



# (12) 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 90100714.5

[51] Int.Cl<sup>3</sup>

A61B 17/36

[43] 公开日 1990年10月3日

[22]申请日 90.2.15

[30]优先权

[32]89.2.15 [33]JP [31]1-35841

[71]申请人 外科雷射科技日本公司

地址 日本东京都

[72]发明人 大工園則雄

[74]专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
代理部

代理人 刘建国 乔晓东

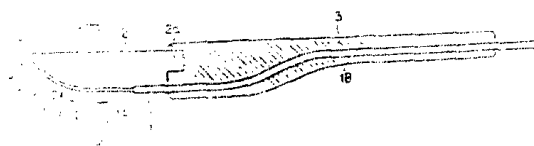
说明书页数: 10

附图页数: 4

[54]发明名称 激光发射器

[57]摘要

一种医用激光发射器。在其前端有一根光纤沿径向延伸,其芯部外没有包覆层,而是裸露出来作为激光发射部分;它带有固定所述光纤的基板;所述发射部分的一部分或全部沿该光纤的延伸方向的纵向截面按一定角度弯曲,基板呈薄片形并在带光纤的一侧边缘上带凹槽形截面,所述光纤就沿边缘凹槽的内表面敷设并用耐热胶固定。其板最好与一手柄的前端相接,基板固定光纤裸露的缆芯,手柄固定光纤的根部。



## 权 利 要 求 书

---

1. 一种激光发射器，带有一根沿纵向延伸的光纤，在所述光纤前端，其缆芯外没有包覆层，它裸露在外作为激光发射部位，带有一个固定所述光纤的基板，所述发射部位的一部分或全部沿所述光纤延伸方向的纵向截面弯成一定角度。

2. 一种权利要求1中的激光发射器，其中基板是由耐热材料制成，其熔点高于光芯材料的熔点。

3. 一种权利要求1或2的激光发射器，其中光纤有一圆形截面，基板呈薄片形并在光纤一侧的边缘有一凹槽形截面，所述光纤沿基板的光纤一侧的凹槽形内表面敷设，并用抗热胶固定。

4. 权利要求1中的激光发射器，其中基板与手术操作者所持手柄的前端相接，实质上所述基板固定着光纤的裸露缆芯部分，所述手柄固定该光纤的根部。

5. 权利要求1的激光发射器，其中裸露的芯部和至少基板的有芯部一侧，在靠近纵向端头处做得更薄。

6. 权利要求1、2、3、4、5中的激光发射器，其中基板呈一薄片形，并在与光纤相对的一侧做成一把刀。

7. 权利要求1中的激光发射器，其中所述光纤由一表层包覆，该表层含有激光吸收微粒和激光散射微粒，且至少在光纤弯曲部分的裸露表面处表层的折射率比芯部材料的要大。

8. 权利要求1中的激光发射器，其中所述光纤由一表层包覆，

该表层含有激光吸收微粒和激光散射微粒，且至少在光纤弯曲部分的裸露表面处表层的折射率大于芯部材料和由激光传输材料制成的粘合剂的折射率。

9. 权利要求7或8中的激光发射器，其中至少要使光纤弯曲部分的裸露表面变得粗糙，并在所述的粗糙表面上形成所述表层。

10. 权利要求1中的激光发射器，其中光纤靠基板一侧和基板靠光纤一侧的一个表面或两个表面在激光发射部分敷有一激光反射层。

11. 权利要求1中的激光发射器，其中基板实质上为一薄片，前端做成圆形，缆芯从其一侧边缘通过圆形前端延伸到另一侧的一部分并固定在那里。

## 激 光 发 射 器

本发明涉及一种激光发射器，在外科和内科治疗时，此发射器可用来切开，汽化或热疗动物有机体的活组织。

近来，诸如用激光照射来切开动物有机体活组织的医疗方法由于其止血能力而引人注目。通常的方法是，激光从光纤系统的前端射出，而且此系统并不接触活组织。但这种方法能严重损害光纤的前端部分。因此，新近采用了如下方法：首先，激光传送到一光纤系统之后，送到一个探针的发射部件，此探针可与或不与活组织接触（以后“活组织”有时只用“组织”表示）；然后，从探针表面发射出的激光照射组织。

另一方面，美国第4273127号专利公布了一种用激光发射器切开受治疗组织的方法。此发射器由具有小刀形状与相对狭窄的工作刃口的光导和固定在此光导后的光纤组成。激光经光纤端头再经光导进入狭小的工作刃口并从刃口发射出来切开受疗组织。在这种情况下，工作刃口和组织的接触为手术者提供了触觉反馈，就像机械切开所获得的反馈一样。

但是，根据此方法，在光纤端头和工作刃口之间的结构距离会引起严重的功率损失。因此，需要高输出功率的激光发生器。

此外，生产此种方法所用的发射器需要较高的精度，力求使从光纤端头发射出的激光方向与光导的工作刃口一致。并且，此发射器由两部分组成：光纤和光导，所以，生产此发射器的成本很高。

而且，激光进入光导后，到处扩散。因此，从工作刃口发射的激光功率减弱，所以，激光发生器必须具有高输出功率才能进行充分切开。

另外，激光的能量集中在与光纤端头所指方向的中心线重合的工作刃口上。而从工作刃口的周围部分发射出的激光显著减弱，因此，光导和被切组织的夹角的微小变化都能影响切开的效率。所以，用这种发射器不能顺利地进行手术。

本发明的目的之一在于提供一种可有效地利用激光功率的激光发射器。

本发明的另一目的是，提供一种激光发射面积大的激光发射器。

本发明的另一目的是，提供一种生产成本较低的激光发射器，因此此激光发射器的组成简单：激光发射部分就是光纤本身。

本发明的其它和进一步的目的、性能和优点将在下面的说明中作更全面的阐述。

本发明的特点为，激光发射器由一条纵向延伸的光纤和支撑所述光纤的基板组成。光纤前端部分的缆芯没有包覆层，而是裸露出来作为激光发射部分。部分或整个光发射部分在所述光纤的延伸方向的纵向截面上以一定角度弯曲。

在本发明优选实施例中，光纤具有圆形截面，基板为薄板状，并在基板的光纤边缘处有一凹槽形截面。光纤沿基板的凹槽形光纤边缘的内表面安置并用抗热胶固定。

在本发明更进一步的优选实施例中，基板与手术者所持手柄的前端连接，所述基板实际上支撑光纤裸芯部分，所述手柄支撑光纤的根部。

在进一步的优选实施例中，在纵向临近端头处，裸露部分和至少是基板上裸露部分边缘要加工得更薄。

在进一步的优选实施例中，基板为薄板状并在与其光纤边缘相对的一边上作成一把刀。

在进一步优选实施例中，所述光纤至少在光纤弯曲部分的裸露表面处由含有激光吸收微粒、激光散射微粒和粘合剂的表层所包覆，其中，散射微粒的折射率比芯材的折射率大，而制作粘合剂的材料可传输激光。

在进一步优选实施例中，至少，光纤的弯曲部分的裸露表面是粗糙的，而所述表层复盖在所述粗糙面上。

图 1 为与本发明有关的激光发射器一个实施例的立面图；

图 2 为沿图 1 中 II - II 线截得的截面图；

图 3 和图 4 为表示表层和激光发射实施例的示意放大图；

图 5、6 和 7 为与本发明有关的激光发射器其它实施例的立面图；

图 8 为沿图 7 中 VIII - VIII 线截得的截面图；

图 9 和 10 为与本发明有关的激光发射器其它实施例的立面图；

图 11 为与本发明有关的其它实施例的截面图，表示激光发射器的裸芯部分和激光反射层的形成。

根据本发明，此发射器有一条纵向延伸的光纤。在其前端，其缆芯没有包覆层，而是裸露出来作为发射部分，并有一个基板支撑此光纤。在光纤是直的时候，激光从光纤的端头发射出来。但是，根据本发明，光纤裸芯部分的一部或全部在其延伸方向的纵向截面上以一定角度弯曲。因此，激光从光纤的弯曲部分发射出来。

况且，如果在裸芯部分表面包一表层，大部分激光将不从缆芯的

端头发出，而是从表层发出，这是由于激光在表层上的散射。因此，如果事先制成在裸芯部分的适当部位包有表层的发射器，激光就能从裸芯部分所期望的部位发出以达到医疗目的。

进一步地，由于经光纤传输的激光由光纤本身发射，所以可非常有效地利用激光能量，因此，激光发生器的输出功率不需要很高。

现在，更详细地描述本发明。

图1表示与本发明有关的一个有代表性的实施例，发射器由光纤1，支撑光纤1的基板2和与基板2连接并为手术者所持的手柄3组成。

通过诸如把基板2的连接部分2a压入手柄3，并辅以其啮合表面施用胶粘剂的方法，将基板2固定在手柄3上。众所周知，光纤1由缆芯和包覆层组成。但是在光纤1的前端部，缆芯没有包覆层，而是裸露出来作为裸芯部分1A。在光纤1的根部，缆芯是包覆着的。而且，如果需要，包覆层外可套一个保护套管（没有图示）。

芯部1A从其端头部分占据基板2的光纤边缘2/3的长度，光纤1的其余部分、光纤1的根部被包覆层1B覆盖。芯部1A固定在基板2的光纤边缘上，图2中图示了一种固定方法。基板2的光纤边缘上有一个在光纤1的延伸方向上呈圆弧形截面的凹槽。芯部1A沿凹槽内表面固定，然后在基板2和芯部1A的啮合表面施用胶粘剂5。

光纤1的根部在手柄3的内侧或其边缘延伸并引出。而后，这根引出的光纤1与激光发生器作光连接。最好在手柄3上或手柄3与激光发生器之间安装一控制器来调整激光功率。

芯部1A的前端部在其延伸方向的纵向截面上以一定角度弯曲。在图2中，此纵向截面就是纸平面。在图1中，芯部1A从水平方向

向这张纸的左上方弯曲。表层 4 在图 1 中所示沿延伸方向的 2 1 处和在图 2 所示截面的芯部外围的 Z o 处形成。

如图 3 所示，芯部 1 A 为表层 4 所覆盖，表层 4 含有蓝宝石之类折射率比芯部 1 A 大的光散射微粒，当芯部 1 A 表面发射的激光 L 经过表层 4 时，激光 L 碰到光散射微粒 4 A，一部分被光散射微粒 4 A 的表面反射或一部分进入微粒 4 A 并经过折射后再发射出来。因此，激光 L 从整个表层 4 以各种方向发射出来，这样就产生了大面积激光照射。

进一步地，表层 4 含有碳之类的激光吸收微粒 4 B。相应地，当激光 L 碰到激光吸收微粒 4 B 时，激光 L 的大部分能量被激光吸收微粒 4 B 转换为热能 H e，这个来自表层 4 的热能加热活组织。

依此方式，因为组织的汽化加速，就可以用来自芯部 1 A 的低能激光切开组织。因而，当组织切开后，芯部，换句话说，与本发明有关的激光发射器可迅速移动。进一步地，进入芯部 1 A 的激光所需能量较低，因而，能在短时间内完成手术，并且只需要便宜的小型激光发生器。

另一方面，有关表层 4 的形成，例如，如果在芯部 1 A 表面上含有所述激光吸收微粒 4 B 和光散射微粒 4 A 的散射层。那么在散射介质汽化后，具有表层 4 的发射器与组织或其它物质的接触非常容易引起表层 4 的损坏。因为两种所述微粒只是由于物理吸引力的作用附着在芯部 1 A 的表面上。

因此，借助于一种把激光吸收微粒 4 B 和光散射微粒 4 A 粘合到芯部 1 A 的表面的粘合剂，表层 4 与芯部 1 A 的附着力加强了。

在这种情形下，粘合剂最好由石英之类的可传输光的材料 4 C 制

造以确保激光能进入表层 4。另一方面，与所述芯部 1 A 的熔点相同或更低的可传输激光的微粒可用作可透光材料 4 C，把它同所述吸收微粒 4 B 和光散射微粒 4 A 一起放入诸如水之类的适当的液体中分散。而后把涂有此分散体的芯部 1 A 在高于可透光微粒 4 C 的熔点的温度下烘烤，以芯部 1 A 能保持其形状为限。相应地，可透光微粒 4 C 熔化，与激光吸收微粒 4 B 和光散射微粒 4 A 一起形成高机械强度的表层。从而因这种高机械强度而减少了对表层的损坏。

在这种情况下，如图 4 所示，在芯部 1 A 表面、做出一个覆盖有表层 4 的粗糙表面，增进了激光散射的效果。

与本发明有关的光纤芯部通常用石英制造，天然或人造陶瓷材料如钻石，蓝宝石以及卤化玻璃等都可用作芯部材料，芯部直径最好为  $10 - 1,000 \mu m$ 。

光散射微粒具有比芯部高的激光折射率，用天然或人造材料制造，如钻石，蓝宝石、石英（其熔点最好较高）、单晶氧化锆  $ZrO_2$ 、高熔点玻璃、可透光耐热合成树脂、可反射激光的金属，以及可反射激光的微粒和用镀金之类的表面处理方法，镀上金、铝之类可反射激光金属的或不反射激光的金属微粒。

可透光材料最好用这样的可透光微粒制作，这种微粒熔化后可形成薄膜，并且最好具有耐热性，如天然或人造蓝宝石、石英、玻璃，可透光且耐热的合成树脂等。可根据与芯部 1 A 的材料的关系来从这些材料中挑选合适的可透光材料。

激光吸收微粒由碳、石墨、氧化铁、二氧化锰以及其它任何能吸收激光来产生热能的材料制成。

表层中每种微粒的含量（wt %）以及平均每种微粒大小的最好

范围如下表所示。更为可取的含量和微粒大小在括号中给出。

|             | 含 量 ( ω t % )          | 平均微粒大小 ( μ m )           |
|-------------|------------------------|--------------------------|
| 光散射微粒 ( A ) | 90 - 1<br>( 70 - 20 )  | 0.2 - 300<br>( 1 - 5.0 ) |
| 吸收微粒 ( B )  | 90 - 1<br>( 70 - 10 )  | 0.2 - 500<br>( 1 - 100 ) |
| 可透光微粒 ( C ) | 10 - 90<br>( 20 - 50 ) | 0.2 - 500                |

表层的厚度最好为  $10\text{ }\mu\text{m} - 5\text{ mm}$ ， $30\text{ }\mu\text{m} - 1\text{ mm}$  更可取。表层按以后所解释的方法形成。如果采用此方法一次制作表层而不能达到所要求的厚度，应重复几次直到达到所要求的厚度为止。

所述三种微粒分散在一种分散介质里，然后用高于可透光微粒熔点的温度加热，再把芯部浸入在受热分解物里。

另一种选择，所述三种微粒熔化后喷在芯部上。

还有其它合适的方法可用来形成表层。

在此，用上述第一种方法，载有所述三种微粒的分解物可涂到芯部上。而且这种涂覆方法特别有利于手术。因为只有需要用表层复盖的芯部部分浸入分解物再从中取出，因此这种方法实用而又合理。

至于分解介质，可用水、酒精或二者的混合物等液体。还可加糖或淀粉来增加分解介质的粘性。

正如前面所述，根据本发明，在芯部表面所形成的表层4扩大了

激光所照射的组织面积。这是因为激光可从表层 4 沿各个方向广泛射出，如图 1 所示。

另一方面，发明者发现如下现象：当上述 (B) 含量百分比较大时，可用低功率激光进行切开。因而发射器能较快地移动。但是，受疗组织的止血效果变弱。因此，其表层中 (B) 含量百分比较高的芯部可有效地用于切开皮肤，脂肪层等能在某种程度上承受损害的组织。

另一方面，(B) 含量百分比较低的芯部可用来切开止血性对其很重要的组织如肝、心脏等。在这种情形里，激光发生器的功率必须提高，并且必须缓慢地移动发射器。

至于与本发明有关的某些实验，发明者引入了两个方程式 (1) 和 (2)：

$$\frac{(B)}{(A)+(B)+(C)} \propto \frac{\text{加热用激光量}}{\lambda \text{ 射激光能量}} \quad (1)$$

$$\frac{(A)+(C)}{(A)+(B)+(C)} \propto \frac{\text{传输用激光量}}{\lambda \text{ 射激光能量}} \quad (2)$$

方程 (1) 为热生成随着 (B) 的增加而增加，于是切开主要靠汽化来进行。因此，由于大部分  $\lambda$  射激光能量都用来发热，激光不能深入组织。结果，由于  $\lambda$  射激光没有深入组织，凝结层的深度减少。

方程 (2) 为大量碰撞激光的能量很深地进入组织，吸收激光

的组织被加热，因此在组织中形成凝结。

如果事先制备一些其芯部表层的（B）百分比不同的激光发射器，那么可根据医疗目的挑选合适的发射器，因而可进行所希望的治疗。

如图11所示，为了使激光只从芯部1A外表面集中发射，可在芯部表面的背（基板一侧）面和/或基板2的凹芯部边缘用镀金铝等的方法形成一反射层6。图11图示了在芯部1A的背面形成的反射层6，图11是沿图1中II-II线截得的截面，作为与图2所示不同的一个实施例。

如图5和6所示，刀刃部分2A和用于剥制薄片的锯齿部分2B是分别在基板2的外边缘用机械方法加工出来的。这个边与刀身2的凹槽形芯部边相对。用这种发射器，在医疗中既可进行机械切开和剥制组织的薄面，又可进行激光切开。

在图7和图8中，还图示了与本发明有关的另一个实施例。根据这个实施例，芯部1A是锥形的，并且基板2在临近其顶端处更薄。由于芯部1A是锥形的，发射器切入组织更容易。在这一切开过程中也包括了机械切开。而且，即使芯部1A表面没有表层，大部分激光会从包括锥形顶端本身表面在内的整个芯部1A表面射出。

图1所示实施例还表明，没有表层，从芯部1A弯曲部分发射出的激光要比芯部1A直线部分发出的要强。因此，在本发明中，由于有芯部1A的弯曲部分，表层并不总是必须的。

显然，在通常情况下，表层的形成提高了激光的发射率。但是，正如图1所示，即使是在整个芯部1A表面复盖表层，仍然还有少量的激光从顶端1b处泄漏出来。因为，图1中的芯部1A不是锥形

的，而是直到顶端都保持同样的厚度，这与图7和8中的锥形芯部很不同。为了弥补这种激光泄漏，可以在顶端处用镀铝的方法设置一反射膜。

图9图示了本发明激光发射器的实施例，此发射器被插入在内镜管7内，此实施例的高度D最好为0.5 - 4.0 mm，为在这种情形下进行切开，可在管7外重复地前后移动该纵光纤根部，此发射器还包括固定件8。

图10中，基板2的前端做成圆形，芯部1A沿一基板2的外侧边缘经圆形前端延伸到基板2另一侧的一部分并固定在那里。用这种发射器按图10中剪头方向摆动此激光发射器，能切开凸形肿瘤，在这种情形下，制作表层毫无作用。

图 1

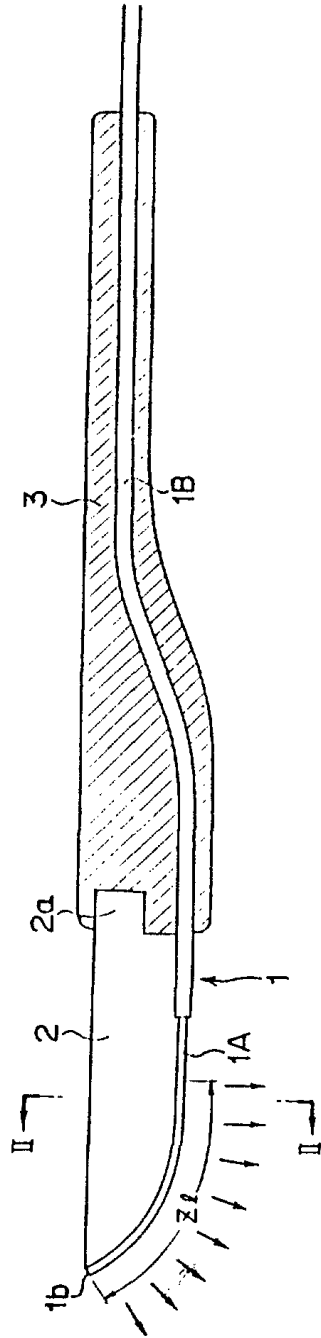


图 2

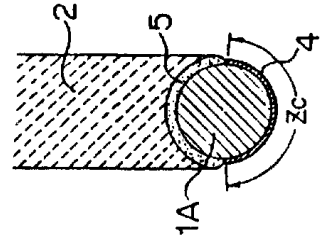


图3

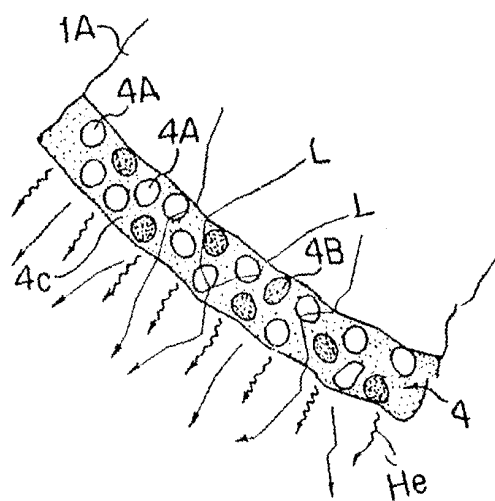


图4

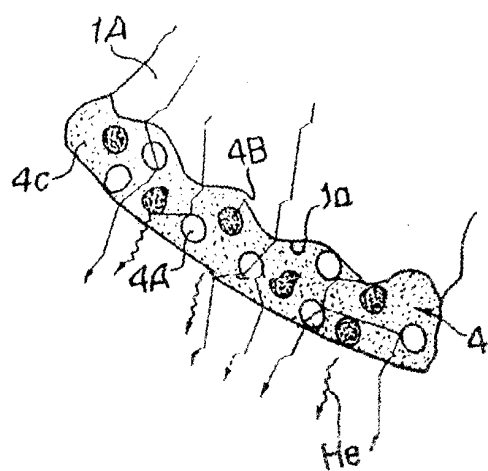


图5

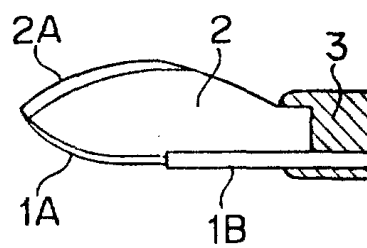


图6

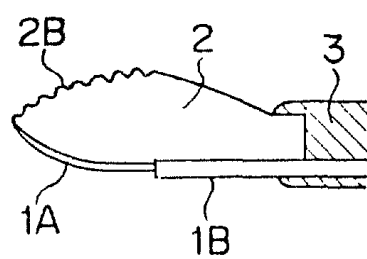


图7

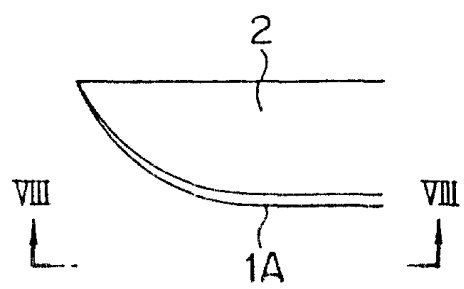


图8

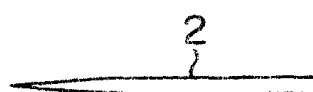


图9

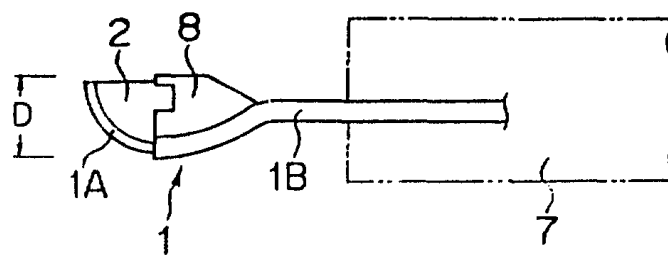


图10

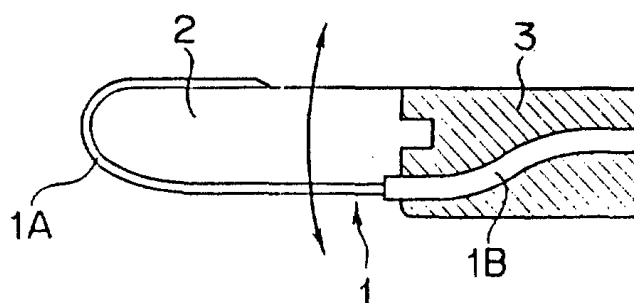


图11

