



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103781418 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 02

(21) 申请号 201280039729. 9

(22) 申请日 2012. 08. 13

(30) 优先权数据

61/523, 930 2011. 08. 16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 02. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/054108 2012. 08. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/024418 EN 2013. 02. 21

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·曼茨克 R·陈 M·B·范德马克

G·W·T·霍夫特 B·拉马钱德兰

L·韦拉尔迪

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

A61B 5/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2008/0071142 A1, 2008. 03. 20,

CN 101677799 A, 2010. 03. 24,

CN 101779224 A, 2010. 07. 14,

JP 特表 2003-515104 A, 2003. 04. 22,

US 2008/0177172 A1, 2008. 07. 24,

CN 1956010 A, 2007. 05. 02,

审查员 许流芳

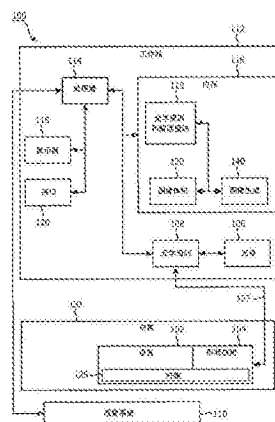
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

使用光纤形状数据的曲面多平面重建

(57) 摘要

一种系统和方法,包括启用了形状感测的设备(102),所述启用了形状感测的设备具有光纤(126)。解读模块(115)被配置为接收来自结构内的所述光纤的光信号,并且解读所述光信号,以确定设备的形状。图像生成模块(140)被配置为接收所述设备的形状、将所述形状与所述结构的图像体积进行配准并且基于所述形状生成曲面多平面重建(CMPR)绘制。



1. 一种用于曲面多平面重建的系统,包括:

启用了形状感测的设备 (102),其具有至少一个光纤 (126);

解读模块 (115),其被配置为从结构内的所述至少一个光纤接收光信号,并且解读所述光信号,以确定所述设备的形状;以及

图像生成模块 (140),其被配置为接收所述设备的所述形状,将所述形状与所述结构的图像体积 (130) 进行配准,并且基于所述形状生成曲面多平面重建 (CMPR) 绘制 (402)。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述图像体积 (130) 包括由计算机断层摄影、磁共振成像、荧光透视、核成像和超声中的一个或多个得到的所述结构的三维图像。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述启用了形状感测的设备 (102) 包括细长器械,所述细长器械包括内窥镜、导管和导线中的一个或多个。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述启用了形状感测的设备 (102) 包括成像设备,所述成像设备被配置为收集所述启用了形状感测的设备处的图像。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述启用了形状感测的设备 (102) 收集关于所述至少一个光纤的轴并且随时间变化的在三维空间中的所述结构的路径信息。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述结构包括脉管或腔内结构 (204)。

7. 根据权利要求 6 所述的系统,其中,所述图像生成模块 (140) 重新调节图像数据,以解释在所述脉管或腔内结构中的运动。

8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述图像生成模块 (140) 重新调节图像数据,以解释在所述结构中的运动。

9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述启用了形状感测的设备 (102) 收集路径信息,以基于所述路径信息将非笛卡尔图像与笛卡尔图像进行配准和融合。

10. 一种用于曲面多平面重建的工作站,包括:

形状感测系统,其包括:

启用了形状感测的医疗设备 (102),其具有至少一个光纤 (126);以及

解读模块 (115),其被配置为从结构内的所述至少一个光纤接收光信号,并且解读所述光信号,以确定所述医疗设备的形状;

曲面多平面重建 (CMPR) 绘制模块,其包括:

图像生成模块 (140),其被配置为接收所述医疗设备的所述形状,将所述形状与所述结构的图像体积 (130) 进行配准,使用所述形状作为路径信息从所述图像体积生成所述曲面多平面重建 (CMPR);以及

显示器 (118),其用于观察所述曲面多平面重建 (CMPR)。

11. 根据权利要求 10 所述的工作站,其中,所述图像体积 (130) 包括由计算机断层摄影、磁共振成像、荧光透视、核成像和超声中的一个或多个得到的所述结构的三维图像。

12. 根据权利要求 10 所述的工作站,其中,所述启用了形状感测的医疗设备 (102) 包括细长器械,所述细长器械包括内窥镜、导管和导线中的一个或多个。

13. 根据权利要求 10 所述的工作站,其中,所述启用了形状感测的医疗设备 (102) 包括成像设备,所述成像设备被配置为收集所述启用了形状感测的医疗设备处的图像。

14. 根据权利要求 10 所述的工作站,其中,针对所述结构的所述路径信息包括三维空间、时间和关于所述至少一个光纤的轴的旋转。

15. 一种用于曲面多平面重建的方法,包括:

将在其中具有形状感测设备的三维结构与图像体积进行配准(608);以及

从形状感测数据生成(610)曲面多平面重建(CMPR)图像,使得所述形状感测数据提供路径,沿着所述路径,采用图像体积数据来提供所述三维结构的图像,所述形状感测数据是从被设置在所述三维结构内的所述形状感测设备中收集的。

使用光纤形状数据的曲面多平面重建

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗器械,并且更具体地涉及在医疗应用中用于改善曲面多平面重建或重构的形状感测光纤。

背景技术

[0002] 在计算机断层摄影(CT)(例如,牙科CT,心脏CT,工业CT等)中,曲面多平面重构或重建(CMPR)是非常有用的工具。通过一个接一个堆叠轴向切片来建立体积。CMPR涉及对轴向切片堆叠生成透视图,由此能够生成全景图像和来自旁轴切割的图像。CMPR一般用于使具有弯曲的几何形状的结构可视化,诸如牙科或心脏特征。CMPR操作包括在轴向(或冠状或矢状)平面(例如,在二维(2D)视图中)上生成多面重建(MPR)线。这可以包括生成沿着感兴趣区域的曲线。在三维模态中,CMPR能够被绘制为可见的。能够绘制沿着线的切片用于观察,使得平行于选定平面的横截面或切片可用于针对感兴趣区域被单独地回顾。在MPR线上的平面的取向能够改变为轴向、冠状或矢状。这通过选择适当的视图来实现。可能使更厚或更薄的平板(切片)可视化。

[0003] 为了达到多种诊断目的(例如,血管尺寸和病理分析),对于放射科医师,体积成像数据的CMPR是重要的。为该成像模式生成路径数据(例如,曲线)会是要求选择标志点的繁琐手工任务。尽管使用基于图像的中心线或分割算法自动完成,所述任务仍然是困难的。

[0004] US2008/071142A1Gattani等人在2008年3月20日出版的“Visual Navigation System for Endoscopic Surgery”一文指向提出一种可视化视觉导航系统,以提供耦合三维(3D)可视化和导航辅助。

[0005] W001/33165A1Bucholz在2001.年5月.10日公布出版的“Optical Fiber Navigation System”一文指向提出一种用于调查光纤的三维形状、定位取向和位置的系统和方法,所述光纤其能够提供有关在其中放置的光纤的环境的对应信息。

[0006] US2010/239140A1Ruijters等人在2010.年9.月23日公布出版的“Coupling the Viewing Direction of a Blood Vessel's CPR View with the Viewing Angle on the3D Tubular Structure's Rendered Voxel Volume and/or with the C-Arm Geometry of a3D Rotational Angiography Device's C-Arm System”一文指向提出用于渲染绘制和显示血管的3D管状结构的曲面重组重构(CPR)视图的方法。

[0007] US2009/310847A1Matsuzaki等人在2009.年12.月17日公布出版的“Medical Image Processing Apparatus and X-Ray Diagnosis Apparatus”一文指向提出一种装置,所述装置通过体积渲染绘制、2D(二维)投影CPR、SPR(拉伸曲面重建)、飞越(fly-through)、MIP(最大化/最小化强度投影)和基于三维图像数据(体积数据)的横切图像来创建医学图像。

[0008] US2008/177172A1John等人在2008.年7月.24日公布的出版的“Two-Dimensional or Three-Dimensional Imaging of a Target Region in a Hollow Organ”一文指向提出一种方法,在所述方法中其中,来自中空器官里面内部的二维图像

中重建二维或三维重建图像数据集,所述中空器官通过旋转图像记录设备记录并且显示所述二维图像。

发明内容

[0009] 根据本原理,一种系统和方法,包括具有光纤的启用了形状感测的设备(shape sensing enabled device)。解读模块被配置为从结构内的光纤接收光信号,并且解读所述光信号,以确定所述设备的形状。图像生成模块被配置用于接收所述设备的形状,将所述形状与所述结构的图像体积进行配准,并且基于所述形状生成曲面多平面重建(CMPR)绘制。

[0010] 一种工作站,包括形状感测系统,所述形状感测系统包括启用了形状感测的医疗设备和解读模块,所述启用了形状感测的医疗设备具有至少一个光纤,并且所述解读模块被配置为从结构内的至少一个光纤接收光信号,并且解读所述光信号,以确定医疗设备的形状。曲面多平面重建(CMPR)绘制模块包括图像生成模块,所述图像生成模块被配置为接收医疗设备的形状,将所述形状与所述结构的图像体积进行配准。使用所述形状作为路径信息,从图像体积生成 CMPR。包括用于观察 CMPR 的显示器。

[0011] 一种方法,包括:从被设置在三维结构内的形状感测设备中收集形状感测数据;将其中具有形状感测设备的三维结构与图像体积进行配准;以及,从形状感测数据生成曲面多平面重建(CMPR)图像,使得形状感测数据提供路径,沿着所述路径,采用图像体积数据来提供三维结构的图像。

[0012] 通过结合附图阅读的图示性实施例的以下详细描述,本公开的这些和其他目的、特征和优点将变得显而易见。

附图说明

[0013] 参考以下附图,在优选实施例的以下描述中将详细陈述本公开,其中:

[0014] 图 1 是示出了根据一个实施例的一种具有形状感测系统的系统和工作站的方框/流程图,所述形状感测系统采用形状感测数据作为用于曲面多平面重建(CMPR)成像的路径数据;

[0015] 图 2 是具有在其中设置的形状感测设备的血管的心脏图像;

[0016] 图 3 是具有与图 2 的血管对应的血管的心脏的图像体积;

[0017] 图 4 是根据本原理使用形状感测设备数据作为用于 CMPR 图像的路径的图 3 的血管的图示性 CMPR 图像;

[0018] 图 5 是示出了根据图示性实施例用于采用形状感测数据作为路径信息以生成 CMPR 的系统/方法的方框/流程图;以及

[0019] 图 6 是示出了根据另一图示性实施例的一种采用形状感测数据作为路径信息以生成 CMPR 的系统/方法的方框/流程图。

具体实施方式

[0020] 根据本原理,在介入过程期间使用光纤形状感测技术、用于曲面多平面重建(CMPR)生成的路径数据的密集多点设备追踪被制造可用于提高效率和精度。尤其,基于非笛卡尔成像模态(诸如脉管内超声(IVUS)图像)的介入性设备与标准笛卡尔数据集的共同

配准并不是微不足道的。当光纤被集成在介入性设备(例如,导线、导管等)内和/或嵌入成像设备(例如,IVUS、光学相干断层摄影(OCT)等)时,光纤形状感测 CMPR 提供用于数据融合的方法。这在非笛卡尔图像模态(例如,OCT、IVUS)与笛卡尔成像模态(例如,CT、MRI 等)之间的融合图像中尤其有用。

[0021] 非笛卡尔成像模态包括不跟随正交笛卡尔坐标系的 K 空间轨迹的采集(例如,极投影成像或径向投影成像等)。笛卡尔成像模态包括跟随正交笛卡尔坐标系的 K 空间轨迹的采集(例如,直线成像)。非笛卡尔成像模态的范例包括 OCT、IVUS 等。光学相干断层摄影(OCT)是光学信号采集和处理方法,其从光散射介质(例如,生物组织)内捕获微米分辨率三维图像。光学相干断层摄影是采用例如近红外光的干涉技术。相对长波长光的使用允许其穿透散射介质。根据光源的特性(超发光二极管和超短脉冲激光),光学相干断层摄影已经实现次微米分辨率(具有在 $a \sim 100\text{nm}$ 波长范围以上的发出的非常宽光谱源)。OCT 也已经开始用于介入性心脏病学,以帮助诊断冠状动脉疾病。

[0022] IVUS 是使用专门设计的导管的医学成像方法,所述导管具有附接至导管的远端的小型化超声探头。导管的近端被附接至计算机化超声装备。这允许血管等内部的超声成像,使活体中的内壁可视化。尽管已经在此图示性描述,非笛卡尔成像模态不限于描述的那些非笛卡尔成像模态,并且可以包括其他类型和方法。

[0023] 在一个实施例中,在介入性设置中,将三维(3D)或 3D 加时间(3D+t)成像数据与形状追踪系统进行配准。每当记录数据帧,沿着由形状追踪启用器械(例如,导管、导线等)描述的路径计算 CMPR。CMPR 被呈现给医师,反射解剖的扭曲图像,形状追踪启用器械当前贯穿在所述解剖的扭曲图像中。

[0024] 在另一实施例中,集中于磁共振成像(MRI)采集,能够调整实时 MRI 体积参数,以仅仅采集针对生成由形状追踪启用设备当前贯穿的体积的 CMPR 的必要的的数据,潜在地使采集时间流线化,并且增加介入性成像帧速率。这也可以适用于其他成像模态。

[0025] 应当理解,在医疗器械方面将描述本发明;然而,本发明的教授更广泛,并且适用于任何光纤器械。在一些实施例中,在追踪或分析复杂生物或机械系统中采用本原理。尤其,本原理可适用于生物系统的内追踪过程、在身体的全部区域(诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等)中的过程。在附图中描绘的元件可以被实现为硬件和软件的多个组合中,并且提供可以在单一元件或多个元件中进行组合的功能。

[0026] 通过使用专用硬件以及能够与适当软件联合执行软件的硬件,能够提供在附图中示出的多个元件的功能。当由处理器提供时,由单一专用处理器、由单一共享处理器、或由多个单独处理器(其中一些能够共享),能够提供所述功能。而且,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为仅仅涉及能够执行软件的硬件,并且能够隐含地包括而限于,数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读内存(“ROM”)、随机存取内存(“RAM”)、非易失存储器等。

[0027] 而且,本文列举的本发明的原理、方面和实施例,以及其具体范例的全部叙述意为涵盖其结构和功能等效物。额外地,意为这些等效物包括当前已知等效物和在未来开发的等效物(即,无论结构如何,执行相同功能的开发的任何元件)。由此,例如,本领域技术人员应当认识到,本文陈述的方框图表示图示性系统组件和/或体现本发明的原理的电路的概念视图。相似地,应当认识到,任何流程图表、流程图等表示多个过程,其可以在计算机可读

存储介质中大体被表示,并且因此由计算机或处理器进行执行,不论是否明确示出这样的计算机或处理器。

[0028] 此外,本发明的实施例能够采取从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,所述计算机可用或计算机可读存储介质提供由计算机或任何指令执行系统使用的或者连同计算机或任何指令执行系统一起使用的程序代码。为了这个描述的目的,计算机可用或计算机可读存储介质能够是任何装置,其可以包括、存储、通讯、传播、或输送由或者与指令执行系统、装置、或设备使用的或者连同指令执行系统、装置、或设备一起使用的程序。所述介质能够是电子、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或固态内存、磁带、可移动计算机软盘、随机存取内存(RAM)、只读内存(ROM)、硬磁盘和光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读内存(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™(蓝光光碟)和DVD。

[0029] 现在参考附图,其中同样的数字表示相同或相似的元件,并且初始参考图1,根据一个实施例图示性地示出了一种使用启用了形状感测的设备用于曲面多平面重建的系统100。系统100可以包括工作站或控制台112,通过所述工作站或控制台112来监督和/或管理过程。工作站112优选地包括一个或多个处理器114和用于存储程序和应用的内存116。内存116可以存储光学感测和解读模块115,所述光学感测和解读模块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(和任何其他反馈,例如,电磁(EM)追踪),以重建形变、偏转和与医疗设备或器械102和/或其周围区域关联的其他改变。医疗设备102可以包括导管、导线、探头、内窥镜、机器人、电极、过滤设备、气囊设备或其他医疗组件等。

[0030] 形状感测系统包括模块115和被安装或集成到设备102的形状感测设备104。所述形状感测系统包括光学询问机108,所述光学询问机108提供选定的信号,并且接收光学响应。光源106可以被提供作为询问机108的部分或作为用于向形状感测设备104的提供的光信号的分立单元。形状感测设备104包括一个或多个光纤126,所述一个或多个光纤12以一种或多种固定模式被耦合到设备102。所述光纤126通过电缆127连接到工作站112。根据需要,所述电缆127可以包括光纤、电连接、其他器械等。

[0031] 具有光纤的形状感测104可以基于光纤布拉格光栅传感器。光纤布拉格光栅(FBG)是反射光的特定波长并且传递全部其他波长的一小段光纤。这通过添加纤芯中的折射率的周期性变化来实现,所述折射率的周期性变化生成波长特异性的介质镜。因此,光纤布拉格光栅能够用作内联滤光器,以屏蔽某些波长,或作为波长特异性的反射镜。

[0032] 纤维布拉格光栅的操作背后的基本原理是在折射率改变的每个接口处的菲涅尔反射。对于一些波长,多个周期的反射光同相,由此存在用于反射的相长干涉并且因此存在用于传输的相消干涉。布拉格波长对应应变和温度敏感。这意味着布拉格光栅能够用作光纤传感器中的感测元件。在FBG传感器中,量度(例如,应变)引起布拉格波长中的位移。

[0033] 这个技术的一个优点是能够在纤维的长度上分布多个传感器元件。将三个或更多核与嵌入结构的沿着纤维的长度上的多个感测器(计量表)进行合并,允许精确确定的这样结构的三维形式,通常具有优于1mm的精度。在沿着光纤的长度的多个位置处,能够定位多个FBG传感器(例如,三个或更多纤维感测核)。从每个FBG的应变测量中,能够推理在那个位置处的结构的曲率。通过多个测量的位置,确定完整的三维形式。

[0034] 作为光纤布拉格光栅的备选,能够利用在常规光纤中的固有的反向散射。一个这样的途径是使用在标准单一模式通信纤维中的瑞利散射。瑞利散射发生作为在纤维核中折射率随机波动的结果。这些随机波动能够被建模作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。通过多核纤维的单一长度内运转的三个或更多核中使用这个作用,能够跟随感兴趣表面的 3D 形状和动力学。也可以采用其他光学现象,诸如例如,布里渊散射等。

[0035] 在过程期间,针对对象 131 的原位成像,可以采用成像系统 110。所述成像系统 110 可以与设备 102 (例如,IVUS 等) 合并或可以在对象 131 外部采用所述成像系统 110。成像系统 110 也可以用于收集和处理术前图像,以标出在对象中的感兴趣区域来创建用于配准并具有形状感测空间的成像体积 130。图像生成模块 140 被配置为接收所述设备的形状,将所述形状与图像体积 130 进行配准,并且基于所述感测形状生成曲面多平面重建(CMPR)绘制。

[0036] 工作站 112 包括显示器 118,其用于观察的对象(患者)131 的内部图像,包括 CMPR。成像系统 110 可以包括荧光透视系统、计算机断层摄影(CT) 系统、超声系统、核成像系统(PET、SPECT) 等。显示器 118 也可以允许用户与工作站 112 及其组件和功能或系统 100 内的任何其他元件交互。通过接口 120 更便于完成该过程,所述接口 120 可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触感设备或任何其他外围设备或控件,以允许用户从工作站 112 反馈并且与工作站 112 交互。

[0037] 在一个实施例中,为了达到多个诊断目的(例如,血管维度和病理分析),需要体积成像数据的曲面多平面重建(CMPR)。根据本原理,CMPR 基于由形状感测 104 提供的位置数据。所述形状感测 104 提供点的连续轨迹,在所述点上生成 CMPR。在尤其有用的实施例中,形状感测 104 启用多个成像模态的融合或配准。所述点的连续轨迹提供曲线或直线,一个或多个成像模态能够配准到所述曲或直线。例如,关于笛卡尔成像模态(例如,CT、MRI 等)能够融合或配准非笛卡尔图像模态(例如,OCT、IVUS)。利用不同成像模态得到的多个图像的融合增加精度,并且提高图像的可视化。

[0038] 参考图 2,在一个范例中,细长设备(诸如导管) 配备形状感测光纤并且特定血管 204 或其他脉管结构内部被推进,例如,心脏 206 内、腔内结构(诸如胃肠道、肺气道等)。在血管 204 或结构的形状中,形状感测纤维是弯曲的。所述形状感测设备 104 提供路径数据,所述路径数据可以代替分割或中心线算法使用。形状感测数据提供血管形状的实时快照。尤其,形状感测纤维提供能够与血管和 / 或感兴趣区域的术前数字图像进行配准的形状。在一个范例中,基于非笛卡尔成像模态(诸如静脉超声(IVUS))的导管可以具有在其中集成的光纤感测设备。从形状感测设备捕获如由几何形状(例如,三维形状) 随时间变化提供的血管的形状,并且所述血管的形状用于与由一个或多个成像模态(例如,笛卡尔和非笛卡尔模态) 收集的图像数据进行配准。

[0039] 参考图 3,对应于血管 204 图示性地示出了三维术前图像 210。通过已知配准算法执行所述配准,所述已知配准算法寻找两个数据集中的相似模式,并且配准数据集,使得一个数据集的点与另一数据集的点匹配。亦即,三维空间一致。在一个实施例中,当形状感测纤维被集成在成像设备内(例如,导线嵌入成像设备,诸如具有 IVUS、OCT 等) 时,自动融合数据集。

[0040] 参考图 4, 由于介入性引导背景内的 CMPR 的诊断和治疗价值, 基于来自形状感测光纤的反馈可以构造 CMPR。CMPR402 包括血管 204 的全景二维图像, 其从在收集形状感测光纤数据期间采集的三维几何形状中可以被变得平坦。由于将形状感测光纤数据与术前图像数据进行配准或融合, 横截面线 404 可以被指示并且用于生成血管 204 的内部结构的横截面视图 406。形状感测光纤的数据用于计算体积成像数据集的 CMPR。形状感测光纤数据以在五个维度中(例如, 3D 空间、围绕纤维轴的 1D 旋转、1D 时间) 密集采集的点的形式递送路径信息。可以生成横截面 406, 所述横截面 406 横向通过沿着如描绘的血管 204 的路径。

[0041] 参考图 5, 根据一个图示性实施例示出了方框图, 用于描述针对 CMPR 成像的方法。在方框 502 中, 在具有形状追踪系统的介入性设置中配准 3D (或 3D+ 时间) 成像数据。在方框 504 中, 从启用了形状感测的器械(例如, 导管, 导线等) 中可以连续收集多个维度中的数据(例如, 达到五个或更多)。在方框 506 中, 每当记录数据帧(或许多数据帧), 可以沿着由启用了形状感测的器械描述的路径计算 CMPR。CMPR 可以被呈现给医师, 反映解剖的扭曲图像, 启用了形状感测的器械与所述解剖的扭曲图像当前相交(例如, 在其内部定位)。

[0042] 对于 IVUS、血流储备分数(FFR)、OCT 或其他基于导管的成像过程, 启用了形状感测的 CMPR 可视化也尤其有价值, 允许非笛卡尔成像信息与来自前过程或内过程模态(例如, 计算机断层摄影(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光透视等) 的常规笛卡尔数据进行快速融合。能够将 3D 中的启用了形状感测的器械路径与在笛卡尔体积(例如, 在心脏 CT 体积采集中的冠状脉管) 识别的对应路径进行快速实时配准。血流储备分数(FFR) 是用于冠状导管插入的技术, 以测量冠状动脉狭窄(通常由于动脉粥样硬化而变窄) 两侧的压力差, 以确定狭窄阻碍氧递送至心肌(心肌缺血) 的可能性。

[0043] 在方框 508 中, 能够执行配准完善, 以解释在笛卡尔数据集采集与基于导管成像撤回(例如, 非笛卡尔数据集) 之间的任何其他组织位移。启用了形状感测的器械的曲线路径允许在任何瞬间沿着器械路径的前过程或内过程体积数据集的快速重采样。备选地, 使用实时启用了形状感测的器械形状信息, 能够重采样沿着曲线路径作为撤回采集的数据, 诸如体积 IVUS 或 OCT 数据, 以创建在前过程或内过程成像模态的笛卡尔成像空间中的体积数据集。启用了形状感测的设备可以被移动到新位置, 作为完善的一部分。对于任何这些情况, 基于 CMPR 的启用了形状感测的设备提供非笛卡尔基于导管成像数据集与基于笛卡尔成像模态的动态共同配准和可视化。在方框 514 中, 对于启用了形状感测的设备的每个新形状 / 位置, 可以更新 CMPR。操作路径返回方框 504, 以执行所述更新。

[0044] 对于 OCT, 撤回或撤退是相当快, 但是在撤回之前和恰好之后, 可以得到形状感测 3D 形状。血管的心跳运动妨碍在心血管应用中对于 OCT 的配准。所述数据能够被重新调节为恒定血管直径, 以解释该运动。独立监测器或来自启用了形状感测的器械的数据能够提供在器官运动状态下的信息。该信息能够用于驱动在启用了形状感测的器械空间与用于生成 CMPR 的体积数据集(体积) 之间的可形变配准。换言之, CMPR 计算处理能够考虑运动数据, 以生成反映解剖的当前形状的时变 CMPR。如果使用启用了形状感测的器械的时间形变数据, 时间上取平均值能够用于减少噪声。应当注意, 本文中具有形状感测设备的结构可以包括脉管结构或任何腔内结构(诸如, 胃肠道、肺气管等)。解释的运动可以包括心跳、蠕动振动、呼吸运动等。

[0045] 在方框 510 中, 显示图像绘制, 用于在过程期间存储或使用。利用具有由来自启用

了形状感测的器械特性的信息部分或全部定义的参数设置的多个可视化方案能够增强以上绘制途径。这些可以包括但不限于,解剖和功能的颜色编码体积绘制、具有颜色编码图的表面绘制,以反映组织的解剖或功能特性/启用了形状感测的器械特性,以及半透明/不透明增强绘制,其中,形状信息用于自动调整/定义可视化参数。所述图像可以包括来自多个成像模态的融合图像。

[0046] 在另一实施例中,在方框 512 中,能够调整实时体积参数,以仅仅采集对于生成由形状启用设备当前贯穿的体积的 CMPR 所需的数据。这与 MRI 模态一起尤其有用,其能够使采集时间流线化,并且通过收集在感兴趣区域中的仅需要的信息来增加介入性成像帧速率。

[0047] 参考图 6,根据一个实施例图示性地示出了用于生成 CMPR 的方法。在方框 602 中,从被配置在三维结构(例如,脉管结构、机械结构等)内的形状感测设备中收集形状感测数据(路径信息)。所述形状感测设备可以包括内窥镜、导管、导线等中的一个。

[0048] 在方框 604 中,针对所述结构,使用一个或多个成像模态,可以收集图像体积。这可以在任何过程之前执行该过程,并且可以在不同位置和时间处执行该过程。在方框 606 中,在采集图像体积期间可以任选地调整图像体积参数,以将体积数据的收集限制在与形状感测设备相交的区域。

[0049] 在方框 608 中,将在其中具有形状感测设备的三维结构与图像体积进行配准(即,将形状感测空间与图像体积进行配准)。形状感测设备可以包括在其中集成的成像模态。在这种情况下,已经配准图像体积和形状感测空间。所述图像体积可以包括对象或患者的术前图像。所述图像体积可以包括由计算机断层摄影、磁共振成像、荧光透视、超声等中的一个或多个得到的所述结构的三维图像。

[0050] 在方框 610 中,从形状感测数据生成曲面多平面重建(CMPR)图像,使得形状感测数据提供路径,沿着所述路径,采用图像体积数据来提供三维结构的一幅或多幅图像。这可以包括所述结构的扭曲线性或展开的二维视图。所述视图受到针对所述结构由形状感测设备采集的路径的影响和/或基于所述路径。所述形状感测数据可以包括针对三维空间的随时间变化的信息和关于形状感测设备的轴的旋转。所述结构的视图可以包括可以得到并且同时观察切片或横截面的位置。在方框 612 中,可以沿着所述路径绘制所述结构的横截面。

[0051] 在方框 614 中,每当为形状感测设备采集新形状或为了聚集额外的信息,可以完善所述 CMPR。在方框 616 中,图像数据可以被重新调节(例如,可以是完善的一部分),以解释在结构中的运动。所述运动可以由于心跳或其他来源。所述重新调节可以包括采取平均移位或采用更精细的评估工具来评估在 CMPR 视图中的适当维度。

[0052] 在解读所附权利要求中,应当理解:

[0053] a) “包括”一词不排除在给定权利要求中列举的元件或动作之外存在其他元件或动作;

[0054] b) 元件前的“一”或“一个”一词不排除存在多个这样的元件;

[0055] c) 在权利要求中的任何参考标记不限制其范围;

[0056] d) 若干“模块”可以由相同的项目或硬件或实施结构或功能的软件来表示;以及

[0057] e) 不意为对动作的具体顺序做出要求,除非具体指示。

[0058] 已经描述了使用光纤形状数据用于曲面多平面重建的优选实施例(其意为图示性的并非限制性的),应当注意,鉴于以上教授,本领域技术人员能够做出修改和变型。因此,

应理解在本公开的具体实施例中可以做出改变,公开的所述改变在如附加权利要求概述的在本文中公开的实施例范围内。由此,已经描述了由专利法要求的详情和特征,在附加权利要求中陈述和需要专利特许证保护的权利要求。

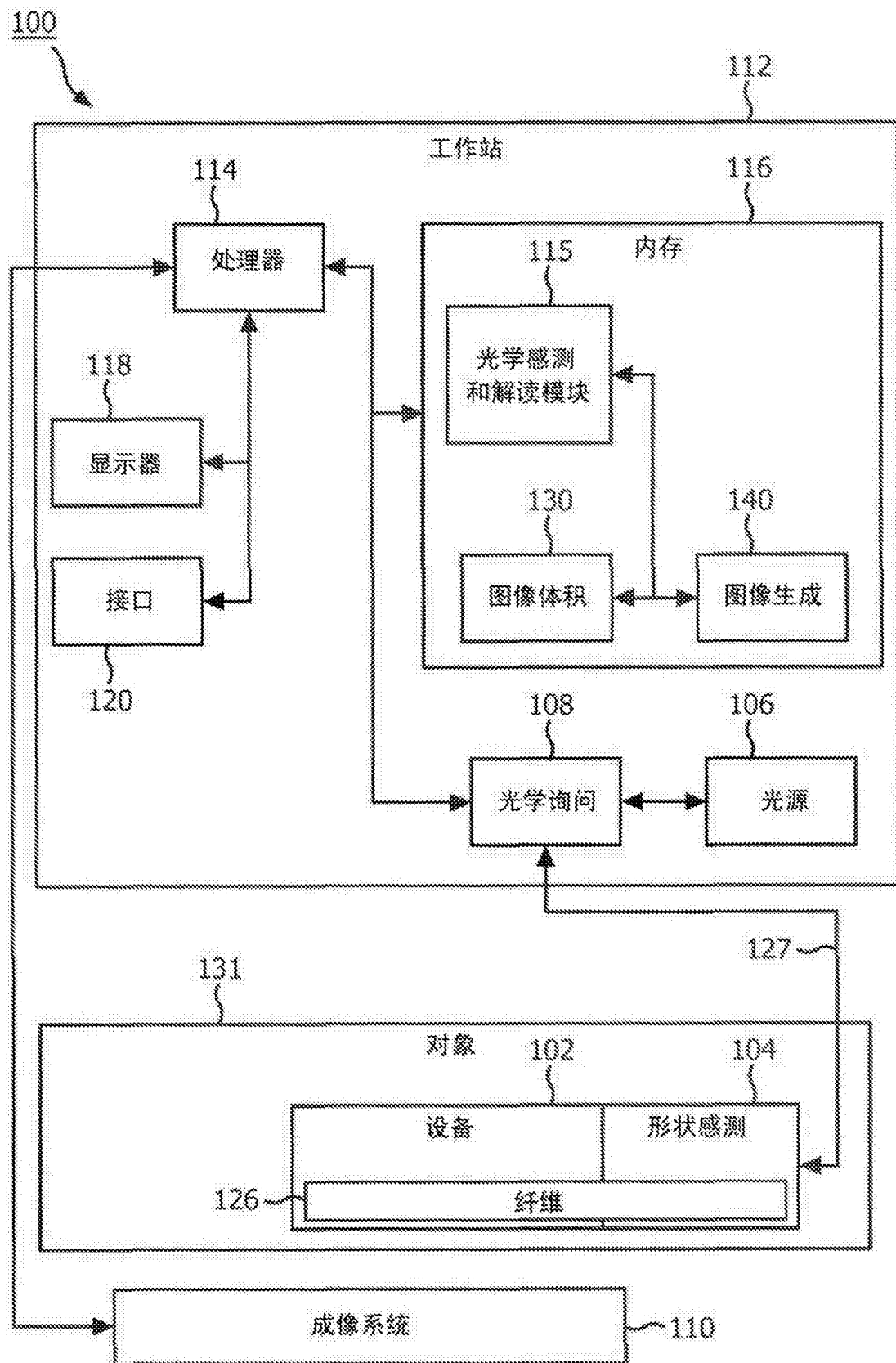


图 1

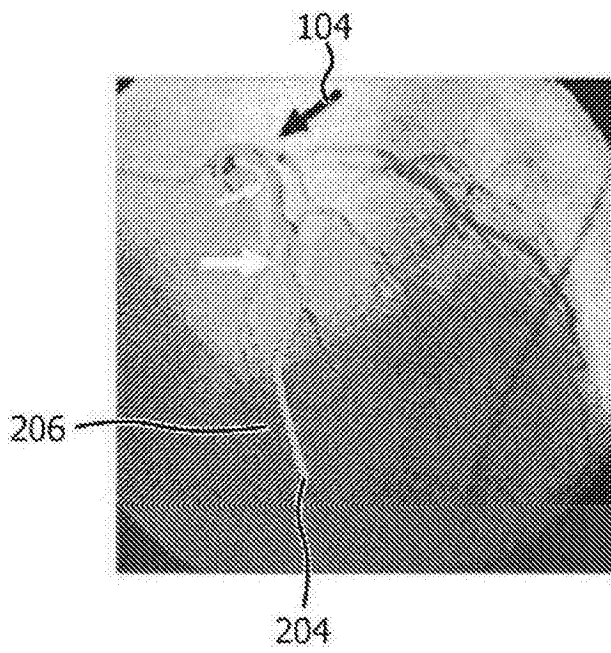


图 2

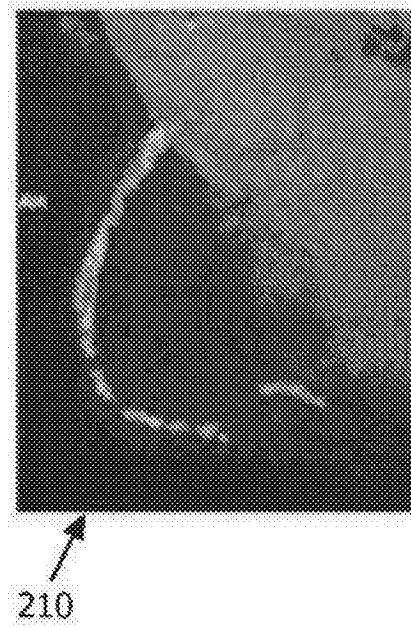


图 3

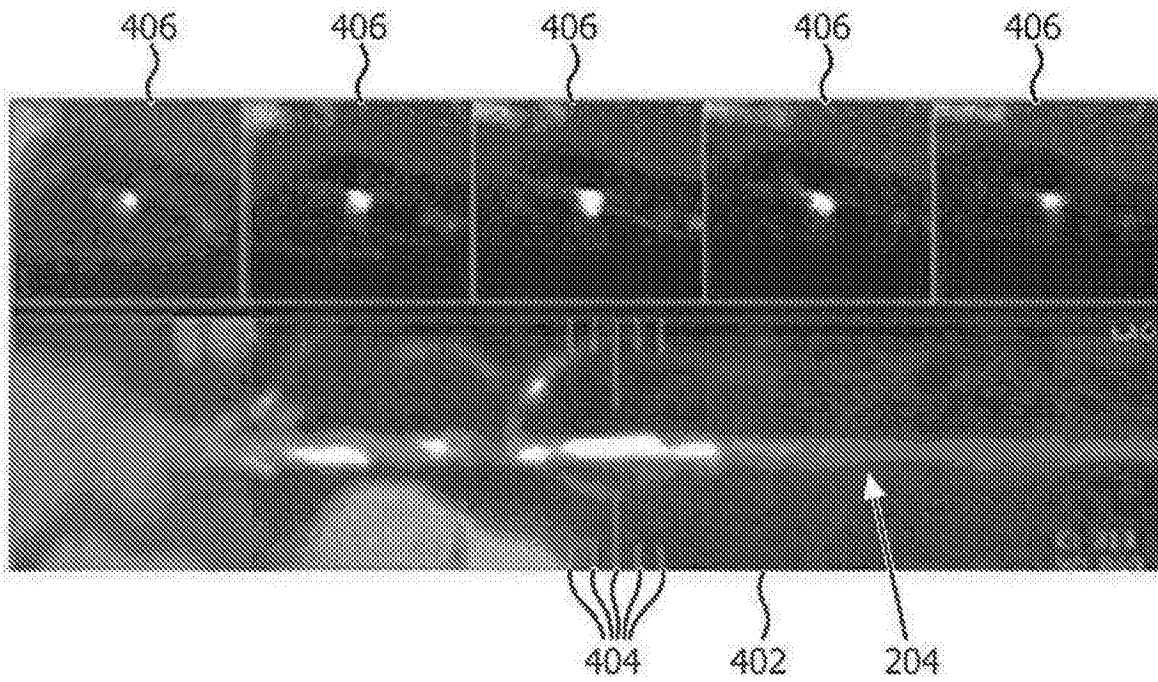


图 4

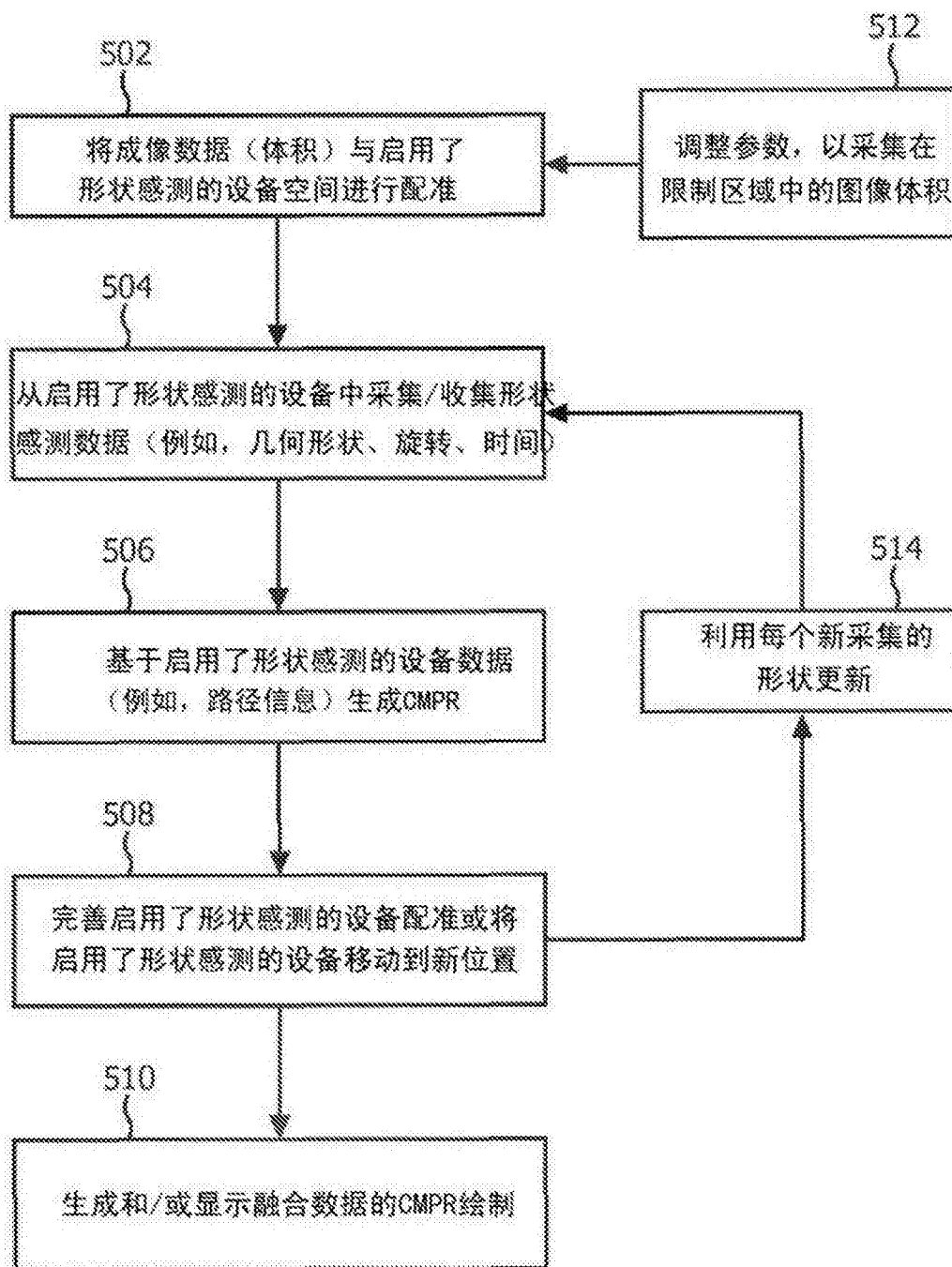


图 5

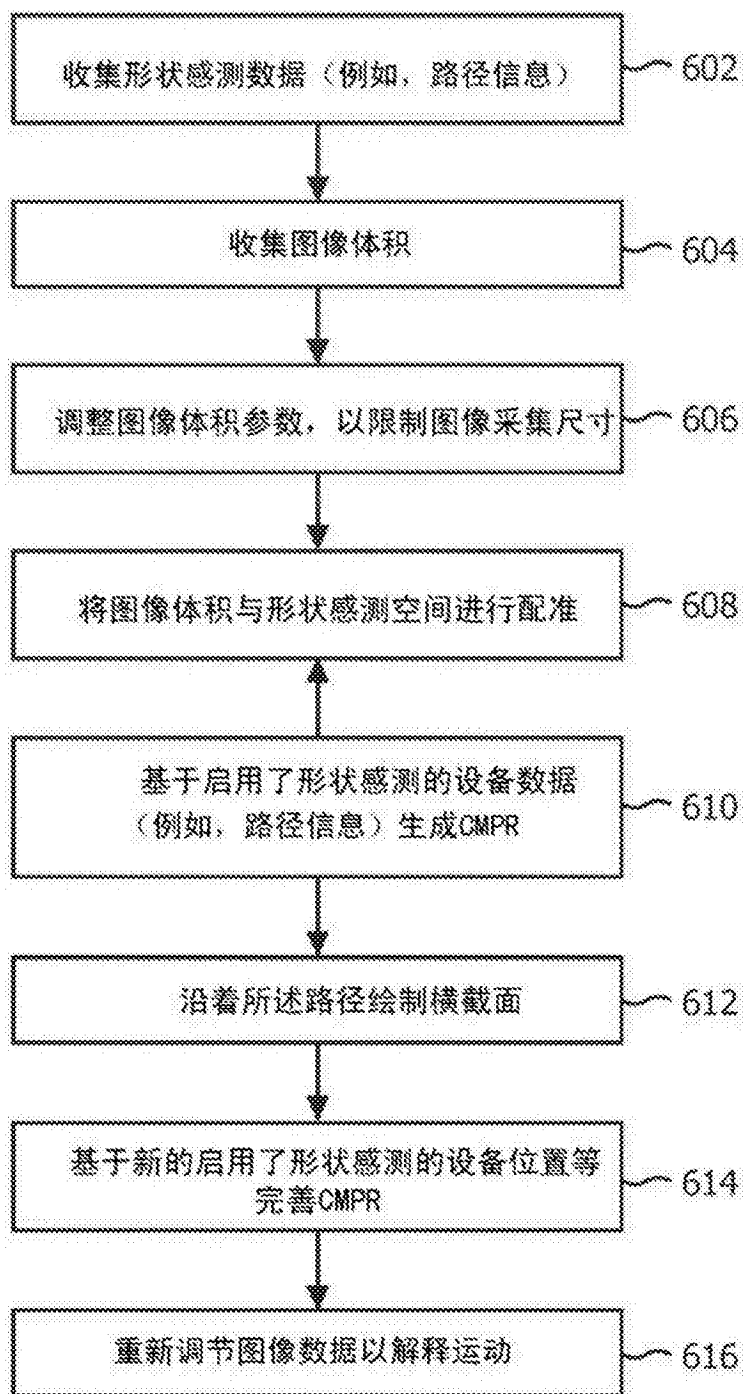


图 6

一种系统和方法，包括启用了形状感测的设备（102），所述启用了形状感测的设备具有光纤（126）。解读模块（115）被配置为接收来自结构内的所述光纤的光信号，并且解读所述光信号，以确定设备的形状。图像生成模块（140）被配置为接收所述设备的形状、将所述形状与所述结构的图像体积进行配准并且基于所述形状生成曲面多平面重建（CMPR）绘制。

