

[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 200580043930.4

[43] 公开日 2009 年 3 月 18 日

[11] 公开号 CN 101389264A

[22] 申请日 2005.10.20

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公

[21] 申请号 200580043930.4

司

[30] 优先权

代理人 王波波

[32] 2004.10.20 [33] US [31] 60/620,793

[32] 2005.10.17 [33] US [31] 11/253,242

[86] 国际申请 PCT/US2005/037730 2005.10.20

[87] 国际公布 WO2006/045013 英 2006.4.27

[85] 进入国家阶段日期 2007.6.20

[71] 申请人 突慧公司

地址 美国马萨诸塞州

[72] 发明人 彼得·E·诺瑞斯 王飞凌 李小莉

权利要求书 6 页 说明书 44 页 附图 32 页

[54] 发明名称

集成疾病诊断和治疗系统

[57] 摘要

本申请描述了一种用于光学的测量样品的设计、实施方式和技术，以及一种通过电磁辐射处理（例如激光、RF 或微波）提供 CT - 扫描、光学探测和治疗的集成系统。可以将不同波长的光用于检测样品中的不同吸收特征。可以使用包括可调激光器的多路光源。

要求保护的是正文中描述的和附图中所示出的，包括：

1. 一种医疗设备，包括：

气管镜，包括工作管道，配置用于插入到身体的通道中以到达身体内部的目标区域；

光纤探测模块，包括（1）具有插入到气管镜的工作管道中的部分的探测光纤，以及（2）光学探头，与探测光纤的一端相连，并且位于所述工作管道的内部，所述光纤探测设备可操作用于通过探测光纤和光学探头将探测光定向到身体中的目标区域，并且收集来自目标区域的反射光，并且用于进一步地从所收集的反射光获得目标区域的信息；以及

激光治疗模块，包括功率传递光纤，具有插入到气管镜的工作管道中以向目标区域传递治疗激光束的部分。

2. 根据权利要求1实施的设备，还包括：

计算断层（CT）模块，用于扫描身体的至少一部分，以获得身体的扫描部分的CT扫描数据，该CT扫描数据被分析用于标识和定位恶性可疑目标区域，用于通过光纤探测模块进一步地探测和分析。

3. 根据权利要求1所述的设备，其中，构建所述探测光纤以支持处于第一传播模式和不同的第二传播模式的光，并且光纤探测模块还包括：

光源，用于产生探测光，其中所述探测光纤接收和引导处于第一传播模式的探测光；

其中，光纤探头与探测光纤相连以从探测光纤接收光，并且以第一传播模式将所述光的第一部分反射回探测光纤中，并且将所述光的第二部分定向到目标区域，所述探头收集从目标区域的第二部分的反射，并且向探测光纤输出所述反射作为处于第二传播模式的反射第二部分；

光学差分延迟单元，用于响应于控制信号，产生和控制从探测光纤接收到的所反射第一部分和所反射的第二部分之间的相对延迟；

检测模块，用于从探测光纤接收所反射的第一部分和所反射的第二部分，并且提取由所反射的第二部分所携带的目标区域的信息；以及

控制单元，向光学差分延迟单元产生控制信号，用于以两个不同偏置值设置相对延迟，以选择目标区域内部的材料层，以测量选定层的光学吸收。

4. 根据权利要求3所述的设备，其中，检测模块包括：

光学设备，用于将按照第一传播模式的光沿第一光路进行定向，以及将按照第二传播模式的光沿不同的第二光路进行定向；

第一光学元件，处于第一光路中以将不同波段处的光分离为第一组不同的光束；

多个第一光检测器，用于分别接收和检测来自第一光学元件的第一组不同的光束；

第二光学元件，处于第二光路中以将不同波段处的光分离为第二组不同的光束；以及

多个第二光检测器，用于分别接收和检测来自第二光学元件的第二组不同的光束。

5. 根据权利要求4所述的设备，其中，第一和第二光学元件是光栅。

6. 根据权利要求3所述的设备，其中，检测模块包括数字信号处理器，用于处理所反射的第二部分中的目标区域的信息，并且用于产生目标区域的光谱吸收数据。

7. 根据权利要求3所述的设备，其中，光学差分延迟单元包括：

模式分离单元，用于将接收到的光分为按照第一传播模式的第一光束和按照第二传播模式的第二光束；以及

在第一和第二光束之一中的可变光学延迟元件，用于响应于控制信号调节第一和第二光束之间的光学延迟。

8. 根据权利要求3所述的设备，其中，第一和第二传播模式是由探测光纤支持的两个正交偏振模式，并且其中检测模块包括：

光检测器；以及

光偏振器，用于接收和混合所反射的第一和第二部分，以向光检测器产生光学输出。

9. 根据权利要求3所述的设备，其中，光学探头包括部分模式转换

器，将来自目标的反射设定于第二传播模式。

10. 根据权利要求3所述的设备，其中，光学探头包括：

部分反射器，用于反射探测光的第一部分，并且用于向样品传输探测光的第二部分；以及

偏振旋转器，位于部分反射器和目标区域之间，用于改变所反射的第二部分的偏振，来控制所反射的第二部分处于第二传播模式。

11. 根据权利要求3所述的设备，其中，光学探头包括：

部分反射器，用于反射探测光的第一部分，并且用于向目标区域传输探测光的第二部分；以及

法拉第旋转器，位于部分反射器和目标区域之间，用于改变所反射的第二部分的偏振，来控制所反射的第二部分处于第二传播模式。

12. 根据权利要求3所述的设备，其中，光学探头包括：

部分反射器，用于反射探测光的第一部分，并且用于向目标区域传输探测光的第二部分；以及

四分之一波片，位于部分反射器和目标之间，用于改变所反射的第二部分的偏振，来控制所反射的第二部分处于第二传播模式。

13. 根据权利要求3所述的设备，其中，光纤探测模块还包括：

输入波导，用于从光源接收探测光，并且用于引导处于第一传播模式的输入光束；

输出波导，用于从探测光纤接收所反射的第一部分和第二部分，并且用于将所反射的第一和第二部分定向到光学差分延迟单元；以及

光路由器，与输入波导、探测光纤和输出波导相连，所述光路由器将来自输入波导的光定向到探测光纤，并且将来自探测光纤的光定向到输出波导。

14. 根据权利要求13所述的设备，其中，光学路由器包括：

光学环行器；

第一分束器，处于探测光纤中，用于传输处于第一传播模式的光，并且用于反射处于第二传播模式的光；

第二分束器，处于输出波导中，用于传输处于第一传播模式的光，

并且用于反射处于第二传播模式的光；以及

旁路波导，连接在第一和第二分束器之间，用于将由第一分束器反射的所反射第二部分定向到第二分束器，所述第二分束器通过反射将所反射的第二部分定向到输出波导中。

15. 根据权利要求13所述的设备，还包括：

可调光学滤波器，位于输入波导之一中；

探测光纤；以及

输出波导，用于选择目标区域的光谱响应的一部分来进行测量。

16. 根据权利要求1所述的设备，还包括可调光学滤波器，用于对探测光进行滤波，以选择目标区域的光谱响应的一部分来进行测量。

17. 根据权利要求1所述的设备，还包括可调光学滤波器，用于对所反射的第一和第二部分进行滤波，以选择目标区域的光谱响应的一部分来进行测量。

18. 根据权利要求1所述的设备，其中，光纤探测模块还包括：

多个光源，将以不同波长为中心的不同波段的光作为探测光发射到探测光纤中，其中，光学探头以第一传播模式将探测光的第一部分反射回探测光纤中，并且将探测光的第二部分定向到目标区域，以及探头收集来自目标区域的第二部分的反射，并且向探测光纤输出所述反射作为处于与第一传播模式不同的第二传播模式的所反射的第二部分；

光学差分延迟单元，用于响应于控制信号，产生和控制从单波导接收到的所反射的第一部分和所反射的第二部分之间的相对延迟；

检测模块，用于接收所反射的第一部分和所反射的第二部分，并且用于提取由所反射的第二部分携带的目标区域的信息；以及

探测控制单元，向光学差分延迟单元产生控制信号，用于以两个不同偏置值设置相对延迟，以选择目标区域内部的材料层，以测量来自不同光源的每一个波长处的选定层的光吸收。

19. 根据权利要求1所述的设备，其中，光纤探测模块还包括：

多个可调激光源，将以不同波长为中心的不同波段内的光作为探测光发射到探测光纤中，其中所述探测光纤配置用于接收和引导处于第一传播模式的不同波段的探测光；

其中，光学探头用于以第一传播模式将探测光的第一部分反射回探测光纤中，并且将光的第二部分定向到目标区域，以及探头收集来自目标区域的第二部分的反射，并且向探测光纤输出所述反射作为处于与第一传播模式不同的第二传播模式的所反射的第二部分；

检测模块，用于在波导中接收所反射的第一部分和所反射的第二部分，并且用于提取由所反射的第二部分携带的目标区域的信息；以及

探测控制单元，用于对相应激光发射波段中的每一个可调激光器进行调谐，以获得每一个相应波段之内的不同波长处目标区域的吸收测量值。

20. 根据权利要求 1 所述的设备，还包括：

管状单元，用于保持探测光纤、探头和功率传递光纤作为插入到气管镜的工作通道中的单独组件。

21. 一种用于肺癌治疗的医疗设备，包括：

计算断层（CT）扫描单元，用于检测和定位肺的肺部节结位置；

光学剖面成像单元，用于光学地测量和分析每一个肺部节结位置，以在良性和恶性肺部节结位置之间进行区分；以及

放射治疗单元，用于光学治疗恶性的选定肺部节结位置。

22. 根据权利要求 21 所述的设备，其中，放射治疗单元包括微波切除治疗单元，用于治疗选定的肺部节结位置。

23. 根据权利要求 22 所述的设备，还包括内窥镜，所述内窥镜包括工作管道，其中，光学截面成像单元包括探测光纤，用于向每一个肺部节结位置传递探测光以光学地测量每一个位置，以及工作通道内部的一部分探测光纤，以传递探测光。

24. 一种集成诊断和治疗系统，包括：

CT 扫描单元，用于定位身体部分中的病区；

基准剖面成像单元，用于分析每一个病区；以及

激光放射治疗单元，用于治疗选定的病区。

25. 根据权利要求 24 所述的系统，其中，每一个病区均受到前列腺癌的感染。

26. 根据权利要求 24 所述的系统，其中，每一个病区均是肺的一

部分，并且受到肺癌的感染。

27. 根据权利要求 24 所述的系统，其中，每一个病区均受到与前列腺癌和肺癌不同的癌症的感染。

28. 一种用于诊断和治疗患者的恶性疾病的方法，包括：

在患者的选定身体部分中执行计算断层(CT)扫描，以标识选定身体部分中潜在恶性位置；

使用光探测束以光学地探测所标识的位置，以进一步地将恶性位置与良性位置相标识；以及

向每一个所标识的恶性位置传递辐射能量，以治疗恶性疾病。

29. 根据权利要求 28 所述的方法，其中，辐射能量从微波或 RF 源获得。

30. 根据权利要求 28 所述的方法，其中，辐射源从激光获得。

集成疾病诊断和治疗系统

本申请要求 2004 年 10 月 20 日递交的、题为“Early-Stage Lung Cancer Diagnosis and Treatment System”的美国临时专利申请序列号 No. 60/620, 793 的优先权。

本申请是 2004 年 10 月 12 日递交的、题为“Coherence-Gated Optical Glucose Monitor”的待审美国申请 No. 10/963, 948 (2005 年 4 月 7 日公开为美国专利公开 No. US-2005-0075547-A1) 的部分继续申请，并且要求其优先权。

本申请还是 2005 年 10 月 4 日递交的、题为“Cross-sectional Mapping of Spectral Absorbance Feature”的待审美国申请 No. 11/244, 418 的部分继续申请，并且要求其优先权。

上述专利申请的全部公开内容在此一并作为参考，并作为本申请说明书的一部分。

技术领域

本申请涉及多种物质的非侵入光学探测的设备和技术，以及使用所述非侵入光学探测来检测、诊断和治疗肺部疾病的设备、系统和方法。

背景技术

通过非侵入光学手段来勘测物质是许多研究的目标，因为物质中的光-物质相互作用的不均匀性可以揭示其结构、组成、生理和生物信息。多种基于光学相干区域反射法 (OCDR) 的设备和技术可以用于多种物质的非入侵光学探测，包括但不限于人类和动物的皮肤、身体组织和器官，以提供这些物质的层析成像测量。

在许多 OCDR 系统中，将来自光源的光分为采样光束和基准光束，分别沿两个分离的光路传播。光源可以是部分相干光源。采样光束沿着

其自身的光路传播，照射在待研究的物质（或样品）上，而基准光束沿分离的路径朝向基准表面传播。然后，使样品反射的光束与基准表面反射的光束彼此叠加，以进行光学干涉。因为基于波长的相位延迟的缘故，干涉不会导致可观察的干涉条纹，除非采样和基准光束的两个光路长度非常近似。这提供了测距的物理机制。分束器可以用于分路来自光源的光，并组合反射采样光束和反射基准光束，以便在光检测器处进行检测。使用相同的器件来分路和重组辐射主要是根据公知的迈克尔逊（Michelson）干涉仪。在 Born 和 Wolf 的“光学原理（Principles of Optics）”，Pergamon Press（1980）中总结了针对部分相干光的干涉的发现和理论。

自由空间 Michelson 干涉仪中的低相干光用于测量目的。基于光纤元件的光学干涉仪用在以低相干光作为表现物质的特性的手段的多种仪器中。光纤 OCDR 的多种实施例可以在以下文件中所公开的器件中找到：Sorin 等，美国专利 5, 202, 745; Marcus 等，美国专利 5, 659, 392; Mandella 等，美国专利 6, 252, 666；以及 Tearney 等，美国专利 6, 421, 164。将 OCDR 以特定光学结构应用在医学诊断中已经公知为“光学相干层析成像”（OCT）。

图 1 示出了用在如美国专利 No. 6, 421, 164 和其他公开中所公开的多种光纤 OCDR 系统中的典型光学布局。光纤分束器附到两根光纤上，这两根光纤分别用于传导 Michelson 结构中的采样和基准光束。对于这些和其他实施方式中的大多数共同的是，首先，将来自低相干光源的光辐射物理地分为两个分离的光束，其中采样光束在样品波导中传播，与样品相互作用，而基准光束在基准波导中传播。然后，光纤分束器组合来自样品的反射辐射和来自基准波导的基准光，以引起干涉。

发明内容

本申请描述了使用非侵入光学探测的设备、系统和技术以及基于所述非侵入光学探测的集成医疗诊断和治疗系统和技术。例如，在一个实施例中，描述了集成诊断和治疗系统包括：CT 扫描单元，用于定位身体部分上的病区；以及激光、RF 或微波辐射治疗单元，用于治疗选定的病

区。在另一个实施方式中，本申请描述了用于肺癌治疗的集成诊断/治疗系统，包括：CT 扫描单元，用于定位肺部节结位置；基准剖面成像单元，用于分析每一个肺部节结位置；以及激光辐射治疗单元，用于光学治疗选定的肺部节结位置。在另一个实施方式中，描述了集成诊断和治疗系统，包括：CT 扫描单元，用于定位肺部节结位置；基准剖面成像单元，用于分析每一个肺部节结位置；以及微波辐射治疗单元，用于治疗选定的肺部节结位置。

还描述了以上系统和设备的具体实施方式。在一个示例中，医疗设备包括：气管镜，包括工作管道，配置用于插入到身体的通道中以到达身体内部的目标区域；光纤探测模块，包括（1）具有插入到气管镜的工作管道中的部分的探测光纤，（2）光学探头，与探测光纤的一端相连，并且位于所述工作管道的内部，所述光纤探测设备可操作用于通过探测光纤和光学探头将探测光定向到身体中的目标区域、并且收集来自所述目标区域中的反射光， 并且用于进一步地获得来自所收集的反射光的目标区域的信息；以及激光治疗模块，包括功率传递光纤，具有插入到气管镜的工作管道中的部分，以向目标区域传递治疗激光束。

还描述了一种用于诊断和治疗患者的恶性疾病的方法，包括：在患者的选定身体部分中执行计算断层(CT)扫描，以标识选定身体部分中潜在恶性的位置；使用光探测束来光学地探测所标识的位置，以进一步地将恶性位置与良性位置相标识；以及向每一个所标识的恶性位置传递辐射能量，以治疗恶性疾病。

该申请还描述了一种方法和设备，用于使用发射以不同波长为中心的光的多光源来获得组织和其它样品的横截面中的光谱吸收特征及其分布。在一个示例中，描述了一种用于对样品进行光学测量的方法，其中将发射不同波长光的不同光源用于测量样品。将来自不同光源的每一个波长的光通过单独的公共波导、按照第一传播模式定向到样品的一个采样位置中。在第一部分到达样品之前，将样品附近位置处的按照第一传播模式引导的光的第一部分定向为远离样品，而允许按照第二传播模式的第二部分到达样品。将第二部分从样品的反射定向为处于与第一传播模式不同的第二传播模式，以产生反射的第二部分。然后将按照第一传

播模式所反射的第一部分和按照第二传播模式所反射的第二部分定向通过单独的波导。产生了从所述单独波导接收到的所反射的第一部分和所反射的第二部分之间的相对延迟。调节从所述单独波导接收到的所反射的第一部分和所反射的第二部分之间的相对延迟处于两个不同供电偏置值，以选择样品内部的材料层，以在来自不同光源的每一个波长处测量选定层的光吸收。将来自不同光源的每一个波长的光定向通过单独的波导到达样品的其它采样位置，以测量每一个采样位置处来自不同光源的每一个波长处的选定层的光吸收。

在另一个示例中，描述了一种设备，包括辐射源，用于分别产生不同波长的辐射束。将多路复用器用于接收来自辐射源的辐射束，并且用于组合所述辐射束以沿公共路径传播。将传递模块用于将一部分所组合的辐射定向到样品，并且用于收集从样品反射的辐射，而反射没有到达样品附近的辐射。该设备还可以包括可控差分延迟设备，用于接收从样品反射的辐射和没有到达样品的所反射的辐射。在该设备中包括多路解复用器，用于将接收到的辐射分为不同波长的多个光束。所述设备还包括辐射检测器，定位以分别接收来自多路复用器的光束。

在另一个示例中，在本申请中描述的设备包括：用于将来自多个光源的光辐射通过公共的光波导组合和定向到样品的装置，每一个光源均在光谱带之内彼此不同的波长处发射；用于将所组合辐射的第一部分反射远离其附近的样品、而将组合辐射的第二部分定向到达样品的装置；用于将来自样品的所反射第一部分的至少一部分和所反射的第二部分的至少一部分通过公共光波导收集并引导到检测模块的装置；用于将光分为与光源的发射光谱相对应的多个光谱带的装置；以及用于将分离的光谱带的光辐射分别定向到多个光检测器的装置。

本申请还描述了用于对样品进行光学测量的设备的示例，包括：光源，在以不同波长为中心的不同波段处发光；单波导，用于接收和引导处于第一传播模式的不同波段处的光；以及探头，与波导相连，以接收来自波导的光将在第一传播模式下将第一部分的光反射回波导，并且将第二部分的光定向到样品。探头从样品收集第二部分的反射，并且向波导输出反射作为处于与第一传播模式不同的第二传播模式的所反射第二

部分。该设备还可以包括光学差分延迟单元，用于响应于控制信号，产生和控制第一传播模式和第二传播模式之间的相对延迟；检测模块，用于接收处于第一和第二传播模式的所反射的光辐射，以提取由处于第二传播模式的所反射光所携带的样品信息；以及控制单元。控制单元向光学差分延迟单元产生控制信号，并且设定相对延迟为两个不同的偏置值，以选择样品内部的材料层以测量来自不同光源的每一个波长处所选定层的光吸收。在一个实施方式中，可以将检测模块配置为包括光学设备，用于将按照第一传播模式所接收到的光的一部分和按照第二传播模式所接收到的光的一部分转换为按照沿第一光路传播的第三传播模式的光。该光学设备还可以将按照第一和第二传播模式所接收到的光的剩余部分转换为处于沿第二不同光路传播的第四传播模式的光。检测模块还包括：第一光学元件，处于第一光路中以将不同波段处的光分离为第一组不同的光束；第一光检测器，用于分别接收和检测来自第一光学元件的第一组不同的光束；第二光学元件，处于第二光路中以将不同波段处的光分离为第二组不同的光束；以及第二光检测器，用于分别接收和检测来自第二光学元件的第二组不同的光束。

在另一个示例中，描述了一种用于对样品进行光学测量的设备，包括可调激光源，发射以不同波长为中心的不同波段的光。包括单波导，用于接收和引导处于第一传播模式中的不同波段处的光。探头与波导相连，以接收来自波导的光，在第一传播模式下将所述光的第一部分反射回波导，以及将所述光的第二部分定向到样品。探头收集来自样品的第二部分的反射，并且向波导输出反射，作为处于与第一传播模式不同的第二传播模式的所反射的第二部分。包括检测模块，用于接收波导中处于第一和第二传播模式的所反射的光，并且用于提取由处于第二传播模式中的所反射光携带的样品信息。还包括控制单元，用于调节每一个可调谐激光器通过相应的波段，以获得每一个相应波段之内的不同波段处的样品的吸收测量。

在本申请中描述的、用于非侵入光学探测的设计、技术和典型实施方式使用了沿一个或多个公共光波导内部实质上相同的光路传播的不同光模式的叠加和相互作用。当光波模式之一与待研究物质相互作用时，

其与另一光模式的叠加可以用于获取与物质的光学属性有关的信息的目的。

在本申请中描述的方法和设备至少部分基于对多种技术问题的重视和在商用和用户友好设备中实现 OCDR 的实际考虑, 以及由上述参考专利和其他公开所公开的 OCDR 系统中的各种技术限制。作为示例, 与图 1 所示或前述专利中所描述的 OCDR 系统设计相关联的至少一个缺点是将基准光束与采样光束分离。由于光路的分离, 两个光束之间的相对光学相位或差分延迟可能会经历不受控制的波动和变化, 如不同的物理长度、振动、温度、波导弯曲等。例如, 当样品臂是与基准臂分离的基于光纤的导管的形式时, 对光纤的操作可能会引起采样和基准光束之间的差分相位的显著波动和漂移。这种波动和漂移可能会对测量造成不利的影响。例如, 两个光束之间的差分相位的波动和漂移可能会引起相位敏感测量中的技术难题, 如绝对折射率和双折射测量。

在本申请中描述的多种示例中, 并未物理地分隔光辐射, 使其沿不同的光路传播。代替地, 沿通过一个或多个公共光波导的实质上相同的光路, 传导所有传播波和模式。这种具有公共光路的设计可以有利地用于在系统中出现环境波动时、稳定不同辐射波和模式之间的相对相位, 如温度变化、系统尤其是波导的物理移动、对波导和系统的振动和声学冲击。在这个和其他方案中, 设计本系统以废除多种基于干涉仪的系统中的双光束路径结构, 其中样品光和基准光沿不同的光路中传播, 本系统的实施方式可以配置用于极大地减小差分相位延迟的波动和漂移, 并且对于一些相位敏感测量是有益的, 如确定绝对反射相位和双折射等。此外, 本申请中所描述的技术和器件通过使用公共光路来传导光, 简化了用于光学探测的器件的结构和光学配置。

在多种应用中, 获得样品内部、隔离体内的材料的吸收特性可能是有益的。在其他情况下, 可能希望通过其特征谱吸收率, 标识出一些物质的分布。在一些 OCDR 系统中, 如前述专利中的系统, 困难的是, 针对这些和其他谱特性, 直接进行光学不均匀性的测量。可以配置本申请中所描述的系统和技术, 允许样品的这些和其他谱特性的直接测量。

下面, 描述典型实施方式, 以示出本系统和技术的多种特征和优点。

这种特征之一是通过利用低相干辐射的非侵入手段获取与物质中的光学不均匀性有关的信息的方法和设备。另一特征是通过消除将光辐射分为样品路径和基准路径的必要，实现高信号稳定性和高信噪比。例如，额外的特征包括可以进行如双折射和绝对折射率等相位解析测量的平台、获得与谱吸收率有关的光学不均匀性的能力、解决各种基于干涉仪的光学系统中由于偏振变化而引起的信号漂移和衰落的问题、以及以简单的光学排列有效地使用源辐射。这里所描述的系统和技术的优点尤其包括提高性能和设备可靠性、简化操作和维护、简化光学布局、降低设备复杂性、降低制造复杂性和成本。

将描述用于光学传感样品的多种典型方法和技术。在一些实施方式中，两个不同光学传播模式（例如，第一和第二模式）的输入光通过公共输入光路通往光学探头，所述光学探头将第二模式的部分输入光发送到样品上。探头将第一模式的光和来自样品的、第二模式的返回光通过公共光路送往检测模块。

例如，这里所描述的一种方法包括以下步骤。通过光波导，向样品传导第一传播模式和第二、不同传播模式的光辐射。使第一传播模式的辐射远离样品，不到达样品。传导第二传播模式的辐射，与样品相互作用，以根据相互作用，产生返回辐射。将第二传播模式的返回辐射和第一传播模式的辐射耦合到远离样品的光波导中。接下来，使用来自光波导的第二传播模式的返回辐射和第一传播模式的辐射，以提取出样品的信息。

作为另一示例，描述了一种用于对样品进行光学测量的器件，包括波导、探头和检测模块。波导支持第一传播模式和第二、不同传播模式，并用于接收和传导第一和第二传播模式的输入光束。探头与波导相耦合，以接收输入光束，并将第一传播模式的第一部分输入光束以第一传播模式反射回波导，并将第二传播模式的第二部分输入光束送往样品。探头收集来自样品的、对第二部分的反射，并将反射输出到波导，作为第二传播模式的反射第二部分。检测模块用于接收波导中的反射第一部分和反射第二部分，并提取出由反射第二部分携带的样品的信息。

本申请还描述了使用一个输入波导向光学探头传导输入光以及使

用另一输出波导传导来自光学探头的输出的器件。例如，一种用于对样品进行光学测量的器件可以包括：输入波导，支持第一传播模式和第二、不同传播模式，接收并传导第一和第二传播模式的输入光束。所述器件还可以包括：输出波导，支持第一和第二传播模式。在此器件中，探头可以与输入波导相耦合以接收输入光束，并与输出波导相耦合，探头可用于将第一传播模式的第一部分输入光束以第一传播模式传导到输出波导中，并将第二传播模式的第二部分输入光束传导到样品上。探头收集来自样品的、对第二波分的反射，并将发射输出到输出波导，作为第二传播模式的反射第二部分。此外，此器件中可以包括检测模块，用于接收输出波导中的反射第一部分和反射第二部分，并提取出由反射第二部分携带的样品的信息。

在一些其他实施方式中，将单一光传播模式（例如，第一预定模式）的光送往待测样品附近的光学探头。光学探头使输入光的第一部分以第一模式远离样品，将输入光的第二部分送往样品。然后，光学探头以第二、不同模式传导来自样品的返回光，在公共光路中与第一模式的第一部分共同传播。

例如，一种用于对样品进行光学测量的方法包括以下步骤。将第一传播模式的传导光束送往样品。在第一传播模式的第一部分传导光到达样品之前，在样品附近的位置处，使第一部分远离样品。传导第一传播模式的第二部分到达样品。控制来自样品的、对第二部分的反射，使其处于不同于第一传播模式的第二传播模式，以产生反射第二部分。然后，通过公共波导，将第一传播模式的反射第一部分和第二传播模式的反射第二部分传导到检测模块中，以从反射第二部分中提取出与样品有关的信息。

还描述了另一种用于对样品进行光学测量的方法。在此方法中，将第一传播模式的光送往待测样品附近。然后，在样品附近，不到达样品，使第一传播模式的第一部分光远离样品传播。将第一传播模式的第二部分光送往样品，引起在样品处的反射。控制来自样品的反射光，使其处于与第一传播模式独立的第二传播模式，以便沿公共光路与第一部分共同传播。利用第一传播模式的第一部分和第二传播模式的反射光来获得

样品的信息。

本申请还描述了用于对样品进行光学测量的器件和系统的典型实施方式，其中光学探头接收一个模式的输入光并输出两个模式的光。这种器件的一个示例包括：波导，用于接收和传导第一传播模式的输入光束；和探头，与波导相耦合以接收输入光束，并将输入光束的第一部分以第一传播模式反射回波导，以及将输入光束的第二部分送往样品。此探头收集来自样品的、对第二部分的反射，并将反射以不同于第一传播模式的第二传播模式输出到波导，作为反射第二部分。此器件还包括检测模块，用于接收波导中的反射第一部分和反射第二部分，并提取出由反射第二部分携带的样品的信息。

在另一示例中，公开了一种用于对样品进行光学测量的设备，包括：光源；波导，至少支持第一和第二独立传播模式，并将来自光源的、第一传播模式的光辐射传导到待测样品的附近；探头，在样品的附近，端接波导，并反转波导中、一部分第一传播模式的传播方向，同时将剩余的光辐射传向样品，所述探头可用于将来自样品的反射光转换为第二传播模式；以及差分延迟调制器，传输来自探头和波导的、第一和第二传播模式的光，并改变第一和第二传播模式之间的相对光路长度。在此设备中，包括模式组合器，用于接收来自差分延迟调制器的光，并用于通过将每个模式的一部分转换为一对新模式，叠加第一和第二传播模式。在此设备中，使用至少一个光电检测器，用于接收两个新模式中的至少一个的光。此外，使用电子控制器与光电检测器进行通信，并用于从光电检测器的输出中提取出样品的信息。

在另一示例中，描述了一种器件，包括光波导、光学探头和光学检测模块。光波导用于传导第一光学模式的光辐射。光学探头与光波导相耦合，用于接收光辐射。所述光学探头可用于（1）将光辐射的一部分重定向回光波导，同时向样品传播剩余的辐射；（2）接收来自样品的反射或后向散射辐射，并将其送入波导；以及（3）控制来自样品的反射或后向散射光，使其处于不同于第一光学模式的第二光学模式。光学检测模块用于通过波导接收由探头重定向的辐射，并将第一和第二光学模式的光辐射，至少一部分，转换为公共光学模式。

用于对样品进行光学测量的器件的另一示例包括输入波导、输出波导和探头。输入波导支持第一和第二不同传播模式，并用于接收和传导第一传播模式的输入光束。输出波导支持第一和第二不同传播模式。探头与输入波导相耦合以接收输入光束，并与输出波导相耦合以输出光。探头可用于将第一传播模式的第一部分输入光束送入输出波导，以及将第二部分输入光束送往样品。此外，探头收集来自样品的、对第二部分的反射，并以第二传播模式将反射输出到输出波导，作为反射第二部分。此外，此器件包括检测模块，用于接收输出波导中的反射第一部分和反射第二部分，并提取出由反射第二部分携带的样品的信息。

本申请还描述了一种用于对样品进行光学测量的设备的示例。在此示例中，使用能够保持至少一个传播模式的第一波导。发射辐射的光源用于激励第一波导中的传播模式。光检测器用于以其第一端口端接第一波导，使进入第一端口的光模式，至少一部分，通过第二端口，并使进入第二端口的光模式，至少一部分，通过第三端口。所述设备还包括第二波导，支持至少两个独立传播模式，并具有与第二端口耦合的第一端、和第二端。具体地，探头与第二波导的第二端相耦合，并用于将部分光的传播方向反转回第二波导，并将剩余的光传向样品。此探头可用于将来自样品反射的收集光变换为由第二波导支持的正交模式，并将正交模式的光送入第二波导。还包括支持至少两个独立传播模式的第三波导，与光检测器的第三端口相连，用于从中接收光。利用差分延迟调制器与第三波导相连，以接收来自第二波导的光，并参照一个模式，向另一模式施加可变相位延迟和可变路径长度。支持至少两个独立模式的第四波导与差分延迟调制器相耦合，用于从中接收光。定位检测子系统以接收来自第四波导的光，并叠加来自第四波导的两个传播模式以形成两个相互正交的新模式。此检测子系统包括两个光电检测器，分别接收新模式的光。

此外，本申请描述了光学传感器件和系统，将单一传播模式的输入光送往光学探头，并使用光学探头以相同的模式、沿可以由一个或多个连接波导形成的公共传播路径、向检测模块传导未到达样品的光和从样品返回的光。例如，基于此方案的器件可以包括至少支持光的输入传播

模式的波导、与波导耦合的探头、和检测模块。波导用于接收和传导输入传播模式的输入光束。探头用于接收输入光束，并将第一部分输入光束以输入传播模式反射回波导，以及将输入传播模式的第二部分输入光束送往样品。探头收集来自样品的、对第二部分的反射，并以输入传播模式向波导输出该反射，作为反射第二部分。检测模块用于接收来自波导的、输入传播模式的反射第一部分和反射第二部分，并提取出由反射第二部分携带的样品的信息。

在附图、文字描述和权利要求书中，详细描述了这些和其他特征、系统配置、相关优点和实施方式的变体。

附图说明

图 1 示出了具有位于两个分离光路中的基准和样品光束的、基于公知的 Michelson 干涉仪的传统光学传感器件的示例。

图 2 示出了根据一个实施方式的传感器件的一个示例。

图 3 示出了图 2 所示的系统的典型实施方式。

图 4 示出了用在图 3 中的探头的一个典型实施方式和偏振选择反射器 (PSR) 的一个典型实施方式。

图 5A 和 5B 示出了另一典型光学传感系统，使用三个波导和光定向器，在测量样品时，向和从探头传导两个模式的光。

图 6 作为相位的函数示出了在图 5A 和 5B 的系统中的检测器处接收到的强度波形，其中检测光强度表现出拥有基频及其谐波的振荡波形。

图 7 示出了图 5B 所示系统或图 3 所示系统用于获取光学不均匀性图像的一个典型操作。

图 8A 和 8B 示出了光学传感系统的光学布局的一个典型设计及其利用电子控制器的系统实施方式，其中将单一模式用作输入光。

图 9 示出了系统实施方式的另一示例，其中光学探头接收单一输入模式的光，并将部分光转换为不同的模式。

图 10A 和 10B 示出了用在传感系统中的探头的可能设计的两个示例，其中输入光是单一模式的。

图 11 示出了光检测器的一个实施方式，包括保偏光环行器和两个偏振分束器。

图 12 示出了用在此光学传感系统中的光学差分延迟调制器的示例，其中施加外部控制信号，以控制差分延迟元件来改变和调制输出中的相对延迟。

图 12A 和 12B 示出了用于实现图 12 中的光学差分延迟调制器的两个典型器件。

图 13A 和 13B 示出了适合于实现图 12 所示的光学差分延迟调制器的机械可变延迟元件的两个示例。

图 14A 示出了作为整个差分延迟调制器的一部分的、图 12B 中的延迟器件的典型实施方式。

图 14B 示出了基于图 14A 所示的设计的延迟器件，其中反射镜和可变光学延迟线由图 13A 所示的机械延迟器件实现。

图 15 示出了可代替如图 5B 所示的器件的光学传感系统。

图 16 示出了基于图 2 所示的设计的系统，其中将可调谐滤波器插入在输入波导中，对两个不同模式的输入光进行滤波。

图 17 示出了基于图 8A 所示的设计的另一典型系统，其中将可调谐滤波器插入在输入波导中，对单一模式的输入光进行滤波。

图 18 示出了图 16 和 17 所示的器件中的可调谐带通滤波器的操作。

图 19A 示出了人类皮肤组织的示例，其中可利用这里所描述的光学传感技术来测量表皮和皮下层之间的真皮层中的葡萄糖浓度。

图 19B 示出了在 1 到 2.5 微米之间的波长范围内、血液中的一些主要葡萄糖吸收峰。

图 20 示出了图 3 所示的检测子系统的一个典型实施方式，其中使用两个衍射光栅来分离来自偏振分束器的输出光束中的不同谱分量。

图 21 和 22 示出了向光学探头传导单一模式的光并以相同的单一模式传导来自探头的输出光的光学传感器件的示例。

图 23 示出了针对图 21 和 22 所示的器件的光学探头的设计的示例，其中光学探头并不改变光的模式。

图 24 示出了部分地处于光谱吸收映射图（spectral absorbance

mapping) 测量中的身体部分表面以下的两个选定表面。

图 25、图 26 和图 27 示出了使用用于光谱吸收映射图测量的固定中心发射波长处的多光源的设备示例。

图 28 示出了光学多路复用器的一个示例，用于将来自不同光源的光组合到公共波导或光路中。

图 29A 和图 29B 示出了具有分光学滤波器的光学多路复用器的另一个示例用于将来自不同光源的光束组合到公共波导或光路中、以及所述分光滤波器的光谱特征。

图 30 示出了使用处于针对光谱吸收映射图测量的固定中心发射波长处的多路光源的示范性设备，其中将光开关用于随后将来自不同光源的不同光束定向到公共波导或光路中。

图 31 示出了针对使用不同波长的不同光束以检测光谱吸收映射图测量中样品中的吸收特征。

图 32 示出了使用用于光谱吸收映射图测量的多路可调光源的示范性设备。

图 33 示出了集成系统的示例，所述集成系统将 X 射线 CT 扫描模块、基准剖面组织成像模块和激光治疗模块相组合以提供用于治疗肺癌的完整诊断和治疗平台。

图 34 示出了示范性使用图 33 所示系统用于检测和治疗肺癌。

图 35 示出了用于将探测光纤和波导一个作为单独的单元保持插入到如图 33 所示的工作通道中的管状单元或鞘装 (sheath)。

具体实施方式

在美国，肺癌是最致命的癌症之一。肺癌患者在诊断之后只有 10-15% 的相对较低的 5 年存活率。许多患者的肺癌已经处于第二或第三阶段，并且在患者开始表现出症状并且寻求医学治疗之前已经转移到其它位置或组织。极少数患者在存活率更高的早期阶段（对于第一阶段肺癌接近 85%）被诊断出。传统的年度胸部 X 射线检查没有表现出足够的敏感性，以揭示典型地在第一阶段肺癌中发现的孤立的、较小的（例如，直径小于 1 厘米）的肿瘤。

近来，在主要的欧洲和日本研究中，重点已经转移到早期检测。在美国，主要的新试验（国家肺筛选试验 NLST）已经开始，并且目的在于评估检测早期肺癌时胸计算断层（CT）的功效。NLST 将接收年度 CT 扫描的高风险对象（前吸烟者）的随机选定组与接收胸 X 射线的对象的控制组进行比较。

早期研究结果已经显示出胸部 CT 扫描常常揭示实质数量的单生肺节结（SPN）。活组织检查已经显示出大约 80% 或更多（例如 98%）的这些 SPN 将被钙化并且是良性的。然而，CT 扫描不能在钙化 SPN 和活性 SPN 之间进行区分。CT 无能力区分恶性肿瘤与良性 SPN 已经导致对于肺癌早期筛选的 CT 扫描功效的激烈争论。

该 CT 扫描缺陷的补救措施是执行一个或多个肺部活组织检查，以便进一步地检查由 CT 扫描所标识的 SPN 的本性。然而，肺部活组织检查可能是危险的。统计学显示四分之一的肺部活组织检查导致气胸、肺穿透。同样，老年人和贫血患者在肺部活组织检查期间实质要冒出血的风险。此外，肺部活组织检查是相对昂贵的。这些和其它因素已经导致寻求替代方法用于代替肺部活组织检查。

可以将在本申请中描述的非侵入光探测技术和设备用于检测和诊断人类和动物的肺部疾病，包括肺癌。可以将在各种实现中描述的光学探头插入到肺中，以光学地测量肺的各部分，而无需从肺部获取物理样品。以下描述首先描述基于组织或部分的光谱相应以及探测光中的不同光模式的相互作用的非侵入光探测具体实现。接下来，描述了将 CT 扫描与光探测和激光治疗结合的集成肺病诊断和治疗系统的示例。

在许多应用中材料和物质的光谱响应是重要的。例如，将一些明显的材料性质反映到它们的光谱响应上，并且可以经由光谱响应对其进行检测和测量。例如，可以将检测到的或测量到的明显性质用于标识和定位诸如人或动物的身体部分之类的区域或范围。接下来，可以进一步地分析所标识的身体部分。作为更具体的示例，可以使用所测量的光谱响应来检测和定位癌症肿瘤或其它疾病。可以将在本申请中描述的各种非侵入光学技术用于测量人或动物的目标身体部分的光谱响应。将光学探头用于扫描通过身体部分的探测光束，以光学地测量目标身体部分的光

学响应以获得映射图。在目标身体部分的每一个位置处，将不同光波长的光用于获得这些不同波长处的光吸收响应。特别地，可以通过拒绝对于由目标层边界外部的组织反射的探测光的贡献，光学地选择和测量表面以下的目标层的光谱吸收特征。

在一些实现中，可以将单宽带光源用于获得光源的发射光谱范围之内的光谱信息。可以将可调光学滤波器用于挑选光源的发射光谱之内的较窄波段的光谱响应。当待测量的吸收特征和测量下的身体部分的各种目标吸收特征占据了超出单光源的发射光谱带宽移的较宽光谱范围时，所述光源可以通过将两个或更多单元组合来实现，用于获取组合和其它样品中的光谱吸收映射图（SAM）。

以下部分首先描述使用单光源用于非侵入光学探测的各种技术和设备，然后描述将不同光谱范围的两个或更多不同光源进行组合用于SAM测量的设备和技术。

在诸如光波导等光路中传播的光的能量可以位于不同的传播模式中。不同的传播模式可以具有多种形式。光的光学偏振态是这种传播模式的示例。在缺乏耦合机制时，两个独立的传播模式不会彼此混合。作为示例，两个正交的偏振模式不会彼此相互作用，即使这两个模式沿相同的光路或波导传播，并且空间上彼此叠加。本申请中所描述的典型技术和器件利用相同光路或波导中的光中的两个独立传播模式，来测量样品的光学属性。可以使用探头将光送往样品，可以是两个传播模式的，也可以是单一传播模式的，并接收来自样品的反射或后向散射光。

例如，可以将一束第一传播模式的传导光送往样品。可以安排第一传播模式的第一部分在到达样品之间被反射，而允许第一传播模式的第二部分到达样品。控制来自样品的、对第二部分的反射，使其处于不同于第一传播模式的第二传播模式，以产生发射第二部分。通过公共波导，将第一传播模式的反射第一部分和第二传播模式的反射第二部分送入检测模块中，以便从反射第二部分中提取出与样品有关的信息。

在另一示例中，可以通过光波导，向样品传导第一传播模式和第二、不同传播模式的光辐射。传导第一传播模式的辐射，使其远离样品，不到达样品。传导第二传播模式的辐射，使其与样品相互作用，以产生来

自相互作用的返回辐射。将第二传播模式的返回辐射和第一传播模式的辐射耦合到远离样品的光波导中。然后，利用来自光波导的第二传播模式的返回辐射和第一传播模式的辐射，来提取出样品的信息。

在基于本申请公开的这些和其他实施方式中，限定两个独立模式在自由空间中的相同波导或相同光路中进行传播，除了探测光在探头和样品之间传播了额外的距离。此特征稳定了光的两个模式之间的相对相位或差分光路径，即使是发生波导的机械移动。这与其中样品光和基准光在不同光路中传播的干涉仪传感器件相反。这些具有分离光路的干涉仪传感器件易于受到由于差分光路中的变化而引起的噪声的影响，通常在光学结构上较为复杂，难于操作和实施。下述基于波导的示例部分设计用于克服这些和其他限制。

图 2 示出了根据一个实施方式的传感器件的一个示例。此器件沿相同的波导将两个传播模式的光送往样品 205 附近的光学探头，用于获取样品中的光学不均匀性信息。在一些应用中，可以使用样品夹具来支撑样品 205。将来自宽带光源 201 的光辐射耦合到第一双模波导 271 中，以激励两个正交传播模式 001 和 002。光定向器 210 用于将两个模式传向第二双模波导 272，第二双模波导 272 端接探头 220。探头 220 可以配置为至少执行以下功能。探头 220 的第一个功能是反转波导 272 中、模式 001 的部分光的传播方向；探头 220 的第二个功能是重新整形模式 002 的剩余部分光，并将其传递到样品 205；以及探头 220 的第三个功能是将从样品 205 反射的光收集到第二双模波导 272 中。然后，光定向器 210 将模式 001 和 002 的后向传播光送往第三波导 273，并进一步传向差分延迟调制器 250。差分延迟调制器 250 能够改变两个模式 001 和 002 之间的相对光路长度和光学相位。检测子系统 260 用于叠加两个传播模式 001 和 002，以形成两个彼此正交的新模式，以便由光电检测器接收。每个新模式均为模式 001 和模式 002 的混合模式。

在检测子系统 260 中、两个模式 001 和 002 的叠加允许进行距离检测。以模式 002 进入检测子系统 260 的光被样品反射，承载有与样品的光学不均匀性有关的信息，而另一模式 001 在探头 220 的内部旁路了样品 205。只要这两个模式 001 和 002 保持独立地通过波导，其在检测子

系统 260 中的叠加就可以用于获得与样品 205 有关的信息，而无需用在一些传统 Michelson 干涉仪系统中的分离光路。

为了简化分析，通过在第一波导 271 中，假设模式 001 的振幅是第一线偏振 E_{001} ，模式 002 的振幅是第二、正交线偏振 E_{002} ，考虑源光谱的薄切片。样品 205 的特征在于本质上较为复杂的有效反射系数 r ；差分延迟调制器 250 的特征在于作用于模式 001 的纯相移 Γ 。现在，通过将其投影到在矢量空间中相对旋转 45 度的一对新模式 E_A 和 E_B 上，叠加两个模式 001 和 002。可以如下表示新模式 E_A 和 E_B ：

$$\begin{cases} E_A = \frac{1}{\sqrt{2}}(e^{j\Gamma}E_{001} + rE_{002}); \\ E_B = \frac{1}{\sqrt{2}}(e^{j\Gamma}E_{001} - rE_{002}). \end{cases} \quad (1)$$

假设系统中除了样品 205 以外的所有组件都是无损的。所得到的两个叠加模式的强度为：

$$\begin{cases} I_A = \frac{1}{2}[E_{001}^2 + E_{002}^2 + |r|E_{001}E_{002} \cos(\Gamma - \varphi)]; \\ I_B = \frac{1}{2}[E_{001}^2 + E_{002}^2 - |r|E_{001}E_{002} \cos(\Gamma - \varphi)], \end{cases} \quad (2)$$

其中 φ 是与来自样品的反射相关联的相位延迟。反映反射系数 r 的特征的较为方便的方式是测量上述两个强度的差，即

$$I_A - I_B = |r|E_{001}E_{002} \cos(\Gamma - \varphi). \quad (3)$$

如果通过差分延迟调制器 250 调制 Γ ，则相应地调制测量信号，等式(3)。对于 Γ 的周期或时间线性变化，测量到的信号以周期振荡作为响应，并且其峰峰值与 r 的绝对值成正比。

对于图 2 中的宽带光源 201，考虑两个相位 Γ 和 φ 与波长相关。如果两个模式 001 和 002 在其到达检测系统 260 时经历了有较大不同的路径，整体相位角 $\Gamma - \varphi$ 也应当是极为波长相关的。因此，测量到的信号（应该是等式(3) 在源光谱上的积分）产生了平滑的函数，即使 Γ 是变化的。在测量到的信号中发生显著振荡的条件是在其叠加位置处，两个模式 001 和 002 经历类似的路径长度。在这种情况下，整体相位角 $\Gamma - \varphi$ 变得波长无关或几乎波长无关。换句话说，对于有调制器 250 设置的给定相对路径长度，测量信号中的振荡表示来自等于两个模式 001 和 002 所传

播的光路长度的距离的、另一模式的反射。因此，可以利用图 2 所示的系统来测定反射源的距离。

由于两个模式 001 和 002 之间的相对相位的稳定性，可以利用图 2 所示的系统相对容易地进行相位敏感测量。以下将描述基于图 2 所示的系统的典型方法，用于确定与从样品 205 反射的辐射相关联的绝对相位。

在此方法中，差分相位调制器 250 将正弦调制应用于差分相位，调制大小为 M ，调制频率为 Ω 。测量两个新模式的强度差，并可以如下表示：

$$I_A - I_B = |r| E_{001} E_{002} \cos[M \sin(\Omega t) - \varphi]. \quad (4)$$

由等式 (4) 可知，测量结果表现出基频 Ω 的振荡和基频 Ω 的谐波频率的振荡。基频和每个谐波的振幅与 φ 和 $|r|$ 有关。可以得出 r 与谐波之间的关系。例如，基频振荡和第二谐波的振幅可以从等式 (4) 中得到，为：

$$A_\Omega = E_{001} E_{002} J_1(M) |r| \sin \varphi; \quad (5a)$$

$$A_{2\Omega} = E_{001} E_{002} J_2(M) |r| \cos \varphi; \quad (5b)$$

其中 J_1 和 J_2 分别是一阶和二阶贝赛尔函数。等式 (5a) 和 (5b) 可以用于求解 $|r|$ 和 φ ，即 r 的完整特征。因此，可以通过分析测量信号中的多次谐波内容，完整地反映出复杂的反射系数 r 。具体地，测量结果中基频分量的出现是由于 φ 的出现。

图 3 示出了图 2 所示的系统的典型实施方式。可以选择源 201 的光谱，使其满足所需的测距分辨率。光谱越宽，测距分辨率越好。多种光源可以用作源 201。例如，一些半导体超亮发光二极管 (SLED) 和自发辐射放大 (ASE) 光源可以拥有用于此目的的适当光谱属性。在此具体示例中，可以使用偏振控制器 302 来控制偏振态，以便使输入波导 371 中、两个模式 001 和 002 的大小成比例。波导 371 和其他波导 372 和 373 可以是双模波导，并能够支持相互正交的两个独立偏振模式。一类实用且商用的波导是保偏 (PM) 光纤。保偏光纤可以携带两个独立的偏振模式，即沿其慢轴偏振的 s 波和沿其快轴偏振的 p 波。在高质量的保偏光纤中，这两个模式可以在相当长的距离上、基本上不发生能量交换或耦合。保偏环行器 310 根据以下方案传导光波流：将来自光纤 371 的两个输入偏振模式送入光纤 372；将来自光纤 372 的两个输入偏振模式送入光纤 373。

保偏环行器 370 可以用于保持两个独立偏振模式的分离。例如，应当将光纤 371 中的 s 波只作为 s 波或 p 波送入光纤 372。一些商用保偏环行器适用于此目的。

图 3 所示的系统实现了与波导 372 耦合的光学探头 320，用于对样品 205 进行光学测量。探头 320 将从波导 372 接收到的一部分光（两个模式 001 和 002 中的一个模式（如 002）的光）传递到样品 205，并收集来自样品 205 的、相同模式 002 的反射和后向散射光。从样品 205 收集到模式 002 的返回光携带了样品 205 的信息，并对其进行治疗，以提取出样品 205 的信息。探头 320 将在波导 372 中传向探头 320 的另一模式 001 的光反射回去。探头 320 将模式 002 的返回光和模式 001 的反射光送回到波导 372 中，并通过环行器 310 和波导 373，送往差分延迟调制器 250 和检测系统 260。

在所示实施方式中，探头 320 包括透镜系统 321 和偏振选择反射器（PSR）322。透镜系统 321 用于将光能量会聚到较小的面积上，以利于在横向对样品进行空间解析研究。偏振选择反射器 322 将模式 001 反射回去，并透射模式 002。因此，模式 002 的光透过探头 320，照射在样品 205 上。透镜系统 321 收集来自样品 205 的后向反射或散射光，并在波导 372 中，与由 PSR 322 反射的模式 001 的光一起传向环行器 310。

图 4 示出了根据一个实施方式的探头 320 和偏振选择反射器（PSR）322 的一个示例的细节。PSR 322 包括其配置如图所示的偏振分束器（PBS）423 和反射器或反射镜 424，其中 PBS 423 将所选的模式（例如模式 002）传向样品 205，并反射和偏转另一模式（例如模式 001），远离样品 205，并到达反射器 424。通过反射器 424 的后向反射，将反射模式 001 送回 PBS 423 和透镜系统 321。反射器 424 可以是分束器 423 一侧的反射涂层。应当对准反射器 424，以允许反射辐射重新进入保偏光纤 372。模式 002 的透射光照射到样品 205 上，并且模式 002 的、由样品 205 反射和后向三岁的光通过 PBS 423，传向透镜系统 321。透镜系统 321 将模式 001 和 002 的光耦合到光纤 372 中。

在图 3 所示的实施方式中，检测系统 260 包括偏振分束器 361 和两个光电检测器 362 和 363。偏振分束器 361 用于接收来自调制器 250 的

两个独立偏振模式 001 和 002，并叠加这两个独立偏振模式 001 和 002。可以按照如下方式定向分束器 361，将每个独立偏振分割为两部分，并且对于每个独立偏振模式，两个分割部分拥有相同的幅度。按照这种方式，在分束器 361 的两个输出端口中的每一个中，组合并混合了模式 001 的一部分和模式 002 的一部分，以形成叠加的新模式，每个光电检测器接收以等式（1）为特征的叠加模式。可以定向偏振分束器 361，从而使其反射表面的入射平面与两个独立偏振模式之一（001 或 002）成 45 度角。

图 3 中的系统还实现了电子控制器或控制电子器件 370，用于接收和处理来自光电检测器 362 和 363 的检测器输出，并控制系统的操作。例如，电子控制器 370 可以用于控制探头 320 和差分延迟调制器 250。差分延迟控制器 250 在电子器件和程序的控制下，产生作为通过与样品 205 内部的深度范围相配的整个范围的差分路径长度扫描的差分相位调整形式。也可以对电子控制器 370 进行编程，从而在由调制器 250 产生的多个差分路径长度处、记录和提取以等式（3）为特征的测量信号中的振荡幅度。因此，可以获得作为深度的函数的反射轮廓，作为样品 205 上选定位置处的样品不均匀性的一维表示。

为了获取样品 205 中光学不均匀性的二维图像，可以通过如译码级或压电定位器的位置扫描仪，控制探头 320，从而使探测光沿垂直于光传播方向的横向进行扫描。对于每个横向扫描增量，可以利用上述方法记录作为深度的函数的反射轮廓。然后，可以在显示和接口模块 372 上显示所收集的信息，以形成揭示了样品 205 的不均匀性的截面图像。

通常，可以在本申请中所描述的每个器件中实现横向扫描机构，以改变光学探头与样品的相对横向位置，以获得样品的 2 维映像。例如，xy 扫描仪可以与光学头或支撑样品的样品夹具啮合，以响应由电子控制器 370 产生的位置控制信号，完成这种扫描。

图 5A 和 5B 示出了另一典型系统，在测量样品 205 时，使用了波导 271、272 和 273 以及光定向器 210 向和从探头 320 传导两个模式的光。相对于 PM 波导 271 的偏振轴，定向第一光学偏振器 510，将来自宽带光源 201 的辐射以作为独立传播模式的两个正交线偏振模式耦合到波导

271 中。光学相位调制器 520 耦合在波导 271 中，以相对于一个传导模式调整另一个传导模式的光的光学相位。将可变差分群延迟（VDGD）器件 530 插入波导 273 中，或与波导 273 相连，以便在两个波之间引入可控光路差。这里，利用第二光学偏振器 540 和光检测器 550 来形成检测系统。定向第二偏振器 540，将两个传导波投影到相同的偏振方向，从而两个传播模式之间的光路差和光相位差的变化引起可由检测器 550 检测的强度变化。

来自源 201 的光通常是部分偏振的。可以对准偏振器 510，从而透射来自源 201 的最大光量，并将透射光以实质上相等的幅度与波导 271 中的两个传导模式相耦合。波导 271 中的两个正交偏振模式 S 和 P 的电场可以表示为：

$$\begin{cases} E_s = \frac{1}{\sqrt{2}} E, \\ E_p = \frac{1}{\sqrt{2}} E. \end{cases} \quad (6)$$

其中将透射过偏振器的电场表示为 E 。应当清楚的是，光具有有限光谱宽度（宽带或部分相干）。可以通过以下傅立叶积分来表示场：

$$E = \int E_\omega e^{j\omega t} d\omega. \quad (7)$$

为了简化分析，以下考虑光谱的波切片，即特定波长的光波。不失一般性，假设所有组件（包括偏振器、波导、路由器、PSR 和 VDGD）都是无损的。指定本质上较为复杂的样品反射系数 r 。在其到达第二偏振器 540 时，p 波相对于 s 波具有光学相位 Γ ：

$$\begin{cases} E_s = \frac{1}{\sqrt{2}} E, \\ E_p = \frac{1}{\sqrt{2}} r E e^{j\Gamma}. \end{cases} \quad (8)$$

通过偏振器 540 的光可以表示为：

$$E_a = \frac{1}{\sqrt{2}} (E_s + E_p) = \frac{1}{2} E (1 + r e^{j\Gamma}). \quad (9)$$

照射在光电检测器 550 上的光的强度由等式 (10) 给出：

$$I = E_a E_a^* = \frac{1}{4} |E|^2 [1 + |r|^2 + 2|r| \cos(\Gamma + \delta)]. \quad (10)$$

其中相位角 δ 反映了样品 205 的反射系数的复杂本质，并由等式 (11) 定义：

$$r = |r| e^{j\delta}. \quad (11)$$

假设调制器 520 相对于 s 波，在 p 波中施加正弦相位调制，幅度为 M ，频率为 Ω ，由检测器 550 接收的光强可以表示如下：

$$I = \frac{1+|r|^2}{4} |E|^2 + \frac{|r|}{2} |E|^2 \cos[M \sin(\Omega t) + \varphi + \delta]. \quad (12)$$

其中相位角 φ 是两个模式之间的累计相位滑动，不包括由于调制器 520 而引起的周期调制。VDGD 530 或调制器 520 中的静态相移可以用于调整两个模式之间的相位差，以消除 φ 。

图 6 示出了作为相位的函数的、在检测器 550 处接收到的强度 I 的波形。检测到的光强表现出拥有基频 Ω 及其谐波的振荡波形。基频和每个谐波的振幅与 δ 和 $|r|$ 有关。可以得出 r 与谐波之间的关系的数学表达式。例如，可以得到基频振荡和第二谐波的振幅：

$$A_\Omega = 0.5 |E|^2 J_1(M) |r| \sin \delta; \quad (13a)$$

$$A_{2\Omega} = 0.5 |E|^2 J_2(M) |r| \cos \delta; \quad (13b)$$

其中 J_1 和 J_2 分别是一阶和二阶贝赛尔函数。等式 (13a) 和 (13b) 可以用于求解 $|r|$ 和 δ ，即 r 的完整特征。

下面分析在图 5A 和 5B 的系统中具有宽带光源 201 的效果。当在两个传播模式之间存在显著的差分群延迟时，必须存在较大的相关相位滑动 φ （波长相关）。光源中的实质波长扩展意味着相位滑动也拥有实质扩展。这种相位扩展不能通过相位控制器件来消除，相位控制器件也不能消除差分群延迟。在这种情况下，检测到的光强由以下积分给出：

$$I = \int \left\{ \frac{1+|r|^2}{4} |E(\lambda)|^2 + \frac{|r|}{2} |E(\lambda)|^2 \cos[M \sin(\Omega t) + \varphi(\lambda) + \delta] \right\} d\lambda. \quad (14)$$

容易看出，如果 $\varphi(\lambda)$ 的范围与 π 可比，则对于光源的带宽，不能观察到 I 中的振荡，由于不同波长的振荡因为其相位差而抵消。这种现象非常类似于白光干涉，只有在路径差较小（膜较薄）时，才能看到彩色条纹。上述分析证明了使用宽带光源能够利用所提出的设备实现距离检测。为此，与 p 波相比（不包括其在探头和样品之间的折返），使 s 波在系统中

具有较长的光路。对于系统中的任何给定路径长度差，存在探头和演变之间的匹配距离 z ，抵消路径长度差。如果观察 I 中的振荡，必须从此特定的距离 z 反射 p 波。通过改变系统中的路径长度差，并记录振荡波形，可以获得作为纵向长度 z 或深度的函数的反射系数 r 。通过横向移动探头，也可以记录 r 在横向上的变化。

图 7 进一步示出了图 5B 所示的系统或图 3 所示的系统的、用于获取光学不均匀性图像的一个典型操作。在步骤 710，改变两个模式之间的相对相位延迟，例如，增加增量，达到固定数值，用于测量对应深度处的样品 205。这可以通过使用差分延迟器件 530 由图 5 实现，或者可以由图 3 中的差分延迟调制器 250 中的偏压实现。在步骤 720，向图 5B 中的调制器 520 或图 3 中的调制器 250 发送调制驱动信号，将两个模式之间的相对相位差大约调整为固定值。在步骤 730，测量在图 5B 中的检测器 550 中接收到的强度波形或在图 3 中的检测器 362、363 中接收到的强度波形，并将其存储在电子控制器 370 中。在完成步骤 730 时，电子控制器 370 控制图 5B 中的差分延迟器件 530 或图 3 中的差分延迟调制器 250 中的偏压，将两个模式之间的相对相位延迟变为不同的固定值，以测量不同深度处的样品 205。如处理环路 740 所示，循环此处理，直到完成在相同位置、不同深度处、对样品的测量。此时，电子控制器 370 控制探头 320，横向移动到样品 205 上的新位置，并再次重复上述测量，直到完成样品 205 上全部所需位置。此操作由处理环路 750 表示。电子控制器 370 在步骤 760 处理每个测量结果，以根据基频和諧波，计算 δ 和 $|r|$ 的值。可以在每个测量之后或在完成全部测量之后，执行这种数据处理。在步骤 770，将计算出的数据发送到显示模块 372。

在上述实施方式中，并未将用于传感样品 205 的光分为沿两个不同光路传播的两部分。除了一个模式在探头 320 和样品 205 之间传播的额外距离以外，实质上沿光路、在每个位置上、在相同的波导中传导光的两个独立传播模式。在由探头 320 重新定向之后，沿光路、在每个位置上、在相同的波导中，向检测模块连续传导两个模式。

或者，可以控制从光源到探头的光，使其处于单一传播模式（例如第一传播模式），而不是两个不同模式。可以设计探头，使第一模式的第

一部分反转其传播方向，而传导剩余的部分，或第二部分，到达样品。探头收集来自样品的、对第二部分的反射或后向散射光，并进行控制，使其处于不同于第一模式的第二传播模式，以产生反射第二部分。探头通过公共波导，将第一传播模式的反射第一部分和第二传播模式的反射第二部分送入检测模块，进行处理。与在整个系统中使用两个模式的光的实施方式相比，这种替代设计进一步改善了在检测模块处、两个模式之间的相对相位延迟的稳定性，并提供了附加的实施优势。

图 8A 和 8B 示出了光学传感系统的光学布局的一个典型设计及其利用电子控制器的系统实施方式。设置输入波导 871，将来自宽带光源 201 的、第一传播模式（例如模式 001）的光送往光定向器 810。波导 871 可以是模式保持波导，设计用于支持至少一个传播模式，如模式 001 或 002。在将光以特定的模式（如模式 001）耦合到波导 871 中时，波导 871 实质上保持模式 001 的光。例如，支持两个正交线偏振模式的保偏光纤可以用作波导 871。类似于图 2、3、5A 和 5B 所示的系统，使用双模波导 272 和 273 来传导光。光定向器 510 用于耦合波导 871、272 和 273，以将来自输入波导 871 的模式 001 转变为双模波导 272 所支持的两个模式（例如模式 001 和模式 002）之一，并将来自波导 272 的两个模式的光送往双模波导 273。在图 8A 所示的示例中，光定向器 810 将来自波导 871 的模式 001 的光耦合到波导 272 中的相同模式 001。或者，光定向器 810 可以将来自波导 871 的模式 001 的光耦合到波导 272 中的不同模式 002。双模波导 271 的另一端端接探头 820，探头 820 将部分光耦合到样品 205，进行传感。

将探头 820 设计成与探头 320 不同，其中当从样品 205 反射或后向散射光时，探头 830 将部分模式 001 的光转换为另一不同模式 002。或者，如果从波导 871 耦合过来的、波导 272 中的光处于模式 002，则当从样品 205 反射或后向散射光时，探头 820 将部分模式 002 的光转换为另一不同模式 001。在所示示例中，探头 820 执行以下功能：a) 反转模式 001 的输入辐射中的一小部分的传播方向；b) 整形剩余的辐射，并将其传向样品 205；以及 c) 将从样品 205 反射的辐射转换为由双模波导 272 支持的独立模式 002。由于探头 820 只将部分光转换为由波导 272

支持的另一模式，在这一点上，探头 820 是部分模式转换器。由于探头 820 的操作，有两个模式从探头 820 传播离开，旁路了样品 205 的模式 001 和源自样品反射或后向散射的光模式 002。从这一点开始，图 8A 所示的系统的其余部分的结构和操作可以类似于图 2、3、5A 和 5B 中的系统。

图 8B 示出了图 8A 中的设计的典型实施方式，其中电子控制器 2970 用于控制差分延迟调制器 250 和探头 820，并提供了显示和接口模块 372。输入偏振控制器 802 进一步偏振和控制来自宽带光源 201 的辐射（可以是部分偏振的），从而只在作为图 8A 中的波导 871 的保偏光纤 371 中激励单一偏振模式。可以使用保偏环行器来实现光定向器 810，用于将来自波导 371 的光路由到波导 372，以及将来自波导 372 的光路由到波导 373。

图 8B 中的探头 820 可以被设计成包括类似于透镜系统 321 的透镜系统 821、部分反射器 822 和偏振旋转器 823。部分反射器 822 用于将从波导 372 接收到的第一部分反射回波导 372，并不改变其传播模式，并向和从样品 205 传输光。偏振旋转器 823 用于控制来自样品 205 的光，使其在进入波导 372 时，处于模式 002。

图 9 示出了系统实施方式的另一示例，其中光学探头 820 接收单一输入模式的光，并将部分光转换为不同的模式。输入偏振器 510 用在输入 PM 光学 272 中，以控制单一偏振模式的输入光。相位调制器 520 和可变差分群延迟器件 530 与输出 PM 光纤 273 耦合，用于在光学检测之前，控制和调制两个模式的相对相位延迟。设置输出偏振器 540 来混合两模式，以及检测器 550 用于检测来自输出偏振器 540 的输出。

图 10A 和 10B 示出了探头 820 的可能设计的两个示例，包括部分反射表面 1010、透镜系统 1020 和用于旋转偏振并改变模式的四分之一波片 1030。在图 10A 中，将保偏光学 372 的末端或端面用作部分反射器 1010。光纤的无涂层末端发射大约 4% 的光能量。可以使用涂层将末端的反射率变为期望值。透镜系统 1020 重新整形剩余的辐射，并将其传递到样品 205。透镜系统 1020 的另一个作用在于将从样品 205 反射的辐射收集回保偏光纤 372 中。定向四分之一波片 1030，从而使其光轴与传输光

的偏振方向成 45 度角。来自样品 205 的反射光再次传播通过四分之一波片 1030，变为沿垂直于模式 001 的方向偏振，即模式 002。或者，可以用法拉第旋转器代替四分之一波片 1030。图 10B 中的探头设计改变了透镜系统 1020 和四分之一波片或法拉第旋转器 1030 的位置。

在图 8A、8B 和 9 所示的示例中，只有一个偏振模式从波导 871 或 371 进入光定向器 810 或保偏环行器。因此，可以利用如图 11 所示的保偏光环行器 1110 和两个偏振分束器 1120 和 1130 来构造光定向器 810 或保偏环行器。保偏环行器 1110 用于在其三个端口之间只传递一个偏振模式，而不是如图 3、5A 和 5B 所示情况下的两个模式。偏振分束器 1120 和 1130 与保偏环行器 1110 相耦合，从而将进入端口 2 的两个偏振模式传递到端口 3，并保持不相关。

多种硬件选择可用于差分延迟调制器 250。图 12 示出了调制器 250 的一般设计，其中施加外部控制信号，以控制差分延迟元件来改变和调制输出中的相对延迟。可以使用机械或非机械元件来产生两个模式之间的所需相对延迟和对延迟的调制。

在一个实施方式中，非机械设计可以包括一段或多段如液晶材料等可调谐双折射材料或如铌酸锂等电光双折射材料，以及一个或多个固定双折射材料，如石英和金红石等。固定双折射材料提供了两个模式之间的固定延迟，可调谐双折射材料提供了对两个模式之间的相对延迟的调谐和调制功能。图 12A 示出了这种非机械设计的示例，其中并未物理上分离两个模式，而是利用改变两个偏振模式之间的相对延迟的双折射段、通过相同的光路传导。

图 12B 示出了通过模式分束器将接收光中的两个模式分入两个不同光路的不同设计。将可变延迟元件插入一个光路，以响应外部控制信号，调整和调制相位延迟。然后，使用模式组合器，将两个模式一起组合在输出中。在将两个正交线偏振用作两个模式时，模式分束器和模式组合器可以是偏振分束器。

可以按照多种结构来实现两个光路之一中的可变延迟元件。例如，可变延迟元件可以是机械元件。可以如下构造图 12B 中的器件的机械实施方式：首先，以偏振模式分束器按照偏振模式分离辐射，一个偏振模

式传播通过固定光路，而另一偏振模式传播通过具有保偏光纤的压电延伸器的可变光路，或者一对准直器按照如下方式面向机械可移动的后向反射器：由一个准直器通过与后向反射器之间的折返收集来自另一准直器的光，或者通过两次通过可旋转光学片并从反射器上反射，对一对准直器进行光学连接。

图 13A 和 13B 示出了适用于图 12B 的机械可变延迟元件的两个示例。这种机械可变延迟器件可用于高速地改变光束的光路长度，并可以具有除图 12B 所示的应用以外的其他多种应用。此外，本申请中的光学系统可以使用这种延迟器件。

图 13A 所示的机械延迟器件包括光学分束器 1310、可以是透明片的旋转光学片 1320、和反射镜或反射器 1330。分束器 1310 用作器件的输入端口和输出端口。旋转光学片 1320 设置在反射镜 1330 和分束器 1310 之间。分束器 1310 接收输入光束 1300，沿着通过旋转光学片 1320、从分束器 1310 到反射镜 1330 的光路传导。透过分束器 1310 的部分光 1300 是照射到并透过旋转光学片 1320 的光束 1301。定向反射镜或其他光学反射器 1330，与从相对侧入射到光学片 1310 上的光束垂直。来自反射镜 1320 的反射光束 1302 按照相同的光路反向传播，直到其遇到分束器 1310。分束器 1310 将后向传播光 1302 的一部分偏转到不同的方向，作为输出光束 1303。

在此器件中，通过旋转光学片 1320 引起光路长度的变化。光学片 1320 可以由质量良好的光学材料制成。两个光学表面可以是平坦的，并进行了良好的抛光，以最小化光束的失真。此外，两个表面应当彼此平行，从而光学片 1320 两侧的传播方向平行。可以根据所需的延迟变化和旋转角度的范围来选择光学片 1320 的厚度。光束所经历的光路长度由光学片 1320 的旋转角度确定。当光学片 1320 的表面垂直于光束时（入射角为零），路径长度最小。路径长度随着入射角的增加而增加。

在图 13A 中，有利的是，对准输入光，从而使其传播通过整个光路，而没有显著的发散。光学片 1320 可以按照在用于周期性改变光学延迟的电动机上。应当使用具有平坦反射表面的高质量反射镜来实现反射镜 1330。可以保持反射镜 1330 的反射表面与光束垂直。

如果将线偏振光用作图 13A 中的输入光束 1300，有利的是，使光的偏振方向平行于输入平面（纸面），因为与其他偏振方向相比，对于此偏振，在光学片 1320 的表面发生较少的反射。可以使用防反涂层以进一步降低光学片 1320 的表面上的光反射。

用在图 13A 中的分束器 1310 使用其光透射和光反射来传导光。分束器 1310 的这种方案引起了器件输出中的反射损耗，由于在输入光 1300 第一次通过分束器 1310 的透射进入器件时的反射损耗、以及在光通过分束器 1310 的反射而位于器件中时的透射损耗。例如，如果分束器是 50/50 分束器，则最多 25% 的总输入光能够留在输出光中。为了避免这种光学损耗，可以使用光环行器来代替分束器 1320。图 13B 示出了其中使用具有 3 个端口的光环行器 1340 将输入光送往光学片 1320 和反射镜 1330 并将返回光送往输出端口的示例。可以设计光环行器 1340，将进入端口 1 的几乎全部光送往端口 2，以及将进入其端口 2 的几乎全部光送往端口 3，具有标称的光学损耗，因此极大地降低了器件中的光学损耗。商用光环行器（自由空间或基于光纤）可以用于实现环行器 1340。

图 14A 示出了作为整个差分延迟调制器 250 的一部分的、图 12B 中的延迟器件的典型实施方式。第一光学模式分束器 1410 用于将波导 373 中的两个模式分离到分别具有两个反射镜 1431 和 1432 的两个路径中。第二光学模式分束器 1440（作为模式组合器）用于将两个模式组合为输出。例如，如果两个模式是两个正交线偏振，偏振分束器可以用于实现 1410 和 1440。可变光延迟线或器件 1420 位于上方的路径中，用于控制两个路径之间的差分延迟。输出可以与另一双模波导 1450 相耦合，通往检测模块或直接将其发送到检测模块中。图 14B 示出了基于图 14A 所示的设计的延迟器件，其中反射镜 1432 和可变光学延迟线 1420 由图 13A 所示的机械延迟器件实现。图 13B 中的机械延迟器件也可以用于实现图 14A 中的器件。

在以上示例中，将单一的双模波导 272 或 372 用作探头 220、320 或 820 的输入和输出波导。因此，通过该双模波导 272 或 372，将单一模式或两个模式的输入光送入探头，并将两个独立模式的输出光从探头送往检测子系统或检测器。

可选地，可以用两个分离的波导代替单一的双模波导 272 或 372，一个将输入光从光源送往探头，而另一个将光从探头送往检测子系统或检测器。作为示例，图 2 中的器件可以具有不同于波导 272 的第二波导，用于将来自光学探头 220 的、两个不同模式的反射光送往调制器 250 和检测子系统 260。在此设计中，可以消除光定向器 210。这样做是有优势的。在实施时，可以设计探头中的光学器件，将两个模式的反射光送往第二波导。

图 15 示出了可代替如图 5B 所示的器件的这种设计的示例。在此设计中，通过一个双模波导 1510 将探测光传递到样品 205，由探头 320 收集反射/散射光，并通过另一双模波导 1520 进行传导。利用如图 4 所示的探头，可以定向和对准反射镜 424，从而将光反射到波导 1520 而不是波导 1510 中。这种设计可以应用于基于本申请公开的其他器件，包括图 2、3、8A、8B 和 9 中的典型器件。

上述器件和技术可以用于通过将两个模式之间的相对相位差控制在不同数值，获得样品给定位置在不同深度处的光学测量结果，以及通过在样品上横向改变探头的相对位置，获得样品上不同位置的光学测量结果，以获得样品给定深度或不同深度的层析映像。这些器件和技术还可以用于执行样品上的其他测量，包括样品层的谱选择测量。

在多种应用中，有利的是获得与可通过其谱吸收率标识的、分散在样品中的特定物质有关的信息。因此，可调谐带通滤波器可用于对入射到探头上的光进行滤波，以选择入射光的宽带光谱中的所需光谱窗口，以测量样品的响应，并改变光谱窗口的中心波长，以测量样品响应的谱分布。带通滤波器的这种调谐允许源光谱的可变部分通过，同时对样品的复杂反射系数的分布进行测量。

可选地，可以向光学探头发送宽带光，而不对其进行光学滤波，可以选择和测量来自探头的输出光中的不同波长的光谱分量，以测量样品在选定波长附近的响应或样品响应的谱分布。在一个实施方式中，可以将可调谐光学带通滤波器插入在来自光头的输出给的光路中，对光进行滤波。在另一实施方式中，光栅或其他衍射光学元件可以用于光学地分离要由检测子系统或检测器测量的输出光中的不同光谱分量。

作为示例，图 16 示出了基于图 2 所示的设计的系统，其中将可调谐滤波器 1610 插入在输入波导 271 中，对两个不同模式的输入光进行滤波。图 17 示出了基于图 8A 所示的设计的另一典型系统，其中将可调谐滤波器 1710 插入在输入波导 871 中，对单一模式的输入光进行滤波。可以将这种可调谐滤波器设置在其他位置。

图 18 示出了图 16 和 17 所示的器件中的可调谐带通滤波器的操作。滤波器选择光源光谱内的窄谱带，以测量样品的光谱特征。

特别地，本申请的器件和技术可以用于选择样品内的层，以通过适当处理测量数据来进行测量。参照图 16 和 17 中的器件，假设要测量以界面 I 和 II 分界的层的吸收特性。为了简化描述，假设层内物质的光谱吸收以波长相关衰减系数 $\mu_h(\lambda)$ 为特征，其他位置以 $\mu_g(\lambda)$ 为特征。还假设界面 I (II) 附近的物质拥有有效、波长相关反射系数 r_I (r_{II})。如果光源光谱覆盖了所关心的特征吸收，具有可在样品 205 的特征吸收范围内调谐的通带的光学滤波器 1610 或 1710 可以用于测量样品 205 的、以不同波长为中心的光谱响应。

在操作中，可以执行以下步骤。首先，调整差分延迟调制器 250，从而使一个模式（例如模式 001）传播的路径长度与由界面 I 反射的、另一模式（例如模式 002）的辐射传播的路径长度相匹配。此时，可以在记录由于调制器 250 所产生的周期差分相位而引起的测量信号的振荡的同时，扫描滤波器 1610 或 1710 的通带。作为波长的函数的振荡幅度由等式 (15) 给出：

$$A_I(\lambda) = r_I e^{-2\mu_g(\lambda)z_I} \quad (15)$$

其中 z_I 是从样品 205 的上表面测量到界面 I 的距离。接下来，再次调整延迟调制器 250，改变差分延迟，从而使模式 001 所传播的路径长度与从界面 II 反射的、模式 002 的辐射所传播的路径长度相匹配。如下获得界面 II 的测量结果：

$$A_{II}(\lambda) = r_{II} e^{-2\mu_g(\lambda)z_I - 2\mu_h(\lambda)z_{II}}, \quad (16)$$

其中 z_{II} 是从界面 I 测量到界面 II 的距离。为了获得以界面 I 和 II 分界的层的吸收特性，可以利用等式 (7) 和等式 (6) 获得以下比例：

$$\frac{A_H(\lambda)}{A_I(\lambda)} = \frac{r_H}{r_I} e^{-2\mu_h(\lambda)z_H}. \quad (17)$$

特别地，此等式提供了只与所关心的层的吸收特性有关的信息，并允许对该层进行测量。因此，此方法提供了一种“相干光栅”机制，用于光学地获得位于样品表面下方的特定、指定层的吸收光谱。

应当注意，可以设计光学滤波器 1610 或 1710 的通带足够窄，以分辨所关系的吸收特性，与此同时，足够宽，以区分所关心的层。以下用于通过探测病人的皮肤来监测葡萄糖水平的示例表明这种结构是合理且实用的。

多种与葡萄糖相关的监测仪依赖于从糖尿病病人处取得血样。重复地针刺皮肤可能会引起病人相当大的不舒服。因此，需要以非侵入的方式来监测葡萄糖水平。公知的是，血液中的葡萄糖拥有在近红外（NIR）波长范围内的“签名”光学吸收峰。还清楚的是，非侵入检测葡萄糖的主要障碍是因为以下事实：探测光束在其路径上与拥有叠加吸收带的多种组织和物质相互作用。从所有其他峰中提取出签名葡萄糖峰被证明是困难的。

可以利用上述“相干光栅”来克服用于监测葡萄糖的其他方法的难题。对于葡萄糖监测，指定层可以是真皮层，其中葡萄糖集中在血管网络和组织液中。

图 19A 示出了人类皮肤组织的示例，其中可利用这里所描述的相干光栅技术来测量表皮和皮下层之间的真皮层中的葡萄糖浓度。可以利用相干光栅技术光学地选择和测量真皮层。已知的是，浅表皮层由于其含有色素，是 NIR 吸收的主要来源。但是，因为缺乏血液，表皮不会产生对葡萄糖监测有用的信息。可以应用相干光栅技术，通过拒绝表皮和皮下组织的吸收，来惟一地获得真皮层的吸收光谱。此技术的附加优点来源于以下事实：与表皮相比，真皮表现出较小的温度变化。已知的是，表面温度变化引起水吸收的漂移，妨碍了葡萄糖监测。

图 19B 示出了在 1 到 2.5 微米之间的波长范围内、血液中的一些主要葡萄糖吸收峰。这些峰的宽度约为 150nm。为了分别这些峰，可以选择可调谐带通滤波器的带宽约为 30nm。深度分辨率由以下等式确定：

$$\frac{2 \ln(2)}{\pi} \frac{\lambda_o^2}{\Delta\lambda} = 60 \mu m \quad (18)$$

因此，以图 16 和 17 中的器件或其他光学传感器件实现的相干光栅可以用于确定不小于 $60 \mu m$ 厚的组织层中的葡萄糖的吸收特性。如图 19A 所示，人类的皮肤由通常为 $0.1 mm$ 厚的浅表皮层构成。在表皮下方是真皮，大约 $1 mm$ 厚，在真皮中，葡萄糖集中在血液和组织液中。以上分析表明能够利用图 16 和 17 所示的设备将真皮的吸收特性与表皮和其他层的吸收特性隔离开。

由等式 (18) 可知，对于给定的中心波长 λ_o ，谱分辨率和层分辨率的乘积是常数。应当根据这两个分辨率与测量的具体要求之间的折中来确定滤波器带宽的选择。

可以操作可调谐带通滤波器 1610 或 1710 来获取样品中隔离出的提交的吸收特性。

图 20 示出了图 3 所示的检测子系统 260 的一个典型实施方式，其中使用两个衍射光栅 2010 和 2020 来分离来自偏振分束器 361 的输出光束中的不同谱分量。定位透镜 2012，以收集来自光栅 2010 的衍射分量，并将不同的谱分量聚焦在其焦平面的不同位置。将具有多个光电检测器元件的检测器阵列 2014 设置在透镜 2012 的焦平面，从而由不同的光电检测器元件接收不同的谱分量。按照类似的方式，将第二透镜 2022 和检测器阵列 2024 用在衍射分量的光路中。在其中使用单一的光检测器来进行测量的图 5A、5B、8A 和 8B 所示的器件中，可以使用单一的光栅、透镜和检测器阵列。

在操作中，每个检测器元件以较小的波长间隔接收光。可以对来自阵列中的所有元件的光电流进行求和，以形成与在如图 3 所示的、没有光栅的每个单一检测器中接收到的信号等价的信号。通过有选择地测量来自阵列中的单个元件或元件组的光电流，可以获得样品的光谱信息。

在上述示例中，光学探头发出两个不同传播模式的光，其中两个模式之一的光携带有来自样品的信息。或者，可以将单一传播模式的光用作光学探头的输入光和来自光学探头的输出光。因此，基于这种设计的器件不仅使用公共光路向和从探头和样品传导光，而且控制单一模式的

光。与上述针对来自探头的光使用两个不同模式的示例相比，此单模设计进一步消除或降低了在相同光路中传播的不同模式之间的任何差别。

图 21 示出了用于只以波导内部的一个传播模式来获得物质内的光学不均匀性和其他属性的信息的一个典型系统。通过保偏波导 271 和 272，将来自宽带光源 201 的宽带或低相干光送往探头 2110。探头 2110 内部的部分反射器反转输入光的一小部分的方向，以创建辐射波 1，同时将剩余输入光传向样品 205。来自样品 205 的后向散射或反射光成为第二辐射波 2，并由探头 2110 进行收集。探头 2110 对辐射波 1 和 2 进行组合，并将其耦合回波导 272 中。辐射波 1 和 2 在波导 272 中向光定向器 210 传播，光定向器 210 通过波导 273 将辐射波 1 和 2 送往检测模块 2101。具体地，从探头 2110 输出的辐射波 1 和 2 处于与探头 2110 的输入光相同的模式。探头 2110 在将辐射波 1 和 2 送往波导 272 时并不改变光的模式。

检测模块 2101 包括分束器 2120、两个光路 2121 和 2122、路径 2122 中的光学可变延迟元件 2123、光束组合器 2130、和两个光检测器 2141 和 2142。分束器 2120 将波导 273 中的光(包括相同模式的辐射波 1 和 2)分为分别在两个光路 2121 和 2122 中传播的两部分。具体地，两部分中的每一个均包括来自辐射波 1 和 2 的光。通过控制信号控制光路 2122 中的可变延迟元件或延迟线 2123，以调整两个光路 2121 和 2122 之间的相对光学延迟，并可以通过本申请中所描述的典型延迟元件或其他延迟设计来实现。光束组合器 2130 组合两个光路的信号，使其彼此叠加，并分别输出针对光检测器 2141 和 2142 的两个光信号。光束组合器可以是偏振分束器，用于将组合光分为彼此偏振正交的两部分。

探头 2110 可以包括部分反射器，用于产生并未到达样品 205 的辐射波 1。假设去往探头 2110 的光和从探头 2110 输出的光的单一传播模式是偏振模式，从探头 2110 中的部分反射器反射的光(即辐射波 1)具有与从样品收集到的光(辐射波 2)相同的偏振。因此，辐射 1 和 2 在波导 272 和 273 中、以相同的传播模式传播。因为从不同的位置反射辐射波 1 和 2，其在到达分束器 2120 时经历了不同的光路长度。可变延迟元件 2123 的作用在于相对于路径 2121 中的光，在路径 2122 中的光中添

加可调整的延迟量。

在操作中，可以调整可变延迟元件 2123，从而可以使通过路径 2122 到达偏振分束器 2130 的部分辐射 1 经历与通过另一路径 2122 到达分束器 2130 的部分辐射 2 类似的光路长度。因为通过可变延迟元件 2123 对其相对路径长度进行调整，两个光束在光电检测器 2141 和 2142 处的叠加引起了可测量的强度变化。此变化可以用于获取与样品 205 的不均匀性和其他属性有关的信息。

图 22 示出了利用保偏光纤的、图 21 所示的系统的典型实施方式。可以将偏振控制器 202 设置在光源 201 的输出，用于控制一个偏振模式的输入光的偏振。所示光学头 2110 包括透镜系统 2111 和部分反射器 2112。两个反射镜 1 和 2 用于构造分束器 2120 和 2130 之间的两个光路。由部分反射器 2122 和样品 205 反射的光辐射以相同的模式在保偏（PM）光纤 272 中传播。分束器 2120 将辐射波 1 和 2 的主要部分偏转到反射镜 1，而将剩余部分送往反射镜 2。

可以使偏振分束器 2130 的入射平面相对于来自一个光路中的反射镜 2 和另一光路的可变延迟元件 2123 的光的传播方向具有有限角度。在此结构中，由检测器 2141 和 2142 接收到的光能量是两个辐射（即辐射 1 和辐射 2）的叠加。应当清楚，可以通过光纤或其他光波导来实现分束器 2120 和 2130 之间的连接，以消除自由空间路径和两个反射镜 1 和 2。

在图 21 和 22 所示的示例中，光学头 2110 与样品 205 之间的间隔可以大于所关心的样品深度，从而在到达分束器 2130 时，部分辐射 1 经历只类似于部分辐射 2 的光路长度。换句话说，在图 21 和 22 中的系统的操作期间，相同辐射的分割部分并不经历类似的光路长度。

图 23 示出了探头 2110 的一个典型光学结构。可以利用部分反射光纤末端（即光纤 272 的端面）来实现部分反射器 2310。无涂层光纤末端具有大约 4% 的反射率，并因而可以用作此部分反射器。端面上的光学涂层可以用于将反射率变为所需数值。

可以根据几个因素来选择光纤末端 2310 的反射率。一方面，辐射波 1 应当足够强，从而使其与辐射波 2 的叠加在两个检测器 2141 和 2142 处产生适当的强度变化。另一方面，辐射波 1 又不能太强，因为其可能

会压制光电检测器 2141 和 2142，阻止了检测系统中高增益的使用。对于系统的优化操作，可能希望选择光纤末端的反射率与由光纤从样品收集到的总光量可比。

在图 21 和 22 中，公共波导 272 用于将输入光发送到探头 2110 中以及传导从探头 2110 输出的输出光。可选地，类似于图 15 中的设计，可以用用于将输入光发送到探头 2110 中的输入波导和用于将从探头 2110 输出的输出光送往检测模块 2101 的分束器 2120 的输出波导来代替波导 272。在此设计中，可以消除光定向器 210，并且光学探头 2110 可以设计为将具有辐射波 1 和 2 的输出光送入输出波导。

类似于在所述其他实施例中调谐光的频率，在实现图 21 和 22 中的器件时，可调谐光学带通滤波器可以用于调谐光的频带，以有选择地测量样品 205 在滤波器频带处的属性。此外，如图 20 所示，在检测模块中使用光栅来测量样品的不同光谱分量也可以用在模块 2101 中。

图 24 进一步示出了用于光学地定标用于其光谱吸收的身体表面以下的层的测量技术。参考等式 (15) – (17)，可以调节光学差分延迟，以获得来自两个深度 I 和 II 的测量值 A_I 和 A_{II} ，以便获得针对深度 I 和 II 之间的层的测量值。如果对光源的中心波长 λ 进行扫描，以获得不同波长处的测量值，可以将等式 (17) 中的测量比率用于获得仅由界面 I 和 II 所限定的物质的光谱吸收特性，即 $\mu_h(\lambda)$ 。因此，在用于测量的光谱吸收方面，该技术有效地隔离了 I 和 II 之间的物质。通过改变界面 I 和 II 的深度，可以针对全部层来执行该过程，以获得剖面光谱吸收映射图 (SAM)。

用于获得 SAM 测量值的一种方式是在两个或更多不同波长处、使用以这些波长为中心的光辐射、首先获得反射的剖面映射图， $A(\lambda)$ 。当如上所述使用单光源时，将可调光学滤波器用于在目标区域上面的探头的每一个空间位置处选择不同的波长以获得测量值。在一个位置处完成不同波长的测量时，将探头移到下一个位置，并且重复所述测量。该过程继续，直到测量了目标区域之内的全部位置为止。结合使用可变延迟值的光差分延迟和沿目标表面的扫描实现了目标区域光谱吸收的三维映射图。

在其中样品具有宽光谱范围吸收特征的一些应用中，单光源可能不能够提供对这些吸收特征的足够宽的光谱覆盖。以下部分描述使用具有以不同波长为中心的辐射的两个或更多光源，以提供 SAM 测量中的宽光谱覆盖。

这里描述的各种光学配置可以适用于执行 SAM 测量。以下描述几个示例用于使用不同波长处的多路光源。

图 25 示出了使用不同光波长的两个或更多不同光源 2510 以获得来自样品的反射映射图的光学设备 2500。每一个光源在以与其它光源不同的波长为中心的带宽 $\Delta\lambda$ 之内发射。可以选择光源 2510 的波长以覆盖待测量样品中的吸收特征的光谱范围。在一些应用中，可以选择 2510 的波长以有效地对感兴趣的具体吸收特征进行采样，如图 31 所示，并且因此不可以覆盖样品中的其它吸收特征。在具体实施方式中，应该考虑用于测量所需的深度空间分辨率来选择每一个光源的带宽 $\Delta\lambda$ 。将光学多路复用器 2520 用于接收来自不同光源 2510 的光辐射，以将这些光波组合到公共光路中，即公共光波导 271。光定向器 210 将已组合的光辐射经由公共波导 272 定向到探头 220。定位于样品 205 上的探头 220 将来自自己复用的或已组合的一部分光辐射分束为探测光，并且将该探测光定向到样品 205。将来自样品 205 的反射光由探头 220 进行收集，并且经由波导 272、光定向器 210 和另一个波导 273 定向到差分延迟器 250。在前一个部分中详细描述了设备 2500 的各种实施方式和操作。还将光学多路解复用器 2530 用于基于以光源 2510 的不同波长为中心的不同波段将从差分延迟调制器 250 输出的光空间地进行分离。因此，可以将不同的光检测器模块 2540 的阵列用于分别接收和检测所分离的不同波段的光束。作为示例，将来自一个光源的以波长 λ_1 为中心、并且在 $\Delta\lambda_1$ 的带宽之内的光辐射与其余的光辐射分离，并且发送到检测器模块 1 (D1)。每一个检测器模块可以包括一个或多个光检测器。差分延迟调制器 250、解复用器 2530 和检测器模块 2540 形成了执行设备 2500 的光检测的光相干器的至少一部分。将已多路复用的光辐射通过光波导 272 或光纤和探头 220 传递到组织。将来自组织的背向散射和反射光部分地由探头 220 收集，并且重新定向到光学相干器中。

实际上,将探头 220 操作用于扫描样品 205 上已多路复用的光辐射,以获得不同波长的测量。针对每一个所设计的空间间隔,差分延迟调制器 250 扫描一个范围以与样品内部深度的范围相对应。重复该过程,直到测量了样品区域的全部采样位置为止。在该实施方式中,可以同时地获得两个或更多波长的光的光辐射剖面映射图。尽管对差分延迟调制器 250 和探测光辐射进行扫描,可以将来自检测器模块 2540 (每一个均接收与光源 2510 之一相关联的不同波段之内的光辐射)的光电流同时地记录为可以从中提取多个反射映射图 $A(\lambda_1)$ 、 $A(\lambda_2)$ 等的数据。每一个反射映射图均可以由一个光源的波段之内的辐射来形成。然后可以将这些反射映射图用于使用基于由等式 (15) 至 (17) 概述的原理的算法来推导出 SAM。

图 26 示出了图 25 中的设备 2500 的一个实施方式 2600, 其中将数字信号处理器(DSP)2610 用于处理来自检测器模块 2540 的检测器输出,并且用于产生光谱吸收映射图。DSP 2610 可以是如图 3 中所示的设备控制器 370 的一部分。可以将显示器和用户接口模块 372 用于允许操作者观看 SAM 结果, 并且控制该设备。

图 27 示出了图 26 所示的设备 2600 的示例, 其中用两个光栅 2010 和 2020 以及两个透镜 2012 和 2014 实现多路解复用器 2530。用两个检测器阵列 2014 和 2024 实现检测器模块 2540, 即, 检测器模块 2540 的每一个均包括阵列 2014 中的一个检测器和阵列 2024 中的另一个检测器,用于检测不同偏振状态中的相同波长的光。偏振分束器 361 将来自差分延迟调制器 250 的已波长复用的光分束为具有相互正交偏振状态的两个光束, 其中, 每一个已分束的光束是处于来自探头 220 的两个不同模式的光的混合物。偏振分束器 361 将处于第一传播模式的接收到的光的一部分和处于第二传播模式的接收到的光的一部分转换为处于沿第一光路传播的第三传播模式的光, 并且用于将处于第一和第二传播模式的接收到的光的其余部分转换为处于沿不同的第二光路传播的第四传播模式的光。第三和第四模式是偏振分束器 361 的两个正交偏振模式。

光栅 2010 和 2020 将已波长复用的光辐射分离为角度间隔, 每一个与来自光源 2510 之一的光相对应。在一个检测器阵列中的光敏元件的数

目可以等于所使用的光源的数目。可以将每一个光敏元件的感测区设计为足够大，使得可以由阵列中的一个元件接收一个光源的波段内的全部光辐射。例如，如果在该系统中使用三个光源，可以使用每一个均具有三个光敏元件的两个阵列。

可以将光多路复用器 2520 实现为多种结构。图 28 示出了多路复用器 25120 的一个示例，其中将部分反射镜 2801 和 2802 用于对来自三个不同光源 2510A、2510B 和 2510C 的辐射束进行多路复用。可以将该设计和 N 个部分反射镜一起用于对来自 (N+1) 个光源的光束进行多路复用。可以同涂敷具有薄金属层的一侧来制造部分反射镜。利用这种配置，并非全部光功率被多路复用到光纤中，因为在每一个反射器处发生光功率损耗。将光准直器 2810 用于将已多路复用的光耦合到光波导或光纤 271 中。

图 29A 示出了多路复用器 2520 的另一个示例，所述多路复用器减小了图 28 的设计中的光损耗，并且提供了可用光功率的有效使用。在该示例中，将光学双色滤波器 2901 和 2902 用于分别代替部分反射镜 2801 和 2802。可以将双色滤波器实现为各种形式。一个实施方式是使用两个短通 (short-pass) 干涉滤波器作为双色滤波器 2901 和 2902。

图 29B 示出了双色滤波器 2901 和 2902 的光学设计。将滤波器 2901 的截止波长设定在分别以 λ_1 和 λ_2 为中心的第一和第二光源的辐射带之间。将滤波器 2902 的截止波长设定在分别以 λ_2 和 λ_3 为中心的第二和第三光源的辐射带之间。利用这种配置，除了滤波器的非理想性之外，可以将来自三个光源的全部辐射耦合到光纤 271 中，而没有显著的光损耗。可以使用多层电介质薄膜制作这种类型的干涉光学滤波器。其它可能的多路复用器包括阵列波导类型和光栅类型。

在用于 SAM 测量的以上设备中，将不同波段的光束由探头 220 同时地定向到样品 205。因此，同时地执行不同波长的光学测量。可选地，如图 30 所示，光学多路复用器 2520 可以用光开关 3010 代替，以同时定向波段之一内的探测束，使得将不同波段处的探测光束随后不同时地定向到样品 205 以获得反射映射图。在一个实施方式中，可以通过 $1 \times N$ 光开关作为开关 3010 将 N 宽带光源 2510 顺序地与图 30 中的光学设备相

连。从而获得不同波段的反射映射图 $A(\lambda_1)$ 、 $A(\lambda_2)$ 等，然后将其用于计算 SAM。

可以根据待测量的具体吸收特性来对任意以上设备设计中的宽带光源做出选择。作为示例，图 31 示出了其中存在吸收峰 3110 的样品 3100 的吸收幅度光谱。可以将具有所示中心波长的三个或更多不同宽带光源用于对峰 3110 进行映射。为了实现更好的光谱分辨率，可以增加光源的数目。在三个光源的示例中，可以将三个不同光源处的反射率映射图 $A(\lambda_1)$ 、 $A(\lambda_2)$ 和 $A(\lambda_3)$ 用于计算针对 SAM 的特征的强度。

SAM 的轴向分辨率（即，深度分辨率）与中心波长 λ_0 的光源的带宽（光谱宽度） $\Delta\lambda$ 有关，并且如下给出：

$$\Delta z = \frac{2 \ln(2)}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \quad (23)$$

针对给定的带宽 $\Delta\lambda$ ，相应反射率映射图的深度分辨率由以上等式确定。因此，较宽的带宽对于沿探测束的方向分辨较小的空间特征是需要的，作为折衷这限制了空间分辨率。例如，如果人们想要对占据了 1 微米的光波长附近的 20nm 范围的光谱吸收特征进行映射时，可以选择约 5nm 带宽的光源。在这些条件下，针对 SAM 的空间分辨率粗略地为 90 微米。

在以上多源 SAM 测量中每一个光源均具有固定的发射中心波长和带宽。在基于上述设计的其它实施方式中，可以将多路可调激光源用于代替固定光源。可以将每一个可调激光资源配置用于提供以 λ 为中心的 $\Delta\lambda$ 波长范围内的高度相干辐射。由于相同的考虑，感兴趣的光谱吸收特征可能对于单个可调激光源太宽以致不能覆盖，可以按照用于 SAM 测量的各种设计实现两个或更多可调激光源，每一个均在以不同波长为中心的波长范围内是可调的。

图 32 示出了用于 SAM 测量的设备 3200 的一个示例，其中将两个或更多可调激光 3210 用作光源。再将来自可调激光源 3210 的光辐射定向到探头 220 之前，将其通过多路复用器 2520 进行组合。将包括从测量时的组织收集到的、来自探头 220 的光波重新定向到多路解复用器 2530 中，在所述多路解复用器中根据波段将光波分离为不同光路中的分离束，

由光检测器接收每一个分离的光束。

可以将这种布置配置用于允许可调激光源 3210 的波长的同时调节，进而允许来自不同波段中的探头 220 的光波的记录。图 32 的设计中的一个特征是缺少在使用一个或更多固定光源以产生探测光的其它设计中使用的光学差分延迟调制器 250。在测量期间，每一个可调激光通过其调谐光谱范围进行调谐，并且可以计算已记录的光强作为每一个波段中的激光波长的函数，以获得针对该波段的反射率映射图。随着一定波长周期的光电流的变化表示起源于样品 205 中的一定距离或深度的反射。本质上，这种计算根据其频率的光电流分解，或公知为傅立叶变换。为了使反射率映射图覆盖深度范围，可调激光应该具有与深度范围可比较的、或更长的适当相干长度。可以获得被检样品 205 的针对两个或更多波段的两个或更多反射率映射图，并且可以将其用于基于等式（15）至（17）来推导样品 205 的 SAM。

可以通过去除光学差分延迟调制器 250，将可调激光的使用实现为用于 SAM 测量的各种设备设计。例如，可以使用图 30 的设计而没有差分延迟调制器 250，以将来自不同可调激光源的光辐射顺序地定向到样品 205。当将来自具体可调激光的辐射定向到样品 205 时，通过激光的调谐范围对激光在其激光频率内进行调谐，以获得调谐范围之内的不同波长处的光吸收的测量。

在使用具有可调激光源的上述技术的一些精密光学相位测量中，可以将差分相位调制器 250 插入到公共波导 273 中，以从探头接收处于第一和第二传播模式的光，并且产生和调制第一和第二传播模式之间的相对光学相位。第一和第二传播模式之间的相对光学相位的调制引起光电流在光电检测器 2540（或探测器阵列 2014 和 2024 中的探测器）范围之外，以相对于波长对其波峰位置和波谷位置进行偏移。这允许使用与由等式 12 和 13 所表示的分析类似的数学分析来精确计算从样品反射的光的反射光相位。

作为以上非侵入光学探测技术和设备的应用，图 33 示出了组合了以下模块的集成系统 3300 的示例：X 射线 CT 扫描模块 3310，用于定位

肺节结；极微小侵入光探测模块 3320；以及治疗模块 3330，用于提供用于治疗肺癌的完整诊断和治疗平台。可以将治疗模块 3330 设计为使用诸如激光辐射、RF 或微波辐射能之类的电磁辐射来治疗选定目标区域处的恶性疾病。气管镜 3340 用于提供将用于光探测模块 3320 的光探测插入到肺中的装置，以光学测量肺中的目标区域。此外，还将气管镜 3340 用于将来自激光治疗模块 3330 的激光束引导到肺中用于激光治疗。如所示出的，气管镜 3340 包括：工作管道 3342，是中空的，并且接收用于光探测模块 3320 的光学探头和光学滤波器 3322；以及用于激光治疗模块 3330 的光功率传递波导 3322。将工作管道 3342 插入到肺的内部，以探测肺中的不同目标区域。工作管道 3342 的远端对包括传输光学探测光和来自激光治疗模块 3330 的激光束两者的端面或窗口。将计算和控制模块 3350 配置用于控制三个不同的模块 3310、3320 和 3330，并且用于执行测量分析。将可以包括用户输入界面和显示监视器的显示和用于界面模块 2260 用于允许操作者操作系统 3300。

将 CT 扫描模块 3310 用于对患者的肺进行扫描，以检测和定位全部单个的肺节结 (SPN)。将每一个 SPN 经由 CT 扫描成像进行可视定位。接下来，将光探测模块 3320 用于测量由 CT 扫描所标识的每一个 SPN。这就是差分诊断，并且分析光学测量以确定每一个 SPN 是良性的还是恶性的。然后将激光治疗模块 3330 用于治疗每一个恶性 SPN。全部这三个程序可以在一个集成系统中执行。

可以将极微小侵入光探测模块 3320 实现为如本申请中所述的各种实施例。作为具体示例，光探测模块 3320 可以实现为截面成像模块。可以将光探测模块 3320 用于允许在早期肺癌诊断中 CT 扫描的预先使用，此外，可以使用诸如激光高温的光学方法促进癌症治疗。模块 3320 利用光学相干技术来获得光学断层以非破坏性地揭示组织结构和其它生理信息。成像模块的探头是光纤基的，并且被插入到气管镜 3340 的工作管道中。之前已经将气管镜 3340 的探头用于视觉地定位肺内部的肿瘤。利用光探测模块随后的可疑组织或 SPN 的体内检查，可以通过它们不同的结构和光学特征将钙化的良性 SPN 与恶性 SPN 相区分。使用光探测模块

3320 解决了 CT 扫描诊断难题，使极微小侵入过程能够定位 SPN，然后识别那个节结是恶性的。特别地，使用基于光探测的这种诊断顺序允许医师避免大多数肺部活组织检查（如果不使全部的话），从而显著地减小上述风险，并且极大地提高没有副作用的成功诊断的选择。

图 34 示出了图 33 中的系统 3300 的一个示范性使用。将 CT 扫描用于执行针对全部 SPN（良性的和恶性的）肺部扫描的初始检查。在 CT 扫描之后，在每一个所检测的 SPN 处执行光学探测，以确定所述 SPN 是良性的还是恶性的。如果 SPN 确定为是恶性的，可以通过使用激光治疗模块 3330 执行激光治疗以治疗 SPN 的恶性疾病。如果没有发现恶性 SPN，患者可以计划定期 CT 扫描以检测肺部情况。

表 1

| | | | |
|---------|-------|-------|-------|
| 假设的肿瘤直径 | 1cm | | |
| 大概的肿瘤体积 | 0.5cc | | |
| 传递的光功率 | 0.5 瓦 | 1.0 瓦 | 2.0 瓦 |
| 估计的激光功率 | 1.5 瓦 | 3.0 瓦 | 6.0 瓦 |
| 温升 | | | |
| 5 秒钟曝光 | +5°C | +10°C | +20°C |
| 10 秒钟曝光 | +10°C | +20°C | +40°C |

可以将激光治疗实现为诸如激光高温治疗和激光切除治疗之类的各种结构。例如，肺病学家可以使用激光治疗模块 3330 钟的高功率激光和插入到气管镜 3340 的工作通道中的光纤基治疗探针来向肿瘤传递光功率。称为激光高温的这种程序已经示出了用于使癌变组织坏死。选择激光发射波长，使得实质上全部地光被组织吸收，即在组织的 1 厘米范围之内。可以使用几种类型的高功率激光源。例如，紧凑的二极管泵浦固态激光器是易于可用的。能够传输实质功率级别（例如，瓦特量级）的光纤也是可用的。我们估计可以使用本领域普通技术人员所公知的一般方法完成将大约 33% 效率的激光光功率耦合入光纤。

作为示例，表 1 列出了针对传递到组织的不同光功率级别，升高可疑组织的温度所需的、计算的曝光时间。在 33% 耦合效率的情况下，输入到光传递波导 3332（例如，光纤）的激光功率要达到三倍。在以上估计中，假设恶性组织热表现为好像水一样（约 70% 正确），并且节结实

质上与周围组织处于较弱的热接触。研究者已经发现 10°C 的温升足够杀死癌细胞，并且更高的温升更快地杀死恶性细胞。基于表 1 的结果，3–6 瓦的激光应该足够执行 5–10 秒钟曝光的体内激光高温。

可以将图 33 中的集成诊断和治疗系统以及图 34 中的技术实现为允许在单独的会话或访问中执行 SPN 定位/检测和气管镜检查两者。此外，因此可以在单独的气管镜过程期间执行差分诊断和激光治疗两者。因此，可以在单独的诊所访问中执行这三个不同的程序：SPN 检测/定位、恶性–良性差分诊断和治疗。可以修改 CT 扫描系统以将更多较小的用于差分诊断和激光治疗的光学器件合并起来，使得可以在一个单独的设备上执行完整的过程。这导致医师时间的非常有效的使用以及对于患者的便利。诸如激光高温和激光切除之类的激光治疗方法对于治疗下的患者确实不具有副作用，因此在这一方面与诸如化疗和辐射相比是有利的。此外，可以实现图 34 中的集成系统，以减小差分诊断和治疗中的任意延迟，因此这种实现比使用常用于在恶性和良性 SPN 之间进行区分的肿瘤尺寸生长协议（protocol）的“等待和观看”观察的其它方法是有利的。

图 33 中的集成系统还可以通过使用除了激光治疗模块之外的治疗模块来实现。可以使用用于切除的射频（RF）能量和微波能量的各种电磁辐射治疗。可以将 RF 或微波波导探针插入到工作管道 3342 中以向治疗的目标 SPN 传递 RF 或微波能量。例如，激光治疗模块 3330 可以用微波切除治疗单元来代替。可以使工作管道的远端端面传输探测光和 RF/微波辐射两者。

此外，还可以将图 33 所示的集成设计实现用于诊断和治疗其它疾病。例如，在一个实施方式中，集成诊断和治疗系统可以包括：CT 扫描单元，用于定位身体部分中的病区；基准截面成像单元，用于分析每一个病区；以及激光、RF 或微波辐射治疗单元，用于治疗选定区域。可以将该系统用于诊断和治疗肺癌、前列腺癌和其它肿瘤。该系统管道一个特定实现是图 33 中的示例，用于诊断和治疗肺癌，其中将气管镜插入到肺中，用于传递探测光和治疗激光束。

在实现图 33 中的系统时，可以将光学成像模块 3320 的光学探头 220

和治疗传递波导 3332 统一为插入到工作管道 3342 内部的单独组件，使得可以将可能是激光辐射、RF 或微波辐射的治疗辐射定向到光学探头 220 定位的大致相同位置。在该设计中，当将 SPN 标识为恶性时，可以将治疗辐射传递到恶性 SPN 的相同位置，而无需改变工作管道 3342 的远端末梢位置。因此，可以将该统一组件用于简化治疗辐射相对于由光学成像模块 3320 所标识的恶性 SPN 的对齐。

图 35 示出了统一组件 3500 的一个示例。将管状单元或铠装 3510 用于保持探测光纤 3322 和波导 3332 一起作为单一单元。光纤 33232 的末端处或附近的探头 220 和波导 3332 的远端放置为在端面窗口 3520 之内的管状单元 3510 的远端处彼此紧跟。同样，探头 220 和波导 3332 的远端瞄准实质相同的位置。然后将组件 3500 插入到工作管道 3342 内部，以将端面窗口 3520 放置在工作管道 3342 的末端处。

在本申请中只公开了一些实施方式。但是，应当理解的是，可以进行变化、修改和改进。

现有技术

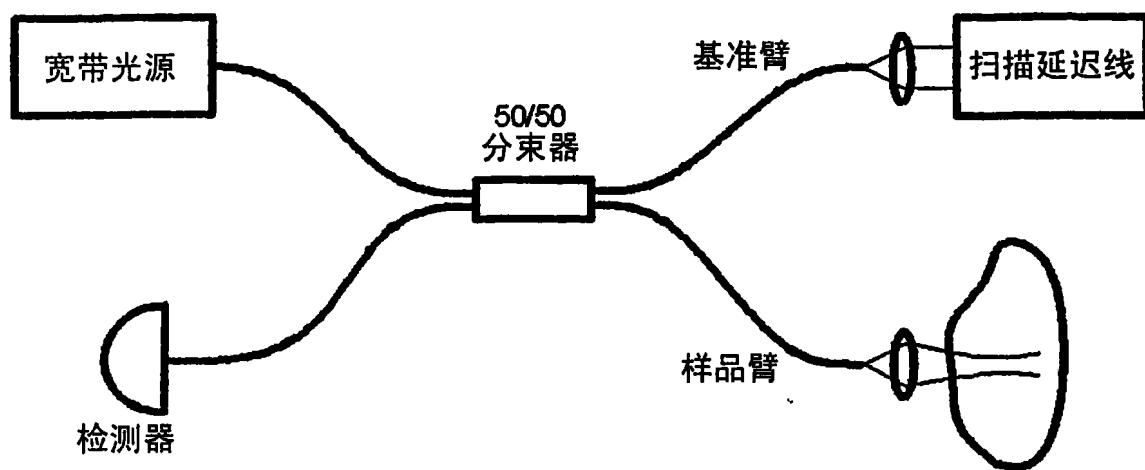


图 1

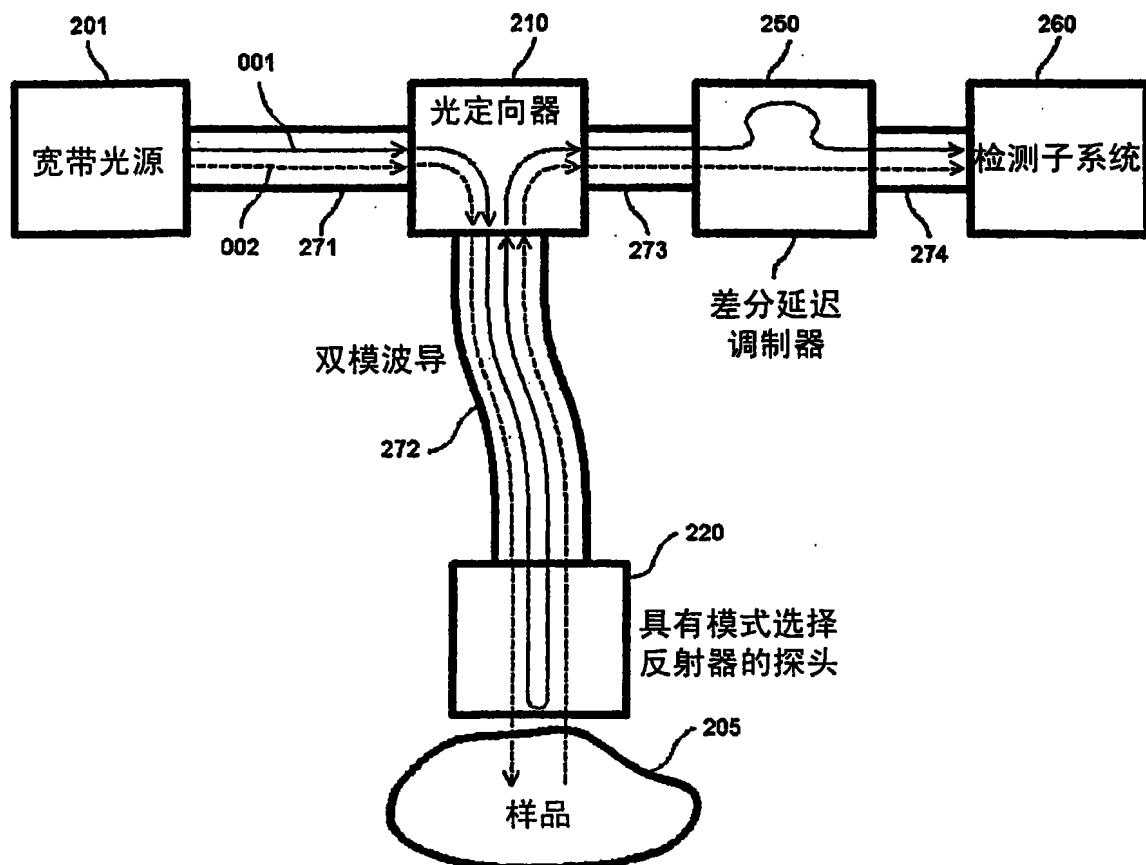


图 2

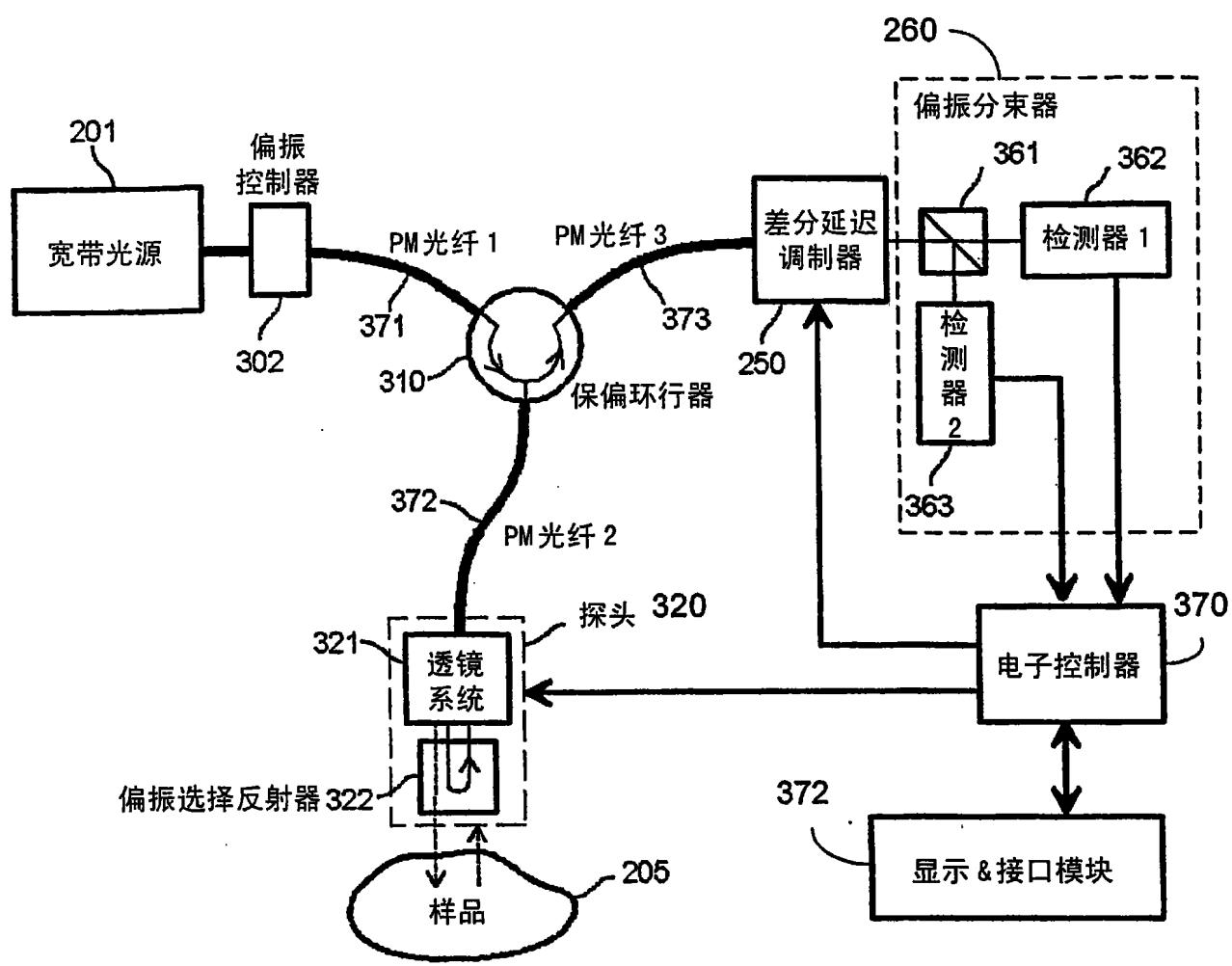


图 3

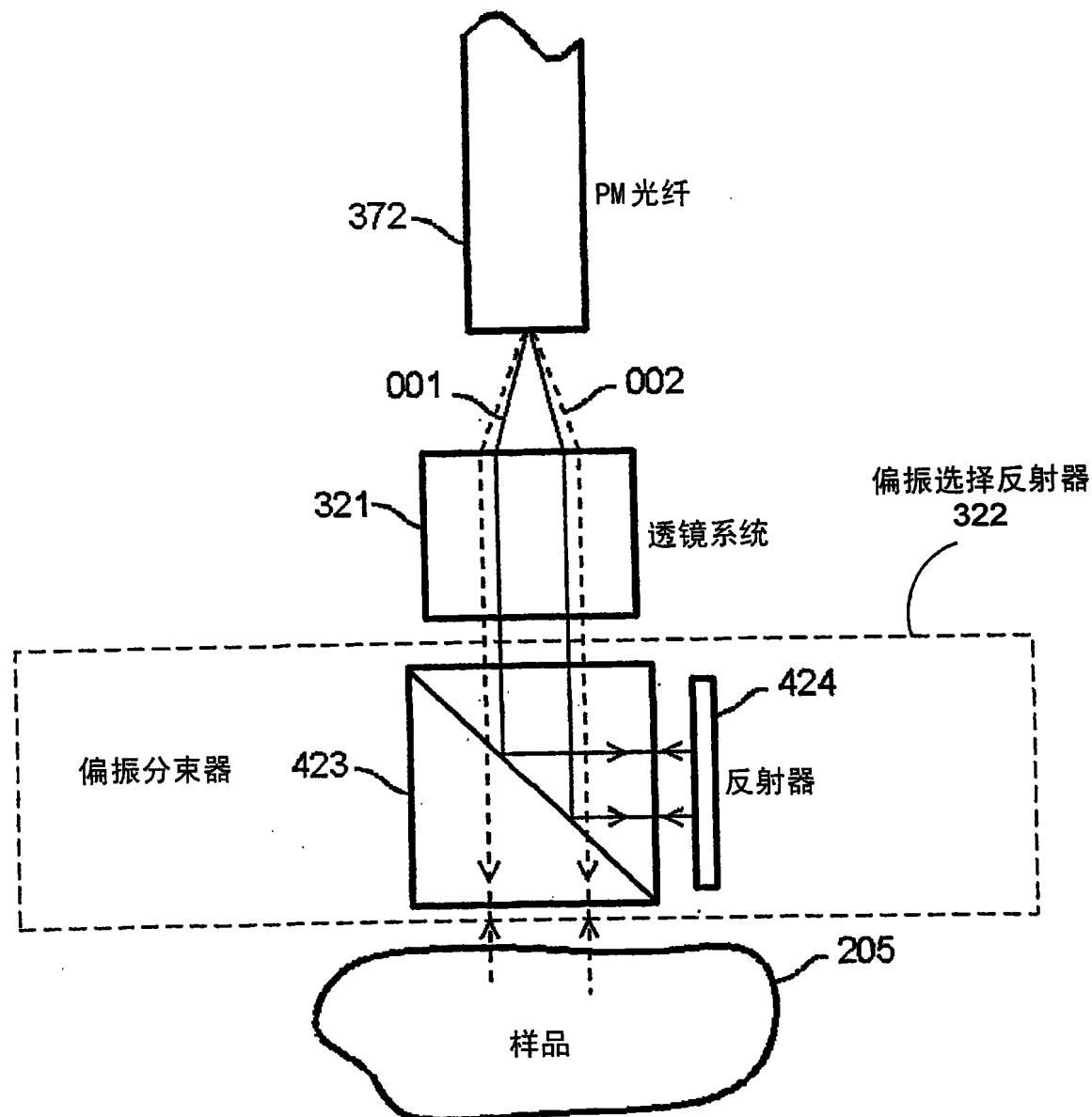


图 4

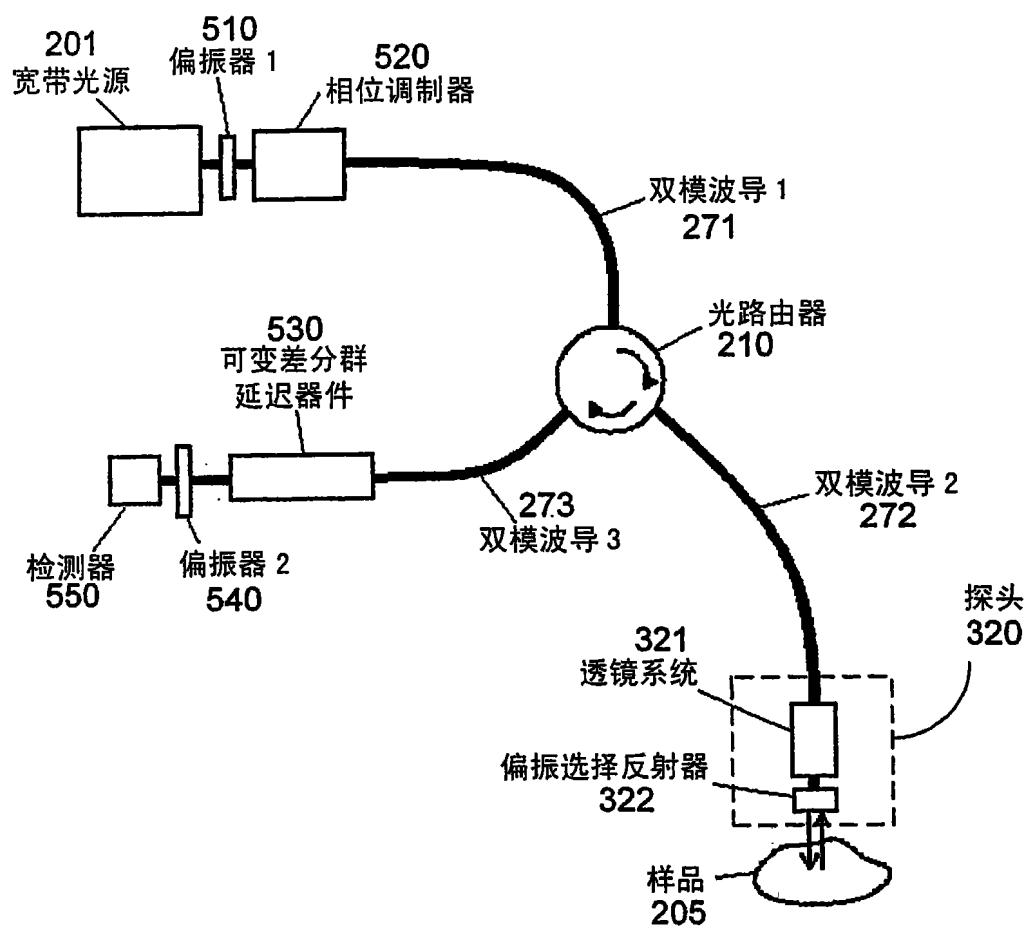


图 5A

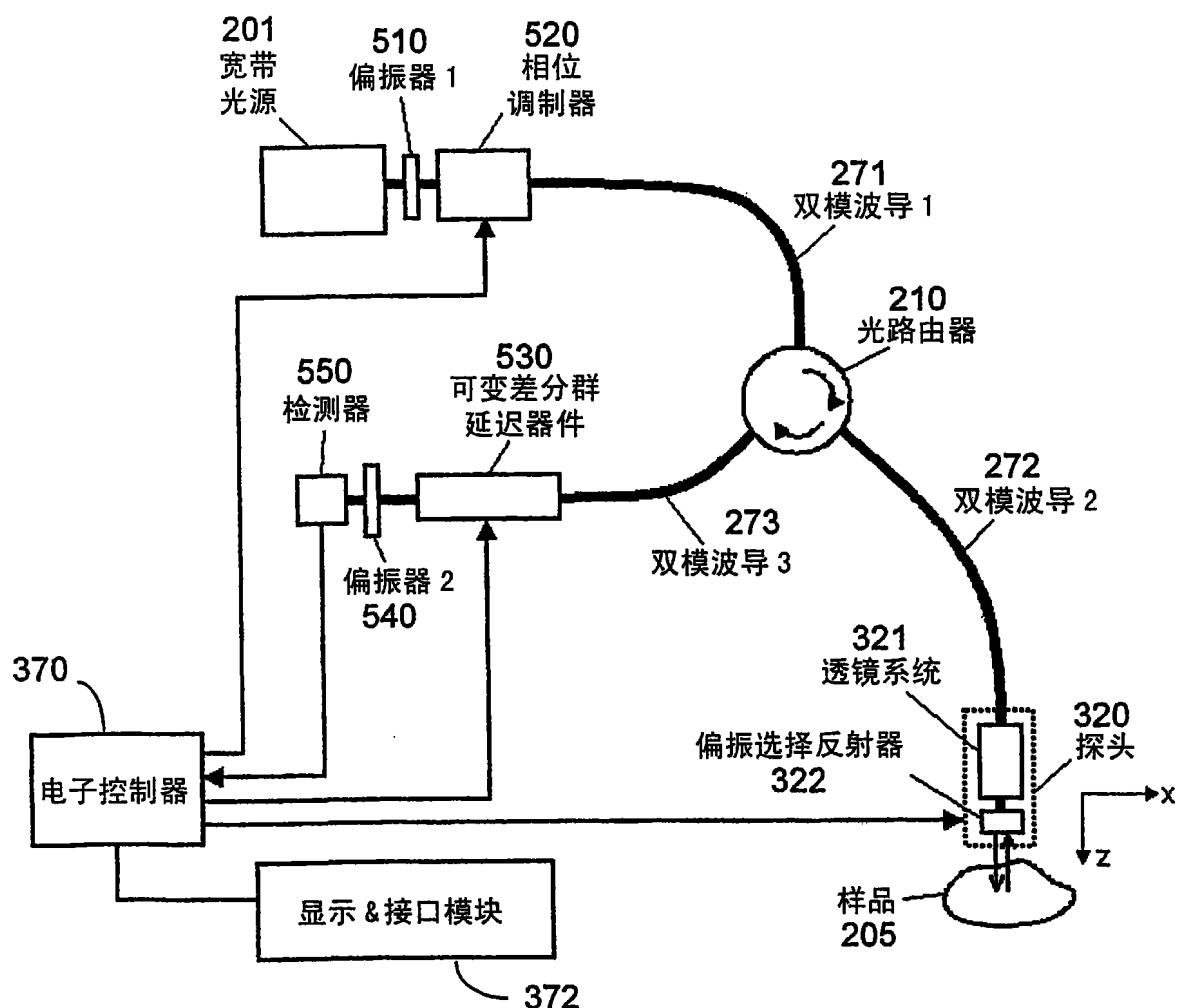


图 5B

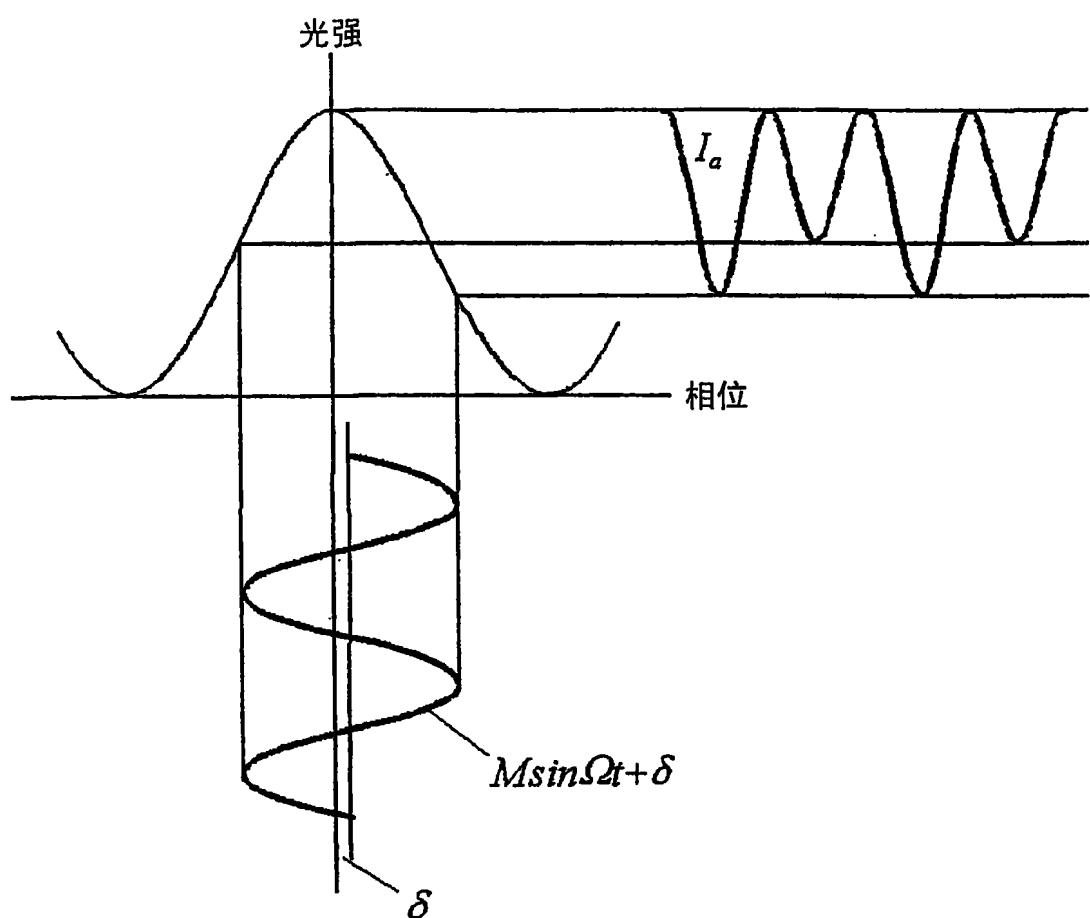


图 6

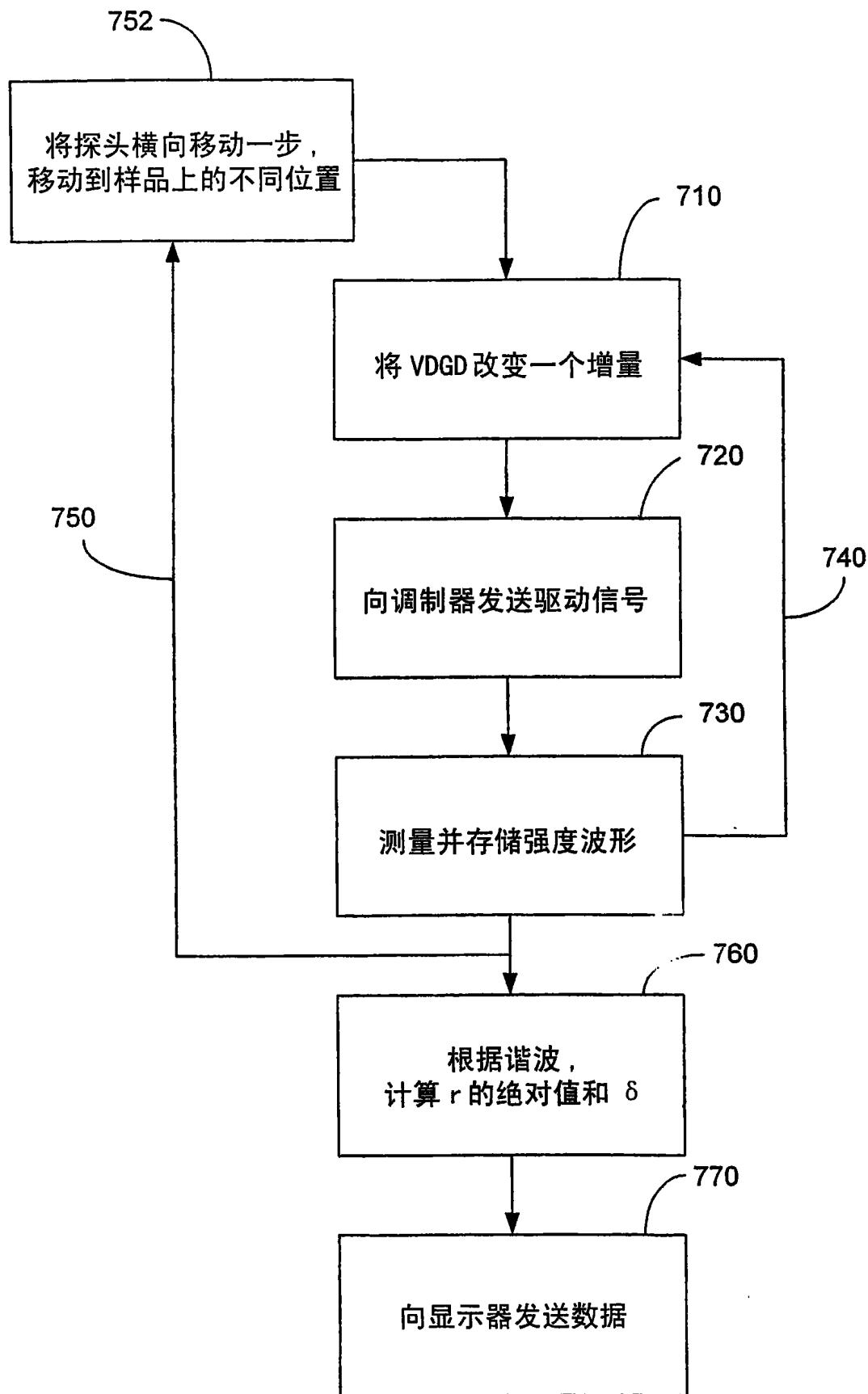


图 7

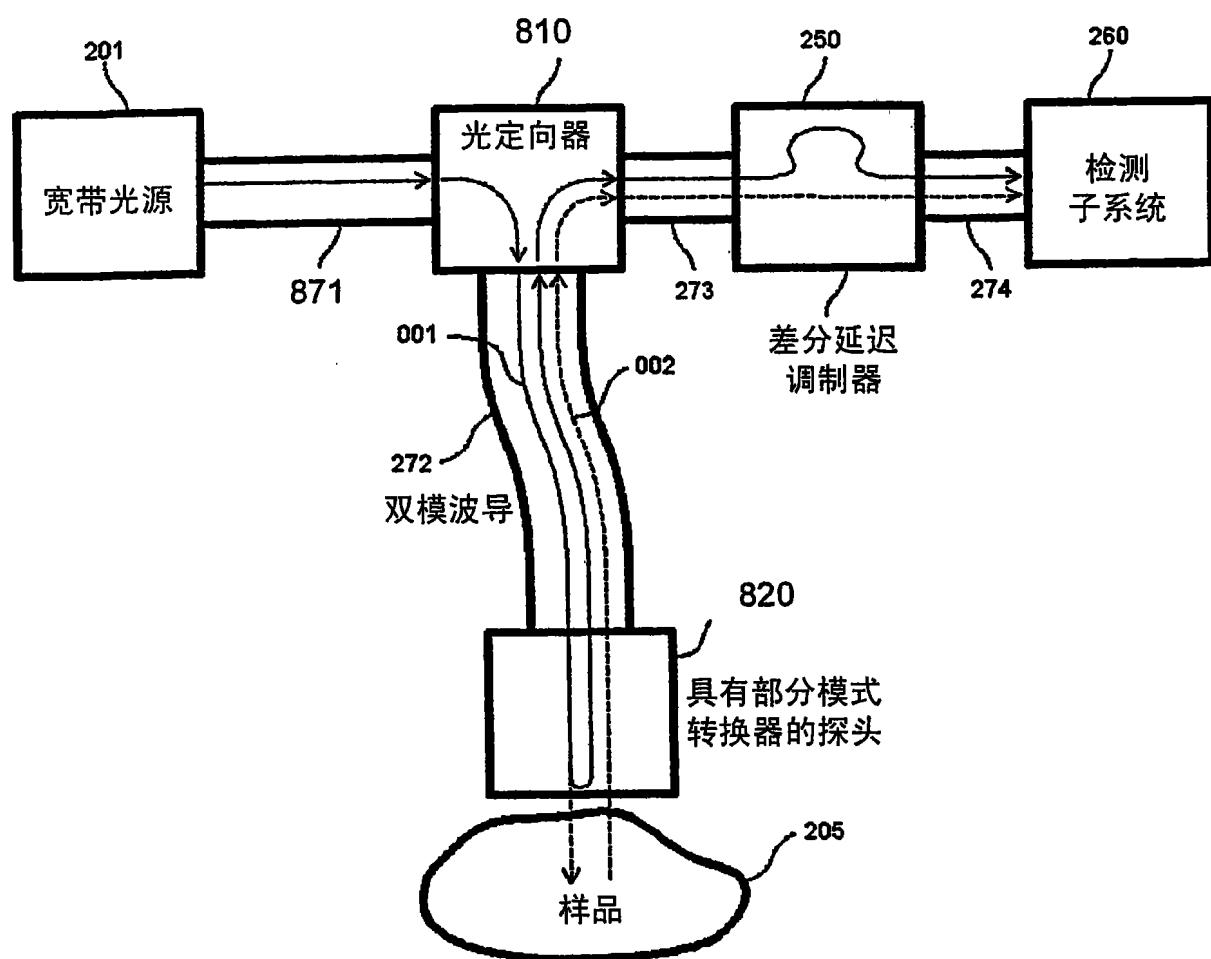


图 8A

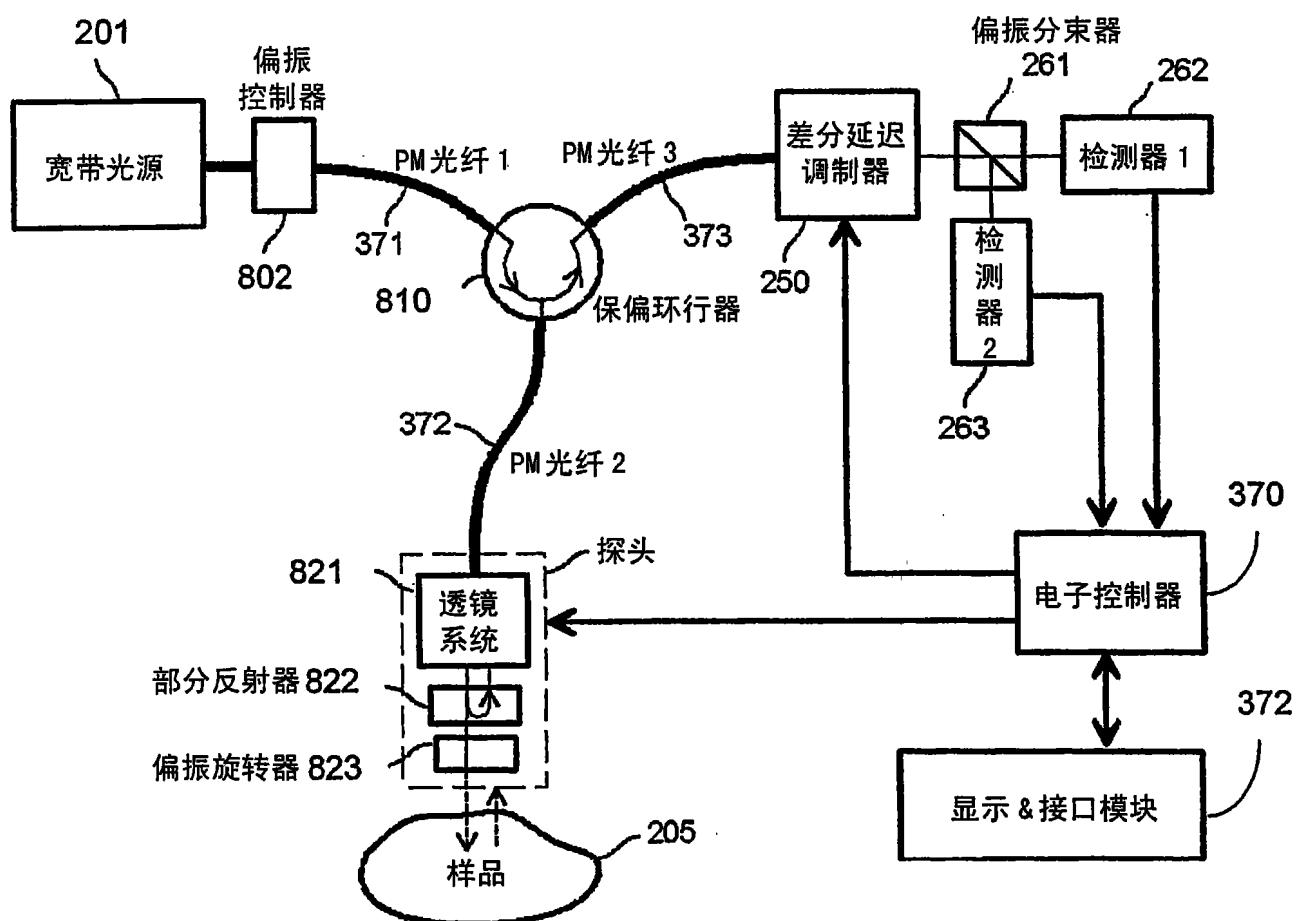


图 8B

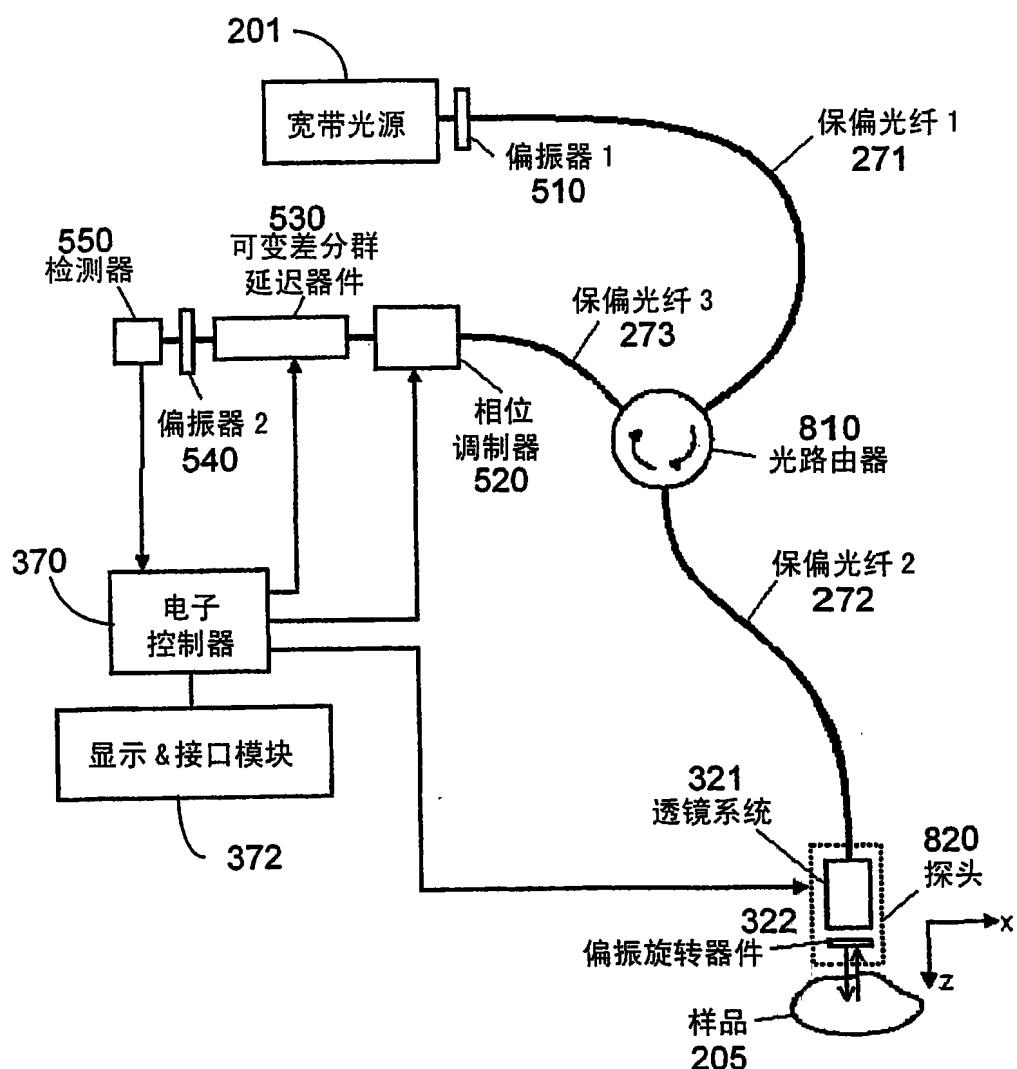


图 9

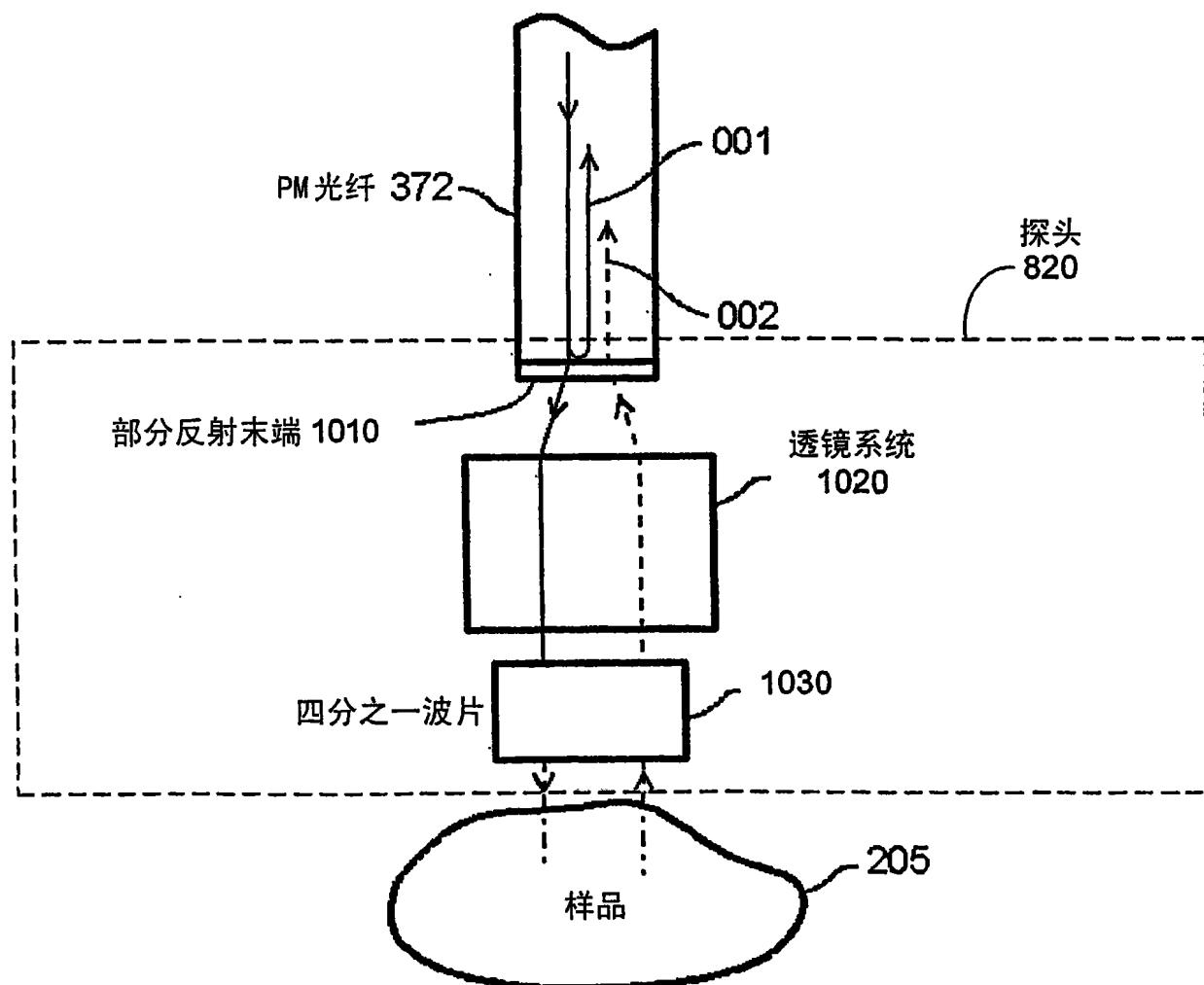


图 10A

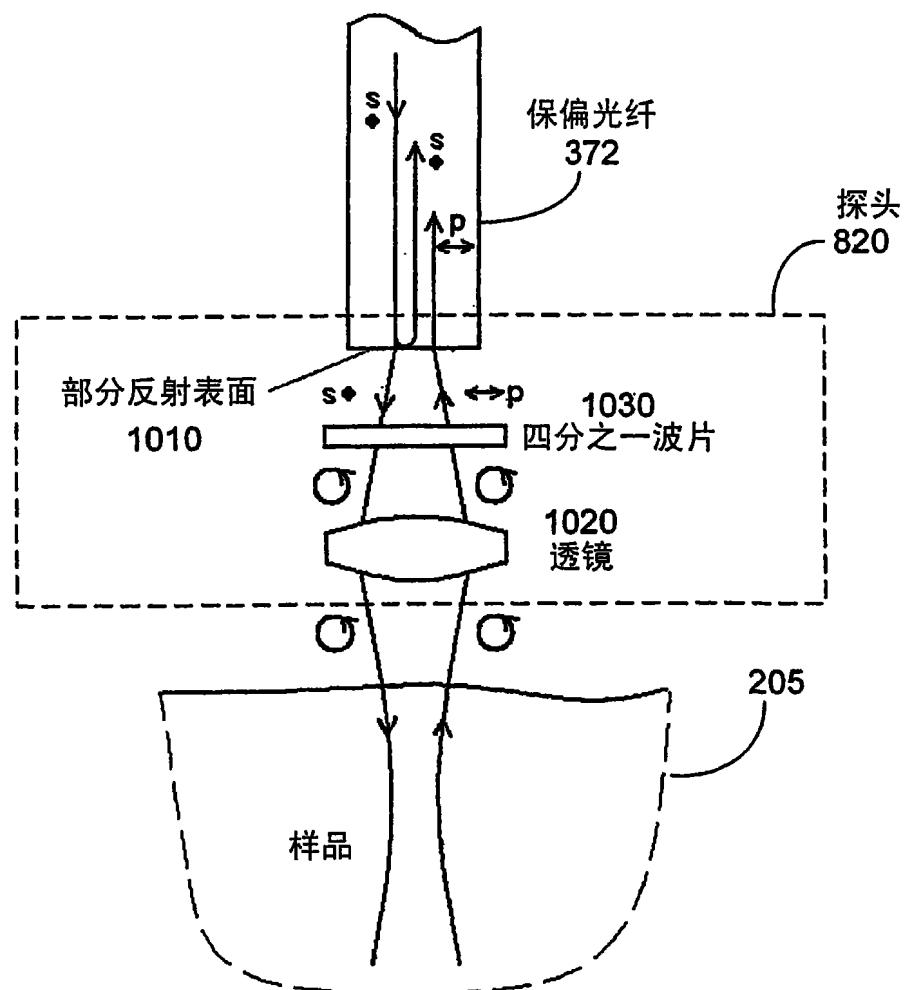


图 10B

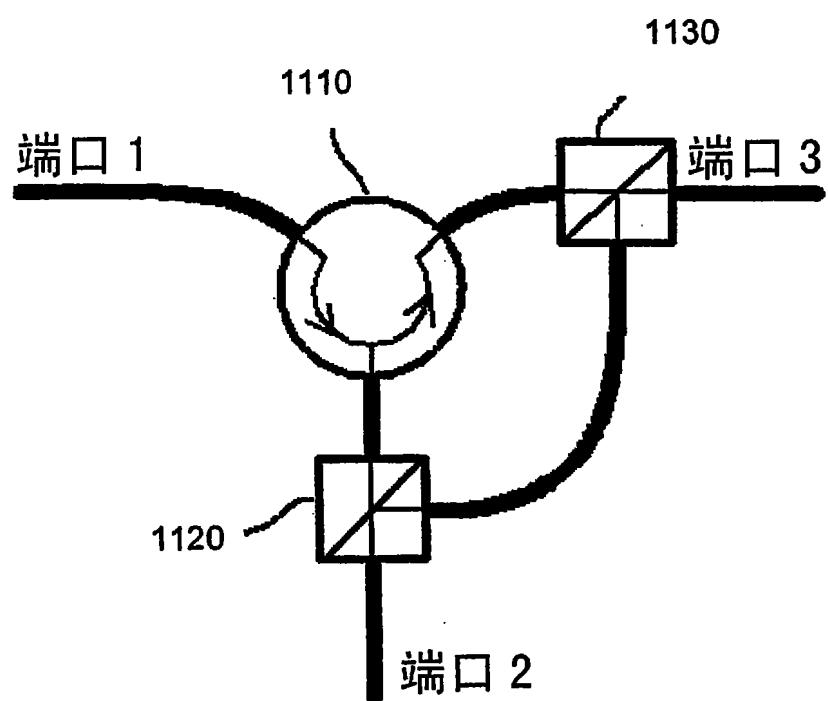


图 11

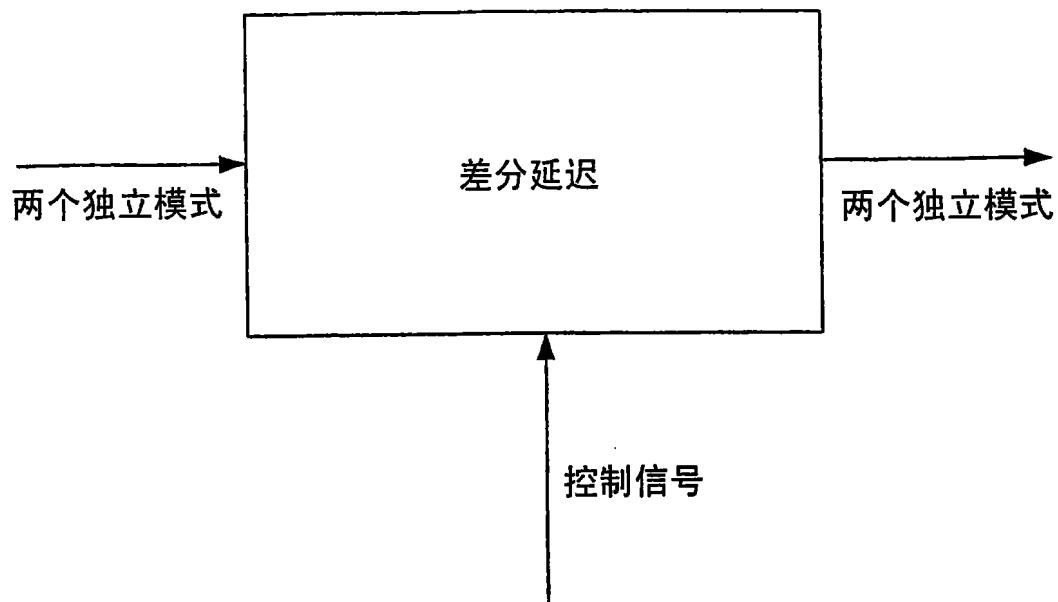


图 12

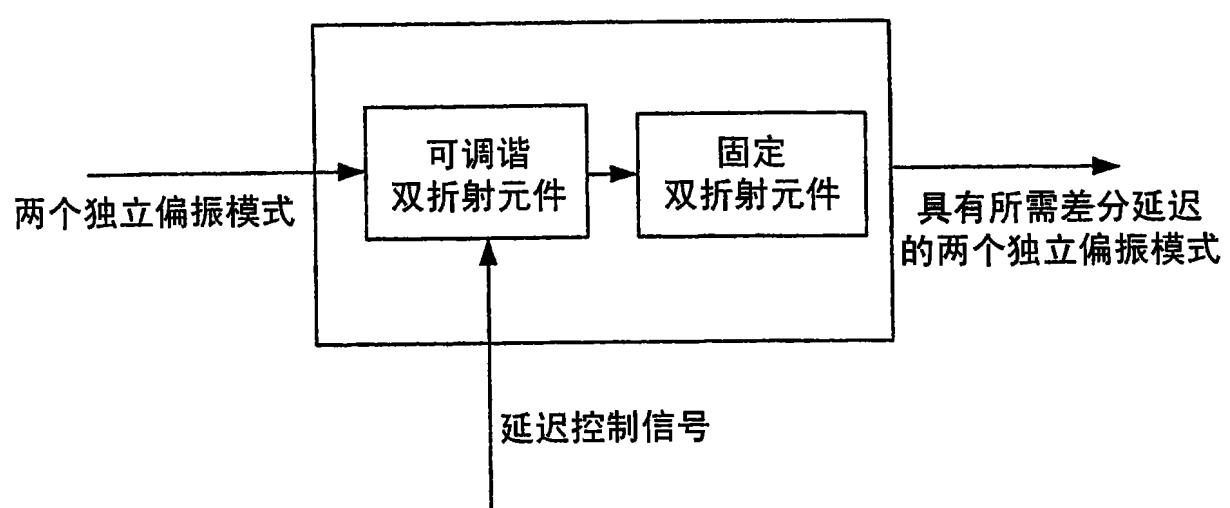


图 12A

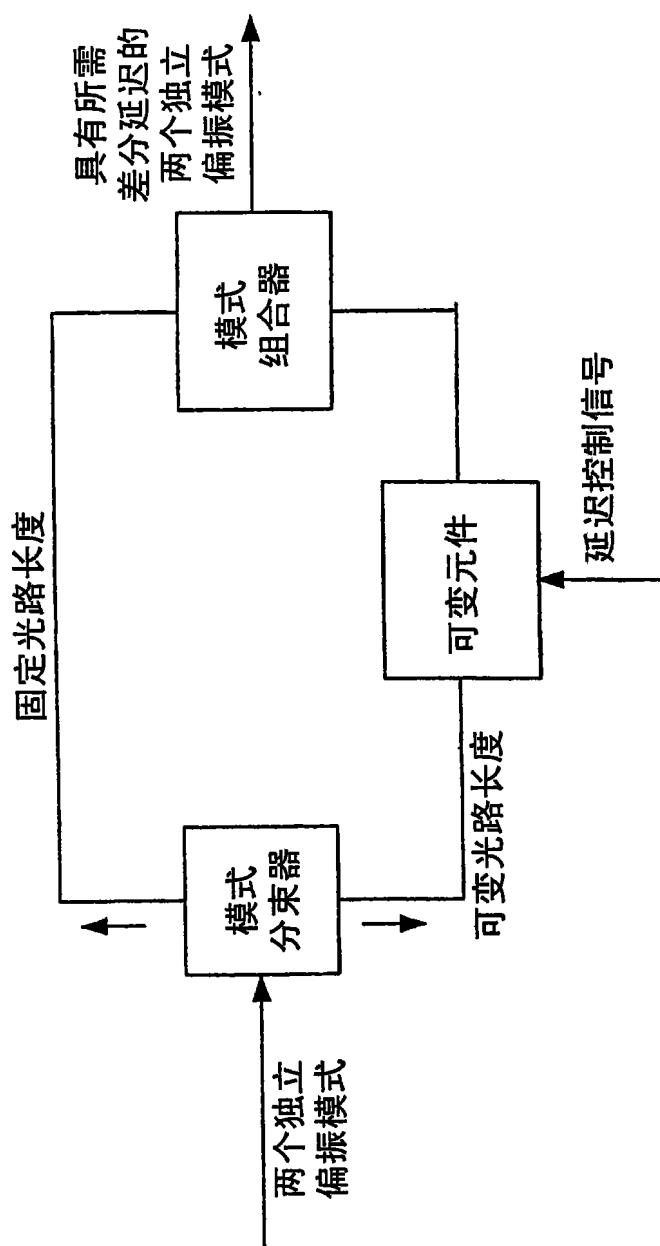


图 12B

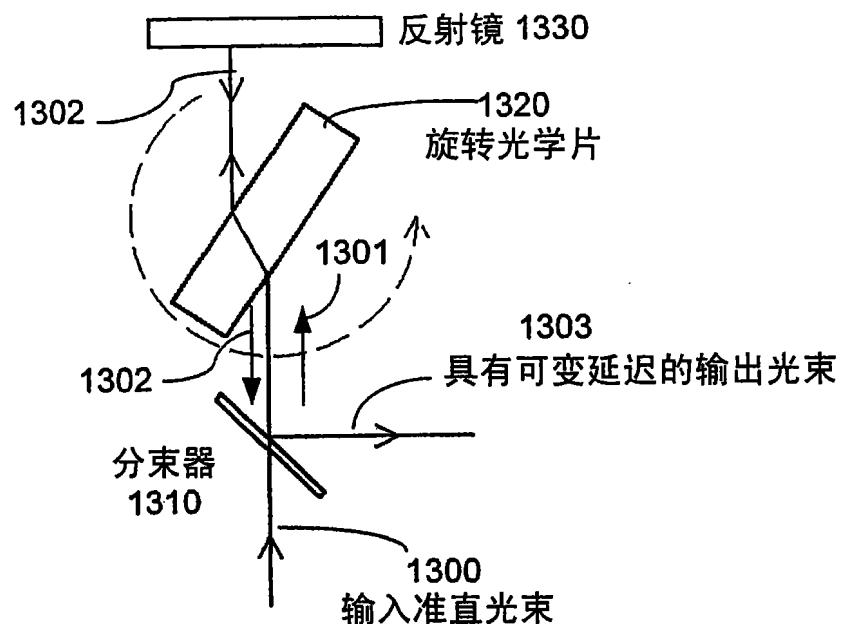


图 13A

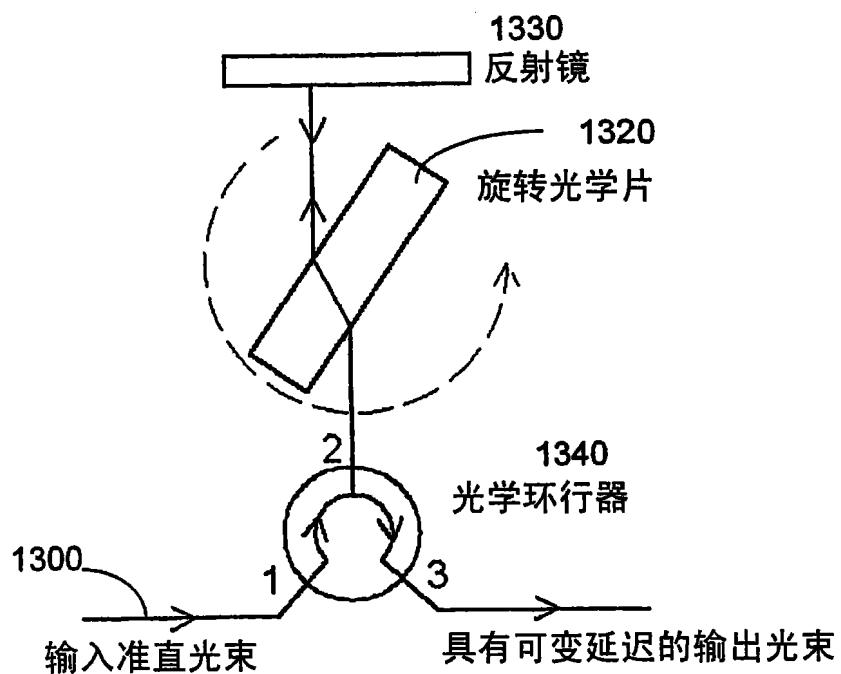


图 13B

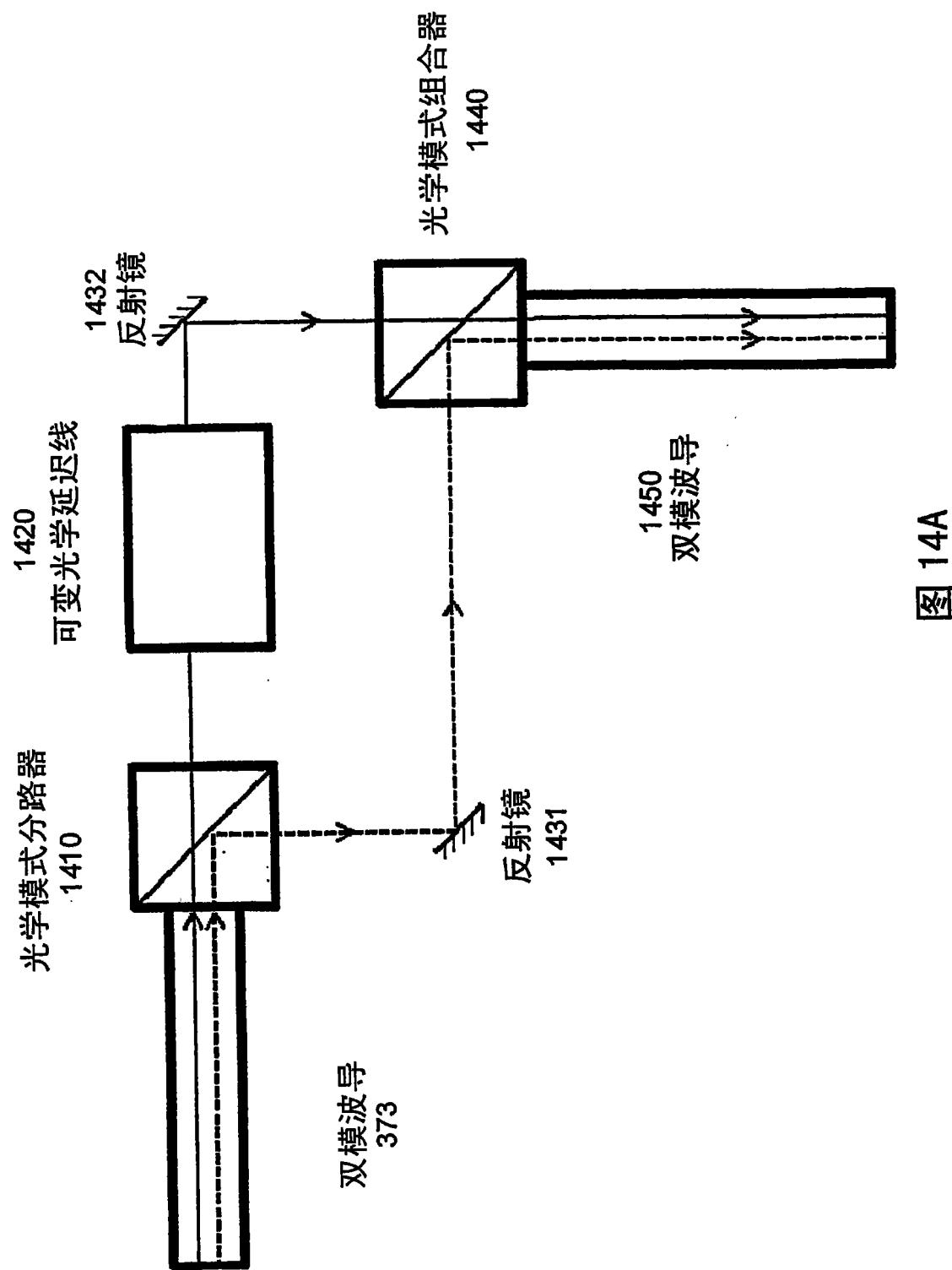


图 14A

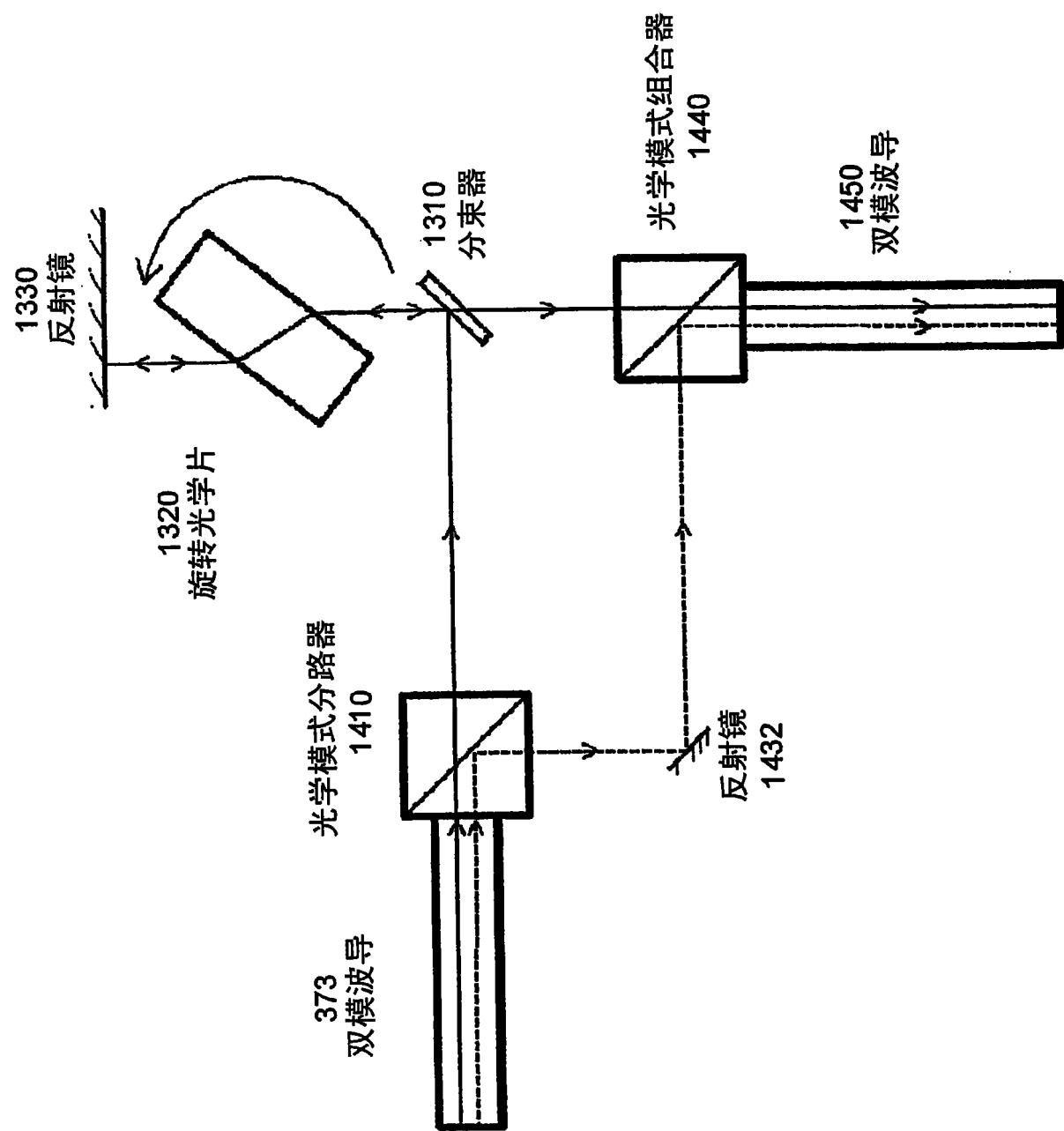
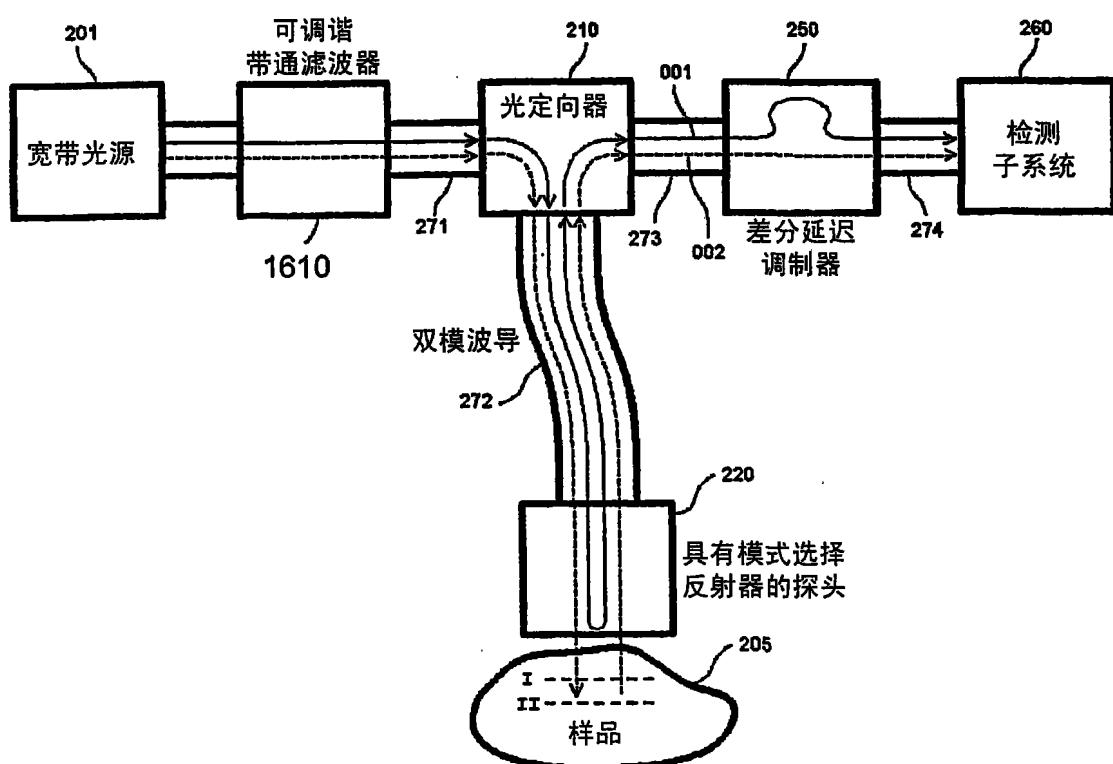
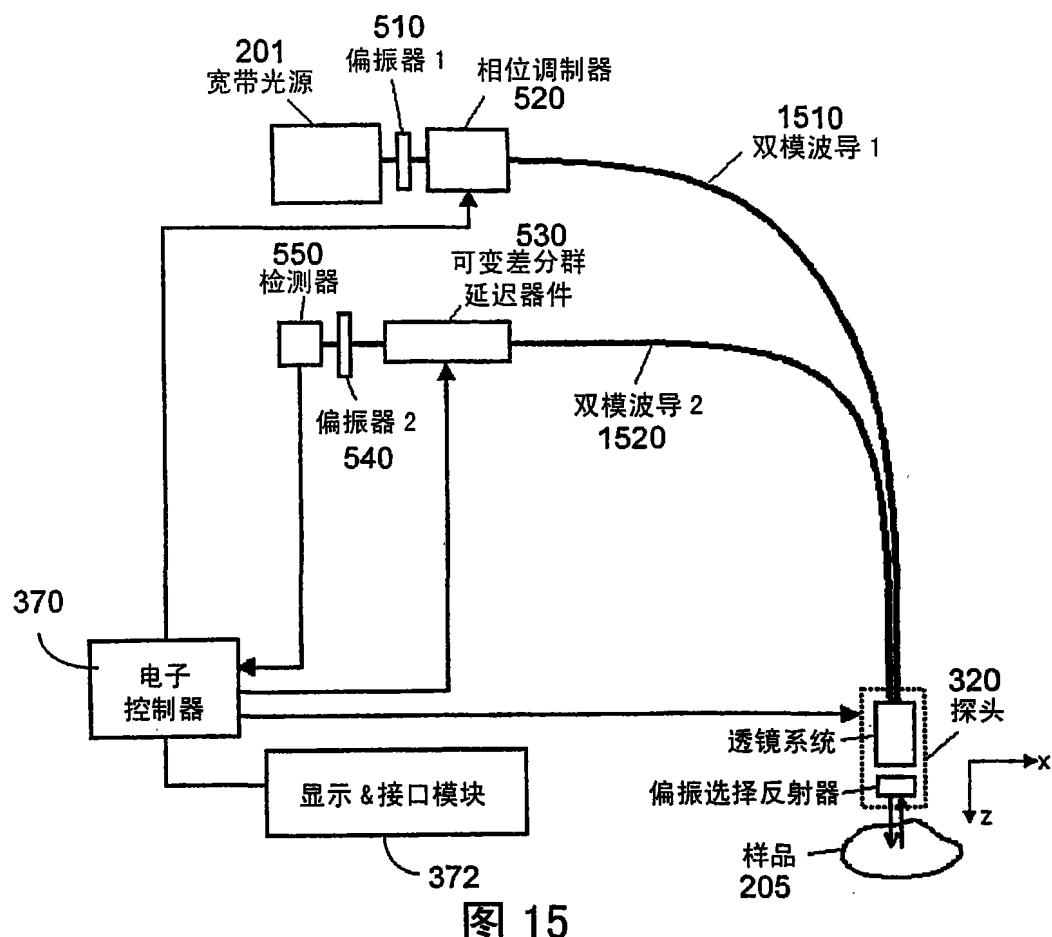


图 14B



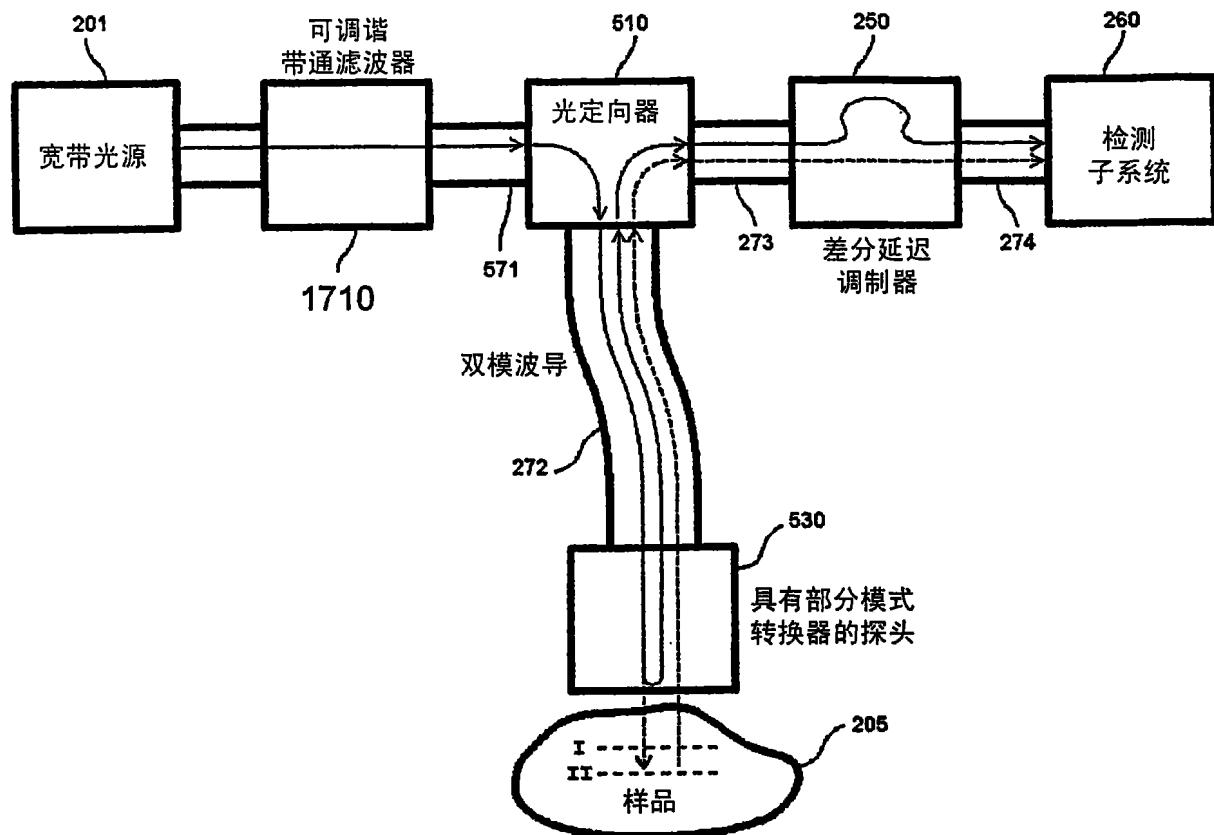


图 17

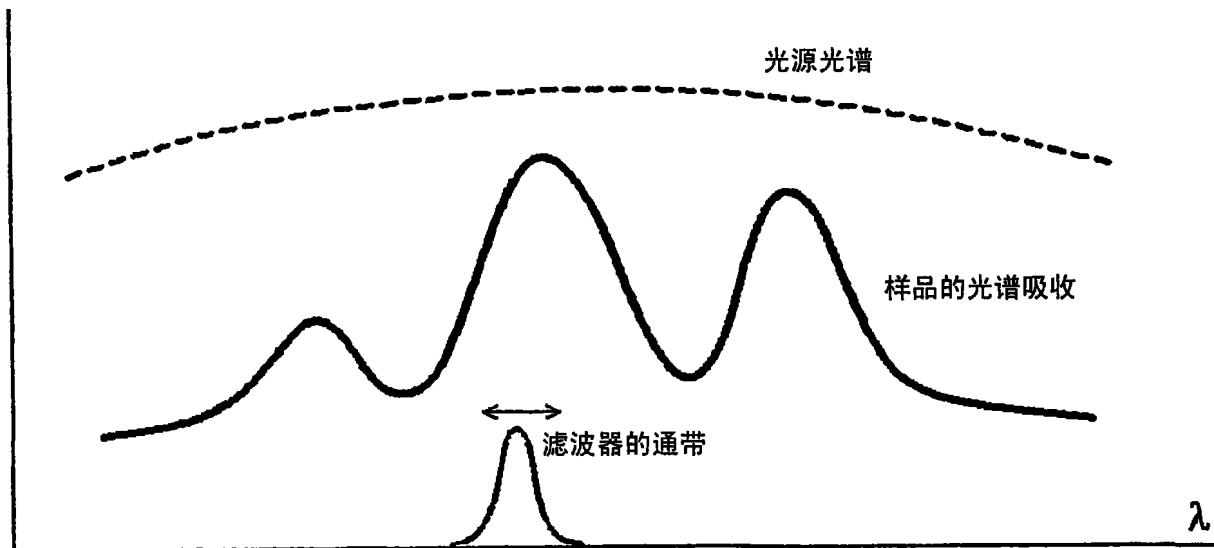


图 18

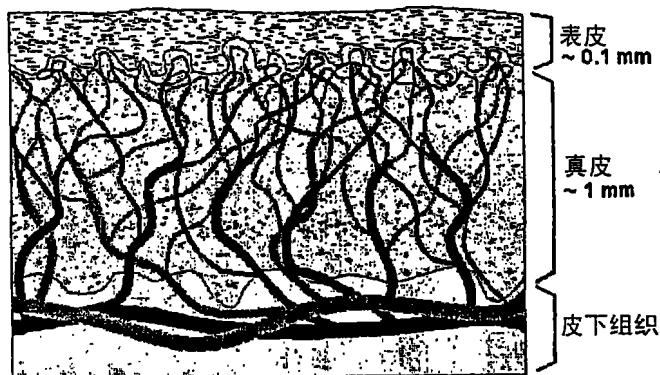


图 19A

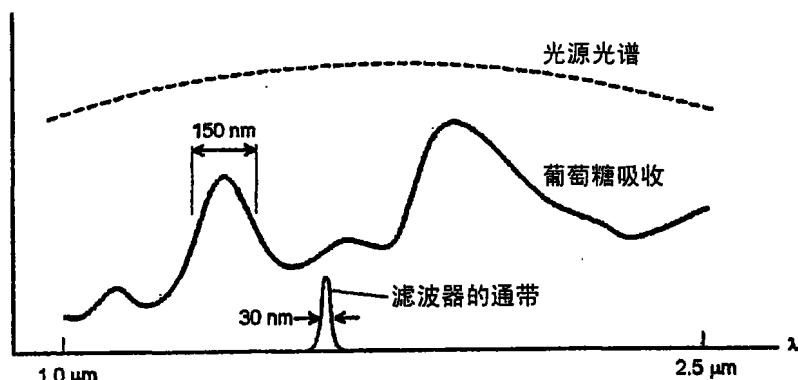


图 19B

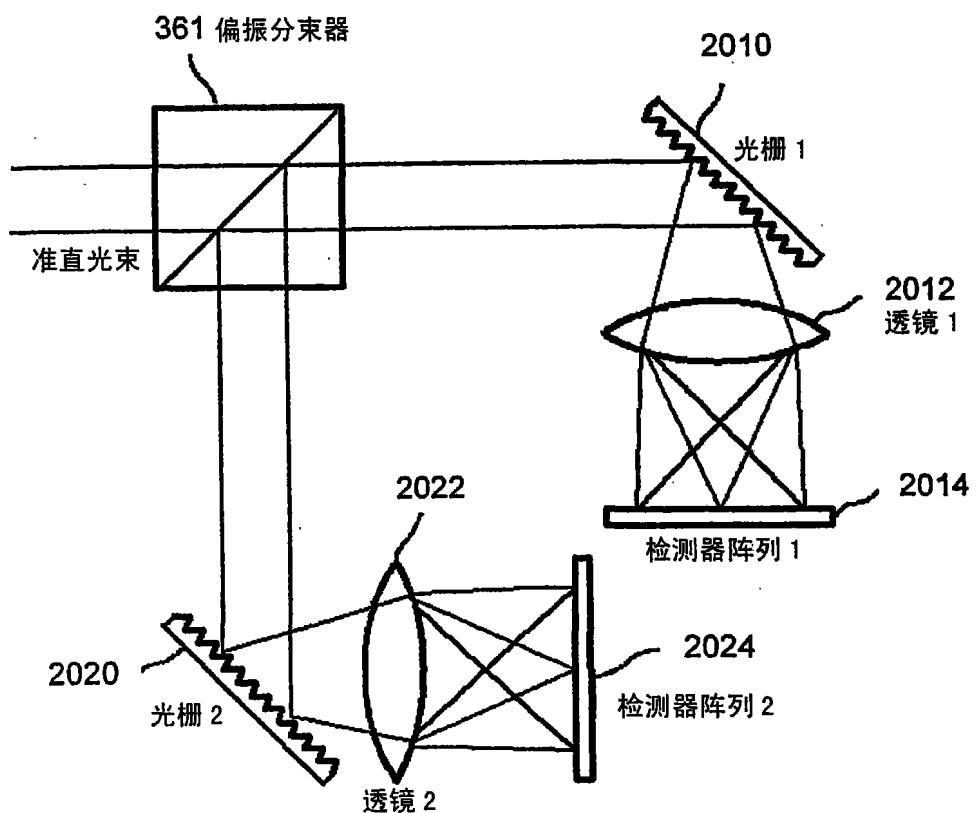
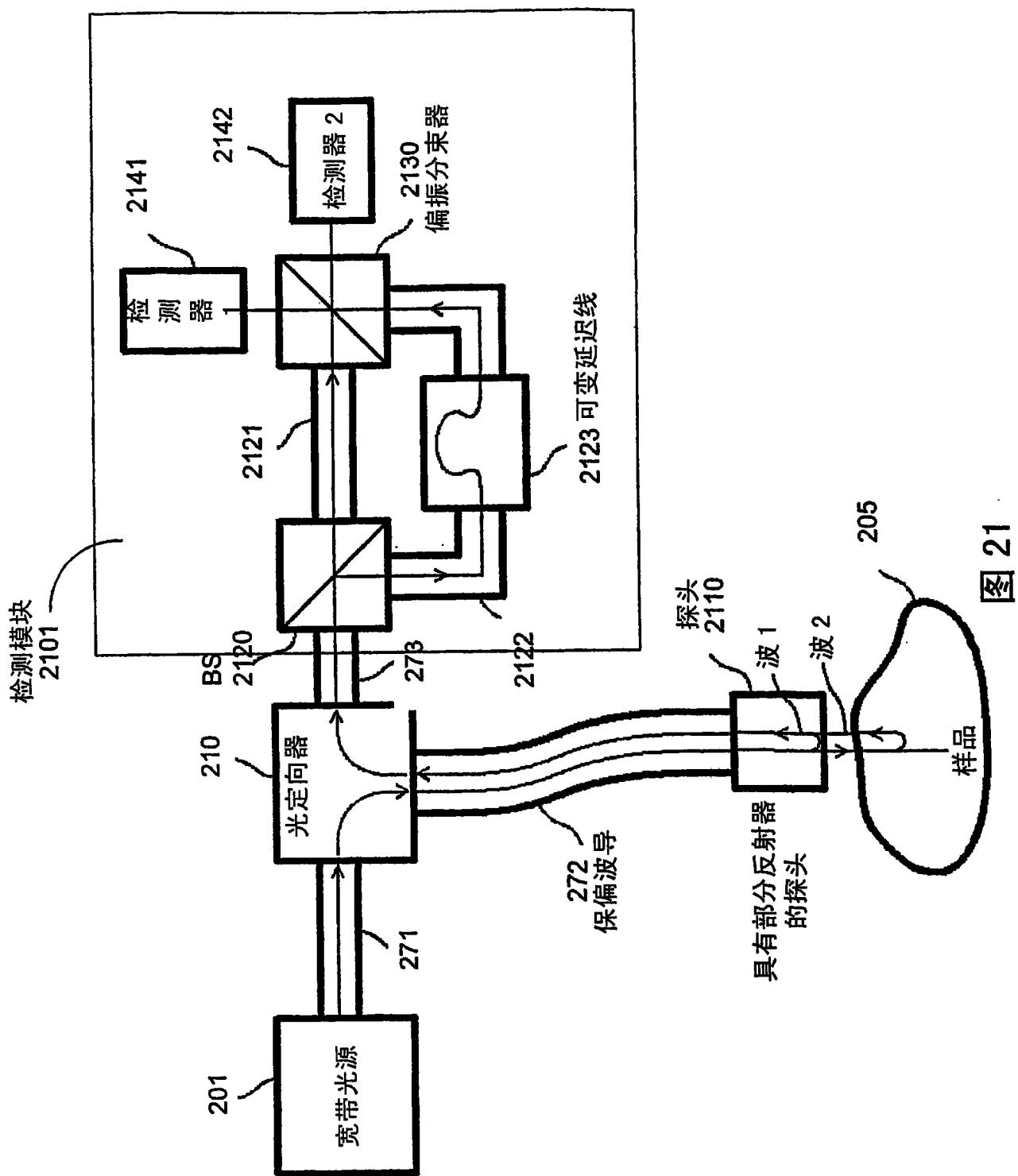


图 20



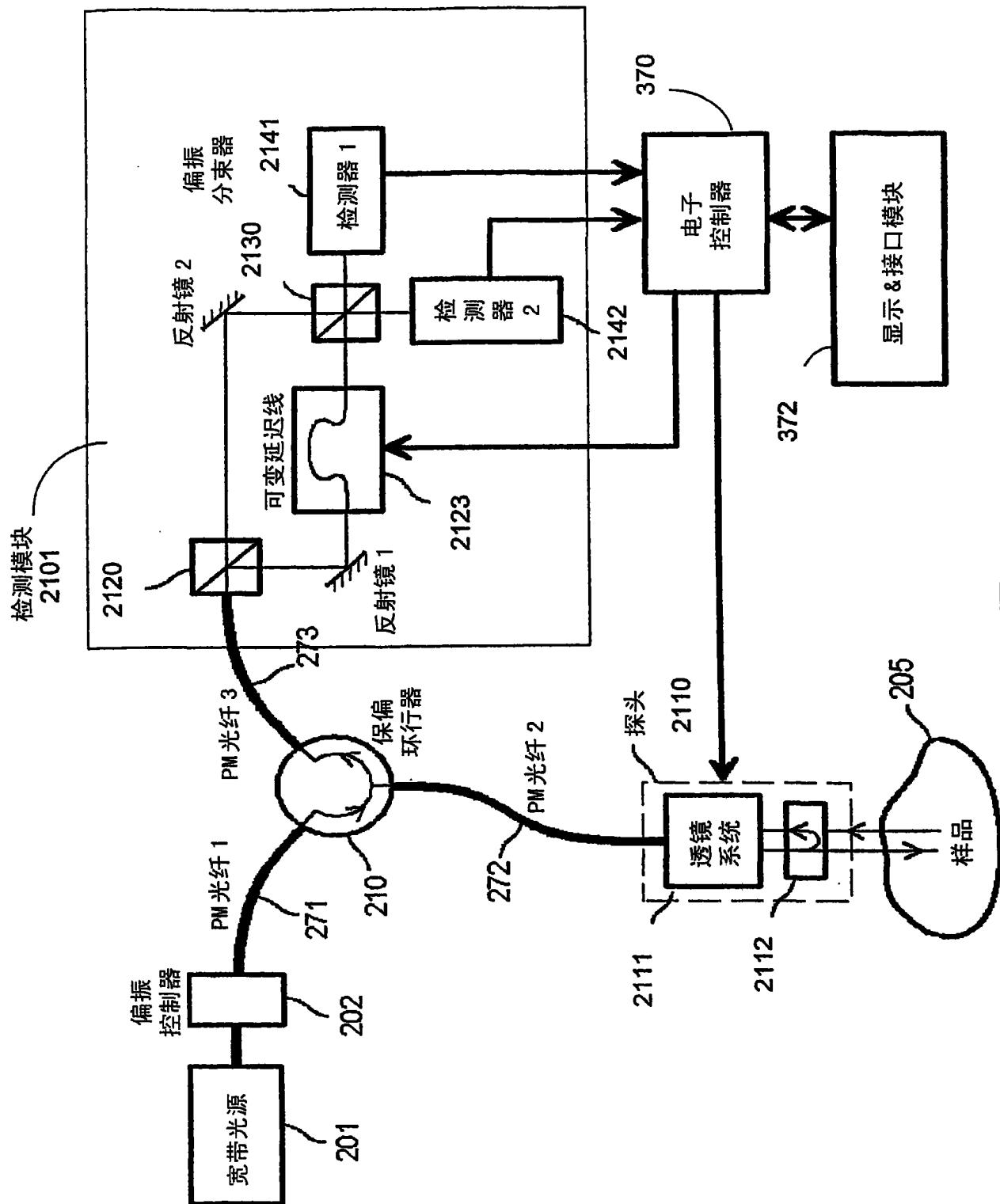


图 22

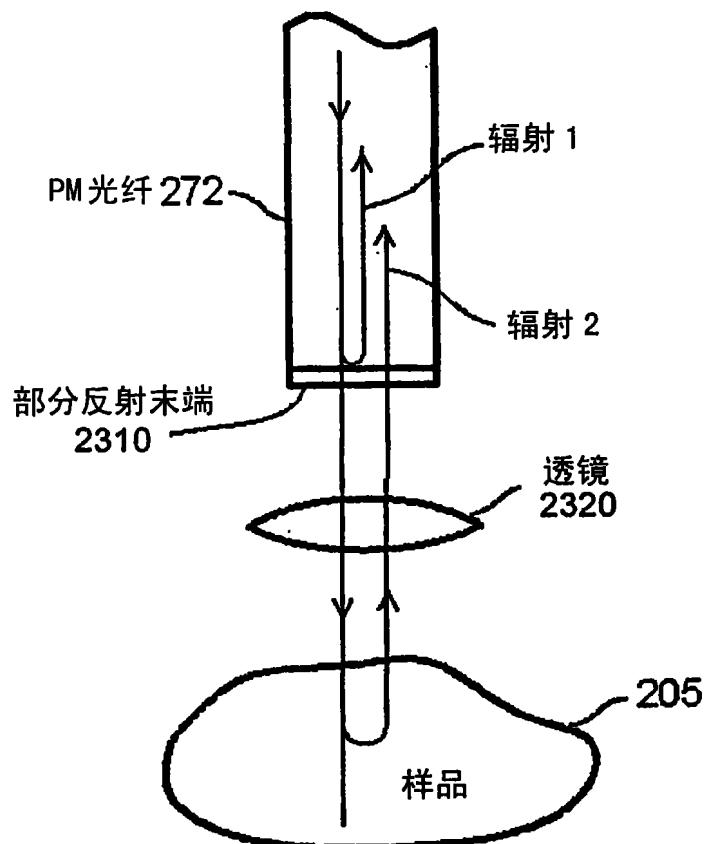


图 23

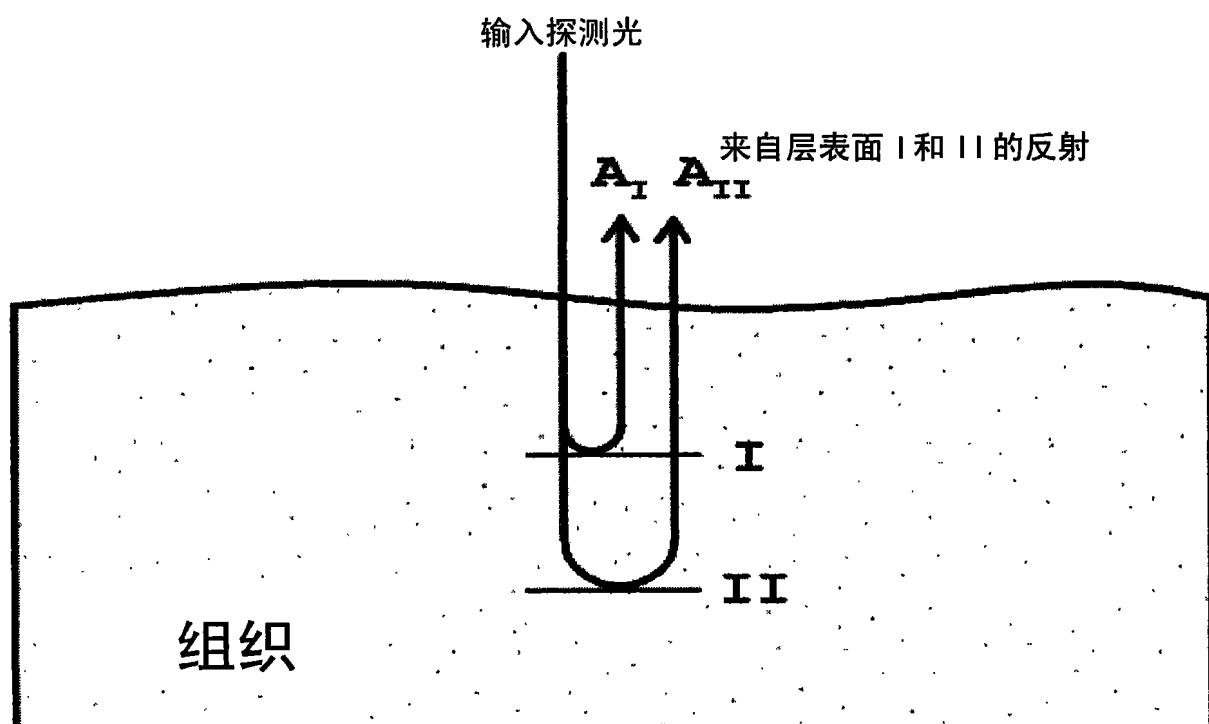


图 24

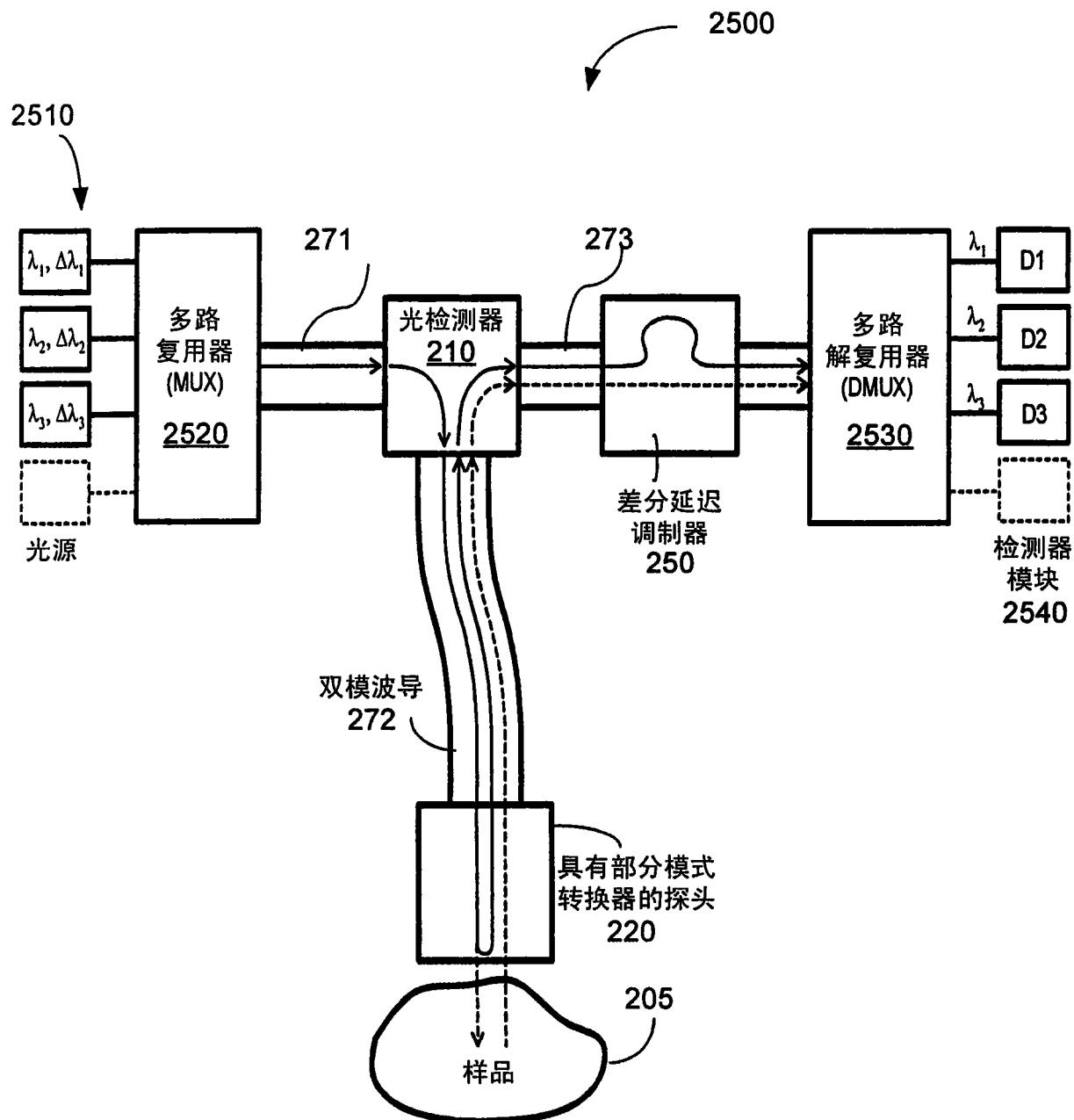


图 25

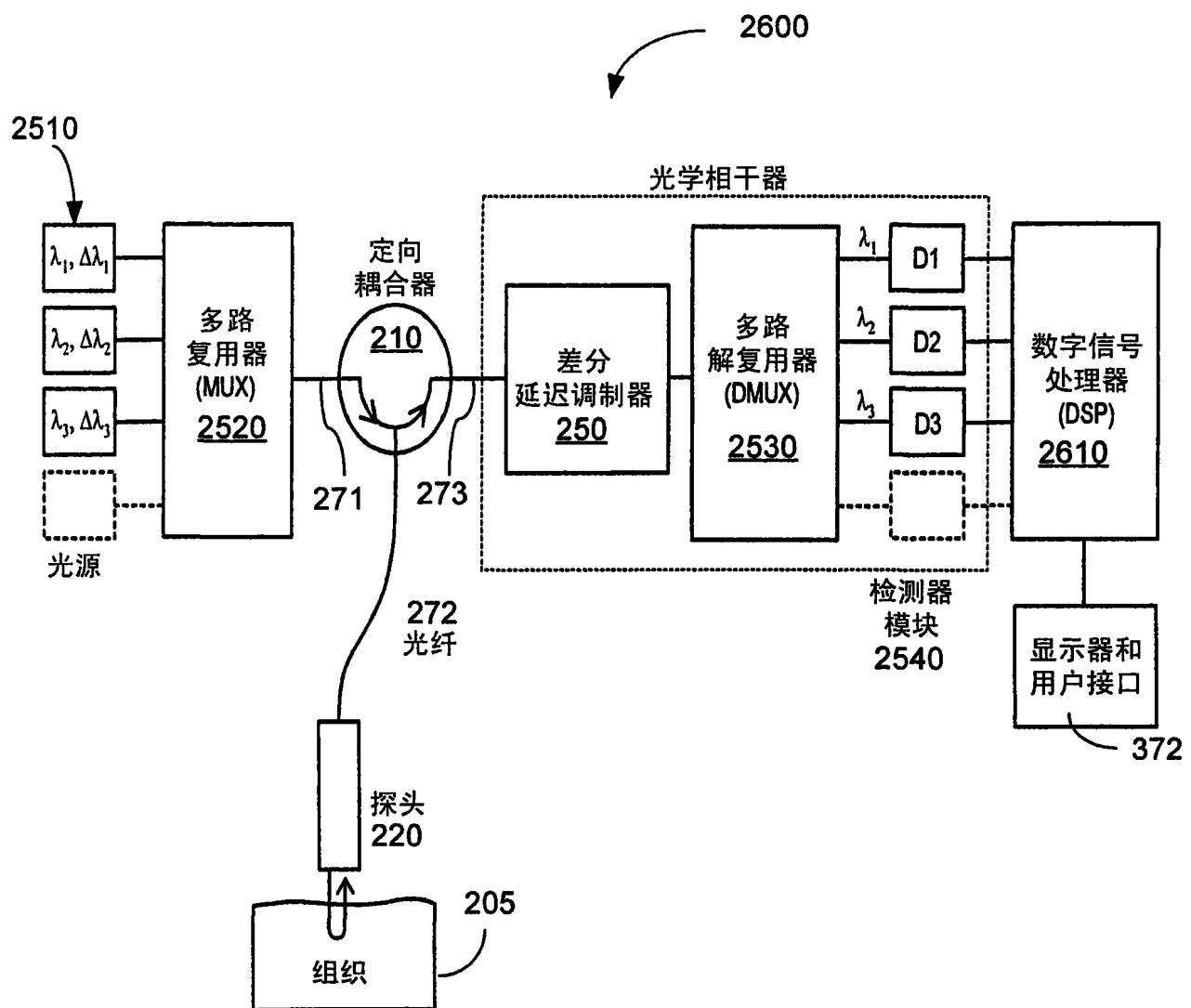


图 26

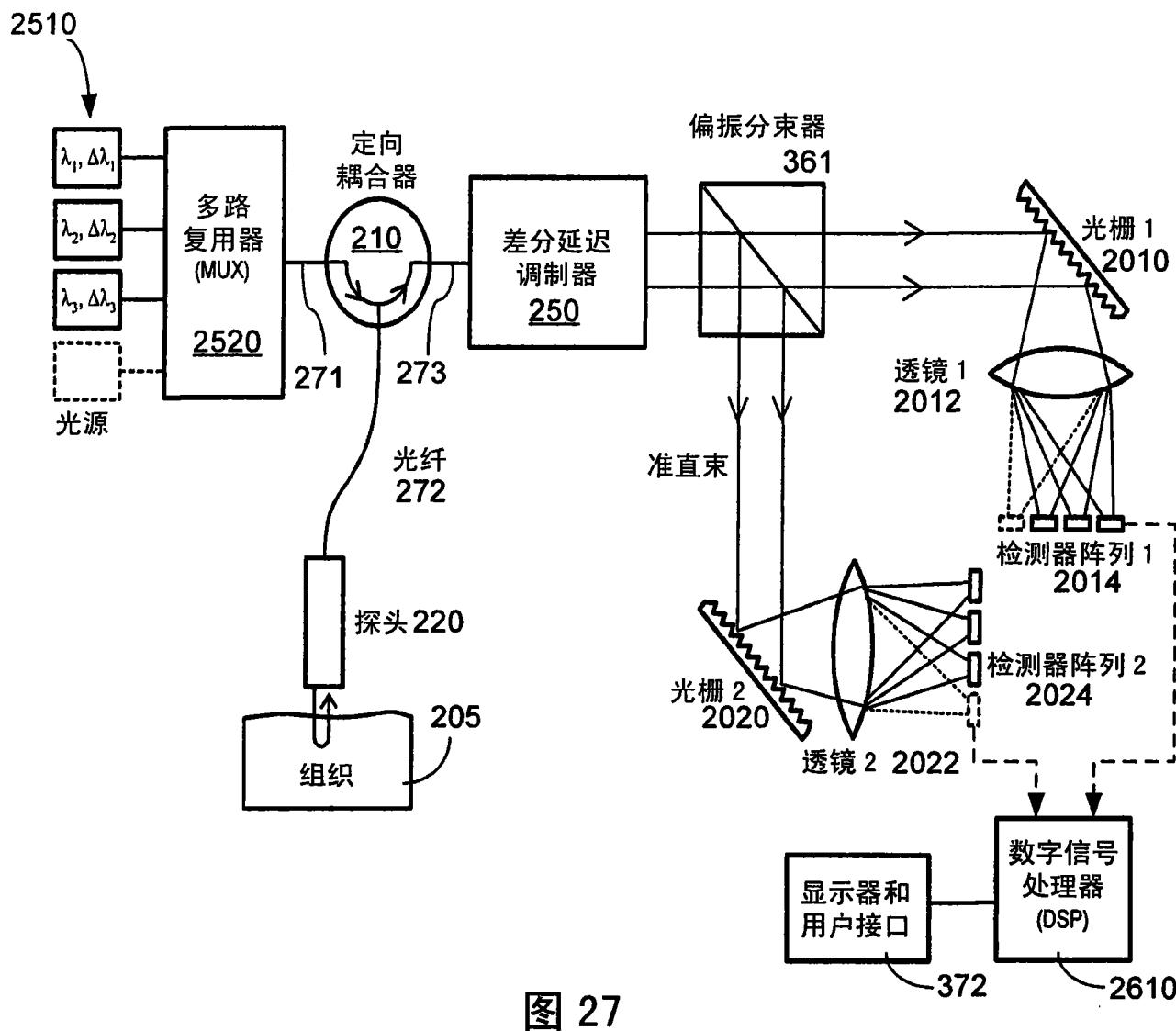


图 27

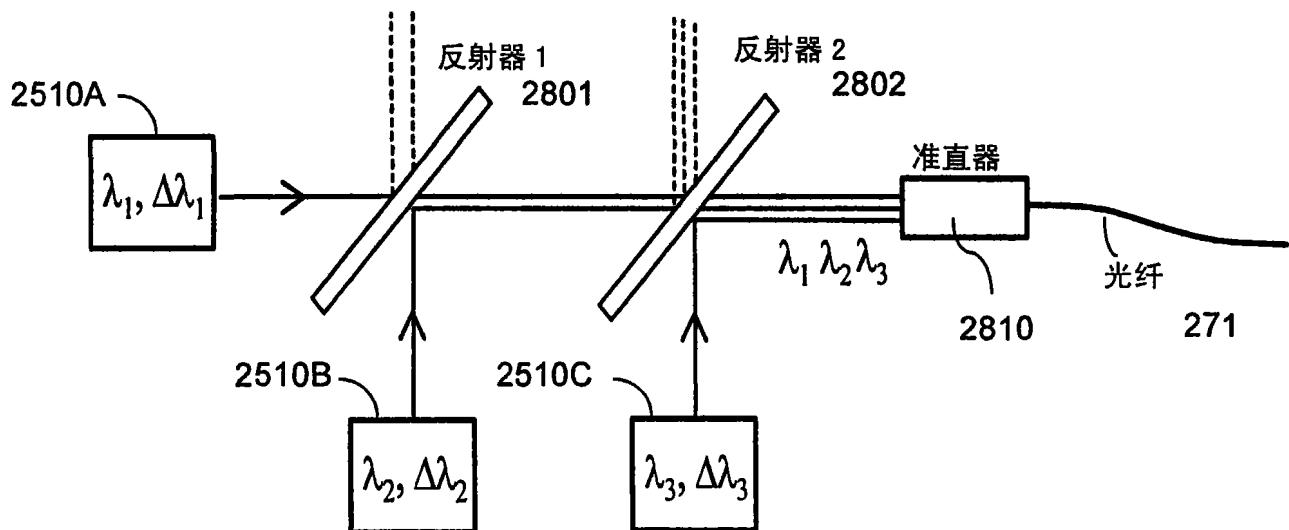


图 28

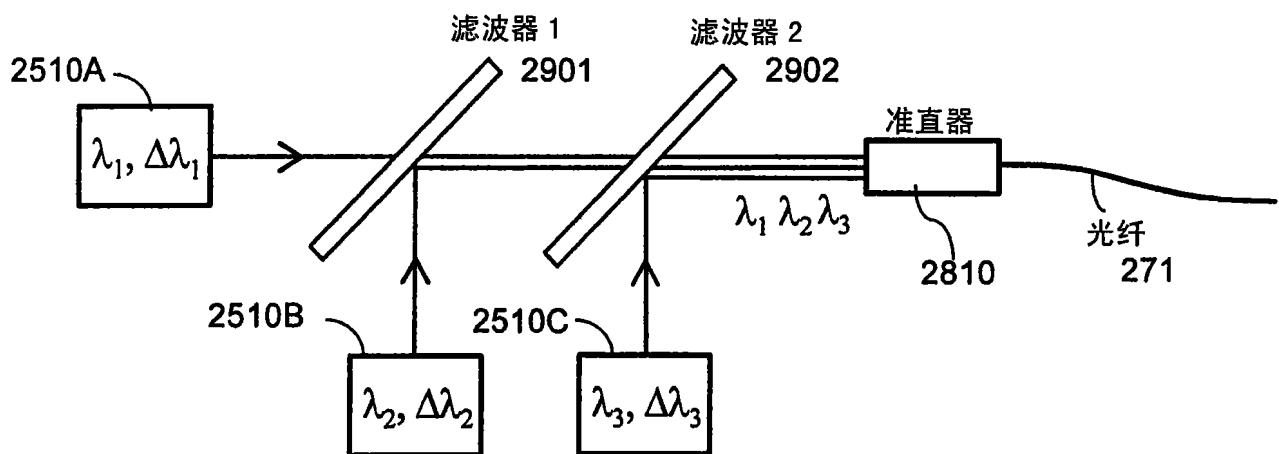


图 29A

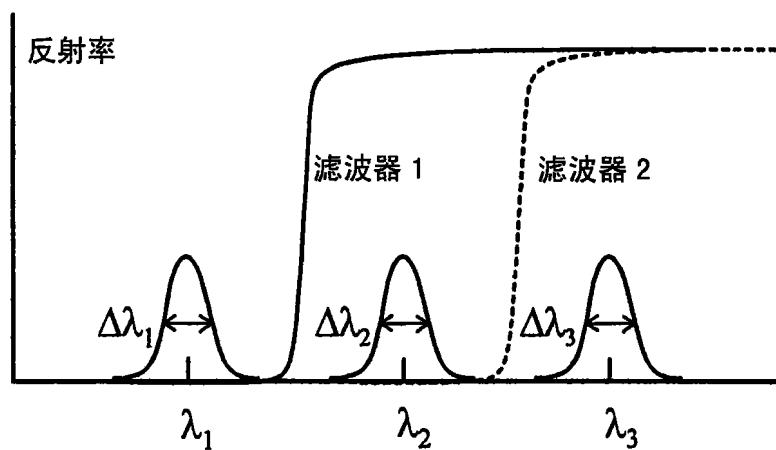


图 29B

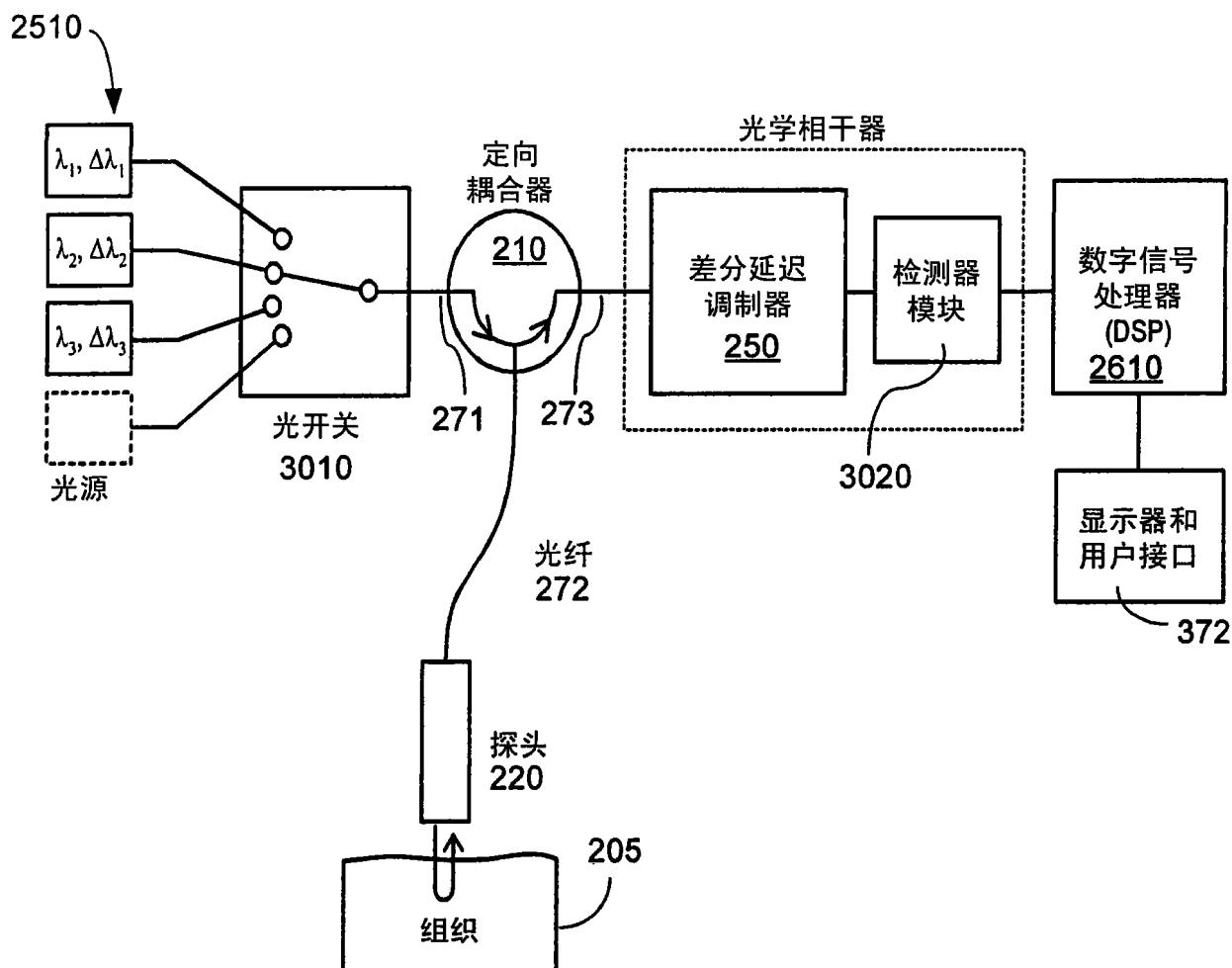


图 30

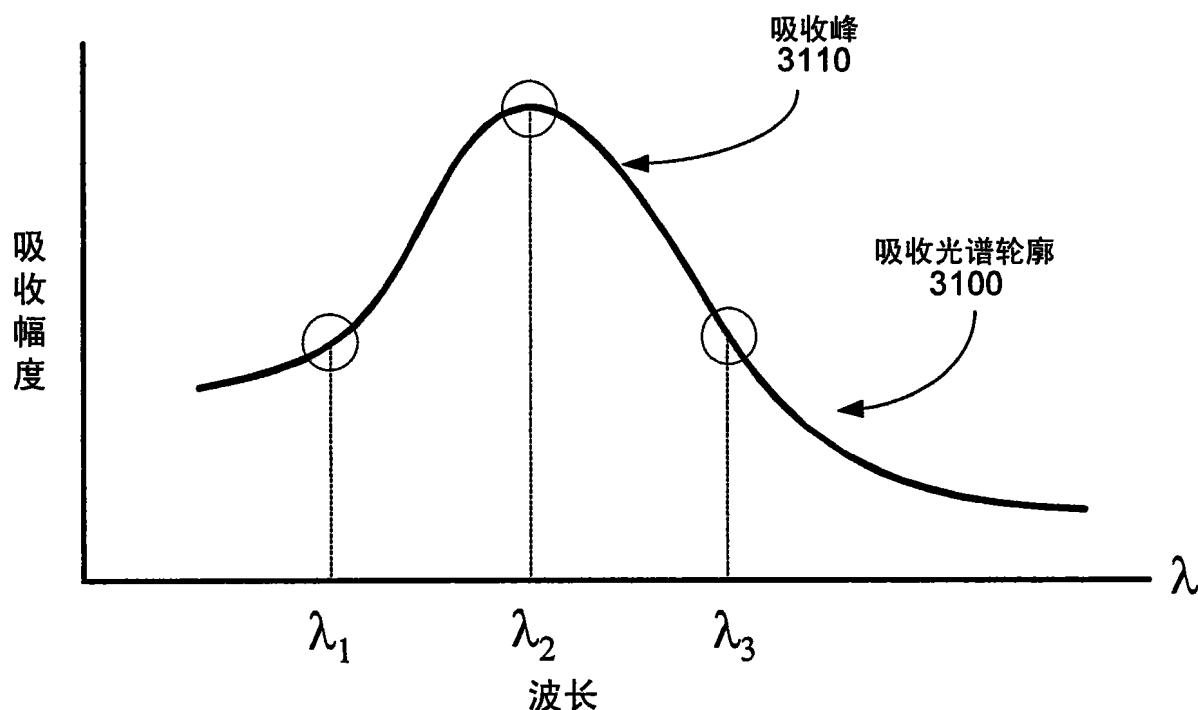


图 31

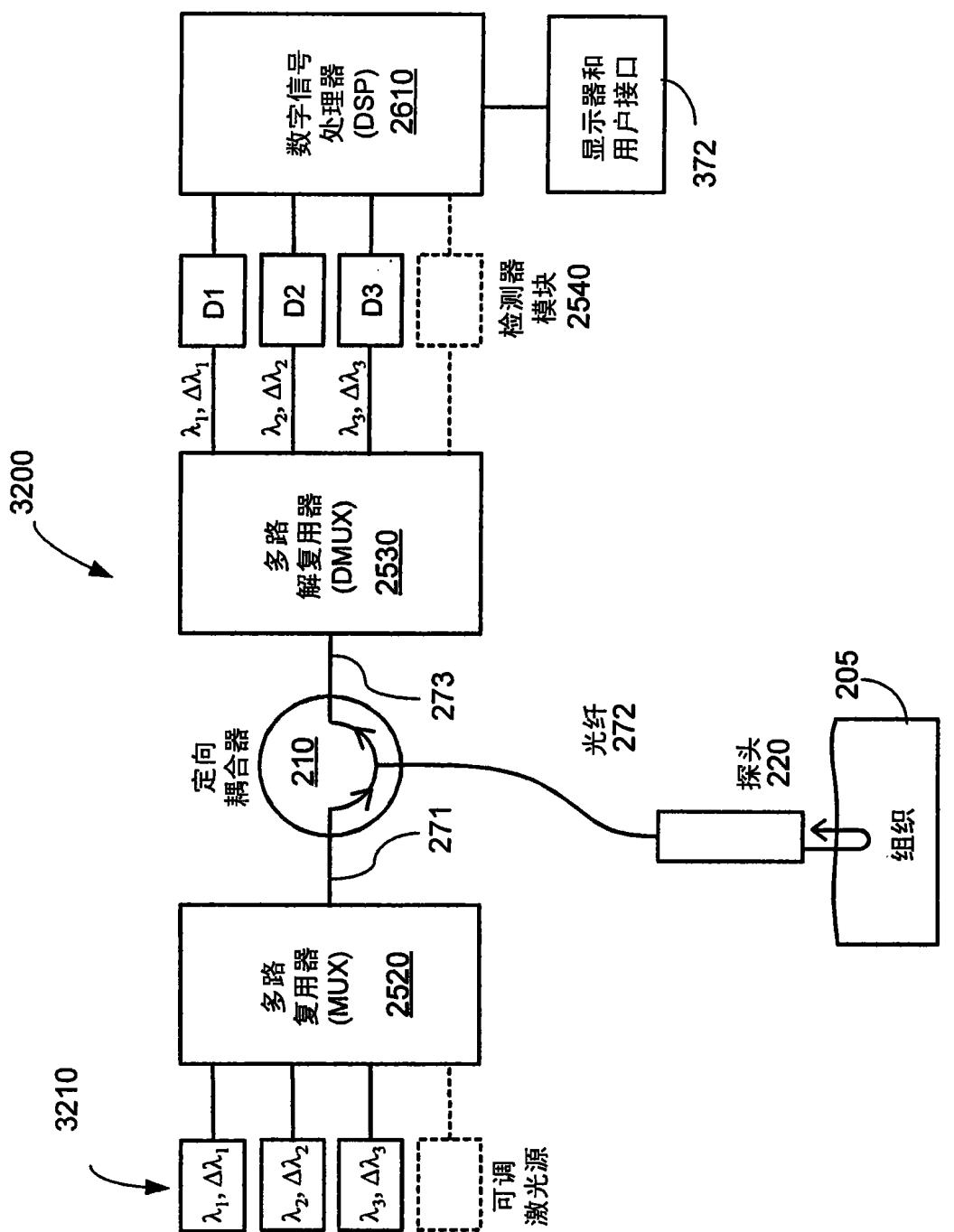


图 32

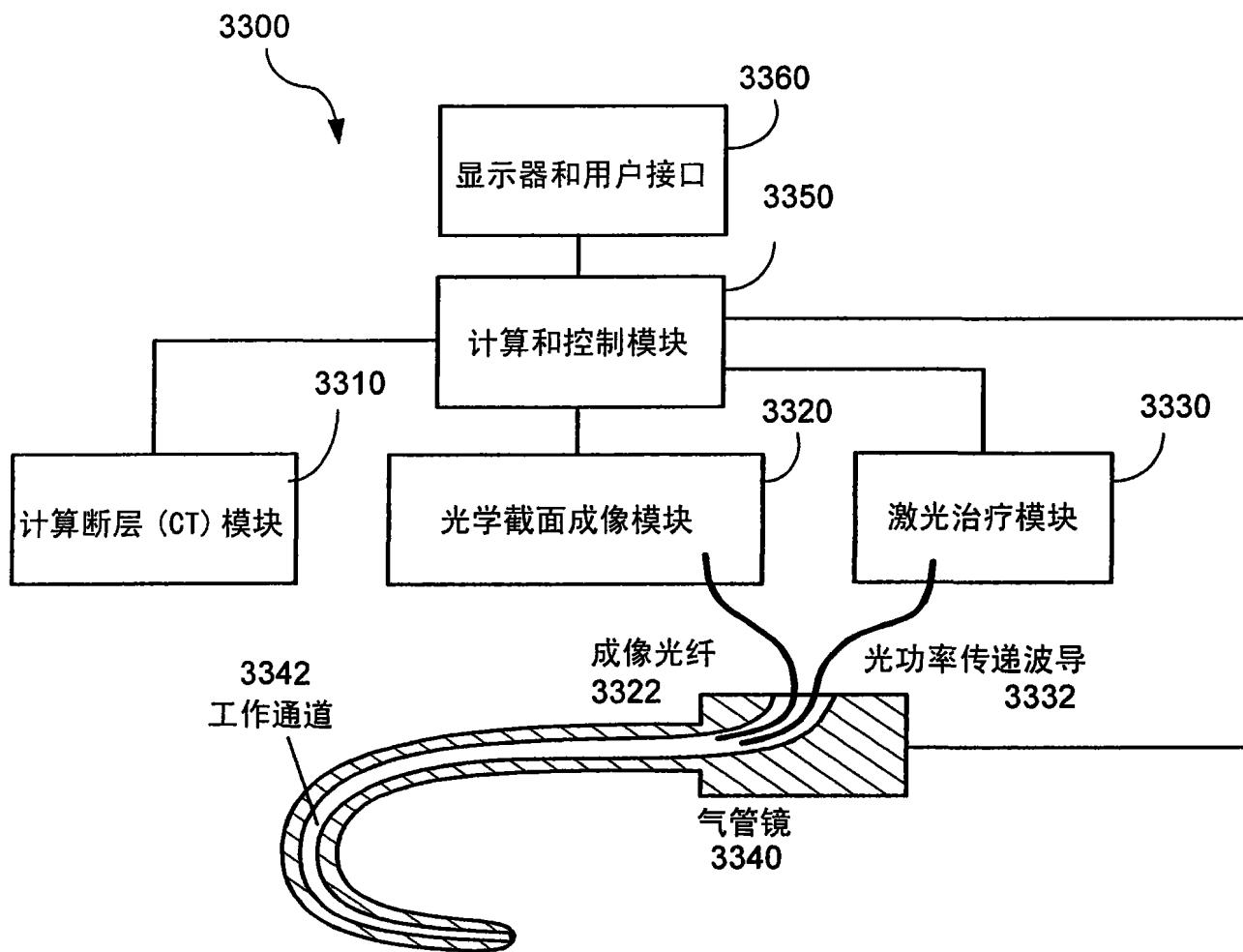


图 33

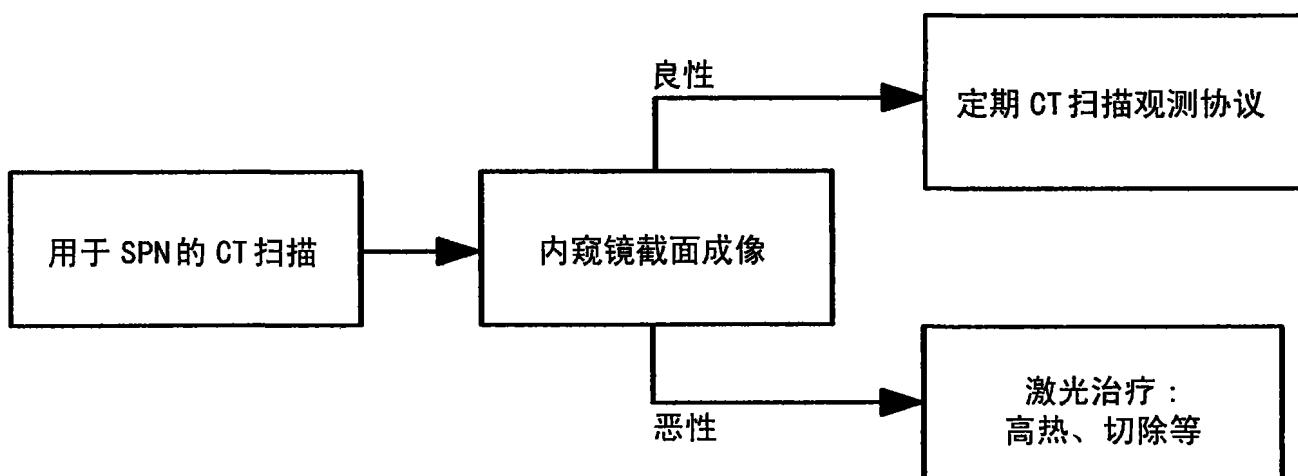


图 34

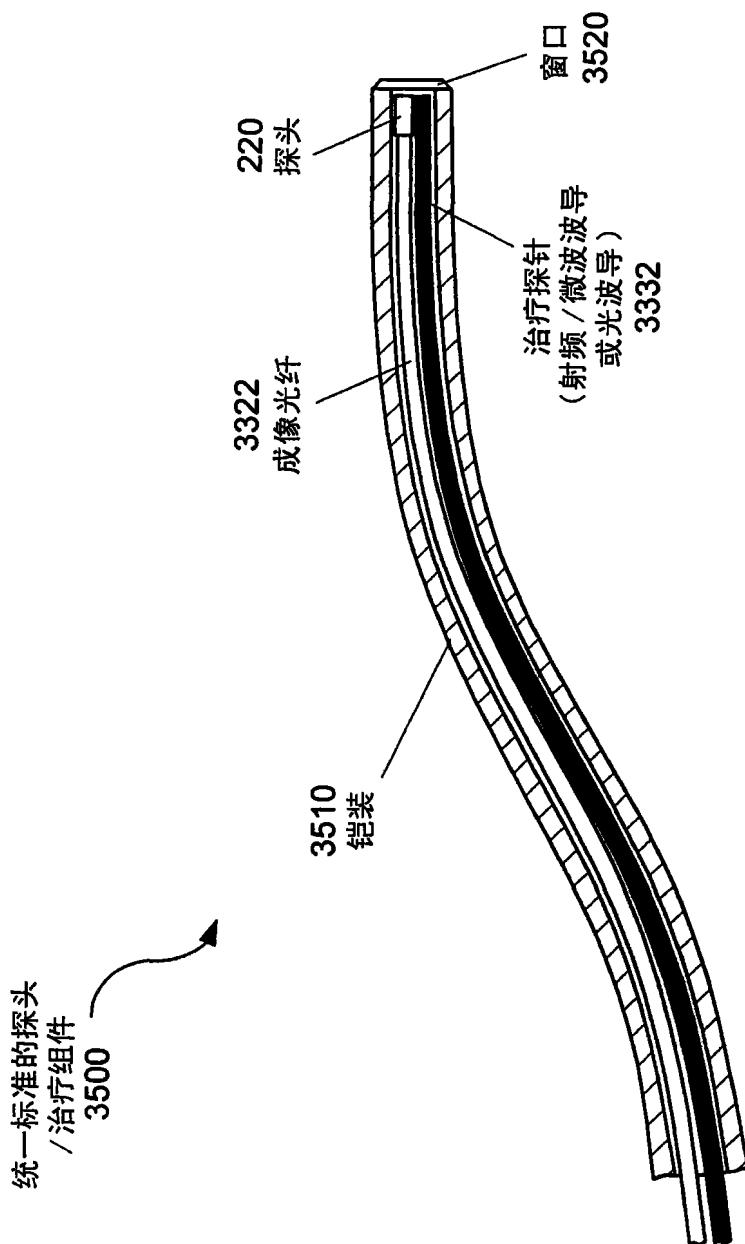


图 35

| | | | |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 集成疾病诊断和治疗系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN101389264A | 公开(公告)日 | 2009-03-18 |
| 申请号 | CN200580043930.4 | 申请日 | 2005-10-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 突慧公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 突慧公司 | | |
| [标]发明人 | 彼得E诺瑞斯 王飞凌 李小莉 | | |
| 发明人 | 彼得·E·诺瑞斯 王飞凌 李小莉 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B2018/2065 A61B5/0084 A61B5/0073 A61B1/00172 A61N5/0601 A61B2017/00057 A61B5/0066 A61B18/22 A61B5/6852 A61B5/0075 A61B1/2676 A61B2018/00982 | | |
| 代理人(译) | 王波波 | | |
| 优先权 | 60/620793 2004-10-20 US 11/253242 2005-10-17 US | | |
| 其他公开文献 | CN101389264B | | |
| 外部链接 | Espacenet Sipo | | |

摘要(译)

本申请描述了一种用于光学的测量样品的设计、实施方式和技术，以及一种通过电磁辐射处理(例如激光、RF或微波)提供CT - 扫描、光学探测和治疗的集成系统。可以将不同波长的光用于检测样品中的不同吸收特征。可以使用包括可调激光器的多路光源。

$$\left\{ \begin{array}{l} E_A = \frac{1}{\sqrt{2}} (e^{\jmath\omega t} E_{01} + e^{-\jmath\omega t} E_{02}), \\ E_B = \frac{1}{\sqrt{2}} (e^{\jmath\omega t} E_{01} - e^{-\jmath\omega t} E_{02}). \end{array} \right. \quad (1)$$