



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102264306 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 30

(21) 申请号 200980152879. 9

(22) 申请日 2009. 12. 11

(30) 优先权数据

61/141, 020 2008. 12. 29 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 06. 28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/055715 2009. 12. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02010/076722 EN 2010. 07. 08

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·派斯因基

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 1/005(2006. 01)

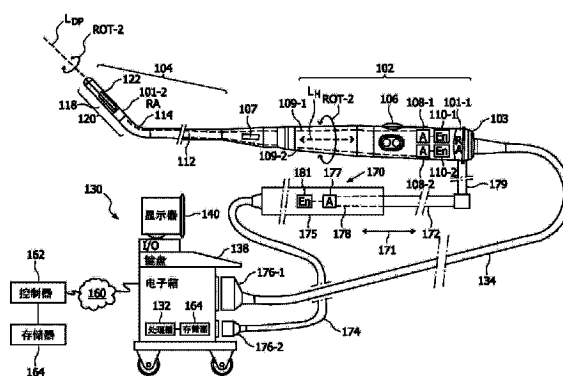
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 6 页

(54) 发明名称

具有远程控制的超声成像系统及其操作方法

(57) 摘要

超声成像探头包括具有限定了腔的至少一部分的刚性段的主体部分;位于主体部分中的第一机电致动器;位于主体部分中的第二机电致动器;耦联到主体部分的挠性部分,该挠性部分包括多个铰链元件;耦联到挠性部分并且限定了腔的至少另一部分的末端部件;以及位于末端部件中的超声传感器阵列。控制器提供控制信号,其中,将第一力传递构件耦联到第一机电致动器以及多个铰链元件中的至少一个,以便将力从第一机电致动器传导到铰链元件中的至少一个;并且,将第二力传递构件耦联到第二机电致动器以及多个铰链元件中的至少另一个,以便作为对来自控制器的控制信号的响应将力从第二机电致动器传导到多个铰链中的另一个铰链元件。可以将控制器配置为作为对用户手动操纵控制杆的响应对来自超声传感器阵列的波束进行电子操控,以便提供三维体积成像。



1. 一种超声成像探头,包括:
包括限定了腔的至少一部分的刚性段的主体部分;
位于所述主体部分中的第一机电致动器;
位于所述主体部分中的第二机电致动器;
耦联到所述主体部分的挠性部分,所述挠性部分包括多个铰链元件;
耦联到所述挠性部分并且限定了所述腔的至少另一部分的末端部件;
位于所述末端部件中的超声传感器阵列;
用于提供控制信号的控制器;
第一力传递构件,其耦联到所述第一机电致动器以及所述多个铰链元件中的至少一个,以便将力从所述第一机电致动器传导到所述铰链元件中的至少一个;以及
第二力传递构件,其耦联到所述第二机电致动器以及所述多个铰链元件中的至少另一个,以便作为对来自所述控制器的所述控制信号的响应,将力从所述第二机电致动器传导到所述多个铰链元件中的所述另一个铰链元件。
2. 如权利要求1所述的超声成像探头,其中,将所述控制器配置为作为对用户手动操纵控制杆的响应对来自所述超声传感器阵列的波束进行电子操控,以便提供三维体积成像。
3. 如权利要求1所述的超声成像探头,还包括适合于用户抓握的一个或多个控制旋钮,所述一个或多个控制旋钮附接于所述主体部分并且耦联到所述第一力传递构件或所述第二力传递构件。
4. 如权利要求1所述的超声成像探头,其中,所述第一力传递构件和所述第二力传递构件包括传动齿条和电缆。
5. 如权利要求1所述的超声成像探头,还包括耦联到所述末端部件并且关于所述末端部件的纵轴旋转所述超声传感器阵列的第三致动器。
6. 如权利要求5所述的超声成像探头,还包括耦联到所述主体部分并且关于所述主体部分的纵轴旋转所述主体部分的第四致动器。
7. 如权利要求1所述的超声成像探头,还包括耦联到所述主体部分并且能够将所述主体部分线性移位预定距离的伸缩组件。
8. 如权利要求1所述的超声成像探头,还包括耦联到所述第一机电致动器或所述第二机电致动器并且提供对应于所述挠性部分的铰链的链接信息的至少一个编码器。
9. 一种用于使用控制器控制成像探头的方法,所述方法包括下列行为:
通过所述控制器驱动安装在所述成像探头的末端部分的腔中的超声阵列;
通过所述控制器接收来自所述超声阵列的图像信息;
通过所述控制器激活位于主体部分的至少一部分中的一个或多个机电致动器,所述主体部分与所述末端部分相对放置;并且
通过所述一个或多个机电致动器链接位于所述主体部分和所述末端部分之间的挠性部分,所述挠性部分包括多个铰链元件。
10. 如权利要求9所述的用于控制超声成像探头的方法,其中,所述链接行为还包括:
通过用户旋转附接于所述主体部分并且耦联到对应的力传递构件的一个或多个控制旋钮;并且

将力从所述控制旋钮中的至少一个传递到所述铰链元件中的至少一个。

11. 如权利要求 9 所述的用于控制超声成像探头的方法,还包括使用耦联到所述末端部分和所述挠性部分的致动器关于所述末端部件的纵轴旋转所述传感器阵列。

12. 如权利要求 9 所述的用于控制超声成像探头的方法,还包括使用由所述控制器控制的制动机构将所述末端部分锁定在期望位置中。

13. 如权利要求 9 所述的用于控制所述超声成像探头的方法,还包括使用耦联到所述主体部分并且由所述控制器控制的伸缩组件将所述主体部分移位预定的线性距离。

14. 如权利要求 9 所述的用于控制所述超声成像探头的方法,还包括:

将链接信息从一个或多个编码器传送到所述控制器;并且

通过所述控制器使用所述链接信息确定所述末端部分的位置或取向。

15. 一种超声成像系统,包括:

控制器,其接收图像信息;

输入设备,其耦联到所述控制器并且布置为从用户接收输入;

显示器,其耦联到所述控制器并且显示对应于由所述控制器接收的所述图像信息的信息;以及

探头,包括:

包括限定了腔的至少一部分的刚性段的主体部分;

位于所述主体部分中的第一机电致动器;

位于所述主体部分中的第二机电致动器;

定位成耦联到所述主体部分的挠性部分,所述挠性部分包括多个铰链元件;

耦联到所述挠性部分并且限定了所述腔的至少部分的末端部件;

位于所述末端部件中并且将图像信息传送到所述控制器的超声传感器阵列;

第一力传递构件,其耦联到所述第一机电致动器以及所述多个铰链元件中的至少一个,以便将力从所述第一机电致动器传导到所述铰链元件中的至少一个;以及

第二力传递构件,其耦联到所述第二机电致动器以及所述多个铰链元件中的至少另一个,以便将力从所述第一机电致动器传导到所述多个铰链元件中的所述另一个。

16. 如权利要求 15 所述的超声成像系统,还包括适于用户抓握的一个或多个控制旋钮,所述一个或多个控制旋钮附接于所述主体部分并且耦联到所述第一力传递构件或所述第二力传递构件。

17. 如权利要求 15 所述的超声成像系统,其中,所述第一力传递构件和所述第二力传递构件包括传动齿条和电缆。

18. 如权利要求 15 所述的超声成像系统,还包括耦联到所述末端部件并且关于所述末端部件的纵轴旋转所述超声传感器阵列的第三致动器。

19. 如权利要求 15 所述的超声成像系统,还包括耦联到所述主体部分并且关于所述主体部分的纵轴旋转所述主体部分的第四致动器。

20. 如权利要求 15 所述的超声成像系统,还包括耦联到所述主体部分并且能够将所述主体部分线性移位预定距离的伸缩组件。

具有远程控制的超声成像系统及其操作方法

技术领域

[0001] 本系统大体涉及用于对生物组织进行成像的、诸如经食管超声心动图 (TEE) 探头的超声成像系统, 并且更具体地, 涉及可以提供二维 (2D) 和 / 或三维 (3D) 超声图像体积的手动和 / 或自动远程受控换能器以及其操作方法。

背景技术

[0002] 典型地, 在经皮的介入期间, 为了将诸如导管的外科器械引导到患者身体中的期望位置, 必须对其进行手动操作。存在通常用于引导外科器械的三种主要方法。已知这些方法为光学成像方法、荧光镜成像方法、以及超声成像方法, 并且下面将对其进行讨论。

[0003] 就光学成像方法而言, 该方法使用诸如摄像机的相机获取在期望位置处的目标的图像。随后, 可以使用这些图像将器械引导到患者身体中的期望位置。然而, 由于光学引导方法仅能够获取与相机镜头共线的图像, 所以可能很难获得外科器具关于患者身体或者其部分的位置的详细图像。因此, 外科医生可能不能仅借助于光学引导方法在用户身体内对外科器具进行引导。

[0004] 就荧光镜成像方法而言, 该方法经常使用在诸如心脏过程期间的、没有广泛使用超声成像系统的医疗过程中。可以使用该方法将诸如导管等的期望无线电密集目标引导到患者身体内的期望位置。然而, 由于荧光镜成像不提供在软组织中具有良好对比度的高质量图像, 所以荧光镜成像可能不适合于在软组织区域中的应用。此外, 由于荧光镜成像产生电离辐射, 所以它对患者以及接触它的人、或者位于患者附近的人 (例如, 心脏介入治疗师) 可能是有害的。此外, 患者附近的医疗专家可能必须穿戴不舒适并且笨重的铅屏蔽服以便将他们自己从可能的辐射暴露中屏蔽。

[0005] 此外, 就超声图像过程而言, 该方法典型地使用超声探头获得患者身体的期望区域的数字图像数据。就心脏成像而言, 虽然可以使用常规超声成像过程获得诸如心脏的心室和瓣膜在空间和时间上足够详细以引导经皮的心脏介入的图像, 但是为了获得期望的图像信息, 该方法需要用户手动操纵探头。因此, 该方法是乏味和耗时的。

[0006] 因此, 存在对自动超声成像系统和方法的需求, 以便控制用于成像的内窥镜设备、手动接管自动控制以获得期望的图像并且引导内窥镜设备、以及 / 或者生成在诸如经皮的心脏介入的经皮的介入中所期望的图像和信息。

[0007] 此外, 存在对自动和 / 或手动控制以便获得成像信息以及为了经皮的 (例如, 心脏) 介入将成像 TEE 探头引导到期望图像的方法的需求。

发明内容

[0008] 本系统、方法、装置和设备的一个目的是克服常规系统和设备的缺点。根据一个所说明的实施例, 超声成像探头包括主体部分, 主体部分具有限定了腔的至少一部分的刚性段; 位于主体部分中的第一机电致动器; 位于主体部分中的第二机电致动器; 耦联到主体部分的挠性部分, 该挠性部分包括多个铰链元件; 耦联到挠性部分并且限定了腔的至少另

一部分的末端部件；以及位于末端部件中的超声传感器阵列。控制器提供控制信号，其中，将第一力传递构件耦联到第一机电致动器以及多个铰链元件中的至少一个，以便将力从第一机电致动器传导到铰链元件中的至少一个；并且将第二力传递构件耦联到第二机电致动器以及多个铰链元件中的至少另一个，以便作为对来自控制器的控制信号的响应，将力从第二机电致动器传导到多个铰链中的另一个铰链元件。可以将控制器配置为作为对用户手动操纵控制杆的响应对来自超声传感器阵列的波束进行电子操控，以便提供三维体积成像。

[0009] 可以经由诸如自然孔或者通过经皮或者外科手术接入到内腔、血管、或者体腔将本发明引入到人的解剖体内。应该理解，虽然将结合人的经皮的介入对本系统和方法进行描述，但是经皮或者外科手术介入和接入可以通过小的开口对诸如动物的任何生物、或者对非生物对象的任何经皮的介入，例如以探测设备（例如，电子设备、无生命对象等）或者结构（例如，建筑、洞穴等）。此外，本系统还可应用于其它形式的多普勒效应超声波扫描术。此外，虽然关于经食管超声心动图（TEE）探头描述了实施例，但是本系统、设备和方法可同样应用于用于成像的、通过诸如经鼻、经阴道、经直肠、腔内探头等的任何孔所插入的任何内窥镜设备。

[0010] 从在下文中提供的详细描述中，本设备、系统和方法的更多适用范围将变得显而易见。应该理解，详细描述和特定示例虽然指示了系统和方法的示例性实施例，但是仅是意在用于说明的目的，而不旨在限制本发明的范围。

附图说明

[0011] 从下列描述、所附权利要求和附图中，本发明的装置、系统和方法的这些以及其它特征、方面和优点将变得更容易理解，其中：

[0012] 图 1 是根据本发明的实施例的用于对内部组织进行成像的超声系统的图示说明；

[0013] 图 2A-2B 示出了根据本发明的超声成像系统的局部侧视图的图示说明；

[0014] 图 3A 是插入身体中的用于如图 2 所示进行成像的内窥镜设备的图示说明；

[0015] 图 3B 是对图 3A 中所示的、在身体内弯曲位置处的成像内窥镜设备的图示说明；

[0016] 图 4A 是根据本发明的实施例的包括手动控制旋钮的手柄的侧视图的图示说明；

[0017] 图 4B 是图 4A 中所示的手柄的顶视图的图示说明；以及

[0018] 图 5 是对根据本系统的过程进行图示说明的流程图。

具体实施方式

[0019] 某些示例性实施例的下列描述本质上仅仅是示例性的，并且决不是意在限制本发明、其应用或者使用。在本系统和方法的实施例的下列详细描述中，参照了构成其组成部分的附图，并且在附图中通过图示说明的方式示出了特定实施例，在特定实施例中实现了所描述的系统和方法。足够详细地描述这些实施例，使得本领域的技术人员能够实现当前公开的系统和方法，并且应该理解，可以利用其它实施例，并且可以进行结构和逻辑改变而不脱离本系统的精神和范围。

[0020] 因此，不在限制的意义上，接纳下列详细描述，并且仅通过所附权利要求限定本发明的范围。除了采用相同的参考数字对出现在多个图中的相同组件进行标识之外，在这里

的附图中的参考数字中的首位数字对应于图号。此外,为了清楚的目的,当某些特征对于本领域的技术人员是显而易见的、以致不妨碍本发明的描述时,将不讨论这些特征的详细描述。

[0021] 已知各种成像系统、探头和控制部,例如,在下列美国专利或者美国专利申请公开中所公开的那些成像系统、探头和控制器,通过参考将这些专利或专利申请公开全部并入本文:

[0022] 1、1998 年 12 月 29 日公布的 Solomon 等人的题目为“Ultrasound ImagingCatheter Having an Independently-Controllable Treatment Structure”的 US5, 853, 368;

[0023] 2、2000 年 10 月 3 日公布的 Savord 等的题目为“Phased Array AcousticSystems with Intra-Group Processors”的 US 6, 126, 602;

[0024] 3、2003 年 6 月 3 日公布的 Miller 等的题目为“Tranesophageal andTransnasal, Transesophageal Ultrasound Imaging Systems”的 US 6, 572, 547B2;

[0025] 4、2003 年 7 月 15 日公布的 Peszynski 等的题目为“UltravascularUltrasound Imaging Apparatus and Method”的 US 6, 592, 520B1;

[0026] 5、2004 年 1 月 20 日公布的 Miller 等的题目为“Ultrasound TEE Probewith Two Dimensional Array Transducer”的 US 6, 679, 849B2;

[0027] 6、2004 年 8 月 17 日公布的 Peszynski 等的题目为“RFI-ProtectedUltrasound Probe”的 US 6, 776, 758B2;

[0028] 7、2004 年 4 月 15 日公开的 Peszynski 等的题目为“RFI-ProtectedUltrasound Probe”的 US 2004/0073118A1;以及

[0029] 8、2006 年 7 月 27 日公开的 Peszynski 等的题目为“Control Mechanismfor an Endoscope”的 US 2006/0167343A1。

[0030] 在图 1 中示出了根据本系统的实施例的用于对内部组织进行成像的超声系统。超声成像系统 100 可以包括下列中的一个或多个:主体部分或者手柄 102、导管或者用于成像的内窥镜设备 104、伸缩构件 170、控制单元 130、网络 160、控制接口 162、一个或多个存储器 164、以及可分别经由连接器 176-1、176-2 连接到控制单元 130 的一根或多根控制电缆 134、174。

[0031] 用于成像的内窥镜设备 104 的一个实施例是用于插入到食管内的经食管超声心动图 (TEE) 探头,其中,使用这种 TEE 探头对本设备、系统和方法进行描述。然而,应该理解,可以在诸如插入到诸如喉咙、鼻子、直肠等的任何身体孔内的任何期望的外科和成像应用中使用任何其它类型的探头。此外,为了执行期望的外科手术,例如,移除或者摧毁不期望的增生或者组织等,可以单独或者连同外科器械一起使用根据本设备、系统和方法的用于成像的本发明性内窥镜设备。本发明性内窥镜设备可以用于为了治疗和成像目的无创或者微创过程,并且可以是自我引导的,例如自动地和 / 或使用控制杆手动地,或者是使用任何常规引导设备引导的。

[0032] 手柄 102 可以包括一个或多个内部腔,一个或多个致动器 (A) 108-1、108-2, 一个或多个旋转致动器 101-1 和 101-2,手动接管控制 106、以及支持部 103。可以将手柄 102 耦联到成像内窥镜设备 104。一个或多个致动器 (A) 108-1、108-2 以及一个或多个旋转致动器

(RA) 101-1、101-2 可以包括任何适合于生成并且传递力的设备,诸如马达、螺线管等。一个或多个旋转致动器 101-1 和 101-2 可以关于期望轴旋转超声成像系统的部件。例如,可以使用手柄旋转致动器 101-1 使手柄部分 102 如所期望的那样关于其纵轴 L_H 、或者一些其它轴旋转 ROT-1。同样,可以使用末端旋转致动器 101-2 使成像内窥镜设备 104 的末端部分 120 如所期望的那样关于其纵轴 L_{DP} 、或者一些其它轴旋转 ROT-2。此外,可以使用手柄旋转致动器 101-1 使手柄相对于支持部 179 旋转,并且可以使用末端旋转致动器 101-2 使末端部件 120 相对于挠性区域 114 旋转。

[0033] 一个或多个致动器 108-1、108-2 可以经电缆 134 从控制单元 130 接收控制信号,并且输出对应的力和 / 或运动。可以使用任何合适的耦联将由一个或多个致动器 108-1、108-2 输出的力和 / 或运动分别耦联到力传递构件 109-1、109-2 (例如,如虚线所示的金属线)。每个致动器 (例如,101-1、101-2、108-1、108-2 和 / 或伸缩构件 170 的致动器 177) 可以包括变速器、传动装置等,其可以倍增或者减少输入力和 / 或位移,并且从诸如鼓轮中输出该增大 / 减小的输出旋转速度和 / 或扭矩输出 (例如,用于驱动电缆等)。

[0034] 移位编码器 (En) 110-1、110-2 可以将与致动器 108-1、108-2、101-1、101-2 以及 / 或者力传递构件 109-1、109-2 的位置有关的位置信息传送到控制单元 130。编码器 (En) 110-1、110-2 还可以从控制单元 130 接收对应的信息。此外,可以如所期望的那样提供位于末端部件 120 处的检测器用于进行检测并且提供反馈,该检测器例如力检测器,以便诸如通过监控和限制给马达、致动器、螺线管等的电流来提供触觉反馈。此外,可以提供测力计对诸如控制电缆上的张力进行监控。

[0035] 一个或多个力传递构件 109-1、109-2 可以包括诸如电缆、金属线、连接杆、齿条 (例如,传动齿条) 以及 / 或者其组合。例如,在一个实施例中,一个或多个力传递构件 109-1、109-2 可以包括传动齿条。可以将该传动齿条耦联到小齿轮 (pinion),将该小齿轮耦联到对应致动器 108-1、108-2 的电动马达的输出轴。因此,力传递构件 109-1、109-2 可以从诸如小齿轮接收力和 / 或位移。力传递构件 109-1、109-2 可以包括耦联到齿条的对应电缆。

[0036] 用于成像的内窥镜设备 104 可以包括沿着其纵向长度延伸的一个或多个腔、末端部件 120、细长部件 112、以及挠性区域 114。

[0037] 末端部件 120 可以包括刚性区域 118 以及一个或多个 TEE 传感器阵列 122。TEE 传感器阵列 122 可以包括一个或多个换能器阵列,每个换能器阵列可以包括多个超声元件。例如,可以将超声元件呈线性置于成像内核上,并且可以将其耦联到柔性电路 107。柔性电路 107 可以经电缆 134 将一个或多个换能器阵列的超声元件和 / 或末端部件 120 内的其它设备耦联到控制单元 130。可以使用 TEE 传感器控制机构控制在末端部件 120 内一个或多个换能器阵列的取向和 / 或位置。在一个实施例中,TEE 传感器控制机构可以例如包括一根或多根电缆,将其耦联到一个或多个换能器阵列中对应的一个,以便对换能器阵列中的一个或多个的取向 (其可以包括横滚、纵摇和 / 或偏航) 和 / 或位置进行控制。可以将一根或多根电缆耦联到可以由控制单元 130 和 / 或用户控制的对应致动器。

[0038] TEE 传感器阵列 122 可以包括任何合适的超声传感器阵列,诸如相控阵列、线性阵列、曲线形阵列和 / 或矩阵传感器阵列。在诸如美国专利 No. 6, 126, 602 中公开了这种传感器。其它传感器阵列可以包括矩阵阵列 TEE 探头等。由于传感器阵列在本领域中是已知的,

为了清楚起见,将不给出对其的进一步讨论,并且将进一步讨论电子波束操控,以便在不同位置和角度处观测所期望的图像,从而代替机械旋转器对图像传感器进行旋转。当然,如果期望,可以如所期望的那样将对图像波束的机械和电子两种操控组合。

[0039] 细长部件 112 基本上可以是刚性的,并且可以包括沿着其纵向长度延伸的腔。细长部件 112 可以位于末端部件 120 和手柄 102 之间,并且可以将这两个单元耦联在一起。

[0040] 挠性区域 114 可以将末端部件 120 耦联到细长部件 112。挠性区域 114 可以包括多个铰链元件(例如,类似于下面结合图 2 所描述的铰链元件 217),将其配置和布置为提供刚性区域 118 相对于细长部件 112 的铰链。可以经由诸如对应的力传递构件 109-1、109-2 将铰链元件(还称为内窥镜挠性链接)耦联到对应的致动器 108-1、108-2。

[0041] 可以包括诸如伸缩构件 170 的定位设备,以便将手柄定位在期望的位置和/或取向中。应该理解,虽然图 1 示出了经由支持部 179 沿着并且耦联到手柄的伸缩构件 170,但是伸缩构件 170 也可以是沿着手柄 102 的纵轴 L_H 或与其共线、以便实现手柄 102 沿着纵轴 L_H 的移动。当然,可以使用任何其它的定位设备,例如具有各种连接杆的定位设备,以便提供实现手柄 102 沿着各个方向的运动和/或旋转的额外自由度。

[0042] 伸缩构件 170 可以包括主体部分 175 和能够相对于主体部分 175 伸缩的伸缩部分 172。可以经支持部 179 将伸缩部分 172 耦联到手柄 102 的支持部 103。伸缩构件 170 可以包括一个或多个致动器 177,其可以诸如通过金属线、活塞、或者其它力传递元件 178 将力/位移传递到伸缩部分 172,以便使伸缩部分 172 据此做出响应。例如,在一个实施例中,如通过箭头 171 所指示的,作为对来自一个或多个致动器 177 的力/位移的响应,伸缩部分 172 可以在平行于主体部分 175 的纵轴方向中伸缩。伸缩构件 170 可以包括一个或多个编码器 181,编码器 181 可以生成对应于伸缩部分 172 相对于主体部分 175 的位置和/或取向的位置信息。可以经诸如控制电缆 174 将该位置信息传送到诸如控制单元 130。虽然示出了单一支持部 179,但是也预想可以包括其它支持部以支撑手柄 102。还预想可以将定位设备集成到手柄 102 内,或者可以将其放置在与手柄 102 并行或者串行的结构中。

[0043] 还预想伸缩构件可以包括互相铰链接附的两个或多个臂。在其它实施例中,预想伸缩构件包括平行臂布置。

[0044] 控制单元 130 可以包括下列中的一个或多个:显示器 140,诸如控制杆、键盘、鼠标、扬声器等的输入/输出设备 138,控制单元处理器或者控制器(PROC) 132,存储器(MEM) 164 等。控制单元 130 和/或处理器 132 可以控制超声成像系统 100 的总体操作。控制单元 130 可以经网络 160 与外部控制器 162 进行通信,该网络 160 可以包括诸如局域网(LAN)、广域网(WAN)、因特网、内联网等的有线和/或无线网络。因此,控制单元 130 可以与诸如远程存储器、远程外部控制单元等的其他外部设备进行通信。如在前面的美国专利 No. 6,679,849(在下文中称为‘849 专利’)和 6,592,520(在下文中称为‘520 专利’)所述,控制单元 130 可以控制超声成像系统 100。因此,能够控制 TEE 传感器阵列 122 以获得期望信息,可以如在前面的‘849 和‘520 专利中所述对期望信息进行处理和/或显示。可以使用任何合适的传送机制在超声成像系统 100 的不同设备之间传送信息。然而,优选地,可以使用专属和/或编码的传送机制为经网络 160 传送的信息提供安全性。

[0045] 输入/输出设备 138 可以包括能够将信息传送到用户并且/或者接收用户输入的任何合适的设备或多个设备。例如,输入/输出设备 138 可以包括下列中的一个或多个:控

制杆, 键盘 (KB) 和诸如鼠标、追踪球、触摸板、电容定位板、激光指示器、触摸屏等的指示设备。可以将处理器配置为: 例如, 作为对存储在存储器中并且由处理器执行的预编程或者预确定的指令的响应, 自动控制 TEE 探头, 以提供期望的图像, 这些指令可以被修改或者对诸如来自位于末端 120 处的位置和 / 或力传感器的输入的各种输入做出响应, 和 / 或对用户输入做出响应。也就是说, 用户的手动控制可以接管自动控制来获取期望的图像, 其中, 用户可以基于由 TEE 探头获取的图像所提供的视觉反馈、使用控制杆以便提供诸如在 x、y 和 z 方向中的控制, 来进行手动控制。当然, 还可以提供相反的情况, 其中, 自动模式可以基于传感器反馈接管手动模式, 例如, 基于可以指示危险情景的力反馈, 其中, 自动限制任何额外的手动力以避免损害; 基于例如与实际测量力相比较而言的预定的力阈值。这样, 当实际测量力到达阈值时, 则不进一步施加任何力。然而, 在用户确认了的警告或者指示之后, 可以给用户提供继续进行的选项, 例如, 不管升高的力反馈信号而继续手动控制 TEE 探头。

[0046] 一旦用户释放了手动控制, 或者诸如通过激活键盘上的按键激活了自动模式, 系统就返回自动模式。这样, 提供了自动和手动模式的组合, 其中, 可以获取期望图像并且将其显示在显示屏 140 上, 其中, 用户可以随时接管自动模式。当然, 系统可以对除了使用控制杆和 / 或激活按钮之外的各种类型的用户输入做出响应, 例如, 经语音控制, 其中, 语音识别单元识别出用户的讲话并且将它们翻译成命令, 以便对 TEE 探头进行控制和定位, 从而获得期望的图像。

[0047] 显示器 140 可以包括用于将信息显示给用户的任何合适的显示器, 并且可以包括诸如液晶显示器 (LCD)、触摸屏显示器等。此外, 可以将一个或多个显示器安装成邻近另一个显示器和 / 或安装在远程位置处 (例如, 在另一间房间、建筑物、城市中等)。

[0048] 图 2A 是根据本系统的超声成像系统的局部侧视图的图示说明。超声成像系统 200 包括手柄 202、以及导管或者用于成像的内窥镜设备 204 中的一个或多个。成像内窥镜设备 204 可以包括挠性区域 214 和末端部件 220 中的一个或多个。末端部件 220 可以包括一个或多个超声传感器阵列, 例如, 位于不同位置处并且指向不同方向的 TEE 传感器阵列 222、227。例如, 一个 TEE 传感器阵列 222 可以位于如图 2 中所示末端部件 220 的下表面处、指向下方, 而另一个 TEE 传感器阵列 227 可以位于末端部件 220 的前表面处、指向前方。当然, 还可以提供如所期望的额外的 TEE 传感器阵列, 例如, 指向上方并且位于末端部件 220 的上表面处的阵列。

[0049] 一个或多个超声传感器阵列中的每个可以包括一个或多个子阵列。超声成像系统 200 可以包括用于将 TEE 传感器阵列中的一个或多个定位并且指向在期望位置中、使得它们可以获得与期望图像体积有关的图像信息的控制单元。可以将末端部件 220 耦联到挠性区域 214。

[0050] 挠性区域 214 可以包括诸如多个铰链元件 217 的任何合适的铰链系统, 该多个铰链元件 217 类似于 US 6, 572, 547 中所描述的那些铰链元件。可以经一个或多个接头 231 将铰链元件 217 互相耦联。可以经对应的接头 231 将端部件 221 耦联到相邻的铰链元件 217。可以将端部件 221 中的一个耦联到相邻的末端部件 220, 同时将端部件 221 中的另一个耦联到手柄 202。接头 231 可以包括合页, 或者可以由一整体构件形成, 该整体构件当受给定力时可以偏转。此外, 当在整体构件中形成接头时, 铰链元件可以与接头集成地形成和 / 或彼此集成地形成。

[0051] 如在图 2A 中所示,手柄 202 可以包括一个或多个致动器 208-1 至 208-N 以及对应的编码器 (En) 210-1 至 210-N。一个或多个致动器 208-1 至 208-N 可以包括诸如马达 (M)、螺线管等的任何合适的力发生机构。可以将一个或多个致动器 208-1 至 208-N 耦联到对应的力传递构件 209-1 至 209-N。可以在如通过箭头 291 所指示的线性方向中移位力传递构件 209-1 至 209-N。一个或多个致动器 208-1 至 208-N 可以例如从控制单元 130 (图 1) 中接收控制信号,并且据此做出响应。

[0052] 例如,可以将用户接口包括在手柄 202 上,以接收用户输入。随后,可以将与该用户输入有关的信息或者来自诸如远程控制器或者控制单元 130 的控制器 230 的控制信号传送到包括 (图 1 中所示的控制单元 130 的) 处理器 132 的控制单元,其例如可以输出一个或多个信号,以便控制一个或多个致动器 (例如,101-1、101-2、208-1 至 208-N 和 / 或 177) 中对应的致动器。还预想可以将控制信号不经过处理器 132 进行处理从用户接口直接传送到一个或多个对应致动器。用户接口可以包括机械和 / 或电接口。

[0053] 力传递构件 209-1 至 209-N 可以耦联在一个或多个致动器 208-1 至 208-N 和对应的铰链元件 217 之间的力和 / 或位移。铰链元件 217 可以在一个或多个平面中偏转。因此,可以对挠性区域 214 进行链接,使得挠性区域 214 可以呈现任何期望的结构,例如,如所期望的直线、“J”、“S”和“Z”结构。此外,还可以将挠性区域 214 配置为平面外结构。这样,通过精确控制力传递构件 209-1 至 209-N 的偏转,可以定位铰链元件 217 以便提供挠性区域 214 的链接。因此,当成像内窥镜设备 204 位于诸如胃肠道和 / 或脉管系统的受试主体中时,它可以很容易前进。此外,可以很容易控制 TEE 传感器阵列 222、227 相对于受试主体的位置和 / 或取向,从而使得能够很容易对受试主体进行检查。因为这些结构在本领域中都是已知的,为了清楚起见,将不再给出对其的描述。

[0054] 在图 3A 中示出了插入到身体中的图 2A 中所示的成像内窥镜设备 204 的图示说明。将用于成像的内窥镜设备 204 (例如,经过图 3A 中所示的鼻子或者经过嘴) 插入诸如食管 310 的期望路径中,并且将来自诸如 TEE 传感器阵列 222 和 / 或外部 / 内部定位设备的位置信息传送到诸如图 1 中所示的控制单元 130 的控制单元。可以对位置信息进行处理,并且可以将对应的控制信号传送到一个或多个旋转致动器 101-1 至 101-2、致动器 177 (图 1)、和 / 或 208-1 至 208-N (图 2B) 中的一个或多个。随后,可以从驱动致动器传递对应的力和 / 或位移。例如,控制单元 130 当由处理器 132 执行加载到存储器 164 中的指令和 / 或对用户输入做出响应时,可以控制旋转致动器 101-1 以旋转刚性区域 118。这样,作为对诸如成像内窥镜设备 204 (例如,其末端部分 220) 和 / 或用户输入的反馈信息的响应,可以通过控制单元 130 和 / 或处理器 132 提供控制信号。应该理解,对控制单元 130 的参考同样适用于处理器 132。类似地,控制单元 130 可以控制致动器 108-1 至 108-2 (图 1) 中的一个或多个,以便偏转铰链元件 217 中对应的铰链元件,使得能够对挠性区域 214 (图 2) 进行链接,并且呈现期望的结构。例如,如图 3B 中所示,挠性区域 214 可以在身体内呈现“L”结构。

[0055] 例如,如在 Scampini 等的题目为“Guidance of Invasive Medical Devices by High Resolution Three Dimensional Ultrasonic Imaging”的美国专利 No. 7, 270, 634 中所述,位置信息可以包括与成像内窥镜设备 204 相对于一个或多个外部传感器 (ES) 320 的位置有关的信息,其中,在图 3A 中示出了三个外部传感器 320,并且可以使用三角剖分确定

成像内窥镜设备位置,使用位置反馈提供体积超声扫描,以便提供 3D(和/或 2D)图像,通过参考将该专利整体并入本文。

[0056] 另外,位置信息可以包括从诸如用户和/或 TEE 传感器阵列 222 接收的信息。例如,从 TEE 传感器阵列 222 接收的位置信息可以包括在受试主体中获得的图像信息。可以通过控制单元 130 对该信息进行处理,并且可以确定感兴趣点。一旦确定了 TEE 传感器阵列 222 相对于感兴趣点的位置,控制单元 130 就可以控制适当的致动器,以便使诸如挠性区域 214 和/或伸缩构件 172 保持在期望位置中,或者偏转以便将 TEE 传感器阵列 222 引导到另一个位置。因此,例如,可以从在该新位置处的 TEE 传感器阵列 222 获得新的位置信息。

[0057] TEE 传感器阵列 222 可以包括多个 TEE 传感器阵列,以便获得与关于成像内窥镜设备 204 的末端部件 220 的期望区域对应的图像信息。例如,末端部件 220 可以包括彼此分开大约 120 度放置的 3 个 TEE 传感器阵列。此外,可以将 TEE 传感器阵列安装在末端部件 220 的一端 223 上,以便获得对应于末端部件 220 的该端 223 的图像信息。可以将该图像信息包括在位置信息中。

[0058] 还预想超声成像系统可以包括图像识别软件/硬件,以便绘制图像并且/或者确定成像内窥镜设备 204 的部分(例如,TEE 传感器阵列 222)的位置以及/或者诸如具有外科器械的导管的其它期望项目和/或诸如身体部分的感兴趣区域的位置,以便对诸如肿瘤或者畸变进行检测。因此,控制单元 130 可以使用位置信息和/或与用户输入有关的信息引导诸如 TEE 传感器阵列 222 进入期望位置和/或取向中。如所述,可以在处理器 132 的控制下使用电子波束操控,而不是机械旋转改变取向。

[0059] 例如,控制单元 130 可以控制致动器 108-1、108-2、177、208-1 至 208-N 和/或旋转致动器 101-1、101-2 中的一个或多个,以便使 TEE 传感器阵列 222 相对于感兴趣组织体取向在期望的位置。随后,控制单元 130 可以啮合制动机构以将 TEE 传感器阵列 222 保持在期望的位置中。随后,控制单元 130 可以控制传感器阵列 222,以便获得对应于期望组织体的图像信息(例如,回波信息)。随后,可以将该图像信息传送到控制单元 130 用于进行处理。外部传感器(ES)320 可以将与超声成像系统的一个或多个部件的位置有关的信息传送给控制单元 130。随后,可以通过控制单元 130 对该信息进行处理和使用,以便确定超声成像系统的一个或多个部件的位置。超声成像系统还可以包括本领域中已知的并且如在诸如美国专利公开 No. 2006/0167343 中所公开的常规控制旋钮。

[0060] 在图 4A 中示出了根据本发明的实施例的包括手动控制旋钮的手柄的侧视图的图示说明。超声成像系统 400 可以包括下列中的一个或多个:手柄 402,控制旋钮 421、423,力传递构件 409-1、409-2 以及诸如马达(M)408-1、408-2 的致动器。

[0061] 可以将控制旋钮 421、423 分别耦联到力传递构件 409-2、409-1。力传递构件 409-1、409-2 中的每个可以包括一个或多个齿条。例如,力传递构件 409-2 可以包括一个或多个齿条 409-1A、409-1B,这些齿条可以包括与齿轮啮合的齿(例如,见图 4B)。同样地,力传递构件 409-1 可以包括一个或多个齿条 409-1A 和 409-2B。可以分别经对应的变速器(T1)411-1 和(T2)411-2 将每个致动器(M)408-1、408-2 耦联到力传递构件(TM)409-1、409-2。变速器(T1、T2)411-1、411-2 可以包括诸如小齿轮的输出传动装置。因此,可以经一个或多个对应的输出传动装置将输出传动装置耦联到对应的齿条。

[0062] 可以将编码器 410-1、410-2 耦联到对应的致动器(M1、M2)408-1、408-2,并且可以

将位置 / 定位信息提供给控制单元 130。编码器 410-1、410-2 还从控制单元 130 接收用于控制致动器 (M1、M2) 408-1、408-2 的控制信号。可以使用离合器组件在致动器和控制旋钮之间对力进行耦联 / 去耦。可以通过用户和 / 或控制单元 130 控制离合器组件。可选的锁定构件或者制动机构 403 可以将力传递构件 409-1、409-2 中的一个或多个锁定在期望位置中。可以通过用户和 / 或控制单元 130 控制锁定构件 403。可以包括一个或多个制动机构, 例如, 通过给不移动的致动器施加恒定电压、并且 / 或者提供外部或者额外的制动或锁定设备、施加闭环反馈以便对马达和 / 或致动器进行控制并且将它们保持在期望的位置, 以便限制致动器和 / 或力传递构件中的一个或多个从预定位置移开。可以经机械和 / 或机电机构驱动一个或多个制动机构。因此, 可以通过控制器经由控制信号驱动制动机构, 或者可以通过用户经由机械杠杆直接驱动制动机构。此外, 可以通过控制器生成制动控制信号 (一个或多个), 并且 / 或者可以作为用户输入的结果生成制动控制信号 (一个或多个)。制动机构可以包括摩擦元件、锁定爪、粘性元件等。

[0063] 在图 4B 中示出了图 4A 中所示的手柄的顶视图的图示说明。可以将控制旋钮 421、423 耦联到可以包括双齿条的力传递构件。例如, 耦联到控制旋钮 423 和 / 或致动器 408-1 的力传递构件可以包括齿条 409-1A 和 409-1B。此外, 耦联到控制旋钮 421 和 / 或致动器 408-2 的力传递构件可以包括齿条 409-2A 和 409-2B。

[0064] 在图 5 中示出了对根据本发明的过程进行图示说明的流程图。可以使用诸如控制单元 130 的处理器 132 的、在诸如 LAN (局域网)、WAN (广域网)、因特网等的网络上进行通信的一个或多个计算机执行过程 500。过程 500 可以包括下列步骤、行为和 / 或操作中的一个或多个。此外, 如果期望, 可以对这些操作中的一个或多个进行组合和 / 或将其分隔成子操作。

[0065] 参考图 5, 在步骤 / 行为 / 操作 502 中, 过程控制一个或多个 TEE 传感器阵列来获取与当前位置有关的图像信息。当前位置可以对应于从一个或多个编码器和 / 或外部定位设备获得的、用以确定传感器阵列中的一个或多个的位置 / 取向的位置信息。图像信息可以包括与当前图像体积 V 有关的图像信息。随后, 过程可以继续到行为 504。

[0066] 在行为 504 中, 可以对所获取的图像信息进行处理以获得期望的信息。例如, 处理可以包括数字信号处理, 以便对期望 / 不期望的图像信息进行过滤。另外, 可以将图像位置与当前位置信息一起存储用于稍后使用。随后, 过程可以继续到行为 506。

[0067] 在行为 506 中, 过程可以确定传感器阵列中的所述一个或多个是否在期望的位置 / 取向中。例如, 可以通过将在行为 502 中所获得的和 / 或在行为 504 中所处理的图像信息与查找表或者诸如用户期望位置 / 结构的其它信息、以及 / 或者另一个设备的位置进行比较来确定位置 / 取向。如果传感器阵列中的一个或多个在期望的位置中, 过程就可以重复行为 502。然而, 如果确定传感器阵列中的一个或多个不在期望的位置和 / 或取向中, 过程就可以继续到行为 508。

[0068] 在行为 508 中, 过程可以计算对于 TEE 传感器阵列中的一个或多个的期望位置和 / 或取向。期望位置和 / 或取向可以对应于通过用户输入的、通过系统计算的位置 / 取向, 以及 / 或者对应于另一个设备 (例如, 消融导管或者用于成像的另一个内窥镜设备) 和 / 或感兴趣组织体的当前位置的位置 / 取向。此外, 所述系统可以包括诸如菜单选择, 以便使得用户能够在对于图 1 中所示的 TEE 122 的垂直和 / 或水平位置之间进行选择 (例如, 见图

3A 和 3B)。因此,过程可以持续确定一个或多个外科手术设备的位置,并且计算对于根据本系统的 TEE 传感器阵列的期望位置。

[0069] 还可以通过计算增量步长 Δ_i 确定对于致动器中的一个或多个的期望位置(其中, i 对应于致动器中的所述一个或多个中的特定致动器)。可以将增量步长 Δ_i 施加于第 i 个致动器的输出。此外,可以将增量步长 Δ_i 施加于致动器或者其部件的放射状和/或线性运动。此外,过程可以参考诸如存储在图 1 中所示的存储器 164 中的查找表等的所存储的信息,以便确定对于一个或多个传感器阵列的期望位置和/或取向。在计算了对于一个或多个传感器阵列的期望位置和/或取向之后,过程可以继续到行为 510。

[0070] 在行为 510 中,过程根据在行为 508 中计算的期望位置控制致动器中的一个或多个。例如,参考图 1、图 3A 和图 3B,控制单元 130 可以获得对应于图 3A 中所示的传感器阵列的位置和/或取向的图像信息,并且控制致动器 101-1、101-2、108-1、108-2 和/或 177 中的一个或多个,以便将传感器阵列定位和/或取向在如图 3B 中所示的最终位置。例如,可以使用从传感器阵列 222 和/或 227 接收的信息确定成像内窥镜设备 104 的尖端和受试主体的壁之间的距离。使用从传感器阵列中的一个或多个(诸如传感器阵列 222 和/或 227)接收的信息,控制单元 30 可以控制以防止穿透主体。此外,可以控制传感器阵列的位置和/或取向,以便对应于诸如气球或消融导管等的另一种外科器械的位置和/或取向。因此,可以获得与另一种外科器械相关的实时信息。例如,通过控制单元 130 执行的跟踪功能可以获得与另一种外科器械相关的成像信息,并且控制致动器和/或 TEE 传感器阵列中的一个或多个,使得 TEE 传感器阵列中的一个或多个的位置、取向和/或结构与另一种外科器械的位置一致。因此,TEE 传感器阵列可以在外科手术例程期间甚至当另一种外科器械的位置改变时提供与另一种外科器械相关的实时图像信息。

[0071] 还预想控制单元还可以包括自动恢复功能,其中,对致动器中的一个或多个进行控制,使得可以从受试主体中自动移除成像系统。例如,根据应用,可以通过将除了执行移除或者恢复的致动器之外的所有致动器电压设置为零来激活恢复,其中,可以同时和/或顺序使用多于一个致动器完成恢复。因此,一旦选择了恢复模式,控制单元就可以控制诸如耦联到挠性段的致动器中的一个或多个使得对挠性段进行链接,并且/或者可以控制位于伸缩组件中的致动器使得可以使成像内窥镜设备变直并且/或者将其从受试主体内移除。

[0072] 此外,为了用户方便,成像系统最初可以提供诸如前视图和/或侧视图的各种视图。成像系统还可以提供经修正的 C 扫描图像,该图像为所选择的垂直于在扫描体积 V 上的前视图和侧视图平面的表面的图像。用户可以手动选择(或者系统可以自动选择)在经修正的 C 扫描图像中将要显示的表面。成像系统还可以以诸如 15Hz 以上的帧率(并且优选在 20Hz 以上,或者在大约 30Hz 到 100Hz 的范围内)实时生成这些以及其它正交投影视图。

[0073] 超声成像系统可以包括屏蔽,使得其被屏蔽以不接收/传送不想要的电磁(EM)和/或射频(RF)辐射。因此,屏蔽可以包括可以防止不想要的 EM 和/或 RF 场的传送/接收的任何合适的屏蔽。因此,超声成像系统可以包括用于在外科环境中使用的足够屏蔽,使得它可以在接近可以生成广谱电磁能量的电外科单元(ESU)中使用。因此,屏蔽可以包括如在前面的美国专利 No. 6,776,758 和美国专利公开 No. 2004/0073118 中所述的屏蔽,将这两个专利中的每个作为整体合并于此。

[0074] 此外,虽然示出了两根控制电缆 134、174,但是可以对这些电缆进行组合,以便构成单独一根电缆,并且 / 或者可以经由诸如有线或者无线链路进行传送。此外,电缆 134、174 或者其部分以及任何其它连接可以包括无线链路。此外,超声成像系统 100 的一个或多个组件可以位于远程位置中。例如,控制单元 130 以及 / 或者其部件可以位于相对于成像内窥镜设备 104 的远程位置处,并且经有线和 / 或无线链路进行通信。

[0075] 对于本领域的技术人员,一旦研究了本公开,本发明的某些额外优点和特征是显而易见的,或者使用本发明的新颖系统和方法的人可以体验这些额外优点和特征,本发明的新颖系统和方法主要是提供了可以远程操作的更可靠和容易操纵的超声成像装置和方法。本系统和设备的另一个优点是可以很容易对常规超声成像设备进行升级,以并入本系统和设备的特征和优点。

[0076] 当然,将意识到,上述实施例或者过程中的任何一个可以与一个或多个其它实施例和 / 或过程进行组合,或者可以与根据本系统、设备和方法的独立设备或设备部件分离和 / 或在这些独立设备或设备部件中执行。

[0077] 进一步预想可以与其它类型的腔内探头一起使用根据本系统的探头。例如,根据本系统的用于成像的内窥镜设备可以包括诸如 TEE、经鼻、经阴道、经直肠、腔内(例如,换能器,其具有在末端具有超声阵列的轴,该轴将阵列移动到接触或者接近待手术的主体用于外科应用,例如,经过自然开口或者由外科医生制造的开口将其插入)等的各种设备类型。可以手动和 / 或自动控制根据本系统的用于成像的内窥镜设备,包括从远程位置即远离过程的位置手动 / 自动控制,其中,将控制器和诸如显示器、I/O 设备、存储器的相关设备通过诸如因特网的网络可操作连接到本地控制器或处理器。可以通过诸如有线或无线的任何方式传送和 / 或接收控制信号和包括图像信号的其它信号。

[0078] 最后,上面的讨论旨在仅仅说明本系统,并且不应该解释为将所附权利要求限制于任何特定实施例或实施例组。因此,虽然参考示例性实施例对本系统进行了特别详细的描述,但是还应该意识到,本领域的普通技术人员可以设计许多修改和备选实施例,而不脱离如在随后的权利要求中所述的本系统的广泛和所意在的精神和范围。因此,把说明书和附图看作是说明性方式,而不是意在限制所附权利要求的范围。

[0079] 在对所附权利要求的解释中,应该理解:

[0080] a) 词语“包括”不排除出现除了在给定权利要求中所列出的那些元件或者行为之外的其它元件或行为;

[0081] b) 在元件之前的词语“一”或者“一个”不排除出现多个这种元件;

[0082] c) 在权利要求中的任何参考标号不限制它们的范围;

[0083] d) 可以用相同的项目或者硬件或软件实现的结构或功能代表若干种“手段”;

[0084] e) 任何所公开的元件可以由硬件部分(例如,包括分立和集成的电子电路)、软件部分(例如,计算机程序)、以及其任何组合组成;

[0085] f) 硬件部分可以由模拟和数字部分之一或二者组成;

[0086] g) 除非特别说明,否则可以将任何所公开的设备或者其部分组合在一起,或者分离成更多部分;

[0087] h) 除非特别指出,否则并不旨在限定预期行为或者步骤的特定次序;并且

[0088] i) 术语“多个”元件包括两个或多个所要求的元件,并且不意味着元件数目的任何

特定范围,即多个元件可以少到两个元件,并且可以包括无限数目的元件。

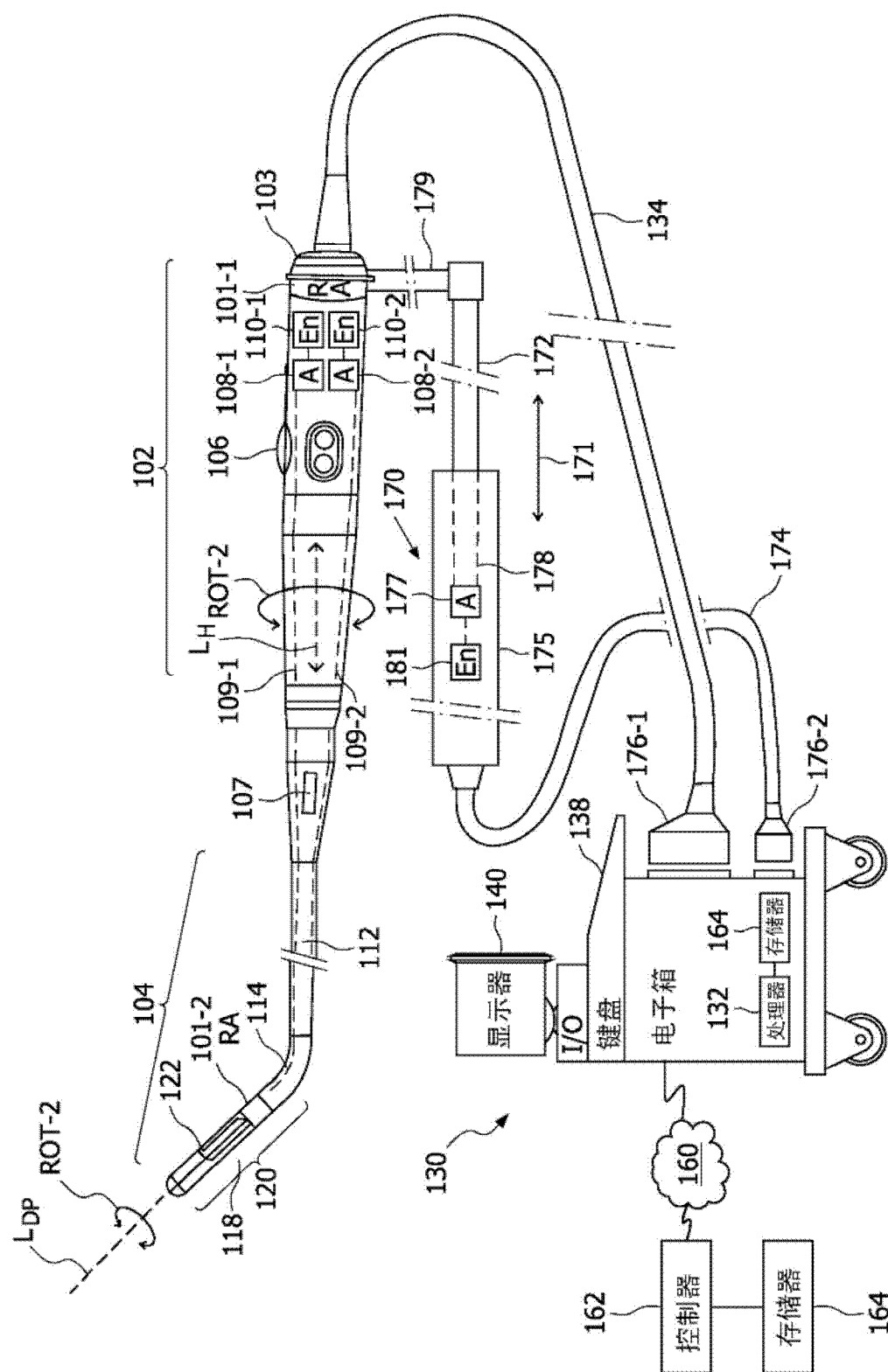


图 1

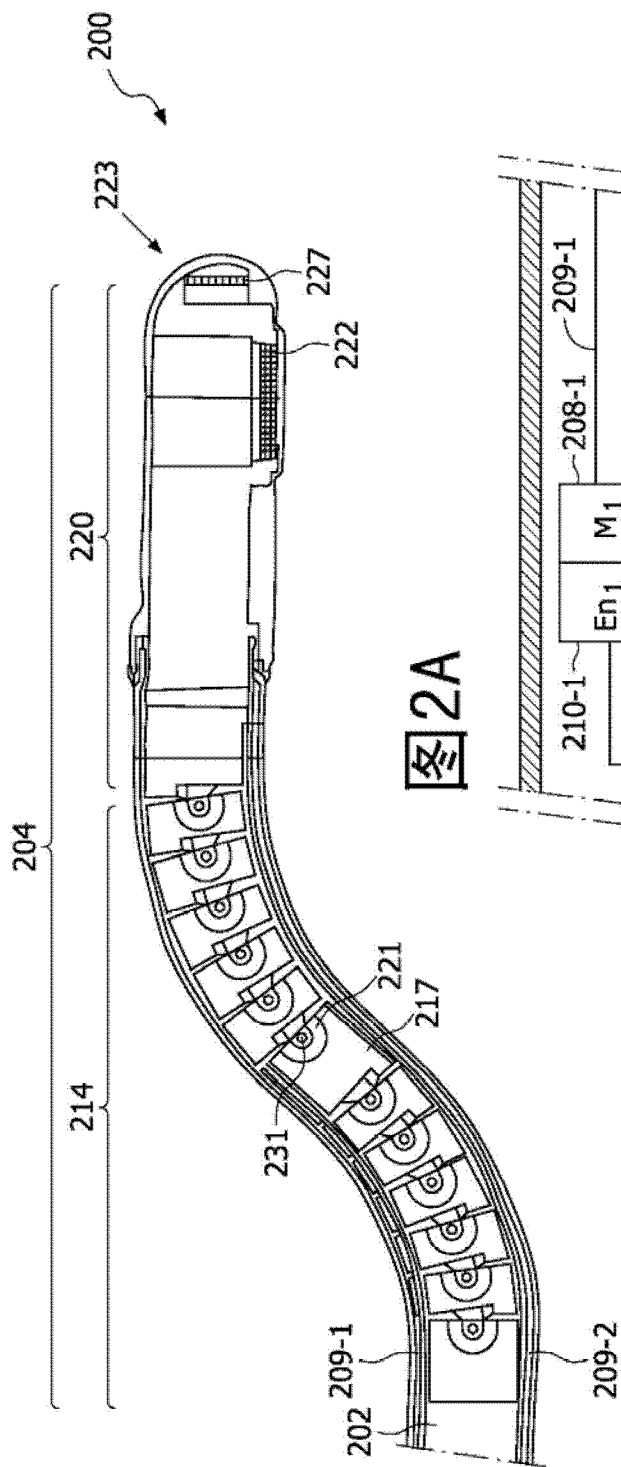


图2A

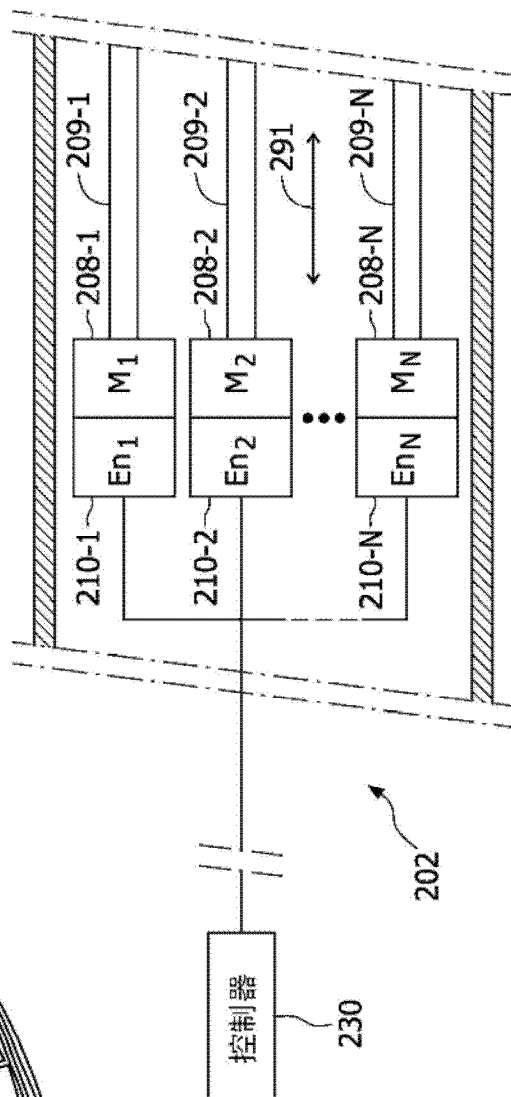


图2B

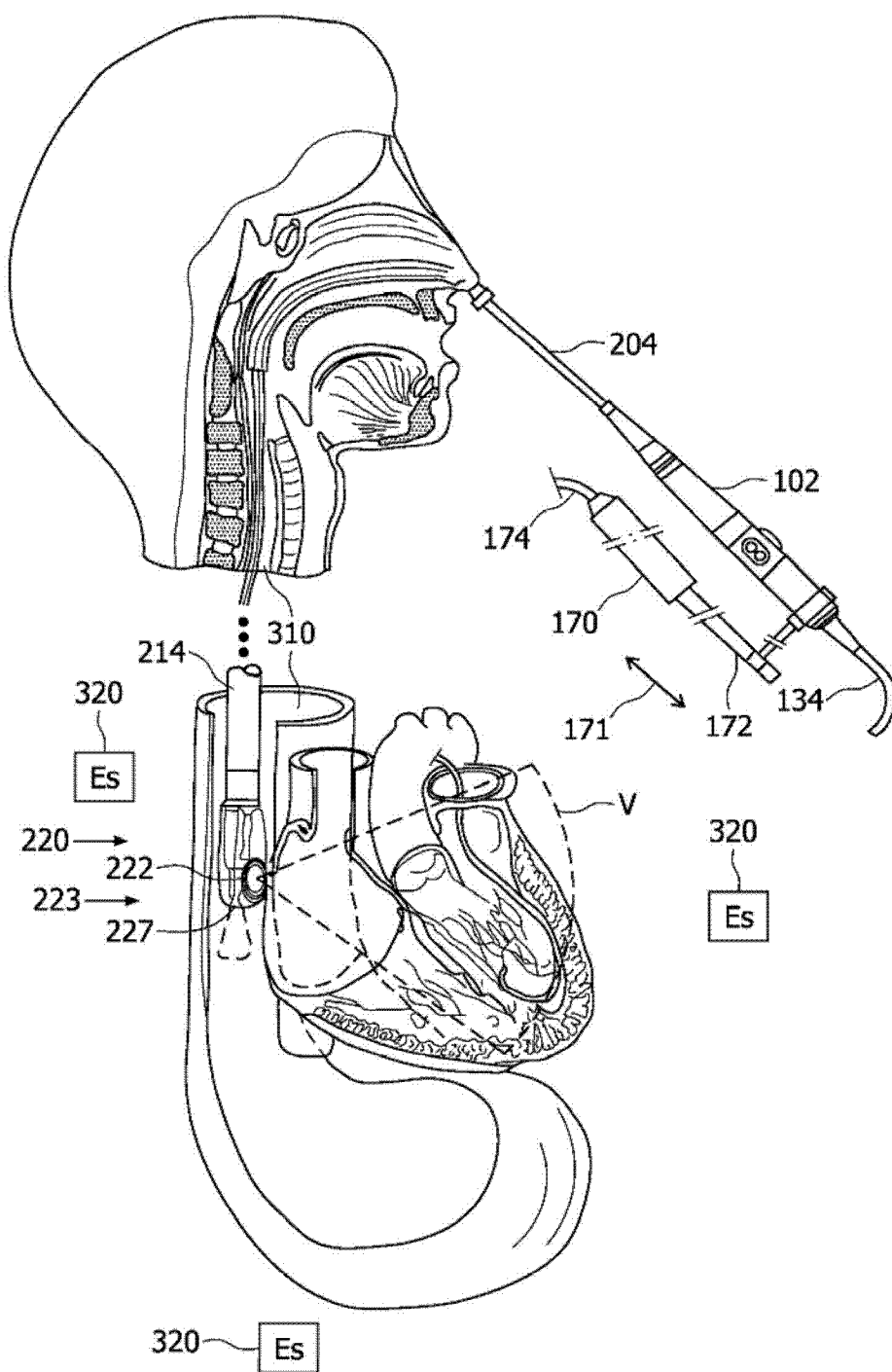


图 3A

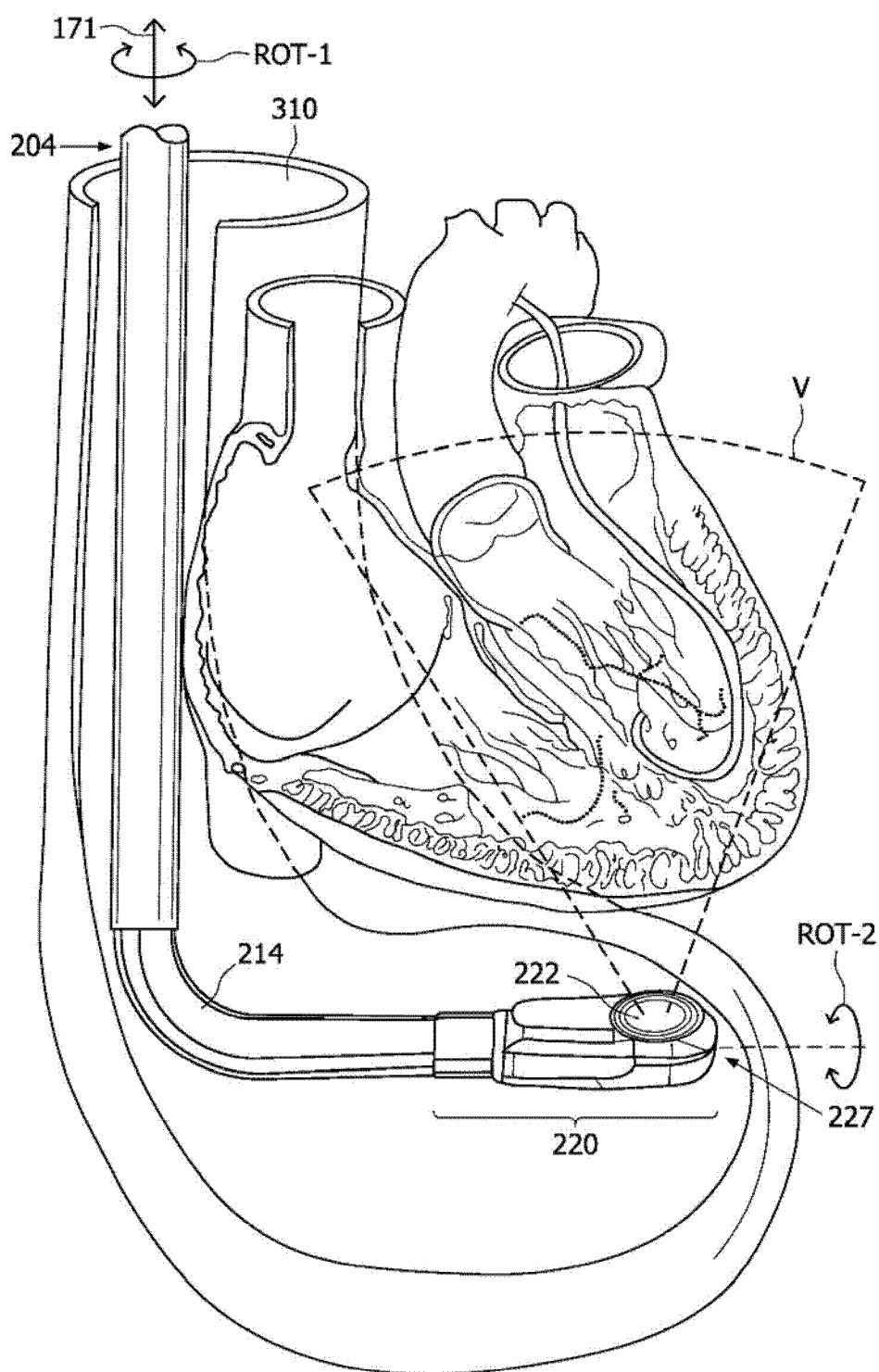


图 3B

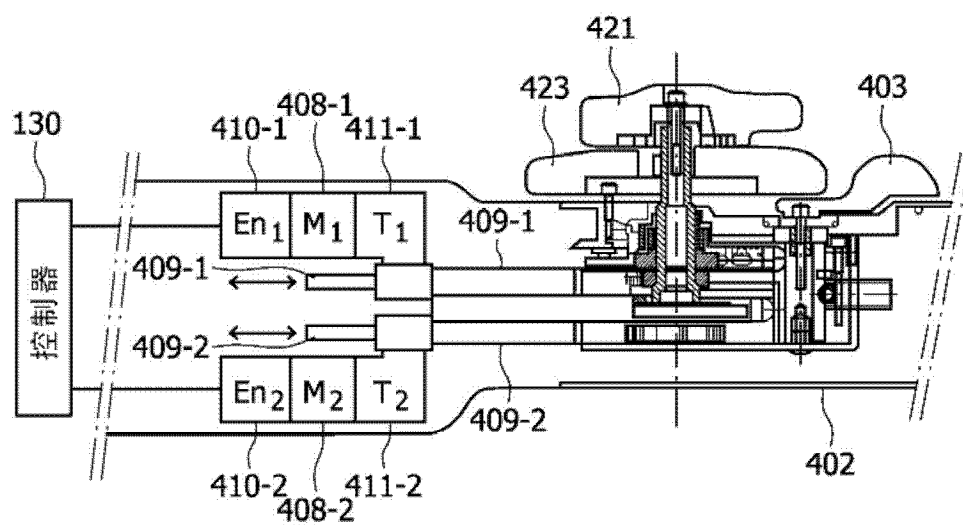


图 4A

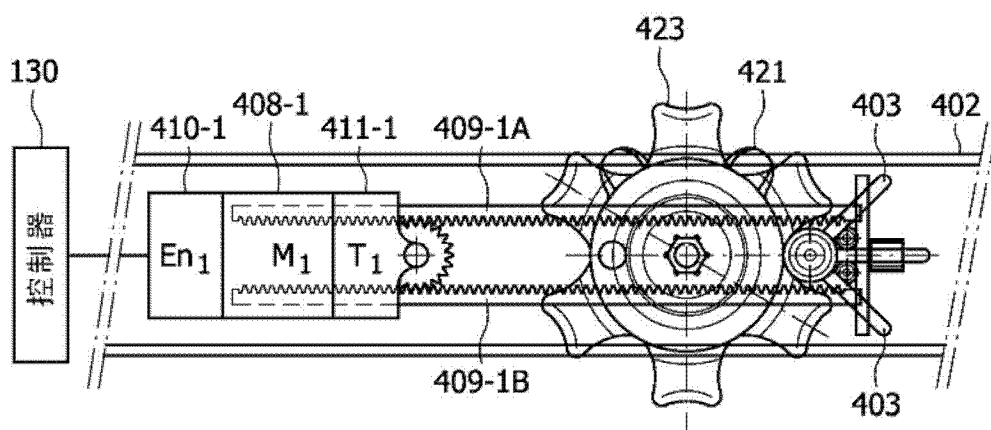


图 4B

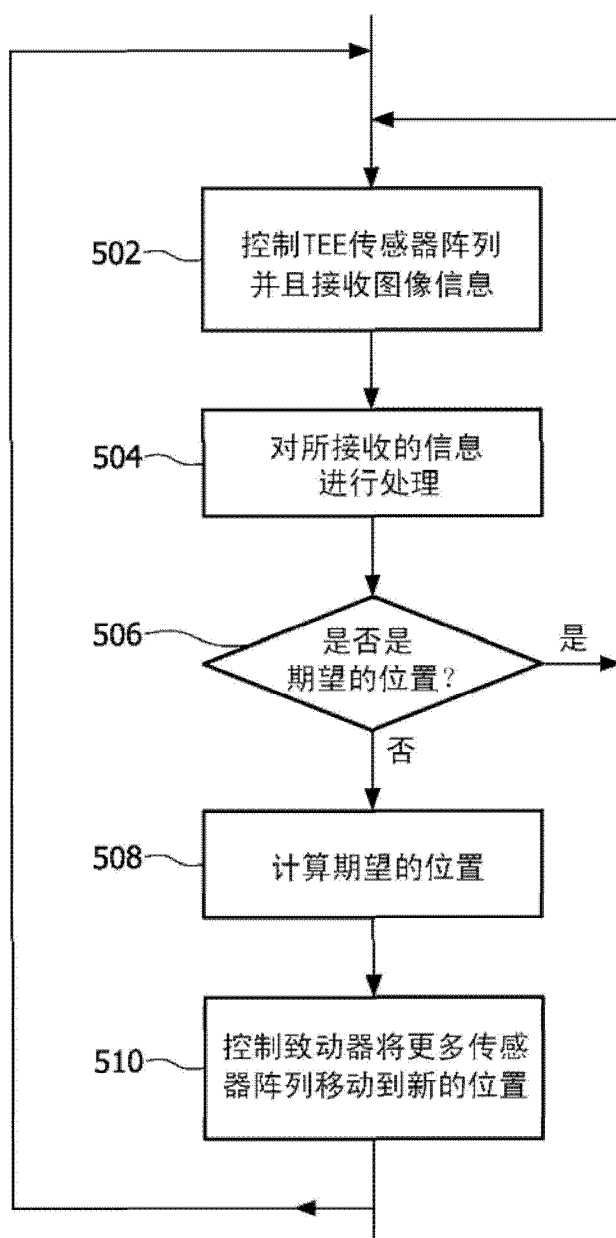


图 5

专利名称(译)	具有远程控制的超声成像系统及其操作方法		
公开(公告)号	CN102264306A	公开(公告)日	2011-11-30
申请号	CN200980152879.9	申请日	2009-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M派斯因基		
发明人	M· 派斯因基		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/005		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B1/0052 A61B8/445 A61B8/12 A61B8/4461 A61B8/4466 A61B1/0016 A61B8/582		
代理人(译)	陈松涛		
优先权	61/141020 2008-12-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声成像探头包括具有有限了腔的至少一部分的刚性段的主体部分；位于主体部分中的第一机电致动器；位于主体部分中的第二机电致动器；耦联到主体部分的挠性部分，该挠性部分包括多个铰链元件；耦联到挠性部分并且限定了腔的至少另一部分的末端部件；以及位于末端部件中的超声传感器阵列。控制器提供控制信号，其中，将第一力传递构件耦联到第一机电致动器以及多个铰链元件中的至少一个，以便将力从第一机电致动器传导到铰链元件中的至少一个；并且，将第二力传递构件耦联到第二机电致动器以及多个铰链元件中的至少另一个，以便作为对来自控制器的控制信号的响应将力从第二机电致动器传导到多个铰链中的另一个铰链元件。可以将控制器配置为作为对用户手动操纵控制杆的响应对来自超声传感器阵列的波束进行电子操控，以便提供三维体积成像。

