

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200380103604.9

[43] 公开日 2006年2月1日

[11] 公开号 CN 1728970A

[22] 申请日 2003.10.22

[21] 申请号 200380103604.9

[30] 优先权

[32] 2002.10.22 [33] US [31] 10/279,093

[32] 2002.10.23 [33] US [31] 10/278,582

[32] 2003.2.14 [33] US [31] 10/367,582

[86] 国际申请 PCT/US2003/033597 2003.10.22

[87] 国际公布 WO2004/037068 英 2004.5.6

[85] 进入国家阶段日期 2005.5.19

[71] 申请人 雷利恩特技术公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 林·迪本尼蒂克梯斯

乔治·沃沃德金 迈克尔·布雷克

[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 康建忠

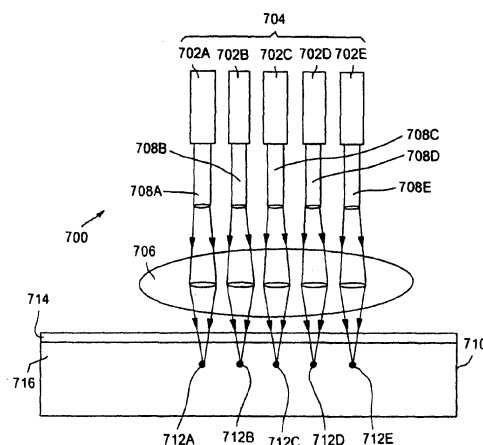
权利要求书 5 页 说明书 15 页 附图 5 页

### [54] 发明名称

利用光能的图案治疗皮肤的方法和设备

### [57] 摘要

皮肤设备包括多个光源和光路连接。每个光源能够通过其连接的光路把光束传递到人体皮肤的目标部分。皮肤设备还包括选择并控制所述光源以不连续图案传送多个光束的控制系统，和把所述传送的光束的能量聚焦到位于所述目标部分的外表面以下达 1.5 毫米的多个离散治疗区的聚焦部件。所述离散治疗区的尺寸为 10 微米 ~ 1000 微米。



1、一种皮肤设备，包括：

多个光源和光路连接，其中所述多个光源和光路连接中的每个光源能够通过其连接的光路把光束传递到人体皮肤的目标部分；

选择并控制所述光源以不连续图案传送多个光束的控制系统；和

把所述传送的光束的能量聚焦到位于所述目标部分的外表面以下达1.5毫米的多个离散治疗区的聚焦部件，所述离散治疗区的尺寸为10微米~1000微米。

2、按照权利要求1所述的皮肤设备，其中所述离散治疗区的尺寸为50微米~500微米。

3、按照权利要求1所述的皮肤设备，其中所述离散治疗区位于所述目标部分的真皮层中。

4、按照权利要求3所述的皮肤设备，其中在基本避免损伤所述目标部分的表皮层时，所述聚焦部件把所述传送的光束的能量聚焦到所述离散治疗区。

5、一种皮肤设备，包括：

多个光源和光路连接，其中所述多个光源和光路连接中的每个光源能够通过其连接的光路把光束传递到人体皮肤的外部部分；

选择并控制所述光源以不连续图案传送多个光束的控制系统；和

把所述传送的光束的能量聚焦到位于所述外部部分从而形成分布在所述外部部分上的多个离散孔穴的聚焦部件，所述离散孔穴的尺寸为10微米~1000微米。

6、按照权利要求5所述的皮肤设备，其中所述离散孔穴的尺寸为50微米~500微米。

7、按照权利要求5所述的皮肤设备，其中所述离散孔穴的深度为10微米~1000微米。

8、按照权利要求5所述的皮肤设备，其中所述离散孔穴分布在所述外部部分内上上，填充因数为0.1~0.5。

9、一种皮肤设备，包括：

光学传递系统，所述光学传递系统包括：

一个光源，所述光源被配置成提供波长为 400 ~ 20000 纳米的光能；

和

与所述光源光学耦接的一个聚焦部件，所述聚焦部件被配置成以不连续图案把所述光能引向皮肤的目标部分。

10、按照权利要求 9 所述的皮肤设备，其中所述皮肤设备还包括外壳，所述外壳的尺寸便于人手操作，所述光源和所述聚焦部件位于所述外壳之内。

11、按照权利要求 9 所述的皮肤设备，其中所述光源包括多个激光源。

12、按照权利要求 9 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件被配置成以所述不连续图案把所述光能引向所述目标部分，使得所述目标部分内的多个离散治疗区暴露在所述光能之下。

13、按照权利要求 12 所述的皮肤设备，其中所述离散治疗区的尺寸为 10 微米 ~ 1000 微米。

14、按照权利要求 12 所述的皮肤设备，其中所述离散治疗区位于所述目标部分的表皮层和真皮层至少之一中。

15、按照权利要求 9 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件被配置成以点图案和线图案之一把所述光能引向所述目标部分。

16、按照权利要求 9 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件被配置成以多个光束的形式，把所述光能引向所述目标部分。

17、按照权利要求 9 所述的皮肤设备，其中所述光学传递系统还包括与所述光源光学耦接，并与所述聚焦部件光学耦接的扫描部件，所述扫描部件被配置成越过所述目标部分扫描所述光能。

18、一种皮肤设备，包括：

光学传递系统，所述光学传递系统包括：

一个光源；和

与所述光源光学耦接的一个聚焦部件，所述聚焦部件被配置成把光

能从所述光源引向皮肤的目标部分，所述聚焦部件包括数值孔径为0.15~1.5的光学透镜，所述光学透镜被配置成把所述光能聚焦到所述目标部分的真皮层。

19、按照权利要求18所述的皮肤设备，还包括：

与所述光学传递系统电耦接的控制系统，所述控制系统被配置成控制所述光学传递系统。

20、按照权利要求18所述的皮肤设备，其中所述光源包括至少一个激光源。

21、按照权利要求18所述的皮肤设备，其中所述光源被配置成提供波长为400~20000纳米的所述光能。

22、按照权利要求18所述的皮肤设备，其中所述光学透镜被配置成把所述光能聚焦到所述目标部分的所述真皮层内的治疗区，同时基本避免损伤所述目标部分的表皮层。

23、按照权利要求22所述的皮肤设备，其中所述治疗区的尺寸为10~1000微米。

24、按照权利要求22所述的皮肤设备，其中所述治疗区位于所述目标部分的外表面之下0.15~1毫米的范围中。

25、按照权利要求22所述的皮肤设备，其中所述治疗区基本为圆形。

26、按照权利要求22所述的皮肤设备，其中所述治疗区是细长的。

27、一种皮肤设备，包括：

外壳，所述外壳的尺寸便于人手操作；

位于所述外壳内的光源，所述光源被配置成提供光能；和

与所述外壳耦接的聚焦部件，所述聚焦部件被配置成把所述光能引向皮肤的目标部分，使得所述目标部分内的多个治疗区被暴露在所述光能下，在所述目标部分内，所述治疗区相互分隔开。

28、按照权利要求27所述的皮肤设备，还包括：

与所述光源电耦接的控制系统，所述控制系统被配置成控制所述光源提供所述光能。

29、按照权利要求27所述的皮肤设备，还包括：

与所述外壳耦接的皮肤变形部件，所述皮肤变形部件被配置成使所述目标部分变形。

30、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述光源被配置成提供波长在 600 ~ 4000 纳米之间的所述光能。

31、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述光源包括至少一个二极管激光器。

32、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件被配置成把所述光能引向所述目标部分，使得所述治疗区基本同时地暴露在所述光能下。

33、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件被配置成把所述光能引向所述目标部分，使得所述治疗区顺序地暴露在所述光能下。

34、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件包括至少一个光学透镜，所述光学透镜被配置成把所述光能聚焦到所述目标部分的外表面之下达 1.5 毫米之处。

35、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述聚焦部件包括至少一个数值孔径为 0.15 ~ 1.5 的圆柱形透镜。

36、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述治疗区基本均匀地分布在所述目标部分内。

37、按照权利要求 27 所述的皮肤设备，其中所述治疗区的尺寸为 50 ~ 500 微米。

38、一种皮肤设备，包括：

光学传递系统，所述光学传递系统被配置成以一图案把光能引向皮肤的目标部分，使得所述目标部分内的多个离散治疗区被暴露在所述光能下，所述离散治疗区的尺寸为 10 微米 ~ 1000 微米。

39、按照权利要求 38 所述的皮肤设备，其中所述光学传递系统包括一个聚焦部件，所述聚焦部件被配置成把所述光能引向所述目标部分的外表面之下达 1.5 毫米之处。

40、按照权利要求 39 所述的皮肤设备，其中所述光学传递系统还包

括一个与所述聚焦部件光学耦接的光源，所述光源被配置成提供波长400~20000纳米的所述光能。

41、一种治疗人体皮肤的方法，包括：

提供光能，所述光能具有为所述人体皮肤的目标部分产生皮肤效果的光学参数；和

把所述光能引向所述目标部分，使得所述目标部分内的多个离散治疗区基本上同时暴露在所述光能之下。

42、按照权利要求41所述的方法，其中所述多个离散治疗区中的两个相邻离散治疗区间隔100~1000微米的距离。

43、按照权利要求41所述的方法，其中把所述光能引向所述目标部分包括把所述光能聚焦到所述目标部分的真皮层，同时基本避免损伤所述目标部分的表皮层。

44、一种治疗人体皮肤的方法，包括：

提供光能；和

把所述光能引向所述人体皮肤的外部部分，从而形成分布在所述外部部分上的多个离散孔穴，所述离散孔穴的尺寸为10~1000微米。

45、按照权利要求44所述的方法，其中所述光能的波长为1400~14000纳米。

46、按照权利要求44所述的方法，其中所述离散孔穴的深度为10~1000微米。

47、按照权利要求44所述的方法，其中所述离散孔穴分布在所述外部部分中，填充因数为0.05~0.95。

48、按照权利要求44所述的方法，其中所述离散孔穴分布在所述外部部分中，填充因数为0.1~0.5。

49、按照权利要求44所述的方法，其中把所述光能引向所述外部部分包括越过所述外部部分扫描所述光能。

## 利用光能的图案治疗皮肤的方法和设备

### 技术领域

本发明一般涉及利用光能的生物组织的治疗。更具体地说，本发明涉及利用光能的图案治疗皮肤的方法和设备。

### 背景技术

对于皮肤和其它生物组织的治疗来说，光能具有许多有用的用途。例如，激光已被用于治疗皮肤状况，例如血管瘤，鲜红斑痣，红斑痤疮，表皮色素沉积病变，和细纹。

目前的皮肤激光方法和设备一般在治疗期间，照射皮肤的较大的连续区域。但是，这种大面积的治疗会对皮肤造成过度的外损，以及导致并发症，例如色素减退或白斑的产生。此外，目前的治疗较大区域的范例会妨碍皮肤的正常恢复过程，以及营养物流向被治疗区，这不仅会使愈合变慢，还会导致坏死和结疤。目前的一些方法和设备已试图通过引入复杂的冷却系统来冷却皮肤，企图减少在皮肤表面的导致损伤皮肤表皮层的过多热量形成，来克服这些负面影响。但是，这种冷却系统增大了实现的复杂性，通常要求激光功率被增大，另外不能提供所需的或者均匀的冷却，以及皮肤损伤的减少。冷却不均匀性和激光功率增大的组合会使皮肤受到更大的损伤风险。并且，目前的方法所规定的调整激光传递的流量(fluence)通常提供并不充分的控制，常常导致治疗过度或治疗不足。治疗过度会导致结疤，治疗不足会导致被治疗的皮肤状况改进不大。由于治疗后数周到数月变化可能不明显，存在与治疗过度或治疗不足相关的重大临床问题。

正是基于该背景，需要开发这里描述的方法和设备。

## 发明内容

在一个方面，本发明的目的在于一种皮肤设备。在一个实施例中，皮肤设备可包括多个光源和光路连接。所述多个光源和光路连接中的每个光源能够通过其连接的光路把光束传递到人体皮肤的目标部分。皮肤设备还包括选择并控制光源以不连续的图案传送多个光束的控制系统，和把传送的光束的能量聚焦到位于目标部分的外表面以下达 1.5 毫米的多个离散治疗区的聚焦部件。离散的治疗区的尺寸为 10 微米~1000 微米。

在另一实施例中，皮肤设备可包括多个光源和光路连接。所述多个光源和光路连接中的每个光源能够通过其连接的光路把光束传递到人体皮肤的外部部分。该皮肤设备还包括选择并控制光源以不连续的图案传送多个光束的控制系统，和把传送的光束的能量聚焦到位于外部部分，从而形成分布在外部分内上的多个离散孔穴的聚焦部件。离散孔穴的尺寸为 10 微米~1000 微米。

在另一实施例，皮肤设备可包括光学传递系统。光学传递系统可包括一个光源和与所述光源光学耦接的一个聚焦部件。光源被配置成提供波长为 400~20000 纳米的光能，聚焦部件被配置成以不连续的图案把光能引向皮肤的目标部分。

在另一实施例，皮肤设备可包括光学传递系统。光学传递系统可包括一个光源和与所述光源光学耦接的一个聚焦部件。聚焦部件被配置成把光能从光源引向皮肤的目标部分。聚焦部件可包括数值孔径为 0.15~1.5 的光学透镜，光学透镜被配置成把光能聚焦到目标部分的真皮层。

在另一实施例，皮肤设备可包括外壳，所述外壳的尺寸便于人手操作，位于外壳内的光源，和与外壳耦接的聚焦部件。光源被配置成提供光能，聚焦部件被配置成把光能引向皮肤的目标部分，使得目标部分内的多个治疗区被暴露在光能下。在目标部分内，治疗区相互分隔开。

在另一实施例，皮肤设备可包括光学传递系统。光学传递系统被配置成以某一图案把光能引向皮肤的目标部分，使得目标部分内的多个离散治疗区被暴露在光能下。离散治疗区的尺寸为 10 微米~1000 微米。



在另一方面，本发明的目的在于一种治疗人体皮肤的方法。在一个实施例中，该方法可包括提供光能。所述光能具有为人体皮肤的目标部分产生皮肤（dermatological）效果的光学参数。该方法还可包括把光能引向目标部分，使得目标部分内的多个离散治疗区基本上同时暴露在光能之下。

在另一实施例中，该方法还包括提供光能，并把光能引向人体皮肤的外部部分，从而形成分布在外部分内的离散孔穴。所述离散孔穴的尺寸为10~1000微米。

### 附图说明

结合附图，根据下面的详细说明，将理解本发明的目的和优点，其中：

图1图解说明根据本发明的一个实施例的皮肤设备的方框图；

图2图解说明可被射向人体皮肤的目标部分的光能的图案的一个例子；

图3图解说明可被射向人体皮肤的目标部分的光能的图案的另一例子；

图4图解说明可被射向人体皮肤的目标部分的光能的图案的又一例子；

图5图解说明根据本发明的另一实施例的皮肤设备的方框图；

图6图解说明根据本发明的一个实施例的光学传递系统；

图7图解说明根据本发明的另一实施例的光学传递系统。

### 具体实施方式

本发明的实施例提供可被用于功效更大地治疗皮肤，同时减少并发症和康复时间的改进的皮肤设备(dermatological apparatus)和方法。特别地，本发明的实施例可被用于治疗各种皮肤状况，例如(但不限于)痤疮，胎记，毛发过多，血管瘤，黄褐斑，色素病变，红斑痤疮，疤痕，纹身，血管病，皱纹等。尽管上面给出了皮肤状况的具体例子，但是本发明的

实施例事实上可被用于治疗任意类型的皮肤状况 (condition)。

图 1 图解说明根据本发明的一个实施例的皮肤设备 100。皮肤设备 100 包括光学传递系统 100，光学传递系统 102 包括光源 104。光源 104 提供可被射向皮肤，例如人体皮肤的目标部分 108 的光能。在本实施例中，光源 104 以一个或多个光束的形式提供光能，所述光束可以是相干或不相干的脉冲波或连续波。

在本实施例中，光源 104 可至少部分利用一个或多个光源，例如激光光源来实现。对于某些应用，光源 104 最好包括多个激光光源，所述多个激光光源可被排列成阵列，例如一维阵列或二维阵列。激光光源可提供具有特定光学参数，例如光学流量，功率，计时，脉冲持续时间，脉冲间持续时间，波长等等的一个或多个光束，从而产生想得到的关于目标部分 108 的皮肤效果。例如，激光光源能够提供具有介于大约 400 纳米-20000 纳米之间，例如介于大约 600 纳米-4000 纳米之间的波长或波长范围的光束。对于目标部分 108 的真皮层 112 的非烧蚀凝结，激光光源能够提供具有约为 1500 纳米波长和入射在皮肤外表面上的介于约 0.001 焦耳/平方厘米和 10000 焦耳/平方厘米，例如介于约 0.1 焦耳/平方厘米和 100 焦耳/平方厘米之间的光学流量的光束。对于某些应用，光束的脉冲持续时间可以大约等于或小于与目标部分 108 相关的热扩散时间常数，所述常数近似正比于目标部分 108 内的焦斑的尺寸的平方。大于热扩散时间常数的脉冲持续时间效率不那么高，由于热扩散导致焦斑不合乎需要地增大。

激光光源的例子包括(但不限于)二极管激光器，二极管泵浦固体激光器，Er:YAG 激光器，Nd:YAG 激光器，氩离子激光器，He-Ne 激光器，二氧化碳激光器，准分子激光器，红宝石激光器等。对于某些实施例来说，激光光源最好是二极管激光器，例如红外二极管激光器。但是，应认识到光学传递系统 102 中特定类型的激光光源的选择取决于要利用皮肤设备 100 治疗的皮肤状况的类型。光源 104 可包括能够提供一个波长或波长范围的一种特定类型的激光光源。另一方面，光源 104 可包括提供各种不同波长或波长范围的两种或更多种不同的激光光源。来自不同激光光源的光束可被分别或者同时射向目标部分 108。

参见图 1, 光学传递系统 102 还包括与光源 104 光学耦接的聚焦部件 106。聚焦部件 106 用于把光能从光源 104 射向目标部分 108。在本实施例中, 通过把光能的能量聚焦到目标部分 108 内的一个或多个治疗区, 聚焦部件 106 把光能射向目标部分 108。理想地, 多个治疗区被同时或者顺序地暴露在光能下。多个治疗区可被相互分开, 从而形成离散的治疗区。另一方面或者相结合, 多个治疗区可以相互交叉或重叠。

在本实施例中, 聚焦部件 106 引导呈某一图案, 例如不连续或者微观图案的光能, 从而一个或多个治疗区被暴露在光能下。通过能够控制暴露在光能下的目标部分 108 的百分率, 光能的图案的使用提供更高的治疗功效。不同的图案可提供各种不同的暴露百分率, 可根据要治疗的皮肤状况的类型选择特定的图案。例如, 就敏感的皮肤状况, 例如黄褐斑或浓重的色素病变来说, 光能图案的使用使得能够在多个治疗区内有效治疗。同时, 通过控制暴露于光能下的目标部分 108 的百分率, 能够减少疼痛, 免疫系统反应、外伤和其它并发症。通过使治疗区邻近于健康的并且基本不受损伤的细胞, 目标部分 108 的康复更快, 因为减少了恢复过程的充血或损伤的可能性。光能的图案的使用还能够便于多次治疗, 所述多次治疗可能是通过允许单个较适度的治疗产生完美的所需效果所需要的, 同时降低患者的风险。此外, 通过利用其中单个治疗区的尺度与皮肤本身的正常可视组织或组成相同或更小的治疗模式, 能够减少治疗的可视痕迹。

图 2、3 和 4 图解说明了可用于治疗皮肤的光能的图案的各种例子。具体地说, 图 2、3 和 4 分别图解说明不同的光能图案射向的目标部分 200、30 和 400 的顶视图。

参见图 2, 光能以“点图案”的形式射向目标部分 200, 使得目标部分 200 内的多个治疗区, 例如治疗区 202、204 和 206 暴露于光能之下。从图 2 的顶视图可看出, 治疗区一般是圆形的, 大小介于 10~1000 微米之间, 例如介于 50~500 微米之间。如图 2 中所示, 治疗区相互分隔开, 并且基本上规则地分布在目标部分 200 中, 例如在假想网格的交点。在本例中, 两个相邻的治疗区, 例如治疗区 202 和 204 间隔介于大约 30~

2000 微米之间，例如大约 100~1000 微米之间的距离。暴露于光能下的目标部分 200 的百分率 (fraction) 可利用填充因数，即，如图 2 的顶视图所示，治疗区所占的暴露部分 200 的面积百分率来测量。一般来说，填充因数可以是 0~1 之间的任意数。对于某些应用来说，填充因数一般大约在 0.05~0.95 之间，例如大约在 0.1~0.5 之间。

根据要治疗的特定皮肤状况，通过调整光能的图案，与治疗区相关的形状，大小，分布或者填充因数可不同于图 2 中所示的。治疗区可由各种规则或不规则形状，例如(但不限于)圆形，半圆形，菱形，六边形，多瓣形，八边形，椭圆形，五边形，矩形，正方形，星形，三角形，梯形，楔形等形成。一般来说，治疗区可具有相同或不同的形状或大小。治疗区可间隔规则或者不规则的距离均匀地或者不均匀地分布在目标区 200 内。例如，代替图 2 中所示的治疗区的基本规则的分布，治疗区可随机地分布在目标部分 200 内。另外，治疗区在目标部分 200 的边缘或其附近更稀疏地分布，以产生“羽化效果”，羽化效果降低边缘的可见性，并且当重叠邻接的治疗区时，产生更均匀的结果。这类似于获得与背景和邻接的笔触混合的外观的气刷。另外，治疗区可呈弧形，圆形，线形，螺旋形或它们的组合地分布在目标部分 200 内。

下面参见图 3，光能呈“线形图案”地被射向目标部分 300，从而目标部分 300 内的多个治疗区，例如治疗区 302、304 和 306 暴露在光能下。从图 3 的顶视图可看出，治疗区一般为细长，宽度和长度分别介于大约 10~1000 微米和 1~30 毫米之间。治疗区基本上规则地相互分隔开，两个相邻的治疗区，例如治疗区 302 和 304 间隔大约介于 30~2000 微米，例如大约介于 100~1000 微米之间的距离。按照如上所述的相似方式，可利用填充因数测量暴露在光能下的目标部分 300 的百分率。根据要治疗的特定皮肤状况，通过调整光能的图案，与治疗区相关的形状，宽度，长度，分布或者填充因数可不同于图 3 中所示的。例如，代替图 3 中所示的一般呈线形的治疗区，一个或多个治疗区可呈弧形，圆形或螺旋形。一般来说，治疗区可具有相同或不同的形状，宽度或长度，并且可间隔规则或者不规则的距离均匀地或者不均匀地分布在目标区 300 内。

如图 4 中所示,光能呈“交叉线图案”地被射向目标部分 400,从而目标部分 400 内的多个相交治疗区,例如治疗区 402、404、406 和 408 暴露在光能下。从图 4 的顶视图可看出,治疗区一般为细长,包括以一定的角度与第二组治疗区相交的第一组治疗区。在本例中,治疗区可具有和图 3 中图解说明的治疗区相似的宽度,长度和间隔。根据要治疗的特定皮肤状况,通过调整光能的图案,与治疗区相关的形状,宽度,长度,分布或者填充因数可不同于图 4 中所示的。例如,十字形图案或蜂窝形图案的光能被射向目标部分 400,从而改变不同于图 4 中所示的治疗区的分布。

返回参见图 1,聚焦部件 106 至少可部分利用一个或多个光学元件,例如反射镜,光学透镜,光学窗口等来实现,把一个或多个光束的能量聚焦到目标部分 108 内的一个或多个治疗区。由于皮肤设备 100 可被用于治疗各种皮肤状况,因此应认识以聚焦部件 106 可被用于把一个或多个光束聚焦到目标部分 108 内的任意区域或结构,例如目标部分 108 的表皮层 110 或真皮层 112。

如图 1 中所示,皮肤设备 100 还包括控制系统 114。控制系统 114 通过任何有线或无线传输通道和功能元件与光学传递系统 102 电耦接,从而控制光学传递系统 102,包括光源 104,聚焦部件 106,或者这两者的操作。例如,控制系统 114 能够启动光源 104 的一个或多个激光源,以及控制与启动的激光源相关的各种光学参数。作为另一例子,控制系统 114 能够控制聚焦部件 106,从而控制或调整射向目标部分 108 的光能的图案。借助例如电动机或者能够定位光学元件的任何其它设备,聚焦部件 106 可由控制系统 114 控制。虽然表示了与控制系统 114 耦接的一个光学传递系统 102,不过多个光学传递系统可与控制系统 114 耦接并由控制系统 114 控制。

在本实施例中,控制系统 114 至少可部分利用(1)配置成例如可编程门阵列的专用硬件或逻辑部件;(2)可从例如 Intel 公司获得的典型的微处理器或中央处理器;或者(3)任意典型的个人计算机,web 设备或者个人数字助理产品来实现。对于某些应用,控制系统 114 还可包括与光源 104

连接并驱动光源 104 的激光器驱动器系统, 和允许用户对控制系统 114 编程的用户接口。

下面参见图 5, 表示了根据本发明的另一实施例的皮肤设备 500。皮肤设备 500 包括光学传递系统 502, 光学传递系统 502 包括光源 504。光源 504 用于提供可被射向皮肤的目标部分 508 的光能, 并且可按照关于光源 104 所述的类似方式来实现。

如图 5 中所示, 光学传递系统 502 还包括与光源 504 耦接的扫描部件 516。扫描部件 516 用于越过目标部分 508 扫描来自光源 504 的光能。在本实施例中, 扫描部件 516 与光源 504 光学耦接, 并越过目标部分 508 扫描光能, 从而光能以某一图案, 例如不连续的图案被射向目标部分 508 中的一个或多个治疗区。特别地, 扫描部件 516 越过目标部分 508 扫描一个或多个光束, 使得多个治疗区依次暴露在光能下。在本实施例中, 扫描部件 516 至少部分可利用扫描仪, 例如一维扫描仪或者二维扫描仪来实现。

参见图 5, 光学传递系统 502 还包括与扫描部件 516 光学耦接的聚焦部件 506。聚焦部件 506 用于通过把光能的能量聚焦到目标部分 508 内的一个或多个治疗区, 把光能射向目标部分 508。聚焦部件 506 可按照关于聚焦部件 106 所述的类似方式来实现。应认识到聚焦部件 506 可被用于把一个或多个光束聚焦到目标部分 508 内的任意区域或结构, 例如目标部分 508 的表皮层 510 或真皮层 512。虽然图 5 中分离地表示扫描部件 516 和聚焦部件 506, 不过扫描部件 516 和聚焦部件 506 可组合地实现成扫描/聚焦部件。

在本实施例中, 光学传递系统 502 还包括一个用于使目标部分 508 变形的皮肤变形部件 518。例如, 皮肤变形部件 518 可按照基本平直的方式, 基本凹陷的方式, 或者基本凸起的方式使目标部分 508 变形。通过这样使目标部分 508 变形, 皮肤变形部件 518 提供更平滑的治疗表面, 并且使得能够对目标部分 508 的光能的传递的更佳精度和控制。理想地, 皮肤变形部件 518 用于对目标部分 508 施加压力。压力的施加能够用于压挤目标部分 508, 强制以光学方式把间质液从目标部分 508 吸出, 从而

便于光能更大地穿透目标部分 508。

在本实施例中，皮肤变形部件 518 至少可部分利用使目标部分 508 变形的一个或多个结构，例如皮肤接触部件，真空系统，或者皮肤拉伸部件来实现。虽然图 5 中分离地表示聚焦部件 506 和皮肤变形部件 518，不过聚焦部件 506 和皮肤变形部件 518 可组合地实现成聚焦/皮肤变形部件。例如，由于聚焦部件 506 构成皮肤设备 500 的一部分，把聚焦部件 506 用于聚焦以及用于皮肤变形，会减少皮肤设备 500 中的部件的数目。

参见图 5，皮肤设备 500 还包括控制系统 514。控制系统 514 通过任何有线或无线传输通道和功能元件与光学传递系统 502 电耦接，从而控制光学传递系统 502，包括光源 504，扫描部件 516，聚焦部件 506，皮肤变形部件 518，或者它们的组合的操作。例如，控制系统 514 能够控制扫描部件 516，控制或调整射向目标部 508 的光能的图案。在本实施例中，可按照关于控制系统 114 所述类似的方式实现控制系统 514。

如图 5 中所示，本实施例的光学传递系统 502 包括用于检测光学传递系统 502 相对于目标部分 508 的移动和位置任意之一或者这两者的传感元件 520。具体地说，传感元件 520 能够向控制系统 514 提供移动和位置数据任意之一或者这两者，从而允许基本实时地控制射向目标部分 508 的光能的图案。特别地，传感元件 520 提供的移动数据可使得控制系统 514 恰当地控制光学传递系统 502 的操作，以便补偿光学传递系统 502 相对于目标部分 508 的移动。例如，根据这种移动数据，控制系统 54 能够控制光源 504 或者扫描部件 516，以保证射向目标部分 508 的光能的图案的完整性和基本均匀性。在本实施例中，传感元件 520 至少可部分利用移动或位置检测器，例如机械鼠标或光学鼠标来实现。

现在参见图 6，图 6 图解说明了根据本发明的一个实施例的光学传递系统 600。光学传递系 600 包括大小便于人手操作的外壳 602。具体地说，外壳 602 大小为允许光学传递系统 600 被手动扫描越过 (across) 人体皮肤的目标部分 612，例如沿着箭头 A 的方向。应认识到为了便于表示，图 6 中放大地图解说明了目标部分 612。

光源 604 和聚焦部件 606 位于外壳 602 内并与外壳 602 耦接。光源

604 可通过电缆 616 与控制系统(未示出)耦接。在本实施例中,光源 604 最好是可变(anamorphic)光源,利用二极管激光器,例如红外二极管激光器来实现。更具体地说,二极管激光器最好是能够提供沿着垂直于箭头 A 的方向,例如垂直于图 6 的平面的方向展开的基本均匀的光束的线性阵列二极管激光器。通过结合光能的脉冲或间歇施加,手动扫描光学传递系统 600,光能的“线形图案”可被射向目标部分 612。另外,通过沿着和箭头 A 呈一定角度的方向手动重新扫描光学传递系统 600,光能的“交叉线图案”可被射向目标部分 612。

虽然图 6 中表示了一个二极管激光器,不过光学传递系统 600 可包括排列成阵列,例如一维阵列或二维阵列的多个二极管激光器。例如,就一维阵列的情况来说,可结合光能的脉冲或间歇施加,手动扫描光学传递系统 600,使得光能的“点图案”被射向目标部分 612。另外光学传递系统 600 可包括越过目标部分 612,扫描来自光源 604 的一个或多个光束的扫描部件。例如,就一维扫描仪的情况来说,可结合扫描仪的操作手动扫描光学传递系统 600,使得光能的“点图案”或“线图案”被射向目标部分 612。虽然光源 604 被表示成位于外壳 602 内,不过光源 604 可位于其它地方,并且通过例如光波导或者包含一个或多个光纤的光缆与聚焦部件 606 光学耦接。

参见图 6,聚焦部件 606 用于通过光学窗口 622,把光能从光源 604 射向目标部分 612。理想地,出于光学接触,折射率匹配和舒适性的目的,一层材料可被涂敷到目标部分 612 上。在本实施例中,聚焦部件 606 包括第一和第二光学透镜 608 和 610。但是,本领域的技术人员会认识到聚焦部件 606 可包括把光能射向目标部分 612 的其它光学元件(未示出)。第一光学透镜 608 用于调节和准直来自光源 604 的光束。第一光学透镜 608 可利用例如平凸圆柱形的非球面透镜来实现。

第二光学透镜 610 用于把准直光束的能量聚焦到治疗区,例如治疗区 614。在本实施例中,第二光学透镜 610 具有大约介于 0.15 和 1.5 之间,例如大约介于 0.5 和 1 之间的数值孔径,并且可利用例如具有平凸圆柱形的光学透镜来实现。在本实施例中,第二光学透镜 610 允许具有足够能



量的光束被聚焦到目标部分 612 的真皮层 620 内的治疗区，同时基本避免损伤目标部分 612 的表皮层 618。特别地，光学流量，从而在表皮层 618 引起的温升能够显著小于在目标部分 612 内更深的焦平面，例如在真皮层 620 中的光学流量和引起的温升。如图 6 中所示，第二光学透镜 610 把光束的能量聚焦到相互分离并且至少在某一维上尺度较小或者微观的治疗区。这种实现允许功效更高的治疗，同时减少对治疗区周围的组织，以及在到达治疗区之前，被光束穿过的组织的损伤。此外，这种实现减轻了治疗的可视痕迹，因为单个治疗区的尺度等于或小于皮肤本身的正常可视组织或组成。

在本实施例中，治疗区可位于皮肤外表面下面 1.5 毫米左右，例如在外表面以下大约 0.15 毫米和 1 毫米之间。虽然治疗区被表示在目标部分 612 的真皮层 620 中，不过聚焦部件 606 可被用于把光束聚焦到目标部分 612 内的任意区域或结构。例如，聚焦部件 606 可被用于把光束聚焦到目标部分 612 的外表面或其附近，用于皮肤再生治疗，例如表面烧蚀过程。理想地，使用具有高组织吸收性和低穿透深度的波长或波长范围，比如介于大约 1400 ~ 14000 纳米之间，一般介于大约 1400 ~ 3400 纳米之间的波长或波长范围。组织吸收性可随着波长而变化，对于某些应用，最好选择组织吸收性最高的波长或波长范围，例如 1450 纳米或其附近和高于 2500 纳米。皮肤大约 70% 是水，吸水曲线可以是查找理想的治疗波长或波长范围的有用参考。对于某些应用，可以使用两个或更多不同的波长或波长范围，例如具有低组织吸收性和高的穿透深度的第一波长或波长范围，和具有高组织吸收性和低的穿透深度的第二波长或波长范围。例如，具有第一波长或波长范围的光束可被射向目标部分 612，以便实现预加热效果，以及产生下至目标部分 612 的真皮层 620 的组织的凝结，具有第二波长或波长范围的光束可被射向目标部分 612，以便实现表皮层 618 的表面烧蚀。

对于皮肤再生治疗来说，在暴露于光束的位置，可在目标部分 612 的外表面上形成一个或多个孔穴 (hole)。可形成深度大约介于 10 ~ 1000 微米之间，比如大约介于 10 ~ 300 微米之间的多个孔穴。对于某些应用，

最好形成尺寸大约介于 10~1000 微米之间, 比如大约介于 50~500 微米之间的孔穴。多个孔穴可相互分隔开, 以便形成离散 (discrete) 孔穴。另一方面或者相结合, 多个孔穴可交叉或相互重叠。根据特定的治疗程度和使用的波长, 代替或者结合一个或多个孔穴, 可形成一个或多个区域的热变性组织, 所述变性组织可被完全脱离或者被身体吸收, 从而获得如上所述的类似皮肤再生效果。特别地, 理想的结果是用新鲜组织及新的胶原质和改进皮肤的质量、外观和年轻特征的其它有益蛋白质的相关刺激替换变性的组织。

虽然图 6 中未示出, 不过光学传递系统 600 可包括能够用于检测光学传递系统 600 相对于目标部分 612 的移动和位置任意之一或者这两者的传感元件。例如, 当使光学传递系统 600 扫描越过目标部分 612, 以使光能受控地射向目标部分 612 时, 传感元件可检测光学传递系统 600 的移动。特别地, 传感元件提供的移动数据可允许恰当编程的控制系统变更一个或多个光学参数, 例如计时, 以保证射向目标部分 612 的光能的图案的完整性和基本均匀性。

下面参见图 7, 图 7 图解说明了根据本发明的另一实施例的光学传递系统 700。光学传递系统 700 包括光源 704 和与光源 704 光学耦接的聚焦部件 706。在本实施例中, 光源 704 包括排列成阵列的多个光源 702A、702B、702C、702D 和 702E。光源 702A-702E 可包括一种特定类型的激光光源或两种或者更多种不同类型的激光光源。虽然图 7 中表示了五个光源 702A-702E, 不过根据具体应用, 可以使用更多或更少的光源。

在本实施例中, 光源 702A-702E 分别与光路 708A、708B、708C、708D 和 708E 连接, 如图 7 中所示。对于这样的实现来说, 每个光源 702A-702E 能够通它自己的光路, 把光束传送到人体皮肤的目标部分 710。由于光源 702A-702E 被分别与光路 708A-708E 连接, 因此光能的图案可被提供并被传递到目标部分 70。为了实现这种图案, 控制系统(未示出)可与光源 702A-702E 电耦接, 以便选择和启动光源 702A-702E 中的一个或多个, 以及控制与启动的光源相关的各种光学参数。在本实施例中, 光路 708A-708E 最好是直径介于单模光纤直径到大约 1 毫米之间的

光纤。但是，光路 708A-708E 并不局限于光纤，例如可以是任意类型的光波导。另外还在本实施例的上下文内，诸如反射镜或光学透镜之类的光学元件可被用于提供光路 708A-708E 的功能。

参见图 7，聚焦部件 706 用于把通过光路 708A-708E 传递的光束的能量聚焦到目标部分 710 内的多个治疗区 712A、712B、712C、712D 和 712E。在本实施例中，治疗区 721A-712E 最好具有大约介于 10~1000 微米之间，比如介于 50~500 微米之间的尺寸，并且相互分隔开，以便形成离散的治疗区。治疗区 721A-712E 可位于皮肤外表面之下达 (up to) 约 1.5 毫米之处，例如大约介于外表面之下 0.15~1 毫米之间。对于某些应用，通过相对于聚焦部件 706，把光路 708A-708E 布置在不同的位置，不同的治疗区可被定位于皮肤外表面之下的不同深度。虽然治疗区 721A-712E 被表示成在目标部分 710 的真皮层 716 中，不过聚焦部件 706 可被用于把一个或多个光束聚焦到目标部分 710 内的任意区域或结构，例如目标部分 710 的表皮层 714。聚焦部件 706 可按照结合图 6 说明的类似方式，被用于把光束聚焦到目标部分 710 的外表面或其附近，用于皮肤再生治疗，例如表面烧蚀程序。

虽然图 7 把聚焦部件 706 图解说明成包括一个光学透镜，不过本领域的技术人员将认识到聚焦部件 706 可包括把光能引向目标部分 710 的其它光学元件(未示出)。例如，聚焦部件 706 可包括两个或更多的光学透镜。可使用例如从 2 毫米直径光学透镜到 2 英寸直径光学透镜的不同光学透镜尺寸。对于某些应用，可用用于每个光路 708A-708E 的光学元件(未示出)延伸聚焦部件 706。

应认识到上面讨论的本发明的具体实施例是作为例子提供的，本发明包含各种其它的实施例。

例如，皮肤设备的一些实施例可包括观察系统，记录系统，显示系统或者它们的组合。观察系统可允许用户观察皮肤的目标部分，并且可以利用例如与光学传递系统耦接或者包括在光学传递系统内的观察窗来实现。记录系统可用于记录来自目标部分的反射光，可利用例如记录红外或可见光光谱中的反射的照相机或电荷耦合器件(CCD)成像器来实现。

一旦记录了红外或可见光反射，记录的反射可由控制系统处理，并利用显示系统显示成红外或可见光数据。显示系统可利用例如计算机屏幕，平板显示器，个人数字助理或者允许显示数据的无线通信设备来实现。

皮肤设备的一些实施例可包括能够用于向恰当编程的控制系统提供数据，从而允许治疗皮肤的光能的图案的基本实时的导向。特别地，这样的实施例利用颜色或其它可检测的光学性质来区分正常皮肤和需要治疗的皮肤，自动地治疗皮肤，从而在治疗需要治疗的微观相邻的组织时，使正常组织免受不必要的损伤。传感元件可利用例如在 Black 的美国专利 No.5531740, “Automatic Color-Activated Scanning Treatment of Dermatological Conditions by Laser”中描述的辨色检测器来实现，该专利的公开内容在此整体引为参考。

作为另一例子，皮肤设备的一些实施例可包括冷却系统。冷却系统可用于在治疗期间或之后，动态或者静态地控制皮肤的目标部分的温度，可利用例如流体输出设备或低温皮肤接触部件来实现。

作为另一例子，本发明的一些实施例涉及利用光能的图案的各种生物组织的治疗。具体地说，具有和皮肤的表皮层对应的上皮保护层的生物组织也可按照这里所述的类似方式来治疗。例如，光能的图案可被应用于软腭，用于治疗打鼾和睡眠呼吸暂停。

下面的例子描述本发明的具体方面，以举例说明并向本领域的普通技术人员提供本发明的描述。该例子不应被理解为对本发明的限制，因为该例子仅仅提供有助于理解和实践本发明的具体方法。

### 例子

体外皮肤(样本尺寸=4 毫米~6 毫米)被放置成贴近具有防反射涂层的玻璃板，并用较小的重量稍微压挤。来自激光源的光能(波长=1500 纳米；脉冲持续时间=10 毫秒；脉冲功率=1000 毫瓦)利用光纤传送，随后利用光束准直仪和聚焦物镜(数值孔径=0.53)聚焦透过玻璃板，并聚焦到皮肤内。通过调整聚焦物镜和玻璃板之间的距离，暴露在光能下的治疗区的深度可在皮肤外表面之下大约 500 微米~700 微米之间变化。透明洗液被用作玻璃板和皮肤之间的指数匹配材料。该洗液还帮助使皮肤保持

湿润，并改进自治疗区的过多热能的导出。单激光脉冲被射向每个治疗区，按照这种方式，皮肤内的各个治疗区被暴露在光能下。治疗区分布在矩形网格的交点处，并且间隔大约 500 微米的距离。治疗区通常是细长的，宽度约为 200 微米。

上面根据几个例证实施例说明了本发明，所述几个例证实施例只是对本发明的举例说明，而不是对本发明的限制。从而，在详细的实现中，本发明能够产生许多变化，本领域的普通技术人员可从这里包含的描述得到这些变化。所有这样的变化被认为在由下述权利要求及其合法等同物限定的本发明的范围和精神之内。

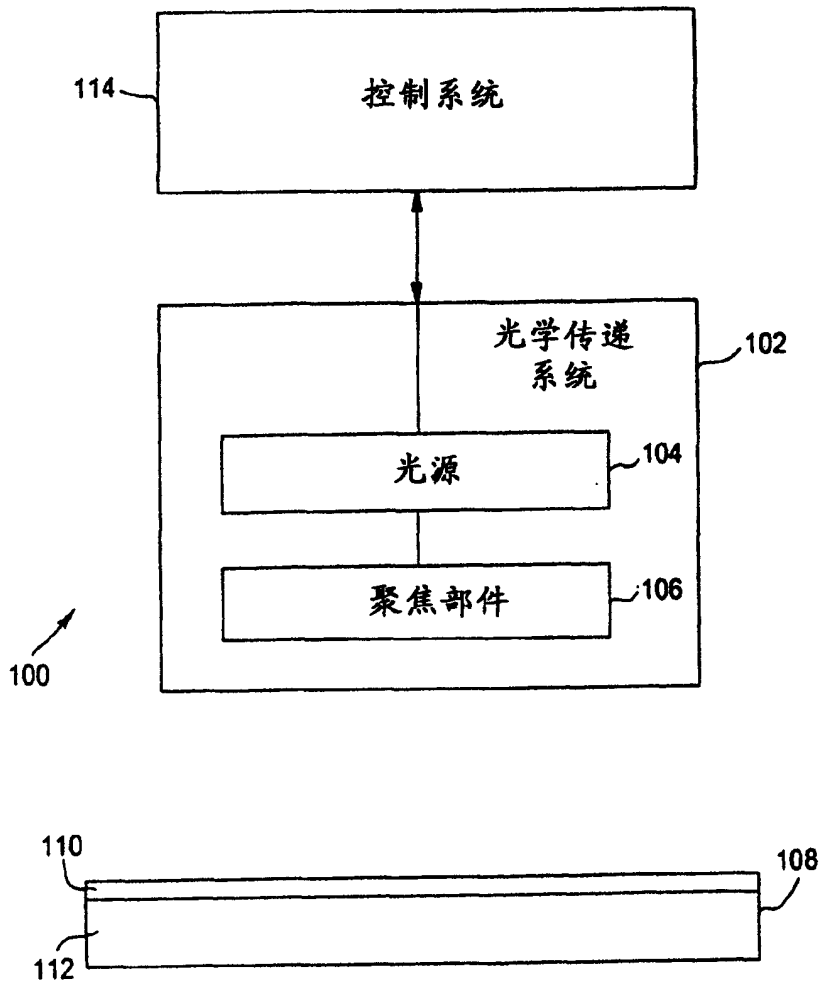


图1

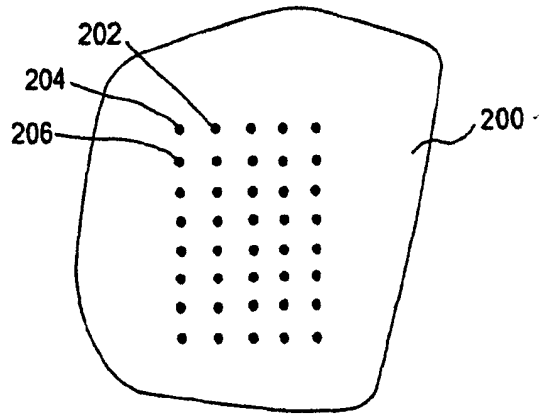


图 2

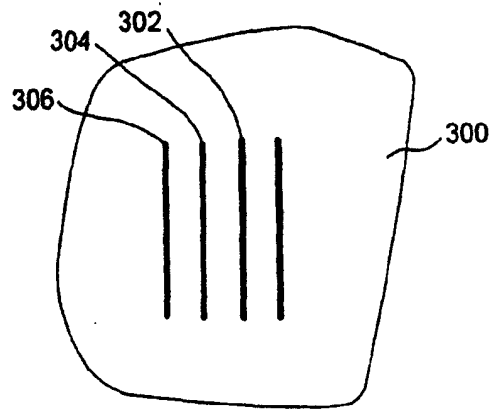


图 3

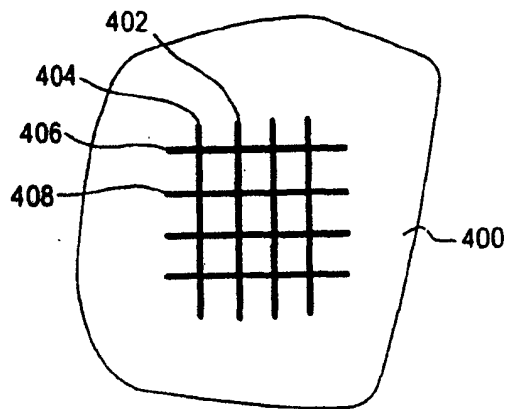


图 4

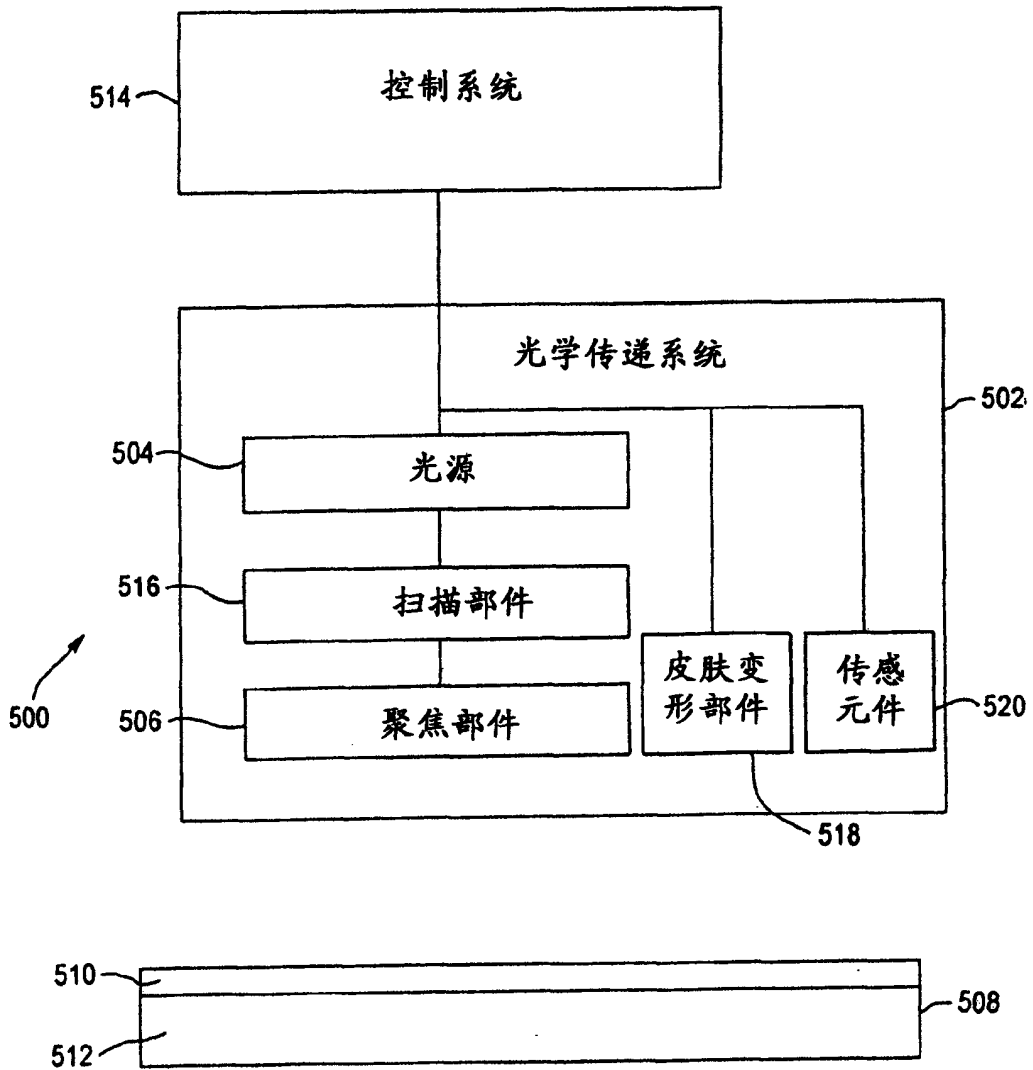


图5





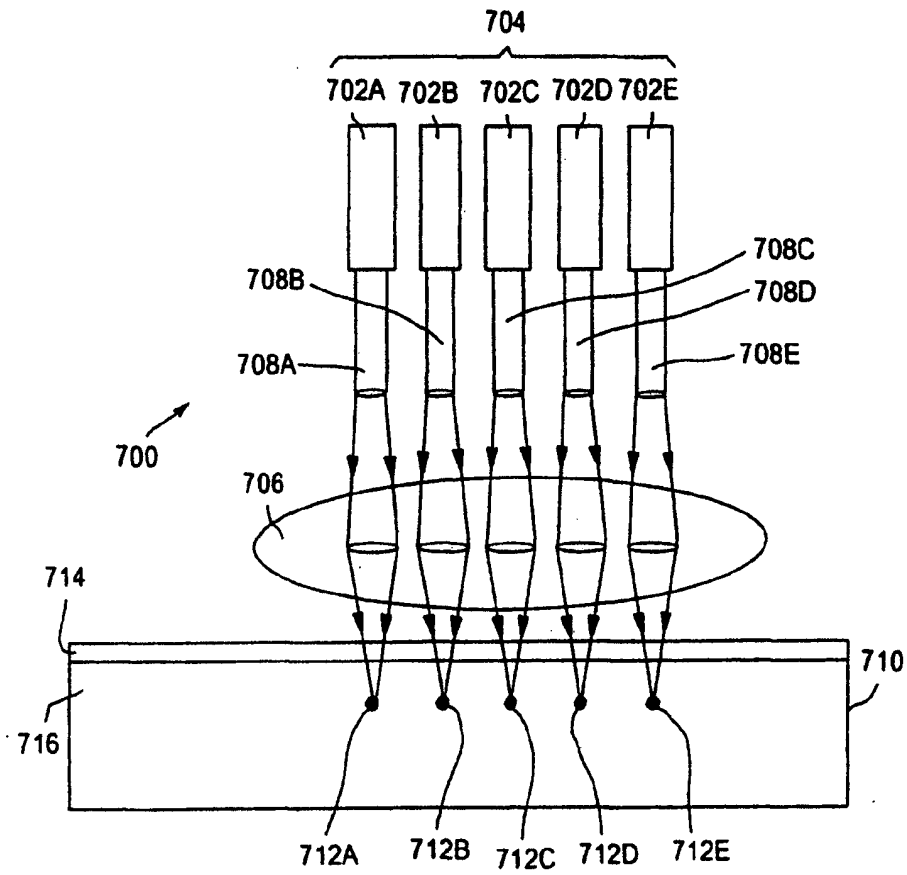


图 7