



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104274204 B

(45)授权公告日 2017.01.04

(21)申请号 201410317358.7

(22)申请日 2014.07.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104274204 A

(43)申请公布日 2015.01.14

(30)优先权数据

2013-143658 2013.07.09 JP

(73)专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 市原滋 小林秀一

(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 罗银燕

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

H01S 3/131(2006.01)

H01S 3/092(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开2013-84923 A, 2013.05.09,

US 6193711 B1, 2001.02.27,

CN 102579080 A, 2012.07.18,

审查员 刘珊珊

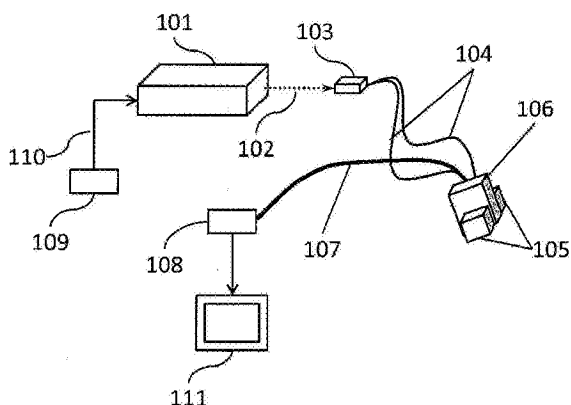
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

被检体信息获取装置和激光装置

(57)摘要

本发明公开了一种被检体信息获取装置和激光装置。该被检体信息获取装置具有：共振器，该共振器至少包含激光介质、闪光灯和输出镜，该闪光灯激励激光介质，该输出镜输出激光；振荡器，该振荡器使激光振荡；控制器，该控制器控制振荡器在由闪光灯所执行的激励开始之后使激光振荡的定时；选择器，该选择器选择激光的波长；探测器，该探测器检测在被检体中产生的声波；以及处理器，该处理器获取关于被检体的特性信息，其中，所述控制器以激光的输出能量的差落在预定的范围内的这样的方式对于波长中的每一个确定激光振荡的定时。



1. 一种被检体信息获取装置,包括:

共振器,该共振器至少包含激光介质、闪光灯和输出镜,该闪光灯被配置为激励激光介质,该输出镜被配置为输出激光;

振荡器,该振荡器被配置为使激光振荡;

控制器,该控制器被配置为控制振荡器在由闪光灯所执行的激励开始之后使激光振荡的定时;

选择器,该选择器被配置为从多个波长中选择激光的波长;

探测器,该探测器被配置为检测在被激光照射的被检体中产生的声波;以及

处理器,该处理器被配置为通过使用声波来获取关于被检体的特性信息,

其中,所述控制器以多个波长之间的激光的输出能量的差落在预定的范围内的这样的方式对于波长中的每一个确定激光振荡的定时。

2. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,所述控制器以在每个波长处激光的输出能量为每个波长处的最大输出的80%~100%的这样的方式执行控制。

3. 根据权利要求2的被检体信息获取装置,其中,所述控制器以在每个波长处激光的输出能量为每个波长处的最大输出的90%的这样的方式执行控制。

4. 根据权利要求1~3中的任一项的被检体信息获取装置,其中,所述控制器以来自多个波长中的呈现出最小输出能量值的波长处的输出能量值为来自多个波长中的呈现出最大输出能量值的波长处的输出能量值的90%或更大的这样的方式执行控制。

5. 根据权利要求4的被检体信息获取装置,其中,所述控制器以来自多个波长中的呈现出最小输出能量值的波长处的输出能量值为来自多个波长中的呈现出最大输出能量值的波长处的输出能量值的95%或更大的这样的方式执行控制。

6. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,所述共振器被对准,以便在热平衡状态中提供最高的输出。

7. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括调节器,该调节器被配置为在被检体被激光照射的同时将施加到闪光灯的电压调整并维持在预定的水平处。

8. 根据权利要求7的被检体信息获取装置,其中,所述调节器在被检体被激光照射之前测量闪光灯的输出能量,并在无法获得预定的输出能量时增加施加的电压。

9. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,

所述选择器从两个波长中选择激光的波长,并且,

所述处理器通过使用在两个波长中的每一个处所获得的特性信息来计算被检体的氧饱和度。

10. 根据权利要求9的被检体信息获取装置,其中,所述两个波长为750nm和800nm。

11. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,所述输出镜具有根据激光的波长而改变的光反射率。

12. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,所述振荡器为Q开关。

13. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括:

照明器,该照明器利用激光照射被检体;以及

扫描仪,该扫描仪在被检体上的条带上使照明器往复,

其中,所述选择器对于条带内的正向扫描和反向扫描选择不同的波长。

14. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括显示器,该显示器显示关于被检体的特性信息。

15. 一种激光装置,包括:

共振器,该共振器至少包含激光介质、闪光灯和输出镜,该闪光灯被配置为激励激光介质,该输出镜被配置为输出激光;

振荡器,该振荡器被配置为使来自共振器的激光振荡;

控制器,该控制器被配置为控制振荡器在由闪光灯所执行的激励开始之后使激光振荡的定时;以及

选择器,该选择器被配置为从多个波长中选择激光的波长,其中,

所述控制器以多个波长之间的激光的输出能量的差落在预定的范围内的这样的方式对于波长中的每一个确定激光振荡的定时。

被检体信息获取装置和激光装置

技术领域

[0001] 本发明涉及被检体信息获取装置和激光装置。

背景技术

[0002] 作为光声层析成像(PAT)已知的技术正在被开发。PAT是用于利用纳秒级的脉冲激光照射测量部位、通过使用探测器接收在测量部位中产生的光声波并处理得到的接收信号以形成图像的技术。PAT使得能够基于生物组织的吸收系数通过使用光谱测量实现生物功能分析。例如,血液中的血红蛋白的氧化状态被认为是重要的生物功能信息。

[0003] S.Manohar et al.Proc.of SPIE vol.6437643702-1报告了一种光声生物诊断装置,其中PAT装置被应用于乳房内的肿瘤观察。肿瘤的周边含有许多从现有血管扩展的新血管。因此,已提出了一种涉及通过测量含在新血管中的血红蛋白的量和与血红蛋白的氧化状态对应的氧饱和度来观察肿瘤的状态的方法。

[0004] 进入活体的激光扩散并因此在活体内衰减。因此,需要每脉冲具有高激光功率的激光以测量在诸如乳房的厚被检体中的相对深的生物部位中产生的光声波。光声生物诊断装置的光源的候选是使用钛蓝宝石晶体或紫翠玉晶体作为激光介质的可调谐激光器。特别地,由于作为激光介质的紫翠玉晶体具有长的荧光寿命并使得能够实现使用闪光灯的直接激励,因此紫翠玉激光器适于光声生物诊断装置。

[0005] 另一方面,闪光灯激励激光器的不利之处在于,作为闪光灯劣化或激光器周围的诸如温度的环境变化的结果,来自激光器的输出可能波动。日本专利公开No.4191539公开了一种通过修改激光输出来控制作为激励源的闪光灯输出的输出强度的方法。

[0006] 专利文献1:日本专利No.4191539

[0007] 非专利文献1:S.Manohar et al.Proc.of SPIE vol.6437643702-1

发明内容

[0008] 对于光声生物诊断装置,对乳癌等的肿瘤细胞的增殖过程和化疗前后的肿瘤状态的过渡变化进行比较是重要的。因此,优选地,光声生物诊断装置不断地(constantly)且稳定地提供仅依赖于活体的内部状态的变化的光声信号。

[0009] 特别地,在确定血红蛋白的氧饱和度中利用源自两个或更多个波长处的激光的光声信号。因此,保持每个波长处的输出强度稳定有利于信号强度的比较,并且还使得能够以不断稳定的检测精度实现氧饱和度的比较。

[0010] 闪光灯激励激光器难以将激光输出保持在恒定的状态中。日本专利No.4191539提出了一种用于通过改变施加到闪光灯的电压(或电流)来稳定输出强度的技术。然而,通过闪光灯产生的热能的变化改变激光介质中的折射率分布(热透镜效应)。即,施加到闪光灯的电压的变化使热透镜波动以使得输出强度不稳定。

[0011] 对于光声生物诊断装置,保持两个不同波长处的输出恒定以维持输出稳定性是重要的。即,新的挑战在于控制输出以便使共振器的热透镜在两个不同的波长处保持恒定。

[0012] 鉴于上述问题,做出了本发明。本发明的目的在于提供一种在维持热稳定性的情况下保持两个不同波长处的激光输出稳定的激光装置。

[0013] 本发明提供一种被检体信息获取装置,包括:

[0014] 共振器,该共振器至少包含激光介质、闪光灯和输出镜,该闪光灯被配置为激励激光介质,该输出镜被配置为输出激光;

[0015] 振荡器,该振荡器被配置为使激光振荡;

[0016] 控制器,该控制器被配置为控制振荡器在由闪光灯所执行的激励开始之后使激光振荡的定时;

[0017] 选择器,该选择器被配置为从多个波长中选择激光的波长;

[0018] 探测器,该探测器被配置为检测在被激光照射的被检体中产生的声波;以及

[0019] 处理器,该处理器被配置为通过使用声波来获取关于被检体的特性信息,

[0020] 其中,所述控制器以多个波长之间的激光的输出能量的差落在预定的范围内的这样的方式对于波长中的每一个确定激光振荡的定时。

[0021] 本发明还提供一种激光装置,包括:

[0022] 共振器,该共振器至少包含激光介质、闪光灯和输出镜,该闪光灯被配置为激励激光介质,该输出镜被配置为输出激光;

[0023] 振荡器,该振荡器被配置为使来自共振器的激光振荡;

[0024] 控制器,该控制器被配置为控制振荡器在由闪光灯所执行的激励开始之后使激光振荡的定时;以及

[0025] 选择器,该选择器被配置为从多个波长中选择激光的波长,其中,

[0026] 所述控制器以多个波长之间的激光的输出能量的差落在预定的范围内的这样的方式对于波长中的每一个确定激光振荡的定时。

[0027] 本发明可提供在维持热稳定性的情况下保持两个不同波长处的激光输出稳定的激光装置。

[0028] 从以下参考附图对示例性实施例的描述,本发明的其它特征将变得清楚。

附图说明

[0029] 图1是示出光声生物诊断装置的实施例的配置的示意图;

[0030] 图2是示出激光装置的实施例的配置的示意图;

[0031] 图3A~3C是示出激光装置的控制定时的示意图;

[0032] 图4是示出激光装置的实施例的配置的示意图;

[0033] 图5是示出光声生物诊断装置的实施例的配置的示意图;

[0034] 图6是示出准备步骤中的处理的流程图;

[0035] 图7是示出光声测量中的处理的流程图。

具体实施方式

[0036] 以下将参照附图描述本发明的优选实施例。然而,以下描述的部件的尺寸、材料、形状和相对位置等应根据应用本发明的装置的配置和各种条件适当地改变,并且不意在将本发明的范围限于以下的描述。

[0037] 根据本发明的被检体信息获取装置包含接收在光声效应下在被光(电磁波)照射的被检体中所产生的声波以获取特性信息作为图像数据形式的被检体信息的装置。获取的特性信息表示源自光照射的声波的来源的分布、被检体中的初始声压的分布、或从初始声压的分布导出的光学能量吸收密度或吸收系数的分布、或提供组织的物质的浓度的分布。物质的浓度的分布的示例包含氧饱和度的分布和还原血红蛋白浓度的分布。

[0038] 本发明的范围不限于此,并且本发明可应用于使用如下所述的产生激光的机构的任何装置。例如,本发明可被认为是发出(deliver)不同波长(至少两个波长)的光的激光装置。以下,作为使用激光装置的被检体信息获取装置的典型示例,将描述光声生物诊断装置。

[0039] 本发明可进一步被认为是利用光声效应的被检体信息获取装置的控制方法或激光装置的控制方法。

[0040] 这里提到的声波典型地为超声波,并包含作为音波、超声波或声波已知的弹性波。在光声层析成像中在光声效应下产生的声波被称为光声波或光声超声波。

[0041] 并且,以下信号被称为光声信号:通过使用转换元件从光声波转换的电信号或源自对电信号的信号处理(放大或AD转换)或信息处理的执行的信号。

[0042] (装置的配置)

[0043] 图1是根据本发明的光声生物诊断装置的示意图。该装置具有用于检测光声波的超声探测器106和用作光源的激光装置101。活体照射单元105和超声探测器106在活体上扫描以获取光声信号。源自光源的振荡的激光束经由诸如纤维的光学传送路径104被传送到活体照射单元105。图1示出束纤维(bundle fiber)输入端103。在图中,示出纤维传送,但可以使用利用关节臂等的空间传送。

[0044] 光声波通过超声探测器106检测,并经由信号线107通过处理装置108对光声波执行信号处理。经处理的光声波作为图像信息和生物信息被输出到监视器111。根据来自控制装置109的控制信号110执行激光装置101的波长转换和输出控制。控制装置与根据本发明的控制器对应。处理装置与根据本发明的处理器对应。监视器与根据本发明的显示器对应。

[0045] 允许波长改变的可调谐激光器被用作激光装置。图2是示出可调谐激光器的配置的示图。输出镜203和反射镜204提供共振器。激励腔200、Q开关205和波长选择机构206被布置在共振器内。在激励腔200内,棒状激光介质201和激励激光介质201的闪光灯202彼此相邻地布置。闪光灯202的光发射能量的一部分被激光介质201吸收以形成反转(inverted)分布状态。共振器中的损失在希望的定时处通过Q开关205降低,以实现激光振荡。激光介质201是具有高增益带的激光晶体。激光介质201的振荡波长通过波长选择机构206选择。

[0046] (热透镜效应)

[0047] 对于使用闪光灯作为激励源的激光器,热透镜需要保持恒定以使振荡稳定。以下将详细描述热透镜。从闪光灯发射的光大部分变为热以使激光介质的温度上升。作为结果,在激光介质内产生温度分布以改变局部的折射率。激光介质的温度依赖于激光介质周围的循环水的温度和源自来自闪光灯的光发射的热能。一般地,温度在激光介质的中心部分与周边部分之间改变,并因此折射率在激光介质的中心部分与周边部分之间改变,从而引起透镜效应发挥。透镜效应被称为热透镜。

[0048] 当施加到闪光灯—激励源—的电压(或电流)被改变以保持不同波长处的振荡输

出恒定时,热量改变,这引起热透镜的变化。这导致稳定振荡条件的变化。即,当对于光声生物诊断利用具有两个不同波长的激光时,改变稳定性条件成为问题。

[0049] (Q开关控制)

[0050] 将描述根据本发明的激光控制的方法的实施例。

[0051] 将描述为了使具有两个不同波长的激光在预定的输出水平上不断地振荡来控制Q开关操作定时的方法。Q开关操作定时指的是基于来自闪光灯的光发射通过增加共振器的Q值直到实现巨脉冲振荡的时间量。Q开关与根据本发明的振荡器对应。

[0052] 图3示出闪光灯与使用Q开关的Q值控制和激光振荡之间的关系。图3A示出来自闪光灯的输出。图3B示出Q值控制的定时。图3C示出根据Q值的激光输出。在所有的图中,横坐标轴表示时间。

[0053] 图3A所示的来自激励源闪光灯的光发射脉冲的形状依赖于包含线圈和电容器的脉冲形成网络(PFN)。当闪光灯的脉冲宽度相当于激光晶体中的高能量水平处的荧光寿命时,得到的激光系统相对于输入功率提供高的输出能量,并实现振荡效率。Q开关被用于产生每脉冲具有高振荡能量的巨脉冲。激励开始,并然后在获得足够的高能量水平反转分布密度的情况下,如图3B所示,在定时(T1)处共振器中的损失降低以增加共振器的Q值。因此,如图3C所示,巨脉冲振荡。

[0054] 在该过程期间,可通过改变Q开关操作定时即相对于T1将定时偏移更早或更晚,来增加或降低高能量水平反转分布密度。作为结果,可以改变激光振荡输出。基于使用Q开关的操作定时控制的激光输出控制不涉及热透镜的变化。因此,对于具有不同增益的两个波长处的振荡,可在热透镜保持恒定的情况下改变振荡输出。

[0055] Q开关的操作定时中的显著偏移降低振荡效率,从而使激光特性整体劣化。并且,无助于激光振荡的荧光振荡增加自发发射量,该自发发射经受激放大以变为放大的自发发射(ASE)。这使得激光输出不稳定。另外,当Q开关的操作定时过早时,在激光振荡之后会再次出现高能量水平反转分布和蓄积,从而导致双脉冲振荡。

[0056] 因此,当通过改变Q开关的操作定时调整输出值时,在提供用于调整输出的增加的裕量(margin)的情况下避免效率的显著降低是重要的。具体地,激光输出控制范围优选为最大振荡输出的80%~100%。并且,通过设定操作定时的初始化值使得该值允许最大振荡输出的90%被实现,来使输出值的调整变得容易。

[0057] (热平衡状态)

[0058] 激光装置对准(align)共振器以便在热平衡状态中使输出最大化。然而,诸如外部温度的使用环境和闪光灯中的发热影响共振器的热状态,从而在实用性方面可能使得难以完全保持热平衡状态。

[0059] 并且,为了保持共振器热稳定,闪光灯优选地连续照射,以便使激光装置在测量之前进入恒定热状态。然而,当在测量之前执行过量的照射时,闪光灯会劣化并且使其缩短寿命。

[0060] 并且,在实用的意义上,在与热平衡状态近似的准平衡状态中利用激光装置是有意义的。有效的控制方法是Q开关的操作定时控制,其中,来自准平衡状态中的激光装置的激光输出保持恒定。

[0061] (闪光灯的电压调整)

[0062] 当考虑长期在恒定状态中使用光声生物诊断装置时,需要应对源自闪光灯的劣化的降低的激光输出。当闪光灯消耗(exhaust)且劣化时,输出强度会减小30%或更多。闪光灯的消耗改变共振器中的热状态。应对输出中的这种显著波动不仅需要基于Q开关的操作定时的输出调整,而且需要调整通过电源施加到闪光灯的电压。调整电压的调节器可以是激光装置的控制装置或者专用电路或信息处理装置。

[0063] 将描述包含调整施加到闪光灯的电压的处理的实施例。在这种情况下,施加到闪光灯的电压在生物测量之前的准备步骤期间被确定,并且在生物测量期间不改变。

[0064] 首先,波长选择机构选择波长中的一个。波长选择机构与根据本发明的选择器对应。

[0065] 然后,闪光灯被加热,直到共振器进入热平衡状态,并且测量输出能量。如果无法在对于初始化而施加到闪光灯的电压处获得预定的输出,即,如果闪光灯劣化,那么施加的电压增加以便补偿能量的减小,以提供预定的输出能量。使用的波长不被限制,但施加的电压通过不断地使用相同的波长来确定。

[0066] 闪光灯的寿命依赖于激光共振器的配置并且一般与大约1000万次击发(shot)对应。根据本发明,闪光灯的寿命的结束被定义为在保持向闪光灯施加相同的电压的情况下来自闪光灯的输出与初始输出相比已减小30%的状态。当利用光声生物诊断装置时,闪光灯在诸如几天的短时间段内基本上不显著劣化。然而,闪光灯的寿命在单个闪光灯之间改变,并因此优选在生物测量之前的准备步骤期间不断地检查闪光灯的状态。

[0067] (激光介质的特性)

[0068] 钛蓝宝石激光器和紫翠玉激光器是激励闪光灯的可调谐脉冲激光器的示例,该可调谐脉冲激光器是光声生物诊断装置的光源。可调谐脉冲激光器具有匹配氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸收带的振荡波长带,并因此是检测血液氧饱和度的优选光源。

[0069] 为了允许氧饱和度在相同的条件下被不断地测量,两个不同波长处的能量输出需要不断地保持稳定。对于不同的输出,输出能量的量不需要相同。然而,得到的光声信号输出和因此得到的氧饱和度的精度与激光输出一致地减小。另一方面,激光输出的照射能量强度优选地在维持活体的照射安全性的情况下在可能的范围内最大化。由此,优选地,在两个波长处提供大致相同的输出,并且输出能量的各个量保持稳定。

[0070] 紫翠玉激光器具有容易被闪光灯激励、仅需要低的成本,并且能够实现每脉冲具有高输出能量的振荡输出的优点。另一方面,紫翠玉激光器晶体的增益依赖于波长,并且在适于测量血红蛋白的氧化状态的750nm的波长和800nm的波长之间大大地不同。当激光器晶体具有高增益时,为了稳定地维持两个不同波长处的振荡输出,在考虑增益与损失之间的平衡的情况下,需要设计共振器以使得共振器中的损失被控制。

[0071] 作为共振器的这种设计,输出镜的折射率的设计是特别有效的。当折射率根据波长改变时,损失改变。这使得能够在不改变对于各波长施加到闪光灯的电压的情况下使得激光输出更加恒定。共振器的这种设计使得波长之间的输出差能够降低到约15%。另一方面,输出镜的折射率在批次之间经历制造变化。因此,完全消除波长之间的输出差是困难的。并且,激光晶体的增益也经历制造变化。因此,激光装置的特性在设计的范围内在单个激光装置之间改变。

[0072] 这里所描述的两个不同波长处的输出稳定的状态指的是两个不同波长处的输出

的比维持恒定。并且,各波长处的输出能量的量的比优选为90%或更大,更优选为95%或更大。换句话说,控制被执行,使得涉及最小输出能量值的多个波长中的一个处的输出能量的值为涉及最大输出能量值的多个波长中的一个处的输出能量的值的90%或更大。

[0073] 在这种情况下,激光的输出根据脉冲改变,并因此输出值优选为根据考虑的脉冲利用输出变化而确定的给定脉冲串的平均值。

[0074] <示例1>

[0075] 将说明本发明的示例。在这种情况下,将说明闪光灯激励脉冲激光器的控制方法的示例。

[0076] (装置配置)

[0077] 在示例1中,紫翠玉激光器被用作光源。然而,在本发明中使用的光源不限于紫翠玉。

[0078] 激光装置被配置为使得795nm的波长和755nm的波长振荡。重复频率为20Hz。

[0079] 图4示出包含紫翠玉激光器的共振器的配置。激励紫翠玉的闪光灯402和紫翠玉晶体401被布置在激励腔400中。紫翠玉晶体浸入75℃的循环水中。向输出镜403施加光学薄膜,使得反射率对于795nm的波长为72%且对于755nm的波长为42%。显著反射750nm~800nm的中心波长的电介质反射膜被施加到反射膜404。包含普克耳斯盒(Pockels cell)的Q开关405位于输出镜403与激励腔400之间的光轴上。波长选择机构406是双折射滤波器。

[0080] (处理流程)

[0081] 现在,将描述通过使用图4中的激光装置获取关于被检体的特性信息的控制方法。在示例1中,将参照图6中的流程图特别地详细描述准备步骤。

[0082] 对于激光装置的初始化值,共振器在热稳定状态中对准(S601)。

[0083] 随后,测量振荡输出以确定设定值。通过允许闪光灯在预定的时间段发光直到实现热稳定性以使755nm和795nm的两个波长处的振荡输出稳定,执行加热步骤(S602)。具有稳定的振荡输出的状态的条件是脉冲串的平均输出对于施加到闪光灯的电压恒定。脉冲串中所含有的较少数量的激光脉冲增加脉冲中的输出变化,并且过多数量的脉冲需要较多的测量时间。由此,平均输出的测量的数量优选为约100~1000。在示例1中,脉冲的数量为200。

[0084] 一旦振荡输出稳定(S603为是),就测量输出值(S604)。源自1kV的施加电压的最大输出在755nm的波长处为215mJ且在795nm的波长处为190mJ。

[0085] 共振器的热状态依赖于施加的电压。接着,在施加到闪光灯的电压被固定到1kV且改变Q开关的操作定时的情况下,测量激光输出的变化(S605)。当Q开关的操作定时为160μs时,在示例1中使用的共振器提供最大输出。并且,当操作定时与大约160μs的时间长度对应时,输出能量从最大输出减小。当操作定时与等于或短于160μs的时间长度对应时,由于紫翠玉晶体的高能量水平反转分布密度处于不饱和状态中,因此激光输出强度低。另一方面,当操作定时与等于或长于160μs的时间长度对应时,由于暂时蓄积的高能量水平反转分布密度可能由于荧光自发发射而减小,因此激光输出强度减小。

[0086] 在考虑这些特性的情况下,在不显著降低效率的情况下控制Q开关的操作定时,以将激光输出的值确定为初始化值(S606)。即,光声生物诊断装置的振荡输出值被确定为755nm的波长处的188mJ的输出能量和795nm的波长处的180mJ的输出能量。在这种情况下,

各波长处的输出能量的量的比为大约96%，这表示合适的范围。

[0087] 导致输出能量等于最大输出的80%~100%的Q开关的操作定时的范围为130 μ s~190 μ s。因此，在示例1中，用于输出控制的Q开关的操作定时被设定为130 μ s~160 μ s(S607)。

[0088] 诸如示例1中的设定使得不管波长如何，基于灯发射能量的热状态维持恒定，原因在于灯能量恒定在1kV处。并且，本发明根据灯能量的消耗或共振器中的热状态的变化改变Q开关的操作定时。这使得能够保持初始化值，即，755nm的波长处的188mJ的输出能量和795nm的波长处的180mJ的输出能量，从而允许输出能量保持稳定。当通过使用其中嵌入吸收体的生物模拟样本(假体)并模拟相当于80%的氧饱和度的血管来测量氧饱和度时，能够以高精度不断地、稳定地计算氧饱和度。

[0089] <示例2>

[0090] 在示例2中，将说明使用闪光灯激励激光装置的光声测量过程。在示例2中，将参照图7中的流程图特别地详细描述测量步骤。

[0091] (装置配置)

[0092] 图5中的装置被用作光声生物诊断装置。该装置可测量诸如乳房的相对大的生物部位。在示例2中，作为活体的替代，测量其中包含嵌入的吸收体并模拟相当于80%的氧饱和度的血管的假体501。

[0093] 假体501被轻压在大致平行的平板502之间以固定测量部位。照明单元504设置在超声探测器503的各相对侧，以使用作激光的输出端。利用图中未示出的扫描仪通过相对于平板502同时扫描超声探测器503和照明单元504来执行测量。照明单元504可被布置为跨着被检体与探测器相对。照明单元与根据本发明的照明器对应。

[0094] 超声探测器的扫描基于一条带(one-strip)往复扫描。依赖于测量部位的大小，条带扫描沿着多个行执行以测量整个测量部位。在一条带往复扫描中，通过在正向扫描期间发出具有755nm的波长的激光，同时在反向扫描期间发出具有795nm的波长的激光，执行光声测量。即，利用交替选择两个波长中的一个执行测量。一行上一个方向的激光照射的数量与根据示例2的脉冲串对应。

[0095] 条带指的是当通过使用超声探测器线性扫描被检体时获取数据的区域。具有沿至少一个方向布置的多个转换元件的超声探测器优选地被与布置转换元件的方向正交地扫描，原因在于该操作允许一次测量大的区域。

[0096] 通过使用光束分支部件505将还没有射到假体上的光束分成两个光束并通过使用能量检测器507测量得到的分支光束506，来测量激光输出。等于总光束的大约2%的分支光束通过使用能量检测器来监视。向假体发出的光量通过使用分支比(branch ratio)来转换。

[0097] 在准备步骤中，设定的初始化值使得1kV的电压被施加到闪光灯且基于Q开关的操作定时控制分别在755nm的波长和795nm的波长处输出188mJ的能量和180mJ的能量。

[0098] (处理流程)

[0099] 在测量之前的准备步骤中，在照射被遮蔽物(shield)508遮蔽的假体501的情况下测量每个波长处的输出。光声测量的一个条带所需要的脉冲串的平均值被确定为在测量开始状态中(在照射假体之前)所获得的输出值。在测量开始状态中所获得的输出依赖于共振器的热稳定状态。然而，在示例2中，输出在755nm处为180mJ且在795nm处为170mJ。在第一条

带的扫描的开始,Q开关的操作定时开始被控制以便在755nm的波长处获得188mJ的输出且在795nm的波长处获得180mJ的输出。该处理可根据与以上在示例1中所描述的过程类似的过程执行。

[0100] 在准备步骤中获取的设定值被存储在存储器(图中未示出)中,并然后开始假体的测量。将参照图7中的流程图描述该处理。

[0101] 在检测光声波之前,如上所述,可对于消耗情况检查闪光灯,并且可根据消耗的程度调整电压(S701)。这允许在考虑闪光灯的劣化的情况下增加测量的精度。

[0102] 随后,计算每个条带的每个波长处的脉冲串的平均输出,并且对每个脉冲串控制Q开关的操作定时,以便使得每个波长处的脉冲串的平均输出值恒定。

[0103] 在具体的测量中,选择波长(S702),并且在Q开关的规定的操作定时处在选择的波长处发射光(S703)。然后,获得预定量的输出能量。然后,通过使用探测器检测在被检体中产生的光声波(S704)。

[0104] 直到整个测量目标区域被测量(S705为是),探测器被扫描(S706),以继续检测光声波。该处理在波长和Q开关的操作定时被改变的情况下执行(S707)。扫描可通过在条带上的正向扫描与反向扫描之间改变波长、而不是在每个波长处测量整个区域来执行。

[0105] 然后,基于得到的光声信号计算吸收系数的分布(S708)。然后可通过执行已知的计算处理来计算并显示氧饱和度的分布(S709)。

[0106] 在示例2中,每个波长处的输出能量在假体被扫描的全部区域上稳定。因此,照射条件被维持以允许获得稳定的光声信号。从得到的光声信号计算的氧饱和度是精确的,并且限制在全部测量区域上改变。

[0107] 当在几天期间重复执行上述测量时,发现光声信号和氧饱和度的精度的变化是恒定的。

[0108] 如上所述,不管共振器中的损失、激光介质的增益和源自由闪光灯执行的激励的效率的变化的激光振荡效率的变化如何,本发明都可在维持热稳定性的情况下保持两个不同波长处的激光输出稳定。

[0109] 即,本发明可提供用于控制在光声生物诊断装置中使用的激光装置以使得两个不同波长处的振荡输出可被稳定的方法。

[0110] 尽管已参照示例性实施例描述了本发明,但要理解,本发明不限于所公开的示例性实施例。随附权利要求的范围应被赋予最宽的解释以便包含所有这样的修改以及等同的结构和功能。

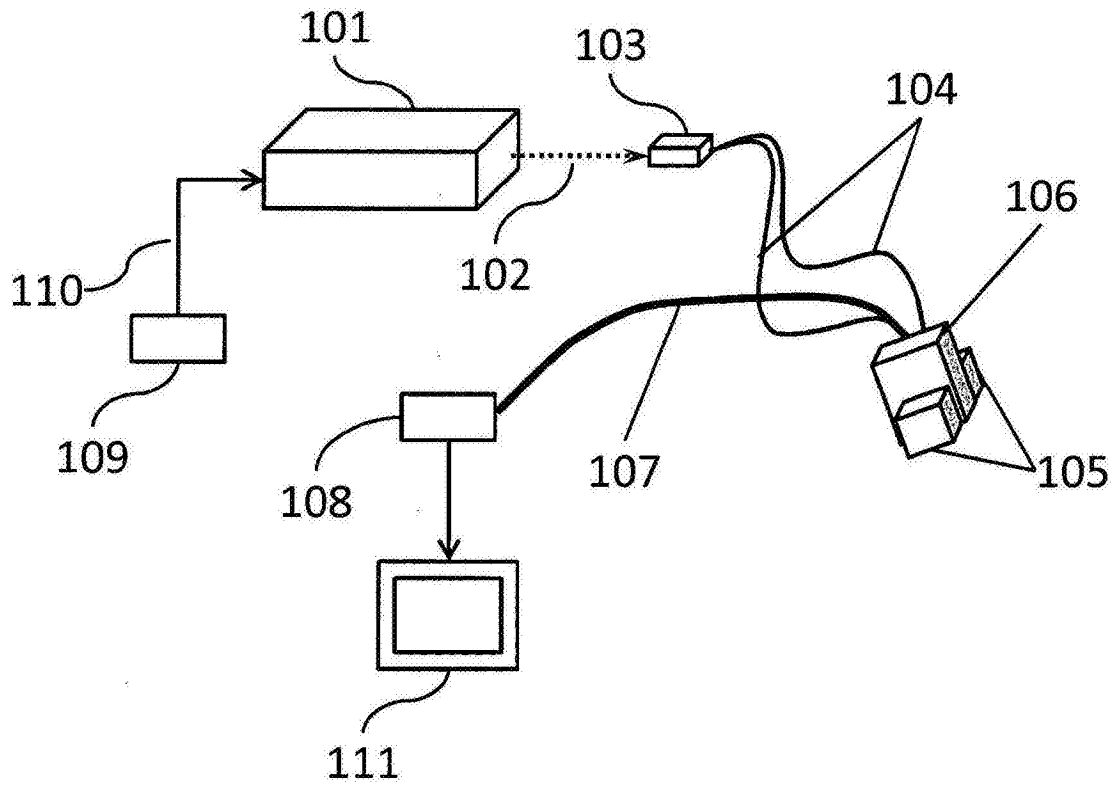


图1

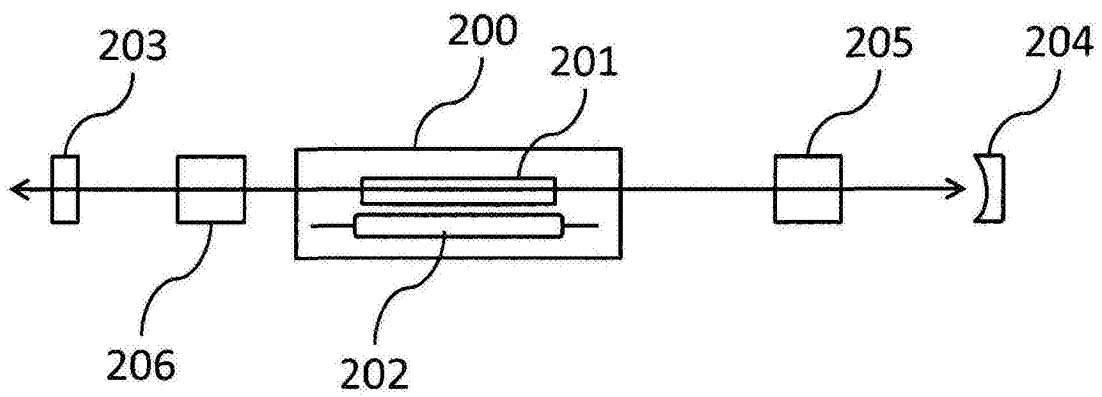


图2

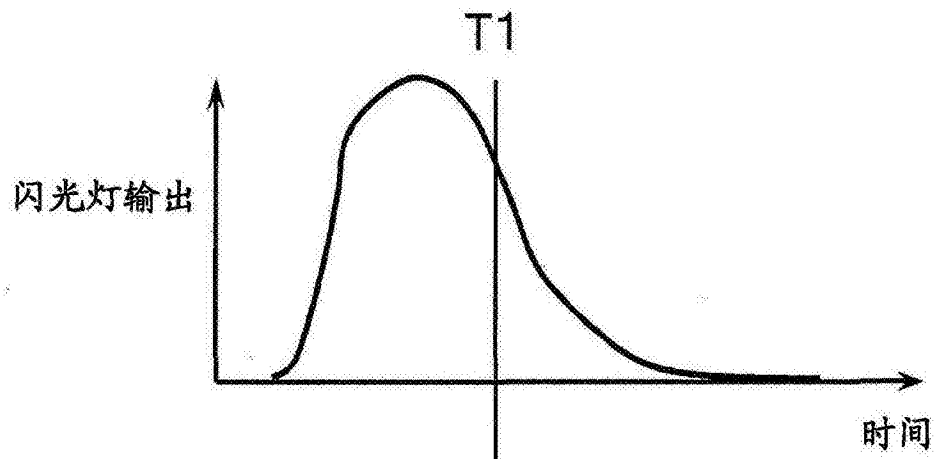


图 3A

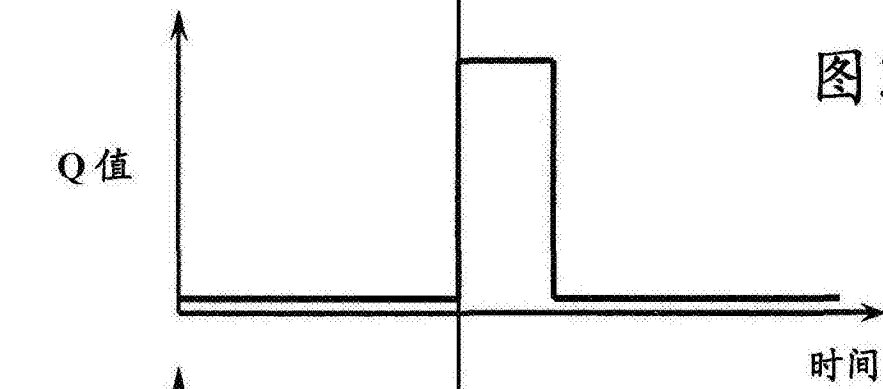


图 3B

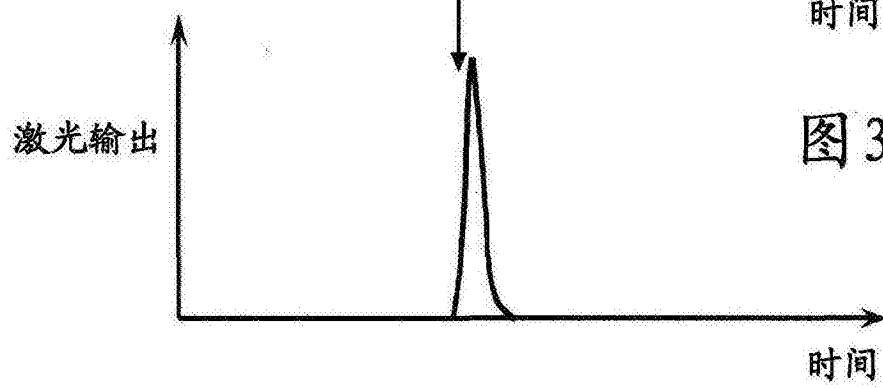


图 3C

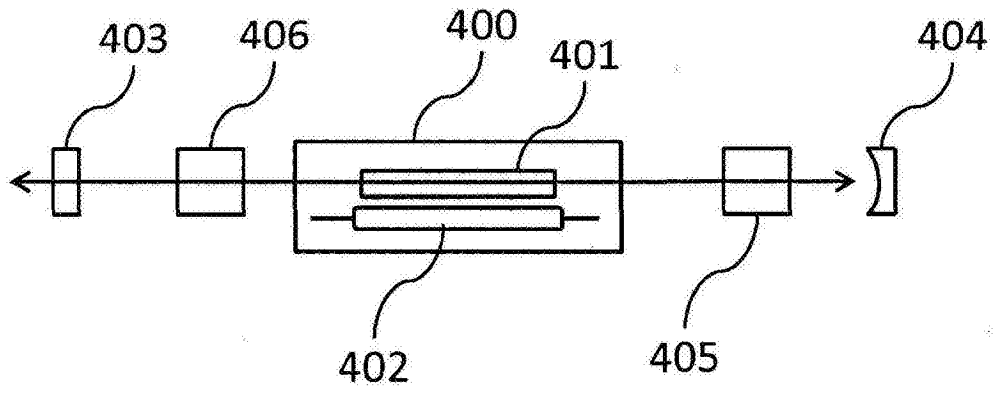


图4

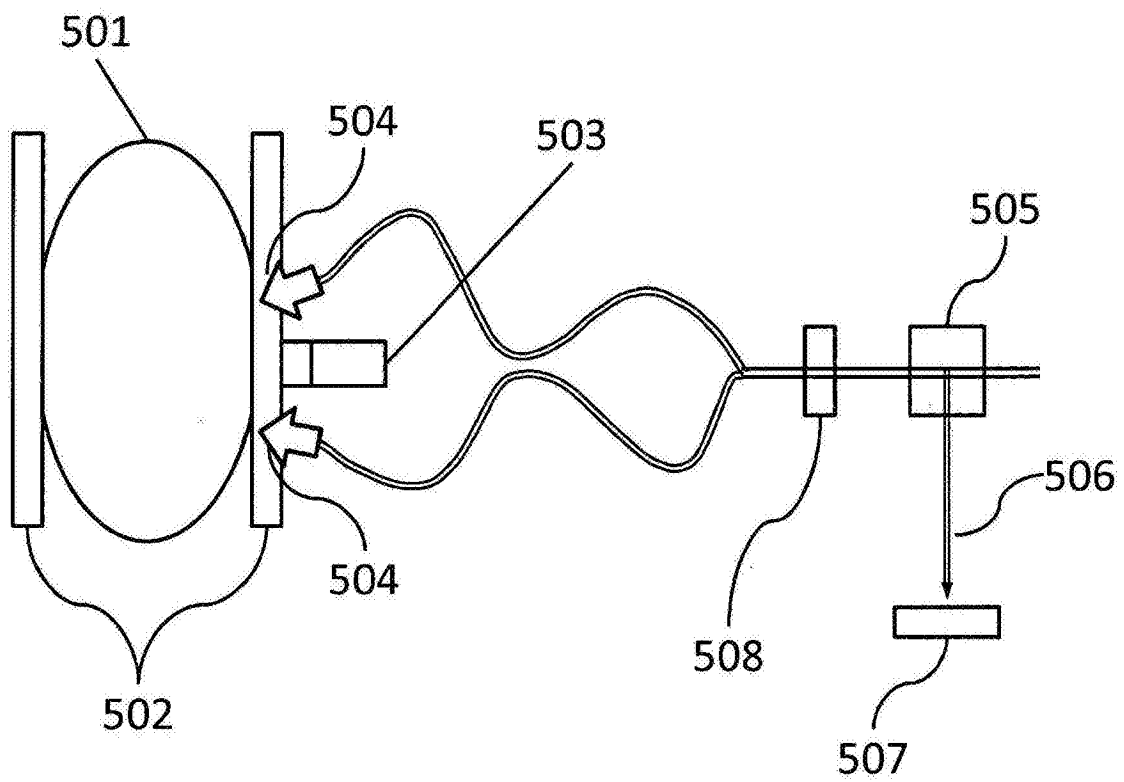


图5

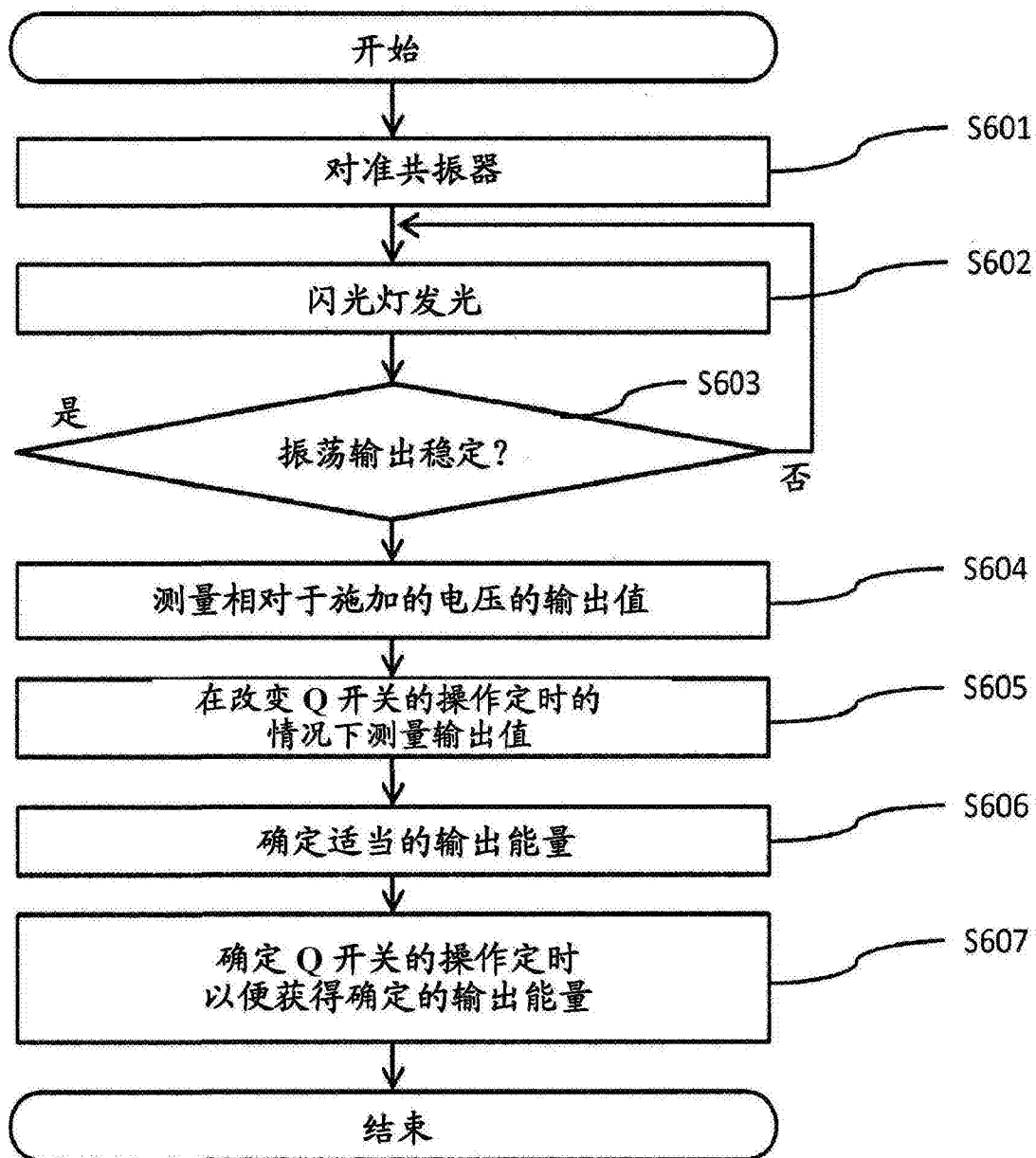


图6

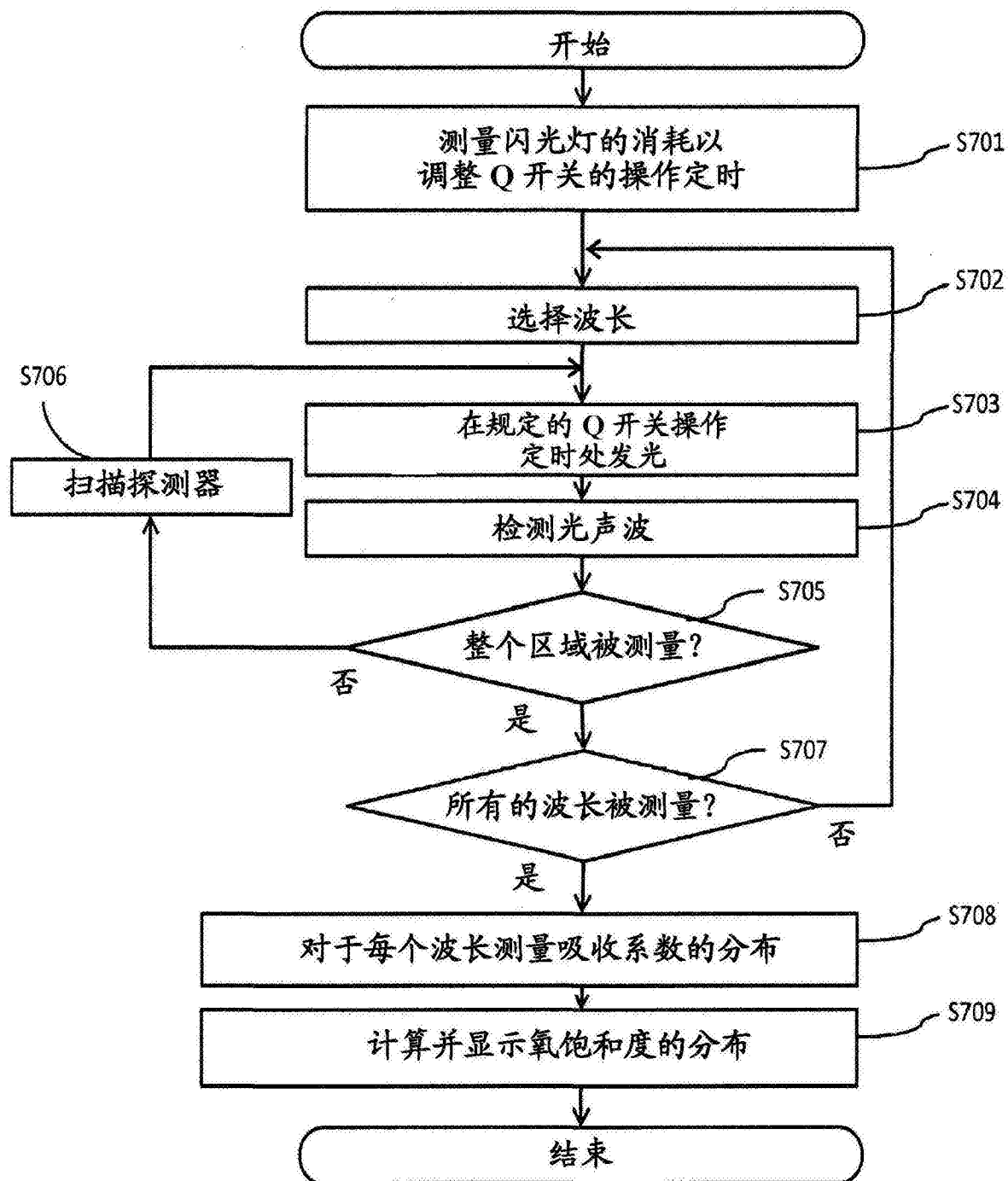


图7