



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110353609 A

(43)申请公布日 2019.10.22

(21)申请号 201910543539.4

(22)申请日 2019.06.21

(66)本国优先权数据

201910027532.7 2019.01.11 CN

(71)申请人 北京航空航天大学

地址 100191 北京市海淀区学院路37号

申请人 北京大学第三医院

(72)发明人 王璞 岳蜀华 杨雪芳 丁士刚

(74)专利代理机构 北京永创新实专利事务所

11121

代理人 冀学军

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/273(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

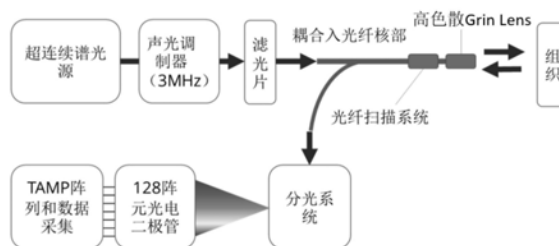
权利要求书1页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜

(57)摘要

本发明公开了一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,属于医用光子学领域。该内窥镜包括广谱光源,单模光纤,压电陶瓷管或其他二维扫描装置,非消色差镜头,光栅,光电转换设备。广谱光源选用连续光谱光源或可快速调节光频的变频光源,选取400-1100nm的光谱耦合进入单根或多纤芯单模光纤,通过压电陶瓷管完成二维扫描。单根或多纤芯单模光纤输出的光,通过非消色差镜头进行聚焦,用同一根单模光纤收集组织反射光。利用光电转换设备进行反射光的探测,反射光被光栅分光后,进行光电转换,将转换的电信号输入数据采集卡进行数据采集及图像处理,最终得到三维成像。本发明实现了不同深度组织图像的实时采集,首次实现三维成像的反射式共聚焦内窥镜。



1. 一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,包括:广谱光源,单模光纤,压电陶瓷管或其他二维扫描装置,非消色差镜头,光栅,光电转换设备;单模光纤包括单根单模光纤或多纤芯单模光纤;

广谱光源选用空间相干性好的连续光谱光源或可快速调节光频的变频光源,经近红外滤光片选取400-1100nm的光谱,利用调制器去除光噪音后被耦合进入单模光纤,通过压电陶瓷管或其他二维扫描装置驱动光纤振动完成二维扫描;

压电陶瓷管驱动单根单模光纤扫描的过程为:

单根单模光纤的头与压电陶瓷管同轴固定,压电陶瓷管被加压后产生压电形变,从而引起单模光纤头的弯折;当给压电陶瓷管的x轴和y轴的两对电极的外加电压为调制电压时实现二维扫描;当压电陶瓷管的轴的振动频率与单根单模光纤自频率共振时,扫描幅度达到最大;因此,通过控制压电陶瓷管所加电压的幅值和频率来分别控制扫描的区域大小和扫描速度;

二维扫描装置扫描多纤芯单模光纤的过程为:

经过调制器去除光噪音后的光被二维扫描装置直接扫描,送入多纤芯单模光纤,通过多纤芯单模光纤输出;

单根单模光纤或多纤芯单模光纤输出的光中,不同波长的光传播速度不同,通过选取高色散系数的非消色差镜头进行聚焦,把不同波长的光聚焦在组织样本上不同的深度,再通过同一根单根单模光纤或多纤芯单模光纤收集组织反射光,由于光纤的单模性,只有焦点位置的原路返回的光子才会被接收,实现共聚焦显微镜的高分辨率的效果;

最后,利用光电转换设备作为探测器进行反射光的探测:

反射光被光栅分光后,将不同波长的光投射到高频多通道的光电转换设备进行光电转换,由于不同波长的光来自于不同的深度,因此可以完成不同深度的组织信息的同时探测,然后将转换的电信号输入数据采集卡进行数据采集及图像处理,最终得到三维成像。

2. 如权利要求1所述的一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,所述的单模光纤使得成像探头大小在1-5mm,实现人体自然腔道和血管内的共聚焦成像。

3. 如权利要求1所述的一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,所述的多纤芯单模光纤的纤芯为10000-100000个。

4. 如权利要求1所述的一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,所述的压电陶瓷管能替换为MEMS扫描模块。

5. 如权利要求1所述的一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,所述的二维扫描装置为振镜对(Galvo mirrors)或其他二维扫描装置。

6. 如权利要求1所述的一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,所述的非消色差镜头为Ball lens,Grin lens,Meta lens或者多个折射率不同的非消色差镜头组合。

7. 如权利要求1所述的一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,其特征在于,所述的光电转换设备为光谱仪Spectrometer, CCD, CMOS或多通道的选频放大光电探测器。

## 一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜

### 技术领域

[0001] 本发明属于医用光子学领域,涉及内窥镜成像技术,具体是一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜。

### 背景技术

[0002] 上消化道恶性肿瘤是严重威胁我国人民生命健康的高发性重大疾病,其生存率与确诊时肿瘤所处的分期密切相关。随着内镜技术的发展,早期的上消化道恶性肿瘤已经可以在内镜下进行切除。但内镜下切除术有严格的适应症,对于早期食管癌,要求肿瘤侵犯深度不超过黏膜层,对于早期胃癌,要求肿瘤侵犯深度不超过黏膜下层浅层的1/3 (SM1, <500 μm)。一旦肿瘤侵犯超过这一深度,患者发生淋巴结转移的风险会大大增加。

[0003] 因此,早期发现并准确地判断肿瘤的侵犯深度,是上消化道恶性肿瘤在内镜下治疗的关键。

[0004] 目前临床上使用的上消化道肿瘤诊断技术主要有:

[0005] 白光内镜:临床上最常用的内镜技术,只能通过观察黏膜轻微的隆起、凹陷或颜色改变来判断病变的类型,分辨率低、对比度差,故导致较高的漏诊率。

[0006] 蓝光内镜:利用蓝光照射组织,以强化黏膜表面的细微结构和微血管形态,从而提高了成像的对比度,但是仍然没有解决成像分辨率低的问题。

[0007] 并且,白光和蓝光内镜都只能对黏膜浅表进行成像,无法探测黏膜层腺管结构的变化,严重降低了诊断的准确性,不能满足食管和胃癌早期诊断的临床需求。

[0008] 超声内镜:对于肿瘤侵犯深度的判断,目前主要通过超声内镜来实现,对于食管癌,这一方法的敏感性、特异性均为86%,对于胃癌,这一方法的敏感性、特异性分别为87%和75%。

[0009] NBI技术:通过滤光器选择415nm、450nm的窄带光作为照明光,可强化对黏膜微血管形态的显示,但诊断主观性强,诊断准确性依赖于医生的经验。

[0010] FICE&I-SCAN技术:均是利用后处理数字对比技术,获得不同波长组合的分光图像,来观察不同的病变,提高了诊断的特异性和敏感性,但分辨率和成像深度依然不足,并且学习曲线较长。

[0011] 共聚焦显微内镜技术:使用低功率的激光激发组织,通过探测组织中反射的荧光进行成像,分辨率可达亚微米,达到“光学活检”的效果,与金标准病理组织学诊断有高度一致性,但是目前依然存在很大的局限性,如成像深度小、无法实现三维成像、成像速度慢等。

[0012] 综上所述,目前应用于上消化道肿瘤诊断的内镜技术无法集快速、高分辨率、大深度及三维成像于一体,导致较高的漏诊率且不能判断肿瘤的侵犯深度。

### 发明内容

[0013] 本发明针对上述问题,首次提出了一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,此技术能集快速、高分辨率、大深度及三维成像于一体,应用在早期的上消化道恶性肿

瘤的诊断中。

[0014] 所述的光场3D共聚焦内窥镜包括:广谱光源,单模光纤,压电陶瓷管或其他二维扫描装置,非消色差镜头,光栅,光电转换设备;单模光纤包括单根单模光纤或多纤芯单模光纤;

[0015] 广谱光源选用空间相干性好的连续光谱光源或可快速调节光频的变频光源,该光源提供400-2400nm波段的光,经近红外滤光片选取400-1100nm的光谱,利用调制器去除光噪音后被耦合进入单模光纤,通过压电陶瓷管或其他二维扫描装置完成二维扫描。

[0016] 压电陶瓷管驱动单根单模光纤扫描的过程为:

[0017] 单根单模光纤的头与压电陶瓷管同轴固定,压电陶瓷管被加压后产生压电形变,从而引起单模光纤头的弯折;当给压电陶瓷管的x轴和y轴的两对电极的外加电压为调制电压时实现二维扫描;当压电陶瓷管的轴的振动频率与单根单模光纤自频率共振时,扫描幅度达到最大。因此,通过控制压电陶瓷管所加电压的幅值和频率来分别控制扫描的区域大小和扫描速度。

[0018] 二维扫描装置扫描多纤芯单模光纤的过程为:

[0019] 该二维扫描装置为振镜对(Galvo mirrors)或其他二维扫描装置,经过调制器去除光噪音后的光被二维扫描装置直接扫描,送入多纤芯单模光纤,通过多纤芯单模光纤输出。

[0020] 单根单模光纤或多纤芯单模光纤输出的光中,不同波长的光传播速度不同,通过选取高色散系数的非消色差镜头进行聚焦,把不同波长的光聚焦在组织样本上不同的深度,再通过同一根单根单模光纤或多纤芯单模光纤收集组织反射光,由于光纤的单模性,只有焦点位置的原路返回的光子才会被接收,实现共聚焦显微镜的高分辨率的效果。

[0021] 最后,利用光电转换设备作为探测器进行反射光的探测:

[0022] 反射光被光栅分光后,将不同波长的光投射到高频多通道的光电转换设备进行光电转换,由于不同波长的光来自于不同的深度,因此可以完成不同深度的组织信息的同时探测,然后将转换的电信号输入数据采集卡进行数据采集及图像处理,最终得到三维成像。

[0023] 本发明使用单模光纤传导,使得成像探头大小在1-5mm,实现人体自然腔道和血管内的共聚焦成像。

[0024] 多纤芯单模光纤的纤芯为10000-100000个;

[0025] 压电陶瓷管可以替换为MEMS扫描模块;

[0026] 非消色差镜头可以为Ball lens,Grin lens,Meta lens或者多个折射率不同的非消色差镜头组合;

[0027] 光电转换设备可以为光谱仪Spectrometer,CCD,CMOS或多通道的选频放大光电探测器;

[0028] 本发明的优势及创新性在于:

[0029] (1) 本发明一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,与传统反射式共聚焦内窥镜相比,传统的共聚焦内窥镜只能进行二维成像,需要通过机械的面扫描才能实现三维成像。本发明利用光色散的原理,选取高色散系数的非消色差镜头,实现不同深度组织图像的实时采集,首次实现可以三维成像的反射式共聚焦内窥镜。

[0030] (2) 本发明一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,与传统方案相比,传统

方案通过光学调制和锁相测量,从而在大量光干扰下获取目标光信号,需要昂贵的锁相放大设备,如果要获取很多通道的时候,需要多个锁相放大设备,使得方案成本高昂。本发明使用特制的128通道放大光电检测设备,在降低成本的基础上可实现锁相放大的功能且还可实现多通道的调制测量,从而实现与普通白光/蓝光内镜的兼容使用。

### 附图说明

[0031] 图1.1为本发明选用的压电陶瓷驱动单模光纤扫描且128通道选频放大探测的光场3D共聚焦内镜的系统示意图;

[0032] 图1.2为本发明选用的压电陶瓷驱动单模光纤扫描且光谱仪探测的光场3D共聚焦内镜的系统示意图;

[0033] 图1.3为本发明选用的振镜对扫描多纤芯单模光纤且128通道选频放大探测的光场3D共聚焦内镜的系统示意图;

[0034] 图1.4为本发明选用的振镜对扫描多纤芯单模光纤且光谱仪探测的光场3D共聚焦内镜的系统示意图;

[0035] 图2.1为本发明选用的压电陶瓷驱动单模光纤扫描的光纤扫描式共聚焦探头示意图;

[0036] 图2.2为本发明选用的振镜对扫描多纤芯单模光纤的光纤扫描式共聚焦探头示意图;

[0037] 图3.1为本发明选用的压电陶瓷驱动单模光纤扫描的且128通道选频放大探测的光场3D共聚焦内镜的光路搭建图;

[0038] 图3.2为本发明选用的压电陶瓷驱动单模光纤扫描的且光谱仪探测的光场3D共聚焦内镜的光路搭建图;

[0039] 图3.3为本发明选用的振镜对扫描多纤芯单模光纤且128通道选频放大探测的光场3D共聚焦内镜的光路搭建图;

[0040] 图3.4为本发明选用的振镜对扫描多纤芯单模光纤的且光谱仪探测的光场3D共聚焦内镜的光路搭建图;

[0041] 图4为本发明光场3D共聚焦内镜探头的设计及组装示意图;

[0042] 图5为本发明超连续谱激光器(400-2100nm)及其400-1100nm光谱;

[0043] 图6为本发明不同波长聚焦在不同深度的可行性验证;

[0044] 图7为本发明螺旋状扫描轨迹;

[0045] 图8为本发明光纤悬臂长度决定系统扫描速度;

[0046] 图9为本发明压电陶瓷输入信号电压与光纤扫描区域的关系;

[0047] 图10为本发明特制32通道光电二极管集成32通道3MHz选频采集系统;

### 具体实施方式

[0048] 下面将结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。

[0049] 本发明一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜,依据光学元件色散的原理,即不同波长的光在光学器件内传播速度不同,利用高色散系数的非消色差镜头,将不同波长的光聚焦在不同深度;接着,通过单模光纤收集从组织反射的光,由于光纤的单模性,

只有焦点位置的原路返回的光子才能被接收,从而实现共聚焦内镜的高分辨率的效果;然后,通过压电陶瓷管驱动单模光纤进行扫描,实现扫描空间可控、扫描精度可控的反射式光纤扫描共聚焦内镜;最后,通过分光系统,将不同波长的光投射到高频多通道光电放大阵列中,由于不同波长的光来自于不同的深度,代表了不同的成像深度的图像,从而完成不同深度的组织信息的同时探测。

[0050] 所述的光场3D共聚焦内窥镜,包括:广谱光源,单模光纤,压电陶瓷管或其他二维扫描装置,非消色差镜头,光栅,光电转换设备;单模光纤包括单根单模光纤或纤芯为10000-100000个的多纤芯单模光纤;

[0051] 光场3D共聚焦内窥镜分为广谱光源、光纤扫描系统及数据采集三个核心模块;附图展示了本发明中的两种光纤扫描成像的方案,以及利用两种光电转换设备进行数据采集的方案;

[0052] 广谱光源可以为空间相干性好的连续光谱光源,也可以为快速调节光频率的变频光源;如图1.1所示,该光源可提供400-2400nm波段(或者在期区间内)的空间相干激光,利用声光调制器或电光调制器将光强调制在1-40MHz以去除光噪音,或者如图1.2所示,不调制(当光电转换设备为光谱仪时);

[0053] 本实施例中,通过近红外滤光片选取其中的400-1100nm的激光,如图5所示,该激光进入声光调制器中被调制至3MHz。

[0054] 在光纤扫描系统中,如图1.1及图1.2所示,通过电控四轴压电陶瓷驱动器(或MEMS扫描模块)来驱动光纤扫描,或者如图1.3及图1.4所示,激光被振镜对(Galvo mirrors)或其他二维扫描装置直接扫描后送入多纤芯单模光纤。图2.1为压电陶瓷驱动单模光纤扫描的共聚焦内镜探头示意图,图2.2为利用振镜对(Galvo mirrors)扫描多纤芯单模光纤的共聚焦内镜探头示意图。

[0055] 四轴压电陶瓷管驱动单根单模光纤扫描的过程为:

[0056] 如图3.1及3.2所示,单根单模光纤的头与四轴压电陶瓷管同轴固定,通过四轴压电陶瓷管驱动光纤振动实现二维扫描。具体为:四轴压电陶瓷管被加压后,由于压电效应产生压电形变,从而引起单模光纤头的弯折;如图7所示,当给四轴压电陶瓷管的x轴和y轴的两对电极外加电压为调制电压时实现二维扫描,当给x轴和y轴施加的调制电压为正交的正弦信号时,产生螺旋扫描轨迹;当四轴压电陶瓷管的轴的振动频率与单根单模光纤自频率共振时,扫描幅度达到最大。因此,通过控制四轴压电陶瓷管所加电压的频率和幅值来分别控制扫描的速度和扫描视野大小。如图8所示,压电陶瓷与光纤悬臂的共振频率由光纤悬臂的长度决定,通过控制光纤悬臂长度可以控制系统扫描速度。如图9所示,压电陶瓷所加电压与光纤扫描视野成正比,提高电压即可增大扫描视野。

[0057] 二维扫描装置扫描多纤芯单模光纤的过程为:

[0058] 如图3.3及图3.4所示,该二维扫描装置可以是振镜对(Galvo mirrors)或者其他二维扫描装置,给该装置加电压驱动可以实现二维扫描,经过调制器去除光噪音后的光被二维扫描装置直接扫描,送入多纤芯单模光纤,通过多纤芯单模光纤输出。

[0059] 单根单模光纤或多纤芯单模光纤输出的光中,不同波长的光传播速度不同,通过选取高色散系数的非消色差镜头Grin Lens将光纤输出的光进行聚焦,非消色差镜头也可以为Ball lens,Meta lens或者多个折射率不同的非消色差镜头组合;

[0060] Grin Lens的折射率是轴向梯度渐变的,如图6所示,它把光纤输出的不同波长的光聚焦在组织样本上不同的深度。用同一根单根单模光纤或多纤芯单模光纤收集反射光信号,由于光纤的单模性,只有焦点位置的原路返回的光子才会被接收,实现共聚焦显微镜的高分辨率的效果。

[0061] 同时,在数据采集部分,单根单模光纤或多纤芯单模光纤收集到的反射光被一个光栅分光,将不同波长的光投射到高频多通道的光电转换设备进行光电转换,光电转换设备可以选用光谱仪,CCD,CMOS,或多通道的选频放大光电探测器;

[0062] 由于不同波长的光来自于不同的深度,代表了不同的成像深度的图像;利用多通道的光电转换设备完成不同深度的组织信息的同时探测,最后将探测的电信号输入数据采集卡实现数据采集,最终得到三维成像。

[0063] 本实施例中在数据采集部分选用了两个方案进行实施:

[0064] 1.128通道选频放大光电探测器:

[0065] 如图3.1及图3.3所示,选用一个高频声光调制器(AOM)来调制输入光到3MHz,所以高频多通道光电放大阵列的频率为3MHz,仅放大并接受3MHz的调制信号,屏蔽掉所有来自白光照明的光信号。高频多通道光电放大阵列有128个通道,是在如图10所示的现有32通道光电放大阵列的基础上增加了四倍通道数,可以完成128个深度的同时测量,得到三维图像。

[0066] 2.高频多通道光谱仪

[0067] 选用一个高频多通道的光谱仪进行反射光的探测,该光谱仪有2048个图像传感器,反射光被分光后不同波长的光分布在不同的传感器上,从而完成多深度的同时测量,得到三维图像。

[0068] 本发明使用单模光纤传导,如图4所示,使得成像探头大小在1-5mm,实现人体自然腔道和血管内的共聚焦成像。

[0069] 本发明在光路搭建前,先用水平仪确定光学平台是否水平,然后根据系统光路图来规划光学平台上的系统布局,调整入射光的位置和出射方向。

[0070] 具体调整过程为:在空间光路中,为了避免入射光在系统中过度发散,使用透镜组L1和L2对入射光进行了扩束准直,将激光器发出的激光束调整为水平状态。在调整过程中,在透镜L2后放置一个接收屏,在光的出射方向前后移动接收屏,观察光斑在接收屏上的高度。若在接收屏前后移动的过程中,光斑高度始终保持一致,则说明入射光已经被调整至与光学平台同轴,即入射光已经沿水平方向出射。

[0071] 然后,入射光水平出射后经过分束器BS,此分束器为半透半反,即50%的入射光被透射,50%的入射光被反射,其中,透射光进入光纤耦合系统,被耦合进单模光纤。

[0072] 光纤耦合系统主要包含三维调整架和光纤耦合透镜,通过调整架来调整光纤和光的位置,保证光进入光纤的内核。三维调整架可以进行x、y、z轴三个方向的调整,光纤耦合透镜在红外部分镀膜,波长范围为400-700nm,焦距为30mm。首先将三维调整架固定在光学平台上,并且根据光的出射方向将光纤耦合透镜固定在三维调整架上,接下来把夹持光纤的V型槽也固定在调整架上,V型槽的位置在光纤耦合透镜的焦点附近。在进行光纤耦合前,先用光纤剥除器(T06S13,Thorlabs)将光纤的涂覆层剥除,然后将光纤剥除的部分放置在光纤切割机(FC-6S,SainSmart)上,将光纤头部切割平整。做好这些准备工作之后,把光纤

放在调整架的V型槽上,将光纤头调整至光纤耦合透镜的焦距处,用V型槽的夹具固定好光纤。把光纤轴向作为x轴,用三维调整架对光纤进行x、y、z轴三个方向的直线调整。

[0073] 在光纤的出射端放置一个光谱分析相机来观察光纤出射光,由于光纤为单模光纤,所以出射光应为单模信号,光斑能量分布应为高斯分布。当对光纤调整时,对三维调整架的x、y、z轴三个方向按照1、2、3的顺序依次进行调整,循环重复,直至在光谱分析相机上的光斑能量呈高斯分布。然后,再对三个轴以与上述同样的方式进行微调,使高斯分布效果最好。

[0074] 内窥显微镜探头的工程细节采用四象限压电陶瓷管(PZT)作为光纤悬臂驱动器。在制作探头前,首先将压电陶瓷管的两对电极通过导线与其功率放大器相连,从而给压电陶瓷管施加电压,实现压电陶瓷驱动器的振动。在给压电陶瓷管的两对电极焊接导线时,要注意焊接温度不能超过130摄氏度,焊接时间要尽可能短,以免长时间的高温接触对压电陶瓷管造成损坏。除此之外,在整个焊接过程以及后续探头制作的过程中,都要避免因对压电陶瓷管施加的力度太大而造成的损坏。

[0075] 做好压电陶瓷管的焊接工作后,将单模光纤的输出端穿过压电陶瓷管,光纤头部与压电陶瓷管端面要留有一定距离的自由长度作为光纤悬臂。接着,在显微镜的观察下,把光纤悬臂用紫外固化胶粘合固定到压电陶瓷管的末端,粘合的时候要注意光纤与压电陶瓷管同轴,并且紫外固化胶要涂抹均匀。然后通过一个防水的扫描套管将压电陶瓷扫描系统与Grin lens组装在一起,使扫描系统的光纤悬臂与Grin lens同轴,并且将光纤头部调整至Grin lens的焦点处,用紫外固化胶将扫描套管进行粘合固定。整个内镜探头的直径为3mm,长度为30mm。

[0076] 将制作好的内镜探头用夹持器固定好,对压电陶瓷管施加电压进行扫描。压电陶瓷管的功率放大器放大倍数为50,当输入电压为-5V—+5V时,功率放大器输出-250V—+250V的电压施加在压电陶瓷管上。通过在光纤悬臂的机械共振频率处或附近驱动压电陶瓷管振动来实现有效的光纤悬臂尖端扫描。当压电陶瓷驱动器外表面上的两对正交电极由幅度调制的正弦和余弦波驱动时,会产生开闭模式的螺旋扫描图案。

[0077] 根据光纤悬臂长度与共振频率的关系来确定光纤悬臂长度,给定参数 $\beta$ 为3.52,单模光纤的密度 $\rho$ 为 $2.2 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ ,杨氏模量 $E$ 为 $7.00 \times 10^{10} \text{N/m}^2$ ,光纤半径 $R$ 为 $125/2 \mu\text{m}$ 。对于1cm长的光纤悬臂,谐振(螺旋)扫描频率约为1.4kHz,导致成像帧速率约为2.7帧/秒,每帧由512个螺旋组成,通过光纤尖端跟踪的扫描直径约为 $2325 \mu\text{m}$ 。当使用具有4.65的放大率的Grin lens时,样品上的相应光束扫描直径约为 $500 \mu\text{m}$ 。

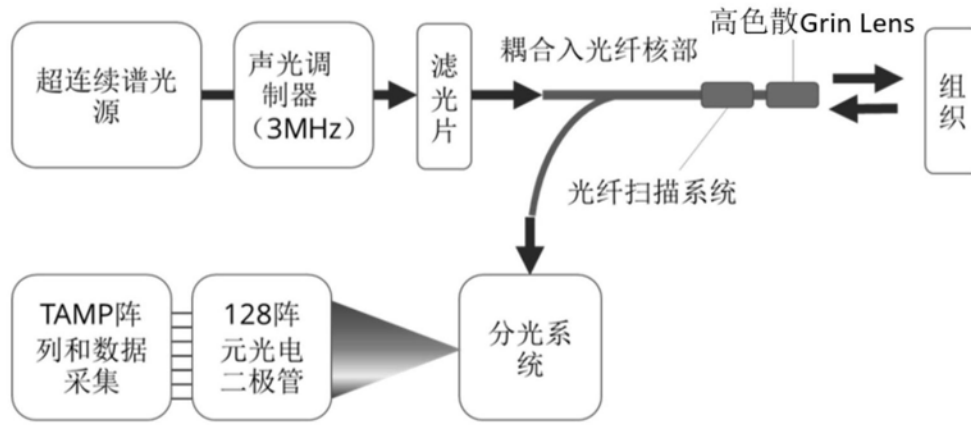


图1.1

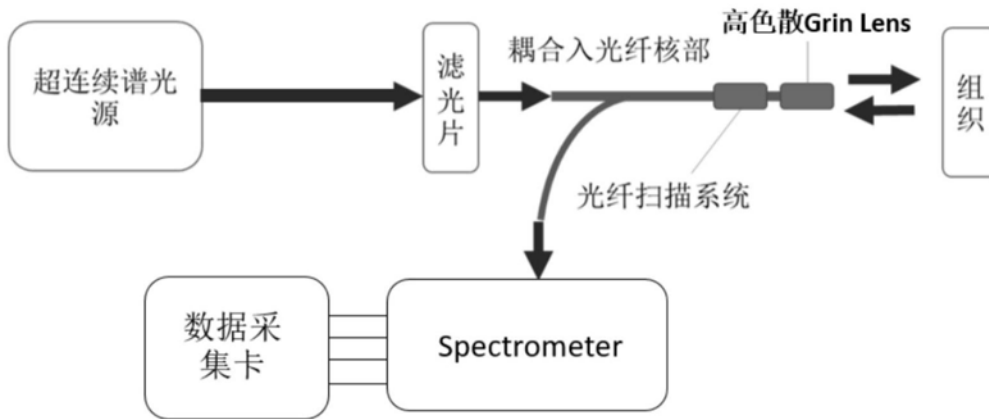


图1.2

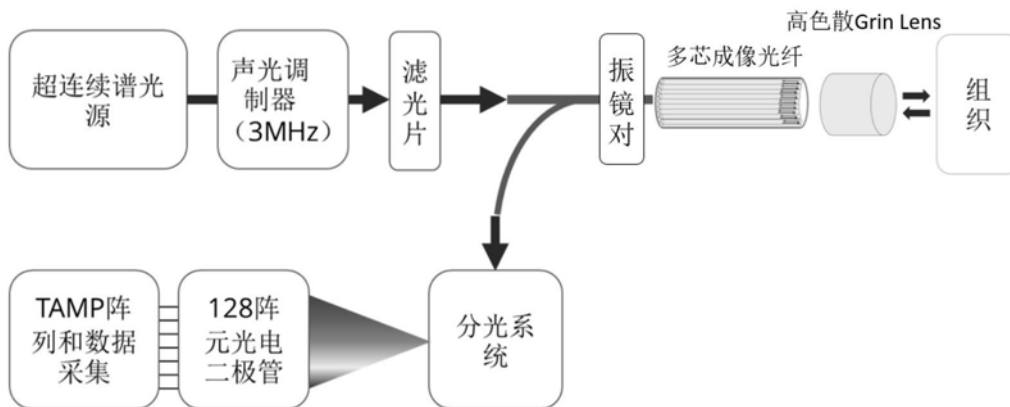


图1.3

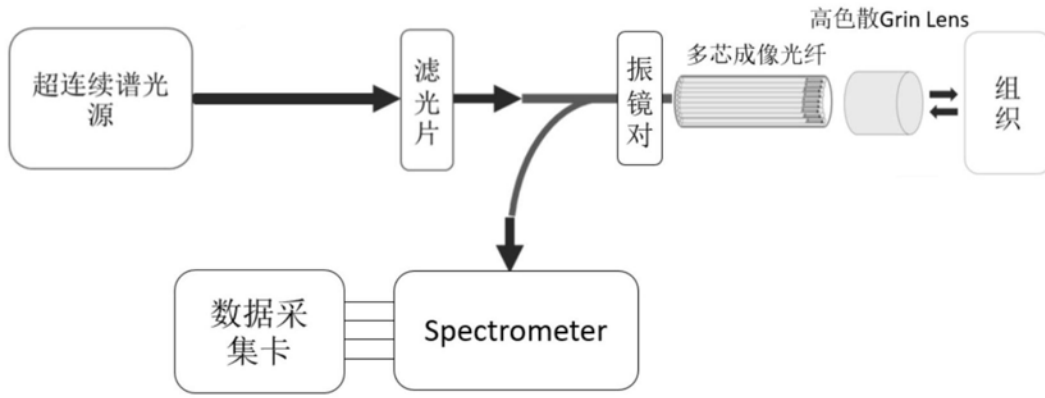


图1.4

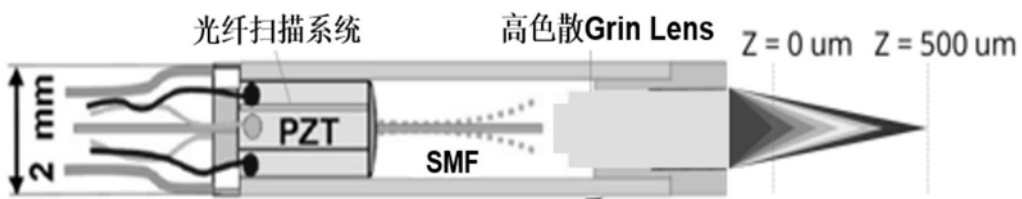


图2.1

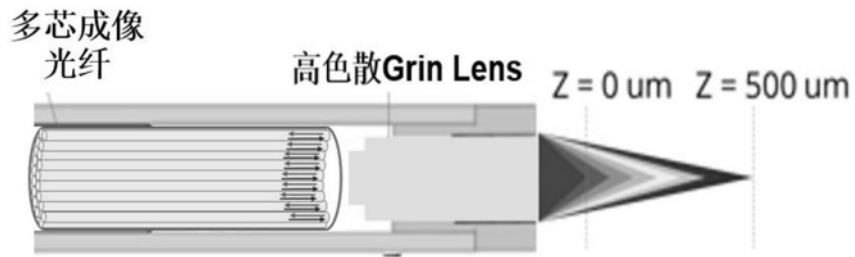


图2.2

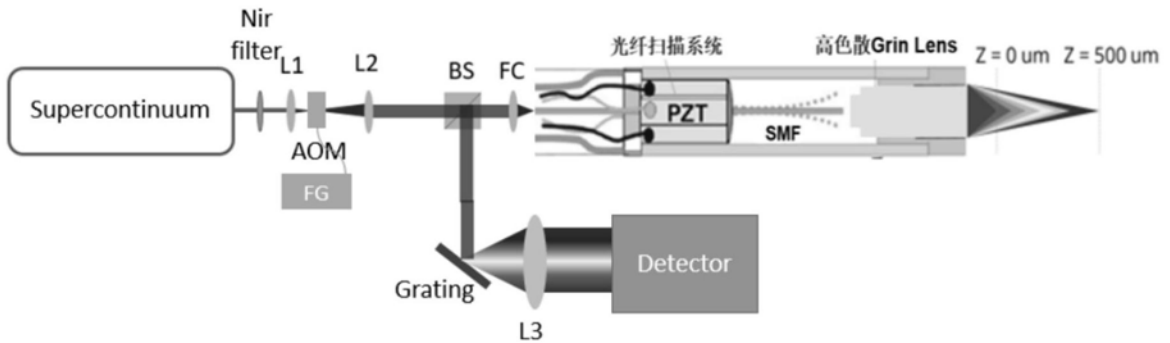


图3.1

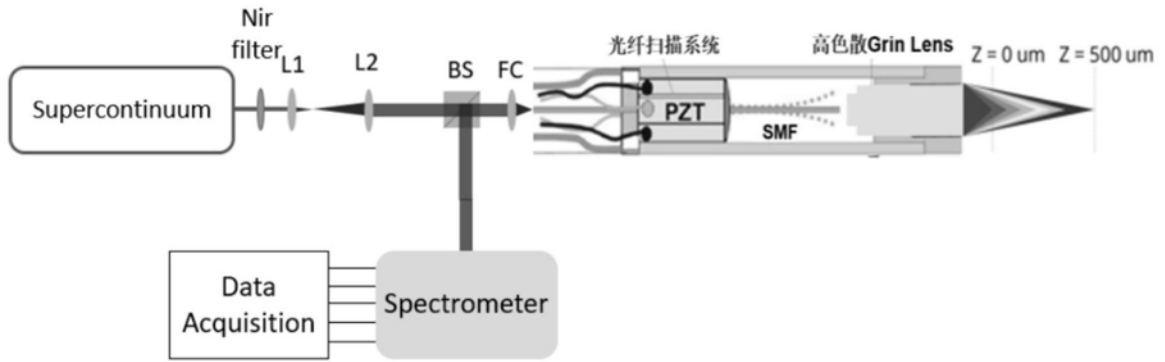


图3.2

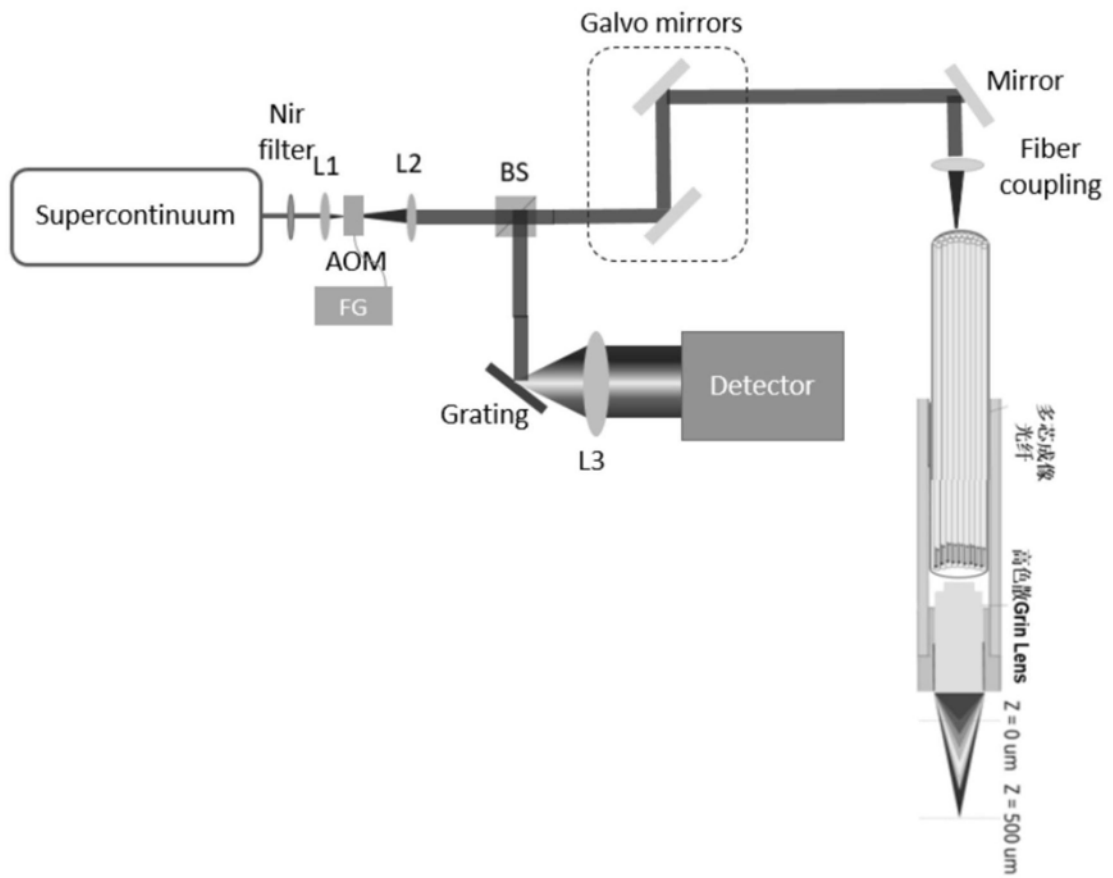


图3.3

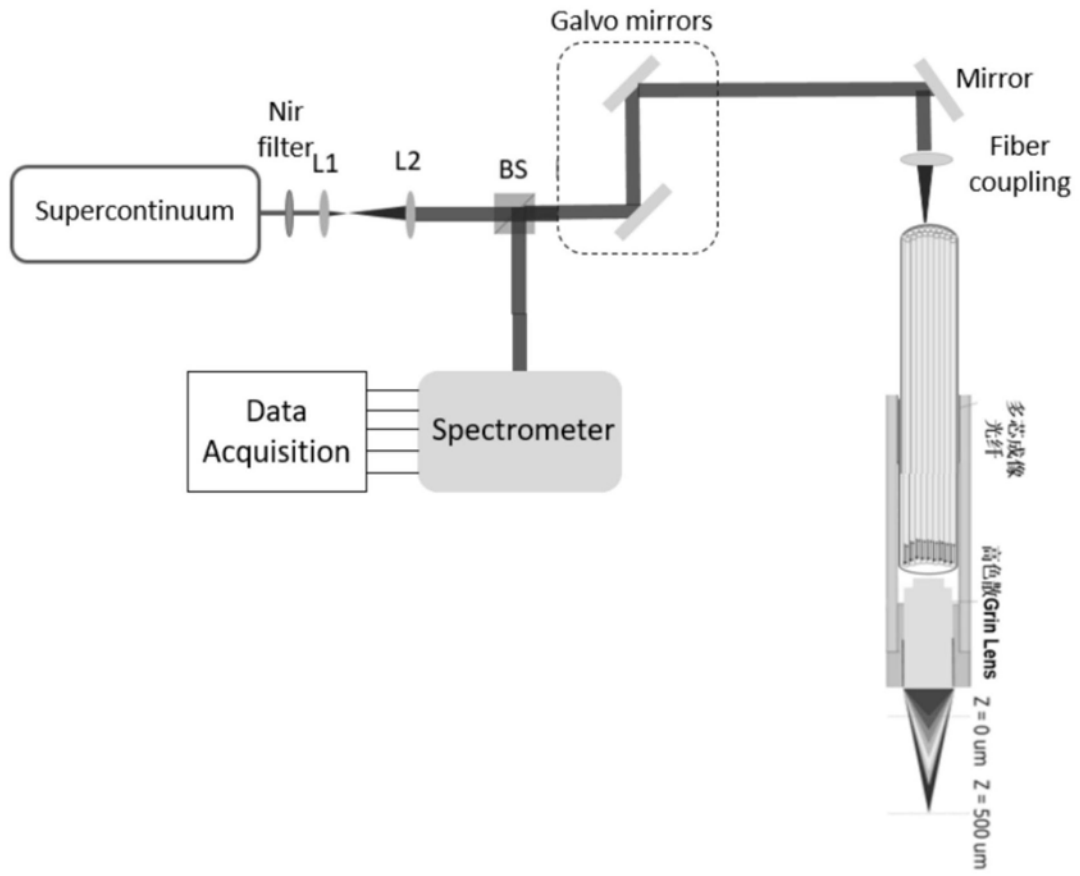


图3.4

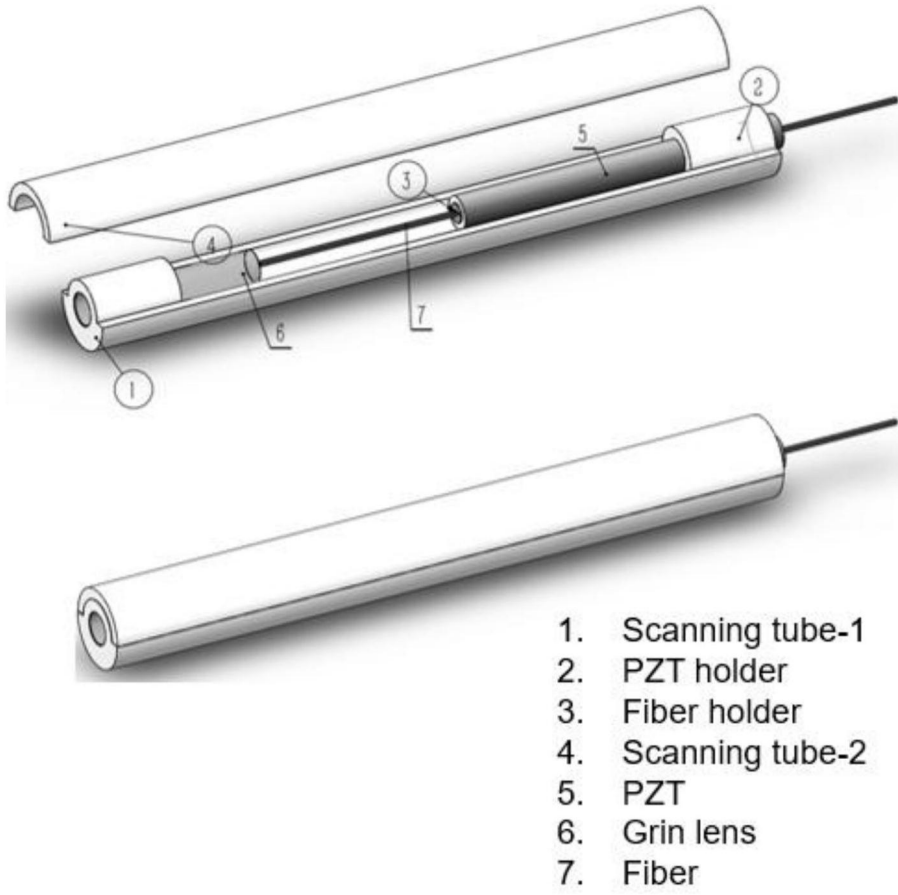


图4

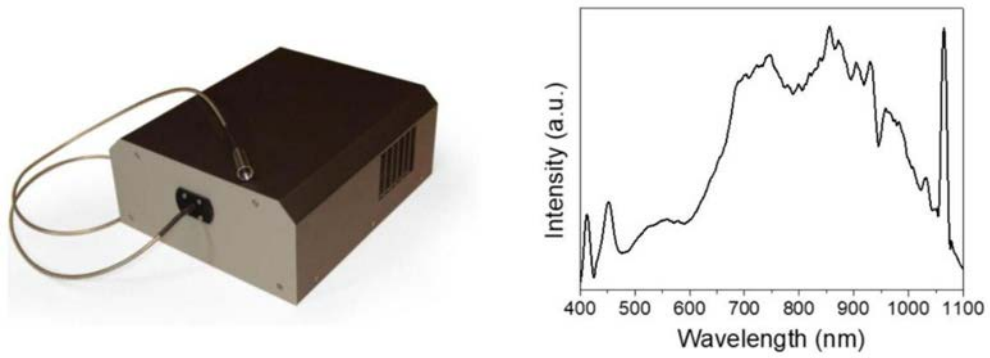


图5

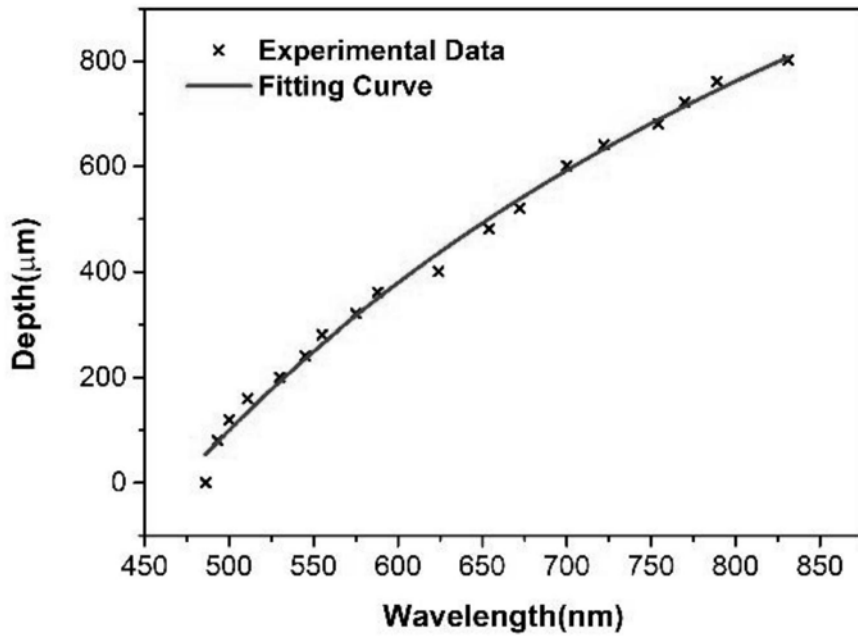


图6

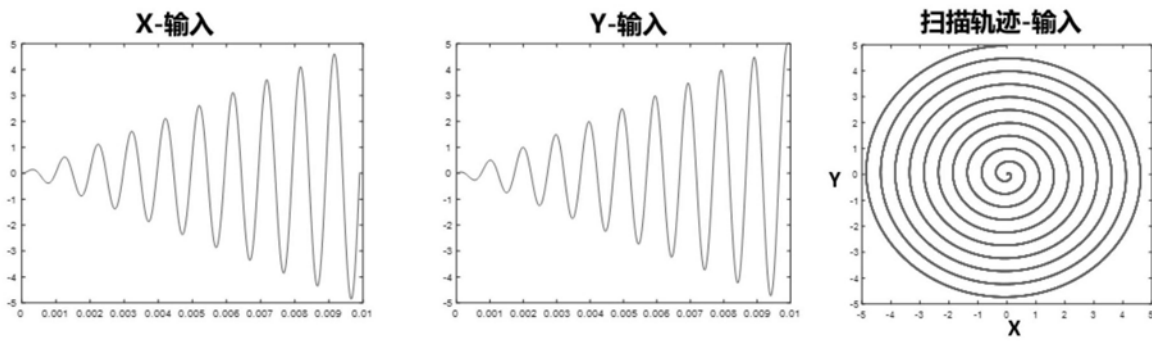


图7

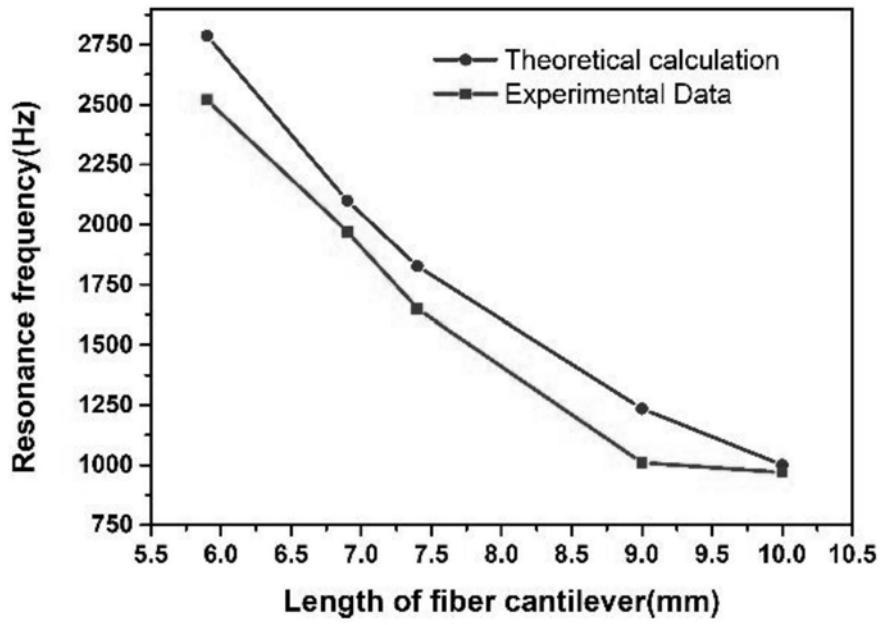


图8

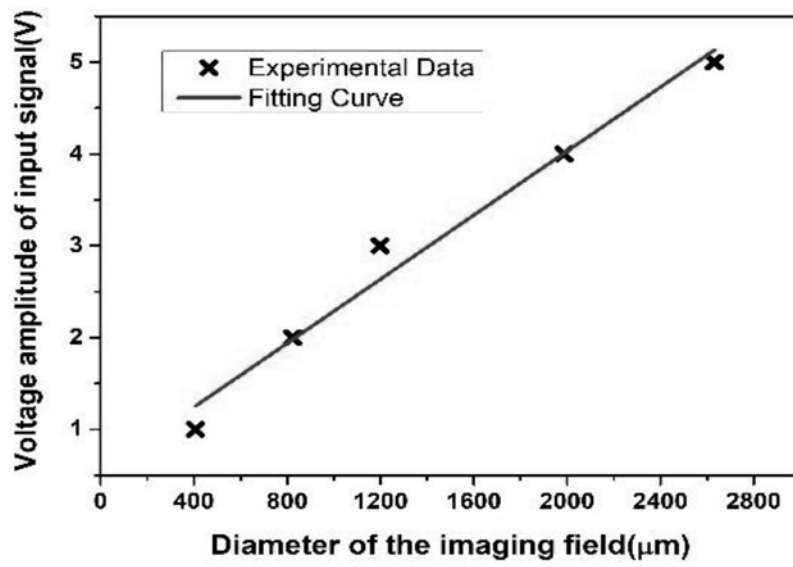


图9

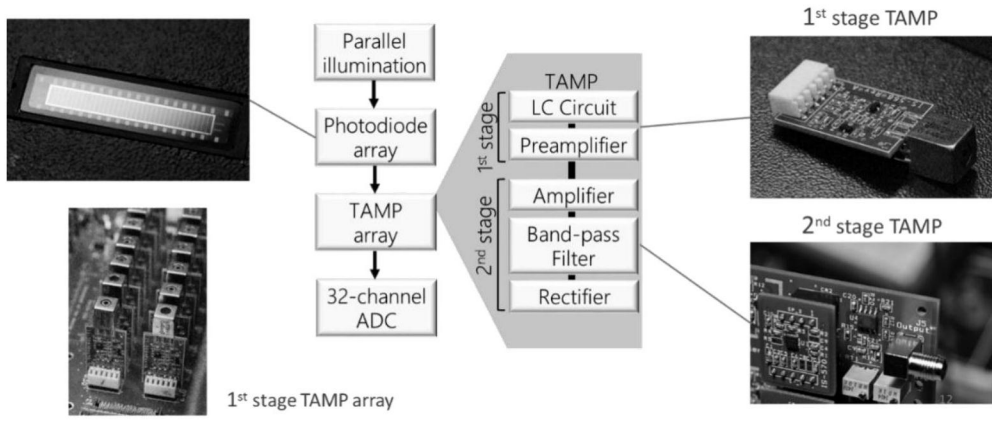


图10

专利名称(译)	一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN110353609A</a>	公开(公告)日	2019-10-22
申请号	CN201910543539.4	申请日	2019-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学 北京大学第三医院		
申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学 北京大学第三医院		
当前申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学 北京大学第三医院		
[标]发明人	王璞 杨雪芳		
发明人	王璞 岳蜀华 杨雪芳 丁士刚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/273 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00163 A61B1/00167 A61B1/0017 A61B1/273 A61B5/0071 A61B5/0084		
优先权	201910027532.7 2019-01-11 CN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种具备三维成像能力的光场3D共聚焦内窥镜，属于医用光子学领域。该内窥镜包括广谱光源，单模光纤，压电陶瓷管或其他二维扫描装置，非消色差镜头，光栅，光电转换设备。广谱光源选用连续光谱光源或可快速调节光频的变频光源，选取400-1100nm的光谱耦合进入单根或多纤芯单模光纤，通过压电陶瓷管完成二维扫描。单根或多纤芯单模光纤输出的光，通过非消色差镜头进行聚焦，用同一根单模光纤收集组织反射光。利用光电转换设备进行反射光的探测，反射光被光栅分光后，进行光电转换，将转换的电信号输入数据采集卡进行数据采集及图像处理，最终得到三维成像。本发明实现了不同深度组织图像的实时采集，首次实现三维成像的反射式共聚焦内窥镜。

