

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61C 19/00

A61C 1/16



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01816029.8

[43] 公开日 2003 年 12 月 10 日

[11] 公开号 CN 1461205A

[22] 申请日 2001.8.2 [21] 申请号 01816029.8

[30] 优先权

[32] 2000.8.4 [33] US [31] 09/632,260

[86] 国际申请 PCT/US01/24517 2001.8.2

[87] 国际公布 WO02/11640 英 2002.2.14

[85] 进入国家阶段日期 2003.3.20

[71] 申请人 科尔公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 约瑟夫·N·洛根

雷蒙德·L·诺克斯

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

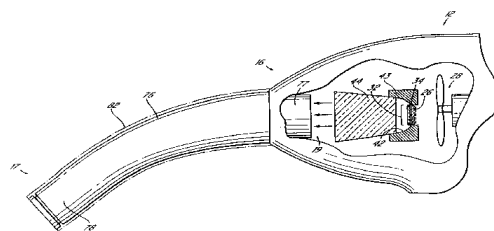
代理人 蔡洪贵

权利要求书 5 页 说明书 21 页 附图 3 页

[54] 发明名称 利用光辐射固化材料的设备和方法

[57] 摘要

一种用于使患者口腔内的可光固化复合物固化的仪器(10)和方法,所述仪器包括壳体(12)和在基片(34)上的多个(32)固态发光元件(30),所述基片支撑在壳体(12)上。所述元件(30)在基片(34)上形成集合阵列(32),用于集中地发射波长在较窄波段内的光。光学聚焦装置(44)的位置适于截取所述元件阵列(32)发出的光,且包括非成像光学装置,该装置可以将所述阵列发出的光校准成照射在复合物上以使所述复合物固化的光束。一次性套筒(50)覆盖所述壳体和阵列,且可以合并光学聚焦装置。所述套筒(50)可以在使用之后取下抛弃,而不再需要对所述仪器高压蒸煮。



ISSN 1008-4274

1. 一种用于使患者口腔内的可光固化复合物固化的仪器，所述仪器包括：

5 、 壳体；

多个固态发光元件，所述元件安装在由壳体支撑的基片上，而在所述基片上形成集合阵列，所述元件阵列可以共同发射波长在较窄波段内的光；

光学聚焦装置，其设置成用于截取所述元件阵列发出的光；

10 所述光学聚焦装置是一种非成像光学装置，该装置可以将所述阵列发出的光校准成照射在复合物上以使所述复合物固化的光束。

2. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，所述固态元件是半导体材料制成的发光芯片。

15 3. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，所述光学聚焦装置是非成像透镜。

4. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，所述基片是由钻石和蓝宝石之一制成的。

5. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，还包括与所述基片热连接的散热片，用于吸收所述元件阵列产生的热量。

20 6. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，还包括导热元件，该导热元件与所述基片热连接，用于传导所述元件阵列产生的热量，使热量远离基片。

7. 如权利要求6所述的仪器，其特征在于，所述导热元件包括热管。

8. 如权利要求1所述的仪器, 其特征在于, 还包括热交换器, 该热交换器与所述基片热连接, 以便发散所述元件阵列产生的热量。

9. 如权利要求1所述的仪器, 其特征在于, 还包括与所述基片热连接、用于吸收所述元件阵列产生的热量的散热片, 和与所述散热片热连接、用于传导所述元件阵列产生的热量而使热量远离所述散热片和基片的热管。

10. 如权利要求1所述的仪器, 其特征在于, 所述壳体包括桶形部分, 该桶形部分具有用于放入患者口腔内的末端, 所述发光元件阵列支撑在所述末端附近, 以便放入患者口腔内而固化复合物。

11. 如权利要求1所述的仪器, 其特征在于, 所述壳体包括桶形部分, 该桶形部分具有与所述桶形部分的末端隔开的近端, 所述末端用于放入患者口腔内, 所述发光元件阵列位于所述近端附近, 光传输装置连接于所述阵列, 用于将来自所述阵列的光束传输至所述壳体的末端。

12. 如权利要求11所述的仪器, 其特征在于, 所述光传输装置包括多个有效地连接在一起用于引导所述光束的光纤元件。

13. 如权利要求1所述的仪器, 其特征在于, 还包括可拆卸地安装在所述壳体上的套筒。

14. 如权利要求13所述的仪器, 其特征在于, 所述光学聚焦装置连接于所述套筒。

15. 如权利要求14所述的仪器, 其特征在于, 所述壳体包括桶形部分, 该桶形部分具有用于放入患者口腔内的末端, 所述套筒使光学聚焦装置在其一端连接于且用于安装到所述桶形部分上, 而使所述光学聚焦装置设置在所述末端, 将光束传入患者口腔中。

16. 如权利要求13所述的仪器，其特征在于，所述套筒由一次性材料制成，在一次使用之后抛弃。

17. 如权利要求13所述的仪器，其特征在于，所述套筒由可高压蒸煮的材料制成，在使用之后可以消毒。

5 18. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，还包括位于所述壳体内部的便携式电源，以便于所述仪器的便携操作。

19. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，所述元件阵列在所述基片上的元件密度可以集中地发射功率密度在200—1400mW/cm²范围内的光。

10 20. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，还包括位于所述阵列和光学聚焦装置之间的反射元件，用于将来自所述阵列的光导入所述光学聚焦装置。

21. 如权利要求20所述的仪器，其特征在于，还包括一次性套筒，该套筒可拆卸地安装在所述壳体上，所述反射元件和光学聚焦装置连接
15 于该一次性套筒。

22. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，还包括多个光学聚焦装置，其设置成用于截取所述元件阵列发出的光。

23. 如权利要求22所述的仪器，其特征在于，具有基本上比发光元件更少数目的光学聚焦装置，从而使每一光学聚焦装置校准来自多个发
20 光元件的光。

24. 如权利要求1所述的仪器，其特征在于，所述非成像光学聚焦装置是校准全内反射（TIR）透镜。

25. 如权利要求11所述的仪器，其特征在于，所述光传输装置具有接收角，所述光学聚焦装置产生不明显偏离所述接收角的光束。

26. 如权利要求25所述的仪器, 其特征在于, 所述发光元件阵列在 0° — 180° 的范围内发光, 且所述光学聚焦装置用于将所述光校准成不明显偏离所述接收角的光束。

27. 一种用于固化可光固化复合物的方法, 所述方法包括:

5 利用多个安装在基片上的固态发光元件形成集合阵列产生波长在较窄波段内的光, 所述元件阵列用于集中地发光;

利用非成像光学装置截取所述元件阵列发出的光, 该光学装置用于将来自所述阵列的光校准成光束, 照射在复合物上固化复合物。

28. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括使散热片热连
10 接于所述基片, 用于吸收所述元件阵列产生的热量。

29. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括使所述基片连接于导热元件, 传导所述元件阵列产生的热量, 使其远离所述基片。

30. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括将所述阵列设置在壳体的桶形部分的末端, 且使所述末端放入患者的口腔中固化复合
15 物。

31. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括在壳体上支撑所述阵列, 并将所述光学装置连接在一次性套筒上, 所述套筒用于可拆卸地安装在所述壳体上。

32. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括在所述基片上
20 以可以集中地发射功率密度在 200 至 1400mW/cm^2 的光的元件密度形成所述阵列。

33. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括将反射元件设置在所述阵列和所述光学装置之间, 用于将来自所述阵列的光导入所述光学装置。

34. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括在所述壳体上支撑所述阵列, 且将可拆卸套筒设置在所述壳体上, 以便在固化复合物之后可以取下。

35. 如权利要求33所述的方法, 其特征在于, 还包括将所述光学聚焦装置和反射元件连接在可拆卸套筒上, 所述套筒用于可拆卸地安装在壳体上。

36. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括利用多个非成像光学装置截取所述元件阵列发出的光。

37. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 所述非成像光学聚焦装置是校准透镜。

38. 如权利要求27所述的方法, 其特征在于, 还包括将来自所述阵列的光导入具有接收角的光传输装置中, 并在将所述光导入所述光传输装置之前, 利用所述非成像光学装置将光校准成不明显偏离所述接收角的光束。

39. 如权利要求38所述的方法, 其特征在于, 所述发光元件阵列在 0° — 180° 的范围内发光, 且所述光学聚焦装置用于将所述光校准成不明显偏离所述接收角的光束。

40. 如权利要求34所述的方法, 其特征在于, 所述可拆卸套筒由一次性材料制成。

41. 如权利要求34所述的方法, 其特征在于, 所述可拆卸套筒由一次性材料制成。

利用光辐射固化材料的设备和方法

5 相关申请

本申请是1998年1月20日提交的、名称为“利用辐射固化材料的设备和方法”的美国申请No.09/009,205的后续申请，在此通过引用包括该申请的全部内容。

10 技术领域

本发明涉及利用辐射固化材料，尤其涉及利用光固化牙齿涂层和填充复合物。

背景技术

15 可固化的粘结复合物和接合或填充复合物广泛用于将物体的表面连接在一起，或用于填充物体表面的缝隙、开口或孔洞。这种可固化复合物一般以半固态的形式在物体表面上处理、定位，然后在适当的位置硬化或固化成更结实的永久状态。可用复合物的硬化或固化一般是化学过程，该过程由一种或多种固化条件或因素促进或驱动。例如，固化过程
20 可以通过将半固态复合物及其成分暴露在空气中，或者将这种复合物及其成分暴露在能源下，如热源，而驱动。

其他可固化粘结和填充复合物通过暴露在辐射能下，例如可见光或非可见光能而固化。这种复合物，称作可光固化复合物，以半固态方式置于某一区域或工作面上。然后，光辐射，优选形式为特定波长或波段

的光束，照射复合物。所述复合物包括光敏化学成分，当暴露于特定波长的光时，促使复合物在工作面的预期位置固化或硬化，从而接合、填充或涂覆所述表面。

例如，可光固化填充和粘结复合物广泛用于牙科治疗。牙医在牙齿表面上使用可光固化牙用复合物涂覆或封补牙齿表面，填充龋齿或牙齿表面的其他孔洞，保护牙冠或各种其他牙齿结构。通常，牙用复合物通过暴露在光谱的蓝色范围内的光下固化。一旦固化，牙用复合物进一步减缓牙齿腐烂，接合牙齿结构，和/或为牙齿提供附加结构。因此，复合物完全固化是很重要的。

10 具体而言，为了固化可光固化的牙用复合物，可见蓝色光，特别是源自手持式固化光装置发出的蓝色光束，照射在有所需复合物层的牙齿表面上。蓝色光穿透牙齿表面的复合物层以使完全固化。暴露在蓝色光下以便合适固化所述复合物层的持续时间是由复合物类型和复合物层的厚度决定的，以及来自所述固化光装置的蓝光能量值及特性决定的。例如，牙齿表面的薄涂层或镶面需要较低的辐射光能，而龋齿或其他孔洞的较厚、较深的填充物则需要大量的辐射能照射在牙齿表面上，以便合适固化。

虽然可光固化复合物已经在牙科领域表现出非常有益的结果，但是现有技术用于将光传递到牙齿表面的牙用光固化装置有很多缺点。例如，20 现有牙用固化装置需要特定的过滤机构。由于多种原因必须进行过滤。首先，已知某种波长的蓝色光对人体组织有害。虽然试图使光束仅照射在牙齿表面上，但一部分口腔组织暴露在光下是不可避免的。因此，必需将有害的波长滤掉。另外，可光固化复合物通常对某些特定波长的光敏感，例如目前可得到的牙用复合物对特定的蓝色光波长敏感。所以，

需要调节牙用固化光过滤装置，使其发射适当波长的光，以便保证患者安全和合适固化。

很多现有的普通牙用光固化装置使用宽谱灯元件，例如，卤素灯泡。结果，牙用光固化装置必需使用专用的复杂过滤装置或过滤器，接收来自所述灯元件的宽谱光，然后过滤而仅提供所需波长的光。现有灯元件发出宽谱辐射，包括可见光、紫外光和红外光。所有，现有固化技术和发光装置通常效率很差，因为仅由于过滤掉所述光谱的大部分，就损失了大量的辐射光能。例如，普通卤素灯泡的输入功率通常是80瓦左右，但牙用光固化装置在所需蓝色光波长，例如400—500nm下的输出功率一般小于半（0.5）瓦。

另外，现有技术的牙用光固化装置的效率由于辐射光在过滤元件上的入射角造成的功率损失而进一步降低。例如，许多现有技术的光固化装置使用反射滤光器仅将所需波长的光，例如蓝色光反射到牙齿表面和牙用复合物上。不需要的波长的光通过过滤器到达光吸收部件，而耗散掉。如果来自卤素灯泡的光的入射角与到过滤元件表面所需的入射角（例如，45度）明显不同，那么，减少的所需光反射到牙齿表面上。这进一步降低了可用于固化牙用复合物的所需光功率值。相反，更多波长不需要的光也可反射到牙齿表面上，而不是穿过过滤元件耗散。

现有技术的光固化装置的另一缺点是它们产生大量的热，因此需要复杂的冷却系统，以便在正确的温度范围内工作。必须滤掉或吸收通过卤素灯泡产生的大量不需要的波长的光能。这样，吸收或滤掉的能量以热的形式耗散。所以，普通的光固化装置需要功率吸收和热耗散元件。

热屏障通常与反射过滤器一起使用，而以热的形式吸收和耗散未反射的、未使用的光能。卤素灯泡为产生用于固化的光功率值而所需的高

功率输出，对所述屏障产生了很高的热负荷。这样，必须冷却所述热屏障。通常，在牙用光固化装置中使用风扇元件，对屏障提供对流冷却。添加的冷却元件增加了光固化装置的尺寸并使设计复杂。应当理解的是，希望使光固化装置尽可能小型且机动，因为它是手持的，并在患者
5 口腔内使用。

此外，热负荷也作用在反射过滤元件上，也必须冷却过滤元件，比如通过散热片和风扇。所述吸收装置和热耗散系统不仅使所述光固化装置的操作和设计复杂，而且使生产成本更高，且更容易导致运行故障。

现有技术的光固化装置的另一缺点是，灯元件比如卤素灯泡的运行
10 寿命有限。灯泡经常烧坏而必须更换。而且，光固化装置内部产生的热，通常被密封，缩短了灯泡的有效使用寿命。

在现有技术中已经试图解决某些缺点。例如，日本专利申请No.6-30275、No.6-285508、No.7-163863和No.8-194786；美国专利No.5420768和No.5634711；英国专利GB2329756都公开了各种使用封装的、普通发
15 光二极管或LED，作为提供所需蓝光范围内的光的固化光源。虽然LED提供了特定的蓝光，而没有重要的过滤，但这些装置需要复杂的内部设计，以便使固化光聚焦，或者需要特定的LED电子控制装置。而且，需要大量的普通LED。如这些申请的附图中所示，固态LED元件在电路板或其他支撑构件上展开，需要稍大的壳体，才能容纳下产生实际固化应
20 用所必须的光强度所需的全部普通LED。所以，使用普通的LED难以提供以小型且完整设计的形式产生足够的固化功率的适当光固化装置。

使用传统的封装LED，如上述现有技术所公开的那样，已经在可以得到充分冷却的合理尺寸的装置中产生足够的固化功率上出现了困难。由于试图将大量的传统LED集成在小面积上且形成足够的功率密度，而

用于固化，已经导致这种装置的进一步复杂化。在利用现有传统封装的LED技术形成适当的光固化装置上存在的这些困难，已经由于在利用这种技术的市场上缺乏广受欢迎且广泛使用的牙用光固化装置而突出。

5 作为选择，上述美国专利申请No.09/009,205公开的装置和技术已经提供了一种具有固态的发光部件的固化装置，该部件可以在正确冷却的合理尺寸的装置中产生足够的固化功率密度。本申请的发明人继续努力，改进在先申请中所公开的已有技术，提供一种成功的商业固化装置所需的固化功率密度、尺寸和热特性。

10 现有光固化装置的另一缺点是，在所述元件或灯泡已经产生了光时，将光传递到工作面，比如牙齿表面的过程中，它们的效率较低。光在光固化装置的主壳体中产生，且必须传递到壳体的输出端。现有的牙用光固化装置使用细长的光导将壳体内部的发光元件发出的光传递到牙齿。

15 光导通常由大量光纤构成，它们熔化在一起形成细长光导。在发光元件和光导的输入端以及光导的输出端和口腔内部之间的空气/玻璃界面效率较低，可能在每个界面上产生约10%的损失。而且，现有技术的装置可以使用汇聚透镜将光汇聚到光导的输入端。这样形成了所述光遇到的另一损耗界面。这种较低的效率进一步增加了所需的固化时间，和/或产生了更高功率的需求（以及相应的热量），以提供所需的固化光强度。

20 牙用光固化装置的另一考虑是这种光固化装置是医用/牙用仪器，该仪器的一部分伸入人体的内腔中，即口腔。因为不同的患者要使用同一光固化装置，所以必须防止患者之间的交叉污染。因此，光固化装置或其一部分必须与普通装置一样消毒。消毒通常指的是高压蒸煮，必须购买且由牙科医生或其他人员维护的附加设备。消毒也在固化程序之间增加了多余的步骤。而且，消毒所需要的高热随着时间的过去可能损害光

固化装置的部件。因此，普通的光固化装置必须设计成能承受消毒以及相应的高温，或以其他方式解决消毒问题。

发明内容

5 因此，本发明的目的是提供一种简单耐用、用于使可光固化复合物硬化或固化的光固化装置。本发明尤其提供了一种用于固化补牙和涂牙所用的牙用复合物的光固化装置。

本发明的另一目的是提供一种使用固态光学元件的光固化装置。

10 本发明的另一目的是提供一种具有紧凑和简单的设计，且能提供用于实际固化应用的光功率密度的光固化装置。

本发明的另一目的是通过使用较低功率且具有更大效率的光固化装置固化复合物，降低所述装置产生的热能，并降低必须耗散的热能。而且，希望更有效地冷却发光装置。

15 本发明的另一目的是避免在用于固化可光固化复合物的光学装置中需要反射过滤器和其他过滤元件。

本发明的另一目的是解决在光固化装置内消毒的需求。

本发明的另一目的是提供一种蓝光装置，该装置在小空间内工作且容易在牙科患者的口腔内操作。

从下面对本发明的描述中，这些目的和其他目的将更为明显。

20 一种用于固化可光固化复合物，比如患者口腔内的牙用复合物，的仪器和方法，包括支撑多个固态发光元件的壳体。优选的是，所述元件是半导体材料形成的发光芯片。所述元件安装在壳体支撑的基片上，形成集合阵列，该阵列可用于共同地发射较窄波段内的波长的光。在本发

明的一个实施例中，较窄波段包括蓝光波段。然而，根据所使用的固化复合物的光敏性，也可以使用其他的波长。

一种适于本发明的壳体包括具有手柄部分和桶形部分的枪形壳体。所述手柄部分由操作人员握住，所述桶形部分对着工作面，比如牙齿。

5 在壳体内可以使用便携式电源，而使所述仪器是一种完全便携的手持仪器。在本发明的一个实施例中，发光元件阵列位于所述壳体的桶形部分末端，该端放入患者的口腔内，所以光直接传递到工作面，比如牙齿。在另一实施例中，所述元件阵列可以位于壳体内，而使产生的光必须比如通过光纤光导传递到末端。

10 根据本发明的一个方面，设置光学聚焦装置，截取所述元件阵列发出的光。所述光学聚焦装置是非成像光学装置，该装置用于将从所述阵列发出的光校准成光束，直接照在复合物上，用于固化复合物。所述非成像装置使从所述阵列发出的光有效地校准并传递到工作面上，而不象现有技术中的成像透镜那样效率低。在所述阵列和光学聚焦装置之间可以设置反射元件，用于将从所述阵列发出的光更有效地导入光学聚焦装置中，校准并传递到工作面。

根据本发明的另一方面，所述芯片阵列以可以发射光的功率密度在200—1400mW/cm²范围内的密度布置在基片上。这种密度对用于适当固化的工作面提供了所需的固化功率。为了冷却这种阵列和上面安装所述元件的基片，本发明使用传导冷却，其中装有导热液体的热管与所述基片热连接，用于传导所述元件阵列产生的热，使其远离基片。在本发明的一个实施例中，散热片与所述基片热连接，然后热管热连接于散热片。这样，热量传导地远离基片和元件传递。热交换器连接于热管的另一端，用于将热量对流传递到空气中，比如利用风扇。

在本发明的另一方面，在固化过程中，在壳体的一部分上使用套筒。在每次固化之后，可以取下套筒抛弃或高压蒸煮，从而避免在每次使用之后和下次使用之前对整个固化仪器高压蒸煮。为此，所述套筒可以是完全一次性的，在一次使用之后抛弃。在本发明的一个实施例中，所述
5 非成像光学装置，比如非成像透镜，和反射元件连接在套筒的一端。当套筒位于壳体的一部分上时，反射元件和透镜与阵列同轴对齐，校准从所述阵列发出的光。在套筒的一次性实施例中，非成像透镜和反射元件都是一次性的，在每次使用之后与套筒一起抛弃。

所述阵列，包括多个位于扁平基片上的芯片，通常在 $0-180^\circ$ 的范围
10 内发射光。当所述阵列位于壳体末端时，非成像透镜和反射元件能捕获 180° 范围内的光，将所述光高效地校准成照到工作面上的光束。当所述阵列位于壳体内时，远离壳体的末端，且远离工作面，非成像透镜可以将 180° 范围内的光校准成光束，该光束不会与光纤光导的接收角有明显的偏差。这样，光有效地通过光导和壳体，到达壳体末端，发射到工作
15 面上，比如牙齿。优选的是，所述阵列安装在壳体末端，以便直接将光传递到工作面上。这样，可以取消具有多个产生损耗的空气/玻璃界面的光纤光导，而高效地传输光。

本发明的一个实施例利用一个非成像光学聚焦装置，用于所述元件阵列。作为选择，所述元件可以在阵列上排成小组，且可以使用多个非
20 成像光学装置。

附图说明

构成本说明书的一部分的附图示出了本发明的实施例，且结合下面给出的本发明的描述，解释本发明的原理。

图1是根据本发明原理的光固化装置的一个实施例的局部剖开侧视图。

图2是图1中所示本发明实施例的一部分的局部剖开侧视图。

图2A是本发明另一实施例的一部分的局部剖开侧视图。

5 图2B是本发明一个实施例的阵列的平面图。

图3是本发明的另一实施例的一部分的局部剖开侧视图。

图4是本发明的另一实施例的一部分的局部剖开侧视图。

具体实施方式

10 图1示出了根据本发明的用于固化可光固化复合物比如牙用复合物的光固化装置的一个实施例。在图1中，装置10包括用于固化操作的壳体12。壳体12通常是枪形的，包括手柄部分14和桶形部分16。操作人员比如牙医在手柄部分14周围握住壳体12，使桶形部分16沿牙齿表面（或其他工作面）和待固化的复合物（未示出）的方向。为了固化补牙和涂牙
15 复合物，牙医通常将所述桶形部分的至少一部分放入患者口腔内，使桶形部分的发射端17对准特定的牙齿。手柄部分14包括操作触发开关18，该开关与电源20和/或控制电路24连接，用于有选择地操作该装置和为发光元件32供应电力，产生固化光束，下面将对此论述。电源20示为位于手柄部分14，但也可以位于壳体的其他位置。

20 在本发明的一个实施例中，电源是便携式的，包括电池22。电池可以是任何适当类型的（例如锂电池），可以是一次性的或可充电的。为此，壳体12可以包括用于将外部充电器（未示出）连接于电源20而为充电电池22充电的端口23。作为选择，外部电源，比如AC插座提供的电源，可以连接于电源20，提供操作装置10所需的电力。

控制电路24安装在壳体12内，且连接于电源20、触发开关18和装置10的其他部件，比如阵列32，用于操作和控制所述部件。控制电路24，例如可以包括各种安装在电路板上的电路元件，且以本领域普通技术人员所确定的方式排布，用于对所述装置提供所需的电力和控制。例如，控制电路24通常包括用于固化装置的普通控制电路，比如计时器，用于在触发开关啮合时对所述装置的有效辐射周期定时。微处理器也可用于这种控制，而不是分立部件。应当容易理解的是，控制电路可以以多种不同的方式构造，以便正确地操作光固化装置10。在一个实施例中，微处理器控制装置调节灯泡的电压而产生恒定的输出。在另一实施例中，微处理器控制装置可用于使功率以合适固化的选定方式上升或下降。

桶形部分16可包括一倾斜的末端或辐射端17，而使固化光束21从壳体导出，照在牙齿表面上或其他工作面上。本领域的普通技术人员应当理解的是，壳体12的形状也可以变化。桶形部分16在图中示为完整的，然而，出于散热的目的，它还可以有通风孔。而且，桶形部分16可以与壳体的其他部分分离，并通过本领域公知的任何适当方法可拆卸地固定到壳体上。例如，桶形部分16可以螺纹安装到壳体12上。更甚者，电源可以与所述桶形部分一致地放置，以减小或消除手柄部分，而使设计呈流线型，比如小型的袖珍光固化装置。壳体12由适当的、重量轻的塑料比如聚砒制成。

图1示出了本发明的一个实施例，其中用于固化目的的辐射或光束21通过位于桶形部分16的辐射端17附近的发光元件阵列32产生。所述阵列32产生的热量从辐射端17或末端向后传递到桶形部分的近端19，而进一步消散。在图1的实施例中，热管38与所述阵列32热连接，并将所述阵

列产生的热传导到热交换器26，然后对流冷却。具有马达29和叶片30的适当风扇28可以安装在壳体12内，如图1所示，以有助于对流冷却。

更准确地说，参照图2，本发明的所述实施例使用多个单独的发光芯片30，它们安装在基片34上而形成集合阵列32。所述芯片30是小型的裸露半导体结（semiconductor junctions），且由发光半导体材料构成。优选的是，所述芯片30不分离地或单独地封装或与单个整体透镜一起安装，如普通的发光二极管或LED那样。现有技术中使用的普通LED具有整体且单独的封装，通常包括反射器和整体形成的单个透镜。本发明的芯片可与附加部件一起使用，比如施加在基片34上的芯片上的透明保护涂层40，或其他附加部件。然而，安装的芯片基本上是裸露的半导体结，而没有预封装单独和整体的反射器和透镜，如在普通的LED中那样。

如上所述，芯片30不是单独地设有透镜，如普通的LED那样。然而，它们可以覆盖塑料制成的透明保护层或涂层40，以提高阵列32的耐久性。

基片34是具有导热性的电绝缘基片。在本发明的一个实施例中，基片34可以是蓝宝石基片或钻石，它们具有电绝缘性，而且导热，使热量远离芯片阵列32。为了在通常为圆形截面的光束中发光均匀，所述阵列的芯片30最好按圆形模式排布。美国专利申请No.09/009,205描述了多种适于本发明实施例的发光元件和芯片的圆形模式。

基片34连接于散热片36，该散热片由导热材料比如铜制成。散热片36焊接或钎焊到充满液体的热管38一端，用于传导芯片30产生的热量，使其远离散热片36、基片34和阵列32。导热液体39接触散热片36的背侧，与基片34和阵列32（见图2）相对，且从散热片吸热。所以，利用热管38

和中间元件34, 36, 芯片阵列得到有效的传导冷却。热管38中包括导热液体39, 比如盐水, 可以从Aavid 热技术公司购得。

本发明的一个独特方面是阵列32进行传导冷却, 以便提供足够的远离发光芯片30的热传递。现有机构传统上依赖于对流冷却, 其中与发光
5 元件热连接的散热片和其他散热装置通过对流空气冷却, 比如风扇。现有技术装置的一个具体问题是LED或其中使用的其他发光元件产生的热量的耗散。在本发明中, 热管38快速地传导热量, 从阵列32和芯片30吸取热量, 以改进冷却性。这可以产生合适固化所需的足够的光固化功率值, 同时保持阵列不过热。所以, 相对于现有技术, 本发明提供了改进
10 的热传递和耗散能力。

参照图1, 本发明的实施例利用位于桶形部分16的末端或辐射端17的阵列32, 其中热管38的相反端或近端与热交换器26热连接, 然后通过风扇28对流冷却。可以钎焊到热管38上的热交换器具有翅片, 如所示, 空气在翅片上流动。所以, 芯片阵列32通过热管38和其中的液体传导冷却,
15 然后热管在另一端通过空气对流冷却, 比如通过风扇。

为了引导和校准阵列32产生的光束21, 在图2中示出的本发明的实施例利用反射面42和光学聚焦装置44, 将从阵列32发出的光校准成导入患者的口腔中用于固化复合物的光束, 或导至其他工作面的光束。如所示, 阵列32、反射面42和光学聚焦装置44都位于桶形部分的末端。因此, 光
20 直接照射在工作面和复合物上。所以图1和2的实施例消除了易于产生损耗的空气-物体界面。这样, 本发明更有效地将来自发光元件的能量传递到工作面。通常, 辐射端或末端17位于患者的口腔内, 而将光束直接照射在具有可光固化复合物的工作面上。现有技术的装置使用具有多个

损耗界面的光传递装置，通常在产生足够用于固化的光功率密度上存在困难。本发明通过去除各种损耗界面而解决了这一问题。

为了使阵列32发出的光聚焦，光固化装置10使用反射面或反射器42，如图2所示环绕所述阵列。在所述实施例中，反射面42由适当形状的塑料环构件43形成，该构件沿周向环绕由基片34确定的阵列32的外边缘。
5 反射面42通常为抛物线形状，且出于高效反射的目的，通过在塑料构件43的表面42上涂覆反射涂层而制成。聚酯薄膜涂层，可以从3M公司得到，已经证明具有用于该目的的适当性能，对于图2所示本发明的实施例来说，具有约99%的反射效率。如图2所示，塑料环构件43在阵列32
10 周围形成通常抛物线形反射面42，用于使光远离芯片30，进入光学聚焦装置44的输入端45。

根据本发明的一个实施例，所述光学聚焦装置是非成像装置。一种适当的非成像光学聚焦装置是通常为截锥形的非成像透镜44，如图2所示。非成像透镜，比如透镜44，在输入端45接收来自阵列32的光，并引导、汇聚来自阵列32的光，在非成像透镜44的输出端47形成聚焦的光束。
15 然而，非成像透镜不形成效率低的光学图像。用于本发明中的非成像光学聚焦装置有效地校准光，而在工作面上比如牙齿表面获得所希望的光功率密度。来自阵列32的光功率密度不会由于如传统的光学透镜那样成像而减小。一种适当的非成像透镜由透明的聚碳酸酯材料制成。如所述，
20 构件43形成为容纳透镜44的输入端45，而使透镜与阵列32和表面42绕轴线51同轴对准。优选的是，透镜和表面42分别具有通常圆形的横截面，用于有效地沿轴线51传递光。一种适当的连接在一起的反射表面和光学聚焦装置的组合，可以从加利福尼亚州霍索恩市的Teledyne得到。

在图2中所示的本发明实施例示出了一种用于芯片阵列32的单个非成像光学聚焦装置44。根据本发明的另一方面，可以预见可以使用多个非成像光学聚焦装置。例如，参照图2A，基片34a可以包括多组芯片30a，30b，它们排布在基片34a上，以分离的发光元件组工作。为此，非成像光学聚焦装置44a可以对应一组芯片34a，而另一非成像光学聚焦装置44b可以对应另一组芯片30b。当然，可以对其他分立的组的芯片使用更多非成像光学聚焦装置。然而，通常，将比单个芯片时有更少的非成像光学聚焦装置。即，在图2和2A所示的本发明的实施例中，一个非成像光学聚焦装置用于多个单独的发光芯片。所述多个聚焦装置将配合而沿轴线51传递光。

根据本发明的另一方面，装置10的桶形部分16，尤其是桶形部分的末端或辐射端17，插入患者的口腔中，用于固化其中的复合物。因此，在用于下一患者之前，应当理解的是该装置必须消毒。现有技术的装置必须完全消毒，比如高压蒸煮，如上所述，导致固化程序进一步复杂并延迟。本发明提供了一种独特的结构，不再需要对整个装置消毒，或不再需要消毒工艺，而使固化工艺更简单，更快速，成本效能更合算。

为此，本发明使用了一种可去除的套筒，该套筒可以单独地高压蒸煮。作为选择，如所述，所述套筒可以是一次性的，在使用一次之后抛弃。具体而言，在图1和2中所示的本发明的实施例中，形成反射面42的环形构件43和相邻的非成像透镜44安装并固定在套筒50内。所述套筒50可以由适当的一次性塑料制成，比如PVC，或可高压蒸煮的塑料，所述套筒制作成用于放置在装置10的桶形部分16的至少一部分上。优选的是，所述套筒用于在桶形部分16的主要部分上延伸，且至少在桶形部分16的暴露于患者口腔的一部分上。在图2所示的实施例中，套筒50用于

设置在热管38和阵列32之上。套筒50用于使透镜44和反射面与阵列32同轴地定位。在本发明的一个实施例中，一旦所述装置已经用于固化，那么套筒50、环形构件43和非成像透镜44可以从热管上取下，远离发光芯片的阵列32。套筒，包括透镜和反射构件43，可以与套筒50一起抛弃。

- 5 作为选择，套筒和透镜以及反射构件可以取下，高温蒸煮，然后放回原位。

在另一实施例中，仅套筒可以高温蒸煮或一次性的。透镜44和环形构件将与阵列32一起保留，或可以除套筒50之外与所述阵列分别放置。在这种情况下，仅套筒可以抛弃或高温蒸煮。

- 10 所述装置和零部件，包括热管38、散热片36、基片34和芯片32，不直接暴露于患者，因为它们被套筒所覆盖。在透镜和构件43与套筒分离的实施例中，那些部件也将隔离。所以，隔离或覆盖的部件不必如现有技术的装置和方法那样要消毒或高温蒸煮。此后，将一新的或消毒的套筒，可能包括新的或消毒的反射构件43和透镜44，插在热管38和桶形部分16上，且与芯片阵列32对齐，以便于下次使用。所以，通过完全取消消毒工艺或仅需要对套筒进行高温蒸煮，本发明减少了牙病患者之间污染的可能性，进一步改进了固化方法。结果，固化过程更简单，更有效。采用一次性套筒，所述工艺的成本效能更合算，因为不必购买和操作高压蒸煮设备，对光固化装置蒸煮消毒。
- 15

- 20 如图2所示的本发明还通过将光束从光源发送到工作面（例如牙齿）而改进现有技术。具体而言，桶形部分16的末端或辐射端17位于或接近有可固化复合物的牙齿表面。通过从所述阵列32直接发送的光仅通过非成像透镜44到达所述表面，避免了在芯片32和装置10的输出表面49之间的多个产生损耗的空气/玻璃界面。通常，发光元件远离工作面布置，且

位于壳体内，而需要光纤光导将光传递到工作面。而且，利用这种光导，通常需要使用在光导前的汇聚光学透镜，以便产生的光可以有效地集中在光导的输入端。光导和汇聚透镜为光束带来有损耗的空气/玻璃界面。已经预见到空气/玻璃界面可以产生约每一界面10%的光功率损失。通过
5 取消芯片30和牙齿表面之间的界面，本发明的光学装置以高效的、经过校准的形式传递光，其中在现有技术中所需要的各个界面处功率损失更小。所以，本发明使校准的光束高效地传输到牙齿的工作面和上面的可固化复合物上。由于光的传输更有效，所以在阵列32中可以使用更少数目的芯片30，同时仍然在透镜的输出表面49处具有足够的光强度或光功
10 率密度。这样，本发明可以在紧凑且容易操作的装置中提供适当的固化功率值。而且，由于在界面处的损失更小，所以产生的热量更小，从而进一步改进了现有技术。

在本发明的优选实施例中，芯片30位于阵列32中，其密度足以以约200—1400mW/cm²范围内的所需波长提供光功率输出密度。在本发明的一个
15 实施例中，所述芯片通常是方形的，每边为0.010英寸。所述芯片点焊到基片上，尤其是引线（未示出），它们电连接于控制电路24和/或电源20。优选的是，所述芯片基片是圆形的，直径约0.19英寸（约4.8毫米）。

适当数目的芯片位于基片34上，从而在非成像光学聚焦装置44的输出表面49处产生所需的光和功率密度。通常，在本发明的一个实施例中，
20 30—60个芯片适于产生所需的固化光功率密度。当然，在本发明的其他实施例中可以使用更多或更少数目的芯片。

由于本发明使用传导冷却的独特冷却配置，损耗界面的减少和本文所公开的本发明实施例的总体构造，所述芯片可以以足够的功率值驱

动，而产生所需的光功率输出或光密度，约200—1400mW/cm²。通常，所述芯片可以通过在3个芯片形成的串联组上施加12伏DC驱动。

例如，一个实施例可以是34个芯片的灯，该灯可以在8.13瓦（8.7V和0.935A）下工作。这种设计证明是高效的，能够完成固化工作。另一
5 实施例可以使用60个芯片，以便有更高的功率输出（例如，功率增加67%）。

在本发明的一个实施例中，三个芯片形成的串联组通过限流电阻串联于12伏的DC电源。为此，每一芯片以约4V的DC电驱动。而且，通过使用12V的电源，也可以通过DC电源驱动风扇。容易理解的是，可以使
10 用其他的芯片配置方式，由具有各种不同的功率或电压输出水平的电源驱动。

优选的是，芯片30以足够的密度位于阵列32中提供固化光，该固化光具有用于合适固化的适当的光功率输出，且不会使工作面比如牙齿周围的组织过热。本发明的灯将比卤素灯对组织产生更少的热量。例如，
15 如上所述的具有34个芯片的实施例产生的辐射计度数为200mW/cm²，而可比较的固化是52瓦的卤素灯产生的约600mW/cm²的度数。由于辐射度数更低，所以组织损伤将不象利用卤素灯光那样显著。

对于目前的牙科应用，希望使用产生波长范围约在470±20纳米的蓝光的芯片阵列32，因为目前的复合物对蓝光敏感。目前过滤的卤素灯产生
20 生在400—500纳米范围内的光。虽然这种蓝光适于目前的牙科应用，但本发明不限于仅仅是用于固化目的的蓝光波长。而是，本发明可以与在其他波长的光下固化的复合物一起使用。

而且，非成像光学聚焦装置44可以根据应用场合适当调整尺寸。例如在输出表面49处截面直径为8毫米的透镜可以用于小型的固化场合，

但在表面49处界面直径为11毫米的透镜可以用于大型的固化场合。可以理解的是，为确保固化光有效地传递到工作面，希望阵列32的芯片产生的光大部分（如果不是全部）传入非成像光学聚焦装置44，并从中传出。为此，反射表面32的形状和直径确保光束汇聚并反射入光学聚焦装置44
5 的输入端45。在所示实施例中，与光学聚焦装置的输入端45连接的反射表面的输出端51在直径上小于输入端45。这样，表面42所反射的光被光学聚焦装置44所捕获。所述非成像光学聚焦装置44不受焦距的限制，因为它是非成像装置。这样，装置44捕获并校准光束，以便有效地传输到工作面，比如牙齿。所以，本发明对输出端49保持远离牙齿表面的距离
10 不是太敏感。当然，通常希望使输出端49尽可能地靠近牙齿表面，以便有效地固化。

根据本发明的另一方面，芯片30可以均匀地布置在基片34上，而形成通常圆形的阵列，如美国专利申请No.09/009,205中公开的多个实施例所述，且如图2B所示。所述芯片也可以以不同的组安装，比如四个或其
15 他数目的小组，然后这些小组安装在基片上。即，多个芯片的小组可以单独地安装并电连接在一起，随后这些小组可以与其他小组一起安装在基片上。这样，本发明不限于单个地安装全部芯片。

图3示出了本发明的另一实施例，其中芯片阵列也位于壳体的桶形部分16末端或辐射端17附近。在该另一实施例中，所述结构有点类似于图
20 1、2和2A中所示的装置10，结构差别在于末端或辐射端17，如图3所示。具体而言，另一实施例使用安装在基片层62上的芯片阵列60。所述基片层可以是蓝宝石或钻石，它们具有用于散热的适当导热性，同时保持电绝缘。然后基片62连接于可由适当材料，比如铜制成的散热片64。然后，所述芯片阵列60和包括基片62和散热片64的组件焊接或钎焊到充满液体

的热管66的一端上，该热管传导热量，使热量离开散热片。这样，本发明的另一实施例利用了上述实施例的优点，由于基片和芯片阵列的传导冷却。如图1所示，热管66的另一端连接于热交换器26，该热交换器比如通过风扇28对流冷却。

5 为了以高效的方式将来自芯片阵列60的光汇聚成校准且聚焦的光束，如图3所示本发明的实施例使用全内反射或TIR透镜。TIR透镜是公知的（例如美国专利US4337759），且可以从比如Teledyne的分公司，TIR技术公司购得。TIR透镜比普通的菲涅耳透镜更有效，且使芯片阵列60产生的光形成校准光束。如图3所示的TIR透镜结构68使用一系列锯齿形
10 表面69，用于以多个不同的角度将来自阵列60的光校准成沿通常垂直于所述阵列平面的方向聚焦的光束70，如附图标记70所示。这样，来自所述阵列的光可以有效地传递到工作面上的可固化复合物上。优选的是，TIR透镜是非成像光学聚焦装置。透镜68通常与阵列60同轴对齐，以便有效地传输光。

15 根据本发明的一个方面，TIR透镜68由适当的聚碳酸酯制成。如上所述，透镜68可以与位于热管66周围的一次性套筒72合并。当用完时，可以取下套筒72和TIR透镜，并将其抛弃，从而不需要对装置进行消毒或高压蒸煮。作为选择，透镜68可以与套筒72分别定位，以便分离地抛弃，或与阵列60保持在一起。图3中所示的实施例还使来自芯片阵列的
20 光有效地传递到工作面，因为芯片和透镜位于直接邻近工作面的桶形部分的辐射端或末端。这样，避免了各个空气/玻璃界面，从而减少了这些界面所带来的功率损失，如上所述。

LED阵列60可以如上所述相对于图2所示的实施例类似地布置和确定尺寸。TIR透镜68通常具有明显大于所述阵列的圆形截面直径的圆形截

面直径，以便使透镜捕获由所述阵列以相对于阵列60的平面非常小的角度产生的光。在图3所示的实施例中，在芯片阵列60和透镜68之间不使用反射器。所以，透镜的尺寸必须适于捕获低角度的光，比如参考线73所示。

5 图4示出了本发明的另一实施例，其中芯片阵列更加居中地位于壳体中，且沿向后的方向与桶形部分隔开。具体而言，类似于图2中所示的芯片组件安装在壳体内靠近桶形部分近端19。基片34直接连接于可比如通过风扇对流冷却的热交换器26。桶形部分16，而不是热管，装有光管或光导76。这种光导是市售的，且可以为各种不同的尺寸。通常这种光
10 管由许多光纤制成（例如约5000根光纤熔化成一根光管结构）。传输到位于桶形部分16近端19的输入端77的光束传输经过光管，并在桶形部分16的末端17从所述管的传输端78直接传出。所述光管可以从输入端77到输出或传输端78保持均匀的直径，或者可以从一个直径逐渐缩小成传输端78的更小直径。优选的是，所述光管弯曲，而跟随弯曲的桶形部分16，
15 如图4所示，从而光束直接向下，比如进入患者口腔中。作为选择，光管本身可以形成桶形部分的一部分，且可以连接于壳体12，比如通过螺纹旋入壳体上。

所述非成像光学聚焦装置，比如非成像光学透镜44，用于将光汇聚入光管。所述光管的输入端77适当地确定尺寸，而使光有效地经所述聚
20 焦装置44传输到光管76。为此，聚焦装置44校准光束，所以它不会发散超出光管输入端77。

通常，光管在其输入端77处具有确定的接收角，比如40°。在接收角之外的光不能被光管捕获而传输到工作面。在图4的实施例中使用的反射表面42和非成像光学聚焦装置44设计成能产生不大于光管接收角发散

的光束。这样，能量从通常以 180° 的角输出光的阵列有效地传递。所以，本发明使用非成像光学聚焦装置，该装置将 180° 的光输出源发出的光校准成光柱，该光柱不大于输入光的光管的接收角发散。

在本发明的另一实施例中，类似于图3中所示的芯片阵列和TIR透镜结构可以用在图4中所示的壳体内。为此，芯片阵列60、基片62和散热片64连接于适当的热交换器，然后该热交换器对流冷却，比如通过风扇。在这样的实施例中，以及在图4所示的实施例中，装置10在每次使用之后通常必须消毒或高温蒸煮。然而，因为所述芯片阵列和光学聚焦装置位于壳体的手柄部分，它们将避免这种消毒带来的高温。

10 作为选择，如图4所示，一次性套筒82可以用于该实施例中，以覆盖光管。一次性套筒82可以在每一次使用之后抛弃，而有效地避免所需的高压蒸煮步骤。

虽然已经通过描述实施例解释了本发明，且相当详细地描述了实施例，但申请人的意图并非将所附权利要求的范围限制或以任何方式限制在这些细节上。对于本领域的技术人员而言，优点和改进很明显。所以，15 在其更宽的方面本发明不限于具体细节表示的设备和方法，以及所示和所述的实施例。因此，可以偏离这些细节，而不脱离申请人总体发明思想的主旨或范围。

图2

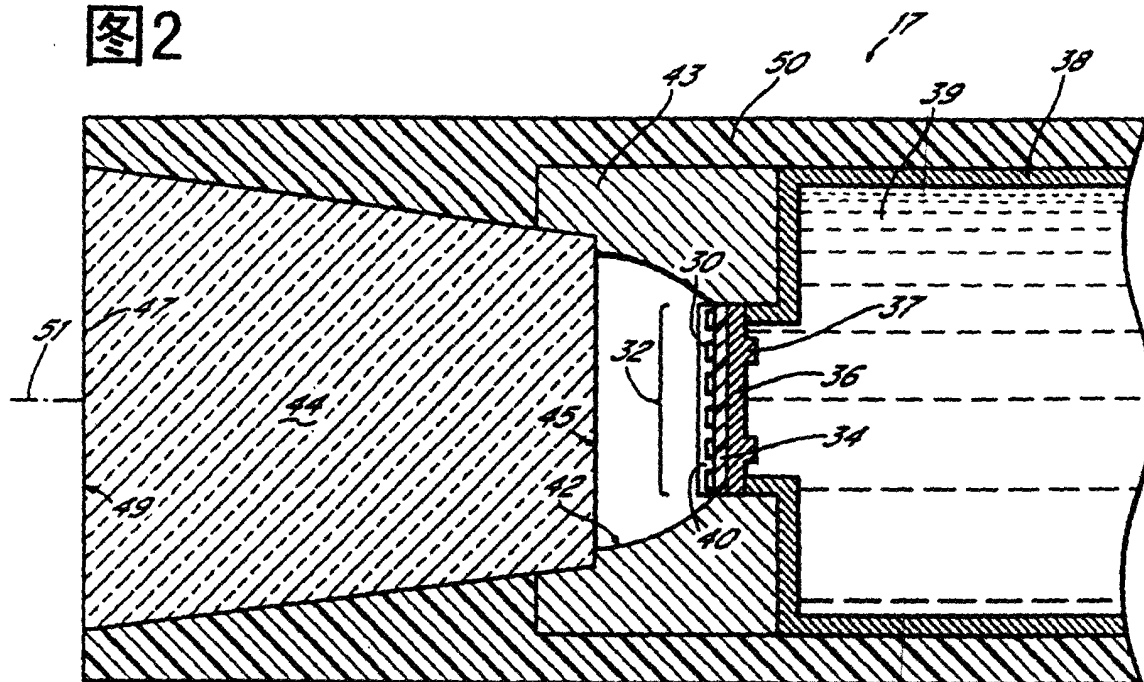


图2A

