(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111836573 B
(45)授权公告日 2024.06.11

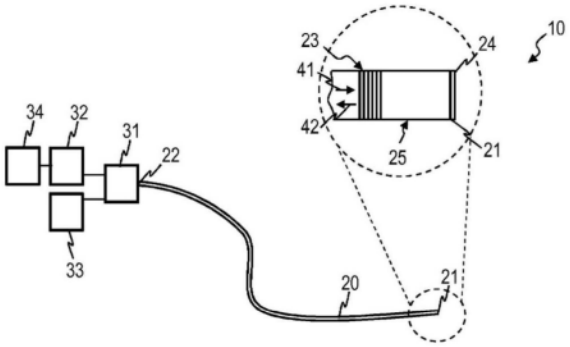
(21)申请号 201980018088.0
(22)申请日 2019.03.08
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111836573 A
(43)申请公布日 2020.10.27
(30)优先权数据
18160946.2 2018.03.09 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.09.09
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/055897 2019.03.08
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/170884 EN 2019.09.12
(73)专利权人 慕尼黑技术大学
地址 德国慕尼黑
(72)发明人 R·施耐德曼 G·M·韦斯米耶 V·恩特奇亚奇瑞斯
(74)专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所有限公司 11038
专利代理师 曹瑾
(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/1459(2006.01)
A61B 8/12(2006.01)
A61B 5/0215(2006.01)
G01L 11/02(2006.01)
G02B 6/02(2006.01)
G02B 6/12(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
G01H 9/00(2006.01)
G01N 21/45(2006.01)
(56)对比文件
US 2002166955 A1,2002.11.14
US 2008116361 A1,2008.05.22
US 2014180030 A1,2014.06.26
US 7120334 B1,2006.10.10
审查员 王传利
权利要求书3页 说明书25页 附图7页

(54)发明名称

包括具有光学谐振器的波导的传感器和感测方法

(57)摘要

传感器(10)包括具有纵轴和端面(21)的波导(20),波导(20)包括布拉格光栅(23)。所述传感器包括在波导(20)的端面(21)上的至少一个反射体(24)。光学谐振器(25)由布拉格光栅(23)、至少一个反射体(24),以及光学谐振器(25)的在布拉格光栅(23)和至少一个反射体(24)之间的内部部分形成。光学谐振器(25)的内部部分在波导(20)的一部分内延伸。传感器(10)包括被配置成检测光学谐振器(25)的至少一个光谱特性,或者光学谐振器(25)的至少一个光谱特性的变化的检测器(32)。



CN 111836573 B

1.一种传感器(10;120;151-158),包括:

具有纵轴和端面(21;51;71)的波导(20;50;70),所述波导(20;50;70)包括布拉格光栅(23;53;73);

在所述波导(20;50;70)的所述端面(21;51;71)上的至少一个反射体(24;28;54;74);

其中光学谐振器(25;55;75)由所述布拉格光栅(23;53;73)、所述至少一个反射体(24;28;54;74)以及所述光学谐振器(25;55;75)的在所述布拉格光栅(23;53;73)和所述至少一个反射体(24;28;54;74)之间的内部部分形成,所述光学谐振器(25;55;75)的内部部分在所述波导(20;50;70)的一部分内延伸;和

被配置成检测所述光学谐振器(25;55;75)的至少一个光谱特性或者所述光学谐振器(25;55;75)的至少一个光谱特性的变化的检测器(32)。

2.按照权利要求1所述的传感器,

其中所述传感器(10;120;151-158)是声学传感器、压力传感器或温度传感器。

3.按照权利要求1所述的传感器,

其中所述光学谐振器(25;55;75)被配置成将电磁辐射限制在所述端面(21;51;71)附近。

4.按照权利要求1所述的传感器,

其中所述传感器(10;120;151-158)还包括被配置成通过所述布拉格光栅(23;53;73)向所述光学谐振器(25;55;75)提供电磁辐射的源(33),并且

其中所述检测器(32)被配置成检测从所述光学谐振器(25;55;75)通过所述布拉格光栅(23;53;73)并沿着所述波导(20;50;70)传播的电磁辐射(42)。

5.按照权利要求4所述的传感器,

其中所述检测器(32)被配置成感测以下中的至少一个:

所述光学谐振器(25;55;75)的光谱响应;

所述光学谐振器(25;55;75)的光谱响应按照时间的变化;

从所述光学谐振器(25;55;75)耦合出的电磁辐射(42)的强度;

从所述光学谐振器(25;55;75)耦合出的电磁辐射(42)的强度按照时间的变化。

6.按照权利要求4所述的传感器,其中所述检测器(32)被配置成感测固定频率下的电磁辐射(42)的强度的变化。

7.按照前述权利要求任意之一所述的传感器,

其中所述至少一个反射体(24;28;54;74)包括至少一个反射层(24;54;74)。

8.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器,

其中所述至少一个反射体包括被配置成使得在其中生成表面等离子体激元,以与所述布拉格光栅(23)形成所述光学谐振器(25)的粒子(28)或材料,所述至少一个光谱特性是所述光学谐振器(25)的响应于样本(122)与所述粒子(28)或材料的相互作用而偏移的至少一个谐振频率。

9.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器,还包括附着到所述波导(20;50;70)的所述端面的声耦元件(161)。

10.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器,还包括声反射镜(100)和用于相对于声反射镜(100)定位所述光学谐振器(25;55;75)的保持机构(108)。

11.按照权利要求10所述的传感器，

其中所述声反射镜(100)包括限定旋转椭球体的至少一部分的表面(102)，其中旋转椭球体的长轴(106)相对于所述声反射镜的正面表面(103)倾斜，并且其中限定旋转椭球体的至少一部分的所述表面(102)从所述正面表面(103)凹进。

12.按照权利要求10所述的传感器，

其中所述保持机构被配置成定位所述波导(20;50;70)，使得所述波导(20;50;70)与旋转椭球体的焦点(104)重叠，或者位于旋转椭球体的焦点(104)附近。

13.按照权利要求12所述的传感器，

其中所述焦点(104)位于声反射镜(100)的声学腔(107)内。

14.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述波导是光纤。

15.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述波导是硅波导。

16.按照权利要求15所述的传感器，其中所述光学谐振器(75)的内部部分具有小于1μm的长度(85)。

17.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述光学谐振器(25;55;75)的内部部分的长度(35;85)小于所述布拉格光栅(23;53;73)的长度(63;83)。

18.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述光学谐振器被适配为使得探询光(41)在通过所述内部部分(35;85)时的相移近似为π。

19.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述光学谐振器被适配为使得探询光(41)在通过所述内部部分(35;85)时的相移近似为π的奇数整数倍。

20.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述光学谐振器的内部部分的长度(35;85)与所述布拉格光栅的周期性匹配。

21.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述光学谐振器(25;55;75)的内部部分具有小于100μm的长度(35;85)。

22.按照权利要求1-6任意之一所述的传感器，其中所述波导(20;50;70)具有纤芯(59)和光纤包层(58)，其中所述光纤包层(58)在光学谐振器(25;55;75)的内部部分上延伸并围绕光学谐振器(25;55;75)的内部部分。

23.按照权利要求7所述的传感器，其中所述至少一个反射层包括直接涂覆到所述波导(20;50;70)的所述端面(21;51;71)上或者直接涂覆到不同于所述波导(20;50;70)的载体上的至少一个金属层和/或至少一个介电层。

24.按照权利要求9所述的传感器，其中所述声耦元件(161)具有被选择为与要感测的声波的中心频率匹配的长度。

25.按照权利要求20所述的传感器，其中所述光学谐振器的内部部分的长度(35;85)等于所述布拉格光栅的一个周期，或者等于所述布拉格光栅的一个周期的整数倍。

26.一种传感器阵列(150)，包括：

按照权利要求1-6任意之一所述的多个传感器(151-158)。

27.按照权利要求26所述的传感器阵列(150)，其中所述多个传感器(151-158)被布置成一维阵列或二维阵列。

28.一种感测方法，包括：

相对于样本(122)定位传感器(10;120;151-158)，其中所述传感器(10;120;151-158)

包括:

具有纵轴和端面(21;51;71)的波导(20;50;70),所述波导(20;50;70)包括布拉格光栅(23;53;73);

在所述波导(20;50;70)的所述端面(21;51;71)上的至少一个反射体(24;28;54;74);

其中光学谐振器(25;55;75)由所述布拉格光栅(23;53;73)、所述至少一个反射体(24;28;54;74)以及所述光学谐振器(25;55;75)的在所述布拉格光栅(23;53;73)和所述至少一个反射体(24;28;54;74)之间的内部部分形成,其中所述光学谐振器(25;55;75)的内部部分在所述波导(20;50;70)的一部分内延伸;和

检测所述光学谐振器(25;55;75)的至少一个光谱特性,或者所述光学谐振器(25;55;75)的至少一个光谱特性的变化。

29.按照权利要求28所述的感测方法,其中检测的光学谐振器(25;55;75)的至少一个光谱特性或者光学谐振器(25;55;75)的至少一个光谱特性的变化用于进行以下中的至少一个:

声学感测;

医疗感测;

生物感测;

温度感测;

频率差分成像;

投影成像;

光声成像;

光声无损测试;

化学感测;

等离子体激元感测。

30.按照权利要求28或29所述的感测方法,其中所述传感器(10;120;151-158)是按照权利要求1-6任意之一所述的传感器。

包括具有光学谐振器的波导的传感器和感测方法

技术领域

[0001] 本发明的实施例涉及包括波导和光学谐振器的传感器和其他设备。本发明的实施例具体涉及可以在传感器中使用的波导和光学谐振器,并且涉及使用这种波导的传感器和感测方法。

背景技术

[0002] 对适用于新的应用领域的波导和光学谐振器的需求不断增加。举例来说,例如超声频率范围中的声学感测经常使用压电检测器来进行。这种传统的压电检测器不能满足当前对高性能超声传感器的需求。举例来说,恶劣环境中的无损检测,以及光声内窥镜检查和光声/光声感测混合显微镜检查的新兴领域需要极小、灵活和不受电磁干扰影响,并且表现出高带宽的传感器。后者特别重要,因为光声效应产生的超声信号的带宽和中心频率与光吸收体尺寸成比例。

[0003] 理想的是具有高带宽传感器,所述高带宽传感器然后可以用于例如按照吸收体的尺寸,区分和标记吸收体,比如皮肤下和皮肤中的脉管系统。这种改进的传感器可有助于例如通过研究血管生成来研究和监测肿瘤,以及研究和监测如糖尿病、高血压等疾病。

[0004] 基于光学谐振器的传感器是一种有希望的替代方案。

[0005] WO 2010/043876 A2公开了一种组合式压力和温度传感器。该传感器包括至少一个第一类型的第一光学感测元件和至少一个第二类型的第二光学感测元件。该传感器适于使用第二或第一光学感测元件的响应来补偿第一或第二光学感测元件中的另一个光学感测元件的温度和/或压力效应。在两个光纤端部之间的间隙中可以形成光学腔。

[0006] US 7 054 011 B2公开一种光纤传感器,该光纤传感器具有结合到光纤的端面的中空管,和结合到所述中空管的膜片。

[0007] G.Wissmeyer等,“All-optical optoacoustic microscope based on wideband pulse interferometry”,Optics Letters,Vol.41,Issue9,pp.1953-1956(2016)公开了一种基于π相移光纤布拉格光栅(π-FBG)的全光学光声显微镜,其中相干恢复脉冲干涉法(CRPI)用作探询方法。

[0008] A.Rosenthal等,“Embedded ultrasound sensor in a silicon-on-insulator photonic platform”,Appl.Phys.Lett.104,021116(2014)公开了一种基于由波导波纹形成的π相移光纤布拉格光栅的小型化超声传感器。

[0009] A.Rosenthal等,“Sensitive interferometric detection of ultrasound for minimally invasive clinical imaging applications”,Laser Photonics Rev.,Vol.8,No.3,pp.450-457(2014)公开了小型化的光学检测器。

[0010] C.Zhang等,“Review of lmprinted Polymer Microrings as Ultrasound Detectors:Design,Fabrication,and Characterization”,IEEE SENSORS JOURNAL,Vol.15,No.6(June 2015)公开了适合于光声感测成像的超声检测器。

[0011] R.Nuster等,“Photoacoustic section imaging using an elliptical

acoustic mirror and optical detection",JBO Letter,Vol.17(3),030503(March 2012)公开了一种将光学干涉仪与声反射镜结合的方法。

[0012] US 2002/0166955 A1公开一种包括用于调制光的超声检测元件的超声接收设备。

[0013] US 7 292 755 B1公开一种具有至少两个反射体的平面光波导。

[0014] US 2014/0180030 A1公开一种脉管内血压和流速线(wire)。

[0015] 尽管在这些文献中公开的传感器提供了优于基于例如压电检测器的常规传感器的各种益处,但是仍然需要允许以良好的灵敏度进行感测,同时提供小的横截面,并且由于其小型化,增大了检测带宽和角度的波导和传感器。

发明内容

[0016] 在本领域中,需要表现出适合于感测或其他应用的改进特性的设备和方法。特别需要适于在感测或其他应用中通用,同时提供高灵敏度并具有小尺寸的设备和方法。特别需要缓减通常与电磁干扰关联的问题的此类设备和方法。

[0017] 按照本发明的一些实施例,提供了一种波导,所述波导具有单片集成在该波导中的光学谐振器。所述光学谐振器被限定在一侧的布拉格光栅(BG)和另一侧的至少一个反射体之间,所述至少一个反射体具有与BG不同的构成。所述光学谐振器位于波导的一端。反射体可以包括涂覆在波导的端面(刻面)上的反射层,和/或可以包括对在波导的刻面处的表面等离子体激元的感应敏感的材料,比如纳米粒子,从而在波导的一端限定具有高Q因子的光学腔。反射体可以包括置于所述波导的所述端面附近的另一较短的布拉格光栅。所述另一较短的布拉格光栅可以插入在光学谐振器的内部部分和波导的可以涂覆有反射层的所述端面之间。从光学谐振器由一侧的布拉格光栅和另一侧的具有不同构成的至少一个反射体界定这一方面来说,光学谐振器是非对称的。

[0018] 在一些实施例中,Fabry-Perot式光学谐振器(即,标准具)可由布拉格光栅和光学反射层界定,其中布拉格光栅和谐振器是波导的一部分。反射层可以在波导的端部,在其端面上形成。

[0019] 光学谐振器可以包括所述布拉格光栅和所述至少一个反射体,其中光学谐振器的内部部分(所述内部部分可被定义为光学谐振器的插入在布拉格光栅的最靠近波导的端面的端部与至少一个反射体的最靠近布拉格光栅的部分之间的部分)与所述波导是单片地形成的。

[0020] 具有集成光学谐振器的这种波导具有各种应用。举例来说,与其他基于谐振器的传感器相比,可以检测入射到刻面的诸如超声之类的声波。当使用波导刻面而不是外周面进行感测时,有效感测尺寸显著减小,并且检测带宽增大。作为波导的一部分的光学谐振器的实现显著减小损耗并增加光约束,从而产生紧凑的感测设备。非对称设计允许光学谐振器最大程度地暴露于待感测的激励,以及基本上无损耗的光学谐振器的光学读出。使用具有集成光学谐振器的波导进行的感测不受电磁干扰影响。

[0021] 按照本发明的一个方面的传感器包括具有纵轴和端面的波导,所述波导包括布拉格光栅。至少一个反射体设置在所述波导的所述端面上。光学谐振器由所述布拉格光栅、所述至少一个反射体、以及位于所述布拉格光栅和所述至少一个反射体之间的光学谐振器的内部部分形成。光学谐振器的内部部分在波导的一部分内延伸。所述传感器包括检测器,所

述检测器被配置成检测所述光学谐振器的至少一个光谱特性,或者所述光学谐振器的至少一个光谱特性的变化。

[0022] 所述至少一个光谱特性或者所述至少一个光谱特性的变化可包括以下中的任意一个或者它们的任意组合:所述光学谐振器的至少一个谐振频率;所述光学谐振器的至少一个谐振频率的偏移;使用相干连续波(cw)干涉法或非相干cw干涉法测量的响应于探询光的检测光的强度;所述光学谐振器的光谱响应,它可以使用宽带探询来检测;和/或所述光学谐振器的至少一个谐振峰的带宽。

[0023] 所述传感器可以是声学传感器、压力传感器或温度传感器。

[0024] 所述光学谐振器可被配置成将电磁辐射限制在端面附近,可选地限制在波导的从所述端面延伸100nm-1cm,优选200nm-5mm的端部内。在布拉格光栅的面向所述端面的端部和所述端面之间的端部部分优选可具有小于10mm,更优选小于1mm,更优选小于100μm,更优选小于1μm,更优选地小于500nm的长度。

[0025] 所述光学谐振器的内部部分的长度可以使用例如显微镜,比如白光显微镜或电子显微镜来测量。

[0026] 光学谐振器的内部部分的长度、布拉格光栅的长度和/或光学谐振器的总长度可以使用计算技术来推导。举例来说,可以使用通过传递矩阵法进行的光谱模拟来确定光学谐振器的总长度。可以将光谱模拟与测得的光谱特性进行比较。

[0027] 所述传感器还可以包括配置成通过布拉格光栅向光学谐振器提供电磁辐射的源。所述检测器可被配置成检测从光学谐振器通过布拉格光栅并沿着波导传播的电磁辐射。

[0028] 所述检测器可被配置成按照时间感测光学谐振器的光谱响应和/或来自光学谐振器的电磁辐射的强度。

[0029] 所述检测器可被配置成按照时间感测从光学谐振器耦合出的光的光谱响应的变化或强度的变化。

[0030] 所述检测器可以被配置成感测由以下中的至少一个触发的光谱响应的变化或者强度的变化:所述布拉格光栅与所述至少一个反射体之间的距离的变化;所述波导的所述部分中的折射率的变化;所述布拉格光栅的反射率的变化。

[0031] 所述至少一个反射体可包括至少一个反射层。所述至少一个反射层可包括至少一个金属层和/或至少一个介电层。所述至少一个反射层可以直接涂覆到所述波导的端面上,或者涂覆到不同于波导的载体上。

[0032] 所述至少一个反射体可包括配置成使得在其中生成表面等离子体激元,以与布拉格光栅形成光学谐振器的粒子或材料。所述至少一个光谱特性可以是可响应样本与所述粒子或材料中的表面等离子体激元的相互作用而偏移的光学谐振器的至少一个谐振频率。

[0033] 所述至少一个反射体可包括功能化表面或者结构化金属层。

[0034] 所述传感器可包括附着到波导的端面的声耦元件。声耦元件可以具有选择为与要感测的声波的中心频率匹配的长度。

[0035] 所述传感器还可包括声反射镜和用于相对于声反射镜定位光学谐振器的保持机构。

[0036] 所述声反射镜可包括限定旋转椭球体的至少一部分的表面,其中旋转椭球体的长轴相对于声反射镜的正面表面倾斜,并且其中限定旋转椭球体的至少一部分的表面从正面

表面凹进。

[0037] 所述保持机构可被配置成定位波导,使得波导与旋转椭球体的焦点重叠,或者位于旋转椭球体的焦点附近。

[0038] 所述焦点可以位于声反射镜的腔体内。

[0039] 按照实施例的传感器阵列包括按照前述的多个传感器。所述多个传感器可被布置成一维阵列或二维阵列。

[0040] 所述传感器阵列可以分别用作声学、压力或超声成像设备或摄像机。可以进行多个传感器的时分读出或同时读出。传感器阵列或成像设备的尺寸可适合于要对其执行成像的样本的尺寸。

[0041] 所述成像设备或摄像机可以操作,从而以空间分辨的方式检测声波、压力变化或超声。

[0042] 按照本发明的一个方面的感测方法包括相对于样本定位传感器。所述传感器包括具有纵轴和端面的波导,所述波导包括布拉格光栅、设置在波导的端面上的至少一个反射体、以及光学谐振器,所述光学谐振器由所述布拉格光栅、所述至少一个反射体和位于所述布拉格光栅和所述至少一个反射体之间的光学谐振器的内部部分形成。光学谐振器的内部部分在波导的一部分内延伸。所述方法包括检测光学谐振器的至少一个光谱特性,或者光学谐振器的至少一个光谱特性的变化。

[0043] 检测的光学谐振器的至少一个光谱特性或光学谐振器的至少一个光谱特性的变化可用于进行以下中的至少一个:声学感测;医疗感测;生物感测;温度感测;频率差分成像;投影成像;光声成像;光声无损测试;化学感测;等离子体激元感测。

[0044] 所述传感器可以是本文中公开的任意一个实施例的传感器。

[0045] 提供一种按照本发明的另一方面的具有集成光学谐振器的波导。所述波导具有纵轴和端面。所述具有集成光学谐振器的波导包括波导中的布拉格光栅和在波导的端面上的至少一个反射体,其中光学谐振器的在所述布拉格光栅和所述至少一个反射体之间的内部部分在所述波导的一部分内延伸。

[0046] 按照本发明另一方面的传感器包括声换能器、声反射镜和用于相对于声反射镜定位声换能器的保持机构。

[0047] 按照实施例的设备、方法和组合件可获得各种效果。举例来说,按照实施例的具有集成光学谐振器的传感器和波导能够使用端面,即波导的刻面来感测声波、其他压力变化、温度或其他激励,所述端面具有比波导的长度小得多的特征尺寸。这提供了大带宽和/或允许多个传感器容易地组合成一维或二维阵列。当反射体被设置在波导的端面上时,可以在光纤的端部附近形成高Q光学谐振器。可以以其中耦合到光学谐振器中的入射光和耦合出光学谐振器的输出光两者在相反方向上沿着波导的相同路径行进的模式进行读出。

[0048] 按照实施例的设备、方法和组合件可用于感测声波、其他压力变化、温度或其他激励,但不局限于此。按照实施例的设备、方法和组合件可以用于声学感测、医疗感测、生物感测、温度感测、频率区分成像、投影成像、光声成像、光声无损测试、化学感测或等离子体激元感测,但不局限于此。

附图说明

[0049] 下面将参考附图描述本发明的实施例,附图中相同或相似的附图标记指示相同或相似的元件。

[0050] 图1是按照实施例的传感器的示意图。

[0051] 图2是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

[0052] 图3是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

[0053] 图4是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

[0054] 图5是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

[0055] 图6是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意透视图。

[0056] 图7是在沿着波导的纵向的观察方向上的图6的具有集成光学谐振器的波导的端面的平面图。

[0057] 图8是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意透视图。

[0058] 图9是在沿着波导的纵向的观察方向上的图8的具有集成光学谐振器的波导的端面的平面图。

[0059] 图10是表示作为声学频率的函数的具有集成光学谐振器的波导对声学点源的频率响应的曲线图。

[0060] 图11是表示按照实施例的光学谐振器的谐振光谱的曲线图,图中示出了光谱反转。

[0061] 图12是按照实施例的传感器的示意图。

[0062] 图13是图解说明图12的传感器的例证使用的示意图。

[0063] 图14是按照实施例的传感器的示意图。

[0064] 图15是按照实施例的方法的流程图。

[0065] 图16是按照实施例的传感器阵列的示意图。

[0066] 图17是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

具体实施方式

[0067] 将参考附图说明本发明的例证实施例,附图中相同或相似的附图标记指示相同或相似的元件。虽然将在例证使用领域(比如,感测声波,特别是超声)和例证构造(比如,光纤和使用绝缘体上硅技术构成的光子集成电路)的上下文中说明一些实施例,不过实施例不限于此。除非另外具体说明,否则实施例的特征可以相互组合。

[0068] 本文中使用了术语“光声(optoacoustic)”,应当理解,“光声感测(photoacoustic)”是本领域中通常使用的另一个同义术语。

[0069] 如本文中使用的,响应于“声波”的传感器和波导可以特别地响应于超声波。

[0070] 图1公开了按照实施例的传感器10。传感器10包括波导20。波导20可以是单模波导、多模波导、保偏波导、非保偏波导、模复合波导、光子晶体光纤、光纤或硅波导,但不局限于此。

[0071] 波导20沿着纵轴在第一端部和第二端部22之间延伸,在第一端部,波导20具有端面21。如本文中使用的,术语“端面”指的是波导的横向于波导20的纵轴延伸,并且特别是可以垂直于波导20的纵轴延伸的刻面或面。

[0072] 图1中的插图示意表示了波导20的端部部分。波导20具有布拉格光栅(BG)23。布拉格光栅23形成于波导20中。布拉格光栅23是邻近波导20的端面21布置的,但与波导20的端面21间隔开。在端面21上设置至少一个反射体24。所述至少一个反射体可以是或者可以包括涂覆在端面21上的反射层。所述至少一个反射体可以是或者可以包括设置在端面21上的材料或结构,该材料或结构产生表面等离子体激元,并限定所述至少一个反射体与布拉格光栅23之间的光学谐振。

[0073] 如本文中使用的,术语“反射体”通常指的是能够将从布拉格光栅23入射到其上的光反射回布拉格光栅23的材料或结构。反射体在构造上不同于布拉格光栅23。

[0074] 如本文中使用的,“波导的端面上的反射体”涵盖布置在波导的外部,例如,与端面直接邻接的反射体,但不局限于此。举例来说,所述至少一个反射体可以可选地包括与波导一体地形成,并且置于波导内的反射元件。

[0075] 光学谐振器25包括所述至少一个反射体24、布拉格光栅23、以及位于所述至少一个反射体24和布拉格光栅23之间的光学谐振器25的内部部分。进入光学谐振器的光束受到限制,并将从所述至少一个反射体24和布拉格光栅23反复反射。这使光束在光学谐振器25内部与自身干涉。这种光学谐振器25具有包括一个或多个谐振的特征光谱响应。

[0076] 传感器10包括通过适当的耦合装置31耦合到光纤的第二端部22的检测器32。检测器32可以包括例如滤光器和解调器。

[0077] 传感器10可以包括电磁辐射源33,它可以是激光器或用于产生电磁辐射的另外的适当光源。电磁辐射可以是光。光可以具有可见光谱范围、红外(IR)光谱范围和紫外(UV)光谱范围中的至少一个或几个中的波长。由源33产生的电磁辐射可以通过耦合装置31耦合到光纤中。耦合装置31可以包括例如50/50耦合器。

[0078] 电磁辐射源33可以经由另一波导(未图示)耦合到波导20。该另一波导可以在构造上不同于波导20。举例来说,波导20可以是绝缘体上硅(SOI)平台波导,而将源33耦合到波导20的另一波导可以是连接到波导20的光纤。

[0079] 由源33输出的电磁辐射,特别是光41(充当探询光学谐振器的探询光)将沿着波导20传播通过布拉格光栅23,并进入光学谐振器25的内部部分。在通过布拉格光栅23耦合出光学谐振器25之前,光可被布拉格光栅23和反射体24多次反射回到波导20的第二端部22。由于布拉格光栅23具有小于100%的反射率,因此光42将自动从光学谐振器25漏出。

[0080] 检测器32可以基于从光学谐振器25耦合出的光,检测光学谐振器25的一个或多个谐振频率,或者其他光谱特性或光谱特性的变化。可以使用例如在A.Rosenthal等,Opt.Express Vol.20,Issue 28,pp.19016-19029(2012)中公开的技术来进行指示一个或多个谐振频率的偏移的强度的检测。作为通过感测指示光学谐振器25的一个或几个谐振频率或者所述一个或几个谐振频率的偏移的强度来感测光谱特性的替代或者此外地,可以检测光学谐振器25的光谱响应的其他特性。举例来说,可以检测在固定频率(例如,当光学谐振器25未暴露于声波时,光学谐振器的谐振频率)检测到的光42的强度的变化。

[0081] 可以进行其中探询光的强度被分割,并与耦合出光学谐振器25的光干涉的相干连续波(cw)干涉法,或者非相干cw干涉法。

[0082] 检测器32可被配置成按时间顺序检测光学谐振器25的一个或几个谐振频率和/或光学谐振器25的其他光谱特性或光谱特性的变化。举例来说,可以检测光学谐振器25的谐

振频率和/或其他光谱特性的时间相关变化。

[0083] 计算设备34可以使用光学谐振器25的谐振频率和/或其他光谱特性的时间相关变化来确定例如时间相关压力变化、时间相关温度变化、入射到光学谐振器25的声波的频率和/或强度、或者其他量。

[0084] 在一个例证实现中,光学谐振器的光谱特性或光谱特性的变化可以是当进行连续波(cw)干涉法时,在检测器32检测到的测量强度。这种情况下,源33可以是cw激光器。耦合装置31可以是环行器/50-50耦合器。检测器32可以包括光电二极管。从源33的输出分出的一部分光之间的干涉可以与通过布拉格光栅23漏出光学谐振器的光干涉,作为结果的强度可以用光电二极管检测。光电二极管的读出可以由计算机34的数据获取系统进行,不过也可以用其他方式实现,而不需要使用计算机。cw激光器可以由计算机控制,不过也可以使用其他机构来控制。

[0085] cw干涉法可以实现为相干cw干涉法或者实现为非相干cw干涉法。

[0086] 在相干cw干涉法中,cw激光器被调谐到光学谐振器的谐振频率,或者调谐到谐振频率的半高全宽(FWHM)内的值。可能由超声或温度偏移引起的对谐振器的扰动使谐振器的谐振条件偏移。从而,可以检测到在读出光电二极管处的强度的变化。

[0087] 在非相干cw干涉法中,宽带光源31探询谐振器,并呈现谐振器的光谱形状。扰动或温度变化将偏移谐振条件,然后可以用波长计、分光计或Mach-Zehnder干涉仪中的至少一个来监测(即解调)所导致的该光谱形状的平均波长的偏移。宽带光源与波长计或分光计相结合的宽带脉冲干涉法可用于探询或读出光学谐振器25。

[0088] 光学谐振器25可被配置成将光限制在波导的从端面21起延伸一段长度的部分内,所述长度为100nm-1cm,优选为200nm-5mm。布拉格光栅23的面向端面21的端部与端面21之间的端部部分可优选具有小于10mm,更优选小于1mm,更优选小于100μm,更优选小于1μm,更优选小于500nm的长度。

[0089] 布拉格光栅23可具有可优选为至少90%,甚至更优选为至少95%,甚至更优选为至少97%的反射率。所述至少一个反射体24可具有可优选为至少90%,甚至更优选至少为95%,甚至更优选为至少96%,甚至更优选为至少98%,甚至更优选为至少99%的反射率。

[0090] 图2-图5分别表示可在传感器10中使用的波导20的各种变形。

[0091] 图2是包括布拉格光栅23和在波导20的端面21上的至少一个反射体24的波导20的示意图。光学谐振器25由布拉格光栅23,至少一个反射体24,以及在布拉格光栅23和至少一个反射体24之间延伸的光学谐振器25的内部部分形成。光学谐振器25的内部部分集成到波导20中。例如,所述至少一个反射体24可以是反射涂层。光学谐振器25的内部部分可以具有在波导20的端面21和布拉格光栅23的最靠近端面21的端部之间限定的长度35。光学谐振器25的介于布拉格光栅23的最靠近端面21的端部和反射体24的最靠近布拉格光栅23的表面之间的内部部分可具有比布拉格光栅23的长度短或长的长度L_C35。光学谐振器25的位于布拉格光栅和邻近端面21布置的反射体24之间的该内部部分在本文中也被称作光学谐振器的内部部分。尽管光学谐振器25的内部部分在功能上与在传统Fabry-Perot谐振器中的两个反射镜之间限定的腔体相似,不过在本发明的实施例中,光学谐振器25的内部部分是波导20的位于端面21邻近的一部分。

[0092] 光学谐振器25具有非对称构造,由在相对两侧的不同反射元件23、24界定。光学谐

振器25位于波导20的第一端部附近。波导20的长部分26仅通过布拉格光栅23连接到光学谐振器25,而波导20的任何部分都不从光学谐振器25的相对侧延伸超出端面21。

[0093] 波导20可以是光波导。这种情况下,光学谐振器25是光波导20的一部分,并且位于靠近波导20的物理端部之处。光学谐振器25在一侧由布拉格光栅23界定,在图2的实施例中,在另一侧由在波导20的端面21上的反射层界定。光41从波导的部分26通过布拉格光栅23被引导到光学谐振器25中。光学谐振器25是在波导20内单片地实现的。光学谐振器25的光学读出可以通过布拉格光栅23以无损的方式进行。这个原理利用了布拉格光栅23所能实现的高空间光约束,并在波导20的顶端导致紧凑且灵敏的光学谐振器25。连同高Q因子一起,可以获得感测应用中的高灵敏度。

[0094] 光学谐振器25的任何物理变化,比如光学谐振器25的压缩,压力或温度引起的对于布拉格光栅23和/或反射涂层24的周期性的变化,将导致反射光谱的变化,从而可以被监测。

[0095] 包括具有集成光学谐振器25的波导20的传感器的纯光学性质使其不受电磁干扰影响。如果在低损耗波导,例如在光学网络中用于电信的单模光纤中实现,那么光学谐振器25可以位于距离其读出装置,例如检测器32许多公里的地方,而不会妨碍其性能。

[0096] 图3是波导20的示意图,波导20包括布拉格光栅23和在波导20的端面21上的至少一个反射体24。光学谐振器25由布拉格光栅23,至少一个反射体24、27,以及光学谐振器25的在布拉格光栅23和所述至少一个反射体24之间延伸的内部部分形成。光学谐振器25的内部部分集成到波导20中。在光学谐振器25的内部部分和端面21上的反射层24之间插入一个或几个光学元件27。所述一个或几个光学元件27可以与波导20一体地形成。所述一个或几个光学元件27可以包括折射率不同的交替区域。所述一个或几个光学元件27可以包括比布拉格光栅23短得多的另一个布拉格光栅。所述一个或几个光学元件27可以是协助将光保持在光学谐振器25的内部部分内,从而有助于反射层24的操作的反射元件。所述至少一个反射体可包括在波导的内部邻近波导的端面布置的另一个布拉格光栅或其他反射元件27。

[0097] 光学谐振器25的内部部分可具有比布拉格光栅23的长度短或长的长度L_C35。所述一个或几个光学元件27可以从端面21延伸距离L_R37进入波导20的内部。光学谐振器25的内部部分的长度L_C35可以限定在光学元件27中面对布拉格光栅23的一个光学元件和布拉格光栅23的面向光学元件27的端部之间。

[0098] 图4是图解说明在一种例证使用情况下的具有集成光学谐振器25的波导20的示意图。光学谐振器25位于可以发出声波44的声源43附近。声波44可以是超声波。入射到光学谐振器25上会导致光学谐振器25压缩和/或导致压力引起的布拉格光栅23和/或反射涂层24的周期性的变化。可以监测由此导致的反射光谱的变化,即,在返回光42中检测到的由此导致的谐振频率的变化。

[0099] 图5是包括布拉格光栅23的波导20的示意图。在端面21上设置金属纳米粒子28或任何其他能够进行表面等离子体激元激发的材料或结构。光学谐振器25包括布拉格光栅23、金属纳米粒子28、以及光学谐振器的在布拉格光栅23和金属纳米粒子之间的内部部分。光学谐振器的内部部分集成到波导20中。在金属纳米粒子28或其他能够进行表面等离子体激元激发的材料或结构中产生表面等离子体激元,以在它们和布拉格光栅23之间提供光学谐振。如图5中图解所示的光学谐振器25可特别适合于用作生物传感器或化学传感器。

[0100] 要意识到的是,反射体28可以允许在波导20的端面21之外产生电磁场。光学谐振器25中的光可以在端面21上的纳米粒子28中产生表面等离子体激元。进而,表面等离子体激元的电磁场然后可以延伸到诸如生物样品之类的样本中。为了良好的感测精度,可取的是在接近端面21处圈禁光,比如在光学谐振器中离端面21小于500nm,优选小于200nm,更优选大约或小于100nm的范围内。布拉格光栅23的面对端面21的端部与端面21之间的端部部分可优选具有小于10mm,更优选小于1mm,更优选小于100μm,更优选小于1μm,更优选小于500nm的长度。这允许对不发出物理入射到光学谐振器25的激励的结构和/或特征执行感测。举例来说,可以使用波导20来感测组织内位于一定深度处的结构和/或特征。

[0101] 当表面等离子体激元与诸如生物样本或用于无损检测的测试样本之类的样本相互作用时,光学谐振器25的一个或多个谐振频率发生偏移。

[0102] 在任何一个实施例中,光波导20可以是单模(SM)或多模,保偏(PM)或非PM波导,并且可以用各种各样的材料制造,比如聚合物、硅和二氧化硅。波导20的几何形状也可以变化。波导20可以具有各种横截面,包括矩形、椭球形和圆形几何形状。

[0103] 反射层24、28可以用许多不同的方法来实现,包括反射金属层或介电层24。例如可以通过沉积、通过借助中间层的粘合、通过波导的掺杂或者通过生长晶体结构来施加这些反射层。

[0104] 布拉格光栅23可以通过UV刻写、激光干涉法,或者通过诸如介电板的堆叠之类的任何其他手段来制造。布拉格光栅23的折射率分布可以是各种形状,比如矩形、正弦形、变迹形、上部结构或它们的组合。诸如周期性、占空比和耦合系数之类的其他参数也可以变化。可以使布拉格光栅23的周期性与光学谐振器25的内部部分的长度匹配,以确保布拉格光栅23在选择的波长下表现出高反射率,以致具有该波长的光在通过光学腔的内部部分的长度一次(即,从离开布拉格光栅23到入射到所述至少一个反射体24、28)时,获得近似为π或者近似为π的整数倍的相移,和/或以致在光学谐振器的内部部分中的往返总相移(即,从离开布拉格光栅23到再次入射到布拉格光栅23)近似为π或者近似为π的奇数整数倍(即,π、3π、5π、7π等)。

[0105] 在上面解释的具有集成光学谐振器的波导中,光学谐振器25尤其可以是在光波导20内制造的由在一侧的反射层24和在另一侧的布拉格光栅34限定的Fabry-Perot谐振器(或标准具)。光学谐振器25的读出是通过布拉格光栅23以几乎无损的方式进行的。

[0106] 在具有集成光学谐振器的波导中,光学谐振器25具有比光学谐振器的总长度小的感测长度。

[0107] 检测器或感测长度可以是在端部刻面的反射体的长度与光波导内的包括光学谐振器的内部部分的长度之和。光波导内的包括光学谐振器的内部部分的长度可以超过光学谐振器的内部部分的长度L_c35。

[0108] 光学谐振器的总长度另外可包括在波导内界定光学谐振器的布拉格光栅的全长。

[0109] 感测长度可被设定为小于光学谐振器的总长度。这允许感测长度与所测量的声学(例如超声)信号的相应声学波长解耦,从而提供对于声学信号的宽带宽/频率响应。

[0110] 感测长度和/或检测器总长度的具体数值可取决于波导和光学谐振器的实现(例如,光纤或绝缘体上硅技术)。感测长度和/或检测器总长度的具体数值可取决于为其设计传感器的感测应用。举例来说,感测长度可以不大于100μm,不大于50μm,不大于10μm,或不

大于1μm。检测器总长度可以更大,例如不大于1cm,不大于0.5cm,不大于0.1cm,或不大于200μm。

[0111] 波导可以是光纤。这种情况下,感测长度可不大于100μm,并且检测器总长度可不大于1cm;或者,感测长度可不大于50μm,并且检测器总长度可不大于0.5cm;或者,感测长度可不大于10μm,并且检测器总长度可不大于0.1cm。

[0112] 波导可以是聚合物波导。这种情况下,感测长度可不大于100μm,并且检测器总长度可不大于1cm;或者,感测长度可不大于50μm,并且检测器总长度可不大于0.5cm;或者,感测长度可不大于10μm,并且检测器总长度可不大于0.1cm。

[0113] 波导可以是绝缘体上硅(SoI)波导。这种情况下,感测长度可不大于1μm,并且检测器总长度可不大于1mm;或者,感测长度可不大于10μm,并且检测器总长度可不大于200μm;或者,感测长度可不大于1μm,并且检测器总长度可不大于200μm。

[0114] 尽管上面在感测应用的上下文中解释了具有集成光学谐振器的波导,不过具有集成光学谐振器的波导可以用于其中期望在接近于波导的顶端的光约束的各种其他应用。举例来说,具有集成光学谐振器的波导可以用于其中不进行借助光41的探询的应用。

[0115] 图6-图9是已经制造,并且已用其进行了许多实验的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

[0116] 图6是具有集成光学谐振器55的波导50的示意透视图。图7是波导50的端面51的平面图。

[0117] 波导50是具有纤芯59和光纤包层58的光纤。所述光纤沿着纵轴延伸,并且具有可横向于,特别是垂直于,纵轴延伸的端面51(也称为刻面)。例如通过涂覆或者通过使用上述任何一种技术,在端面51上施加光学反射层54。

[0118] 在纤芯59中形成光纤布拉格光栅53。可以使用上述任何一种技术来形成光纤布拉格光栅53。

[0119] 除了反射层54之外,可以可选地设置附加光学元件57。附加光学元件57可以布置在波导50中,以便插入在光学谐振器55的内部部分和光学反射层54之间。附加光学元件57可以是反射元件,比如比光纤布拉格光栅53短的另一个光纤布拉格光栅。布置在端面上的至少一个反射体可包括光学反射层54,并且可选地包括所述另一个光纤布拉格光栅。

[0120] 光纤布拉格光栅53具有沿着波导50的纵轴的长度L_B 63。光学谐振器55的内部部分具有沿着波导50的纵轴的长度L_C 65。反射光学元件57具有沿着纵轴的长度L_R 67。光纤布拉格光栅53开始于距端面51的距离L_G 66(等于L_R+L_C)之处。

[0121] 对作为单模(SM)保偏(PM)1550光纤的波导50进行了了实验。在用于实验的波导中,纤芯59的直径69为10μm,光纤包层58的直径68为125μm。在用于实验的波导中,布拉格光栅63的长度L_B为2mm,通过UV刻写以300nm的周期P写入纤芯中。在用于实验的波导中,光学谐振器55的内部部分具有长度L_C。在相对侧,长度L_R 67近似为10μm的另一个布拉格光栅57通过UV刻写,以300nm的周期写入纤芯中。反射层54是通过溅射沉积,沉积在光纤的端面54上的金属反射涂层(Ti(5nm)和Au(100nm))。所述另一个布拉格光栅57可以帮助反射,并且可以是布置在波导内的支持反射层54约束光的功能的反射体。

[0122] 长度L_C可被设定成使得耦合到光学谐振器中的探询光在通过长度L_C时(即,当覆盖从离开布拉格光栅53到入射到最靠近布拉格光栅布置的反射光学元件54、57的距离时)获

得近似为π或者π的整数倍的相移,和/或在光学谐振器的内部部分中的往返总相移近似为π或π的奇数整数倍(即,近似为π、3π、5π、7π等)。

[0123] 关于检测从宽带光声点源(由聚焦到～3μm的光斑的523nm脉冲激光(脉冲长度1ns)照射的200nm Au层)产生的超声信号52,测试了集成到光纤中的光学谐振器55。

[0124] 图10表示集成到波导50中的光学谐振器55的作为声学点源所产生并入射到光学谐振器55的声波的频率的函数的所获得的频率响应。确定中心检测频率为105MHz的230MHz的带宽。曲线图90指示分别作为入射到光学谐振器55的声波的频率的函数的,通过光纤布拉格光栅53耦合出光学谐振器55并由耦合到波导50的第二端部的检测器检测的光42的强度的变化。如图所示,获得了大的检测带宽。

[0125] 集成到波导50中的光学谐振器55对于超声52的灵敏度是借助于校准的针式水听器确定的,并且发现就在中心频率周围25MHz带宽内的噪声等效压力而言为30Pa。从而,可以在宽带宽内获得高灵敏度。

[0126] 具有光学谐振器55的波导50可响应于入射到具有相对较小直径的端面51的声波,比如超声波。这允许具有光学谐振器55的多个波导50被布置成一维或二维传感器阵列,如下面将参考图16所述。

[0127] 图11表示集成到波导50中的光学谐振器55的作为光波长的函数的光谱95。使用了利用光谱反转的测量技术,使得光学谐振器的谐振频率在光谱中表现为负峰值。光谱响应具有与光学谐振器55的谐振对应的明显峰值96。光学谐振器55的内部部分的长度和由源31(参见图1)产生的光的波长可以匹配。具有光学谐振器的谐振频率的光在通过长度L_C时(即,当覆盖从布拉格光栅的最靠近端面的表面到最靠近布拉格光栅布置的至少一个反射体的表面的距离时)获得近似为π或者近似为π的整数倍的相移,和/或在光学谐振器的内部部分中的往返总相移可以近似为π或者π的奇数倍(即,π、3π、5π、7π等)。

[0128] 如参考图6和图7所述的波导50可特别适合用于光声显微镜,但不局限于此。

[0129] 可以使用各种其他类型的波导。举例来说,可以使用来自微电子行业和硅光子学领域的标准制造技术,在绝缘体上硅(SOI)平台中实现具有集成光学谐振器的波导。

[0130] 图8是具有集成光学谐振器75的波导70的示意透视图。图9是波导70的端面71的平面图。

[0131] 波导70形成在SOI晶片上。波导70可以是集成光子电路。波导70沿着纵轴延伸,并且具有可以横向于,特别是垂直于,纵轴延伸的端面71(也称为刻面)。例如,通过涂覆或者通过使用上述任何一种技术,在端面71上施加光学反射层74。

[0132] 在波导70中形成光纤布拉格光栅73。光纤布拉格光栅73由在波导70的侧壁上的波纹78形成。

[0133] 除了反射层74之外,在波导70中可以可选地设置附加光学元件77。附加光学元件77可以布置在波导70中,以便插入在光学谐振器75的内部部分和光学反射层74之间。附加光学元件77可以是反射元件,比如比布置在波导70中的布拉格光栅73短的另一个光纤布拉格光栅。

[0134] 光纤布拉格光栅73具有沿着波导70的纵轴的长度L_B 83。光学谐振器75的内部部分具有沿着波导70的纵轴的长度L_C 85。附加光学元件77具有沿着纵轴的长度L_R 87。布拉格光栅73开始于距端面71的距离L_G 86(等于L_R+L_C)之处。

[0135] 对在晶体Si取向为(100)的SOI晶片上制备的波导70进行了实验。光学谐振器75在横截面为220nm×500nm的矩形Si波导中形成,该波导嵌入在2μm厚的埋置SiO_2层和1.25μm厚的SiO_2包层之间。波导的长度约为2mm,并被分成几个部分。一个部分是布拉格光栅73,其长度L_B为125μm。光纤布拉格光栅73形成光学谐振器75的光学反射面之一。通过向Si波导增加具有320nm的周期性84和50%的占空比的侧波纹,产生有效折射率的周期性变化。波纹深度Δw(由附图标记88表示)为40nm。

[0136] 波导70的下一个部分是具有长度L_C的光学谐振器75的内部部分。谐振频率下的光可在通过长度L_C的内部部分一次(即,从离开布拉格光栅73到入射到另一个布拉格光栅77)时,获得近似为π或者π的整数倍的相移,和/或长度L_C的内部部分中的往返总相移(即,从离开布拉格光栅73到再次入射到布拉格光栅73)可近似为π或者π的奇数整数倍(即,π、3π、5π、7π等)。另外的光学元件77形成近似10μm长的另一个光纤布拉格光栅77,其中通过增加具有320nm的周期性和50%的占空比的侧波纹,产生有效折射率的周期性变化。波导和反射面的交点限定了感测区域。

[0137] 由于SOI平台中的高折射率对比度导致波导中光模的强空间约束,因此感测区域对应于波导的横截面。

[0138] 关于检测从宽带超声点源(由聚焦到3pm的光斑的523nm脉冲激光(脉冲持续时间1ns)照射的200nm Au层)产生的超声信号72,测试了硅光学谐振器55。确定光学谐振器75的频率响应具有230MHz的带宽,中心检测频率为88MHz。从而,获得了高带宽。

[0139] 硅光学谐振器75对于超声的灵敏度是借助于校准的针式水听器确定的,并且发现就在中心频率周围25MHz带宽内的噪声等效压力而言为60Pa。从而,在宽带宽内获得高灵敏度。

[0140] 在具有上述集成光学谐振器25、55、75的任何一种波导中,布拉格光栅23、53、73的面向端面21的端部位于离端面21一定距离之处,如果在光学谐振器的内部部分和端面21之间没有插入附加光学元件,那么该距离为$L_G=L_C$,而当在光学谐振器的内部部分和端面21之间插入附加光学元件时,该距离为$L_G=L_C+L_R$。距离L_G可以在100nm-1cm,优选从200nm-5mm的范围内。距离L_G可以大于100nm,特别是大于200nm,特别是大于500nm。距离L_G可以优选小于10mm,更优选小于1mm,更优选小于100μm,更优选小于1μm,更优选小于500nm。光学谐振器25、55、75可以将光限制在波导的位于从波导的端面21起100nm-1cm,优选200nm-5mm范围内的部分内。

[0141] 可以分别以使具有反射体的端面暴露于待感测的激励(例如,所述激励可以是声波,尤其是超声波,温度或者其他激励)的方式,使用具有光学谐振器25、55、75的波导。这允许将具有光学谐振器的几个波导组合成传感器阵列,所述传感器阵列提供高的空间分辨率,并且提供每单位面积的大量传感器的集成。也可以以使光学谐振器25、55、75和/或布拉格光栅23、53、73的横向侧表面暴露于待感测的激励的方式,使用具有光学谐振器25、55、75的波导。

[0142] 包括具有光学谐振器25、55、75的波导的传感器具有各种各样的应用,下面说明其中的一些应用:

[0143] a.声学感测

[0144] 光学谐振器25、55、75对机械振动非常敏感。这使它非常适合于作为各种领域中的

声学检测器,比如生物医学超声和成像,光声/光声感测成像和材料的无损测试(NDT)。

[0145] b.医疗感测设备

[0146] 光学谐振器25、55、75的超宽频率响应允许测量各种各样的吸收体尺寸和它们的光学吸收光谱。在医疗感测的背景下,这将使得能够监测和分析组织深处的生物化学和生物物理特征。检测和监测血液的光学吸收光谱可以揭示关于代谢物参数(比如血液氧合),以及物理参数(比如脉管系统的密度和平均脉管直径的信息),这进而是心血管健康的指标。

[0147] c.生物感测

[0148] 由两个不同的光学反射表面界定的光学谐振器25、55、75的设计在非常接近各个波导的端部处产生强烈的光约束。这允许光学谐振器25、55、75用于生物感测领域,其中,例如可以监测样本的分子组成和物理参数的变化。例如,当波导的端面上的反射层是金属粒子或者包含金属粒子时,可以诱发表面等离子体激元(SP)。另一种变型是施加半透明或极薄的反射层。这样,约束在波导中的光模将暴露于周围环境中,并且可以与被检查的样本相互作用。

[0149] d.温度感测

[0150] 光学谐振器25、55、75的谐振波长取决于光学谐振器的长度以及布拉格光栅的参数。从而,监测谐振频率、谐振频率的偏移、或者其他光谱特性或其随时间的变化允许进行精确的温度测量。这可以导致,例如,作为独立设备的超小占用空间的温度传感器,或者导致用于组织消融应用的温度和超声感测的组合传感器。

[0151] e.频率差分成像

[0152] 归因于一些波导中的高模约束,有可能产生具有如上所述结构的超小型化非对称光学谐振器。亚微米传感器尺寸导致数百MHz的传感器的超宽频率响应。例如,在光声/光声感测成像领域,从吸收体发出的超声信号的中心频率与吸收体的尺寸成比例。结果,非对称光学谐振器允许分辨中心频率,和按照吸收体的尺寸标记每个吸收体。作为补充信息,超声在组织中的频率相关衰减允许人们也可以得出关于所检测的吸收体的深度的结论。这两个级别的信息允许在成像应用中以及在生物医学感测中(如上面在例证使用“b.医疗感测设备”中所述),将依赖于尺寸和深度的对比度添加到光声模态中。通过计算超声信号的时间延迟,可以计算声速变化,用密度和成分的信息补充测量结果。例如,通过点测量从皮肤获取的所获取超声信号的光谱分析可以指示血管的密度和深度。

[0153] f.投影成像

[0154] 亚微米传感器尺寸将导致高于100°的超高检测角度。这允许将在例证使用“e.频率差分成像”中提到的方法用于监测几mm^2的大皮肤面积内的脉管系统属性,而无需光栅扫描。

[0155] 光学谐振器以光学反射模式工作。通过布拉格光栅耦合到光学谐振器中的光41和通过布拉格光栅从光学谐振器耦合出的返回光42沿相反的方向穿过波导的同一段。具有光学谐振器的波导可以可选地与声学腔组合使用,所述声学腔收集声学信号并将声学信号聚焦到具有集成光学谐振器的波导上,如参考图12-图14更详细所述。

[0156] 图12表示按照实施例的传感器10。传感器10包括声换能器和声反射镜100。声换能器可被配置为可以具有上面参考图1-图11解释的任意一种构成的波导20。波导可包括与波

导20的端面相邻的光学谐振器,所述光学谐振器由在一侧的布拉格光栅和在相对侧的与所述布拉格光栅不同的至少一个反射体形成,光学谐振器的内部部分在它们之间延伸。可以使用其他声换能器。

[0157] 声反射镜100具有形状类似于旋转椭球体的表面的一部分的声学反射面102。声学反射面102是声学腔107的相对于声反射镜100的正面表面(face surface)103凹进的边界。正面表面103可以是平面的,或者可以以其他方式限定平面。举例来说,正面表面103可以具有用于邻接样本的环形部分,该环形表面可以限定用于声学反射面102的定向的参考平面,所述声学反射面102形成旋转椭球体的一部分。

[0158] 声反射镜100通常被配置成收集声学信号,并将声学信号聚焦到安装在腔体内的超声换能器上。

[0159] 声反射镜100使得能够在以前例如由于尺寸和几何结构限制而不能达到的应用和设备中实现反射模式光声感测。声反射镜100包括具有两个声学聚焦体积,也称为“声学焦点”的椭球体声学腔107。声学焦点可以位于限定反射面102的旋转椭球体的焦点104、105处。椭球体声学腔107是以第一焦点104在声学腔107之内,而第二焦点105在声学腔107之外的方式构成的。例如,当声源位于第二外焦点105或其附近时,其声学信号将被收集并投射到在腔体107内的第一内焦点104上。声换能器位于该第一内焦点104,并记录放大的声学信号。

[0160] 保持机构可以相对于声反射镜100定位声换能器。举例来说,保持机构可包括从声反射镜100的侧面延伸穿过声反射镜100到达声学腔107的通道108。声换能器可由通道108保持,以便接近第一焦点104定位声换能器,优选与第一焦点104成重叠关系。也可以使用其他保持机构。

[0161] 声反射镜100的重要方面在于椭球体的长轴106例如相对于由正面表面103限定的平面倾斜。这允许来自声学腔107外部的声波聚焦在声学腔107内部的第一焦点104处,在第一焦点104,所述声波被声换能器拾取。

[0162] 长轴106与由正面表面103限定的平面之间的角度可以等于或大于5°,特别是等于或大于10°,特别是等于或大于12°。长轴106相对于由正面表面103限定的平面之间的最大倾斜角可为90°。

[0163] 声反射镜100可允许光声激发束110通过第二小孔109进入声学腔,并且穿过声学腔,其中束路径与安装在椭球体的第一焦点104的声换能器不一致,从而有效地使激发路径与声学路径解耦。或者,声反射镜100可由光学透明材料制成,或者可包括光学透明材料,以允许激发束110透射穿过声反射镜100,而不需要第二小孔。这种情况下,需要实现用于由声反射镜100的形状引起的可能光学衍射的校正光学器件。激发束可以是光、其他电磁辐射或粒子束。

[0164] 声反射镜100与可设置在声学腔107中的耦合介质在声阻抗方面的显著差异可保证高的声反射率。对于不允许使用金属组件的应用,比如磁声成像或者紧邻电磁场的测量的新领域,声学腔可以由非金属材料,比如塑料(例如PVC)制成。

[0165] 声换能器可以是压电元件、电容换能器(CMUT)或光学超声换能器。特别地,声换能器可以包括按照本文中公开的实施例任意之一的,并且如参考图1-图11更详细所述的具有集成光学谐振器的波导。

[0166] 具有用于允许声换能器穿过声学腔107的小孔108的声反射镜100允许用于诸如生物医学成像、医疗感测和无损检测之类的各种应用中的光声(photoacoustic/optoacoustic)感测的落射式照射几何结构。

[0167] 包括声反射镜100的传感器解决了光声感测的常见限制,所述限制是由在给定体积中激发光声信号,并且同时通过声换能器探询同一体积的要求引起的。尤其是对于光声成像和无损测试(NDT)中的微米尺寸的物体,由于换能器尺寸和设置几何结构的物理限制,这是高度相关的。常规的灵敏声换能器的尺寸通常阻止从给定样本的同一侧进行激发和声学检测。从而,光声感测通常在透射模式几何结构中进行,限制于对薄样本的应用。

[0168] 相反,声反射镜100允许以反射模式进行激发和光声感测,在反射模式中激发束110和声换能器位于样本的同一侧。用于光声激发的激发束110可以通过在声反射镜底部的小孔109进入声反射镜100,并穿过声学腔107。激发束110的焦点可以与声反射镜100的第二外焦点105重合,尽管不要求使激发能量聚焦。由激发束100产生的声学信号由声反射镜100收集并聚焦到第一内焦点104上,声换能器被置于第一内焦点104,以记录放大的声学信号。

[0169] 参考图12说明的传感器具有各种各样的应用,下面说明其中的一些应用:

[0170] a.光声成像

[0171] 光声显微术(OAM)以及OA断层造影术(OAT)基于光声效应记录有机和非有机样本的吸收对比度的图像。在显微术中,除了现有的显微术模式,比如共焦显微术和多光子荧光显微术外,还期望实现这种强大且无标记的光学模式。然而,对透射模式几何结构的需要,以及反射模式下,声反射镜与激励束路径的干涉是当前的限制因素。与当前在透射模式几何结构中实现的传感器相比,声反射镜100克服了这些障碍,而在灵敏度和带宽方面没有降低。由此,声反射镜100使得能够将OAM和OAT简单地实现到标准的多模态显微术设置中。在水浸物镜的情况下,耦合介质将延伸通过所述小孔,并且适配器可以密封与显微镜物镜的接口。可将微致动器引入适配器中,以便调整外部声学焦点相对于光学焦点的位置。光学焦点可以用检流计反射镜沿着外部声学平面扫描。

[0172] b.非侵入式医学传感器

[0173] 在OA光谱学中,通过观察不同光波长下的光学吸收及其发出的声学信号来记录给定样本的光声谱。这种方法可应用于研究生物医学样本,以及用于在环境感测中研究固体、液体和气体的组成。作为生物医学应用,声反射镜100的微型尺寸和设计使得传感器可被嵌入便携式设备中。通过使声反射镜100与成本有效的照射(例如,激光二极管)和UST(比如,压电元件或者参考图1-图11说明的具有集成光学谐振器的波导)匹配,这种组合使OA在医疗设备中的广泛应用成为可能。由声反射镜100实现的医学传感器然后可以应用于家庭/远程监测应用中,从而允许疾病的预警和疾病进展的持续监测。通过感测皮肤的生物化学结构和生物物理参数,即,从血液和脉管系统进行感测,可以进行关于心血管疾病以及关于糖尿病状况的诊断。

[0174] 图13描述了这种传感器120的工作原理。该传感器包括声反射镜100、声换能器123和用于相对于声反射镜100定位声换能器123的保持机构。壳体121可以容纳另外的组件,比如激光二极管。组织和脉管系统的生理信息经由声换能器,通过手指122的光声成像和光谱学来获取。

[0175] 声反射镜100可以用作非侵入式多模态医学传感器的基础。声学匹配的和光学透

明的声反射镜100通过小孔与人的手指122接触。激发束离开光源并照射到样本122上。产生的声学信号被收集并投影到定位成与内部声学焦点104重叠的声换能器123上。用于声换能器的光或电输入和输出触点可以横向穿过声反射镜100。

[0176] c.光声无损测试(NDT)

[0177] 与成熟的激光超声NDT领域相似,OA NDT是检测加工材料和装备中的缺陷的一大进步。OA NDT尚未被广泛应用的主要原因之一是缺乏移动性和需要透射模式几何结构及电流。声反射镜100的使用克服了这种缺陷。声反射镜100使OA NDT成为可能。例如,当测试诸如碳复合材料之类的复杂材料时,与纯压电传感器相比,声反射镜100及其声换能器的高灵敏度和较高频率成分是有利的,因为从这种小吸收体发出的超声信号的振幅小。

[0178] 在OA显微术实验中测试了声反射镜100的概念。这里,如图14中所示的声反射镜的尺寸小至10mm×8mm,并且声学腔107填充有诸如水或超声凝胶之类的声耦合介质,并用作为光学透明介质的薄PE箔密封。声学腔107由硬化不锈钢通过CNC雕刻而成,以便当在水中应用时具有高反射系数。激发束110的光学焦点与外部声学焦点105重合,并且基于移相器布拉格光栅(π-FBG)的光学UST 130位于内部声学焦点104处。如图14中示意所示,内部声学焦点104可以位于光学UST 130内或者与光学UST 130对准。

[0179] 在OA显微术设置中的多个实验中测试了声反射镜100的性能。用由在515nm波长和2kHz重复率下工作的脉冲激光器和位于腔体的外部声学焦点的吸收体产生的光声信号进行了表征。发现声学信号放大约为7dB,而其带宽不受声反射镜100影响。总之,声反射镜100允许多模态设置中的落射式照射OA显微术和同时的二次谐波成像(SHG)显微术。

[0180] 图15是按照实施例的方法140的流程图。方法140可以使用本文中公开的任意一种传感器来进行,所述传感器包括具有集成光学谐振器的波导,所述集成光学谐振器由在一侧的布拉格光栅、在另一侧的构造与布拉格光栅不同的至少一个反射体以及光学谐振器的在它们之间延伸的内部部分形成。

[0181] 在步骤141,光通过布拉格光栅耦合到光学谐振器中。

[0182] 在步骤142,检测光学谐振器的至少一个光谱特性或光学谐振器的至少一个光谱特性的变化。所述至少一个光谱特性或至少一个光谱特性的变化可包括在固定频率下耦合出所述光学谐振器的出射光的强度。所述至少一个光谱特性可包括所述光学谐振器的一个或几个谐振频率。所述至少一个光谱特性或至少一个光谱特性的变化可包括指示所述光学谐振器的一个或几个谐振频率的偏移的强度或强度变化。所述至少一个光谱特性或至少一个光谱特性的变化可包括针对多个频率测量的光谱响应。所述检测可以按时间分辨的方式进行。

[0183] 在步骤143,光谱特性的时间相关变化可用于进一步的分析或处理。举例来说,光谱特性的时间相关变化可用于进行下述中的至少一种:声学感测;医疗感测;生物感测;温度感测;频率差分成像;投影成像;光声成像;光声无损测试;化学感测;等离子体激元感测。

[0184] 按照实施例的传感器的小尺寸便于将几个传感器组合成传感器阵列。

[0185] 图16是按照实施例的传感器阵列150的示意图。可以将分别包括集成光学谐振器的多个波导151-158设置成一维或二维阵列。读出机构159可以同时或按时间顺序读出各个波导151-158的光学谐振器的至少一个光谱特性或者光学谐振器的至少一个光谱特性的变化。多个波导151-158的端面可以按共面结构并排排列。

[0186] 图17是按照实施例的具有集成光学谐振器的波导的示意图。

[0187] 在上述任意一种波导中,声耦元件161可以附着到波导的端面上。声耦元件161可以是单元(cell)。声耦元件161可以是任何形状和任何材料,并且可以被选择以便例如在光学谐振器和其中将要进行感测的环境之间进行声阻抗匹配。可以选择声耦元件的长度162,以匹配要对其进行感测的声波的一个或几个中心频率。取决于期望的波长,声耦元件的长度162可以在1μm和10cm之间,优选在2μm和1cm之间,更优选在3μm和5mm之间。

[0188] 要意识到的是图17中未按比例表示声耦元件161。通常,声耦元件161的长度162将大大超过光学谐振器的长度。

[0189] 还公开了以下实施例:

[0190] 实施例1:一种传感器,包括:

[0191] 具有纵轴和端面的波导,所述波导包括布拉格光栅;和

[0192] 在所述波导的所述端面上的至少一个反射体,

[0193] 其中光学谐振器由所述布拉格光栅、所述至少一个反射体以及所述光学谐振器的在所述布拉格光栅和所述至少一个反射体之间的内部部分形成,

[0194] 其中所述光学谐振器的内部部分在所述波导的一部分内延伸。

[0195] 实施例2:按照实施例1所述的传感器,其中所述光学谐振器被配置成将电磁辐射限制在所述端面附近,可选地,其中所述光学谐振器被配置成将电磁辐射限制在波导的从所述端面延伸100nm-1cm,优选200nm-5mm的距离的部分内。

[0196] 实施例3:按照实施例1或实施例2所述的传感器,其中所述传感器是声学传感器、压力传感器或温度传感器。

[0197] 实施例4:按照实施例1-3任意之一所述的传感器,还包括检测器,所述检测器被配置成检测所述光学谐振器的至少一个光谱特性或者至少一个光谱特性的变化;可选地,其中所述至少一个光谱特性或至少一个光谱特性的变化可以包括以下中的任意一个或者它们的任意组合:所述光学谐振器的至少一个谐振频率;所述光学谐振器的至少一个谐振频率的偏移;使用相干连续波(cw)干涉法或非相干cw干涉法测量的响应于探询光的检测光的强度;所述光学谐振器的光谱响应;和/或所述光学谐振器的至少一个谐振峰的带宽。

[0198] 实施例5:按照实施例4所述的传感器,其中所述传感器还包括配置成通过布拉格光栅,向光学谐振器提供电磁辐射的源,并且其中所述检测器被配置成检测从光学谐振器通过布拉格光栅并沿着波导传播的电磁辐射,可选地,其中所述源以一波长输出光,所述波长被选择为以致所述光在从所述布拉格光栅通过所述光学谐振器的内部部分到所述至少一个反射体时,获得近似为π或者π的整数倍的相位,和/或以致在光学谐振器的内部部分中的往返总相移近似为π或者π的奇数倍。

[0199] 实施例6:按照实施例5所述的传感器,其中所述波导具有与所述端面相对的第二端部,所述端面和所述第二端部沿着所述纵轴间隔开,所述电磁辐射源和所述检测器都耦合到所述波导的第二端部。

[0200] 实施例7:按照实施例4-6任意之一所述的传感器,其中所述检测器被配置成感测光学谐振器的光谱响应。

[0201] 实施例8:按照实施例4-7任意之一所述的传感器,其中所述检测器被配置成感测光学谐振器的多个谐振频率。

[0202] 实施例9:按照实施例4-8任意之一所述的传感器,其中所述检测器被配置成按照时间感测来自光学谐振器的电磁辐射的强度。

[0203] 实施例10:按照实施例4-9任意之一所述的传感器,其中所述检测器被配置成感测从光学谐振器耦合出的光的光谱响应的变化或强度的变化,可选地,其中所述检测器被配置成按照时间感测光谱响应的变化或强度的变化。

[0204] 实施例11:按照实施例10所述的传感器,其中所述检测器被配置成感测由以下中的至少一个触发的光谱响应的变化或者强度的变化:

[0205] 所述布拉格光栅与所述至少一个反射体之间的距离的变化;

[0206] 所述波导的所述部分中的折射率的变化;

[0207] 所述布拉格光栅的反射率的变化。

[0208] 实施例12:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述波导选自:集成光子电路、单模波导、多模波导、保偏波导、非保偏波导、模复合波导、光子晶体光纤。

[0209] 实施例13:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述波导是光纤,所述布拉格光栅是光纤布拉格光栅,所述至少一个反射体包括光学反射层。

[0210] 实施例14:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述波导是硅波导。

[0211] 实施例15:按照实施例14所述的传感器,其中所述布拉格光栅包括沿着硅波导的侧壁形成的波纹。

[0212] 实施例16:按照实施例14或实施例15所述的传感器,其中所述波导是绝缘体上硅波导。

[0213] 实施例17:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述至少一个反射体包括至少一个反射层。

[0214] 实施例18:按照实施例17所述的传感器,其中所述至少一个反射层包括至少一个金属层和/或至少一个介电层。

[0215] 实施例19:按照实施例17或实施例18所述的传感器,其中所述至少一个反射层直接涂覆到所述波导的所述端面上。

[0216] 实施例20:按照实施例17或实施例18所述的传感器,其中所述至少一个反射层涂覆到不同于所述波导的载体上。

[0217] 实施例21:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述至少一个反射体包括被配置成使得在其中生成表面等离子体激元,以与布拉格光栅形成光学谐振器的粒子或材料,所述光学谐振器的至少一个谐振频率响应于样本与所述粒子或材料的相互作用而偏移,可选地,其中所述粒子或材料包括下述中的至少一个:金属纳米粒子、介电元件或者结构化金属层。

[0218] 实施例22:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述至少一个反射体包括集成在所述波导中的至少一个附加光学结构。

[0219] 实施例23:按照实施例22所述的传感器,其中所述至少一个附加光学结构布置在所述端面附近,介于所述端面和所述布拉格光栅之间。

[0220] 实施例24:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述波导只从光学谐振器的一侧延伸,在所述一侧,所述布拉格光栅界定所述光学谐振器。

[0221] 实施例25:按照前述实施例任意之一所述的传感器,其中所述光学谐振器是由在

相对两侧的所述布拉格光栅和所述至少一个反射体界定的非对称光学谐振器,所述布拉格光栅和所述至少一个反射体具有不同的构造。

[0222] 实施例26:按照前述实施例任意之一所述的传感器,还包括声反射镜和用于相对于声反射镜定位所述光学谐振器的保持机构。

[0223] 实施例27:按照实施例26所述的传感器,其中所述声反射镜包括限定旋转椭球体的至少一部分的表面。

[0224] 实施例28:按照实施例27所述的传感器,其中旋转椭球体的长轴相对于所述声反射镜的正面表面倾斜。

[0225] 实施例29:按照实施例28所述的传感器,其中限定旋转椭球体的至少一部分的表面从所述正面表面凹进。

[0226] 实施例30:按照实施例28或实施例29所述的传感器,其中所述正面表面是平坦的正面表面。

[0227] 实施例31:按照实施例26-30任意之一所述的传感器,其中所述保持机构被配置成定位所述波导,使得所述波导与旋转椭球体的焦点重叠,或者位于旋转椭球体的焦点附近。

[0228] 实施例32:按照实施例31所述的传感器,其中所述保持机构被配置成定位所述波导,使得光学谐振器与旋转椭球体的焦点重叠,或者位于旋转椭球体的焦点附近。

[0229] 实施例33:按照实施例31或实施例32所述的传感器,其中所述焦点位于声反射镜的声学腔内。

[0230] 实施例34:按照实施例31-33任意之一所述的传感器,其中旋转椭球体的另一个焦点位于声反射镜的声学腔外。

[0231] 实施例35:按照实施例26-34任意之一所述的传感器,其中所述保持机构包括声反射镜中的保持通道,所述波导延伸穿过该保持通道。

[0232] 实施例36:按照实施例26-35任意之一所述的传感器,其中所述声反射镜对电磁辐射完全或部分透明。

[0233] 实施例37:按照实施例26-36任意之一所述的传感器,其中所述声反射镜对光完全或部分透明。

[0234] 实施例38:按照前述实施例任意之一所述的传感器,还包括配置成向样本提供激发能的激发源,可选地,其中所述激发源被配置成提供当入射到样本上时,触发声波的发射的激发能,所述传感器被配置成感测由所述声波引起的压力变化。

[0235] 实施例39:按照实施例38所述的传感器,其中所述激发源包括激光器、电磁辐射源或者粒子源中的至少一个。

[0236] 实施例40:按照从属于实施例26-37任意之一的实施例38或实施例39所述的传感器,其中所述声反射镜包括延伸穿过所述声反射镜的激发通道,所述激发源被配置成通过所述激发通道向样本提供激发能;和/或其中所述声反射镜包括对激发能透明的部分。

[0237] 实施例41:按照前述实施例任意之一所述的传感器,还包括附着到所述波导的所述端面的声耦元件,可选地,其中所述声耦元件具有选择为与要感测的声波的中心频率匹配的长度,可选地,其中所述声耦元件具有1μm-10cm的长度。

[0238] 实施例42:一种传感器阵列,包括多个按照前述实施例任意之一所述的传感器。

[0239] 实施例43:按照实施例42所述的传感器阵列,其中所述多个传感器被布置成一维

阵列或二维阵列。

[0240] 实施例44:按照实施例42或实施例43所述的传感器阵列,其中所述传感器阵列可操作以进行压力变化、温度变化或者等离子体激元的空间分辨和时间分辨感测。

[0241] 实施例45:按照实施例42-44任意之一所述的传感器阵列,其中所述传感器阵列可操作以进行声学成像,尤其是超声成像。

[0242] 实施例46:按照实施例42-45任意之一所述的传感器阵列,其中所述传感器阵列可操作以进行压力成像或温度成像。

[0243] 实施例47:按照实施例42-46任意之一所述的传感器阵列,还包括被配置成读出所述多个传感器的读出机构。

[0244] 实施例48:按照实施例47所述的传感器阵列,其中所述读出机构被配置成读出所述多个传感器中的每一个的光学谐振器。

[0245] 实施例49:按照实施例47或实施例48所述的传感器阵列,其中所述读出机构被配置成同时读出所述多个传感器。

[0246] 实施例50:按照实施例47或实施例48所述的传感器阵列,其中所述读出机构被配置成按时间顺序读出所述多个传感器。

[0247] 实施例51:一种感测方法,包括:

[0248] 相对于样本定位传感器,其中所述传感器包括:

[0249] 具有纵轴和端面的波导,所述波导包括布拉格光栅;

[0250] 在所述波导的所述端面上的至少一个反射体;

[0251] 其中光学谐振器由布拉格光栅、所述至少一个反射体以及光学谐振器的在所述布拉格光栅和所述至少一个反射体之间的内部部分形成,光学谐振器的所述内部部分在所述波导的一部分内延伸;和

[0252] 检测所述光学谐振器的至少一个光谱特性,或者所述光学谐振器的至少一个光谱特性的变化。

[0253] 实施例52:按照实施例51所述的感测方法,其中所述至少一个光谱特性或至少一个光谱特性的变化可以包括以下中的任意一个或者它们的任意组合:所述光学谐振器的至少一个谐振频率;所述光学谐振器的至少一个谐振频率的偏移;使用相干连续波(cw)干涉法或非相干cw干涉法测量的响应于探询光的检测光的强度;所述光学谐振器的光谱响应;和/或所述光学谐振器的至少一个谐振峰的带宽。

[0254] 实施例53:按照实施例51或实施例52所述的感测方法,其中检测至少一个光谱特性或至少一个光谱特性的变化包括检测通过布拉格光栅的电磁辐射。

[0255] 实施例54:按照实施例51-53中任意之一所述的感测方法,还包括通过布拉格光栅向光学谐振器提供电磁辐射。

[0256] 实施例55:按照实施例51-54中任意之一所述的感测方法,其中检测光学谐振器的不止一个谐振频率。

[0257] 实施例56:按照实施例51-55任意之一所述的感测方法,还包括基于检测的至少一个光谱特性或者检测的至少一个光谱特性的变化,确定入射到光学谐振器的声波的频率和/或强度。

[0258] 实施例57:按照实施例51-56任意之一所述的感测方法,还包括基于检测的至少一

个光谱特性或者检测的至少一个光谱特性的变化,确定温度或者温度的时间变化。

[0259] 实施例58:按照实施例51-57任意之一所述的感测方法,还包括基于检测的至少一个光谱特性或者检测的至少一个光谱特性的变化来确定压力或压力的时间变化的处理。

[0260] 实施例59:按照实施例51-58任意之一所述的感测方法,其中所述光学谐振器将光限制在所述波导的所述端面附近。

[0261] 实施例60:按照实施例51-59任意之一所述的感测方法,其中所述光学谐振器的光谱特性响应样本的等离子体激元或表面等离子体激元而变化。

[0262] 实施例61:按照实施例51-60任意之一所述的感测方法,其中所述光学谐振器的至少一个光谱特性或所述光学谐振器的至少一个光谱特性的变化用于进行以下中的至少一个:

[0263] 声学感测;

[0264] 医疗感测;

[0265] 生物感测;

[0266] 温度感测;

[0267] 频率差分成像;

[0268] 投影成像;

[0269] 光声成像;

[0270] 光声无损测试;

[0271] 化学感测;

[0272] 等离子体激元感测。

[0273] 实施例62:按照实施例51-61任意之一所述的感测方法,其中所述传感器是按照实施例1-41任意之一所述的传感器,或者其中所述方法使用按照实施例42-50任意之一所述的传感器阵列。

[0274] 实施例63:一种具有集成光学谐振器的波导,其中所述波导具有纵轴和端面,包括:

[0275] 在所述波导中的布拉格光栅;和

[0276] 在所述波导的所述端面上的至少一个反射体,

[0277] 其中光学谐振器由所述布拉格光栅、所述至少一个反射体以及所述光学谐振器的在所述布拉格光栅和所述至少一个反射体之间的内部部分形成,其中光学谐振器的所述内部部分在所述波导的一部分内延伸。

[0278] 实施例64:按照实施例63所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述光学谐振器被配置成将电磁辐射限制在所述端面附近。

[0279] 实施例65:按照实施例63或实施例64所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述波导是集成光子电路。

[0280] 实施例66:按照实施例63-65任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述波导选自:单模波导、多模波导、保偏波导、非保偏波导、模复合波导、光子晶体光纤。

[0281] 实施例67:按照实施例63-66任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述波导是光纤,所述布拉格光栅是光纤布拉格光栅,所述至少一个反射体包括光学反射层。

[0282] 实施例68:按照实施例63-67任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所

述波导是硅波导。

[0283] 实施例69:按照实施例68所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述布拉格光栅包括沿着所述硅波导的侧壁形成的波纹。

[0284] 实施例70:按照实施例68或69所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述波导是绝缘体上硅波导。

[0285] 实施例71:按照实施例63-70任意之一所述的具有集成的光学谐振器的波导,其中所述至少一个反射体包括至少一个反射层,和/或其中所述至少一个反射体包括以下中的至少一个:功能化表面、结构化金属层、邻近所述端面布置在所述波导内的反射元件。

[0286] 实施例72:按照实施例71所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述至少一个反射层包括至少一个金属层和/或至少一个介电层,可选地,其中所述至少一个反射层直接涂覆到所述波导的所述端面上,或者可选地,其中所述至少一个反射层设置在不同于所述波导的载体上。

[0287] 实施例73:按照实施例63-72任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述至少一个反射体包括配置成使得在其中生成表面等离子体激元,以与布拉格光栅形成光学谐振器的粒子或材料,所述光学谐振器的至少一个光谱特性响应于样本与所述粒子或材料的相互作用而偏移。

[0288] 实施例74:按照实施例73所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述粒子或材料包括下述中的至少一个:金属纳米粒子、介电元件或者结构化金属层。

[0289] 实施例75:按照实施例63-74任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述至少一个反射体包括集成在所述波导中的至少一个附加光学结构。

[0290] 实施例76:按照实施例75所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述至少一个附加光学结构布置在所述端面附近,介于所述端面和所述布拉格光栅之间。

[0291] 实施例77:按照实施例63-76任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述波导只从光学谐振器的一侧延伸,在所述一侧,所述布拉格光栅界定所述光学谐振器。

[0292] 实施例78:按照实施例63-77任意之一所述的具有集成光学谐振器的波导,其中所述光学谐振器是由在相对两侧的所述布拉格光栅和所述至少一个反射体界定的非对称光学谐振器,所述布拉格光栅和所述至少一个反射体具有不同的构造。

[0293] 实施例79:一种传感器,包括:

[0294] 声换能器;

[0295] 声反射镜;和

[0296] 相对于所述声反射镜定位所述声换能器的保持机构。

[0297] 实施例80:按照实施例79所述的传感器,其中所述声换能器包括具有纵轴的波导,所述传感器还包括电磁辐射源和/或耦合到所述波导的检测器。

[0298] 实施例81:按照实施例79或实施例80所述的传感器,其中所述声反射镜包括限定旋转椭球体的至少一部分的表面。

[0299] 实施例82:按照实施例81所述的传感器,其中旋转椭球体的长轴相对于所述声反射镜的正面表面倾斜。

[0300] 实施例83:按照实施例82所述的传感器,其中限定旋转椭球体的至少一部分的表面从所述正面表面凹进。

[0301] 实施例84:按照实施例82或实施例83所述的传感器,其中所述正面表面是平坦的正面表面。

[0302] 实施例85:按照实施例81-84任意之一所述的传感器,其中所述保持机构被配置成定位所述声换能器,使得所述声换能器与旋转椭球体的焦点重叠,或者位于旋转椭球体的焦点附近。

[0303] 实施例86:按照实施例85所述的传感器,其中所述声换能器包括波导,所述波导包括集成在波导中的光学谐振器,所述保持机构被配置成定位所述波导,使得光学谐振器与旋转椭球体的焦点重叠,或者位于旋转椭球体的焦点附近。

[0304] 实施例87:按照实施例85或实施例86所述的传感器,其中所述声换能器包括波导,所述保持机构被配置成定位所述波导,使得所述波导的端面与旋转椭球体的焦点重叠,或者位于旋转椭球体的焦点附近。

[0305] 实施例88:按照实施例85-87任意之一所述的传感器,其中所述焦点位于声反射镜的声学腔之内。

[0306] 实施例89:按照实施例85-88任意之一所述的传感器,其中旋转椭球体的另一个焦点位于声反射镜的腔体之外。

[0307] 实施例90:按照实施例79-89任意之一所述的传感器,其中所述保持机构包括声反射镜中的保持通道,所述声换能器延伸穿过该保持通道。

[0308] 实施例91:按照实施例79-90任意之一所述的传感器,其中所述声反射镜对电磁辐射,尤其是光完全或部分透明。

[0309] 实施例92:按照实施例79-91任意之一所述的传感器,其中所述声换能器包括波导,所述波导包括配置成将电磁辐射限制在所述波导的端面附近的光学谐振器,所述光学谐振器集成在所述波导中。

[0310] 实施例93:按照实施例79-92任意之一所述的传感器,其中所述传感器是声学传感器、压力传感器或温度传感器。

[0311] 实施例94:按照实施例79-93任意之一所述的传感器,进一步地,所述声换能器包括波导和耦接到所述波导的检测器。

[0312] 实施例95:按照实施例94所述的传感器,其中所述传感器还包括被配置成沿第一方向,向所述波导中提供电磁辐射的源,并且其中所述检测器被配置成检测在与第一方向相反的第二方向上,沿着所述波导传播的电磁辐射。

[0313] 实施例96:按照实施例95所述的传感器,其中所述电磁辐射源和检测器两者都耦合到波导的同一端部。

[0314] 实施例97:按照实施例95或实施例96所述的传感器,其中所述波导包括光学谐振器,并且所述检测器被配置成感测光学谐振器的一个或多个谐振频率。

[0315] 实施例98:按照实施例95-97任意之一所述的传感器,其中所述波导包括光学谐振器,并且所述检测器被配置成感测光学谐振器的光谱响应。

[0316] 实施例99:按照实施例94-98任意之一所述的传感器,其中所述波导包括光学谐振器,并且所述检测器被配置成按照时间感测来自所述光学谐振器的电磁辐射的强度。

[0317] 实施例100:按照实施例94-99任意之一所述的传感器,其中所述波导包括光学谐振器,并且所述检测器被配置成感测光学谐振器的光谱响应的变化,或者耦合出光学谐振

器的光的强度的变化。

[0318] 实施例101:按照实施例100所述的传感器,其中所述检测器被配置成按照时间感测光谱响应的变化或强度的变化。

[0319] 实施例102:按照实施例100或实施例101所述的传感器,其中所述检测器被配置成感测由以下中的至少一个触发的光谱响应的变化或者强度的变化:

[0320] 所述光学谐振器的长度的变化;

[0321] 所述光学谐振器的折射率的变化;

[0322] 界定所述光学谐振器的反射体的反射率的变化。

[0323] 实施例103:按照实施例94-102任意之一所述的传感器,其中所述波导是集成光子电路。

[0324] 实施例104:按照实施例94-103任意之一所述的传感器,其中所述波导选自:单模波导、多模波导、保偏波导、非保偏波导、模复合波导、光子晶体光纤。

[0325] 实施例105:按照实施例94-104任意之一所述的传感器,其中所述波导是光纤,所述布拉格光栅是光纤布拉格光栅,所述至少一个反射体包括光学反射层。

[0326] 实施例106:按照实施例94-104任意之一所述的传感器,其中所述波导是硅波导。

[0327] 实施例107:按照实施例106所述的传感器,其中所述波导是绝缘体上硅波导。

[0328] 实施例108:按照实施例94-107任意之一所述的传感器,还包括位于所述声反射镜的腔体中的在所述波导的端面上的至少一个反射体。

[0329] 实施例109:按照实施例108所述的传感器,其中所述至少一个反射体包括至少一个反射层。

[0330] 实施例110:按照实施例109所述的传感器,其中所述至少一个反射层包括至少一个金属层和/或至少一个介电层。

[0331] 实施例111:按照实施例109或实施例110所述的传感器,其中所述至少一个反射层直接涂覆在所述波导的端面上。

[0332] 实施例112:按照实施例109或实施例110所述的传感器,其中所述至少一个反射层涂覆到不同于所述波导的载体上。

[0333] 实施例113:按照实施例108-112任意之一所述的传感器,其中所述至少一个反射体包括集成在所述波导中的至少一个附加光学结构。

[0334] 实施例114:按照实施例113所述的传感器,其中所述至少一个附加光学结构是邻近所述波导的端面布置的。

[0335] 实施例115:按照实施例79-114任意之一所述的传感器,其中所述声换能器包括波导,所述波导包括定位于所述波导的端面附近的光学谐振器。

[0336] 实施例116:按照实施例115所述的传感器,其中所述光学谐振器是由在相对两侧的布拉格光栅和至少一个反射体界定的非对称光学谐振器,所述布拉格光栅和所述至少一个反射体具有不同的构造。

[0337] 实施例117:按照实施例79-116任意之一所述的传感器,还包括配置成向样本提供激发能量的激发源。

[0338] 实施例118:按照实施例117所述的传感器,其中所述激发源被配置成提供当入射到样本上时,触发声波的发射的激发能,所述传感器被配置成感测由所述声波引起的压力

变化。

[0339] 实施例119:按照实施例117或实施例118所述的传感器,其中激发源包括激光器、电磁辐射源或粒子源中的至少一个。

[0340] 实施例120:按照实施例117-119任意之一所述的传感器,其中所述声反射镜包括延伸穿过所述声反射镜的激发通道,所述激发源被配置成通过所述激发通道向样本提供激发能。

[0341] 实施例121:按照79-120任意之一所述的传感器,其中所述传感器是便携式传感器,尤其是手持式传感器。

[0342] 在本文中公开的使用具有非对称光学谐振器的波导的任意一个实施例中,设置在光学谐振器的相对两侧的布拉格光栅和至少一个反射体是光学反射的。可以使布拉格光栅的周期性与光学谐振器内部部分的长度L_C匹配,以确保布拉格光栅在光学谐振器的谐振频率下具有高反射率,其中谐振频率是这样的,以致光在通过光学谐振器的内部部分时(即,当覆盖从布拉格光栅的最靠近端面的表面到最靠近布拉格光栅布置的至少一个反射体的表面的距离时)获得近似为π或者π的整数倍的相移,和/或在光学谐振器的内部部分中的往返总相移近似为π或者π的奇数倍(即π、3π、5π、7π等)。

[0343] 尽管参考附图说明了实施例,不过在其他实施例中可以实现各种变更和修改。举例来说,尽管参考超声感测说明了实施例,不过,按照实施例的传感器不限于此,相反可以应用于各种不同的目的。

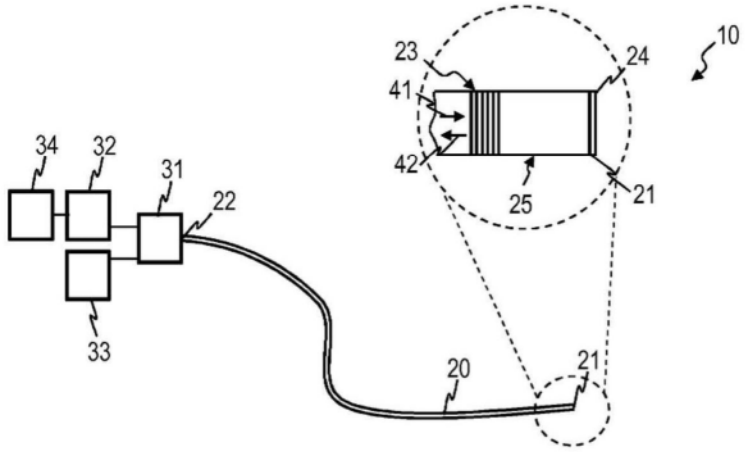

10
23
24
41
42
25
21
34
32
31
22
33
20
21

图1

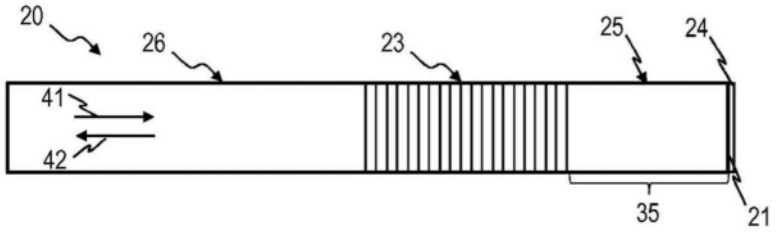

20
26
23
25
24
41
42
35
21

图2

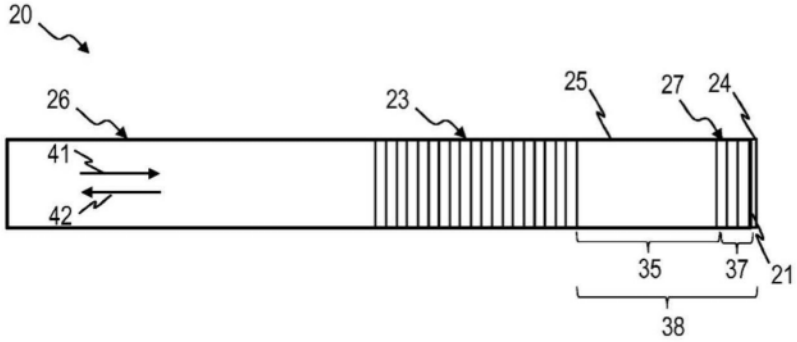

20
26
23
25
27
24
41
42
35
37
21
38

图3

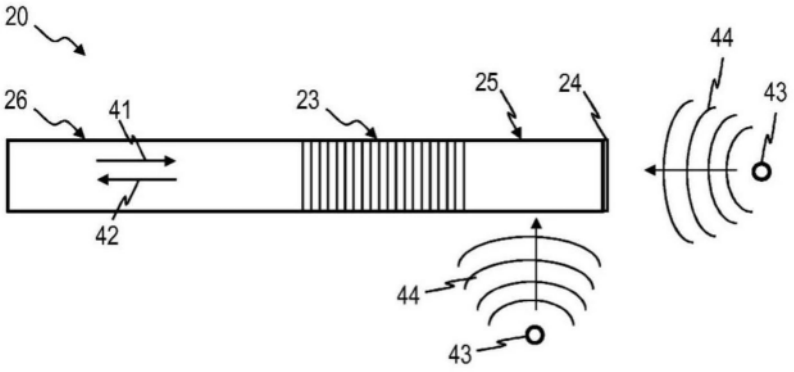

20
26
41
23
25
24
44
43
42
44
43

图4

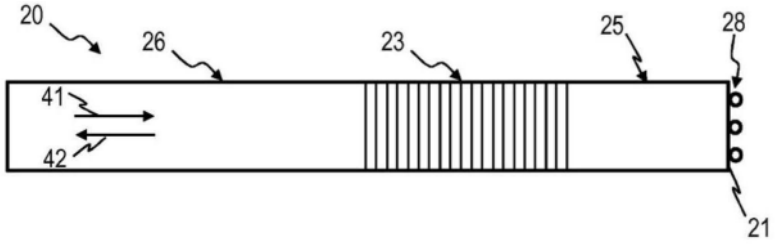

20
26
23
25
28
41
42
21

图5

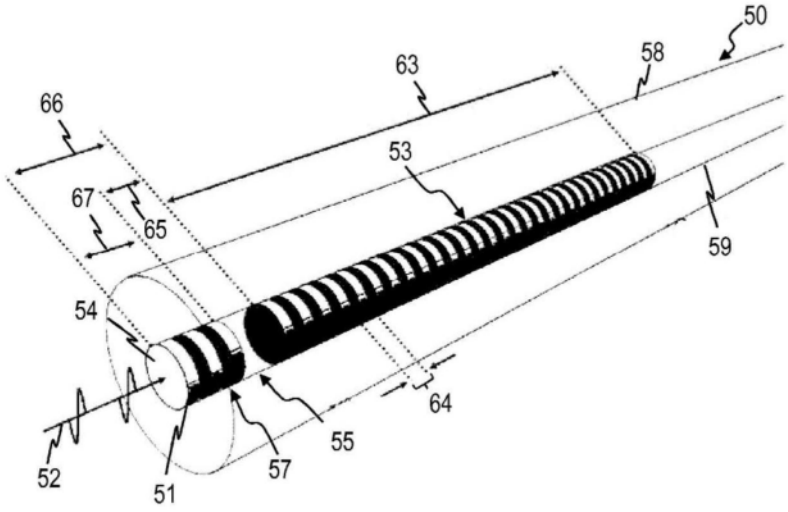

50
58
63
66
53
67
65
59
54
64
55
52
57
51

图6

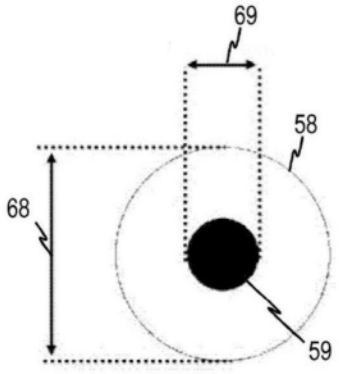


图7

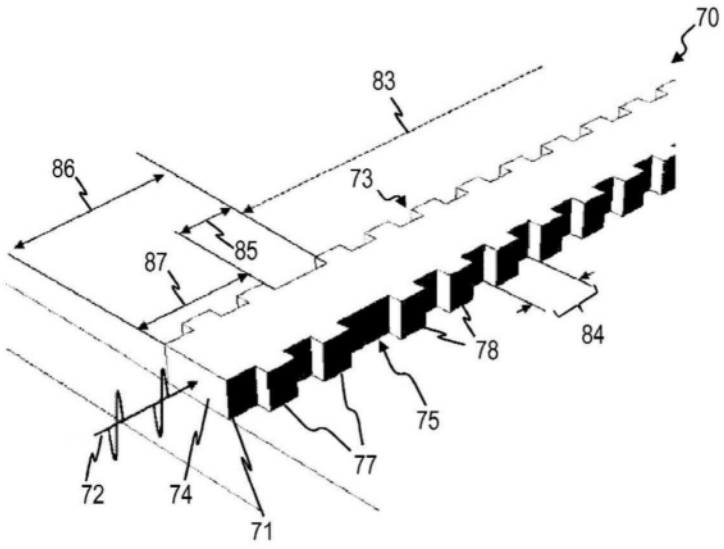


图8

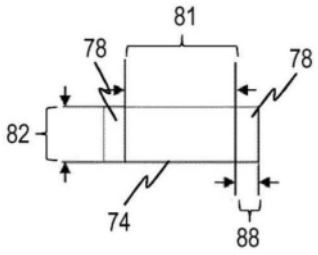


图9

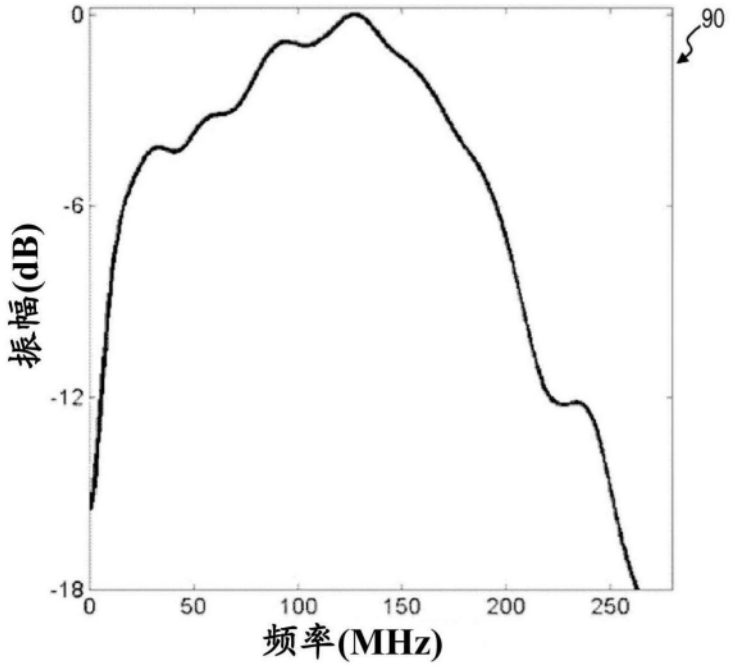

90
0
-6
-12
-18
振幅(dB)
0
50
100
150
200
250
频率(MHz)

图10

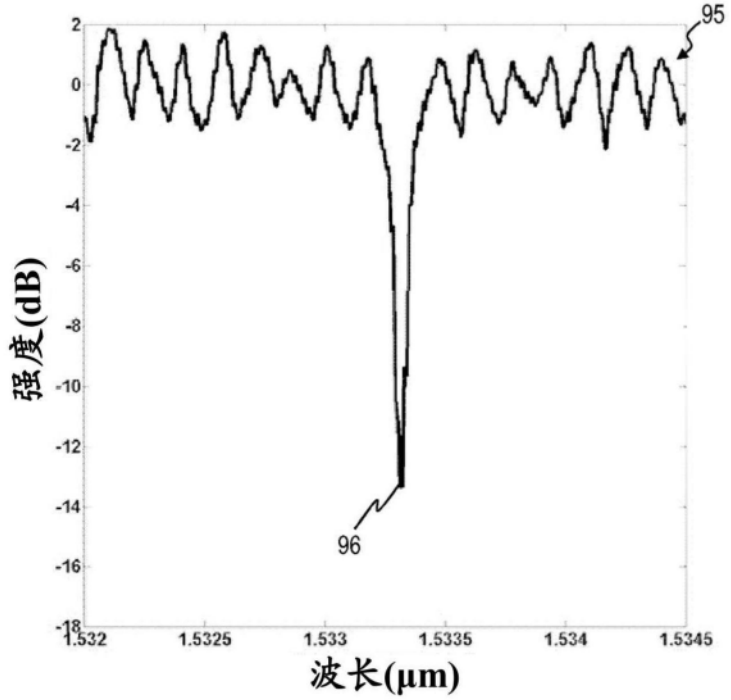

95
96
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
-18
强度(dB)
1.532
1.5325
1.533
1.5335
1.534
1.5345
波长(μm)

图11

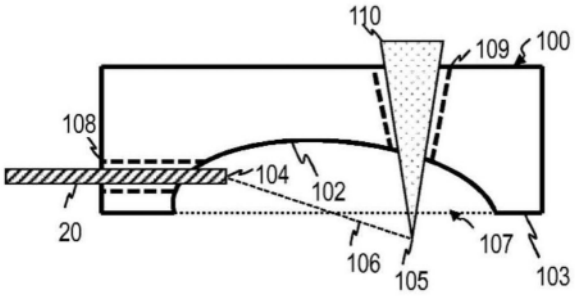


图12

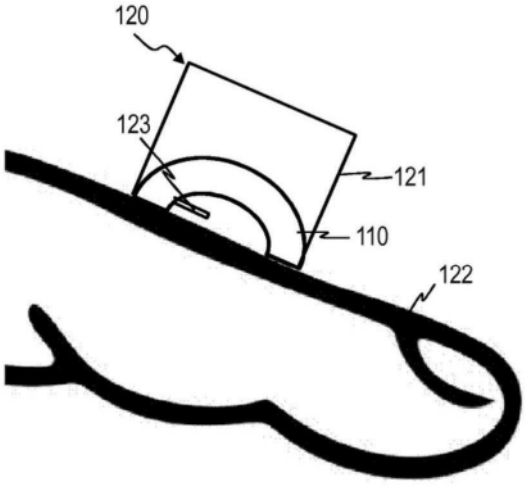


图13

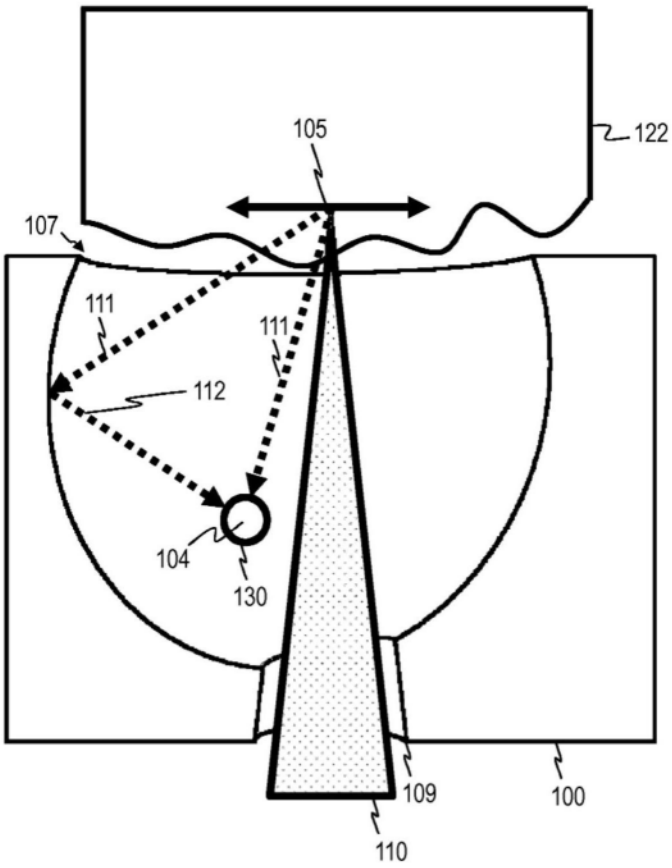

105
122
107
111
111
112
104
130
109
100
110

图14

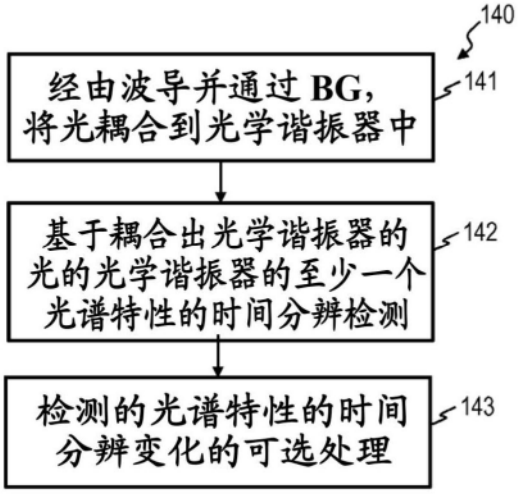

140
经由波导并通过 BG，将光耦合到光学谐振器中
141
基于耦合出光学谐振器的光的光学谐振器的至少一个光谱特性的时间分辨检测
142
检测的光谱特性的时间分辨变化的可选处理
143

图15

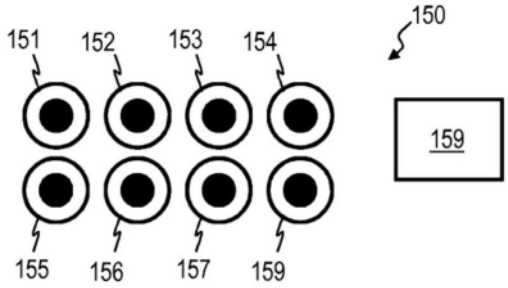

151
152
153
154
150
159
155
156
157
159

图16

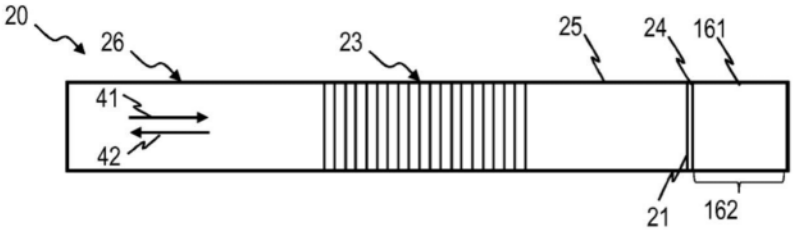

20
26
23
25
24
161
41
42
21
162

图17