



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105338919 B

(45)授权公告日 2018.08.28

(21)申请号 201480036445.3

(22)申请日 2014.06.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105338919 A

(43)申请公布日 2016.02.17

(30)优先权数据
13177245.1 2013.07.19 EP
61/840,956 2013.06.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.12.25

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2014/063659 2014.06.27

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/207182 EN 2014.12.31

(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 M·费斯特格 S·H·德尼森
B·拉马钱德兰

(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 34/20(2016.01)
G01B 11/16(2006.01)

(56)对比文件
DE 29723333 U1,1998.08.27,全文.
US 2011/0098533 A1,2011.04.28,全文.
CN 102196761 A,2011.09.21,全文.
WO 2011/158273 A2,2011.12.22,全文.
CN 103153223 A,2013.06.12,全文.
WO 2012/168855 A1,2012.12.13,全文.

审查员 文丽丽

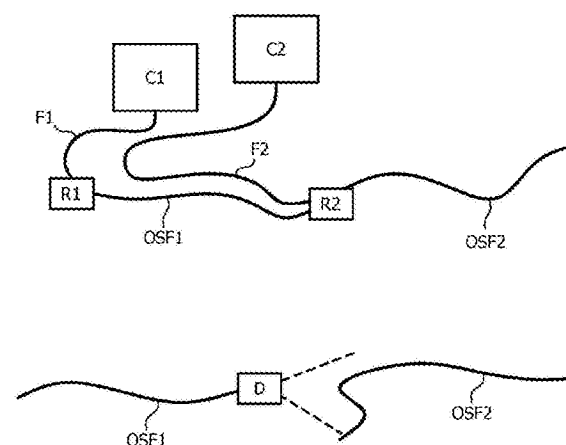
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

利用多条光纤的光学形状感测

(57)摘要

一种利用至少两条光纤(OSF1、OSF2)的光学形状感测系统和方法,所述至少两条光纤两者均包括光学形状感测元件。处理器(P)被布置为配准指示所述光纤中的一个(OSF1)在空间中的位置的坐标系,并关于所述坐标系配准另一条光纤(OSF2)的位置(R2)。光学控制台系统(C、C1、C2)用作询问两条光纤(OSF1、OSF2)中的所述光学形状感测元件,并且相应地基于关于所述坐标系所配准的所述第二光纤(OSF2)的位置(R2)来确定对两条光纤(OSF1、OSF2)的三维形状(I)的度量。这提供了提供对两条光纤(OSF1、OSF2)的长度的3D光学形状感测的可能,因此实现了对例如具有几米的长度的长医学设备的3D形状重建。能够以此方式在分层数据结构中配准,例如被并入分离的设备中的,多于两条形状感测光纤,因此实现了对非常长的器械的形状感测。



1. 一种光学形状感测系统,包括

-第一光纤 (OSF1),其包括光学形状感测元件,

-第二光纤 (OSF2),其包括光学形状感测元件,

-处理器 (P),其被布置为配准指示所述第一光纤 (OSF1) 在空间中的位置的第一坐标系,并且被配置为关于所述第一坐标系来配准所述第二光纤 (OSF2) 的位置 (R2),以及

-光学控制台系统 (C、C1、C2),其被布置为询问所述第一光纤 (OSF1) 和所述第二光纤 (OSF2) 两者中的所述光学形状感测元件,并且被配置为基于关于所述第一坐标系所配准的所述第二光纤 (OSF2) 的位置 (R2) 来相应地确定对所述第一光纤 (OSF1) 和所述第二光纤 (OSF2) 两者的至少部分的三维形状 (I) 的度量,

其特征在于,

所述第一光纤 (OSF1) 和所述第二光纤 (OSF2) 被机械地连接,使得所述第二光纤 (OSF2) 用于延伸所述第一光纤 (OSF1) 的有效长度或者用于改进对所述第一光纤 (OSF1) 的三维形状重建的准确度,并且

所述处理器 (P) 被布置为关于所述第一坐标系配准所述第二光纤 (OSF2) 的近端部分的在空间中的位置 (R2) 和取向。

2. 根据权利要求1所述的光学形状感测系统,其中,所述光学控制台系统包括被配置为对所述第一光纤 (OSF1) 中的所述光学形状感测元件进行询问的第一光学控制台 (C1),以及被配置为对所述第二光纤 (OSF2) 中的所述光学形状感测元件进行询问的第二光学控制台 (C2)。

3. 根据权利要求1所述的光学形状感测系统,其中,图像探测器 (D) 被布置在所述第一光纤 (OSF1) 的远端部分处或附近,并且其中,所述图像探测器 (D) 被布置为探测对所述第二光纤 (OSF2) 的所述位置的度量。

4. 根据权利要求3所述的光学形状感测系统,其中,所述图像探测器 (D) 包括以下中的至少一种:可见光相机、超声传感器、射频传感器、以及X射线设备。

5. 根据权利要求1所述的光学形状感测系统,其中,所述第一光纤 (OSF1) 的远端部分被机械地布置为邻近所述第二光纤 (OSF2) 的所述近端部分,以便在所述第一光纤 (OSF1) 与所述第二光纤 (OSF2) 之间形成交叠曲线 (OVC),并且其中,所述光学控制台系统 (C、C1、C2) 被布置为生成对在所述第一光纤 (OSF1) 与所述第二光纤 (OSF2) 之间的所述交叠曲线 (OVC) 的至少部分的三维形状的度量。

6. 根据权利要求5所述的光学形状感测系统,其被布置为响应于对在所述第一光纤 (OSF1) 与所述第二光纤 (OSF2) 之间的所述交叠曲线 (OVC) 的所述至少部分的三维形状的所述度量,而校正对所述第一光纤 (OSF1) 的三维形状重建。

7. 根据权利要求1所述的光学形状感测系统,包括辅助对象 (D3、D4、D5),并且其中,所述处理器 (P) 被布置为在分层数据结构中关于所述第一坐标系配准所述辅助对象的位置。

8. 根据权利要求7所述的光学形状感测系统,包括多个辅助对象 (D3、D4、D5),其中,所述处理器 (P) 被布置为在分层数据结构中关于所述第一坐标系配准所述多个辅助对象 (D3、D4、D5) 的位置,其中,所述多个辅助对象中的至少一个 (D3) 被链接到针对在所述分层数据结构中更高处的至少两个辅助对象 (D2、D4) 被配准的位置数据。

9. 根据权利要求8所述的光学形状感测系统,其中,所述多个辅助对象中的至少一个包

括带有光学形状感测元件的第三光纤 (D3), 并且其中, 所述光学形状感测系统被布置为响应于数据在所述分层数据结构中被配准得比针对所述第三光纤 (D3) 的位置数据被配准处更高, 而校正对所述第三光纤 (D3) 的三维形状重建。

10. 根据权利要求1所述的光学形状感测系统, 其中, 所述光学形状感测元件包括以下中的至少一种: 瑞利传感器、以及光纤布拉格光栅。

11. 根据权利要求1所述的光学形状感测系统, 其被布置为利用一个共同三维坐标系来生成所述第一光纤 (OSF1) 和所述第二光纤 (OSF2) 两者的部分的三维图像 (I)。

12. 一种用于增加光学形状感测系统的有效长度的方法, 所述方法包括:

- 提供包括光学形状感测元件的第一光纤,
- 提供包括光学形状感测元件的第二光纤,
- 配准指示所述第一光纤在空间中的位置的第一坐标系,
- 关于所述第一坐标系配准所述第二光纤的位置,
- 询问所述第一光纤和所述第二光纤两者中的所述光学形状感测元件, 并且
- 基于关于所述第一坐标系所配准的所述第二光纤的位置, 确定对所述第一光纤和所述第二光纤两者的至少部分的三维形状的度量,

其特征在于,

所述方法包括连接所述第一光纤 (OSF1) 与所述第二光纤 (OSF2) 以延伸所述第一光纤 (OSF1) 的有效长度; 并且

关于所述第一坐标系配准所述第二光纤 (OSF2) 的近端部分的在空间中的位置 (R2) 和取向。

利用多条光纤的光学形状感测

技术领域

[0001] 本发明涉及形状感测,尤其是三维(3D)光学形状感测的领域。

背景技术

[0002] 通过使用光学形状感测,能够通过在这样的设备中集成带有光学形状感测元件的光纤,来重建细长对象(例如可转向医学设备)的形状。这通过,例如,借助于光纤布拉格光栅或基于瑞利的元件的光学形状感测元件,来对光纤进行光学询问,而是可能的。对所重建的3D形状的实时可视化具有许多应用,例如医学应用,这是因为其实现了针对细长介入医学设备的重要的导航引导。这样的设备能够以诊断和导航设备(例如导管、导丝、内窥镜、通管丝或针)以及处置设备(例如消融设备)的形式,被用于例如医学应用内。

[0003] 在实际实现方式中,光学形状感测可能对直到1.5-2米的长度具有可接受的准确度。然而,光纤自身能够为几米长。针对一些应用,该长度限制是不期望的。该限制能够通过使用在一个X射线图像中关于它们的位置而被跟踪的两个分开的光学形状感测设备来缓解。然而,这是不实用的,因为其需要额外的工作,并且准确度可能会受妥协。另外,针对一些应用,这样的两个光学形状感测设备可能相隔太远,而不能使这样的方法起作用。

[0004] WO 2012/168855 A1公开了一种用于监测治疗期间的改变的系,并且包括带有被设置在其中的光纤传感器的第一和第二探查段。所述第二段大体上被设置为远离所述第一探头并且提供针对所述第一段的空格键参考点。所述第一和第二段具有至少一个共同位置,以起作用为在所述第一与第二探头之间的参考。

[0005] US 2011/0098533 A1公开了一种医学器械,包括扭曲探头和坐标计算部分,所述扭曲探头被设置在要被插入受检查者的内部的插入部分中,并且被提供有多个探测插入部分的扭曲的FBG传感器节,所述坐标计算部分根据第一三维坐标系来计算各自FBG传感器部分的第一三维坐标。

[0006] WO 2011/158273 A2公开了一种用于测量和监测二维或三维对象的应力的系,包括:根据预定几何配置被应用在所述对象上的至少一组光学传感器,所述至少一组包括至少等于所述对象的维数的数目的传感器,所述光学传感器中的每个被提供在至少一个光纤线缆内;光学询问器,其用于以给定频率生成要在所述至少一个光纤线缆中被发送的光信号,并且用于接收来自所述光学传感器的响应信号并且用于确定所述光学传感器从它们的标称值的波长位移,所述标称值是在将光纤线缆固定在当处于休息状态时的目标上时确定的。有可能连接所述线缆以形成光纤链,利用光连接器将所述光线链连接到光学询问器。

发明内容

[0007] 提供一种能够在超过利用单条光纤所可能的长度上提供高精度3D光学形状感测的方法和光学形状感测系,将是有利的。

[0008] 在第一方面中,本发明提供一种如权利要求1所述的光学形状感测系。

[0009] 这样的系对于并入到例如一个细长医学设备或其他长的细长对象,它们被期望

以高精度关于3D形状进行跟踪,中是有利的。本发明基于以下洞察,即两个或更多个光学形状感测纤维能够被机械地连接以提供对长对象的3D形状感测,这是由于第二光纤的位置数据被关于第一坐标系配准,例如其中该坐标系是由例如第一光纤的原点(近端)的位置和取向来定义的。能够相对于第一光纤的端部(远端)的位置来定义对第二光纤,例如第二光纤的原点(近端),的位置的感测。存在有几种方式执行在第一坐标系中对针对第二光学的位置数据的感测,如将在下文对实施例的描述中认识到的。

[0010] 通过“坐标系”被理解为实现对三维位置的唯一识别的任意数据表示。词语“指示第一光纤在空间中的位置的第一坐标系”意指坐标系与第一光纤一起移动,因此移动第一光纤中被选择为定义坐标系的原点的参考点或改变其取向将因此改变3D空间中的坐标系。

[0011] 要理解,第二光纤能够被直接固定到第一光纤。然而,第二光纤也能够经由已知形状的刚性对象(例如台面上的两个固定位置)或者经由一个或多个非刚性或刚性对象,被连接到第二光纤的接近远点或接近远点,只要第一与第二光纤的相对位置是已知的。

[0012] 处理器可以被布置为关于第一坐标系配准第二光纤的近端部分的空间位置和取向两者。因此,以此方式,第二光纤起作用为延伸第一光纤的有效长度,因此实现了在更长的距离上的光学形状感测。

[0013] 光学控制台系统可以包括被布置用于询问第一光纤中的光学形状感测元件的第一光学控制台,以及被布置用于询问第二光纤中的光学形状感测元件的第二光学控制台。尤其地,针对每条光纤的这样分开的光学控制台可以形成分开的设备的部分,因此系统允许相对于第一坐标系配准带有光学形状感测能力的分开的设备,由此允许这样分开的设备合作产生一个组合的3D形状感测可视化。

[0014] 图像探测器可以被布置在第一光纤的远端部分处或附近,并且其中,图像探测器被布置为探测对第二光纤的位置的度量。尤其地,这样的图像探测器可以包括:可见光相机、超声传感器、射频传感器,或X射线设备。例如利用被放置在第一光纤的尖端(远端)附近的相机,有可能使第一光纤的该空间位置与第二光纤的部分链接,只要相机能够探测第二光纤的部分。可以应用图像处理技术以处理来自相机的输出,以得到例如第二光纤的原点(近端)的3D位置。

[0015] 第一光纤的远端部分可以被机械地布置为邻近第二光纤的近端部分,以便在第一与第二光纤之间形成交叠曲线,并且其中,光学控制台系统被布置为生成对在第一与第二光纤之间的该交叠曲线的至少部分的三维形状的度量。因此,利用与第二光纤的近端交叠的第一光纤的远端,能够获得对第二光纤相对于所选第一坐标系的空间位置的可靠度量,由此确保高准确性,即使是在其中甚至更多光纤构成一个长的形状感测链的实施例中。尤其地,光学形状感测系统可以被布置为响应于对在第一与第二光纤之间的交叠曲线的该至少部分的三维形状的度量,而校正对第一光纤的三维形状重建。利用因此在它们的延伸范围上被拼接在一起的第一和第二光纤,存在这样的可能,即具有能够被用于改善对第一光学的远端部分的形状重建的交叠形状感测数据。这在一些情况中可以被用于确保能够利用光学形状感测纤维的较长部分,而不损失对纤维的远端部分的形状重建的准确性。

[0016] 光学形状感测系统可以包括辅助对象,并且其中处理器被布置为在分层数据结构中关于第一坐标系配准辅助对象的位置。尤其地,系统可以包括多个辅助对象,其中,处理器被布置为在分层数据结构中关于第一坐标系配准多个辅助对象的位置,其中,多个对象

中的至少一个被链接到针对分层数据结构中较高层的至少两个对象配准的位置数据。这样的—个或多个辅助对象可以包含或者可以不包含被布置用于光学形状感测的光纤。例如，对象可以为另—对象（例如光学形状感测设备）被附接到其的台面等等。这将允许几个对象的链形成用于对对象的位置数据的配准的基础，这将实现对相对于第—坐标系被非常远地定位的光学形状感测设备的位置和取向的正确跟踪，即使存在几个被定位在中间的对象。尤其地，多个辅助对象中的至少一个可以包括带有光学形状感测元件的第三光纤，并且其中，光学形状感测系统被布置为响应于数据在分层数据结构中被配准得比针对第三光纤的位置数据被配准处更高，来校正对第三光纤的三维形状重建。通过“第三光纤”在这里仅被理解为除上文已定义的第—和第二光纤以外的至少—条光纤。由于每个辅助对象均被链接到分层数据结构中更高处的至少两个对象，因此可能验证或校正针对给定对象所配准的位置数据的任何不一致，并且甚至有可能在对被用于形状重建的对象的链中的一个对象的形状感测完全失败时或者在针对这样的对象所配准的位置被认为不可靠时，完全跳过该对象。由此，对位于远程的光学形状感测纤维的形状和位置的准确表示是可能的。

[0017] 光学形状感测元件优选地包括，例如本领域技术人员已知的，瑞利传感器，或者光纤布拉格光栅。光学控制台以及用于对光学形状感测元件的光学询问的方法可以用例如本领域技术人员已知的几种方式来执行。

[0018] 在—个优选的实施例中，光学形状感测系统被布置为利用—个共同三维坐标系生成第—和第二光纤两者的部分的三维图像。因此，利用根据本发明的系统，有可能可视化—个长的感测到的3D形状，而没有严重的形状和位置不一致，但是两个或者甚至更多条光纤合作以对完整图像产生形状感测数据。

[0019] 本发明还提供—种包括根据第—方面的光学形状感测系统的设备。尤其地，该设备可以为医学设备或机器人。然而，要理解，大体上本发明适用于用于跟踪、导航和形状重建的系统。第—和第二光纤可以被布置为感测设备的细长部分，例如被内置、嵌入这样的设备的细长部分中或被附接在外面，设备的细长部分例如为医学器械的细长介入部分。

[0020] 在第二方面中，本发明提供—种如权利要求14所述的用于增加光学形状感测系统的有效长度的方法。

[0021] 应认识到，第—方面的相同优点和实施例也适用于第二和第三方面。总体上，第—和第二方面可以以本发明的范围内任意可能的方式被组合和耦合。本发明的这些以及其他方面、特征和/或优点将从后文描述的实施例变得明显，并将参考这些实施例得以阐明。

附图说明

[0022] 将参考附图，仅通过举例的方式，描述本发明的实施例，在附图中：

[0023] 图1图示了—个实施例的方框图，

[0024] 图2图示了带有具有交叠曲线的两条光纤的另—实施例，

[0025] 图3图示了带有被附接到第—光纤的远端部分用于配准第二光学的位置的探测器的实施例，

[0026] 图4为针对5个对象的数据配准的分层结构的范例，其具有针对两个对象的冗余配准信息，

[0027] 图5图示了带有合作提供针对—个长系链的形状感测的两条光纤的医学设备实施

例的框图,并且

[0028] 图6图示了方法实施例的步骤。

具体实施方式

[0029] 图1图示了带有光学控制台系统的光学形状感测 (OSS) 实施例,光学控制台系统具有两个分开的光学控制台C1、C2,每个带有被连接到其的各自的光纤OSF1、OSF2,这两个OSF1、OSF2都具有光学形状感测元件。每条光纤OSF1、OSF2具有有限的形状感测长度。在该实施例中,空间中的一个参考点R1,即第一光纤OSF1的近端,能够被选择为针对要在处理器中被用作共同参照系(为了简要而未示出)的一个共同坐标系的参考点。点R1能够被定义为坐标系中的原点,并且3D坐标系也能够基于也在该点R1中的第一光纤OSF1的取向,或者基于在第一光纤OSF1在点R1附近的短的长度的基础上确定的取向,来定义。第一光纤OSF1的远端点R2被选择为与第二光纤OSF2的近端点空间上共同的。通过配准R2作为用于对第二光纤OSF2的形状感测的起始点,现在有可能不仅准确地跟踪在一个纤维(1.5-2米)所可能的长度上跟踪形状,而且还针对双长度,即直到4米,并且该原理能够被重复若干次,从而能够还要更大地增加总长度。

[0030] 要理解,使被用于形状感测OSF1、OSF2的光纤部分与光学控制台C1、C2互相连接的光纤部分F1、F2不被用于形状感测。这些部分F1、F2能够是被光学连接到分开的光学形状感测纤维OSF1、OSF2的单独的光纤,但是它们也能够形成仅其远端部分OSF1、OSF2被用于形状感测的长的光学形状感测纤维的部分。

[0031] 图2图示了带有光学感测元件的两条光纤OSF1、OSF2。两条光纤OSF1、OSF2被放置为具有交叠曲线OVC或区域,即第一光纤OSF1的远端被布置为在空间上邻近第二光纤OSF2的近端。交叠曲线OVC或区域由曲线指示。这能够通过将两条光纤OSF1、OSF2机械地固定为靠在一起(例如在医学设备的一个细长部分内)来获得。通过将第一光纤OSF1的远端曲线的空间点配准到第二光纤OSF2的近端曲线,第二光纤OSF2的形状能够被处理为由第一光纤OSF1定义的坐标系(或参照系)中的形状,因此有可能将第二光纤OSF2的近端点增加到被变换到第一光纤OSF1的参照系或坐标系的其自身的点,有效地增加了形状感测设备的长度。两条光纤OSF1、OSF2能够为相同医学设备的部分。为了简要,未示出关于一个共同坐标系配准位置数据的处理器,也未示出光学控制台系统,所述光学控制台系统被布置为光学询问两条光纤OSF1、OSF2以优选地能够生成对形状感测设备的总长度的连续3D形状进行其可视化一个3D图像。

[0032] 能够以不同方式来完成用于使用共同曲线OVC信息来配准两个曲线形状的方法。优选的方法包括在第一光纤OSF1的形狀的重建图像中识别稳定曲率,并将该稳定曲率匹配到来自第二光纤OSF2的形狀的重建图像的曲率,以及对齐所匹配的曲率。例如能够通过比较弯曲半径,通过比较曲率中坐标的梯度,来匹配该稳定曲率与该曲率。尤其地,识别稳定曲线的步骤可以包括1) 测量装备了形状感测纤维的器械的重建图像的曲线中的至少一个弯曲的半径,2) 将来自第一光学传感器OSF1的后续重建图像与先前重建图像的弯曲半径进行比较,3) 确定弯曲半径是否满足预定匹配标准,并且4) 如果满足匹配标准则保存弯曲的半径和位置。

[0033] 图3图示在其中图像探测器被附接到第一光学形状感测纤维OSF1的部分,优选地

其被附接到第一光学形状感测纤维OSF1的远端部分,的实施例的概略图。该探测器被用于提供第二光学形状感测纤维OSF2的图像,以便能够识别该第二光学形状感测纤维OSF2在空间中的至少一个点。在原理上,第二光学形状感测纤维OSF2可以属于单独的OSS设备,但如果有可能探测,例如其近端,在空间中的点,则其能够关于由第一光学形状感测纤维OSF1定义的坐标系被配准。取决于所使用的技术,例如X射线、(可见光)相机、超声、射频技术,成像设备与第二光学形状感测纤维OSF2之间的距离能够为几厘米直到许多米。

[0034] 通过增加跟踪技术,例如电磁传感器、光学标记物、加速度计等等, OSS被跟踪设备的位置和取向能够是参考其他支持OSS的设备已知的。

[0035] 图4图示了具有针对五个设备D1、D2、D3、D4、D5的位置和取向数据配准的分层数据结构的范例,五个设备中的全部或仅一些包括光学形状感测能力。通过重复连接OSS设备的上述步骤,将新的对象或设备增加到前一设备的远端部分,能够得到(通过箭头图示的)配准的分层数据结构,即树或链,其中,每个设备的位置和取向在其父级坐标系中,并且因此在其父级的父级坐标系中已知。配准链为在其中每个设备仅有一个子配准的简化树。如所见,针对设备D3和D4存在冗余配准数据。对设备D3的位置的确定能够基于来自D1和D2的或者来自D1和D4的数据。

[0036] 该解决方案也能够使用不基于形状感测的中间配准,例如,如果设备被配准到台面并且台面关于成像设备的参照系是已知的并且该成像设备被用于跟踪支持OSS的设备,则被配准到所跟踪的支持OSS的设备的任意另外的设备在原始OSS设备的参照系中已知。

[0037] 还有可能将配准冗余用于形状感测中的误差校正和准确度改进。组合几个OSS设备的该途径的潜在问题在于,配准树中进一步下层的每个设备的准确度随着形状重建和配准准确度而劣化。通过引入从树层级中较高的设备到进一步下层的单个设备的连接,能够评估单个配准的准确度:

[0038] -在形状重建失败的情况中,其能够被忽略并且能够使用正确的形状。

[0039] -这也能够被用于通过对阈值的自适应修正来改善离群值拒绝算法。

[0040] -如果(通过使用内部指标)已知一个形状和/或配准较为准确,则能够使用较好的形状和/或配准。

[0041] -这也能够被用于校准不正确的或较不准确的形状。例如,如果形状重建针对第一系链较不准确(由于误差随着长度而增大),则来自第二支持OSS的设备的近端部分的交叠区域的形状能够被用于改善前者的形状。

[0042] -如果较好的一个未知,则能够取平均或加权平均。

[0043] 由于OSS中所涉及的原理,误差在光纤的长度上被积分并沿长度累积。也已知纤维准确度能够通过增加纤维的粗度来增加。结果,针对准确度极为关键的应用(例如神经流程)中,能够使用较短的并且可能较粗的纤维来代替较不准确的较长的纤维。使用文件中描述的步骤将这些较短的纤维拼接到一起,以实现更长的长度并且仍具有较高的准确度。

[0044] 图5图示了本发明的医学应用的范例,即带有系链T的医学设备,系链T具有远端部分,两个光学形状感测纤维OSF1、OSF2被布置在远端部分中并且根据本发明被组合为,例如使用如图2中所示的交叠曲线原理,提供系链T的增加的光学形状感测长度。两个纤维OSF1、OSF2能够被布置在系链的管腔内,被附接到系链的外表面,或者以其他方式沿循细长系链T的形状。两个感测纤维OSF1、OSF2被连接到被布置用于光学询问两个纤维OSF1、OSF2的光学

控制台C。处理器P起作用为基于被布置在系链T中正被形状感测的部分的近端的第一纤维OSF1,在一个共同坐标系中配准针对两条光纤OSF1、OSF2的位置数据。处理器P和光学控制台C合作生成图像I,图像I将系链T中被感测部分的总体形状的3D形状示为一条连续曲线。

[0045] 本发明在许多其他应用中也是有利的,在其中能够使用显著更长的长度的OSS。范例为机器人应用以及用于跟踪过C型臂的运动或台面的弯曲。另一实例能够为跟踪机器人设备的臂,该机器人设备使用一个OSS设备并且具有始自第一设备的远端部分的多个分支,并且机器人的链之间的变换(在全部6度上,包括关于其自身的轴的翻滚)是已知的。

[0046] 总之,本发明提供了一种利用至少两条光纤OSF1、OSF2的光学形状感测系统和方法,所述至少两条光纤两者均包括光学形状感测元件。处理器P被配置为配准指示光纤中的一条OSF1在空间中的位置的坐标系,并关于该坐标系配准另一条光纤OSF2的位置R2。光学控制台系统(C、C1、C2)起作用为询问光纤(OSF1、OSF2)两者中的光学形状感测元件,并相应地基于关于坐标系所配准的第二光纤OSF2的位置R2来确定对两条光纤OSF1、OSF2的三维形状I的度量。这提供了提供对光纤OSF1、OSF2两者的长度的3D光学形状感测的可能,因此实现了对例如具有几米的长度的长医学设备的3D形状重建。能够以此方式在分层数据结构中配准(例如被并入分离的设备中的)多于两个形状感测光纤,因此实现了对非常长的器械的形状感测。

[0047] 尽管已在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但要将这样的图示和描述视为说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容更和权利要求,在实践要求保护的发明时,能够理解并实现对公开实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但也可以被分布为其他形式,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统。权利要求中的任意附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

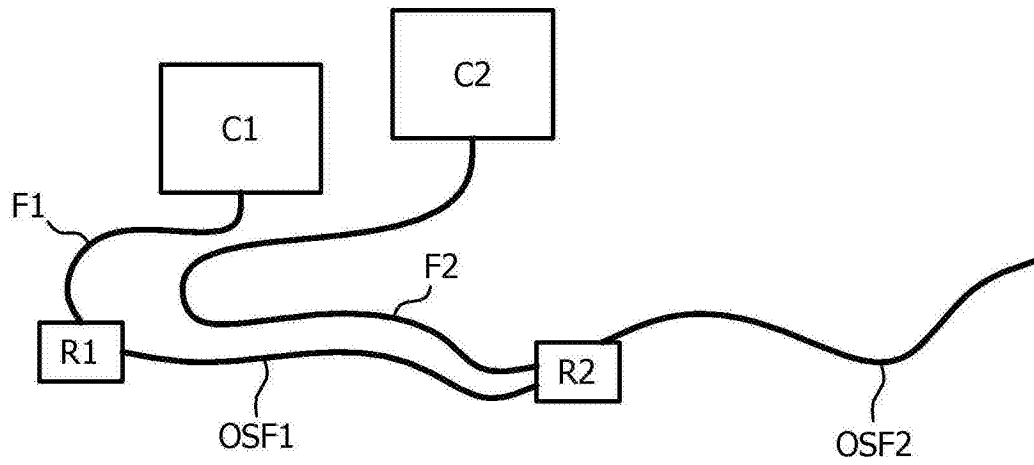


图1

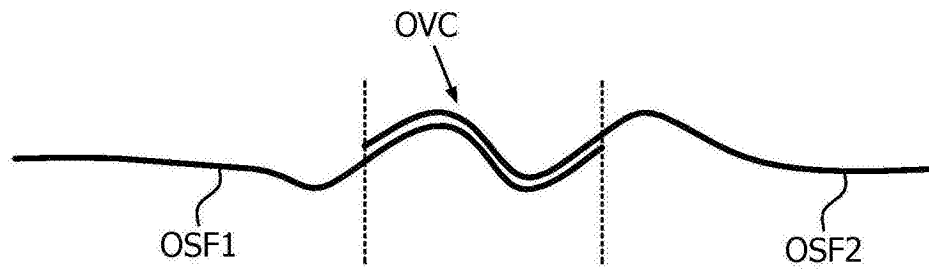


图2

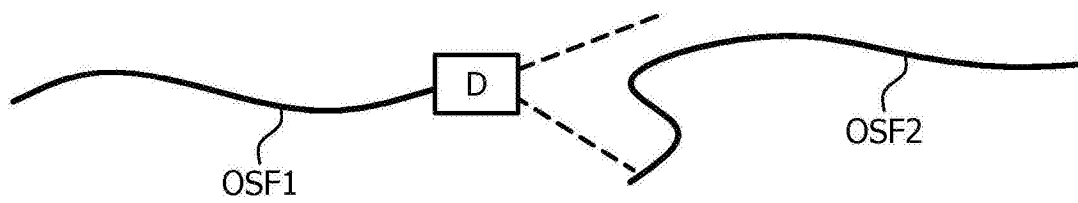


图3

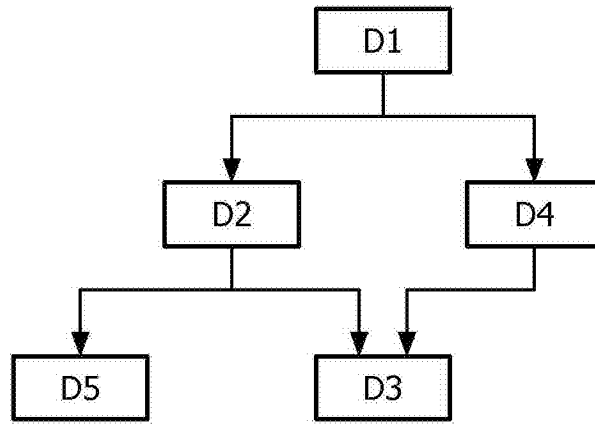


图4

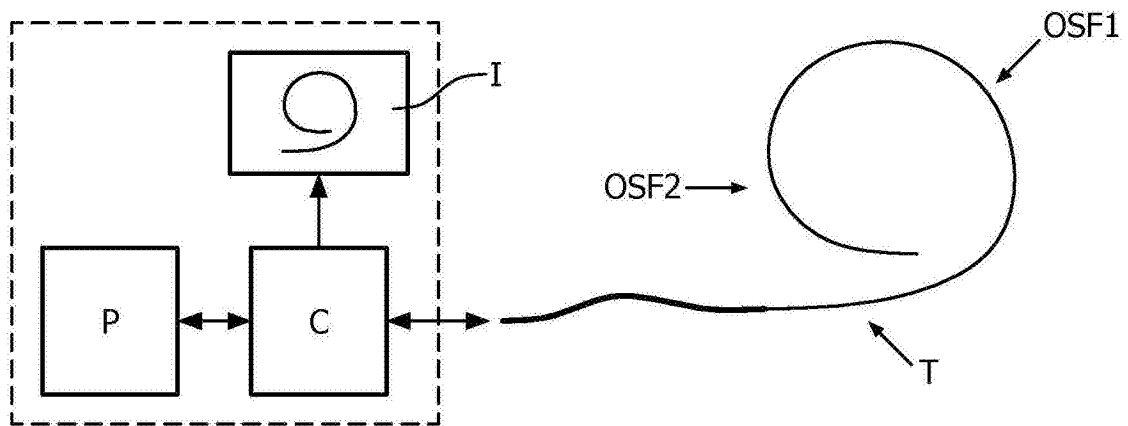


图5

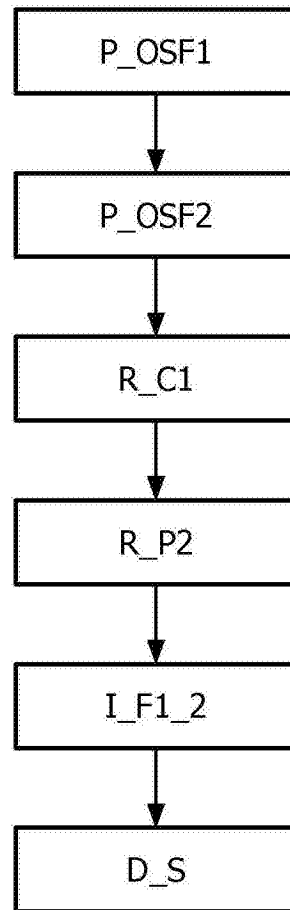


图6