



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104066367 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201380006259. 0

A61B 1/06(2006. 01)

(22) 申请日 2013. 01. 31

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2012-018129 2012. 01. 31 JP

JP 特开 2010-115341 A, 2010. 05. 27,

US 2011/0270035 A1, 2011. 11. 03,

JP 特开 2007-282965 A, 2007. 11. 01,

US 2007/0038124 A1, 2007. 02. 15,

US 2009/0322863 A1, 2009. 12. 31,

CN 102292019 A, 2011. 12. 21,

CN 102247116 A, 2011. 11. 23,

JP 特开 2011-218090 A, 2011. 11. 04,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/052232 2013. 01. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/115323 JA 2013. 08. 08

审查员 王兆雨

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 森下弘靖

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 于英慧

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

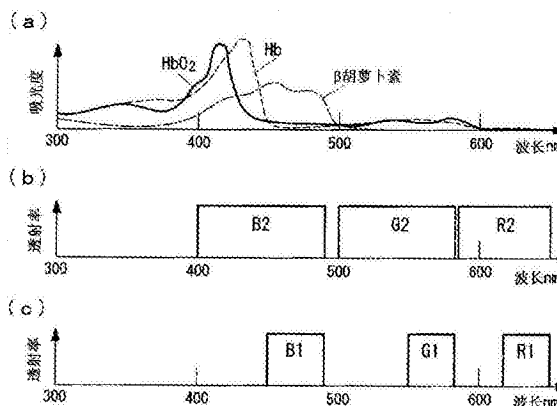
权利要求书3页 说明书10页 附图11页

(54) 发明名称

活体观察装置

(57) 摘要

本发明可容易观察摘除对象等对象脏器的表面位置,预先防止围绕对象脏器的神经的损伤。提供如下的活体观察装置(1),具备:照射部(3、7),其对活体组织照射照明光;摄像部(8),其对由该照射部(3、7)照射的照明光经由活体组织反射的反射光内的β胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的反射光进行摄影来取得反射光图像;以及显示部(6),其显示由该摄像部(8)取得的反射光图像。



1. 一种活体观察装置,用于实施外科处理,其具备:

光学像形成单元,其形成如下光学像:能利用特定部位中的脂肪层与该脂肪层的周边组织之间的光学特性的差异,来将内部存在比所述周边组织相对多的神经的所述脂肪层的区域与所述周边组织的区域区分开;以及

显示部,其根据由该光学像形成单元形成的光学像,来显示该光学像中的所述脂肪层以及所述周边组织的分布或它们的边界,

其中,所述光学像形成单元具备:照射部,其对活体组织照射照明光;以及摄像部,其对由该照射部照射的照明光被活体组织反射后的反射光内的 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的反射光进行摄影来取得反射光图像。

2. 根据权利要求1所述的活体观察装置,其特征在于,

所述光学特性是分光特性。

3. 根据权利要求1所述的活体观察装置,其中,

所述摄像部对450~500nm所包含的波段的反射光进行摄影。

4. 根据权利要求1或3所述的活体观察装置,其中,

所述摄像部将 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的仅450~500nm内的第1波段的第1反射光与血红蛋白的吸收特性高于 β 胡萝卜素的吸收特性的仅500~600nm内的第2波段的第2反射光区分开来,取得第1反射光图像以及第2反射光图像,

所述显示部显示利用不同的颜色合成所述第1反射光图像和所述第2反射光图像而成的合成图像。

5. 根据权利要求4所述的活体观察装置,其中,

所述摄像部将 β 胡萝卜素的吸收特性以及血红蛋白的吸收特性都低的仅600~650nm内的第3波段的第3反射光与所述第1反射光图像以及所述第2反射光图像区分开来,取得第3反射光图像,

所述显示部显示利用不同的颜色合成所述第1反射光图像、所述第2反射光图像以及所述第3反射光图像而成的合成图像。

6. 根据权利要求1所述的活体观察装置,其中,

所述照射部仅照射 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的照明光。

7. 根据权利要求4所述的活体观察装置,其中,

所述照射部分别照射仅所述第1波段的第1照明光和仅所述第2波段的第2照明光。

8. 根据权利要求5所述的活体观察装置,其中,

所述照射部分别照射仅所述第1波段的第1照明光、仅所述第2波段的第2照明光以及仅所述第3波段的第3照明光。

9. 根据权利要求5所述的活体观察装置,其中,

所述照射部同时照射波段为从所述第1波段至所述第3波段的照明光,所述摄像部具备彩色CCD。

10. 根据权利要求5所述的活体观察装置,其中,

所述照射部同时照射波段为从所述第1波段至所述第3波段的照明光,

所述摄像部具备：分光单元，其将来自活体组织的反射光分光为第 1 波段、第 2 波段以及第 3 波段的反射光；和 3 个摄像元件，它们分别拍摄由该分光单元分光的第 1 至第 3 波段的反射光。

11. 根据权利要求 1 所述的活体观察装置，其中，

该活体观察装置具备模式切换部，其能够切换第 1 观察模式和第 2 观察模式，其中在该第 1 观察模式中，对在蓝色波段中仅包含 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的反射光进行摄影，在该第 2 观察模式中，对从蓝色到红色的全波段的反射光进行摄影。

12. 根据权利要求 11 所述的活体观察装置，其中，

具备可切换观察倍率的倍率切换部，

在所述倍率切换部将观察倍率切换为高倍率时，所述模式切换部切换为第 1 观察模式，在所述倍率切换部切换为低倍率时，所述模式切换部切换为第 2 观察模式。

13. 一种活体观察装置，其具备：

摄像部，其对以表面组织覆盖下层组织的方式分布的活体组织照射照明光，并取得来自所述活体组织的返回光内的所述表面组织的吸收特性与所述下层组织的吸收特性不同的波段的返回光图像；以及

显示部，其根据所述返回光图像显示反映了所述活体组织的表面的组织构造分布的图像，

其中，所述波段是 β 胡萝卜素的吸收特性高于或者低于血红蛋白的吸收特性的波段。

14. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述摄像部取得所述表面组织的吸收特性高于所述下层组织的吸收特性的波段的返回光图像。

15. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述摄像部取得所述表面组织的吸收特性低于所述下层组织的吸收特性的波段的返回光图像。

16. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述显示部根据所述返回光图像显示反映了所述表面组织的分布的图像。

17. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述显示部根据所述返回光图像显示反映了所述下层组织的分布的图像。

18. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述表面组织或下层组织中的任意一种是包含神经的脂肪层。

19. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述表面组织的吸收特性是 β 胡萝卜素的吸收特性。

20. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述表面组织的吸收特性是血红蛋白的吸收特性。

21. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述波段是 450 ~ 500nm。

22. 根据权利要求 13 所述的活体观察装置，其中，

所述波段是 500 ~ 600nm。

23. 根据权利要求 13 ~ 22 中任意一项所述的活体观察装置,其中,所述返回光是反射光。

活体观察装置

技术领域

[0001] 本发明涉及活体观察装置。

背景技术

[0002] 目前,已知如下窄频带光观察(NBI):照射容易被血液所包含的血红蛋白吸收的窄频带化的波长的照明光,并强调显示粘膜表面的毛细血管等(例如,参照专利文献1。)

[0003] 作为为了食道区域的详细诊断或大肠的槽图形(腺管构造)观察而广泛进行的色素散布的代替观察法,期待该窄频带光观察,由于能够减少检查时间或不必要的活体检查,从而可期待对检查效率的贡献。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2011-224038号公报

发明内容

[0007] 发明所要解决的课题

[0008] 但是,窄频带光观察虽然能够进行血管的强调显示,但难以强调显示神经。

[0009] 例如,在直肠全摘除手术或前列腺全摘除手术中进行神经保存的情况下,当摘除对象脏器时,为了不损伤围绕对象脏器分布的神经而需要露出对象脏器进行摘除,但直径 $50 \sim 300 \mu\text{m}$ 的细微神经是白色或透明的,所以即使利用腹腔镜来放大观察也难以进行观察。因此,医生不得不依赖于经验或感觉来进行手术,具有导致损伤的可能性高这样的不良状况。

[0010] 本发明是鉴于上述的情况而作出的,其目的是提供可容易观察摘除对象等对象脏器的表面组织的构造来预先防止围绕对象脏器的神经的损伤的活体观察装置。

[0011] 解决问题的手段

[0012] 为了达成上述目的,本发明提供以下的手段。

[0013] 本发明的一方式提供用于实施外科处理的活体观察装置,具备:光学像形成单元,其形成如下光学像:能利用特定部位中的脂肪层与该脂肪层的周边组织的光学特性之间的差异,将内部存在比上述周边组织相对多的神经的上述脂肪层的区域与上述周边组织的区域区分开;以及显示单元,其根据由该光学像形成单元形成的光学像,来显示该光学像中的上述脂肪层以及上述周边组织的分布或它们的边界。

[0014] 在上述方式中,上述光学特性可以是分光特性。

[0015] 另外,在上述方式中,上述光学像形成单元可具备:照射部,其对活体组织照射照明光;以及摄像部,其对由该照射部照射的照明光被活体组织反射后的反射光内的 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的反射光进行摄影来取得反射光图像。

[0016] 根据本方式,照明光从照射部向活体组织照射,在活体组织中反射出的反射光由摄像部进行摄影来取得反射光图像。摄像部对 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸

收特性的波段的反射光进行摄影,所以能够取得血管存在的影响小、受脂肪存在的影响的反射光图像。

[0017] 发明人着眼于前列腺这样的对象脏器被薄脂肪层所覆盖并且围绕对象脏器的神经存在于脂肪层内的情况。在白色光观察下,因为脂肪容易吸收蓝色的光所以整体呈现黄色。另外,血液因为吸收蓝色的光以及绿色的光,所以整体呈现红色。即,脂肪和血液都吸收蓝色的光。并且,因为覆盖对象脏器的脂肪层薄,所以容易受到下层组织的影响。

[0018] 因此,在显示部上显示对脂肪所包含的 β 胡萝卜素的吸收特性高于血液所包含的血红蛋白的吸收特性的波段的反射光进行摄影而得到的反射光图像并实施观察,由此能够容易地判断反射光图像的相应波段的亮度低的部分是覆盖对象脏器的薄脂肪层,而不是含有大量血液的下层的其它组织。即,在直肠全摘除手术或前列腺全摘除手术等中,可容易地分辨所观察的反射光图像中的脂肪,能够以不给在脂肪层内分布的神经带来损伤的方式进行手术。

[0019] 在上述方式中,上述摄像部可拍摄 450 ~ 500nm 所包含的波段的反射光。

[0020] 另外,在上述方式中,上述摄像部将 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的仅 450 ~ 500nm 内的第 1 波段的第 1 反射光与血红蛋白的吸收特性高于 β 胡萝卜素的吸收特性的仅 530 ~ 590nm 内的第 2 波段的第 2 反射光区分开来,取得第 1 反射光图像以及第 2 反射光图像,上述显示部显示利用不同的颜色合成上述第 1 反射光图像和上述第 2 反射光图像而成的合成图像。

[0021] 这样,可利用第 1 反射光图像使脂肪存在的区域变得明显,利用第 2 反射光图像使血管存在的区域变得明显。并且,可通过改变两者的颜色后进行合成,来区别地显示脂肪和别的组织。

[0022] 另外,在上述方式中,上述摄像部可将 β 胡萝卜素的吸收特性以及血红蛋白的吸收特性都低的仅 610 ~ 650nm 内的第 3 波段的第 3 反射光与上述第 1 反射光图像以及上述第 2 反射光图像区分开来,取得第 3 反射光图像,上述显示部显示利用不同的颜色合成上述第 1 反射光图像、上述第 2 反射光图像以及上述第 3 反射光图像而成的合成图像。

[0023] 这样,第 3 反射光图像表示在 β 胡萝卜素和血红蛋白中都不受影响的活体组织表面的形状,所以利用与第 1 以及第 2 反射光图像不同的颜色来合成显示第 3 反射光图像,由此能够容易地将利用目视进行观察的活体组织与显示部所显示的图像上的活体组织对应起来。

[0024] 另外,在上述方式中,上述照射部可仅照射 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的照明光。

[0025] 这样,从活体组织反射的反射光成为仅 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的反射光,所以能够抑制血管的影响,能够容易地取得主要受脂肪影响的反射光。

[0026] 另外,在上述方式中,上述照射部可分别照射仅上述第 1 波段的第 1 照明光和仅上述第 2 波段的第 2 照明光。

[0027] 这样,能够容易地分别取得显示脂肪的第 1 反射光图像以及显示血液的第 2 反射光图像。

[0028] 另外,在上述方式中,上述照射部可分别照射仅上述第 1 波段的第 1 照明光、仅上

述第 2 波段的第 2 照明光以及仅上述第 3 波段的第 3 照明光。

[0029] 这样,能够容易地分别取得显示脂肪的第 1 反射光图像、显示血液的第 2 反射光图像以及显示活体组织的形状的第 3 反射光图像。

[0030] 另外,在上述方式中,上述照射部可同时照射波段为从上述第 1 波段至上述第 3 波段的照明光,上述摄像部具备彩色 CCD。

[0031] 这样,通过照射从第 1 波段至第 3 波段的宽波段的照明光,来利用摄像部的彩色 CCD 分别检测从活体组织返回的第 1 波段的反射光、第 2 波段的反射光以及第 3 波段的反射光,可容易地分别取得第 1 至第 3 反射光图像。

[0032] 另外,在上述方式中,上述照射部同时照射波段为从上述第 1 波段至上述第 3 波段的照明光,上述摄像部可具备将来自活体组织的反射光分光为第 1 波段、第 2 波段以及第 3 波段的反射光的光单元和分别拍摄由该分光单元分光的第 1 至第 3 波段的反射光的 3 个摄像元件。

[0033] 这样,通过照射从第 1 波段至第 3 波段的宽波段的照明光,将从活体组织返回的第 1 波段的反射光、第 2 波段的反射光以及第 3 波段的反射光利用分光单元进行分光,并利用 3 个摄像元件分别进行摄影,由此能够容易地分别取得第 1 至第 3 反射光图像。

[0034] 另外,在上述方式中,可具备模式切换部,其能够切换第 1 观察模式和第 2 观察模式,在该第 1 观察模式中,对在蓝色波段中仅包含 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段的反射光进行摄影,在该第 2 观察模式中,对从蓝色到红色的全波段的反射光进行摄影。

[0035] 这样,可通过利用模式切换部切换为第 2 观察模式,来进行与目视观察同样的显示对全波段的反射光进行摄影而获得的合成图像的观察,通过切换为第 1 观察模式来进行容易看到脂肪的观察。

[0036] 另外,在上述方式中,能够具备可切换观察倍率的倍率切换部,在上述倍率切换部将观察倍率切换为高倍率时,上述模式切换部切换为第 1 观察模式,在上述倍率切换部切换为低倍率时,上述模式切换部切换为第 2 观察模式。

[0037] 这样,当倍率切换部将观察倍率设为低倍率进行宽范围的低倍率观察时,模式切换部切换为第 2 观察模式,进行与目视观察同样的显示对全波段的反射光进行摄影而获得的合成图像的观察,在利用倍率切换部切换为高倍率时,模式切换部切换为第 1 观察模式,可进行容易看到脂肪的观察。

[0038] 另外,本发明的其它方式提供如下的活体观察装置,其具备:摄像部,其对以表面组织覆盖下层组织的方式分布的活体组织照射照明光,并取得来自上述活体组织的返回光内的上述表面组织的吸收特性与上述下层组织的吸收特性不同的波段的返回光图像;以及显示部,其显示根据上述返回光图像来反映上述活体组织的表面的组织构造分布的图像。

[0039] 此外,这里所谓的表面组织表示在照明光照射的一侧存在的组织,所谓下层组织表示在对表面组织照射照明光一侧的相反侧存在的组织。

[0040] 在上述方式中,上述摄像部可取得上述表面组织的吸收特性高于上述下层组织的吸收特性的波段的返回光图像。

[0041] 在此情况下,照明的光主要被表面组织吸收,因此来自表面组织薄的区域的返回光多,来自表面组织厚的区域的返回光少。利用此作用,可获得已反映表面组织厚度的差异

的图像。

[0042] 另外,在上述方式中,上述摄像部可取得上述表面组织的吸收特性低于上述下层组织的吸收特性的波段的返回光图像。

[0043] 在此情况下,照明的光主要被下层组织所吸收,因此来自表面组织薄的区域的返回光少,来自表面组织厚的区域的返回光多。利用此作用,可获得已反映表面组织厚度的差异的图像。

[0044] 另外,在上述方式中,上述显示部可根据上述返回光图像来显示反映了上述表面组织的分布的图像。

[0045] 另外,在上述方式中,上述显示部可根据上述返回光图像来显示反映了上述下层组织的分布的图像。

[0046] 另外,在上述方式中,上述表面组织或下层组织中的任意一种可以是包含神经的脂肪层。

[0047] 另外,在上述方式中,上述表面组织的吸收特性可以是 β 胡萝卜素的吸收特性。

[0048] 另外,在上述方式中,上述表面组织的吸收特性可以是血红蛋白的吸收特性。

[0049] 另外,在上述方式中,上述波段可以是 β 胡萝卜素的吸收特性高于血红蛋白的吸收特性的波段。

[0050] 另外,在上述方式中,上述波段可以是 450 ~ 500nm。

[0051] 另外,在上述方式中,上述波段可以是 β 胡萝卜素的吸收特性低于血红蛋白的吸收特性的波段。

[0052] 另外,在上述方式中,上述波段可以是 500 ~ 600nm。

[0053] 另外,在上述方式中,上述返回光可以是反射光。

[0054] 发明的效果

[0055] 根据本发明,能起到可容易观察摘除对象等对象脏器的表面组织的构造来预先防止围绕对象脏器的神经的损伤这样的效果。

附图说明

[0056] 图 1 是示出本发明一实施方式的活体观察装置的示意性整体结构图。

[0057] 图 2 是示出图 1 的活体观察装置的滤波器转台中的各滤波器的配置的主视图。

[0058] 图 3 的 (a) 是示出 β 胡萝卜素的吸收特性以及血红蛋白的吸收特性的图, (b) 是示出图 1 的活体观察装置白色光观察模式中的滤波器的透射率特性的图, (c) 是示出图 1 的活体观察装置的特殊光观察模式中的滤波器的透射率特性的图。

[0059] 图 4 是示出图 1 的活体观察装置的第 1 变形例的示意性整体结构图。

[0060] 图 5 的 (a) 是示出 β 胡萝卜素的吸收特性以及血红蛋白的吸收特性的图, (b) 是示出在图 4 的活体观察装置白色光观察模式中使用的 LED 的光强度特性的图, (c) 是示出在图 4 的活体观察装置的特殊光观察模式中使用的 LED 的光强度特性的图。

[0061] 图 6 是示出图 1 的活体观察装置的第 2 变形例的示意性整体结构图。

[0062] 图 7 的 (a) 是示出 β 胡萝卜素的吸收特性以及血红蛋白的吸收特性的图, (b) 是示出图 6 的活体观察装置的彩色 CCD 所具备的滤色器的透射率特性的图, (c) 是示出图 6 的活体观察装置的氙气灯的光强度特性的图, (d) 是示出在图 6 的活体观察装置的特殊光观

察模式中使用的滤波器的透射率特性的图。

[0063] 图 8 是示出图 1 的活体观察装置的第 3 变形例的示意性整体结构图。

[0064] 图 9 的 (a) 是示出 β 胡萝卜素的吸收特性以及血红蛋白的吸收特性的图, (b) 是示出图 8 的活体观察装置的颜色分解棱镜的分光透射率特性的图, (c) 是示出图 8 的活体观察装置的氙气灯的光强度特性的图, (d) 是示出在图 8 的活体观察装置的特殊光观察模式中使用的滤波器的透射率特性的图。

[0065] 图 10 是示出作为应用本发明的活体组织一例的前列腺及其周边的结缔组织的截面的图。

[0066] 图 11 是示出结缔组织和脂肪组织与神经数的关系的曲线图。

[0067] 图 12 是示出保存围绕对象脏器而存在的神经并且实施外科处理的方法的流程图。

具体实施方式

[0068] 参照附图对本发明一实施方式的活体观察装置 1 进行以下说明。

[0069] 首先,本实施方式的活体观察装置 1 是内窥镜,如图 1 所示,具备:插入活体内的插入部 2、具有与该插入部 2 连接的光源部 3 以及信号处理部 4 的主体部 5、和显示由该信号处理部 4 生成的图像的图像显示部 6。

[0070] 插入部 2 具备向被摄体照射从光源部 3 输入的光的照明光学系统 7 以及对来自被摄体的反射光进行摄影的摄影光学系统 8。照明光学系统 7 是在插入部 2 的长边方向的全长范围内配置并将从基端侧的光源部 3 入射来的光引导到前端的导光缆。

[0071] 摄影光学系统 8 具备:物镜 9,其会聚由照明光学系统 7 照射的光从被摄体反射的反射光;以及摄像元件 10,其对由该物镜 9 会聚的光进行摄影。

[0072] 摄像元件 10 例如是单色 CCD。

[0073] 光源部 3 具备:氙气灯 11,其射出宽波段的白色光;以及滤波器转台 12,其从由该氙气灯 11 发出的白色光截取预定波长的光并使其分时依次通过。滤波器转台 12 如图 2 所示,具备将旋转中心 A 作为中心在半径方向上以同心圆状配置的 2 种滤波器组 F1、F2。图中标号 13 是电机。

[0074] 另外,利用直动机构 14 在与氙气灯 11 的光轴交叉的方向上可移动地设置滤波器转台 12。从而,滤波器转台 12 在来自氙气灯 11 的白色光的光轴上配置任意一种滤波器组 F1(F2),由此能够将利用滤波器组 F1(F2) 选择出的光射出到插入部 2 侧。

[0075] 如图 3(c) 所示,通过沿周向排列对蓝色、绿色以及红色波段内的蓝色 (B1 :450 ~ 480nm)、绿色 (G1 :550 ~ 570nm) 以及红色 (R1 :620 ~ 650nm) 透射率高的滤波器 B1、G1、R1 来构成第 1 滤波器组 F1。

[0076] 如图 3(b) 所示,通过沿周向排列使蓝色 (B2 :400 ~ 490nm)、绿色 (G2 :500 ~ 570nm)、红色 (R2 :590 ~ 650nm) 的几乎连续波段的光分别透射的滤波器 B2、G2、R2 来构成第 2 滤波器组 F2。

[0077] 这里,如图 3(a) 所示,活体组织所包含的 β 胡萝卜素在 400 ~ 500nm 的区域具有高吸收特性。另外,作为血液中的成分的血红蛋白 (HbO₂、Hb) 在 450nm 以下的波段以及 500 ~ 600nm 的波段中具有高吸收特性。

[0078] 即,第1滤波器组F1的蓝色波段与第2滤波器组F2的蓝色波段相比,是 β 胡萝卜素的吸收大于血红蛋白的吸收的波段,所以照射该光获得的图像中血管的吸收的影响小,脂肪组织的吸收多。另一方面,对通过第2滤波器组F2的各滤波器B2、G2、R2的光的反射光单独进行摄影,附加对应的颜色来合成的图像成为白色光图像。

[0079] 另外,因为第1滤波器组F1的绿色G1的波段是存在血红蛋白的吸收而没有 β 胡萝卜素的吸收的区域,所以在照射该光而获得的图像中强度低的区域表示血液存在的区域,例如血管。

[0080] 此外,在第1滤波器组F1的红色R1的波段中, β 胡萝卜素以及血红蛋白的吸收都不存在,所以照射该光而获得的图像表示活体组织表面的形态特征。

[0081] 信号处理部4具备:存储器15,其按照所照射的照明光的波长来存储由摄像元件10取得的图像信号;以及图像处理部16,其对在该存储器15中存储的图像信号附加不同的颜色进行合成。另外,在信号处理部4上设置有控制部17。控制部17使摄像元件10的摄影时刻、滤波器转台12的旋转以及图像处理部16的图像合成处理的时刻同步。

[0082] 为了利用这样构成的本实施方式的活体观察装置1来观察活体,首先使滤波器转台12的第2滤波器组F2移动至在来自氙气灯11的光的光轴上配置的位置,依次照射蓝色B2、绿色G2以及红色R2的照明光,利用摄像元件10依次对照射各照明光时的被摄体中的反射光进行摄影。将此观察模式称作白色光观察模式(第2观察模式)。

[0083] 与各色的照明光对应的图像信息依次存储在存储器15内,在取得与蓝色B2、绿色G2以及红色R2这3种照明光对应的图像信息的时点,利用图像处理部16来合成这些图像信息。在图像处理部16中对各图像信息赋予在拍摄该图像信息时照射的照明光的颜色而进行合成。由此生成白色光图像,向图像显示部6发送所生成的白色光图像而进行显示。

[0084] 在白色光图像中,例如在存在血管的区域内因为在蓝色B2以及绿色G2的波段中存在吸收,所以血管显示为红色。另外,在存在脂肪的区域内因为在蓝色B2中存在吸收,所以脂肪显示为黄色。但是,在脂肪组织极薄的情况下,处于脂肪组织内侧的脏器中的血管的颜色透过,而难以知道脂肪组织的存在。

[0085] 因此,在这样的情况下,将滤波器转台12的第1滤波器组F1移动至在来自氙气灯11的光的光轴上配置的位置,依次照射蓝色B1、绿色G1以及红色R1的照明光,利用摄像元件10依次对照射各照明光时的被摄体中的反射光进行摄影。将此观察模式称为特殊光观察模式(第1观察模式)。

[0086] 然后,与白色光图像摄影时同样,将与各色的照明光对应的图像信息依次存储到存储器15内,在取得与蓝色B1、绿色G1以及红色R1这3种照明光对应的图像信息的时点,利用图像处理部16来合成这些图像信息。在图像处理部16中,对各图像信息赋予在拍摄该图像信息时照射的照明光的颜色而进行合成。

[0087] 在此情况下,在本实施方式中,该特殊光观察模式下的蓝色B1的波段与蓝色B2的波段相比,是 β 胡萝卜素的吸收大于血红蛋白的吸收的波段。因此,照射该波段的光获得的图像与照射蓝色B2的光获得的图像相比,血液的吸收的影响小,脂肪的吸收的影响大,即能够获得进一步反映脂肪分布的图像。

[0088] 另外,绿色G1的波段是没有 β 胡萝卜素的吸收而血红蛋白的吸收大的波段。因此,可以说在照射该波段的光获得的图像中亮度小的区域表示不仅存在脂肪还存在血液的

区域。即,可明确地显示血液或血管等含有大量血红蛋白的组织。

[0089] 此外,红色 R1 的波段是在 β 胡萝卜素中和血红蛋白中都没有吸收的波段。因此,可以说照射该波段的光获得的图像示出基于活体表面的形态特征的亮度分布。

[0090] 因此,对这些图像附加不同颜色而合成的图像成为利用不同颜色显示脂肪的存在、血管的存在以及活体表面的全部形态特征的图像。

[0091] 即,利用特殊光观察模式取得的图像,即使是在内侧存在血液多的脏器的极薄的脂肪也能够更明确地显示。

[0092] 结果,例如前列腺摘除手术或直肠全摘除手术那样,在摘除对象脏器时具有如下这样的优点:可明确地观察该对象脏器与围绕该对象脏器而分布的脂肪的边界,可避开存在于脂肪内的白色或透明的直径 $50 \sim 300 \mu\text{m}$ 的微细神经的损伤而进行手术。

[0093] 例如,在对象脏器是前列腺的情况下,如图 10 所示,结缔组织围绕前列腺进行分布,该结缔组织包含脂肪组织(脂肪层)、在该脂肪组织的前列腺侧配置的内侧结缔组织和覆盖脂肪组织的表面的外侧结缔组织。并且,在构成这些结缔组织的各组织中如图 11 所示,脂肪组织与其以外的结缔组织相比包含相对多的神经。

[0094] 图 11 是针对 4 个样本示出结缔组织和脂肪组织与神经数的关系的曲线图。

[0095] 这样,脂肪组织成为神经存在的记号。这样的记号称为标识,在实际的活体中成为组织间的区别。

[0096] 在本实施方式中记载了采用光学特性中的分光特性的实施方式。

[0097] 并且,根据本实施方式的活体观察装置,能够形成如下光学像:利用脂肪层与其周边组织的光学特性的差异,能区分内部存在比周边组织相对多的神经的脂肪层区域与周边组织区域。

[0098] 另外,本实施方式的为了摘除对象脏器而保存围绕对象脏器存在的神经并且实施外科处理的方法包含:在特定部位中区分内部存在比周边组织相对多的神经的脂肪层区域与周边组织区域的步骤;以及对周边组织实施外科处理的步骤。图 12 是示出保存围绕对象脏器而存在的神经并且实施外科处理的方法的流程图。

[0099] 这里,例如说明在对象脏器是前列腺的情况下保存围绕对象脏器而存在的神经并且实施外科处理的方法。

[0100] 作为前列腺外侧的膜(周边组织),从接近于前列腺的膜起构成为前列腺皮膜、前列腺筋膜(内侧结缔组织)、外侧骨盆筋膜(外侧结缔组织)、内骨盆筋膜的构造。相比周边组织,神经在存在于外侧骨盆筋膜内部的脂肪组织(脂肪层)中分布较多。因此,在保存围绕前列腺的神经并且摘除前列腺的过程中,为了不摘除脂肪组织而剥离前列腺与脂肪组织之间。

[0101] 作为摘除前列腺的步骤,首先在膀胱与前列腺的前面设置空间,去除位于膀胱与前列腺前面的组织。然后进行膀胱与前列腺的切离、精管的切断和精囊的剥离。并且,之后在存在于前列腺与脂肪组织之间的周边组织(前列腺筋膜内)中进行剥离。

[0102] 前列腺筋膜内的剥离从膀胱与前列腺的切离面起利用钳子等来剥离前列腺皮膜与前列腺筋膜之间使前列腺皮膜露出。在此状态下慢慢地实施前列腺皮膜与前列腺筋膜的剥离直到前列腺的尖部。

[0103] 但是,前列腺筋膜是多层重叠一部分融合的膜构造,因此难以一边适当地保持剥

离面一边剥离到尖部。当剥离面向存在脂肪组织的外骨盆筋膜侧偏移时,存在于脂肪组织内部的神经损伤的可能性高。但是,即使剥离面向脂肪组织侧偏移,只要脂肪组织在剥离面不露出,神经损伤的可能性就小。

[0104] 因此,反复进行区分内部存在比周边组织相对多的神经的脂肪组织区域与周边组织区域的步骤和在存在于前列腺与脂肪组织区域之间的前列腺筋膜内进行剥离的步骤,并且为了不切入脂肪组织而进行存在于前列腺与脂肪组织之间的周边组织的剥离。实际上,在区分过程中使用本实施方式的活体观察装置。

[0105] 这样,通过进行区分,当剥离面向脂肪组织侧偏移时、具体地说当脂肪组织露出剥离面或在剥离面上脂肪组织存在侧的脂肪组织表面的周边组织变薄而通过周边组织能观察到脂肪组织时,可通过将剥离面从脂肪组织侧向前列腺侧进行修正,来在难以损伤神经的位置上进行剥离。

[0106] 此外,在本实施方式中,光源部 3 利用氙气灯 11 和滤波器转台 12 依次射出不同波段的光,但可以取而代之如图 4 所示,以光能够经由平面镜 19 以及分色镜 20 入射到同一导光缆 7 的方式,配置射出不同波段的光的多个发光二极管(LED) 18a ~ 18d。

[0107] 在图 4 所示的例子中,准备 400 ~ 450nm、450 ~ 500nm、520 ~ 570nm、600 ~ 650nm 波段的 4 个发光二极管 18a ~ 18d。然后,在白色光观察模式中,如图 5(c) 所示使用来自 400 ~ 500nm 的发光二极管 18a、18b 的光作为蓝色的照明光,使用来自 520 ~ 570nm 的发光二极管 18c 的光作为绿色的照明光,使用来自 600 ~ 650nm 的发光二极管 18d 的光作为红色的照明光。另一方面,在特殊光观察模式中,如图 5(b) 所示使用来自 450 ~ 500nm 的发光二极管 18b 的光作为蓝色的照明光。

[0108] 结果,与图 1 的活体观察装置 1 同样,在特殊光观察模式下在脏器的表面较薄存在的脂肪也能够明显地显示。图 5(a) 与图 3(a) 相同。

[0109] 另外,如图 6 所示,作为摄像元件 10 可以使用彩色 CCD 来取代单色 CCD,也可以具备在来自氙气灯 11 的光的光轴上可插拔的短波长截止滤波器 21 来代替滤波器转台 12。在图中,标号 22 是由控制部 17 控制并在光轴上插拔短波长截止滤波器 21 的直动机构。

[0110] 短波长截止滤波器 21 如图 7(d) 所示,切断比 450nm 小的波段的光并透过 450nm 以上的波段的光。

[0111] 摄像元件 10 如图 7(b) 所示,具备具有每一色的透射率的滤色器(省略图示)。

[0112] 另外,氙气灯 11 具有如图 7(c) 所示的强度光谱。图 7(a) 与图 3(a) 相同。

[0113] 在白色光观察模式下,短波长截止滤波器 21 从光轴上退避,在特殊光观察模式下,短波长截止滤波器 21 插入到光轴上。然后,利用与摄像元件 10 的各个色对应的像素取得的图像分别单独存储到存储器 15 内,在图像处理部 16 中进行合成。这样,与图 1 的活体观察装置 1 同样,在特殊光观察模式下在脏器的表面较薄存在的脂肪也能够明显地显示。

[0114] 此外,如图 8 所示,还可以采用 3CCD 方式,具备按照每个波段对从被摄体返回的反射光进行分光的色分解棱镜 23 和对各波段的光进行摄影的 3 个单色 CCD 24a ~ 24c。

[0115] 色分解棱镜 23 根据图 9(b) 所示的透射率特性按照每个波段对来自被摄体的反射光进行分光。

[0116] 图 9(a) 与图 3(a) 相同。另外,图 9(c) 与图 7(c) 相同。

[0117] 在此情况下,也可以具备利用直动机构 22 在来自氙气灯 11 的光的光轴上可插拔

的滤波器 25 来取代滤波器转台 12。滤波器 25 如图 9(d) 所示,使期望的 3 个波段的光透过并切断其它波段的光。

[0118] 然后,在白色光观察模式下,滤波器 25 从光轴上退避,在特殊光观察模式下滤波器 25 插入到光轴上。然后,将由各单色 CCD24a ~ 24c 取得的图像分别单独存储到存储器 15 内,并在图像处理部 16 中进行合成。这样,与图 1 的活体观察装置 1 同样,在特殊光观察模式中在脏器或结缔组织等其它组织的表面上较薄存在的脂肪也能够明显地显示。

[0119] 另外,在本实施方式中,具备切换观察倍率的倍率切换部(省略图示),当观察倍率切换为高倍率时,可切换为特殊光观察模式,在切换为低倍率时可切换为白色光观察模式。

[0120] 通过在高倍率观察时设为特殊光观察模式,可一边确认其它组织与脂肪的边界一边进行精密的处理,通过在低倍率观察时设为白色光观察模式,可进行对要处理的部位整体的概括观察。

[0121] 另外,在本实施方式中,通过对来自照明光学系统 7 的光在被摄体中的反射光进行分光来实施观察,但也可以取而代之进行以下的观察。

[0122] (A) ~ (F) 是关于脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织之间利用分光特性以外的光学特性的差异来区分两者。

[0123] (A) 自身荧光:脂肪组织的自身荧光少,而脂肪组织以外的结缔组织由于含有大量自身荧光物质即胶原蛋白因而自身荧光多,因此可利用其差异来区分两者。

[0124] (B) 偏光:可利用脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织之间的偏光消除度、偏光度、相位差等偏光特性的差异来区分两者。

[0125] (C) 拉曼散射:可利用构成脂肪组织的分子与构成脂肪组织以外的结缔组织的分子的差异来区分两者。

[0126] (D) 红外光:脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织相比水分少,所以红外光的吸收少。可利用该红外吸收的差异来区分两者。

[0127] (E) 染色:利用在脂肪组织上容易聚集的色素进行染色。脂肪组织较多地取入脂溶性高的色素。可利用该色素聚集度的差异而引起的光学特性的差异,来区分脂肪组织与脂肪以外的结缔组织这两者。

[0128] (F) OCT:利用脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织的折射率之差进行图像化。可利用折射率的差异来区分两者。

[0129] (G) 图像处理:例如,采用分光估计由光学像形成单元对通过拍摄来自被摄体的返回光而取得的图像进行处理,由此可形成预定波段的光学像,并根据该光学像来区分脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织。

[0130] 另外,如(H)或(I)那样,只要可区分脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织,就能够利用光学特性以外的特性。还可以组合光学特性和这些特性来利用于两者的区分。

[0131] (H) 超声波:可利用脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织的声阻抗之差对断层像进行图像化,并区分两者。

[0132] (I) MRI:可利用核磁共振现象来区分脂肪组织与脂肪组织以外的结缔组织进行图像化,并区分两者。

[0133] 标号说明

- [0134] 1 活体观察装置
- [0135] 3 光源部（照射部）
- [0136] 6 图像显示部（显示部）
- [0137] 7 导光缆（照射部）
- [0138] 8 摄影光学系统（摄像部）
- [0139] 10 摄像元件（彩色 CCD）
- [0140] 17 控制部（模式切换部）
- [0141] 23 色分解棱镜（分光单元）
- [0142] 24a ~ 24c 单色 CCD（摄像元件）

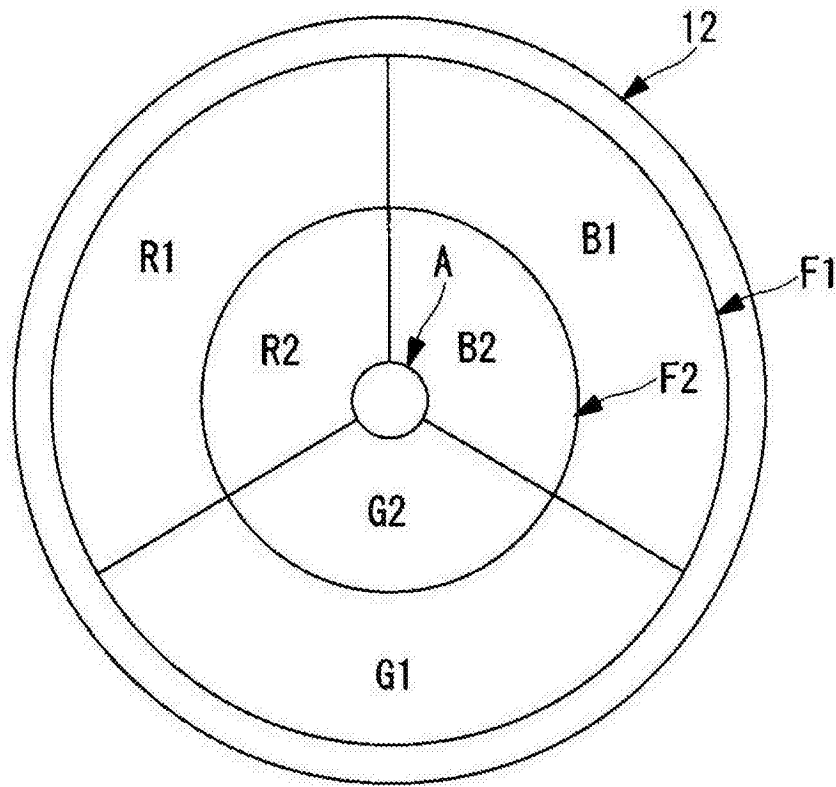


图 2

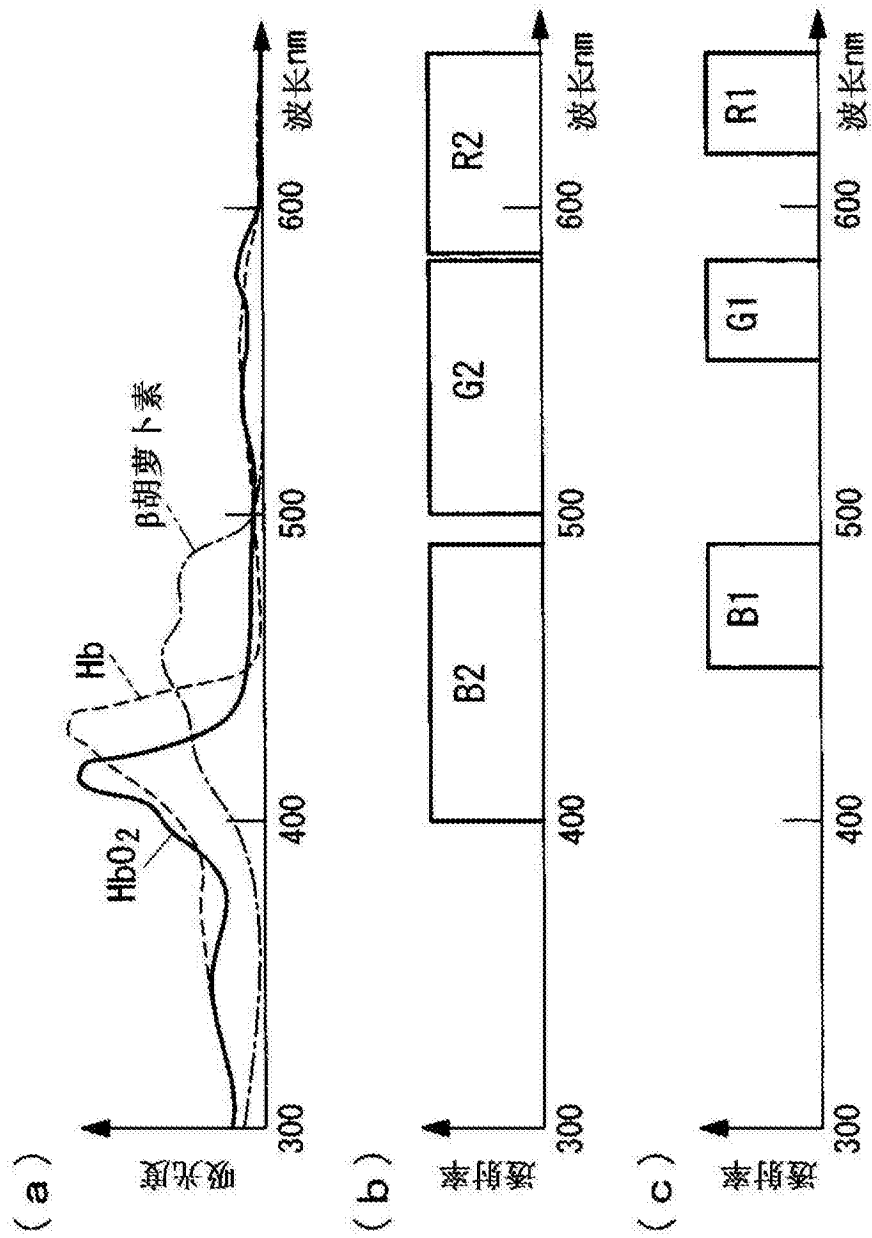


图 3

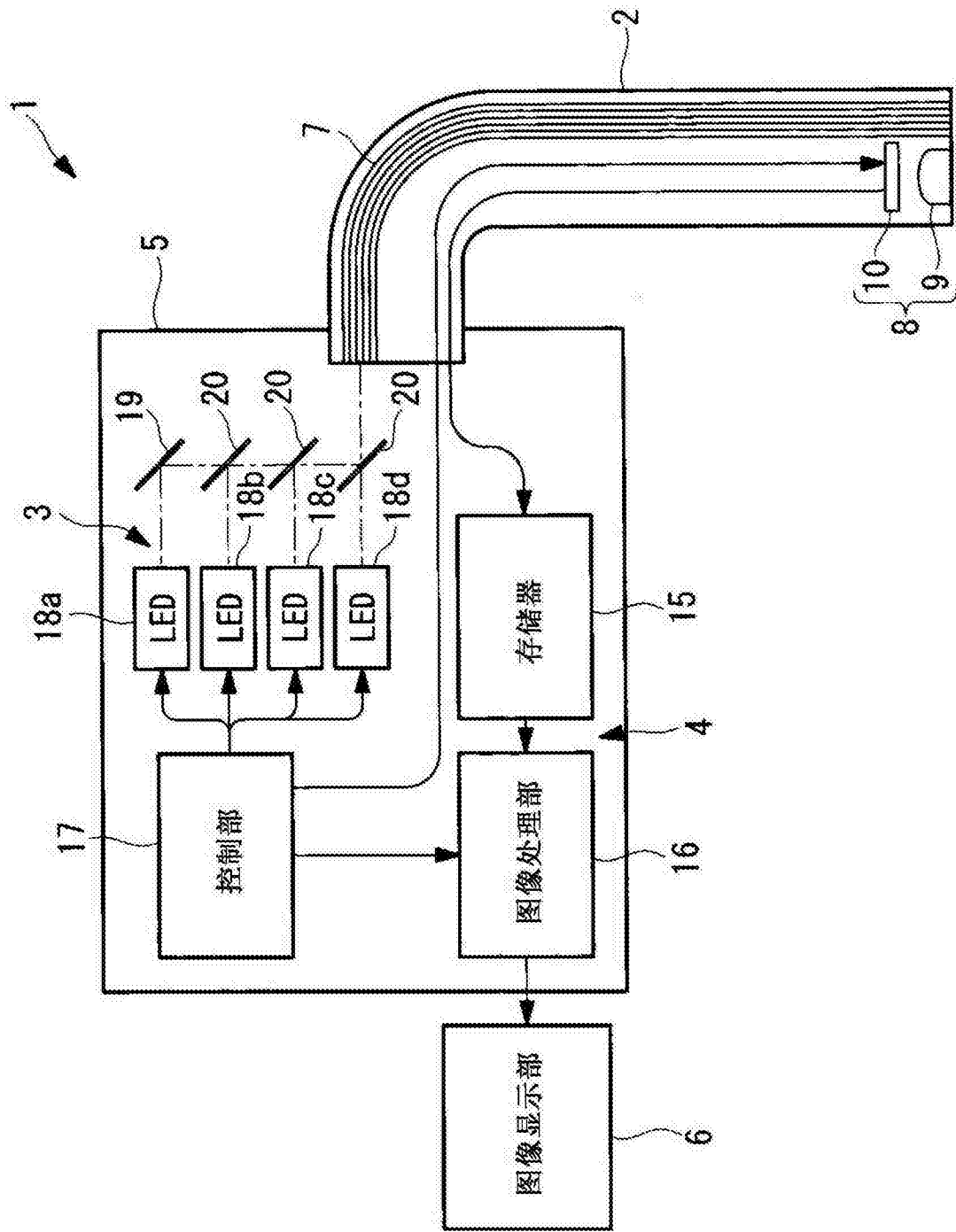


图 4

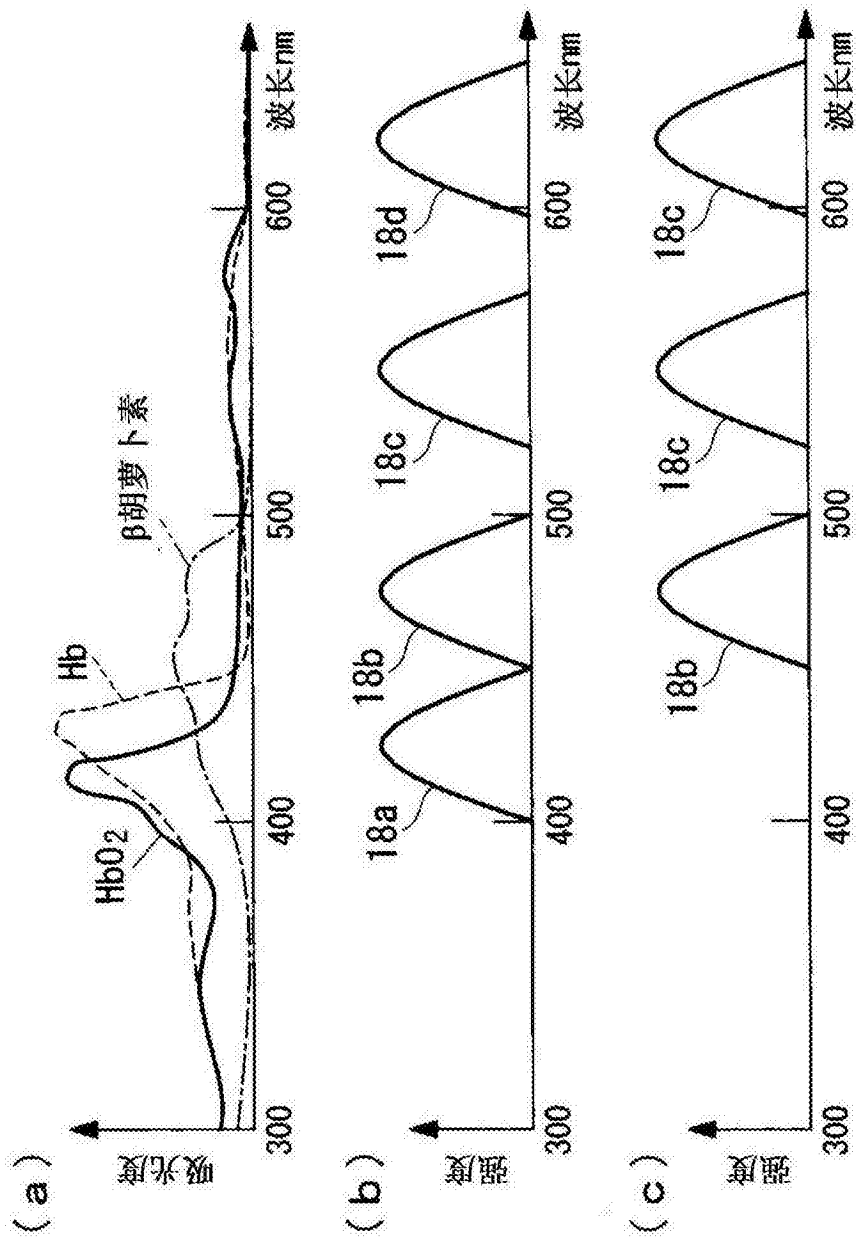


图 5

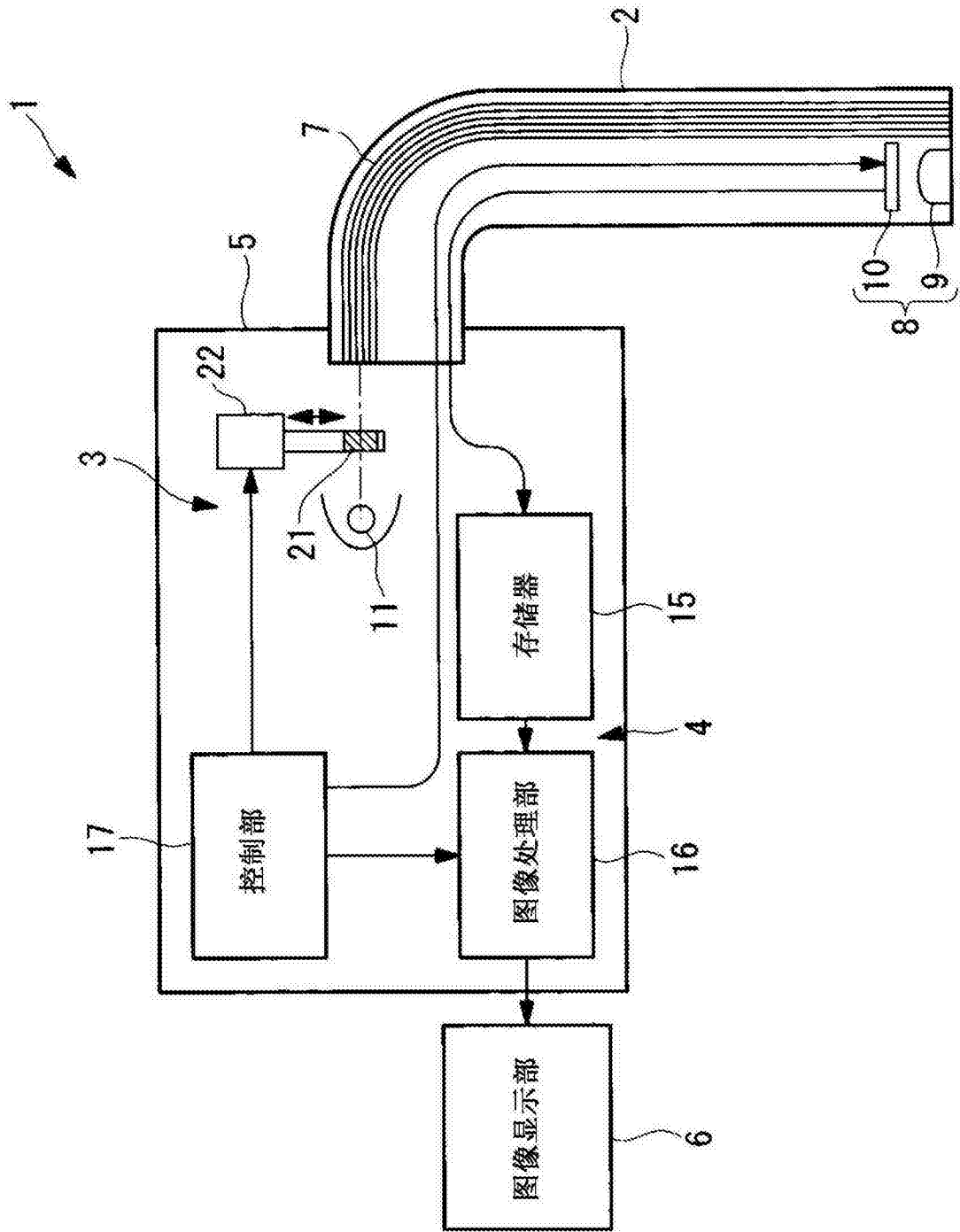


图 6

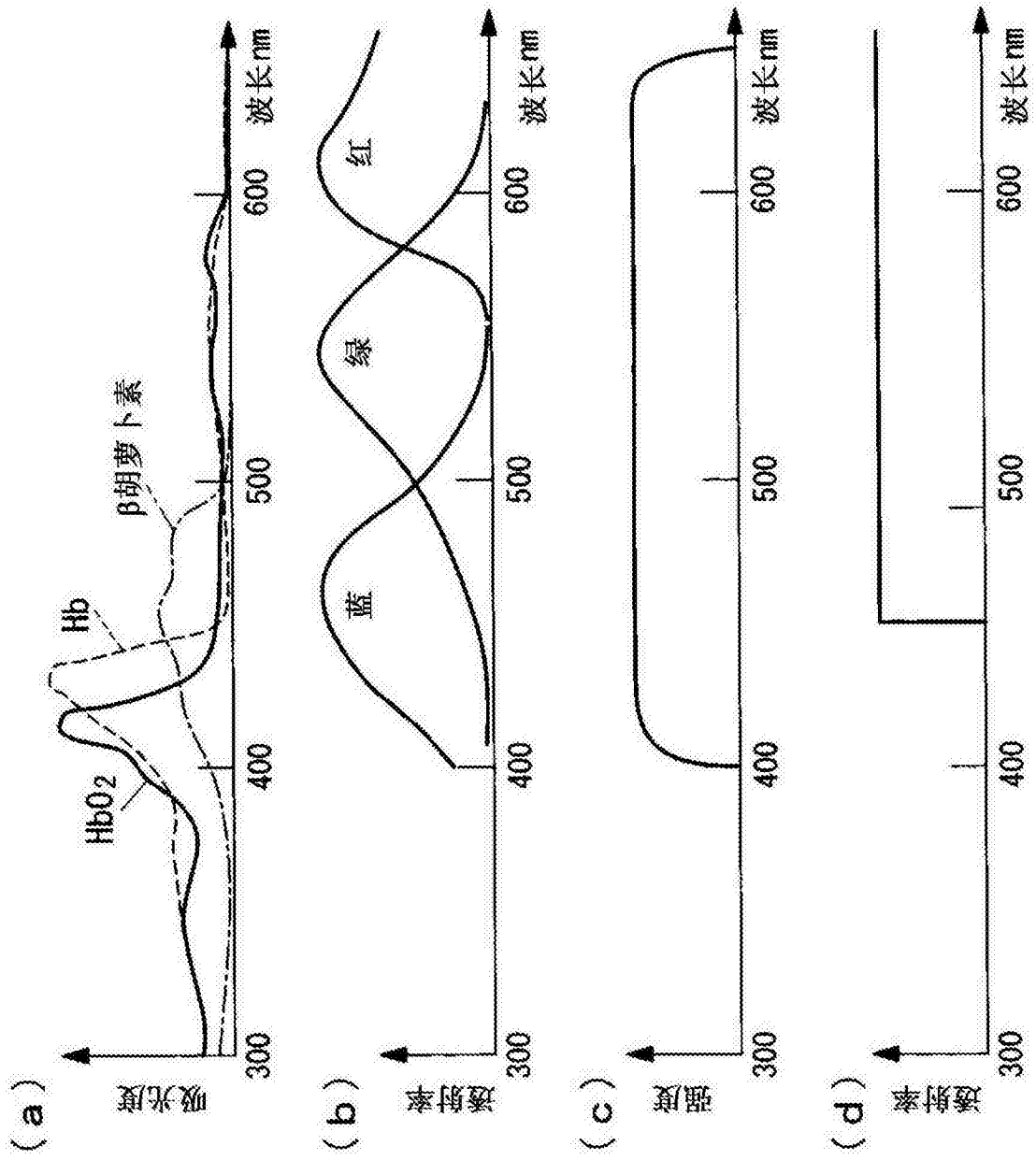


图 7

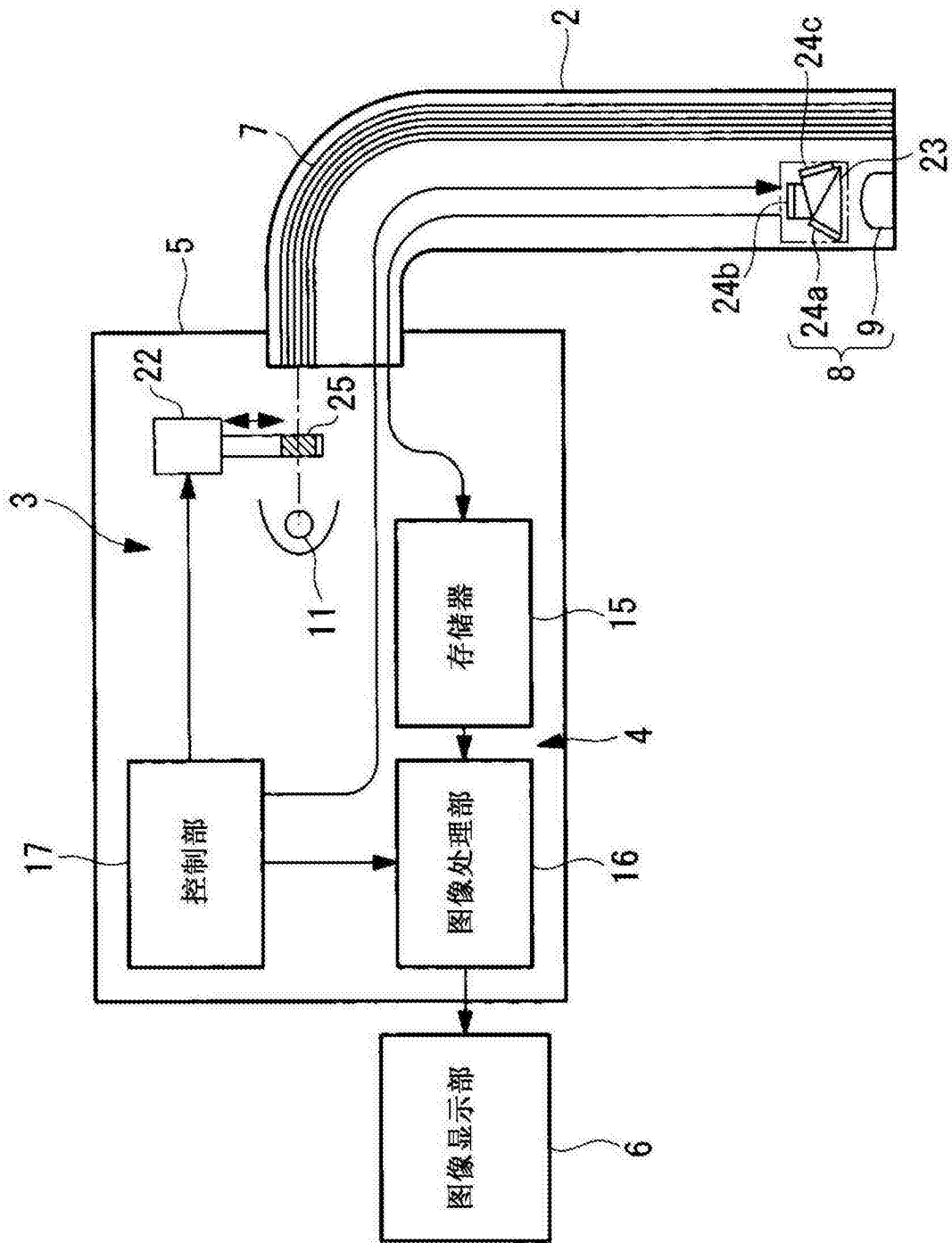


图 8

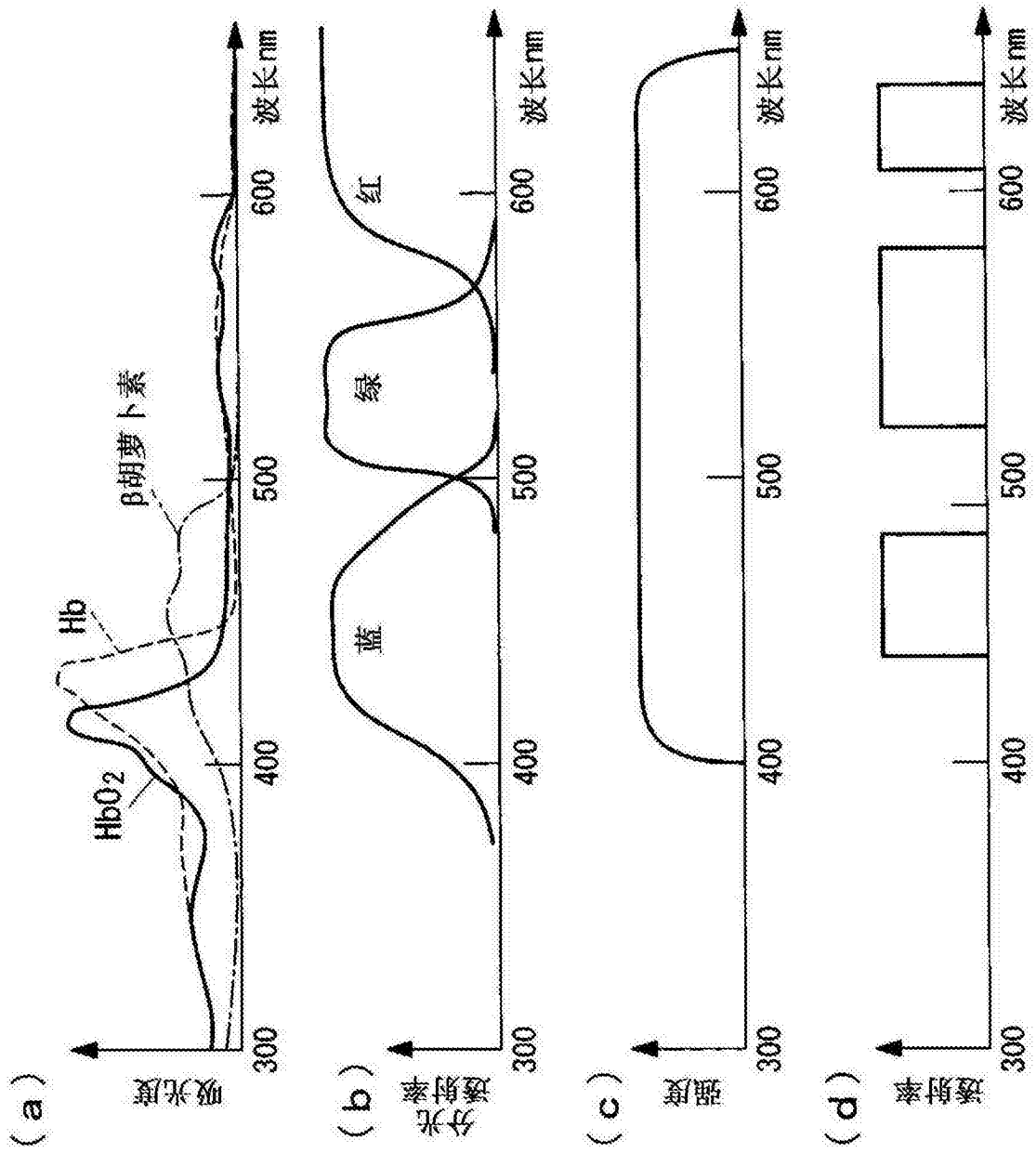


图 9

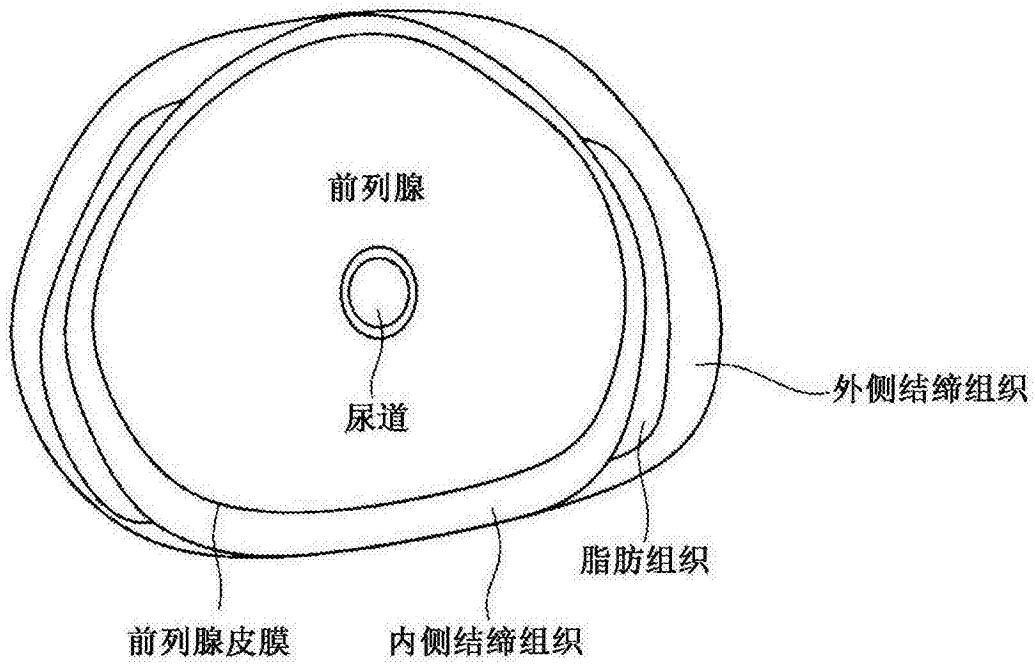


图 10

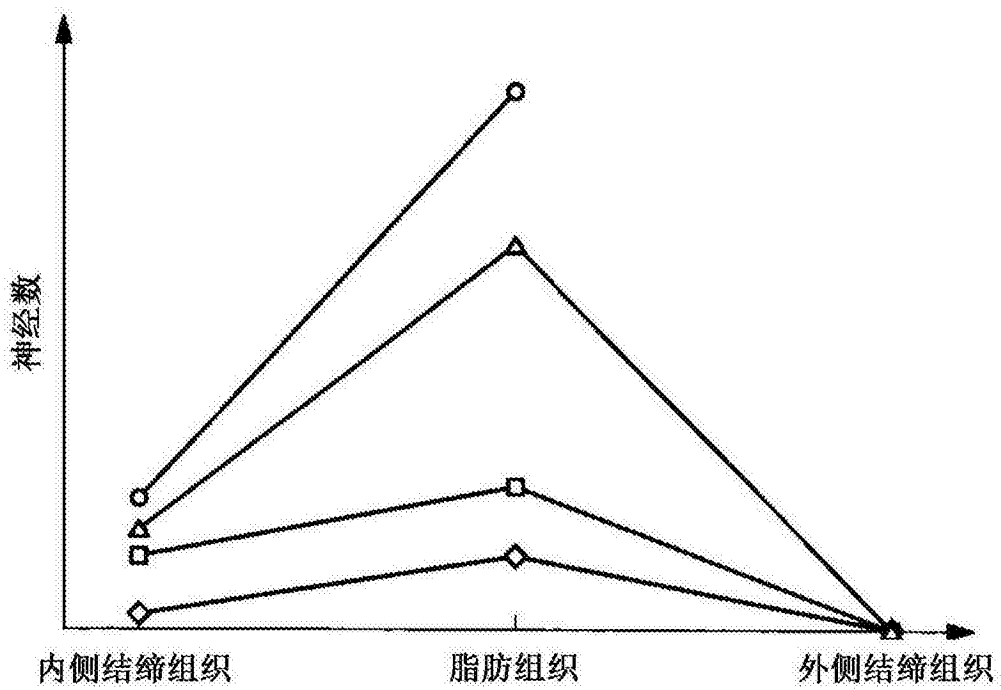


图 11

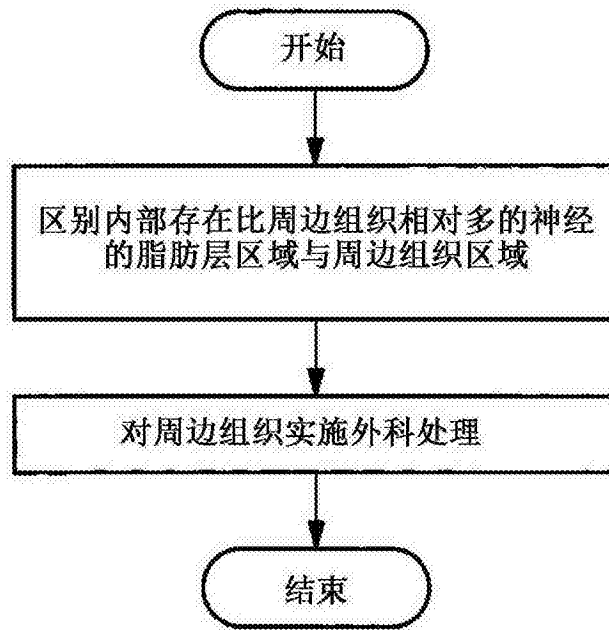


图 12