



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102908164 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 01

(21) 申请号 201210274444. 5

第 13 行至第 13 页第 10 行, 附图 3A 和 3B.

(22) 申请日 2012. 08. 03

US 7515948 B1, 2009. 04. 07, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 陈昭阳

2011-172061 2011. 08. 05 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 宫里卓郎

(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 李渤

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 0522674 A2, 1993. 01. 13, 全文.

WO 95/02987 A2, 1995. 02. 02, 全文.

CN 101044978 A, 2007. 10. 03, 说明书第 3 页

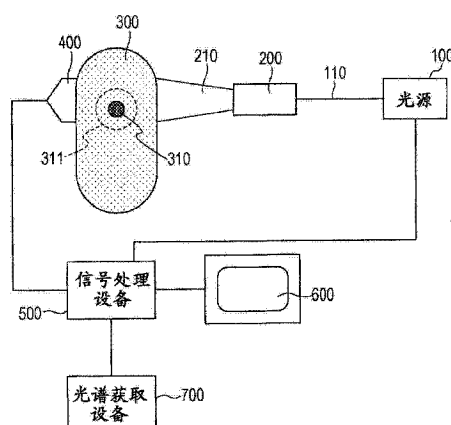
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称

被检体信息获取设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及被检体信息获取设备和方法, 在被构造成获取被检体信息的设备中, 光源能够产生具有第一波长的光和具有不同于所述第一波长的第二波长的光, 声波检测单元检测用光照射被检体而产生的光声波并输出所得的检测信号, 并且信号处理单元根据用具有所述第一波长的光照射所述被检体时所述声波检测单元输出的第一检测信号和用具有所述第二波长的光照射所述被检体时所述声波检测单元输出的第二检测信号, 来获取被检体信息。所述第一波长处的所述被检体的有效衰减系数等于所述第二波长处的所述被检体的有效衰减系数。



1. 一种被检体信息获取设备,包括:

光源,被构造成能够产生具有第一波长的光和具有不同于所述第一波长的第二波长的光;

声波检测单元,被构造成检测通过用光照射被检体而产生的光声波,并输出所得的检测信号;以及

信号处理单元,被构造成根据用具有所述第一波长的光照射所述被检体时所述声波检测单元输出的第一检测信号和用具有所述第二波长的光照射所述被检体时所述声波检测单元输出的第二检测信号,来获取被检体信息,其中,

所述信号处理单元被构造为根据所述被检体的有效衰减系数光谱选择所述第一波长和所述第二波长,使得所述第一波长处的所述被检体的有效衰减系数大致等于所述第二波长处的所述被检体的有效衰减系数。

2. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,还包括光谱获取单元,所述光谱获取单元被构造成获取有效衰减系数光谱。

3. 根据权利要求2所述的被检体信息获取设备,其中,所述光谱获取单元是扩散分光设备。

4. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,还包括照射光学单元,所述照射光学单元被构造成利用具有所述第一波长的光和具有所述第二波长的光两者照射所述被检体。

5. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,还包括:

光检测器单元,被构造成获取具有所述第一波长的光的强度和具有所述第二波长的光的强度,以及

控制单元,被构造成根据所述光检测器单元获取的具有所述第一波长的光的强度和具有所述第二波长的光的强度,控制具有所述第一波长的光的强度或具有所述第二波长的光的强度,以使得具有所述第一波长的光的强度和具有所述第二波长的光的强度之差最小。

6. 根据权利要求5所述的被检体信息获取设备,其中,所述控制单元控制所述光源的输出。

7. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,所述光源包括第一光源和第二光源,所述第一光源被构造成产生具有所述第一波长的光,所述第二光源被构造成产生具有所述第二波长的光。

8. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,所述信号处理单元被构造成:

根据所述第一检测信号,获取所述被检体内的第一初始压力分布;

根据所述第二检测信号,获取所述被检体内的第二初始压力分布;以及

根据所述第一初始压力分布和所述第二初始压力分布,获取所述被检体信息。

9. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,所述被检体信息是所述被检体内的氧饱和度分布。

10. 一种获取被检体信息的方法,包括:

根据所述被检体的有效衰减系数光谱选择第一波长和不同于所述第一波长的第二波长,使得所述第一波长处的所述被检体的有效衰减系数大致等于所述第二波长处的所述被检体的有效衰减系数;以及

根据通过检测用具有第一波长的光照射被检体而产生的光声波而获得的第一检测信

号和通过检测用具有第二波长的光照射所述被检体而产生的光声波而获得的第二检测信号,来获取被检体信息。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,还包括获取所述被检体的所述有效衰减系数光谱。

12. 根据权利要求 10 所述的方法,根据具有所述第一波长的光的强度和具有所述第二波长的光的强度,控制具有所述第一波长的光的强度或具有所述第二波长的光的强度,以使具有所述第一波长的光的强度和具有所述第二波长的光的强度之差最小。

13. 根据权利要求 10 所述的方法,包括:

根据检测到的所述第一检测信号,获取所述被检体内的第一初始压力分布;

根据所述第二检测信号,获取所述被检体内的第二初始压力分布;以及

根据所述第一初始压力分布和所述第二初始压力分布,获取所述被检体信息。

14. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所述被检体信息是所述被检体内的氧饱和度分布。

被检体信息获取设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过检测被检体内产生的声波而获取诸如被检体的光谱特性的信息的设备和方法。

背景技术

[0002] 光声层析成像(PAT)作为获得独特地表示由癌形成的新生血管的图像的的技术而受到关注。PAT 是一种用脉冲光(近红外线)照射被检体,用声波检测器检测被检体产生的光声波,并将检测到的光声波转换成图像的技术。

[0003] 可以用下面示出的等式(1)表示在被检体的关注区域内产生的光声波的初始压力 P_0 。

$$[0004] \quad P_0 = \Gamma \cdot \mu_a \cdot \Phi \quad (1)$$

[0005] 在这个等式中, Γ 是格林爱森(Gruneisen)系数,它是通过将体积膨胀系数 β 与声速 c 的平方之积除以比热 C_p 获得的。已知的是,当给定被检体时, Γ 对于给定的对象基本上取常数值。 μ_a 是关注区域的吸收系数, Φ 是关注区域中的光强度(照射关注区域的光的光强度,也被称为光能流(light fluence))。

[0006] 被检体内产生的光声波传播穿过被检体,并且由放置在被检体表的声波检测器检测。根据检测结果,信号处理设备通过使用诸如反投影(back projection)方法等重构方法获取初始压力分布 P_0 。

[0007] 根据等式(1),通过将初始压力分布 P_0 除以格林爱森系数 Γ ,得到 μ_a 和 Φ 之积的分布,即,光学能量密度分布。此外,可以通过将光学能量密度分布除以被检体内的光强度分布 $\Phi(r)$ 来得到吸收系数分布 $\mu_a(r)$ 。

[0008] 在论文“Functional Photoacoustic tomography for non-invasive imaging of cerebral blood oxygenation and blood volume in rat brain in vivo”(X.Wang, L. V. Wang et al. Proc. of SPIE Vol. 5697 (2005) (用于活体鼠脑内脑血氧含量和血容量的非侵入式成像的功能性光声层析成像(X.Wang, L. V. Wang 等人, SPIE 会议文集, 5697 卷 (2005 年))) (下文中称为 NPL 1) 中,公开了使用针对具有两个波长的光得到的两个吸收系数分布来计算氧饱和度分布的技术。

[0009] 由 $\varepsilon_{HbO}(\text{mm}^{-1}\text{M}^{-1})$ 表示氧基血红蛋白的摩尔吸收系数,并且由 $\varepsilon_{Hb}(\text{mm}^{-1}\text{M}^{-1})$ 表示脱氧血红蛋白的摩尔吸收系数。注意的是,摩尔吸收系数指每 1 升包括 1mol 血红蛋白的样本的吸收系数。摩尔吸收系数的值由波长唯一确定。

[0010] 此外,由 C_{HbO} 表示氧基血红蛋白的摩尔浓度(M),并且由 C_{Hb} 表示脱氧血红蛋白的摩尔浓度(M)。当如上所述给定参数时,在波长 λ_1 和在波长 λ_2 处血液的吸收系数 μ_a 由下面示出的等式(2)示出。

$$[0011] \quad \begin{cases} \mu_a(\lambda_1) = \varepsilon_{HbO}(\lambda_1) \cdot C_{HbO} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot C_{Hb} \\ \mu_a(\lambda_2) = \varepsilon_{HbO}(\lambda_2) \cdot C_{HbO} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) \cdot C_{Hb} \end{cases} \quad (2)$$

[0012] 如可以看到的,由氧基血红蛋白的摩尔吸收系数 ε_{HbO} 与氧基血红蛋白的摩尔浓度

C_{HbO} 之积和脱氧血红蛋白的摩尔吸收系数 ε_{Hb} 与脱氧血红蛋白的摩尔浓度 C_{Hb} 之积的和示出在各波长处的血液的吸收系数 μ_a 。

[0013] 可以将等式(2)如下所述改写为等式(3)。

$$[0014] \quad \begin{cases} C_{HbO} = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot \mu_a(\lambda_2) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) \cdot \mu_a(\lambda_1)}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot \varepsilon_{HbO}(\lambda_2) - \varepsilon_{HbO}(\lambda_1) \cdot \varepsilon_{Hb}(\lambda_2)} \\ C_{Hb} = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot \mu_a(\lambda_2) - \varepsilon_{HbO}(\lambda_2) \cdot \mu_a(\lambda_1)}{\varepsilon_{HbO}(\lambda_1) \cdot \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot \varepsilon_{Hb}(\lambda_2)} \end{cases} \quad (3)$$

[0015] 氧饱和度 StO_2 是氧基血红蛋白与总血红蛋白之比,因此能够通过等式(3)确定氧饱和度 StO_2 ,如下面示出的等式(4)表达的。

[0016]

$$StO_2 = \frac{C_{HbO}}{C_{HbO} + C_{Hb}} = \frac{-\mu_a(\lambda_1)\varepsilon_{Hb}(\lambda_2) + \mu_a(\lambda_2)\varepsilon_{Hb}(\lambda_1)}{-\mu_a(\lambda_1)\{\varepsilon_{Hb}(\lambda_2) - \varepsilon_{HbO}(\lambda_2)\} + \mu_a(\lambda_2)\{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) - \varepsilon_{HbO}(\lambda_1)\}} \quad (4)$$

[0017] 也就是说,如果给定波长 λ_1 和波长 λ_2 下血液的吸收系数 μ_a ,则所有的值都是已知的,因此可以使用等式(4)计算氧饱和度。

[0018] 在 NPL 1 中,假设在从脉冲光照射的表面至目标的方向上,光强度恒定地衰减。根据这个假设,计算目标处的光强度,并且使用计算出的光强度确定目标的吸收系数。

[0019] 日本专利公开 2010-88627 号(下文中称为 PTL 1)公开了使用考虑到被检体形状而获取的光强度分布来获取吸收系数的技术。以此方式得到的光强度分布比根据 NPL 1 得到的光强度分布更精确。

发明内容

[0020] 通过将 PTL 1 中公开的获取吸收系数的技术应用于 NPL 1 中公开的获取氧饱和度的技术,可以更精确地获取氧饱和度。

[0021] 然而,尽管 PTL 1 公开的技术使得能够更精确地获取光强度分布,但是它需要额外的获取光强度分布的处理。

[0022] 考虑到以上内容,实施例提供了被检体信息获取设备,所述被检体信息获取设备能够用更少量的获取光强度分布的步骤来获取被检体信息。

[0023] 根据实施例,被检体信息获取设备包括:光源,被构造成能够产生具有第一波长的光和具有与所述第一波长不同的第二波长的光;声波检测单元,被构造成检测通过用光照射被检体而产生的光声波并输出所得的检测信号;以及信号处理单元,被构造成根据用具有所述第一波长的光照射所述被检体时声波检测单元输出的第一检测信号和用具有所述第二波长的光照射所述被检体时声波检测单元输出的第二检测信号,来获取被检体信息,其中,所述第一波长处的所述被检体的有效衰减系数等于所述第二波长处的所述被检体的有效衰减系数。

[0024] 根据下面参考附图对示例性实施例的描述,本发明的进一步的特征将变得清晰。

附图说明

[0025] 图 1 是示出根据第一实施例的被检体信息获取设备的图示。

- [0026] 图 2 是示出根据第一实施例的被检体信息获取方法的流程图。
- [0027] 图 3 是示出根据第一实施例的被检体的有效衰减系数光谱的图示。
- [0028] 图 4 是示出根据第一实施例的监视器显示画面的图示。
- [0029] 图 5 是示出根据第一实施例的被检体的各组分的吸收系数光谱的图示。
- [0030] 图 6 是示出根据第一实施例的被检体的约化散射系数(reduced scattering coefficient)光谱的图示。
- [0031] 图 7 是示出检测时具有不同组分比的各个对象的有效衰减系数光谱的图示。
- [0032] 图 8 是示出根据第二实施例的被检体信息获取设备的图示。
- [0033] 图 9 是示出根据第二实施例的被检体信息获取方法的流程图。
- [0034] 图 10 是示出根据第三实施例的被检体信息获取方法的流程图。

具体实施方式

[0035] 第一实施例

[0036] 下面,参考附图详细描述被检体信息获取设备的实施例。

[0037] 基本构造

[0038] 图 1 示出根据本实施例的被检体信息获取设备。

[0039] 根据本实施例的被检体信息获取设备包括以下部件作为基本硬件组件:光源 100、用作照射光学单元的照射光学系统 200、用作声波检测单元的声波检测器 400、用作信号处理单元的信号处理设备 500,以及用作光谱获取单元的光谱获取设备 700。光源 100 被构造为产生具有第一波长 λ_1 的光和具有第二波长 λ_2 的光。

[0040] 从光源 100 发射的具有第一波长的脉冲光 110 穿过照射光学系统 200,并且所得的照射光 210 照射被检体 300。被检体 300 内的光吸收体 310 吸收照射光 210 并产生光声波 311。声波检测器 400 检测光声波并将其转换成电信号形式的第一检测信号。

[0041] 类似地,声波检测器 400 检测通过用具有第二波长的照射光 210 照射被检体 300 而产生的光声波 311,并且声波检测器 400 将其转换成电信号形式的第二检测信号。

[0042] 接着,信号处理设备 500 根据第一检测信号和第二检测信号获取被检体 300 内的氧饱和度分布。在监视器 600 上显示所得的氧饱和度。

[0043] 此外,在本实施例中,被检体信息获取设备还包括光谱获取设备 700,光谱获取设备 700 被构造为获取被检体 300 的有效衰减系数光谱。根据光谱获取设备 700 获取的被检体 300 的有效衰减系数光谱,信号处理设备 500 选择第一波长和第二波长,使得在这两个波长处得到相同的有效衰减系数。

[0044] 如上所述,通过使用具有第一波长的光和具有第二波长的光获取氧饱和度,能够减少获取光强度的步骤数量,其中在第一波长和第二波长处得到相同的有效衰减系数。

[0045] 注意的是,在本实施例中,将被检体 300 内的平均衰减系数用作有效衰减系数。此外,在本实施例中,除根据多个波长处的吸收系数而确定的氧饱和度之外,被检体信息还可以包括其它信息。

[0046] 接着,下面描述根据本实施例的被检体信息获取方法。

[0047] 被检体信息获取方法

[0048] 参照图 1 和图 2,下面描述根据本实施例的被检体信息获取方法。图 2 是示出根据

本实施例的被检体信息获取方法的流程图。注意的是,下面描述中使用的步骤序号对应于图 2 中示出的步骤序号。

[0049] S101:获取被检体的有效衰减系数光谱的步骤

[0050] 在这个步骤中,光谱获取设备 700 获取图 3 中示出的被检体 300 的有效衰减系数光谱。有效衰减系统光谱可以通过横轴上绘制波长并且纵轴上绘制有效衰减系数 μ_{eff} 的曲线图来表示。注意的是,术语“有效衰减系数光谱”也可以用于描述表示上述曲线图的数据集。在图 3 中,针对具有组分为脂肪 =66%:水 =20%:血液 =0.7% (氧饱和度 =80%) 的特定被检体 300 绘制有效衰减系数光谱。

[0051] S102:选择得到相同有效衰减系数的第一波长和第二波长的步骤

[0052] 在这个步骤中,根据步骤 S101 中获取的有效衰减系数光谱,信号处理设备 500 选择得到相同有效衰减系数的两个波长。注意的是,在本实施例中,只要两个波长处的有效衰减系数满足本实施例的要求,得到相同有效衰减系数的两个波长就可以是任意的两个波长,即,如果有效衰减系数彼此大致相等,则足够了。

[0053] 在被检体 300 是活体的情况下,当希望观察其深处点时,信号处理设备 500 可以选择得到低有效衰减系数的波长。例如,可以选择从 650nm 至 900nm 的范围内的波长,因为具有这个范围内的波长的光可以容易地穿过活体,所以所述范围被称为“活体窗”。

[0054] 此外,考虑到测量误差或测量噪声,可以选择两个波长 λ_1 和 λ_2 ,使得两个波长 λ_1 和 λ_2 之间的血管或癌的位置处的吸收系数之比(即, $\mu_a(\lambda_1)/\mu_a(\lambda_2)$)尽可能地随着氧饱和度的变化而变化。更具体地讲,例如,当由 $\epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_1)$ 给定波长 λ_1 处的脱氧血红蛋白的摩尔吸收系数并由 $\epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_2)$ 给定波长 λ_2 处的脱氧血红蛋白的摩尔吸收系数,并且由 $\epsilon_{\text{HbO}}(\lambda_1)$ 给定波长 λ_1 处的氧基血红蛋白的摩尔吸收系数并由 $\epsilon_{\text{HbO}}(\lambda_2)$ 给定波长 λ_2 处的氧基血红蛋白的摩尔吸收系数时,则信号处理设备 500 可以选择波长 λ_1 和 λ_2 ,使得 $|(\epsilon_{\text{HbO}}(\lambda_1) - \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_1)) - (\epsilon_{\text{HbO}}(\lambda_2) - \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_2))|$ 最大。

[0055] 至于 PAT 中使用的激光器,可以使用 Ti:Sa 激光器、紫翠宝石激光器等。Ti:Sa 激光器提供 800nm 附近范围的最大输出功率,而紫翠宝石激光器提供 755nm 附近范围的最大输出功率。信号处理设备 500 可以选择包括上述范围的从 700nm 至 850nm 范围内的波长,在上述范围中相应的激光器具有其最大输出功率。例如,信号处理设备 500 可以选择与脱氧血红蛋白在 756nm 处的峰值以及脂肪在 761nm 处的峰值对应的 756nm 至 761nm 范围内的第一波长。信号处理设备 500 可以选择与脂肪在 830nm 处的峰值以及水在 840nm 处的峰值对应的 830nm 至 840nm 范围内的第二波长。

[0056] 有效衰减系数相等的两个波长可以按以下方式定义。

[0057] 动脉的氧饱和度通常为 99%,并且静脉的氧饱和度通常为 80%。根据题为“Combined diffuse optical spectroscopy and contrast-enhanced magnetic resonance imaging for monitoring breast cancer neoadjuvant chemotherapy:a case study”(Natasha Shah, Jessica Gibbs, Dulcy Wolverson, Albert Cerussi, Nola Hylton, Bruce J Tromberg, Journal of Biomedical Optics(2005) Volume:10, Issue:5, Pages:051503)(“用于监控乳腺癌新辅助化学疗法的扩散分光和对比增强的磁共振成像的组合:案例研究”(Natasha Shah, Jessica Gibbs, Dulcy Wolverson, Albert Cerussi, Nola Hylton, Bruce J Tromberg, 生物医学光学杂志(2005 年)第 10 卷,

第 5 期,第 051503 页))的论文,可以估计由肿瘤产生的新生血管的氧饱和度为 66%。因此,如果氧饱和度的误差在 $\pm 10\%$ 的范围内,则可以区分新生血管和正常血管。也就是说,可以从针对特定测量深度计算出的氧的饱和度的误差在 $\pm 10\%$ 内的范围中,选择有效衰减系数相等的两个波长。为了更精确地计算氧饱和度,可以选择波长,使得氧饱和度的误差小于 $\pm 10\%$ 。

[0058] 在下面的讨论中,通过举例的方式,假设被检体在深度 0 至 30mm 处有多个光吸收体。进一步假设,每个光吸收体具有 50% 至 100% 范围内的氧饱和度,任何两个光吸收体之间的氧饱和度之差最多为 10%,并且被检体在 756nm 至 797nm 波长范围内具有 0.09233mm^{-1} 的有效衰减系数。

[0059] 在这种情形下,为了区别各吸收体,等式(4)表示两个波长之间的有效衰减系数的必要的差为 $\pm 0.003\text{mm}^{-1}$ 。根据下面等式(5)中示出的一维模型,确定被检体内的光强度 $\Phi(d)$,其中, Φ_0 是入射到被检体上的光强度, μ_{eff} 是被检体的有效衰减系数,并且 d 是测量深度。

$$[0060] \quad \Phi(d) = \Phi_0 \cdot \exp(-\mu_{\text{eff}} \cdot d) \quad (5)$$

[0061] 从以上讨论中,可以看出,当选择 756nm 作为第一波长时,第二波长的必要的有效衰减系数为 $0.09233 \pm 0.003\text{mm}^{-1}$ 。也就是说,当选择 756nm 作为第一波长时,第二波长不限于正好为 797nm,只要可以区分氧饱和度相差 10% 的吸收体即可。

[0062] 也就是说,在本实施例中,具有相同有效衰减系数的两个波长不是必须需要有效衰减系数正好相等,而是如果两个波长使得能够区分正常血管和由肿瘤产生的新生血管,则可以认为这两个波长具有相等的有效衰减系数。例如,如在本实施例中,如果两个波长使得能够区分氧饱和度相差 10% 的吸收体,则可以认为这两个波长的有效衰减系数相等。

[0063] 如图 4 中所示,可以在监视器 600 上显示步骤 S101 中获取的有效衰减系数光谱,使得用户能够从所显示的有效衰减系数光谱中选择给出相同有效衰减系数的两个波长。

[0064] 在上述实例中,选择两个波长,使得在两个波长处得到相等的有效衰减系数。可供选择地,如图 4 中所示,信号处理设备 500 可以选择有效衰减系数等于附图标记 610 所表示的特定值的三个波长。在图 4 所示的实例中,选择三个波长 656nm、755nm 和 823nm。注意的是,在本实施例中,如果可以进行这种选择,则可以选择四个或更多的有效衰减系数相等的波长。

[0065] 另外可供选择地,信号处理设备 500 可以选择具有特定有效衰减系数值 610 的第一对波长,并且还可以选择具有与有效衰减系数值 610 不同的其它有效衰减系数值的第二对波长。

[0066] 注意的是,只要可以选择有效衰减系数相等的波长,就可以采用任何方法从有效衰减系数光谱中选择波长。

[0067] S103:检测通过用第一波长和第二波长的光进行照射而产生的光声波的步骤

[0068] 在这个步骤中,光源 100 产生具有步骤 S102 中选择两个波长的脉冲光 110。通过照射光学系统 200 引导脉冲光 110,使得照射光 210 抵达被检体 300。声波检测器 400 检测通过用具有相应波长的光进行照射而产生的光声波 311。

[0069] 更具体地讲,在本实施例中,声波检测器 400 检测通过用具有第一波长的光照射被检体 300 而产生的光声波,并输出作为第一检测信号的电信号,并且声波检测器 400 检测

通过用具有第二波长的光照射被检体 300 而产生的光声波,并输出作为第二检测信号的电信号。

[0070] S104:根据第一检测信号和第二检测信号获取被检体信息的步骤

[0071] 在这个步骤中,根据步骤 S103 中获取的第一检测信号和第二检测信号,信号处理设备 500 获取被检体 300 内的氧饱和度分布作为被检体信息。

[0072] 更具体地讲,首先,信号处理设备 500 根据第一检测信号执行图像重构,并且获取被检体 300 内的第一初始压力分布 $P_0(\lambda_1, r)$ 。类似地,信号处理设备 500 根据第二检测信号执行图像重构,并且获取被检体 300 内的第二初始压力分布 $P_0(\lambda_2, r)$ 。

[0073] 根据等式(1),以上述方式得到的初始压力分布可以被表示在下面所示的等式(6)中。

$$[0074] \quad \begin{cases} P_0(\lambda_1, r) = \Gamma \cdot \mu_a(\lambda_1, r) \cdot \Phi(\lambda_1, r) \\ P_0(\lambda_2, r) = \Gamma \cdot \mu_a(\lambda_2, r) \cdot \Phi(\lambda_2, r) \end{cases} \quad (6)$$

[0075] 也就是说,由格林爱森系数 Γ 、被检体 300 内的吸收系数分布 μ_a 和被检体 300 内的光强度分布 Φ 之积给出初始压力分布 P_0 。

[0076] 在本实施例中,选择两个波长,使得在这两个波长处得到被检体 300 的相同有效衰减系数,因此对于这两个波长,得到被检体 300 内的相同光强度分布。

[0077] 因为对于这两个波长获得相同的光强度分布,所以通过将等式(6)中的初始压力代入等式(4),得到表示氧饱和度的等式(7)。

$$[0078] \quad StO_2(r) = \frac{-P_0(\lambda_1, r) \cdot \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) + P_0(\lambda_2, r) \varepsilon_{Hb}(\lambda_1)}{-P_0(\lambda_1, r) \{ \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) - \varepsilon_{HbO}(\lambda_2) \} + P_0(\lambda_2, r) \{ \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) - \varepsilon_{HbO}(\lambda_1) \}} \quad (7)$$

[0079] 根据等式(7),在不使用光强度分布的情况下,信号处理设备 500 能够仅根据初始压力计算出氧饱和度。也就是说,在根据本实施例的被检体信息获取方法中,允许在获取氧饱和度的处理中去掉获取光强度的处理。

[0080] 注意的是,信号处理设备 500 可以首先根据第一检测信号和第二检测信号确定被检体 300 内各个点处的初始压力,然后可以根据各个点处的初始压力获取这些点各个处的氧饱和度,并且可以最终获取氧饱和度分布。

[0081] 在本实施例中,信号处理设备 500 可以基于检测信号,使用除用等式(7)计算氧饱和度的方法之外的方法,获取氧饱和度。例如,根据检测信号,信号处理设备 500 可以从预先存储在信号处理设备 500 的存储器中的氧饱和度数据表中取出氧饱和度,由此,信号处理设备 500 可以获取氧饱和度。

[0082] 可以在计算机上实现信号处理设备 500,并且可以通过计算机执行包括上述处理的程序。

[0083] 可以在不使用光强度的情况下通过执行上述处理获取氧饱和度,因此与其它已知技术不同,不再需要获取光强度的处理。因此,在根据本实施例的被检体信息获取设备中,可以去掉用于获取光强度的测量装置,因此可以减小设备的总尺寸。此外,可以减少确定吸收系数的测量处理中的误差,因此可以得到更精确的氧饱和度。

[0084] 此外,在本实施例中,即使在难以测量照射光分布或被检体形状的情况下或即使在难以用固定板等限定被检体形状的情况下,也可以获取精确的氧饱和度。

[0085] 下面描述本实施例的结构的具体实例。

[0086] 光源

[0087] 光源 100 可以被构造为产生具有 5nsec 至 50nsec 脉冲宽度的脉冲光。为了能够确定在数十毫米深处的氧饱和度分布,光源 100 的输出功率可以为几毫焦/脉冲或者更高。可以使用高功率激光器或发光二极管作为光源 100。至于激光器,可以采用多种类型的激光器,如,固态激光器、气体激光器、染料激光器、半导体激光器等。更具体地讲,例如,可以使用能够输出高功率并且能够连续改变波长的由 Nd:YAG 激发的 Ti:Sa 激光器、紫翠宝石激光器等。

[0088] 可以通过组合具有不同波长的多个单波长激光器实现光源 100。例如,光源 100 可以包括被构造为产生具有第一波长的光的第一光源和被构造为产生具有第二波长的光的第二光源。

[0089] 照射光学系统

[0090] 照射光学系统 200 是引导光源 100 产生的脉冲光使得脉冲光作为照射光 210 抵达被检体 300 的光学系统。例如,照射光学系统 200 可以包括光反射镜,将光分成参考光和照射光的半透明反射镜(half mirror),聚焦光、放大光或改变光形状的透镜,扩展光的扩散板等。可以用透镜扩展照射光 210,以使其具有合适的横截面面积。可以用扩散板、复眼透镜等将照射光 210 转换成具有平滑光强度分布的光。

[0091] 照射光学系统 200 可以被构造为使用照射光 210 照射被检体 300,使得照射光 210 针对所使用的所有波长提供相同的光学图案。在将束状光纤(bundle fiber)用作照射光学系统 200 的情况下,可以相对于入射端随机地布置束状光纤的组成光纤的输出端,使得对于任何波长得到相等的光学图案。

[0092] 照射光 210 的照射区域可以在被检体 300 上移动。通过移动照射区域,使得光以重叠的方式照射被检体 300,可以在被检体表面上得到均匀的光强度分布。这种情况等价于使用具有不同波长并具有相等光强度分布的两束光线照射被检体的情况。可以通过使用可移动反射镜或通过机械地移动光源本身来移动被检体 300 上的照射区域。

[0093] 照射光 210 可以从声波检测器 400 侧或从相对侧抵达被检体 300。照射光 210 可以抵达被检体 300 的两侧。

[0094] 声波检测器

[0095] 声波检测器 400 被构造为检测光吸收体 310 产生的光声波 311。至于声波检测器,可以使用利用压电效应的换能器、利用光共振的换能器、利用电容变化的换能器等。注意的是,可以使用任何其它类型的换能器作为声波检测器,只要能够检测光声波即可。所述换能器可以是阵列型或单个元件型。声波检测器 400 可以被安装在用于检测光声波的固定位置,或者可以被安装为使得声波检测器 400 沿着被检体 300 被扫描。可供选择地,声波检测器 400 可以被绕着被检体 300 移动,以检测各个点处的光声波。

[0096] 信号处理设备

[0097] 信号处理设备 500 是被构造为根据声波检测器 400 提供的检测信号获取被检体信息的设备。

[0098] 信号处理设备 500 可以放大声波检测器 400 提供的检测信号,并且可以将放大后的检测信号从模拟信号转换成数字信号。

[0099] 注意的是,在本说明书中,使用术语“检测信号”描述从声波检测器 400 输出的模拟信号和从该模拟信号转换成的数字信号。

[0100] 信号处理设备 500 还通过根据检测信号重构图像来获取被检体内的光学特性值分布。信号处理设备 500 通常是被构造为执行包括在图像重构处理等方面预先准备的程序的软件的工作站等。

[0101] 至于图像重构算法,例如,可以使用在层析成像技术中广泛使用的时域或傅立叶域的逆投影(inverse projection)。

[0102] 在允许花费大量时间进行重构的情况下,信号处理设备 500 可以采用包括根据逆问题分析(inverse problem analysis)等的迭代处理的图像重构方法。

[0103] 通过采用包括声透镜等的声波检测器,信号处理设备 500 能够在不执行图像重构的情况下获取被检体内的初始压力分布。

[0104] 在从声波检测器 400 得到多个检测信号的情况下,可以将信号处理设备 500 构造为同时处理多个信号,使得在更短的时间内完成图像的形成。

[0105] 可以由诸如放大器、模数转换器、FPGA(现场可编程门阵列)芯片等分离的设备的组合来实现信号处理设备 500。

[0106] 可以在程序中实现上述信号处理,并且信号处理设备 500 可以执行该程序以执行信号处理。

[0107] 光谱获取设备

[0108] 光谱获取设备 700 是被构造为获取与被检体 300 相关的有效衰减系数光谱的设备。

[0109] 至于光谱获取设备 700,例如,可以使用扩散分光(DOS)设备。

[0110] DOS 是一种用光照射被检体、用光检测器检测在被检体内传播和扩散的光,并且根据光检测信号得到被检体的光学常量(吸收系数 μ_a 和约化散射系数(reduced scattering coefficient) μ_s')的技术。

[0111] 首先,DOS 设备解决对于由光检测器检测的光检测信号的光传播的逆问题,并且计算被检体的平均吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 。接着,DOS 设备通过拟合的方式,估算计算出的吸收系数和约化散射系数相对于脂肪、水、氧基血红蛋白、脱氧血红蛋白等的已知吸收系数光谱的相似度。DOS 设备根据拟合结果,确定被检体的组分比。使用所得到的被检体的组分比,DOS 设备根据等式(8)获取被检体的有效衰减系数光谱。

$$[0112] \quad \mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a \cdot (\mu_s' + \mu_a)} \quad (8)$$

[0113] 在吸收系数充分小于约化散射系数的情况下,可以用等式(9)表示有效衰减系数。

$$[0114] \quad \mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a \cdot \mu_s'} \quad (9)$$

[0115] 图 5 示出对包括脂肪(66%)、水(20%)和血液(0.7%)(氧饱和度=80%)的被检体通过拟合得到的各个组分的吸收系数光谱。图 6 示出人类乳房的典型约化散射系数光谱。

[0116] 此后,基于图 5 中示出的吸收系数光谱以及图 6 中示出的约化散射系数光谱,DOS 设备根据等式(8)获取如图 3 所示的有效衰减系数光谱。

[0117] 至于 DOS 测量技术,可以使用利用脉冲光的时间分辨扩散分光(TR-DOS)、利用调制光的频率分辨扩散分光(FR-DOS)等。在本实施例中,可以使用任何 DOS 测量技术获取有

效衰减系数光谱。

[0118] 可供选择地,可以使用扩散光学层析(DOT)等获取被检体内的光学常量分布(吸收系数分布和散射系数分布),并且可以采用被检体任意区域中的平均衰减系数作为有效衰减系数。

[0119] 光谱获取设备 700 可以设置在根据本实施例的被检体信息获取设备中,或者可以与被检体信息获取设备分开地设置。例如,根据使用与被检体信息获取设备分开地提供的光检测器获得的光检测信号,信号处理设备 500 可以获取被检体 300 的有效衰减系数光谱。

[0120] 可供选择地,光谱获取设备 700 可以根据如年龄、身高、体重、身体脂肪百分比等被检体信息,通过估算被检体的组分比而获取有效衰减系数光谱。

[0121] 图 7 示出具有各种组分比的不同被检体的有效衰减系数光谱 A 至 F,其中,通过对脂肪(40%至 80%)、水(10%至 50%)和血液(0.57%至 0.87%)的组分比的各种值进行仿真,确定这些有效衰减系数光谱。注意的是,在仿真中,血液的氧饱和度固定为 75%。

[0122] 如可以从图 7 中所看到的,有效衰减系数光谱的形状根据被检体 300 的组分比而变化。因此,在选择得到相等有效衰减系数的两个波长时,光谱获取设备 700 可以针对每个被检体获取有效衰减系数光谱。可供选择地,光谱获取设备 700 可以从多个有效衰减系数光谱的数据中选择针对每个被检体的有效衰减系数光谱。

[0123] 第二实施例

[0124] 接下来,下面参照图 8 和图 9 描述第二实施例。图 8 是示出根据第二实施例的被检体信息获取设备构造的图示。在这个图中,用类似的附图标记表示与图 1 中元件类似的元件,并且省略对其进一步的描述。

[0125] 本实施例与第一实施例的不同之处在于:额外设置光检测器 900,其作为被构造为检测照射被检体 300 的光的光检测器单元。此外,在本实施例中,信号处理设备 500 根据光检测器 900 获取的光强度来获取被检体 300 的氧饱和度。

[0126] 图 9 是示出根据本实施例的被检体信息获取方法的流程图。省略对与图 2 中示出的处理步骤类似的处理步骤的进一步描述。

[0127] S204:获取具有第一波长的光和具有第二波长的光的强度的步骤

[0128] 在这个步骤中,光检测器 900 检测具有第一波长的光和具有第二波长的光,并且获取具有第一波长的光和具有第二波长的光的强度。

[0129] 在本实施例中,脉冲光 110 被测量光学系统 800 分开,并且被导向光检测器 900。

[0130] 注意的是,测量光学系统 800 可以将照射光 210 而不是脉冲光 110 导向至光检测器 900。

[0131] 测量光学系统 800 可以将全部光或部分光导向至光检测器 900。在测量光学系统 800 将部分光导向至光检测器 900 的情况下,信号处理设备 500 可以根据分光比和检测到的光强度,获取照射光 210 的总光强度。

[0132] 在获取照射光 210 的总光强度的这一处理中,信号处理设备 500 可以考虑到照射光学系统 200 对光强度的影响。

[0133] 至于测量光学系统 800,可以采用全反射镜、分离的反射镜、束状光纤等。可以通过两个或更多个以上元件的组合来实现测量光学系统 800。也可以将照射光学系统 200 用作测量光学系统 800。

[0134] 光检测器 900 是光功率计,并且可以使用利用光电二极管的光学传感器、利用热电偶的热传感器、利用焦热电材料的焦热电传感器等。具体地讲,当使用短脉冲光时,可以使用焦热电传感器作为光检测器 900。

[0135] S205:根据第一检测信号和第二检测信号以及具有第一波长和第二波长的光的强度获取被检体信息的步骤

[0136] 在这个步骤中,信号处理设备 500 根据步骤 S103 中获取的第一检测信号和第二检测信号以及步骤 S204 中获取的具有第一波长的光的强度和具有第二波长的光的强度,来获取氧饱和度。

[0137] 由 $A(\lambda)$ 表示被检体表面的光强度(表面光强度),并且在假定被检体表面的光强度等于 1 的情况下,由 $\Phi_r(\lambda, r)$ 表示以相对值表示的被检体内的光强度分布,其中, $\Phi_r(\lambda, r)$ 被称为相对光强度分布。在本实施例中,对所有的波长使用相同的照射光学系统 200,因此假定对于所有的波长,光学图案是相同的,也就是说,对于所有波长,相对光强度分布是相同的。

[0138] 在这种情形下,根据本实施例,用等式(10)示出初始压力。

$$[0139] \quad \begin{cases} P_0(\lambda_1, r) = \Gamma \cdot \mu_a(\lambda_1, r) \cdot A(\lambda_1) \cdot \Phi_r(r) \\ P_0(\lambda_2, r) = \Gamma \cdot \mu_a(\lambda_2, r) \cdot A(\lambda_2) \cdot \Phi_r(r) \end{cases} \quad (10)$$

[0140] 通过将等式(10)中的初始压力代入等式(4),得到表示氧饱和度的等式(11)。

[0141]

$$StO_2(r) = \frac{-P_0(\lambda_1, r)/A(\lambda_1)\epsilon_{Hb}(\lambda_2) + P_0(\lambda_2, r)/A(\lambda_2)\epsilon_{Hb}(\lambda_1)}{-P_0(\lambda_1, r)/A(\lambda_1)\{\epsilon_{Hb}(\lambda_2) - \epsilon_{HbO}(\lambda_2)\} + P_0(\lambda_2, r)/A(\lambda_2)\{\epsilon_{Hb}(\lambda_1) - \epsilon_{HbO}(\lambda_1)\}} \quad (11)$$

[0142] 因此,根据等式(11),信号处理设备 500 能够根据步骤 S204 中获取的光强度和步骤 S103 中获取的检测信号,来确定氧饱和度。

[0143] 因此,根据本实施例的被检体信息获取方法使得即使在抵达被检体 300 的具有不同波长的两束光线之间存在强度差的情况下,不获取被检体内的光强度分布也能获取氧饱和度。因此,在本实施例中,允许从确定氧饱和度的处理中去掉获取光强度分布的处理。

[0144] 可以在计算机上实现信号处理设备 500,并且可以通过计算机执行包括上述处理的程序。

[0145] 第三实施例

[0146] 下面参照图 8 和图 10 描述第三实施例。图 10 是示出根据第三实施例的被检体信息获取方法的流程图。在下面的描述中,省略与图 2 或图 9 中示出的处理步骤类似的处理步骤。

[0147] S304:控制具有第一波长的光和具有第二波长的光的强度的步骤

[0148] 在这个步骤中,用作控制单元的信号处理设备 500 根据步骤 S204 中获取的光的强度,控制具有第一波长的光的强度和具有第二波长的光的强度,以使得具有第一波长的光的强度和具有第二波长的光的强度之差最小。

[0149] 在本实施例中,由信号处理设备 500 通过控制光源 100 的输出来执行光强度的控制。可供选择地,信号处理设备 500 可以控制照射光学系统 200,以控制光强度。更具体地讲,例如,信号处理设备 500 可以控制照射光学系统 200 中的滤光器,以控制具有各个波长

的光的强度。注意的是,信号处理设备 500 可以校正光束之一或两个光束的光强度。

[0150] 作为信号处理设备 500 的替代,其它不同的设备可控制光源 100 或照射光学系统 200 的输出。

[0151] 在这个步骤中,执行控制,使得两个波长之间的光强度之差最小,因此也使得这两个波长之间的在被检体内的光强度分布之差最小。

[0152] 因此,通过控制光强度,可以在不获取光强度分布的情况下,提高步骤 S103 中获取的氧饱和度的精确度。

[0153] 可以在计算机上实现信号处理设备 500,并且可以通过计算机执行包括上述处理的程序。

[0154] 虽然已参照示例性实施例描述了本发明,但是应当理解,本发明不限于所公开的示例性实施例。将在最广的范围内解读所附的权利要求的范围,使其涵盖所有这些变形以及等价的结构和功能。

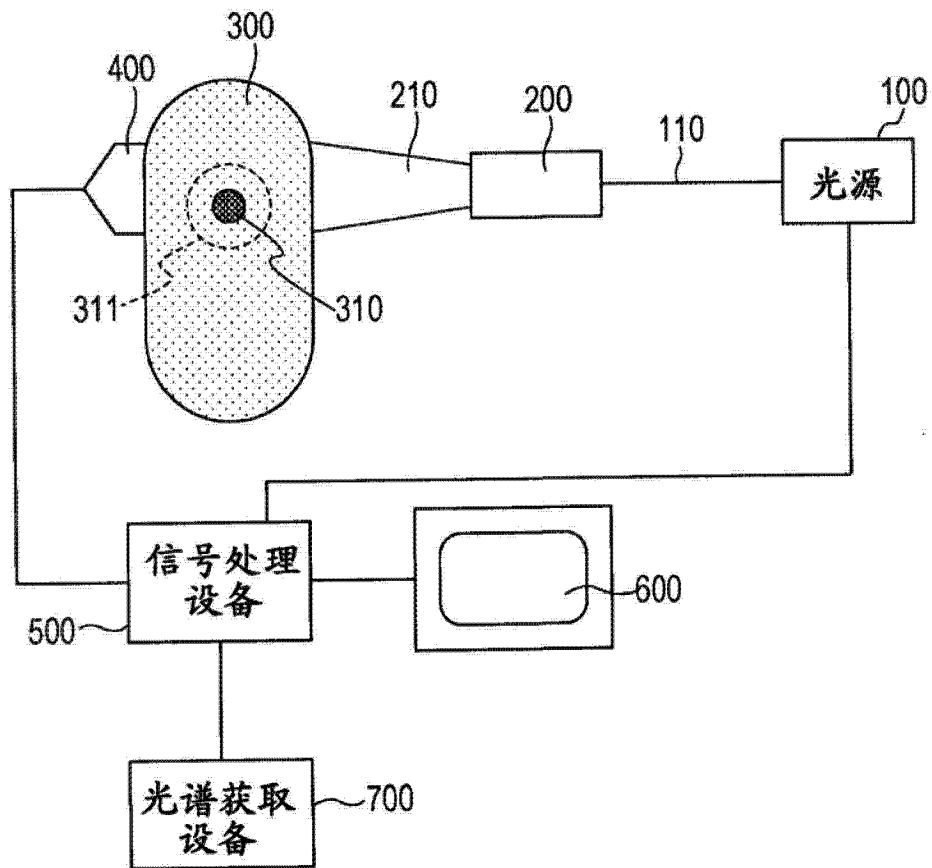


图 1

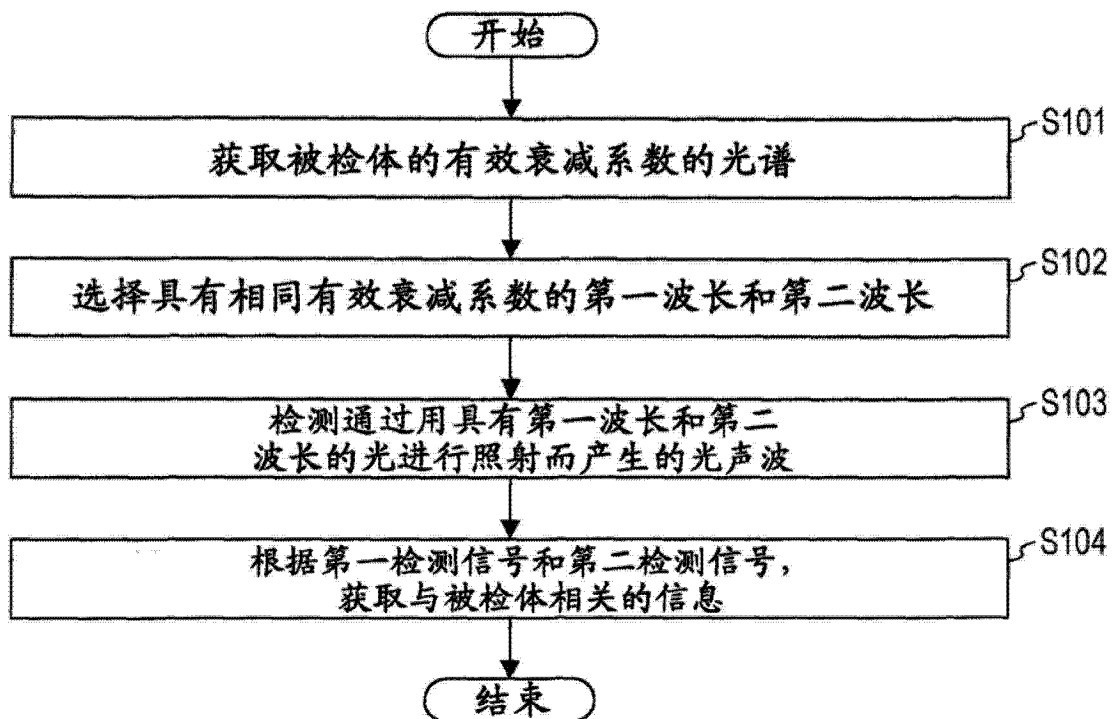


图 2

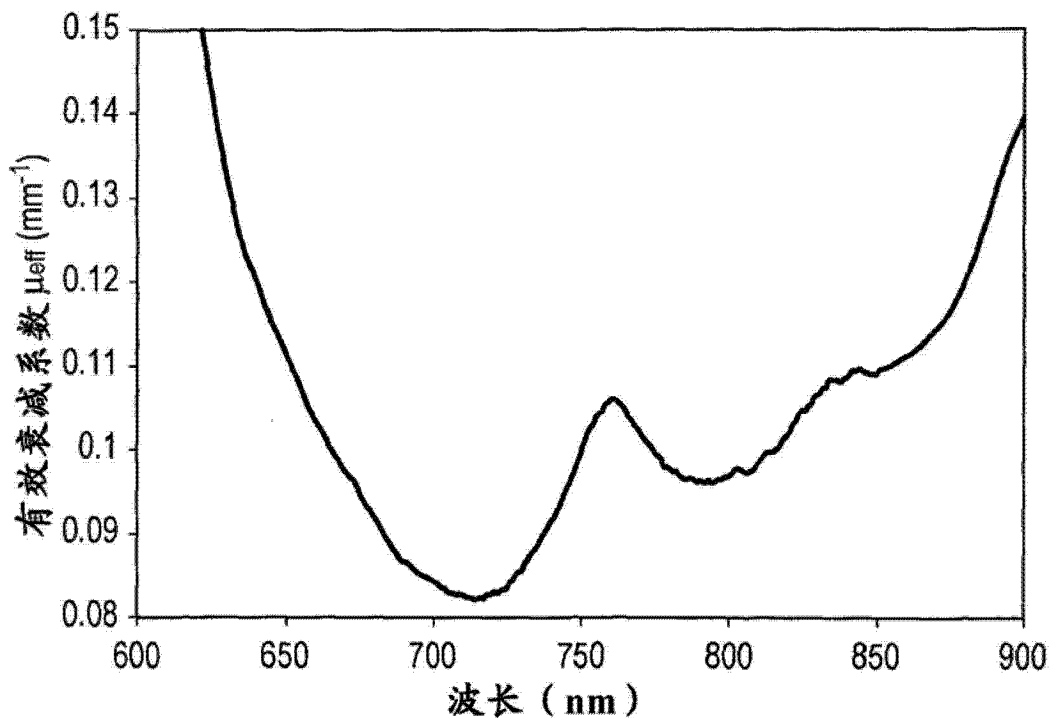


图 3

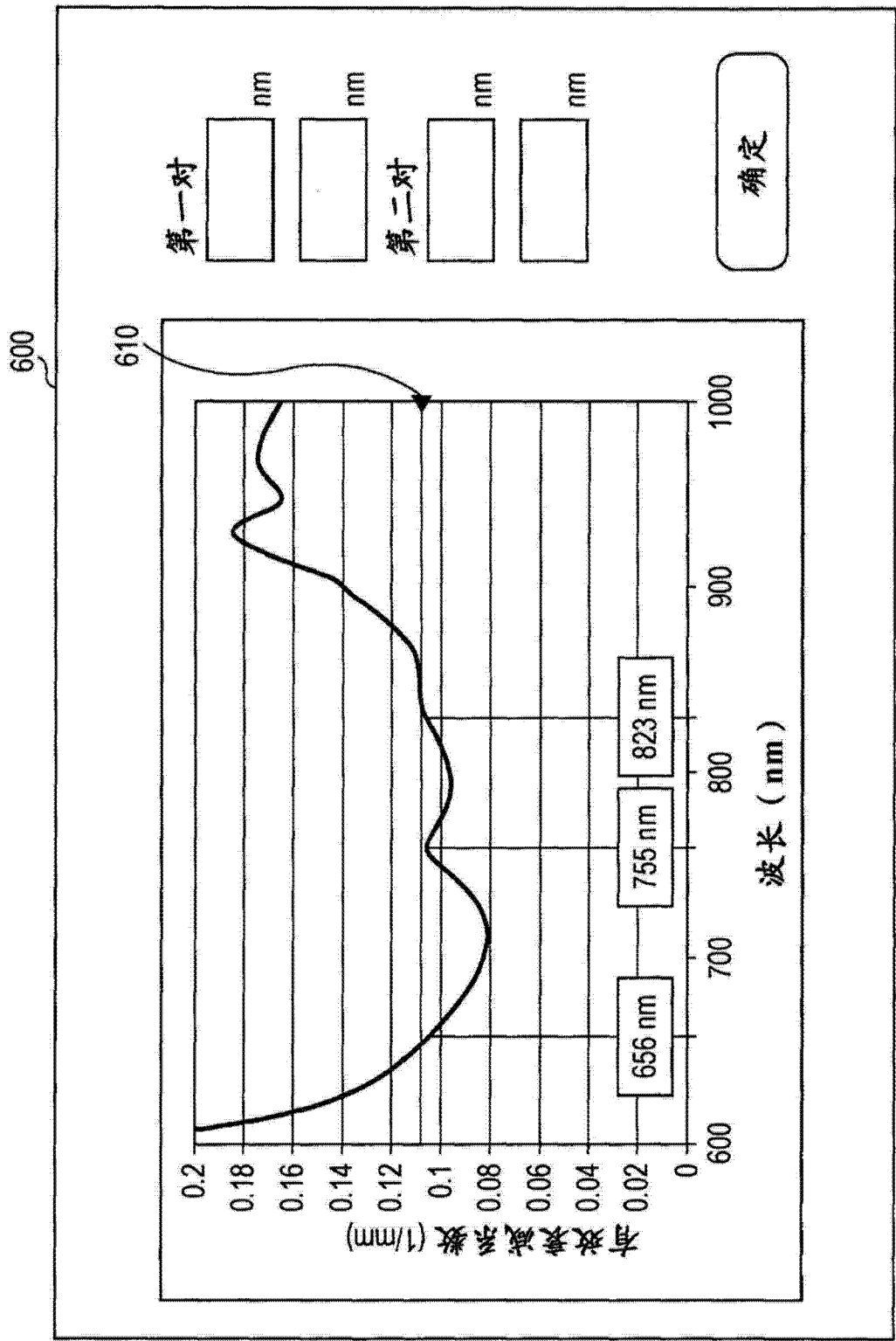


图 4

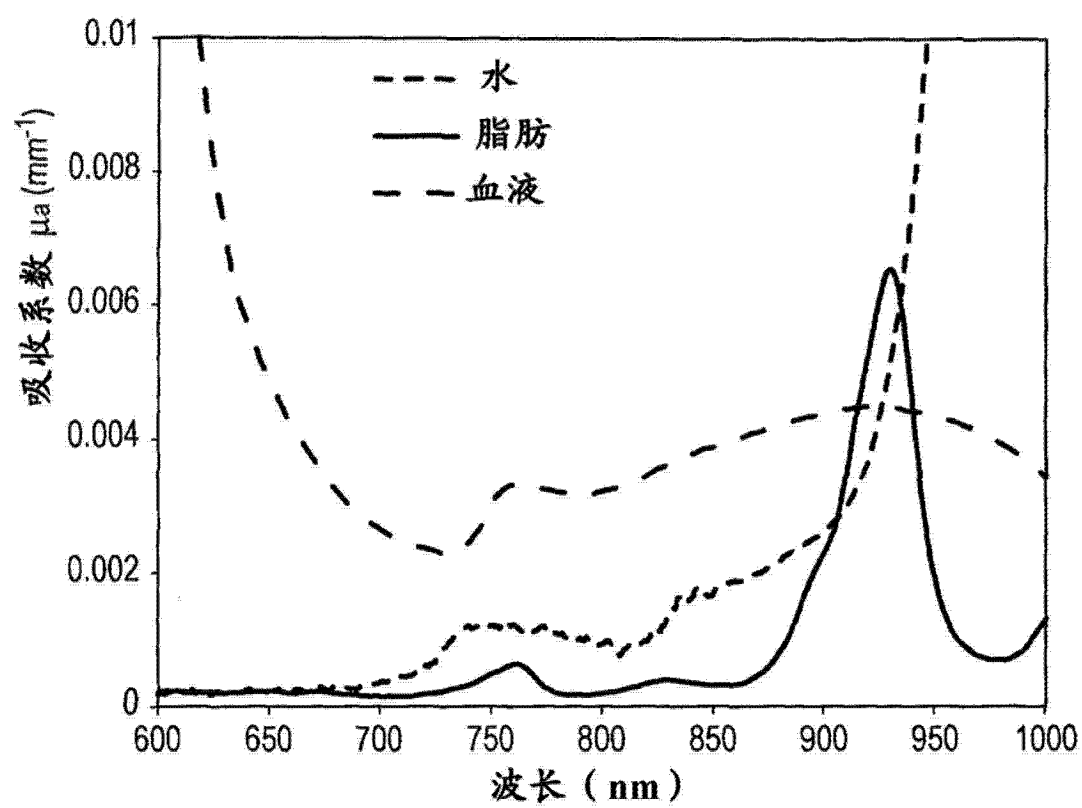


图 5

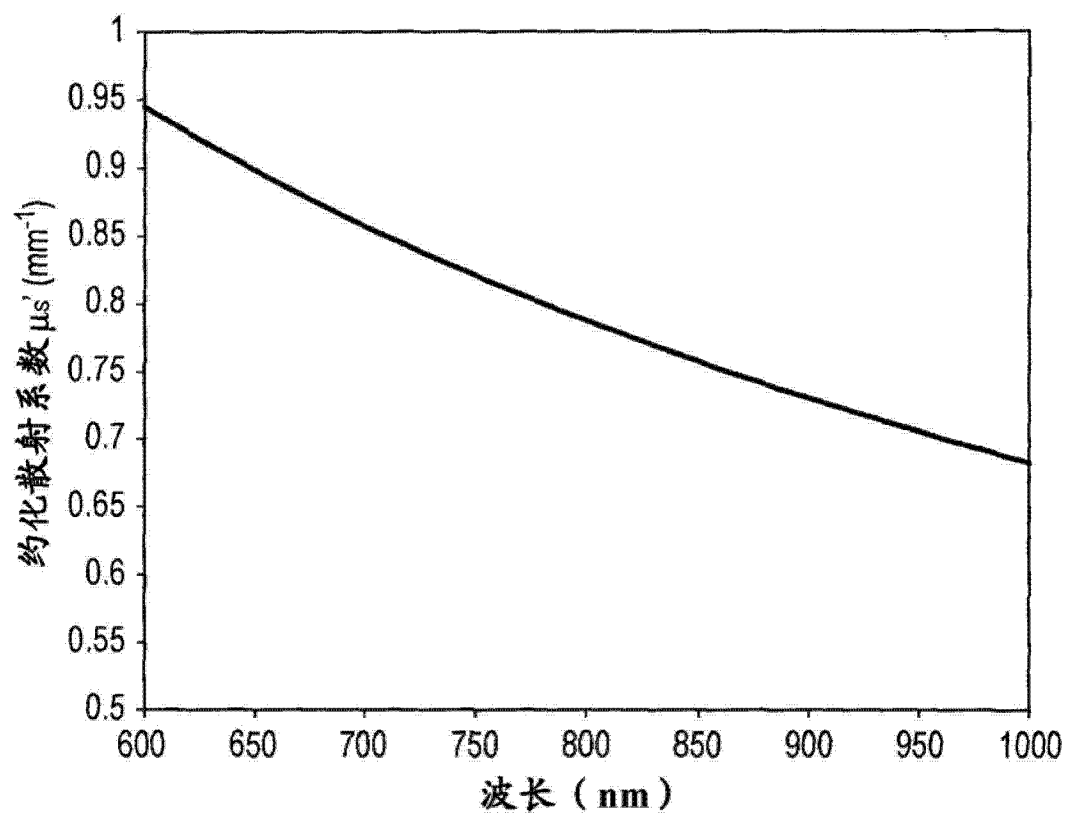


图 6

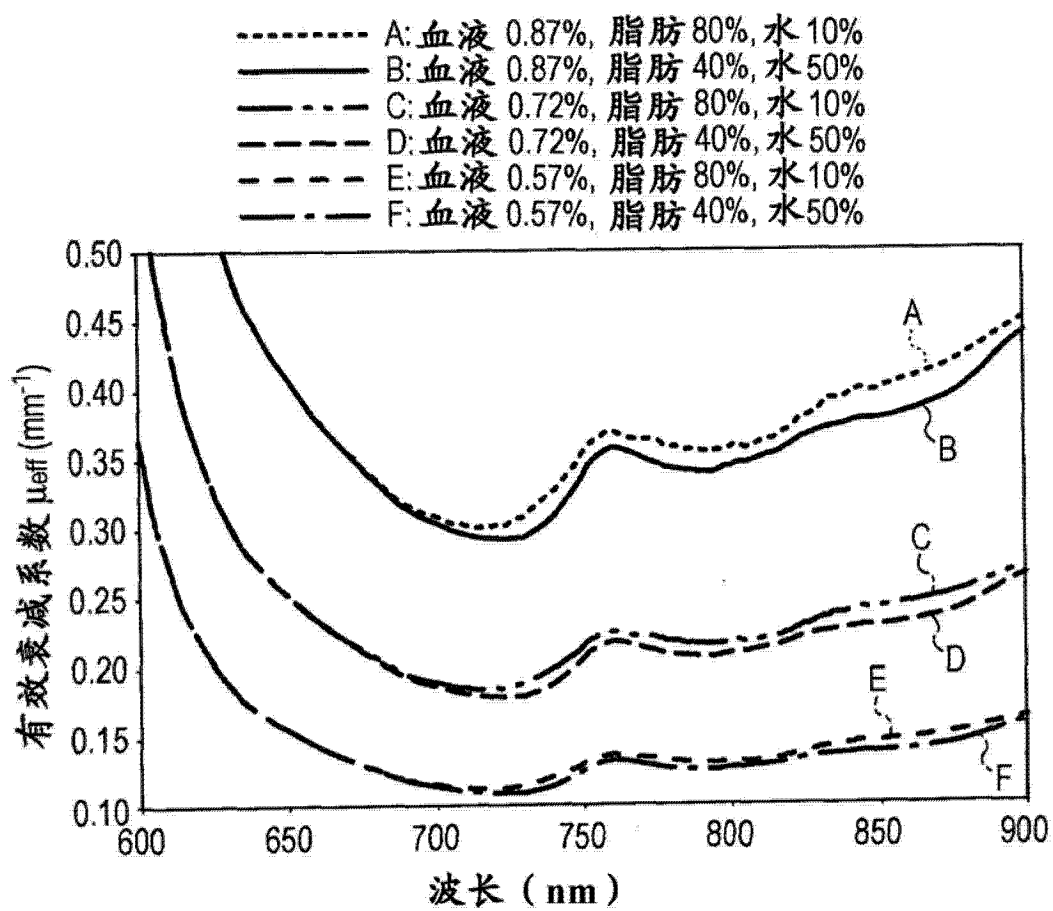


图 7

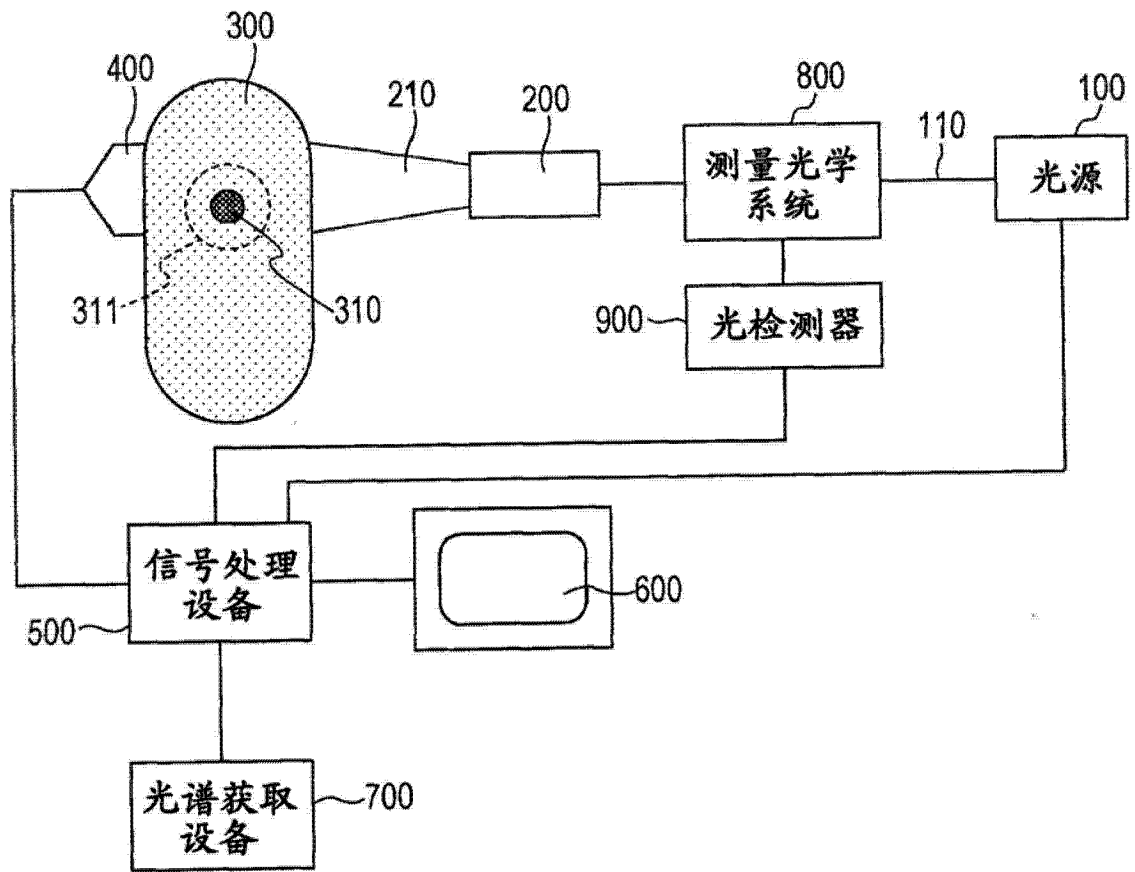


图 8

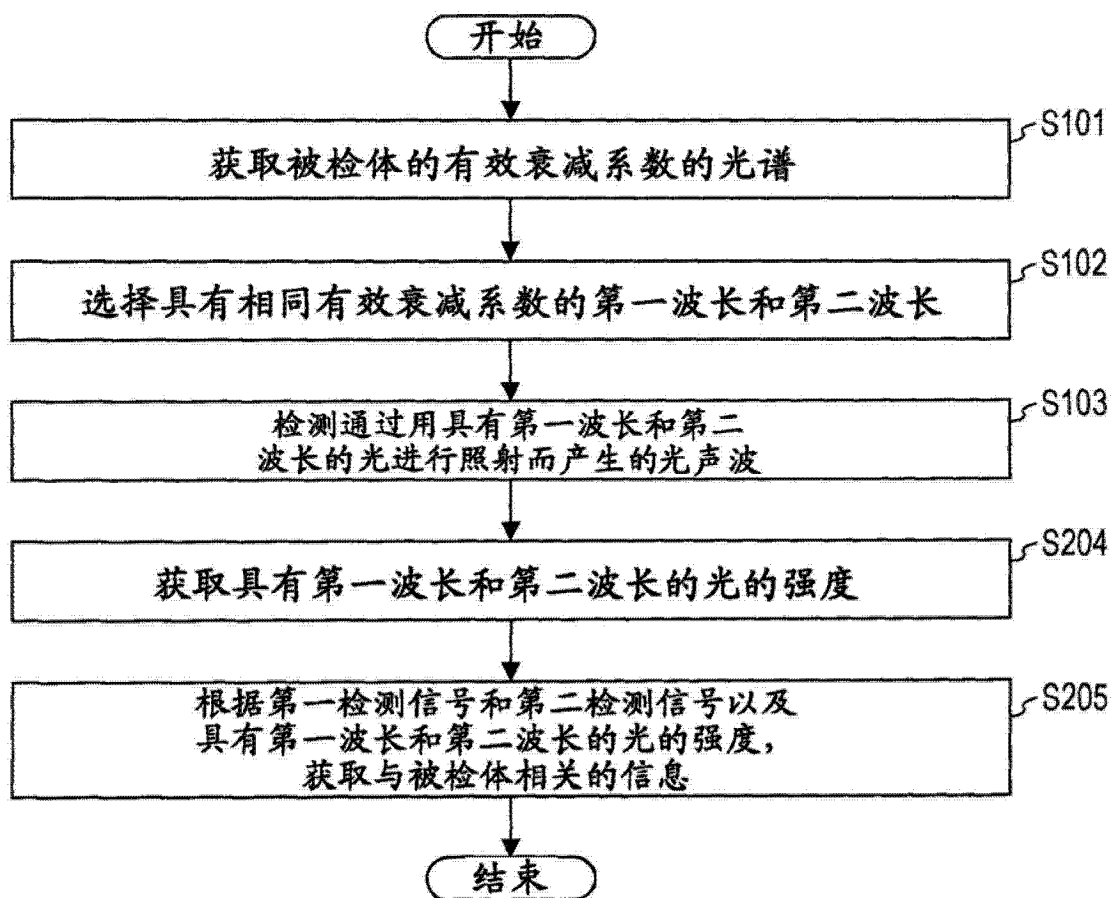


图 9

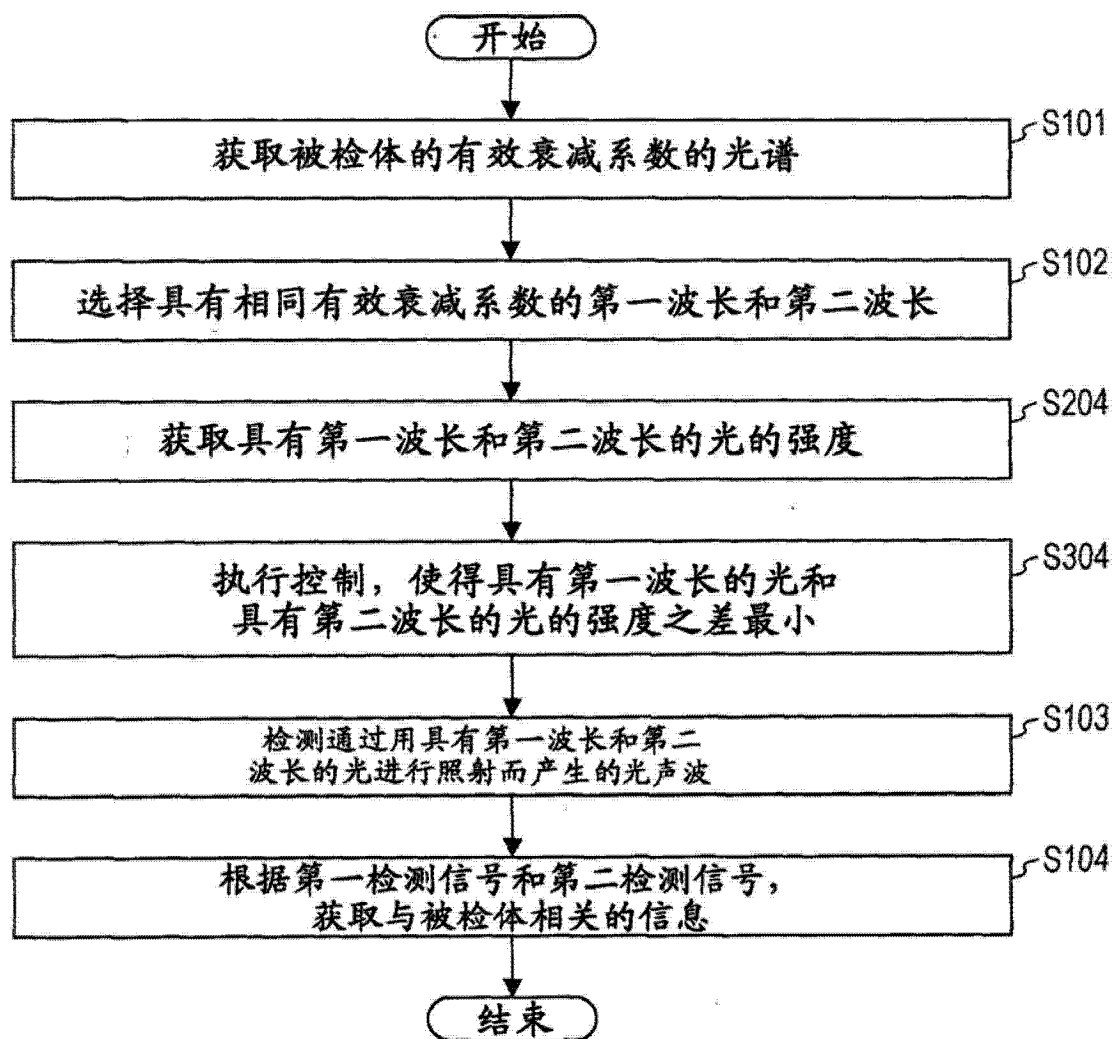


图 10