

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580046850.4

[43] 公开日 2008 年 1 月 30 日

[11] 公开号 CN 101115436A

[22] 申请日 2005.11.4

[21] 申请号 200580046850.4

[30] 优先权

[32] 2004.11.18 [33] GB [31] 0425419.9

[86] 国际申请 PCT/GB2005/050196 2005.11.4

[87] 国际公布 WO2006/054116 英 2006.5.26

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.18

[71] 申请人 迈克逊诊断有限公司

地址 英国肯特郡

[72] 发明人 D·S·史密斯 S·R·哈特斯利
A·吉尔克斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 曾祥交 张志醒

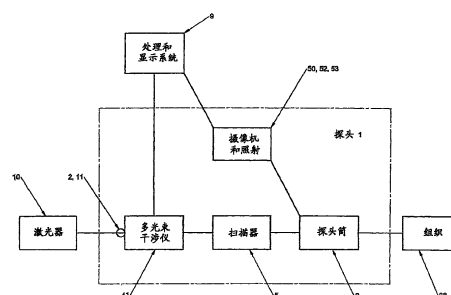
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 13 页

[54] 发明名称

干涉设备、方法和探头

[57] 摘要

一种用于执行傅里叶域光学相干层析成像的光学干涉设备包括提供多个光束的装置，由此同时记录待检查物质内多个不同焦深的干涉图，每一个干涉图由多个光束之一提供。提供用于将从多个不同焦深的干涉图得出的图像组合起来的装置，由此可以构造具有增大的景深的单一图像。计算焦点的轴向间隔，以便考虑待检查的物质中焦点腰的瑞利范围。



1. 一种用于执行傅里叶域光学相干层析成像的光学干涉设备，所述设备包括提供多个光束的装置，由此同时记录待检查物质内多个不同焦深的干涉图，每一个干涉图由所述多个光束之一提供。

2. 如权利要求 1 所述的光学干涉设备，其中提供用于把从所述多个不同焦深的干涉图得出的图像组合起来的装置，由此可以构造具有增大的景深的单一图像。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的光学干涉设备，其中干涉仪把测量光束传到所述待检查物质并且提供用于每一个不同焦深的测量光束。

4. 如权利要求 1 至 3 中任何一项所述的光学干涉设备，其中，所述提供多个光束的装置包括接收单光束的装置和把所述单光束分成所述多个光束的装置。

5. 如权利要求 4 所述的光学干涉设备，其中所述多个光束的焦点从一个到下一个既在横向上又在轴向上移位。

6. 如权利要求 4 或 5 所述的光学干涉设备，其中所述产生多个光束的装置包括反射面和部分反射面，由此接收的光束传到所述部分反射面并且所述光束的一部分穿过所述部分反射面以便形成第一光束，并且另一部分被反射到所述反射面，在所述反射面，这一部分光束被反射回所述部分反射面并且该光束的一部分穿过所述部分反射面以便形成第二光束，设置所述部分反射面和所述反射面，使得所述第一和第二光束彼此平行地移位，此外，通过在所述反射面和所述部分反射面上的反射和透射来提供所述多个光束的相继的光束。

7. 如权利要求 6 所述的光学干涉设备，其中所述反射面和部分反射面组成振荡板，以及其中所述输入光束是输入到所述振荡板的会聚或发散光束，使得来自所述振荡板的所述多个输出光束中的每

一个具有不同的轴向焦点。

8. 如权利要求 1 至 7 中任何一项所述的光学干涉设备，其中提供四个光束。

9. 如权利要求 1 至 8 中任何一项所述的光学干涉设备，其中计算所述焦点的轴向间隔，以便考虑在所述待检查物质中焦点腰的瑞利范围。

10. 如权利要求 1 至 9 中任何一项所述的光学干涉设备，其中提供扫描装置，用于沿经过所述多个光束的线路以与所述光束成直角对所述多个光束扫描。

11. 一种用于相干层析成像设备或观察内窥镜的光学探头，其中由所述探头向远程观察透镜或向摄像机发送图像，所述探头包括设置在探头的近端的扫描器和在所述探头内的用以对至所述探头的远端的扫描以及来自所述探头的远端的扫描进行光学中继的光学部件。

12. 如权利要求 11 所述的光学干涉设备，其中所述扫描器包括旋转或振荡反射镜。

13. 如权利要求 11 或 12 所述的光学干涉设备，其中在所述探头筒的所述远端不设置活动部件。

14. 如权利要求 11、12 或 13 所述的光学干涉设备，其中所述探头包括探头筒，在所述探头筒的近端设置手柄，而所述扫描器安装在所述手柄内。

15. 如权利要求 11 至 14 中任何一项所述的光学干涉设备，其中所述探头筒是可以从所述手柄拆下的。

16. 一种用于检验物质的干涉设备，所述设备包括：

观察设备，

干涉设备，

探头筒，所述探头筒包括中继光学部件，其中通过与用于干涉装置的中继光学部件相同的中继光学部件提供观察，以便将干涉仪

光束沿着所述探头筒传送到所述探头筒的远端并传送到所述待检查物质并且把散射的干涉仪光束沿着所述探头筒传送回到所述干涉设备，

可见光源，

将来自所述可见光源的可见光沿着所述探头筒传送到所述探头筒的远端以便照射所述待检查物质并且把其图像沿着所述探头筒传送回到所述观察设备的图像检测器的装置，从输出的可见光中分离返回的图像的装置，和

分束器，所述分束器分别设置在所述探头筒的近端与所述观察设备和干涉设备之间，以便从可见光光束（在两个方向）中分离出所述干涉仪光束（在两个方向），由此可以利用所述可见光观察所述物质的同一部分以及同时利用干涉光束对其进行检查。

17. 如权利要求 16 所述的光学干涉设备，其中分束器是激光/白光分束器。

18. 如权利要求 16 或 17 所述的光学干涉设备，其中提供扫描器，用以扫描跨待检查物质的干涉仪光束，并且所述分束器设置在所述扫描器和所述探头筒之间。

19. 如权利要求 16 所述的光学干涉设备，其中所述可见光光源是发光二极管光源，用以提供白光照射。

20. 如权利要求 16 所述的光学干涉设备，其中所述成像检测器是彩色电荷耦合器件摄像机，用以接收被检查物质表面的反射图像。

21. 如权利要求 16 所述的光学干涉设备，其中所述探头筒是刚性的。

22. 如权利要求 16 所述的光学干涉设备，其中所述探头筒是部分柔性的或联合的。

23. 一种光学干涉方法，其中同时记录待检查物质内多个不同焦深的干涉图。

24. 如权利要求 23 所述的干涉方法，其中每一个干涉图提供 A

扫描图像, 所述 A 扫描图像仅仅在有限深度范围内是锐聚焦的, 以及所述方法包括把多个不同焦深的 A 扫描图像组合在一起, 由此构成具有增大的景深的单一 A 扫描图像。

25. 如权利要求 23 或 24 所述的干涉方法, 其中所述干涉仪把测量光束传到待检查物质并且为每一种不同焦深提供相关测量光束。

26. 如权利要求 23 至 25 中任何一项所述的干涉方法, 其中使所述多个光束具有不同的焦点。

27. 如权利要求 23 至 26 中任何一项所述的干涉方法, 其中使四束光束具有不同焦点。

28. 如权利要求 23 至 27 中任何一项所述的干涉方法, 其中计算所述焦点的轴向间隔, 以便考虑目标中光的波长。

29. 如权利要求 23 至 28 中任何一项所述的干涉方法, 其中通过相对地扫描所述光束和所述被检查表面来执行 B 扫描。

30. 如权利要求 29 所述的干涉方法, 其中沿着跨所述被检查物质的表面的线路来扫描所述光束。

31. 如权利要求 30 所述的干涉方法, 其中所述多个光束沿着所述扫描线彼此隔开小的距离, 由此, 在横向扫描过程中, 给定位置不同深度范围的信息不是同时到达而是在略微不同的时间到达, 并且在装配组合图像时对此做出补偿。

干涉设备、方法和探头

技术领域

本发明涉及干涉设备和方法，具体地说，涉及光学相干层析成像设备和方法以及用于其中的探头。我们将描述供称为光学相干层析成像（OCT）的成像技术使用的光学探头和关联的方法。

在优选配置中，光学探头可以用于刚性的内窥镜（或管道镜）可以到达的任何位置。潜在的应用包括医疗检查，诸如阴道镜（子宫颈癌筛选）和腹腔镜（例如，在腹腔内膜异位中）。在另一个优选配置中，光学探头可以用于更多的不需要内窥镜就可以到达的位置。潜在的应用包括皮肤病学（例如，在皮肤癌诊断中）。

背景技术

一般利用内窥镜来进行内科医疗检查，其中视觉或电荷耦合器件（CCD）摄像机把从探头筒（shaft）的远端中继的景色成像。在柔性内窥镜中，可以利用包含成千上万单根光纤的相干光纤束来中继图像；在刚性探头或管道镜中，可以通过透镜或杆系统中继所述图像。这有效地给出相关的医学目标的表面视图，但是为了看见所述表面下面的结构的变化，最好能够获得来自大块组织内的横截面图像。这是光学相干层析成像技术（OCT）能够提供的能力。已经描述了OCT的变型，这些OCT变型能够提取附加的信息，诸如血流速度（多普勒效应），或肌肉纤维的定向（极化）。

OCT可以使用在光谱的可见部分，用于视网膜检查，但是在具有更强烈散射的其它组织中获得合理的穿透深度，必须移到红外线波长。

OCT基于干涉量度学的使用，其中，干涉仪测量臂中的光传送到待查对象，而一部分光散射回到干涉仪。参考臂中的光传送到位

于已知距离处的反射镜，并且参考光束被向后反射。散射的测量光束和反射的参考光束被组合在一起，检测这两个光束之间的干涉并且将其用来提供关于所述被查对象的数据。

因而，光学相干层析成像技术利用干涉量度学和光的相干特性来获得散射介质中有深度分辨力的图像，提供单独采用共焦点显微镜不能得到的穿透和分辨率。已经获得深度为 2-3 毫米的视网膜和上皮组织的临床上有用的横截面图像。

有 3 个主要类型的 OCT，可以把它们分类如下：

时域 OCT；这种类型的 OCT 利用低相干源并且通过改变干涉仪的参考路径长度来进行轴向（深度方向）扫描。

光谱域 OCT；这种类型的 OCT 使用宽光谱（亦即，低相干）源、静止干涉仪和光谱仪。通过光谱仪检查干涉图的光谱，并且以干涉仪输出端上光的光谱的傅里叶变换的形式获得轴向响应。

频域 OCT；这种类型的 OCT 使用扫频窄光谱源和静止干涉仪。以干涉仪输出端上光的时变强度的傅里叶变换的形式获得轴向响应。

我们将使用措词“傅里叶域”来覆盖光谱域和频域两者。

时域 OCT（原始的，也是目前最流行的类型）在采集速度上受需要机械深度扫描的限制，并且具有比较差的信噪比性能。

傅里叶域 OCT（光谱域或频域）能够在不牺牲灵敏度的情况下更迅速地捕获高分辨率图像。每一次轴向扫描（超声波扫描术语中“A 扫描”）用的时间在医疗体内应用中是关键性的，这是因为需要病人静止不动一段时间，这段时间是把连续的 A 扫描组合成横截面图像（“B 扫描”）所花的时间。

但是，时域 OCT 具有一个重要的优点：它容易把动态焦点调整同步地与机械时延扫描相结合，在正探测的深度上给出最佳光点尺寸。相反，傅里叶域 OCT 同时从整个深度采集信息，因此，不可能为最佳横向分辨率而动态地调整焦点。

在提供 OCT 探头的可行的配置时有 3 个主要的困难，其中要解决光学要求和医疗要求的冲突。

首先，在获得适当地处在所述（扫描）图像的深度上的焦点处的图像方面存在困难。

其次，为了提供 B 扫描图像，必须横过所述表面横向扫描。存在用于内窥镜的设计，所述设计包括探头筒尖端中微小的扫描装置，例如利用电磁线圈来移动光纤的末端。这种方法具有以下缺点：把活动部件置于病人体内并且加电驱动它们，这可能增加对所述设备进行消毒的困难。

第三，最好能够同时提供正常的、全视野的内窥镜观察通道。

在整个说明书中，我们会涉及“光学”、“光”等等术语。但是，应当理解，这样的术语酌情涉及红外波长辐射、可见光波长辐射或紫外波长辐射。

发明内容

为了处理第一个问题，按照第一方面，本发明提供光学干涉设备和方法，最好是（但不限于）光学相干层析成像设备和方法，其中同时记录待检查物质内多个不同焦深的干涉图。

因而，每一个干涉图提供 A 扫描图像，所述 A 扫描图像仅仅在有限深度范围（焦深，亦称为瑞利（Rayleigh）范围）内是锐聚焦的，但是，可以通过把多个不同焦深的这些图像组合在一起，来构成具有增大的景深的单一 A 扫描图像。

干涉仪把测量光束传送到待检查物质，并且所述设备可以为每一种不同焦深提供相关的测量光束。若由公用光源提供光（这是最方便的）（所述公用光源可以是激光器），那么，可以提供光学装置（诸如振幅分束器）来产生多个光束。然后，在每一个光束的路径上需要不同的光学部件（例如，折射元件），以便使它们具有不同的焦点。

每一个测量光束的焦深与所述测量光束的直径的平方成比例（亦

即，与光点面积成比例)。因此，我们可以通过提供四个光点而不是一个光点来将光点尺寸减半(将横向分辨率加倍)。

计算焦点的轴向间隔，以便考虑目标中光的波长(目标中光的波长比空气中光的波长减小的倍数等于相关波长范围的折射率)。

为了进行B扫描，必须相对地扫描各光束和正被检查的表面，因而，提供扫描装置。一般提供扫描装置用于沿着跨被检查物质的表面的线路扫描所述各光束。对于方便的光学设计，所述多个光束最好沿着扫描线彼此隔开小的距离。这导致在横向扫描期间，给定位置不同深度范围的信息不是同时到达而是在略微不同的时间到达，必须在装配组合图像时补偿这种影响。

为了处理第二个问题，按照第二方面，本发明提供一种光学探头(所述光学探头可以用于光学相干层析成像设备或其它光学装置，例如，观察内窥镜，其中图像由探头发送到远程观察透镜或摄像机)，其中，在探头的近端提供扫描器(所述扫描器最好是小型旋转或振荡反射镜扫描器)，并且在探头内提供光学部件以使用光学方式把所述扫描中继到探头的远端以及中继来自探头的远端的所述扫描。

用这种方法，没有移动部件被置于所述探头筒的远端，因此，当它用于体内医疗检查时，没有活动部件位于病人体内。

所述探头最好包括探头筒，并且最好在所述探头筒的近端设置手柄，以及所述扫描器最好安装在所述手柄内。所述探头筒可以是可从所述手柄拆卸下来的，以便清洗(但是，一般会把所述探头筒置于可废弃的护套内使用)。应当指出，最好将所述筒限定在特定取向，使得可能设置在所述筒内的任何内部遮光板或用以消除反射的透镜倾斜会正确地与扫描方向对齐。因为扫描器不在探头筒本身内，所以可以方便地设置探头筒的不同变型，配套到公用手柄，允许不同长度的探头筒和带有斜角样式的探头筒。若改变通过探头筒的光学测量路径的长度，那么将需要参考路径内的相应的补偿。

为了处理第三个问题，按照第三方面，本发明提供干涉设备和

方法，诸如用于检查物质的光学相干层析成像设备，所述设备包括：

观察设备，

干涉设备，

包括中继光学部件的探头筒，其中通过与用于干涉仪（例如，OCT）的中继光学部件相同的中继光学部件提供观察（照射和成像），

一种装置，它把干涉仪（例如，OCT）光束沿着探头筒传送到探头筒的远端因此传送到待检查物质并且把散射的干涉仪（例如，OCT）光束沿着探头筒向后传送到干涉设备，

可见光源（诸如白光源），

一种装置，它把来自可见光源的可见光沿着探头筒传送到探头筒的远端以便照射待检查物质，最好均匀地照射待检查物质，并且把其图像沿着探头筒向后传送到观察设备的图像检测器，

用于把反射图像从输出可见光中分离出来的装置，和

分束器，它分别设置在探头筒的近端与观察设备和干涉设备之间，用以把干涉仪光束（在两个方向）从可见光光束（在两个方向）中分离出来，由此可以利用所述可见光观察物质的同一部分并同时使用所述干涉光束检查物质的同一部分。

所述分束器最好是光谱分束器。

最好提供扫描器，用以跨待检查物质扫描所述 OCT 光束，并且，在这种情况下，最好在扫描器和探头筒之间设置分束器，使得在这种情况下把扫描器看作干涉设备的一部分。

所述可见光源最好是发光二极管（LED）光源，用以提供白光照射，而所述成像检测器最好是彩色电荷耦合器件摄像机，用以接收被检查物质的表面的反射图像。

这样的配置允许临床医师在探头靠近组织表面时以及探头与组织表面接触时都可以观察所述组织表面。临床医师可以使用观察装置选择所述表面的特定部分，用于利用 OCT 设备进行更详细的有深度的检查，然后压紧探头筒的远端，使其与所述表面的一部分接触，

同时持续观察所述表面。

探头筒一般说来是刚性的，因为这简化了光学系统，但是在某些情况下，探头筒可以是至少部分柔性的或联合的。

附图说明

下面将以举例的方式并参照附图描述本发明的优选实施例，附图中：

图 1 是表示光学相干层析成像设备的主要部件的框图，

图 2 表示带有某些内部细节的探头的透视图，

图 3 是按照本发明的包括用于频域 OCT 的四光点探头的光学相干层析成像设备的光学示意图（为清晰起见，已经除去光路的某些重叠部分），

图 4 是多个光束产生方法的放大的轴向部分，

图 5 是探头远端的测量激光束的放大的细节，既示出轴向焦点分离又示出横向焦点分离，

图 6 是包括观察光学系统的探头组件的轴向部分，所述观察光学系统包括摄像机和光学部件，用以提供被检查表面的视图，该图示出激光 OCT 光束的路径，

图 7 是图 3 的探头组件的轴向部分，图中示出排除激光光束的照射光光路，

图 8 是把照射光路径与观察光路混合的方法的展开图，

图 9 表示从探头远端到摄像机的成像光路径，

图 10 是多小面参考反射镜结构的放大的细节，

图 11 是在检测器平面上形成图像焦点的干涉激光光束和平衡光束的放大的细节，

图 12 表示检测器平面上敏感区的放大的细节，以及

图 13 表示 OCT 设备的透视图。

具体实施方式

一般描述

图 1 示出 OCT 设备的框图，图中表示激光器 10 一般设置在远离探头 1 的地方但在某些情况下设置在探头 1 内。来自激光器 10 的激光束 11 通常通过单模光纤 2 传送到所述探头。激光器 10 提供红外线区域内至少 50nm 波长范围上的扫描光谱，在该波长范围内组织吸收被减到最小。较宽的光谱改善了深度分辨率。探头 1 包括多光束干涉仪 41、扫描器 5、探头筒 6 和带有照射系统的摄像机 50、52、53 以及下面将详细描述的其他部件。处理和显示系统 9 以及被检查组织 33 在探头 1 的外面。

图 2 示出探头 1 的更多细节。探头 1 包括手柄 3 和探头筒 6，手柄 3 包含多光束干涉仪 41 和扫描器 5。这样构成探头 1，使得可以从手柄 3 卸下筒 6。将筒 6 限定在特定取向，使得输出透镜与扫描方向正确地对齐，所述输出透镜输出多光束组并且倾斜一个小的角度以便消除反射。为清晰起见，已经从该图中省去下面将描述的其它部件。

对于将子宫颈成像的特定应用，若有必要，适当的探头筒尺寸是：在 220 毫米长度范围内，从近端 7 的 16 毫米直径渐变到远端 8 的 12mm 直径。在所述筒直径限制范围内，使扫描线的长度尽可能大，而在所描述的配置中，扫描线长度是 6.4 毫米。组织内的锥角是大约 $f/8$ ，这给出约 0.3 毫米的焦深。使用的多个光束中的一个光束基本上聚焦在 0 至 0.3 毫米深度，下一个光束基本上聚焦在 0.3 毫米至 0.6 毫米深度，等等，直至 1.2mm 深度：被检查组织处的最坏情况光束直径（亦即，所述光束产生的光点的宽度）是约 $10\text{ }\mu\text{m FWHM}$ 。

探头筒的远端 8 是凸面体，以便把整个正面上的均匀压力加到检查的软组织上，而与相对于所述表面上的法线的小的角度偏移无关。图中示出某些其它内部部件，包括振荡板（rattle plate）13、透镜 25、折叠式反射镜 26、扫描反射镜 27 和光谱分束器 28，以方便取向。

光学描述

参见图 3，激光器通过单模光纤 2 提供输出光束 11，输出光束 11 被传送到会聚透镜 12。在穿过会聚透镜之后，所述光束进入振荡板分束器 13。可能希望在光束 11 中（在来自光纤的输出（所述输出可能已经被准直）和所述振荡板之间）插入附加的光学部件，以便可以调整光束直径，因此可以在测量点产生所需的会聚。振荡板 13 将所述光束 11 分成若干较弱的光束，所述若干较弱的光束被向前发送；下面将参照图 4 说明振荡板的详细的操作。

图 4 是光学图，说明形成多个平行光束的一对部分和全反射面的操作。这种配置称作振荡板 13。设备包括侧面平行玻璃板 42，在入口面 44 上的侧面平行玻璃板 42 具有高效反射涂层，以便在区域 43 上提供反射面，留下非反射区域 45，非反射区域 45 可以或者是无涂层的或者是为了提高性能而涂有抗反射层的。这两个区域之间的转变是明显的。出口面 46 在整个表面上涂有部分反射涂层，以便提供部分反射面 47，使得一般透射 8%至 25%的入射光而反射余下部分的光。

入射激光束 11 穿过面 44 的非反射区域 45（靠近反射面 43 和非反射面 45 之间的边界）。因而，在平板 42 的入射面上只有少量能量损失（亦即，Fresnel 反射，若在所述平板的这部分没有或者有少量 AR 涂层的话）。

激光束 11 穿过平板 42 传播，在该示例中，在部分反射面 47 处 13%透射，以便提供第一光束 14，而余下部分向后朝向反射面 43 反射。

倾斜平板 42 使其偏离与输入光束 11 正交的方向，使得从部分反射面 47 反射的光束射向高效率反射面 43。因而，所述光束随后被向后反射（接近 100%的能量被反射）至部分反射面 47，在那里，剩余光束能量的另外 13%被透射，以便提供第二光束 15。这样，从所述平板射出彼此平行的、能量衰减的一系列光束。

若把在振荡板处的输入光束 11 设置成会聚的而不是准直的（例如，通过采用准直激光束并且通过会聚透镜 12 传送该激光束），那么，离开玻璃板 42 的光束 14、15 等将彼此相关地聚焦在不同的轴向位置，因为每一个相继的光束遵循一条通过平板 42 的较长的路径。各焦点之间的距离将取决于平板 42 的厚度、倾角和折射率。作为另一方案，与玻璃相反，振荡板组件可以包括由空气隔开的全反射面和部分反射面。此外，输入光束 11 可以是发散的而不是会聚的，其中光学部件有适当的变化。

允许最强的五个光束 14 至 18 向前传播，而用不透明的平板 19 隔断余下部分。

返回图 3，来自振荡板 13 的光束 14 至 18 传到分束器 20，分束器 20 把所述光束分成测量光束 14M 至 18M 以及参考光束 14R 至 18R。以与操纵参考光束 14R 至 17R 一样的方式操纵参考光束 18R，但是，它不是用来与测量光束发生干涉作用，而是提供对激光振幅变动的补偿。

参考光束 14R 至 18R 被分束器 20 反射，穿过透镜 21 和 22，在多小面反射镜结构 23 处反射，然后再次穿过透镜 22 和 21，并且再次穿过分束器 20。多小面反射镜结构 23 具有用于每一个参考光束的反射面，各个反射面被设定在相应的光束的焦点处。以下的操作可能是有利的：设定所述各反射面的一个相对于另一个的角度，以便保证参考光束 14R 至 18R 被准确地后向反射。作为另一方案，可以选择透镜 21 和 22 的放大率和位置，使得参考光束 14R 至 18R 的轴彼此平行。应当指出，图中示出显著地短于测量光路的参考光路。实际上，这些路径在长度上将是非常类似的，因为在频域 OCT 系统中，由目标反射引起的频率干涉带与路径差成比例。即使电子系统可以以无限的频带宽度工作，仍然存在关于保持类似的路径长度的约束，因为为了发生干涉，路径长度的差异必须小于激光器 10 的相干长度。关于测量光束和参考光束之间的良好干涉的另一个准则是：

参考光束的会聚和焦点位置应当在检测器处与测量光束的会聚和焦点位置匹配。为了达到这个目的，最好在参考路径中引入附加的反射或折射光学部件（诸如 Offner 中继器），以便把分束器 20 处或其附近的焦点中继到多小面反射面 23。

测量光束 14M 至 17M 离开分束器 20，而最弱的光束 18M 被不透明板 24 截断。它们名义上被透镜 25 准直，但是在四束光束的会聚之间仍然存在轻微差别，因为对于每一个光束，透镜 12 和 25 之间的路径长度是不同的。设定两个透镜之间的间距，使得平均光程长度将产生准直光束。现在四束光束 14M 至 17M 的轴彼此相对地会聚。这些光束在反射镜 26 处以与图平面正交的 90° 反射并且向前传播，各轴在扫描反射镜 27 处会合。

驱动扫描反射镜 27，使其名义上绕平行于光束 11 的原始轴（该轴与图平面平行）的轴旋转，扫描测量光束 14M 至 17M。还提供分束器 28，用以沿着名义上与光束 11 的原始光束轴平行的新的轴反射测量光束 14M 至 17M。分束板具有涂层，所述涂层用以选择性地反射红外（IR）辐射（诸如可能用于光束 14M 至 17M）而透射可见的白光。

提供探头筒 6。它包括安装各种不同的无源光学部件（中继光学部件）的金属管，如下文中将要描述的。

探头筒 6 中的第一（入口）透镜组 30 在该探头筒内的 31 处形成每一个扫描测量光束 14M 至 17M 的焦点；其它透镜将所述焦点中继到刚好在所述探头筒内最后透镜 32 之外的焦点，就是说，刚好在所述探头筒远端的外面。因为测量光束 14M 至 17M 以彼此略微不同的发散进入探头筒，所以它们在探头筒 6 外面的相应的光束 14M 至 17M 的最后焦点 14F 至 17F（如图 5 所示）会在轴向上彼此相对地移位，使得可以从不同的组织深度（图中以标号 33 表示所述组织）得到最优的信号。

将会看出，最后的透镜 32 形成探头筒远端。使用时，由透镜 32

形成的探头筒远端将与待检查的医疗表面组织 33 接触（任选地通过薄的透明的可随意使用的护套）。

如图 5 所示，四个测量光束 14M 至 17M 的焦点 14F 至 17F 将落在待检查组织内。这允许提供聚焦在不同深度的四束激光光束，并且，尽管当深度改变时每一个光束迅速地不聚焦，但是，有可能在四束光束之一的焦点范围内覆盖感兴趣的组织的全部深度。计算所述四个焦点的轴向间隔，以便考虑待检查组织中焦点腰的瑞利范围

另外，因为四束光束 14M 至 17M 以略微不同的角度照到扫描反射镜 27 上，所以探头筒外面的四个焦点 14F 至 17F 也沿着扫描线彼此隔开图 5 中以 A 表示的距离。距离 A 是小的（0.2mm 左右），因此扫过被检查组织中的特定点的每一个光束之间的时间是小的（总的扫描时间的百分之几），因此，在每一个光束的行程之间所述被检查组织将不改变。

显然，如上所述，人们可以得到其焦点在组织内深度范围处的比四束光束多或少的光束。应当指出，所述四束光束的焦点从一个到下一个既在横向上又在轴向上移位。

在从目标组织散射之后，通过探头筒反向共焦地收集所述四束光束的分量 14MR 至 17MR。这些返回光束 14MR 至 17MR 被扫描反射镜 27 退扫描（de-scanned），并且反向穿过透镜 25。

光束 14MR 至 17MR 中的每一个的一部分被分束器 20 反射并且与相应的参考光束 14R 至 17R 组合。组合光束 14MR/14R 至 17MR/17R 穿过透镜 34，透镜 34 在检测器 35 处形成每一个组合光束的焦点。将会看出，检测器平面是相对于入射组合光束轴的正交角度、偏离法线而倾斜的，以便适应源自振荡板 13 的焦点移位。在检测器 35 的表面发生相应的光束之间的干涉。检测器 35 将由若干离散的敏感区构成，每一个组合光束一个敏感区，而附加的敏感区用于参考光束 18R，它用作平衡信号。

分束器 20、参考反射镜结构 23 和各个检测器敏感区 36 至 39 以

及各光学部件形成迈克尔孙 (Michelson) 干涉仪 41。所述干涉仪配置允许使用 OCT，具体地说，在这个优选实施例中提供所述光学部件，以便使用频域 OCT。

将会看出，若分束器 20 是极化分束器并且既在测量路径中又在参考路径中散置四分之一波片，使得所述测量光束 14M 至 17M 以及参考光束 14R 至 18R 穿过并且再次穿过所述波片，并且若附加的分析部件增加到所述组合路径，以便选择每一个光束的公共极化部件，那么，组件对于被检查组织的任何极化特性将具有修改的灵敏度。

图 6 和 7 中示出附加的细节，以便提供观察通道。

图 6 中示出 OCT 激光光束 14M 至 17M 的路径。激光光束 14M 至 17M 沿着以下的路线走：从透镜 25 (未示出)，经由反射镜 26 到达扫描反射镜 27，直到探头筒 6 远端的组织。图中还示出摄像机芯片 48、透镜系统 49 和照射分束板 50。

图 7 示出与图 6 相同的部件，但是示出照射光束 51 和白光源 52，并且为清晰起见忽略了 OCT 激光光束。图 8 示出照射分束板 50 的附加的视图，它是带有中心光圈的反射面。来自白光源 52 的光大部分被照射分束板 50 反射，尽管光束的穿过中心光圈 54 的那些部分丢失了。

图 6 和 7 的设备包括从白光中分离 OCT 激光的光谱分束器 28。设置照射分束板 50 和照射光源 52，以便引导可见光 (最好是来自照射光源 52 的白光) 通过分束板 28，并且沿着探头筒 6 内的光轴传送给来自光源 52 的白光光束 51。白光发光二极管 (LED) 是合适的照射光源 52，但是也可以设想其他光源。因为组织表面 33 将是光学散射的，所以返回的反射白光光束 51 的分量部分将穿过光谱分束器 28。这个返回光束的较小分量将穿过照射分束板 50 中的光圈 54，到达包括电荷耦合器件 (CCD) 检测器 48 的摄像机 53。图 9 中图解说明了这一点。

如从图 6 和 7 可以明白的，光谱分束器 28 允许把照射光束 51

传送到被检查表面，所述照射光束通过分束器 50 被混合到观察通道中。

摄像机的入射光瞳 54 最好处在扫描反射镜 27 的反射面的共扼点，并且还与照射分束板 50 的光圈一致。

摄像机 53 包括一个或多个透镜 49，用以形成待检查表面的图像。当表面 33 与探头筒远端接触时，摄像机可以用来检查所述表面 33。此外，若摄像机的焦深是足够的，那么，当所述远端与所述表面隔开时，在选择准备由 OCT 检查的特定部分之前，它可以使用户执行对所述表面的调查。

参见图 9，图像或者被聚焦在摄像机 53 的图像传感器表面 48 上，或者被聚焦在可供选择的配置、即引导到远程 CCD 的相干光纤束 55 的端面上。

应当指出，观察光学系统和 OCT 设备两者都使用相同的远端透镜 32，因此，摄像机 53 和 OCT 干涉仪 41 看到的组织的部分将是相同的。可以提供用于把 OCTB 扫描行的位置表示在显示的图像上的装置。

图 10 示出参考反射镜结构 23 的放大的视图。图 11 示出在检测器表面 35 上形成各个焦点的组合光束 14MR/14R 至 17MR/17R 以及平衡光束 18R。图 12 示出检测器平面上敏感区的配置，每一个组合光束一个敏感区，并且平衡光束 18R 一个敏感区。

至此描述的实施例使用单一平衡光束和从这个光束得到的补偿信号，所述补偿信号以电子方式应用于所述（四个）干涉信号中的每一个。替代的实施例将提供在光学上匹配到每一个参考光束的单独的平衡光束；然后利用平衡检测器配置来检测配对光束。

处理描述

激光器在每一次频率扫描开始时向处理系统提供触发信号。处理系统将模拟检测器信号数字化并且存储用于扫描的数据（一般 1024 点），它提供重构一个 A 扫描的信息。处理系统可以捕获许多 A 扫描

的原始数据（覆盖扫描反射镜的整个运动），之后将其处理成 B 扫描图像，或者作为另一方案，及时地捕获和处理可以重叠的 A 扫描。

用于频域 OCT 的理想的光源将随时间以恒速的光频进行扫描，并且在所述扫描期间提供恒定的功率电平。在这种情况下，仅仅需要对原始数据进行离散傅里叶变换（利用适当的窗口函数，例如 Hanning），以便获得 A 扫描图形。

对于实际的激光源，扫描频率在整个光谱范围内改变，功率也是如此。若不进行校正，这些影响会导致图像模糊。因此，通过以不等间隔时间利用局部三次插值算法进行重新采样以及通过以变化因子重定比例，来修正原始数据。然后如上所述，进行离散傅里叶变换。

利用平面镜片（plain glass block）作为目标来获得对上述修正的标定，以便产生入射功率的约 4% 的单一反射（在标定过程中，扫描反射镜是静止的，设定在中心位置）。调整路径差，以便给出适当大数目的干涉条纹（例如横过所述扫描有 100 条干涉条纹），并且捕获原始波形。在消除任何残余直流分量之后，计算机利用局部三次插值算法准确地确定条纹零点交叉的位置，因此获得所需的重新采样位置阵列。它还确定干涉条纹的包络线，因此获得所需的重定比例值阵列。当正确地标定了所述系统时，所述玻璃片在 A 扫描中给出尖锐的单一峰值。

图 13 示出包括外壳 100 的设备的透视图，外壳 100 安装用以分析干涉图并把结果显示在屏幕 101 上的计算机系统。外壳 100 还安装激光器，激光器的输出光束通过柔性单模光纤 2 传送到探头 1。

本发明不限于所描述的示例的细节。

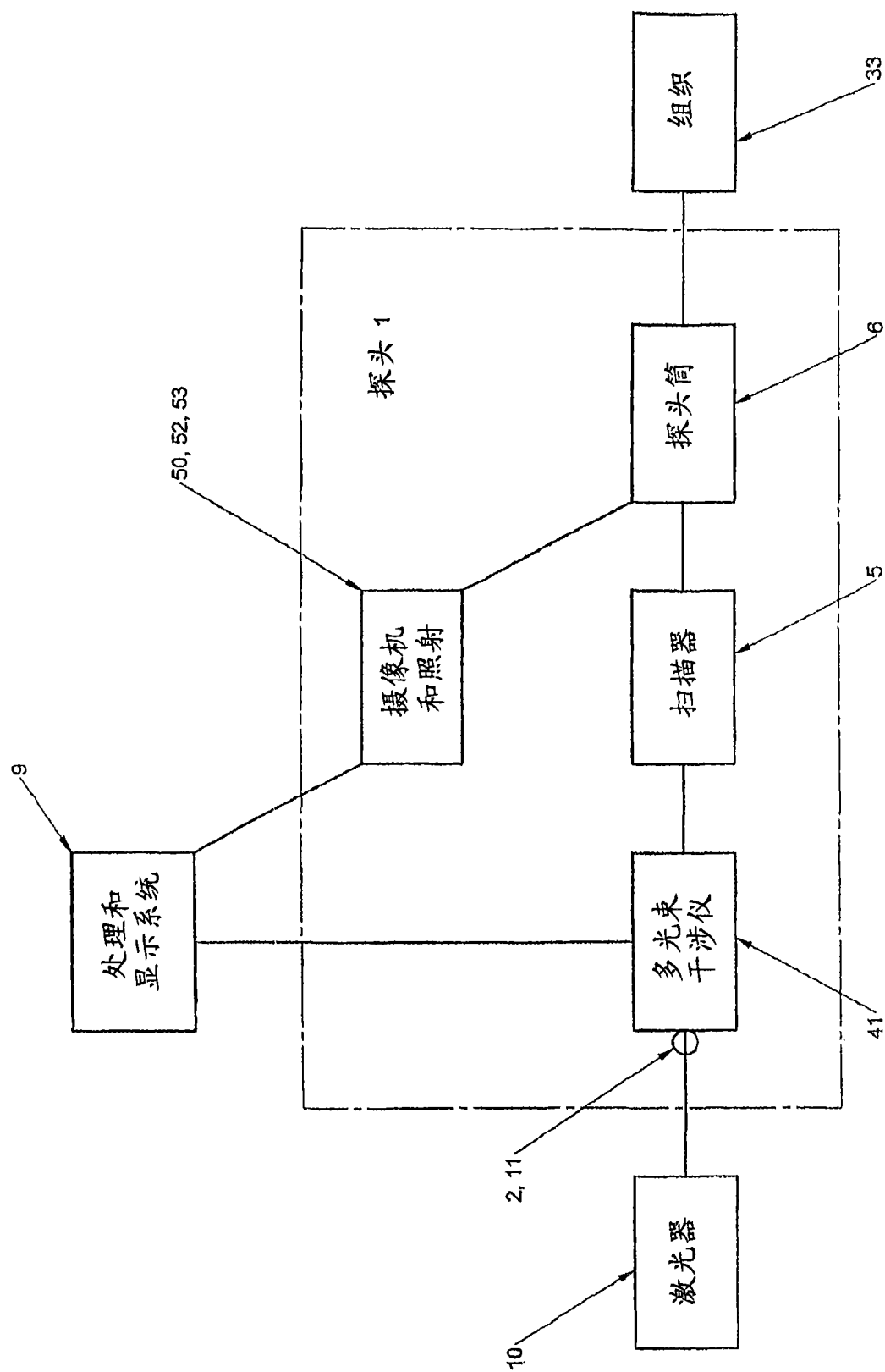


图 1

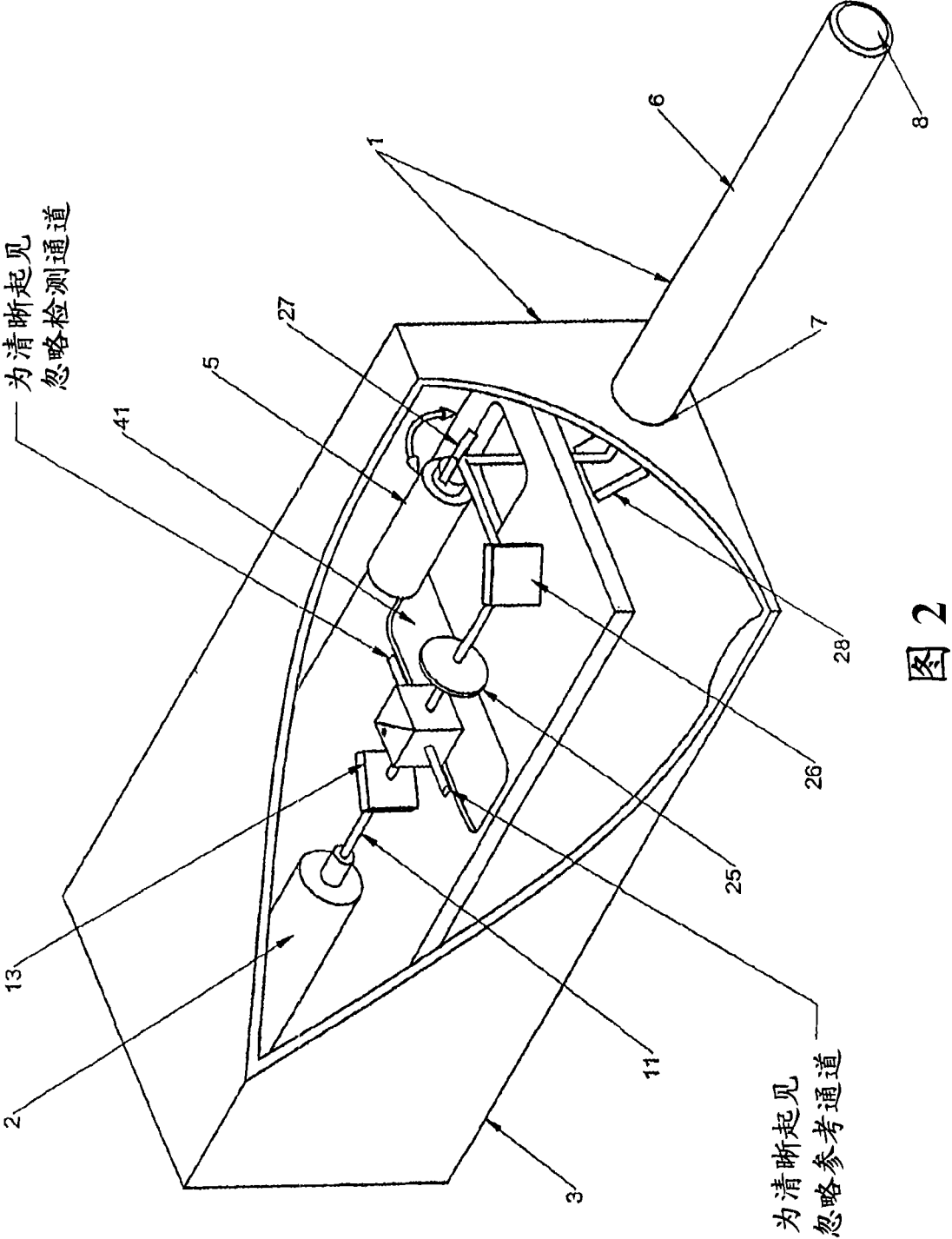


图 2

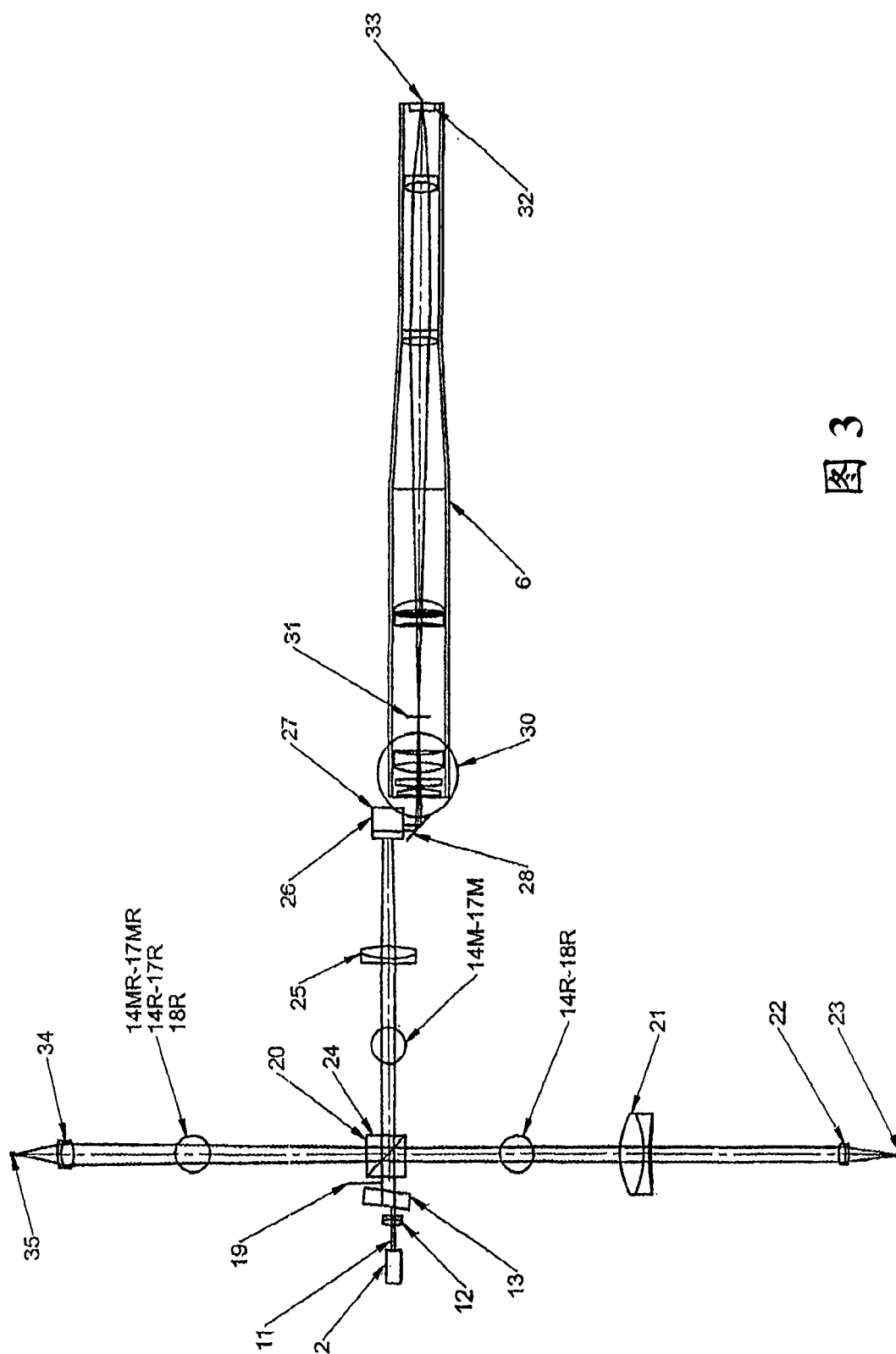


图 3

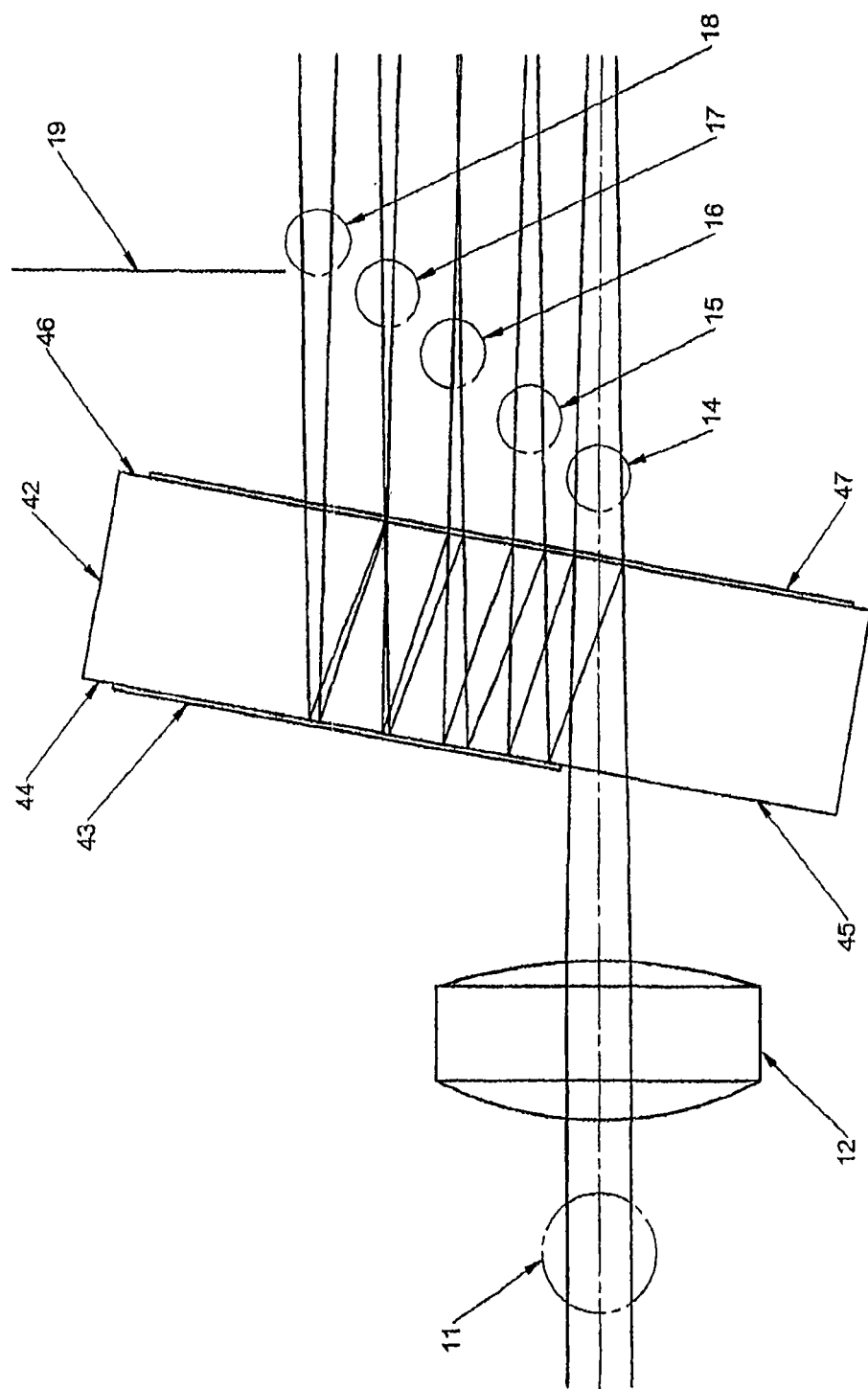


图 4

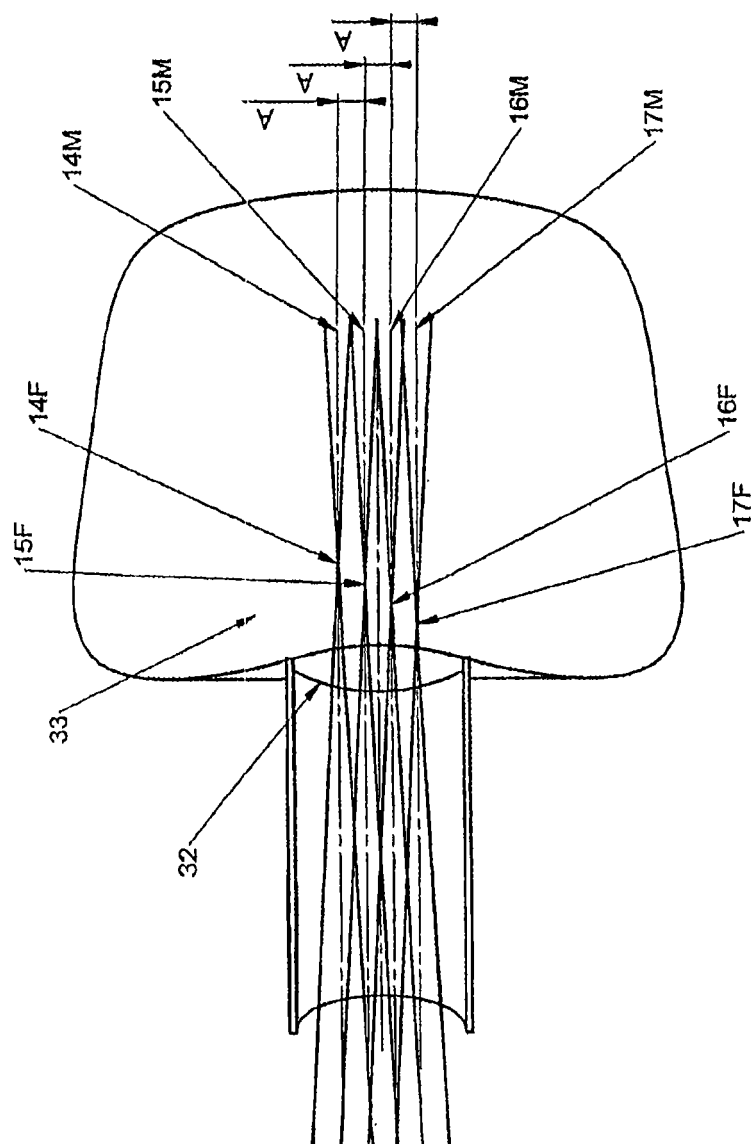


图 5

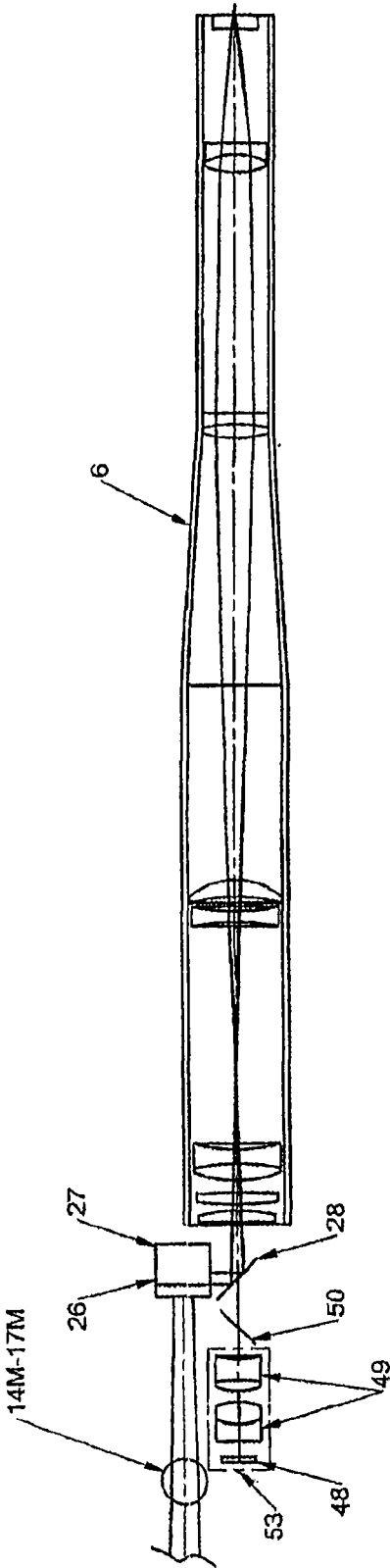


图 6

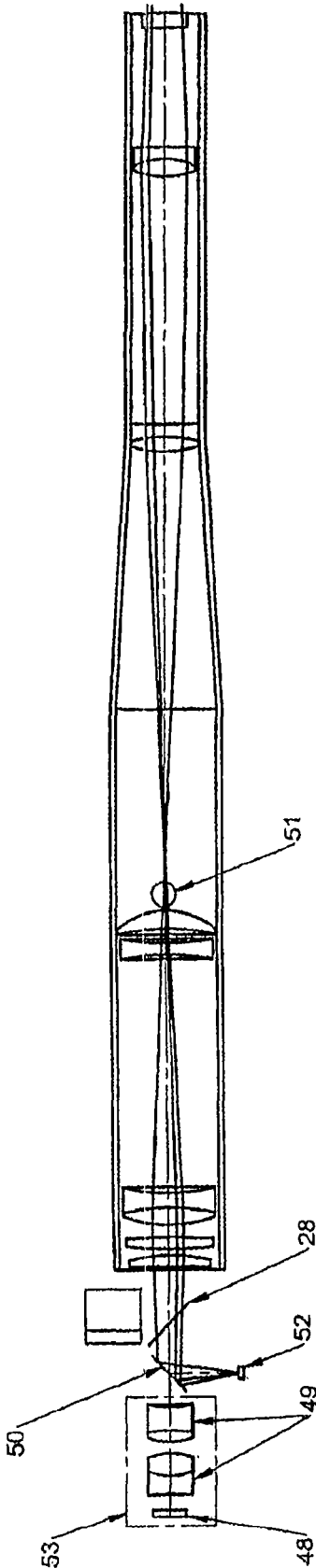


图 7

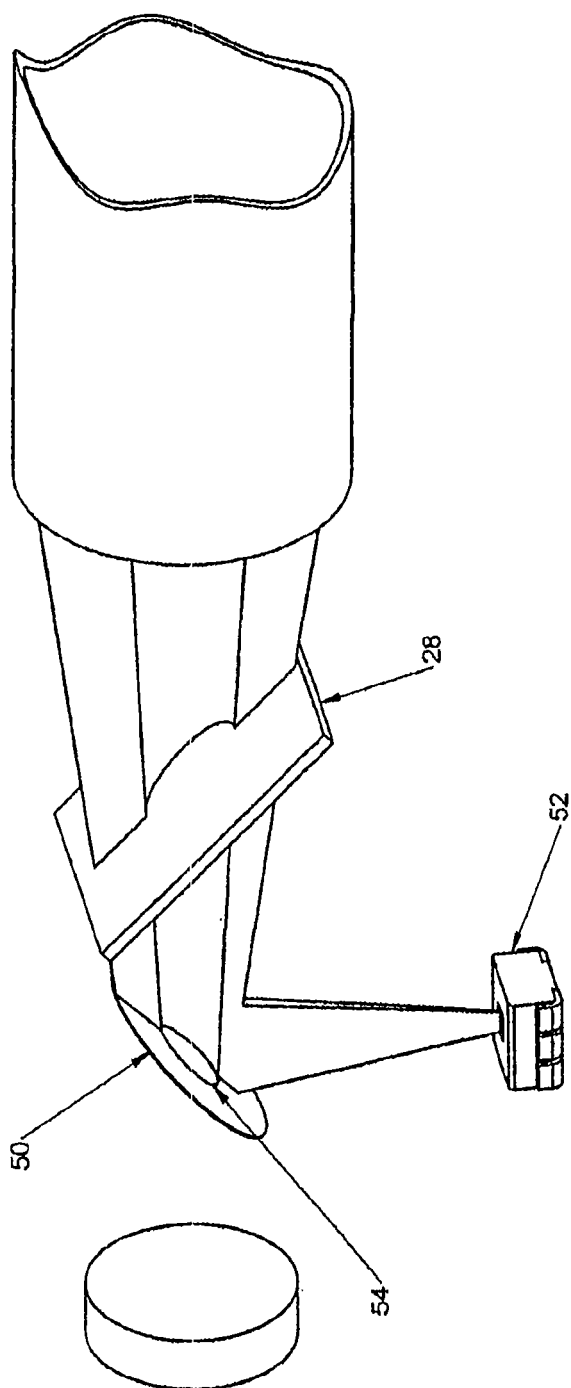


图 8

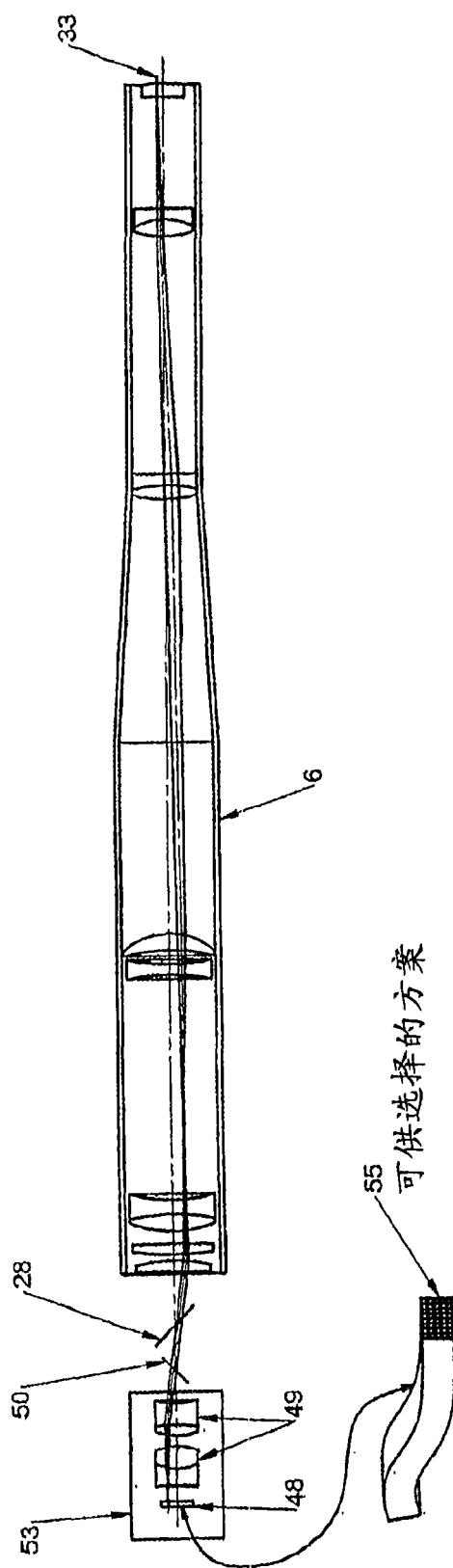
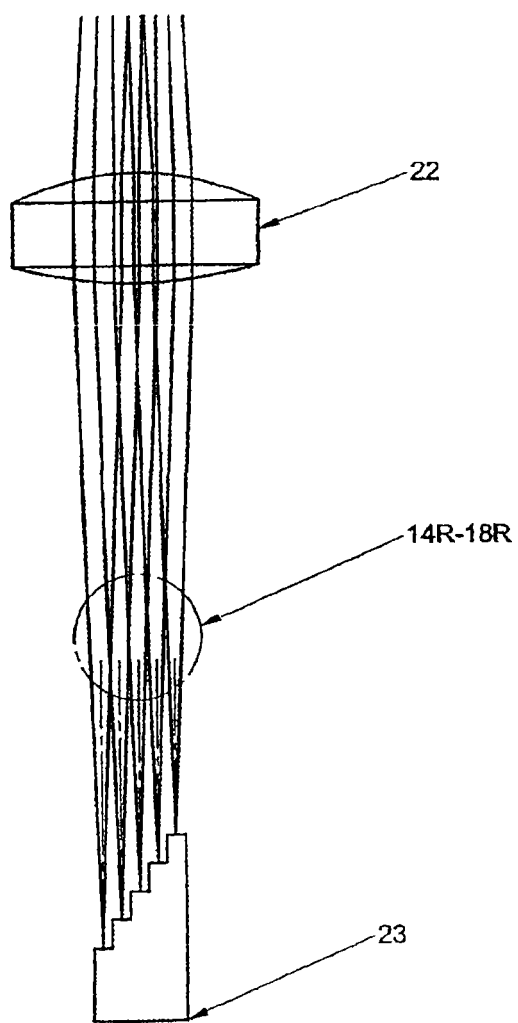


图 9

**图 10**

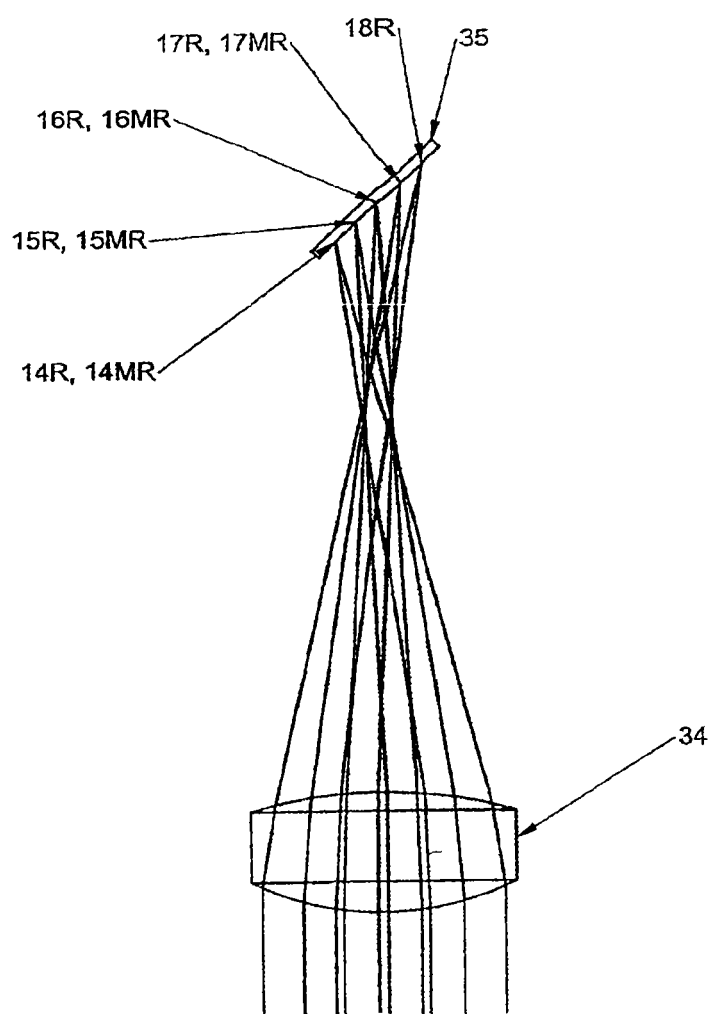


图 11

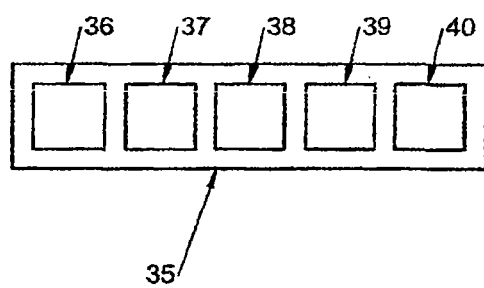


图 12

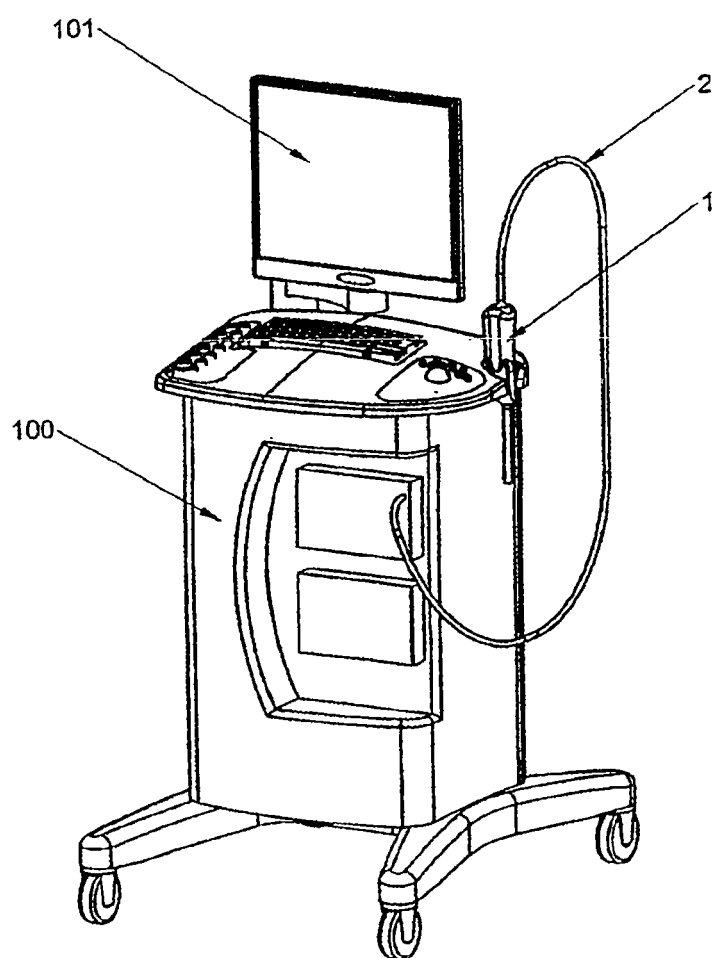


图 13

专利名称(译)	干涉设备、方法和探头		
公开(公告)号	CN101115436A	公开(公告)日	2008-01-30
申请号	CN200580046850.4	申请日	2005-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	迈克逊诊断有限公司		
申请(专利权)人(译)	迈克逊诊断有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	迈克逊诊断有限公司		
[标]发明人	DS史密斯 SR哈特斯利 A吉尔克斯		
发明人	D·S·史密斯 S·R·哈特斯利 A·吉尔克斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/04 A61B1/07 A61B1/303		
CPC分类号	A61B1/07 A61B5/6852 A61B5/7257 A61B1/00172 A61B1/303 A61B5/0066 A61B1/0638 A61B2562/0242		
优先权	2004025419 2004-11-18 GB		
其他公开文献	CN101115436B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于执行傅里叶域光学相干层析成像的光学干涉设备包括提供多个光束的装置，由此同时记录待检查物质内多个不同焦深的干涉图，每一个干涉图由多个光束之一提供。提供用于将从多个不同焦深的干涉图得出的图像组合起来的装置，由此可以构造具有增大的景深的单一图像。计算焦点的轴向间隔，以便考虑待检查的物质中焦点腰的瑞利范围。

