



(43)申请公布日 2017.08.01

B·拉马钱德兰

Figure 1 is a block diagram of a medical image processing system. The system includes a workstation 112, an imaging system 142, and a medical device 102. The workstation 112 contains a processor 114, a storage 116, an optical measurement module 115, an alignment module 130, an image 134, a transformation 144, and a shape template 121. The workstation 112 is also connected to a display 118 and an interface 120. The imaging system 142 is connected to the workstation 112 and the medical device 102. The medical device 102 is part of a medical equipment 104 assembly. The medical equipment 104 includes a template 107 and a medical device 105. The medical device 105 is connected to a volume 131, which contains an organ 126 and a shape template 132. The volume 131 is also connected to the workstation 112.

1. 一种配准设备, 包括:

附附件 (106), 其被配置为与成像探头 (102) 相符合并且耦合到所述成像探头 (102); 以及

通路 (105), 其被形成在所述附附件中或所述附附件上, 并且被配置为接收光学形状感测设备, 使得所述光学形状感测设备能够自由浮置以允许在所述通路内的纵向扭转, 所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构, 使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头收集的图像内的模板样式 (107), 以允许在成像坐标与光学形状感测坐标之间的配准。

2. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述通路 (105) 包括管腔, 所述管腔用于在其中接收所述光学形状感测设备。

3. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述通路 (105) 包括裂开的管腔, 所述裂开的管腔被配置为被打开以用于接收所述光学形状感测设备, 所述光学形状感测设备具有被耦合在其远端部分上的器械。

4. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述附附件 (106) 包括轮廓化内部剖面, 所述轮廓化内部剖面用于在其中接收所述成像探头。

5. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述通路 (105) 沿着所述探头的线缆纵向地延伸, 所述通路包括被耦合到所述线缆的外部的保护性管腔。

6. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述成像探头 (102) 包括内部超声探头。

7. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述成像探头 (102) 包括外部超声探头。

8. 一种配准系统, 包括:

附附件 (106), 其被配置为与用于成像系统的成像探头 (102) 相符合并且耦合到所述成像探头 (102);

通路 (105), 其被形成在所述附附件中或所述附附件上, 并且被配置为接收光学形状感测设备 (104), 使得所述光学形状感测设备能够自由浮置以允许在所述通路内的纵向扭转, 所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构, 使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头收集的图像内的模板样式 (107); 以及

配准模块 (130), 其被配置为将与所述模板样式相对应的被存储在存储器中的形状模板 (121) 与包括所述模板样式的图像 (134) 进行比较, 以允许在成像坐标与光学形状感测坐标之间的配准。

9. 根据权利要求8所述的系统, 其中, 所述配准模块 (130) 计算所述形状模板与所述模板样式之间的变换 (144)。

10. 根据权利要求8所述的系统, 其中, 所述通路 (105) 包括管腔, 所述管腔用于在其中接收所述光学形状感测设备。

11. 根据权利要求8所述的系统, 其中, 所述通路 (105) 包括裂开的管腔, 所述裂开的管腔被配置为被打开以用于接收所述光学形状感测设备, 所述光学形状感测设备具有被耦合在其远端部分上的器械。

12. 根据权利要求8所述的系统, 其中, 所述附附件 (106) 包括轮廓化内部剖面, 所述轮廓化内部剖面用于在其中接收所述成像探头。

13. 根据权利要求8所述的系统, 其中, 所述通路 (105) 沿着所述探头的线缆纵向地延

伸,所述通路包括被耦合到所述线缆的外部的保护性管腔。

14. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述成像探头(102)包括内部超声探头。

15. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述成像探头(102)包括外部超声探头。

16. 一种用于配准的方法,包括:

将附件连接(1002)到成像探头,所述附件被配置为与用于成像系统的所述成像探头相符合并且耦合到所述成像探头;

将光学形状感测设备放置(1004)于在所述附件中或所述附件上形成的通路中,所述通路允许所述光学形状感测设备自由浮置以允许在所述通路内的纵向扭转,所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构,使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头收集的图像内的模板样式;并且

将与所述模板样式相对应的被存储在存储器中的形状模板与包括所述模板样式的图像进行配准(1006),以在成像坐标与光学形状感测坐标之间进行配准。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,配准包括计算(1008)所述形状模板与所述模板样式之间的变换。

18. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述通路(105)包括管腔,所述管腔用于在其中接收所述光学形状感测设备,并且所述光学形状感测设备被穿过所述管腔。

19. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述通路(105)包括裂开的管腔,所述裂开的管腔被配置为被打开以用于接收所述光学形状感测设备,所述光学形状感测设备具有被耦合在其远端部分上的器械。

20. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述通路(105)沿着所述探头的线缆纵向地延伸,所述通路包括被耦合到所述线缆的外部的保护性管腔。

21. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述成像探头(102)包括以下中的一个:内部超声探头,或外部超声探头。

在末端不固定的情况下使用光学形状感测对超声探头的自动跟踪和配准

技术领域

[0001] 本公开涉及医学器械,并且更具体涉及具有与超声探头集成的无约束形状感测光纤的系统、设备和方法。

背景技术

[0002] 光学形状感测(OSS)使用沿着多芯光纤的光以用于在手术介入期间的设备定位和导航。所涉及的一种原理利用使用特征锐利背向散射或受控的光栅样式的光纤中的分布式应变测量。沿着光纤的形状在沿着传感器的被称为发起点(或 $z=0$)的特定点处开始,并且后续的形状位置和取向是相对于该点的。对于有意义的临床使用而言,形状感测设备需要被配准到成像参考系(诸如术前计算机断层摄影(CT)图像或实况荧光透视图像)。

[0003] 在多系绳形状感测中,其中,利用光学形状感测使能多个设备,这些设备中的每个设备需要被配准到成像参考系。备选地,如果一个设备被配准到成像参考系,那么后续设备能够被简单地配准到该第一设备。设备之间的配准被称为“形状到形状”配准。

[0004] 在被配准时,术前CT提供对于介入流程有用的大量信息;该信息不是实况的并且不响应于在流程期间的状况而更新。实况超声成像扩增该术前数据并且在介入流程期间给出有临床价值的深入观察。然而,为了使该实况成像的价值最大化,所述信息将需要被配准到患者空间和工具空间。

发明内容

[0005] 根据本原理,一种配准设备,包括附件,所述附件被配置为与成像探头相符合并且耦合到所述成像探头。在所述附件中或者在所述附件上形成的通路被配置为接收光学形状感测设备,使得所述光学形状感测设备能够自由浮置以允许在所述通路内的纵向扭转。所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构,使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头所收集的图像内的模板样式,以允许成像坐标与光学形状感测坐标之间的配准。

[0006] 另一种配准系统,包括附件,所述附件被配置为与用于成像系统的成像探头相符合并且耦合到所述成像探头。在所述附件中或者在所述附件上形成的通路被配置为接收光学形状感测设备,使得所述光学形状感测设备能够自由浮置以允许在所述通路内的纵向扭转。所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构,使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头所收集的图像内的模板样式。配准模块被配置为将与所述模板样式相对应的被存储在存储器中的形状模板与包括所述模板样式的图像进行比较,以允许成像坐标与光学形状感测坐标之间的配准。

[0007] 一种用于配准的方法,包括:将附件连接到成像探头,所述附件被配置为与用于成像系统的成像探头相符合并且耦合到所述成像探头;将光学形状感测设备放置于在所述附件中或者在所述附件上形成的通路中,所述通路允许所述光学形状感测设备自由

浮置以允许在所述通路内的纵向扭转,所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构,使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头所收集的图像内的模板样式;并且将与所述模板样式相对应的被存储在存储器中的形状模板与包括所述模板样式的图像相配准,以在成像坐标与光学形状感测坐标之间进行配准。

[0008] 本公开的这些和其他目标、特征和优点将根据要结合附图阅读的其例示性实施例的以下详细说明而变得显而易见。

附图说明

[0009] 本公开将参考以下附图详细呈现优选实施例的以下说明,在附图中:

[0010] 图1是根据一个实施例的、示出被配置为将光学形状感测系统与成像模态相配准的配准系统的框图/流程图;

[0011] 图2A是根据一个实施例的示出了用于经食道超声心动图 (TEE) 探头的裂开的一半附附件或头帽的透视图;

[0012] 图2B是根据一个实施例的示出了供TEE探头使用的闭合的图2A的裂开的一半附附件的透视图;

[0013] 图2C是根据一个实施例的示出了用于示出OSS管腔的TEE探头的裂开的一半附附件的图像;

[0014] 图3示出了根据一个实施例的具有附附件并且示出两个自由度的TEE探头的侧透视图;

[0015] 图4示出了根据一个实施例的其中具有附附件的TEE探头和用于OSS光纤的保护性外部管腔的侧透视图;

[0016] 图5示出了根据一个实施例的附附件能够附着到的外部成像探头和相对于所述探头的例示性光纤路径的透视图;

[0017] 图6是根据一个实施例的具有附着到其的附附件的外部成像探头与在附附件中所提供的OSS光纤的透视图;

[0018] 图7是根据另一实施例的附着到探头并且具有在附附件中所提供的OSS光纤的铰链附附件的透视图;

[0019] 图8是根据另一实施例的改造为探头并且具有在附附件中所提供的OSS光纤的附附件的透视图;

[0020] 图9是根据本原理的示出了被匹配到模板样式以将OSS坐标系与超声坐标系相配准的形状模板的图像;并且

[0021] 图10是根据例示性实施例的示出了用于将光学形状感测光纤与成像模态相配准的方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 根据本原理,提供了用于跟踪超声空间相对于光学形状感测 (OSS) 空间的位置的系统、设备和方法。超声成像,并且特别是经食道超声心动图 (TEE) 成像,常常被用于介入式心脏流程和血管流程;然而,将光纤附接到TEE探头以便将OSS空间配准到TEE图像空间提出了重大的机械方面的挑战。本实施例提供了克服这些挑战并且适用于各种超声换能器的机

构。在一个范例中,提供特定的样式或模板,作为夹到矩阵超声探头上的附件。这确保了OSS不需要是固定的并且光纤的任何部分能够穿过探头。通过沿着针对匹配样式的OSS重建的长度进行搜索,可以计算超声探头相对于OSS的位置以及超声图像/体积相对于OSS的位置。当超声换能器被移动时,OSS实时地更新探头的位置以及体积。

[0023] 为了实现OSS光纤与市售超声探头的集成,可以采用外部设备类型的集成或者可以采用内部集成设备。在任一种情况下,光纤可以被改造或制造为超声探头。与超声探头的内部集成可能伴随有额外的成本和努力以修改市售探头的结构。提供了具有可逆外部设备的OSS增强的超声以解决这些挑战中的一些挑战。

[0024] 应当理解,本原理可以被用于任何内部或外部探头。在特别有用的实施例,广泛用于心脏流程的经食道超声心动图(TEE)探头、或者常常被用于血管和产科成像的外部矩阵阵列探头(例如,X6-1探头)可以与OSS一起采用,并且在本文中被用作范例。本原理解决面对OSS与探头集成的(特别是针对可逆外部集成)的挑战。

[0025] 例如,将OSS光纤附接到TEE探头以使得探头图像空间能够被配准到OSS空间会面对许多挑战。例如,一些挑战包括:将光纤固定到探头,使得能够提供对换能器的可重复的六个自由度的配准;以足够小的剖面(profile)创建可逆附接以适合于食管插入;创建将容纳TEE探头的头部和主体的运动的针对光纤的支撑管腔;准确地并且实时地将光纤空间配准到超声图像空间;解决与创建对超声探头硬件的永久改变以固定OSS光纤的末端(tip)等相关联的高成本。

[0026] 这些限制能够通过找到对光纤进行固定以及创建可逆低成本改造附接的备选方案来克服。由于探头的头部需要在6个DOF中被跟踪,因而光纤末端需要被刚性地固定到跟踪辊。这是对常规系统中的光纤可靠性和性能的严重损害。通过采用根据本原理的模板,光纤能够浮置而不固定末端。这改善了光纤的可靠性、性能和寿命。

[0027] 根据本原理的实施例可以包括硬件集成,其将OSS光纤附接到超声成像探头并且提供用于将OSS光纤配准到物理集成(integration)的方法。在一个实施例中,所述物理集成被配准到探头的头部。由于一些实施例聚焦于出于跟踪探头的目的用于将OSS光纤与超声探头集成的外部方法,因而光纤能够被重复地配准到附接硬件,其继而配准到超声空间。所述硬件集成包括超声探头与自由浮置的OSS光纤的集成。

[0028] 超声是这样一种成像模态,其以基于针和导管的介入的许多形式用于为介入提供实时的图像引导。光学形状感测能够通过重建在其中其被集成的管腔的3维(3D)形状来提供对这些流程的深入观察。两种技术的组合能够允许实时的无辐射介入(例如,没有X射线)。成像空间和OSS信息需要被配置到彼此。根据本原理,OSS光纤能够是自由浮置的(不固定的)并且利用特定形状的模板。所述超声探头能够自由地移动,并且OSS能够使用允许实时配准的特定形状模板来跟踪所述探头。

[0029] 不像形状到形状的配准那样,本原理实时地将形状特征(像曲率)匹配到已知模板,其允许对一个或多个超声图像/体积的运动补偿的实时跟踪和配准以及OSS。在无需对超声硬件或软件的任何修改(对探头的改变)的情况下,本原理还允许使用改造方案来使用具有超声的OSS。这在提供针对OSS的该技术的容易的发起中是特别有用的(例如,在心脏或血管空间中)。通过跟踪所述设备(即,导管或针)和超声换能器两者,即使在超声图像空间的原点是不固定的并且在没有次级成像模态或跟踪方法的情况下,所述介入设备能够被配

准在超声图像空间中。这实现了针对OSS使能的导航设备以及针对包括自动图像切片选择的超声成像的解读的高级功能(例如,跟踪设备的平面,诸如虚拟内部心脏超声心动图(ICE)、虚拟血管内超声(IVUS)或者其中小的一次性超声探头被放置在导管或其他设备上的其他方法的图像信息的虚拟表示);高级信息(例如,设备位置、治疗历史和进度等)的图像叠加;超声图像的复合(例如,将3维超声体积缝合为更大的体积,对图像进行叠加以改善图像的分辨率并降低运动模糊,执行增强的超声弹性成像等);对设备进行配准(例如,使用在IXR框架中的TEE探头的现有配准(iXR是用于自动地在X射线空间中配准探头的方法,这常常被用在TEE流程中以将超声信息叠加在X射线图像空间中),将探头配准到X射线空间以桥接将X射线到OSS空间的配准等);用于将超声配准到患者空间和OSS空间使用的自动智能超声;等等。

[0030] 应当理解,将在医学器械方面描述本发明;然而,本发明的教导宽泛得多并且适于任何光纤器械。在一些实施例中,在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中采用本原理。具体而言,本原理适于对生物系统的内部跟踪流程,在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体中的所有区域中的流程。附图中所描绘的元件可以以硬件和软件的各种组合来实施并且提供可以组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0031] 附图中所示的各种元件的功能能够通过专用硬件以及能够运行与适当软件相关联的软件的硬件的使用来提供。当由处理器提供时,所述功能能够通过单个专用处理器、单个共享处理器、或者其中的一些可以共享的多个个体处理器来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应当被解释为排他地指代能够运行软件的硬件,并且能够隐含地包括,而不限于:数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储等。

[0032] 此外,记载本发明的原理、各方面和实施例以及特定范例的在本文中的所有陈述旨在涵盖其结构和功能等同物两者。另外,预期这样的等同物包括当前已知的等同物以及将来发展的等同物两者(即,不管结构如何,执行相同功能的所发展的任何元件)。因此,例如,本领域技术人员将意识到,在本文中所呈现的框图表示实现本发明的原理的例示性系统部件和/或电路的概念图。类似地,将意识到,任何流程图、流向图等表示可以基本上表示在计算机可读存储媒介中并且因此由计算机或处理器运行的各种过程,无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0033] 此外,本发明的实施例可以采取由计算机可用或计算机可读存储介质可访问的计算机程序产品的形式,所述存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或与其结合的程序代码。出于该说明的目的,计算机可用或计算机可读存储介质可以是可以包括、存储、传递、传播或传输用于由指令运行系统、装置或设备或与其结合的任何装置。所述介质可以是电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统(或装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体、固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘和光盘。光盘的当前范例包括压缩磁盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩磁盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™和DVD。

[0034] 现在参考附图,在附图中,相同的数字表示相同或相似的元件,并且初始地参考图1,根据一个实施例,例示性地示出了用于利用形状感测使能的设备来跟踪并配准图像的系统100。系统100可以包括工作站或控制台112,从工作站或控制台112监督和/或管理流程。

工作站112优选包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储光学感测模块115,光学感测模块115被配置为解读来自形状感测设备或系统104的光学反馈信号。光学感测模块115被配置为使用光学信号反馈(以及任何其他反馈,例如,电磁(EM)跟踪)来重建与医学设备或器械102和/或其周围区域相关联的变形、偏离和其他改变。医学设备102可以包括导管、导丝、探头、内窥镜、机器人、电极、光纤设备、气囊设备或其他医学部件等。在一个特别有用的实施例中,医学设备102包括具有附接件106的超声探头,附接件106包括具有独特的几何结构的光纤承载模板或通路105,其可以适配在探头102上或探头102之上,处在通路或模板105中或者通过所述通路或模板105。附接件106可以包括医学设备102的外壳、壁或包装特征。附接件106可以包括可移除件(例如,裂开的一半、可脱卸的附接件等)或者包括医学设备102的永久件。

[0035] 形状感测系统104传递到探头102上或探头102中的附接件106的模板或通路105中或以其他方式耦合到模板或通路105并且包括被耦合在一个或多个设定样式中的系统104中的一条或多条光纤126。光纤126连接到工作站112。形状感测系统104还可以包括导管、导丝或其他医学部件等或被包括在导管、导丝或其他医学部件中。

[0036] 具有光纤的形状感测系统104可以基于光纤布拉格光栅传感器。光纤布拉格光栅(FBG)是反射特定波长的光并且透射所有其他波长的光的光纤的短段。这是通过在光纤纤芯中添加折射率的周期性变化来实现的,其生成特定波长的介质镜。因此,光纤布拉格光栅能够被用作阻挡特定波长的内联光学滤波器或波长特异性反射器。

[0037] 在光纤布拉格光栅的操作的背后的基本原理是在其中折射率改变的界面中的每个界面处的菲涅耳反射。对于一些波长而言,各种时段的反射光是同相的,使得针对反射存在相长干涉并且因此针对透射存在相消干涉。布拉格波长对于应变以及对于温度而言是敏感的。这意指布拉格光栅能够被用作光纤传感器中的感测元件。在FBG传感器中,应变引起布拉格波长的偏移。

[0038] 本技术的一个优点在于,各种传感器元件能够被分布在光纤的长度上。包含具有沿着嵌入在结构中的光纤的长度的各种传感器(量规)的三个或更多个芯允许精确地确定这样的结构的三维形式,通常以比1mm的准确度更好。沿着光纤的长度,在各种位置处,能够定位大量FBG传感器(例如,3个或更多个光纤感测芯)。根据每个FBG的应变测量结果,能够在该位置处推断结构的曲率。根据大量所测量的位置来确定总体三维形式。

[0039] 作为光纤布拉格光栅的备选方案,能够利用常规光纤中的固有背向散射。一种这样的方法是使用标准单模通信光纤中的瑞利散射。瑞利散射作为纤芯中的折射率的随机波动的结果而发生。这些随机波动能够被建模为具有沿着光栅长度的幅度和相位的随机变化的布拉格光栅。通过使用在多纤芯光纤的单个长度内延伸的三个或更多个纤芯的这种效应,能够跟随感兴趣表面的3D形状和动力学。

[0040] 在一个实施例中,模板105包括通过其的签名(signature)光纤几何结构或模板样式107。模板样式107包括一条或多条曲线,所述一条或多条曲线在其中接收形状感测系统104。模板样式107优选允许(一条或多条)光纤126在通路105内浮置(末端不固定)。以这种方式,纵向或轴向应变不在光纤中积聚。

[0041] 空间或体积131内的形状感测系统104的图像134能够被显示在显示设备118上。可以使用任何成像模态或系统142(优选使用探头102)来捕获图像134。在特别有用的实施例

中,成像模态或系统142包括超声(US)。工作站112包括用于查看对象(患者)或体积131的内部图像的显示器118,并且可以包括图像134作为利用形状感测系统104配准的叠加或其他绘制。显示器118还可以允许用户与工作站112(并且可以包括触摸屏接口)以及其部件和功能或者系统100内的任何其他元件进行交互。这还由可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉设备或任何其他外设或控件的接口120来促进,以允许来自工作站112的用户反馈以及与工作站112的交互。

[0042] 为了支持对超声空间相对于OSS空间的位置进行跟踪的一个目标,存在关于将OSS光纤126或系统104附接到超声成像探头102的若干考虑。配准模块130被配置为将OSS光纤126或系统104配准到物理集成(模板105和/或附件106)。配准模块130还将物理集成106和/或模板105配准到设备102(例如,探头的头部)。光纤126或系统104能够被重复地被配准到附接硬件或模板105,其继而配准到超声空间。对于要被有效地配准到超声空间的OSS空间而言,光纤126能够要么被刚性地安装到探头102,要么在光纤与探头102之间的关系的任何改变可以被跟踪并且被更新。然而,如果物理附接硬件106、OSS系统104、或管腔/通路105重复地可附接到探头102而不必重新校准在光纤126与成像空间之间的配准(即,例如,可以根据需要附接、移除和重新附接物理附接硬件、光纤、管腔或通路),则其将是有利的。对此,模板105、管腔等每次以完全相同方式(例如,键控的或适配的连接)附接到探头102。另外,模板105需要是足够刚性的,使得在常规使用的情况下,配准到模板105的OSS光纤空间将不相对于超声图像空间移动。

[0043] 对于OSS光纤126或系统104与物理附接硬件106/模板105的最佳配准而言,光纤126需要以在OSS空间与超声空间之间仅能够使用单个变换的方式相对于探头102被跟踪。这能够通过确保包含取向和位置信息的光纤126的一些可识别的部分保持相对于超声探头一致而要么静态地要么动态地实现。换言之,附接硬件或模板105提供设定形状的光纤通路,使得能够容易地识别驻留在通路内的光纤的部分。此外,该通路的形状特性应当使得驻留在通路内的光纤的所述部分的形状信息能够被用于识别通路的位置和取向,其继而刚性地可配准到超声成像空间。

[0044] 为了使用沿着光纤126的单个点以用于将光纤点位置配准到超声空间,该点需要被刚性地固定到探头102或物理附接硬件106或模板105。所述点包括相对于OSS系统104的发起点或位置的位置和滚动取向信息。对所述点进行固定确保了位置和取向两者能够在一次手动或自动设置之后被跟踪。然而,对光纤的两个点(发起点和配准点)进行固定是不理想的——光纤不能使其轴向扭转松弛,并且光纤看到的路径长度需要保持一致。

[0045] 对于形状识别配准而言,能够采用独特的形状以获得来自光纤126的位置信息和取向信息两者。如果光纤126采取探头102周围的预定义和不可变的路径,则该路径的曲率和形状信息能够被用于识别对于光纤变换的独有的超声图像。形状模板121能够被创建并且被存储在存储器116中,其匹配光纤126在探头102周围采取的路径,并且定义原点位置和取向的轴能够相对于该形状模板121来定义。形状模板121能够使用形状到形状的配准被静态地或动态地配准到光纤126。来自形状模板121的曲率信息能够被用于找到处于预定义形状的光纤126的定位。

[0046] 在一次配准初始化过程中,在超声图像与由形状模板121定义的轴之间找到变换144。这能够使用配准体模来完成,其中,在超声图像中清楚地看到经配准的光纤。然后,能

够要么手动地要么自动地将超声图像与经配准的光纤的可视化相匹配。备选地,如果超声图像原点的定位和取向相对于探头102上的点是已知的,则能够计算配准初始化变换。与形状模板121对光纤126的实况配准相组合的超声图像对形状模板121的一次配准导致光纤配准的实况超声图像。

[0047] 基于形状的配准的益处中的一些益处被描述如下。因为模板配准独立于轴向扭转,在形状重建能力之内,沿着光纤126的扭转不需要相对于探头102进行约束。形状自身(x,y,z位置)将提供任何必要的取向信息。浮置末端配置在扭转、应变松弛和光纤寿命方面对于光纤126是有益的。

[0048] 对光纤126在探头102周围采取的预定义路径的模板配准独立于沿着光纤126的位置。这意味着其设备中的光纤126能够相对于探头102滑动,给出针对操作者的添加的灵活性的可能性。形状感测设备(系统104,诸如导管)不需要被定制以供与超声探头102一起使用,只要其足够灵活以符合附件内的形状模板通路。可以沿着光纤126或系统104采用多个探头。使用基于形状的配准的灵活性允许多个探头利用一个设备来容易地跟踪。

[0049] 参考图2A-2C,根据一个例示性实施例,示出了用于TEE探头的TEE集成帽200。TEE探头是内部超声探头的范例。通过其性质,TEE探头的头部被设计为适配在人类食管内部。为了维持该功能性,任何附件需要具有也适合于插入食管中的纤细剖面。另外,将光纤附接到所述头部需要适合于创建光纤空间与超声空间之间的变换。对此,提供了超低剖面头部帽200。可以在具有使用成型匹配的内表面214制造的一半210的裂开的一半布置中制造头部帽200,以将帽200可重复地定位在TEE探头(未示出)上。基于轮廓的夹紧机构212实现了非常低剖面的设计以及单个附件螺钉204。在用于路由OSS光纤(未示出)的帽200之内或之上提供管腔或通道206。当帽200在使用中时,换能器窗口216提供针对声能的窗口。

[0050] 参考图3并且继续参考图2A、图2B和图2C,TEE探头300包括被定位在长的柔性主体或护套318的末端处的换能器302,并且在远侧末端处,换能器的头部200具有引起路径长度改变的弯曲中的两个自由度。图3示出了TEE远端部分的自由度,其示出了在每个方向上的总路径长度改变。为了跟踪TEE探头头部304的运动并且由此跟踪超声成像空间的运动,光纤管腔206需要跟踪TEE探头的头部运动以避免扭结。由于管腔206将总是与由箭头A和B所指示的这种弯曲的中心轴偏移,因而将存在与光纤的路径相关联的路径长度改变。为了防止光纤扭结,该路径长度改变需要被管理。

[0051] 该问题是通过弹性光纤管腔206、312(图4)(例如,镍钛诺)的使用来解决的,其通过管腔夹等被附接到探头头部304(并且可以在探头护套318的内部或外部)。光纤管腔206、312(图4)用于若干目的,包括提供受保护的管腔以将光纤引入到或通过头部帽200,抵抗光纤管腔206、312(图4)的弯曲以确保光纤总是经历可能的最小曲率,并且提供断裂强度以响应于在探头300的远端颈部处的路径长度改变而推和拉管腔主体。

[0052] 参考图4,例示性实施例示出了被开发用于解决参考图3所描述的目的的管腔和夹支持系统。针对原型头部帽400示出了TEE探头300的远端部分的自由度。示出了支持装甲的光纤管腔312的管腔引导夹402。装甲的光纤管腔312接收OSS光纤并且保持受保护并且与探头404偏移,同时为探头404提供全范围的运动。

[0053] 参考图5,外部探头500,诸如从Philips®可商购的X6-1探头,被设计为提供人体工程学形状。不管该约束,该类型的探头比TEE探头或其他内部探头提供显著更多空间自由,

因为这是外部探头并且不需要适配在身体内。图5示出了在没有处在适当位置的附接件或帽600的情况下沿着其路径的光纤502。在图6中示出了附接件或帽600。

[0054] 参考图6,描绘了定制设计的探头附接件或帽600,其提供独有的管腔602以引导由护套(或其他结构)所保护的光纤502通过相对于探头500被固定的路径。在光纤自由平移和旋转时,模板形状路径不相对于超声探头或换能器500以及因此相对于超声图像空间而改变。管腔602的截面能够被设定大小以允许光纤护套的通用性。例如,附接件600能够与导管、导丝或达到针的护套等相兼容。可以对管腔602进行构建,使得光纤502被推动通过管腔602、或者被放置到裂开的管腔中以允许容纳刚性末端件(例如,针等)。

[0055] 参考图7,在一个实施例中,能够利用裂开的管腔702和闭合的管腔704来构建附接件700。覆盖件(未示出)被夹到裂开的管腔702上以创建完全的管腔。附接件能够被设计为包括完全裂开或完全闭合的管腔或者其组合。附接件700包括将件700的各部分保持在一起或者将其打开以访问件700的中心部分的铰链706。

[0056] 参考图8,另一实施例描绘了外部X6-1探头500上的改造附接件800方案。件800包括一个或多个圆周曲线部分802和一个或多个纵向曲线部分804以创建用于设置在其中的OSS光纤系统806的独特的曲率签名。所定义的特征允许对探头500的实时跟踪和配准。尽管针对X6-1探头例示性地描绘了外部探头附接件,但是应当理解,本原理适于任何超声探头。

[0057] 本原理能够类似地适于其他外部或内部探头。根据本原理,探头可以利用管腔来制造或者外部附接件的设计可以最好地听取临床医师的意见而被更改。对于根据本原理的所有附接件而言,光纤路径应当是非对称的而非模拟自然引起的曲率样式,以实现对于超声体积配准的独特的基于形状的光纤。

[0058] 参考图9,示出了描绘具有通过其中的形状感测使能的导管906的超声体模904的图像900。导管906利用模板样式902关于附接件缠绕。模板样式902的已知几何结构出现在用于从模板样式902上继续的导管906的OSS光纤的体模904中。基于其中OSS导管906匹配模板样式902的位置,变换并且放置体模904的体积,确保实时的配准。

[0059] 已经针对TEE和外部US探头配置例示性地呈现了本原理;然而,本原理适于任何将光学形状感测集成到医学设备中以用于在身体或者在医学系统或设备中的导航。这些原理特别地与其中采用具有相对于彼此的已知几何结构的两个设备并且其中形状到形状配准是考虑因素的多系绳应用有关。应用包括导丝和导管(手动的和机器人的)的使用,但是可以被延伸到内窥镜、气管镜和其他这样的应用。OSS光纤可以采用不同的物理参数(例如,瑞利散射(增强的和正常的)、光纤布拉格实现、其他散射类型等)。

[0060] 参考图10,根据例示性实施例例示性地示出了一种用于配准的方法。在框1002中,附接件被连接到成像探头。所述附接件被配置为与用于成像系统的成像探头相符合并且附接到所述成像探头。所述附接件可以是裂开的一半、在探头的顶部上滑动、连接到探头、被集成到外壳或其他特征或包括根据本原理的任何其他配置。所述成像探头可以包括TEE探头、外部超声探头或其他探头或设备。

[0061] 在框1004中,光学形状感测设备被放置于在附接件或外壳中或者在附接件或外壳上形成的通路中。所述通路允许光学形状感测设备自由浮置以允许在所述通路内的纵向扭转。以这种方式,所述设备的末端不是固定的。所述通路包括用于对所述光学形状感测设备进行成形的独特的几何结构,使得所述独特的几何结构提供在使用成像探头所收集的图像

内的模板样式。

[0062] 所述通路可以包括用于在其中接收光学形状感测设备的管腔,其中,所述光学形状感测设备被穿过所述管腔。所述通路可以备选地包括裂开的管腔,其被配置为被打开以用于接收具有耦合在其远端部分上的器械的光学形状感测设备。在一个实施例中,所述通路沿着探头的线缆纵向地延伸,所述通路包括被耦合到线缆的外部的保护性管腔。在成像探头包括TEE探头的情况下,这是特别有用的。

[0063] 在一个实施例中,多个附接件可以与多个探头和单个OSS光纤一起采用。在另一实施例中,OSS光纤被包括在导管、导丝或其他器械中。

[0064] 在框1006中,将被存储在存储器中的形状模板与包括模板样式的图像相配准。所述模板样式被提供在附接件上并且与所存储的形状模板相对应。所述形状模板和所述模板样式被匹配以在成像坐标与光学形状感测坐标之间进行配准。

[0065] 在框1008中,成像坐标与光学形状感测坐标之间的配准可以包括计算形状模板与模板样式之前的变换。

[0066] 在解析权利要求书时,应当理解:

[0067] a) 词语“包括”不排除除给定权利要求中的那些之外的其他元件或动作的存在;

[0068] b) 在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0069] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0070] d) 若干“装置”可以通过相同项目或硬件或软件实现的结构或功能来表示;并且

[0071] e) 除非具体指示,否则不旨在要求动作的具体顺序。

[0072] 描述了用于在末端不固定的情况下使用光学形状感测对超声探头的自动跟踪和配准的优选实施例(其旨在是例示性而非限制性的),应当指出,鉴于以上教导,本领域的技术人员能够做出修改和变型。因此,应当理解,可以在如由权利要求书所概述的本文所公开的实施例的范围内的所公开的本公开的特定实施例中做出改变。因此,描述了由专利法要求的细节和特殊性,由专利证书所保护的主张并期望什么在权利要求书中得以阐述。

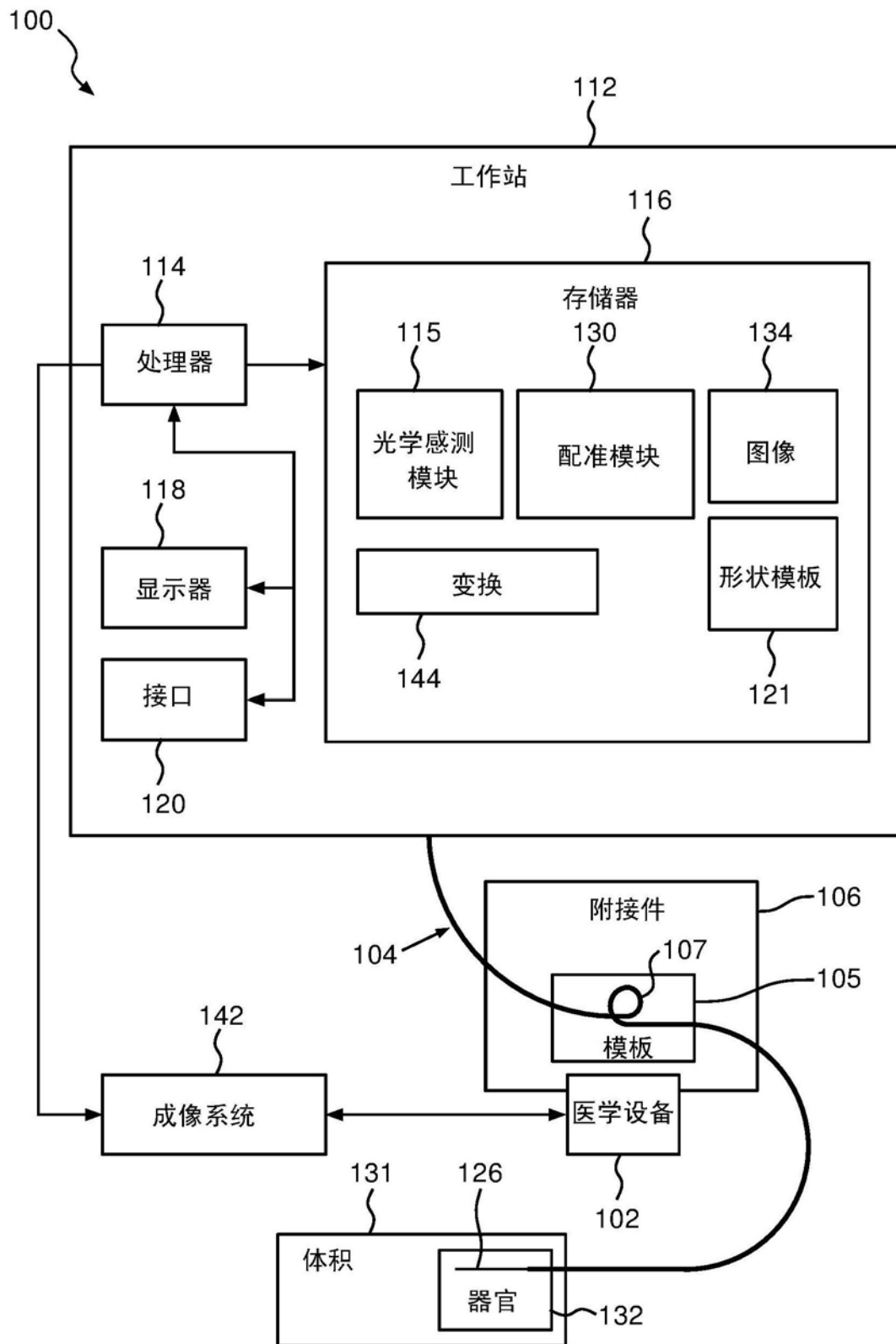


图1

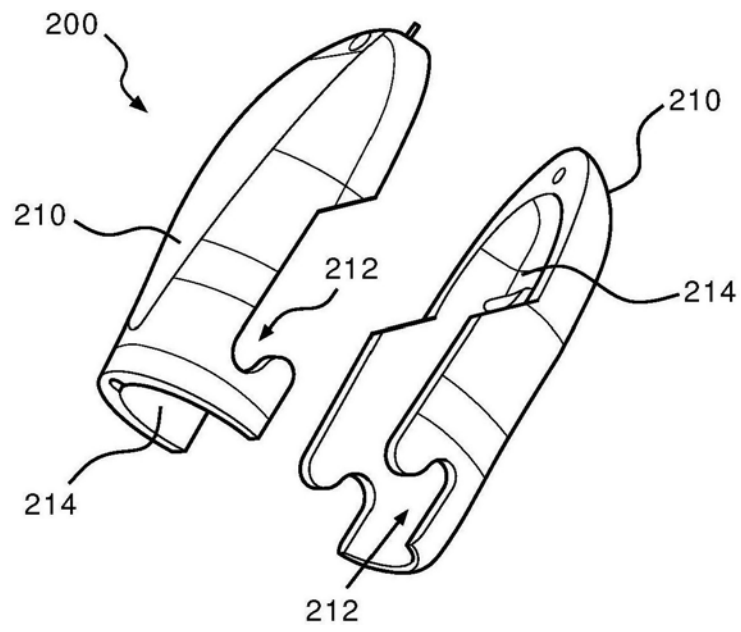


图2A

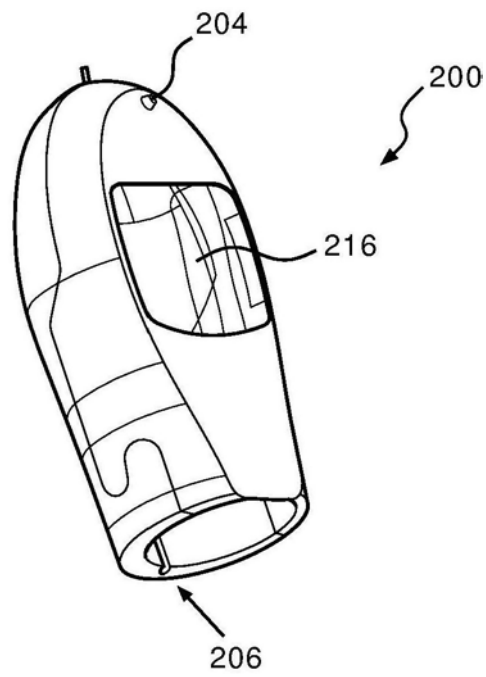


图2B

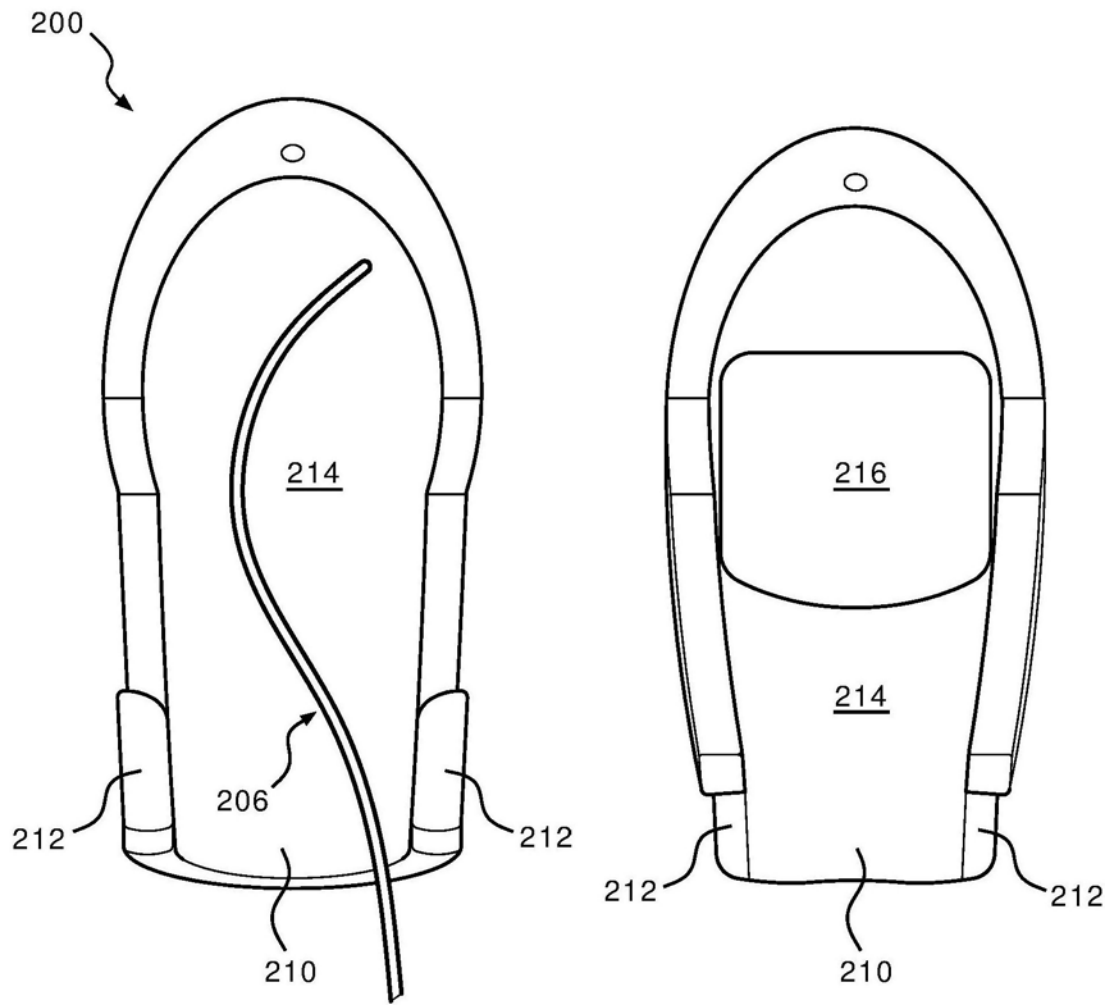


图2C

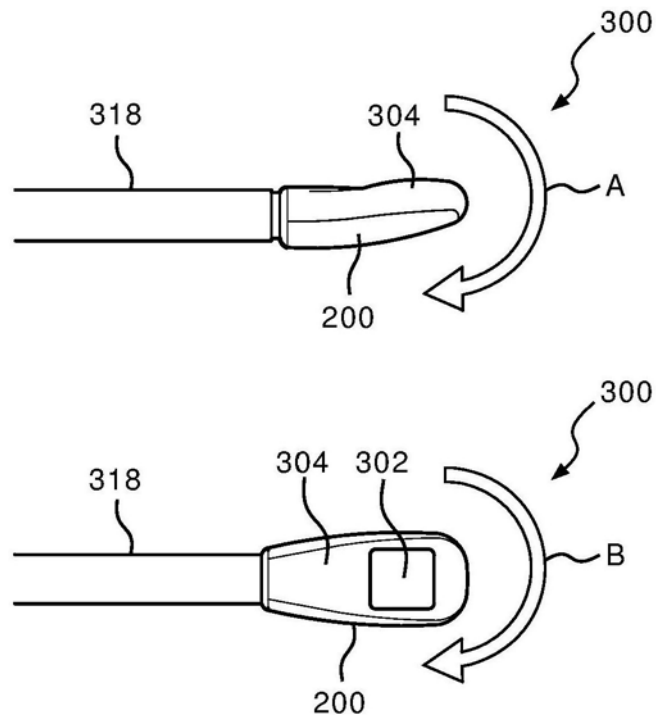


图3

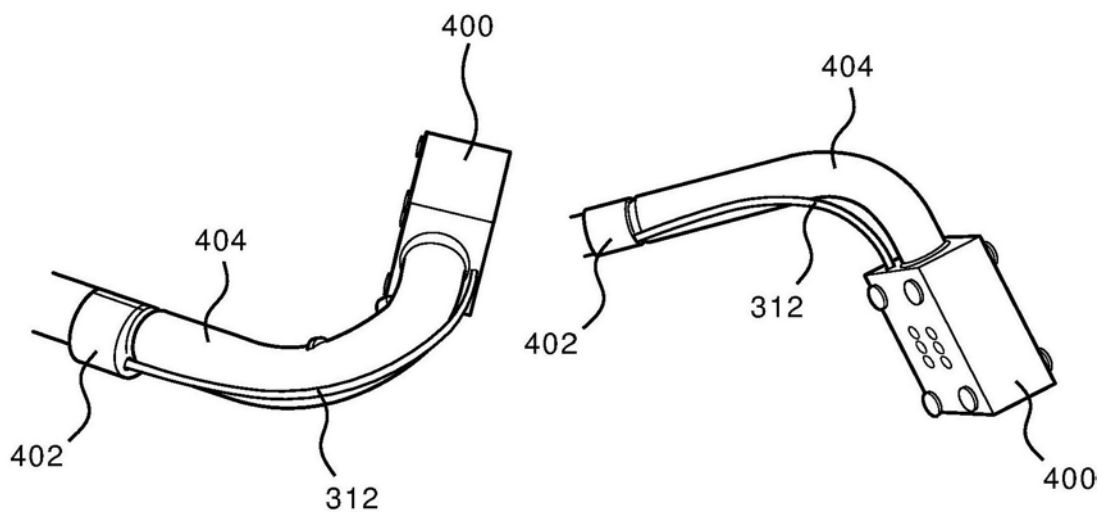


图4

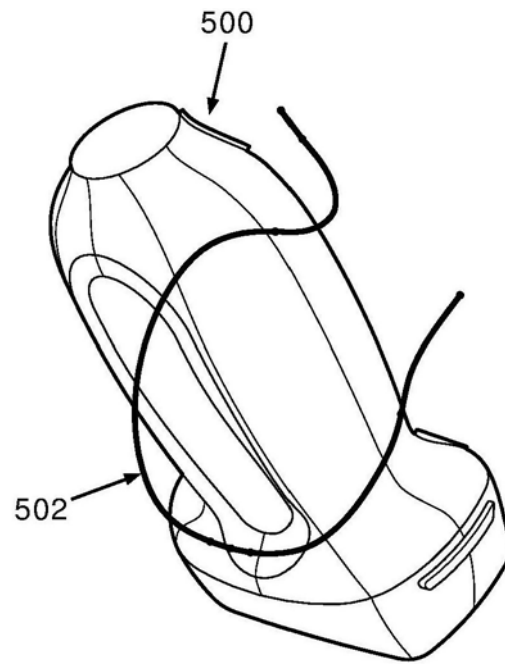


图5

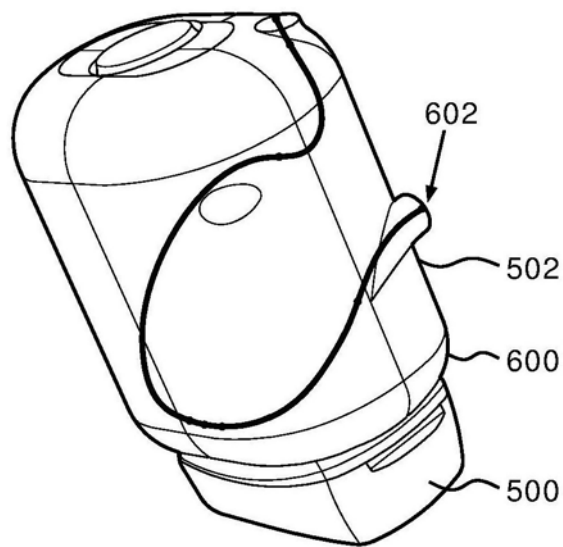


图6

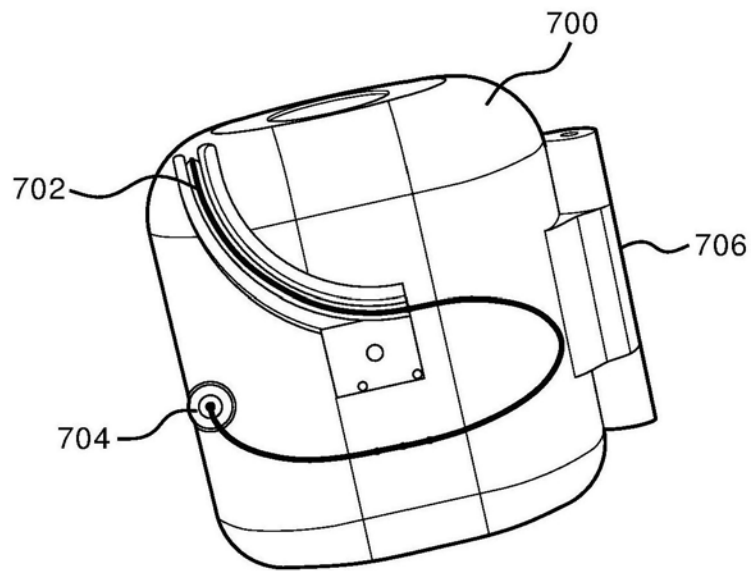


图7

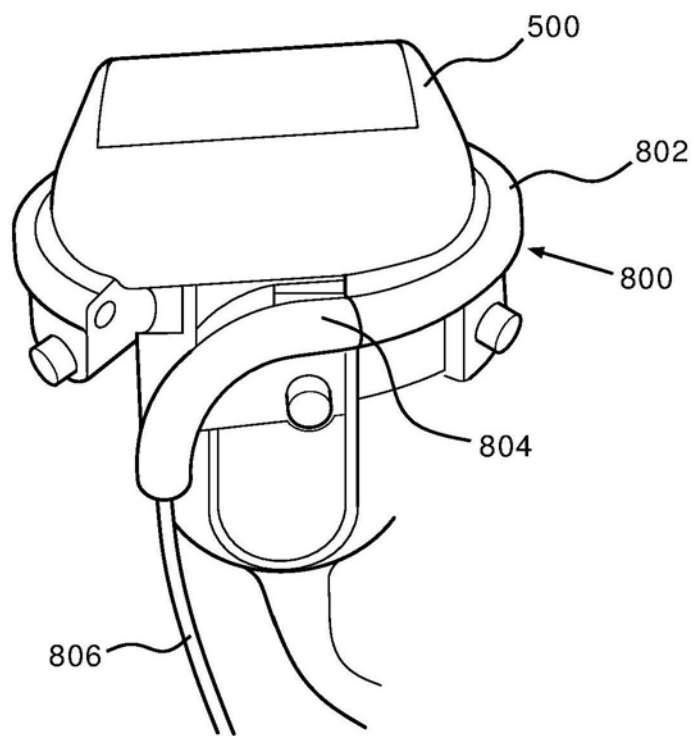


图8

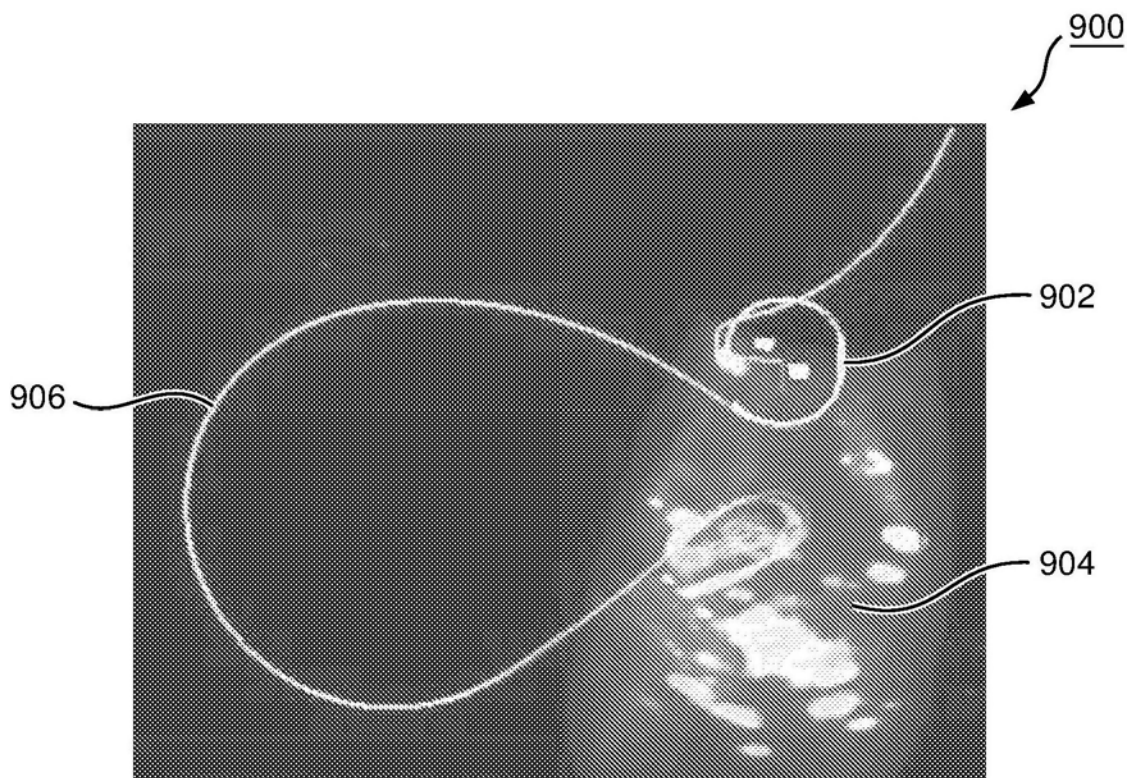


图9

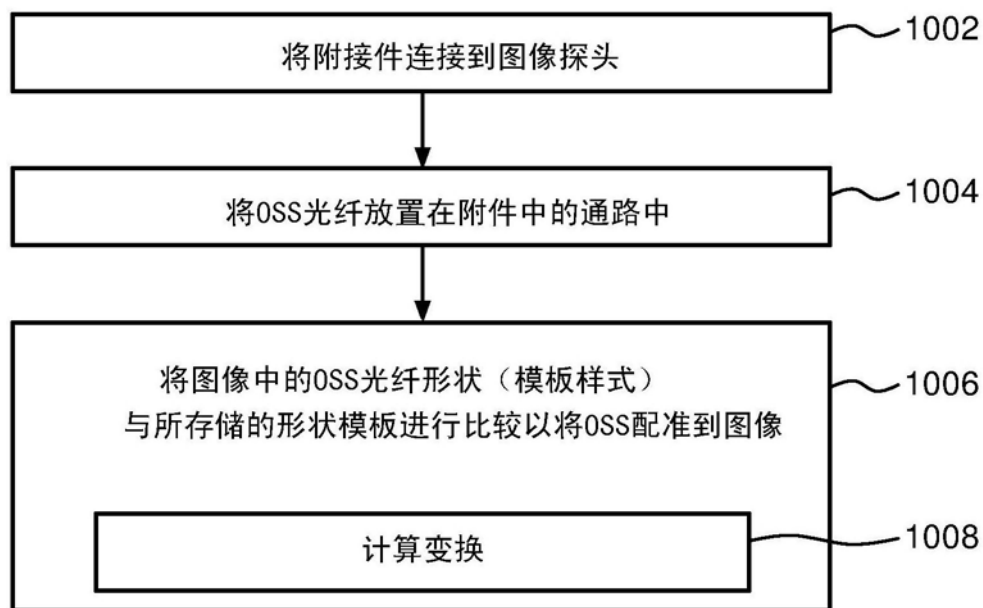


图10

专利名称(译)	在末端不固定的情况下使用光学形状感测对超声探头的自动跟踪和配准		
公开(公告)号	CN106999153A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580065620.6	申请日	2015-12-01
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	G 克莱 MP 德雷尔 B 拉马钱德兰		
发明人	G·克莱 M·P·德雷尔 B·拉马钱德兰		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B5/00 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/065 A61B5/6848 A61B5/6852 A61B8/12 A61B8/4254 A61B34/20 A61B2034/2061 A61M25/0147 G01B11/24 G01L1/242		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/086248 2014-12-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种配准设备，包括附件(106)，其被配置为与成像探头(102)相符合并且附接到所述成像探头(102)，成像探头(102)尤其是内部或外部超声探头，诸如TEE探头。在所述附件中或者在所述附件上形成的通路(105)被配置为接收光学形状感测设备(OSS光纤)，使得所述光学形状感测设备能够自由浮置(不固定末端)，以允许在所述通路内的纵向扭转。所述通路包括用于对所述OSS设备进行成形的独特的几何结构，使得所述独特的几何结构提供在使用所述成像探头所收集的图像内的模板样式(107)，以允许在成像坐标与OSS坐标之间的配准。配准模块(130)被配置为将存储的形状模板(121)与包括所述模板样式的图像(134)进行比较，以允许所述配准(独有的变换)。

