



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103501707 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 15

(21) 申请号 201280020777. 3

(22) 申请日 2012. 04. 23

(30) 优先权数据

2011-098969 2011. 04. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 10. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/002770 2012. 04. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/147325 JA 2012. 11. 01

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 入泽觉

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 李佳 穆德骏

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2008-116209 A, 2008. 05. 22, 说明书第 60-64 段及附图 6.

US 2003/0187319 A1, 2003. 10. 02, 全文.

US 6390978 B1, 2002. 05. 21, 全文.

US 6134003 A, 2000. 10. 17, 全文.

CN 100512760 C, 2009. 07. 15, 说明书第 11 页第 1 段至第 19 页第 2 段及附图 1-6.

审查员 胡新芬

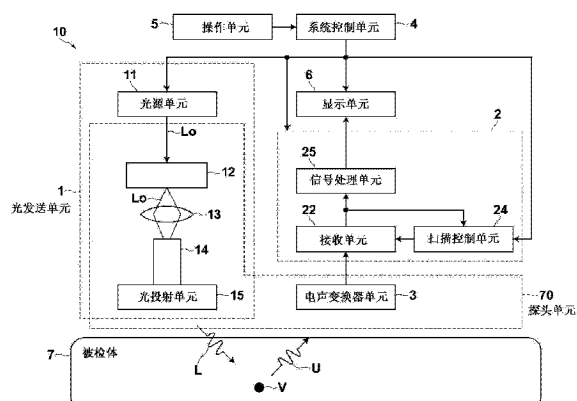
权利要求书2页 说明书14页 附图11页

(54) 发明名称

光声测量装置和与其一起使用的探头单元、以及内窥镜

(57) 摘要

[将要解决的问题] 在通过使用光纤引导测定光执行的光声测量中, 允许引导高能量测定光, 同时防止光纤的端面损坏。[用于解决问题的手段] 一种光声测量装置 (10), 包括: 扩散板 (12), 扩散从光学系统的上游侧输入的激光 (Lo); 透镜系统 (13), 聚集由扩散板 (12) 扩散的激光 (Lo); 以及光线缆线 (14), 包括具有芯体 (41a) 和覆层 (41b) 结构的光纤 (41) 并且被布置成使得从一端输入由透镜聚集的激光 (Lo), 其中, 光投射单元投射由光线缆线 (14) 引导的激光 (Lo) 作为测定光 (L)。



1. 一种光声测量装置,包括:

扩散板,所述扩散板扩散从光学系统的上游侧输入的测定光;

聚光透镜系统,所述聚光透镜系统聚集由所述扩散板扩散的所述测定光;

光线缆线,所述光线缆线包括具有芯体和覆层结构的光纤,并且被布置成使得从一端输入由所述透镜聚集的所述测定光;

光投射单元,所述光投射单元将由所述光线缆线引导的所述测定光投射到被检体中;

电声变换器单元,所述电声变换器单元检测通过所述测定光的投射而在所述被检体中生成的光声波,并且将所述光声波转换为电信号;以及

信号测量单元,所述信号测量单元基于所述电信号执行信号测量,

其中,当入射在所述扩散板上时的所述测定光的发散角 ϕ 、所述扩散板的扩散角 θ 、所述聚光透镜系统的焦距 f 、以及所述光纤的芯体直径 d 满足以下给出的公式 (1):

$$\frac{d}{3} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2} \right)^2 + \left(\frac{\theta}{2} \right)^2} \right) \leq \frac{2d}{3} \quad (1)$$

2. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中:

所述聚光透镜系统聚集所述测定光,使得所述测定光的最小光束直径为所述光纤的芯体直径的 $1/3$ 至 $2/3$;以及

所述光线缆线被布置成使得在所述测定光的光束直径为所述光纤的所述芯体直径的 $1/3$ 至 $2/3$ 的情况下所述测定光被输入。

3. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中,所述聚光透镜系统具有 4 至 40mm 的焦距。

4. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中:

所述扩散板是全息扩散器;以及

所述全息扩散器具有 0.2 至 2.0° 的扩散角。

5. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中:

所述扩散板是光成形扩散板,在所述光成形扩散板中,微型凹透镜被随机地排列在基板的一个表面上;以及

所述光成形扩散板具有 0.2 至 2.0° 的扩散角。

6. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中,所述光纤具有 100 至 $600 \mu\text{m}$ 的芯体直径。

7. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中,所述装置包括保持部,所述保持部整体地保持所述聚光透镜系统和所述光线缆线。

8. 根据权利要求 7 所述的光声测量装置,其中,所述保持部还整体地保持所述扩散板。

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的光声测量装置,其中:

所述装置包括分支部,所述分支部使所述测定光分支;以及

针对所述分支后的测定光部分的每个光路,来布置所述扩散板、所述聚光透镜系统、以及所述光线缆线。

10. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的光声测量装置,其中:

所述装置包括分支部,所述分支部使所述测定光分支;

所述扩散板是单独扩散板,所述单独扩散板被提供并且被布置成扩散分支后的测定光部分中的至少两个;以及

针对分支后的测定光部分的每个光路,来布置所述聚光透镜系统和所述光纤缆线。

11. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的光声测量装置,其中:

所述聚光透镜系统是透镜阵列;

所述光纤缆线被提供为多个;以及

所述透镜阵列侧上的所述多个光纤缆线的多个光纤的每个端面被排列成对应于构成所述透镜阵列的每个透镜部。

12. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的光声测量装置,其中:

所述聚光透镜系统是微透镜阵列;

所述光纤缆线是包括多个光纤的成束光纤缆线;以及

所述微透镜阵列侧上的所述成束光纤缆线的所述多个光纤的每个端面被排列成对应于构成所述微透镜阵列的每个微透镜。

13. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中:

所述测定光是近红外波长范围内的光;以及

所述扩散板、所述聚光透镜系统、以及所述光纤缆线具有能够引导在所述近红外波长范围内的光的结构。

14. 根据权利要求 1 所述的光声测量装置,其中,所述信号测量单元包括声图像生成单元,所述声图像生成单元针对所述光声波的所述电信号来生成光声图像。

15. 根据权利要求 14 所述的光声测量装置,其中:

所述电声变换器单元检测被发送至所述被检体的超声波的反射超声波;

所述声像生成单元基于所述反射超声波的超声波信号,生成超声图像。

16. 一种用于与光声测量装置一起使用的探头单元,所述探头单元包括:

扩散板,所述扩散板扩散从光学系统的上游侧输入的测定光;

聚光透镜系统,所述聚光透镜系统聚集由所述扩散板扩散的所述测定光;

光线缆线,所述光线缆线包括具有芯体和覆层结构的光纤,并且被布置成使得由所述聚光透镜系统聚集的所述测定光从一端被输入,

光投射单元,所述光投射单元将所述测定光投射到被检体中;

电声变换器单元,所述电声变换器单元检测通过所述测定光的投射而在所述被检体中生成的光声波,并且将所述光声波转换为电信号,

其中,当入射在所述扩散板上时的所述测定光的发散角 ϕ 、所述扩散板的扩散角 θ 、所述聚光透镜系统的焦距 f 、以及所述光纤的芯体直径 d 满足以下给出的公式 (1):

$$\frac{d}{3} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2}\right)^2 + \left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \right) \leq \frac{2d}{3} \quad (1)$$

17. 一种内窥镜,包括权利要求 16 所述的探头单元。

光声测量装置和与其一起使用的探头单元、以及内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及用于通过光的投射测量在被检体中生成的光声波的光声测量装置和与其一起使用的探头单元。本发明还涉及内窥镜。

背景技术

[0002] 通常,超声波成像被已知为用于获取被检体的内部层析图像的方法,其中,通过将超声波投射到被检体中并且检测从被检体的内部反射的超声波,来生成超声图像,并且获得被检体的内部的形态层析图像。同时,在被检体检验领域中,近年来进行了对于不仅显示形态图像而且显示功能层析图像的系统的开发。作为这样的系统之一,已知使用光声谱的系统。在光声谱中,将具有预定波长的光(例如,可见光、近红外光、或中红外光)投射到被检体上,并且检测作为由于特定物质吸收光能的结果而在被检体中生成的弹性波的光声波,并且定量地测量特定物质的密度(专利文献1)。被检体中的特定物质例如是血液中的葡萄糖或血红蛋白等。以上述方式检测光声波并且基于检测到的信号生成光声图像的技术被称为光声成像(PAI:Photoacoustic Imaging)或者光声层析(PAT:Photoacoustic Tomography)。

[0003] 通常,使用这样的光声效应(光声测量)的测量具有以下问题。即,通过吸收和散射,在被检体内部传播的同时,被投射到被检体上的光的强度被大大衰减。另外,通过吸收和散射,在被检体内部传播的同时,基于投射的光而在被检体内部生成的光声波的强度也被衰减。从而,很难通过光声测量获得被检体的深部分的信息。为了解决该问题,可以想到通过增加投射到被检体中的光的能量来增强将被生成的光声波。

[0004] [现有技术文献]

[0005] [专利文献]

[0006] 专利文献1:日本未审查专利公布 No. 2010-012295

发明内容

[0007] 如果光声测量所需的具有高能量(不小于1mJ)的测定光由光纤来引导,则光纤的端面很可能被损坏,由此引起光纤的耐久性的问题。当将测定光输入到光纤时,光纤的端面通常被放在透镜的焦点附近的位置,使得测定光的光束直径适合在光纤的芯体直径范围内。但是,当由透镜聚集时,测定光太急剧地聚集并且能量被局部集中,并且光纤的端面的损坏以能量集中部分作为起点进一步发展。可以想到,光纤的端面由近焦点位置代替,但是在该情况下,可能产生诸如局部能量集中和光纤内损坏、能量耦合损失增加等的问题,使得不能对其期望显著效果。

[0008] 考虑上述情况开发了本发明,并且本发明的目标在于,在通过使用光纤引导测定光执行光声测量时,提供能够引导高能量测定光同时防止光纤的端面损坏的光声测量装置以及与该装置一起使用的探头单元、以及内窥镜。

[0009] 为了解决上述问题,本发明的光声测量装置包括:

[0010] 扩散板,该扩散板扩散从光学系统的上游侧输入的测定光;

[0011] 聚光透镜系统,该聚光透镜系统聚集由扩散板扩散的测定光;以及

[0012] 光线缆线,包括具有芯体和覆层结构的光纤,并且被布置成使得从一端输入由透镜聚集的测定光;

[0013] 光投射单元,该光投射单元将测定光投射到被检体中;

[0014] 电声变换器单元,该电声变换器单元检测通过测定光的投射而在被检体中生成的光声波,并且将光声波转换为电信号;以及

[0015] 信号测量单元,该信号测量单元基于电信号执行信号测量,

[0016] 其中,当入射在所述扩散板上时的所述测定光的发散角 Φ 、所述扩散板的扩散角 θ 、所述聚光透镜系统的焦距 f 、以及所述光纤的芯体直径 d 满足以下给出的公式(1):

$$[0017] \quad \frac{d}{3} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\Phi}{2}\right)^2 + \left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \right) \leq \frac{2d}{3} \quad (1)$$

[0018] 在根据本发明的光声测量装置中,聚光透镜系统聚集测定光,使得测定光的最小光束直径是光纤的芯体直径的 $1/3$ 至 $2/3$,并且光线缆线被布置成使得在测定光的光束直径是光纤的芯体直径的 $1/3$ 至 $2/3$ 的情况下输入测定光。

[0019] 在根据本发明的光声测量装置中,入射在扩散板上的测定光的发散角 Φ 、扩散板的扩散角 θ 、聚光透镜系统的焦距 f 、以及光纤的芯体直径 d 优选满足以下给出的公式(1):

$$[0020] \quad \frac{d}{3} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\Phi}{2}\right)^2 + \left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \right) \leq \frac{2d}{3} \quad (1)$$

[0021] 在此使用的术语“发散角”是指测定光的光束直径伴随着传播的发散角度。在此使用的术语扩散板的“扩散角”是指当穿过扩散板时,测定光的光束直径伴随着传播的发散角度。在此使用的“发散角”和“扩散角”由总平面角表示。在此使用的术语“光束直径”是指其中包括约86.5%的测定光能量的 $1/e^2$ 直径。当测量这些角时,优选在将光束直径从特定光束直径扩散到该特定光束直径的1.5倍的范围内执行。

[0022] 在根据本发明的光声测量装置中,优选地,聚光透镜系统具有4至40mm的焦距。

[0023] 在根据本发明的光声测量装置中,优选地,扩散板是全息扩散器或光成形扩散板,其中,微型凹透镜被随机地排列在基板的一个表面上,并且扩散板具有 0.2 至 2.0° 的扩散角。

[0024] 在根据本发明的光声测量装置中,优选地,光纤具有 100 至 $600 \mu\text{m}$ 的芯体直径。

[0025] 优选地,根据本发明的光声测量装置包括:保持部,用于整体保持聚光透镜系统和光线缆线。

[0026] 在根据本发明的光声测量装置中,优选地,保持部还整体保持扩散板。

[0027] 优选地,根据本发明的光声测量装置包括用于使测定光分支的分支部,并且扩散板、聚光透镜系统、以及光线缆线相对于分支后的测定光部分的每个光路来布置。

[0028] 或者,优选地,根据本发明的光声测量装置包括用于使测定光分支的分支部,并且扩散板是被提供并且布置成扩散分支后的测定光部分的至少两个的单独扩散板,并且聚光

透镜系统和光线缆线相对于分支后的测定光部分的每个光路来布置。

[0029] 在根据本发明的光声测量装置中,优选地,聚光透镜系统是透镜阵列,提供多个光线缆线,并且在透镜阵列侧上的多个光线缆线的多个光纤的每个端面被排列成对应于构成透镜阵列的每个透镜部。

[0030] 在根据本发明的光声测量装置中,优选地,聚光透镜系统是微透镜阵列,光线缆线是包括多个光纤的成束光线缆线,并且在微透镜阵列侧上的成束光线缆线的多个光纤的每个端面被排列成对应于构成微透镜阵列的每个微透镜。

[0031] 术语“多个光线缆线(或成束光线缆线,也适用于在本段落中的下文)的多个光纤的每个端面被排列成对应于构成透镜阵列(或微透镜阵列,也适用于在本段落中的下文)的每个透镜部分(或微透镜,也适用于在本段落中的下文)”是指多个光纤的端面的排列图案与透镜阵列的聚集图案基本匹配。在此使用的术语两个图案“基本匹配”是指,甚至当这两个图案彼此稍微不同时,如果差异在由构成透镜阵列的每个透镜部聚集的测定光的多个部分中的每个可以入射到多个光纤的每个芯体上的范围内,则两个图案被认为匹配。在此使用的术语端面的“排列图案”是指一侧上的多个光纤的端面的相应的点(例如,芯体中心)的排列图案。在此使用的术语“聚集图案”是指由透射经过构成透镜阵列的每个透镜部的测定光的多个部分形成在垂直于透镜阵列的光轴的聚集表面上并且被聚集的亮点图案。

[0032] 而且,在根据本发明的光声测量装置中,测定光可以是近红外波长范围内的光,并且扩散板、聚光透镜系统、以及光线缆线可以是能够引导在近红外波长范围内的光的结构。

[0033] 而且,在根据本发明的光声测量装置中,信号测量单元可以是包括声像生成单元的结构,声像生成单元关于光声波的电信号生成光声图像。在该情况下,优选地,电声变换器单元被配置成检测被发送至被检体的超声波的反射超声波,并且声像生成单元被配置成基于反射超声波的超声波信号,生成超声图像。

[0034] 根据本发明的探头单元是用于与光声测量装置一起使用的探头单元,探头单元包括:

[0035] 扩散板,该扩散板扩散从光学系统的上游侧输入的测定光;

[0036] 聚光透镜系统,该聚光透镜系统聚集由扩散板扩散的测定光;

[0037] 光线缆线,包括具有芯体和覆层结构的光纤,并且被布置成使得从一端输入由透镜聚集的测定光;

[0038] 光投射单元,该光投射单元将测定光投射到被检体;

[0039] 电声变换器单元,该电声变换器单元检测通过测定光的投射而在被检体中生成的光声波,并且将光声波转换为电信号,

[0040] 其中,当入射在所述扩散板上时的所述测定光的发散角 Φ 、所述扩散板的扩散角 θ 、所述聚光透镜系统的焦距 f 、以及所述光纤的芯体直径 d 满足以下给出的公式(1):

$$[0041] \quad \frac{d}{3} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\Phi}{2} \right)^2 + \left(\frac{\theta}{2} \right)^2} \right) \leq \frac{2d}{3} \quad (1)$$

[0042] 光声测量装置装配有:光投射单元,该光投射单元将测定光投射到被检体中;电声变换器单元,该电声变换器单元检测通过测定光的投射而在被检体中生成的光声波,并且将光声波转换为电信号;以及信号测量单元,该信号测量单元基于电信号执行信号测量,

在该光声测量装置中,光声测量装置和与其一起使用的探头单元,并且根据本发明的内窥镜包括:扩散板,该扩散板扩散从光学系统的上游侧输入的测定光;聚光透镜系统,该聚光透镜系统聚集由扩散板扩散的测定光;以及光线缆线,包括具有芯体/覆层结构的光纤,并且被布置成使得从一端输入由透镜聚集的测定光,其中,光投射单元投射由光线缆线引导的测定光。即,通过使测定光穿过扩散板一次,包括在测定光中的光通量的传播角的分布被扩展,并且当被输入到光纤时的光束直径由聚光透镜系统的焦距控制。这可以防止当由聚光透镜系统聚集并且输入到光纤中时测定光被急剧地聚集。这可以防止由于局部能量超过芯体损坏阈值能量导致的在光纤端面处的芯体损坏。结果,在通过使用光纤引导测定光执行的光声测量中,可以引导高能量测定光,同时防止光纤的端面损坏。

附图说明

[0043] 图 1 是根据一个实施例的光声成像装置的示意图,示出其构造。

[0044] 图 2 是图 1 中的图像生成单元的框图,示出其构造。

[0045] 图 3 是由扩散板、聚光透镜系统、以及光线缆线形成的光学系统的实施例的示意性横截面视图,示出其构造。

[0046] 图 4 是由扩散板、聚光透镜系统、以及光线缆线形成的光学系统的实施例的示意性横截面视图,示出其另一种构造。

[0047] 图 5 是光线缆线的示意性横截面视图,示出其结构。

[0048] 图 6 示出当通过聚光透镜系统聚集由扩散板扩散的激光时,在透镜焦点位置处的光束能量剖面。

[0049] 图 7 示出当在不使用扩散板的情况下,通过聚光透镜系统聚集激光时,在透镜焦点位置处的光束能量剖面。

[0050] 图 8 是示出当由行进方向与聚光透镜系统的轴形成的角度具有分布的激光通量由聚光透镜系统聚集时,聚集范围的直径和光束直径之间的相互关系的图表。

[0051] 图 9 是示出通过以多种方式改变扩散板和聚光透镜系统的条件的实验而获得的透镜焦点位置处的光束直径和光纤芯体的损坏阈值能量之间的关系的图表。

[0052] 图 10 是本发明的内窥镜的实施例的示意图,示出其构造。

[0053] 图 11 是本发明的内窥镜的插入部的尖端部分的示意图,示出其构造。

[0054] 图 12 是相对于分支后的激光的每个光路布置由扩散板、聚光透镜系统、以及光线缆线形成的光学系统的实施例的示意性横截面视图,示出其构造。

[0055] 图 13 是对于分支后的激光的每个光路布置由聚光透镜系统和光线缆线形成的光学系统的实施例的示意性横截面视图,示出其构造。

[0056] 图 14 是使用具有多个透镜部的透镜阵列相对于分支后的激光的每个光路布置光线缆线的实施例的示意性横截面视图,示出其构造。

[0057] 图 15 是使用微透镜阵列使激光分支并且由成束光纤引导分支后的光的多个支路中的每一个的实施例的示意性横截面视图,示出其构造。

[0058] 图 16 是本发明的探头单元的示意性横截面视图,示出其尖端部分的构造。

[0059] 图 17 是本发明的探头单元的示意性横截面视图,示出其尖端部分的另一种构造。

具体实施方式

[0060] 此后,将参考附图描述本发明的实施例,但是应该想到,本发明不限于这些实施例。注意,图中的每个部件不必须按比例绘制,以便于视觉识别。

[0061] [光声测量装置和与其一起使用的探头单元、以及内窥镜的实施例]

[0062] 将描述本发明的光声测量装置的实施例。在本实施例中,将具体描述光声测量装置是基于光声信号生成光声图像的光声成像装置的情况。图 1 是光声成像装置 10 的示意图,示出其总体构造。图 2 是图 1 中的图像生成单元 2 的框图,示出其构造。图 3 和图 4 是由扩散板 12、聚光透镜系统(或透镜)13、以及光线缆线 14 形成的本发明的光学系统的实施例的示意性横截面视图,示出其构造。

[0063] 根据本实施例的光声成像装置 10 包括:光发送单元 1,该光发送单元 1 生成包括特定波长分量的测定光 L 并且将测定光 L 投射到被检体 7 上;图像生成单元 2,该图像生成单元 2 用于检测通过测定光 L 的投射而在被检体 7 中生成的光声波 U,并且生成任意横截面的光声图像数据;电声变换器单元 3,该电声变换器单元 3 将声信号转换为电信号;显示单元 6,该显示单元 6 显示光声图像数据;操作单元 5,该操作单元 5 由操作者使用来录入患者信息或者装置的成像条件;以及系统控制单元 4,该系统控制单元 4 执行每个单元的总体控制。

[0064] 本实施例的探头单元 70 包括电声变换器单元 3、扩散板 12、聚光透镜系统 13、光线缆线 14、以及光投射单元 15。

[0065] 光发送单元 1 包括:光源单元 11,具有不同波长的多个光源;扩散板 12,该扩散板 12 扩散从光源单元 11 输出的激光 Lo;聚光透镜系统 13,该聚光透镜系统 13 聚集由扩散板 12 扩散的激光 Lo;光线缆线 14,该光线缆线 14 在一端接收由聚光透镜系统 13 聚集的激光并且引导激光 Lo;以及光投射单元 15,该光投射单元 15 将由光线缆线 14 引导的激光 Lo 作为测定光 L 投射到被检体 7 上。

[0066] 光源单元 11 包括例如生成预定波长的光的一个或多个光源。对于光源,可以使用生成特定波长分量或包括该分量的单色光的发光设备,诸如,半导体激光器(LD)、固态激光器、或气体激光器。光源单元 11 优选输出脉冲光作为具有 1 至 100nsec 脉冲宽度的激光。根据被检体内的测量目标物质的光吸收特性,适当地确定激光的波长。虽然取决于其状态(氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、高铁血红蛋白、二氧化碳血红蛋白等)具有不同光吸收特性,但是活体中的血红蛋白通常吸收具有 600nm 至 1000nm 波长的光。从而,如果测量目标是活体中的血红蛋白(即,当对血管成像时),波长优选约为 600nm 至 1000nm。而且,从这样的光能够达到被检体 7 的深部分的观点来看,激光的波长优选为 700nm 至 1000nm,并且是近红外波长范围(约 700nm 至 850nm)内的波长。考虑到激光和光声波的传播损耗、光声转换效率、当前检测器的检测敏感度等,激光的功率优选为 $10 \mu\text{J}/\text{cm}^2$ 至几十 mJ/cm^2 。从图像构造速度的观点来看,脉冲光输出的重复是 10Hz 以上。而且,激光还可以是其中排列了多个脉冲光的脉冲串。

[0067] 更具体地,当测量例如被检体 7 中的血红蛋白浓度时,使用 Nd:YAG 激光器,一种固态激光器(发射波长:约 1000nm)或 He-Ne 气体激光器,一种气体激光器(发射波长:633nm),来形成具有约 10ns 的脉冲宽度的激光。如果使用小的发光设备,诸如 LD 等,则可以使用采用诸如 InGaAlP(发射波长:550nm 至 650nm)、GaAlAs(发射波长:650nm 至 900nm)、

InGaAs 或 InGaAsP (发射波长 :900nm 至 2300nm) 的材料的设备。而且,使用发射具有不大于 550nm 的波长的光的 InGaN 的发光设备近年来变得可用。又进一步地,还可以使用 OPO(光学参数振荡器)激光器,OPO 激光器使用能够改变波长的非线性光学晶体。

[0068] 扩散板 12 扩散从光源单元 11 输出的激光 Lo,并且增加激光 Lo 的光束直径。即,通过使激光 Lo 穿过扩散板一次,包括在激光束 Lo 中的光通量的传播角的分布被扩展。这使得扩散板的发光面用作激光 Lo 的辅助光源,使得当激光 Lo 被聚集时,防止激光 Lo 太急剧地聚集。本发明的扩散板 12 优选为光成形扩散器。例如,本实施例的扩散板 12 优选为全息扩散器,其是其中微型凹透镜被随机地排列在基板的一个表面 12s 上的光成形扩散器,具有 0.2 至 2.0° 的扩散角,并且更优选具有 0.4 至 1.0° 的扩散角。原因在于,扩散效率高。作为这样的全息扩散器之一,例如,可以使用由 Edmunds 制造的全息扩散器(型号:48513-L,材料:石英,扩散角:0.5°,透射效率:93%)。

[0069] 而且,光成形扩散器可以是其中微型凹透镜被随机地排列在基板的一个表面上的光成形扩散器。作为其中排列微型凹透镜的这样的光成形扩散器之一,例如,可以使用由 RPC Photonics 制造的光成形扩散器(型号:EDC-0.5-A,扩散角:0.5°)。而且,本发明的扩散板 12 不限于光成形扩散器。除了光成形扩散器之外,可应用至本发明的扩散板可以包括利用光散射的扩散板,诸如,例如,通过研磨玻璃基板的一个表面利用磨砂玻璃(砂面)的亚光效果的霜型扩散板、通过在玻璃中散布乳状光扩散材料利用扩散特性的乳色玻璃扩散板等。

[0070] 如图 3 中所示,扩散板 12 可以被构造成通过保持部 40a 与聚光透镜系统 13 和光线缆线 14 整体保持在一起。在该情况下,扩散板 12 和聚光透镜系统 13 之间的位置关系的调整变得不必要,并且光学系统可以缩小尺寸。优选地,扩散板 12 被布置在光学系统中的聚光透镜系统 13 的上游侧上,并且在从聚光透镜系统 13 的中心起聚光透镜系统 13 的焦距的三倍的范围内。

[0071] 提供聚光透镜系统 13,以将激光 Lo 引导至光线缆线 14 的光纤 41 的芯体 41a。聚光透镜系统 13 的焦距(在光线缆线 14 一侧上的主点和焦点之间的距离)优选为 4 至 40mm,并且更优选为 8 至 25mm。原因在于,这允许缩小光学系统的尺寸,并且使焦距与具有硅芯体和掺氟硅覆层的普通光纤的数值孔径 NA(最大约 0.2)匹配。聚光透镜系统 13 可以由多个透镜形成的耦合聚光透镜系统。在聚光透镜系统 13 是耦合聚光透镜系统的情况下,术语“聚光透镜系统 13 的焦距”是指耦合聚光透镜系统的组合焦距。聚光透镜系统 13 可以被构造成通过保持部 40a 与扩散板 12 和光线缆线 14 整体保持在一起,如图 3 中所示,或者被构造成通过保持部 40a 仅与光线缆线 14 整体保持在一起,如图 4 中所示。

[0072] 提供光线缆线 14,以将由聚光透镜系统 13 聚集的激光 Lo 引导至光投射单元 15。光线缆线 14 包括例如由芯体 41a 和覆层 41b 形成的光纤 41、覆盖光纤 41 周围的覆盖构件 42,诸如,套圈、护套等,如图 5 中所示。光纤 41 和覆盖构件 42 通过粘合剂 41c 被相互固定。光线缆线 14 的光纤 41 的芯体直径优选为 100 至 600 μm ,并且更优选为 200 至 400 μm 。对光线缆线 14 的光纤 41 不存在任何特定限制,但是硅石纤维是优选的。由 Thorlabs 制造的 SMA 光纤可以用作光线缆线 14。

[0073] 调整光线缆线 14 的位置,使得光纤 41 的输入端位于聚光透镜系统 13 的焦点处。为了允许光线缆线 14 的精细位置调整,可以采用其中提供用于在光轴方向上移动光线缆

线 14 的光线缆线位置调整部构造。

[0074] 在如图 3 中所示的扩散板 12、聚光透镜系统 13、以及光线缆线 14 通过保持部 40a 整体保持的情况下,或者在如图 4 中所示的聚光透镜系统 13 和光线缆线 14 通过保持部 40b 整体保持的情况下,光线缆线 14 优选通过螺纹结构等被固定至保持部 40a 或 40b,螺纹结构等允许附接到保持部和从保持部拆卸,使得光线缆线 14 的输入端被容易被固定在聚光透镜系统 13 的焦点处。在图 3 和图 4 中,通过利用互补的螺纹结构来分别提供保持部 40a 或 40b 的接合部 100a 和光线缆线 14 的连接部 100b,光线缆线 14 被可拆装地附接到保持部 40a 或 40b。以此方式,在光线缆线 14 通过例如螺纹结构被固定到保持部 40a 或 40b 的情况下,光线缆线位置调整部变得不必要,并且光学系统可以缩小尺寸。而且,光线缆线 14 可以通过从保持部 40a 或 40b 旋开而被容易地替换,使得当替换损坏的光线缆线 14 时,对于聚光透镜系统 13 和光线缆线 14 的位置再调整变得不必要,并且改善了可维护性。为了通过螺纹部整合聚光透镜系统 13 和光线缆线 14,使得其位置关系固定,例如,可以使用由 Thorlabs 制造的非球面透镜光纤准直组件(型号:F280SMA-A 或 F280SMA-B、焦距:18.4mm)。由 Thorlabs 制造的非球面透镜光纤准直组件系列提供具有焦距范围从约 4mm 至 18.4mm 的产品,使得可以为此目的作出合适的选择。

[0075] 在本发明中,聚光透镜系统 13 聚集激光束 Lo,使得激光 Lo 的最小光束直径为光纤 41 的芯体直径的 1/3 至 2/3。光纤 14 优选被布置成使得在激光 Lo 的光束直径为光纤 41 的芯体直径的 1/3 至 2/3 的情况下输入激光 Lo。更具体地,在进入扩散板 12 之前的激光 Lo 的发散角 Φ 、扩散板 12 的扩散角 θ 、聚光透镜系统 13 的焦距 f、以及光纤 41 的芯体直径 d 优选满足以下给出的公式 (1)。

$$[0076] \quad \frac{d}{3} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\Phi}{2} \right)^2 + \left(\frac{\theta}{2} \right)^2} \right) \leq \frac{2d}{3} \quad (1)$$

[0077] 光束直径被设置为光纤 41 的芯体直径的 1/3 以上的原因在于,防止由于由减小的光束直径产生的能量集中导致的光纤 41 的芯体 41a 的损坏(芯体损坏模式)。

[0078] 图 6 示出当通过聚光透镜系统聚集由扩散板扩散的激光时在透镜焦点位置处的光束能量剖面,并且图 7 示出当在不使用扩散板的情况下,通过聚光透镜系统聚集激光时在透镜焦点位置处的光束能量剖面。通常,当从激光源输出时的激光的发散角 Φ 小(最多小于约 0.15°)时,使得聚集的激光在光纤的输入端处变窄至小尺寸。结果,激光的能量集中在光纤的输入端处,并且在光纤的端面处发生芯体损坏。从而,在本发明中,通过由扩散板 12 扩散激光 Lo,控制透镜焦点位置处的激光 Lo 的光束直径。

[0079] 作为光束直径控制方法,本发明利用以下原理,当在与聚光透镜系统的光轴形成角 α 的方向上行进的平行光进入聚光透镜系统时,平行光被聚集的聚集点的位置由聚光透镜系统的焦点的位置代替,并且聚集点和焦点之间的距离可以由 $f \tan \alpha$ 来近似。

[0080] 从而,如果进入聚光透镜系统的激光通量的行进方向和聚光透镜系统的光轴之间的角度具有分布,则激光通量聚集在对应于每个角度的位置处,使得通过使对应于相应角度的聚集点重叠而形成的整个激光的聚集范围变大。在扩散板被布置在聚光透镜系统的上游的情况下,在进入扩散板之前约为 $\Phi/2$ 的激光通量的上述角度分布就半角而言在约

$\sqrt{((\phi/2)^2 + (\theta/2)^2)}$ 内扩散,使得通过聚光透镜系统聚集的整个激光的聚集范围被相应地进一步放大。

[0081] 然后,考虑将包括聚集范围内的激光能量的约 86.5% 的 $1/e^2$ 的直径看作光束直径,假设 $2f \cdot \tan(\sqrt{((\phi/2)^2 + (\theta/2)^2)})$ 的聚集范围的直径和光束直径 D 彼此具有特定相互关系。

[0082] 图 8 是示出当通过行进方向与透镜的光轴形成的角度具有分布的激光通量由透镜聚集时, $2f \cdot \tan(\sqrt{((\phi/2)^2 + (\theta/2)^2)})$ 的聚集范围的直径和通过实验获得的实际光束直径 D 之间的相互关系的图表。更具体地,该图表示出实验的结果,在实验中,通过将激光输入到具有给定扩散角 θ 的扩散板,并且通过具有给定焦距 f 的透镜聚集激光,由光束剖面仪 (由 Coherent 公司制造的 LaserCam-HR) 测量聚集范围,其中,激光具有 532nm 的波长、3.5ns 的脉冲宽度、当入射在扩散板上时具有 3.5mm 的光束直径、以及 0.13° 的发散角 ϕ 。图表中的三个圆形图标示出利用由具有 40mm 的焦距 f 的透镜和扩散板的组合形成的光学系统的测量结果,并且从左下图标开始,扩散板的扩散角 θ 分别为 0° (即,没有扩散板)、 0.65° 和 0.95° 。图表中的五个菱形图标示出利用由具有 25mm 的焦距 f 的透镜和扩散板的组合形成的光学系统的测量结果,并且从左下图标开始,扩散板的扩散角 θ 分别为 0° 、 0.65° 、 0.95° 、 1.15° 、以及 1.35° 。图表中的三个矩形图标示出利用由具有 18.3mm 的焦距 f 的透镜和扩散板的组合形成的光学系统的测量结果,并且从左下图标开始,扩散板的扩散角 θ 分别是 0° 、 0.65° 、以及 1.80° 。图表中的六个三角形图标示出利用由具有 15.3mm 的焦距 f 的透镜和扩散板的组合形成的光学系统的测量结果,并且从左下图标开始,扩散板的扩散角 θ 分别是 0° 、 0.65° 、 0.95° 、 1.15° 、 1.35° 、以及 1.80° 。

[0083] 从图 8 已知,光束直径 D 与聚集范围的直径为线性函数关系。图表中的线性函数的斜率约为 2.4/2。从而,光束直径 D 可以由以下给出的公式 (2) 表示。

$$D = 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2}\right)^2 + \left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \right) \quad (2)$$

[0085] 即,可以说,可以通过适当地设置焦距 f 和扩散角 θ ,为给定激光提供任何光束直径 D ,而不限于上述实验中的焦距和扩散角。

[0086] 在本发明中,可以通过使用上述关系,控制激光 Lo 的光束直径 D ,来引导高能量激光 Lo 穿过光线缆线 14,而不超过光线缆线 14 的光纤 41 的芯体 41a 的损坏阈值能量密度。

[0087] 光束直径限于光线缆线 14 的光纤 41 的芯体直径的 $2/3$ 以下的原因在于,如果光束直径 D 被扩大,则光纤 41 的芯体 41a 的周边构件吸收激光 Lo 的能量并且被损坏,并且从损坏区域释放诸如斑点、气体等的排出物。这样的排出物可能附着至光纤 41 的端面,并且致使端面附近的芯体 41a 的损坏,由此导致能量发射障碍 (周围损坏模式) 的问题。即,光束直径限于光纤 41 的芯体直径的 $2/3$ 以下的原因在于,防止上述周围损坏模式的出现。在此使用的术语“芯体的周边构件”是指例如树脂覆层、覆盖覆层的外表面的粘合剂或涂层、以及进一步覆盖其外圆周的覆盖构件 42,诸如,金属套圈等。

[0088] 图 9 是示出由通过改变扩散板和透镜的条件执行的实验获得的、透镜焦点位置处的光束直径和光线缆线 14 的损坏阈值能量之间的关系图表。更具体地,该图表绘制出通

过将激光输入到具有给定扩散角 θ 的扩散板并且通过由具有给定焦距 f 的透镜将激光聚集光线缆线（芯体直径 $600\ \mu\text{m}$ 或 $400\ \mu\text{m}$ ）的端面上而获得的在开始芯体损坏模式或周围损坏模式时的能量，其中，激光具有 532nm 的波长、 3.5ns 的脉冲宽度、当入射在扩散板上时具有 3.5mm 的光束直径、以及 0.13° 的发散角 Φ 。在实验中，上述脉冲激光被输入到光纤的一端，并且测量从另一端输出的脉冲激光的能量。然后，在增加脉冲激光的输入能量直到输入端被损坏的同时，将在输出侧上测量的能量的最大值取作损坏阈值能量。通过适当地组合具有 0.65° 或 1.8° 的扩散角 θ 的扩散板与具有 11.0 、 15.3 、 18.3 、或 25.0mm 的焦距 f 的透镜，调整透镜焦点位置处的光束直径。在图 9 中，实线示出从硅石芯体的损坏阈值能量密度假设的光纤的端面的损坏阈值能量曲线。虚线示出具有芯体直径为 $600\ \mu\text{m}$ 的硅石芯体的光线缆线的损坏阈值能量。而且，点划线示出具有芯体直径为 $400\ \mu\text{m}$ 的硅石芯体的光线缆线的损坏阈值能量。一半宽度的起点对应于芯体直径 d 的约 $1/3$ ，并且终点对应于芯体直径 d 的约 $2/3$ 。

[0089] 从图表已知，在光束直径增加时，光纤的损坏模式从芯体损坏模式改变为周围损坏模式，并且损坏阈值能量示出上凸改变。这是由于与硅石等制成的芯体相比，上述周边构件具有低的抗激光 L_o 的耐久性。

[0090] 而且，从图 9 已知，对于在没有扩散板的情况下将激光聚集到光线缆线（ $600\ \mu\text{m}$ 芯体直径）上的传统方法，光束直径的控制范围限于最大约 $90\ \mu\text{m}$ ，并且可传递能量限于约 1.0mJ 。但是，其中通过扩散板 12 和聚光透镜系统 13 的组合来控制光束直径 D 的本发明允许能量传递，使得光束直径 D 的扩展控制越大，将被传递的能量越多。例如，如果对于具有 $400\ \mu\text{m}$ 的芯体直径的光纤，光束直径被设置为 $250\ \mu\text{m}$ ，则可以传递约 12mJ 的能量，并且对于具有 $600\ \mu\text{m}$ 的芯体直径的光纤，如果光束直径被设置为 $350\ \mu\text{m}$ ，则可以传递约 22mJ 的能量。从而，根据本发明，可传递的能量可以显著增加。

[0091] 在本实施例中，光投射单元 15 由光线缆线 14 的光纤 41 的输出面形成。例如，形成光投射单元 15 的光线缆线 41 的输出面被布置在电声变换器单元 3 附近。如果形成电声变换器单元 3 的多个变换器元件 54 由透明材料制成，则光投射单元 15 可以被布置成使得从变换器单元 54 上方照射整个变换器元件。

[0092] 电声变换器单元 3 例如由一维或二维排列的多个微型变换器元件形成。变换器元件 54 是例如由压电陶瓷或诸如聚偏二氟乙烯 (PVDF) 的高分子膜形成的压电元件。电声变换器单元 3 接收通过从光投射单元 15 投射光而在被检体 7 中生成的光声波 U 。变换器元件 54 具有在接收期间将光声波 U 转换为电信号的功能。电声变换器单元 3 被构建得很小并且重量轻，并且通过多通道线缆连接至随后将描述的接收单元 22。根据诊断的区域，电声变换器单元 3 选自扇形扫描类型、线性扫描类型、以及凸起扫描类型。电声变换器单元 3 可以包括声匹配层，以有效地传递光声波 U 。通常，压电元件材料与活体在声阻抗上有很大不同，并且如果压电元件材料与活体直接接触，则由于在界面大的反射，导致光声波 U 不能被有效地传递。从而，在压电元件材料和活体之间提供具有中间声阻抗的声匹配层，由此有效地传递光声波 U 。声匹配层的示例材料包括环氧树脂、硅石玻璃等。

[0093] 光声成像装置 10 的图像生成单元 2 包括：接收单元 22，通过选择性地驱动形成电声变换器单元 3 的多个变换器元件 54 并且通过将预定延迟时间给予来自电声变换器单元 3 的电信号而执行同相相加，生成接收信号；扫描控制单元 24，控制变换器元件 54 的选择性

驱动和接收单元 22 的延迟时间 ; 以及信号处理单元 25, 对从接收单元 22 获取的接收信号执行多种处理。在本发明中, 图像生成单元 2 对应于作为信号测量单元的声图像生成单元。

[0094] 如图 2 中所示, 接收单元 22 包括电子开关 53、前置放大器 55、接收延迟电路 56、以及加法器 57。

[0095] 当在光声扫描中接收光声波时, 电子开关 53 顺序地选择预定数量的邻近变换器元件 54。例如, 如果电声变换器单元 3 由 192 个阵列型变换器元件 CH 1 至 CH 192 形成, 则通过划分为三个区域, 区域 0 (变换器元件 CH 1 至 CH 64 的区域)、区域 1 (变换器元件 CH 65 至 CH 128 的区域)、以及区域 2 (变换器元件 CH 129 至 CH 192 的区域), 由电子开关 53 处理这样的阵列型变换器元件。以此方式, 由 N 个变换器元件形成的阵列型变换器元件被看作 n ($n < N$) 个邻近变换器的单元 (区域), 并且如果关于每个区域执行成像, 则不必将前置放大器和 A/D 转换板连接至所有通道的变换器元件, 由此可以简化探头单元 70 的结构, 并且可以防止成本增加。

[0096] 前置放大器 55 放大由以上述方式选择的变换器元件 54 接收的弱电信号, 以确保足够的 S/N。

[0097] 接收延迟电路 56 将延迟时间给予由电子开关 53 选择的变换器元件 54 所获取的光声波 U, 以使来自预定方向的光声波 U 的相位匹配并且形成会聚的接收光束。

[0098] 加法器 57 将由接收延迟电路 56 延迟的多个通道的电信号加在一起, 以将它们整合为一个接收信号。来自给定深度的声信号通过该加法被同相相加, 并且设置接收会聚点。

[0099] 扫描控制单元 24 包括光束会聚控制电路 67 和变换器元件选择控制电路 68。变换器元件选择控制电路 68 供应在接收期间将由电子开关 53 选择的预定数量的变换器元件 54 的位置信息。同时, 光束会聚控制电路 67 将用于通过预定数量的变换器元件 54 形成接收会聚点的延迟时间信息供应给接收延迟电路 56。

[0100] 信号处理单元 25 包括滤波器 66、信号处理器 59、A/D 转换器 60、以及图像数据存储单元 62。从接收单元 22 的加法器 57 输出的电信号穿过滤波器 66, 以消除不期望的噪声, 并且通过信号处理器 59 对所接收的信号的振幅执行对数转换, 以相对地强调弱信号。通常, 来自被检体 7 的接收信号具有不小于 80dB 的宽动态范围的振幅, 并且要求用于强调弱信号的振幅压缩, 以在具有约 23dB 的动态范围的一般监视器上显示接收信号。滤波器 66 具有提取接收信号中的基波的模式和提取谐波分量的模式的带通特性。信号处理器 59 对经过对数转换的接收信号进一步执行包络检波。A/D 转换器 60 对来自信号处理器 59 的输出信号执行 A/D 转换, 并且形成一行的光声图像数据。将一行的图像数据存储于图像数据存储单元 62 中。

[0101] 图像数据存储单元 62 是顺序地存储以上述方式生成的一行的光声图像数据的存储电路。系统控制单元 4 读出对于存储在图像数据存储单元 62 中的特定横截面的一行的数据, 并且被要求生成一帧的光声图像。系统控制单元 4 通过在执行空间插值的同时组合一行数据, 生成横截面的一帧的光声图像数据。然后, 系统控制单元 4 将一帧的光声图像数据存储于图像数据存储单元 62 中。

[0102] 显示单元 6 包括显示图像存储器 63、光声图像数据转换器 64、以及监视器 65。显示图像存储器 63 是从图像数据存储单元 62 读出将被显示在监视器 65 上的一帧的光声图像数据并且暂时存储它们的缓冲存储器。光声图像数据转换器 64 对存储在显示图像存储器

63 中的一帧的光声图像数据执行 D/A 转换和 TV 格式转换,并且在监视器 65 上显示输出。

[0103] 操作单元 5 包括在操作面板上并且由装置的操作者使用的键盘、轨迹球、鼠标等,以输入所要求的信息,诸如,患者信息、装置的成像条件、将被显示的横截面等。

[0104] 系统控制单元 4 包括 CPU(未示出)和存储电路(未示出),并且根据来自操作单元 5 的命令信号,执行诸如光发送单元 1、图像生成单元 2、显示单元 6 等的每个单元的控制,以及整个系统的总体控制。特别是,内部 CPU 存储经由操作单元 5 来自操作者的输入命令信号。

[0105] 如上所述,在光声测量装置和与其一起使用的探头单元中,特别地,测定光(激光)穿过扩散板一次,以扩展包括在测定光中的光通量的传播角分布,并且进入光纤时其光束直径由聚光透镜系统的焦距来控制。这可以防止测定光在其由聚光透镜系统聚集并且被输入到光纤时被太急剧地聚集。这可以防止由于超过芯体损坏阈值能量的局部能量导致的芯体损坏模式。结果,在通过使用光纤引导测定光执行的光声测量中,可以引导高能量测定光,同时防止光纤的端面损坏。

[0106] 结果,能够传递高能量测定光。即,能够通过一条光线缆线传递更多能量,并且可以获得更强的光声信号。在该情况下,例如,可以通过光声成像装置捕获高质量光声图像。而且,可以减小测定光的传输线缆的尺寸和重量,由此改善光声测量装置的可操作性。

[0107] [内窥镜的实施例]

[0108] 本发明的探头单元能够应用至内窥镜。图 10 是根据本实施例的内窥镜的示意图,示出其构造,并且图 11 是本实施例的内窥镜的插入部的尖端部分的示意图,示出其构造。

[0109] 如图 10 中所示,本实施例的内窥镜 8 包括插入部 81、操作部 82、连接软线 83、以及通用软线 84。在本实施例中,光线缆线 14 穿过插入部 81、操作部 82、以及通用软线 84,并且扩散板 12、聚光透镜系统 13、以及光线缆线 14 例如被整体保持在通用软线 84 的上游侧的连接部 84a 处,如图 3 中所示。

[0110] 内窥镜 8 的插入部 81 是伸长的软管,以被插入到患者的体内。操作部 82 被提供在插入部 81 的底座端部处,并且经由连接软线 83 连接至光声测量装置主体(未示出),并且经由通用软线 84 连接至光源单元(未示出)和光学观测设备(未示出)。

[0111] 内窥镜 8 的插入部 81 的尖端部分 85 被提供有凸起超声波变换器阵列 85a。而且,在插入部 81 的尖端部分 85 处,当要求时,对光线缆线 14 分支,并且分支后的光线缆线 14 的端部被布置成使得通过分支后的光线缆线 14 进行的激光的投射范围与通过超声波变换器阵列 85a 进行的超声波的接收范围重叠。超声波变换器阵列 85a 接收通过激光的投射生成的光声波,并且将多个接收信号输出到光声测量装置主体的接收电路。而且,从在操作部 82 处提供的处理工具插入开口 82a 插入的穿刺针从其突出的开口形成在内窥镜 8 的插入部 81 的尖端部分 85 处。

[0112] 如图 11 中所示,超声波变换器阵列 85a 包括被以半圆周排列的第一至第十二超声波变换器 TA1 至 TA12。

[0113] 如上所述,本实施例的内窥镜包括本实施例的探头单元,使得内窥镜具有与在本实施例的探头单元中描述的那些相同的有益效果。

[0114] [与光声测量装置和内窥镜一起使用的探头单元的设计改变]

[0115] 例如,与光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元不限于上述实施

例。

[0116] 在例如与光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元中,优选使用具有 100 至 600 μm 的芯体直径的尽可能细的光线缆线,这是因为从可操作性的观点看,要求光发送线缆部分柔软。从而,要求关于这样的光线缆线的芯体的光束直径为 33 至 600 μm 。为了将光束直径控制在这样的范围内,可以使用以上给出的公式 (2) 适当地确定激光的发散角、扩散板的扩散角、以及聚光透镜系统的焦距。

[0117] 从假设要来回移动以方便使用的观点看,要求例如与光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元便携,使得光学系统优选缩小尺寸。如果情况如此,则可以使用以上给出的公式 (2) 确定具有 4 至 40mm 的相对短焦距的聚光透镜系统和扩散板的扩散角。

[0118] 在例如与光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元中,如果使用多个激光源,则可能存在进入扩散板的光束直径相对于每个光源不同的情况。如果扩散板是全息扩散板,则要求大光束直径,以获得足够的扩散效果。在该情况下,优选将扩散角从 0.2° 调整为 2.0° ,使得利用具有最小光束直径的光源获得扩散效果。

[0119] 例如与光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元可以具有以下构造,其中,提供使激光 Lo 分支的分支部 45、46,并且扩散板 12、聚光透镜系统 13、以及光线缆线 14 通过保持部 40a 被整体保持,并且相对于分支后的激光 Lo 部分的每个光路来布置,如图 12 中所示。分支部由多个分束器 45 和多个镜 46 的组合形成。可以通过分束器和镜 46 的组合来调整支路的数量。而且,对支路数量不存在任何特定限制,从激光 Lo 的有效能量分散的观点看,激光 Lo 被优选分支为四个以上。这将导致通过多个光线缆线 14 引导激光 Lo,使得能够传递更多能量。

[0120] 而且,例如与本发明的光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元可以具有以下构造,其中,提供使激光 Lo 分支的分支部 45、46,一个扩散板 12 被布置成扩散每个分支后的激光 Lo,并且聚光透镜系统 13 和光线缆线 14 通过保持部 40c 被整体保持,并且相对于分支后的激光 Lo 部分的每个光路来布置,如图 13 中所示。

[0121] 分支部由多个分束器 45 和多个镜 45 的组合形成。可以通过分束器和镜 46 的组合来调整支路的数量。而且,对支路数量不存在任何特定限制,从激光 Lo 的有效能量分散的观点看,激光 Lo 优选被分支为四个以上。这将导致通过多个光线缆线 14 引导激光 Lo,使得能够传递更多能量,如上述情况。另外,仅要求一个扩散板 12,使得可以减少成本,并且可以将光学系统整体容纳在透镜镜筒中,使得探头单元可以进一步缩小尺寸。

[0122] 而且,例如与本发明的光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元可以具有以下构造,其中,聚光透镜系统是透镜阵列 47,提供多个光线缆线 14,并且扩散板 12、透镜阵列 47、以及多个光线缆线 14 通过保持部 40d 被整合,使得透镜阵列 47 侧上的多个光线缆线 14 的多个光纤 41 的每个端面被排列成对应于构成透镜阵列 47 的每个透镜部 47a,如图 14 中所示。

[0123] 在该情况下,图 14 示出激光 Lo 由通过分束器 45 和多个镜 46 的组合构成的分支部来分支的布置,但是可以采用激光 Lo 通过透镜阵列 47 来分支的构造。在该情况下,透镜阵列 47 用作本发明的聚光透镜系统和分支部,并且由扩散板 12 扩散的激光 Lo 通过构成透镜阵列 47 的透镜部 47a 来分支。在激光 Lo 通过透镜阵列 47 分支的情况下,可以通过透镜阵列 47 的结构调整支路的数量。例如,在使用通过组合六边形透镜形成的透镜阵列的情况

下,激光可以被分支为 7 个或 19 个支路。

[0124] 然后,通过上述分支功能分支的每个激光 Lo 被聚集在与构成透镜阵列 47 的每个透镜部 47a 对应排列的光纤 41 的芯体上。这将导致激光 Lo 通过多个光线缆线 14 引导,使得能够传递更多能量,如上述情况。而且,仅要求一个扩散板 12,使得可以减少成本,并且光学系统可以整体容纳在透镜镜筒中,使得探头单元可以进一步缩小尺寸。

[0125] 而且,例如与本发明的光声测量装置和内窥镜一起使用的本发明的探头单元可以具有以下构造,其中,聚光透镜系统是微透镜阵列 48,光线缆线 14 是包括多个光纤 41 的成束光线缆线 44,并且扩散板 12、微透镜阵列 48、以及成束光线缆线 44 通过保持部 40e 整合,使得微透镜阵列 48 侧上的成束光线缆线 44 的多个光纤 41 的每个端面被排列成对应于构成微透镜阵列 48 的每个微透镜 48a,如图 15 中所示。

[0126] 在该情况下,微透镜阵列 48 用作本发明的聚光透镜系统和分支部。由扩散板 12 扩散的激光 Lo 由构成微透镜阵列 48 的微透镜 48a 来分支。可以通过微透镜阵列 48 的结构来调整支路的数量。对支路数量不存在任何特定限制,从激光 Lo 的有效能量扩散的观点看,激光 Lo 优选被分支为十六个以上。

[0127] 每个分支后的激光 Lo 都被聚集在对应于构成微透镜阵列 48 的每个微透镜 48a 排列的成束光线缆线 44 的光纤 41 的芯体上。这将导致激光 Lo 由成束光线缆线 44 的多个光纤引导,使得能够传递更多能量,如上述情况。而且,仅要求一个扩散板 12,使得可以减少成本,并且光学系统可以整体容纳在透镜镜筒中,使得探头单元可以进一步减小尺寸。又进一步地,多个分支后的光中的每个和多个光纤 41 中的每个之间的位置对准变得容易。另外,因为使用成束光线缆线 44,所以探头单元的芯体部分可以具有柔性。

[0128] 与本发明的光声测量装置一起使用的探头单元可以具有以下构造,其中,光照明部 15 由多个光纤 41 的下游端面构成,并且端面以间隔排列成行,如图 16 中所示。这样的构造可以消除在探头单元的尖端部分 71 处提供复杂光学系统的需要,并且可以获得均匀线光源。而且,可以通过考虑从多个光纤 41 中的每个输出的激光的强度,调整该间隔,来获得更均匀线光源。例如,当激光的强度高时,该间隔优选被调整为宽,并且当强度低时,调整为窄。

[0129] 与本发明的光声测量装置一起使用的探头单元可以具有以下构造,其中,光投射单元 15 是棒形光导板 71,并且成束光线缆线 44 的下游端面可移除地连接至光导板 72 的短侧面,如图 17 中所示。例如,在图 17 中,成束光线缆线 44 的端面和光导板 72 的短侧面在连接器部 73 处连接。这样的构造允许当被损坏时,仅替换成束光线缆线 44,由此可以改善维护性能。

[0130] 而且,声图像生成单元可以被构造成生成超声图像。在该情况下,光声成像装置将超声波输出(发送)到被检体,并且除了检测上述光声信号之外,还关于所发送的超声波,检测(接收)从被检体反射的超声波。对于执行超声波的发送和接收的电声变换器单元,可以使用上述电声变换器单元 3,或者可以使用在用于超声波的发送和接收的探头单元 70 中单独提供的新电声变换器单元。而且,可以分离超声波的发送和接收。例如,可以从不同于探头单元 70 的位置发送超声波,并且可以由探头单元 70 接收关于所发送的超声波的反射超声波。

[0131] 产业上的利用可能性

[0132] 至此,对通过光声测量装置生成光声图像或超声图像的情况进行了描述,但是不必要求这样的图像生成。例如,光声测量装置还可以被构造成基于光声信号的振幅,来对测量目标对象的存在或不存在或物理量进行测量。而且,测定光不限于激光。

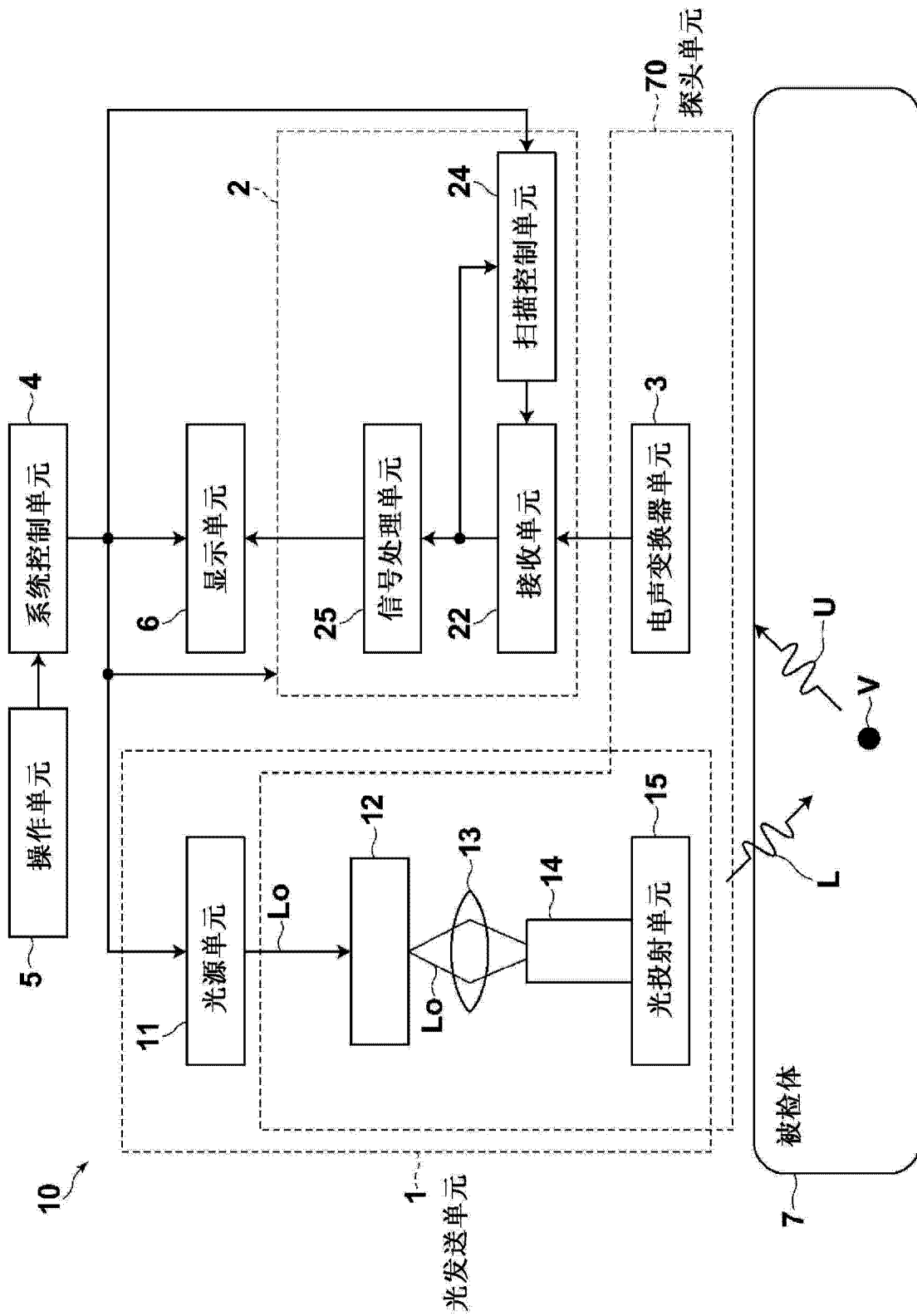


图 1

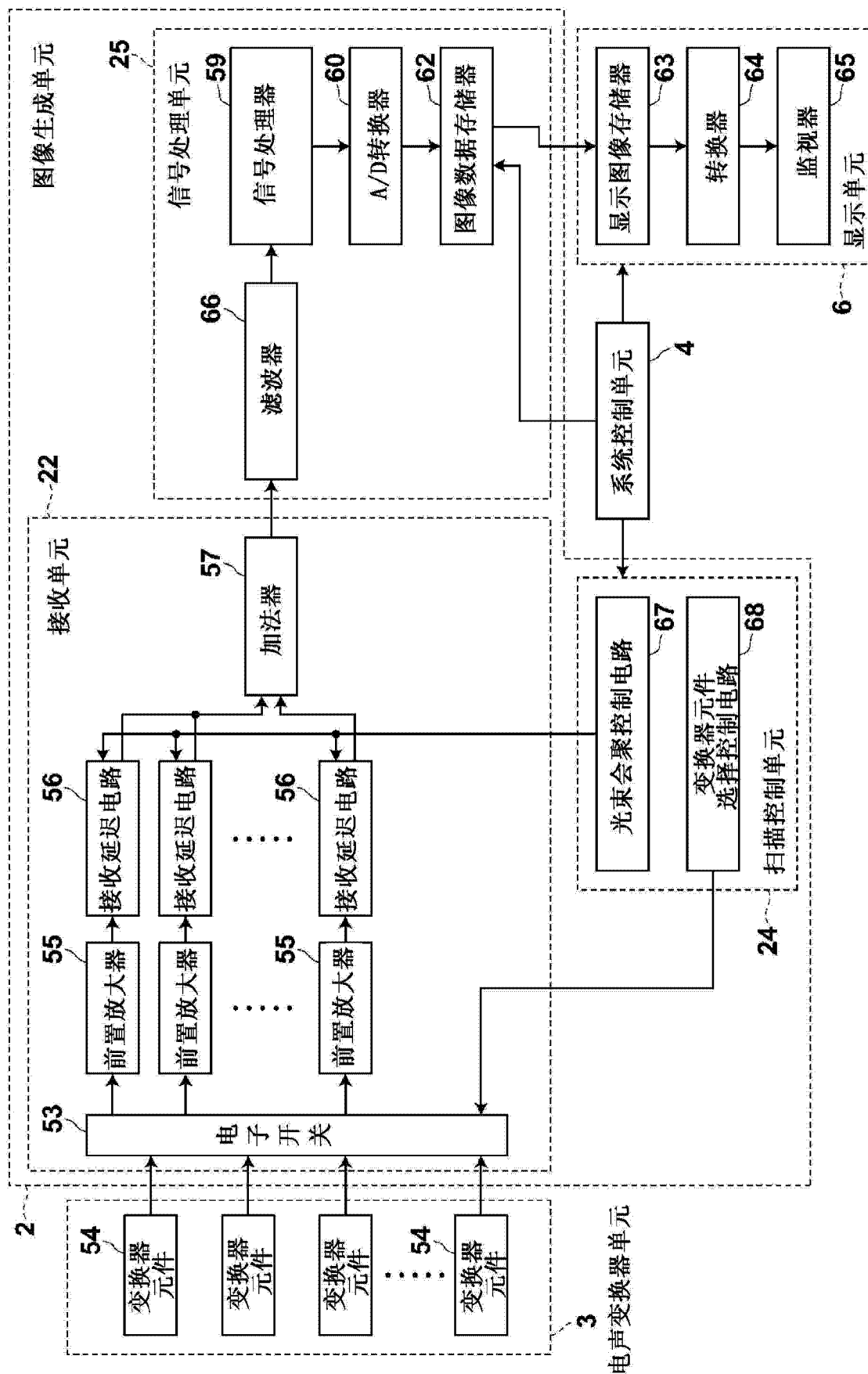


图 2

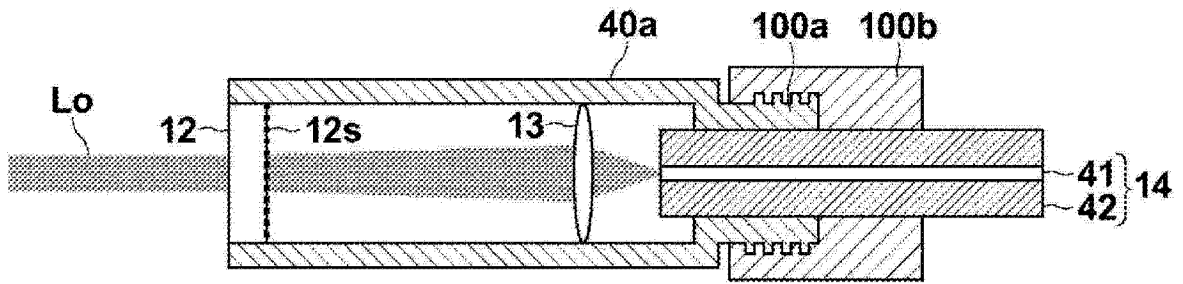


图 3

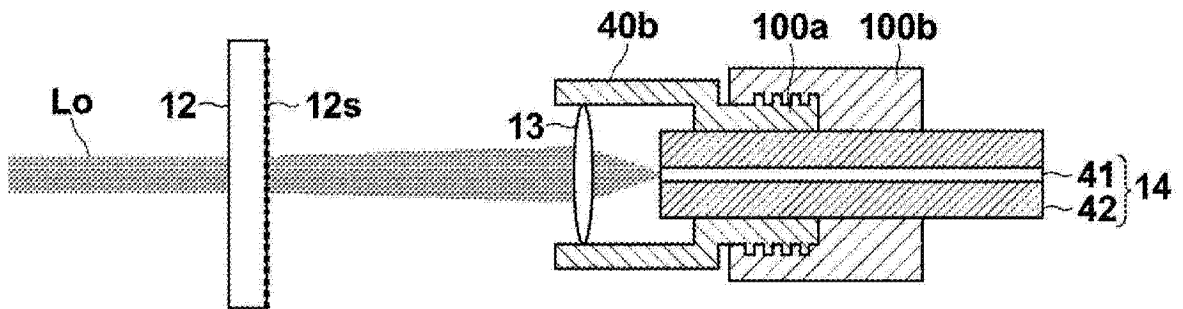


图 4

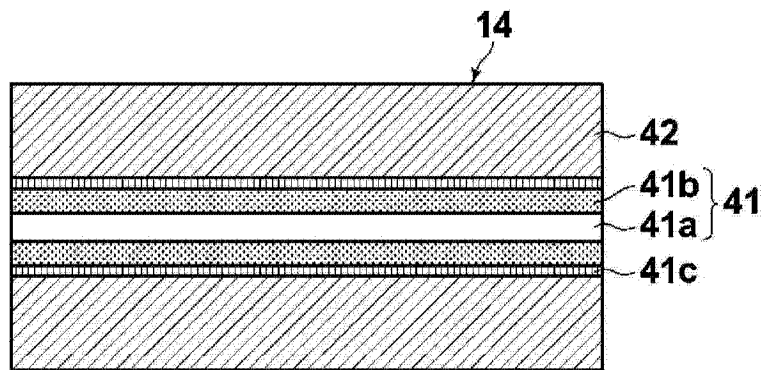


图 5

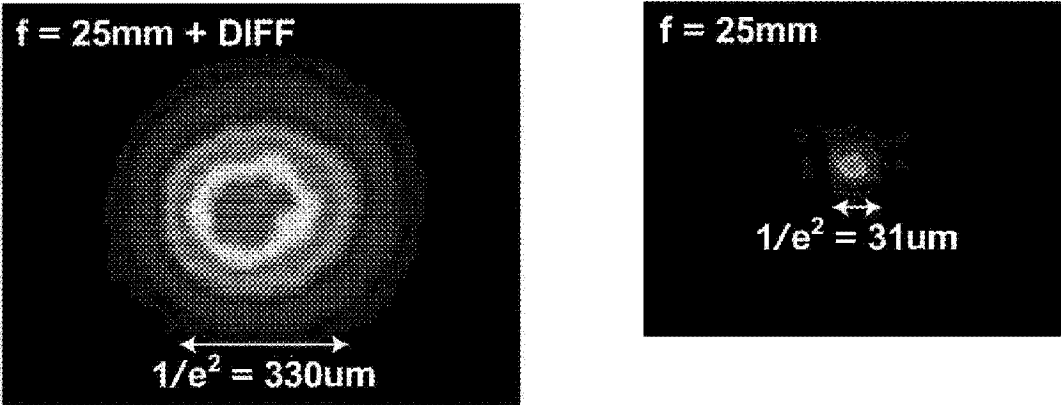


图 7

图 6

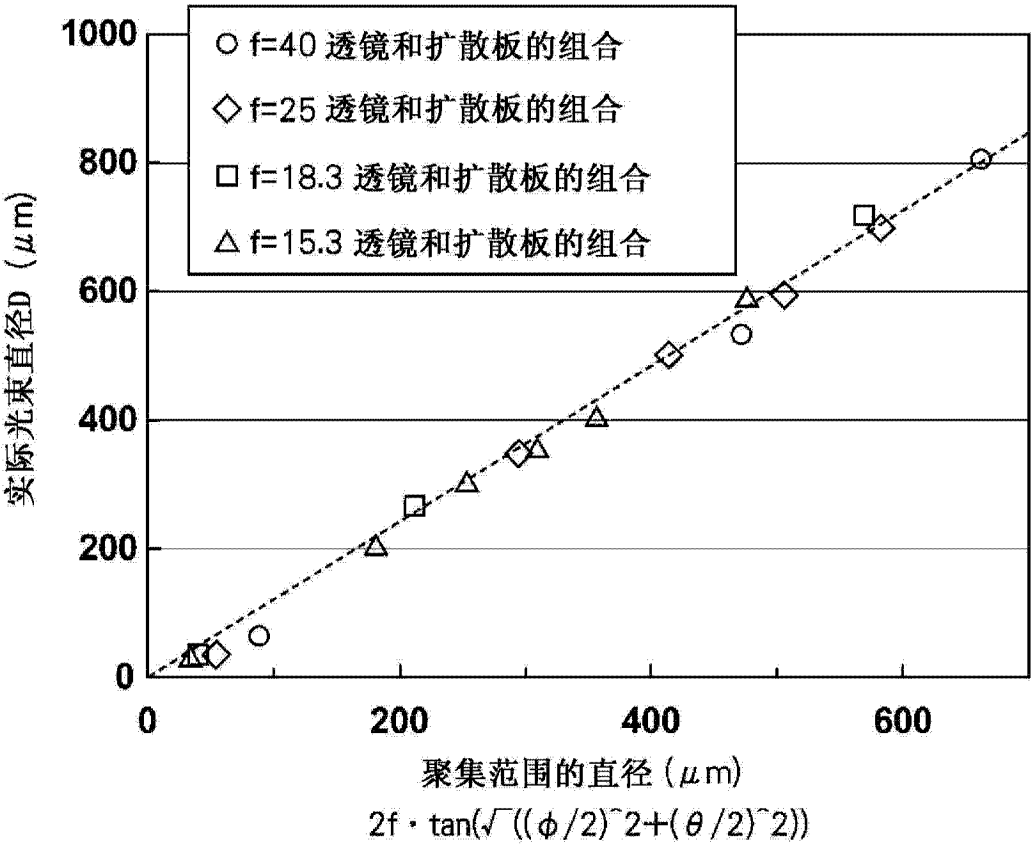


图 8

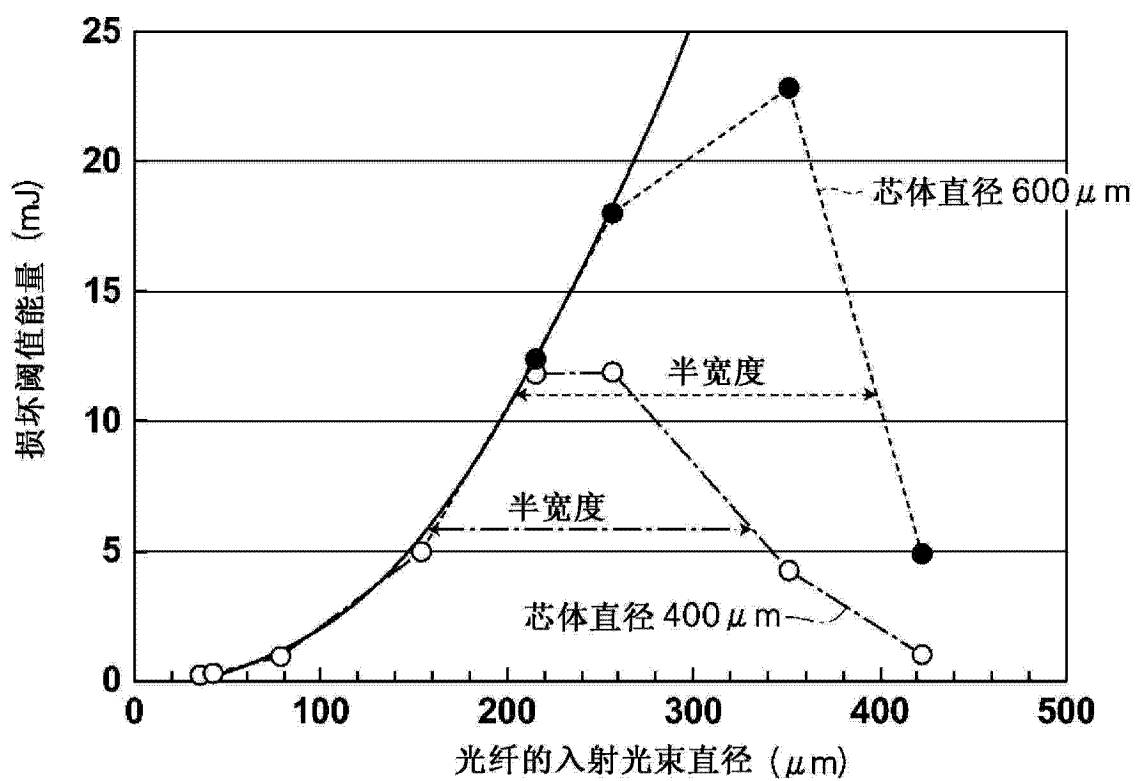


图 9

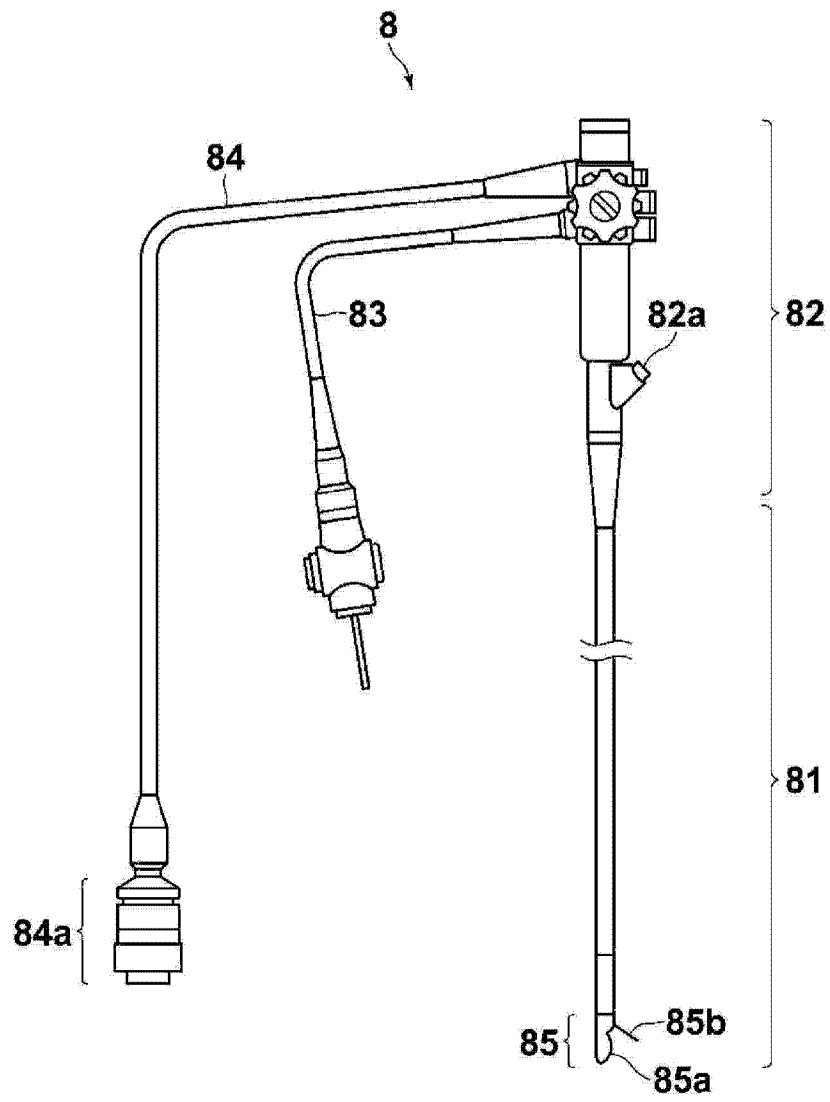


图 10

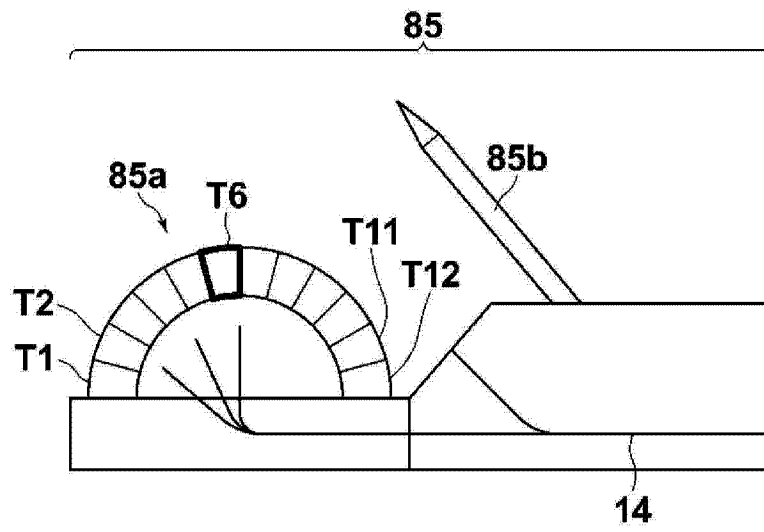


图 11

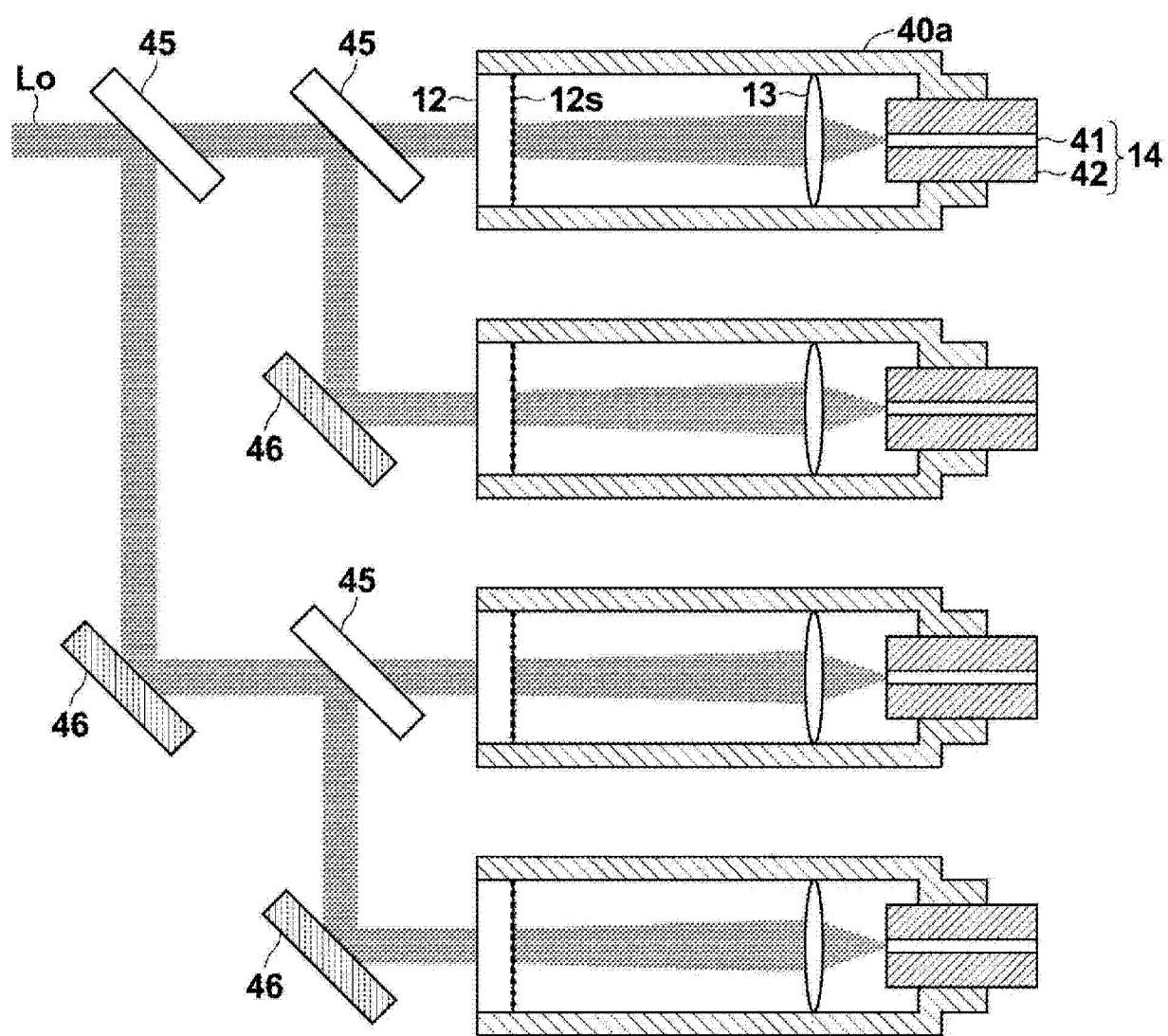


图 12

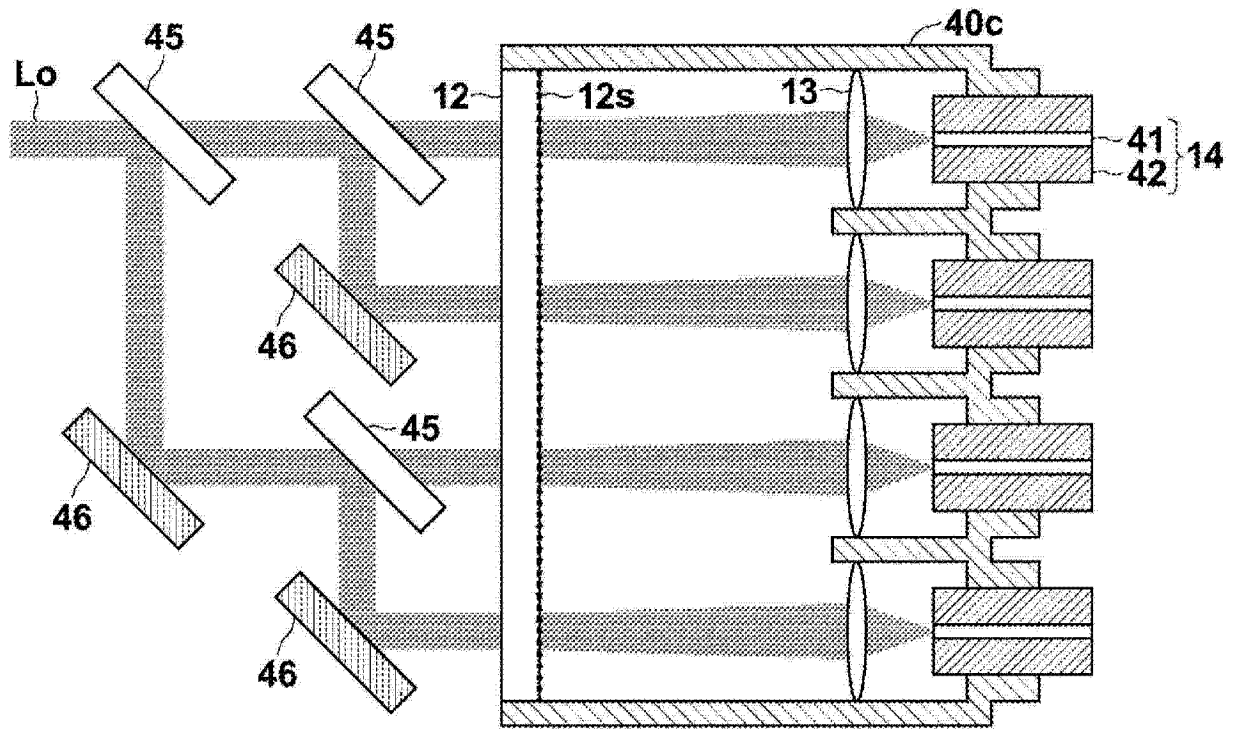


图 13

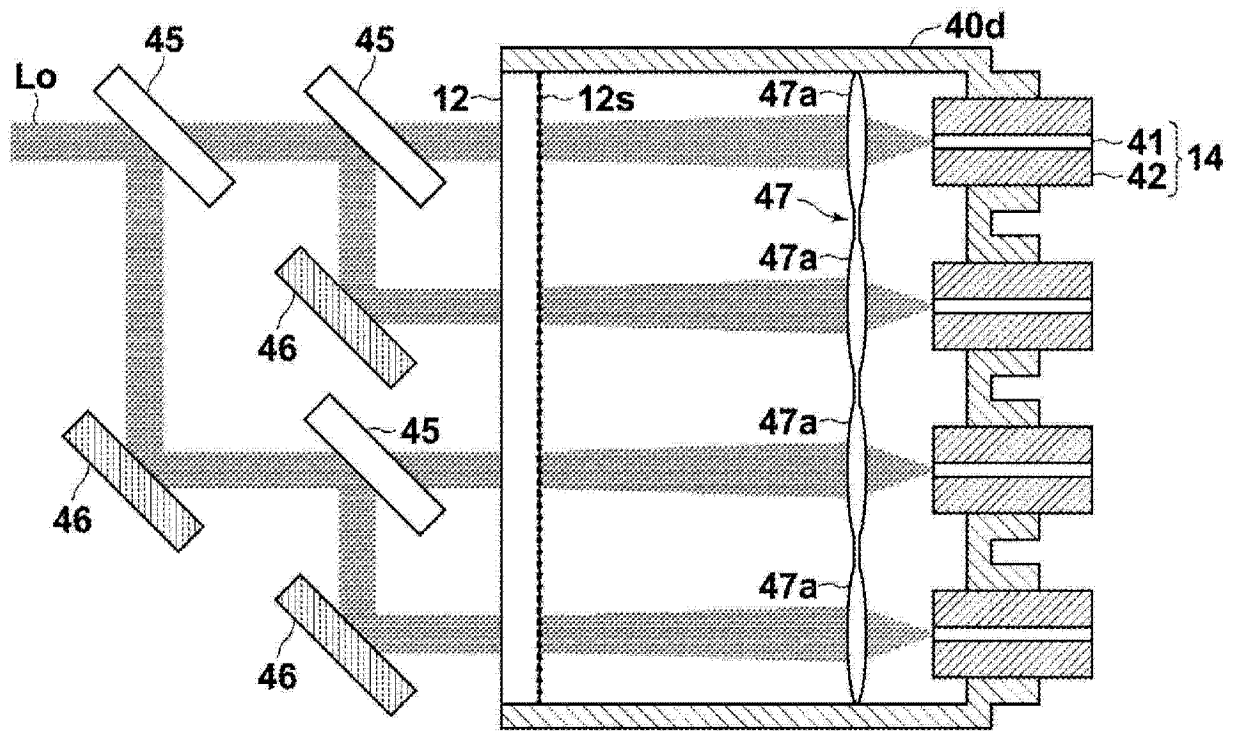


图 14

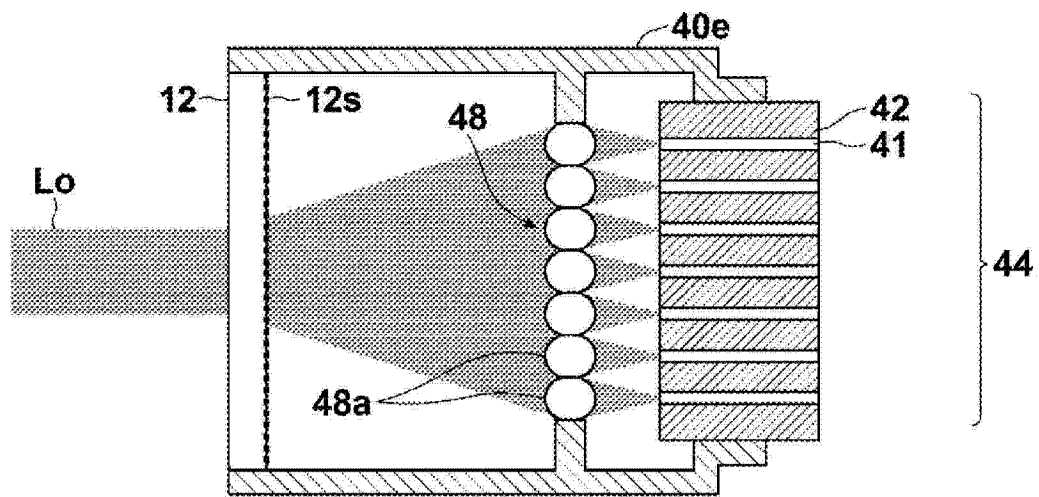


图 15

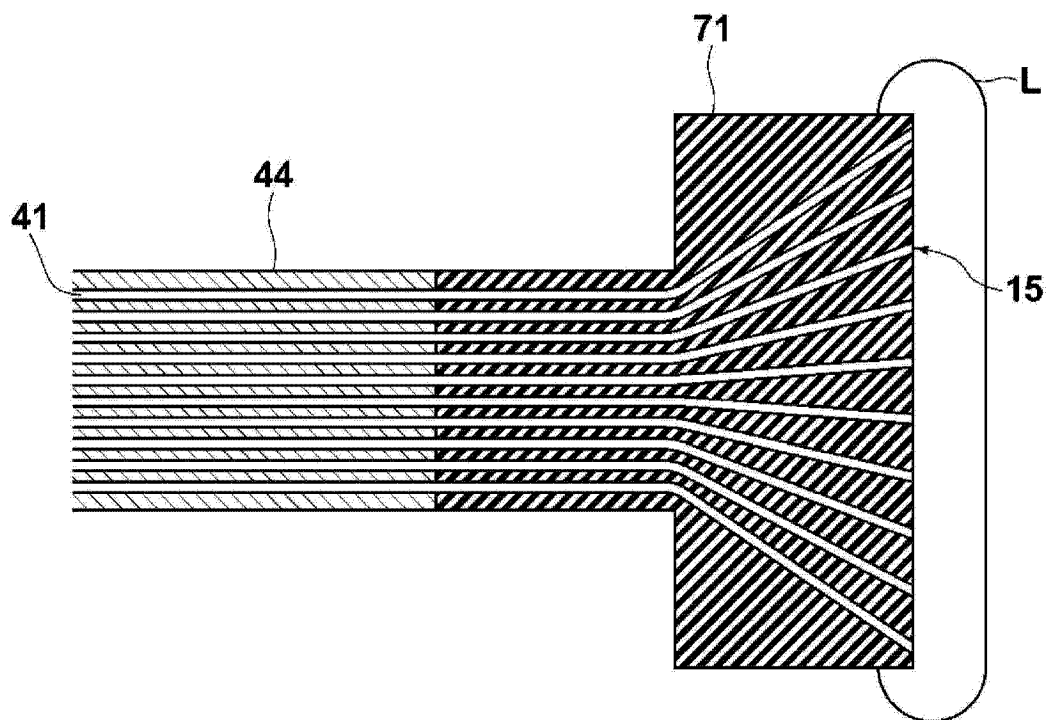


图 16

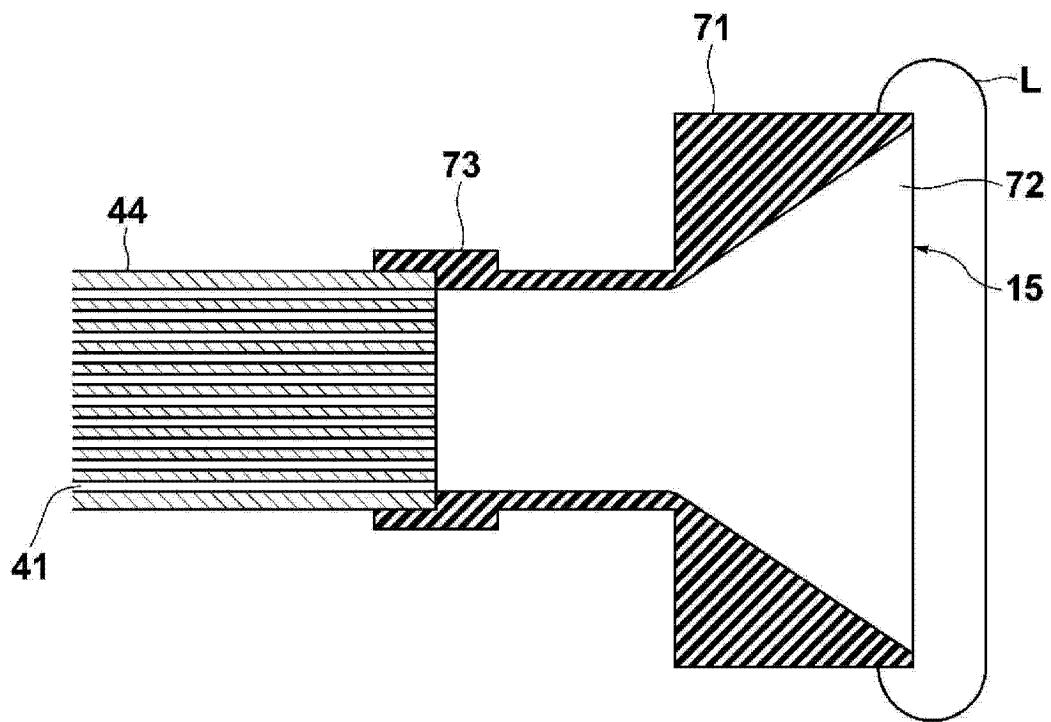


图 17

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 光声测量装置和与其一起使用的探头单元、以及内窥镜 | | |
| 公开(公告)号 | CN103501707B | 公开(公告)日 | 2015-07-15 |
| 申请号 | CN201280020777.3 | 申请日 | 2012-04-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 入泽觉 | | |
| 发明人 | 入泽觉 | | |
| IPC分类号 | A61B8/12 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0095 A61B1/07 | | |
| 代理人(译) | 李佳 | | |
| 优先权 | 2011098969 2011-04-27 JP | | |
| 其他公开文献 | CN103501707A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

[将要解决的问题]在通过使用光纤引导测定光执行的光声测量中，允许引导高能量测定光，同时防止光纤的端面损坏。[用于解决问题的手段]一种光声测量装置(10)，包括：扩散板(12)，扩散从光学系统的上游侧输入的激光(Lo)；透镜系统(13)，聚集由扩散板(12)扩散的激光(Lo)；以及光线缆线(14)，包括具有芯体(41a)和覆层(41b)结构的光纤(41)并且被布置成使得从一端输入由透镜聚集的激光(Lo)，其中，光投射单元投射由光线缆线(14)引导的激光(Lo)作为测定光(L)。

