



(10) 授权公告号 CN 111343909 B

(45) 授权公告日 2023. 07. 18

(21) 申请号 201880073738.7	(73) 专利权人 釜庆大学校产学协力团
(22) 申请日 2018.11.05	地址 韩国釜山市
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 111343909 A	专利权人 蔚山科学技术院
(43) 申请公布日 2020.06.26	(72) 发明人 安礼燦 裴成哲
(30) 优先权数据 10-2017-0154266 2017.11.17 KR	(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司 72003
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2020.05.14	专利代理师 向勇 宋晓宝
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/KR2018/013287 2018.11.05	(51) Int.Cl. A61B 5/00 (2006.01)
(87) PCT国际申请的公布数据 W02019/098581 KO 2019.05.23	(56) 对比文件 US 2017236022 A1,2017.08.17 US 2016356720 A1,2016.12.08 US 2013096392 A1,2013.04.18
	审查员 陈煜

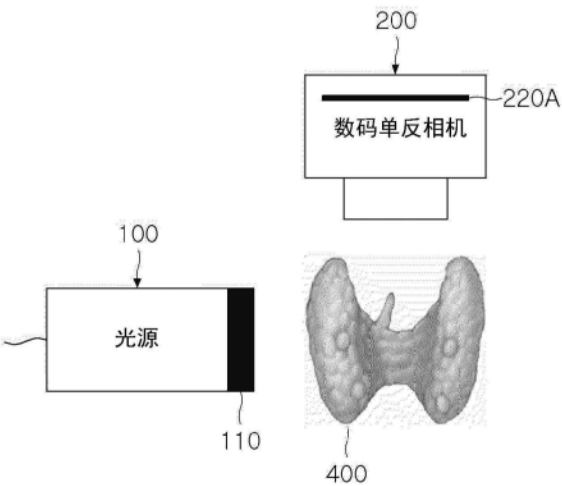
权利要求书1页 说明书6页 附图8页

(54) 发明名称

甲状旁腺实时成像系统

(57) 摘要

本发明涉及甲状旁腺实时成像装置,该装置包括:光源,具有能够激发甲状旁腺的激发滤光器(excitation filter);以及相机,具有可视光线区域和近红外线发射波长区域的透过率比为N:1的发射滤光器(emission filter)以及图像传感器,其中N<1.通过本发明,外科医生能够在手术时使用近红外线光源来实时获得甲状旁腺的自发荧光图像,还能够实现:使用自动对焦功能、无需关闭手术室的灯、获得同时融合可视光线图像和近红外线自发荧光图像的系统。



1. 一种甲状旁腺成像系统, 其中, 包括:

光源, 具有能够激发甲状旁腺的激发滤光器(excitation filter); 以及

相机, 具有可视光线区域和近红外线发射波长区域的透过率比为 $N:1$ 的发射滤光器(emission filter) 以及图像传感器, 其中, $N < 1$,

所述发射滤光器包括作为所述可视光线区域的第一光密度区域即第一OD区域、作为近红外线激发波长区域的第二OD区域以及作为所述近红外线发射波长区域的第三OD区域,

所述第二OD区域的OD值大于所述第一OD区域的OD值, 以阻断所述光源的光,

所述第一OD区域的OD值大于所述第三OD区域的OD值, 使得所述近红外线发射波长区域的透过率大于所述可视光线区域的透过率,

所述甲状旁腺成像系统被配置为根据由所述相机获得的图像同时提供所述甲状旁腺位置的自发荧光图像和不与所述甲状旁腺重叠的周边组织位置的可视光线图像, 从而能够通过周边组织的可视光线图像的辅助, 通过所述自发荧光图像容易地识别所述甲状旁腺的位置。

2. 根据权利要求1所述的甲状旁腺成像系统, 其特征在于,

所述 N 为0.01至0.0001。

3. 根据权利要求1所述的甲状旁腺成像系统, 其特征在于,

所述第二OD区域的OD值为6以上。

4. 根据权利要求1所述的甲状旁腺成像系统, 其特征在于,

所述发射滤光器与所述图像传感器相邻配置。

甲状旁腺实时成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及甲状旁腺实时成像系统,详细地说,能够通过使用近红外线光源,来实时获得甲状旁腺的自发荧光图像的成像系统。

背景技术

[0002] 在用于去除甲状腺肿瘤的甲状腺切除术中,保留维持人体的钙稳态的甲状旁腺尤为重要。甲状旁腺是重量为35-45mg、大小为5x3x1cm左右的非常小且精致的脏器,因此,难以用肉眼区分甲状旁腺和如甲状腺、淋巴结的周边组织。

[0003] 图1的(a)是示出甲状旁腺的位置的图,图1的(b)是表示淋巴结的亚组(subgroup)的图。

[0004] 参照图1的(a),可以看出甲状旁腺位于处在颈前侧中央的甲状腺的后方。甲状旁腺通常为四个,在左侧上下部各有一个,在右侧上下部各有一个。

[0005] 另一方面,图1的(b)图示了淋巴结的亚组,在用于去除甲状腺肿瘤的甲状腺切除术中考虑到癌症转移的可能性,而将周边淋巴结(VI级)一同切除。可以将其称作中心颈部淋巴结切除术(Central Compartment Neck Dissection,CCND)。根据位置将淋巴结分为亚组的情形称作等级系统(level system)。该等级系统分类为7个级别。7个级别中甲状腺位于VI级区域,而甲状腺乳头状癌(papillary thyroid carcinoma)的特点是主要易转移到VI级淋巴结。

[0006] 当进行中心颈部淋巴结切除术时,由于正常淋巴结非常小,因此几乎不可能用肉眼确认。从而,在进行淋巴结切除手术时将含有淋巴结的脂肪组织或结缔组织一起切除。

[0007] 在此,掌握甲状旁腺的位置非常重要。这是因为除非熟练的外科医生,否则难以在VI级区域中将周边脂肪组织或结缔组织与甲状旁腺进行区分。

[0008] 图2是示出现有的甲状旁腺成像系统的图。图3是在图2的现有甲状旁腺成像系统中,(a)是中心波长为780nm的LED光源的频谱图,(b)是中心波长为769nm,且具有41nm的频带宽的激发滤光器的频谱图,(c)是中心波长为832nm,且具有37nm的带宽的激发滤光器的频谱图,(d)是根据作为检测器的相机传感器的波长而示出的灵敏度的曲线。

[0009] 现有的甲状旁腺实时成像系统包括:光源,能够激发(excitation)甲状旁腺;相机(或检测器),能够检测甲状旁腺发射(emission)的自发荧光;以及近红外线照明部(IR Illuminator),对甲状旁腺周边进行照明,使得相机不仅获得甲状旁腺自发荧光而且还获得甲状旁腺周边图像。

[0010] 所述光源可包括激发滤光器,相机可包括发射滤光器。

[0011] 由于甲状旁腺具有特殊的激发光谱(excitation spectrum)和发射光谱(emission spectrum),因此需要有与其对应的光源(light source)(图3的(a))和相机(图3的(d))。此时,由于激发光谱和发射光谱通常会重叠,因而需要使用适当的激发滤光器(excitation filter)(图3的(b))和发射滤光器(emission filter)(图3的(c))。

[0012] 此时,需要适当地选择激发滤光器的透过波段,以使通过了激发滤光器的激发光

充分激发甲状旁腺,但要防止甚至透过发射滤光器并和自发荧光一起被相机检测到,另外还需要适当地选择发射滤光器的透过波段,以使从甲状旁腺发射的荧光充分被相机检测到,但要防止相机检测到激发光。

发明内容

[0013] 发明要解决的课题

[0014] 本发明的目的在于,提供一种利用甲状旁腺发射出比甲状腺和周边组织更强的自发荧光这一点,而在甲状腺切除手术时为外科医生提供便利的成像系统。

[0015] 解决课题的技术方案

[0016] 为了解决上述课题,本发明的甲状旁腺成像系统,包括:光源,具有能够激发甲状旁腺的激发滤光器(excitation filter);以及相机,具有可视光线区域和近红外线发射波长区域的透过率比为 $N:1$ (在此 $N<1$)的发射滤光器(emission filter)以及图像传感器。

[0017] 另外,所述 N 为 0.01 至 0.0001 。

[0018] 另外,所述发射滤光器在近红外线区域中的激发波段的 OD (Optical Density)为 6 以上。

[0019] 另外,所述发射滤光器与所述图像传感器相邻配置。

[0020] 发明效果

[0021] 下面,对本发明实施例的甲状旁腺实时成像装置的效果进行说明。

[0022] 通过本发明,外科医生能够在手术时使用近红外线光源来实时获得甲状旁腺的自发荧光图像。

[0023] 另外,还能够实现使用自动对焦功能、无需关闭手术室的灯、同时融合获得可视光线图像和近红外线自发荧光图像的系统。

[0024] 另外,不使用多个相机,而能够用一个相机来实现复杂的多频道系统。

[0025] 但是,本发明实施例的甲状旁腺实时成像系统能够得到的效果不限于以上提及到的效果,本领域普通技术人员会从以下的记载清楚地理解到未被提及的其他效果。

附图说明

[0026] 为了帮助理解本发明,属于具体实施方式的一部分的附图提供本发明的实施例,并与具体实施方式一起说明本发明的技术思想。

[0027] 图1的(a)是示出甲状旁腺的位置的图,图1的(b)是表示淋巴结的亚组(subgroup)的图。

[0028] 图2是示出现有的甲状旁腺成像系统的图。

[0029] 图3是在图2的现有甲状旁腺成像系统中,(a)是中心波长为 780nm 的LED光源的频谱图,(b)是中心波长为 769nm ,且具有 41nm 的频带宽的激发滤光器的频谱图,(c)是中心波长为 832nm ,且具有 37nm 的带宽的激发滤光器的频谱图,(d)是根据作为检测器的相机传感器的波长而示出的灵敏度的曲线。

[0030] 图4是示出本发明的甲状旁腺实时成像系统的结构的图。

[0031] 图5的(a)是示出现有的数码单反(DSLR)相机的结构的图,(b)是示出本发明的DSLR相机的结构的图。

[0032] 图6是示出设置有本发明的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的DSLR相机的结构的图。

[0033] 图7是表示本发明一实施例的发射滤光器220A的波长对比光密度 (Optical Density, OD) 的曲线。

[0034] 图8概略示出通过使用包括本发明的发射滤光器220A的提高了在近红外线的灵敏度的小型红外线 (IR) 相机, 来实时获得自发荧光和可视光线融合后的图像的过程。

[0035] 图9是基于通过图8所示的系统来拍摄了甲状旁腺的图像, (a) 表示可视光线图像, (b) 表示近红外线自发荧光图像, (c) 表示将它们融合后的图像。

具体实施方式

[0036] 图6是设置有本发明的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的DSLR相机的结构的图, 图7是表示本发明一实施例的发射滤光器220A的波长对比光密度 (Optical Density, OD) 的曲线。

[0037] 通过如图5的 (a) 或 (b) 的相机仅能够获得甲状旁腺的近红外线自发荧光图像。虽然, 使用近红外线照明, 不仅可以图像化甲状旁腺而且还可以将其周边也一并图像化, 但是若仅获得近红外线区域的图像, 会因与人所辨别的可视光线区域上的图像存在显著的差异, 从而在手术时会对外科医生辨别甲状旁腺的位置带来不便。

[0038] 本发明为了完善这一点, 在相机中引入了自发荧光用以及可视光用发射滤光器 (emission filter) 220A, 所述自发荧光用以及可视光用发射滤光器220A将近红外线自发荧光图像和可视光线图像融合为一个图像, 使得能够在手术室辨别甲状旁腺在周边结构中的位置。

[0039] 在图6中可以确认的是本发明的相机是在自动对焦功能的基础上还设置有助于获得融合图像的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的相机。

[0040] 通过调节自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的透射光谱, 使得可视光线也与近红外线自发荧光的强度相似地通过, 并将其设置为在图像传感器210正前方相邻。由于可视光线的强度大于近红外线自发荧光的强度, 因此有必要适当地降低透过率, 关于具体的滤光器设计将参照图7进行说明。

[0041] 图7示出了本发明一实施例的调节了光密度 (OD) 频谱的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的设计。

[0042] 本发明一实施例的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A可设计成: 可视光线区域的OD为约2左右 (a区域), 光源波长附近的OD为6以上 (b区域) 以使780nm波长的光源的光不能进入, 作为自发荧光波长的832nm附近的OD为0 (c区域)。

[0043] 在此, a区域是可视光线区域, b区域是近红外线区域中的激发波长区域, c区域是近红外线区域中发射波长区域。在设计成如图7所示的情况下, a区域的OD值设计为约2, c区域的OD值设计为0, 由此可视光线区域和所述发射波长区域的透过率比例为约0.01:1。

[0044] 此时, 优选设计为发射波长 (c区域) 的透过率大于可视光线区域 (a区域) 的透过率, 在a区域和c区域的所述透过率之比或OD值之差, 可以根据手术室可视光照明的强度和所发射的自发荧光的强度而适当地调节。可以优选设计为0.01至0.0001:1。

[0045] b区域是近红外线区域中激发波长的区域, 为了阻断光源100的光, 需要将透过率

设计为非常低。优选,所述激发波长的OD可以设计为6以上。

[0046] 另一方面,所述可视光线区域和发射波长区域的透过率比、以及激发波长的透过率,可以根据外科医生的个体差异和手术室的环境等而适当地调节。另外,也可以使用以电或其他方式自动调节OD值的滤光器。

[0047] 实施方式

[0048] 在本说明书以及权利要求书中使用到的术语或单词,不应被限定地解释为普遍理解的意思或词典中的意思,应当基于发明人可以为了以最佳的方法说明自己的发明而适当地定义用语概念的原则,解释为符合本发明技术思想的意思和概念。因此,本说明书中记载的实施例和附图中示出的结构仅为本发明的一个最优实施例,并不完全代表本发明的技术思想,应当理解为在本案的申请时间点,可以存在能够替代它们的多种等价物和变形例。下面,参照附图对本发明实施例的甲状旁腺实时成像系统进行详细的说明。

[0049] 图4是示出本发明的甲状旁腺实时成像系统的结构的图。

[0050] 由于甲状旁腺具有特殊的激发光谱(excitation spectrum)和发射光谱(emission spectrum),因此需要有与其对应的光源(light source)和相机。此时,由于激发光谱和发射光谱通常重叠,从而需要使用激发滤光器(excitation filter)和发射滤光器(emission filter)。

[0051] 本发明的甲状旁腺实时成像系统包括:光源100,其能够激发(excitation)甲状旁腺;以及相机(或检测器)200,其能够检测到甲状旁腺发射(emission)的自发荧光。所述光源100可以包括激发滤光器110,相机可包括特殊的发射滤光器220A。在说明图6和图7的部分时,对作为本发明的核心的发射滤光器进行详细的说明。

[0052] 图5的(a)是示出现有的DSLR相机的结构的图,(b)是示出本发明的DSLR相机的结构的图。

[0053] 如图5的(a)所示,现有的DSLR相机去除了位于图像传感器210'正前方的DSLR红外线滤光器,并在该位置插入了玻璃板,而在透镜前方设置了发射滤光器(emission filter)220'。

[0054] 在上述这种结构中,会有相同的甲状旁腺近红外线自发荧光图像进入到图像传感器210'和取景器205',但此时由于光量非常不足,因此存在由于自动对焦装置230'不工作而需要手动调节焦点的不便。另外,因为光量不足所以在取景器205'也无法看到自发荧光图像,从而需要在盲区(Blind)状况下手动调节焦点。

[0055] 相反,如图5的(b)所示,本发明具有将发射滤光器(emission filter)220配置为在图像传感器210正前方相邻的结构。通过如上所述的结构,可以执行自动对焦(autofocusing)功能。

[0056] 本发明的相机结构,由于在图像传感器210识别自发荧光图像,而在取景器205识别可视光线图像,因此对于使用取景器205的拍摄者而言容易对准甲状旁腺,并且由于自动对焦装置230也检测光量充足的可视光线,从而能够顺畅地动作。

[0057] 另一方面,虽然推荐关闭手术室的灯,以减少自发荧光的背景干扰,但是为了外科医生的便利而首选开灯,因此当在手术室内开荧光灯时有必要最大限度降低背景干扰。

[0058] 测量手术室内的荧光灯光谱的结果,确认了存在有少量的穿过发射滤光器(emission filter)220的光。因此,有必要适当地调节发射滤光器(emission filter)220

的频带宽和在可视光线区域的光密度(Optical Density, OD)。

[0059] 图6是设置有本发明的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的DSLR相机的结构的图,图7是表示本发明一实施例的发射滤光器220A的波长对比光密度(Optical Density, OD)的曲线。

[0060] 通过如图5的(a)或(b)的相机仅能够获得甲状旁腺的近红外线自发荧光图像。虽然,使用近红外线照明,不仅可以图像化甲状旁腺而且还可以将其周边也一起图像化,但是若仅获得近红外线区域的图像,会因与人所辨别的可视光线区域上的图像存在显著的差异,从而在手术时会对外科医生辨别甲状旁腺的位置带来不便。

[0061] 本发明为了完善这一点,在相机中引入了自发荧光用以及可视光用发射滤光器(emission filter)220A,所述自发荧光用以及可视光用发射滤光器220A将近红外线自发荧光图像和可视光线图像融合为一个图像,使得能够在手术室识别甲状旁腺在周边结构中的位置。

[0062] 在图6中可以确认到本发明的相机是在自动对焦功能的基础上还设置有助于获得融合图像的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的相机。

[0063] 通过调节自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的透射光谱,使得可视光线也与近红外线自发荧光的强度相似地通过,并将其设置为在图像传感器210正前方相邻。由于可视光线的强度大于近红外线自发荧光的强度,因此有必要适当地降低透过率,关于具体的滤光器设计将参照图7进行说明。

[0064] 图7示出了本发明一实施例的调节了光密度(OD)频谱的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A的设计。

[0065] 本发明一实施例的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A可设计成:可视光线区域的OD为约2左右(a区域),光源波长附近的OD为6以上(b区域)以使780nm波长的光源的光不能进入,作为自发荧光波长的832nm附近的OD为0(c区域)。

[0066] 在此,a区域是可视光线区域,b区域是近红外线区域中的激发波长区域,c区域是近红外线区域中发射波长区域。在设计成如图7所示的情况下,a区域的OD值设计为约2,c区域的OD值设计为0,由此可视光线区域和所述发射波长区域的透过率比例为约0.01:1。

[0067] 此时,优选设计为发射波长(c区域)的透过率大于可视光线区域(a区域)的透过率,在a区域和c区域的所述透过率之比或OD值之差,可以根据手术室可视光照明的强度和所发射的自发荧光的强度而适当地调节。可以优选设计为0.01至0.0001:1。

[0068] b区域是近红外线区域中激发波长的区域,为了阻断光源100的光,需要将透过率设计为非常低。优选,所述激发波长的OD可以设计为6以上。

[0069] 另一方面,所述可视光线区域和发射波长区域的透过率比、以及激发波长的透过率,可以根据外科医生的个体差异和手术室的环境等而适当地调节。另外,也可以使用以电或其他方式自动调节OD值的滤光器。

[0070] 图8概略示出通过使用包括本发明的发射滤光器220A的提高了在近红外线的灵敏度的小型IR相机,来实时获得将自发荧光和可视光线融合的图像的过程。

[0071] 为了以实时视频形态获得甲状旁腺自发荧光,可以使用在近红外线灵敏度高的IR专用相机,但是其价格非常高,因此本发明未使用IR专用相机,而使用了廉价且小型的手机用相机。

[0072] 如此前所述,当将甲状旁腺和其周边一起拍摄时,若仅获得近红外线区域的图像,则在手术时会对外科医生辨别甲状旁腺的位置带来不便,以往为了解决这一点,采用了通过额外设置获取可视光线图像的相机来获得两个图像,并将其融合的方式。

[0073] 但是,若使用本发明的自发荧光以及可视光用发射滤光器220A,可以通过一个相机来实现使用多台相机的复杂的多频道系统。

[0074] 图9基于通过图8所示的系统来拍摄了甲状旁腺的图像,(a)表示可视光线图像,(b)表示近红外线自发荧光图像,(c)表示将它们融合的图像。

[0075] 仅凭图9的(a)所示的图像即可视光线图像,外科医生无法容易识别甲状旁腺,而仅凭图9的(b)所示的图像即近红外线甲状旁腺自发荧光的图像,存在与人实际识别的可视光线区域不同的质感,并且因为没有甲状旁腺周边图像,从而在手术时难以辨认甲状旁腺的位置。

[0076] 因此,有必要获得如图9的(c)的图像,即将两者融合的图像。本发明通过引入自发荧光以及可视光用发射滤光器220A实现了这一点。通过如图9的(c)所示的图像(或影像),外科医生能够更准确地掌握甲状旁腺的位置。

[0077] 以上,对本发明代表性的实施例进行了详细的说明,但是,本领域普通技术人员会理解,在不脱离本发明范畴的范围内能够对上述实施例做出各种变形。因此,本发明的保护范围不局限于说明到的实施例,应当由后述的权利要求书和与该权利要求书等同的内容来确定。

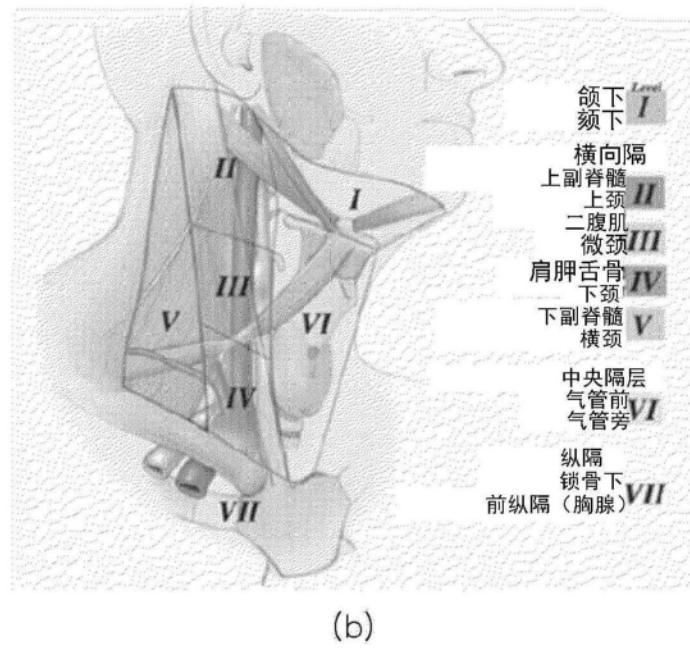
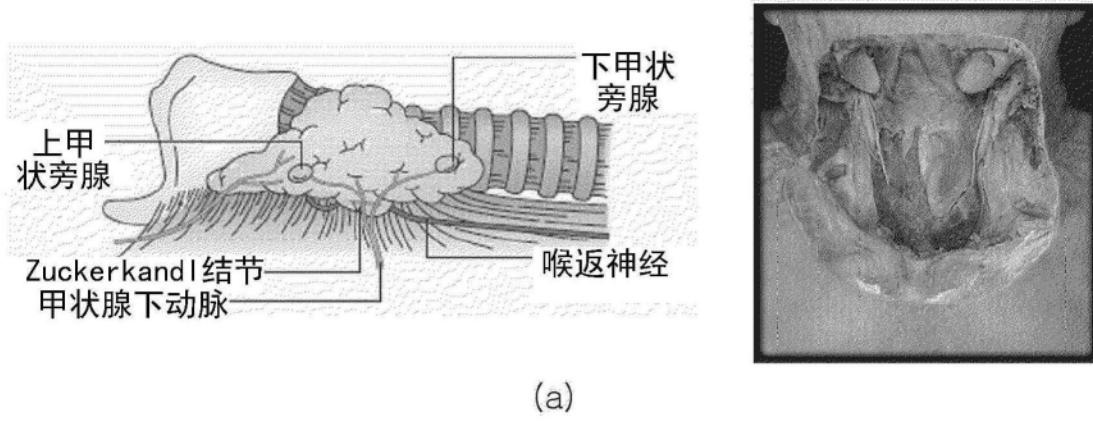


图1

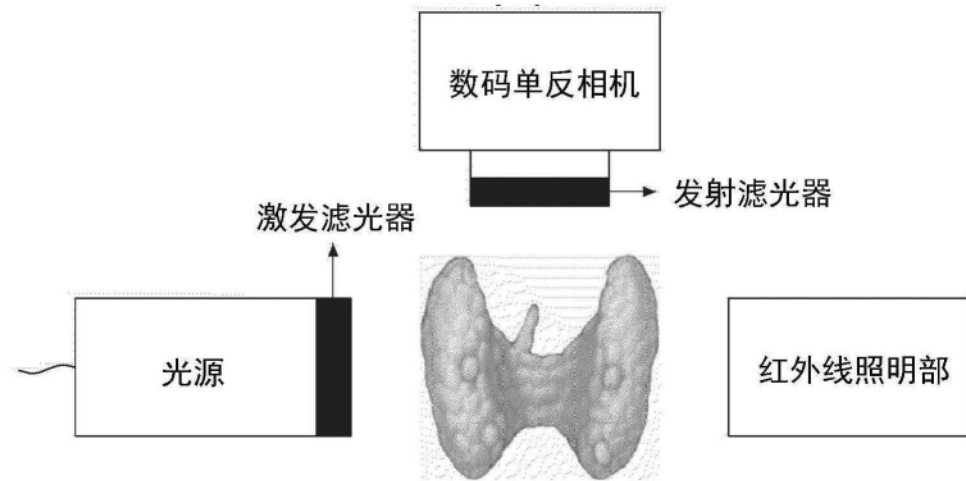


图2

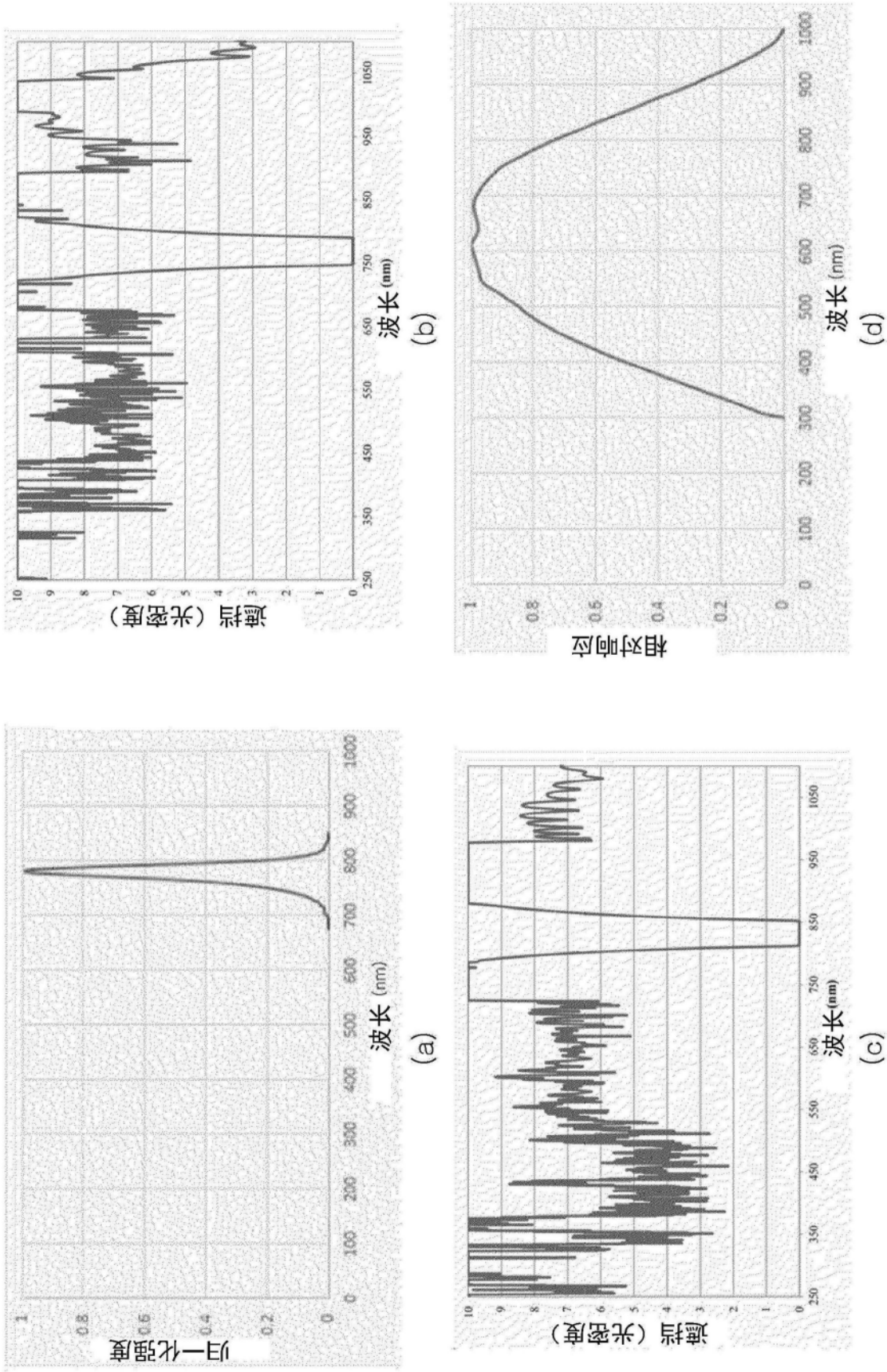


图3

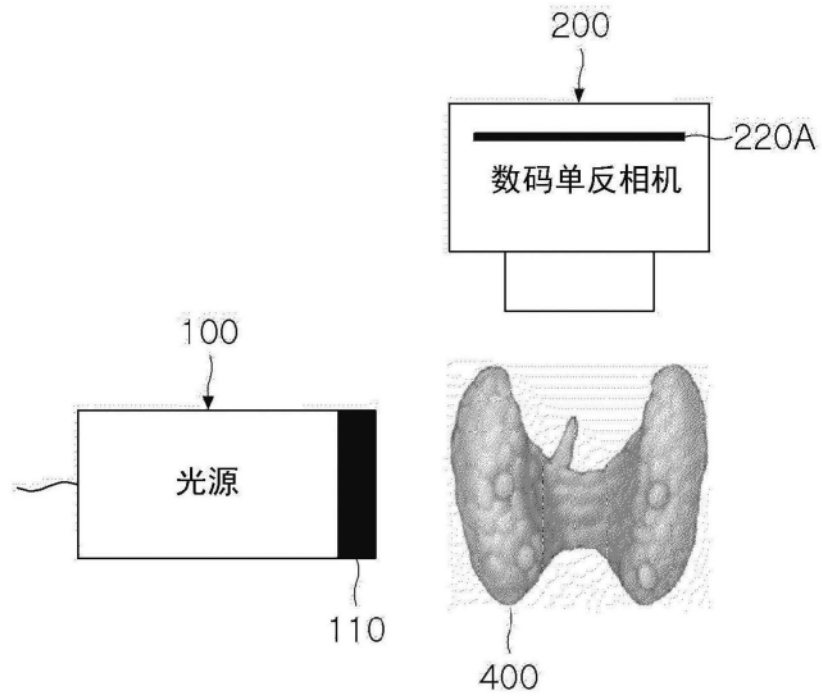


图4

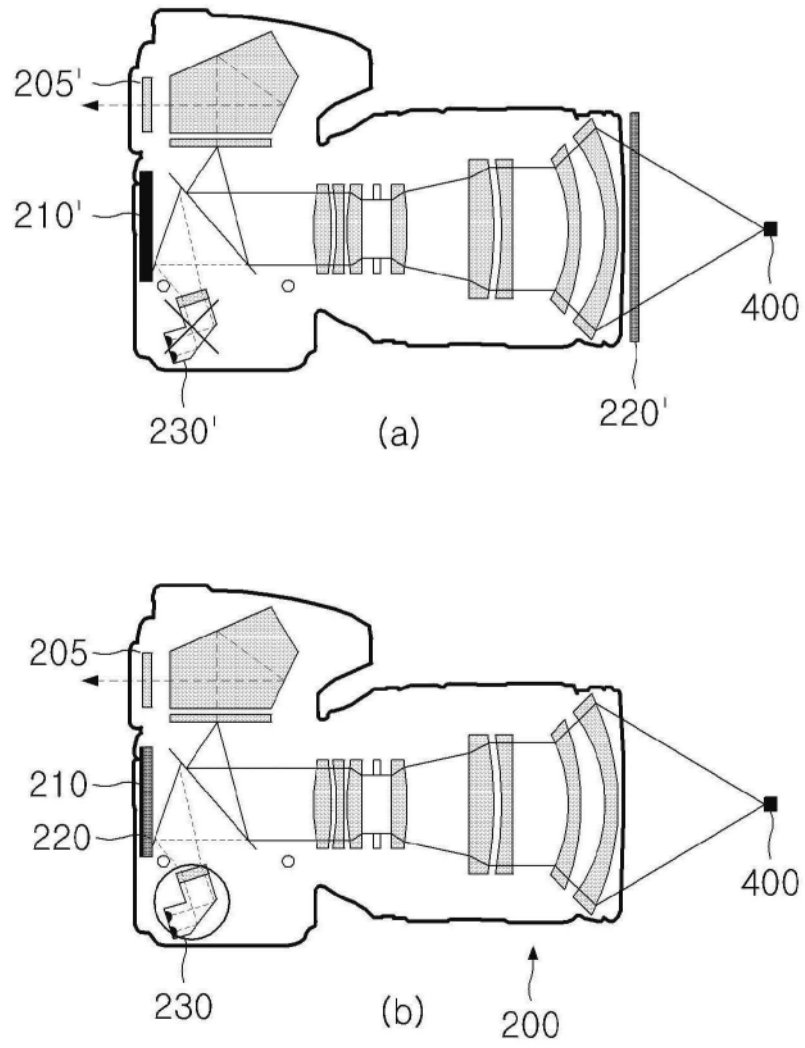


图5

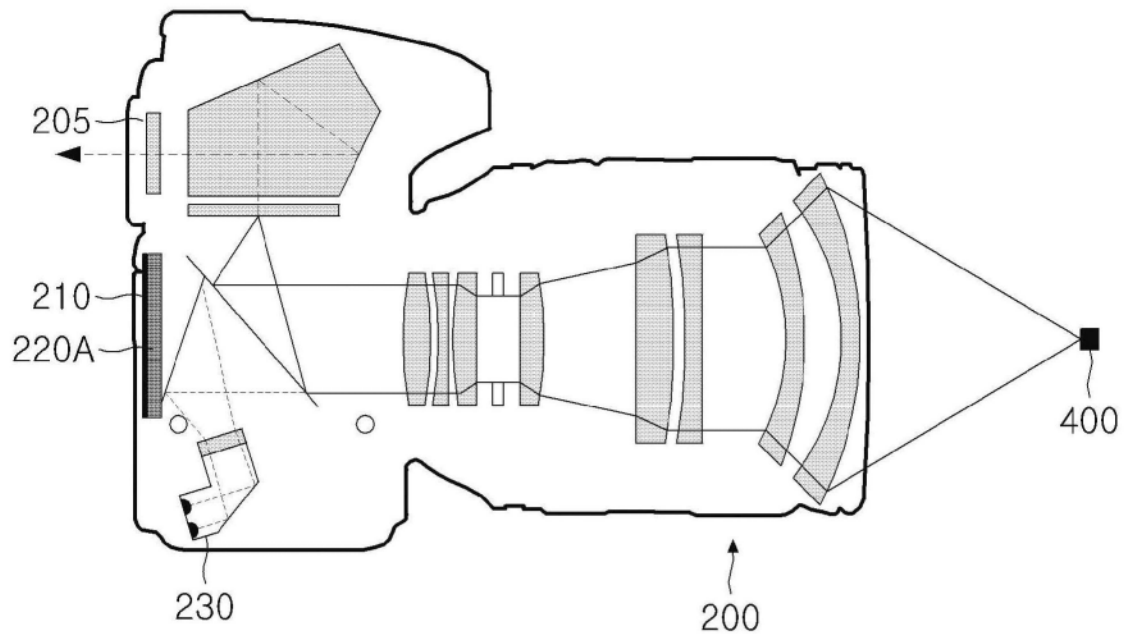


图6

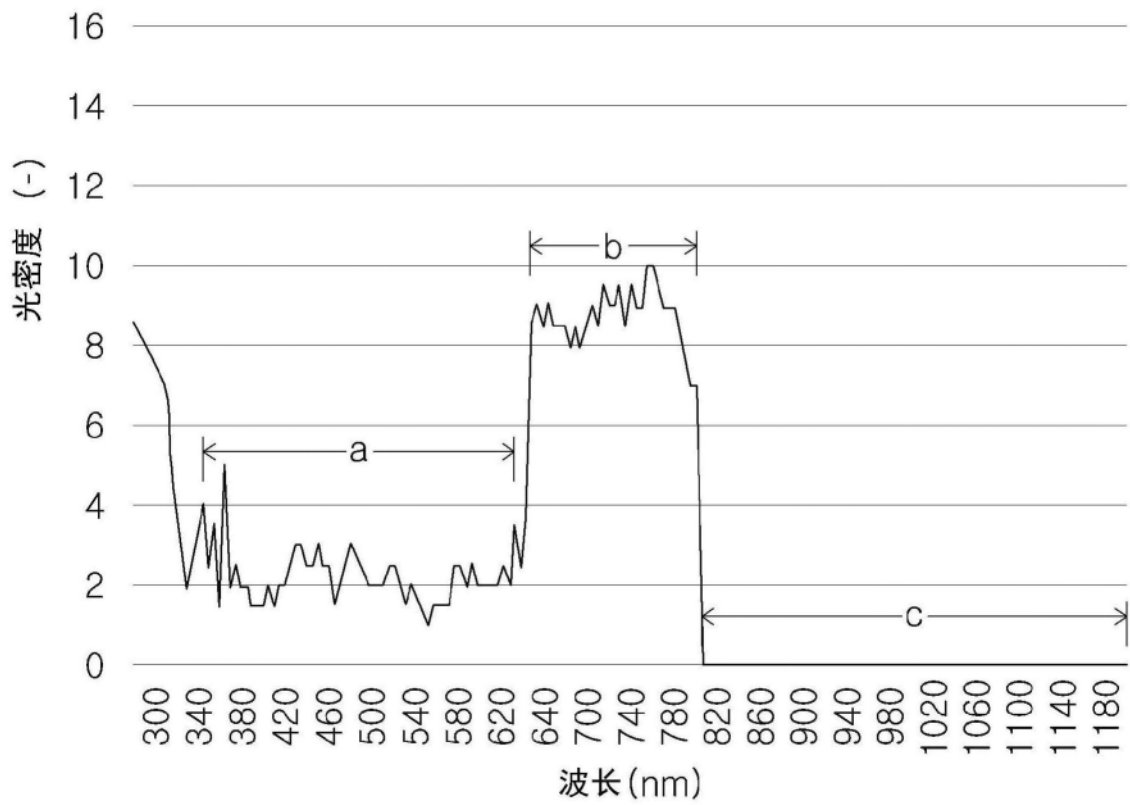


图7

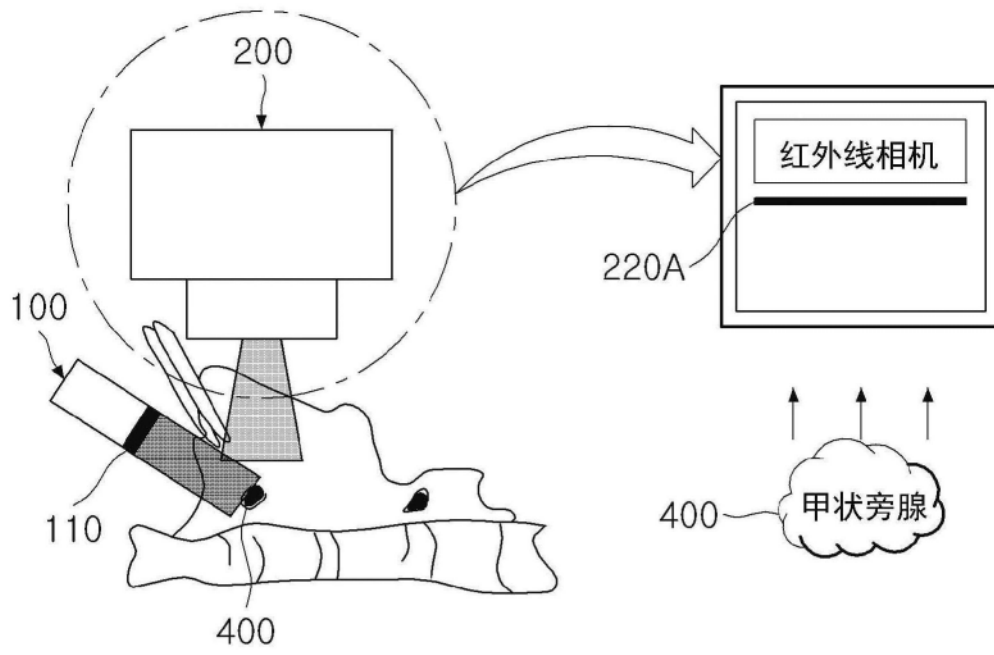


图8

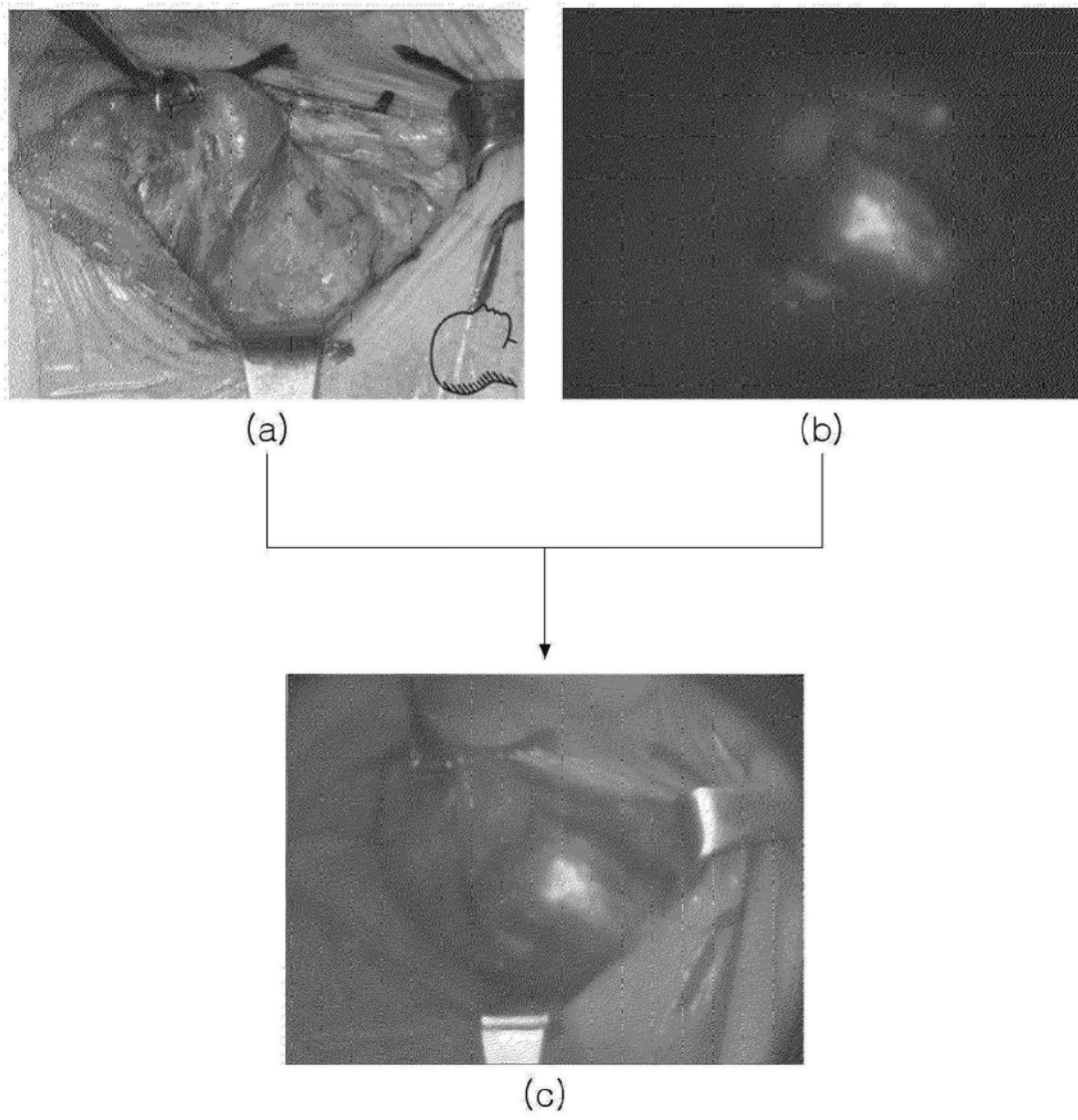


图9