



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110268300 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201780085415.5

(22)申请日 2017.12.21

(30)优先权数据

15/387,805 2016.12.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2017/051372 2017.12.21

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/116302 EN 2018.06.28

(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

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 王红艳

(51)Int.Cl.

G02B 23/24(2006.01)

G02B 6/02(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

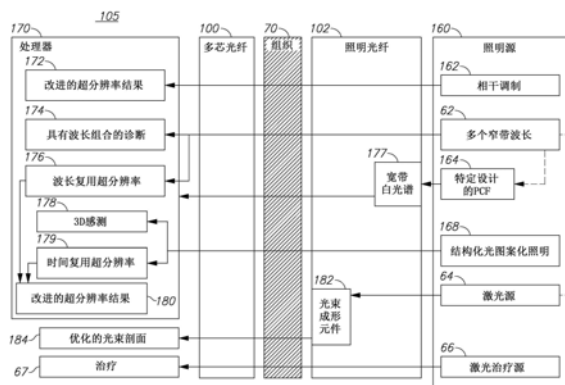
权利要求书2页 说明书17页 附图26页

(54)发明名称

用于多芯光纤内窥镜的照明源

(57)摘要

提供了内窥镜、多芯内窥镜光纤以及配置和操作方法。光纤可以具有数百或数千个芯，并且可以包括工作通道和附加光纤。光纤在不同的光学配置下可用于拍摄远端尖端处的组织和物体的图像，并增强图像的宽范围的光学特性，诸如分辨率、视场、景深、波长范围等。近场成像以及远场成像可在内窥镜中实现，并且相应的光学特性可用于优化成像。光学元件可以在远端光纤尖端处使用，或者远端光纤尖端处可以是无透镜的。可以实现诊断和光学治疗反馈环路，并且照明可以适于产生全彩色图像、深度估计、增强的视场和/或景深以及附加的诊断数据。



1. 一种具有远端尖端和近端尖端的内窥镜,所述内窥镜包括:
至少一个多芯光纤模块,包括以小于1/4的填充因子分布的至少100个芯,
照明源,被配置为传送用于由所述至少一个多芯光纤模块成像的照明,
至少一个光学元件,在所述远端尖端处与所述芯进行光通信,
检测器,在所述近端尖端处与所述芯进行光通信,以及
处理器,被配置为从所述检测器接收图像;
其中,所述内窥镜被配置为通过在所述芯之间的间距距离上进行微扫描来实现超分辨率成像,以及
其中,所述内窥镜被配置为通过相对于通过所述芯传送的辐射,按组地处理所述芯来实现三维感测,并且被配置为实现以下中的至少一个:
通过配置所述至少一个光学元件,将所述内窥镜的视场增强至超出所述远端尖端处面向所述芯的区域,以及
通过配置所述至少一个光学元件,将所述内窥镜的景深增强至超出与所述远端尖端一致的区域。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述照明源被配置为应用基于Barker码的照明的相干调制,以减少散斑图案。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述照明源被配置为具有多个窄带波长。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜,其中,所述处理器被配置为从在所述照明的不同波长处的测量导出诊断数据。
5. 根据权利要求3所述的内窥镜,其中,所述处理器被配置为使用相对于所述多个窄带波长的波长复用来增强所实现的超分辨率成像。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述照明源被配置为使用PCF(光子晶体光纤)提供宽带白光照明,所述PCF(光子晶体光纤)具有被选择以产生至少一个窄带源的光谱展宽的至少一个零色散点。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述照明源被配置为提供结构化光照明,并且所述处理器被配置为从检测到的图案导出3D(三维)数据。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜,其中,所述处理器还被配置为通过应用时分复用超分辨率方法,使用所述结构化光照明来增强所实现的超分辨率成像。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述至少一个光学元件还被配置为对传送的照明进行光束成形。
10. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述至少一个光学元件由导电涂层涂覆,所述导电涂层连接到电路,所述电路被配置为经由所述导电涂层加热所述至少一个光学元件,以防止所述至少一个光学元件雾化并在需要时对所述至少一个光学元件去雾。
11. 根据权利要求1所述的内窥镜,还包括激光治疗源,所述激光治疗源被配置为治疗由所述内窥镜成像的组织。
12. 一种方法,包括:
从至少一个多芯光纤模块配置内窥镜,所述多芯光纤模块包括以小于1/4的填充因子分布的至少100个芯,
通过在所述芯之间的间距距离上进行微扫描来实现超分辨率成像,

通过相对于通过所述芯传送的辐射按组地处理所述芯来实现三维感测,以及在所述内窥镜的远端尖端处配置至少一个光学元件,以将所述内窥镜的视场和景深中的至少一个增强至超出面向所述光纤尖端并与其一致的区域。

13. 根据权利要求12所述的方法,还包括通过使用Barker码来减少散斑图案,所述Barker码用于优化用于由所述至少一个多芯光纤模块成像的照明的相干调制。

14. 根据权利要求12所述的方法,还包括将用于由所述至少一个多芯光纤模块成像的照明配置为具有多个窄带波长。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括从所述照明的不同波长处的测量导出诊断数据。

16. 根据权利要求14所述的方法,还包括使用相对于所述多个窄带波长的波长复用来增强所实现的超分辨率成像。

17. 根据权利要求12所述的方法,还包括使用PCF向所述至少一个多芯光纤模块提供宽带白光照明,所述PCF具有被选择以产生至少一个窄带源的光谱展宽的至少一个零色散点。

18. 根据权利要求12所述的方法,还包括使用用于由所述至少一个多芯光纤模块成像的结构化光照明以及相应的处理来导出3D数据。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括使用所述结构化光照明增强实现超分辨率成像。

20. 根据权利要求12所述的方法,还包括对用于由所述至少一个多芯光纤模块在所述远端尖端处成像的照明进行光束成形。

21. 根据权利要求12所述的方法,还包括经由所述至少一个光学元件的加热导电涂层来防止所述至少一个光学元件雾化以及在需要时对所述至少一个光学元件去雾。

22. 根据权利要求12所述的方法,还包括通过所述内窥镜,激光治疗由所述至少一个多芯光纤模块成像的组织。

用于多芯光纤内窥镜的照明源

[0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请是2015年7月22日提交的第14/805915号美国专利申请的一部分的继续,该专利申请根据35 U.S.C. §119要求2014年7月24日提交的美国临时专利申请第62/028346号和2015年2月24日提交的美国临时专利申请第62/119832号的优先权,其全部内容通过引用结合于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及内窥镜领域,并且更具体地,涉及多芯光纤内窥镜。

背景技术

[0004] 各种配置的内窥镜允许有效地治疗一系列医疗问题,以及用于以受限制的访问来操纵不同的情况的装置。内窥镜手术具有挑战性,因为照明、检测和治疗仅限于长而窄的操作模式。光纤技术是这类技术的主要推动力,并且基于光纤的内窥镜经验不断的改进。

发明内容

[0005] 下面是提供对本发明的初步理解的简化概述。概述不一定标识关键元件,也不限制本发明的范围,而仅仅用作对以下描述的介绍。

[0006] 本发明的一个方面提供了一种具有远端尖端和近端尖端的内窥镜,内窥镜包括至少一个多芯光纤模块,多芯光纤模块包括以小于1/4的填充因子分布的至少一百个芯、耦接到至少一个多芯光纤模块并被配置为向其传送照明的照明源、在远端尖端处与芯进行光通信的至少一个光学元件、在近端尖端处与芯进行光通信的检测器,以及被配置为从检测器接收图像的处理器;其中,内窥镜被配置为通过在芯之间的间距距离上进行微扫描来实现超分辨率成像,并且其中,内窥镜被配置为通过相对于通过其传送的辐射按组地处理芯来实现三维感测,并且内窥镜被配置为以下至少一个:通过配置至少一个光学元件来将内窥镜的视场增强至超出面向远端尖端处的芯的区域,并且通过配置至少一个光学元件来将内窥镜的景深增强至超出与远端尖端一致的区域。

[0007] 本发明的这些、附加和/或其它方面和/或优点在下面的详细描述中阐述;可以从详细描述中推断;和/或可通过本发明的实践学习。

附图说明

[0008] 为了更好地理解本发明的实施例并示出如何实现相同的效果,现在将仅以示例的方式参考附图,在附图中相同的附图标记始终表示相应的元件或部分。

[0009] 在附图中:

[0010] 图1A至图1E是根据本发明的一些实施例的内窥镜配置的高级示意图。

[0011] 图2A至图2C是根据本发明的一些实施例的在其电磁传播区域中具有大量芯的光纤横截面的高级示意图。

[0012] 图2D和图2E是根据本发明的一些实施例的通过封装光纤模块生产光纤的高级示意图。

[0013] 图3A至图3C是根据本发明的一些实施例的具有工作通道和用于治疗或照明光纤的附加通道位置的光纤的高级示意性截面图。

[0014] 图3D是根据本发明的一些实施例的具有组装的前透镜的光纤的高级示意图。

[0015] 图3E至图3G是根据本发明的一些实施例的去雾机构及其效果的高级示意图。

[0016] 图4A至图4D是根据本发明的一些实施例的中空内窥镜光纤的高级示意图,中空内窥镜光纤在远端尖端处具有补偿中心空隙的光学元件。

[0017] 图5A至图5C是根据本发明的一些实施例的光学元件的高级示意图。

[0018] 图6A和6B是根据本发明的一些实施例的具有不同配置的芯的光纤横截面的高级示意图。

[0019] 图6C示出了根据本发明的一些实施例的全芯和中空芯光纤的比较性实验结果。

[0020] 图7是示出根据本发明的一些实施例的方法的高级示意性流程图。

[0021] 图8A至图8E是根据本发明的一些实施例的束状光纤的实验成像结果的高级示意图。

[0022] 图9A至图9D是根据本发明的一些实施例的为内窥镜的性能提供示例的图像。

具体实施方式

[0023] 在阐述详细描述之前,阐述下文将使用的某些术语的定义可以是有益的。

[0024] 本申请中使用的术语“远端”和“近端”是指内窥镜的端部。远离内窥镜的界面(检测器或眼睛)且靠近成像组织及其周围的内窥镜的端部和相关联的部分被称为远端,而靠近内窥镜的界面且远离成像组织的内窥镜的端部和相关联的部分,通常位于身体外部,被称为近端。在本申请中使用的术语“反射”是指照明波阵面的方向上的变化,其影响一个或多个成像物体或组织。术语“反射”被广泛理解为由光纤收集的任何辐射,而不管被物体和/或组织反射的照明源。

[0025] 在本申请中使用的术语“近场成像”是指在内窥镜光纤的远端处(通常在光纤的尖端处)形成图像(成像物体、组织和/或其周围环境)。然后通常通过光纤将成像传送到检测器,可以通过近端光学元件。术语“近场成像”可涉及不同类型的光学系统,包括在成像物体或组织与光纤尖端之间没有任何光学元件的直接成像以及通过诸如透镜的光学元件成像。

[0026] 在本申请中使用的术语“远场成像”是指在内窥镜光纤的远端(例如,内窥镜光纤的远端在光学系统的孔径或瞳孔平面处),通常在光纤的尖端处,成像物体、组织和/或其周围环境的傅立叶变换的形成。成像物体、组织和/或其周围环境的图像可以形成在内窥镜光纤的近端处,通常在光纤的近端尖端处或者直接在检测器上,可以通过近端光学元件。术语“远场成像”可以涉及不同类型的光学系统。在一个示例中,“远场成像”在某种意义上可以是直接的,即在成像物体或组织与远端光纤尖端之间不使用光学元件,其将沿着光纤进入光纤的辐射传送到光纤近端处的检测器。在另一示例中,“远场成像”可以利用位于成像物体或组织与远端光纤尖端之间的光学元件来执行,远端光纤尖端至少近似于光学元件的傅立叶平面(在不同环境中也称为孔径平面和瞳孔平面)。

[0027] 现在详细参考附图,强调所示的细节仅作为示例并用于说明性地讨论本发明的优

选实施例的目的,并且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容易理解的描述而呈现的。就这一点而言,不试图比对本发明的基本理解所必需的更详细地示出本发明的结构细节,附图中的描述使得本领域技术人员清楚本发明的几种形式是如何在实践中体现。

[0028] 在详细解释本发明的至少一个实施例之前,应当理解,在其应用中本发明不限于以下描述中阐述或附图中示出的部件的构造和布置的细节。本发明可应用于其它实施例或以其他方式实践或执行。此外,应当理解,本文使用的短语和术语是为了描述的目的,而不应当被视为限制性的。

[0029] 提供了内窥镜、多芯内窥镜光纤以及配置和操作方法。光纤可以具有数百或数千个芯,并且可以包括工作通道和附加光纤。光纤可用于不同的光学配置以拍摄远端尖端处的组织和物体的图像,并增强图像的宽范围的光学特性,诸如分辨率、视场、景深、波长范围等。近场成像以及远场成像可在内窥镜中实现,且相应的光学特性可用于优化成像。光学元件可以在远端光纤尖端处使用,或者远端光纤尖端可以是无透镜的。可以实现诊断和光学治疗反馈环路,并且照明可以适于产生全彩色图像、深度估计、增强的视场和/或景深以及附加的诊断数据,如下所公开的。

[0030] 在下文中,公开了多芯内窥镜光纤的各种实施例。所描述的实施例大致地且不排除地地与下列特征相关的组来描述。某些内窥镜实施例可以实现远场成像(见下面的图1A),例如在内窥镜光纤的近端处形成图像,而某些内窥镜实施例可以实现近场成像(见下面的图1B),例如在内窥镜光纤的远端处形成图像。远场和近场实现都可以在成像物体或组织与远端光纤尖端之间具有远端光学元件(见下面的图1C),或者可以在没有这种远端光学元件的情况下操作(见下面的图1D)。四种组合中的每一种(具有或不具有远端光学元件的远场和具有或不具有远端光学元件的近场)具有如表1中所例示的不同特征、优点和缺点,并且可以根据特定实现方案来选择。可以在应用之间或者实时地执行组合的交替,以组合不同配置类型的优点。还应注意,内窥镜可被设计成具有若干组合,例如,光纤表面的一部分(或某些光纤模块)具有用于成像远距离物体的远端光学器件,而光纤表面的另一部分(或其它光纤模块)缺乏用于显微成像的远端光学器件。

[0031] 表1:不同实施例的特征

	远场成像	近场成像
	傅立叶平面	图像平面
[0032]	具有远端光学器件	受关注的更大区域 更大的视场，图像复用，更大的效能
		在视场中不包括（中心）区域的情况下，可以包括工作通道的更大的视场
	不具有远端光学器件	波阵面感测，光学变焦 自动聚焦和光学变焦功能
		更简单的生产和光纤管理

[0033] 某些实施例包括远端光纤尖端缺少光学元件的无透镜实施例。无透镜实施例可以实现远场或近场成像，并且可以利用结构特征来增强光学分辨率、应用超分辨率方法和检索波阵面信息，同时减少芯之间的串扰。

[0034] 内窥镜实施例可以具有全尖端横截面或者在成像光纤内具有工作通道，其特征在于不同的配置和使用、集成附加光纤等，在这种情况下芯和光学元件可以被配置为克服由于合并工作通道而导致的视场减小。

[0035] 在下文中，公开了光纤中大量芯的各种配置，其为各种问题提供了解决方案，诸如减少光纤之间的串扰、克服材料损耗、通过不同方法获得增强的分辨率、提供所需的机械特性和优化内窥镜光纤的成像性能。公开的内窥镜可用于不同的目的，例如，可被设计为腹腔镜或输尿管镜。应当注意，在一些实施例的上下文中公开的元件不一定限于这些实施例，而是也可以在其它实施例中实现。

[0036] 图1A至图1E是根据本发明的一些实施例的内窥镜配置的高级示意图。提出的微型内窥镜105由大量的芯（例如，100芯或更多，数百芯，数千芯，在某些实施例中，每个光纤或光纤模块的数万或数十万芯，在某些光纤内窥镜中达到超过100万芯）构成，每个芯负责传递单个或大量的空间自由度，在输出端，可以从其近端（患者身体外部的一个）构造高分辨率彩色图像。如下所示，多芯光纤100在其光学设计中表现出高度的灵活性，其可用于并适于特定应用，例如用于具有大工作通道和小外径的输尿管镜或用于具有以小外径获得的非常高分辨率的腹腔镜。

[0037] 内窥镜105可以被配置为执行远场成像、近场成像或远场成像和近场成像的组合。无论成像模式如何，内窥镜105可以被配置为在光纤100的远端尖端101处具有一个或多个光学元件140，或者在尖端101与成像组织或物体70之间没有光学元件。某些实施例可以包括在尖端101处的可移除或可重新配置的光学元件140和/或仅影响远端尖端101的表面的部分（例如，芯的子组）的光学元件140。

[0038] 某些实施例包括内窥镜105，内窥镜105具有分组在一起的多个光纤100，每个光纤100具有以填充因子小于1/4或甚至小于1/9分布的至少一百个芯、至少一个光子照明光纤和位于光纤100的远端尖端处的至少一个光学元件，其可以被配置为将内窥镜105的视场

和/或景深增强至超过面向光纤100的尖端并与其一致的区域(见下文的细节)。内窥镜105还可以被配置为通过相对于通过其传送的辐射按组地处理芯来实现三维感测(见下面的细节)。内窥镜105还可以被配置为通过在芯之间的间距距离上进行微扫描来进行超分辨率成像(见下面的细节)。内窥镜105可以被配置为包括位于远端尖端101处作为照明源的LED(发光二极管)光源。

[0039] 图1A示意性地示出了远场成像,其中图像73(指示从组织或物体70反射的任何类型的电磁信号)通过尖端101和光纤100传递以在检测器91上产生图像75。尖端101可以是傅立叶平面(也称为孔径平面或瞳孔平面),在该傅立叶平面处图像73的傅立叶变换74进入光纤100。应当注意,在本发明的不同实施例中,傅立叶平面可以位于沿着光纤100的任何地方以及光纤100的远端或近端,并且可以光学地变换为检测器91上的图像75。可替换地或互补地,作为非限制性示例,傅立叶图像74或其导数可以在检测器91处测量,和/或被操纵以增强成像参数,诸如分辨率、视场和焦距。光学元件可以被引入到光纤100的远端或近端,以分别修改或操纵进入尖端101的辐射和落在检测器91上的辐射。

[0040] 图1B示意性地示出了近场成像,其中图像73在光纤尖端101处产生图像75。然后,图像75可以通过光学元件通过光纤100传送到检测器91。应当注意,图像75可以形成在光纤100内,并且不必精确地形成在尖端101处。作为非限制性示例,可以在检测器91处测量和/或操纵经由光纤100传送的图像75,以增强诸如分辨率、视场和焦距的成像参数。光学元件可以被引入到光纤100的远端或近端,以分别修改或操纵进入尖端101的辐射和落在检测器91上的辐射。

[0041] 图1C示意性地示出了在光纤100的远端、在成像组织70附近具有一个或多个光学元件140的光学配置。光学元件140可以附接到尖端101或者可以从尖端101稍微远端移除(例如,由间隔物保持在与其一距离处)。每个光学元件140可以与相应的芯或相应的芯组进行光通信。在近端,照明85通过照明源160被传送到光纤100,并且反射的照明(例如,在远场、近场或中间平面中)从芯被引导到检测器91,例如,经由分束器90。近端光学元件可被设置并用于操纵照明85和反射照明,如下面分别由透镜84、94表示(图1D)。一个或多个处理器170可以被配置为控制照明和/或处理检测到的照明,以及在光路中存在可控元件的情况下控制照明和图像光束。

[0042] 图1D示意性地示出了在光纤100的远端没有光学元件的光学配置(在下文中也称为“无透镜”配置),使得光纤尖端101直接用于向成像组织70传递和从成像组织70接收照明。照明85例如经由诸如透镜的光学元件84传送到光纤100近端,并且反射的照明经由例如透镜的另一光学元件94被引导到检测器91。一个或多个处理器170可以被配置为控制照明和/或处理检测到的照明,以及在光路中存在可控元件的情况下控制照明和图像光束。在某些实施例中,无透镜配置可以被配置为在“接触模式”下产生图像,例如,在光纤尖端与被检查组织紧密接近时,以产生由芯的尺寸确定的显微分辨率。

[0043] 在某些实施例中,近端光学元件94(以及可能的光学元件84)可以是可变的,并且可以用于在远场成像配置中,特别是在无透镜配置中调节拍摄图像的焦平面和焦深。

[0044] 图1E是示出根据本发明的一些实施例的内窥镜配置的高级示意框图。示出了各种实施例,这些实施例可以是独立的实施例或者以其任意组合来实现。特别地,呈现了照明源160和处理器170的配置的各种实施例,其可用于改善空间分辨率,特别是当使用超分辨率

算法时,改善光束质量和/或增强内窥镜105关于其医疗用途和图像质量的功能性。图1E所示的实施例可应用于本文所述的内窥镜105的任何实施例。应当注意,照明源160可以被配置为通过一个或多个专用照明光纤102和/或通过多芯光纤100传送照明85。例如,照明光纤102可以是多模光纤,可以由玻璃光纤制成,其与多芯光纤100相关联,例如附接到多芯光纤100或定位在多芯光纤100中的空腔中。可选地或互补地,照明光纤102可以被定位成以与多芯光纤100的任何其它空间关系照明组织70,可以与其没有机械关联。在某些实施例中,照明光纤102中的一个或多个可以是单模光纤。应当注意,照明光纤102和多芯光纤100之间的空间关系可以被配置为使多芯光纤100接收辐射(由照明光纤102照明),该辐射根据特定使用条件从组织70反射和/或透射通过组织70。

[0045] 在一些实施例中,照明源160可以包括相干调制器162,相干调制器162被配置为使处理器170能够实现用于改善超分辨率结果172的算法。例如,相干调制器162可被配置以使用照明85的相干调制,照明85的相干调制通过使用Barker码而非随机现有技术调制来调制相干来减少散斑图案。有利地,由于Barker码与其定义的其它特性之间的正交性,使用Barker码可以减少对于减少给定的散斑图案所需的调制步骤的数目。可以选择特定的Barker码来优化它们的应用。

[0046] 在一些实施例中,照明源160可以包括多个窄带波长62(例如,围绕特定波长的窄带光谱范围),这些窄带波长62可以用于处理器170中,处理器170被配置为使用一个或多个波长组合174提供诊断,下面将更详细地讨论,和/或被配置为通过改变特定波长之间的比率(例如,在窄带红、绿和蓝源62之间)来实现波长复用超分辨率176,以获得改进的超分辨率结果180。

[0047] 在一些实施例中,照明源160可以包括一个或多个光子晶体光纤(PCF)164,光子晶体光纤(PCF)164被配置为将宽带白光光谱177传送到专用照明光纤120和/或多芯光纤100中,例如,利用超连续效应(由于非线性效应导致的带宽展宽)来提供组织的白照明,组织的白照明比传送到PCF 164的窄带红、绿和蓝源62的照明更接近自然宽带照明。PCF 164可以耦接到一个或多个窄带源62,并且被设计成在源62的波长处具有零色散点,以产生光谱展宽。使用几个多窄带波长62可以通过组合和合并源62的展宽光谱来提供宽带白光光谱177。改进的白光光谱177可有利于提供内窥镜105的更真实的成像颜色。

[0048] 在一些实施例中,照明源160可包括结构光图案化照明168,其可用于处理器170中,处理器170被配置为通过分析组织上的照明图案来提供3D感测178和/或通过利用时间变化的空间投影照明168的图案的参数来实现时间复用超分辨率179来提供改进的超分辨率结果180。

[0049] 在一些实施例中,照明源160可以包括照明源160中的一个或多个激光源64(可能是窄带源62)和多芯光纤100的远端处的至少一个光束成形元件182,光束成形元件182被配置为产生优化的光束剖面184以改善照明85。例如,光束剖面184可包括空间中的均匀照明分布或矩形均匀剖面(顶帽照明分布),其相对于现有技术的高斯照明分布相对于所得图像的各种参数是有利的。激光源64的相干性可用于通过光束成形元件182有效地成形照明光束85。在一些实施例中,至少一个光束成形元件182可以设置在多芯光纤100的近端。

[0050] 在一些实施例中,照明源160可包括一个或多个激光治疗源66,一个或多个激光治疗源66被配置为通过内窥镜105将特定的治疗67应用于例如组织。例如,治疗67可以应用于

设计为输尿管镜的内窥镜105中的肾结石,如下文更详细描述。

[0051] 图2A至图2C是根据本发明的一些实施例的在其电磁传播区域110中具有大量芯115的光纤横截面的高级示意图。光纤100可以包括中心或偏心光学芯(110)和/或可以具有中空、中心或偏心区域(112),中空、中心或偏心区域(112)可以用于治疗,诸如能量传送、抽吸、照明、药物传送等。照明装置(诸如专用照明光纤102)可以以各种方式集成在多芯光纤100内。可以在考虑不同应用之间的折衷的情况下执行近场或远场配置的选择,以及是否且哪些光学元件140被插入尖端的远端(见例如表1和下面的其它示例)的选择。例如,关于生产、使用、光学特性和算法参数的考虑可以在不同的实施例中不同地平衡,以将内窥镜105优化到宽范围的性能和设备要求。

[0052] 图2A中所示的光纤100可以具有任何形式的横截面,例如,如非限制性方式所示的方形、圆形、六边形、椭圆形等。虽然图2A示出了光纤100的实心横截面,而图2B示出了在光纤100内具有空隙112的中空内窥镜,空隙112可以用于下文所公开的不同目的(例如,作为用于插入工具或执行抽吸以合并附加光纤等的工作通道)。光纤100可以是方形、圆形或具有任何其它形式,并且空隙112在光纤100内也可以具有任何形状和任何位置,空隙112和光纤100可以具有任何尺寸(R_i 、 R_o 、 D 、 W 等),并且空隙也可以是多个(例如,光纤100可以包围两个或更多个空隙),所有这些都根据内窥镜的要求设计。图2C示意性地示出了多芯光纤100,芯115被分组为“超芯”组116,“超芯”组116可以被配置为感测无透镜配置中的波阵面,如下所述。

[0053] 在医疗用途的情况下,多芯光纤100可以由生物相容性材料制成,例如聚合物,诸如PMMA(聚甲基丙烯酸甲酯)和PS(聚苯乙烯),并且可以是柔性的。光纤100也可以由不相容的材料制成,并且在工业用途的情况下是柔性的或刚性的。光纤100可以被配置为具有以小于10GPa的杨氏模量为特征的柔性并且是一次性的。因此,光纤100可以比玻璃光纤(具有约65GPa的杨氏模量)更柔韧,并且可以达到PMMA柔韧度(杨氏模量在1.8至3.1GPa之间)或更高的柔韧度。

[0054] 各种实施例使用诸如光纤材料的装置、芯和间隙的配置、芯的数目和尺寸、不同光纤部件的材料修改、芯115中传播模式的数目的控制、诸如光纤100任一侧的透镜或棱镜的光学装置及其不同类型的照明和算法解决方案的配置、设计和应用,来补偿聚合物光纤相对于玻璃光纤的降低的透明度,所有这些在下文都以非限制性方式举例说明。以下公开内容还涉及控制芯115之间的串扰(例如,在相邻芯115中传播的辐射之间的相互作用效应)的方法,以及改进检测图像的信息内容和增强检测图像的与治疗相关的信息的方法。

[0055] 照明可以包括相干光或非相干光、任何光谱图案(宽或窄波长范围、连续或离散范围)、偏振光(以各种图案)或非偏振光以及视觉或红外范围中的不同范围。芯、间隙和外覆层之间的材料差异可以包括不同的材料,使用空气芯或空气间隙,并且掺杂任何光纤区域以影响它们的折射率,如下文更详细地解释。应当注意,以下呈现的实施例中的任何一个都可以用于本文所描述的任何其它实施例中,只要它们是兼容的。特别地,在任何实施例的上下文中描述的计算方法、光学方法和光纤设计考虑也可应用于其它实施例。

[0056] 图2D和图2E是根据本发明的一些实施例的通过包装光纤模块生产光纤的高级示意图。可以使用光纤模块或单元117来生产多芯光纤100。每个光纤模块117本身是多芯光纤,能够被配置为具有均匀的尺寸。这样的实施例被称为束光纤,并且可以以任何配置(例

如, 2×2 模块、 3×3 模块等) 捆绑任意数量的光纤模块117。光纤模块117可以具有任何形式, 诸如正方形、矩形、圆形或椭圆形, 并且可以填充到具有宽范围的形式和配置的光纤100中, 引入在芯或芯组和整个光纤100之间具有中间尺寸的光纤模块117 (每个模块117可以具有例如数十、数百或数千个芯) 使得从光纤模块117形成光纤100的生产更简单并且具有更高的灵活性。例如, 如图2D所示, 矩形光纤100可以由矩形布置的方形光纤模块117组装, 例如使用封装支撑件118A和相应的可附接盖118B。光纤模块117可以简单地由封装支撑件118A和盖118B在沿着光纤100的某些区域处机械地保持, 和/或光纤模块117至少在某些区域可以粘合在一起或者以其它方式附接。在另一示例中, 如图2E所示, 光纤模块117A、117B可以围绕空隙112布置。在某些实施例中, 光纤模块117A、117B可布置成在它们的观察角度和/或附接在光纤尖端110处的光学元件140上不同 (参见例如下面的图4A至图4D)。例如, 光纤单元117A可以被配置为覆盖空隙112前面的视场 (例如, 向内倾斜或具有相应的光学元件), 而光纤单元117B可以被配置为覆盖尖端101外侧的视场 (例如, 向外倾斜或具有相应的光学元件)。例如, 非限制性倾角可以是向内 5° 至 20° 和向外 10° 至 50° 。相应的封装或附接构造可应用于将光纤模块117A、117B固定在它们各自的位置和角度。在某些实施例中, 光纤模块117A、117B的环形布置可以在光纤的远端, 而光纤模块117A、117B可以在光纤的近端处被分开并且有差异地重新布置, 例如, 成矩形形式以覆盖单个矩形检测器的表面。因此, 实现了生产和使用的灵活性, 这使得能够独立地优化光纤模块在光纤100的任一端的空间分布, 以增强在远端的光学感测以及在近端的检测和处理。

[0057] 图3A至图3C是根据本发明的一些实施例的具有用于治疗或照明光纤102的工作通道112和通道位置120的光纤100的高级示意性截面图。工作通道112被描绘为光纤100内的空隙112, 被电磁传播多芯光纤区域110围绕。治疗和/或照明光纤102可以以允许使用一根光纤的组合成像和治疗、治疗的即时图像反馈等的方式集成到内窥镜的光纤100中。这种组合可以例如用作输尿管镜或任何其它类型的内窥镜。在某些实施例中, 在通道120中靠近工作通道112处定位附加光纤可被配置成通过流过工作通道112的液体冷却光纤 (例如, 治疗光纤)。

[0058] 在示出的示例中, 治疗或照明光纤102可以插入在指示的位置120 (例如, 凹槽或通道) 处, 例如, 在与工作通道112流体连通的多芯成像区域110的内壁处, 例如, 在空隙112的外围 (图3A, 通道直径例如, 约 $250\mu\text{m}$), 在与光纤100的周围流体连通的多芯成像区域110的外壁处, 例如, 在光纤100的外围 (图3B, 通道直径例如, 约 $250\mu\text{m}$), 在多芯成像区域110内 (图3C, 通道直径例如, 约 $200\mu\text{m}$), 或这些可能性的组合。治疗或照明光纤102的集成可以在光纤100的生产之前、期间或之后进行。在某些实施例中, 玻璃治疗或照明光纤102可以在拉动聚合物光纤100之后插入槽120中。

[0059] 在某些实施例中, 治疗或照明光纤可以被配置和控制为集体地、同时地或顺序地操作, 以实现期望的照明和/或治疗。例如, 治疗通道可被分成若干低功率通道120, 以具有更薄的通道和通过每个通道的更低功率传送。这种配置可以提高内窥镜的机械柔性, 这在例如输尿管镜检查领域中是非常重要的。此外, 用于插入外部照明或治疗光纤的中空通道120的使用提供了表现出自对准的设备配置。

[0060] 图3D是根据本发明的一些实施例的具有组装透镜119的光纤100的高级示意图。光纤100的模块化结构 (见例如图2D、图2E) 可用于修改一些光纤模块117, 以比将这些特征并

入均匀光纤更简单的方式将特征并入光纤100。光纤模块117D可以以模块化、积木式方式配置,以相对于内窥镜的形式和功能形成各种横截面组织。在某些实施例的示出示例中,两个不相邻的光纤模块117D可涂覆有导体(例如,金属),而光纤模块117C的其余部分可未涂覆(和绝缘)。这种配置可用于向光纤尖端101传送电。例如,电磁信号或电磁辐射可经由光纤模块117D传送到相邻组织或相关联的设备或部件(例如,检查装备或内窥镜仪器)。在示出的示例中,电磁能量可被传送到远端透镜119,用于加热远端透镜119,以防止进入主体时雾化。在某些实施例中,天线结构(未示出)可被设计在透镜119上,其接收电磁辐射以在不使用触点的情况下加热透镜119。在某些实施例中,射频(RF)治疗可经由光纤模块117D的导电涂层应用于围绕光纤尖端101的组织或物体。

[0061] 图3E至图3F是根据本发明的一些实施例的去雾机构121及其效果的附加高级示意图。图3E示出了由导电涂层122涂覆的透镜119,导电涂层122连接到电路123,电路123被配置为经由涂层122加热透镜119,以防止雾化并在需要时为透镜119去雾。图3F举例说明了雾积聚导致的图像恶化——雾积聚开始后不久拍摄的顶部图像(A),稍后拍摄的底部图像(B),用箭头标记的物体几乎看不见。图3G显示了去雾后的图像——物体和照明点都又清晰。应当强调的是,在提供高分辨率图像的同时内窥镜105可以被设计为非常薄(例如,直径为0.5mm),并且远端透镜119也可以是超薄的。公开的去雾机构使用少量电力提供对透镜119的温度的有效控制,以防止雾化并克服重要的现有技术限制。

[0062] 在某些实施例中,通过将外部光学器件(患者体外的光学器件,例如光学元件84、94)的焦距适当地从内窥镜的远端尖端调整到治疗组织70的工作距离,内窥镜105可以在远场(图1A)或近场(图1B)中操作。光纤100可以被配置为通过使用远场成像(例如,使用适于具有中心阻挡孔径的成像透镜94)来传送完整图像,即使工作通道112位于成像表面的中间。

[0063] 在具有无透镜光纤尖端101的远场成像配置中,获得的图像可以具有与芯115的数目无关的多个像素,相对于近场实施例增强图像分辨率。例如,某些实施例包括使用能够感测被检查组织70的波阵面或3D形貌的集成成像传感器作为检测器91。在这样的实施例中,芯115可以被配置为具有少量可能的空间模式,类似于Shack-Hartmann干涉仪或波阵面传感器。

[0064] 在某些实施例中,芯115可被分组为“超芯”116(见图2C),每个超芯包括一组相邻的芯115。每个“超芯”116可以作为单个波阵面感测元件来处理,该单个波阵面感测元件通过比较在每个“超芯”116内传播通过单个芯构件115的辐射(或者光场感测,例如,比较在近场和多模中操作的不同芯处的光方向)来传送关于波阵面的信息。将芯115分组成“超芯”116在光纤100的表面上可以是均匀的或者是可变的,一些芯组比其它芯组大,(见例如图2C中的更大的中心芯组)。

[0065] 芯115的分组可以例如基于芯115在光纤110上的均匀(或不均匀)分布而根据成像性能偏好及时改变。注意,在这种配置中,深度测量和分辨率之间存在折衷。每个“超芯”116中的更大数目的芯115通过使用更详细的波阵面提供关于成像区域的三维结构的更多细节,而每组116的更小数目的芯115和根本不分组提供更高的分辨率。因此,可以根据空间和时间上变化的成像要求来设计或修改芯115的分组。作为补充,芯115可以由处理器170相对于通过其传送的辐射按组地处理,以将每组116实现为波阵面传感器。芯115到芯组116的分

配可以例如由处理器170动态地执行。另外,分组考虑可以伴随关于成像性能的其他考虑,诸如用于增强分辨率和/或深度测量的建议的技术。

[0066] 在某些实施例中,近场实现可以包括感测芯之间的光场(以多模式操作),例如,测量辐射的方向分量以产生3D成像。光场感测可以相对于芯组按组地执行。

[0067] 在某些实施例中,内窥镜光纤100可以包括多个芯115,多个芯115不是以相等的距离定位的,而是不均匀的间隔(见图2A的示意图)。由于芯115在孔径平面(傅立叶平面)中的采样不均匀,所有芯115的不均匀(不规则)分布(例如,与检测器91上的像素的空间分布不一致的空间分布)使得当在远场条件下工作时能够获得超分辨率图像,并且因此在孔径平面处的采样不影响视场或在图像平面中不产生可见性限制。芯115和跨光纤100的间隙的分布可以被设计为使用算法和光学技术来优化分辨率增强。实际上,增加芯115之间的距离可以从微扫描和其它超分辨率技术的应用中提供更大的益处。

[0068] 在某些实施例中,光纤尖端101的光学设计可被配置为具有非对称且不在尖端的横截面内居中(不与成像通道同心)定位的工作通道112。工作通道112的形状可以被配置为不同于圆形(例如,椭圆形、细长形、多边形等),以便更好地编码光学传递函数(OTF)。工作通道形状可以被配置为经由图像后处理改进图像的OTF反演和算法校正,以产生超分辨率图像。

[0069] 在某些近场成像实施例中,在无透镜实施例中,通过在相对于组织70的不同尖端位置处拍摄的图像中,选择能够为所生成图像中的每个像素提供最大对比度的最佳聚焦位置,可以实现焦深的增加。每个像素的最佳焦点可以从在不同尖端位置处拍摄的多个图像中选择。

[0070] 在某些实施例中,光学元件140可附接到远端光纤尖端100(面向组织70)或在远端光纤尖端100处生成。光学元件140可用于增强远场成像和近场成像中的成像。例如,光学元件140可用于控制视场,将其向外和/或向内增加超过尖端101的边缘(在设计的工作通道空隙112的情况下)。

[0071] 图4A至图4D是根据本发明的一些实施例的中空内窥镜光纤100的高级示意图,中空内窥镜光纤100在远端尖端101处具有补偿中心空隙的光学元件140。在光纤100在尖端101处的横截面处具有空隙112的实施例中,下面给出了各种解决方案,用于除面向芯115的区域71之外(或代替面向芯115的区域71)对面向空隙的区域72成像。应当注意,任何类型的目标70都可以成像,例如,组织、特定解剖构件、体液、各种结石或梗阻、肿瘤、异物等。

[0072] 在某些实施例中,内窥镜105的照明源160和至少一些光学元件(例如,尖端光学元件140、近端光学元件84、94)可以被配置为对与面向尖端101的区域的其余部分(例如,面向芯区域71)不同的面向空隙112的区域的至少一部分(例如,面向空隙的区域72)成像。成像中的差异可以在于照明的偏振、波长、波长范围和/或定时中的任何一个。下面给出非限制性示例。

[0073] 多个芯115可用于生成完整图像,克服中空区域112中芯的缺失,并提供与工作通道112(面向空隙的区域72)直接相对的组织70的成像(和照明)。例如,内窥镜105可以被配置为提供光纤100的90°视场。图4A以非限制性方式示意性地示出了具有环形布置的光学元件140的环形多芯区域110(具有内半径 R_i 和外半径 R_o)。类似的原理可应用于光纤尖端100的任何几何构造,例如,其任何形式、空隙112的任何位置和形式等。

[0074] 在某些实施例中,光学元件140可以包括以特定角度切割并粘附在显微内窥镜105的尖端101处的梯度折射率(GRIN)透镜。每个切割GRIN 140可以被切割并定位成面向不同的方向,以便增强光纤的视场(FOV)以等于GRIN 140的数目乘以每个GRIN 140的FOV(或者,互补地或可选地,通过配置一些GRIN 140来增强景深以从不同的景深传送辐射)。GRIN透镜140的边缘的切割可以实现棱镜将来自视场的不同预定义扇区的光耦合到该特定GRIN中。非球面透镜可以用作GRIN透镜作为光学元件140的替代。

[0075] 图4B至图4D示意性地示出了根据本发明的一些实施例的三种可能的配置。大圆示意性地表示光纤尖端101的总FOV的外围,其是面向芯(71)的成像区域的边界,而小圆表示在非限制性说明情况下取为相等的单个光学元件140、141的视场。例如,尖端FOV(区域71加上面向空隙的区域72)可以被等间隔(在图4B中为8)的光学元件140覆盖,每个光学元件140对外围区域145成像,并且附加光学元件141可以被配置为对中心区域146成像。因此,面向空隙的区域72由区域146中央性覆盖,并且其外围由区域145覆盖。在另一示例中,更多数量(在图4C中为21)的光学元件140可以被配置为具有覆盖几组同心圆成像区域中的尖端FOV的角度——在所示示例中为12个外围区域145、8个中间区域146和一个中心区域。在另一示例中,环形布置的光学元件140(在图4D中为25)可以被配置为具有以网格状方式覆盖尖端FOV的角度,各个区域145部分地重叠并覆盖尖端FOV并且能够延伸到更大的区域中。本公开的方法在使光纤尖端光学元件140适配以产生所需的视场方面提供了高度的灵活性。

[0076] 在某些实施例中,光学元件140可以包括耦合到环形棱镜的环形透镜,该环形棱镜将来自整个FOV的光引导到环形透镜中。

[0077] 在某些实施例中,可能没有上述光学元件的环,可以使用选择性照明来对FOV的中心成像。照明可以被引导到FOV的中心而不是其外围,并且伴随的算法可以被配置为处理检测到的信号以导出FOV中心的图像(例如,由处理器170)。

[0078] 在某些实施例中,具有不同偏振的照明可以用于中心FOV(例如,面向空隙的区域72)和FOV的外围(例如,面向芯的区域71),使得检测到的信号通过偏振的差异被空间编码,并且可以被解码以创建整个FOV的图像(见下面更详细的解释)。光学元件140可以是双折射的,以直接有区别地将照明偏振到不同的几何区域。

[0079] 在某些实施例中,空隙112可以是偏心的或者被分成偏心的空隙,为腹侧芯留下空间以直接对FOV的中心成像。

[0080] 在某些实施例中,芯115可以在光纤100内不相等或不均匀地间隔,例如,使得芯115的位置与位于体外的检测器91的像素的均匀空间采样矩阵不一致。可以利用两个网格之间的不一致来应用几何超分辨率算法来提高拍摄图像的质量(在某种意义上类似于微扫描技术)。

[0081] 某些实施例可以经由空间芯配置来实现微扫描。例如,光纤100可以展示具有低填充因子的多芯设计(填充因子是芯面积与芯之间的距离的平方之间的比率,后者被称为间距)。例如,芯径可以在 $0.4\mu\text{m}$ 至 $2.5\mu\text{m}$ 之间变化,以及节距可以在 $2\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 之间变化,以产生低填充因子范围 $(1/(\text{节距}/\text{芯径})^2)$,例如填充因子在 $1/4$ 和 $1/16$ 之间。当填充因子较低(例如,低于 $1/4$,低于 $1/9$,例如, $1/16$)时,显微内窥镜的尖端101的简单移动(例如,移动幅度至少可以等于间距,例如几微米)使得能够实现微扫描概念以显著提高装置的几何分辨率。(注意,在具有大填充因子的成像的情况下,微扫描过程不能增加图像的几何分辨率,而是

仅仅执行图像的过采样-因为采样像素/芯本身的点扩展函数 (PSF) 限制为空间低通可获得的分辨率。)在某些实施例中,根据本公开的空间扫描方法和时间扫描方法可以被组合并且适合于成像要求。

[0082] 在某些实施例中,照明通道85可以具有实现照明点的空间扫描的时变光学器件。空间照明扫描可用于构造具有大视场的宽场图像,即使尖端相对于被检查组织处于近场中,它也不受位于尖端中心的工作通道的影响。

[0083] 在任一实施例中,处理器170可以被配置为将通过芯115从成像区域传送到检测器91的辐射处理成图像,并且能够对检测到的辐射实现超分辨率算法。

[0084] 在某些实施例中,被检查的组织70可以被作为照射源160的可调谐激光器(例如,作为激光源64)照射。可以拍摄组织70的一组空间图像,每个图像对应于不同的波长。所得的高光谱图像可用于识别特定类型的组织(例如,癌组织)以增强成像。因此,光纤内窥镜105可以提供使用不同波长(在特定的诊断波长范围内,诸如用于测量血红蛋白氧化的红外波长)执行的诊断可能性,不同波长用于特定目的而不一定用于成像照明。例如,多个窄带波长62可用于由处理器170提供具有一个或多个波长组合174的诊断。这种组合可以通过使用具有固定光谱范围的源和/或可调谐源来实现以临时改变照明85的光谱成分。可通过波长组合174实现的诊断的示例包括活检(去除组织的诊断)和原位生物组织的表征,例如通过测量在不同和尤其特定波长处的反射率。非限制性示例包括脉冲血氧计,其可通过利用HbO₂和Hb的不同光谱吸收曲线,测量波长600nm至750nm(例如,在660nm)和波长850nm至1000nm(例如,在910nm)(例如,作为两个不同的波长(范围)62)处的吸收率来提取。

[0085] 波长和波段的选择可以在过程期间手动或自动地改变,以适应过程中的不同阶段和关于例如空间或时间参数、遇到的位置和组织等的不同成像要求。在一个示例中,可以单独地照明和分析单个波段,以增强导出的信息。给定的波段可用于从不同方向照射目标以产生更详细的空间信息。

[0086] 在某些实施例中,构造为输尿管镜的内窥镜105的工作通道112可用于吸出大肾结石并通过吸附将结石附接到内窥镜的尖端101。然后,可以使用治疗激光器(能够结合在光纤100中,见图3A至图3C)来破碎结石,同时抽吸稳定了结石并防止他们在医学治疗过程中四处移动。抽吸可以通过工作通道112施加,并且成像可以用于提供关于抽吸和治疗的效率的反馈。例如,强化治疗可能倾向于克服抽吸力并释放附着的结石。成像可用于检测结石从光纤尖端101脱离的发展,并分别调节抽吸和/或施加的能量。在此上下文中,如上所述将能量施加分裂成若干光纤可提供对结石的更均匀的治疗,对结石更均匀的治疗是在结石的任何一点处采用较低的能量浓度。可以在每个能量源处调节能量施加强度,以避免结石从抽吸处脱离。

[0087] 在某些实施例中,输尿管镜的工作通道112可用于注入液体并稍微改变光纤100的光学条件,使得有效地改变尖端101处的透镜140的焦距,并且可实现焦点扫描以对图像中的每个像素产生最清晰的可能的图像。

[0088] 内窥镜105可以被配置为任何类型的内窥镜,并且被用于处理任何类型的身体结石或其他障碍物,例如通过激光治疗源66。

[0089] 图5A至图5C是根据本发明的一些实施例的光学元件140的高级示意图。在某些实施例中,除了在显微内窥镜(例如,GRIN透镜、非球面透镜)的尖端101处的成像透镜140之

外,可以在光纤100的端部(图5A)处实现偏振光学元件150(例如,Glan Thompson棱镜)。偏振光学元件150可以被配置为通过偏振复用来增加FOV以超出光学元件140的限制。不同的视场130A、130B可以被偏振编码、折叠到内窥镜光纤100中并且在输出处被分离(例如,在到达检测器91、92之前使用偏振分束器(PBS)93)。可以使用不同的线性偏振方向(例如,其间具有 45°)、圆偏振等来执行偏振编码。依据光纤100和光学器件的配置,偏振复用可以用于横向或中心地增加成像面积(见上文)。偏振复用可以与视场的时间扫描结合。偏振复用可用于适当地增强三维深度成像或除了扩大视场之外增强三维深度成像。可以对检测器91、92的信号应用不同的处理算法,以在从中检测到两种偏振类型的区域处提供附加信息。用于偏振复用的照明源160可以是非偏振的(偏振分量的分离以光学方式进行),或者偏振的并且具有两个分量。

[0090] 图5B和图5C示意性地示出了光纤尖端101处的光学元件140、150的实施例,即角度偏转元件150(例如棱镜)和成像光学元件140(图5B)以及与分面的GRIN透镜140的组合配置(图5C)。

[0091] 在某些实施例中,FOV的某些部分可以由不同的光学元件140(和相应的芯115)成像,以实现光学三角测量,例如尖端101和组织区域的距离测量。这样的实施例允许权衡FOV与深度信息,并因此根据情况相关的需要动态地分配成像资源(例如,FOV-视场、DOF-景深)。在某些实施例中,不同的光学元件140可以使用不同的偏振来对相同的区域成像,使得代替或除了扩展FOV之外(如上所述),使用偏振来增强深度信息。偏振的动态变化可用于在操作期间修改光纤100的光学性能。在某些实施例中,不同的光学元件140可以使用不同的波长来对相同的区域成像,使得代替或除了扩展FOV(如上所述)之外,使用波长复用(例如,使用如上所述的可调谐激光器)来增强深度信息。

[0092] 颜色分配的动态变化可用于在操作期间修改光纤100的光学性能。例如,具有不同波长(例如,具有多个窄带波长62)的多个激光源可以用作照明源160,例如,四个通道,其中三个通道用于产生彩色成像,以及第四个用于经由三角计算导出图像深度信息。在某些实施例中,用于第四通道的波长可以与用于其他三个通道中的一个通道的波长相同,以促进或简化三角测量计算。

[0093] 在某些实施例中,内窥镜105可以被配置为使用至少一个非成像波长范围,至少一个非成像波长范围被选择为提供附加的景深或视场信息。在某些实施例中,偏振、波长或空间复用可用于从不同方向对组织区域成像,以实现组织区域的立体视觉。处理器170可以被配置为导出和提供立体成像。

[0094] 此外,可以在不同方面改进照明85的质量,诸如其白光谱177和光束剖面184,如上所述。

[0095] 在某些实施例中,内窥镜105可以被配置为提供两个或更多级别的分辨率,允许平衡视场信息和景深信息,或者允许通过适配本文公开的照明和/或图像处理过程在任何其它图像参数之间进行平衡。

[0096] 图6A和图6B是根据本发明的一些实施例的具有不同配置的芯的光纤横截面的高级示意图。图6C示出了根据本发明的一些实施例的全芯和中空芯光纤的比较实验结果。

[0097] 芯的配置(尺寸、材料、间隔)可被设计成减少芯115之间的串扰并且较少受其条带化的影响。例如,可以通过在芯之间产生物理屏障或者通过使用(一个或多个)抗串扰层来

在制造过程中实现串扰降低。可以选择芯间距以将相邻芯115之间的串扰降低到指定阈值以下。例如,可以通过使芯间隔开(例如,芯之间至少 4μ)以及通过增大芯和包层之间的折射率差值来减少串扰。芯可以通过诸如气孔或掺杂聚合物材料的结构(例如,有掺入的纳米颗粒)间隔开。芯115可以是中空的,由聚合物材料制成和/或包括纳米颗粒以控制折射率。在某些实施例中,可以通过将硬件与外部孔阵列放置在一起来增强对比度。在某些实施例中,光学元件(例如,光学元件94)可以被添加在光纤100的输出和成像系统之间,并且被配置为阻挡来自包层113的输出,从而仅传输从光学芯115流出的信息。光学元件可以包括强度掩模,强度掩模对于所有芯位置具有值1,以及对于所有包层位置具有值0,以使来自芯的所有以及仅有的信息传播到检测器91。

[0098] 在某些实施例中,芯115和包层113之间的折射率差值可以被设计为足够大,和/或可以引入中间元件111以减少在不同芯115中传播的辐射之间的相互作用。芯115和/或包层113和/或元件111可以包括具有掺入的纳米颗粒的聚合物。由于纳米颗粒在特定波长处的等离子体共振,所以可以获得掺杂材料的有效增加的折射率。可以选择特定波长以接近照明源160(例如,三或四个彩色激光器62和/或64)的波长带(例如,在几nm内,例如,最多 $\pm 5\text{nm}$)。注意,由于等离子体共振和照明激光器的带宽都很窄,所以它们可以被匹配以通过纳米颗粒在照明波长处产生有效增加的折射率。

[0099] 在某些实施例中,通过其不能获得光耦合的中空芯可以交错作为芯115之间的中间元件111(见图6A)。中空芯111可用于减小光导固体芯115与其周围介质113之间的有效折射率差值。

[0100] 在某些实施例中,芯115可以是中空的(图6B),并且通过掺杂或未掺杂的固体聚合物来隔离。中空芯115(气孔)被示出为非常显著地减少材料损耗(图6C),并且因此当使用聚合物光纤100时是非常有利的,与玻璃光纤相比,聚合物光纤100的特征在于有相对大的损耗。聚合物光纤的主要优点是其柔韧性,能够实现在某些内窥镜应用(例如,如上所述治疗肾结石)下所需的强弯曲。

[0101] 光纤材料(如果有的话,用于包层113和中间元件111)和掺杂可以根据光纤100所需的折射率和机械性能来选择,并且可以包括各种类型的生物相容的(或者非生物相容的,例如非医疗用途)聚合物,能够掺杂有纳米颗粒以影响折射率。可以选择照明波长范围和纳米颗粒类型中的任一个或两个来优化折射率的变化以优化通过芯的辐射传送。在任一实施例中,芯直径 D_1 、中间元件的直径 D_2 和芯之间的距离 L 可以被配置为实现特定的光学性能参数。

[0102] 图7是示出根据本发明的一些实施例的方法200的高级示意性流程图。数据处理阶段和控制阶段可以由相应的处理器实现,以及算法可以由相应的计算机程序产品实现,相应的计算机程序产品包括计算机可用介质,计算机可用介质具有在其上有形地体现的计算机可用程序代码,计算机可用程序代码被配置为执行相应阶段的至少一部分。

[0103] 方法200包括配置来自具有至少几百个芯的光纤的内窥镜(阶段210),例如,具有被配置为沿着光纤传送用于外部检测器的反射照明的多芯成像区域或多芯尖端。方法200可以包括实现近场成像(光纤尖端处的目标成像)(阶段212)和/或实现远场成像(光纤尖端处的傅立叶平面)(阶段214)。

[0104] 在某些实施例中,方法200可以包括从多个光纤配置内窥镜,分组在一起,每个具

有以填充因子小于 $1/4$ 或甚至低于 $1/9$ 分布的至少一百个芯和至少一个光子照明光纤,通过相对于通过其传送的辐射按组地处理芯来实现三维感测,通过在芯之间的间距距离上进行微扫描来实现超分辨率成像,并且在光纤的远端尖端处配置至少一个光学元件以将内窥镜的视场和/或景深增强至超过面向光纤尖端并与其一致的区域。

[0105] 方法200可包括用于减少芯之间的损耗和/或串扰的以下阶段中的至少一个:在包层中掺入具有接近照明(和成像)波长的等离子体共振的纳米颗粒(阶段220);通过折射率不同于芯(例如 0.1)的中间元件(能够掺入纳米颗粒)使芯间隔开(阶段230);通过气孔使芯间隔开(阶段235)并将芯配置为气孔(阶段240),并且可以包括通过使相邻芯间隔开来减小相邻芯之间的串扰(阶段245)。

[0106] 在某些实施例中,方法200还可以包括将光纤中的一个或多个空隙合并为用于治疗、抽吸和/或照明的通道(阶段250)。

[0107] 在某些实施例中,方法200还可以包括将治疗和/或照明划分成共同操作的多个光纤(阶段260)和/或在光纤或空隙的外围合并附加光纤(阶段265)。方法200可包括通过工作通道冷却合并的光纤(阶段267)。在某些实施例中,方法200还可以包括在治疗期间使用光学输入光学地或自动地控制治疗和/或抽吸(阶段270),以及通过内窥镜治疗身体结石,例如利用输尿管镜构造治疗肾结石(阶段275)。

[0108] 方法200还可以包括使用无透镜配置,而不使用任何远端光学元件(阶段277)和/或使用远端光学元件来控制视场、景深,实现图像复用和/或确定成像参数(阶段282),例如通过在光纤尖端处附接或制造光学元件(阶段280)。方法200可以包括将内窥镜的视场和/或景深增强到面向光纤尖端并与其一致的区域之外(阶段285)。方法200可以包括将光学元件配置为对面向空隙的区域成像(阶段290),例如使用具有受阻挡的孔径的透镜(阶段292);使用与芯光学连通的多个棱镜(阶段295)并将棱镜配置为对面向空隙的区域成像(阶段300),例如,将每个棱镜与一个或多个芯相关联(阶段305);使用照明的不同偏振、波长、波长范围和/或定时对面向空隙的区域成像(阶段310),在前者中使用双折射光学元件用于偏振复用(阶段315)。

[0109] 在某些实施例中,方法200还可以包括实现超分辨率算法(在检测到的辐射上)以增强分辨率、视场和/或景深(阶段320)。

[0110] 在某些实施例中,方法200还可以包括通过使用用于优化相干调制的Barker码来减少散斑图案(阶段317)。方法200还可以包括使用结构化光照明和处理来导出3D数据(阶段319),并且能够如在例如时间复用超分辨率概念中所做的那样,使用图案化照明增强超分辨率处理(阶段322)。方法200还可以包括对远端尖端处的照明进行光束成形(阶段324)。

[0111] 在某些实施例中,方法200还可以包括以下任一个:在尖端横截面上不规则地(相对于检测器像素顺序)分布芯(阶段332),以小填充因子分布芯(阶段334),以及实现面向尖端的区域的微扫描(阶段336)。在某些实施例中,方法200可以包括通过优化不同尖端位置上的像素焦点来增强图像(阶段338),例如通过从在不同尖端位置处拍摄的多个图像中为每个像素选择最佳焦点,以及在其选择的最佳焦点处从像素中合成增强的图像。

[0112] 在某些实施例中,方法200可以包括按组地处理芯,可以将芯动态分配成组,以实现由每个组执行的波阵面感测(阶段340)。方法200可以包括实现光场感测,例如,比较在近场和多模中操作的不同芯处的光方向。

[0113] 在某些实施例中,方法200还可以包括使用非成像波长来提供附加的视场和/或景深信息(阶段350)。方法200可以包括使用可能的未成像的诊断波长范围来收集诊断数据(阶段360)。在任一实施例中,方法200可包括将内窥镜配置为腹腔镜或输尿管镜(阶段370)。

[0114] 在某些实施例中,方法200还可以包括将照明配置为具有多个窄带波长(阶段362),并且能够根据不同波长处的测量导出诊断数据(阶段364)和/或使用相对于多个窄带源的波长复用来增强超分辨率处理(阶段366)。在某些实施例中,方法200还可以包括使用具有被选择为产生光谱展宽的零色散点的PCF来提供宽带白光照明(阶段368)。

[0115] 方法200还可以包括从标准化光纤模块生产光纤(阶段380)。在某些实施例中,方法200包括将光纤模块封装成期望的光纤横截面形式或结构(阶段382)。方法200可以包括修改沿着光纤的光纤模块的空间关系(阶段385),例如,在远端尖端处具有光纤模块的周向布置,并且在光纤的近端尖端处具有光纤模块的紧凑布置。

[0116] 在某些实施例中,方法200还可以包括将导电涂层施加到一些光纤模块,其中其它光纤模块作为绝缘体(阶段387),例如用于经由导电涂层将电磁能量传送到光纤尖端,例如用于加热光纤尖端(阶段390)、与光纤尖端相关联的元件和/或光纤尖端的周围。方法200还可以包括经由至少一个光学元件的加热导电涂层来防止至少一个光学元件上的雾化以及当需要时对至少一个光学元件去雾。

[0117] 图8A至图8E是根据本发明的一些实施例的束状光纤的实验成像结果的高级示意图。成像配置如图1B示意性所示。在应用上述图像处理算法之前,给出的结果表示原始数据。图8A至图8C示出了使用 2×2 束光纤对三个不同目标的成像(四个子图像中显而易见,每个子图像从一个光纤模块接收,每个光纤模块具有 450μ 的侧边和约23000个芯)。目标分别是分辨率目标、人物(人和娃娃)和解剖模型。图8D示出了具有约500000个芯的直径为1.8mm的单个多芯光纤的成像。这两种配置都实现了当前光纤无法实现的非常高的分辨率。图8E示出了通过应用在拍摄的图像上应用的图像增强算法所获得的结果。

[0118] 图9A至图9D是根据本发明的一些实施例的为内窥镜105的性能提供示例的图像。图9A示出了光纤100的多芯结构的示例,在所示的非限制性情况下,光纤100具有0.45mm的外径,并且包括80000多个芯以及集成照明通道。底部图像是顶部图像中标记部分的放大视图。图9B示出了通过内窥镜105的指甲(a)、嘴(b)、牙齿(c)和指尖(d)的图像示例。这些图像是使用外径为0.45mm的光纤100拍摄的,该光纤100包括80000多个芯,并且如上所述进行处理。图9C和图9D示出了处理步骤的示例,即去除伪影和芯迹线(如图9C所示)以及提高分辨率和放大倍率(质量改进的结果的示例如图9D所示)。例如,公开的图像处理算法以300000像素的分辨率提供图9D的清晰的图像。有利地,从多芯光纤100获得的图像是稳定的,并且不受光纤弯曲的影响,性能优于现有技术的多模光纤。有利地,非常薄的内窥镜105提供高分辨率医学成像,其结合了高机动性和对许多医学情况的符合性。

[0119] 在上述描述中,实施例是本发明的示例或实现。“一个实施例”、“一种实施例”、“某些实施例”或“一些实施例”的各种出现不一定都指相同的实施例。

[0120] 虽然可以在单个实施例的上下文中描述本发明的各种特征,但是这些特征也可以单独提供或者以任何合适的组合提供。相反,尽管为了清楚起见,本发明可以在单独实施例的上下文中描述,但是本发明也可以在单个实施例中实现。

[0121] 本发明的某些实施例可以包括来自上述公开的不同实施例的特征,并且某些实施例可以结合来自上述公开的其他实施例的元件。特定实施例的上下文中的本发明的公开元件不应被视为限制它们仅在特定实施例中使用。

[0122] 此外,应当理解,本发明可以以各种方式实现或实践,并且本发明可以在除上述描述中概述的实施例之外的某些实施例中实现。

[0123] 本发明不限于这些图或相应的描述。例如,流程不需要移动通过每个所示的框或状态,或者以与所示和所述完全相同的顺序。

[0124] 除非另有定义,否则本文使用的技术和科学术语的含义应由本发明所属领域的普通技术人员共同理解。

[0125] 虽然已经针对有限数量的实施例描述了本发明,但这些实施例不应被解释为对本发明的范围的限制,而应被解释为一些优选实施例的示例。其它可能的变型、修改和应用也在本发明的范围内。因此,本发明的范围不应受到已经描述的内容的限制,而应受到所附权利要求及其法律等同物的限制。

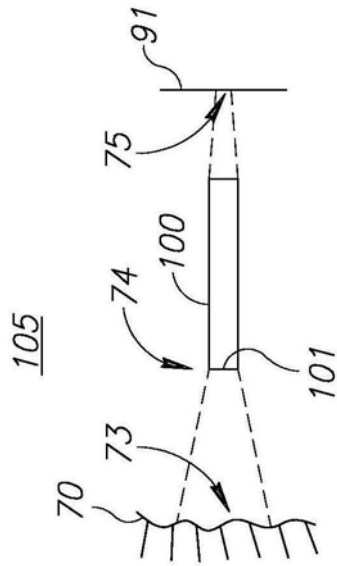


图1A

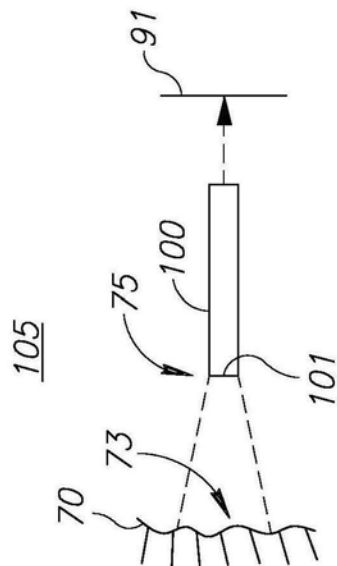


图1B

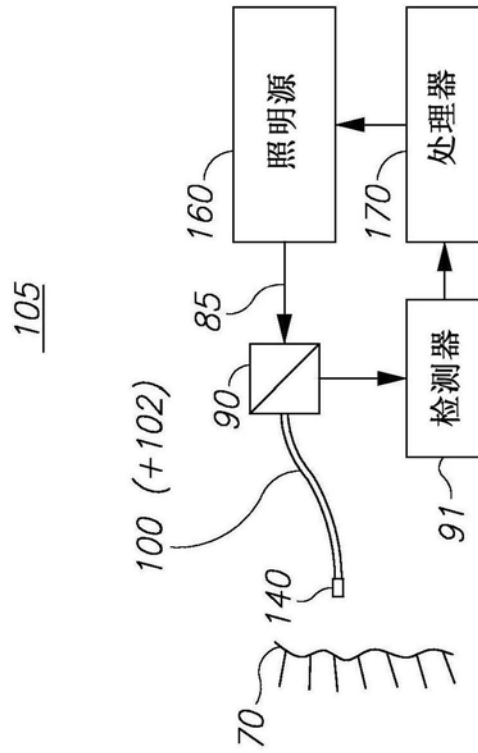


图1C

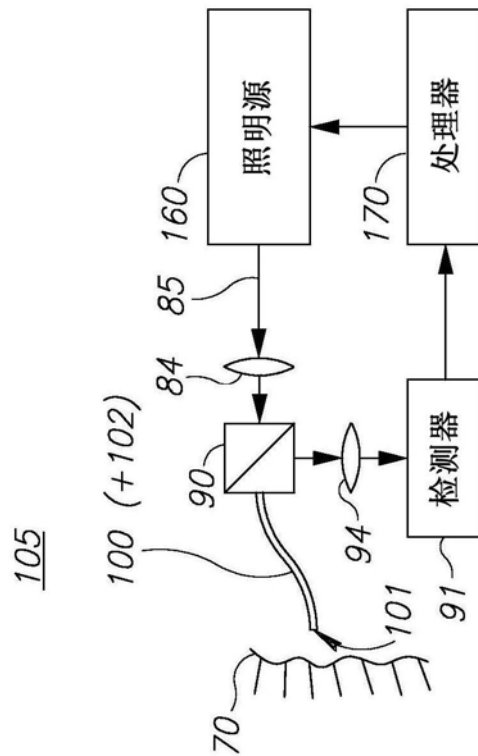


图1D

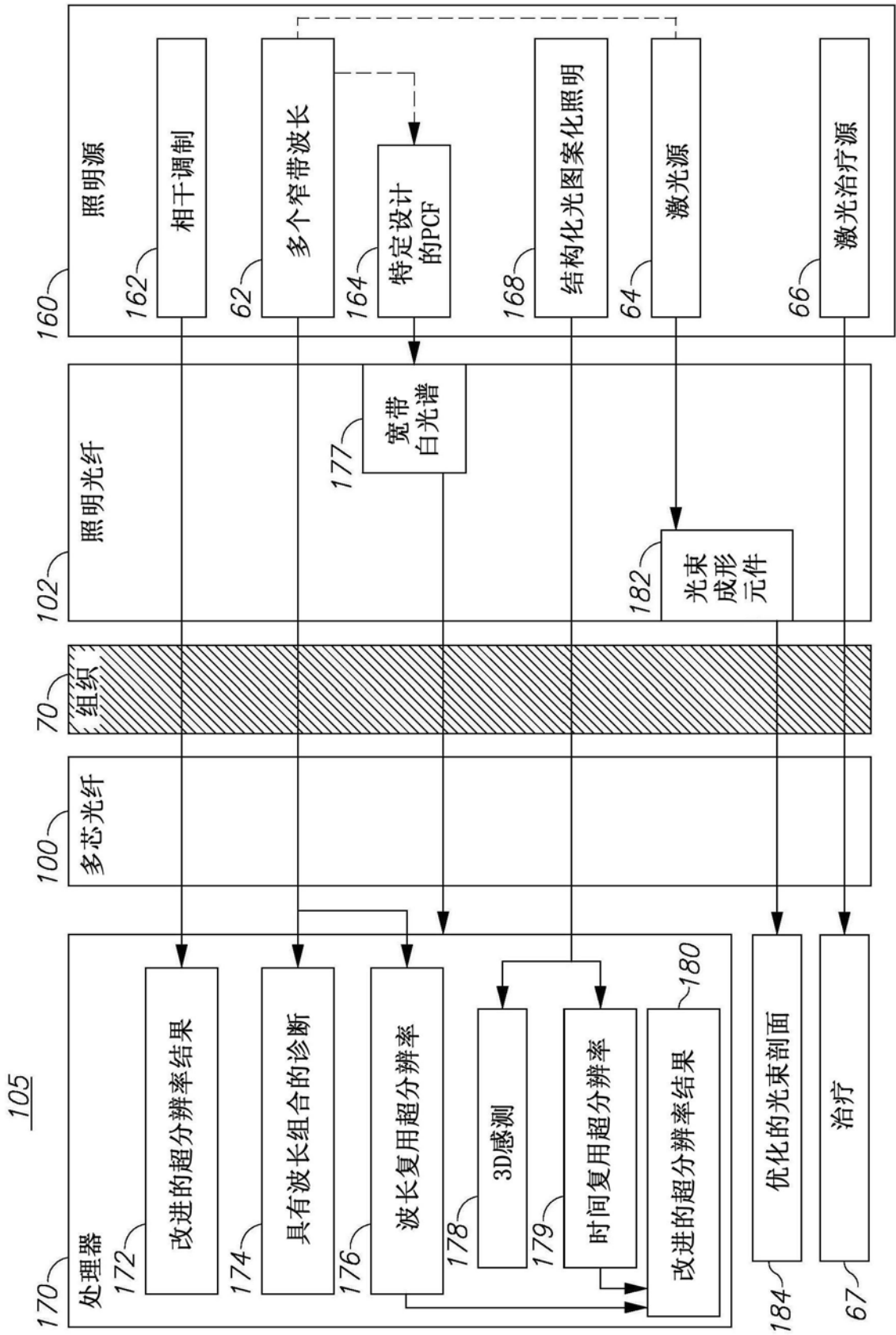


图1E

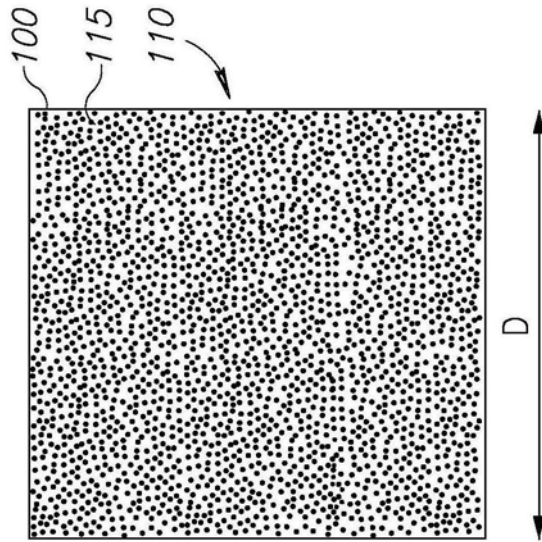


图2A

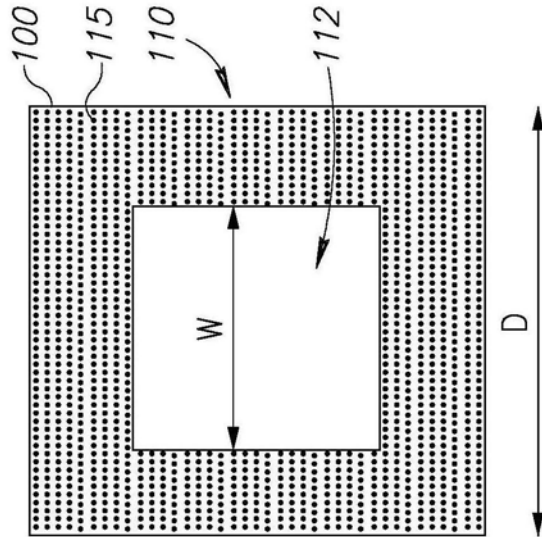


图2B

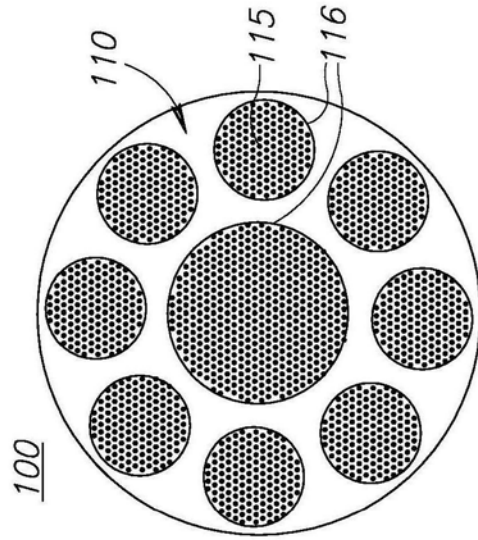


图2C

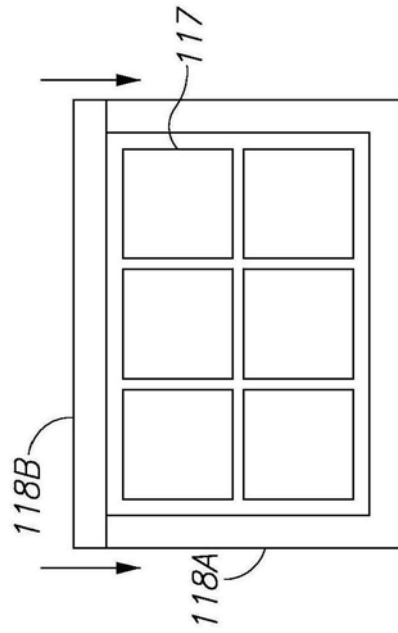


图2D

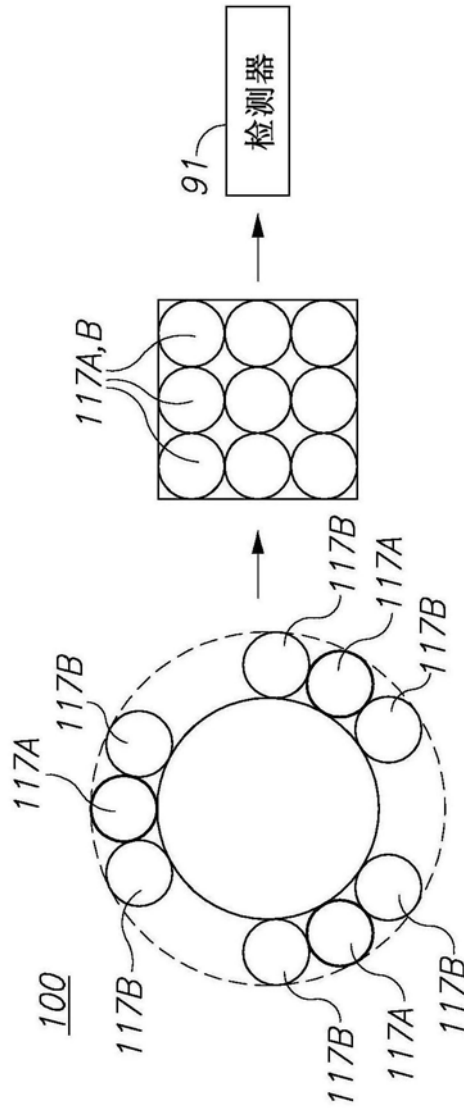


图2E

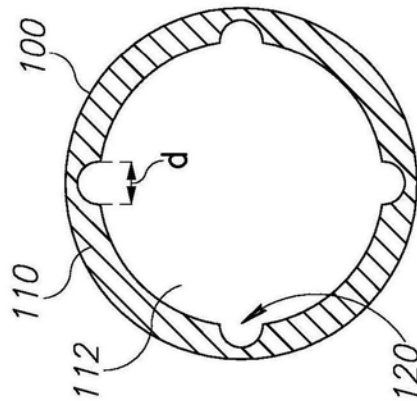


图3A

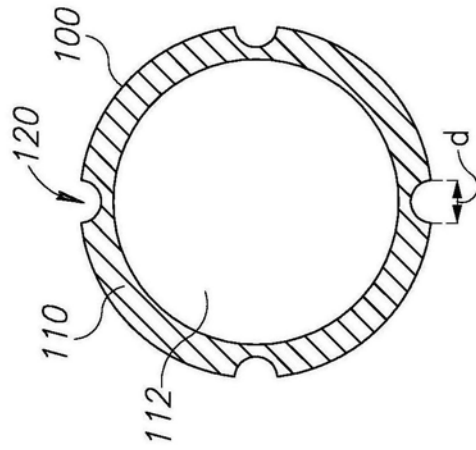


图3B

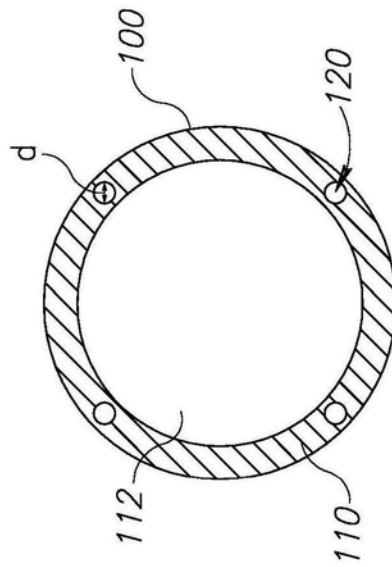


图3C

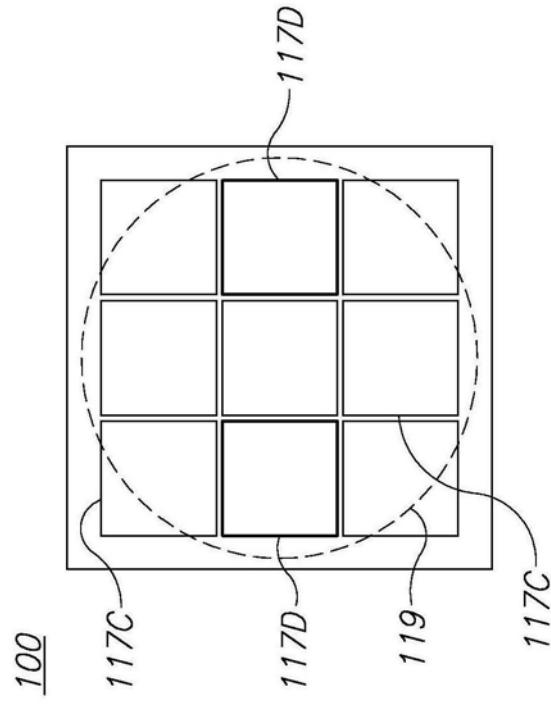


图3D

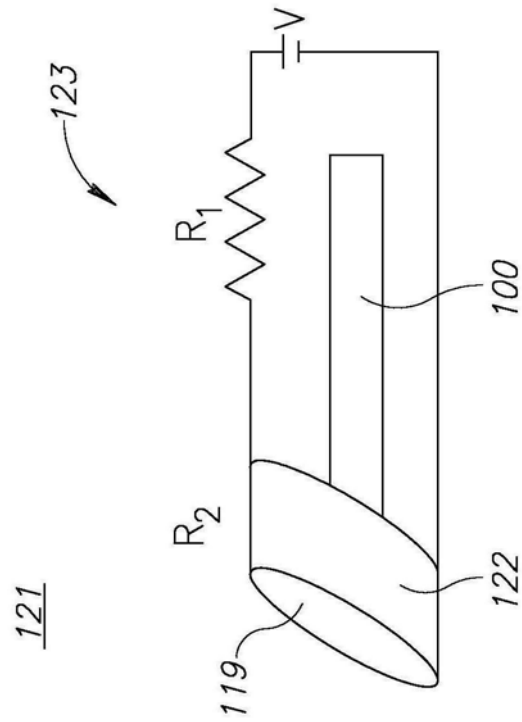


图3E

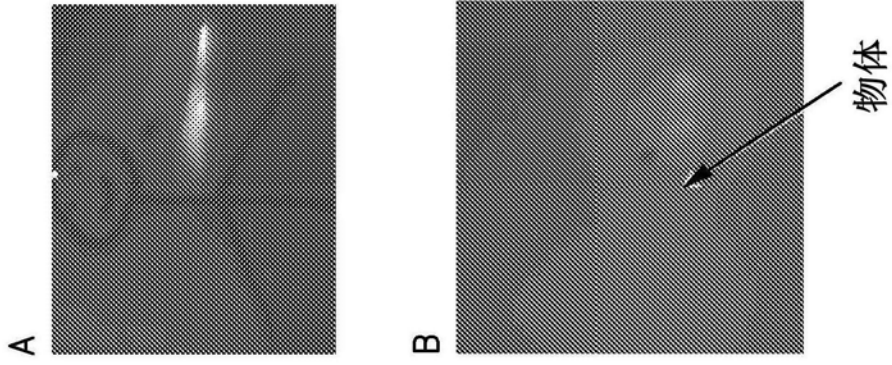


图3F

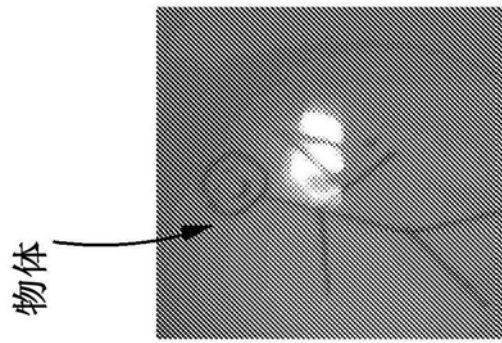


图3G

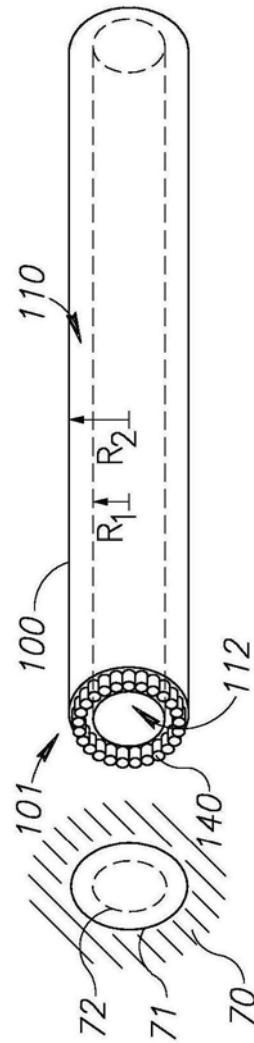


图4A

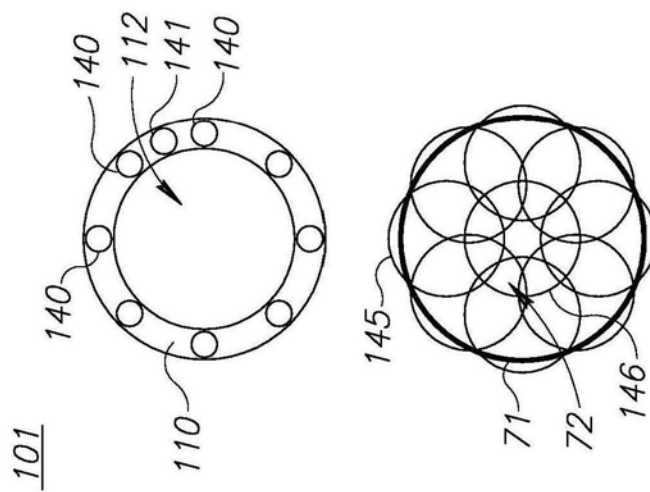


图4B

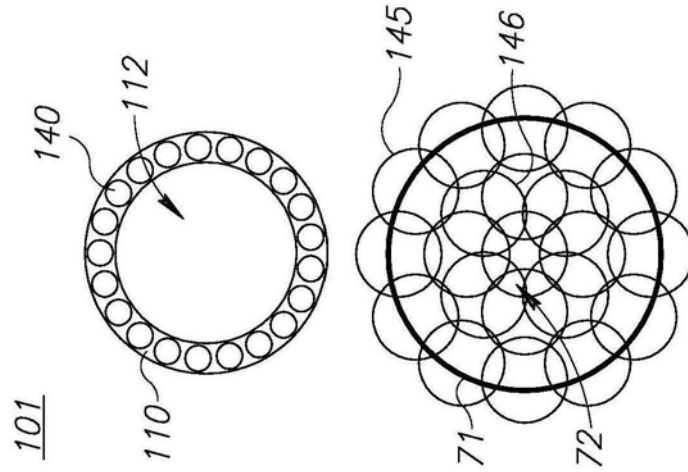


图4C

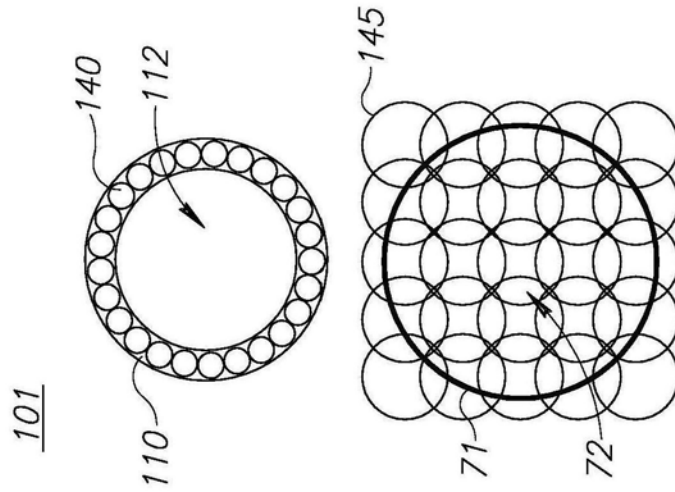


图4D

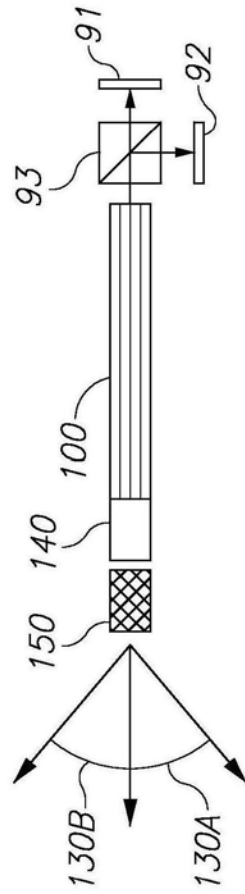


图5A

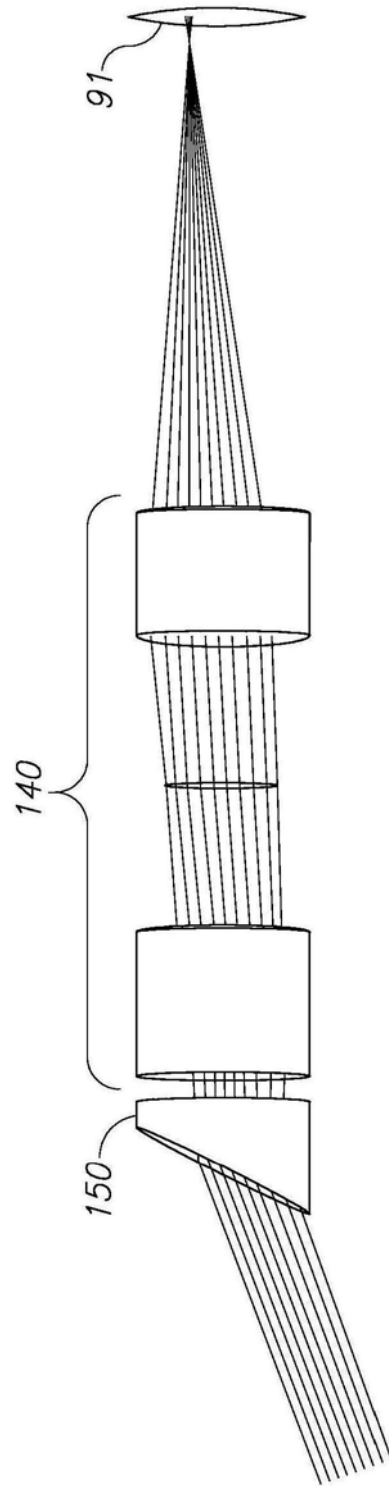


图5B

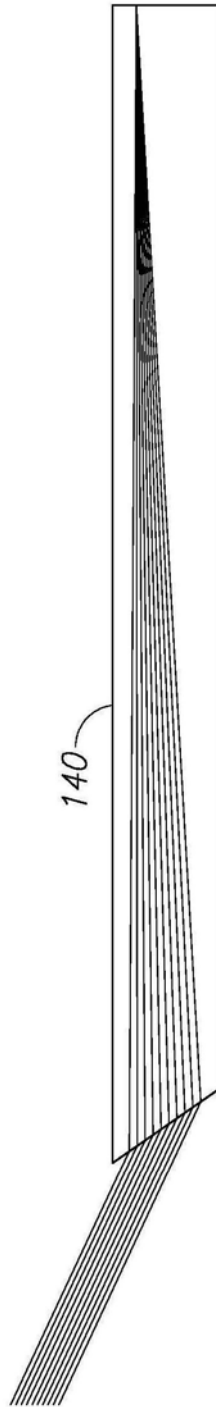


图5C

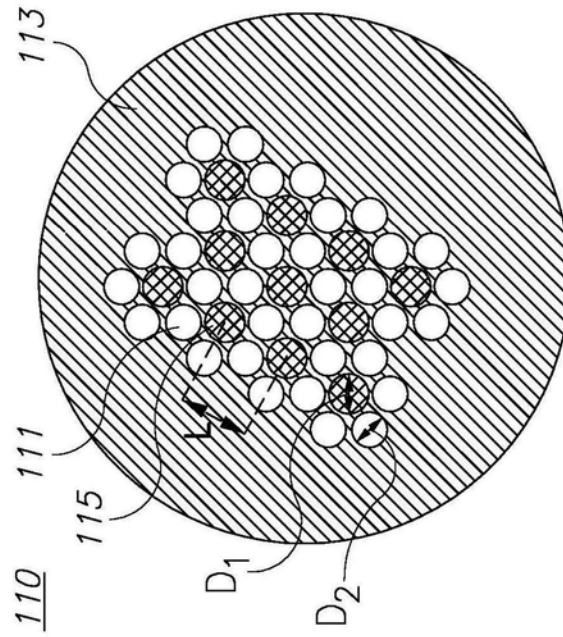


图6A

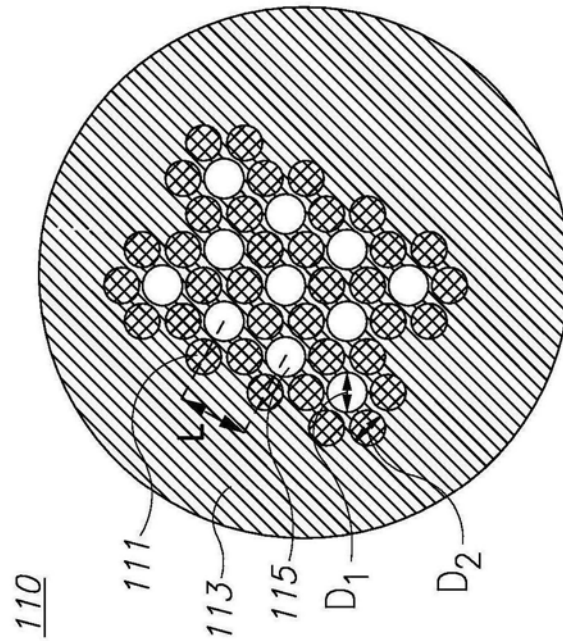


图6B

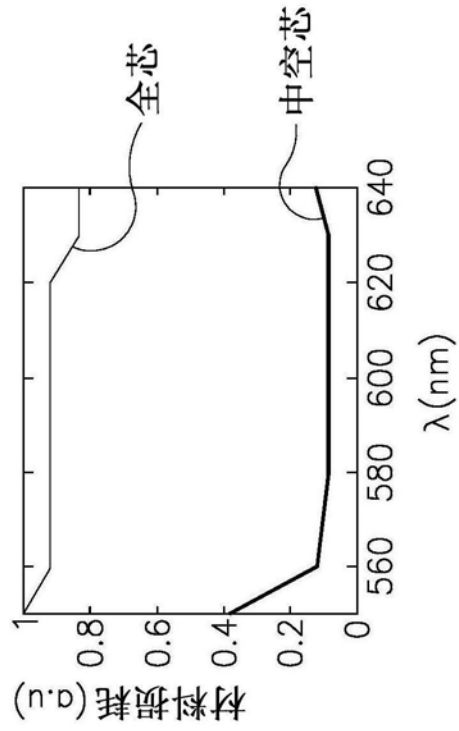


图6C

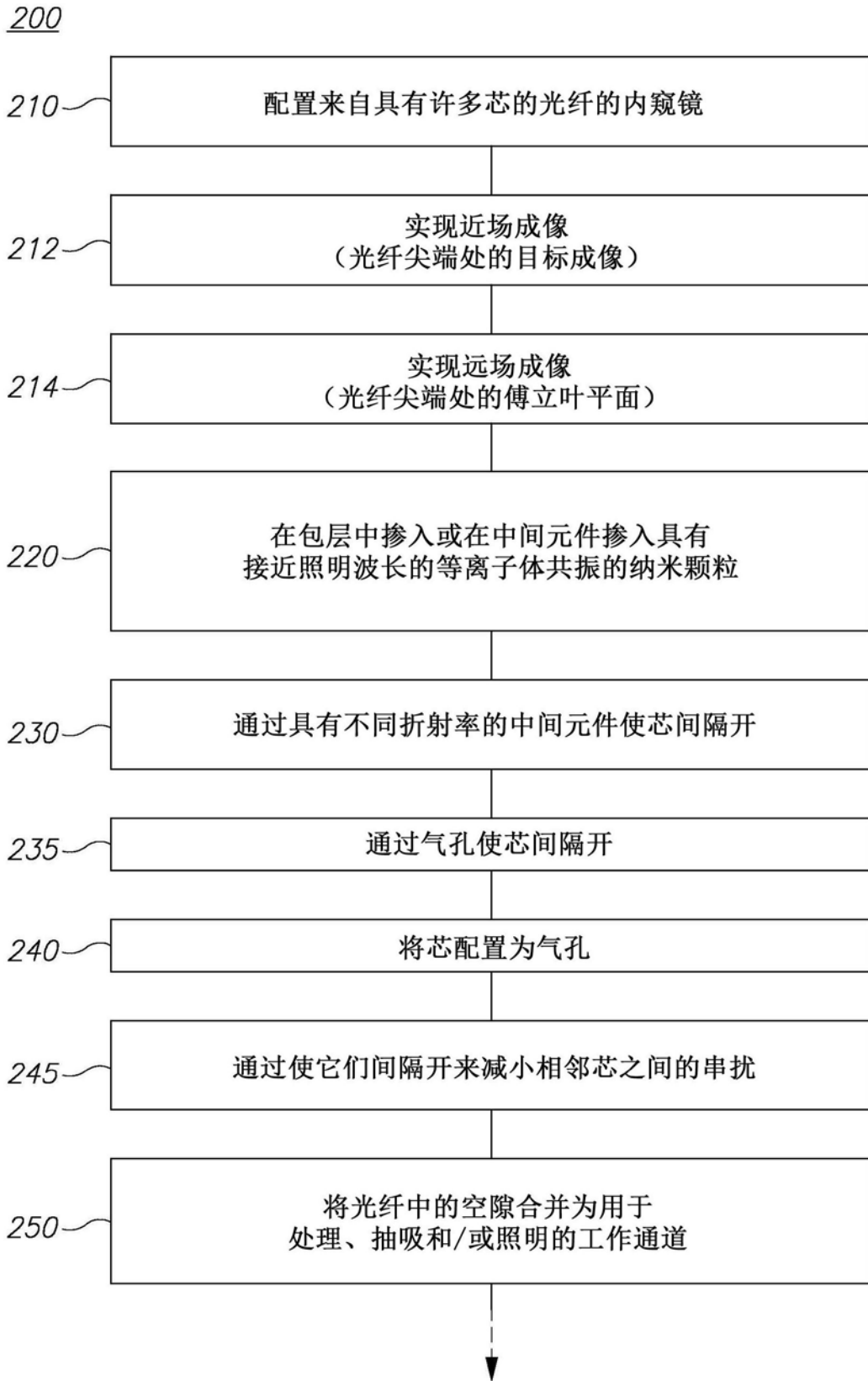


图7

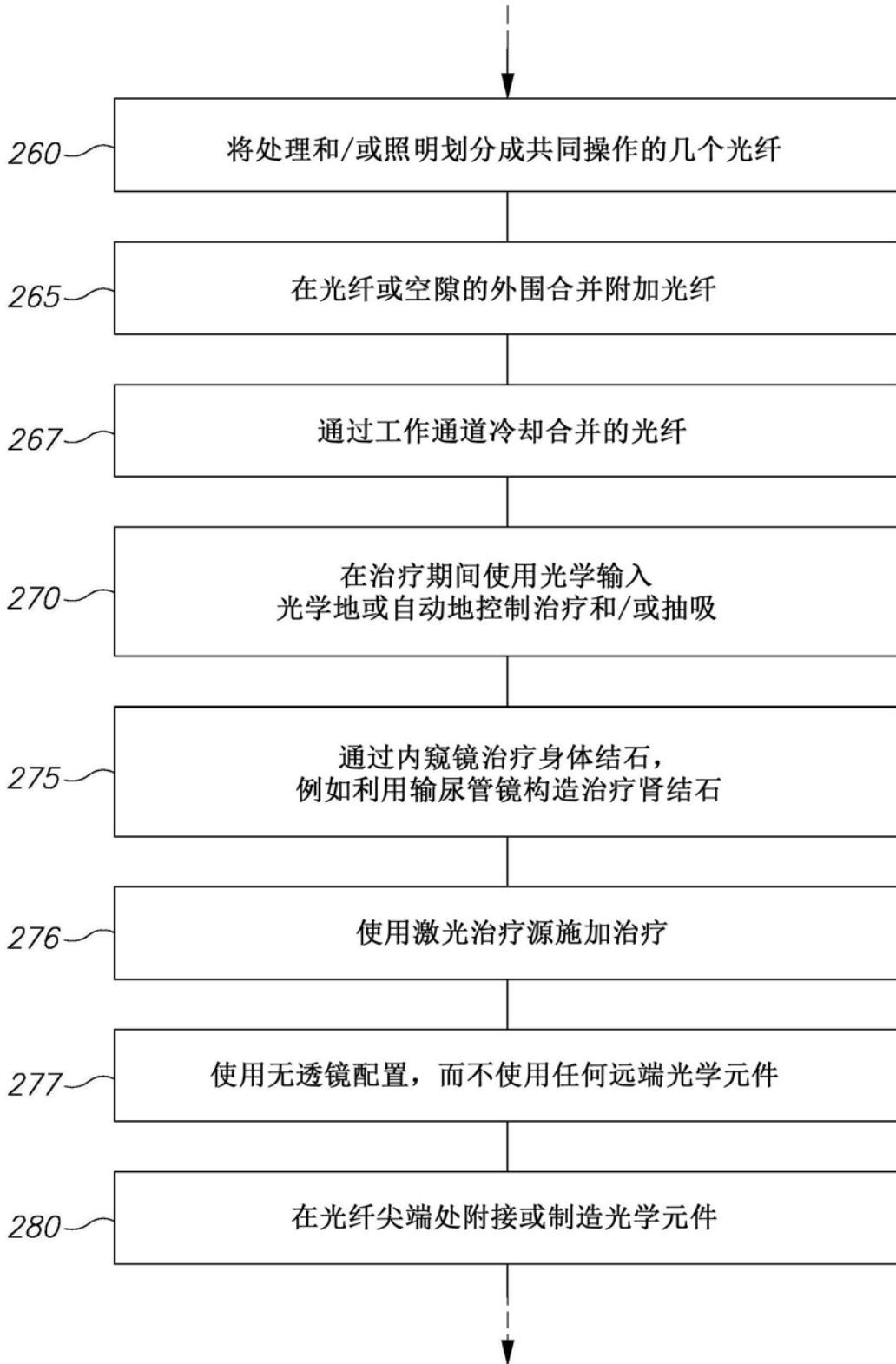


图7 (续1)

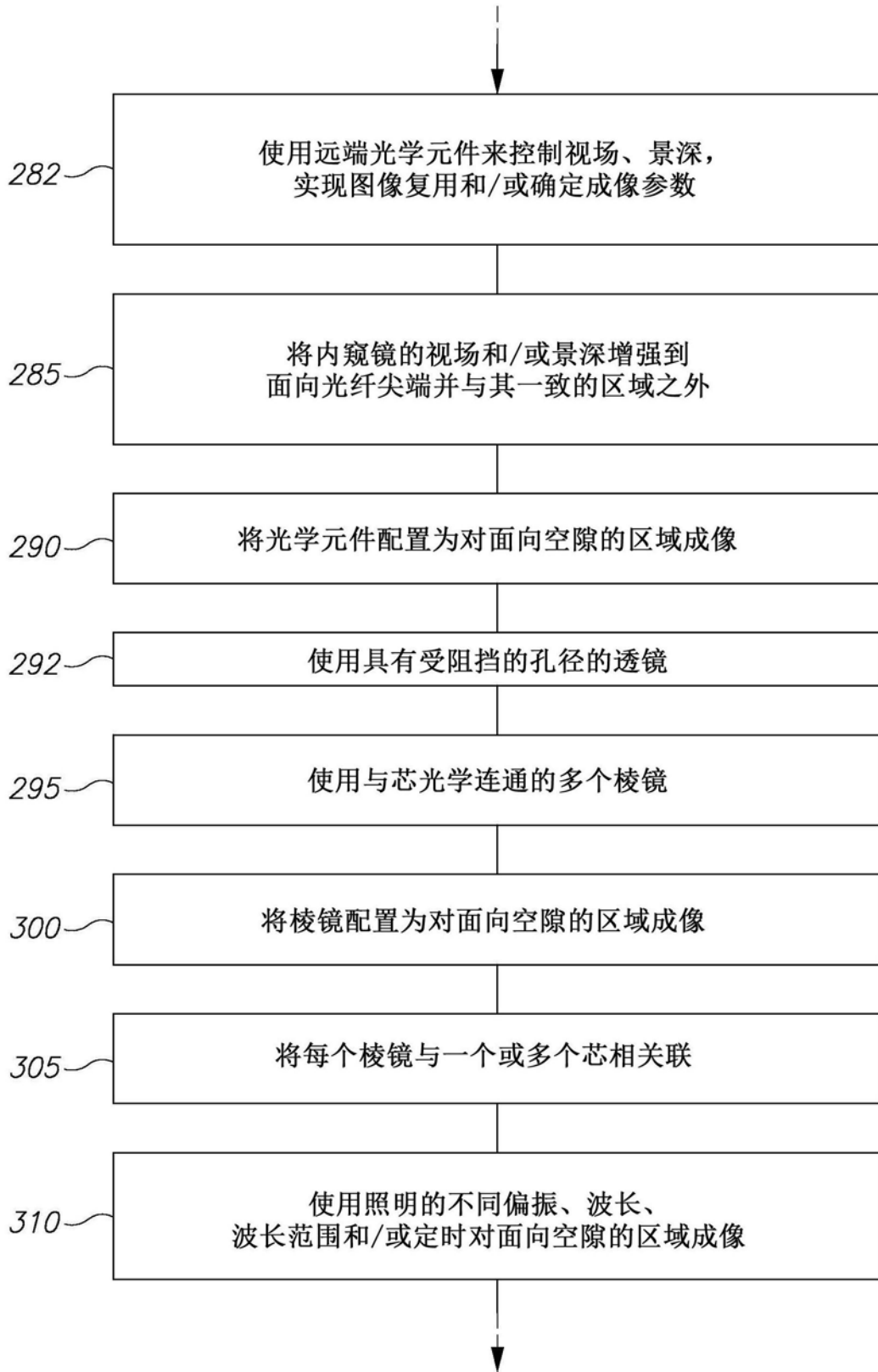


图7 (续2)

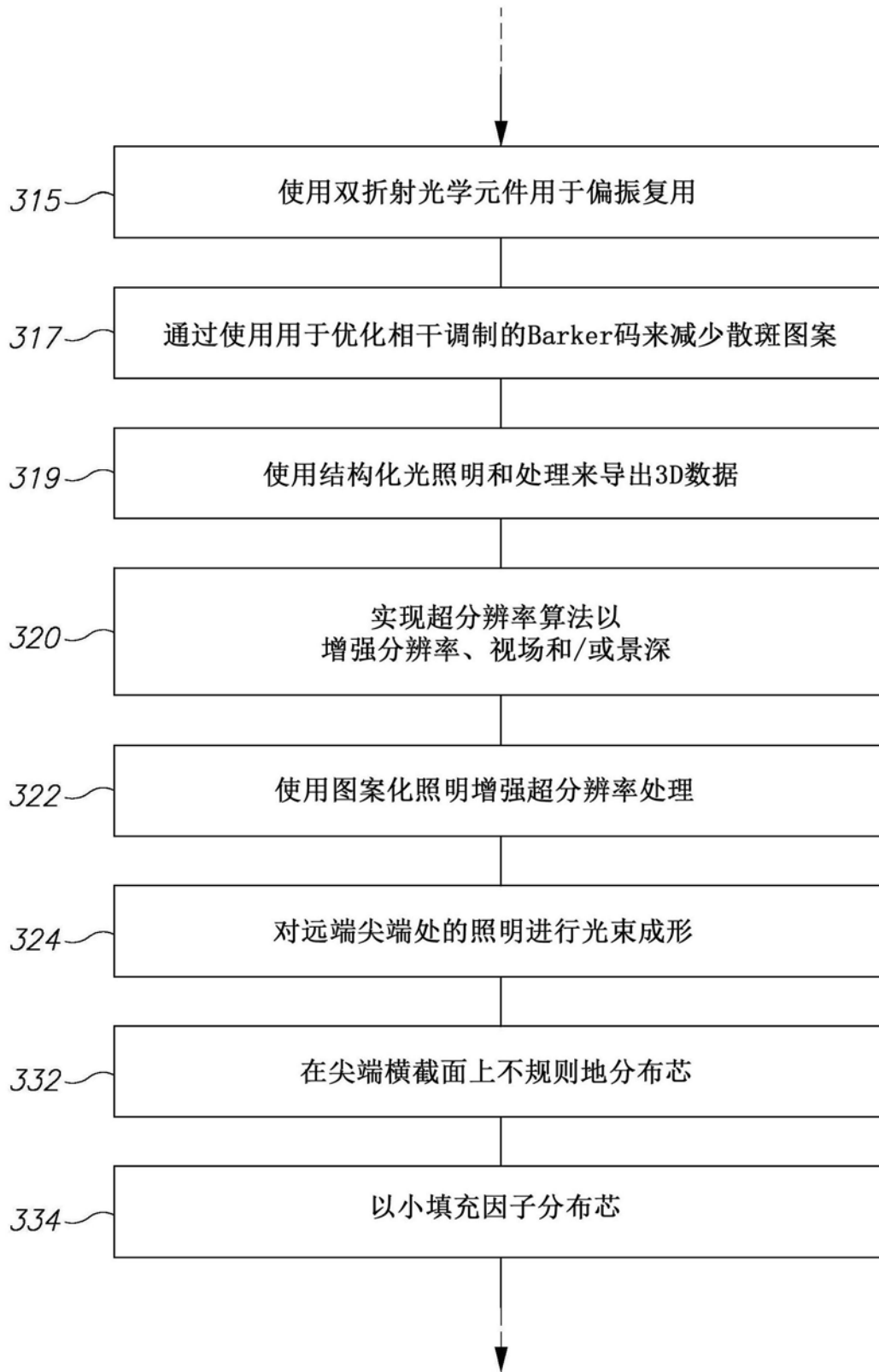


图7 (续3)

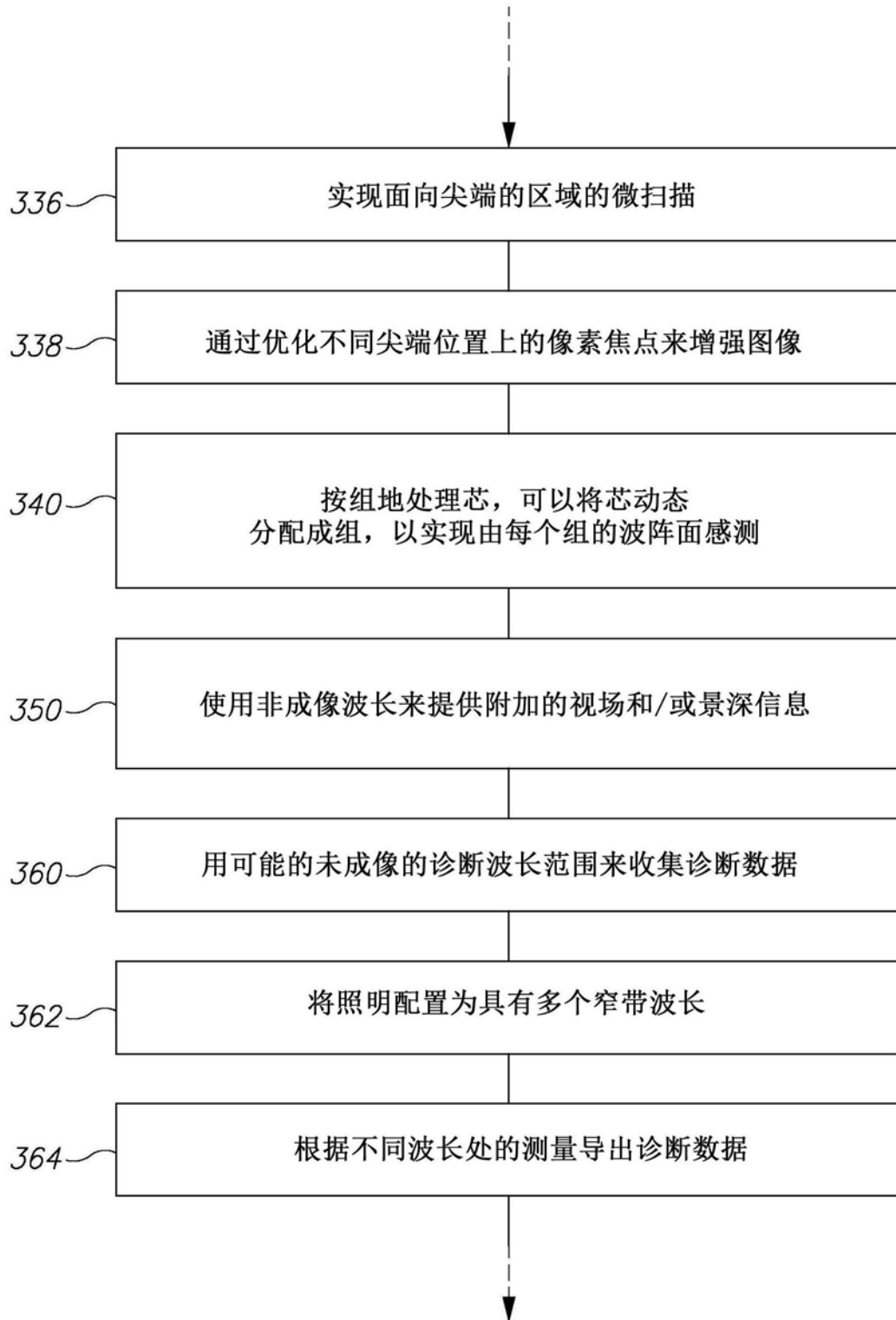


图7(续4)

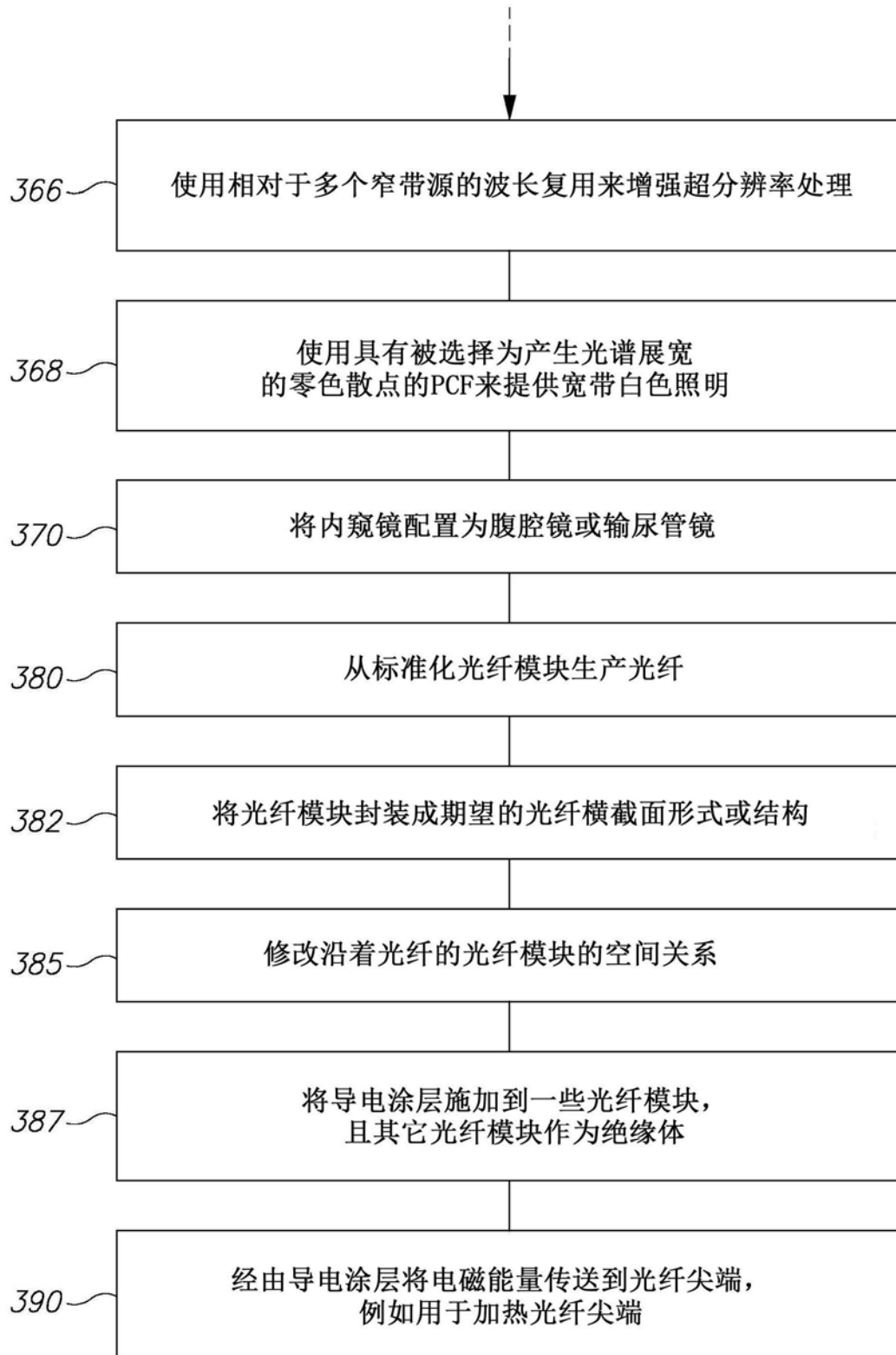


图7(续5)

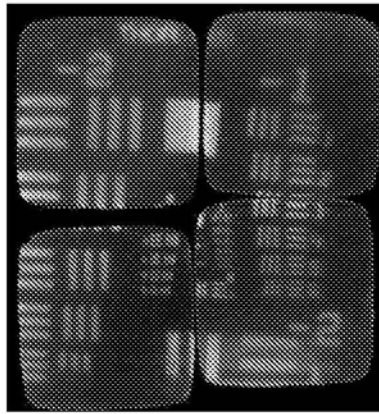


图8A

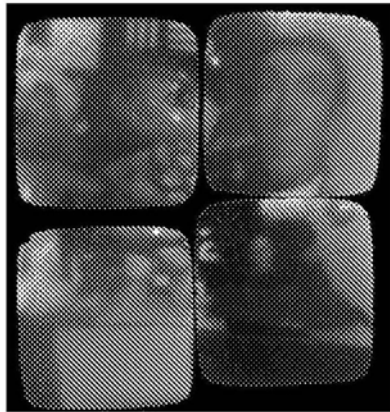


图8B

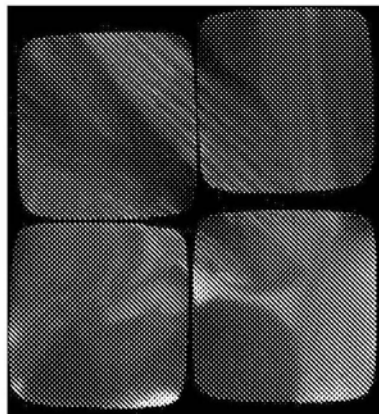


图8C

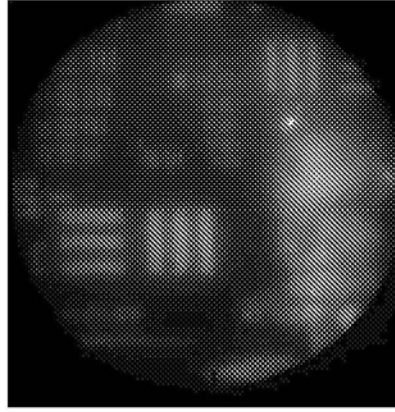


图8D

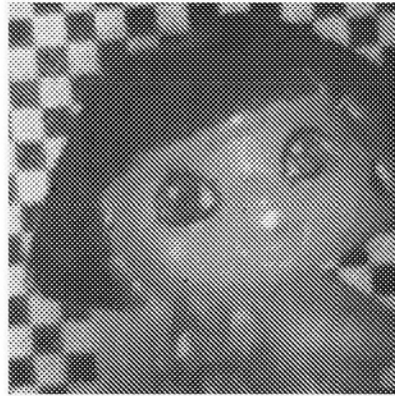


图8E

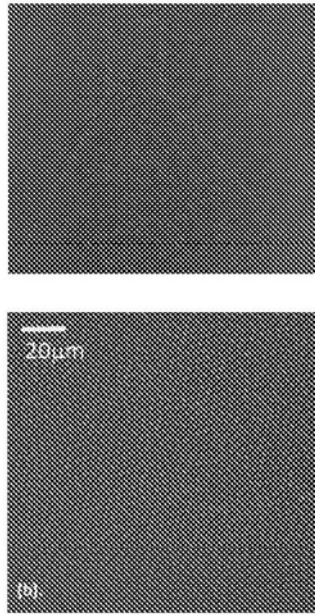


图9A

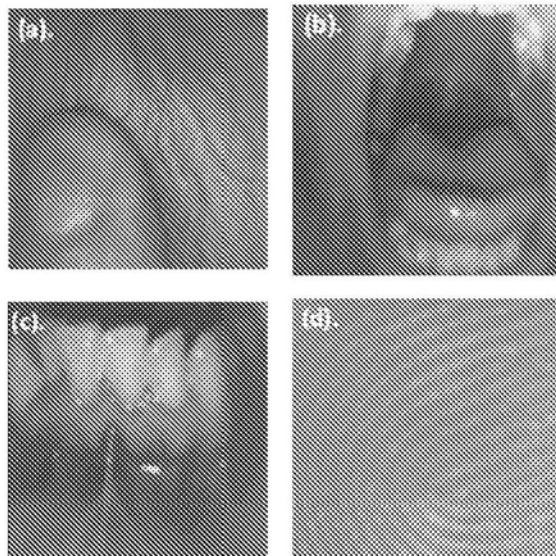


图9B

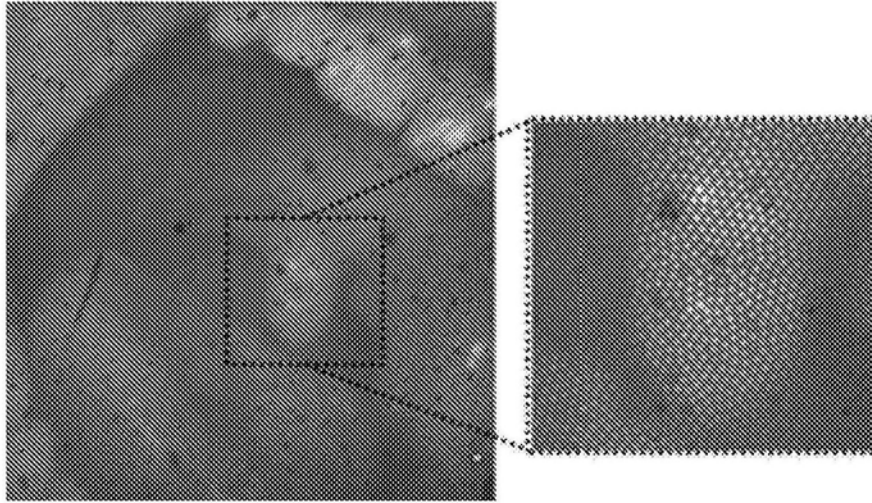


图9C

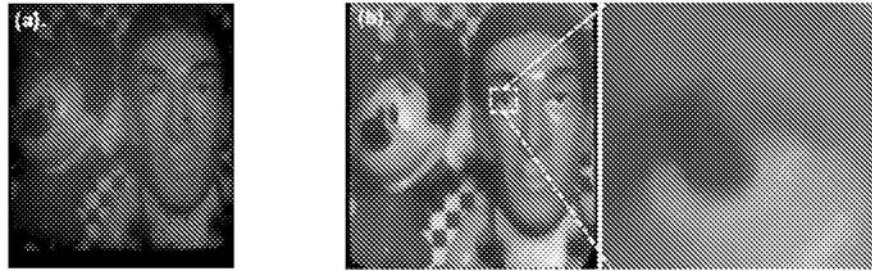


图9D

专利名称(译)	用于多芯光纤内窥镜的照明源		
公开(公告)号	CN110268300A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201780085415.5	申请日	2017-12-21
[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	G02B23/24 G02B6/02 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00094 A61B1/00167 A61B1/00172 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 A61B1/127 A61B1/128 A61N5/0601 A61N2005/063 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/26 G02B27/48 G02B6/02		
代理人(译)	王红艳		
优先权	15/387805 2016-12-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了内窥镜、多芯内窥镜光纤以及配置和操作方法。光纤可以具有数百或数千个芯，并且可以包括工作通道和附加光纤。光纤在不同的光学配置下可用于拍摄远端尖端处的组织和物体的图像，并增强图像的宽范围的光学特性，诸如分辨率、视场、景深、波长范围等。近场成像以及远场成像可在内窥镜中实现，并且相应的光学特性可用于优化成像。光学元件可以在远端光纤尖端处使用，或者远端光纤尖端处可以是无透镜的。可以实现诊断和光学治疗反馈环路，并且照明可以适于产生全彩色图像、深度估计、增强的视场和/或景深以及附加的诊断数据。

