



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107111078 B

(45)授权公告日 2019.11.08

(21)申请号 201680005121.2

J·拉克鲁瓦

(22)申请日 2016.03.24

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107111078 A

(43)申请公布日 2017.08.29

代理人 徐东升 赵蓉民

(30)优先权数据

62/139,096 2015.03.27 US

(51)Int.Cl.

G02B 6/38(2006.01)

G02B 6/04(2006.01)

G02B 6/26(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.07.06

(56)对比文件

US 2012069347 A1, 2012.03.22,

CN 1383005 A, 2002.12.04,

US 2013331689 A1, 2013.12.12,

CN 1793843 A, 2006.06.28,

CN 104169678 A, 2014.11.26,

CN 103052368 A, 2013.04.17,

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/024021 2016.03.24

审查员 王瑜

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/160513 EN 2016.10.06

(73)专利权人 直观外科手术操作公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 M·弗罗格特 E·桑伯恩

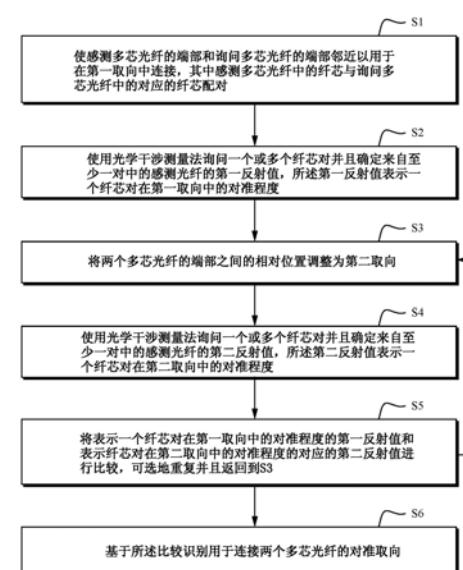
权利要求书5页 说明书8页 附图10页

(54)发明名称

待连接的光学多芯光纤的干涉对准

(57)摘要

感测多芯光纤的端部和询问多芯光纤的端部被使得邻近以用于在第一取向中连接,其中感测光纤中的一个或多个纤芯与询问光纤中的对应的一个或多个纤芯配对。光学干涉测量法被用于询问至少一个纤芯对并且确定表示纤芯对在第一取向中的对准程度的第一反射值。光纤的端部之间的相对位置被调整为第二取向。干涉测量法被用于询问纤芯对并且确定表示纤芯对在第二取向中的对准程度的第二反射值。比较第一反射值与第二反射值,并且基于所述比较识别用于连接感测光纤和询问光纤的对准取向。



1. 一种用于将感测多芯光纤与询问多芯光纤对准的方法,所述感测多芯光纤包括中心感测纤芯和一个或多个远离中心的感测纤芯,并且所述询问多芯光纤包括中心询问纤芯和一个或多个远离中心的询问纤芯,其中所述中心感测纤芯将与所述中心询问纤芯对准,并且其中所述感测多芯光纤中的所述一个或多个远离中心的感测纤芯将与所述询问多芯光纤中的所述一个或多个远离中心的询问纤芯配对以形成一个或多个远离中心的纤芯对,所述方法包含:

使所述中心感测纤芯与所述中心询问纤芯对准;

针对所述一个或多个远离中心的纤芯对中的纤芯对:使用光学干涉测量法以通过所述远离中心的询问纤芯询问所述纤芯对并且确定来自所述远离中心的感测纤芯的第一反射值,其中所述第一反射值表示所述纤芯对在第一取向中的对准程度,并且使用光学干涉测量法以通过所述远离中心的询问纤芯询问所述纤芯对并且确定来自所述远离中心的感测纤芯的第二反射值,其中所述第二反射值表示所述纤芯对在第二取向中的对准程度;以及

基于所述第一反射值和所述第二反射值识别用于连接所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤的对准取向。

2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包含:

将所述感测多芯光纤的端部和所述询问多芯光纤的端部之间的相对旋转位置调整为所述对准取向,以及

以所述对准取向将所述感测多芯光纤连接到所述询问多芯光纤。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中基于所述第一反射值和所述第二反射值识别所述对准取向包含:

将表示所述纤芯对在所述第一取向中的所述对准程度的所述第一反射值与表示所述纤芯对在所述第二取向中的所述对准程度的所述第二反射值进行比较;以及

基于所述比较识别用于连接所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤的所述对准取向。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中所述调整包括所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤中的一个或两者的旋转。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中将所述中心感测纤芯与所述中心询问纤芯对准包括:

至少将所述感测多芯光纤的所述端部和所述询问多芯光纤的所述端部放置在结构的凹槽中,以及

使所述感测多芯光纤的所述端部和所述询问多芯光纤的所述端部邻近以用于连接,

其中在所述凹槽中发生所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤中的所述一个或两者的所述旋转。

6. 根据权利要求2所述的方法,其中所述感测多芯光纤被包括在第一套圈中并且所述询问多芯光纤被包括在第二套圈中,并且其中所述调整包括所述第一套圈和所述第二套圈中的一个或两者的旋转。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中调整所述相对旋转位置包括:至少将所述第一套圈的端部和所述第二套圈的端部放置在分体式套管连接器中,并且当所述第一套圈和所述第二套圈在所述分体式套管连接器中时旋转所述第一套圈和所述第二套圈中的一个或两者。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,其中所述光学干涉测量法包括光学频域

反射计即OFDR。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中所述感测多芯光纤与外科手术器械相关联,并且其中来自所述感测多芯光纤的反射光的OFDR感测和处理被用于确定下列中的至少一个:所述外科手术器械的至少一部分的位置和形状。

10. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,其中所述一个或多个远离中心的感测纤芯包括多个远离中心的感测纤芯,其中所述一个或多个远离中心的询问纤芯包括多个远离中心的询问纤芯,使得所述一个或多个远离中心的纤芯对包括多个远离中心的纤芯对,并且其中所述识别步骤包括基于在所述多个远离中心的纤芯对上的最大的最小测量反射振幅识别用于连接所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤的所述对准取向。

11. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,其中所述识别步骤包括基于所述纤芯对的插入损耗和回波损耗中的一个或多个识别用于连接所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤的所述对准取向。

12. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,其中所述第一反射值和所述第二反射值来自所述纤芯对的所述远离中心的感测纤芯中的布拉格光栅。

13. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,进一步包含:

针对所述一个或多个远离中心的纤芯对中的第二纤芯对:使用光学干涉测量法以通过所述远离中心的询问纤芯询问所述第二纤芯对并且确定来自所述远离中心的感测纤芯的第三反射值,其中所述第三反射值表示所述第二纤芯对在所述第一取向中的对准程度,并且使用光学干涉测量法以通过所述远离中心的询问纤芯询问所述第二纤芯对并且确定来自所述远离中心的感测纤芯的第四反射值,其中所述第四反射值表示所述第二纤芯对在所述第二取向中的对准程度;以及

进一步基于所述第三反射值和所述第四反射值识别所述对准取向。

14. 根据权利要求1-7中的任一项所述的方法,其中所述第一反射值和所述第二反射值来自所述纤芯对的所述远离中心的感测纤芯中的瑞利散射。

15. 一种用于将感测多芯光纤与询问多芯光纤对准的装置,所述感测多芯光纤包括中心感测纤芯和一个或多个远离中心的感测纤芯,并且所述询问多芯光纤包括中心询问纤芯和一个或多个远离中心的询问纤芯,其中所述感测多芯光纤中的所述中心感测纤芯将与所述中心询问纤芯对准,并且其中所述感测多芯光纤中的所述一个或多个远离中心的感测纤芯将与所述询问多芯光纤中的所述一个或多个远离中心的询问纤芯配对以形成一个或多个远离中心的纤芯对,所述装置包含:

光学干涉仪,其被配置为针对所述一个或多个远离中心的纤芯对中的纤芯对:当所述中心感测纤芯与所述中心询问纤芯对准时通过所述远离中心的询问纤芯询问所述纤芯对并且确定来自所述纤芯对中的所述远离中心的感测多芯光纤的第一反射值,其中所述第一反射值表示所述纤芯对在第一取向中的对准程度,并且通过所述远离中心的询问纤芯询问所述纤芯对并且确定来自所述纤芯对中的所述远离中心的感测纤芯的第二反射值,其中所述第二反射值表示所述纤芯对在第二取向中的对准程度;以及

电路系统,其被配置为基于所述第一反射值和所述第二反射值识别用于连接所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤的对准取向。

16. 根据权利要求15所述的装置,进一步包含:

致动器,其被配置为将所述感测多芯光纤的端部和所述询问多芯光纤的端部之间的相对旋转位置调整为所述对准取向,和

连接器,其被配置为以所述对准取向将所述感测多芯光纤连接到所述询问多芯光纤。

17.根据权利要求15所述的装置,其中所述电路系统被配置为通过以下操作基于所述第一反射值和所述第二反射值识别所述对准取向:

将表示所述纤芯对在所述第一取向中的对准程度的所述第一反射值与表示所述纤芯对在所述第二取向中的对准程度的所述第二反射值进行比较;以及

基于所述比较识别用于连接所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤的所述对准取向。

18.根据权利要求16所述的装置,其中所述致动器被配置为旋转所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤中的一个或两者。

19.根据权利要求18所述的装置,进一步包括具有凹槽的结构,并且其中所述致动器被配置为当所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤在所述凹槽中时旋转所述感测多芯光纤和所述询问多芯光纤中的所述一个或两者。

20.根据权利要求16所述的装置,进一步包含用于所述感测多芯光纤的第一套圈和用于所述询问多芯光纤的第二套圈,其中所述致动器被配置为旋转所述第一套圈和所述第二套圈中的一个或两者。

21.根据权利要求20所述的装置,进一步包含至少用于所述第一套圈的第一端部和所述第二套圈的第二端部的分体式套管结构,所述分体式套管结构被配置为使所述感测多芯光纤的所述端部和所述询问多芯光纤的所述端部邻近以用于连接,其中所述致动器被配置为当所述第一套圈和所述第二套圈在所述分体式套管结构中时旋转所述第一套圈和所述第二套圈中的一个或两者。

22.根据权利要求15-21中的任一项所述的装置,其中所述光学干涉仪包括光学频域反射计。

23.根据权利要求22所述的装置,其中所述感测多芯光纤与外科手术器械相关联,并且

其中所述光学频域反射计被配置为感测和处理来自所述感测多芯光纤的反射光以确定下列中的至少一个:所述外科手术器械的至少一部分的位置和形状。

24.根据权利要求15-21中的任一项所述的装置,其中所述一个或多个远离中心的感测纤芯包括多个远离中心的感测纤芯,其中所述一个或多个远离中心的询问纤芯包括多个远离中心的询问纤芯,使得所述一个或多个远离中心的纤芯对包括多个远离中心的纤芯对,并且其中所述电路系统被配置为基于在所述多个远离中心的纤芯对上的最大的最小测量反射振幅识别所述对准取向。

25.根据权利要求15-21中的任一项所述的装置,其中所述电路系统被配置为基于所述纤芯对的插入损耗和回波损耗中的一个或多个识别所述对准取向。

26.根据权利要求15-21中的任一项所述的装置,其中所述第一反射值和所述第二反射值来自所述纤芯对的所述远离中心的感测纤芯中的布拉格光栅。

27.根据权利要求15-21中的任一项所述的装置,其中所述第一反射值和所述第二反射值来自所述纤芯对的所述远离中心的感测纤芯中的瑞利散射。

28.一种外科手术系统,其包含:

具有中心纤芯和一个或多个远离中心的纤芯的第一多芯光纤;

用于外科手术器械的安装接口,所述外科手术器械包含具有中心纤芯和一个或多个远离中心的纤芯的第二多芯光纤,其中所述第一多芯光纤中的所述一个或多个远离中心的纤芯中的每个纤芯与所述第二多芯光纤中的相应远离中心的纤芯配对以形成一个或多个远离中心的纤芯对;

光学干涉仪,其耦接到所述第一多芯光纤并且被配置为针对所述一个或多个远离中心的纤芯对中的远离中心的纤芯对:

当所述第一多芯光纤中的所述中心纤芯与所述第二多芯光纤中的所述中心纤芯对准时,询问第一取向中的所述远离中心的纤芯对以确定来自所述第二多芯光纤中的所述远离中心的纤芯的第一反射值,并且

当所述第一多芯光纤中的所述中心纤芯与所述第二多芯光纤中的所述中心纤芯对准时,询问第二取向中的所述远离中心的纤芯对以确定来自所述第二多芯光纤中的所述远离中心的纤芯的第二反射值,其中所述第一反射值表示所述远离中心的纤芯对的第一对准程度,并且其中所述第二反射值表示所述远离中心的纤芯对的第二对准程度;以及

处理器,其被配置为基于所述第一反射值和所述第二反射值识别用于连接所述第一多芯光纤和所述第二多芯光纤的对准取向。

29. 根据权利要求28所述的外科手术系统,进一步包含:

致动器,其被配置为将所述第一多芯光纤的端部和所述第二多芯光纤的端部之间的相对旋转位置调整为所述对准取向,和

连接器,其被配置为以所述对准取向将所述第二多芯光纤连接到所述第一多芯光纤。

30. 根据权利要求28所述的外科手术系统,其中所述处理器被配置为通过以下操作识别所述对准取向:

将表示所述远离中心的纤芯对在所述第一取向中的所述第一对准程度的所述第一反射值与表示所述远离中心的纤芯对在所述第二取向中的所述第二对准程度的所述第二反射值进行比较;以及

基于所述比较识别用于将所述第二多芯光纤连接到所述第一多芯光纤的所述对准取向。

31. 根据权利要求29所述的外科手术系统,其中所述致动器被配置为旋转所述第一多芯光纤和所述第二多芯光纤中的一个或两者。

32. 根据权利要求31所述的外科手术系统,其中所述致动器被配置为当所述第一多芯光纤和所述第二多芯光纤在凹槽中时旋转所述第一多芯光纤和所述第二多芯光纤中的一个或两者。

33. 根据权利要求29所述的外科手术系统,进一步包含用于所述第一多芯光纤的第一套圈和用于所述第二多芯光纤的第二套圈,其中所述致动器被配置为旋转所述第一套圈和所述第二套圈中的一个或两者。

34. 根据权利要求33所述的外科手术系统,进一步包含至少用于所述第一套圈的端部和所述第二套圈的端部的分体式套管结构,所述分体式套管结构被配置为使所述第一多芯光纤的所述端部和所述第二多芯光纤的所述端部邻近以用于连接,其中所述致动器被配置为当所述第一套圈和所述第二套圈在所述分体式套管结构中时旋转所述第一套圈和所述第二套圈中的一个或两者。

35. 根据权利要求28-34中的任一项所述的外科手术系统,其中所述光学干涉仪包括光学频域反射计。

36. 根据权利要求35所述的外科手术系统,其中所述光学频域反射计被配置为感测和处理来自所述第二多芯光纤的反射光以确定下列中的至少一个:所述外科手术器械的至少某些部分的位置和形状。

37. 根据权利要求28-34中的任一项所述的外科手术系统,其中所述一个或多个远离中心的感测纤芯包括多个远离中心的感测纤芯,其中所述一个或多个远离中心的询问纤芯包括多个远离中心的询问纤芯,使得所述一个或多个远离中心的纤芯对包括多个远离中心的纤芯对,并且其中所述处理器被配置为基于在所述多个远离中心的纤芯对上的最大的最小测量反射振幅识别所述对准取向。

38. 根据权利要求28-34中的任一项所述的外科手术系统,其中所述处理器被配置为基于所述一个或多个远离中心的纤芯对的插入损耗和回波损耗中的一个或多个识别所述对准取向。

39. 根据权利要求28-34中的任一项所述的外科手术系统,其中所述第一反射值和所述第二反射值来自所述远离中心的纤芯对的远离中心的感测纤芯中的布拉格光栅。

40. 根据权利要求28-34中的任一项所述的外科手术系统,其中所述第一反射值和所述第二反射值来自所述远离中心的纤芯对的远离中心的感测纤芯中的瑞利散射。

待连接的光学多芯光纤的干涉对准

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求2015年3月27日提交的题为“INTERFEROMETRIC ALIGNMENT OF OPTICAL MULTICORE FIBERS TO BE CONNECTED”的美国临时专利申请62/139,096的申请日的优先权和其利益,该临时专利申请通过引用以其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本技术涉及光纤连接。

背景技术

[0004] 光纤包含通常由包层、缓冲材料以及套层包围的一个或多个光学纤芯(core)。光纤需要精确、可靠并且廉价地被连接。这对包含多个光学纤芯的光纤(被称为多芯光纤)是具有挑战性的,因为当两个多芯光纤被连接时对应的纤芯中的每一个都应当被对准。即使当两个多芯光纤的外表面(例如,覆盖光纤的套圈(ferrule))在连接器中被对准时,在连接器内两个光纤的对应的纤芯也可能没有被对准或者可以更精确地被对准。小的未对准可能不利地影响在连接的多芯光纤之间传输的光的量。

发明内容

[0005] 本申请中描述的技术的示例实施例涉及用于将感测多芯光纤中的一个或多个纤芯与询问多芯光纤中的一个或多个纤芯对准的方法。感测多芯光纤中的每个纤芯与询问多芯光纤中的相应纤芯配对以形成纤芯对。光学干涉测量法/干涉仪(interferometry)用于通过询问纤芯询问至少一个纤芯对并且确定来自纤芯对中的感测纤芯的第一反射值,所述第一反射值表示纤芯对在第一取向中的对准程度。光学干涉测量法还用于通过询问纤芯询问纤芯对并且确定来自纤芯对中的感测纤芯的第二反射值,所述第二反射值表示纤芯对在第二取向中的对准程度。基于第一反射值和第二反射值确定纤芯对的对准取向。

[0006] 可以针对多个纤芯对执行该方法。

[0007] 感测纤芯的端部和询问纤芯的端部之间的相对位置可以被调整为对准的取向,并且利用对准取向中的纤芯对,感测多芯光纤被连接到询问多芯光纤。在一个示例实施方式中,表示纤芯对在第一取向中的对准程度的第一反射值与表示纤芯对在第二取向中的对准程度的对应的第二反射值进行比较,并且基于该比较识别用于连接纤芯对的对准取向。调整可以包括旋转纤芯对中的感测纤芯随后旋转询问纤芯中的一个或两者。

[0008] 在另一个示例实施方式中,至少感测多芯光纤的端部和询问多芯光纤的端部被放置在结构的凹槽中,其中感测多芯光纤的端部和询问多芯光纤的端部被使得邻近以用于连接。然后,感测多芯光纤和询问多芯光纤中的一个或两者在凹槽中被旋转。

[0009] 在另一个示例实施方式中,感测多芯光纤被包括在第一套圈中并且询问多芯光纤被包括在第二套圈中。调整包括第一套圈和第二套圈中的一个或两者的旋转。至少第一套圈的端部和第二套圈的端部被放置在分体式套管连接器中,并且当第一套圈和第二套圈在

分体式套管中时,第一套圈和第二套圈中的一个或两者被旋转。

[0010] 光学干涉测量法可以是例如光学频域反射计 (OFDR)。

[0011] 如下面更加详细描述的,感测多芯光纤与示例应用的外科手术器械相关联。来自感测多芯光纤的反射光的OFDR感测和处理被用于确定外科手术器械的至少某些部分的位置和/或形状。

[0012] 在示例实施方式中,基于针对纤芯对的最大的最小测量反射振幅和/或基于纤芯对的插入损耗和回波损耗中的一个或多个识别用于连接纤芯对的对准的取向。第一反射值和第二反射值可以来自纤芯对的感测纤芯中的布拉格光栅和/或来自纤芯对的感测纤芯中的瑞利散射。

[0013] 本申请中描述的技术的示例实施例还涉及用于将感测多芯光纤中的一个或多个纤芯与询问多芯光纤中的一个或多个纤芯对准的装置,其中感测多芯光纤中的每个纤芯与询问多芯光纤中的相应纤芯配对以形成纤芯对。光学干涉仪被配置为询问至少一个纤芯对并且确定来自纤芯对中的感测多芯光纤的第一反射值,所述第一反射值表示纤芯对在第一取向中的对准程度。光学干涉仪进一步被配置为通过询问纤芯询问纤芯对并且确定来自纤芯对中的感测纤芯的第二反射值,所述第二反射值表示纤芯对在第二取向中的对准程度。电路系统被配置为基于第一反射值和第二反射值识别纤芯对的对准取向。

[0014] 致动器被配置为将感测多芯光纤的端部和询问多芯光纤的端部之间的相对位置调整为第二取向。连接器被配置为利用对准取向中的纤芯对将感测多芯光纤连接到询问多芯光纤。例如,致动器可以被配置为旋转感测多芯光纤和询问多芯光纤中的一个或两者。

[0015] 在示例实施方式中,装置包括具有凹槽的结构,并且其中致动器被配置为当感测多芯光纤和询问多芯光纤在凹槽中时旋转感测多芯光纤和询问多芯光纤中的一个或两者。

[0016] 在示例实施方式中,装置包含包括感测多芯光纤的第一套圈和包括询问多芯光纤的第二套圈。致动器被配置为旋转第一套圈和第二套圈中的一个或两者。分体式套管结构可以被用于至少包围第一套圈的端部和第二套圈的端部并且被配置为使感测多芯光纤的端部和询问多芯光纤的端部邻近以用于连接。在该示例中,致动器被配置为当第一套圈和第二套圈在分体式套管中时旋转第一套圈和第二套圈中的一个或两者。

[0017] 本申请中描述的技术的示例实施例还涉及外科手术系统,所述外科手术系统包括具有一个或多个纤芯的第一多芯光纤和用于外科手术器械的安装接口。外科手术器械包含第二多芯光纤。第一多芯光纤中的每个纤芯与第二多芯光纤中的相应的纤芯配对以形成纤芯对。耦接到第一多芯光纤的光学干涉仪被配置为询问第一取向中的至少一个纤芯对以确定来自纤芯对中的第二多芯光纤的第一反射值,并且询问第二取向中的纤芯对以确定来自纤芯对中的第二多芯光纤的第二反射值。第一反射值和第二反射值分别表示纤芯对的第一对准程度和第二对准程度。处理器被配置为基于第一反射值和第二反射值识别纤芯对的对准取向。

[0018] 在示例实施方式中,致动器被配置为将第一多芯光纤的端部和第二多芯光纤的端部之间的相对位置调整为第二取向。连接器被配置为利用对准取向中的纤芯对将第二多芯光纤连接到第一多芯光纤。致动器可以被配置为当第一多芯光纤和第二多芯光纤在凹槽中时旋转第一多芯光纤和第二多芯光纤中的一个或两者。另一个替代方案是使用包括第一多芯光纤的第一套圈和包括第二多芯光纤的第二套圈。致动器被配置为旋转第一套圈和第二

套圈中的一个或两者。至少第一套圈的端部和第二套圈的端部被放置在分体式套管结构中以使第一多芯光纤的端部和第二多芯光纤的端部邻近以用于连接。在这种情况下,致动器被配置为当第一套圈和第二套圈在分体式套管中时旋转第一套圈和第二套圈中的一个或两者。

[0019] 在示例实施方式中,光学干涉仪包括光学频域反射计,该光学频域反射计被配置为感测和处理来自第二多芯光纤的反射光以确定外科手术器械的至少某些部分的位置和/或形状。

[0020] 如本文所描述的方法、装置和外科手术器械。

附图说明

- [0021] 图1A和图1B示出将被连接的未对准的多芯光纤的截面;
- [0022] 图2示出用于使两个多芯光纤邻接以便连接的示例v形凹槽支撑件;
- [0023] 图3A和图3B示出来自图2的被支撑的光纤的两侧的分离,指示需要光纤中的至少一个的旋转以便更好的纤芯对准;
- [0024] 图4示出用于基于干涉测量的多芯光纤对准系统的非限制性示例实施例;
- [0025] 图5是示出用于基于干涉测量的多芯光纤对准以便连接的示例过程的流程图;
- [0026] 图6示出使用基于OFDR的多芯光纤对准系统的非限制性示例实施例;
- [0027] 图7是针对图5中的基于干涉测量的多芯光纤对准系统示出用于基于干涉测量的多芯光纤对准以便连接的示例过程的流程图;
- [0028] 图8示出外科手术系统中的非限制性示例实施例;
- [0029] 图9A示出在套圈中的多芯光纤,其中图9B和图9C示出将在其相应套圈中连接的邻接的未对准的多芯光纤的裂开端的放大示例的侧视图;
- [0030] 图10示出根据另一个示例实施例的用于安装两个多芯光纤以便对准的非限制性示例细节;以及
- [0031] 图11A-11E是示出使用示例基于OFDR的多芯光纤对准系统的两个多芯光纤的迭代增加对准的反射对距离的示例曲线图。

具体实施方式

[0032] 以下描述阐述具体细节,诸如用于解释而非限制目的的特定实施例。然而本领域技术人员将认识到,可以采用除这些具体细节之外的其他实施例。在一些实例中,众所周知的方法、接口、电路和设备的详细描述被省略,以便不因为不必要的细节而模糊描述。附图中示出对应于各个节点的单个块。本领域技术人员将认识到,可以使用单独的硬件电路、使用与适当编程的数字微处理器或通用计算机配合的软件程序和数据、和/或使用专用集成电路(ASIC)、和/或使用一个或多个数字信号处理器(DSP)来实施这些块的功能。软件程序指令和数据可以存储在非暂时性计算机可读存储介质上,并且当指令由计算机或其他适当处理器控制装置执行时,计算机或处理器执行与那些指令相关联的功能。

[0033] 因此,例如,本领域技术人员将认识到,本文中的图表可以表示示例性电路或其他功能单元的概念图。类似地,将认识到,任意流程图、状态转换图、伪代码等表示各种过程,所述各种过程可以基本上在计算机可读介质中被表示并且因此由计算机或处理器执行,无

论此类计算机或处理器是否被明确地示出。

[0034] 通过使用硬件(诸如电路硬件和/或能够执行存储在计算机可读介质上的以编码指令形式的软件的硬件)可以提供各种示出元件的功能。因此,此类功能和示出功能块将被理解为是硬件实施的和/或计算机实施的,并且因此是机器实施的。

[0035] 根据硬件实施方式,功能块可以包括或包含(不限于)数字信号处理器(DSP)硬件、精简指令集处理器、包括但不限于专用集成电路(ASIC)和/或现场可编程门阵列(FPGA)的硬件(例如,数字或模拟)电路系统,以及(在适当情况下)能够执行此类功能的状态机器。

[0036] 根据计算机实施方式,计算机通常被理解为包含一个或多个处理器或一个或多个控制器,并且术语计算机、处理器以及控制器可以可互换地被采用。当功能由计算机、处理器或控制器提供时,该功能可以由单个专用的计算机或处理器或控制器、由单个共享的计算机或处理器或控制器、或者由其中的一些可以是共享的或者分布式的多个单独的计算机或处理器或控制器来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”还指能够完成此类功能和/或执行软件的其他硬件,诸如上面描述的示例硬件。

[0037] 存在可以将两个光纤连接的各种方式,诸如但不限于将光纤的端部机械地保持在一起的机械接合和使用热将光纤的端部熔接在一起的熔接接合。为了以下描述的目的,术语连接器包含用于连接光纤的各种方式。

[0038] 图1A和图1B示出将被连接的多芯光纤10和12的截面,每个光纤具有四个光学纤芯A、B、C和D。尽管说明书中的非限制性示例使用四个纤芯用于图示说明,但是本申请中阐述的技术适用于两个纤芯、三个纤芯以及大于四个的纤芯。即使当两个多芯光纤10和12的外表面(例如,覆盖光纤的套圈)被对准用于连接时,两个光纤的连接内或连接处的对应纤芯A-A、B-B、C-C和D-D也可能没有被对准或可以更精确地被对准。小的未对准可能不利地影响在连接的多芯光纤A-A、B-B、C-C和D-D之间传输的光的量。图1B示出围绕中心纤芯A的顺时针旋转的未对准,使得多芯光纤10和12的纤芯B-B、C-C和D-D没有被对准。

[0039] 图2示出具有V形凹槽的示例结构14,两个光纤可以被放置在所述V形凹槽中用于光纤10和12的连接端部的邻接。更具体地,V凹槽提供快速、简单以及廉价的结构,用于使两个多芯光纤邻接以便连接并且其中通常中心纤芯A-A相当精确地被对准。但是图1A、图1B以及图2中的示例中的一个或多个远离中心的纤芯对B-B、C-C和D-D未对准。V凹槽是凹槽的示例。更一般地,凹槽包含通道、狭槽、切口、凹陷(depression)等。

[0040] 图3A和图3B示出来自图2的V凹槽支撑的光纤的两侧的分离,指示需要光纤中的至少一个的旋转以便针对偏离中心的纤芯对的更好的纤芯对准。当两个多芯光纤以未对准的纤芯对连接时,连接的光纤的光学性能显著降低,例如,在插入损耗、回波损耗等方面。凹槽对准支撑件是非常低成本的并且有利地提供对准和连接放置到凹槽中的光纤的纤芯的方法,而不要求光纤被包围在预对准的套圈中。以下结合图10描述非限制性套圈和光纤对准和连接示例实施例。

[0041] 图4示出基于干涉测量的多芯光纤对准系统的非限制性示例实施例,所述基于干涉测量的多芯光纤对准系统克服这些对准问题并且显著地改善连接的光纤的光学性能。当光学询问器在正常使用中被连接到光纤时,该对准系统尤其有利。换句话说,由于光学询问器已经存在,因此使用它来提供关于纤芯对准和/或连接的质量的信息不增加系统的费用或显著的复杂性。

[0042] 图4连同图5中的流程图一起被描述,图5示出用于基于干涉测量的多芯光纤对准的示例过程。首先,感测光学多芯光纤10的端部和询问光学多芯光纤12的端部在结构14的凹槽中被放置成邻近以用于在第一取向中连接,其中感测多芯光纤中的纤芯与第二多芯光纤中对应纤芯配对,例如,纤芯A-A是纤芯对并且纤芯B-B是纤芯对(步骤S1)。该示例中的感测光纤10在连接的传感器侧或应用侧,并且该示例中的询问光纤12在连接的光学询问器侧。光学干涉仪(图4的示例实施例中的干涉(interferometric)询问系统18)询问一个或多个纤芯对并且确定表示针对第一取向中的一个或多个纤芯对中的一个纤芯对的第一对准程度的第一值(步骤S2)。尽管纤芯对中的多个甚至全部可以被询问和处理,但是仅通过询问一个径向纤芯对(除中心纤芯对之外)就可以获得满意结果。

[0043] 两个多芯光纤的端部之间的相对位置经由致动器被调整为第二取向(步骤S3)。在图5的示例实施例中,致动器是由控制器20控制的光纤旋转器22,该控制器20接收来自干涉询问系统18的输出信号。可替代地,光纤旋转器在传感器侧被使用,或者两个光纤旋转器可以被使用。此外,光纤旋转器可以由直接来自干涉询问系统18的信号控制。

[0044] 随后,光学干涉仪询问一个或多个纤芯对并且确定在一个纤芯对中来自感测多芯光纤的第二反射值,所述第二反射值表示在第二取向中针对一个纤芯对的对准程度(步骤S4)。通过比较器将表示在第一取向中针对一个纤芯对的对准程度的第一反射值与表示在第二取向中针对一个纤芯对的对准程度的对应的第二反射值进行比较(步骤S5)。比较器可以是其他电路系统的一部分、干涉询问系统18的一部分、控制器20的一部分或者甚至是独立的电路。然后,可以基于该比较确定用于连接两个多芯光纤的对准取向(步骤S6)。例如,可以使用具有最大反射值的取向。可替代地,过程可以从步骤S3开始重复一次或多次直到具有最大反射值的取向被确定。更进一步,过程可以从步骤S3开始重复一次或多次直到实现对准精确度的预定水平。最终,光纤在具有期望对准的取向处被连接。

[0045] 通常,对于具有中心纤芯和一个或多个外层纤芯的光纤,光学询问器评估连接的多芯光纤的外层纤芯之间的取向和/或连接的质量。询问器可以根据传感器的类型感测来自被询问的纤芯对的布拉格(Bragg)光栅信号振幅或瑞利(Rayleigh)散射振幅。在一个示例实施例中,随着一个或多个纤芯对的连接被调整,询问器连续测量测量的光信号的振幅。可以使用在全部纤芯上产生最大的最小振幅的连接对准,例如因为测试已表明,性能通常由多芯光纤中最低执行的纤芯对来控制。

[0046] 增加的光纤性能和/或稳健性是有益的。另一个益处是可以使用较低容差光纤连接器(由此降低连接器的成本和/或复杂性),并且使用上述调整能力来补偿较低公差。

[0047] 图6示出使用基于光学频域反射计(OFDR)的多芯光纤对准系统的非限制性示例实施例,该系统发现对光学应变感测有利的示例应用。光学应变感测对测量由例如光纤中的张力、压缩或温度的变化导致的纤芯的物理形变是有用的。沿纤芯的长度的应变的连续测量可以通过使用扫频波长干涉测量法(swept wavelength interferometry)解释纤芯的光学响应来得到。具有高分辨率和高灵敏度的光学时域测量可以使用光学频域反射计(OFDR)实现。这些测量启用一些重要的光纤感测技术,诸如分布式应变感测。如美国专利8,773,650中详述的,在多芯光纤上执行的分布式应变测量允许光纤的三维位置的确定,所述美国专利的内容通过引用并入本文。多通道OFDR被连接到多芯光纤内的若干独立的光学器件(optical)或纤芯。当光纤被放置在给定配置中时,这些纤芯的应变响应(来自纤芯中的布

拉格光栅的反射和/或纤芯中的瑞利散射的反射)同时被测量。纤芯沿多芯光纤的长度的相对位置允许多芯光纤的应变分布(profile)的确定。应变分布可以用于确定光纤的三维位置,或者可以独立使用该分布的分量(1)-(3)中的一个或多个。

[0048] 如图6中的示例多通道OFDR系统21所描述的,基于OFDR的分布式应变感测系统包括可调谐光源23、干涉询问器26、激光监测网络28、包括询问器侧光纤12、连接器24和传感器侧光纤10的光纤传感器、数据采集电子电路系统32以及系统控制器数据处理器30。每个通道对应于光纤纤芯。

[0049] 图7是示出针对图6中的基于干涉测量的多芯光纤对准和连接系统的用于基于干涉测量的多芯光纤对准和连接的示例过程的流程图。步骤描述针对一个纤芯的操作,所述操作被应用于多芯光纤中的每个纤芯。

[0050] 在OFDR测量期间,可调谐光源23在一光学频率范围内被扫频(步骤S10)。该光通过使用光学耦合器被分开并且被路由到两个单独的干涉仪:那些干涉询问器26和激光监测网络28。第一干涉仪26用作干涉询问器(并且可以被称为干涉询问器26)并且经由连接器24被连接到一段多芯感测光纤。光通过干涉询问器26的测量臂进入多芯感测光纤10(步骤S11)。然后,来自感测光纤10的散射光与已经沿干涉询问器26的参考臂行进的光进行干涉(步骤S12)。激光监测网络28包含氯化氢(HCN)气体单元(cell),其提供贯穿测量扫描的绝对波长参考(步骤S13)。激光监测网络28内的第二干涉仪用于当光源在一频率范围内被扫描时测量调谐速率的波动(步骤S14)。一系列光学检测器(例如,光电二极管)将来自激光监测网络、气体单元的光信号以及来自感测光纤的干涉图案转换为电信号(步骤S15)。数据采集单元32(同“数据采集电子电路系统32”)中的数据处理器使用来自激光监测网络28的干涉仪的信息来重新采样感测光纤10的检测的干涉图案,使得图案在光学频率中具有增量常量(步骤16)。该步骤是傅里叶变换操作的数学需要。一旦重新采样,傅里叶变换由系统控制器30执行以针对多芯光纤12或10的初始取向生成时域内的光散射信号(步骤S17)。在时域中,光散射事件的振幅被描绘为沿光纤长度的延迟。通过使用光在给定时间增量中行进的距离,该延迟可以被转换为沿感测光纤的长度的测量。换句话说,光散射信号指示作为沿光纤的距离的函数的每个散射事件。采样周期被称为空间分辨率并且与可调谐光源23在测量期间被扫频通过的频率范围成反比。

[0051] 将多芯光纤12或10中的一个或两者被调整为新的取向,例如,通过光纤旋转器22或套圈旋转器(诸如在下面的图10中示出的)旋转,并且然后重复步骤S10-S17(步骤S18)。将初始取向的散射振幅与新的取向的散射振幅比较(或比较两个最近取向的振幅)以确定它们是否在可接受差异内(步骤S19)。如果不在可接受差异范围内,则该过程返回到步骤S18;如果在可接受差异范围内,则完成调整(步骤S20),并且光纤被连接。

[0052] 图8示出包括操纵器臂810的外科手术系统800的非限制性示例实施例,外科手术器械850经由安装接口816可移动地安装在操纵器臂810上。安装接口816允许外科手术系统800和动力、数据、控制信号以及任意其他手术方式的器械850之间的通信。本地或远程用户界面802允许用户与外科手术系统800和器械850交互。

[0053] 外科手术系统850进一步包含耦接到在连接器812中终止的询问光纤12的多通道OFDR系统21。器械850包括在连接器852中终止的感测光纤10,所述连接器852与连接器812配合。如上面的示例实施例所解释的,外科手术系统850还包括对准致动器814,该对准致动

器814允许光纤12响应于由多通道OFDR系统21的测量而旋转以针对连接器24将询问器侧光纤和传感器侧光纤对准(在各种实施例中,多通道OFDR系统21还可以用于在临床使用期间测量与外科手术器械850相关联的形状和/或应变)。

[0054] 在一些实施例中,对准致动器814可以是有源调整机构(例如,响应于多通道OFDR系统21的输出而调整询问光纤12相对于感测光纤10的旋转的机动车化系统),并且在其他实施例中,对准致动器814可以是无源调整机构(例如,响应于多通道OFDR系统21的输出,用户操纵的手动可调整结构)。在各种其他实施例中,对准致动器814可以包括自动调整能力和手动调整能力两者。

[0055] 尽管为了示例性目的,对准致动器814被描绘在操纵器臂810上,然而在各种其他实施例中,对准致动器814可以被放置在外科手术系统800上的任何位置。在各种其他实施例中,器械850可以附加地或可替代地包括其自己的对准致动器854(有源的和/或无源的),用于调整感测光纤10相对于询问光纤12的旋转。进一步注意,图8中描绘的感测光纤10和询问光纤12的具体路由和布置旨在是示例性的而非限制性的。例如,在各种实施例中,光纤12可以被路由在操纵器臂810上或操纵器臂810内或沿任意其他路径被路由。

[0056] 图9A示出涉及套圈中的多芯光纤的非限制性示例实施例。图9B和图9C示出将在其相应套圈13和15中连接的邻接的未对准的多芯光纤10和12的裂开端的放大示例的侧视图。安装套圈的光纤通常是角(angle)抛光的以降低不同于90度(例如,偏离竖直8度或9度)的套圈和光纤端角的反射。即使存在角抛光,安装套圈的光纤的对准也是问题。如由虚线所表明的,即使当成角度地裂开的套圈13和15的外表面被对准以用于连接并且中心纤芯对A-A被对准时,多芯光纤10和12的对应纤芯对B-B、C-C和D-D也没有被对准。高度位移量用双头箭头表示。因此,套圈的一些旋转可以改善光纤连接。

[0057] 图10根据另一个示例实施例示出用于连接嵌入在其各自套圈中的两个多芯光纤以便对准的示例连接器的非限制性细节。以上的图3A和图3B示出在没有套圈的情况下用于初始对准两个光纤的中心纤芯以用于连接的凹槽。图10使用分体式套管连接器,因为当两个套圈邻接在一起时,商业上可用并且廉价的蓝宝石套圈和分体式套管连接器能做好将具有中心纤芯的多芯光纤的中心纤芯对准的工作。该相对便宜且简单的分体式套管连接器将有效的对准限制到连接器的单个自由度。圆形套圈37将询问器侧多芯光纤10精确地(例如,+-<1微米)保持在高精度(优选地但不必需是)批量生产的分体式套管36的中心。分体式套管例如通过弹簧38柔性地被支撑,使得其可以调整位置。多芯光纤10的套圈37固定地连接到具有相对大的平坦表面的结构40以固定套圈的旋转角。

[0058] 在左侧,分体式套管36内存在对应的可旋转套圈39,该可旋转套圈不影响中心纤芯的分体式套管连接器的对准。可旋转套圈39包含传感器侧多芯光纤12。柔性地安装分体式套管36允许分体式套管36在空间中重新定位以容纳两个套圈39和37。通过使用连接到马达44的多连杆(multi-link)万向接头42来旋转套圈39,所述马达44传输扭矩和一些轴向力。尽管在套圈39和37之间被示出存在空间,但是实际上,它们通过例如在传感器侧上提供压缩力的弹簧被移动至接触。一旦获得最佳的纤芯对准,则两个光纤可以被连接。

[0059] 图11A-图11E是示出使用示例基于OFDR的多芯光纤对准系统的两个多芯光纤的迭代增加对准的反射对距离的示例曲线图。如果纤芯没有很好地被对准,并且反射被测量为沿中心纤芯和一个外层纤芯的距离的函数,那么图11A中示出的曲线图被产生具有示出的

大量振幅差异。暗的波形对应于针对中心纤芯检测的反射振幅，并且较浅的波形对应于针对一个外层纤芯检测的反射振幅。如图11B-图11D所示，随着两个多芯光纤朝向更接近对准而被旋转，外层纤芯上的振幅（较浅的波形）逐渐变大。例如当两个波形具有大约相同的平均振幅时，图11E通知（signal）已获得期望的对准。

[0060] 尽管已经示出并且详细描述各种实施例，但是权利要求不限制于任何特定实施例或示例。以上描述都不应当被看作意味着任何特定元件、步骤、范围或功能是必不可少的使得其必须被包括在权利要求范围内。专利主题的范围仅由权利要求限定。法律保护的程度由允许的权利要求及其等同物中描述的文字来限定。本领域技术人员已知的上述优选实施例的元件的所有结构和功能的等同物通过引用明确地被并入本文并且旨在由本权利要求包含。此外，设备或方法不必需解决寻求由所描述的技术解决的每一个问题，因为其由本权利要求包含。除非使用词语“用于……的装置”或“用于……的步骤”，否则没有一个权利要求旨在涉及35USC§112的第6段。此外，本说明书中的实施例、特征、组件或步骤都不旨在专用于公众，无论实施例、特征、组件或步骤是否记载在权利要求中。

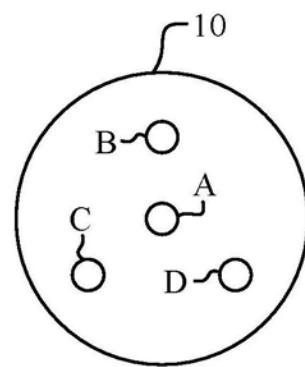


图1A

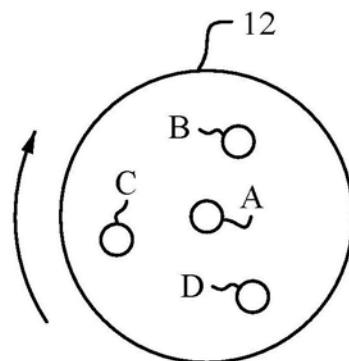


图1B

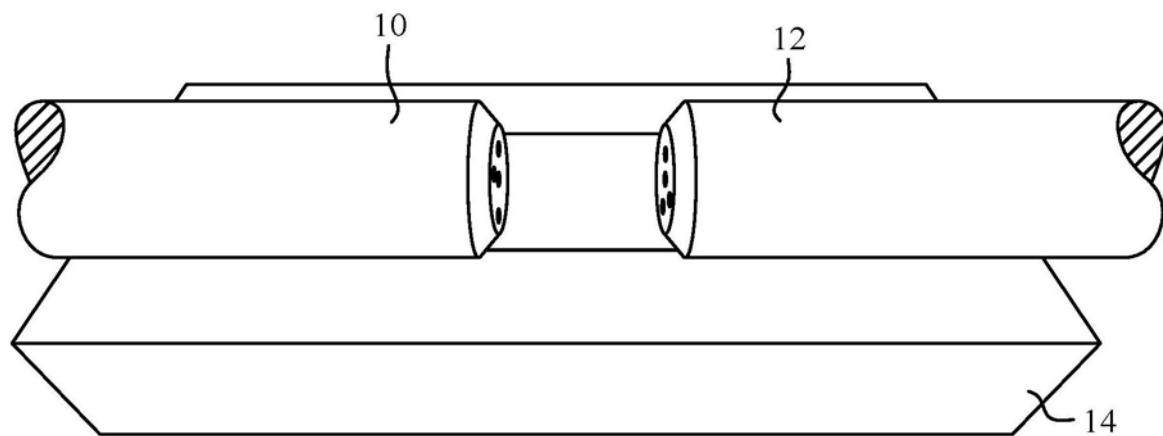


图2

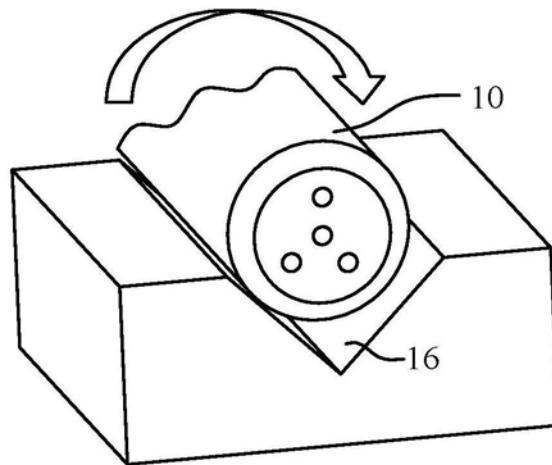


图3A

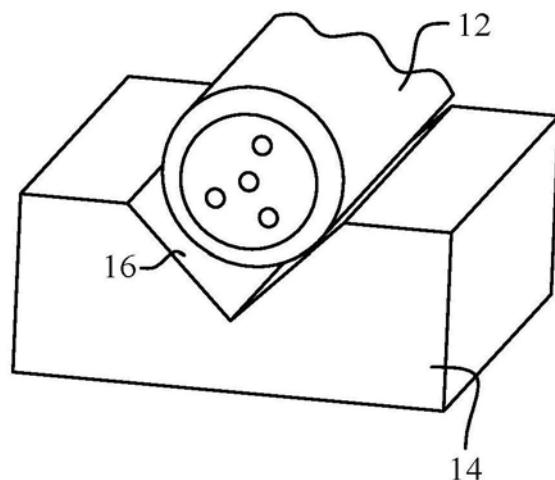


图3B

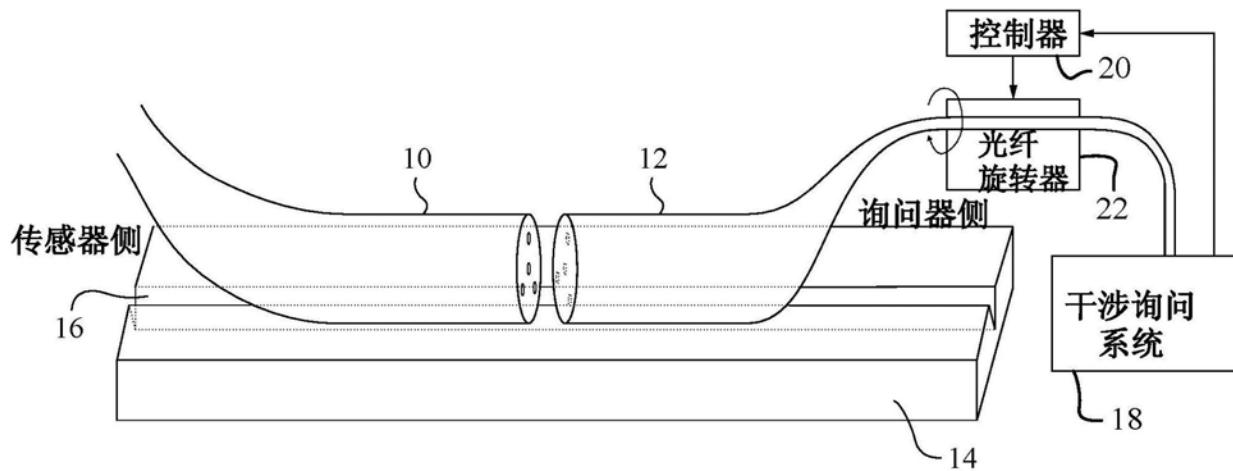


图4

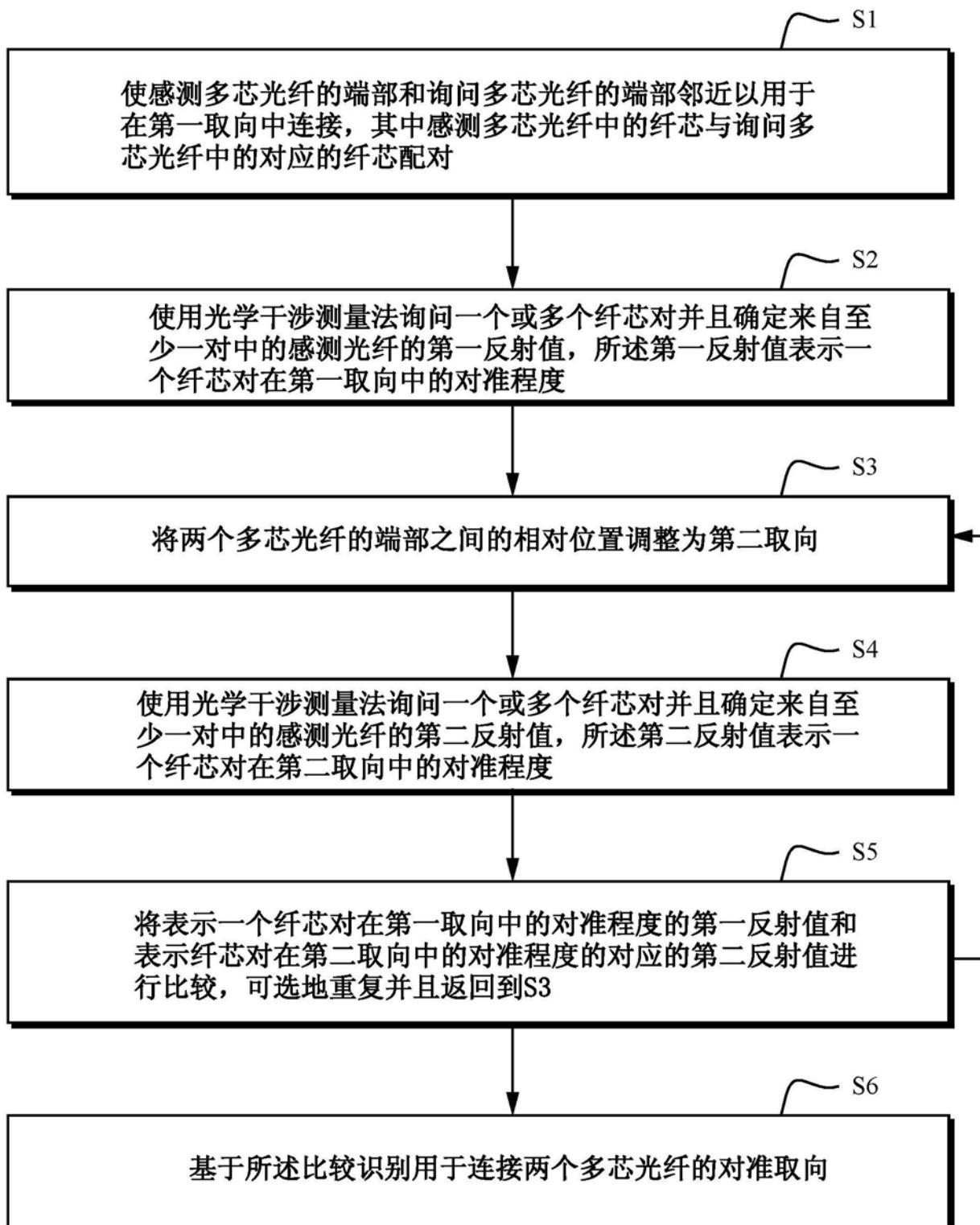


图5

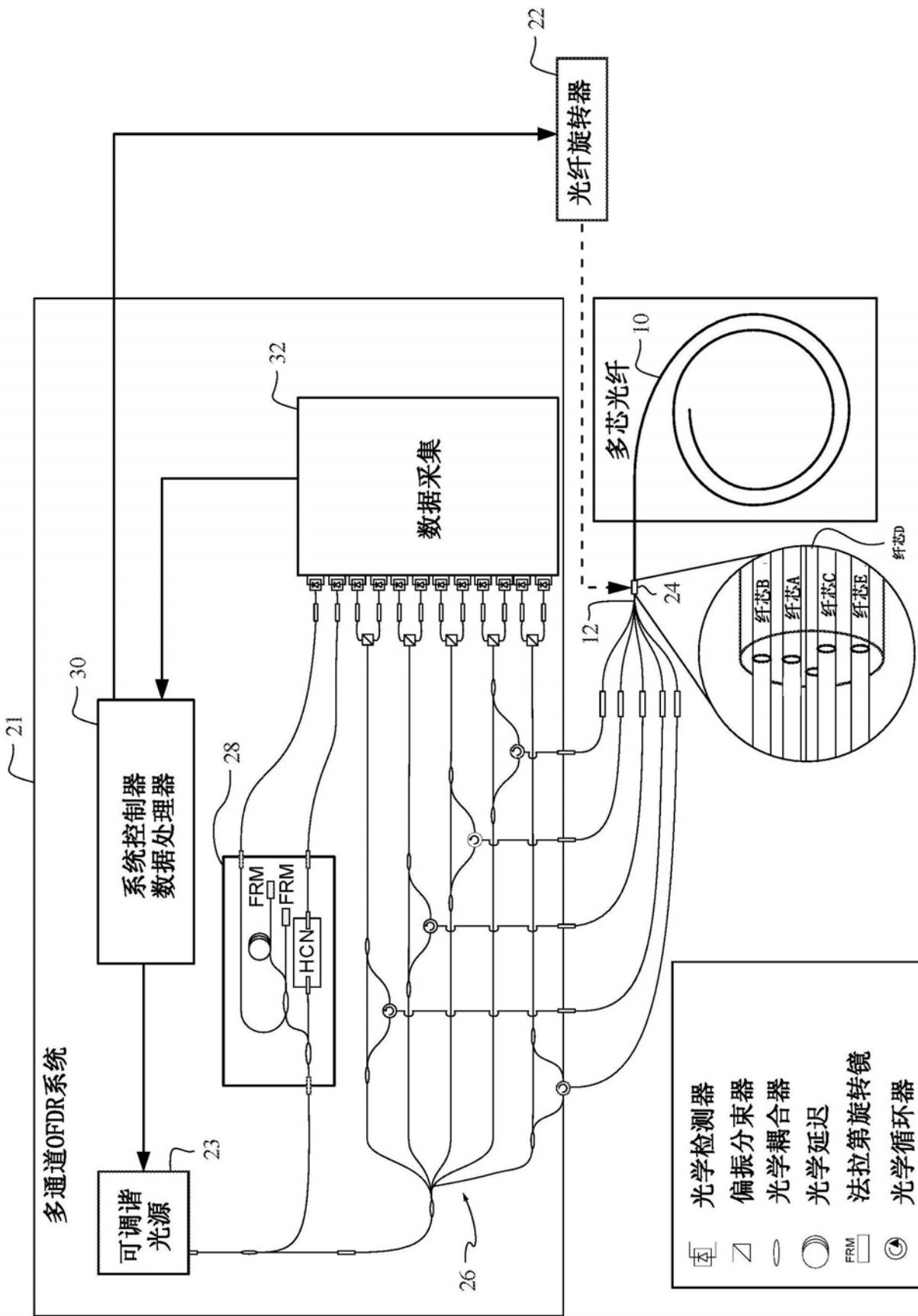


图6

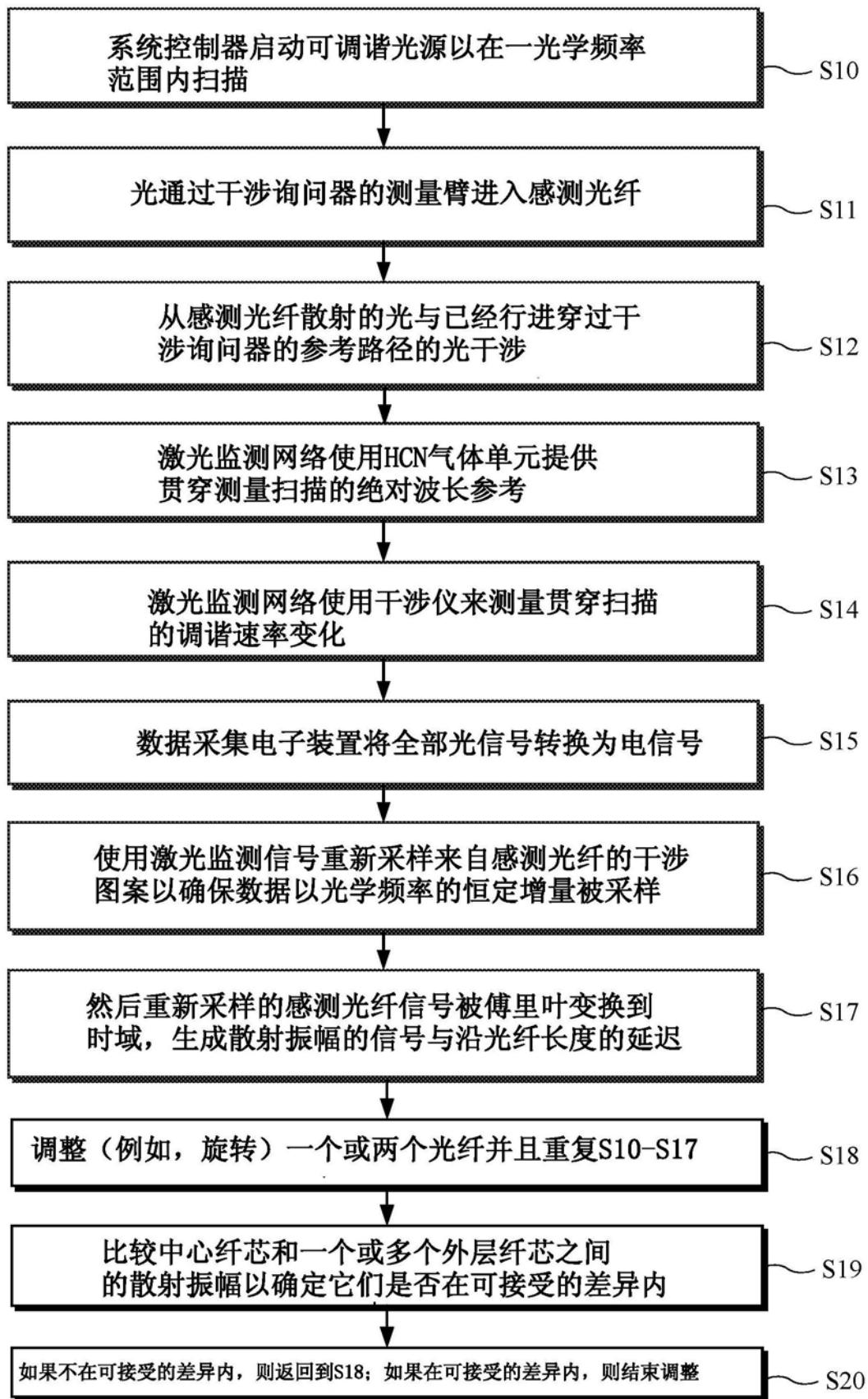


图7

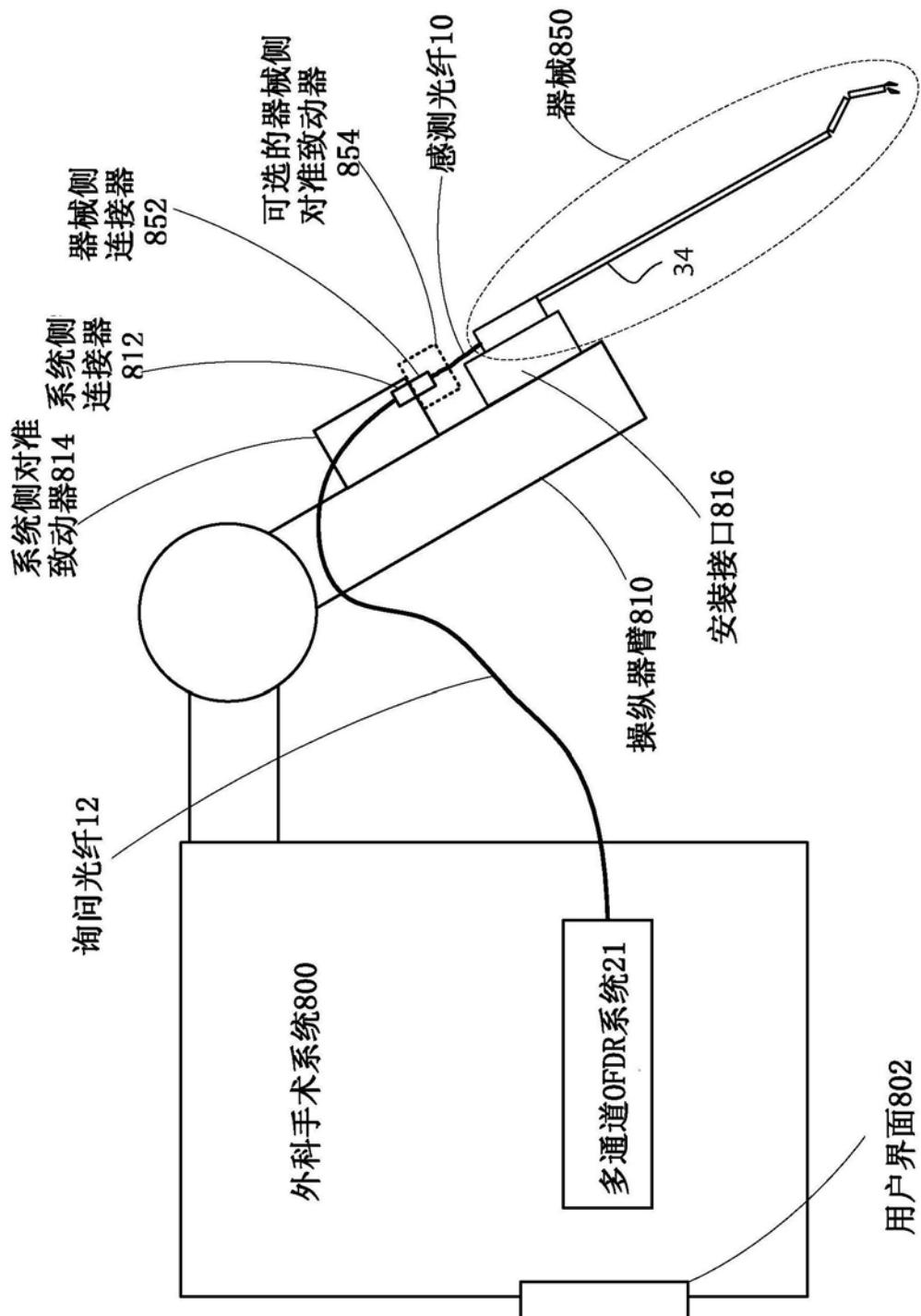


图8

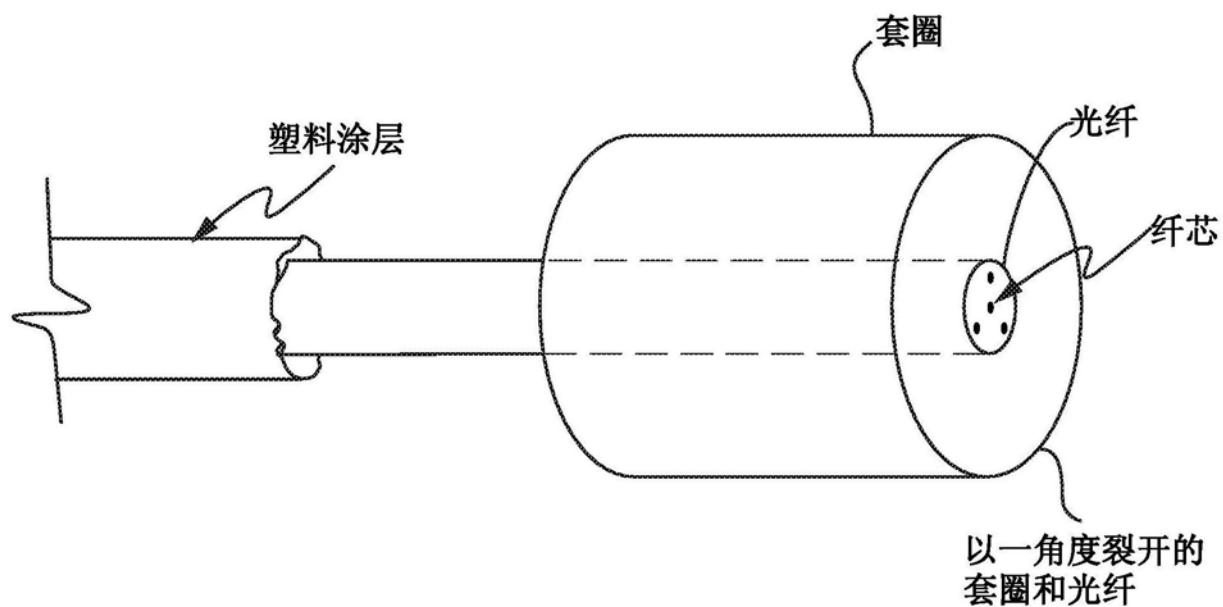


图9A

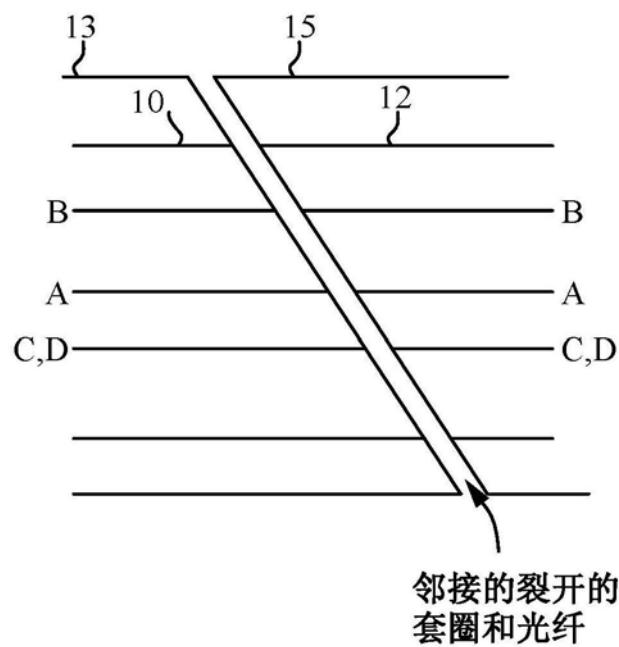


图9B

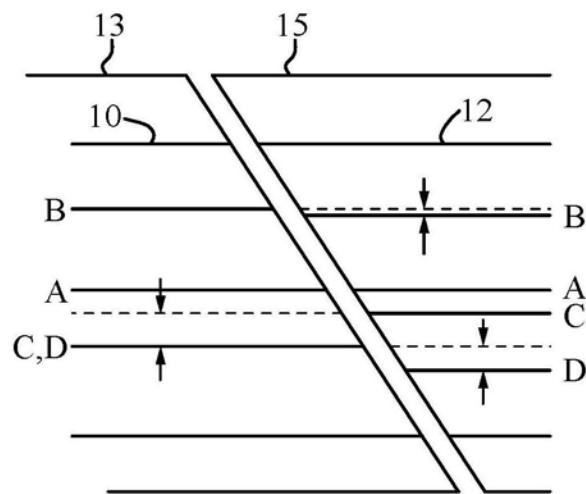


图9C

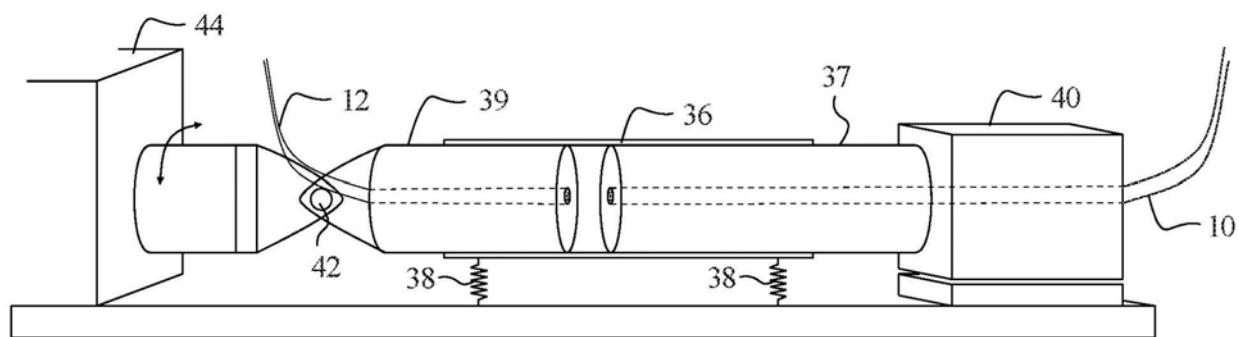


图10

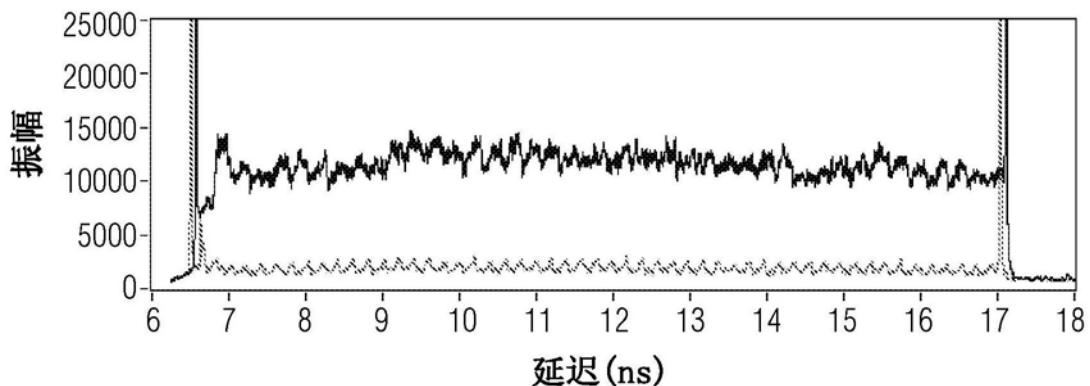


图11A

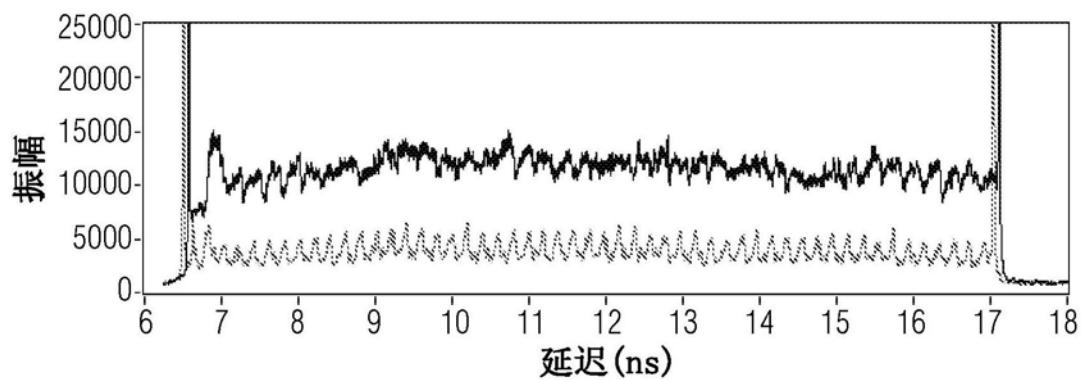


图11B

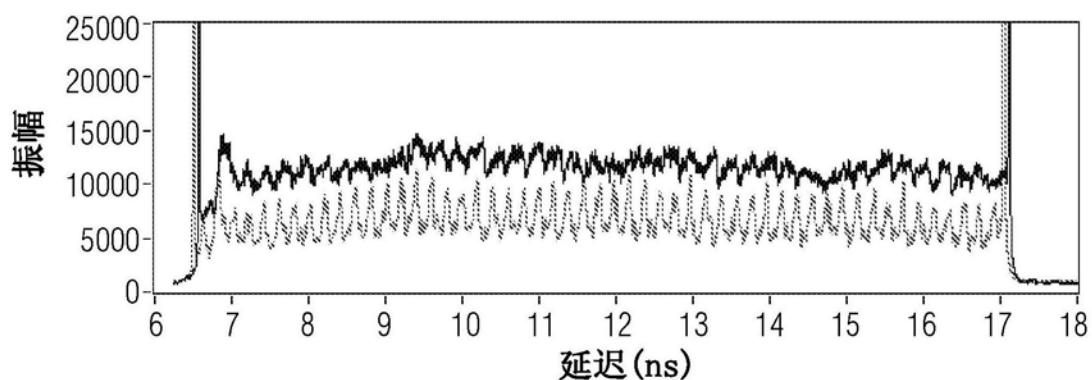


图11C

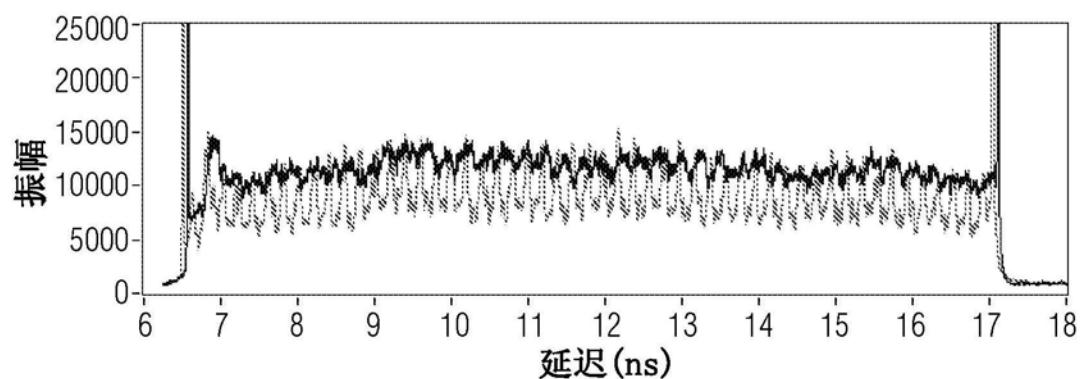


图11D

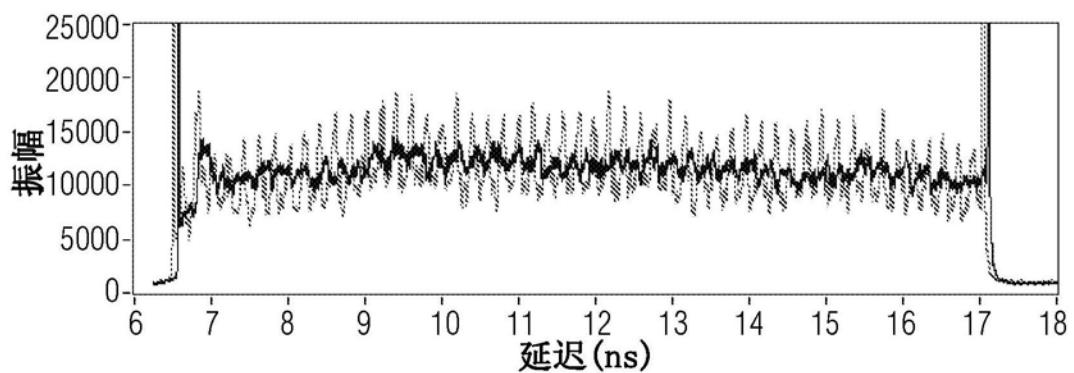


图11E