



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102753092 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 19

(21) 申请号 201180008660. 9

(22) 申请日 2011. 01. 14

(30) 优先权数据

61/302, 571 2010. 02. 09 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 08. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/050169 2011. 01. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/098926 EN 2011. 08. 18

(73) 专利权人 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 R·陈 G·谢克特 A·E·德雅尔丹

G·T·霍夫特 C·S·霍尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 5/06(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

A61N 7/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2002/0183592 A1, 2002. 12. 05,

US 2009/0123111 A1, 2009. 05. 14,

CN 101251427 A, 2008. 08. 27,

CN 1666716 A, 2005. 09. 14,

US 6612992 B1, 2003. 09. 02,

审查员 廖怡芳

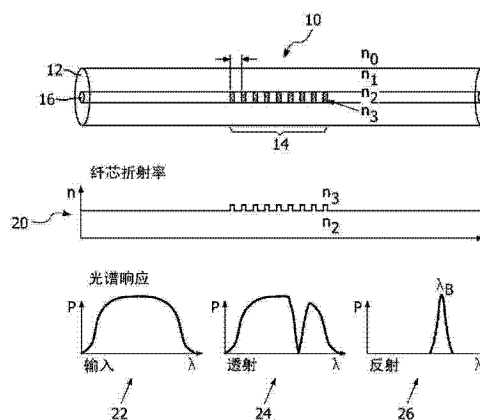
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于使用光学位置感测进行成像和处置的装置和系统

(57) 摘要

一种用于确定位置的装置、系统和方法,其包括被配置用于接收来自控制台(104)的信号并基于反射波生成图像的换能器设备(102)。柔性线缆(108)被耦合到所述换能器设备以从所述控制台为换能器设备提供激发能量。光纤(110)在操作过程中具有对应于所述线缆的形状和位置的形状和位置。多个传感器(122)与所述光纤光学通信。所述传感器被配置用于测量所述光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的所述偏转和弯曲来确定有关所述换能器设备的位置信息。



1. 一种用于确定位置、取向和 / 或形状的装置,包括:

换能器设备,其被配置用于接收来自控制台 (104) 的信号并基于反射或透射能量生成图像;

柔性线缆 (108),其被耦合到所述换能器设备以从所述控制台为所述换能器设备提供激发能量;

至少一条光纤 (110),其在操作过程中具有对应于所述线缆的形状和位置的形状和位置;以及

多个传感器 (122),其与所述至少一条光纤光学通信,所述传感器被配置用于测量所述光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的所述偏转和弯曲来确定关于所述换能器设备的形状和位置信息中的至少一个,

其中,所述多个传感器 (122) 包括分布在所述至少一条光纤的长度上以测量应变的光纤布拉格光栅。

2. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述至少一条光纤包括光纤三联体 (34)。

3. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述换能器设备包括耦合到同一光纤 (204) 的多个换能器元件 (102),所述同一光纤具有传感器以确定所述光纤的所述形状和位置并因而确定所述换能器元件相对于彼此的动态几何结构。

4. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述至少一条光纤 (110) 包括形成封闭或部分封闭构型 (300) 的多个传感器 (122),并且所述换能器设备被安置于所述多个传感器中,以测量由于施加到所述换能器设备的压力而导致的位置变化。

5. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述换能器设备包括多个换能器元件 (252),每个换能器元件都被耦合到相应的光纤,所述相应的光纤具有传感器以确定所述光纤的所述形状和位置。

6. 如权利要求 1 所述的装置,还包括护套 (240),所述换能器设备被附接到所述护套,并且其中,所述线缆和所述至少一条光纤沿它们的长度相互耦合,从而在操作过程中所述线缆的所述形状和位置对应于所述至少一条光纤的所述形状和位置。

7. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述换能器设备包括耦合到一条或多条光纤的多个换能器元件 (252),所述一条或多条光纤具有传感器以确定所述光纤的所述形状和位置,所述换能器元件被配置用于给患者提供处置。

8. 一种用于确定位置、取向和 / 或形状的装置,包括:

医学仪器 (280);

换能器设备 (284),其被配置用于接收来自控制台 (104) 的信号并基于反射或透射能量生成图像;

柔性线缆 (241),其被耦合到所述换能器设备以从所述控制台为所述换能器设备提供激发能量;

至少一条光纤 (110),其在程序过程中具有对应于所述医学仪器的形状和位置的形状和位置;

至少一个其他位置感测设备 (282),其用于感测所述医学仪器相对于所述至少一条光纤的所述形状和位置;以及

多个传感器 (122),其与所述至少一条光纤光学通信,所述传感器被配置用于测量所述

光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的所述偏转和弯曲以及所述至少一个其他位置感测设备在程序过程中确定关于所述医学仪器的形状和位置信息中的至少一个,

其中,所述多个传感器(122)包括分布在所述至少一条光纤的长度上以测量应变的光纤布拉格光栅。

9. 如权利要求8所述的装置,其中,所述至少一个其他位置感测设备(282)包括具有光学传感器的另一光纤和电磁传感器中的一个。

10. 一种用于追踪成像或治疗设备的一部分的系统,包括:

空间分布的光纤布拉格光栅(FBG),其被集成于光纤(110)上并且被设置在柔性线缆(108)内;

超声换能器,其通过所述柔性线缆耦合到超声控制台;

光学系统(116),其被配置用于向所述光纤布拉格光栅传送光并接收来自所述光纤布拉格光栅的光,从而测量所述柔性线缆中的所述光纤的偏转;

计算机系统(130),包括:

形状确定程序(132),其被配置用于计算与所述光纤的所述偏转相关的参数并确定所述柔性线缆的构造,从而所述柔性线缆的所述构造提供所述超声换能器的位置。

11. 如权利要求10所述的系统,其中,所述超声换能器包括多个换能器元件(102),所述换能器元件被耦合到同一光纤,所述同一光纤具有传感器以确定所述光纤的位置。

12. 如权利要求10所述的系统,其中,所述光纤(110)包括形成封闭或部分封闭的构型(300)的多个传感器(122),并且所述超声换能器被安置于所述多个传感器中,以测量由于施加到所述超声换能器上的压力而导致的位置变化。

13. 如权利要求10所述的系统,其中,所述超声换能器包括多个换能器元件(252),每个换能器元件都被耦合到相应的光纤,所述相应的光纤具有传感器以确定所述光纤的位置。

用于使用光学位置感测进行成像和处置的装置和系统

[0001] 本公开涉及医学设备,具体而言涉及采用光纤技术用于成像和处置换能器设备的形状、位置和取向追踪的医学设备。

[0002] 在超声应用中,通过机械扫描(例如,静脉内超声(IVUS)拉回设备)、基于图像的来自 2D 或 3D 探头的数据的配准、基于红外(IR)相机的立体视觉或电磁(EM)感测来执行换能器的空间追踪。用于限制换能器运动的机械设备的使用是不方便的(并且可能会潜在地影响图像质量,因为由机械运动定义的路径可能与最佳声学视图不一致)。另外,依赖于严格控制的机械拉回,机械设备具有有限的精度。

[0003] 基于图像的配准是计算密集型的并且耗时,以及降低可能的成像帧速率数。进一步,基于图像的配准受限于追踪体积之间的相对运动并且不能提供换能器路径的绝对位置估计(特别是当发生换能器在非线形表面运动时)。基于 IR 相机的定位对视线阻碍敏感,限制了其应用,特别是在不能保证被追踪的换能器和 IR 相机之间具有清晰的视线的临床背景下。EM 定位表现出有限的空间精度和准确性,并对局部 EM 环境的时空特性变化敏感。这些在追踪性能上的限制,继而,在提供高图像质量、解剖精度、大的视场或高的时间帧速率等方面影响超声成像设备的功能。所有这些追踪技术均将刚性换能器的位置作为独立实体来测量,然而一种允许感测换能器元件的动态形状的追踪技术将允许柔性的换能器构造,并在当图像形成过程中结合换能器信号使用元件追踪数据时具有增强的图像采集和重建。

[0004] 有利的是提供可靠地执行医学设备的定位和安置并且可以以空间分布的方式进行位置感测的系统和方法,从而允许在目前常规探头中不可能实现的柔性成像阵列。

[0005] 根据本原理,一种用于确定位置、取向或形状的装置、系统和方法包括被配置用于接收来自控制台的信号并基于反射波生成图像的换能器设备。柔性线缆被耦合到换能器设备以从控制台为所述换能器设备提供激发能量。光纤在操作过程中具有对应于所述线缆的形状和位置的形状和位置。多个传感器与所述光纤光学通信。所述传感器被配置用于测量光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的偏转和弯曲来确定关于所述换能器设备的位置信息。

[0006] 换能器和拴系线缆的光学位置和取向感测克服了常规追踪方法的限制,允许改进的成像能力,例如实时的延伸视场的成像、通过多角度成像的实况空间组合、多换能器同时成像以及通过形状增强超声束形成和重建的增强的图像分辨率和质量改善。此外,并入到柔性/能够重构的换能器阵列主体中的光学形状感测将允许换能器的几何结构的实时知识,该知识可用来改善图像采集和重建,并允许动态调整几何结构以适应临床应用(换能器阵列将不再被限制于刚性的几何结构而是允许非常规的柔性几何结构,例如,分布在光学追踪的导管的长度上以形成空间延伸的可变形的换能器阵列)。

[0007] 用于确定位置、取向和/或形状的装置包括被配置用于接收来自控制台的信号并基于反射或透射能量生成图像的换能器设备。柔性线缆被耦合到换能器设备以从控制台给所述换能器设备提供激发能量。至少一条光纤在操作过程中具有对应于线缆的形状和位置的形状和位置。提供与所述至少一条光纤光学通信的多个传感器,所述传感器被配置用于

测量光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的偏转和弯曲来确定关于所述换能器设备的形状和位置信息中的至少一个。

[0008] 用于确定位置、取向和 / 或形状的另一装置,包括:医学仪器、被配置用于接收来自控制台的信号并基于反射或透射能量生成图像的换能器设备以及被耦合到所述换能器设备以从所述控制台为所述换能器设备提供激发能量的柔性线缆。至少一条光纤在程序过程中具有对应于所述医学设备的形状和位置的形状和位置。提供至少一个其他位置感测设备用于感测所述医学设备相对于所述至少一条光纤的形状和位置。多个传感器与所述至少一条光纤光学通信,所述传感器被配置用于测量所述光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的偏转和弯曲以及至少一个其他位置感测设备确定在程序过程中关于所述医学设备的形状和位置信息中的至少一个。

[0009] 一种用于追踪成像或治疗设备的一部分的系统,包括集成于光纤上并且设置在柔性线缆内的空间分布的光纤布拉格光栅 (FBG)。超声换能器通过柔性线缆耦合到超声控制台。光学系统被配置用于向所述 FBG 传送光并接收来自所述 FBG 的光,从而测量所述柔性线缆中的光纤的偏转。计算机系统包括形状确定程序,其被配置用于计算与所述光纤的偏转相关的参数并确定所述柔性线缆的构造,从而所述柔性线缆的所述构造提供超声换能器的位置。

[0010] 一种用于追踪成像设备的位置的方法,包括提供被配置用于接收来自控制台的信号并基于反射波生成图像的换能器设备、被耦合到换能器设备以从控制台为换能器设备提供激发能量的柔性线缆、和在操作过程中具有对应于所述线缆的形状和位置的形状和位置的至少一条光纤、以及与所述至少一条光纤光学通信的多个传感器。定位所述换能器设备,并且测量对应于所述线缆的形状和位置的所述至少一条光纤的偏转和弯曲,从而利用所述光纤的偏转和弯曲来确定关于所述换能器设备的形状和位置信息。

[0011] 结合附图,阅读以下图解实施例的详细描述,本公开的这些和其他的目的、特征和优点将变得显而易见。

[0012] 本公开将参考以下附图详细呈现优选实施例的以下描述,其中:

[0013] 图 1 示出了包括光纤布拉格光栅 (FBG) 的光纤、折射率与距离的图和 FBG 导致的光谱响应;

[0014] 图 2 示出了在三维空间中偏转的光纤三联体;

[0015] 图 3 是根据一个图示性实施例示出了用于确定超声探头位置的系统的示意图;

[0016] 图 4 是根据一个实施例示出了超声设备的示意图以及具有光学传感器组件的线缆的截面图;

[0017] 图 5 是根据另一实施例示出了具有耦合到单个光学传感器组件的多个换能器元件的超声设备的示意图;

[0018] 图 6 是根据另一实施例示出了与适形护套连接以便使超声设备的线缆和光纤传感器组件一致的超声设备的示意图;

[0019] 图 7 是根据另一实施例示出了具有多个换能器元件的超声设备的示意图,所述多个换能器的每个都耦合到各自的光学传感器;

[0020] 图 8 是根据另一实施例示出了超声设备、医学设备和被采用来引导医学设备的至少一个光学传感器组件的示意图;

[0021] 图 9 是根据另一实施例示出了形成为阵列以检测换能器元件上的压力的光学传感器的示意图 ; 以及

[0022] 图 10 是根据本原理示出了用于确定超声设备的位置的方法的方框 / 流程图。

[0023] 本公开描述了用于换能器、换能器元件或多阵列组件的位置感测的系统和方法。在一个特别有用的实施例中,使用光纤传感器定位血管内超声换能器。光学传感器可包括光纤布拉格光栅 (FBG)。在一个实施例中,通过 FGB 功能化的超声成像系统采用形状感测功能从而允许新的成像功能 (例如,实时扩展视场成像、通过多角度成像的空间组合、多换能器同时成像、柔性换能器阵列 / 面片 (patch)、以及通过形状增强超声束形成 / 重建的增强的图像分辨率 / 质量的提高等)。

[0024] 使用多个 FBG 光栅和光学探测的光学形状感测允许以高时空分辨率追踪 (一个或多个) 换能器以及相应的线缆 / 导管形状 (仅举几例,如用于经胸廓的或身体超声、经食道的回波的线缆、或用于心脏内回波的导管等)。通过比较,例如基于电磁 (EM) 的常规追踪方法目前尚未表现出对于光纤形状感测位置和取向而言可能的追踪精度或对环境状况的鲁棒性。

[0025] 应该理解,本发明将关于医学仪器进行描述 ; 然而,本发明的教导更加宽泛并可应用于在追踪或分析复杂生物或机械系统中采用的任何仪器中。特别地,本原理适用于生物系统的内部超声程序、身体所有区域,例如肺部、胃肠道、其他器官、血管等中的程序。该教导并不一定要限定在超声感测中,而是可用于诸如 X 射线探测器阵列、闪烁体阵列、MR 线圈、光学传感器阵列 (例如,追踪分布式光纤内窥镜) 等的任何其他模态的柔性传感器阵列的发展和使用。附图中所描绘的元件可以以软件和硬件的各种组合来实现并提供可在单个元件或多个元件中组合的功能。

[0026] 可以通过使用专用硬件以及能够与合适的软件结合来执行软件的硬件来提供附图中所示的各元件的功能。当由处理器提供时,所述功能可以由单个专用处理器、单个共用处理器或其中一些可以是共用的多个独立处理器提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的具体使用不应被理解为仅指代能够执行软件的硬件,也可暗示地包括但不限于,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”) 以及非易失性存储器。

[0027] 此外,此处记载本发明的原理、方面和实施例的所有表述,以及其具体范例,旨在包含其结构和功能上的等价物两者。额外地,期望这样的等价物包括目前已知的等价物以及未来发展出的等价物 (即,所发展出的执行相同功能的任何元件,不管结构如何) 两者。因而,例如,本领域技术人员将意识到,此处示出的方框图表示图解性系统部件的概念性视图和 / 或采用本发明原理的线路图。相似地,将意识到,任何流程图、流程表、状态转化图、伪代码等表示各种过程,其基本上可表现在计算机可读存储介质中并因而被计算机或处理器执行,不管这样的计算机或处理器是否明确地示出。

[0028] 此外,本发明的实施例可以采用计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品能通过计算机可用或计算机可读介质访问,所述介质提供程序代码以供计算机或任何指令执行系统使用或连接到计算机或任何指令执行系统。为了本描述的目的,计算机可用或计算机可读介质可以是可包括、存储、通信、传播或转移程序的任何装置,所述程序供指令执行系统、装置或设备使用或与其连接。所述介质可以是电子、磁、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或固态存储器、磁带、可移除计算机磁盘、随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、硬磁盘和光盘。光盘的当前范例包括光盘－只读存储器（CD-ROM）、光盘－读／写（CD-R/W）和 DVD。

[0029] 根据有用的实施例，用于超声换能器的追踪传感器可采用多种不同技术。根据本原理，描述了光纤技术。基于光纤的应变感测可以使用光学传感器来执行。在一个实例中，传感器可包括 FBG。通过在一长度上集成应变测量，可以确定光纤在一长度上的局部形状。至少基于以下原因使得几何结构的光学测量是有吸引力的。测量不受电磁干扰影响并无需电磁发射。传感器是被动的，因此内在是安全的。存在阵列中复用传感器的能力。存在多参数感测（应变、温度、压力等）的可能。分布式感测是可能的，且传感器具有高灵敏度（当在光学探测中使用干涉测量法时可以达到纳米应变）。另外，光纤小且重量轻，并且对于微创应用是理想的。光纤对信号幅度变化不敏感（当在波长检测中采用光纤布拉格传感器时）。

[0030] 在很多医学应用中，特别是那些需要微创导航和仪器中，具有光纤布拉格光栅的光纤感测沿光纤长度上以高时空分辨率提供高精度和高准确性的定位。由于光纤的重量轻、光纤的伸长的形状因子以及其紧凑的截面特征（footprint），光纤技术为需要经由线缆、内窥镜外罩、或导管（ICE）拴系到控制台的换能器的超声应用提供改进。在线缆／内窥镜／导管外罩的主体内嵌入光纤布拉格光栅允许在伸长的医学仪器内的一个或多个换能器元件／阵列的精细时空追踪。

[0031] 现在参考附图，其中相似的标号表示相同或相近的元件，首先参考图 1，图解地描绘了光纤布拉格光栅（FBG）10。在特别有用的实施例中，FBG10 包括光纤 12 的一小段，其反射特定波长的光并透射其他光。这是通过在纤芯 16 中加入折射率的周期性变化 14 实现的，这形成波长特异性的介质镜。图解地示出了纤芯折射率对距离的绘图 20。

[0032] 因此光纤布拉格光栅 10 可被用作用于阻挡特定波长的队列式（inline）光学滤波器，或用作波长特异性反射器。输入光谱 22 和相应的输出光谱 24 及 26 图解地示出了输入光谱 22 的透射部分（光谱 24）和反射部分（光谱 26）。光纤布拉格光栅 10 工作的基本原理是在折射率变化的每一界面的菲涅尔反射。对于某些波长，不同周期的反射光是同相从而反射存在相长干涉，并且因此透射存在相消干涉。

[0033] 中心波长对应变以及温度敏感。这意味着布拉格光栅可用作光纤传感器中的感测元件。在 FBG 传感器中，应力导致中心波长的移动， $\Delta \lambda_B$ 。由施加应力（ ϵ ）和温度变化

（ ΔT ）引起的中心波长相对移动， $\Delta \lambda_B / \lambda_B$ ，可近似地表示为：
$$\frac{\Delta \lambda_B}{\lambda_B} = C_s \epsilon + C_T \Delta T。$$

[0034] 系数 C_s 称为应力系数并且其大小通常在约 $0.8 \times 10^{-6} / \mu \epsilon$ 或者绝对数量约为 $1 \text{ pm} / \mu \epsilon$ 。系数 C_T 描述传感器的温度敏感性；其由热膨胀系数和热光效应组成。它的值大约在 $7 \times 10^{-6} / \text{K}$ （或者绝对数量为 $13 \text{ pm} / \text{K}$ ）。尽管 FBG 特别适用于本原理，但是也可采用其它传感器。

[0035] 参考图 2，光纤三联体 30 包括三条光纤 34 和三个 FBG 32。采用三联体 30 或多条光纤 / FBG 元件的一个优势是多个传感器元件可以分布在光纤的长度范围内。例如，沿嵌入到结构中的光纤的长度并入具有不同传感器（计量器）的三个芯，能够准确地确定这种结构的三维形态。沿光纤 34 长度的多个位置定位 FBG 传感器 32。通过每个 FBG 32 的应力测

量结果,可以推出结构 30 在三维空间 (x, y, z) 中的位置处的曲率。通过多个测量位置,可确定总体三维形态。

[0036] 光纤 34 优选地装在柔性材料中,诸如医用聚合物(例如,PEEKTM)。纤芯 35 在内嵌的截面视图中示出。围绕光纤的护套 36 可由医用聚合物、硅树脂、或其它合适材料构成。

[0037] 参考图 3,根据一个图解性实施例图解地描绘了具有超声换能器的成像或处置系统 100。系统 100 包括具有通过形状感测的引导反馈的医学成像设备 101。设备 101 包括一个或多个换能器元件 102。设备 101 可以在其他实施例的处置程序中采用。换能器元件 102 可包括响应于电脉冲生成超声能量的压电换能器元件。应当理解,可以采用其他形式的机械和电磁能量并且换能器元件可包括其他结构。换能器元件 102 可以经由线缆 108 连接到手推车(cart)/控制台 104。线缆 108 可包括内窥镜外罩或其他医学设备、导管或其他柔性构件。线缆 108 包括至少一条内嵌在其中的光学形状感测光纤 110,用于换能器元件 102 和相关联的线缆(108)的实时高精度空间定位。

[0038] 换能器元件 102 容纳在柔性组件 120 中。手推车/控制台 104 包括超声控制台 112,超声控制台被配置用于提供能量以驱动生成超声波的换能器元件 102。形状感测光纤或光纤束 110 沿线缆 108 的至少一部分延伸并与控制台 104 互连以允许准确、实时地评估换能器元件的几何结构和动力学。

[0039] 控制台 104 包括光学控制台 116,其向光纤束的光学传感器 122(例如,FBG)传送光并接收来自它们的光。在控制台 116(或者其他位置,如果需要)提供为形状感测光纤照明的光源。在控制台 116 提供光学探测单元接收器(例如收发器 117)以读出从所有光纤 110 的 FBG 122 返回的复用信号。

[0040] 控制台 116 可连接到计算机系统 130,该计算机系统包括存储器设备 128 和具有相应的形状确定程序 132 的操作系统 124,所述形状确定程序计算与光纤 110 的偏转相关的参数。计算机系统 130 可包括控制台 116 或是独立的系统。光学收发器 117 向光纤 110 发射光学信号并从光纤接收光学信号。解析光信号以确定光纤的形状并因此确定体内换能器元件 102 的位置或取向。来自传感器 122 的数据通过光纤 110 传输并可与 3D 体积或图或参考位置(例如,手推车 104)相关以确定换能器元件 102 或线缆 108 的位置信息。

[0041] 计算机 130 包括处理器 131,其实施实时 FBG 感测方法 132 以感测光纤偏转并导出相应的光纤束的形状,以及计算形成延伸的换能器阵列的一个或多个换能器元件 102 的空间几何结构。计算机 130 基于所计算的一个或多个换能器元件 102 的空间几何结构计算空间定位的 3D 超声数据组。输入/输出(I/O)设备或接口 152 提供与计算机 130、设备 101 和空间定位超声成像的视觉显示器 138 的实时交互,并且可以显示线缆 108 的取向、形状和/或位置。计算机 130 可包括用于与控制台 116、控制台 112 和设备 101 交互的用户接口 152。用户接口 152 可包括键盘、鼠标、触摸屏系统等。

[0042] 数据连接 154 将超声控制台 112、光学探测单元 117 及控制台 116 与处理器 131 连接以确定换能器几何结构/形状。光学探测单元或控制台 116 为超声控制台 112 提供实时空间定位数据用于空间准确的超声数据的 3D 动态重建以达到增强。所述增强可包括实时延伸视场成像;通过多角度成像的实况空间组合;多换能器同时成像;通过形状增强超声束形成/重建(例如,超声断层摄影重建)的增大的图像分辨率/质量改善。换能器元件 102 的柔性组件可以顺从相关的患者解剖结构(例如,皮肤表面、弯曲的血管解剖结构、胃

肠道等)。光学形状光纤 110 允许一个或多个换能器 102 相对于彼此及相对于固定参考位置(例如,超声手推车参照物)的准确确定以增强成像性能。

[0043] 参考图 4, 根据一个图解性实施例示出了设备 101。在此实施例中, 设备 101 包括单换能器元件 102。换能器元件 102 被耦合到线缆 108, 线缆可包括导管、内窥镜等。线缆 108 中包括至少一个应变/形状感测组件。细节 202 示出了线缆 108 的截面视图。应变/形状感测组件 204 包括具有传感器(例如, FBG) 122 的光纤 110, 所述传感器允许光学感测应变和形状。在图 4 的示范性实施例中, 感测组件 204 包括光纤三联体以更好地追踪光纤布拉格光栅的形状、旋转和位置。设备 101 包括感测组件 204 以及超声换能器元件 102。以这种方式, 基于感测组件 204 提供的位置信息, 可以在整个程序中确定并追踪换能器元件 102 相对于参考物的位置和取向。记录的图像现在可以包括形状/位置信息, 以及实时的或用于稍后取回的超声图像。

[0044] 换能器元件 102 可以包含在伸长的超声探头中, 例如, 在连接到超声手推车(104, 图 3)的手持、内窥镜或导管组件中, 所述手推车包括光源和探询单元(117, 图 3)。感测组件 204 沿外罩/线缆 108 的长度嵌入从而允许设备 101 的定位, 接着是 3D 空间追踪和重建的超声数据的可视化。

[0045] 参考图 5, 超声探头 210 包括以延伸的几何结构安排的多个换能器元件 102。几何结构可包括元件 102 沿导管(例如, 心脏内超声心动描记(ICE)导管)、探头(例如, 经食道的超声心动描记(TEE)探头)等长度的一维分布或者可包括顺从患者解剖结构的多维度柔性面片探头,(例如, 环绕患者颈部包裹的柔性颈动脉探头)或其他构造。另一种几何结构可包括已有成像探头的组合, 诸如 TEE 与 ICE, 或 ICE 与经胸廓的超声心动描记(TTE)等, 以及所有其他置换。光学形状光纤组件 204 在该组件中与换能器 102 互连以允许高精度追踪换能器相对运动。利用这些信息, 可以连同超声成像数据收集身体表面和其他信息。这种构造通过利用阵列元件的同时发射/接收结合 3D 位置信息而允许多换能器采集和重建的优化。

[0046] 参考图 6, 这里描述的实施例可以被采用或被连接到适形护套 240, 适形护套弹性地或通过其他固定附接手段连接到(一个或多个)超声换能器元件 102。换能器元件 102 相对于护套 240 固定。护套 240 可包括护带、手套等以附接到用户或患者的身体。护套 240 被绑定在超声线缆 241 上并且与将被供能的超声控制台连接。感测组件 204 通过连接件 243 耦合到线缆 241, 或者替代地, 可以延伸护套 240 并且线缆 241 和组件 204 可被置于护套 240 内以便它们是相符的并且在操作或程序过程中保持这样。以这种方式, 使用传感器组件 204 连同线缆 241 的位置确定换能器元件 102 的运动。在参考位置采用光源(未示出)来照射光学传感器组件 204 以确定光纤中的应力从而提供线缆 241 并因而换能器元件 102 的形状和位置。本实施例的一个优势是它允许已有换能器或探头的回顾性适配。

[0047] 参考图 7, 可以采用高强度聚焦超声(HIFU)换能器 250, 它的独立元件 252 可以用多条光纤 254(例如, 传感器组件 204)分别追踪。光纤 254 包括 FBG 以确定形状和位置及以上所描述的。本实施例允许识别多个元件 252 中每一个的位置(和形状), 并且允许柔性几何结构, 在该结构中换能器元件 252 可定位为使得它们不被骨(如肋骨中)或其他充气的通道(例如肺或肠)所阻塞。以小于 500 微米的数量级的精度监视它们的位置的能力允许大约周期的 1/3 的相位不确定性。以小于 250 微米的精度, 可以获得适合于附加 HIFU 相

位的相位调整 (phasing), 从而得到加热组织并因而为患者提供处置的能力。还可以提供其他处置, 例如, 超声处置等。

[0048] 参考图 8, 可包括针、导管等的设备 280 包括具有光纤 110 和传感器 122 (图 3、4) 的形状感测组件 204。通过超声对设备 280 成像。在该实施例中, 通过两条光纤 (组件 204) 或光纤与 EM 传感器 282 的组合来测量设备 280 和光纤 (204) 的相对位置。确定设备的位置并计算设备 282 和超声换能器 284 之间的相对角度。如果设备 280 偏离垂直, 预期多数超声信号 285 将反射离开换能器 284。然而, 信号的一部分将反射向换能器 284。通过感测整个长度的设备和换能器的相对取向, 可以采用这样的波束形成技术, 其中波束求和过程中仅包括预期垂直的波道。另外, 通过得知设备 280 的相对位置, 可以仅向图像的一部分施加波束形成, 以允许在同一图像形成中优化的“硬反射器”成像和“软散射器”成像。

[0049] 参考图 9, 面片 300 包括取向为圆形或其他封闭或部分封闭构型的光纤。中间带有声学窗口的面片 300 被安置在患者上。来自换能器 306 所施加的压力造成的皮肤变形连同面片 300 和换能器 306 (关于控制台 104 或 112, 图 3) 相对位置的知识, 将不仅允许空间配准而且允许可重复的施加给患者的压力 (实际是应变)。经常需要压力 (或者 (一个或多个) 换能器 306 的推动) 来获得最佳声学路径并且为患者提供好的声学耦合。本实施例可以帮助训练经验较少的操作者, 提供在监视情形下重新获得患者的声学路径的能力; 以及被用在封闭的反馈回路中, 例如控制者需要知道用换能器向患者施加多大的压力的机器人技术中。应当理解, 也在本权利要求的范围内构想了其他构造和实施例。本实施例可用于使用拴系到超声手推车的用于介入性应用的所有超声成像技术。

[0050] 参考图 10, 示出了追踪成像设备, 例如超声换能器的位置的方法。在方框 402 中, 提供一种设备。该设备包括被配置用于接收来自控制台的信号并基于反射波生成图像的换能器设备。柔性线缆被耦合到换能器设备以从控制台为换能器设备提供激发能量, 并且至少一条光纤在操作过程中具有对应于线缆的形状、取向和位置的形状、取向和位置。也提供与所述至少一条光纤光学通信的多个传感器。在方框 404 中, 定位换能器设备。在方框 406 中, 所述至少一条光纤的偏转和弯曲对应于线缆的形状、取向和位置。光纤也经历线缆所经历的偏转和弯曲。利用光纤的偏转和弯曲来确定关于换能器设备的位置信息。传感器优选地包括分布在光纤长度上的多个光纤布拉格光栅, 并且使用光纤布拉格光栅测量偏转和弯曲。

[0051] 在替代的实施例中, 可以采用不同的光纤和换能器的构造来测量不同的参数。在一个实施例中, 所述至少一条光纤包括形成封闭或部分封闭构型的多个传感器并且所述方法包括在所述多个传感器中安置换能器设备以在方框 408 中测量由施加到换能器设备的压力引起的位置变化。在方框 410 中, 可以存储位置 (和 / 或压力) 信息。位置和压力信息可与超声图像或来自其他技术的图像一起存储。

[0052] 用于解释所附权利要求, 应当理解:

[0053] a) 词语“包括”并不排除在给定权利要求中所列出之外的其它元件或动作的存在;

[0054] b) 位于元件前的词语“一”并不排除多个这样元件的存在;

[0055] c) 权利要求中的任何附图标记并不限制它们的范围;

[0056] d) 几种“装置”可以表示为相同条目或硬件或软件实现的结构和功能; 并且

[0057] e) 动作并不意在需要特定的顺序除非有特殊说明。

[0058] 在描述了用于利用光学位置感测进行成像和处置的装置、系统和方法的优选实施例（其旨在用作图示性而非限制性）后，可注意到，通过以上教导，本领域技术人员可以进行修改和变形。因此应该理解，可以对如所附权利要求中描述并在此处所公开的实施例的范围内公开的公开物的特定实施例进行变化。通过描述了专利法所要求的细节和特性，在所附权利要求中阐明了主张和期望被专利许可证保护的内容。

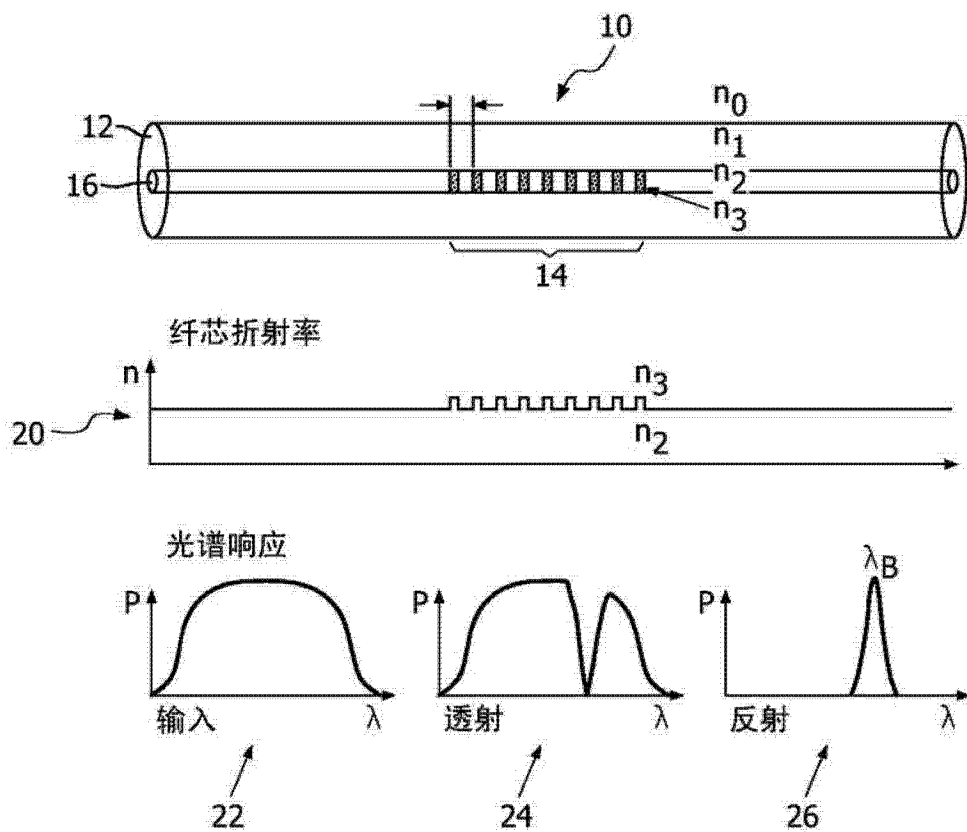


图 1

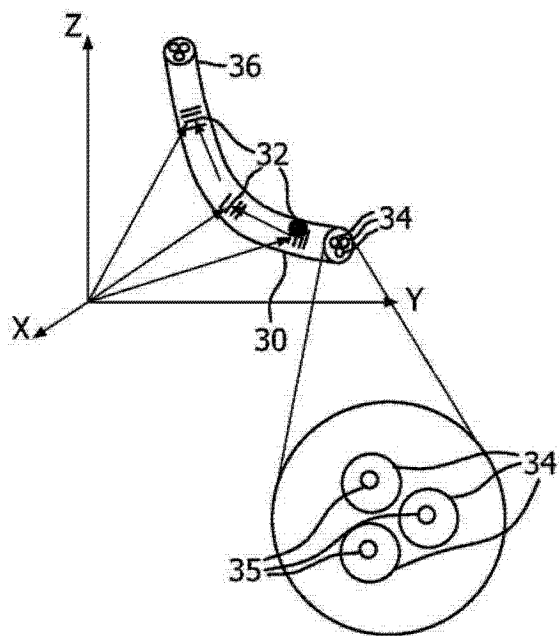


图 2

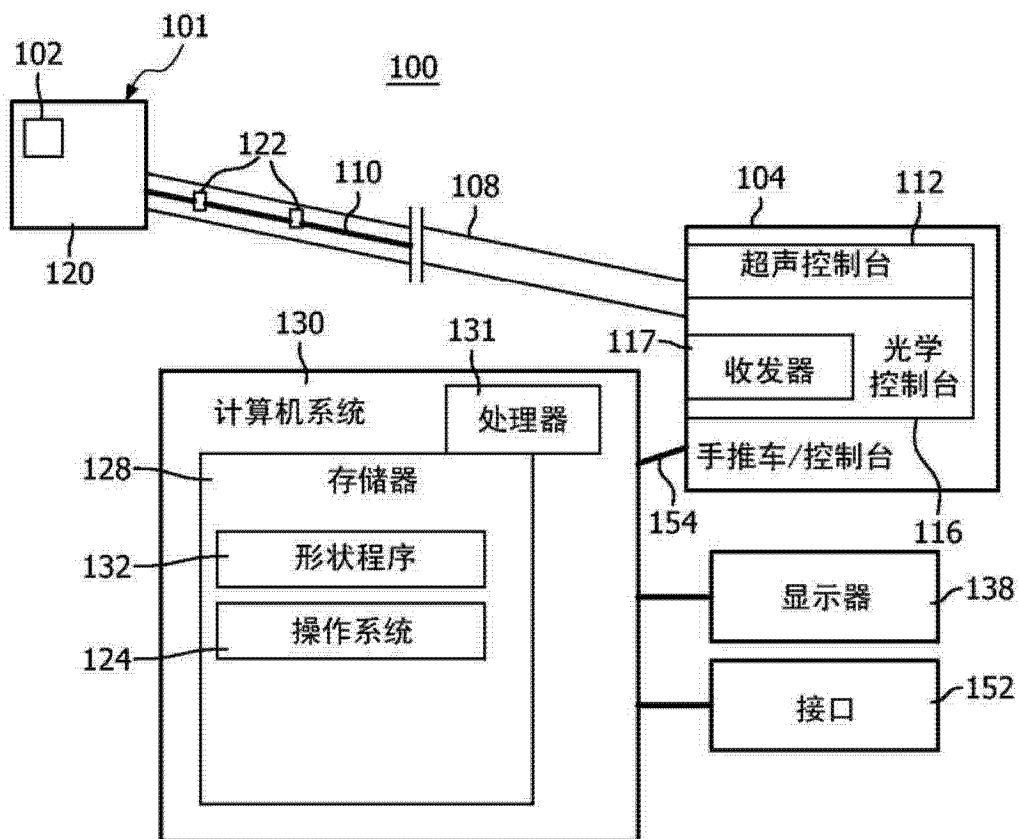


图 3

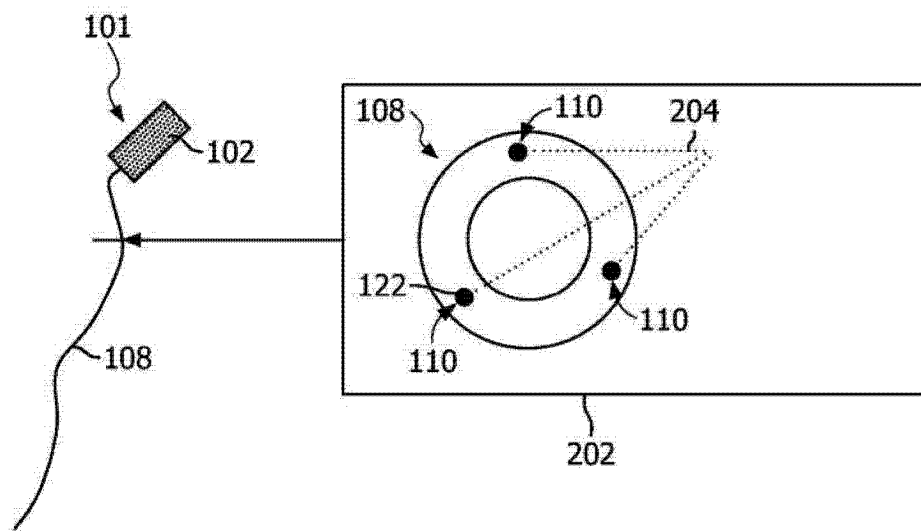


图 4

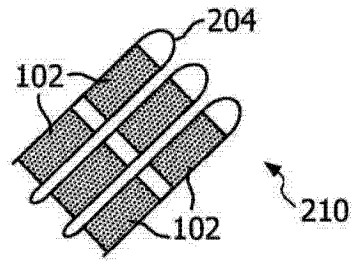


图 5

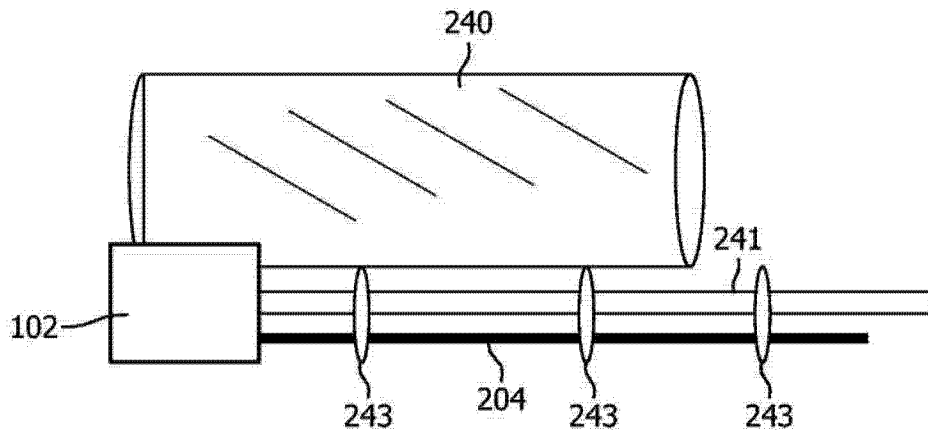


图 6

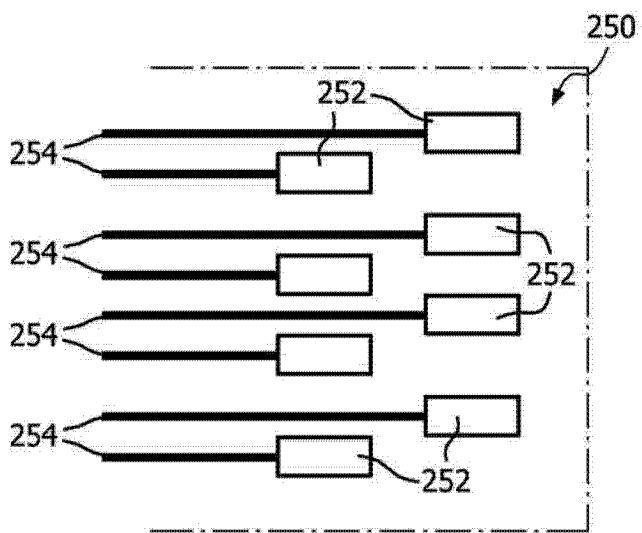


图 7

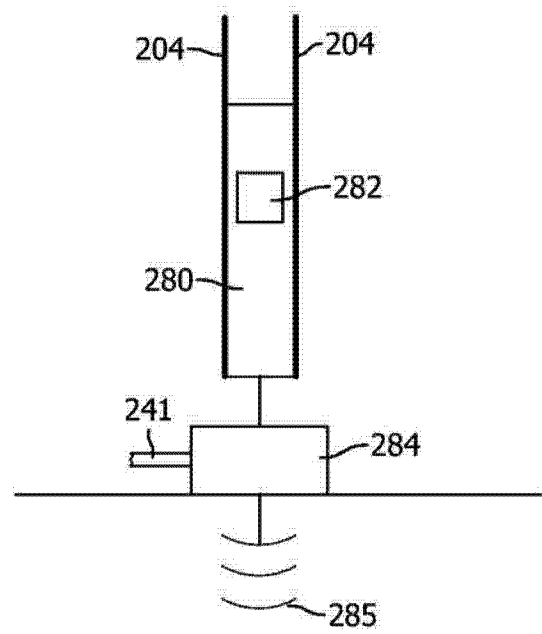


图 8

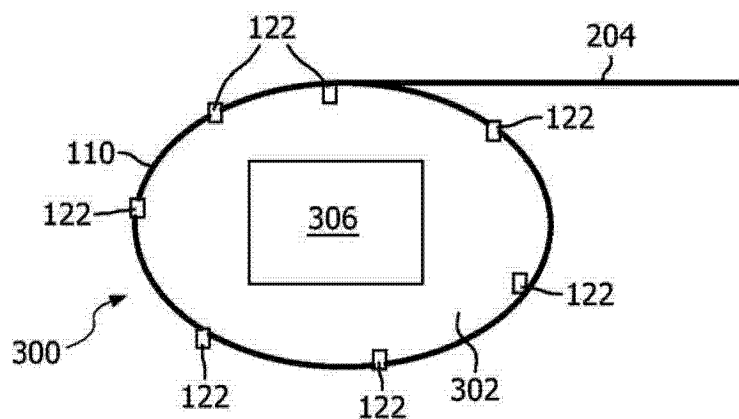


图 9

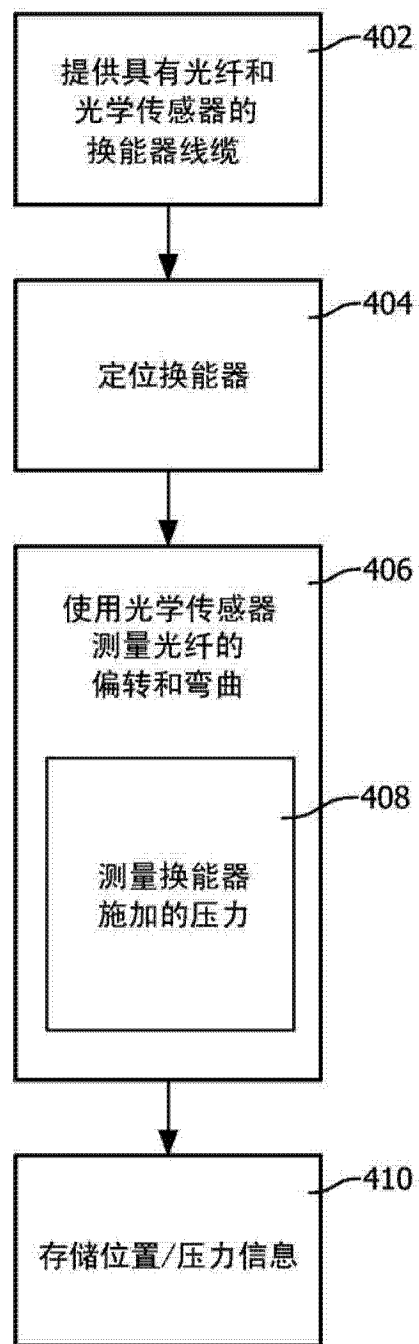


图 10