



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111494743 B

(45) 授权公告日 2023.08.22

(21) 申请号 202010151648.4

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限公司

11219

(22) 申请日 2013.03.14

专利代理人 穆森 戚传江

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 111494743 A

(51) Int.CI.

A61M 1/36 (2006.01)

(43) 申请公布日 2020.08.07

G01N 21/59 (2006.01)

(30) 优先权数据

B04B 13/00 (2006.01)

61/696,343 2012.09.04 US

G01N 21/55 (2014.01)

(62) 分案原申请数据

G01N 33/49 (2006.01)

201380046188.7 2013.03.14

(56) 对比文件

(73) 专利权人 汾沃有限公司

DE 19515870 C1, 1996.08.14

地址 美国伊利诺伊州

US 2012199539 A1, 2012.08.09

(72) 发明人 彼得·大卫·考德尔卡

WO 9408690 A1, 1994.04.28

瑞安·艾略特·埃克曼

CN 1881096 A, 2006.12.20

埃里克·卡尔·林德马克

JP 2006258599 A, 2006.09.28

卢博米尔·考德尔卡

US 6254784 B1, 2001.07.03

詹姆斯·约瑟夫·厄尔迈斯

CN 102483399 A, 2012.05.30

史蒂文·R·卡茨 威廉·H·科克

CN 1809739 A, 2006.07.26

US 4937637 A, 1990.06.26

(续)

审查员 訾欢

权利要求书1页 说明书22页 附图21页

(54) 发明名称

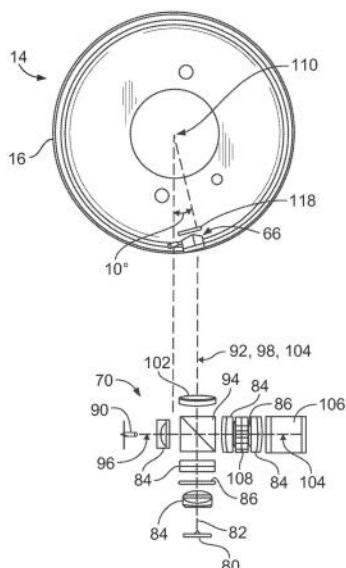
射的光束可以经由光纤导过光学传感器系统。

血液处理系统和在血液处理系统内监测流体的方法

(57) 摘要

本申请涉及血液处理系统和在血液处理系统内监测流体的方法。提供了用于控制被分离的血液组分之间的界面的血液分离系统和方法。所述系统包括离心机组件，所述组件具有透光部分、光反射器以及它们之间的流体处理区域。光学传感器系统沿着通往透光部分的通路发射扫描光束，所述透光部分透射至少一部分扫描光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器沿着与从光学传感器系统通往离心机组件的透光部分的扫描光束的通路基本上共轴的通路，将至少一部分扫描光束反射到光学传感器系统。所述扫描光束可以是白色光束或窄谱光束。所述被反

CN 111494743 B



[转续页]

[接上页]

(56) 对比文件

US 5656163 A, 1997.08.12

EP 0342730 A2, 1989.11.23

US 2004133086 A1, 2004.07.08

CA 2009226 A1, 1991.08.02

1. 一种血液处理系统,包括:

离心机组件,所述离心机组件具有旋转轴并包括:

透光部分,

光反射器,和

流体处理区域,所述流体处理区域至少部分地位于所述透光部分与所述光反射器之间,其中所述流体处理区域包括斜道,所述斜道是半透明的并且包括所述透光部分;以及光学传感器系统,所述光学传感器系统包括

光源,所述光源被配置成发射源光束,和

多个光检测器,其中

所述透光部分被配置成透射至少一部分所述源光束到达所述流体处理区域和所述光反射器,

所述光反射器被配置成将至少一部分所述源光束反射到所述光学传感器系统,并且

所述多个光检测器被配置成:

当提供到所述多个光检测器的光通路的光纤以与所述斜道相对于所述离心机组件的所述旋转轴的角度相同的角度被布置时,在不同位置处同时检测所被反射的源光束的至少一个特征。

2. 根据权利要求1所述的血液处理系统,还包括多条光纤,所述多条光纤被配置成接收所述被反射的源光束的不同部分、并将所述被反射的源光束的所述不同部分导向所述多个光检测器。

3. 根据权利要求2所述的血液处理系统,还包括可调整的模块,所述可调整的模块被配置成同时调整各条所述光纤相对于所述被反射的源光束的位置。

4. 一种在具有带旋转轴的离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法,所述方法包括:

在离心机组件中将血液分离成至少两种血液组分;

生成源光束;

将所述源光束导向并通过斜道进入到所述离心机组件中,以便横穿所述血液或至少一种所述血液组分;

在横穿所述血液或至少一种所述血液组分后,反射至少一部分所述源光束;并且

当提供到多个光检测器的光通路的光纤以与所述斜道相对于所述离心机组件的所述旋转轴的角度相同的角度被布置时,在多个不同位置处同时检测所被反射的源光束的至少一个特征。

5. 根据权利要求4所述的方法,还包括至少部分地基于所述被反射的源光束的至少一个特征,确定所述血液或至少一种所述血液组分的特征。

6. 根据权利要求4至5中的任一项所述的方法,还包括对检测所述被反射的源光束的至少一个特征所在的多个不同位置同时进行调整。

血液处理系统和在血液处理系统内监测流体的方法

[0001] 本申请是2016年8月26日提交的申请日为2013年3月14日、申请号为201610737388.2、发明名称为“用于血液处理系统的界面检测器”的中国专利申请的分案申请。上述中国专利申请201610737388.2本身是申请日为2013年3月14日、国际申请号为PCT/US2013/031494、中国国家申请号为201380046188.7、发明名称为“用于血液处理系统的界面检测器”的中国专利申请的分案申请，并且在其审查意见通知书中被指出存在缺乏单一性的缺陷。

[0002] 本申请要求于2012年9月4日提交的美国临时专利申请系列No. 61/696,343的利益和优先权，其内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及血液处理系统和方法。更具体来说，本公开涉及用于在离心式血液处理装置内光学检测或监测流体特征(例如被分离的血液组分之间的界面的位置)的系统和方法。

背景技术

[0004] 目前，各种血液处理系统使得从血源收集特定血液成分而不是全血成为可能。通常，在这样的系统中，从血源抽取全血，分离、移除并收集特定血液组分或成分，并将剩余的血液成分返回到血源。当血源是人类献血者时仅移除特定成分是有利的，这是由于献血者的身体可能需要较短时间恢复到献血前水平，并且献血可以以比收集全血时更频繁的间隔进行。这增加了血液成分例如血浆和血小板的总供应量，使输血和/或治疗性治疗变得可行。

[0005] 通常通过离心将全血分离成其成分。这需要将全血在从血源抽取之后并在返回到血源之前通过离心机。为了减少污染和可能的感染(如果血源是人类献血者或患者)，在离心过程中优选地将血液在密封的无菌流体流动系统中进行处理。典型的血液处理系统包括一次性使用的密封且无菌的流路，包括离心机仓室部分，所述流路被协同安装在含有硬件(离心机、驱动系统、泵、阀致动器、可编程控制器等)的耐用的可重复使用的组件上，所述硬件旋转离心机仓室并控制通过所述流路的流量。

[0006] 在处理期间，离心机旋转一次性使用的流路的离心机仓室。当所述离心机仓室被离心机旋转时，离心机仓室中全血的较重(比重较大的)组分例如红细胞，远离旋转中心径向向外地移向离心机仓室的外部或“高G”壁。较轻(比重较低的)组分例如血浆，向离心机仓室的内部或“低G”壁迁移。在离心机仓室中在密度较大的红细胞与较轻的血浆之间形成的边界，通常被称为界面。通过在流路中提供适当定位的沟道结构和出口端口，可以从全血中选择性地移除这些组分中的各种不同组分。例如，在一种血液分离程序中，将血浆与细胞性血液组分分离并收集，并将细胞性血液组分与替代流体返回到血源。可替选地，可以从离心机仓室收获红细胞，并将剩余的血液成分返回到献血者。其它过程也是可能的，包括但不限于血小板收集、红细胞交换、血浆交换等。在这些程序中，过程的效率通常取决于离心期间

界面位置的准确识别和控制。

[0007] 利用光学传感器系统来监测通过离心机中的流路的血液和/或血液组分的流动并确定所述流动的各种不同特征是已知的。例如, Brown的美国专利号6,899,666涉及一种用于观察到离心机仓室内部,以检测和控制离心机中被分离的血液组分之间的界面的位置的光学传感器系统。尽管这种系统令人满意地发挥作用,但仍有机会提供具有改进的界面检测和更高鲁棒性的光学监测系统。

发明内容

[0008] 本发明的主题内容的几种情况可以分开或一起体现在下面描述并要求权利的装置和系统中。这些情况可以单独地或与本文中描述的主题内容的其它情况组合使用,并且这些情况合在一起的描述不打算排除这些情况的分开使用或在随附的权利要求书中提出的对这样的情况分开地或以不同组合进行的权利要求。

[0009] 在一方面中,一种血液处理系统包括离心机组件,所述组件具有透光部分、光反射器以及至少部分地位于透光部分与光反射器之间的流体处理区域。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其被配置成沿着通往离心机组件的透光部分的通路发射扫描光束。所述离心机的透光部分被配置成透射至少一部分扫描光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器被配置成将至少一部分扫描光束沿着与从光学传感器系统通往离心机组件的透光部分的扫描光束的通路基本上共轴的通路反射到光学传感器系统。

[0010] 在另一方面中,提供了一种用于在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分,并沿着通往并进入离心机组件的通路引导扫描光束,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后将至少一部分扫描光束反射,其中被反射的光沿着与扫描光束通往并进入离心机组件的通路基本上共轴的离开离心机组件的通路被导出。

[0011] 在另一方面中,提供了一种与血液处理系统组合使用的光学传感器系统。所述光学传感器系统包括光源、光检测器和提供光源与光检测器之间的光通路的光纤。

[0012] 在另一方面中,一种血液处理系统包括离心机组件,所述组件具有透光部分、光反射器以及至少部分地位于透光部分与光反射器之间的流体处理区域。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其具有被配置成发射源光束的光源、光检测器以及提供通往光检测器的光通路的光纤。所述离心机组件的透光部分被配置成透射至少一部分源光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器被配置成将至少一部分源光束反射到光学传感器组件。所述光纤被配置成将至少一部分被反射的源光束导向光检测器。

[0013] 在另一方面中,提供了一种在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生源光束。将至少一部分源光束导入离心机组件,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后,将至少一部分源光束反射,然后通过光纤导向光检测器。

[0014] 在另一方面中,一种与血液处理系统组合使用的光学传感器系统包括白色光源。

[0015] 在另一方面中,一种血液处理系统包括离心机组件,所述组件具有透光部分和至少部分地邻近透光部分放置的流体处理区域。血液处理系统还包括具有光源的光学传感器系统,所述光源发射被导向离心机组件的透光部分的白色光。

[0016] 在另一方面中,提供了一种在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生包括白色光的源光束。将至少一部分源光束导向并进入离心机组件,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后反射至少一部分源光束,并检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0017] 在另一方面中,一种血液处理系统包括离心机组件,所述组件具有透光部分、光反射器以及至少部分地放置在透光部分与光反射器之间的流体处理区域。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其具有被配置成发射源光束的光源和多个光检测器。所述离心机组件的透光部分被配置成透射至少一部分源光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器被配置成将至少一部分源光束反射到光学传感器系统。所述多个光检测器被配置成在不同位置检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0018] 在另一方面中,提供了一种用于在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件内分离成至少两种血液组分并产生源光束。将源光束导向并进入离心机组件,以便横穿所属血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后反射至少一部分源光束,并在多个不同位置处检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0019] 在另一方面中,一种血液处理系统包括具有旋转轴的离心机组件。所述血液处理系统还包括具有光源的光学传感器系统,所述光源发射沿着与通过离心机组件的旋转轴的半径平行的通路引导的源光束。所述源光束的通路被取向成不通过离心机组件的旋转轴。

[0020] 在另一方面中,提供了一种用于在包括具有旋转轴的离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生源光束。将至少一部分源光束沿着与通过离心机组件的旋转轴的半径平行但被取向成不通过离心机组件的旋转轴的通路引导并进入离心机组件,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后反射至少一部分源光束,然后检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0021] 在另一方面中,一种血液处理系统包括具有旋转轴的离心机组件。所述离心机组件具有透光部分、放置在透光部分的径向内部的流体处理区域和包括第一支撑臂的支座,所述第一支撑臂被配置成围绕旋转轴旋转透光部分和流体处理区域。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其被配置成将光导向离心机组件的透光部分。所述支座被放置在透光部分与光学传感器系统之间,并被配置成当将光导向透光部分时允许至少一部分光通过第一支撑臂。

[0022] 在另一方面中,一种血液处理系统包括具有旋转轴的离心机组件。所述离心机组件具有透光部分、放置在透光部分的径向内部的流体处理区域以及支座。所述支座包括第一支撑臂,其被配置成围绕旋转轴旋转透光部分和流体处理区域。光纤束在第一与第二末端之间延伸并与支座的支撑臂相关联。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其被配置成将光导向光纤束的第一末端。所述光纤束的第二末端将光导向透光部分。

附图说明

[0023] 图1是利用本发明的方面的血液分离系统的一个实例的侧视图,其中一些部分被省略和截面,其中系统的离心机碗和卷轴被示出在其运行位置中;

[0024] 图2是图1中示出的系统的侧视图,一些部分被省略和截面,其中碗和卷轴被示出在用于接收血液分离仓室的直立位置中;

[0025] 图3是在图2中示出的离心机的卷轴的顶部透视图,所述卷轴处于其直立位置中并带有血液分离仓室;

[0026] 图4是图3中示出的血液分离仓室的平面图,所述血液分离仓室脱离开与卷轴的关联;

[0027] 图5是与血液分离仓室相关联的由离心机所携带的界面斜道的放大的透视图,示出了当处于斜道上的所需位置中时仓室内的离心分离的红细胞层、血浆层和界面;

[0028] 图6是图5中示出的界面斜道的放大的透视图,示出了红细胞层和在斜道上处于不想要的高位置处的界面;

[0029] 图7是图5中示出的界面斜道的放大的透视图,示出了红细胞层和在斜道上处于不想要的低位置处的界面;

[0030] 图8是图1的离心机的碗和光学传感器系统或组件的前透视图,所述系统或组件为清楚起见从正常操作位置倒置,其可以形成界面控制器的一部分,以在碗旋转期间观察界面斜道;

[0031] 图9是图8的碗和光学传感器系统或组件的后透视图;

[0032] 图10是图8的光学传感器系统或组件的截面图;

[0033] 图11是图8的光学传感器系统或组件的所选内部部件的透视图,其中出于说明目的省略了光学传感器组件的外壳或壳体;

[0034] 图11A是图11的光学传感器系统的所选内部部件的可替选实施例的透视图;

[0035] 图11B是图11的光学传感器系统的所选内部部件的另一种可替选实施例的透视图;

[0036] 图12是图8的碗和光学传感器系统或组件的顶部平面图,其中出于说明目的省略了光学传感器系统的外壳或壳体;

[0037] 图13和14示出了来自图8的光学传感器系统通过离心机碗和离心机容器或含有血液或血液组分的其它流体通路的界面斜道的光束;

[0038] 图15是图8的光学传感器系统的所选电子部件的相互连接的示意图;

[0039] 图16是合并有图8的光学传感器系统的界面控制器的示意图;

[0040] 图17是与本公开的光学传感器系统一起使用的可替选离心机支座的透视图;

[0041] 图18和19是图17的离心机和支座的截面图,示出了在不同离心机位置中进入离心机的视线;

[0042] 图20是与根据本公开的光学传感器系统一起使用的可替选离心机支座的另一种实施例的部分截面图;

[0043] 图21是与图20的支座相关联的光纤束的下部末端的截面详图;

[0044] 图22是与图20的支座相关联的光纤束的下部末端的端视图;

[0045] 图23是与图20的支座相关联的光纤束的上部末端的端视图;以及

[0046] 图23A是与图20的支座相关联的光纤束的上部末端的可替选实施例的端视图。

具体实施方式

[0047] 本文中公开的实施例是出于为本发明的主题内容提供描述的目的,并且应该理解,所述主题内容可以以没有详细示出的各种其它形式及其组合体现。因此,本文中公开的具体实施例和特点不应被解释为限制在随附的权利要求书中所定义的主题内容。

[0048] 图1和2示出了离心机式血液处理系统10,其带有具有提高的界面检测能力的界面控制器12(图16)。图示的系统10与目前由Lake Zurich, Illinois的Fenwal, Inc.作为AMICUS®分离器销售的系统共有许多离心机设计特点,所述AMICUS®分离器更详细描述在通过引用并入本文的美国专利No. 5,868,696中。系统10可用于处理各种流体,但特别良好地适合于处理全血、血液组分或生物细胞材料的其它悬液。

[0049] 尽管在本文中界面控制和光学检测原理将参考一种特定系统10和离心机组件14进行描述,但应该理解,这些原理可以与其它流体处理系统(例如其它离心机式血液分离系统和离心机)一起使用,而不背离本公开的范围。

[0050] A. 离心机组件

[0051] 系统10包括用于离心分离血液组分的离心机组件14。系统10可以被编程以将血液分离成各种不同组分(例如血小板浓缩物、富含血小板的血浆和红细胞)。它可用于血小板收集、治疗性血浆交换、红细胞交换、红细胞或血浆收集或其它血液处理应用。仅仅出于说明性目的,在本文中将描述血小板收集程序和治疗性血浆更换程序。然而,本文中描述并提出权利要求的原理可用于其它血液分离程序,而不背离本公开的范围。

[0052] 示例性离心机组件14共享通过引用并入本文的Brown等的美国专利号5,316,667中示出的系统的某些设计特点。出于说明而非限制的目的示出的示例性离心机组件包括碗16和卷轴18。在一种实施例中,碗16和卷轴18在支座20上在运行位置(图1)与装卸位置(图2)之间枢转。接近碗16和卷轴18的其它方法也可以使用,而不背离本公开的范围。本发明的主题内容可以与不使用这样的卷轴和碗的离心机,例如模制的离心机仓室、具有预成型处理仓室插槽的离心机碗或其它设计一起使用。

[0053] 当处于装卸位置时,可以通过至少部分移出到碗16之外来打开卷轴18,如图2所示。在这个位置中,操作人员将柔性血液分离仓室22(参见图3)围绕卷轴18缠绕。卷轴18和碗16的闭合将仓室22包封在碗16的内表面与卷轴18的外表面(其合起来定义了接收仓室22的流体处理区域)之间用于处理。在闭合时,卷轴18和碗16被枢转到图1的运行位置用于围绕旋转轴旋转。

[0054] B. 血液分离仓室

[0055] 血液分离仓室22可以具有各种不同构造,图4示出了代表性实施例。

[0056] 图4中示出的仓室22允许单级或多级处理。当用于全血的多级处理时,第一级24将全血分离成第一和第二组分。取决于分离程序的性质,可以将组分之一转移到第二级26中用于进一步处理。

[0057] 正如图3和4最好地示出的,存在与第一级24相关联的三个端口28、30和32。取决于具体的血液处理程序,所述端口具有不同功能,但是在示例性程序中,在32处标出的端口可用于将血液(其可以包括抗凝血剂)从血源或献血者输送到第一级24中。在这样的程序期间,其它两个端口28和30可以起到被分离的血液组分离开第一级24的出口端口的作用。例如,第一出口端口30可以从第一级24输送低密度血液组分,而第二出口端口28可以从第一

级24输送高密度血液组分。

[0058] 在执行单级处理的方法中,将一种被分离的组分返回到献血者,同时将另一种组分从第一级24取出并储存。例如,当进行治疗性血浆交换程序时,在第一级24中将全血分离成细胞性组分(即高密度红细胞组分)和基本上无细胞的血浆(即低密度组分)。将血浆经第一出口端口30从第一级24取出用于收集和储存,同时将细胞性组分经第二出口端口28从第一级24取出并返回到献血者或患者。可替选地,不是收集并储存血浆,而是可以将它在分离后丢弃,或通过第二装置进行处理并返回到献血者或患者。

[0059] 如果需要多级处理,例如在血小板收集程序中,将一种组分(富含血小板的血浆)经与第二级26相关联的端口34从第一级24转移到第二级26。将转移到第二级26的组分进一步分级成子组分例如血浆和血小板浓缩物,其中将一种子组分(在一种实施例中是血浆)经出口端口36从第二级26取出,另一种子组分(在一种实施例中是血小板浓缩物)保留在第二级26中。在图示的实施例中,端口28、30、32、34和36沿着仓室22的顶部横边并排排列。

[0060] 尽管使用与在上述治疗性血浆交换程序中相同的第一级24的端口28、30和32,但在多级分离程序中端口28和32可能具有不同功能。在用于血小板收集的多级操作方法中,血液经端口28进入第一级24,并被分离成红细胞(即高密度血液组分)和富含血小板的血浆(即低密度血液组分)。将红细胞返回到献血者(经端口32),同时将富含血小板的血浆输送出第一级24(经第一出口端口30)并进入第二级26(经入口端口34)。在第二级26中,将富含血小板的血浆分离成贫血小板的血浆和血小板浓缩物。将贫血小板的血浆从第二级26移除(经出口端口36),在第二级26中留下血小板浓缩物用于最终重新悬浮并转移到一个或多个储存容器。

[0061] 正如在图3中最好地示出的,将管路带束38附连到端口28、30、32、34和36。带束38将旋转的第一和第二级24和26彼此并与位于离心机组件14的旋转部件外部的泵和其它静止部件(参见图1和2)互连。如图1所示,不旋转的(0Ω)夹具40在卷轴18和碗16上方的不旋转位置中夹住带束38的上部部分。支座20上的夹具42以第一(1Ω)速度围绕悬垂的卷轴18和碗16旋转带束38的中间部分。另一个夹具44(图2和3)将带束38的下部末端固定到离心机组件14。带束38的固有强度使离心机组件14以两倍于 1Ω 速度的第二速度(2Ω 速度)旋转。带束38的这种已知的相对旋转防止它越来越多地扭曲,通过这种方式免除对旋转密封件的需要。在可替选实施例中,不是夹具42旋转带束38以转动离心机组件14,而是可以使用齿轮系统分开地旋转带束38和/或离心机组件14。应该指出,本发明的主题内容也可用于直接驱动的离心机组件(即依靠齿轮传动链旋转离心机的系统)和使用旋转密封件的离心机组件,并且不限于在无密封件的离心机系统中使用。

[0062] 如图4所示,第一内部密封件46位于低密度出口端口30与高密度出口端口28之间。第二内部密封件48位于高密度出口端口28与血液入口端口32之间。内部密封件46和48在第一级24中形成流体通道50(在示例性的血小板收集程序中用于全血的入口或在示例性的治疗性血浆交换程序中用于高密度血液组分的出口)和低密度收集区52。第二密封件48也在第一级24中形成流体通道54(在示例性的血小板收集程序中用于高密度血液组分的出口或在示例性的治疗性血浆交换程序中的血液入口)。

[0063] 在血小板收集程序中,流体通道50将血液引流到第一级24中,其中它分离成光致密层56(图5),所述光致密层在较大和/或较重的血液粒子在离心力影响下向高G(外部)壁

62移动时形成。光致密层56包括红细胞(并且因此在本文中可以被称为“RBC层”),但是取决于组件14的旋转速度,在RBC层56中还可能存在其它细胞性组分(例如较大的白细胞)。

[0064] 不是通过流体通道50将血液流入到第一级24中(如在血小板收集程序中那样),在治疗性血浆交换程序中血液通过流体通道54进入第一级24,但是仍被分离成RBC层56。与血小板收集程序相比,在治疗性血浆交换程序期间离心机组件14以更高速度旋转,在第一级24中产生更强的分离场。作为更强分离场的结果,其它细胞性组分即白细胞和血小板,将以更大的量存在于RBC层56中。

[0065] 在两种情形中,RBC层56的组分的移动将密度较低的血液组分径向地朝向低G(内部)壁64转移,形成第二个光密度较低的层58。在示例性的血小板收集程序,光密度较低的层58包括富含血小板的血浆(并且因此在本文中被称为“血浆层”)。在示例性的治疗性血浆交换程序中,光密度较低的层58包括基本上不含细胞的血浆。然而,取决于离心机组件14旋转的速度和血液在离心机组件中驻留的时间长度,其它组分(例如较小的白细胞)也可能存在于血浆层58中。

[0066] RBC层56与血浆层58之间的过渡区一般被称为界面60(图5)。血小板和白细胞(其具有高于血浆并通常低于红细胞的密度)通常占据这一过渡区,尽管这也随着离心机速度和驻留时间而变,正如本技术领域中公知的。

[0067] 如图6和7所示,在血液处理期间界面60在仓室22内的位置可以动态迁移。如果界面60的位置过高(也就是说,如果它过于接近低G壁64和移除端口30,如图6所示),则细胞性组分可以溢流并进入到低密度收集区52中,可能不利地影响低密度组分(通常为血浆)的质量。另一方面,如果界面60的位置过低(也就是说,如果它驻留得离低G壁64过远,如图7所示),则系统10的收集效率可能受损。

[0068] 在如图5所示的示例实施例中,斜道66从碗16的高G壁62以角度“A”横跨低密度收集区52延伸。在一种实施例中,角度“A”相对于第一出口端口30的轴测量时约为25°。图5示出了当从卷轴18的低G壁64观察时斜道66的取向。图4用虚线示出了当从碗16的高G壁62观察时斜道66的取向。

[0069] 斜道66与第一出口端口30的夹角关系的进一步详情,可以在通过引用并入本文的Brown等的美国专利号5,632,893中找到。在图5-7中示出的斜道66可以被当作在实践中使用的真实斜道的简化或代表性版本。例如,图8-9和图13-14示出了对于成像和界面检测目的来说可能特别有利的具体斜道构造,正如将在下面更详细描述的。然而,斜道66可以具有各种不同构造,而不背离本公开的范围。

[0070] 斜道66形成斜楔,其限制流体向第一出口端口30的流动。斜道66的顶边延伸,以形成沿着低G壁64的受限通道68。血浆层58必须通过受限通道68流动,以到达第一出口端口30。

[0071] 如图5所示,斜道66使RBC层56与血浆层58之间的界面60对于检测来说更容易区分,当通过仓室22的高G壁62的透光部分观察时展示RBC层56、血浆层58和界面60,正如将在下面更详细描述的。

[0072] 分离仓室22及其操作的进一步详情可以在通过引用并入本文的美国专利号5,316,667中找到。

[0073] C. 界面控制器

[0074] 在一种实施例中,界面控制器12(图16)包括放置在离心机组件14外部位置处的光学传感器系统或组件70(参见图8-12)。光学传感器系统70被取向成检测斜道66上RBC层56与血浆层58之间的界面60的位置。如果通过光学传感器系统70检测的界面60处于不适当的位置处(例如在图6或7的位置中),则界面控制器12发挥作用以校正界面60的位置,正如将在本文中更详细描述的。

[0075] 参考图8-12,将光学传感器系统70紧固到系统10的固定装置或壁74。壁74包括开口76(图9),来自于光学传感器系统70的光可以通过所述开口经透光部分导向并进入离心机组件14。在示例的实施例中,斜道66是半透明的并包括离心机碗16的透光部分,使得来自于光学传感器系统70的光通过斜道66(图13和14)横穿其上被分离的血液组分,以确定界面60的位置,正如将在本文中更详细描述的。

[0076] 光学传感器系统70包括各种部件,其中一些部件被包括在外壳或壳体78中。安装在外壳78内的部件包括至少一个光源80(图10-12),其发射源光束82。光学传感器系统70可以包括被配置用于调制和/或聚焦离开光源80的源光束82的一个或多个部件(例如图10-12的消色差棱镜对84和孔径光阑86)。例如,如果被提供,则消色差棱镜对84通过沿着所需通路或角度引导两种颜色波长(例如蓝色和红色)来提供颜色校正功能,而孔径光阑86控制和限制来自于光源80的光被允许进一步通过光学传感器系统70的量。应该理解,取决于光源80的本质,所选的部件(例如消色差棱镜对84)可以从光学传感器系统70中省略。同样地,也可以将其它部件并入到光学传感器系统70中,而不背离本公开的范围。

[0077] 在示例的实施例中,光源80包括发射源光束82的发光二极管或组合起来发射源光束82的多个发光二极管。光源80可以发射单波长或多波长源光束82,但是在优选实施例中,包括被配置成发射多波长白色源光束82的白色光源。如果被提供成白色光源,则光源80可以包括一个或多个真正的白光灯(例如白炽灯或发光二极管)或组合起来模拟或近似白光的多个不同颜色的光源(例如排列在共同管芯上的红色、绿色和蓝色发光二极管)。在一种实施例中,光源80是发射在红色和蓝色波长谱中表现出相对高的谱功率分布的白色源光束82的光源类型,例如San Jose, California的Philips Lumileds Lighting Company的暖白色LUXEON®发光二极管。

[0078] 在其它实施例中,可以使用其它类型的光源和源光束而不背离本公开的范围。例如,在另一种实施例中,光源包括一个或多个非白色的窄谱光源。窄谱光源的本性(例如不论它们被提供为发光二极管还是采取某些其它形式)和由窄谱光源发射的源光束的本性(例如光的颜色,如果它在可见光谱之内的话)可以改变,并且不限于特定的光源类型或特定的光波长。在一种示例性实施例中,窄谱光源包括被配置成发射红色源光束的发光二极管,在这种情况下光源可以被提供为San Jose, California的Philips Lumileds Lighting Company的深红色LUXEON®发光二极管。其它窄谱红色光源以及被配置成发射具有任何其它适合波长的光束的其它窄谱光源,也可以使用。如果光源被配置成发射相对宽带宽的源光束,则也提供被配置成窄由光源发射的源光束的带宽和/或在与流体处理区域相互作用后返回到光学传感器系统70的光束的带宽的一个或多个滤光片,可能是优选的。

[0079] 光学传感器系统70还包括多个光检测器88、88a(图15)。光检测器88、88a可以不同构造而不背离本公开的范围,但在一种实施例中它们包括硅PIN光电二极管,其可能特别良好地适用于白色或红色光源。在示例的实施例中,光检测器88、88a被放置在外壳78的外部,

并且可以安装在分开的外壳中。这对于将光检测器88、88a和其它敏感部件(例如模拟电子器件和放大器部件)与旋转离心机组件14的驱动系统分隔开的目的,可能是有利的。此外,这样的构造允许紧凑的光学模块设计,这对电噪音和振动相对免疫,同时允许从光学模块向独立的电子模块的电学上免疫的光传播,所述独立的电子模块可以被修改和升级以用于不同功能,而不影响光学模块设计。例如,如果没有以其它方式提供,则独立的电子模块可以被修改和升级以包括光谱分裂和分析,而不改变光学模块。

[0080] 在光检测器88、88a被安装在外壳78外部的实施例中,它们可以通过光纤90-90c与外壳78的内部通信(图8-10和15)。在示例的实施例中,存在4条光纤90-90c(一条在本文中被称为参考光纤90,其余的在本文中被称为扫描光纤90a-90c),其在外壳78与通过FC/PC接头等连接到外壳的四个光检测器88、88a之间延伸,以定义光源与光检测器之间的一部分光通路(图15被简化成仅示出一个检测器88a,但是在示例的实施例中存在多个,优选为3或6个这样的检测器88a)。然而,在其它实施例中,可能存在不同数目的光纤和光检测器,至少为一个并且优选为多个,例如三个或更多。例如,可以将分光器放置在光纤的下游末端处,以将离开光纤的光束分成两个光束,每个光束前往不同的光检测器。

[0081] 在示例的实施例中,光纤90-90c的上游或入口(光接收)末端被取向成与源光束82的初始方向92成一定角度,如图10-12中所示。在一种实施例中,光纤90-90c的上游或入口末端被放置成沿着与源光束82的初始方向92垂直的方向接收光。光纤90-90c被配置成接收由光源80发射的至少一部分光,因此光学传感器系统70的所选部分可以被配置成将光从光源80导向一个或多个光纤90-90c。例如,在示例的实施例中,光学传感器系统70包括分光器94,其被配置成将来自于光源96的源光束82分成两个光束96(参考光束或第一分光束)和98(扫描光束或第二分光束)(图11和12)。在一种实施例中,分光器94包括劈分源光束82的立方体分光器,其中第一分光束96是以一定角度(例如在示例的实施例中为90°)反射到光纤90的参考光束,第二分光束98是透射通过立方体分光器94并到达离心机组件14的扫描光束。

[0082] 光学传感器系统70可以包括被配置成在参考光束96到达相关光纤90之前对其进行调制和/或聚焦的一个或多个部件(例如用于颜色校正的消色差棱镜对84,如图10-12中所示),但是光纤90所接收的光基本上是源光束82的直视(尽管是其原始强度的一部分),并为光源80的功率水平提供指示。因此,接收参考光束96的光纤90可以被称为参考光纤。就其本身而言,参考光纤90可以与光检测器88相关联,所述光检测器与光源80的驱动器100形成反馈回路(图15)。对于光源80来说,发射具有基本上均匀或恒定的亮度的源光束82可能是有利的,并且源光束82的亮度的任何波动直接反映在参考光束96的亮度中,因此反映在从光检测器传输到驱动器100的信号的强度中。驱动器100或控制器可以对发送到光源80的功率做出调整,以将源光束82的亮度维持在基本上均匀的水平。在其它实施例中,除了控制亮度或除此之外,源光束82的强度可以被测量并用作输入,以测量流体特征(例如脂血或溶血)。除了控制亮度或除此之外,测量亮度以确定光输出随时间的降低,也在本公开的范围之内。光检测器88可以直接与驱动器100相关联,或者如图15中所示,包括在来自于光检测器88的信号到达驱动器100之前可以测量或调制所述信号或以其它方式与其相互作用或以其它方式使用所述信号用于其它目的的一个或多个中间装置(例如界面处理模块126)。

[0083] 在可替选实施例中,参考光纤90被取消,并将在上述实施例中放置在参考光纤90

下游的光检测器88代替以放置在外壳78内。例如,图11A示出了将光检测器88以与图10和11中的参考光纤90基本上相同的位置和相同的取向放置的实施例。在这样的实施例中,光检测器88直接接收光,而不是将光通过参考光纤90传输到它。通过这样的构造,光学传感器系统70的其它部件(例如透镜84)也可以被取消或修改。在其它实施例中,一条或多条其它光纤90a-90c可以被取消,并用以相同或相似位置和取向放置在外壳78中的光检测器代替。

[0084] 在省略参考光纤90的另一种可替选实施例中,将光检测器88放置在外壳78内的不同位置中(图11B),而不是放置在图10和11中参考光纤90的位置处。在图11B的实施例中,将光检测器88邻近光源80放置,这可以包括放置在与光源80相同的印刷电路板上(如果光源80被安装在印刷电路板上的话),但可以包括任何其它适合的位置。通过这样的构造,可以在适合时取消或修改光学传感器系统70的其它部件(除了参考光纤90之外)。

[0085] 取决于光检测器88的准确位置,它的取向可以改变,只要它被取向成相对于光源80处于至少部分地接收光的关系即可。在一种实施例中,光检测器88相对于源光束82的总体通路成一定角度取向。在示例的实施例中,提供基本上侧视的光检测器88,其中光检测器88基本上垂直于源光束82的通路取向。在其它实施例中,光检测器88可以被放置在外壳78内的别处并取向不同,但已发现,就监测和控制由光源80发射的光的水平来说,邻近光源80放置的侧视光检测器88是特别有利的。

[0086] 不论光纤和/或光检测器的准确位置如何,扫描光束98通过分光器94(或其它适合的光引导元件)传播并到达离心机组件14。扫描光束98在到达离心机组件14之前可以通过透镜或保护窗口102。窗口102可用于多种目的,其可以包括将扫描光束98聚焦在离心机组件14的适合位置处,和/或针对系统10内存在的碎片保护包括在外壳78内的光学传感器系统70的部件。正如将在本文中更详细描述的,扫描光束98在被反射回到光学传感器系统70之前通过界面斜道66和位于其上的流体(包括界面60)。被反射的第二分光束或被反射的扫描光束104通过窗口102并遇到分光器94,所述分光器以与扫描光束98的通路92成一定角度引导至少一部分被反射的扫描光束104(图12)。扫描光束98的通路92与被反射的扫描光束104返回到光学传感器系统70的方向(以及源光束82的初始方向)一致。在示例的实施例中,分光器94以与扫描光束98的通路92成90°角引导至少一部分被反射的第二扫描光束104。因此可以看到,被反射的扫描光束104以与参考光束96相反的方向由分光器94引导。

[0087] 在一种实施例中,可以将一条或多条光纤90a-90c放置成直接接收来自于分光器94的被反射的扫描光束104(即沿着或邻近与参考光纤90相同的轴放置,但在分光器94的相反侧上并面朝相反方向取向)。在另一种实施例中,例如在图8-11中所示的实施例中,被配置成接收被反射的扫描光束104的光纤90a-90c(其可能被称为扫描光纤)被放置成总体上邻近参考光纤90。更具体来说,图示的扫描光纤90a-90c被放置在下方并在与参考光纤90相同的平面中,在分光器94的同一侧上并面朝相同方向。出于多种原因,这样的构造可能是有利的,例如空间考虑和光纤的可接近性以用于维护、更换和/或升级目的。可以将光障或其它屏蔽表面插入到参考光纤90与扫描光纤90a-90c之间,以防止参考光束96照亮扫描光纤90a-90c或被反射的扫描光束104照亮参考光纤90。

[0088] 在示例的实施例中,为了便于上面描述的光纤定位,在分光器94与扫描光纤90a-90c之间使用光束引导元件106(例如一对镜子),以将被反射的扫描光束104导向扫描光纤90a-90c。光学传感器系统70可以包括被配置成在遇到光束引导元件106之前对被反射的扫

描光束104进行调制和/或聚焦的一个或多个部件(例如图10-12的消色差棱镜对84、直视棱镜108和孔径光阑86)。直视棱镜108对于消除已通过斜道66(其可以如下所述是棱柱形的)的被反射的光束的任何色散,从而对被反射的光束进行颜色校正,可能是特别有利的。

[0089] 至于光学传感器系统70相对于离心机组件14的相对位置,图12示出了扫描光束98的通路92可以平行于但偏离垂直于并通过离心机组件14的旋转轴110的径向线。因此,可以看到,由光学传感器系统70发射的用于分析离心机组件14中的血液和/或血液组分的光束,既不通过也不平行于离心机组件14的旋转轴110。取决于斜道66的构造,这可能是有利的。例如,图13和14是斜道66的截面图,它将斜道显示成具有成一定角度的内面112和成一定角度的外面114,这有效地使斜道66成为棱柱体。当用于指称斜道66的面时,术语“成一定角度的”是指斜道66的内面和外面不与碗16的基本上圆形的外周相切这一事实。

[0090] 在示例的实施例中,内斜道面112(在图13和14的取向中,与水平线)成约29°角,并且外斜道面114(在图13和14的取向中,与水平线)成约26.4°角,产生约55.4°的棱柱体。有鉴于斜道66的材料(在一种实施例中其可以是聚碳酸酯材料)和构造(即作为棱柱体),为了最小化重影(在图14中示出为光线116)并维持通过斜道66的光的焦点,已发现使扫描光束98以一定角度遇到外斜道面114是有利的。通过使扫描光束98的通路92偏离离心机组件14的旋转轴110,当扫描光束98遇到外斜道面114时斜道66将与通路92成一定角度。在一种实施例中,当斜道66进入光学传感器系统70的视野时,它距离中心约10°(参见图12)。在其它实施例中,当斜道66进入光学传感器系统70的视野时斜道66处于不同的角度或甚至居中,可能是有利的。

[0091] 对于斜道66的各个面来说,内斜道面112成一定角度以显示界面60的位置,正如上面参考图5-7更详细描述的。因此,扫描光束98聚焦在其上以检测界面60的位置的正是内斜道面112。外斜道面114成一定角度以有助于在斜道66处于光学传感器系统70的视野内的所有时间将扫描光束98聚焦在内斜道面112上。取决于光学传感器系统70的构造,每次当斜道66旋转通过光学传感器系统70的视野时,可以获取多个样品或读数(在某些实施例中,在100的量级上)。图13和14示出了在斜道66单次通过光学传感器系统70的视野期间斜道66的两种示例性位置,其中图13示出了内斜道面112的一部分右侧被扫描或观察,并且图14示出了内斜道面112的一部分左中侧被扫描或观察。可以看出,在两种位置中,扫描光束98被聚焦在内斜道面112上,其中显示界面60。

[0092] 正如在图13和14中所示和上面提到的,至少一部分源光束82(在示例的实施例中其采取扫描光束98的形式)被导向旋转的碗16以通过其透光部分、斜道66和其上显示的血液或血液组分。在示例的实施例中,碗16仅在界面斜道66合并到碗16所在的区域中(图8和12)对光源80发射的光是透明的。在示例的实施例中,所述区域包括在碗16中切割出的窗口或开口,其接收至少一部分斜道66。通过光学传感器系统70的通路的碗16的其余部分包括不透明或吸光材料。在示例的实施例中,在血液处理系统10运行期间,当卷轴18和碗16以 2Ω 速度旋转时,光学传感器系统70保持静止。因此,光学传感器系统70可以被提供成连续或总是打开的系统(也就是说即使当斜道66在光学传感器系统70的视野之外时也将光照射在离心机组件14上),或只有当斜道66在视野之内时才发射源光束的间歇或门控系统。

[0093] 来自于源80的光通过斜道66,聚焦在内斜道面112和显示在其上的流体(例如被分离的血液组分和界面60)上。至少一部分所述光(即未被流体吸收或反射的部分)继续通过

血液分离仓室22并击中卷轴18。卷轴18可以在界面斜道66后面带有光反射材料或光反射器118(图13和14),以返回通过斜道66、斜道66上的流体和血液分离仓室22的光。在示例的实施例中,光反射器118包括后向反射器,其被配置成将光沿着与它击中后向反射器所经过的相同的通路反射,正如在图13和14中所示。扫描光束98的通路92与被反射的扫描光束104返回到光学传感器系统70的方向一致,可能是有利的。例如,通过使用共轴的扫描光束和被反射的扫描光束98和104,确保了两条光束98和104—基本上相同的角度,从源光束82进入分光器94的点到被反射的扫描光束104离开分光器94的点通过相同的光学部件,聚焦在扫描光纤90a-90c上。当在本文中使用时,术语“光学部件”是指光束所通过的表面和物体。在扫描光束和被反射的扫描光束98和104的情形中,光学部件包括血液分离仓室22的壁、血液分离仓室22内包括的流体、斜道66、分光器94和窗口102。尽管使用后向反射器来提供基本上共轴的扫描光束和被反射的扫描光束98和104是优选的,但使用包括以与光入射到镜子相同的角度反射所述光的镜子等,也在本公开的范围之内。以相同的其它角度反射扫描光束98的光反射器也可以使用,而不背离本公开的范围。

[0094] 被光反射器118反射的光作为被反射的光束或被反射的扫描光束104再次通过斜道66,但是以另一个方面通往光学传感器系统70。返回到光学传感器系统70的被反射的光束104最终被导向一个或多个光检测器88a进行分析。被反射的光束104可以以任何适合的方式被导向光检测器而不背离本公开的范围,但是在示例的实施例中,它通过分光器94、光束偏转镜106和与光检测器88a相关联的扫描光纤90a-90c的操作被导向多个光检测器88a,正如上面更详细描述的。

[0095] 被反射的光束104大于单个扫描光纤90a-90c,因此每条扫描光纤仅接收一部分被反射的光束104。因此,通过将扫描光纤以不同布局排列,可以捕获并分析被反射的光束104的不同位置和部分。例如,在示例的实施例中,将三条扫描光纤90a-90c以总体上竖直的线排列在参考光纤90下方(图8),由此获取被反射的光束104的上部、下部和中央部分或位置的读数。尽管使用单个参考光纤或光检测器来分析被反射的光束104在本公开的范围之内,但使用多个光纤和检测器对于产生界面位置的更完整的图片可能是有利的。此外,通过考虑来自于不同位置的多个读数,可以减少噪音对光检测器最终接收到的信号的影响,并提高准确性。

[0096] 正如上面提到的,斜道66可以相对于离心机组件14的旋转轴110以约25°角取向,这使出现在内斜道面112上的界面60成为相对于旋转轴110以约25°角倾斜的线。如果扫描光纤90a-90c被排列在竖直线中(如图8中所示),则它们在不同时间记录界面60的出现。例如,在一种实施例中,倾斜的界面60的上部末端可能在下部末端之前移动到光学传感器系统70的视野中。在这种情形中,在特定扫描时段期间的某些时间点处,扫描光束98的上部部分将通过斜道66上的界面60,同时扫描光束98的中央和下部部分将通过斜道66上的一些其它流体(例如RBC层56或血浆层58)。在这一时间点,被反射的光束104被返回并被扫描光纤90a-90c接收,只有最下方的扫描光纤90c被放置成接收被反射的光束104已通过界面60的部分(由于示出的光束引导元件106将被反射的光束104的图像倒置)。随着离心机组件14继续旋转通过光学传感器系统70的视野,扫描光束98的下方部分将最终通过界面60,在较晚的时间点被中央和最上方的扫描光纤记录。因此,传输到与扫描光纤90a-90c相关联的光检测器88a的“界面”信号将在不同时间出现,反映出界面60表现为斜道66上的倾斜线这一事

实。

[0097] 在可替选实施例中,不是将扫描光纤90a-90c放置在竖直线中,而是可以将它们以一定角度例如约25°取向,以与斜道66相对于离心机组件14的旋转轴110取向的角度一致。如上所述,界面60在斜道66上作为以与斜道66相对于离心机组件14的旋转轴110的角度近似相同的角度取向的线出现。因此,通过将扫描光纤90a-90c沿着与斜道66成相同的近似角度的线取向,它们也将以与斜道66上的界面60近似相同的角度取向。通过将扫描光纤90a-90c以与界面60相同的角度排列,传输到与扫描光纤90a-90c相关联的光检测器88a的“界面”信号将基本上同时出现。

[0098] 通过考虑上面两个光纤取向的实例,可以看出,扫描光纤90a-90c的位置有效地确定受到光学传感器系统70监测的斜道66的位置。因此,尽管两种不同的扫描光纤排列方式将检测斜道66上界面60的相同位置,但它们在这样做时考虑斜道66的不同区域。在一种实施例中,为了赋予光学传感器系统70以另外的灵活性,可以将扫描光纤90a-90c一起安装在可调整的模块上。在示例的实施例中,将扫描光纤90a-90c一起安装在具有延伸到外壳78外部的管状圈122(图8)的可调整的模块120上,其可以被握住并旋转以同时调整所有扫描光纤90a-90c的排列方式。在其它实施例中,可以将扫描光纤排列成用于单个而不是同时调整,例如通过提供可调整的模块或具有多个插槽的外壳表面,各个不同的扫描光纤可以被选择性地插入所述插槽中或取出,以产生不同的(例如非线性的)一维或二维扫描轮廓图。光学传感器系统70可以被配置成具有约100μm或更好的水平分辨率(即在离心机组件14的平面中的分辨率),导致准确确定界面60的位置。

[0099] 就光检测器88、88a以及它们对确定和调整斜道66上界面60的位置的贡献来说,图15示出了多个代表性的光检测器88、88a。如上所述,下部检测器88与参考光纤90相关联,以与光源驱动器100形成反馈回路来控制光源80的亮度。图15的上部光检测器88a与扫描光纤90a-90c之一相关联。图15仅仅示出了一个这样的检测器88a,但是对于提供在光学传感器系统70中的每条扫描光纤90a-90c,可能存在一个或多个这样的检测器88a。每个这些光检测器88a接收被反射的光束104通过相关联的扫描光纤90a-90c传输到它的部分。每个光检测器88a将所述光转变成信号,所述信号可以通过一个或多个放大器124(例如互阻抗放大器、增益放大器和/或缓冲放大器),如果所述放大器被提供的话。各个信号代表流体的特征(例如其界面的位置)或斜道上被相关联的扫描光纤90a-90c监测的位置处流体的本性。例如,在一种实施例中,当斜道66与光学传感器系统70对齐时,检测器88a首先感应通过斜道66上的血浆层58反射的光。最终,斜道66上与界面60相邻的RBC层56将进入光学传感器系统70的光学通路。RBC层56吸收至少一部分所述光,并由此降低被反射的光的以前感应到的强度。传输到检测器88a的被反射的光的强度,指示了没有被与界面60相邻的RBC层56吸收的光的量。

[0100] 来自于光学传感器系统70的信号被传输到界面处理模块126(图16),所述模块可以确定斜道66上的界面60相对于受限通道68的位置。示例性的界面控制器接收和处理信号以确定斜道上的界面的位置的算法的更详细讨论,可以在通过引用并入本文的Brown等的美国专利号6,312,607中找到。

[0101] 当斜道66上的界面60的位置已被确定时,界面处理模块126将该信息输出到界面命令元件或模块128(图16)。界面命令模块128可以包括比较器,其将界面位置输出与所需

界面位置进行比较,以产生误差信号。误差信号可以采取多种形式,但在一种实施例中,可以根据目标红细胞百分率值(即应该被RBC层56占据的斜道66的百分率)来表示。

[0102] 当控制值根据目标红细胞百分率值来表示时,正的误差信号指示斜道66上的RBC层56过大(如图6所示)。界面命令模块128产生信号以相应地调整运行参数,例如通过降低血浆在泵132的作用下通过与第一出口端口30相关联的管130被移除的速率(图16)。界面60远离受限通道68移向所需控制位置(如图5所示),其中误差信号为零。

[0103] 负的误差信号指示斜道66上的RBC层56过小(如图7所示)。界面命令模块128产生信号以相应地调整运行参数,例如通过提高血浆通过第一出口端口30和相关联的管130被移除的速率。界面60移向受限通道68到达所需控制位置(图5),其中误差信号同样为零。

[0104] 除了确定界面的位置之外,光学传感器系统70可以确定有关血液分离仓室22中流体的其它信息。例如,光学传感器系统70可以被配置成检测和读取存在于离心机组件14和/或血液分离仓室22上的记号(例如条形码)。可替选地,不是基于强度的信息,而是可以将光学传感器系统70构造成收集基于光谱的信息,由此用作分光仪。例如,当使用白色光源时,通过斜道66和其上的流体的不同波长的光将被可能出现在斜道66上的不同类型的流体吸收。被反射到扫描光纤90a-90c的光可以通过光谱分束器,然后到达一对光检测器88a,每个检测器接收通过它的独特波长,并在数据的基础上产生信号。可以将信号通过控制器或处理模块,其考虑各个信号(例如考虑红色相比于蓝色光吸收)和/或将它们与历史信号相比(例如考虑蓝光吸收差随时间的变化),以产生关于血液分离仓室22中的流体的信息(例如脂质浓度、分离的血浆中细胞性血液组分的存在、血小板浓度和溶血)和/或引起系统10的操作的调整。

[0105] 此外,光学传感器系统70可以包括其它或可替选的部件,而不背离本公开的范围。例如,图15示出了一个或多个电力或状态指示器132(其可以是光学传感器系统70起作用的视觉指示器)和与指示器132、驱动器100和各种放大器124相关联的一个或多个电压调节器134。系统还可以包括各个不同部件之间的各种不同连接器(例如BNC连接器、通往电源的3针连接器等)以及未图示的其它部件。在其它实施例中,可以使用非白色的非LED光源和/或非光电二极管光检测器(例如照相机传感器或区域传感器阵列或线性传感器阵列),和/或可以将其它图示的部件用适合于执行类似或相当功能的未示出的部件代替。

[0106] D. 可替选的离心机支座

[0107] 如上所述,根据本公开的离心机组件可以被提供成带束驱动的(如图1和2中所示)或直接驱动的。如果离心机组件是带束驱动的,则可以采取其它步骤来降低在使用期间斜道66的观察被光学传感器系统70阻断或被支座20或带束38掩盖的风险。

[0108] 根据一种方法,提供了如图17-19中所示的具有改良的支座20a的离心机组件14a。支座20a包括第一和第二支撑臂200和202,其被示出为基本上跨直径相对,其中离心机碗16位于两者之间。支座20a总体按照上面图1和2的支座20的描述来构造和操作,其中不同之处在于一个支撑臂(被示出为第二支撑臂202)定义了通过它的开口或孔隙或窗口204。正如将要更详细描述的,支座窗口204被配置成提供通过支撑臂202的视线,以允许光学传感器系统70观察并监测斜道66。因此,支座窗口204优选地明显大于斜道66,以最大化斜道66通过支撑臂202的可视性,其中具有大于斜道66的高度(在图17中示出为一对虚线206,以表示当离心机碗16旋转时斜道66的多个可能位置)的高度H(在图17的方向上的竖直维度)和大于

斜道66的宽度或角范围的宽度或角范围W(图19)。优选地,支座窗口204被放置成使斜道66沿着支座窗口204的高度H居中(也就是说,使斜道66的竖直中心与支座窗口204的竖直中心在图17的方向上处于相同高度),但是斜道66更接近支座窗口204的顶部或底部,也在本公开的范围之内。

[0109] 增加支座窗口204的宽度或角范围W提高了斜道66被光学传感器系统70的可视性。正如在图18和19中最好地示出的,支座窗口204优选地具有等于或大于同一高度处相对的支撑臂200的宽度或角范围的宽度或角范围W,其中另一个支撑臂200与支座窗口204跨直径相对。通过这样的构造,永远不存在与一个视觉阻碍或障碍(例如支撑臂200、202之一)相差180°放置的另一个视觉阻碍或障碍(例如另一个支撑臂)。例如,图18示出了从离心机组件14a外的位置(例如从光学传感器系统70的位置)进入离心机碗16的相对的第一和第二视线208和210。当第一视线208被第一支撑臂200阻断时(图18),存在着经过支座窗口204沿着第二视线210相隔180°进入离心机碗16的可视性。当第二视线210被第二支撑臂202阻断时(图19),存在沿着第一视线208相隔180°进入离心机碗16到达第一支撑臂200侧面的可视性。

[0110] 由于正如上面更详细描述的,支座20a以离心机碗16的一半速度旋转这一事实,图示的构造可能是优选的。在这样的旋转关系中,支座20a的180°旋转将引起离心机碗16的360°旋转。因此,在支座20a每旋转180°后,斜道66将处在同一位置(即在被光学传感器系统70观察的位置中)。因此,如果支座设有相隔180°放置的视觉阻碍或障碍,则可能在离心机碗16的连续的360°旋转期间斜道66的观察将被阻碍。相反,如果支座被提供成消除了任何相隔180°放置的阻碍(正如在图17-19的实施例中),则即使斜道66的观察在一个时间被阻碍,在离心机碗16的下一个360°旋转期间斜道66被光学传感器系统70的观察也将是清晰的。

[0111] 与图17-19的支座20a相连(或分开地提供),光学传感器系统70可以包括能够在被阻碍或部分阻碍的观察与未被阻碍的观察之间做出区分的部件。这种功能可以被并入到一个现有部件(例如界面处理模块126)中,或代之以由独立的部件提供。在一种实施例中,这通过对扫描斜道66两次所花费的时间进行时间分段,并对该时间段期间获得的两次扫描的脉冲宽度进行比较来实现。被部分阻碍的扫描与未被阻碍的扫描相比具有更短的脉冲宽度,而完全被阻碍的扫描将没有脉冲宽度。通过对扫描斜道66两次所花费的时间进行时间分段,可以考虑没有脉冲宽度的完全被阻碍的扫描,而如果区分装置只检测和测量非零脉冲宽度,则这样的扫描可能被忽略或错过。当一次扫描具有比另一次扫描更大的脉冲宽度时,可以选择具有较大脉冲宽度的扫描用于进一步处理并在控制系统中使用。如果扫描的脉冲宽度相同或近似相同,则可以选择一次或两次扫描用于进一步处理并在控制系统中使用。应该理解,这种时间分段方法仅仅是区分斜道66的被阻碍和未阻碍的观察的一种方式,并且区分斜道66的被阻碍和未阻碍的观察的其它方法也可以使用,而不背离本公开的范围。

[0112] 尽管图17-19示出了两臂的支座20a,其中一个支撑臂202具有窗口204,通过所述窗口来提高从置于外部的光学传感器系统进入离心机碗16的可视性,但省略一个支撑臂也在本公开的范围之内。例如,图20仅示出了支座20b的一个支撑臂302。如果支座20b只包括一个支撑臂302,则有效地消除了上面描述的与支撑臂302相隔180°存在的视觉阻碍的顾虑。

[0113] 根据在图20中示出的本公开的另一方面,提供了具有与其相关联的光纤束300的支座20b。在示例的实施例中,光纤束300被紧固到一个支座支撑臂302的外部和/或内部部分,但是将单一光纤束与两个支座支撑臂相关联或将分开的光纤束与每个支座支撑臂相关联(如果提供超过一个支撑臂的话),也在本公开的范围之内。光纤束300在第一或下部末端304与第二或上部末端306之间延伸。下部末端304被更详细示出在图21和22中,而上部末端306被更详细示出在图23中。下部末端304以与照明和检测组件或光学传感器系统308成光接收和光传播的关系取向,这将被更详细地描述。上部末端306以与离心机碗16的斜道66成光接收和光传播的关系被导向离心机组件14b的离心机碗16。在光纤束300的上部和下部末端与离心机碗16以及照明和检测组件308之间分别可能存在空气间隙,从而避免了对使用光纤滑动环或光纤旋转接头等的需要。

[0114] 光纤束300包括一个或多个信号光纤310和一个或多个照明光纤312,它们全都被配置成在光纤束300的末端304和306之间传输光。在一种实施例中,信号光纤310被放置在光纤束300的中轴处并与其直接相邻,而照明光纤312被放置在信号光纤310周围,例如采取环或环形排列方式。当与图20的特定照明和检测组件308组合使用时,这种构造是有利的,但是其它光纤构造(例如图23A中示出的信号光纤310和照明光纤312的混合排列方式,或将照明光纤312放置在光纤束300的中轴处并与其直接相邻,并且信号光纤310被放置在照明光纤312周围的布局)可以与不同构造的照明和光检测组件一起使用。

[0115] 图20的照明和检测组件308包括至少一个光检测器314和至少一个光源316。图示的光检测器314和光源316被配置成总体上分别对应于信号光纤310和照明光纤312的位置。具体来说,图示的照明和检测组件308包括与光纤束300的中轴在其下部末端304处对齐的中央光电二极管314或其它适合的光检测器(以对应于在光纤束300的中轴处并与其直接相邻的信号光纤310的位置),以及在光检测器314周围排列成环的多个发光二极管或激光二极管316或其它适合的光源(以对应于在光纤束300的下部末端304处照明光纤312的位置)。光源316可以与光检测器314隔开,以防止光检测器314接收来自于光源316的光,在这样的情况下光纤束304的下部末端304可能向外扩大(图21和22),以类似地将信号光纤310与照明光纤310分开,并维持光纤与照明和检测组件308的相关联部件的正确匹配。

[0116] 在使用中,光被光源316以基本上平行于旋转轴的方向发射,并在光纤束300的下部末端304处被照明光纤310接收。照明光纤310将光传输到光纤束300的上部末端306,其中它以基本上径向方向被导入到离心机碗16的外表面上,在斜道66被旋转成与光纤束300的上部末端306成光接收关系时还包括斜道66的外表面上。光源316可以被配置成总是打开,或者仅在斜道66与光纤束300的上部末端306成光接收关系时打开。来自于照明光纤312的光通过斜道66和其上的流体(正如上面参考图1-16的实施例所描述的)。光通过斜道66被反射回去并离开离心机碗16(通过后向反射器或镜子等,正如上面参考图1-16的实施例所描述的),其中它在光纤束300的上部末端306处被信号光纤310接收。信号光纤310将被反射的光从光纤束300的上部末端306传输到光纤束300的下部末端304,其中它被导向光检测器314。光检测器314接收来自于信号光纤310的光,并将数据传输到处理器例如界面命令模块126,用于检测和控制界面在斜道66上的位置和/或确定关于斜道66上的流体的其它信息。

[0117] 根据一种实施例,通过提供被配置成发射具有不同波长的光的两个或更多个光源316,可以确定关于流体处理区域的广泛的各种不同信息。光源316可以同时运行或被控制

成分开起作用(例如通过在一次取样时段或离心机碗16的旋转期间打开所选光源316,并在另一次取样时段或离心机碗16的旋转期间关闭那些光源316并打开其它光源316),以将不同波长的光导入到流体处理区域中,所述不同波长可用于确定关于流体处理区域的不同信息(例如脂血或溶血或界面的位置等)。

[0118] 在示例的实施例中,光检测器314和光源316都被放置在相同的总体位置处,其可以在离心机组件14b的沿着旋转轴的不旋转表面处,但是将部件放置在不同位置处,也在本公开的范围之内。将照明和信号光纤放置在不同位置处,也在本公开的范围之内。例如,照明光纤312可以如图20中所示放置,同时信号光纤310被至少部分地放置在离心机碗16内,以在来自于照明光纤312的光已通过斜道66后直接接收所述光(例如将信号光纤301的上部末端放置在斜道66后的离心机卷轴上,其中后向反射器或镜子否则将接收通过斜道66透射的光)。然后信号光纤310将所述光从照明光纤312传输到光检测器314,不论它可能位于何处。

[0119] 图20中示出的类型的光学传感器系统具有几个优点。例如,这样的设计利用光纤到流体处理区域的接近性来执行非成像光收集系统。这与其它已知的光学传感器系统相比允许更宽泛的准直和聚焦公差和照明要求。此外,由于光从旋转的位置以与流体处理区域相同的方向被导入到流体处理区域中,因此从流体处理区域接收的信号可能比从静止位置导入到流体处理区域中的光产生的信号长(例如,在两倍持续时间的量级上)。

[0120] 图20中示出的类型的系统可以单独地或与本文中描述的其它情况组合使用。例如,图20的系统可以与光学传感器系统70组合使用,以在光学传感器系统70的观察变得模糊或被阻碍的情况下用作辅助光学传感器系统,或用于监测斜道66上的流体的不同方面。

[0121] 上面描述的本发明主题内容的多种方面在单独或与一种或多种其它方面组合时可能是有益的。不限制上面的描述,根据本文主题内容的一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括离心机组件,所述组件具有透光部分、光反射器和至少部分地放置在透光部分与光反射器之间的流体处理区域。所述血液处理系统还包括被配置成沿着通往离心机组件的透光部分的通路发射扫描光束的光学传感器系统。所述离心机的透光部分被配置成透射至少一部分扫描光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器被配置成将至少一部分扫描光束沿着与扫描光束从光学传感器系统通往离心机组件的透光部分的通路基本上共轴的通路反射到光学传感器系统。

[0122] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,从光学传感器系统通往离心机组件的透光部分的所述扫描光束的通路基本上平行于通过离心机组件的旋转轴的半径。然而,从光学传感器系统通往离心机组件的透光部分的所述扫描光束的通路被取向成不通过离心机组件的旋转轴。

[0123] 根据可以与任何前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光反射器是后向反射器。

[0124] 根据可以与任何前述方面一起使用或组合的另一种方面,所属光学传感器系统还包括第一光检测器、被配置成发射源光束的光源以及分光器。所述分光器被配置成接收源光束并将其分成扫描光束和参考光束。所述分光器将扫描光束导向离心机组件的透光部分,并将参考光束导向第一光检测器。

[0125] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述分光器被配置成以基本

上垂直的方向引导扫描光束和参考光束。

[0126] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一方面,所述光学传感器系统还包括第二光检测器。所述分光器被配置成将被反射的扫描光束导向第二光检测器。

[0127] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一方面,所述分光器被配置成以与扫描光束从光反射器通往光学传感器系统的通路基本上垂直的方向引导被反射的扫描光束。

[0128] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一方面,所述光学传感器系统还包括控制器,其与第一光检测器和光源相关联,并被配置成至少部分地基于参考光束的特征调整源光束的亮度。

[0129] 根据可以与任何前述方面一起使用或组合的另一方面,所述系统被配置成确定离心机组件中被分离的血液组分之间的界面的位置。

[0130] 根据另一种方面,提供了一种在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分,并沿着通往并进入离心机组件的通路引导扫描光束,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后,反射至少一部分扫描光束,其中沿着与扫描光束通往并进入离心机组件的通路基本上共轴的离开离心机组件的通路引导被反射的光。接收并分析至少一部分被反射的光。

[0131] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一方面,所述扫描光束以与通过所述离心机组件的旋转轴的半径基本上平行但不通过所述离心机组件的旋转轴的方向被引导。

[0132] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一方面,使用后向反射器反射至少一部分扫描光束。

[0133] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一方面,在被接收并分析之前,以与扫描光束通往并进入离心机组件的通路基本上垂直的方向引导扫描光束的被反射的部分。

[0134] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一方面,将源光束分成扫描光束和参考光束,并且与扫描光束被导向并进入离心机组件基本上同时,将参考光束导向光检测器。

[0135] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一方面,以基本上垂直的方向引导扫描光束和参考光束。

[0136] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一方面,接收并分析至少一部分参考光束,并至少部分地基于参考光束的特征调整源光束的亮度。

[0137] 根据可以与任何前述七种方面一起使用或组合的另一方面,分析被反射的光以在离心机组件中确定被分离的血液组分之间的界面的位置。

[0138] 根据另一种方面,提供了一种与血液处理系统组合使用的光学传感器系统。所述光学传感器系统包括光源、光检测器以及提供光源与光检测器之间的光通路的光纤。

[0139] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一方面,所述光源至少部分位于外壳内,所述光检测器位于外壳外,并且光纤被连接到外壳。

[0140] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一方面,所述光纤被可调整地连接到外壳。

[0141] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一方面,通过可调整的模块将多条光纤连接到外壳,所述模块被配置成同时调整光纤相对于外壳的位置。

[0142] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,分光器被配置成接收来自于光源的光并将至少一部分光导向光纤。

[0143] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述分光器被配置成接收来自于光源的光并将部分的光以不同方向导向多条光纤。

[0144] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述分光器被配置成将部分的光以相反方向导向光纤。

[0145] 根据可以与任何前述七种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤相对于由光源发射的光束的方向成一定角度取向。

[0146] 根据可以与任何前述八种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤与由光源发射的光束的方向基本上垂直地取向。

[0147] 根据另一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括离心机组件,所述组件具有透光部分、光反射器以及至少部分放置在透光部分与光反射器之间的流体处理区域。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其具有被配置成发射源光束的光源、光检测器以及提供通往光检测器的光通路的光纤。所述离心机组件的透光部分被配置成透射至少一部分源光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器被配置成将至少一部分源光束反射到光学传感器组件。所述光纤被配置成将至少一部分被反射的源光束导向光检测器。

[0148] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光源至少部分位于外壳内,所述光检测器位于外壳外,并且光纤被连接到外壳。

[0149] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤被可调整地连接到外壳。

[0150] 根据可以与所述第二十八种方面一起使用或组合的另一种方面,通过可调整的模块将多条光纤连接到外壳,所述模块被配置成同时调整光纤相对于外壳的位置。

[0151] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,分光器被配置成接收源光束并将至少一部分源光束导向光纤。

[0152] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述分光器被配置成将一部分源光束以一定方向导向一条光纤,并且接收至少一部分被反射的源光束并将其以不同方向导向另一条光纤。

[0153] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光以相反方向被导向光纤。

[0154] 根据可以与任何前述七种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤相对于源光束的方向成一定角度取向。

[0155] 根据可以与任何前述八种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤与源光束的方向基本上垂直地取向。

[0156] 根据另一种方面,提供了一种在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生源光束。将至少一部分源光束导入到离心机组件中,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后,至少一部分源光束被反射,然后通过光纤被导向光检测器。

[0157] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,使用光检测器检测被反射的源光束的至少一个特征,并至少部分地基于被反射的源光束的特征来确定血液或至少一种

血液组分的特征。

[0158] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,沿着与被反射的源光束的方向基本上垂直的通路引导被反射的源光束。

[0159] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一种方面,将至少一部分源光束通过第二光纤导向第二光检测器。

[0160] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤相对于源光束的方向成一定角度取向。

[0161] 根据可以与任何前述五种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤与源光束的方向基本上垂直地取向。

[0162] 根据另一种方面,提供了一种与血液处理系统组合使用的光学传感器系统。所述光学传感器系统包括白色光源。

[0163] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述白色光源是发光二极管。

[0164] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,所述白色光源在红色波长谱中具有相对高的谱功率分布。

[0165] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一种方面,所述白色光源在蓝色波长谱中具有相对高的谱功率分布。

[0166] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,光检测器邻近白色光源放置,并被配置成监测由白色光源发射的光的强度。

[0167] 根据另一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括离心机组件和光学传感器系统。所述离心机组件包括透光部分和至少部分地邻近透光部分放置的流体处理区域。所述光学传感器系统发射被导向离心机组件的透光部分的白色光。

[0168] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光学传感器系统包括包括发光二极管的白色光源。

[0169] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述白色光源在红色波长谱中具有相对高的谱功率分布。

[0170] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,所述白色光源在蓝色波长谱中具有相对高的谱功率分布。

[0171] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一种方面,光检测器邻近白色光源放置,并被配置成监测由白色光源发射的光的强度。

[0172] 根据另一种方面,提供了一种在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生包括白色光的源光束。将至少一部分源光束导向并进入到离心机组件中,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后,反射至少一部分源光束,并检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0173] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,至少部分地基于被反射的源光束的特征来确定血液或至少一种血液组分的特征。

[0174] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,从邻近源光束的源的位置监测源光束的强度。

[0175] 根据另一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括离心机组件,所述组件具有透光部分、光反射器以及至少部分位于透光部分与光反射器之间的流体处理区域。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其具有被配置成发射源光束的光源和多个光检测器。所述离心机组件的透光部分被配置成透射至少一部分源光束到达流体处理区域和光反射器。所述光反射器被配置成将至少一部分源光束反射到光学传感器系统。所述多个光检测器被配置成在不同位置处检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0176] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,多条光纤被配置成接收被反射的源光束的不同部分,并将被反射的源光束的不同部分导向光检测器。

[0177] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,可调整的模块被配置成同时调整光纤相对于被反射的源光束的位置。

[0178] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一种方面,所述不同位置处于同一平面中。

[0179] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,所述不同位置处于相对于离心机组件的旋转轴成一定角度的平面中。

[0180] 根据另一种方面,提供了一种在具有离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生源光束。将源光束导向并进入到离心机组件中,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后,反射至少一部分源光束,并在多个不同位置处检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0181] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,至少部分地基于被反射的源光束的特征来确定血液或至少一种血液组分的特征。

[0182] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,对检测被反射的源光束的特征的多个不同位置同时进行调整。

[0183] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一种方面,所述多个不同位置处于同一平面中。

[0184] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,所述多个不同位置处于相对于离心机组件的旋转轴成一定角度的平面中。

[0185] 根据另一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括具有旋转轴的离心机组件。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其具有沿着与通过离心机组件的旋转轴的半径平行的通路发射源光束的光源。所述源光束的通路被取向成不通过离心机组件的旋转轴。

[0186] 根据另一种方面,提供了一种在包括具有旋转轴的离心机组件的血液处理系统内监测流体的方法。所述方法包括将血液在离心机组件中分离成至少两种血液组分并产生源光束。沿着与通过离心机组件的旋转轴的半径平行但是被取向成不通过离心机组件的旋转轴的通路引导至少一部分源光束,并将其导入到离心机组件中,以便横穿血液或至少一种血液组分。在横穿血液或血液组分后反射至少一部分源光束,然后检测被反射的源光束的至少一个特征。

[0187] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,至少部分地基于被反射的源光束的特征来确定血液或至少一种血液组分的特征。

[0188] 根据另一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括具有旋转轴的离心机组件。所述离心机组件具有透光部分、位于透光部分的径向内部的流体处理区域以及包括第一支撑

臂的支座,所述第一支撑臂被配置成围绕旋转轴旋转透光部分和流体处理区域。所属血液处理系统还包括光学传感器系统,其被配置成将光导向离心机组件的透光部分。所述支座位于透光部分与光学传感器系统之间,并被配置成当将光导向透光部分时,允许至少一部分光通过第一支撑臂。

[0189] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述第一支撑臂定义了窗口,来自于光学传感器系统的光可以通过窗口。

[0190] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,所述支座包括与第一支撑臂相对放置的第二支撑臂。

[0191] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述窗口的角范围至少与第二支撑臂的角范围一样大。

[0192] 根据另一种方面,提供了一种血液处理系统,其包括具有旋转轴的离心机组件。所述离心机组件具有透光部分、位于透光部分径向内部的流体处理区域以及支座。所述支座包括被配置成围绕旋转轴旋转透光部分和流体处理区域的第一支撑臂。光纤束在第一和第二末端之间延伸并与支座的支撑臂相关联。所述血液处理系统还包括光学传感器系统,其被配置成将光导向光纤束的第一末端。所述光纤束的第二末端将光导向透光部分。

[0193] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光学传感器系统被配置成以基本上平行于旋转轴的方向引导光。

[0194] 根据可以与任何前述两种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤束的第二末端被配置成以总体上径向的方向引导光。

[0195] 根据可以与任何前述三种方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤束的第一末端具有比第二末端更大的外径。

[0196] 根据可以与任何前述四种方面一起使用或组合的另一种方面,光反射器与透光部分相关联。至少一部分被导向透光部分的光,通过光反射器被导向光纤束。所述光纤束被配置成将至少一部分被反射的光导向光学传感器系统。

[0197] 根据可以与前述方面一起使用或组合的另一种方面,所述光纤束包括至少一条被配置成将来自于光反射器的被反射的光导向光学传感器系统的信号光纤,和多条被配置成将光从光学传感器系统导向透光部分的照明光纤。所述至少一条信号光纤被放置成与光纤束的中轴直接相邻,并且照明光纤被放置在至少一条信号光纤的径向外部。

[0198] 应该理解,上面描述的实施例是对本发明主题内容的原理的应用的示例。本领域技术人员可以做出大量修改而不背离所要求的主题内容的精神和范围,包括在本文中单个地公开或要求权利的特点的那些组合。因此,其范围不限于上面的描述,而是阐述在下面的权利要求书中,并且应该理解,权利要求书可能涉及其特点,包括在本文中单个地公开或要求权利的特征的组合。

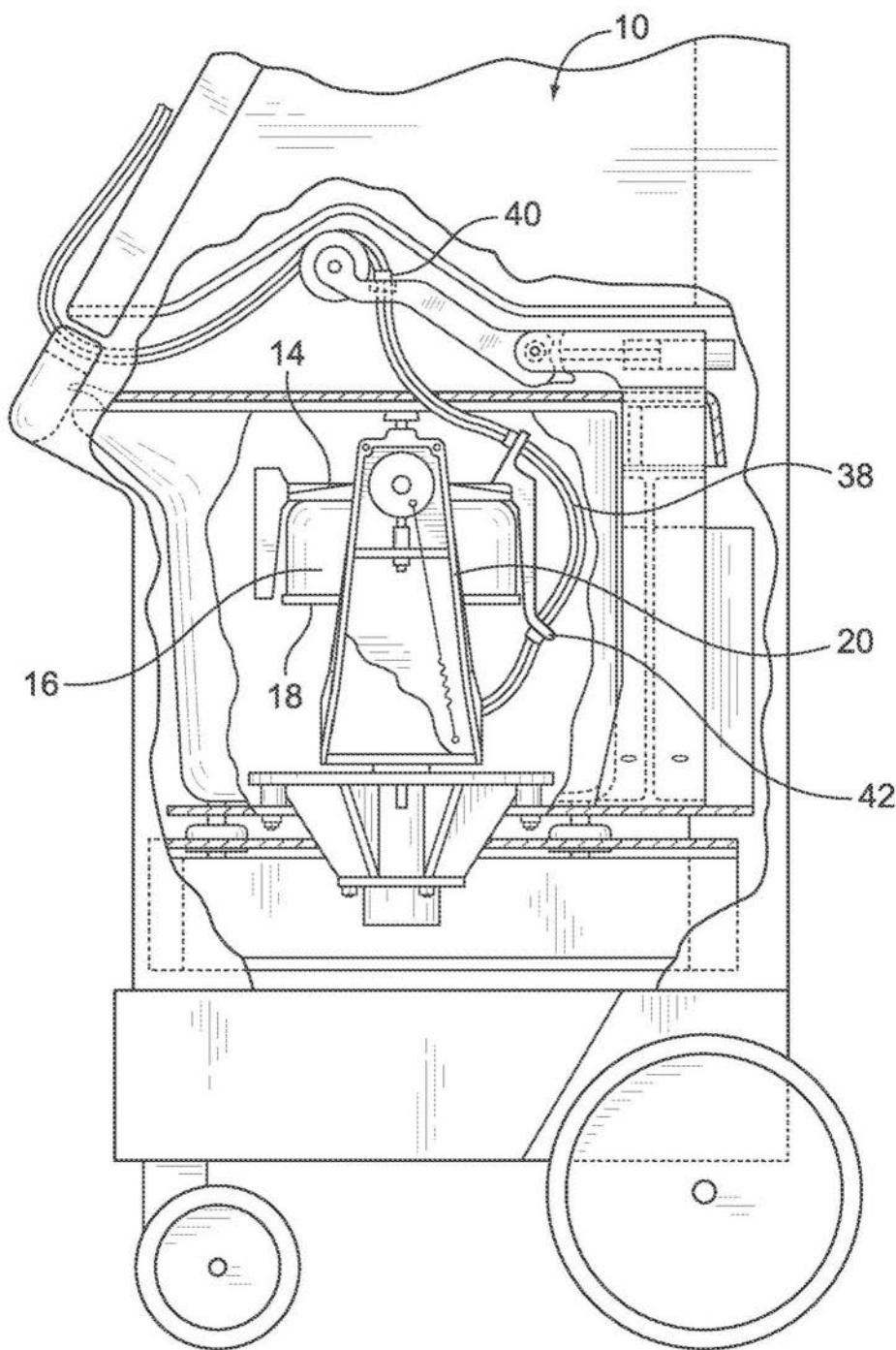


图1

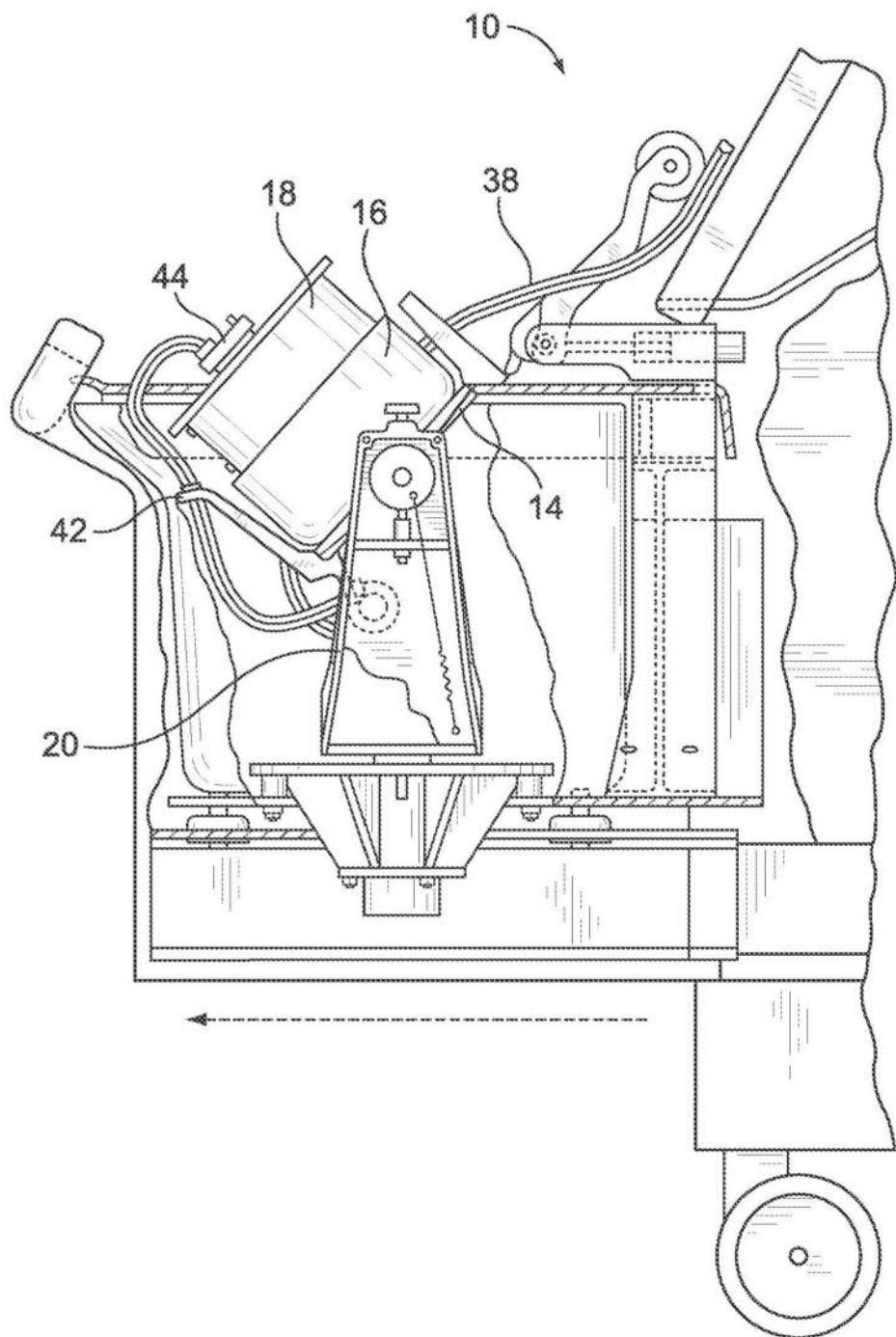


图2

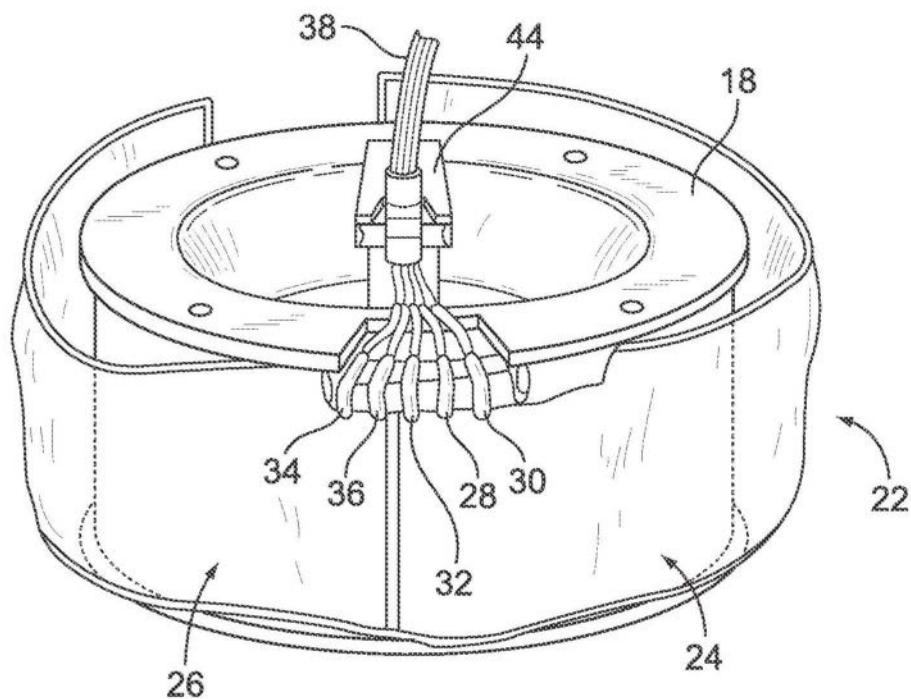


图3

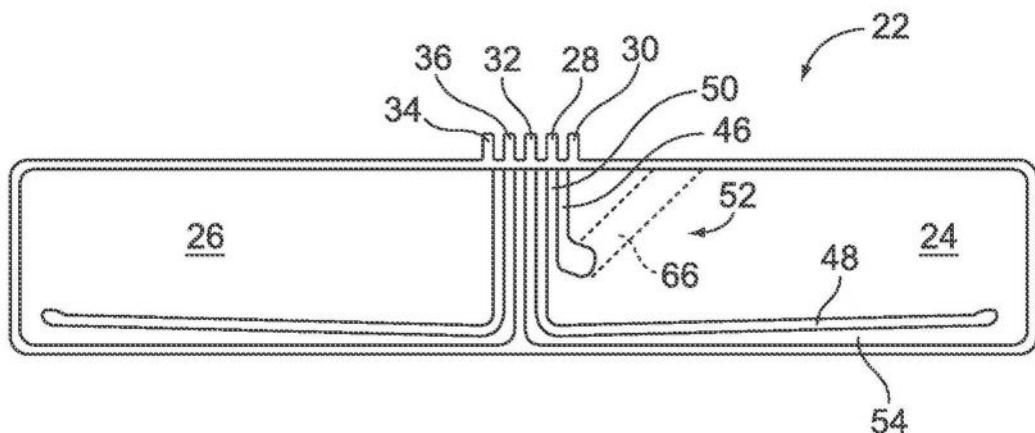


图4

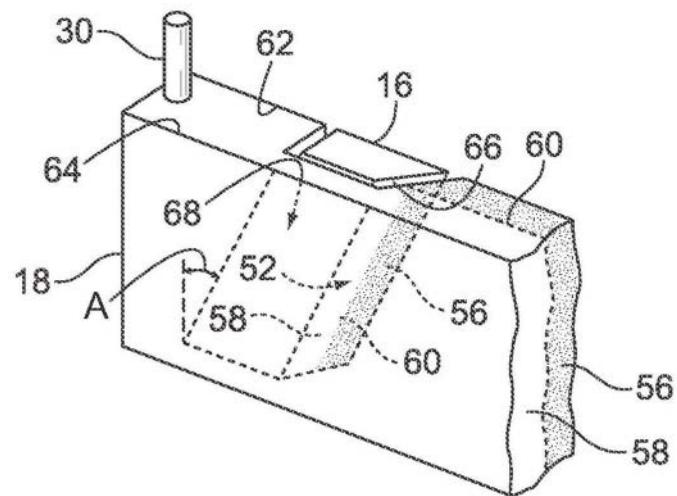


图5

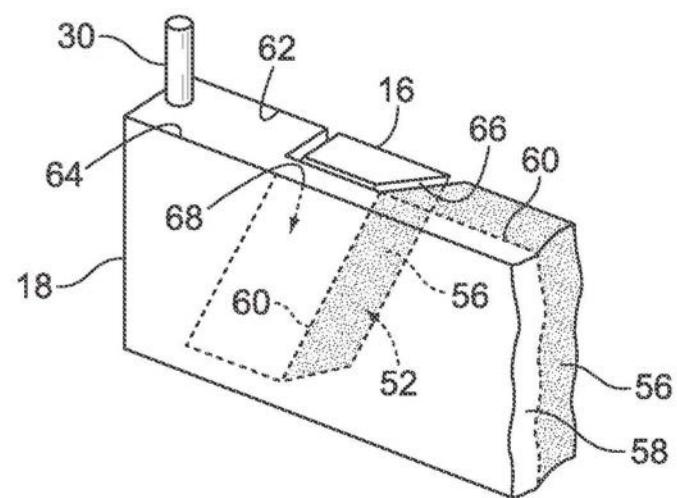


图6

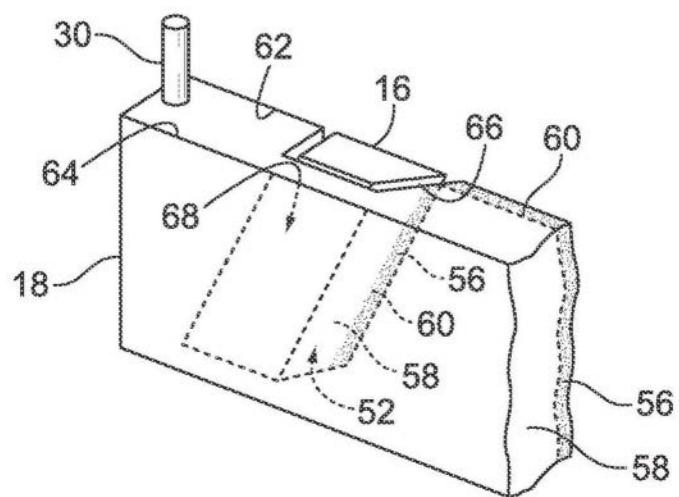


图7

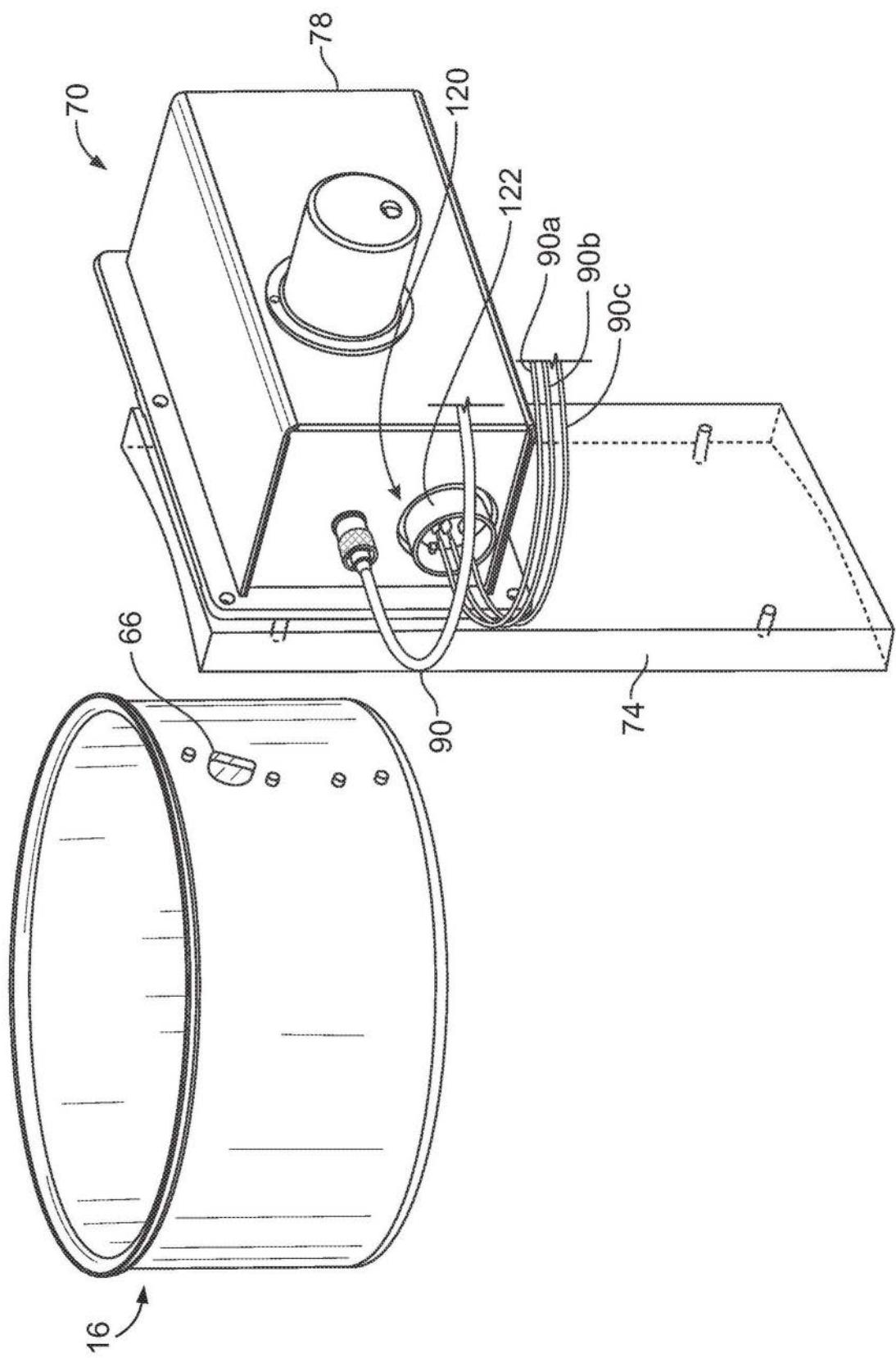


图8

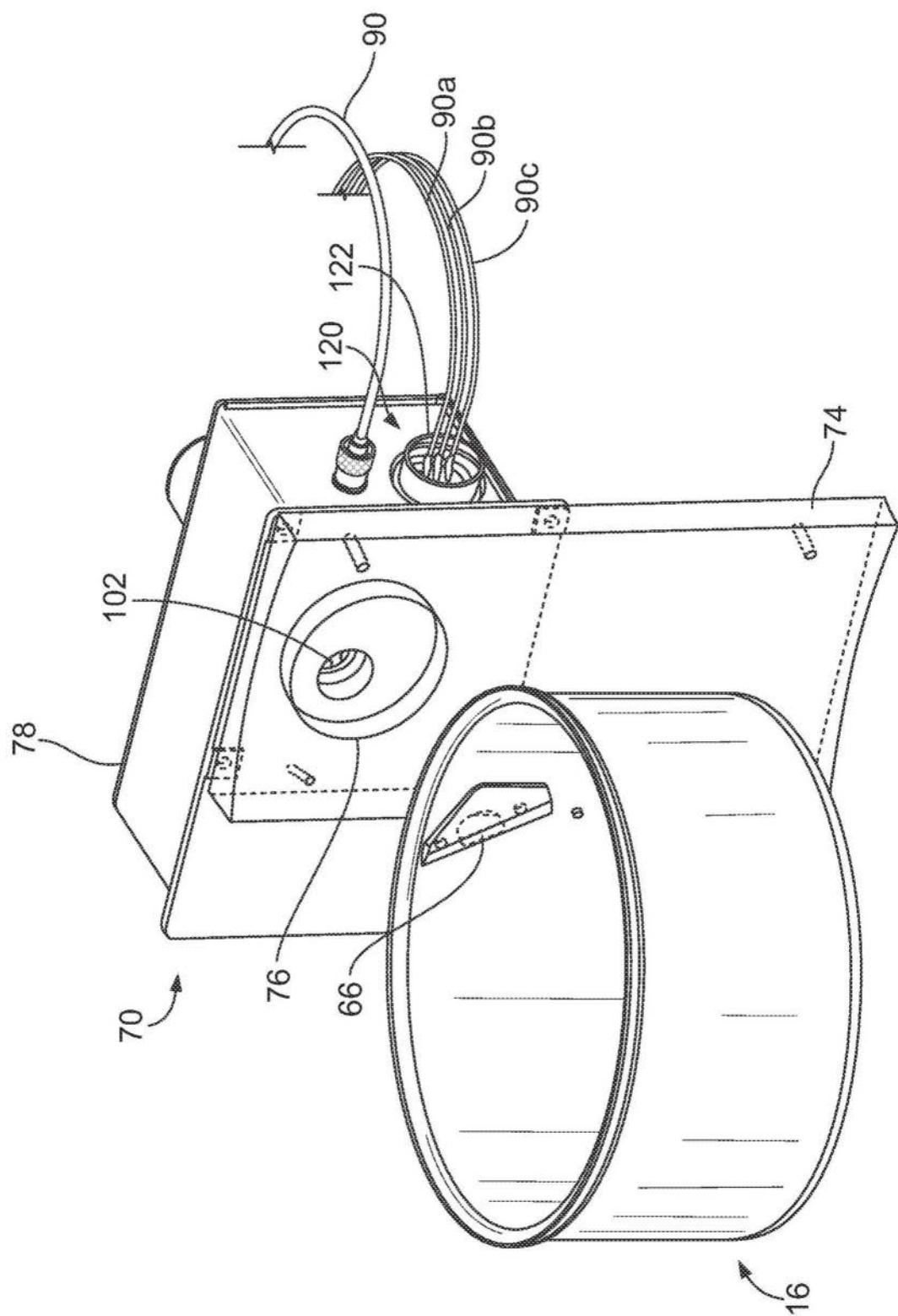


图9

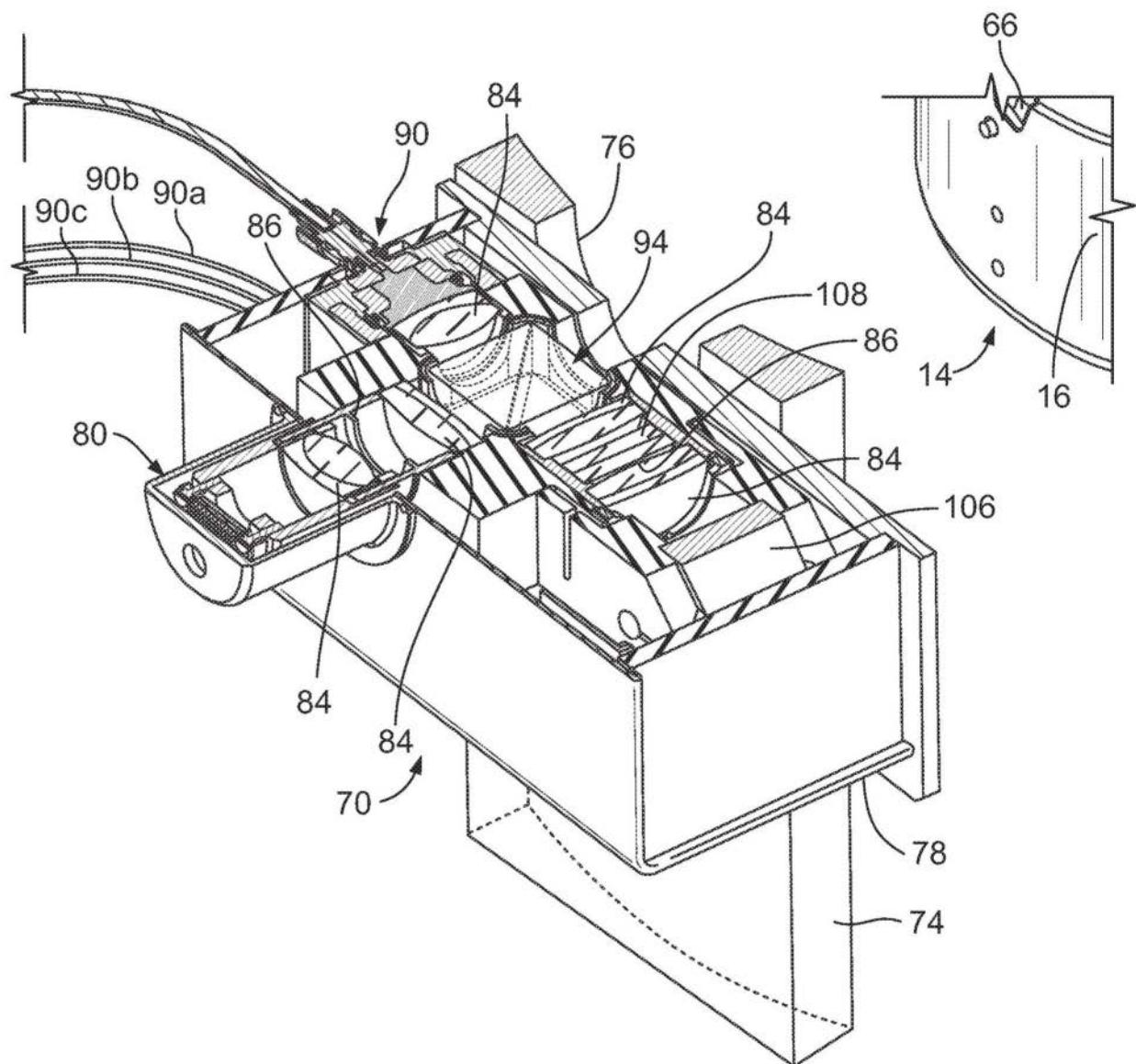


图10

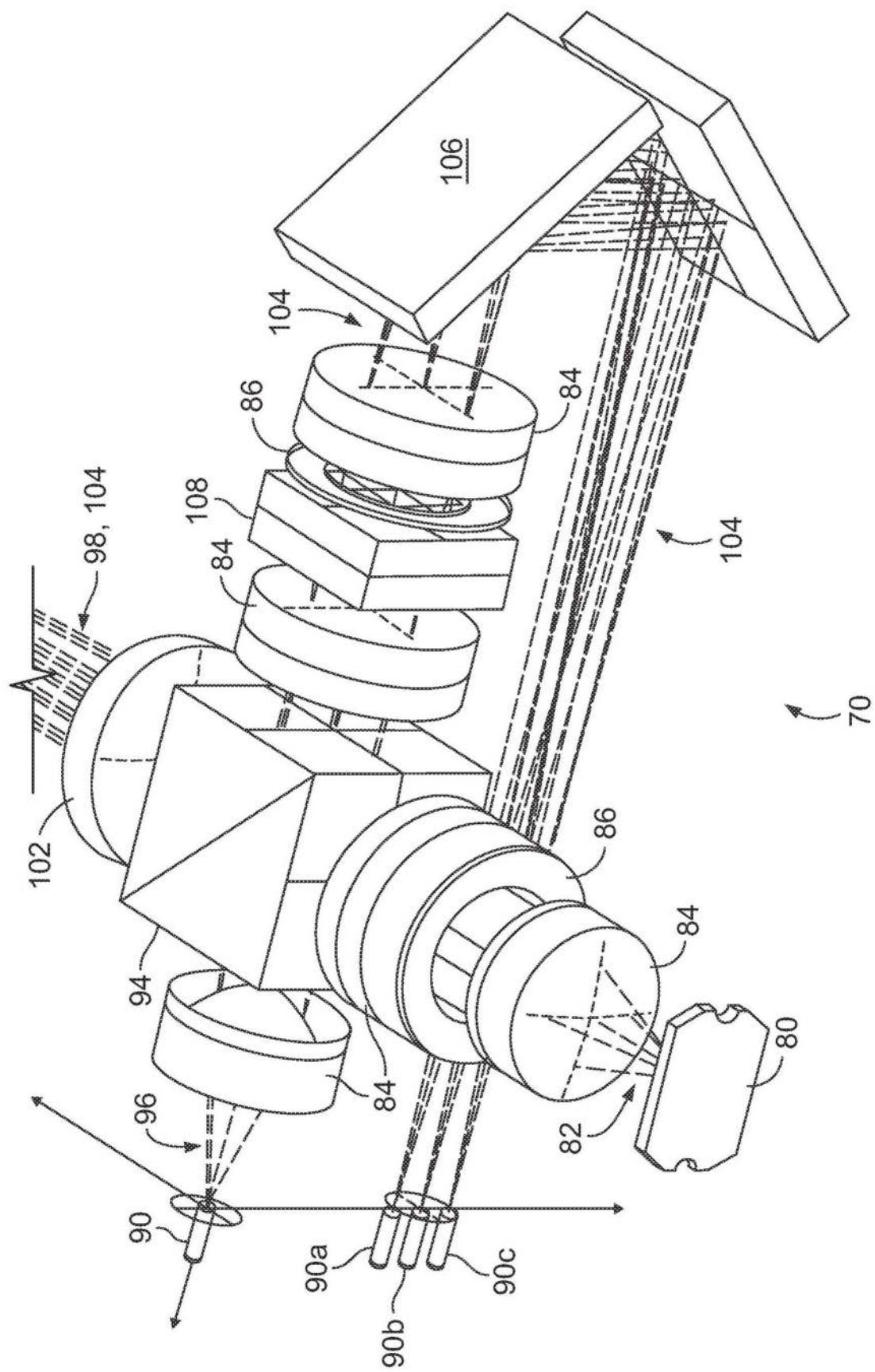


图11

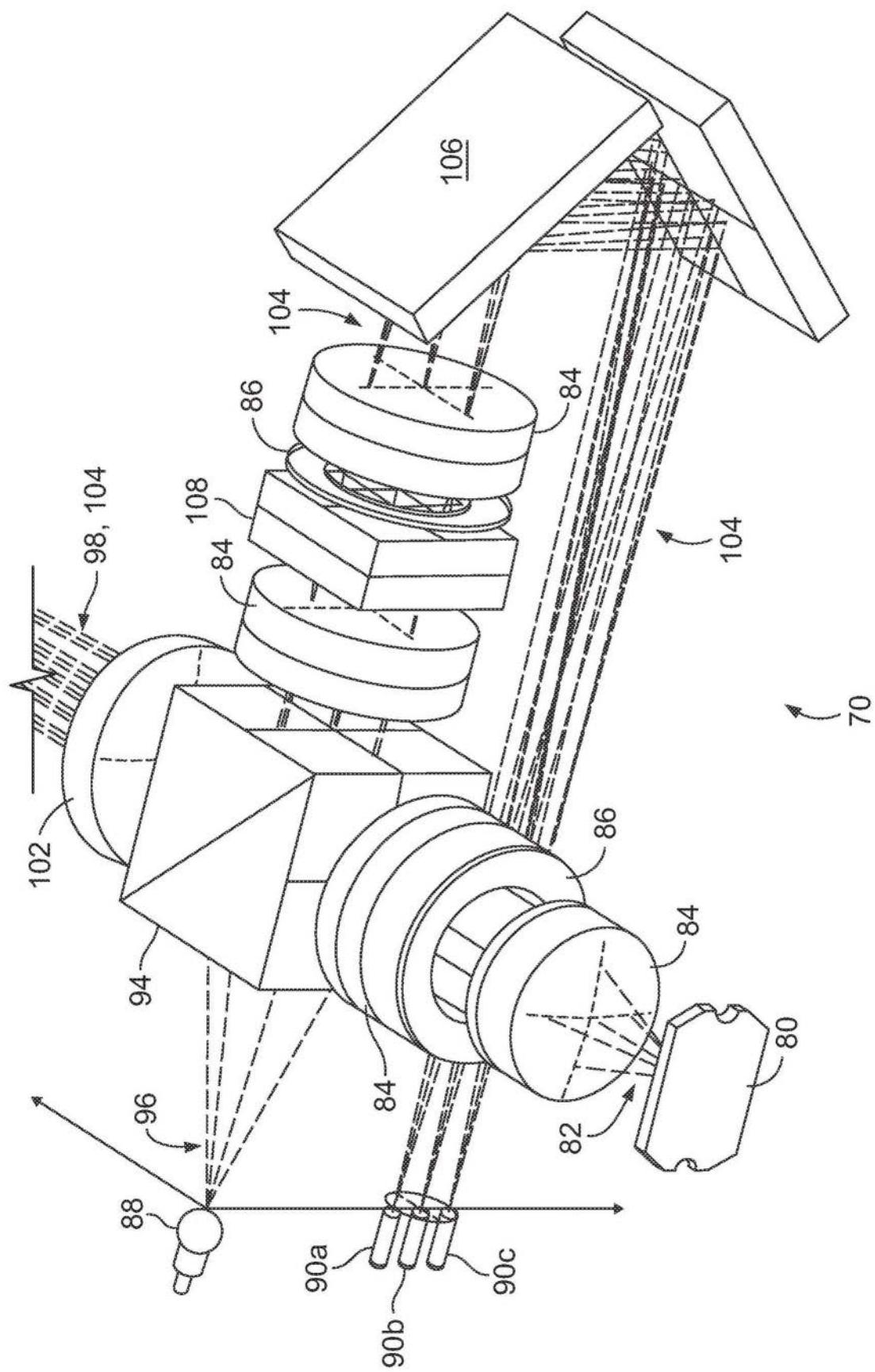


图11A

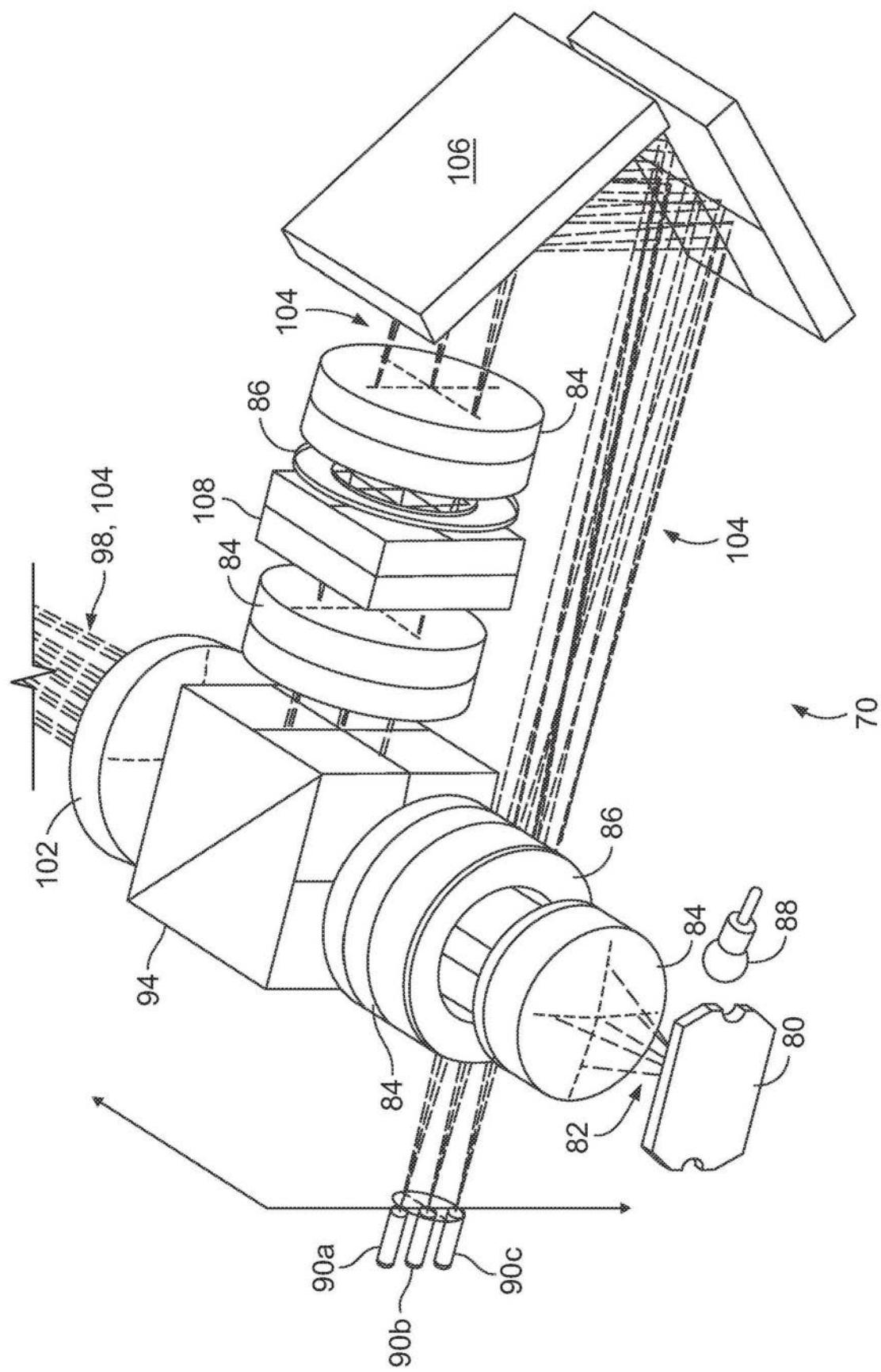


图11B

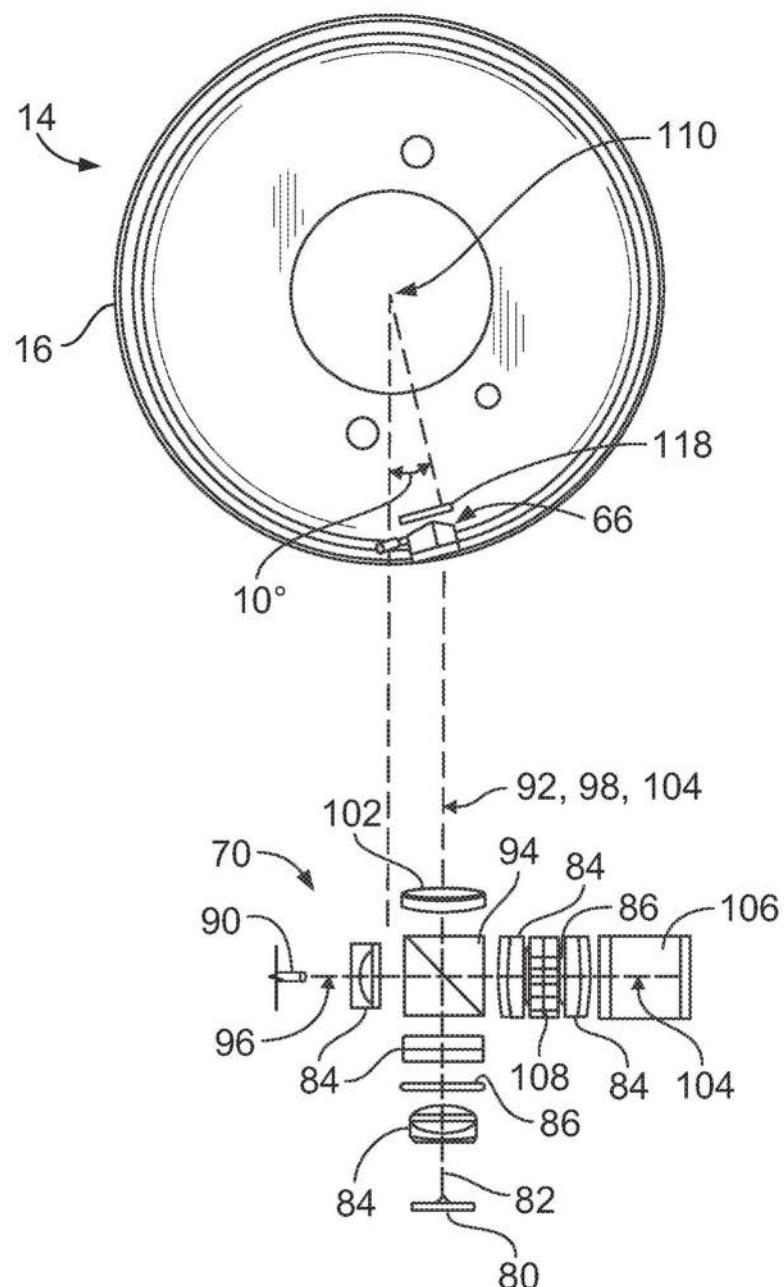


图12

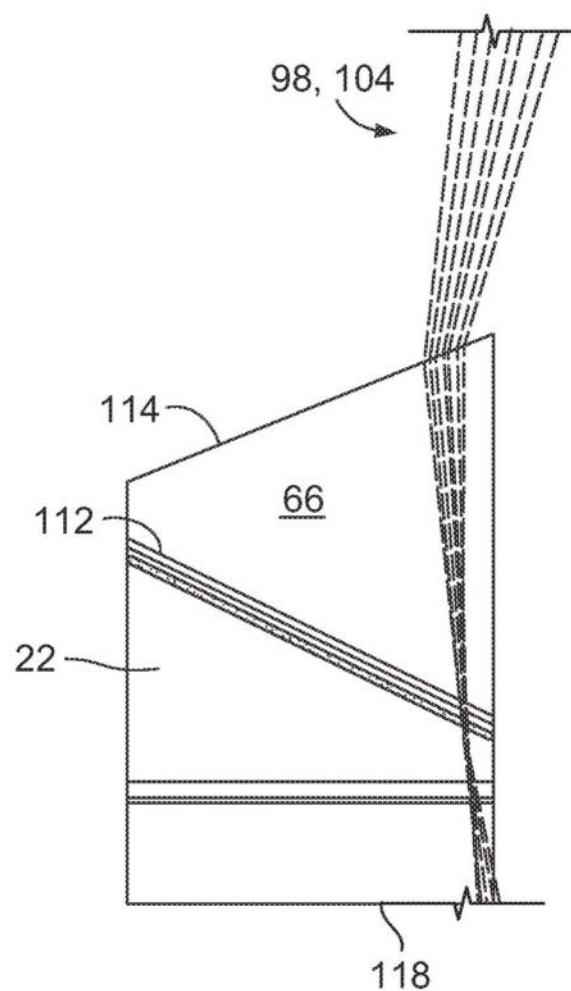


图13

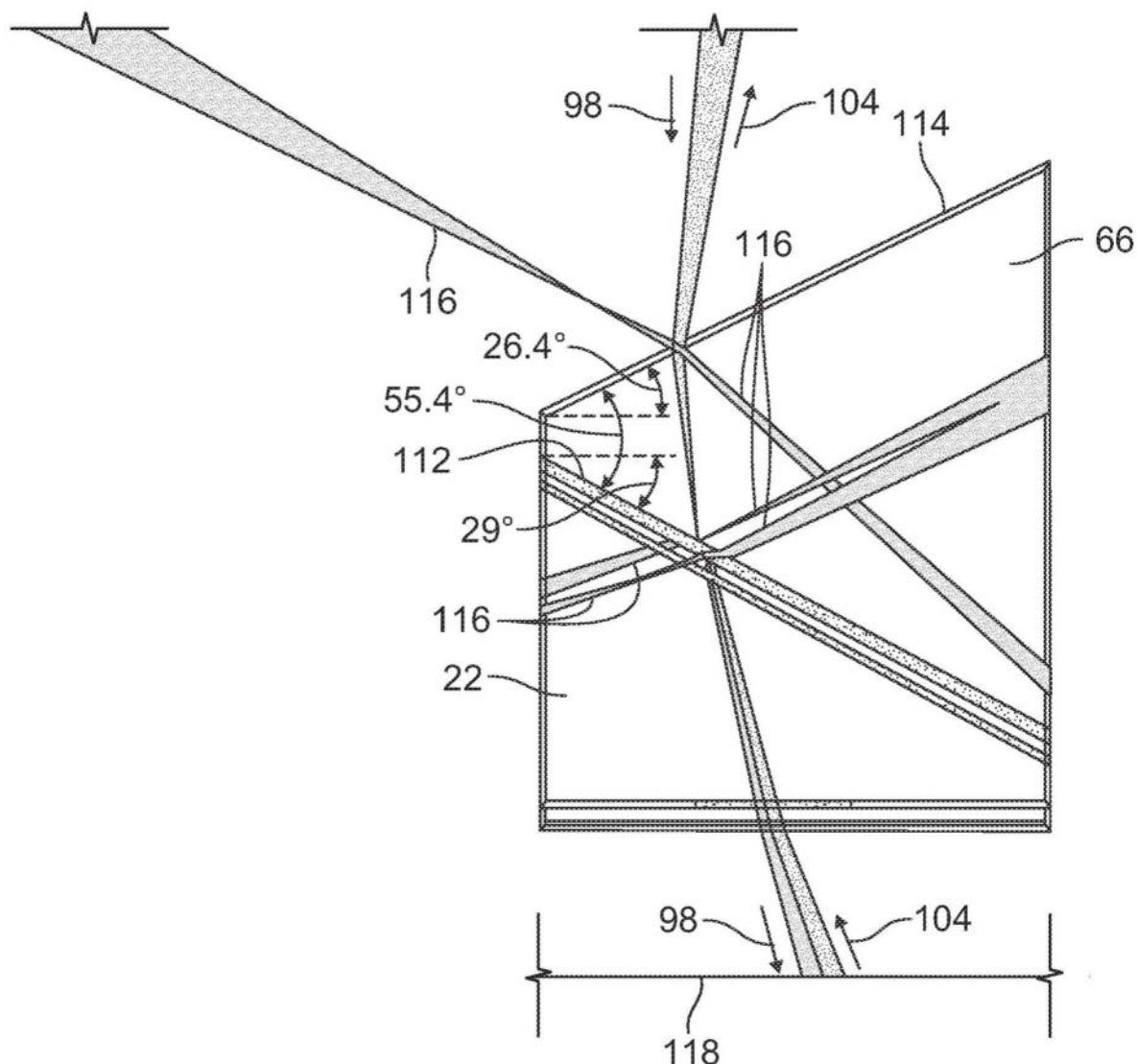


图14

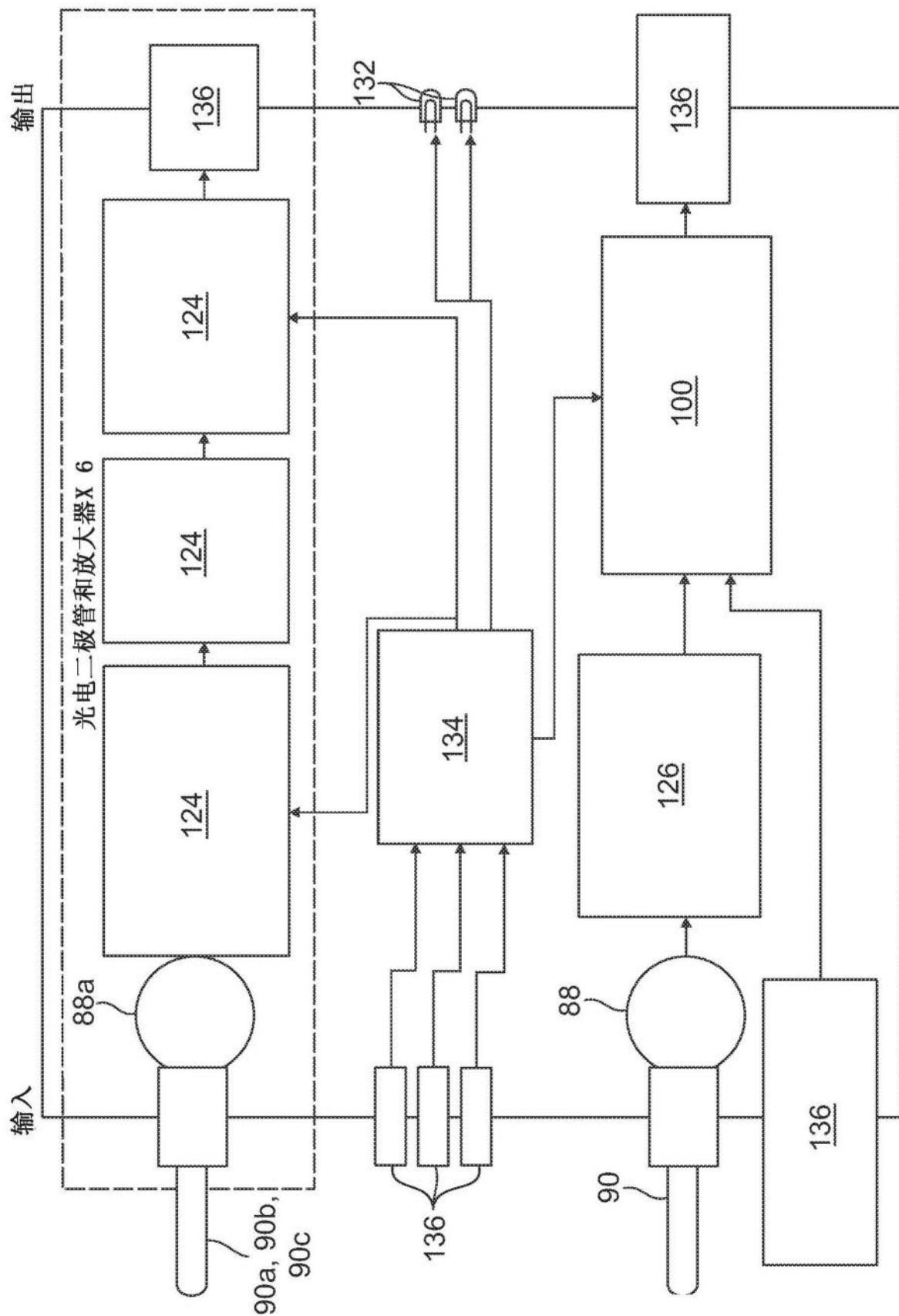


图15

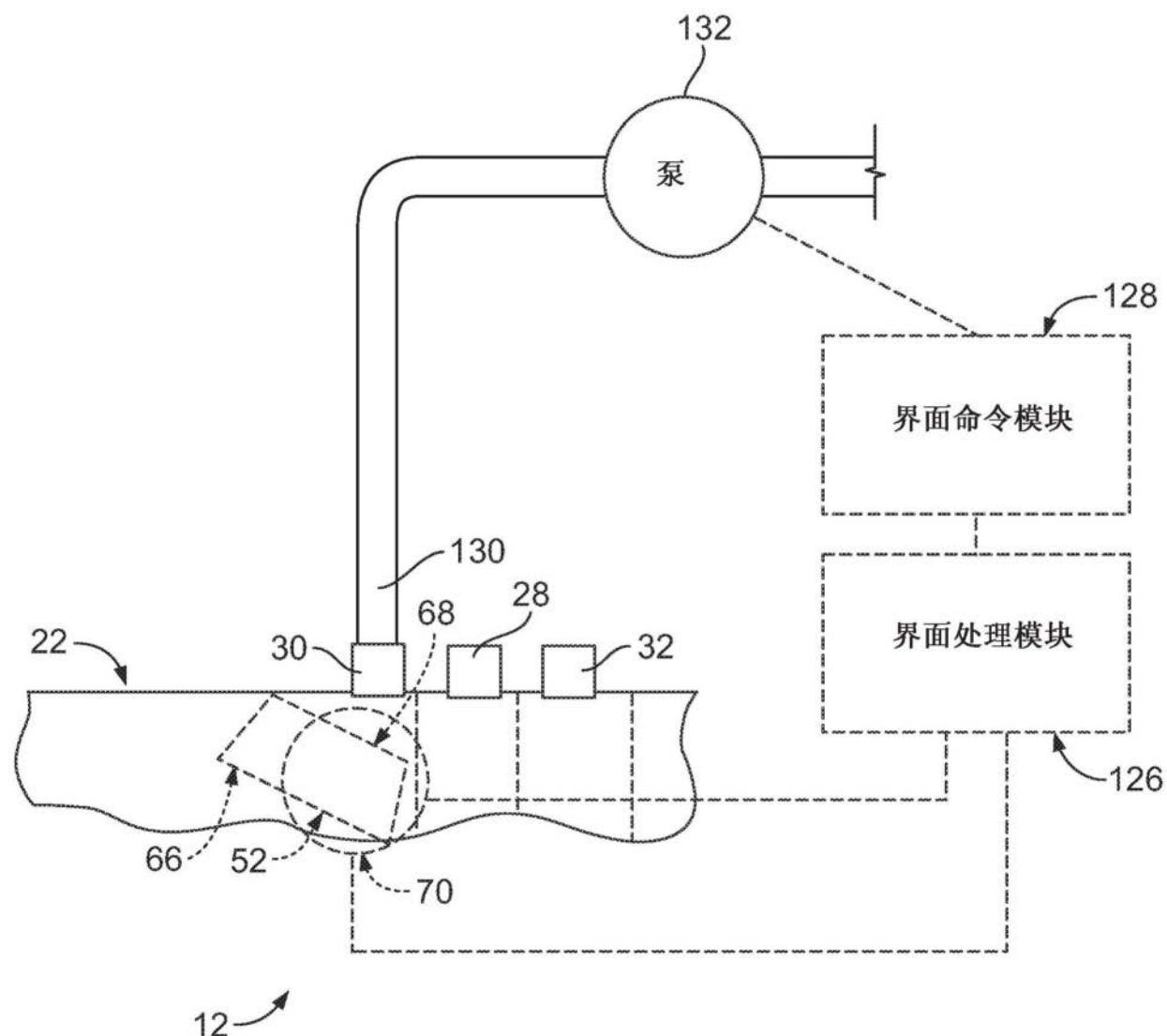


图16

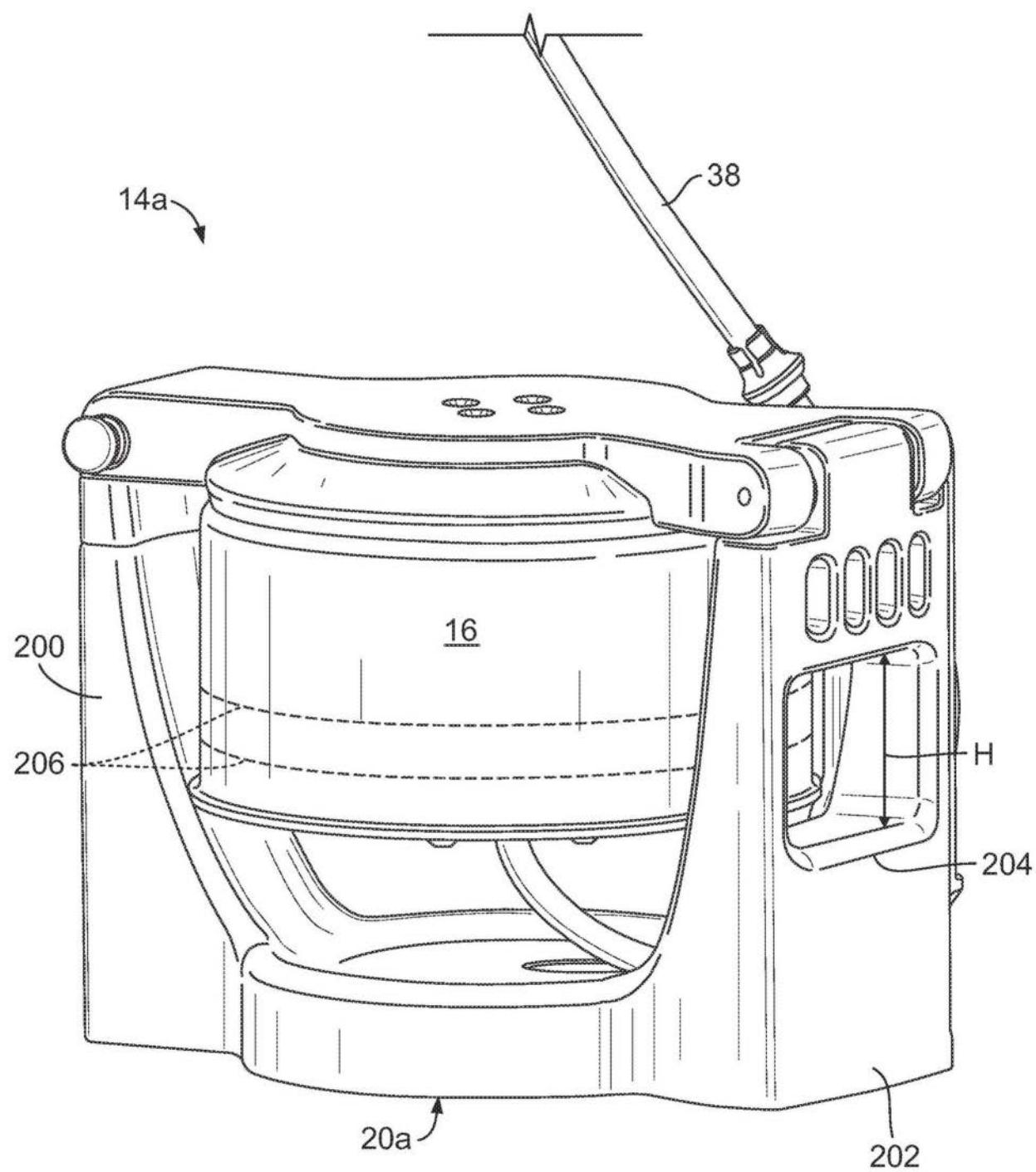


图17

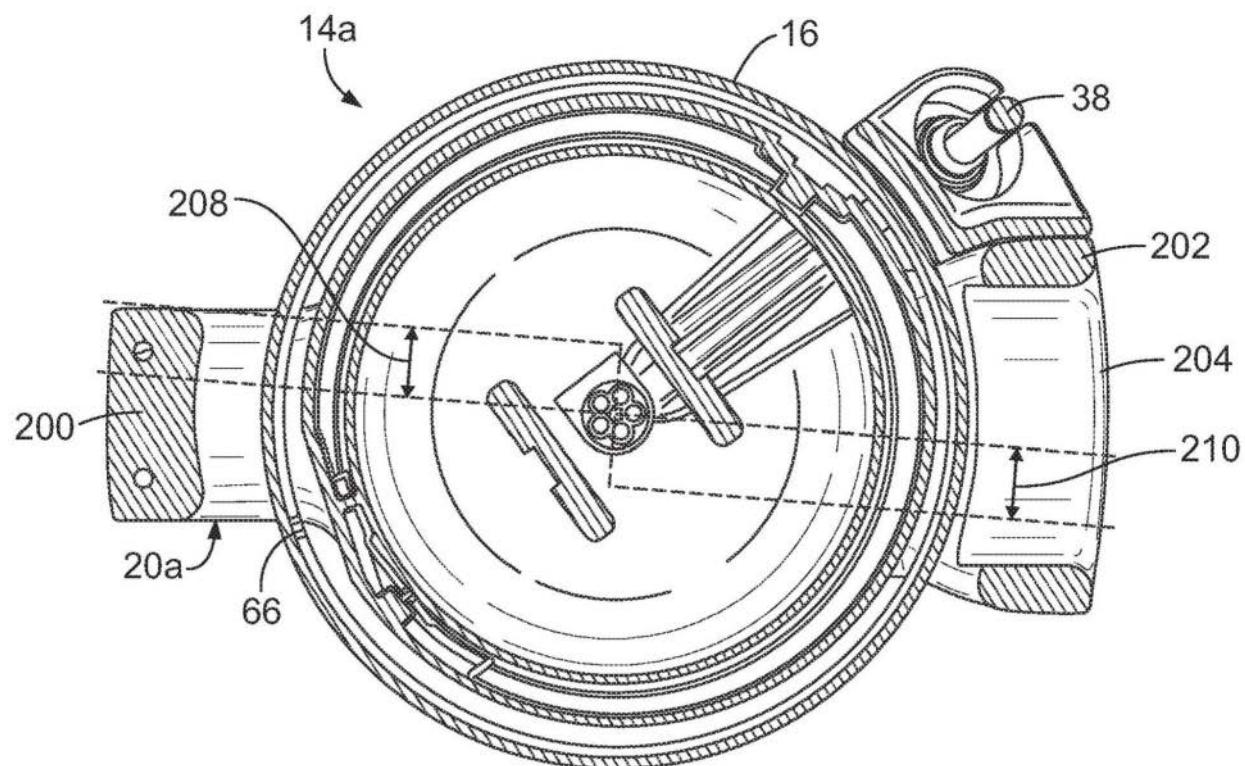


图18

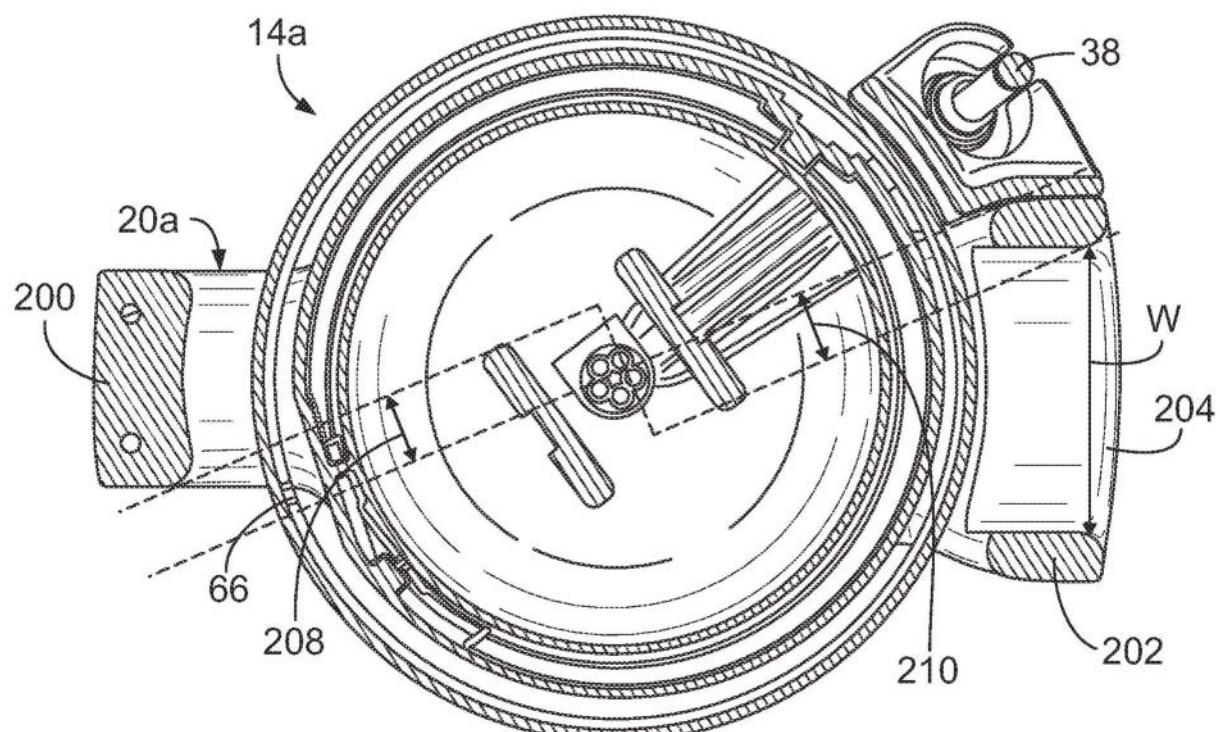


图19

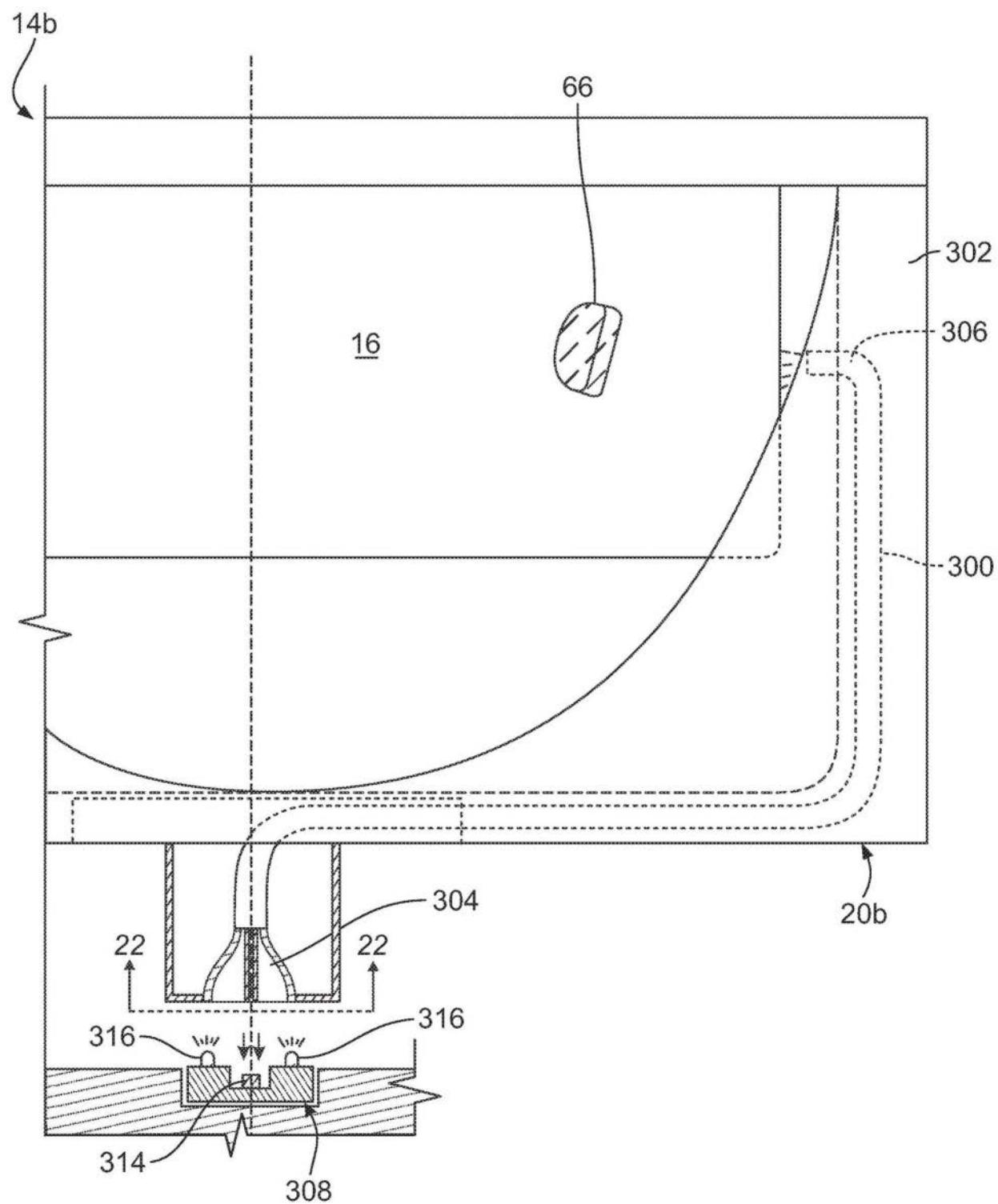


图20

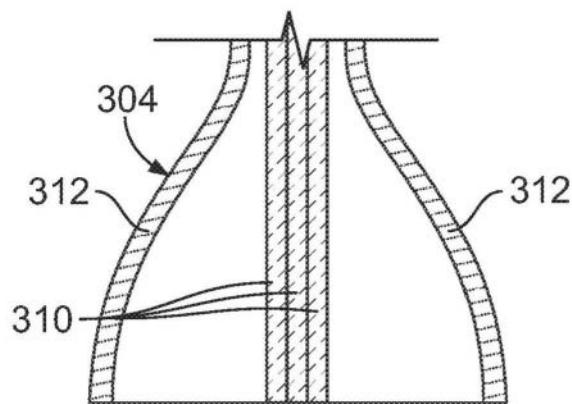


图21

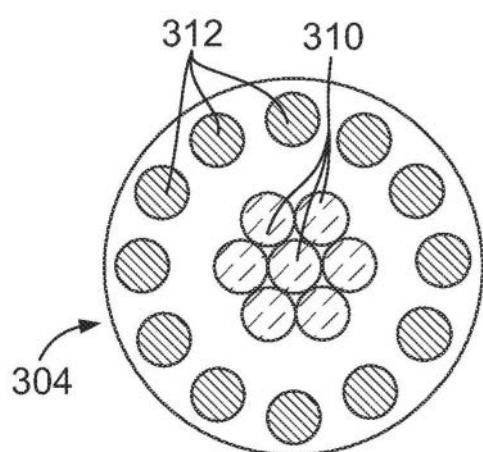


图22

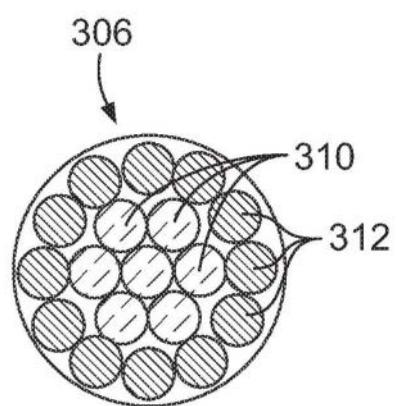


图23

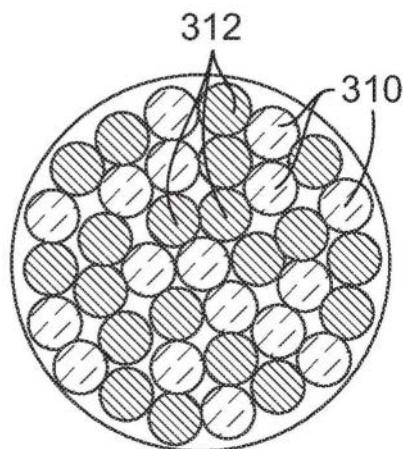


图23A