



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103025261 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201180034529. X

代理人 张华卿 郑霞

(22) 申请日 2011. 06. 24

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 18/14 (2006. 01)

1010641. 7 2010. 06. 24 GB

A61B 17/34 (2006. 01)

1018621. 1 2010. 11. 04 GB

1103779. 3 2011. 03. 04 GB

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 01. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2011/051204 2011. 06. 24

(87) PCT申请的公布数据

W02011/161474 EN 2011. 12. 29

(71) 申请人 艾姆西森有限公司

地址 英国伦敦

(72) 发明人 纳吉·哈比

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

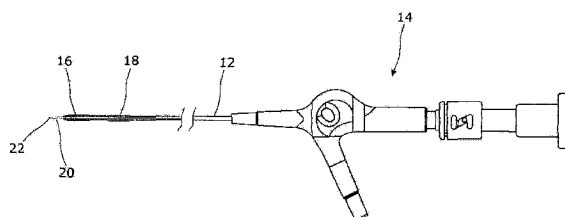
权利要求书 6 页 说明书 16 页 附图 18 页

(54) 发明名称

改进的消融器械

(57) 摘要

本发明涉及适合于在患者的身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械和方法。该器械包括具有远端和近端以及沿着其长度延伸的中心腔的消融设备,该远端包括适合于产生组织消融的至少一个能量输送元件。穿透构件具有远端和近端,该远端包括适合于穿刺组织并在组织中生成用于设备的通道的锐利尖端,该穿透构件同轴地定位在消融设备的中心腔内,并且能够向远侧地前进到设备的中心腔外和缩回到设备的中心腔内。该器械还可以包括用于将设备输送到治疗部位的内窥镜。



1. 一种适合于在患者身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,包括:
消融设备,其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的中心腔,所述远端包括适合于产生组织消融的至少一个能量输送元件;以及
穿透构件,其具有远端和近端,所述远端包括适合于刺穿组织并在所述组织中生成用于所述设备的通道的锐利尖端,
其中所述穿透构件同轴地定位在所述设备的所述中心腔内,并且能够向远侧地前进到所述设备的所述中心腔之外和缩回到所述设备的所述中心腔内。
2. 根据权利要求1所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述设备的所述远侧尖端处。
3. 根据权利要求1或权利要求2所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。
4. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置,所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。
5. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述穿透构件包括在其远端处的至少一个能量输送元件。
6. 根据权利要求5所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述穿透构件的所述远侧尖端处。
7. 根据权利要求5或权利要求6所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。
8. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述器械可滑动地定位在用于将所述器械以内窥镜方式输送到所述治疗部位的内窥镜的中心腔内。
9. 根据权利要求8所述的器械,其中所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。
10. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述器械包括至少一个增强超声波反射表面。
11. 根据权利要求10所述的器械,其中所述至少一个增强超声波反射表面位于:
 - a) 所述设备的表面上;和/或
 - b) 所述至少一个能量输送元件的表面上;和/或
 - c) 所述穿透构件的表面上。
12. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述穿透构件包括腔。
13. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述穿透构件包括沿着其长度纵向地延伸的凹槽。
14. 根据权利要求12或权利要求13所述的器械,还包括位于所述穿透构件的所述腔或所述凹槽内的导丝。
15. 根据任一项前述权利要求所述的器械,其中所述设备和/或所述穿透构件包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。
16. 根据权利要求15所述的器械,其中所述用于发出局部放射治疗的装置包括铱-192

浸渍构件,所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述中心腔内或封装在被包括在所述穿透构件内的腔或凹槽内,且其中所述铱-192 浸渍构件能够前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

17. 一种适合于在患者身体中的特定治疗部位处以内窥镜方式进行组织消融的器械,包括:

内窥镜,其具有远端和近端,其中所述内窥镜包括第一中心腔;

消融设备,其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的第二中心腔,所述远端包括适合于产生组织消融的至少一个能量输送元件;以及

穿透构件,其具有远端和近端,所述远端包括适合于刺穿组织并在所述组织中生成用于所述设备的通道的锐利尖端,

其中所述设备能够同轴地定位在所述内窥镜的所述第一中心腔内,且所述穿透构件能够同轴地定位在所述设备的所述第二中心腔内,并且其中所述设备能够向远侧地前进到所述内窥镜的所述第一中心腔之外和缩回到所述内窥镜的所述第一中心腔内,且所述穿透构件能够向远侧地前进到所述设备的所述第二中心腔之外和缩回到所述设备的所述第二中心腔内。

18. 根据权利要求 17 所述的器械,其中所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。

19. 根据权利要求 17 或权利要求 18 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述设备的所述远侧尖端处。

20. 根据权利要求 17 到 19 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

21. 根据权利要求 17 到 20 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置,所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

22. 根据权利要求 17 到 21 中任一项所述的器械,其中所述穿透构件包括在其远端处的至少一个能量输送元件。

23. 根据权利要求 22 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述穿透构件的所述远侧尖端处。

24. 根据权利要求 22 或权利要求 23 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

25. 根据权利要求 17 到 24 中任一项所述的器械,其中所述器械包括至少一个增强超声波反射表面。

26. 根据权利要求 25 所述的器械,其中所述至少一个增强超声波反射表面位于:

- a) 所述设备的表面上;和/或
- b) 所述至少一个能量输送元件的表面上;和/或
- c) 所述穿透构件的表面上。

27. 根据权利要求 17 到 26 中任一项所述的器械,其中所述穿透构件包括腔。

28. 根据权利要求 17 到 27 中任一项所述的器械,其中所述穿透构件包括沿着其长度纵

向地延伸的凹槽。

29. 根据权利要求 27 或权利要求 28 所述的器械,还包括位于所述穿透构件的所述腔或所述凹槽内的导丝。

30. 根据权利要求 17 到 29 中任一项所述的器械,其中所述设备和 / 或所述穿透构件还包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。

31. 根据权利要求 30 所述的器械,其中所述用于发出局部放射治疗的装置包括铱 -192 浸渍构件,所述铱 -192 浸渍构件封装在所述设备的所述第二中心腔内或封装在被包括在所述穿透构件内的腔或凹槽内,且其中所述铱 -192 浸渍构件能够前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

32. 一种适合于在患者身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,包括:

导管,其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的中心腔;以及

消融设备,其具有远端和近端,所述远端包括适合于导致组织消融的至少一个能量输送元件;

其中所述消融设备能够同轴地定位在所述导管的所述中心腔内,且能够向远侧地前进到所述导管的所述中心腔之外和缩回到所述导管的所述中心腔内。

33. 根据权利要求 32 所述的器械,其中所述导管包括穿透构件,所述穿透构件具有包括适合于穿透组织的锐利尖端的远端。

34. 根据权利要求 32 或权利要求 33 所述的器械,其中所述设备可滑动地定位在所述导管的所述中心腔内。

35. 根据权利要求 32 到 34 中任一项所述的器械,其中所述消融设备包括导管,例如超薄导管,或者包括导丝。

36. 根据权利要求 32 到 35 中任一项所述的器械,其中所述消融设备包括长形主体,所述长形主体包括导电芯部,绝缘层沿着所述长形主体的至少一部分围绕所述导电芯部定位。

37. 根据权利要求 32 到 36 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述设备的所述远侧尖端处。

38. 根据权利要求 32 到 37 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

39. 根据权利要求 32 到 38 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置,所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

40. 根据权利要求 32 到 39 中任一项所述的器械,其中所述导管包括在其远端处的至少一个能量输送元件。

41. 根据权利要求 40 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述导管的所述远侧尖端处。

42. 根据权利要求 40 或权利要求 41 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

43. 根据权利要求 32 到 42 中任一项所述的器械,其中所述器械可滑动地定位在用于将所述器械以内窥镜方式输送到所述治疗部位的内窥镜的中心腔内。

44. 根据权利要求 43 所述的器械,其中所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。

45. 根据权利要求 32 到 44 中任一项所述的器械,其中所述器械包括至少一个增强超声波反射表面。

46. 根据权利要求 45 所述的器械,其中所述至少一个增强超声波反射表面位于:

- a) 所述设备的表面上;和/或
- b) 所述至少一个能量输送元件的表面上;和/或
- c) 所述导管的表面上。

47. 根据权利要求 32 到 46 中任一项所述的器械,其中所述设备和/或所述导管包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。

48. 根据权利要求 47 所述的器械,其中所述用于发出局部放射治疗的装置包括铱-192 浸渍构件,所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述中心腔内或封装在被包括在所述导管内的腔或凹槽内,且其中所述铱-192 浸渍构件能够前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

49. 一种适合于在患者身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,包括:

内窥镜,其具有远端和近端,其中所述内窥镜包括第一中心腔;

导管,其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的第二中心腔;以及

消融设备,其具有远端和近端,所述远端包括适合于导致组织消融的至少一个能量输送元件;

其中所述导管能够同轴地定位在所述内窥镜的所述第一中心腔内,且所述消融设备能够同轴地定位在所述导管的所述第二中心腔内,并且其中所述导管能够向远侧地前进到所述内窥镜的所述第一中心腔外和缩回到所述内窥镜的所述第一中心腔内,且所述消融设备能够向远侧地前进到所述导管的所述第二中心腔之外和缩回到所述导管的所述第二中心腔内。

50. 根据权利要求 49 所述的器械,其中所述导管包括穿透构件,所述穿透构件具有包括适合于穿透组织的锐利尖端的远端。

51. 根据权利要求 49 或权利要求 50 所述的器械,其中所述设备可滑动地定位在所述导管的所述第二中心腔内,且所述导管可滑动地定位在所述内窥镜的所述第一中心腔内。

52. 根据权利要求 49 到 51 中任一项所述的器械,其中所述消融设备包括导管,例如超薄导管,或者包括导丝。

53. 根据权利要求 49 到 52 中任一项所述的器械,其中所述消融设备包括长形主体,所述长形主体包括导电芯部,绝缘层沿着所述长形主体的至少一部分围绕所述导电芯部定位。

54. 根据权利要求 49 到 53 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述设备的所述远侧尖端处。

55. 根据权利要求 49 到 54 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

56. 根据权利要求 49 到 55 中任一项所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置,所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

57. 根据权利要求 49 到 56 中任一项所述的器械,其中所述导管包括在其远端处的至少一个能量输送元件。

58. 根据权利要求 57 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件位于所述导管的所述远侧尖端处。

59. 根据权利要求 58 所述的器械,其中所述至少一个能量输送元件从由下列器件组成的组选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

60. 根据权利要求 49 到 59 中任一项所述的器械,其中所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。

61. 根据权利要求 49 到 60 中任一项所述的器械,其中所述器械包括至少一个增强超声波反射表面。

62. 根据权利要求 61 所述的器械,其中所述至少一个增强超声波反射表面位于:

- a) 所述设备的表面上;和/或
- b) 所述至少一个能量输送元件的表面上;和/或
- c) 所述导管的表面上。

63. 根据权利要求 49 到 62 中任一项所述的器械,其中所述设备和/或所述导管包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。

64. 根据权利要求 63 所述的器械,其中所述用于发出局部放射治疗的装置包括铱-192 浸渍构件,所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述中心腔内或封装在被包括在所述导管内的腔或凹槽内,且其中所述铱-192 浸渍构件能够前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

65. 一种适合于在患者身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,包括:

内窥镜,其具有远端和近端,其中所述内窥镜包括中心腔;以及

消融设备,其具有远端和近端,所述远端包括适合于导致组织消融的至少一个能量输送元件;

其中所述消融设备能够同轴地定位在所述内窥镜的所述中心腔内,且能够向远侧地前进到所述内窥镜的所述中心腔之外和缩回到所述内窥镜的所述中心腔内。

66. 一种使用根据权利要求 17 到 31 中任一项所述的器械在患者身体中的特定治疗部位处消融组织的方法,包括:

使所述内窥镜沿着中空器官朝着所述治疗部位前进,直到所述内窥镜的所述远端靠近于所述治疗部位定位;

使所述穿透构件的所述远端前进到所述消融设备的所述远端之外,并超过所述内窥镜的所述远端,以便穿透所述中空器官的组织壁;

使所述消融设备的所述远端前进到所述内窥镜的所述远端之外并穿过所述中空器官的所述组织壁,直到所述至少一个加热元件靠近于所述治疗部位定位或位于所述治疗部位处;

激活所述至少一个能量输送元件,以产生所述治疗部位处的组织消融;以及
在完成组织消融后,从身体收回所述器械。

67. 一种使用根据权利要求 49 到 64 中任一项所述的器械在患者身体中的特定治疗部位处消融组织的方法,包括:

使所述内窥镜沿着中空器官朝着所述治疗部位前进,直到所述内窥镜的所述远端靠近于所述治疗部位定位;

使所述导管的所述远端前进到所述内窥镜的所述远端之外,以便穿透所述中空器官的组织壁;

使所述消融设备的所述远端前进到所述导管的所述远端之外并穿过所述中空器官的所述组织壁,直到所述至少一个加热元件靠近于所述治疗部位定位或位于所述治疗部位处;

激活所述至少一个能量输送元件,以产生所述治疗部位处的组织消融;以及
在完成组织消融后,从身体收回所述器械。

改进的消融器械

技术领域

[0001] 本发明涉及用于实施内窥镜和经皮介入性手术的装置和方法。特别地,本发明涉及用于消融身体中的病变的器械和方法。

背景技术

[0002] 病变是在生物体的身体中或身体上的任何类型的异常组织,其通常已经被疾病或创伤损坏。病变,例如由于肿瘤导致的病变,是死亡和病态的主要原因。身体内的实体肿瘤可能由于原发性癌或接着原发性癌的转移的继发性肿瘤。癌性肿瘤是异常组织的实例,并且通常,围绕肿瘤的组织也将被损坏。

[0003] 将异常组织从身体移除是常常渴望的。常见的手术介入,例如通过剖腹术的手术介入,对患者来说可能是高度创伤性的并增加了大出血和感染的风险。在通过化疗已经变弱的脆弱患者中,另外的舒减疗法可能不是其中常见的大型手术是可利用的唯一已知路线的这一个选择。因此,已经存在对于较少侵入性的腹腔镜和内窥镜程序(如有可能)的增加需要。

[0004] 经皮手术程序涉及穿过在患者的皮肤中做出的切口插入治疗探头(therapeutic probe),典型地为安装在导丝(guidewire)上的导管。探头可以经由动脉或静脉的循环系统被引导到身体中的治疗部位(即血管内手术),从而减小了通过采取更传统的打开手术技术而对患者引起的更大范围的创伤的需要。

[0005] 内窥镜手术程序涉及内窥镜直接插入到身体的器官中,以检查中空器官、脉管或体腔的内部。内窥镜可以涉及,例如,胃肠道(包括食道、胃和十二指肠、小肠、大肠/结肠、胆道、直肠和肛门)、呼吸道、尿道和女性生殖系统(包括子宫颈、子宫和输卵管)。无痕操作可以使用被称为经自然腔道的内镜手术(NOTES)的手术技术来进行,在经自然腔道的内镜手术中,内窥镜穿过自然孔口,例如嘴,然后穿过例如胃、膀胱或结肠中的切口,因此避免了任何外部切口或疤痕。

[0006] 治疗探头,例如消融导管,可以穿过内窥镜的腔插入,以治疗身体中的病变。

[0007] EP 1, 870, 051 中描述了用于 RF 组织消融且经由内窥镜输送到治疗部位的治疗探头的实例。该设备包括封装在引导管内的针管,其用来刺穿治疗部位处的组织。封装在针管的腔中并从针管的远端稍微伸出的探针防止引导管被针管的锐利远端损坏。一旦针管已经刺穿治疗部位处的组织,其就从引导管被移除,且在其远端处包括电极的治疗探头就穿过引导管的腔插入,并穿过刺穿孔插入到治疗部位中。

[0008] 这种类型的设备的缺点是,在已经发生组织刺穿之后,针管和探针需要从引导管完全地移除,以允许治疗探头随后穿过引导管前进到治疗部位。在这花费的时间内,刺穿部位可能已经移动或可能发生另外的并发症。

[0009] 存在对于可以被使用以经由内窥镜或经皮路径以简单的直接且有效的方式来消融身体中的病变的器械和方法的需要。

[0010] 概述

[0011] 在本发明的第一方面中,提供了一种适合于在患者的身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,其包括:

[0012] 消融设备 (ablation device),其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的中心腔,所述远端包括适合于产生组织消融的至少一个能量输送元件;以及

[0013] 穿透构件 (penetrating member),其具有远端和近端,所述远端包括适合于刺穿组织并在所述组织中生成用于所述设备的通道的锐利尖端,

[0014] 其中所述穿透构件同轴地定位在所述设备的所述中心腔内,并且能够向远侧地前进到所述设备的所述中心腔外和缩回到所述设备的所述中心腔内。

[0015] 合适地,所述至少一个能量输送元件可以位于所述设备的所述远侧尖端处。

[0016] 所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。优选地,所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置,所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

[0017] 可选地,所述穿透构件还可以包括在其远端处的至少一个能量输送元件。合适地,所述至少一个能量输送元件可以位于所述穿透构件的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

[0018] 合适地,所述器械可以可滑动地定位在用于将所述器械以内窥镜方式输送 (endoscopic delivery) 到所述治疗部位的内窥镜的中心腔内。可选地,所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。

[0019] 所述器械还可以包括至少一个增强的超声波反射表面,所述至少一个增强的超声波反射表面合适地位于所述设备的表面上,和/或位于所述至少一个能量输送元件的表面上和/或位于所述穿透构件的表面上。

[0020] 可选地,所述穿透构件包括腔和/或沿着其长度纵向地延伸的凹槽。导丝可以位于所述穿透构件的所述腔或所述凹槽内,以帮助所述穿透构件的定位。

[0021] 合适地,所述设备和/或所述穿透构件可以包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。有利地,该装置包括铱-192 浸渍构件,所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述中心腔内或封装在被包括在所述穿透构件内的腔或凹槽内,且其中所述铱-192 浸渍构件可以前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

[0022] 在本发明的第二方面中,提供了一种适合于在患者的身体中的特定治疗部位处的内窥镜组织消融的器械,其包括:

[0023] 内窥镜,其具有远端和近端,其中所述内窥镜包括第一中心腔;

[0024] 消融设备,其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的第二中心腔,所述远端包括适合于产生组织消融的至少一个能量输送元件;以及

[0025] 穿透构件,其具有远端和近端,所述远端包括适合于刺穿组织并在所述组织中生成用于所述设备的通道的锐利尖端,

[0026] 其中所述设备能够同轴地定位在所述内窥镜的所述第一中心腔内,且所述穿透构

件能够同轴地定位在所述设备的所述第二中心腔内,并且其中所述设备能够向远侧地前进到所述内窥镜的所述第一中心腔外和缩回到所述内窥镜的所述第一中心腔内,且所述穿透构件能够向远侧地前进到所述设备的所述第二中心腔外和缩回到所述设备的所述第二中心腔内。

[0027] 可选地,所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。

[0028] 合适地,所述至少一个能量输送元件可以位于所述设备的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。优选地,所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置,所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

[0029] 所述穿透构件还可以包括在其远端处的至少一个能量输送元件。合适地,所述至少一个能量输送元件可以位于所述穿透构件的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

[0030] 可选地,所述器械可以包括至少一个增强的超声波反射表面。合适地,所述至少一个增强的超声波反射表面可以位于所述设备的表面上,和/或位于所述至少一个能量输送元件的表面上,和/或位于所述穿透构件的表面上。

[0031] 合适地,所述穿透构件可以包括腔或沿着其长度纵向地延伸的凹槽。导丝可以位于所述穿透构件的所述腔或所述凹槽内,以帮助所述穿透构件的定位。

[0032] 可选地,所述设备和/或所述穿透构件还可以包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置,优选地,所述装置包括铱-192 浸渍构件,所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述第二中心腔内或封装在被包括在所述穿透构件内的腔或凹槽内,且其中所述铱-192 浸渍构件可以前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

[0033] 在本发明的第三方面中,提供了一种适合于在患者的身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,其包括:

[0034] 导管,其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的中心腔;以及

[0035] 消融设备,其具有远端和近端,所述远端包括适合于导致组织消融的至少一个能量输送元件;

[0036] 其中所述消融设备能够同轴地定位在所述导管的所述中心腔内,且能够向远侧地前进到所述导管的所述中心腔外和缩回到所述导管的所述中心腔内。

[0037] 合适地,所述导管包括穿透构件,所述穿透构件具有包括适合于穿透组织的锐利尖端的远端。

[0038] 所述设备可以可滑动地定位在所述导管的所述中心腔内。

[0039] 合适地,所述消融设备包括导管,例如超薄导管,或者包括导丝。

[0040] 可选地,所述消融设备包括长形主体,所述长形主体包括导电芯部,绝缘层沿着所述长形主体的至少一部分围绕所述导电芯部定位。

[0041] 合适地,所述至少一个能量输送元件可以位于所述设备的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多

个射频电极；微波能量源；超声能量源；不可逆电穿孔能量源；以及电流能量源。优选地，所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置，所述双极射频电极布置包括位于所述设备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

[0042] 可选地，所述导管可以包括在其远端处的至少一个能量输送元件。合适地，所述至少一个能量输送元件可以位于所述导管的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择：单极射频电极布置；双极射频电极布置；多个射频电极；微波能量源；超声能量源；不可逆电穿孔能量源；以及电流能量源。

[0043] 合适地，所述器械可以可滑动地定位在用于所述器械到所述治疗部位的内窥镜方式输送的内窥镜的中心腔内。可选地，所述内窥镜包括在其远端处的超声换能器。

[0044] 所述器械还可以包括至少一个增强的超声波反射表面。合适地，所述至少一个增强的超声波反射表面位于所述设备的表面上，和/或所述至少一个能量输送元件的表面上，和/或所述导管的表面上。

[0045] 可选地，所述设备和/或所述导管可以包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。合适地，所述用于发出局部放射治疗的装置包括铱-192 浸渍构件，所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述中心腔内或封装在被包括在所述导管内的腔或凹槽内，且其中所述铱-192 浸渍构件可以前进超过所述器械的所述远侧尖端，以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

[0046] 在本发明的第四方面中，提供了一种适合于在患者的身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械，其包括：

[0047] 内窥镜，其具有远端和近端，其中所述内窥镜包括第一中心腔；

[0048] 导管，其具有远端和近端以及沿着其长度延伸的第二中心腔；以及

[0049] 消融设备，其具有远端和近端，所述远端包括适合于导致组织消融的至少一个能量输送元件；

[0050] 其中所述导管能够同轴地定位在所述内窥镜的所述第一中心腔内，且所述消融设备能够同轴地定位在所述导管的所述第二中心腔内，并且其中所述导管能够向远侧地前进到所述内窥镜的所述第一中心腔外和缩回到所述内窥镜的所述第一中心腔内，且所述消融设备能够向远侧地前进到所述导管的所述第二中心腔外和缩回到所述导管的所述第二中心腔内。

[0051] 合适地，所述导管包括穿透构件，所述穿透构件具有包括适合于穿透组织的锐利尖端的远端。

[0052] 所述设备可以可滑动地定位在所述导管的所述第二中心腔内，且所述导管可以可滑动地定位在所述内窥镜的所述第一中心腔内。

[0053] 合适地，所述消融设备包括导管，例如超薄导管，或者包括导丝。

[0054] 可选地，所述消融设备包括长形主体，所述长形主体包括导电芯部，绝缘层沿着所述长形主体的至少一部分围绕所述导电芯部定位。

[0055] 合适地，所述至少一个能量输送元件可以位于所述设备的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择：单极射频电极布置；双极射频电极布置；多个射频电极；微波能量源；超声能量源；不可逆电穿孔能量源；以及电流能量源。优选地，所述至少一个能量输送元件包括双极射频电极布置，所述双极射频电极布置包括位于所述设

备的所述远端处的第一电极和位于所述第一电极近端侧的位置处的第二电极。

[0056] 所述导管还可以包括在其远端处的至少一个能量输送元件。合适地,所述至少一个能量输送元件可以位于所述导管的所述远侧尖端处。所述至少一个能量输送元件可以从下列器件选择:单极射频电极布置;双极射频电极布置;多个射频电极;微波能量源;超声能量源;不可逆电穿孔能量源;以及电流能量源。

[0057] 可选地,所述内窥镜可以包括在其远端处的超声换能器。

[0058] 所述器械可以包括至少一个增强的超声波反射表面。合适地,所述至少一个增强的超声波反射表面可以位于所述设备的表面上,和/或所述至少一个能量输送元件的表面上,和/或所述导管的表面上。

[0059] 可选地,所述设备和/或所述导管可以包括用于在其远端处发出局部放射治疗的装置。合适地,所述用于发出局部放射治疗的装置包括铱-192 浸渍构件,所述铱-192 浸渍构件封装在所述设备的所述中心腔内或封装在被包括在所述导管内的腔或凹槽内,且其中所述铱-192 浸渍构件可以前进超过所述器械的所述远侧尖端,以便使所述特定治疗部位受到局部放射治疗。

[0060] 在本发明的第五方面中,提供了一种适合于在患者的身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械,其包括:

[0061] 内窥镜,其具有远端和近端,其中所述内窥镜包括中心腔;以及

[0062] 消融设备,其具有远端和近端,所述远端包括适合于导致组织消融的至少一个能量输送元件;

[0063] 其中所述消融设备能够同轴地定位在所述内窥镜的所述中心腔内,且能够向远侧地前进到所述内窥镜的所述中心腔外和缩回到所述内窥镜的所述中心腔内。

[0064] 在本发明的第六方面中,提供了一种使用如上所述的第二实施方式的器械在患者的身体中的特定治疗部位处消融组织的方法,其包括:

[0065] 使所述内窥镜沿着中空器官朝着所述治疗部位前进,直到所述内窥镜的所述远端靠近于所述治疗部位定位;

[0066] 使所述穿透构件的所述远端前进到所述消融设备的所述远端外,并超过所述内窥镜的所述远端,以便穿透所述中空器官的组织壁;

[0067] 使所述消融设备的所述远端前进到所述内窥镜的所述远端外并穿过所述中空器官的所述组织壁,直到至少一个加热元件靠近于所述治疗部位定位或位于所述治疗部位处;

[0068] 激活所述至少一个能量输送元件,以产生所述治疗部位处的组织消融;以及

[0069] 在完成组织消融后,从身体收回所述器械。

[0070] 在本发明的第七方面中,提供了一种使用根据如上所述的第四实施方式的器械在患者的身体中的特定治疗部位处消融组织的方法,其包括:

[0071] 使所述内窥镜沿着中空器官朝着所述治疗部位前进,直到所述内窥镜的所述远端靠近于所述治疗部位定位;

[0072] 使所述导管的所述远端前进到所述内窥镜的所述远端外,以便穿透所述中空器官的组织壁;

[0073] 使所述消融设备的所述远端前进到所述导管的所述远端外并穿过所述中空器官

的所述组织壁,直到至少一个加热元件靠近于所述治疗部位定位或位于所述治疗部位处;

[0074] 激活所述至少一个能量输送元件,以产生所述治疗部位处的组织消融;以及

[0075] 在完成组织消融后,从身体收回所述器械。

[0076] 附图

[0077] 为了使本发明可以被更加容易地理解,现在将通过实施例的方式对附图做出参考,在附图中:

[0078] 图 1 示出了本发明的实施方式的示意性侧视图,其中消融设备包括导管,导管具有在其远端处的双极 RF 电极布置以及在其近端处的用户控制中枢 (user control hub)。穿透构件封装在消融设备的腔中。

[0079] 图 2 示出了如图 1 所示的本发明的消融设备的远端的横截面示意性侧视图。

[0080] 图 3 示出了在用于与本发明的消融设备一起使用的超声内窥镜的远端处的成像区域的示意性侧视图。

[0081] 图 4 示出了图 3 的超声内窥镜的横截面示意性侧视图,其中如图 1 所示的本发明的消融设备定位在内窥镜的腔中,如同其将在插入阶段期间。封装在消融设备的腔内的穿透构件显示在缩回位置中。

[0082] 图 5 示出了图 3 的超声内窥镜的横截面示意性侧视图,其中如图 1 所示的本发明的消融设备定位在内窥镜的腔中。穿透构件显示在前进位置中,由此穿透构件的远端延伸超过消融设备的远端,以便能够刺穿相邻组织。

[0083] 图 6 示出了图 3 的超声内窥镜的示意性侧视图,其中如图 1 所示的本发明的消融设备定位在内窥镜的腔中,如同其将在治疗阶段期间。消融设备显示在前进位置中。

[0084] 图 7 示出了在如图 1 所示的本发明的消融设备的近端处的用户控制中枢的横截面示意性侧视图。

[0085] 图 8 示出了本发明的实施方式的示意性侧视图,其中消融设备包括具有在其远端处的双极 RF 电极布置以及在其近端处的用户控制中枢的导管。穿透构件封装在消融设备的腔中,且导丝封装在穿透构件的腔内。穿透构件显示在缩回位置中。

[0086] 图 9(a) 和 (b) 示出了图 8 的本发明的示意性侧视图,其中穿透构件显示在前进位置中。

[0087] 图 10 示出了图 8 的本发明的用户控制中枢的横截面示意性侧视图。

[0088] 图 11 示出了本发明的实施方式的示意性侧视图,其中消融设备包括弯曲的导管。消融设备定位在内窥镜的腔中,如同其将在插入阶段期间。

[0089] 图 12 示出了如图 11 所示的本发明的消融设备的示意性侧视图,其中穿透构件显示在前进位置中,由此穿透构件的远端延伸超过消融设备的远端,以便能够刺穿邻近组织。

[0090] 图 13 示出了如图 11 所示的本发明的消融设备的示意性侧视图,其中消融设备显示在前进位置中,如同其将在治疗阶段期间,且双极电极布置定位在期望的治疗部位处。导丝封装在穿透构件的腔中。

[0091] 图 14(a) 示出了由本发明的消融设备上的双极电极布置产生的加热区域 (由虚线显示) 的示意性侧视图。图 14(b) 示出了当另外的电极定位在穿透构件上时产生的加热区域的示意性侧视图。可选的超声波反射表面显示在消融设备的主体上。

[0092] 图 15 示出了本发明的实施方式的示意性侧视图,其中消融设备包括在消融设备

的相邻于双极电极和在双极电极之间的表面上以及在穿透构件的表面上增加超声波反射的区域。

[0093] 图 16 示出了如图 15 所示的本发明的表面涂敷层的横截面示意性侧视图,其中增加超声波反射的区域包括以基体形式的充气微气球的涂层。

[0094] 图 17 示出了如图 15 所示的本发明的表面涂敷层的横截面示意性侧视图,其中增加超声波反射的区域包括不均匀的表面小球体。

[0095] 图 18 示出了如图 15 所示的本发明的表面涂敷层的横截面示意性侧视图,其中增加超声波反射的区域包括限制在涂层中的气囊。

[0096] 图 19 示出了本发明的实施方式的横截面示意性侧视图,其中消融设备包括在双极电极布置上的增加超声波反射的区域。中空微纤维散布在电极的导体之间以改进超声回波。

[0097] 图 20 示出了如图 15 所示的本发明的示意性侧视图,其中增加超声波反射的区域包括压电材料。

[0098] 图 21 示出了本发明的实施方式的示意性侧视图,其中消融设备定位在超声内窥镜中,该超声内窥镜具有定位在其近端处的运动检测器。“d”是消融设备从内窥镜的远端伸出的距离。

[0099] 图 22(a) 和 (b) 示出了本发明的另外的消融设备。

[0100] 图 23 示出了图 22(a) 和 (b) 的本发明的消融设备的布置。

[0101] 图 24 示出了图 22(a) 和 (b) 的消融设备被同轴地放置在穿透构件的腔内。

[0102] 详细描述

[0103] 本文中使用的术语具有与本领域中普通技术人员所理解的含义相同的含义,除非另有说明。

[0104] 在图 1 和 2 中示出了本发明的实施方式。消融设备(也被称为设备)包括长形导管 2,长形导管 2 包括近端 14 和远端,用户在近端 14 处执行对设备的控制,该远端具有包括远侧电极 16 和近侧电极 18 的双极射频(RF)电极布置。导管的远端通常位于患者的身体内的相邻于或接近于执行治疗的位置的部位处。设备的远端包括远侧尖端(其与设备的远侧末端同义)以及靠近于或相邻于远侧尖端的区域。

[0105] 电极 16 和 18 连接到 RF 能量源的相反极性。使用中,RF 电流在电极 16 和 18 之间流动,且取决于电极之间的距离而引起电极之间的受控加热区域,该受控加热区域用来消融治疗部位处的周围组织(见图 14(a))。在不需要大量组织消融的情况下,设备可以仅仅将能量(例如,RF 能量、电阻加热能量、微波能量、超声能量或不可逆电穿孔能量,如在下面更详细地描述的)输送到治疗部位,例如,以没有高到足以引起周围组织的全部破坏/消融的量。

[0106] 导管 12 具有中心腔 13,其封装合适地为探针、套管针或针的刺穿或穿透构件 20。穿透构件 20 是具有用于刺穿组织并生成通道的锐利的或尖锐的远侧尖端或终端的探头,且穿透构件 20 可以设置有或没有腔,即其可以是中空的或实心的。可选择地,穿透构件可以完全地或仅仅部分地占据中心腔 13。例如,穿透构件可以沿着其长度设置有凹槽或压痕,或者当在横截面中查看时,其可以包括部分圆。

[0107] 如图 1 和 2 所示,导管 12 的中心腔 13 封装不锈钢或镍钛诺的中空穿透构件 20。

穿透构件 20 在其远端处设置有锐利的尖端 22, 尖端 22 用来刺穿和穿透治疗部位处的组织。穿透构件 20 的腔允许组织消融期间释放的气体和流体的排放。包括药品的物质可以穿过穿透构件 20 的腔给予到治疗部位。此外, 腔可以用来将设备例如纳米传感器输送到治疗部位。穿透构件 20 的腔也可以用作吸出通道, 以从治疗部位抽取流体和 / 或采取组织活检。可以采取组织活检以确定疾病在治疗部位处的存在或程度, 例如恶性肿瘤。此外, 穿透构件的腔可以作用为导丝通道。在本发明的穿透构件 20 不包括腔的实施方式中, 通过沿着其长度形成的前述可选的纵向凹槽或通道可以获得等效益处。

[0108] 在本发明的实施方式中, 导管 12 可以朝着治疗部位穿过内窥镜 24 的腔输送。在该配置中, 内窥镜 24、导管 12 和穿透构件 20 彼此同轴对齐。使用中, 内窥镜 24、导管 12 和穿透构件 20 的近端位于患者的身体外部, 以便允许由使用者控制。远端朝着身体内的治疗部位前进并最终定位在治疗部位附近或定位在治疗部位处。如图 3 所示, 内窥镜 24 可以在其远端处设置有超声换能器 26, 以提供治疗部位的图像。这允许导管和 / 或穿透构件的远端的精确可视化和定位, 使得消融能量可以被准确地给予到治疗部位处的目标组织。内窥镜的远端包括远侧尖端 (其与内窥镜的远侧末端同义) 以及靠近于或相邻于远侧尖端的区域。

[0109] 在本发明的实施方式中, 一旦内窥镜已经达到其最大展开长度, 设备就延伸内窥镜的有效范围。设备延伸超过超声内窥镜的视野也是可能的。

[0110] 通常, 本发明的器械根据治疗的三个主要阶段来操作: 插入阶段、治疗阶段以及移除阶段。插入阶段包括设备的内窥镜插入 (可选地, 如果需要, 则先进行导丝穿过穿透构件的腔的插入) 以及设备到执行治疗的治疗部位的定位。治疗阶段包括给予足够的能量以热消融周围组织。移除阶段包括设备从治疗部位的移除, 通常沿着初始插入路径返回。

[0111] 在插入阶段中, 封装导管 12 的内窥镜 24 朝着治疗部位沿着所需的中空器官前进, 中空器官例如, 包括食道、胃和十二指肠、小肠、大肠 / 结肠、胆道和直肠的胃肠道; 呼吸道; 尿道; 或者包括子宫和输卵管的女性生殖系统。在插入阶段期间, 穿透构件 20 完全地保持在导管 12 的腔 13 内, 如图 4 所示。这被称为缩回位置并防止穿透构件 20 的锐利尖端 22 损坏内窥镜 24 或超声换能器 26 的内表面。当在缩回位置中时, 穿透构件 20 提供对导管 12 的附加结构支撑。

[0112] 还可能的是, 内窥镜 24 插入到身体中, 且仅在一旦内窥镜的远端已经达到所需位置, 导管 12 才插入到内窥镜的腔中。

[0113] 如图 7 所示, 导管 12 和穿透构件 20 进出治疗部位的前进和缩回由定位在导管 12 的近端处的中枢 40 来控制, 中枢 40 在使用时位于患者的身体外部。中枢包括保持穿透构件 20 同轴对齐在导管 12 的腔 13 内的扭转锁 42。一旦穿透构件 20 被锁定在导管 12 的腔 13 内的合适位置中, 设备就可以被装载到内窥镜 24 的腔中。通过使扭转锁 42 旋转, 用户可以任意地使穿透构件 20 在导管 12 的腔 13 中以受控方式前进或缩回。扭转锁可以具有用于穿透构件的粗略和精确前进的设置。扭转锁的长度将决定穿透构件 20 超过导管 12 的远端的暴露长度。通常, 导管 12 和 / 或穿透构件 20 将前进 1mm 和 200mm 之间, 优选地 5mm 和 100mm 之间, 更优选地 10mm 和 50mm 之间。

[0114] 当内窥镜 24 的远端相邻于或接近于治疗部位定位时, 导管 12 的远端前进到内窥镜 24 的腔外。一旦导管 12 的远端已经前进超过超声换能器 26, 穿透构件 20 的远端就前进

到导管 12 的腔 13 外,如图 5 所示,且穿透构件 20 的锐利尖端 22 穿透内窥镜位于其中的中空器官的组织壁。导管 12 的远端然后穿过由穿透构件 20 生成的刺穿孔 / 伤口 / 管道前进到组织中,如图 6 所示,直到远侧电极 16 和 18 位于所需的治疗部位处或相邻于所需的治疗部位。治疗部位通常是病变或肿瘤。

[0115] 在治疗阶段期间,RF 电流被激活,使得受控加热区域在远侧电极 16 和近侧电极 18 之间生成(见图 14(a))。RF 电流合适地以 100kHz 和 5MHz 之间的频率,优选约 460kHz 的频率。激活时间通常在约 0.1 秒和约 180 秒之间。这引起治疗部位处的周围组织的消融。在设备与在其远端处具有超声换能器的内窥镜一起使用的情况下,典型地使用低热以持续少量时间,以避免对超声换能器的可能损坏。超声换能器 26 用来将主要组织目标定位在成像视野内并将导管 12 的远端定位在所需的治疗部位处。从换能器 26 发出的超声波被反射离开穿透构件 20 的远端和导管 12 的远端以及周围组织的表面,并返回到换能器以提供治疗部位的图像。由双极电极布置生成的加热区域引起周围组织中的流体达到沸腾温度,且释放的气体还有助于治疗部位的超声成像。

[0116] 穿透构件 20 可以在消融之前缩回到导管 12 中,或者可以在整个消融过程中保持在延伸构型中,如图 6 所示。在导丝 30 位于穿透构件 20 的腔中的情况下(如图 8 到 10 所示),在整个消融过程中将穿透构件 20 保持在延伸构型中具有保护导丝 30 以免于可能的热损坏的优势。

[0117] 一旦完成主要组织目标的消融,导管 12 连同穿透构件 20 就被从治疗部位撤退到内窥镜 24 的腔中,且内窥镜 24 可以从中空器官撤退。可选择地,设备可以部署到附近的另一个位置。

[0118] 在治疗期间可能潜在地出现的问题是设备的一个或多个电极粘着 / 附着到正在治疗部位处被消融的组织。明显地,这在治疗部位靠近于关键器官、神经或血管的情况下以及在设备的撤退将由于撕裂而引起附加的组织创伤的情况下是不期望的。在本发明的特定实施方式中,减少或避免组织粘着 / 附着的一种途径是在治疗期间连续或间歇地使设备稍微前后旋转和 / 或前进(例如经过几毫米)。设备的旋转和 / 或横向运动可以在设备的近端处的患者外部由用户手动或使用旋转 / 横向运动设备自动地控制。设备的连续或间歇的运动帮助减少电极附着到组织的可能性。

[0119] 可选地,设备的远侧电极 16 和 18 可以在设备从治疗部位撤回时用来麻木和密封刺穿孔。刺穿孔也可以通过本领域技术人员已知的其它手段来密封,例如通过缝合或装钉。已经穿过穿透构件 20 的腔输送到治疗部位的任何药物和 / 或设备可以通过密封刺穿孔而被限制在治疗部位中。

[0120] 在本发明的可选择的实施方式中,代替被内窥镜地输送到治疗部位,设备可以穿过在患者的皮肤中做出的切口而经皮插入。设备可以经由动脉和静脉的循环系统被引导到治疗部位。

[0121] 在本发明的又一种实施方式(未示出)中,设备可以用来引起中空解剖结构的内窥镜下闭合,中空解剖结构例如一系列直径从大到小的血管。

[0122] 在本发明的另一种实施方式中,设备可以穿过身体的中空器官、脉管或腔体例如 GI 道中的自然孔口被直接输送到消融部位,而不使用内窥镜。

[0123] 如图 8 到 10 所示,在本发明的可选择的实施方式中,导丝 30 可以封装在穿透构件

20 的腔内以辅助设备的跟踪。一旦穿透构件 20 和导管 12 已经定位在所需的治疗部位处,导丝 30 就可以从穿透构件 20 移除。如在图 10 中最清楚地示出的,导丝 30 的近端可以至少部分地安置在穿透构件 20 的近端内。可选择地,导丝可以在设备移除后被留在合适的位置中,以允许其他设备接近治疗位置。

[0124] 在图 11 到 13 中示出了本发明的另一种实施方式。该设备类似于本发明的第一实施方式的设备,除了导管 12 通过使用在导管主体内包括的热形成弹性线或镍钛诺可以随着其前进到内窥镜 24 的远端外而形成弯曲的之外。曲度将部分地依据导管 12 从内窥镜 24 的出口点和组织进入点之间的距离。导管 12 的弯曲有利地允许设备遵循超声换能器 26 的成像区内的路径。这也使设备能够在患者的局部解剖特别地具有挑战性的区域中使用。

[0125] 如图 13 所示,在本发明的实施方式中,导丝 30 被封装在穿透构件 20 的腔内是可能的。

[0126] 在本发明的另一种实施方式中,导管 12 在其远端处如上所述地设置有双极 RF 电极布置,并且此外,穿透构件 20 也在其远端处设置有 RF 电极 17。穿透构件的远端包括远侧尖端(其与穿透构件的远侧末端同义)以及靠近于或相邻于该远侧尖端的区域。如图 14(b) 所示,电极 17 在穿透构件 20 上的添加增加了设备的有效加热场,从而延长了消融区域。治疗后,电极 17 还可以有利地在设备从身体撤回时用来密封和关闭中空器官壁的穿刺部位。通过增加电极 17 和导管 12 的远侧尖端之间的距离,消融区域的形状和长度可以由用户根据需要来变化。也可以使用包括双极 RF 电极布置或 RF 电极阵列的穿透构件。

[0127] 在本发明的可选择的实施方式(未示出)中,设备在其远端处设置有单一射频(RF)电极(单极电极布置)。与患者的身体接触的接地板提供了另外的电极极性并完成 RF 电路。单极电极和接地板连接到 RF 能量源的相反极性。当设备在使用时,RF 电流在单极电极和接地板之间流动,引起围绕单极电极的局部加热区域,该局部加热区域用来消融治疗部位处的异常组织。

[0128] 在本发明的另一种实施方式(未示出)中,设备可以包括电极阵列,使得热消融可以沿着治疗部位的增加部分发生。

[0129] 在本发明的可选择的实施方式(未示出)中,除了 RF 能量之外或者代替 RF 能量,可以使用微波能量、超声能量、不可逆的电穿孔和电流来将能量施加到治疗部位。在微波能量的情况下,两个导电柱体可以安装在设备的长形主体上,两个导电柱体之间有小的间隔,使得其形成偶极天线。柱体可以连接到同轴电缆,该同轴电缆可以供应频率在 200MHz 和 5GHz 之间的微波能量。当微波能量被施加到同轴电缆时,偶极将作用为微波辐射源,其将作为柱面波传播,把热置于紧挨着设备的区域中。

[0130] 在超声能量的情况下,压电材料的柱体,例如 PZT-4,可以安装在设备的远端上。合适地由银、金或者钛或钨合金制成的电极通常镀在柱体的内外表面上。RF 能量可以以一定超声频率施加在电极之间,例如能量通常将在 200kHz 和 20MHz 之间。这产生了将向外辐射并引起组织消融的柱面超声波。

[0131] 在不可逆的电穿孔(IRE)的情况下,快速脉冲电场在电极布置内产生,从而生成了在周围组织细胞的膜中的永久孔隙。由于细胞内稳态以非热方式的失去,对细胞膜的损害引起细胞死亡。IRE 导致高度集中并良好地界定的消融区域,并且可以减少对健康的组织、血管和连接组织的外围损害。

[0132] 在本发明的特定实施方式中,双极(或多极)布置设置在设备的远端处,由此能量输送元件包括能够以微到纳秒脉冲的形式输送高电场的电极。电极与位于患者的身体外部的 IRE 发生器(例如,Queensbury NY,USA(美国纽约州昆斯伯里)的 AngioDynamics 有限公司的 NanoKnife® IRE 系统,或者 Cliniporator™,Igea,Carpi,Italy)接触,并且能够在长度上从纳秒直到约 100 微秒范围的多个脉冲的形式输送直到约 3kV 的直流电场。通常,给予每个病变至少 2 个和至多 500 个脉冲,取决于将被消融的组织尺寸。用在本发明的 IRE 实施方式中的电极设计和布局与用于在本文中描述的 RF 实施方式的电极设计和布局大体相同。

[0133] 在电流能量的情况下,除射频消融以外,电流可以采取电阻加热的形式。

[0134] 包括单极 RF 电极布置、双极 RF 电极布置或 RF 电极阵列的穿透构件可以与具有各种不同的能量输送源/元件,例如一个或多个 RF 电极、微波能量、超声能量、不可逆电穿孔、电流等的前述设备中的任何一起使用。此外,代替或除了一个或多个 RF 电极,穿透构件其自身可以设置有前述可选择的能量输送元件中的任何,例如微波能量、超声能量、不可逆电穿孔、以电阻加热形式的电流等。例如,在设备在其远端处设置有单一射频(RF)电极(单极电极布置)的情况下,优选地在其远端处包括单一 RF 电极的穿透构件可以代替接地板使用来完成 RF 电路。

[0135] 在图 22-24 中示出了本发明的可选择的实施方式。消融设备(也被称为设备)包括长形主体,长形主体包括沿着其长度延伸的导电芯部构件和绝缘或非导电材料的外衬套。消融设备通常包括导丝或小直径(小于 0.6mm)的导管。图 22(a) 示出了消融设备 80,其中中心导电芯部区域暴露在远侧尖端处,以形成无涂层的电极 88。衬套或涂层 87 作用为使设备的其余部分与环境隔离,以便防止受控区域外部的消融或短路。图 22(a) 中示出的电极 88 包括锥形或尖锐尖端以帮助组织穿透,尽管在可选择的实施方式中,尖端可以是平端。设备 80 的中心芯部包括导电材料,例如金属或金属合金,包括钢、镍钛诺、金或铂,从而允许连接到外部地定位的能量产生器,例如 RF 产生器或不可逆电穿孔产生器。

[0136] 在图 22(b) 中,设备 90 包括盘绕或编织的导电芯部,其暴露在远侧尖端处以形成电极 98。盘绕导电芯部的使用提供了增加设备在使用时的灵活性的优势。可选地,通过提供由将孔隙引入到外绝缘涂层 87、97(见图 23)中而形成的一个或多个窗口 88'、98' 来改进设备 80、90 的电极。窗口 88'、98' 的作用是双重的。首先,增加消融设备 80、90 的尖端的超声回声反射性(见稍后关于超声回声反射性的谈论),以及其次控制电极 88、98 的功率分布和能量输送特性。

[0137] 消融设备 80、90 适合于同轴放置在具有锐利或尖锐的远端的刺穿或穿透构件 100 的中心腔内(见图 24(a) 和 (b))。在本发明的实施方式中,使用中,穿透构件 100 位于内窥镜 24(合适地在活检通道内)的腔内,且内窥镜在相邻于需要治疗部位例如病变或肿瘤部位的位置处被放置在患者的身体内。穿透构件可以包括具有中心腔的消融设备 80、90。通常,穿透构件 100 将从内窥镜 24(可选地在超声或其他引导下)远侧地前进到组织中,直到穿透构件 100 的远侧尖端位于病变内或充分地靠近于病变。此时,消融设备 80、90 可以从穿透构件 100 的远侧尖端前进,且能量根据需要一次或多次施加到组织或病变。完成消融阶段后,设备 80、90 可以撤回到穿透构件 100 中,穿透构件 100 进而可以从组织向后撤回到内窥镜 24 的中心腔中。

[0138] 在可选择的布置（未示出）中，代替具有在远侧尖端处形成单极电极的导电芯部的单一暴露区域，消融设备（例如，窄导管或导丝）可以包括两个或多个暴露区域，以形成双极电极布置或电极阵列。最远侧电极可以位于设备的远侧尖端处或靠近于设备的远侧尖端。电极可以将 RF 能量、电阻加热能量或不可逆电穿孔能量给予到治疗部位。另外，穿透构件可以设置有一种或多种能量输送元件，例如，RF 能量、微波能量、超声能量、不可逆电穿孔、以电阻加热形式的电流等，如关于以前的实施方式中的任何所讨论的。

[0139] 代替具有如上所述或如图 22-24 所示的，即通过暴露设备的中心导电芯部而形成的无涂层电极的消融设备，电极可以通过任何其它方法形成或采取本领域已知的任何其它形式。例如，电极可以由导电芯部单独地制造并且可以附接到设备，使得其与导电芯部相连接或以其它方式连接到外部地定位的能量产生器。电极可以将 RF 能量、电阻加热能量或不可逆电穿孔能量给予到治疗部位。可选择地，如前所述，消融设备可以包括能够输送微波能量或超声能量的一种或多种能量输送元件。

[0140] 在本发明的可选择的实施方式中，消融设备 80、90（如在图 22-24 中的任何中所示出的或如在以上的可选择实施方式中的任何中所描述的，例如单极或双极窄导管或导丝等）也可以代替穿透构件与导管组合使用，即消融设备可以位于导管的腔内。导管可以采取如图 1-21 中的任何中所示出的或者如在以上的实施方式中的任何中所描述的导管的形式，例如具有诸如 RF 电极、IRE 等的一种或多种能量输送源 / 元件的单极或双极导管。例如，单极消融设备可以与单极导管一起使用以生成可以是双极 RF 能量电路的双极电路。可选地，在其腔中封装消融设备的导管可以位于内窥镜（合适地在活检通道内）的腔内，且内窥镜可以在相邻于需要治疗部位例如病变或肿瘤部位的位置处放置在患者的身体内。在消融设备包括具有尖锐或锐利尖端的远侧电极的情况下（例如，如图 22(a) 所示），电极其自身可以用来刺穿组织，生成用于设备和导管的通道以接近治疗部位。在电极是平端的情况下，穿透或刺穿构件或探头（以上述形状中的任何）可以首先沿着内窥镜的腔前进以刺穿组织，并可选地采取组织活检，且然后从内窥镜缩回且移除。在将穿透构件从内窥镜移除后，消融设备和同轴地对准的外导管可以同时或连续地朝着治疗部位沿着内窥镜的腔向下前进。

[0141] 在本发明的另外的实施方式（未示出）中，消融设备（根据上述实施方式中的任何，例如单极或双极导管、窄导管或导丝等）可以位于内窥镜（合适地在活检通道内）的腔内。在该布置中，使用中，不需要同轴对准的导管或同轴对准的穿透构件。在消融设备包括具有尖锐或锐利的尖端的远侧电极的情况下（例如，如图 22(a) 所示），电极其自身可以用来刺穿组织，生成用于设备的通道以接近治疗部位。在电极是平端的情况下，刺穿或穿透构件或探头（根据上述实施方式中的任何）可以首先沿着内窥镜的腔前进以刺穿组织，且然后从内窥镜移除。在将穿透构件移除后，消融设备可以朝着治疗部位沿着内窥镜的腔向下前进。

[0142] 在本发明的另一种实施方式中，设备包括以前的实施方式中的任何，但是还包括增强的回声反射表面以改进设备在所需的治疗部位处的超声成像和定位。增强的超声回声反射性通过在设备表面上，特别是设备的远端的表面上，且可选地在穿透构件（根据上述实施方式中的任何）的表面和 / 或导丝 30 的表面上一个或多个增加超声波反射的区域或部分来提供。如图 15 所示，增加超声波反射的区域 50 可以位于设备（导管 12）的相邻于

双极电极 16 和 18 或者在双极电极 16 和 18 之间的表面上,以及在穿透构件 20 的表面上。

[0143] 如本文所使用的,术语“超声波反射”包括镜面反射超声波和分散反射超声波。镜面反射波通常被认为是除非表面垂直于超声波否则以镜像于入射角的角度从表面弹回且不返回到换能器的波。散射波以一宽范围的角度反射,且这些波的一部分将返回到超声换能器。

[0144] 在本发明的之前实施方式中,设备(例如,导管 12 或窄导管/导丝 80、90)、能量输送元件(例如,电极 16 和 18,88 和 98)、穿透构件(例如 20 和 100)以及导丝 30 在形状上全部是大体柱形的或环形的,且具有平滑的表面。这意味着打到这些表面的入射超声波中的许多沿着远离超声换能器 26 的方向镜面反射,且返回到超声换能器 26 的回声信号从而可以是相对弱的。这可能导致治疗部位的不精确图像。通过将增加超声波反射的区域放置在设备的表面、穿透构件的表面和/或导丝 30 的表面上,打到这些表面的入射超声波沿着许多不同的方向反射并且,最终返回超声波中的大部分将朝着超声换能器 26 反射。这意味着返回到超声换能器 26 的回声信号一般是比较强的,并产生治疗部位的改进的且更精细的图像,这使得电极或能量输送元件,例如电极 16 和 18 或 88 或 98,被更精确地定位以用于病变的烧灼治疗。

[0145] 具有增加超声回声、散射和反射的多种不同的途径。例如,如图 16 所示,以粘合剂或聚合物基体 54 形式的玻璃或聚合物充气微气球或气泡 52 的精细涂层可以施加到设备、穿透构件和/或导丝 30 的表面。涂层的微气球或气囊提供了表面的结构化曝气(structured aeration)并增强表面散射。可选择地,如图 17 所示,聚合物或金属可以被喷溅到设备、穿透构件和/或导丝 30 的表面上,以形成使超声波散射的不均匀的表面小球体 56。如图 18 所示,气囊 58 可以被限制在硅树脂或聚合物涂层 60 中以增强超声波反射。各种生物相容性聚合物,包括聚氨酯、结构化水凝胶、聚醚嵌段酰胺(PEBA)、膨体聚四氟乙烯(ePTFE)和聚(对二甲苯)聚合物,可以用于涂覆。

[0146] 代替或除了在设备的表面上的相邻于能量输送元件或在能量输送元件之间的增加超声波反射的区域,增加超声波反射的区域 50 还可以位于一个或多个能量输送元件例如双极电极 16 和 18 的表面上。例如,如图 19 所示,中空微纤维 62 可以穿插在电极 16、18 的导体 64 之间以改进超声成像。中空微纤维 62 和导体 64 形成围绕电极的双螺旋,且被限制在中空微纤维 62 中的空气增加了超声回声。

[0147] 设备的表面可以被修改以增加超声波反射的其它途径包括提供具有多个凹部和/或突出部、多个凹槽和/或脊状部或其组合的表面。粗糙化表面也可以通过使用研磨剂来生成,例如通过使用粒子或珠状物微爆设备的表面。

[0148] 增加超声回声还可以通过将一个或多个超声发射元件安装在消融设备上来提供。压电材料,例如 PZT(锆钛酸铅)或 PVDF(聚偏二氟乙烯)66,可以相邻于诸如如图 20 所示的双极电极 16 和 18 的能量输送元件安装或安装在能量输送元件之间,并且使用与超声内窥镜 24 同步的信号来激发。单一或多个 PZT 或 PVDF 元件 66 可以依据超声内窥镜的范围来使用。该元件可以采取压电材料的环、晶体或薄膜的形式。由 PZT 或 PVDF 元件 66 产生的信号通过超声内窥镜 24 可检测。PZT 或 PVDF 元件 66 可以结合以上讨论的表面修改来使用以改进超声回声。

[0149] 在本发明的另一种实施方式(未示出)中,代替超声内窥镜,使用非超声内窥镜以

将设备输送到治疗部位。在这种情况下,为了使设备在治疗部位处成像和定位,外部超声换能器被使用。外部超声换能器跨越患者身体的合适区域移动,以使治疗部位可视化。超声波从外部换能器发出,并朝着治疗部位穿透身体组织。入射超声波从设备的表面反射并被外部超声换能器检测。如上所述,一个或多个增加超声波反射的区域(回声反射性表面)可以设置在消融设备的表面、和/或穿透构件的表面和/或导丝 30 的表面上,以增加超声波反射并改进设备在治疗部位处的可视化。

[0150] 在本发明的又另一种实施方式(未示出)中,使用非超声内窥镜代替超声内窥镜以将设备输送到治疗部位,且消融设备在其远端处设置有超声发射器以协助导航。通常,超声发射器被定位成接近于在设备的远端处的一个或多个能量输送元件,例如接近于导管 12 的远端处的双极电极 16 和 18。超声信号可以被位于患者的身体表面上的外部超声接收器/传感器接收。从内部超声发射器发出的超声波被反射离开设备的表面并且被外部超声换能器检测到。如上所述,一个或多个增加超声波反射的区域(回声反射性表面)可以设置在设备的表面、和/或穿透构件的表面和/或导丝 30 的表面上,以增加超声回声并改进设备在治疗部位处的可视化。

[0151] 在本发明的另一种实施方式(未示出)中,双极导管在其远端处设置有超声发射器以协助导航。非超声内窥镜可以被使用以将导管输送到治疗部位。可选择地,导管可以穿过在患者的皮肤中做出的切口径皮插入,或者其可以经由动脉和静脉的循环系统被引导到治疗部位,或者其可以穿过身体的中空器官、脉管或腔体例如 GI 道中的自然孔口被直接输送到治疗部位,而不使用内窥镜。通常,超声发射器接近于导管的远端处的双极电极来定位。超声信号可以被位于患者的身体表面上的外部超声接收器/传感器接收。从内部超声发射器发出的超声波被反射离开设备的表面并且被外部超声换能器检测到。如上所述,一个或多个增加超声波反射的区域(回声反射性表面)可以设置在导管的表面上,以增加超声回声并改进导管在治疗部位处的可视化。

[0152] 在本发明的实施方式(未示出)中,微波或电磁发射器位于或靠近于设备的远侧尖端,并且被使用以协助设备在超声扫描、CT 或 MRI 下的导航。发射器可以是电磁线圈,其可以被一组外部参考线圈,例如电磁跟踪器系统(Flock of Birds system)(美国佛蒙特州伯灵顿的 Ascension 科技)所接收,以提供三维 3D 位置。可选择地,电磁发射器可以包括 MR 跟踪线圈(C. L. Dumoulin, 'Active Visualisation MR-Tracking', 第 65-75 页, Interventional Magnetic Resonance Imaging, Springer-Verlag, 柏林, 德国, 1998; 以及 C. L. Dumoulin 等, 'Tracking system to follow the position and orientation of a device with radiofrequency field gradients', Technical report 5, 211, 165, USPTO, 商务部, 阿灵顿, 维吉尼亚州, 美国, 1993)。

[0153] 在本发明的另一种实施方式(未示出)中,微波或电磁发射器位于或靠近于双极导管的远侧尖端,并且被使用以协助导管在超声扫描、CT 或 MRI 下的导航。如上,发射器可以是电磁线圈,其可以被一组外部参考线圈,例如电磁跟踪器系统(美国佛蒙特州伯灵顿的 Ascension 科技)所接收,以提供 3D 位置。可选择地,电磁发射器可以是 MR 跟踪线圈。

[0154] 在如图 21 所示的本发明的另一种实施方式中,设备(在该实例中为导管 12)的近端可以穿过定位在超声内窥镜 24 的近端处的运动检测器 70。运动检测器 70 可以具有连接到电位计或光学运动连接器的轮子 72。运动检测器 70 允许对导管 12 从内窥镜 24 的远侧

尖端突出的程度‘d’的测量。该测量可以被送到超声扫描器 74 中,使得导管尖端的位置可以叠加在超声图像 76 上。

[0155] 本发明的任何实施方式的设备、穿透构件和 / 或导丝 30 可以设置有标记带,以允许对被设备、穿透构件和 / 或导丝 30 穿透的组织的深度的估计。标记带可以由高密度材料或射线不透性材料形成,使得其可以是可见的。合适的射线不透性材料包括金、铂等或者掺杂射线不透性材料的聚合物。射线不透性材料,例如铂或钛的带,也可以设置在穿透构件的尖端和 / 或设备的远侧尖端上,使得展开距离可以是可见的。打印标记带也可以朝着设备的近端设置在设备的长形主体上,使得用户可以从设备的位于患者的身体外部的一部分看到设备已经前进了多远。在本发明的一种实施方式中,消融设备、穿透构件和 / 或导丝 30 的近侧末端可以位于滑动器壳体内,以有助于对展开的精细控制。

[0156] 为了增强设备在 MRI 下的可视化,钆可以被并入到设备中,例如以消融设备的表面上的盘绕线的形式或者以标记带的形式,以允许对由设备穿透的组织的深度的估计。钆也可以以该方式使用在双极电极布置导管上,以增强导管在 MRI 下的可视化。

[0157] 通过在本发明的设备上包括至少一个温度传感器(未示出),例如热电偶,来监测治疗阶段的进展是可能的。通常,温度传感器设置在设备的远端处,通常在能量输送元件例如电极之间,或者在设备的远侧尖端处或靠近于设备的远侧尖端。

[0158] 在本发明的所有实施方式中,设备主体合适地由本技术领域中已知的塑料或聚合的生物相容性材料,例如 PTFE 或 PET 制造。设备合适地由足够坚硬以允许设备朝着治疗部位的前进但是又足够柔韧以允许设备在内窥镜的其中可使用内窥镜输送的腔内的跟踪的材料制造。

[0159] 在本发明的所有实施方式中,穿透构件合适地由不锈钢或镍钛诺制造。也可以使用聚醚醚酮(PEEK)、碳纤维加载的液晶聚合物、碳化钨或聚酰亚胺。

[0160] 本发明的所有实施方式的电极合适地由生物相容性金属,例如不锈钢、铂、银、钛、金、合适的合金和 / 或形状记忆合金构造。双极电极之间的距离将在一定程度上限定热能量的形状(依据关于 RF 的实施方式),超声、微波或 IRE 能量输送模式和能量穿透到治疗部位中的程度。在 RF 的情况下,电极之间的较大间隔趋向于引起热能量的两个不同的焦点或区域,然而较靠近的间距允许热能量的区域会聚成单一长形区域。根据本发明的电极连接到 RF 产生器的实施方式,远侧双极电极和近侧双极电极通常间隔开不超过约 15mm,并合适地间隔开约 7mm 和约 10mm 或 12mm 之间。

[0161] 在本发明的实施方式中,根据任何之前实施方式的设备可以被配置,以便在治疗部位处发出局部放射治疗,即近距治疗或内部放射治疗。这在治疗部位包括或靠近于例如癌症肿瘤的情况下是有用的。通过执行局部放射治疗,而不是外部光束放射治疗,健康组织对放射的暴露显著地减少。局部放射治疗可以通过在设备的远侧尖端处或靠近于设备的远侧尖端,或者在设备上的任何另一个合适的位置处,例如接近于最远侧能量输送元件例如电极,提供微波或 RF 放射源而从设备发出。可选择地,铱-192 浸渍线可以被放置在设备的尖端处或靠近于设备的尖端,或者可以位于设备的腔中(如果存在腔的话)或者在穿透构件的腔内,且暴露在设备的尖端处或靠近于设备的尖端,以便发出局部放射治疗。其他合适的放射性同位素可以包括铯-137、钴-60、碘-125、钷-103 和钆-106。

[0162] 在本发明的任何实施方式中,能量输送元件,例如电极 16 和 18,在直径上可以比

设备宽,以形成凸起的环表面,或者其可以具有与设备相同的直径,使得其与设备的表面齐平。

[0163] 在本发明的一种实施方式中,电极通过位于设备的芯部内的导电元件的简单暴露而形成。因此,在设备主体的特定区域处,表面涂层被移除(例如通过激光蚀刻),以在设备的芯部中暴露导电元件。在本发明的能量输送元件定位在超薄导管(例如,具有小于3弗伦奇(French), $< 1\text{mm}$ 的直径的导管)或导丝上的实施方式中,电极也可以通过覆盖绝缘衬套(诸如PTFE或PET涂层)在接近于远侧尖端的点处的简单截断而在远侧尖端处形成。这样的布置在图22(a)和(b)中示范。

[0164] 本发明的关于图1-21的实施方式以及关于此的所有可选择的实施方式的设备合适地构造为在直径上通常从约0.15mm变化直到约3.3mm(相应于弗伦奇尺寸0.5到10)的多种尺寸的导管。导管的腔应该足够大以容纳通常从约0.2mm变化到约2.0mm的尺寸的穿透构件,或者容纳以窄导管或导丝形式的消融设备。穿透构件可以包括中心腔,中心腔能够容纳具有直到约0.6mm(2Fr)的直径的窄导管或导丝。在本发明的特定实施方式中,穿透构件可以包括规格为19(外径(OD)为1.067mm)、22(OD为0.7176mm)或者25(OD为0.5144mm)的柔性中空针。

[0165] 用于本发明的设备的导丝通常在约0.05mm到约1.2mm的直径尺寸范围中,优选地在约0.20mm到约0.86mm的范围中。

[0166] 在本发明的可选择的实施方式中,代替使用用户控制枢纽上的扭转锁来使穿透构件前进和缩回并将其保持在所需位置中,使用从枢纽的外表面延伸到设备(例如,导管的腔)中以将穿透构件保持在合适的位置中的其它机构例如螺纹,是可能的。当螺纹被松开时,穿透构件可以被用户手动地前进和缩回。当螺纹被拧紧时,穿透构件被保持在所需位置中。

[0167] 应理解,本文描述的本发明的不同实施方式在适当情况下可以组合,且本发明的实施方式的特征在适当情况下可以与其它实施方式可交换地使用。

[0168] 虽然已经在此详细地公开了本发明的具体实施方式,但是这已经通过实施例的方式完成且仅仅用于阐释的目的。对于之后的所附权利要求的范围,前述实施方式并不意在是限制的。本发明人预期,可以对本发明做出各种替换、改变和修改,而不偏离如由权利要求所限定的本发明的精神和范围。

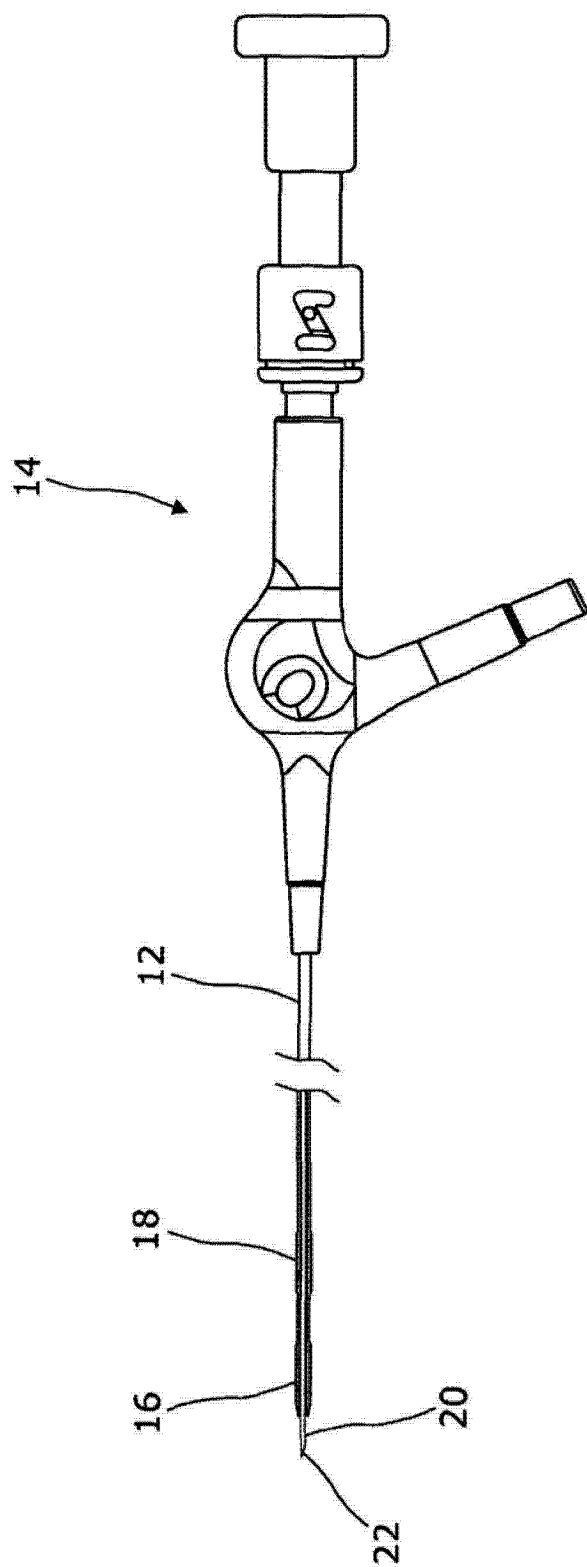


图 1

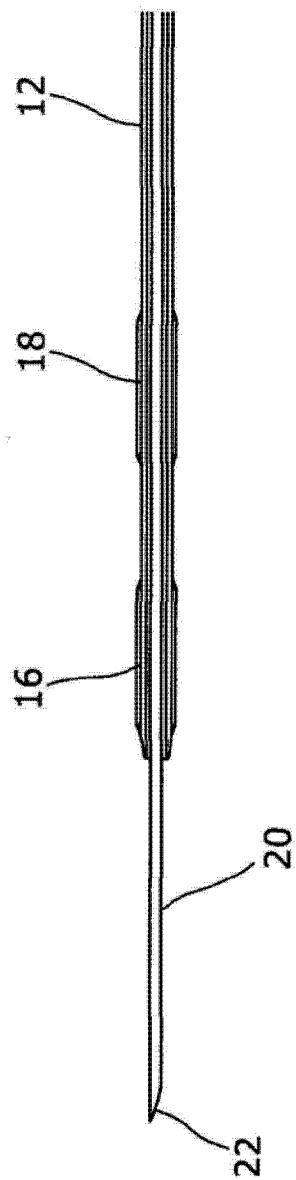


图 2

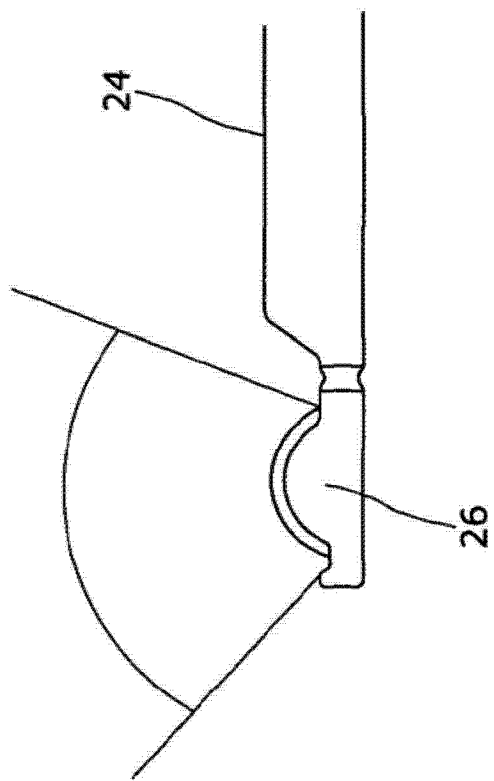


图 3

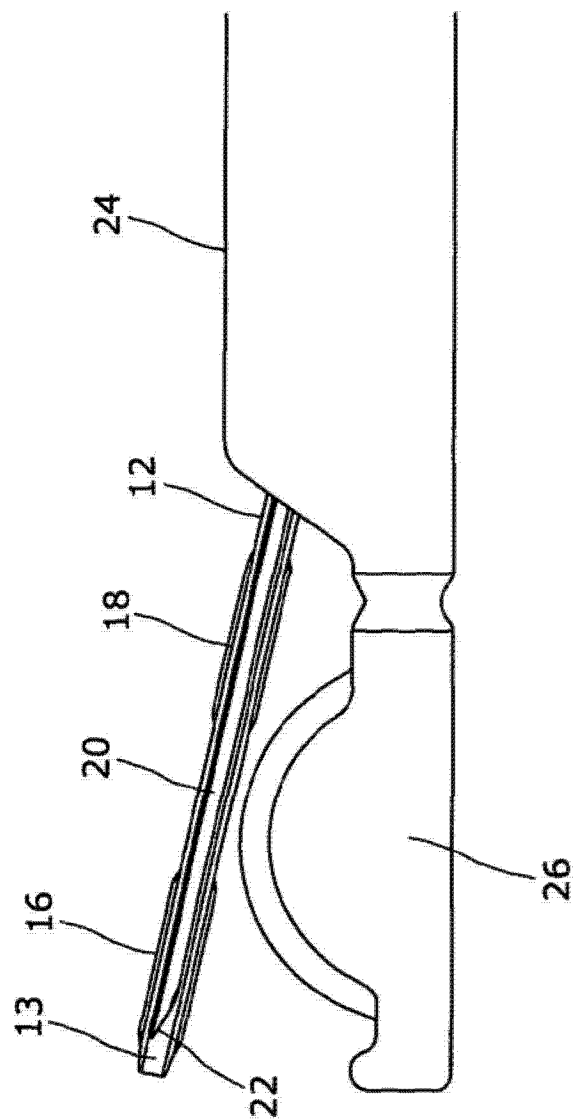


图 4

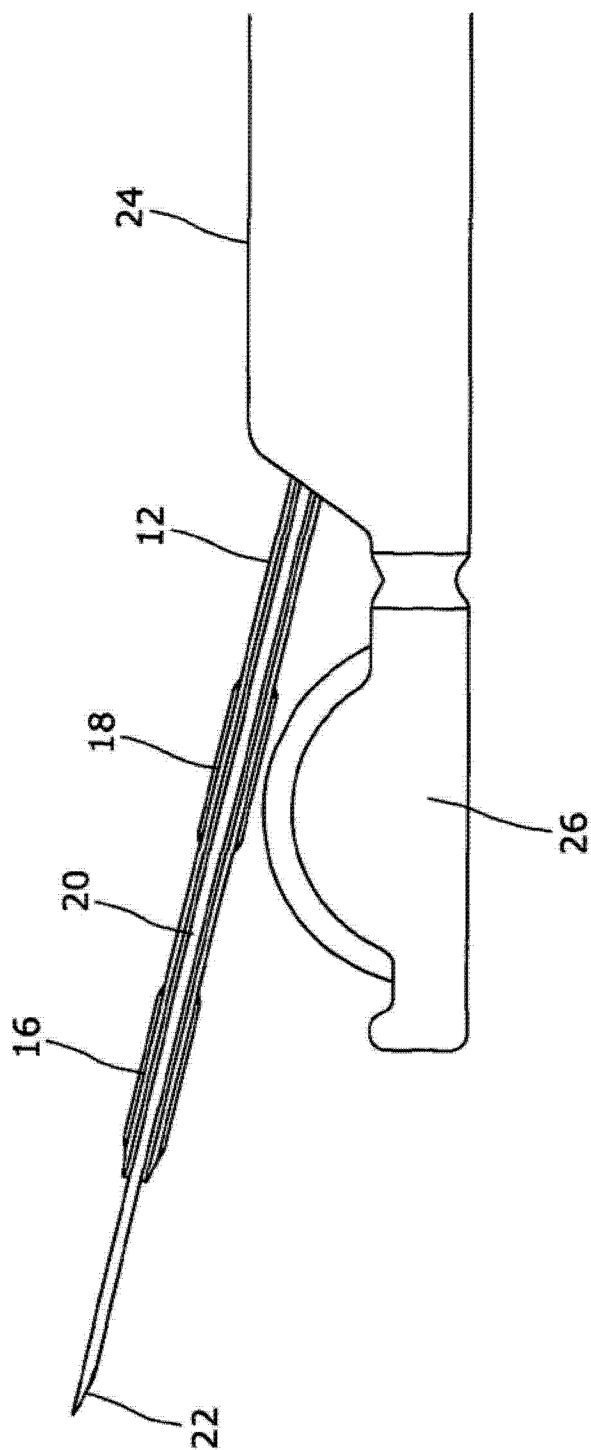


图 5

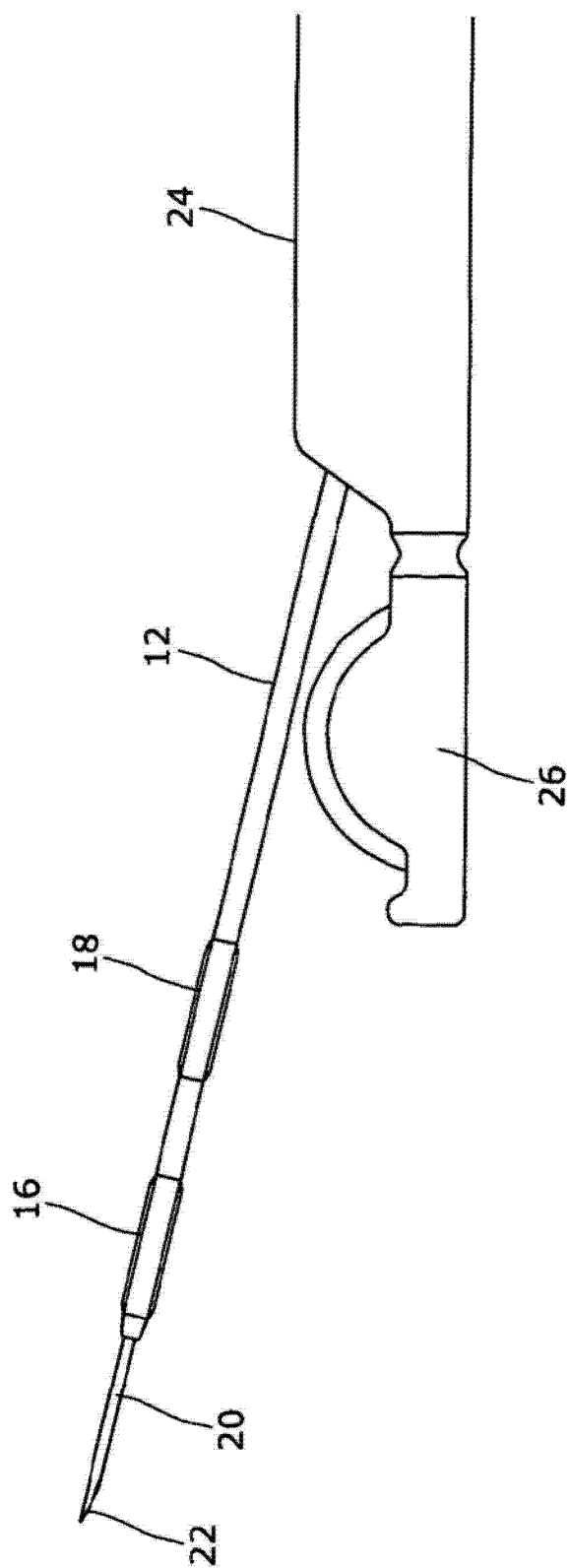


图 6

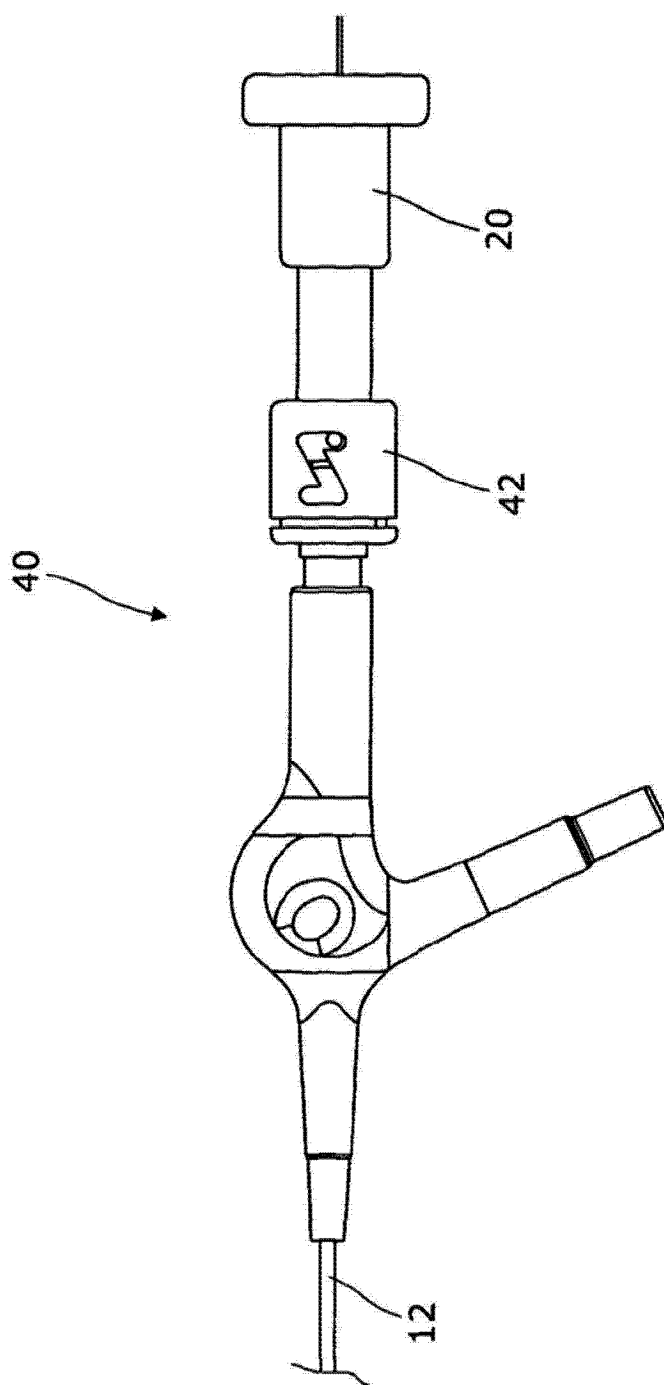


图 7

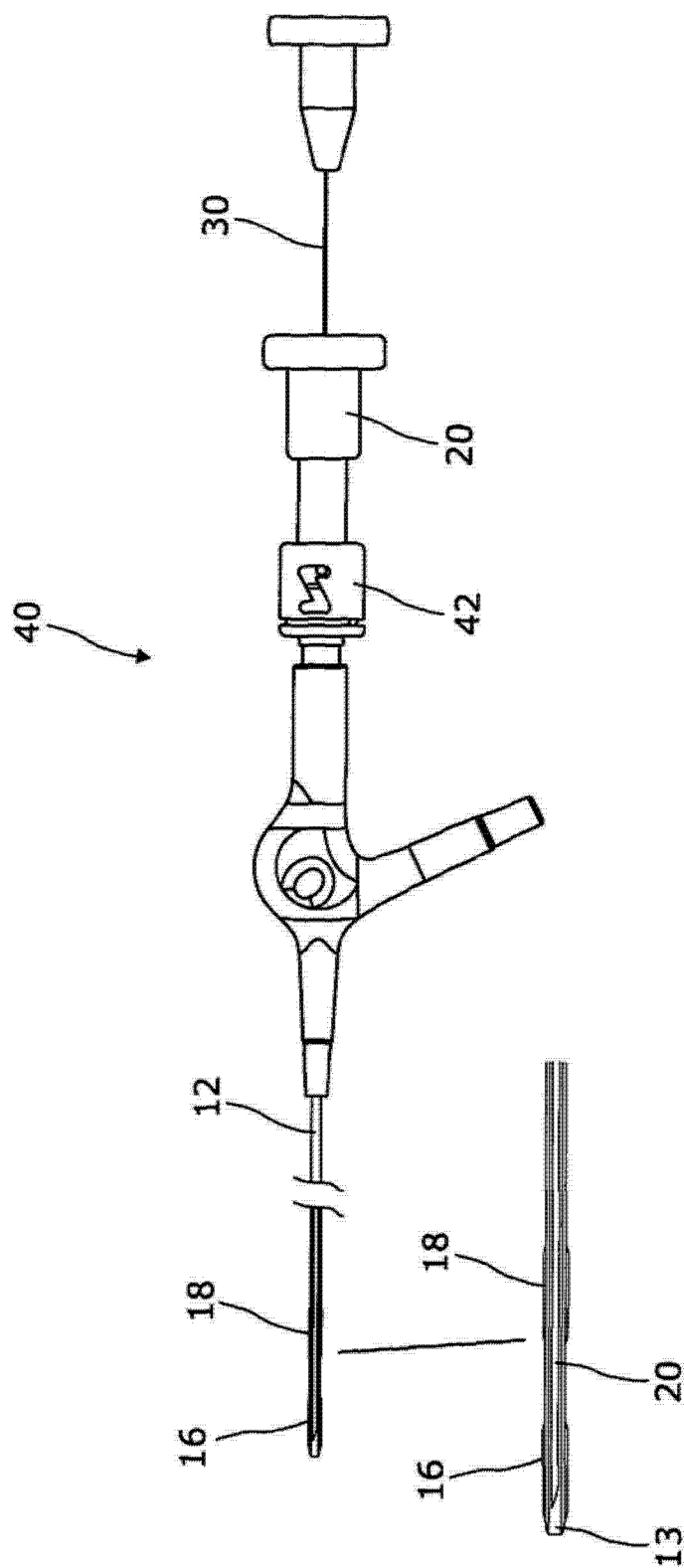
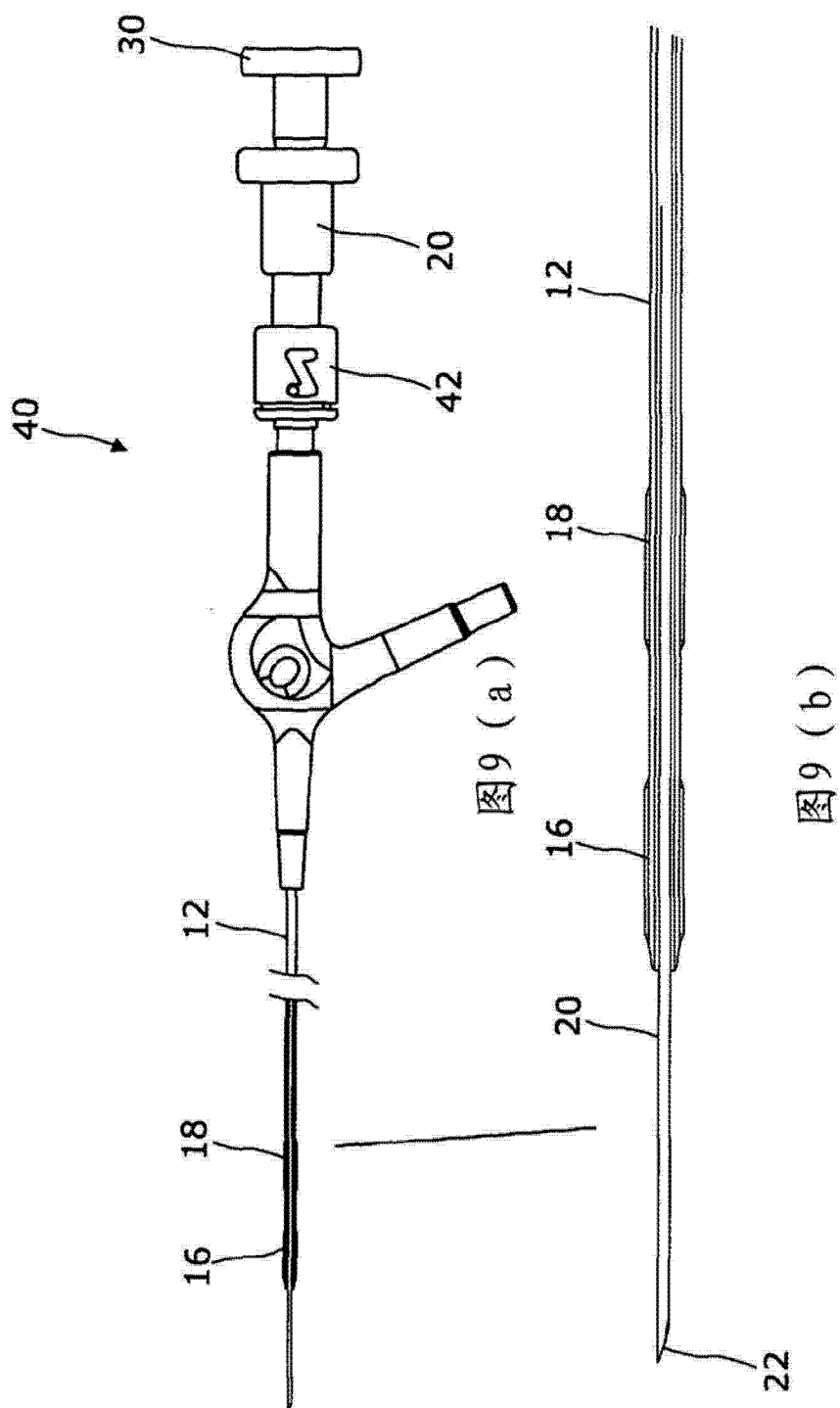


图 8



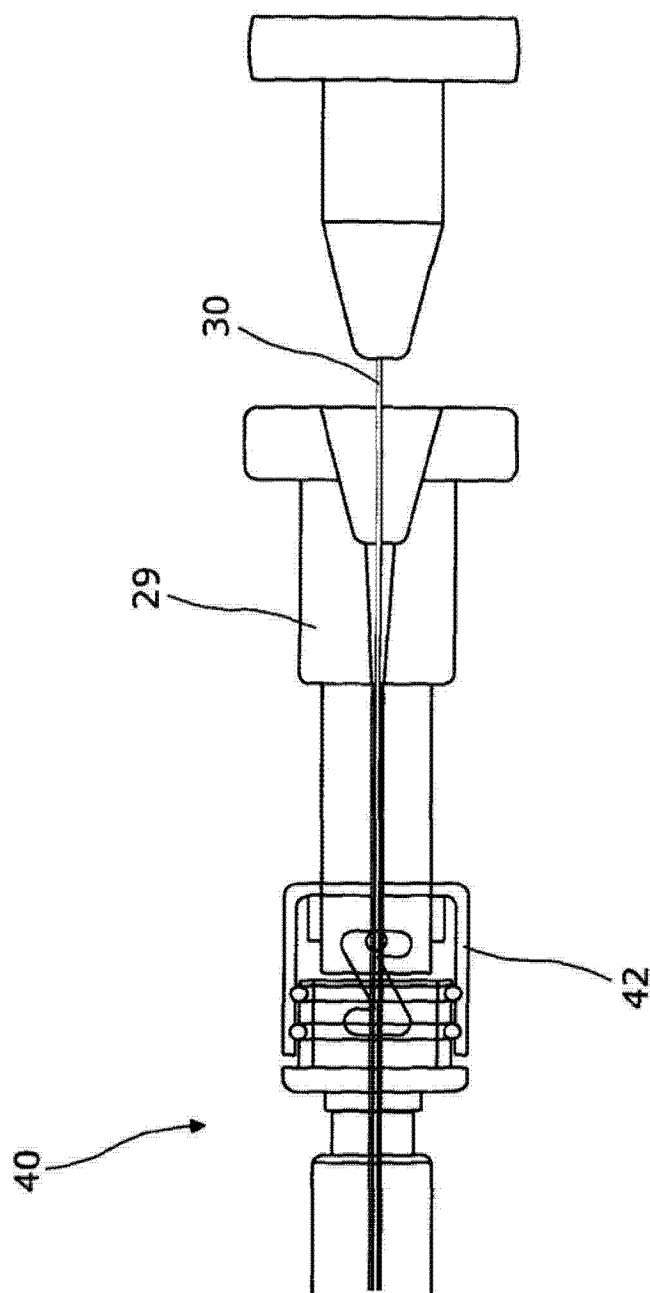


图 10

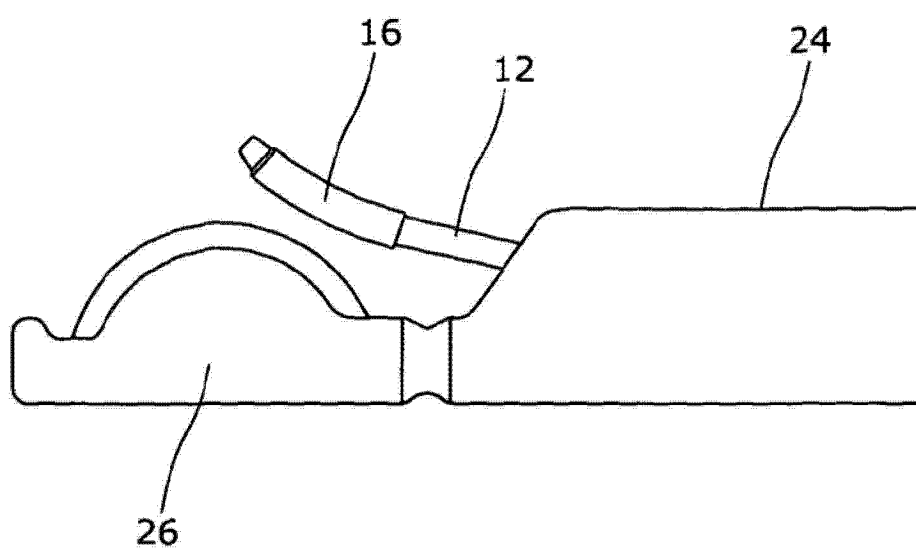


图 11

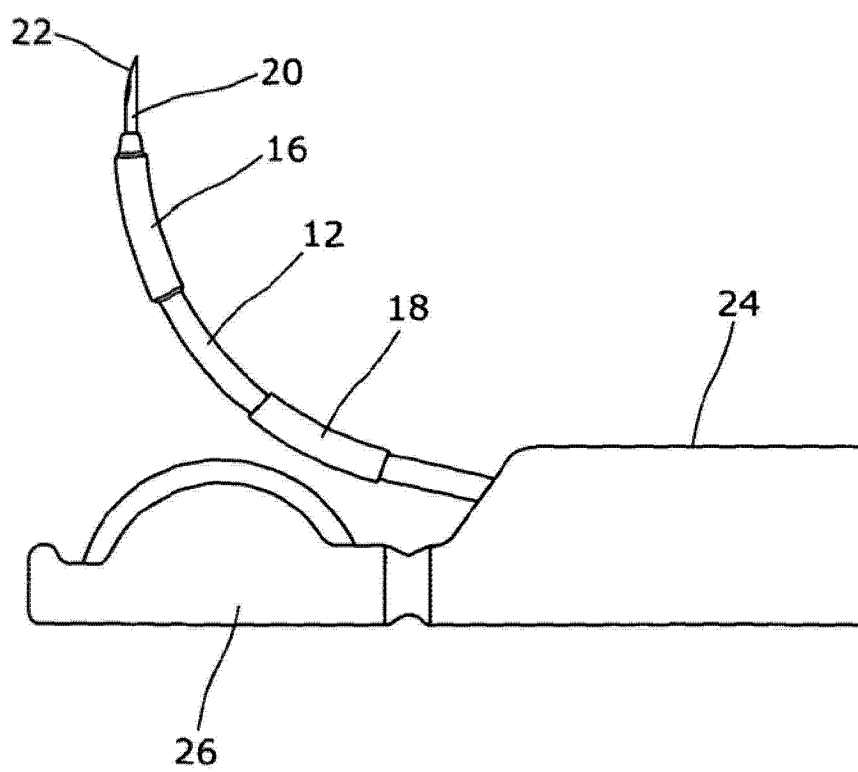


图 12

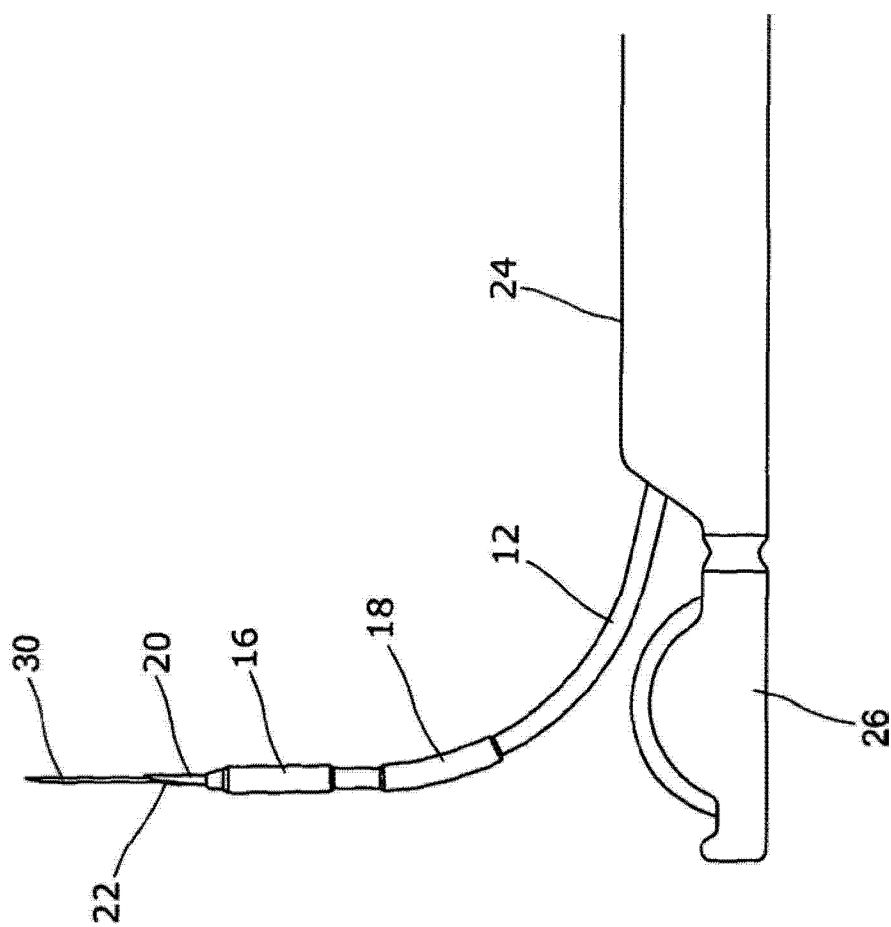


图 13

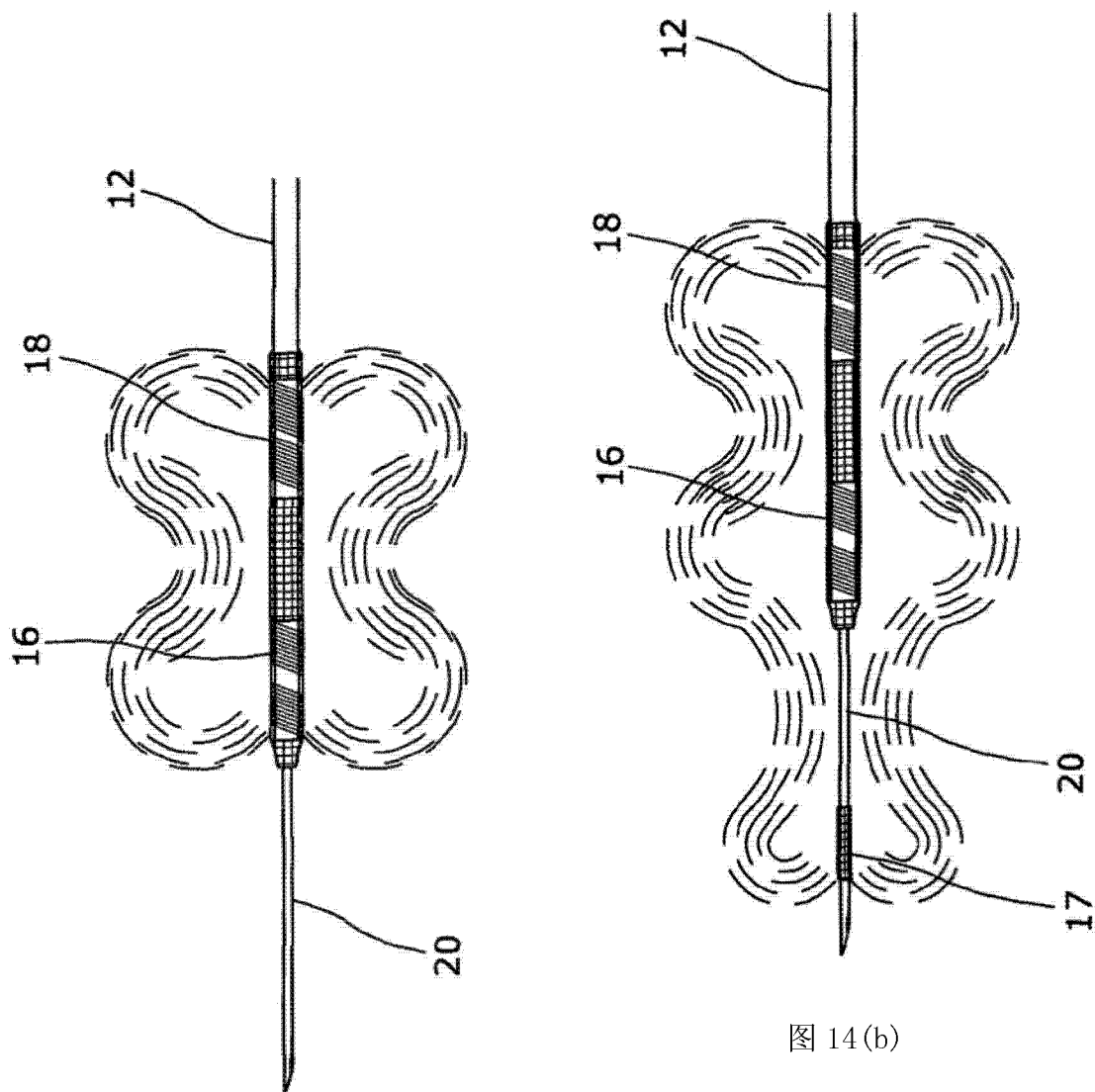


图 14(a)

图 14(b)

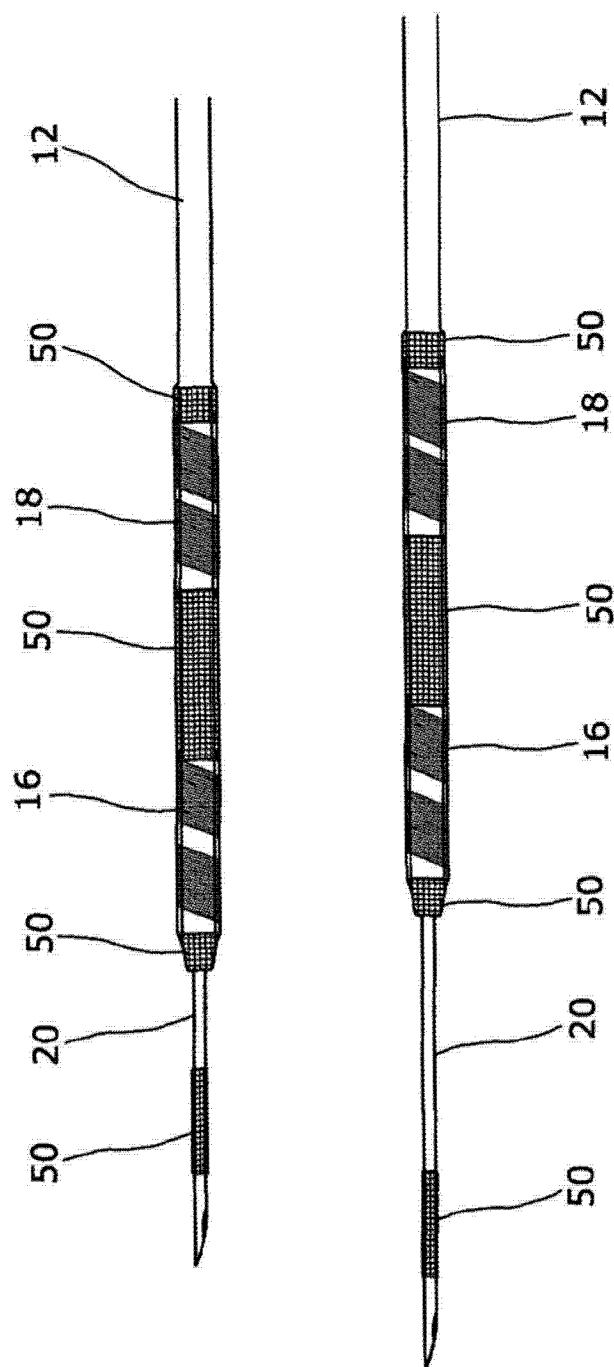


图 15

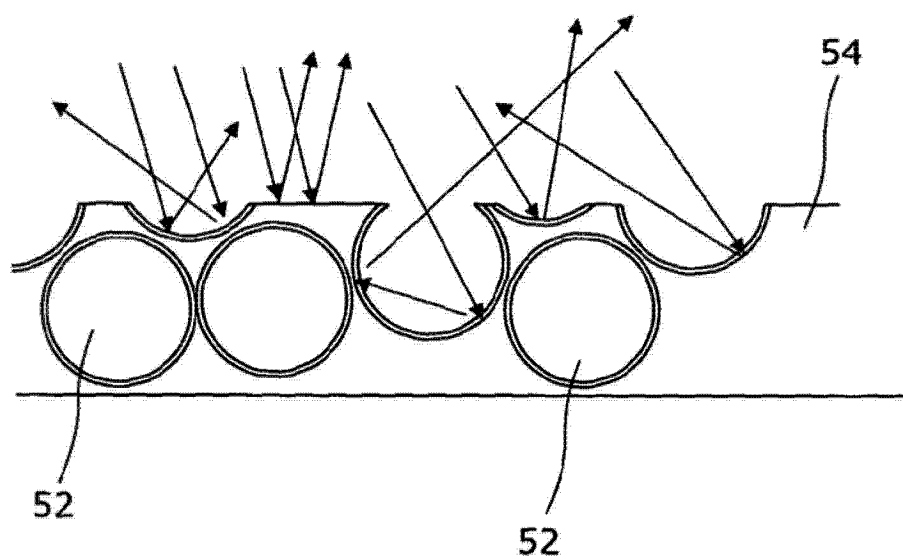


图 16

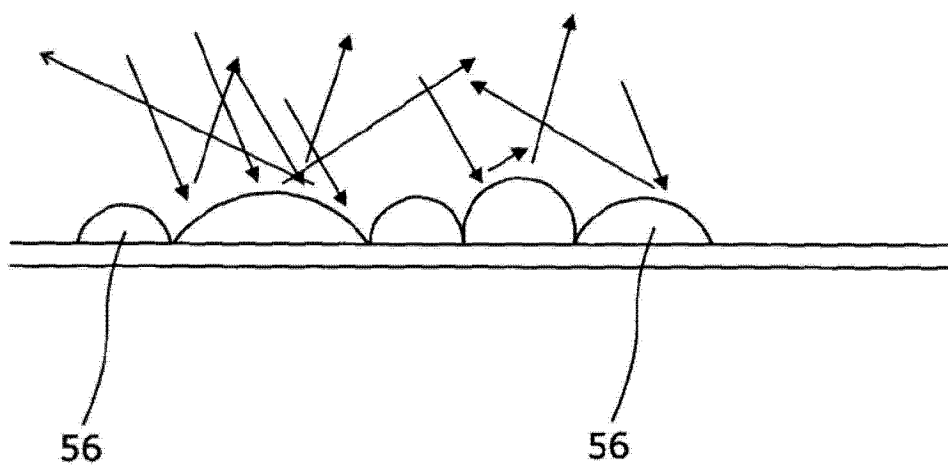


图 17

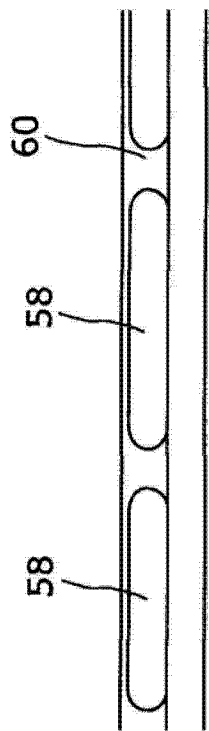


图 18

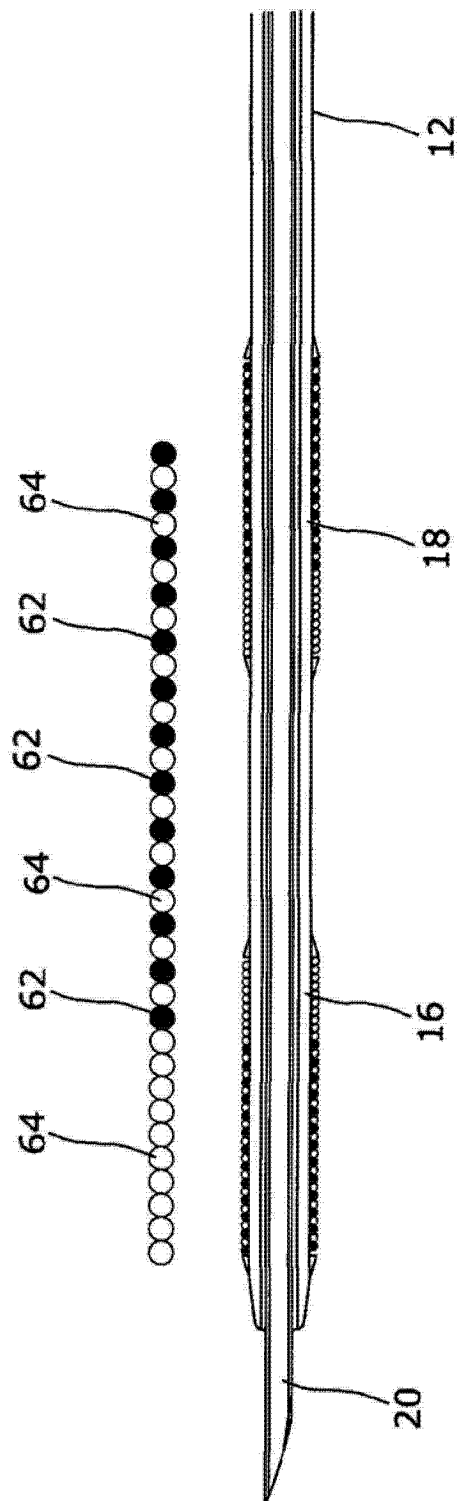


图 19

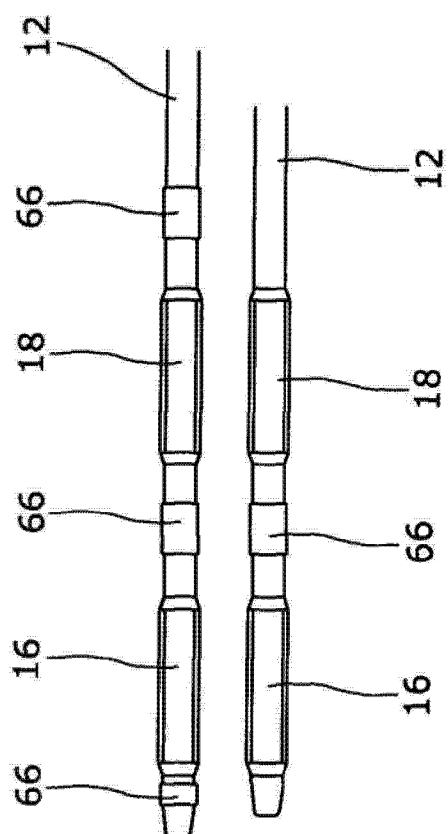


图20

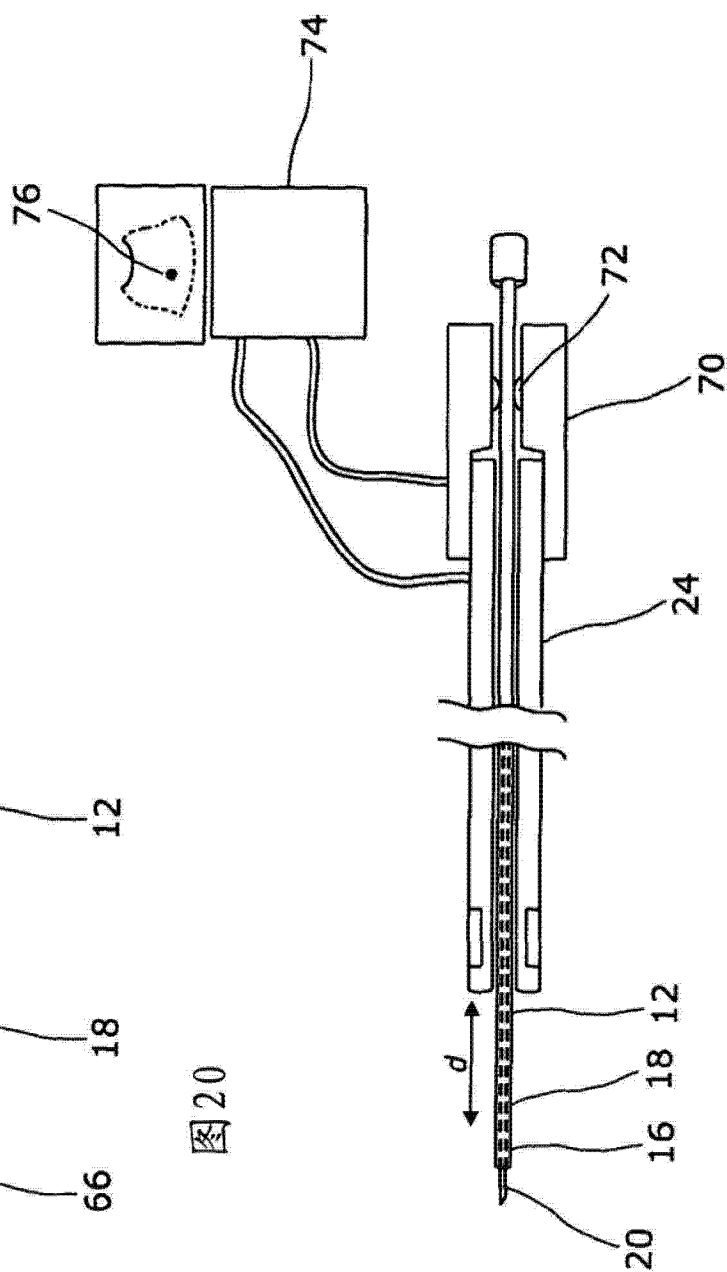


图 21

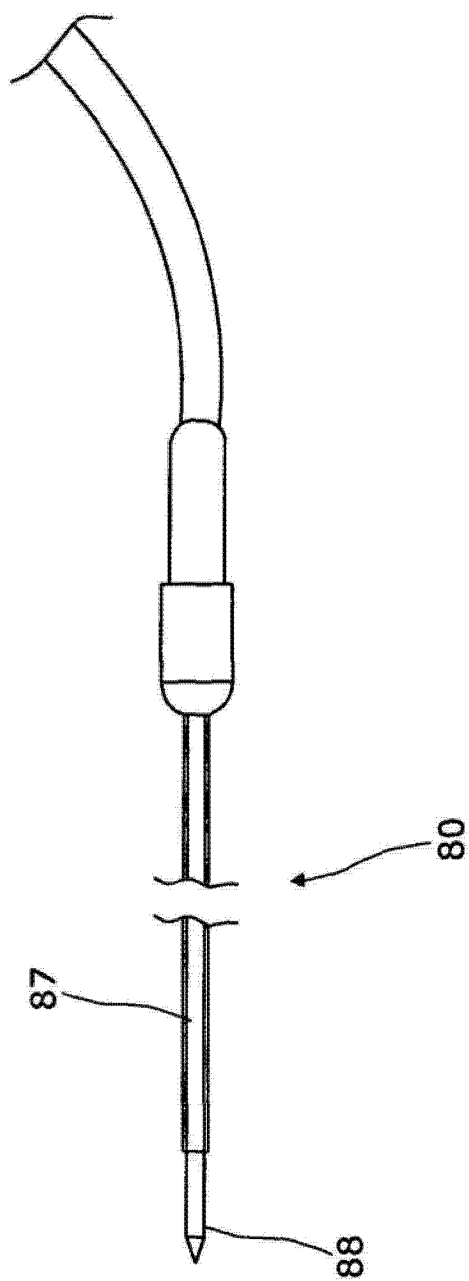


图 22(a)

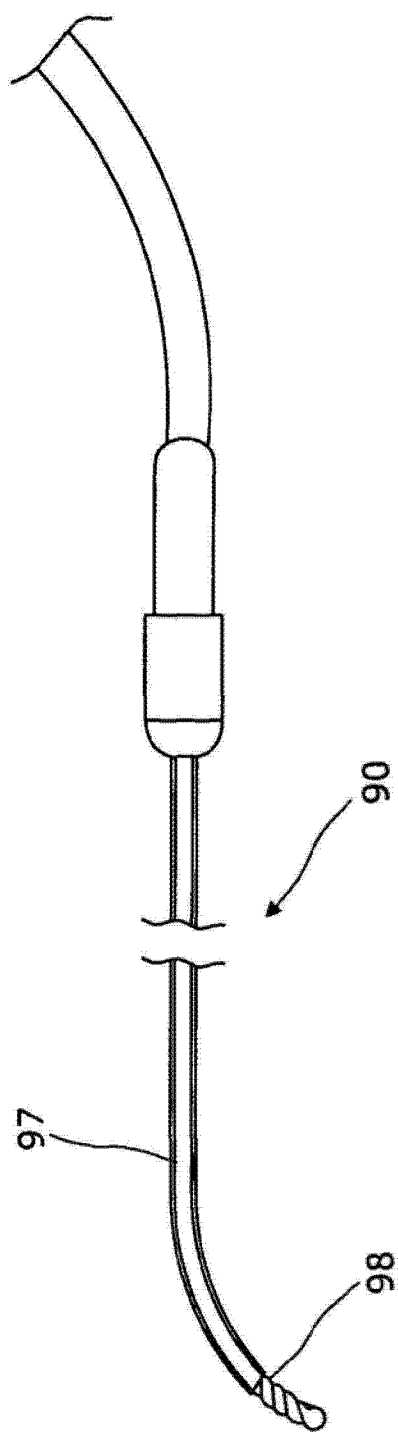


图 22(b)

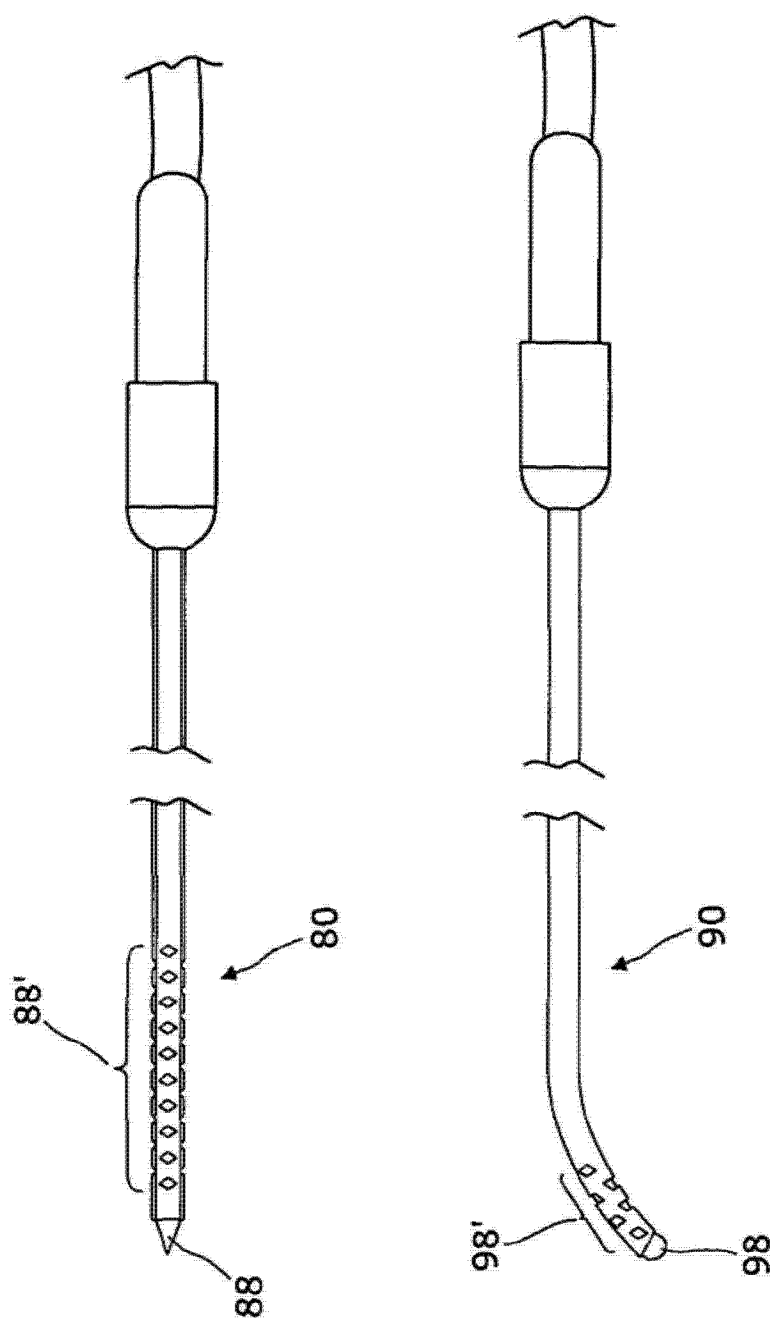


图 23

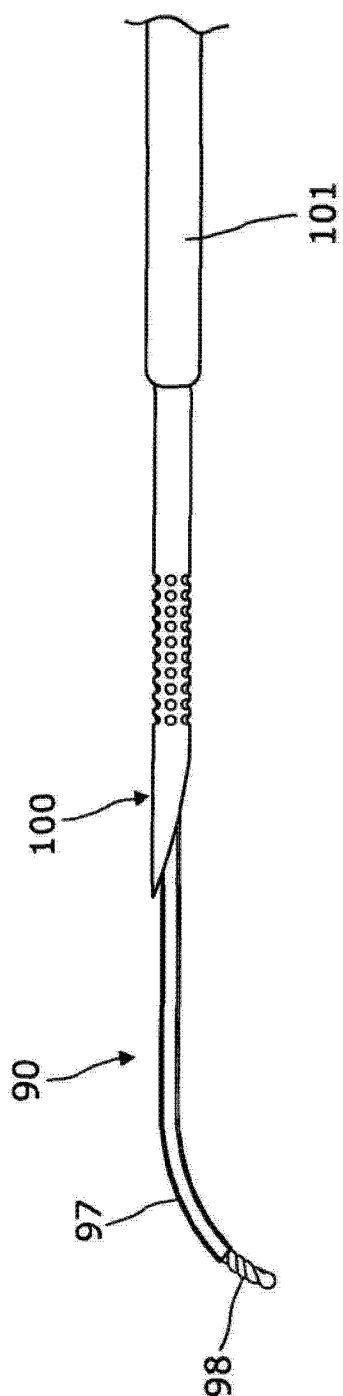


图 24(a)

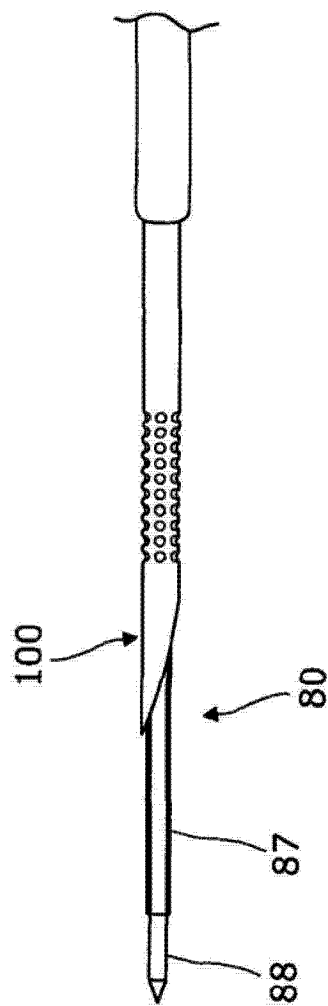


图 24(b)

专利名称(译)	改进的消融器械		
公开(公告)号	CN103025261A	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	CN201180034529.X	申请日	2011-06-24
[标]发明人	纳吉哈比		
发明人	纳吉·哈比		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/34		
CPC分类号	A61B2218/001 A61B2017/00296 A61B2019/5425 A61B2018/00613 A61B2019/528 A61B18/1477 A61B2018/1425 A61B17/320068 A61B18/1492 A61N2007/025 A61B2018/00821 A61B17/3478 A61B2018/1869 A61B2017/320069 A61B2090/3784 A61B2090/3925 A61N5/1001 A61N7/00		
代理人(译)	郑霞		
优先权	2010010641 2010-06-24 GB 2010018621 2010-11-04 GB 2011003779 2011-03-04 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及适合于在患者的身体中的特定治疗部位处产生组织消融的器械和方法。该器械包括具有远端和近端以及沿着其长度延伸的中心腔的消融设备，该远端包括适合于产生组织消融的至少一个能量输送元件。穿透构件具有远端和近端，该远端包括适合于刺穿组织并在组织中生成用于设备的通道的锐利尖端，该穿透构件同轴地定位在消融设备的中心腔内，并且能够向远侧地前进到设备的中心腔外和缩回到设备的中心腔内。该器械还可以包括用于将设备输送到治疗部位的内窥镜。

