

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 5/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880015788.6

[43] 公开日 2010年3月24日

[11] 公开号 CN 101677835A

[22] 申请日 2008.4.10

[21] 申请号 200880015788.6

[30] 优先权

[32] 2007.4.10 [33] US [31] 60/911,021

[86] 国际申请 PCT/US2008/059932 2008.4.10

[87] 国际公布 WO2008/124839 英 2008.10.16

[85] 进入国家阶段日期 2009.11.12

[71] 申请人 强度创新公司

地址 加拿大不列颠哥伦比亚省

[72] 发明人 卡斯珀·多勒瑞斯

克劳斯·多勒瑞斯

[74] 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理有限公司

代理人 余 滕 王艳春

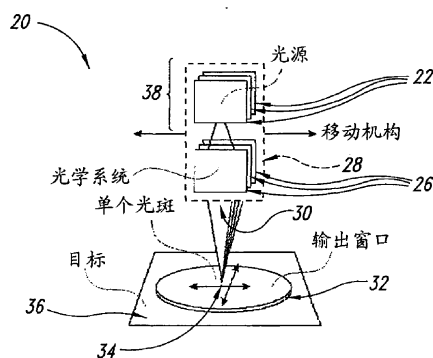
权利要求书 5 页 说明书 15 页 附图 11 页

[54] 发明名称

用于光学组织表面治疗的独立机头和方法

[57] 摘要

提供了一种用于用至少一个光束治疗目标组织表面的机头，该机头包括：外壳；用于产生至少一个光束的至少一个光源；用于允许该至少一个光束发出该外壳并朝向该目标表面的开口；机构，用于受控地移置该至少一个光源，以便移动该至少一个光束横过所述目标表面；以及用于控制该机构的控制器。提供了一种用光束治疗组织的目标表面的方法，包括：将光束朝该目标表面引导；将该光束聚焦在该目标表面，使得该焦点位于该目标表面附近，使得该光束在该组织表面的直径小于在该表面之下。光束被移动从而在组织上生成图案，并根据机头的手动移动而移动，以克服不希望的移动并在组织表面上提供所需光斑图案。



1. 一种用于用至少一个光束治疗目标组织表面的机头，所述机头包括：

外壳；

至少一个光源，用于产生至少一个光束；

开口，用于允许所述至少一个光束发射出所述外壳并朝向所述目标表面；

机构，用于受控地移置所述至少一个光源，以便移动所述至少一个光束横过所述目标表面；以及

控制器，用于控制所述机构。

2. 如权利要求 1 所述的机头，进一步包括用于聚焦所述至少一个光束的光学系统。

3. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述至少一个光源包括激光二极管。

4. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述至少一个光源包括发光二极管。

5. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述移动机构适于一维移动所述至少一个光源。

6. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述移动机构适于二维移动所述至少一个光源。

7. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述移动机构适于三维移动所述至少一个光源。

8. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述输出端口具有在治疗期间与所述目标组织表面接触的窗口, 并且所述光学系统适于将所述至少一个光束聚焦在所述窗口的外表面。

9. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述光源适于发出多于 $50\text{J}/\text{cm}^2$ 。

10. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述控制器适于以这样的方式控制所述移动机构, 即, 使得在所述目标组织表面中产生治疗光斑的行和列的阵列。

11. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述控制器适于以这样的方式控制所述移动机构, 即, 使得在所述目标组织表面中产生治疗光斑的交错行的阵列。

12. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述控制器适于以这样的方式控制所述移动机构, 即, 使得在所述目标表面中产生随机定位治疗光斑的阵列。

13. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述移动机构进一步适于将所述光学系统与所述至少一个光源一起移置。

14. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述光学系统包括至少一个透镜。

15. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述光学系统包括微透镜阵列。

16. 如权利要求 1 所述的机头, 其中所述光学系统包括衍射光学元件。

17. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述外壳进一步容纳检测器，所述检测器用于检测从所述目标组织表面射出的光并具有与所述控制器连接的输出，并且所述控制器进一步适于根据所述检测器输出确定组织参数。

18. 如权利要求 16 所述的机头，其中所述检测器被定位用于在所述至少一个光束前检测从所述目标组织表面射出的光，并且所述控制器进一步适于响应所确定的组织参数来修正所述目标表面的照射。

19. 如权利要求 1 所述的机头，其中所述光学系统适于将所述光束组聚焦到一组拉长的光斑，每个光斑具有小于 $20\mu\text{m}$ 的最小宽度和小于 $200\mu\text{m}$ 的最大宽度。

20. 一种用于治疗目标组织表面的机头，所述机头包括外壳，所述外壳容纳：

光源组，用于发出光束组；

输出端口，用于将所述光束组朝所述目标表面发射；以及

光学系统，用于将所述光束组聚焦到光斑尺寸，所述光斑的最小宽度小于 $50\mu\text{m}$ 。

21. 如权利要求 20 所述的机头，其中所聚焦的光斑以长宽比大于 5:1 的比率拉长。

22. 如权利要求 20 或 21 所述的机头，适于用高于 $150\text{J}/\text{cm}^2$ 的积分通量照射所述组织表面上的所述光斑。

23. 如权利要求 20 或 21 所述的机头，适于用高于 $10\text{kW}/\text{cm}^2$ 的功率密度照射所述组织表面上的所述光斑。

24. 一种用光束治疗组织的目标表面的方法，包括以下步骤：

将光束朝所述目标表面引导；以及

将所述光束聚焦在所述目标表面，使得焦点位于所述目标表面附近，使得所述光束在所述目标表面的直径小于在所述组织的所述目标表面之下。

25. 如权利要求 24 所述的方法，进一步包括以这样的方式聚焦所述光束的步骤，即，使得照射在所述组织的所述目标表面上的所述光斑的面积小于 0.2 mm^2 。

26. 如权利要求 24 所述的方法，进一步包括以这样的方式聚焦所述光束的步骤，即，使得在组织的所述目标表面上的所照射的所述光斑接收高于 10 kW/cm^2 的功率密度，以脱落小的组织区域，导致通过所述组织的上部的透明度增加，从而使得允许治疗更深的组织结构。

27. 一种通过采用光束来治疗人类皮肤的方法，所述光束的波长在 400 nm 到 4000 nm 之间，并且所述光束的功率密度高到足够临时生成到所述皮肤内的通道，导致通过所述皮肤的透明度增加，从而使得允许治疗更深的组织结构。

28. 如权利要求 27 所述的方法，进一步包括在光学治疗前将治疗物质施加到被治疗区域的步骤，所述光学治疗使得先前所施加物质增加了通过所述皮肤的渗透。

29. 如权利要求 27 所述的方法，进一步包括以这样的方式聚焦所述光束的步骤，即，使得照射在所述皮肤表面上的光斑的面积小于 0.2 mm^2 ，并接收高到足够生成到所述皮肤内的通道，使得物质增加了通过所述皮肤的渗透。

30. 一种用光束治疗人类皮肤的方法，包括以下步骤：将所述光

束聚焦在所述皮肤上的治疗光斑上，所述治疗光斑在所述皮肤表面上具有足够小的面积，使得所述治疗光斑在 30cm 或更大的观察距离时对于裸眼是不可见的。

31. 一种用从机头发出的光束治疗人类皮肤的方法，所述光束在组织的目标表面上照射具有拉长形状的光斑，所述方法包括以下步骤：在光斑拉长方向上移动所述机头，由此使得因机头移动而造成的光斑面积增加最小。

32. 一种用光束治疗人类皮肤的方法，包括以下步骤：用面积小于 0.1 mm^2 的光斑辐射所述皮肤的表面，使得所辐射的表面区域非常快速的愈合。

33. 一种用光束治疗人类皮肤的方法，包括以这样的方式聚焦所述光束的步骤，即，使得照射在组织的目标表面上的光斑的面积小于 0.5 mm^2 ，并接收高到足够生成到所述皮肤中的通道的功率密度，从而提高施加到组织的所述目标表面的物质的作用。

34. 如权利要求 33 所述的方法，其中照射在组织的所述目标表面上的所述光斑的面积小于 0.4 mm^2 。

35. 如权利要求 34 所述的方法，其中照射在组织的所述目标表面上的所述光斑的面积小于 0.3 mm^2 。

36. 如权利要求 35 所述的方法，其中照射在组织的所述目标表面上的所述光斑的面积小于 0.2 mm^2 。

37. 如权利要求 36 所述的方法，其中照射在组织的所述目标表面上的所述光斑的面积小于 0.1 mm^2 。

用于光学组织表面治疗的独立机头和方法

技术领域

本申请涉及一种用光治疗组织表面的装置，具体地，涉及一种具有光源的机头及相关治疗方法。

背景技术

用光治疗组织的机头是已知的。这些机头需要巨大的投资，因此需要一种独立机头，不仅经济而且通用，并且适于非医学领域技术人员家用。

发明内容

本申请涉及用在至少一部分目标表面上移动的光束治疗组织表面的机头。所述机头包括：容纳至少一个用于产生至少一个光束的光源的外壳；用于使所述至少一个光束朝向所述目标表面经过的开口或输出端口；用于受控地移置所述至少一个光源，以移动所述至少一个光束横过所述目标表面的机构；以及用于控制所述机构的控制器。

所述机头可进一步包括用于聚焦所述至少一个光束的光学系统。

在优选实施方式中，所述组织表面是人类皮肤表面。

进一步地，提供了一种光束治疗组织表面的方法，包括以下步骤：将光束朝所述目标表面引导；以及将所述光束聚焦在所述目标表面，使得所述焦点位于所述目标表面附近，使得所述光束在所述组织表面的直径小于在所述表面之下。

例如，提供了一种用光束治疗人类皮肤的方法，所述光束的波长在 400nm 到 4000nm 之间，并且所述光束的功率密度高到足够临时生成到皮肤内的通道，导致通过皮肤的透明度增加从而有助于治疗更深的组织结构。

进一步地，提供了一种用光束治疗人类皮肤的方法，包括以下步

骤：将所述光束聚焦在皮肤上的治疗光斑上，所述治疗光斑在所述皮肤表面上具有足够小的面积，使得所述治疗光斑在 30cm 或更大的观察距离时对于裸眼是不可见的。

进一步地，提供了一种用从机头发出的光束治疗人类皮肤的方法，所述光束在组织的所述目标表面上照射光斑，所述光束具有拉长形状的光斑，所述方法包括以下步骤：在光斑拉长方向上移动所述机头，由此使得因机头移动而造成的光斑面积增加最小。

还提供了一种用光束治疗人类皮肤的方法，包括以下步骤：用面积小于 0.1 mm^2 的光斑辐射所述皮肤的所述表面，使得所辐射的表面区域非常快速的愈合。

进一步地，提供了一种用光束治疗人类皮肤的方法，包括以这种方式聚焦所述光束的步骤，即，使得照射在所述目标表面上的光斑的面积小于 0.5 mm^2 ，例如小于 0.4 mm^2 ，或小于 0.3 mm^2 ，或小于 0.2 mm^2 ，或小于 0.1 mm^2 ，并且接收高到足够生成到皮肤中的通道的功率密度，从而提高施加到组织的所述目标表面的物质的效果。

所提高的效果可例如通过因为由辐射产生的孔或通道来使穿透到所述皮肤的物质增加而产生。所述物质可在所述皮肤表面的光学治疗之前或之后施加到所述皮肤表面。

附图说明

本申请的以上及其它特征随着在以下结合附图对示例性实施方式的详细描述中而变得更易于理解，其中：

图 1 示意性地示出了本申请的第一实施方式；

图 2A-2B 示意性地示出了本申请的第二实施方式；

图 3 示意性地示出了本申请的第三实施方式；

图 4 示意性地示出了高度聚焦的光束；

图 5A-5C 示意性地示出了拉长的光斑和不同的聚焦图案；

图 6A-6D 示意性地示出了用拉长光斑与传统光斑相比的组织表面治疗；

图 7A-7B 分别示意性地示出了根据本申请的第一移动机构的顶视图和侧视图；

图 8 示意性地示出了根据本申请的第二移动机构；

图 9 示意性地示出了本申请的第四实施方式；

图 10A-10D 示意性地示出了用本申请的实施方式生成的第一治疗图案；

图 11A-11D 示意性地示出了用本申请的实施方式生成的第二治疗图案；

图 12A-12B 示意性地示出了用本申请的实施方式生成的第三治疗图案；

图 13 示意性地示出了具有一个光源的本申请实施方式的光学系统；

图 14 示意性地示出了具有两个光源的本申请实施方式的光学系统；

图 15 示意性地示出了具有多个光源的本申请实施方式的光学系统；

图 16 示意性地示出了本申请实施方式的另一个光学系统；

图 17 示意性地示出了本申请的第五实施方式；

图 18 示意性地示出了本申请的第六实施方式；以及

图 19 示意性地示出了本申请的第七实施方式。

为清楚，以上附图是示意性的和简化的。它们只示出了对于理解本申请来说是基本的细节，而其它细节则被省去。在整个附图中，相同的附图标记用于相同或相应的零件。

具体实施方式

以下将参照附图更充分地说明本申请的实施方式，其中示出了本发明的示例性实施方式。但是，本申请可以不同方式实施，并且不应被理解为受到这里所阐释的实施方式的限制。更准确地，提供这些实施方式是使这一公开彻底和完整，并对本领域技术人员更充分地传达本申请的构思。

首先参照图 1 到 2A-2B, 其中示出了手持表面组织治疗设备 20 的简化概略图, 该手持表面组织治疗设备 20 具有光源 22, 光源 22 产生的光 24 通过光学系统 26, 由移动机构 28 进行选择移动。所发出的光束 30 射出具有在目标组织 36 上的焦点 34 的输出窗口 32。

光源 22 可由一个光源、多个分立的光源或者光源阵列组成。光源 22 可发出波长与光源组 38 的其它光源发出的波长不同的光 24。另外, 光源组 38 中的光源可用与光源组 38 的其它光源发出的输出功率不同的输出功率发出光 24。由光源组 38 中多个光源发出的输出光束 30 可被构造成一致以产生一束光, 如图 2A 所示, 这一束光具有由所述多个光源 22 发出的光谱组合而成的光谱, 每个光源 22 均可具有自己的光学系统 26 或采用一个光学系统。采用多个光源可减少治疗持续时间。另一方面, 光源组 38 中的每个光源可由光学系统 26 保持为独立的光束 30。

在所示出的实施方式中, 移动机构 28 适于移置光源 22 的组 38 和光学系统 26。可选地, 尽管由于种种理由不是最优选的, 也可只有光学系统 26 被移动。

冷却元件(未示出)可主动或被动地冷却光源组。可采用例如导热管、散热器、水、热电冷却器、风扇等、或其任意组合这样的冷却元件。

运行时, 光源 22 用一个或更多聚焦光束 34 照射目标表面 36。这些光束 34 被移动机构 28 机械地导入它们的位置, 在一个实施方式中, 该移动机构 28 在整个目标表面 36 上扫过光束 30 或光束组 30。可选地, 光束 30 可作为时间函数相对于目标表面 36 位于预定或随机位置。可选地, 光源 22 可为脉冲的, 以在目标表面上获得独立的治疗光斑, 或者光源组 38 可连续发光以在整个目标表面 36 上获得连续的轨迹。这些连续的轨迹可邻接或交迭, 以便获得连续的被治疗组织区域, 从而用于例如皮肤恢复。

根据从光源 22 产生的光 24 的参数, 例如波长、强度、积分通量、功率密度、脉冲宽度、脉冲占空因数等, 治疗光斑 34 处的组织能够以各种方式响应。例如, 该组织可脱落, 在组织表面 36 上形成脱落区域。

组织也可在不脱落的情况下被加热，并可为蛋白质变性而加热。可产生破坏组织的光声热效应，并形成光生物学刺激斑。

接下来参照图 3，其中以概略形式示出了机头 40，机头 40 中安装有光源 22、光学系统 26、移动机构 28 和输出窗口 32，发出的光束 30 通过该输出窗口 32 聚焦。机头 40 通常包括大小和形状适于操作者一手手持的机体 42。机体在可拆卸表面上包括按键 44，用于由用户操作以控制光源 22 和移动机构 28。显示器 46 对用户反馈。按键 44 耦合到控制器 48，控制器 48 依次耦合到光源 22 和移动机构 28。由内部电池 50 或外部电源提供动力。

控制器 48 适于控制移动机构 28 和用于目标表面上的一维、二维或三维图案照明的光源 22 或光源组 38。例如，组织表面 36 上的治疗图案可包括单独的斑 34、线性轨迹、或非线性轨迹，以形成被治疗组织和未治疗组织区域。组织表面 36 上的治疗图案可包括被治疗组织的连续区域，例如用光束 30 由邻接或交迭线性或非线性轨迹而获得的连续区域。

从前述显见，机头 40 可手动移动以将光束 30 导向所选目标组织 36，或可在机头 40 被相对被治疗组织 36 保持静止的同时用移动机构 28 移动光束 30。在这点上，移动机构 28 可使光源 22 和光学系统 26 以一个自由度移置，以在组织表面 36 上的一组相应的线性或非线性轨迹上移动光束 30。与移动机构 28 产生的这一移动结合，机头 40 可不断地或连续地实现组织表面 36 的二维曝光。

在替代的实施方式中，移动机构 28 能够以两个自由度移置光束 30，在组织表面 36 上使光束 30 移动横过一组相应的线性或非线性轨迹组移动多次，以定位彼此相邻、或交迭或邻接的轨迹组。与以上所述结合，机头 40 可同步地移动以覆盖任何选定大小的组织区域。

图 3 中所示的实施方式示出了对光束组透明的窗口形式的输出端口 32。在一个实施方式中，窗口 32 由玻璃制成，并优选地进行涂层以使反射最小化。在操作机头 40 期间，窗口 32 位于组织表面 36 上并被压向组织表面 36，使得组织表面与窗口 32 的外表面邻接。以这种方式，光学系统 26 与目标表面 36 之间的光学距离被保持为已知的恒

定距离。

优选地，光束 30 或光束组 30 优选地聚焦在组织表面的外缘，这可为窗口 32 的外表面，使得在治疗期间，光束 30 聚焦在组织的表面，从而在不破坏表面下组织的情况下将组织治疗限制到表面。

窗口 32 可由从其通过的光束 30 的透射而加热。如有必要，该窗口可用风扇、珀耳帖元件、水或其它已知的冷却方法冷却。

在优选的实施方式中，光源 22 是激光二极管，或高功率发光二极管，固态激光器，或可在机头 40 中由移动机构 28 移动的类似尺寸的其它光源。优选激光二极管是因为它们紧凑、有效，并具有优秀的光学特性，与高质量光学系统 26 结合，可为治疗组织表面 36 提供多个有利的光束剖面。为了对皮肤治疗获得治疗学效果，如本文所更为详述的那样，需要一定的积分通量水平。在本申请的机头 40 中，由于光学系统的直接聚焦方法使得在目标表面上照射小尺寸的光斑，所需积分通量水平可用相对低功率的光源实现。

更具体地，根据本申请的机头 40 的重要优点是由移动机构 28 移动光源 22，从而使其可优化光学系统 26 而提供在目标表面 36 上照射非常小光斑的聚焦的光束 30 或光束组 30。例如，每个光斑可具有小于 $10,000\mu\text{m}^2$ 的面积。可选地，该光斑的面积可小于 $8,000\mu\text{m}^2$ ， $6,000\mu\text{m}^2$ ，优选地，小于 $5,000\mu\text{m}^2$ 。这样，每个光斑会接受具有高功率密度和积分通量的光。这在图 4 中示出，其中光斑 34 被光学系统 26 高度聚焦在目标组织 36 的表面上，能够以脱落或非脱落微通道的形式通过上皮肤层生成入口点。

功率密度可大于 $10\text{kW}/\text{cm}^2$ ，或大于 $20\text{kW}/\text{cm}^2$ ，甚至大于 30 和 $40\text{kW}/\text{cm}^2$ 。另外，积分通量可大于 $50\text{J}/\text{cm}^2$ ，例如 $100\text{J}/\text{cm}^2$ ， $150\text{J}/\text{cm}^2$ ，甚至大于 $200\text{J}/\text{cm}^2$ 。

根据本申请的机头 40 以高积分通量照射非常小光斑的能力开辟了组织表面治疗的新领域。例如，当光束 30 被聚集而积分通量和功率密度很高时，光束 30 可使组织表面上的组织脱落，从而在组织表面 36 上的聚焦点 34 处生成小孔或通道。由于光束 30 在传播到组织中时以非常大的角度发散，该积分能量和功率密度作为组织深度的函数而

快速下降，使得只有最上层部分的组织表面脱落。由于组织中的孔或通道尺寸较小，该孔或通道非常快地、例如几分钟内愈合。

目前为止本文所述机头 40 对于家庭环境或别的地方中的操作是安全的。进一步地，即使光束变得散焦，功率密度也会太低而不能破坏任何组织。

被治疗的组织中形成的临时的孔或通道会允许光束 30 在没有衰减和散射的情况下通过，以改善恰在孔下方的组织的治疗。根据本申请的一个方面，提供了一种用具有足够高功率密度（例如，高于 $20\text{kW}/\text{cm}^2$ ，优选地在 $5\text{-}20\text{kW}/\text{cm}^2$ 的范围内光束）治疗人类皮肤的方法，以在皮肤表面中临时生成孔或通道从而允许治疗更深的皮肤结构。所需的功率密度会取决于所发出光的波长。例如，对于组织吸收低的 980nm 的波长会需要比组织吸收高的例如 1450nm 波长更高的功率密度。

另外，临时孔或通道会增加在光学治疗之前或之后施加到被治疗区域的治疗物质的穿透，从而提高所施加物质的治疗效果。

接下来参照图 5A-5C，光束 30 聚焦在组织表面 36 上的拉长的治疗光斑 52 上，以在对上层组织的损害最小的情况下生成到组织表面内的“刃形”切口。所聚焦的拉长的治疗光斑 52 在组织中生成拉长的孔或通道，尽管由于传播到组织中的光束 30 的大发散角而同时曝光更大更深的组织区域，所述组织具有可非常小的开口区域。更深的被治疗组织区域的尺寸会取决于光束 30 的发散角。

拉长的光束 30 可由束宽很小（通常 $1\mu\text{m}$ ）并具有沿与该小宽度垂直的其它轴拉长光束（通常 1:100 或 1:1000）的激光二极管 22 发出。通常高于 $200\text{J}/\text{cm}^2$ 到 $1000\text{J}/\text{cm}^2$ ，并可能更高的高积分通量可通过采用高度聚焦的激光二极管直接曝光而实现。

图 6A-6D 示出了不同的治疗图案。例如，可用拉长光束和在如图 6A 和 6B 中所示的拉长方向上手动移动的机头来治疗组织。该移动不会导致治疗光斑 34 实质的面积放大。例如，在图 6C 和 6D 中，用圆形光束产生圆形光斑 34，如果机头没有被保持在相对目标区域的固定位置，会导致实质上更大的面积，如图 6D 所示。

例如，如果使用直径为 $100\mu\text{m}$ 的圆形光斑，并且在光斑曝光期间的移动是 0.3mm ，那么所得的光斑面积会增加大约 300% 。相反，如果使用 $10\mu\text{m}$ 乘 $500\mu\text{m}$ 的拉长的光斑，那么该面积只增加 60% 。这在需要将斑尺寸保持得尽可能小时是一个实质区别。

在本申请的一个实施方式中，特定治疗所需的积分通量被分布到治疗期间具有恒定光斑尺寸、功率和能量设置的被照射光斑。为保持小的光斑尺寸，重要的是光学系统和目标表面之间的光学距离恒定，使得光束组的焦点位置相对目标表面不变。这可例如通过在输出端口提供前述窗口或者具有间隔器而实现，该间隔器带有允许光通过的细缝同时保持到皮肤的距离。

改变光斑尺寸对于某些组织治疗方法来说将会是有利的。光斑尺寸可通过改变光学系统参数或改变光学系统和目标之间的距离而动态变化。

在所示实施方式中，移动机构优选地在平行于目标表面的平面中移动光源组，从而在光源移置期间保持从光学系统到目标表面的距离恒定。

由本申请的优选实施方式提供的高度光束聚焦使得在目标表面上照射非常小的光斑，又使得在一定时间周期内覆盖非常小百分比的目标表面。为了避免治疗过度持续，移动机构必须快速移动光束组。这又要求光源组，可能还有光学系统，具有非常小的质量。

在一个实施方式中，光束可用 1W 光束的 10ms 持续时间的脉冲进行脉冲调制，从而生成 10mJ 的发射。优选地，移动机构能在所发射脉冲之间完成移动。几克，例如 10 克的小的移动质量，以及强劲的音圈系统会使移动持续时间为几毫秒。在其它实施方式中，根据促进快速治疗或者低冲击治疗的具体应用，治疗能量可从小于 1mJ 到很多焦耳，而激光功率可为小于 1mW 到几百瓦特。

该移动系统可用多种方式实现为，例如，具有位置反馈的音圈系统（优选地），机械旋转移动机构，检流计，螺纹和滑动系统等。

音圈系统可包括安装在移动组件上的线圈、在线圈一侧或两侧上的磁体、以及位置反馈系统，该位置反馈系统可为磁（优选地）、光、

电容性等。

接下来参照图 7，其中所示的是位于电路板 54 上的移动机构 28 的一个实施方式。具体地，该移动机构 28 具有旋转地安装在轴 58 上以绕其旋转的摇臂 56。轴 58 固定地安装到附接于电路板 54 的基体 60。摇臂 56 具有适于接收光源和光学系统的第一端 62 和适于接收电磁设备（在这种情况下是音圈 66）的第二端 64。

在本实施方式中，基体 60 具有与音圈 66 共同作用的磁化部 68，使得当音圈由电流供给能量时，电磁场与磁化部 68 相互作用，使得摇臂 56 绕轴 58 旋转，如图 7B 中的箭头 70 所示。接下来这使得待安装在摇臂 56 第一端 62 上的光源和光学元件以非常迅速的方式移动。位置反馈系统能够以安装在电路板 54 上的位置检测器 72 的方式设置，该位置检测器 72 感应位于摇臂 56 下侧上、与位置检测器 72 呈垂直隔开关系的一个或多个磁体 74 的位置。

臂的尺寸的确影响其性能。例如，太长的臂导致更大的重量和更慢的移动，而太短的臂导致治疗区域的拉长或放大，这是因为移动弧具有更小的半径。最佳的长度是在从光源到旋转中心在 20-50mm 的范围内，理想长度是 38mm。

位置检测器 72 优选地是在电路板上的霍尔系统，其检测摇臂 56 底面上的磁体 74。但是，光学的或其它已知的感应系统也可用作位置检测。

在使用中，控制器从用户接收对于要产生的光图案的类型的命令，并通过到音圈 66 的信号来控制摇臂 56 的移动，从而控制光束 30 的图案。

在另一实施方式中，多个二极管可安装在摇臂 56 上，有助于使用具有更多光的更短的有效臂长。尽管这实际上使得臂更重更慢，但这可通过将臂的长度缩短到大约 28mm 长而得以补偿。

控制器 48 可为可编程集成电路、处理器、微处理器、ASIC 和其它已知电子电路的形式，可编程或不可编程，以实现特定或所需治疗的方式移动摇臂 56。

图 8 示出移动机构 28 的替代实施方式，其中线圈 66、光源和光

学元件安装成在静磁体 68 上方沿轨道 76 线性移动。这是单轴移动机构的另一实例。

图 9 示意性地示出了光源和光学系统沿 x 和 y 轴二维移动的移动机构。这种移动可通过前述移动机构 28 的组合或者其它已知二轴系统而实现。

在图 10A-10D 中示出了目标表面上的各种治疗图案。在图 10A 中，治疗图案包括具有圆形构造的治疗光斑 34，未治疗区域在治疗光斑 34 之间隔开。在图 10B 中，治疗光斑很小而不连续，在它们之间留下大的距离。图 10C 示出治疗光斑的交错图案，同时图 10D 示出光斑 34 的随机图案。

对于在图 10A-10D 中所示的每个示例图案都有独特的优势。图 10A 中的图案获得了对于某些治疗所需的目标表面的高覆盖，而图 10B 中隔开的光斑阵列降低了光斑之间的整体加热，并减少了治愈时间。光斑之间的距离范围可从 1/2 的光斑尺寸到更大。图 10C 中交错的光斑阵列使得降低了在目标表面上产生可见的线的风险。在图 10D 中，随机定位的光斑的阵列进一步降低了在目标表面上产生可见结构的的风险。另外，随机图案可用作安全性测量。例如，如果机头对于几次曝光保持在同样位置，即，对于比光束组扫描目标表面并返回其初始位置所花更长时间，在整个目标表面治疗光束会在后续的几次中以目标表面上的不同光斑为目标，从而减少过度治疗的风险。

在图 11A-11B 所示的最左边的两个治疗图案中，在光斑之间不关闭激光束。而是用高积分通量照射光斑，同时在光斑之间减少积分通量。以这种方式，光斑之间的组织也被刺激以进一步提高后治疗愈合效果。

光斑可用连续光束处理，同时光束组保持在相同位置或缓慢移动经过光斑，光斑之间的组织可用较低的积分通量（例如，通过光束组较快的移动）而治疗。

图 11C-11D 最右边的两个图案示出了通过从光斑到光斑几次移动光束组而获得的治疗图案，例如通过在整个目标区域上第一次扫描期间治疗等距离光斑，之后第二次扫描等距离光斑的图案相对第一遍的

光斑偏移。这可继续直到整个目标面积都已被治疗。

图 12A-12B 示出了具有一个光源的机头造成的治疗图案，该光源在一维（图 12A-12B 中的水平）上线性移动，同时该机头在与光束的扫描方向垂直的方向上手动移动。在图 12A 中最左边的治疗图案中，光源是脉冲的，形成治疗光斑，在光斑之间有未治疗组织。由于机头在图 12A 的垂直方向上的手动移动，光斑线形成了相对水平扫描方向略微倾斜线。

在图 12B 的最右边的治疗图案中，激光器发出连续光束，形成用高积分通量光治疗的治疗图案和用较低积分通量的光治疗的图案间的线。

图 12A-12B 中扫描线之间的距离取决于机头 40 的手动移动。在这点上，机头具有位置检测器（未示出），该位置检测器用于检测机头移动，例如，用于检测机头移动速度。该位置检测器可为已知的类型，例如，来自计算机鼠标。所检测的移动值，例如，速度值，可显示在图 3 中的机头 40 的显示器 46 上，以帮助机头 40 的用户在整个组织表面上保持机头 40 的所需移动。移动传感器可与任何所示机头组合。

机头中可移动光源组的位置具有重要的优点，即照射在目标表面上的光斑会非常小。可用简单的光学系统实现采用激光二极管的几十微米的光斑尺寸。

这种小光斑导致许多 kW/cm^2 的非常高的功率密度，以及相应的几百或几千 J/cm^2 的高积分通量。

下表示出了一个实施方式的典型的光斑尺寸、功率密度和积分通量。

	功率密度	积分通量 10ms 脉冲
2W 输出 30 × 150 μm 光斑尺寸	44 kW/cm^2	440 J/cm^2
5W 输出 10 × 500 μm 光斑尺寸	100 kW/cm^2	1000 J/cm^2

1W 输出 70 × 70μm 光斑尺寸	20kW/cm ²	204J/cm ²
10W 输出 100 × 100μm 光斑尺寸	100kW/cm ²	1000J/cm ²
100mW 输出 50 × 500μm 光斑尺寸	400kW/cm ²	4J/cm ²

目标表面上用低功率光源获得的这些功率密度和积分通量非常高，高到足够引起脱落并在皮肤组织中实现声光效应，在皮肤组织中，瞬时热产生皮肤的物理破裂。

这种光学系统可以各种方式实现。在图 13 所示的一个实施方式中，光学系统 26 包括一个非球面透镜 80，该非球面透镜 80 聚焦来自输出窗口 32 的外表面 84（即，使用机头时的目标表面 36）上的一个激光二极管 22 的一个输出光束 82。治疗期间，光束 82 的焦点 35 定位于稍在目标表面 36 上方可减少治疗斑中的功率密度。在所述实施方式中，移动机构一起移动所述一个光源和所述光学系统两者。

优选地用简单的光学系统以保持移动质量较低并减少光学损耗和复杂性。较低移动质量允许光斑位置之间的更快移动。

如图 14 所示，几个光斑 34 可用类似的简单光学系统同时照射。在所示实施方式中，光源组由两个光源 22、23 组成，用两个发出光 24、25 同时照射两个分立的的目标光斑 34。

如图 15 所示，几个光斑 34 可用类似的简单光学系统同时照射。在所示实施方式中，光学系统 26 具有微透镜阵列 86，用于将来自多个光源 22 的光束组 30 聚焦到目标表面 36 上的多个光斑 34 上。

在图 16 示意性地示出的另一个实施方式中，光学系统 26 具有一个透镜和棱反射镜 88，用于将四个光束聚焦到目标表面上的四个光斑上。在具有多个光源 22 的实施方式中，光源 22 可具有不同的波长，并可在不同时间打开和关闭以实现所需治疗。

在图 17 所示实施方式中，光学系统在 z 轴方向上移动，以受控地调整光学系统 26 与目标表面 36 之间的距离，从而可调整目标表面上

所照射光斑 34 的大小。

在一个实施方式中，移动机构适于在一维上移动治疗光斑，而机头 40 由操作者在整个皮肤上移动，以便形成二维的治疗区域。

在图 18 所示的另一个实施方式中，光源 90 阵列在机头 40 内部移动，从而抵消机头可能的不自主移动以在目标表面上照射不移动的光斑。所示实施方式包括用于检测机头 40 的不自主或自主移动的移动检测器 92。控制器 48 适于控制移动机构 28 在不自主移动的相反方向上以相同速度移动光源组 90。这生成在机头 40 移动期间施加到组织表面 36 的光束 30 的恒定速度，包括不稳定或不均匀移动以及稳定但过慢或过快的机头移动。

当移动机构 28 到达端点时，控制器将光源 90 关闭，并将移动机构 28 快进到移动范围的另一端。然后重复该过程。补偿机头 40 不自主移动的移动机构 28 用于用高功率密度和积分通量值照射目标表面 36 上的静态光斑。

图 19 所示机头 100 进一步包括用于检测目标表面 36 参数的传感器 94。控制器 48 可根据所检测的参数值修正治疗。以这种方式，治疗可对各种类型的组织表面进行自动优化。这会减少治疗时间，并可减少可能的不适，例如，疼痛。还提供照明源 96 以改善目标表面 36 的目测检查。

例如，黑暗区域和明亮区域（例如，色素沉着不足或色素沉着过度）被自动地区别治疗，并且不需要治疗的区域自动地未被治疗。类似地，皱纹被自动治疗，而没有皱纹的区域不被治疗。血管缺损或痤疮被自动治疗，而没有缺陷的区域不被治疗，等等。

检测器可适于在治疗光束之前感应区域以及感应从该区域反射的光的一个或多个参数。当光束组到达各自区域时，控制器通过根据所感应参数调整光束参数而调整治疗，并且相应地控制光源组 22 和移动机构 28。

在另一实施方式中，检测器 94 以这样的方式定位，即，使得其感应来自治疗光束的反射光，而控制器 48 适于根据它控制光源 22 组和移动机构 28。

可根据以下程序使用图 19 所示机头 100。

首先，将机头放置在具有至少一个不应接受治疗的区域和一个应该接受治疗的区域的皮肤表面区域上。按下机头外壳上的取样按键，机头用检测器 94 扫描该区域并确定随后区域的治疗期间所用的参数。所确定的参数被储存在机头中的存储器中。

接着，将机头 100 放置在其它区域，并按下机头外壳上的开始按键。然后，控制器 48 在被机头覆盖的区域内根据初始取样扫描期间获得的所储存的参数自动确定怎样治疗各种类型的组织表面，并由此治疗该区域。

另一实施方式中的机头 100 包括能量计（未示出），其用于监控治疗期间传输到表面的光学能量的数量。能量计包括用于统计治疗期间由机头传输的能量的数量的能量计数器。所计数值可在机头外壳中的显示器上对用户显示。以这种方式，用户能控制传输到被治疗表面的能量的数量。当用户开始治疗时，能量计数器被设置为 0。在治疗期间，计数器总计由光源组发出的总能量。能量阈值可由用户设置并存储在机头 100 中的存储器中。机头 100 可适于对用户指示什么时候已达到能量阈值并根据这种指示，用户可选择停止治疗。

显示器 46 可以能量阈值的百分比显示所传输能量的数量，使得用户得知所需治疗已经进行到什么程度，以及可选地该区域剩下的时间、能量的数量等。

能量计独立于治疗中可能的暂停来确定所传输能量的数量，并准确地确定治疗进程。这种确定也与机头移动和扫描类型（例如，一维扫描或二维扫描）无关。它对于有问题的区域会提供一种高度可重复的治疗方式。

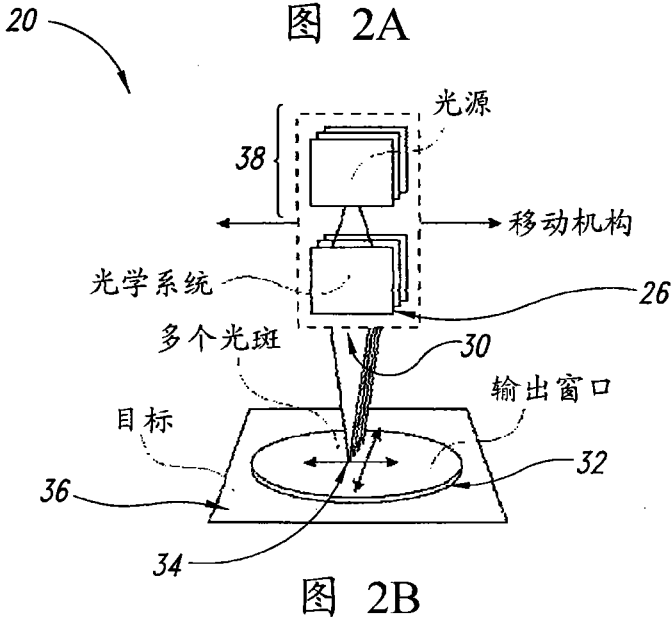
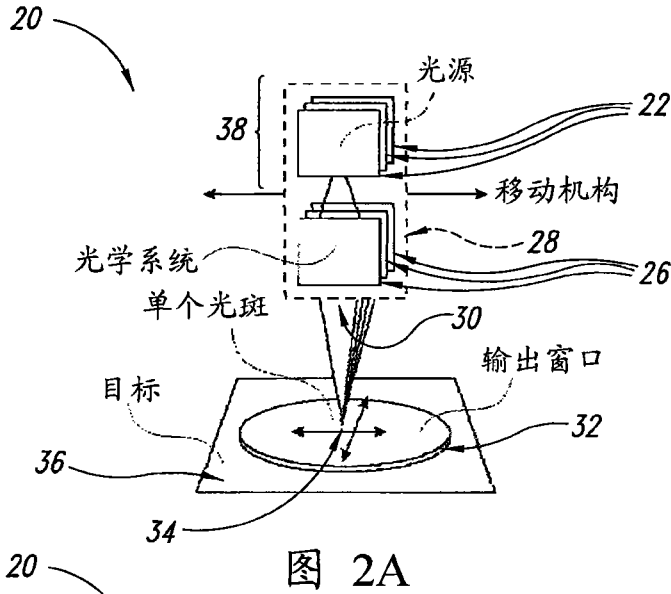
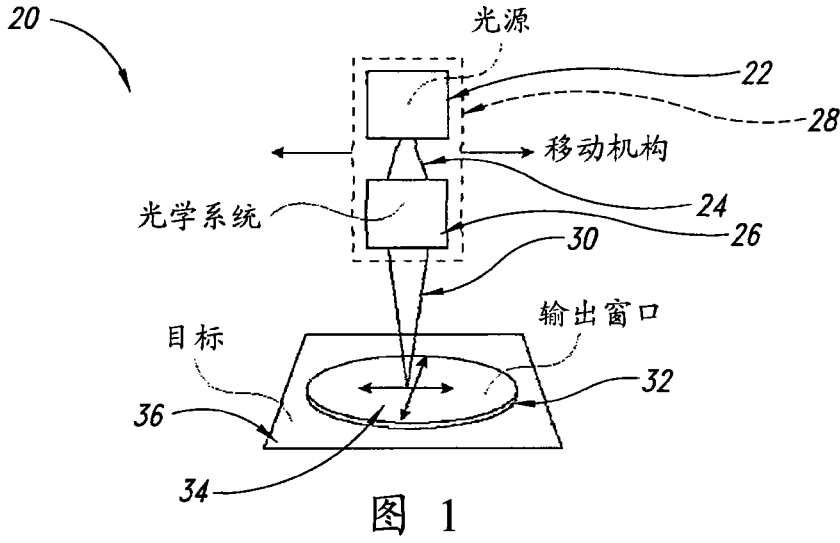
另一实施方式中的机头 100 包括：用户界面，该用户界面利用开始治疗键；用于选择治疗区域（例如前额、下颚、颊、手或其它身体部分）的装置；用于能量选择的装置；以及用于积分能量选择的装置。

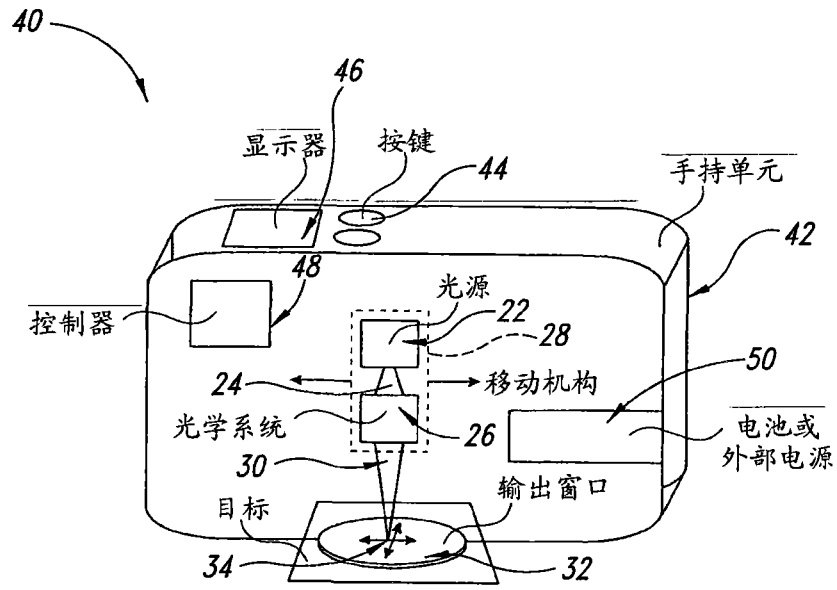
机头 100 中的显示器 46 可示出各种参数，并可示出正被治疗的皮肤的图像以帮助操作者选择用于治疗的组织区域。该显示器可显示许多其它参数，例如：治疗进程，积分通量，功率密度，能量设置和电

池状态。

本说明书所引用的和/或在申请数据表中列出的所有上述美国专利、美国专利申请公开、美国专利申请、外国专利、外国专利申请和非专利公开通过引用而全部并入本文。

由上述内容可知，尽管在此为了达到说明的目的，本文已对本发明的具体实施方案进行了描述，但在不脱离本发明的精神和范围的情况下可进行各种修改。因此，本发明仅由权利要求限定。





光源和光学元件与控制器和用户界面一起容纳在手持单元中

图 3

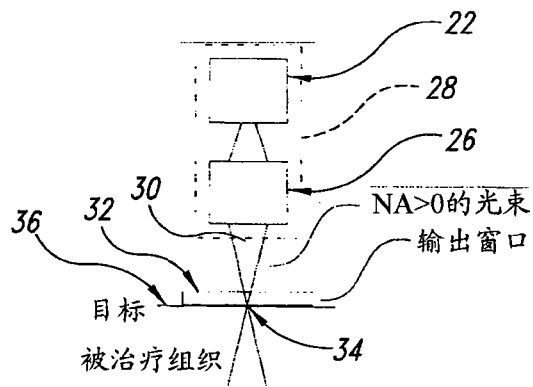


图 4

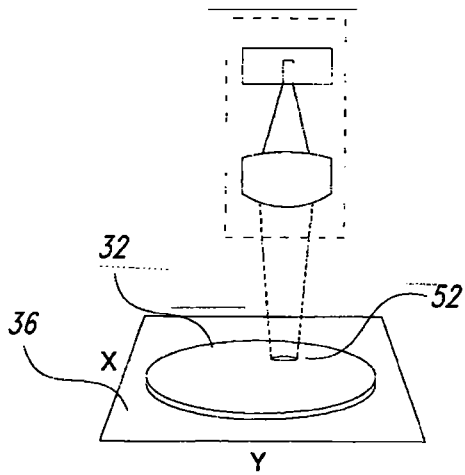


图 5A

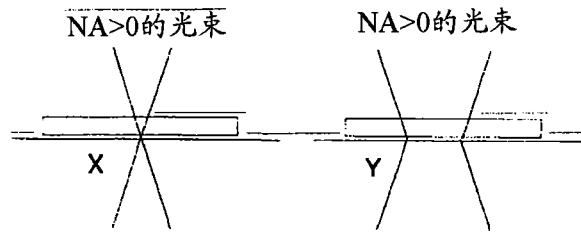


图 5B

图 5C

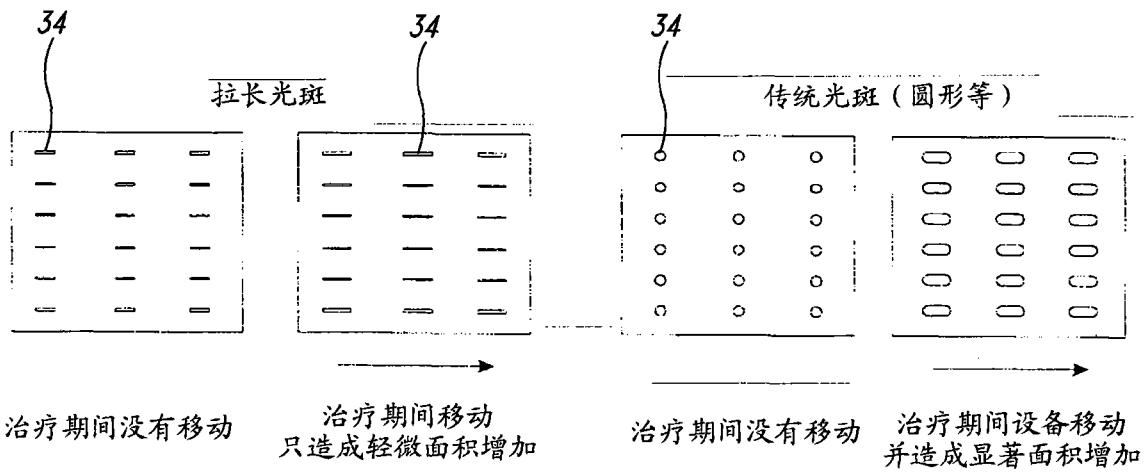


图 6A

图 6B

图 6C

图 6D

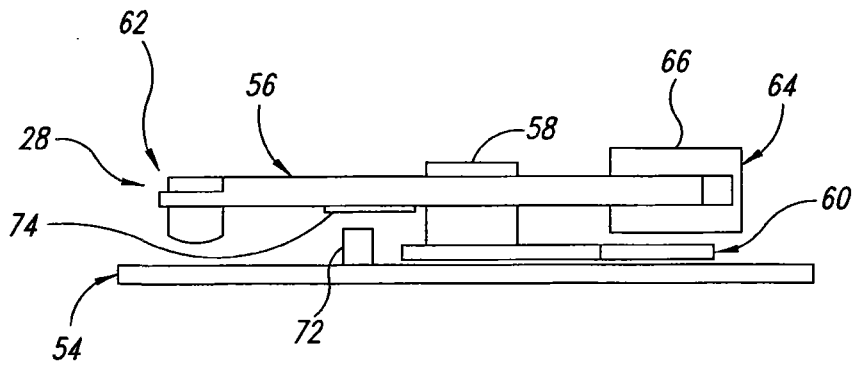


图 7A

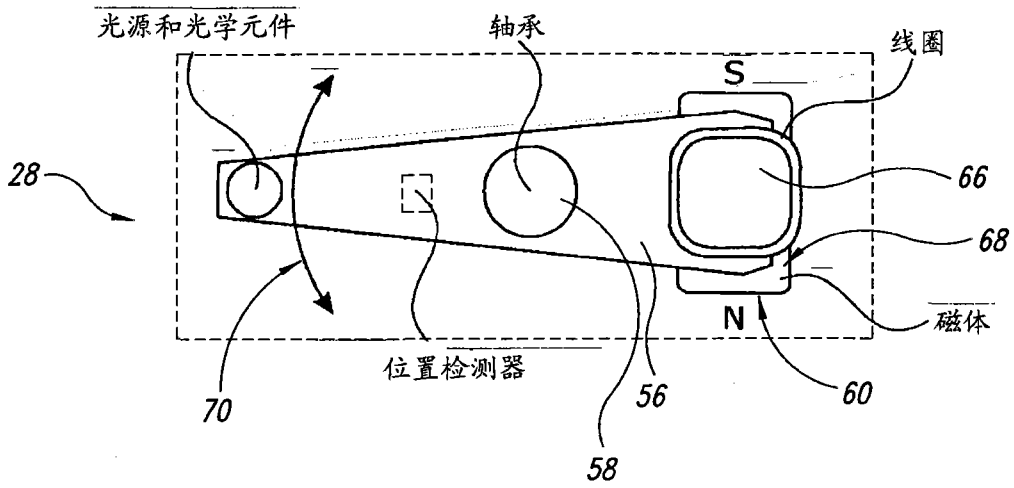


图 7B

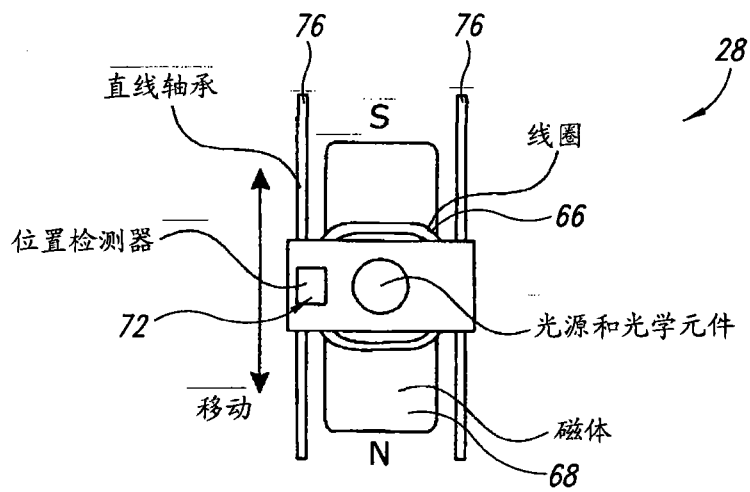


图 8

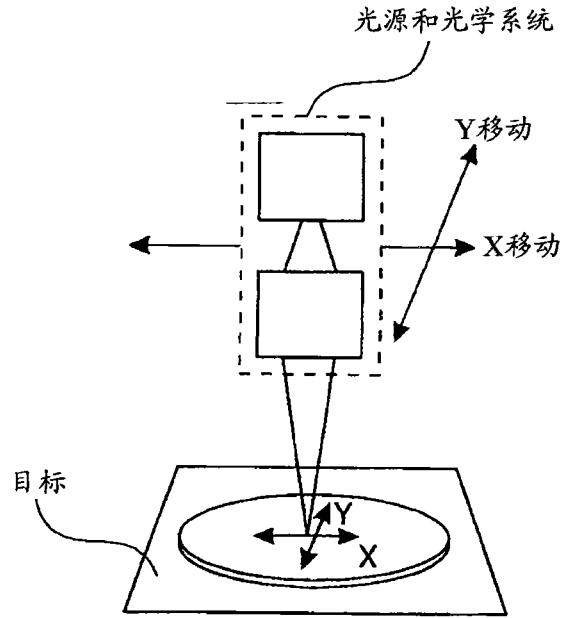


图 9

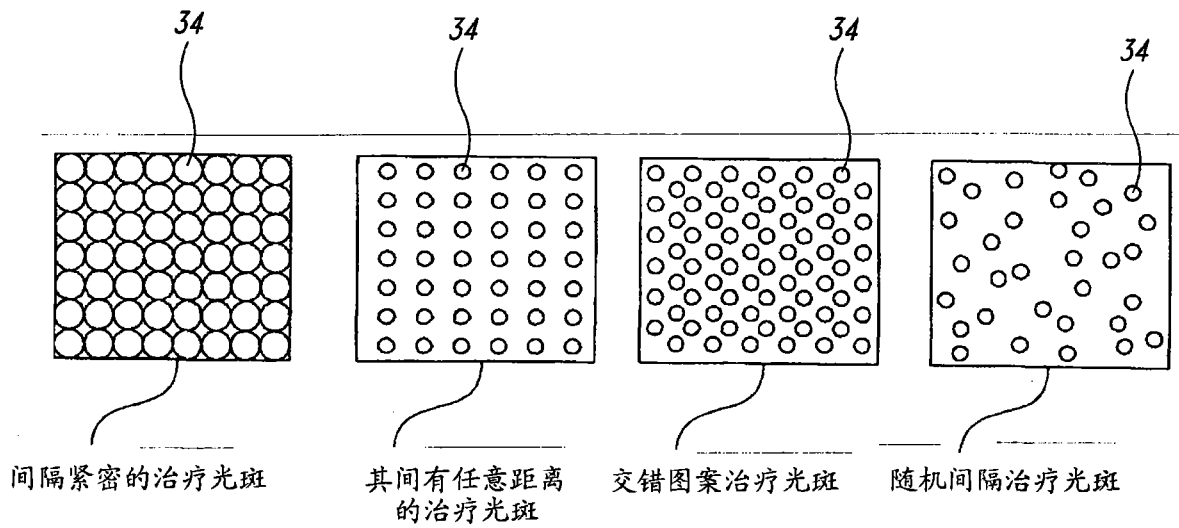


图 10A

图 10B

图 10C

图 10D

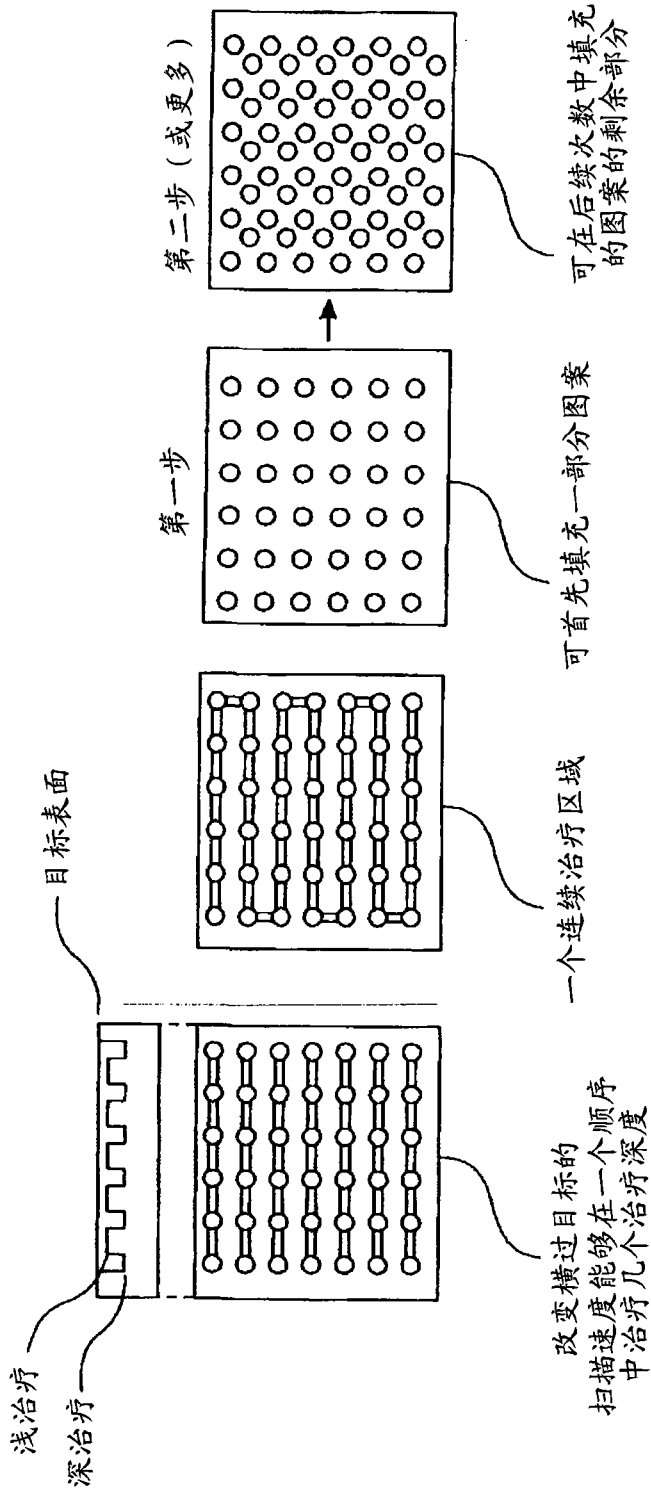
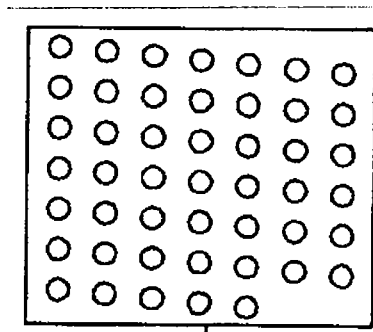


图 11B 图 11C

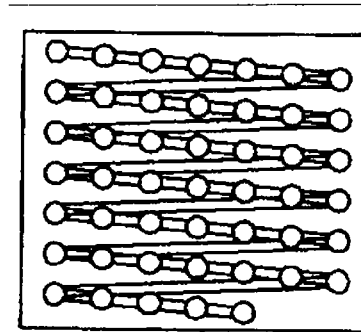
图 11D

图 11A



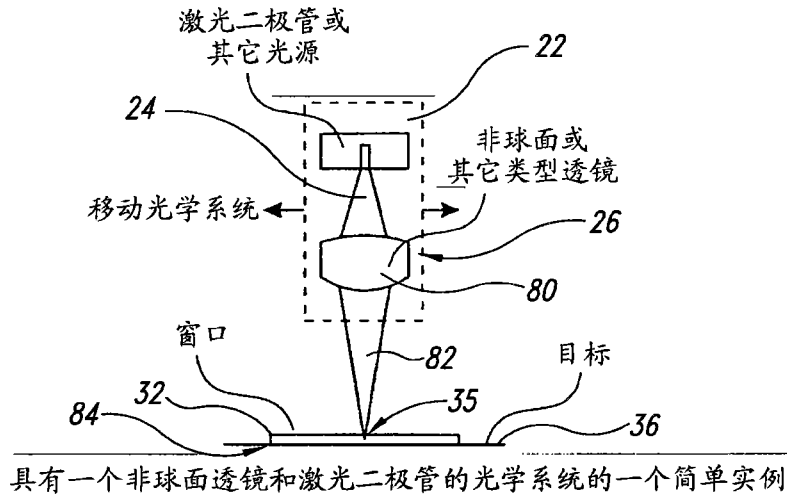
来自一维扫描和
机头移动的图案

图 12A



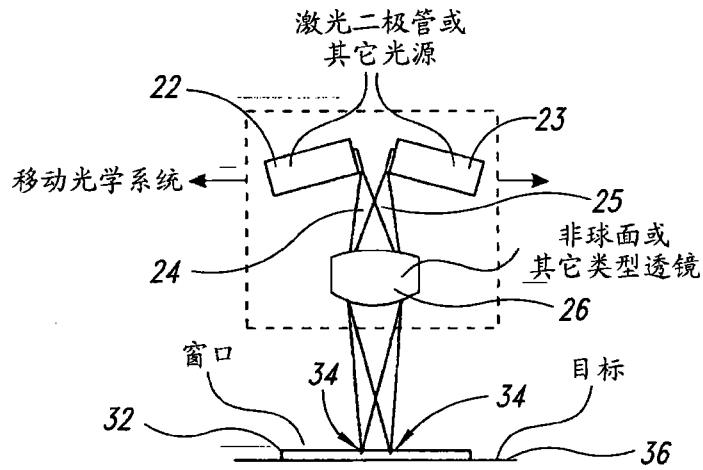
来自一维扫描的
单个连续治疗图案

图 12B



具有一个非球面透镜和激光二极管的光学系统的一个简单实例

图 13



在本实施例中采用两个光源，同时给出两个分立的目标光斑

图 14

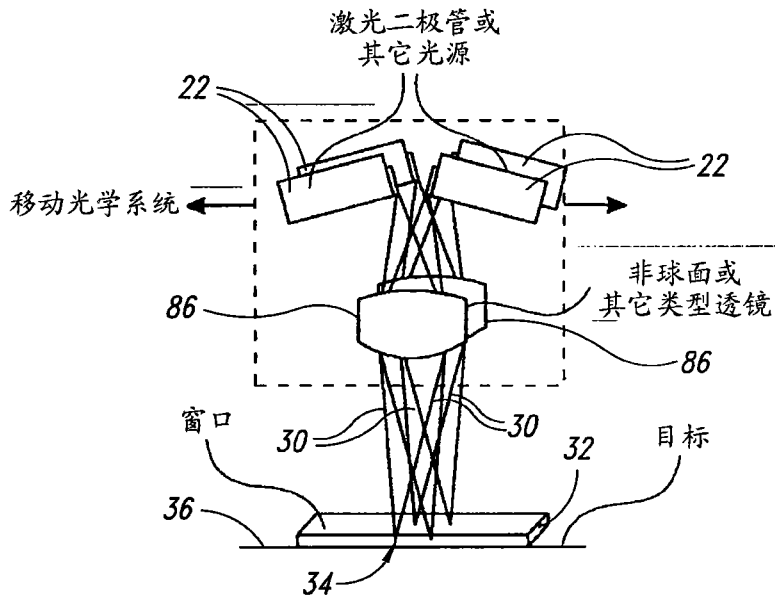


图 15

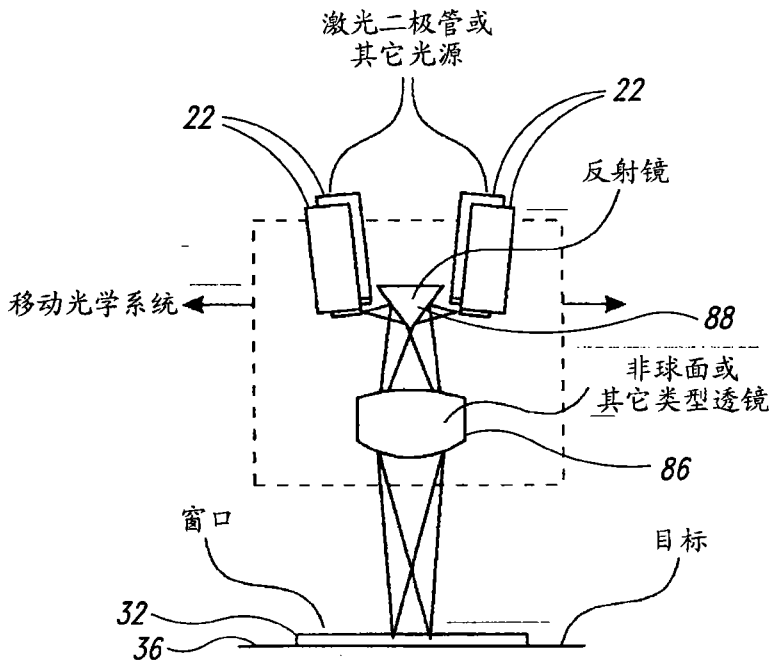


图 16

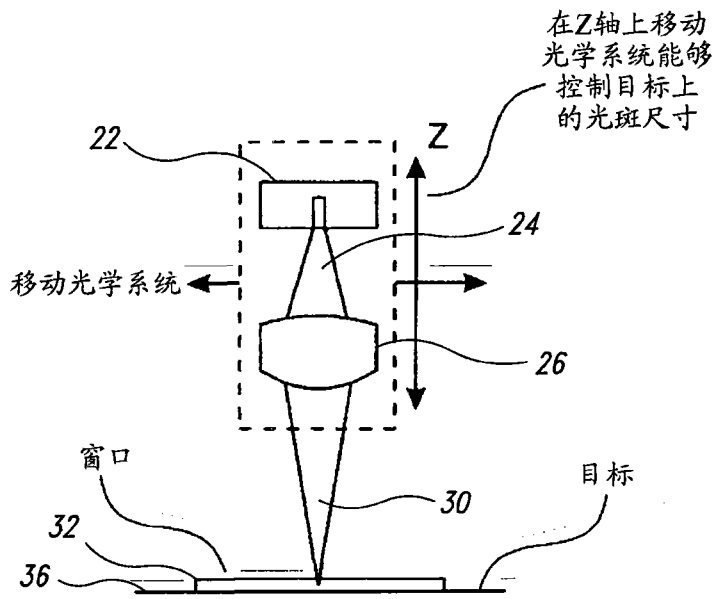


图 17

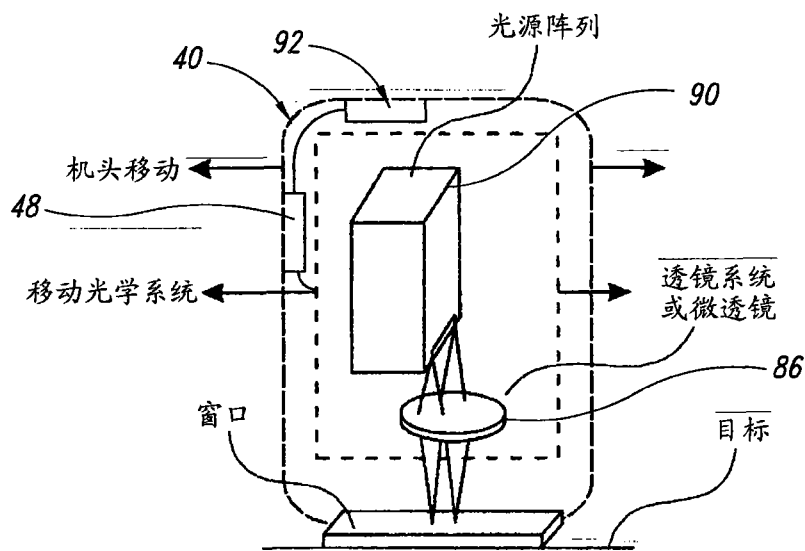


图 18

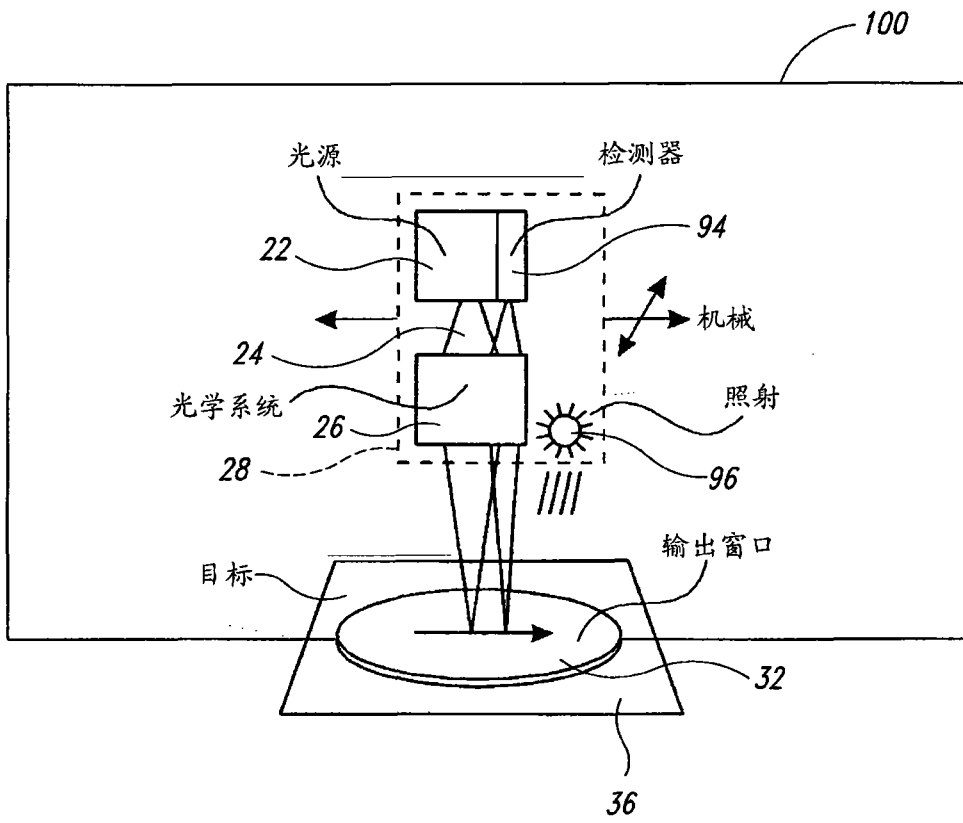


图 19