



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110403561 A

(43)申请公布日 2019.11.05

(21)申请号 201910337695.5

(22)申请日 2019.04.25

(30)优先权数据

102018110095.7 2018.04.26 DE

(71)申请人 阿瓦特拉医药有限公司

地址 德国耶拿

(72)发明人 P·普里尤斯

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 亓云 唐杰敏

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

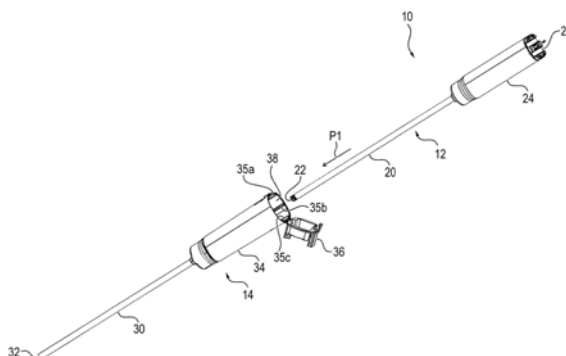
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

无菌内窥镜护套

(57)摘要

内窥镜护套(14)包括布置在其远端处的光学元件(32)。光学元件(32)吸收位于中红外波长范围内的吸收波长范围内的电磁辐射。



1. 一种用于非无菌内窥镜的无菌内窥镜护套,具有布置在所述内窥镜护套(14)的远端处的光学元件(32),其特征在于,所述光学元件(32)吸收位于中红外波长范围内的吸收波长范围内的电磁辐射。
2. 如权利要求1所述的内窥镜护套,其特征在于,所述光学元件(32)在所述吸收波长范围之外的至少一个光学波长范围内是透明的。
3. 如权利要求1或2所述的内窥镜护套,其特征在于,所述吸收波长范围是从 $9\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 、从 $8\mu\text{m}$ 至 $12\mu\text{m}$ 或从 $8\mu\text{m}$ 至 $14\mu\text{m}$ 的波长范围。
4. 一种用于在无菌环境中对非无菌内窥镜进行无菌处置的布置,具有根据权利要求1到3中一项所述的内窥镜护套(14),以及具有非无菌内窥镜(12),其包括内窥镜轴(20)和布置在所述内窥镜轴(20)的远端处的光学元件,其中所述内窥镜的所述光学元件对在所述吸收波长范围内的电磁辐射是透明的,以及其中所述内窥镜(12)被接收在所述内窥镜护套(14)中并且以无菌方式将其屏蔽环境。
5. 如权利要求4所述的布置,其特征在于,所述内窥镜(12)具有第一传感器元件(40),所述第一传感器(40)检测源自所述内窥镜护套(14)的所述光学元件的所述吸收波长范围内的电磁辐射。
6. 如权利要求5所述的布置,其特征在于控制单元(48),所述控制单元基于由所述第一传感器元件(40)检测到的所述电磁辐射来确定所述内窥镜护套的所述光学元件(32)的温度。
7. 如权利要求6所述的布置,其特征在于输出单元(70),所述输出单元(70)在借助所述控制单元(48)的帮助下确定的所述内窥镜护套(14)的光学元件(32)的温度达到和/或超过预设值时,输出声音和/或光学警告信号。
8. 如权利要求5到7中一项所述的布置,其特征在于,所述内窥镜轴(20)包括第一光纤(56),所述第一光纤(56)光学地连接到所述第一传感器元件(40)并且将进入所述内窥镜轴(20)的远端的所述吸收波长范围内的电磁辐射引导到所述第一传感器元件(40)。
9. 如权利要求5到7中一项所述的布置,其特征在于,所述内窥镜(12)具有分束器(62),所述分束器将所述吸收波长范围内的所述电磁辐射耦合到所述内窥镜(12)的观察光学系统(50)之外并将其引导到所述第一传感器元件(40)上。
10. 如权利要求8所述的布置,其特征在于,所述内窥镜(12)具有第二传感器元件(42),所述第二传感器元件(42)检测所述吸收波长范围内的电磁辐射,并且所述内窥镜轴(20)包括第二光纤(58),所述第二光纤(58)光学地连接到所述第二传感器元件(42)并且将所述吸收波长范围内的电磁辐射从所述内窥镜轴(20)的远端引导到所述第二传感器元件(42)。
11. 如权利要求10所述的布置,其特征在于,所述第二光纤(58)光学地在远端(59)闭合。
12. 如权利要求10或11所述的布置,其特征在于一控制单元或所述控制单元(48),所述控制单元(48)基于由所述第一传感器元件(40)检测的所述电磁辐射来确定所述内窥镜护套(14)的光学元件的温度,并且基于由所述第二传感器元件(42)检测的所述电磁辐射来确定所述内窥镜(12)的光学元件的温度。

13. 如权利要求12所述的布置,其特征在于一输出单元或所述输出单元(70),所述输出单元(70)在所确定的所述内窥镜护套(14)的光学元件(32)的温度和所确定的所述内窥镜(12)的光学元件的温度各自达到和/或超过预设值时,输出声音和/或光学警告信号。

14. 如权利要求4到13中一项所述的布置,其特征在于,所述内窥镜护套(14)的所述光学元件(32)具有对所述吸收波长范围内的电磁辐射透明的至少一个区域(74)。

15. 如权利要求14所述的布置,其特征在于,所述内窥镜(12)具有第三传感器元件(44)并且所述内窥镜轴(20)包括第三光纤(60),所述第三光纤(60)光学地连接到所述第三传感器元件(44),其中所述第三光纤(60)的远端(51)被布置成与所述至少一个区域(74)相对,并将进入所述第三光纤(60)的所述远端(61)的所述吸收波长范围内的电磁辐射引导到所述第三传感器元件(44)。

## 无菌内窥镜护套

[0001] 本发明涉及用于非无菌内窥镜的无菌内窥镜护套。内窥镜护套包括布置在内窥镜护套的远端处的光学元件,即面向患者的端部。此外,本发明涉及一种用于在无菌环境中无菌地操作非无菌内窥镜的布置。

[0002] 用于在无菌环境(诸如手术室)中无菌地操作非无菌内窥镜的已知布置包括非无菌内窥镜和无菌内窥镜护套,其具有布置在远端的光学元件。内窥镜护套通常是无菌一次性物品或内窥镜护套,其可以被再次灭菌,即再加工。这种内窥镜护套例如从文献DE 10 2010 022 429 A1中已知。内窥镜护套具有两个护套部分,这两个护套部分以可释放和流体密封的方式可彼此机械连接。此外,文献DE 10 2010 053 814 A1公开了一种用于医疗目的的内窥镜,其可被插入到无菌外壳中。

[0003] 从文献EP 0 904 725 A1中已知一种具有可更换轴的内窥镜,其被形成为无菌一次性物品。该内窥镜的缺点是每次使用时由轴的更换所产生的成本相对较高。

[0004] 已知内窥镜护套的光学元件对可见光是透明的。因此,对体内(即打开的手术区域)的照明通过从布置在内窥镜护套中的内窥镜的远端发射的照明光来实现。然而,例如因为残留物对光学元件的污染导致该光学元件变得至少部分地对照明光不透明并且吸收一部分照明光。被吸收的照明光被转换成热量并导致光学元件的强烈加热,由此可能发生对器官的相当大的损害。迄今已知的内窥镜护套的缺点是不能检测到这种加热。

[0005] 从文献US2014/0200406A1中已知一种内窥镜,其中借助于红外光防止远侧布置的光学元件的起雾。光学元件被配置为使得其吸收红外光。光学元件通过这一吸收被加热,由此防止起雾和/或已经存在的冷凝水被蒸发。

[0006] 从文献DE 21 29 094 A1中已知一种用于监视存储器中铀燃料棒温度的警报系统。该警报系统具有用于捕获源自存储器的红外范围内的电磁辐射的光学系统和具有对红外波长范围透明的上游滤波器的红外检测器。

[0007] 此外,从文献EP 0 820 250 B1中已知一种用于内窥镜诊断的系统,其使用可见光和红外光进行成像。

[0008] 从已知的现有技术出发,本发明的目的是描述一种内窥镜护套,其中可以可靠地确定布置在内窥镜护套的远端处的光学元件的温度。另外,将描述一种用于在无菌环境中无菌地操作非无菌内窥镜的布置。

[0009] 该目的是通过具有权利要求1的特征的内窥镜护套和具有权利要求4的特征的布置来解决的。有利的改进被描述在从属权利要求中。

[0010] 本发明的用于非无菌内窥镜的无菌内窥镜护套具有布置在内窥镜护套的远端处的光学元件。光学元件吸收位于中红外波长范围内的吸收波长范围内的电磁辐射。

[0011] 在该文献中,中红外波长范围意味着 $3\mu\text{m}$ 至 $50\mu\text{m}$ 的波长范围。该波长范围对应于地球上主要温度下的热辐射波长范围。在该文献中,远端指的是面向患者的方向,而近端指的是远离患者的方向。当提及元件、对象或布置时,远端和近端分别相对于元件、对象和布置的预期位置使用。

[0012] 由于光学元件吸收吸收波长范围内的电磁辐射,因此光学元件在吸收波长范围内

具有非常低的反射度和非常高的发射度。对于吸收波长范围内的电磁辐射,光学元件可以说是封闭腔或黑体辐射器。因此,源自光学元件的吸收波长范围内的电磁辐射基本上对应于源自光学元件的热辐射,该热辐射仅取决于光学元件的温度。光学元件进一步对于吸收波长范围内的电磁辐射是不透明的。吸收波长范围内的电磁辐射源,诸如患者体内的器官或其他手术器械,被光学元件覆盖。因此,可以借助传感器专门检测由光学元件自身发出的热辐射。由于从该辐射的光谱可以确定光学元件的温度,因此在本发明的内窥镜套中以可靠方式确定光学元件的温度是可能的。

[0013] 有利的是光学元件在吸收波长范围之外的至少一个光学波长范围内是透明。优选地,至少一个光学波长范围位于可见光的范围内,即在380nm到780nm的范围内。这使得使用光学元件,例如结合用于光学场成像的内窥镜结合使用而不造成成像中的干扰是可能的。

[0014] 此外,有利的是吸收波长范围是从9 $\mu\text{m}$ 到10 $\mu\text{m}$ 、优选从8 $\mu\text{m}$ 到12 $\mu\text{m}$ 、尤其优选从8 $\mu\text{m}$ 到14 $\mu\text{m}$ 的波长范围。在从9 $\mu\text{m}$ 到10 $\mu\text{m}$ 的波长范围内,黑体的热辐射光谱的最大值具有位于从17 $^{\circ}\text{C}$ 到48 $^{\circ}\text{C}$ 的温度。通过测量源自光学元件的该波长范围内的电磁辐射,确定光学元件何时加热到高于约37 $^{\circ}\text{C}$ 的体温是可能的。在从8 $\mu\text{m}$ 到12 $\mu\text{m}$ 的优选波长范围内,黑体的热辐射光谱的最大值具有位于从-31 $^{\circ}\text{C}$ 到89 $^{\circ}\text{C}$ 的温度。因此,确定光学元件何时加热到高于组织凝固温度(即蛋白质凝固温度)约60 $^{\circ}\text{C}$ 的温度是可能的。当内窥镜加热到高于凝固温度的温度时,坏死可能发生在组织上,特别是与光学元件接触的器官上。特别优选的从8 $\mu\text{m}$ 到14 $\mu\text{m}$ 的波长范围包括在在-60 $^{\circ}\text{C}$ 到89 $^{\circ}\text{C}$ 的温度下黑体的热辐射光谱的最大值。宽光谱的测量允许对光学元件的温度进行更可靠的确定。

[0015] 本发明进一步涉及一种用于在无菌环境中无菌地操作非无菌内窥镜的布置。本发明的布置包括根据权利要求1或根据有利的发展的本发明的无菌内窥镜护套和非无菌内窥镜。内窥镜包括内窥镜轴和布置在内窥镜轴远端的光学元件。内窥镜的光学元件对在吸收波长范围内的电磁辐射是透明的。内窥镜容纳在内窥镜护套中,内窥镜护套以无菌方式保护内窥镜不受环境影响。

[0016] 使用与无菌内窥镜护套相关的非无菌内窥镜对于可多次使用的内窥镜再消毒或使用一次性内窥镜而言是成本高效的替代品。此外,本发明的内窥镜套使得以可靠方式确定光学元件的温度成为可能。

[0017] 有利的是内窥镜具有检测源自内窥镜护套的光学元件的吸收波长范围内的电磁辐射的第一传感器元件时。优选地,该传感器元件被配置成以光谱解析方式检测源自光学元件的吸收波长范围内的电磁辐射。根据由第一传感器元件检测到的电磁辐射,可以确定光学元件的温度。

[0018] 优选地,该布置具有控制单元,该控制单元基于由第一传感器元件检测到的电磁辐射来确定内窥镜护套的光学元件的温度。例如,由控制单元确定的温度可由输出单元输出。因此,可自动监视温度,并且在光学元件的温度达到患者可能面临风险的值之前可将内窥镜从患者体内移除,或关闭照明。

[0019] 有利的是该布置具有输出单元,该输出单元在所确定的内窥镜护套的光学元件的温度达到和/或超过预设值时输出声音和/或光学警告信号。因此,外科医生无需亲自监视光学元件的温度,并且可集中精力对患者进行医疗干预。优选地,预设值低于发生组织凝固或坏死的温度。因此,可以在适当的时候将内窥镜从患者体内移除,或者在患者处于危险中

之前关闭照明。

[0020] 此外,有利的是内窥镜轴包括第一光纤,第一光纤光学地连接到第一传感器元件并且将进入内窥镜轴的远端的吸收波长范围内的电磁辐射引导到第一传感器元件。通过光纤,将第一传感器元件布置在内窥镜的近端部分(例如手持件)中是可能的。由此,使得内窥镜的紧凑结构成为可能。

[0021] 替代地,内窥镜具有分束器,该分束器将吸收波长范围内的电磁辐射耦合到内窥镜的观察光学系统之外并将其引导到第一传感器元件上。进入内窥镜轴的远端的吸收波长范围内的电磁辐射通过观察光学系统而不是第一光纤被引导到内窥镜的近端。通过使用观察光学系统,可以省去为吸收波长范围内的电磁辐射提供自己的光学通道的必要性。由此,内窥镜的结构变得更紧凑并且可以更成本高效地制造内窥镜。

[0022] 此外,有利的是内窥镜具有第二传感器元件并且内窥镜轴包括第二光纤,第二传感器元件检测吸收波长范围内的电磁辐射,第二光纤光学连接到第二传感器元件并且将吸收波长范围内的电磁辐射从内窥镜轴的远端引导到第二传感器元件。优选地,第二光纤在远端处光学闭合。由光纤引导的唯一辐射是源自第二光纤的闭合的热辐射。结果,形成参考通道,利用该参考通道可以确定内窥镜的温度,特别是内窥镜的远端的温度。内窥镜护套的光学元件的加热通过热传导引起内窥镜的远端的加热。由于热传导过程需要时间,因此可以通过参考通道来区分所确定的光学元件的加热是仅在短时间内发生(例如通过光学元件与激光手术刀的接触),还是长时间内发生(例如通过光学元件的污染和由此引起的照明光的吸收)。

[0023] 有利的是控制单元基于由第一传感器元件检测的电磁辐射来确定内窥镜护套的光学元件的温度,并且基于由第二传感器元件检测的电磁辐射来确定内窥镜的光学元件的温度。优选地,当所确定的内窥镜护套的光学元件的温度和所确定的内窥镜的光学元件的温度达到和/或超过相应的预设值时,输出单元输出声学 and/或光学警告信号。结果,防止了当光学元件仅在短时间内加热时发生错误警告,例如因为与另一个外科器械的接触而加热。因此,对患者至关重要的光学元件的温度的确定更加可靠。

[0024] 替代地,控制单元确定所确定的内窥镜护套的光学元件的温度与所确定的内窥镜的光学元件的温度之差。优选地,当所确定的内窥镜护套的光学元件的温度达到和/或超过预设值时,并且当所确定的内窥镜护套的光学元件的温度与所确定的内窥镜的光学元件的温度之间的所确定差值达到和/或低于预设值时,输出单元输出声学或光学警告信号。

[0025] 此外,有利的是内窥镜护套的光学元件至少具有对吸收波长范围内的电磁辐射透明的区域。优选地,内窥镜具有第三传感器元件。内窥镜轴优选地包括光学耦合至第三传感器元件的第三光纤。第三光纤的远端与至少一个区域相对布置。第三光纤将进入第三光纤的远端的吸收波长范围内的电磁辐射引导到第三传感器元件。吸收波长范围内的电磁辐射(例如,由所在地中的源发射)可以在至少一个区域中自由地通过光学元件,并且被引导通过第三光纤到达第三传感器元件并由此检测。由于从该辐射的光谱中可以确定所在地中的源的温度,因此可以在体内执行温度测量,例如用于诊断目的。第三传感器元件可以是图像传感器。由此,由第三传感器元件检测的吸收波长范围内的电磁辐射可用于成像。

[0026] 当在不同的内窥镜护套中提供不同的光学元件时,可以通过选择内窥镜护套来改变借助于内窥镜检测的光的成像,使得可以通过选择护套来改变内窥镜的光学图像捕获特

性。当在不同的内窥镜护套中设置不同的光学元件时,对借助于内窥镜检测到的光进行成像可以经由选择内窥镜护套而改变,以使得内窥镜的光学图像捕获性质可以通过选择护套而改变。

[0027] 内窥镜可以是单内窥镜,即仅具有一个光学通道的内窥镜,或立体内窥镜。

[0028] 本发明的进一步特征和优点源于以下描述,其在结合所附附图的各实施例的基础上更加详细地解释了本发明。

[0029] 图1示出了根据第一实施例的在无菌环境中无菌地操作具有无菌内窥镜护套的非无菌内窥镜的布置;

[0030] 图2a示出了根据第二实施例的具有单内窥镜的布置的示意性截面图;

[0031] 图2b示出了如从远侧观察的根据图2a的单内窥镜的示意图;

[0032] 图3a示出了根据第三实施例的具有单内窥镜的布置的截面图;

[0033] 图3b示出了如从远侧观察的根据图3a的单内窥镜的示意图;

[0034] 图4a示出了根据第四实施例的具有单内窥镜的布置的示意性截面图;

[0035] 图4b示出了如从远侧观察的根据图4a的单内窥镜的示意图;

[0036] 图5a示出了根据第五实施例的具有立体内窥镜的布置的示意性截面图;

[0037] 图5b示出了如从远侧观察的根据图5a的立体内窥镜的示意图;

[0038] 图6a示出了根据第六实施例的具有立体内窥镜的布置的示意性截面图;

[0039] 图6b示出了如从远侧观察的根据图6a的立体内窥镜的示意图;

[0040] 图7a示出了根据第七实施例的具有立体内窥镜的布置的示意性截面图;

[0041] 图7b示出了如在示意性图中从远侧观察的根据图7a的立体内窥镜的示意图;以及

[0042] 图7c示出了如从近侧观察的根据图7a和7b的内窥镜护套的光学元件的示意图。

[0043] 图1示出了根据第一实施例的用于在无菌环境中无菌地操作非无菌内窥镜12的布置10的透视图。除了内窥镜12以外,布置10包括无菌内窥镜护套14。

[0044] 内窥镜12具有布置在内窥镜轴20的近端的内窥镜主体24。下面参考图2a、2b、3a、3b、4a、4b、5a、5b、6a、6b、7a和7b更详细地描述内窥镜12,特别是内窥镜12的内部结构。

[0045] 内窥镜护套14包括可至少部分地插入患者体内的用于接收内窥镜轴20的前部30。内窥镜护套14的前部30借助于光学元件32在远端闭合,该光学元件32吸收从 $8\mu\text{m}$ 至 $14\mu\text{m}$ 的吸收波长范围内的电磁辐射,并且在 $380\text{nm}$ 至 $780\text{nm}$ 的光学波长范围内是透明的。由于光学元件32吸收吸收波长范围内的电磁辐射,因此它在吸收波长范围内具有非常低的反射度和非常高的发射度。因此,源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射基本上对应于源自光学元件32的热辐射,该热辐射仅取决于光学元件的温度。根据该辐射的光谱,可以确定光学元件32的温度。

[0046] 内窥镜护套14进一步包括用于接收内窥镜主体24的中间部分34和具有连接到中间部分34的无菌锁的封闭元件28。通过封闭元件36,形成内窥镜护套14的进给和移除开口38,用于分别将内窥镜12插入内窥镜护套14和从内窥镜护套14移除。在无菌锁的帮助下,内窥镜12的具有电接触和光学连接元件的接触区域26以无菌方式被屏蔽。

[0047] 为了将内窥镜12接收在内窥镜护套14中,内窥镜114在箭头P1的方向上通过打开进给和移除开口38来插入到内窥镜护套14中。为此,首先将内窥镜轴20插入到进给和移除开口38中,然后将其向上推入内窥镜护套14的前部30中,使得内窥镜轴20的尖端22被布置

成与布置在前部30的远端处的内窥镜护套14的光学元件32相对。当通过进给和移除开口38将内窥镜主体24插入到内窥镜护套14的中间部分34时,内窥镜主体24由存在于内窥镜护套14的中间部分34内侧上并且保持在内窥镜护套14的中间部分34中的预定位置中的引导腹板35a至35c引导。

[0048] 图2a示出了根据第二实施例的布置10a的示意性截面图。具有相同功能的相同元件或元件用相同的附图标记标识。布置10a包括具有第一传感器元件40的单内窥镜12a、根据图1的内窥镜护套14(在图2a中仅示出了其光学元件32)、以及输出单元70。非无菌单内窥镜12a由无菌内窥镜护套14接收,并且因此以无菌方式屏蔽环境。

[0049] 单内窥镜12a具有从内窥镜主体24a在远侧方向突出的内窥镜轴20a,在其远侧末端22a处布置第一传感器元件40。内窥镜轴20a进一步包括第一观察光学系统50。内窥镜主体24a在其近端处连接至内窥镜轴20a。在内窥镜主体24a中,尤其布置有控制单元48和图像传感器46a。

[0050] 源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射基本上是光学元件32的热辐射,该热辐射仅取决于其温度。该辐射由布置在内窥镜轴20a的远侧尖端22a处的第一传感器元件40检测。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定光学元件32的温度。当由控制单元48确定的光学元件32的温度超过预设极限值时,控制单元48控制输出单元70,使得其输出光学和/或声学警告信号。

[0051] 第一观察光学系统50形成光学通道,该光学通道将从内窥镜轴20a的远端进入内窥镜轴20a的尖端22a的光学波长范围内的观察光引导至内窥镜轴20a的近端。在通过第一观察光学系统50之后,观察光入射到图像传感器46上并由其转换成信号或数据。该信号或数据进一步被控制单元48处理以供图像显示。作为其结果,观察尖端22a远侧的区域是可能的。替代地,信号或数据也可以由内窥镜12a外部的另一个控制单元进一步处理,以供图像显示。

[0052] 图2b示出了如从远侧,即单内窥镜12a的22a尖端22a观察的根据图2a的单内窥镜12a的示意图。第一观察光学系统50的远端51被布置在尖端22a的中心。在图2b的图示中,用于照射尖端22a远侧区域的照明光学系统的一个远端54、55各自布置在第一照明光学系统50的远端51的上方和下方。在图2b的图示中,第一传感器元件40布置在观察光学系统50的远端51的右边。

[0053] 图3a示出了根据第三实施例的布置10b的示意性截面图。布置10b包括具有第一传感器元件40的单内窥镜12b。布置10b进一步包括光学连接到第一传感器元件40的第一光纤56。此外,布置10b包括根据图1的内窥镜护套14(图2a中仅示出了其光学元件32),以及输出单元70。非无菌单内窥镜12b被接收在无菌内窥镜护套14中并且以无菌方式将其屏蔽环境。根据图3a的根据第三实施例的布置10b与根据图2a的第二实施例的布置10a的不同基本上在于第一光纤56。

[0054] 单内窥镜12b的内窥镜轴20b包括第一观察光学系统50和第一光纤56。单内窥镜12b进一步具有布置在内窥镜轴20b的近端处的内窥镜主体24b,其中布置有内窥镜主体24b,特别是第一传感器元件40、控制单元48和图像传感器46。

[0055] 源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射进入布置在内窥镜轴20a的远端尖端22b处的第一光纤56的远端57。第一光纤56将吸收波长范围内的电磁辐射从其远端57引

导到检测该辐射的第一传感器元件40。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定光学元件32的温度。当由控制单元48确定的光学元件32的温度超过预设极限值时,控制单元48控制输出单元70,使得其输出光学和/或声学警告信号。

[0056] 图3b示出了从远侧观察的根据图3a的单内窥镜12b的示意图。图3a特别示出了单内窥镜12b的尖端22b。在图3b的图示中,第一光纤56的远端57布置在观察光学系统50的远端51的右边。

[0057] 图4a示出了根据第四实施例的布置10c的示意性截面图。布置10a包括具有第一传感器元件40和分束器62的单内窥镜12c、根据图1的内窥镜护套14(在图3a中仅示出了其光学元件32)、以及输出单元70。非无菌单内窥镜12c由无菌内窥镜护套14接收,并且因此将其屏蔽环境。根据图3a的根据第四实施例的布置10c与根据图2a的根据第二实施例的布置10a的不同基本上在于提供了分束器62。

[0058] 内窥镜轴20c包括第一观察光学系统50。单内窥镜12c进一步具有布置在内窥镜轴20c的近端处的内窥镜主体24c,其中特别布置有第一传感器元件40、控制单元48和分束器62。

[0059] 源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射进入布置在内窥镜轴20c的远端尖端22c处的第一观察光学系统50的远端51。第一观察光学系统50将吸收波长范围内的电磁辐射从其远端51引导至分束器62。分束器62将吸收波长范围内的电磁辐射引导至检测该辐射的第一传感器元件40。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定光学元件32的温度。当由控制单元48确定的光学元件32的温度超过预设极限值时,控制单元48控制输出单元70,使得其输出光学和/或声学警告信号。

[0060] 图4b示出了从远侧观察的根据图4a的单内窥镜12c的示意图。第一观察光学系统50的远端51布置在中央。在图4b中,用于照射尖端22c远侧区域的照明光学系统的一个远端54、55各自在第一观察光学系统50的远端51的上方和下方示出。

[0061] 图5a示出了根据第五实施例的布置10d的示意性截面图。布置10d包括具有第一传感器元件40和第一光纤56的立体内窥镜12d。布置10d进一步包括根据图1的内窥镜护套14(图5a中仅示出了其光学元件32),以及输出单元70。非无菌内窥镜12d被接收在无菌内窥镜护套14中,并且将其屏蔽环境。

[0062] 内窥镜轴20d包括第一观察光学系统50、第二观察光学系统52和第一光纤56。内窥镜12d进一步具有布置在内窥镜轴20b的近端处的内窥镜主体24d,其中布置有内窥镜主体,特别是第一传感器元件40和控制单元48。

[0063] 源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射进入布置在内窥镜轴20d的远端尖端22d处的第一光纤56的远端57。第一光纤56将吸收波长范围内的电磁辐射从其远端57引导到检测该辐射的第一传感器元件40。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定光学元件32的温度。当由控制单元48确定的光学元件32的温度超过预设极限值时,控制单元48控制输出单元70,使得其输出光学和/或声学警告信号。

[0064] 第一观察光学系统50和第二观察光学系统52各自形成光学通道,该光学通道将进入内窥镜轴20d的尖端22d的光学波长范围内的观察光从内窥镜轴20d的远端引导至内窥镜轴20d的近端。由此,对尖端22d的远端区域的立体观察是可能的。

[0065] 图5b示出了如从远侧观察的根据图5a的立体内窥镜12d的示意性截面图。第一光

纤56的远端57被布置在内窥镜12d的尖端22a的中心。在图5b的图示中,用于照射尖端22d远侧区域的照明光学系统的一个远端54、55各自布置在第一光纤56的远端57的上方和下方。在第一光纤56的远端57的左边,布置第一观察光学系统50的远端51。在第一光纤56的远端57的右边,布置第二观察光学系统53的远端53。

[0066] 图6a示出了根据第六实施例的布置10e的示意性截面图。布置10e包括具有第一传感器元件40、第二传感器元件42、第一光纤56和第二光纤58的立体内窥镜12e。布置10e进一步包括根据图1的内窥镜护套14(图6a中仅解说了其光学元件32),以及输出单元70。非无菌内窥镜12e被接收在无菌内窥镜护套14中并且以无菌方式屏蔽环境。根据图6a的第六实施例的布置10e与根据图4a的第四实施例的布置10d的不同基本上在于提供第二光纤58和第二传感器元件42。

[0067] 内窥镜12e的内窥镜轴20e包括第一观察光学系统50、第二观察光学系统52、第一光纤56,其光学连接到第一传感器元件。内窥镜轴20e进一步包括第二光纤58,第二光纤58光学连接到第二传感器元件42并且在其远端59处光学闭合。内窥镜12e进一步具有布置在内窥镜轴20e的近端的内窥镜主体24e,其中布置了主体,尤其是第一传感器元件40、第二传感器元件42、第一图像传感器46e、第二图像传感器47e、控制单元48、其他光学元件,诸如分配给第一观察光学系统50并且通常用附图标记80标识的棱镜、透镜或光阑,以及分配给第二观察光学系统52并且被总得设为附图标记82的其他光学元件。

[0068] 源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射进入布置在内窥镜轴20e的远端尖端22e处的第一光纤56的远端57。第一光纤56将吸收波长范围内的电磁辐射从其远端57引导到检测该辐射的第一传感器元件40。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定光学元件32的温度。

[0069] 由于第二光纤58在其远端59处是光学闭合的,因此由第二光纤58引导的唯一辐射是源自第二光纤58自身的闭合的热辐射。该热辐射由第二传感器元件42检测。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定内窥镜12e的远端的温度。内窥镜护套14的光学元件32的加热通过热传导引起内窥镜12e的远端的加热。由于热传导过程需要时间,因此可以区分光学元件32的所确定的加热是否仅在短时间内发生,例如通过光学元件32与手术器械的接触,诸如激光手术刀,或长时间发生,例如,光学元件32的污染和由此引起的照明光的吸收。

[0070] 当所确定的内窥镜护套14的光学元件32的温度和所确定的内窥镜12e的光学元件的温度各自超过预设值时,输出单元70输出声学和/或光学警告信号。

[0071] 第一观察光学系统50和第二观察光学系统52各自形成光学通道,该光学通道将进入内窥镜轴20e的尖端22e的光学波长范围内的观察光从内窥镜轴20e的远端引导至内窥镜轴20e的近端,其中它进入另外的光纤元件80、82。由第一观察光学系统50引导的观察光在通过另外的光学元件80之后入射到第一图像传感器46e上。由第二观察光学系统52引导的观察光在通过另外的光学元件82之后入射到第二图像传感器47e上。第一和第二图像传感器46e、47e每次将检测到的观察光转换成信号或数据。该信号或数据进一步被控制单元48处理以供图像显示。作为其结果,观察尖端22e远侧的区域是可能的。替代地,信号或数据也可以由内窥镜12e外部的另外的控制单元进一步处理,以供图像显示。由此,对尖端22e的远端区域的立体观察是可能的。

[0072] 图6b示出了如从远侧观察的根据图6a的立体内窥镜12e的示意图。在图6b中,远端

51被解说为在第一观察光学系统50的左边。在尖端22e的中心的右边,布置第二观察光学系统53的远端53。第一光纤56的远端57布置在第二观察光学系统53的远端53的右边。用于照射尖端22e远侧区域的照明光学系统的一个远端54、55各自布置在第一观察光学系统50的远端51以及第二观察光学系统52的远端53的上方和下方。

[0073] 图7a示出了根据第七实施例的布置10f的示意性截面图。布置10f包括具有第一传感器元件40、第三传感器元件44、第一光纤56和第三光纤60的立体内窥镜12f。布置10f进一步包括内窥镜护套(在图7a中仅解说了一个光学元件32f),以及输出单元70。

[0074] 从内窥镜护套中,图7a中仅示出了一个光学元件32f,该元件具有对吸收波长范围内的电磁辐射透明的区域74。根据图7a的内窥镜护套的其他结构对应于根据图1的内窥镜护套14。非无菌内窥镜12f被接收在无菌内窥镜护套中并且以无菌方式屏蔽环境。

[0075] 内窥镜12f的内窥镜轴20f包括第一观察光学系统50、第二观察光学系统52、光学连接到第一传感器元件的第一光纤56、以及光学连接到第三传感器元件的第三光纤60。内窥镜12f进一步具有布置在内窥镜轴20f的近端处的内窥镜主体24f,并且其中特别布置了第一传感器元件40、第三传感器元件44、第一图像传感器46f、第二图像传感器47f、控制单元48、分配给第一观察光学系统50的另外的光学元件80以及分配给第二观察光学系统52的另外的光学元件82。

[0076] 源自光学元件32的吸收波长范围内的电磁辐射进入布置在内窥镜轴20f的远端尖端22f处的第一光纤56的远端57。第一光纤将吸收波长范围内的电磁辐射从其远端57引导到检测该辐射的第一传感器元件40。根据检测到的辐射的光谱,控制单元48确定光学元件32的温度。当由控制单元48确定的光学元件32的温度超过预设极限值时,控制单元48控制输出单元70,使得其输出光学和声学警告信号。

[0077] 第三光纤60的远端61布置成与光学元件32的区域74相对,该区域74对于吸收波长范围内的电磁辐射是透明的。第三光纤60将进入其远端61的辐射引导至第三传感器元件44。根据由第三传感器元件44检测到的光谱,控制单元48确定温度。吸收波长范围内的电磁辐射(例如,由所在地中的源发射)可以自由地穿过区域74中的光学元件32。由于从该辐射的光谱中确定了所在地中的源的温度,因此可以在体内进行温度测量。

[0078] 第一观察光学系统50和第二观察光学系统52各自形成光学通道,该光学通道将进入内窥镜轴20f的尖端22f的光学波长范围内的观察光从内窥镜轴20f的远端引导至内窥镜轴20f的近端,其中它进入另外的光纤元件80、82。由第一观察光学系统50引导的观察光在通过另外的光学元件80之后入射到第一图像传感器46f上。由第二观察光学系统52引导的观察光在通过另外的光学元件82之后入射到第二图像传感器47f上。第一和第二图像传感器46f、47f每次将检测到的观察光转换成信号。这些信号进一步被控制单元48处理以供图像显示。作为其结果,观察尖端22f远侧的区域是可能的。替代地,信号也可以由内窥镜12f外部的另外的控制单元进一步处理,以供图像显示。作为其结果,对尖端22f的远端区域的立体观察是可能的。

[0079] 图7b示出了如从远侧观察的根据图7a的立体内窥镜12f的示意图。在图7b中,第一观察光学系统50的远端51被解说在尖端22f的中心的左边。在尖端22f的中心的右边,解说第二观察光学系统53的远端53。第一光纤56的远端57布置在第二观察光学系统53的远端53的右边。第三光纤60的远端61布置在第一观察光学系统50的远端51的左边。在第一观察光

学系统50的远端51和第二观察光学系统52的远端53的上方和下方,布置有用于照射尖端22f远侧区域的照明光学系统的一个远端54、55。

[0080] 图7c示出了如从近侧观察的根据图7a的内窥镜护套的光学元件32f的示意图。光学元件32f仅对区域74中的吸收波长范围内的电磁辐射透明。区域74布置在光学元件32f上,使得当内窥镜12f被如预期的那样接收在内窥镜护套中时,该区域74与第三光纤60的远端61相对。

- [0081] 附图标记列表
- [0082] 10 布置
- [0083] 12 内窥镜
- [0084] 14 内窥镜护套
- [0085] 20 内窥镜轴
- [0086] 22 尖端
- [0087] 24 内窥镜主体
- [0088] 26 接触区域
- [0089] 30 前部
- [0090] 32 光学元件
- [0091] 34 中部
- [0092] 36 闭合元件
- [0093] 38 进给和移除开口
- [0094] 40,42,44 传感器元件
- [0095] 46,47 图像传感器
- [0096] 48 控制单元
- [0097] 50,52 观察光学系统
- [0098] 51,53,54,55,57 远端
- [0099] 59,61
- [0100] 62 分束器
- [0101] 70 输出单元
- [0102] 74 区域
- [0103] 80,82 光学元件
- [0104] P1 方向

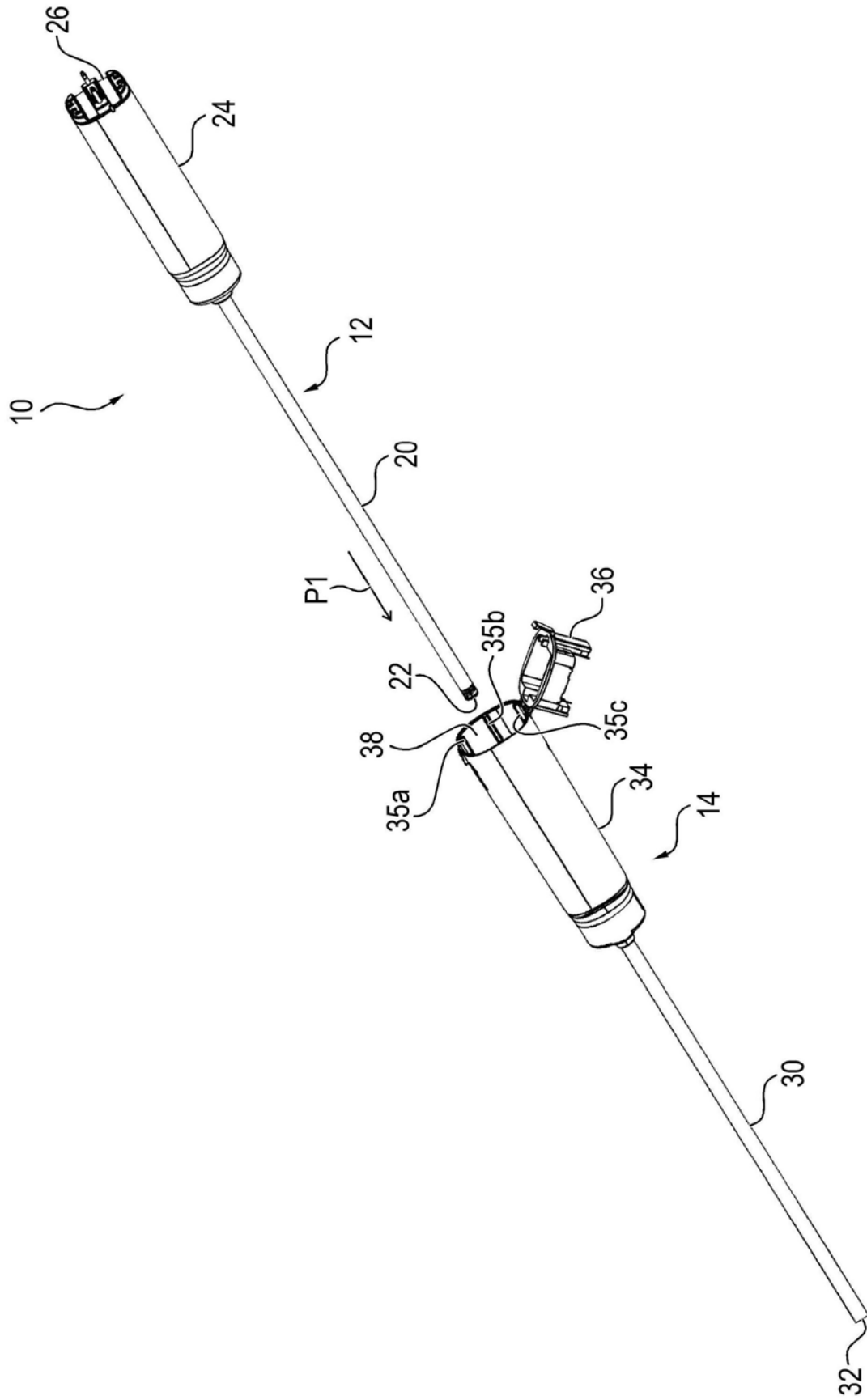
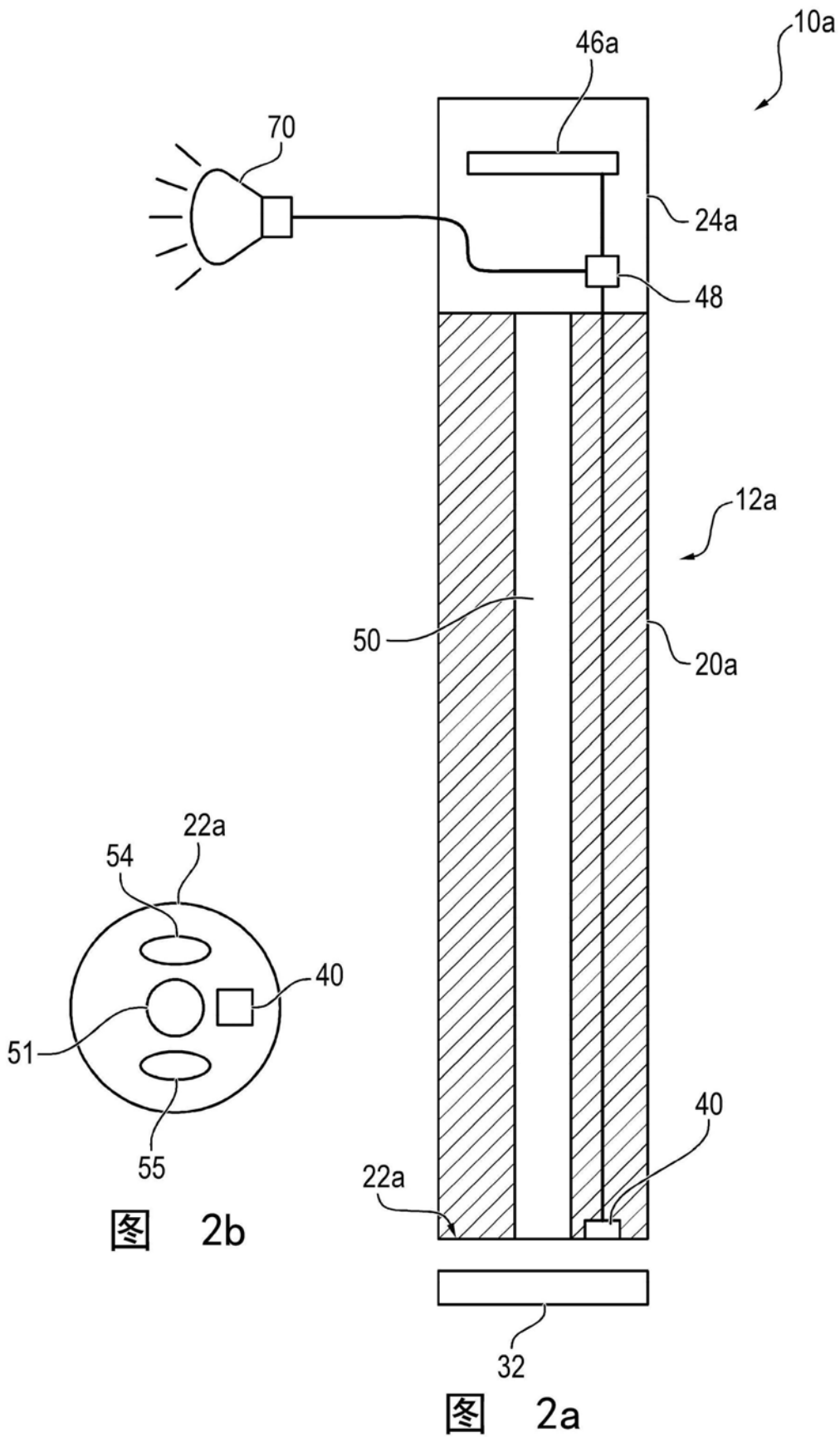
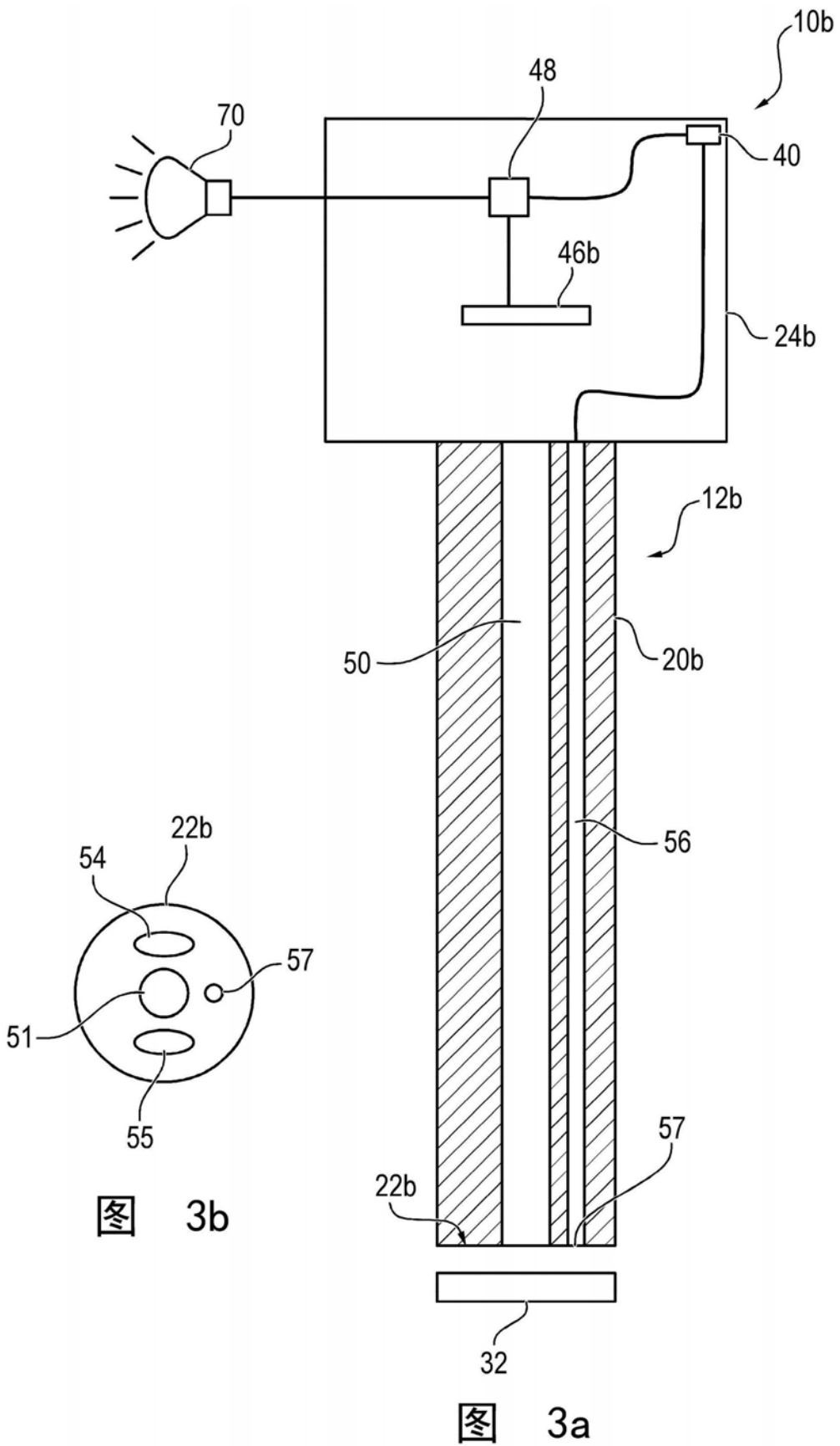
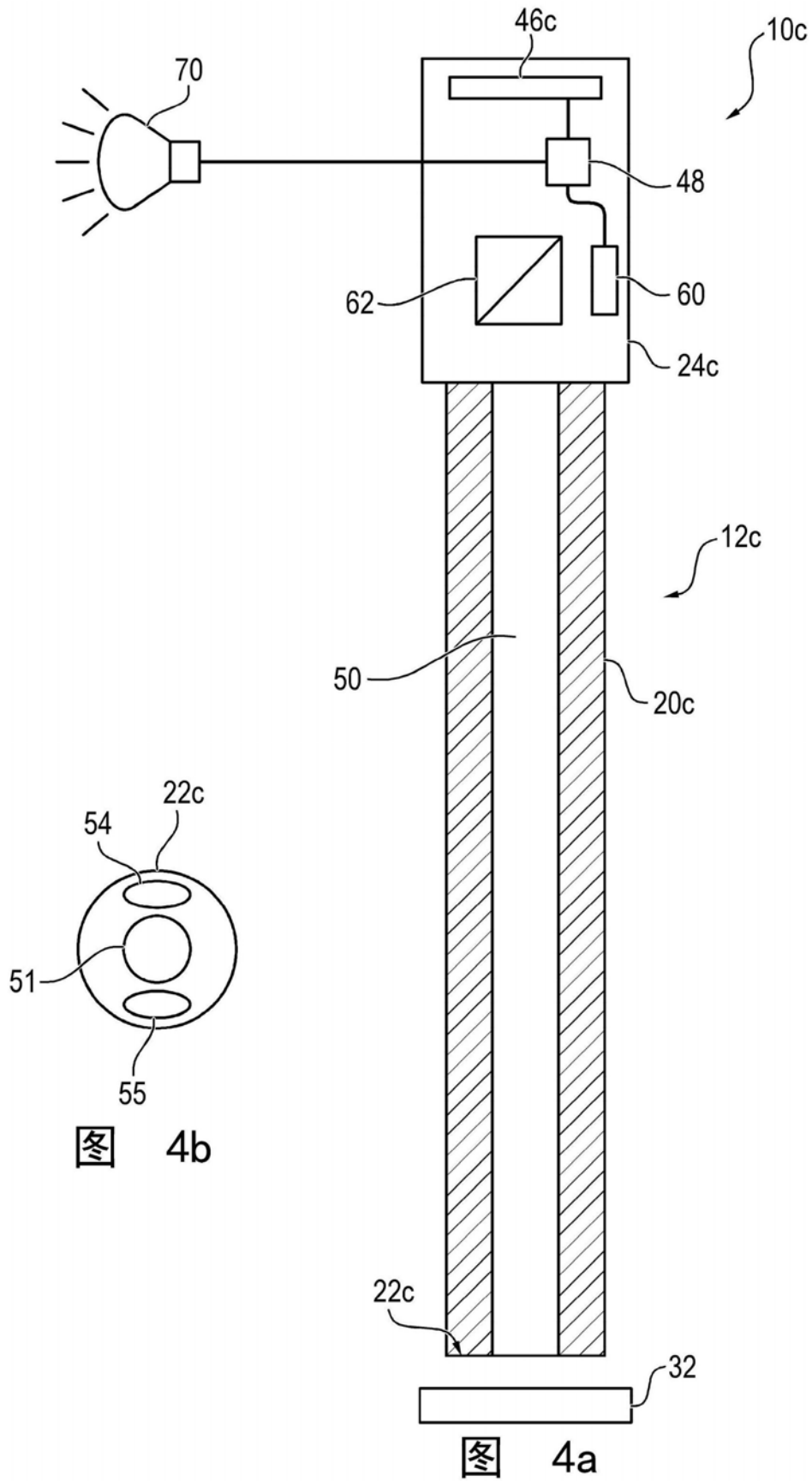


图1







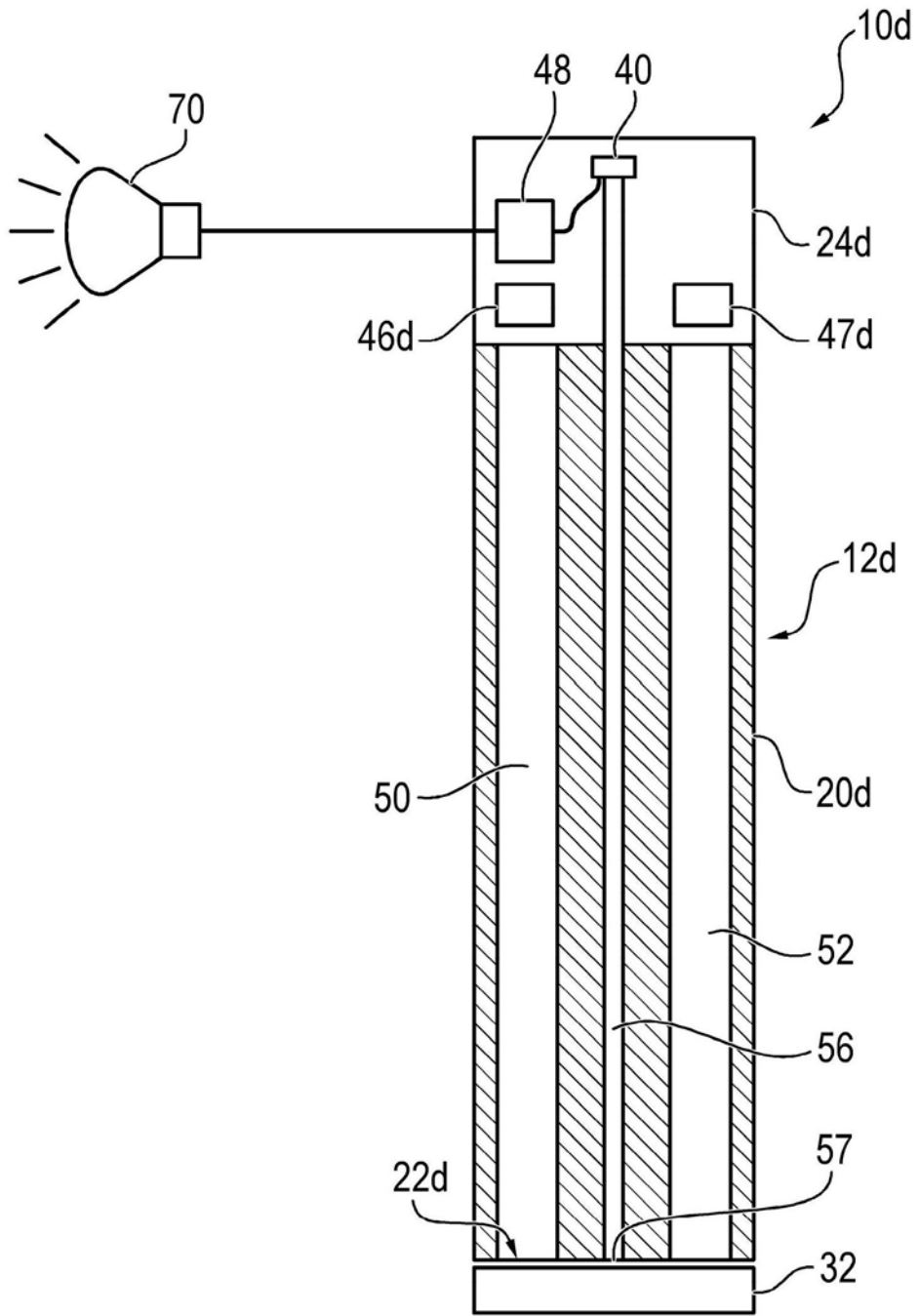


图5a

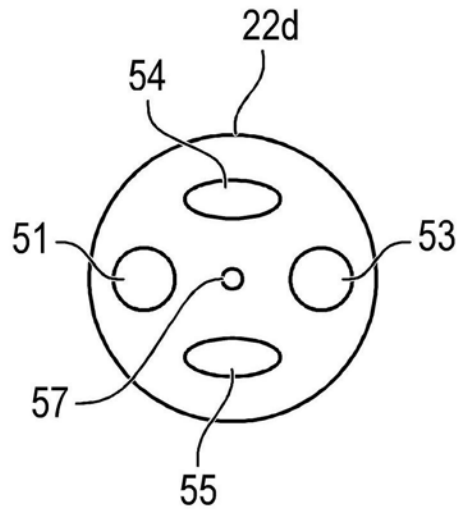
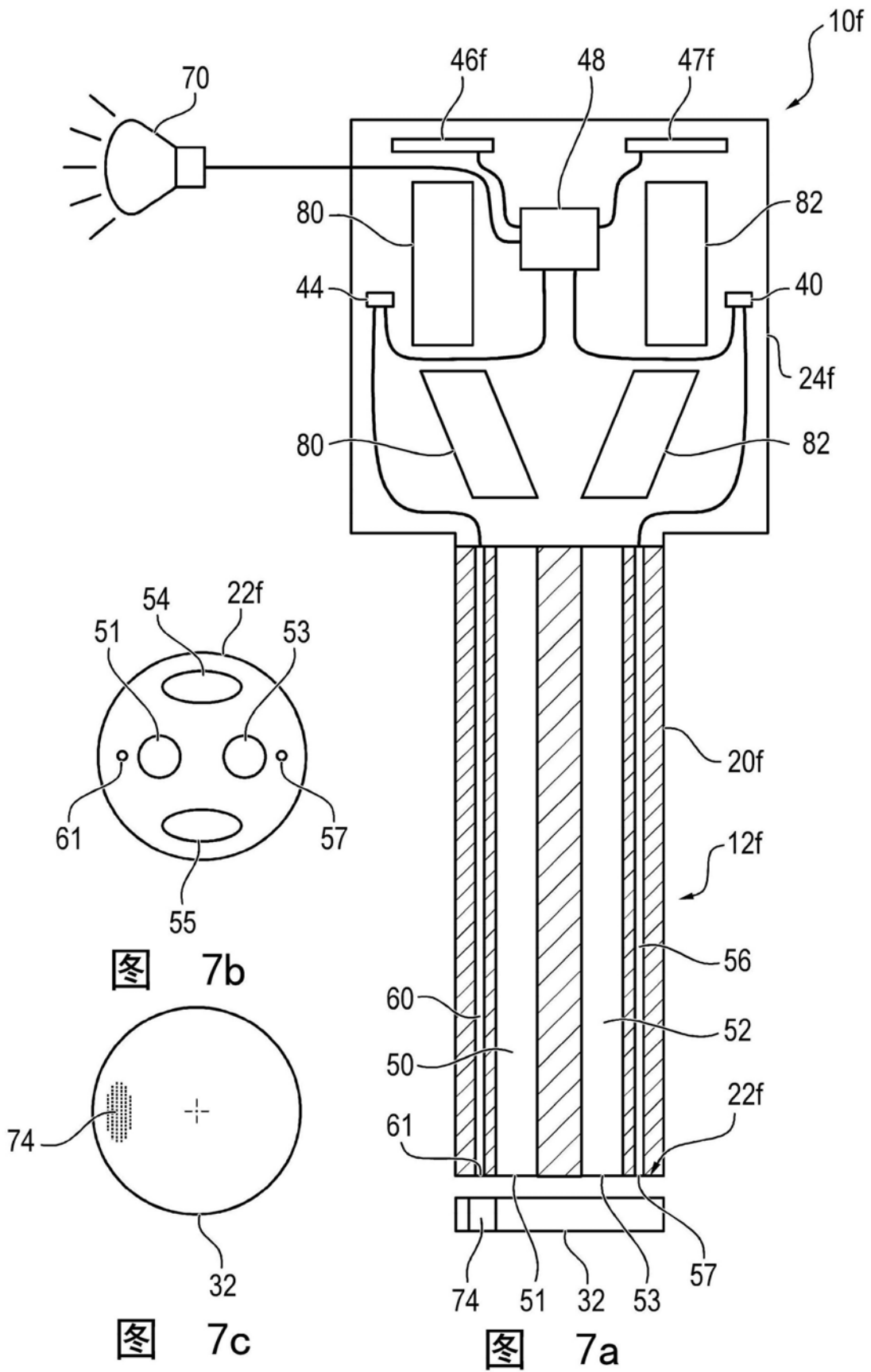


图5b





专利名称(译)	无菌内窥镜护套		
公开(公告)号	<a href="#">CN110403561A</a>	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201910337695.5	申请日	2019-04-25
申请(专利权)人(译)	阿瓦特拉医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿瓦特拉医药有限公司		
发明人	P·普里尤斯		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/00144 A61B1/00165 A61B1/0676 A61B1/07 A61B1/00055 A61B1/00096 A61B1/00135 A61B1/00142 A61B1/128 G02B5/208		
优先权	102018110095 2018-04-26 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

内窥镜护套(14)包括布置在其远端处的光学元件(32)。光学元件(32)吸收位于中红外波长范围内的吸收波长范围内的电磁辐射。

