



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107635497 B

(45) 授权公告日 2020.12.01

(21) 申请号 201680026176.1

(22) 申请日 2016.04.26

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107635497 A

(43) 申请公布日 2018.01.26

(30) 优先权数据
15166502.3 2015.05.06 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.11.06

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/059237 2016.04.26

(87) PCT国际申请的公布数据
WO2016/177600 EN 2016.11.10

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 W·C·J·比尔霍夫
B·H·W·亨德里克斯

F·M·A·M·范加尔

T·M·比德隆 V·V·普利

C·赖克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5456681 A, 1995.10.10

US 2013023910 A1, 2013.01.24

CN 104284635 A, 2015.01.14

CN 103781410 A, 2014.05.07

US 2009275840 A1, 2009.11.05

US 2007239033 A1, 2007.10.11

审查员 代丽

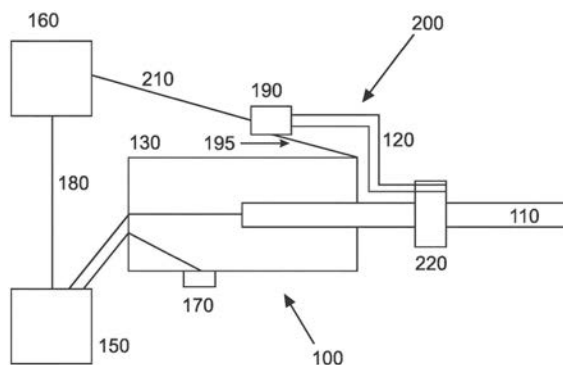
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

用于电外科手术设备的光学组织反馈设备

(57) 摘要

提出了一种用于与电外科手术刀一起使用的组织感测设备,所述组织感测设备包括近端部分、远端部分以及在所述近端部分与所述远端部分之间的夹持部分。所述近端部分被配置用于附接到所述电外科手术刀的壳体。所述远端部分被配置用于能移动地支撑所述刀的刀片。光纤的远端被布置在所述设备的所述远端部分处,并且所述光纤的近端能连接到光学控制台,使得能够在所述远端部分处执行光学测量。



1. 一种用于附接到电外科手术刀(100)的组织感测设备(200),所述组织感测设备包括:

主体,其具有近端部分(223、243)和远端部分(225、245)以及在所述近端部分与所述远端部分之间的夹持部分(224、244),所述近端部分被配置为接收所述电外科手术刀的壳体(130)的部分,所述远端部分被配置用于能移动地支撑所述刀的刀片(110),以及

光纤(120),其中,所述光纤的远端被布置在所述远端部分处,并且所述光纤的近端能连接到光学控制台(160);

其中,所述光纤(120)的所述远端还被布置在所述远端部分(225、245)处,使得当所述电外科手术刀(100)的刀片(110)由所述远端部分(225、245)支撑时,所述光纤的所述远端被定位为与所述刀片分离;并且

其中,所述远端部分能相对于所述电外科手术刀的所述刀片移动以及能在所述电外科手术刀的所述刀片处移动。

2. 根据权利要求1所述的组织感测设备,还包括引导管(280),其中,所述光纤(120)被能移动地容纳在所述引导管内。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的组织感测设备,还包括保护插头(290),所述保护插头被布置在所述光纤(120)的所述远端处并且被配置为向/从所述光纤传输光。

4. 根据权利要求2所述的组织感测设备,还包括清洁元件(250),所述清洁元件被布置和被配置用于当所述光纤在所述引导管(280)内移动时清洁所述光纤的端部。

5. 根据权利要求1或2所述的组织感测设备,其中,所述光纤(120)能相对于所述远端部分(225、245)移动,使得所述光纤的所述远端突出超过所述远端部分。

6. 根据权利要求1或2所述的组织感测设备,还包括纤维连接器(190),所述纤维连接器用于将所述光纤光学连接到用于将所述光纤(120)与所述光学控制台(160)连接的光缆(210)。

7. 根据权利要求1或2所述的组织感测设备,还包括光学控制台(160),所述光学控制台被配置用于组织检查。

8. 一种包括根据前述权利要求中的任一项所述的组织感测设备(200)的电外科手术刀(100),所述刀包括用于附接到所述组织感测设备的所述近端部分(223、243)的壳体(130)和被配置为由所述组织感测设备的所述远端部分(225、245)能移动地支撑的刀片(110)。

9. 根据权利要求8所述的电外科手术刀,还包括控制杆(195),所述控制杆用于在第一位置与第二位置之间移动所述组织感测设备(200)的所述远端部分,在所述第一位置中,所述远端部分被定位在所述刀片的端部部分,在所述第二位置中,所述远端部分被定位在所述刀的所述壳体(130)附近。

10. 根据权利要求8或9所述的电外科手术刀,还包括弹性元件(260),所述弹性元件用于使所述组织感测设备的所述远端部分向朝向所述刀片(110)的所述端部部分的方向偏置。

11. 根据权利要求8至9中的任一项所述的电外科手术刀,其中,所述夹持部分(224、244)被配置为进行弹性变形,以相对于所述刀的所述刀片(110)移动所述远端部分(225、245)。

12. 根据权利要求8至9中的任一项所述的电外科手术刀,其中,在所述组织感测设备的

所述远端部分处提供有助于清洁所述刀的所述刀片(110)的器件。

13.根据权利要求8至9中的任一项所述的电外科手术刀,其中,所述刀片(110)被涂覆有防粘层。

14.根据权利要求8至9中的任一项所述的电外科手术刀,还包括电气控制台(150),所述电气控制台用于向所述刀的所述刀片提供电流。

用于电外科手术设备的光学组织反馈设备

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及用于组织感测的设备和包括所述设备的用于电外科手术的系统。具体而言,本发明涉及一种用于组织感测的具有光纤的设备,其中,所述设备被配置为附接到电外科手术刀。

背景技术

[0002] 在电外科手术中,将高频电流施加到组织以便对组织进行切割、凝固、干燥或灼烧。这种设备已经在所有外科手术中的80%或更多中使用,指示了该设备的有用性。根据设备前面的组织,外科医生能够决定使用该设备的哪种操作模式。

[0003] 在乳房肿瘤外科手术(例如,乳房肿瘤切除术)期间,外科医生的目标是去除乳房肿瘤而不留下超过病灶阳性边缘,即,外科医生想要避免留下肿瘤的实质部分,这是因为这将导致肿瘤的复发。留下的微小部分能够通过额外的放疗处置来进行处置。

[0004] 虽然外科医生能够根据术前图像(例如,乳房X射线照相术期间拍摄的图像)构想肿瘤的图像,但在外科手术期间没有关于肿瘤的反馈。由于在外科手术期间缺乏这种反馈,导致大量的外科手术产生这种阳性边缘,并且需要额外的外科手术。

[0005] 已经提出了各种方式来在外科手术期间提供反馈,例如,通过在手术(例如,冷冻切片分析或触摸准备细胞学)期间执行病理学测试。另一种选择是用光谱来检查切除的样本。这些选择都是繁琐的,这是因为当在切除的样本上检测到阳性边缘时,难以在身体中找到由于阳性而必须切除额外组织的确切位置。

[0006] 在专利申请W0 2013/108194中,提出了并入了光学组织感测的电外科手术刀。在该申请中没有解决的问题是:例如,在利用电外科手术刀的切割手术期间,碎片可能会粘附到刀片上,这可能会遮挡光学组织感测。

[0007] 在文献US20070239033中,描述了一种用于识别包含在组织内的血管的特征的装置。在这种装置中,辐射源向组织提供辐射,并且探头接收从组织返回的辐射。处理与组织有关的数据并且将该数据用于指示血管是否在探头的末端附近。US2009/0275840 A1讨论了血管感测导管。

[0008] 还有许多其他外科手术,在这些外科手术中,辨别组织也是重要的,乳房实例仅作为范例。辨别组织的重要性不限于肿瘤手术,而且在矫形,神经或心血管手术中也可能是必要的。

发明内容

[0009] 总体问题是改善电外科手术中的光学感测设施,以便得到组织的更可靠的测量结果。这通过独立权利要求的主题得以实现。在从属权利要求中描述了另外的实施例。

[0010] 另一个问题可能是提供一种具有拥有光学组织反馈的电外科手术工具的医学设备,所述电外科手术工具可以被安装在电外科手术刀的刀片上,并且所述电外科手术工具被配置为改变其位置而使得其在切割期间处于刀片的近端部分处并且在对组织进行光学

感测时处于远端侧处。

[0011] 为了解决这些问题,光学组织感测设备可以通过按压控制杆来改变设备的至少部分相对于刀的位置,使得在切割期间感测部分处于刀片的近端部分处并且在对组织进行光学感测时处于远端。该设备可以包括靠近电外科手术刀的激活按钮的控制杆,使得该设备的移动能够在该位置附近被激活。在近端位置中,在切割期间,没有或有至少较少的碎片可以到达设备的光学感测元件,即,这防止遮挡光学测量。

[0012] 应当理解,在切割过程期间使用感测设备也是可能的。在这种情况下,感测控制台可以被链接到切割控制台,使得能够通过感测控制台来控制切割过程。例如,能够通过电外科手术刀的插头与电气控制台的插座之间进行连接来建立所述控制。

[0013] 另一种方式可以是在切割过程期间从光学控制台产生信号,所述信号指示关键结构在附近。该信号能够是任何形式的,如可视信号、可听信号、振动、屏幕上的指示等。

[0014] 一般而言,用于与电外科手术刀一起使用的组织感测设备包括主体和光纤。所述主体可以是套筒形式,包括近端部分、远端部分以及在所述近端部分与所述远端部分之间的夹持部分。所述近端部分(即,在使用中更靠近所述设备的操作者的部分)被配置用于附接到所述电外科手术刀的壳体,例如通过接收其壳体的部分。所述远端部分(即,在使用中远离所述操作者的部分)被配置用于能移动地支撑刀的刀片。换句话说,至少所述主体的所述远端部分能相对于所述电外科手术刀的所述刀片移动并且在所述刀片处移动。光纤的远端被布置在所述主体的所述远端部分处,并且所述光纤的近端能连接到光学控制台,使得能够在所述主体的所述远端部分处执行光学测量,优选地在所述主体的所述远端部分的前表面处执行光学测量。因此,所述光纤的所述远端被定位为与所述刀片分离;即,所述光纤的所述远端不形成所述刀片的部分。在这样做时,能够独立地确定这些部件的清洁或清理周期;即,所述刀片可以被重新使用,而所述光纤可以是一次性使用的部件。

[0015] 根据实施例,所述组织感测设备还可以包括引导管,其中,所述光纤可以被能移动地容纳在所述引导管内。当光纤不使用时,光纤可以收缩到引导管中以保护光纤端部。

[0016] 根据另一实施例,所述组织感测设备还可以包括保护插头,所述保护插头可以被布置在所述光纤的所述远端处,并且所述保护插头被配置为从所述光纤传输光和/或向所述光纤传输光。所述保护插头可以具有一定形状并且可以被布置为使得作用于所传输的光的透镜。此外,保护插头可以封闭引导管处的任何间隙,以避免任何碎片或组织或液体进入所述间隙。

[0017] 此外,所述组织感测设备可以包括清洁元件,所述清洁元件被配置用于当所述光纤在所述引导管内移动时清洁所述光纤的端部。例如,所述清洁元件可以是布置在引导管中或其处的一种刷子或其他元件,使得光纤可以与刷子接触并且可以沿着刷子移动。

[0018] 根据实施例,所述光纤能相对于所述主体的所述远端部分移动,使得所述光纤的远端突出超过所述主体的所述远端部分。通过这种方式,可以使所述光纤的前表面与所述主体的所述远端部分前面的组织紧密接触。

[0019] 所述组织感测设备还可以包括在所述主体处的纤维连接器,所述纤维连接器用于将所述光纤与所述光学控制台光学连接。换句话说,可以使用额外的光缆来将所述组织感测设备的光纤与所述光学控制台连接。

[0020] 根据另一实施例,可以提供一种包括上述设备和控制台的系统,所述控制台包括

光源、光探测器和用于处理由所述光探测器提供的信号的处理单元,其中,所述光源和所述光探测器中的一个可以提供波长选择性。所述光源可以是激光器、发光二极管或滤波光源中的一个,并且所述控制台还可以包括纤维开关、分束器、光栅或二向色光束组合器中的一个。此外,所述设备可以适于执行包括以下各项的组中的至少一项:漫反射光谱检查、漫射光学断层摄影、差分路径长度光谱检查、荧光光谱检查和拉曼光谱检查。

[0021] 根据另一方面,提出了一种具有如上所述的电外科手术刀和组织感测设备的系统。所述刀可以包括用于附接到所述组织感测设备的所述近端部分的壳体和被配置为由所述组织感测设备的所述远端部分能移动地支撑的刀片。

[0022] 所述组织感测设备和/或所述电外科手术刀可以包括控制杆,所述控制杆用于将所述组织感测设备的所述远端部分在第一位置与第二位置之间移动,在所述第一位置中,所述远端部分被定位在所述刀片的端部部分,在所述第二位置中,所述远端部分被定位在所述刀的所述壳体附近。

[0023] 根据另一实施例,可以提供一种弹性元件,所述弹性元件用于使所述组织感测设备的所述远端部分向朝向所述刀片的所述端部部分的方向进行偏置。

[0024] 根据又一实施例,所述组织感测设备的所述夹持部分可以被配置为进行弹性变形,以相对于所述刀的所述刀片移动所述远端部分。

[0025] 不仅可以提供用于清洁所述光纤的清洁元件,而且还可以提供用于清洁所述刀的刀片的器件。用于清洁刀片的器件可以被布置在所述组织感测设备的所述远端部分处以便与所述刀片接触,从而通过将所述组织感测设备的远端部分沿着刀片移动来清洁所述刀片。所述刀片可以备选地或额外地被涂覆有防粘层。

[0026] 所述系统还可以包括电气控制台,所述电气控制台用于向所述刀的所述刀片提供电流。

[0027] 本发明的以上定义的方面以及其他方面、特征和优点也可以从下文描述的实施例的范例中导出,并且参考实施例的范例对其进行解释。下文将参考实施例的范例更加详细地描述本发明,但本发明不限于所述实施例。

附图说明

[0028] 图1是具有相对于电外科手术刀处于第一位置中的组织感测设备的系统的示意图。

[0029] 图2是具有相对于电外科手术刀处于第二位置中的组织感测设备的系统的示意图。

[0030] 图3示出了具有电外科手术刀的组织感测设备的实施例。

[0031] 图4示出了具有相对于彼此处于第一位置中的两个夹持部分的组织感测设备的实施例。

[0032] 图5示出了具有相对于彼此处于第二位置中的两个夹持部分的组织感测设备的实施例。

[0033] 图6图示了具有用于清洁光纤的端部部分的器件的实施例。

[0034] 图7图示了具有纤维连接器的实施例。

[0035] 图8示出了具有用于在朝向刀片的远端的方向上对组织感测设备进行偏置的元件

的实施例。

[0036] 图9是具有电外科手术刀的组织感测设备的另外的实施例的示意图。

[0037] 图10是刀片的远端部分与用于光纤的引导管的图示以及引导管的细节图。

[0038] 图11示出了根据实施例的系统以及血液、水和脂肪的吸收系数的对数标绘图。

[0039] 附图中的图示仅仅是示意性的并且不是按照比例绘制的。应当注意,在适当的情况下,在不同的附图中为相似的元件提供相同的附图标记。

[0040] 附图标记列表:

[0041] 100 电外科手术刀

[0042] 110 刀片

[0043] 120 光纤

[0044] 130 壳体

[0045] 140 抽吸设备

[0046] 150 电气控制台

[0047] 160 光学控制台

[0048] 164 光源

[0049] 166 光探测器

[0050] 168 监视器

[0051] 170 扳机/开关

[0052] 180 连接

[0053] 190 光学连接器

[0054] 195 控制杆

[0055] 200 组织感测设备

[0056] 210 光缆

[0057] 220、240 组织感测设备的元件

[0058] 223、243 近端部分

[0059] 224、244 夹持部分

[0060] 225、245 远端部分

[0061] 230 光纤出口

[0062] 250 清洁元件

[0063] 260 弹性元件

[0064] 270 凹部

[0065] 280 引导管

[0066] 290 光学插头

具体实施方式

[0067] 提出了一种组织感测设备,所述组织感测设备被配置为以机械方式附接到电外科手术刀,并且能够处于至少两个位置:近端位置和远端位置。所述组织感测设备还包括至少一条光纤,其中,所述光纤的远端位于所述设备的端部处,所述光纤能够发送和接收光。所述光纤可以连接到光学控制台,所述光学控制台能够发送光并接收光,并且能够分析接收

到的光。利用该布置,能够确定组织感测设备前面的组织类型,并且能够生成取决于组织类型的信号。

[0068] 另外,提出了一种系统,所述系统包括连接到电气控制台的如刀的电外科手术工具,其中,所述工具能够基于电气控制台的的操作以及附接到该工具的组织感测设备来对组织进行切割、凝结、干燥或灼烧。

[0069] 图1和图2是包括组织感测设备200和具有刀片110的电外科手术刀100的系统的示意图。设备200具有两条光纤120。所述光纤借助于光学连接器190和光缆210连接到光学控制台160。刀片110被电连接到电气控制台150,所述电气控制台150能够向刀片发送电信号以引起各种处置,例如,对组织进行切割、凝结、干燥或灼烧。刀片能够对与刀片接触的组织执行这些处置。光纤120中的一条被连接到光学控制台160中的光源,所述光源在与组织感测设备200接触时对所述组织进行照射。已经穿过与组织感测设备接触的组织散射光由第二光纤120收集并且被导向到光学控制台160。这里,在光谱方面对光进行分析。根据光谱特征能够确定刀片前面或直接附近的组织类型。例如使用白光光源并探测漫反射的光能够探测各种发色团的存在和浓度(例如,水含量和脂肪含量)。也能够使用荧光探测来确定组织构成。

[0070] 尽管图1和图2示出了具有两条纤维的实施例,但是使用仅一条或多于条纤维也是可能的。例如,在如图3所示的三条纤维的情况下,获得方向信息也是可能的。例如,使用底部纤维和中间纤维作为源-探测器对,并将其与作为源-探测器对的中间纤维和上部纤维的信息进行比较,信号差提供关于两个方向上的组织差异的信息。

[0071] 可以在刀100的壳体130处提供扳机或开关170,以根据在光学控制台160上显示的信号来选择不同的操作模式。任选地,可以存在与电气控制台150的操作模式相干扰的反馈回路180。

[0072] 此外,组织感测设备200可以具有控制杆195,所述控制杆195能够从第一模式切换到第二模式,其中,在所述第一模式中,设备200处于刀片处的近端位置中,如图1所示,在所述第二模式中,设备200处于远端位置中,如图2所示。例如,在第一模式中,电外科手术刀可以用于切割,当在第二模式中,该设备能够执行组织感测。在切割期间也可能使用第二模式。以这种方式,当接近关键结构时,来自光学控制台的反馈信息能够直接用于中断切割。

[0073] 在图3至图5中,示出了一种实施例,其中,组织感测设备包括两个元件220、240,每个元件具有用于附接到电外科手术刀的壳体120的近端部分和用于容纳刀的刀片110的远端部分225、245。根据该实施例的组织感测设备能够以三种配置被定位。在第一配置(见图3)中,组织感测设备200处于近端位置中,并且电外科手术刀以其刀片从组织感测设备向远端突出,能够以标准方式使用。在图4所示的配置2中,组织感测设备前进到刀片110的远端部分。组织感测设备现在能够被用作探头以测量与刀片接触和/或在刀片前面的组织。在图5所示的配置3中,组织感测设备仍然处于刀片110的端部处,但是第一元件220相对于第二元件240移动,使得光纤120的纤维端部125现在突出超过组织感测设备的第一元件220的远端部分225。根据组织感测设备的位置,纤维端部125也可以突出超出刀片的端部。以这种方式,纤维可以被强制与刀片前面的组织紧密接触。这样允许测量将被切割的组织,并且因此允许在切割之前进行校正性动作。例如,当需要几毫米的清晰边缘并且配置2中的源-探测器纤维组合的探查深度太浅时,这种选择允许在任何深度进行深度测量。也能够使用在纤

维之间不同的间隔距离的三条纤维。两条纤维能够具有短的间隔距离,而两条纤维的另一组合具有较大的间隔距离。这能够允许对组织的浅层探查和深层探查,并且给出在刀前面的关键结构的更好的指示。

[0074] 在实施例中,所述组织感测设备可以具有清洁功能,使得当朝向刀片的远端向前推进时,去除存在于刀片上的碎片。能够设想如耕种中使用的犁的各种器件。此外,刀片和/或组织感测设备能够被涂覆有防粘层。所述组织感测设备还可以与抽吸设备进行组合。

[0075] 在另一实施例中,如图6所示,光纤能够被定位在光学端口的内部,所述光学端口具有靠近刀的端部的出口。应当理解,这样的光学端口可以被集成在例如组织感测设备的远端部分225中。小的清洁刷250能够被安装在光学端口内,使得当光纤120延伸到端口的出口230时,纤维在与组织接触之前被擦拭(或清洁)。每次纤维收缩和延伸到刀的端部时,它们被清洁,因此防止碎片粘附和干扰光信号。备选地,甚至不需要刷子。光纤能够被存储在端口内部,并在需要时延伸到出口。

[0076] 此外,组织感测设备可以在手术开始之前被紧固到电外科手术刀的端部。光纤能够在光学连接器190处结束,所述光学连接器190可以是如图7所示的母连接器。然后当需要光学感测时,光缆210可以被插入到接收器中。这给外科医生关于设备的更多的自由度,并且他/她在外科现场不用处理额外的电缆。

[0077] 如图8的实施例所示,诸如弹簧260的偏置元件可以例如被布置在组织感测设备的组件感测设备的元件220和/或240与刀的壳体130之间的凹部270中,以对位于远端位置或近端位置中的一个中的各自的元件进行偏置。例如,这可能有助于在将机械零件带到刀片的远端之后将机械零件自动带回到近端位置。而且,这种布置能够有助于更容易地对刀片进行清洁。

[0078] 在另一实施例(图9)中,元件220和240中的至少一个的中间部分可以被制成为半刚性的,如附图中的双箭头所指示的,其能够收缩。这种收缩运动能够有助于远端225和/或245在刀的刀片110上滑动。这能够有助于机械零件在刀部分上容易地移动。而且,这种布置能够实现容易的移动,有助于更容易地清洁刀片。

[0079] 在图10所示的另外的实施例中,光纤能够被定位在被安装到手术刀的刀片110的引导管280内。引导管邻近刀片远端离开。在管280内,可移动光纤120能够在端部处被定位有小光学插头290,其包括光学透明的不吸收的耐热材料。在图10A、图10B和图10C的详细说明中,描绘了具有不同形状的插头。该插头290的目的是在切割过程期间保护光纤端部125不与火花和/或碎片直接接触。这是重要的,这是因为光纤由多个分层的部件(纤芯/包层/保护缓冲材料)组成。在设备使用期间反复移动纤维可能降低纤维的光学质量,能够通过用这种保护性的光学插头密封纤维来防止这种情况,由此提供从组织到纤维以及从纤维到组织的优化的光耦合。这能够通过向光学材料中添加各向同性散射颗粒来完成。这允许从任何角度进入插头材料的光子被光纤收集。插头材料可以由形成光纤端部的固体终点的胶/树脂组成。

[0080] 插头可能略微从引导管伸出,以减少插头处的碎片粘附并进一步优化朝向纤维的光耦合。例如,插头能够被设计成具有平滑的球形形状,如在图10B的详细视图中所示。上述解决方案在设备端的操作期间为可伸缩纤维端部提供额外的保护,以确保在切割后将纤维移回到管的远端时所述纤维没有碎片。

[0081] 另外,插头还可以为纤维提供足够的保护,以允许在整个手术期间的连续测量。在这种情况下,纤维甚至不需要是可移动的,并且能够被永久地固定在它们在引导管内的测量位置中。对于这种固定的静态解决方案,光学插头能够以如下方式进行设计:终点还使引导管的边缘平滑,如在图10C的详细视图中所示。

[0082] 如图11所示,电外科手术设备处的组织感测设备的光纤被连接到光学控制台160。光纤能够被理解为光导或光波导。在实施例中,控制台160包括光源164和光学探测器166,所述光源164具有嵌入式遮光器的卤素宽带光源的形式。光学探测器能够分辨具有以下波长的光:所述光的波长基本上在波长光谱的可见光区域和红外光区域(例如,400nm至1700nm)中。光源164与探测器166的组合允许漫反射测量。关于漫反射测量的详细讨论参见R.Nachabe、B.H.W.Hendriks、A.E.Desjardins、M.van der Voort、M.B.van der Mark和H.J.C.M.Sterenborg的“Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with diffuse optical spectroscopy from 900 to 1600nm”(J.Biomed.Opt.15,037015,2010年)。

[0083] 任选地,例如,当在图像引导下进行切除时,控制台也能够被耦合到能够对身体内部进行成像的成像模态。另一方面,也能够设想其他光学方法,如通过采用多条光纤的漫射光学断层摄影、差分路径长度光谱检查、荧光光谱检查和拉曼光谱成像来提取组织性质。

[0084] 图11中还示出了电外科手术控制台150和抽吸设备140。所述抽吸设备可以被连接到所述电外科手术设备,使得能够通过所述设备将负压或真空施加到其远端。

[0085] 处理器将所测量的光谱变换成指示组织状态的生理参数,并且可以使用监视器168对结果进行可视化。

[0086] 能在处理器上运行的计算机程序可以被提供在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0087] 对于荧光测量,光学控制台必须能够向至少一个源光纤提供激发光,同时通过一个或多个探测纤维来探测组织生成的荧光。激发光源可以是激光器(例如,半导体激光器)、发光二极管(LED)或经滤光的光源(例如,经滤光的汞灯)。通常,由激发光源发射的波长比要被探测的荧光波长的范围更短。优选地,使用探测滤波器来滤除激发光,以便避免激发光对探测器可能的过载。当存在需要彼此区分的多个荧光实体时,需要波长选择性探测器,例如,光谱仪。

[0088] 在要将荧光测量与漫反射测量进行组合的情况下,用于测量荧光的激发光可以被提供给与用于漫反射的光相同的源纤维。这可以通过例如使用纤维开关或具有聚焦光学器件的分束器或二向色光束组合器来实现。备选地,可以使用单独的纤维来提供的荧光激发光和用于漫反射测量的光。

[0089] 为了执行光谱检查,可以使用定制的Matlab 7.9.0(Mathworks,Natick,MA)算法来拟合所采集的光谱。在该算法中,实施了广泛接受的分析模型,即,由参考文献TJFarrel、MSPatterson和BCWilson的“A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the non-invasive determination of tissue optical properties”(Med.Phys.19,1992年,第879-888页)介绍的模型,通过引用将其全部内容并入本文。该参考模型的输入参数是吸收系数 $\mu_a(\lambda)$,约化的散射系数 $\mu'_s(\lambda)$ 以及在

探头端部处的发射纤维与收集纤维之间的中心到中心距离。

[0090] 在以下部分中,将简要说明该模型。所使用的公式主要基于Nachabé等人的工作,因此参考R.Nachabe、B.H.W.Hendriks、M.van der Voort、AE和H.J.C.M.Sterenborg的“Estimation of biological chromophores using diffuse optical spectroscopy: benefit of extending the UV-VIS wavelength range to include 1000to 1600nm”(Optics Express,第18卷,2010年,第1432-1442页),通过引用将其全部内容并入本文,并且还参考R.Nachabe、B.H.W.Hendriks、A.E.Desjardins、M.van der Voort、M.B.van der Mark和H.J.C.M.Sterenborg的“Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with diffuse optical spectroscopy from 900 to 1600nm”(J.Biomed,Opt.15,037015,2010年),通过引用将其并入本文。

[0091] 双幂律函数能够被用于描述约化散射的波长依赖性,其中,波长 λ 以nm来表达并且被归一化到波长值 $\lambda_0=800\text{nm}$ 。参数 α 对应于在该特定波长处的约化散射幅度。

$$[0092] \quad \mu_s(\lambda) = \alpha \left(\rho_{MR} \left(\frac{\lambda}{\lambda_0} \right)^{-b} + (1 - \rho_{MR}) \left(\frac{\lambda}{\lambda_0} \right)^{-4} \right) [cm^{-1}] \quad (\text{公式 1})$$

[0093] 在该公式中,约化散射系数被表达为米氏散射和瑞利散射的和,其中, ρ_{MR} 是米氏-总体约化散射的分数。米氏散射的约化散射斜率被指代**为** b 并且与颗粒大小相关。对于均匀分布的吸收体,总的光吸收系数 $\mu_a(\lambda)$ 能够被计算为吸收体的体积分数与消光系数的积(参见图7)

$$[0094] \quad \mu_a^{\text{总}} = f_1\mu_a^1 + f_2\mu_a^2 + f_3\mu_a^3 + \dots \quad (\text{公式 2})$$

[0095] 代替将吸收系数 $\mu_a(\lambda)$ 建模为通过四个感兴趣发色团的各自的浓度进行加权的吸收系数的和,决定将组织吸收系数表达为:

$$[0096] \quad \mu_a^{\text{组织}}(\lambda) = C(\lambda)v_{\text{血液}}\mu_a^{\text{血液}}(\lambda) + v_{WL}\mu_a^{WL}(\lambda) [cm^{-1}] \quad (\text{公式 3})$$

[0097] 其中, $\mu_a^{\text{血液}}(\lambda)$ 对应于血液的吸收并且 $\mu_a^{WL}(\lambda)$ 对应于被探查体积中的水和脂类一起的吸收。水和脂类的体积分数是 $v_{WL}=[\text{脂类}]+[\text{H}_2\text{O}]$,而 $v_{\text{血液}}$ 表示150mg/ml的全血中的血红蛋白的浓度的血液体积分数。

[0098] 因子 C 是考虑色素包装的影响以及吸收光谱的形状的改变的波长依赖性校正因子。该影响能够通过这样的事实来解释:组织中的血液局限于总体积(即,血管)的非常小的分数。靠近血管中心的红细胞因此比外周处的那些红细胞吸收更少的光。事实上,当在组织内均匀分布时,较少的红细胞将产生与分布在离散血管中的实际数量的红细胞相同的吸收。校正因子能够被描述为:

$$[0099] \quad C(\lambda) = \frac{1 - \exp(-2R\mu_a^{\text{血液}}(\lambda))}{2R\mu_a^{\text{血液}}(\lambda)} \quad (\text{公式 4})$$

[0100] 其中, R 指代以cm为单位表达的平均血管半径。与血液有关的吸收系数由下式给出

$$[0101] \quad \mu_a^{\text{血液}}(\lambda) = \alpha_{BL}\mu_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - \alpha_{BL})\mu_a^{Hb}(\lambda) [cm^{-1}] \quad (\text{公式 5})$$

[0102] 其中 $\mu_a^{\text{HbO}_2}(\lambda)$ 和 $\mu_a^{\text{Hb}}(\lambda)$ 分别表示氧合血红蛋白HbO₂和脱氧血红蛋白Hb的消光系数谱。将红蛋白总量中的氧合血红蛋白分数记为 $\alpha_{\text{BL}} = [\text{HbO}_2] / ([\text{HbO}_2] + [\text{Hb}])$ 并且通常被称为血氧饱和度。由于被测组织中的水和脂类的存在而引起的吸收被定义为：

$$[0103] \quad \mu_a^{\text{WL}}(\lambda) = \alpha_{\text{WL}} \mu_a^{\text{脂类}}(\lambda) + (1 - \alpha_{\text{WL}}) \mu_a^{\text{H}_2\text{O}}(\lambda) \quad [\text{cm}^{-1}] \quad (\text{公式 6})$$

[0104] 在这种情况下，与脂类和水一起的总浓度有关的脂类的浓度能够被写作为 $\alpha_{\text{WF}} = [\text{脂类}] / ([\text{脂类}] + [\text{H}_2\text{O}])$ ，其中， $[\text{脂类}]$ 和 $[\text{H}_2\text{O}]$ 分别对应于脂类(密度为0.86g/ml)和水的浓度。

[0105] 这种以公式6定义的吸收系数的表达式将水和脂类参数相关联而不是单独估计水和脂类体积分数的方式对应于用于拟合的基函数的协方差的最小化，得到更稳定的拟合，参见参考文献R.Nachabe、B.H.W.Hendriks、M.van der Voort、AE和H.J.C.M.Sterenborg的“Estimation of biological chromophores using diffuse optical spectroscopy: benefit of extending the UV-VIS wavelength range to include 1000 to 1600nm”(Optics Express,第18卷,2010年,第1432-1442页)。为了进一步解释和验证这个定理，参考文献：R.Nachabe、B.H.W.Hendriks、A.E.Desjardins、M.van der Voort、MB van der Mark和H.J.C.M.Sterenborg的“Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with diffuse optical spectroscopy from 900 to 1600nm”(J.Biomed.Opt.15,037015,2010年)。

[0106] 例如，借助于描述的算法可以导出光学组织性质，例如不同组织发色团(例如，血红蛋白、氧合血红蛋白、水、脂肪等)的散射系数和吸收系数。这些性质在正常健康组织和患病(癌变)组织之间是不同的。

[0107] 正常组织中在可见光和近红外光范围内主要吸收的主要吸收成分是血液(即，血红蛋白)、水和脂肪。在图11的下部，呈现了作为波长的函数的这些发色团的吸收系数。注意，在可见光范围内血液吸收是主导，而在近红外光范围内水分和脂肪吸收是主导。

[0108] 辨别光谱差异的一种方式是利用主成分分析。该方法允许对光谱差异进行分类，由此允许辨别组织。除了漫反射之外，还可以测量荧光。那么也可以测量例如胶原蛋白、弹性蛋白、NADH和FAD的参数。特别地，被称为光学氧化还原参数的比率NADH/FAD是令人感兴趣的，这是因为它是组织代谢状态的指标，如在Zhang Q.等人的“Turbidity-free fluorescence spectroscopy of biological tissue”(Opt.Lett.,2000年,第25卷,第19期,第1451-1453页)中所述，其在癌细胞中发生改变，并假定在有效处置癌细胞时发生变化。

[0109] 还能够探测身体对能够由组织感测设备探测到的外源荧光团的反应。此外，这些也能够通过如基于漫射光学成像的光学乳房X射线照相术的成像模态与外源荧光团的测量结果相关联。

[0110] 能够以若干方式向医生提供关于进展以及与介入设备接触的区域对于切割是否仍然安全的信息。例如，能够使用光指示器，其在示出红色光时表示仍然探测到肿瘤组织，而在示出绿色光时表示没有肿瘤和/或任选地在示出黄色光时表示系统怀疑有肿瘤。

[0111] 另一种方式是使用声音信号。再另一种方式是示出关键结构与设备接触的概率，其能够被示为显示屏上的条。光指示器也能够并入在外科手术刀本身上，以使得外科医生

不用查看额外的屏幕。能够使用2色系统来指示组织感测附件附近的关键结构。

[0112] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0113] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

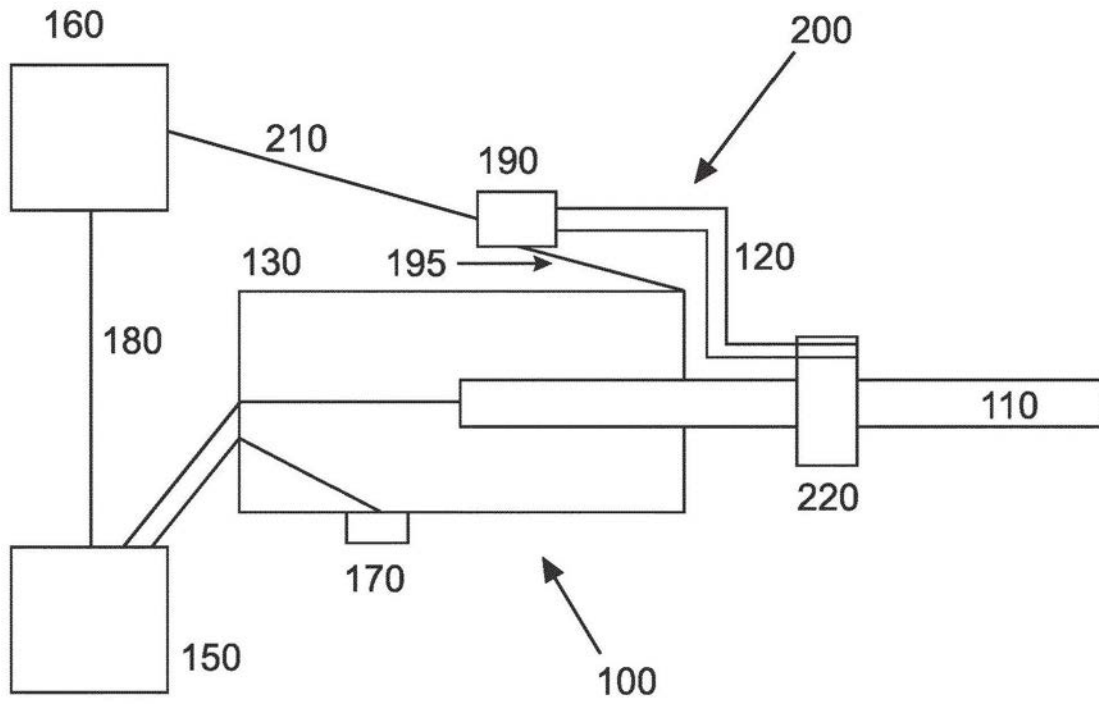


图1

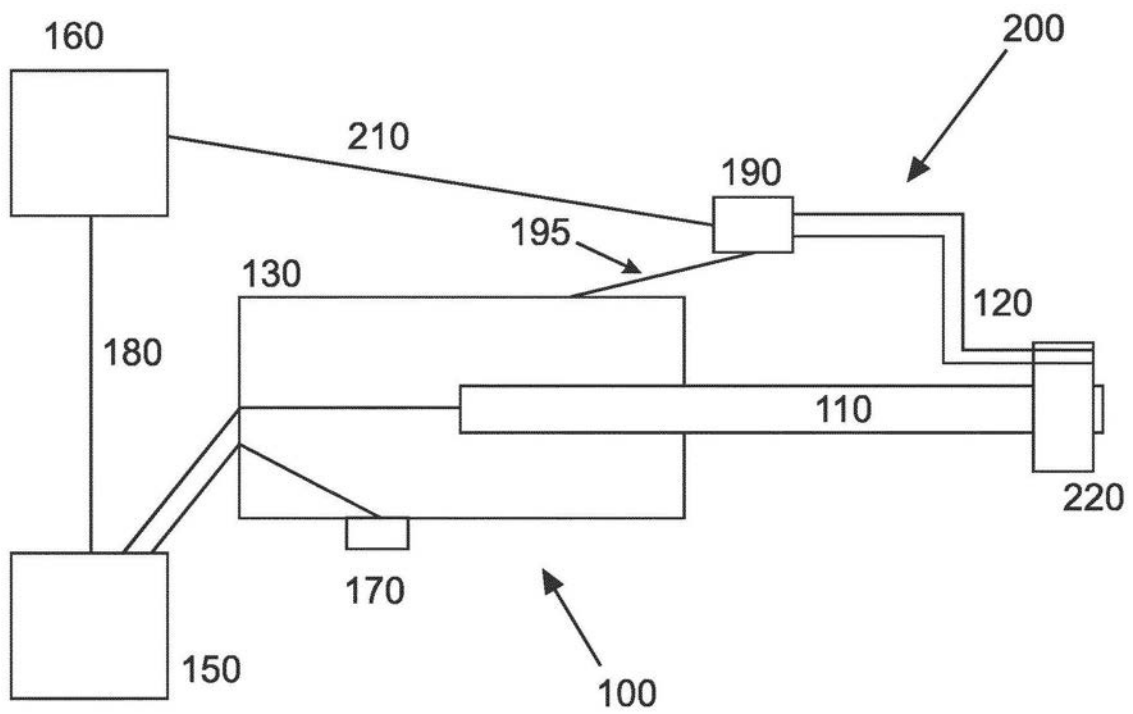


图2

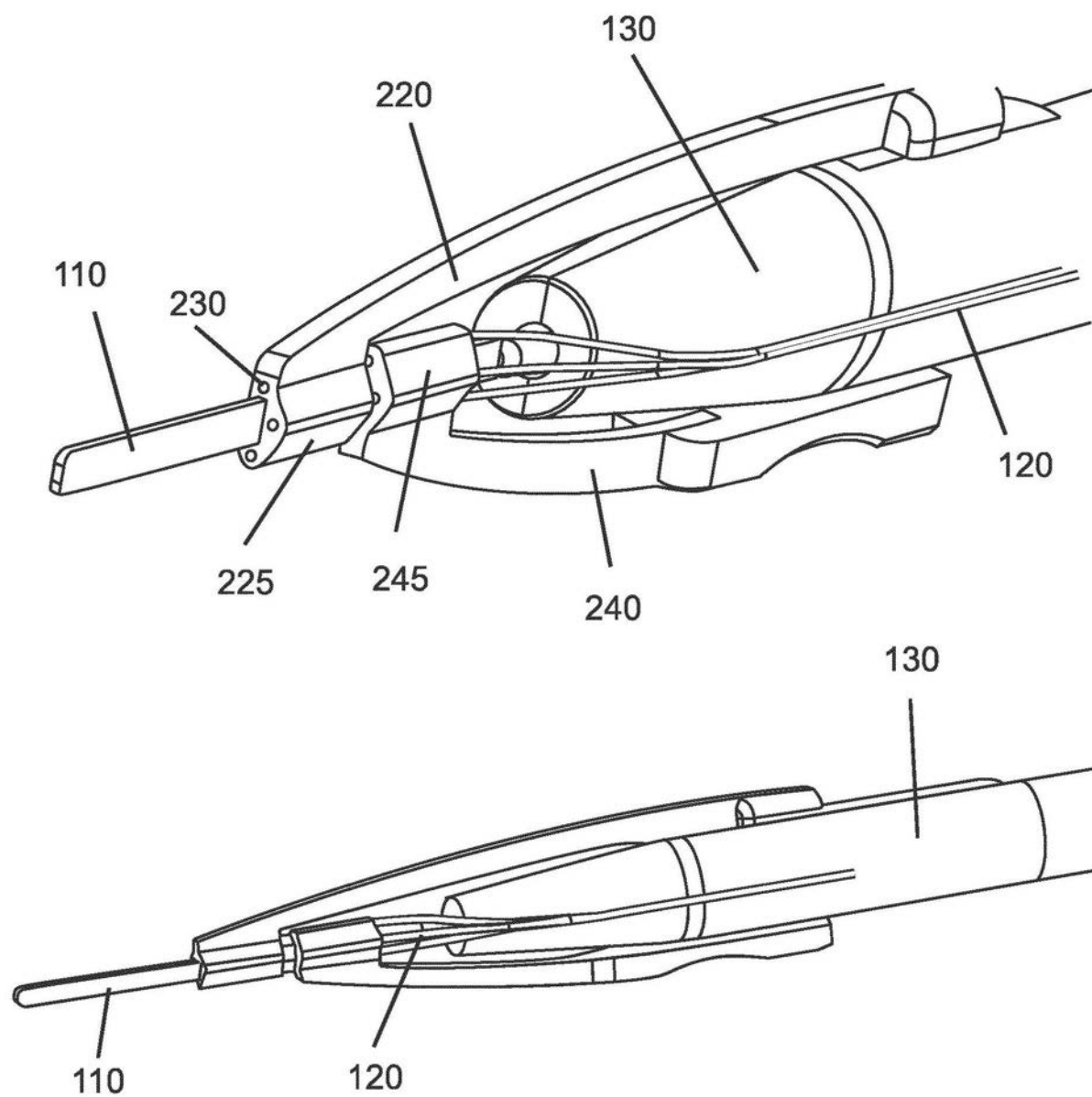


图3

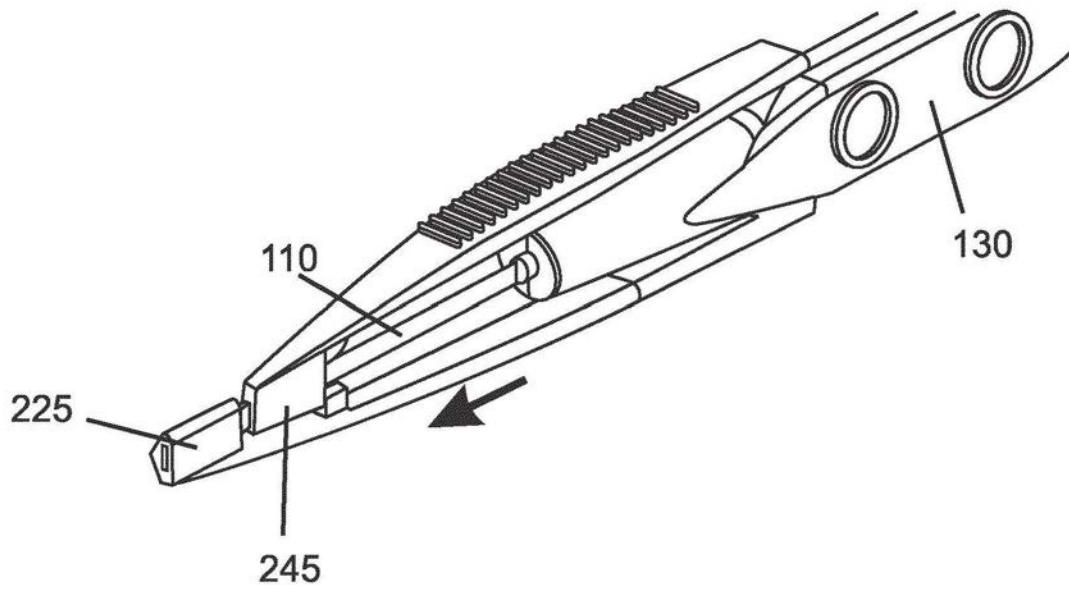


图4

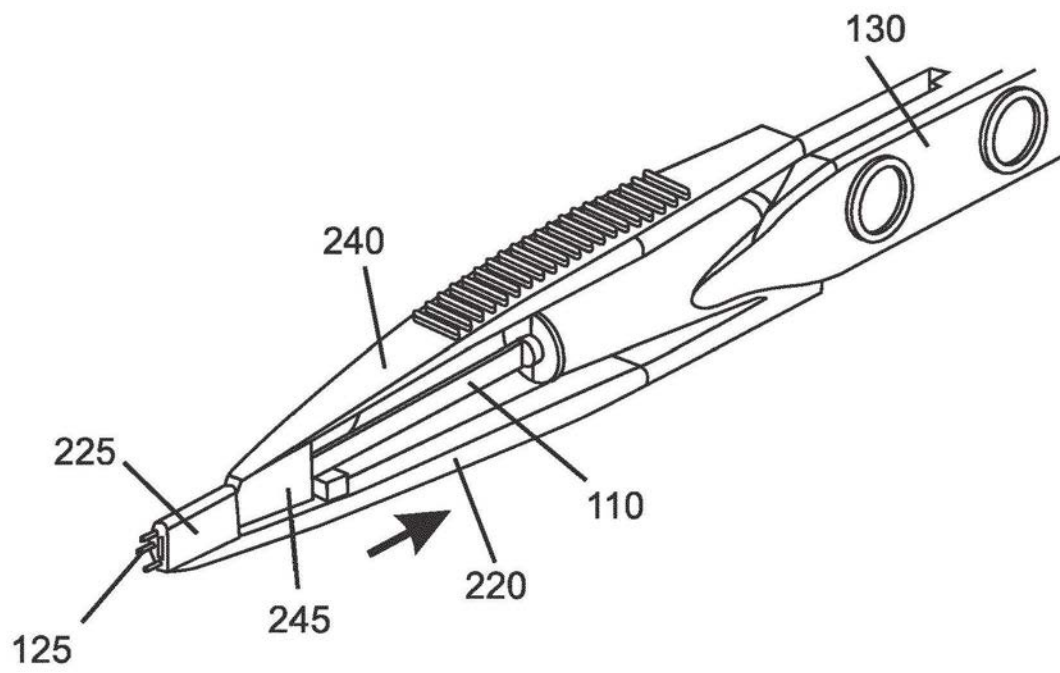


图5

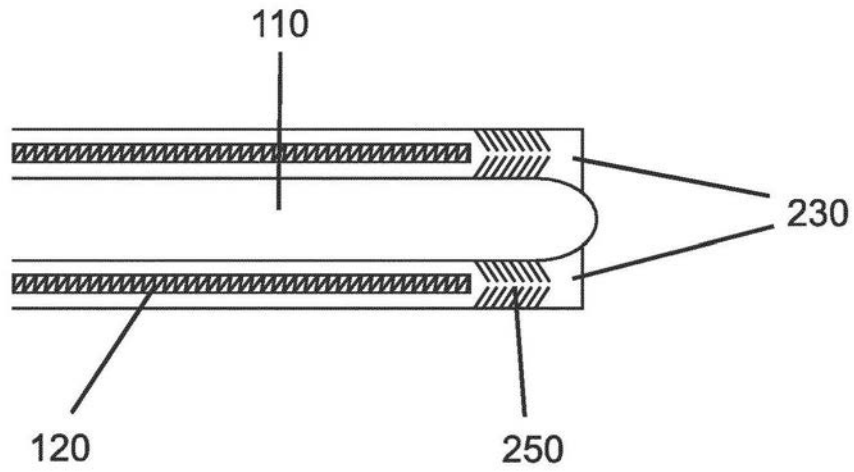


图6

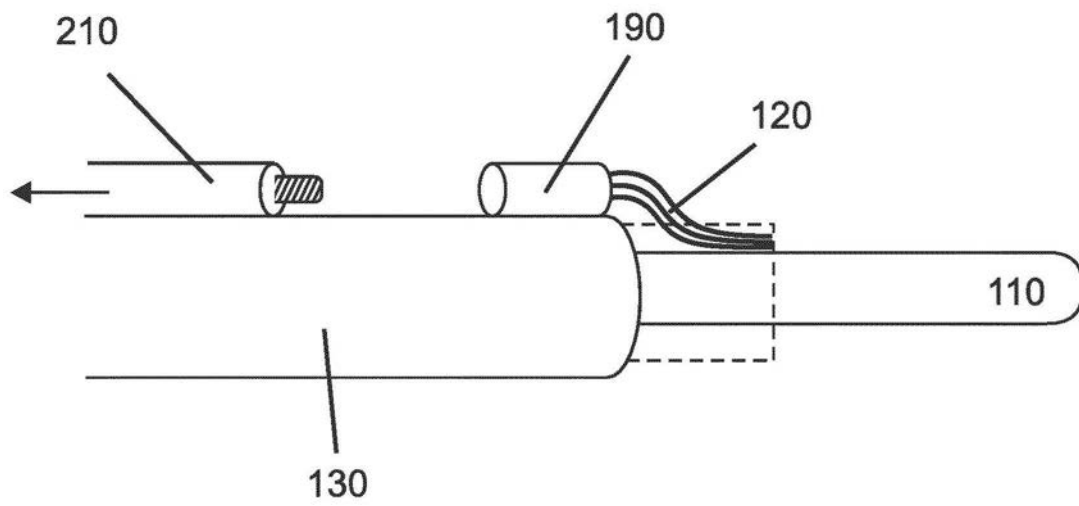


图7

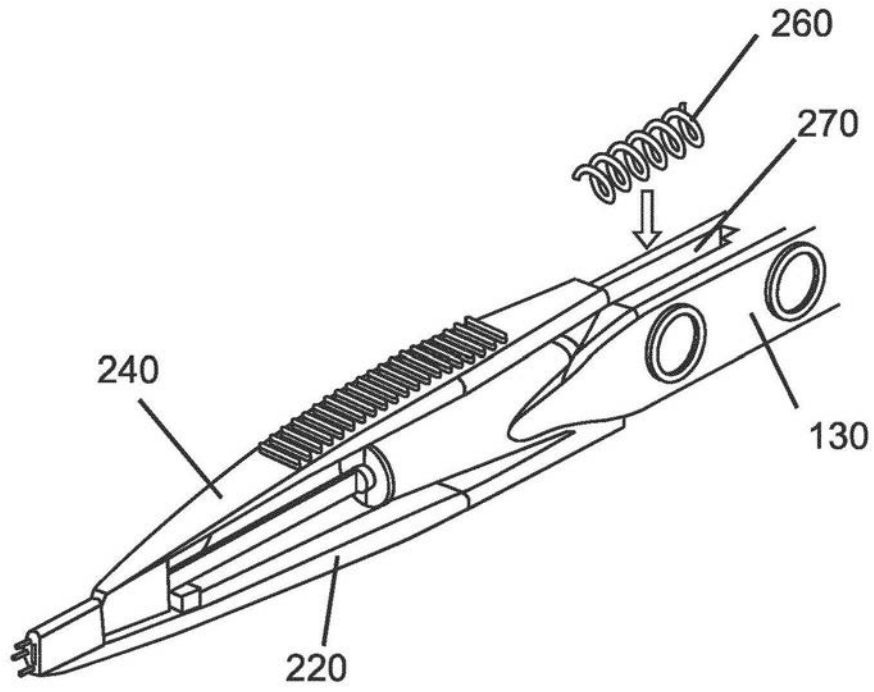


图8

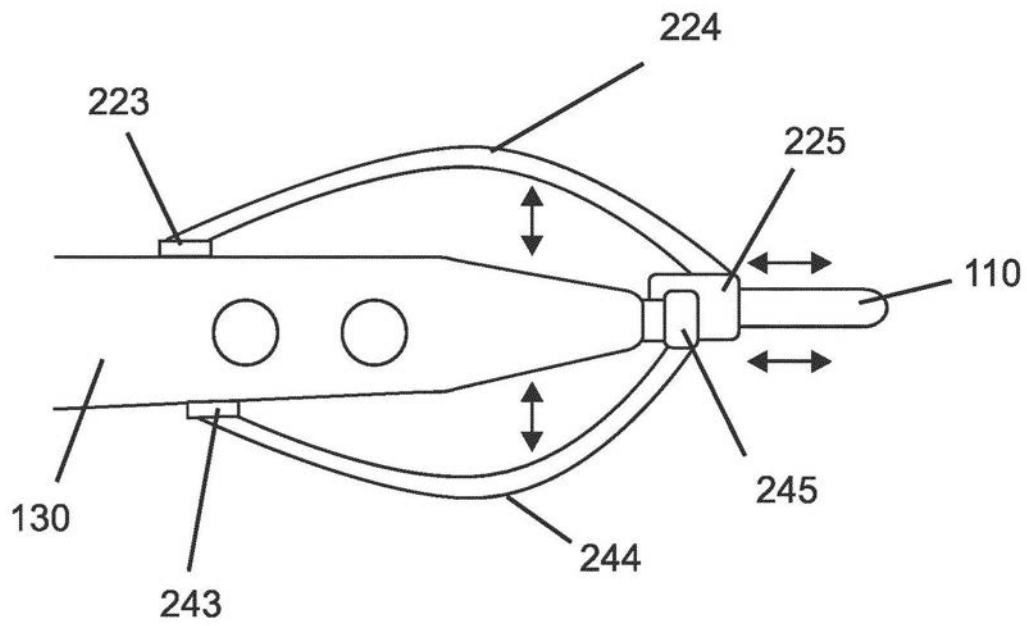


图9

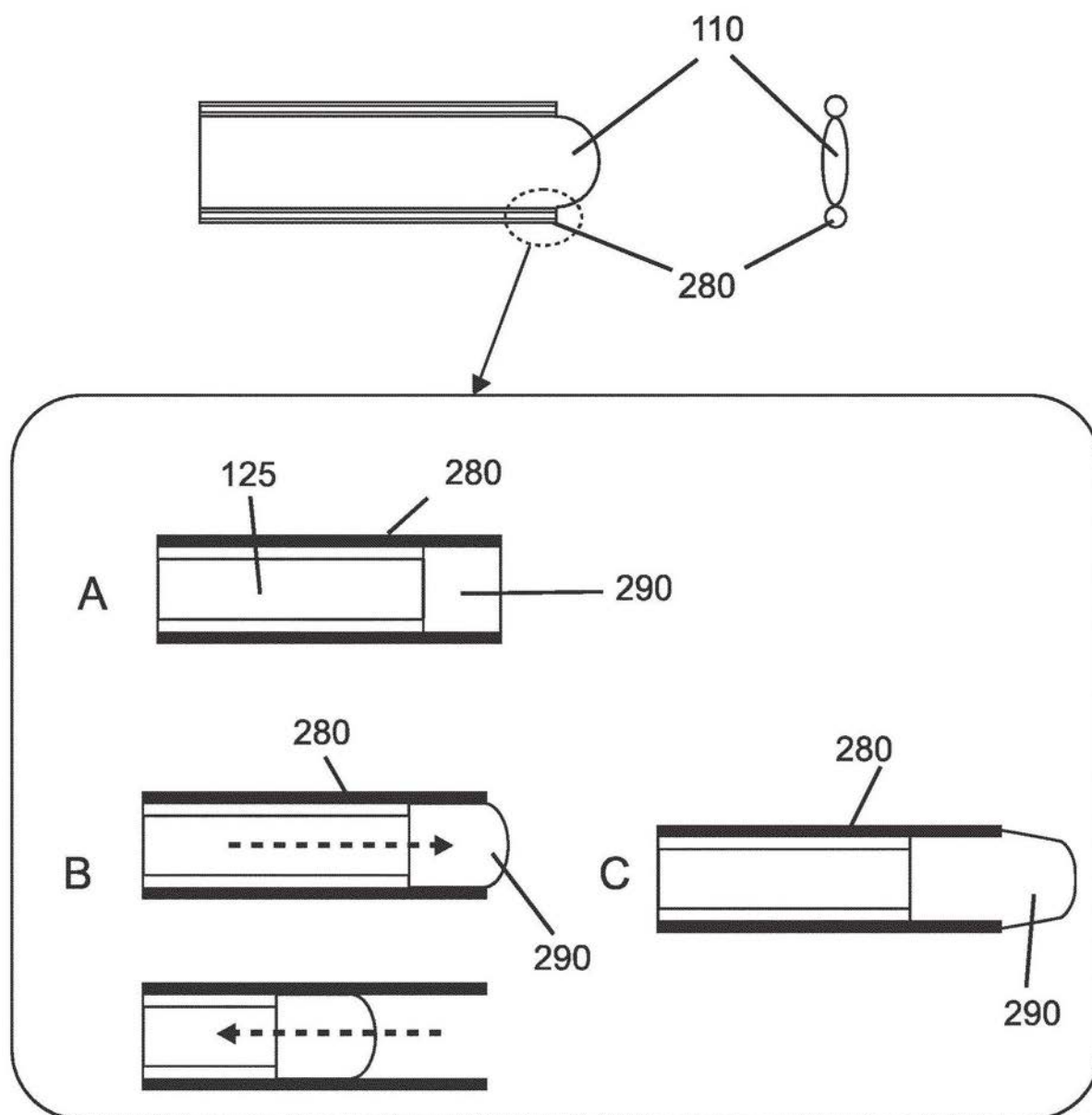


图10

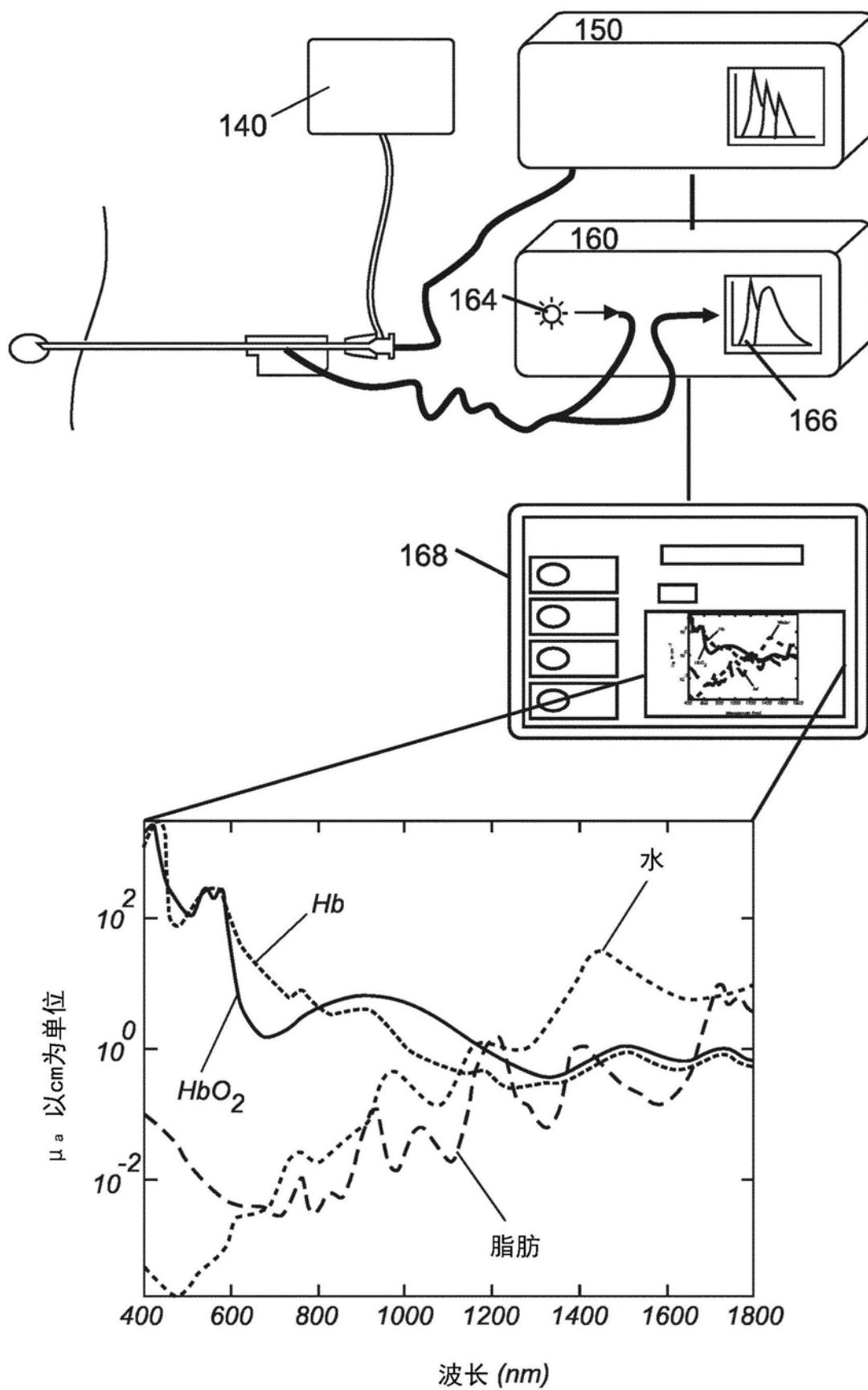


图11