

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61C 19/04 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680052555.4

[43] 公开日 2009年2月11日

[11] 公开号 CN 101365397A

[22] 申请日 2006.12.8

[21] 申请号 200680052555.4

[30] 优先权

[32] 2005.12.8 [33] US [31] 60/748,809

[86] 国际申请 PCT/US2006/047056 2006.12.8

[87] 国际公布 WO2007/067776 英 2007.6.14

[85] 进入国家阶段日期 2008.8.7

[71] 申请人 彼得·S·乐芙莉

地址 美国俄勒冈

[72] 发明人 彼得·S·乐芙莉

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责  
任公司

代理人 夏凯 钟强

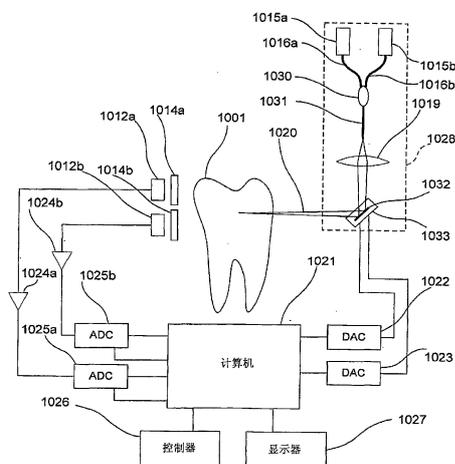
权利要求书6页 说明书33页 附图13页

[54] 发明名称

红外牙齿成像

[57] 摘要

牙齿成像系统，包括光学扫描仪，该光学扫描仪跨至少一个牙齿的一部分扫描一个或多个探测光束，以产生与光散射、吸收或探测光束与牙齿内部的其他相互作用相关联的牙齿调制光通量。检测并处理该牙齿调制光通量以产生与该牙齿相关联的图像信息。在800nm与1800nm之间的探测波长能够用于提供适于诊断和评估脱矿质或其它缺陷的图像。能够使用在一个或多个波长上的探测光束。能够设置多个检测器，以接收在不同波长上的牙齿调制光通量或具有不同方向或不同位置的牙齿调制光通量。能够使用在牙齿中或牙齿上的标记用于深度确定。相对于牙齿的折射率匹配能够提高图像质量。



1. 一种牙齿成像系统，包括：

    探询光学扫描仪，设置为跨至少一个牙齿的至少一部分扫描光学探询光束，其中，所述光学探询光束基本上能够透射进入所述至少一个牙齿，以便产生牙齿调制光通量；

    光学检测系统，设置用于产生与从所述至少一个牙齿接收到的所述牙齿调制光通量相关联的检测信号；和

    信号处理器，被耦合以接收所述检测信号，并基于所述检测信号产生与所述至少一个牙齿相关联的图像信息。

2. 根据权利要求1所述的牙齿成像系统，进一步包括光源，所述光源设置为在大约 800 nm 的波长上或在大于大约 800 nm 的波长的范围内产生所述光学探询光束。

3. 根据权利要求2所述的牙齿成像系统，其中，所述光学探询光束的所述波长或波长范围在大约 1000 nm 与 1800 nm 之间。

4. 根据权利要求2所述的牙齿成像系统，其中，所述光学探询光束的所述波长或波长范围在大约 1250 nm 与 1350 nm 之间。

5. 根据权利要求2所述的牙齿成像系统，其中，所述光学探询光束的所述波长或波长范围在大约 1500 nm 与 1600 nm 之间。

6. 根据权利要求2所述的牙齿成像系统，其中，所述光源为激光二极管。

7. 根据权利要求2所述的牙齿成像系统，其中，所述光源为发光二极管。

8. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，进一步包括调制器，所述调制器设置为对所述光学探询光束施加调制，其中，所述信号处理器设置为基于所述施加的调制来识别所述图像信息。

9. 根据权利要求 8 所述的牙齿成像系统，其中，所述施加的调制具有不大于所述探询光束的驻留时间的周期。

10. 根据权利要求 8 所述的牙齿成像系统，其中，所述施加的调制处于大于与所述图像信息相关联的所述频率的频率。

11. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，进一步包括滤光器，所述滤光器相对于所述检测系统设置，以便优先地排除在不同于所述牙齿调制光通量的所述波长或波长范围的波长或波长范围上的光通量。

12. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，其中，所述光学检测系统包括第一光学检测器和第二光学检测器，所述这两个光学检测器设置为分别产生第一光学检测信号和第二光学检测信号。

13. 根据权利要求 12 所述的牙齿成像系统，其中，所述光学探询光束包括在第一波长范围中的光通量和在第二波长范围中的光通量，并且所述第一光学检测器和所述第二光学检测器分别基于在所述第一波长范围和所述第二波长范围中的牙齿调制光通量来产生所述第一光学检测信号和所述第二光学检测信号。

14. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，其中，所述探询光学扫描仪包括扫描控制器和具有设置为响应于所述扫描控制器而选择性移位的输出端的光波导，并且所述光学探询光束与从所述光波导的所述输出端射出的光辐射相关联。

15. 根据权利要求 14 所述的牙齿成像系统，其中，所述光波导是光纤。

16. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，其中，所述探询光学扫描仪包括设置为沿至少一个扫描方向扫描所述光学探询光束的至少一个可转动镜。

17. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，进一步包括牙齿显示扫描系统，所述牙齿显示扫描系统包括将光学显示光束引导至显示表面上的显示光学扫描仪，其中，对所述光学显示光束的调制进行选择，以便产生与所述牙齿调制光通量相关联的所述至少一个牙齿的可视图像。

18. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，所述显示光学扫描仪和所述探询光学扫描仪都基于共有的光束扫描仪，并且设置所述牙齿显示扫描系统，以便在所述至少一个牙齿的表面上形成由所述光学显示产生的所述至少一个牙齿的所述可视图像。

19. 根据权利要求 17 所述的牙齿成像系统，其中，所述牙齿显示扫描系统包括设置为位于所述至少一个牙齿附近的图像屏幕，并且设置所述牙齿显示扫描系统以便在所述图像屏幕上形成与当前或在先的牙齿调制光通量相关联的所述牙齿的所述可视图像。

20. 根据权利要求 19 所述的牙齿成像系统，其中，所述显示光学扫描仪和所述探询光学扫描仪基于共有的光束扫描仪。

21. 根据权利要求 2 所述的牙齿成像系统，进一步包括光耦合设备，所述光耦合设备设置为将所述牙齿调制光通量耦合到所述光学检测系统。

22. 根据权利要求 21 所述的牙齿成像系统，其中，所述光耦合设备设置为选择性地将来自所述至少一个牙齿的所选择区域的所述牙齿调制光通量耦合到所述光学检测系统。

23. 根据权利要求 21 所述的牙齿成像系统，其中，所述光耦合设备包括光导，所述光导设置为将所述牙齿调制光通量引导至所述光学检测系统。

24. 一种牙齿成像设备，包括：

具有预定的表面形状的透光耦合表面；和

与所述耦合表面光通信的透光适形材料，其中，所述适形材料被设置为与牙齿的表面一致。

25. 根据权利要求 24 所述的牙齿成像设备，其中，在所述适形材料上提供所述耦合表面。

26. 根据权利要求 24 所述的牙齿成像设备，其中，在光学窗上提供所述耦合表面，并且所述适形材料接触所述光学窗。

27. 根据权利要求 26 所述的牙齿成像设备，其中，所述预定的表面形状基本上是平的。

28. 一种牙齿成像方法，包括：

在至少一个牙齿的至少一部分上扫描探测光束，以便产生与所述至少一个牙齿的内部相关联的牙齿调制光通量；和

处理所述牙齿调制光通量以获得所述至少一个牙齿的图像。

29. 根据权利要求 28 所述的方法，其中，所述探测光束主要由在大约 1000 nm 与 1800 nm 之间的波长的光辐射组成。

30. 根据权利要求 29 所述的方法, 进一步包括通过折射率匹配材料将所述探测光束引导至所述牙齿。

31. 根据权利要求 29 所述的方法, 其中, 所述折射率匹配材料包括施加到所述至少一个牙齿的流体。

32. 根据权利要求 29 所述的方法, 其中, 所述折射率匹配材料包括与所述牙齿表面一致的固体材料。

33. 根据权利要求 29 所述的方法, 进一步包括扫描光学显示光束, 以便基于所述牙齿调制光通量在所述牙齿附近形成所述牙齿的图像。

34. 根据权利要求 29 所述的方法, 进一步包括使用共有的光学扫描仪来扫描光学显示光束和所述探测光束, 以便所述光学显示光束根据所述牙齿调制光通量在所述至少一个牙齿上直接形成所述至少一个牙齿的图像。

35. 根据权利要求 29 所述的方法, 其中, 扫描所述探测光束包括分别地在第一波长和第二波长上扫描第一探测光束和第二探测光束, 并且处理相应的牙齿调制光通量以形成所述牙齿的至少一个图像。

36. 根据权利要求 35 所述的方法, 其中, 利用相同的光学扫描设备在所述牙齿上基本上同时地扫描所述第一探测光束和所述第二探测光束。

37. 根据权利要求 35 所述的方法, 其中, 利用第一检测器和第二检测器处理与所述第一波长和所述第二波长相关联的所述牙齿调制光通量, 以分别地产生第一光学检测信号和第二光学检测信号。

38. 根据权利要求 35 所述的方法, 进一步包括提供共有的检测器

并选择性地处理与所述第一波长或所述第二波长相关联的所述牙齿调制光通量。

39. 根据权利要求 29 所述的方法，进一步包括利用相机形成所述牙齿的可见光图像。

40. 根据权利要求 33 所述的方法，进一步包括利用共有的扫描仪来扫描所述光学探询光束和所述显示光束。

41. 根据权利要求 29 所述的方法，进一步包括在牙齿表面上或牙齿表面附近提供至少一个标记，以便根据至少两个图像提供深度指示。

42. 根据权利要求 29 所述的方法，其中，所述该处理包括分别地产生与第一检测器和第二检测器相关联的第一光学检测信号和第二光学检测信号。

43. 一种牙齿成像系统，包括：

光学系统，所述光学系统设置为分别产生至少从第一方向和第二方向查看的与牙齿内部相关联的第一图像和第二图像；和

至少一个标记，设置在所述牙齿的表面，并被定位以便根据所述第一图像和所述第二图像提供深度的指示。

## 红外牙齿成像

### 交叉引用

本申请要求于 2005 年 12 月 8 日提交的美国临时申请 No. 60/748809 的优先权，该临时申请在此并入作为参考。

### 技术领域

本发明涉及一种方法和装置，用于利用红外光创建用于诊断和治疗目的的牙齿图像。

### 背景技术

因为 X 射线成像显示有关牙齿内部的信息，所以在牙科很有用。这些信息包括在牙齿组织中的蛀洞和孔隙，还包括典型地由于牙齿接触酸导致组织的矿物质含量减少并且组织变得多孔的脱矿质区域。X 射线成像有效是因为被蛀空和脱矿质的区域相较周围组织更容易透过 X 射线，并因此传送从光源发出的较高强度的 X 射线，与利用沿着不与被蛀空或脱矿质区域相交的附近路径到来的射线形成的曝光相比，在照相胶片或在电子成像设备上形成更强的曝光。因为 X 射线近乎直线地传播通过牙齿，所以通常成像不是利用镜头聚焦而是利用 X 射线的极小光源来完成的，因此在胶片或电子检测器上产生分层次的影像。光源的尺寸将决定图像锐化（sharp）或模糊的程度。

X 射线成像有一些缺陷。X 射线使活组织中的分子离子化，因此是有害的。小龋齿的 X 射线图像对比度很差，因为即使龋齿区域由于没有物质完全透明，具有增加的透明度和减少的衰减的小龋齿容积也仅仅使所传播射线的强度产生很小的变化。尽管有这种缺陷，但是还是能够经常看到邻间龋齿（在牙齿侧面上），因为来自这些龋齿的 X 射线在牙齿的边缘经过相对少的物质。常常根本无法看到咬合面龋齿

（在白齿的咬合表面上或者正好在其下面），因为这些咬合表面一般又宽又平，因此要通过大量非常不透明的物质传输 X 射线，同时还因为由于龋齿造成的变化率（fractional change）很小。通过垂直地查看白齿的咬合表面来观察咬合面蛀蚀的横向范围将是有价值的，但是通常只能通过牙齿的侧面使用 X 射线（当病人的头是直立的时候水平地穿过）。即使能够垂直地使用 X 射线，由于通过牙齿组织的长距离造成的不透明性很可能造成这种几何关系对于观察咬合面蛀蚀的横向范围无效。

除了对龋齿的检测，牙医需要检测牙齿中的裂缝，特别是当更换旧的填补物并判定是应用另一镶嵌物（如果没有裂缝适用但是有裂缝时应用有问题）还是应用人工牙冠（有裂缝时需要）。但是对于检测裂缝，X 射线技术并不可靠。如果裂缝恰巧和射线对准，则可以显示裂缝，但是如果裂缝没有与射线对准就根本不会显示。

已经进行了利用可见光来检测牙齿异常的尝试。这些技术避免了电离辐射。但是，与 X 射线不同，可见光不笔直穿过牙釉质或牙质的典型厚度传播，而是在所有方向上随机散射。这使得牙齿呈现乳白色，并且由于这种散射使光线严重模糊，因此阻碍了深处异常的检测。同 X 射线相比，记录利用可见光波长的光形成的数字图像的商品对邻间损害的检测和辨别效率较低。例如，参见 2003 年 G.K.Stookey,ed.在 Early Detection of Dental Caries. III: Proceedings of the 6th Annual Indiana Conference 中的 Young and Featherstone, “Comparing digital imaging fiber-optic transillumination, F-speed radiographic film, and polarized light microscopy”。该产品只能够检测在牙齿表面上或者非常接近牙齿表面的异常，而不能确定它们的深度或判定它们是否穿透牙釉质而进入牙质中，但这对于治疗方面的决策非常重要。

用红外光成像能够减少用 X 射线和可见光成像的问题，因为与可见光相比，牙釉质对于红外光实质上更透明。但是使用红外照相机的

方法存在其它问题。本公开说明了上述一些问题，并以适合红外牙齿成像的实际普遍商业使用的方式提供了能够缓和上述问题的方法和装置。

## 发明内容

这里公开的示例性牙齿成像系统包括探询光学扫描仪，设置为跨至少一个牙齿的至少一部分扫描光学探询束，其中该光学探询束基本上能够传送进入至少一个牙齿，以便产生牙齿调制光通量。光学检测系统被设置以产生与从该至少一个牙齿接收到的牙齿调制光通量相关联的检测信号，以及信号处理器被耦合以接收该检测信号并基于该检测信号产生与该至少一个牙齿相关联的依赖位置的图像信息。在一些例子中，耦合该信号处理器以接收与探询光束在至少一个牙齿上的位置相关联的一个或更多个扫描仪信号。在一些例子中，将光源设置为产生大约 800 nm 波长或者处于大于大约 800nm 波长的范围内的光学探询束。通常选择波长或波长范围，以便能够探询牙齿的内部。在另外一些例子中，光学探询束的波长或波长范围在大约 1000nm 和 1800nm 之间。波长或波长范围在大约 1250nm 和 1350nm 之间以及在大约 1500nm 和 1600nm 之间是适宜的。根据进一步的例子，该光源为激光二极管或者发光二极管。

根据示例性例子，调制器设置为对该光学探询束施加调制，其中该信号处理器设置为基于所施加的调制来识别该依赖位置的图像信息。所施加的调制能够是周期性的调制，该周期性的调制具有小于大约该探询束的一个驻留时间的周期，其中，该驻留时间为在扫描方向上的探询束宽度除以该光束扫描速度的比值。在另外一些示例性例子中，所施加的调制所在的频率大于与该图像信息相关联的频率，或者远离与例如环境照明的干扰照明相关联的频率。

根据一些实施例，相对于该检测系统设置滤光片，使得优先将该光学探询束与至少一个牙齿的相互作用相关联的光辐射引导或传导至

该检测系统。在进一步的例子中，该光学检测系统包括设置为分别产生第一光学检测信号和第二光学检测信号的第一光学检测器和第二光学检测器。在又进一步的附加例子中，该光学探测束包括在第一波长范围中的光通量和在第二波长范围中的光通量，并且该第一光学检测器和该第二光学检测器分别基于在第一波长范围中和在第二波长范围中的光通量产生第一光学检测信号和第二光学检测信号。

在另一些公开的实施例中，该探测光学扫描仪包括扫描控制器和光波导，该光波导具有设置为响应于该扫描控制器而选择性移位（displace）的输出端，并且光学探测束与从该光波导的输出端出射的光辐射相关联。在一种便利的例子中，该光波导是光纤。探测光学扫描仪能够包括设置为沿至少一个扫描方向扫描该光学探测束的至少一个可转动镜。

根据一些例子，能够提供一种牙齿显示扫描系统，该牙齿显示扫描系统包括将光学显示束引导到显示表面上的显示光学扫描仪。选择对光学显示束的调制，以便产生与牙齿调制光通量相关联的该牙齿的可视图像。由该光学显示产生的牙齿的可视图像能够形成在至少一个牙齿的表面上，或者形成在接近该至少一个牙齿设置的图像屏幕上，或者形成在其它位置上。在特别便利的例子中，该显示光学扫描仪和探测光学扫描仪都基于共有光束扫描仪，该共有光束扫描仪接收用于传送到牙齿的探测光通量和用于形成该可视图像的显示通量。在一些例子中，显示基于当前检测的牙齿调制光通量的可视图像，而在另一些例子中则使用存储的图像。

在另外一些例子中，光耦合设备或辐射控制器设置为将该牙齿调制光通量耦合至光学检测系统。该光耦合设备能够包括设置为在该光学检测系统上对至少一个牙齿的表面成像的成像光学系统，或者能够包括设置为将该牙齿调制光通量引导至该光学检测系统的光导（light guide）。光耦合设备能够被认为是光学检测系统的一部分或者分离的

部件。

牙齿成像设备包括具有预定表面形状的可传输光的耦合表面，和与该耦合表面光通信的可传输光的适形材料（conformable material），其中该适形材料设置为与牙齿表面一致（conformable）。在示例性例子中，在适形材料上提供耦合表面。在另外例子中，在光学窗口上提供耦合表面，并且该适形材料接触该光学窗口。该适形材料可以是液体、凝胶或柔性固体，或者它们的组合物。为了本发明的目的，“液体”能够包括能够在足够的压力下流动但是仅仅在引力下却保持其形状的凝胶或其它材料。典型地，该耦合表面的预定表面形状基本上是平的，但是也能够使用其它表面形状。根据示例性例子，在该适形材料的折射率和牙齿的折射率之间的差值要小于牙齿的折射率与折射率1之间的差值。在一些例子中，折射率匹配材料能够被应用于牙齿以减小与表面特性相关联的图像影响或用于提高图像对比度。

牙齿成像方法包括在牙齿的至少一部分上扫描探测束，以便产生与该牙齿内部相关联的牙齿调制光通量，并处理该牙齿调制光通量以获得该牙齿的图像。在一些例子中，该探测束主要由在大约1000nm和1800nm之间的波长处的光辐射组成。在另一些例子中，通过施加到该牙齿的例如液体或凝胶的折射率匹配材料，将该探测束引导至该牙齿。在可供选择的实施例中，该折射率匹配材料是与牙齿表面一致的固体材料。在一些实施例中，基于牙齿调制通量，在牙齿附近形成该牙齿的图像。在另一些例子中，该牙齿的图像形成在该牙齿的表面上。

在其它的示例性方法中，扫描该探测束包括分别在第一波长和第二波长上扫描第一探测束和第二探测束。处理相应的牙齿调制光通量以形成该牙齿的至少一个图像。在一些例子中，基本上同时地在牙齿上扫描该第一探测束和该第二探测束。在便利的例子中，利用共有扫描仪来扫描光学探测束和显示束。在另外的例子中，在牙齿表面上或牙齿附近提供至少一个标记，由此在该图像中提供深度指示。

牙齿成像系统包括：光学系统，设置为产生从各个位置或方向观察与牙齿内部相关联的至少第一图像和第二图像；以及至少一个标记，设置在该牙齿表面上或该牙齿表面附近，并定位，以便基于第一图像和第二图像提供深度指示。在一些例子中，在牙齿的表面上提供至少一个标记。在另一些例子中，在光耦合设备上提供该至少一个标记。

上述例子例示本发明技术的一些特征。下文中将参考附图阐述本发明方法和装置的这些和其它的特征和方面。

#### 附图说明

图 1 是示出牙齿成像系统的示意图，该牙齿成像系统包括扫描聚焦探测光束通过牙齿内部的光学扫描仪。

图 2 是示出牙齿成像系统的示意图，该牙齿成像系统包括扫描狭窄准直光束通过牙齿内部的光学扫描仪。

图 3 是示出牙齿成像系统的示意图，在该牙齿成像系统中，将扫描探测束沿探测轴引导至牙齿的咬合表面，并沿不平行于探测轴的检测轴在牙齿的一侧上设置检测器。

图 4 是示出牙齿成像系统的示意图，在该牙齿成像系统中，将扫描探测束引导至牙齿，并在两个不同的任意检测位置上设置第一和第二检测器。

图 5 说明一种包括输入耦合设备的牙齿成像系统，为了几何校正，该输入耦合设备包括与牙齿形状一致并向扫描束组件呈现已知表面的可传输光的顺应性（compliant）的或流体材料。

图 6 是说明一种包括输入耦合设备的牙齿成像系统，该输入耦合设备包括与牙齿形状一致的可传输光的顺应性的或流体材料。该输入耦合设备包括带有顺应性边缘的腔，含有与该牙齿形状一致的折射率匹配的流体或凝胶。

图 7 说明一种包括检测器-耦合设备的牙齿成像系统，该检测器-耦合设备设置为影响牙齿调制光通量到该检测器的耦合。

图 8 说明一种包括检测器和检测器-耦合设备的牙齿成像系统，在该扫描束组件附近设置该检测器，该检测器-耦合设备包括在该牙齿远侧上的反射器或散射器，由此将牙齿调制光通量引导至该检测器。

图 9 是用于获得牙齿的红外图像的包括光纤扫描仪的系统的示意图。

图 10 是用于获得牙齿的红外图像的包括微机电系统 (MEMS) 扫描仪的系统的示意图。

图 11 是牙齿成像系统的示意图，该牙齿成像系统使用共有扫描仪以进行牙齿探测和基于该探测的可视图像的显示。

图 12 是牙齿成像系统的示意图，该牙齿成像系统产生与扫描红外探测束相关联的图像信息和利用相机获得的可视图像。

图 13 是另一种示例性的牙齿成像系统的示意图。

#### 具体实施方式

在此使用的单数形式“个”和“该”包含复数形式，除非上下文清楚地另外指出。此外，术语“包含”表示“包括”。另外，术语“耦合”表示以电、电磁或光学方式连接或联合，并且不排除在所耦合的项之间存在中间部件。

所述的系统、装置和方法不应当解释为任何形式的限制。相反，本发明的公开致力于各种公开的实施例单独的全部新颖的和非显而易见的特征和方面及彼此的不同组合以及次组合 (sub-combination)。本发明的系统、方法和装置并不限于任何特定方面、特征或其结合，本发明的系统、方法和装置也不需要呈现任何一个或多个特定的优点或解决问题。

尽管为了便于说明，以特定的顺序说明了本发明方法中的一些操作，但是应当理解这种说明方式包含了重新排序，除非下文中使用具体语言明确阐述需要特定顺序。例如，顺序描述的操作可以在某些情况下重新排序或者同时执行。而且，为简单起见，附图没有示出本发

明的系统、方法和装置能够和其它系统、方法和装置联合使用的不同方式。

光学扫描仪通常接收光学照明通量并提供在目标表面上扫描的探询束。通常，该探询束被准直、聚焦或其它配置，以便所照亮的“点”能够在目标表面上或贯穿目标体积进行扫描。如下所述，在典型的例子中，选择该光学探询束的波长或波长范围以使得光学探询束充分传送进入牙齿，以便该光束扫描穿过该牙齿体积的至少一部分。通过与牙齿的相互作用散开、传送或以另外方式调制的该光学探询束的部分可以称为被牙齿调制。在一些例子中，光学扫描仪接收准直束作为输入，并且不需要额外的光束成形（shaping），而在另一些例子中，该光学扫描仪包括处理输入的光学照明通量的透镜、镜或者其它光束成形元件，以便产生准直或聚焦束，或以其它方式提供在目标处的照点。例如激光器具为二极管激光器的空间相干光源比较适宜，但是例如发光二极管的其它光源也能够使用。利用检流计、旋转多面镜（polygonal mirror）、电光或声光材料或其它类型的扫描仪能够方便地实现光学扫描仪。在此所述的一些例子中，扫描基于振动光纤的空间位移或基于微机电系统（MEMS）。

尽管在便利的例子中，相对于牙齿扫描探询束，并利用固定的检测器来检测牙齿调制辐射，而在另外的例子中，对牙齿进行固定的照明，并相对于该牙齿扫描有效检测区域。典型地，基于扫描的探询束而不是基于扫描的检测的系统提供较高的信噪比。

在本发明的例子中，能够获得与一个牙齿、一个牙齿的一部分或者超过一个牙齿的一部分或全部相关联的图像或图片信息。这里为了方便起见，术语“牙齿”表示一个或多个牙齿的一个部分或多个部分。

在一些实施方式中，光学扫描仪提供遍历（traverse）二维光栅的扫描点。例如，能够水平地跨靶周期性地扫描点，但是该扫描点在每

个水平扫描之间稍微垂直移位。这样的光栅扫描能够很便利，但是在另外一些例子中，该光学扫描仪提供遍历一系列圆弧、螺旋线或一系列里萨如（Lissajous）图形或其它图形的扫描点。典型地，该光学扫描仪接收或产生与该扫描点的位置相关联的一个或多个扫描信号。由此，基于这样的扫描信号，能够处理作为时间函数的在检测器（或多个检测器）处接收的牙齿调制光学通量的部分，以获得作为在靶上、靶中或靶处的位置的函数的接收的光通量。作为位置函数的接收到的光通量大小在此被称为图像或图像信号或图像信息，并且能够设为时变的电信号或者设为计算机可读数据文件，该计算机可读数据文件采用例如标签图像文件格式（TIFF）、位图的格式，或基于例如 JPEG 或其他标准，或利用其他数据文件格式。也能够将其设为可见图像。

在典型的应用中，对环境照明的控制可能不便、困难或者行不通。例如，通过照明病人的嘴并提供充足的室内照明能够有助于检查一个或多个牙齿所需的光学系统的布置。利用滤光片能够减少、消除或另外抑制与一个或多个牙齿的探测无关的这样的照明或其他照明，以便仅仅使得与探测束相关联的波长充分到达检测系统。这样的滤光片能够是窄带薄膜滤光片、有色（吸收）滤光片或者偏振滤光器。在一些例子中，该探测光束被偏振，并且设置偏光器，以便优选地（preferentially）将被一个或多个牙齿散射的探测束的部分传送到检测器，同时衰减直接（未散射）的探测束。典型地，该探测光束被线性或圆形偏振，并设置偏振器，以便基本向检测器传输正交线偏振或者圆偏振。

在另外的例子中，通过使用例如液晶或光电调制器的光学调制器对探测束进行调制，或者调制对于 LED 或激光二极管的电驱动信号，能够补偿或减少环境照明或其他不想要的照明、或与受检牙齿牙齿特性不对应的电信号的影响。在一些例子中，这样的调制在足够高的频率上，以便每个扫描点位置与至少一个调制周期相关联，该足够高的频率大于用扫描束在牙齿上的速率除以该扫描束的宽度所得的值。

在此使用例如辐射、照明、光通量等术语，用于标识入射到牙齿上或从牙齿接收的电磁辐射。这样的电磁辐射能够在狭窄频率范围内（典型为激光），或者在相对宽的频带中。在下面所述的示例性系统中，使用在大约 1250nm 和 1600nm 之间的波长。但是也可以使用适宜穿透牙齿的其他波长。在一些例子中，中央波长适于示出光源光谱，而对于一些光源来说，需要中央波长和一个或多个光谱带宽的测量。选择这些和其他的光源以及波长范围，以便探询光通量能够显示牙齿的内部特征。

在 Waldmann 等人的公开的 PCT 专利申请 WO94/20011 “Dental Diagnostic Instrument”、Fried 和 Jones 的公开的 PCT 专利申请 WO2005/013843 “Near-infrared Transillumination for the Imaging of Early Dental Decay”、以及 Seibel 和 Furness 的美国专利 US6294775 “Miniature Image Acquisition System Using a Scanned Resonant Waveguide” 中说明了包含近红外透视成像的牙齿诊断装置、方法和谐振波导的某些细节，以上专利申请和专利均在此并入作为参考。

具有充分大于可见光的波长，例如 1310 纳米的波长，的红外光，具有优于 X 射线和可见光的优点。红外光能够以高对比度显示邻间损伤，或以臼齿的俯视图（vertical view）显示咬合面损伤的形状和范围，而无需暴露于有害的 X 射线电离辐射。例如，参见 OPTICS EXPRESS 11: 2259（2003 年 9 月）中 Jones 等人的“Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay”，在 Proc. Of SPIE 5313 卷（2004 年）中由 Rechmann 等人编的 Lasers in Dentistry X 中 Graham 等人的“Transillumination of Interproximal Caries Lesions with 830-nm Light”，以及 OPTICS EXPRESS 13:573（2005 年 1 月）中 Buhler 等人的“Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm”。

红外光还能够显示在牙齿中的裂缝。红外光有效是因为光散射作为增加的波长的函数而迅速下降，所以在较长的波长下，牙釉质就变得几乎象玻璃一样接近透明。即使在较长的波长下，处于牙齿中央的牙质仍然保持较高的散射，但是健康的牙釉质的透明度足以使红外光非常有用。存在一定的吸收，其仅仅减小强度而不会象散射那样导致模糊。牙釉质的脱矿质区域散射和/或吸收该光束之外的光，因此和未变化的牙釉质相比它们在直线上传送较少光，而不是象 X 射线那样传送较多。和 X 射线相比，很小的脱矿质损伤能够在所传送的红外强度上产生较大变化率（fractional change），即，对比度能够明显提高。已经通过用 1310nm 的光源在一侧上照明牙齿并使用透镜将该牙齿从另一侧成像到红外检测器阵列上对此进行了测试，其中，红外检测器阵列将红外光学图像转换为电信号，该电信号能够被数字化并传输到计算机中以供图像显示和/或存储。虽然 1310nm 是一个容易获得的波长，也能够使用具有在大约 800nm 和 1800nm 之间的波长的红外光。

尽管基于相机的红外技术具有优异诊断价值，但是长波长光所需的红外检测器阵列非常昂贵的事实限制了这些技术的应用和商业潜力。用于摄像机和数字相机的硅基 CMOS 和 CCD 阵列检测器不贵，但是当波长增加超过大约 1000nm 或 1100nm 后，这些器件的灵敏度随着波长的增加迅速下降。对于例如 1310nm 或 1550nm 的波长，就需要 InGaAs 或另一种特定材料，而制造该阵列的生产成本很高。本发明说明了示例性的用于获取电子图像的方法和基于不同方法的装置，这些方法和装置不需要在红外光中生成牙齿光学图像，也不需要阵列检测。本发明的方法和装置能够以非常低的成本使用，并且还具有其他的优点。

在此所述的例子中，使用位置分辨（position-resolved）（“扫描”）照明和低分辨（less-discriminate）或漫射检测，来取代在基于相机的系统中使用的位置分辨检测和低分辨或漫射照明。在示例性例子中，设有单个的光检测器，并且光束以覆盖关注的区域、体积或其他区域的

方式迅速在牙齿上扫描。该检测器接收直接地或经漫射、散射或其它过程而经过牙齿的光，并基于所接收的光产生作为时间函数的电信号。因为已知在牙齿上的扫描束的位置也是时间的函数（典型地基于施加到光学扫描仪的扫描电压或从光学扫描仪接收的其他信号），我们能够在这两组信号组合以产生作为束位置的函数的检测器信号的表示。该信息能够呈现为图像。在这方面，能够将该光电检测器信号转换为与其是否或如何实际显示无关的“图像信息”。对于从光源穿过牙齿更有效耦合到光电检测器的束位置来说，光电检测器信号将为高，而对于当该信号耦合较弱的束位置来说，该信号为低；为了产生二维的显示，我们能够将不同的明暗度分配给不同的信号等级，正如如果以光源代替该光电检测器以及利用使用透镜在阵列检测器上产生光学图像的长波长电子相机来代替该扫描束组件时我们将看到的那样。

有时将在表面上扫描光点的设备称为“飞点扫描仪”。如在此所述，所扫描的是束而不是点，因为束穿入牙齿的体积内，而不是落在单个表面上从而产生点。在束中光学功率的不同分数被其穿过的牙齿的不同部分散射或以另外方式阻挡，并经过能够相当复杂的不同路径到达该光检测器。但是，所得图像中的每一个位置（location）都受到牙齿的光学特性的调制，而牙齿的光学特征则通过相应的束位置采样得到，并且这些光学特性都是受到牙齿中局部异常的影响，以便所得图像给出该异常的有用空间指示。这样的异常能够和光散射、吸收、双折射或其他的光学特性相关联。当该扫描束组件将光垂直投射到牙齿的咬合表面中时，光穿透牙釉质并进入牙质中，在那里光被散射并使牙质发光。即使没有来自扫描束的光直接到达牙齿侧部的光电检测器，该光电检测器能够检测这种放光。当该束与脱矿质的牙釉质的一部分相交（intercept）时，这种发光将变弱，并且该信息能够用于显示所产生图像的相应部分（section）中的较暗区域。

对于该扫描束的一些位置和方向，光将穿过该牙齿而不遭遇任何散射大部分光的东西。例如，假设光在边缘附近水平地穿过牙齿，以

便光只在牙釉质中而不在牙质中。当该束在没有邻间脱矿质的区域中，该束将很少散射离开。这种情况下，将该检测器放置在牙齿远离光源的一侧是有效的；或者，如果将该检测器放置在别处，具有一些附加的光耦合设备以将由该牙齿形成的光的至少一部分耦合到该检测器是有效的。对这样的光束位置，该检测器信号为高，但是当该光束与脱矿质区域相交时，由于从光束散射出光，该检测器信号将减小。但是，可选择的，我们能够将该检测器放置在一些其他位置，使得检测器主要看到从光束散射出来的光而不是直接透射的光。例如，该检测器能够从顶部俯视牙齿，或者能够从某些角度查看该牙质。对于一些备选方案，我们希望当该光束没有与脱矿质区域相交时该信号较低，并且当光束与脱矿质区域相交时该信号较高。有许多方法来部署并将光耦合到检测器中，以便当该光束与具有改变的散射或吸收的牙齿区域相交时会有信号的对比，以生成有用的图像。

已经论述了扫描方法的重大成本优势，并且已经注意到成本是常规基于相机的方法的严重劣势。在和这样的常规方法的对比中，在此公开的扫描方法证明，高成本不是利用长波长光从牙齿得到图像的总构思中所固有的。本发明的方法给常规方法提供了实用的成本效益较高的其他选择。本发明的方法的其他优点还包括：消除或减少图像中明亮区域的饱和或斩波（clipping）；消除或减少明亮信号的突然激增（blooming）或泄漏进入附近的图像减光（dimmer）区域中；当使用激光作为光源时消除或减少散斑（speckle）；扫描设备可能具有小尺寸；使用光源调制以除去杂散光的性能；同时使用多个检测器的便捷；和改变分辨率的便捷。下面将说明展示这些和其他优点的示例性系统。

由于当从其他像素读取信号时，用于每个独立检测器或像素的光电流必须被积分（integrated）并存储在电容器中（没有这样的积分（integration），信噪比将很差），所以商业化检测器阵列通常具有受限的动态范围。由于该阵列电路限制电容器上的电压或电荷，因此这造成了对能够测量多亮的光的限制。如果太亮，则该电容器仅仅被充

电到其饱和值，而无法测量真实的光功率水平。但是对于在本发明的一些例子中所使用的单个检测器来说，不需要存储电荷，并且该检测器和与之相关联的电路能够允许最亮可检测信号与能够与噪声中区分的最弱信号的非常大的比率。通过使用例如对数放大器的非线性电路能够提高该范围，对于对数放大器来说输出电压与检测器光电流的对数成比例。为了使牙齿中的对比特征在图像中的所有部分中都能看到而不管信号的宽动态范围，随后的信号处理能够将信号减少成较小动态范围以供显示，或者能够应用伪彩色映射（mapping）或依赖于本地信号（local signal）的位置决定的映射。

商业化检测器阵列经常显示出“突然激增”现象，在此现象中，向一个像素施加明亮或过饱和的光水平将造成信号泄漏进入邻近像素中，使得得到图像表现出扩展超过其实际边界的亮点，使附近的图像减光部分模糊。通过本发明的方法能够避免这种现象，因为很容易使与该检测器相关联的电路不饱和，或者即使其饱和也会非常迅速地恢复，以便即时对应的位置非常接近也能够使得在一瞬时的信号（对应于牙齿上的一个位置）独立于或基本独立于在另一瞬时的信号（对应于另一个位置）。由此，与使用阵列检测器件通常能做到的相比，可以在亮度值的更宽范围上快速测量。这减少了对例如交叉偏振器等器件的需要，这种器件在使用相机或阵列检测器的系统中被使用以消除来自光源的直接光线。尽管具有取消用于防止突然激增的偏振器的优点，但是本发明的方法和装置也能够使用偏振器用于对比度增强。

使用二极管激光器用于光源是方便的，一部分原因是由于该光源已经被开发用于在感兴趣的波长范围中的电信通讯，并且在各种波长中很容易以低成本获得。但是如果将激光器用在常规方法中，在该阵列检测器的表面处将具有“散斑”或复杂的颗粒状多路径干涉图案，这给光学图像带来粗糙颗粒。为了避免这种情况，已经使用了一种超级发光二极管，它与二极管激光器相关，只是它在波长的宽范围上不连贯地（incoherently）发射。不幸的是，这种器件与激光器相比非

常昂贵，当中央波长值的范围较广时不容易获得。当使用本发明的方法时，即使光源是激光器，散斑也消失或得到大大的抑制。实际上，散斑图案存在于该检测器的平面中。但是不同于在阵列检测器设备中的单独的检测器，该检测器能够制得与散斑图案的颗粒大小相比较大。散斑图案将随着光束扫描而波动，给图像信息增加了噪声；但是不同区域或颗粒的波动会具有很少关联，因此如果检测器适度较大，由该检测器见到（seen）到的平均强度的波动率将很小。

商业化检测器阵列以及它们相关联的封装很大。相反，一些扫描设备能够做得非常小巧，因此它们不需要在人体工学和使用红外光形成牙齿图像的系统的其他设计方面做妥协。不是在此公开的所有系统和装置都必需很小，但是一些包括基于 MEMS 的镜和振动光纤的一些系统能够被做得非常小。

牙医诊所经常灯光明亮，因此杂散光能够进入光检测系统或设备，该光检测系统或设备是检测器阵列或者单个检测器。这是一个问题，不仅因为这可能使检测器饱和，还因为杂散光能够随时变化。例如，运动和阴影或以两倍于电力线频率的频率进行强度调制会导致变化，并且这能够影响图像。一种减少该方法的方法是在该检测器前面放置滤光器，该滤光器具有以所使用光源的红外波长为中央的较窄光谱带宽。这样的滤光器特别适于使用激光二极管或其他窄光谱宽度红外光源的系统。但是，如果我们通过调制光强度对光源编码，并在检测后对其电子或数字地解码或解调，也能够取消该滤光器。例如，我们能够调制该光源以产生在某个频率上的正弦波或方波调制，然后在来自该检测器的信号上进行锁定（lock-in）检测、窄带检测或相位敏感检测。可选地，我们能够在光源开启时测量该信号，并减去在光源关闭时获得的背景信号。如果调制频率相当高，远离存在于杂散光中的任何调制，这样的方案能够最为有效。典型地，杂散光调制主要在低于大约 1kHz 的频率上，并且该频率典型地小于电力线频率的低阶谐波，即小于大约  $n60$  Hz，其中  $n$  是小于大约 10 的整数。高频调制和检测对于检

测器阵列是困难或不可能的，但是在扫描方法中却容易实现。

两个或多个检测器能够同时接收来自同一扫描源的光线，并且这有几点好处。如果使用单个光源和检测器（不管是与基于相机的检测系统还是位置分辨照明（扫描）系统一同使用），从牙齿的一部分接收的牙齿调制光信号的大小或对比度可能足够，而从其他部分接收的信号大小或对比度会太低而不能获得希望的牙齿图像。对于基于相机或检测器阵列的系统，可以通过使用几个光源来减轻这个问题；但是不可能分离来自两个光源的同时信息。利用位置分辨照明，来自超过一个检测器的牙齿调制光信号能够采用随位置改变的方法来选择或组合，并为视场的任何部分产生优选的信号和/或对比度。这里“组合”不仅仅表示加权求和，还包括减法或利用在两个不同检测器上的信号之间的差的其他处理。能够将多个检测器静止地布置在一排牙齿附近，然后能够移动扫描光源，并且能够组合数据以产生这排牙齿中每个牙齿或部分牙齿的最佳图像。此外，还能够基于波长而不是仅仅基于位置来区分检测器，并且信号的组合（包括差值）能够提高牙齿损伤的对比度和分辨率。能够利用扫描光源同时发射两个不同波长或波长范围的光，并且不同的检测器能够利用滤光器来选择不同的波长带。

一些扫描设备（包括两轴 MEMS 镜和谐振光纤）能够几乎即时在具有低位置分辨率的快速扫描与具有较高位置分辨率的较慢扫描之间切换它们的位置分辨率。这样有一个潜在的好处，即操作者能够使用低分辨率快速探测牙齿，然后在保持扫描源静止的同时记录感兴趣区域的较慢但具有较高分辨率的图像。

#### 示例性检测方法和装置

如果扫描光束垂直地冲击在牙齿上，可以在牙齿的侧部附近使用很小的检测器，因为不管该光束瞄准哪里，来自发光牙质的一些光会到达该检测器。但是当光线水平地传播通过牙齿时，对于该光束的一些位置，光可能会径直穿过该相当透明的牙釉质，而甚至不会遇到牙

质或其他散射材料。这种情况下，以下方式是有用的：在该牙齿后面使用较大的检测器使得该检测器总能截取到该光束，或者在该牙齿和较小的检测器之间使用光耦合设备，使得不管该光线在何处离开牙齿，该较小检测器总能接收到一些经过该牙齿的光。为了降低成本，理想的可能是利用光耦合设备使得能够接收经过牙齿的光的较小检测器。此外，较小的检测器所减少的电容可能对于与该检测器相关联的电子放大器的性能有好处。该光耦合设备能够结合散射以将从该牙齿发出的光转向检测器，或者其可以结合镜面或其他反射，例如在光纤或一束这样的光纤或由于在表面附近的涂敷或折射率变化造成具有内部反射性表面的刚性光导中的全内反射。它还能够结合利用透镜或其它光学设备对从牙齿发出的光进行成像，从而在检测器上形成该牙齿的全部或部分的清晰或模糊的图像。实际上，可以使用透镜、弯曲反射面（curved reflector）或全息光学元件，在大大小于牙齿的检测器上产生缩小的图像。注意，所生成的该光学图像与利用系统产生的图像无关，而只是为了将来自牙齿的光功率耦合到该检测器。但是，除了将红外光耦合到检测器，这种光学结构还能够用于提供可见光图像。

如果使用小的检测器，该检测器仅仅能够接收来自牙齿的有限部分的光，则对于扫描光束的不同位置的信号将取决于该检测器的放置位置。因此，用于将整个牙齿相当均匀地耦合到该检测器的光耦合设备的使用能够使所获得的图像质量对于该光检测组件的确切位置不太敏感。但是作为选择，能够利用小检测器的位置敏感度来增强从系统取得的信息，例如能见度或对比度或关于异常的存在和特性的其他线索。能够通过将检测器移动到不同的位置，或者以该牙齿不同的视角同时使用多个检测器来产生这样的增强。如前面注意到的，在不同波长处或是在不同位置接收的信号的同时检测是本发明方法和装置的特别优点。用这样的方法，能够产生与该不同的波长或不同的检测器位置相关联的不同图像。在同一扫描操作期间获得的检测信号将趋于确保每个扫描区域产生来自至少一个检测器的有用信号水平。来自不同检测器的图像信息的几何形状将是相同的，因为该几何形状是由光

束在何处扫描所确定的。通过利用共有扫描图案基于不同的固定检测器同时地获得图像，而不是在移动的单个检测器上的依次的图像，能够根据需要将得到的图像进行叠加（overlay）或组合，而不存在能够与在不同时间获得多个图像相关联的不可预测的偏移。在多个检测器处的同时测量还能够减少测量时间。

### 示例性扫描方法和装置

扫描能够以多种方式实现。如果要扫描的对象是平坦表面，则光束能够具有很大的圆锥角并能够在该表面上聚焦为小点。该点小的程度决定了得到图像聚焦的锐度；向该扫描光束组件移动表面或从该扫描光束组件移开表面将放大或模糊在该表面上的点，降低空间分辨率。因为我们想要检测在三维牙齿内不同深度处的细节，所以使光束较窄比较好，这样其在牙齿内任何虚拟平面上的截面将非常小，而不管该平面是比较接近还是比较远离该扫描光束组件。一种形成扫描光束组件的方法是，在朝向第一镜的第一方向上投射光束，该镜在第二方向上朝向第二镜偏转该光束，该第二镜在第三方向上偏转光束。例如，利用检流计电机将两个镜绕适当的轴转动，将在两个方向扫描该光束方向。另一种方法是利用能够围绕两个不同的轴转动的单个镜来偏转该光束。这种类型的光束偏转能够用 MEMS 技术实现，并做到即便宜又紧凑。例如，参见 Jain 等人在 IEEE J. Selected Topics in Quantum Elect. 10:636-642 (2004 年 6 月) 中的“A Two-Axis Electrothermal Micromirror for Endoscopic Optical Coherence Tomography”，将其在此并入作为参考。另外一种扫描技术使用从光纤发出的光束，其中安装该光纤，以悬臂方式使光纤端部凸出超出底座（mount），使得光纤能够谐振。然后振动该底座，使得该光纤端部以二维图案谐振。这样的扫描技术既便宜又非常紧凑。例如，参见 Seibel 和 Furness 的美国专利 US6294775 “Miniature Image Acquisition System Using a Scanned Resonant Waveguide”，其在此并入作为参考。

另一种技术是使用能够开关的光源的二维阵列和用于将该阵列的

图像向该牙齿投射的透镜。利用每次离散地开启一个光源来实现由该组件所发射光束的扫描。另一种技术使用如在液晶显示器中那样的在光栅设备的二维阵列后面的漫射光源和用于将该阵列的图像向该牙齿投射的透镜。通过每次离散地打开一个光栅来实现扫描。另一种示例性技术使用光源或光栅设备的一维阵列（后面是漫射线性光源）和用于将该阵列的图像向该牙齿投射的透镜，除此以外还在路径上包括能够在与该阵列的线垂直的方向上扫描该图像的可旋转镜或其它设备。对于阵列设备，代替每次只打开一个像素，其还可以通过使用多个像素的不同图案来“扫描”，并且仍然产生图像信息。为了本发明的目的，扫描光束不仅包括移动单个的光束，还包括使用带有变化的狭窄结构细节的较宽光束。

在构成该扫描光束组件的不同的可能方法中，内部结构能够引起（entail）：大致从单个点发出并改变方向的光束，如同利用两轴基于MEMS的镜的情况；从变化的空间地点发出的光束，如同利用光源或光栅的阵列的情况；或者组合，如在悬臂光线端部中，在扫描时改变光束位置和方向。在所有这些方法中，为了产生在牙齿处的最终光束的空间扫描的适当范围，能够将光学元件（例如透镜）和/或空间隔离结合在该扫描光束组件中或与该扫描光束组件一起使用，以对初始产生的光束进行变换。根据本设计，在牙齿处的光束的方向可以在扫描该光束时变化或不变化。

可以将该光束聚焦到牙齿上的小点。为了最高的分辨率，该光束可以具有高数值孔径，即，该光束可以是具有大角度的会聚锥体以减少该光束最窄部分的衍射受限（diffraction-limited）尺寸；但是这将损害景深，将部分放在失焦（out of focus）的不同平面中。为了更大的景深，该光束可以具有更小的锥角，或者可以对其进行基本准直；但是准直或小的锥角通常会产生在光束最窄点上与从较大锥角和较短景深得到的宽度相比更宽的光束。可选择地，为了产生在牙齿的不同深度（level）处锐聚焦的不同图像，可以通过移动该扫描光束组件或改变

其内部部分来改变最锐焦距（distance of sharpest focus）。

当该光束在不和该光束垂直的牙齿表面上的点处进入该牙齿时，折射将造成光束弯曲。（相反，当进入倾斜的牙齿表面时 X 射线基本不弯曲。）这将扭曲在空间中特征的位置与得到图像中显示的该特征的位置之间的关系。这对于大多数诊断使用不是问题，但是为了精确的几何测量期望对其校正。如果知道牙齿的形状，能够利用数字图像的计算转换来实现校正，但是在测量之前进行光学校正是有利的。能够通过和牙齿接触地放置光学校正设备来进行校正。例如，这能够是顺应性（compliant）透明材料（例如柔性聚合体），或者包含折射率大致比得上牙釉质的液体或凝胶体的腔。在上述任一情况中，该扫描光束首先进入的远离牙齿的表面会具有已知的形状（例如平面，或者以来自该扫描光束组件所有光线从其发出的一点为中心的球面），以便或者不需要校正，或者能够对图像应用已知校正以使得其几何形状准确。

### 示例性系统实现

能够将扫描光束组件和检测组件附着到彼此作为单个探针组件的一部分，并用手布置在口中。扫描能够很快，并且能够快速或实时呈现可视图像，使得操作者能够布置设备以获得最佳图像。然后，操作者能够信令通知设备来记录图像。一组图像快速序列也能够作为电影（movie）被记录。如果在这样的序列期间该探针正在移动，不管该序列被实时观看还是随后作为记录的电影来观看，探针都将随视角变换而传输有关牙齿的有用三维信息。还能够通过对从不同角度观看该牙齿的静态图像的比较来获得这样的三维信息。对于这样的分析，在牙齿表面上或牙齿表面附近布置一个或多个标记或标志是很有用的，由此能够使用（多个）标记和该牙齿的内部特征的相对位移来确定这些特征的深度。如果使用光学校正设备，能够在该光学校正设备上提供这样的标记或标志。

在另外例子中，该扫描光束组件和检测组件在并不是严格附着（rigidly attached）的不同探针上，以允许操作者为了获得在得到图像中的最佳的对比度或其它特性而独立地改变扫描光束组件和检测组件的位置。可选的，为了获得最佳图像，能够将该扫描光束组件和该检测组件包含在单个组件中，同时在牙齿附近布置例如反射器或光散射器或光导管的分离的单独耦合设备，用于改变从该牙齿到该检测组件的光耦合。在一些例子中，该扫描光束组件和该检测组件基本上从同一方向耦合到牙齿，并且两种功能并入单个组件中，这样可以共享例如透镜的某些光学元件。在其它例子中，围绕包括多个牙齿的区域自动或手动地移动该扫描光束组件和/或该检测组件，生成影片或一系列图像；并使用计算机将该信息合并到该病人的一副牙齿的部分或全部的复合图像中。

由于吸收和其它光学特性取决于光的波长，能够从用不同的光的波长记录的图像之间的差别获得信息。光吸收材料能够被放入牙齿的多孔或有洞的区域以增加光学对比度，并使得在不同波长的光学特性不同。淡水具有这样的由波长决定的特性，并且与在健康牙釉质中相比，其在蛀蚀或脱矿质区域中已经表现为更高的浓度。其具有在接近1400纳米的波长区域的吸收峰，而另一个峰在2000纳米附近。参见例如在由Rechmann等人编的 Lasers in Dentistry VIII 中 Proc.SPIE 第4610卷第187—190页（2002年6月），Jones和Fried的“Attenuation of 1310-and 1550-nm laser light through sound dental enamel”。这些峰允许我们选择两个接近的波长，对于该波长，充水人造物的吸收值与健康牙釉质的吸收值相比有很大区别。我们能够在单个扫描光束组件中组合两个（或更多个）波长，并在交替的扫描之间或者在该视场的单个扫描期间非常快速地在这些波长之间切换。可选的，我们能够同时将两个（或更多个）波长投入（launch into）到该扫描组件中，并利用不同的检测器同时检测它们。如果在这两个波长上的通量在不同频率上进行调制，或者在相同频率不同相位上调制，或者以其它不同的方式调制，则我们能够使用单个检测器，通过以两种不同的方法同时解调

该检测器信号，来检测和区分它们。在基于相机的系统中，能够使用一个或多个光源在两个或更多个波长上照亮牙齿，使用固定的或顺序切换的滤光器、二色镜或其它波长选择性设备，利用一个相机顺序地或利用两个相机同时地获得在两个或更多个波长处的图像。

除了常规显示方法以外，还能够通过使用类似于在牙齿上扫描红外光束那样的光束扫描组件来显示图像，不同之处在于该光束扫描组件使用被调制的可见光源。能够与扫描同步地调制光源强度，以便将可视图像投射到扫描仪对准的表面上投射可视图像。该表面能够是反射性的和散射的（象平面白漆）并从该扫描仪同侧观看；或者该表面能够是透射性和散射的（象毛玻璃）并从相反侧观看。该显示扫描仪还能够是带有光学元件的头戴型，用于投影到除了视网膜没有屏幕的眼睛中。如果与红外扫描仪同时且同步地驱动这样的显示扫描仪，并且通过来自该红外检测器的信号获得的信号控制该可见光源的强度，则能够实现实时显示。因为它不需要快速数字化、计算和数字存储，所以能够很便宜。能够用纯模拟电路构成它。在这种情况下，用于将该检测器信号转换为图像信息的信号处理器包括该显示器系统。我们能够通过多路复用该红外光源和该调制可见光源，将红外扫描仪和可视显示扫描仪组合在单个扫描设备上，使得将可视图像直接投影到牙齿上或牙齿附近的屏幕上，由此向操作者准确显示牙齿人造物位于何处。对于这种特定的扫描显示方法，能够使用光谱过滤或光源编码和解码以确保检测器仅响应于红外光而不是可见光。对于任何这样的扫描显示方法，不管它投射在屏幕上、视网膜上还是牙齿上，通过调节该检测器信号所凭借用于控制显示光源强度的非线性函数的参数，能够手动或自动地调节对比度和能见度。这样的可调节非线性关系能够在模拟电路中便宜地实现。其还能够通过将检测器信号数字化并将其与操作者输入或数字图像分析结合以判定要向可见光源发送什么控制信号来实现。如果是数字化完成的，取代精确实时完成，将显示延迟一个或整数个帧是有利的，并允许计算时间。这能够允许对于每一个位置的处理基于整个图像或大区域，而不是瞬时信号。为了彩色显示

还能够将两个或更多个具有不同颜色的调制光源组合到显示扫描仪上，允许使用伪色彩以增强对比度。

在附图中说明了示例性配置。在图 1 中，牙齿 101 邻近扫描光束组件 102。从该扫描光束组件 102 发出的扫描光束显示在 103 和 104 两个位置。光束会聚到牙齿 101 内部的焦点。在任一特定位置上，光束中的一部分光可以穿过该牙齿到检测组件 105；光束中的一部分会被牙齿中的材料散射开或吸收，使得这部分光不到达检测组件；以及，一部分光会以利用不直的路径最终到达检测器组件 105 的方式来散射或多次散射。

图 2 说明扫描系统 202，该扫描系统 202 将几乎准直的扫描光束（示为扫描到两个示例性位置 203、204）引导到牙齿 201。如图 2 所示，这样的扫描光束具有相对不变的光束直径或其它光束截面面积，但是没有如图 1 中的光束那样锐（sharp）的焦点。然而，能够产生适当小的光束截面面积，该截面面积在牙齿 201 各处都大致相同。相反，图 1 的锥形光束在该牙齿的一些点上具有较大的截面。

图 3 说明引导扫描光束（在位置 303、304 上所示）垂直入射在牙齿 201 的咬合表面上的扫描系统 302。沿轴 306 设置检测组件 305，该轴 306 大致与轴 308 垂直，扫描光束沿着轴 308 入射到牙齿 301 上。其它的检测器位置也是可以的，以及检测器能够被设置为具有能够相对于扫描光束的入射方向成任何角度的轴。

图 4 说明包括将扫描光束（在示例性位置 403、404 上所示）引导到牙齿 401 的扫描系统 402 的牙齿成像系统。沿相对于扫描光束在牙齿 401 上的大致入射轴 410 成任意角度取向的相应轴 408、409 设置检测组件 405、406。如图 4 所示，能够同时使用两个或更多个检测器或检测组件。即使使用单个检测组件，也能够为该检测组件和扫描光束组件两者选择广泛多种取向。检测组件 406 被示出为接近扫描光束组

件 402，并且在未示出的一种极端情况中，检测组件能够被设置在扫描光束组件处或提供作为共有组件的一部分，使得能够接收相对于扫描光束的传播方向大致反向散射的被检测光通量。

图 5 说明包括将扫描光束（在示例性位置 503、504 处所示）引导到牙齿 501 的扫描光束组件 502 的扫描系统。由检测组件 505 接收牙齿调制光通量。如图 5 所示，在牙齿 501 和该扫描光束组件 502 之间放置光学校正设备 507。该光学校正设备包括通常与牙齿 501 的表面一致的出口表面 510，以及具有预定形状的入口表面 512。平坦的入口表面能够是便利的，而该入口表面 512 还能够具有球形、椭圆形、圆柱形或其它形状。在一些例子中，选择该入口表面 512 来聚焦或准直输入的扫描光束。尽管图 5 说明一条或多条输入光束沿直线轴传播到牙齿 501 的光学校正设备，但是在另一些例子中，该光学校正设备能够在入口表面处接收光束，然后在内部反射表面上朝向出口表面 510 反射该光束。优选地，该光学校正设备 507 由对于扫描光束基本透明且具有相比空气更接近牙齿的折射率的材料形成。不需要精确的折射率匹配。通常选择折射率以减少在牙齿表面处的反射和/或折射。能够由柔性聚合物或凝胶提供适形出口表面 510，而能够由例如玻璃或清澈塑料等刚性透明材料形成该光学校正的剩余部分。

参考图 6，扫描光束组件 602 被垂直地取向并设置为引导扫描光束（在示例性位置 603、604 上所示）穿过光学校正设备 612 到牙齿 601，其中该光学校正设备包括接触牙齿 601 的顺应性壁 608 和刚性透明窗 609，该窗 609 与牙齿 601 的表面以及壁 608 协同限定能够用例如水、凝胶、油、甘油或糖浆等填充的腔室 610。尽管为了清楚将该腔室显示得比较高，但是该壁 608 实质上能够较短，这样能够减小该腔室的容积。折射率匹配材料（例如折射率匹配液体或凝胶）能够通过所附管道注入该腔室中，并在记录图像之后通过类似管道排除，但是在图 6 中未示出这样的管道。可选的，能够提供凝胶填充的腔室并将其压紧靠牙齿，使得在选择的方向上将过量的凝胶挤到腔室外，使得过量

的凝胶不会干扰牙齿成像。腔室 610 的壁 608 不必需要紧密密封（并且在某些情况下，这样的壁是不必要的），因为能够利用流动和/或粘性或其它现象保持在窗 609 和牙齿 601 之间的流体。由此，在一些例子中，光学窗能够放在接触牙齿的凝胶或流体层上。

图 7 示出包括比较小的检测器 712 和设为使得将扫描光束从牙齿 701 引导或传导到检测器 702 的光耦合设备 711 的检测组件。检测器 712 和光耦合设备 711 的组合能够称为“检测组件”。可选的，检测器 712 能够称为“检测组件”，并且可以在分离的组件中提供光耦合设备 711。

光耦合设备 711 能够配置为使得将来自牙齿 701 的一个或多个所选区域的牙齿调制光通量的部分耦合到检测器 702。例如，能够在瞄准（targeted）牙齿区域上或该区域附近设置光导的椭圆形或矩形输入表面，使得将来自该瞄准区域的通量引导到检测器 702。该光导能够是逐渐变细的以在出口表面上具有圆形或其它的截面区域，以便于耦合到圆形或方形光敏区域。也能够使用其它的形状。还能够通过利用圆柱形透镜在牙齿 701 上成像检测器区域以选择牙齿 701 的椭圆形区域，从而选择牙齿的已调制光通量的部分。可选择地，能够使用球形透镜来成像牙齿表面，并且用包含对应于牙齿 701 的所选区域的孔的平板挡住该像的部分。

图 8 示出一种牙齿成像系统，包括将扫描光束（在示例性位置 803、804 上所示）引导到牙齿 801 的扫描光束系统 802。设置光耦合设备 813 用于将入射光通量引导到检测组件 806，该检测组件 806 设置在与扫描光束组件 806 相同的牙齿 801 一侧。该检测组件 806 被布置为使得其能够接收从牙齿 801 直接散射或反射的光，以及穿过牙齿 801 或被牙齿 801 散射并利用光耦合设备 813 引导到该检测组件 806 的光。该光耦合设备例如能够是诸如镜、二向色性反射器、全息反射器的反射器，或其它设备。能够将光耦合设备设为选择性地将与扫描光束相关联的

光引导到该检测组件 806，由此减少环境光对检测信号的影响。

图 9 是示例性牙齿成像系统的更完整的说明，该牙齿成像系统包括与光耦合设备 911 耦合以接收来自牙齿 901 的牙齿调制光通量的检测器 912。在该检测器 912 的前面设置光学带通滤波器 914，通过只选择以用于产生扫描光束的激光器 915 的波长为中心的窄波长区域以消除或减少大多数的杂散光。检测器 912、滤波器 914 和光耦合设备 911 组成光检测组件 929，尽管该光检测器组件 929 能够包括例如将检测器光电流转换成电压的放大器 924 的其他部件。能够单独地或者与该光检测组件结合地提供放大器 924 或其它信号处理装置。在常规设置中，组件 928 包括扫描光束组件，该扫描光束组件包括耦合到光纤 916 或其它光波导的近端的激光器 915（例如激光二极管）。该光纤 916 的远端 918 被紧固到二轴压电致动器 917 并以悬臂方式从该二轴压电致动器 917 中突出，按以下方式驱动该二轴压电致动器 917，使得该光纤端部 918 以预定的二维图案振荡。该光纤端部 918 利用透镜 919 被成像到牙齿 901 的区域上，或以窄光束 920 向牙齿 901 投射。通过透镜 919 能够放大该光纤的很小移动，使得由该光束在牙齿 901 上扫描的图案适当大以覆盖牙齿上或牙齿中的感兴趣的区域。分别利用来自数模转换器（DAC）922、923 的电压快速序列来驱动该压电设备 917 的两个轴。DAC 922、923 能够产生例如两个在所悬臂的光纤端部 918 的谐振频率上且相位相差 90 度的两个正弦波，这两个正弦波具有开始时小后来逐渐变大的振幅。这样的波形能够用于使光纤端部 919 以逐渐增大的振幅呈圆形振荡，即，该光纤端部以能够选择为密集覆盖圆形区域的螺旋形运动。扫描在牙齿 901 上的相应区域。如果谐振频率适当较高，例如 5 kHz，则能够在大约 0.1 秒或更短的时间内扫描适当的密集区域。

计算机 921 或其它控制设备能够设为向 DAC 提供合适的数字驱动值以产生所选择的扫描图案、扫描区域、扫描速率或其它扫描参数。能够使用桌面型、膝上型、掌上型或其它操作系统，并可以基于经由

点击设备、键盘或其它输入设备向例如图形用户界面提供的用户输入来选择扫描参数。计算机 921 还基于从检测器放大器 924 耦合来的检测信号从模数转换器 925 接收数字化数据。在该模数转换器 925 和计算机 921 之间示出了两条线，是因为该计算机 921 不仅接收数字信号，而且与发送到数模转换器 922、923 的信号同步地控制发生模数转换的时间。在这种方式中，对于检测器信号的每个测量知道该扫描光束 920 的位置，使得能够使用该数据构成图像。

还示出该计算机 921 附着到用户输入设备 926，该输入设备 926 设置为从操作者接收控制信息，该控制信息例如启动扫描、记录图像、存储在病人口中哪个牙齿上绘制图像的信息。合适的用户输入设备包括键盘、按钮、例如鼠标的点击设备、脚踏开关、耦合到语音识别软件的麦克风和/或其它设备。还能够耦合该计算机 921，以在病人数据库或在病人电子病历中直接存储任何牙齿图像，或经由局域网或者例如因特网的广域网传送图像以供远程存储或评估。典型地，该计算机 921 包括或者耦合到显示器 927，该显示器 927 设置为显示牙齿图像以及图像获取 (acquisition) 和控制参数、病人牙齿记录和其它数据。图 9 的系统仅仅是示例性的例子，也能够使用其它配置。

参考图 10，一种牙齿成像系统包括扫描光束组件 1028，该扫描光束组件 1028 包括耦合到相应光纤 1016a、1016b 的激光二极管 1015a、1015b。光纤耦合器 1030 将激光二极管 1015a、1015b 的光通量组合到输出光纤 1031 中。在一些例子中，这些光纤是单模光纤。该组合的光通量离开输出光纤 1031，并且透镜 1019 处理该组合的光通量以产生探测光束 1020，利用包括可转动镜 1032 的微机电 (MEMS) 扫描仪 1033 在牙齿 1001 的至少一部分上扫描该探测光束 1020。该 MEMS 扫描仪 1033 耦合到 DAC 1022、1023，这些 DAC 在计算机 1021 的控制下产生用于致动可转动镜 1032 的扫描信号。对于双波长操作，激光二极管 1015a、1015b 的发射波长不同。在一些例子中，能够选择激光二极管 1015a、1015b 中的一个，以通过调制其强度在牙齿上产生可视图象。

MEMS 扫描仪能够是便利的，但是也能够使用其它光学扫描仪。

可转动镜 1032 能够响应于来自 DAC 1022、1023 的电压序列绕两个轴转动。例如，对于 MEMS 扫描仪 1033 的两个轴来说，波形能够是在接近谐振频率的两倍频率处的两个方波，每一个方波在零伏和一些非零值之间振荡。对于一些 MEMS 设备，这样的波形会通过每当波形接近中央位置时向着镜的中央位置静电吸引该镜，来对振荡的镜提供动能。通过调节这两个方波的频率，能够使得反射光束 1020 按照由这两个频率的准确比率决定的重复频率和扫描线密度扫描重复的里萨如（Lissajous）图形。在另一些例子中，能够电热地启动 MEMS 扫描仪 1033。

光电检测器 1012a、1012b 分别耦合到放大器 1024a、1024b。能够为检测器 1012a、1012b 提供带通光学滤波器 1014a、1014b，使得能够同时（即在相同的扫描中）获得与这两个不同波长相关联的图像信号或图像数据，并能够削弱环境光通量。将放大器 1024a、1024b 的输出耦合到相应的模数转换器（ADC）1025a、1025b，这两个模数转换器向计算机 1021 提供数字化的检测信号，该计算机 1021 处理该数字化检测信号以提供基于扫描信号的图像信息。提供显示器 1027 以显示牙齿图像或病人数据，并且与一个或多个控制设备 1026 相结合提供用于图像获取的控制界面。显示器 1027 能够设置为显示基于来自该两个波长的信息的复合牙齿图像。能够并排显示两个单独的图像，或者例如通过使用在这两个图像之间的差异利用计算机 1021 来产生单个图像，以增强在该牙齿中异常特征的对比度。尽管图 10 是一个具体的实施例，但是它仅仅是一个例子，许多其它的配置也是可以的。

参考图 11，一种牙齿成像系统包括扫描组件 1128，该扫描组件 1128 包括耦合到相应的光纤 1116a、1116b 的不同波长的探测激光器 1115a 和可见显示激光器 1115b。光纤耦合器 1130 耦合到光纤 1116a、1116b 并组合来自激光器 1115a、1115b 的光通量的部分以在光纤 1131

中产生组合的光通量。激光器 1115a 提供能够穿透牙齿以示出内部结构的光通量，而激光器 1115b 产生可用于提供可视图像的可见光。

光纤 1131 的远端 1118 以悬臂方式从两轴压电致动器 1117 突出，按使得光纤端部 1118 以预定的二维图案振荡的方式，来驱动该压电致动器 1117。在由镜或其它反射器 1134 反射之后，光纤端部 1118 利用透镜 1119 在牙齿 1101 的区域上成像或以窄光束 1120 朝向牙齿 1101 投射。通过透镜 1119 能够放大该光纤端部 1118 的很小移动，使得利用光束在牙齿 1101 上扫描的图案适当大以覆盖牙齿 1101 上或牙齿 1101 中的感兴趣区域。利用来自在图中未示出的适当的扫描控制器的电压快速序列，来驱动压电设备 1117 的两个轴。对于包括谐振光纤和谐振 MEMS 镜的一些扫描设备，扫描线的驻留 (dwell) 时间和/或密度可能随光束的位置而变化，使得该显示器的一些区域比其它区域更亮。为了补偿这些，为了根据扫描光纤端部 1118 的位置来调制在该检测器 1112 和可见激光器 1115b 之间的电子增益，该扫描控制器能够向放大器 1124 或该放大器后面的倍增器级 (未示出) 发送信号。

镜 1134 设置为反射入射光通量中的一些部分并透射其他部分。镜 1134 能够是二色镜，该二色镜选择性地反射由激光器 1115a 提供的探测光通量，而透射由激光器 1115b 提供的显示光通量。在另一些例子中，能够使用没有波长敏感性的部分透射镜，或者可以使用全息或例如二色分光器的其它反射性光学元件。在其它一些例子中，镜 1134 能够基于偏振状态选择性地反射或透射辐射。典型地，选择镜 1134 以反射几乎全部来自探测激光器 1115a 的光，并透射几乎全部来自可见显示激光器 1115b 的光。

在穿过排除杂散室内光的滤光器 1114 之后，由检测器 1112 检测来自牙齿 1101 的牙齿调制光。利用耦合到可见显示激光器 1115b 的放大器 1124 来放大来自检测器 1112 的信号，由此调制该可见显示激光器 1115b 的强度。从光纤端部 1118 发出的可见光穿过镜 1134 并由镜

1135、1136 反射，并利用透镜 1119 聚焦在屏幕 1137 上，该屏幕 1137 对于设备的操作者可见。在图 11 的例子中，在屏幕 1137 上形成直立图像。如果屏幕 1137 由毛玻璃或其它半透明散射材料制成，可以利用透射光观看此像。因为检测器 1112 和放大器 1124 快速响应于瞬时的牙齿调制光，而激光器 1115b 的强度快速响应于来自该放大器 1124 的电压，所以在屏幕 1137 上的可见光点在其当前位置的瞬时亮度取决于与在其当前位置上的探询光点相关联的瞬时的牙齿调制光通量。这两个几何位置几乎精确地相对应，因为它们都是由光纤端部 1118 的当前位置决定，因此，如果扫描足够快，屏幕 1137 将显示牙齿 1101 的图像。放大器 1124 可以具有可调节的非线性响应，以允许增强图像中某些特征的对比度。可以实现很多其他光学结构，这些其他光学结构用与探询用扫描仪相同的扫描仪实现产生可见图像的共同原理。

图 12 示出一种扫描系统 1202，该扫描系统 1202 沿轴 1207 将扫描光束（示出为扫描到示例性位置 1203、1204）引导到牙齿 1201。二色镜 1210 让扫描探询光束的长波长光通过，而反射较短波长的可见光。在轴 1209 上设置可见光相机组件 1208，并且该可见光相机组件 1208 能够包括例如硅阵列检测器，以便产生牙齿的图像。能够布置该二色镜 1210 使得轴 1209 有效地对准轴 1207。由此，从沿着该探询光束入射到该牙齿 1201 的方向观看，相机组件 1208 能够产生牙齿 1201 的可见光图像。相机组件 1208 能够包括短波长光源，该短波长光源产生由镜 1210 反射以照明牙齿 1201 的短波照明通量。利用这样的配置，来自长波长检测组件 1205（可以包括用于排除短波长照明或其它光的滤光器）的信号能够用于以透射和散射的红外光产生该牙齿的图像，而该相机组件 1208 可以同时从相同的角度以反射的可见光来产生牙齿 1201 的图像。能够调节该相机组件 1208 和该扫描系统 1202 的位置，并且能够调节放大倍率（光学或数字的），以便几何地配准这两个图像。能够通过保持该配准的共有刚性底座，来固定该相机组件 1208 和扫描系统 1202。在本例中，利用相机组件 1208 产生该牙齿的可见光图像或该图像的一部分。在另一些例子中，该相机组件可以设为在从

400nm 到大约 2000nm 的其它波长范围中产生该牙齿的图像。

图 13 示出一种扫描系统 1302，该扫描系统 1302 将扫描探测光束（示出为扫描到两个示例性位置 1303、1304 上）引导到牙齿 1301 的咬合表面。和图 10 与图 11 的系统一样，该探测光束能够包括两种不同波长的光，不同之处在于，一种波长是红外（长波长），还有另一种是可见光（短波长）。检测器组件 1305 设置为检测从牙齿侧部发出的长波长红外光，并且能够包括用于排除短波长光的滤光器。由该检测器组件 1305 产生的信号能够用于以透射和散射的红外光产生该牙齿的图像。检测器组件 1306 能够被设置在扫描系统 1302 附近，并被选择为检测从该牙齿 1301 反射的短波长（可见光），以及能够包括用于排除长波长光的滤光器。作为选择，如果探测光束的红外光具有足够长的波长，则该检测组件 1306 中的检测器能够简单地由例如对长波长光相对不敏感的硅材料构成。当允许与探测光束的可见光部分相关联的波长到达检测器时，能够便利地提供滤光器以排除环境短波长光。由检测器组件 1306 检测的扫描的可见光的部分能够用于以反射的可见光产生牙齿 1301 的图像。由于探测光束的长波长和短波长分量来自相同的扫描仪，因此不用特别的对准，这两个图像将自动地几何配准。如果该牙齿 1301 的顶部表面具有例如在白齿的裂缝中常见的污渍图案，该反射的可见图像通常将该污渍显示为黑色区域，如果波长适当地长，例如 1310 nm，则红外图像通常将不显示该污渍，因为正常污渍对于该光是不可见的。而是，红外图像能够显示牙齿的脱矿质区域。这很有用，因为这两种图像的组合将显示该脱矿质相对于该污渍的位置。

图 13 还示出了定义开口 1313 的遮光板 1312。在图 13 的例子中，该开口是水平（即垂直于图纸）延伸的狭缝。该遮光板 1312 是由被开口 1313（例如水平狭缝）穿透的不透光材料制成，并且该遮光板设置为禁止该检测器 1305 接收除了从对应于该开口 1313 的水平条纹(strip)中离开牙齿 1301 的光通量之外的光通量。该系统产生的图像将类似于

当用红外光照明沿牙齿侧部的水平条纹的同时用从该牙齿顶部观测的相机或阵列产生的图像。已经发现这样的配置常常产生比照明该牙齿整个侧部更好的图像。为了本发明的目的，该带有开口 1313 的遮光板 1312 包括光耦合设备，即使该光耦合设备通过光通量的限制而非添加来控制耦合光。与仅仅使用狭缝相比，通过仍然限制空间耦合到牙齿侧部的条纹的同时，通过捕获其它情况下会错过检测器的高角光线，能够使用包括反射或折射（例如光导管或透镜）的更精密设计以将更多的光耦合到检测器。

在一些示例系统中，能够提供第二光学扫描系统（显示光学扫描系统）以形成与牙齿调制光通量相关联的图像。能够很方便在被探查的一个或多个牙齿附近设置的图像表面上形成这样的图像，使得当牙医查看基于红外扫描数据的扫描图像的同时，能够连续的检查这一个或多个牙齿。该显示光学扫描仪能够使用一个或多个可见显示光束（例如，可以用独特的颜色来显示一个或多个多波长扫描中的每个波长；或者能够使用波长的组合产生伪彩色，该伪彩色突出示出可能在灰度显示中太不明显的变化）。此外，还能够调制该可见显示光束以基于当前牙齿扫描或基于来自一个或多个在先扫描的图像信息来产生所显示的图像。该显示光学系统能够使用与用于扫描探询光束的扫描系统相同的扫描系统，使得该显示的图像能够被很容易设置为与该牙齿的相应特征对准。通过这样的系统，就不需要外部成像设备和处理器（包括计算机），并且这样的系统能够特别紧凑和廉价。这样的系统还能够表现出低功耗，并且适于在远场地点以及精密的牙科诊所中使用。

上述的示例性牙齿成像系统基于扫描具有穿透牙齿的波长的光学探询光束，由此能够获得牙齿内部的图像信息或图像。但是，在一些应用中，能够使用红外相机，并且牙齿的一部分直接成像。在直接成像系统中，能够设置上述的光学校正系统，由此减少与牙齿和空气之间的折射率差相关联的图像伪影（artifacts）。利用光学校正设备提供的局部折射率匹配意图减小表面不规则的影响，并允许牙齿的内部特

征以较高的精度成像。例如，通过用两种不同波长的光源照亮牙齿并获得相应的图像，或者用较宽频谱光源照明并使用一个或多个滤光器来选择用于成像的波长范围，也能够在不同波长上获得基于相机的图像。还能够通过移动相机或使用镜以获得牙齿的不同视图，从而从不同位置获得基于相机的图像。

设置为向或从牙齿引导或耦合光通量的光耦合设备通常被设置在对象口中的牙齿上或牙齿附近。因此，一次性光耦合设备是便利的。以这种方法，不需要对这样设备的杀菌或其它清洁操作。在扫描设备中引导或聚焦输入光束的光学设备，或者将光线引导或聚焦到相机设备的光学设备，也能够用作一次性光耦合设备。在对象口中的牙齿上或牙齿附近设置的且附着到包括扫描仪或相机的组件上的设备，能够用作将该扫描仪或相机与该牙齿保持合适距离的隔离器（spacer）和/或正如对良好聚焦或其它需要的期望，该设备能够用作稳固该扫描仪或相机，并且这样的设备也能够是一次性的。通过全部或部分覆盖扫描仪组件和/或检测器组件使得其不接触口腔以保持清洁的设备能够是一次性的。在基于相机的系统中，通过全部或部分覆盖相机组件和/或光源组件使得其不接触口腔以保持清洁的设备能够是一次性的。能够将光耦合、引导、聚焦、保持距离、定位、稳固和清洁保护功能的任意结合能够结合在单个设备中，且这样的设备也能够是一次性的。

考虑到可以应用本发明技术原理的许多可能的实施方式，应当认识到这里说明的实施方式仅仅是优选的例子，而不应当作为对该技术范围的限制。本人要求由所附权利要求书包括的全部保护范围。

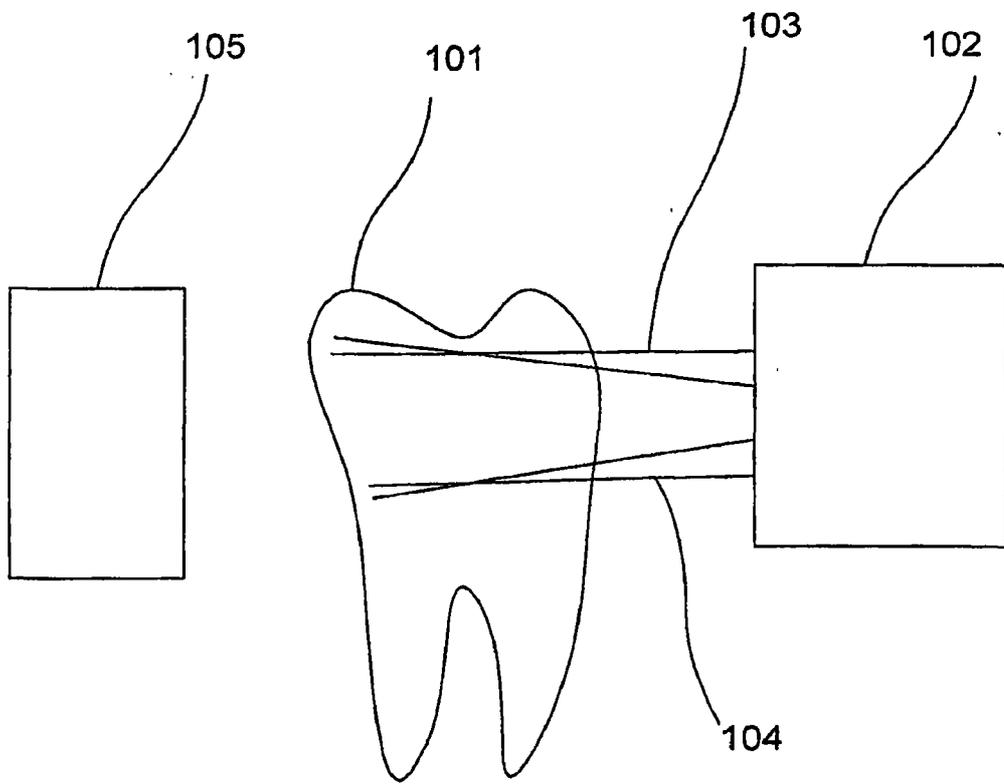


图1

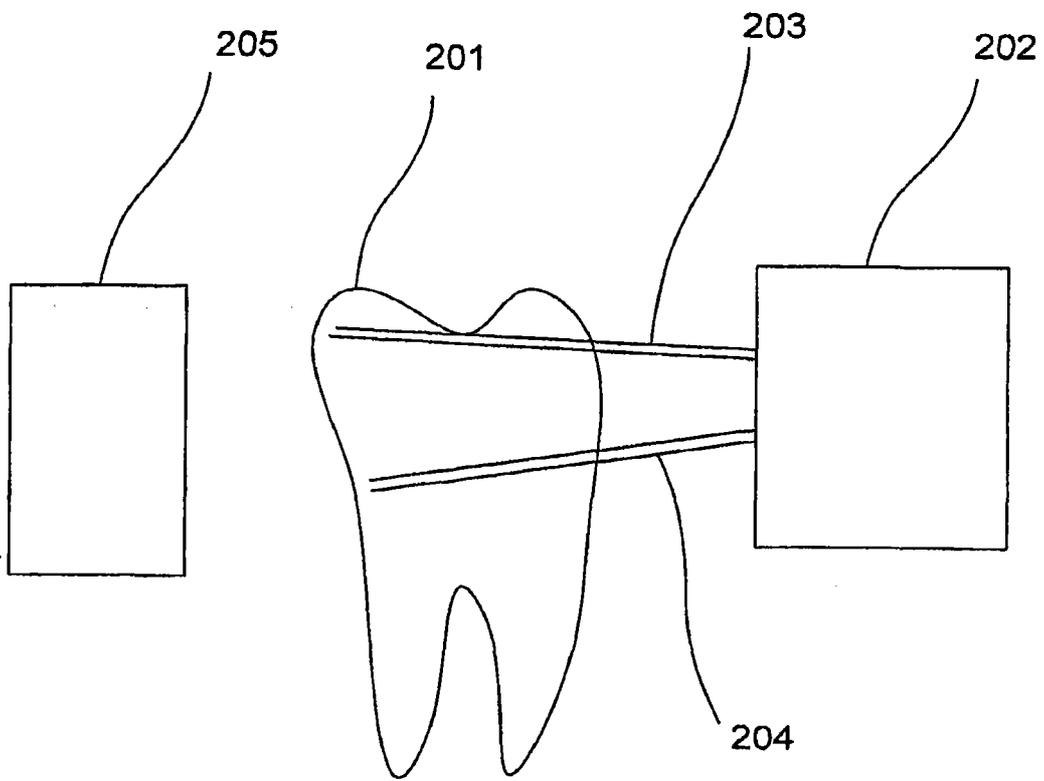


图2

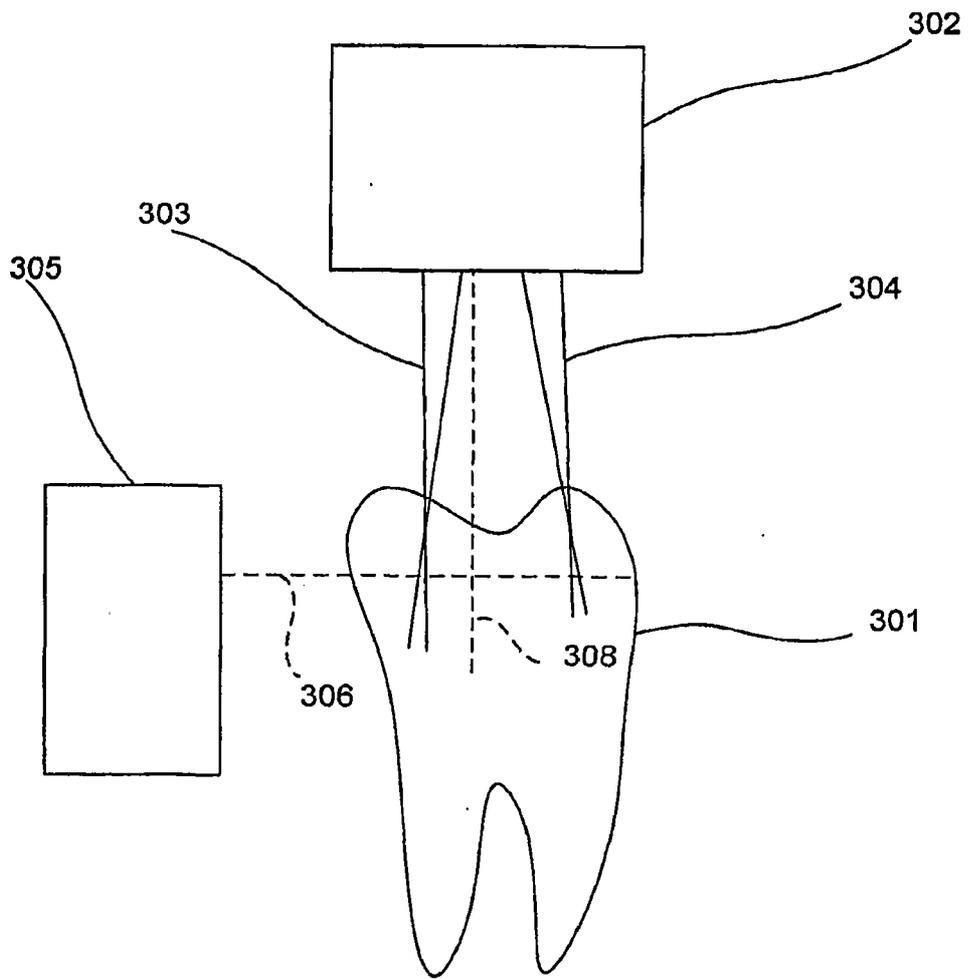


图3

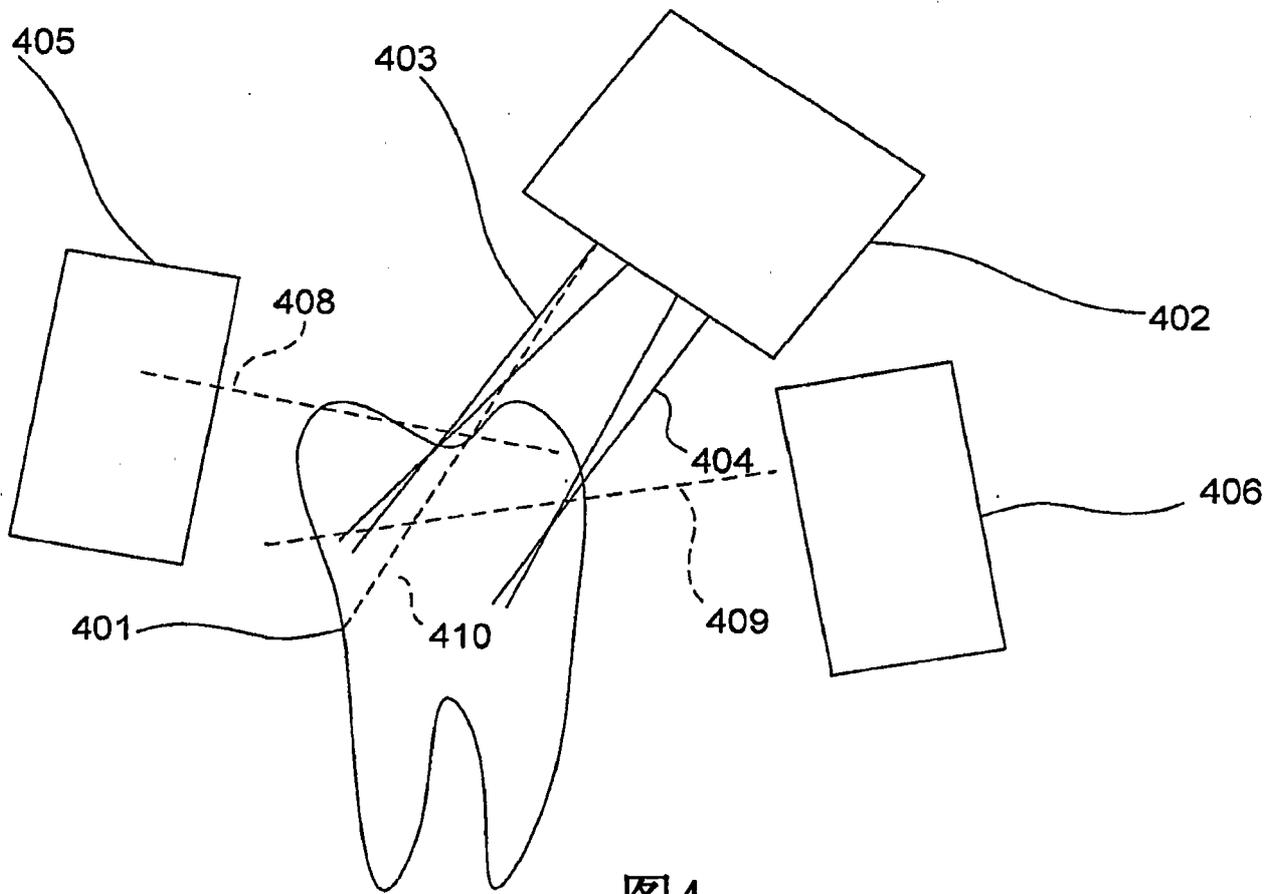


图4

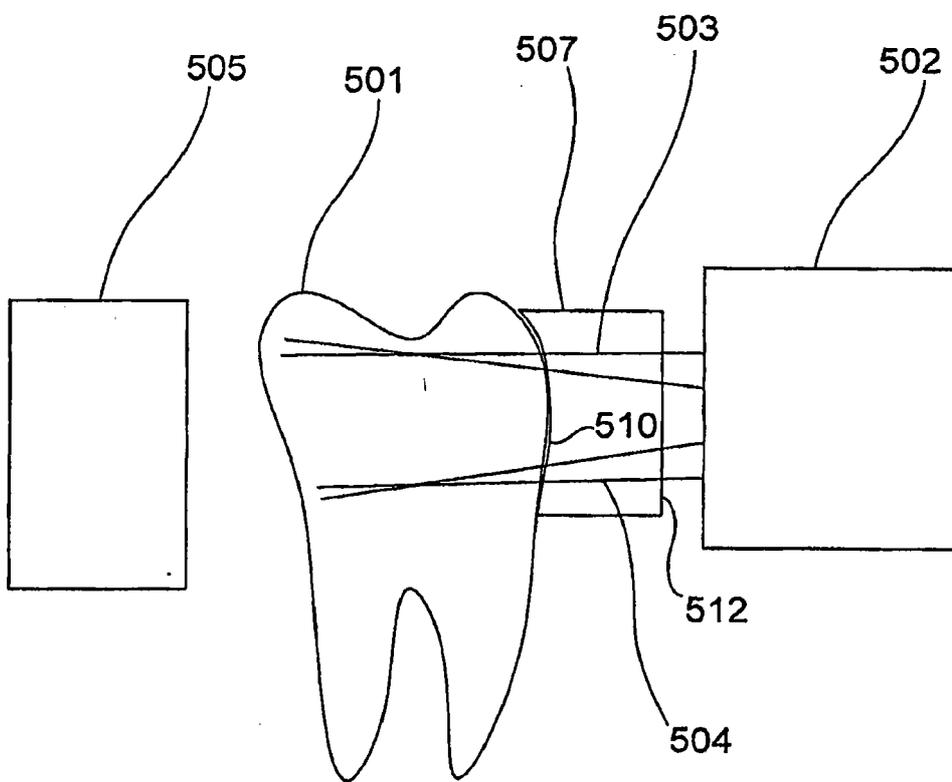


图5

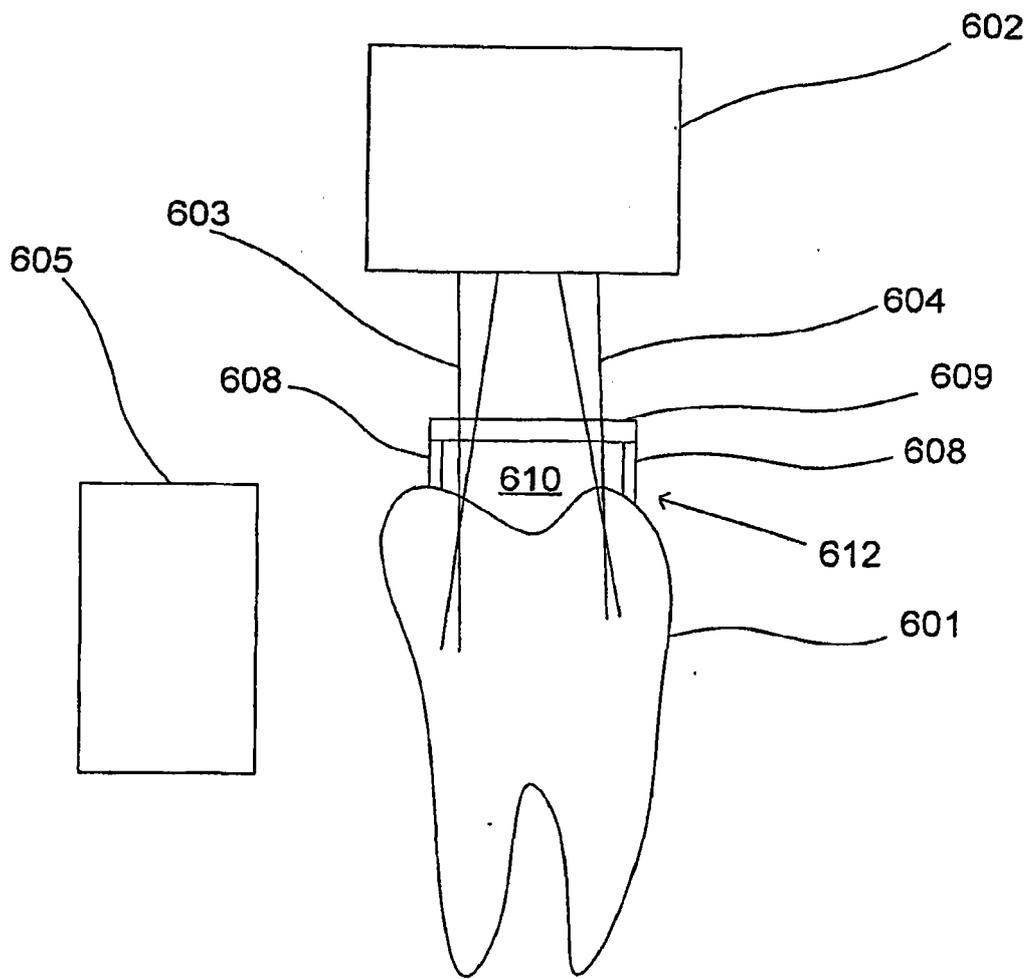


图6

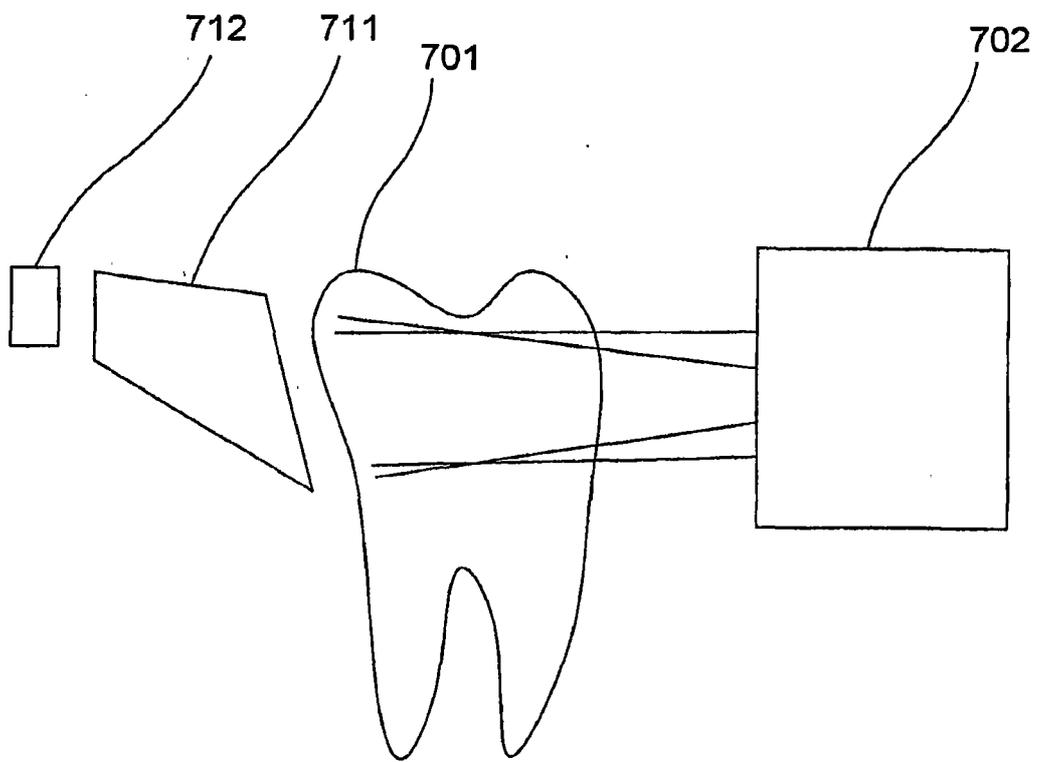


图7

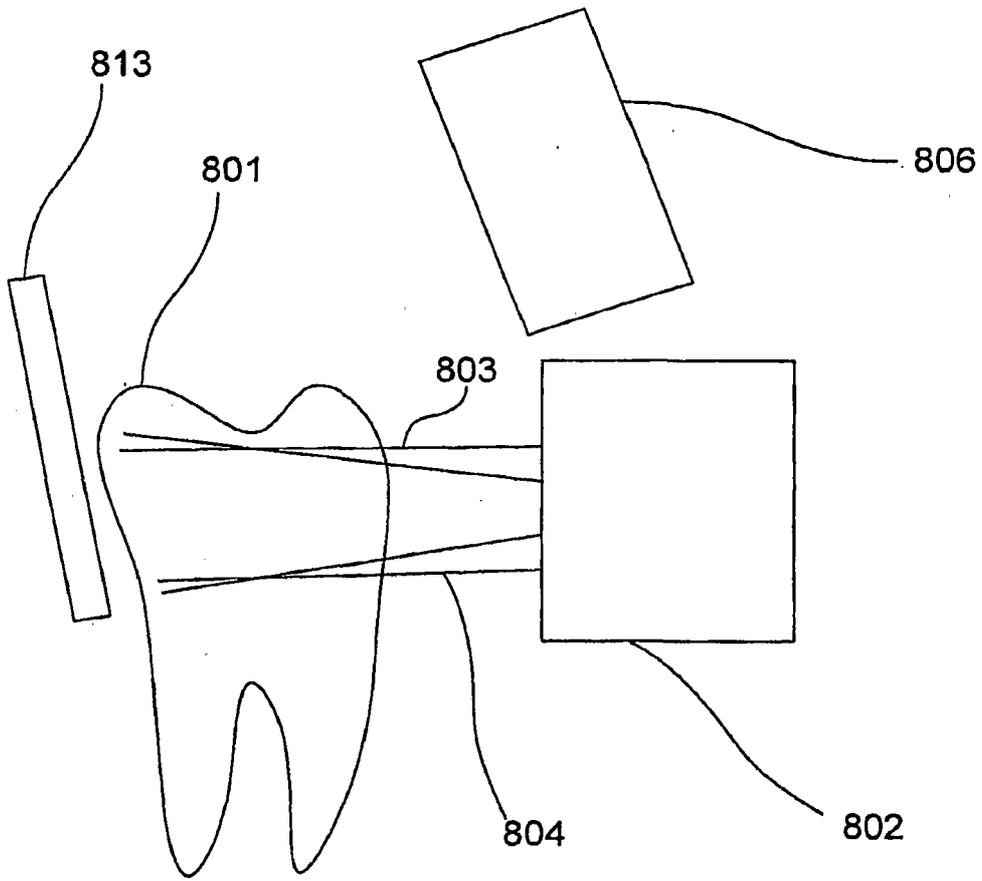


图8

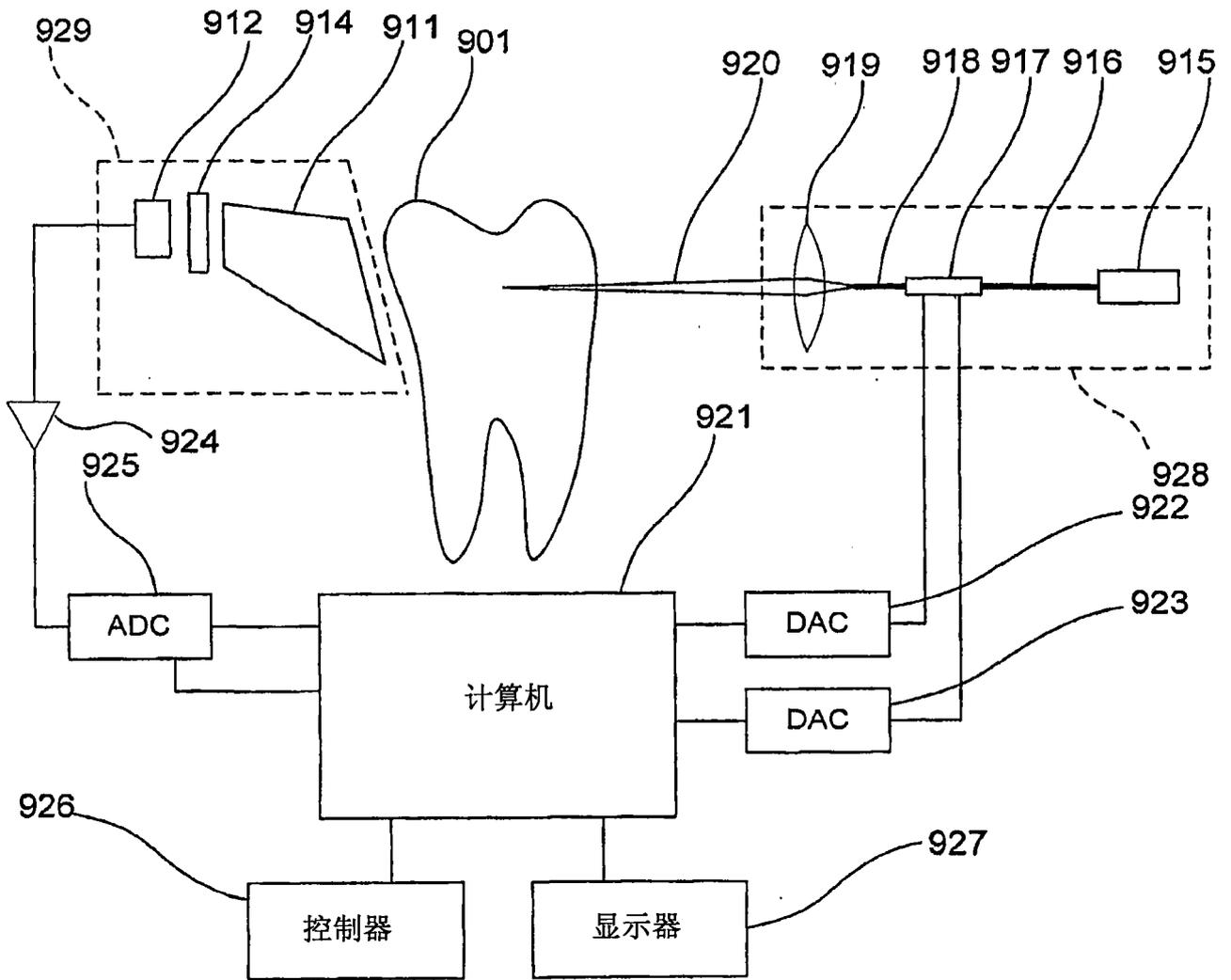


图9

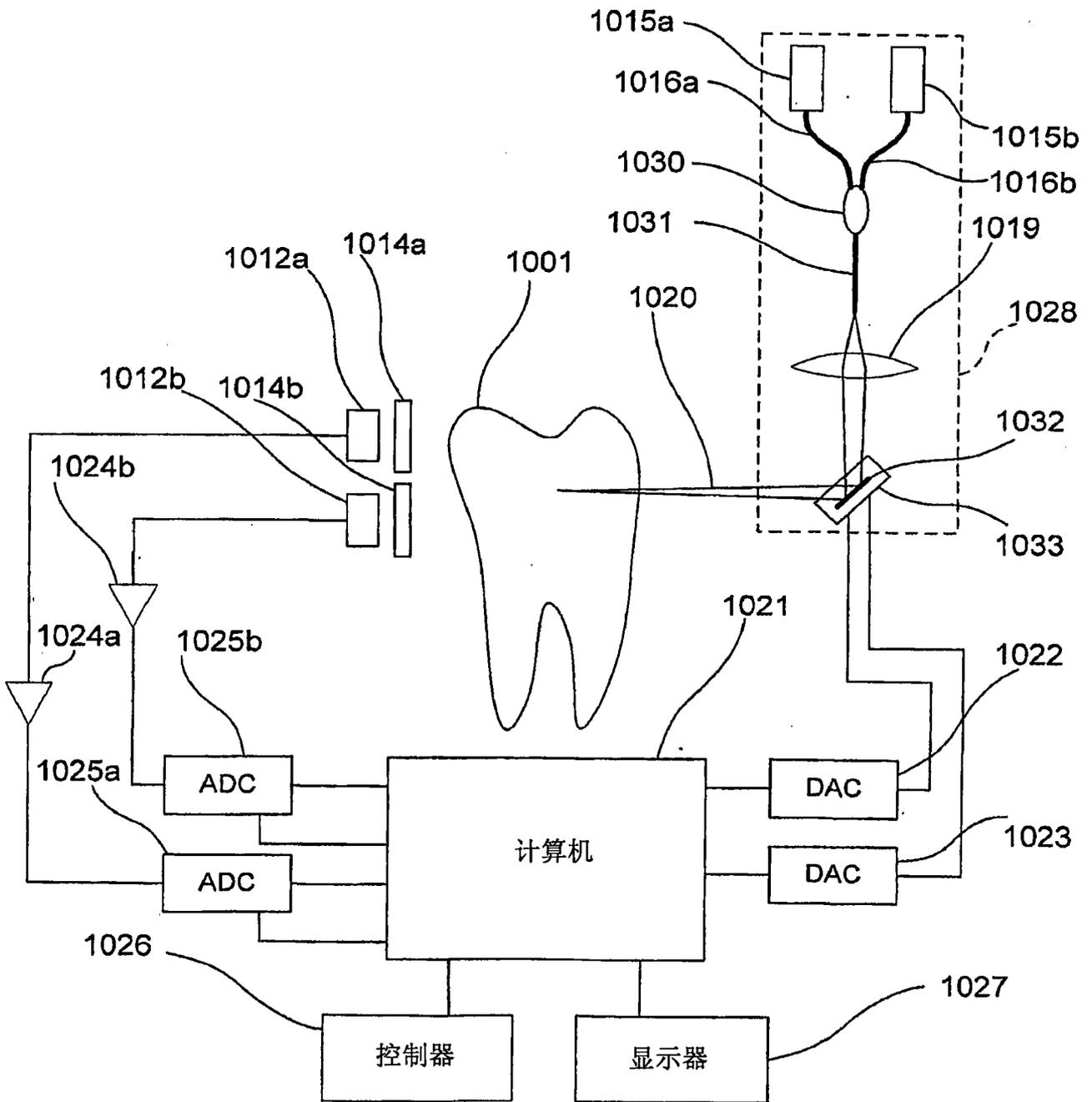


图10

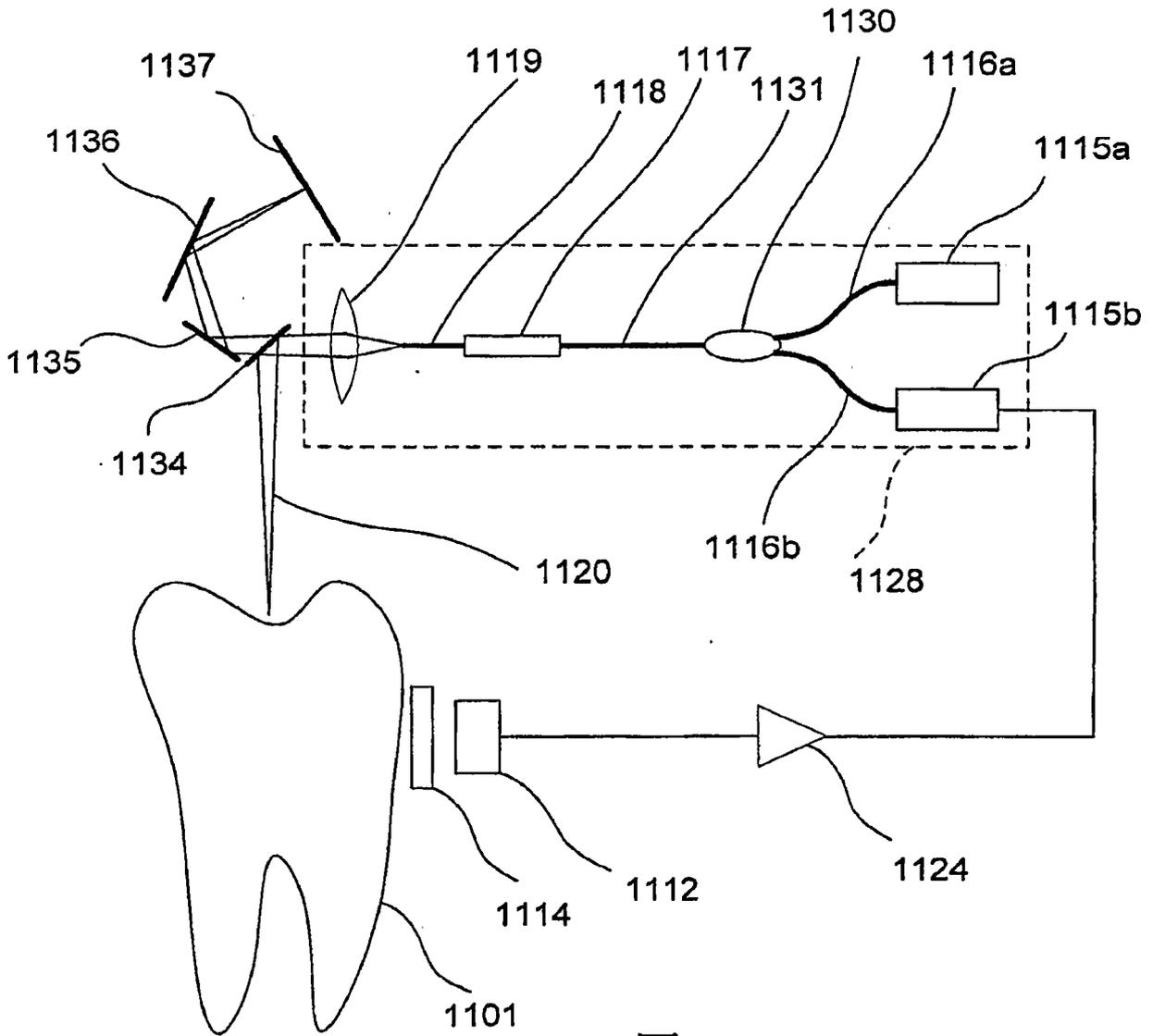


图11

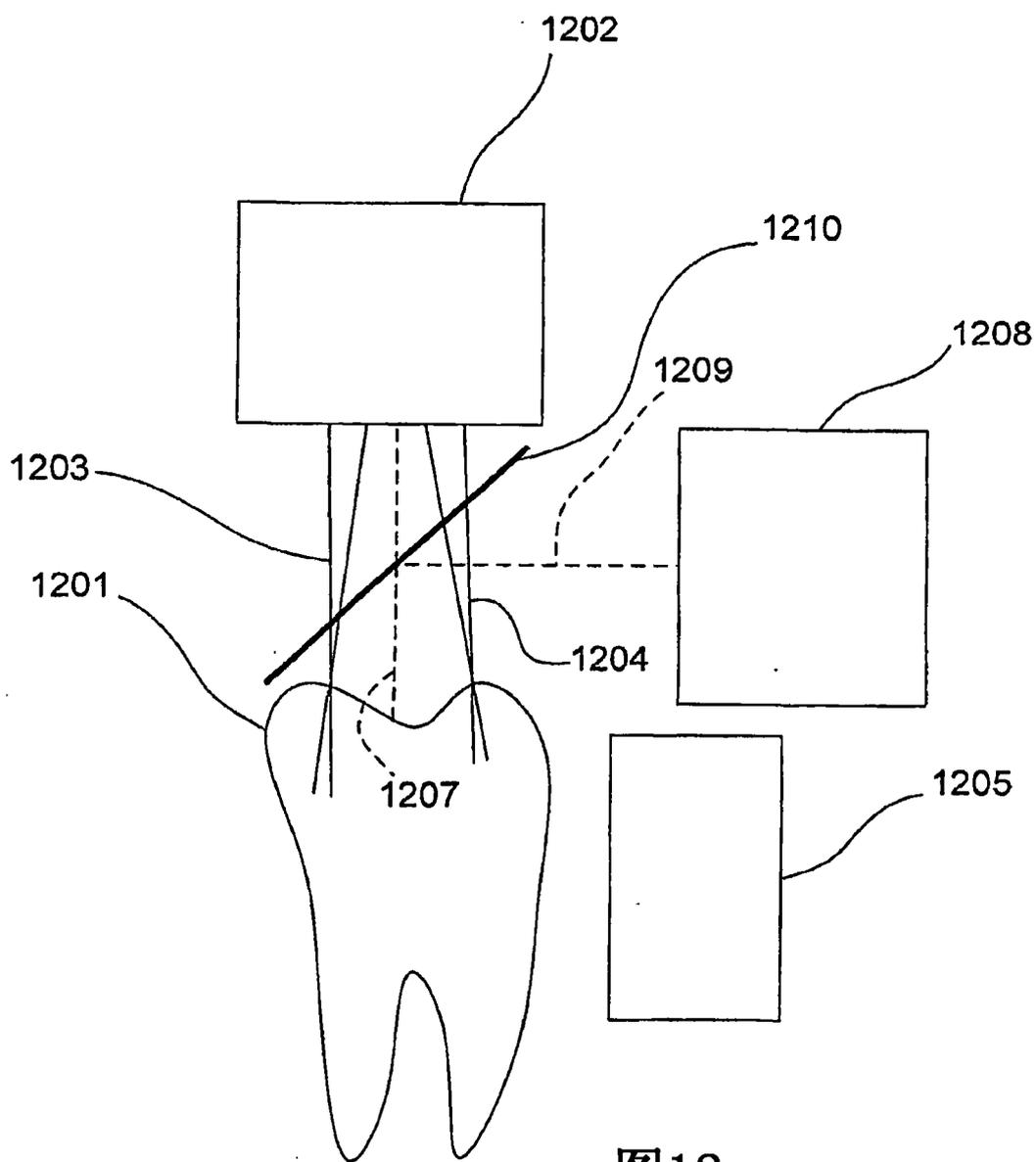


图12

