



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 91100381.9

[51] Int.Cl⁵

A61B 17/36

[43] 公开日 1991年8月7日

[22] 申请日 91.1.21

[30] 优先权

[32] 90.1.22 [33] JP [31] 12347/90

[71] 申请人 外科镭射科技日本公司

地址 日本东京都

[72] 发明人 大工园则雄

[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 邹光新

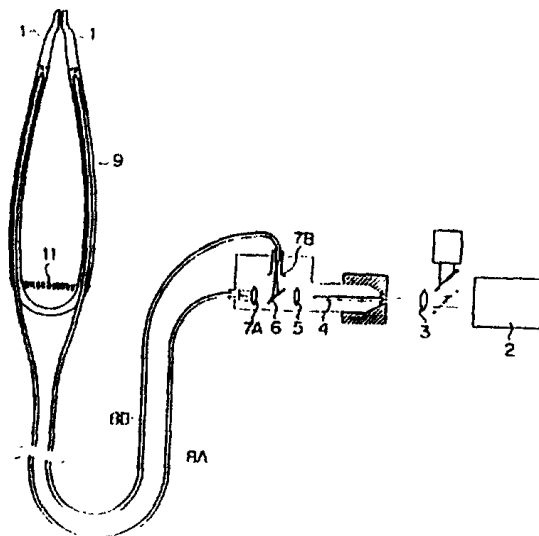
说明书页数: 19

附图页数: 17

[54] 发明名称 医用激光照射设备

[57] 摘要

一种医用激光设备, 用来进行活体组织的切除、
切开、汽化和进行热疗等医疗处置。它包括一个激光
发生器、一个激光透射探头系统和一个激光传输系
统。激光透射探头系统有一对相对的激光透射探头
对。这对相对激光透射探头对可由一个医务人员控
制使其激光辐射部互相接触或分离。激光发生器的
激光通过激光传输系统投射到相对激光透射探头对
上。然后, 活动组织的目标区由相对激光透射探头对
夹住, 被置于相对的激光辐射部对之间, 接受激光照
射。



权 利 要 求 书

1. 一种医疗用的激光照射设备，该设备包括一个激光发生器、一个激光透射探头系统和一个使从所述激光发生器产生的激光投射到所述激光透射探头系统的激光传输系统，所述设备的特征是：

所述激光透射探头系统包括一对相对激光透射探头对。这对探头由一个医务人员控制使它们相互接触或分开，以便将一个组织目标区夹在它们的分别被所述激光投射的激光辐射部之间。

2. 按照权利要求 1 的激光照射设备，其中每个激光透射探头用激光能透射的耐热陶瓷制造。

3. 按照权利要求 1 的激光照射设备，其中每个激光透射探头具有一定长度，所述激光投射到每个激光透射探头的一个端部，而每个激光辐射部制作在每个激光透射探头的其它探头侧面的另一端部。

4. 按照权利要求 1 的激光照射设备，其中每个激光透射探头的一个基干部的轴与所述投射激光的轴基本相同；每个激光透射探头的一个前端部向另一个激光透射探头的一个前端部倾斜；以及每个激光辐射部制作在每个激光透射探头的前端部阶段，使得每个激光辐射部的脊线与每个激光探头的所述基干部轴线基本平行。

5. 按照权利要求 1 的激光照射设备，其中每个激光透射探头的一个基干部的轴与所述投射激光的轴基本相同；每个激光透射探头的一个前端部向后弯曲，离开另一激光透射探头的一个前端部；以及每个激光辐射部制作在每个激光透射探头的所述前端部。

6. 按照权利要求 4 或 5 的激光照射设备，其中沿所述激光透射

探头纵向延伸的所述激光辐射部脊线在所述相对激光透射探头对相互接触时基本相互平行。

7. 按照权利要求 1 的激光照射设备, 其中每个激光辐射部有一个缩颈, 分别与所述激光透射探头的纵向相应。

8. 按照权利要求 4 或 5 的激光照射设备, 其中每个激光辐射部的所述其它探头侧面具有一个扁平的表面。

9. 按照权利要求 4 或 5 的激光照射设备, 其中每个激光辐射部的所述其它探头侧面朝所述另一个激光透射探头凸出。

10. 按照权利要求 4 或 5 的激光照射设备, 其中每个激光辐射部的截面大体呈园形, 在每个激光辐射部的所述其它探头侧面处有一个朝所述另一激光透射探头凸出的隆起。

11. 按照权利要求 4 或 5 的激光照射设备, 其中每个激光辐射部的截面大体呈园形。

12. 按照权利要求 1 的激光照射设备, 其中每个激光辐射部主要只制作在每个激光透射探头的所述其它探头侧面上。

13. 按照权利要求 12 的激光照射设备, 其中一个激光反射层制作在与每个激光透射探头的所述其它探头侧面相对的每个激光透射探头的一个侧面上, 使得所述激光能主要仅由所述其它探头侧面辐射。

14. 按照任何权利要求 1、4 和 5 的激光照射设备, 其中激光散射装置制作在每个激光辐射部上。

15. 按照任何权利要求 1、4 和 5 的激光照射设备, 其中每个激光透射探头大体呈锥形。

16. 按照权利要求 1 的激光照射设备, 其中所述相对激光透射

探头对由一个把手分别支承和控制，根据所述医务人员对所述把手的操作相互接触或分离。

17. 按照权利要求1的激光照射设备，其中所述激光传输系统由一个把手支承，包在所述把手内。

18. 按照权利要求1的激光照射设备，其中所述相对激光透射探头对向内弯曲，在它们的前端部相互接触时形成一个由它们包围的空间；以及所述激光辐射部至少分别制作在所述空间周边，上邻近它们的接触部的它们的底侧部位。

19. 按照权利要求1的激光照射设备，其中其中装有检测所述的组织目标区的温度的装置。

20. 按照权利要求1的激光照射设备，其中在所述相对激光透射探头上装有一个检测温度的传感器，与这对探头接触，使得从由所述传感器得到检测温度能够估计出在所述传感器附着位置外的一个位置上的温度（根据所述二个温度的确定关系估计）。

21. 按照权利要求1的激光照射设备，其中至少部分所述激光透射探头的外周表面被一个抗冲击强度高于所述激光透射探头的保护件遮住。

22. 按照权利要求1的激光照射设备其中所述激光透射探头由一个把手支承，而所述保护件连接到所述把手上。

23. 按照权利要求21的激光照射设备，其中在所述保护件的内表面上制有一层激光反射层。

24. 按照权利要求1的激光照射设备，其中在所述相对激光透射探头对之间装有抽吸所述组织的目标区的装置。

25. 按照权利要求24的激光照射设备，其中在所述抽吸装置

上装有检测温度的装置，而该温度检测装置与所述组织的目标区接触。

26。按照权利要求1的激光照射设备，其中在每个激光透射探头的所述其它探头侧面上有一个辐射表面，并且至少有一部分所述辐射表面是扁平的。

27。按照权利要求1或26的激光照射设备，其中在每个激光透射探头上都固定有多个激光投射装置。

28。按照权利要求1的激光照射设备，其中在所述相对激光透射探头对之间装有对所述组织的目标区喷射压缩流体的装置。

29。按照权利要求28的激光照射设备，其中每个激光透射探头由一个把手支承，使得所述压缩流体能经过所述把手从每个激光透射探头的前端部对所述组织的目标区喷射。

30。按照权利要求1的激光照射设备，其中每个激光透射探头分别被固定到一个Y形把手分支部的相应顶端上，所述分支部是弹性的，所述把手被掉入一个鞘管中使得其顶端和基杆分别从所述鞘管向上和向下凸出，暴露在外面，推拉所述把手的基杆可以使所述把手沿所述鞘管相应运动，使得在推所述把手时所述分支部张开所述分支部的两个分支相互离开，而在拉所述把手时所述分支部合拢，从而使所述相对激光透射探头对相互接触或分离。

31。按照权利要求1的激光照射设备，其中每个激光透射探头分别被固定到一个Y型把手分支部的顶端上，所述分支部是弹性的，所述把手的前端掉入到一个由已掉入一个内窥镜的躯体的洞内，而所述把手的基杆则凸出在所述洞外，推拉所述把手基杆可使所述把手沿所述洞相应运动，使得在推所述把手时所述分支部张开所述分支部的

两个分支相互离开。而在拉所述把手时所述分支部合拢，从而使所述相对激光透射探头对互相接触或分离。

医用激光照射设备

本发明与可以用来对诸如人体那样的动物活体组织进行切除、切开、汽化和进行热疗等的医用激光照射设备有关，特别是与在切除、止血和吻合上性能高超的医用激光照射设备有关。

近来，由于用激光照射方法来进行诸如切开动物器官活体组织这样的医疗处置止血性能很好，因此特别引人注目。

常规的方法是激光是用不与活体组织接触的光纤前端照射的。但这种方法对光纤的前端部分造成相当严重的损伤。因此，近来采用了如下这种方法。

首先激光被传输到一根前端靠近需要处理的活体组织的光纤。然后激光从这根光纤馈入到一个与活体组织接触或不接触的辐射探头。这样，激光从探头表面辐射出来，对活体组织进行照射。在这种情况下，探头应该与活体组织相接触（此后用时将“活体组织”简称为“组织”）。

本发明者开发了多种可用于各种用途的接触探头。

当用这些接触探头来切开组织时，应该在组织上侧表面沿切开线反复切割组织。当截断一根直径较小的血管时，出血不会太多，因为由于激光照射，血管的目标区被凝结。然而，当要截断一根直径大于1.5毫米的血管时，通常就应该予先在目标区的两侧用医疗线结扎这块血管。

这也就是说，在用单个发射探头来截断粗血管的情况下，每次都要对血管进行上述结扎。因此，做一个手术要费许多时间。此外，更为严重的问题是，即使结扎所用的医疗线在病人康复后能融入活体，但经常不能完全融化。在这种情况下，病人需要再次手术，取出这医疗线，这对病人身体来说是个很大的负担。

在用激光照射切开诸如肝脏之类的溢血性器官的情况下，探头必需沿切开线反复地一点一点移动，以便尽可能抑止目标区的出血。因此，手术的工作量很大，必需十分谨慎。

通常，为了在切开或切除组织时清除出血问题，应该多次照射激光。然而，在切开线的端部要切开的组织和不要切开的正常组织相互邻接，激光也经常会错误地照射到这正常组织上。因此损伤了正常组织。

另一方面，为了摘除一个凸出的肿瘤，要用一个环形的高频勒除器绕住这个肿瘤。然后用这勒除器将肿瘤从根部切除。然而，首先，这种手术的止血性不好。其次，如果在这种手术的用了生理盐水，则病人可能会受到电击。第三，肿瘤周围的组织通常要被烧伤受到损害。

因此，本发明的目的是提供一种医疗激光照射设备，这种设备能够以具有良好的止血性能的独特手术来切除和切开组织的目标区而激光不会照射到其它正常组织，能够不用结扎来截断血管。换句话说，本发明的主要目的是提供能在短时间内完成医疗手术的激光照射设备。

在本发明中，激光照射设备包括一个激光发生器、一个激光透射探头系统和一个激光传输系统。激光透射探头系统有一对相对的激光

透射探头对。这对相对透射探头对可以由一个医务人员操作，使得它们的一对相对的激光辐射部相互接触或离开。激光发生器产生的激光通过激光传输系统投射到透射探头对。透射探头对将组织的目标区夹在相对的激光辐射部之间进行处理。

当用能象钳子那样使用的相对激光透射探头对将一根血管那样的组织的目标区夹住时，激光就能从其两侧对这根血管的目标区进行照射。因此，本发明的这种设备在切除和切开方面的能力至少是常规设备的二倍。此外，这种设备还有其它一些惊人的优点。用单个探头切断一根直径超过一定值的血管时总要出血。然而，这根血管却能用本发明的相对激光透射探头对轻易地加以切断。并且，如下面将要说明的那样，在切断血管期间，血管从向上的两个侧壁在血管切断的部位被熔化，使侧壁相互连在一起，在切断部位处形成相对的二个端头。其结果是这二个端头防止了出血，因此不再需要结扎血管。

在本发明中每个激光透射探头的与它的其它探头侧面相对的侧面上制作了一个激光反射层。这样，激光就能集中地从它的其它探头侧面辐射出来。

可以在每个激光透射探头的激光辐射部配置激光散射装置。有了激光散射装置，激光就能对组织目标区进行有效的照射。

在这种设备中配备了一个把手，相对激光透射探头就固定在这把手上。通过医务人员的操作，可以使这把手的一切相对的前端部互相接触或离开。有了这个把手，就可以象操作一把钳子那样来操作相对透射探头对，使它们按照把手前端部的运动互相接触或离开。

诸如一对相对的光纤那样的激光传输系统可以分别装入把手的相对的前端部内。这样，就能防止对激光传输系统形成损害。

相对激光透射探头对可以是向内弯曲的。这样，当它们的前端部接触在一起时就形成了一个由它们可包围的空间。至少在这个空间的周边上邻接探头对接触部分的底侧部分形成相对的激光辐射部。医务人员可以用这样构造的透射探头对来代替一个常规的电勒除器，只要使这对透射探头勒紧或相互接触，再朝医务人员拉，就能很方便地切除一个凸出的肿瘤。

最好这种设备上装上检测组织目标区温度的装置。这样就能在精确的温度控制下进行医疗处置。所以这种装置可以有效地用于特别要求精确控制温度的组织吻合和癌组织热疗中。

可以将一个检测温度的传感器装到相对激光透射探头对上，与它们相互接触。从这个传感器所得到的检测温度可以估计出在不同于传感器安装位置的一个位置上的温度。因为这二个温度之间有着一个确定的函数关系。在治疗过程中，将透射探头对与组织目标区接触，要求确定目标区的温度。有了这个传感器，就可以从所检测到的温度估计出所要求的温度。

由于激光透射探头一般用抗冲击能力弱的耐热陶瓷制造，因此至少在透射探头的部分外表面上应该遮上一个保护件。这个保护件的抗冲击强度要比透射探头的高。这样，当透射探头受到冲击时，保护件就可以减小透射探头遭受损破的危险。

在激光透射探头上直接形成激光反射层非常困难。然而，在诸如金属材料的保护件的内表面上形成反射层却是容易的。

另一方面，相对激光透射探头对之间最好装上一个抽吸组织目标区的装置。在这种情况下，通过抽吸可以拉起组织目标区。这样就能准确方便地对目标区进行吻合、切除、切开和热疗。

最好在上述抽吸装置上装上温度检测装置。这样，在抽吸期间就能直接检测组织目标区的温度。

如果在每个激光透射探头的那个其它探头侧面上形成一个辐射面，而且至少这个辐射面有一部分是平面，那末相对激光探头对就能夹住宽的组织目标区。

在每个激光透射探头上只装有单个投射装置的情况下，激光不能有效地传输给这个透射探头。因此，最好将多个激光投射装置固定到每个例如做成平面形的激光透射探头上。这样，激光就能有效地传输到透射探头对的内侧上。

在相对激光透射探头对之间可以装上对组织目标区喷射压缩流体的装置。在治疗手术期间，会溅出一些组织碎片和血液，粘到透射探头对上。然而，用了喷射装置就可以消除这种情况。

本发明的这种设备不仅能用于外科手术领域，也能用于内治疗领域。在体内治疗领域内，值得推荐的例子如下：将把手做成Y形，相对激光透射探头对分别固定在把手分支部（呈V形）的二个顶端。把手的分支部是弹性的。把手插在一个鞘管内，它的二个顶端和一个基杆分别从鞘管向上和向下凸出，暴露在外。因此，推拉把手的基杆就可使把手沿鞘管运动。当推把手时，把手分支部张开，使得分支部的二个分支互相离开。相反，当拉把手时，把手分支部合拢。由于上述结构，本设备能用于诸如胃等内脏的治疗。在这种情况下，首先将一个内窥镜插入躯体的一个洞内，再将该设备沿洞插入。然后推把手，使得分别装在二个分支上的相对透射探头对张开而相互分离。当激光对目标区照射时，拉把手，使得相对透射探头对相互合拢。因此，相对透射探头对就从两侧与组织目标区接触。这些操作是在用内窥镜对

体内的设备运动情况加以监视下进行的。

图 1 为本发明的医疗设备的总体示意图；图 2 为图 1 设备的激光辐射部的局部剖视平面图；图 3 示出了激光透射路径；图 4 为沿图 3 N—N 线所取的剖视图；图 5 示出了激光辐射的功率密度分布；图 6 和图 7 为说明散射层实例的原理性的放大剖视图；图 8 至图 10 为说明切断血管过程的剖视图；图 11 至图 13 为三种激光透入探头的横截剖视图；图 14 至图 16 示出了相对激光透射探头对的另外几个实例；图 17 为示出另一个相对激光透射探头对的一个重要部件的纵截剖视图；图 18 示出了一个切除凸出肿瘤的实例；图 19 为另一个相对激光透射探头对的一个重要部件的原理图；图 20 示出了装在相对激光透射探头对上的温度检测传感器的一个实例；图 21 为示出在温度检测传感器安装位置的组织的温度与在另一个位置的组织的温度之间的关系的曲线；图 22 和图 23 示出了装在相对激光透射探头对上的温度检测传感器的另外几个实例；图 24 为装有由保护材料制成的保护装置的相对激光透射探头对的纵截剖视图；图 25 至图 27 为装在激光透射探头对上的由保护材料制成的其他几个保护装置的横截剖视图；图 28 和图 29 分别为装在相对激光透射探头对上的抽吸装置的透视图和纵截剖视图；图 30 至图 32 为具有平的辐射表面的激光透射探头的透视图；图 33 为一对相互不同的相对激光透射探头的横截剖视图；图 34 和 35 为用于体内治疗的相对激光透射探头的原理图。

现在参照附图对本发明作较为具体的说明。

图 1 示出了本发明的用于医疗设备的一个实例的总体情况。由激光发生器 2 产生的激光通过下面将要说明的激光传输系统传输，投射

到一对相对激光透射探头对 1、1 上。激光透射探头 1、1 安装成互相对。激光辐射出来对组织的目标区进行照射。

在激光传输系统内，激光行进情况如下：

激光发生器 2 辐射的激光通过透镜 3 投射到一根光纤 4 上。然后，激光从光纤 4 的前端辐射出来，通过透镜 5。此后 50/50% 的分光镜 6 将激光分成二部分。这二部分激光分别通过透镜 7 A、7 B 投射到光纤 8 A、8 B。光纤 8 A、8 B 分别套在保护套管内。光纤 8 A、8 B 的前端部分装到一个 U 形把手上（最好能包在里面），在本实例中这 U 形把手是一个捏把 9。捏把 9 用金属制成，可象钳子那样动作。捏把 9 的前端部牢固地支承上述相对透射探头对 1、1。

例如可以这样来支承相对透射探头对 1、1。如图 2 所示，透射探头 1 由捏把 9 支承，连到光纤 8 A。由图 2 的左半部可见，把筒 9 A 通过接头 10 连到透射探头 1，使光纤 8 A 离开透射探头 1 的底边投射表面 9 一段距离。在图 2 中，只示出了捏把 9 的左边的结构。然而，右边的激光透射探头 1 也由捏把 9 支承，在光性能上与光纤相连，情况相同。捏把 9 用弹性材料制成。或者，在捏把 9 的底部装上一根弹簧 11，使得捏把 9 的前端部分根据医务人员的操作可以活动自如，相互靠近或离开。

现在参照图 2 至图 8 详细地说明相对激光透射探头 1、1 的第一个实例。

激光透射探头 1 用一种诸如石英之类的耐热性陶瓷制成。透射探头 1 的基座有一个半径较小的端段 1 A 与接头 10 啮接。基座的锥段 1 B 缓缓倾斜，与半径较小的端段 1 A 相连。半径较小的端段 1 A 和

锥段 1 B 由捏把 9 支承，与光纤 8 A 同轴。因此半径较小的端段 1 A 和锥段 1 B 的轴与投射激光的轴基本上在同一直线上。

每个激光透射探头 1 的前端部分别弯向另一激光透入探头 1 的前端部，因此有一个弯曲段 1 C。激光透射探头 1 前端部上与弯曲段 1 C 连续的前面那段是一个平行段 1 D。平行段 1 D 的脊线与上述激光透入探头 1 基座部的轴平行。

此外，如图 2 和图 3 所示，在平行段 1 D 的内侧面上形成了一层激光散射层 D。换句话说，激光散射层 D 是在与另一个激光透射探头 1 相对的其它探头侧面上形成的。在图 2 中，用打点来标指这散射层 D。从示出激光反射路径的图 3 可见，在这个实例中激光在部分锥段 1 B、弯曲段 1 C 和除散射层 D 外的平行段 1 D 被反射。因此，在每个激光透射探头 1 中在上述反射激光的各个部位都形成有一层激光反射层 R。在图 2 中，反射层 R 用阴影线标指。

为了形成反射层 R，在激光透射探头 1 的表面镀上一层金镀层或铝镀层。

激光散射层 D 可以就通过打毛激光探头 1 表面来形成。或者为了得到较大的散射效果，散射层 D 最好含有激光 L 的散射微粒 2 0 和吸收微粒 2 1 以及熔入能透射激光的微粒的粘结剂 2 2，如图 6 所示。此外，由图 7 可见，散射层 D 可以做在激光透射探头 1 的一个粗糙表面 1 a 上，以便得到更好的散射效果。

如前所述，本发明的激光透射探头 1 的材料最好是象人造或天然金刚石、蓝宝石、石英之类的陶瓷，因为这些材料具有很强的耐热能力。

对于激光散射微粒来说要用对激光的折射率大于激光透射探头的

折射率的材料。例如，天然的或人造的材料如金刚石、蓝宝石、石英（最好具有高熔点）、单晶氧化锆（ Zr_2O_3 ）、高熔点玻璃、能透射激光的耐热合成树脂以及金、铝等能反射激光的金属等等。或者，激光散射微粒的材料可以是能透射激光或不能透射激光的金属微粒，其表面通过诸如电镀等表面处理镀上反射激光的金属（如金、铝等）。

形成粘结剂的材料最好由能透射激光的微粒制成，这种材料在熔化时能够制成薄膜，最好具有良好的耐热性，如天然或人造的材料蓝宝石、石英、玻璃、能透射的耐热合成树脂等。考虑到对激光透射探头1的材料的关系，可从这些材料中选择一种合适的能传输的材料。

激光吸收材料由碳、石墨、氧化钨、二氧化锰和其它任何能吸收激光产生热能的材料制成。

激光散射层中每种微粒的含量（重量百分比）及微粒平均尺寸一般是在下表列出的范围内。括号是推荐的含量和微粒尺寸。

	含量（重量百分比）	微粒平均尺寸（微米）
散射微粒	90—1	0.2—300
	(70—20)	(1—50)
透射微粒	10—90	0.2—500
	(20—50)	
吸收微粒	90—1	0.2—500
	(70—10)	(1—100)

激光散射层的厚度一般为 10 微米至 5 毫米，最好是 30 微米至 1 毫米。下面来说明形成散射层的方法。如果用这种方法一次不能形成所需厚度的散射层，则应该重复用这种方法直到获得具有所要求的厚度的散射层。

将上述三种微粒散布在一种弥散介质中，随后加热到比透射微粒熔点高的温度，而将一个未涂复的探头浸入这受到加热的弥散介质中。

或者，将这三种微粒熔化后喷射到未涂复的探头上。

也可以用其它一些方法来形成散射层。采用上述第一种方法可以将散布三种微粒的弥散介质涂到未涂复的探头上。此外，这种涂复方法操作方便，因为采用这种方法要做的是把未涂复的探头的需要涂激光散射层的部分浸入弥散介质再拉出即可。因此，这种方法实用有理。

作为弥散介质可以用诸如水、酒精或水和酒精的混合物之类的适当液体。也还可以加入糖或淀粉，以便增加弥散介质的粘度。

如前所述，就本发明而言，由于形成了激光散射层 D 和激光反射层 R，就能将激光集中到散射层 D 上。因此，如图 4 和图 5 中的功率密度分布曲线 P、P 所示，激光能仅从散射层 D 集中地把对组织目标区进行照射。

现在将对激光散射作进一步的说明。当从激光透射探头 1 辐射的激光 L 通过激光散射层 D 时，激光 L 投射到散射层 D 内的各激光散射微粒 20 上，部分在散射微粒 20 的表面反射，或者部分透射入散射微粒 20 再以折射的形式辐射出来。因此，激光 L 从散射层 D 的整个外表面向各个方向辐射。这导致激光可以对较大的区域进行照射。

此外，散射层 D 最好含有由碳之类的材料制成的激光吸收微粒 21。在这种情况下，当激光 L 投射到各激光吸收微粒 21 上时，激光吸收微粒 21 将大部分激光 L 的能量转变为热能 H_e，使组织被散射层 D 发出的热能加热。

因此，由于加速了组织的汽化，只要将不多的激光 L 的能量投射到激光透射探头 1 上就能将组织切开。从而在切开组织时可以迅速地移动激光透射探头 1。这样，治疗手术可以在很短的时间内完成。此外由于不需要激光 L 具有高的功率电平，就可以用一个廉价的小规模激光发生器来进行治疗手术。

另外，就制造散射层的方法而言，如果将一种含有上述激光吸收微粒和激光散射微粒的弥散剂涂到激光透射探头 1 的表面上，则在弥散剂蒸发以后带有散射层的透射探头与组织或其它物质接触，这会危及散射层。因为这二种微粒是仅依靠物理吸收能力附着在激光透射探头表面上的。因此，用了将激光吸收微粒和激光散射微粒粘结到激光透射探头表面的粘结剂，就增强了散射层对激光透射探头的附着力。

图 3 示出了激光在激光透射探头 1 内的反射路径。由图 3 可见，通过激光在透射探头 1 内的反射，激光被集中到激光散射层 D 上。此外，图 3 示出了透射探头 1 具有适宜于上述反射激光的形状。在本发明中，散射层 D 不是必需的。然而，如果没有散射层 D，则图 4 的激光功率密度分布曲线将会急剧地向右凸去。在这种情况下与具有散射层 D 的透射探头相比，这种透射探头主要用于只是对止血能力要求不高的切开手术。此外，图 5 的激光功率密度曲线将急剧地向上部右侧凸出。其情况可从图 3 所示的激光辐射角来估计。在这种情况下，透射探头 1 可以用于切断只是细血管之类的手术。

上面涂有散射层 D 的激光辐射部的长度为 2 至 10 毫米，最好为 3 至 7 毫米。

本发明的这种医疗设备由一个医务人员操作，情况说明如下。

首先接通电源开关。然后如图 2 所示，用由医务人员控制的把手 9 将相对激光透射探头对 1、1 放到使组织目标区夹在相对激光透射探头对 1、1 中间的位置上。在这个实例中，相对激光透射探头对 1、1 分别放置在血管 B V 的两侧。再合上图 1 的开关 12。在把手 9 上有一个手开关（未示出）与开关 12 相配合。

通过控制手开关，从激光散射层 D、D 辐射的激光对血管 B V 进行照射。如图 8 所示，首先血管 B V 具有原来形状。然后在用激光透射探头 1、1 进行切断期间血管 B V 的壁由于激光照射而熔化。如图 9 所示，血管 B V 的壁在激光透射探头之间被熔化，形成一个接合部。因此，血就不会在接合部处流动。接着，由于激光对接合部照射，血管被切断，如图 10 所示。在这个切断血管的手术中，防止了在被切断的血管二个端部的出血。

发明者认为用本发明的设备切断血管只流少量的血这种情况是以前尚未想到的。此外，发明者强调以下各点。

与用机械手术刀进行切开手术相比，如果用常规的激光辐射探头可以很好地防止出血。然而，确实仍会引起某种程度的出血。但是，用本发明的设备，即使是要对象肝脏那样的溢血性组织进行手术，基本上也不会出血。

从许多手术经验中发明者证明了激光照射具有止血能力。然而，在切断手术中，用常规的探头，只是在对毛细血管和直径小于 1.5 毫米的血管情况下才显示出它的止血能力。当要对直径大于 1.5 毫

米的血管进行切断时，就不能防止出血。

用相对的激光透射探头对切断血管而不出血的机理尚未十分清楚。然而可以作如下推测。

首先，在从相对激光透射探头对 1、1 辐射激光的同时产生了热，这样就融化了血管 B V 的壁。同时，相对的透射探头对 1、1 夹住了血管 B V。这样，血管壁互相熔合形成了防止流血的接合部。此外，可以认为在切断手术期间又完成了吻合手术。

实际上，发明者确信直径大致为 6 毫米的动脉能用本发明的激光透射探头进行切断，通过控制激光微射功率，不会引起出血。

本发明的医疗设备能用于不出血地对血管、胆道、输卵管和消化道进行切断和切开手术以及对象肝脏那样的体内器官进行切开手术。此外，这种设备也可用于凝固、吻合和汽化。采用本发明的这种设备，对于一个常规手术而言，有提供的激光功率电平小于 10 瓦。此外，值得注意的是有些手术用小于 5 瓦的功率电平就可进行。

在本发明中通常可以用钇铝石榴石激光作为激光。然而，其它激光如氩激光也可使用。

在本发明中，如果进行的手术主要是凝固，如前所述，激光透射探头 1 的截面最好是一个圆。然而，如果进行的手术主要是切开和切断，则激光透射探头 1 的截面呈斜角形较为合适。例如，图 1 1 的斜角形在辐射部一侧凸出，而图 1 3 的另一种斜角形凸出得更为急剧。此外，如图 1 2 所示，当进行的手术主要是长距离目标区的捏合凝固时，激光辐射部可以是平的。因此，激光透射探头 1 的截面不限于某种一定的形状。

图 1 4 示出了具有另一种形状的激光反射路径的另一种激光透射

探头 50。从图 14 中可以清楚地看出，通过单次反射激光就能到达激光辐射部。

图 15 示出了前端部向后弯曲这种形状的一种激光透射探头 51。在这种情况下，激光可以基本上不经反射直接到达激光辐射部。

图 16 示出了激光透射探头的一种变型实例。在这个实例中，相对透射探头对的锥段被切去，其截面如图 12 所示。在这个情况下，激光也没有多少反射。

在图 14 至 16 的实例中，最好有激光反射层 R 和激光散射层 D。虽然图中并没有示出。如在上述第一种实例中所作的说明，在激光透射探头激光反射越多则能到达激光辐射部的激光也越多。因此，由于有了反射层 R 和散射层 D，投射到探头的激光功率电平就不需很高。

此外，由图 17 和图 18 可见，当要切除一个组织表面上凸起的肿瘤 G 时，使用一对带有缩颈对 52A、52A 的相对激光透射探头对 52、52 非常有效。相对的激光散射层 D、D 最好分别做在这对相对的缩颈 52A、52A 的内表面。

为了切除凸出的肿瘤 G，如图 19 所示，相对激光透射探头对 53、53 做成向内弯曲的，这样就可以使探头对的前端相互接触（如虚线所示）。因此，形成了一个由探头对包围的环形空间。激光辐射层分别做在邻接接触部的环形空间周边部处相对透射探头对 53、53 的底侧部。因此，通过沿图中箭头所示方向拉相对透射探头对 53、53 就能轻易地切除凸出肿瘤 G 的根。

本发明的设备不仅能有效地用于上述切除和切开手术也能有效地

用于组织吻合、癌组织热疗、凝固和汽化。特别，在吻合和热疗的情况下，最好装有检测组织目标区温度的装置。在各种治疗中，应该将组织温度控制到合适的温度。这合适的温度与组织的类型有关。然而通常可以确定各种治疗的合适温度。例如，吻合手术能在摄氏60至80度的温度进行。另一方面，热疗能在摄氏42至45度的温度进行。检测温度的装置可以用接触式的（如热电偶）或非接触式的（如光学装置）。

图20示出了带有检测温度的传感器30、30的相对激光透射探头对1、1。每个传感器30由与每个透射探头1背面或内面接触的热电偶组成。每根与相应的传感器30接触的导线引可以通过把手9A得到支承。

由这个传感器30得到的检测温度与诸如癌组织M那样的组织目标区表面温度不同。然而，如图21所示，在组织M与激光透射探头1接触的位置X处的温度和由传感器30得到的检测温度之间有一个确定的关系。因此，根据这个关系，通过对由传感器30得到的检测温度加以校正，就可以估计出在位置X处的温度。这也就是说，组织M的温度也可以估计出来。

图22示出了具有另一种检测温度的传感器32的相对激光透射探头对1、1。这种传感器与诸如血管BV那样的组织目标区直接接触。因此，在这个实例中，目标区的温度能够直接检测。传感器32固定在一根活动杆33上。在杆33的适当位置固定有一个法兰盘34。一个弹簧座35固定把手9上，使得杆33可以穿过弹簧座35（此图中未示出弹簧座35和把手9的关系结构）。在法兰盘34和弹簧座35之间装有一个弹簧36。

这个传感器 3 2 用来检测激光照射期间组织目标区 M 的温度。首先，组织 M 用相对激光透射探头对 1、1 夹住。接着，原来被拉起的活动杆 3 3 由于弹簧 3 6 的作用被推向组织 M，使得传感器 3 2 能与组织 M 接触。这样，在相对透射探头对 1、1 对组织 M 进行激光照射的同时传感器 3 2 就能直接检测组织 M 的温度。

图 2 3 示出了一种用光学方法检测组织 M 的温度的非接触型传感器。在这种情况下，用光纤 3 7 发出的激光通过透镜系统 3 8 对组织 M 进行照射。同时，检测从组织 M 表面辐射的激光的功率电平。从而就能得到组织 M 表面的温度。在检测期间，如图 2 3 所示，可以根据表示被检温度的信号来控制激光发生器 2 投射到相对激光透射探头对 1、1 的激光的功率电平。

在治疗手术中由于对组织进行激光照射或者由于其它一些因素，组织的碎片、血液之类的东西通常会溅起粘在相对激光透射探头对 1、1 的表面。在这种情况下，相对透射探头对 1、1 应该予以处理，以免被溅起物损坏。因此，在许多情况下应该冷却组织 M。因此，本发明的设备最好装有使空气、生理盐水等在组织目标区 M 流动的装置，组织能够得到冷却，而粘附在相对透射探头对 1、1 上的组织碎片和血液可以被冲洗掉。这种装置的结构在这里将作其体说明。例如，如图 2 3 所示，开了一条空气、生理盐水之类的通路。这条通路包括今在把手筒 9 A 和光纤 8 A 之间形成的间隙、在接头 1 0 的一侧形成的空间 1 0 a 和一个开在透射探头 1 一隅的槽口 1 a。所提供的空气、生理盐水之类流过这条通路喷射到组织目标区 M。

如前所述，激光透射探头 1 是用陶瓷制成的。因此透射探头 1 的强度与它的材料种类有关。然而，在许多情况下，由于与其它物体碰

撞而引起的冲击经常会使透射探头破裂。因此，最好至少在激光透射探头 1 的部分外围表面上包上一个具有抗上述冲击的高强度保护件。

例如，如图 2 4 和图 2 5 所示，在相对激光透射探头对 1、1 的背部表面上分别包上一个金属保护件 4 0、4 0。每个保护件 4 0 的底端部嵌到相应的接头 1 0 上。在这种情况下，可以用粘结剂之类的材料将保护件 4 0 的嵌合面固定到接头 1 0 上。

在每个保护件 4 0 的内表面上可以形成一层诸如金镀层那样的激光反射层（未示出）。因此，投射到激光透射探头 1 上的激光可以在这反射层上接连反射到到达透射探头 1 的激光辐射部。从制造生产来看，与在透射探头 1 的表面上直接形成激光反射层相比，在保护件 4 0 的内表面上形成反射层更为容易。

保护件用钢、不锈钢、含铝或其它金属的轻合金、其它金属材料、四氟乙烯树脂之类的材料制成。保护件做成一种预定形状，以便贴合在激光透射探头的表面上。或者，在透射探头的表面上包上一层高强度的陶瓷。

保护件的形状按照激光透射探头的形状确定。例如如图 2 6 所示，保护件 4 0 做成能贴合到具有卵形截面的激光透射探头的表面上的形状。或者，如图 2 7 所示，首先做一个与激光透射探头 1 同轴的胚型保护筒 4 0 a（如图中点划线所示），然后切去圆筒 4 0 a 的上、下两部 and 辐射部侧的部分，做成一个保护透射探头 1 的保护件 4 0。

为了吻合组织 M 的切开线或只对凸出的肿瘤进行激光照射，最好在相对激光透射探头对 5 4、5 4 之间装有一个抽吸组织目标区的装置 6 0。如图 2 8 和图 2 9 所示。为了确实夹住目标区，最好至少相对透射探头对 5 4、5 4 的激光辐射部 5 4 a、5 4 a 是平的。在这

个实例中，抽吸装置 60 是一个上端开口的气筒。装置 60 连到一个抽气泵 61 上。开动吸气泵 61，就能吸起目标区。在这个实例中，从相对透射探头对 54、54 的扁平辐射部 54a、54a 辐射的激光对目标区进行辐射。为了保证组织的吻合，组织的温度最好控制在摄氏 60 度至 80 度。因此，最好沿抽吸装置 60 安装检测温度的传感器 30 和引线 31。

如前所述，对于吻合手术激光辐射部最好是扁平的。因此，如图 30 所示。为了容易形成扁平的辐射部，相对激光透射探头对 55、55 可以做成弯曲的平板形状。然而，在这个实例中，只要使用单根光纤 8，在与激光透射探头 55 的纵向垂直的方向上激光照射就不均匀。因此，如图 30 所示，采用了多根（在本实例中是 3 根）光纤 8、8。此外在每个辐射部上部有散射层（图中以点标指）。

或者，如图 31 所示，为了容易形成一个扁平的激光辐射部，激光透射探头 56 做成如下形状：其内表面是弯曲的平面，而背部表面除了与辐射部相对的前端部外是一个圆柱的部分侧面。在这种情况下也使用多根光纤 8、8。

如图 32 所示，在对管状组织 M1 进行吻合手术的情况下，相对激光透射探头对 57、57 的下端部被切成弧状。抽吸组织 M1 的装置 60 装在相对透射探头对 57、57 之间。这样，激光对管状组织 M1 进行照射，同时，抽吸装置 60 将组织 M1 吸起。

图 33 示出了一对分别具有不同形状的相对激光射射探头对 58A、58A。此外，也可以将相对激光透射探头对做成象剪刀那样相互交叉的形状（未示出）。

在上面所提到的各个实例中，本发明的设备都是用于外科领域。

然而本设备也能用于体内治疗领域。在体内治疗领域内，值得推荐的例子如图3 4和图3 5所示。把手9 0做成Y形状，相对激光透射探头对1、1分别通过图2所示的接头固定到把手分支部（呈V状）的二个相应的顶端上。分支部具有弹性。把手9 0插入到一个鞘管9 1内，使得它的二个顶端和基杆部分分别从鞘管9 1向上和向下凸出，暴露在外。因此，推拉把手的基杆就能使把手9 0沿鞘管9 1作相应运动。这样，如图3 4所示，当推把手9 0时，其分支部张开，分支部的二个分支相互离开。相反，如图3 5所示，当拉把手9 0时，其分支合拢。这也就是说通过推拉把手9 0的基杆可以相应使激光透射探头1、1相互离开或合拢。通常，首先将一个内窥镜插入躯体的一个洞内。再将这设备沿洞插入。然后，通过推把手9 0，使得分别安装在二个分支上的相对透射探头对1、1张开，相互分离。再在激光对目标区照射时拉把手9 0，使得相对透射探头对1、1互相靠拢。这样，就能使组织目标区从两侧与相对透射探头对1、1接触。这些操作是在内窥镜监视设备在体内运动的情况下进行的。或者，除了用来观察的洞外再形成一个通孔，把手9 0就穿入这个代替鞘管9 1的通孔内。

从上述说明可见，按照本发明所提出的医疗激光照射设备可以用于组织目标区的切除和切开，操作简便，止血能力强。同时，由于采用本发明的设备，激光不会照射到其它正常组织。此外，用这种设备切断血管不必结扎目标区两侧的血管。因此，采用这种激光照射设备可以在短时间内结束医疗手术。所以这种设备能够广泛地用于外科领域和体内治疗领域的治疗手术和处置。

图 1

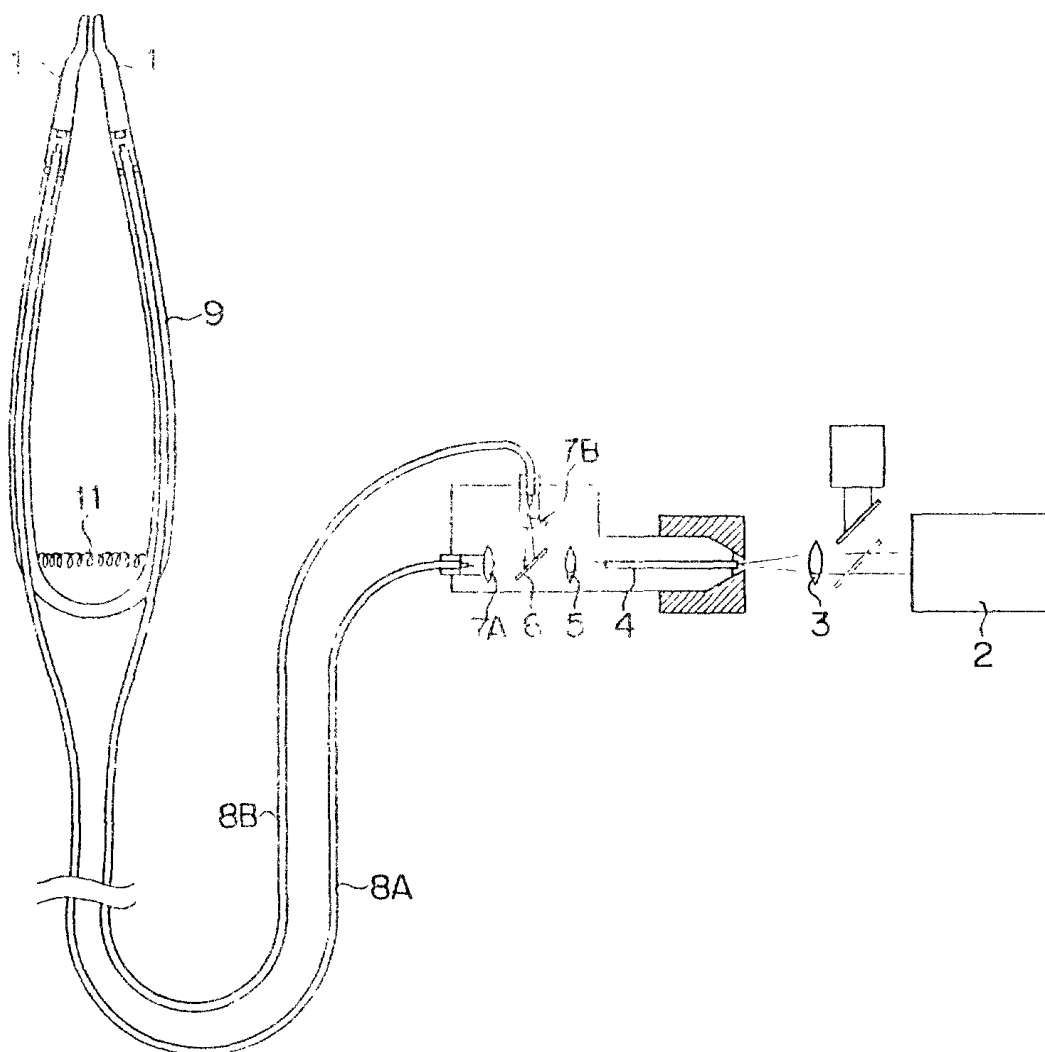


图. 2

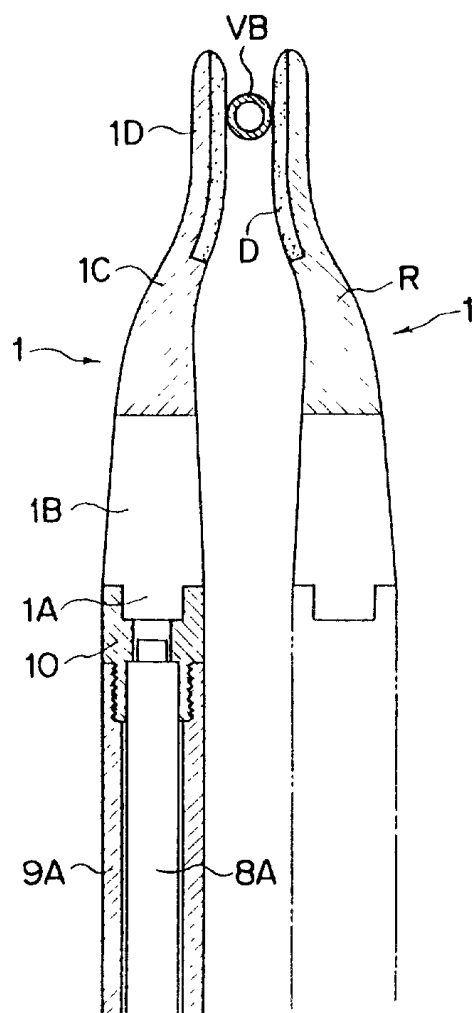


图 . 3

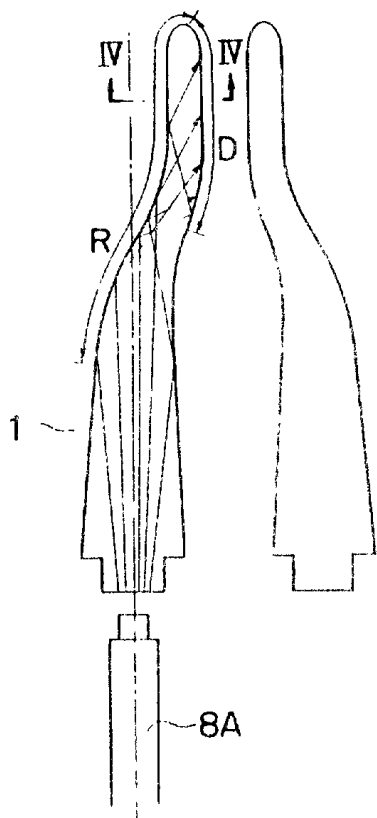


图 . 4

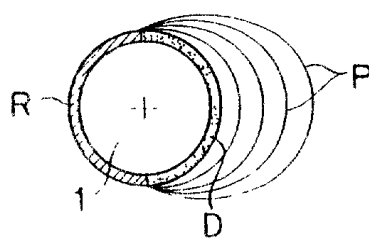


图 . 5

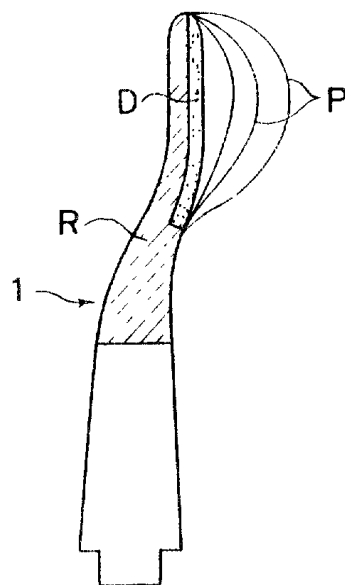


图. 6

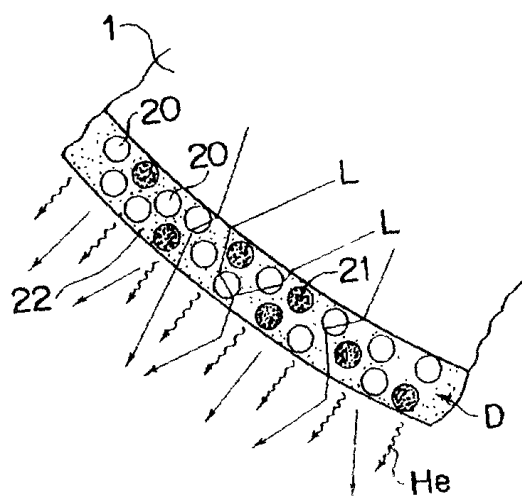


图 7

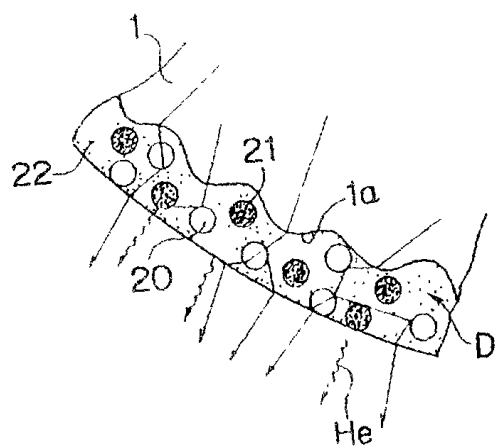


图. 8

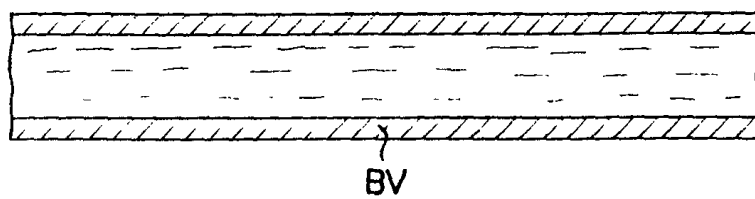


图. 9

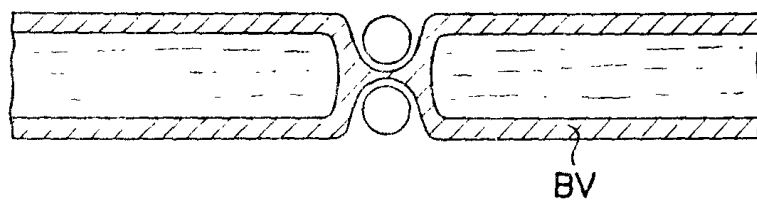


图. 10

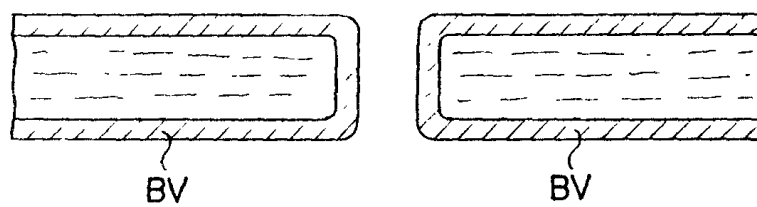


图. 11

图. 12

图. 13

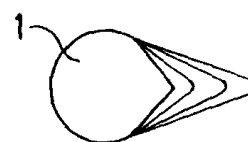
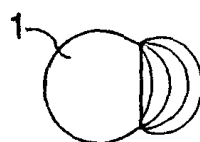
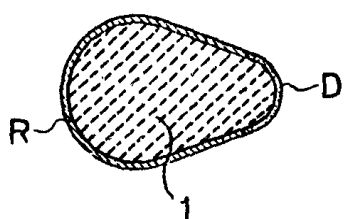


图 . 14

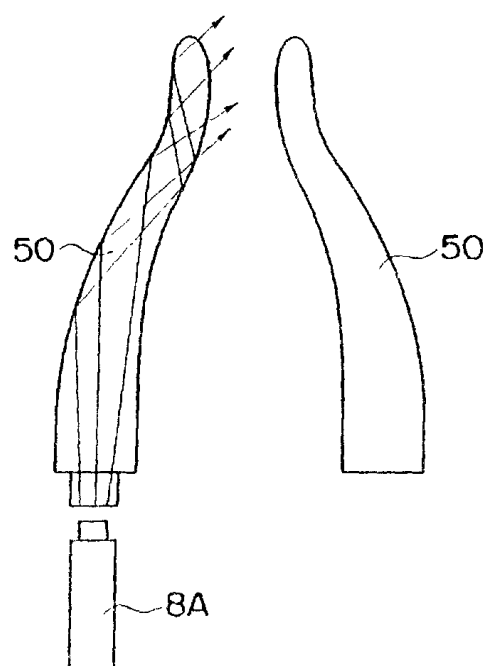


图 . 15

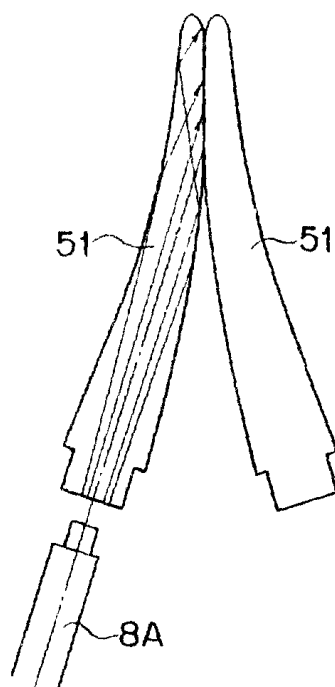


图. 16

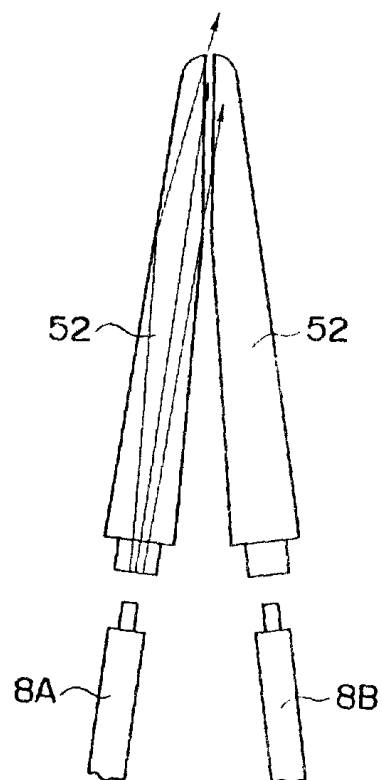


图. 17

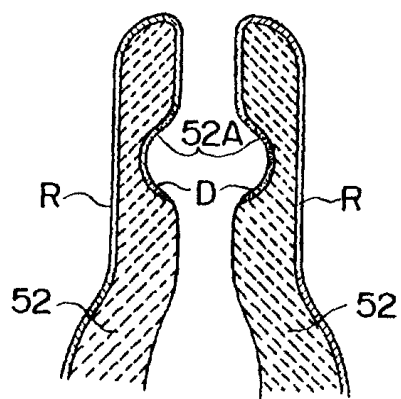


图. 18

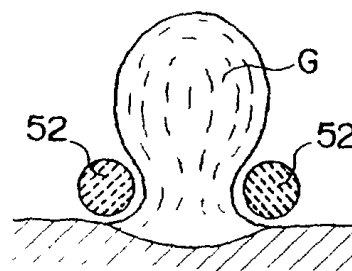


图 19

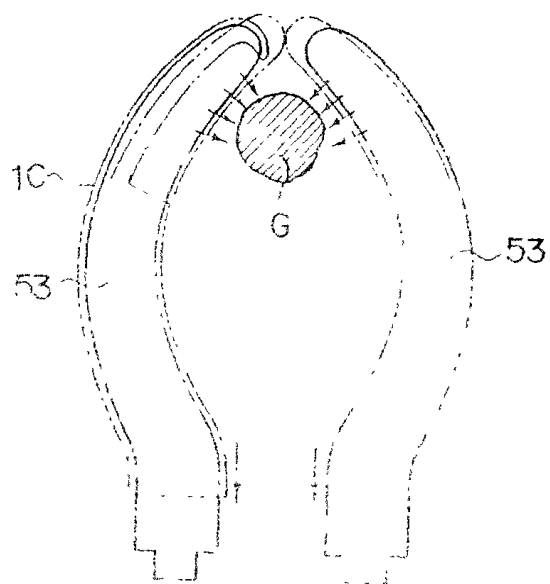


图. 20

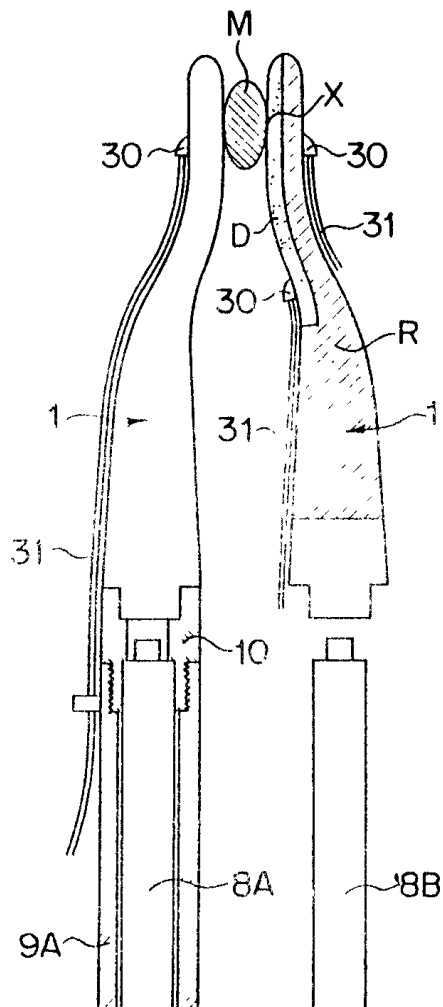


图. 21

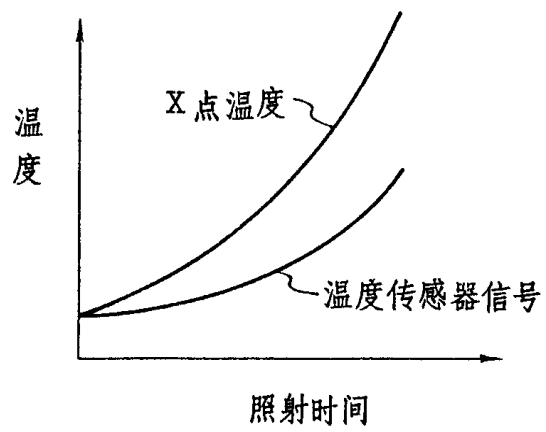


图. 22

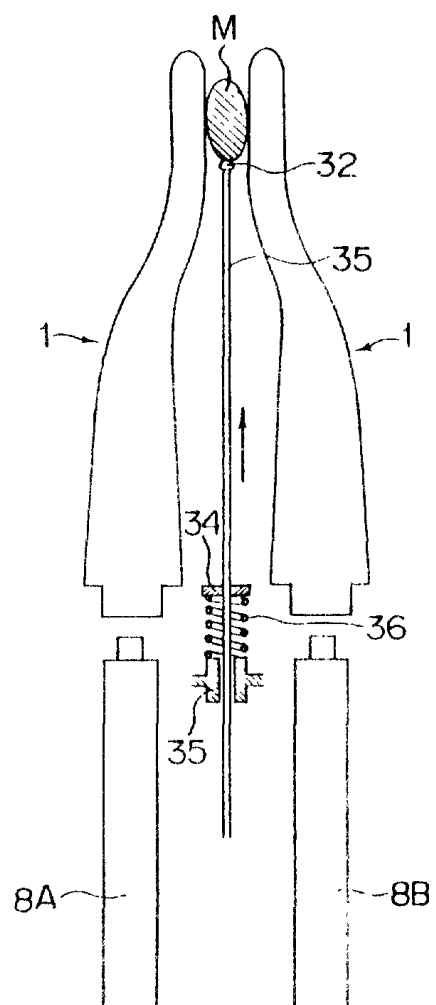


图. 23

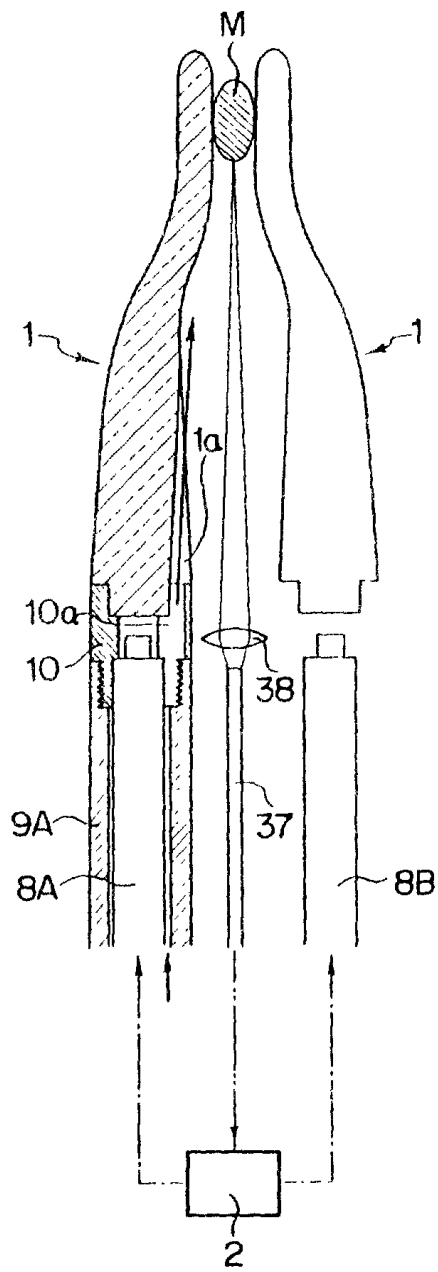


图. 24

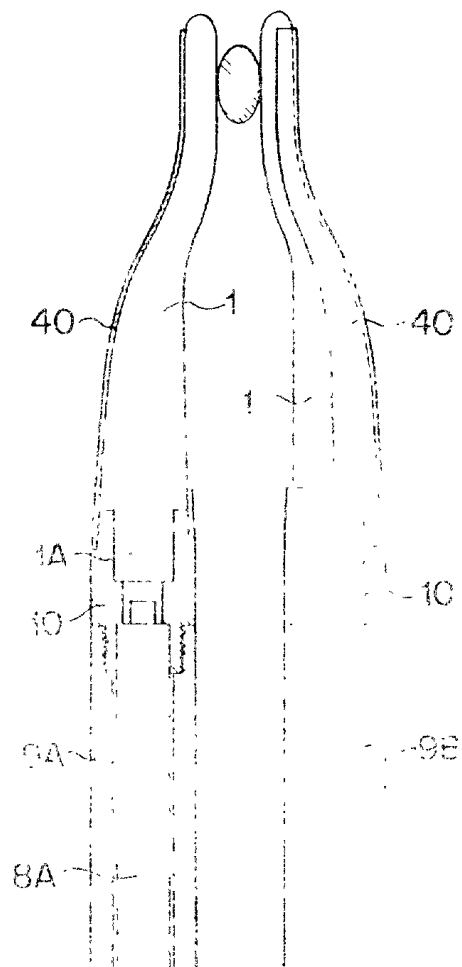
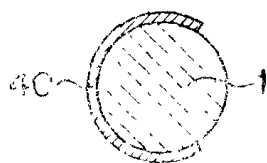
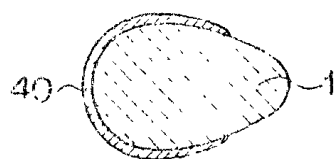


图 . 25



26



27

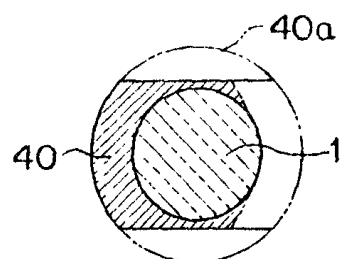


圖 . 28

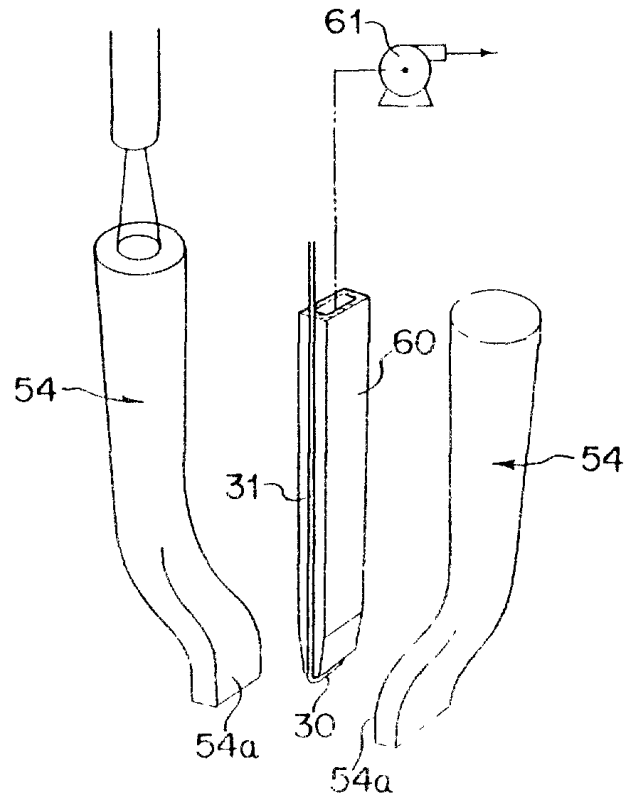


圖 . 29

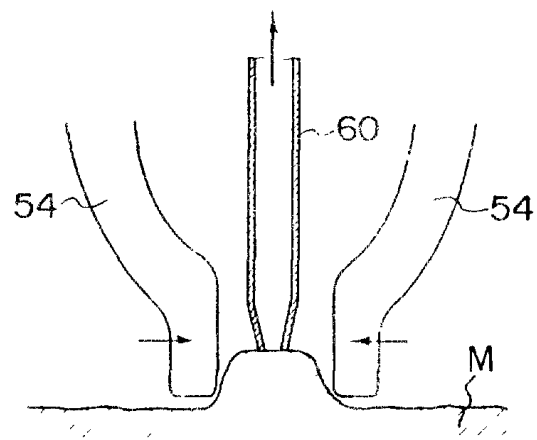


图. 30

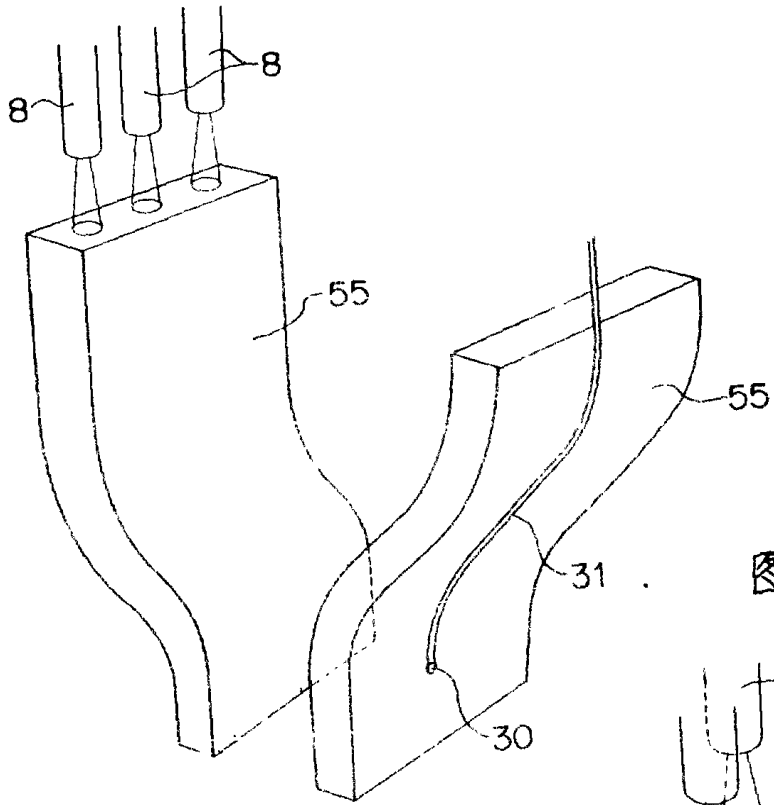


图. 31

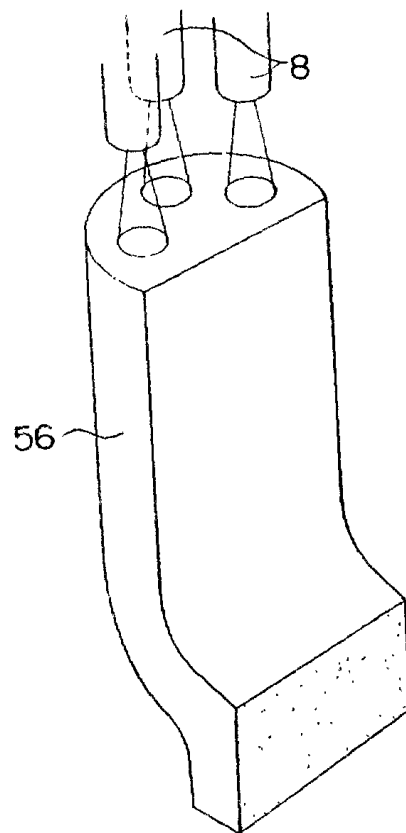


图. 32

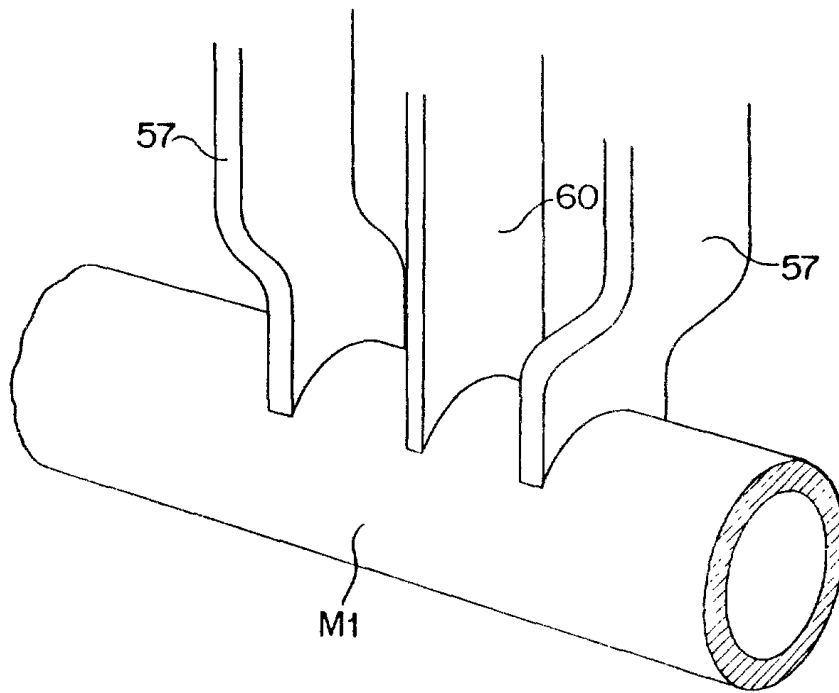


图. 33

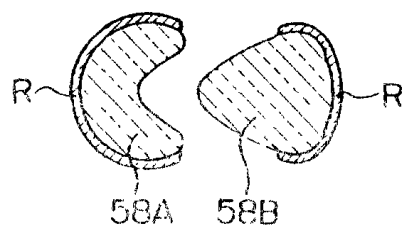


图. 34

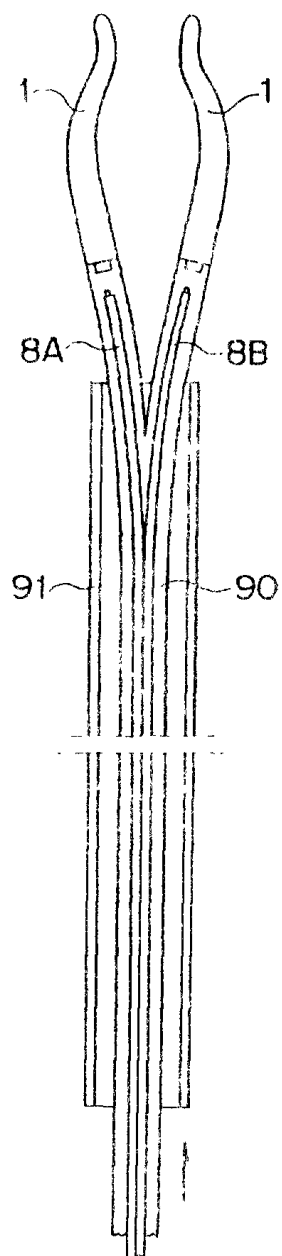


图. 35

