



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251058 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910448076.3

(22)申请日 2015.07.22

(30)优先权数据

62/028,346 2014.07.24 US

62/119,832 2015.02.24 US

(62)分案原申请数据

201580051162.0 2015.07.22

(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

亚历克斯·兹洛特尼科

泽夫·扎列夫斯基

西加尔·克雷默-塔尔

大卫·兹各唐

(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 陈知宇

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

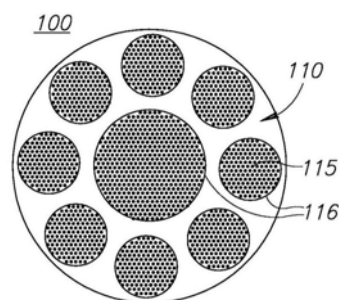
权利要求书1页 说明书15页 附图22页

(54)发明名称

多芯纤维内窥镜

(57)摘要

本发明涉及多芯纤维内窥镜。本发明具体提供内窥镜、多芯内窥镜纤维及构造和操作方法。纤维可以具有数百或数千个芯,并且可以并入工作通道和另外的纤维。纤维可以以不同的光学构造使用以捕获远端部处的组织和物体的图像,并增强图像的各种各样的光学特性,如分辨率、视场、景深、波长范围等。可以在内窥镜中实施近场成像以及远场成像,并且可以利用相应的光学特征以优化成像。在纤维远端部可以使用光学元件,或者纤维远端部可以是无透镜的。可以实施诊断和光学处理反馈回路,并且可以适用照明以产生全色图像、深度估计、增强的视场和/或景深以及额外的诊断数据。



1. 一种内窥镜,具有远端部和近端部,所述内窥镜包括:
多芯纤维,所述多芯纤维包含多个超芯组,每个超芯组包含多个芯。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜,进一步包括处理器,其中,所述处理器被配置为将所述多个超芯组的每个超芯组处置为单个波前探测元件,用于比较经过该超芯组的所述多个芯的每个芯传播的辐射。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述多个超芯组的每个超芯组的所述多个芯包括以小于1/4的填充系数分布的至少一百个芯。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述内窥镜被配置为无透镜的构造。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述超芯组的每个的所述多个芯包括若干可能的空间模式,从而类似于Shack-Hartmann干涉仪。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述多个超芯组中的所述多个芯的分组横跨所述多芯纤维的面是均匀的。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述多个超芯组中的所述多个芯的分组横跨所述多芯纤维的面是可变的。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜,其中,所述多个超芯组中的所述多个芯的分组横跨所述多芯纤维的面被配置为在时间上改变。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜,其中,所述多个芯的芯是不均匀地间隔的。
10. 一种方法,包括:
提供一种内窥镜,所述内窥镜具有远端部和近端部,所述内窥镜包括多芯纤维,所述多芯纤维包含多个超芯组,每个超芯组包含多个芯;
使用处理器,所述处理器将所述多个超芯组的每个超芯组处置为单个波前探测元件,用于比较经过该超芯组的多个芯的每个芯传播的辐射。
11. 根据权利要求10所述的方法,包括使用处理器为所述超芯组动态地分配所述多个芯。
12. 根据权利要求10所述的方法,包括通过探测所述多个芯之间的光场测量辐射的方向分量以得出3D成像。

多芯纤维内窥镜

[0001] 本申请是申请日为2015年07月22日的题为“多芯纤维内窥镜”的中国专利申请号201580051162.0的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及内窥镜领域,更具体地,涉及多芯纤维内窥镜。

背景技术

[0003] 各种构造的内窥镜允许对一系列医疗问题的有效治疗,以及在有限进入的情况下用于操纵不同环境的方式。内窥镜操作具有挑战性,因为照明、探测和治疗被限制在长而窄的操作模式中。光纤技术是这种技术的关键促成者,并且基于纤维的内窥镜经历了持续改进。

发明内容

[0004] 下文是提供对本发明的初步理解的简要总览。该总览既不一定表明关键元素也不限制本发明的范围,而是仅用作以下描述的介绍。

[0005] 本发明的一个方面提供具有远端部和近端部的内窥镜,该内窥镜包括:至少一个纤维模块,包括以小于1/4的填充系数分布的至少一百个芯,位于远端部的至少一个光学元件,与芯光学连通,以及位于近端部的检测器,与芯光学连通。内窥镜可以配置为通过在芯之间的间距(pitch distance)上微扫描来实现超分辨成像,和以下中的至少一种:(i)通过相对于经由芯传递的辐射而逐组地处置芯来实现三维探测;(ii)通过配置至少一个光学元件,增强内窥镜的视场超出远端部处面向芯的区域;以及(iii)通过配置至少一个光学元件,增强内窥镜的景深超出与远端部相合的区域的。

[0006] 本发明的这些、另外的和/或其它方面和/或优点在以下具体描述中阐述;可以由该具体描述推断和/或可通过本发明的实践习得。

附图说明

[0007] 为了更好地理解本发明的实施方式并且示出其可以如何实施,现在将仅通过实例的方式参考附图,其中贯穿附图相同的标号指示相应的元件或部分。

[0008] 在附图中:

[0009] 图1A-图1D是根据本发明的一些实施方式的内窥镜构造的高度示意性示图。

[0010] 图2A-图2C是根据本发明的一些实施方式的在它们的电磁传播区域中具有大量芯的光纤截面的高度示意性示图。

[0011] 图2D和图2E是根据本发明的一些实施方式的通过填装纤维模块的纤维生产的高度示意性示图。

[0012] 图3A-图3C是根据本发明的一些实施方式的具有用于处理或照明纤维的工作通道和另外的通道位置的纤维的高度示意性截面图。

[0013] 图3D是根据本发明的一些实施方式的具有组装的前透镜的纤维的高度示意性示图。

[0014] 图3E-图3F是根据本发明的一些实施方式的除雾机构及其效果的高度示意性示图。

[0015] 图3G示出除雾后的图像。

[0016] 图4A-图4D是根据本发明的一些实施方式的在远端部具有补偿中心空隙的光学元件的中空内窥镜纤维的高度示意性示图。

[0017] 图5A-图5C是根据本发明的一些实施方式的光学元件的高度示意性示图。

[0018] 图6A和图6B是根据本发明的一些实施方式的具有不同的芯构造的纤维截面的高度示意性示图。

[0019] 图6C示出了根据本发明的一些实施方式的充满的芯纤维和中空纤维的比较实验结果。

[0020] 图7是示出根据本发明的一些实施方式的方法的高度示意性流程图。

[0021] 图8A-图8E是根据本发明的一些实施方式的成束纤维的实验成像结果的高度示意性示图。

具体实施方式

[0022] 在阐述具体实施方式之前,阐述将在下文中使用的某些术语的定义可以是有帮助。

[0023] 在本申请中使用的术语“远端”和“近端”是指内窥镜的端部。远离内窥镜的接口(检测器或眼睛)并且靠近被成像组织及其周边的内窥镜的端部和相关部件被称为远端,而靠近内窥镜的接口并且远离被成像组织,通常在身体外的内窥镜的端部和相关部件称为近端。在本申请中使用的术语“反射”是指影响成像对象或组织的照明波前的方向的改变。术语“反射”广义地理解成由纤维聚集的任何辐射,而与由物体和/或组织反射的照明源无关。

[0024] 本申请中使用的术语“近场成像”是指在近端纤维的远端,通常在纤维的端部形成(成像物体、组织和/或它们的周边的)图像。然后,可以通过近端光学元件,通常将影像通过纤维传输到检测器。术语“近场成像”可以涉及不同类型的光学系统,包括在成像物体或组织与纤维端部之间没有任何光学元件的直接成像,以及通过光学元件如透镜的成像。

[0025] 在本申请中使用的术语“远场成像”是指在近端纤维的远端(即,内窥镜纤维的远端在光学系统的孔径面或光瞳面处),通常在纤维的端部形成成像物体、组织和/或它们的周边的傅立叶变换。成像物体、组织和/或它们的周边的图像可以在近端纤维的近端,通常在纤维的近端部处或直接在检测器上形成,可以通过近端光学元件形成。术语“远场成像”可以涉及不同类型的光学系统。在一个实例中,在成像物体或组织与纤维远端部之间不使用将进入纤维的辐射沿纤维传递到在近端处的检测器的光学元件的意义上,“远场成像”可以是直接的。在另一个实例中,“远场成像”可以用位于成像物体或组织和纤维远端部之间的光学元件进行,其中纤维远端部至少大致在光学元件的傅立叶平面(Fourier plane)处(在不同的上下文中也称为孔径面和光瞳面)。

[0026] 现在特别详细参考附图,强调的是,细节仅由示例性的方式示出并且仅用于说明性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本发明的原理和概念方面的

最有用和最容易理解的描述而呈现。在这方面，不试图以比对本发明的基本理解所需要的更详细地示出本发明的结构细节，对附图进行的描述使得本发明的若干形式可以如何在实践中实施对本领域技术人员是显而易见的。

[0027] 在详细解释本发明的至少一个实施方式之前，应当理解，本发明在其应用上不限于在以下描述中阐述或在附图中示出的构造的细节和组件的布置。本发明可应用于其它实施方式或以各种方式实施或进行。此外，应当理解，本文中采用的措辞和术语是为了描述的目的，而不应被认为是限制性的。

[0028] 提供了内窥镜、多芯内窥镜纤维以及构造和操作方法。纤维可以具有数百或数千个芯，并且可以结合工作通道和另外的纤维。纤维可以用于不同的光学构造以捕获远端部的组织和物体的图像，并增强图像的各种光学特性，如分辨率、视场、景深、波长范围等。可以在内窥镜中进行近场成像以及远场成像，并且可以利用相应的光学特征以优化成像。可以在纤维远端部使用光学元件，或者纤维远端部可以是无透镜的。可以实现诊断和光学处理反馈回路，并且可以适用照明以得出全色图像、深度估计、增强的视场和/或景深和额外的诊断数据。

[0029] 在下文中，公开多芯内窥镜纤维的各种实施方式。所描述的实施方式概略地且非排他地在涉及以下特性的组中描述。某些内窥镜实施方式可以进行远场成像(参见下面的图1A)，即使图像形成在内窥镜纤维的近端，而某些内窥镜实施例可以进行近场成像(参见下面的图1B)，即使图像形成在内窥镜纤维的远端。远场和近场实施方式两者均可以在成像物体或组织与纤维远端部之间具有远端光学元件(参见下面的图1C)，或者可以在没有这种远端光学元件的情况下操作(参见下面的图1D)。四种组合(有或无远端光学元件的远场以及有或无远端光学元件的近场)中的每一种具有如表1中举例说明的不同特征、优点和缺点，并且可以根据具体实施场景选择。组合的交替可以在应用之间或实时地进行，以组合不同构造类型的优点。还应当注意，内窥镜可以被设计为具有若干组合，例如，一部分纤维面(或某些纤维模块)具有用于成像远处物体的远端光学器件并且另一部分纤维面(或其他纤维模块)缺乏用于显微成像的远端光学器件。

[0030] 表1：不同实施方式的特性

[0031]

	远场成像	近场成像
纤维远端部	傅里叶平面	像平面
具有远端光学器件	较大的感兴趣区域	较大的视场、图像复用、较大能量效率
	较大的视场，其可以包括工作通道而不损害视场中的（中心）区域	
无远端光学器件	波前探测、光学缩放	自动对焦和光学缩放能力

[0032]

更简单的生产和纤维管理

[0033] 某些实施方式包括其中纤维远端部缺少光学元件的无透镜实施方式。无透镜实施方式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,应用超分辨率方法并采集波前信息,同时减少芯之间的串扰。

[0034] 内窥镜实施方式可以具有充满的端部截面或在成像纤维内具有以不同构造和用途为特征的工作通道,集成另外的纤维等,在这种情况下,可以配置芯和光学元件以克服由于并入工作通道而引起的视场减少。

[0035] 在下文中,公开了纤维中的大量芯的各种构造,其提供了各种问题如减少纤维之间的串扰,克服材料损耗,通过不同的方法实现增强的分辨率,提供所需的机械特性并优化内窥镜纤维的成像性能的解决方案。所公开的内窥镜可以用于不同的目的,例如,可以被设计为腹腔镜或尿道镜。需注意,在一些实施方式的上下文中公开的元件不一定限于这些实施方式,而是也可以在其他实施方式内实施。

[0036] 图1A-图1D是根据本发明的一些实施方式的内窥镜构造的高度示意性图示。所提出的微型内窥镜105由大量的芯(例如,一百个芯或更多、数百个芯、数千个芯,在某些实施方式中每个纤维或纤维模块数万或数十万个芯,在某些纤维内窥镜中达到超过一百万个芯)构建,每个负责传输单个或大量的空间自由度,在输出处,近端(患者身体外部的一端)可以由其构建高分辨率彩色图像。如下所示,多芯纤维100在其光学设计上表现出高度灵活性,其可以用于和适用于特定应用,例如用于具有较大的工作通道和较小外径的尿道镜或用于具有以非常小的外径获得的高分辨率的腹腔镜。

[0037] 内窥镜105可以配置为进行远场成像、近场成像或者远场成像和近场成像的组合。不论成像模式,内窥镜105可以配置为在纤维100的远端部101处具有一个或多个光学元件140,或者在端部101和成像的组织或物体70之间没有光学元件。某些实施方式可以包括端部101处的可移除或可重构的光学元件140和/或仅影响远端部101的表面部件(例如,芯的子组)的光学元件140。

[0038] 某些实施方式包括内窥镜105,具有分组在一起的多根纤维100,每根纤维具有以小于 $1/4$ 或甚至小于 $1/9$ 的填充系数分布的至少一百个芯,至少一个光子照明纤维,以及纤维100的远端部处的至少一个光学元件,该元件可以配置为增强内窥镜105的视场和/或景深超出面向纤维100的端部和与其相合的区域(参见下面的细节)。内窥镜105可以进一步配置为通过相对于通过芯传递的辐射而逐组处置芯来实现三维探测(参见下面的细节)。内窥镜105可以进一步配置为通过在芯之间的节距上的微扫描来超分辨成像(参见下面的细节)。内窥镜105可以配置为包括作为照明源的位于远端部101处的LED(发光二极管)光源。

[0039] 图1A示意性地示出远场成像,其中图像73(指示从组织或物体70反射的任何种类的电磁信号)通过端部101和纤维100传递,以在检测器91上得出图像75。端部101可以为傅立叶平面(也称为孔径面或光瞳面),图像73的傅立叶变换74在该平面处进入纤维100。需注意,在本发明的不同实施方式中傅立叶平面可以位于沿着纤维100以及纤维100的远端或近端的任意处,并且可以在检测器91上光学变换为图像75。可替换地或补充地,傅里叶图像74或其导数可以在检测器91处测量,和/或操纵以增强成像参数如,作为非限制性实例,分辨

率、视场和焦深。光学元件可以远端或近端引入到纤维100,以分别修改或操纵进入端部101的辐射和落在检测器91上的辐射。

[0040] 图1B示意性地示出近场成像,其中图像73在纤维端部101处得出图像75。然后,图像75通过纤维100(可以通过光学元件)传送到检测器91。需注意,图像75可以形成在纤维100内且不一定恰好在端部101处。可以在检测器91处测量和/或操纵经由纤维100传递的图像75以增强成像参数如,作为非限制性示例,分辨率、视场和焦深。光学元件可以远端或近端引入纤维100,以分别修改或操纵进入端部101的辐射和落在检测器91上的辐射。

[0041] 图1C示意性地示出在纤维100的远端、在成像的组织70附近具有一个或多个光学元件140的光学构造。光学元件140可以附接到端部101,或者可以一定程度上远端地从端部101移开(例如,由间隔件保持与端部101的一定距离)。每个光学元件140可以与相应的芯或相应的芯的组光学连通。照明85在近端传递到纤维100并且反射的照明(例如,在远场或近场中)经由例如分光镜90从芯导向检测器91。如下面通过透镜84、94分别标示的(图1D),近端光学元件可以设置并用于操纵照明85和反射的照明。一个或多个处理器99可以配置为控制照明和/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成像光束。

[0042] 图1D示意性地示出了在纤维100的远端没有光学元件的光学构造(在下文中也被称为“无透镜”构造),使得纤维端部101直接用于传递照明到成像的组织70和从成像的组织70接收照明。照明85经由例如光学元件84如透镜近端传递到纤维100,并且经由另一光学元件94,例如透镜将所反射的照明导向检测器91。一个或多个处理器99可以配置为控制照明和/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成像光束。在某些实施方式中,无透镜构造可以配置为在“接触模式”下生成图像,即,其中纤维端部与检查的组织贴近,以得出由芯的尺寸确定的显微分辨率。

[0043] 在某些实施方式中,近端光学元件94(也可以是光学元件84)可以是可变的并且用于调节在远场成像构造中,特别是在无透镜构造中捕获的图像的焦面和焦深。

[0044] 图2A-图2C是根据本发明的一些实施方式的在它们的电磁传播区域110中具有大量的芯115的纤维截面的高度示意性图示。纤维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),其可以用于如能量传递、抽吸、照明、药物递送等的处理。照明装置可以以多种方式集成在多芯纤维100内。可以在考虑不同应用之间的权衡下进行近场或远场构造的选择,以及是否和哪种光学元件140远端插入端部的选择(参见例如下面的表1和其他实例)。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方式处不同地平衡,以将内窥镜105优化为各种各样的性能和设备要求。

[0045] 图2A中所示的纤维100可以具有任何形状的截面,例如以非限制性方式示出的正方形、圆形、六边形、椭圆形等。虽然图2A示出了纤维100的实心截面,但是图2B示出了具有在纤维100内的空隙112的中空内窥镜,其可以用于如下所公开的不同目的(例如,作为用于插入工具或进行抽吸、用于结合另外的纤维等的工作通道)。纤维100可以是正方形、圆形或具有任何其它形状,并且空隙112也可以具有任何形状和纤维100内的任何位置,空隙112和纤维100可以具有任何尺寸(R_1 、 R_0 、 D 、 W 等),并且空隙也可以是多个(即,纤维100可以包围两个或更多个空隙),均根据内窥镜的要求而设计。图2C示意性示出具有分组为“超芯”组116的芯115的多芯纤维100,其可以配置为在无透镜构造中探测波前,如下文所解释的。

[0046] 在医疗用途的情况下,多芯纤维100可以由生物相容性材料,例如聚合物如PMMA(聚甲基丙烯酸甲酯)和PS(聚苯乙烯)制成,并且可以是柔性的。在工业用途的情况下,纤维100也可以由非相容性材料制成且是柔性的或刚性的。纤维100可以配置为具有以小于10GPa的杨氏模量表征的柔性并且是一次性的。因此,纤维100可以比玻璃纤维(具有约65GPa的杨氏模量)更加柔软,并且可以达到PMMA的柔性(杨氏模量在1.8和3.1GPa之间)或更高的柔性。

[0047] 各种实施方式通过使用如纤维材料、芯和间隙的配置、芯的数量和尺寸、不同纤维部分的材料改性、控制芯115中的传播模式的数量方式,光学装置如纤维100的任一侧的透镜或棱镜及它们的构造,不同类型的照明和算法方案的设计和应用来补偿聚合物纤维相对于玻璃纤维的降低的透明度,所有这些在下文以非限制性方式举例说明。以下公开内容还解决了控制芯115之间的串扰(即,相邻芯115中传播的辐射之间的相互作用效应)的方式以及改善信息内容和增强检测的图像的处理相关的信息的方式。

[0048] 照明可以包括相干光或非相干光、任何谱型(宽或窄波长范围、连续或离散范围)、偏振(以各种模式)或非偏振光以及可见或红外范围中的不同范围。如下面更详细地解释的,在芯、间隙和外部包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和对任何纤维区域掺杂以影响它们的折射率。需注意,只要它们是相容的,下面呈现的任何实施方式可以用于本文描述的任何其它实施方式中。具体地,在任何实施方式的上下文中描述的计算方法、光学方法和纤维设计考虑也可以应用于其他实施方式。

[0049] 图2D和图2E是根据本发明的一些实施方式的通过填装纤维模块生产纤维的高度示意性图示。可以使用纤维模块或单元117生产多芯纤维100。每个纤维模块117本身是多芯纤维,可以配置为具有均匀的尺寸。这种实施方式被称为成束纤维,并且可以以任何构造使任何数量的(例如 2×2 模块、 3×3 模块等)的纤维模块117成束。纤维模块117可以具有任何形状,如正方形、矩形、圆形或椭圆形,并且可以填装到具有各种各样的形状和构造的纤维100中。引入具有芯或芯组和整个纤维100之间的中间尺寸的纤维模块117(每个模块117可以具有例如数十、数百或数千个芯)允许由纤维模块117形成纤维100的更简单的生产和更高的灵活性。例如,如图2D所示,可以例如使用封装支撑件118A和相应的可附接覆盖件118B,由矩形排列的正方形纤维模块117组装矩形纤维100。纤维模块117可简单地由封装支撑件118A和覆盖件118B在沿着纤维100的某些区域机械地保持,和/或纤维模块117可以胶合在一起或以另外至少在某些区域附接。在另一实例中,如图2E所示,纤维模块117A、117B可以布置在空隙112周围。在某些实施方式中,纤维模块117A、117B可以布置成在它们观察角度上和/或在纤维端部110处附接的光学元件140上不同(参见例如下面的图4A-图4D)。例如,纤维单元117A可以配置为覆盖空隙112前面的视场(例如,向内倾斜或具有相应的光学元件),而纤维单元117B可以配置为覆盖横向超出端部101的视场(例如,向外倾斜或具有相应的光学元件)。例如,非限制性的倾斜角度可为向内 $5-20^\circ$ 和向外 $10-50^\circ$ 。可以应用相应的封装或附接构造以将纤维模块117A、117B固定在它们各自的位置和角度。在某些实施方式中,纤维模块117A、117B的环形布置可以在纤维的远端,而纤维模块117A、117B在纤维的近端可以不同地分离和重排为例如矩形形状,以覆盖单个矩形检测器的面。因此,实现生产和用途上的灵活性,这使得能够独立地优化纤维100的任一端部的纤维模块的空间分布,以增强远端的光学探测以及近端的检测和处理。

[0050] 图3A-图3C是根据本发明的一些实施方式的具有用于处理或照明纤维的工作通道112和通道位置120的纤维100的高度示意性截面图。工作通道112(被描绘为纤维100内的空隙112)被电磁传播多芯纤维区域110围绕。处理和/或照明纤维可以以允许使用一个纤维的组合式成像和处理、处理的即时图像反馈等的方式集成到内窥镜的纤维100中。这种组合可以用作例如尿道镜或任何其他类型的内窥镜。在某些实施方式中,将另外的纤维在工作通道112附近的通道120中的定位可以配置为通过流经工作通道112的液体冷却纤维(例如,处理纤维)。

[0051] 在所示的实例中,处理或照明纤维可以在指示的位置120(例如,凹槽或通道)处插入,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,即空隙112的外周(图3A,通道直径为例如约250 μm),在与纤维100的周边流体连通的多芯成像区域110的外壁处,即纤维100的外周(图3B,通道直径为例如约250 μm),在多芯成像区域110内(图3C,通道直径为例如约200 μm),或这些可能性的组合。处理或照明纤维的集成可以在纤维100的生产之前、期间或之后进行。在某些实施方式中,玻璃处理或照明纤维可在拉伸聚合物纤维100之后插入凹槽120中。

[0052] 在某些实施方式中,处理或照明纤维可以配置和控制为共同地、同时地或顺序地操作,以实现期望的照明和/或处理。例如,处理通道可以分成若干低功率通道120,以具有更细的通道和通过每个通道更低的功率传递。这种构造可以使得能够增加内窥镜的机械柔性,这例如在尿道镜领域是非常重要的。此外,使用用于插入外部照明或处理纤维的中空通道120提供了表现出自校准的设备构造。

[0053] 图3D是根据本发明的一些实施方式的具有组装的透镜119的纤维100的高度示意性图示。纤维100的模块化构造(参见例如图2D、图2E)可以用于修改一些纤维模块117,以比将特征结合到均匀纤维中更简单的方式将这些特征结合到纤维100中。纤维模块117D可以以模块化、积木式方式配置以相对于内窥镜的形状和功能形成各种截面构型。在某些实施方式示出的实例中,两个不相邻的纤维模块117D可以涂覆有导体(例如,金属),而其余纤维模块117C可以是未涂覆的(并且是绝缘的)。这种构造可以用于将电传递到纤维端部101。例如,电磁信号或电磁辐射可以经由纤维模块117D传递到相邻组织或相关的设备或组件(例如,检查装置或内窥镜仪器)。在所示的实例中,可以将电磁能量传递到远端透镜119,用于将其加热以防止在进入身体时起雾。在某些实施方式中可以在透镜119上设计天线结构(未示出),该天线结构在不使用触电的情况下接收电磁辐射以加热透镜119。在某些实施方式中,可以经由纤维模块117D的导电涂层向纤维端部101周围的组织或物体施加射频(RF)处理。

[0054] 图3E-图3F是根据本发明的一些实施方式的除雾机构121及其效果的另外的高度示意性图示。图3E示出了由导电涂层122涂覆的透镜119,该透镜119连接到电路123,该电路123配置为通过涂层122加热透镜119,以在需要时防止起雾和对透镜119除雾。图3F示例了因雾的积聚引起的图像劣化——顶部图像(A)在雾积聚开始后短时间内拍摄,底部图像(B)之后拍摄,其中用箭头标记的物体几乎不可见。图3G示出除雾后的图像——物体和照明点都再次清晰。

[0055] 在某些实施方式中,通过适当地是外部光学器件(患者身体外部的光学器件,例如光学元件84、94)的焦距适应于处理的组织70距内窥镜的远端部的工作距离,内窥镜105可

以以远场(图1A)或近场(图1B)操作。纤维100可以配置为通过采用远场成像,例如使用适用为具有中心阻挡孔口的成像透镜94而即使在成像表面的中间具有工作通道112也传递完整的图像。

[0056] 在具有无透镜纤维端部101的远场成像构造中,所获得的图像可以具有与芯115的数量无关的像素数量,相对于近场实施方式增强图像分辨率。例如,某些实施方式包括将能够探测波前或检视的组织70的3D形态的集成成像传感器用作检测器91。在这种实施方式中,芯115可以配置为具有少量的可能的空间模式,类似于Shack-Hartmann干涉仪或波前传感器。

[0057] 在某些实施方式中,芯115可以分组为“超芯”116(参见图2C),其各自包括相邻的芯115的组。每个“超芯”116可以作为单个波前探测元件处置,其通过比较经过每个“超芯”116内的单个芯部件115传播的辐射(或光场探测,即,比较在近场和多模式下操作的不同芯的光方向)而传递关于波前的信息。芯115成为“超芯”116的分组横跨纤维100的面可以均匀的或是可变的,一些芯组比其他芯组大,参见例如图2C中的较大的中心芯组。

[0058] 芯115的分组可以根据,例如基于横贯纤维110的芯115的均匀(或不均匀)分布的成像性能优先性而在时间上改变。需注意,在这种构造中,在深度测量和分辨率之间存在折衷。在每个“超芯”116中的更大数量的芯115通过使用更详细的波前提供关于成像区域的三维结构的更多细节,而每组116更少数量的芯115以及无分组提供更高的分辨率。因此,芯115的分组可以根据空间和时间上变化的成像要求而设计或修改。补充地,芯115可以由处理器99相对于通过其传递的辐射逐组地处置,以将每个组116执行为波前传感器。可以例如由处理器99动态地进行芯115到芯组116的分配。另外,分组的考虑可以伴随关于成像性能如用于增强分辨率和/或深度测量的建议技术的其它考虑。

[0059] 在某些实施方式中,近场实施方式可以包括探测芯之间的光场(以多模式操作),即测量辐射的方向分量以得出3D成像。光场探测可以相对于芯的分组逐组地进行。

[0060] 在某些实施方式中,内窥镜纤维100可以包括多个芯115,其不以相等的距离定位,而是不均匀地间隔(参见图2A的示意图)。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)使得在远场条件下工作时,能够获得超分的图像,因为芯115在孔径面(傅里叶平面)中的采样是不均匀的,因此在孔径面处的采样不影响视场或在图像面中生成可见的限制。可以将芯115的分布和横贯纤维100的间隔设计为使用算法和光学技术优化分辨率的增强。实际上,增加芯115之间的距离可以从微扫描和其他超分辨率技术的应用中提供更大的益处。

[0061] 在某些实施方式中,纤维端部101的光学设计可以配置为具有在端部的截面内不对称且不居中定位(不与成像通道同心)的工作通道112。工作通道112的形状可以配置为不同于圆形(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)。工作通道形状可以配置为改善求逆OTF和经由图像后处理校正图像的算法以得出超解析的图像。

[0062] 在某些近场成像实施方式中,通过从相对于组织70在不同的端部捕获的图像中选择能够在所生成的图像中的每个像素提供最强对比的最佳焦点位置,可以在无透镜实施方式中实现增加的焦深。可以从在不同端部捕获的多个图像中选择每个像素的最佳焦点。

[0063] 在某些实施方式中,光学元件140可附接到纤维远端部100(面向组织70)或在纤维远端部100处产生。光学元件140可用于增强远场成像和近场成像两者中的成像。例如,光学

元件140可以用于控制视场,使其向外和/或向内增加超出端部101的边缘(在设计的工作通道空隙112的情况下)。

[0064] 图4A-图4D是根据本发明的一些实施方式的在远端部101处具有补偿中心空隙的光学元件140的中空内窥镜纤维100的高度示意性图示。在具有端部101处的纤维100的截面处的空隙112的实施方式中,除了(或代替)面向芯115的区域71,下面呈现用于成像面向空隙的区域72的各种解决方案。需注意,可以成像任何类型的目标70,例如组织、特定的解剖部、体液、各种结石或梗阻、肿瘤、异物等。

[0065] 在某些实施方式中,内窥镜105的照明源85和至少一些光学元件(例如,端部光学元件140、近端光学元件84、94)可以配置为与其余的面向端部101的区域(即面向芯的区域71)(不同地成像对面向空隙112的区域即,面向空隙的区域72)的至少一部分。成像的差异可以在于照明的偏振、波长、波长范围和/或时序中的任何一种。非限制性示例在下文中给出。

[0066] 多个芯115可以用于生成完整图像,克服中空区域112中的芯的缺乏并且提供与工作通道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可以配置为提供纤维100的90°的视场。图4A以非限制性方式示意性地示出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_1 和外半径 R_0)。类似的原理可以应用于纤维端部100的任何几何构造,例如纤维端部100任何形状、空隙112的任何位置和形状等。

[0067] 在某些实施方式中,光学元件140可以包括以指定角度切割并胶合在微型内窥镜105的端部101处的梯度折射率(GRIN)透镜。每个切割的GRIN 140可以被切割和定位为面向不同的方向,以增强纤维的视场(FOV)至等于GRIN 140的数量乘以每个GRIN 140的FOV(或者,互补地或替代地,通过配置一些GRIN 140以传递来自不同景深的辐射而增强景深)。GRIN透镜140的边缘的切割可以实现将光由视场的不同预定扇区结合到特定GRIN中的棱镜。非球面透镜可以用作作为光学元件140的GRIN透镜的替代。

[0068] 图4B-图4D示意性地示出根据本发明的一些实施方式的三种可能的构造。大圆示意性地表示的纤维端部101的总FOV的外周,其为面向芯(71)的成像区域的边界,而小圆表示单个光学元件140、141的视场,在非限制性的示例性情况下看作是相等的。例如,端部FOV(区域71加上面向空隙的区域72)可以由各自对外周区域145成像的等距隔光学元件140(在图4B中为八个)覆盖,并且另外的光学元件141可以配置为对中心区域146成像。因此,面向空隙的区域72在中心被区域146覆盖,并且其外周被区域145覆盖。在另一实例中,更大数量(在图4C中为二十一个)的光学元件140可以配置为具有以成像区域的几个同心圆组——在示出的实例中为十二个外周区域145、八个中间区域146和一个中心区域覆盖端部FOV的角度。在另一个实例中,环形布置的光学元件140(在图4D为二十五个)可以配置为具有以网格状方式覆盖端部FOV的角度,单个区域145部分地重叠并覆盖端部FOV并且可以延伸到更大的区域中。该公开的方法在适用纤维末端光学元件140上提供高度灵活性以得出所需的视场。

[0069] 在某些实施方式中,光学元件140可以包括结合至环形棱镜的环形透镜,其将光从整个FOV引导到环形透镜中。

[0070] 在某些实施方式中,可以没有上述的光学元件的环,可以使用选择性照明来成像FOV的中心。照明可以被定向到FOV的中心而不是其外周,并且可以配置伴随的算法来处理

所检测的信号以导出FOV中心的图像(例如,通过处理器99)。

[0071] 在某些实施方式中,具有不同偏振的照明可用于中心FOV(例如,面向空隙的区域72)和FOV的外周(例如面向芯的区域71),使得检测到的信号在空间上由偏振的差异编码,并且可以被解码以创建整个FOV的图像(参见下面更详细的解释)。光学元件140可以是双折射的,以将偏振的照明不同地导向以对不同的几何区域。

[0072] 在某些实施方式中,空隙112可以是偏心的或分成偏心的空隙,留下用于中心的芯的空间以直接对FOV的中心成像。

[0073] 在某些实施方式中,芯115可以在纤维100内不相等或不均匀地间隔,例如使得芯115的位置不与位于身体外部的检测器91的像素的均匀空间采样矩阵一致。可以利用两个网格之间的一致缺乏以应用几何超分算法,以改善捕获的图像的质量(在微扫描技术的意义上类似)。

[0074] 某些实施方式可以经由空间芯构造来实施微扫描。例如,纤维100可以表现出具有低填充系数(填充系数是芯的面积与芯之间距离的平方之比,后者称为节距)的多芯设计。例如,芯直径可以在 $0.4\text{--}2.5\mu\text{m}$ 范围内且节距可以在 $2\text{--}10\mu\text{m}$ 范围内,以得到低填充系数($1/(\text{间距}/\text{芯直径})^2$)的范围,例如 $1/4$ 至 $1/16$ 填充系数。当填充系数较低(例如,低于 $1/4$ 、低于 $1/9$,例如 $1/16$)时,微型内窥镜的端部101的简单移动(例如,移动幅度可以至少等于节距,即几微米)使得能够实施微扫描概念以显著增加设备的几何分辨率。(需注意,在用较大填充系数成像的情况下,微扫描过程不能增加图像的几何分辨率,而是仅仅进行图像的过采样——因为采样像素的点扩散函数(PSF)/芯本身将空间低通量限制为可获得的分辨率。)在某些实施方式中,根据本公开的空间扫描方法和时间扫描方法可以结合并适用于成像要求。

[0075] 在某些实施方式中,照明通道85可以具有时变光学器件,其实现照明点的空间扫描。空间照明扫描可以用于构建具有大视场的宽视场图像,即使端部相对于检视的组织为近场,其也不受位于端部中心的工作通道的影响。

[0076] 在任何实施方式中,处理器99可以配置为将通过芯115从成像区域传递到检测器91的辐射处理成图像,并且可以对所检测辐射实施超分辨算法。

[0077] 在某些实施方式中,检视的组织70可以由作为照明源85的可调激光器照明。可以捕获组织70的一组空间图像,每个图像对应于不同波长。所得到的是高光谱图像,其可以用于识别特定类型的组织(例如,癌组织)以增强成像。因此,纤维内窥镜105可以提供使用用于特定目的且不一定用于成像照明的不同波长(在指定的诊断波长范围内,如用于测量血红蛋白氧合的红外波长)进行诊断可能性。在该过程期间可以手动或自动地改变波长和波长带的选择,以适用于过程中的不同阶段和关于例如空间或时间参数、经受的部位和组织等的不同成像要求。在一个实例中,可以独立地照明和分析单个波长带,以增强导出的信息。给定的波长带可以用于从不同方向照明目标以得出更详细的空间信息。

[0078] 在某些实施方式中,配置为尿道镜的内窥镜105的工作通道112可用于吸出大的肾结石,并通过抽吸将结石附接到内窥镜的端部101。然后可以使用处理激光(可以结合在纤维100中,参见图3A-图3C)打碎结石,同时抽吸稳定结石并防止它们在医疗处理期间移动。可以通过工作通道112施加抽吸,并且成像可以用于提供关于抽吸和处理的效率的反馈。例如,较强的处理可能倾向于克服抽吸并释放附接的结石。成像可以用于检测结石从纤维端

部101脱离的发展以及分别调节抽吸和/或施加的能量。在这种情况下,如上所述将能量施加分隔至若干纤维中可以提供对结石更均匀的处理,其在结石的任何一个点使用较低的能量密度。可以在每个能量源处调节能量施加强度,以避免石头从抽吸脱离。

[0079] 在某些实施方式中,尿道镜的工作通道112可用于注射液体并略微改变纤维100的光学条件,使得有效地改变端部101处的透镜140的焦距并且可以实现焦点扫描以在图像中的每个像素产生可能的最清晰的图像。

[0080] 内窥镜105可以配置为任何类型的内窥镜并且用于处理任何类型的身体结石或其他梗阻。

[0081] 图5A-图5C是根据本发明的一些实施方式的光学元件140的高度示意性图示。在某些实施方式中,除了微型内窥镜的端部101处的成像透镜140(例如GRIN透镜、非球面透镜)之外,可以在纤维100的端部实施偏振光学元件150(例如,Glan Thompson棱镜)(图5A)。偏振光学元件150可以配置为通过超过光学元件140的限制的偏振复用来增加FOV。不同视场130A、130B可以被偏振编码,交叠到内窥镜纤维100中并且在输出处分离(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,在它们之间具有45°),圆形偏振等来进行偏振编码。取决于纤维100的构造和光学器件,偏振复用可以用于横向地或中心地增加成像面积(参见上文)。偏振复用可以与视场的时间扫描组合。偏振复用可以用于增强原位的三维深度成像或者另外扩大视场。不同的处理算法可以应用于检测器91、92的信号,以在检测到两种偏振类型的区域提供额外的信息。用于偏振复用的照明源85可以是非偏振的(其中光学地进行至偏振组件的分离)或者是偏振的并且具有两种组件。

[0082] 图5B和图5C示意性地示出了纤维端部101处的光学元件140、150,即角度偏转元件150(例如,棱镜)和成像光学元件140(图5B)以及具有刻面的GRIN透镜140(图5C)的组合构造的实施方式。

[0083] 在某些实施方式中,FOV的某些部分可以由不同的光学元件140(以及相应的芯115)成像,以允许光学三角测量,即,从端部101和组织区域的距离测量。这种实施方式允许用深度信息来权衡FOV,并且因此根据取决于情况的需要动态地分配成像资源(例如,FOV-视场、DOF-景深)。在某些实施方式中,可以由成像相同区域的不同光学元件140使用不同的偏振,使得除了或代替扩展FOV,使用偏振增强深度信息(如上所解释的)。偏振的动态变化可用于在操作期间改变纤维100的光学性能。在某些实施方式中,可以由成型相同区域的不同光学元件140使用不同的波长,使得除了或代替扩展FOV,使用波长复用(例如,如上所解释的使用可调激光器)增强深度信息(如上解释的)。颜色分配的动态变化可用于在操作期间改变纤维100的光学性能。例如,可以将具有不同波长的多个激光源用作照明源85,例如四个通道,其中三个用于得到彩色成像,而第四个通道用于经由三角测量计算而导出图像深度信息。在某些实施方式中,用于第四通道的波长可以与用于其他三个通道中的一个的波长相同,以有助于或简化三角测量计算。

[0084] 在某些实施方式中,内窥镜105可以配置为使用选择为提供额外的景深或视场信息的至少一个非成像的波长范围。在某些实施方式中,偏振、波长或空间复用可用于从不同方向成像组织区域,以允许组织区域的立体视野。处理器99可以配置为导出和提供立体成像。

[0085] 在某些实施方式中,内窥镜105可以配置为提供两个或更多个分辨率水平,允许平衡视场信息和景深信息,或者允许通过适用本文公开的照明和/或图像处理过程的任何其他图像参数之间的平衡。

[0086] 图6A和图6B是根据本发明的一些实施方式具有不同的芯构造的纤维截面的高度示意性图示。图6C示出根据本发明的一些实施方式的充满的芯和中空的芯的纤维的比较实验结果。

[0087] 芯的构造(尺寸、材料、间隙)可以设计为减少芯115之间的串扰并且较少受到其结合的影响。例如,可以通过在芯之间生成物理屏障或通过使用抗串扰层在制造过程中实现串扰减少。可以选择芯间距以减少相邻芯115之间的串扰至指定的阈值以下。例如,可以通过间隔芯(例如,通过芯之间至少 4μ)和通过增加芯和包层之间的折射率差来减少串扰。芯可以通过结构如气孔或经掺杂的聚合物材料(例如,具有结合的纳米颗粒)来间隔。芯115可为中空的,由聚合物材料制成和/或包含纳米颗粒以控制折射率。在某些实施方式中,可以通过放置具有外部孔阵列的硬件来增强对比度。在某些实施方式中,可以在纤维100的近端的输出部和成像系统之间添加光学元件(例如,光学元件94),并且光学元件配置为阻挡来自包层113的输出,从而仅传送从光学芯115出来的信息。光学元件可以包括对于所有芯的位置具有的一的值且对于所有包层位置具有零的值的强度掩末,以使全部信息或进来自芯的信息传播到检测器91。

[0088] 在某些实施方式中,芯115和包层113之间的折射率差可以被设计为足够大,和/或可以引入中间元件111以减少在不同的芯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可以包含并入纳米颗粒的聚合物。由于纳米颗粒在特定波长处的等离子体共振,对于掺杂材料,可以获得有效增加的折射率。特定波长可以选择为接近照明源85(例如,三色或四色激光)的波长带(例如,在几nm内,例如最多 $\pm 5\text{nm}$)。需注意,因为照明激光的等离子体共振和带宽两者均较窄,所以它们可以匹配以在照明波长下通过纳米颗粒得到有效增加的折射率。

[0089] 在某些实施方式中,通过其不获得光耦合的中空芯可以交错为芯115之间的中间元件111(参见图6A)。中空芯111可以用于减少在光传导实心芯115与其周围的介质113之间的有效折射率差。

[0090] 在某些实施方式中,芯115可以是中空的(图6B)并且由掺杂或未掺杂的固体聚合物隔离。中空芯115(气孔)显示出非常显著减少的材料损耗(图6C),且因此当使用特征为与玻璃纤维相比相对大的损耗的聚合物纤维100时特别有利。聚合物纤维的主要优点是其柔性,允许在某些内窥镜应用(例如,如上所述的治疗肾结石)下需要的较强的弯曲。

[0091] 可以根据纤维100的所需折射率和机械性质选择纤维材料(用于镀层113和中间元件111,如果存在的话)和掺杂,并且可以包括各种类型的生物相容性(或非生物相容性,例如,在非医疗用途中)聚合物,该聚合物可以掺杂有纳米颗粒以影响折射率。可以选择纳米颗粒的照明波长范围和类型中的任一种或两种以优化折射率的改变,从而优化通过芯的辐射传输。在任何实施方式中,芯直径 D_1 、中间元件的直径 D_2 和芯L之间的距离可以配置为实现指定的光学性能参数。

[0092] 图7是示出根据本发明的一些实施方式的方法200的高度示意性流程图。数据处理阶段和控制阶段可以由相应的处理器实施,并且算法可以由相应计算机程序产品来实施,

该计算机程序产品包括具有有形地体现在其上的计算机可用程序代码的计算机可用介质，该计算机可用程序代码配置为至少进行相应阶段的至少一部分。

[0093] 方法200包括有具有至少几百个芯的纤维构造内窥镜(阶段210)，该纤维例如具有配置为沿着用于外部检测器的纤维传递经反射的照明的多芯成像区域或多芯端部。方法200可以包括实施近场成像(在纤维端部处的目标成像)(阶段212)和/或实施远场成像(在纤维端部处的傅立叶平面)(阶段214)。

[0094] 在某些实施方式中，方法200可以包括由多个分组在一起的纤维和至少一个光子照明纤维构造内窥镜，每个纤维具有以小于1/4或甚至小于1/9的填充系数分布的至少一百个芯，通过相对于通过芯传递的辐射逐组地处置芯而实施三维探测，通过在芯之间的间距上的微扫描实施超分辨成像，并且配置纤维的远端部的至少一个光学元件以增强内窥镜的视场和/或景深超过面向纤维的端部和与其相合的区域。

[0095] 方法200可以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：在包层中并入纳米颗粒，该纳米颗粒具有接近照明(和成像)波长的等离子体共振(阶段220)；通过具有与芯不同的折射率的中间元件(可以结合纳米颗粒)来间隔芯(阶段230)，例如0.1；通过气孔间隔芯(阶段235)和将芯配置为气孔(阶段240)，并且可以包括通过间隔相邻的芯来减少它们之间的串扰(阶段245)。

[0096] 在某些实施方式中，方法200可以进一步包括在纤维中并入一个或多个空隙作为用于处理、抽吸和/或照明的工作通道(阶段250)。

[0097] 在某些实施方式中，方法200可以进一步包括将处理和/或照明分成若干共同操作的纤维(阶段260)和/或在纤维或空隙的外周结合另外的纤维(阶段265)。方法200可以包括通过工作通道冷却所结合的纤维(阶段267)。在某些实施方式中，方法200可以进一步包括在处理期间使用光学输入光学地或自动地控制处理和/或抽吸(阶段270)，以及通过内窥镜处理身体结石，例如用尿道镜配置处理肾结石(阶段275)。

[0098] 方法200可以进一步包括使用无透镜的构造而没有任何远端光学元件(阶段277)和/或使用远端光学元件来控制视场、景深，实施图像复用和/或确定成像参数(阶段282)，例如通过在纤维端部附接或产生光学元件(阶段280)。方法200可以包括增强内窥镜的视场和/或景深超过面向纤维端部和与其相合的区域(阶段285)。方法200可以包括将光学元件配置为成像面向空隙的区域(阶段290)，例如使用具有被阻挡的孔口的透镜(阶段292)；使用与芯光学连通的多个棱镜(阶段295)并配置该棱镜以成像面向空隙的区域(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/或时序来成像面向空隙的区域(阶段310)，在前者中使用用于偏振复用的双折射光学元件(阶段315)。

[0099] 在某些实施方式中，方法200可以进一步包括(在检测到的辐射上)实施超分辨算法以增强分辨率、视场和/或景深(阶段320)。

[0100] 在某些实施方式中，方法200可以进一步包括以下任何一种：在端部截面上(相对于检测器像素顺序)不规则地分布芯(阶段332)，以较小的填充系数分布芯(阶段334)，以及实施面向端部的区域的微扫描(阶段336)。在某些实施方式中，方法200可以包括通过在不同的端部位置上优化像素焦点来增强图像(阶段338)，例如通过从在不同的顶部位置捕获的多个图像中选择每个像素的最佳焦点，并且由在它们的所选择的最佳焦点处的像素构成

增强的成像。

[0101] 在某些实施方式中,方法200可以包括逐组地处置芯(可以借助芯到组的动态分配)以由每个组实施波前探测(阶段340)。方法200可以包括实施光场探测,即比较在近场和多模式下操作的不同芯处的光方向。

[0102] 在某些实施方式中,方法200可以进一步包括使用非成像波长提供额外的视场和/或景深信息(阶段350)。方法200可以包括可以使用非成像的诊断波长范围收集诊断数据(阶段360)。在任何实施方式中,方法200可以包括将内窥镜配置为腹腔镜或尿道镜(阶段370)。

[0103] 方法200可以进一步包括通过标准化的纤维模块生产纤维(阶段380)。在某些实施方式中,方法200包括将纤维模块封装成期望的纤维截面形状或构造(阶段382)。方法200可以包括修改沿着纤维的纤维模块的空间关系(阶段385),以例如在远端部处具有纤维模块的环绕布置,并且在纤维的近端部处具有纤维模块的紧凑布置。

[0104] 在某些实施方式中,方法200可以进一步包括将导电涂层施加到一些纤维模块,而其它纤维模块作为绝缘体(阶段387),例如用于经由导电涂层将电磁能传递到纤维端部,例如用于加热纤维端部(阶段390)、与纤维端部相关联的元件和/或纤维端部周边。

[0105] 图8A-图8E是根据本发明的一些实施方式的成束纤维的实验成像结果的高度示意性图示。成像配置在图1B中示意性地示出。所呈现的结果表示在应用上述图像处理算法之前的原始数据。图8A-图8C示出了使用二乘二的成束(明显可见为四个子图像,每个接收自一个纤维模块,具有450 μ m的边和每纤维模块约23,000个芯)的三个不同目标的成像。目标分别是分辨目标、人物(人和娃娃)和解剖模型。图8D示出了通过直径为1.8mm的具有约500,000个芯的单个多芯纤维的成像。两种构造均实现了非常高的分辨率,这是当前纤维无法实现的。图8E示出通过应用对所捕获图像应用的图像增强算法而实现的结果。

[0106] 在以上描述中,实施方式是本发明的实例或实现方式。“一个实施方式”,“实施方式”,“某些实施方式”或“一些实施方式”的各种出现不一定都指代相同的实施方式。

[0107] 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,但是该特征也可以独立地或以任何合适的组合提供。相反地,虽然为了清楚起见在本文中可以在单独的实施方式的上下文中描述本发明,但是本发明也可以在单个实施方式中实施。

[0108] 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他实施方式的元素。在特定实施方式的上下文中的本发明的元素的公开不应被视为限制其仅在特定实施方式中使用。

[0109] 此外,应当理解,本发明可以以各种方式进行或实践,并且本发明可以在除了上述描述中概述的实施方式之外的某些实施方式中实施。

[0110] 本发明不限于那些图表或相应的描述。例如,流程不需要通过每个所示的框或阶段,或者以与所示和所描述的顺序完全相同的顺序进行。

[0111] 除非另外定义,否则本文使用的技术和科学术语的含义通常被理解为本发明所属领域的普通技术人员通常所理解的含义。

[0112] 虽然已经关于有限数量的实施方式描述了本发明,但是这些实施方式不应被解释为对本发明范围的限制,而是作为一些优选实施方式的示例。其他可能的变体、修改和应用也在本发明的范围内。因此,本发明的范围不应由所描述的限制,而是由所附权利要求及其

法律等同物限制。

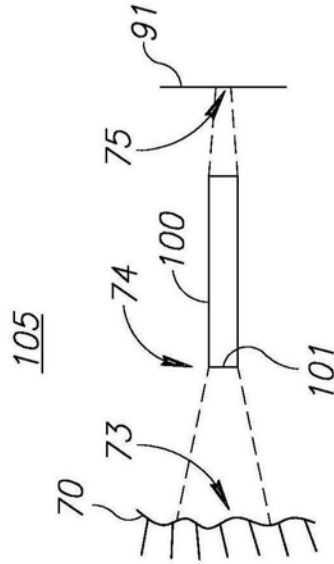


图1A

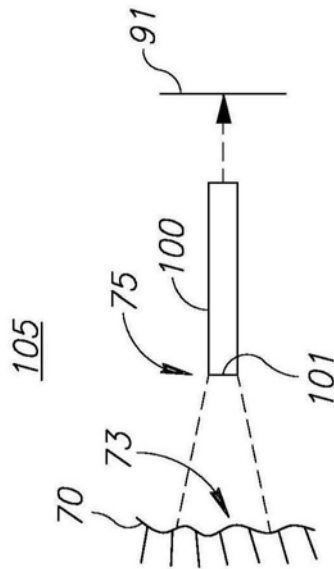


图1B

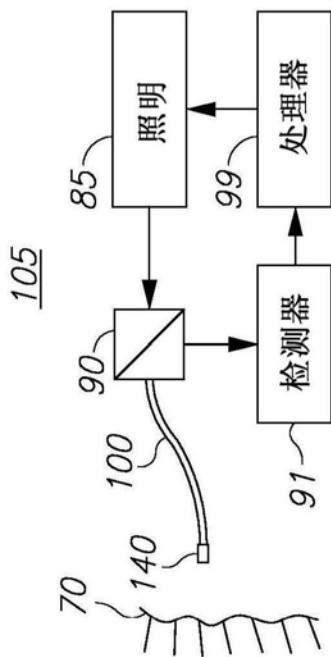


图1C

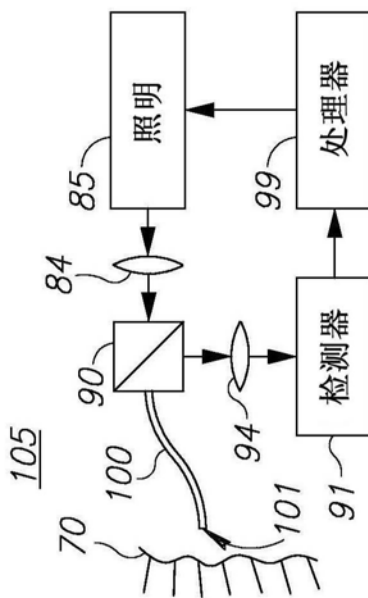


图1D

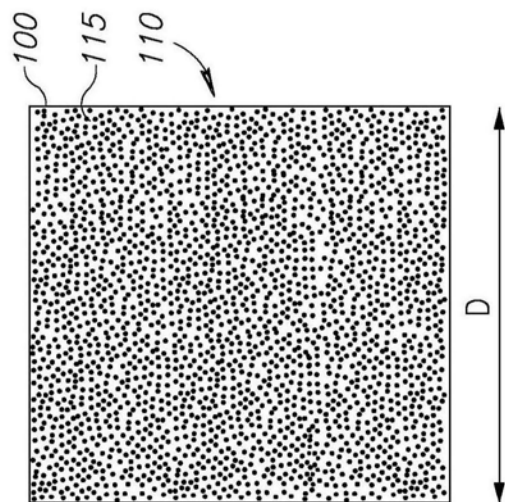


图2A

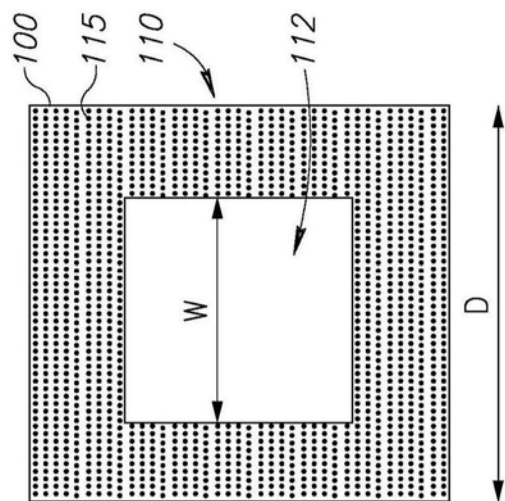


图2B

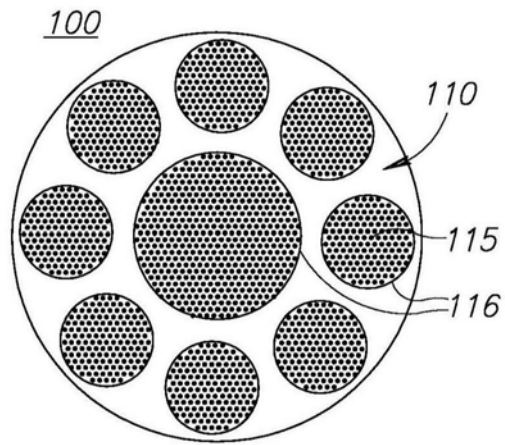


图2C

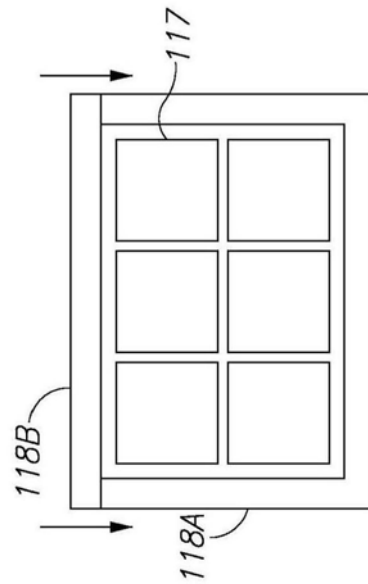


图2D

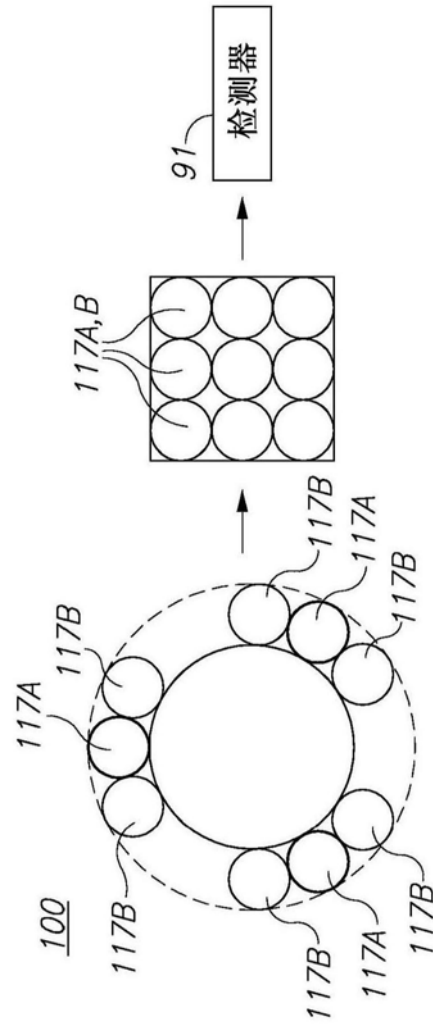


图2E

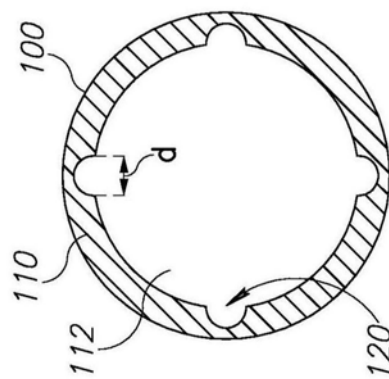


图3A

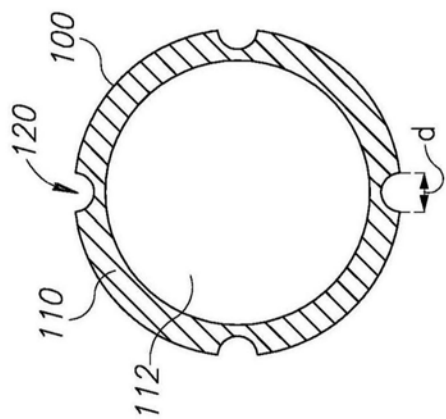


图3B

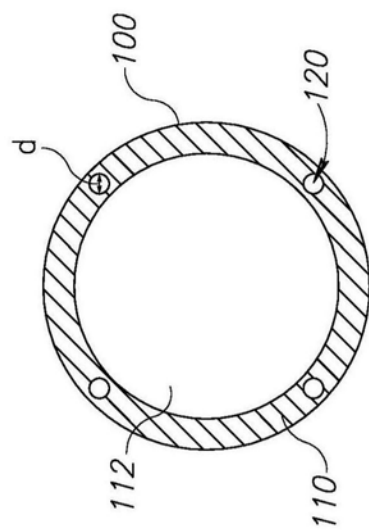


图3C

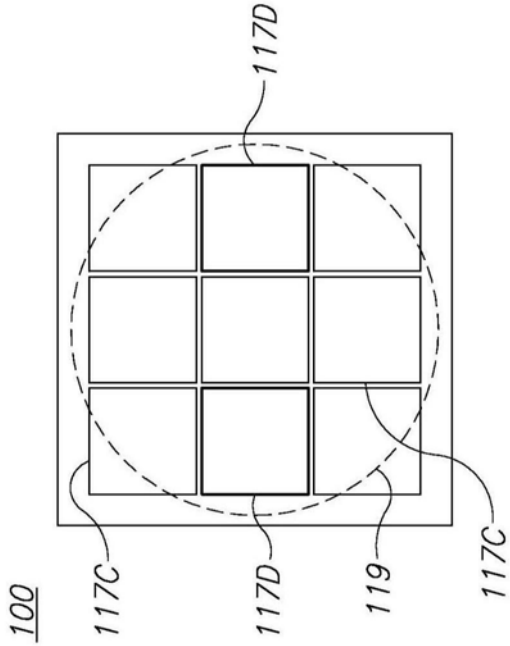


图3D

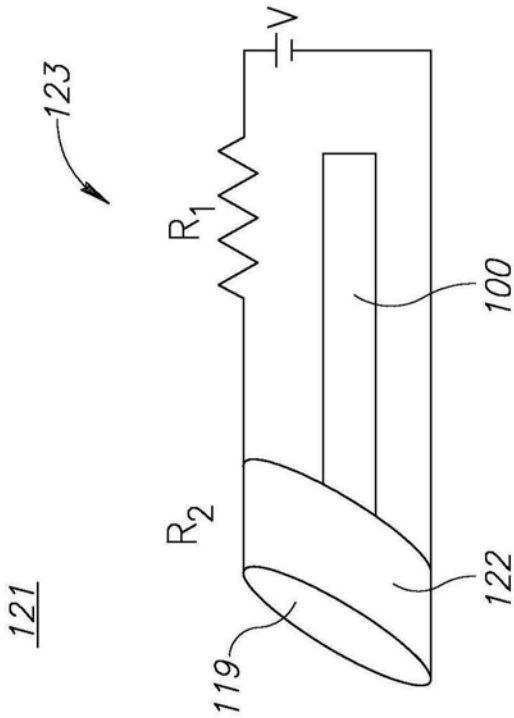


图3E

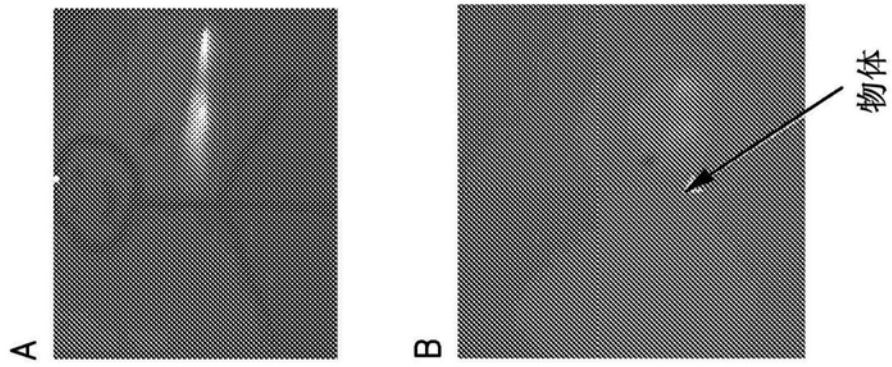


图3F

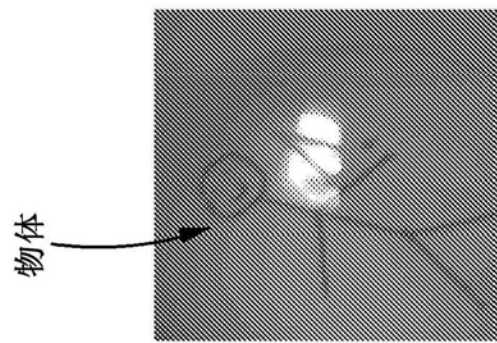


图3G

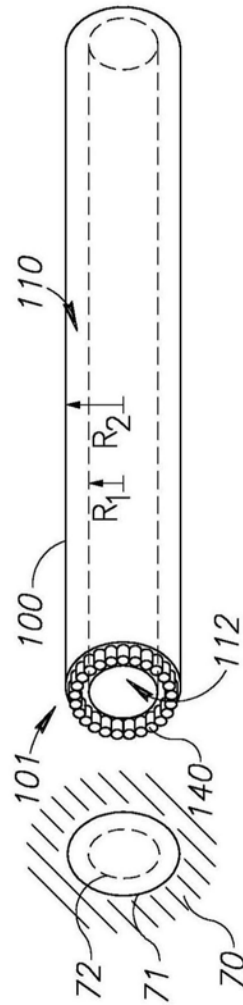


图4A

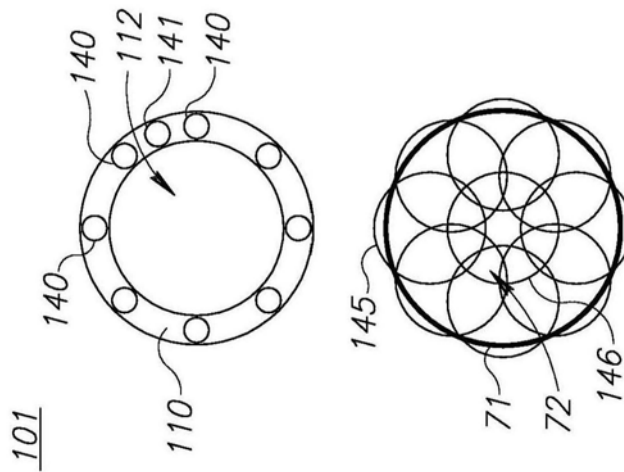


图4B

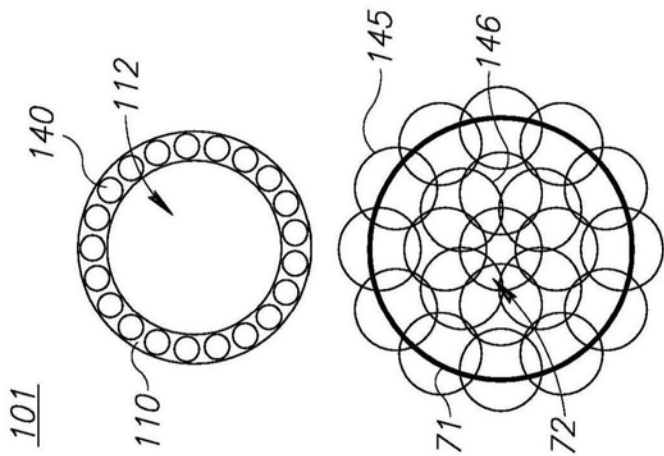


图4C

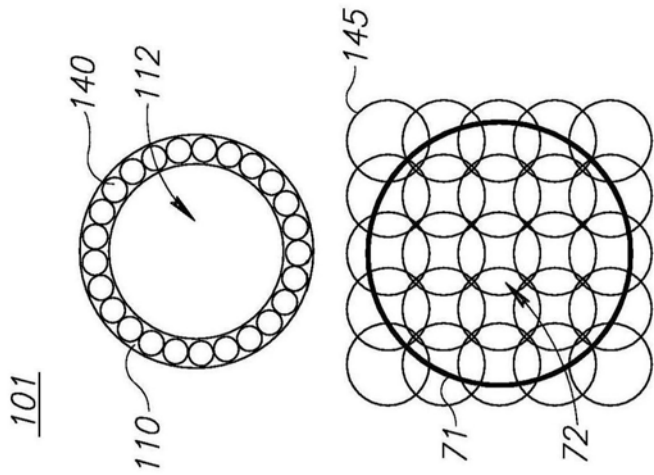


图4D

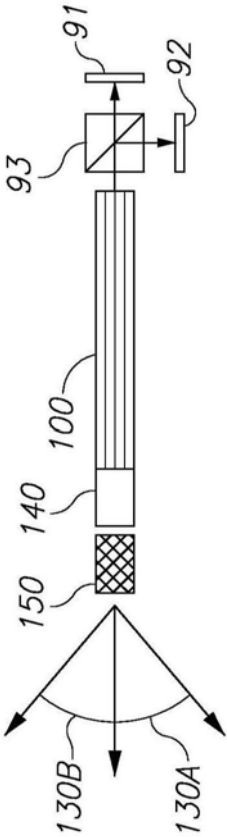


图5A

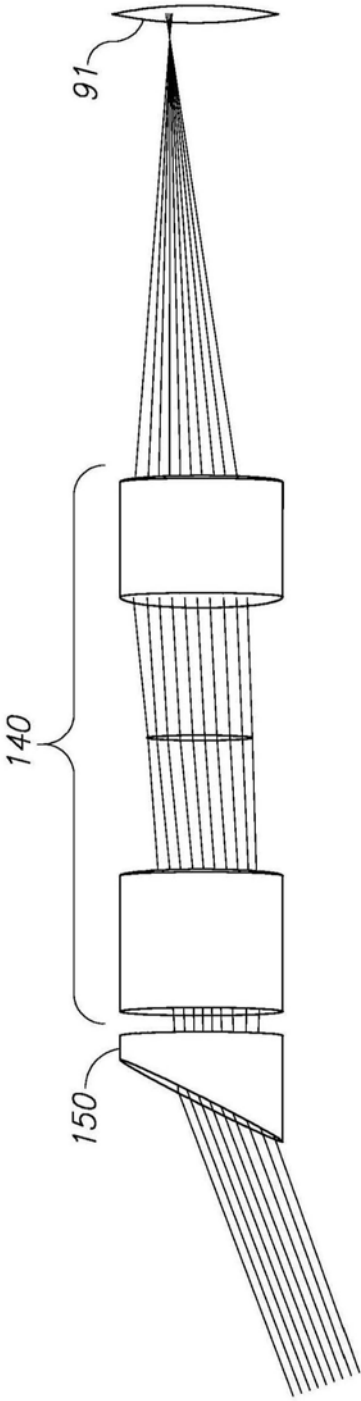


图5B

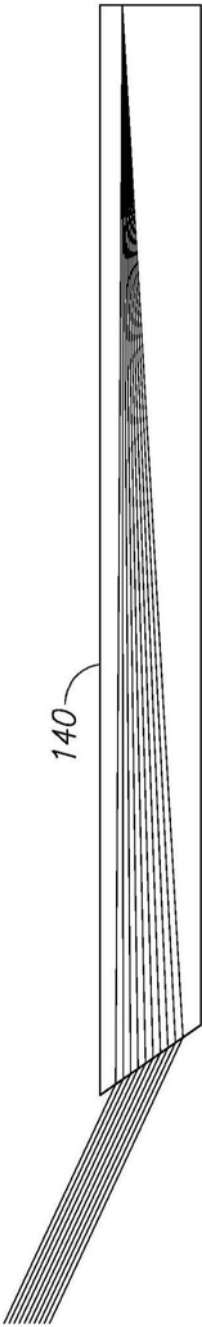


图5C

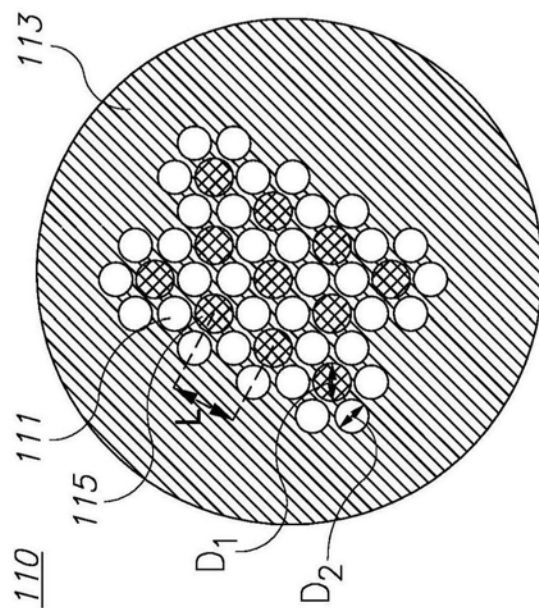


图6A

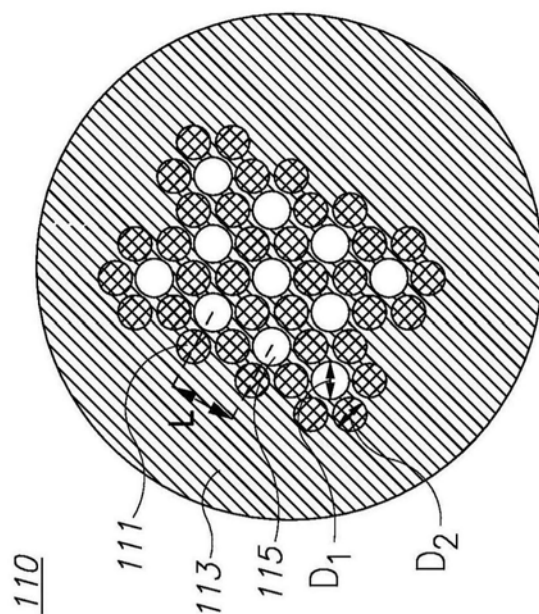


图6B

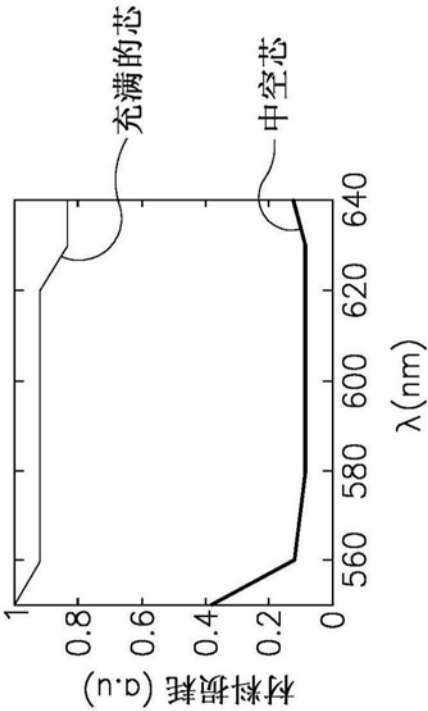


图6C

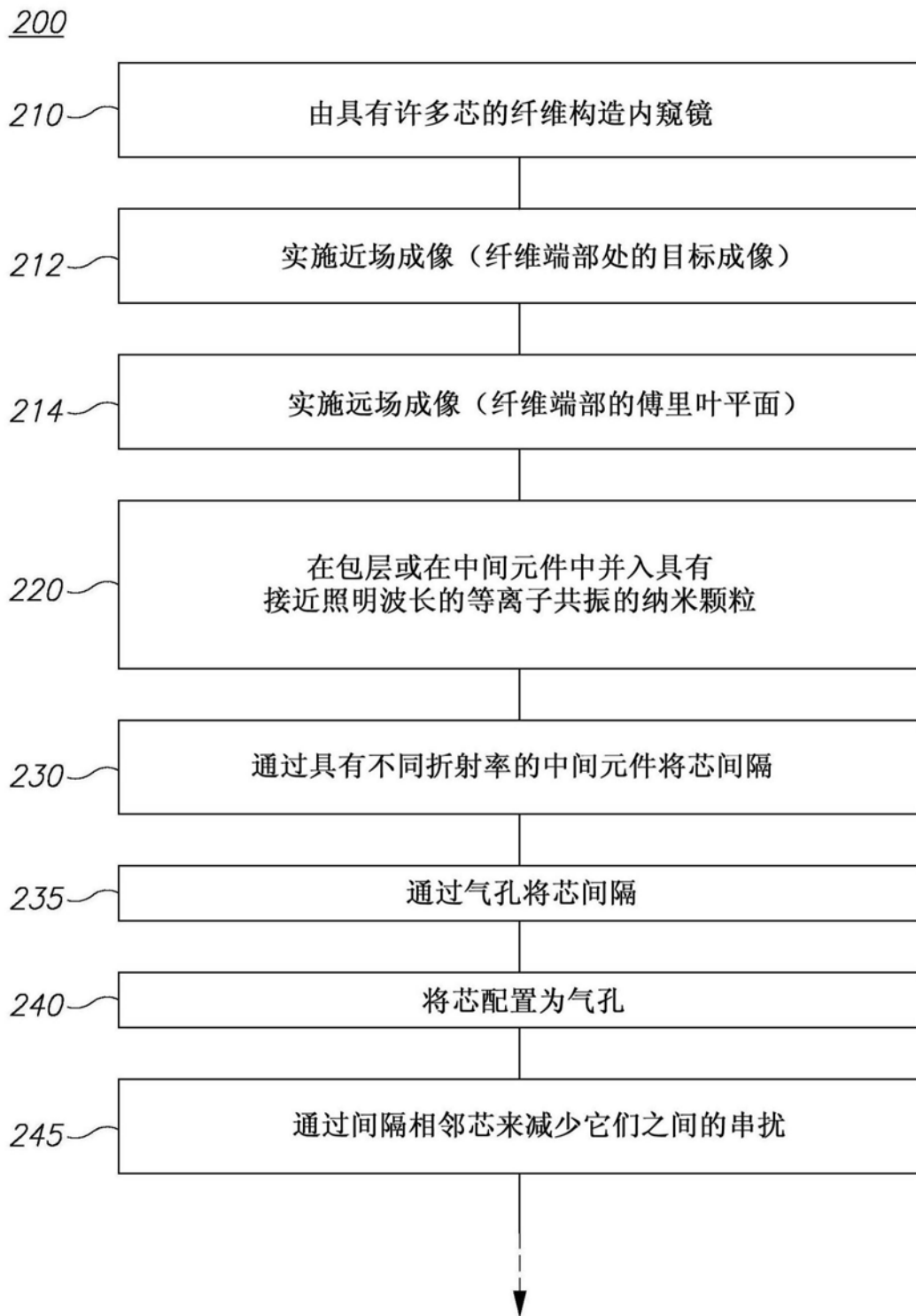


图7

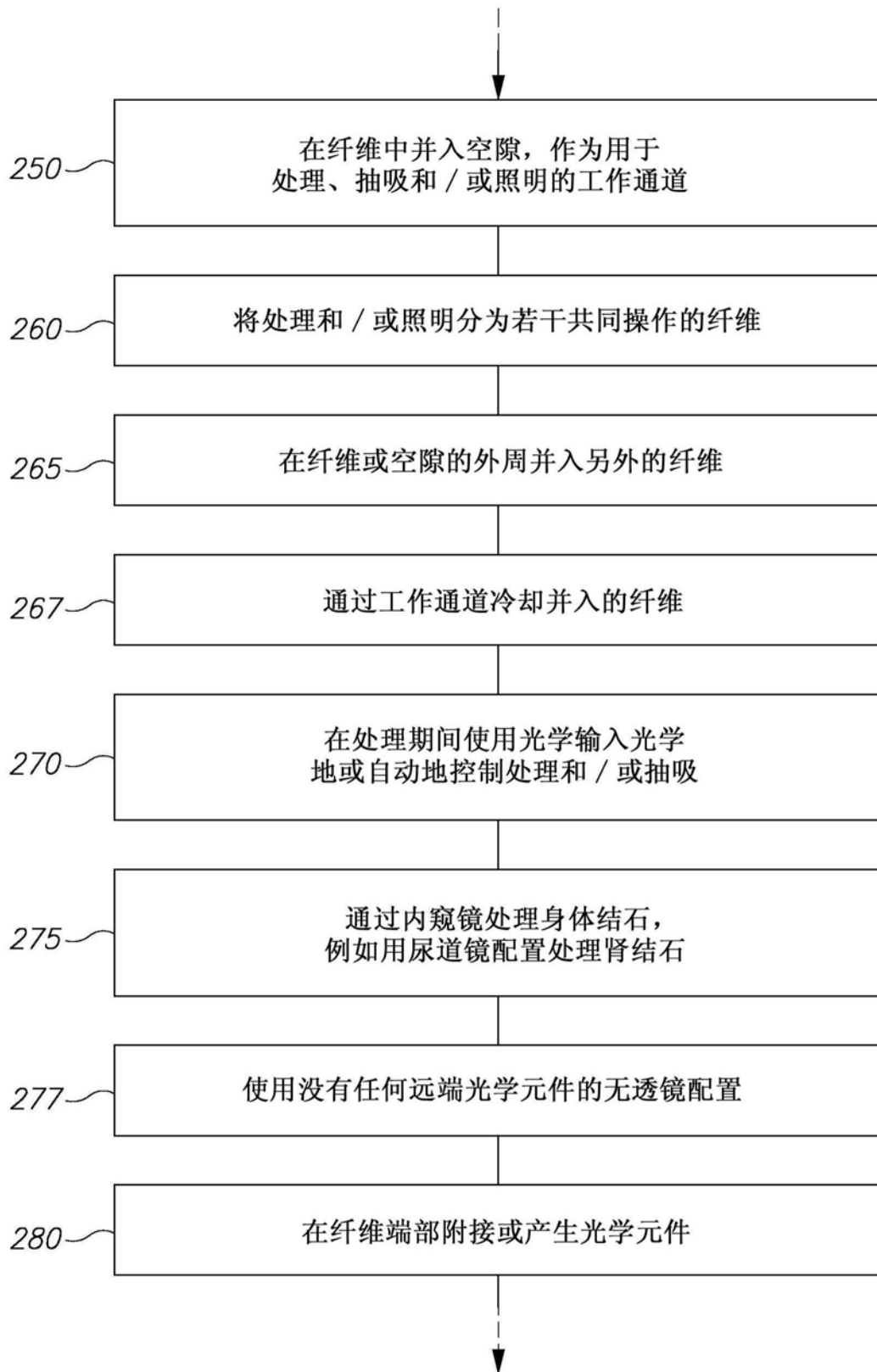


图7(续1)

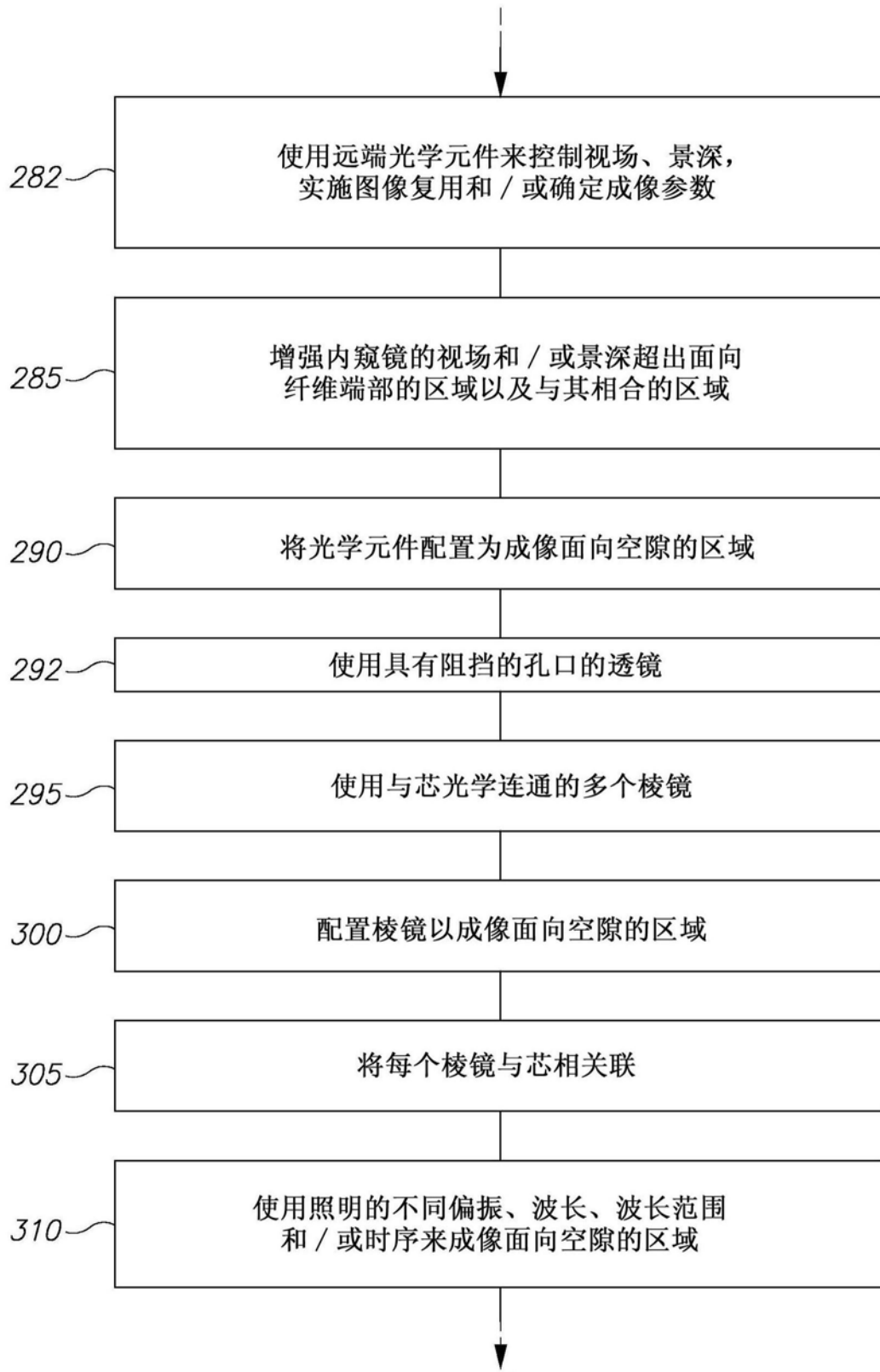


图7 (续2)

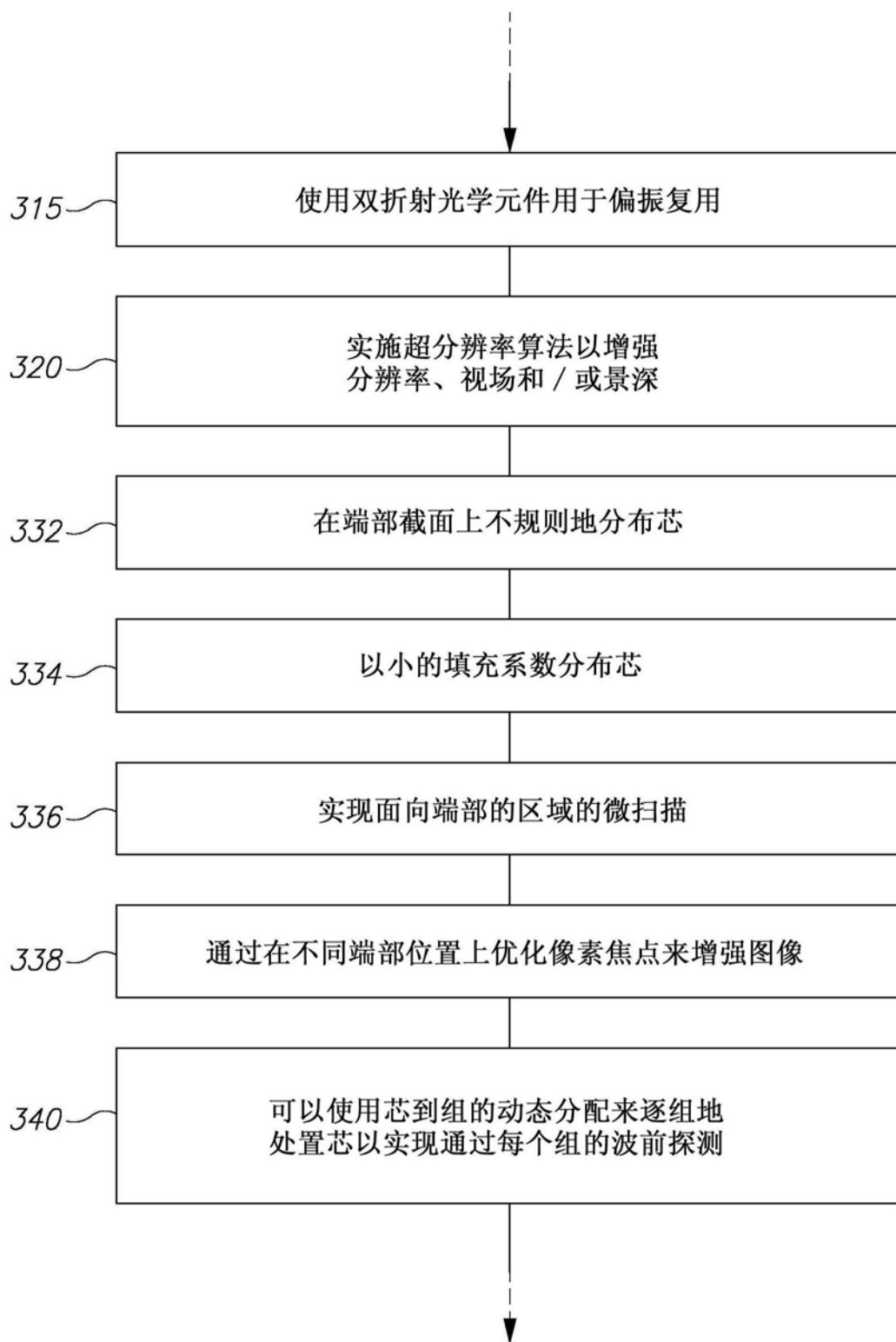


图7 (续3)

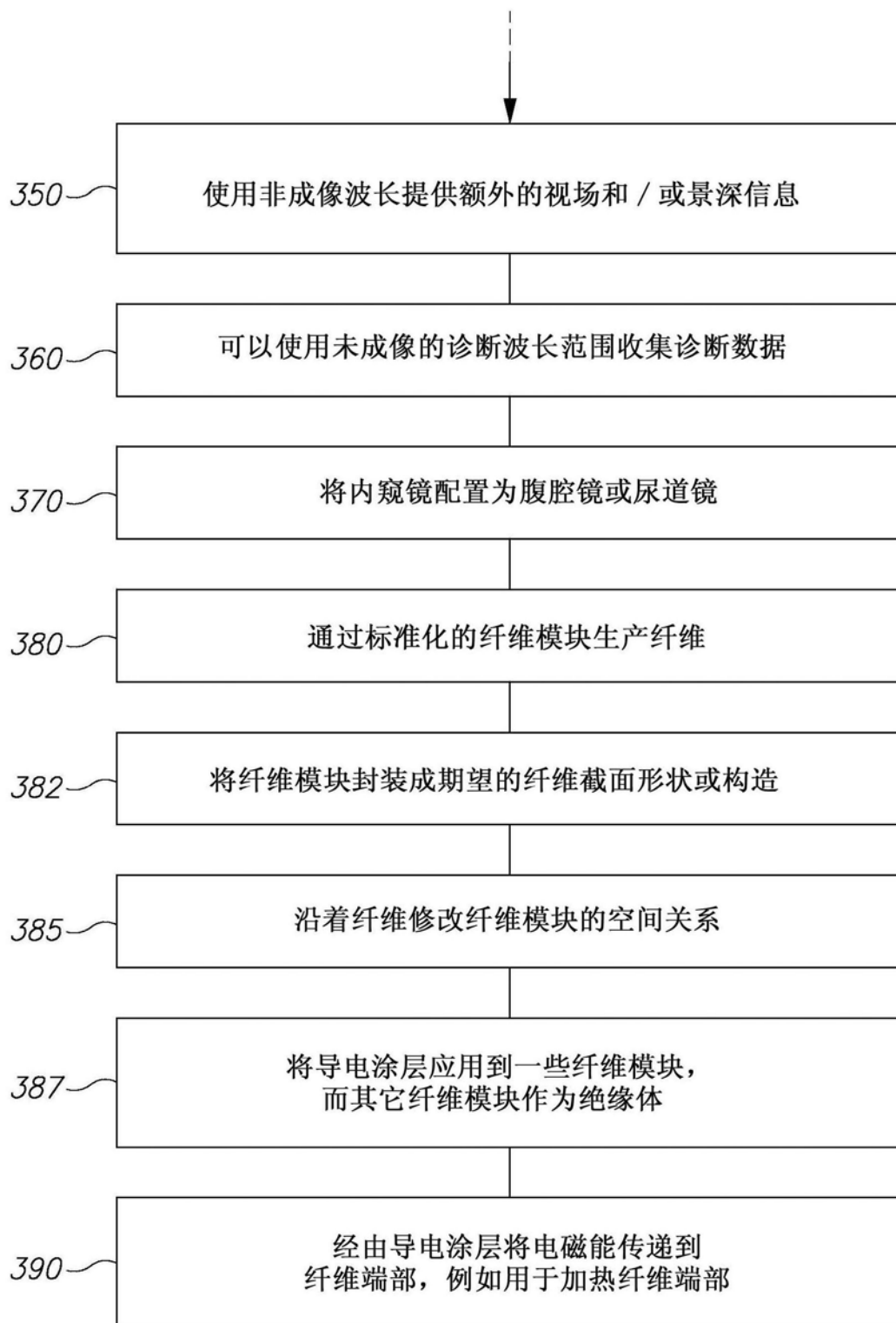


图7 (续4)

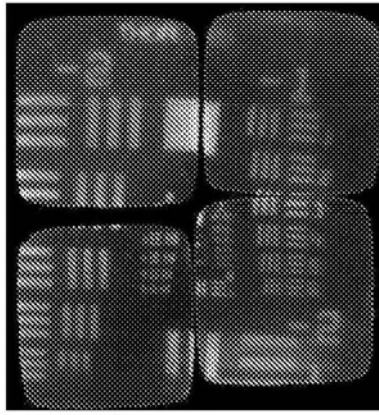


图8A

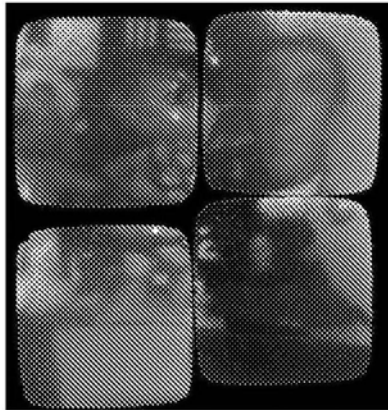


图8B

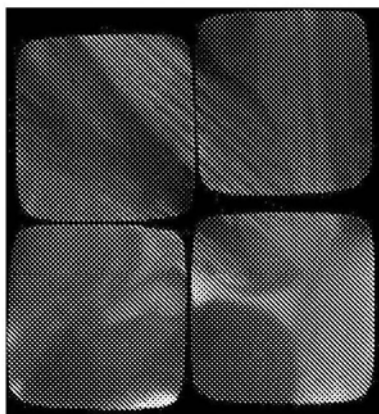


图8C

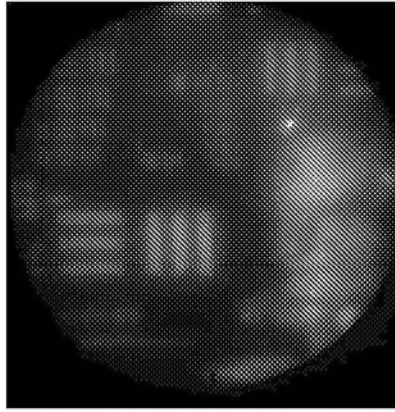


图8D

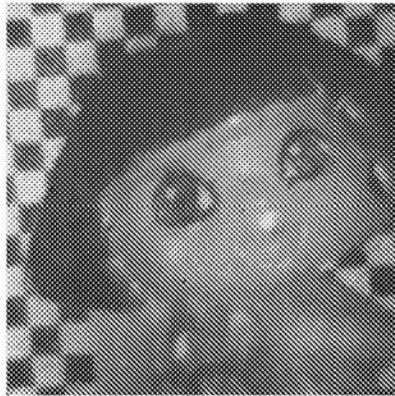


图8E

专利名称(译)	多芯纤维内窥镜		
公开(公告)号	CN110251058A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910448076.3	申请日	2015-07-22
[标]发明人	阿萨夫·莎蒙 亚历克斯·兹洛特尼科 泽夫·扎列夫斯基 西加尔·克雷默·塔尔 大卫·兹各唐		
发明人	阿萨夫·莎蒙 亚历克斯·兹洛特尼科 泽夫·扎列夫斯基 西加尔·克雷默·塔尔 大卫·兹各唐		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00167 A61B1/0017 A61B1/07 G02B6/02042 G02B6/06 G02B23/26 A61B1/00117 A61B1/00174 A61B1/00193 A61B1/0676 G02B6/04		
代理人(译)	陈知宇		
优先权	62/028346 2014-07-24 US 62/119832 2015-02-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及多芯纤维内窥镜。本发明具体提供内窥镜、多芯内窥镜纤维及构造和操作方法。纤维可以具有数百或数千个芯，并且可以并入工作通道和另外的纤维。纤维可以以不同的光学构造使用以捕获远端部处的组织和物体的图像，并增强图像的各种各样的光学特性，如分辨率、视场、景深、波长范围等。可以在内窥镜中实施近场成像以及远场成像，并且可以利用相应的光学特征以优化成像。在纤维远端部可以使用光学元件，或者纤维远端部可以是无透镜的。可以实施诊断和光学处理反馈回路，并且可以适用照明以产生全色图像、深度估计、增强的视场和/或景深以及额外的诊断数据。

