



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101909512 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200880123806. 2

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2008. 12. 22

代理人 李亚非 刘鹏

(30) 优先权数据

08100105. 9 2008. 01. 04 EP

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006. 01)

2010. 07. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/055483 2008. 12. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02009/087527 EN 2009. 07. 16

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 B·H·W·亨德里克斯

W·C·J·比尔霍夫 A·L·布劳恩

N·米哈洛维克 G·特胡夫特

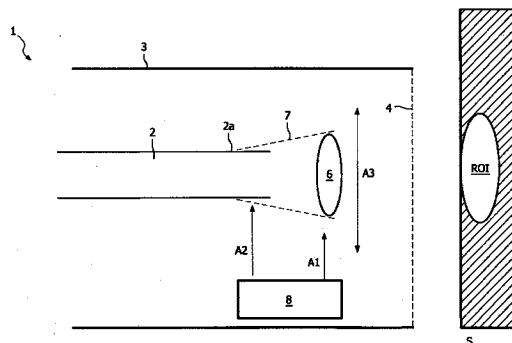
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

光学探测器

(57) 摘要

本发明涉及一种光学探测器(1),该探测器具有:光导(2),例如光纤;以及透镜系统(6),其刚性耦合到光导的末端部分(2a)。该探测器具有外壳(3),该外壳具有用于光导的腔体,该外壳在其远端具有透明窗口(4),该窗口具有与所述透镜系统(6)的屈光能力相比不显著的屈光能力。致动装置(8)使透镜系统(6)移位,以便允许光学扫描感兴趣区域(ROI)。本发明特别适合于微型应用,例如用于体内医疗应用。通过借助于固定件(7)将透镜系统(6)附接到光导(2),可以通过光纤(2)的横向行程直接确定光学探测器(1)的视场(FOV)。因此,仅仅需要相对较小的行程。视场因而实际上不再由横向行程限制。所述光学探测器对于非线性光学成像是特别有利的,其中光导可以是具有相对较低出口数值孔径的光纤。



1. 一种光学探测器 (1), 该探测器包括:
 - 光导 (2),
 - 透镜系统 (6), 其刚性耦合到光导的末端部分 (2a),
 - 外壳 (3), 其具有用于光导的腔体, 该外壳在其远端具有透明窗口 (4), 该窗口具有与
所述透镜系统 (6) 的屈光能力相比不显著的屈光能力, 以及
 - 致动装置 (8), 其能够使透镜系统移位,其中所述致动装置 (8) 被设置用于使透镜系统 (6) 移位以便允许光学扫描所述窗口之
外的感兴趣区域 (ROI)。
2. 依照权利要求 1 的探测器, 其中透镜系统 (6) 是单透镜系统。
3. 依照权利要求 1 或 2 的探测器, 其中透镜系统 (6) 包括非球面透镜。
4. 依照权利要求 1 的探测器, 其中透镜系统 (6) 包括具有可变化的数值孔径的流体透
镜 (6")。
5. 依照权利要求 1 的探测器, 其中透明窗口 (4) 包括平面部分。
6. 依照权利要求 1 的探测器, 其中透明窗口 (4) 与透镜系统 (6) 之间的屈光能力之比
为最大 20%、最大 10% 或者最大 5%。
7. 依照权利要求 1 的探测器, 其中光导 (2) 是光纤, 透镜系统 (6) 位于远离光纤 (2) 的
光学出口的一定距离 (L) 处, 该距离 (L) 远大于光纤的纤芯直径 (D_f)。
8. 依照权利要求 1 或 7 的探测器, 其中透镜系统 (6) 刚性连接到光导 (2), 中间固定件
(7) 固定在光导的远端 (2a) 处并且固定在透镜系统上。
9. 依照权利要求 1 的探测器, 其中光导远端 (2a) 处的透镜系统 (6) 被安装成可在光导
(2) 的横向方向上移位。
10. 依照权利要求 1 的探测器, 其中透镜系统 (6) 具有一定数值孔径, 以便允许实现非
线性光学现象。
11. 依照权利要求 1 的探测器, 其中所述光导是单模光纤。
12. 依照权利要求 1 或 11 的探测器, 其中所述光导是光子晶体纤维或者偏振保持纤维。
13. 依照权利要求 1 的探测器, 其中该探测器形成内窥镜、导管、针或者活组织检查针
的一部分。
14. 一种光学成像系统 (100), 该系统包括
 - 依照权利要求 1 的光学探测器 (1),
 - 辐射源 (RS), 其光学耦合到所述光学探测器 (1), 该探测器被设置用于将从辐射源发
射的辐射引导到感兴趣区域 (ROI), 以及
 - 成像检测器 (ID), 其光学耦合到所述光学探测器 (1), 该检测器被设置用于使用来自
感兴趣区域 (ROI) 的反射的辐射进行成像。
15. 依照权利要求 14 的光学成像系统, 其中该光学成像系统的辐射源 (RS) 能够发射具
有一定强度和 / 或具有一定空间和时间分布的辐射以便允许实现非线性光学现象。
16. 依照权利要求 14 或 15 的光学成像系统, 该系统是双光子成像系统、二次谐波发生
(SHG) 成像或者荧光成像系统。
17. 依照权利要求 16 的光学成像系统, 其中所述辐射源是脉冲激光器, 具有波长 λ 和
脉冲长度 $\Delta \tau$ 并且其中探测器中的透镜系统的焦距 f 满足:

$$f \leq 0.1 \frac{V \Delta \tau}{NA_{obj}^2 \lambda}$$

其中 V 是透镜系统的阿贝数并且 NA_{obj} 为透镜系统的数值孔径。

18. 一种用于光学成像的方法,该方法包括:

- 提供依照权利要求 1 的光学探测器 (1),
- 提供光学耦合到所述光学探测器的辐射源 (RS),该探测器被设置用于将从辐射源发射的辐射引导到感兴趣区域 (ROI),以及
- 利用光学耦合到所述光学探测器的成像检测器 (ID) 执行成像过程,该检测器被设置用于使用来自感兴趣区域 (ROI) 的反射的辐射进行成像。

光学探测器

技术领域

[0001] 本发明涉及光学探测器 (probe), 其适合用于微型应用, 例如体内医疗检查 (inspection) 和过程, 或者工业检查, 例如食品或小设备的检查。本发明也涉及相应的成像系统以及利用这种成像系统成像的方法。

背景技术

[0002] 对于各种疾病 (例如癌症) 的正确诊断, 经常采用活组织检查 (biopsy)。这可以借助于内窥镜内腔或者借助于穿刺活组织检查。为了找到进行活组织检查的正确位置, 使用各种成像模式, 例如 X 射线、MRI 和超声。在例如前列腺癌的情况下, 大多数情况下活组织检查由超声引导。尽管有帮助, 但是这些引导方法远非最佳的。其分辨率是有限的, 并且此外这些成像模式在大多数情况下不能区分良性和恶性组织。结果, 我们并不确切知道从组织的正确部分进行活组织检查。我们几乎进行盲活组织检查并且即使在检查组织之后没有检测到癌细胞, 我们也并不确切知道我们没有简单地错过进行活组织检查的正确部位。

[0003] 为了改进活组织检查过程, 需要在进行活组织检查之前直接检查活组织检查位置。实现这点的一种方式是通过该位置处的显微镜检查。这需要微型化共焦显微镜。对于甚至更详细的组织检查, 非线性光学技术允许实现高分子对比度而无需对组织染色 (参见 J. Palero et al. SPIE vol. 6089 (2006) pp. 192-202)。这些技术基于双光子和二次谐波光谱成像。为了使得扫描仪与这些非线性技术兼容, 应当采用具有大的纤芯直径的光子晶体纤维以便降低光纤本身中的非线性效应。这些纤维的缺陷在于, 它们具有低的出射束数值孔径, 典型地近似 0.04。结果, 当利用具有近似 0.7 的数值孔径的固定物镜系统时, 侧向 (lateral) 放大率为 0.057。为了具有合理的视场 (大约 100 微米), 光纤的横向行程 (transversal stroke) 必须与 1.75mm 一样大。这是相当大的并且因而限制了显微镜检查的尺度缩减。

[0004] US2001/0055462 公开了一种用在最小侵入式医疗过程 (MIMP) 中的集成内窥镜图像采集和治疗配送系统。该系统表面上解决了前面的高质量图像与内窥镜尺寸之间的折中。该系统使用扫描光纤或光波导提供的定向和扫描光学照射, 所述扫描光纤或光波导由集成成像和诊断 / 治疗仪器远端处包含的例如压电致动器驱动。定向照射提供了宽视场 (FOV) 且全彩色的高分辨率成像, 其匹配或者优于常规柔性内窥镜产生的图像。当使用扫描光学照射时, 光子检测器的尺寸和数量不限制得到的图像的像素数量和分辨率。附加的特征包括地形特征的增强、立体观察以及患者身体内感兴趣区域的特征尺寸的精确测量, 其有利于利用该仪器提供诊断、监控和 / 或治疗。然而, 该系统遭受以下缺点: 内窥镜末端应用了固定透镜, 从而使得视场更加有限。此外, 该系统不容易实际应用于非线性光学器件, 因为该光学系统不能直接适用于单模纤维, 尤其是归因于这样的纤维的低数值孔径。

[0005] 总之, 任何先前公开的提出的纤维扫描系统都没有解决与需要较大的横向扫描仪行程以便物镜系统具有合理的视场 (FOV) 有关的问题。

[0006] 因此, 改进的光学探测器将是有利的, 特别地, 更加高效和 / 或可靠的光学探测器

将是有利的。

[0007] 本发明的另一个目的是提供现有技术的可替换方案。

[0008] 特别地,可以看作本发明目的是提供解决上述现有技术问题、具有足够的视场和高图像分辨率的光学探测器。

发明内容

[0009] 因此,上面描述的目的和若干其他目的预期在本发明的第一方面中通过提供一种光学探测器而获得,该探测器包括:

[0010] - 光导,

[0011] - 透镜系统,其刚性耦合到光导的末端部分,

[0012] - 外壳,其具有用于光导的腔体,该外壳在其远端具有透明窗口,该窗口具有与所述透镜系统的屈光能力 (optical power) 相比不显著的屈光能力,以及

[0013] - 致动装置,其能够使透镜系统移位,

[0014] 其中所述致动装置被设置用于使透镜系统移位以便允许光学扫描所述窗口之外的感兴趣区域 (ROI)。

[0015] 本发明特别地但不排他性地有利于获得特别适用于微型应用 (例如用于体内医疗应用) 的改进的光学探测器。通过将透镜系统稳固地附接或安装到光导 (例如光纤), 可以由光纤的横向行程直接确定光学探测器的视场 (FOV)。因此,仅需要相对较小的行程。视场因而实际上不再由横向行程限制。由于透镜系统本身仅用于靠近光轴 (即小视场) 的成像,因而它可以允许实现使制造容易同时仍然具有高图像分辨率的更简单 (即较不复杂以及因而较少的透镜元件) 的光学设计。

[0016] 还应当提及的是,由于透镜系统可移位地安装在光导的末端部分上,因而依照本发明的光学探测器特别适用于相对较简单且大规模的制造。从实际的角度来看,这可以降低制造期间所需的精度,其反过来又可以降低每探测器的单价。这是特别重要的,因为嵌入了光学探测器的内窥镜、导管或针由于卫生要求而通常会在单次使用之后被丢弃。

[0017] 为了拥有可以应用于非线性光学过程的光学探测器,所述非线性光学过程即其中样本介质 (体内,即身体组织) 具有非线性地响应施加的辐射 (例如激光) 的电场的电介质极化,由于光学探测器的集成然而可移位的透镜系统的原因,本发明也提供了显著的优点。利用非线性光学器件可能要求使用具有很少或者没有色散 (实际失真) 的单模光纤 (SMF) 作为探测器中的光导。然而,单模光纤典型地遭受相对较低的出口数值孔径,从而限制了侧向分辨率以及因而视场 (FOV)。然而,本发明的光学探测器提供了一种简单而鲁棒的解决方案,其中可以将高数值孔径透镜系统合并到该探测器中以便至少在一定程度上补偿单模纤维的这种性质。

[0018] 由于所述光学探测器可以允许实现更简单的透镜设计,因而可以减少透镜元件的数量。结果,也可以减少直接与其引入的色散量有关的透镜材料的量,从而导致非线性应用中降低的脉冲展宽。

[0019] 在本发明的上下文中,应当理解的是,术语“光导”可以包括且不限于光纤 (多模和单模)、薄膜光路、光子晶体纤维、光子带隙 (bandgap) 纤维 (PBG)、极化保持纤维等等。所述光学探测器也可以包括超过一根纤维,例如多根纤维或纤维束。

[0020] 在一个实施例中,所述透镜系统可以是单透镜系统,因为这甚至更加简化了制造并且使得微型要求更易于满足。

[0021] 可能的是,所述透镜系统可以包括非球面透镜,即该透镜不是球面透镜,这因而有利于相对较高的数值孔径 (NA) 并且相应地获得相当紧凑的透镜系统。

[0022] 在另一个实施例中,所述透镜系统可以包括具有可变化的数值孔径的流体透镜。例如,该透镜系统可以包括具有油-水双相系统的液体透镜。因此,可以调整数值孔径,从而有利于焦深变化。

[0023] 可能的是,所述透明窗口可以包括平面部分,使得该窗口是非聚焦的并且因而不使透镜系统的成像失真。特别地,透明窗口与透镜系统之间的屈光能力之比为最大 20%、最大 10% 或者最大 5%。其他的比值也是可能的,例如最大 25%、最大 15% 或者最大 1%。

[0024] 典型地,所述光导可以是光纤,并且所述透镜系统可以位于远离光纤的光学出口的一定距离 (L) 处,该距离 (L) 远大于光纤的纤芯直径。距离 (L) 与出口位置处的纤维直径之比可以是 5、10、20 或 30 以及甚至更大。此外或者可替换地,所述透镜系统可以刚性连接到光导,中间固定件 (mount) 固定在光导的远端处并且固定在透镜系统上。

[0025] 优选地,光导远端处的透镜系统可以被安装成可在光导的横向方向上移位以便增强视场 (FOV)。它可以弹性地安装。

[0026] 对于一些应用而言,所述透镜系统可以具有一定数值孔径,以便允许实现非线性光学现象,例如如下面更详细地描述的双光子事件和混频。至少 0.4 或者至少 0.5 或者至少 0.6 的数值孔径使得实现非线性光学器件更容易。

[0027] 对于非线性应用而言,所述光导可以是单模光纤。可替换地或者此外,该光导可以是光子晶体纤维或者偏振保持纤维,因为这些种类的光导具有对于在本发明的上下文中采用特别有益的若干有利光学性质。

[0028] 对于一些应用而言,所述光学探测器可以形成内窥镜、导管、针、活组织检查针或者技术人员容易实现的其他类似应用的一部分。还可以设想,本发明的应用领域可以包括但不限于其中小的成像设备有用的领域,例如在使用利用小尺度设备的检查的行业中。

[0029] 在第二方面中,本发明涉及一种光学成像系统,该系统包括

[0030] - 依照第一方面的光学探测器,

[0031] - 辐射源 (IS),其光学耦合到所述光学探测器,该探测器被设置用于将从辐射源发射的辐射引导到感兴趣区域 (ROI),以及

[0032] - 成像检测器 (ID),其光学耦合到所述光学探测器,该检测器被设置用于使用来自感兴趣区域 (ROI) 的反射的辐射进行成像。

[0033] 在本发明的上下文中,应当理解的是,术语“辐射源”可以包括任何适当种类的辐射源,包括并且不限于激光器(任何波长以及任何操作模式,即连续或者具有任何周期的脉冲的,包括飞秒 (femto second) 激光)、LED、气体放电灯、任何种类的发光等等。

[0034] 优选地,所述光学成像系统的辐射源可能能够发射具有一定强度和 / 或具有一定空间和时间分布的辐射以便允许实现非线性光学现象,例如双光子成像和混频。

[0035] 因此,该系统可以是双光子成像系统或者二次谐波发生 (SHG) 成像。优选地,辐射源是具有飞秒 (fs) 脉冲激光的激光源。该成像系统于是可以包括适当的色散补偿装置。然而,该成像系统也可以执行更加线性的光学成像,例如,该成像系统可以是荧光成像系统等

等。

[0036] 在一个实施例中,辐射源可以是脉冲激光器,具有波长 λ 和脉冲长度 $\Delta \tau$ 并且其中探测器中的透镜系统的焦距 f 满足不等式:

$$[0037] \quad f \leq 0.1 \frac{V \Delta \tau}{NA_{obj}^2 \lambda}$$

[0038] 其中 V 是透镜系统的阿贝数 (Abbe number) 并且 NA_{obj} 为光学探测器中的透镜系统的数值孔径。

[0039] 在第三方面中,本发明涉及一种用于光学成像的方法,该方法包括:

[0040] - 提供依照第一方面的光学探测器,

[0041] - 提供光学耦合到所述光学探测器的辐射源 (IS),该探测器被设置用于将从辐射源发射的辐射引导到感兴趣区域 (ROI),以及

[0042] - 利用光学耦合到所述光学探测器的成像检测器 (ID) 执行成像过程,该检测器被设置用于使用来自感兴趣区域 (ROI) 的反射的辐射进行成像。

[0043] 本发明的各方面中的每一个可以与任何其他方面相结合。本发明的这些和其他方面根据以下参照所描述的实施例的描述将是清楚明白的。

附图说明

[0044] 现在将参照附图更详细地描述本发明。这些图示出了实现本发明的一种方式并且不应当被视为对落入所附权利要求书的范围内的其他可能实施例的限制。

[0045] 图 1 为依照本发明的光学图像探测器的示意性截面图,

[0046] 图 2 为依照本发明的光学图像探测器的两个可能的实施例的示意性截面图,

[0047] 图 3 为依照本发明的光学成像系统的示意图,

[0048] 图 4 为依照本发明的光学图像探测器的另一个实施例的示意性截面图,

[0049] 图 5 为依照本发明的光学探测器的光路的示意图,

[0050] 图 6 为具有流体透镜的光学探测器的光路的示意图,以及

[0051] 图 7 为依照本发明的方法的流程图。

具体实施方式

[0052] 图 1 为依照本发明的光学图像探测器 1 的示意性截面图。光学探测器 1 包括光导 2 (例如光纤) 以及具有其中可以嵌入光导 1 的腔体的外壳 3。外壳 3 在其远端或采样端处具有透明且基本上不聚焦的窗口 4。窗口 4 可以是光学传输玻璃或聚合物的平面部分。窗口 4 优选地不聚焦,即它没有屈光能力,但是可以设想,窗口 4 对于一些应用可以具有一定的聚焦效果。然而,情况通常并非如此,因为它可能影响透镜系统 6 的性能。不过,可以设想的是,在一些情况下,出射窗口 4 可以是使得图像平坦而不弯曲的场致平器透镜并且这需要少量的屈光能力。

[0053] 透镜系统 6 刚性耦合到光导 2 的末端部分 2a。透镜系统 6 在该图中出于清楚性的原因而仅被示为单个透镜。如下面将明显的是,透镜系统 6 也可以具有超过一个透镜并且也可以包含衍射元件或镜元件。透镜系统 6 与光导 2 之间的耦合优选地为机械的,即存在保持透镜系统 6 的位置和光导 6 的光学出口处于相对于彼此的固定位置的中间固定件 7。

[0054] 也提供了能够使透镜系统 6 移位的致动装置 8。致动装置 8 可以如箭头 A1 所示或多或少直接地致动透镜系统 6。在实际实现中,致动装置 8 最可能与固定件 7 机械接触。可替换地或者此外,致动装置 8 可以如箭头 A2 所示通过光导 2 的末端部分 2a 间接地致动透镜系统 6。致动装置 8 的功能在于,致动装置 8 被设置用于使透镜系统 6 移位以便允许光学扫描窗口 4 之外的感兴趣区域 ROI。典型地,光导 2 以柔性材料制成,以便利于对不容易访问的位置进行检查,例如体内医疗检查和 / 或抽样,并且在这种情况下光导 2 可以固定或者停在远离末端部分 2a 一定距离的点处,从而使得致动装置 8 弹性地移位光导 2 的至少一部分成为可能。US2001/0055462 中讨论了在探测器末端移位光导 2 的各种解决方案,该文献通过引用全部合并于此。

[0055] 为了获得紧凑的光学探测器 1,透镜系统 6 优选地包括非球面透镜,从而使得具有相对较高的数值 (NA) 成为可能。

[0056] 图 2 为依照本发明的光学图像探测器的两个可能的实施例的示意性截面图。优选地,外壳 2 是围绕中心轴圆柱对称的。

[0057] 在顶部视图中,光导 2 和透镜系统 6 被定位成远离外壳 3 的中心位置。因此,透镜系统 6 可以被定位成靠近外壳 3 的侧面。对于一些制造实例,这可能是一种优选的解决方案。如果光导 2 是充分柔性的以便跨相距光学成像点的相关范围横向移位,那么这可以具有一些优点。特别地,与光学探测器 1 中光导 2 的中心安装相比,致动器 8 可能可以被简化。这样做的另一个原因在于,将存在用于附加光源的空间或者创建例如管理药物的工作(空心)通道或者用于最小侵入过程的仪器。

[0058] 还可以设想的是,如果光导 2 是充分柔性或弹性的,那么致动装置 8 也可以沿着外壳 8 的轴向使光导 2 移位。这对于沿着光学探测器 1 的光轴的深度扫描是有用的。

[0059] 在图 2 的底部视图中,示出了其中光学探测器 1 包括两个光导 2' 和 2'' 的实施例,每个光导分别具有相应的透镜系统 6 和 6'。尽管这可能限制探测器 1 的可能的尺度缩减,但是对于一些应用而言,它对于在成像期间同时或连续工作的两个不同但互补的成像模式可能是有利的。

[0060] 第三种选项将是纤维 2 包括超过一根纤维,即是纤维束。这可以用于收集更多的光,其可能对于非线性扫描是重要的或者能够扫描得更快。

[0061] 图 3 为依照本发明的光学成像系统 100 的示意图。该光学成像系统包括样本臂 30 末端部分处的如上所述的光学探测器 1。样本臂 30 优选地是高度柔性的,并且有可能在一定程度上弯曲。光学探测器 1 被示出放大部分并且类似于图 1。

[0062] 此外,辐射源 RS 经由耦合器 C 光学耦合到光学探测器 1。探测器 1 相应地被设置用于将从辐射源 RS 发射的辐射(例如激光)引导到感兴趣区域 ROI,并且此外成像检测器 ID 光学耦合到光学探测器 1。成像检测器被设置用于使用来自样本(未示出)中感兴趣区域 ROI 的反射的辐射进行成像。成像检测器 ID 还可以包括用户界面(UI),因而访问结果和 / 或控制成像过程。

[0063] 图 4 为依照本发明的光学图像探测器 1 的另一个实施例的示意性截面图。为了具有紧凑的透镜系统,应用透镜 6a 的非球面表面。通过以适当的聚合物制成透镜 6a,可以设计适合批量生产的紧凑透镜系统 6a。优选地,聚合物应当是提供对透镜系统 6 轻松移位的低密度聚合物。

[0064] 透镜系统 6 如固定件 7 所限定的那样位于远离光纤 2 的光学出口的距离 L 处。距离 (L) 远大于光纤 2 的纤芯直径。

[0065] 透镜系统 6 可以与具有和磁体 41a 和 41b 协作的线圈 40a、40b、40c 和 40d 的机电马达系统一起部分安装在外壳 3 中,所述磁体机械附接到光纤 2 以便利用光纤 2 和透镜 6a 通过马达系统的作用执行扫描。

[0066] 在该实施例中,如图 4 中显然的是,透镜 6a 是薄平出射窗口玻璃板 4 之前的单一 (singlet) 平-非球面透镜 6a。非球面透镜 6a 由 PMMA 制成并且具有 0.82mm 的入瞳直径。数值孔径 (NA) 为 0.67 并且焦距 (在空气中测量) 为 0.678mm。透镜系统 6a 对于 780nm 的波长是最优化的。出射窗口 4 是平坦的并且没有屈光能力。

[0067] 物镜 6 的自由工作距离 (FWD) 必须大于出射窗口 4 的厚度 H。物镜 6 将在出射窗口 4 之前被扫描。出射窗口 4 必须具有一定厚度以是鲁棒的。典型地,该厚度大于 0.1mm; $H > 0.1\text{mm}$ 。这意味着物镜 6 的焦距 f 必须服从

$$[0068] \quad f > 2H \quad (1)$$

[0069] 以便考虑到厚度 H 以及物镜 6 与出射窗口 4 之间所需的附加自由空间,从而允许扫描出射窗口之前的物镜。

[0070] 扫描系统,即采用的透镜系统 6a 的光栅 (rastering) 可以基于基于压电马达的共振扫描,例如 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnosis and Treatment Applications, Ed. I Gannot, Proc. SPIE vol. 6083 中 E. J. Seibel 等人的论文“A full-color scanning fiber endoscope”中所描述的。所述扫描可替换地可以是如美国专利 US6967772 和 US7010978 中描述的调音叉的共振扫描,或者作为另一可替换方案,所述扫描系统可以是电磁扫描仪。

[0071] 图 5 为如结合图 4 所描述的光学探测器 1 的光路的示意图。透镜 4 具有相对较高的数值孔径 (NA),因而光束在光纤 2 的出口 2c 之后收集。光束聚焦到组织 S 中。所述组织在这种情况下假设主要由水组成。

[0072] 图 6 为在一定程度上与图 4 和图 5 的探测器类似的另一光学探测器 1 的光路的示意图,但是图 6 的探测器附加地具有插入到非球面透镜与光纤 (未示出) 之间的流体透镜 6”。就图 5 而言,探测器之前的样本是组织。流体透镜具有不相混溶的流体 6”a 和 6”b,其可以被操纵以便改变透镜 6”的数值孔径。优选地,相 6”a 和 6”b 是油和水。优选地,这些流体可通过电湿润来控制。关于电湿润透镜的进一步的细节,可以见诸美国专利 7126903,该文献通过引用全部合并于此。

[0073] 在下面的段落中,将针对非线性光学器件的情况给出一些评论,其中样本介质 (体内,即身体组织) 具有非线性地响应施加的辐射 (例如激光) 的电场的电介质极化。

[0074] 由于混频过程的原因,非线性光学器件提供一系列不同光谱学和成像技术。两个实例是双光子成像系统和二次谐波发生 (SHG) 成像。因此,成像系统 100 的辐射源 RS (参见图 3) 应当能够发射具有一定强度以及具有一定空间和时间分布的辐射以便允许实现非线性光学现象。该系统也可以包括色散补偿装置。关于非线性光学器件的另外的参考文献,技术人员可参阅 Alberto Diaspro 编辑的“Confocal and Two-Photon Microscopy: Foundations, Applications, and Advances” (Wiley-Liss, Inc., 2002, New York)。

[0075] 特别地,透镜系统 6 的色散必须如此小,使得物镜 6 的边缘射线与主射线之间的彩

色时移 ΔT 必须小于脉冲辐射源 RS (即激光器) 的脉冲时间长度 $\Delta \tau$ 。这设置了对于透镜 6 的下列要求:

[0076] 根据 Z. Bor in J. Mod. Opt. 35, (1988), 1907, 得知可以写成

[0077]

$$|\Delta T| = \frac{NA_{obj}^2 \lambda f}{2c(n-1)} \frac{dn}{d\lambda} \quad (2)$$

[0078] 其中 λ 为波长, NA_{obj} 为物镜的数值孔径, f 为物镜的焦距, c 为光速, n 为透镜折射率并且 $dn/d\lambda$ 为折射率关于波长的变化。使用透镜材料色散的阿贝数 V 的表示, 得到:

[0079]

$$|\Delta T| = \frac{NA_{obj}^2 f \lambda}{2c(\lambda_F - \lambda_C) V} \quad (3)$$

[0080] 使用 $\lambda_F = 486.13\text{nm}$ 以及 $\lambda_C = 656.27\text{nm}$, 这最终给出

[0081]

$$f \leq 0.1 \frac{V \Delta \tau}{NA_{obj}^2 \lambda} \quad (4)$$

[0082] 其中 λ 为以 nm 为单位的波长, V 为阿贝数, NA_{obj} 为物镜的数值孔径, $\Delta \tau$ 为激光器的脉冲长度 [fs], f 为以 mm 为单位的物镜的焦距。

[0083] 对于由超过一种透镜材料构成的物镜, 在方程 (4) 中应当选择这些材料的最低阿贝数。

[0084] 大纤芯光子晶体纤维的数值孔径通常相当小, 典型地为 $NA_f \sim 0.04$ 。在下文中, 物镜的数值孔径由 NA_{obj} 给出。纤维 2 与物镜 6 之间的距离 L 必须受限制以便使得附接到纤维 2 的附加重量是有限的。典型地, 如果 D_f 为光纤 2 的直径, 那么必须有: 距离 L 充分大于纤维的直径 D_f , 但是限制为典型地 $L < 25D_f$ 。

[0085] 这个条件可以重新用公式表示成以下约束。使用 $D = 2NA_{obj}f$ 和 $D \sim 2NA_f L$, 上面的不等式也可以由下式给出

[0086]

$$f < 25 \frac{NA_f}{NA_{obj}} D_f \quad (5)$$

[0087] 另一约束是透镜 6 的数值孔径 (NA); NA_{obj} ; 优选地应当满足要求 $NA_{obj} > 0.5$ 以便能够以中等激光功率产生双光子相互作用。因此

$$[0088] \quad NA_{obj} > 0.5 \quad (6)$$

[0089] 可能的是, NA_{obj} 也可以为至少 0.3、至少 0.4、至少 0.6 或者至少 0.7。

[0090] 物镜 6 还应当尽可能易于制造, 因而物镜的光瞳直径 D 优选地大于大约 0.2mm。这转化成以下约束

[0091]

$$f > \frac{1}{10NA_{obj}} \quad (7)$$

[0092] f 以 mm 为单位。

[0093] 物镜 6 位于纤维出口的 10.0mm 的距离处并且由 PMMA 制成, 在 780nm 波长处具有

折射率 1.4862 以及阿贝数 $V = 57.4$ 。透镜的光瞳直径为 $D = 0.82\text{mm}$ 并且轴上的厚度为 0.647mm 。物镜的数值孔径为 $\text{NA}_{\text{obj}} = 0.67$ 。描述表面的“下垂 (sag)”或 z 坐标的公式由下式给出

[0094]

$$z(r) = \frac{r^2}{R\left(1 + \sqrt{1 - (1+k)r^2/R^2}\right)} + A_2r^2 + A_4r^4 + A_6r^6 + A_8r^8 + A_{10}r^{10} + A_{12}r^{12} + A_{14}r^{14} + A_{16}r^{16} \quad (8)$$

[0095] 其中 R 表示每个表面的透镜半径, r 表示离光轴的距离并且 z 表示 z 方向上沿着光轴的表面下垂的位置。系数 A_2 - A_{16} 为表面的非球面系数。它们如下给出:

[0096] $R = 0.2743594\text{mm}$

[0097] $k = -6.54$

[0098] $A_2 = -0.30479289\text{mm}^{-1}$

[0099] $A_4 = 28.308315\text{mm}^{-3}$

[0100] $A_6 = -527.54424\text{mm}^{-5}$

[0101] $A_8 = 7899.4624\text{mm}^{-7}$

[0102] $A_{10} = -77012.804\text{mm}^{-9}$

[0103] $A_{12} = 459584.12\text{mm}^{-11}$

[0104] $A_{14} = -1510148.3\text{mm}^{-13}$

[0105] $A_{16} = 2090233.2\text{mm}^{-15}$

[0106] 物镜 6 与玻璃板出射窗口 4 之间的距离为 0.1mm 。出射窗口 4 为 0.2mm 厚并且由 BK7 肖特玻璃 (Schott glass) 制成, 在 780nm 波长处具有折射率 1.5111 以及 64.2 的阿贝数 V 。光束聚焦到水状组织中, 其在 780nm 处具有折射率 1.330 以及阿贝数 33.1。

[0107] 图 7 为依照本发明的方法的流程图。该方法包括:

[0108] S1 提供依照第一方面的光学探测器 1,

[0109] S2 提供通过 C 光学耦合到所述光学探测器 1 的辐射源 (RS), 该探测器被设置用于将从辐射源发射的辐射引导到感兴趣区域 (ROI), 以及

[0110] S3 利用光学耦合到所述光学探测器 1 的成像检测器 (ID) 执行成像过程, 该检测器被设置用于使用来自感兴趣区域 (ROI) 的反射的辐射进行成像。

[0111] 本发明可以借助于硬件、软件、固件或者这些的任意组合来实现。本发明或者其一些特征也可以实现为运行在一个或多个数据处理器和 / 或数字信号处理器上的软件。

[0112] 本发明实施例的单独的元件可以以任何适当的方式在物理上、功能上和逻辑上实现, 例如在单个单元中、在多个单元中或者作为单独的功能单元的一部分而实现。本发明可以在单个单元中实现, 或者可以在物理上和功能上分布在不同的单元和处理器之间。

[0113] 尽管已经结合具体的实施例描述了本发明, 但是本发明不应当被视为以任何方式限制为给出的实例。本发明的范围应当根据所附权利要求书来解释。在权利要求上下文中, 措词“包括”或“包含”并没有排除其他可能的元件或步骤。此外, 例如“一”或“一个”等的引用的提及不应当被视为排除了复数。权利要求中关于附图中表示的元件的附图标记的使用也不应当被视为限制了本发明的范围。此外, 不同权利要求中提及的单独的特征可能可以有利地加以组合, 并且不同权利要求中这些特征的提及并没有排除特征的组合是不可能

和有利的。

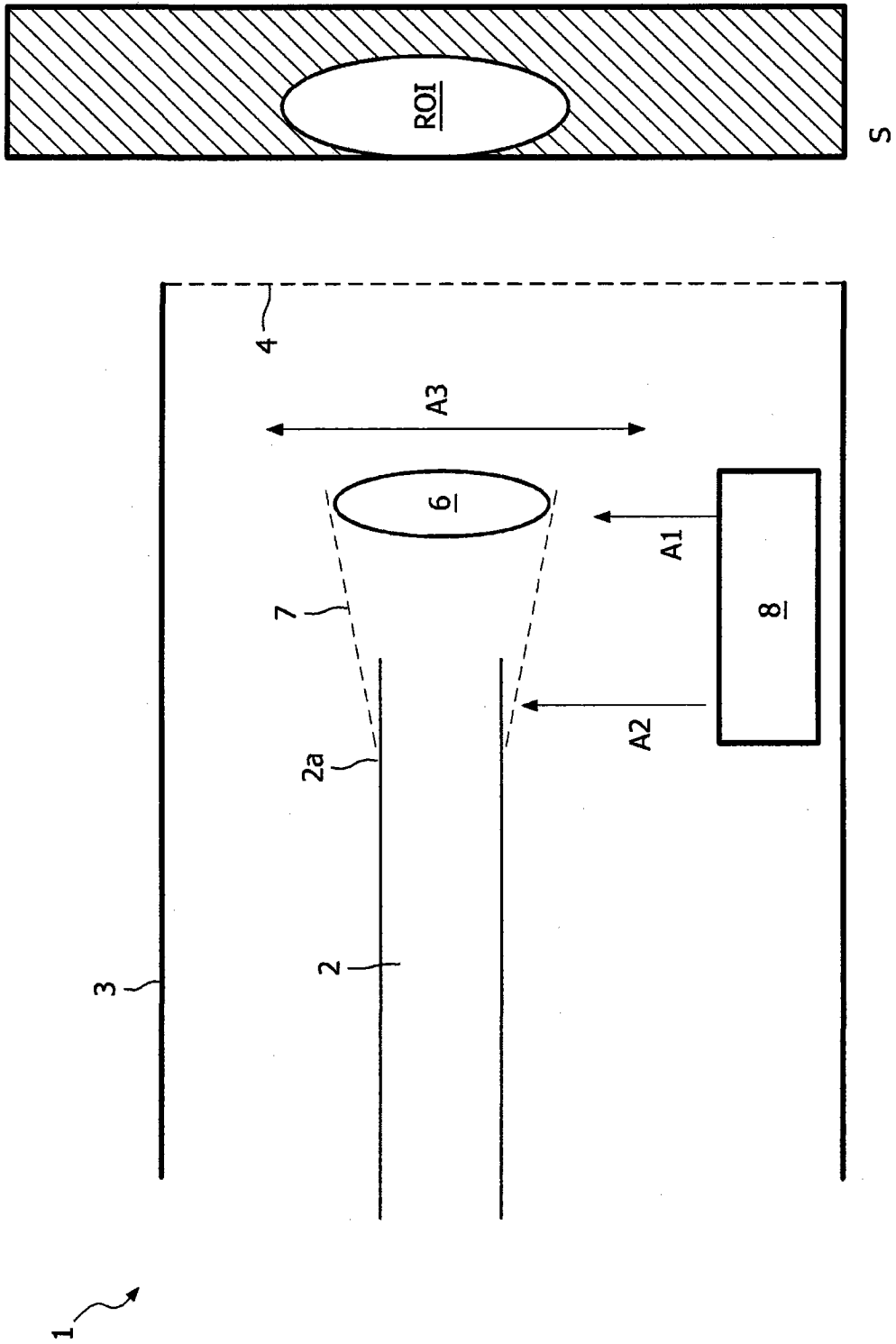


图 1

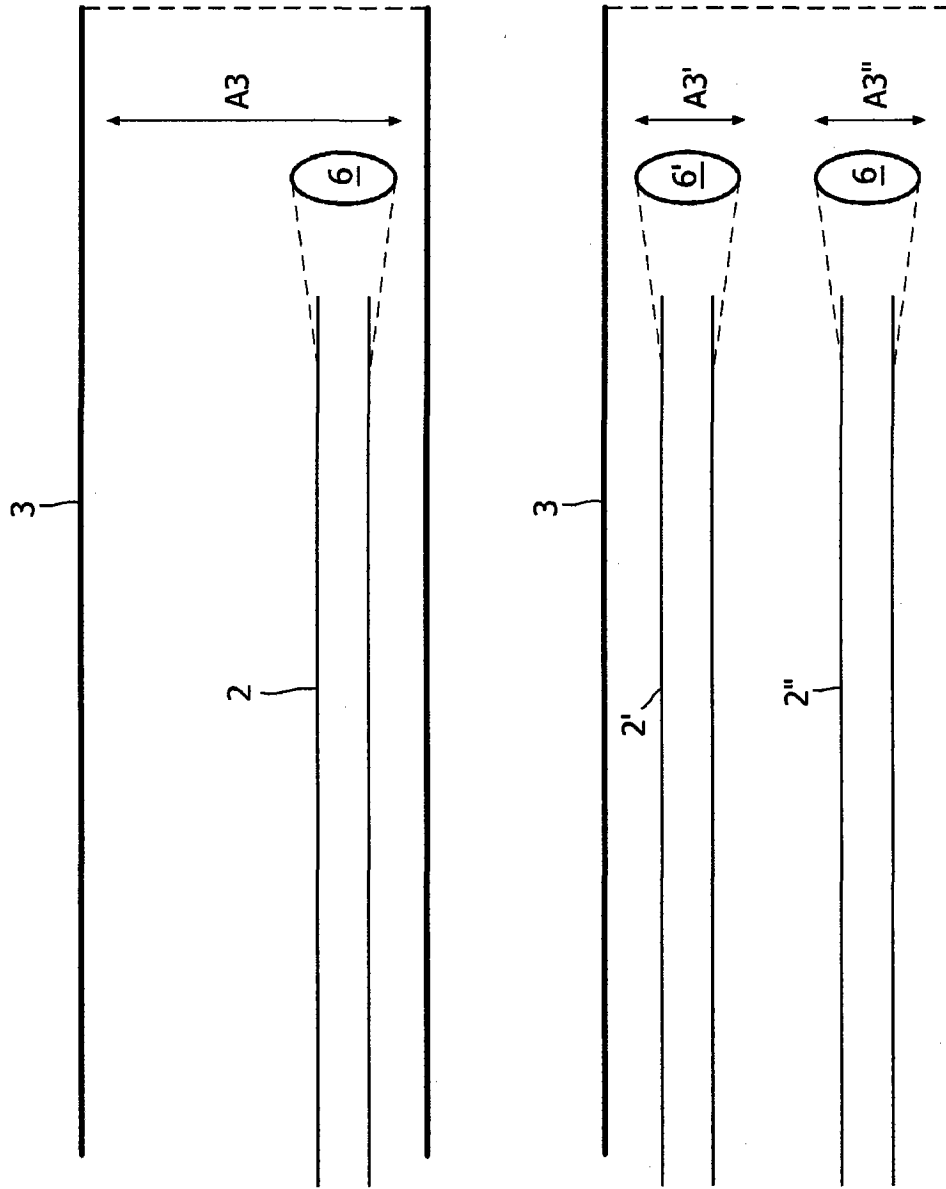


图 2

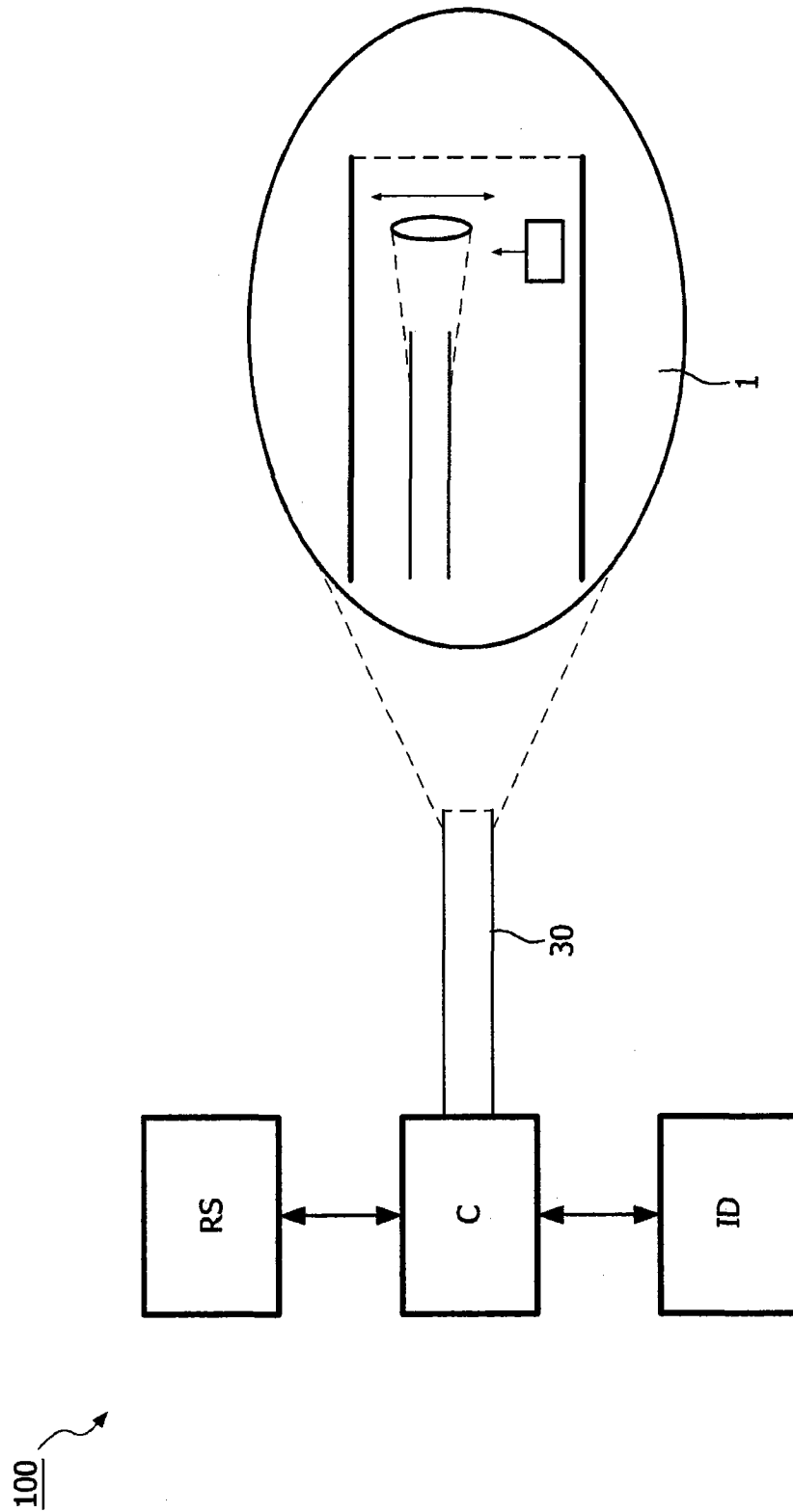


图 3

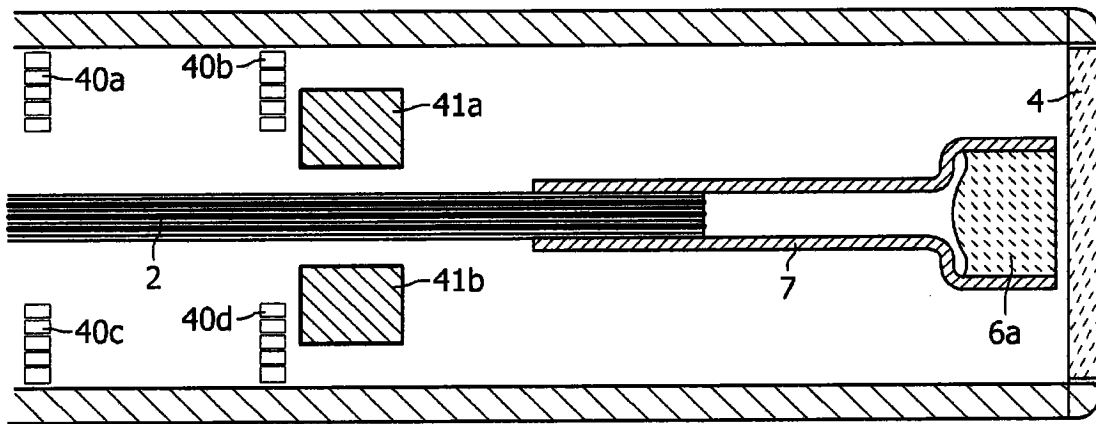


图 4

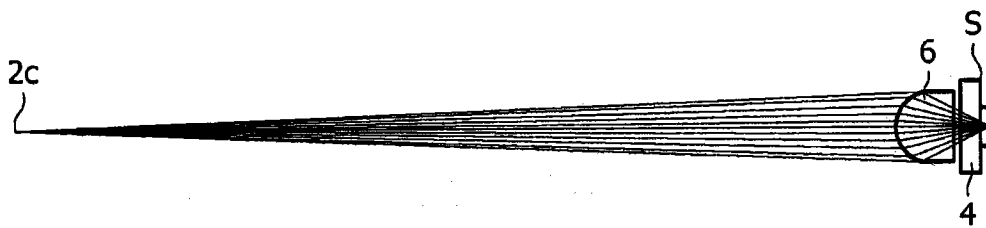


图 5

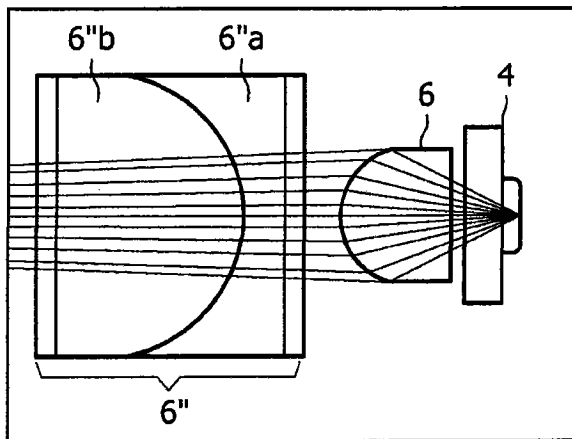


图 6

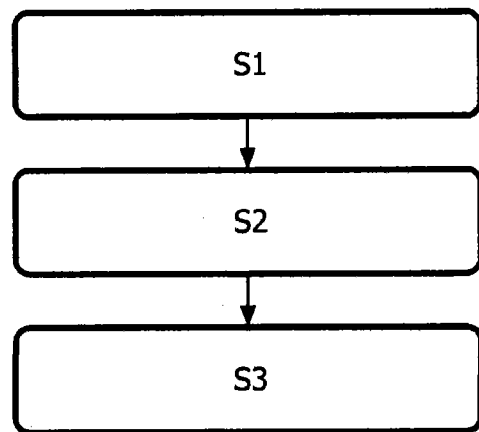


图 7

专利名称(译)	光学探测器		
公开(公告)号	CN101909512A	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200880123806.2	申请日	2008-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	BHW亨德里克斯 WCJ比尔霍夫 AL布劳恩 N米哈洛维克 G特胡夫特		
发明人	B·H·W·亨德里克斯 W·C·J·比尔霍夫 A·L·布劳恩 N·米哈洛维克 G·特胡夫特		
IPC分类号	A61B1/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/0019 A61B1/00183 A61B1/00165 A61B5/0062 A61B1/00096 A61B5/0084		
代理人(译)	李亚非 刘鹏		
优先权	2008100105 2008-01-04 EP		
其他公开文献	CN101909512B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种光学探测器(1)，该探测器具有：光导(2)，例如光纤；以及透镜系统(6)，其刚性耦合到光导的末端部分(2a)。该探测器具有外壳(3)，该外壳具有用于光导的腔体，该外壳在其远端具有透明窗口(4)，该窗口具有与所述透镜系统(6)的屈光能力相比不显著的屈光能力。致动装置(8)使5透镜系统移位，以便允许光学扫描感兴趣区域(ROI)。本发明特别适合于微型应用，例如用于体内医疗应用。通过借助于固定件(7)将透镜系统(6)附接到光导(2)，可以通过光纤(2)的横向行程直接确定光学探测器(1)的视场(FOV)。因此，仅仅需要相对较小的行程。视场因而10实际上不再由横向行程限制。所述光学探测器对于非线性光学成像是特别有利的，其中光导可以是具有相对较低出口数值孔径的光纤。

