[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 18/18 (2006.01)
A61N 1/40 (2006.01)

[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580027494.1

[43] 公开日 2007 年 11 月 21 日

[11] 公开号 CN 101076295A

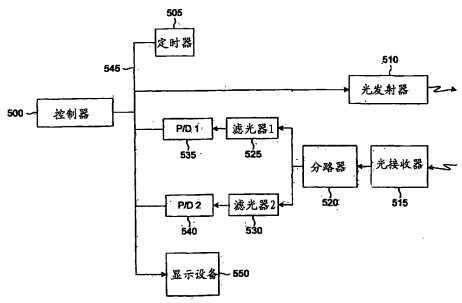
[22] 申请日 2005.8.12
[21] 申请号 200580027494.1
[30] 优先权
[32] 2004.8.13 [33] US [31] 60/601,437
[86] 国际申请 PCT/US2005/028905 2005.8.12
[87] 国际公布 WO2006/023424 英 2006.3.2
[85] 进入国家阶段日期 2007.2.13
[71] 申请人 生物激光科技公司
地址 美国加利福尼亚州
[72] 发明人 I·M·里佐伊乌 D·布托索夫
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 原绍辉 杨松龄
权利要求书 3 页 说明书 19 页 附图 7 页

[54] 发明名称

使用激励脉冲和返回脉冲之间的时间差的龋齿检测

[57] 摘要

披露了激光设备，激光设备将光引导到牙齿且分析从牙齿反射的散射光。 设备测量了激励光和反射光之间的时间延迟。 反射光被分析以确定在牙齿上牙齿龋齿的存在和程度。



1. 一种检测牙齿龋齿的方法，其包括:

向牙齿表面引导至少一个激光能量的激励脉冲;

接收至少一个响应于电磁能量的相应的荧光辐射返回脉冲; 和

确定在至少一个激励脉冲和至少一个相应的返回脉冲之间的至少一个时间延迟。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，进一步包括根据至少一个时间延迟确定相对时间延迟。

3. 根据权利要求 2 所述的方法，其中相对时间延迟的确定包括:

维持在激励脉冲和相应的返回脉冲之间的时间延迟的移动平均;

接收时间延迟; 和

将时间延迟与移动平均进行比较。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，进一步包括根据强度、时间延迟和谱分布的至少一个将返回脉冲与相应的激励脉冲进行比较。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，包括接收根据时间延迟的龋齿深度的指示。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，进一步包括将电磁能量引导向龋齿以进行龋齿治疗。

7. 一种用于检测牙齿龋齿的器械，其包括:

能生成至少一个电磁能量的激励脉冲的电磁能量设备;

能将至少一个激励脉冲向牙齿表面引导的传输系统;

能接收至少一个对应于至少一个激励脉冲的荧光辐射返回脉冲的检测器; 和

能测量在至少一个激励脉冲的发送和至少一个返回脉冲的接收之间的时间延迟的控制器。

8. 根据权利要求 7 所述的器械，其中检测器包括:

电磁辐射接收器;

分路器;

至少一个滤光器; 和

至少一个光检测器。

9. 根据权利要求 8 所述的器械，其中至少一个滤光器包括第一窄带滤光器。

10. 根据权利要求 9 所述的器械，其中第一窄带滤光器使得波长为大约 636 nm 的电磁辐射通过。

11. 根据权利要求 9 所述的器械，其中至少一个滤光器进一步包括第二窄带滤光器。

12. 根据权利要求 11 所述的器械，其中第二窄带滤光器使得波长为大约 550 nm 的电磁辐射通过。

13. 根据权利要求 12 所述的器械，其中：

至少一个光检测器包括第一光检测器和第二光检测器；

第一光检测器能根据从第一窄带滤光器接收的电磁辐射生成第一电信号；

第二光检测器能根据从第二窄带滤光器接收的电磁辐射生成第二电信号；

控制器能通过将第一电信号的幅值除以第二电信号的幅值来确定商值；和

控制器能将商值与存储的阈值进行比较，且能根据比较的结果在显示设备上提供指示。

14. 一种能检测牙齿龋齿的器械，其包括：

能将电磁能量引导到牙齿表面的电磁能量设备；

能根据电磁能量从牙齿接收反射的电磁辐射的检测器；和

能根据电磁能量和反射的电磁辐射测量时间延迟的控制器。

15. 根据权利要求 14 所述的器械，其中电磁能量设备进一步能生成电磁能量脉冲。

16. 根据权利要求 15 所述的器械，其中：

控制器能根据生成电磁能量脉冲的时间控制定时器；和

控制器能根据生成的电磁能量脉冲根据接收反射的电磁辐射脉冲的时间控制定时器。

17. 根据权利要求 16 所述的器械，其中控制器能确定时间延迟的移动平均、接收时间延迟和将时间延迟与移动平均进行比较。

18. 根据权利要求 17 所述的器械，进一步包括：

电磁辐射接收器；

分路器；

第一窄带滤光器；

第二窄带滤光器；

第一光检测器；和

第二光检测器。

19. 根据权利要求 18 所述的器械，其中：

第一窄带滤光器使得波长为大约 636 nm 的电磁辐射通过；

第二窄带滤光器使得波长为大约 550 nm 的电磁辐射通过；

第一光检测器能根据从第一窄带滤光器接收的电磁辐射的强度生成第一电信号；和

第二光检测器能根据从第二窄带滤光器接收的电磁辐射的强度生成第二电信号。

20. 根据权利要求 19 所述的器械，进一步包括构造为接收第一电信号和第二电信号，且构造为通过将第二电信号的幅值除以第一电信号的幅值来确定商值的控制器。

使用激励脉冲和返回脉冲之间的时间差的龋齿检测

相关申请的交叉参考

本申请要求了2004年8月13日提交的名为“CARIES DETECTION USING TIMING DIFFERENTAILS BETWEEN EXCITATION AND RETURN PULSE”的美国临时申请No.60/601,437（律师案卷号 BI9805PR）的优先权，该临时申请的全部内容在此通过参考合并。本发明涉及2005年7月20日提交的名为“CONTRA-ANGLE ROTATING HANDPIECE HAVING TACTILE-FEEDBACK TIP FERRULE”的美国申请No. 11/186,619（律师案卷号 BI9798P），以及涉及2005年8月12日提交的名为“LASER HANDPIECE ARCHITECTURE AND METHODS”的美国申请No. ____（律师案卷号 BI9806P），两个专利申请的全部内容在此通过参考合并。

技术领域

本发明一般地涉及电磁能量过程设备，且更特定地涉及用于牙齿应用的电磁能量设备的使用。

背景技术

龋齿的早期检测是促进牙齿健康的一个重要方法。虽然传统的牙齿龋齿检测方法依赖于牙齿从业者的视觉观察，但已开发了可增加牙齿专业人员检测牙齿龋齿的能力的其他技术。这些方法的至少一个在名为“DEVICE FOR DETECTING DENTAL CARIES”的美国专利No 5,306,144 中被更完全地描述，此专利的全部内容通过参考在此合并，该方法涉及使用激光向牙齿上引导单色光。牙齿的龋齿区已知为通过发出荧光辐射来响应该光，荧光辐射是龋齿的特征，它在强度上和谱分布上与从健康牙齿返回的辐射不同。反射的辐射因此可以用于检测牙齿龋齿。在现有技术中存在改进牙齿龋齿检测的灵敏性和信息内容的需要。

发明内容

本发明通过提供了检测牙齿龋齿的方法解决了此需要，方法包括将激光能量的激励脉冲引导向牙齿的表面，且接收响应于激光能量的荧光辐射的相应的返回脉冲。根据方法的实现方式，确定了激励脉冲和返回脉冲之间的时间延迟。

本发明的实施例可以包括用于检测牙齿龋齿的器械，器械包括能生成激光能量的激励脉冲的激光设备、能将激励脉冲向牙齿表面引导的传输系统和能接收根据激励脉冲的荧光辐射返回脉冲的检测器。器械进一步包括能测量在激励脉冲的发送和相应的返回脉冲的接收之间的时间延迟的控制器。

虽然为文法流畅目的，器械和方法已被或将被以功能解释来描述，但应明白地理解权利要求不被解释为以任何方式必需地由“装置”的构造或“步骤”限制而被限制，除非在 35 U.S.C 112 中明白地规定，而是应根据等同原则下通过权利要求提供的定义的意义和等价物的全部范围，且在其中权利要求明白地在 35 U.S.C 112 中规定的情况下，应根据 35 U.S.C 112 中的完全的法定等价物。

在此描述的任何特征或特征组合包括在本发明的范围内，只要包括在任何这样的组合内的特征如从上下文、此说明书和本领域普通技术人员的知识中显见不相互矛盾。为总结本发明的目的，在此描述了本发明的某些方面、优点和新颖的特征。当然，应理解的是所有这些方面、优点或特征不必需地将在任何本发明的特定的实施例中实施。本发明的另外的优点和方面在如下的详细描述和随后的权利要求书中显见。

附图说明

图 1 是根据本发明的例子的能将电磁能量传输到治疗位置的传输系统的示意图；

图 2 是图示了根据本发明的例子的连接器的细节的示意图；

图 3 是可连接到激光基部单元的模块的实施例的透视图，且模块可接受图 2 中图示的连接器；

图 4 是图 3 中图示的模块的实施例的前视图；

图 5 是图 4 中图示的模块的截面视图，截面沿图 4 的线 5-5'截取；

图 6 是图 4 中图示的模块的另一个截面视图，截面沿图 4 的线 6-6'截取;

图 7 是在图 1 中示出的导管的实施例的示意图;

图 8 是根据本发明的例子的手持件顶端的部分剖视图;

图 8a 是图 8 的手持件顶端的细节的示意图，图示了用于喷射空气和水的混合室;

图 9 是图 7 的近端构件沿图 7 的线 9-9'截取的截面视图;

图 10 是手持件顶端沿图 8 的线 10-10'截取的横截面视图;

图 11 是手持件顶端的另一个实施例沿图 8 的线 10-10'截取的横截面图;

图 12 是电磁能量手持件顶端的另一个实施例沿图 8 的线 12-12'截取的横截面图; 和

图 13 是描绘了根据本发明的实现方式的牙齿龋齿检测方法的实现的流程图;

图 14 是图示了根据本发明的例子的用于确定相对时间延迟的技术的流程图; 和

图 15 是根据本发明的实现方式的可用于检测牙齿龋齿的典型的器械的部分的方框图。

具体实施方式

现在将详细参考本发明的优选实施例，其例子在附图中图示。在只要可能的情况下，在附图和描述中使用的相同或相似的参考数字指相同或相似的零件。应注意的是附图具有简化的形式且未精确地符合比例。对于此处的披露，仅为方便和清晰的目的，例如顶、底、左、右、上、下、上方、下方、底下、后和前的方向术语关于附图使用。这样的方向术语不应解释为以任何方式限制本发明的范围。

虽然此处的披露涉及某些已阐述的实施例，但应理解的是这些实施例通过例子且不通过限制提出。虽然讨论典型的实施例，但如下详细描述的意图应被解释为覆盖实施例的可能落在由附带的权利要求书所限定的本发明的精神和范围内的所有修改、变化和等价物。应理解且认识到的是在此描述的过程步骤和结构不覆盖用于操作激光设备的完整过程。本发明可以结合多种常规地用于本领域中的技术实行，且

仅提供对本发明的理解所需要的那些共同地实行的过程步骤包括在此。本发明一般地在激光设备领域具有应用性。然而，为说明性的目的，如下的描述适合于医疗激光设备和操作医疗激光设备来进行外科功能的方法。

更特定地参附图，图 1 是能将激光能量传输到治疗位置的传输系统的示意图。图示的实施例包括使用连结元件 25 连接到电磁能量基部单元的电磁能量手持件 20，电磁能量基部单元例如是激光基部单元 30。连结元件 25 可以包括导管 35，导管 35 可以包括一个或多个光纤、用于空气的管道和用于水的管道等。连结元件 25 进一步可以包括连接器 40，连接器 40 将导管 35 结合到激光基部单元 30。连接器 40 可以是如在 2005 年 7 月 27 日提交的且名为“IDENTIFICATION CONNECTOR FOR A MEDICAL LASER HANDPIECE”的美国申请 No 11/192,334 中更详细地描述的识别连接器，此申请的全部内容通过参考在此合并。电磁能量手持件 20 可以包括延长部分 22 和形成为延长部分 22 的延伸的手持件顶端 45。延长部分 22 可以在其内布置多个光纤，光纤可连接到包括在导管 35 内的光纤或与包括在导管 35 内的光纤是相同的光纤。近端（即相对地较靠近激光基部单元 30）部分 21 和远端（即相对地较远离激光基部单元 30）部分 50 可以布置在电磁能量手持件 20 的相应的近端和远端。远端部分 50 具有从它突出的光纤顶端 55，这将在下文中更详细地参考图 8 描述。如所图示，连结元件 25 具有第一端 26 和第二端 27。第一端 26 联接到激光基部单元 30 的接收器 32，且第二端 27 联接到电磁能量手持件 20 的近端部分 21。连接器 40 可以通过以螺纹连接到形成为激光基部单元 30 的部分的接收器 32 而机械地连接到激光基部单元 30。

连接器 40 的实施例在图 2 中更详细地图示。图示的实施例包括激光束传输导向连接件 60，导向连接件 60 可以例如包括能将激光能量传输到电磁能量手持件 20（图 1）的治疗光纤 65。图示的实施例进一步包括多个辅助连接件，在此例子中辅助连接件包括反馈连接件 115、照明光连接件 100、喷射空气连接件 95 和喷射水连接件 90，辅助连接件可以连接到激光基部单元 30（图 1）。多个辅助连接件进一步可以包括在图 2 中不可见的连接件，例如激励光连接件和冷却空气连接件。

在图 2 中图示的连接器 40 的实施例进一步包括带螺纹的部分 70，

它可以与激光基部单元 30（图 1）上的接收器 32 匹配而因此提供了到接收器 32 的连接。

图 3 是模块的实施例的透视图，模块可以连接到激光基部单元 30（图 1）且形成它的部分，且模块进一步可以接受连接器 40（图 2）。图示的实施例包括板 75，板 75 例如通过插入到孔 76 内的螺钉可以紧固到激光基部单元 30。模块包括接收器 32，接收器 32 可以在内表面 80 带有螺纹以与连接器 40（图 2）上的螺纹 70 匹配。（螺纹在图 3 中未示出。）模块的实施例进一步包括匹配到激光束传输导向连接件 60（图 2）的激光能量联接件 61，激光能量联接件 61 能向传输系统提供激光能量。实施例进一步包括多个辅助联接件，包括喷射空气联接件 96、喷射水联接件 91、冷却空气联接件 111 和激励光联接件 106。实施例还进一步包括反馈联接件和照明光联接件，它们在图中不可见。可以包括一个或多个键槽 85 以保证连接器 40 以正确的方位连接到接收器 32。

图 4 是图 3 中图示的模块的实施例的前视图。在图 4 中的视图图示了可用于将板模块固定到例如在图 1 中图示的激光基部单元 30 的板 75 和孔 76。进一步图示了激光能量联接件 61、反馈联接件 116、照明光联接件 101、喷射空气联接件 96、喷射水联接件 91、冷却空气联接件 111 和激励光联接件 106。在运行中，喷射水联接件 91 与连接器 40（图 2）内的喷射水连接件 90 匹配且能向它供给喷射水。类似地，喷射空气联接件 96 与连接器 40 内的喷射空气连接件 95 匹配且能向它供给喷射空气。另外，照明光联接件 101、激励光联接件 106 和冷却空气联接件 111 分别与连接器 40 内的照明光连接件 100、激励光连接器（未示出）和冷却空气连接件（未示出）匹配，且能向它们分别供给照明光、激励光和冷却空气。进一步地，反馈联接件 116 与连接器 40 内的反馈连接件 115 匹配且能从它接收反馈。根据图示的实施例，照明光联接件 101 和激励光联接件 106 分别将光从发光二极管（LED）或激光光源联接到照明光连接件 100 和激励光连接件（未示出）。一个实施例使用了两个白光 LED 作为用于照明光的光源。也在图 4 中图示了键槽 85，它可以防止连接器 40 以不正确的方位连接到接收器 32。

图 5 是在图 3 和图 4 中图示的模块的截面视图。截面沿图 4 的线 5-5'截取，线 5-5'示出了激光能量联接件 61、反馈联接件 116 和喷射水

联接件 91 的截面。水源 120 可以向喷射水联接件 91 供给水。

图 6 是图 3 和图 4 中图示的模块的另一个截面视图。图 6 的截面从图 4 的线 6-6'截取。图中描绘了光源（例如 LED 140）的截面，光源能向例如照明光联接件 101（图 4）和激励光联接件 106 之一或向二者供给光。气动闸板 125 可以控制布置在激光基部单元 30 内的辐射滤光器 130 的位置，使得滤波器插入到起源自光源（例如 LED 140）的光路中或从光路中移开。例如，可以提供一个或多个气动闸板滤光器以使得能在例如联接到照明光联接件 101 和激励光联接件 106 的蓝光和白光之间切换，以增进激励和可见性。

图 7 是在图 1 中示出的导管 35 的实施例的示意图。图示的导管 35 的实施例包括多个近端构件，例如四个近端构件，包括第一近端构件 36、第二近端构件 37、第三近端构件 38 和第四近端构件 39。第一、第二和第三近端构件 36、37 和 38 可以具有构造为容纳一个或多个光发射器或其他管状或延长结构的空心内部，它们的横截面积小于导管 35 的空心内部的横截面积。根据一个实施例，第一近端构件 36 包括照明光纤，第二近端构件 37 包括激励光纤且第三近端构件 38 包括反馈光纤。第一、第二和第三近端构件 36、37 和 38 可以布置为使得每个近端构件的空心的内部与延长主体 22（图 1）的空心内部连通。此布置提供了大体上连续的路径，用于光发射器从电磁能量手持件 20 的近端部分 21 向远端部分 50 延伸。

根据本发明的方面，第三近端构件 38 可以构造为接收来自电磁能量手持件 20 的反馈（例如反射或散射光），且可以将反馈传送到激光基部单元 30。由第三近端构件携带的波导可以定位为在电磁能量手持件的输出端或远端 50 处围绕治疗光纤 400（图 8，下文中），如在以下更特定地描述。

第四近端构件 39 可以包括激光能量滤光器，它接收得自布置在激光基部单元 30（图 1）内的铒、铬、钇、钪、镓、石榴石（Er,Cr:YSGG）固态激光器的激光能量。激光器可以生成具有波长大约为 2.78 微米、平均功率为大约 6 W、重复率大约 20 Hz 且脉宽大约 150 微秒的激光能量。此外，激光能量可以进一步包括瞄准束，例如具有波长大约为 655 nm 且平均功率大约为 1mW 的以连续波（CW）模式传送的光。第四近端构件 39 可以联接到或可以包括治疗光纤 65（图 2），治疗光纤 65

接收来自激光能量联接件61（图4）的激光能量。第四近端构件39进一步可以将从激光基部单元30接收到的激光能量传送到电磁能量手持件20（图1）的远端部分50。

虽然图示的实施例提供了四个近端构件，例如根据由激光基部单元30提供的光发射器的个数可以在附加的实施例中提供更多或更少的个数的近端构件。另外，图示的实施例包括第一和第二近端构件36和37，它们具有大体上相等的直径，且包括第三近端构件38，它的直径小于第一和第二近端构件36和37的直径的任一直径。本发明也构想了其他的直径构造。在典型的实施例中，近端构件与图2中图示的连接器40内的连接件连接。例如，第一近端构件36可以与照明光连接件100连接，且第二近端构件36可以与激励光连接件（未示出）连接。第三近端构件38可以与反馈连接件115连接，且第四近端构件39可以与激光束传输导向连接件60和治疗光纤65连接。近端构件36至39到连接件的接附可以在连接器40内部完成，根据本披露，接附的方式对本领域普通技术人员是已知的或显见的，且未在图2和图7中图示。

图8是手持件顶端45（对比图1）的部分剖视图，它与激光基部单元30通过连结元件25和电磁能量手持件20的延长部分22联接。图示的实施例被外表面46包围，它可以从激光基部单元30接收电磁（例如激光）能量、照明光、激励光等。典型地，激光能量和光通过近端构件36至39（图7）接收，如以上所描述，且通过例如布置在延长部分22和手持件顶端45内的光纤405的波导传送，如以下参考图10描述。例如，照明光（未示出）可以通过手持件顶端45接收，例如来自近端构件36和37（图7）被光纤405（图10，在图8中未示出）运送且引导向布置在电磁能量手持件20的远端部分50内的第一镜425的照明光。在图示的实施例中，第一镜425将照明光向多个顶端波导430引导，如在下文中参考图12更特定地描述。出离顶端波导430的照明光可以照亮目标区。

根据一个实施例，集中的电磁能量，例如激光能量401被例如治疗光纤400的内部波导接收（例如通过第四近端构件39（图7））和运送。激光能量401可以引导向第二镜420，第二镜420可以相对于照明光向第一镜425的传播方向遮蔽第一镜425的至少部分，第二镜420同样地布置在电磁能量手持件20的远端部分50。第二镜420可以将激

光能量 401 反射向且因此引导向光纤顶端 55。相对于集中的电磁能量（例如激光能量 401），照明光可以包括另外的电磁能量的例子，如此描述是因为照明光和/或如下文中描述的激励光可以包括展示出相对地低功率级的电磁能量，它被引导以照亮目标表面的部分，目标表面的部分可以例如围绕集中的电磁能量所引导向的目标表面的部分。集中的电磁能量（例如激光能量 401）可以通过光纤顶端 55 向目标表面引导。

在一些实施例中，各第一镜和第二镜 425 和 420 可以包括抛物形、环形和/或平的表面。图 8 也图示了在手持件内从冷却空气管线（未示出）接收的冷却空气的路径 445 的简化的视图，手持件可以从冷却空气联接件 111（图 4）接收冷却空气。

在图 8 中图示的光纤顶端 55 可以封闭在具有远端的顶端套圈 105 内。顶端套圈 105 与光纤顶端 55 一起可以形成可移开的可互换的单元，如在 2004 年 9 月 17 日提交的名为“OUTPUT ATTACHMENTS CODED FOR USE WITH ELECTROMAGNETIC-ENERGY PROCEDURAL DEVICE”的美国临时申请 No 60/610,757 中更完全地描述，其全部内容在此通过到不互相不可相容的程度的参考而被包括。

图 9 是沿图 7 的线 9-9'截取的第一近端构件 36 的横截面视图，展示了第一近端构件 36（以及选择地第二近端构件 37）可以包括大体上熔合在一起以限定整体的光发射组件或波导的三个光纤 405。在修改的实施例中，三个光纤 405 可以通过其他方式结合或不结合。根据其他实施例，一个或多个近端构件，例如第二近端构件 37 可以包括不同个数的光纤 405。在图示的实施例中，第二近端构件 37 可以包括六个光纤 405（图 9），它们开始分开且最终（例如在图 8 的线 10-10'处）围绕激光能量波导，例如治疗光纤 400，如在手持件顶端 45 内沿图 8 的线 10-10'截取的图 10 的横截面视图中图示。在另一个典型的实施例中，第二近端构件 37 可以包括三个光纤 405（图 9），且第一个近端构件 36 可以包括三个光纤 405（图 9），所有六个光纤开始分开且最终（例如在图 8 的线 10-10'处）围绕激光能量波导，例如在手持件顶端 45 内的治疗光纤 400。

图 11 是手持件顶端 45 的另一个实施例的横截面图，横截面沿图 8

中的线 10-10'截取。图 11 描绘了激光能量波导，例如治疗光纤 400，它被例如光纤 405 的照明波导和例如光纤 410 的反馈波导所围绕，所有光纤布置在外表面 46 内。以类似于参考图 10 在以上描述的方式，例如光纤 405 的照明波导可以通过照明光联接件 101（图 4）、照明光连接件 100（图 2）和例如近端构件 36 和/或 37（图 7）从激光基部单元 30（图 1）接收光能；且光纤 405 可以将光引导向电磁能量手持件 20（图 8）的远端部分 50。在例如那些涉及龋齿检测的修改的实现方式中，一个或多个光纤（例如光纤 405）可用作用为照明、激励和/或反馈波导。

继续参考图 7 和相关的图，第三近端构件 38 可以包括六个相对地较小的光纤 410，如在图 10 的横截面视图中相同地示出。较小的光纤 410 和/或其他另外的波导可以布置在外表面 46 内。光纤 410 图示为相互分开，但在另外的实施例中两个或更多的光纤 410 可以熔合在一起或以其他方式结合在一起。光纤 405 和 410 可以使用常规的技术由塑料制造，例如使用挤出等。

根据本发明的方面，光纤 410 可以构造为从电磁能量手持件 20 接收反馈（例如反射或散射光）。光纤 410 可以定位为在电磁能量手持件的出口或远端 50 处围绕治疗光纤 400（图 8，下文中）。在特定实现方式中，光纤 410 可以构造为接收来自目标表面的反馈，而在修改的实现方式中，光纤 410 可以附加地或替代地构造为接收来自电磁能量手持件内的部件（例如光学部件）的反馈。例如，修改的实现方式可以包括具有由光纤顶端 55 接收的散射光 435（图 8）形式的反馈。如在此所实施，光纤 410 定位为将接收到的反馈通过第三近端构件 38 且向激光基部单元 30（图 1）传送。

反馈波导，例如光纤 410 可以接收来自光纤顶端 55（图 8）的反馈光且可以将反馈光传送到第三近端构件 38，第三近端构件 38 联接到或包括反馈连接件 115。反馈光可以由反馈联接件 116 接收，反馈联接件 116 将光传送到布置在激光基部单元 30（图 1）内的反馈检测器 145（图 5）。在其他实施例中，例如在以上所参考的名为“IDENTIFICATION CONNECTOR FOR A MEDICAL LASER HANDPIECE”的美国申请 No 11/192,334 中更完全地描述，激光基部单元 30 可以另外地供给喷射空气、喷射水和冷却空气到电磁能量手持

件 20。

图 12 是沿图 8 的线 12-12'截取的电磁能量手持件顶端 45 的另一个实施例的横截面图。本实施例图示了被顶端套圈或套筒 105 围绕的光纤顶端 55，且选择地被胶围绕，胶填充了光纤顶端 55 周围的腔 130 以将光纤顶端 55 保持在合适的位置。顶端波导 430 可以从第一镜 425（图 8）接收照明光且将照明光向目标引导。在一些实施例中，布置在手持件顶端 45 内的流体输出 415 可以例如运送空气和水。更特定地，出离照明光纤 405（对比图 11）的照明光被第一镜 425 反射到顶端波导 430（图 8 和图 12）内。虽然此照明光的部分也可能被第一镜 425（图 8）反射到光纤顶端 55 内，但光纤顶端 55 主要地从治疗光纤 400（对比图 11）接收相对地高级的激光能量 401，该激光能量如在此所实施包括辐射，辐射包括切割束和瞄准束。在代表性的实施例中，来自出离了顶端波导 430 的照明光纤 405 的照明光是可变强度（例如可由使用者调节）的白光，用于便于对例如牙齿的目标表面的单个位置的观察和靠近检查。例如，借助于来自多个顶端波导 430 的光，可以更靠近地检查和治疗牙齿内的腔。

用于在手持件顶端 45 内将喷射空气和喷射水混合的室的实施例的详细描述在图 8a 中示出。如图示，混合室包括例如连接到管道（例如喷射空气管线，未示出）的空气入口 413，管道连接到连接器 40（图 2）内的喷射空气连接件 95 且从喷射空气连接件 95 接收空气。类似地，水入口 414 可以连接到管道（也未示出），管道连接到连接器 40（图 2）内的喷射水连接件 90 且从喷射水连接件 90 接收水。空气入口 413 和水入口 414 可以具有直径大约 250 μm 的圆形横截面，它们以角度 412 结合，在典型的实施例中角度 412 可以是大约 110 度。混合可能在空气入口 413 和水入口 414 结合处附近发生，且水和空气的喷射（例如雾化）混合物 416 可以通过流体输出 415 射出。在图 12 中图示的实施例描绘了三个流体输出 415。这些流体输出例如可以对应于在 2005 年 1 月 24 日提交的名为“ELECTROMAGNETICALLY INDUCED TREATMENT DEVICE AND METHODS”的美国申请 No 11/042,824 中描述的任何流体输出，或包括部分或大体上包括全部此任何流体输出，该申请的全部内容在此通过参考合并到相容的程度，或在其他实施例中在参考的临时专利申请中描述的结构可以修改为与本发明相

容。流体输出 415 可以如在图 8 和图 12 中所图示具有直径大约为 350 μm 的圆形横截面。

可以检测到且分析如以上参考图 7 所描述的光的散射以监测多种状况。例如，可以检测和分析瞄准束的散射以监测例如传送切割束和瞄准束的光学部件的完整性。在典型的实现方式中，瞄准束可能导致很少地到不导致回到反馈光纤 410 内的反射。然而，如果任何部件（例如第二镜 420 或光纤顶端 55）被损坏，则可能发生瞄准束光（在典型的实施例中可以是红光）的散射。散射光 435（图 8）可以被第一镜 425 引导到反馈光纤 410 内，它可以将散射光输送到激光基部单元 30（图 1）。

根据本发明的方面，以上参考图 7 所描述的光的散射也可以用于检测多种状况，例如牙齿龋齿。

图 13 是介绍了根据本发明的牙齿龋齿检测方法的实现方式的流程图。根据图示的实现方式，在步骤 210 中光激励脉冲被引导向牙齿表面。例如，对于龋齿检测，如已经描述可以从激光基部单元 30 接收照明光。可通过照明和/或激励光纤 405（图 10 和图 11）传送和从其发射照明光作为从大约 360 nm 到大约 580 nm 的谱范围（例如，紫、蓝、青、绿和黄光的范围）的激励脉冲。在修改的实施例中，作为替代可以使用具有例如大约 406 nm 的波长（例如可见的紫色波长）的单色光。其他谱频率或范围也可以在其他修改实施例中使用。

根据一个实施例，用于龋齿检测的光源可以包括从至少一个白光发光二极管接收到的白光，发光二极管例如布置在激光基部单元 30 内的 LED 140（图 6），LED 140 的输出可以联接到或不联接到本文中描述的滤光器。在其他的实施例中，至少一个光源的代表性的例子可以包括例如汞蒸汽灯、氪激光器、卤素灯或染料激光器的灯。根据另一个实现方式，LED 140 可以发射另一个类型的光（例如蓝光），蓝光可然后被滤光以获得希望的光输出（例如白光或具有在大约 360 nm 到大约 420 nm 范围内的波长的光）。因此，在典型的实现方式中，至少一个相应的滤光器 135（图 7）可以布置在由至少一个光源生成的辐射的路径中，以仅使得希望的波长通过，在图示的实施例中希望的波长是大约 360 nm 到 420 nm。虽然滤光器 130 或 135 示出为联接到第一近端构件 36（图 7），但它可以附加地或替代地联接到第二近端构件 37

（图 7）。在另一个实施例中，由气动闸板 125 控制的滤光器 130 可以布置在激光基部单元 30 中。气动闸板 125 可导致滤光器 130 插入到起源自光源（例如 LED 140）的光路中或从光路中移开，光路例如继续通过第二近端构件 37（图 7）。根据再另一个实施例，气动闸板 125 可以在白光和任何其他（滤光的）光之间切换。

参考图 6 中的截面视图，包括 LED 140 用于引导光通过气动地控制的闸板滤光器 130 的一个实现方式例如可以向激励光联接件 106（图 4）供给光。激励光联接件 106 能将光联接到布置在图 2 的连接器 40 内的激励光连接件，虽然激励光连接件在图 2 的视图中不可见。根据典型实施例，第二近端构件 37（图 7）接收来自激励光连接件的光，且将光传送到在电磁能量手持件 20 的远端部分 50 内的第一镜 425（图 8）。从第一镜 425 反射的光可以例如被引导向在图 8 和图 12 中图示的顶端波导 430。类似于 LED 140（图 6）的 LED 可以将光引导到照明光联接件 101（图 4）内。照明光联接件 101 可以与图 2 中图示的连接器 40 内的照明光连接件 100 连接且将光联接到照明光连接件 100。照明光连接件 100 可以例如将光引导到第一近端构件 36（图 7），第一近端构件 36 将光传送到第一镜 425（图 8），从第一镜 425 处将激励光引导到顶端波导 430（图 8 和图 12）。用于激励联接件 106 的光源（例如 LED 140）可以是与用于照明光联接件 101 的光源不同类型的光源，或可以是相同类型的光源。

根据本发明的一个方面，进入激励光联接件 106 的光是脉冲的，其中脉冲持续时间可以在从大约 0.001 μs 到 100 μs 的范围内。在代表性实施例中，脉冲持续时间可以是大约 1 μs。辐射可以包括相同脉冲的序列，或可以包括根据希望的应用变化的预先确定的脉冲形状、间隔和/或持续时间的序列，以便于通过从牙齿返回的辐射，根据本领域普通技术人员已知的信号分析技术来检测和分析牙齿的龋齿和/或其他特征。

根据一个实施例，照明光源和激励光源都包括白光 LED，但仅进入到激励光联接件 106 的辐射被处理以产生大约 360 nm 到大约 420 nm 的谱范围的光（例如紫色光），光如以上所述被脉冲。在另一个实施例中，图 4 的照明光联接件 101 也作为激励光联接件传送，所以两个激励光纤（例如第一近端构件 36 和第二近端构件 37）将激励辐射（例

如滤光和/或脉冲的辐射）从激光基部单元 30 向手持件 20 引导。

返回图 13，牙齿组织的龋齿位置响应于来自激励脉冲的入射辐射而发出荧光辐射（例如可见红光）。此荧光返回脉冲在步骤 220 中被接收。更特定地，荧光返回脉冲可以例如由顶端波导 430（图 8 和图 12）接收。荧光返回脉冲可允许对导致龋齿的不同类型/种细菌的识别，不同类型/种的细菌返回不同（例如变化的红色色调）的荧光波长的辐射。荧光辐射可在强度、延迟和谱分布的一个或多个上与健康牙齿所返回的例如可能包括可见的绿色波长的辐射不同。因此，牙齿的龋齿位置可以显现为亮斑，当对比于暗的背景显示时，该亮斑清晰地显出。因此，龋齿疾病的状况可以相对地在早期，以相对地高级别的精确度和可靠性被检测到。

作为反射和荧光性的结果从牙齿表面返回的辐射进入手持件 20（图 1）的顶端波导 430（图 8 和图 12）用于处理。关于例如激励光的生成，以及返回的辐射的处理以例如去除背景噪声且便于定性和定量检测龋齿的细节在名为“DEVICE FOR DETECTION DENTAL CARIES”的美国专利 No 5,306,144 中描述，该专利的全部内容在此通过参考合并，参考到与本文的披露相容的程度或可由本领域普通技术人员修改到与本文的披露相容的程度，或参考到与本文的披露不互相地排斥的程度。

在典型的实施例中，被反馈联接件 116（图 6）接收的返回的辐射被激光基部单元 30（图 1）内的第一滤光器（未示出）处理，第一滤光器使得谱范围在 620 nm 以上（例如橙色光以上）的辐射通过。通过第一滤光器的辐射因此被限制在较低端，且所以主要地含有其中相对地无较短波长的干扰背景辐射的荧光辐射。

在滤光器的接受波长以上的波长到达了激光基部单元 30（图 1）内的光检测器 145（图 5）。光检测器 145 被连接以接收来自第一滤光器的滤光后的辐射，且将滤光后的辐射转化为用于定量评价的第一电信号。可以以已知的方式指示的第一电信号在图示的实施例中近似地与由光检测器 145 检测到的辐射强度的水平成比例，且因此适合于用于对检测到的龋齿状况的程度的量化评估。因此，可分析牙齿的龋齿位置。

在一个实施例中，第一滤光器是窄带滤光器，它接受从牙齿返回

的其波长为大约 636 nm 的辐射（对应于可见的红光）。也提供了第二窄带滤光器，它接收从牙齿返回的其波长大约为 550 nm 的辐射（对应于可见的绿光），该波长是来自健康牙齿组织的峰值反射波长。光检测器 145 或另一个光检测器将从第二窄带滤光器滤光后的辐射转化为第二电信号。由第一电信号除以第二电信号形成的商值可以自动地在激光基部单元 30 内确定，且商值可用于提供龋齿存在的指示。以其他方式陈述，即可将绿光峰的幅值与红光峰的幅值比较来确定龋齿的存在和程度。

如在此所实施，在图 13 中描绘的本发明的方法的实施形式的步骤 230 中，检测给定的激励脉冲和相应的返回脉冲之间的时间延迟。也可以在相同的图中的步骤 240 中确定相对时间延迟。图 14 是图示了确定相对时间延迟的方法的实施形式的流程图。根据本发明的方法的本实施形式，在步骤 250 中维持激励脉冲和相应的返回脉冲之间的延迟的移动平均。与激励脉冲相关的时间延迟在步骤 260 中接收，且在步骤 270 中，对给定的激励脉冲和相应的返回脉冲之间的时间延迟与延迟的移动平均进行比较。在其他的实施例中，激励脉冲可与相应的返回脉冲比较，比较强度、延迟和谱分布中的至少一个的差异。激励脉冲和相应的返回（例如荧光）脉冲之间的给定的时间延迟（和/或另一个差异或其他差异）可提供对龋齿的深度的指示，其中较深的（例如表面下的）龋齿可能具有较长的延迟，和/或与和表面龋齿或健康组织相关的散射相比具有更大的散射。激励脉冲的不同的长度能便于确定与牙齿表面有关的不同类型的信息。与分布较不广泛的龋齿相比，在牙齿表面上分布较广泛的龋齿例如可能导致返回脉冲具有更长的荧光时间。也可以检测到不同类型的细菌的存在，检测的程度为不同类型的细菌不同地影响返回脉冲的一个或多个特征。例如，不同类型的细菌可能具有不同的延迟时间或荧光时间。

除检测龋齿外，一般地运送了比照明或激励光的功率相对地更高的功率的切割束辐射从手持件顶端 45 的光纤顶端 55 发射，它可以用于龋齿治疗。在这样的例子中，具有从大约 360 nm 到大约 420 nm 的范围内的波长（例如紫色光波长）的切割束辐射可以导致龋齿病原体灵敏地对切割束辐射起反应且死去。因此可实现早期牙齿龋齿治疗而同时观察治疗的位置（例如以重复方式，使得进行多次反复）。

在一个实施例中，顶端波导 430（图 8 和图 12）和顶端套圈或套筒 105 容纳（例如支承）在壳体 440（图 12）内，壳体 440 可以包括例如金属。根据一个实现方式，壳体 440 的内部是实心的，带有布置在其内的腔，用于容纳例如顶端套圈或套筒 105 和顶端波导 430，且用于限定流体输出 415。在其他的实现方式中，壳体 440 和/或内部可以包括透明材料，例如透明塑料、蓝宝石或石英，使得单个的顶端波导 430 可以选择地被省略。因此，在一些实施例中，光可以通过内部的透明材料传送而不需要布置或限定顶端波导 430，所以内部可以包括仅用于顶端套圈或套筒 105 和流体输出 415 的腔。

参考图 11，图示的实施例包括被在涉及龋齿检测的实现方式中可以用于照明和激励的六个光纤 405 和三个反馈光纤 410 围绕的激光发射光纤 400。光纤 405 可以称为照明/激励光纤。在其他实施例中，可以使用更多的或更少的，或不同的尺寸或间距的照明/激励光纤 405（和/或顶端波导 430）和/或反馈光纤 410。根据本发明的一个方面，可以使用照明/激励光纤 405 和/或顶端波导 430 的每个的两个或多个，且在特定的实现形式中可以使用照明/激励光纤 405 和/或顶端波导 430 的每个的三个或多个，以避免例如使用仅单个的（或两个）照明/激励光纤 405 和/或顶端波导 430 可能导致的阴影。

在代表性的实施例中，流体输出 415（图 12）在零度（第一参考）、一百二十度和二百四十度处分开。在另一个实施例中，六个照明/激励光纤 405 和三个反馈光纤 410（图 11）通过第一镜 425 在光学上与九个顶端波导 430（图 8 和图 12）对齐且例如在一对一基部上联接。例如，如果九个元件（例如六个照明/激励光纤 405 和三个反馈光纤 410）均匀地分开且布置在零度（第二参考，它可以与第一参考相同或不同）、四十度、八十度、一百二十度、一百六十度、二百度、二百四十度、二百八十度和三百二十度处，则九个顶端波导 430 可以类似地均匀地分开且布置在零度、四十度、八十度、一百二十度、一百六十度、二百度、二百四十度、二百八十度和三百二十度处。在另一个实施例中，例如顶端波导 430 布置为相对地接近地分开的三个一组，使得每组布置在两个流体输出之间，在顶端波导 430 可以布置在例如大约零度、三十五度、七十度、一百二十度、一百五十五度、一百九十度、二百四十度、二百七十五度和三百一十度处。在一个这样的实施例中，顶

端波导 430 可以同样地布置在大约零度、三十五度、七十度、一百二十度、一百五十五度、一百九十度、二百四十度、二百七十五度和三百一十度处。进一步地，在这样的实施例中，流体输出可以在大约九十五度、二百一十五度和三百三十五度处布置在顶端波导的组之间。

图 10 和图 11 的横截面视图可以不被改变而替代地（或附加地）对应于图 8 中更靠近（或紧接于）第一镜 425 和第二镜 420 的横截面线 10-10'，以说明在远端将辐射输出到第一镜 425 和第二镜 420 上的相应的结构。照明/激励光纤 405 和反馈光纤 410 的直径可以是不同的，如在图 10 中图示，或直径可以是相同的或大体上相同的，如在图 11 中图示。在典型的实施例中，在图 11 中的照明/激励光纤 405 和反馈光纤 410 包括直径为大约 1 mm 的塑料构造，且在图 8 和图 12 中顶端波导 430 包括直径为大约 0.9 mm 的蓝宝石构造。

图 15 是可用于检测牙齿龋齿的器械的实施例的部分的方框图。图示的实施例可以布置在激光基部单元 30（图 1）内，实施例包括控制器 500、定时器 505、光发射器 510 和光接收器 515。实施例进一步包括光分路器 520、第一滤光器 525、第二滤光器 530、第一光检测器 535、第二光检测器 540 和显示设备 550。系统总线 545 提供了通信和控制路径，控制器 500 通过系统总线 545 能控制定时器 505 和光发射器 510。系统总线 545 进一步为控制器 500 提供了装置以接收来自第一光检测器 535 和第二光检测器 540 的电信号且与显示设备 550 通信。

在运行中，控制器 500 可以导致光发射器 510 如上所述传送光脉冲。控制器 500 进一步地可以与定时器 505 通信以接收代表光脉冲被传送的时间的第一时间值。可以引导光通过例如在图 1 中所图示的连接器 40，输送通过导管 35（图 2），通向电磁能量（例如激光）手持件 20，从第一镜 425（图 8）处反射且引导到顶端波导 430（图 8），顶端波导 430 将光引导到目标表面，例如牙齿的表面。可以由牙齿上的龋齿的荧光导致的反射光或散射光 435（图 8）可以被引导通过顶端波导 430，且引导到第一镜 425 上，从第一镜 425 反射，且通过电磁能量手持件 20、导管 35 和连接器 40 输送到激光基部单元 30（图 1），且被光接收器 515（图 15）接收。

根据一个实施例，光接收器 515 将光引导到分路器 520，分路器 520 将光的部分引导到第一滤光器 525，且分路器 520 进一步将光的另一部

分引导到第二滤光器530。如以上所描述，第一滤光器525可以包括例如窄带滤光器，它使得波长大约为636 nm（即大体上可见的红光）的辐射通过。第二滤光器530可以包括第二窄带滤光器，它使得波长为550 nm附近（即大体上可见的绿光）的辐射通过。来自第一滤光器525的光（例如红光）可以被第一光检测器535接收，它根据从第一滤光器525通过的光的强度级产生了第一电信号。类似地，来自第二滤光器530的光（例如绿光）可以被第二光检测器540接收，它根据从第二滤光器530通过的光的强度级造成了第二电信号。控制器500可以接收第一电信号和第二电信号，且可以如已描述的例如通过将第一电信号的幅值除以第二电信号的幅值来计算商值。控制器500可以将除法的结果与存储的阈值进行比较，且可以在显示设备550上根据结果提供指示。

当检测到第一电信号和第二电信号时，控制器500进一步可以与定时器505通信，以确定光脉冲的传送和相应的响应的接收之间的时间延迟。控制器500然后可以根据时间延迟向显示设备550提供指示。另外，控制器550可以确定相对时间延迟，如以下参考图14描述。

根据某些实现方式，来自功率或治疗光纤的输出可以例如引导到流体（例如来自手持件输出端附近的水连接件和/或喷射连接件的空气喷射和/或水喷射或雾化的流体微粒的分布）内，流体从手持件的流体输出发射到目标表面（例如牙齿、骨骼、软骨和软组织的一个或多个）上。流体输出可以包括多个同心地绕功率光纤布置的流体输出，如在例如美国申请No 11/042,824和美国临时申请No 60/601,415中描述。功率光纤或治疗光纤可以联接到电磁能量源，电磁能量源包括一个或多个在大约2.69微米到大约2.80微米的范围内的波长和大约2.94微米的波长。在某些实现方式中，功率光纤可以联接到Er:YAG激光器、Er:YSGG激光器、Er,Cr:YSGG激光器和CTE:YAG激光器的一个或多个，且在特别的例子中可以联接到具有大约2.789微米的波长的Er,Cr:YSGG固态激光器和具有大约2.940微米的波长的Er:YAG的固态激光器的一个。包括用于将电磁能量引导到目标表面上的雾化的流体微粒分布的相应结构的器械在以下参考的美国专利No 5,574,247中披露，该专利描述了将激光能量给予流体微粒以因此向目标表面施加破裂力。

通过本披露，已经描述了利用电磁能量来诊断和/或影响目标表面的手持件。在使用光能的过程的情况中，例如在龋齿检测中，手持件可以包括用于将治疗能量传送到目标表面以治疗（例如切除）牙齿结构，例如牙齿的一个或多个功率或治疗光纤，用于传送用来照明和/或诊断目标，例如牙齿（例如且选择地用于其他过程，例如治疗或漂白）的光（例如蓝光和/或白光）的多个光纤和用于从目标表面将光传送回传感器以用于分析的多个光纤。在某些实施例中，传送蓝光的光纤也可以传送白光。根据本发明的此处披露的一个方面，手持件包括具有反馈信号端部的照明管和双镜手持件。在此处描述的实施例的任何实施例中，用于照明和/或诊断的光可以与治疗能量的传送和/或来自流体输出的流体传送同时传送，或与它们间歇地传送或分开地传送。

在某些实施例中，以上实施例的方法和器械可以构造为且实施为使用（例如同时地或间歇地）到与包括任何以上参考的器械和方法的现有技术相容和/或不相互排斥的程度。在如下的转让给 BioLase Technology Inc 的专利中描述的相应的或相关的结构和方法在此通过参考它们的全部而合并，其中这样的合并包括在如下的专利中的相应的或相关的结构（和它们的修改），它们可以与根据本披露的本发明、如下专利的披露和本领域普通技术人员的知识和判断：（i）合作；（ii）经本领域普通技术人员修改以合作；和/或（iii）通过其或与其任何部分组合实现/使用，所述的专利包括：美国专利 No 5,741,247；美国专利 5,785,521；美国专利 5,968,037；美国专利 6,086,367；美国专利 6,231,567；美国专利 6,254,597；美国专利 6,288,499；美国专利 6,350,123；美国专利 6,389,193；美国专利 6,544,256；美国专利 6,561,803；美国专利 6,567,582；美国专利 6,610,053；美国专利 6,616,447；美国专利 6,616,451；美国专利 6,669,685；和美国专利 6,744,790。

根据前述，本领域普通技术人员将理解的是，本发明的方法和器械可以使用激光设备而便于检测牙齿龋齿。虽然本发明已关于多个特定的例子和实施例描述，但应理解的是本发明不限制于此且本发明可以被以不同的方式实现。本领域普通技术人员在考虑前述描述时将想到对批露的实施例的多个变化和修改，变化和修改的程度为不互相排斥。另外，对于本领域普通技术人员，根据此处的披露其他的组合、

省略、替代和修改是显见的。因此，本发明应不被所披露的实施例限制，而是通过参考附带的权利要求书限定。

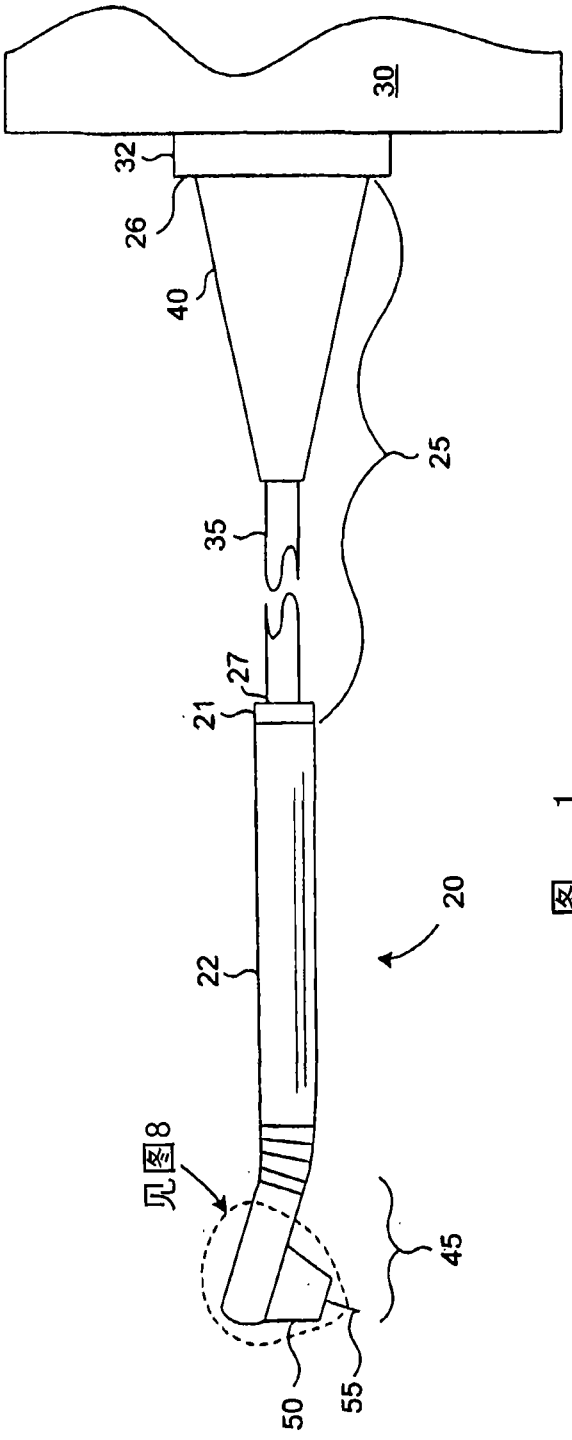


图 1

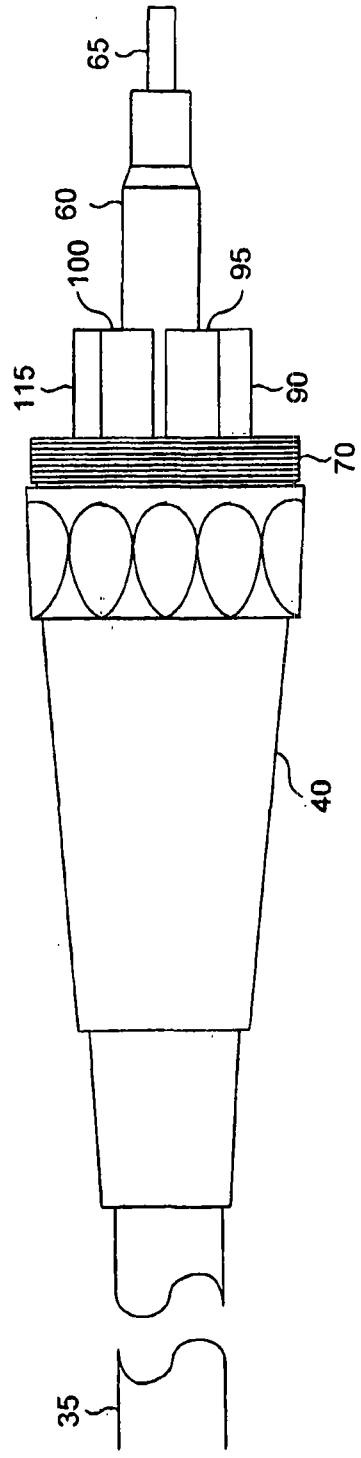


图 2

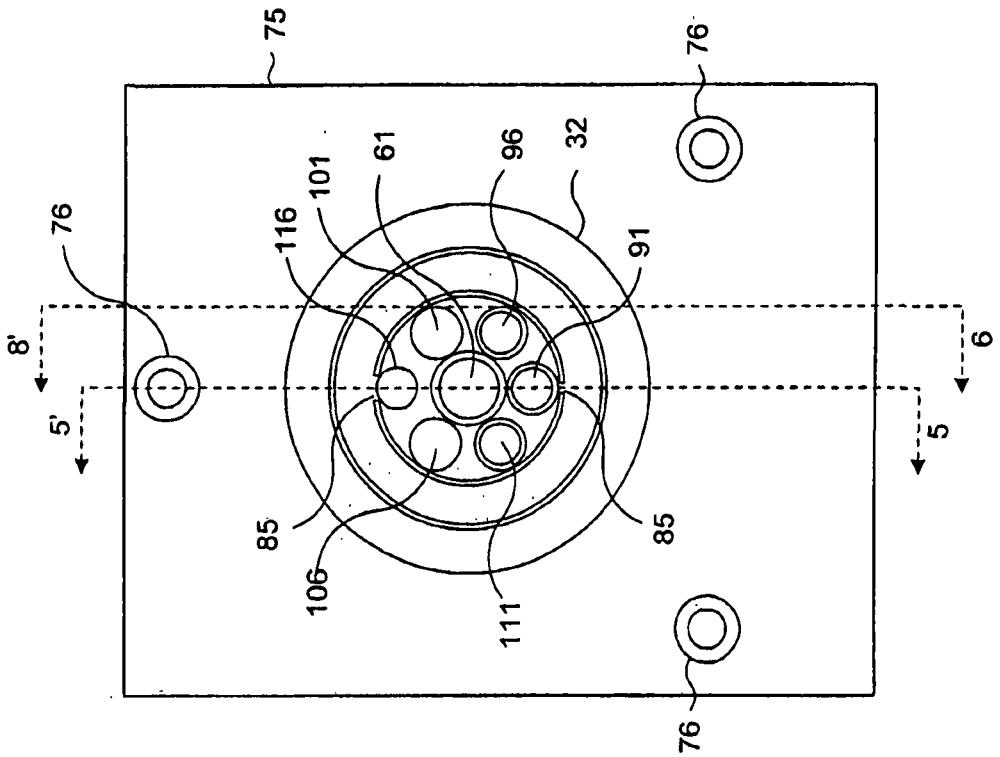

75
76
76
32
96
61
101
116
91
76
8'
5'
6
5
85
106
111
85
76

图 4

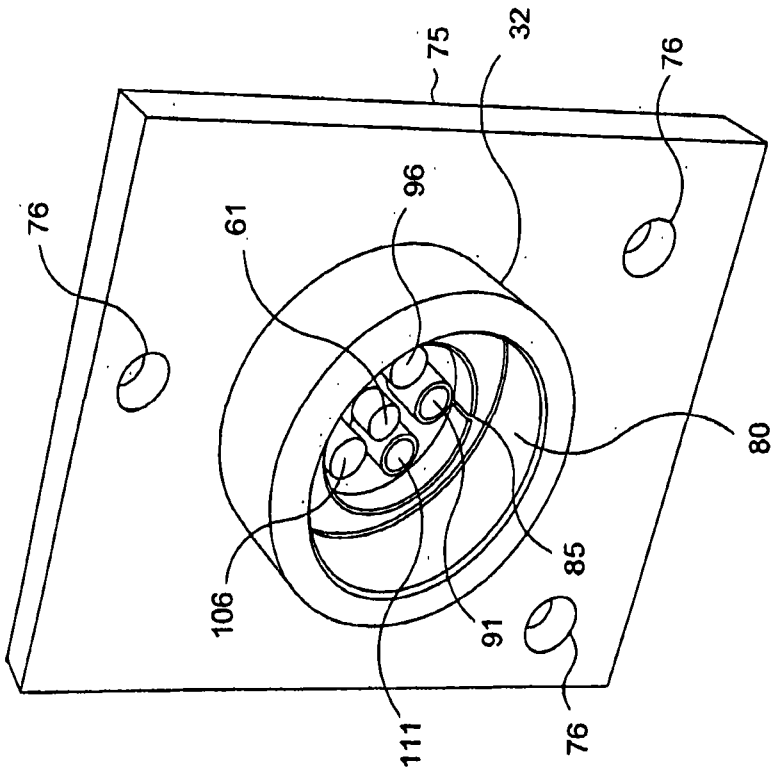

75
32
76
76
96
61
80
106
85
91
111
76

图 3

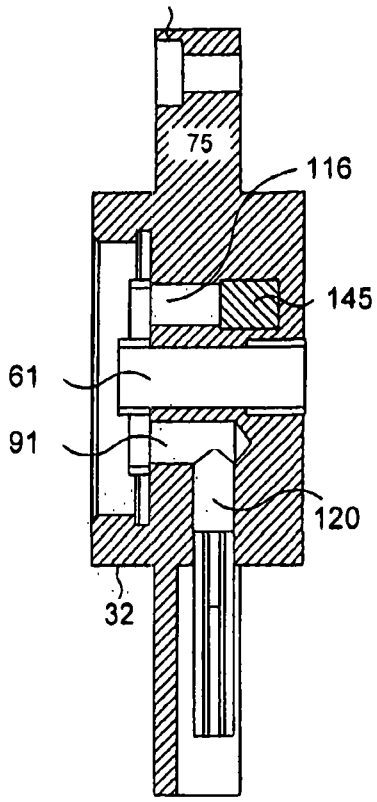


图 5

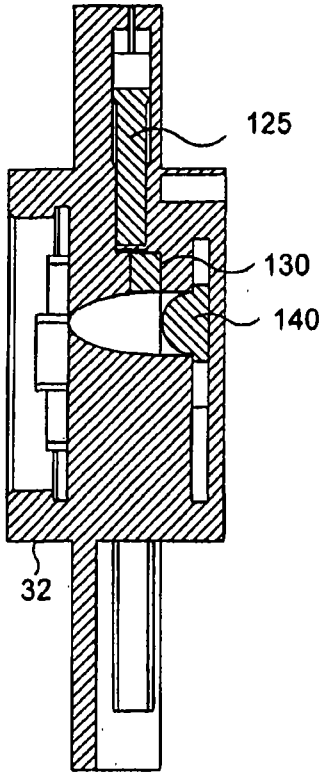


图 6

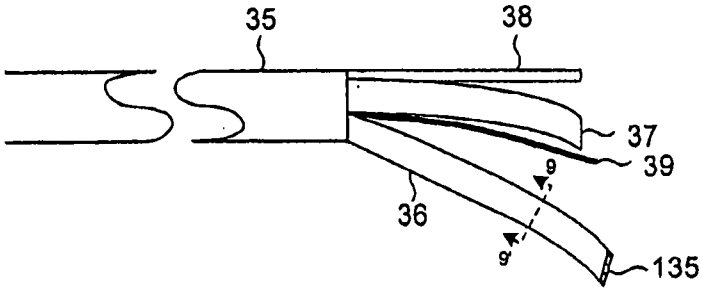


图 7

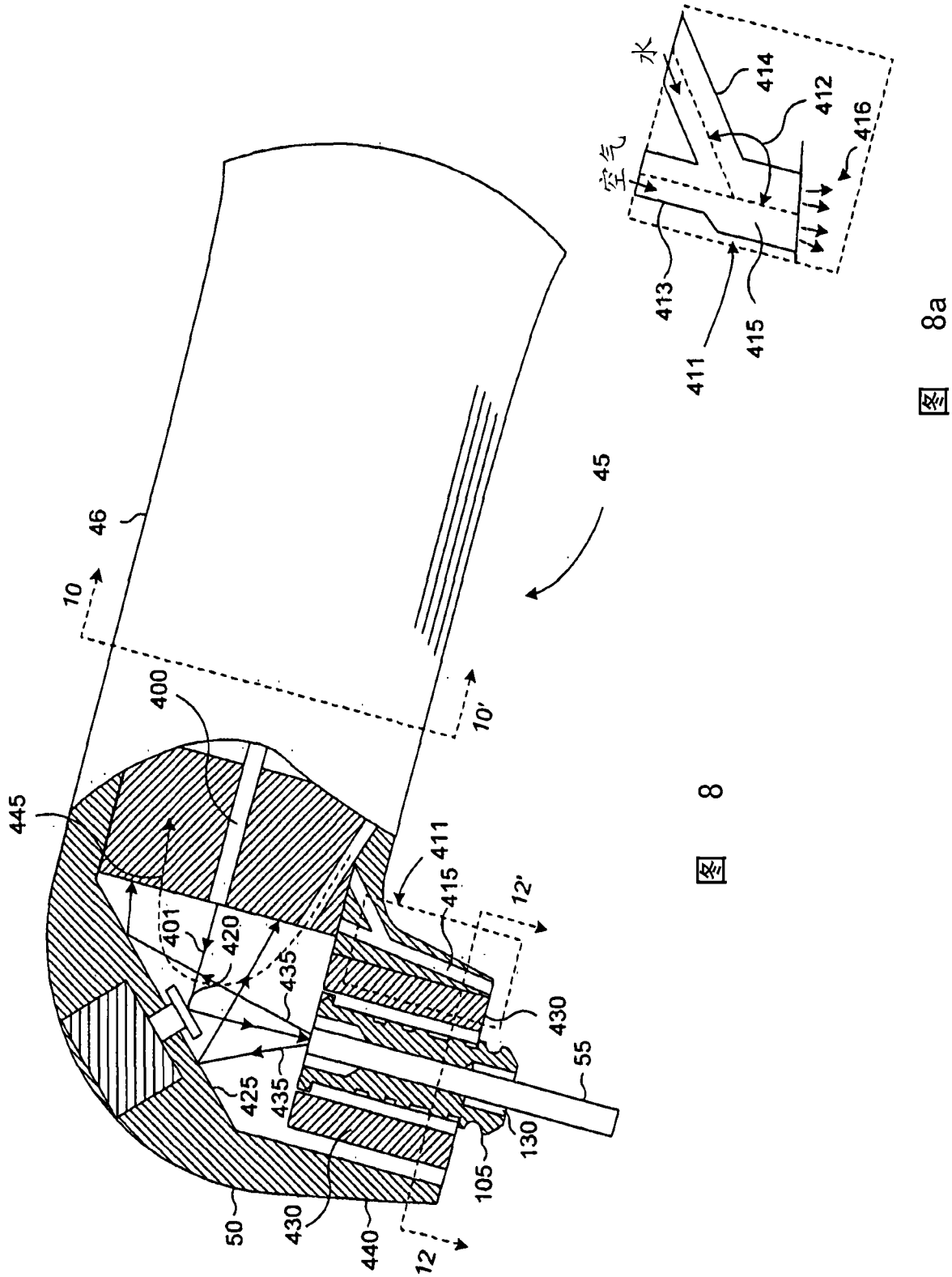

水
空气
414
412
416
413
411
415
45
46
10
10'
400
445
401
420
435
411
415
12'
430
55
425
435
130
105
50
430
440
12

图 8a

图 8

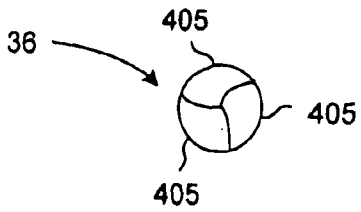


图 9

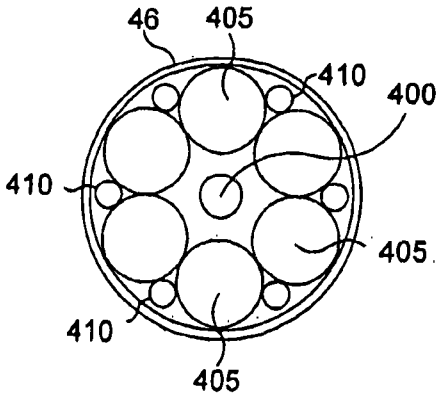


图 10

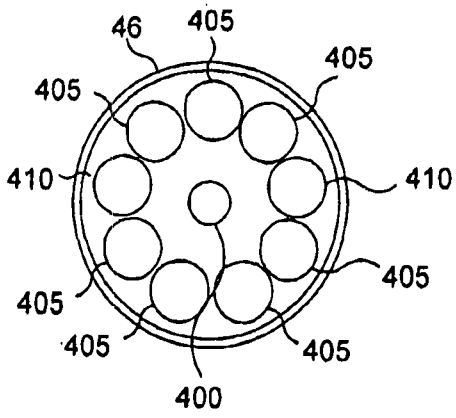


图 11

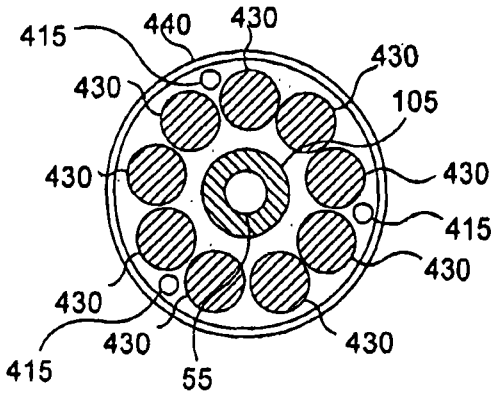


图 12

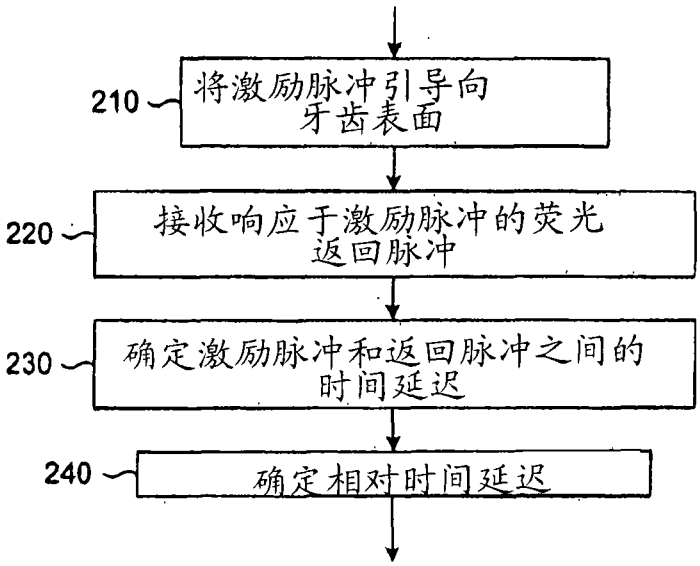

210
将激励脉冲引导向牙齿表面
220
接收响应于激励脉冲的荧光返回脉冲
230
确定激励脉冲和返回脉冲之间的时间延迟
240
确定相对时间延迟

图 13

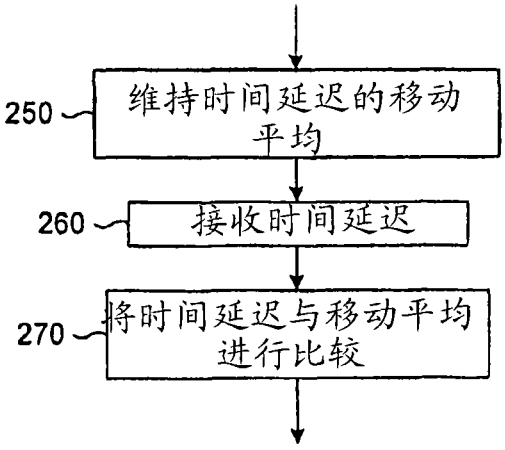

250
维持时间延迟的移动平均
260
接收时间延迟
270
将时间延迟与移动平均进行比较

图 14

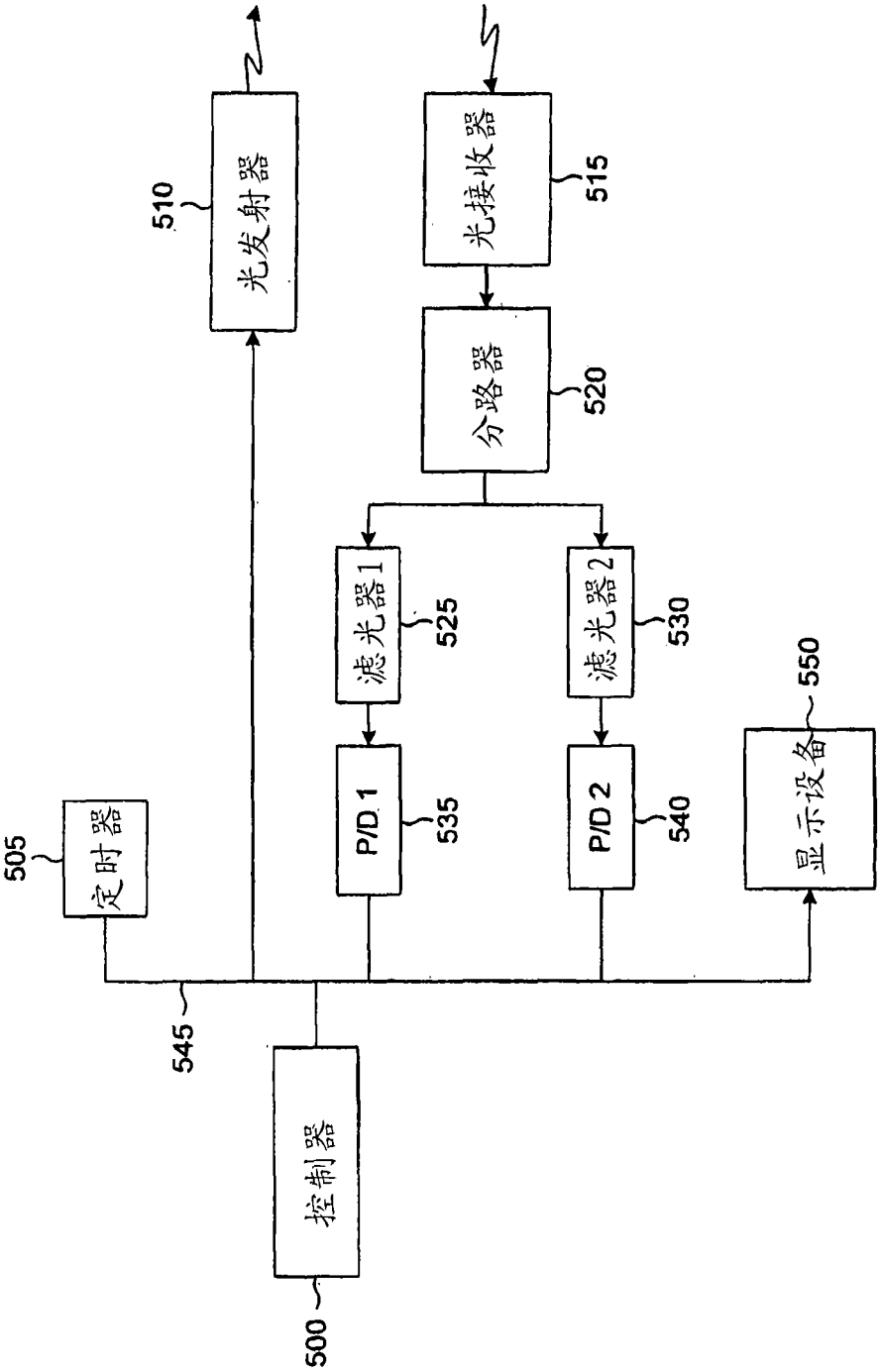

光发射器
510
光接收器
515
分路器
520
滤光器1
525
滤光器2
530
P/D 1
535
P/D 2
540
显示设备
550
定时器
505
控制器
500
545

图 15