



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525383 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201110321790. X

G02B 23/24 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 10. 10

(30) 优先权数据

12/902, 007 2010. 10. 11 US

(71) 申请人 美商豪威科技股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 郑宇 D·马赛蒂 D·艾德蒙逊

R·埃米里

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 钱慰民

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

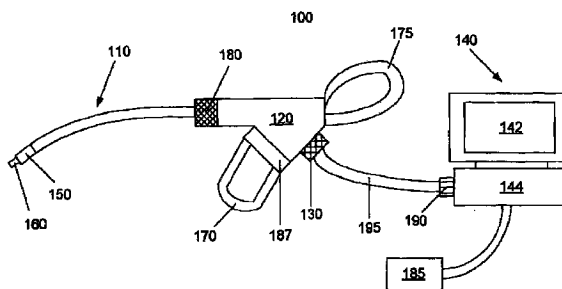
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 12 页

## (54) 发明名称

具有信噪比及用后即丢优点的选择的内窥镜及血管造影系统

## (57) 摘要

本发明公开了具有信噪比及用后即丢优点的选择的内窥镜及血管造影系统。一方面的内窥镜系统包括探针,所述探针包括一或多个 CMOS 图像传感器;及用于自一个或多个 CMOS 图像传感器向外传输图像信号的一或多个导体。该系统亦包括连接器系统,该连接器系统包括一或多个集成电路及/或连接器、用于自一个或多个 CMOS 图像传感器接收信号且处理该信号。该系统亦包括:传感器电源,其用于一个或多个 CMOS 图像传感器;及剩余电源,其用于该内窥镜系统的剩余组件。本发明亦揭示其他内窥镜系统、血管造影系统、设备及与其相关联的方法。



1. 一种内窥镜系统,其包括:

探针,所述探针包括一或多个互补金属氧化物半导体 (CMOS) 图像传感器,及用以自所述一个或多个 CMOS 图像传感器向外传输图像信号的一或多个导体;

连接器系统,所述连接器系统包括集成电路及连接器中的一或多个、用以自所述一个或多个 CMOS 图像传感器接收信号且处理所述信号;

传感器电源,用于所述一个或多个 CMOS 图像传感器;及

剩余电源,用于所述内窥镜系统的剩余组件。

2. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述集成电路及所述连接器中的所述一个或多个与所述一个或多个 CMOS 图像传感器间的链接物穿过安装有所述探针的观测仪器核心或构架。

3. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其进一步包括:

电路,自所述连接器系统接收信号且将该信号转换成供标准视频系统接收的格式;及

观察屏幕,藉由所述电路支撑以用于观察藉由所述一个或多个 CMOS 图像传感器产生的图像。

4. 如权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述内窥镜系统能够用手固持,且进一步包括手柄,所述手柄附接至观测仪器核心或构架或藉由观测仪器核心或构架围封。

5. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其进一步包括:

监视器台,其远离观测仪器核心或构架,其中所述监视器台进一步包括电路,所述电路支撑观察屏幕或用于观察藉由所述一个或多个 CMOS 图像传感器产生的图像的屏幕;及在所述连接器系统与所述监视器台间的链接件。

6. 如权利要求 5 所述的内窥镜,其特征在于,所述探针及相异于所述监视器台的任何支撑构架或连接至所述监视器台的任何连接系统能够用手固持。

7. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,包括所述一个或多个 CMOS 图像传感器的所述探针可拆卸且用后即丢的。

8. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,进一步包括一或多个机构,所述一或多个机构用于控制安装于探针上的所述一个或多个 CMOS 图像传感器的位置及 / 或观察角,使得所述一个或多个 CMOS 传感器能够在使用者的方向上改变研究受试者的身体中的位置,藉此提供所述研究受试者的不同部分的视图。

9. 如权利要求 8 所述的内窥镜系统,其特征在于,用于控制所述一个或多个 CMOS 图像传感器的位置及 / 或观察角的一或多个机构包含于远端观察台处。

10. 如权利要求 9 所述的内窥镜系统,其特征在于,

观测仪器核心或构架能够为手持型;

用于控制所述一个或多个 CMOS 图像传感器的位置及 / 或角度的该一或多个机构包含于附接式手柄中;以及

所述一或多个机构的至少一表面处于附接式手柄的一外部部分上,使得所述一或多个机构能够由所述使用者操纵。

11. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述传感器电源包括电池,且其中所述内窥镜系统的剩余组件自标准壁式插座被供电。

12. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述探针包括光源,所述光源能够

提供足够光以允许所述一个或多个 CMOS 图像传感器操作。

13. 如权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述探针包括用于将光自远端光源传输至观察位点的机构。

14. 一种内窥镜系统,其包括:

探针,包括一或多个互补金属氧化物半导体图像传感器;

机构,用以传输藉由所述一个或多个 CMOS 图像传感器产生的信号,所述机构包括一或多个导线,所述一或多个导线沿着手术设备的构架延行及 / 或经密封以供保护;

连接器系统,包括集成电路及连接器中的一或多个,其中该连接器系统系用以自所述一个或多个 CMOS 图像传感器接收信号且用以处理所述信号;

观察台;

在所述连接器系统与所述观察台间链接件;

传感器电源,用于所述一个或多个 CMOS 图像传感器;及

剩余电源,用于所述内窥镜系统的剩余组件;

其中所述探针附接至所述手术设备。

15. 如权利要求 14 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述探针是可拆卸且用后即丢的。

16. 如权利要求 14 所述的内窥镜系统,其进一步包括一或多个控制机构,所述一或多个控制机构用于改变该探针及 / 或所述一个或多个 CMOS 图像传感器的位置及 / 或观察角。

17. 一种血管造影系统,其包含:

探针,包括一或多个互补金属氧化物半导体图像传感器,及用以自所述一个或多个 CMOS 图像传感器向外传输图像信号的一或多个导体;

连接器系统,包括集成电路及连接器中的一或多个,用以自所述一个或多个 CMOS 图像传感器接收信号且处理所述信号;

传感器电源,用于所述一个或多个 CMOS 图像传感器;

剩余电源,用于所述血管造影系统的剩余组件;及

一或多个注入口,用以在观察期间将流体注入至血液循环中以减少所述一个或多个 CMOS 图像传感器附近的红血球的数目。

18. 如权利要求 17 所述的血管造影系统,其进一步包括:

电路,用以自所述连接器系统接收信号且将所述信号转换成供标准视频系统接收的格式;及

观察屏幕,藉由所述电路支撑以用于观察藉由所述一个或多个 CMOS 图像传感器产生的图像。

19. 如权利要求 17 所述的血管造影系统,其进一步包括:

监视器台,远离观测仪器核心或构架,其中所述监视器台进一步包括电路,所述电路支撑观察屏幕或用于观察藉由所述一个或多个 CMOS 图像传感器产生的图像的屏幕;及

在所述连接器系统与所述监视器台间链接件。

20. 如权利要求 17 所述的血管造影系统,其特征在于,注入口经定向成使得其在与处于调查研究中的血管内部的自然血流的方向实质上相反的方向上注入所述流体。

21. 如权利要求 20 所述的血管造影系统,其进一步包括至少一可压扁气球元件。

22. 如权利要求 21 所述的血管造影系统,其进一步包括至少一侧观察传感器元件,该

至少一侧观察传感器元件在所述可压扁气球元件的至少一侧上。

23. 如权利要求 17 所述的血管造影系统,其进一步包括至少一侧观察传感器元件。

24. 一种血管造影系统,其包括:

探针,包括一或多个互补金属氧化物半导体图像传感器;

机构,用以传输藉由所述一个或多个 CMOS 图像传感器产生的信号,所述机构包括一或多个导线,所述导线沿着手术设备的构架延行及 / 或经密封以供保护;

连接器系统,包括集成电路及连接器中的一或多个,其中所述连接器系统用以自所述一个或多个 CMOS 图像传感器接收信号且用以处理所述信号;

观察台;

在所述连接器系统与所述观察台间链接件;

传感器电源,用于所述一个或多个 CMOS 图像传感器;及

剩余电源,用于所述血管造影系统的剩余组件;

一或多个注入口,用以在观察期间将流体注入至血液循环中以减少所述一个或多个 CMOS 图像传感器附近的红血球的数目;

其中所述探针附接至所述手术设备。

25. 如权利要求 24 所述的血管造影系统,其进一步包括至少一可压扁气球元件。

## 具有信噪比及用后即丢优点的选择的内窥镜及血管造影系统

### 技术领域

[0001] 本发明的实施例涉及用于内窥镜观测及手术的装置,尤其涉及承载具有固态图像传感器的内窥镜或血管造影器具的设备。

### 背景技术

[0002] 内窥镜及腹腔镜手术设备已变得更常用于广泛范围的程序中。此等设备通常能够经由自然体孔或经由小切口接近手术位点或检查人体内部。此等设备中通常可见的功能性当中,一种功能性为使得外科医生能够观察常常为远端的且不可为肉眼所看得见的手术位点或周围的能力。

[0003] 通常,现有的内窥镜通常包含一可挠性外管,该可挠性外管在管的远端处具有一透镜。图像感测组件及将成像信号传输至图像传感器及自图像传感器传输信号的其他组件定位于该管内。虽然经调适以用于与光学系统一起使用的内窥镜为已知的,但此等系统可能庞大且倾向于非常昂贵。相对较大尺寸的内窥镜可限制对患者中的特定区域的接近且增加患者在内窥镜的操纵期间所经历的身体不适。通常预期耐受苛刻清洗程序的制造组件增加内窥镜的高成本。另外,内窥镜面临挑战在于:其可能需要相当大的量的光以良好地起作用。观测仪器通常在近黑暗或绝对黑暗中插入至区域中。观测仪器因此频繁地需要某种形式的光源,以及具有良好低光灵敏度的传感器。另外,插入至患者中的物件在其可散出热量方面严厉地受限;太多热量及观测仪器自身将造成不适及/或伤害患者。因此,观测仪器通常在可接受的热量水平下操作,同时仍管理用以起作用的足够功率。

[0004] 内窥镜检查法的联合领域为血管造影术。鉴于内窥镜检查法在视觉上检查内部器官(诸如,食道、结肠、胃)的内部管道及导管,血管造影术提供血流导管及隔室(诸如,动脉、静脉,及心部腔室,诸如心房及心室)的视觉图像。举例而言,医师可使用血管造影程序获得患者的血管(诸如,冠状动脉)的即时或滞后时间图像。在此血管造影应用中,遭受冠状动脉疾病的患者常常需要进行患病血管视觉检查以便识别堵塞的位点。传统上,血管造影程序利用基于 X-射线的萤光镜检查法、电脑辅助断层摄影术(“CT”),或基于磁共振成像(“MRI”)。基本上,患者经受“看穿”组织的辐射。为了使血管与周围组织对比以用于视觉化,将不透射线(radio-opaque)的对比剂注入至血液循环中以使血管比组织背景“醒目”。虽然广泛用于现代医学(诸如,冠状导管插入术)中,但传统血管造影术与患者的若干相当大的风险相关联。第一,传统血管造影术使患者(及医师)经受有害辐射量。适度至高含量辐射常常用以产生血管的良好品质图像。第二,不透射线的对比剂有时造成患者的严重过敏反应。在若干生理方面中,经受血管造影术的血管不同于经受内窥镜检查法的体腔(食道、结肠、胃等)。因此,与传统内窥镜程序相比较,血管内部的血管造影检查提出了若干独特挑战。在传统内窥镜程序中,常常引入空气以使体腔膨胀以便辅助视觉化。此情形无法在血管中进行,因为将空气引入至血液循环中将造成危险且常常对患者造成致命气栓。

## 发明内容

[0005] 本发明的实施例涉及一种具有高的低光灵敏度的小的低剖面探针,其连接至呈若干配置中的一者的外部处理电路的系统,该系统又连接至显示器及/或控制机构。该系统设法藉由使专门电源专用于传感器而使传感器效能最佳化,该专门电源减少传感器产生的信号中的噪声。将需要设计较小的内窥镜,其亦可廉价地生产,以使得具有部分或完全“用后即丢”内窥镜在经济上系可行的。本发明的实施例进一步将许多功能或组件自该探针移位至该系统的非可插入部分,从而使得有可能制造在经济上足以使探针变得可视情况用后即丢的探针,且允许再使用该系统的主体(因此,可视情况用后即丢将经杀菌以供再使用的该部分,且保留其余部分以达成进一步成本节省及效率)。

[0006] 本发明的一替代实施例是一种小的低剖面探针,其连接至呈若干配置中的一者的外部处理电路的系统,该系统又连接至显示器及/或控制机构。该探针能够部署于一血管内部作为取代传统血管造影术的一替代研究技术,该传统血管造影术依赖于使患者经受辐射及不透射线的对比剂。除与本发明的实施例的内窥镜应用有关的所有揭示内容的外,另一血管造影实施例亦包括流体注入入口及导管或其他构件,其用以减少血管内部的局域化观察区域中的红血球的数目。

[0007] 本发明的一实施例的目的为提供一种经济的视情况可用后即丢的内窥镜系统,该系统具有互补金属氧化物半导体(CMOS)固态图像传感器,该CMOS固态图像传感器用于在经调适以检查身体内的器官或组织结构或外来物件的内窥镜或血管造影器具中产生图像就绪信号。藉由使用如本文中所阐述的设备,该设备具有一小横截面、高的低光灵敏度及噪声最小化配置,本发明的该实施例可提供一种对上文所注释的问题的实际解决方案。此外,虽然关于医疗应用设想本发明的一实施例,但其亦可在以下任何应用中承载类似效用:生物或其他应用(例如,作为非医疗行业或汽车测孔仪、光纤观测仪器、显微镜或其类似者)——其受益于小横截面、高灵敏度、低噪声、低功率解决方案。

[0008] 本发明的一实施例的又一目的为提供基于变化形式的CMOS-传感器的观测仪器,其在经济上且有效地服务多种需要,从而使诸如上文所阐述的此等障碍之类的障碍最小化。该实施例藉此可服务医师在多种情况下的需要,且自商业以及技术观点来看提供益处。除多种专业内窥镜的外,一个实施例亦使得能够将CMOS图像传感器功能整合至现有手术设备中,从而提供在手术器具使用期间的身体内的可见性,同时实现本文中所阐述的该特定低噪声、低剖面经济传感器系统的该等益处。

[0009] 本发明的一实施例的又一目的为将一观测仪器的可插入部分中的功率消耗减少至无多余最小值,且尽可能多地将功能、物体及空间或功率消耗组件移位至该可插入部分外部。此目的承认,内窥镜设计的关键目的是减小该可插入探针的剖面,从而减少对患者造成的影响、不适及风险。以实例说明,实施例可藉由利用单独电源用于传感器而提供噪声的减少,该单独电源可使得能够使用一使用比另外可能的情形轻且小的功率操作的传感器。经由光纤引入的光具有在身体内不具有产生热量的光源的益处。安装于该系统的保留在身体外部或远离该探针的部分上的用后即丢或可再充电电池可提供用于用后即丢及灵活性的额外选项。

[0010] 本发明的一实施例的又一目的为促进在观测仪器操作期间建立视觉上清晰观察

区域。以实例说明,本发明的血管造影实施例可包括流体注入口及导管或其他构件,以将视觉上清晰物质引入至血管内部的该观察区域中。此引入可实质上将红血球自该观察区域移除,藉此使该观察区域变得在视觉上可接近于安装于一插入至该血管中的血管造影器具上的该图像传感器。

[0011] 在考虑本发明的特定实施例的以下详细描述后,特别是在结合附图考虑后,本发明的上述及其他目的、特征及优点将变得显而易见,在该等附图中,各个图中的相似参考数字用以指定相似组件。

## 附图说明

[0012] 图 1 为根据本发明的一实施例的内窥镜系统的说明。

[0013] 图 2 为包括透镜、传感器、光源及导线的内窥镜探针的实施例的顶端的说明。

[0014] 图 3 为根据本发明的一实施例的内窥镜系统的说明,其中使内窥镜系统的长度缩短。

[0015] 图 4 为根据本发明的一实施例的内窥镜系统的说明。

[0016] 图 5 为根据本发明的一实施例的手持型内窥镜系统的说明。

[0017] 图 6 为根据本发明的一实施例的混合式内窥镜系统的说明。

[0018] 图 7 为根据本发明的一实施例的内窥镜系统的说明,其中使内窥镜系统相对于运动而实质上稳定化。

[0019] 图 8 为根据本发明的一实施例的内窥镜系统的说明,其中将内窥镜系统并入至外科设备中。

[0020] 图 9 为包括钳子结构、外科工作部件、内窥镜探针与其透镜及传感器元件的外科设备的实施例的顶端的说明。

[0021] 图 10A 为根据本发明的一实施例的血管造影探针的说明,其中稀释流体仍未注入至血流中。

[0022] 图 10B 为根据本发明的一实施例的血管造影探针的说明,其中稀释流体已注入至血流中。

[0023] 图 11A 为根据本发明的一实施例的血管造影探针的说明,其中气球仍未膨胀。

[0024] 图 11B 为根据本发明的一实施例的血管造影探针的说明,其中气球已膨胀。

[0025] 图 12 为根据本发明的一实施例的多传感器血管造影探针的说明。

## 具体实施方式

[0026] 在图 1 中展示根据本发明的第一实施例的内窥镜系统 100。其包含安装于核心 120 上的用于患者插入的视情况用后即丢探针 110,视情况用后即丢探针 110 连接至处理系统 130 且经由电缆 195 及插塞 190 最终连接至监视器 / 储存台 140。

[0027] 探针 110 包括具有最小信号处理电路及增强的低光度效能的 CMOS 图像传感器 150 (诸如,可购自 OmniVision Technologies 公司的 OV6930 品牌图像传感器) 及安装于支撑件上的透镜 160。如图 2 中所展示,探针安装光源 151 (光源 151 可采取范围在自低热探针上光源 (发光二极管或其他低热光源可尤其作为选项) 至光纤的各种形式)、其他光学波导,或用于在系统中透射别处所产生的光的其他构件;替代形式的系统可依赖于来自其他

光源的光。探针亦可包括用于改变视野的设备或构件（例如，回转传感器及 / 或扩展 / 改变传感器的位置）。因此，探针可采取多种形式，范围在自能够沿着容器或其他通道“蜿蜒”向下的简单硬质结构至可挠性可控制器具。探针支撑自传感器及光源通向的导线 152，以及用以控制探针或探针上传感器的移动的任何额外机构。整个探针系可拆卸且视情况用后即丢的。

[0028] 物镜元件 160 可经由电动聚焦控制机构而可移动（如在此项技术中已知），但较佳地固定于适当位置以给出提供在大于选定最小焦点对准距离的所有距离处（自机筒远端）的焦点对准图像的電场的深度。固定聚焦光学部件更适于节约成本地制造，如在设计用后即丢光学部件方面为有益的。

[0029] 探针连接至观测仪器核心 120- 提供可附接至其他组件的构架的结构，以及用于连接其他组件的电路。举例而言，供操作员使用的手柄把手 170 附接至观测仪器核心 120。探针操纵把手 175 亦可附接至观测仪器核心 120 且可用以操纵探针 110（例如，前进、回缩、旋转等等）。观测仪器核心 120 包括用于传感器的电源 180。将此电源 180 与用于系统的剩余组件的另一电源 185 分离以便减少噪声。若探针 110 包括用于改变传感器 150 的位置的设备或构件，则对该功能的控制可在观测仪器核心 120、探针操纵把手 175 或手柄把手 170 中藉由此等组件外部的密钥进行。系统（远离传感器）的电力自监视器 / 储存台 140 流动或自连接至观测仪器核心 120 或手柄把手 170 的单独电池 187 流动。

[0030] 来自探针 110 的信号（一旦探针 110 离开人体（或在非医疗应用中，具有空间及其他约束的任何其他观察位点）），将传递穿过处理 / 连接器系统 130，处理 / 连接器系统 130 为可根据需要执行广泛范围的功能的处理器电路的可挠性阵列。处理器电路可组织于集成电路及 / 或连接器的间的一或多个集成电路及 / 或连接器中，且沿着探针与图像将被观察的点的间的通路容纳于一或多个模组及 / 或插塞中。一些实施例将观测仪器核心 120 用作附件的点（跨越其可安装连接器系统 130）。在如图 1 中所展示的一实施例中，在安装于观测仪器核心 120 外部的连接器系统模组 130 中执行初始处理及模数转换，以便可彻底地避免使观测仪器 100 不必要地加长。该连接器系统模组 130 又由电缆 195 连接至附接至图像将被观察的监视器 / 储存台 140 的末端插塞 190。在如图 3 中所展示的另一实施例中，连接器系统模组 130 连接至观测仪器核心 120 的顶侧以便避免使观测仪器 100 不必要地加长。其他实施例具有在如所描述的连接器系统中所执行的更多或更少功能，此视终端使用者的偏好及 / 或需要而定。多种电缆 195 用以链接系统的各个阶段。举例而言，利用当前用于汽车解决方案中的 LVDS（低电压差动传信）电接口的一个可能的链接可允许长度的高达 10 公尺，而其他选项将具有较短达到范围。设计者视使用者偏好而使用不同配置。如图 4 中所展示，一实施例包括置于电缆 195 的末端而非置于观测仪器核心 120 上的连接器模组 130。另外，最终图像信号转换器集成电路芯片容纳于设计成将连接器系统 130 直接链接至监视器 / 储存台 140 的插塞 190 中。

[0031] 连接器系统 130 插入至监视器 / 储存台 140 中，监视器 / 储存台 140 包括观察屏幕 142 及 / 或数据存储设备 144。标准桌上型或膝上型电脑为达成此目的而工作；因此，该设备包括用于将信号转换成能够由标准视频显示设备接收的格式的电路。必要时，监视器 / 储存台 140 可包括额外处理软件。监视器 / 储存台 140 根据需要系由内部电池或单独电源 185 供电；其电力向上游流动以执行设备的未由单独传感器电源 180 所执行的部件。

[0032] 替代实施例包括自含式手持型配置。医生可能想要将所有功能（包括观察屏幕）整合至不具有单独监视器的一设备中的观测仪器。如图 5 中所展示，关于此应用（其尤其可用于目镜），一个实施例包括手持型设备 200，该手持型设备 200 包括安装于观测仪器核心 220 上的观察屏幕 240。观测仪器连接器模组 230 安装于观测仪器核心 220 顶部以充当观察屏幕 240 的底座。观察屏幕 240 系由处理硬件 290 支撑，处理硬件 290 包括用于将信号的转换成标准格式的集成电路芯片。观察屏幕 240 为可调节的，且连接至小抽取式储存设备 242（例如，随身碟）。该手持型设备 200 由单独可再充电 / 可替换电源—传感器 / 探针电源 280 及用于处理器及观察屏幕 240 的另一电源 285 供电。两个电源具有用于再充电的外部链接件，外部链接件可在该设备未使用时插入至衔接台 290 中；或者，可由电池供应电力。必要时，此系统可为模组化的一亦即，观察屏幕可为可拆卸的且在使用者需要添加单独监视器台时可由电缆替换。

[0033] 如图 6 中所展示的另一替代实施例包括针对使用者需要设计成提供一个以上操作员使用的观测仪器的诸情况的混合式手持型观测仪器 300。在一个此实施例中，混合式系统包括在手持型设备上且在单独观察监视器 140 上的一观察屏幕 240。此系统与前一实施例中所述的系统非常相似，外加自连接器模组向外通向至监视器台的电缆。

[0034] 另一替代实施例包括具有针对复杂手术的详细探针控制及远端观察的观测仪器。此实施例将伺服想要具有高度探针移动的观测仪器—亦即，能够使通道弯曲下来的观测仪器的使用者。此通道的实例包括血管、胆囊或胰脏的管，或内耳道或在非医疗应用曲折管道时。就详细移动变得难以在手持型设备上管理而言，此实施例可由于具有在观测仪器在使用时不相对于患者而摇动或移动的固定平台而供应益处。如图 7 中所展示，对于此种类型的复合观测仪器 400，可由监视器 / 储存台 140 经由键盘或经由藉由标准接口（诸如，通用串行总线 (USB)）而插入的指标设备 410 来控制探针的移动。将控制信号沿着电缆 195 向下传输至观测仪器核心 120，且自观测仪器核心 120 传输至探针 110。观测仪器核心 120 附接至夹钳或三角架 420。在此情况下，患者将藉由在相对于患者的固定位置而固持的观测仪器核心 120 而为固定的。在插入探针 110 且固定观测仪器位置的后，操作员自监视器 / 储存台 140 控制探针移动，从而在探针 110 在血管或管道中移动时观测结果。

[0035] 另一替代实施例包括用作至其他外科设备的附件的观测仪器。代表性实施例将小型态传感器芯片安装至外科设备，从而产生能够成像且执行外科手术两者的组合工具。在这些状况下，探针可附接至现有工具。工具的现有构架充当观测仪器核心，其中在必要时导线及其他组件安装于其上。详情视附接至传感器的工具而变化；设计者可考虑到制造可视情形在各个地方附接的模组化组件。图 8 展示小型态传感器 150 连同透镜 160 一起安装于探针 520 上的一实施例，将探针 520 与外科设备 500 进一步组合，其中探针 520 定位于外科设备 500 内部或定位成邻近于外科设备 500 的外部轴件 510。与外科附件实施例共同的可能元件包括：用以减少噪声的传感器 150 的单独电源 180；置于探针 520 与监视器台 140 的间的点处的插入点外部（且可再使用）的连接器系统 130 中的处理器芯片；实现至监视器台 140 的连接的最终格式转换器芯片 / 插塞 190；及必要时并有任何所要处理软件及 / 或探针移动控制的监视器台 140。图 9 展示外部轴件 510 的顶端部分 600，顶端部分 600 可根据外科需要具有各种配置。此处，将钳子状配置揭示为一实施例。顶端部分 600 包括上钳头 610 及下钳头 615。探针 520 位于上钳头 610 与下钳头 615 的间。透镜 160 及传感器 150 安

装于探针 520 上。传感器 150、透镜 160 或探针 520 可固定于顶端部分 600 内部,或可能能够进行诸如前进、回缩或旋转的移动。一或几个外科工作部件 650 可位于邻近于探针 520。因此,仅展示一外科工作部件 650。外科工作部件 650 可能能够进行一或几个外科功能,包括输灌、抽吸、穿刺、钻孔、注入、切割、烧灼、辐射、电击等等。

[0036] 一替代实施例包括用作视情况用后即丢血管造影探针的探针。代表性实施例包括一包括血管造影探针的顶端的小型态传感器芯片的传感器(例如,CMOS 成像器)。若在血管内部部署直接观测设备以直接“查看”血管“内部”,则可在无辐射或辐射不透明造影剂的情况下在视觉上检查血管,藉此消除与传统血管造影术相关联的风险。血液含有阻塞血管内部的观察的大量红血球(每立方毫米血液 4 至 5 百万个红血球)。在不移除或减少观察区域中的红血球的情况下,血管造影成像器将仅“看见”模糊的红血球。为了观测血管壁及血管壁上的闭塞结构(诸如,动脉粥样硬化相关斑结构),可实质上减少观察区域中的红血球。因此,在将视觉传感器用于血管造影设备中以观察血管的内部时,血管造影设备可具有减少观察区域中的红血球的能力。藉由视觉上透明剂(诸如等渗压盐水)进行血液的稀释可减少局域化观察区域中的红血球。

[0037] 血管造影探针亦包括用以在成像期间分配稀释流体以减少在观察区域中的红血球的数目的注入口。稀释流体可为生理盐水溶液、乳酸盐林格氏溶液,或自患者自己的血液所制备的血清或血浆流体。稀释流体的性质一般与患者的免疫系统相容,藉此实质上减少来自患者的过敏性回应的风险。为了促进观察血管壁,将某体积的稀释流体注入至血流中。血液与稀释流体的后续混合会实质上减少传感器附近的红血球的数目。可在相对于血流的任何方向上注入稀释流体。一般说来,为了产生充分稀释以使得传感器附近的红血球的数目充分减少而允许直接观察周围血管壁,将在与血流相反的方向上注入稀释流体。所得逆流混合帮助增加观察区域中的稀释流体的滞留时间。可以快速模式、连续模式或间歇模式注入稀释流体。稀释流体的体积视血管的大小及观察周期的持续时间而定。一般说来,较大血管或较长观察周期需要待注入的更多稀释流体。

[0038] 图 10A 及图 10B 展示血管造影探针 710 的一实施例。此处,沿着血流 770 的方向将探针 710 引入至血管 780 的内腔中。传感器 150 及透镜 160 安装于探针 710 的顶端。探针 710 包括一或几个注入口 720,经由注入口 720 将稀释流体引入至血管 780 的内腔中。如图 10A 中所展示,在注入稀释流体之前,血管 780 的内腔填充有红血球 790。实质数目个红血球 790 的存在于传感器 150 附近会阻碍血管 780 内部的直接观察。当经由一或几个注入口 720 将稀释流体注入至血管 780 的内腔中时(如图 10B 中所展示),传感器 150 附近的红血球 790 的量可实质上减少而允许血管 780 内部的直接观察。在一实例中,在与血流实质上相反的方向上注入稀释流体,从而导致减少的血流 775,藉此延长传感器 150 附近的稀释效应。

[0039] 图 11A 及图 11B 展示气球状血管造影探针 712 的一实施例。与图 10A 及图 10B 中的血管造影探针 710 相比,该气球状血管造影探针 712 进一步包括一充气式气球状元件 740a。图 11A 描绘观察的气球状血管造影探针 712。此处,仍未注入稀释流体,且充气式气球状元件 740a 处于压扁状态。传感器 150 附近具有实质数目个红血球 790,藉此阻碍血管 780 内部的直接观察。如图 11B 中所展示,为了开始血管 780 内部的观察,使气球状元件 740b 充气至膨胀状态,藉此使血流 775 慢下来。另外,稀释流体经由一或几个注入口 720

的注入实质上自传感器 150 附近清除红血球 790。因此,可达成血管 780 的内腔的相对清晰观察。

[0040] 图 12 展示多传感器血管造影探针 714 的一实施例。与图 11A 及图 11B 中的气球状血管造影探针 712 相比,该多传感器血管造影探针 714 包括具有侧观察能力的多个传感器元件 730。包括多个传感器元件 730 会允许血管内部的综合观察。此处,两个传感器元件 730 定位于充气式气球状元件 740a 的两侧上。这准许医师将充气式气球状元件 740a 准确定位至合乎需要的地点(例如,冠状动脉内部的闭塞动脉粥样硬化斑)。在将充气式气球状元件 740a 准确定位至所要地点的后,为达成治疗目的,医师使充气式气球状元件 740a 膨胀,诸如,经皮冠状动脉介入术中的支架部署以治疗急性心肌梗塞。

[0041] 应了解,本文中所描述的实施例中的每一者中的内窥镜提供观测或有机结构、组织结构、人体内的义肢及其他外物,且皆经调适而经由任何入口插入至人体中。如本文中所使用的入口意谓提供通向人体中的任何切割或天然开口。或者,如先前所提及,每一实施例的观测仪器可在非医疗应用中使用,诸如,工业或汽车应用。如本文中所使用的 CMOS 图像传感器包括藉由产生芯片的熟知 CMOS 制程而制造的所有固态集成电路,芯片具有复数个像素以用于将图像光能转换成电图像信号能。如本文中所使用的 CMOS 图像传感器意谓通常占据二维阵列中的界定的区以用于聚集该区中的光的 CMOS 图像传感器图像元件。对于彩色图像,红色像素、绿色像素及蓝色像素占据彩色像素区内的三个子区,且红色光学滤光片、绿色光学滤光片及蓝色光学滤光片并入至彩色马赛克滤光片元件中且安置成邻近于各别 CMOS 图像传感器像素子区。

[0042] 由于本发明经受细节的各种修改及改变,故较佳实施例的以上描述意欲仅为例示性的且并非限制性的。据信熟习此项技术者鉴于本文中所阐述的教示而建议其他修改、变化及改变。因此,应理解,据信所有此等变化、修改及改变属于如由附加申请专利范围所界定的本发明的范畴。

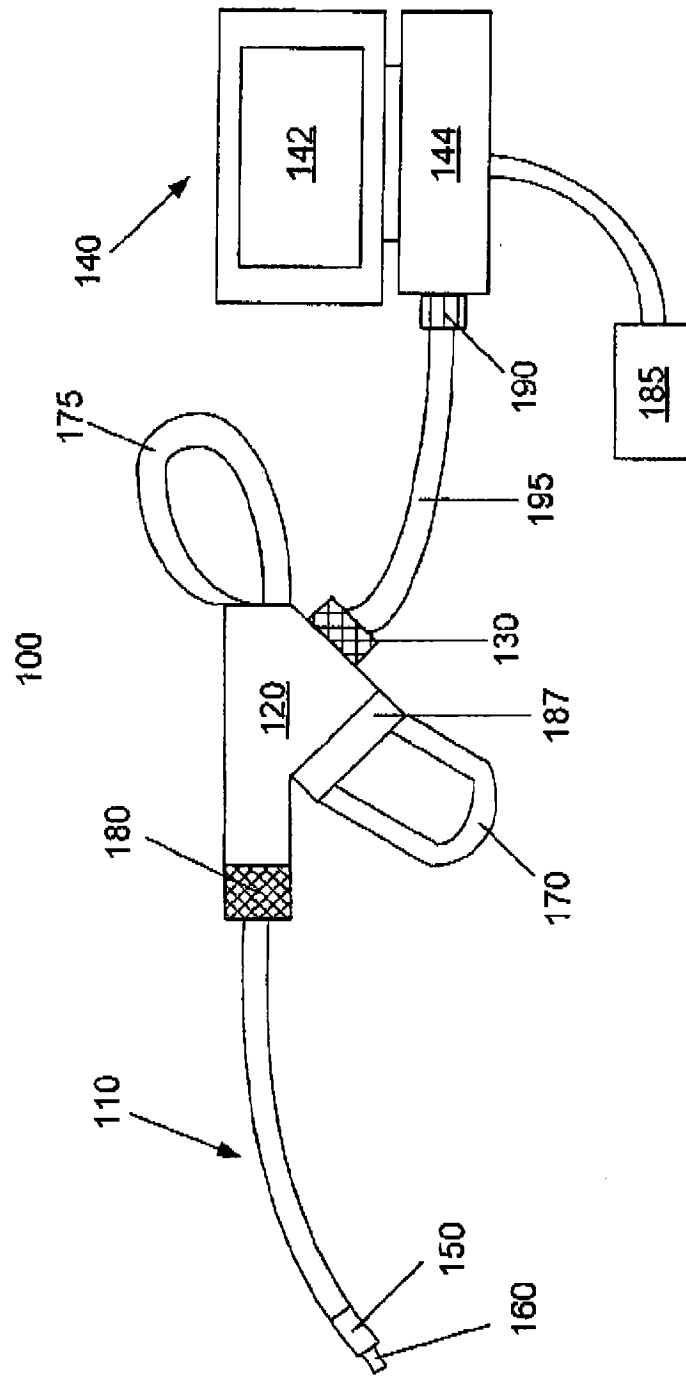


图 1

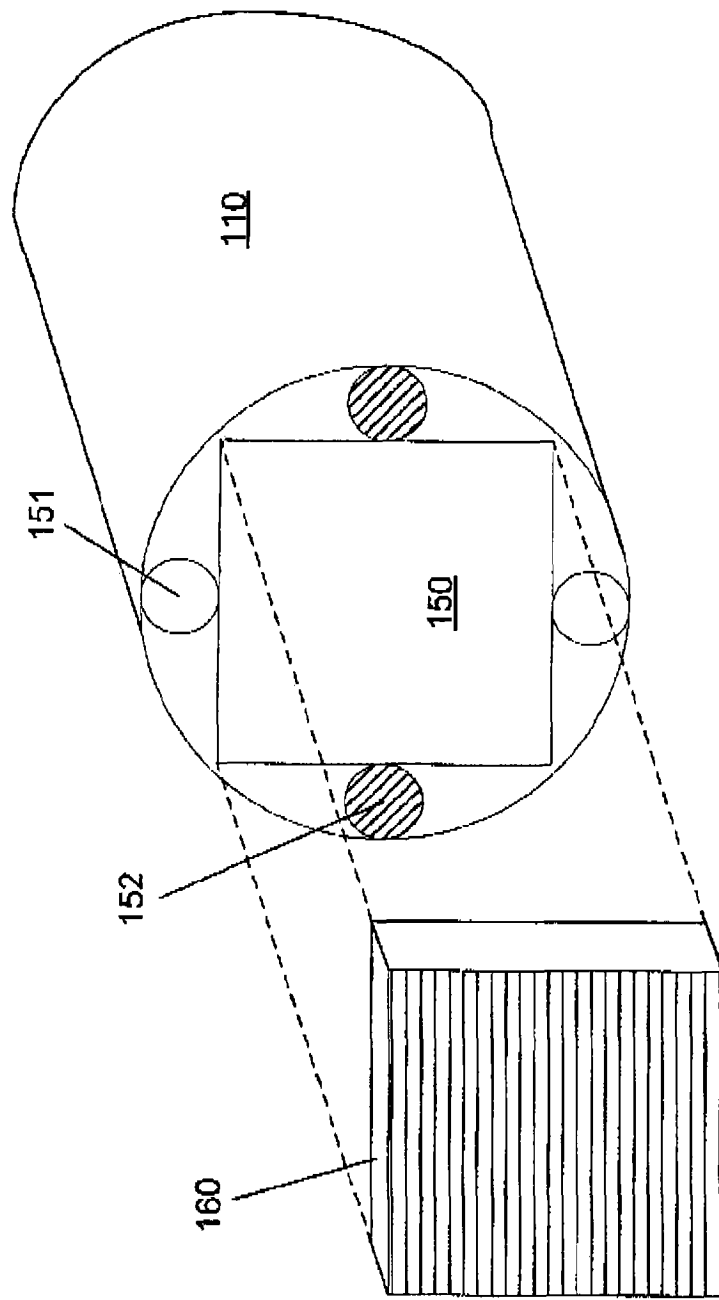


图 2

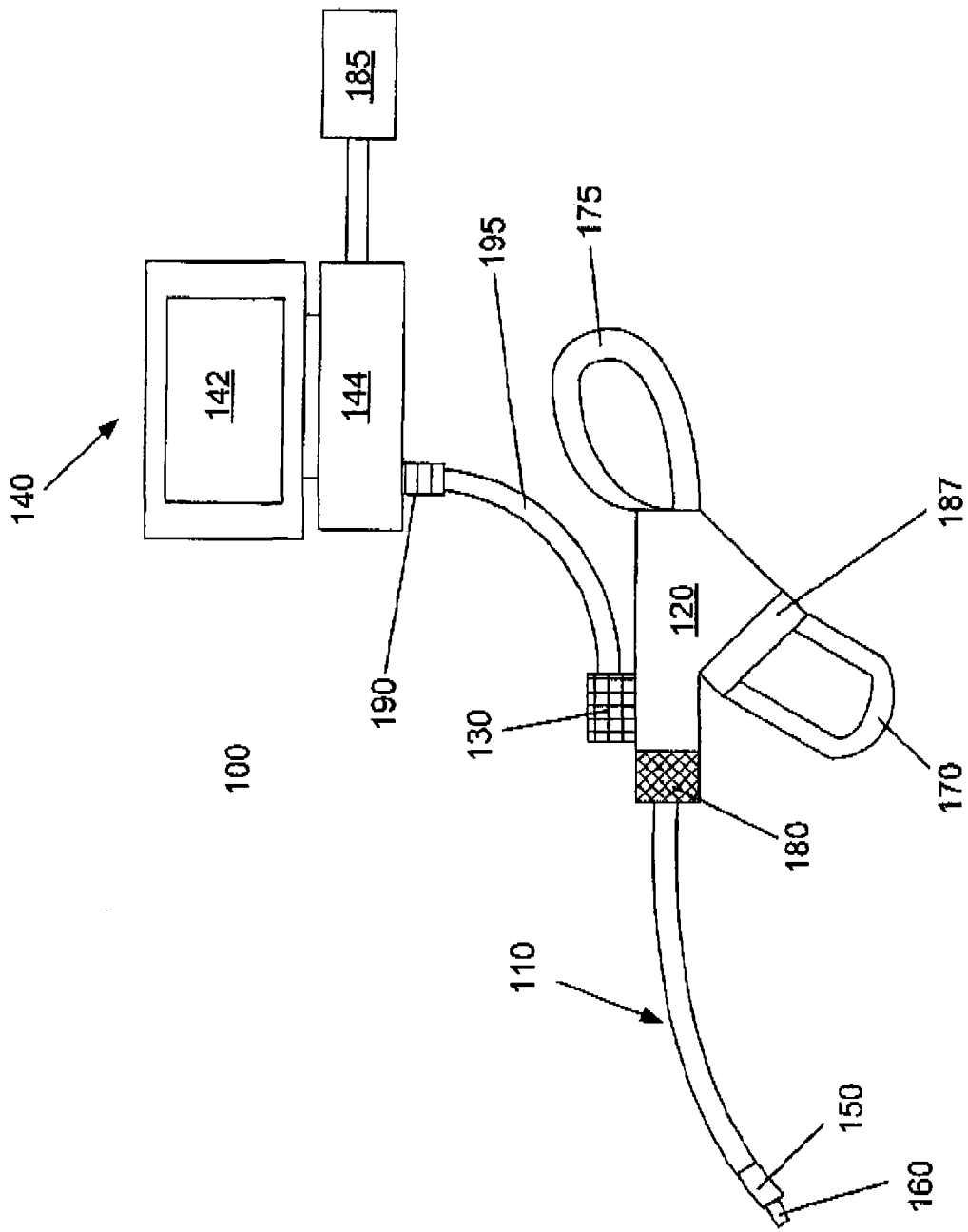


图 3

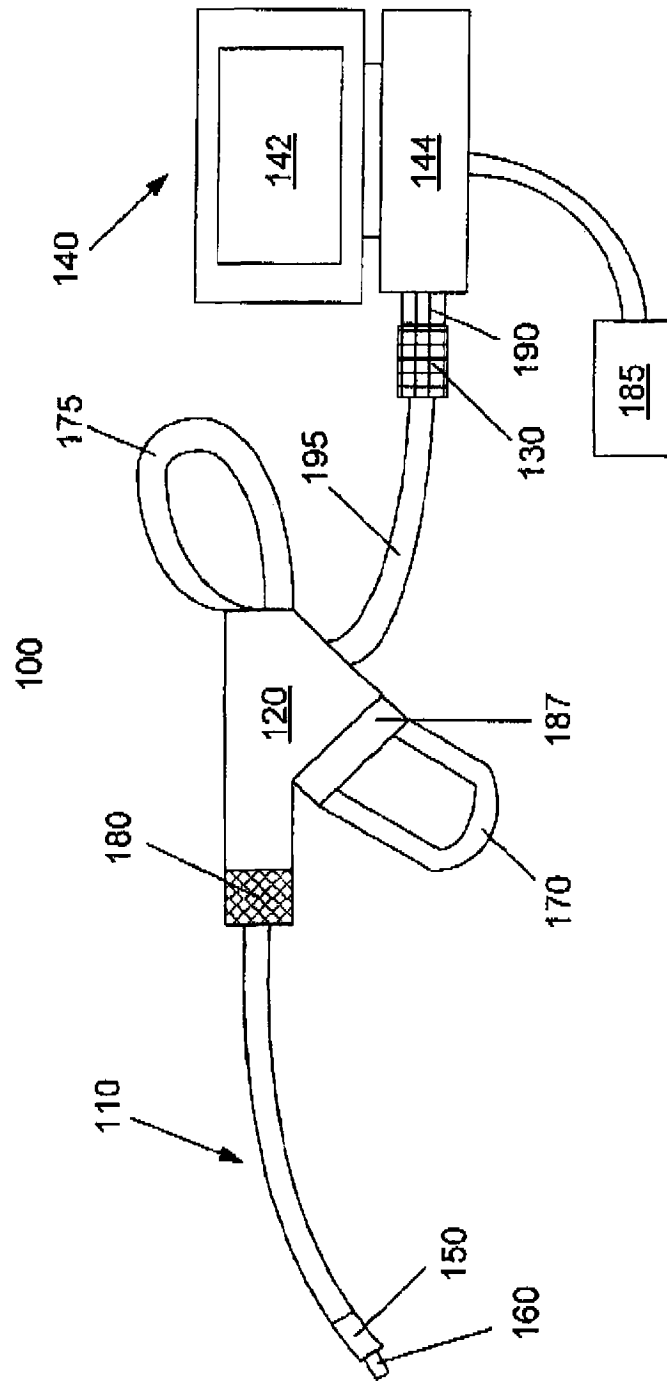


图 4

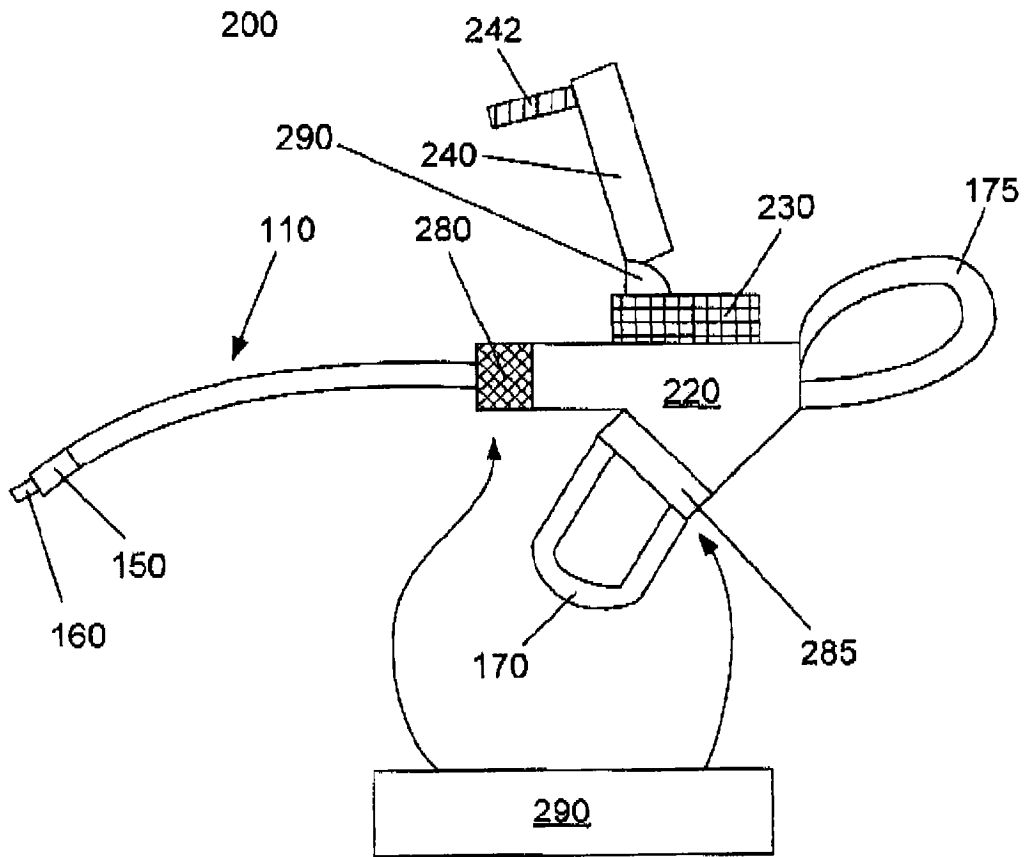


图 5

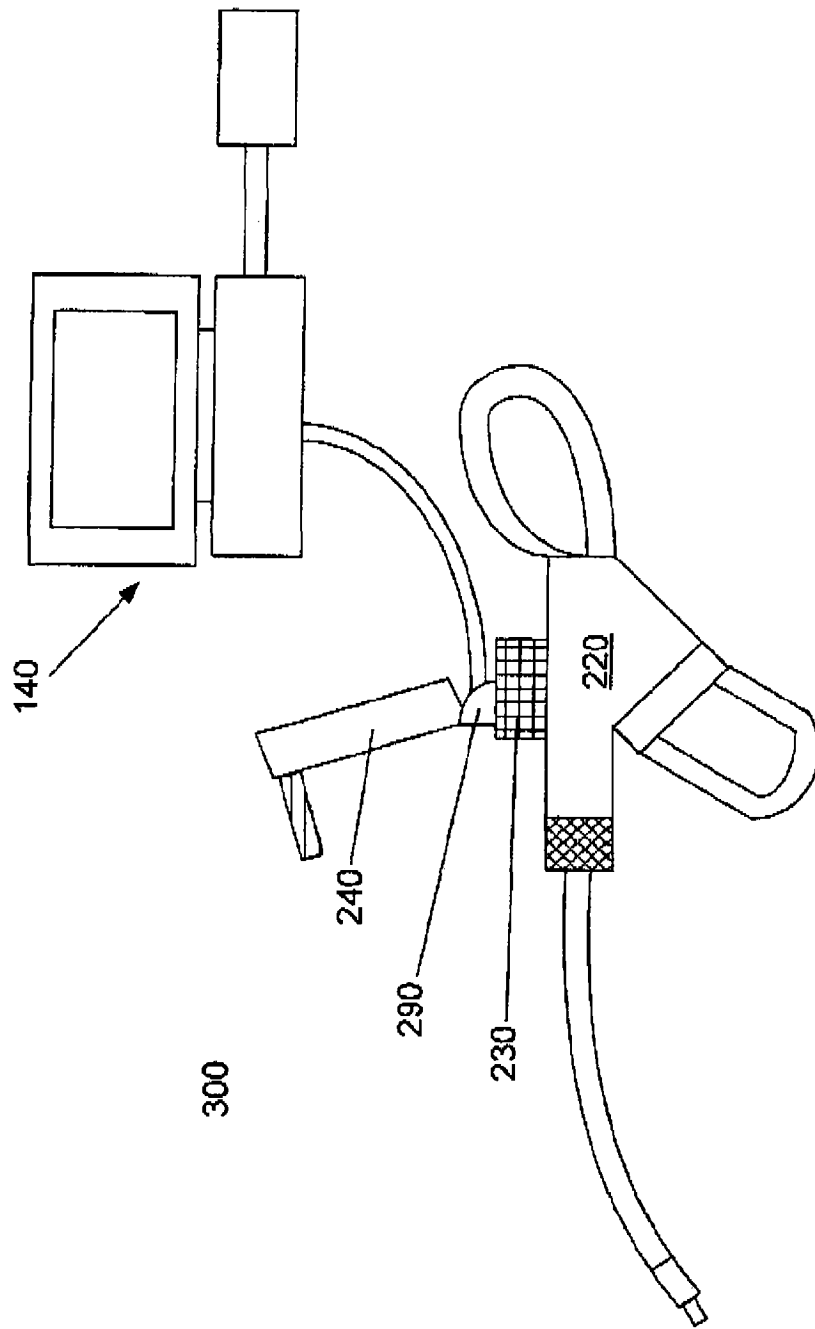


图 6

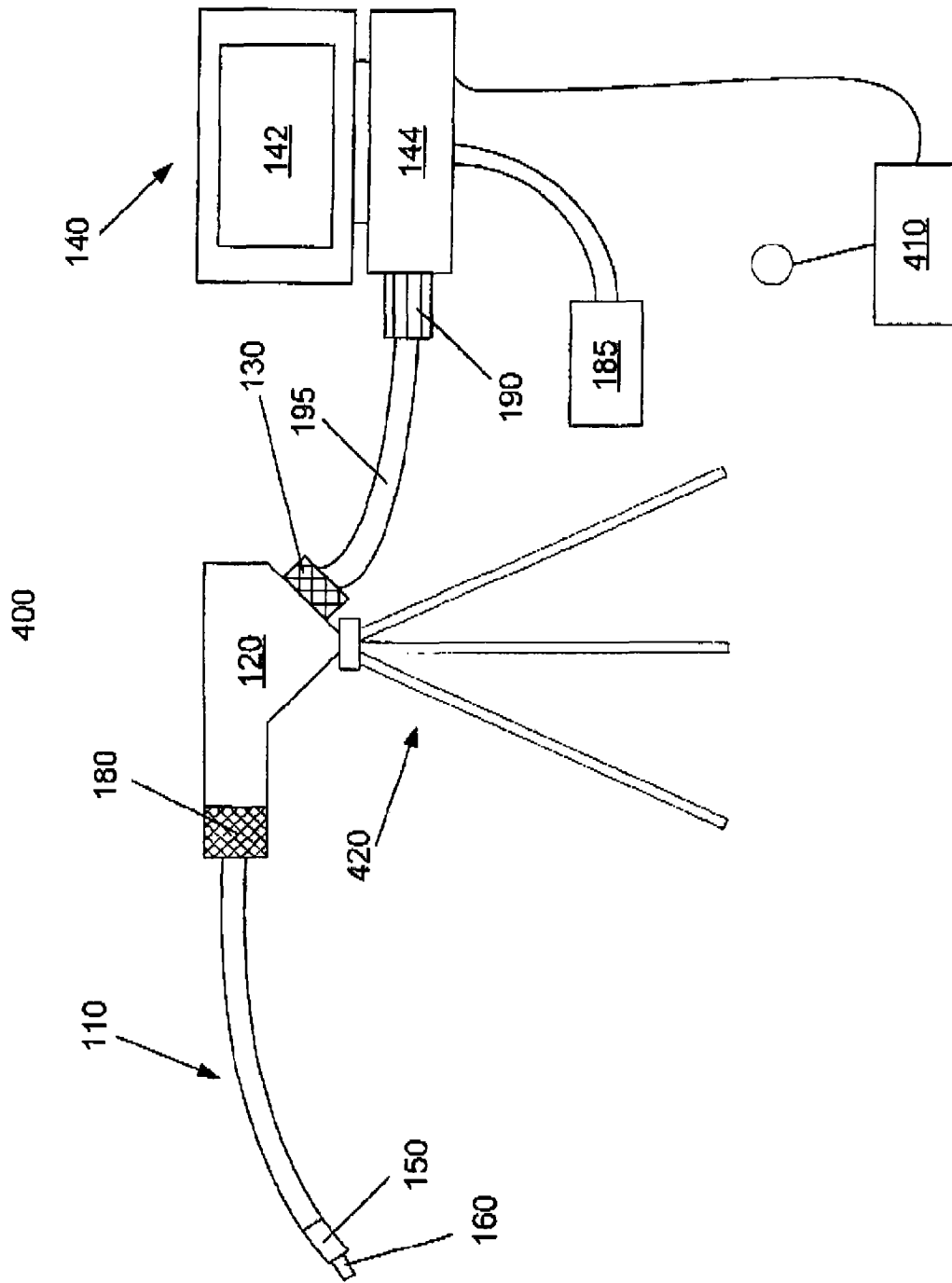


图 7

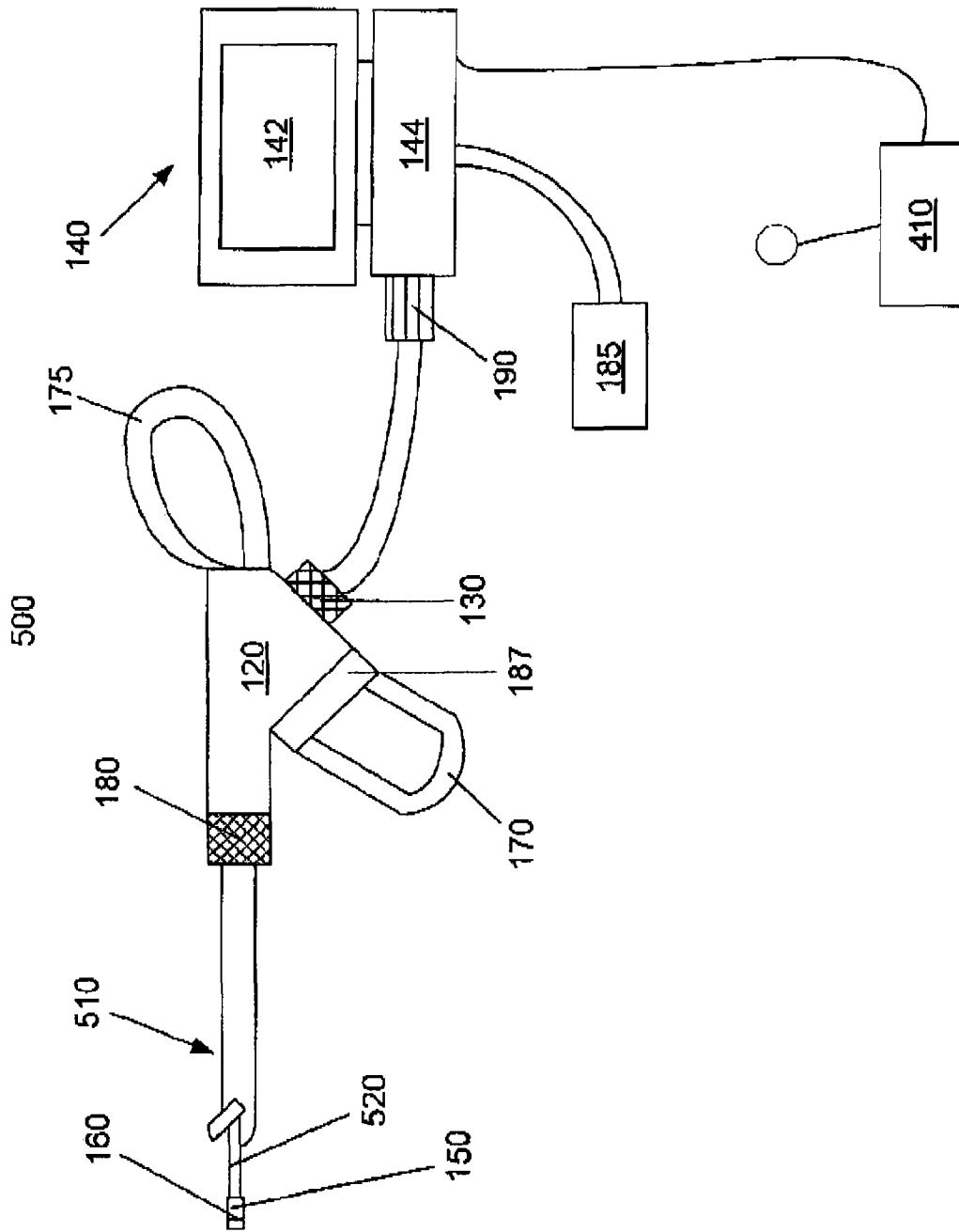


图 8

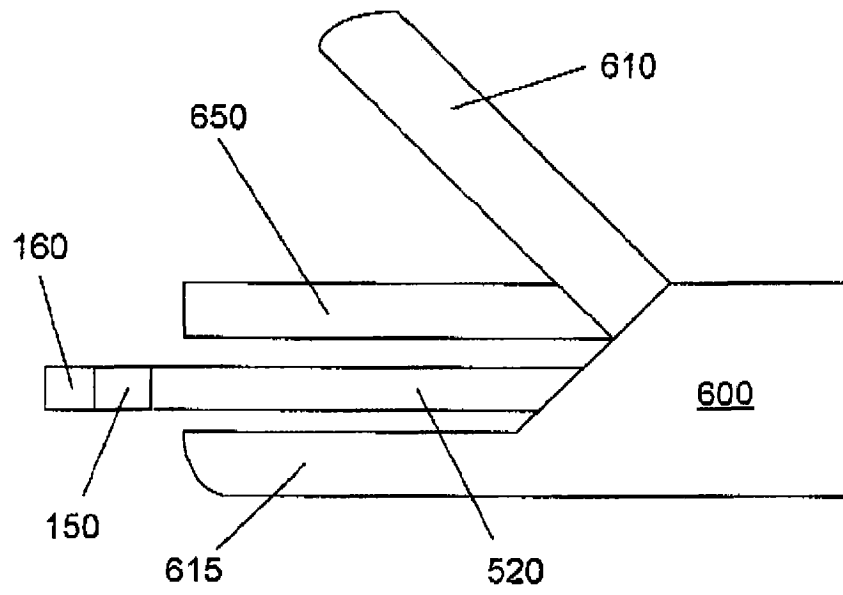


图 9

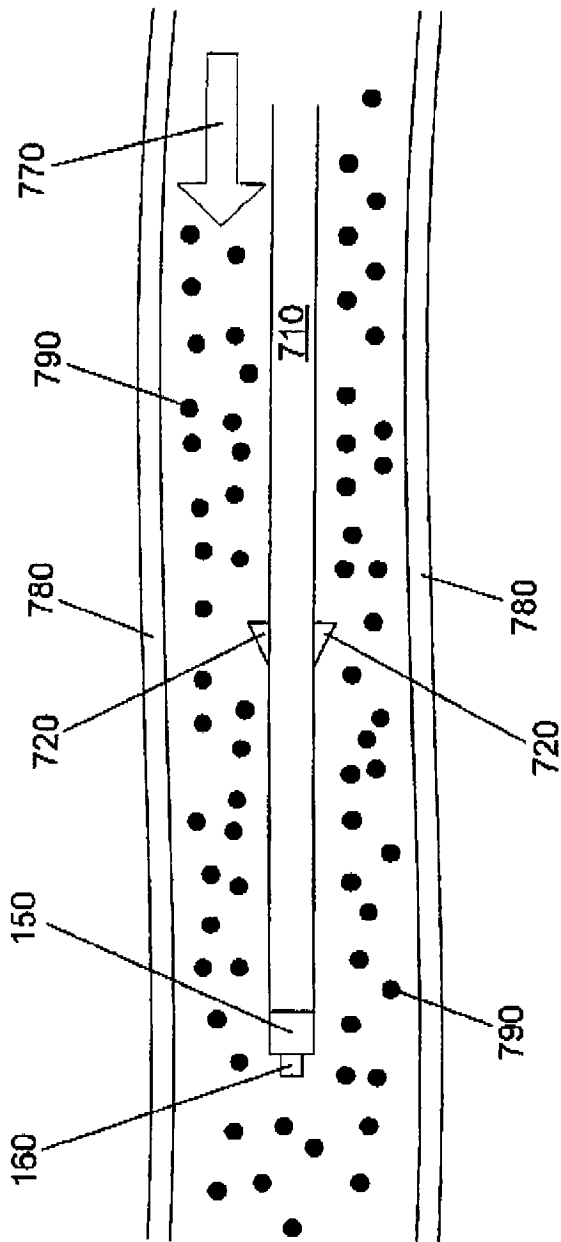


图 10A

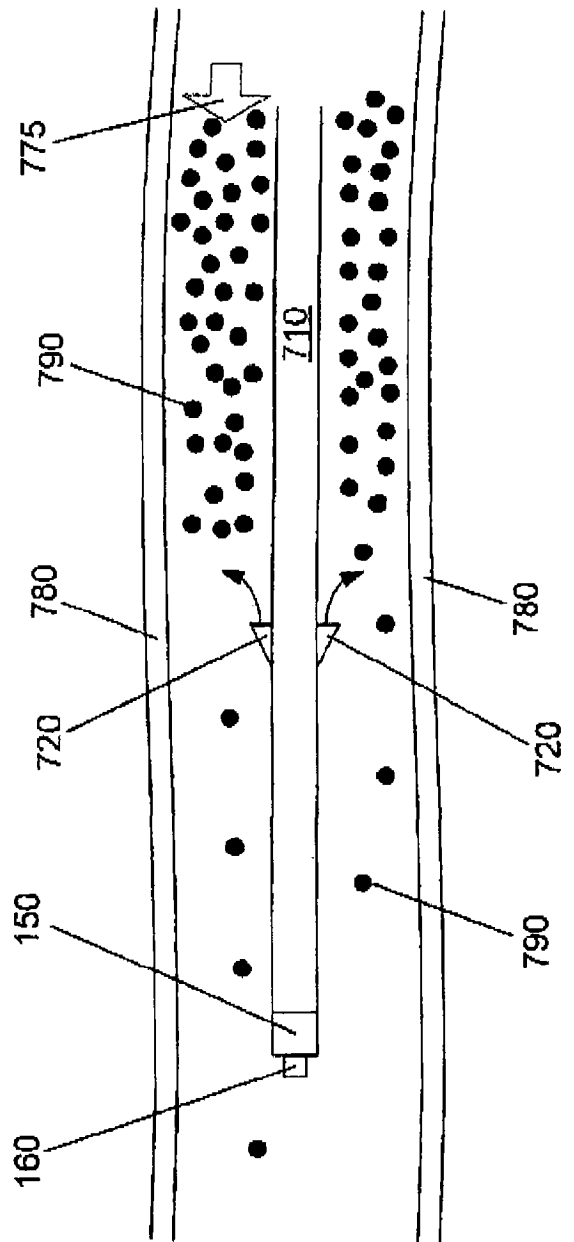


图 10B

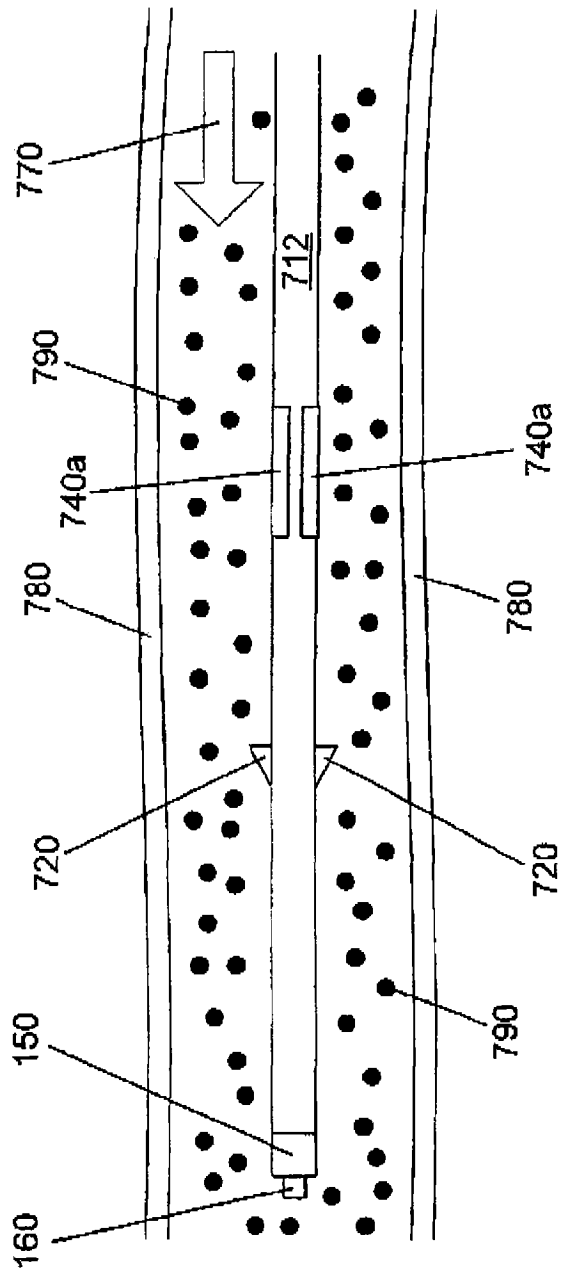


图 11A

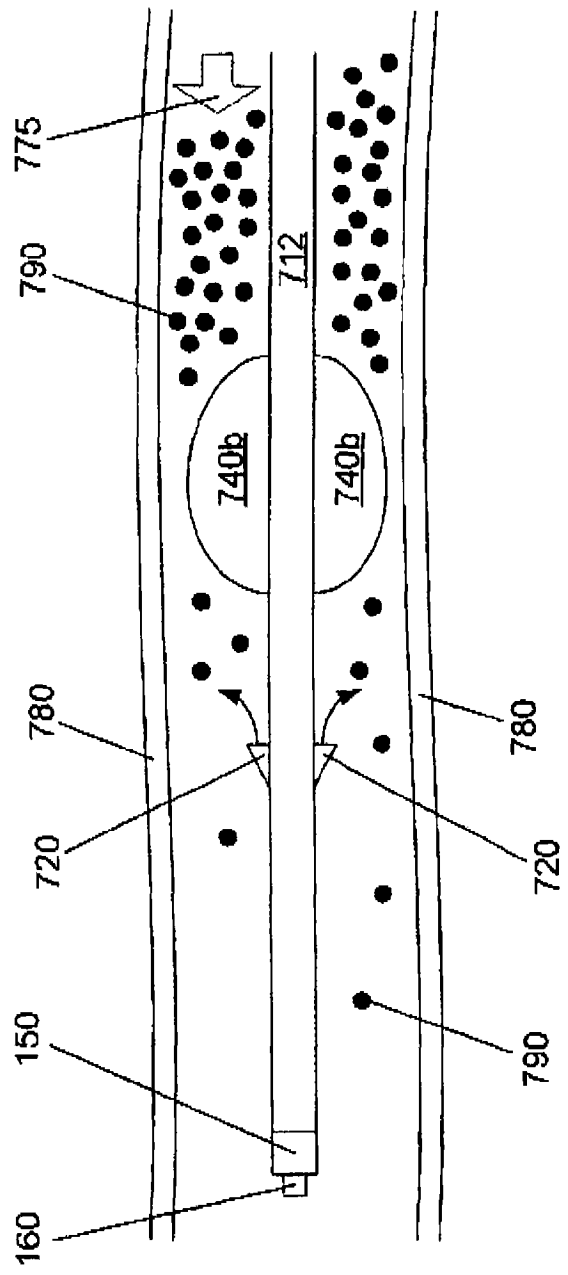


图 11B

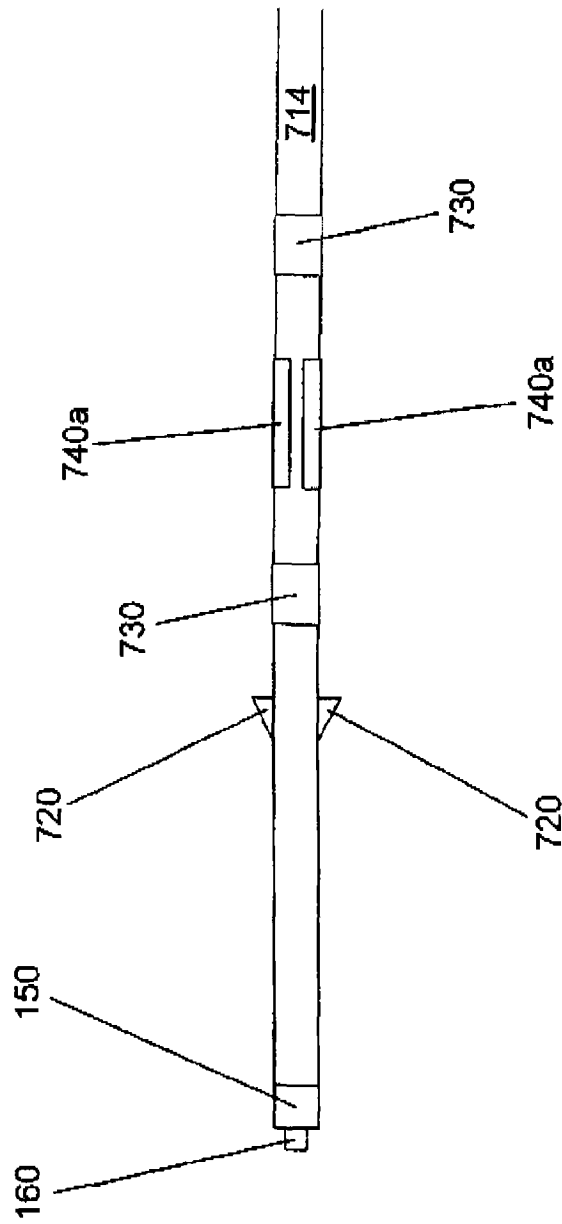


图 12

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 具有信噪比及用后即丢优点的选择的内窥镜及血管造影系统                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN102525383A</a>                   | 公开(公告)日 | 2012-07-04 |
| 申请号            | CN201110321790.X                               | 申请日     | 2011-10-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 豪威科技股份有限公司                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 美商豪威科技股份有限公司                                   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 美商豪威科技股份有限公司                                   |         |            |
| [标]发明人         | 郑宇<br>D 马赛蒂<br>D 艾德蒙逊<br>R 埃米里                 |         |            |
| 发明人            | 郑宇<br>D· 马赛蒂<br>D· 艾德蒙逊<br>R· 埃米里              |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/05 A61B1/00 G02B23/24                    |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/05 A61B1/3137 A61B5/0071 A61B1/00025     |         |            |
| 优先权            | 12/902007 2010-10-11 US                        |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

摘要(译)

本发明公开了具有信噪比及用后即丢优点的选择的内窥镜及血管造影系统。一方面的内窥镜系统包括探针，所述探针包括一或多个CMOS图像传感器；及用于自一个或多个CMOS图像传感器向外传输图像信号的一或多个导体。该系统亦包括连接器系统，该连接器系统包括一或多个集成电路及/或连接器、用于自一个或多个CMOS图像传感器接收信号且处理该信号。该系统亦包括：传感器电源，其用于一个或多个CMOS图像传感器；及剩余电源，其用于该内窥镜系统的剩余组件。本发明亦揭示其他内窥镜系统、血管造影系统、设备及其相关联的方法。

