



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102176878 A

(43) 申请公布日 2011. 09. 07

(21) 申请号 200980137179. 2

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22) 申请日 2009. 07. 28

代理人 徐伟

(30) 优先权数据

61/137, 157 2008. 07. 28 US

(51) Int. Cl.

A61B 18/22(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 03. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/004384 2009. 07. 28

(87) PCT申请的公布数据

W02010/014224 EN 2010. 02. 04

(71) 申请人 科威中公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 J·L·林克 M·M·周

J·E·彼得森 M·H·K·奇姆

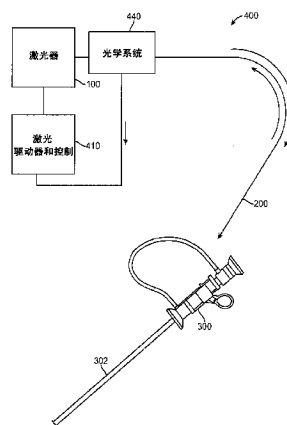
权利要求书 6 页 说明书 17 页 附图 11 页

(54) 发明名称

用于接触型组织切除的多波长激光器和方法

(57) 摘要

描述了用于激光组织切除的多波长激光器装置和方法。本装置和方法利用在两个或更多个波长上进行发射的激光源,该激光源耦合至光纤激光输送设备和特征在于保护激光输送设备、病人、操作人员以及激光治疗系统的其他组件的激光驱动器和控制系统。纤维尖头保护系统限制了对光纤激光输送设备的损坏,由此允许以组织接触模式操作多波长激光器。所描述的本发明涉及一种使用触碰和回拉激光前列腺切除(TapLAP)技术通过接触型激光前列腺切除(C-LAP)来治疗良性前列腺增生(BPH)的方法,其具有广泛的医学及工业应用。



1. 一种用于对组织进行激光治疗的设备,包括:
第一激光源,配置成产生被目标组织高度吸收的第一波长的第一输出光束;
第二激光源,配置成产生第二波长的第二输出光束,所述第二波长被所述目标组织的吸收低于所述第一波长;
具有近端和远端的光纤;
连接器,配置成将所述激光源的输出光束耦合到所述光纤的所述近端中;
位于靠近所述光纤的所述远端的光束发射末端尖头;
以及用于首先激活所述第一激光源以处理所述目标组织并随后在预定延迟之后激活所述第二激光源的定时装置。
2. 如权利要求1所述的设备,其特征在于,所述第一激光源被配置成产生约1470nm \pm 20nm的第一波长的所述第一输出光束。
3. 如权利要求1所述的设备,其特征在于,所述第一激光源被配置成产生约1535nm \pm 20nm的第一波长的所述第一输出光束。
4. 如权利要求1所述的设备,其特征在于,所述第一激光源被配置成产生约1870nm \pm 20nm的第一波长的所述第一输出光束。
5. 如权利要求1-4所述的设备,其特征在于,所述第二激光源被配置成产生约810nm \pm 20nm的第二波长的所述第二输出光束。
6. 如权利要求1-4所述的设备,其特征在于,所述第二激光源被配置成产生约830nm \pm 20nm的第二波长的所述第二输出光束。
7. 如权利要求1-4所述的设备,其特征在于,所述第二激光源被配置成产生约975nm \pm 20nm的第二波长的所述第二输出光束。
8. 如权利要求1-7所述的设备,其特征在于,所述第一激光源包括至少一个激光二极管,而所述第二激光源包括至少一个激光二极管。
9. 如权利要求1-8所述的设备,其特征在于,所述第一激光源被配置成产生功率约为25-50瓦的输出光束,而所述第二激光源被配置成产生功率约为75-100瓦的输出光束。
10. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,还包括:
光纤保护系统,其包括配置成检测发射自所述光纤的所述近端的红外信号的量值的红外检测器。
11. 如权利要求10所述的设备,其特征在于,还包括:
用于确定发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的上升速率的装置。
12. 如权利要求11所述的设备,其特征在于,还包括:
用于将发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值与所述光纤的温度相关的装置;
用于调节所述激光器的所述输出光束以将所述光纤的温度维持在预定温度范围之内的装置。
13. 如权利要求12所述的设备,其特征在于,还包括:
用于在所述光纤的温度超过可能损坏所述光纤的预定温度阈值时切断所述激光器的操作的装置。
14. 如权利要求11所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值超过指示可能损坏所述光纤的状况的预定阈值时切断所述激光器的操作的装置。

15. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,还包括:

用于将发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述上升速率与所述光纤的工作状况相关的装置;

用于在所述光纤的所述工作状况不在所述工作状况的预定范围内时切断操作或提醒用户的装置。

16. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述上升速率超过指示可能损坏所述光纤的工作状况的预定速率阈值时切断所述激光器的操作的装置。

17. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值超过预定阈值且发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述上升速率超过指示可能损坏所述光纤的状况的预定速率阈值时切断所述激光器的操作的装置。

18. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,所述光纤保护系统还包括:

设置在激光束路径中并被配置成将来自所述光纤的所述近端的红外辐射向所述红外检测器反射的光束分裂器或部分反光镜。

19. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,所述光纤保护系统还包括:

耦合至所述光纤的所述近端并被配置成将来自所述光纤的所述近端的红外辐射引导至所述红外检测器的第二光纤。

20. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,所述光纤保护系统还包括:

滤波器,其被配置成允许来自所述光纤的所述近端的红外辐射通到所述红外检测器并防止所述激光源的工作波长上的辐射通到所述红外检测器。

21. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在在于,所述激光器被配置成产生脉冲式输出光束,并且其中所述红外检测器适于在所述脉冲式输出光束的脉冲之间的断开时段期间检测发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值。

22. 如权利要求 21 所述的设备,其特征在在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值超过预定阈值时调节所述激光器的所述输出光束以降低所述输出光束的平均功率的装置。

23. 如权利要求 22 所述的设备,其特征在在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值低于预定值时调节所述激光器的所述输出光束以增大所述输出光束的平均功率的装置。

24. 如权利要求 22 所述的设备,其特征在在于,所述用于调节所述激光器的所述脉冲式输出光束的装置通过减少每个脉冲的持续时间来降低所述脉冲式输出光束的平均功率。

25. 如权利要求 22 所述的设备,其特征在在于,所述用于调节所述激光器的所述输出光束的装置通过降低所述输出光束的峰值功率来降低所述输出光束的平均功率。

26. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在在于,所述光束发射末端尖头包括被熔融至所述光纤的所述远端的纤维尖头构件和包围所述纤维尖头构件并熔融至所述纤维尖头构件的管状构件,所述纤维尖头构件具有比所述光纤的直径更大的直径。

27. 如权利要求 26 所述的设备,其特征在于,所述光束纤维尖头构件包括具有比所述光纤的直径大的直径且熔融至所述光纤的所述远端的光学材料的塞子。

28. 如权利要求 26 所述的设备,其特征在于,所述光束纤维尖头构件是通过熔化所述光纤的所述远端以形成具有比所述光纤的直径大的直径并与所述光纤的所述远端成整体的光束纤维尖头构件来形成的。

29. 如权利要求 26 所述的设备,其特征在于,所述光纤、所述纤维尖头构件和所述管状构件具有近似相同的折射率。

30. 如权利要求 29 所述的设备,其特征在于,所述光纤、所述纤维尖头构件和所述管状构件是由熔融的石英来制成的。

31. 如权利要求 26 所述的设备,其特征在于,所述光纤配置有前向击发的直光束发射末端尖头。

32. 如权利要求 26 所述的设备,其特征在于,所述光纤配置有前向击发的弯光束发射末端尖头。

33. 如权利要求 26 所述的设备,其特征在于,所述光纤配置有反射性边侧击发的光束发射末端尖头。

34. 如权利要求 33 所述的设备,其特征在于,所述反射性边侧击发的光束发射末端尖头还包括熔融至所述管状构件的边侧的透镜。

35. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述第一激光源包括纤维激光器。

36. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述第一激光源和所述第二激光源包括连续波激光器。

37. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述第一激光源和所述第二激光源包括被调制形成脉冲式输出光束的连续波激光器。

38. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值超过预定阈值时调节所述第一激光源或所述第二激光源中的至少一者以降低所述输出光束的功率的装置。

39. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值超过预定阈值时调节所述第一激光源或所述第二激光源中的至少一者以通过减少每个脉冲的持续时间来降低所述输出光束的平均功率的装置。

40. 如权利要求 11 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在发射自所述光纤的所述近端的所述红外信号的所述量值超过预定阈值时调节所述激光器的所述输出光束以通过降低每个脉冲的峰值功率来降低所述输出光束的平均功率的装置。

41. 如权利要求 38 所述的设备,其特征在于,还包括用于在所述输出光束的功率已经降至低于预定组织汽化阈值时向用户进行指示的装置。

42. 如权利要求 38 所述的设备,其特征在于,还包括用于在来自所述光纤的所述近端的所述红外辐射超过指示可能损坏所述光纤的工作状况的第二预定阈值时切断所述激光源的操作的装置。

43. 如权利要求 38 所述的设备,其特征在于,还包括用于在来自所述光纤的所述近端

的所述红外辐射超过指示所述光纤的所述近端的可能损坏或污染的第三预定阈值时切断所述激光源的操作的装置。

44. 如权利要求 43 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于向用户指示所述光纤的所述近端可能损坏的装置。

45. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括观察镜保护系统,其包括:

光电检测器,配置成检测发射自所述光纤的所述近端的可见光;

以及用于在所检测到的发射自所述光纤的所述近端的可见光的电平低于指示所述光纤的所述光束发射末端尖头处于内窥镜通道内部的预定电平时阻止所述激光器工作的装置。

46. 如权利要求 45 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在所检测到的发射自所述光纤的所述近端的可见光的电平低于指示所述光纤的破裂或其他潜在损坏的第二预定电平时阻止所述激光源操作的装置;

以及用于向用户指示所述光纤可能损坏的装置。

47. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括观察镜保护系统,其包括:

光电检测器,配置成检测发射自所述光纤的所述近端的可见光;

用于确定所述光电检测器检测到的可见光的变化率的装置;

以及用于在所检测到的发射自所述光纤的所述近端的可见光的电平以高于指示所述光纤的所述光束发射末端尖头已回缩到内窥镜通道中的速率的速率降至低于预定电平时阻止所述激光器工作的装置。

48. 如权利要求 47 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在所检测到发射自所述光纤的所述近端的可见光的电平以高于指示所述光纤的破裂或其他潜在损坏的速率的速率降至低于预定电平时阻止所述激光源操作的装置;

以及用于向用户指示所述光纤可能损坏的装置。

49. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

介于所述激光源和所述光纤的所述近端之间的防爆屏蔽;

配置成感测由所述防爆屏蔽发射的红外辐射的红外传感器;

以及用于在所述防爆屏蔽发射的所述红外辐射超过预定阈值时更新所述防爆屏蔽的装置。

50. 如权利要求 49 所述的设备,其特征在于,所述用于更新所述防爆屏蔽的装置在所述防爆屏蔽发射的所述红外辐射超过预定阈值时旋转所述防爆屏蔽。

51. 如权利要求 49 所述的设备,其特征在于,所述用于更新所述防爆屏蔽的装置在所述防爆屏蔽发射的所述红外辐射超过预定阈值时移动所述防爆屏蔽。

52. 如权利要求 49 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在所述红外传感器在更新所述防爆屏蔽之后的预定时间区间内感测到第二次出现所述防爆屏蔽发射的所述红外辐射超过所述预定阈值从而指示所述光纤的可能损坏时阻止所述激光源操作的装置;

以及用于向用户指示所述光纤可能损坏的装置。

53. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

环境或杂散光束检测器;

用于在检测到环境或杂散激光束时停止所述激光源的操作的装置。

54. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

与所述光纤相关联的数据记录装置,用于记录与使用所述光纤执行的过程有关的数据。

55. 如权利要求 54 所述的设备,其特征在于,所述数据记录装置位于所述光纤的所述近端处的所述连接器中。

56. 如权利要求 54 所述的设备,其特征在于,所述数据记录装置被配置成记录过程的日期和时间、所使用的总能量激光、来自激光器的出错代码日志、来自激光器的预防性维护日志、以及已在其中使用激光器的病例的数目。

57. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在使用所述激光器汽化组织之后去除额外组织的切除环。

58. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于调节组合的所述第一输出光束和所述第二输出光束的总输出功率同时维持所述第一输出光束的功率电平与所述第二输出光束的功率电平之间的恒定比率的装置。

59. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于个别地调节所述第一输出光束的功率电平和所述第二输出光束的功率电平的装置。

60. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于在操作模式之间切换的装置,所述操作模式包括其中仅激活所述第一激光源的第一操作模式、其中仅激活所述第二激光源的第二操作模式、和其中激活所述第一激光源和所述第二激光源的组合操作模式。

61. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于调节所述第一激光源的激活与所述第二激光源的激活之间的延迟的装置。

62. 如权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括:

用于创建允许用户通过单个命令以用户选定参数来操作所述设备的用户指定操作模式的装置,所述用户选定参数包括所述第一输出光束的功率电平和所述第二输出光束的功率电平、以及所述第一激光源的激活与所述第二激光源的激活之间的选定延迟。

63. 一种医疗方法,包括:

通过使组织表面暴露于被目标组织高度吸收的第一波长下的第一激光器输出光束以处理所述目标组织;以及

通过使经过预先处理的目标组织暴露于第二波长下的第二激光器输出光束来汽化所述目标组织,所述第二波长被所述目标组织的吸收低于所述第一波长,但是所述第二波长被经过预先处理的目标组织高度吸收。

64. 如权利要求 63 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束通过焦化或碳化所述组织表面来处理所述目标组织。

65. 如权利要求 63 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束被施加作为第一激光脉冲,而所述第二激光器输出光束被施加作为在所述第一激光脉冲开始之后的预定延迟后开始的第二激光脉冲。

66. 如权利要求 65 所述的方法,其特征在于,所述第一激光脉冲和所述第二激光脉冲

近似同时地结束。

67. 如权利要求 65-66 所述的方法,其特征在于,以预定间隔重复所述第一激光脉冲和所述第二激光脉冲。

68. 如权利要求 63-67 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束和所述第二激光器输出光束通过光纤被递送至所述组织。

69. 如权利要求 68 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束和所述第二激光器输出光束通过位于靠近所述光纤的远端的光束发射末端尖头被递送至所述组织。

70. 如权利要求 69 所述的方法,其特征在于,所述光束发射末端尖头在预先处理和汽化所述目标组织的步骤期间保持与所述组织表面接触。

71. 如权利要求 63 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束具有约 $1470\text{nm} \pm 20\text{nm}$ 的波长。

72. 如权利要求 63 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束具有约 $1535\text{nm} \pm 20\text{nm}$ 的波长。

73. 如权利要求 63 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束具有约 $1870\text{nm} \pm 20\text{nm}$ 的波长。

75. 如权利要求 71-73 所述的方法,其特征在于,第二激光源被配置成产生约 $810\text{nm} \pm 20\text{nm}$ 的第二波长的所述第二输出光束。

76. 如权利要求 71-73 所述的方法,其特征在于,第二激光源被配置成产生约 $830\text{nm} \pm 20\text{nm}$ 的第二波长的所述第二输出光束。

77. 如权利要求 71-73 所述的方法,其特征在于,所述第二激光器输出光束具有约 $975\text{nm} \pm 20\text{nm}$ 的波长。

78. 如权利要求 71-77 所述的方法,其特征在于,所述第一激光器输出光束具有约 25-50 瓦的功率,而所述第二激光器输出光束具有约 75-100 瓦的功率。

用于接触型组织切除的多波长激光器和方法

发明领域

[0001] 本发明涉及用于对组织进行激光切除的装置和方法。本装置和方法利用在两个或更多个波长上进行发射的激光源,该激光源耦合至光纤激光输送设备和具有保护激光输送设备、病人、操作人员以及激光治疗系统的其他组件的特征的激光驱动器和控制系统。关于一种使用触碰和回拉激光前列腺切除(TapLAP)技术通过接触型激光前列腺切除(C-LAP)来治疗良性前列腺增生(BPH)的方法来描述了本发明,其具有广泛的医学及工业应用。

[0002] 发明背景

[0003] 本发明对通过组织汽化进行切除(即,去除阻碍或有害组织)的外科和其他医学过程上具有广泛应用。本发明的一个重要应用是治疗前列腺肥大或良性前列腺增生(BPH)。BPH是50岁以上男性的常发的一种病症,当结节性组织从前列腺生长到尿道中并阻塞尿道时即发生此病症。BPH表现为排尿困难以及各种其他相关症状。

[0004] 经尿道的前列腺切除(TURP)已经是用于BPH的最常见外科手术。经尿道前列腺切除器通过尿道被插入阴茎并直至前列腺,并使用电加热的线环从前列腺内部去除组织。TURP被一些人认为是治疗BPH的“黄金标准”,因为它提供可靠的症状缓解并可以用在较大以及较小前列腺中。然而,该过程具有明显的缺陷。TURP是使用脊椎麻醉或全身麻醉来实施的,并且一般需要住院1-3天。导尿管在术后1-3天里必需留在原处,并且恢复时间通常为4到6周。TURP的已知副作用包括大出血、尿频尿急、逆向射精、勃起问题、尿痛(排尿困难)、反复尿路感染、膀胱颈变窄(狭窄)、以及尿血(血尿)。

[0005] 出于这些原因,近来已经致力于研发侵入性较轻的治疗BPH的方法,包括各种激光前列腺切除方法。研究目标是开发出在缓解症状上像“黄金标准”的TURP一样有效但对病人造成的创伤更少且具有更小副作用的方法。

[0006] 一种已知的执行激光前列腺切除的方法涉及使用激光来凝固肥大的前列腺组织。使用光纤激光输送设备,凝固待去除的组织以杀死该组织。在此过程的一种变形中,激光能量对准前列腺组织的被标记为2、4、8和10点钟位置的4个区域。组织凝固导致周围组织的立即肿胀,因此导尿管被允许在手术接下来的数天里保留在原处以使得能够排尿。一旦肿胀消退,导尿管被去除并且在一段若干星期的时间里,死组织自然地脱落,留下通过尿道的开放的通道。尽管此办法已被显示是有效的,但它有着不同的缺点,即结果不是即刻的。病人必须在数天里经受尿道中放有导尿管的不适和不便。另外,一些病人在去除了导尿管后将经历持续的排尿困难或者不能排泄。

[0007] 由于激光凝固办法的缺陷,近来已致力于开发一种称为前列腺光选汽化(PVP)的方法。理论上,如果在治疗时能够完全去除肥大的前列腺组织,则病人应体验到许多病症的立即缓解。已经被评估用于此过程的一种激光是倍频Nd:YAG激光。Nd:YAG激光器的1064nm光束通过诸如磷酸钛氧钾(KTiOPO₄或KTP)或者磷酸二氢钾(KDP)之类的非线性光学元件来引导,该非线性光学元件吸收激光辐射并以两倍的频率(即,一半波长)进行重新发射,从而导致532nm的可见绿光束。

[0008] 倍频Nd:YAG激光器的532nm光束在血液的氧基血红素成分中具有高吸收。由于

血液是 532nm 波长的目标发色团,所以激光的第一遍通过导致表面组织的切除和碳化。然而,下面的组织被去血管化,导致在激光的后续通过上 532nm 波长的切除效率降低。从过程的角度来看,在对 BPH 使用 532nm 波长激光第一遍通过后,组织转白并且变得越来越难汽化附加组织。完成该过程将要求增加激光的功率设置(若有更多功率可用),或者将要求在较低组织切除速率下更多的过程时间。各种科学和临床文献已经报道,由于切除效率降低,532nm 波长激光系统对于大于 50gm 的较大前列腺效果不佳。例如,Tugcu 等人报道,在一系列前列腺范围从 74-170ml 的 100 个病人中,使用 80 瓦“KTP 激光”进行切除需要 100-240 分钟的过程时间(国际泌尿学(Urologia Internationalis)2007 ;79 :316-320)。

[0009] 系统在汽化组织上的效率还受到组织、烧焦物、或其他物质与纤维尖头的粘黏的不利影响。一旦纤维尖头受到污染,纤维的温度将随着增加的激光能量迅速上升,且过热可能导致纤维受损或毁坏。出于此原因,532nm 波长激光仅被推荐用于前列腺的非接触汽化。然而同时为了有效的组织汽化,纤维尖头必须被维持在距组织表面约 1mm 或者更小的距离而不接触组织表面。实践中,这是相当困难的,并且在外科医生一方要求大量训练和实践。

[0010] 另外已经报导在称为钬激光辅助前列腺切除或 HoLAP 的过程中使用 100 瓦钬激光治疗 BPH。2100nm 的钬激光在水中被高度吸收,并将切除甚至含有少量水的任何组织。水存在于所有细胞中。对 BPH 的钬激光治疗是以水作为冲洗剂来进行的,因此,激光能量必须穿过水才能到达其期望的目标。因此,光束刚刚到达前列腺组织就已失去了大量的激光能量。从正面来看,水对 2100nm 钬激光能量的极高吸收意味着到达该组织的几乎所有激光能量都被用在组织的切除或汽化上。留下的能量非常少从而不会导致周围组织的热损伤和凝固。这产生钬研究人员所称的 WYSIWYG(所见即所得)效应,意味着在过程结束时通过膀胱内部检验镜见到的结果实际就是最终结果,因为在之后将不会有由于凝固所引起的明显量的组织脱落。然而,对高峰值功率下的 2100nm 钬激光能量的极高吸收与脉冲式输送的组合也导致了一些医生所谓的“蛤杂烩”效应。组织通过组织内的大量细微爆炸被炸碎。在第一遍通过激光输送设备之后,组织表面承受了切除坑,因此越来越高百分比的激光脉冲被指向坑并且被冲洗液所吸收,使得其从未到达组织,这降低了切除效率。另外,尽管这些细微爆炸是切除组织,但它们猛烈到足以发生出血,并且由于没有大量组织加热,所以没有足够的凝固来很好地控制出血。另外,尽管钬激光很好地切除组织而不论前列腺中是否存在血液,但这是在比 532nm 激光明显低得多的组织穿透深度和低的组织汽化率下进行的,要求甚至更长的过程时间。

[0011] 1991 年 10 月 15 日授予 John L. Rink 的题为“Method for Laser Surgery(用于激光外科的方法)”的美国专利 No. 5, 057, 099 通过全文引用包括于此,该发明描述了用于脉冲式激光的纤维尖头保护系统(FTPS)。另外,1992 年 3 月 3 日授予 John L. Rink 的题为“Optical fiber fault detector(光学纤维故障检测器)”的美国专利 No. 5, 092, 865 以及 1993 年 12 月 14 日授予 John L. Rink 等人的题为“Variable Pulse Width Laser and Method of Use(可变脉冲宽度激光及使用方法)”的美国专利 No. 5, 269, 778 通过全文引用包括于此。

发明概要

[0012] 本发明提供用于对组织进行激光切除的装置和方法。该装置包括具有在两个或更

多个波长上发射的激光源的激光治疗系统,该激光源被耦合至光纤激光输送设备和用于操作激光源的激光驱动器和控制系统。该激光驱动器和控制系统实现多种安全特征来保护激光输送设备及激光治疗系统的其他组件。激光驱动器和控制系统相比于现有技术提供了诸多优点。尤其是,它允许激光治疗系统被用于接触型激光组织汽化的方法。如上所述,许多现有激光系统局限于非接触型切除方法,因为光纤激光输送设备被组织或其他物质污染将导致过热,从而很快导致光纤损坏。此问题在对于有效组织汽化必需的高功率激光源(高于 50 瓦)的情况下尤为普遍。激光器控制系统监视光纤激光输送设备的温度和工作状况,并在光纤激光输送设备的工作状况不在安全工作预定范围内时调节输出光束以将温度维持在低于预定阈值温度或者维持在预定温度范围内并提醒用户。激光器控制系统操作以维持有效的组织汽化而不会导致光纤激光输送设备过热和损坏。另外,激光驱动器和控制系统监视激光治疗系统的其他参数以供近端面保护系统、防爆屏蔽保护系统、观察镜保护系统、纤维破碎检测器和环境光束传感器所使用。

[0013] 本发明的装置和方法可用于能由光纤激光输送器件输送并且提供用于组织汽化的合适波长与充足功率的组合的任何类型的激光。合适的激光源包括但不限于:Ho:YAG 激光器、CTH:YAG 激光器、Nd:YAG 激光器、Er:YAG 激光器、倍频 Nd:YAG 激光器、各种波长的纤维激光器、以及各种波长的直接二极管激光器。

[0014] 本发明的多波长激光治疗系统的一个尤其优选的实施例利用两个或更多个在近似 750-2000nm 范围的波长上工作的二极管激光器。在此范围内,当前有多个适合用于激光治疗系统的二极管激光器可商用,包括在约 810nm、830nm、975nm、1470nm、1535nm 和 1870nm(+/-20nm) 波长上工作的激光二极管。该激光治疗系统将较优地能够具有至少 60 瓦、较优地大于 80 瓦以及最优地 120-150 瓦或更高的组合激光功率输出。加利福尼亚州阿拉米达的科威中公司 (Convergent Laser Technologies) 已经开发出了特别适于执行接触型激光组织切除的激光治疗系统,并且该系统不久将投入临床使用。该激光治疗系统将在两个模型可用,如本文所描述的,分别为单波长激光系统 VECTRA 120 和多波长激光系统 VECTRA PLUS。

[0015] 激光的波长强烈影响激光束与组织的交互作用。具体地,激光波长在存在于组织中的各种目标发色团中的具体吸收特性影响穿透深度和凝固和/或汽化组织的能力。存在于组织中的目标发色团的示例包括水、血红素和黑色素。另外,可往组织中添加染料以增强某些波长的吸收作用。组织的焦化一般增加在所有波长上的能量吸收。在低功率密度上,激光一般在凝固组织上是有效的,但是在高于某个阈值水平的较高功率密度上,一些激光变得在切除或汽化组织上更加有效。在组织汽化区域外部通常出现少量有益的组织凝固。一般而言,递送至组织表面上的激光束的功率密度越高,组织汽化与凝固的比率将越高。组织汽化阈值根据波长、组织类型、递送方法以及组织表面上的光束功率密度而变化,但对于这些参数的给定组合可以先验地确定组织汽化阈值。对于使用通过如本文所描述的光纤激光输送设备递送的二极管激光器来治疗前列腺组织的接触型组织汽化,达到组织汽化阈值通常要求约 60-80 瓦的激光能量。通过操作激光器高于组织汽化阈值,本发明的以组织接触模式使用光纤激光输送设备的激光治疗系统通过组织汽化来提供对良性前列腺增生的有效治疗。

[0016] 本发明的接触型组织汽化方法相比于仅依赖于非接触型组织汽化的现有办法具

有诸多优点。直接接触允许激光能量有效地透射至组织而不会被冲洗液或可能在激光切除期间出现的冲洗液中的浑浊性所吸收。结果是对于给定的功率电平,激光的切除或组织汽化效果明显变大,并且组织汽化与凝固的比提高。在激光输送设备与组织之间维持一紧密间距而又不能有无意的接触是极具挑战的,而在接触型组织汽化方法中使用的简单后拉运动更容易执行并且对于已在经典 TURP 技术中接受过训练的泌尿科医生而言具有快得多的学习曲线。然而,接触型组织汽化方法对激光输送设备具有相当大的热应力和机械应力。由于激光输送设备故障或者效率变得过低因此不能达到组织汽化而中断过程对于用户来说是不便之处。另外,用户将抵触在过程中途更换激光输送设备的附加成本。由此可通过使用更耐用和有效的激光输送设备来提高接触型组织汽化方法的成功率。更有效的激光传输和所生成的任何热量的分散将降低激光输送设备上的热应力,以及更耐久的构造将有助于抵抗热应力和机械应力。为此,本发明还提供高度稳健和耐用的光纤激光输送设备,该设备被构造成使传输损耗最小化并消散设备中聚集的热量,使其适合于接触型组织汽化。另外,该光纤激光输送设备被设计成在光束发射尖头与组织之间提供比先前的光纤设备更为接触的区域以使切除最大化。此更加稳健和耐用的光纤激光输送设备与本发明的激光驱动器和控制系统相组合提供一种非常可靠的用于接触型组织汽化的激光治疗系统。

[0017] 所描述的本发明涉及一种用于通过接触型激光前列腺切除 (C-LAP) 来治疗良性前列腺增生的方法,具有广泛的医学和工业应用。C-LAP 过程通过汽化阻塞尿道的内腔的前列腺组织和 / 或通过使前列腺组织瘦身以打开尿道的内腔来操作。本发明的用于接触型激光组织切除的激光治疗系统和方法在泌尿学、肠胃病学、皮肤学、心血管治疗以及外科和医疗的许多其他领域中有着诸多其他应用。该激光治疗系统还可用于组织焊接以及间质组织治疗。

[0018] 本发明的众多其它优势和特征可从权利要求书和附图中、从下面对本发明及其实施例的详细说明中变得非常显而易见。

[0019] 附图简述

[0020] 图 1A-1E 示出了本发明用于 C-LAP 的 (移动推车系统上的以及独立的) 二极管激光系统的代表性正面和侧面视图。

[0021] 图 2 是在本发明的接触型组织切除方法中使用的光纤激光输送设备的代表性示意图解。

[0022] 图 3 是示出了本发明用于执行接触型激光组织切除的方法和装置的功能框图的代表性示意图。

[0023] 图 4A 是本发明中使用的光学系统的示意图。

[0024] 图 4B 是本发明中使用的备选光学系统的示意图。

[0025] 图 5 是具有光束发射远端面的直尖头的光纤激光输送设备的纵向截面。

[0026] 图 6 是在光束发射远端面有一弯曲部分结尾的弯尖头的光纤激光输送设备的纵向截面。

[0027] 图 7 是具有边侧击发尖头的另一光纤激光输送设备的纵向截面,该边侧击发尖头具有通过光束发射侧面将激光束重新引导出去的有角度的反射表面。

[0028] 图 8 是具有边侧击发尖头的另一光纤激光输送设备的纵向截面,该边侧击发尖头具有通过该设备的侧面上的透镜将激光束重新引导出去的有角度的反射表面。

[0029] 图 9A-9C 解说了使用本发明的装置和方法来执行接触型激光前列腺切除的代表性步骤。

[0030] 图 10A-10D 解说了根据本发明执行 C-LAP 的方法的示例。

[0031] 图 11 是结合本发明的用于 C-LAP 的方法和装置执行 TURP 的线环的代表性示意图。

[0032] 图 12 是示出根据本发明用于操作双波长激光系统的优选脉冲定时方案的示意图。

[0033] 图 13A 和 13B 解说了根据本发明的用于执行 C-LAP 的触碰和回拉 (TapLAP) 技术。

[0034] 发明详述

[0035] 给出以下描述以使本领域普通技术人员能实施和利用本发明, 并且以下描述是在特定应用及其需求的上下文中提供的。对所公开的实施例的各种改动对于本领域技术人员将是显而易见的, 并且以下讨论的普适原理可被应用于其他实施例和应用而不会脱离本发明的范围和精神。因此, 本发明无意被限于所公开的实施例, 而应被赋予与本文描述的原理和特征相一致的最大可能范围。

[0036] 将理解, 在不同实施例的诸部分具有类似功能或用途的情况下, 它们可能被赋予相似或相同的附图标记和描述。将理解这种附图标记的重复只是出于效率考虑和方便理解本发明, 而不应被解释为以任何方式进行限制, 也不意味着各种实施例自身是相同的。

[0037] 本发明的装置和方法可用于能由光纤激光输送设备发射并且提供用于组织汽化的合适波长与充足功率的组合的任何类型的激光。合适的激光源包括但不限于:

	<u>激光介质</u>	<u>波长</u>
[0038]	Ho:YAG (掺杂钬的钇铝石榴石)	2100 nm
	CTH:YAG (掺杂铬、铥、钬的钇铝石榴石)	2080 nm
	Nd:YAG (掺杂钕的钇铝石榴石)	1064 nm
	Er:YAG (掺杂铒的钇铝石榴石)	2940 nm
[0039]	倍频 Nd:YAG 激光器	532 nm
	二极管激光器	750-2000 nm
	纤维激光器	1000-3000nm

[0040] 在一个尤其优选的实施例中, 本发明的多波长激光治疗系统利用两个或更多个在近似 750-2000nm 范围的波长上工作的二极管激光器。在此范围内, 当前有多个适合用于激光治疗系统的二极管激光器可用, 包括在约 810nm、830nm、975nm、1470nm、1535nm 和 1870nm (+/-20nm) 波长上工作的激光二极管。该激光治疗系统将较优地能够有至少 60 瓦、较优地大于 80 瓦以及再优地 120-150 瓦或更高的组合激光功率输出。加利福尼亚州阿拉米达的科威中公司 (Convergent Laser Technologies) 已经开发出了专门适于执行接触型激光组织切除的激光治疗系统, 并且该系统不久将投入临床使用。该激光治疗系统将有两个模型可用, 如本文所描述的, 分别为单波长激光系统 VECTRA 120 和多波长激光系统 VECTRA PLUS。

[0041] 在一优选实施例中, 本发明的多波长激光治疗系统产生被目标组织高度吸收的第一激光波长和被目标组织较少地吸收的第二激光波长。在激光治疗系统的一个优选实施

例中,被高度吸收的第一波长是由 1535nm(+/-20nm) 波长激光二极管产生的。由于水的吸收频谱的局部最大化,1535nm 波长输出光束在组织中具有很高吸收,导致相对较低的组织穿透和高于汽化阈值的非常好的组织汽化凝固比。1870nm(+/-20nm) 波长激光二极管的输出光束具有在水中和在组织中几乎相同的吸收,但成本略高。由于水的吸收频谱的另一局部最大化,1470nm(+/-20nm) 波长激光二极管的输出光束在组织中具有非常高的吸收,导致相对较低的组织穿透和高于汽化阈值的非常好的组织汽化凝固比,但成本明显更高。在激光治疗系统的该优选实施例中,被较少地吸收的第二波长通常是由 810nm、830nm 或 975nm(+/-20nm) 波长激光二极管产生的。由于这些波长被目标组织较少地吸收,在单独使用时,激光能量在组织汽化上将很少有效,并且将较深地穿透到组织中并产生较大的凝固坏死区。这些波长在水、血色素、和黑色素中具有中等优良的吸收,导致受控的组织穿透和高于汽化阈值的良好组织汽化凝固比。工作在这些频率上的激光二极管当前在成本上比工作在以上提及的高吸收频率上的激光二极管低得多。这些特征的组合使它们成为用在激光治疗系统中的有吸引力的备选方案,然而它们在组织汽化上很少有效。将来,新的制造技术和 / 或市场力量可拉低上文提及的高吸收波长激光二极管的价格,从而更具成本效率地在激光治疗系统中专门使用它们来进行组织汽化。然而,在目前,以像上文提及的较低吸收波长激光二极管的当前成本那样的较低成本生产出具有高吸收波长激光二极管的效率的组织汽化的激光治疗系统是非常有利的。已发现通过组合一个或多个低功率(例如,25-50 瓦)高吸收波长激光二极管和一个或多个高功率(例如,75-100 瓦)但低吸收波长激光二极管能够以明显较低的成本生产出高效的激光治疗系统。通过以某种方式组合二极管激光输出光束,本发明的多波长激光治疗系统可以像专门利用更昂贵的高吸收波长激光二极管的系统那样有效地执行组织汽化。另外,通过调节不同波长输出光束的功率电平和 / 或时基,可以产生其他组织效果,诸如较深的组织穿透和较大的组织组织凝固区等等单独用高吸收波长不容易产生的效果。

[0042] 纤维激光器提供高度校准的输出光束并因此提供高功率密度,这对于组织汽化大有裨益。1940nm(+/- 20nm) 纤维激光器的输出光束在水中并因此在组织中也是被高度吸收的。当前,纤维激光器技术是非常昂贵的,但是随着成本的下降,这可以是在激光治疗系统中的另一有吸引力的备选方案。

[0043] 对于所提及的所有波长,本文描述的接触型组织汽化方法提高了组织汽化的效率。组织的初始焦化或碳化增大了所有波长上的光吸收,这也提升了组织汽化的效率。

[0044] 本发明的激光治疗系统还可组合地利用两个或更多个波长的激光能量。以下描述了利用两个或更多个波长的多波长激光治疗系统及使用该激光系统进行接触型组织激光切除的方法。

[0045] 图 1A-1E 示出了移动推车系统 98 上的以及独立的二极管激光系统 100 的代表性正面和侧面视图。用于执行接触型组织切除的二极管激光系统 100 的优点之一是在其以高于组织汽化阈值的功率电平工作时在整个过程中提供有效的组织汽化。越高的组织去除效率将导致越短的过程时间。另外,本发明的接触型组织切除方法不会导致出血,因为在组织汽化区域的外部发生有小量的有益组织凝固。该接触型组织切除方法特别适于 BPH 的治疗,其中这些因素组合起来提供对 BPH 的症状的立即和有效缓解,且所不希望的副作用的发生率较低。

[0046] 二极管激光系统 100 是小型、紧凑、便携式的,且只有约 60 磅,重量只是相当输出功率的典型激光器重量的一小部分。二极管激光系统 100 的当前配置约为 19" 宽 x26" 长 x13" 高。在优选实施例中,滚动推车 98 使得能方便地将激光器 100 如所希望地从一地方滚到另一地方。较佳地,二极管激光系统 100 包含用于显示操作参数和接受用户命令等的 LCD 显示器或其他图形用户界面部分 102。在优选实施例中,图形用户界面 102 可以如图 1 中所示地被折叠关闭以便存储或运输、或者如其他图中所示地被抬升到操作和观看位置。激光连接器端口 110 适于接纳任何合适的连接器以用于将二极管激光器系统 100 产生的激光能量耦合至光纤激光输送设备 200(诸如图 2 中所示)。

[0047] 由于其高效操作,二极管激光器系统 100 与相当输出功率的其他激光器系统相比具有非常低的电功率要求。因此,它可以从标准的 100-250 伏、单相 50/60Hz AC 电力插座供电,虽然它也可容易地适配成与其他 AC 或 DC 电源一起使用。取决于当地安全条例,二极管激光器系统 100 可利用医院式的锁闭电源插头。典型地,二极管激光器系统 100 不需要外部冷却。

[0048] 图 2 是在本发明的接触型组织切除方法中使用的光纤激光输送设备 200 的代表性示意图解。该光纤激光输送设备 200 利用光纤 204,后者较优地用熔融氧化硅或石英玻璃核心并由玻璃或塑料覆层和保护性塑料套包围来构造。在光纤 204 的近端或接收端 202,有一可松开的光纤连接器 206,通常为工业中的标准的 SMA 或 STC 连接器。或者可使用专用连接器。光纤 204 设有位于靠近光纤 204 的远端 210 的光束发射尖头 208,后者可被配置成直尖头、弯尖头、或角度击发尖头。

[0049] 还示出了在对于某些类型的过程将设备插入观察镜或工作内窥镜的内腔时使用的把手或定位装置 212。外科医生可以在外科手术期间调整和精确地定位光束发射尖头 208 被插入到内窥镜的套管或通道的距离。它还可在基于微处理器的自动过程中用作光纤 204 的把手或握持系统 212。一个这样的装置 212 将由两部分组成,它们用螺丝被拧紧在一起,可以通过轻微拧动而被旋紧在光纤外套周围或者拧松以进行轴向的重新定位。

[0050] 在一个尤其优选的实施例中,光纤激光输送设备 200 包括用于记录与使用设备 200 执行的过程有关的数据的数据记录设备。数据记录设备可以是闪存芯片等等,并且可以容纳于光纤近端的连接器 206 中。连接器 206 上的一次或多次电连接允许数据记录设备与激光器系统通信。数据记录设备较优地被配置成记录过程的日期和时间、所使用的总能量激光、来自激光器的出错代码日志、来自激光器的预防性维护日志、已在其中使用激光器的病例的数目。数据记录设备允许用户与制造商或经销商之间更好的通信。光纤激光输送设备 200 或者至少具有数据记录设备的连接器 206 可被返回到制造商或经销商以下载所记录的数据。所搜集的信息可被用于维护光纤激光输送设备 200 及其他附件或消费品的库存并安排激光器系统修理和维护。数据记录设备还可被用来促成对激光治疗系统和 / 或光纤激光输送设备 200 及其他附件或消费品的按病例的定价计划。在按病例定价的计划中,数据记录设备可以确定和 / 或证实在给定过程中已经使用了多少光纤激光输送设备 200。基于此信息,当对于给定过程需要一台以上的设备时,用户可以接收光纤激光输送设备 200 的退款或置换。

[0051] 图 3 是示出了本发明的配置成用于接触型激光组织切除的激光治疗系统的功能框图 400 的代表性示意图。该激光治疗系统包括激光源 100,后者产生引导通过光学系统

440 的输出光束。光学系统 440 处理输出光束并通过耦合器件 430 将其递送至光纤激光输送系统 200。耦合器件 430 通常是 SMA 或 STC 可松开的连接器。光纤输送系统 200 将激光能量引导至光束发射尖头 208。另外,光学系统 440 提供被引导至用来控制激光源 100 的激光驱动器和控制系统 410 的反馈信号。

[0052] 当该激光治疗系统被配置成用于接触型激光前列腺切除 (C-LAP) 时,将典型地利用膀胱内部检验镜或前列腺切除器 300 以使该过程可视化。膀胱内部检验镜 300 的管状插入部分 302 被置于尿道中,并且光纤输送系统 200 通过膀胱内部检验镜 300 中的工作通道被插入。

[0053] 图 4A 是图 3 中所示的光学系统 440 的示意图。所示的光学系统 440 的配置是作为示例给出的,本领域技术人员将领会可以对该配置作出改变以得到目标结果。来自激光源 100 的输出光束在图的左边进入光学系统 440,并通过光束扩展器/准直仪 442。光束扩展器/准直仪 442 的光学组件较优地具有抗反射涂层以使激光输出波长上的透射最大化。经扩展和准直的光束随后通过与该波长呈角度定位的光束分裂器 444。光束分裂器 444 较优地具有抗反射涂层以使在入射角上的激光输出波长上的透射最大化,而远端面(在图的右侧)还具有针对入射角上的 1200nm 以上波长的反射涂层。光束随后通过光束组合器 448,并且激光输出光束与来自发射可见光束的发射器 446(例如,低功率 532nm(绿光)二极管泵浦固态(DPSS)激光器)的瞄准光束相组合。光束组合器 448 较优地具有抗反射涂层以使在入射角上的激光输出波长上的透射最大化,而远端面(在图的右侧)还具有针对入射角上的瞄准光束的波长(例如 532nm)的反射涂层。光束组合器 448 对于入射角上的 1200nm 以上的波长也将是至少部分地透射的,在需要的情况下这也可用抗反射涂层来实现。经组合的光束通过光束扩展器/准直仪 450,被反转以压缩光束并将它们聚焦在光纤 204 的近端 202 上。光束扩展器/准直仪 450 的光学组件较优地具有抗反射涂层以使激光输出波长上的透射最大化,并且对于 532nm 波长和高于 1200nm 的波长是至少部分透射的。

[0054] 从光纤 204 的近端 202 返回的光在反方向上通过光束扩展器/准直仪 450 和光束组合器 448,并被光束分裂器 444 上的反射涂层所反射。返回的光被引导通过滤波器-分离器 452,后者将可见光与 1200nm 以上的波长分离开。1200nm 以上的波长被引导至红外传感器 420,后者产生指示光束发射尖头 208 的温度的信号,该信号被发送到激光驱动器和控制系统 410。红外传感器 420 还将检测光纤近端面 and 防爆屏蔽(若存在)的升高的温度。可见波长以直角被引导至可见光传感器 454,后者产生指示从光纤 204 返回的可见光强度的信号,该信号也被发送至激光驱动器和控制系统 410。

[0055] 图 4B 是本发明中使用的备选光学系统 440 的示意图。在此解说性实施例中,激光源 100 利用被耦合至光纤 204 的近端 202 的纤维耦合的激光二极管。小直径的光纤 441(典型地直径 100 微米)被耦合至光纤 204 的近端 202。该小直径光纤 441 截取通过光纤 204 返回的光的一部分并将其引导至红外传感器 420。可使用滤波器以滤除掉其他波长并允许红外光通过红外传感器 420。类似地,第二小直径光纤 443(典型地直径 100 微米)被耦合至光纤 204 的近端 202。该第二小直径光纤 443 截取通过光纤 204 返回的光的一部分并将其引导至可见光传感器 454。可使用滤波器以滤除掉其他波长并允许可见光通过可见光传感器 454。

[0056] 激光驱动器和控制系统 410 将来自红外传感器 420 的信号用于纤维尖头保护系统

的操作。激光驱动器和控制系统 410 可使用微控制器来实现。在当前配置中,纤维尖头保护系统必须在激光源 100 断开时采样来自红外传感器 420 的信号,因为在激光源 100 接通时信噪比被激光器的输出光束的高功率所淹没。对于脉冲式激光器,纤维尖头保护系统在脉冲循环的断开部分采样来自红外传感器 420 的信号。对于诸如上述二极管激光器之类的连续波 (CW) 激光器,激光源 100 可以被短暂地断开或者输出光束可以被中断以允许对来自红外传感器 420 的信号进行采样。为了实现这一点,以脉动方式对连续波激光器进行调制,并且在脉冲循环的断开部分对来自红外传感器 420 的信号进行采样。在当前优选实施例中,以约 100Hz 的速率进行采样。

[0057] 或者,可提供滤波器以从红外信号中滤除其他波长,特别是激光源的输出波长,由此允许连续波激光器无中断地工作。在这种情形下,激光源可以连续波模式操作,只要不超过光纤激光输送设备 200 的温度阈值。为了维持光纤激光输送设备 200 的温度低于 T_1 ,激光驱动器和控制系统 410 可通过降低峰值功率和 / 或通过对光束进行脉冲调制来降低激光输出光束的平均功率,从而保持峰值功率密度高于组织汽化阈值。

[0058] 来自红外传感器 420 的信号的量值指示光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 的温度。光束发射尖头 208 的温度与来自红外传感器 420 的信号的量值之间的精确关系根据光纤激光输送设备 200 的材料与配置以及光学系统 440 的材料与配置略有变化。然而,对于激光治疗系统的给定配置可以先验地确定此关系,如可以确定光纤激光输送设备 200 的最大安全工作温度或阈值温度 T_1 。在使激光治疗系统的组织切除效果最大化的同时,纤维尖头保护系统将光束发射尖头 208 的温度维持在低于阈值温度 T_1 或维持在预定的范围内。纤维尖头保护系统监视来自红外传感器 420 的信号的量值并在温度接近阈值温度 T_1 时降低来自激光源 100 的输出光束的平均功率。在优选控制方案中,这是通过减少激光脉冲的持续时间和 / 或通过增加脉冲之间的断开时间,同时维持峰值功率密度高于组织汽化阈值来实现的。任选地,激光治疗系统可被配置成确定并显示光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 的实际温度。

[0059] 当温度超过被认为是光纤激光输送设备 200 的安全工作的上限的第二阈值温度 T_2 时,纤维尖头保护系统将关闭对激光源 100 的供电并提醒用户。在纤维尖头保护系统确定激光治疗系统不再能工作以进行有效的组织汽化时,例如在峰值功率必须降低到组织汽化阈值以下以避免超过第二阈值温度 T_2 时,将提醒用户并给予更换光纤激光输送设备 200 或者以较低效率的操作继续该过程的选项。(若过程几乎完成或者若仅用凝固就能完成过程,则用户可以选择继续当前的光纤激光输送设备 200。)

[0060] 在替换控制方案中,激光驱动器和控制系统 410 可以被配置成将光纤激光输送设备 200 的温度维持在指定温度范围内。将调高或调低激光器功率以将光纤激光输送设备 200 保持在该指定温度范围内。若光纤激光输送设备 200 的温度不能被保持在该指定温度范围内,则激光驱动器和控制系统 410 将停止对激光源 100 的供电并提醒用户出现故障。

[0061] 激光驱动器和控制系统 410 还监视来自红外传感器 420 的信号的上升速率,即斜率或导数。来自红外传感器 420 的信号的上升速率指示光纤激光输送设备 200 并且尤其是光束发射尖头 208 的工作状况。随着光束发射尖头 208 变得与组织或其他碎屑粘在一起或者随着由于热应力而生长出微细裂纹,对于给定电平的激光功率输入,光束发射尖头 208 的温度以及因此红外信号将更快地上升。此信息可以多种方式来使用。对于激光治疗系统

的给定配置,可以先验地为来自红外传感器 420 的信号的上速率确定一指示濒临故障的阈值。在来自红外传感器 420 的信号的上速率接近或超过该阈值时,激光驱动器和控制系统 410 将被编程为停止对激光源 100 的供电并提醒用户。另外,可以在算法或查找表中使用来自红外传感器 420 的信号的上速率和红外传感器 420 的量值以确定用于操作激光源 100 以得到最优化的组织汽化同时避免光纤激光输送设备 200 过热和损坏的功率电平。

[0062] 红外传感器 420 也可被用在近端面保护系统的功能中。在激光源 100 正在工作时,光纤 204 的近端 202 可能在握持、安装或操作期间被污染或损坏,从而导致光纤 204 靠近近端 202 处的过热。若任其而不检查,这可能导致光纤激光输送设备 200 和光学系统 440 的损坏。激光驱动器和控制系统 410 监视来自红外传感器 420 的信号,并且若该信号超过第二温度阈值 T2,则立即停止对激光源 100 的供电并提醒用户。第二温度阈值 T2 可以区别于温度阈值 T1,因为它一般是更高的数量级,部分地是因为该信号并未通过光纤 204 而被衰减。替换地,可使用单独的红外传感器或其他温度传感器来监视光纤 204 的近端 202 的温度。

[0063] 任选地,光学系统 440 还可包括防爆屏蔽 432,后者是介于光学系统 440 与光纤 204 的近端 202 之间的牺牲光学元件。防爆屏蔽 432 在光纤 204 热损坏的情况下保护光学系统 440 的组件。在优选实施例中,防爆屏蔽 432 是可旋转地安装的,以使其在被更换之前能使用多次。任选的防爆屏蔽保护系统包括监视防爆屏蔽 432 的温度的红外传感器 434 或其他温度传感器。若防爆屏蔽 432 的温度超过预定的阈值温度,则激光驱动器和控制系统 410 将旋转防爆屏蔽 432 从而为激光束呈现防爆屏蔽 432 的清洁区。激光驱动器和控制系统 410 可使用防爆屏蔽过热的出现来确定用于操作激光源 100 的功率电平。若防爆屏蔽 432 紧接着两次过热,则激光驱动器和控制系统 410 将停止对激光源 100 的供电并提醒用户光纤激光输送设备 200 有可能出现问题。

[0064] 来自可见光传感器 454 的指示从光纤 204 返回的可见光强度的信号被驱动器和控制系统 410 用在观察镜保护系统的功能中。在通过内窥镜(诸如图 4 中所示的膀胱内部检验镜 300)的工作通道操作激光治疗系统时,当光束发射尖头 208 处在内窥镜内部时激光源 100 不被激活是非常重要的。这可能导致内窥镜严重损坏,修复该观察镜需要昂贵费用。内窥镜包括一般在内窥镜被插入到病人体内时总是开着的照明系统。来自内窥镜的照明系统的可见光将通过光束发射尖头 208 进入光纤激光输送设备 200 并且通过光纤 204 回到光学系统 440 并在那里被可见光传感器 454 检测到。然而,当光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 被收回到内窥镜的工作通道中时,来自照明系统的光被阻隔并且来自可见光传感器 454 的信号减小。激光驱动器和控制系统 410 监视来自可见光传感器 454 的信号,并且在其降至低于某个值时,停止对激光源 100 的供电并提醒用户。

[0065] 较优地,激光驱动器和控制系统 410 还将被配置成确定通过光纤 204 返回的可见光的导数,即变化率。随着光纤 204 在使用过程中的降级退化,通过光纤 204 返回的可见光的量将逐渐减弱,这不应触发观察镜保护系统。只有在来自可见光传感器 454 的信号以高于某个阈值的速率下降时——这指示光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 已被收回到内窥镜的工作通道中,观察镜保护系统才将停止对激光源 100 的供电。

[0066] 来自可见光传感器 454 的信号还被激光驱动器和控制系统 410 用在纤维破损检测器的功能中。当光纤 204 的核心由于过度的机械或热应力而破损或烧毁时,来自可见光传感器 454 的信号将突然下降,因为可见光将不会越过该破裂而被耦合返回。在检测到这一

情况时,激光驱动器和控制系统 410 将停止对激光源 100 的供电并提醒用户出现故障。一般可通过信号变化的缓急程度将纤维破损与光纤激光输送设备 200 只是收回到内窥镜的工作通道中区分开来。

[0067] 任选地,激光治疗系统可被配置成红外传感器 420 和可见光传感器 454 被组合为容纳两个传感器的单个组件。

[0068] 较优地,激光治疗系统还将包括位于激光系统外壳之外的一个或多个环境光速传感器 (ABS),其向激光驱动器和控制系统 410 发送信号以指示在治疗区外部已检测到激光源的波长的光。在检测到这一情况时,激光驱动器和控制系统 410 将停止对激光源 100 的供电并提醒用户出现故障。较优地,环境光束传感器被定位成使得能监视 360 度环境。这可以用安设在激光源周围的多个传感器或者用安设在激光源的最高点上的单个传感器来实现,从而给予对环境的 360 度视角。环境光速传感器的操作将是受用户控制的,以使得在激光系统被用于执行对病人的外部手术时能够关闭此保护系统。在外部手术的情况下,一些杂散的激光能量是所预料到的。

[0069] 激光驱动器和控制系统 410 能实现的本发明的另一特征是激光治疗系统状态的平视显示的本质。在激光治疗系统工作时,外科医生必然将精力集中在对视频内窥镜的视频显示器监视上(或者,若使用标准的光纤内窥镜则集中精力在内窥镜的目镜上),并因此将无法监视位于激光源上或其他地方的其他视觉显示器上关于系统状态的信息。为了解决这一难题,通过调整激光治疗系统的瞄准光束可以在外科医生的视野内显示关于系统状态的某些关键信息。例如,使用先前描述的标准 532nm 绿色瞄准激光器 446,该瞄准激光器将在系统的所有方面皆在预定参数内工作时显示连续的光束。然而,当激光驱动器和控制系统 410 检测到激光系统濒临故障时,诸如光纤激光输送设备 200 接近其使用寿命时,瞄准激光器可切换成慢闪模式以提醒用户状态的变化而无需将注意力从外科手术位置移开。若状况达到临界状态,例如需要关闭激光源,则瞄准激光器可切换成快闪模式以提醒用户。还可通过使用两种或更多种颜色的瞄准激光来显示信息。例如,可使用绿色的瞄准激光来指示“所有系统运行”,而使用红色瞄准激光来指示系统故障。可使用另一种颜色(例如蓝色)的瞄准激光来指示濒临故障或其他系统状态信息。可通过如上所述地使用不同的闪烁模式或者通过组合或交替地闪烁不同颜色的瞄准激光来显示系统状态中的其他信息和/或更精细的等级。

[0070] 图 5 是在本发明的用于接触型激光组织切除的装置和方法中使用的直尖头光纤激光输送设备 200 的末端部分的纵向截面。如上所述,光纤激光输送设备 200 包括位于光纤 204 的末梢 210 附近的光束发射尖头 208。在此实施例中,该设备具有在光束发射远端面 920 结束的直光束发射尖头 208。覆层 918 被剥离开,并且光纤 204 的末梢 210(其通常具有约 600 微米直径的石英核心)被熔融成较大直径的纤维尖头构件 212。纤维尖头构件 212 可通过将一单独的石英材料的塞子熔融至光纤 204 的末梢 210 来构造,或者更优地,末梢 210 可以简单地被熔化并允许形成球形或塞形。纤维尖头构件 212 的外表被熔融至包围纤维尖头构件 212 的石英管 914。形成较大直径的纤维尖头构件 212 并将其熔融至石英管 914 可以在单个步骤中完成(若希望的话)。石英管 914 是内径刚刚大到足以在组装期间通过纤维尖头构件 212 并且外径较优地约为 2mm 的空心圆柱体。在所示的示例中,石英管 914 近似为 1-2cm 长。通过将石英核心的光纤 204 的末梢 210 熔融至纤维尖头构件 212 和

石英管 914,构造了没有任何折射率变化的光学路径,折射率的变化将导致激光束的传输损耗。源于此装置的高效率激光束传输具有两个有益结果:最多可能的激光能量通过光束发射远端面 920 被递送至组织以进行有效组织汽化,以及较低的传输损耗使得光束发射尖头 208 的发热最小化。另外,光束发射远端面 920 的扩大的表面积以及光束发射尖头 208 的增大的热质量还对降低使用期间光束发射尖头 208 的温度有贡献,所有这些都导致光纤激光输送设备 200 更长的使用寿命。光束发射尖头 208 的扩大的直径使更多表面积与组织接触,这对于组织汽化是有益的。此外,光束发射尖头 208 的附加质量提供了一些牺牲材料以补偿光束发射远端面 920 的侵蚀,光束发射远端面 920 的侵蚀在以高功率操作与组织接触的激光治疗系统时是不可避免的。牺牲材料保护光纤 204 的核心免于灾难性的故障,并延长光纤激光输送设备 200 的使用寿命。

[0071] 在希望的情况下可以其他尺寸和材料来构造光纤激光输送设备 200,只要遵循基本的设计考虑。为了降低传输损耗并使设备的发热最小化,光纤 204 应由有效地传送所选的激光波长的材料制成,而纤维尖头构件 212 和管 914 应由能与光纤 204 熔融在一起并具有紧密匹配的折射率的可兼容光学材料制成。用相同材料制造所有的光学组件还具有降低设备中的热应力的效果,因为所有组件将具有相同的热膨胀系数。光纤 204 和光束发射尖头 208 应没有将干扰激光能量的有效传输的气泡和污染物。当使用在近红外至红外范围的某些部分发射的激光源时,光纤 204 和光束发射尖头 208 将较优地具有非常低浓度的水和羟基,水和羟基是此范围内吸收峰值的源头。

[0072] 图 6 是与本发明的用于接触型激光组织切除的激光系统 100 一起使用的弯尖头的光纤激光输送设备 200 的纵向截面。此实施例尤其适于使用 C-LAP 方法来治疗良性前列腺增生。在此实施例中,该设备具有有角度的光束发射尖头 208,其带有在光束发射远端面 920 结束的有角度远端部分 910。类似于上述的直尖头实施例,光纤 204 的末梢 210 被熔融成较大直径纤维尖头构件 212,其具有比光纤 204 的直径更大的直径。纤维尖头构件 212 可通过将一单独的石英材料的塞子熔融至光纤 204 的末梢 210 来构造,或者更优地,末梢 210 可以简单地被熔化并允许形成球形或塞形。纤维尖头构件 212 的外表被熔融至包围纤维尖头构件 212 的石英管 914。通过加热并弯曲石英管 914 和光纤 204,在石英管 914 中形成弯曲 912 以构造出有角度的远端部分 910。有角度的远端部分 910 允许用户保持光束发射远端面 920 在执行 C-LAP 过程时与组织接触。有角度的远端部分 910 增大了光束发射尖头 208 与组织接触的表面积。

[0073] 图 7 是与本发明的用于对良性前列腺增生进行组织汽化治疗的激光系统 100 一起使用的另一光纤激光输送设备 200 的纵向截面。在此实施例中,该设备具有边侧击发尖头 932,其带有通过光束发射侧面 936 将激光束重新定向出去的有角度的反射表面 934。光纤 204 的末梢 210 被熔融成较大直径纤维尖头构件 212,其具有比光纤 204 的直径更大的直径。纤维尖头构件 212 可通过将一单独的石英材料的塞子熔融至光纤 204 的末梢 210 来构造,或者更优地,末梢 210 可以简单地被熔化并允许形成球形或塞形。在较大直径纤维尖头构件 212 的末端上形成了有角度的反射表面 934。这导致较大直径的反射表面 934,其防止激光能量在边侧击发尖头 932 的末梢外或者在反射表面 934 与纤维尖头构件 212 的外径相会的锐角处的损耗。有角度的反射表面 934 可以简单地是背靠较低的折射率材料(诸如空气)的抛光表面,因此激光束通过全内反射被重定向。替换地,反射表面 934 可以通过在抛

光的有角度的表面上沉积金、银或另一反射性涂层（诸如多层电介质涂层）来形成。反射表面 934 可以是抛光平面的，或者可以被抛光成用于（根据需要）聚焦或者散焦激光束的凹面或凸面。反射表面 934 在所选波长上反射性越强，使用期间反射损耗将越低并且设备 200 上的热应力将越低。纤维尖头构件 212 的外表被熔融至包围纤维尖头构件 212 的石英管 914。特别地，若使用了全内反射，石英管 914 的末梢 942 被熔融封闭成围起一介于反射表面 934 与石英管 914 之间的间隙 938，该间隙 938 填充有空气、或者更优地填充有具有低折射率和低热膨胀系数的气体或气体混合物。

[0074] 图 8 是与本发明的用于对良性前列腺增生进行组织汽化治疗的激光系统 100 一起使用的另一光纤激光输送设备 200 的纵向截面。此实施例与图 7 的实施例类似，都具有边侧击发的尖头 932，区别在于，此情形中有角度的反射表面 934 通过设备的侧面 936 上的透镜 940 将激光束引导出去。较优地，镜头 940 由石英形成，并且被直接熔融至设备的侧面 936 以使传输损耗最小化。镜头 940 在组织接触点处提供附加的牺牲材料而不明显增加边侧击发尖头 932 的体积。替换地，若需要的聚焦能力越高，可对聚焦透镜 940 使用越高折射率的材料。在此情形中，可在设备的侧面 936 与聚焦透镜 940 之间使用抗反射涂层以降低传输损耗并降低使用过程中设备上的热应力。

[0075] 本发明的接触型组织汽化方法相比于使用非接触型组织汽化的现有办法具有诸多优点。直接接触允许激光能量有效率地透射至组织而不会被冲洗液或在一些激光切除方法期间出现的冲洗液中的浑浊性所吸收。在激光输送设备与组织之间维持一紧密间距而又不能有无意的接触是极具挑战性的，而在接触型组织汽化方法中使用的简单后拉运动更容易执行并且对于已在经典 TURP 技术中接受过训练的泌尿科医生而言具有快得多的学习曲线。然而，接触型组织汽化方法对激光输送设备具有相当大的热应力和机械应力。由于激光输送设备故障或者效率变得过低以致不能达到组织汽化而中断过程对于用户来说是主要的不便之处。另外，用户将抵触在过程中途更换激光输送设备的附加成本。接触型组织汽化方法的成功大部分依赖于对组织汽化使用具有正确波长和功率输出的激光器并配之以更耐久和更有效的激光输送设备。更有效的激光传输和所生成的任何热量的分散将降低激光输送设备上的热应力，以及更耐久的构造将有助于抵抗热应力和机械应力。纤维尖头保护系统通过延长激光输送设备的使用寿命同时最优化用于有效组织汽化的激光能量输送极大地增强了接触型组织汽化方法。

[0076] 图 9A-9C 解说了使用本发明的装置和方法来执行接触型激光前列腺切除的代表性步骤。图 9A 是使用本发明的方法和装置进行 C-LAP 过程的装备的代表性示意图。内窥镜 300 的管状插入部分 302 能通过尿道 304 插入。管状插入部分 302 中的工作内腔提供对肥大前列腺 306 的通路。

[0077] 图 9B-9C 是在使用本发明的方法和装置进行的 C-LAP 过程中涉及的典型步骤的代表性示意图。如图所示，在本发明的实施例中，诸如图 2 中所示的光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 可以通过诸如图 9A 中所示地安置在尿道 304 中的内窥镜的内腔 302 被插入。

[0078] 在初始步骤，激光源被激活以通过光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 递送激光能量。光纤激光输送设备 200 可被用来通过汽化阻塞尿道的组织来创造通过前列腺的流道。另外，可使用光纤激光输送设备 200 通过移除额外的组织 306 来使肥大的前列腺

瘦身,从而留下得到充分治疗的、畅通的、中空的且洁净的前列腺部分 310。结果,留下的前列腺可以是完全畅通的、清空的,并且基本上对通过畅通前列腺 310 的液体的流过呈现较小的限制性。

[0079] 图 10A-10D 解说了根据本发明执行 C-LAP 的一种优选方法的示例。如结合图 9A 描述的,光纤激光输送设备 200 通过放置在病人尿道 800 中的膀胱内部检验镜的工作通道前进并进入前列腺。光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 前进通过尿道的狭窄部分进入前列腺中。然后,激光源 100 被激活,并且光纤激光输送设备 200 被回拉通过待治疗的前列腺区域,使得光束发射尖头 208 与该组织接触。图 10A 示出了在一遍通过光纤激光输送设备 200 之后肥大前列腺的横截面。激光能量已经汽化出光束发射尖头 208 所接触的前列腺组织的槽 800A。另外,激光能量已经创造出包围槽 800A 的有益组织凝固的薄层。该组织凝固层的深度将取决于激光波长和功率设置以及光束发射尖头 208 的配置和状况。一般而言,在给定用户所选功率电平以及光纤激光输送设备 200 的操作状况的参数下,激光驱动器和控制系统 410 将努力操作激光源 100 以使组织汽化与组织凝固的比最大化。

[0080] 光纤激光输送设备 200 的单遍通过可能足以提供一些病人的症状缓解,然而通常将需要该设备的更多遍通过。光纤激光输送设备 200 的光束发射尖头 208 再次前进经过尿道的狭窄部分进入前列腺,且激光源 100 被激活,同时光纤激光输送设备 200 被回拉以使得光束发射尖头 208 与组织接触。图 10B 示出了在第二遍通过光纤激光输送设备 200 之后肥大前列腺的横截面。激光能量已经汽化出前列腺组织的第二槽 800B,并具有包围着槽 800B 的有益组织凝固的薄层。可以紧邻第一槽 800A 来构造第二槽 800B,以使得两个槽是毗连的。因此,可以使用多遍通过光纤激光输送设备 200 来构建通过前列腺的放大的通道。

[0081] 替换地,可以如图 10B 所示地使第二槽 800B 与第一槽 800A 相隔开。取决于激光波长和其他参数,两个槽之间的大多数组织可以被凝固,如图 8C 所示。凝固区 800C 有益于防止从健康的剩余前列腺组织 310 的内部内出血。凝固区 800C 实质上是向前列腺中延伸一浅层的烧灼了的表面,但没有深到足以影响前列腺 310 的活力和正常功能。

[0082] 凝固组织可以简单地留待在外科手术后脱落,这进一步扩大了通过前列腺的通道。然而,为了即刻的症状缓解,在外科手术时去除两个槽之间的组织将是较优地。在以下描述的此方法的一种变形中,这可以通过将 C-LAP 过程与去除凝固组织的 TURP 过程相组合来实现。两个槽之间的组织还可以用第三遍通过光纤激光输送设备 200 来有效地去除,如图 10D 中所解说的。光纤激光输送设备 200 被置于先前构造的槽中的一个槽内的该槽的基点或最深点处,并使光束发射尖头 208 朝向另一个槽。激光源 100 被激活,同时光纤激光输送设备 200 被回拉以使得光束发射尖头 208 与组织相接触。这汽化出使第一槽 800A 与第二槽 800B 的底部相连的槽 800D。同时,切除了两个槽之间的组织 810 的一部分。这导致使用光纤激光输送设备 200 的更加有效的组织去除速率。这提供缩短 C-LAP 过程的持续时间的附加益处。这通过对医院设施和人员的更有效使用而使医疗保健提供方受益,并且通过减少麻醉时间同时提供更高有的症状缓解而使病人受益。若需要,可使用第四和第五遍通过光纤激光输送设备 200 来切除组织的附加部分。可以根据瘦身特别大的前列腺的需要来重复这些步骤。

[0083] 在使用本发明的系统的另一方法中,C-LAP 可以与使用热环或热线割除工具的变形 TURP 过程相组合。图 11 是结合本发明的用于 C-LAP 的方法和装置执行 TURP 的线环 350

的代表性示意图。在此代表性实施例中，线环 350 具有电阻性发热部分 352，其带有斜面切割边缘 353。当电流通过焊丝进给 354 流到电阻性发热部分 352 时，产生热量。由于线环工具 350 是通过内窥镜的内腔 302 或其他入口套管被插入的，绝缘体 356 用于保护并且热绝缘和电绝缘焊丝进给 354。

[0084] 可用于本文描述的接触型激光切除过程的许多激光在组织已被汽化的区域周围产生一层有益的组织凝固。另外，在需要的情况下，可以低于组织汽化阈值的功率电平操作激光源 100 以构造较深的凝固组织层。激光治疗之后可使用环或热线来刮落附加组织。这种接触型激光切除与变形 TURP 过程的组合使用尤其适用于快速地瘦身特别大的前列腺。与标准 TURP 过程不同，由于激光产生的组织凝固，此变形 TURP 过程实际上是不流血的。

[0085] 在本发明的另一优选实施例中，该装置利用多波长激光源 100，该激光源 100 产生组合两个或更多个波长的激光能量以高效和可控地切除组织的输出光束。在一个尤其优选的实施例中，激光源 100 将被配置成产生在目标组织中被高度吸收的第一波长上的激光能量和在目标组织中被较低效率地吸收的第二波长上的激光能量。例如，第一波长可以是使用在全部被水和因此被组织高度吸收的约 1470nm、1535nm 或 1870nm (+/-20nm) 波长上工作的激光二极管来产生的。替换或另外地，可以对除水之外的目标发色团使用其他波长。第二波长可以是使用工作于在组织中被较少地吸收但当前可使用较低成本的激光二极管产生的约 810nm、830nm、或 975nm (+/-20nm) 波长上的一个或多个激光二极管来产生的。

[0086] 通过在图 4A 的左边添加一光束组合器以将第一和第二波长组合到一个输出光束中，多波长激光源 100 可以与该图中的光学系统 440 联用。通过利用两个或更多个纤维耦合的激光二极管以产生在光纤 204 的近端 202 被组合到单个输出光束的第一和第二波长，图 4B 的光学系统 440 尤其适于与多波长激光源 100 联用。

[0087] 以此方式组合两个或更多个激光波长的动机是结合经济和技术 / 临床考虑因素，其目标是尽可能经济地提供具有合意的组织交互作用的激光输出光束。如上所讨论的，在当前市场上，制造（和因此去购买）工作在 1470nm、1535nm 和 1870nm 波长上的激光二极管明显比工作在 810nm、830nm 或 975nm 波长上的激光二极管更加费钱。尽管使用这些高吸收波长之一的激光源将以有限的组织穿透和最小的凝固坏死有效地提供合需组织汽化，但这可能是成本惊人的，或者至少对于使用足够的激光二极管提供充分的功率以用于以临床可接受的速率进行组织汽化而言是缺乏竞争力的。另一方面，低成本的 810nm、830nm 或 975nm 波长不那么容易被组织吸收，因为这些波长更深地穿透到组织中并导致更多的凝固坏死，这在许多临床应用中不是所希望的结果。然而，已经发现如果组织通过焦化或者碳化进行处理，则几乎所有的波长都将被经处理的组织有效吸收，从而导致高效组织汽化并且同时限制了组织穿透和凝固坏死。因此，能够通过组合一个或多个低功率（例如，25-50 瓦）高吸收波长激光二极管和一个或多个高功率（例如，75-100 瓦）但低吸收波长激光二极管来以较低的成本提供较昂贵的激光二极管的组织交互作用。

[0088] 通过对激光二极管的击发进行定时以使得在施加低吸收波长之前对组织进行预处理以便有效吸收，可以达成合意的组织效果。图 12 是示出根据本发明用于操作多波长激光系统的一种优选脉冲定时方案的示图。如图所示，首先击发高吸收的第一波长激光二极管（例如，在所示示例中为 1475nm），在一短延迟（例如，2-3 毫秒）之后接着是低吸收的第二波长激光二极管（例如，975nm）。该短延迟足以使组织表面变为焦化或碳化，从而

975nm 激光的几乎所有能量都将被变黑的组织吸收,进而导致组织汽化并防止进一步的组织穿透,这限制了凝固坏死的程度。因此,原本在不经组织预处理的情况下通常将穿透到组织中约 3-4mm 深的 975nm 激光能量,被限制在约 0.1 到 0.5mm 的深度,这近似为单独使用 1475nm 激光下的穿透深度。如图所示,可以脉动方式(例如,以每 10 毫秒一次的重复速率)重复激光二极管的定时。替换地,高吸收的第一波长激光和低吸收的第二波长激光可被定时以使得脉冲是同时的,或者高吸收的第一波长激光可关于低吸收的第二波长激光被延迟,以达成不同的组织效果。较优地,激光脉冲的定时是由微控制器来控制的。

[0089] 微控制器还将允许用户例如通过图形用户界面(诸如触摸屏显示器(TSD))来控制第一和第二波长激光输出光束的功率电平。在主要控制屏幕上,用户将能够例如使用 TSD 上的滑杆图形来控制多波长激光器的总功率输出。两个波长的功率电平将在百分比的基础上被一并调节。触摸 TSD 上的“电源”按钮将使用户访问具有更详细的功率控制的子屏幕,该子屏幕允许用户个别地控制第一和第二波长的功率电平。这允许用户以适于不同临床应用的不同操作模式来操作多波长激光器。激光系统可以各种多波长模式来操作,其中第一和第二波长的定时和/或功率电平根据临床应用和目标组织来进行调节。替换地,可以在单波长模式下以选定的功率设置来操作激光系统。例如,可以单独使用第一波长进行诸如切割组织之类的某些临床应用。可以单独使用第二波长进行诸如组织凝固之类的其他临床应用。常用的操作模式可以被编程到微控制器中以使得它们能被用户快速切换而无需每次调节个体功率电平。

[0090] 图 13A 和 13B 解说了根据本发明的用于执行 C-LAP 的触碰和回拉(TapLAP)技术。TapLAP 技术适用于本文描述的激光系统的所有实施例。光纤激光输送设备 200 前进到待治疗的组织上的末端点,并且光束发射尖头 208 被带至与组织接触。激光源 100 如图 13A 中所示地被激活,并且如图 13A 所示地在激光器输出光束汽化出组织的浅槽的同时在近端方向上稳定地回缩。即使光束发射尖头 208 在激光源激活时与组织直接接触,但纤维尖头保护系统防止对光束发射尖头 208 造成损坏。当到达治疗区域的近端时,激光源被减活。可以重复此技术直至已经去除了充分量的组织。在以上讨论的多波长激光源的情况下,可以首先激活高吸收波长的激光二极管,在一短延迟之后接着是低吸收波长的激光二极管。

[0091] 较优地,激光脉冲的定时是由微控制器来控制的。高吸收波长的激光通过焦化或碳化表面来处理组织,从而低吸收波长的激光能量将被组织有效吸收,进而导致以有限的凝固坏死有效地组织汽化至受控的深度。

[0092] TapLAP 技术可以使用任何合适的光纤激光输送设备 200 来执行,诸如以上结合图 5-7 描述的直尖头、弯尖头、和边侧击发的纤维。已发现图 6 的弯尖头纤维特别适于此技术,因为其非常耐用并且向操作人员提供很好的触觉反馈。如上所述,当使用在近红外至红外范围内发射的激光源时,光纤 204 和光束发射尖头 208 将较优地具有非常低浓度的水和羟基,水和羟基是此范围内吸收峰值的源头。

[0093] 替换地,根据临床应用和操作人员的偏好及临床诊断,本发明的多波长激光治疗系统也可与非接触型治疗技术或者与接触型和非接触型技术的组合一起使用。

[0094] 除非另外定义,否则在本文中所使用的所有技术和科学术语具有与本发明所属技术领域的一名普通技术人员所通常理解相同的含义。现在描述了优选方法和材料,然而在本发明的实践或测试中可以使用与所描述的方法和材料相类似或等效的任何方法和装置。

在本发明中参引的所有出版物和专利文献都通过引用结合于此。

[0095] 尽管本发明的原理已在解说性实施例中非常清楚,但对于本领域技术人员而言,在本发明的实践中所使用的结构、布置、比例、元件、材料、及组件的变形以及尤其适于具体环境和操作要求的其他方面是显而易见的,并不背离本发明的原理。所附权利要求旨在覆盖并包含任何及所有此类变形,并且仅由本发明的真实权限、精神实质和范围来限定。

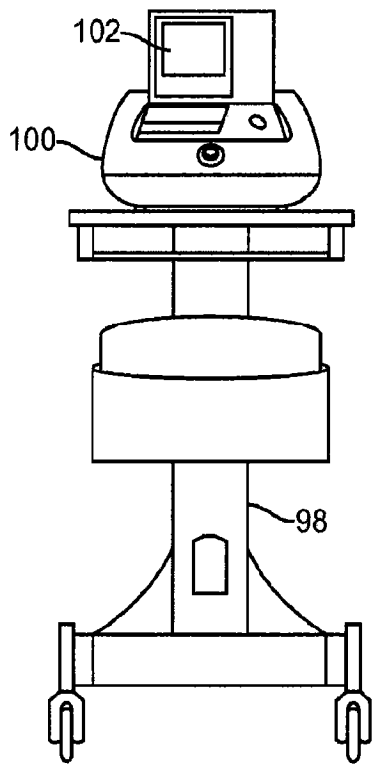


图 1A

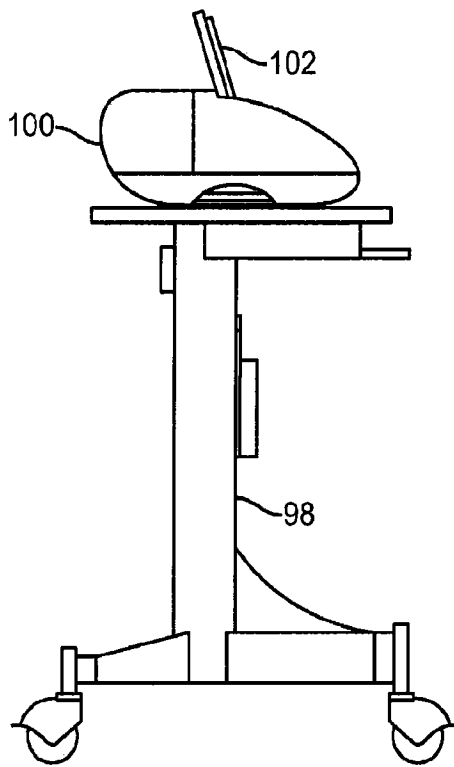


图 1B

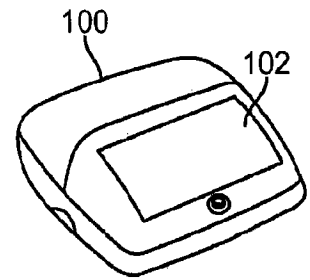


图 1C

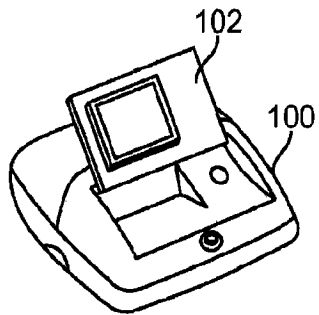


图 1D

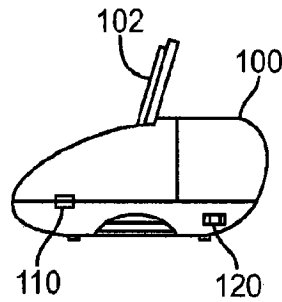


图 1E

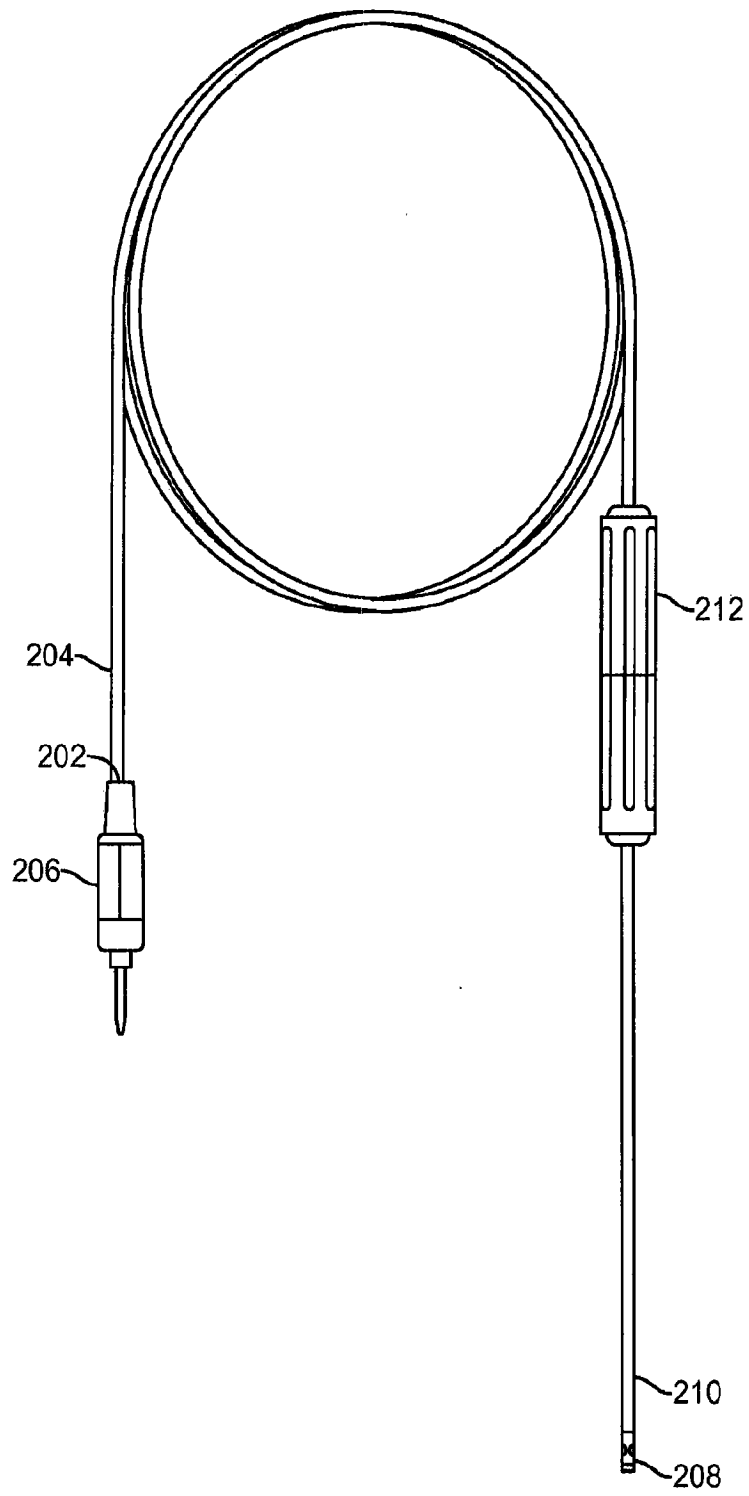


图 2

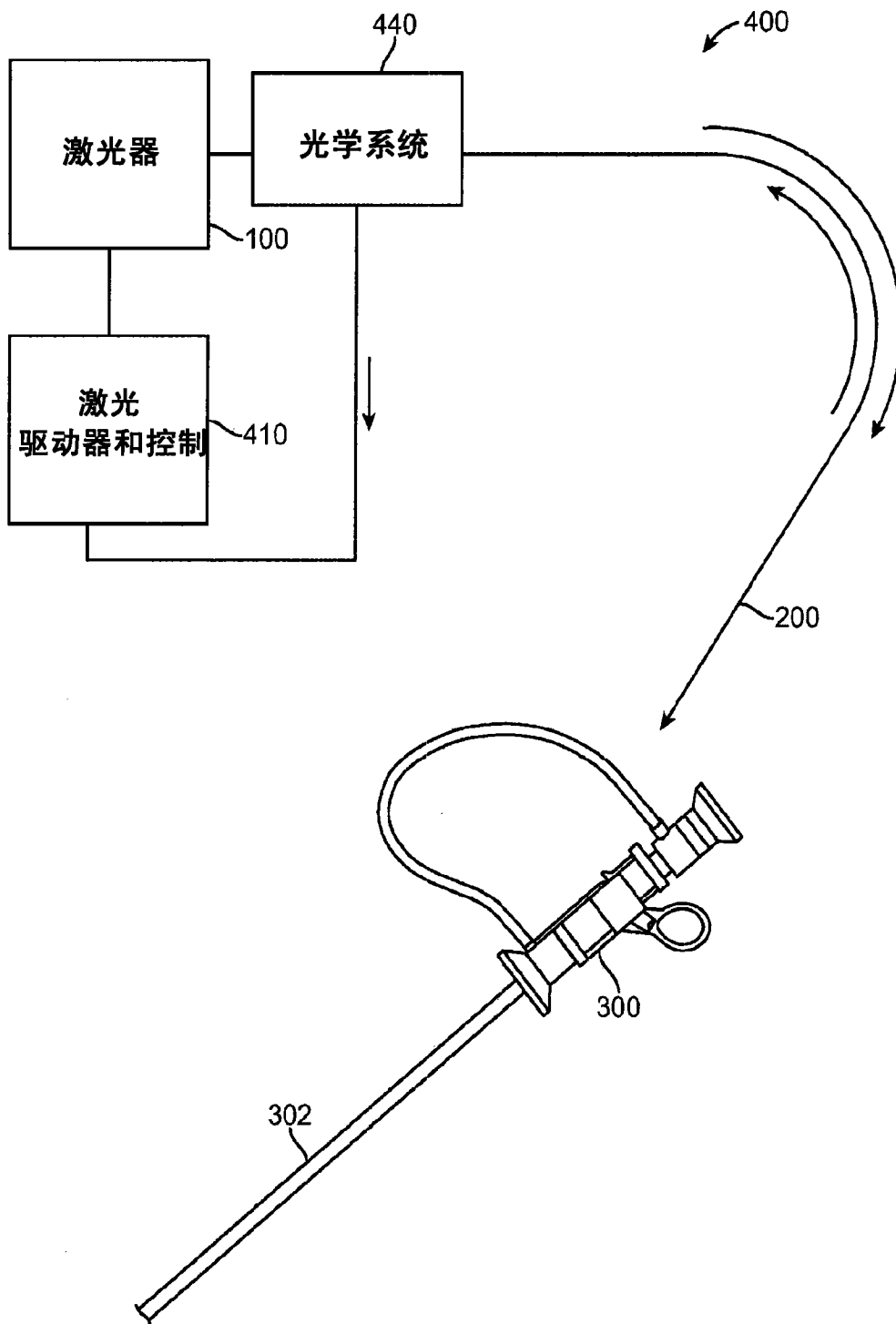


图 3

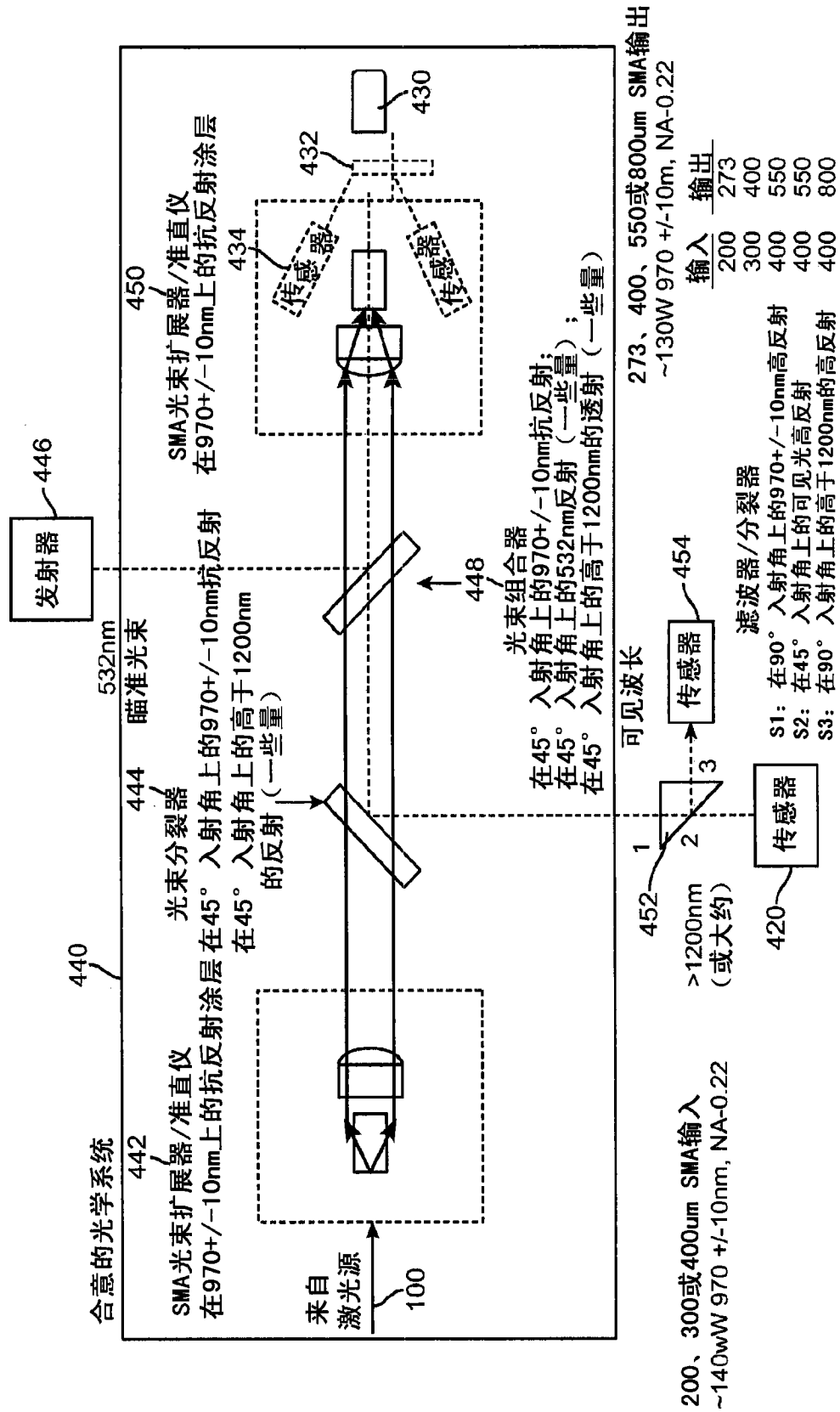


图 4A

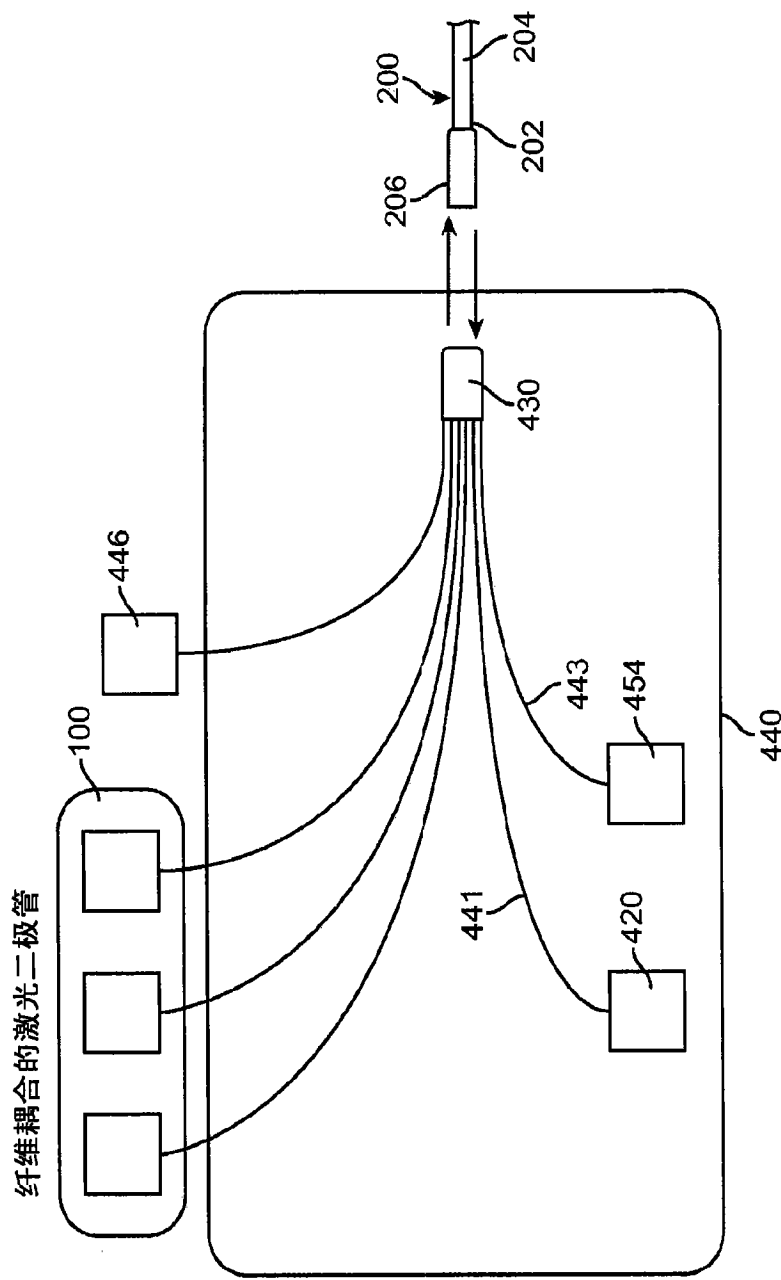


图 4B

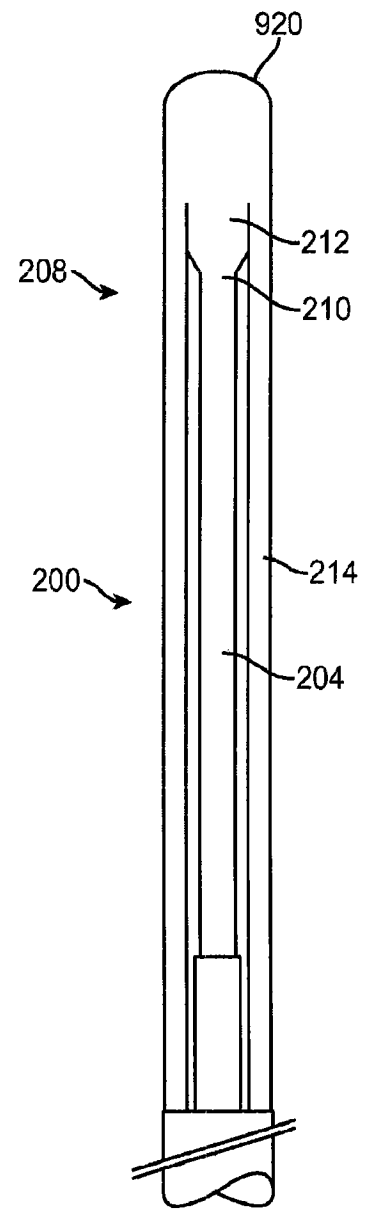


图 5

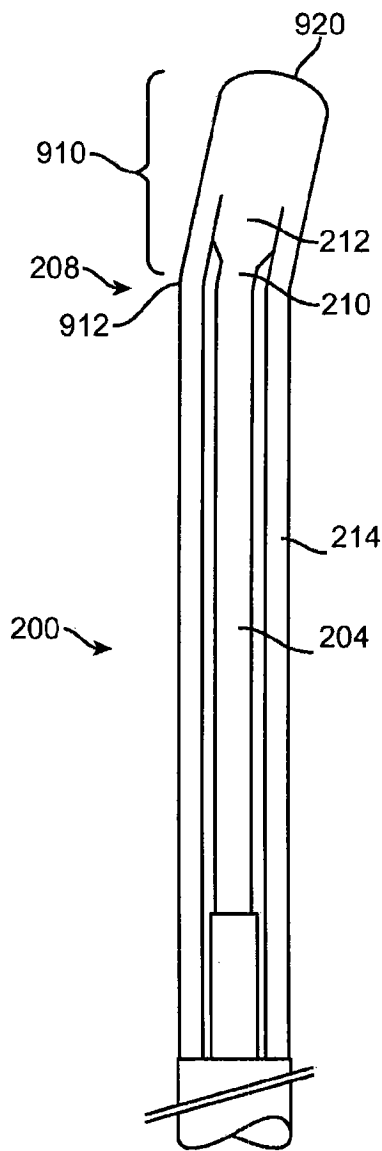


图6

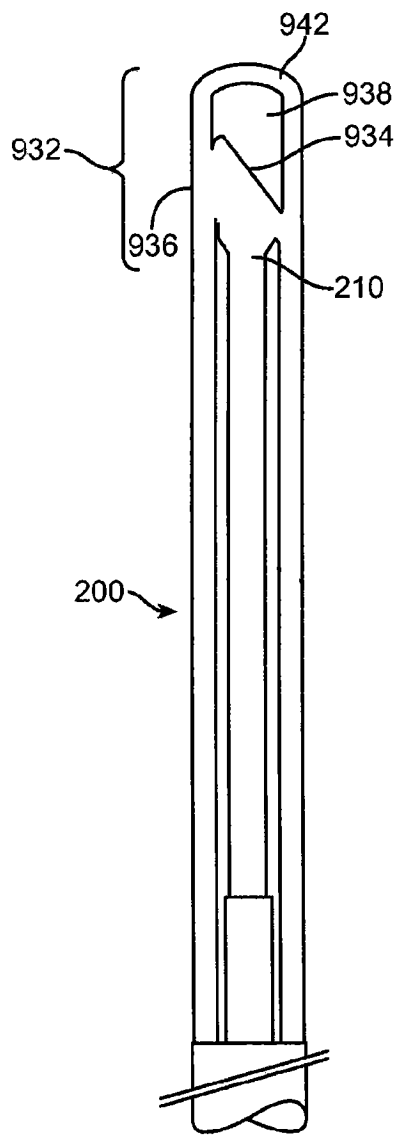


图7

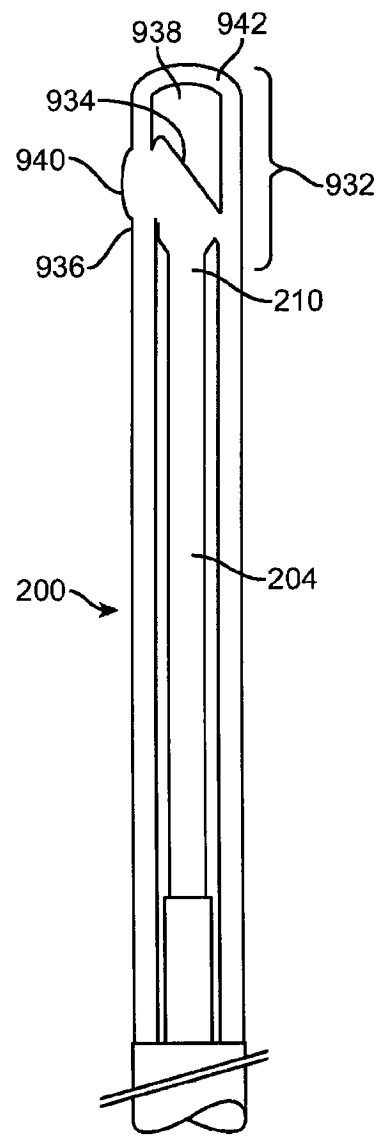


图8

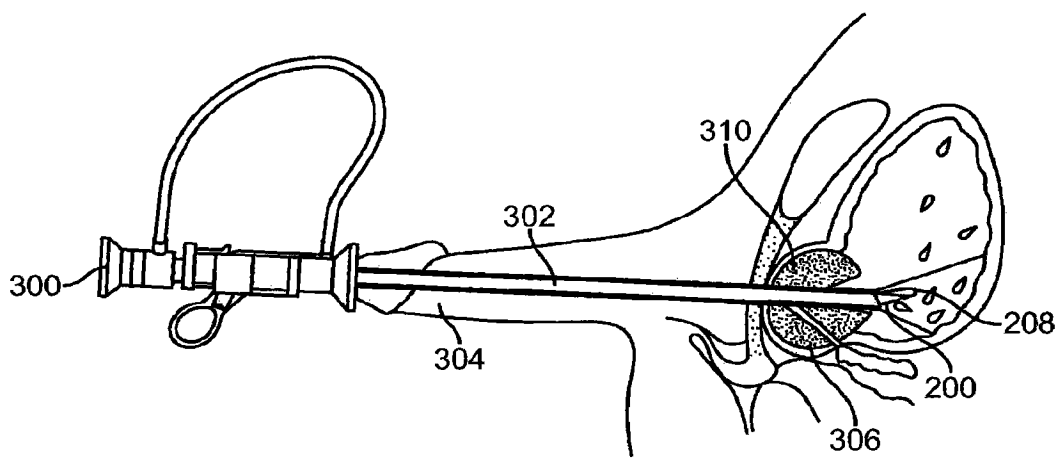


图9A

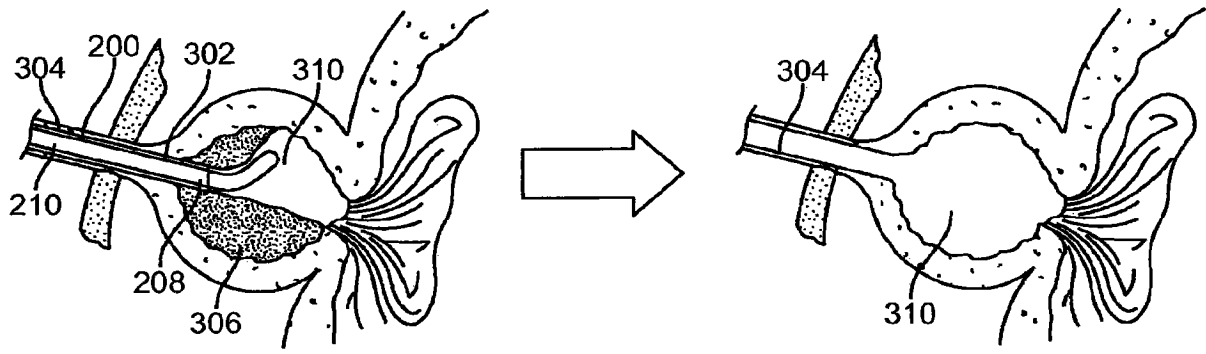


图 9B

图 9C

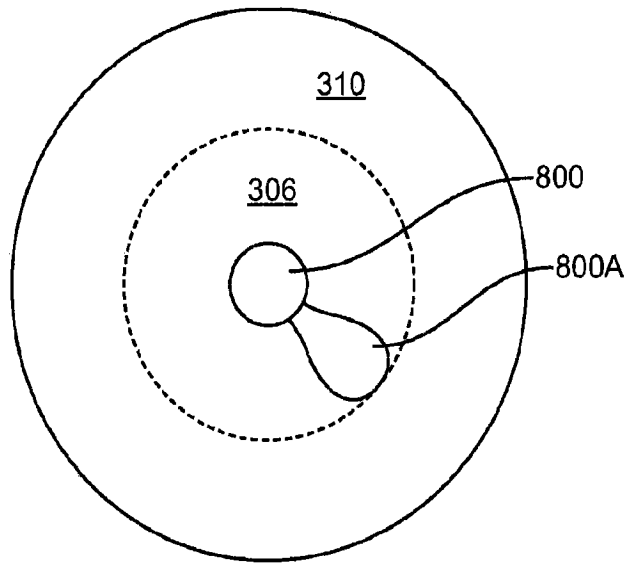


图 10A

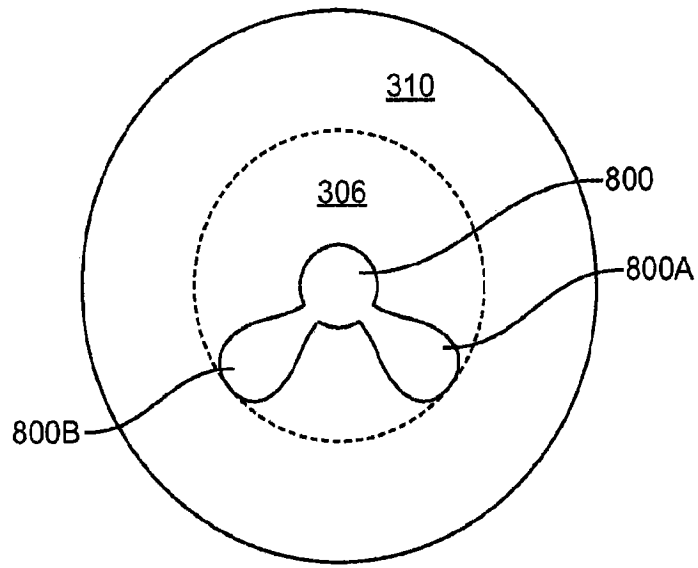


图 10B

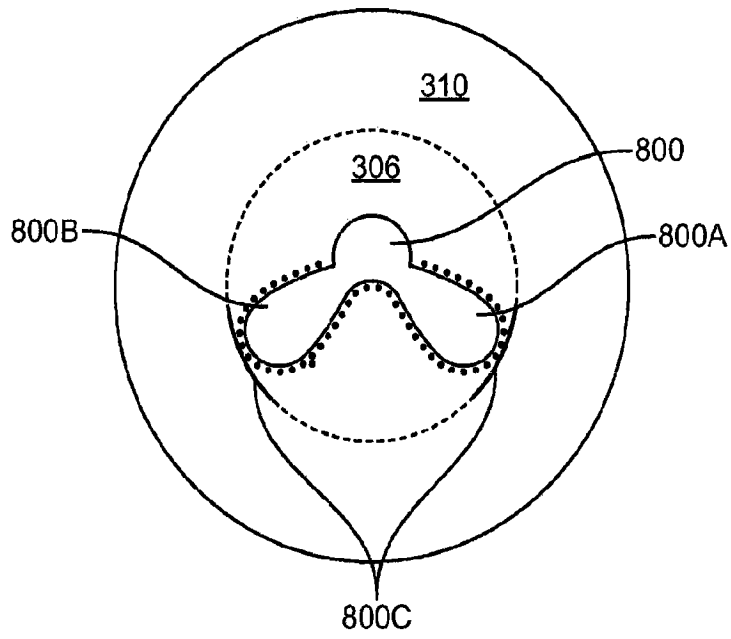


图 10C

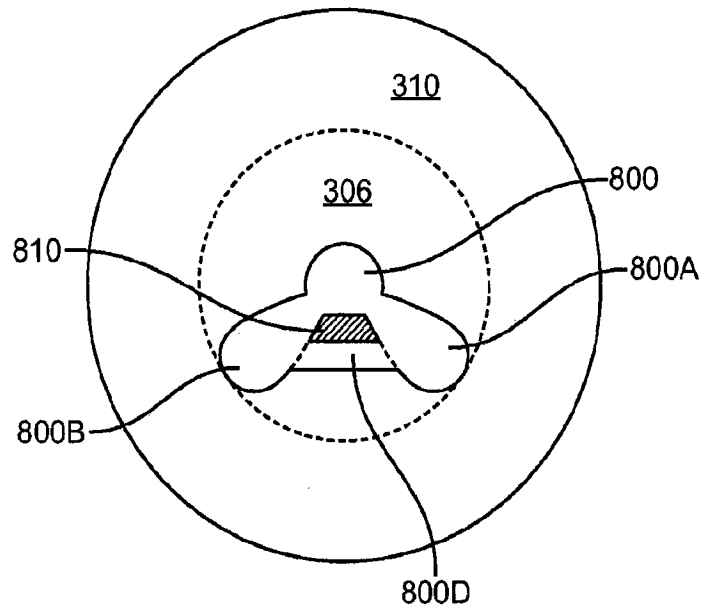


图 10D

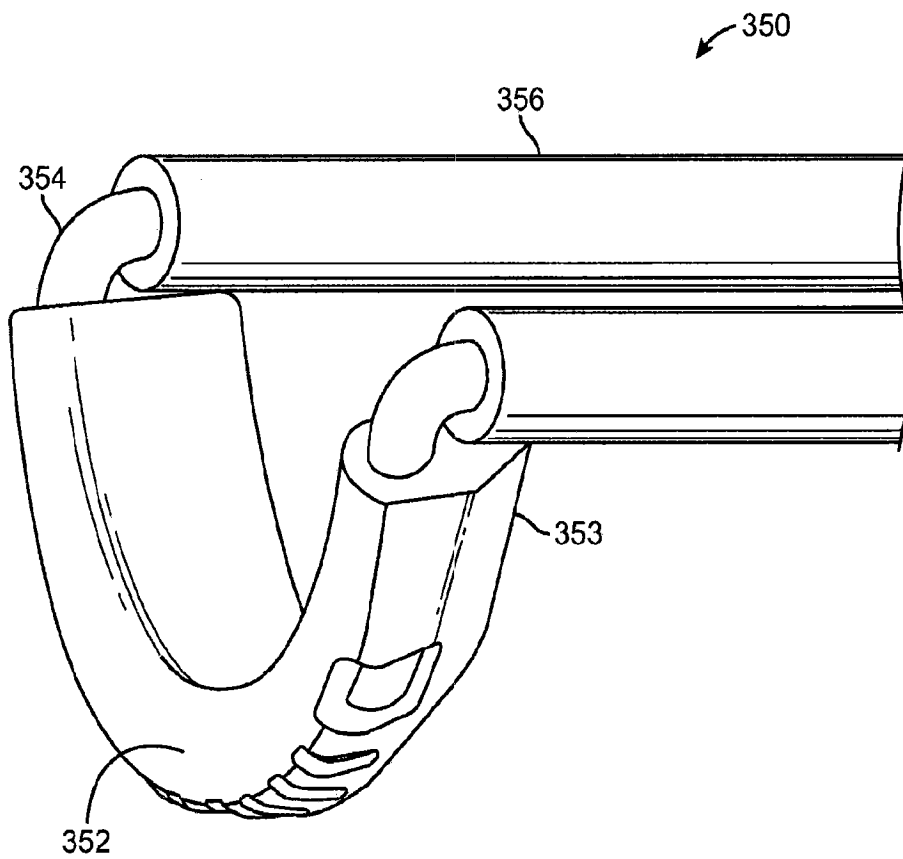


图 11

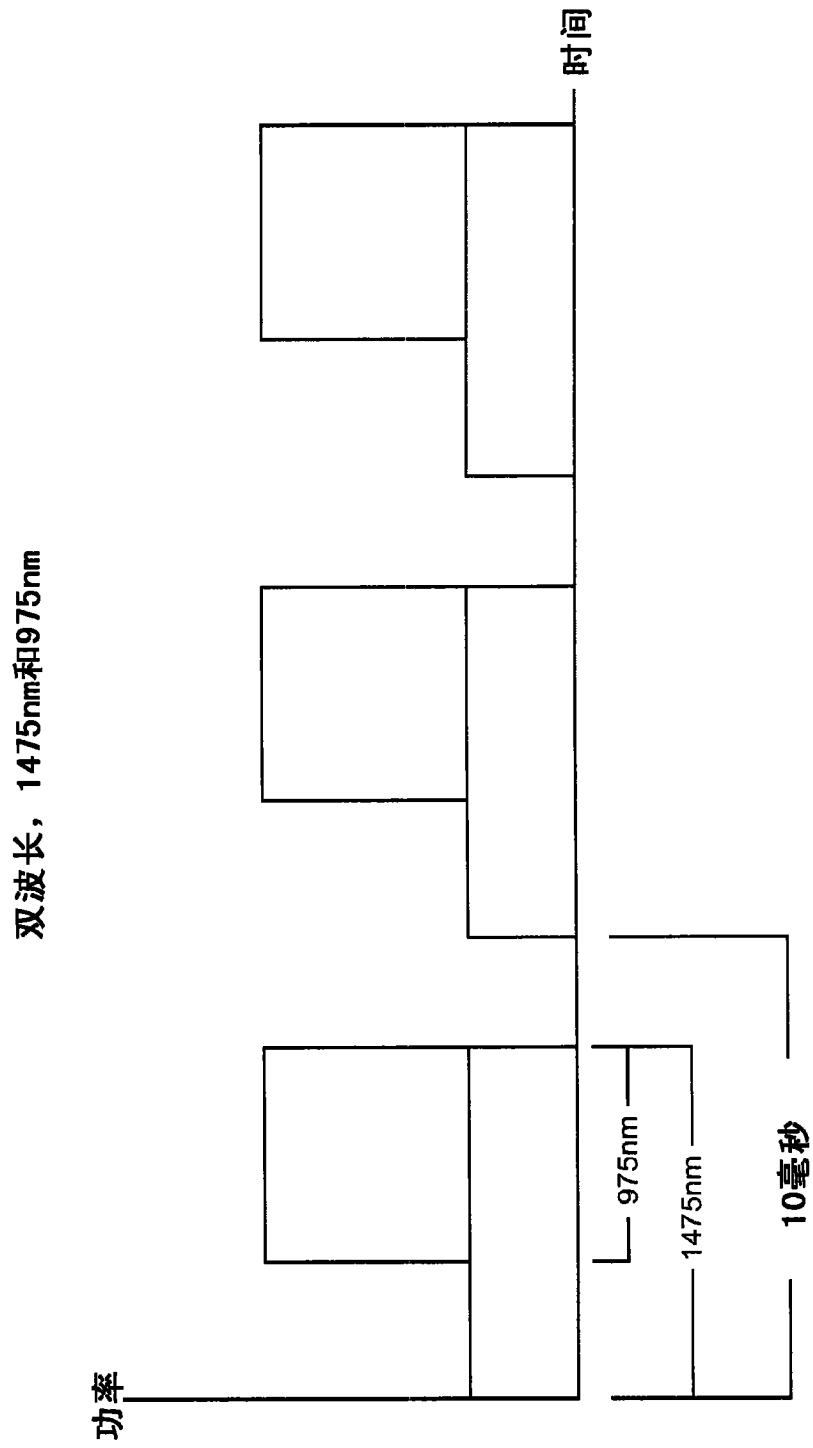


图 12

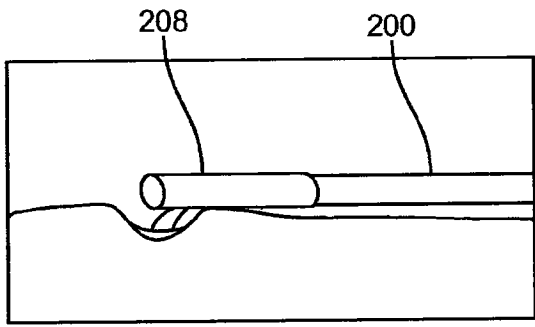


图 13A

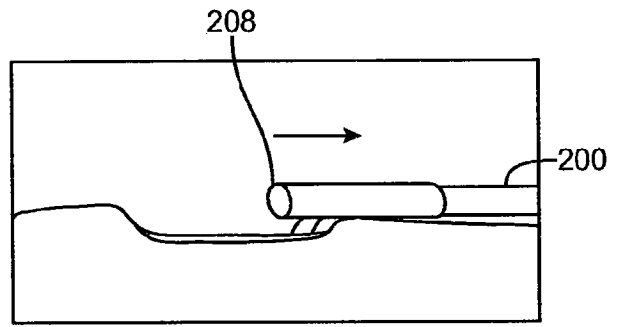


图 13B

专利名称(译)	用于接触型组织切除的多波长激光器和方法		
公开(公告)号	CN102176878A	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	CN200980137179.2	申请日	2009-07-28
[标]发明人	JL林克 MM周 JE彼得森 MHK奇姆		
发明人	J·L·林克 M·M·周 J·E·彼得森 M·H·K·奇姆		
IPC分类号	A61B18/22		
CPC分类号	A61B2018/2065 A61B18/24 A61B2018/00547 A61B2018/00589 A61B2018/00625 A61B2018/00672 A61B2018/00678 A61B2018/00708 A61B2018/00785 A61B2018/00791 A61B2018/00988 A61B2018/2205 A61B2018/2247		
代理人(译)	徐伟		
优先权	61/137157 2008-07-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了用于激光组织切除的多波长激光器装置和方法。本装置和方法利用在两个或更多个波长上进行发射的激光源，该激光源耦合至光纤激光输送设备和特征在于保护激光输送设备、病人、操作人员以及激光治疗系统的其他组件的激光驱动器和控制系统。纤维尖头保护系统限制了对光纤激光输送设备的损坏，由此允许以组织接触模式操作多波长激光器。所描述的本发明涉及一种使用触碰和回拉激光前列腺切除(TapLAP)技术通过接触型激光前列腺切除(C-LAP)来治疗良性前列腺增生(BPH)的方法，其具有广泛的医学及工业应用。

