



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093468 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880057603.1

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

(22)申请日 2018.07.16

代理人 刘梅

(30)优先权数据

62/533,155 2017.07.17 US

(51)Int.Cl.

A61B 1/07(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2018/050779 2018.07.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/016797 EN 2019.01.24

(71)申请人 Z思快尔有限公司

地址 以色列特拉维夫

(72)发明人 阿萨夫·莎蒙 泽夫·扎列夫斯基

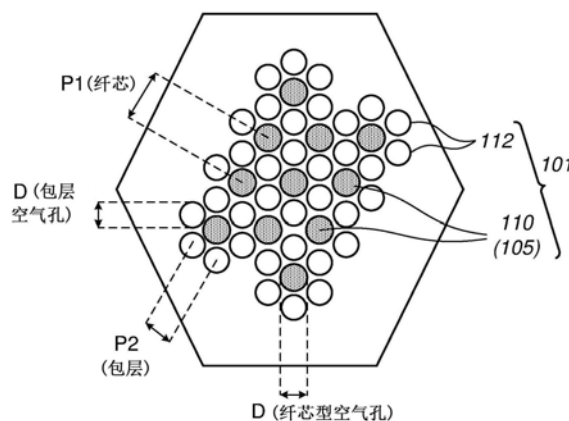
权利要求书6页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

通过多芯光纤内窥镜的增强成像

(57)摘要

提供了多芯光纤和内窥镜配置、以及对应的生产和使用方法。各种配置包括用于改善多芯光纤和传感器之间的接口的绝热渐细的近端光纤末梢和/或近端光学元件、减少沿着光纤的衰减的光子晶体光纤配置、在保持所需的柔性和光学保真度的同时减小衰减的用于内窥镜的图像处理方法和接合刚性连接件配置。各种配置包括增加通过光纤和内窥镜传递的辐射的信息内容的频谱复用方法,以及改进图像质量、增强视场、提供纵向信息的配置。各种配置包括基于光纤的波前传感器。本公开的许多配置增加了成像分辨率,并且使在保持内窥镜非常细的同时能够集成额外的操作模式,诸如频谱成像和三维成像。



1. 一种多芯成像光纤,包括具有公共包层的至少10000个纤芯并且被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,其中,所述图像辐射被限制于所述纤芯,并且所述纤芯在光纤截面面积内被间隔开以防止纤芯间的串扰,

其中,所述多芯成像光纤包括近端末梢,所述近端末梢短于1cm并且是绝热渐细的以使所述光纤截面面积和纤芯直径至少减小至原来的三分之一,从而允许所述图像辐射离开变窄的所述纤芯,并且所述近端末梢被配置为将所述图像辐射传递至邻近传感器。

2. 根据权利要求1所述的多芯成像光纤,其中,接收来自所述近端末梢的所述图像辐射的所述邻近传感器的有效面积是所述邻近传感器的总面积的至少50%。

3. 根据权利要求1或2所述的多芯成像光纤,其中,所述近端末梢短于0.5cm并且是坚硬的。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的多芯成像光纤,其中,减小后的所述光纤截面面积小于 0.1mm^2 ,减小后的所述纤芯直径小于 $0.5\mu\text{m}$,并且减小后的纤芯节距小于 $2\mu\text{m}$ 。

5. 一种内窥镜,包括权利要求1至4中任一项所述的多芯成像光纤。

6. 一种方法,包括:

使多芯成像光纤的近端末梢绝热渐细,所述多芯成像光纤包括具有公共包层的至少10000个纤芯、被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,其中,所述图像辐射被限制于所述纤芯,并且所述纤芯在光纤截面面积内被间隔开以防止纤芯间的串扰,以及

将绝热渐细的近端末梢配置为短于1cm并且具有相对于所述多芯成像光纤至少减小至原来的三分之一的所述光纤截面面积和纤芯直径,以允许所述图像辐射离开变窄的所述纤芯并且将所述图像辐射传递至邻近传感器。

7. 一种多芯成像光纤,包括具有公共包层的至少10000个纤芯并且被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,其中,所述图像辐射被限制于所述纤芯,并且所述纤芯在光纤截面面积内被间隔开以防止纤芯间的串扰,

其中,所述多芯成像光纤包括近端光学元件,所述近端光学元件被配置为在光学上减小光纤截面中的所述纤芯的填充因子并将所述图像辐射传递到邻近传感器。

8. 根据权利要求7所述的多芯成像光纤,其中,所述近端光学元件包括至少一个棱镜和/或至少一个光栅,所述棱镜和/或所述光栅被配置为重定向从所述纤芯传递的所述图像辐射以填充所述邻近传感器上的相对于所述光纤截面面积的更小的面积。

9. 根据权利要求8所述的多芯成像光纤,其中,所述更小的面积和所述传感器的面积小至所述光纤截面面积的三分之一或更小。

10. 一种内窥镜,包括权利要求7至9中任一项所述的多芯成像光纤。

11. 一种方法,包括在光学上减小多芯成像光纤的光纤截面中的纤芯的填充因子,所述多芯成像光纤包括具有公共包层的至少10000个纤芯、被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,其中,所述图像辐射被限制于所述纤芯,并且所述纤芯在光纤截面面积内被间隔开以防止纤芯间的串扰,通过重定向从所述纤芯传递的所述图像辐射来填充邻近传感器上的相对于所述光纤截面面积的更小的面积。

12. 一种具有由多个空气孔组成的光子晶体结构的多芯光纤,所述多芯光纤被配置为具有至少两种类型的所述空气孔:

纤芯型空气孔,在光纤截面面积内以指定的纤芯节距间隔开,所述指定的纤芯节距被选定以使图像辐射限制在所述纤芯型空气孔内,以及

包层空气孔,在所述纤芯型空气孔之间,所述包层空气孔在所述光纤截面面积内以指定的包层节距间隔开,所述指定的包层节距被选定以防止所述纤芯型空气孔之间的串扰。

13. 根据权利要求12所述的多芯光纤,具有多于10000个纤芯型空气孔。

14. 根据权利要求12或13所述的多芯光纤,对于10cm的长度,所述多芯光纤的衰减系数相比具有相同数量的聚合物纤芯的可比较的多芯光纤的衰减系数小至二分之一。

15. 一种内窥镜,包括根据权利要求12至14中任一项所述的多芯成像光纤。

16. 一种方法,包括通过使空气孔被设计成至少两种类型,从由多个所述空气孔组成的光子晶体结构配置多芯光纤:

纤芯型空气孔,在光纤截面面积内以指定的纤芯节距间隔开,所述指定的纤芯节距被选定以使图像辐射限制在所述纤芯型空气孔内,以及

包层空气孔,在所述纤芯型空气孔之间,所述包层空气孔在所述光纤截面面积内以指定的包层节距间隔开,所述指定的包层节距被选定以防止所述纤芯型空气孔之间的串扰。

17. 一种内窥镜,包括:

远端多芯成像光纤,被配置为从所述远端多芯成像光纤的近端部处的组织接收图像辐射并且将所述图像辐射传递至所述远端多芯成像光纤的远端部,以及

多个刚性图像中继元件,所述刚性图像中继元件通过相应的多个接头互连,其中,所述刚性图像中继元件中的远端的刚性图像中继元件经由对应的接头连接至所述远端多芯成像光纤的所述近端部,

其中,所述接头被配置为保留在所述刚性图像中继元件相对于彼此的角运动时从所述远端多芯成像光纤的所述近端部传递的所述图像辐射,以在所述内窥镜的近端部传递所述图像辐射。

18. 根据权利要求17所述的内窥镜,还包括近端多芯成像光纤,所述近端多芯成像光纤经由对应的接头连接至所述刚性图像中继元件中的近端的刚性图像中继元件,并且被配置为从近端的所述刚性图像中继元件传递所述图像辐射。

19. 根据权利要求17或18所述的内窥镜,其中,所述刚性图像中继元件是玻璃GRIN(梯度折射率)连接件,并且所述接头包括定位在机械接头内的球形球透镜,其中,所述机械接头机械地连接至邻近的所述刚性图像中继元件或光纤,并且所述球形球透镜被定位以保留朝向近端传递的所述图像辐射。

20. 一种方法,包括:

从远端多芯成像光纤和多个刚性图像中继元件配置内窥镜,其中,所述远端多芯成像光纤被配置为从所述远端多芯成像光纤的近端部处的组织接收图像辐射并且将所述图像辐射传递至所述远端多芯成像光纤的远端部,以及

通过相应的多个接头互连所述刚性图像中继元件,其中,所述刚性图像中继元件中的远端的刚性图像中继元件经由对应的接头连接至所述远端多芯成像光纤的所述近端部,

其中,所述接头被配置为保留在所述刚性图像中继元件相对于彼此的角运动时从所述远端多芯成像光纤的所述近端部传递的所述图像辐射,以在所述内窥镜的近端部传递所述图像辐射。

21. 根据权利要求20所述的方法, 还包括经由对应的接头将近端多芯成像光纤连接至所述刚性图像中继元件中的近端的刚性图像中继元件, 以从近端的所述刚性图像中继元件传递所述图像辐射。

22. 一种内窥镜, 包括:

照明源, 被配置为以指定的多个不同的波长传递照明,

检测器, 包括分光计, 所述分光计被配置为解码检测到的在所述指定的多个不同的波长中的辐射,

多芯成像光纤, 包括多个纤芯并且被配置为将从所述照明源照亮的组织接收到的图像辐射通过所述纤芯传递到所述检测器, 以及

处理单元, 被配置为从每一个纤芯的已解码的检测到的所述图像辐射导出对应于所述指定的多个不同的波长的图像数据。

23. 根据权利要求22所述的内窥镜, 其中, 所述处理单元还被配置为利用每个所述纤芯的对应于多个波长的多个输入来实现超分辨成像。

24. 根据权利要求22或23所述的内窥镜, 其中, 所述照明源包括:

光纤激光器, 包括:

宽带布拉格滤波镜, 用于所述指定的多个(N)不同的波长的范围,

可控制的1至N开关, 连接至N个窄带布拉格滤波镜以用于对应的不同的波长, 每一个窄带布拉格滤波镜被设计成仅反射相对应的不同的波长, 以及

泵浦增益光纤内介质, 连接在布拉格滤波镜和连接有N个所述窄带布拉格滤波镜的所述可控制的1至N开关之间; 和

波分复用器(WDM), 被配置为组合来自N个所述窄带布拉格滤波镜的照明辐射。

25. 根据权利要求22至24中任一项所述的内窥镜, 还被配置为利用所述多个不同的波长来实现用于窄带成像检测的所述分光计。

26. 一种方法, 包括:

通过指定的多个不同的波长来照亮组织,

通过多芯成像光纤的多个纤芯中的每一个传递从被照亮的组织接收的图像辐射,

针对每一个纤芯, 解码检测到的在所述指定的多个不同的波长中的辐射, 以及

从每一个所述纤芯的已解码的检测到所述图像辐射导出对应于所述指定的多个不同的波长的图像数据。

27. 根据权利要求26所述的方法, 还包括利用每个所述纤芯的对应于多个波长的多个输入来实现超分辨成像。

28. 一种内窥镜, 包括:

照明源, 包括空间编码器, 被配置为以指定的多个空间编码的不同波长传递照明, 所述不同波长根据指定的空间-频谱图案照亮组织上的不同位置,

检测器, 包括分光计和空间解码器, 被配置为根据所述指定的空间-频谱图案对检测到的指定的多个不同波长中的辐射进行解码,

多芯成像光纤, 包括多个纤芯并且被配置为将从所述照明源照亮的所述组织接收到的图像辐射通过所述纤芯传递到所述检测器, 其中, 每个纤芯被配置为传递来自通过所述指定的空间-频谱图案照亮的组织区域的所述图像辐射, 以及

处理单元,被配置为从每一个纤芯的已空间-频谱地解码的检测到的所述图像辐射导出与来自每个所述纤芯传递的所述图像辐射的所述指定的多个不同波长相对应的图像数据。

29. 根据权利要求28所述的内窥镜,其中,所述空间编码器由第一光栅和第二光栅实现,所述第一光栅被配置为将宽带照明分离成所述指定的多个不同波长,所述第二光栅被配置为将已分离的所述宽带照明重现为对应于所述组织的不同区域的多个图案。

30. 一种方法,包括:

通过指定的多个不同的波长以指定的空间-频谱图案照亮组织,

通过多芯成像光纤的多个纤芯中的每一个传递从被照亮的所述组织接收的图像辐射,

针对每个纤芯,根据所述指定的空间-频谱图案解码检测到的在所述指定的多个不同的波长中的辐射,以及

从每一个所述纤芯的已解码的检测到的所述图像辐射导出对应于所述指定的多个不同的波长并且根据所述指定的空间-频谱图案的图像数据。

31. 一种内窥镜,包括单模、多芯照明光纤和多芯成像光纤,所述多芯成像光纤被配置为传递来自所述单模、多芯照明光纤照亮的组织的图像辐射。

32. 根据权利要求31所述的内窥镜,其中,所述内窥镜还包括处理单元,所述处理单元被配置为从传递的所述图像辐射中识别和去除来自所述单模、多芯照明光纤的照明的散斑图案。

33. 根据权利要求32所述的内窥镜,其中,所述处理单元还被配置为根据指定的图案相对于至少一个照明斑点参数来调制所述照明,并且使用所述指定的图案来分析所传递的所述图像辐射中的所得的变化,并且去除所传递的所述图像辐射中根据所述指定的图案波动的特征,因为所述特征与次级散斑图案相关。

34. 一种方法,包括使用单模、多芯照明光纤来照亮由多芯成像光纤成像的组织。

35. 根据权利要求34所述的方法,还包括从由所述多芯成像光纤传递的图像辐射中识别和去除来自单模或多模、多芯照明光纤的照明的散斑图案。

36. 根据权利要求35所述的方法,其中,识别和去除通过调制照明斑点的形状和通过图像处理去除次级散斑图案来实施。

37. 一种内窥镜,包括:

多芯成像光纤,包括具有公共包层的至少10000个纤芯并且被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,其中,所述纤芯被配置为支持10~100种模式,以及

处理单元,包括模式解耦模块,所述模式解耦模块被配置为从传递的所述图像辐射中去除模式混合失真。

38. 一种方法,包括:

通过具有被配置为支持10~100种模式的纤芯的多芯成像光纤对被照亮的组织成像,以及

通过从由所述光纤传递的图像辐射中去除模式混合失真来解耦所述模式。

39. 一种多芯成像光纤,包括具有公共包层的至少10000个纤芯并且被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,

其中,所述多芯成像光纤包括远端末梢光学元件,所述远端末梢光学元件相对于彼此

能够可控地移位以改变所述光纤的视场。

40. 根据权利要求39所述的多芯成像光纤,其中,所述远端末梢光学元件包括具有负焦距 $-F$ 的第一透镜和具有正焦距 $+F$ 的第二透镜。

41. 根据权利要求39或40所述的多芯成像光纤,其中,所述远端末梢光学元件通过连接至其的至少一个弹簧而能够可控地移位。

42. 一种方法,包括通过在成像光纤的远端末梢实现可调的棱镜来增加所述成像光纤的视场。

43. 根据权利要求42所述的方法,还包括将远端末梢光学元件相对于彼此可控地移位以改变所述光纤的视场。

44. 根据权利要求42或43所述的方法,其中,实现包括使用具有相反的焦距 $+F$ 和 $-F$ 的远端末梢光学元件。

45. 一种内窥镜,包括:

多芯成像光纤,包括具有公共包层的至少10000个纤芯并且被配置为传递来自所述光纤的远端部处的组织的图像辐射,

其中,所述多芯成像光纤沿所述多芯成像光纤的长度的至少一部分包括多个外围辐射入口位置,所述多个外围辐射入口位置被配置为允许来自所述光纤的侧面的辐射进入所述多芯成像光纤的指定的外围纤芯,以及

处理单元,被配置为从通过所述指定的外围纤芯传递的所述辐射导出纵向数据。

46. 根据权利要求45所述的内窥镜,还包括照明光纤,所述照明光纤被配置为除了在所述照明光纤的远端部照亮组织之外,还沿着所述内窥镜发射辐射。

47. 根据权利要求45或46所述的内窥镜,还被配置为导出组织沿着光纤的长度接近所述光纤的指示。

48. 一种方法,包括:

使辐射能够通过多芯成像光纤的侧面进入所述多芯成像光纤的指定的外围纤芯,以及从通过所述指定的外围纤芯传递的所述辐射导出关于所述光纤周围的组织的纵向数据。

49. 根据权利要求48所述的方法,还包括在所述光纤中设计外围狭缝,以使所述辐射能够进入所述指定的外围纤芯。

50. 一种内窥镜,包括:

照明源,被配置为在组织上的指定的多个空间上不同的位置处传递照明,
检测器,

多芯成像光纤,包括多个多模纤芯并且被配置为通过所述纤芯向所述检测器传递从由所述照明源照亮的所述组织接收的波前辐射,以及

处理单元,被配置为从传递的所述波前辐射导出三维(3D)图像数据。

51. 一种方法,包括通过具有至少10000个多模纤芯的多芯成像光纤、通过检测通过所述多芯成像光纤传递的图像辐射、测量与所述纤芯相关联的斑点位置、并且从所述斑点位置导出3D图像数据来实现波前感测。

52. 一种内窥镜,包括:

多芯成像光纤,包括具有公共包层的至少10000个纤芯并且被配置为传递来自所述光

纤的远端部处的组织的图像辐射,其中,所述图像辐射被限制于所述纤芯,并且所述纤芯在光纤截面面积内被间隔开以防止纤芯间的串扰,其中,所述多芯成像光纤包括定位在相对于所述组织的傅里叶平面处的远端末梢,以及

处理单元,被配置为使用压缩感测算法从传递的所述图像辐射导出组织图像。

通过多芯光纤内窥镜的增强成像

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜的领域,并且更具体地,涉及多芯光纤内窥镜。

背景技术

[0002] 各种配置的内窥镜使能有效地治疗一系列医疗问题,以及在有限的接触下操纵不同情况的手段。内窥镜操作的挑战在于照明、检测以及治疗被局限于长而窄的操作模式。光纤技术是这种技术的核心推动因素,并且基于光纤的内窥镜经历了不断的改进。

发明内容

[0003] 以下是提供了本发明的初步理解的简化了的概述。该概述既不必定确定关键元素,也不限制本发明的范围,而是仅仅用作对以下描述的介绍。

[0004] 本发明的各方面提供了多芯光纤和内窥镜配置、以及相应的生产和使用方法,其是用于改进多芯光纤和传感器之间的接口的绝热渐细的近端光纤末梢和/或近端光学元件、减小沿着光纤的衰减的光子晶体光纤配置、在保持所需的柔性和光学保真度的同时减小衰减的接合刚性连接件配置、增加通过光纤和内窥镜传递的辐射的信息内容的图像处理方法、频谱复用方法、以及基于光纤的波前传感器的任一种。

[0005] 本发明的这些附加的和/或其它方面和/或优点在以下的详细描述中进行阐述;可能从详细描述中推断;和/或可通过本发明的实践学习。

附图说明

[0006] 图1A是根据本发明的一些实施方式的具有近端渐细端部(proximal tapered end)的多芯成像光纤的高级别示意图。

[0007] 图1B是根据本发明的一些实施方式的具有近端光学元件的多芯成像光纤的高级别示意图。

[0008] 图2是根据本发明的一些实施方式的多芯光子晶体光纤的截面的高级别示意图。

[0009] 图3是根据本发明的一些实施方式的混合式内窥镜的高级别示意图。

[0010] 图4A至图4D是根据本发明的一些实施方式的内窥镜及其照明源的高级别示意图。

[0011] 图5A至图5C是根据本发明的一些实施方式的由此被配置为实现波长复用超分辨率成像的内窥镜及照明源的高级别示意图。

[0012] 图6是根据本发明的一些实施方式的具有多模、多芯照明光纤的内窥镜的高级别示意图。

[0013] 图7A和图7B是根据本发明的一些实施方式的具有数十种模式的多模纤芯的多芯光纤的内窥镜的高级别示意图。

[0014] 图8A和图8B是根据本发明的一些实施方式的具有增强视场的内窥镜的高级别示意图。

[0015] 图9A至图9C是根据本发明的一些实施方式的纵向感测的内窥镜的高级别示意图。

[0016] 图10是根据本发明的一些实施方式的波前感测的内窥镜的高级别示意图。

[0017] 图11是示出根据本发明的一些实施方式的方法的高级别流程图。

具体实施方式

[0018] 在以下的描述中,描述了本发明的各种方面。出于解释的目的,为了提供对本发明的透彻理解,阐述了具体的配置和细节。然而,对于本领域技术人员来说也将显而易见的是,本发明可以在没有本文呈现的具体细节下实践。此外,为了不使本发明不清楚,可以省略或简化众所周知的特征。具体参考附图,应当强调,所示的细节仅作为示例,且仅用于对本发明的说明性讨论的目的,并且呈现这些细节的原因是为了提供被认为是对本发明的原理和概念方面的最有用和最容易理解的描述。就这一点而言,没有试图比对本发明的所必须的基本理解更详细地示出本发明的结构细节,结合附图进行的描述的本发明的几种形式如何在实践中实施对本领域技术人员是显而易见的。

[0019] 在详细解释本发明的至少一种实施方式之前,应当理解,本发明在其应用中不限制于在以下描述中阐述的或在附图中示出的部件的配置和布置的细节。本发明适用于可以以各种方式实践或执行的其它实施方式以及本公开的実施方式的组合。此外,应当理解,本文采用的短语和术语是为了描述的目的,而不应当被视作限制性的。

[0020] 除非另有具体说明,如从以下的讨论中可以显而易见,应当理解,整个说明书的讨论中利用的诸如“处理”、“计算”、“算数”、“确定”、“增强”、“导出”等术语是指计算机或计算系统或类似的电子计算装置的动作和/或处理,其使计算系统的寄存器和/或存储器内的表示为物理(诸如电子)量的数据进行操作和/或转换为在计算系统的存储器、寄存器或其他这种的信息存储、传输或显示装置内的类似地表示为物理量的其他数据。本公开的模块或单元中的任一个可以至少部分地由计算机处理器实现。

[0021] 提供了多芯光纤和内窥镜的配置,以及对应的生产和使用方法。各种配置包括用于改进多芯光纤和传感器之间的接口的绝热渐细近端光纤末梢和/或近端光学元件、减小沿着光纤的衰减的光子晶体光纤配置、用于使内窥镜在减小衰减的同时保持所需的柔性和光学保真度的图像处理方法和接合刚性连接件(jointed rigid links)配置。各种配置包括增加通过光纤和内窥镜传递的辐射的信息内容的频谱复用方法、以及改进图像质量、增强视场、提供纵向信息的配置。各种配置包括基于光纤的波前传感器。本公开的许多配置提高了成像分辨率,并且使能在保持内窥镜非常细的同时集成额外的操作模式,诸如频谱成像和三维成像。应当注意,虽然以下的组织是指成像对象,但是任何其它元件、对象、表面或零件都可以由本公开的光纤和内窥镜成像,并且术语“组织”不应被认为以任何方式限制本发明。还应当注意,配置被单独公开仅仅是为了简化相应的解释,并且对于具有两种或多种配置的内窥镜,可以将这些配置组合,这些配置可以在不同的附图中示出和/或在不同的实施方式中公开,

[0022] 渐细端部

[0023] 图1A是根据本发明的一些实施方式的具有近端渐细端部120的多芯成像光纤100的高级别示意图。多芯成像光纤100在光纤100的远端部100A处从成像的组织90接收辐射95A(作为非限制性示例),在光纤的整个长度上传输辐射,并且在光纤100的近端部100B处将辐射95B传递到传感器80。多芯成像光纤100可以包括公共包层和/或多包层结构112内的

大量纤芯110,例如,多芯成像光纤100可包括数万或数十万个纤芯110。图1A仅示意性地示出几个纤芯110以用于解释的目的。某些实施方式包括包含多芯成像光纤100的内窥镜。

[0024] 例如,多芯成像光纤100可以包括具有公共包层112的至少10000个纤芯110(可能是50000个纤芯,100000个纤芯或任何中间或其它的数量),并且具有被配置成传递来自在光纤100的远端部100B处的组织90的图像辐射95A的近端末梢100A。图像辐射105A可以被限制于纤芯110A(具有直径 d_1 ,例如在 $0.5\sim 2\mu\text{m}$ 之间, $1\sim 1.5\mu\text{m}$ 之间等),并且纤芯110A可以在光纤截面面积 A_1 内被间隔开(A_1 具有直径 D_1 ,纤芯110A被间隔开 L_1 ,例如数 μm ,例如 $3\sim 5\mu\text{m}$),以防止纤芯110A之间的串扰。截面100A可以从远端部100A开始并贯穿整个光纤100,但对于其渐细端部120,该截面100A被示出以显示每个纤芯110A由包层材料或结构112A包围,并且图像辐射105A被限制于纤芯110A。应当注意,纤芯110可以具有不同程度的有序性,并且可以以一定程度的随机性分散于光纤截面。纤芯110之间的间距或节距 L_1 可以被理解为平均或中值间距。

[0025] 具有渐细端部120的近端末梢可以非常短,例如,如由长度 T 所示,短于例如2cm、1cm、0.5cm等,并且可以是绝热渐细的以减小光纤截面面积(例如,从光纤直径 D_1 和截面面积 A_1 到光纤直径 D_2 和截面面积 A_2)并且可以使纤芯直径(例如,从纤芯110A的纤芯直径 d_1 到纤芯110B的纤芯直径 d_2 ,且相应地节距 L_1 减小到节距 L_2)至少减小至其三分之一,从而允许图像辐射105B离开变窄的纤芯110B。具有渐细端部120的近端末梢还可被配置成使图像辐射105B作为辐射95B传递至邻近的传感器80,其中,有效图像面积与传感器面积比($A_3:A_2$)远大于原始光纤截面面积与传感器面积比($A_3:A_1$)。例如,有效图像面积与传感器面积比($A_3:A_2$)可以至少是1:3、1:2或甚至更大,可能接近1:1。图像面积与传感器面积的较大比率使得以下任一种都能够实现:使用较小的传感器80(因为图像对传感器的覆盖更有效),更有效地使用较大的传感器80(具有更多的像素感测图像数据)和/或使用更简单的传感器80(像素之间没有间隙,因为纤芯110A之间的间距减小并且辐射105B可以在渐细端部的大部分或全部截面面积 A_2 上传递)。辐射105B可以在渐细端部120处离开较小的纤芯110B,以在大于纤芯110B的累积面积的面积上使辐射95B传递到传感器80,同时避免由于近端部100B的短小以及由于渐细端部120被机械地固定且不能弯曲的事实而产生的串扰。

[0026] 例如,在某些非限制性实施方式中,从近端末梢120接收图像辐射95B的邻近的传感器80的有效面积可以是邻近的传感器80的总面积(A_3)的至少50%,甚至可能是其至少70%、80%或90%。在某些实施方式中,近端末梢120可以短于0.5cm和/或是坚硬的。在某些实施方式中,减小后的光纤截面面积 A_2 可以小于 0.1mm^2 ,减小后的纤芯直径 d_2 可以小于光波长,以便使得光离开纤芯并在包层区域(例如,小于 $0.5\mu\text{m}\sim 500\text{nm}$,小于 $0.4\mu\text{m}\sim 400\text{nm}$,或其它值)中行进,和/或减小后的纤芯节距 L_2 可以小于 $2\mu\text{m}$ 。

[0027] 有利地,本公开的设计使用多芯光纤提高传感器效率。应用感测阵列80以呈现其近端与远端部100A类似的多芯光纤——要求成像相机具有足够的像素来采样纤芯110A以及纤芯110A之间的包层112A。此外,由于相机对空间均匀地采样,但纤芯110A不是完全有序的,所以纤芯110A之间的区域需要浪费照相机硬件,即传感器具有比光纤中的纤芯110A的数量大得多的像素数量。然而,在本公开的实施方式中,不仅截面面积100B比截面面积100A小得多,而且纤芯110B之间的空间也显著地减小或甚至没有,以在邻近于传感器80的大部分或全部截面面积100B上传递辐射95B,因为由于渐细,所以在渐细部分中传播的光不再被

限制在纤芯区域内,而是泄漏到包层区域。应当注意,虽然辐射105B的扩散超过变窄的纤芯110B提供了传感器80的更有效的使用,但是它不会导致纤芯110B之间的串扰并且不会限制光纤100的弯曲,因为近端渐细端部120非常短(并且还可以变坚硬以防止弯曲)。例如,在具有80000个纤芯110的光纤100中,传感器80可以仅具有一个或几个100000像素来检测所有的辐射95B、95A,而现有技术的光纤(具有近端截面100A)可能需要几百万像素来检测来自组织90的所有辐射。

[0028] 有效填充因子的光学降低

[0029] 图1B是根据本发明的一些实施方式的具有近端光学元件122的多芯成像光纤100的高级别示意图。多芯成像光纤100在光纤100的远端部100A处从成像的组织90接收辐射95A(作为非限制性示例),在光纤的整个长度上传输辐射,并且在光纤100的近端部100B处将辐射95B传递到传感器80。多芯成像光纤100可以包括公共包层和/或多包层结构112内的大量纤芯110,例如,多芯成像光纤100可包括数万或数十万个纤芯110。传感器80可以是连接到处理单元180的检测器85的一部分,该处理单元180被配置为处理所传递的辐射95B并从中形成图像。

[0030] 图1B仅示意性地示出几个纤芯110以用于解释性目的。某些实施方式包括包含多芯成像光纤100的内窥镜。

[0031] 例如,多芯成像光纤100可以包括至少10000个具有公共包层112的纤芯110(可能是50000个纤芯、100000个纤芯或任何中间或其它的数量),并且具有被配置成传递来自光纤100的远端部100B处的组织90的图像辐射95A的近端末梢100A。图像辐射105A可以被限制于纤芯110A(具有直径 d_1 ,例如在 $0.5\sim 2\mu\text{m}$ 之间, $1\sim 1.5\mu\text{m}$ 之间等),并且纤芯110A可以在光纤截面面积 A_1 (具有直径 D_1 ,纤芯110A被间隔 L_1 ,例如数 μm ,例如 $3\sim 5\mu\text{m}$)内被隔开,以防止纤芯110A之间的串扰。截面100A可以从远端部100A开始并贯穿整个光纤100,并且该截面100A被示出以显示由包层材料或结构112A包围的每个纤芯110A,并且图像辐射105A被限制于纤芯110A。应当注意,纤芯110可以具有不同程度的有序性,并且可以以一定程度的随机性分散于光纤截面。纤芯110之间的间距或节距 L_1 可以被理解为平均或中值间距。

[0032] 近端光学元件122可以设置在光纤远端部100B和传感器80之间,并且被配置为将来自纤芯110的图像辐射收集到比光纤远端部100B的面积更小的区域中,以有效地减小到达传感器80的辐射95B的填充因子(填充因子可以被看作是图像辐射传递截面面积与光纤100的总截面面积之间的比值)。例如,近端光学元件122可以包括一个或多个棱镜和/或光栅,该棱镜和/或光栅被配置为使来自单独的纤芯的更近的图像辐射移位,使得到达传感器80的图像辐射95B的有效节距比 L_1 更小。在某些实施方式中,所传递的辐射95B可以以混合纤芯110的空间顺序的方式移位,并且检测器85和/或处理单元180可以被配置成重新排列已移位的纤芯图像辐射以形成正确的图像。例如,具有多个朝向的棱镜或达曼光栅(参见图5C的类似解决方案)可用于实现近端光学元件122。例如,近端光学元件122可以被配置成通过重定向从纤芯110传递的图像辐射来填充邻近的传感器80上的相对于光纤截面100B的面积更小的面积,从而在光学上减小纤芯110在光纤截面中的填充因子,例如,使能使用具有光纤截面100B的三分之一或更小的面积(例如,由纤芯110限定的面积)的传感器80。

[0033] 应当注意,贯穿整个公开,术语“远端”用于指光纤100和/或内窥镜150的远离内窥镜的接口(与检测器或用户的眼睛)并且接近成像的组织及其周围的端部和相关联部分,而

术语“近端”用于指光纤100和/或内窥镜150的接近内窥镜的接口(与检测器或用户的眼睛)并且远离成像的组织及其周围的端部和相关部分。关于纤芯110,应当注意,纤芯110可以支持单个辐射模式,或者在某些实施方式中,纤芯可以是多模式的,并且支持多于一个的辐射模式,如由纤芯110的数值孔径(NA)和直径以及所传递的波长来确定。

[0034] 还应当注意,在任何本公开的实施方式中的光纤100和/或内窥镜150可用于近场或远场成像,或者其间的任何成像位置。近场成像是指在内窥镜光纤的远端部、通常在光纤末梢处,形成(成像的对象、组织和/或它们周围事物的)图像。然后,图像通常通过光纤、可能通过近端光学元件,传送到检测器。远场成像是指在内窥镜光纤的远端部(例如,内窥镜光纤的远端部可以在内窥镜的光学系统的孔径或光瞳平面处)、通常在光纤的末梢处,形成成像的对象、组织和/或其周围事物的傅里叶变换。成像的对象、组织和/或其周围的图像可以通过近端光学元件在内窥镜光纤的近端部处、通常在光纤的近端末梢处或者直接在检测器上形成。近场和/或远场成像可以通过光学系统的各种实施方式来实现,例如,直接成像而无需成像的对象或组织与光纤末梢之间的任何光学元件,或者通过任何光学元件(例如透镜)成像。光学元件可以定位在成像的对象或组织与远端光纤末梢之间,其中远端光纤末梢至少近似位于光学元件的傅里叶平面(用于远场成像,在不同上下文中也称为孔径平面和光瞳平面)或焦平面(用于近场成像,在不同上下文中也称为像平面)处。中间的成像也可适用于光纤100和/或内窥镜150,其中处理单元被配置成确定空间配置(例如,傅里叶平面和/或像平面相对于光纤的远端末梢的相对位置)并分别处理从组织传递的辐射。

[0035] 提高分辨率

[0036] 在某些实施方式中,可以操作内窥镜150以提供远场成像,其中光纤100的远端末梢100A在成像系统的傅里叶平面(传递成像的组织的傅里叶变换作为所传递的辐射)处,在检测器85处的输出分辨率由所传递的辐射中的像素的数量确定(而不是如在近场成像中那样由纤芯110的数量确定),因为傅里叶域是稀疏的,并且少量的纤芯足以传输频谱信息(特别是在纤芯110不是周期性排序的情况下,并且因此傅里叶的采样是稀疏且不是均匀/周期性的,这对于正确地表示要被成像的对象的信息甚至更好)。在某些实施方式中,通过使光纤100的远端部100A设置在相对于组织90的对应位置处(远场成像),例如,通过克服对对应于纤芯110之间的间隙的组织90进行成像的困难(参见例如图1A和图1B中的节距L1),通过实现相对于近场成像的压缩感测算法,傅里叶平面的稀疏采样可用于提高得到的图像的分辨率。

[0037] 光子晶体光纤

[0038] 图2是根据本发明的一些实施方式的多芯光子晶体光纤100的截面的高级别示意图。某些实施方式包括包含多芯成像光纤100的内窥镜。

[0039] 在某些实施方式中,多芯光纤100可以具有至少两种类型的由多个空气孔101组成的光子晶体结构:纤芯型空气孔110,该纤芯型空气孔110在光纤截面面积内以特定的纤芯节距P1间隔开,选定该纤芯节距P1以使图像辐射105限制在纤芯型空气孔110内;以及包层空气孔112(在纤芯型空气孔110之间),该包层空气孔112在光纤截面面积内以特定的包层节距P2间隔开,选定该包层节距P2以防止纤芯型空气孔110之间的串扰。纤芯直径(针对纤芯型空气孔110和包层空气孔112,由D表示)也可以被配置成支持图像辐射限制在纤芯型空气孔110内(例如,纤芯型空气孔110的直径可以在 $0.7\sim 1\mu\text{m}$ 之间,例如 $0.9\mu\text{m}$)。

[0040] 有利地,使用空气孔101来提供纤芯型空气孔110减小了通过纤芯110行进的辐射105的衰减,该纤芯110例如由诸如聚(甲基丙烯酸甲酯)(PMMA)、聚苯乙烯(PS)等的聚合物材料制成。由于包层结构的周期性而不是由于聚合物芯中的折射率的差异,包层空气孔112被设计成在每个纤芯型空气孔110周围形成周期性结构以使辐射105限制在其中。实际上,多芯光纤100可以被看作是第一次提供多芯光子晶体光纤。例如,在某些实施方式中,相比于具有相同数量的聚合物纤芯的可比较的多芯光纤,多芯光纤100可以具有例如每10cm的长度小至二分之一的衰减系数。

[0041] 刚性连接件和接头结构

[0042] 图3是根据本发明的一些实施方式的混合式内窥镜150的高级别示意图。内窥镜150可以包括通过相应的多个接头140互连的光学耦接到多个刚性图像中继元件130的远端多芯光纤100。

[0043] 远端多芯光纤100,例如成像光纤,可以被配置为在其远端部100A处从组织90接收图像辐射95A,并且将图像辐射传递到近端多芯成像光纤100的近端部100B。应当注意,刚性图像中继元件130由在相应波长范围内的比光纤100的纤芯材料更透明的材料制成,从而提供沿着内窥镜150的整体减小的衰减(例如,刚性图像中继元件130可以由玻璃制成,而光纤芯材110可以由不太透明的聚合物制成)。例如,刚性图像中继元件130可以是由玻璃制成的GRIN(梯度折射率)棒和/或透镜。

[0044] 通过相应的多个接头140互连的刚性图像中继元件130可以被配置成将通过光纤100行进的辐射作为辐射95B传递到检测器85(例如,具有相应的光学元件的传感器80)。刚性图像中继元件130中的远端的刚性图像中继元件可以经由对应的接头140A连接到远端多芯成像光纤100的近端部100B。

[0045] 接头140A、140B可以被配置成刚性图像中继元件130在相对于彼此的角运动136A时保留从远端多芯成像光纤100的近端部100B传递的图像辐射,以在内窥镜150的近端部100C传递图像辐射。

[0046] 可选地,内窥镜150还可以包括近端多芯成像光纤100-1,该近端多芯成像光纤100-1经由对应的接头140B连接到刚性图像中继元件130中的近端的刚性图像中继元件,并且被配置成将图像辐射从近端的刚性图像中继元件130传递到检测器85。

[0047] 接头140、140A、140B可以根据所示的设计原理被设计为机械-光学接头,因为机械-光学接头保留邻近的刚性图像中继元件130(以及至其与来自其的,分别涉及到光纤100、100-1的接头140A、140B)之间的成像条件,使得光在刚性图像中继元件130的不同旋转角下从一个连接件连续地耦接到下一个连接件。应当强调,在内窥镜150中,保持了成像并且在刚性元件130之间保持了一定程度的柔性,这可以满足内窥镜150的大部分长度。多芯光纤100可以仅在内窥镜150的成像端部100A处使用,并且可能在它的检测器端部100C处使用。这种配置可用于生产长的内窥镜150,而不受多芯光纤100的长度限制(例如,衰减,价格,光学性能等,其至少部分地由于通过聚合物纤芯110的光衰减产生)。内窥镜150还可以包括套筒(未示出)以机械地支撑所公开的结构。

[0048] 在某些实施方式中,刚性图像中继元件130中的至少一些或全部可以包括玻璃梯度折射率连接件和接头,接头140可包括位于机械接头136内的球形球透镜(spherical ball lenses)135,机械接头136机械地连接到邻近刚性图像中继元件130或光纤100、100-1

(分别用于接头140、140A、140B)。球形透镜135可以被定位成保留在邻近的连接件之间的任何角度关系朝向近端(在近端方向)传递的图像辐射。例如,球形透镜135可以定位在距机械滑动环136一定距离的中心,该距离满足在位于接头140的一侧上的一个连接件130的出口面130A和位于接头140的另一侧上的下一邻近的连接件130的入口面130B之间的成像条件。可选地,光学元件135可用于代替球形透镜135。对于在连接件130之间产生的任何可能的角度(或在机械限制的指定范围内的角度),诸如球形透镜135的光学元件135可以被配置成产生从一个连接件130到下一个连接件130的光的耦接。

[0049] 频谱复用

[0050] 图4A至图4D是根据本发明的一些实施方式的内窥镜150及其照明源160的高级别示意图。

[0051] 某些实施方式包括内窥镜150,该内窥镜150包括被配置为(例如,经由一个或多个照明光纤60)以指定的多个不同的波长传递照明65的照明源160(见图4A)、(除了传感器80和可选的光学器件82之外还)包括被配置为解码检测到的在指定的多个不同波长中的辐射95B的分光计162的检测器85、被配置为通过纤芯110将从照明源160的照明65照亮的组织90接收到的图像辐射95A传递到检测器85的多芯成像光纤100、以及被配置为从每个纤芯110的已解码的检测到的图像辐射导出对应于特定的多个不同波长的图像数据。同时或依序地以多个不同波长施加照明并相对于每个纤芯110的多个波长分析接收到的图像,在本文中被称为频谱或波长复用。

[0052] 例如,如图4B中示意性示出的,多个输入光纤162可以被配置成将不同波长(表示为 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$)作为窄带辐射传递到复用器165,例如波分复用器(WDM),其将辐射组合成照明65,通过照明光纤60传递到组织90。窄带输入光纤162因此可通过复用器165耦接以同时或时间上分离地传递多个不同波长。相应地,如图4C中示意性示出的,分光计170可以接收来自多芯光纤100的辐射95B,并且通过解复用器175(例如波分复用器/解复用器(WDM)(甚至可能与WDM 165相同))将辐射95B分离成不同的波长172(表示为 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$)。所得到的窄带辐射通道172可以例如经由光学器件82被传递到传感器80,并且所得到的数据可以被传递到处理单元180,处理单元180可以被配置成从每个纤芯110导出多个数据通道。因此,波长复用可被配置成显著地增加通过每个纤芯110的信息内容,可能增加数十、数百或甚至数千倍,这取决于不同波长的数量和挤入用于成像的频谱内的窄带波长范围的能力(例如,在约400~700nm的可见光范围内,3nm的带宽提供 $N=100$ 个不同波长,表示为 $\lambda_1 \cdots \lambda_{100}$)。

[0053] 所公开的波长复用可用于增强内窥镜150的分辨率和/或结合除成像之外的附加的功能或模式,诸如OCT(光学相干层析成像)、频谱分析等,以实现多功能微型内窥镜150。例如,OCT应用可以用于提取内部组织90的深度信息。在某些实施方式中,内窥镜150可以被配置成用照明源160实现傅里叶域的OCT,该照明源160被配置成具有频谱扫描能力使得能够通过全场傅里叶域的OCT应用来捕获和处理在扫描的波长的范围内的多个2D图像。在某些实施方式中,照明源160可以被配置为是频谱可调的,并且在波长的范围的每次(时间扫描)之后,多个波长的图像可以由处理单元180捕获并组装,以提供具有每个像素的频谱信息的2D空间图像。在某些实施方式中,各种频谱范围可以被扫描,例如用于荧光显微镜的荧光带或其它特定范围——进一步增强内窥镜150的多功能性和功能的数量。

[0054] 多芯成像光纤100和内窥镜150可以实现为本文所公开的任何实施方式,例如,实

现为具有近端渐细端部120的多芯成像光纤100,实现为多芯光子晶体光纤100和/或实现为其中远端多芯光纤100光学耦接到相互接头连接的刚性图像中继元件130的内窥镜150。

[0055] 图4D是根据本发明的一些实施方式的照明源160中的时间频谱复用的高级别示意图。照明源160可以包括光纤激光器162,该光纤激光器162包括用于指定的多个(N)不同波长(表示为 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$)范围的宽带布拉格滤波镜161、连接到N个窄带布拉格滤波镜167(表示为 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$)的可控制的1至N开关164,以对于对应的不同波长,每一个窄带布拉格滤波镜167被设计成仅反射对应的不同波长。1至N开关164可以被电(或机械、光学等)控制。照明源160还可以包括泵浦增益光纤内介质163,该泵浦增益光纤内介质163连接在布拉格滤波镜161和具有连接的N个窄带布拉格滤波镜167的可控制的1至N开关164之间。照明源160还可以包括复用器165(例如,WDM),该复用器165被配置成组合来自N个窄带布拉格滤波镜167的照明辐射并提供照明65,照明65通过照明光纤60传递到组织90——相对于不同波长的范围或子范围同时地或以时间上可调谐的方式。

[0056] 应当强调,图4D中所示的配置也可以被逆转以用作分光计170,如图4C中相对于图4B示意性地所示,例如,分光计170被配置为提供窄带成像检测。在某些实施方式中,窄带成像检测可用于改进癌组织的诊断。

[0057] 频谱复用的替代或互补实现方式可包括多个波长特定的分束器或光栅,该分束器或光栅被配置成提供在 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 的多个窄带频谱范围。

[0058] 频谱复用可用于增强光纤100和内窥镜150的各种特性中的任一个,诸如分辨率、视场、工作距离、焦深、3D能力等——通过将每个纤芯110传递的信息量乘以10100或甚至1000的因子(取决于频谱范围和频谱分辨率)。这些增强可以相对于内窥镜150中的一个或多个光纤模块来实施和/或取代在内窥镜中使用若干光纤模块的需求(光纤模块是指协同地处理图像传递的相关联的光纤100)。利用每个纤芯110的对应于多个波长的多个输入,频谱复用还可用于实现通过各种方式实现的超分辨成像。

[0059] 波长复用超分辨成像

[0060] 图5A至图5C是根据本发明的一些实施方式的由此被配置为实现波长复用超分辨成像的内窥镜及其照明源的高级别示意图。内窥镜150可以被配置为具有宽带照明源160(例如白光源),并且包括空间编码器166,空间编码器166被配置为在空间上分离宽带照明,将不同的窄带波长范围传递到组织90上的不同位置(在图5A中示意性地示出为图案66,图5B示出了图案66的非限制性示例)。空间编码器166可以包括例如诸如一个或多个光栅的色散光学元件、诸如一个或多个棱镜的透射光学元件,和/或可能包括如上文公开的解复用器175,该解复用器175用于与诸如DLP(数字光处理元件)、反射镜阵列等的元件组合从宽带照明中分离各种波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$,并且将不同的 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 传递到组织90上的不同位置。

[0061] 例如,可以在图5B中的所例示的折叠线性图案66处扫描波长范围 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$,以覆盖具有由不同波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 照亮的不同位置的给定区域90A。空间频谱分辨率可以被配置为覆盖具有每波长较大位置的较大区域90A,或者覆盖具有每波长较小位置的较小区域90A;或者可替代地或补充地,不同波长的数量(N)和/或波长范围(λ_1, λ_N)可以被配置为增加或减小频谱编码的空间分辨率。

[0062] 因此,照明65可以被配置为按波长进行空间编码,可能根据指定的图案66,以不同的波长照亮组织90上的每个位置。图5C示意性地示出照明图案66的光学实现方式的非限制

性示例,即通过使用用于实现频谱光栅分离的第一光栅168和被配置为重现频谱光栅编码以完全照亮组织90的整个视场的第二类似达曼的光栅169,在组织90的所有组织区域90A上照亮图案66(在图5C中以高度示意性的方式示出)。空间编码器166可以被配置成使用具有光栅168、169的白光照明64来将多个照明图案66传递到组织90的所有组织区域90A,其中来自每个组织区域90A的辐射被传递到不同的纤芯110。所编码的辐射65可以通过一个或多个光学元件168A传递到组织90,例如,光学元件被配置为传递聚焦的编码辐射65,以投射组织区域90A的图案66(其中,光学元件168A距组织90的距离等于光学元件168A的焦距F)。

[0063] 应当强调,光纤100可以被配置成具有稀疏的纤芯110(参见图1A、图1B),其中纤芯110中的一些或每个从由全图案66(或可能是其一部分)照亮的区域90A接收辐射105A,使得任意两个纤芯110之间的区域可以用波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 进行复用,以使得纤芯110中所引导的每个空间像素实际上包括根据图案66由不同波长编码的许多信息的空间点。所得结果是由空间解码器176分析的图像,并且因此可以具有比纤芯110的数量多得多的信息的空间像素(例如,纤芯数量的最大N倍)。

[0064] 来自组织90的辐射95A因此可以同样地被空间频谱地编码,并且多芯光纤100可以被配置成将来自组织90的区域90A(示意性地被指示)的辐射95A传递到检测器85,该辐射95A包括编码区域90A中的不同位置的多个波长。每个纤芯220可被配置(例如,通过聚焦和去聚焦)以从组织90上的多个位置(例如,区域90A)传递频谱编码的信息。检测器85可以包括分光计170(例如,使用图4C和/或图4D中公开的原理,如上面公开的那样实现)和空间解码器176,该空间解码器176被配置为解码来自频谱信息的空间反射率信息——为每个纤芯110提供N个数据点。因此,每个纤芯110可以用于为传感器80上的多个像素传递数据,该多个像素对应于组织90的频谱编码区域90A。

[0065] 某些实施方式包括内窥镜150,内窥镜150包括包含空间编码器166的照明源160,该空间编码器166被配置成以指定的多个空间编码的不同波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 传递照明65,其中不同波长根据指定的空间-频谱的图案66照亮组织上的不同位置;检测器85,其包括分光计170和空间解码器176,被配置成根据指定的空间-频谱的图案66解码检测到的在指定的多个不同波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 中的辐射95B;多芯成像光纤100,其包括纤芯110并被配置为通过纤芯110将从照明源160照亮的组织90接收到的图像辐射95A传递(95B)到检测器85,其中,至少一些纤芯110或每个纤芯110被配置为传递来自自由指定的空间-频谱的图案66照亮的组织区域的图像辐射95A;以及处理单元180,被配置为从单个纤芯110的空间-频谱解码的检测到的图像辐射95B导出与来自每个纤芯110传递的图像辐射的指定的多个不同波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$ 相对应的图像数据。在某些实施方式中,空间编码器166可以由第一光栅168和第二光栅169来实现,该第一光栅168被配置成将宽带(例如,白光)照明分离成指定的多个不同波长 $\lambda_1 \cdots \lambda_N$,该第二光栅169被配置成将分离的宽带照明重现为对应于组织90的不同区域的多个图案66。

[0066] 散斑减少

[0067] 图6是根据本发明一些实施方式的具有多模、多芯照明光纤102的内窥镜150的高级别示意图。在某些实施方式中,照明源160可被配置成通过单模、多芯照明光纤102传递照明104,以在组织90上生成散斑图案108,该散斑图案108比诸如通过具有大面积纤芯的多模照明光纤的不同类型的照明更均匀且具有更大的散斑。单模、多芯照明光纤102可以被配置为具有与单芯多模照明光纤大致相同的面积,以传递照明或能量的相当的量,同时通过具

有几乎相同的相应光通道的轴向长度的多个纤芯(由于制造工艺)传递照明。由于光路实际上是相同的,因此得到的散斑图案108由大的散斑组成(由于来自尺寸较小的不同纤芯的光的干涉)并且比单芯多模照明更均匀。有利地,较大的散斑需要更简单的散斑平均和减少,并且因此相对于得到的图像质量和所需的处理能力是有利的。此外,单模多芯照明光纤102中的纤芯可以相对于纤芯尺寸和数量进行优化,以使照明通道中和图案108中的散斑尺寸最大化。照明光纤102的远端末梢的处理(例如,还可以被配置成增强通过不同的纤芯传递的照明辐射的相干性)。

[0068] 处理单元180可以被配置成通过单模、多芯照明光纤102从传递的图像辐射95B中识别和去除来自光照104的散斑图案108。

[0069] 在某些实施方式中,照明可以由一个或多个多模多芯照明光纤102实现,其中纤芯具有少量的多种模式(例如,2~10种模式,或者几十种,例如,10~30种模式),以提供在增强整体散斑形成的均匀性时提供额外的灵活性。

[0070] 在某些实施方式中,可以通过图像处理来调制照明斑点的形状以去除取决于斑点尺寸的次级散斑图案。在某些实施方式中,处理单元180可以被配置成经由照明源160,例如根据指定的图案,相对于至少一个照明斑点参数(诸如照明斑点的形状、直径和/或空间模式中的任一个)调制照明104。处理单元180还可以被配置成使用指定的图案来分析如检测器85检测到的照明斑点的图像中的所得的变化,并且去除根据指定图案而波动的图像的特征,因为该特征涉及次级散斑图案而不是成像的组织。有利地,次级散斑图案的对比度可以显著地降低并且图像质量显著地被改善。应当注意,可去除的次级散斑图案涉及可通过调制照明104而修改的特征,而一些残留的初级散斑图案可以保留,诸如例如与通过其来执行照明104的漫射器(未示出)的尺寸有关的特征。

[0071] 混合成像光纤

[0072] 图7A和图7B是根据本发明的一些实施方式的具有数十种模式的多模纤芯的多芯光纤100的内窥镜150的高级别示意图。就纤芯110不是单模纤芯、而且也不是支持数百种或数千种模式的常规多模纤芯的意义而言,多芯光纤100可以被配置为具有相对较少数量的纤芯,例如几十种模式(例如10、30、50、80)或几百种模式(例如100、150、200),来实现混合多芯光纤100。补充地,处理单元180可以包括模式解耦模块184,其被配置成去除可能由混合多芯光纤100的弯曲处的模式混合引起的失真。有利地,虽然多模纤芯的使用增加了所传递的辐射95B的信息内容,但内窥镜150对光纤100的弯曲不变得像支持数千种或甚至数万种模式的现有技术光纤那样灵敏,因为去除由于模式混合引起的失真时的计算工作是可容忍的,并且可通过对于这种应用可用的处理器实现。

[0073] 当光纤100在操作中弯曲时,不同的模式被混合并且通过它们引导的图像失真,然而通过应用例如模式耦接模块184的深度学习神经网络算法可以逆转失真。由于每个纤芯110具有数量少的模式(例如,数十种模式,比常规多模光纤少得多),因此可以实时地执行由于弯曲引起的模式混合的逆转。

[0074] 在某些实施方式中(参见例如作为非限制性示例的图7B),照明源160可以被配置成将点(或任何图案)67投射到组织90上,并且处理单元180可以被配置成通过分析通过光纤100传递的其图像97(示意性地示出)(在由光纤100成像的组织90的区域90B内并且被示意性地示出为图像95B)中的被照明的点(或图案)67的失真来估计失真。模式耦接模块184

可以被配置成使用被照明的点或图案67的失真估计来增强失真清除计算 (cleaning calculation)。有利地,总体分辨率显著地增加,而不会给处理单元180的处理能力增加太多的过载。例如,在示意性的非限制性示例中,假设具有20000个纤芯110的450×450微米的光纤100,其中每个纤芯110具有100种模式,当纤芯110是单模式时,接收到的图像(95B)将具有2M像素,而不是仅20K像素。混合光纤100的某些实施方式既避免了在多芯光纤中产生单模纤芯的困难,也避免了对多模光纤中的刚性的需求(以防止无法校正的模式混合),从而将在使用多模多芯光纤时信息增加的益处与由于相对较少数量的模式而降低的对弯曲的灵敏性结合起来。

[0075] 视场增强和缩放

[0076] 图8A和图8B是根据本发明的一些实施方式的具有增强视场的内窥镜150的高级示意图。在某些实施方式中,内窥镜150可以被配置成具有较大的视场,而无需弯曲内窥镜150的远端末梢和光纤100。应当注意,弯曲内窥镜150的远端以增加视场的通常实践需要在组织90附近有较大的体积以用于处理内窥镜150的远端(由于其弯曲半径有限),而在本公开的实施方式中需要小得多的体积来容纳提供视场的大的增强的所公开的远端光学元件190。如图8A中示意性地所示,远端末梢光学元件190可以被配置成可相对于彼此(垂直于它们的光轴)可控地移位,而相对位移192A被配置成改变光纤100的视场(192B)。

[0077] 如图8B中示意性示出的,在非限制性示例中,远端末梢光学元件190可包括在光纤100的远端末梢100A处具有负焦距的第一透镜191A和具有正焦距的第二透镜191B。透镜191A、191B的相对位置的偏移192A可以被配置成实现可调谐的棱镜(参见下面的等式1)。利用远端光学元件190,相对于彼此偏移(192A)的透镜191A、191B通过仅增加内窥镜150的远端的尺寸来增加内窥镜150的视场(192B),而无需弯曲内窥镜150的远端,弯曲该远端需要较大的可用的自由体积。此外,改变透镜191A、191B之间的距离(192A)可以被配置成实现光学变焦(可选地或可能地,除了视场增强之外)。机构194可以被配置成在透镜191A、191B之间(垂直于它们的光轴)执行偏移192A。例如,机构194的机械实现方式可包括连接到透镜191A、191B和/或通过与连接到内窥镜150的导航护罩(未示出)的类似现有弹簧的弹簧可控移动的套筒,该套筒可将这些元件的纵向偏移192C传递到透镜191A、191B的垂直偏移192A。

[0078] 下面的等式1证明了改变透镜191A、191B的相对偏移(等式1中的左侧表达式)等效于具有与透镜191A、191B之间的相对偏移(192A)的量成比例的角度度的棱镜(等式1中的右侧表达式), $T(x)$ 表示如图8B中示意性地示出的透镜191A、191B的总的透射表达式,在绝对值上具有相同的焦距 F (透镜191A具有 $-F$ 而191B具有 $+F$),以它们之间 $2\Delta x$ 的相对横向偏移顺序地定位,并且 λ 表示光波长。

$$[0079] \quad T(x) = \exp\left(-\pi i \frac{(x - \Delta x)^2}{\lambda F}\right) \exp\left(\pi i \frac{(x + \Delta x)^2}{\lambda F}\right) = \exp\left(\frac{4\pi i \Delta x x}{\lambda F}\right)$$

[0080] 等式1

[0081] 仿真的棱镜的总透射表达式(等式1中的右侧表达式)反映了位于将所获得的图像偏移 $2\Delta x$ 因子的成像透镜的孔径平面上的棱镜,该 $2\Delta x$ 因子正好是两个透镜191A、191B之间的相对偏移。通过调节(192A)偏移量(通过改变 Δx),可以扫描光纤100的视场,从而提供

比仅给定的成像透镜的物理视场更大的视场。

[0082] 纵向感测的内窥镜

[0083] 图9A至图9C是根据本发明的一些实施方式的纵向感测的内窥镜150的高级别示意图。在某些实施方式中,内窥镜150可以被配置成具有沿着其长度的至少一部分的感测能力。如图9A至图9C中示意性地所示,例如,光纤100可以被配置成具有多个外围辐射入口位置195(“窗口”),该多个外围辐射入口位置195被配置成允许来自光纤100的侧面的辐射进入光纤100的外围纤芯110C。不同的外围纤芯110C可以被配置成通过沿着内窥镜150的外围辐射入口位置195的对应配置以沿着光纤100接收来自不同位置(例如来自沿着诸如血管的身体导管91的位置)的辐射。照明光纤60可以被配置成沿内窥镜150发射辐射65A,以改善或使能够通过光纤100感测来自组织91周围的反射辐射95C。

[0084] 例如,如图9B中示意性地示出的,外围辐射入口位置195可以布置在圆形物195中,每个圆形物195连接到不同的外围纤芯110C。这种的配置可用于通过提取外围纤芯110C的读数来提取从组织91到光纤100的沿其纵轴的距离,而内部纤芯110用于上述的成像。因此,纵向感测可用于改进内窥镜150的控制,避免对组织91的横向损伤并提供关于组织91的数据。在某些实施方式中,可以由在预成型件的拉伸期间受控地扭转预成型件来形成诸如圆形物195的外围辐射入口位置195,以产生光纤100。图9C提供了由发明人制造的具有狭缝195的这种实际光纤100的非限制性示例。

[0085] 内窥镜150还可以包括处理单元180,处理单元180被配置为除了导出从光纤100的远端末端传递的图像数据197之外,还从通过指定的外围纤芯传递的辐射95C导出纵向数据198。照明光纤60可对应地被配置成除了在照明光纤60的远端部照亮65组织90之外,还沿着内窥镜150发射辐射65A。内窥镜150还可被配置成例如经由处理单元180导出组织91沿光纤100的长度接近光纤100的指示。

[0086] 波前感测

[0087] 图10是根据本发明一些的实施方式的波前感测的内窥镜150的高级别示意图。

[0088] 内窥镜150可以包括:照明源160,被配置成在组织90上的指定的多个空间上不同的位置传递照明65;检测器85;以及多芯成像光纤100,包括多模纤芯110,其被配置为在纤芯110中支持多于一种的辐射模式,例如2~6种模式中的任一种,或者可能在2~10或2~20种模式之间(不受理论约束地根据 $V = \pi \cdot A \cdot (NA/\lambda)^2$ 进行配置,其中V是模式的数量,A是纤芯110的截面面积,NA是纤芯110的数值孔径,而 λ 是对应的波长,参见下面的详细分析)。多芯成像光纤100可以被配置成通过多模纤芯110将从由照明源180照亮的组织90接收到的波前辐射96传递到检测器85。波前辐射96可以在远端光纤末梢100A处无需任何光学元件的情况下通过纤芯110传递,或者作为通过远端光纤末梢100A和组织90之间的光学元件114(例如,穿孔、小透镜、夏克-哈特曼干涉仪(Shack Hartmann interferometer)配置、针孔阵列配置等)进行修改的已修改的波前辐射96A传递。例如,光学元件114可以被配置成将波前辐射96的部分聚焦到纤芯110中,以产生修改的波前辐射96A,波前辐射96中的相位信息被修改为空间信息(例如,由双箭头示意性示出的正交焦点平移),波前辐射96A沿着多芯光纤100通过纤芯110传递。内窥镜150还可以包括处理单元180,该处理单元180被配置为例如根据与纤芯110的每个或一些相关联的斑点位置变化,从所传递的波前辐射96和/或96A导出源自波前辐射96的三维(3D)图像数据182。斑点位置的变化指示进入各个纤芯110的波前的

角度。

[0089] 下面是这种配置的示例。多模纤芯110支持的模式的数量可以被选择为纤芯110的信息传递容量和所传递的模式对光纤100的弯曲的灵敏度(例如,不容易弯曲的配置,纤芯110可以被配置为支持更多模式)之间的折衷。这样的折衷在下面进行描述,并且光纤100可以被配置成实现各种折衷,其中纤芯支持一定数量范围的模式。模式的数量(V)可以由等式2表示,其中NA表示数值孔径,a是纤芯的半径, λ 表示光的波长,而 n_{core} 和 $n_{cladding}$ 表示对应的折射率。

$$[0090] \quad V = \frac{2\pi a}{\lambda} NA = \frac{2\pi a}{\lambda} \sqrt{n_{core}^2 - n_{cladding}^2} \quad \text{等式 2}$$

[0091] 单模条件要求 $V < 2.405$,并且模式的数量(M)与 $2 \cdot (V/2.405)^2$ 成比例,或者特别地,阶跃折射率光纤 $M = 4V^2/\pi^2$ 。模式的数量相对于纤芯110之间的串扰的折衷可以通过纤芯110传播的场的高斯分布的宽度(由W表示,为场值是其最大值的 $1/e$ 而定义)和纤芯110之间的节距L表示——在等式3中表示为V(模式的数量)和a(纤芯半径)。例如,用于防止纤芯110之间的串扰的条件可以被定义为 $L \geq 2W$,从而提供节距(L)和纤芯半径(a)之间的关系。

$$[0092] \quad W = a \left(0.65 + \frac{1.619}{V^{1.5}} + \frac{2.879}{V^6} \right); \quad L = 2a \left(0.65 + \frac{1.619}{V^{1.5}} + \frac{2.879}{V^6} \right) \quad \text{等式 3}$$

[0093] 这种条件可以在光纤设计中相对于可由纤芯多模配置实现的3D分辨率来平衡,其可以如下表示。空间中的3D分辨率等于节距尺寸L(与纤芯尺寸相关),并且对波前96的灵敏度的相位 ϕ 中的分辨率在每个轴(y和x)上等于 $2\pi/\sqrt{M}$ 。因此,沿轴向Z的传播方向上的角灵敏度 $\Delta\theta_z$ 可由等式4表示和近似。

$$[0094] \quad \Delta\theta_z \approx \frac{\pi\lambda}{4a \left(0.65V + \frac{1.619}{V^{0.5}} + \frac{2.879}{V^5} \right)} \approx \frac{1.21\lambda}{aV} = 0.2 \frac{\lambda^2}{NAa^2} \quad \text{等式 4}$$

[0095] $\Delta\theta_z$ 与V之间的倒数关系表明,增加模式的数量(V)可以提高灵敏度(因为较小的角度 $\Delta\theta$ 可以被感测到),但如上所示,增加V也会提高对光纤弯曲的灵敏度(增加通过模式耦合的串扰)。弯曲角度的减小(影响光纤的弯曲半径)与模式数量的根 \sqrt{M} 成比例,其又与 $4a \cdot NA/\lambda$ 成正比。

[0096] 等式2至4和上述考虑清楚地描述了可以实施特定光纤配置的方式,以相对于机械要求和波前感测(3D分辨率)的要求来优化内窥镜性能。内窥镜的各种应用可能意味着相对于光纤刚性、纤芯参数(尺寸和节距)以及所实现的空间分辨率的不同光纤配置。

[0097] 注意,波前感测内窥镜150可以实现为本文公开的任何实施方式,例如,实现为具有近端渐细端部120的多芯成像光纤100、实现为多芯光子晶体光纤100和/或实现为其中远端多芯光纤100光学耦合到相互接头连接的刚性图像中继元件130的内窥镜150。

[0098] 图11是示出根据本发明的一些实施方式的方法200的高级流程图。方法的阶段可相对于上述内窥镜150和/或光纤100实施,内窥镜150和/或光纤100可任选地配置成实施方法200。方法200可以由至少一个计算机处理器至少部分地实现。某些实施方式包括计算机程序产品,该计算机程序产品包括计算机可读存储介质,计算机可读存储介质在其上包含被配置成实施方法200的相关阶段的计算机可读程序。方法200可以包括用于生产、制备

和/或使用装置内窥镜150和/或光纤100的阶段,诸如以下阶段中的任何阶段,而不管它们的顺序如何。

[0099] 方法200可包括使包括具有公共包层的至少10000个纤芯的多芯成像光纤的近端末梢绝热地渐细(阶段210),该近端末梢被配置成传递来自光纤远端部处的组织的图像辐射,其中,图像辐射被限制于纤芯,并且纤芯在光纤截面面积内被间隔开以防止其间的串扰,并且配置绝热渐细的近端末梢(阶段215)使其短于1cm并且具有相对于多芯成像光纤至少小至其三分之一的光纤截面面积和纤芯直径,以允许图像辐射离开变窄的纤芯并使图像辐射传递到邻近的传感器。某些实施方式包括通过重定向从纤芯传递的图像辐射以在光学上减小所传递的图像的填充因子,以填充传感器上的更小的面积(阶段217)。

[0100] 方法200可以包括通过将空气孔设计成至少两种类型,从由多个空气孔组成的光子晶体结构配置多芯光纤(阶段220):纤芯型空气孔,在光纤截面面积内以指定的纤芯节距间隔开,该纤芯节距被选定以将图像辐射限制在纤芯型空气孔内;以及在纤芯型空气孔之间的包层空气孔,包层空气孔在光纤截面面积内以指定的包层节距间隔开,该包层节距被选定以防止纤芯型空气孔之间的串扰。

[0101] 方法200可包括从远端多芯成像光纤和多个刚性图像中继元件配置内窥镜(阶段230),其中,远端多芯成像光纤被配置为从其近端部处接收来自组织的图像辐射并使图像辐射传递至远端多芯成像光纤的远端部,并且由相应的多个接头互连刚性图像中继元件(阶段235),其中,刚性图像中继元件中的远端的刚性图像中继元件经由对应的接头连接至远端多芯成像光纤的近端部。接头被配置成保留在刚性图像中继元件相对于彼此的角运动时从远端多芯成像光纤的近端部所传递的图像辐射,以在内窥镜的近端部传递图像辐射。方法200还可以包括经由对应的接头将近端多芯成像光纤连接至刚性图像中继元件中的近端的刚性图像中继元件(阶段237),以从近端的刚性图像中继元件传递图像辐射。

[0102] 方法200可包括使用频谱复用以增强所传递的辐射的信息内容(阶段240),并对通过每个纤芯传递的辐射进行频谱编码,以及从其对每个纤芯的多个数据点进行解码(阶段245)。例如,方法200可以包括通过指定的多个不同波长照亮组织,通过多芯成像光纤的多个纤芯中的每一个传递从被照亮的组织接收的图像辐射,对于每个纤芯解码检测到的指定的多个不同波长中的辐射,以及从每个纤芯的已解码的检测到的图像辐射导出对应于指定的多个不同波长的图像数据。方法200还可以包括利用每个纤芯的对应于多个波长的多个输入来实现超分辨成像(阶段247)。

[0103] 方法200可包括通过空间-频谱图案化的照明来使用照明的空间-频谱编码和解码以增强空间分辨率(阶段250),例如,通过由指定的空间-频谱图案以指定的多个不同波长照亮组织,通过多芯成像光纤的多个纤芯中的每一个传递从被照亮的组织接收的图像辐射,对于每个纤芯,根据指定的空间-频谱图案解码检测到的在指定的多个不同波长中的辐射,并且从每个纤芯的已解码的检测到的图像辐射导出对应于指定的多个不同波长以及根据指定的空间-频谱图案的图像数据。

[0104] 方法200可以包括通过单模多芯照明光纤照亮组织以增加散斑尺寸并可能去除散斑效应(阶段260),例如,通过使用单模、多芯照明光纤照明由多芯成像光纤成像的组织,还包括从由多芯成像光纤传递的图像辐射中识别和去除来自单模、多芯照明光纤的照明的散斑图案。方法200还可以包括通过图像处理调制照明斑点的形状并且去除取决于斑点尺寸

的次级散斑图案(阶段262)。

[0105] 方法200可以包括通过多芯成像光纤对受照明的组织进行成像,该多芯成像光纤具有被配置为支持10~100种模式之间的纤芯,以及通过从由光纤传递的图像辐射中去除模式混合失真来解耦这些模式(阶段270)。

[0106] 方法200可以包括通过在其远端末梢处实现可调的棱镜来增加成像光纤的视场(阶段280),例如,可能使用具有相反焦距+F和-F的远端末梢光学元件,通过使远端末梢光学元件相对于彼此可控地移位来改变光纤的视场。

[0107] 方法200可以包括使辐射横向地引入外围纤芯中以导出组织周围的接近的指示(阶段290),例如,通过使辐射能够通过多芯成像光纤的侧面进入并进入其指定的外围纤芯中,以及从通过指定的外围纤芯传递的辐射中导出关于光纤周围的组织的纵向数据。例如,方法200可包括在光纤中设计外围狭缝以使辐射能够进入指定的外围纤芯。

[0108] 方法200可包括通过具有至少10000个多模纤芯的多芯成像光纤,通过检测通过其传递的图像辐射、测量与纤芯相关联的斑点位置以及从其中导出3D图像数据(阶段300)来实现波前感测。

[0109] 在上述描述中,实施方式是本发明的示例或实现。“一种实施方式”、“实施方式”、“某些实施方式”或“一些实施方式”的各种表象不一定都指相同的实施方式。虽然可以在单个实施方式的上下文中描述本发明的各种特征,但是也可以单独地或以任何合适的组合来提供这些特征。相反,虽然为了清楚起见,本发明可以在单独实施方式的本文中的上下文中描述,但是本发明也可以在单个实施方式中实现。本发明的某些实施方式可以包括来自上面公开的不同实施方式的特征,并且某些实施方式可以结合来自上面公开的其它实施方式的元件。在特定实施方式的上下文中对本发明的元件的公开不应被视为仅限制它们在特定实施方式中的使用。此外,应当理解,本发明可以以各种方式执行或实践,并且本发明可以在除了上述描述中概述的实施方式的某些实施方式中实现。

[0110] 本发明不限于这些附图或对应的描述。例如,流程不需要通过每个所示的框或状态移动、或者以与所示的和描述的完全相同的顺序移动。除非另有定义,本文中使用的技术和科学术语的含义应如本发明所属领域的普通技术人员通常理解的那样。虽然已经相对于有限数量的实施方式对本发明进行了描述,但这些不应被解释为对本发明范围的限制,而应被解释为一些优选实施方式的示例。其它可能的变化、修改和应用也在本发明的范围内。因此,本发明的范围不应限制于迄今为止所描述的内容,而是受限于所附权利要求及其法律等同物。

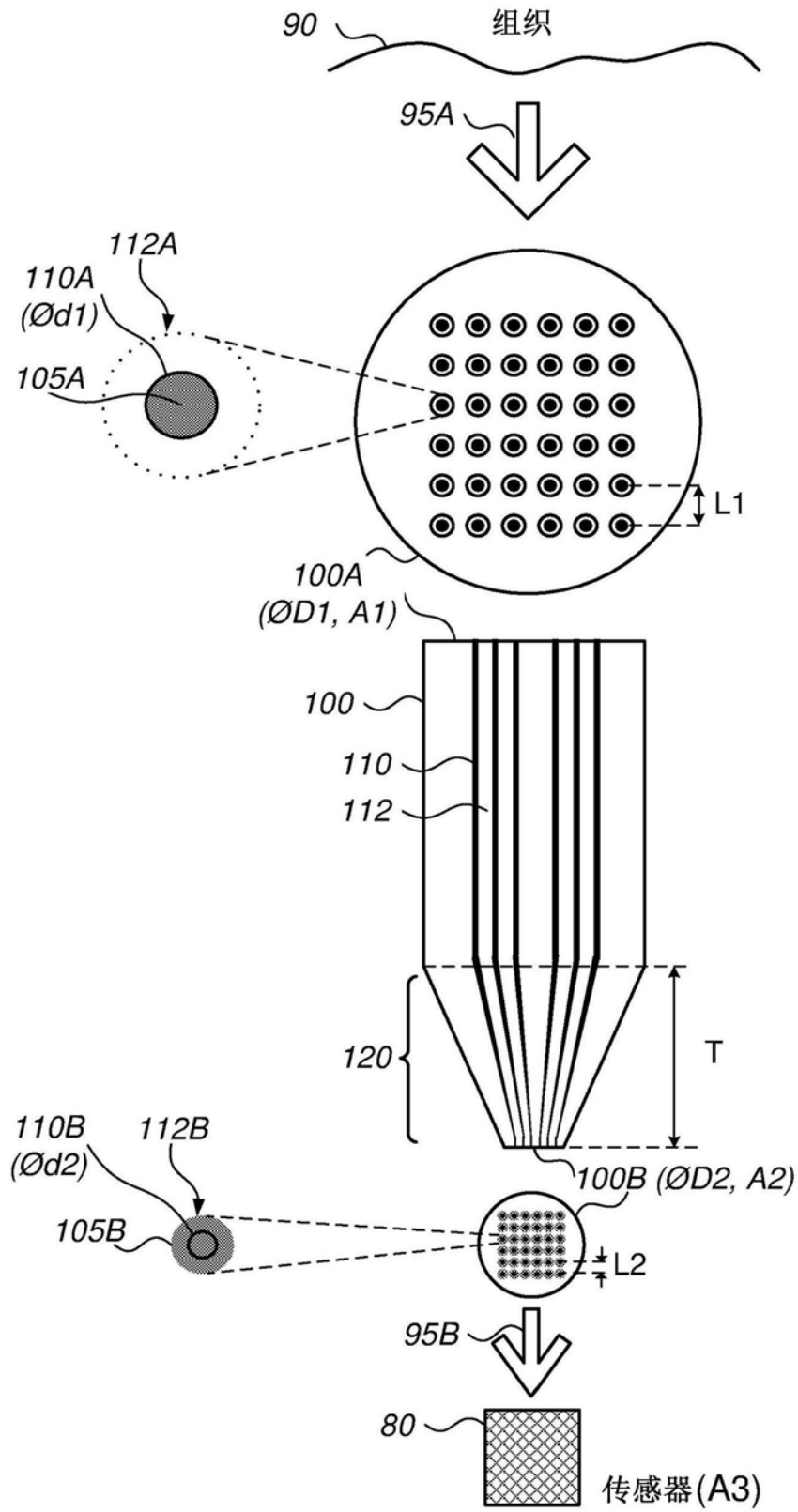


图1A

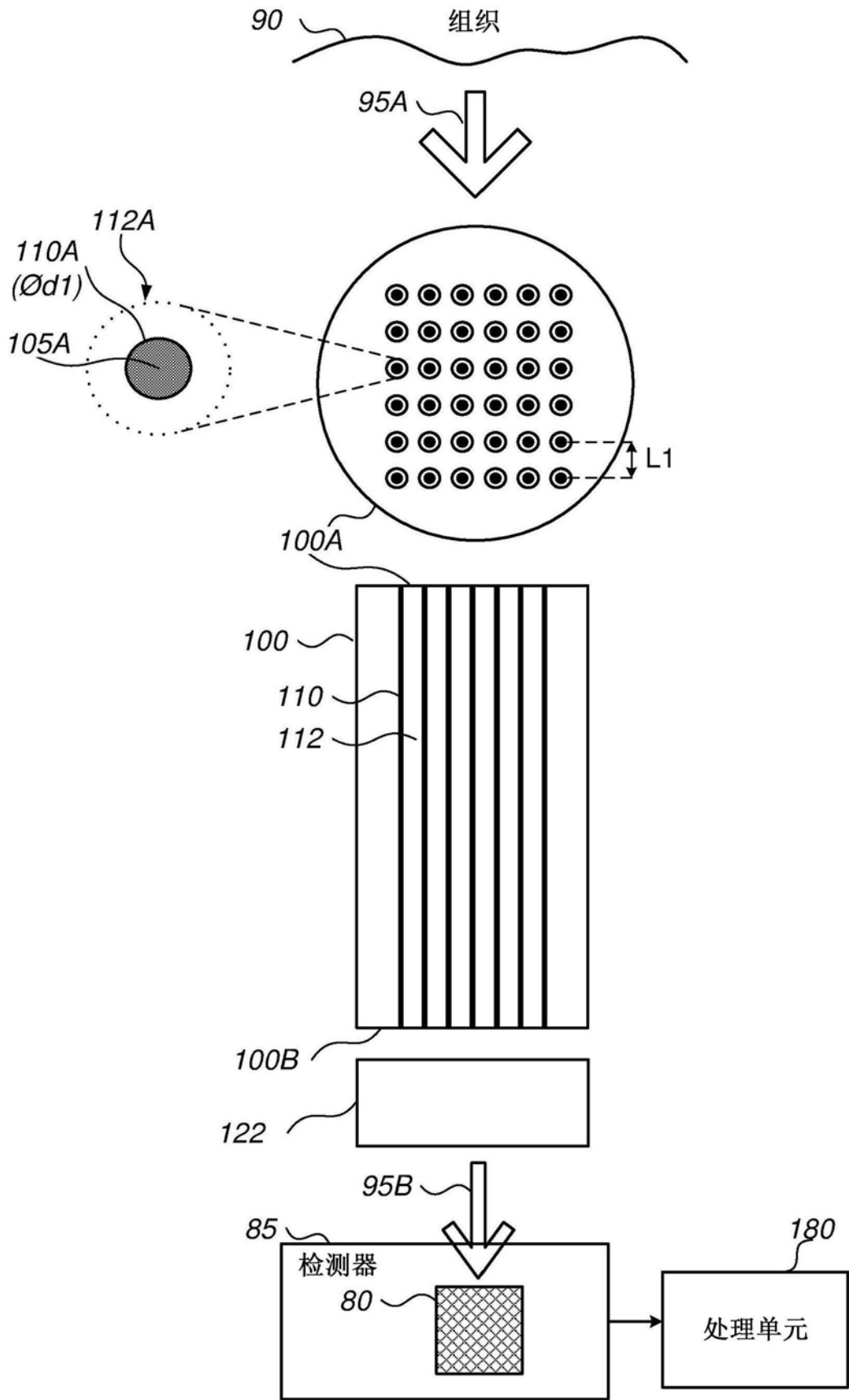


图1B

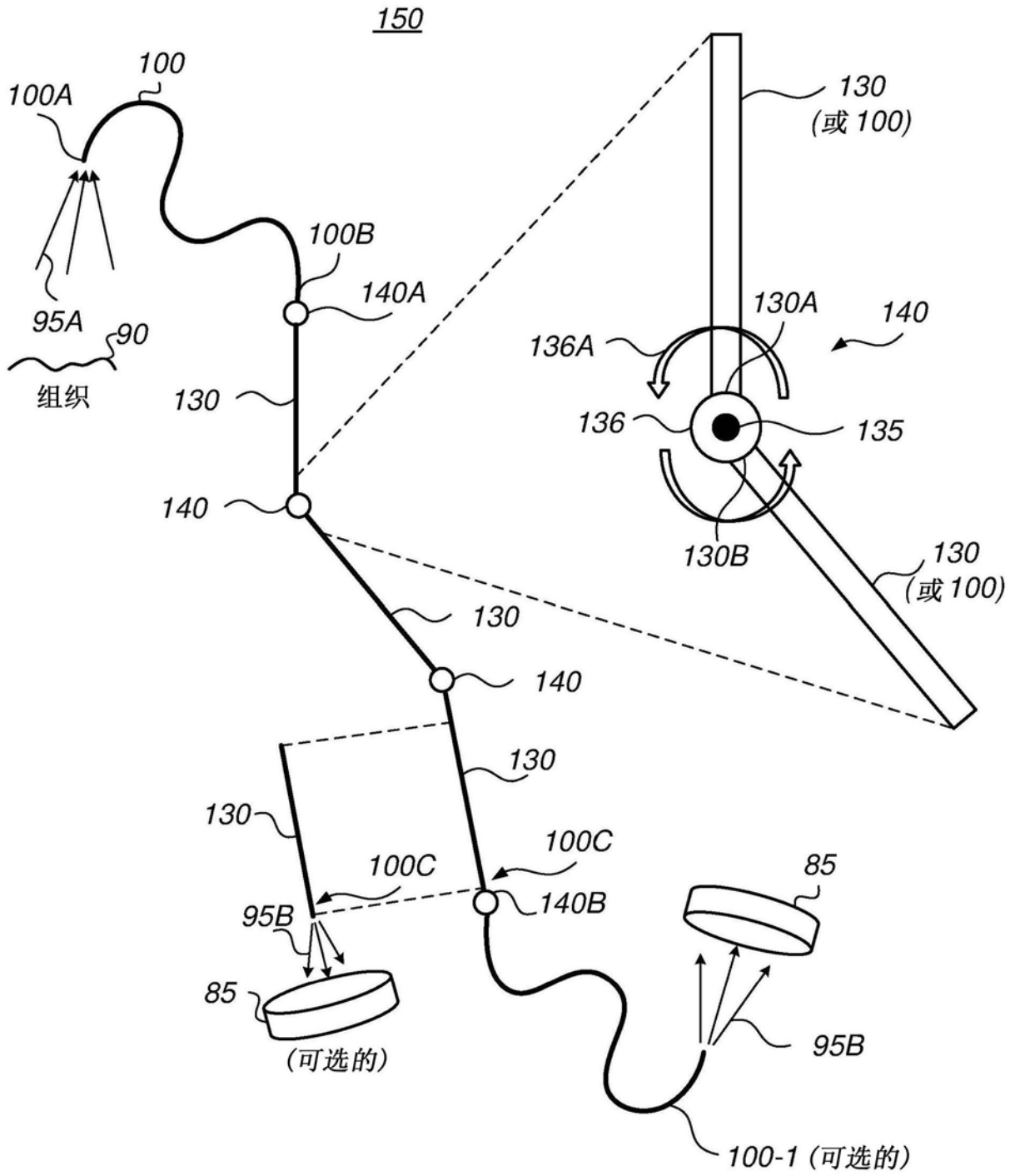


图3

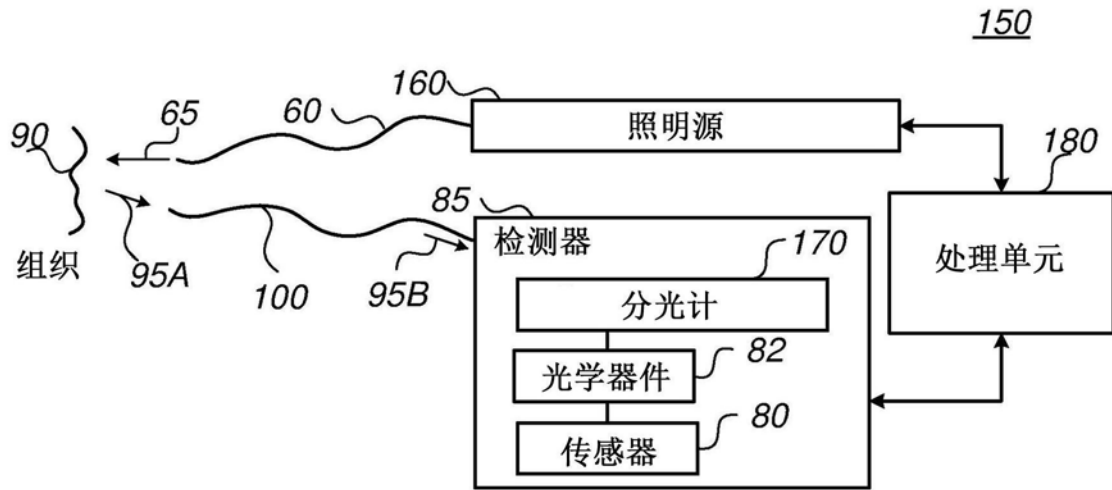


图4A

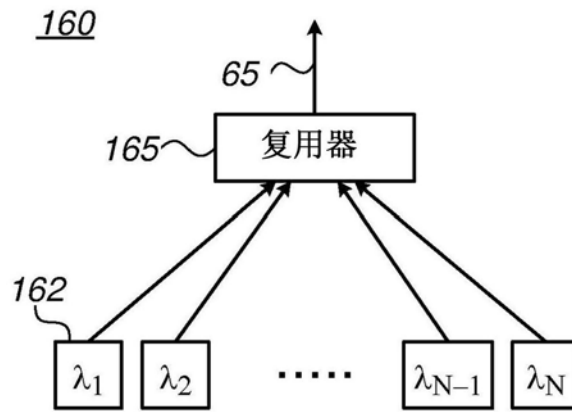


图4B

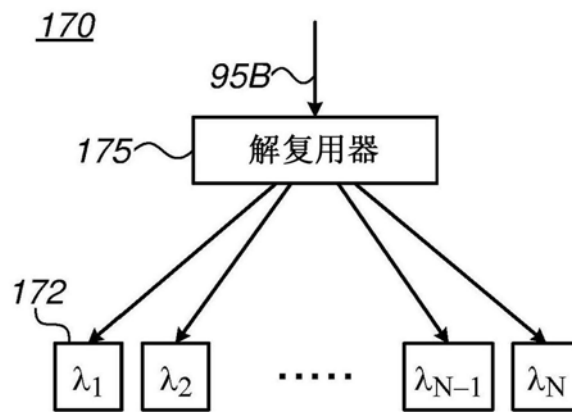


图4C

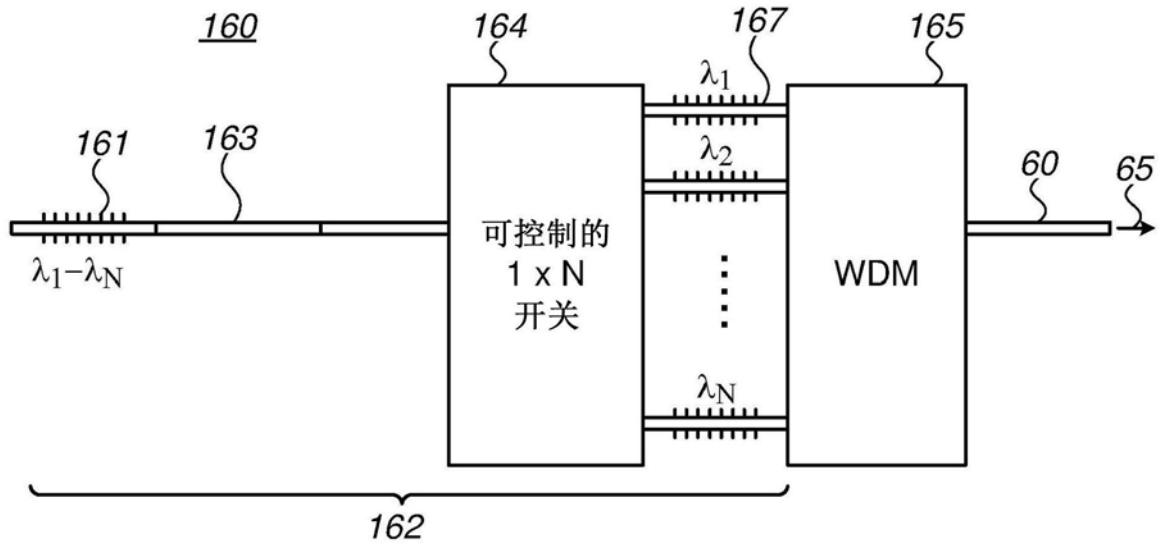


图4D

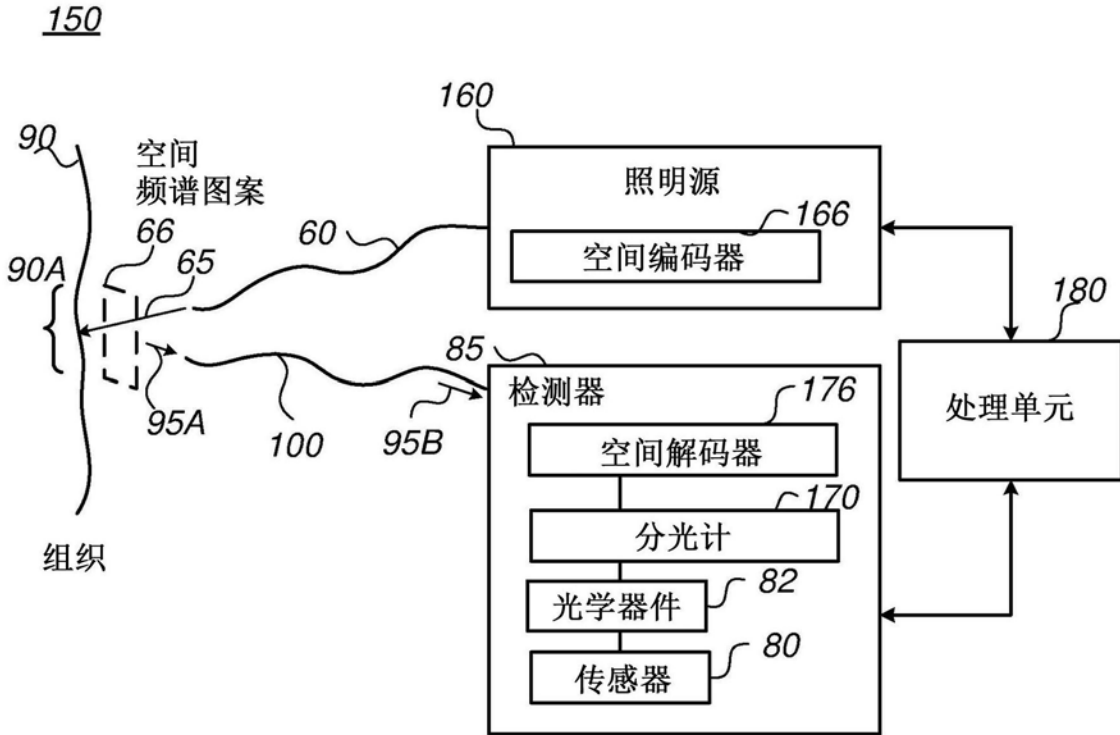


图5A

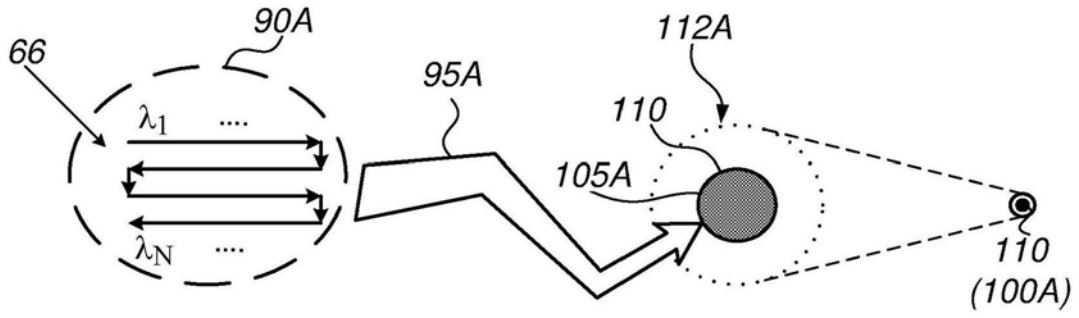


图5B

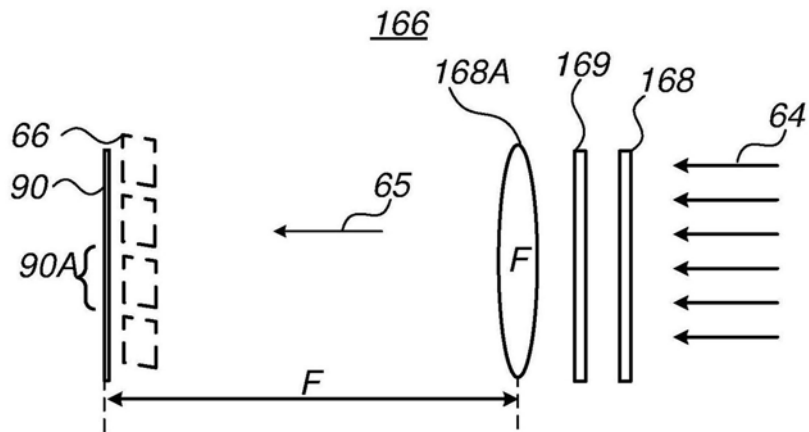


图5C

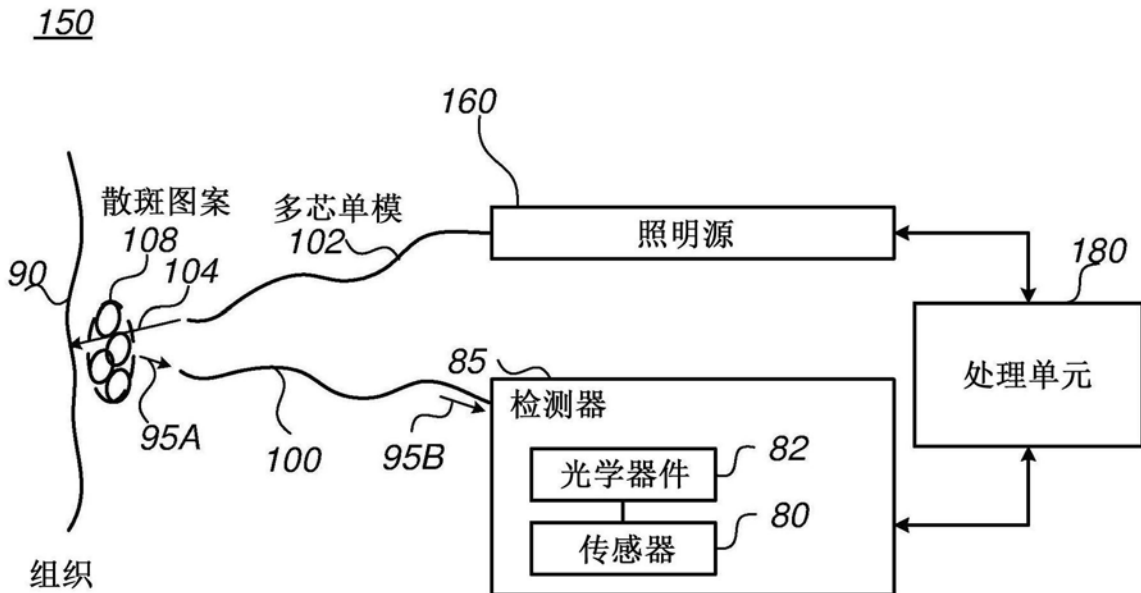


图6

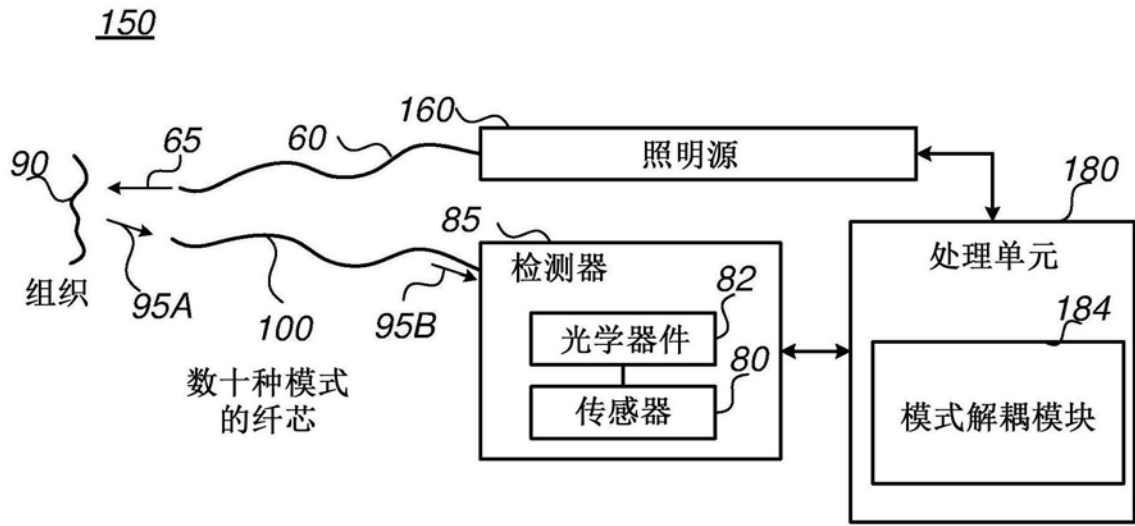


图7A

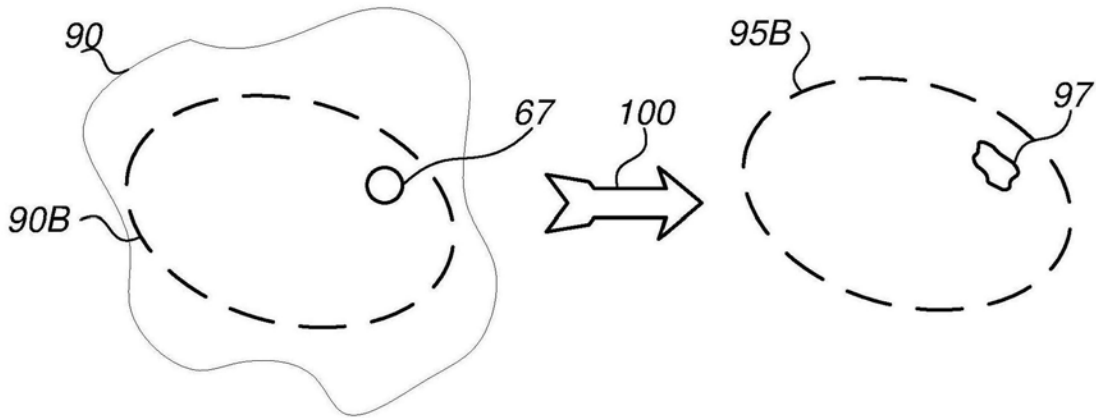


图7B

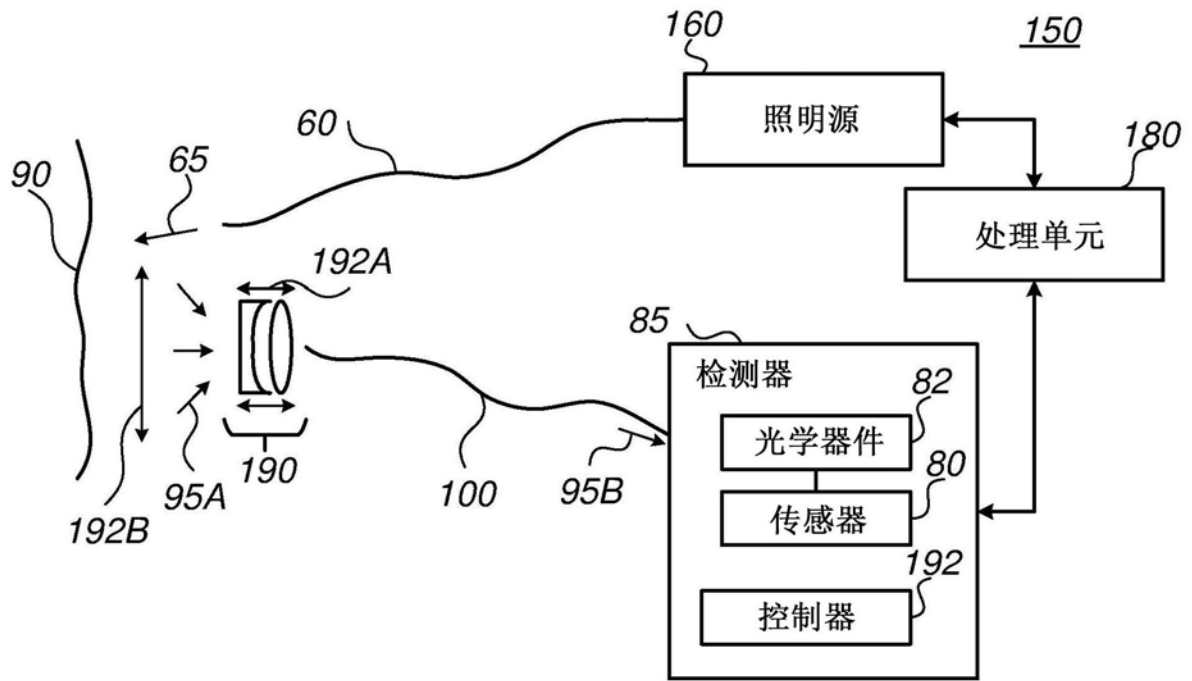


图8A

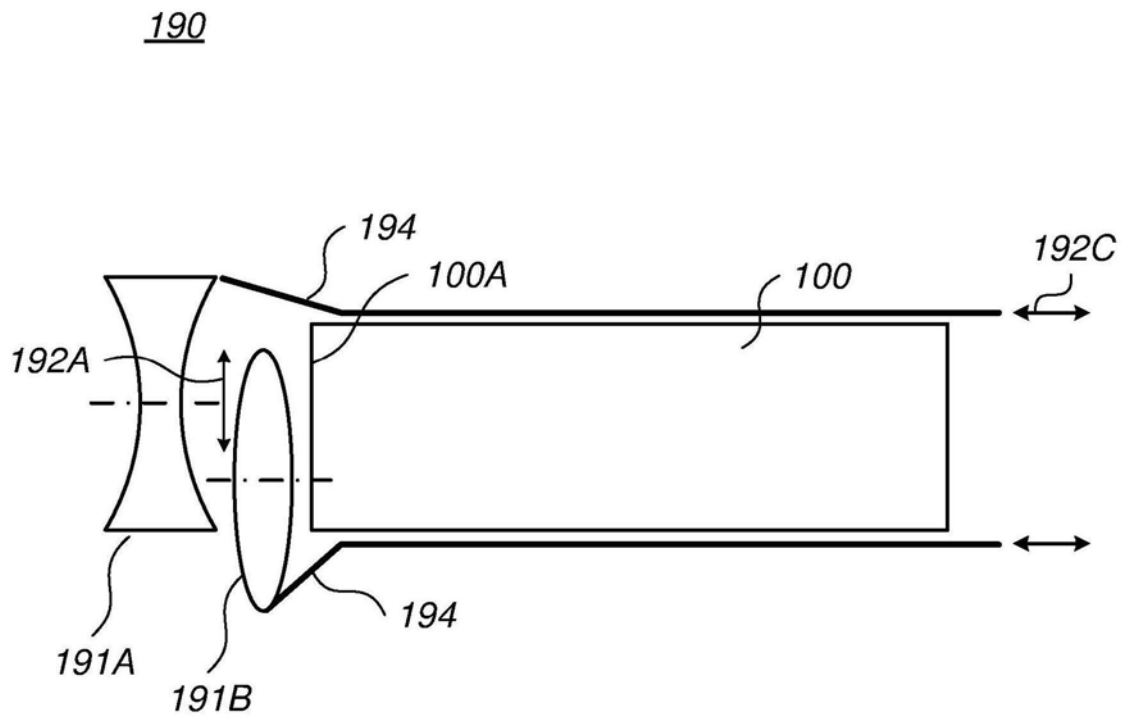


图8B

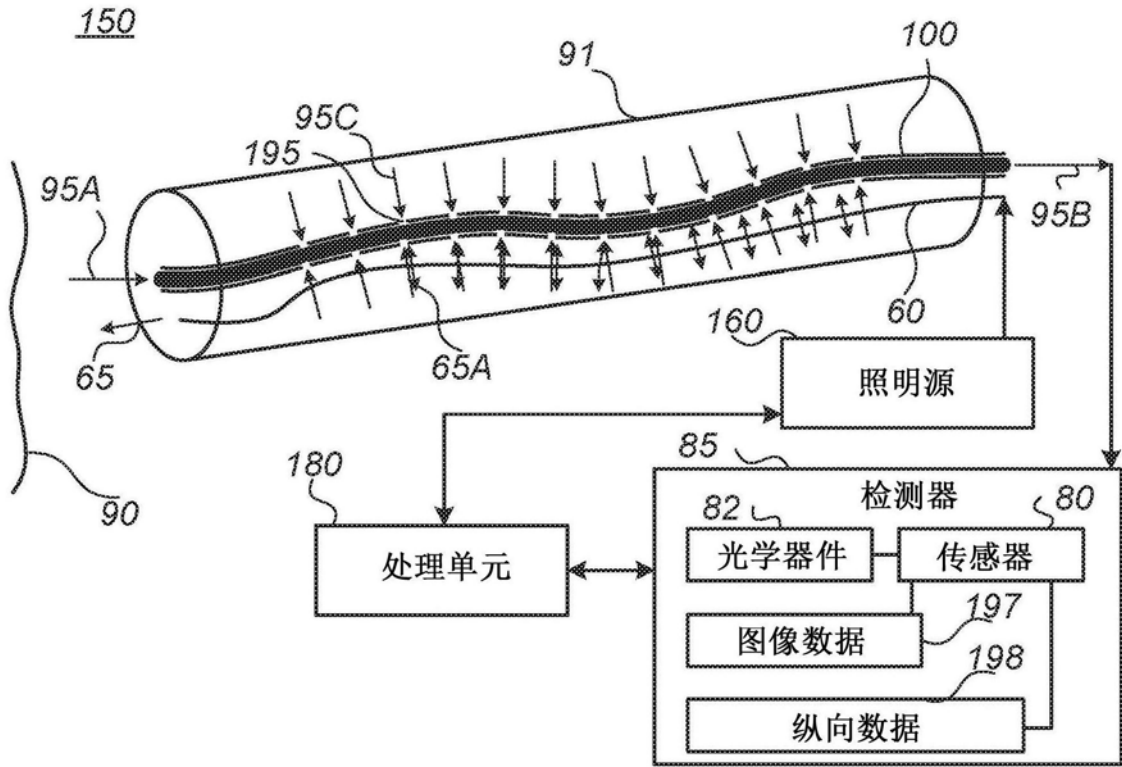


图9A

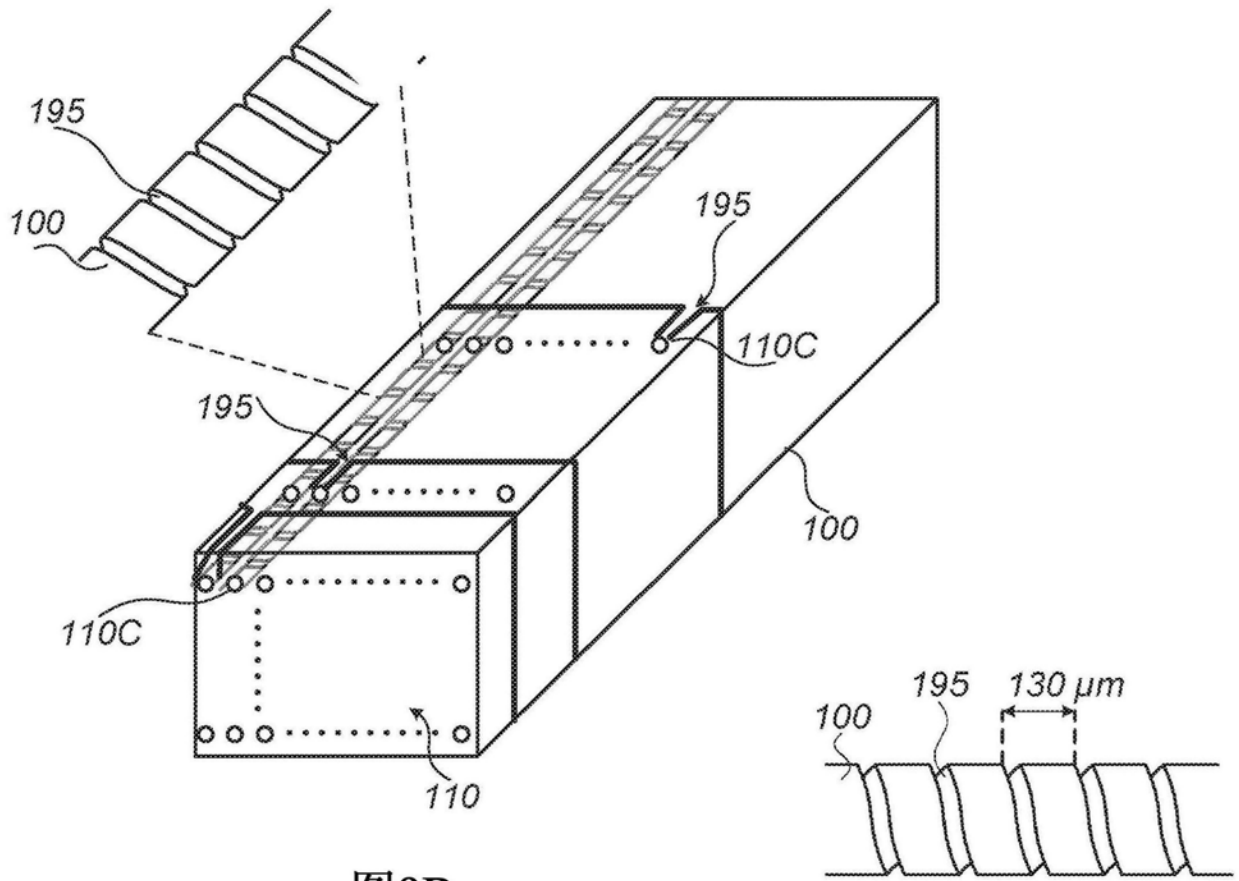


图9B

图9C

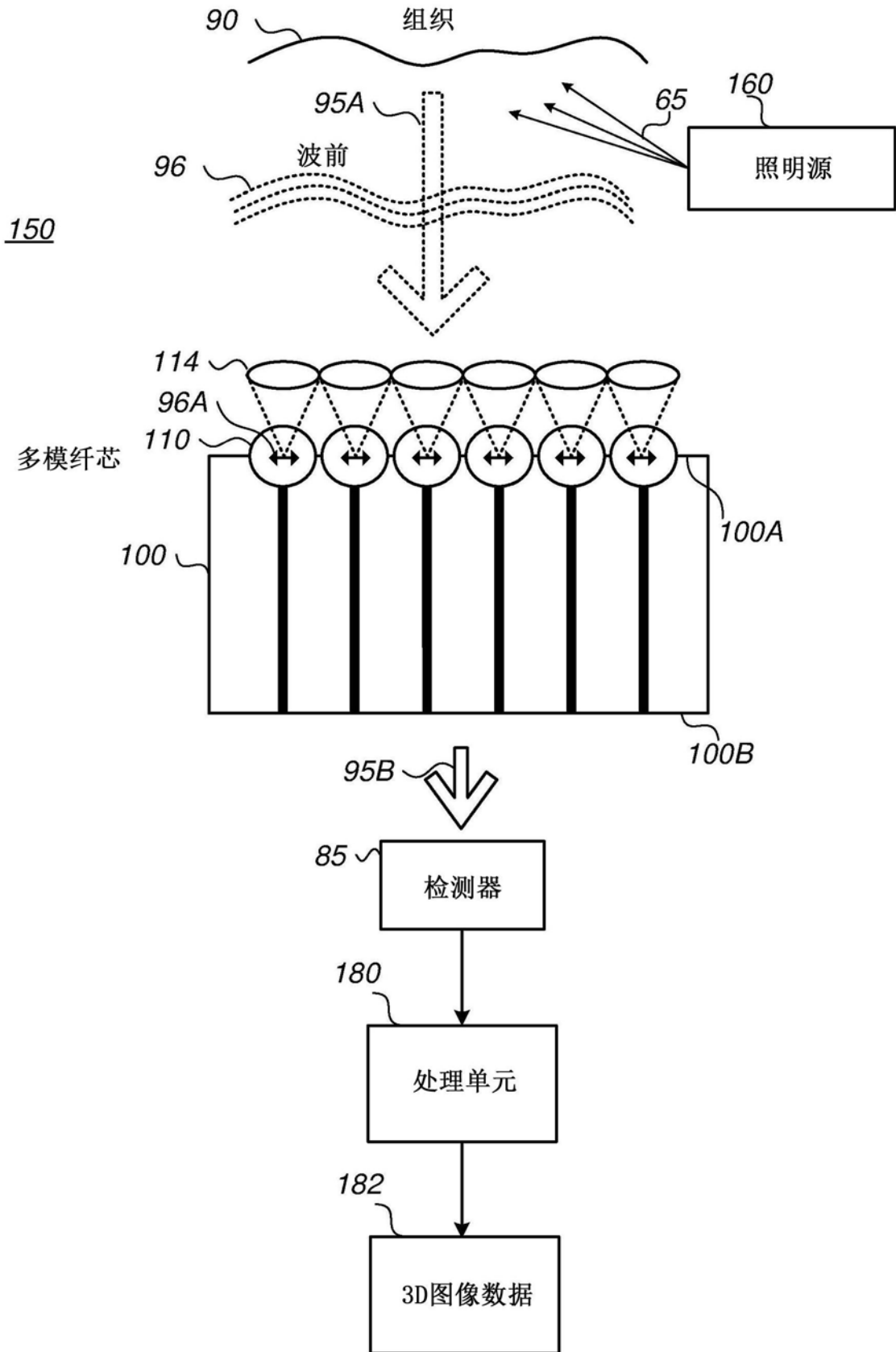


图10

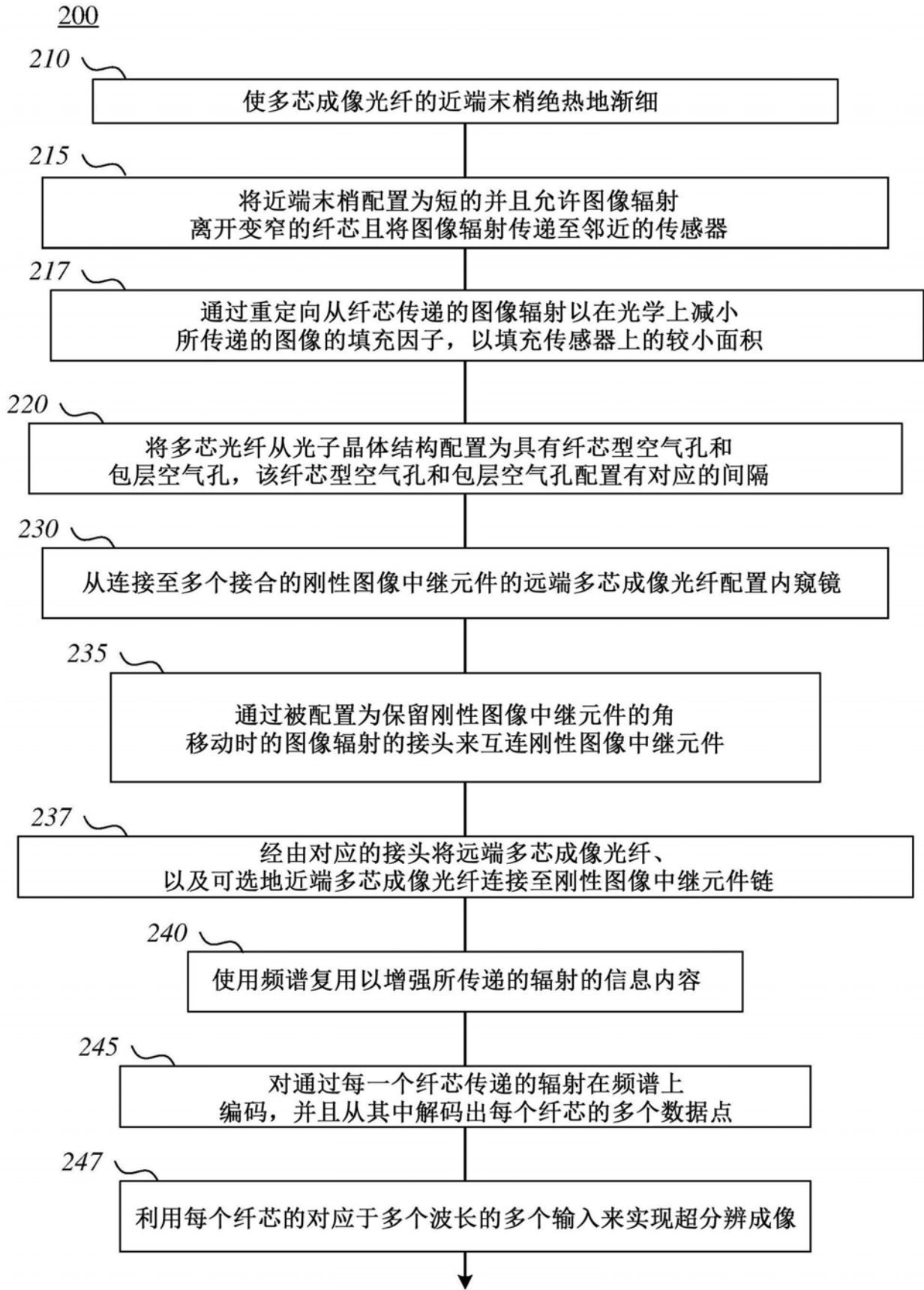


图11

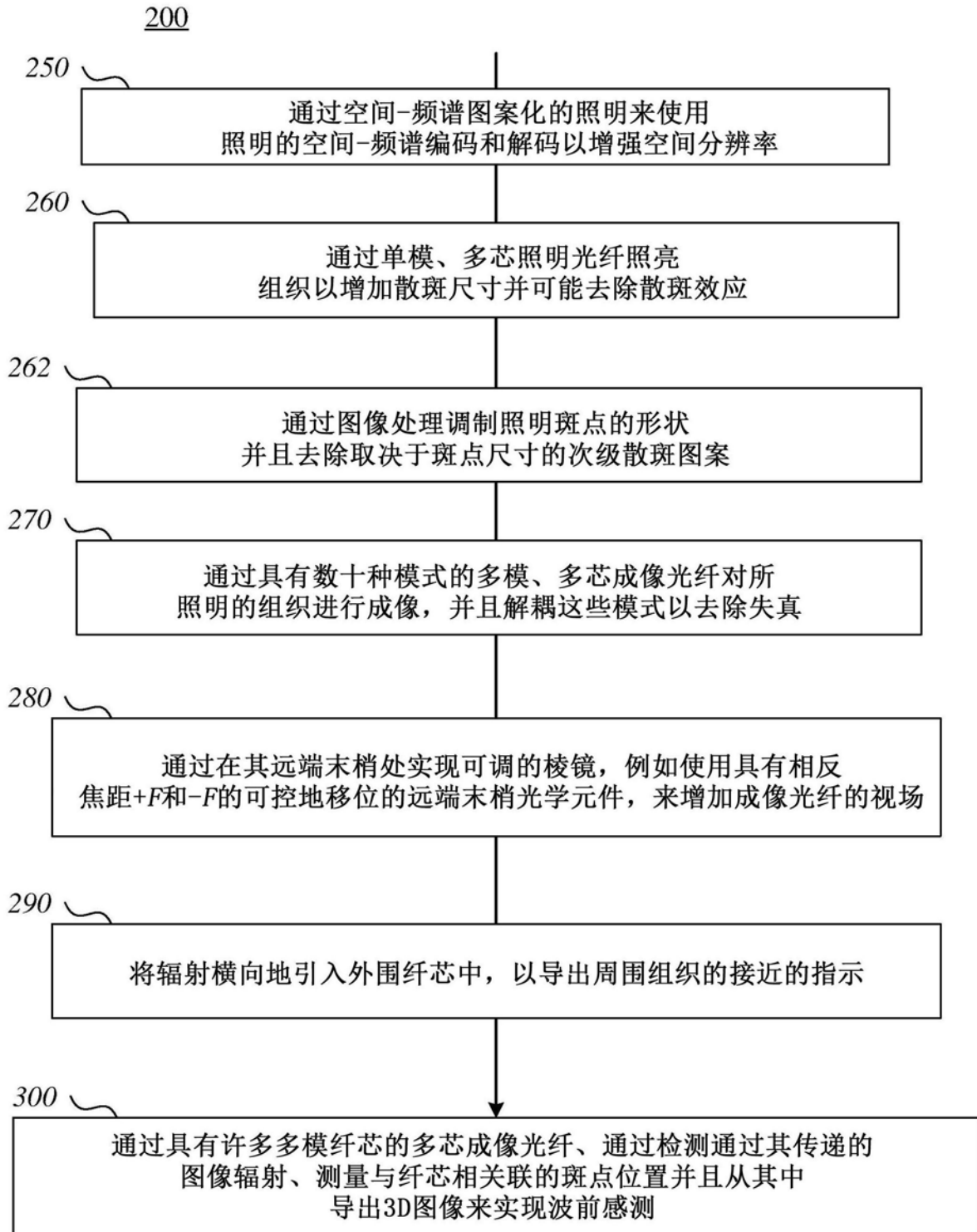


图11(继续)

专利名称(译)	通过多芯光纤内窥镜的增强成像		
公开(公告)号	CN111093468A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880057603.1	申请日	2018-07-16
[标]发明人	阿萨夫·莎蒙 泽夫·扎列夫斯基		
发明人	阿萨夫·莎蒙 泽夫·扎列夫斯基		
IPC分类号	A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/0017 A61B1/00197 G02B6/02042 G02B6/02328 G02B6/4202 G02B6/4204		
代理人(译)	刘梅		
优先权	62/533155 2017-07-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了多芯光纤和内窥镜配置、以及对应的生产和使用方法。各种配置包括用于改善多芯光纤和传感器之间的接口的绝热渐细的近端光纤末梢和/或近端光学元件、减少沿着光纤的衰减的光子晶体光纤配置、在保持所需的柔性和光学保真度的同时减小衰减的用于内窥镜的图像处理方法和接合刚性连接件配置。各种配置包括增加通过光纤和内窥镜传递的辐射的信息内容的频谱复用方法，以及改进图像质量、增强视场、提供纵向信息的配置。各种配置包括基于光纤的波前传感器。本公开的许多配置增加了成像分辨率，并且使在保持内窥镜非常细的同时能够集成额外的操作模式，诸如频谱成像和三维成像。

