



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02828322.8

[45] 授权公告日 2006 年 12 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 1288473C

[22] 申请日 2002.12.20 [21] 申请号 02828322.8

[30] 优先权

[32] 2001.12.28 [33] FR [31] 01/16980

[86] 国际申请 PCT/FR2002/004481 2002.12.20

[87] 国际公布 WO2003/056378 法 2003.7.10

[85] 进入国家阶段日期 2004.8.24

[73] 专利权人 莫纳基技术公司

地址 法国巴黎

[72] 发明人 B·维耶勒洛布 M·热内

F·伯里尔 F·拉孔布

A·佩尔尚特 G·勒古尔赫尔

S·马蒂 S·布里瓦

审查员 韩黎敏

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨凯 张志醒

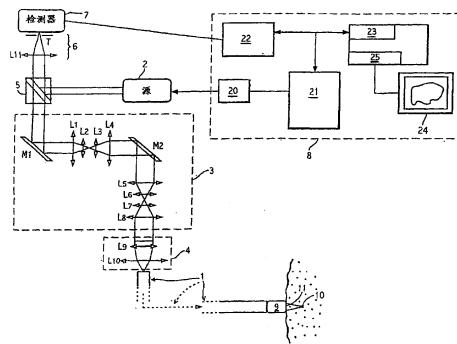
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 1 页

[54] 发明名称

尤其是用于内窥镜的共焦成像设备

[57] 摘要

本发明涉及包括由柔性光纤组成的图像导向装置(1)的设备，所述设备在其近端侧具有：光源(2)、角扫描装置(3)、对光纤之一进行注入的注入装置(4)、用于分隔照明光束和反向散射信号的装置(5)、空间滤波装置(6)、检测所述信号的装置(7)、用于对检测的信号进行控制、分析和数字处理的电子装置(8)、以及显示器，而在远端侧所述设备具有：适合于对从图像导向装置出来的照明光束进行聚焦的光头(9)。本发明的特征在于装置(3)包括谐振线镜面(M1)和具有可变频率的电流计场镜面(M2)以及适合于首先将场镜面(M2)中的两个镜面(M1, M2)配对然后在第二步将图像导向装置的注入装置(4)配对的两个无焦光学系统。



1. 一种共焦成像设备，包括由多条柔性光纤组成的图像导向装置(1)，

5 所述设备在所述图像导向装置(1)的近端侧具有：产生照明光束的光源(2)；用于所述光束的角扫描的装置(3)；用于轮流地将光束偏转并注入到所述图像导向装置(1)的光纤之一中的装置(4)；用于分隔所述照明光束和反向散射信号的装置(5)；用于空间滤波的装置(6)；用于检测所述信号的装置(7)；用于对所述检测的信号进行控制、分析和数字处理并用于显示的电子装置(8)；以及

10 所述设备在图像导向装置(1)的远端侧具有：适合于对来自照明光纤的所述照明光束进行聚焦的光头(9)，其特征在于：所述角扫描装置(3)包括谐振线镜面(M1)和具有可变频率的电流计帧镜面(M2)以及适合于首先将所述两个镜面(M1、M2)配对然后将所述帧镜面(M2)与所述图像导向装置中的所述注入装置(4)配对的两个无焦光学系统，每个所述光学系统都不影响起始波前质量 WFE 并且具有等于纤芯直径的焦点强度空间分布 PSF；以及所述无焦光学系统包括标准透镜和适合于校正所述标准透镜的剩余像差的校正透镜。

15 2. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述无焦光学系统包括两个标准透镜(L1,L4；L5,L8)和一个相对于图像平面对称设置从而允许校正场的曲率并将波前误差减至最小的校正双合透镜(L2， L3； L6， L7)。

20 3. 如权利要求 1 或 2 所述的设备，其特征在于所述注入装置(4)包括：另一组透镜(L10)，适合于将所述角扫描转换为所述图像导向装置的平移扫描；以及上游的适合于校正该另一组透镜 (L10) 的场剩余曲率的双合透镜(L9)。

25 4. 如权利要求 3 所述的设备，其特征在于：所述另一组透镜(L10)是三合透镜。

5. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于包括设置在所述图像导向装置输入端的玻璃板，用来将寄生反射排斥在所述滤波装置(6)之外。

6. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于包括设置在所述图像导向装置输出端的玻璃板，用来将寄生反射排斥在所述照明光纤之外。

7. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述线镜面 M1 是以 4kHz 的频率谐振的镜面。

8. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述帧镜面 M2 具有在 0 和 300Hz 之间的可变频率。

10 9. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：用于对所述检测的信号进行控制、分析和数字处理并用于显示的电子装置(8)包括同步卡(21)，所述同步卡(21)适合于以同步方式控制所述线镜面 M1 和所述帧镜面 M2 的运动并适合于在任何时候都知道所述扫描照明光束的位置。

尤其是用于内窥镜的共焦成像设备

5 本发明涉及共焦成像设备，特别是用于内窥镜并使用柔性光纤束的类型的共焦成像设备。共焦特性存在于使用相同的照明和检测路径，还存在于对从皮下的分析平面所收集的信号进行空间滤波。

10 本发明的应用领域为对人体或动物的外部(例如在皮肤病学中)作活体生物组织分析或利用可插入光纤束的内窥镜器械管道对人体或动物的内部易接近部分作活体生物组织分析、对活组织检查中组织样品的体外分析、以及细胞生物学中的体外培养分析。此外，所述装置也可用来对制造装置的内部进行分析。

15 目前，涉及的医学领域有：胃肠病学、呼吸病学、妇科学、泌尿科学、耳鼻喉科学、皮肤病学、眼科学、心脏病学、神经病学等。

20 为了和内窥镜的器械管道相配合，必需使用小直径(数百微米)的柔性光纤束，但对于测试系统中光纤束末端有聚焦光头并可象测量臂一样在样品矩阵上自动操作的一些自动测试系统来说，使用小直径的柔性光纤束也很有利。此外，与内窥镜的使用无关，光头的小型化对于提高定位精确度以及减小自动化使用中的机械惯性也是很有利的。

25 更具体地说，本发明的设备是包括产生平行照明光束的、发射给定波长辐射的光源的类型。然后所述照明光束被例如分隔板分隔，以便将照明路径和检测路径分开。然后用镜面光机系统使所述照明光束在两个空间方向上角向偏转(扫描)。然后光学装置拾取角扫描的光束并将其注入图像导向装置中，所述图像导向装置位于后者的聚焦平面上并且由数万柔性光纤的编排的光纤束所构成。于是，在给定时刻，对于光纤束的给定角度位置，所述图像导向装置的光纤之一被注入。经过一段时间，利用镜面使光束的角度偏转，将构成

图像导向装置的光纤对给定线条逐点逐点地并逐线逐线地依次注入，以构成图像。注入图像导向装置(如合适，可预先设置在内窥镜的器械管道中)的光纤束被导向，从导向装置中出来并被允许对待观察位置进行逐点照明的光学装置拾取。在任何时候，照明生物组织的光点被反向散射，并沿入射光束的反向路径行进。所述反向散射的光通量被重新注入图像导向装置，从其中出来，到达扫描系统，然后通过分隔板回到检测通路，然后在滤光孔中聚焦。然后由例如光电倍增器或雪崩光电二极管检测。对来自光电检测器的信号进行积分和数字化，以便在屏幕上显示。

10 在国际专利申请 WO 00/16151 中具体地描述了这种类型的装置。

如果是分析生物组织，所遇到的困难在于有用的散射信号相对于寄生信号之比较低，于是，为使所产生的图像能被接受，就需要照明光束的质量是最好的且在整个光路上保持不变，具体地说是关于波前的质量和焦点强度的空间分布必需尽可能地接近纤芯的直径。在图像导向装置的近端侧，照明光束在能量和空间方面的质量下降特别是由在图像导向装置输入端发生的寄生反射和在扫描和注入系统中的光传输缺陷(场变形，波前误差)引起的。

15 20 在上述国际专利申请 WO 00/16151 中，扫描系统包括光机谐振和/或电流计镜面，并且图像导向装置的注入系统包括聚焦透镜 L4 或显微镜物镜。

本发明的目的是提出一种设备，所述设备在图像导向装置的输入端具有改进的照明光束质量，因而图像质量也得到改进。本发明还有一个目的是提出一种解决方案，其成本低廉，易于实施，并可小型化和工业化生产。

25 本发明提出一种尤其是用于内窥镜的共焦成像设备，它包括由柔性光纤组成的图像导向装置：

所示设备在图像导向装置的近端侧具有：产生照明光束的光源；用于所述光束的角扫描的装置；用于轮流地将偏转的光束注入图像

导向装置的光纤之一的装置；用于分隔照明光束和反向散射信号的装置；用于空间滤波的装置；用于检测所述信号的装置；用于对所述检测的信号进行控制、分析和数字处理并作显示的电子装置；以及

5 所述设备在图像导向装置的远端侧具有：适合于对来自照明光纤的照明光束进行聚焦的光头。

10 本发明的特点在于用于角扫描的装置包括谐振线镜面和具有可变频率的电流计帧镜面以及适合于首先将两个镜面配对然后将帧镜面与图像导向装置的注入装置配对的两个无焦光学系统，每个光学系统都不影响起始波前质量 (WFE) 并具有等于纤芯直径的焦点强度 (PSF) 空间分布。

由于有了这些光纤装置，所以有可能保证照明光束的质量以及逐条光纤的均一和最佳的耦合水平。

15 每个光学系统可以或者包括一组标准透镜，使得有可能进行扫描和注入与对标准透镜的剩余像差具有校正功能的定制附加透镜结合的图像导向装置，或者包括一组质量优异的定制透镜。

按照具体实例，无焦光学系统包括四个透镜，所述四个透镜的相对于图像平面对称设置的校正双合透镜使得有可能校正场的曲率并将波前误差减至最小。

20 为了进一步减小剩余像差，图像导向装置的注入装置包括一组透镜，用于将照明光束的角扫描转换为图像导向装置的平移扫描，图像导向装置包括上游的适合于校正所述透镜组的场剩余曲率的双合透镜。

25 按照本发明，用于对检测的信号进行控制、分析和数字处理的电子装置以及显示装置最好包括同步卡，所述同步卡特别适合于以同步方式控制线和帧镜面的运动并且适合于在任何时刻都知道所述照明光束所扫描的位置。

根据对一个实施例结合图 1 所作的以下说明就可更好地理解本

发明，其它的优点也可一目了然，图 1 中图解地表示按照所述实施例的设备。

图 1 示出一台设备，用于在垂直于光轴的截面 XY 的平面 P 中产生位于给定深度的地点的图像，所述设备包括由数万条柔性光纤组成的图像导向装置 1，所述设备具有：

在图像导向装置 1 的近端侧：产生照明光束的光源 2；用于所述光束的角扫描的装置 3；用于轮流地将偏转的光束注入图像导向装置 1 的光纤之一的装置 4；用于分隔照明光束和反向散射信号的装置 5；用于空间滤波的装置 6；用于检测所述信号的装置 7；用于对所述检测的信号进行控制、分析和数字处理并进行显示的电子装置 8；以及

在图像导向装置 1 的远端侧：光头 9，它适合于对离开图像导向装置的照明光纤进入光头 9 的接触区 11 下面平面 P 中聚焦点 10 的照明光束进行聚焦。

以下对所有这些装置作详细说明。

图像导向装置 1：允许通过传输光源 2 到达皮下的分析区。如果要和光头 9 一起插入内窥镜的器械管道，它必需具有兼容的尺寸（按临床使用为直径几个毫米）。它由被护套包围的编排的光纤束构成。可以使用具有足够量的光纤和小的芯间间距的任何导向装置来获得良好的空间分辨率。举例来说，可以使用 Sumitomo® 商标的导向装置，它由 30,000 根光纤组成，纤芯直径为 $2.5 \mu\text{m}$ ，芯间间距为 $4 \mu\text{m}$ ，或使用 Fujikura® 商标的导向装置，它由 30,000 根光纤组成，纤芯直径为 $2 \mu\text{m}$ ，芯间间距为 $3.7 \mu\text{m}$ 。按照本发明，利用扫描装置 3 和注入装置 4，以寻址方式对光纤逐条依次照明。因此，所以图像导向装置的有用直径对应于被照明光纤的芯直径。

图像导向装置 1 的两端配备有足够厚的玻璃板（图中未示出），对于发生在光纤束输入端的反射，可将寄生反射排斥在滤光装置 6 之外，对于发生在图像导向装置输出端的反射，可将寄生反射排斥在照明光纤之外。玻璃板经过抗反射处理，以便将反射光减至最少。

光源 2 由一个 683nm 的激光二极管构成，它必需具有优异的波前质量，小于或等于 $\lambda/10$ 。按照本发明，所述二极管是脉冲型的，通过同步检测将有用信号和在图像导向装置 1 输入端的寄生反射分隔开。作为一种变型，可以使用固体或气体激光器，但是，在组织吸收较低的 600 到 800nm 波段中的波长选择并不宽阔，而且，等效功率成本高得多。

用于分隔照明光束和反向散射信号的装置 5 此处是由用作调节设施的 50/50 分隔立方体构成的。也可以使用 50/50 分隔板。

扫描装置 3 具有再现二极管矩阵的功能，其光学质量和光源 2 的激光二极管相同并且所述矩阵需逐条光纤注入。这需要非标准光学装置的组合，所述非标准光学装置的组合允许校正在传输和光源倍增系统中出现的像差，以便逐条光纤地照明信号导向装置。扫描系统由两个镜面 M1 和 M2 以及两个光学系统构成。镜面 M1 是“线”镜面，在频率 4kHz 时谐振，镜面 M2 是“帧”镜面，其可变频率在 0 和 300kHz 之间。每个光学系统由四个透镜组成，分别为 L1-L4 和 L5-L8，能够首先将两个镜面配对然后将镜面 M2 和图像导向装置的输入端配对。这些光学装置不应有像差，所述像差会有以下影响：

会加宽注入装置 4 后焦点强度的空间分布 (PSF: 点扩散功能)，从而减弱图像导向装置 1 中的耦合；

会在图像导向装置 1 的外壳中传播通量，降低了导向装置末端的 PSF，从而降低了图像分辨率。

透镜 L2 和 L3 以及 L6 和 L7 是相对图像平面对称设置的相同的校正双合透镜。这通过校正场的曲率以及将由使用离轴无焦光学系统 (L1-L4 和 L5-L8) 引起的波前误差减至最小而允许对图像导向装置的注入的均一化。

注入装置 4：这些装置必需具有最小数量的像差，并不应降低波前的质量以便产生接近衍射极限的焦点，这样可以与寻址光纤产生最佳耦合 (等于纤芯直径的 PSF)。它们包括定制的双合透镜 L9 和标

准三合透镜 L10。双合透镜 L9 可以校正三合透镜 L10 的剩余像差，即场曲率。

空间滤波装置 6 包括透镜 L11 和滤光孔 T，使得有可能仅选择照明光纤而不选择会产生寄生信号的邻近光纤。滤光孔的大小应对应于纤芯的直径，并将光纤束输入端和滤光孔之间光学系统的放大倍率考虑在内。

光头 9 包括允许来自照明光纤的光束的会聚的数个光学装置和两个玻璃板，一个玻璃板如上所述在图像导向装置的输出端而另一个玻璃板是适合于与所述位置相接触并产生折射率适配的窗口。光学装置具有以下特性：

允许分析在数十到数百微米深度处的组织；

将像差减至最小，以便将图像导向装置输出端的 PSF 在不放大或变形的情况下转换到组织上；

通过优化波前质量来优化图像导向装置中的返回耦合水平；

如果合适，其尺寸可与内窥镜器械管道的尺寸兼容。

光学装置包括例如透镜系统，形成定制物镜。

检测装置 7 包括作为信号检测器的雪崩二极管，它连续接收信号，源自信号导向装置两端的寄生信号被以同样的数量级返回作为有用信号，以免使检测器饱和。然后通过数字时间滤波抑制图像导向装置输入端的残留寄生反射。

对检测信号进行控制、分析和数字处理并进行显示的电子装置 8 包括以下卡：

激光光源的调制卡 20。所述卡允许以较高频率(100MHz 左右)调制光源，以便以有规则的时间间隔(周期比(cycle ratio)约为 4)产生脉冲。

同步卡 21，它具有以下功能：

- 以同步方式控制扫描，即控制线镜面 M1 和帧镜面 M2 的运动；
- 在任何时候都知道激光点所扫描的位置；

- 在检测之前同步激光光源脉冲的发射;

- 通过自身也可被控制的微控制器来控制所有其它卡;

检测卡 22, 它包括: 具体进行阻抗适配和积分的模拟电路; 数模转换器; 以及使信号格式化的可编程逻辑组件(例如 FGPA 电路);

5 数字捕获卡 23, 它使得有可能处理可变频率的数字数据流并将其显示在屏幕 24 上;

图形卡 25。

10 图像处理如下进行。来自检测器的原始信息被格式化和处理, 使其能被看见和解释。借助由数万根光纤组成的图像导向装置并通过扫描所述装置的图像捕获过程形成了图像和适当的处理操作方面的特征。

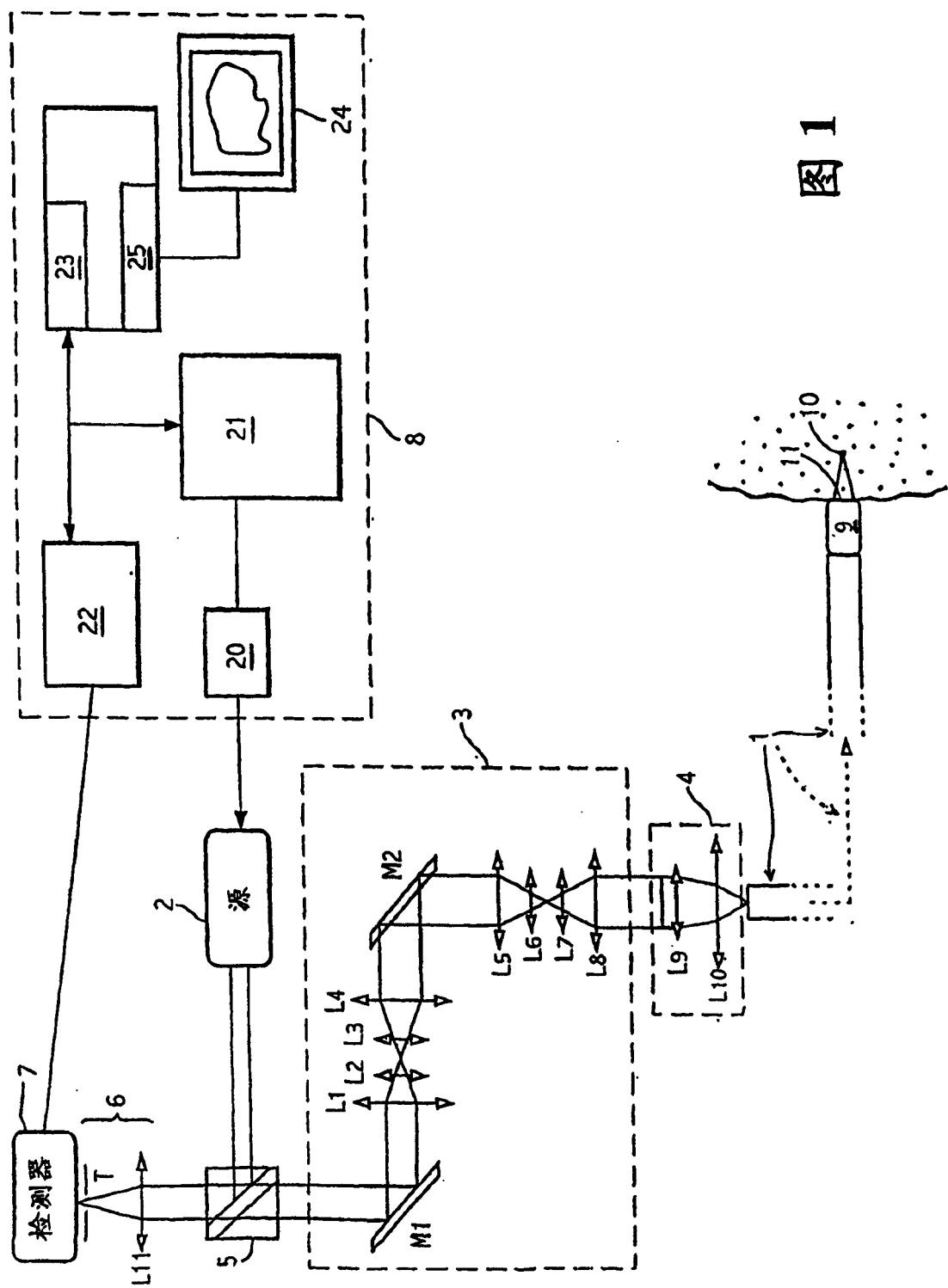
提供了两组处理:

15 1. 第一组由旨在校准所接收信号的信号处理过程组成。所以可消除捕获过程固有的激光/导向装置的耦合缺陷, 以及因某些系统噪音而产生的缺陷。校准可根据扫描控制精度及其随时间的稳定性而采取不同的形式。这些处理过程基本上是一维的。

20 2. 第二组允许通过综合针对光机过程的图像处理过程(2D 和 2D+时间)而改进所述解释。这些处理过程包括图像恢复过程, 随后是能消除小移动的快速对准过程。与捕获过程所用的时间相比较, 这些处理过程是快速的。这些算法是完全自动的并与图像性质适配。

毋庸置疑, 可以有不同的实施例, 具体地说, 关于所述线镜面 M1, 它可以谐振在另一频率, 例如 8kHz, 关于所述无焦光学系统, 它可以是完全定制的或者还包括其它适配的校正透镜组。

1



专利名称(译)	尤其是用于内窥镜的共焦成像设备		
公开(公告)号	CN1288473C	公开(公告)日	2006-12-06
申请号	CN02828322.8	申请日	2002-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	莫纳基技术公司		
申请(专利权)人(译)	莫纳基技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	莫纳基技术公司		
[标]发明人	B维耶勒洛布 M热内 F伯里尔 F拉孔布 A佩尔尚特 G勒古尔赫尔 S马蒂 S布里瓦		
发明人	B· 维耶勒洛布 M· 热内 F· 伯里尔 F· 拉孔布 A· 佩尔尚特 G· 勒古尔赫尔 S· 马蒂 S· 布里瓦		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 G02B23/26 A61B1/04 A61B1/07 G02B21/00		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/00165 A61B2562/0242 G02B23/2469 A61B1/07 A61B1/00188		
代理人(译)	杨凯		
优先权	2001016980 2001-12-28 FR		
其他公开文献	CN1620625A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及包括由柔性光纤组成的图像导向装置(1)的设备，所述设备在其近端侧具有：光源(2)、角扫描装置(3)、对光纤之一进行注入的注入装置(4)、用于分隔照明光束和反向散射信号的装置(5)、空间滤波装置(6)、检测所述信号的装置(7)、用于对检测的信号进行控制、分析和数字处理的电子装置(8)、以及显示器，而在远端侧所述设备具有：适合于对从图像导向装置出来的照明光束进行聚焦的光头(9)。本发明的特征在于装置(3)包括谐振线镜面(M1)和具有可变频率的电流计场镜面(M2)以及适合于首先将场镜面(M2)中的两个镜面(M1，M2)配对然后在第二步将图像导向装置的注入装置(4)配对的两个无焦光学系统。

