



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108852262 A

(43)申请公布日 2018. 11. 23

(21)申请号 201810448227.0

(22)申请日 2018.05.11

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 陈松良 李光耀 郭震东

(74)专利代理机构 上海伯瑞杰知识产权代理有限公司 31227

代理人 季申清

(51)Int.Cl.

A61B 1/05(2006.01)

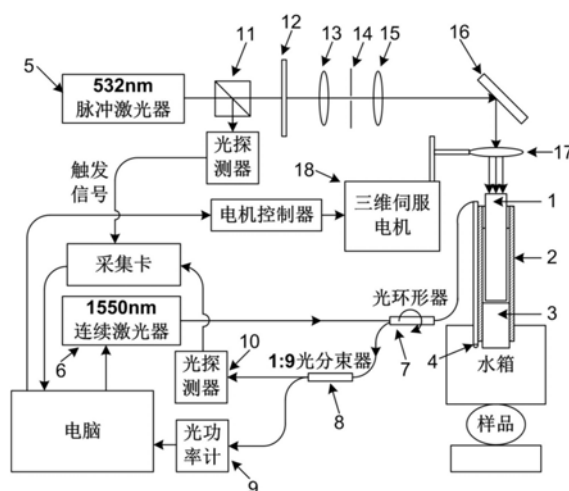
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种免扫描器的宽视场光声内窥镜及成像系统

(57)摘要

本发明公开了一种免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头及成像系统,成像头包括成像光纤束、玻璃管、梯度折射率透镜和光纤法布里-珀罗超声探测器,所述成像光纤束固定在玻璃管的内部一端,所述梯度折射率透镜固定在玻璃管的内部另一端,所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜同轴对齐设置,且所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜相接触或两者之间具有一设定间隙,所述光纤法布里-珀罗超声探测器固定在所述玻璃管的外侧。本发明能实现前视扫描光声内窥镜成像;可获得宽视场图像;不需使用扫描器,且使用了光纤超声探测器,更有助于成像头的微型化。



1. 一种免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头,其特征在于,包括成像光纤束、玻璃管、梯度折射率透镜和光纤法布里-珀罗超声探测器,所述成像光纤束固定在玻璃管的内部一端,所述梯度折射率透镜固定在玻璃管的内部另一端,所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜同轴对齐设置,且所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜相接触或两者之间具有一设定间隙,所述光纤法布里-珀罗超声探测器固定在所述玻璃管的外侧。

2. 如权利要求1所述的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头,其特征在于,所述成像光纤束、梯度折射率透镜与所述玻璃管之间均通过紫外胶固定连接。

3. 一种由权利要求1-2任一项所述的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头组成的成像系统,其特征在于,包括脉冲激光光源、连续激光光源、光环行器、光分束器、光功率计和光探测器;

所述脉冲激光光源,其激光耦合至所述成像光纤束;

所述连续激光光源,与所述光环行器的第一接口相连接,所述光环行器的第二接口与所述光纤法布里-珀罗超声探测器相连接,所述光环行器的第三接口与所述光分束器的入口端相连接;

所述光分束器的第一出口端与所述光功率计相连接,所述光分束器的第二出口端与所述光探测器相连接。

4. 如权利要求3所述的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像系统,其特征在于,所述脉冲激光光源还依次经过分光镜、减光镜、第一透镜、针孔、第二透镜、平面镜和耦合透镜后,将激光耦合至所述成像光纤束。

5. 如权利要求3所述的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像系统,其特征在于,还包括电控位移平台,所述电控位移平台与所述耦合透镜相连接。

6. 如权利要求3所述的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像系统,其特征在于,所述内窥镜成像头的聚焦数值孔径满足公式:

$$NAf = nD_2 / (2f)$$

其中, n 为梯度折射率透镜出光端所在介质折射率; D_2 为激光出梯度折射率透镜处的光斑大小; f 为梯度折射率透镜到聚焦焦点距离。

一种免扫描器的宽视场光声内窥镜及成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种免扫描器的宽视场光声内窥镜及成像系统。

背景技术

[0002] 由于内窥镜可以伸入并观察其它方法到不了的地方,它目前被广泛用于工业和医学应用。临床上,内窥镜已是观察内部器官(例如胃肠道成像和血管内成像)不可或缺的重要工具。光声成像是新兴的混合成像模式,用于观察生物组织中的光学吸收。由于内窥镜检查的重要性,在过去的十年中已经开展了许多光声内窥镜(Photoacoustic endoscopy, PAE)的研究。光声内窥镜能够利用生物组织的内源性或外源性吸收对比,来提供生物组织的高分辨率三维图像。虽然光声内窥镜所提供的结构性和功能性成像使得它在医学诊断中价值,但与一般尺寸大光声成像系统不同的地方是,光声内窥镜的扫描机制在技术上具有挑战性,需要透过特殊的设计和制作来实现。

[0003] 光声内窥镜探头基本由激光照射和声学探测的部件组成。光声A线(A-line)信号提供一维深度解析图像。若要实现二维和三维图像,探头还需添加扫描部件,使得此内窥镜探头能在实际情况和临床环境中获得内窥图像。目前已有一些关于内窥镜扫描方案的报道。例如,有研究组使用一微型马达来旋转一镜子,该镜子是用来改变激光照射和声学探测的反向。然而,这个方法需要熟练和精密的组装技术,使得目前该技术的推广较为受限。此外,微型马达本身具有一定尺寸,这限制了最终内窥镜探头的整体尺寸。又例如,有研究组使用旋转接头。由于扫描器是安装在探头的近端(即非成像端),内窥镜探头的整体尺寸可以小到1.1毫米。然而,上述方案涉及的制作端致动单元和柔性导管部分是相对复杂的。此外,上述两种方案都只能进行侧视旋转扫描,无法进行前视扫描。

[0004] 前视内窥镜已有展示用于白光,超声,荧光,和光学相干层析等生物医学成像模式中;前视内窥镜也广泛用于胃肠内窥镜检查,膀胱镜检查,和其肿瘤成像等医学应用。由于缺少合适的扫描器,前视扫描光声内窥镜目前少有相关报道。微机电镜扫描器可作为前视扫描光声内窥镜的一种可行方法,目前已有相关展示。然而,该报道的探头直径为11.5毫米,严重地限制了内窥镜应用。另一方法是使用成像光纤束来实现前视扫描光声内窥镜,但该方法的缺点是视场窄且分辨率低。

[0005] 因此,从当前制作前视光声内窥镜的研究可以看出,现有技术存在以下问题和不足之处。(i) 缺少合适的扫描器或扫描技术;(i i) 成像头尺寸大;(i i i) 成像视场窄或分辨率低。

发明内容

[0006] 本发明主要是解决现有技术中所存在的技术问题,从而提供一种适用于前视扫描,可获得宽视场高分辨率图像的免扫描器的宽视场光声内窥镜及成像系统。

[0007] 本发明的上述技术问题主要是通过下述技术方案得以解决的:

[0008] 本发明提供的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头,其包括成像光纤束、玻璃管、梯度折射率透镜和光纤法布里-珀罗超声探测器,所述成像光纤束固定在玻璃管的内部一端,所述梯度折射率透镜固定在玻璃管的内部另一端,所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜同轴对齐设置,且所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜相接触或两者之间具有一设定间隙,所述光纤法布里-珀罗超声探测器固定在所述玻璃管的外侧。

[0009] 进一步地,所述成像光纤束、梯度折射率透镜与所述玻璃管之间均通过紫外胶固定连接。

[0010] 本发明由上述免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头组成的成像系统,其包括脉冲激光光源、连续激光光源、光环行器、光分束器、光功率计和光探测器;

[0011] 所述脉冲激光光源,其激光耦合至所述成像光纤束;

[0012] 所述连续激光光源,与所述光环行器的第一接口相连接,所述光环行器的第二接口与所述光纤法布里-珀罗超声探测器相连接,所述光环行器的第三接口与所述光分束器的入口端相连接;

[0013] 所述光分束器的第一出口端与所述光功率计相连接,所述光分束器的第二出口端与所述光探测器相连接。

[0014] 进一步地,所述脉冲激光光源还依次经过分光镜、减光镜、第一透镜、针孔、第二透镜、平面镜和耦合透镜后,将激光耦合至所述成像光纤束。

[0015] 进一步地,还包括电控位移平台,所述电控位移平台与所述耦合透镜相连接。

[0016] 进一步地,所述内窥镜成像头的聚焦数值孔径满足公式:

[0017] $NA_f = nD_2 / (2f)$

[0018] 其中, n 为梯度折射率透镜出光端所在介质折射率, D_2 为激光出梯度折射率透镜处的光斑大小; f 为梯度折射率透镜到聚焦焦点距离。

[0019] 本发明的有益效果在于:

[0020] (1)、能实现前视扫描光声内窥镜成像;

[0021] (2)、使用梯度折射率透镜来放大成像光纤束视场,可获得宽视场图像;

[0022] (3)、不需使用扫描器,且使用了光纤超声探测器,更有助于成像头的微型化;

[0023] (4)、组装简单且工序少。

附图说明

[0024] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0025] 图1是本发明的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头的结构示意图;

[0026] 图2中,图2a是本发明的分辨率测试中,激光耦合至成像光纤束输入的1-5位置,图2b是输入为1-5位置处所对应的横向分辨率;

[0027] 图3是本发明的格子图案样品的成像测试;

[0028] 图4是本发明的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像系统的结构示意图;

[0029] 图5是Zemax模拟结果,其中,图5a为模拟布局示意图,图5b为工作距离视场与设定

间隙的关系图;图5c为聚焦数值孔径与设定间隙的关系图。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图对本发明的优选实施例进行详细阐述,以使本发明的优点和特征能更易于被本领域技术人员理解,从而对本发明的保护范围做出更为清楚明确的界定。

[0031] 参阅图1所示,本发明的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头,其包括成像光纤束1、玻璃管2、梯度折射率透镜3和光纤法布里-珀罗超声探测器4,成像光纤束1固定在玻璃管2的内部一端,梯度折射率透镜3固定在玻璃管2的内部另一端,成像光纤束1与梯度折射率透镜3同轴对齐设置,且成像光纤束1与梯度折射率透镜3相接触或两者之间具有一设定间隙,光纤法布里-珀罗超声探测器4固定在玻璃管2的外侧。本发明中,成像光纤束1与梯度折射率透镜3的组合可实现宽视场的聚焦激光扫描,具体而言,在成像头近端(输入端)进行扫描,可转换成在成像头远端(输出端或成像端)的宽视场的聚焦激光扫描,从而使内窥镜成像头不再需要整合扫描器。另一方面,光纤法布里-珀罗超声探测器4则具有小尺寸和宽探测角等优点,其能提供广角度超声探测。由于宽视场的聚焦激光扫描和广角度超声探测的协作,从而实现宽视场光声内窥镜成像。在本发明的其他实施例中,再增加一个微型反射镜,还可实现侧视局部扫描。

[0032] 较佳地,本发明中的成像光纤束1、梯度折射率透镜3与玻璃管2之间均通过紫外胶固定连接。

[0033] 参阅图2所示,当分辨率约8-10微米,工作距离约为5毫米时,本发明的内窥镜成像头可获得超过3.5毫米的视场,该视场比内窥镜成像头的尺寸大。宽视场高分辨率光声内窥镜图像有助于临床应用。

[0034] 参阅图3所示,对格子图案样品进行成像测试,本发明的内窥镜成像头可获得宽视场图像。

[0035] 参阅图4所示,本发明的免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头组成的成像系统,其包括脉冲激光光源5、连续激光光源6、光环行器7、光分束器8、光功率计9和光探测器10;

[0036] 脉冲激光光源5,其激光耦合至成像光纤束1;532纳米的脉冲激光用于激发光声信号;

[0037] 连续激光光源6,与光环行器7的第一接口相连接,光环行器7的第二接口与光纤法布里-珀罗超声探测器4相连接,光环行器7的第三接口与光分束器8的入口端相连接;

[0038] 光分束器8的第一出口端与光功率计9相连接,光分束器8的第二出口端与光探测器10相连接。具体的,光分束器8出口的10%的光耦合至光功率计,作为监测光纤法布里-珀罗超声探测器4的反射谱,确保光纤法布里-珀罗超声探测器4操作在高灵敏度状态;另外90%的光耦合至光探测器10,用于记录短脉冲光声信号。

[0039] 本发明中,脉冲激光光源5还依次经过分光镜11、减光镜12、第一透镜13、针孔14、第二透镜15、平面镜16和耦合透镜17后,将激光耦合至成像光纤束1。本发明在成像时,对于将激光耦合进入成像光纤束1中不同的光纤有两种方法:可使用振镜与一耦合透镜在内窥镜探头的近端扫描;也可以使用耦合透镜17,将其固定于电控位移平台18(即电控位移平台18与耦合透镜17相连接),然后,扫描耦合透镜17,透过一维扫描可获得光声B模式图像,透过二维扫描则可获得三维图像。

[0040] 在本发明实施例中,光声成像的横向分辨率是由聚焦光斑大小决定的,工作距离是由梯度折射率透镜3出光后的焦距所决定的,纵向分辨率则是由光纤超声探测器4的带宽所决定的。另外,聚焦激光扫描的范围则由所选择的成像光纤束1与梯度折射率透镜3决定,最终会决定成像视场。参阅图5所示,内窥镜成像头的聚焦数值孔径满足公式:

[0041] $NAf = nD_2 / (2f)$

[0042] 其中, n 为梯度折射率透镜出光端所在介质折射率, D_2 为激光出梯度折射率透镜处的光斑大小; f 为梯度折射率透镜到聚焦焦点距离,而聚焦数值孔径越大,则分辨率越高。本发明中,成像光纤束1与梯度折射率透镜3的设定间隙为 D_1 ;图5则展示了分辨率、工作距离(f)、视场(d)会随着设定间隙 D_1 而变化,并且展示了分辨率与视场是取舍关系。制作时可根据所需应用,决定所需的分辨率与视场,再透过调整设定间隙 D_1 来获得预期的分辨率与视场。实际应用时还需注意对应的工作距离。

[0043] 在本实施例中,成像光纤束1可传递可见光波长,可用于实现光声功能性成像,例如使用532纳米与560纳米来进行血氧饱和度光声成像;另外也可选用可传递紫外或近红外波段的成像光纤束1,其中,紫外波段可用于脱氧核糖核酸以及核糖核酸的光声成像;而近红外波段则可用于光声造影剂成像,或是获得较大的成像深度。

[0044] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何不经过创造性劳动想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应该以权利要求书所限定的保护范围为准。

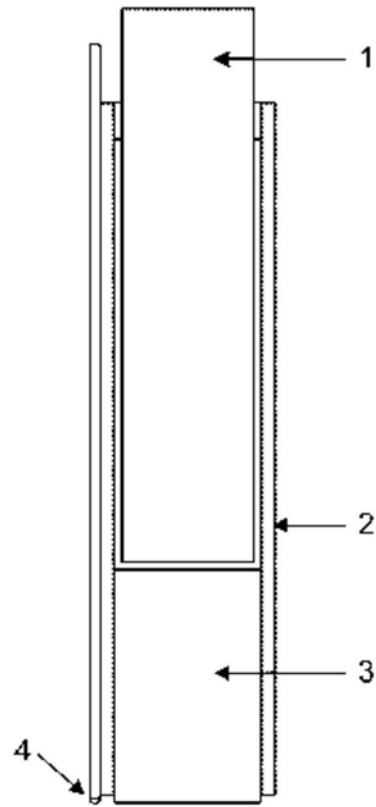


图1

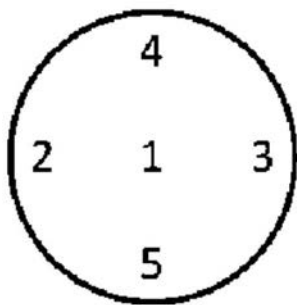


图2a

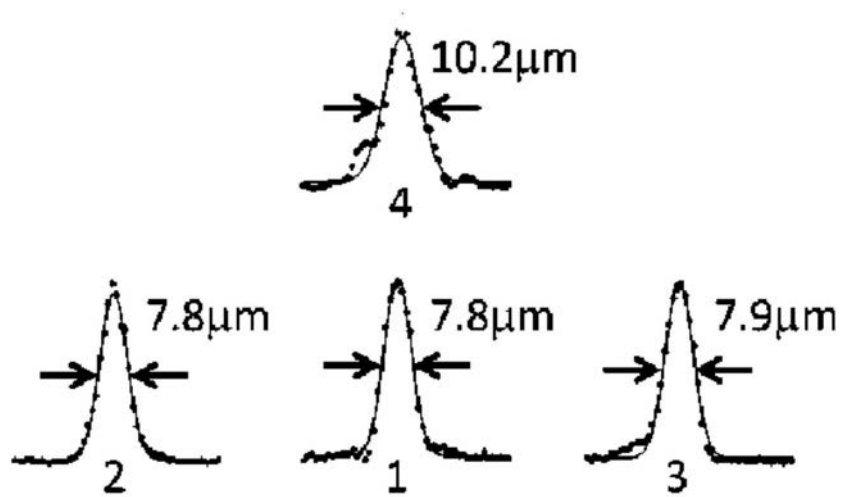


图2b

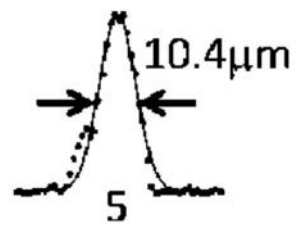


图2

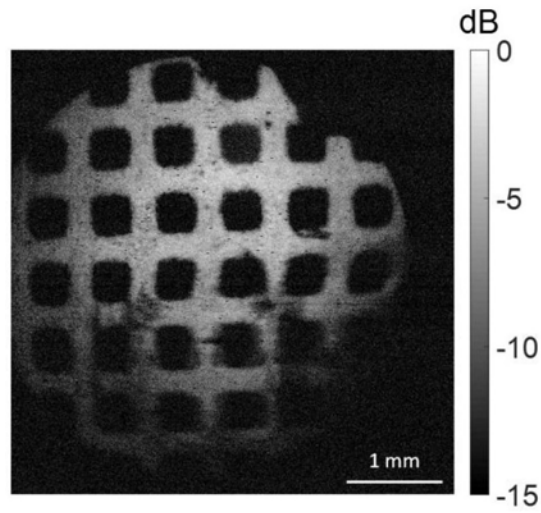


图3

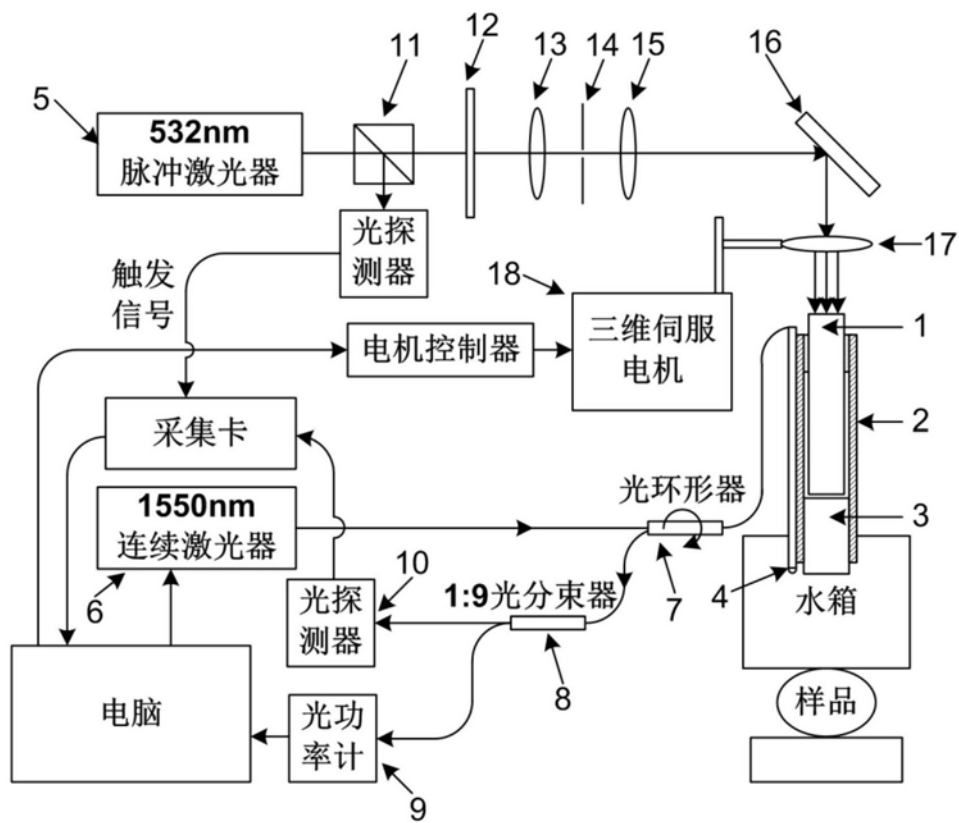


图4

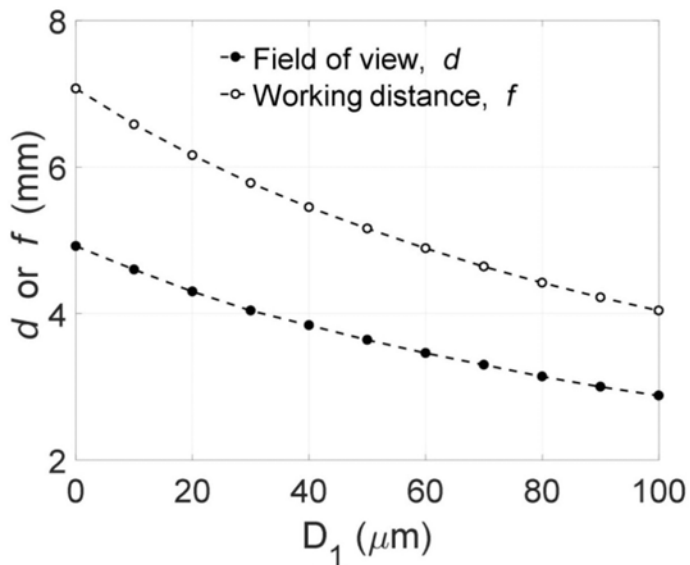
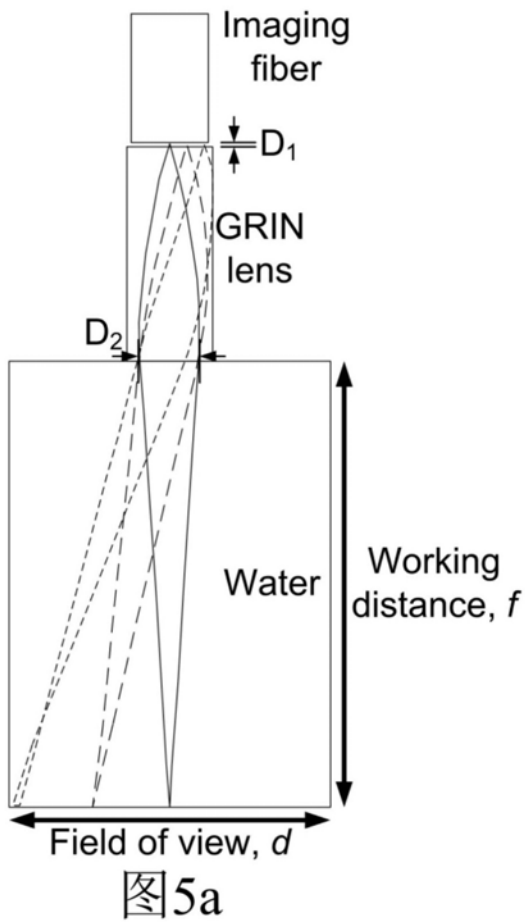


图5b

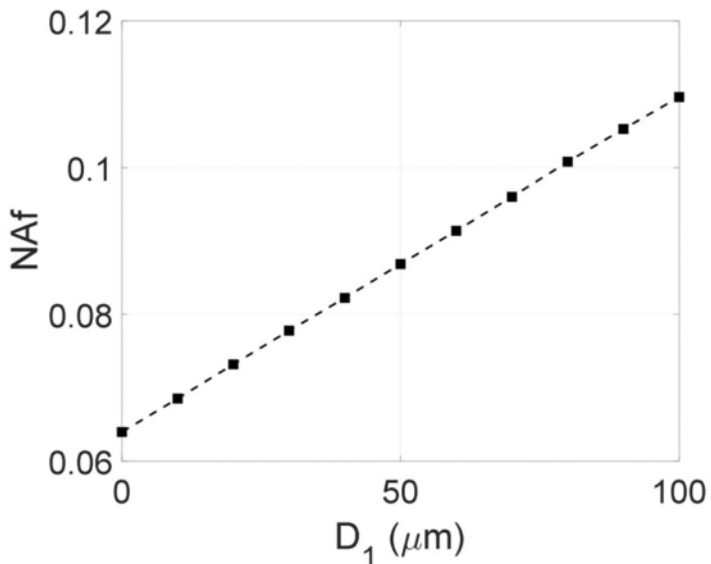


图5c

图5

专利名称(译)	一种免扫描器的宽视场光声内窥镜及成像系统		
公开(公告)号	CN108852262A	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201810448227.0	申请日	2018-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	陈松良 李光耀 郭震东		
发明人	陈松良 李光耀 郭震东		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/05		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种免扫描器的宽视场光声内窥镜成像头及成像系统，成像头包括成像光纤束、玻璃管、梯度折射率透镜和光纤法布里-珀罗超声探测器，所述成像光纤束固定在玻璃管的内部一端，所述梯度折射率透镜固定在玻璃管的内部另一端，所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜同轴对齐设置，且所述成像光纤束与所述梯度折射率透镜相接触或两者之间具有一设定间隙，所述光纤法布里-珀罗超声探测器固定在所述玻璃管的外侧。本发明能实现前视扫描光声内窥镜成像；可获得宽视场图像；不需使用扫描器，且使用了光纤超声探测器，更有助于成像头的微型化。

