



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561859 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780044284.6

(22)申请日 2017.07.17

(30)优先权数据

62/363,562 2016.07.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/042458 2017.07.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/017501 EN 2018.01.25

(71)申请人 维奥普蒂克斯公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 凯特·利安·贝克特尔

托德·路易斯·哈里斯

爱德华·杰拉尔德·所罗门

温斯顿·索恩 艾伦·鲍德温

斯科特·科勒律治

马克·朗新格尔

(74)专利代理机构 北京东方亿思知识产权代理
有限责任公司 11258

代理人 鲁异

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/1459(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

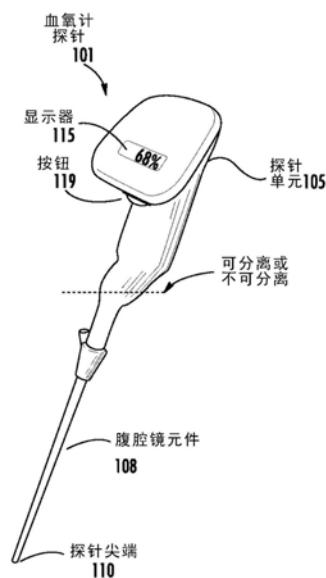
权利要求书4页 说明书26页 附图28页

(54)发明名称

具有腹腔镜延伸件的血氧测量装置

(57)摘要

腹腔镜医疗装置在其尖端包括血氧计传感器,其允许在腹腔镜下进行氧饱和度测量。该装置可以是整体设计,其中,腹腔镜元件在远端(例如,与尖端相反)处包括用于血氧计传感器的电子设备。该装置可以是多件式设计(例如,两件式设计),其中,一些电子设备位于与腹腔镜元件分离的壳体中,并且这些件(或部分)可移除地连接在一起。腹腔镜元件可以被移除和被丢弃;因此,通过可更换的腹腔镜元件,电子设备可以重复使用多次。电子设备可以包括用于控制、计算或显示的处理单元,或者这些单元的任意组合。然而,在一个实施方式中,电子装置可无线连接到其它电子设备(例如,另一处理单元)以用于进一步控制、计算或显示或其任何组合。



1. 一种装置,其包括:

第一部分,其包括细长的腹腔镜元件,其中,所述腹腔镜元件在第一方向上延伸并且包括近端和与所述近端相反的远端、光滑的外表面和内部管状空间,并且

所述内部管状空间包括横向于所述第一方向的第一横截面,并且所述第一横截面具有第一长度;以及

传感器头,其耦合到所述腹腔镜元件的所述远端,其中,所述腹腔镜元件的所述内部管状空间从所述腹腔镜元件的所述近端处的第一开口延伸到所述传感器头,并且

所述传感器头包括第一结构和第二结构,所述第一结构是发射器,并且所述第二结构是检测器;以及

第二部分,其在所述腹腔镜元件的所述远端处耦合到所述第一部分,其中,所述第二部分包括第一外壳,所述第一外壳具有横向于所述第一方向的第二横截面,并且所述第二横截面具有大于所述第一长度的第二长度,

所述第一外壳包括

模数转换器电路,其耦合到所述传感器头的所述第二结构,

界面电路,其耦合到所述模数转换器电路,和

电池,其耦合到所述模数转换器电路和所述界面电路。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二部分固定地耦合到所述第一部分。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一部分包括第一连接器,所述第二部分包括第二连接器,并且所述第二部分通过所述第一连接器与所述第二连接器的配合而耦合到所述第一部分,并且当所述第一连接器和所述第二连接器配合时,所述第一部分和所述第二部分经由所述连接器而被保持在相对彼此固定的位置。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一部分的细长的所述腹腔镜元件具有不锈钢外表面,并且所述第二部分的所述第一外壳包括塑料材料。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述近端和所述远端之间的所述内部管状空间具有均一的横截面尺寸。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一外壳包括光源,所述光源耦合到所述第一结构、所述电池和所述发送器电路。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述界面电路是第一无线收发器电路,并且所述装置包括第三部分,所述第三部分包括与所述第一外壳分离的第二外壳,其中,所述第二外壳包括:

第二无线收发器电路,其无线耦合到所述第一无线收发器电路;

处理电路,其通过所述第二无线收发器电路耦合到所述模数转换器电路;以及

显示器,其耦合到所述处理电路和与所述第一外壳的所述电池分离的电源。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述界面电路是第一有线收发器电路,并且所述装置包括第三部分,所述第三部分包括与所述第一外壳分离的第二外壳,其中,所述第二外壳包括:

第二有线收发器电路,其经由电缆耦合到所述第一有线收发器电路;

处理电路,其通过所述第二有线收发器电路和电缆耦合到所述模数转换器电路;以及

显示器,其耦合到所述处理电路和与所述第一外壳的所述电池分离的电源。

9. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一外壳包括处理电路,所述处理电路耦合到所述模数转换器电路和发送器电路以及所述电池,其中,所述界面电路是第一无线收发器电路,并且所述装置包括:

第三部分,其包括与所述第一外壳分离的第二外壳,其中,所述第二外壳包括第二无线收发器电路,其无线耦合到所述第一无线收发器电路;以及显示器,其通过所述第二无线收发器电路和与所述第一外壳的所述电池分离的电源耦合到所述处理电路。

10. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一外壳包括:

处理电路,其耦合到所述模数转换器电路和发送器电路以及所述电池,其中,所述界面电路为第一有线收发器电路,并且所述装置包括

第三部分,其包括与所述第一外壳分离的第二外壳,其中,所述第二外壳包括第二有线收发器电路,其经由电缆耦合到所述第一有线收发器电路;和显示器,其通过所述第二有线收发器电路和与所述第一外壳的所述电池分离的电源耦合到所述处理电路。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一外壳包括:

处理电路,其耦合到所述模数转换器电路、所述发送器电路和所述电池;以及显示器,其通过所述发送器电路耦合到所述处理电路并且耦合到所述电池。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二结构的所述检测器包括光检测器,并且所述第一部分包括:

电流转电压转换器电路,其耦合到所述光检测器;以及电导体,其从所述电流转电压转换器电路延伸通过所述腹腔镜元件的所述内部管状空间以耦合到所述模数转换器电路。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二结构的所述检测器包括光纤,并且所述第二部分包括:

光检测器,其中,所述光纤延伸穿过所述腹腔镜元件的所述内部管状空间以耦合到所述光检测器;以及

电流转电压转换器电路,其耦合于所述光检测器与所述模数转换器电路之间。

14. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二结构的所述检测器包括光检测器,并且所述第二部分包括:

电流转电压转换器电路,其耦合到所述模数转换器电路,其中,所述第一部分包括电导体,其从所述光检测器延伸穿过所述腹腔镜元件的所述内部管状空间以耦合到所述第二部分的所述电流转电压转换器电路。

15. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二结构的所述检测器包括光检测器,并且所述第一部分包括:

印刷电路板,其包括耦合到所述光检测器的电流转电压转换器电路,其中,所述印刷电路板包括第一表面和第二表面,在所述第一表面和所述第二表面上形成所述电流转电压转换器电路的部件,并且所述第一表面和所述第二表面的平面大致平行于所述第一方向;以及

第一电导体,其耦合到所述电流转电压转换器电路,其中,所述第一电导体从所述印刷

电路板的第一端延伸穿过所述腹腔镜元件的所述内部管状空间以耦合到所述模数转换器电路。

16. 根据权利要求15所述的装置, 其中, 所述第一部分包括光纤, 所述光纤耦合到所述第一结构。

17. 根据权利要求15所述的装置, 其中, 所述第一部分包括第二电导体, 所述第二电导体耦合到所述电流转电压转换器电路, 其中, 所述第二电导体从所述印刷电路板的第二端延伸通过所述腹腔镜元件的所述内部管状空间以耦合到所述光检测器。

18. 根据权利要求17所述的装置, 其中, 来自所述第二部分的所述电池的电力通过所述第一电导体被提供给所述电流转电压转换器电路并且通过所述第二电导体被提供给所述光检测器。

19. 根据权利要求18所述的装置, 其包括第三结构, 其中, 所述第三结构是检测器, 第一距离在所述第一结构和所述第二结构之间, 第二距离在所述第一结构和所述第三结构之间, 并且所述第一距离不同于所述第二距离。

20. 根据权利要求15所述的装置, 其中, 所述印刷电路板在所述腹腔镜元件的所述内部管状空间中定位成与靠近所述近端相比更靠近所述远端。

21. 一种方法, 其包括以下步骤:

提供血氧计探针, 所述血氧计探针包括传感器头, 所述传感器头包括第一结构和第二结构, 其中, 所述第一结构是发射器, 所述第二结构是检测器, 并且所述血氧计探针包括第一无线收发器;

将所述血氧计探针耦合到系统单元, 所述系统单元包括第二无线收发器和处理单元, 其中, 所述第二无线收发器通过直接无线连接与所述第一无线收发器无线通信;

使用所述检测器接收光并转换为电信号信息;

将接收到的所述光的所述电信号信息转换为数字信号信息; 以及

使用所述第一无线收发器, 通过所述直接无线连接传输所述数字信号信息。

22. 根据权利要求21所述的方法, 其包括以下步骤:

使用所述第二无线收发器, 从所述血氧计探针接收所述数字信号信息;

使用所述系统单元的处理电路处理所述数字信号信息以获得氧饱和度值; 以及

在所述系统单元的显示器上显示所述氧饱和度值。

23. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 从所述血氧计探针传输的所述数字信号信息不包括氧饱和度值。

24. 根据权利要求22所述的方法, 其中, 使用所述处理电路处理所述数字信号信息被配置为:

存储用于对所述数字信号信息执行空间分辨光谱的可执行代码; 以及

实施所述可执行代码, 以使用所述空间分辨光谱来计算所述氧饱和度值。

25. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 所述系统单元包括平板计算机。

26. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 所述系统单元包括腹腔镜塔单元。

27. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 所述血氧计探针包括第一有线收发器和第一电缆连接器, 并且所述方法包括以下步骤:

使用电缆,经由所述系统单元的第二电缆连接器和第二有线收发器,将所述血氧计探针耦合到所述系统单元,其中,当所述电缆用于将所述血氧计探针连接到所述系统单元时,所述直接无线连接被禁用,并且所述数字信号信息通过所述血氧计探针与所述系统单元之间的所述直接有线连接传输。

28.根据权利要求22所述的方法,其中,所述血氧计探针包括电池以作为所述检测器的电源,并且所述系统单元包括用于所述处理电路的独立的电源。

29.根据权利要求22所述的方法,其包括以下步骤:

通过所述第二无线收发器经由所述直接无线连接从所述系统单元向所述血氧计探针传输发射器信号信息;

通过所述第一无线收发器在所述血氧计探针处接收所述发射器信号信息;以及

在所述血氧计探针处,基于来自所述系统单元的所述发射器信号信息,使所述发射器经由所述第一结构发射光。

具有腹腔镜延伸件的血氧测量装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年7月18日提交的美国专利申请62/363,562的权益,其通过引用与本申请中提到的所有其它参考文献一起并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明一般涉及监测组织中的氧水平的光学系统。更具体地,本发明涉及光学探针,诸如血氧计,其包括在腹腔镜探针的尖端上的检测器结构和源结构。

背景技术

[0004] 血氧计是为了各种目的而被用于测量人类和生物中的组织的氧饱和度的医疗装置。例如,血氧计用于医院和其它医疗设施中的医疗和诊断目的(例如,手术、患者监测、或者救护车或例如用于组织缺氧的其它移动监测);运动场上的运动和体育目的(例如,专业的运动员监测);个人或个人的居家监测(例如,一般性的健康监测、或马拉松的个人训练);以及兽医用途(例如,动物监测)。

[0005] 脉搏血氧计和组织血氧计是两种不同原理的血氧计。脉搏血氧计使用脉搏进行测量。脉搏血氧计通常测量由动脉血液脉动而引起的光的吸光度。相反,组织血氧计不需要脉搏来起作用,并且可以用于对已经与血液供应断开的组织瓣或诸如连接到血液供应的内部器官的组织进行氧饱和度测量。

[0006] 例如,人类组织包括各种光吸收分子。这样的发色团包括氧化血红蛋白、脱氧血红蛋白、黑色素、水、脂质和细胞色素。在大部分可见和近红外光谱范围内,氧化血红蛋白、脱氧血红蛋白和黑色素是组织中最主要的发色团。在某些波长的光下,氧化血红蛋白和脱氧血红蛋白的光吸收显著不同。组织血氧计可以通过利用这些光吸收差异来测量人组织中的氧水平。

[0007] 尽管现有的血氧计是成功的,但仍持续存在愿望,以通过例如改进形状因子;提高测量精度;减少测量时间;降低成本;减小尺寸、重量或形状因数;减少电力消耗;以及为了其它原因,和这些测量的任何组合,来改进血氧计。

[0008] 特别地,在区域和局部水平上评估患者的氧合状态是重要的,这是由于它是患者局部组织健康状态的指标。因此,血氧计经常用于临床背景中,例如在手术和恢复期间,其中,可能怀疑患者的组织的氧合状态不稳定。例如,在手术期间,血氧计应该能够在各种非理想条件下快速提供准确的氧饱和度测量。虽然现有的血氧计已经足够用于术后组织监测,其中,绝对精度不是关键的并且单凭趋势数据是足够的,然而,在外科手术期间,精度是重要的,其中,可以使用现场检测(spot checking)来确定组织是否可能保持存活或需要去除。

[0009] 因此,需要改进的组织血氧计探针和使用这些探针进行测量的方法。

发明内容

[0010] 腹腔镜医疗装置在其尖端包括血氧计传感器,其允许在腹腔镜下进行氧饱和度测量。该装置可以是整体设计,其中,腹腔镜元件在远端(例如,与尖端相反)处具有用于血氧计传感器的电子设备。该装置可以是多件式设计(例如,两件式设计),其中,一些电子设备位于与腹腔镜元件分离的壳体中,并且这些件(或部分)可移除地连接在一起。腹腔镜元件可以是可移除的和一次性的;因此,通过可更换的腹腔镜元件,电子设备可以重复使用多次。电子设备可以包括用于控制、计算或显示的处理单元,或者这些的任意组合。然而,在一个实施方式中,电子设备可无线地连接到其它电子设备(例如,另一处理单元)以用于进一步控制、计算或显示或其任何组合。

[0011] 在一个实施方式中,血氧计探针利用定位在所附接的腹腔镜元件的尖端处的传感器头来对正被研究的患者的内部组织进行血氧测量。探针可与相对大量的模拟反射率曲线相结合地使用腹腔镜元件上的传感器头的位置,来快速确定所研究的这种内部组织的光学性质。组织的光学性质允许进一步确定组织的氧化血红蛋白和脱氧血红蛋白浓度以及组织的氧饱和度。

[0012] 在一个实施方式中,血氧计探针具有手持件和连接到手持件的腹腔镜元件。手持件和腹腔镜可以可移除地连接或不可移除地连接。手持件和腹腔镜元件的可移除连接和不可移除连接促进手持件的重复使用和腹腔镜元件的一次性或手持件(其容纳了许多相对昂贵的电子部件)的重复使用、以及腹腔镜元件在使用之后被丢弃。血氧计探针包括多个电子部件,其包括促进将由探针生成的血氧计信息传输到显示器的发送器。显示器然后显示从血氧计探针传输的一条或多条血氧计信息。显示器可以是包括在用于腹腔镜手术的腹腔镜塔中的显示器。

[0013] 在一个实施方式中,血氧计探针具有手持件和连接到手持件的腹腔镜元件。手持件和腹腔镜可以可移除地连接或不可移除地连接。手持件和腹腔镜元件的可移除连接和不可移除连接促进手持件的重复使用和腹腔镜元件的一次性或手持件(其容纳了许多相对昂贵的电子部件)的重复使用、以及腹腔镜元件在使用之后被丢弃。血氧计探针包括多个电子部件,其包括促进将由探针生成的血氧计信息传输到显示器的发送器。显示器然后显示从血氧计探针发送的一条或多条血氧计信息。显示器可以是包括在用于腹腔镜手术的腹腔镜塔中的显示器。

[0014] 在另一实施方式中,血氧计探针具有相对于彼此刚性固定第一部分和第二部分。第一部分具有细长的腹腔镜元件。腹腔镜元件在第一方向上延伸并且包括近端和与近端相反的远端。该元件具有平滑的外表面和内部管状空间。内部管状空间具有横向于第一方向的第一横截面,并且第一横截面包括第一长度。

[0015] 该探针包括连接到腹腔镜元件的远端的传感器头。腹腔镜元件的内部管状空间从腹腔镜元件的近端处的第一开口延伸到传感器头。传感器头具有第一结构和第二结构,第一结构是发射器,并且第二结构是检测器。

[0016] 第二部分在远端处连接到第一部分。第二部分具有第一外壳,第一外壳具有横向于所述第一方向的第二横截面,并且第二横截面具有大于第一长度的第二长度。

[0017] 第一外壳具有模数转换器电路,其连接到传感器头的第二结构。第一外壳还具有连接到模数转换器电路的界面电路。第一外壳还具有连接到模数转换器和界面电路的电

池。

[0018] 在一个实施方式中,血氧计探针是组织血氧计,并且可以在无需脉搏或心跳下测量氧饱和度。血氧计探针可应用于医学和手术(包括腹部外科手术、整形手术、乳房重建和其它手术)的许多领域。血氧计探针可在没有脉搏且存在脉搏的情况下对组织进行氧饱和度测量。在一个实施方式中,血氧计探针是脉搏血氧计。与组织血氧计探针相比,脉搏血氧计使用脉搏来进行测量。脉搏血氧计通常测量由于脉动动脉血液引起的光的吸收。

[0019] 在一个实施方式中,一种方法包括提供具有传感器头的血氧计探针,传感器头具有第一结构和第二结构,第一结构是发射器,且第二结构是检测器,并且血氧计探针包括第一无线收发器。血氧计探针连接到系统单元。系统单元包括第二无线收发器和处理单元,其中,第二无线收发器通过直接无线连接(例如,点对点无线)与血氧计探针的第一无线收发器无线通信。通过使用检测器,光被接收并转换为电信号信息。接收到的光的电信号信息转换为数字信号信息。通过使用第一无线收发器,通过直接无线连接来传输数字信号信息。

[0020] 该方法还可以包括使用第二无线收发器,其从血氧计探针接收数字信号信息。使用系统单元的处理电路处理数字信号信息以获得氧饱和度值。氧饱和度值显示在系统单元的显示器(例如,LCD或OLED面板)上。

[0021] 考虑到下面的详细描述和附图,本发明的其它目的、特征和优点将变得显而易见,在附图中,相同的附图标记表示相同的特征。

附图说明

[0022] 图1示出了在实施方式中的具有腹腔镜元件的血氧计探针的图像。

[0023] 图2示出了血氧计探针,其中,该探针适于与远程显示器通信。

[0024] 图3示出了与图2和3所示探针相比具有不同形状因子的血氧计探针。

[0025] 图4示出了在实施方式中的包括血氧计探针和显示器的血氧测量系统的框图。

[0026] 图5示出了在实施方式中的血氧测量系统。

[0027] 图6示出了在实施方式中的包括血氧计探针和显示器的血氧测量系统的框图。

[0028] 图7示出了在实施方式中的血氧计探针。

[0029] 图8和图9示出了定位在腹腔镜管的端部中的传感器头的立体图和端视图。

[0030] 图10、图11和图12示出了在实施方式中的血氧计探针的传感器头的第一立体图、第二立体图和横截面图。

[0031] 图13示出了在实施方式中的包括血氧计探针和显示器的血氧测量系统的框图。

[0032] 图14示出了在实施方式中的血氧计探针。

[0033] 图15示出了在实施方式中的包括血氧计探针和显示器的血氧测量系统的框图。

[0034] 图16示出了在实施方式中的血氧计探针。

[0035] 图17示出了在实施方式中的包括血氧计探针和显示器的血氧测量系统的框图。

[0036] 图18示出了在实施方式中的血氧计探针。

[0037] 图19示出了在实施方式中的包括血氧计探针和显示器的血氧测量系统的框图。

[0038] 图20示出了在实施方式中的血氧计探针。

[0039] 图21示出了血氧测量系统的框图,该血氧测量系统包括血氧计探针和显示器,其中,探针中的发送器电连接到探针的处理器。

[0040] 图22示出了血氧测量系统的框图,该血氧测量系统包括血氧计探针和显示器,其中,探针中的发送器电连接到探针的预处理器,并且处理器位于显示器中。

[0041] 图23示出了血氧测量系统的框图,该血氧测量系统包括血氧计探针和显示器,其中,探针中的发送器电连接到探针的模数转换器,并且预处理器和处理器位于显示器中。

[0042] 图24示出了血氧计探针的框图,该血氧计探针包括探针单元和腹腔镜元件,其中,传感器头通过探针单元的按钮在腹腔镜元件中移动。

[0043] 图25示出了在实施方式中的包括抓持器的腹腔镜元件的端部的图像。

[0044] 图26示出了在实施方式中的包括牵开器的腹腔镜元件的端部的图像。

[0045] 图27示出了腹腔镜元件,其中,腹腔镜元件的端部适于在铰接接头处被铰接。

[0046] 图28示出了腹腔镜元件的传感器头的端视图,该腹腔镜元件用作照相机的白光光源以及用作用于血氧测量的光源和检测器。

[0047] 图29示出了具有位于探针的腹腔镜元件上的显示器的血氧计探针。

[0048] 图30示出了在实施方式中的用于医疗处理的示例性状态表,其中,血氧计探针提供了包含在该表中的血氧信息。

具体实施方式

[0049] 图1示出了在实施方式中的血氧计探针101的图像。血氧计探针101配置为在术中对组织(例如,内部组织)进行组织血氧测量。血氧计探针101可以是手持装置,其包括探针单元105和从探针单元延伸的腹腔镜元件108。传感器头定位在腹腔镜元件的尖端110处。血氧计探针可以包括一个或多个用户输入装置,诸如一个或多个按钮119。在一些实施方式中,显示器是用户输入装置并且包括触摸板。

[0050] 血氧计探针101被配置为通过将腹腔镜元件定位在患者体腔中并通过从探针尖端110向组织中发射光(例如近红外光),来在术中测量内部组织的氧饱和度。此后,通过探针尖端收集从内部组织反射的光以确定组织的氧饱和度。血氧计探针101包括显示器115或其它通知装置,其向用户通知由血氧计探针进行的血氧计测量值的氧饱和度信息。

[0051] 血氧计探针101是手持装置,其可以被保持在医疗服务提供者手中以供使用。探针单元适于在腹腔镜元件定位在患者体腔中时被保持。患者可以是人类患者或兽医医疗环境中的动物患者。探针单元和腹腔镜元件可以是可分离的或不可分离的。在探针单元和腹腔镜元件不可分离的实施方式中,血氧计探针可以是一次性装置。可选地,在探针单元和腹腔镜元件是可分离的情况下,探针单元可以是可重复使用的,并且腹腔镜元件可以是一次性的或者腹腔镜元件可以适于被消毒以用于随后的重复使用。

[0052] 腹腔镜元件可以通过一个或多个连接装置可移除地连接到探针单元。例如,腹腔镜元件可以包括扭转锁定装置,该扭转锁定装置适于将腹腔镜元件扭转锁定到探针单元。或者,腹腔镜元件可被按压成与探针单元接触并且经由门锁、固定螺钉、可旋转套环或拉动腹腔镜元件与探针单元接触的其它装置锁合到位。腹腔镜元件和探针单元可包括一个或多个配准元件(例如,槽和凹槽),其促进电连接器的配准和连接以及光导(例如,有时称为波导)(例如光纤)的配准和连接,或两者。

[0053] 图2示出了适于与显示器215(有时称为系统单元)通信的血氧计探针201。血氧计探针201可类似于上述的血氧计探针101,在血氧计探针101中,腹腔镜元件与探针单元可以

是可分离的或不可分离的。如果探针单元和腹腔镜元件是不可分离的,则血氧计探针可以是一次性的,或者如果探针单元和腹腔镜元件是可分离的,则探针单元可以是可重复使用的,并且腹腔镜元件可以是一次性的。可选地,腹腔镜元件可适于被消毒(例如,通过高压灭菌)以与探针单元(该腹腔镜元件从其上拆下)或与不同的探针单元一起再使用。

[0054] 显示器215适于显示由血氧计探针产生并从探针传输到显示器的氧饱和度测量的信息。血氧计探针201和显示器215可适于经由有线(例如,电缆)通信或无线通信进行通信。通信链路可以根据多种协议之一来操作,诸如蓝牙协议之一(例如,蓝牙、蓝牙SMART、蓝牙低功耗、其它)、IEEE 802.11协议之一、ANT、6LoWPAN、MyriaNed、EnOcean、Z-Wave、Wi-Fi、IEEE 802.15.4协议之一(诸如ZigBee)、或其它。这些或其它无线协议可由装置用来以0.5千赫兹至500千赫兹(例如大约250千赫兹)将数据从装置传送到显示器。从显示器到装置的数据传送可以以类似的速率进行。

[0055] 在一个实施方式中,血氧计探针和显示器之间的无线链路是直接无线连接。也就是说,没有中间发送器电路、接收器电路或收发器电路接收从血氧计探针传输的无线信号,以用于随后将无线信号重传到显示器。类似地,没有中间发送器电路、接收器电路或收发器电路接收从显示器传输的无线信号,以用于随后将无线信号重传到血氧计探针。

[0056] 在血氧计探针适于与显示器215通信以显示氧饱和度测量值的信息的实施方式中,探针可以不包括显示器,例如显示器115。在该实施方式中,显示器215用作探针的显示器。或者,血氧计探针可以包括显示器115,并可适于与显示器215通信,其中,两个显示器可显示相同、不同或互补的血氧计信息。

[0057] 显示器215可以是平板计算机或其它显示器类型,诸如包含在腹腔镜塔中的显示器,该腹腔镜塔与在腹腔镜手术期间使用的其它腹腔镜装置一起使用。在显示器是平板计算机的实施方式中,显示器可附接到腹腔镜塔,该腹腔镜塔可包括其它显示器和其它医疗装置。显示器可以操作适于与移动设备一起使用的Android移动操作系统或其它操作系统。

[0058] 显示器215可以存储和操作适于接收由血氧计探针生成的血氧计测量的信息的一个或多个计算机应用程序。显示器可以经由应用程序处理信息并显示信息或信息的导出物。例如,血氧计探针可以传输血氧饱和度(StO_2)、氧化血红蛋白(HbO_2)的百分比、脱氧血红蛋白(Hb)的百分比、血容量、黑色素浓度的信息(例如,数值),或者其它血氧计信息。显示器可以显示这些数值的一条或多条信息,例如,数值本身或数值的导出物。

[0059] 或者,血氧计探针可以以数字或模拟形式向显示器传输基本上原始的测量数据。基本上原始的测量数据包括尚未由处理器或任何预处理器处理的数据。基本上原始的测量数据可以是模拟检测器响应,其由检测器生成,可以是或可以不是调节的、放大的、或两者。基本上原始的测量数据可以是数字化检测器响应,其由血氧计探针经由容纳在血氧计探针内的模数转换器数字化。通过使用应用程序,显示器可以对原始测量数据执行数据处理,以产生组织的最终测量信息,例如,血氧饱和度(StO_2)值、氧化血红蛋白(HbO_2)百分比值、脱氧血红蛋白(Hb)百分比值、血容量、黑色素浓度、或其它数值。通过应用程序,显示器可以显示一条或多条血氧测量信息。

[0060] 或者,血氧计探针可以将部分处理的测量数据传输到显示器。部分处理的数据可以包括已经为了LED发射的光的强度差、光检测器固有的灵敏度差或两者所做的一次或多次校准校正的数据。通过使用应用程序,显示器可以对部分处理的数据执行数据处理,以产

生组织的最终测量信息,例如,血氧饱和度 (StO₂) 值、氧化血红蛋白 (HbO₂) 百分比值、脱氧血红蛋白 (Hb) 百分比值、血容量、黑色素浓度、或其它数值。通过应用程序,显示器可以显示一条或多条血氧测量信息。

[0061] 图3示出了具有探针单元305和腹腔镜元件308的血氧计探针301。该血氧计探针与探针101和201相比具有不同的形状因子。本文所述的血氧计探针可以具有不同于图1-图3所示的形状因子的各种形状因子。

[0062] 探针单元305 (有时称为可重复使用的手持件或简单的手持件) 位于血氧计探针的顶部,并且可以具有各种形状,例如杆状。探针单元和腹腔镜元件可以是可分离的或不可分离的,并且血氧计探针可以适于与显示器215有线或无线通信。

[0063] 图4示出了在实施方式中的包括血氧计探针401和显示器415的血氧测量系统400的框图。血氧测量系统适于确定关于患者组织467的一条或多条血氧测量信息,诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量、黑色素浓度或其它组织信息的数值。血氧计探针适于将光发射到组织中并收集从组织反射的光以确定血氧测量信息。

[0064] 显示器415包括处理器420、电连接到处理器的存储器422、电连接到处理器的显示元件115、电池430和适于从电池向显示器的电子部件供电的电源单元435。血氧测量系统的电子电路执行信号数据的处理,控制系统的操作,执行计算,确定氧饱和度和其它血氧计测量值,以及其它处理操作。此电子电路可称为处理电路,且可包括一个或多个电子部件或电路,例如处理器、微处理器、微控制器、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA)、门阵列、多路复用器、标准单元、控制逻辑 (例如,可编程逻辑、可编程逻辑装置 (PLD)、CPLD、和其它)、存储器、查找表、状态机、逻辑门、数字信号处理器 (DSP)、和其它。在一个实施方式中,处理电路以数字 (例如,布尔逻辑) 执行操作。但是在其它实施方式中,处理电路可以是模拟的。

[0065] 显示器的一些实施方式包括电连接到显示器的收发器490 (有线、无线或两者)。在一些实施方式中,收发器是有线或无线发送器或者是有线或无线接收器。显示器包括光引擎440和检测器堆445。不同实施方式的显示器415可以包括以任何组合或配置的任何数量的所列部件,并且还可以包括未示出的其它部件。显示器包括耦合器元件419和光学端口449。

[0066] 处理器420可包括微处理器、微控制器、多核处理器或其它处理器类型中的一个或多个。存储器422可包括各种存储器 (例如,易失性存储器 (例如,RAM)、非易失性存储器 (例如,盘或FLASH) 或其它存储器类型) 中的一个或多个。

[0067] 电池430可包括多种电池类型中的一个或多个,例如,一个或多个一次性电池或者一个或多个可再充电电池。一次性电池在其存储的电荷消耗后被丢弃。一些一次性电池的化学技术包括碱性、锌碳或氧化银。电池具有足够的存储电荷以允许使用手持装置若干小时。在一个实施方式中,血氧计探针是一次性的。

[0068] 在电池是可再充电的实施方式中,可以在消耗所存储的电荷之后对电池多次再充电。一些可充电电池的化学技术包括镍镉 (NiCd)、镍金属氢化物 (NiMH)、锂离子 (Li-ion) 和锌空气。例如,可以通过具有连接到手持单元的软线的AC适配器对电池进行再充电。显示器中的电路可以包括再充电器电路 (未示出)。

[0069] 光引擎电连接到处理器,并且处理器控制光引擎产生的光,以将光发射到组织467

中。光引擎包括产生和传输光(诸如可见光、红外光或两者)的一个或多个源。每个源可以包括一个或多个发光二极管(LED),诸如一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个、八个、九个、十个或更多个LED。每个LED适于发射一个或多个波长的光,诸如可见光、红外光或两者。LED可以是离散LED、有机LED(OLED)、高亮度LED(HLED)、量子点LED、激光二极管或其它类型的LED。

[0070] LED光学地连接到容纳在显示器中的一个或多个源光导447的第一端。光导可以是光纤或其它光导元件。一个、两个、三个、四个、五个或更多个LED可以光学地连接到一个光导447。光导的第二端光学地连接到显示器的第一光学端口449。

[0071] 检测器堆445包括光检测器455(诸如PIN光电二极管、光电晶体管、光敏电阻或其它检测器类型)中的一个或多个。检测器堆还包括一个或多个互阻抗放大器(TIA)460。光检测器将接收到的光转换成电信号,该电信号由TIA放大。每个光检测器可以电连接到一个TIA。在一个实施方式中,多个光检测器例如经由复用器连接到单个TIA。TIA适于接收由光检测器生成的模拟检测器响应。TIA将关于模拟检测器响应的电流转换成电压并放大该电压。

[0072] 在一些实施方式中,显示器包括执行这些功能的一个或多个电子部件,诸如一个或多个电流转电压转换器和一个或多个电压放大器。应当理解,TIA是可以执行转换和放大的电子电路的一个示例。

[0073] 光检测器可以产生输出电流(例如,检测器响应),该输出电流随着检测到的光的强度的变化而相对线性地变化,而产生的输出电压随着检测到的光的强度的变化而相对非线性地变化。TIA或电流转电压转换器可以通过电流转电压转换输出相对线性的电压。此后,放大的电压也是相对线性的。

[0074] 检测器堆包括一个或多个模数转换器(ADC)465。每个TIA可以电连接到一个ADC。在一个实施方式中,多个TIA例如经由复用器连接到一个ADC。ADC还电连接到处理器。ADC将从TIA接收的放大的电压信号数字化,并将数字化的检测器响应传送到处理器。

[0075] ADC以采样速率对模拟信号进行采样。例如,采样速率可以是约0.33赫兹、约1赫兹、约2赫兹、约3赫兹或约1-3赫兹(视条件而定)。在其它实施方式中,速率可以大于3赫兹,诸如从大约4赫兹到大约1千赫兹。通常,采样速率越快,所消耗的功率越多(这是电池操作装置需要考虑的),并且所产生的数据也随着采样速率而增加。当使用从大约0.33到大约3赫兹的采样速率时,可以使用诸如蓝牙和Wi-Fi(以及本专利中提到的其它技术)的技术无线地传输数据量,而没有数据丢失。在其它实施方式中,可以使用专有无线技术,例如当期望更高的采样速率时。

[0076] 检测器堆可以包括一个或多个检测器光导480。光导可以是光纤或其它光导元件。在一个实施方式中,每个光检测器光学地连接到光导中的一个的第一端,并且接收通过光导传输的光。光导的第二端连接到显示器的光学端口。

[0077] 血氧计探针可配置为腹腔镜元件,其包括腹腔镜管452、可定位在腹腔镜元件的第一端处的耦合器417以及定位在腹腔镜元件的第二端处的传感器头457。

[0078] 腹腔镜元件包括有时被称为源光导的光导450,并且包括有时被称为检测器光导的光导464。光导可以是光纤或其它光导元件。光导450和464的第一端光学地连接到腹腔镜元件的光学端口478。光导450和464的第二端穿过腹腔镜元件延伸到传感器头457。光学端

口相对于传感器头向远侧定位在腹腔镜元件上。

[0079] 转到耦合器元件417和419,耦合器元件适于彼此可移除地连接并且依次将血氧计探针可移除地连接到显示器。耦合器417和419可以机械地耦合探针和显示器,可以光学地连接探针和显示器,可以将探针电连接到显示器,或者可以以任何组合促进这些连接中的一个或多个。

[0080] 具体地,耦合器417和419的连接促进第一光学端口449和第二光学端口478的光学连接,从而促进光导447和450以及光导464和480的光学连接。

[0081] 在一个实施方式中,血氧计探针或显示器包括将显示器415光学地链接到血氧计探针401的光缆。具体地,光缆光学地链接光导447和450以及光导464和480。

[0082] 光缆可以可移除地或不可移除地连接到显示器,可以可移除地或不可移除地连接到血氧计探针,并且可以包括耦合器元件419或417或其它耦合器元件。

[0083] 光缆可以具有各种长度,例如0.5米、1米、1.5米、2米或更长。光缆可以是相对柔性的,以允许血氧计探针相对自由地移动以用于手术。

[0084] 当耦合器417和419连接时,从LED发射的光传输到光导447中,并且此后传输通过光导477到达光导450。传输通过光导450的光被传输到传感器头,并且此后可以从传感器头传输到组织467中。

[0085] 由传感器头收集的光通过光导464传输到光导480。光导480将光传输到光检测器455。光检测器产生模拟检测器响应,其被TIA放大并从TIA传输到ADC。ADC将从TIA输出的模拟检测器响应数字化,并将所收集的光的数字化检测器响应传输到处理器。处理器可基于检测器响应(诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息)来确定待检测组织的各种信息。由处理器产生的血氧测量信息可显示在显示元件115上、存储在存储器422中、或经由有线或无线收发器490传输到其它电气设备。

[0086] 在一个实施方式中,腹腔镜元件适于在手术中在患者内使用,并且可以通过套管针485被引入到患者的腹腔中。腹腔镜元件的外表面可以是光滑的,使得腹腔镜元件可以平滑地滑动通过套管针,在套管针内平滑地旋转,并且可以平滑地滑入和滑过患者组织,而不磨损组织。血氧测量系统可用于各种内部组织,以确定组织的各种血氧测量信息。被测组织可包括肠组织(诸如大肠、小肠)、支持这些组织的组织(诸如肠系膜组织)、肝脏、肾脏、或其它组织。

[0087] 图5示出了在实施方式中的血氧测量系统500。血氧测量系统500包括血氧计探针501和显示器515。血氧测量系统500类似于血氧测量系统400,但不同之处在于血氧测量系统的显示器515包括信号采集处理器520(有时称为预处理器),其适于从ADC465接收用于血氧测量值的数字化信息并对数字化信息进行预处理以用于后续传输并供处理器420处理。

[0088] 信号采集处理器可以包括现场可编程门阵列(FPGA)或可编程逻辑器件(PLD),诸如复杂PLD(CPLD)。在显示器包括FPGA或CPLD的实施方式中,FPGA或CPLD可适于在将经预处理的信息传输到处理器以供进一步处理之前对所收集的信息执行预处理。FPGA或CPLD可以电定位在ADC和处理器之间。

[0089] 预处理可以包括将一个或多个相关计算应用于从ADC接收的数字化检测器响应,诸如对数据执行一个或多个校准步骤。校准可包括为了LED发射的光的强度的固有差异、为了光检测器的检测灵敏度的固有差异、或为了两者、或为了其它相关的计算,来校准被数字

化的检测器响应。关于LED和光检测器455的校准信息可以是预定的并存储在存储器中。

[0090] 在一个实施方式中,显示器包括光检测器525,诸如PIN二极管,其适于检测由光引擎440的LED发射的光的一部分,以确定在血氧测量系统的使用期间LED发射的光的强度是增加还是减小。光检测器可以经由一个或多个电流转电压转换器460a和放大器460b(例如,TIA 460)电连接到采集处理器。用于LED的驱动信号可由采集处理器520、处理器420或两者调整,以保持基于提供给采集处理器的强度信息而输出的光的强度相对恒定。

[0091] 光引擎可以包括一个或多个电子电路、光学元件或两者。具体地,光引擎可以包括电压转电流转换器440a、LED 440b和光合成器440c。转换器440a可以连接到数模转换器(DAC) 441,其将控制信号从采集处理器520提供给光引擎。由转换器440a输出的控制信号提供给用于光产生的LED 440b。LED 440b可以以一对一的方式光学地连接到一个或多个光纤447,或者来自多个LED的光可以通过光源合成器440c组合到单个光纤上。合成器440c可包含一个或多个透镜、反射元件、光学组合器或其它光学装置。

[0092] 显示器可以包括一个或多个温度测量装置,例如,定位成与光引擎的LED相邻的热敏电阻(未示出)。热敏电阻可以经由一个或多个放大器(未示出)连接到采集处理器。热敏电阻适于在血氧测量系统的使用期间检测LED的温度,并将温度的信号传输到放大器,放大器将放大的输出从热敏电阻传输到采集处理器。用于LED的驱动信号可由采集处理器、处理器或两者调整,以基于提供给采集处理器的温度信息来保持输出的光的强度相对恒定。

[0093] 图6示出了在实施方式中的包括血氧计探针601和显示器615的血氧测量系统600的框图。血氧测量系统600与血氧测量系统500的不同之处在于,适于确定系统的血氧测量信息的多个光学部件和电子部件容纳在血氧计探针中而不是显示器中。

[0094] 血氧计探针601适于确定关于患者组织467的一条或多条血氧计信息,诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量、黑色素浓度或其它组织信息的值。血氧计探针适于将血氧计信息传输到显示器615以供显示。

[0095] 血氧计探针601可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。血氧计探针包括探针单元605(有时被称为可重复使用的手持件或简单的手持件)和腹腔镜元件608。腹腔镜元件与探针单元可分离或不可分离。在血氧计探针是不可分离的集成装置的实施方式中,血氧计探针可以是一次性单元,其可以在用于单个患者之后被丢弃。在血氧计探针和腹腔镜探针单元是可分离的情况下,血氧计探针可以是可重复使用的,并且腹腔镜元件可以是一次性单元,其可以在用于单个患者之后被丢弃。或者,腹腔镜元件可适于与该探针单元或不同的探针单元一起消毒和再利用。

[0096] 探针单元605包括处理器420、电连接到处理器的存储器422、电连接到处理器的收发器490(例如,有线或无线)、电池430和电源单元435。在该专利中描述的每个发送器和接收器可以是收发器。探针单元包括电连接到处理器的光引擎440、电连接到处理器的ADC465和模拟线束461。不同实施方式的探针单元可以包括以任何组合或配置的任何数量的所列部件,并且可以包括未示出的其它部件。以上参照图4描述了这些元件的操作。

[0097] 探针单元605包括耦合器419和端口449。耦合器419可以促进与腹腔镜元件的机械连接、光学连接和电连接。端口449可以是光学端口、电端口或光学和电端口。

[0098] 探针单元、腹腔镜元件的部分、或两者可以用屏障619覆盖。该屏障可以抑制流体和碎片接触血氧计探针由该屏障覆盖的部分,并且将血氧计探针的可重复使用和不可消毒

的部分与无菌外科环境隔离。在探针包括显示器(例如显示器115)的实施方式中,屏障对于显示在血氧计探针的显示器上的信息是透明的。屏障可以由柔性的塑料或塑料类型的材料形成,并且可以围绕血氧计探针的覆盖部分包起来。该屏障可适于覆盖本申请中描述的血氧计探针的一个或多个部分。

[0099] 腹腔镜元件608包括腹腔镜管452、定位在腹腔镜元件的第一端处的耦合器417以及定位在腹腔镜元件的第二端处的传感器头657。腹腔镜元件包括光导450。光导450的第一端光学地连接到腹腔镜元件的光学端口478。光导450的第二端穿过腹腔镜元件延伸到传感器头657。光学端口相对于传感器头向远侧定位在腹腔镜元件上。

[0100] 除了传感器头之外,腹腔镜元件还包括光电二极管455、TIA 460和模拟线束462(例如,柔性电缆)。传感器头657可包括光电二极管、TIA或两者。TIA电连接在光电二极管和模拟线束之间。传感器头、光电二极管、TIA和线束各自定位在腹腔镜管的中心开口(例如,内部管状开口)中。从腹腔镜管的顶部到腹腔镜管的底部,中心开口可具有恒定的横截面尺寸(例如,横截面横向于腹腔镜元件的纵向尺寸)(例如,类圆形横截面的恒定直径)。

[0101] 耦合器417和419的连接促进第一光学端口449和第二光学端口478的光学连接,从而促进光导447和450的光学连接。耦合器417和419的连接还促进模拟线束461和462的电连接。在一个实施方式中,耦合器417和419的连接还促进探针单元与腹腔镜元件的机械连接(例如,固定的和刚性的机械连接)。

[0102] 例如,基于血氧计探针用于的特定医疗过程,传感器头的尖端可以是距腹腔镜元件的顶部的各种距离中的一个(例如,腹腔镜管的近似长度)。例如,该距离可以是10厘米、15厘米、20厘米、25厘米、30厘米、35厘米、40厘米、45厘米、50厘米、55厘米或其它长度。

[0103] 当连接了耦合器时,从LED发射的光发射到光导447中,并且此后传输通过光导477到达光导450。传输通过光导450的光传输到传感器头,并且此后可以从传感器头传输到组织467中。在探针单元和腹腔镜元件不可分离的实施方式中,光导450和477被集成为基本上连续的光导,并且线束461和462被集成为基本上连续的线束。

[0104] 传感器头处的光检测器455适于检测从组织上反射后的光,并根据检测到的光产生检测器响应(例如,模拟信号)。检测器响应从检测器传输到TIA,TIA放大用于检测器响应的信号。然后,放大的检测器响应经由模拟线束传输到探针单元中的ADC。模拟线束还可适于向TIA和光电二极管提供功率和接地。在从ADC接收数字化的检测器响应之后,处理器使用检测器响应来确定组织的一条或多条血氧测量信息,诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息。

[0105] 由处理器产生的血氧测量信息可显示在血氧计探针的显示器115上,可由发送器传输到显示器615以供显示,可存储在存储器422中,或可传输到其它电子装置。显示器615可包括从血氧计装置接收所传输信息的接收器(例如,有线或无线)616。显示器615包括电源,诸如电池电源,其是与探针单元中的电源不同的电池电源。显示器615中的电源电连接到显示器中的电子单元,并且对电子单元(诸如接收器、显示器等)供电。

[0106] 图7示出了实施方式中的血氧计探针701。血氧计探针701包括探针单元715和腹腔镜元件708。探针单元715适于与显示器(例如上述显示器615)通信。血氧计探针701类似于血氧计探针600,但不同之处在于血氧计探针的探针单元715包括信号采集处理器520,其适于从ADC465接收用于血氧测量值的数字化检测器响应,并预处理数字化检测器响应,以用

于随后传送到处理器420进行处理。

[0107] 在一个实施方式中,一个或多个电流转电压转换器460a容纳在腹腔镜元件中。电流转电压转换器电连接到光检测器455并且电连接到一个或多个电压放大器460b。电压放大器容纳在探针单元715中,但可替代地可容纳在腹腔镜元件708中。电流转电压转换器和电压放大器可以是TIA或其它类型的电路。电流转电压转换器和电压放大器可以经由耦合器417和419电连接。

[0108] 探针单元可以包括一个或多个热敏电阻,例如上面参照图5描述的那些热敏电阻。热敏电阻可以物理地定位成邻近光引擎的LED,以监测LED的温度。热敏电阻经由一个或多个放大器电连接到采集处理器。热敏电阻适于在血氧测量系统的使用期间跟踪LED的温度,并且将温度的信号发送到放大器,放大器将放大的信号传输到采集处理器。通过使用放大的信号,采集处理器、处理器或两者可以改变提供给LED的驱动信号,使得所产生的光具有基本恒定的强度。

[0109] 探针单元715可以包括显示器115。一些实施方式的探针单元不包括显示器。探针单元715的显示器可显示与可附接到腹腔镜塔的显示器615相似或不同的血氧测量信息。显示器115例如经由电定位在显示器与处理器或预处理器之间的界面电路(有时称为发送器)电连接到处理器或预处理器。

[0110] 图8和图9示出了定位在腹腔镜管452的端部452a中的传感器头657的立体图和端视图。传感器头包括印刷电路板(PCB) 658,印刷电路板(PCB) 658可以大致是类圆形(例如圆形)以装配在腹腔镜元件的端部中。检测器结构(例如,开口(光进入该开口以到达波导或光检测器)、波导的尖端、或光检测器) 544(标记为455a-455h)定位在从腹腔镜管的端开口朝外的传感器头(例如,PCB的表面)上。在图8和图9所示的实施方式中,检测器结构是光检测器。在传感器头中形成发射光的两个源结构(有时也称为发射器)(例如,在PCB中形成切口,诸如孔458a和458b)。源结构可以是波导(例如,光纤的端部)或光源(例如,LED)。光导450a和450b的端部定位在孔中并延伸穿过孔。

[0111] 光检测器和光导的端部可以以各种配置布置。在一个实施方式中,至少一个源-检测器距离小于1.5厘米且可小于1厘米,并且至少两个源-检测器距离大于2.5厘米。在另一实施方式中,至少一个源-检测器距离小于1.5毫米且可小于1毫米,且至少一个源-检测器距离大于2.5毫米或者至少两个源-检测器距离大于2.5毫米。在一个实施方式中,最大的源-检测器距离为约10毫米或更小、约5毫米或更小、约4.5毫米或更小、约4.1毫米或更小、约4毫米或更小或其它。

[0112] 在一个实施方式中,最短的源-检测器距离(检测器与光导的端部之间的距离)近似相等。例如,光导450a和光检测器455d之间(S1-D4)以及光导450b和光检测器455a之间(S2-D8)的最短的源-检测器距离近似相等。光导450a与光检测器455e(S1-D5)之间以及光导450b与光检测器455a(S2-D1)之间的下一个更长的源-检测器距离(例如,比S1-D4和S2-D8中的每一个更长)近似相等。光导450a与光检测器455c(S1-D3)之间以及光导450b与光检测器455g(S2-D7)之间的下一个更长的源-检测器距离(例如,比S1-D5和S2-D1中的每一个更长)近似相等。光导450a与光检测器455f(S1-D6)之间以及光导450b与光检测器455b(S2-D2)之间的下一个更长的源-检测器距离(例如,比S1-D3和S2-D7中的每一个更长)近似相等。光导450a与光检测器455c(S1-D2)之间以及光导450b与光检测器455f(S2-D6)之间的下

一个更长的源-检测器距离 (例如, 比S1-D6和S2-D2中的每一个更长) 近似相等。光导450a与光检测器455g (S1-D7) 之间以及光导450b与光检测器455c (S2-D3) 之间的下一个更长的源-检测器距离 (例如, 比S1-D2和S2-D6中的每一个更长) 近似相等。光导450a与光检测器455a (S1-D1) 之间以及光导450b与光检测器455e (S2-D5) 之间的下一个更长的源-检测器距离 (例如, 比S1-D7和S2-D3中的每一个更长) 近似相等。光导450a与光检测器455h之间 (S1-D8) 以及光导450b与光检测器455d之间 (S2-D4) 的下一个更长的源-检测器距离 (例如, 最长的源-检测器距离, 比S1-D1和S2-D5中的每一个更长) 近似相等。在其它实施方式中, 源-检测器距离可以都是独一无二的或具有少于近似相等的八个距离。

[0113] 下表显示了根据一个实施方式的八个独一无二的源-检测器距离。最近的源-检测器距离之间的增量约为0.4毫米。

[0114] 表

[0115]

源到检测器配对	源-检测器距离 毫米
(S1-D4)	1.000
(S2-D8)	1.000
(S1-D5)	1.430

[0116]

(S2-D1)	1.430
(S1-D3)	1.860
(S2-D7)	1.860
(S1-D6)	2.290
(S2-D2)	2.290
(S1-S2)	4.000
(S1-S2)	4.000
(S1-D7)	3.150
(S2-D3)	3.150
(S1-D1)	3.580
(S2-D5)	3.580
(S1-D8)	4.010
(S2-D4)	4.010

[0117] 在一个实施方式中,光检测器455a和455e关于连接光导450a和450b的直线上的点对称地定位。光检测器455b和455f关于该点对称地定位。光检测器455c和455g关于该点对称地定位。光检测器455d和455h关于该点对称地定位。该点可以是连接线上介于光导450a和450b之间的中间点。

[0118] 由光检测器455检测的源-检测器距离对反射率的曲线图可以提供反射率曲线,其中,数据点沿着x轴充分地间隔开。光导450a和450b与光检测器455之间的距离的这些间隔减少数据冗余且可导致产生相对精确的反射率曲线。

[0119] 在一个实施方式中,光导和光检测器可以布置在探针表面上的各种位置,以给出期望的距离(如上文所示)。例如,两个光导形成一条线,并且在该线之上和之下将具有相等数量的光检测器。另外,光检测器的位置(线上方)将关于两个光导的线上的选定点与另一光检测器(线下方)点对称。作为示例,所选择的点可以是两个光导之间的中点,但不是必须的。在其它实施方式中,定位可基于诸如圆形、椭圆形、卵形、三角形、矩形、正方形或其它形状的形状来随机地布置,诸如光检测器455e、455f、455f和455h配置在第一弧中并且光检测器455d、455c、455b和455a配置在第二弧中。当弧中的一者竖直和水平翻转时,第一弧和第二弧可以具有相同或相似的形状。

[0120] 血氧计装置适于使用空间分辨光谱技术来确定组织的血氧计信息,例如血氧饱和度。源到检测器的间隔促进空间分辨光谱,其中,至少一个源-检测器距离小于1.5毫米并且可以小于1毫米,并且至少一个源-检测器距离大于2.5毫米,或者至少两个源-检测器距离大于2.5毫米。这些源-检测器距离可以经由多个源和检测器的组合(诸如一个源和两个检测器、两个源和一个检测器、或其它)来实现。

[0121] 通过存储器存储多个模拟反射率曲线并且通过处理器使用多个模拟反射率曲线,来进一步促进空间分辨光谱,其中,每个反射率曲线表示传感器头的源和检测器的特定配置的吸收系数和散射系数。源到检测器的间隔的一个特定配置列于表一中且在此专利中描述,诸如光检测器455a和455e关于在连接光导450a和450b的直线上的点对称地定位;光检测器455b和455f关于该点对称地定位;光检测器455c和455g关于该点对称地定位;并且光检测器455d和455h关于该点对称地定位,其中,在连接线上,该点可以对中在光导450a和450b之间。

[0122] 模拟反射率曲线包括从血氧计装置发射的各种波长的模拟组织反射的光的反射强度(例如,按任意单位)。模拟反射率曲线可以是使用蒙特卡罗模拟方法模拟的组织的反射率曲线。

[0123] 处理器可以确定最佳地拟合(例如,由拟合方法确定的最小拟合误差,诸如最小平方或其它)由检测器生成的反射数据的模拟反射率曲线中的一个或多个。处理器可以根据最佳拟合反射数据的一个或多个模拟反射率曲线确定组织的一个或多个吸收系数和一个或多个散射系数。然后,根据吸收系数,处理器可以确定测量的组织的其它血氧计信息,例如氧饱和度。传感器头的源到检测器的间隔(例如,至少一个源-检测器距离小于1.5毫米并且至少一个源-检测器距离大于2.5毫米)促进吸收系数和减小的散射系数可以根据模拟反射率曲线(其中,这些系数在数学上是独立的)来确定。由于吸收系数和减小的散射系数在数学上是独立的,因此通过使用这种空间分辨光谱,可以避免进一步的组织测量、进一步的数学测量、或两者。

[0124] 由传感器头的每个源发射的波长包括两个、三个、四个或更多不同的光(例如,光包括红外辐射)的波长。在一个实施方式中,发射的波长包括760纳米、810纳米、845纳米和895纳米。在其它实施方式中,其它波长的光由包括较短和较长波长的光的血氧计装置发射。

[0125] 图10、图11和图12示出了在实施方式中的传感器头457的第一立体图、第二立体图和横截面图。光导450a和450b的端部示出为定位在PCB658中形成的孔中。光导的端部可以从孔延伸、定位在孔中、或者定位在孔后面。

[0126] TIA 460位于PCB 659上的光导之间,PCB 659电连接在两个模拟线束462之间。第一模拟线束电连接在PCB 658和PCB 659之间,并且第二模拟线束连接在PCB 659和耦合器417之间或者可以延伸到可重复使用的手持件中。第二模拟线束通过腹腔镜元件从可重复使用的手持件向PCB659和TIA提供电力、接地、控制信号或这些的任何组合,并将信号从TIA传回到可重复使用的手持件。

[0127] 第一模拟线束通过腹腔镜元件将电力、接地和控制信号从PCB 659提供给光检测器,并将光检测器产生的检测器信号提供给TIA,以用于通过第二模拟线束进一步传输到可重复使用的手持件中的ADC。

[0128] PCB 659具有第一表面和第二表面,该第一表面安装有一个或多个TIA,并且第二表面平行于第一表面。其它电子元件可以安装在PCB 659的第二表面上。第一表面和第二表面平行于腹腔镜探针所沿着延伸的横向方向。与离腹腔镜元件的近端相比,PCB 659可以更靠近腹腔镜元件的远端,其中,传感器头位于腹腔镜元件的远端,腹腔镜元件的近端连接到探针单元。

[0129] 本申请描述了具有特定尺寸、测量值和数值的实施方式的一些示例。这些并非旨在穷举或将本发明限制到所描述的精确形式。

[0130] 例如以毫米或厘米为单位的测量值是近似值。数值可由于例如测量或制造公差或其它因素而变化(例如正或负5%、正或负10%、正或负15%、或正或负20%)。此外,测量值是针对装置的特定实施方式,且其它实施方式可具有不同值,例如使得某些尺寸更长以容纳较大的手或接近人体的特定位置中的组织。

[0131] 对于所描述的特定实施方式,提供一些特定值、数值范围和数字。这些数值指例如尺寸、角度、范围、频率、波长、数量、关系(例如,相对值)和其它量值(例如,传感器、源、检测器、二极管、光纤电缆等的数量)。一些测量值是针对装置的特定实施方式,且其它实施方式可具有不同值,例如某些尺寸被作得较大以用于较大尺寸的产品,或者作得较小以用于较小尺寸的产品。可以通过成比例地调整相对测量值(例如,在不同测量值之间保持相同或大约相同的比率)来使装置成比例地更大或更小。在各种实施方式中,数值(或数目或数量)可以与给定的数值相同,大约与给定的数值相同,至少是或大于给定的数值,或者可以最多是或小于给定的数值,或这些数值的任意组合。数值(或数目或数量)也可以在给定的任何两个数值的范围内或包括两个给定的数值的范围内。当给出范围时,该范围还可以包括该范围内的任何数目到该范围内的任何其它数目。

[0132] 在一个实施方式中,传感器头的直径(例如,PCB 658的直径)为约3毫米至约10毫米。在另一实施方式中,传感器头的直径(例如,PCB658的直径)为约2毫米至约10毫米。在特定的实施方式中,传感器头的直径大约为5毫米,但也可以是其它直径。具有5毫米或更小直

径的传感器头可以具有用于源光导和检测器光导的孔。在一个实施方式中,直径为5毫米或更大。在光检测器定位在PCB 568上并且光导150延伸穿过PCB中的孔的实施方式中,传感器头的直径大约为7毫米,但是可以是其它直径。在其它实施方式中,直径可以为7毫米或更小、或者7毫米或更大。

[0133] 腹腔镜元件的中心开口的横截面尺寸(例如,类圆形或圆形横截面尺寸的直径)可具有类似的长度(例如约2毫米至约10毫米),以容纳具有约3毫米至约10毫米的直径的传感器头。腹腔镜元件的壁的壁厚在约0.5毫米至约5毫米的范围内。

[0134] 腹腔镜元件的外侧横截面尺寸可为约3毫米至约20毫米或更大(例如,3、4、5、6、7、8、9、10、15或10毫米或其它)。腹腔镜元件的长度可为约10厘米至约60厘米,例如,15、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40或45厘米(例如,用于减肥手术)或其它。

[0135] 探针单元和腹腔镜元件之间的关系是腹腔镜元件的横截面的宽度(例如,3毫米、5毫米或10毫米)小于探针单元的横截面(例如,18毫米、40毫米、75毫米或95毫米)。探针单元和腹腔镜元件之间的横截面宽度(或横截面面积)的比例可以在约32:1至约1.8:1的范围内。例如,比例可以是2:1、3:1、4:1、5:1、6:1、10:1、16:1、20:1、24:1或30:1或其它值,或大于或小于这些值的任何值(例如,2:1或更大、3:1或更大、或4:1或更大、或30:1或更小、24:1或更小、或5:1或更小)、或在这些数值的范围内。

[0136] 而且,探针单元和腹腔镜元件之间的横截面形状可以不同。腹腔镜元件的横截面形状可以是例如圆形、椭圆形、卵形或任何圆角化的多边形(例如,圆角化的方形或矩形)。探针单元的横截面形状可以是圆形、椭圆形、卵形、任何多边形(例如,矩形、五边形、六边形或八边形)或任何圆角化的多边形。在一个实施方式中,腹腔镜元件的横截面形状是圆形,而探针单元的横截面形状是圆角化的矩形。腹腔镜元件的横截面形状是圆形,而探针单元的横截面形状也是圆形,其具有较大的直径或横截面面积。在一个实施方式中,探针单元的体积将大于腹腔镜元件的体积。

[0137] 而且,探针单元和腹腔镜元件之间的材料可以不同。例如,腹腔镜元件的材料可以是金属,而探针单元是塑料(或其它非金属或非导体)。腹腔镜元件的材料可以是金属(例如不锈钢),而探针单元是聚合物或复合材料。在一个实施方式中,探针单元和腹腔镜元件都可以是金属,例如相同的金属或不同的金属;两者都是不锈钢、探针单元是铝或钛而腹腔镜元件是不锈钢。在其它实施方式中,腹腔镜元件是钛。腹腔镜元件也可以被涂覆,例如具有聚合物涂层,以使表面制成非导体。

[0138] 腹腔镜元件的壁可由多种材料中的一种或多种形成,包括金属(例如,不锈钢、钛、其它材料)、塑料、复合材料、碳纤维或其它材料。腹腔镜元件的壁的外表面是平滑的,用以在套管针和组织中平滑地运动以及用于消毒。

[0139] 腹腔镜元件的尖端可以具有各种形状,例如钝的或圆角化的形状。在一个实施方式中,腹腔镜元件的尖端并没有相对于元件的管的侧向宽度横切。即,传感器头的探针表面并没有横切元件的管的侧向宽度。在一个实施方式中,源结构和检测器结构沿着腹腔镜元件的侧面定位,使得当尖端不能与目标组织接触或者这种接触难以用尖端来达到时,该结构能够与目标组织接触。在一些实施方式中,传感器头与腹腔镜管的端部齐平、凹陷在腹腔镜管内、或从腹腔镜管延伸出。

[0140] 在一个实施方式中,探针单元105通常具有比腹腔镜元件更宽的横截面宽度。宽度从近端朝远端逐渐减小,探针单元在远端与腹腔镜元件的近端配合或套合在一起。在其近端处的最宽横截面处,探针单元具有从大约75毫米到大约95毫米的宽度,其将容纳大约这种尺寸的印刷电路板。在近端和远端之间,最宽的宽度约为40毫米,这将容纳大约这种尺寸的印刷电路板。在远端处,最宽的宽度为大约18毫米,这将容纳大约这种尺寸的印刷电路板。

[0141] 探针单元从近端到远端的长度为约165毫米(其中,最宽的宽度为约75毫米到95毫米),从中间到远端的长度为约105毫米(其中,最宽的宽度为约40毫米),并且接近远端的长度为约45毫米(其中,最宽的宽度为约18毫米)。在一些实施方式中,探针单元可具有从约5毫米到约10毫米的长度。

[0142] 在植入中,腹腔镜元件的外侧的横截面尺寸小于探针单元的最宽部的宽度。在植入中,腹腔镜元件的外侧的横截面尺寸也小于植入中探针单元的最窄的宽度。

[0143] 探针单元的外壳可以由与腹腔镜元件相同或不同的材料形成。探针单元的外壳可由包括金属(例如,不锈钢、钛、其它材料)、塑料、复合材料或其它材料的多种材料中的一种或多种形成。

[0144] 图13示出了在实施方式中的包括血氧计探针1301和显示器615的血氧测量系统1300的框图。血氧计系统1300与血氧计系统600的不同之处在于TIA 460位于探针单元中而不是腹腔镜元件中。

[0145] 血氧计探针1301可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。探针单元1305和腹腔镜元件1308可以是可分离的或不可分离的。在血氧计探针是不可分离的集成装置的实施方式中,血氧计探针可以是一次性单元,其可以在用于单个患者之后被丢弃。在血氧计探针和腹腔镜探针单元是可分离的情况下,血氧计探针可以是可重复使用的,并且腹腔镜元件可以是一次性单元,其可以在用于单个患者之后被丢弃。

[0146] 血氧测量系统1300的操作类似于上述血氧测量系统600的操作。然而,由光电二极管产生的检测器信号通过模拟线束462和461传输到位于探针单元中的TIA。在一个实施方式中,探针单元包括显示器115(未示出),其可以显示由血氧计探针生成的血氧测量信息。

[0147] 图14示出了在实施方式中的血氧计探针1401。血氧计探针1401包括探针单元1405和腹腔镜元件1408。血氧计探针适于与显示器(例如上述显示器615)通信。血氧计探针1401类似于血氧计探针1301,但不同之处在于血氧计探针的探针单元1405包括信号采集处理器520,其适于从ADC465接收用于血氧测量值的数字化检测器响应,并预处理数字化检测器响应以供随后传输到处理器420。

[0148] 探针单元1405可以包括显示器115。探针单元的一些实施方式不包括显示器。探针单元1405的显示器可以显示与分离的显示器615相似或不同的血氧测量信息。

[0149] 图15示出了在实施方式中的包括血氧计探针1501和显示器615的血氧测量系统1500的框图。血氧计探针1501包括探针单元1505和腹腔镜元件1508。血氧测量系统1500的操作类似于上述血氧测量系统1300的操作。然而,血氧计系统1500与血氧计系统1300的不同之处在于,光引擎440位于探针单元1505中,但不是可与探针单元分离。耦合器417和419促进将光引擎可移除地连接到探针单元中。耦合器417和419还促进模拟线束461和462的电连接。

[0150] 血氧计探针1501可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。探针单元可以是可重复使用的,并且腹腔镜元件可以与探针单元分离并且在使用后被丢弃。

[0151] 图16示出了在实施方式中的血氧计探针1601。血氧计探针1601包括探针单元1605和腹腔镜元件1608。探针单元适于与显示器(例如上述显示器615)通信。血氧计探针1601类似于血氧计探针1401,但不同之处在于探针单元1605包括信号采集处理器520,其适于从ADC465接收用于血氧测量值的数字化反射数据,并预处理数字化反射数据以便后续传输到处理器420以供后续处理。

[0152] 电压放大器460b(其被电连接在电流转电压转换器460a和ADC465之间)可以容纳在探针单元1605中或容纳在腹腔镜元件1608中。类似地,电压转电流转换器460a或光引擎(例如,转换器440a和LED 440b)可以容纳在探针单元中或腹腔镜元件中。

[0153] 探针单元1605可以包括显示器115。探针单元的一些实施例不包括显示器。探针单元1605的显示器可以显示与分离的显示器615相似或不同的血氧测量信息。

[0154] 图17示出了在实施方式中的包括血氧计探针1701和显示器615的血氧测量系统1700的框图。血氧计探针1701包括探针单元1705和腹腔镜元件1708。血氧测量系统1700的操作类似于上述血氧测量系统1500的操作。然而,血氧计系统1700与血氧计系统1500的不同之处在于,TIA 460和光检测器455容纳在探针单元1705中。光检测器光学地连接到光学端口449,并且可以通过一组光导480连接到该端口。光引擎440也光学地连接到光学端口499,并且可以通过光导447连接到该端口。

[0155] 腹腔镜元件1708包括光导450和464。当连接时,光学端口449和478依次光学地连接光导480和464,并且光学地连接光导447和450。光学端口可以通过耦合器元件417和419的连接而光学连接。在一些实施方式中,每个光学端口及其相关联的耦合器元件是集成元件。

[0156] 从光引擎中的LED发射的光被传输到光导447中,并且此后被传输通过光导477到达光导450。通过光导450传输的光被传输到传感器头,并且此后可以从传感器头传输到待检测的组织467中。

[0157] 由传感器头收集的光通过光导464传输到光导480。光导480将光传输到光检测器455。光检测器产生检测器响应,检测器响应被TIA放大并从TIA传输到ADC。ADC将从TIA输出的模拟检测器响应数字化,并将所收集的光的数字化检测器响应传输到处理器。处理器可以基于检测器响应来确定被测组织的各种信息,诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息。然后将血氧测量信息从血氧计探针传输到显示器以供显示。由血氧测量系统1700和血氧计探针1701执行的其它功能在上文中参照其它血氧计探针实施方式行了描述。

[0158] 图18示出了在实施方式中的血氧计探针1801。血氧计探针1801包括探针单元1805和腹腔镜元件1808。探针单元适于与显示器(例如上述显示器615)通信。血氧计探针1801类似于血氧计探针1701,但不同之处在于,探针单元1805包括信号采集处理器520,其适于从ADC465接收用于血氧计测量的数字化信息并对数字化信息进行预处理以供处理器420后续传输和处理。

[0159] 探针单元1805可以包括显示器115。探针单元的一些实施方式不包括显示器。探针

单元1805的显示器可以显示与分离的显示器615相似或不同的血氧测量信息。

[0160] 图19示出了在实施方式中的包括血氧计探针1901和显示器615的血氧测量系统1900的框图。血氧计探针1901包括探针单元1905和腹腔镜元件1908。血氧计探针1901可以具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或者具有其它形状因子。

[0161] 血氧测量系统1900的操作类似于上述血氧测量系统1700的操作。然而,血氧计系统1900与血氧计系统1700的不同之处在于,探针单元1905由可分离的探针单元部分1905a和1905b形成。探针单元部分1905a容纳光引擎440、光检测器455和TIA 460,并且探针单元部分1905b容纳ADC465、处理器420、存储器422、发送器490、电源435和电池430。探针单元的这部分可以包括未示出的附加的或替代的电子部件。与靠近腹腔镜元件的底部相比,光引擎440更靠近腹腔镜元件的顶部,其中,腹腔镜元件的底部容纳传感器头。在一个实施方式中,光引擎容纳在腹腔镜元件的耦合器元件417中。在一个实施方式中,光源在传感器头1957中,其中,与靠近腹腔镜元件的顶部相比,光源更靠近腹腔镜元件的底部。

[0162] 耦合器元件419和417可以机械地连接探针单元部分1905a和1905b,并且可以电连接探针单元部分中的电子部件。具体地,耦合器部件可以电连接模拟线束461和462。模拟线束的连接将探针单元部分1905a中的TIA电连接到探针单元部分1905b中的ADC。所连接的模拟线束还可以电连接探针单元的两个部分中的其它电子部件,诸如将处理器电连接到光引擎并且将电源和接地连接到TIA、光检测器和光引擎。

[0163] 在该实施方式中,探针单元部分1905a连接到腹腔镜元件1908。探针单元部分1905a和腹腔镜元件1908可以是血氧计探针的一次性元件,并且探针单元可以是可重复使用的。

[0164] 腹腔镜元件包括光导450和464,光导450和464分别光学地连接到光引擎和光检测器。从光引擎中的LED发射的光被传输到光导450中,然后通过光导450传输到传感器头。光可以从传感器头传输到待检测的组织467中。

[0165] 由传感器头收集的光通过光导464传输到光检测器455。光检测器产生检测器响应,检测器响应被TIA放大并从TIA传输到ADC。ADC将从TIA输出的模拟检测器响应数字化,并将所收集的光的数字化检测器响应传输到处理器。处理器可以基于检测器响应来确定被测组织的各种信息,诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息。然后将血氧测量信息从血氧计探针传输到显示器以供显示。以上参照其它血氧计探针实施方式描述了由血氧测量系统1900和血氧计探针1901执行的其它功能。

[0166] 图20示出了在实施方式中的血氧计探针2001。血氧计探针2001包括探针单元2005和腹腔镜元件2008。探针单元适于与显示器(例如上述显示器615)通信。血氧计探针2001类似于血氧计探针2001,但不同之处在于探针单元2005包括信号采集处理器520,其适于从ADC465接收用于血氧测量值的数字化信息,并预处理数字化信息以供处理器420后续传输和处理。

[0167] 探针单元2005可以包括显示器115。探针单元的一些实施方式不包括显示器。探针单元2005的显示器可以显示与分离的显示器615相似或不同的血氧测量信息。

[0168] 图21示出了在实施方式中的包括血氧计探针2101和显示器2115的血氧测量系统2100的框图。血氧计探针2101包括探针单元2105和腹腔镜元件2108。血氧计探针2101可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。血氧计探针可以具有

上文针对血氧计探针101、401、501、601、701、1301、1401、1501、1601、1701、1801、1901描述的光学和电子部件的一个或多个组合,或者光学和电子部件的配置的其它组合。血氧计探针的腹腔镜元件与探针单元可以是可分离的或不可分离的,以促进探针单元、腹腔镜元件或两者的重复使用性。血氧计探针可以具有集成的显示器,可以适于使用单独的显示器(例如显示器2115),或者可以使用两个显示器来显示血氧测量信息。显示器2115包括电源(例如电池电源),其是与探针单元中的电源不同的电池电源。显示器2115中的电源电连接到显示器中的电子单元,并且对电子单元(诸如接收器)、集成显示器以及其它(诸如处理器、预处理器或存储器)供电。

[0169] 血氧计探针的处理器420电连接在预处理器520和发送器490之间。预处理器适于从ADC接收数字化检测器响应,ADC数字化由检测器响应于由检测器收集的光而生成的模拟检测器响应。预处理器适于在将经预处理的数据传送到处理器以用于附加处理(例如最终处理)之前对数字数据进行预处理。

[0170] 预处理器适于将经预处理的数据传送到处理器以进行附加处理,例如确定绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息。此后,处理器将处理过的数据传送到发送器,以便传输到显示器。处理器、发送器或其它电路可适于将经处理的数据打包以供发射。然后,在接收到处理的数据之后,接收器可以显示从发送器接收到的一条或多条血氧测量信息。

[0171] 发送器和接收器可各自适于有线通信(例如,有电缆的通信)、无线通信或者有线和无线通信两者。发送器和接收器可适于根据多种传输协议(诸如华盛顿州Kirkland市的Bluetooth SIG公司的蓝牙®协议、俄勒冈州Portland市的Lattice Semiconductor公司的WirelessHD™协议、Wi-Fi、以太网或其它协议中的一种)中的一种或多种来操作。

[0172] 在一个实施方式中,探针单元(例如,第一探针单元)可由作为与第一探针单元不同的探针单元的第二探针单元替换。第一探针单元可以例如经由第一探针单元和显示器之间的从这些元件中的一个或两个上物理地断开连接的有线连接、经由通过开关(例如,软件开关或硬件开关)断开连接的有线连接,与显示器断开连接。

[0173] 第一探针单元可以例如经由第一探针单元和显示器之间从这些元件中的一个或两个上物理地断开连接的无线连接、经由通过开关(例如,软件开关或硬件开关)断开连接的无线连接,与显示器断开连接。例如,如果第一探针单元和显示器适于使用蓝牙协议,则蓝牙链路可以与探针单元、显示器或两者断开连接。

[0174] 此后,第二探针单元可以经由有线连接或无线连接而连接到显示器。无线连接可以是本专利中描述的任何无线连接,诸如蓝牙协议(蓝牙、蓝牙SMART、蓝牙低功耗、其它)、IEEE 802.11协议之一、ANT、6LoWPAN、MyriaNed、EnOcean、Z-Wave、Wi-Fi、IEEE 802.15.4协议之一(诸如ZigBee)、或其它。此后,第二探针单元可以与本专利中所述的第一探针单元相同或相似地操作。

[0175] 第二探针单元被配置为与第一探针单元相同或类似,并且可以产生用于组织的测量信息,并且将测量信息传送到显示器,其中,显示器(例如,经由一个或多个空间分辨光谱技术)根据血氧测量信息确定各种血氧测量值,诸如绝对StO₂值、相对StO₂值、总血红蛋白值、血容量值、含氧血红蛋白(HbO₂)值的百分比、脱氧血红蛋白(Hb)值的百分比、黑色素浓度值或其他血氧测定值。

[0176] 图22示出了在实施方式中的包括血氧计探针2201和显示器2215的血氧测量系统2200的框图。血氧计探针2201包括探针单元2205和腹腔镜元件2108。血氧计探针2201可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。血氧计探针可以具有上文针对血氧计探针101、401、501、601、701、1301、1401、1501、1601、1701、1801、1901描述的光学和电子部件的一个或多个组合,或者光学和电子部件的配置的其它组合。血氧计探针的腹腔镜元件与探针单元可以是分离的或不可分离的。血氧计探针可以具有集成的显示器、适于使用单独的显示器或两者。

[0177] 血氧测量系统2200类似于上述血氧计系统2100,但不同之处在于,发送器490电连接到探针单元2205中的预处理器520,并且处理器420和存储器422容纳在显示器2115中。预处理器、处理器和存储器适于执行上述用于确定血氧测量信息的一个或多个功能。在一个实施方式中,血氧测量信息不包括组织的StO₂值。在另一实施方式中,血氧测量信息不包括绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息的数值。

[0178] 预处理器、发送器或其它电路适于对经预处理的数据(例如,数字化数据)进行分组。此后,预处理器可以将分组后的数据传送到发送器,以传输到容纳在显示器中的接收器616。

[0179] 发送器和接收器可各自适于有线通信、无线通信或者有线和无线通信两者,且可适于经由各种传输协议中的一者或一者以上进行通信。

[0180] 容纳在显示器中的处理器420适于从接收器接收预处理数据(例如,数字化数据)并对数据执行附加处理,诸如确定绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息。即,显示器适于执行血氧计系统的血氧测量数据的处理的至少一部分,以确定用于显示的血氧测量信息。在一些实施方式中,显示器的处理器可以是相对“强大”的处理器,其可以比血氧计探针更快地对检测器响应实施最终操作。在最终处理之后,显示器可以显示组织的一条或多条血氧测量信息。

[0181] 在一个实施方式中,存储器422存储从存储器传送到处理器以供执行的可执行代码。可执行代码适于由处理器实施以执行空间分辨光谱步骤,以确定绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量、氧化血红蛋白(HbO₂)的百分比、脱氧血红蛋白(Hb)的百分比、黑色素浓度或其它血氧测量信息中的一个或多个。即,显示器适于执行如本专利中所述的血氧测量数据的空间分辨光谱处理的至少一部分。例如,存储器422可以存储模拟反射率曲线,其由处理器使用以将反射数据拟合成曲线,以便确定组织的吸收系数和散射系数,从而确定血氧计信息,诸如绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量、HbO₂、Hb、黑色素浓度或其它信息。

[0182] 在一个实施方式中,显示器包括在腹腔镜塔单元中或包括腹腔镜塔单元。利用腹腔镜塔单元中的显示器或包括腹腔镜塔单元的显示器,医疗人员可以观看显示器和显示在显示器上的氧饱和度信息,同时观看显示正在执行的腹腔镜手术的视图和信息的其它监视器,而不需要将他们的眼睛移到不在腹腔镜塔单元上的显示器来观看血氧测量信息。在一个实施方式中,显示器适于显示正在执行的腹腔镜手术的视图和信息,并显示氧饱和度信息。

[0183] 在一个实施方式中,当探针单元有线连接到显示器时,探针单元的无线发送器不经由无线通信链路将血氧测量信息传输到显示器。即,当探针单元和显示器有线连接以用

于氧测量信息的通信时,可以禁用无线发送器。在植入中,探针单元和显示器之间的直接有线和无线连接都被这些元件用来交换信息。

[0184] 在一个实施方式中,血氧计探针和显示器之间的有线链路是直接有线连接。也就是说,没有中间的有线发送器电路、有线接收器电路或有线收发器电路接收从血氧计探针传输的有线信号,以用于随后将有线信号重传到显示器。类似地,没有中间的发送器电路、接收器电路或收发器电路接收从显示器传输的有线信号,以用于随后将有线信号重传到血氧计探针。

[0185] 显示器将发射器信息传输到探针单元。探针单元使用发射器信息来控制发射器发光。探针单元包括数模转换器(DAC),数模转换器(DAC)将数字形式的发射器信息转换为模拟形式以供发射器使用。DAC位于收发器490和光引擎440之间。发射器信息存储在显示器中的存储器中,并且发射器信息到探针单元的传输由处理器控制。

[0186] 图23示出了在实施方式中的包括血氧计探针2301和显示器2315的血氧测量系统2300的框图。血氧计探针2301包括探针单元2305和腹腔镜元件2308。血氧计探针2301可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。血氧计探针可以具有上文针对血氧计探针101、401、501、601、701、1301、1401、1501、1601、1701、1801、1901描述的光学和电子部件的一个或多个组合,或者光学和电子部件的配置的其它组合。血氧计探针的腹腔镜元件与探针单元可以是可分离的或不可分离的。血氧计探针可具有集成显示器、可适于使用单独的显示器或两者。

[0187] 血氧测量系统2300类似于上述血氧计系统2100和2200,但不同之处在于,发送器490电连接到探针单元2305中的ADC465,并且预处理器520、处理器420和存储器422容纳在显示器2315中。

[0188] ADC适于数字化由光检测器产生并由TIA放大的模拟检测器响应。ADC然后将数字化检测器响应传送到发送器,以传输到位于显示器中的接收器。由ADC提供的数字化检测器响应基本上是除了数字化之外几乎不经历或不经历处理的原始数据。数字化的检测器响应可以作为非分组化流(nonpacketized stream)或分组化流(packetized stream)从发送器传输。ADC、发送器或其它电路可将数字化检测器响应打包以供传输。

[0189] 在一个实施方式中,由ADC数字化的血氧测量信息不包括用于组织的StO₂的值。在进一步的实施方式中,血氧测量信息不包括绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息的值。

[0190] 容纳在显示器中的接收器适于接收由发送器传输的数据。预处理器电连接到接收器并且适于从接收器接收数字化检测器响应。此后,预处理器、处理器和存储器适于执行上述功能,诸如预处理数字化检测器响应以产生血氧测量信息,诸如确定绝对StO₂、相对StO₂、总血红蛋白、血容量或其它信息。显示器可以显示这些信息或这些信息的表示物(例如,条形图)中的一个或多个。

[0191] 发送器和接收器可各自适于有线通信、无线通信或有线和无线通信两者,并且根据一个或多个通信协议操作。

[0192] 图24示出了在实施方式中的包括探针单元2405和腹腔镜元件2408的血氧计探针2400的框图。血氧计探针2401可具有类似于血氧计探针101、201、301的形状因子,或具有其它形状因子。血氧计探针可具有上文针对血氧计探针101、401、501、601、701、1301、1401、

1501、1601、1701、1801、1901、2101、2201、2301的光学部件和电子部件的配置的一个或多个组合或其它组合。血氧计探针的腹腔镜元件与探针单元可以是分离的或不可分离的。血氧计探针可以具有集成的显示器或者适于使用单独的显示器来显示血氧测量信息。

[0193] 血氧计探针包括用户输入装置2406,诸如按钮、滑移钮或可从探针单元或腹腔镜元件的壳体的外表面接近的其它装置。用户输入装置机械地连接到传感器头2457,并且适于在用户输入装置被致动时在腹腔镜管中移动传感器头以确保与组织接合。用户输入装置可以通过耦合器2407连接到传感器头,耦合器2407从输入设备延伸通过可重复使用的壳体,并通过腹腔镜元件延伸到传感器头。如果腹腔镜元件是柔性腹腔镜元件(例如,非刚性腹腔镜元件),则耦合器可适于弯曲。

[0194] 在一个实施方式中,当由用户致动时,用户输入装置适于移动腹腔镜管中的耦合器以将传感器头从腹腔镜管中的第一缩回位置移动到腹腔镜管中的第二位置。在第二位置,传感器头可以接触组织并且可以被血氧计探针用于将光发射到组织中并且收集来自组织的光以用于血氧计测量。

[0195] 血氧计探针可包括将传感器头从第二位置缩回到第一位置的缩回装置2409(例如弹簧)。当输入装置不再被致动时(例如当用户释放按钮时),缩回装置可以将传感器头缩回到第一位置。缩回装置可以连接到输入装置、耦合器、传感器头或这些元件的任何组合。

[0196] 用户输入装置可适于在用户输入装置被致动之后将传感器头可释放地锁定在第二位置。用户输入装置可以包括适于将传感器头锁定在第二位置的各种锁定设备。锁定装置允许用户在长时间使用血氧计探针时(例如在肠切除或其它长时间的手术期间)把压力从按钮上释放并减少手疲劳。

[0197] 在一个实施方式中,血氧计探针包括压力传感器,该压力传感器检测传感器头抵靠组织的接触压力。压力传感器可以位于传感器头的探针表面上,使得压力传感器可以检测传感器头抵靠组织的压力。压力传感器可以电连接到处理器、预处理器或两者,并且用于检测到的压力的信息可以由处理器显示在显示器上。

[0198] 图25示出了在实施方式中的腹腔镜元件2508的视图。腹腔镜元件适于可移除地连接或不可移除地连接到所描述的探针单元之一。

[0199] 腹腔镜元件包括定位在腹腔镜元件的第一端2508a处的传感器头2557。腹腔镜元件包括抓持器2506和照相机2507。腹腔镜元件可以包括其它手术装置,例如牵开器(未示出)。适于控制抓持器和照相机的控制元件可以连接到腹腔镜元件的第二端2508b,该第二端定位在相对于第一端2508a的远端。控制元件的部分通过腹腔镜元件延伸到手术元件。

[0200] 抓持器和照相机可以分别连接到控制臂2509a和2509b的端部,控制臂2509a和2509b连接到腹腔镜元件。控制臂可被铰接或以其它方式适于将抓持器和照相机移动到操作位置。

[0201] 例如,控制臂2509a可适于移动抓持器以与组织(例如,肠组织)467接触,使得抓持器可抓持组织。当抓持器已经抓持组织时,控制臂可以移动抓持器,使得组织移动到与传感器头接触。由此,传感器头可以进行组织的血氧测量。

[0202] 类似地,控制臂2509b可构造成被铰接,使得照相机可定位成例如从传感器头的一侧观看传感器头。由此,当传感器头移动到与组织接触时,照相机可以观看传感器头。由照相机产生的图像信息可由发送器490传输到安装在塔上的显示器415以供显示。观看照相机

信息的血氧计系统的用户可以确定传感器头和组织之间的接触是否足以进行血氧测量。

[0203] 控制臂2509a的两个或多个铰接部分可适于“折叠”到彼此上以存储在形成于腹腔镜元件中的工具储存通道2570中。控制臂2509b还可适于折叠到工具储存通道(未示出)中,该工具储存通道可与工具储存通道2570相对地定位在腹腔镜上。铰接臂还可适于缩回到腹腔镜元件中用于储存,其中,臂处于折叠或非折叠构造。

[0204] 图26示出了在实施方式中的腹腔镜元件2608的图像。腹腔镜元件适于可移除地连接或不可移除地连接到所描述的探针单元之一。

[0205] 腹腔镜元件包括定位在腹腔镜元件的第一端2608a处的传感器头2557。腹腔镜元件包括牵开器2611和照相机2507。腹腔镜元件可以包括其它手术装置,例如抓持器(未示出)。适于控制牵开器和照相机的控制元件可连接到腹腔镜元件的第二端2608b。控制元件的部分延伸通过腹腔镜元件到达手术元件。

[0206] 牵开器和照相机可以分别连接到控制臂2509a和2509b的端部,控制臂2509a和2509b连接到腹腔镜元件。控制臂可被铰接(如上参照图25所述)以将牵开器和照相机移动到操作位置。

[0207] 例如,控制臂2509a可适将牵开器移动到与组织(例如,肠组织)467接触,使得牵开器可“钩住”组织。当牵开器已钩住组织时,控制臂可移动牵开器,使得组织可缩回。在一个实施方式中,牵开器可以移动组织以与传感器头接触。由此,传感器头可以进行组织的血氧测量。控制臂2509b可构造成如上参照图25所述的那样移动照相机。控制臂可适于“折叠”到彼此上以存储在形成于腹腔镜元件中的工具储存通道中。

[0208] 图27示出腹腔镜元件2708,其中,腹腔镜元件的端部适于绕铰接接头2711被铰接。端部可具有可如上所述构造的传感器头2757。腹腔镜元件可适于可移除地连接到或不可移除地连接到任何所述探针单元。控制元件可以连接到腹腔镜元件并且定位在用于控制铰接接头的铰接的元件中。

[0209] 图28示出了在实施方式中的腹腔镜元件2808的传感器头2857的端视图。腹腔镜元件包括定位在元件的管部分中的照相机2807。腹腔镜元件包括一个或多个源光纤2855a和延伸穿过腹腔镜元件的一个或多个源-检测器光纤2855b。

[0210] 每个源光纤可以传输来自两个不同光源的光。具体地,每个源光纤光学地连接到光源,例如白光光源。白光光源可以是LED。每个源光纤可以将白光从LED传输到组织,用于照明组织以供照相机观看。每个源光纤还光学地连接到光引擎440,以便如用于组织的血氧测量的光源般地操作。

[0211] 每个源-检测器光纤适于如光源般地或如用于收集光的检测器结构般地操作。具体地,每个源-检测器光纤光学地连接到白光光源。白光光源可以是白光LED或其它光源。源-检测器光纤可以将白光传输到组织,以照亮组织从而供照相机观看。

[0212] 每个源-检测器光纤也光学地连接到光检测器455之一。即,每个源-检测器光纤适于如检测器结构般地操作,该检测器结构收集从组织(源光纤将光从光引擎传输到该组织)反射的光。即,源-检测器光纤如血氧计测量的光收集器般地操作。

[0213] 虽然图28示出传感器头包括两个源光纤和八个源-检测器光纤,但是传感器头可以包括更多或更少的源光纤以及更多或更少的源-检测器光纤。例如,传感器头可以包括1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或更多的源光纤以及1、2、3、4、5、6、8、9、10或更多的源-检测器光纤。

传感器头可以包括任意组合的这些数量的源光纤和源-检测器光纤中的任意一个。例如,传感器头可以包括一个源光纤和两个源-检测器光纤、两个源光纤和一个源-检测器光纤、两个源光纤和两个源-检测器光纤、三个源光纤和一个源-检测器光纤、三个源光纤和两个源-检测器光纤、两个源光纤和三个源-检测器光纤组合或其它源-检测器光纤。源光纤和源-检测器光纤的这些组合可以具有上表中所示和上述的源和检测器的间隔。

[0214] 光学地连接到白光光源和光引擎的每个源光纤2855a可以经由光纤的端部、经由将光从两个源引导到光纤中的光纤耦合器、经由光学地连接到光纤的分束器或通过其它光学装置接收来自这些源的光。

[0215] 光学地连接到白光光源和光检测器之一的每个源-检测器光纤2855b可以经由光纤的端部、经由光学地连接到光纤的分束器或通过其它光学装置接收来自白光光源的光。由源光纤从光引擎传输到组织中并且由源-检测器光纤收集的光可以从光纤(来自该白光光源的白光经由该光纤被收集)的末端经由光学地连接到光纤和光检测器的分束器、或者经由其它光学器件从源-检测器光纤引导到光检测器。

[0216] 图29示出了在实施方式中的血氧计探针2901。血氧计探针包括探针单元2905和腹腔镜元件2908。血氧计探针可具有上文针对血氧计探针101、401、501、601、701、1301、1401、1501、1601、1701、1801、1901、2101、2201、2301、2401的光学部件和电子部件的配置的一个或多个组合或其它组合。血氧计探针的腹腔镜元件与探针单元可以是分离的或不可分离的。血氧计探针可以具有集成的显示器或者适于使用单独的显示器来显示血氧计信息。

[0217] 腹腔镜元件包括容纳在元件中的微型显示器2915,其中,微型显示器从元件的外部可见。微型显示器电连接到容纳在探针单元中或容纳在显示器615(未示出)中的处理器420(未示出)。处理器适于控制微型显示器以显示由血氧计探针生成的一条或多条血氧测量信息。

[0218] 微型显示器可以定位在距腹腔镜元件的尖端各种长度的位置处,使得当腹腔镜元件例如通过套管针插入患者的腹部以供使用时,微型显示器是可见的。

[0219] 处于该位置的微型显示器允许该微型显示器在单独的腹腔镜工具的腹腔镜照相机的视野中。可以在腹腔镜塔显示器上显示由照相机生成的图像信息(例如,视频)。腹腔镜塔显示可以示出正在执行的手术的主要视图。因此,显示在微型显示器上的血氧计信息可以显示在腹腔镜塔显示器上并且与此时被测量的组织部分相邻。腹腔镜塔显示器上的血氧测量信息的显示允许医疗专业人员在手术期间将他们的眼睛保持在腹腔镜塔显示器上,并且不必将他们的眼睛转向血氧计探针以查看血氧测量信息。微型显示器可以位于距腹腔镜元件的尖端的各种距离处,例如5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16或更多厘米。

[0220] 可以将由照相机生成的手术的图像信息(例如,视频)存储在存储器中。通过照相机视野中的微型显示器,血氧计信息与图像信息一起存储在存储器中。记录的图像信息允许在手术的任何给定时刻取得血氧计信息。

[0221] 图30示出了在实施方式中的示例性状态图3001。该图表包括在对患者执行手术期间发生的多个程序的信息,并且包括患者数据的信息。该图表可呈现在塔显示器415上、血氧计探针上的显示器115上或其它显示器上。该示例性状态图具体用于患者的腹腔镜胆囊移除手术。应当理解,该图表是示例性的,并且对于其它腹腔镜手术(例如大肠切除、阑尾切除或其它手术),将表现出不同的外观。对于非手术的医疗程序(如脊椎穿刺),该图表也可

以表现出不同的外观。

[0222] 该图表包括多个程序图(例如,条形图)3005,并且包括一个患者数据图3010。该图表可以包括一个或多个附加的患者数据图。这些图从左至右基本上水平地延伸穿过图表。在图表中,时间从左向右前进。对于该示例性图标,水平轴以秒来划分。其它状态图的水平轴可以以分钟来划分。

[0223] 每个程序图3005与在手术期间发生的一个程序相关联,并且示出该程序中事件发生的时间。在程序中发生的事件表示为沿着图的二元级阶。例如,用于使用抓持器的图表显示在进入程序的400秒时将抓持器附着(图表中的第一个向上的级阶)到组织上,在进入程序的1400秒时被移开(图表中的第一个向下的级阶),在进入程序的1500秒时再次附着(图表中的第二个向上的级阶)到组织上,然后在进入程序的1600秒时最后一次被移开(图表中的第二个向下的级阶)。其它图(例如用于套管针的插入和移除的图)包括类似的向上级阶(例如,套管针插入)和向下级阶(例如,套管针移除),以指示在手术期间发生在程序中的事件。

[0224] 患者数据图3010示出了随着手术进行而测量的患者组织的氧饱和度(StO_2)。氧饱和度可以用于正在进行外科手术的患者腹部中的组织,或者可以用于其它组织,例如皮肤或皮瓣。可以从可以在手术期间使用的所描述的血氧计探针之一向显示器提供关于氧饱和度的信息。氧饱和度的图可以表示绝对氧饱和度或相对氧饱和度。可利用一个或多个指标(例如,百分比指标、数字化数值或其它指标)来显示该图,其指出相对氧饱和度变化或绝对氧饱和度信息。

[0225] 状态图可以包括附加的患者数据图,或者图3010可以包括替代患者信息。附加的或替代的患者数据图可以包括总血红蛋白、血容量、氧化血红蛋白的百分比、脱氧血红蛋白的百分比、黑色素浓度或其它信息的信息。

[0226] 在一个实施方式中,来自在状态图中示出的一个或多个图的信息被保存在存储器中。可以将信息保存在血氧计探针、塔显示器或其它设备(诸如,服务器,信息从血氧计探针、显示器或中间装置传输到该服务器)的存储器中。在一个实施方式中,所存储的信息被存储在与患者相关联的电子医疗图表中。电子医疗图表可以包括关于患者的附加信息,例如病史。电子医疗图表可以存储在数据库中,其中,数据库包括用于多个患者的电子医疗图表。

[0227] 来自存储在血氧计探针或显示器的存储器中的状态图的信息可以在手术过程期间或之后经由有线或无线通信来取得。此后,可以将信息存储在患者的电子医疗图表中。

[0228] 在一个实施方式中,血氧计探针适于跟踪传感器头在医疗过程期间的移动。例如,血氧计探针适于在医疗过程正在进行时,跟踪传感器头在患者腹部中的三维位置和移动。血氧计探针可包括一个或多个电子装置,以在传感器头移动时跟踪传感器头的绝对位置或相对位置。血氧计探针可包括陀螺装置、射频定位装置(例如,类似于接收来自远端射频源的信息的GPS接收器)或收集位置信息的其它装置。

[0229] 三维位置信息可以显示在状态图3001上的图中并且可以如上所述地存储在存储器中。三维位置信息可以存储在电子医疗图表中用于患者的存储器内。

[0230] 为了说明和描述的目的,给出了本发明的该描述。并不意在穷举或将本发明限制到所描述的精确形式,并且根据以上教导,许多修改和变化是可能的。各种实施方式的元素

可以以多种方式(诸如组合、替换或两者)与其它实施方式一起使用。选择和描述这些实施方式以便最好地解释本发明的原理及其实际应用。本说明书将使得本领域的其它技术人员能够以各种实施方式且用适合特定用途的各种修改来最佳地运用和实践本发明。本发明的范围由所附权利要求书来限定。

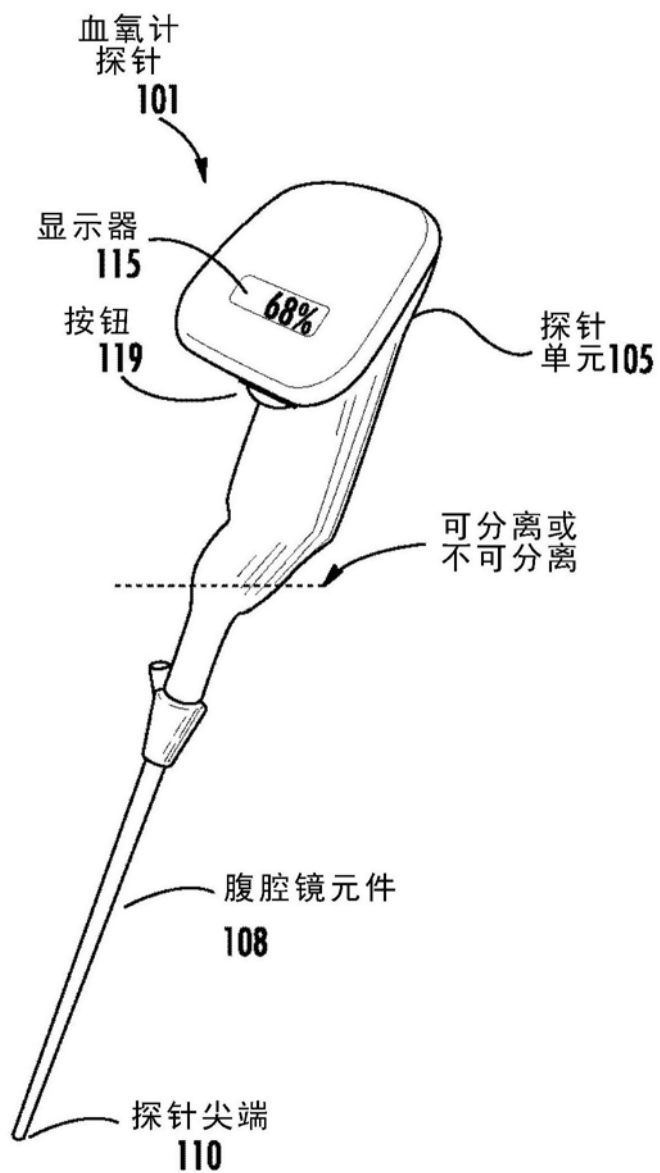


图1

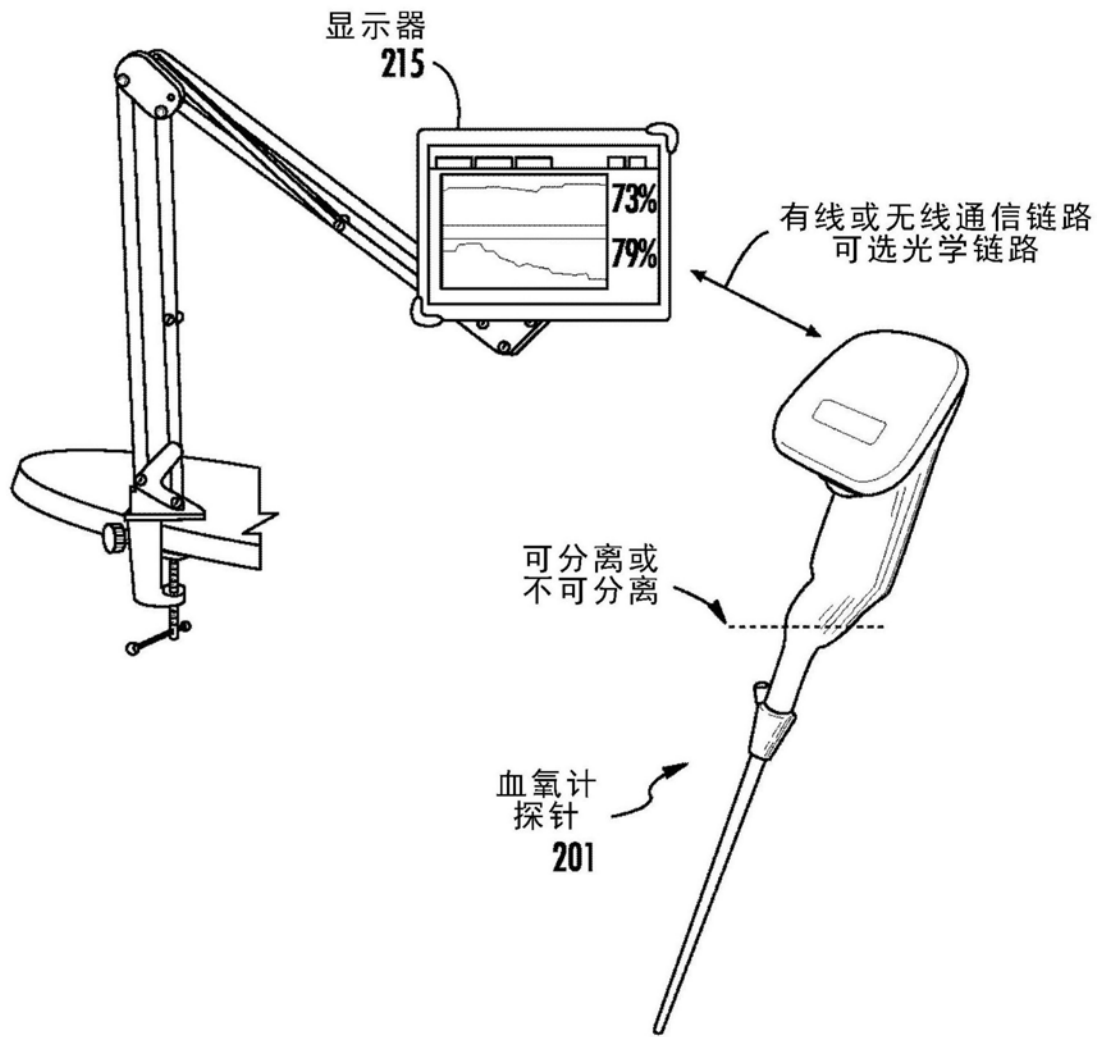


图2

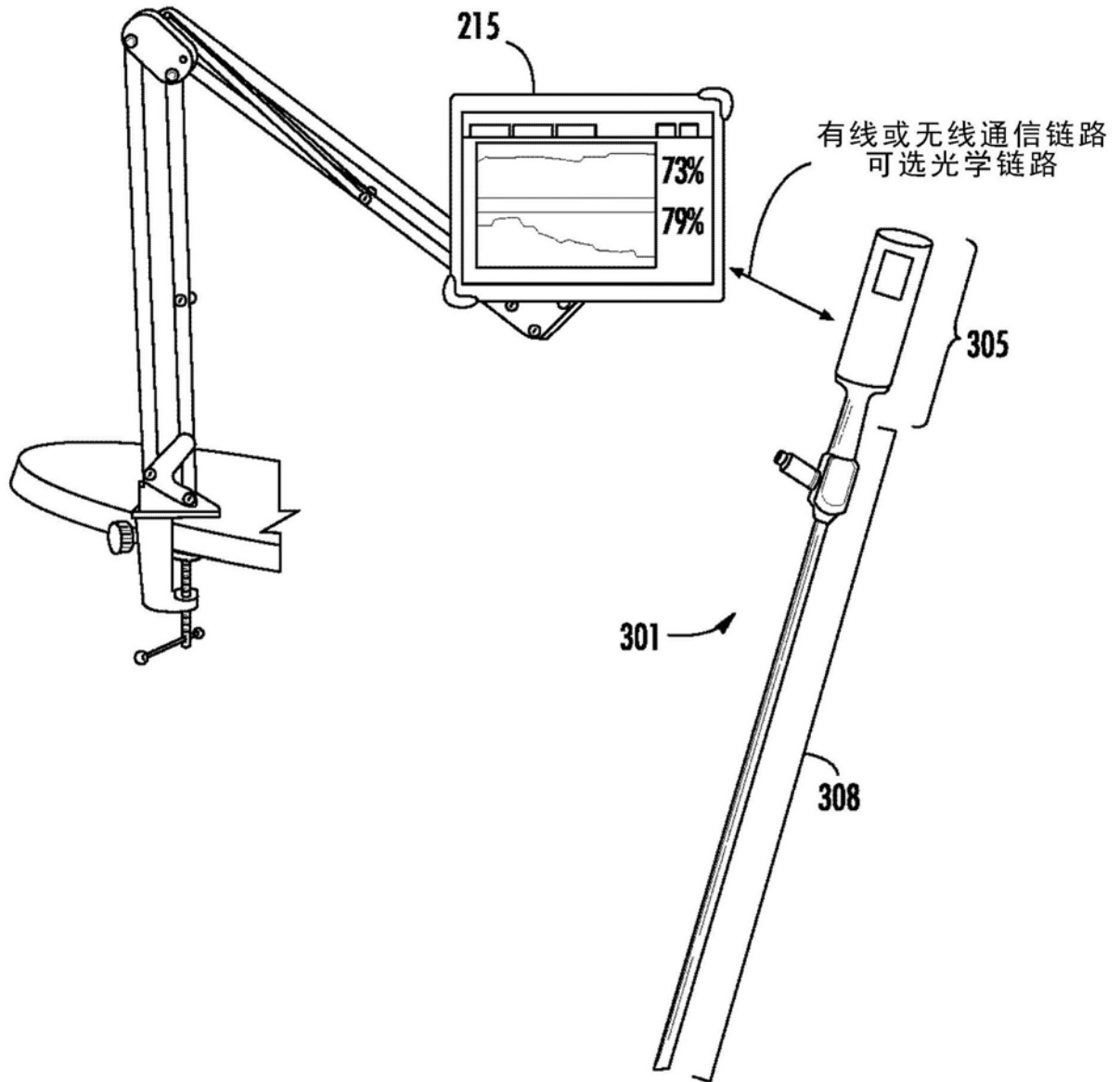


图3

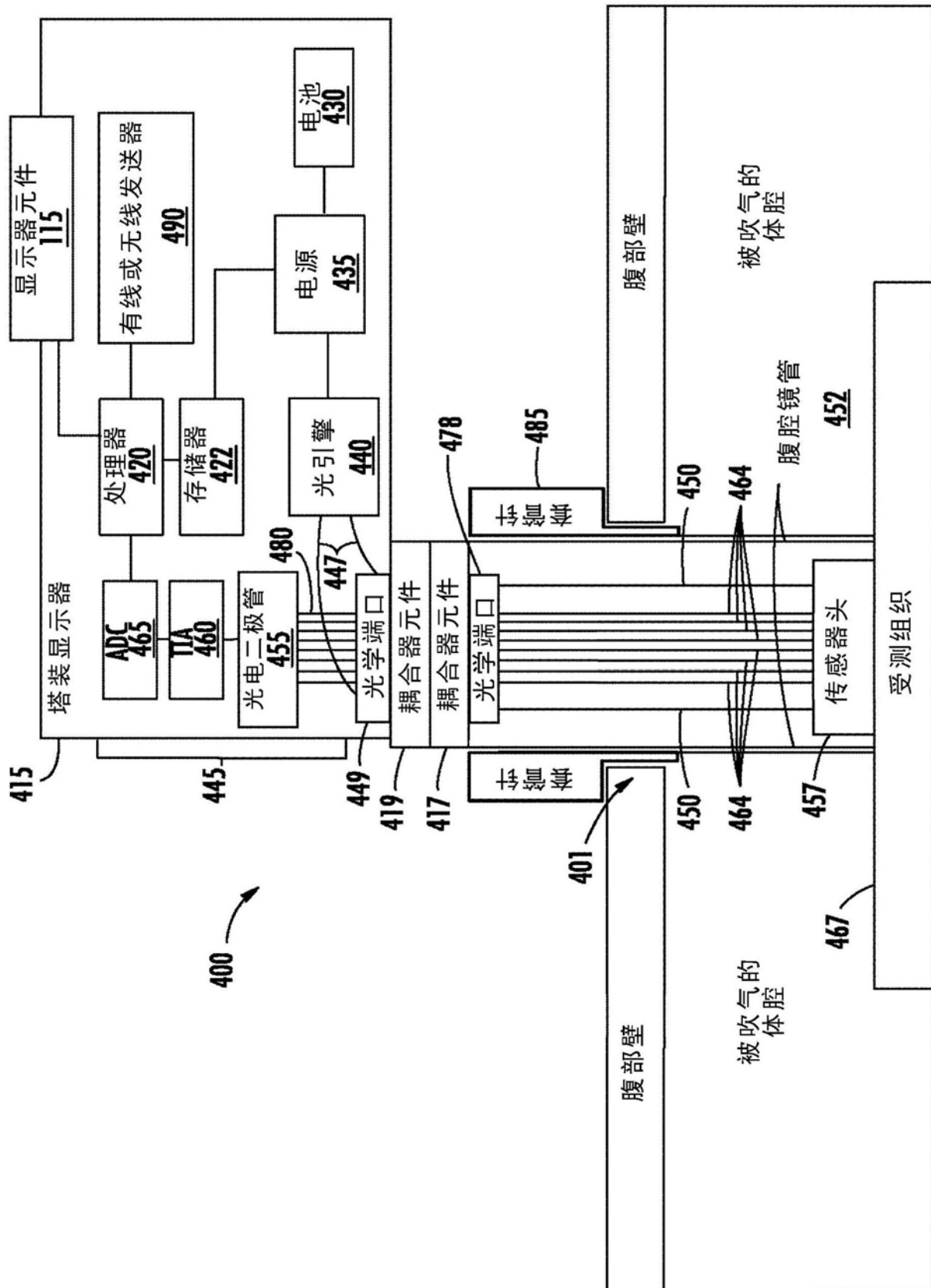


图4

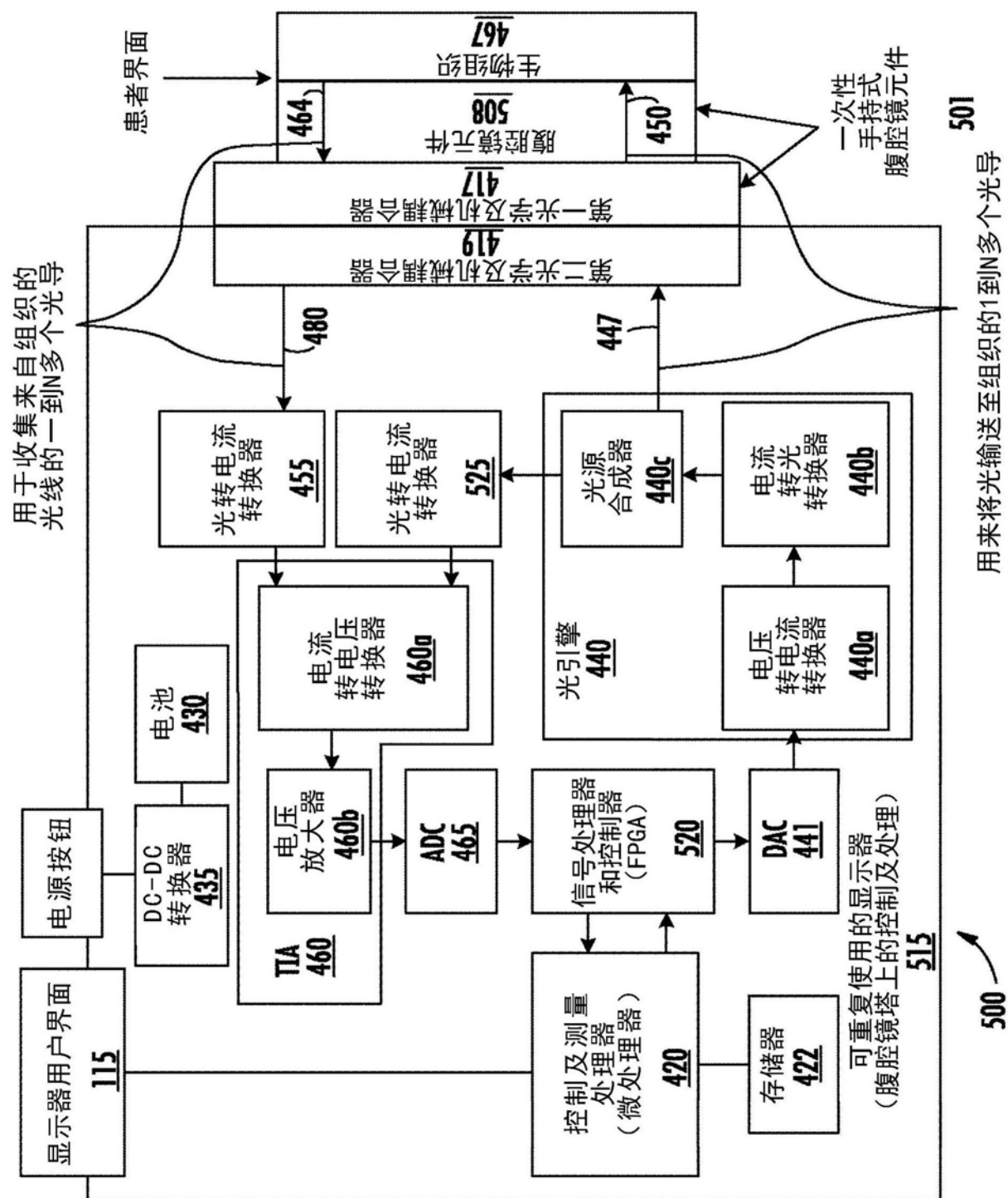


图5

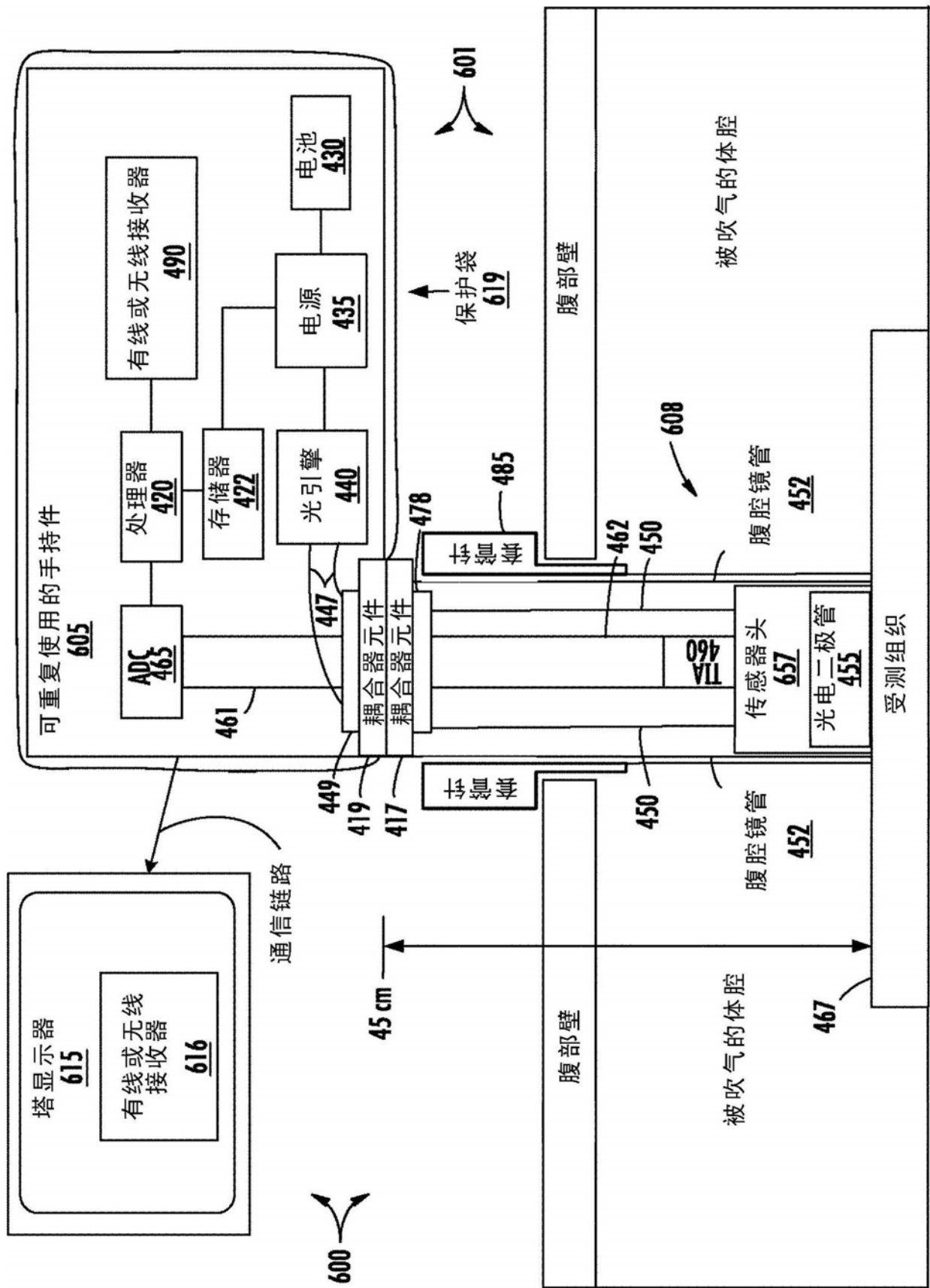


图6

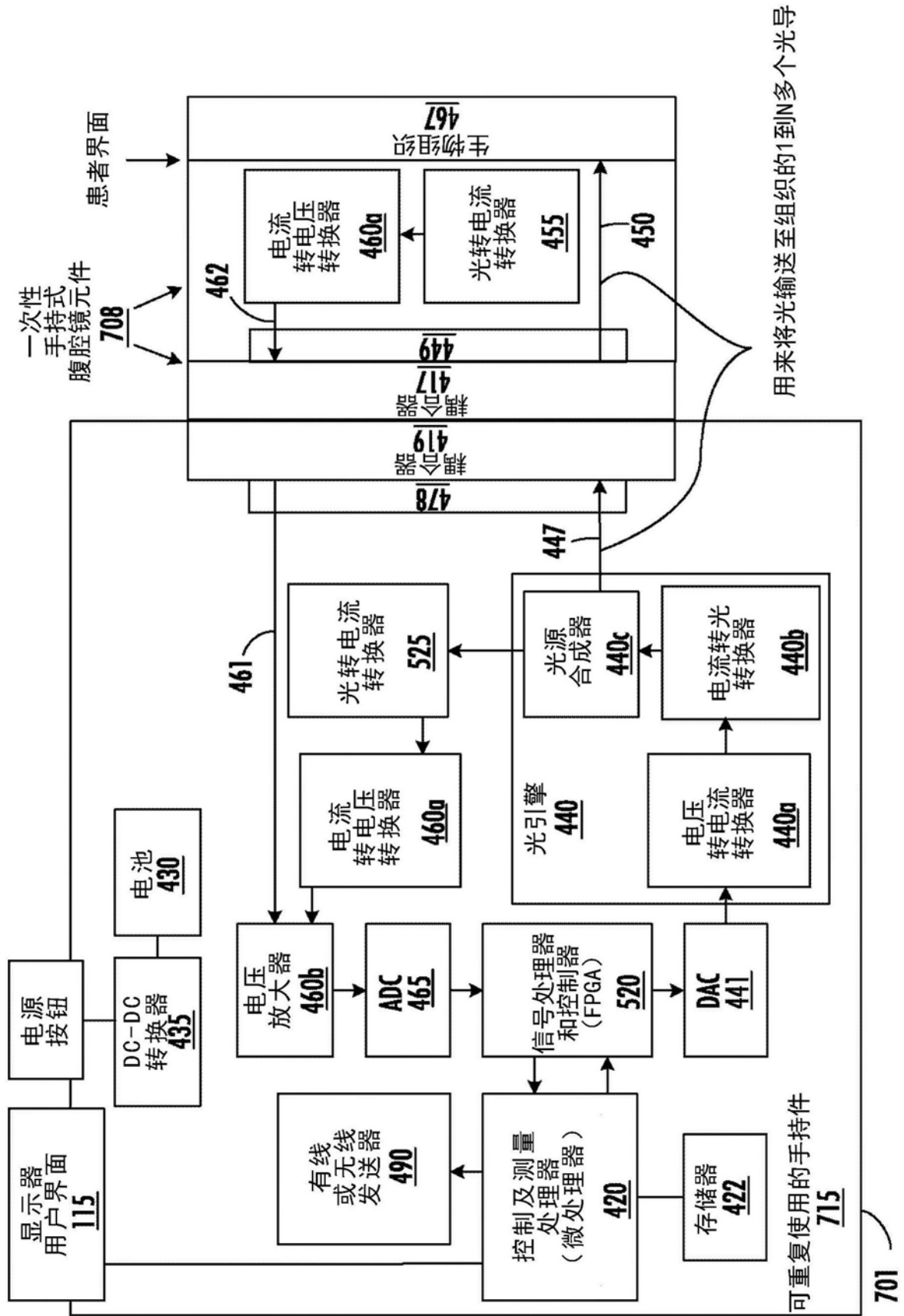


图7

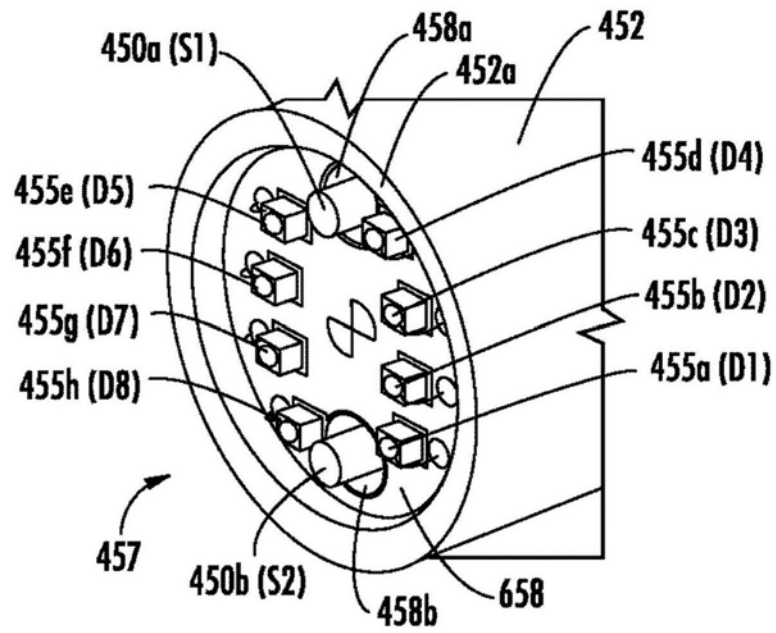


图8

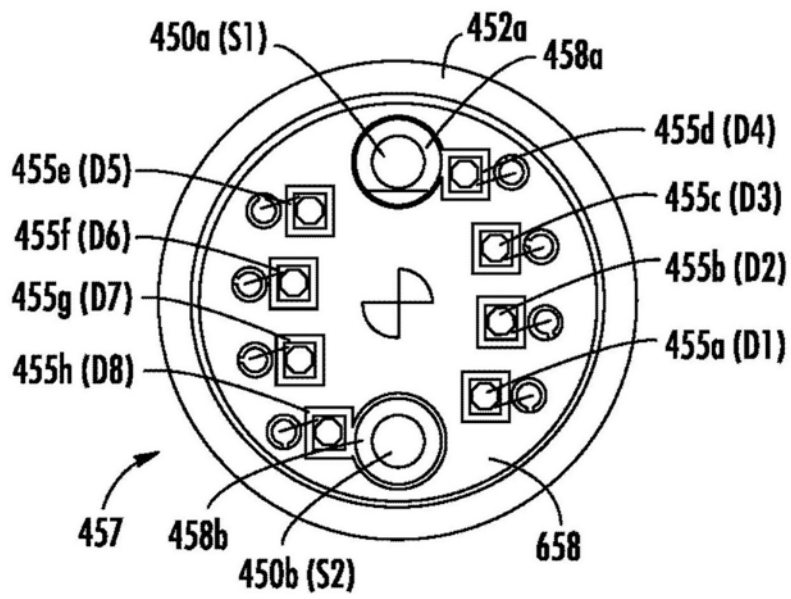


图9

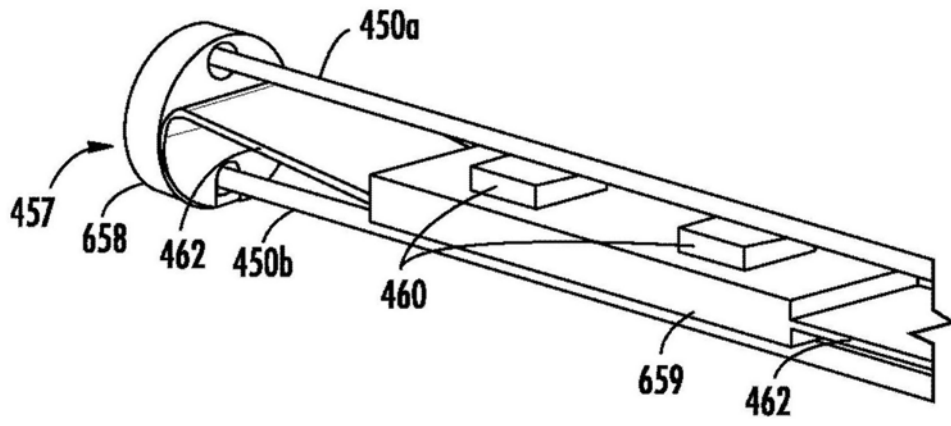


图10

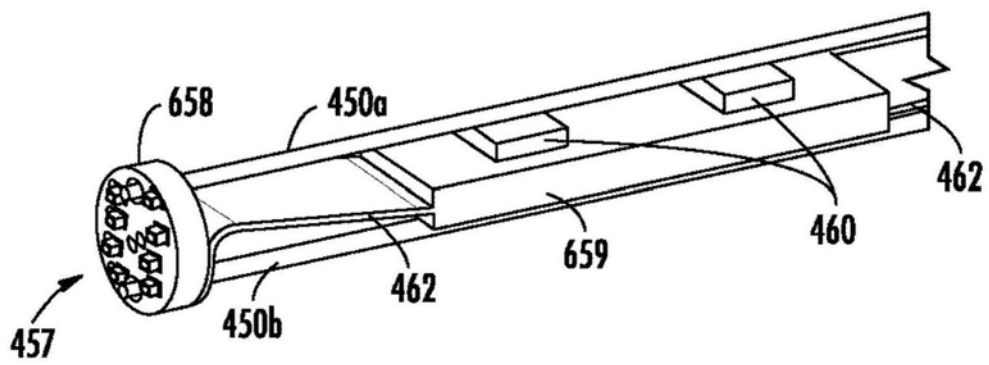


图11

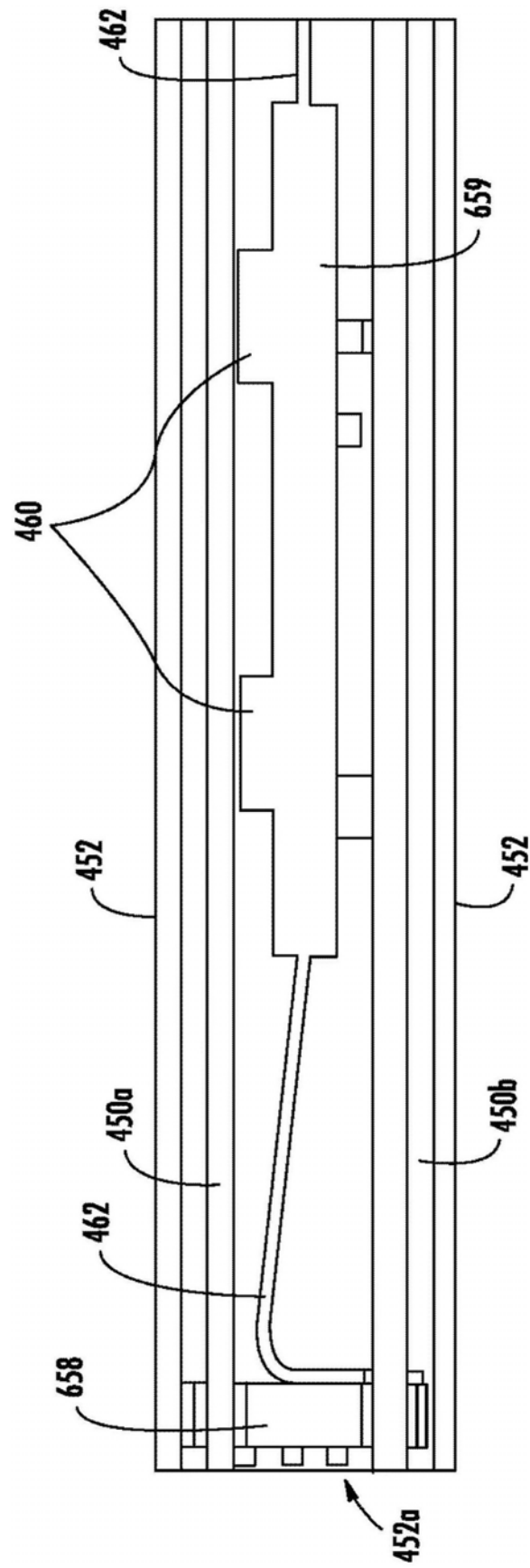


图12

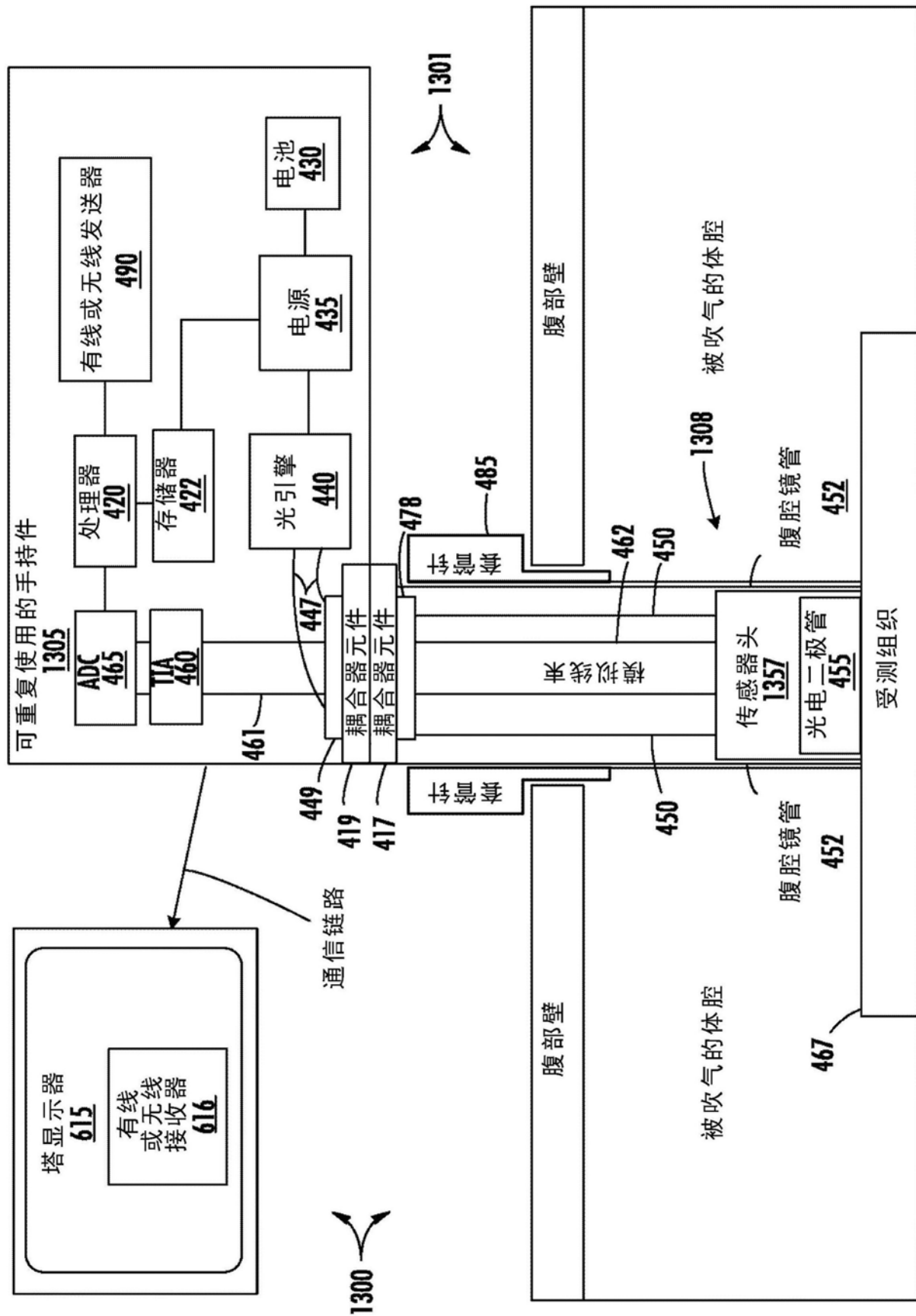


图13

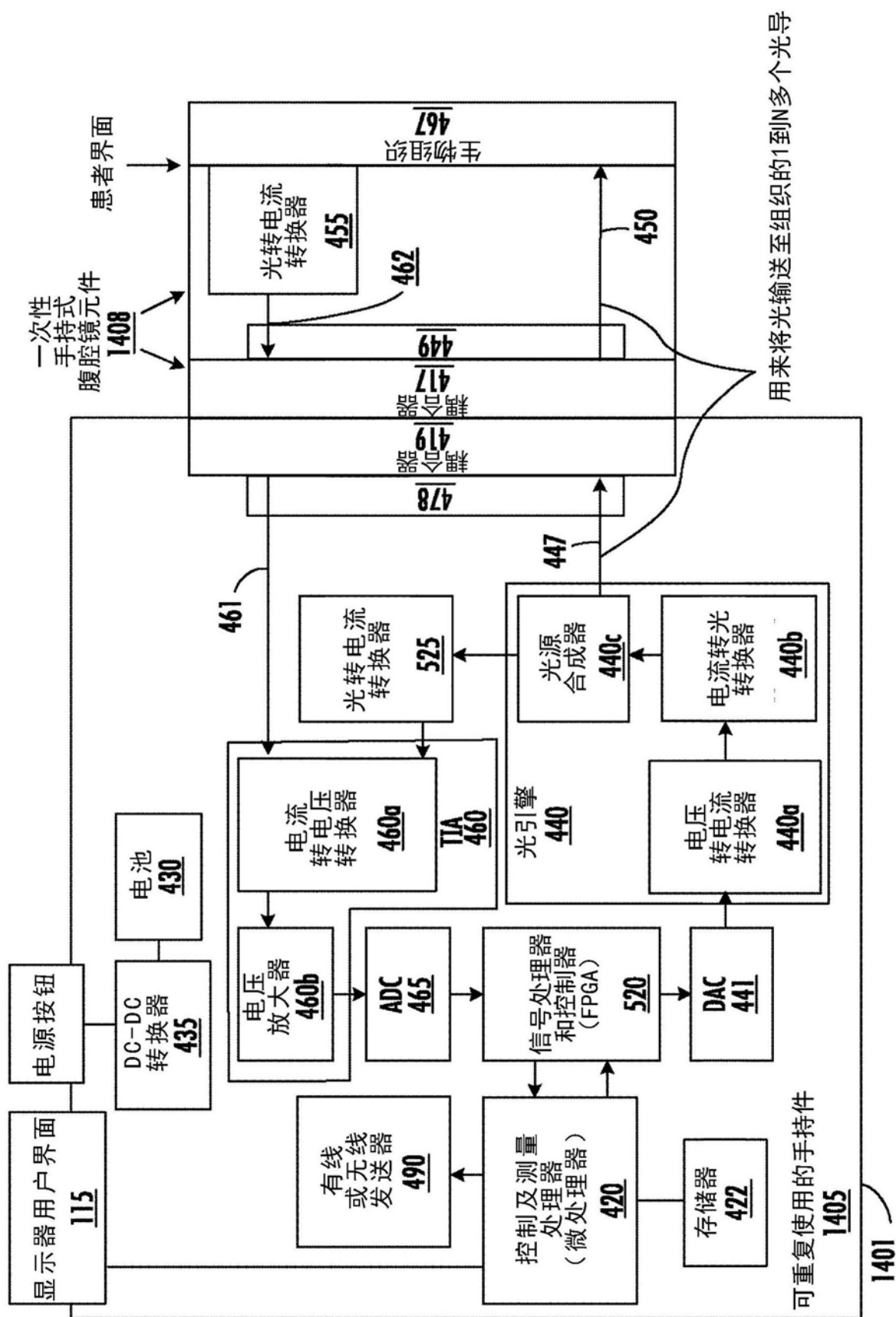


图14

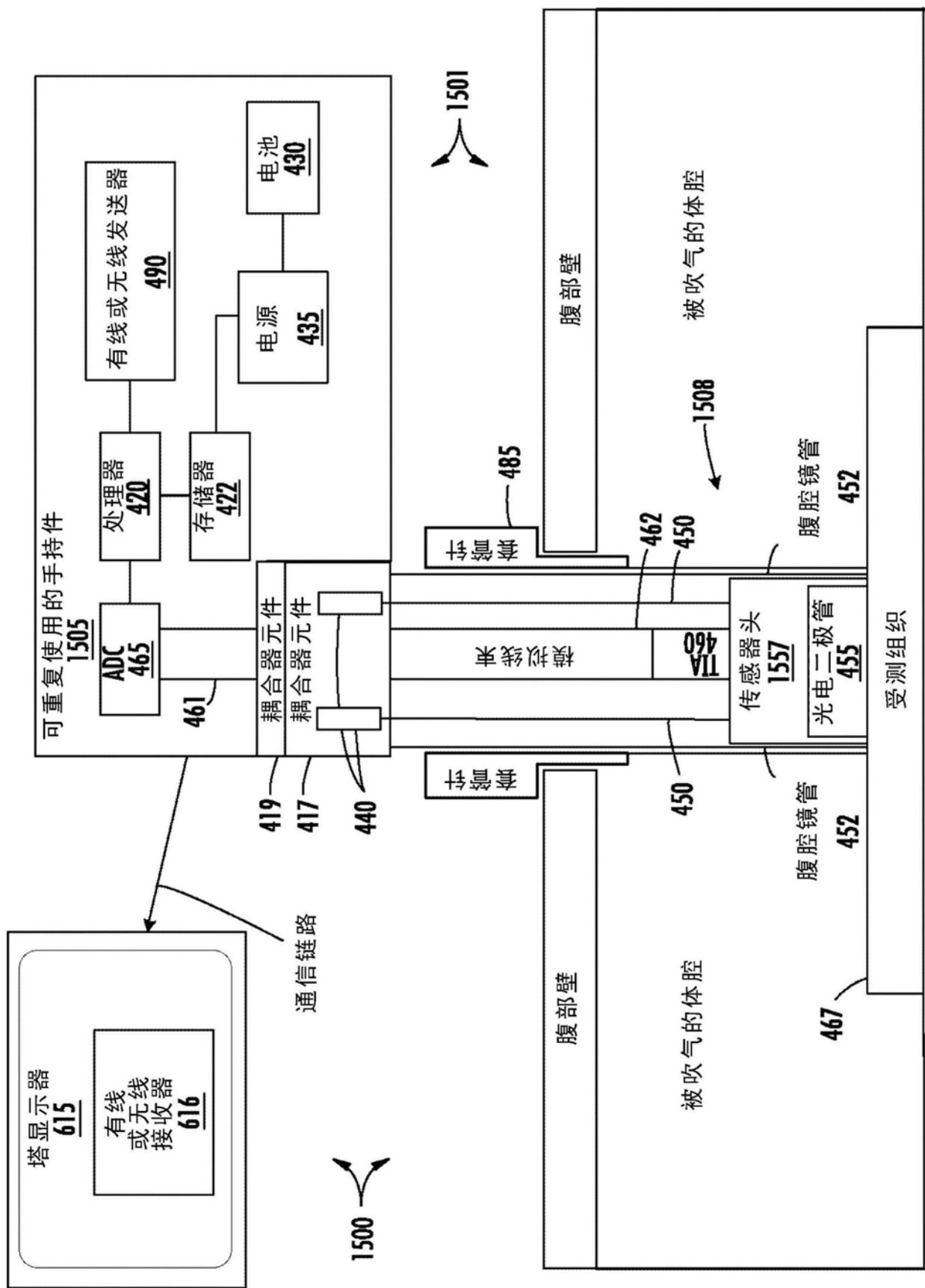


图15

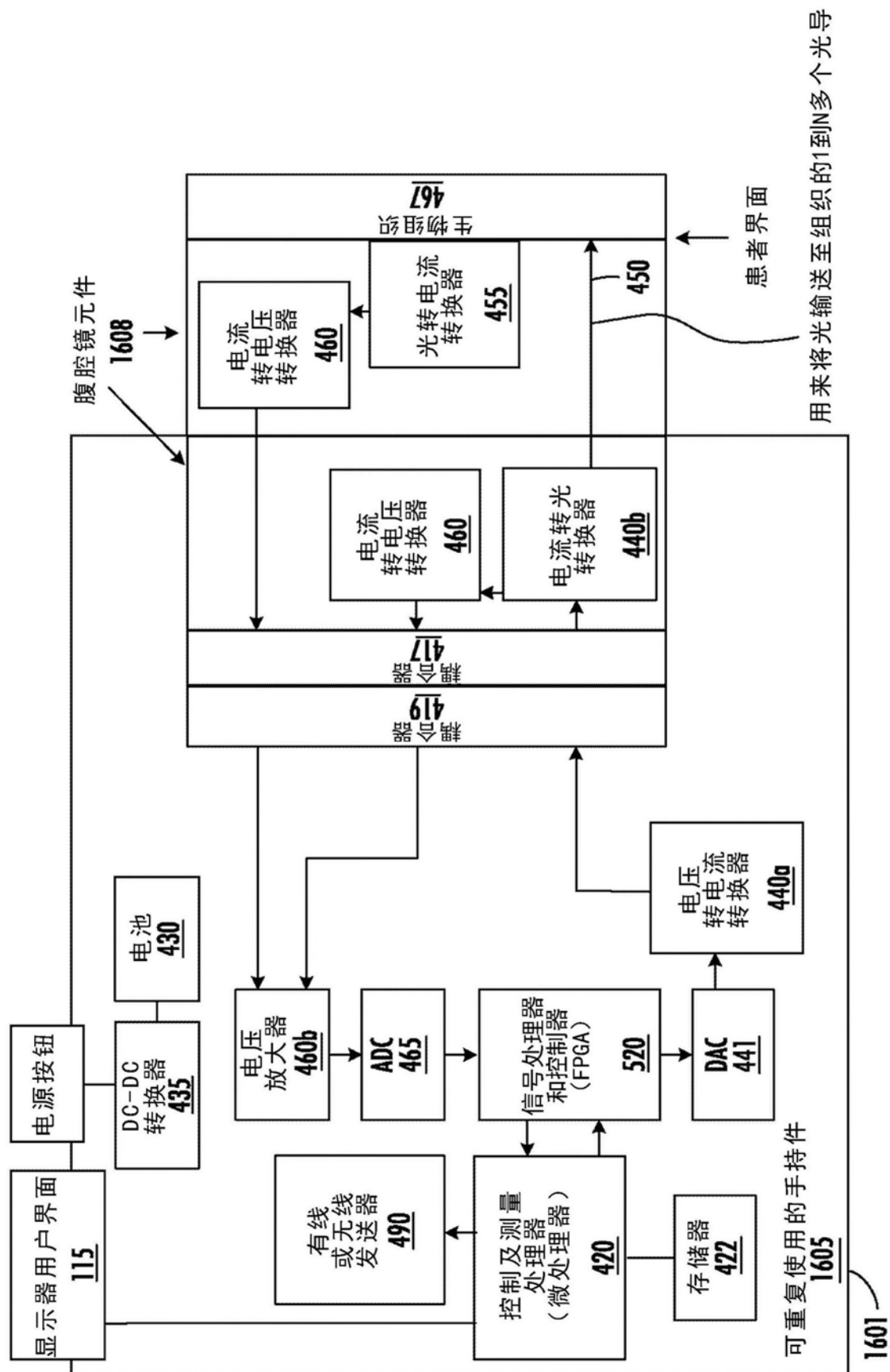


图16

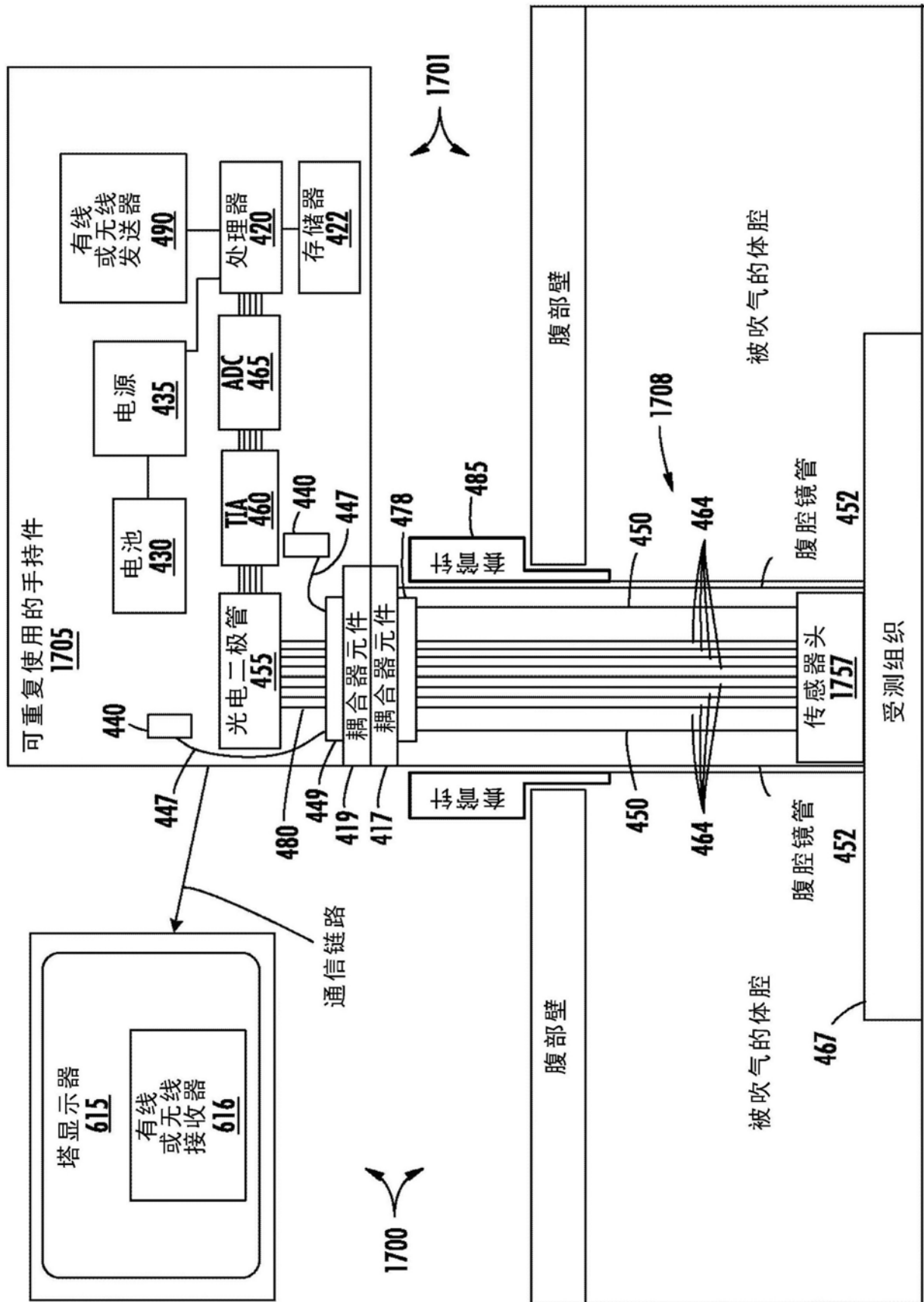


图17

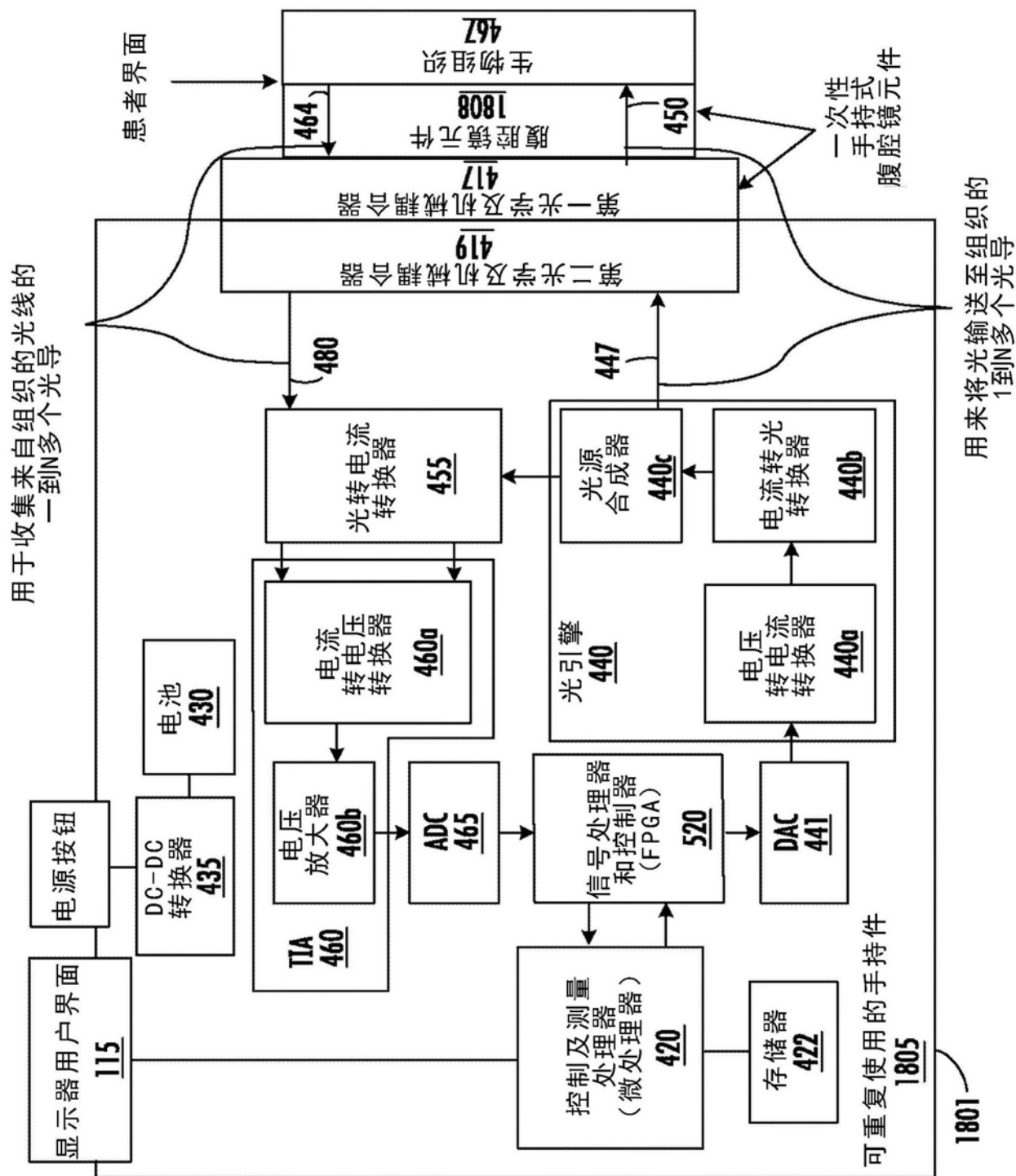


图18

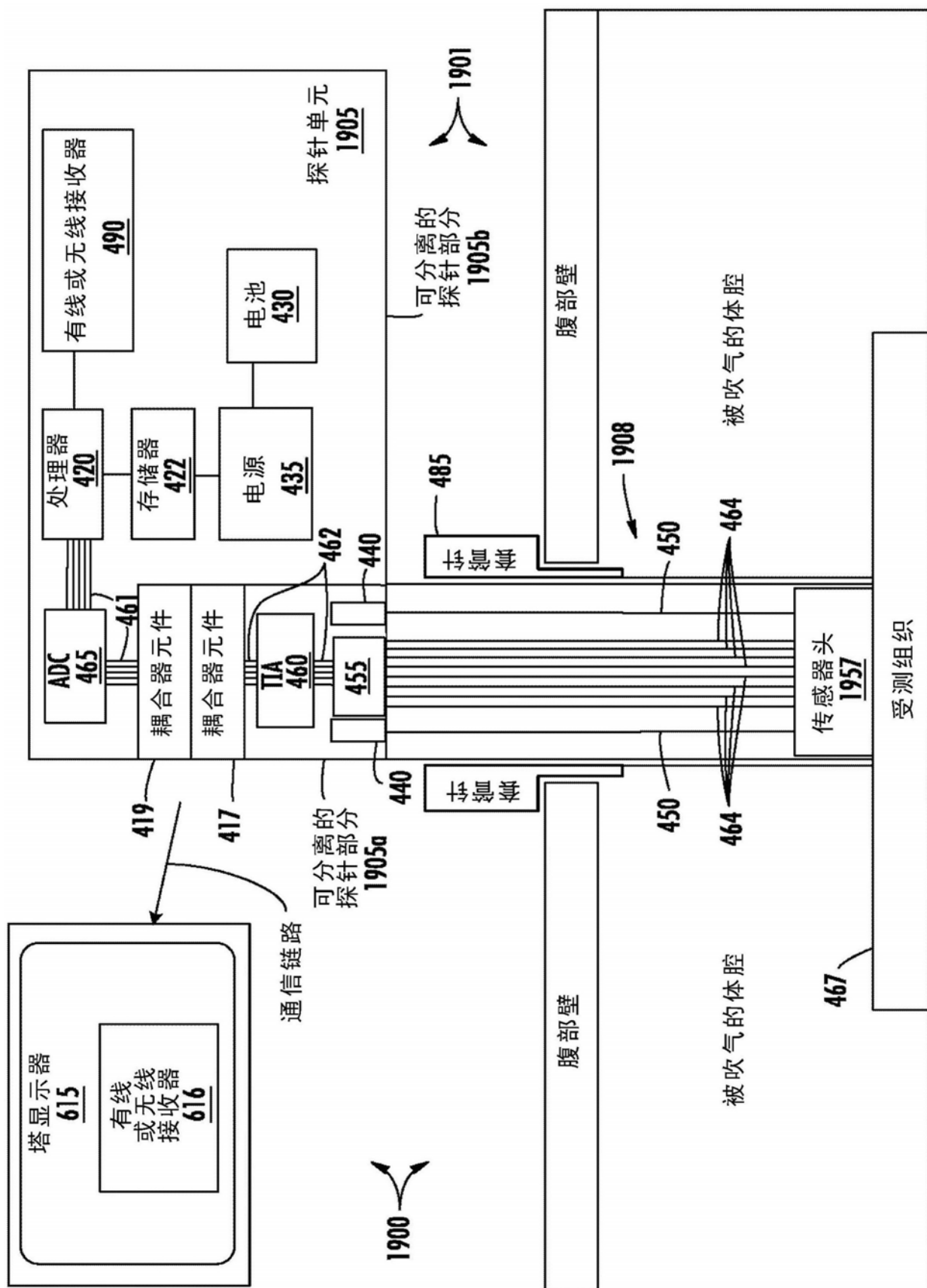


图19

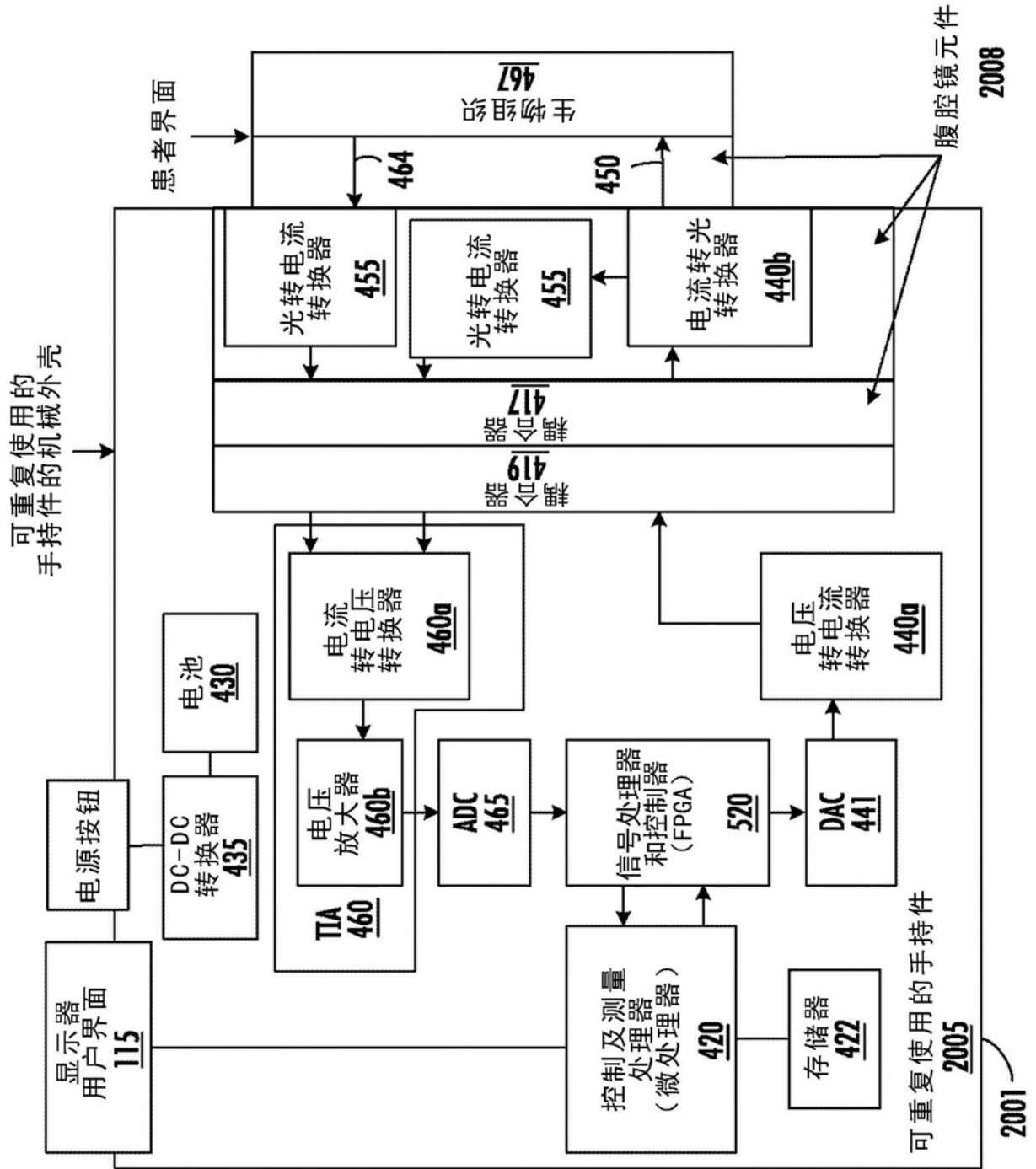


图20

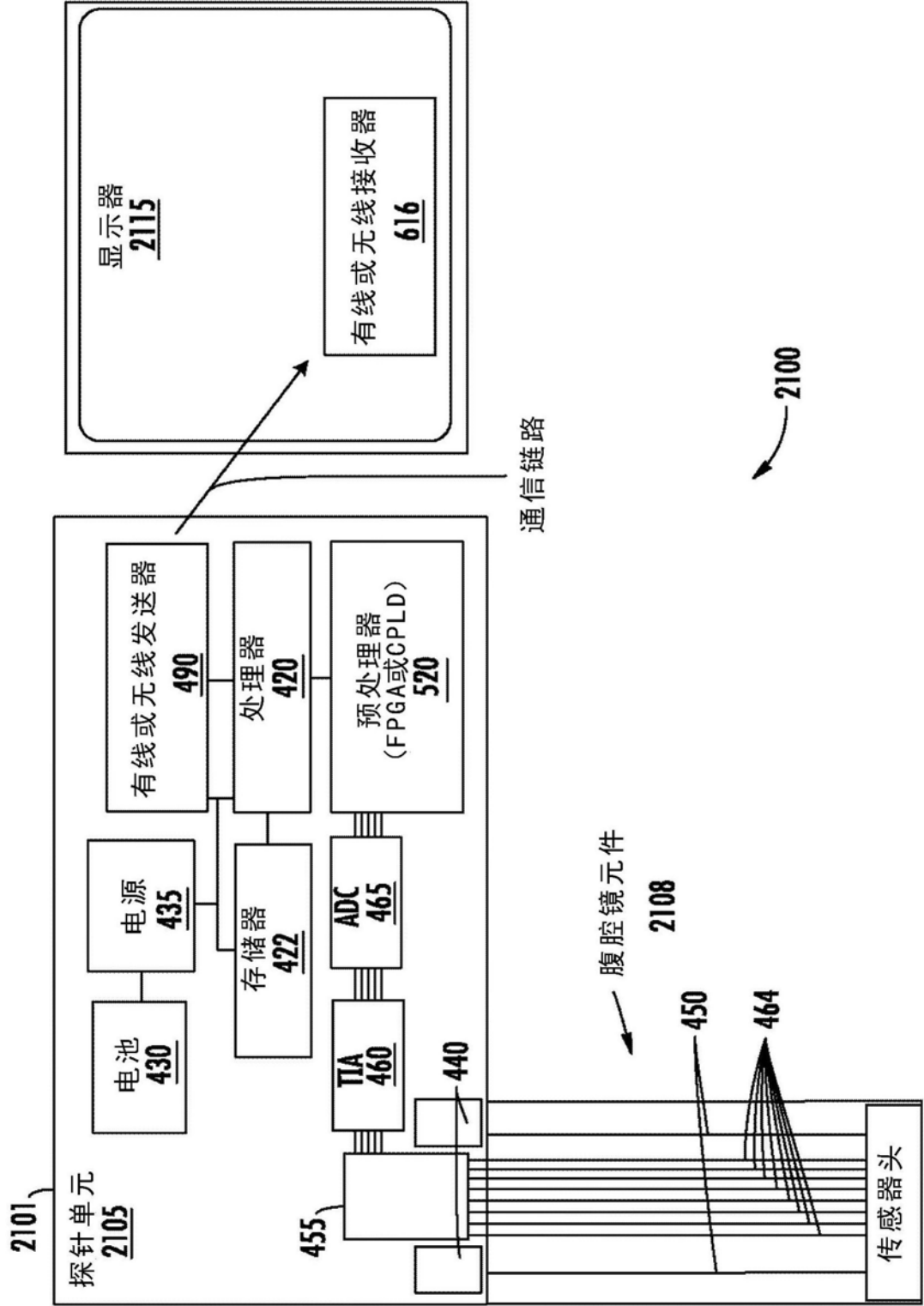


图21

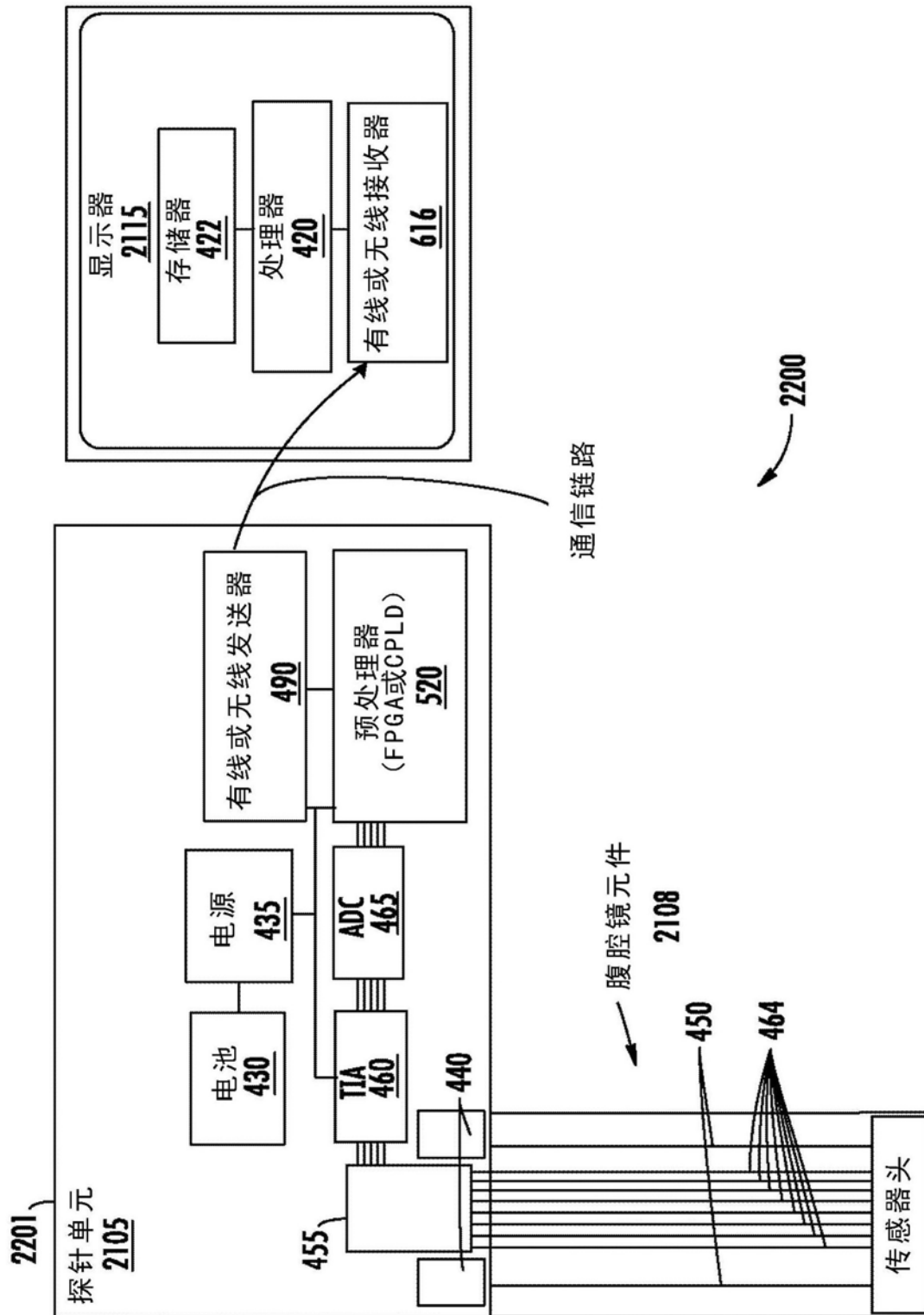


图22

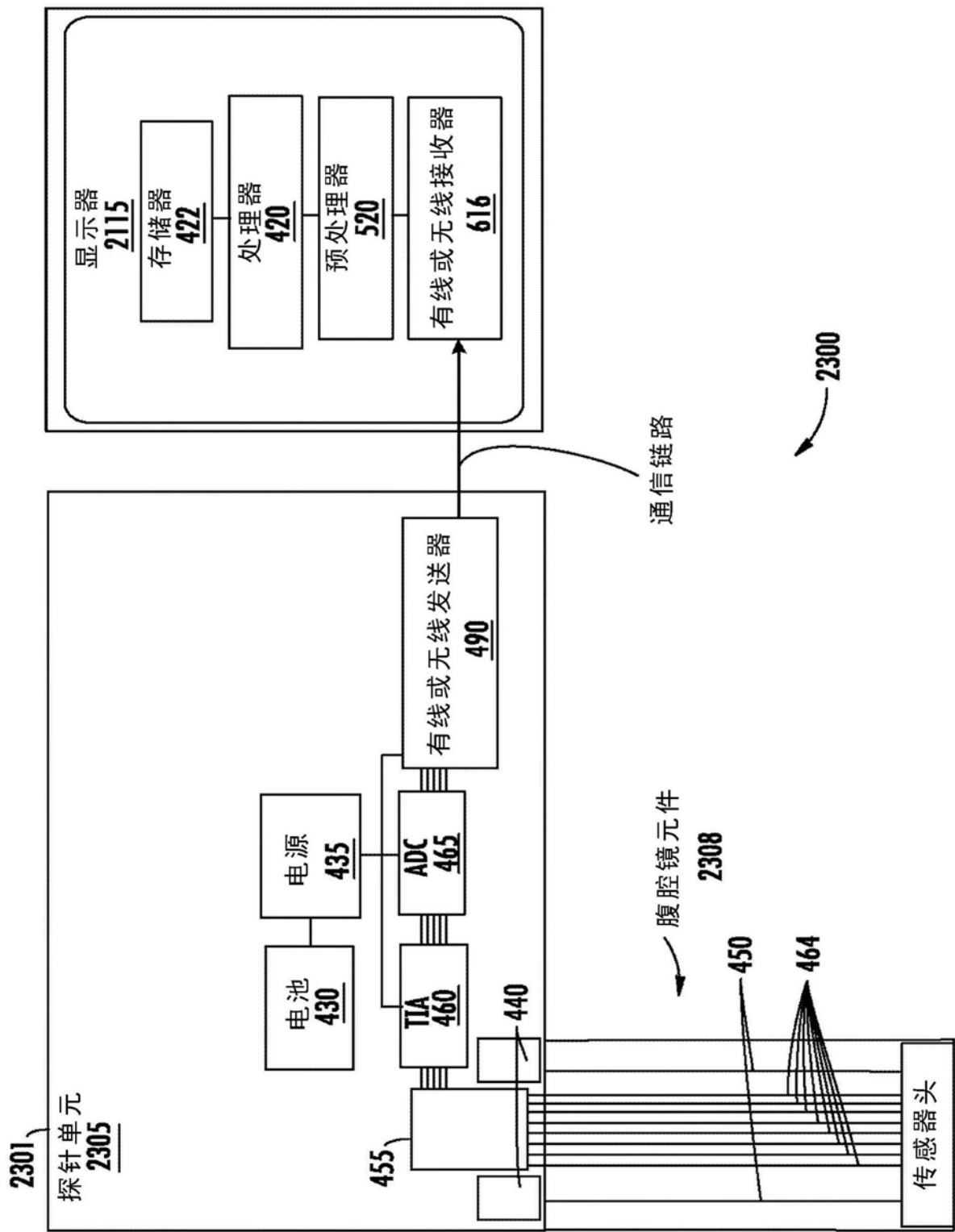


图23

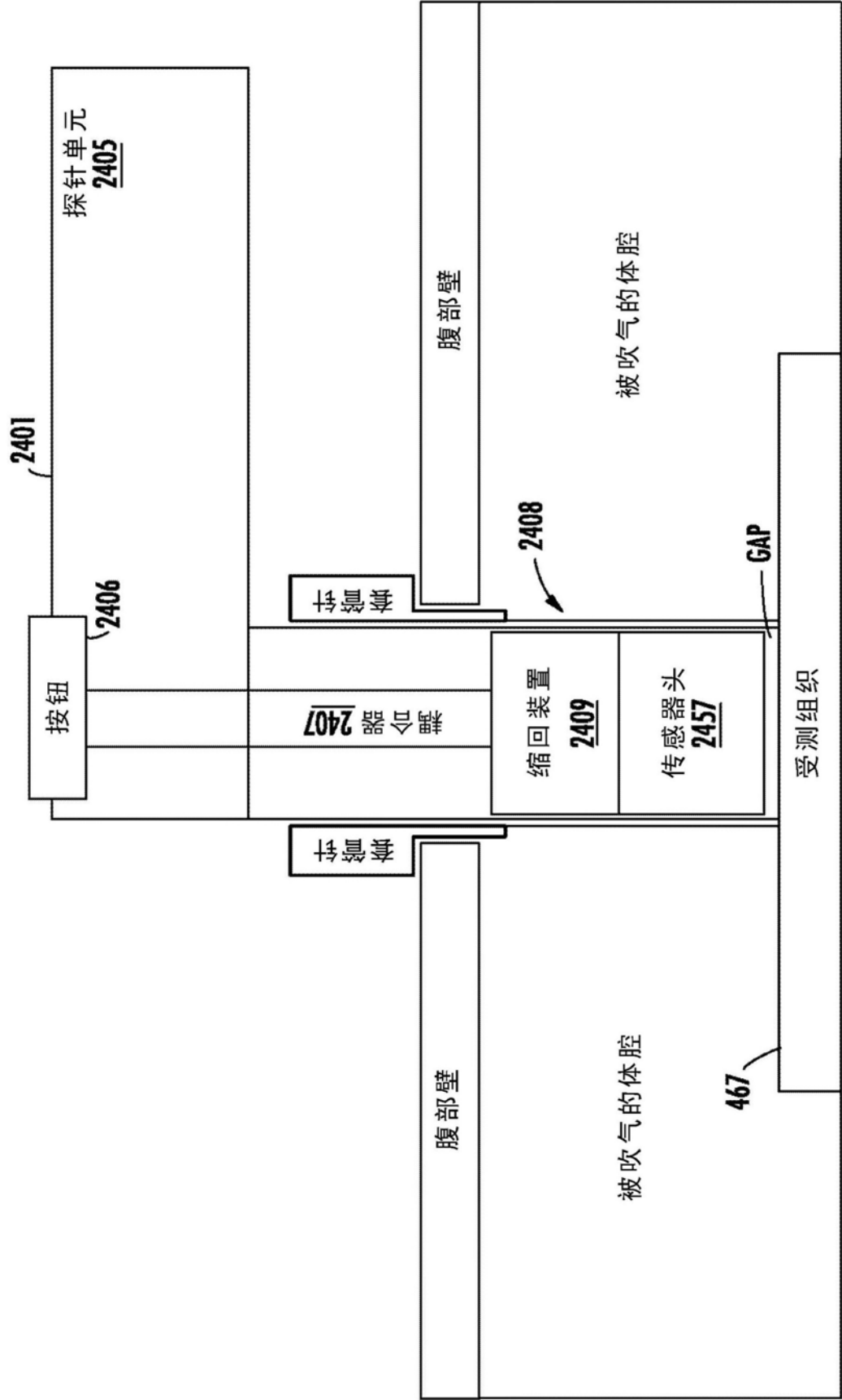


图24

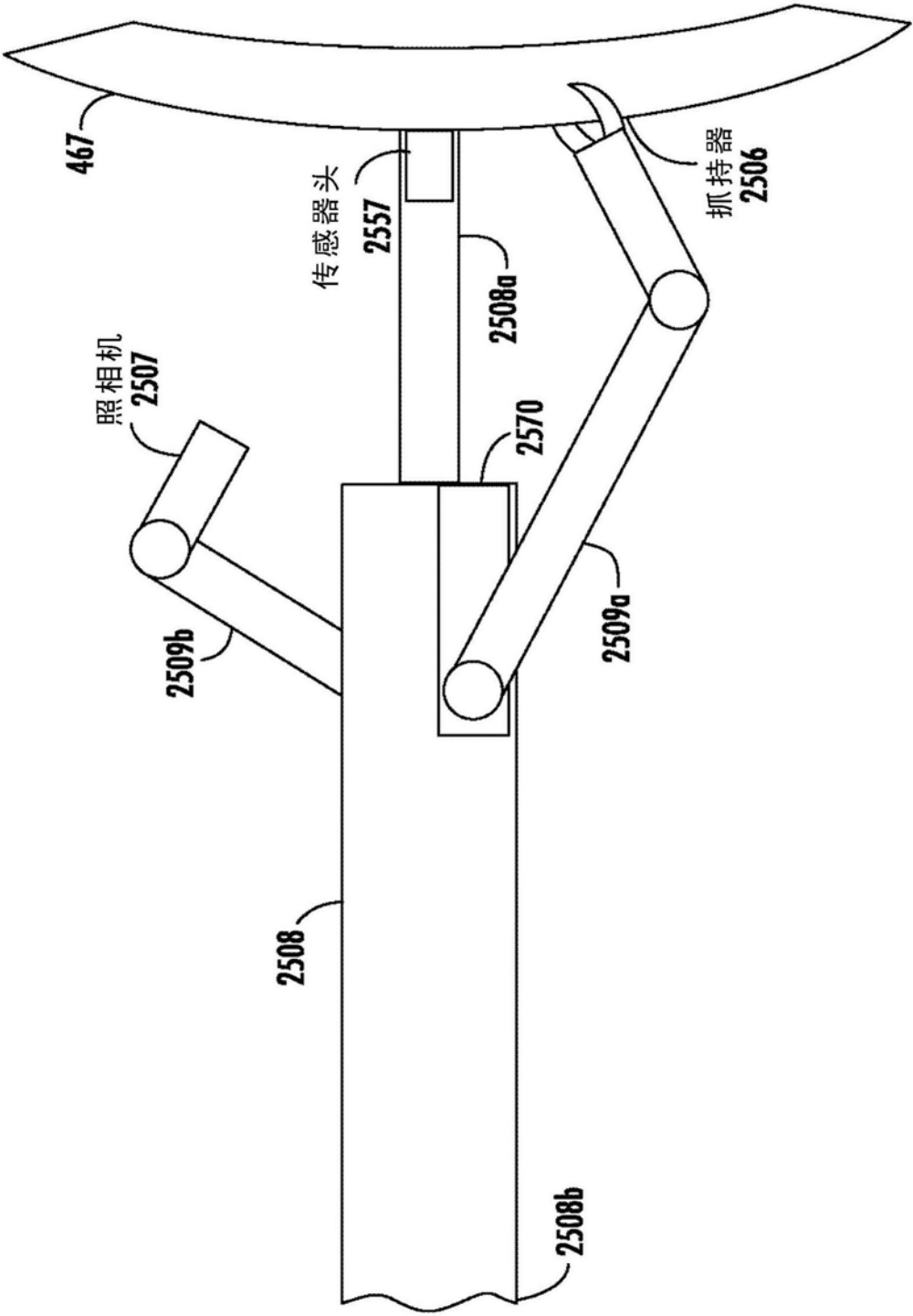


图25

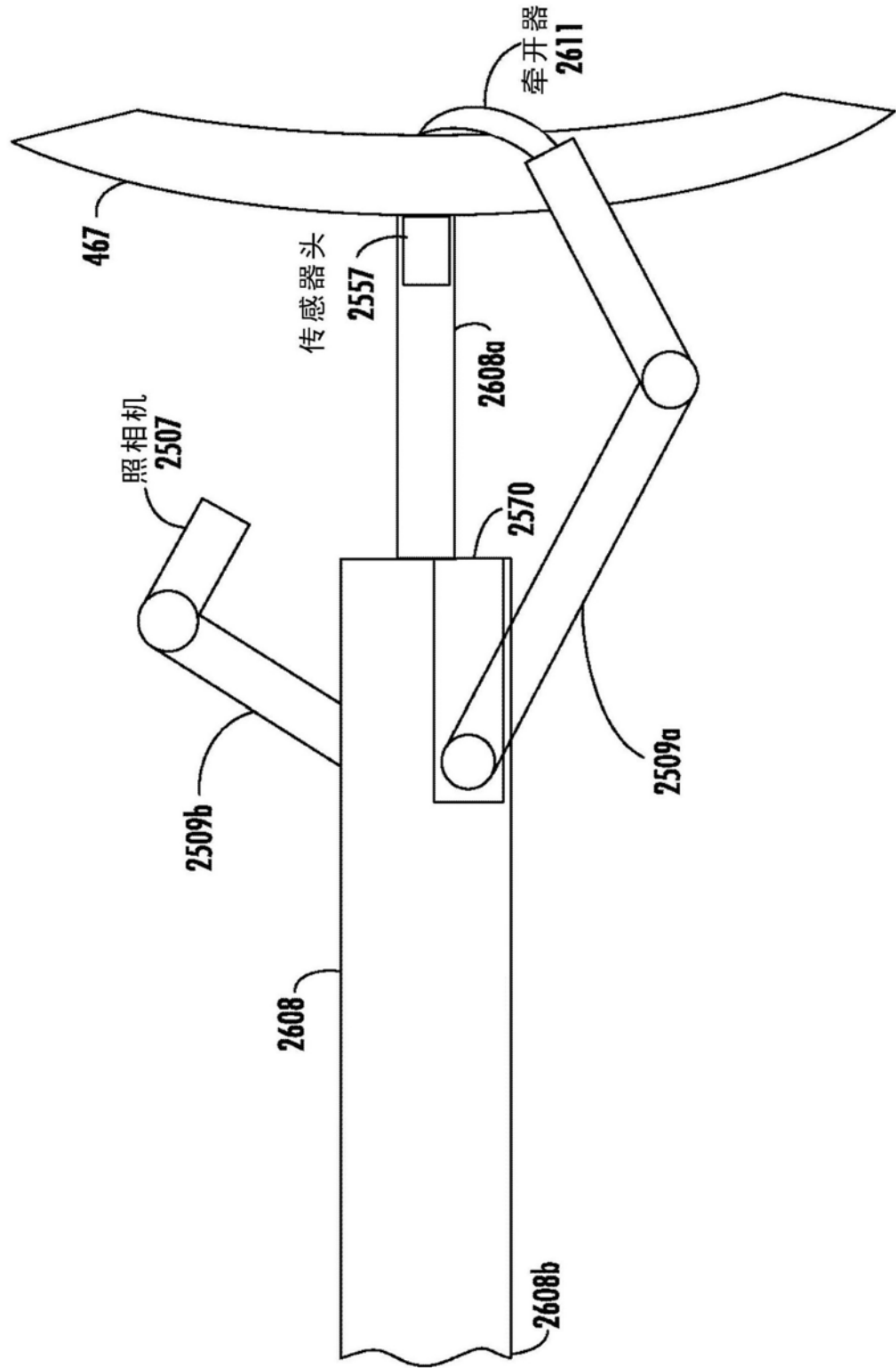


图26

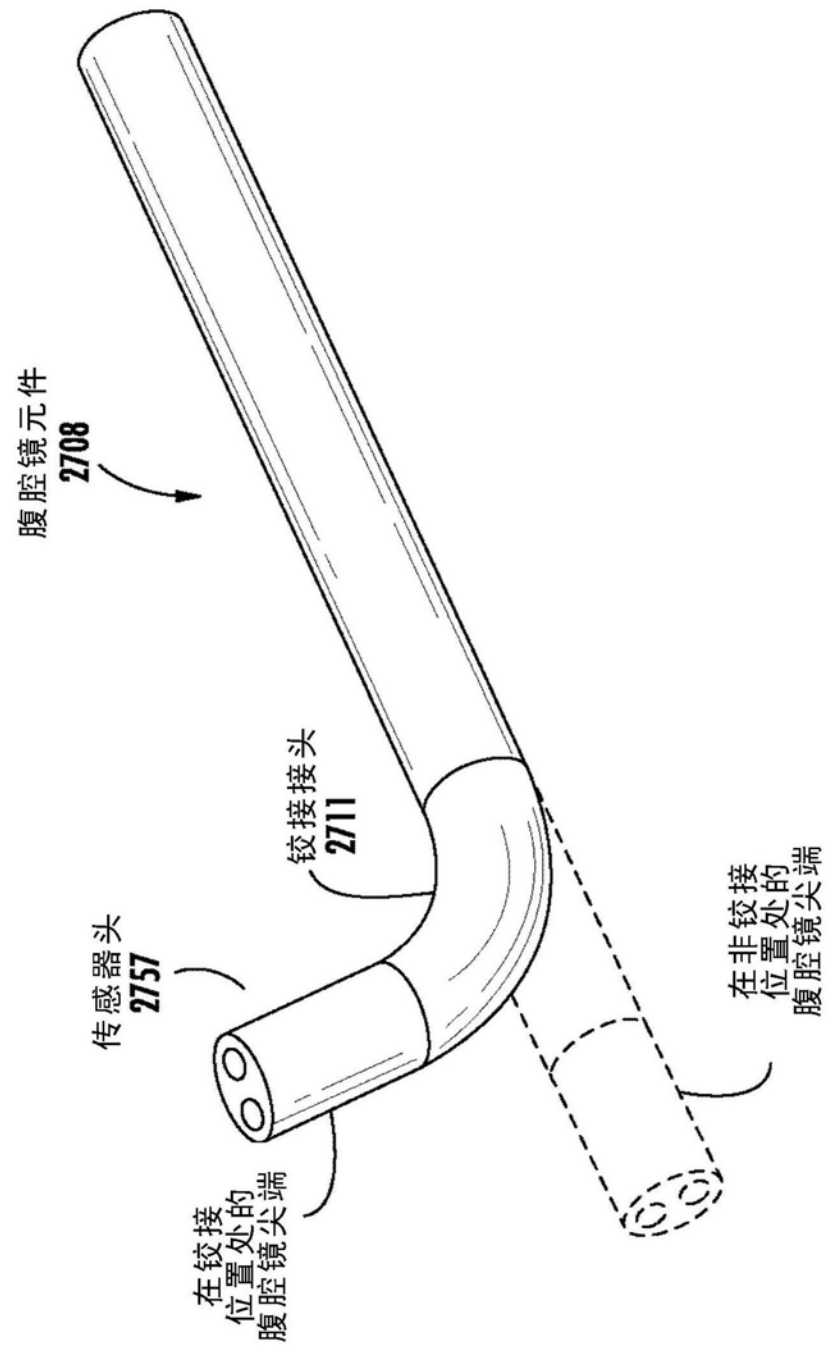


图27

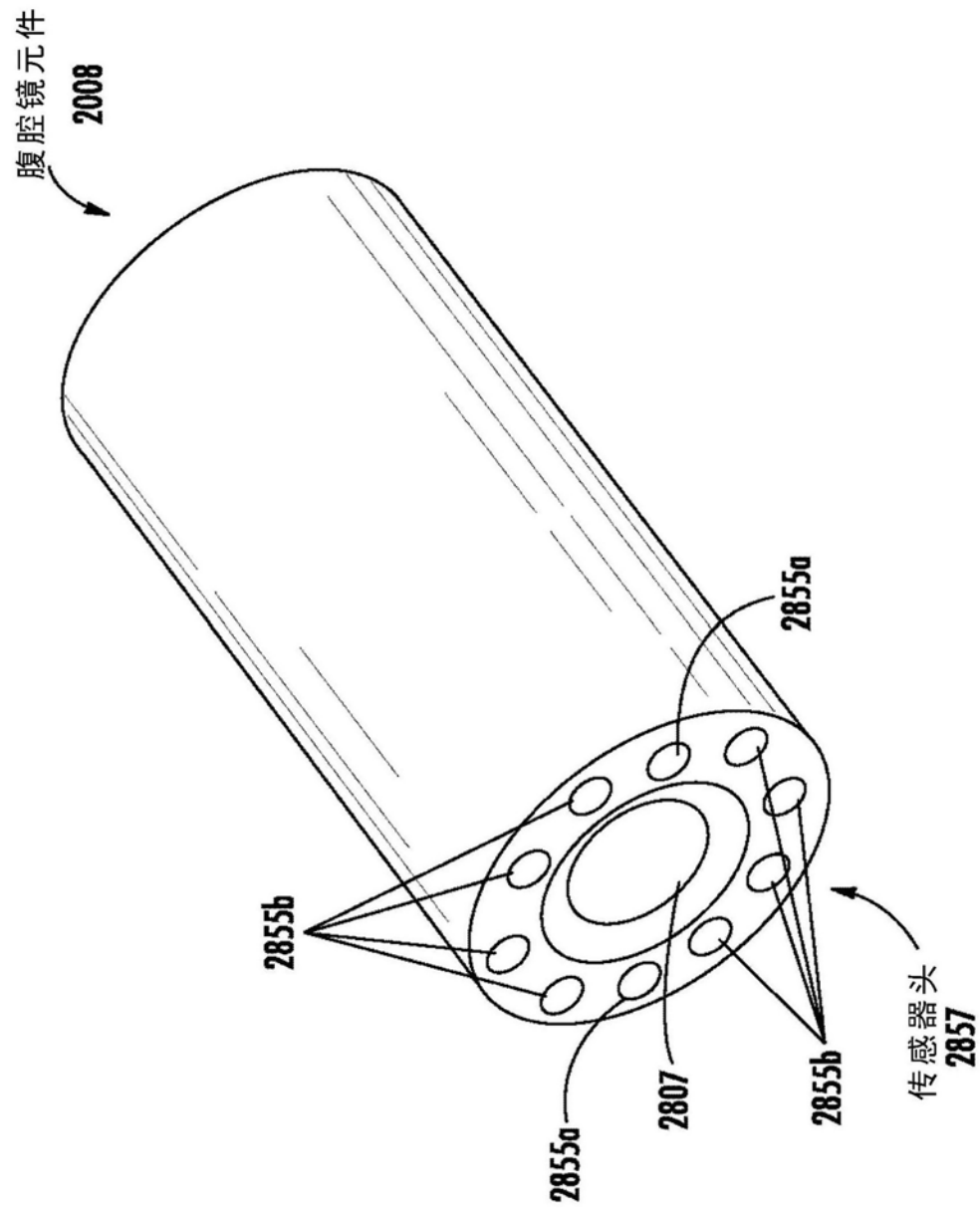


图28

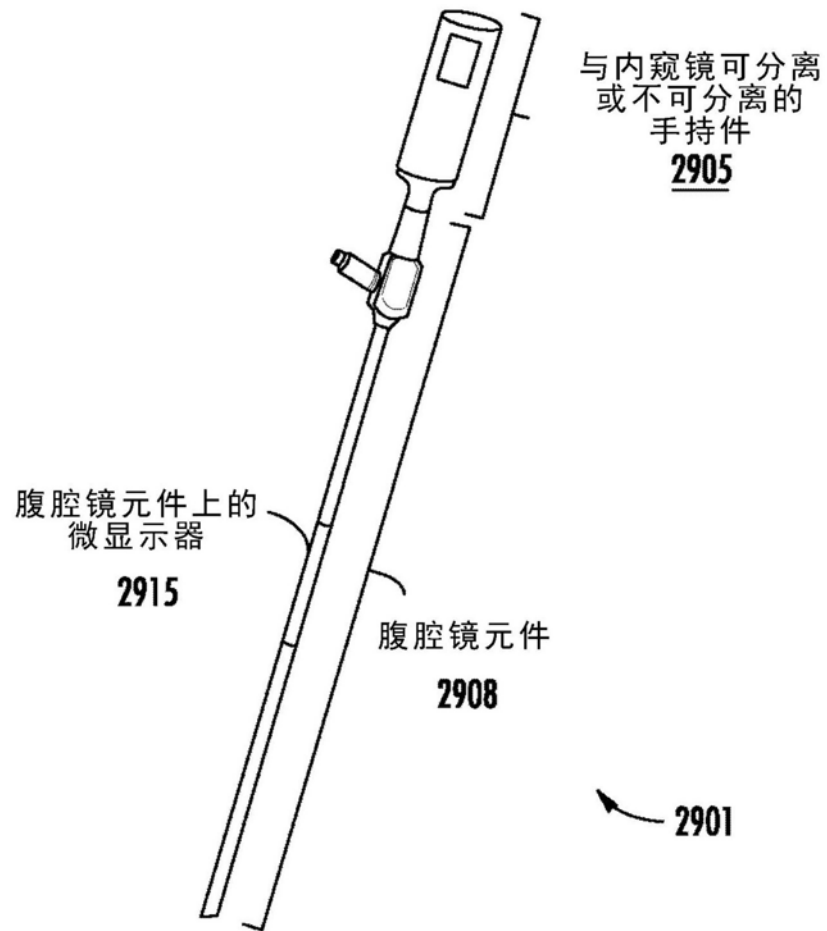


图29

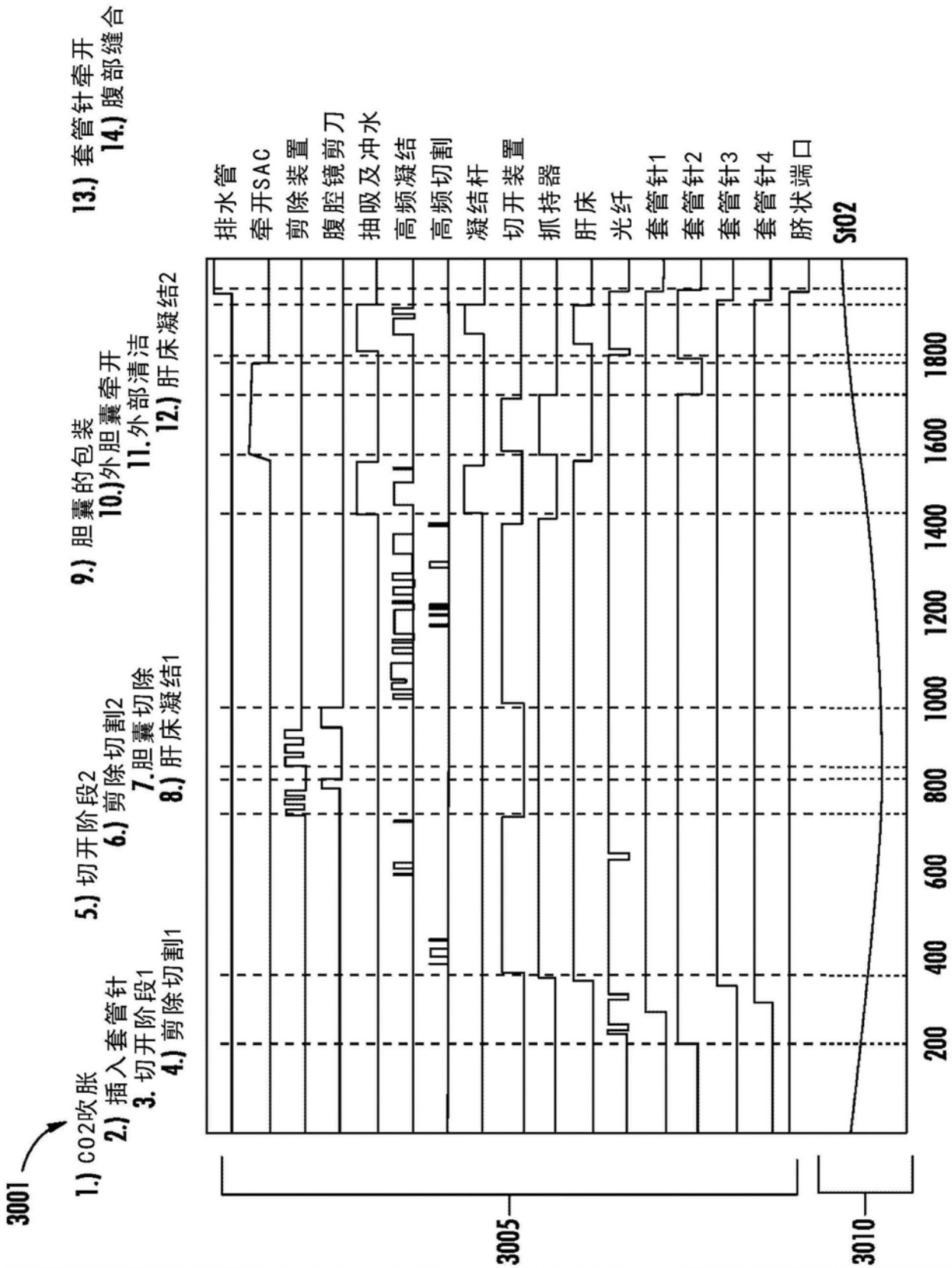


图30

专利名称(译)	具有腹腔镜延伸件的血氧测量装置		
公开(公告)号	CN109561859A	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780044284.6	申请日	2017-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	维奥普蒂克斯公司		
申请(专利权)人(译)	维奥普蒂克斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	维奥普蒂克斯公司		
[标]发明人	凯特利安贝克特尔 斯科特科勒律治 马克朗新格尔		
发明人	凯特·利安·贝克特尔 托德·路易斯·哈里斯 爱德华·杰拉尔德·所罗门 温斯顿·索恩 艾伦·鲍德温 斯科特·科勒律治 马克·朗新格尔		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/1459 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/0005 A61B1/00052 A61B1/00087 A61B1/00105 A61B1/00108 A61B1/00126 A61B1/00142 A61B1/00154 A61B1/00181 A61B1/313 A61B5/0004 A61B5/ /0015 A61B5/0071 A61B5/14546 A61B5/14552 A61B5/1459 A61B5/1495 A61B5/6852 A61B5/7225 A61B5/7278 A61B5/742 A61B5/7445 A61B2505/05 A61B2560/0214 A61B2560/0223 A61B5/0205 A61B5/14551 A61B2560/0443		
代理人(译)	鲁异		
优先权	62/363562 2016-07-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

腹腔镜医疗装置在其尖端包括血氧计传感器，其允许在腹腔镜下进行氧饱和度和测量。该装置可以是整体设计，其中，腹腔镜元件在远端(例如，与尖端相反)处包括用于血氧计传感器的电子设备。该装置可以是多件式设计(例如，两件式设计)，其中，一些电子设备位于与腹腔镜元件分离的壳体中，并且这些件(或部分)可移除地连接在一起。腹腔镜元件可以被移除和被丢弃；因此，通过可更换的腹腔镜元件，电子设备可以重复使用多次。电子设备可以包括用于控制、计算或显示的处理单元，或者这些单元的任意组合。然而，在一个实施方式中，电子装置可无线连接到其它电子设备(例如，另一处理单元)以用于进一步控制、计算或显示或其任何组合。

