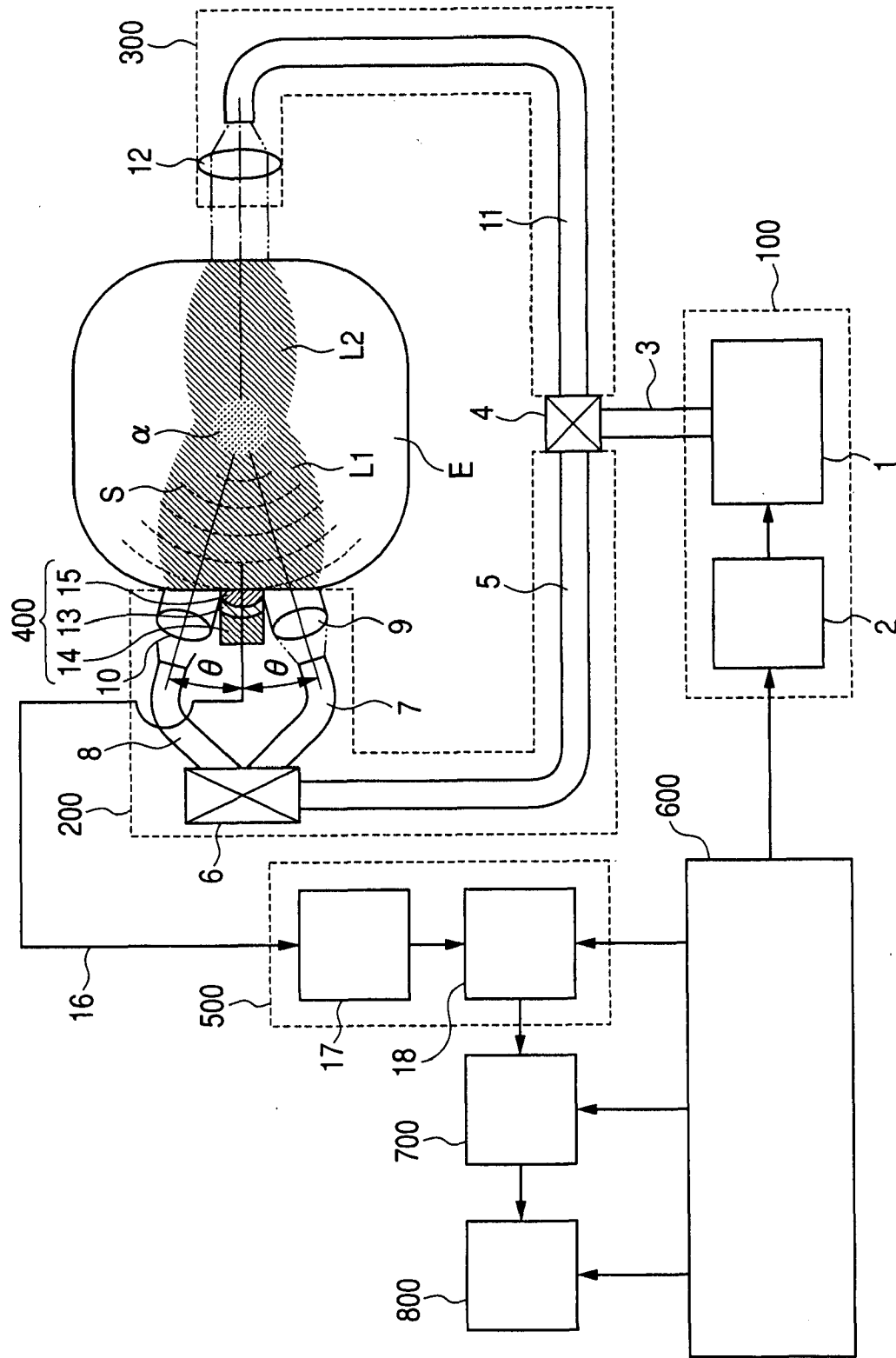


图 1

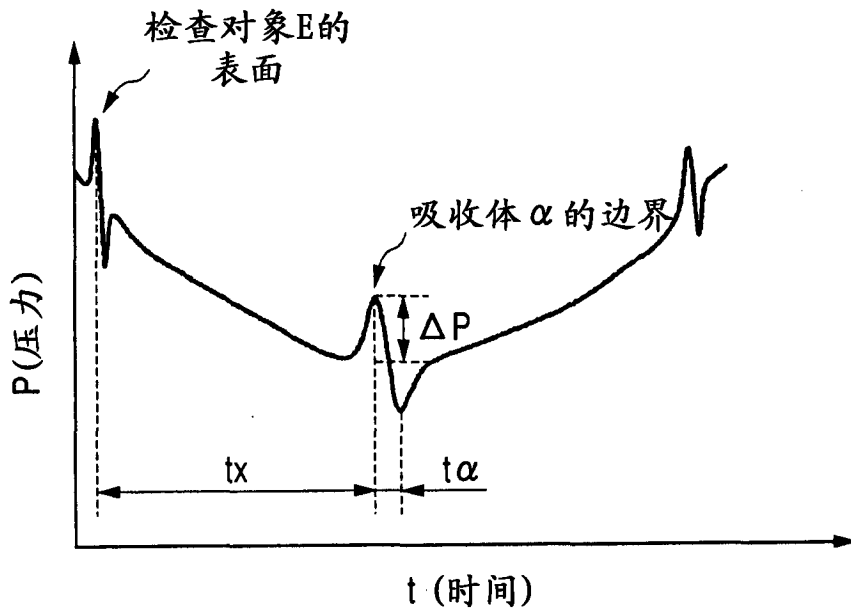


图 2

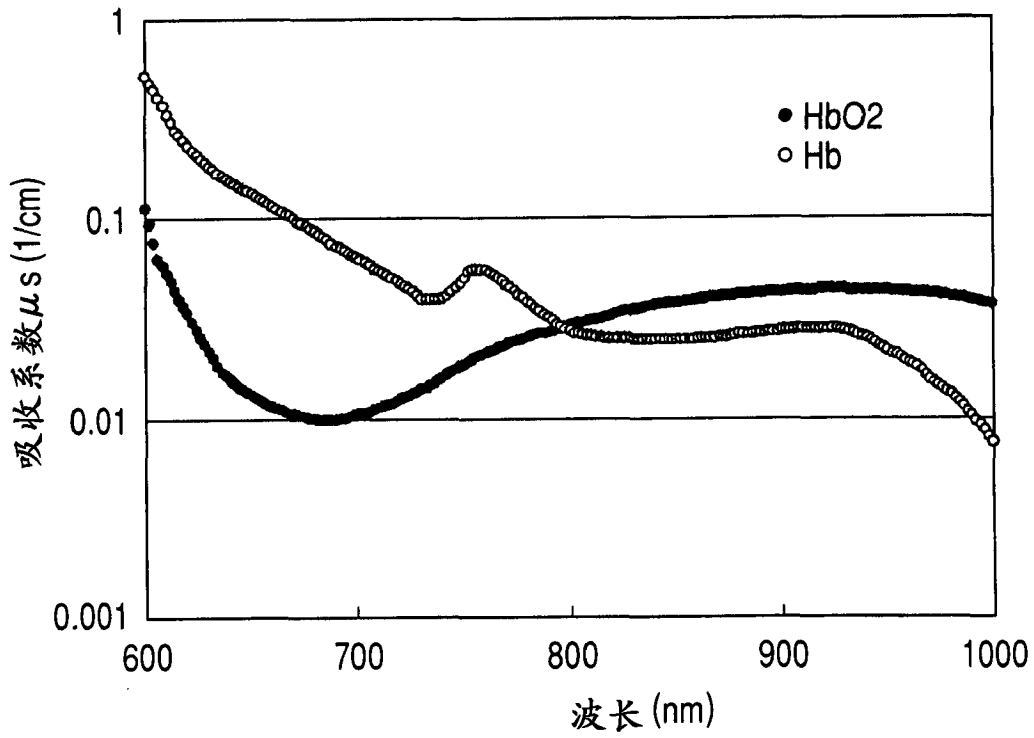


图 3

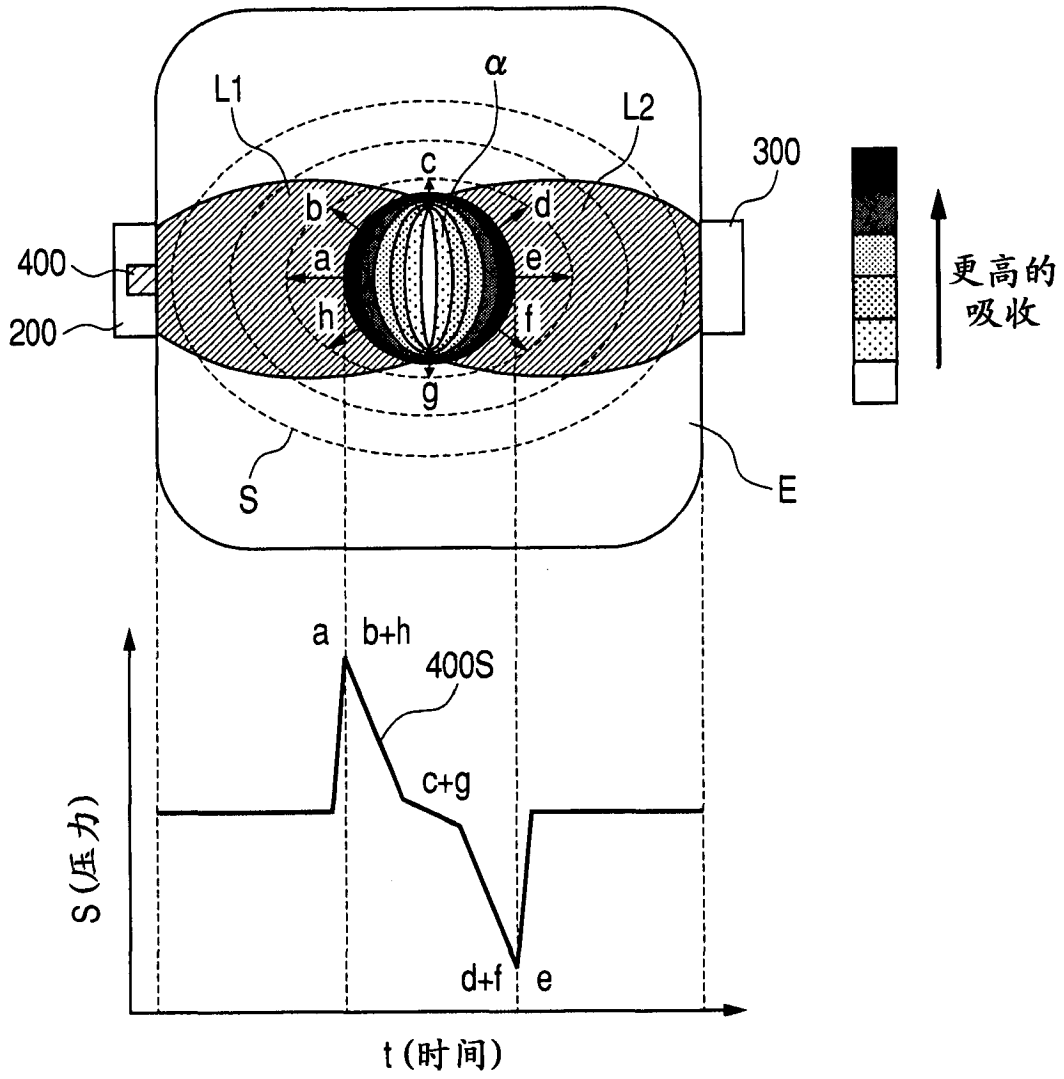


图 4

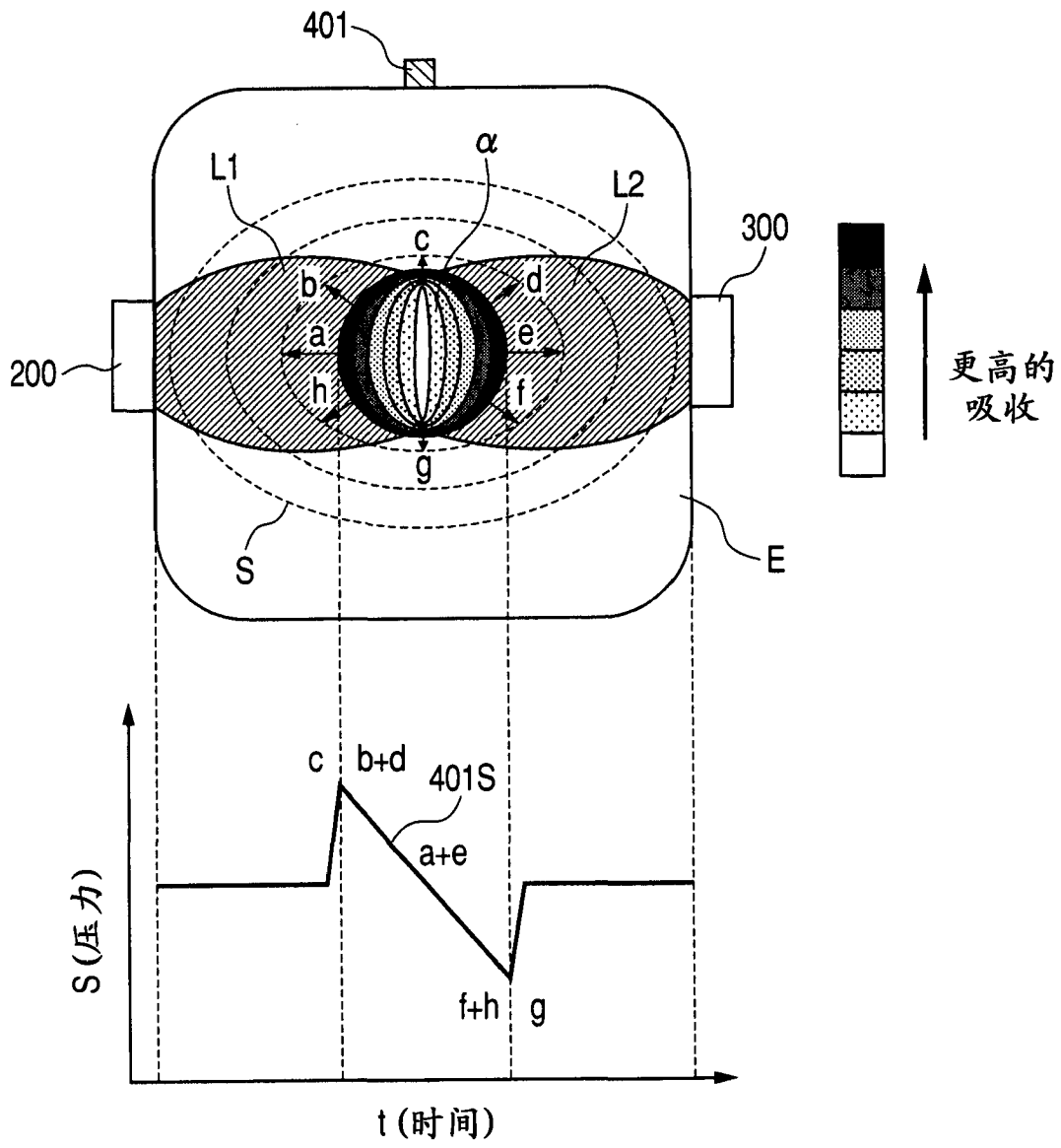


图5 现有技术

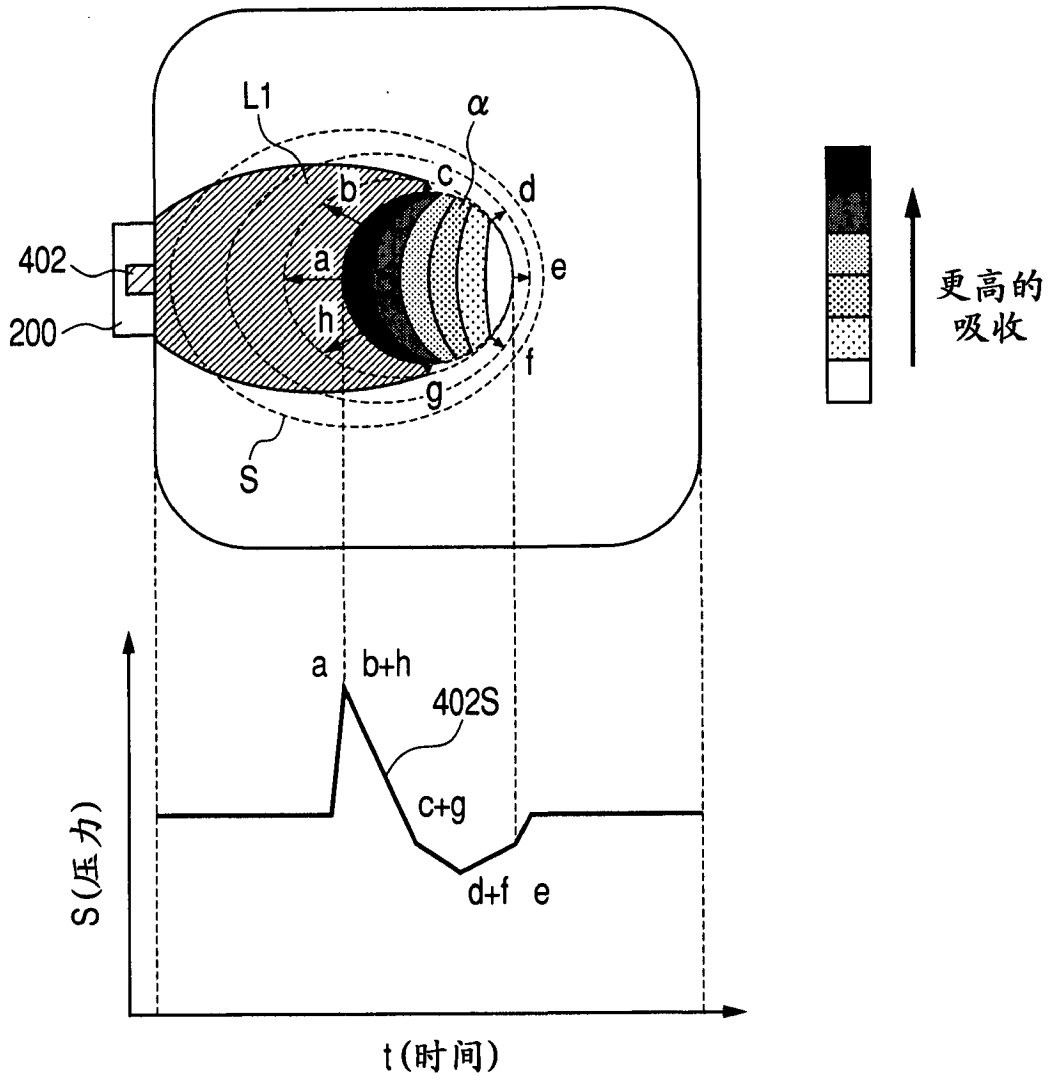


图 6 现有技术



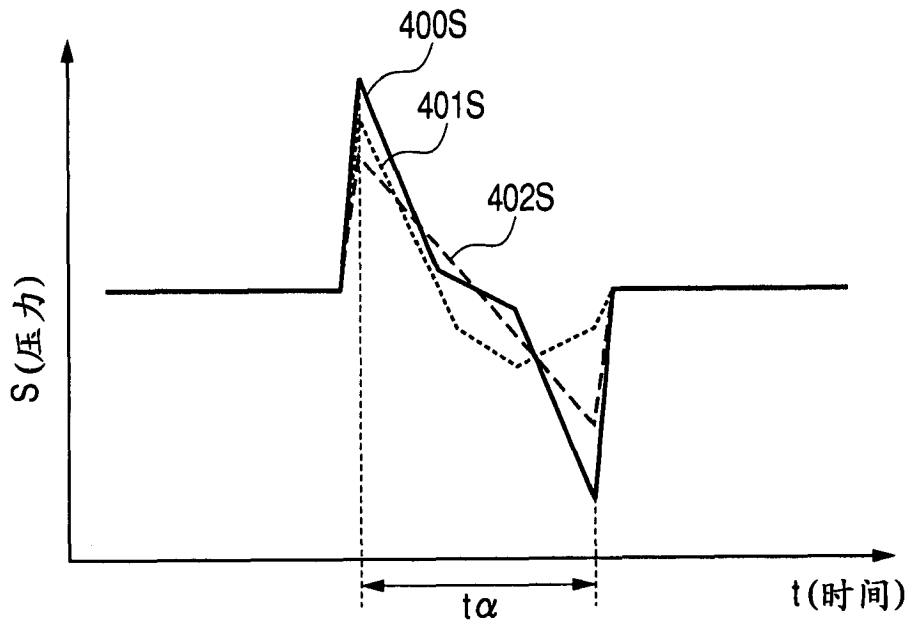


图 7

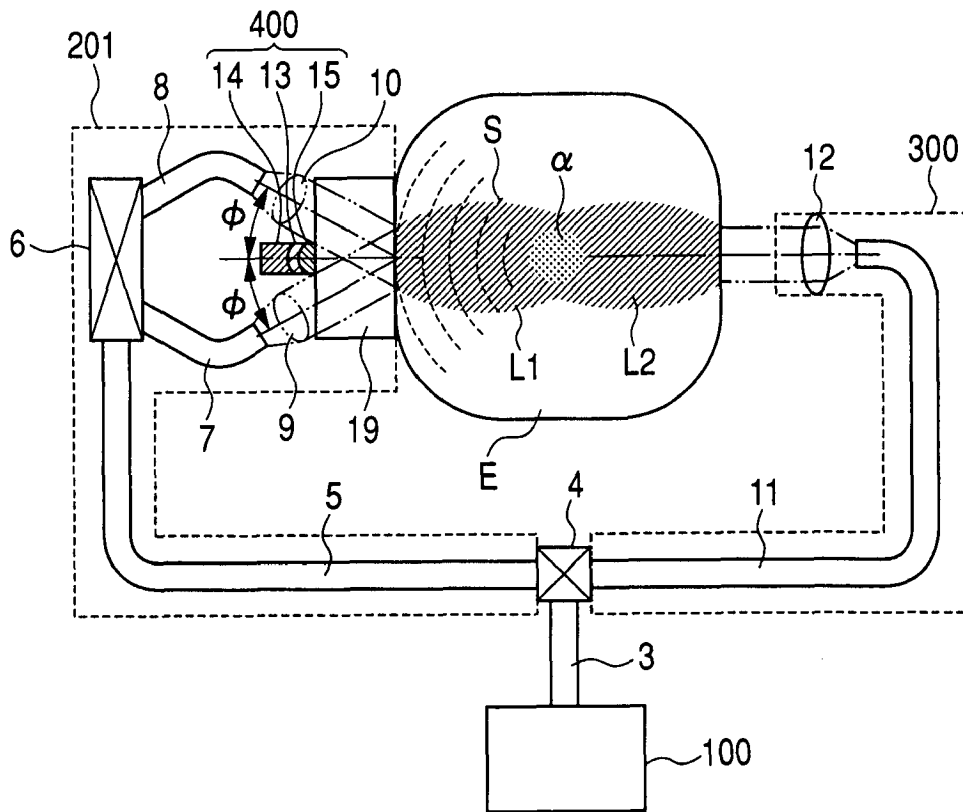


图 8

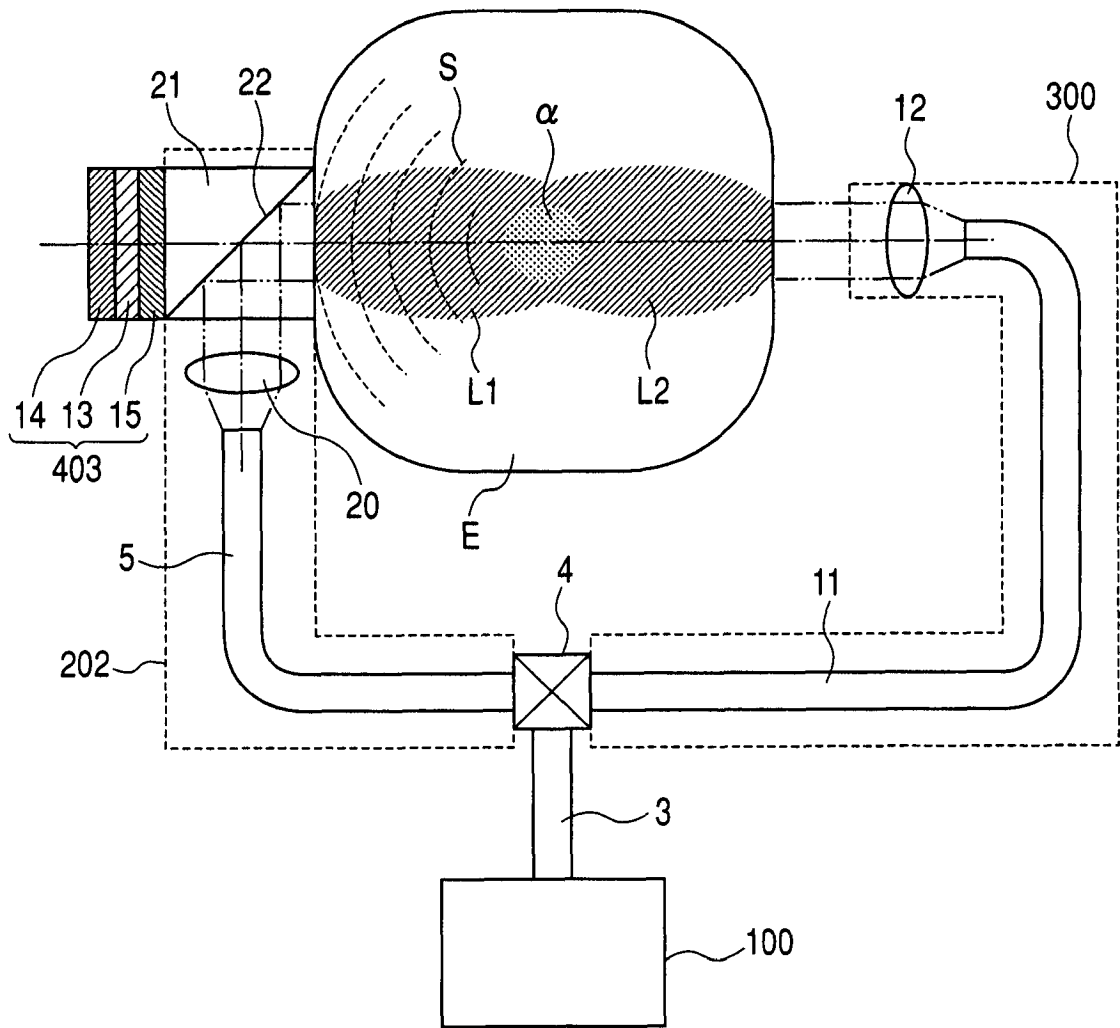


图 9

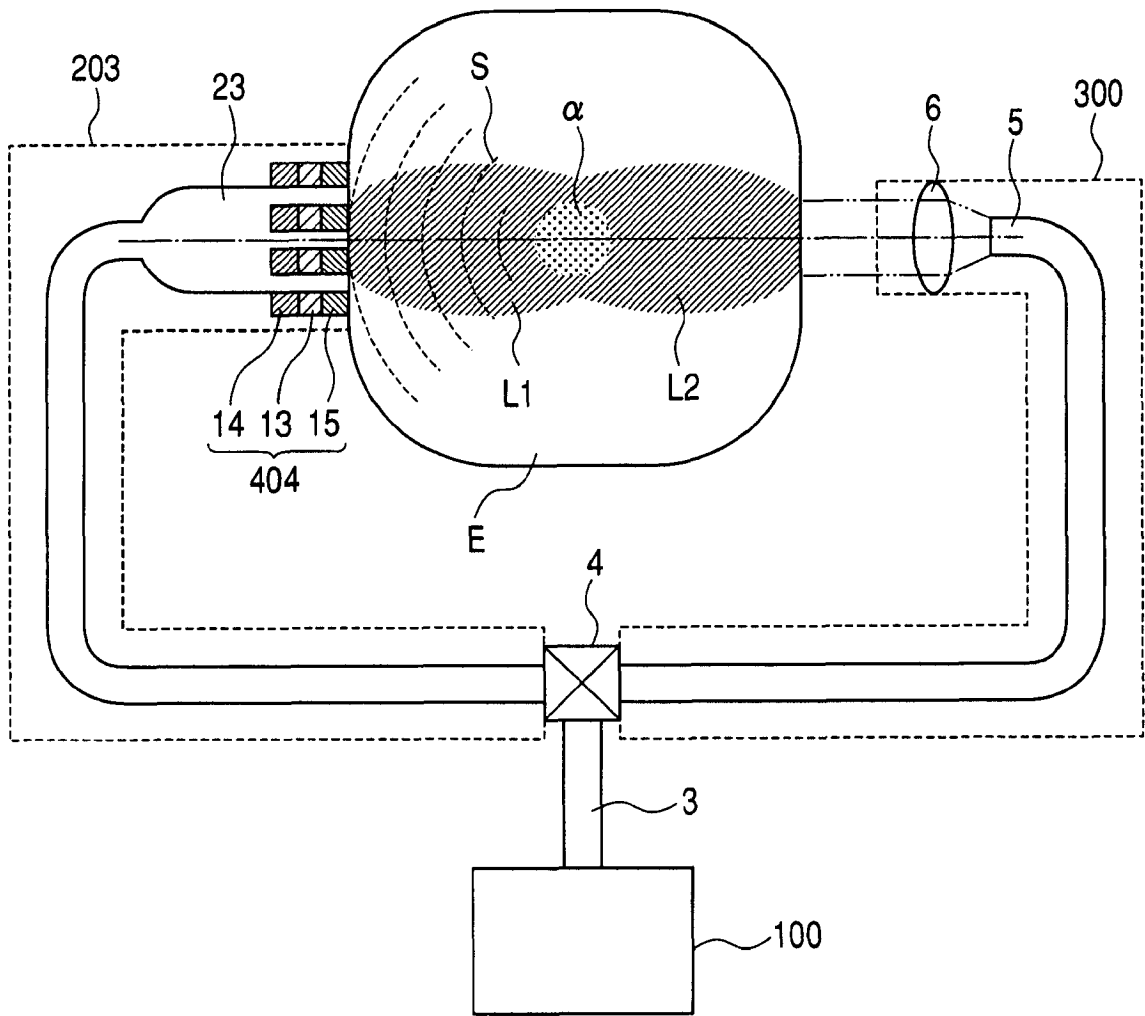


图 10

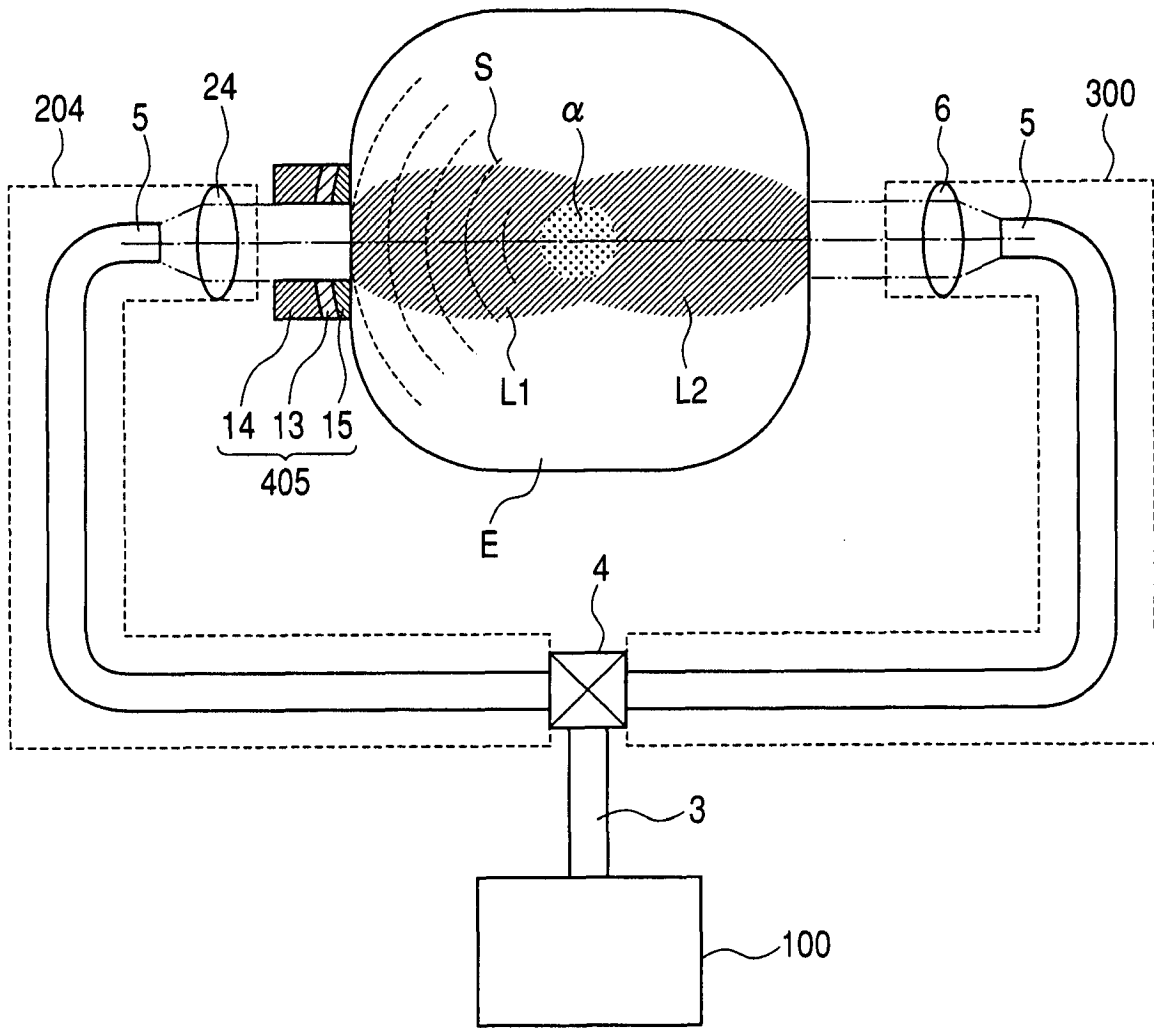


图 11

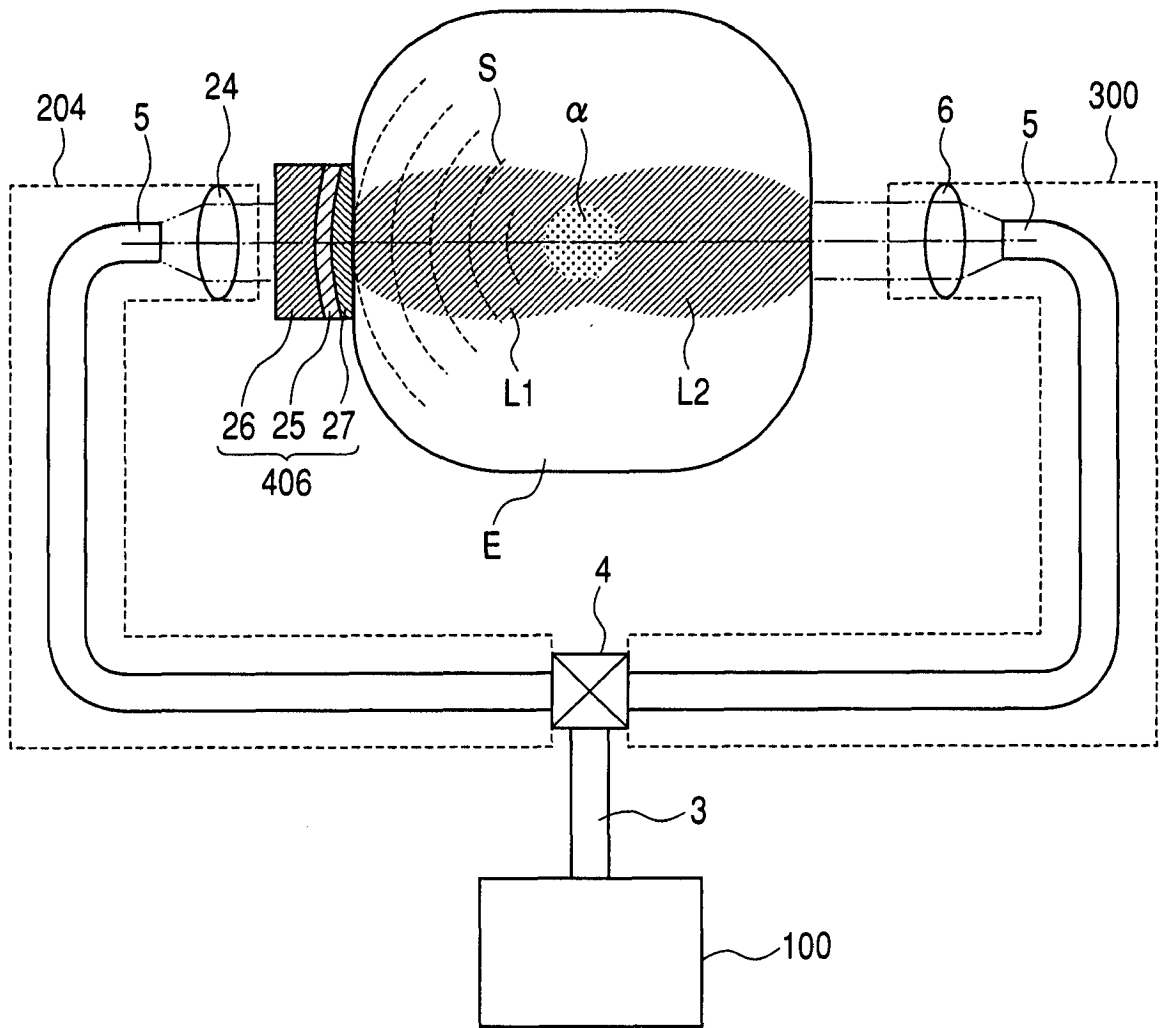


图 12

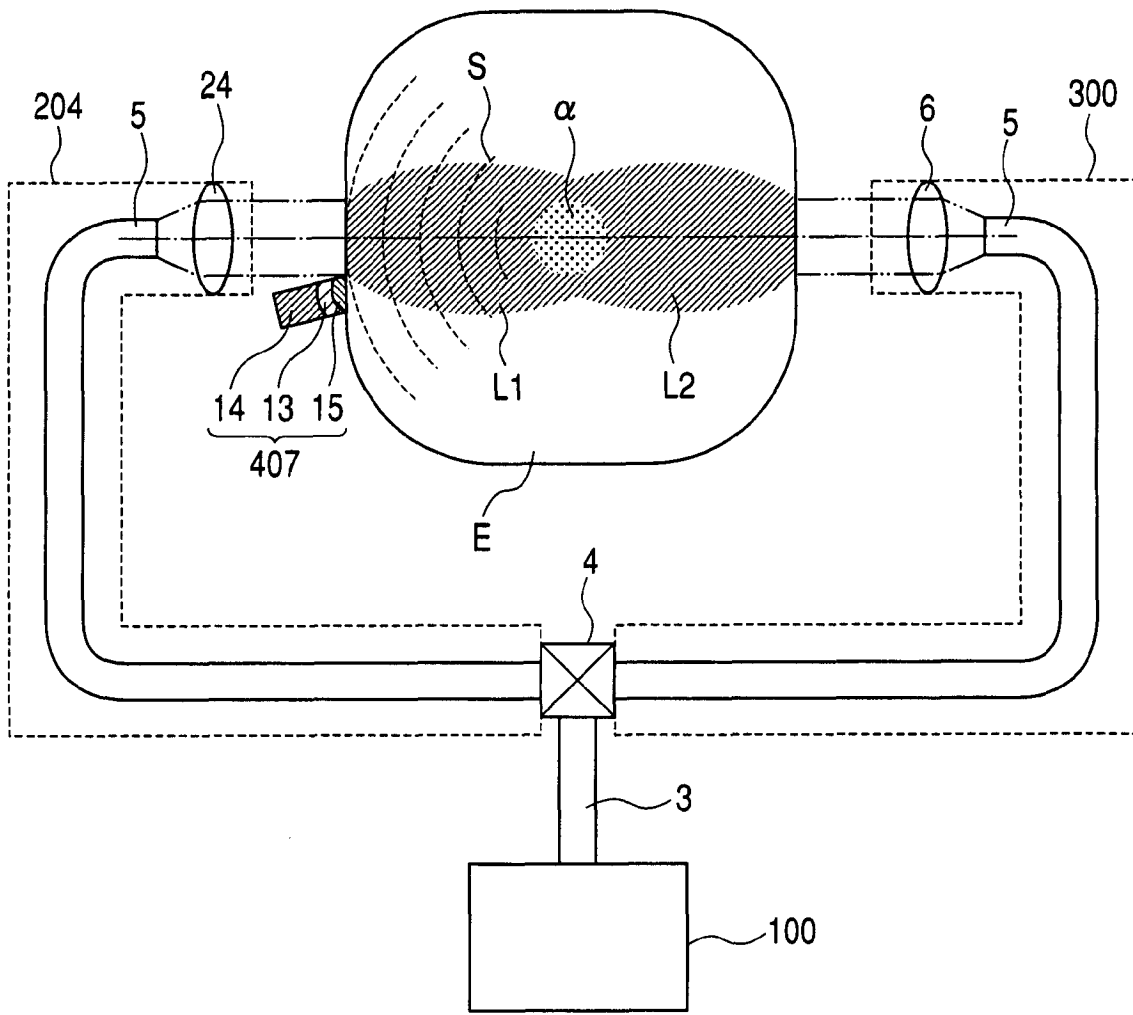


图 13

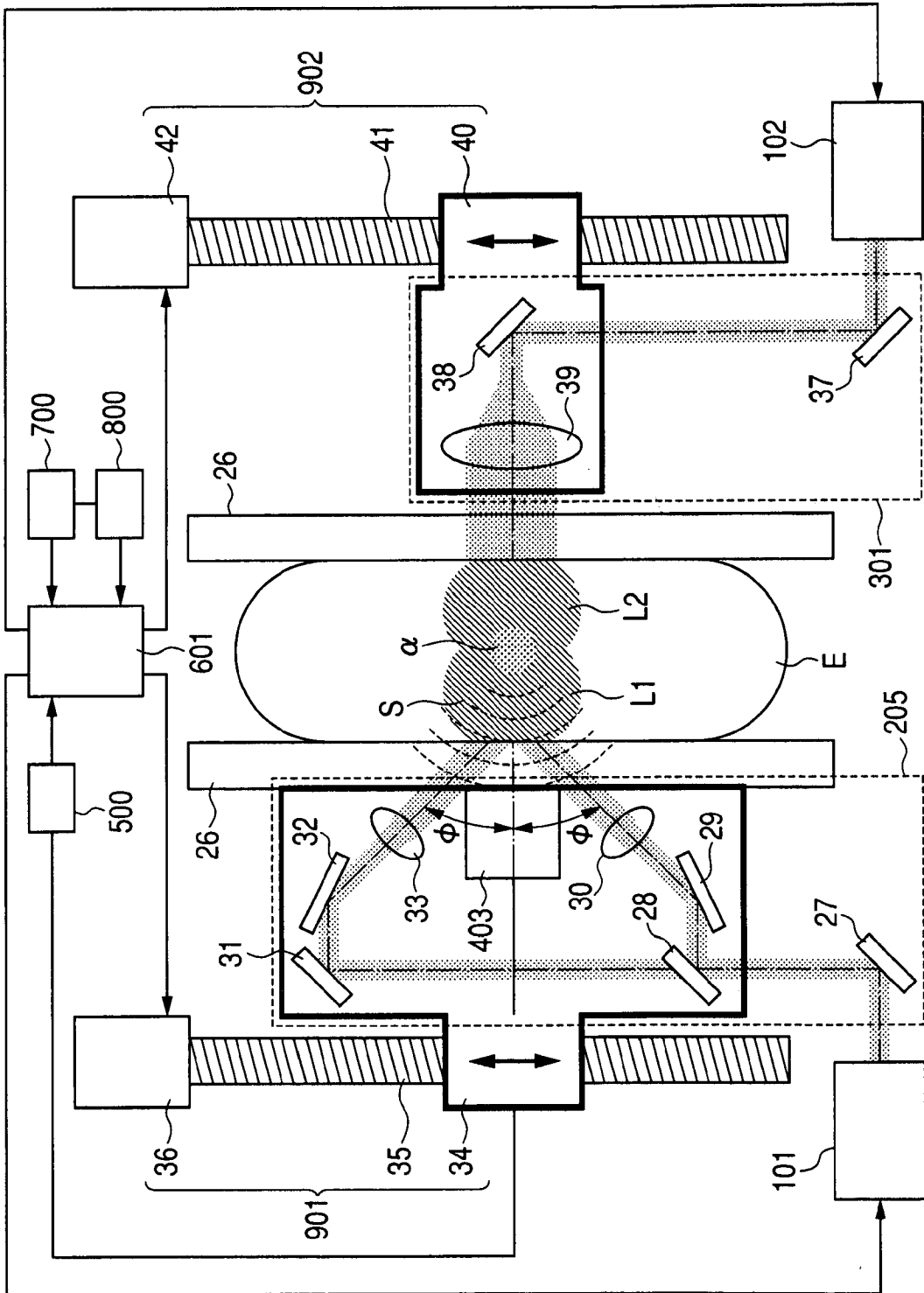


图 14

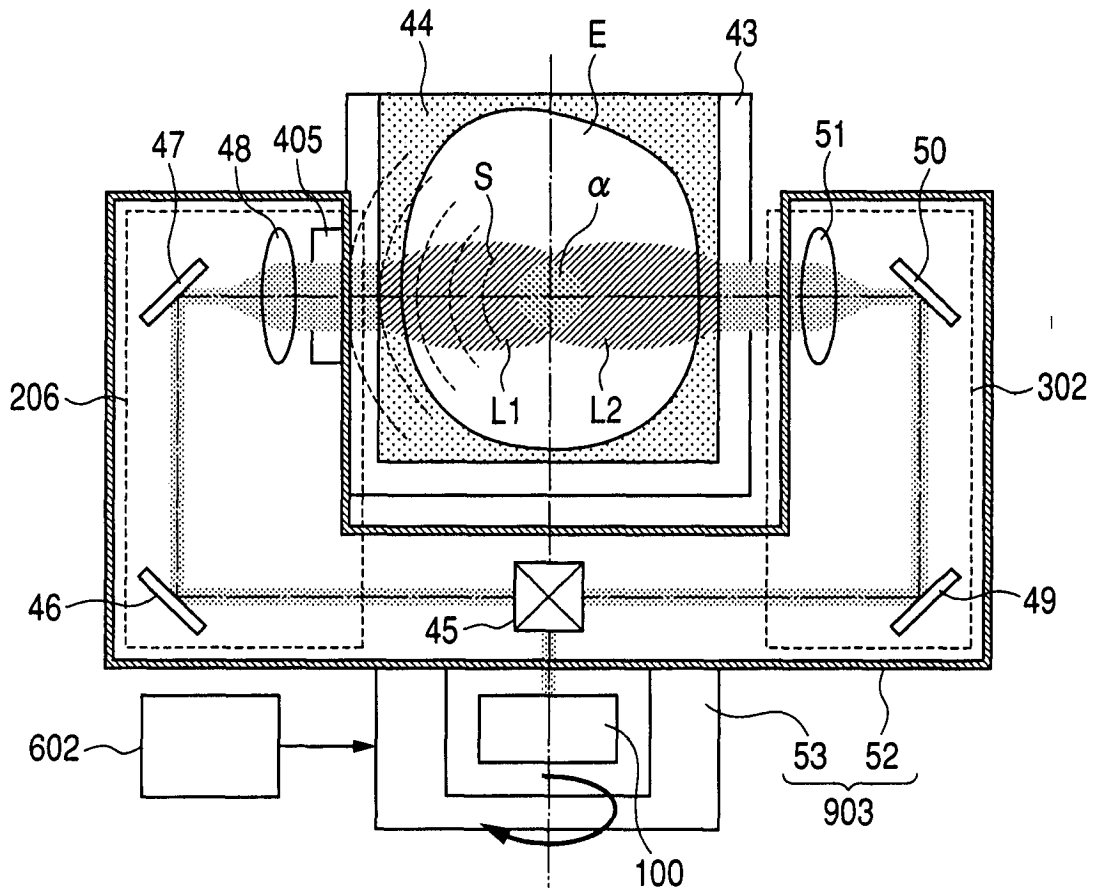


图 15

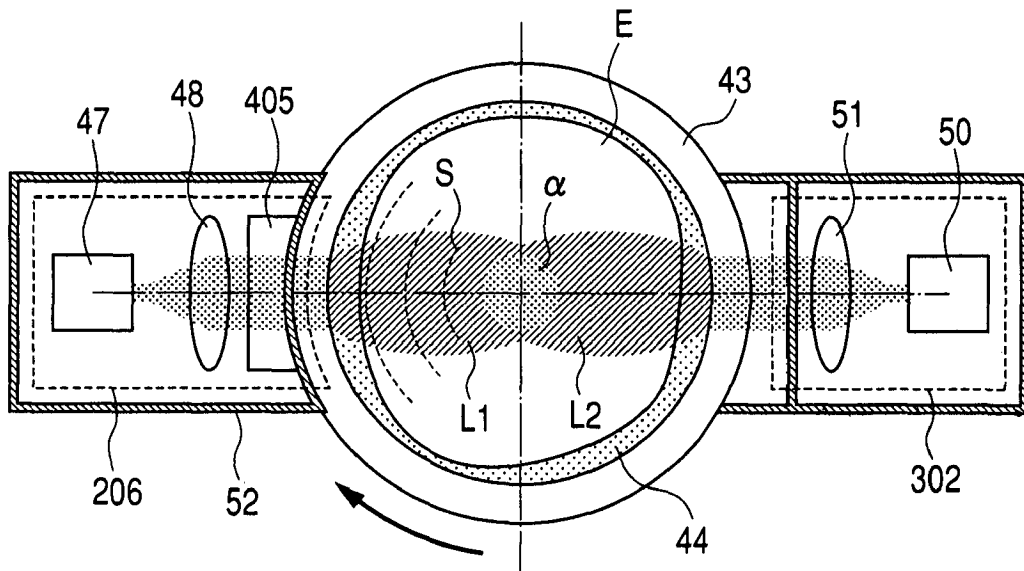


图 16



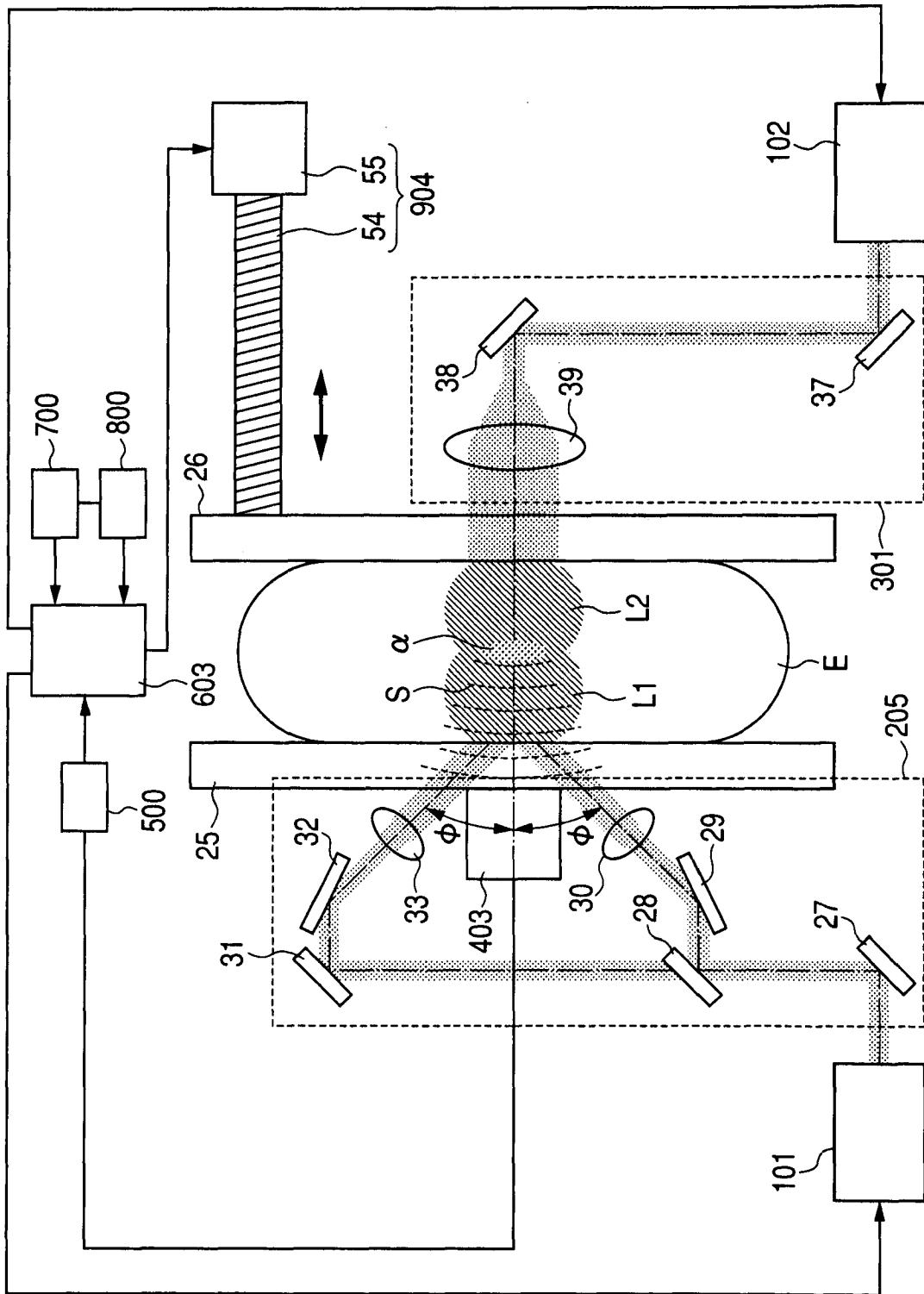


图 17