[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61N 5/06

[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 96180160.3

[45] 授权公告日 2004 年 12 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 1178715C

[22] 申请日 1996.3.5 [21] 申请号 96180160.3
[30] 优先权
[32] 1996. 3. 4 [33] US [31] 08/610,211
[86] 国际申请 PCT/US1996/002984 1996.3.5
[87] 国际公布 WO1996/028212 英 1996.9.19
[85] 进入国家阶段日期 1998.8.31
[71] 专利权人 美国新技术股份有限公司
地址 美国纽约州
[72] 发明人 弗拉基米尔·N·布德尼科
瓦连京·A·格鲁兹捷夫
奥列格·D·奥金佐夫
审查员 陈 源

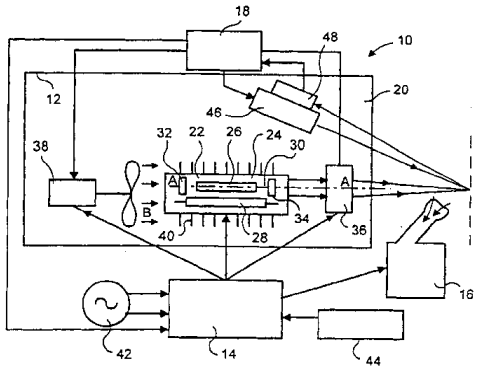
[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所
代理人 吴明华

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称 激光外科装置及其使用方法

[57] 摘要

一种用来汽化活的细胞组织的激光外科装置(10)包括一工作激光组件(22，24，26，28，30，32，34)，一检测装置(48)和一控制设备(14)。 工作激光组件产生一具有与水的峰值吸收波长对应的预定波长的工作射束。 检测装置可检测被手术处理的活的细胞组织的状态，并产生一控制信号。控制设备根据该控制信号控制工作射束的性能，从而使活的细胞组织的汽化深度不超过 15 至 20 微米。



ISSN1008-4274

1. 一种激光外科装置，用来治疗皮肤病，该装置包括：

一外壳，具有内部和外部；

一激光腔，沿外壳的纵向轴线在所述内部延伸，所述激光腔包括一至少具有一外侧部件的工作激光元件，以及一激发所述工作激光元件的激发装置，所述工作激光元件产生工作射束；

一冷却装置，所述冷却装置在外壳的内部形成一股气态冷却流，所述气态冷却流沿所述激光元件的纵向轴线流动；

所述激光腔和所述工作激光元件完全位于所述气态冷却流之中；以及

所述外壳形成一可供操作者的手方便地握持的手持部件的一部分，所述冷却装置的至少一部分位于所述手持部件的内部。

2. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括一检测装置，通过接受和检查自被手术处理的活的细胞组织反射的信号检测所述被手术处理的活的细胞组织的状况并产生一控制信号；以及一控制装置，它根据所述控制信号控制和调整所述工作射束的性能。

3. 如权利要求 2 所述的装置，其特征在于，所述检测装置选自于由光电管、光敏电阻和光电二极管组成的集合；引导光设备提供连续的、低功率的射束，并选自于由白热丝灯、He ： Ne 激光器、半导体激光器和发光二极管组成的集合。

4. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括一将所述工作射束聚焦在被手术处理的活的细胞组织上的聚焦装置，一产生引导光射束、以便使所述工作射束瞄准所述被手术处理的活的细胞组织的引导光设备。

5. 如权利要求 4 所述的装置，其特征在于，还包括一吸收装置，用于在手术过程中清除在被手术处理的活的细胞组织区域产生的破碎的细胞组织产物。

6. 如权利要求 4 所述的装置，其特征在于，所述引导光设备的至少一部分位于所述手持部件的内部。

7. 如权利要求 6 所述的装置，其特征在于，所述冷却装置是一产生所述气态冷却流的风扇。

8. 如权利要求 6 所述的装置，其特征在于，所述工作激光元件包括工作部分和辅助部分，所述工作部分位于所述手持部件内，所述辅助部分位于所述手持部件外，所述工作激光元件的工作部分和辅助部分通过由至少一条纤维组成的光导纤维互相连接。

9. 如权利要求 8 所低的装置，其特征在于，所述激发装置包括工作部分和辅助部分，所述工作部分位于所述手持部件内，所述激发装置的辅助部分位于所述手持部件外，所述激发装置的工作部分和辅助部分通过由至少一条纤维组成的光导纤维

互相连接。

10. 如权利要求 4 所述的装置，其特征在于，所述激光腔、所述冷却装置、所述聚焦装置和所述引导光设备以这样的方式位于所述外壳的内部，即，相对于所述气态冷却流的方向，所述冷却装置的至少一部分位于所述激光腔的后面，所述引导光设备位于所述激光腔前面并面向所述聚焦装置。

11. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述工作激光元件发出的工作射束的波长在 2.9 和 3.0 微米之间。

12. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述工作激光元件是 Er ： YAG 激光棒。

13. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，由所述工作激光元件产生的工作射束的波长选自由下列范围 1.25－1.40；1.7－2.1；2.5－3.1 和 5.5－7.5 微米组成的集合。

14. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述工作激光元件的激光媒介选自由 $Y_3AL_5O_{12}$ ： Nd； $Gd_3Ga_5O_{12}$ ： Cr,Ce,Nd； MgF_2 ： Co； $BaYb_2F_8$ ： Er； $LiYF_4$ ： Er,Tm,Ho； $Y_3Sc_2Al_3O_{12}$ ： Cr,Er； $(Y,Er)_3Al_5O_{12}$； HF（ 化学制品 ）和 CO（气态）组成的集合。

15. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述激发装置选自于由闪光灯和二极管激光腔组成的集合。

激光外科装置及其使用方法

本发明的技术领域

本发明涉及医疗激光器，特别涉及一种在皮肤病领域中的激光外科装置和它的使用方法。

本发明的技术背景

许多激光装置已在现代皮肤病学中使用，以便修正先天的和后天的皮肤缺陷和疾病。激光装置在这个领域中迅速扩大使用的一个理由是，他们的性能符合医疗的基本条件----“不伤害”病人。

药物治疗是治疗皮肤病最普遍使用的方法，因为容易得到、简单和没有痛苦。然而，不耐药物、副作用、常见的过敏反应、以及在治疗大量小毛病过程中存在的低效率，常常使这种治疗方法不合需要。

更有效地治疗皮肤缺陷和疾病的需要使手术介入在这个医疗领域内变得十分流行。为了用外科方法治疗皮肤小毛病，医生常常被迫使用如下措施：切开接着移植，使用超声波和冷冻疗法，施加电离辐射的磁场，电凝法，使用等离子体流等等。这些外科方法是在无视大量缺陷和伤害性副作用的情况下使用的，这些缺陷和伤害性副作用包括：治疗的有害性质，拖延的恢复过程，低色素沉着的高危险性，萎缩的可能性，皮肤组织的破坏，疤痕的形成，危害包括健康部分的附近皮肤区域。当外科医生在皮肤覆盖物的特定深度处使用具有短的和固定的手术处理持续时间的局部治疗方法时，这些问题常常会得到缓和。这就是为什么激光器最近已成为治疗许多皮肤病的仪器的原因之一。

目前，具有不同波长激光照射的激光器被用于皮肤病治疗．这种激光器的例子是：准分子、红宝石、氩激光器；紫翠玉和柘榴石激光器；可调谐的半导体激光器等等。这些装置产生激光射束，这些射束具有在光谱的可见区域（ 0.4 - 0.7μm ）内的波长，以及在光谱的不可见的紫外线区域（ 0.18 - 0.40μm ）内的波长。例如，红外线激光器包括一组 CO_2 激光器（具有 10.6μm 的波长），钕激光器的改进型（具有 1.06μm 的波长）等等。这些激光器是由凯德勒激光器公司生产的，并在 1989 年的塔西肯的“医学中的激光器”中有介绍。

尽管这些激光器可维持较短持续时间的作用和在作用平面上提供某种定位，但它们不能保证对治疗的控制，特别是对外层皮肤的穿透深度。因此，使用这种激光器不能消除诸如细胞退化的疤痕的形成和激光射束穿透进入健康皮肤区域这类消极的后果。

这是一个普通常识，即一层水不容许某种波长的光学照射通过其中．这个光谱区域通常叫做“不透明的窗口”，它包括以下波长范围： 1.25 - 1.40；1.7 - 2.1； 2.5 - 3.1 和 5.5 - 7.5 微米．在这些区域内，光学照射被水和由多达百分之九十的水组成的活的细胞组织大量吸收．这种吸收导致水的迅速加热和被手术处理的活的细胞组织的汽化．在这些波长时，激光照射有一个重要性质，即，激光照射不能深度穿透基本上由水组成的活的细胞组织．结果，散射的激光射束只能在活的细胞组织的不超过 15 - 20 微米深度的范围内传播，而不会破坏附近的细胞组织．激光器的这种工作方式只有在特定水平的功率密度和能量、预定的速率和脉冲的持续时间、并且只有当所有这些特征的临时稳定性在手术过程中能够获得时才能实现．

这种已知装置中的一种是铝－钇－铒柘榴石激光器，它具有 2.94μm 的波长．关于这种激光器在口腔病方面的应用的最早报告公布于 1989 年．然而，它的性能，诸如 1 - 2 J 的脉冲能量， 2.94μm 的波长和 1Hz 的脉冲速率，使医生能够利用这种激光器作皮肤病领域内的手术装置．关于这种用途的第一份报告 1991 年在德国和斯洛文尼亚发表．

图 1 的示意图显示了这样一种装置，它包括一动力设备，一冷却设备，一激光腔和一活动连接的镜子光导设备．由于激光射束在活动连接的镜子光导设备上的多次反射，装置的效率相当低，在 2.94μm 波长时不超过百分之六十．这使得它必须维持在 2.5 - 3.0 J 水平的激光照射能量输入和在 300W 的动力设备的工作功率．自然地，这样高功率的激光器必需具有非常有效的冷却系统．因此，在该现有技术里提供了一种特制的水冷却系统．由此，该装置的重量有 70 kgs，而整体尺寸有 $0.5m^3$．这样大的重量和尺寸，以及激光射束性能的不稳定性，大大地限制了这种现有技术中的激光器在皮肤病治疗中的应用．

水冷却系统在该高功率的现有技术的装置中是必需的，以便使工作元件的温度保持在 20 ± 10 ℃ 范围内．当该温度范围被超过，便会在工作元件形成的热透镜效应，将会产生可观的激光射束散射，以及在被手术处理的细胞组织的焦平面上的能量损失．

解决这些问题的一条途径是制造一种更有效率的激光系统，它没有活动连接的镜子光导设备，并且只需要很低的功率．这使得用相应的空气冷却装置代替水冷却系统成为可能．这种改变最终将导致激光组件在重量和整体尺寸上的显著减少．

因此，迫切需要有一种可方便地用手握持的、可用于皮肤病领域的激光外科装置，它能够提供和控制预定深度的皮肤穿透，且不会危及被手术处理的细胞组织附近的健康区域．

本发明的简要说明

本发明的一个方面是提供一种汽化活的细胞组织的激光外科装置．该装置包括一工作激光组件，一检测装置和一控制设备．该工作激光组件产生一工作射束，该工作射束具有与水的峰值吸收波长对应的预定波长．检测装置通过接受和检查从被手术处理的活的细胞组织反射的辐射信号来检测被手术处理的活的细胞组织的状态，并产生一个控制信号．控制装置根据控制信号控制和调整工作射束的性能，以便使活的细胞组织的汽化深度不超过 15 - 20 微米．该装置还包括一动力设备，一将工作射束聚焦在被手术处理的活的细胞组织上的聚焦装置，一产生引导光射束、以便使工作射束瞄准被手术处理的活的细胞组织的引导光设备，以及一使工作激光组件的至少一部分冷却的冷却设备．还提供一吸收装置，以便从被手术处理的活的细胞组织的区域内清除破碎的细胞组织产物．

本发明的另一方面是提供一种由至少一个发射工作射束的工作激光元件和使其激发的激发装置组成的工作激光组件．一手持部件可方便地供操作者的手握持．该手持部件具有内部和外部，工作激光组件的至少一部分和聚焦装置位于手持部件的内部．冷却设备的至少一部分、检测装置和控制装置也位于手持部件的内部．

本发明的又一方面是提供一种装置，其中，工作激光组件的至少一部分位于外壳内部，而冷却设备是风扇，它产生在手持部件内部纵向流动的气流．

本发明的再一方面是提供一种装置，其中，激发装置位于手持部件外侧，并通过许多光导纤维与工作激光组件连接．

本发明的再一方面是提供一种装置，它带有由工作部分和辅助部分组成的工作激光元件．工作部分位于手持部件内，而辅助部分和激发装置位于手持部件的外面．工作激光元件的主要部分和辅助部分通过许多与许多光导纤维组成的光导件连接．

本发明的再一方面是提供一种装置，其中，由工作激光元件发射的工作射束的波长选自由 1.25 - 1.40； 1.7 - 2.1； 2.5 - 3.1 和 5.5 - 7.5 微米组成的集合。而工作激光元件的激光媒介选自基本上由 $Y_3AL_5O_{12}$: Nd； $Gd_3Ga_5O_{12}$: Cr,Ce,Nd； MgF_2 : Co; $BaYb_2F_8$: Er； $LiYF_4$: Er,Tm,Ho； $Y_3Sc_2Al_3O_{12}$: Cr,Er； $(Y,Er)_3Al_5O_{12}$； HF（ 化学制品 ）和 CO（气态）组成的集合。

此外，可提供手术汽化活的细胞组织的方法．该方法包括以下步骤，产生一具有与水的峰值吸收波长对应的预定波长的工作激光射束，通过接受和检查自细胞组织反射的辐射信号检测被手术处理的活的细胞组织并产生一控制信号．该方法的另一步骤是，根据控制信号控制和调整工作射束的性能，从而使活的细胞组织的汽化深度不超过 15 - 20 微米。

附图的简要说明

现在通过一示范的实施例来描述本发明的其它优点和特征，这些实施例只是用来说明本发明，而并不是用来限制本发明，在附图中:

图 1 显示了现有技术中的一种激光装置;

图 2 显示了本发明的激光外科装置的一实施例;

图 3 显示了激光外科装置的另一实施例;

图 4 显示了激光外科装置的又一实施例的一部分;

图 5 显示了激光外科装置的一个简化的实施例;

图 6 显示了激光外科装置的另一个简化的实施例;

图 7 显示了聚焦装置中的透镜的不同位置;

图 8 显示了具有基本圆柱形的聚焦透镜的激光外科装置;

图 9 显示了带有可环绕移动轴线运动的聚焦透镜的激光外科装置;

图 10 显示了在激光外科装置中辅助透镜的使用;

图 11 和 12 显示了激光射束图象的不同图形;

图 13 和 14 显示了激光射束图象的其它图形;

图 15 显示了在预定程序下进行扫描的射束的状态; 以及

图 16 显示了当激光射束在狭槽形状下进行扫描时射束的状态。

较佳实施例的详细说明

虽然现在将参考附图描述本发明的具体实施例，但应该明白，所示的实施例只是作为例子，它们仅仅是体现本发明原理的、许多可能的具体实施例中的少数几个。对于本技术领域的技术人员来说，显然还有许多变化和改进，而与本发明有关的这些变化和改进应该视为在由附后的权利要求书进一步限定的本发明的精神、范围和预期之内.

正如上面指出的，水和活的细胞组织可非常有效地吸收在对应“不透明窗口”的波长范围内的光学发射。本发明的激光外科装置可在这个波长范围内有效地发出射束。作为激光射束在病人的目标区域上使用的结果，上层皮肤的局部汽化发生在 10 - 20 微米的最深处。在皮肤上的照射点的直径大约是 10mm，密度在 5 - 50 J/cm^2 范围内。

现在参看附图，图 2 中所示的装置 10 是用来进行激光外科手术的. 装置 10 由下列主要设备组成: 一结构紧凑的激光仪器或手持部件 12，一产生高压电脉冲、带有可调参数的动力供应设备 14，一用来吸收因激光射束作用在目标区域而产生的分解的皮肤产物的吸收设备或吸收装置 16，以及一控制设备 18。手持部件 12 的外壳 20 可供操作者的手方便地握持。如图 2 所清楚地显示的，激光腔 22 位于外壳 20 的内部. 一工作激光组件 24 设置在激光腔里，并由一有源的激光元件或杆 26、一激发装置 28 和一光学谐振器 30 组成. 用来激发工作激光元件的激发装置可以是任何传统的激发装置，诸如闪光灯或二极

管激光器.

光学谐振器 30 包括具有高反射性能的、位于激光元件后面的镜子 32，以及位于激光元件前面的、从而面向可变化的聚焦透镜 36 的半反射镜子 34．光学谐振器中的镜子以共轴方式置于激光棒 26 和激光射束的纵轴线 A - A 上．至少部分位于外壳 20 内的聚焦透镜 36 一般由一微型电动机根据来自控制设备 18 的命令操纵．但也可在手术前或手术过程中由医务人员用手使聚焦透镜 36 处于适当的位置上．光学谐振器 30 可使激光射束成一行并将使其增强，而聚焦透镜 36 却将其引导至目标区域．为了有助于将来自激发装置 28 的光能有效地传送给激光元件 26，激光腔的内部可用具有高反射性的材料覆盖．

在外壳 20 内的激光腔 22 的后面设置一冷却装置 38．冷却装置可是任何已知的、能产生气态冷却剂的轴向气流的装置．在本发明的较佳实施例里，冷却装置是风扇 38，它产生在外壳 20 内部纵向流动的轴向气流 B．为了增加冷却的效率，在激光腔 22 的外部形成有许多向外延伸的散热片 40．这样，当风扇工作时，轴向气流 B 吹在包括散热片 40 的激光腔 22 的外部上，从而降低它们的温度．当气流 B 在手持部件里经过时，气流 B 被引导通过外壳上的孔（未画出）直至聚焦透镜 36 的外侧部分，由此可防止由于手术而产生的皮肤分解产物对透镜的污染．当到达皮肤的手术区域时，气流 B 也有助于将来自手术部位的分解的细胞组织产物消除掉，并减少作用在医务人员身上的令人厌恶的气味．

在外壳 20 内的本发明的元件的纵向分布有助于减小尺寸，以及有效地传送气体冷却剂以降低激光腔的温度和通过手持部件的内部区域．此外，使用气体冷却系统将导致较好的温度稳定性和激光腔的其它性能，特别是在多重热循环过程中和之后．

通过一标准供电源 42 或通过电池组 44 使外科装置 10 通电．为了消除任何潜在的电震危险，特别是在动力由标准供电源提供切换至由电池组提供的时候，可提供一动力联锁开关．

动力供应设备 14 产生电压脉冲，该电压脉冲由激发装置或闪光灯 28 转换成光脉冲．在激光腔 22 里，在该光脉冲被引导至激光棒 26 之后，该光脉冲被转换成激光脉冲，该激光脉冲与电压脉冲相比具有较短的发射持续时间．外科装置使用的激光棒或工作元件的类型决定激光照射的波长．在本发明的较佳实施例里，将 Er:YAG （铒）激光器作为外科装置的工作元件或激光棒 26．用这种材料制造的激光棒发出与水的“不透明窗口”的波长对应的电磁能．这种激光器的波长是 2.94μm，非常接近水的最大吸收波长（约 3μm ）．这样，在此波长的激光射束作用下，大部分的能量将被由百分之九十的水组成的活的细胞组织吸收．

对用作该激光器的工作元件的材料的基本要求是，它们照射的波长在光谱

的“不透明的窗口”的区域内。因此，本发明的工作元件的激光媒介可选自、但不限于下列材料的集合，而下列材料只是这种类型的材料的一部分：$Y_3AL_5O_{12}$：Nd（波长 1.33μm）；$Gd_3Ga_5O_{12}$：Cr,Ce,Nd（波长 1.42μm）；MgF_2：Co（波长 1.75μm）；$BaYb_2F_8$：Er（波长 2.0μm）；$LiYF_4$：Er,Tm,Ho（波长 2.06μm）；$Y_3Sc_2Al_3O_{12}$：Cr,Er（波长 2.8μm）；$(Y,Er)_3Al_5O_{12}$（波长 2.94μm）；HF- 化学制品（波长 2.6 - 3.0μm）和 CO - 气态的（波长 5.0 - 6.0μm）。

这种波长的激光射束属于光谱中的红外线区域，是手术操作者的肉眼看不见的。因此，操作者不能看到由手持部件的最前部发出的激光射束。这可能造成错误的手术步骤，从而引发一系列医疗安全问题。为了消除这个缺陷，在本发明里提供一种可产生连续的、可见的引导光射束的引导光设备 46 。这种引导光设备可是 He：Ne 激光器，半导体激光器，发光二极管或其它任何适当的可见辐射源。在图 2 所示的本发明的实施例里，这种引导光设备 46 是一种可提供非常低能量的、连续的激光射束的半导体激光器。与 Er：YAG 激光器不同，半导体激光器发出在光谱的可见区域内的射束。该引导光射束可在施加激光射束前用可见光点表示该激光射束的焦点。这样，使激光射束施加在与引导光射束点相同的区域内。由此，操作者可在引导光射束点在理想的位置上出现后启动激光器。这样，连续的引导光射束起对准作用，简化了不可见的脉冲射束的瞄准。使用时，在激光器和引导光激光器工作的情况下，将连续的脉冲射束传送给目标区域。根据引导光激光器的图象，可非常容易地将工作用激光射束聚焦在目标区域。积聚在手术部位上的分解的皮肤产物由吸收设备 16 最后清除和处理。

在图 2 和 3 所示的实施例里，吸收设备被设计成一独立于手持部件和由外科装置的动力供应设备 14 提供动力的装置。然而，也可以使吸收设备成为手持部件的一部分。

在一个替换的实施例里，冷却装置可安装在手持部件的外侧。例如，它可与动力设备连接，这时，可通过一可弯曲的管子或其它类似装置将冷却气流传送给手持部件的内部。

在图 2 所示的实施例运转时，启动激光器，在动力供应设备 14 里形成高压并将其提供给闪光灯 28 。在激光器 22 里，由于其高反射性的内部表面，使闪光灯的光能传送变得非常方便。闪光灯 28 发出的能量被激光棒 26 吸收，从而使激光媒介中的分子由基态转变为激发态。当这些分子回复到基态时，发出具有特殊波长的光子。部分光自激光棒发出。该光通过镜子 32 和 34 返回到激光棒。返回的光子与处于激发态的激光媒介的分子起反应，使这些分子返回到基态并发出具有特殊频率的光子。这样，发出的光子与撞击分子的光子同相，并与原来的光子同一方向。在激光器里，在镜子 32 和 34 之间运动的光子沿着一

特定的路径，从而使光子以一特别的方式在共同的频率和相位上谐振．最后，在镜子 32 和 34 之间的光达到这样的强度水平，即它相当大的数量已可通过半反射的镜子 34 ，并通过聚焦透镜 36 作为工作射束指向病人皮肤上的目标区域。

图 3 显示了本发明的一个实施例，其中，激光外科装置形成有两个工作腔．辅助腔 17 连接在动力供应设备 14 上．该腔包括一诸如闪光灯 28 的激发装置，并通过一激活光纤装置 19 与主激光腔 15 连接．与图 2 所示的实施例相类似，主激光腔 15 包括工作元件或激光棒 26，以及具有两镜子 32 和 34 的光学谐振器 30 ．工作时，将由动力供应设备 14 产生的高压施加在辅助腔 17 的激发装置 28 上，以产生光能脉冲．这些脉冲通过激活光纤装置 19 传送给在主激光腔 15 里的工作元件 26 ．

在图 3 所示的实施例里，激发闪光灯 28 的高压脉冲不是直接传送给手持部件．相反，这些高压脉冲被传送给远离手持部件和操作者设置的辅助腔 17 ．这给本发明的外科装置提供了很高程度的安全性，因为针对医务人员的电击危险被有效地减至最低程度。

此外，由于激发装置或闪光灯 28 位于主激光腔的外面，因此大大减少了手持部件的重量，简化了外科医生对该装置的操作。

如图 2 和 3 所清楚显示的，在手术过程中，被手术处理的细胞组织的状态是由检测装置或检测器 48 通过检测自该细胞组织反射的照射进行监控的．检测器 48 的一个主要功能是控制激光射束对病人皮肤的影响，以便一般地和特别地控制激光射束的穿透深度和表皮的汽化深度．在所有特殊的情况下，医生将设置特定性能的激光照射，以产生所需要的效果．如果达到预定的激光射束穿透深度和/或皮肤的汽化层的厚度，检测器 48 将产生一个给控制设备 18 的信号，接着，控制设备 18 产生一个校正信号给外科装置的动力设备或其它设备．当能量密度、动力密度或激光的其它性能达到预定的水平，也会产生类似的信号。自病人皮肤反射的光辐射的强度取决于以下这些因素：疾病的类型和程度，皮肤的颜色，病人的总体状态，要手术处理的皮肤层的深度等等．对于每个具体病人，要考虑到光学照射的原始水平，其强度值要符合被本发明的激光外科装置手术处理的皮肤区域的状态．检测装置 48 可利用各种各样的感光元件、光敏电阻、光敏二极管和类似装置制成．如果用感光元件做成检测器 48，那么从皮肤目标区域反射的光将在感光元件里产生朝向它的阴极的电子流，从而产生流向控制设备 18 的电流或控制信号．当使用光敏电阻时，检测器 48 的电阻将根据从被手术处理的细胞组织反射并被检测器 48 接受的光的强度而变化．且该电阻给控制装置 18 提供信号。

图 4 示意地显示了本发明另一实施例的激光组件的一部分，其中，只有工作元件和光学谐振器两部分安装在位于手持部件里的主工作腔 21 里．为了安

装其它的装置，提供一辅助腔 23．激发装置 28 和工作元件的第一或辅助部分 25 设置在辅助激光腔 23 里．工作元件第一部分 25 的远端 29 面向具有高反射性的的镜子 32，而它的近端 31 位于光导纤维 41 的一端处．为了有助于将来自激发装置 28 的功能有效地传送给工作元件的第一部分 25，辅助腔的内部可使用具有高反射性能的材料．工作元件的第二或工作部分 27 和光学谐振器的半反射镜子 34 位于主工作腔 21 里．工作元件第二部分 27 的远端 33 和其第一部分的近端 31 通过光导纤维 41 而光学连接．位于工作元件附近的光导纤维的两端可成为光学谐振器的一部分．这样，位于辅助腔 23 里的光导纤维的一端 37 可形成为一镜子，该镜子具有便于来自第一部分 25 的激光照射通向工作元件的第二部分 27 的特性．为了便于来自主工作腔 21 的所需要的激光射束，位于该工作腔内的光导纤维的一端 39 可作为一镜子，该镜子只容许照射沿着工作元件的第二部分 27 的方向通过．如前面讨论过的图 3 所示的实施例，由此给操作者提供了一个可避免电击危险的、并具有令人满意的减轻重量的仪器．这是本发明的一个重要优点，特别是在长时间手术时。

图 5 和 6 清楚地显示了激光外科装置的另一简化实施例．如图 5 所示的，类似于头发干燥机外壳的手持部件 112 包括一脉冲激光器 122，一冷却风扇 138 和一光导装置 122．为了提供朝向病人的轴向气流，风扇 138 安装在激光器的后面．光导装置 146 的两个发光二极管 145 和 147 安装在外壳内，在激光器和聚焦透镜 136 之间．发光二极管以这样的方式安装，即使它们的光导射束 121 和 123 在聚焦透镜 136 的焦平面上的图象之间的距离基本上等于激光器 122 的射束 127 在该平面上的点的直径．因此，工作射束点的目标区域可通过观察光导射束的可见图象进行识别．通过改变该可见图象的距离可调整工作射束点的大小．动力供应设备 114 不仅给激光器、风扇和光导装置提供动力，而且还给位于外壳外面的吸收设备 116 提供动力．为了安全起见，所有的动力供应电缆可用陶制金属软管包裹．激光器 122 的脉冲速率和脉冲能量可通过在动力供应设备 114 上的控制板生成命令来手工设置．与前面所述的实施例相同，吸收设备 116 将手术过程中产生的皮肤碎片吸掉．聚焦透镜 136 可用石英玻璃制做。

图 6 所示的激光外科装置类似于图 5 所示的装置．然而，在图 6 中，激发装置 135 安装在手持部件 112 的外面，而光能脉冲通过光导纤维 137 传送给激光器 122．这样，可用类似于图 3 所示的实施例的方式使用图 6 所示的仪器．也可设想进一步改进图 6 所示的实施例，即将工作激光元件或激光棒的一部分安装在手持部件的外面（见图 4）。

在图 5 和 6 所示的实施例里，可用手工将聚焦透镜 136 移动一个预定距离．在该移动过程中，由发光二极管 145 和 147 产生的、用来确定在焦平面上的工作激光点的尺寸的图象的位置也自动改变。

如果沿基本垂直于工作射束轴线 A - A 的方向移动透镜 136，那么在焦平

面上可获得一系列激光射束图象．例如，图 11 显示了在正常时的情况，而图 12 显示了在圆柱形透镜时的情况．

在沿着平行于射束轴线的方向移动聚焦透镜时，有可能获得较复杂的图象图案，例如，圆形的（图 13），螺旋形的（图 14）．

根据操作类型，本发明可更换聚焦透镜．通常，最适当的透镜是一种具有可平稳地沿工作激光射束的轴线移动的光学元件的透镜，且该光学元件可固定在预定的中间位置上．在这方面，图 7 显示了具有三个这种中间位置的聚焦透镜 137．

通过一按照来自控制设备 18（见图 2）的信号工作的微型装置可调节在聚焦区域上工作激光点的大小．这可通过操作者或预定程序用手工来完成．这样，工作激光射束的工作激光点的大小可在聚焦透镜的焦平面上进行调节，直至在该大小时激光点的不均匀性仍是可接受的．

图 8 所示的聚焦透镜产生呈长条状的工作射束．这是通过使用半圆柱形的透镜 237 获得的．通过以预定的方式转动和引导透镜 237 可提供在长条状形式上的所需要的变化。

图 9 显示的聚焦透镜 236 的实施例可使本发明产生圆环形的、聚焦的工作激光射束的移动轨迹．这可通过环绕它的轴线 B - B 转动聚焦透镜 236 得到，而轴线 B - B 相对工作激光射束的轴线 A - A 移动一个预定距离 C．

关于图 10 所示的实施例，它显示了一个附加的聚焦透镜，以便将工作激光射束精确地聚焦在目标区域上。为此，最好先使激光组件 222 与透镜 236 和 239 固定，并以预定状态固定镜子 245 和 247．可见的引导光应该与不可见的工作激光射束预先对齐．在这种情况下，最好使病人身体至少一部分、即接受手术的那部分保持不动．可提供一种特殊的装置来完成这个任务．

本发明的外科装置使用在对应水的“不透明窗口”的波长的整个光谱范围内的激光照射．在工作射束点的激光照射的密度是 5 - 10 J/cm^2 和工作激光射束点的直径是 3 - 10mm 时，本发明的工作激光射束进入表皮的穿透深度不超过 10 - 20 微米．这是因为使用了具有约 0.001 秒的非常短持续时间的脉冲．在细胞组织脱水后，工作激光射束只使病人的皮肤上层局部汽化．这是在不危及深度以及手术区域周围的表皮的表面健康区域的情况下进行的．通过移动作用在皮肤表面的工作激光射束的点可增加细胞组织的手术处理区域．通过改变电磁脉冲的频率可控制工作激光射束进入活的细胞组织的穿透深度．通常，在具有 30 - 60 秒持续时间的期间内，提供约 50 - 100 次脉冲．

本发明的激光外科装置也可以通过散射的红外线激光照射对身体受伤部位进行消毒．这种类型照射的密度不会对正常的健康皮肤产生伤害．然而，这种照射可消除因疾病所损伤的皮肤区域上的葡萄球菌群体．

激光外科装置中的光学系统还使得使用者能进行其后要进行激光光凝的外

科手术和包括切除癌症肿瘤的激光切开．本发明通过在细胞组织一层上的一次汽化还有助于消除良性肿瘤．这个任务是通过在受疾病影响的皮肤的各部分上施加具有预定点区域的若干激光脉冲完成的．该手术处理持续至皮肤上出现“血浸润”，接着是药物处理过程．

为了利用红外线辐射来治疗（例如）面部皱纹以实现对皮肤的治疗，本发明的激光外科装置可与一预置的散射辐射的扫描系统组合．为了进行这种手术处理，可按照一预定程序临时固定射束扫描的状态（工作射束的点的直径可以预定的方式改变，射束的能量密度可改变或保持稳定，见图 15）．如果激光射束呈长条状（图 16），也可提供相同的状态。

本发明的聚焦的激光照射可用来进行局部手术，诸如切掉和消除疔疮或脓疱，以及接着使药物进入切成开口的区域。

提供下面的例子是为了更完整地理解本发明．用来说明本发明的原理和实践的具体的技术、条件、材料和结果是示范性的，而不应该用来限制本发明的范围。

例子 1

将 Er:YAG 激光器作为激光外科装置的工作元件，该激光外科装置还具有作为激发装置的闪光灯。该 Er:YAG 工作元件位于两个基本平的谐振器镜子之间。发生的激光作用波长为 2.94μm，脉冲持续时间是 250±50 微秒，脉冲速率最高达 1Hz，而脉冲能量最高达 2J．

通过聚焦装置调节工作激光射束的形状。由于 Er:YAG 激光器射束属于光谱的红外线区域，因此对于操作者的肉眼是不可见的。工作激光射束的激光点的位置和大小是通过两引导光射束指示的，而引导光射束是由在光谱的可见光区域内发射光束的导向半导体激光器产生的。各引导光激光射束的最大直径约 2.0mm．照射在病人皮肤上的两引导光激光射束的射影之间的距离与 Er:YAG 激光器在同一目标上的点的直径对应。这样，在病人皮肤上的 Er:YAG 激光器射束的位置和直径由引导光半导体激光器发射的两引导光激光射束的位置确定。Er:YAG 激光器的能量密度可在 1.0 - 10 J/cm^2 的范围内调整。考虑到在手术处理过程中抽运能的水平大约是相同的，故 Er:YAG 激光器射束的尺寸越小，其能量密度就越高。当在病人皮肤上的 Er:YAG 激光器射束的点的聚焦尺寸达到最小时，细胞组织上的局部汽化发生在最高达 1.5mm 的深度处。当 Er:YAG 激光器射束的能量密度约是 50 J/cm^2 时，在表皮发生可见的汽化。

利用表皮的表面汽化对 48 个病人的皮肤疾病进行了手术处理，而这是通过具有 50 J/cm^2 能量密度的 Er:YAG 激光器进行的。在他们中间，有 15 个病人有 pointed candylomas，8 个病人有胶状疤痕，8 个病人在手和脚上有疣，10 个病人有明显的角化过度，7 个病人有纹身．根据疾病或皮肤缺陷的类型，通过

进行 6 - 10 个时间段，每个时间段包括 3 - 20 次脉冲来完成治疗.

在这些时间段过程中，Er:YAG 激光器射束的点的直径是 3 - 5mm．凝结度控制一直进行到“血浸润”征兆出现．在病人的皮肤上这样施加激光射束的结果是，在周围血含量中没有可检测到的变化，也没有已发现的疾病的细微恶化。

例子 2

与例子 1 不同的是，在例子 2 的激光装置里安装两个工作腔．在第一个工作腔里，电脉冲被转换成光脉冲．这些光抽运脉冲通过光导纤维被第二工作腔接受．在那里，光脉冲被转换成激光射束．第一工作腔被安装在远离病人和医务人员的动力供应设备里．第二工作腔安装在外科装置的手持部件里．在这个例子里，另一组工作腔是这样形成的，第一工作腔包括激发装置和一部分激光棒，而激光棒的主要部分位于第二工作腔里．这些工作腔也通过光导纤维互相连接．被第二工作腔接受的激光脉冲是这样的抽运波长，以便将光导纤维里的损耗减至最低程度．在第二工作腔里产生的激光脉冲被转换成具有所需要波长、例如 2.94μm 波长的激光射束。

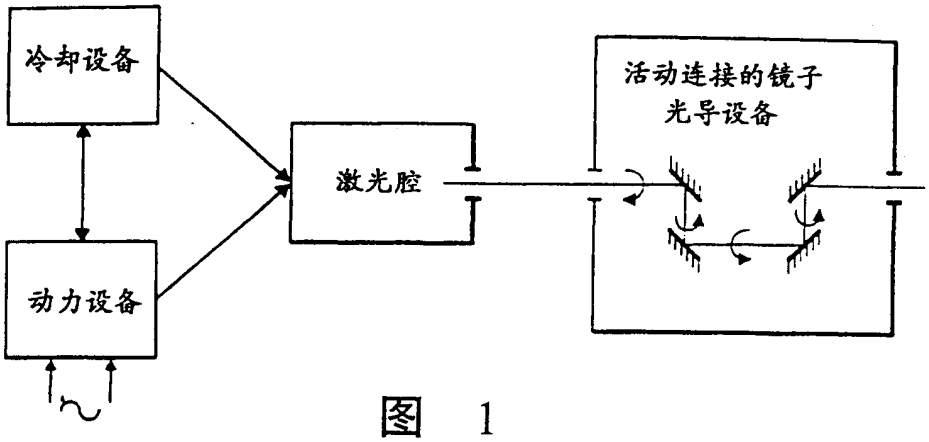

冷却设备
动力设备
激光腔
活动连接的镜子
光导设备

图 1

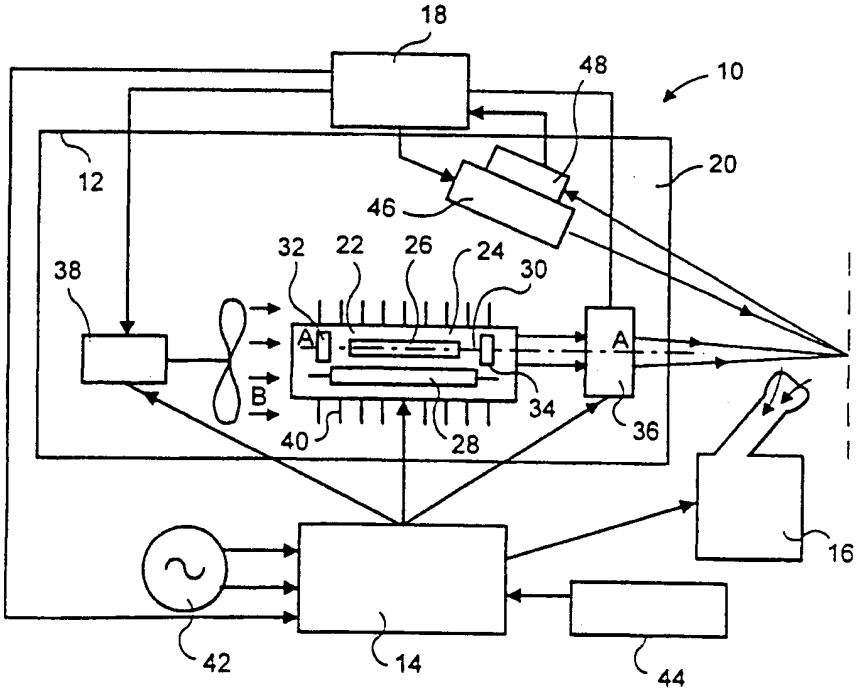

18
48
10
12
20
46
32
22
26
24
30
38
A
A
B
34
36
40
28
16
42
14
44

图 2

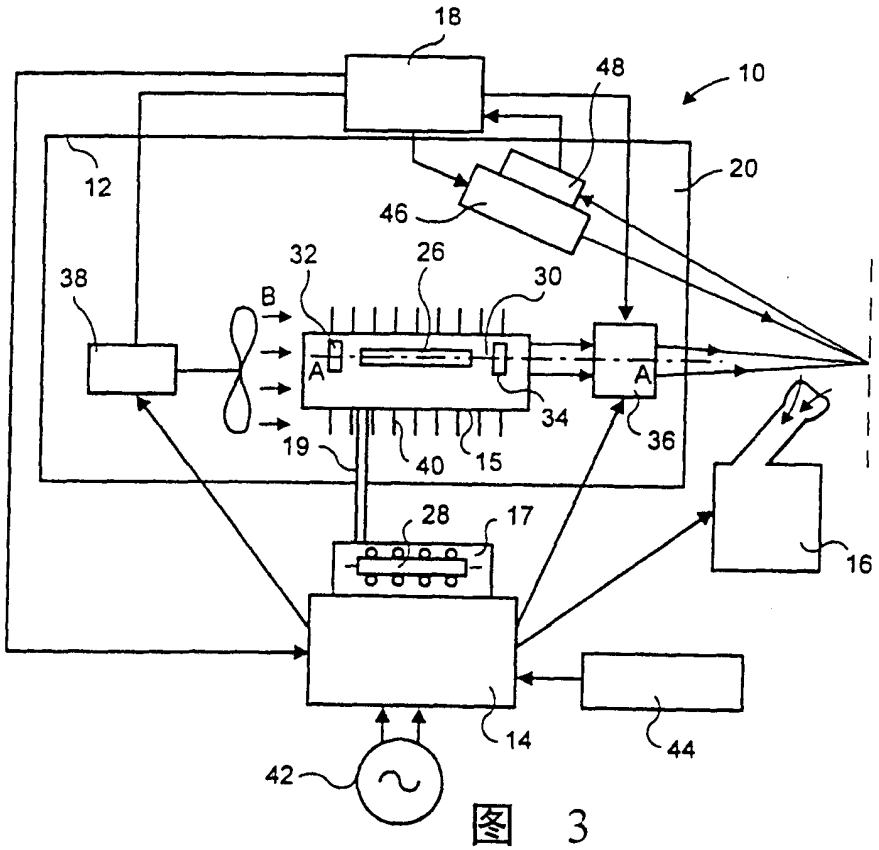

18
48
10
12
20
46
32
26
30
38
B
A
A
34
36
19
40
15
28
17
16
14
44
42

图 3

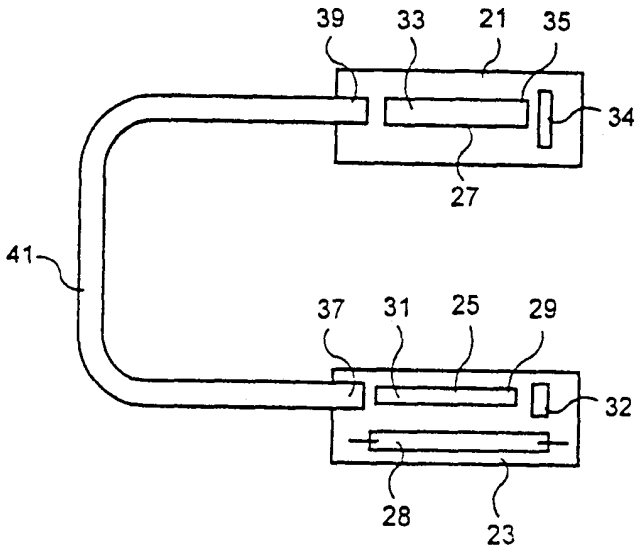

39
33
21
35
34
27
41
37
31
25
29
32
28
23

图 4

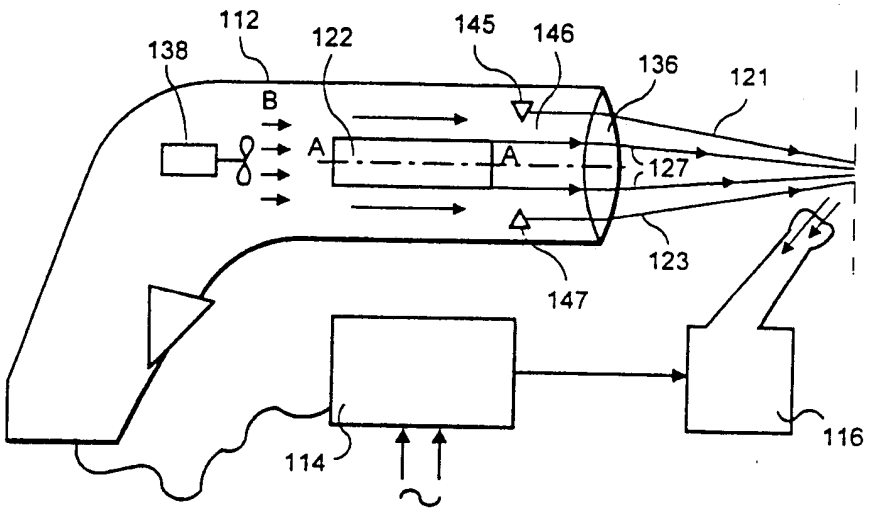

112
138
122
145
146
136
121
B
A
A
127
123
147
116
114

图 5

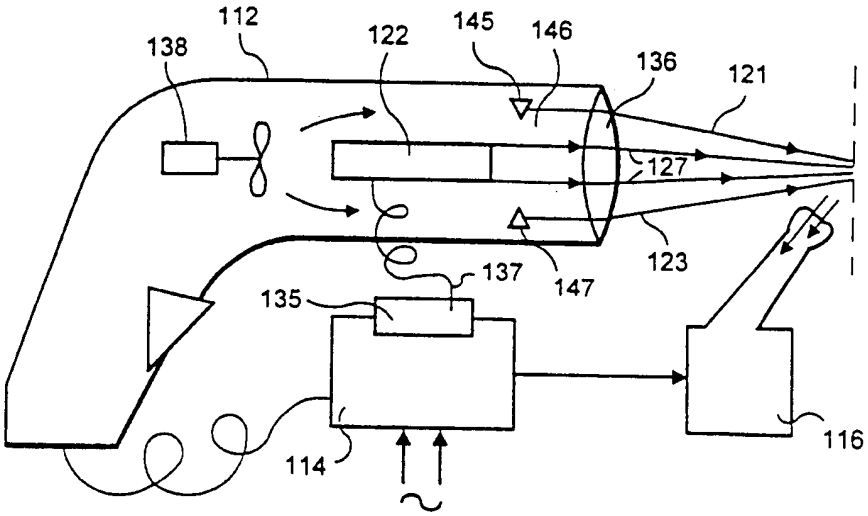

112
138
122
145
146
136
121
127
123
137
147
135
116
114

图 6

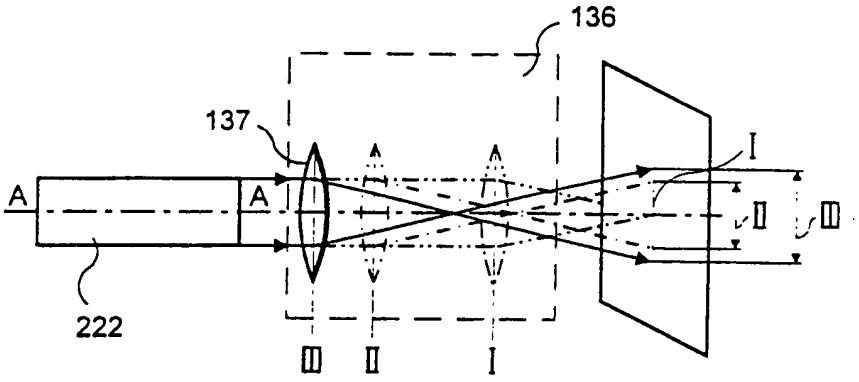


图 7

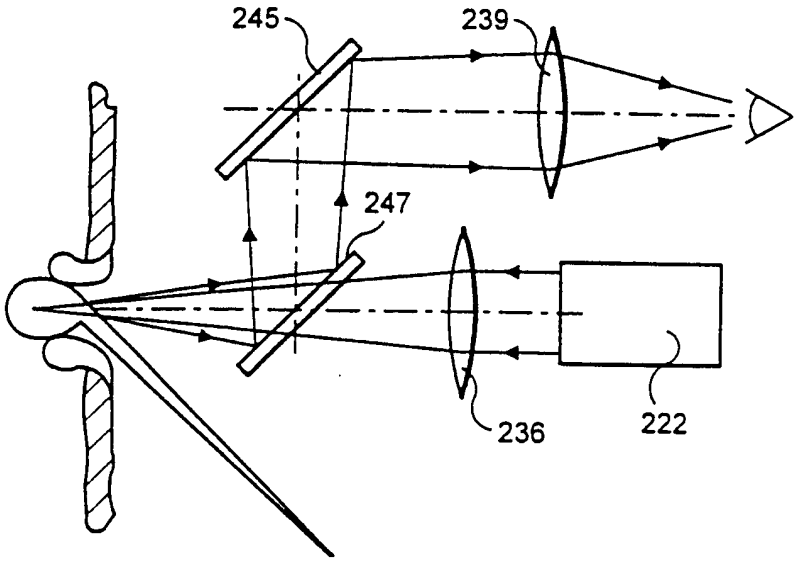


图 10

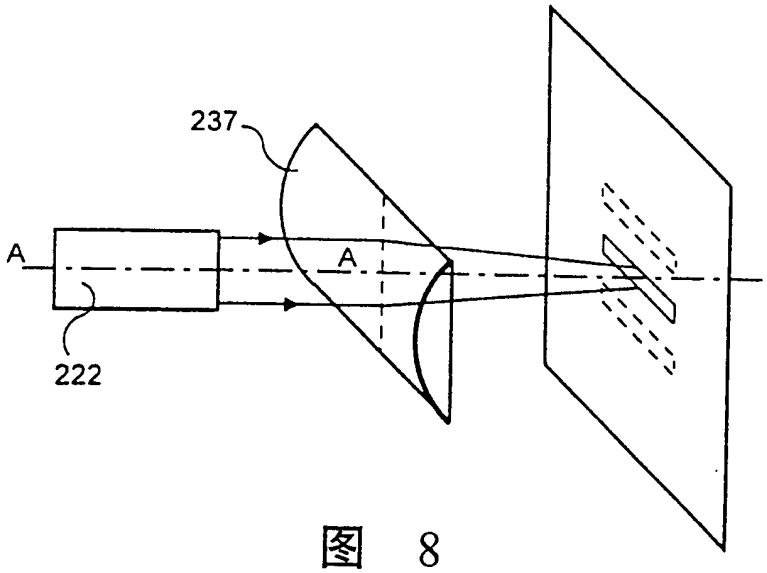


图 8

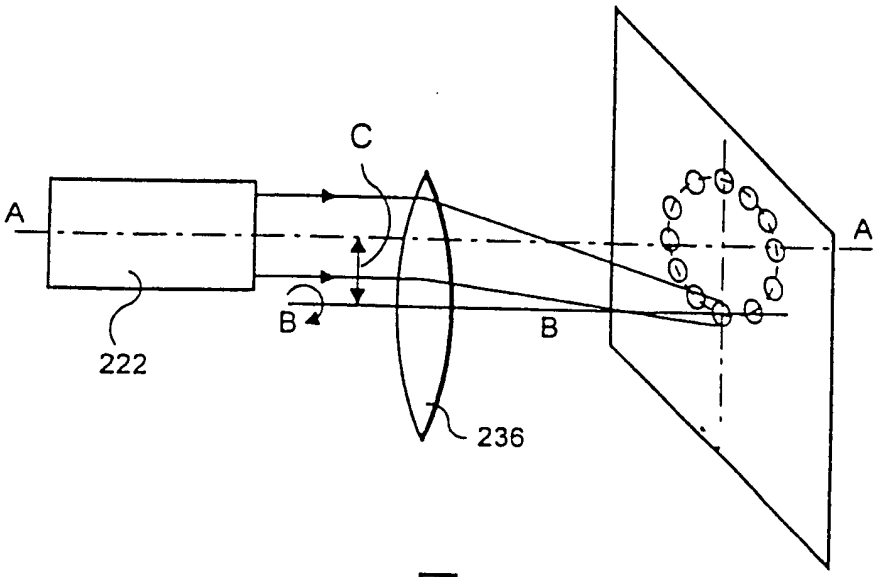


图 9

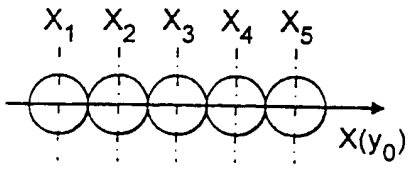


图 11

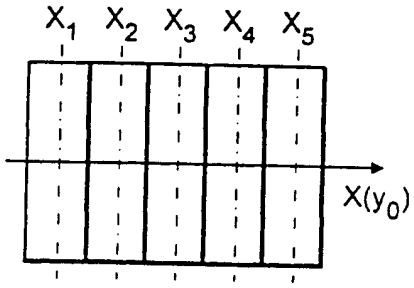


图 12

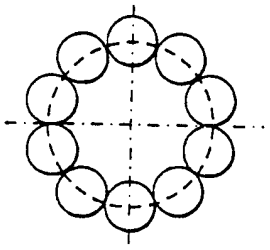


图 13

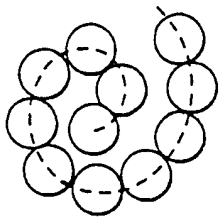


图 14

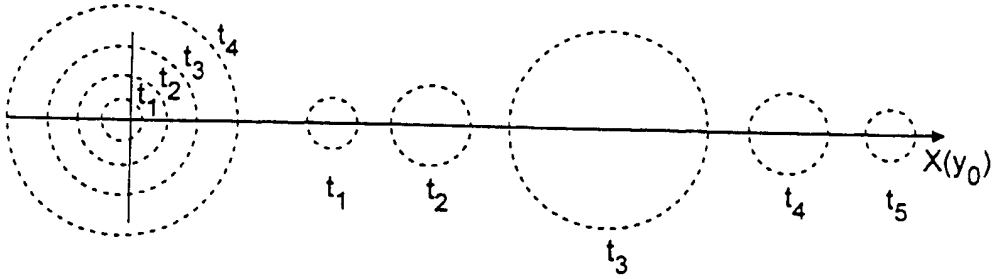


图 15

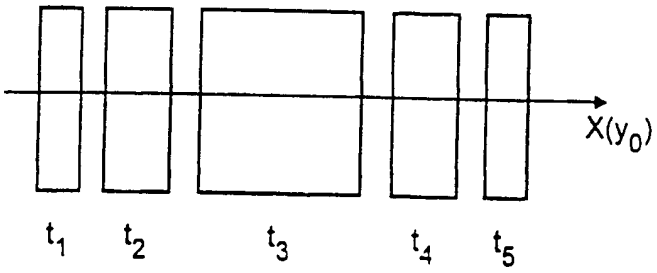


图 16