



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00815799.5

[43] 公开日 2003 年 1 月 8 日

[11] 公开号 CN 1390112A

[22] 申请日 2000. 10. 6 [21] 申请号 00815799.5

[30] 优先权

[32] 1999. 10. 8 [33] US [31] 60/158,499

[32] 2000. 8. 18 [33] US [31] 09/641,646

[86] 国际申请 PCT/US00/27643 2000. 10. 6

[87] 国际公布 WO01/26576 英 2001. 4. 19

[85] 进入国家阶段日期 2002. 5. 16

[71] 申请人 布里特斯迈尔公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 安东尼·J·奇泼拉 约翰·W·沃纳

迈克尔·A·威廉斯

约翰·E·普雷

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
标事务所

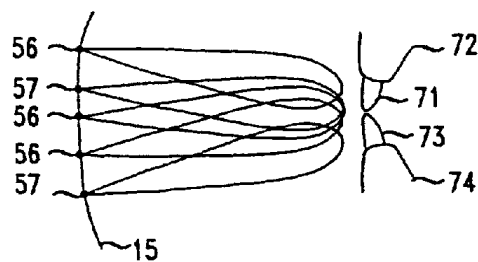
代理人 蒋旭荣

权利要求书 5 页 说明书 39 页 附图 16 页

[54] 发明名称 同步照射牙齿的装置

[57] 摘要

一种用于洁白病人牙齿的装置,其包括一个弧形表面(15)和一组设置在该弧形表面上的发光装置(56、57),例如,发光二极管。发光装置布置成可形成处于特定波长范围的较为均匀的光场,并在接口装置相对于病人的面部适当定位时,可将所发出的光以重叠的方式聚焦在病人的牙齿(71、73)上。适当的定位可通过多个光源来帮助实现,当接口装置适当定位时,光源可以预定的方式在可见光范围照射在病人的面部。为了除去此过程中在病人牙齿表面所产生的热,接口装置包括位于发光装置之间的空气通道和可将空气抽离病人面部的风扇。



1. 一种组件，其包括：

一个具有可形成弧形内部空间的凹形弯曲表面的光座；

设置在所述光座上的多个发光装置，其可将光照射到所述弧形空间中，每个发光装置布置成使所发出的光波瓣与其它装置发出的光波瓣相重叠，从而与所述多个发光装置中的其它装置形成一个组合的光场。

2. 根据权利要求1所述的组件，其中，所述多个发光装置布置成使所形成的所述光场在凸形表面上的强度相对较均匀。

3. 根据权利要求2所述的组件，其中，所述凸形表面基本上在二维方向上是凸的。

4. 根据权利要求2所述的组件，其中，所述凸形表面上的所述强度为 $10 - 300\text{mw}/\text{cm}^2$ 。

5. 根据权利要求2所述的组件，其中，所述相对均匀光强度通过透镜来实现，所述透镜聚积所述发光装置所发出的光，并形成光波瓣，所述光波瓣重叠并因此而组合形成所述光场。

6. 根据权利要求5所述的组件，其中，所述相对均匀光强度通过以下的任何一种或多种方式来引导所述波瓣而实现：与所述发光装置联成一体单个透镜；设置在所述发光装置附近的单个透镜；包含设置在所述发光装置前方的透镜的光传输膜片；使所述发光装置倾斜的所述弯曲表面上的扰动；精确地形成所述弯曲表面，将支座放置在所述发光装置和所述凹形弯曲表面之间。

7. 根据权利要求6所述的组件，其中，所述发光装置的所述倾斜是通过支座装置或在整个三维空间内所述光座的凹形弯曲来实现的。

8. 根据权利要求5所述的组件，其中，所述相对均匀光强度是通过每个所述发光装置供电电能的数字或模拟控制来实现的。

9. 根据权利要求5所述的组件，其中，所述相对均匀光强度是通过使用不同尺寸的发光装置来实现的。

10. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述表面在三维空间中的两个空间方向上是凹形的, 并在第三个空间方向上是线性的。

11. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述发光装置可发出光谱范围为300 - 900纳米的光。

12. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述发光装置可发出光谱范围为 $475 + / - 40$ 纳米的光。

13. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 有些所述发光装置发出位于同一名义波长范围的光, 而其它的发光装置发出位于另一个名义波长范围的光。

14. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 每个所述发光装置包括一个关联的透镜, 该透镜将该关联发光装置所发出的光进行聚焦, 以便形成以预定角度朝向的波瓣。

15. 根据权利要求14所述的组件, 其中, 所述波瓣具有不大于 30° 的锥角。

16. 根据权利要求14所述的组件, 其中, 不同的发光装置及其关联的透镜相对于它们各自在所述光座上的位置以不同的角度引导其波瓣。

17. 根据权利要求16所述的组件, 其中, 所述不同的角度通过使所述关联透镜动作来实现。

18. 根据权利要求16所述的组件, 其中, 所述不同角度通过使倾斜支座动作来实现。

19. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述多个发光装置以均匀的空间形状定位于所述光座上。

20. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述光源是固定在所述光座上的发光二极管。

21. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述光源是制造在一个与所述光座相连的表面的发光二极管。

22. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述发光装置是形成在一个与所述光座相连的表面的发光二极管。

23. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述发光装置是形成在所述光座上的发光二极管。

24. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述发光装置可发出大致相同的光强度。

25. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述发光装置制造在多个光带上, 所述光带机械固定在所述光座上。

26. 根据权利要求25所述的组件, 其中, 所述光带可滑动地定位在所述光座上。

27. 根据权利要求20所述的组件, 其还包括位于所述光座上的通道, 其允许空气流经所述通道。

28. 根据权利要求27所述的组件, 其还包括用于经所述通道将空气沿所述发光二极管的光输出方向的相反方向抽出的装置。

29. 根据权利要求1所述的组件, 其还包括连接到所述光座上的、用于放置所述组件的定位装置, 从而使所述弯曲表面相对于病人的牙齿处于预先选定的位置上。

30. 根据权利要求29所述的组件, 其中, 所述定位装置包括一个机械定位装置。

31. 根据权利要求29所述的组件, 其中, 所述定位装置是一个咬块。

32. 根据权利要求29所述的组件, 其中, 所述定位装置包括至少一个发出可见光的光源, 光源包括一个透镜, 该透镜可将所述光源发出的光聚焦在空间的预定点上。

33. 根据权利要求31所述的组件, 其中, 所述这对光源定位并定向成可形成两个光束, 所述光束会聚在距所述弯曲表面具有预定距离的点处。

34. 根据权利要求1所述的组件, 其中, 所述光座由柔性材料制成, 以便于改变所述弯曲表面的弯曲度。

35. 根据权利要求1所述的组件, 其还包括连接到所述光座上的光阻隔附件。

36. 根据权利要求35所述的组件, 其中, 所述光阻隔附件适合于阻隔位于所述光源波长范围的光。

37. 一种在用于洁白牙齿时放置在病人牙齿前方的组件, 其包括:

一个具有大致呈凹形弯曲表面的光座;

设置在所述表面上的多个发光装置, 每个发光装置布置成可使其所发出的光的波瓣被导向并叠加在其它所述发光装置的光场上, 光场位于所述牙齿的表面上。

38. 根据权利要求37所述的组件, 其中, 所述发光装置发出兰光。

39. 根据权利要求37所述的组件, 其中, 所述光大致集中在475纳米。

40. 根据权利要求37所述的组件, 其中, 所述发光装置是可发出兰光的LED。

41. 根据权利要求37所述的组件, 其中, 所述发光装置的所述波瓣重叠在所述牙齿上。

42. 一种组件, 其包括:

一个光座;

设置在所述光座上的多个发光装置, 每个发光装置布置成可形成一个光波瓣, 且发光装置布置成使其各自的光波瓣重叠在距所述光座具有预定距离的地方, 来自所述发光装置的光在该距离位置处的光强度为 $10 - 300\text{mw}/\text{cm}^2$ 。

43. 根据权利要求42所述的组件, 其中, 所述光波瓣重叠而形成尺寸约为一颗牙齿的光场。

44. 根据权利要求42所述的组件, 其中, 所述光波瓣重叠而形成可均匀覆盖多个牙齿的光场。

45. 根据权利要求42所述的组件, 其中, 所述光波瓣重叠而形成可均匀且同时覆盖病人的上8颗和下8颗牙齿的光场。

46. 根据权利要求42所述的组件, 其中, 所述发光装置可发出兰光。

47. 根据权利要求42所述的组件, 其中, 所述发光装置是可发出光谱范围为300 - 900纳米光的LED。

48. 一种便携式牙齿洁白装置, 其包括:

一个或多个光源;

至少一个光学输出装置;

发射装置, 其用于将光学输出装置支承和定位在病人口腔的外侧, 从而使光学输出装置可大致同时和均匀地照射病人的牙齿;

用于将光源连接到光学输出装置上的连接装置; 以及一个活动支承结构, 光源固定在该活动支承结构上。

49. 根据权利要求48所述的便携式牙齿洁白装置, 其中, 活动支承结构设置在轮子上。

50. 根据权利要求48所述的便携式牙齿洁白装置, 其中, 连接装置是至少一个光学纤维束, 其通过一个铰接臂进行定位, 所述铰接臂可将输出装置定位在从水平到竖直的任何角度上。

同步照射牙齿的装置

本申请是申请于1999年1月19日的美国专利申请09/233793的后续申请，这里作为参考对其进行引用。本申请要求申请于1999年10月8日的美国临时申请60/158499的优先权，这里也对其进行引用。本申请还要求美国专利申请09/641646的优先权，这里也对其进行引用。

【技术领域】

本发明涉及以美化的方式来校正和改变牙齿的外观，具体地说，本发明涉及一种用于光敏洁白牙齿的装置。

【背景技术】

长期以来，洁白的牙齿一直是人们在美容时所追求的目标。然而，令人遗憾的是，由于在食品、饮料、烟草和唾液以及如血液这样的内部因素、汞齐滋补品和诸如四环素这样的抗生素中存在色原（产生颜色的）物质，牙齿几乎在毫无干预的情况下就发生变色。通常可表现出着色外表的牙齿结构是珐琅质、牙质和既得表皮。牙齿珐琅质主要由无机材料构成，其主要以羟磷灰石晶体的形式存在，并还包括主要以胶原蛋白形式存在的大约5%的有机材料。相反，牙质由包含胶原蛋白的大约20%的蛋白质构成，其余由无机材料构成，主要是类似于珐琅质中的羟磷灰石晶体。既得表皮是位于牙齿珐琅质表面的一个蛋白质层，在充分地対牙齿进行清洁后，它就迅速改变。

人们(J. Of the Amer. Dental Asso., Vol. 128, Special Supplement, April 1997)已经提出了牙齿色斑分类系统，也就是N(Nathoo) Classification System分类系统。一种直接的牙齿色斑是N1型色斑，当色原材料粘附在牙齿表面就会发生类似于未粘附色原材料颜色的色变，从而形成N1型色斑。另一种直接的牙齿色斑是N2型色斑，其中，色原材料粘附到牙齿表面，并在此后连续地发生色变。最后，N3型色斑是一种非直接的牙齿色斑，其由无色材料（预色原体prechromogen）粘附到牙

齿上，并发生化学反应而转化成色原体，从而形成牙齿色斑。根据牙齿色斑在牙齿结构内所处的位置，其可以是外部的或内部的。例如，既得表皮的外部色斑会由于如鞣酸这样的化合物和其它多酚化合物被封闭和紧紧地粘附到牙齿表面的蛋白质层上而引起。这种色斑通常可通过刷牙这样的机械方法将所有的或部分的既得表皮与所相联的色斑一起去除，从而来清除掉这种色斑。相反，当色原体或预色原体渗透到珐琅质和牙质中并紧紧地粘附到牙齿结构中时就会产生内部色斑。也会由于色原体或预色原体的系统原因而产生内部色斑，例如，在珐琅质生长过程中当过量的氟化物侵入时就会引起黄色花斑或褐色斑点型的氟中毒式色斑。内部色斑不适合于用机械的方法进行清洁，通常需要使用化学物质，例如，过氧化氢，将其渗透到牙齿结构中，以便改变色原体的光吸收率。内部牙齿色斑通常难于处理，其比外部牙齿色斑更难于消除。

因此，用于洁白牙齿的混合物通常被分成两类：（1）包括牙膏在内的凝胶、软膏或液体，其可在着色的牙齿表面进行机械搅动，从而通过将着色的既得表皮磨蚀掉来清除牙齿色斑；（2）通过化学反应来洁白牙齿的凝胶、软膏或液体，其在特定的阶段与着色的牙齿表面接触时就会发生化学反应，此后就可将其清除。在一些情况下，用氧化或酶辅助化学过程或添加剂来对机械过程进行补充。

在可用于清除或分解牙齿色斑的化学方法中，最有效的混合物包含如过氧化氢这样的氧化剂，以便使色原体分子无色、水解或两者兼有的方式来破坏色原体分子。在一个最为普通的洁白牙齿的方法中，牙医专家将由病人的长牙制成的印模制造成一个定制的洁白病人牙齿的浅盘，并根据牙齿着色的程度来使用要发散到牙齿洁白浅盘中并在大约2周到6个月的时间内间断地消耗的氧化凝胶。这些氧化物通常包装在小的塑料注射器中直接由病人发散到定制的牙齿洁白浅盘中，并在口中停留的接触时间超过大约60分钟，有时长达8-12小时。洁白的速度较慢在很大程度上是因为配方要保持氧化物的稳定性。最普遍使用的氧化的混合物包括过氧化氢前体、混合有无水或少水成分的过氧化脲和包含甘油和/或丙二醇和/或聚乙二醇的吸湿的粘稠载体。当与水接触时，过氧化脲就分解

成脲和过氧化氢。与在吸湿载体中洁白的速度较慢有关，当前可购买到的洁白牙齿的混合物可使超过50%的病人牙齿过敏。牙齿过敏是由于流体穿过牙齿导管的运动造成的，并由牙齿的神经末梢进行感应。过氧化脲的载体增大了这种运动。事实上，甘油、丙二醇和聚乙二醇每个都会由于牙齿与热、冷、过甜的物质接触以及其它病因而引起牙齿敏感度发生变化。

牙齿过度与目前所用的用于洁白的混合物接触除了引起牙齿过敏外还具有很多不利的影响。这包括：由于去矿化作用，在PH值小于5.5时钙就会从珐琅质层上溶解下来；洁白剂渗透到未受损的珐琅质和牙质中，并到达活牙的髓腔中，由此而带来损坏牙髓组织的危险；用唾液稀释洁白混合物导致从牙医浅盘渗漏出并随后吸入。

另外，在牙医或牙科专家的指导下，将氧化物（通常它们具有较高浓度的氧化剂）直接作用于坐在牙科诊所支座上的病人的牙齿表面。理论上说，这种牙齿洁白方法的优点是可很快地取得效果，并总体上令病人满意；但是，由于包含在这些所谓的“在职”混合物中的氧化剂具有较高的浓度，如果不注意处理，它们对病人有害，并对医生同样有害。病人的软组织（牙龈、嘴唇和其它粘膜表面）必须首先通过利用多孔橡胶板（称为橡胶挡板）避免与活性氧化剂接触，而只有牙齿可从多孔橡胶板中伸出。另外，利用形状与牙龈轮廓相吻合并在高强度光源照射下可固化的聚合物质将软组织盖住，从而避免洁白过程中所用的氧化剂与软组织接触。当将软组织隔离保护后，医生可将氧化剂直接作用于着色牙齿表面一段时间，或者到牙齿颜色已发生充分变化时为止。通过使用室内牙齿洁白装置在受热激发或不受热激发的情况下，通常的可达到大约2-3级明暗度（通过VITA® Shade Guide, VITA® Zahnfarbik, Bad Sackingen, Germany测量得到）。

VITA® Shade Guide中的牙齿明暗度范围是从很亮(B1)到很暗(C4)。总共16级牙齿明暗度形成了位于亮度计的两个端点之间的整个颜色范围。随着牙齿明暗度发生变化，病人对牙齿洁白过程的满意程度提高了。通常，最小可接受的变化范围大约是4-5级VITA® 明暗度。

为了洁白牙齿，人们试图用热和/或光来激活过氧化物。US4661070就公开了一种用于洁白着色牙齿的方法，其包括将过氧化氢浓缩液涂覆到髓腔中或涂覆到变色牙齿的表面，接着将变色牙齿暴露在由紫外光和红外光构成的光能量下进行照射。其优选的光波长是320-420纳米和700-1200纳米，排除了可见光谱（波长为500-700纳米）范围的光。该方法有两个严重的缺陷：（1）紫外光对病人和医生有害，（2）红外光如果不能仔细地进行处理会导致无法治愈的牙髓炎。

上述这些缺陷部分地在US4952143中有所涉及，该专利公开了一种洁白牙齿的装置，该装置可滤掉紫外光并具有一个温度调节机构。其所采用的可见光波长范围是450-500纳米和650-750纳米，并形成暗红/紫红色的光束以便于对装置进行瞄准和聚焦。

US5032178公开了一种可提高牙齿洁白功效的混合物和方法，其采用“光能量”最好是400-700纳米可见光波长范围的光进行照射。该专利所公开的混合物要求使用（1）惰性硅胶剂，（2）催化剂（一水硫酸锰或硫酸铁），（3）用于使混合物产生触变塑性和增稠的制剂，例如纤维素醚和乙烯甲醚，（4）用于指示对牙齿的洁白处理过程完成的装置，其包括一个氧化还原颜色指示器，用于在一个给定时间段内根据过氧化氢的分解状态将一种颜色转化成另一种颜色。其所描述的混合物在使用之前要均匀地混合，且所需的全部成分包括催化剂在内都要均匀地散布到混合物中。由于存在大量的无机硅微粒，因此，所述混合物对400-700纳米的光不高度透明。基于该专利的商品混合物（可从Shofu Dental Corporation, Menlo Park, CA购买到，注册商标为Shofu Hi-Lite®）证实这些制剂对可见光不是透明的，而是完全不透明的。与在洁白牙齿的过程中不使用光能量而只用混合物所获得的结果相似，利用该混合物和方法通常可使牙齿颜色提高大约2-3级VITA®明暗度。

US5240415公开了一种洁白牙齿的装置，其包括一套多部件工具，所述工具的一个所需的部件是烟雾化的硅石。如上所述，硅石使含水混合物变得对可见光不透明。另外，使用这种混合物可使牙齿明暗度提高大约2-3级VITA®明暗度。

最近, Ultradent Products, Inc, South Jordan, UT开发了一种用于在牙科诊所的可控环境下可对牙齿进行洁白处理被称为Opalescence Xtra的商品。该产品是基于US5785527而开发出的。该商品装在塑料注射器中, 且在其附带的说明中被描述成一种包含大约35%过氧化氢的光敏牙齿洁白凝胶。该商品在25℃时的净PH值大约为4.0。该产品可通过聚合物增稠成稀疏的胶状粘稠度。另外, 所销售的和US5785527所述的产品包含亮橙色的颜料或染料(胡萝卜素), 其可能是用作“感光剂”。制造商还声称感光剂可吸收光能量并将其转化成热能, 从而提高作为牙齿洁白剂的过氧化物的活性。前述混合物中存在吸光剂使得其对波长约为400-700纳米的光是不透明的。用波长为400-700纳米的光对该混合物进行照射就会使橙色逐渐褪去, 这可能是由于在过氧化氢存在的情况下具有光漂白效果的原因。作为比较的临床结果表明牙齿颜色提高大约3-4级VITA®明暗度, 这很大程度上是依赖于混合物与牙齿表面的接触时间, 而不是任何特定的光或热的激发作用。另外, 由于羟磷灰石晶体分解(这在PH值为5.5左右或更低时发生), 商品的低PH值使牙齿珐琅质的显微硬度降低。

在光敏/热敏牙齿洁白过程中所用的装置包括可从Union Broach a Health\chem Company, New York, NY购买到的Union Broach Illuminator System。如制造商所述, 该装置可对成人口腔前部所能看到的所有牙齿进行全光谱范围的直接照射。但是, 由于牙系是弯曲的, 因此, 该装置不能均匀地照射到位于上下牙弓前部的所有16颗中间牙齿。这就可能导致不均恒的结果, 另外, Union Broach的装置产生大量的热, 这使病人感到不舒服, 并可能损坏牙齿。

因此, 需要对这种用于洁白牙齿的混合物、方法和装置进行改进, 来克服上述现有技术中所存在的缺陷。特别是, 需要使这种用于洁白牙齿的混合物和方法可快速和安全地来洁白牙齿, 而不会损坏牙齿的珐琅质、牙质或牙髓。本发明的混合物和方法就是为了满足这种需求而提出的。

本发明的一个目的是提供一种可快速和安全地洁白牙齿的组分和方法，其可通过利用光能来进行激活或催化。

本发明的另一个目的是提供一种洁白牙齿的组分，其可将达到病人和医生满意的给定牙齿洁白程度所需的处理时间缩短。

本发明的再一个目的是提供一种洁白牙齿的组分，其对牙齿色原体可吸收的波长范围的光能量是透明的，从而使牙齿珐琅质表面与所述洁白牙齿的组分相接触时允许所述的光照射到牙齿珐琅质表面。

【发明内容】

本发明提供一种用于洁白牙齿的方法，其中，着色的牙齿表面与(i)对光敏光线是透明的洁白牙齿的组分和(ii)可对经该洁白牙齿的组分进行传输的光波长敏感的感光剂相接触，并在与该组分和感光剂接触之后，将牙齿暴露在对生物体是安全的且具有有效量级的光化光线下，从而增强该洁白牙齿的组分中的氧化物的能力来快速地洁白牙齿。

本发明还公开了一种洁白牙齿的方法，其中，着色的牙齿表面与一种氧化物接触，该氧化物对牙齿色斑色原体可吸收的光波长是透明的，然后，再将处理过的牙齿暴露在对生物体是安全的且具有有效量级的那些相同波长的光线下，以便快速地洁白牙齿。

本发明还公开了一种用于洁白牙齿的组分和混合物，其中，位于成人上下牙弓的最少8颗中间牙齿可同时均匀地用对生物体是安全的且具有有效量级的光化光进行照射，以便快速地洁白牙齿。

本发明是通过这样的一种结构来实现对现有技术的改进的，其中，用于洁白牙齿的组分涂覆到病人的牙齿上，放置在病人口腔外侧位置的接口装置包括用于发出适合于同时作用于病人的全部牙齿并由此来加快牙齿洁白过程的光的装置。

在一个实施例中，接口装置具有与现有技术接口装置的弧形表面没有什么不同的弧形表面，该接口装置包括一组发光装置，例如，发光二极管。发光装置布置成可发出具有特定范围波长的相对均匀的光场，并且还布置成在接口装置相对于病人的咬合平面适当定位时可大致将所发出的光聚积在病人牙齿上。在一个实施例中，通过多个光源来辅助定位，

在可见光范围，该光源以预定的方式照射病人的面部。在另一个实施例中，接口装置与固定在病人牙齿之间（也就是，位于咬合平面的）的定位装置对准。为了将在处理过程中在接口装置中所产生的热除去，接口装置包括通风道和可将空气经接口装置抽出并离开病人面部的风扇。

【附图说明】

图1是在光敏洁白牙齿过程中用于照亮位于上下牙弓的八颗中间牙齿的装置的示意图。

图2示出了在光敏洁白牙齿过程中用于照亮位于上下牙弓的八颗中间牙齿的两个装置所处的位置。

图3是波谱比较图。

图4是光衰减的光谱曲线图。

图5示出了一个便携式牙齿洁白装置。

图6是根据本发明原理制成的一个牙齿洁白装置的分解透视图。

图7是该装置的后视图。

图8示出了一个沿三个方向弯曲的表面，其中，发光装置设置在该表面上。

图9示出了一个臂形件的端头，其中，图6所示的装置可固定在该臂形件上。

图10示出了发光装置的光谱图以及可由光聚焦而获得的光谱图。

图11示出了表面15和多个由位于表面15上的光源发出的光谱波瓣，其中，波瓣相互重叠，因此，光线叠加在能量基上而形成组合的光场。

图12示出了带有单排发光装置的结构。

图13示出了在图6所示的装置中只采用两排发光装置的结构。

图14示出了一种使用倾斜支座的结构，其中，发光装置安装在倾斜支座上，从而使来自不同装置的光波瓣相互交叉重叠。

图15示出了一种采用弯曲表面15来使光波瓣重叠的结构。

图16示出了一种用于图1所示装置的直线排列的LED。

图17示出了一种可用于图1所示装置的交错排列的LED。

图18示出了位于件10的后（弯曲）表面上的LED的电连接结构。

图19示出了一种可将LED夹在图1所示装置的件10中的滑动条带的结构。

图20示出了可将LED边缘安装在图6所示接口的件10上的滑动微型电路板的另一种结构。

【具体实施方式】

下面将对本发明的优选实施例进行描述。这些实施例仅仅是示意性的，而不是为了限制本发明。由于下面对本发明实施例所进行的描述是针对本领域普通技术人员而作出的，而不是作为制造或使用用于洁白牙齿的组成物或者关于采用该组成物的装置的入门教材，因此，对于本领域技术人员所公知的基本概念和标准结构就不再详细进行描述了。诸如选择适当的结构材料或配料、操作条件或制造技术等已经是公知的或者易于本领域技术人员所掌握。为了更详细地理解本发明所涉及的这些概念和其它的概念，可留意本领域的教科书和参考书；例如，可参见Kirk-Othmer Encyclopedia的Chemical Technology 第4版，卷4（1992）、卷13（1995）、卷18（1996），John Wiley & Sons, NY；Goldstein和Garber的Complete Dental Bleaching, Quintessence Publishing Co. 1995；以及前述的Journal of the American Dental Association, 1997年4月第128卷的特别增刊（Special Supplement），这里对它们进行引用以有助于理解本发明。本发明的组成物和方法来自于当光化射线穿透直接位于需要进行洁白的牙齿表面上的氧化物时就可迅速洁白牙齿这一意想不到的发现。这一发现与现今所有的包括直接散布并均匀遍及在氧化物上的吸光（或热）添加剂在内的组成物均相互对立。另外，本发明的组成物允许光化射线以高于现有技术吸光组成物的释能密度到达染色牙齿的表面。因此，与现有技术的组成物和方法相比，可更为有效地利用光化辐射，在现有技术中，其组成物对大部分波长的光不透明且直接被光化辐射激发。由于在牙齿表面的极小毫米的珐琅质和牙质上形成最大的氧化活性度，因此，本发明的组成物和方法在去除牙齿色斑方面是

非常有效的，且在很多情况下利用少量的活性氧化剂，因此而获得一种可用于口腔的安全组成物。

在此，术语光化射线表示可被外部感光剂或本生固有的牙齿色原体所吸收的光能量。光敏光化射线表示被特定的感光剂所吸收的光，色敏光化射线表示被一个或多个牙齿色原体所吸收的光。术语“光化射线”和“光化光”是可互换使用的。

而且，术语“透明”表示在特定的波长或在一个波长范围内有超过70%的光透过。另外，除非另有说明，所有组分的配料百分比都是重量百分比。

尽管最好是使感光剂聚积或集中在既得表皮、珐琅质和牙质（与大部分牙齿色斑有关的三个牙齿结构）内，但是，以各种方式来使用本发明的用于洁白牙齿的组成物都是有效的。最好，在着色牙齿表面与氧化物接触之前使该着色牙齿表面与感光剂相接触。在此，感光剂可渗透到牙齿结构中，从而在与氧化物接触之前并且在暴露于光化辐射源之前出现在牙齿色原体位置上。

能达到所需的牙齿洁白效果的感光剂包括以口腔安全极限值而确定的生物体可接受波长来吸收光能量的任何合成物。通常，这些波长的范围大约是350-700纳米，涵盖了一部分UVA光谱（300-400纳米）和大部分可见光谱（400-700纳米）。可将光能转化成化学能发热的合成物包括半导体微粒（特别是纳米级的二氧化钛和氧化锌）、苯酮的衍生物、苯并三唑的衍生物、双酮（例如樟脑醌和苯偶酰）、金属配体配合物（例如：草酸铁钾、葡糖酸锰和各种金属-bisphosphonate 螯合物）、酞花青金属复合物等。一种适当的光敏复合物的特例是微粒尺寸为5-20纳米的氧化锌水性悬乳液。任何可吸收波长范围约为350-700纳米的光的光子，然后再将所述光的光子单独或在存在辅助氧化剂的情况下转化成可用于氧化的能量的分子微粒都可用于本发明。

最好，本发明感光剂具有可使其有效地渗透到珐琅质和牙质的较深结构中的微粒尺寸、带电量、PH值和疏水性/亲水性。感光剂越容易渗透到牙齿结构中，那么当感光剂暴露在适当波长和能量的光化射线时，

所述的能量就越可能在色斑位置处或在其附近转化成氧化活性。尽管具有可阻止或限制渗透到较深的牙齿结构中的微粒尺寸、净电荷量、PH值和/或疏水性/亲水性的感光剂可用于本发明，但可将其限制为可除去和/或消灭掉位于牙齿外表面的色斑（外部附带的染色斑）。

特别优选的感光剂是可吸收波长约为350 - 700纳米光的普通级水溶性金属配体配合物。在此，术语“配体”表示可在水溶液中与金属离子相整合或缔合从而使所述金属离子的活化性、溶解性或其它任何物理特性发生变化的有机分子。这种金属配体配合物也就是所知的金属配位复合物。适当的金属离子包括铁、锰、铜以及其它的过渡金属离子。可同时使用或存在各种的价态。金属离子可存在于唾液、齿菌斑或牙齿表面的既得表皮中。金属离子也可通过氧化物结构而形成某种牙齿色斑。适当的金属离子配体包括可在水溶液中与金属离子缔合而形成可吸收波长约为350 - 700纳米的光的水溶性金属螯合物的螯合剂。这里作为示例而不是限制性的金属配位复合物由铁、锰和铜与螯合剂缔合而成，上述螯合剂可以是乙二胺四乙酸（EDTA）、二亚乙基三胺五乙酸（DETPA）、次氨基三乙酸（NTA）、1-羟基亚乙基-1,1-二膦酸、乙二胺四（亚甲基膦酸）、二亚乙基三胺五（亚甲基膦酸）和例如山梨醇、木糖醇、甘露醇、麦芽醇、乳糖醇和EP443651中所描述的其它非羧化多羟化合物这样的多元醇，这里作为参考对EP443651进行引用。可与金属离子形成吸光配位复合物的任何有机多合螯合剂可在本发明的用于洁白带色斑的牙齿的复合物及其方法中进行使用。

多种本发明的金属配体配合物具有依赖于PH值的吸收光谱；总之，这种配合物在PH值约大于4.0时具有350 - 700纳米的较大的波长吸收范围，在此范围所吸收的光随着PH值的增大而增大。例如，在1-羟基亚乙基-1,1-二膦酸和铁离子之间所形成的含水复合物在PH值为3.0时对于可见光实际上是透明的，但当PH值增大到7.0时，位于350 - 500纳米光谱范围的光就被强烈地吸收了。

在有些情况下，感光剂前体可直接包含在氧化物内，这样它就不便于吸收400 - 700纳米可见光范围内的光。但当与牙齿表面接触时（当与

氧化物是液体、凝胶或固体，其对于可在牙齿表面激活感光剂的光波长来说是透明的；不然，位于牙齿珐琅质表面光化辐射源与感光剂之间的氧化物膜或层将使光能量受到衰减。由于牙齿珐琅质表面就是牙齿色斑所处的位置，因此，最有效的洁白牙齿的方法应当在大部分或所有的光能量到达牙齿珐琅质表面处的感光剂时进行。一种可透过波长为380 - 500纳米的光能量的适当复合物是PH值约为7.0的6%的过氧化氢凝胶，其用中性羟基聚甲烯增稠至大约100000cps。

采用可透过感光光化射线的氧化物的另一个意想不到的好处是某些波长的光好象是以促使它们氧化到无色状态的方式被牙齿色斑所吸收。反射研究表明牙质和珐琅质可透过绿光，反射黄/红光并吸收兰光。尽管不想被特定的理论束缚，但是，光是被导致牙齿产生色斑的微粒所吸收的；因此，牙齿色斑是与感光剂相类似的方式产生的。特别是，暴露于特定波长下可提高pi电子羰基（ $C=O$ ）、双键（ $C=C$ ）和共轭双键（ $C=C-C=C$ ）部分的能量状态级，并使它们更易受到诸如过羟基阴离子（ HOO^- ）、过氧酸阴离子（ $RCOO^-$ ）这样的活性氧化剂和诸如羟基（ HO^* ）和过羟基（ HOO^* ）这样的基团的作用。为了消除或溶解成色物，必须克服上述的一个吸光部分和一种活性氧化剂之间的反应激活能量；因此，通过将吸光分子内特定化学键中的电子能量级从正常的pi成键轨道提高到pi反键轨道，光辅助色原体侵蚀作用可更为有效地破坏导致牙齿色斑的分子。尽管在较少稳定的pi反键轨道，吸光双键具有很大的单键性能，并很容易受到象过氧化物和过氧酸这样的氧化剂的作用。理论上，特定能量和波长的光化光线可简单地通过上述过程将牙齿色原体微粒作为感光剂以提高给定的氧化物与所述牙齿色原体相接触的效力。

根据本发明的一个特定实施例，一种光敏洁白牙齿的方法包括使牙齿珐琅质表面与感光剂接触，然后使感光剂处理过的牙齿表面与氧化物接触，再将牙齿表面暴露在可使感光剂活化的光能量下，而感光剂又可使牙齿珐琅质表面的氧化物活化。

根据本发明的另一个实施例，一种光敏洁白牙齿的方法包括使牙齿珐琅质表面与一种包含感光剂前体的氧化物下接触，而所述前体只在与

氧化物一起位于牙齿表面时)，感光剂前体可与金属离子例如存在于唾液或珐琅质和牙质缝隙中的离子相结合，从而就地形成在光化辐射下可使氧化物活化的活性感光剂。显然，只有那些在高氧化环境稳定的化合物才适合于直接包含在氧化物中。这种化合物例如可以是1-羟基亚乙基-1,1-二膦酸（其可在市场上购买到，商品名为Dequest 2010，并由Monsanto Corporation, St. Louis, MO销售作为60%的活性溶液）。

作为感光剂的某种金属螯合物的性能在各学者的著作中都有说明。例如，Van der Zee等人（Free Radical Biology & Medicine 1993年第14卷第105 - 113页的“Hydroxyl Radical Generation by a Light-Dependent Fenton Reaction”）描述了在螯合剂和过氧化氢存在的情况下从Fe(III)到Fe(II)的光媒转化过程。在300纳米的光作用下Fe(III)螯合物还原产生Fe(II)可稳定地进行约30分钟，根据特定螯合物所进行的研究，转化成Fe(II)的范围大约是40 - 80%。因此，Fe(II)激发产生过氧化氢的Fenton型分解，并产生由电子自旋共振(ESR)自旋俘获和检测的羟基。作者并不建议或暗示将这种光化学反应应用于色斑例如人牙齿中所存在的色斑的氧化过程中。

实用的氧化物包括液体和凝胶，其最好包含过氧化物或过氧酸。这种氧化物包括但不限于过氧化氢、碳酰胺的过氧化物、碱金属过氧化物、碱金属过碳酸盐和碱金属过硼酸盐。通常，希望在用于洁白牙齿的组分中使用过醋酸（例如在消除由四环素所引起的极难消除的牙齿色斑时）这样的过氧酸化合物。过氧酸可直接包含在氧化物中（只要保持使波长约为350 - 700纳米的光能量透过）。另外，过氧酸在作用于牙齿表面之前可由两个或多个单独的过程（其一包括诸如甘油三乙酸酯这样的过氧酸前体，其二包括上面所列的氧化物中的一种）组合而成。最好，过氧酸通过在牙齿表面作用氧化物之前与过氧酸前体接触而就地形成；从而过氧酸只在着有色斑的牙齿结构上及牙齿结构内形成，这对洁白牙齿是非常有益的。适当的过氧酸前体包括但不限于甘油三乙酸酯、乙酰化氨基酸、乙酰水杨酸、和N,N,N',N'-四乙酰乙二胺、乙酸乙烯酯聚合物和共聚物、乙酰胆碱和其它生物体可接受的乙酰化的化合物。

所述牙齿表面接触之后才吸收波长范围为350 - 700纳米的光化射线。当感光剂前体成为光吸收剂时，牙齿表面暴露在可使具有吸收性的感光剂活化的光能量下，上述具有吸收性的感光剂又可使牙齿表面的氧化物活化，并因此而洁白牙齿。

根据本发明的又一个实施例，一种光敏洁白牙齿的方法包括使牙齿珐琅质表面与氧化物接触，然后再将上述牙齿珐琅质表面暴露在与牙齿色原体分子吸收波长相适应的光化射线之下。在该实施例中，优选的光波长为约350 - 700纳米，最好是约380 - 550纳米，更好是约400 - 505纳米。在上述所有的方法中，氧化物必须对光化射线是透明的，以便于使特定波长的光能量可到达牙齿的表面及其下层的结构。

根据本发明的再一个实施例，一种光敏洁白牙齿的方法包括在牙齿珐琅质表面与氧化物接触之前使其与过氧酸前体接触，然后象上述那样再暴露于光化射线下。过氧酸前体可与感光剂一起或与其隔离地放置在牙齿表面上。

通过纤维光学光导装置将光引导到单个牙齿的表面就可单个地处理着有色斑的牙齿。在此情况下，几个着有色斑的牙齿顺次暴露在光线下，在此过程中，牙科医生或卫生学家将光导装置从一个牙齿移动到另一个牙齿。这一过程对于牙科医生或卫生学家来说劳动紧张而强度大且又费时，而对病人来说又是及其令人乏味的。另外，通过直接由形状基本类似于牙弓的光源进行照射，或通过由可一次照射所有前牙的光导纤维或装置间接进行照射来使所有的着有色斑的牙齿同时进行光照。

图1示出了一种可同时均匀照射至少八颗位于上下牙弓的中间牙齿的装置。该优选实施方式具有三个精密设置在三个前（病人面向的）表面1、2和3上的线性光学输出装置11、12和13。在一个更为优选的六杆式实施方式中，如图2所示，两个三杆式装置一个叠置在另一个之上而在病人所面向的前部表面上形成六个光学输出装置。

尽管图1和2分别示出了具有3个和6个输出装置的实施方式，但可以预计，该装置可具有从一个到多个任意数目的输出装置或发射装置。每个输出装置由最终与光源相联的单个纤维或纤维束构成。美国申请

09/233793就描述了一种可同时均匀照射至少八颗位于上下牙弓的中间牙齿的装置，这里作为参考对其进行引用。该装置的一个优选的实施方式是具有精密设置在三个前（病人所面向的）表面上的三个线性光学输出装置。该装置的一个更为优选的实施方式是具有两个相互叠置的三杆式装置，从而在前部病人所面向的表面上形成六个光学输出装置。本发明的另一个实施例包括从一个到多个任意数目的输出装置或发射装置。每个输出装置可包括最终与光源相联的一个单独的纤维或纤维束。具有3或6个输出装置的实施方式是优选的，因为它们可均匀地照射8颗或更多颗中间牙齿，并不会在制造过程中产生更多的问题或增大制造成本。当然6个以上的输出装置也是可行的，且事实上更有益于均匀照射。

所设置的装置的前表面所给出的输出图形是这样的，即，来自每个光学输出装置的组合光束会聚在一起来照射位于上下牙弓或位于从门齿到第一个前白齿的每半个牙弓区域的至少8颗中间牙齿，普通男性的每半个牙弓的总区域大约是 10.4cm^2 。尽管在图1中显示的是直线型的，但这些输出装置可以是任何的形状，例如，圆形、三角形或直线形。优选为直线形。优选实施例具有6个直线型输出装置，每个输出装置的长宽比大约是 $16 \pm 20\%$ ，也就是长宽比为12.8比19.2。在最佳实施例中，由输出装置所发出的照射在8颗上下中间牙齿的80%的光位于大约0.9-1.5英寸宽且大约从顶部牙齿珐琅质的顶部到底部牙齿珐琅质的底部的距离之间的区域内。每个光输出装置最好通过两个源自远处光源的玻璃或塑料光纤纤维束与远处光源相联，上述纤维束通过承窝20进入装置中并终止于三叉直线输出窗口。在纤维没有中断的情况下，所观察到的纤维传输的不均匀性是极小的。在每个输出或发射装置表面上从点到点光输出量的波动范围应不超过约 $\pm 10\%$ 。

无论对牙齿色斑的照射是单独进行还是整体进行，由直接或间接光源所发出的光可以是连续（在整个过程中是“导通”）、间断连续（主要是“导通”，并带有较短的间断）、脉动（以预定的时间顺序和强度“导通”和“断开”）或连续、间断连续与脉动的组合。在一个优选实施例中，大约 $10-200\text{毫瓦}/\text{cm}^2$ 的光连续地作用于牙齿的前表面总共大约

10-90分钟。在一个更为优选的实施例中，大约100-160毫瓦/cm²的光连续或伴有短间断连续地作用于牙齿的前表面大约10-30分钟的时间，然后中断或“断开”大约1-10分钟，重复循环大约40-60分钟。在一个设想的本发明实施例中，一个基于反射原理的反馈机构可用于监测洁白的效果并调整所作用的光化射线的总量。在本发明全部的实施例中，光源的设置影响作用于牙齿的能量通量，因为距离增大释能密度降低。光源的优选位置可根据装置的精确特性进行变化。对于上述装置而言，装置设置的优选距离是从牙齿表面的前方到其前方大约2.0”（当从光源中部测量到中间牙齿时）的地方，且最好是大约1.75”。

上述装置可进一步设计为一个如图5所示的便携式洁白牙齿的装置。该便携式洁白牙齿的装置包括一个或多个可处理任意数目牙齿的灯。在一个优选实施例中，便携式洁白牙齿的装置一次可同时处理至少16颗牙齿。便携式洁白牙齿的装置还包括一个光导纤维传输系统、一个柔性铰接臂和一个设置在轮子上的便携式支承结构。最好，便携式洁白牙齿的装置具有控制面板。在一个更为优选的实施方式中，便携式洁白牙齿的装置具有一个用于控制接入和使用的键卡系统。最好，该键卡系统是带有Smart Card[®]的Bull[®]SafePad[®]读取机。

最好，本发明的装置具有一个位于机架上的治疗灯。优选的治疗灯是Demetron[®]。优选的治疗灯发出大约位于兰光波长区域的光。最好，治疗灯具有滤光器，以保护操作者的眼睛免受来自治疗灯所发出的失控光的侵害。

优选的便携式支承结构的尺寸约为24”×15”，高度为31”，且具有一个臂件，其在堆置位置增加大约20”的高度。

控制面板具有开/关按钮、校正按钮和用于控制照射时间的按钮。校正按钮用于校正系统以保证准确地设定能量。最好，控制面板倾斜于竖直方向大约45°，以便于操作者观察。

整个便携式洁白牙齿的装置位于轮子上，并具有一个柔性的臂。装置是便携式的，并可在轮子上滚动。臂具有固定到支承结构上的用于传输光的玻璃或塑料纤维。如图5所示，支承结构为柔性臂提供了一个较宽

特别是, 优选可发出波长范围约为350 - 700纳米光化射线的光源, 这里所述的感光剂和引起牙齿产生色斑的牙齿色原体分子主要是吸收该范围的光谱。最好是选择可发出波长范围约为400 - 505纳米光化射线的光源。输出均匀度应当位于在光线通过玻璃或塑料纤维传输到设置在病人牙齿之前的光学输出装置时的光束区域内大约 $\pm 10\%$ 的范围。尽管没有对这种纤维的输入和长度尺寸进行限定, 但优选直径约为10毫米和长度为3米(约10英尺)的纤维。再者, 尽管没有对这种纤维的输入和长度尺寸进行限定, 但是, 对于便携式洁白牙齿的装置而言, 最好使用直径约为10毫米、长度约为6.5英尺的纤维。可通过可产生过滤成波动度不超过约 $\pm 10\%$ 波长的连续电磁波的光源, 或者通过可产生发射直线光谱的光源, 或者通过两者结合来提供能量。可发射优选波长范围的光化射线的适当的灯包括线性闪光灯、钨丝卤素灯、金属卤素灯、氙短弧灯、汞短弧灯、汞氙短弧灯、氩等离子弧灯和氩短弧灯, 二极管激光灯和发光二极管(LEDs)也包括在其中。经双色滤光片过滤成波长约为400 - 505纳米的两个Mejiro BMH 250瓦金属卤素灯的输出量就符合这些标准。

本发明的另一个实施例提供一种具有多个发光装置(例如光导纤维输出装置或LED发射装置)的接口装置, 上述发光装置可将较为均匀的光能量场发射到牙齿的位于唇侧的表面上。该接口装置具有类似牙弓的形状。但是, 可将所有形状的接口装置制成可将均匀的光场发射到牙齿的位于唇侧的表面上。在此, 术语光场表示发射到表面上的光。术语均匀的光场表示能量通量在光所发射到的表面上保持恒定。图6是接口装置100的透视图, 为清楚起见, 将其分成两个主要部件(部件10和11)。图7是图6所示部件11的后部透视图。接口装置100由通过胶粘结的两个部件10和11构成。

部件10具有弯曲部分15和月牙形突出部分14, 弯曲部分15的端部边缘带有侧壁12和13, 月牙形突出部分14沿垂直离开弯曲部分15的凸表面的方向延伸。为了描述这些部件, 图6中建立了坐标 x 、 y 和 z 。如这些坐标所示, 弯曲部分15的凹形表面关于 x 轴对称, 并满足由下述方程所确定的抛物线 $x = a \cdot z^2 - |y|$ 和 $0 \leq z \leq z_1$, 其中 a 为正的常量。弯曲部分15

的铰接范围，从而可使系统在任何的牙科支座上进行使用，而且病人可坐在一个较为宽泛的范围内。例如，本发明的便携式洁白牙齿的装置可应用于诸如典型的牙科诊所、正牙诊所、行船中的spas等牙科支座上。而且也可将其移到旁边以便于保藏。臂具有柔性从而可允许输出装置定位在任何的角度位置上，而这在对位于斜靠位置或坐立位置或两者之间的任何角度位置上的病人进行洁白牙齿是必须的。例如，如图5所示，光的头部区域（1）可处于水平位置来对坐立的病人进行处理。头部区域也可大致调整到竖直位置来对斜靠的病人进行处理。头部区域也可在水平与竖直位置之间的其它任何角度位置上进行调整。臂的柔性还可使便携式洁白牙齿的装置在牙科座椅的左侧或右侧进行使用。

在本发明的一个优选实施例中，臂的柔性是通过图5所示结构来实现的，该结构具有三个可大范围运动的万向接头。具体地说，第一万向接头（2）设置得最靠近台面，可绕垂直于或大致垂直于台面的轴线作几乎为 360° 的运动。第二万向接头（4）设置在第一支承臂（3）和第二支承臂（5）之间，也可绕垂直于或大致垂直于台面的轴线作几乎为 360° 的运动。第二万向接头（4）还可在竖直方向大致为 $\pm 45^{\circ}$ 的范围内运动。第三万向接头（6）设置在头部区域（1）和第二支承臂（5）之间，也可绕垂直于或大致垂直于台面的轴线作几乎为 360° 的运动。第三万向接头（6）还可在竖直方向大致为 $\pm 90^{\circ}$ 的范围内运动。

在本发明中可采用多个不同的光化辐射源。通常，本发明可采用所发射的光化射线的波长范围必须可激活本发明的感光剂或提高牙齿色原体的能量状态的任何光源。特别是，可发射光化射线的光源应对生物体是安全的并且是有效的，特别是对那些发射有限量红外光（波长为700纳米和700纳米以上）的光源更为如此。红外光更易于穿透牙齿结构并可使牙髓（pulpal）组织内的温度升高。

最好，在本发明的洁白牙齿的方法中采用只发出那些可激活本发明感光剂和/或牙齿色斑色原体的波长的光源（带有滤光器）。通常认为长时间内牙髓温度升高超过 5.5°C 就会不可逆转地损坏牙齿结构。

在 x 和 z 方向是凹形的,在 y 方向是直线形的。因此,弯曲部分15在 $0 < x < a \cdot z$ 的空间范围内形成一个拱形通道。月牙形突出部分14位于在曲线 $x = a \cdot z$ 和曲线 $x = (a + \Delta) \cdot z^2 - b$ 之间 $y = -y$ 的 x - z 平面上, Δ 和 b 为正的常量。在弯曲部分15的凹形表面上设有多个发光装置16,例如发光二极管(LED)。在图6中,LED成列设置。突出部分14包括一系列的孔17。

部件11具有弯曲部分18,弯曲部分18的曲率略大于弯曲部分15的曲率(例如,其由曲线 $x = (a + \Delta) \cdot z^2 - b$ 确定)。除了常量 Δ 和 b 为正值之外,还可对其进行调节,从而在弯曲部分18的底部弯曲边与突出部分14的外侧弯曲边相接合时,使弯曲部分18的竖直边与侧壁12和13的外侧边相接合。部件11还具有一个形状与突出部分14相同的上突出部分20。因此,当部件10和11相接合在一起时,在其所形成的接口装置100内形成一个中空的空腔。

部件11还具有一个大致位于弯曲部分18中部(见图6)的圆形的开口19(见图7所示部件11的后部透视图),在弯曲部分18的突出侧设有一个大致可覆盖开口19的壳体23,风扇21安装在壳体23中。如上所述,在部件10和11相互接合在一起时,在接口内形成一个中空的空腔,随着空气经孔17被吸入空腔,风扇21将空气抽出接口装置100的空腔。这样空气就可将由于电能转化为光能(在发光装置中)过程中所固有的无效能量在接口装置100中所产生的热量带出。

应当理解,对于至此所描述的部件而言,接口装置100最重要的是发光装置设置在接口装置上并面向病人的牙齿。对于至此所描述的部件而言,另一个较为重要的方面是凹形并大致对称的接口装置100的表面和用于使空气穿过接口装置的装置。

发光装置最好设置在凹形表面处,因为这样就更容易在位于大致对称且呈凹形的齿龈中的病人牙齿上产生较为均匀的光密度场(单位面积上的功率)。其它的形状也是可以的,当然,有些形状是无助于将光聚积在病人牙齿上的(例如,平表面15),而其它的形状则更有助于将光聚积在病人牙齿上(例如,如图8所示,满足方程 $x = a \cdot z^2 + b \cdot y^2$ 的表面)。

最好要设置通气装置，至少对于现有技术而言是这样的，因为已有的可设置在表面15上的发光装置在将电能转化为光能的过程中会产生热量，作为其无效转化能量的自然副产物。也就是产生“ I^2R 的热量”。最好经接口装置100吹入空气并使其离开病人的脸部来将热量带走。因此，所述实施例包括孔17、设置在部件11后部的开口19、壳体23和风扇21。当然，这仅仅是一种示例，可将热量带走的其它方法也是可以的。例如，壳体23可以仅仅是一个连接有软管的管接头。将风扇19（或者可产生压差的任何其它的装置）设置在软管的远端。

如图6所示的接口装置100，侧壁12和13每个都包括两个发光二极管（分别为31、32和33、34），其可用于引导接口装置100在病人牙齿前方进行定位。这些二极管可以是可发出可见光（例如红光）并包括可将光束聚焦在预选方向上的聚焦透镜的普通LED。特别是，在接口装置100设置在病人口腔的适当位置以便于由表面15上的发光装置所发出的光来较好地对牙齿进行洁白处理时，LED31和32所产生的光束会聚在选定于病人面部表面上的空间预选点上。为实现光束的这种定位，由LED31产生的光束可向LED32倾斜，而由LED32产生的光束可向LED31倾斜。最好，将光束聚焦在两束光（分别由LED31和32所发出的）所会聚的那一点上，但这不是必须的。可采用平行光和略微偏斜的光。用于产生LED31和32光束的透镜是普通透镜。这对LED33和34与LED31和32的布置方式相同。应当理解，采用一对LED仅仅是出于示例性的。甚至可使用一个LED，只要其可有效地将光聚焦在距离表面15预定距离的点处。当然，也可采用两对以上的LED。

另外，有关上述LED对的定位方法也仅仅是示意性的。除了要求病人坐直以外，不再有其它的要求。另一种定位方式由图6所示的凹陷5来实现。这种方式非常地简单，要求病人咬在一个定位装置上，其与图6所示的咬块6没什么两样，并使装置6远离病人的端部定位在表面15的凹陷5中。

如图7所示，壳体23包括圆形凹口24，该凹口形成可将接口装置100与臂状结构相联的装置，上述臂状结构与固定牙医灯的普通臂状结构没有什么不同。如图9所示，这种结构包括用于连接壳体23的端件。

理论上，在将具有催化作用的光作用于病人牙齿表面的过程中，每颗牙齿的每一部分都将获得“恰好量的光”。但是，情况表明很多变化是难于控制或难于确定的（例如，牙齿的形状、牙齿的大小、牙齿距离病人面部聚焦点的距离等），因此，每颗牙齿的每一部分将获得“大致恰当量的光”。对于本发明的使用者而言，一个适当的目标是将向所有的牙齿提供大致均匀的光强度，并将这些可利用的光照射到牙齿上。

大多数发光装置不能产生平行光，而是产生一种从光源发散到远处的光束。理想的点光源可发出在所有方向都均匀（在强度上）的光。也就是，在空间的任何一点上，光强度严格与该点到点光源的距离相对应。换句话说，以点光源为球心的半球上的所有点具有相同的光强度。在二维情况下，这可由以点光源为圆心的半圆来表示，因为半圆上的任何点到圆心的距离（与强度矢量的量值有关）是恒定的。非理想的光源不能产生在所有方向都具有相同的光强度的光，通常，最大的光强度位于与发光装置结构相关的一些方向上。例如，LED通常所发出的最大光强度位于垂直于LED半导体基质表面的方向上。在二维情况下，非理想的发光装置的光强度图形与图10所示的曲线51没什么两样。在上述垂线附近的角度处，由原点到曲线51的矢量长度所表示的光强度较大。在远离垂线的角度处，光强度较小，且在与垂线接近90°的角度处，光强度为0。对于所发出的理想的和不理想的光，可通过透镜对光源进行聚焦，从而产生类似曲线52这样的光强度图形曲线。通过这种方式，曲线51和52是在二维情况下所看到的光强度图形曲线。它们可表示成通常被称为“波瓣”的三维表面（形状类似于热气球）。

假定一个光强度图形曲线，并假定位于表面15上的（也就是，位于x-z平面上的）一排发光装置16在空间中相互分离，如果发光装置16是不相干的，在表面15上沿一排设置的多个光所形成的光强度图形是单个光强度图形曲线能量的叠加。图11就示出了在表面15上成一排设置的发光

装置52、53、54和55（带有适当的透镜）分别发出光强度图形曲线为56、57、58和59的光束。这些光束进行叠加（能量叠加），从而在点60处光强度与三个因素之和有关，一个与矢量61的长度有关，一个与矢量62的长度有关，而另一个与矢量63的长度有关。而光束59没有光到达点60。在点68处，光强度与四个因素之和有关，一个与矢量64的长度有关，一个与矢量65的长度有关，一个与矢量66的长度有关，而另一个与矢量67的长度有关。

图11示出了产生相同的关于对称轴线（例如，曲线59的轴线69）对称的光强度曲线的所有发光装置。而且，对称轴线在光源（例如光源55）处垂直于曲线15的切线。假定需要在病人牙齿表面形成大致均匀的光强度，接口装置100具有单个可控的参数来实现这一目标。这些参数包括：

- 表面15的曲率；
- 在表面15上沿一排设置的发光装置之间的间距（它们不必是均匀的）；
- 由单个发光装置（通过获得可以给定量的驱动电流来产生不同量的光的发光装置和以不同量的驱动电流来驱动发光装置）所发出的总的光强度；
- 光强度图形曲线的形状（由发光装置的透镜来控制）；
- 单个发光装置的对称轴线的方向。

发光装置所发出的光可起催化作用来促进洁白牙齿过程中洁白过程的进行，且照射时间也是一种可采用的变量。也就是，不仅光强度本身是重要的，而且在整个时间范围内的整个光强度也是重要的。

上述的描述基本上是由图6所示的x和z轴所表示的二维情况来表示的。当然，接口装置100是一个三维的物体，其沿表面15的曲面成排和与所述排垂直地成列设有发光装置。另外，所需的大致均匀的光强度覆盖所能看到的病人牙齿的表面上；其形成一个沿x-z轴大致突出的表面，并在距原点一定距离的范围内沿y轴基本上与位置无关。换句话说，它是一个基本上与表面15相吻合的表面。如果发光装置总计可在牙齿表面产生10-300mw/cm²的足够强度的光，而且，如果与发光装置形成一体的透镜

可在病人的上下牙齿上产生（在总计整排的发光装置时）大致均匀的光，那么，如图12所示，在接口装置100中有单排发光装置就足够了。

上述光强度的范围相当宽广，这是因为需要光作用于病人牙齿以获得特定有益效果的持续时间与作用于病人牙齿的光强度成反比。因此，光强度小，需要的时间就长，光强度大，需要的时间就短。尽管一种简单折衷的时间在技术上是可接受的，但上述范围接近于商业上可接受的持续时间极限。名义强度为 $130\text{mw}/\text{cm}^2$ （也就是， $130 \pm 10\text{mw}/\text{cm}^2$ ）的光工作一小时可获得较好的效果。当然，也可使用更大强度的光，光强度大到 $200\text{mw}/\text{cm}^2$ 仍然是安全的。

除了从商业角度看不能想着存在着一个几乎不花费任何时间的过程以外，由于这很难收取合理的费用，因此，在现有技术中，存在着与高强度有关的其它原因，这就是热量。也就是说，尽管热生理效果最显著的是红外波长的光（750 - 2500纳米）辐射，但在较短的波长也有一些热感觉。使光作用有效的感光漂白胶所用的光波长为300 - 900纳米。很明显，使漂白胶有效的波长与发热的波长之间存在着重叠。可选择那些用靠近可见光兰/紫侧的光最强烈激活的化合物，且来自发出这种光的光源的热量是不存在问题的。但是，即使是所发出的光强度主要位于兰/紫范围而不在红外范围的光源在将电能转化为光能的过程中由于其无效能量也会产生相当量的热量。另外，有些装置（例如LED）是由电压和串联电阻来进行控制的电流装置，这些电阻会产生热量。如上所述，这些热量通过风扇21从接口装置100中抽出。

本发明的目的是通过可发出大部分能量位于 475 ± 40 纳米波长范围的光的LED来实现的。这种LED可从Nichia（一个日本的LED制造商）的美国分销商那里获得。Nichia的LED可通过两种整体透镜来获得。一种可产生 15° 的圆锥，另一种可产生 30° 的圆锥。 15° 的圆锥意味着对称中心与沿强度为峰值强度一半的光强度图形曲线处的点之间的夹角 α （见图11）是 7.5° 。

再回到位于表面15上的发光装置所必须的排数这一问题，就如今的技术而言，单排装置是不可能的（从LED所发出的光强度看），因此，图

6所示的接口装置具有布置成列的多个发光装置。图13示出了一列发光装置仅有两个装置56和57的一种结构。对于合理的简单透镜结构，包含装置56的这排发光装置可处理病人的上部牙齿（例如，固定在上齿龈72上的牙齿71），包含装置57的这排发光装置可处理病人的下部牙齿（例如，固定在下齿龈74上的牙齿73）。如果由于受到所用装置光能输出的限制或者由于单个装置不能在牙齿上形成所需的均匀光强度而导致一排装置（每个牙齿）不够用，那么就可在每列布置两个以上的多个发光装置，并进行适当的聚焦。图12所示发光装置的光形轮廓在垂直于表面15的轴线附近比图13所示发光装置的光形轮廓要宽阔和平坦（也就是，强度更均衡）。这是用来表明布置在光源前面的透镜结构（无论是与发光装置形成一体，和/或布置在发光装置的前方）的适应性。

图14示出了一种沿一列布置的5个LED通过安装在单个LED上的适当的透镜进行聚焦的结构。当所得到的LED具有可输出对称轴线垂直于LED基片的光束的内装式透镜时，LED的波瓣就必须通过一些其它装置来使其倾斜。一种方式是在LED前方布置附加透镜来使所产生的光束沿所需的方向倾斜。另一种方式是如图14所示通过使可适当倾斜的三角形支架81倾斜来倾斜LED。在部件15的弯曲表面中形成适当的倾斜也可获得相同的效果。也就是，不需要部件15的表面必须是一个简单的、光滑的且严格符合数学的曲线。再一种方式是如图15所示将采用类似于图8所示结构那样的弯曲表面的LED 倾斜。用于引导波瓣离开垂线的最大的角度大约是 15° 。

图6所示发光装置结构可形成一个二维排列的装置（如果表面15是“平整的”）。这种结构也表示在图16中，它不是必须的一种结构。光可形成任何需要的图形，例如，可通过类似于图17所示的交错图形或者甚至是一种“蜂窝状”图形来更为容易地获得均匀的光强度图形。

不考虑所采用的图形结构，无论表面15是象图13所示的平直型的、或者象图14所示带有倾斜支架、或者象图15所示是弯曲型的、或者是具有复杂的形状，也就是表面上的不同点具有特定的法线，该法线由光波瓣所指向的以便于可获得均匀光强度场的方向来确定，LED都可容易地布

置在表面15上。也就是，LED可分别进行购买（每个LED具有两个电接线端），表面15制有一对用于每个LED的引线孔，通过将LED的接线端穿过引线孔来安装LED。

图18是部件10的局部后视图，部件10具有一列用于成一系列布置的LED阳极的印刷电路型引线孔24和一系列相邻的用于成一系列布置的LED阴极的印刷电路型引线孔25。孔24与总线26相联，孔25与总线27相联。总线26和27与电接线端（未示出）相联，电能通过该电接线端供应给总线26和27。当LED插入到孔24和25中并焊接到该引线孔上时，就完成了这一结构。在光输出量是LED电流的函数的意义上说，LED是一种电流装置。为准确控制单个LED的电流，最好包括一个具有每个LED的串联电流电路（象一个电阻那样简单），从而使作用于总线26和27的能量是可控的电压。为简单起见，在图18中未示出公知的电子元件。

在图18中采用插入到表面15中的LED的一个共用的电控制装置。每个不同排或每个不同列LED的控制装置是不同的，该控制装置可容易地通过位于部件10后端的一个包含电子电路的不同的布线结构来实现，上述电子电路设置在接口装置100的中空的空腔内以便向LED提供单独的电能控制。电子电路可以是模拟或数字电路，模拟电路通过作用于LED的电压量来进行光强度控制，数字电路通过LED的电压持续时间的控制来进行光强度控制。

LED通常是非常可靠的，无论在它们发光还是不发光时都是如此。而对于光输出强度而言，它们就不是象那样一样的可靠。尽管接口装置100本身相当地便宜，但如果其结构是在一个或几个LED发出的光强度低于所预期的强度时就要更换整个接口装置，那么这种结构就难以令人满意。例如，在接口装置100是整个臂形组件的一个整体部件时就是如此。图19示出了一种LED列可滑动地连接到接口装置100上的结构。也就是，如图19所示，将多个LED设置在略具柔性的电路板条上，且与图18所示基本相同，其在背面具有印刷电路板引线。这些电路板条滑入到位于部件10的表面15上的插槽36中来形成接口装置100，且当电路板条在插槽36中恰当定位时，电路板条的阳极和阴极引线端就与表面15背面的相应接线端相

另外，可通过引线孔和滑动电路板条将发光装置固定在弯曲表面上。也可使用夹紧式电路板条。更有意思的是，表面15可包括连接柔性膜片的装置，通过半导体生成技术可将多个LED全部制成在该柔性膜片上。另外，尽管上面论述了均匀强度场的形成过程，但也可提供任何所需的光强度图形。而且，所制造的部件10和11的整个组件通过弯曲表面15所具有的形状而具有柔性。这就使得图6所示装置适合于不同病人的口腔形状。

另外，在所用透镜与发光装置不成一体的实施例中，透镜可成一组地制造在设置于部件15前方的透明膜片内。

下面将对本发明的优选实施例进行描述。这些实施例仅仅是示意性的，而不是为了限制本发明。

例I

为了确定本发明组分消除牙齿色斑的能力，首先在体外对染有色斑的牛的珐琅质进行研究。利用金刚石切割盘从牛的永久门齿上在其一侧切4mm的牙齿珐琅质四方块。利用模子将珐琅质四方块植入到透明的聚酯可铸树脂（NATCOL Crafts Inc., Redlands, CA）中，从而形成一个具有外露唇状表面的1.5厘米的四方块。聚酯块的顶表面通过牙医用的标准修磨机磨削而使其与珐琅质四方块的水平唇状表面相平齐。然后，在400粒度的砂纸上利用水作为润滑剂对表面进行手工打磨使其光滑，直到将所有的磨削痕去除掉为止。最后，在棉布上利用GK1072煅烧高岭土（中等微粒尺寸 = 1.2微米）将块的顶表面手工抛光成镜面。在解剖显微镜下对加工好的样本进行检测，如果发现表面瑕疵就将其扔掉。

在珐琅质上形成人工着色表皮的过程中，在0.2M的HCl中侵蚀60秒，接着在碳酸钠饱和溶液中浸渍30秒。最终用1%的植物酸侵蚀60秒，然后再用去离子水清洗样本，并将其固定到染色装置上。

表皮染色装置可将样本交替地浸入到染色汤液中并将其风干。由支承与电机相联的Teflon杆（直径为3/4英寸）的铝平台底座构成的装置通过减速机以1.5rpm的恒定速率使杆转动。沿杆长以均匀的间隔设置螺孔。首先，通过将塑料螺钉的头部粘结到样本的背面来将牙齿样本固定

接触，由此来提供电能。图19所示实施例的部件10比图6所示实施例（当使用插槽时）的部件10要厚一些，但这种差别并不明显。

图20示出了一个略有不同的实施例。它不是将装有LED的电路板条有效地滑入到部件10的表面15中，而是将具有边缘固定的LED的小电路板37垂直于部件10的表面15插入到部件10中。

图6所示实施例的目标是一次覆盖病人所有的牙齿。尽管这是一个有益于健康的目标，但实际上存在着只有一个牙齿或几个牙齿需要进行洁白处理的情况。通过采用这里所描述的方案可对图6所示实施例进行改进，该方案是在装置上使用一个带有发光装置的组件，且该发光装置例如LED可发出位于上述光谱范围的光，并对所发出的光进行聚焦和传输，从而使LED所发出的光波瓣可在到所述装置具有选定距离的地方进行重叠。然后保健专业人员可在到病人牙齿具有该选定距离的地方来操作该装置。当需要使用该装置来对病人的所有牙齿进行洁白处理时，保健专业人员可在整个牙齿范围内用该装置进行扫描。

当本发明的装置设有多个可将光聚焦到牙齿表面上的LED时，其就可表现出令人惊奇的现象。具有很多较低能量强度点光源的聚焦LED组可在焦点平面附近形成一个高能量强度“稳定斑点”区（在用于洁白牙齿的弧形LED排列装置的情况下，焦点平面具有与病人牙齿表面平行或不平行的曲率）。聚焦LED组可向稳定斑点区提供最大的能量强度；然后，病人所处的位置要使其牙齿全部处于该区域内，从而从光能量获得最好的效果。不仅在病人牙齿远离聚焦LED组时光能量降低，而且在病人牙齿靠近LED组时光能量也同样减小。这种现象就为病人提供了一个大范围的安全区；如果病人不经意地靠得LED组太近，该处的能量强度要小于稳定斑点区内的能量强度。

上面通过实施例对本发明的原理进行了描述。应当理解，在不脱离由权利要求书所限定的本发明宗旨和范围的情况下，本领域技术人员可作出各种的变型和改进。例如，用于控制发光装置的另一个控制变量可以是所用装置的尺寸（例如，具有较大或较小激活区域的LED）。而且，组件中不同的LED可具有不同的光谱范围。

到杆上。然后，将螺钉紧固到杆的螺纹孔中。在杆的下方是一个可拆除的盛有表皮染色汤液的300ml容积的槽。

通过将1.02克的速溶咖啡、1.02克的速溶茶和0.75克的胃粘蛋白（Nutritional Biochemicals Corp., Cleveland OH 44128）加入到250ml的杀菌胰化（trypticase）大豆汤液中来制得表皮染色汤液。再将大约50ml的24小时培养的黄色细球菌加入到染色汤液中。然后将装置连同其上所带的珐琅质样本以及槽中的染色汤液在370℃温度下放入到一个培育室中，并使样本连续地转动通过染色汤液和口腔。在连续的10天中每24小时更换一次染色汤液。随着每次汤液的变化，用去离子水清洗和冲刷槽和样本，以便将任何疏松的沉积物除去。在第11天，加入0.03克的 $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ 来对染色汤液进行调整，连续每天变换汤液直到样本上的染色表皮膜颜色变得较深时为止。然后，将样本从染色汤液中取出，用去离子水进行彻底冲刷，并在使用之前将其冷藏保存在保润盒中。

利用CIELAB色标（Commission International de L' Eclairage, Recommendations on uniform color spaces, color difference equations, and psychometric color terms, Supplement 2 to CIE publication 15(E-13.1) 1971 (TC-1.3), 1978, Paris: Beaurea Central de la CIE, 1978）可在整个可见光谱范围内进行吸光度测量。CIELAB色标依据色球的三个轴L、a和b来鉴定颜色。“L”值是标定值从0（黑）到100（白）的表示明暗的色球轴。“a”值是表示颜色从黄到兰的轴，且0值位于球的中心，正值朝向黄色，负值朝向兰色。“b”值是表示颜色从红到绿的轴，且0值位于球的中心，正值朝向红色，负值朝向绿色。

在进行吸光度测量之前，染色的珐琅质样本可在室温下风干至少1小时。通过使4毫米四方块染色珐琅质的中心直接在Minolta光谱仪的3毫米孔上方与其对准来进行测量。对于每个样本，利用 $L^*a^*b^*$ 因子对3个吸光度的读数取其平均值。

每个颜色因子（ L^* 、 a^* 和 b^* ）预处理（原始）和后处理读数之间的差值表示测试溶液从着色牙齿上消除色原体的能力。

通过CIELAB方程 $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ 来计算染色表皮的整体颜色变化。“修正 ΔE ”值通过从上述方程中消除了任何正的 Δa 和 Δb 值的影响来计算得出（正的 Δa 和 Δb 值在牙齿颜色的反方向从0开始是变化的，因此是添加颜色而不是消除颜色）。

制备下述氧化物，其包含大约15%重量的过氧化氢和1%重量的感光剂前体1-羟基亚乙基-1,1-二磷酸（Dequest 2010, Monsanto Corp., St. Louis, MO）。使用高纯净水（18.2兆欧，经0.2微米过滤器进行过滤）以便在存储过程中使混合物保持良好的稳定性。利用羧基聚甲烯聚合物（Carbopol 974P, B.F.Goodrich Co., Cleveland, OH）使混合物增稠到轻质非软粘（non-runny）凝胶的稠度。将较小百分比的甘油作为湿润剂和稳定剂（作为自由基清除剂）加入，并将Carbopol 974P用氢氧化铵中和到PH值为5.00，从而形成透明和触变的凝胶结构。

成分	百分比
蒸馏水	49.400
1-羟基亚乙基-1,1-二磷酸	1.000
甘油99.7%	5.000
过氧化氢35%	42.900
Carbopol 974P	1.700
氢氧化铵29%	至PH5.5
总计	100.00

通过在塑料混合腔中将蒸馏水、1-羟基亚乙基-1,1-二磷酸和甘油混合来制备上述混合物，并用涂覆有Teflon的搅拌浆轮进行搅拌，直到形成透明溶液。然后，将Carbopol 974P慢慢地过筛到由搅拌浆轮产生的漩涡中并进行混合，直到形成聚合物均匀浆液。最后，在大约5分钟的时间内以恒定的滴液方式加入氢氧化铵，直到使浆液增稠和澄清。定期插入PH探头并加入氢氧化铵直到PH值恰好为5.00。形成的凝胶包含15%重量的过氧化氢，并且高度透明和适当的触变（不滑落）。

在一段特定的时间，每个染色牛珐琅质块涂覆1-2mm厚膜层的上述例I的混合物，并将其暴露在由多个光源中的一个所发出的光化射线下。下面的表1示出了通过将凝胶处理过的珐琅质块暴露在氩等离子弧（AR）或钨丝卤素（TH）光源下而获得的比较结果。在光照过程中，特别约定将纤维光学光导装置设置到距珐琅质表面5毫米的地方。在每次光照之前用能量强度计来调整每个脉冲的能量，再在每次光照之后测量每个脉冲的能量，从而在测试过程中使光源输出恒定。其结果列在表1中。

表1

牛的牙齿 #	光源	总的凝胶 接触时间	脉冲数	能量/脉冲 (焦耳)	修正的 ΔE^*
B311	无	30分钟	0	0.00	12.76
B388	AR	无	30	1.66	1.41
B277	AR	30分钟	30	1.66	29.28
B214	AR	30分钟	30	3.35	29.75
B283	AR	10分钟	10	3.29	18.62
B147	AR	10分钟	10	4.90	25.98
B401	AR	10分钟	30	4.97	32.18
B211	AR	5分钟	15	4.84	20.05
B213	AR	5分钟	30	4.93	31.02
B35	TH	5分钟	15	1.29	12.88
B35	TH	5分钟	15	1.29	19.39
B35	TH	5分钟	15	1.29	20.01
B35	TH	5分钟	15	1.29	23.61
B35	TH	5分钟	15	1.29	25.35
B35	TH	5分钟	15	1.29	26.41

*计算中消除了正的 Δa 和 Δb 值

表1的数据表明:

(1) 在所述的体外模型中, 牛的珐琅质块与上述本发明的凝胶混合物相接触, 并用氩等离子弧光源发出的脉冲光化射线进行照射, 与仅单独用凝胶处理(不暴露在光源下)或仅用光源照射(不用凝胶)的珐琅质块相比, 其显著地减少了牙齿的色斑。

(2) 顺序6次用凝胶对单个染色牛珐琅质块(B35)进行处理(超过30分钟), 并用钨丝卤素光源所发出的脉冲光化射线对上述珐琅质块同时进行照射(5分钟时间), 在整个测试阶段, 牙齿色斑的消除量提高了。其结果明显地比仅与本发明的凝胶混合物相接触而不暴露在光源下的牙齿号为B311的珐琅质块的颜色要浅。

例II

在例II中着手对经过各种光和/或热激发的牙齿洁白凝胶的光传输进行比较。为收集发射数据, 用带有50微米纤维的Ocean Optics光谱仪来生成光谱能量曲线。将经过玻璃显微镜载片传输的光作为对照标准, 将每个牙齿洁白凝胶的1-2毫米厚的层涂覆在载片上, 并用与8毫米玻璃纤维光学光导装置相联的金属卤素光源进行照射。在进入光导装置之前, 光经505纳米的短波滤光器(只有波长小于505纳米的光才能通过)进行滤光。光谱仪的光导纤维探头紧靠着载片载有凝胶的相反一侧设置, 以便于对通过载片上凝胶的光的波长进行检测。图4A-E的光谱曲线清楚地表明了由所有的可从市场上购买到的混合物所引起的光的衰减程度。图4A-E的光谱曲线清楚地表明了由所有的可从市场上购买到的混合物所引起的光的衰减程度: 图4A-对照标准; 图4B-本发明的例I; 图4C-Shofu 高亮度; 图4D-QuasarBrite; 图4E-Opalescence Xtra。

再将每个凝胶或软膏的1-2毫米厚的层涂覆在玻璃显微镜载片上, 并将载片/凝胶组件放置在光源与能量强度计的检测套管之间的通道中, 由此来确定同样的4个混合物的能量强度的衰减程度, 其单位为 mW/cm^2 。出于检测套管深度和形状的原因, 载片位于实际检测表面上方7毫米, 而不是直接与其相接触。在起点(B)和经过60分钟光照后的末端(E)处记录能量强度。将在光路上没有载片或凝胶的能量强度调整到 $175 \text{ mW}/\text{cm}^2$ 。结果表示在表2中。

表2

混合物	美国专利号	能量强度 (mW/cm ²)
对照标准 (只有载片)	—	165
例I (B) + (E)	—	160
&So Shofu高亮度 (B)	5032178	25
Shofu高亮度 (E)	5032178	50
QuasarBrite (B)	5240415	110
QuasarBrite (E)	5249415	111
Opalescence Xtra (B)	5785527	65
Opalescence Xtra (E)	5785527	94

例III

制备另一种透明的过氧化氢凝胶, 其具有较低的氧化剂浓度 (3% 重量的H₂O₂), 其PH值为7.0, 并具有较高的粘度 (大约1000000cps)。除了使用Kynar coated Ross Double Planetary真空混合器 (Charles Ross & Sons, Haupaugge, NY) 来处理在中和过程中和中和之后由氢氧化铵所引起的粘度的增大以外, 按照例I的过程来制备下面的凝胶。加入锡酸钠来作为过氧化氢的稳定添加剂。

组分	百分比
蒸馏水	81.010
甘油99.7%	5.000
1-羟基亚乙基-1, 1-二磷酸	0.400
锡酸钠	0.015
过氧化氢35%	8.570
Carbopol 974P	5.000
氢氧化铵29%	PH值7.0
总计	100.000

3%过氧化氢凝胶对于波长为380 - 700纳米的可见光是透明的, 其能力表示在表3中。

表3

牛牙齿 #	氧化凝胶	时间周期	光源	波长范围 (纳米)	脉冲周期/能量 强度 (mW/cm ²)	能量/脉冲 (焦耳)	ΔE^*
B388	例II	5分钟	AR	380 - 505	15	4.84	19.67
B388	例II	5分钟	AR	380 - 505	15	4.84	29.43
B388	例II	5分钟	AR	380 - 505	15	4.84	32.74
B365	例II	5分钟	无	-	0	0	3.41
B365	例II	5分钟	无	-	0	0	4.23
B365	例II	5分钟	无	-	0	0	5.78
B365	例II	5分钟	AR	380 - 505	15	4.84	23.49
B365	例II	5分钟	AR	380 - 505	15	4.84	30.27
B367	例I	30分钟	TH	400 - 520	连续	250	32.26

*计算中消除了正的 Δa 和 Δb 值

例IV

利用拔出的无龋和无汞齐或树脂基修复材料的人牙齿 (HE) 来研究本发明的混合物在消除人的珐琅质和牙质上的色斑的情况。用1-2毫米厚的氧化凝胶来涂覆牙齿, 并按照表IV所示的情况来进行照射。将牙齿颜色的最终变化 (Δ 明暗度) 记作原始VITA[®]明暗度值与最终的VITA[®]明暗度值之间的VITA[®]明暗度差数。

表4

牙齿 #	凝胶	光源	照射时间 (分钟)	脉冲/分钟	焦耳/脉冲	明暗度 (原始)	明暗度 (最终)	Δ明暗度
HE2	例I	AR	30	1	4.84	B4	C2	6
HE3	例I	AR	30	1	4.84	A4	A3.5	3
HE4	例I	AR	30	1	4.84	A3	B2	6
HE5	例I	AR	30	1	4.84	B3	D4	3
HE6	例I	AR	30	1	4.84	B3	B2	8
HE7	例I	AR	30	1	4.84	A3	A1	7
HE8	例I	AR	30	1	4.84	A3.5	A2	7
HE9	例I	AR	30	1	4.84	A3	A1	7
HE10	例I	AR	30	1	4.84	A4	A3.5	6
HE11	例I	AR	30	1	4.84	A3.5	A2	7
HE12	例I	AR	30	2	4.84	A3.5	A2	7
HE13	例I	AR	30	2	4.84	B3	B2	8
HE14	例I	AR	30	2	4.84	A3.5	B2	9
HE15	例I	AR	30	2	4.84	A4	A1	13
HE16	例I	AR	30	2	4.84	B4	B1	12
HE17	例I	AR	30	1	1.64	A3	A2	4
HE18	例I	AR	30	1	1.64	B4	B2	10
HE19	例I	AR	30	1	1.64	C4	D3	6
HE20	例I	AR	30	1	1.64	B3	A2	6
HE21	例I	AR	30	1	1.64	B3	B2	8
HE22	例I	无光	30	0	0	B3	A2	2
HE23	例I	无光	30	0	0	A3	A2	4
HE24	例I	无光	30	0	0	B3	D4	3
HE25	例I	无光	30	0	0	D3	B2	7
HE26	例I	无光	30	0	0	B3	A2	6
HE27	例I	钨丝卤素	60	连续	250	B3	A1	9

mW/cm²

例V

将1-2毫米厚的凝胶膜涂覆到珐琅质表面, 并将该表面暴露在由带有505纳米短波内置滤光器的金属卤素光源所发出的不同能量强度的光下来对所拔出的人牙齿进行洁白处理。并相对两个对照标准作比较, 一个是只有凝胶(无光照), 另一个是只有光照(无凝胶)。在光照区涂覆凝胶(除了只进行光照/不涂覆凝胶的情况以外), 然后再进行20分钟的连续光照, 并重复3次(3×20分钟)。

表5

牙齿#	凝胶	光源	能量强度 (mW/cm ²)	滤光器	测试时间	原始 明暗度	最终 明暗度	明暗度变化
HE101	例I	MH	250	505	3×20min	A3.5	A1	7
HE102	例I	MH	250	505	3×20min	B4	A2	8
HE103	例I	MH	175	505	3×20min	A3	B1+	8
HE104	例I	MH	175	505	3×20min	A4	B2	12
HE105	例I	MH	175	505	3×20min	B3	B2	8
HE106	例I	MH	175	505	3×20min	A3	B1+	8
HE107	例I	MH	175	505	3×20min	A4	A2	10
HE108	例I	无光			3×20min	A3.5	A3	3
HE109	例I	无光			3×20min	A4	D3	5
HE110	例I	无光			3×20min	A3.5	A3.5	0
HE111	例I	无光			3×20min	A4	A3	6
HE112	例I	无光			3×20min	A4	A3.5	3
HE113	无	MH	175	505	3×20min	A3	A3	0
HE114	无	MH	175	505	3×20min	A4	A4	0
HE115	无	MH	175	505	3×20min	A3.5	A3	3
HE116	无	MH	175	505	3×20min	B3	B3	0

例VI

利用热敏探测器和导热软膏对愿合作且有知识的病人的内齿髓腔布线。在实际洁白过程中测量牙髓的温度,其中,利用当前可购买到的Union Broach Illuminator和本申请所描述的装置以最佳的波长范围400 - 505 纳米进行照射。牙齿表面能量强度的测量结果就表示了每个装置的可比较的能量强度(Union Broach Illuminator为230 mW/cm²,本申请所述装置为200 mW/cm²)。其结果表示在表6中。

利用本申请所述装置以大约400 - 505纳米的最佳波长进行照射所升高的髓腔温度低于用Union Broach装置进行照射所升高的髓腔温度。在该实验中,经过20分钟温度就升高到最大,然后就稳定了。与利用Union Broach装置的温度升高情况相反,利用本申请所述装置温度什么时候也不会升高到5.5℃以上,如果温度升高到5.5℃以上并保持较长的时间就会热诱发牙髓炎。当内齿没有血液供应来进行额外冷却时,温度变化就可能比活的牙齿要大。

	温度升高(比环境温度升高的℃)	
时间(分钟)	Union Broach	BriteSmile 2000
5	4	2.9
10	8	4.5
15	9	5.3
20	9	4.2
25	9.5	4.5
30	9	4.3

例VII

为了确定图6 - 20所示本发明装置的功效以便催化光敏牙齿洁白凝胶并消除牙齿色斑,对染色的牛珐琅质进行体外研究。并获得上述例I所述的染色牛珐琅质块。

利用CIELAB色标(Commission International de L' Eclairage, Recommendations on uniform color spaces, color difference

equations, and psychometric color terms, Supplement 2 to CIE publication 15(E-13.1) 1971 (TC-1.3), 1978, Paris: Beaurea Central de la CIE, 1978) 在整个可见光谱范围内对珐琅质表面的反射率进行测量。CIELAB色标依据色球的三个轴L、a和b来鉴定颜色。“L”值是标定值从0(黑)到100(白)的表示明暗的色球轴。“a”值是表示颜色从黄到兰的轴,且0值位于球的中心,正值朝向黄色,负值朝向兰色。“b”值是表示颜色从红到绿的轴,且0值位于球的中心,正值朝向红色,负值朝向绿色。

在进行反射率测量之前,染色的珐琅质样本可在室温下风干60秒。通过使4毫米四方块染色珐琅质的中心直接在Minolta 503I反射光谱仪的3毫米孔上方与其对准来进行测量。对于每个样本,利用 $L^*a^*b^*$ 因子对5个反射率读数取其平均值。

每个颜色因子(L^* 、 a^* 和 b^*)预处理(原始)和后处理读数之间的差值表示本发明LED列阵装置与下述光敏牙齿洁白凝胶混合物一起从着色的牛牙齿上消除色原体的能力。

通过CIELAB方程 $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ 来计算染色表皮的整体颜色变化。

“修正 ΔE ”值通过从上述方程中消除了任何正的 Δa 和 Δb 值的影响来计算得出(正的 Δa 和 Δb 值在牙齿颜色的反方向从0开始是变化的,因此是添加颜色而不是消除颜色)。

与本发明装置一起使用的光敏牙齿洁白混合物包含大约15%重量的过氧化氢和0.30%重量的感光剂前体1-羟基亚乙基-1,1-二磷酸(Dequest 2010, Monsanto Corp., St. Louis, MO)。使用高纯净水(18.2兆欧,经0.2微米过滤器进行过滤)以便在存储过程中使混合物保持良好的稳定性。混合物中还包括0.02%重量的辅助稳定剂锡酸钾浓缩液。利用羧基聚甲烯聚合物(Carbopol 974P, B.F. Goodrich Co., Cleveland, OH)使混合物增稠到轻质非软粘(non-runny)凝胶的稠度。将较小百分比的甘油作为湿润剂和稳定剂(作为自由基清除剂)加入,并将Carbopol 974P用氢氧化铵中和到PH值为6.50,从而形成透明和触变的凝胶结构。

表6

成分	百分比
蒸馏水	75.830
1-羟基亚乙基-1,1-二磷酸	0.300
锡酸钾	0.020
甘油	5.000
过氧化氢	15.000
Carbopol 974P	1.700
氢氧化铵29% (加至PH = 5.5)	2.150
总计	100.000

通过在塑料混合腔中将蒸馏水、1-羟基亚乙基-1,1-二磷酸、锡酸钾和甘油混合来制备上述混合物，并用涂覆有Teflon的搅拌浆轮进行搅拌，直到形成透明溶液。然后，将Carbopol 974P慢慢地过筛到由搅拌浆轮产生的旋涡中并进行混合，直到形成聚合物均匀浆液。最后，在大约5分钟的时间内以恒定的滴液方式加入氢氧化铵，直到使浆液增稠和澄清。定期插入PH探头并加入氢氧化铵直到PH值恰好为6.50。形成的凝胶包含15%重量的过氧化氢，并且高度透明并具有触变流变特性（在竖直壁上不滑落）。用Brookfield RVT粘度计在25℃，测量轴#5和0.5rpm下测量出所形成的凝胶的粘度是450000厘泊。

在20分钟时间内，在10个染色牛珐琅质块中的每一个上涂覆1-2mm厚膜层的上述混合物，并在这段时间中将其暴露在由本发明LED列阵装置所发出的光化射线下。下面的表7示出了通过将凝胶处理过的牛珐琅质块在距离列阵表面大约1.75英寸的地方暴露在LED列阵装置下而获得的结果。该距离所对应的能量强度大约为130 mW/cm²，这可通过与30A-SH热电偶检测器相联的Ophir Nova功率表来确定。单独一组的10个牛珐琅质块也涂覆有1-2毫米厚的相同的混合物，但在此情况下不进行光照，由此来展现出光在催化凝胶消除色斑能力方面的作用。其结果列在表7中。

表7

牛的牙齿 #	光源	总的凝胶 接触时间 (min)	能量强度 (mW/cm ²)	ΔE	修正的 ΔE^*
B361	无	20	0	22.24	22.24
B311	无	20	0	23.03	23.03
B354	无	20	0	17.01	16.97
B147	无	20	0	27.33	27.33
B85	无	20	0	19.24	18.99
B211	无	20	0	15.96	15.54
B419	无	20	0	17.79	15.97
B249	无	20	0	23.66	23.14
B345	无	20	0	21.10	21.10
B114	无	20	0	18.72	18.72
				AVG = 20.30	
				SD = 3.74	
B248	有	20	130	37.62	37.62
B111	有	20	130	43.20	43.20
B283	有	20	130	36.57	36.57
B200	有	20	130	36.92	36.92
B420	有	20	130	35.95	35.95
B317	有	20	130	36.13	36.13
B399	有	20	130	30.28	30.28
B368	有	20	130	34.06	34.06
B270	有	20	130	40.54	40.54
B277	有	20	130	37.19	37.19
				AVG = 36.85	
				SD = 3.45	

*计算中消除了正的 Δa 和 Δb 值

表1的数据表明:

(1) 在所述的体外模型中, 牛的珐琅质块与上述本发明的凝胶混合物相接触, 并用LED列阵光源发出的光化射线进行照射, 与仅单独用凝胶处理(不暴露在光源下)的珐琅质块相比, 其显著地($p < 0.001$)减少了牙齿的色斑。

根据上述对本发明所进行的描述, 显然, 本领域技术人员还可作出各种不同的替换结构和实施方式。这些变化都未脱离本发明的范围和宗旨。本发明只由其所附的权利要求书进行限定。

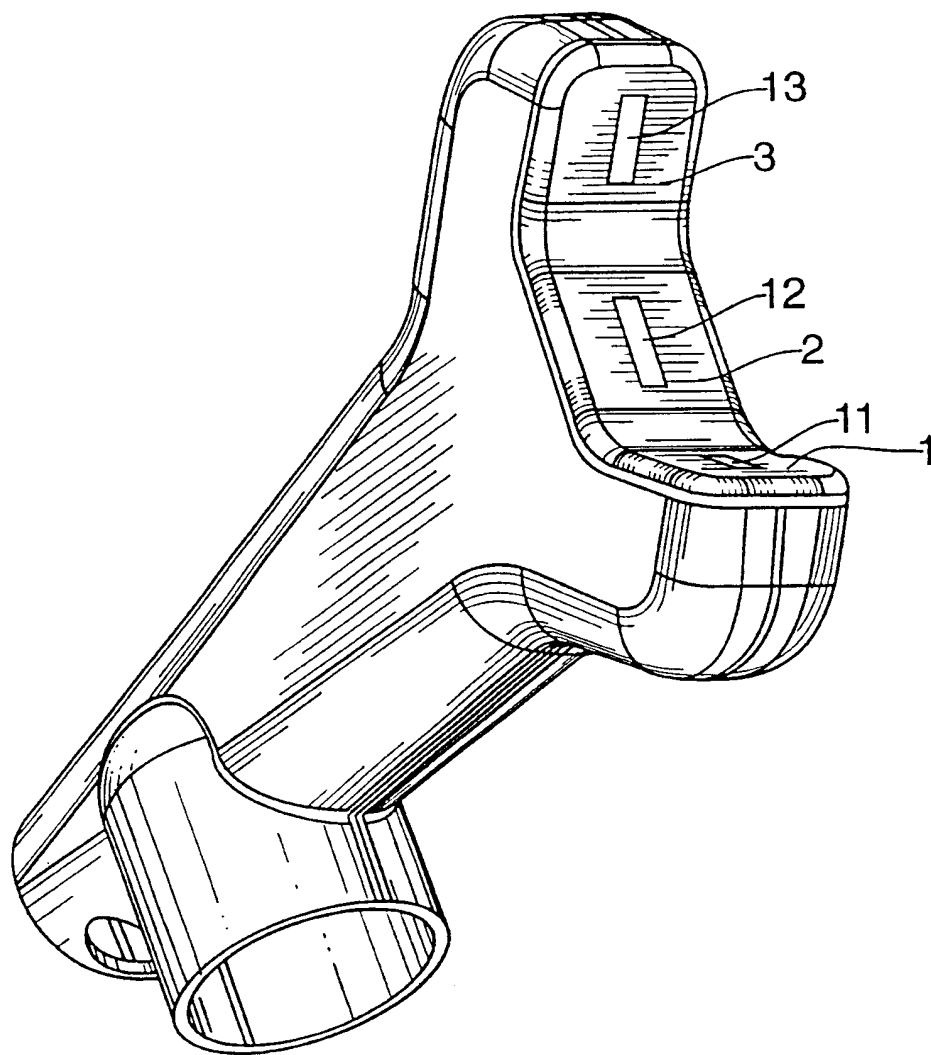


图 1

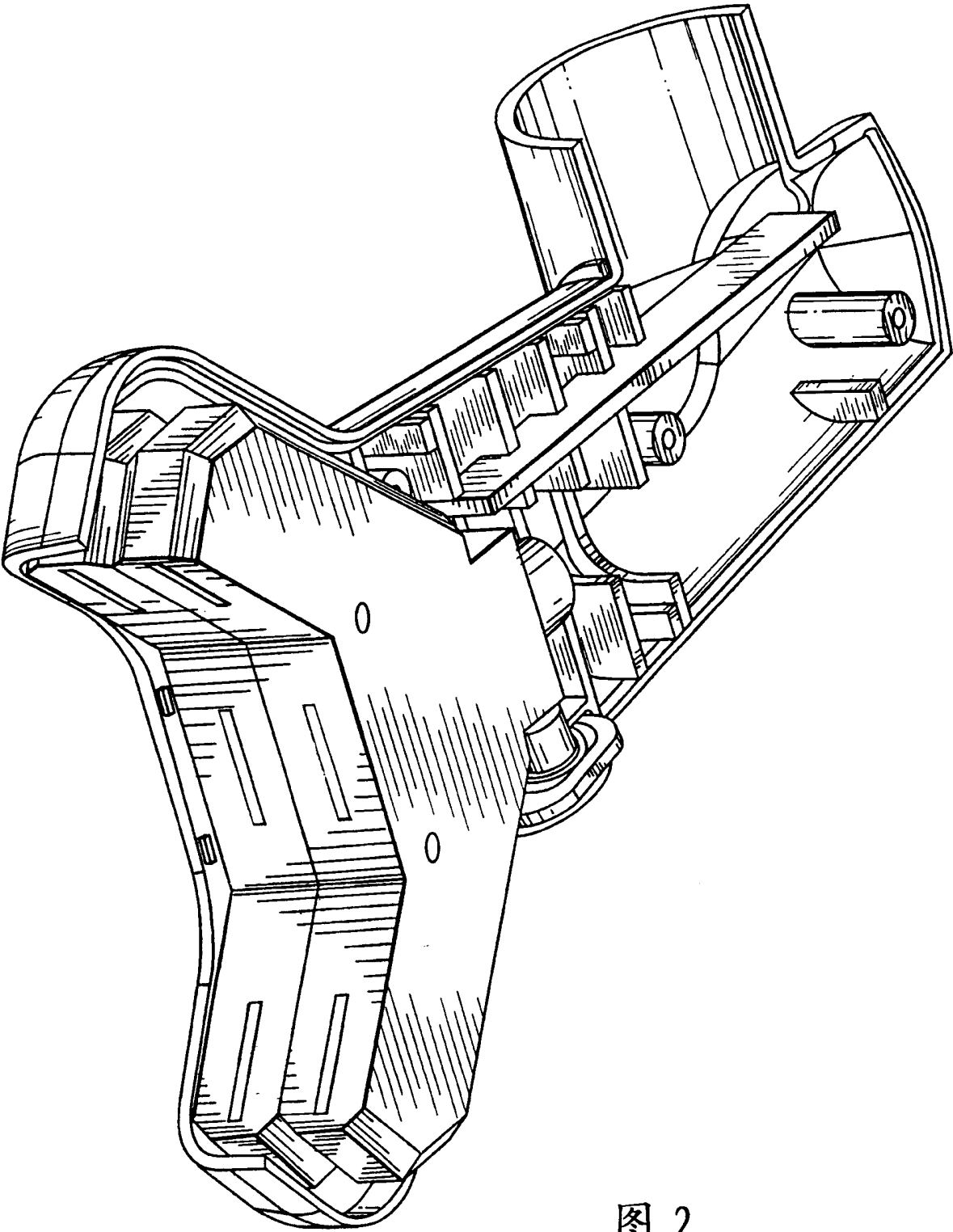


图 2

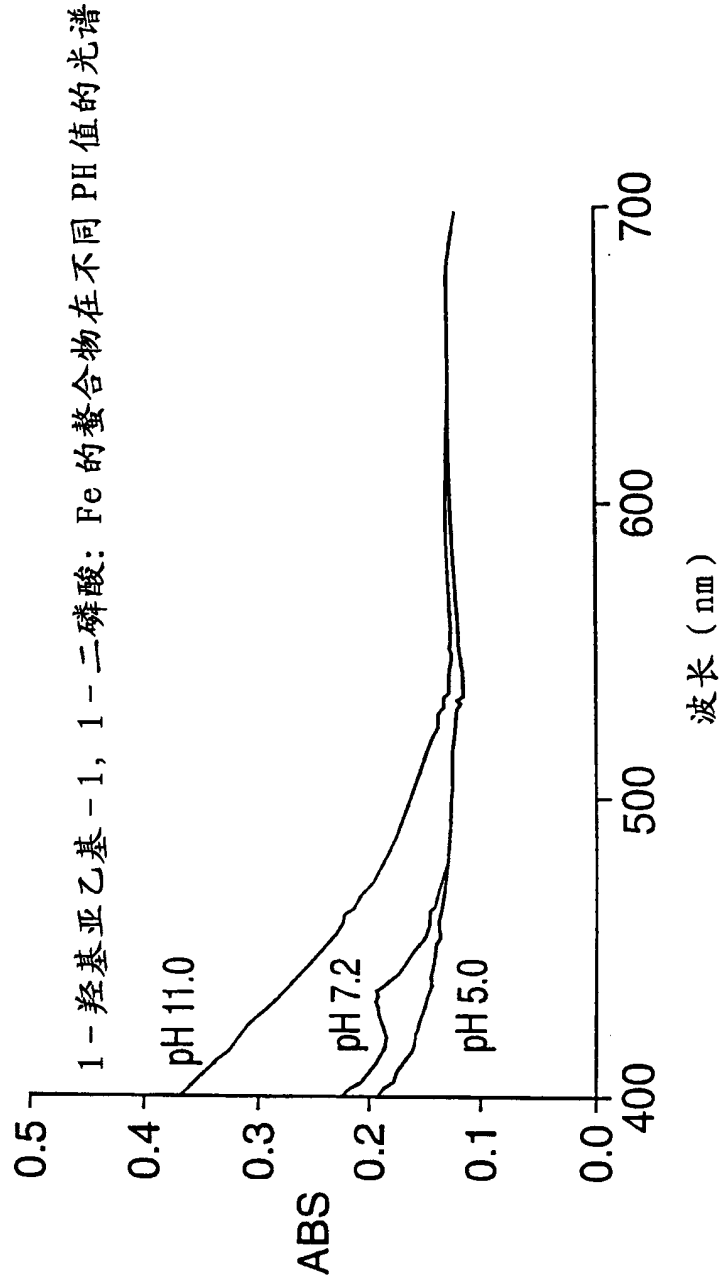
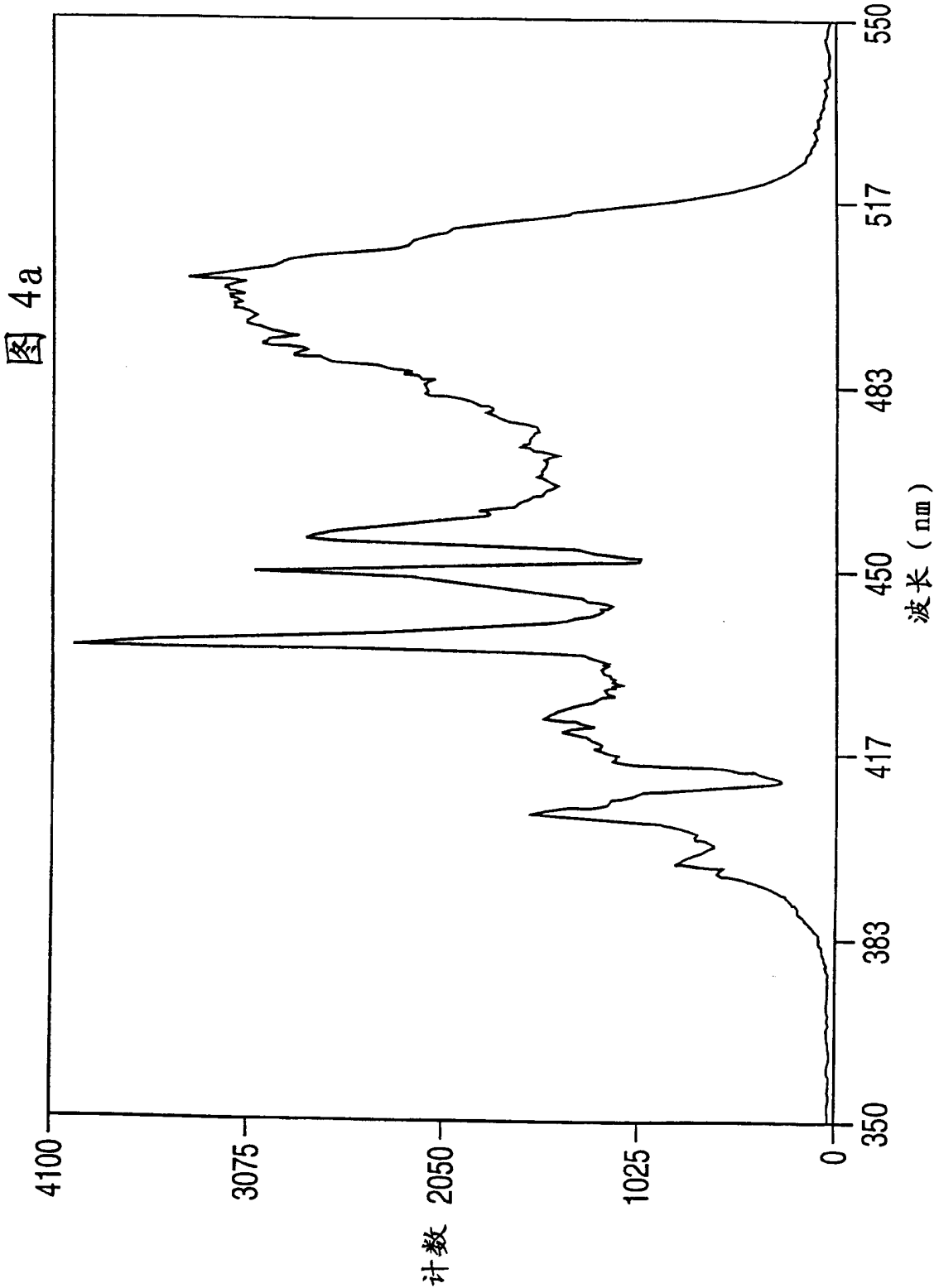
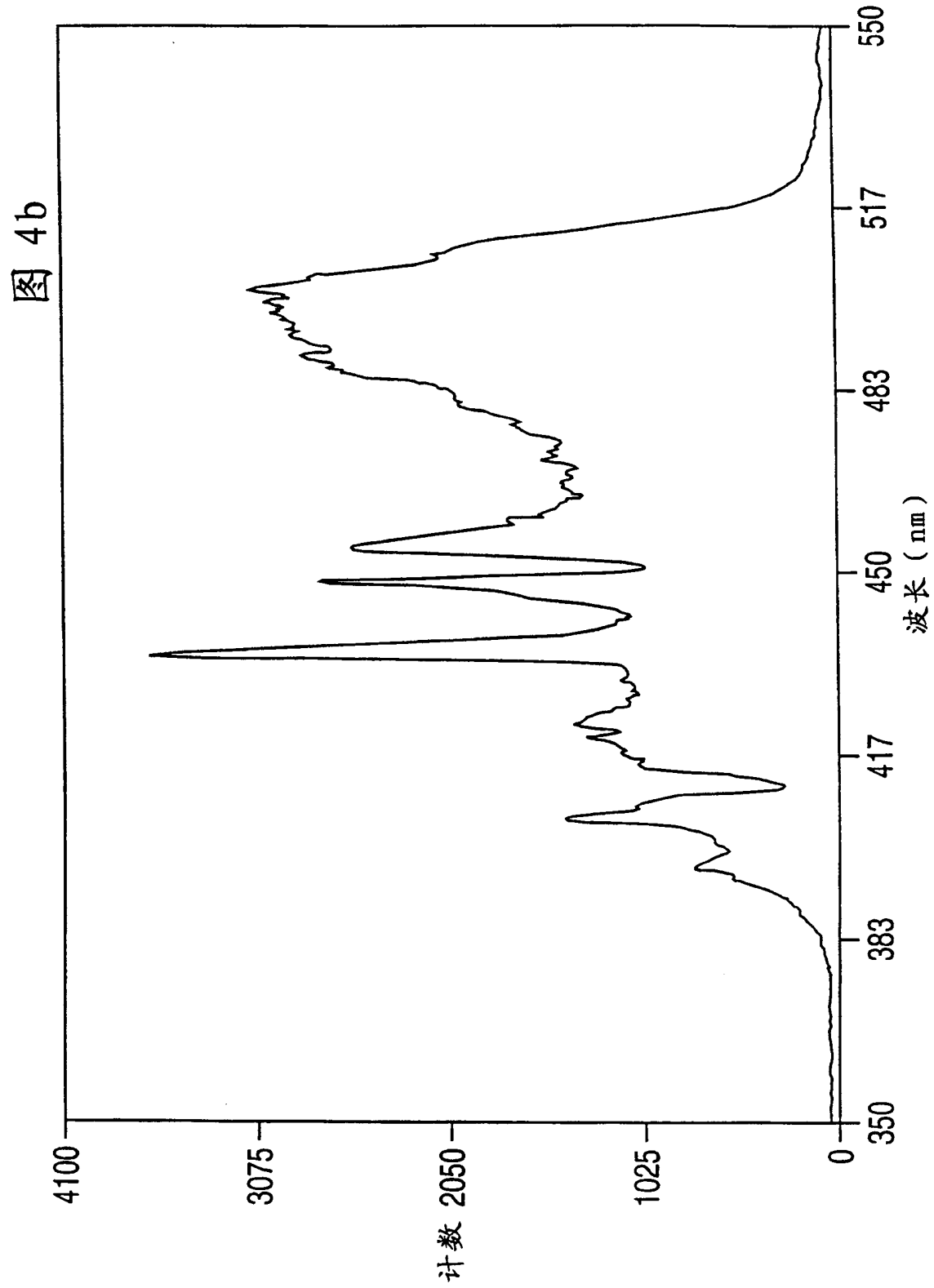
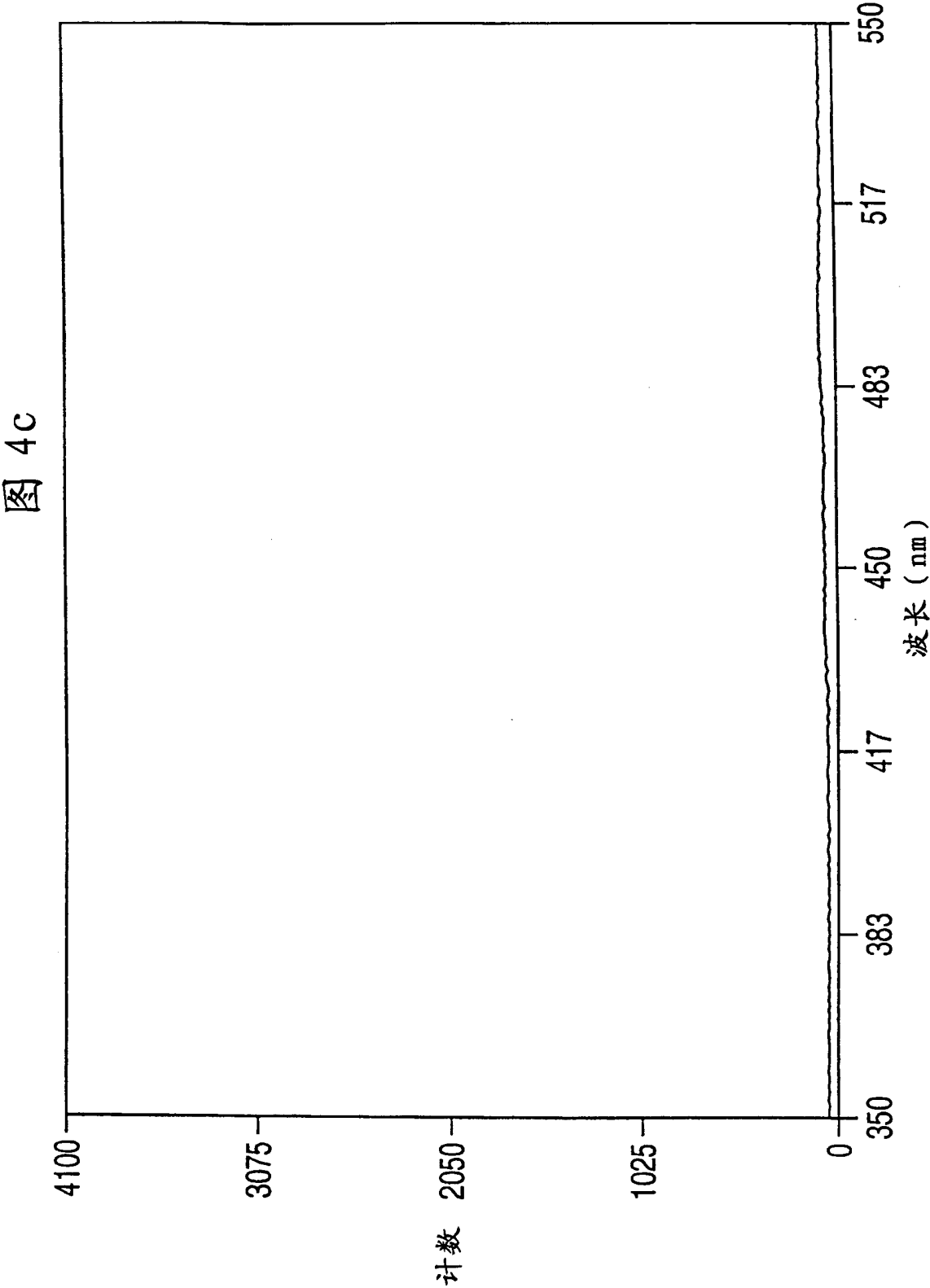
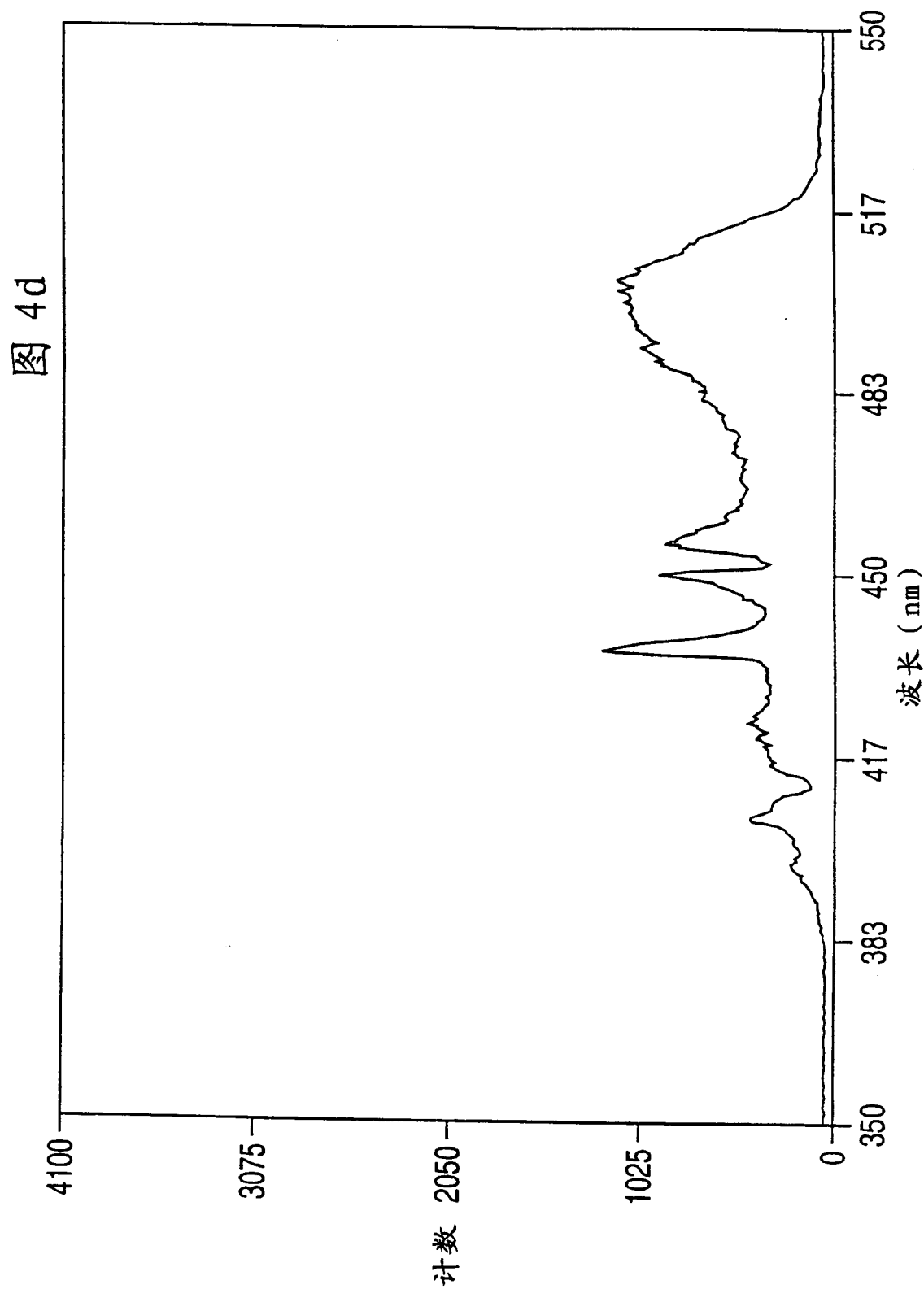


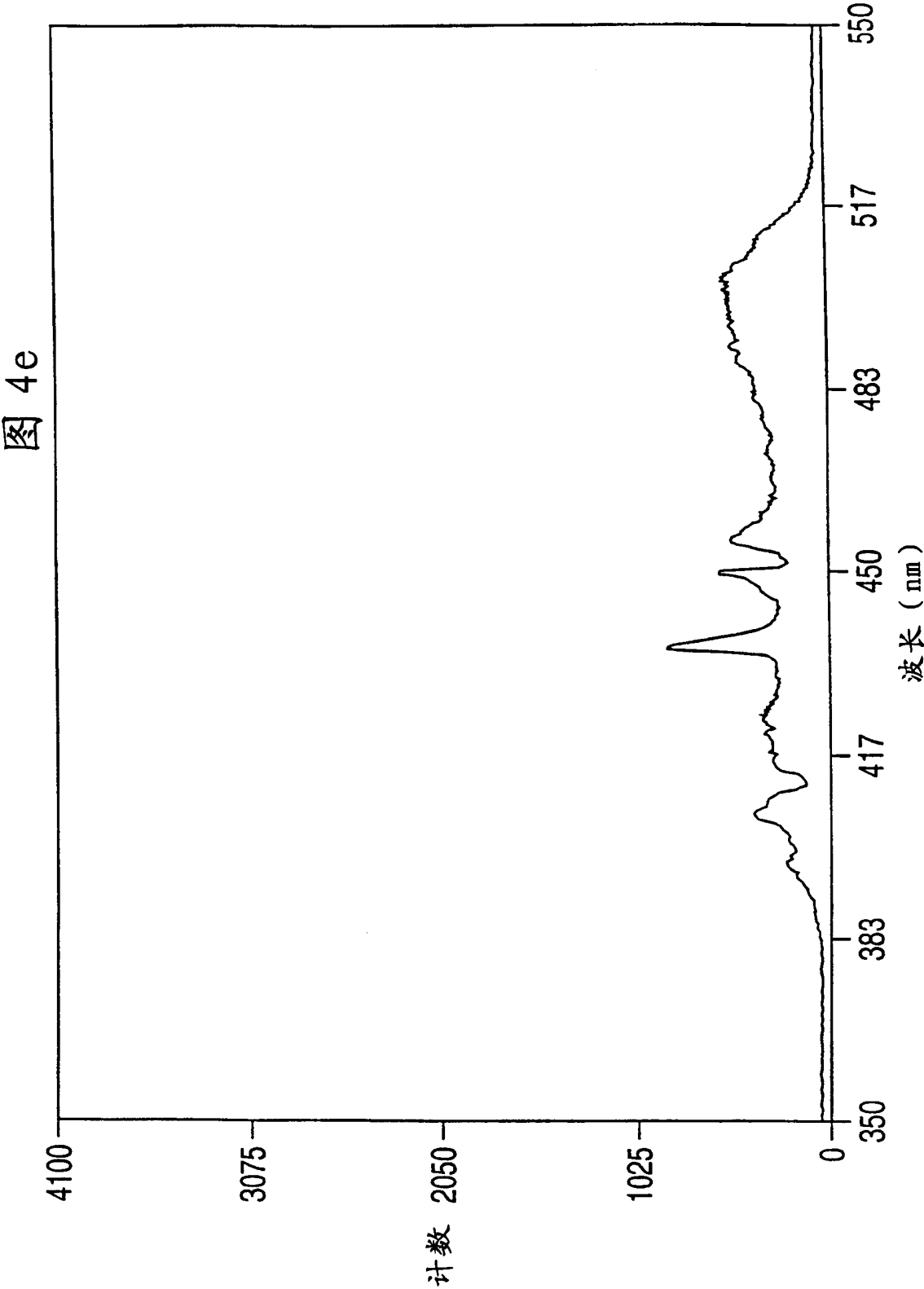
图 3

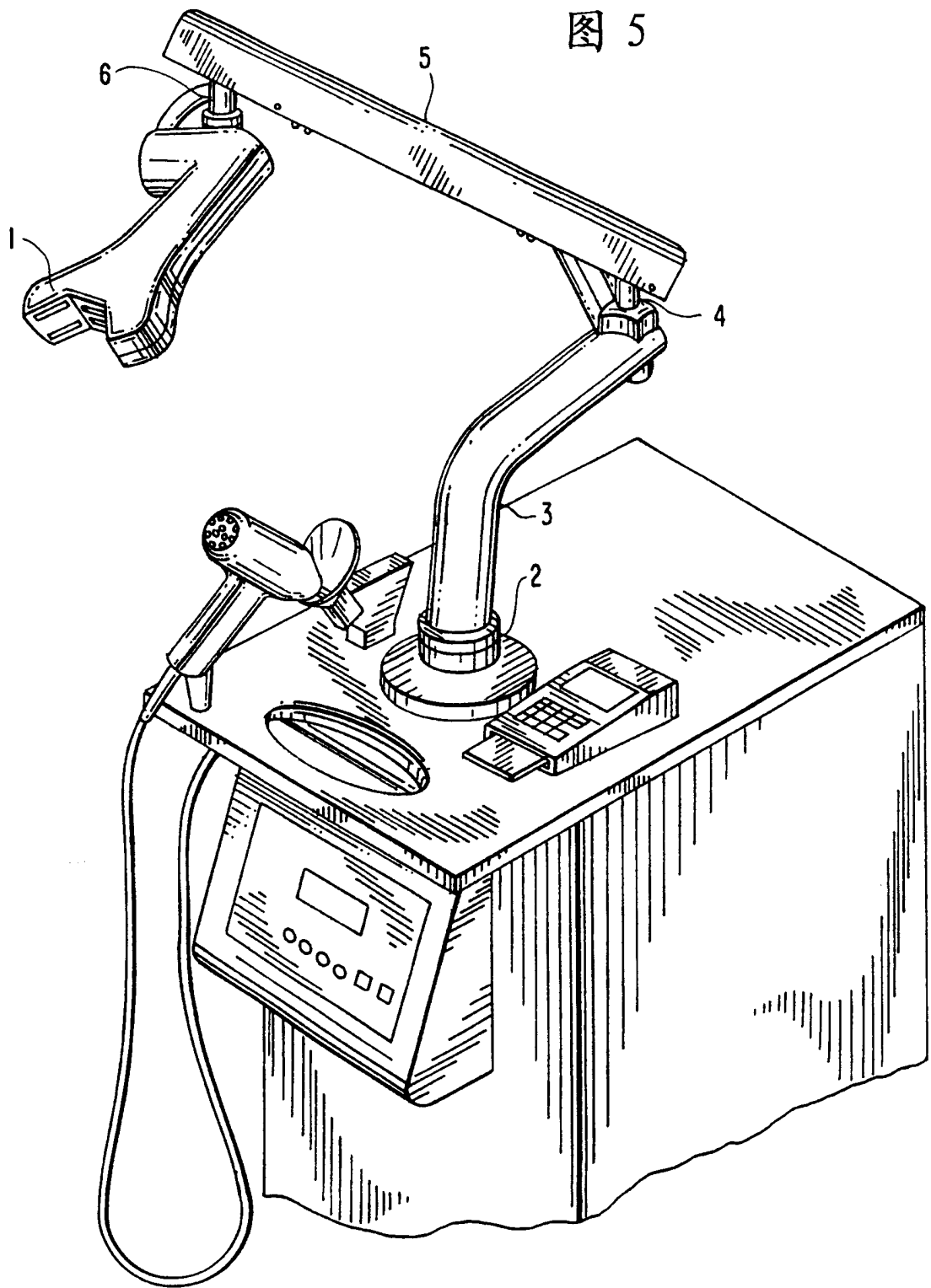












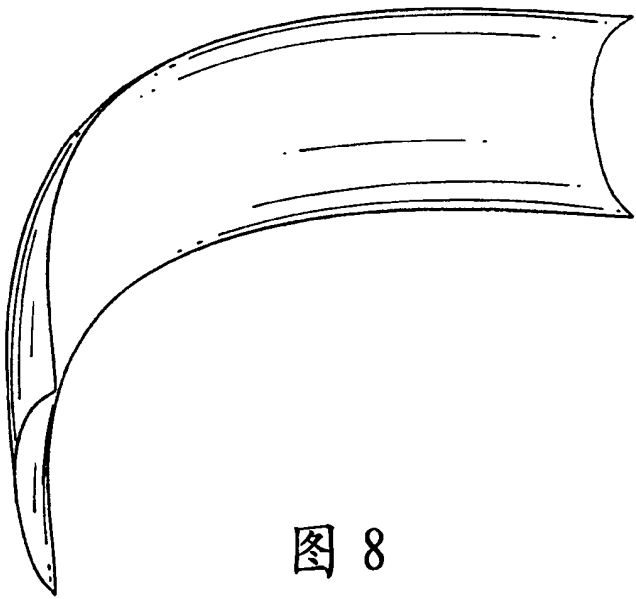
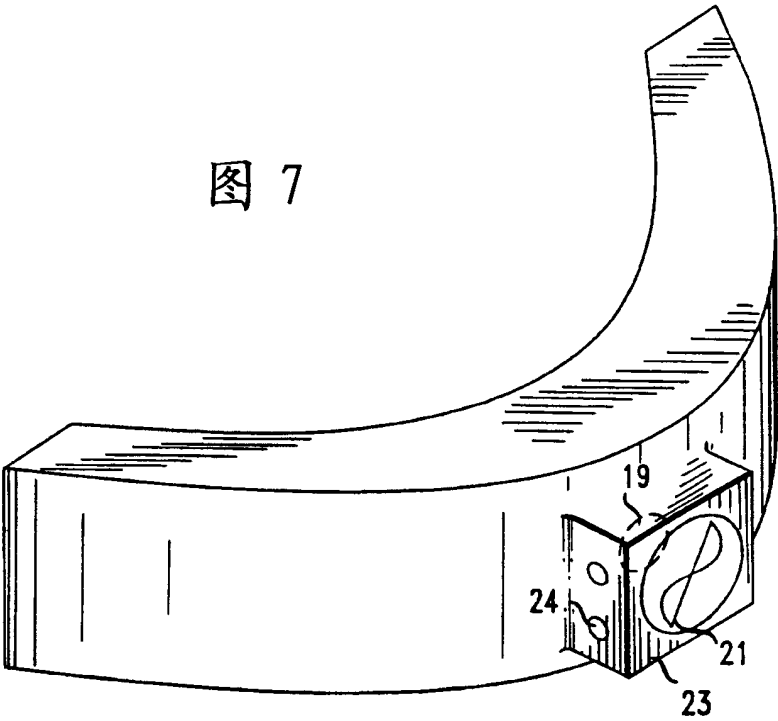


图 9

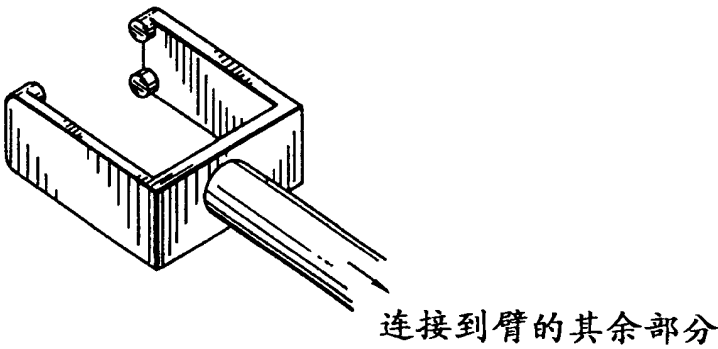
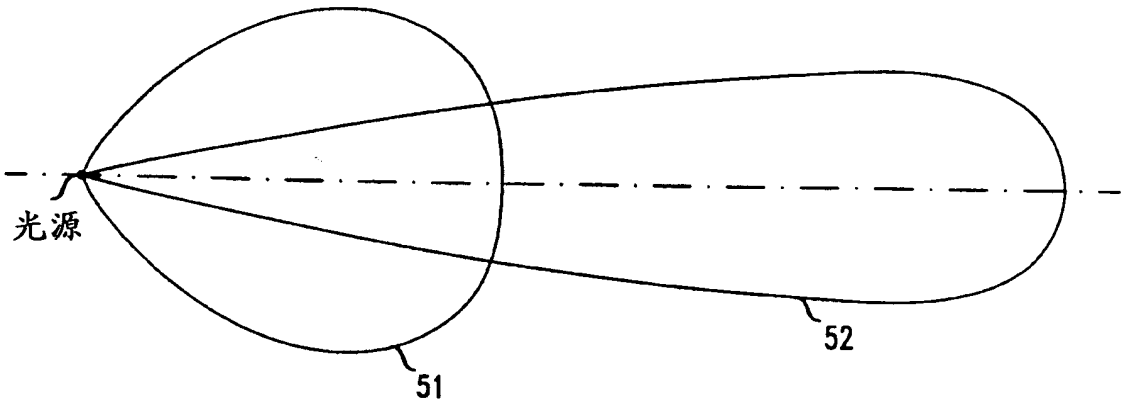


图 10



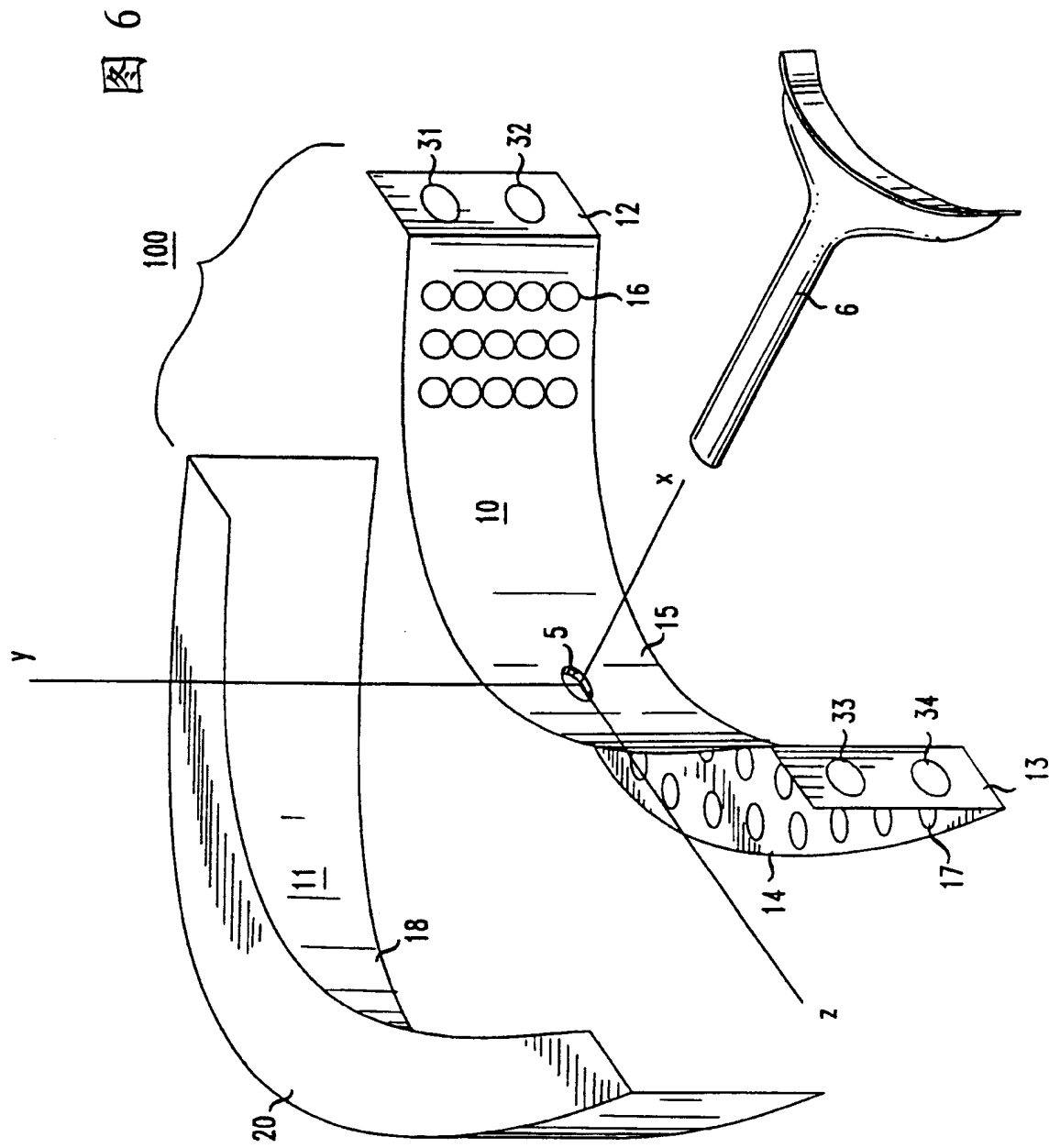


图 11

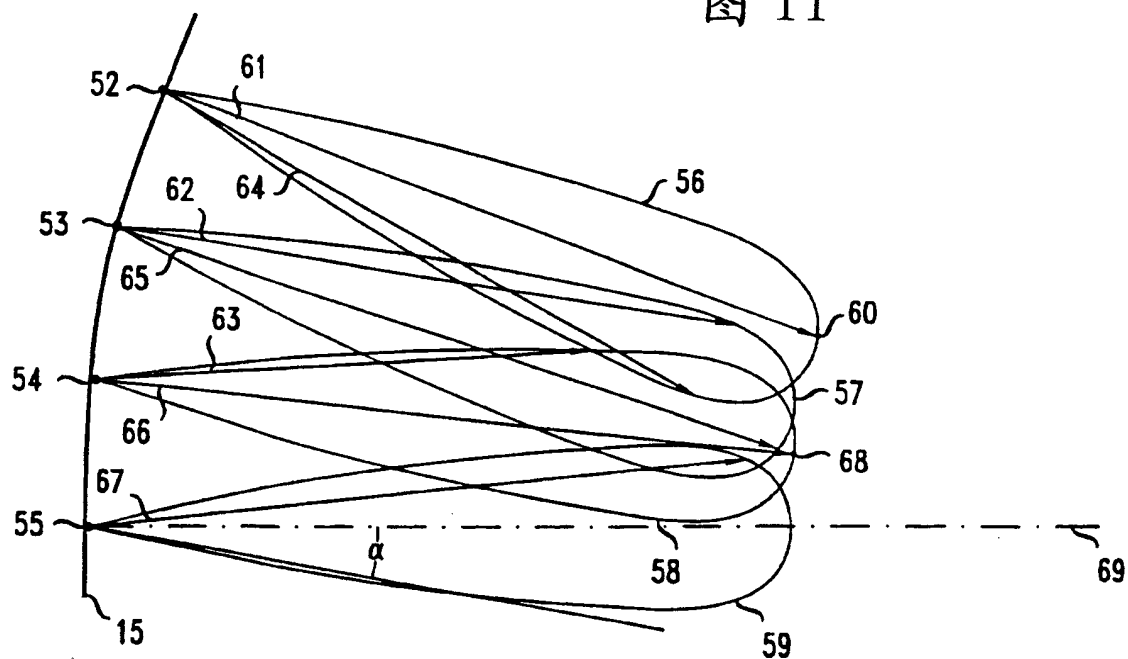


图 12

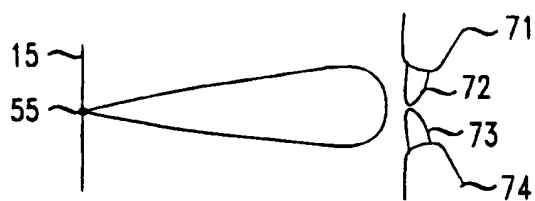
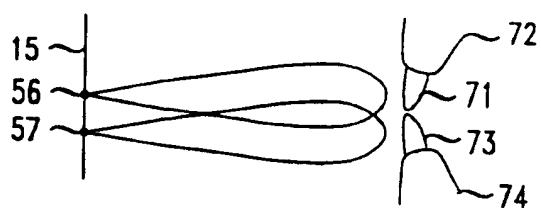


图 13



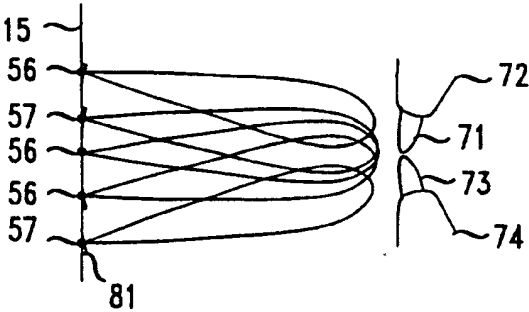


图 14

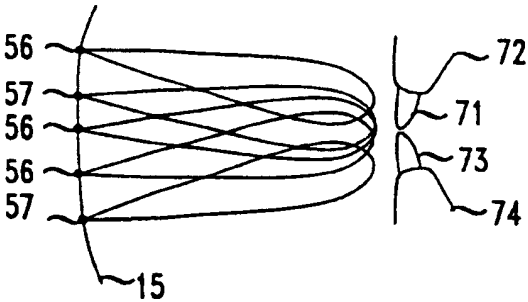


图 15

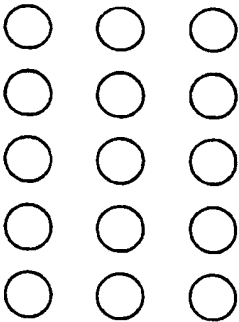


图 16

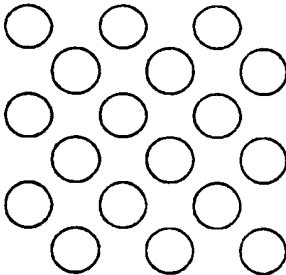


图 17

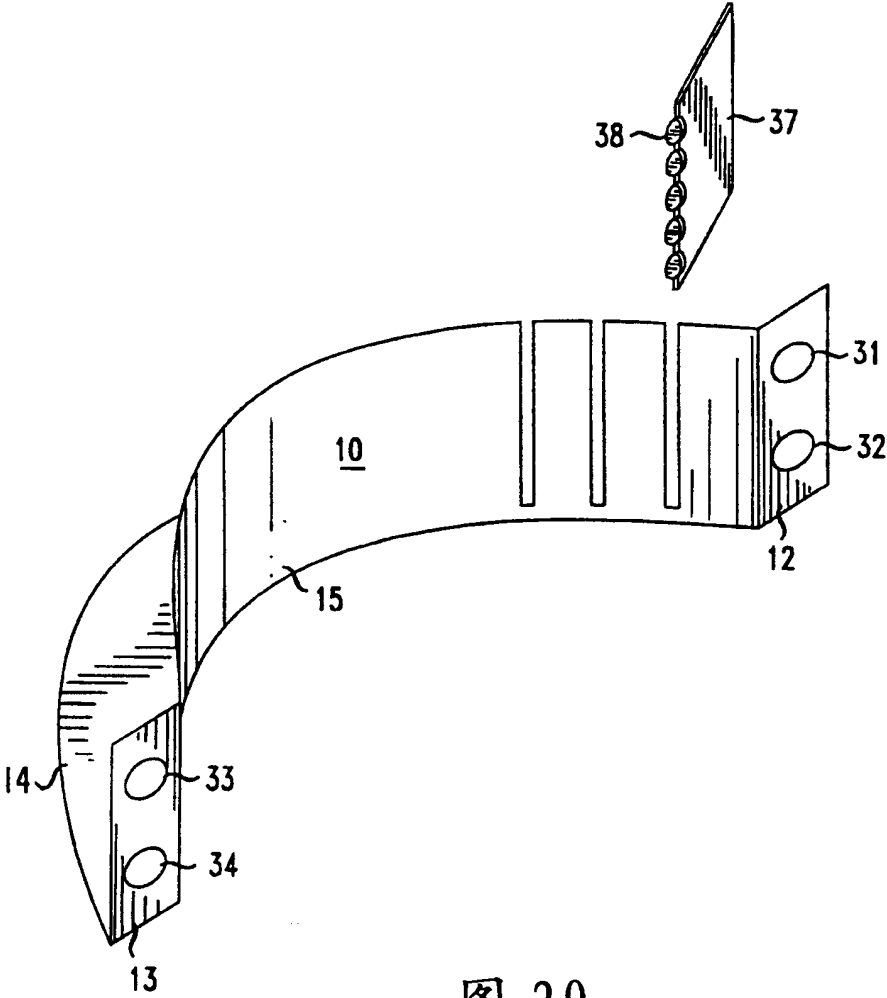


图 20