



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102448395 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201080022651. 0

(22) 申请日 2010. 04. 14

(30) 优先权数据

61/170, 203 2009. 04. 17 US

61/170, 207 2009. 04. 17 US

61/170, 220 2009. 04. 17 US

12/647, 302 2009. 12. 24 US

12/647, 329 2009. 12. 24 US

12/647, 340 2009. 12. 24 US

12/647, 344 2009. 12. 24 US

12/647, 350 2009. 12. 24 US

12/647, 355 2009. 12. 24 US

12/647, 358 2009. 12. 24 US

12/647, 363 2009. 12. 24 US

12/647, 371 2009. 12. 24 US

12/647, 374 2009. 12. 24 US

12/647, 376 2009. 12. 24 US

12/647, 380 2009. 12. 24 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 11. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/031114 2010. 04. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/120944 EN 2010. 10. 21

(73) 专利权人 领域外科股份有限公司

地址 美国犹他

(72) 发明人 K·曼纳宁 M·曼纳宁

D·麦克纳利 W·J·彼特

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 王会卿

(51) Int. Cl.

A61B 18/04(2006. 01)

A61B 18/08(2006. 01)

A61B 18/12(2006. 01)

A61L 31/08(2006. 01)

A61B 17/32(2006. 01)

A61B 17/3209(2006. 01)

A61B 17/3205(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0283067 A1 , 2005. 12. 22, 全文.

US 2007/0106294 A1 , 2007. 05. 10, 全文.

US 4185632 1980. 01. 29, 全文.

US 5611798 A , 1997. 05. 18, 全文.

审查员 周青青

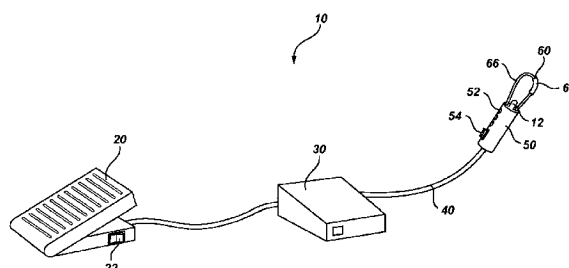
(54) 发明名称

感应加热的手术工具

(57) 摘要

将振荡电能输送到电导体, 例如导线或导管, 其在选择区域中沿圆周涂覆有铁磁性材料。利用高频电能, 铁磁性材料在加热和冷却方面具有快速响应, 加热和冷却能通过能控制的功率输送来调节。铁磁性材料能在很多手术程序中用于分离组织、凝固、组织破坏或获得其他期望的组织作用。热、电外科和机械模态能组合在手术工具中。在第一模式中的可能损坏性的作用能通过使用第二模式最小化。在一个示例中, 热止血因而能辅助电外科应用来避免与止血单极电外科波形相关的不利的组织作用, 同时保留使用单极切割波形的

有益效果。



1. 一种手术工具,包括:
电导体;
铁磁性材料的涂层,其布置在所述导体的至少一部分上;
其中,所述铁磁性材料的涂层在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂。
2. 根据权利要求 1 所述的手术工具,其中,所述铁磁性材料的涂层相对于所述导体而言较薄。
3. 根据权利要求 1 所述的手术工具,其中,所述铁磁性材料的涂层在所述导体的厚度的 0.01%和 50%之间。
4. 根据权利要求 1 所述的手术工具,其中,所述铁磁性材料的涂层厚度在 0.05 微米和 500 微米之间。
5. 根据权利要求 1 所述的手术工具,具有布置在所述导体上的多个铁磁性涂层。
6. 根据权利要求 1 所述的手术工具,还包括构造成将振荡电能输送到所述导体的电源。
7. 根据权利要求 6 所述的手术工具,还包括电路,所述电路包括阻抗匹配电路,所述阻抗匹配电路构造用于将所述电源连接到所述导体。
8. 一种能热调节的手术工具,包括电导体和覆盖所述电导体的至少一部分的铁磁性涂层;
其中,所述铁磁性涂层在所述电导体的厚度的 0.1%和 20%之间,
其中,所述铁磁性涂层在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂。
9. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,还包括电源,所述电源构造用于向所述电导体输送振荡电能。
10. 根据权利要求 9 所述的能热调节的手术工具,还包括一个或多个接头,所述接头具有第一端和第二端,每一个接头构造用于从第一端向附接到所述第二端的所述电导体输送振荡电能,并且还构造用于限制从所述第二端向所述第一端的热传递。
11. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,还包括在所述导体和所述铁磁性涂层之间的热绝缘涂层。
12. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层选自包括 NiFe 合金、NIRONTM、Co、Fe、FeOFe₂O₃、NiOFe₂O₃、CuOFe₂O₃、MgOFe₂O₃、MnBi、Ni、MnSb、MnOFe₂O₃、Y₃Fe₅O₁₂、CrO₂、MnAs、Gd、Dy、EuO、磁石、PermalloyTM、钕铁石榴石、铝和锌的组。
13. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体厚度在 0.01 毫米和 1 毫米之间。
14. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体厚度在 0.125 毫米和 0.5 毫米之间。
15. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体选自包括铜、钨、钛、不锈钢和铂的组。
16. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体还包括两个或更多个异种导体的接合部。
17. 根据权利要求 16 所述的能热调节的手术工具,还包括传感器,所述传感器构造用于测量所述接合部处的一个或多个信号并且将所述一个或多个信号与温度相关联。

18. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层还包括交替的导体材料和铁磁性材料的层。

19. 根据权利要求 9 所述的能热调节的手术工具,其中,所述振荡电能构造用于在所述导体的由铁磁性材料涂敷的部分处以最大电流和最小电压输送。

20. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层围绕所述导体沿圆周布置。

21. 根据权利要求 20 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层不对称地减薄。

22. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,还包括镀有铁磁性材料薄膜的至少一根其他导线。

23. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层和所述电导体的至少一部分也涂覆有薄层耐高温不粘材料。

24. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层和所述电导体的至少一部分也由导热生物相容材料涂覆。

25. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,还包括与所述铁磁性涂层相邻布置的传感器。

26. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,还包括手柄,所述电导体穿过所述手柄,至所述电导体的延伸超出所述手柄之外的一部分,并且其中,所述铁磁性涂层覆盖所述电导体的延伸超出所述手柄之外的所述一部分。

27. 根据权利要求 8 所述的能热调节的手术工具,还包括:

主几何体,其中,所述电导体布置在所述主几何体上。

28. 根据权利要求 27 所述的能热调节的手术工具,其中,所述主几何体选自包括镊子、手术刀、压舌板、球形、尖头几何体和导管的组。

29. 根据权利要求 27 所述的能热调节的手术工具,其中,所述主几何体还包括在由所述导体形成的路径之间的非毗邻材料部分。

30. 根据权利要求 27 所述的能热调节的手术工具,其中,所述主几何体还包括位于所述主几何体中的孔。

31. 根据权利要求 27 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体嵌入所述主几何体中。

32. 根据权利要求 27 所述的能热调节的手术工具,其中,所述电导体布置在所述主几何体的一侧上。

33. 根据权利要求 9 所述的能热调节的手术工具,还包括用户控制装置,其构造用于调节从所述电源向所述电导体输送的振荡电能。

34. 根据权利要求 33 所述的能热调节的手术工具,其中:

所述电源进一步构造用于将关于电流状态的数据传送到用户控制装置;并且

所述用户控制装置进一步构造用于接收关于电流状态的数据,并且将控制数据传送到所述电源。

35. 一种能热调节的手术器械,包括:

小直径电导体,其具有近端和远端,其中,所述近端构造用于连接到提供射频能量的电

路 ;和

铁磁性材料薄镀层,其围绕所述电导体沿圆周布置,其中,所述铁磁性材料构造成具有足够高的居里温度以包括期望的治疗温度范围集合 ;并且

铁磁性涂层的厚度为 0.05 毫米或更小,

其中,所述铁磁性涂层在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂。

36. 根据权利要求 35 所述的能热调节的手术器械,其中,所述铁磁性涂层的厚度介于大致 0.5 微米至大致 500 微米之间。

37. 根据权利要求 35 所述的能热调节的手术器械,还包括与所述手柄结合的插座,所述插座构造用于接纳小直径电导体。

38. 根据权利要求 37 所述的能热调节的手术工具,还包括插头,所述插头构造用于接纳所述小直径电导体和附接到所述插座。

39. 根据权利要求 38 所述的能热调节的手术工具,其中,所述插头构造用于单次使用。

40. 根据权利要求 38 所述的能热调节的手术工具,其中,发生器包括负载预测模块,其构造用于预测具有铁磁性材料薄镀层的小直径电导体的负载特性。

41. 根据权利要求 40 所述的能热调节的手术工具,其中,所述插头还包括构造用于将负载特性传送到所述负载预测模块的数据模块。

42. 根据权利要求 41 所述的能热调节的手术工具,其中,所述负载预测模块还构造用于利用预测的负载特性来预测为获得期望温度所需的功率输出。

43. 一种用于形成手术器械的方法,所述方法包括 :

选择主几何体 ;

使用铁磁性材料涂覆导体,其中,涂层足够薄以便在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂 ;和

将所述导体布置在所述主几何体上。

44. 根据权利要求 43 所述的方法,还包括以下步骤 :在所述导体上提供构造用于接收振荡电能电接头的。

45. 一种能热调节的手术工具,包括 :

施放器和具有电导体的圈套器,所述导体形成环,并且至少部分布置在所述施放器中 ;和至少一个铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的至少一部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至大得足以引起铁氧体磁珠断裂的温差时将不会断裂。

46. 根据权利要求 45 所述的能热调节的手术工具,其中,还包括电源,其构造用于向所述电导体输送振荡电能。

47. 根据权利要求 46 所述的能热调节的手术工具,其中,所述振荡电能构造用于被调谐成将更大的功率输送到所述至少一个涂层。

48. 根据权利要求 47 所述的能热调节的手术工具,其中,调谐至少部分通过调节所述振荡电能的频率实现。

49. 根据权利要求 47 所述的能热调节的手术工具,其中,调谐至少部分通过调节所述电源的负载匹配来实现。

50. 根据权利要求 45 所述的能热调节的手术工具,其中,所述至少一个铁磁性涂层包括沿所述环布置的多个铁磁性涂层。

51. 一种能热调节的手术工具,包括:

导管,所述导管包括:

主体,其限定具有第一端的中心通道;

导体,其沿所述导管的至少一部分延伸,并且构造用于向所述第一端输送功率;

铁磁性涂层,其覆盖所述导体的靠近所述第一端的部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至大得足以引起铁氧体磁珠断裂的温差时将不会断裂;和

接头,其构造用于附接到向所述导管输送振荡电流的电源。

52. 根据权利要求 51 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导管还包括基底。

53. 根据权利要求 52 所述的能热调节的手术工具,其中,所述基底选自包括高温塑料和玻璃的组。

54. 根据权利要求 52 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体的至少一部分镀在所述基底上。

55. 根据权利要求 54 所述的能热调节的手术工具,其中,所述铁磁性涂层的至少一部分镀在所述导体上。

56. 根据权利要求 51 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导体包括中心通道。

57. 根据权利要求 51 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导管还包括:

传感器通道,其位于所述中心通道中,并且构造用于将传感数据返回到操作者。

58. 根据权利要求 57 所述的能热调节的手术工具,其中,所述导管还包括输送通道,其中,物质能从该通道抽吸或排出。

59. 一种能热调节的手术工具,包括:

电导体,其具有第一部分和第二部分;

铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的在所述第一部分和所述第二部分之间的至少一部分以便将有效加热限制于小区域而非整个电导体,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂。

60. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,还包括发生器,其构造用于向所述电导体输送波形,其中,所述发生器还构造用于通过使包括最小电压和最大电流的驻波出现在铁磁性涂层处来阻抗匹配所述电导体。

61. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器还构造用于提供在 ISM 频带中的至少一个波形。

62. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器还构造用于提供频率在 5 兆赫和 24 千兆赫之间的至少一个波形。

63. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器还构造用于提供频率在 40 兆赫和 928 兆赫之间的至少一个波形。

64. 根据权利要求 60 所述的能热调节的手术工具,还包括传感器,其靠近所述铁磁性涂层布置。

65. 根据权利要求 64 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器构造用于从所述传感器接收信号,并且将所述波形调节到对应于设置温度。

66. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器构造用于测量与所述导体相关的指标,所述指标与温度相关,并且所述发生器构造用于观察所述指标,并且

将所述波形调节到对应于期望温度。

67. 根据权利要求 66 所述的能热调节的手术工具,其中,所述指标选自包括阻抗、电压、电流、反射能量、驻波比 (SWR) 和相位移的组中的一个或多个。

68. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器还包括构造用于预测具有所述铁磁性涂层的电导体的负载特性的模块。

69. 根据权利要求 59 所述的能热调节的手术工具,其中,所述发生器构造用于检测工具中的故障。

70. 一种用于能热调节的手术工具的电源,包括:

脚踏开关;

占空比控制装置,其与所述脚踏开关连通;

振荡器,其与所述占空比控制装置连通;

功率放大器,其与所述振荡器连通;

手持手术工具,其与所述功率放大器连通,并且进一步包括:

电导体;和

铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的至少一部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及浸没在液体中时将不会断裂。

71. 根据权利要求 70 所述的能热调节的手术工具,其中,所述功率放大器还包括 E 级放大器。

72. 一种多模式手术工具,包括电外科电极和热元件,其中,所述热元件为具有铁磁性涂层的导体,并且,其中所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂。

73. 根据权利要求 72 所述的多模式手术工具,其中,所述电外科电极是单极电极。

74. 根据权利要求 72 所述的多模式手术工具,其中,所述热元件与所述电外科电极分开。

75. 根据权利要求 72 所述的多模式手术工具,其中,所述热元件也用作所述电外科电极。

76. 根据权利要求 75 所述的多模式手术工具,还包括多路传输信号。

77. 根据权利要求 76 所述的多模式手术工具,其中,所述多路传输信号还包括单极信号。

78. 根据权利要求 77 所述的多模式手术工具,其中,所述多路传输信号还包括感应加热信号,其中,所述感应加热信号在 5MHz 和 24GHz 之间。

79. 一种多模式手术工具,包括:

端头,其包括电导体;

铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的至少一部分,所述铁磁性涂层选自将使一些频率的振荡电能转变为热能并且将使其他频率的振荡电能传送到组织中的那些铁磁性涂层,

其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂。

80. 根据权利要求 79 所述的多模式手术工具,还包括用于将多路传输信号传送到所述电导体中的装置。

81. 根据权利要求 79 所述的多模式手术工具,其中,所述铁磁性涂层构造用于同时将热能和振荡电能传播到组织中。

82. 一种能热调节的多模式手术端头,包括:

电缆;

电外科元件,其构造用于从所述电缆接收功率;以及

热元件,所述热元件包括:

小直径电导体,其具有近端和远端,其中,所述近端构造用于从所述电缆接收射频能量;

铁磁性材料薄镀层,其围绕所述电导体沿圆周布置,其中,所述铁磁性材料构造成具有的居里温度足够高以包括期望的治疗温度范围集合,其中,所述铁磁性材料薄镀层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂;和

电外科元件,其构造用于从所述电缆接收功率,并且构造用于向附近组织中释放射频能量。

83. 根据权利要求 82 所述的能热调节的多模式手术端头,其中,所述电外科元件为单极元件。

84. 根据权利要求 82 所述的能热调节的多模式手术端头,其中所述电外科元件为双极电极。

85. 根据权利要求 82 所述的能热调节的多模式手术端头,其中,所述小直径电导体与所述电外科元件分开。

86. 根据权利要求 82 所述的能热调节的多模式手术端头,其中,所述小直径电导体也用作所述电外科元件。

87. 根据权利要求 86 所述的能热调节的多模式手术端头,还包括多路输出信号,并且所述多路传输信号还包括双极信号。

88. 根据权利要求 82 所述的能热调节的多模式手术端头,还包括电源,和用于选择地单独或共同地激活所述电外科元件和所述热元件的控制装置。

89. 根据权利要求 84 所述的能热调节的多模式手术端头,还包括:

至少两个臂,其中所述双极电极布置在所述至少两个臂中的一个上;

返回双极电极,其布置在所述至少两个臂中的一个上。

90. 一种能调节的多模式手术工具,包括:

主体,其构造用于振荡;

导体,其围绕所述主体的至少一部分放置;

铁磁性涂层,其覆盖所述导体的一部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂;和

电源,其向所述导体输送振荡电流。

91. 根据权利要求 90 所述的多模式手术工具,其中,所述主体包括超声变幅杆。

92. 根据权利要求 90 所述的多模式手术工具,还包括电源,其用于提供振荡电能,由此使所述主体振荡,并且提供对所述铁磁性涂层的加热。

93. 根据权利要求 92 所述的多模式手术工具,其中,所述电源还包括用于提供能量来使所述主体振荡和用于提供对所述铁磁性涂层的加热的独立源。

94. 根据权利要求 93 所述的多模式手术工具,其中,所述独立源构造用于在重叠的时间段过程中操作。

95. 根据权利要求 93 所述的多模式手术工具,其中,所述独立源构造用于在分开的时间段操作。

96. 根据权利要求 90 所述的多模式手术工具,其中,所述主体具有孔。

97. 根据权利要求 96 所述的多模式手术工具,其中,所述主体具有多个孔。

98. 根据权利要求 97 所述的多模式手术工具,其中,所述多个孔中的第一孔构造用于抽吸,所述多个孔中的第二孔构造用于冲洗。

99. 根据权利要求 91 所述的多模式手术工具,其中,所述超声变幅杆还包括压电换能器。

感应加热的手术工具

技术领域

[0001] 本发明涉及手术工具。更具体地,本发明涉及用于开放和微创 (minimally invasive) 手术程序以及介入手术和治疗程序中的可热调节的工具。

背景技术

[0002] 手术通常涉及切割、修复和 / 或去除组织或其他材料。这些应用通常通过切割组织、熔合组织或组织破坏来进行。

[0003] 目前用于切割、凝固、干燥、消融或电灼组织的电外科模态具有不尽如人意的负作用和缺陷。

[0004] 单极和双极电外科模态通常具有与“超出端头之外 (beyond the tip)”作用相关的缺点。这些作用是通过使交变电流经过与电导器械或探针接触的组织造成的。被认为由这两种模态电肌肉刺激造成的一种作用为电肌肉刺激,其可能中断手术程序,并且需要施用肌肉松弛药。

[0005] 单极手术器械需要使电流通过患者。返回电极放置在患者身体上,通常放置在患者大腿上。电从“刀”电极传导经过组织,并且经过返回电极返回。还存在其他形式的单极器械,例如利用身体的电容效应来用作返回电极或地的单极器械。

[0006] 低电压高频率的波形将用于切割,但是几乎没有止血作用。高电压波形将引起相邻的组织止血并且凝固。因此,当期望止血时,使用高电压。由于电必须经过患者,因此高电压火花通常具有比切割更深的组织作用。对组织的损害从实际凝固点延伸开。而且,存在对返回电极烧伤的抱怨。但是,电压的任何减小会降低止血的有效性。而且,火花或电弧的温度不能精确控制,这可能导致不期望的目标组织炭化。

[0007] 双极手术器械可能造成类似于单极装置的问题和组织损伤,例如发出火花、炭化、更深的组织作用和电流损伤,其远离能量施加点并且进入患者相邻组织中,由于例如神经、肌肉、脂肪和骨等组织类型的不同电导率而造成不同的作用。但是,电流更多地,但是不完全地被限制在双极电极之间。这些电极也通常更昂贵,因为必须制造至少两个精密电极而非一个单极电极。

[0008] 电烙电阻加热元件减少了由其他电外科方法造成的与炭化和更深组织损伤相关的缺点。但是,这样的装置通常存在其他的折衷,例如有效功率传输和加热及冷却时间控制方面的滞后。很多电阻加热元件具有缓慢的加热和冷却时间,这使得外科医生很难在穿过组织或围绕组织操作而不造成附带的损伤。

[0009] 组织破坏器械通常将组织加热到预定温度持续一定时间段,以杀死或消融该组织。在对一些组织的控制加热中,激光被导向到吸收帽,以达到预定温度并且保持预定温度预定时间量。虽然这提供加热的有益效果,但是由于激光硬件的复杂性和花费而比较昂贵。

[0010] 在另一种组织破坏程序中,将微波天线阵列插入组织中。这些阵列由使微波能量进入并且加热组织的器械驱动。虽然这样的装置通常能有效杀死或消融期望的组织,但是其通常造成比期望区域更深的组织作用。另外,这些程序可能需要昂贵的设备。

[0011] 使用电阻加热工具进行的组织破坏除了具有缓慢加热和冷却的特性外,还可能产生不期望的附带的组织损伤。

[0012] 已经作为替代方案对使用在陶瓷中的铁氧体磁珠或合金混合物进行了测试。当被与通过导体的高频电流相关的磁场激励时,陶瓷中的铁氧体磁珠和合金混合物可非常快速地达到高的温度。但是,与这些材料的使用相关的一个主要问题是,大的温差可能使材料断裂,特别是当其与液体接触或与液体脱离接触时。换句话说,如果热的铁氧体手术器械由较冷的液池急冷,例如由血液或其他体液急冷,则材料的相应温度快速下降,并且可能造成材料断裂。这些断裂不仅由于磁场被破坏而使工具丧失其作为热源的有效性,而且可能需要将材料从患者体内取出。显然,非常不期望需要将铁氧体制品的小碎片从患者体内取出。因而,需要改进的热手术工具。

发明内容

[0013] 本发明的一个目的是提供一种改进的可热调节的手术或治疗工具和使用所述工具的方法。

[0014] 根据本发明一个方面,热手术工具系统设置有在导体上的铁磁性涂层和用于在涂层位置处产生热的振荡电能源。振荡电能可引起铁磁性涂层感应加热。而且,由于短的热效等待时间,外科医生可能快速打开或关闭手术或治疗工具。这样可提供允许外科医生仅在期望位置处快速传送热作用的优点,这也可防止在等待工具冷却时发生不期望的热作用的意外传送。

[0015] 根据本发明另一方面,热手术工具系统可构造成使传送到铁磁性元件的功率传送可由外科医生以接近实时方式改变,以获得不同的组织作用,包括止血、组织焊接和组织破坏。

[0016] 根据本发明另一方面,热手术工具系统设置有功率控制机构,其使外科医生能够快速调节供到手术或治疗工具的功率,以根据提供到工具的功率大小获得期望组织的组织焊接、切割、消融、汽化等。

[0017] 根据本发明另一方面,带涂层导体可由发电机驱动。

[0018] 根据本发明一个方面,热手术工具系统设置有在导体上的铁磁性涂层和用于在涂层位置处产生热的振荡电能源。振荡电能源可使引起铁磁性涂层感应加热,以由此使得能够实现组织切割、消融等。

[0019] 根据本发明另一方面,可进行受控的热组织破坏。

[0020] 根据本发明另一方面,带涂层的导体可结合在导管或内窥镜中,导管或内窥镜也可通过通道提供感测、观察、抽吸、冲洗、热固性材料的输送或热熔化或消融材料的去除等功能。

[0021] 根据本发明另一方面,可使用导管来将具有铁磁性涂层的导体传送到要获得期望治疗效果的区域中。

[0022] 根据本发明另一方面,铁磁性涂层的加热可通过改变带涂层导体几何形状来控制。

[0023] 根据本发明另一方面,多个铁磁性导体可布置在主几何体上,每一个导体单独控制,以使铁磁性导体可同时提供不同的组织作用。

[0024] 根据本发明的另一方面,铁磁性涂层的加热可通过改变传输到导体的功率的特征参数来控制。

[0025] 根据本发明一个方面,热手术工具系统设置有在导体上的铁磁性涂层和用于在涂层位置处产生热同时通过使用第二能量模式产生另外的组织作用的振荡电能源。振荡电能源可使引起铁磁性涂层感应加热(感应热模式)。而且,由于短的热效等待时间,外科医生可能快速打开和关闭手术或治疗工具的感应热模式。这样可提供以下优点:允许外科医生仅在期望位置处传送热作用,这也可防止在等待工具冷却时发生不期望的热作用的意外传送。同时,可通过第二模式同时或连续地传送相似或不同的组织作用。如果传送相似的组织作用,则两种模式的使用可使效率提高。如果传送不同的组织作用,则两种模式可彼此互补,以可减少单一模式的缺点。

[0026] 根据本发明另一方面,热手术工具系统可构造成使感应热模式和/或第二模式可由外科医生以接近实时方式改变来获得不同的组织作用,包括止血、组织焊接和组织破坏。

[0027] 根据本发明另一方面,可通过利用与第二模式结合的感应热模式的有益效果来进行受控的热组织破坏。具有铁磁性涂层的导体可用作切割、损伤或消融探针的部件,其中铁磁性涂层提供加热,以及用作用于使单极电外科能量在组织中传输的传导路径。

[0028] 根据本发明另一方面,第二模式可包括单极或双极 RF 元件,例如单极或双极 RF 电外科器械,其可用于切割和凝固组织。虽然 RF 电外科器械非常有效,但是其易于在用于封闭时在切割范围之外造成组织损伤。因而,RF 单极或双极电外科器械可与具有铁磁性涂层的导体结合使用,所述具有铁磁性涂层的导体封闭由 RF 器械切割的组织。

[0029] 根据本发明又一个实施例,多模式手术工具可包括用于切割和/或处理组织的热和超声工具。

[0030] 根据本发明,提供了一种手术工具,包括:

[0031] 电导体;

[0032] 铁磁性材料的涂层,其布置在所述导体的至少一部分上;

[0033] 其中,所述铁磁性材料的涂层在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂。

[0034] 可选地,所述铁磁性材料的涂层相对于所述导体而言较薄。

[0035] 可选地,所述铁磁性材料的涂层在所述导体的厚度的 0.01% 和 50% 之间。

[0036] 可选地,所述铁磁性材料的涂层在所述导体的厚度的 0.1% 和 20% 之间。

[0037] 可选地,所述铁磁性材料的涂层厚度在 0.05 微米和 500 微米之间。

[0038] 可选地,所述手术工具具有布置在所述导体上的多个铁磁性涂层。

[0039] 可选地,所述手术工具还包括构造成将振荡电能输送到所述导体的电源。

[0040] 可选地,所述手术工具还包括电路,所述电路包括阻抗匹配电路,所述阻抗匹配电路构造用于将所述电源连接到所述导体。

[0041] 根据本发明,还提供了一种能热调节的手术工具,包括电导体和覆盖所述电导体的至少一部分的铁磁性涂层;

[0042] 其中,所述铁磁性涂层在所述电导体的厚度的 0.1% 和 20% 之间,

[0043] 其中,所述铁磁性涂层在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂。

[0044] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括电源,所述电源构造用于向所述电导体输送振荡电能。

[0045] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括一个或多个接头,所述接头具有第一端和第二端,每一个接头构造用于从第一端向附接到所述第二端的所述电导体输送振荡电能,并且还构造用于限制从所述第二端向所述第一端的热传递。

[0046] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括在所述导体和所述铁磁性涂层之间的热绝缘涂层。

[0047] 可选地,所述铁磁性涂层选自包括 NiFe 合金、NIRON™、Co、Fe、FeOFe₂O₃、NiOFe₂O₃、CuOFe₂O₃、MgOFe₂O₃、MnBi、Ni、MnSb、MnOFe₂O₃、Y₃Fe₅O₁₂、CrO₂、MnAs、Gd、Dy、EuO、磁石、Permalloy™、钕铁石榴石、铝和锌的组。

[0048] 可选地,所述导体厚度在 0.01 毫米和 1 毫米之间。

[0049] 可选地,所述导体厚度在 0.125 毫米和 0.5 毫米之间。

[0050] 可选地,所述铁磁性涂层在导体的厚度的 0.01% 和 50% 之间。

[0051] 可选地,所述铁磁性涂层在导体的厚度的 0.1% 和 20% 之间。

[0052] 可选地,所述导体选自包括铜、钨、钛、不锈钢和铂的组。

[0053] 可选地,所述导体还包括两个或更多个异种导体的接合部。

[0054] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括传感器,所述传感器构造用于测量所述接合部处的一个或多个信号并且将所述一个或多个信号与温度相关联。

[0055] 可选地,所述铁磁性涂层还包括交替的导体材料和铁磁性材料的层。

[0056] 可选地,所述振荡电能构造用于在所述导体的由铁磁性材料涂敷的部分处以最大电流和最小电压输送。

[0057] 可选地,所述铁磁性涂层围绕所述导体沿圆周布置。

[0058] 可选地,所述铁磁性涂层不对称地减薄。

[0059] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括镀有铁磁性材料薄膜的至少一根其他导线。

[0060] 可选地,所述铁磁性涂层和所述电导体的至少一部分也涂覆有薄层耐高温不粘材料。

[0061] 可选地,所述铁磁性涂层和所述电导体的至少一部分也由导热生物相容材料涂覆。

[0062] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括与所述铁磁性涂层相邻布置的传感器。

[0063] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括手柄,所述电导体穿过所述手柄,至所述电导体的延伸超出所述手柄之外的一部分,并且其中,所述铁磁性涂层覆盖延伸超出所述手柄之外的电导体的所述一部分。

[0064] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括:主几何体,其中,所述电导体布置在所述主几何体上。

[0065] 可选地,所述主几何体选自包括镊子、手术刀、压舌板、球形、尖头几何体和导管的组。

[0066] 可选地,所述主几何体还包括在由所述导体形成的路径之间的非毗邻材料部分。

[0067] 可选地,所述主几何体还包括位于所述主几何体中的孔。

[0068] 可选地,所述导体嵌入所述主几何体中。

[0069] 可选地,所述电导体布置在所述主几何体的一侧上。

[0070] 可选地,所述能热调节的手术工具还包括用户控制装置,其构造用于调节从所述电源向所述电导体输送的振荡电能。

[0071] 可选地,所述电源进一步构造用于将关于电流状态的数据传送到用户控制装置;并且

[0072] 所述用户控制装置进一步构造用于接收关于电流状态的数据,并且将控制数据传送到所述电源。

[0073] 根据本发明,还提供了一种能热调节的手术器械,包括:

[0074] 小直径电导体,其具有近端和远端,其中,所述近端构造用于连接到提供射频能量的电路;和

[0075] 铁磁性材料薄镀层,其围绕所述电导体沿圆周布置,其中,所述铁磁性材料构造成具有足够高的居里温度以包括期望的治疗温度范围集合;并且

[0076] 铁磁性涂层的厚度为 0.05 毫米或更小,

[0077] 其中,所述铁磁性涂层在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂。

[0078] 可选地,所述铁磁性涂层的厚度介于大致 0.5 微米至大致 500 微米之间。

[0079] 可选地,所述的能热调节的手术器械还包括与所述手柄结合的插座,所述插座构造用于接纳小直径电导体。

[0080] 可选地,所述的能热调节的手术工具还包括插头,所述插头构造用于接纳所述小直径电导体和附接到所述插座。

[0081] 可选地,所述插头构造用于单次使用。

[0082] 可选地,所述手术工具还包括构造用于向所述小直径电导体输送功率的发生器,所述发生器包括负载预测模块,其构造用于预测具有铁磁性材料薄镀层的小直径电导体的负载特性。

[0083] 可选地,所述插头还包括构造用于将负载特性传送到所述负载预测模块的数据模块。

[0084] 可选地,所述负载预测模块还构造用于利用预测的负载特性来预测为获得期望温度所需的功率输出。

[0085] 根据本发明,还提供了一种用于形成手术器械的方法,所述方法包括:

[0086] 选择主几何体;

[0087] 使用铁磁性材料涂覆导体,其中,涂层足够薄以便在被加热及然后浸没在液体中时将不会断裂;和

[0088] 将所述导体布置在所述主几何体上。

[0089] 可选地,所述的方法还包括以下步骤:在所述导体上提供构造用于接收振荡电能的电接头。

[0090] 根据本发明,还提供了一种能热调节的手术工具,包括:

[0091] 施放器和具有电导体的圈套器,所述导体形成环,并且至少部分布置在所述施放器中;和至少一个铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的至少一部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至大得足以引起铁氧体磁珠断裂的温差时将不会断裂。

[0092] 可选地,所述的能热调节的手术工具还包括电源,其构造用于向所述电导体输送振荡电能。

- [0093] 可选地,所述振荡电能构造用于被调谐成将更大的功率输送到所述至少一个涂层。
- [0094] 可选地,调谐至少部分通过调节所述振荡电能的频率实现。
- [0095] 可选地,调谐至少部分通过调节所述电源的负载匹配来实现。
- [0096] 可选地,所述至少一个铁磁性涂层包括沿所述环布置的多个铁磁性涂层。
- [0097] 根据本发明,还提供了一种能热调节的手术工具,包括:
- [0098] 导管,所述导管包括:
- [0099] 主体,其限定具有第一端的中心通道;
- [0100] 导体,其沿所述导管的至少一部分延伸,并且构造用于向所述第一端输送功率;
- [0101] 铁磁性涂层,其覆盖所述导体的靠近所述第一端的部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至大得足以引起铁氧体磁珠断裂的温差时将不会断裂;和
- [0102] 接头,其构造用于附接到向所述导管输送振荡电流的电源。
- [0103] 可选地,所述导管还包括基底。
- [0104] 可选地,所述基底选自包括高温塑料和玻璃的组。
- [0105] 可选地,所述导体的至少一部分镀在所述基底上。
- [0106] 可选地,所述铁磁性涂层的至少一部分镀在所述导体上。
- [0107] 可选地,所述导体包括中心通道。
- [0108] 可选地,所述导管还包括:传感器通道,其位于所述中心通道中,并且构造用于将传感数据返回到操作者。
- [0109] 可选地,所述导管还包括输送通道,其中,物质能从该通道抽吸或排出。
- [0110] 根据本发明,还提供了一种能热调节的手术工具,包括:
- [0111] 电导体,其具有第一部分和第二部分;
- [0112] 铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的在所述第一部分和所述第二部分之间的至少一部分以便将有效加热限制于小区域而非整个电导体,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂。
- [0113] 可选地,所述的能热调节的手术工具还包括发生器,其构造用于向所述电导体输送波形,其中,所述发生器还构造用于通过使包括最小电压和最大电流的驻波出现在铁磁性涂层处来阻抗匹配所述电导体。
- [0114] 可选地,所述发生器还构造用于提供在 ISM 频带中的至少一个波形。
- [0115] 可选地,所述发生器还构造用于提供频率在 5 兆赫和 24 千兆赫之间的至少一个波形。
- [0116] 可选地,所述发生器还构造用于提供频率在 40 兆赫和 928 兆赫之间的至少一个波形。
- [0117] 可选地,所述的能热调节的手术工具还包括传感器,其靠近所述铁磁性涂层布置。
- [0118] 可选地,所述发生器构造用于从所述传感器接收信号,并且将所述波形调节到对应于设置温度。
- [0119] 可选地,所述发生器构造用于测量与所述导体相关的指标,所述指标与温度相关,并且所述发生器构造用于观察所述指标,并且将所述波形调节到对应于期望温度。
- [0120] 可选地,所述指标选自包括阻抗、电压、电流、反射能量、驻波比 (SWR) 和相位移的

组中的一个或多个。

[0121] 可选地,所述发生器还包括构造用于预测具有所述铁磁性涂层的电导体的负载特性的模块。

[0122] 可选地,所述发生器构造用于检测工具中的故障。

[0123] 根据本发明,还提供了一种用于能热调节的手术工具的电源,包括:

[0124] 脚踏开关;

[0125] 占空比控制装置,其与所述脚踏开关连通;

[0126] 振荡器,其与所述占空比控制装置连通;

[0127] 功率放大器,其与所述振荡器连通;

[0128] 手持手术工具,其与所述功率放大器连通,并且进一步包括:

[0129] 电导体;和

[0130] 铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的至少一部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及浸没在液体中时将不会断裂。

[0131] 可选地,所述功率放大器还包括 E 级放大器。

[0132] 根据本发明,还提供了一种多模式手术工具,包括电外科电极和热元件,其中,所述热元件为具有铁磁性涂层的导体,并且,其中所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂。

[0133] 可选地,所述电外科电极是单极电极。

[0134] 可选地,所述热元件与所述电外科电极分开。

[0135] 可选地,所述热元件也用作所述电外科电极。

[0136] 可选地,所述的多模式手术工具还包括多路传输信号。

[0137] 可选地,所述多路传输信号还包括单极信号。

[0138] 可选地,所述多路传输信号还包括感应加热信号,其中,所述感应加热信号在 5MHz 和 24GHz 之间。

[0139] 根据本发明,还提供了一种多模式手术工具,包括:

[0140] 端头,其包括电导体;

[0141] 铁磁性涂层,其覆盖所述电导体的至少一部分,所述铁磁性涂层选自将使一些频率的振荡电能转变为热能并且将使其他频率的振荡电能传送到组织中的那些铁磁性涂层,

[0142] 其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂。

[0143] 可选地,所述的多模式手术工具还包括用于将多路传输信号传送到所述电导体中的装置。

[0144] 可选地,所述铁磁性涂层构造用于同时将热能和振荡电能传播到组织中。

[0145] 根据本发明,还提供了一种能热调节的多模式手术端头,包括:

[0146] 电缆;

[0147] 电外科元件,其构造用于从所述电缆接收功率;以及

[0148] 热元件,所述热元件包括:

[0149] 小直径电导体,其具有近端和远端,其中,所述近端构造用于从所述电缆接收射频能量;

[0150] 铁磁性材料薄镀层,其围绕所述电导体沿圆周布置,其中,所述铁磁性材料构造成具有的居里温度足够高以包括期望的治疗温度范围集合,其中,所述铁磁性材料薄镀层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂;和

[0151] 电外科元件,其构造用于从所述电缆接收功率,并且构造用于向附近组织中释放射频能量。

[0152] 可选地,所述电外科元件为单极元件。

[0153] 可选地,其中所述电外科元件为双极电极。

[0154] 可选地,所述小直径电导体与所述电外科元件分开。

[0155] 可选地,所述小直径电导体也用作所述电外科元件。

[0156] 可选地,所述的能热调节的多模式手术端头还包括多路输出信号,并且所述多路传输信号还包括双极信号。

[0157] 可选地,所述的能热调节的多模式手术端头还包括电源,和用于选择地单独或共同地激活所述电外科元件和所述热元件的控制装置。

[0158] 可选地,所述的能热调节的多模式手术端头还包括:

[0159] 至少两个臂,其中所述双极电极布置在所述至少两个臂中的一个上;

[0160] 返回双极电极,其布置在所述至少两个臂中的一个上。

[0161] 根据本发明,还提供了一种能调节的多模式手术工具,包括:

[0162] 主体,其构造用于振荡;

[0163] 导体,其围绕所述主体的至少一部分放置;

[0164] 铁磁性涂层,其覆盖所述导体的一部分,其中,所述铁磁性涂层足够薄以便在被加热及暴露至当从空气过渡到液体时的温差时将不会断裂;和

[0165] 电源,其向所述导体输送振荡电流。

[0166] 可选地,所述主体包括超声变幅杆。

[0167] 可选地,所述的多模式手术工具还包括电源,其用于提供振荡电能,由此使所述主体振荡,并且提供对所述铁磁性涂层的加热。

[0168] 可选地,所述电源还包括用于提供能量来使所述主体振荡和用于提供对所述铁磁性涂层的加热的独立源。

[0169] 可选地,所述独立源构造用于在重叠的时间段过程中操作。

[0170] 可选地,所述独立源构造用于在分开的时间段操作。

[0171] 可选地,所述主体具有孔。

[0172] 可选地,所述主体具有多个孔。

[0173] 可选地,所述多个孔中的第一孔构造用于抽吸,所述多个孔中的第二孔构造用于冲洗。

[0174] 可选地,所述超声变幅杆还包括压电换能器。

附图说明

[0175] 参照编号的附图来示出和描述本发明的多个实施例,附图中:

[0176] 图 1 显示了根据本发明原理的一种热手术工具系统的立体图;

[0177] 图 2 显示了根据本发明的一种热手术工具系统的一个替代实施例的立体图;

- [0178] 图 3 显示了根据本发明原理的一种热手术工具系统的简图；
- [0179] 图 4A 显示了一种具有热防护末端、散热器和无线通讯装置的热手术工具系统；
- [0180] 图 4B 显示了一种具有阻抗匹配网络的热手术工具系统；
- [0181] 图 5A 显示了根据本发明一个方面的一种具有单层铁磁性涂层的导体端头的放大侧剖视图；
- [0182] 图 5B 是图 5A 的具有铁磁性涂层的导体的电学等效表示；
- [0183] 图 6 显示了根据本发明一个方面的一种带热绝缘体的具有单层铁磁性涂层的导体端头的放大侧剖视图；
- [0184] 图 7A 显示了根据本发明一个方面的一种带有环形几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图；
- [0185] 图 7B 显示了根据本发明一方面的一种带有大体方形几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图；
- [0186] 图 7C 显示了一种带有尖头几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图；
- [0187] 图 7D 显示了一种带有不对称环形几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图；
- [0188] 图 7E 显示了一种带有钩状几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图,其中,凹入部可用于治疗作用,包括切割；
- [0189] 图 7F 显示了一种带有钩状几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图,其中,凸出部可用于治疗作用,包括切割；
- [0190] 图 7G 显示了一种带有角状几何体的具有铁磁性涂层的导体手术工具端头的放大图；
- [0191] 图 8 显示了一种缩回的圈套器的剖视图；
- [0192] 图 9A 显示了一种伸出的圈套器的侧视图；
- [0193] 图 9B 显示了一种伸出的圈套器的一个替代实施例的侧视图；
- [0194] 图 10A 显示了一种带有环形几何体和线性排列涂层的具有铁磁性涂层的导体手术工具的放大图；
- [0195] 图 10B 显示了一种带有交替钩状几何体和线性阵列的具有铁磁性涂层的导体手术工具的放大图；
- [0196] 图 11 显示了一种具有涂层阵列的缩回的圈套器的剖视图；
- [0197] 图 12 显示了一种具有线性涂层阵列的伸出的圈套器的侧视图；
- [0198] 图 13 显示了一种具有单层铁磁性涂层的导体手术工具的在铁磁性涂层区域中的轴向剖视图；
- [0199] 图 14A 显示了一种具有多层铁磁性涂层的导体手术工具端头的立体图；
- [0200] 图 14B 显示了图 14A 中的具有多层铁磁性涂层的导体手术工具端头的侧剖视图；
- [0201] 图 15 显示了图 14A 中所示的具有多层铁磁性涂层的导体手术工具端头的轴向剖视图；
- [0202] 图 16 显示了根据本发明一个方面的一种显示出电磁通量线的平直侧部圆柱状几何体的具有铁磁性涂层的导体的剖视图；

- [0203] 图 17 显示了根据本发明另一方面的一种封闭的导体端头；
- [0204] 图 18A 显示了根据本发明一个方面的一种具有单边铁磁性涂层的导体手术端头；
- [0205] 图 18B 显示了一种具有双边铁磁性涂层的导体手术端头；
- [0206] 图 18C 显示了一种具有三线铁磁性涂层的导体手术端头；
- [0207] 图 18D 显示了用于图 18A 到 18C 中所示端头的容器；
- [0208] 图 19A 显示了一种具有备选感应铁磁性热功能的通常冷的切割手术刀；
- [0209] 图 19B 显示了一种具有备选感应铁磁性热功能的通常冷的切割手术刀的一个替代实施例；
- [0210] 图 20A 显示了一种具有压舌板状几何体的热手术工具；
- [0211] 图 20B 显示了一种呈镊子构型的具有压舌板状几何体的热手术工具；
- [0212] 图 20C 显示了图 20A 的热手术工具的俯视图,其中具有铁磁涂层的导体在主几何体上；
- [0213] 图 20D 显示了图 20A 的热手术工具的俯视图,其中具有铁磁涂层的导体嵌在主几何体中；
- [0214] 图 21A 显示了一种具有球状几何体和水平绕组的热手术工具；
- [0215] 图 21B 显示了一种具有球形几何体和马蹄构型绕组的热手术工具的一个替代实施例；
- [0216] 图 21C 显示了一种具有球形几何体和竖直取向的热手术工具的一个替代实施例；
- [0217] 图 22A 显示了一种具有尖头几何体的热手术工具；
- [0218] 图 22B 显示了一种呈镊子构型的具有尖头几何体的热手术工具；
- [0219] 图 22C 显示了一种具有两个不同的可激活热区的热手术工具；
- [0220] 图 23A 显示了一种导管的立体图,其具有围绕导管端头布置的具有铁磁性涂层的导体的线圈；
- [0221] 图 23B 显示了一种具有铁磁性涂层的导体手术导管端头的立体图；
- [0222] 图 24 显示了一种具有铁磁性涂层的导体手术导管端头的一个替代实施例的侧视图；
- [0223] 图 25 显示了一种布置在内窥镜中的具有铁磁性涂层的导体手术端头的一个替代实施例；
- [0224] 图 26 显示了一种组织消融工具；
- [0225] 图 27 显示了一种具有单极模态和热模态的多模式手术工具；
- [0226] 图 28A 显示了一种在组织中,例如在肝中的转移灶 (metastasis) 内的多模式组织消融工具；
- [0227] 图 28B 显示了图 28A 的消融探针的放大图；
- [0228] 图 28C 显示了一种具有传感器的消融探针的放大图；
- [0229] 图 28D 显示了一种多端头消融探针的放大图；
- [0230] 图 29 显示了一种具有双极模态和热模态的多模式手术工具；
- [0231] 图 30 显示了一种多模式镊子的侧视图；
- [0232] 图 31A 显示了镊子端头的一个替代实施例的放大图；
- [0233] 图 31B 显示了一种具有涂层的镊子端头的示意图；

- [0234] 图 32A 显示了一种具有热模态和超声模态的多模式手术工具；
- [0235] 图 32B 显示了一种带有钩状主几何体的具有热模态和超声模态的多模式手术工具；
- [0236] 图 32C 显示了一种带有传感器的具有热模态和超声模态的多模式手术工具；
- [0237] 图 32D 显示了一种带有第二端头的具有热模态和超声模态的多模式手术工具；
- [0238] 图 33 显示了一种带有抽吸 / 冲洗功能和传感器的具有热模态和超声模态的多模式手术工具；
- [0239] 图 34 显示了与组织作用相关的热线谱。

[0240] 应意识到,附图是示例性的,并不限制由所附权利要求限定的本发明的范围。所示的实施例实现了本发明的多个方面和目的。应意识到,单幅图中不可能清楚地显示本发明的每一个元件和方面,因此,给出多幅图来更清楚地分开示例说明本发明的多个细节。同样地,不是每一个实施例需要实现本发明的全部优点。

具体实施方式

[0241] 现在将参考本文提供的附图标记来讨论本发明和附图,以使本领域技术人员能够实现本发明。附图和以下描述是对本发明多个方面的示例,不旨在缩小所附权利要求的范围。

[0242] 当在本文中使用时,术语“铁磁性的”、“铁磁体”和“铁磁性”等指任何能够通过磁感应产生热的铁磁性类材料,包括但不限于铁磁体和铁氧磁材料。

[0243] 现在来看图 1,显示了总体以 10 标示的热手术工具系统的立体图。如将在下面更详细讨论的,热工具系统优选使用具有铁磁性涂层的导体来处理或破坏组织(即上皮组织焊接、体内平衡、消融等)。

[0244] 应意识到,热手术工具利用热来切入组织,而不以与使用传统手术刀划过组织的锋利边缘相同的方式切割组织。虽然本发明的实施例可制成具有相对锋利的边缘,以形成切割刀刃,但是不需要一定这样,因为本文讨论的被加热的涂层将会在无需切割刀刃或锋利的边缘的情况下分离组织。但是,为了方便,当讨论分离组织时,仍使用术语切割。

[0245] 在显示为热手术工具系统 10 的实施例中,控制机构,例如脚踏开关 20,用于控制由电源子系统 30 产生的输出能量。来自电源子系统 30 的能量可通过射频(RF)或振荡电能沿电缆 40 送到手持手术工具 50,手持手术工具 50 包括导体 60,其横截面沿外周涂覆有铁磁性涂层 65。铁磁性涂层 65 可通过围绕导线 66 布置的铁磁性材料中的感应和相应磁滞损耗而将电能转变为可用的热能。(虽然为了便于提及而使用“导线”,但是应可意识到,导体材料不一定是导线,并且本领域技术人员应熟悉根据本发明原理工作的多个导体)。

[0246] 将磁场(或磁化作用)施加到铁磁性涂层可产生开环的 B-H 曲线(也称为开环的磁滞回线),导致磁滞损耗和由此得到的热能。电沉积薄膜,例如镍-铁涂层,如 PERMALLOY™,可形成无规排列的微晶阵列,形成无规排列的晶畴(domain),所述晶畴一起可在高频电流通过导体时具有开环的磁滞曲线。

[0247] RF 能量可沿导体表面以已知为“集肤效应”的方式传送。导体表面中的交变 RF 电流产生交变磁场,其可将铁磁性涂层 65 中的晶畴励磁。随着晶畴随电流的每一次振荡重新排列,涂层中的磁滞损耗可能引起感应加热。

[0248] 从信号源一直到端头并且包括端头的 RF 导体可形成特定频率下的谐振电路（也称为调谐电路）。端头中的变化使电路“失谐”。因而，如果铁磁性涂层 65 或导线 66 损坏时，电路可能变得失谐。该失谐将降低铁磁性涂层 65 的加热效率，从而温度将大大降低。降低的温度应确保破损后几乎没有或没有组织损伤。

[0249] 破损或其他故障也可通过传感器检测。正常电路操作的中断可因此被检测到，并且使手术系统关闭。在一个实施例中，监控电流。如果检测到电流的突然意外增大，则系统可关闭，因为铁磁性涂层可能不再消耗其应消耗的功率。同样地，可监控阻抗，并且将阻抗用作系统故障的指示。

[0250] 应可理解，手持手术工具 50 可包括对正在施加的功率的指示器，并且可甚至包括用于控制功率的机构。因而，例如，一系列灯 52 可用于指示功率水平，或手持手术工具 50 可包括开关、转盘、按钮组、触摸板或滑块 54，其与电源 30 通讯来调节功率并且因此影响铁磁性涂层 65 处的温度来在组织上获得不同作用。这些指示器可显示电流状态，电流状态可由电源表示并且被通过电源传达给使用者可调节的控制装置。虽然控制装置显示在脚踏开关 20 或手持手术工具 50 上，但是其也可被包括在电源子系统 30 或甚至分开的控制器械中。可使用安全装置，例如按钮或触摸板，其必须被接触以驱动手持手术工具 50，并且安全装置可包括安全开关。

[0251] 虽然铁磁性涂层 65 通过感应加热，但是由于其居里温度，其还提供温度最高限度（temperature cap）。居里温度是材料变成顺磁性以使每一个磁畴相对于磁场的排列降低到使涂层磁性消失的程度的温度。当材料变成顺磁性时，由感应产生的热可能显著降低或甚至停止。如果提供足够的功率来达到居里温度，则这使铁磁性材料的温度稳定在居里温度周围。一旦温度降低到居里温度以下，感应可再次开始，引起将材料一直加热到居里温度。因而，铁磁性涂层的温度可通过施加足够的功率来在感应加热过程中达到居里温度，但是不可能超过居里温度。

[0252] 热手术工具系统 10 允许功率输出可调节以调节工具的温度及其作用在组织上的作用。该可调节性使外科医生能够精确控制可通过手持手术工具 50 获得的作用。组织作用，例如切割、止血、组织焊接、组织汽化和组织炭化在不同温度下进行。通过使用脚踏开关 20（或一些其他使用者控制装置）来调节功率输出，外科医生（或其他医生等）可调节输送到铁磁性涂层 65 的功率，并且因此控制组织作用来获得期望结果。

[0253] 热功率传送可通过以下方式控制：通过改变交变电流波形的振幅、频率或占空比，或改变电路来影响驱动具有铁磁性涂层的导体的驻波，这可通过由脚踏开关 20、电源子系统 30 或手持手术工具 50 上的控制装置接收的输入来实现。

[0254] 例如，已知需要不同的温度来在组织上引起不同的作用。如将在下面更详细说明的，一些温度可用于进行焊接组织，而其他温度将导致切割、组织消融和汽化。

[0255] 本发明的一个优点是，其使外科医生能够控制用于系统的功率，这最终影响可施加到组织上的铁磁性涂层 65 处的温度。功率可通过多种方法进行调节。可使用脉宽调制来改变加热铁磁性涂层 65 的时间长短，由此控制温度。可使用振幅调制来同样控制通过系统的功率，由此控制铁磁性涂层 65 的最终温度动态特性。由于包括端头在内的从信号源到端头的 RF 导体可形成特定频率下的谐振电路（也称为调谐电路），因此端头中的变化使电路“失谐”。因而，可使用频率调制来有效地瞬时使电路失谐，由此最终控制用于组织焊接、

切割等的温度。示例性电路可使用锁相回路或频率合成器来调节频率。

[0256] 供给系统的功率可通过调节结构,例如脚踏开关 20,来控制。脚踏开关可具有多个设定点,其给外科医生指示正在供给的功率。这可例如通过使得脚踏开关具有五个位置,每一个位置需要更大的力来实现。所需力的改变将提醒外科医生正在施用的温度范围。

[0257] 功率控制器,例如脚踏开关,也可用于给外科医生发送关于施用在铁磁性涂层 65 处的功率水平或涂层处具有的可用于输送到组织的能量的信号。这可以是声音或视觉指示器 22,其给外科医生信号来指示功率水平。例如,如果提供五种功率水平,则声音提醒可指示正在施用的功率水平。一声鸣响用于水平或范围 1,两声鸣响用于水平或范围 2,三声鸣响用于水平或范围 3,等。类似地,可使用五种不同的声音信号音色来指示五种功率水平。

[0258] 同样,工具 50 可包括正在施用的功率的指示,并且甚至可包括用于控制功率的机构。因而,例如,可使用一系列灯 52 来指示功率水平,或工具 50 可包括与电源 30 连通的开关、转盘、按钮组、触摸板或滑块 54,以调节功率并且由此影响铁磁性涂层 65 处的温度从而在组织上具有不同作用。虽然控制装置显示为在脚踏开关 20 或工具 50 上,但是其也可包括在功率子系统 30 中或甚至分开的控制器械中。同样地,可采用例如按钮或触摸板等必须被接触以驱动工具 50 的安全部件,例如安全开关。

[0259] 感应加热所实现的另一个优点在于铁磁性材料可在几分之一秒内(通常短达四分之一秒)被加热至切割温度。另外,因为涂层具有较低质量、导体具有小的热质、以及由于手持手术工具 50 的构造因而将加热局限于较小区域,材料将非常快速地冷却(例如大约二分之一秒)。这为外科医生提供了精确的热工具,同时降低了由于在热工具并未被激活时接触组织所引起的意外组织损伤。

[0260] 应意识到,加热和冷却手持手术工具 50 所需的时间长短将部分取决于导体 60 和铁磁性涂层 65 的相对尺寸和手术工具的结构的热容量。例如,上述用于加热和冷却手持手术工具 50 的时间可通过直径约 0.375mm 的钨导体和围绕所述钨导体的约 0.0375mm 厚和两厘米长的镍铁合金(例如可得自 West Haven, Connecticut 的 Enthone, Inc 的 NIRON™)铁磁性涂层获得。

[0261] 本发明的一个优点是不需要锋利的边缘。当功率没有供到手术工具时,如果工具跌落或误操作,工具不会不慎切割患者或外科医生的组织。如果功率没有正被供到导线 66 和涂层 65,则可触碰工具的“切割”部分而没有受伤的风险。这与如果误操作可能伤害患者或外科医生的切割刀片形成鲜明对比。

[0262] 其他附加装置也可在各位置中设置在手持件上。这可包括传感器杆 12,其包括用于记录温度的传感器或用于照亮手术区域的灯。

[0263] 现在来看图 2,显示了热手术系统 10 的一个替代实施例的立体图。在图 2 中,电源 30 容纳在脚踏开关 20 中。根据应用和所需功率,对于低功率应用可甚至完全由电池驱动器械。用于低功率要求的一个替代实施例可包括电池、功率调节装置和功率输出装置,全部自备在手持手术工具 50 的手柄 51 中。而且,可采用无线通讯模块来从手持手术工具 50 发送和接收信息,包括状态和控制设置信息,其使使用者能够监控系统性能并且从手持手术工具 50 自身遥控地改变功率设置。

[0264] 我们的理解是,这种热技术方案可提供优于当前可得到的单极和双极电系统的优点,因为热损坏可保持于非常接近带涂层区域的铁磁性表面,而单极和双极电组织消融可

能常常使组织损伤达远离接触点的一定距离。我们的理解是,这种方法还可克服基于电阻加热的其他热装置的缺点,所述电阻加热的装置可能需要更多的时间来加热和冷却,并且因而存在更大的患者风险,同时在加热点处可能具有更高的功率要求。

[0265] 而且,沿导体一小段布置的薄铁磁性涂层 65 可减少对身体中其他非目标材料的加热,例如当在心脏中进行房颤消融时对血液的加热—如果凝块形成,这可导致并发症。由于导线 66 的小的热质和将加热局限于由工具构造(即铁磁性涂层 65 和相邻结构)所提供的小区域,就沿远离铁磁性涂层 65 位置的方向提供了用于热传递的缩短的热路径。该缩短的热路径可使得热仅精确施加到期望点处。由于仅该技术自身没有类似于单极或双极技术利用火花或电弧,因此也减少了例如患者体内或周围的麻醉气体由火花点燃的风险。

[0266] 热手术工具系统 10 可用于多种治疗装置—包括封闭、“切割”或分离组织、凝结或汽化组织。在一种构型中,热手术工具系统 10 可象刀或封闭器一样使用,其中,外科医生通过将铁磁性涂层 65 移动穿过组织来主动“切割”或封闭组织。本文公开的实施例的热作用可具有显著的优点,包括与单极和双极 RF 能量装置相关的作用相比较,即使没有消除,也大大减少了深组织作用。

[0267] 在另一种构型中,具有铁磁性涂层的导体 60 可插入病灶中,并且根据监控温度设置到特定功率输出或变化的功率输出。可监控病灶和周围组织上的热作用,直到获得期望的热作用或注意到不期望的作用。具有铁磁性涂层的导体的应用的一个优点是,与微波或热激光疗法相比较其可能更具成本效益,并且避免了微波病灶破坏的不期望的组织作用。因而,例如,外科医生可将具有铁磁性涂层的导体插入肿瘤或其他待破坏组织中,并且精确控制由激活手持手术工具 50 造成的组织损伤。

[0268] 可使用传感器来监控手持手术工具 50、电路或组织的情况,例如红外检测器或传感器杆 12。例如,装置或组织的温度可能在进行程序时很重要。热电偶、异种金属接头、热敏电阻器形式的传感器或其他温度传感器可检测铁磁性涂层 65 或组织处或附近的温度。传感器可以是装置的部分,例如作为导体的一部分或靠近铁磁性涂层设置的热电偶,或与手持手术工具 50 分开,例如设置在组织或铁磁性涂层 65 附近的分开的端头。一些传感器可测量与期望测量值相关联但不是直接相关的指标。温度也可与组织作用相关联,参见图 27 中。监控的其他有用情况包括但不限于在涂层处输出的功率、颜色、光谱吸收、光谱反射、温度范围、含水量、组织和导体之间的接近程度、组织类型、传递的热量、组织状态、阻抗、电阻、返回电流、驻波比(SWR)、反射功率、电抗、中心频率、相移、电压、电流和视觉反馈(即照相机、光纤或其他可视化装置)。

[0269] 电源可构造用于响应于传感器反馈。根据期望应用而定,传感器可提供关于调节或确定电源输出的有用信息。在一个实施例中,传感器向电源发送温度示数。电源可然后增加或减小功率输出,以保持期望温度范围或附近。在另一个实施例中,传感器在组织消融过程中将含水量示数传送到电源。如果含水量下降到期望水平,则电源可减小功率设置,因为组织可能被充分干燥。其他传感器可提供有用输入,该输入可要求电源上其他设置改变,例如波形、持续时间、定时或功率设置。

[0270] 手持手术工具 50 可构造用于重复消毒或单个患者使用。较复杂的装置可用于重复消毒,而较简单的装置可能对于单个患者使用更有用。

[0271] 用于处理或切割组织的方法可包括以下步骤:选择具有切割刃和与所述切割刃相

邻布置的导体的手术工具,所述导体的至少一部分涂覆有铁磁性材料;使用所述切割刃切割组织;和向所述导体施加振荡电能,以加热铁磁性材料,并且由此处理切割的组织。

[0272] 所述方法的任选的步骤可包括以下步骤:在切割组织内引起止血;使用加热的铁磁性材料来切割组织;或使用加热的铁磁性材料来引起血管内皮焊接。

[0273] 现在参照图 3,显示了可调节热手术工具系统 10 的一个实施例的示意图。输送到铁磁性涂层 65 的功率输送通过调制高频波形来控制。调制的波形允许以根据期望功率输送可调节地改变、允许或阻挡波形的部分的形式来控制功率输送。

[0274] 图 3 中,初始波形 110 被通过调制器 120 传送,调制器 120 从脚踏开关 20 接收命令。由振荡器 130 产生具有期望频率的波形,并且该波形由调制器 120 调制,调制器 120 可包括但不限于,一个或多个振幅、频率或占空比调制,包括其组合。然后将所得信号由放大器 140 放大。将放大的信号穿过调谐电缆 150 传送,调谐电缆 150 的意思是将电缆调谐来提供在手持手术工具 50 的铁磁性涂层 65 的位置处具有最大电流和最小电压的驻波。替代地,可不调谐电缆 150,但是可在手柄 51 中设置电路,以与作为电源 30 的负载的具有铁磁性涂层的导体 60 阻抗匹配。

[0275] 可通过相对于放大器 140 确定铁磁性涂层的位置(例如电缆长度),并且将高频信号调谐为近似谐振驻波,以使电流在铁磁性涂层 65 处最大化,来调谐热手术工具系统 10。

[0276] 应意识到,手术工具可在动态环境中操作。因而,当在本文中使用时,近似驻波意思是可调谐电路来使信号可接近最佳驻波,但不可获得该驻波,可仅获得该波很短时间,或可连续地获得驻波更长时间。同样地,没有近似修饰的“驻波”的任何使用在热手术工具的范围应理解为近似驻波。

[0277] 用于实现这样的电流最大化的一种方法是将具有铁磁性涂层的导体 60 连接到电缆 150,电缆 150 实际上长度为四分之一波长的奇数倍,并且连接到放大器 140 的输出。具有谐振驻波的电路的设计旨在优化到铁磁性涂层的功率输送。但是,在一个实施例中,电源 30 可设置在铁磁性涂层 65 的位置处(或紧邻铁磁性涂层 65),并且可利用全部在单个手持电池驱动器械中的电部件实现调谐。替代地,阻抗匹配需要的电部件可设置在放大器 140 的输出级。而且,电部件,例如电容器或电感器可在导线 66 连接到电缆 150 的位置处并联或串联连接到具有铁磁性涂层的导体 60,以完成谐振电路。

[0278] 动态负载问题可能由具有铁磁性涂层的导体 60 与各种组织的相互作用造成。这些问题可通过在负载位置处最大化的电流驻波(或至少一种驻波或波形)最小化。可使用多种不同频率,包括从 5MHz 到 24GHz,优选在 40MHz 和 928MHz 之间的频率。

[0279] 在一些受管制国家,可能优选选择 ISM 带中的频率,例如中心频率为 6.78MHz, 13.56MHz, 27.12MHz, 40.68MHz, 433.92MHz, 915MHz, 2.45GHz, 5.80GHz, 24.125GHz, 61.25GHz, 122.5GHz, 245GHz 的频带。在一个实施例中,振荡器 130 使用 40.68MHz 的 ISM 带频率, E 级放大器 140 和一定长度的同轴电缆 150,其全部可被优化以用于向带铁磁性涂层的钨导体 60 进行功率输送,所述带铁磁性涂层的钨导体 60 具有铁磁性涂层 65,铁磁性涂层 65 的厚度在 0.05 微米和 500 微米之间,并且优选在 1 微米和 50 微米之间。可用的估计值可为从导体直径的 10% 开始铁磁性涂层的厚度,并且可达 5cm 长。但是,铁磁性涂层可在可能期望加热处沿导体的长度或沿导体的多个区域布置。(铁磁性涂层 65 可由镍铁 (NiFe) 合金形成,例如得自 West Haven, Connecticut 的 Ehtone, Inc 的 NIRON™,或其他铁磁性涂

层,包括 Co, Fe, FeOFe_2O_3 , NiOFe_2O_3 , CuOFe_2O_3 , MgOFe_2O_3 , MnBi, Ni, MnSb, MnOFe_2O_3 , $\text{Y}_3\text{Fe}_5\text{O}_{12}$, CrO_2 , MnAs, Gd, Dy, EuO, 磁石, 钇铁石榴石, 铝, PERMALLOY™, 和锌。)

[0280] 导体的尺寸、铁磁性涂层的尺寸、相关的厚度、形状、主几何体形状、成分、电源和其他特性可根据程序类型和外科医生偏好选择。例如,脑外科医生可能期望设计用于在脑中快速应用的位于轻型手持包装中的小的器械,而整形外科医生可能需要更大的装置,其具有更大的可用功率来在肌肉上操作。

[0281] 导体可由铜、钨、钛、不锈钢、铂和可导电的其他材料形成。导体的考虑因素包括但不限于机械强度、热膨胀、导热性、导电性/电阻率、刚度和柔性。可能期望形成不止一种材料的导线 66。两个异种材料的连接可形成热电偶。如果将热电偶放置在铁磁性涂层附近或其内,热电偶提供用于该装置的温度反馈机构。而且,一些导体可具有与温度相关的电阻率,这也可用于测量温度。

[0282] 电源 30 的调谐也可将铁磁性涂层 65 的位置处辐射到患者内的高频能量减小到接近零,因为电压低,理论上为零。这与需要将地垫应用到患者的单极装置,或双极装置,形成对照,所述单极和双极装置都使电流通过组织自身。这些作用的缺点在文献中是公知的。

[0283] 在本文讨论的很多这些实施例,电缆长度、频率、电容和电感的组合也可用于通过调谐电源 30 来调节效率和工具几何形状,以将最大功率输送到铁磁性涂层 65,并且因此将最大的热传送到组织。调谐的系统还提供固有安全性的有益效果:如果导体损坏,则系统将失谐,使功率输送效率下降,并且如果由适当的安全电路监控,则可甚至关闭。

[0284] 输送到患者组织的功率大小可通过几种方式修改,以提供对组织作用的精确控制。电源 30 可如上所述包括用于功率输送的调制器 120。另一个实施例利用由于改变导线 66 及其穿过的铁磁性涂层 65 的几何形状改变磁场,例如由磁铁造成的改变。磁铁放置在铁磁性涂层 65 附近将类似地改变感应作用,并且由此改变热作用。

[0285] 不同形式的调制可用于控制功率输送。脉宽调制基于铁磁性涂层用作热积分器的原理。振幅调制可通过改变连续波形来控制功率输送,以仅输送期望功率。频率调制可“使电路失谐”或改变驻波比,使传输中发生损失,从而不使全部功率输送到负载。

[0286] 虽然调制已经作为控制功率输送的方法进行了讨论,但是可使用其他方法来控制功率输送。在一个实施例中,工具的输出功率和相应温度通过将驱动电路调谐或失谐来控制,驱动电路包括导线 66 和具有铁磁性涂层的导体 60。

[0287] 将功率输送到可热调节工具的方法包括以下步骤:选择手术工具,所述手术工具包括构造成使振荡电信号具有近似驻波的导体,所述驻波在负载处具有最大电流和最小电压,所述负载包括涂敷于导体上的铁磁性材料;将振荡电信号输送到负载;和使电信号不再发送到负载。

[0288] 该方法可任选地包括以下步骤:提供频率在 5MHz 和 24GHz 之间的振荡电信号;或提供选自以下中心频率的组的振荡电信号:6.78MHz, 13.56MHz, 27.12MHz, 40.68MHz, 433.92MHz, 915MHz, 2.45GHz, 5.80GHz, 24.125GHz, 61.25GHz, 122.5GHz, 245GHz。

[0289] 切割组织的方法可包括以下步骤:选择具有布置在其一部分上的铁磁性涂层的导体;将铁磁性涂层布置成与组织接触;和将振荡电信号输送到导体,以加热铁磁性涂层和切割组织。

[0290] 所述方法可任选地包括选择振荡电信号的功率输出的步骤。功率输出可对应于铁

磁性涂层处的温度范围或期望组织作用。温度范围可选择用于相应的切割、止血、血管内皮焊接、组织汽化、组织消融和组织炭化的组织作用。

[0291] 用于切割组织的一种替代方法可包括以下步骤：选择具有布置在其一部分上的铁磁性涂层的导体，所述导体与插头相关联；将所述插头放入构造用于功率输送的插座中；将铁磁性涂层布置成与组织接触；和将振荡电信号通过插头输送到导体，以加热铁磁性涂层和切割组织。

[0292] 所述方法可任选地包括以下步骤：使用之后将插头取下；传送导体和铁磁性涂层的特性；访问插头中的计算机芯片；或传送对应于查阅数据表中的特性的电阻值。

[0293] 用于进行手术的方法可包括以下步骤：选择包括具有铁磁性涂层的导体的负载；通过来自电源的振荡电能向所述导体输送功率；和使负载的阻抗与发生器的阻抗匹配。

[0294] 所述方法可任选地包括以下步骤：改变电源的输出阻抗以与负载匹配；改变振荡电能的频率；调节电源来获得振荡电能中的驻波；最大化导体处的电流；选择部件来在导体处获得驻波；或选择一定长度的电缆来将电源连接到电导体以在导体处获得驻波。

[0295] 用于处理组织的方法可包括以下步骤：选择具有布置在其一部分上的铁磁性涂层的导体；将铁磁性涂层布置成与组织接触；将振荡电信号输送到导体，以加热铁磁性涂层和处理组织；和调节使用者控制装置来改变输送的功率。

[0296] 用于切割的方法可包括以下步骤：选择导体，所述导体的一部分具有布置于其上的铁磁性涂层；将振荡电信号输送到所述导体，以在铁磁性涂层中产生磁滞现象，并且由此加热铁磁性涂层；和将所述加热的涂层应用到待切割的物质，以由此切割物质。

[0297] 现在来看图 4A，显示了具有接头的热手术工具系统 10，所述接头附接到线导体的相对的第一端和第二端。图 4A 中所示的导体可由耐热端子 280 形成，例如提供热绝缘的压接接头。也可包括一个或多个散热器 282 和无线通讯装置 286。线导体 220 可通过端子 280 和 / 或散热器 282 在导体的相对的第一和第二端处连接到手持手术工具 50。所述导体的部分可延伸到手柄中耐热端子内，而导体的铁磁性涂层部分可延伸超出手柄。端子 280 可具有较差的导热性，以使端子 280 减小从导体到手持手术工具 50 中的热传递。相反，散热器 282 可从端子 280 获取任何残余热，并且将残余热消散到其他介质中，包括空气。除了压接，接头和连接部也可通过引线接合、点焊和其他焊接方法实现。

[0298] 可能期望防止热传播，因为手持手术工具 50 的其他被加热部分可能造成不期望的烧伤，甚至传播到手持手术工具 50 的操作者。在一个实施例中，端子 280 用于传导电流，但是防止或减少热传导超出具有铁磁性涂层的导体。

[0299] 热手术工具还可无线通讯。在一个实施例中，用于监控和调节功率水平的用户界面可容放在遥控无线联接装置 284 中。无线联接装置可与容纳在热手术工具系统 10 中的无线模块 286 通讯，热手术工具系统 10 包括手持手术工具 50、控制系统（例如脚踏开关 20）和 / 或电源子系统 30。通过将控制界面和显示器容放在分开的装置中，可降低手持手术工具 50 部分的成本。类似地，外部装置可配备更大的处理能力、存储量，并且因此具有更好的控制和数据分析算法。

[0300] 现在来看图 4B，显示了具有阻抗匹配网络的热手术工具系统。阻抗匹配网络可将信号源的输出阻抗和负载的输入阻抗匹配。该阻抗匹配可有助于最大化负载的功率，并且最小化来自负载的反射。

[0301] 在一个实施例中,阻抗匹配网络可以是平衡-不平衡变换器 281。这可能有助于功率传递,因为平衡-不平衡变换器 281 可将具有铁磁性涂层的导体端子 287 的阻抗与放大器电缆端子 283(这里显示为同轴电缆接头)的阻抗匹配。在该构型中,一些平衡-不平衡变换器能够用作散热器,并且提供热隔离,以防止由线导体 220 传递的来自铁磁性涂层 65 的热能向导体端 287 热传播。适当匹配的电路也可设置在陶瓷基底上,以进一步根据基底的成分而定将热吸收远离系统的其余部分或将热与系统的其余部分隔绝。

[0302] 应意识到,图 4A 和 4B 中讨论的这些元件可与本文所示的实施例中的任何一个结合使用。

[0303] 现在来看图 5A,显示了具有铁磁性涂层的导体的纵向截面。当交变电流 67 通过导体 66 时,围绕导体 66 感应出时变的磁场 68。时变的磁场 68 受到铁磁性涂层 65 的抵抗,使铁磁性涂层 65 以热的形式消散对时变的磁场 68 的感抗。如果铁磁性涂层 65 到达其居里温度,则铁磁性涂层 65 的磁阻性能大大降低,导致大大降低对时变磁场 68 的抵抗。由于铁磁性涂层 65 具有非常少的质量,因此磁场使铁磁性涂层 65 快速加热。同样地,铁磁性涂层 65 与导体 66 相比质量较小,并且,因此,由于从热铁磁性涂层 65 到较凉并且较大的导体 66 以及从热铁磁性涂层 65 到周围环境的热传递的作用,因此热将从其快速消散。

[0304] 应意识到,虽然附图显示了实心圆形横截面,但是导体横截面可具有各种几何形状。例如,导体可以是中空管状,以使其减少热质。无论为实心还是中空,导体也可成形为具有椭圆形、三角形、方形或矩形横截面。

[0305] 如还可从图 5A 清楚看到的是,铁磁性涂层可在导体的第一部分(或者说近端部分)和第二部分(或者说远端部分)之间。这可具有将有效加热限制于小区域而非整个导体的优点。电源也可连接到第一部分和第二部分,以将铁磁性涂层包括在提供功率的电路中。

[0306] 使用手术工具的方法可包括以下步骤:选择导体,并且在所述导体上镀铁磁性涂层。

[0307] 所述方法的可任选的步骤可包括:根据期望的程序选择铁磁性涂层布置在其一部分上的导体的尺寸;根据期望的程序选择铁磁性涂层布置在其一部分上的导体的热质;从环形、实心环、方形、尖头、钩状和角状形状的组选择导体;构造振荡电信号来将涂层加热到 37 到 600 摄氏度之间;构造振荡电信号来将涂层加热到 40 到 500 摄氏度之间;使涂层加热到约 58-62 摄氏度之间,以引起血管内皮焊接;使涂层加热到在约 70-80 摄氏度之间,以促进组织止血;使涂层加热到约 80-200 摄氏度之间,以促进组织消融和封闭;使涂层加热到约 200-400 摄氏度之间,以形成组织切口;或使涂层加热到约 400-500 摄氏度之间,以使组织消融和汽化。治疗可包括切割组织、促使止血、消融组织或血管内皮焊接。

[0308] 现在来看图 5B,显示了图 5A 的具有铁磁性涂层的导体的电学等效表示法。铁磁性涂层表示为具有动态电阻 74 的变压器 72。具有铁磁性涂层的导体的电感根据通过导体的电流变化。在低操作频率下,涂层的电感将具有较小的影响。在高操作频率下,涂层的电感将具有较大的影响。而且,不同的具有铁磁性涂层的导体端头构型将具有不同的电感特性。因此,需要提供将放大器输出与具有不同阻抗的负载匹配的装置。

[0309] 多种装置可用于获得期望的阻抗匹配。连续可调的匹配网络可随着负载的改变来改变匹配阻抗,试图使其保持最佳以用于向负载的功率传送。因而,发生器可通过该网络总

是具有向负载的最佳功率传送。这可包括调节网络的电容、电感或频率。

[0310] 该器械的有利的设计是采用实现期望治疗加热范围所需的来自放大器的最小功率水平。对例如返回电流、驻波比 (SWR) 或反射功率等信号特性的连续监控对于保持瞬时加热和冷却性能以及在几分之一秒内获得期望温度都是实用的电学方法。

[0311] 在一个实施例中, 监控 SWR。通过监控和返回来优化 SWR, 可优化针对各种具有铁磁性涂层的导体端头的功率输送。

[0312] 代替测量负载特性, 负载可预特性化。因而, 可使放大器的输出阻抗根据之前测量中发现的负载的预测特性来改变。在一个实施例中, 手柄或手持件电缆接头可具有插座, 其可与具有铁磁性涂层的导体的插头匹配。该插头可在数据模块中包含识别附接到插头的具有铁磁性涂层的导体的预测负载特性的信息。该数据模块可然后将特性传送到发生器或发生器控制装置。因而该系统可通过包含在插头中的信息预测并且匹配负载特性。该信息可进一步辅助系统预测输出功率与温度的相互关系。可通过具有包括电部件例如电阻的插头来获得类似的匹配, 所述电部件与具有铁磁性涂层的导体的构型相关联并且用于识别具有铁磁性涂层的导体的构型。在该情况下, 发生器电路将读取电阻的值, 该值识别具有铁磁性涂层的导体并且自动调节驱动设置。

[0313] 代替具有可变调谐的发生器, 可采用具有固定输出阻抗的驱动器来驱动具有适当匹配的输入阻抗以优化功率传送的具有铁磁性涂层的导体。由于该匹配网络是静态的, 因此其可以多种方式构造。一种特别简单的方法是在发生器和负载之间使用指定的固定长度的电缆, 将负载设置在可输送最大功率的最佳位置处。该方法需要向手术工具投入更多的设计精力, 但是最终形成实际上更简单的发生器, 即构建更少部件和更廉价的系统。而且, 可使用平衡 - 非平衡变换器来实现上述的阻抗匹配。这些方法可有效地维持通过具有铁磁性涂层的导体的恒定电流。

[0314] 在热负载为动态的应用中, 由于手术环境的变化的导热性, 可使用多种方式来实现和维持期望的组织作用。连续可调的放大器可在热负载改变时改变功率水平, 以试图保持足够获得和维持期望组织作用的向负载的功率输送。通过前面描述的阻抗匹配网络, 发生器可通过该网络始终具有到负载的最佳功率输送。如果变化的热负载改变具有铁磁性涂层的导体的阻抗, 则铁磁性涂层的功率输出可通过连续调节驱动作为其负载的铁磁性材料的网络来保持, 从而将材料保持在优化的加热模式中。这可包括调节该网络的电容、电感或频率。

[0315] 用于驱动代表变化阻抗的负载的具有铁磁性涂层的导体的类似于如上所述方法的方法可用于适应各种具有铁磁性涂层的导体, 其在变化的手术环境中 (包括与各种组织和液体的相互作用) 改变其阻抗。对例如返回电流、驻波比 (SWR) 或反射功率等信号特性的连续监控是对保持瞬时加热和冷却性能以及在几分之一秒内获得期望温度都实用的电学方法。

[0316] 在一个实施例中, 监控 SWR。通过监控并且再调谐来优化 SWR, 可在手术环境和从铁磁性涂层离开的热传递发生变化时优化功率输送。快速再调谐可实际上在至少 10Hz 下获得, 其允许在手术装置移入和移出湿手术环境并且进入空气中时针对温度进行动态响应。

[0317] 应意识到, 虽然附图显示了实心圆形横截面, 但是导体横截面可具有各种几何形

状。例如,导体可以是中空管状,以使其减少热质。无论为实心还是中空,导体也可成形为具有椭圆形、三角形、方形或矩形横截面。

[0318] 现在来看图 6,显示了具有热绝缘体 310 的单层切割端头的放大纵剖视图。一层热绝缘体 310 可设置在铁磁性涂层 65 和导体 66 之间。设置一层热绝缘体 310 可有助于通过减少热质以及通过将热传递限制于导体 66 来快速加热和冷却(也成为热响应时间)所述工具。

[0319] 可针对期望应用来调节热绝缘体的厚度和成分来改变功率输送和热响应时间。热绝缘体 310 的较厚的涂层可更好地将导体 66 与铁磁性涂层 65 隔绝,但是与热绝缘体 310 的较薄涂层相比较,较厚的涂层可能需要更高功率,以感应出足够使铁磁性涂层加热的磁场。

[0320] 在图 7A-7G 中所示的实施例中显示了多个实施例,其中,手术端头 210 为包括线导体 220 的工具,所述线导体 220 长度的一部分具有较薄的一层铁磁性涂层 65。如图 7A-7G 中所示,铁磁性涂层 65 可以是围绕线导体 220 的圆周涂层。当线导体 220 由高频振荡器激励时,铁磁性涂层 65 将在由其居里温度提供的绝对极限下根据输送的功率通过感应加热。由于铁磁性涂层 65 的较小的厚度,和在铁磁性涂层 65 位置处导线的高频电导率的调谐效率,铁磁性涂层 65 将在电流被引导通过线导体 220 时非常快速地(即,非常短的几分之一秒)加热,并且在电流停止时快速冷却(即几分之一秒)。

[0321] 现在来看图 7A、7B、7C、7D、7E、7F 和 7G,显示了具有铁磁性涂层的导体手术端头 210a、210b、210c、210d、210e、210f 和 210g。在这些实施例中的每一个中,线导体 220 的一部分弯曲,并且涂覆有铁磁性涂层 65,以使铁磁性涂层 65 仅在期望进行加热处暴露于组织。图 7A 和 7B 为环形形状,其可根据工具相对于组织的取向用于组织切割或切除。图 7A 示出了圆形几何体,图 7B 示出了方形几何体。图 7C 显示了用于加热端头应用的尖头几何体,其可制成非常小,因为组织切割、消融和止血仅需要小的接触点。图 7D 显示了具有环形几何体的不对称工具,其中,铁磁性涂层 65 仅布置在工具的一侧。图 7E 显示了钩状几何体,其中铁磁性涂层 65 布置在钩的凹入部上。图 7F 显示了钩状几何体,其中铁磁性涂层 65 布置在钩的凸出部上。图 7G 显示了角状几何体,其可用于类似于手术刀的情形。使用在线导体 220 上的铁磁性涂层 65 的这些不同的几何体,可允许手术端头在工作时非常精确地作用,并且在不工作时防止损伤。

[0322] 在一个代表性实施例中,电导体可具有 0.01 毫米到 1 毫米的直径,并且优选具有 0.125 毫米到 0.5 毫米的直径。电导体可以是钨、铜、其他金属和导电非金属,或其组合,例如接合来还形成用于温度测量的热电偶的两种异种金属。电导体还可以是薄导体涂层,例如围绕非金属杆、纤维或管(例如玻璃或高温塑料)散布的铜,并且导电材料又可涂覆一薄层铁磁性材料。磁性薄膜围绕导电电线形成闭合的磁路。薄磁性薄膜可具有电线横截面直径的约 0.01-50%,并且优选约 0.1%到 20%的厚度。由于涂层与电线靠得很近,因此小电流可在涂层中产生高磁场,并且导致非常高的温度。由于该薄膜的磁导率较高,并且其紧密结合到电导体,因此低水平的电流可导致非常大的磁滞损耗。

[0323] 因此可使用低交变电流水平在高频率下操作,以获得高达居里温度的快速感应加热。相同的最小热质允许热在电流中断时快速在组织和/或导体中衰减。具有低热质的工具提供了在约 37 摄氏度到 600 摄氏度之间,并且优选在 40 摄氏度到 500 摄氏度之间的治疗范围进行温度调节的快速手段。

[0324] 虽然前面已经将居里温度描述为温度帽,但是相反,这里可选择具有超过期望治疗需要的居里温度的材料,并且可将温度调节低于该居里温度。

[0325] 虽然图 7A 到 7G 中显示了一些端头几何体,但是可设计使用具有铁磁性涂层的导体 60 的多种不同形状。

[0326] 现在来看图 8,显示了处于缩回位置的圈套器 350 的剖视图。铁磁性涂层设置在形成圈套器环 355 的导体上,然后放置在外套 360 中。当缩回时,圈套器环 355 可搁置在外套 360 中(或一些其他施放器中,包括管、环或设计用于在缩回时减小圈套器宽度的其他几何体)。外套 360 将圈套器环 355 挤压在其中空体中。外套 360 可然后插入可能存在目标组织的腔体中。当外套 360 到达期望位置时,圈套器环 355 可伸出在外套 360 外部,并且最终类似于图 9A 中布署。在一个实施例中,可推或拉导体 365 来使圈套器环 355 伸出和缩回。

[0327] 现在来看图 9A,显示了处于伸出位置的圈套器 350 的侧视图。当伸出时,圈套器 355 的环可以几种不同的方式使用。在一个实施例中,圈套器环 355 可基本上围绕目标组织放置,以使组织位于圈套器环 355 中。然后可如上面所讨论的将铁磁性涂层感应加热。然后将圈套器环 355 缩回到外套 360 中,以使目标组织从与目标组织相邻的组织分离和去除。可选择期望温度范围或功率水平,以用于止血、增加组织分离效率或其他期望设置。例如,在一个实施例中,圈套器 350 构造用于鼻腔息肉去除。

[0328] 在另一种用途中,圈套器 350 可构造用于组织破坏。当位于期望腔体中时,可伸出圈套器,以使圈套器环 355 的一部分接触目标组织。可然后感应加热圈套器环 355,以实现期望的组织作用。例如,在一个实施例中,外套可靠近心脏放置或放置在心脏中,并且将圈套器环 355 感应加热来中断心脏中传导的非正常区域,例如房颤消融手术。

[0329] 现在来看图 9B,显示了圈套器 351 的一个替代实施例。施放器可以是环 361,代替图 9A 中所示的外套。类似于外套,环 361 可用于将圈套器环推入细长位置中。可使用各种装置来在使用过程中将环保持在位。

[0330] 分离组织的方法可包括以下步骤:选择具有布置在其一部分上的铁磁性涂层的导体;将具有铁磁性涂层的导体的部分放置在管中;将管插入腔体中;在腔体内布署导体内的具有铁磁性涂层的导体部分;将振荡电信号输送到导体,以加热铁磁性涂层,同时,加热的铁磁性涂层与目标组织接触。

[0331] 可任选的步骤可包括:布署步骤进一步包括将铁磁性涂层基本上围绕目标组织放置;将所述导体的铁磁性涂层部分缩回到管中;使目标组织内止血;将导体成形为弯曲几何形状,以使导体的一部分保持在管中;和使弯曲几何形状的铁磁性材料覆盖部分与目标组织接触。

[0332] 去除组织的方法可包括以下步骤:选择导体,所述导体包括具有布置于其上的铁磁性导体的至少一部分;和将铁磁性导体围绕所述组织的至少一部分放置,并且拉动铁磁性导体与组织接触,以使铁磁性导体切割组织。

[0333] 可任选的步骤可包括:使用具有成阵列的多个铁磁性导体的导体,或使振荡电信号通过所述导体,同时使铁磁性材料与组织接触。

[0334] 现在来看图 10A,显示了具有环形几何体和涂层线性阵列的切割端头的放大图。虽然上面的实施例公开了导体上的连续铁磁性涂层,但是在另一个实施例中,在单个导体上存在不止一个由间隙分隔的涂层。这称为铁磁性元件的线性阵列(铁磁性元件的并行阵列

的示例可参见图 18A-18C 中)。

[0335] 在一个实施例中,环形几何体 270a 可具有多个铁磁性涂层 65、65' 和 65",其在线导体 220 上由间隙分隔。在图 10B 中所示的另一个实施例中,显示了在线导体 220 上具有替代钩形几何体 270b 和铁磁性涂层 65 和 65' 的线性阵列的切割端头的放大图。该线性阵列可包括允许构建期望的热几何体的灵活性的优点。

[0336] 导体 220 可由具有形状记忆功能的合金,例如 Nitinol(镍钛合金)形成。Nitinol 或其他形状记忆合金导体可在一个温度下弯曲为一种形状,然后在加热到高于其变形温度下返回到其初始形状。因而,医生可在较低温度下使其变形用于特定用途,然后使用铁磁性涂层来将导体加热以使其返回到其初始构型。例如,形状记忆合金导体可用于形成圈套器,其在加热时改变形状。同样,蛇形形状导体可由 Nitinol 或其他形状记忆合金制成,以在使用过程中在指定温度下具有一种形状,并且在较高温度下具有第二形状。另一个示例是可在加热时改变形状来使其自身从导管或内窥镜驱出,然后在冷却时能够缩回的导体。

[0337] 在另一个实施例中,铁磁性涂层可按使线性阵列中的各个涂层可通过调谐振荡电能接收更大能量的方式形成。调谐可通过调节频率和通过电源进行的与特定铁磁性涂层的负载匹配实现。

[0338] 各个涂层的频率响应可通过改变各个涂层的物理特性来影响。这些物理特性可包括成分、厚度、长度和与其他涂层的接近程度。通过改变每一个涂层的物理特性,各个涂层可在用于该涂层的最佳频率下消耗更多的功率。其他涂层可在相同频率下消耗更少的功率或不消耗功率。因而,可根据发生器输出的频率寻址各个元件。

[0339] 现在来看图 11,显示了具有涂层线性阵列的处于缩回位置的圈套器工具 370 的剖视图。在一些实施例中,一些铁磁性涂层可能缺乏弹性来有效地弯曲到缩回位置中。因此,各个涂层段 375 可由间隙 380 分隔,以使导体 365 可弯曲,同时涂层段 375 可保持刚性。

[0340] 同样地,圈套器工具 370 可伸出,如图 12 中所示。涂层段 375 之间的间隙 380 可调节,以使间隙 380 中的热作用类似于涂层段。因而,具有线性阵列的圈套器工具 370 的作用可类似于具有图 8 和 9 中柔性涂层的圈套器。

[0341] 现在来看图 13,显示了铁磁性涂层区域中的单层切割端头的剖视图。铁磁性涂层 65 布置在线导体 220 上。铁磁性涂层 65 具有几个优点。首先,铁磁性涂层 65 在受到热应力时没有铁氧体磁珠那么脆,铁氧体磁珠在加热及然后浸没在液体中时具有断裂倾向。已经观察到具有铁磁性涂层的导体 60 在经受反复液体浸没之后完好而没有损坏。而且,铁磁性涂层 65 具有快速加热和快速冷却的品质。这是可能的,因为磁场作用于少量的铁磁性涂层 65,以使功率集中在较小区域上。快速冷却是可能的,因为在加热过程中起作用的是少量的热质。同样,可改变铁磁性涂层 65 的成分来获得不同的居里温度,居里温度将提供该装置的最大自限制热上限属性。

[0342] 现在来看图 14A、14B 和 15,显示了多层手术工具端头。图 14A 的沿 221 线的剖视图可形成图 14B,其显示了线导体 220 和 220' 与铁磁性涂层 65 和 65' 的交替层。可通过将交替的导体 220 和 220' 材料以及铁磁性涂层 65 和 65' 的薄层分层来提供热容量,同时仍保持快速加热和冷却的优点。图 15 显示了从图 14A 沿线 390 的轴向剖视图。也可看到导体 220 和 220' 以及铁磁性涂层 65 和 65' 的交替层。

[0343] 现在来看图 16,显示了平直侧部圆柱状几何体。可制造平直表面 180 来在导体 66

上形成相对于围绕导体 66 其余部分的较厚镀层来说铁磁性涂层的薄镀层 182。该薄镀层 182 可导致在该平直表面 180 中有选择地首先开始加热。感应加热可以与可透磁涂层中的磁通密度成比例。在一个实施例中,不对称减薄涂层具有小横截面厚度,并且可以热形式产生更高的磁滞损耗。因而,与具有减小的磁通密度 190 的较冷的相对侧相比较,可以较低功率在具有较高磁通密度 192 的平直表面 180 处获得治疗温度。优点是,可促进组织界面处的快速热响应和优化的热量分布。

[0344] 现在来看图 17,铁磁性涂层 65 也可构造成将温度升高集中在铁磁性涂层 65 外侧,这进一步缩短较高功率应用中冷却铁磁性涂层 65 所需的时间。该构型的示例显示在图 17 中,其中,由电流流动 230 和 230' (箭头) 产生的场可在围绕两根导体的铁磁性涂层 65 中相对于彼此具有抵消作用,使环形导体 441 之间的铁磁性材料保持比外周处的铁磁性材料更冷。

[0345] 现在来看图 18A-18D,显示了几个手术端头 194 的几何体。图 18A 中显示了具有镀有薄膜磁材料 196 的单根小直径电导线的手术端头 194a。图 18B 中显示了具有镀有薄膜磁材料 196' 的两根小直径电导线的手术端头 194b。图 18C 中显示了具有镀有薄膜磁材料 196" 的三根小直径电导线的手术端头 194c。因而可预期,端头几何体可包括镀有薄膜磁材料的多根小直径电导线。由于具有铁磁性涂层的导体质量很少,使该设计保持对动态手术环境很重要的瞬时加热响应(快速开始,快速结束)。因而可能构造具有两根或多根间隔开的导线的扁平叉(tine)作为实际的单热或多热工具。而且,端头 194a,194b 和 194c 也可互换,如图 18D 中所示,其具有用于图 18A-C 中的端头 194 的插座 198。应意识到,发生器系统可构造用于调节共同输送到两根或多根导体的功率,并且可设置用于该用途的用户控制装置(如其他图中所示)。

[0346] 铁磁性涂层 65 可用于直接接触组织,或者,不沾涂层,例如 TEFLON(PTFE) 或类似材料,可涂敷在铁磁性涂层和导体上,以防止粘附到组织。或者,铁磁性涂层可使用另一种材料涂覆,例如金,以提高生物相容性,和/或抛光,以在拉动穿过组织时减小阻力。铁磁性涂层也可由导热材料涂覆,以增进热传递。实际上,可选择单层涂层来具有多种期望特性。

[0347] 现在来看图 19 到 22,具有铁磁性涂层的导体可附接到主几何体。主几何体可提供用于具有铁磁性涂层的导体的附接表面或内部位置。因而,导体上的铁磁性涂层的优点可与主几何体及其相应材料的优点结合。主几何体可根据多种原因进行选择,包括但不限于材料强度、刚度、热导率、热传递阻力、表面积或其他功能。

[0348] 当在本文中使用时,主几何体是指一种结构,具有铁磁性涂层的导体可附接到其并且其限定工具的形状。例如,主几何体可为探针端部的球形形状、手术刀、镊子的尖叉或压舌板的面。导体几何体因此可布置在主几何体上,可延伸穿过主几何体中的孔,和/或嵌入主几何体中。例如,主几何体可以是手术刀,而导体几何体可以是主几何体上的带铁磁性涂层导线的蛇形形状。

[0349] 现在来看图 19A 和 19B,显示了具有替代感应铁磁热功能的冷切割手术刀 223。冷切割手术刀 223 可用于通过具有切割刃的刀片进行切割,并且具有在需要时(例如为了凝结)激活的辅助热功能。在图 19A 和 19B 中所示的实施例中,这通过将具有铁磁性涂层的线导体 220 设置在手术刀状主几何体的侧部上来实现,所示手术刀状主几何体可切割组织而无需激活导体或铁磁性涂层 65。冷切割手术刀 223 可按常规使用来在组织中进行切割。

但是,如果患者开始流血,则冷切割手术刀 223 的操作者可激活具有铁磁性涂层的导体,并且将冷切割手术刀 223 的侧部(并且相应地,将具有铁磁性涂层的导体)放置在流血组织上。热作用可于是使组织封闭并且停止流血。在具有铁磁性涂层的导体停止激活之后,手术刀操作者可于是返回利用冷切割手术刀的优点进行切割。

[0350] 使用这样的冷切割手术刀 223 具有几个优点。该双用途工具不需要冷切割手术刀 223 操作者取出一个工具并用它代替另一个工具而造成进一步损坏和耽搁的风险。由于铁磁性涂层 65,冷切割手术刀 223 也可在铁磁性涂层 65 的区域中具有快速热响应时间(加热和冷却时间),以使冷切割手术刀 223 可用于目标区域上,并且缩短等待时间。在可能期望加热整个冷切割手术刀的情况下,可通过去除刀片的中部 222(如图 19B 中所示),形成刀片的不连续部分来进一步缩短热响应时间,所述刀片的不连续部分可出现在导体路径之间或与导体路径相邻。去除刀片的中部 222 可进一步减少热质,并且相应地缩短热响应时间。

[0351] 在与图 19B 相关的一个实施例中,铁磁性涂层可限制到手术刀的一部分,例如冷切割手术刀 223 的端头。这种限制将仅使端点加热,同时将主几何体的其余部分保持在较低温度。通过将加热限制于该加热主几何体的靠近铁磁性涂层的一部分,可提供更高的精度和在更小空间中的使用。同样地,具有铁磁性涂层的线导体 220 可横跨冷切割手术刀 223 的表面形成图案,例如锯齿或蛇形图案,以增加该表面的加热覆盖范围。

[0352] 手术刀作用也可通过具有铁磁性涂层的线导体 220 的热作用增强。在一个实施例中,手术刀可具有多个部分,所述多个部分具有对应于每部分的不同温度范围。例如,供到手术刀片的能量可用于切割,而供到刀片侧面的能量可用于凝结组织壁。在另一个实施例中,具有铁磁性涂层的线导体 220 可被激活以在移动穿过更费力组织时提供附加的切割能力。在另一个实施例中,具有铁磁性涂层的导体可被激活以与手术刀片结合提供更顺利的切割过程。用户控制装置可用于选择由电源输送的功率设置,其可与期望的温度或组织作用相关。

[0353] 电源可以多种不同方式寻址各个涂层及其相关的导体。在一个实施例中,导体具有单独的电源线,但是共用公共地。在另一个实施例中,导体具有单独的电源线和地线。另一个实施例使用频率调制来寻址各个涂层。一种数字式实施例中三个导体。一个导体用于通讯,涂层围绕所述导体接收功率,而另两个为电源信号和地信号。替代数字电路消除了通讯电路,而是在电源线上发送前导识别信号,以使电路可识别功率,并且将功率引导到正确电路。事实上,这些技术不是互相排斥的,而是可结合并且一起使用。例如,在一些电路比其他电路需要更低功率的情况下,电路的组合可能是有利的。

[0354] 现在来看图 20A,显示了具有压舌板状几何体的热手术工具。压舌板 224 可在沿着如图所示的压舌板形状的周边的线导体 220 上具有铁磁性涂层 65。在一个替代实施例中,线导体 220 的带铁磁性涂层部分可形成横跨几何体表面的图案,以使该表面由线导体 220 的带铁磁性涂层部分更均匀地覆盖。

[0355] 压舌板几何体可用于多种组织作用和程序。在一个实施例中,压舌板用于在手术过程中止血或组织焊接。在已经进行切割之后,如果需要,压舌板可用于切割的组织来实现止血或均匀组织焊接。在另一个实施例中,压入组织中的压舌板和热能用于组织消融。

[0356] 现在来看图 20B,以镊子的形式显示了具有压舌板状几何体的热手术工具。压舌板镊子 225 可组合使用,以使每一个压舌板具有单独的功率控制,或镊子可具有共同的功率

控制。在其他实施例中,镊子也可仅在所述镊子的一个压舌板上进行加热。这样的工具可用于夹持血管来阻止血液流动,然后通过热止血和切割血管。

[0357] 现在来看图 20C 和 20D,以两个不同的实施例显示了图 20A 的侧视图。铁磁性涂层和线导体可以几种方式附接到主几何体。在图 20C 中所示的一个实施例中,铁磁性涂层 65 和导体可附接到主几何体的表面。或者,在 20D 中,铁磁性涂层 65 和导体可嵌入主几何体中。根据期望作用而定,图 20A、20B、20C 和 20D 中图示的工具可以应用到组织,以使得工具的设置带铁磁性涂层的导体的侧部可接触组织,或相对侧可应用到组织。

[0358] 现在来看图 21A、21B 和 21C,显示了具有球形几何体的热手术工具。在一个实施例中,水平缠绕球 226 或竖直缠绕球 231 可如图 21A 和图 21C 中所示使用具有铁磁性涂层 65 的线导体 220 从内部或外部缠绕。在另一个实施例中,如图 21B 中所示,球形几何体 227 可容纳具有以另一种形状例如马蹄形状制备的铁磁性涂层的线导体 220。在这些实施例中,可形成球形加热元件,其可用于凝结或在组织的大表面积上提供热作用。球也可有效用于组织消融,因为其可沿大部分方向(如果不是所有方向)来辐射热能。

[0359] 现在来看图 22A,显示了具有尖头几何体的手术工具。该尖头工具 228 可在沿着如图所示尖头工具形状的周边的线导体 220 上具有铁磁性涂层 65。在一个替代实施例中,线导体 220 的带铁磁性涂层的部分可横跨几何体的尖头表面形成图案,以使尖头表面由线导体 220 的带铁磁性涂层的部分更均匀地覆盖。尖头工具 228 可特别用于进行穿过组织层的切割,在切割的同时提供凝结手段,例如在围绕用于腹腔镜手术的套管针插入位置处使组织凝结。

[0360] 现在来看图 22B,以镊子的形式显示了具有尖头几何体的热手术工具。尖头镊子 229 可组合使用,以使每一个尖头几何体具有单独的功率控制,或镊子可具有共同的功率控制。这样的工具可构造用于在小血管结扎中实现止血和切割。

[0361] 虽然以单个形式显示了一些主几何体,但是主几何体可组合使用。这可包括两个或更多个相同的主几何体或不同的主几何体,包括镊子应用。每一个主几何体可被共同控制功率或对于每一个主几何体具有单独的功率控制装置。而且,实心主几何体可类似于上面所示的手术刀主几何体来改变,以使主几何体的部分可被去除来减少热质,并且相应地缩短热响应时间。

[0362] 虽然一些主几何体显示具有对称构造,但是主几何体可具有不对称或方向性构造,以使几何体的仅一部分起作用。这可通过仅将铁磁性涂层设置在位于主几何体的期望起作用区域上的导体线部分上来实现。例如,如果具有铁磁性涂层的导体没有对称设置在压舌板结构上,则压舌板几何体可构造成在一个区域中起作用。这可进一步通过在几何体的期望起作用部分上,例如表面上,提供图案,例如锯齿形或蛇形图案,来增进。

[0363] 在另一个实施例中,主几何体的一部分可被激活。通过使用附接到主几何体不同部分的具有铁磁性涂层 65 的多个导体,主几何体的一部分可选择地被激活。例如,手术刀几何体 232 可分为图 22C 中所示的端头部分 234 和表面部分 236。手术刀操作者可于是根据期望的表面区域选择仅激活端头或将端头与手术刀几何体表面共同激活。同样,在镊子应用中,镊子可分为内部部分和外部部分。如果镊子操作者期望去除由镊子包围的某物,例如息肉,则可激活内部部分,而外部部分保持不激活。如果空隙的相对侧需要封闭,则可激活镊子的外表面。

[0364] 通过使用附接到主几何体不同部分的具有铁磁性涂层 65 的多个导体和分开控制的电源,主几何体的不同部分可同时被激活用于不同用途或作用。例如,主几何体的边缘部分可被激活用于切割,而刀片部分可被激活用于止血。

[0365] 处理组织的方法可因而包括以下步骤:选择其上布置导体的主几何体,所述导体具有布置在其一部分上的铁磁性涂层;将铁磁性涂层布置成与组织接触;和将振荡电信号输送到所述导体,以加热所述铁磁性涂层并且处理组织。

[0366] 所述方法的可选的步骤可包括从以下组选择主几何体:手术刀、压舌板、球和尖头几何体。组织的处理可包括切割、止血、消融或血管内皮焊接。

[0367] 用于组织破坏的方法可包括以下步骤:选择具有布置在其一部分上的铁磁性涂层的导体;和将振荡电信号输送到所述导体,以加热所述铁磁性涂层并且破坏组织。

[0368] 所述方法的可选的步骤可包括:监控所述组织和在已经进行期望的组织破坏时或要防止不期望的组织作用时停止将振荡电信号输送到所述导体。

[0369] 用于形成手术器械的方法可包括以下步骤:选择主几何体;将导体使用铁磁性材料涂覆;和将所述导体布置在所述主几何体上。

[0370] 所述方法的可选的步骤可包括:在所述导体上提供构造用于接收振荡电能的电接头。

[0371] 现在来看图 23A,显示了导管 270,其具有至少部分涂覆有围绕所述导管端头布置的铁磁性材料的导体 220。根据期望的治疗效果,铁磁性涂层 65 的绕组的位置可代之以位于导管端头的内部,或周长约为导管中心通道 260 周长的单圈具有铁磁性涂层的导体可设置在导管端头的端部处。

[0372] 图 23B 中显示了另一种带铁磁性涂层的导管 270。虽然在一些实施例中导体可以是线、线圈或环形结构,但是也可成形带铁磁性涂层的导管 270,其用作具有铁磁性涂层 65 的替代导体 250。在该实施例中,导管可包括由绝缘体间隔开的两个同轴导体。在导管 270 的远端头,可涂敷导电涂层,以由同轴导体形成连续电路。铁磁性涂层可如图 23B 中所示围绕靠近导管远端头的外径表面散布,或散布在导管端部上,在连接同轴导体的环形表面上。这允许带铁磁性涂层的导管 270 执行其他功能,例如冲洗、抽吸、感测、或允许通过穿过中心通道 260 的光纤观察进入情况,这在很多介入手术以及开放和微创手术程序中很常见。而且,导管的中心内腔可用于提供对其他感测特征的访问,所述感测特征包括但不限于阻抗和 pH。

[0373] 应意识到,导管 270 或内窥镜可设置有双极电极和/或热元件。因而,这样的导管或内窥镜的优点可与本文讨论的多模式手术工具结合。

[0374] 现在来看图 24,显示了具有铁磁性涂层的导体手术工具导管端头 288 的一个替代实施例的侧视图。在一个实施例中,导管可包括设置在基底 285 上的具有铁磁性涂层的导体,基底 285 形成具有中心通道的主体。铁磁性涂层可包括在导体 289 之上的镀铁磁性涂层 275。镀层可设置在基底 285 外部,以使热作用被引向外部。这可使导管端头向组织壁施加加热组织作用。

[0375] 在另一个实施例中,基底内部可容纳导体 289 和铁磁性涂层 275,以使热作用被引向内部。内部涂层可允许将可熔化固体传送到期望区域,例如在输卵管封闭和骨缝术应用中。

[0376] 或者,铁磁性涂层 275 可包围通向中心通道 260 的入口,以可在端头前部引导热作用。在中心通道 260 入口的前部引导热能可有助于采集组织样品或去除材料,例如息肉。

[0377] 镀层可通过多种方法实现。基底 285 可由多种材料挤出、模制或形成,所述多种材料包括高温热塑性材料、玻璃或其他适当的基底材料。实际的镀层可通过电镀、化学镀、气相沉积或蚀刻或其某种组合来实现。因而,通过镀层工艺,导管端头 288 可成形为具有位于带连续通路的导体 280 上的铁磁性涂层 275。

[0378] 导管也可具有多个通道。一个通道可以是用于具有铁磁性涂层的导体的布署通道。另一个通道可用于一个或多个传感器或源,或甚至每一个传感器或源位于其自己的通道中,例如温度传感器、照明光源和内窥镜。其他通道可包括物质输送、冲洗或抽吸,所述物质包括与处理(例如骨缝术或输卵管封闭)相关的物质。实际上,铁磁性涂层可有助于这样的物质的熔化,并且所述涂层可针对一个或多个特定通道处,而不是整个导管。

[0379] 现在来看图 25,显示了具有在发光源 266 旁的柱状透镜式或排布纤维束式观察通道 262 的内窥镜 240。显示了环形凝固器/切割器 264,其包括具有铁磁性涂层的导体 65。在多种腹腔镜程序中的例如结肠息肉切除术或封闭及切割应用等圈套器应用中期望这样的改造。其他感测模式包括近场肿瘤细胞检测或红外加热监控。类似于所述内窥镜 240 的工具构型可在可通过导管内腔被传送到目标组织的工具中实现。

[0380] 在一个实施例中,可使肿瘤细胞在暴露于紫外光时由荧光材料标记。内窥镜 240 可包括光源 266,和位于通道 262 内将检测到的荧光返回的传感器或光学器件。可于是将内窥镜 240 的铁磁性涂层 65 部分对准标记的组织,以进行破坏。

[0381] 在另一个实施例中,材料在凝固状态围绕目标组织或骨沉积。当输送时,材料在由上面所述的内窥镜 240 激活的位置处熔化至相应构造。使用该实施例的示例包括输卵管封闭和骨缝术。而且,该材料可通过使用相同或相似内窥镜 240 进行熔化来去除,并且通过内窥镜 240 的中心内腔被抽吸。在另一种应用中,材料可以液体形式输送,并且通过由内窥镜 240 感应的加热过程固化。

[0382] 或者,导体可以是纤维束的一部分。纤维可容纳在导管中,或以其他方式一起成束。导体可具有铁磁性涂层,而其他纤维可具有其他用途,包括视觉观察、感测、抽吸或冲洗。

[0383] 组织消融的方法可包括以下步骤:选择具有由铁磁性材料覆盖的导体的导管;使由铁磁性材料覆盖的导体接触待消融组织;和将功率输送到由铁磁性材料覆盖的导体。

[0384] 可任选的步骤可包括:通过内窥镜的辅助使导管对准组织;选择布置在导管上的具有铁磁性涂层的导体;选择容纳在导管中的具有铁磁性涂层的导体;使具有铁磁性涂层的导体从导管布署;或使具有铁磁性涂层的导体接触待消融的组织。

[0385] 将物质输送到体内的方法可包括以下步骤:选择带有具有铁磁性涂层的导体的导管;将物质放置在导管中;将所述导管插入体内;和使功率输送到具有铁磁性涂层的导体。

[0386] 可任选的步骤可包括:选择用于骨缝术的物质;选择用于输卵管封闭的物质;或在所述导管中熔化所述物质。

[0387] 用于处理组织的方法可包括以下步骤:选择带有具有铁磁性涂层的导体的导管;使所述导管与组织接触;和选择功率设置。温度范围可对应于期望组织作用的温度范围。期望的组织作用可选自包括血管内皮焊接、止血、烧灼、封闭、切割、消融或汽化的组。实际

上,功率设置可对应于期望的组织作用。

[0388] 现在来看图 26,显示了组织消融工具 290。在通常的组织消融应用中,将臂或叉 295 插入不期望的组织中。可激活一个或多个端头 300 来使组织温度升高到期望水平保持期望时间量。在激活来成功保持温度达期望时间量之后,或注意到不期望的作用之后,使一个或多个端头 300 停止激活,并且从组织取出。

[0389] 在一个实施例中,导体 220 可容纳在具有端头 300 的一个或多个臂或叉 295 中,端头 300 可包括铁磁性涂层 65。端头 300 可插入组织中,并且进行温度控制,直到发生组织破坏或发生一种或多种不期望的组织作用。组织作用可以通过叉 295 中或外部的传感器监控。

[0390] 传感器可以多种方式设置。在一个实施例中,传感器设置在叉中、远离铁磁性涂层端头 300。在另一个实施例中,一个端头 300 可具有铁磁性涂层,而另一个端头 300 可不具有涂层,但是其中容纳传感器。传感器可监控组织作用或返回被观察或处理信号。这可包括例如温度传感器、照相机和远距离成像装置等传感器。在另一个实施例中,温度可通过外部成像监控。

[0391] 传感器可因而形成反馈环路的一部分。通过监控一种或多种组织作用,消融工具可自调节功率设置。该自调节可允许系统在低于居里温度下操作,并且仍保持期望的组织作用和 / 或温度范围。

[0392] 在使用不止一个端头 300 的情况下,具有铁磁性涂层 65 的端头 300 可单独控制,以使热分布集中在期望区域中。这也可容许第二叉监控组织作用,同时主叉用于进行加热功能。

[0393] 电源可单独寻址每一个叉。在一个实施例中,电源对每一个叉进行温度监控。当组织被破坏时,组织的含水量可降低。当含水量降低时,组织可能不需要相同量的热能。因而,当组织被破坏时,电源可监控温度,并且将较低的功率或不将功率输送到显示出现温度尖峰信号或变化的端头 300。

[0394] 虽然图 26 中已经显示了多端头组织消融工具的示意图,但是单个组织消融工具可以类似于图 7C 的构型制造。

[0395] 除了用于组织中的优点,该手术工具还可自清洁。在一个实施例中,当在空气中激活时,工具可获得足够使组织碎片炭化或汽化的温度。

[0396] 虽然上述实施例已经公开了根据本发明原理的仅以感应加热模式操作的铁磁性导体,但是热手术系统可与其他技术结合来形成多模式手术器械。多模式手术器械可利用多种能量模态的优点,同时可能通过自身减少每一种模态的某些固有缺点。(虽然讨论了几个示例,但是应意识到,多模式手术模态可实际上通过修改上面讨论的实施例中的任何一个实现)。

[0397] 当在本文中使用时,多路传输意思是将两种或多种信号在单个通道上传送。在很多情况下,该通道可以是电线或电缆,并且信号可独立或同时加在该单个通道上。

[0398] 可组合不同的模态。热模态可由产生热能的热元件形成,并且包括但不限于感应加热、传导加热和电阻加热装置。电外科模态可由将电能传送到目标组织中的电外科元件形成,并且包括但不限于单极和双极模态。机械模态可由可将机械能以压力波(也称为超声能)的形式传送到目标组织中的超声元件形成,并且包括但不限于超声组织破坏。这些

模态组合起来可具有不同的优点。

[0399] 感应加热可由物质对磁或电力的抵抗产生。感应加热可包括例如如上所述的铁磁效应或其中物质可能抵抗电场中的变化的铁电效应等作用。

[0400] 当在本文中使用时,“传导加热”或“传导加热元件”指热能从热源通过一个或多个介于中间的元件到终结点的传递。例如,手术工具可利用热传递来使热能从例如铁磁性感应加热器等热源通过介于中间的元件例如导线传递到手术端头,终结点。传递加热的过程可类似于上面描述的散热器;热传递仅针对组织而不是其他介质。还可参见结合图 4A 对散热器的描述。

[0401] 电阻加热也可用作热模态。电阻加热元件可抵抗电流通过,因而以热能的形式消耗功率。

[0402] 在单极手术模态中,外科医生可利用单个电极来使电流通过身体。通常,第二电极附接到背部、腿部或手术台来形成完整回路。但是,一些单极装置也可在没有返回电极的情况下以低功率高频电流操作,因为身体自身的电容用作移动电流的返回路径。

[0403] 在双极手术模态中,电流可通过多个电极施加到患者。在一个实施例中,电流通过在镊子的相对叉上的电极施加。镊子之间的组织可因而被加热。

[0404] 在超声组织破坏模态中,超声振动用于切割或破坏或消融机械能传送经过的区域中的组织。在一个实施例中,手持件容纳在组织中机械传送超声振动的振动部件或结构。

[0405] 据信,这些模态可具有以一种模态使用时的优点和缺点。但是,当多种模态一起使用时,可能减少一些缺点,并且可获得一些潜在的优点。

[0406] 现在来看图 27,显示了具有单极模态和热模态的多模式手术工具 500。该多模式手术工具 500 可包括手持件 505、第二电极 510 和电源 515。电源 515 可提将两种信号提供给手持件 505,以在手术端头 525 中激活热模态和单极模态。单极模态可于是使电流通过组织(通常通过患者身体)到达第二电极。

[0407] 在多路传输实施例中,可通过滤波器 531 防止单极信号使用电缆 530 作为返回路径。滤波器可防止单极信号沿电缆 530 返回,但是允许热信号沿电缆 530 返回。虽然滤波器 531 显示在电源 515 和手持件 505 之间,但是其可结合在沿信号路径的任何位置,包括结合在电源内、手持件内或在仅接着铁磁性涂层的返回路径上。

[0408] 信号可以多种不同方式多路传输。信号可由专用的信号发生器产生,在放大器之前多路传输,在放大器之后多路传输,或甚至手持件处多路传输。

[0409] 手持件 505 可包括手柄 520 和手术端头 525。在一些实施例中,电缆 530 可连接在手持件 505 和电源 515 之间。手持件也可容纳用于使手术端头操作的控制装置,例如按钮 535。

[0410] 手术端头可以几种不同的方式构造。一种手术端头可接收多路传输信号。另一种手术端头可能需要分离的信号通路和结构。因而,信号工具可具有电外科电极,例如单极电极,和作为分开结构的热元件。这些结构可完全分离、相邻或重叠。

[0411] 在多路传输实施例中,手术端头可由导体上的单层铁磁性涂层构成。铁磁性涂层接收对应于单极模态和感应加热模态的两种波形。单极波形通过铁磁性涂层传送到患者,而感应加热波形(或信号)在铁磁性涂层处转变为热能。由于其阻断单极电信号返回路径,因此滤波器可确保单极信号传送到组织。单极波形可在 200kHz 和 2MHz 之间。优选地,

单极信号可在 350kHz 和 800kHz 之间。感应加热波形可例如在 5MHz 到 24GHz 之间,优选在 40MHz 和 928MHz 之间。

[0412] 在一个实施例中,单极信号在 350kHz 和 800kHz 之间。感应加热波形在 40.68MHz ISM 频带中。波形由电源 515 多路传输,并且沿电缆 530 传送到手持件 520。(或者,也可使用波形的其他多路传输方法,例如在电源之后结合两根传送信号的导线或其他多路传输方法)。

[0413] 手持件 520 将电缆 530 连接到手术端头 525,手术端头 525 可由导体上的铁磁性涂层构成。铁磁性涂层将 40.68MHz 的信号转变为热能,而将 350kHz 到 800kHz 的单极信号传送通过组织,并且最终传送到第二电极 510。

[0414] 单极模态可保持切割的优点,而感应加热模态引起止血,并且可减小将手术端头拉动穿过组织所需的力。因而,在使用时,外科医生可使用适用于切割的 RF 波形,同时利用涂层部分的热接触来封闭或止血。因而可最小化与 RF 凝固或电灼波形或混合波形相关的深组织作用,同时保持 RF 切割的有益效果。组合器械还可构造成具有分开的 RF 频率或电流通路,以使铁磁感应加热和电外科切割都得到优化。

[0415] 在一个分开信号通路实施例中,手术端头 525 可由布置在热结构上的单极电极构成。来自热结构的热,例如具有铁磁性涂层的导体,可通过电极传递到组织。在一些实施例中,热结构通过电绝缘的导热涂层与单极电极分隔。电极和热结构可具有单独的电连接,以使正确的信号可传送到每一个。

[0416] 电极也可紧邻热结构布置。在一个实施例中,单极电极布置成使电极首先遇到组织,由此切割和消融组织。后续的热结构可然后遇到刚切割或消融的组织,并且施加热止血。因而,显而易见的是,这些模态可完全独立地同时用于相同的组织上,或者,根据手术器械构型和医生期望的作用一个模态紧接着另一个模态应用。

[0417] 虽然上面的实施例讨论了使用单极模态进行切割,使用热模态进行止血的多模式手术工具 500,但是应意识到,每一种模态可适用于其他相同或不相同的组织作用。例如,在一个实施例中,单极电极和热元件同时激活。单极电极波形和热元件波形可都被优化以用于切割。这可使切入穿过组织更容易并且更有效。在另一个实施例中,热结构可用于切割,并且单极电极可用于止血。

[0418] 单极多模式装置可共同或分别使用每一种模态的功能。实际上,可分开调节振荡器。在一个实施例中,单极模态和热模态在不同时刻激活。单极模态被激活用于切割组织。如果需要止血,则可根据需要激活热部分,并且可保持不激活,直到外科医生要求。

[0419] 电源 515 可分别或共同控制这些模态。例如,按压按钮 535 可使两种模态共同激活。或者,按钮 535 可构造用于激活一种或两种模态。但是,电源也可通过分开的可分开调节的控制装置 540 控制到每一种模态的功率输送。

[0420] 多模式手术工具可布置在导管上。导管可允许具有更多的功能,例如感测、视觉反馈、冲洗、抽吸或物质输送。实际上,导管可根据期望应用而为柔性的或刚性的。

[0421] 使用可热调节的手术工具的方法可包括以下步骤:产生形成近似驻波的第一振荡电信号,所述近似驻波基本上在沿导体布置的第一负载处具有最大电流和最小电压,所述导体具有由用于在组织中产生热作用的铁磁性材料涂覆的一部分导体;和沿导体产生第二振荡电信号,以在组织中产生电外科组织作用。

[0422] 所述方法可包括可任选的以下步骤：在组织中产生止血作用；使组织切割；在单个导体中产生第一振荡电信号和第二振荡电信号；或在重叠的时间段产生第一振荡电信号和第二振荡电信号。实际上，导体可包括单极电极。

[0423] 用于切割和封闭组织的方法可包括以下步骤：选择手术工具，所述工具具有铁磁性涂层布置在其一部分上的导体，所述工具还具有电极；将所述电极布置成与组织接触；使所述铁磁性涂层布置成与组织接触；将振荡电信号输送到电极，以切割组织；和将振荡电信号输送到导体，以加热铁磁性涂层和封闭组织。

[0424] 所述方法可包括以下可任选步骤：加热铁磁性涂层来提供止血，和选择单极电极。

[0425] 现在来看图 28A、28B 和 28C，显示了损伤或消融探针 420。损伤探针可放置在病灶中，并且加热到特定温度达特定时间段。通常，期望杀死或消融病灶，同时使其他组织最小程度地受影响。在该方法过程中，监控加热进程，以使任何未预见的非正常现象可引起程序中止，而不是进一步损伤患者的组织。该进程称为热成形作用。铁磁性涂层自身可生物相容，或如果不，则其可具有至少一部分被覆盖在第二涂层（例如生物相容材料或不粘材料）。在一个实施例中，铁磁性感应端头 422 可由金涂层覆盖（有时称为帽）。金端头涂层可以是生物相容的，而且具有更高的导热性，因此对于更缓慢的瞬时加热和成形作用是实用的。虽然可实用金，但是也可使用其他生物相容材料，例如银。如果覆盖单极电极，导电涂层可辅助单极能量的传送。

[0426] 探针 420 可通过使用不止一种模态来操作。在一个实施例中，电极可优化用于进行切割，以插入组织中，同时优化热元件以用于组织消融。电极和热元件都可容纳在端头 422 中或附近。因而电外科元件可允许器械插入期望的组织中，而热部分可用于消融。同样地，该工具也可构造用于 RF 组织消融和热切割。

[0427] 在使用探针 420 的方法的一个实施例中，所述探针 420 可立体定向引导到组织中，以选择地损伤功能路径。常见的示例包括在运动障碍、疼痛和抑郁治疗中功能性立体定向脑损伤。与常用的单模态单极电极和单模态双极电极探针结构相比较的一个优点是，病灶的形状可通过热传导性能和 / 或电阻抗性能控制，赋予临床医生更好地调节组织中成形作用的能力。或者，通过类似的设计，通常采用更高的温度，实现用于组织的预期逐步热破坏的消融。这样的实施例可容易地适应于各种器官中的肿瘤转移的处理。多模态的另一个优点可能是在电和热作用同时进行的情况下，赋予对准组织的能力，而不是选择单模态的较不完美的对准。

[0428] 如图 28A 中所示，损伤或消融探针 420 可设置在组织中（例如肝 426 等器官中）的转移灶内。当在肝等中时，一种或两种模态可使转移灶 424 加热到期望温度达期望时间段。热模态可使端头 422 加热。温度包络线的形状可通过温度感测或例如超声等外部方式检测。同样地，也可测量电模态的电作用，例如阻抗测量。在经过一段时间后，可将探针 420 从病灶取出。因而可杀死肿瘤的不期望的组织，同时最小化对周围组织的伤害。分散组织消融作用可通过代表性地监控组织中的电阻抗变化的来优化，如在支气管热整形术、前列腺肥大和体积缩小（损伤）中所示例说明的。

[0429] 现在来看图 28B，显示了图 28A 的消融探针的放大图。探针可具有细长主体 421，其末端为多模式端头 420，例如铁磁性材料涂覆的导体 423。多模式端头 420 可包括如图 28C 中所示的传感器 425。在图 28D 中所示的一个实施例中，消融探针可包括第一多模式端

头 420 和第二端头 427。在一个实施例中,第一端头可包括多模式功能,第二端头 427 可容纳传感器。在另一个实施例中,第一和第二端头(也称为主端头和辅端头)可包含多模式端头。

[0430] 组织消融的方法可包括以下步骤:选择具有电外科模态和热模态的端头;将所述端头插入不期望的组织中;和在不期望的组织中激活一种或多种模态。

[0431] 用于处理组织的方法可包括以下步骤:选择手术手持件,和在至少 58 摄氏度下从所述手持件向组织传送热能,以及从所述手持件向组织传送电能以由此处理组织。

[0432] 应意识到,具有铁磁性涂层的多模式手术端头可具有的相关居里温度足够大以包括没有与居里温度相交的期望的治疗温度范围集合。

[0433] 现在来看图 29,显示了具有双极模态和热模态的多模式手术工具 550。电源 515 可通过电缆 530 向多模式镊子 555 提供双极和热信号。双极信号可采用双极波形通过第一镊子端头 560 传送经过组织进入第二镊子端头 560 中。热信号可通过在所述镊子端头 560 中的一个或多个内的加热元件转变为热能。

[0434] 多模式镊子将加热模态和双极电外科模态结合到多模式镊子端头 560 中。镊子端头 560 可允许使用电外科元件进行切割,并且使用热部分进行封闭,以由此提供对组织的改善的切割和封闭。手术工具也可允许通过两种模态共同或根据需要将其他组织作用应用到组织。换句话说,可在不同时间或可同时使用电外科模态和热模态。例如,医生可使用双极元件接触组织来切割组织,直到他或她遇到不期望的出血,此时,他或她可将热元件与出血组织相邻布置,并且激活热模态进行止血。这可在停止双极模态之后进行,或在双极模态仍使用时进行(例如,在医生切割组织时紧跟着双极模态)。可设置控制装置 540 来防止两者同时或重叠使用,或用户可控制何时使用每一种模态。

[0435] 同样地,手术工具也可使用两种模态来施加相似的组织作用或不同的组织作用。可提供例如手持件控制装置 561 等控制装置来允许医生选择地使用双极模态、热模态或两种模态。

[0436] 在单极多路传输环境中时,可通过滤波器 533 来防止双极信号使用热元件的电返回路径。相反,电外科信号可被引导经过组织以进入返回路径。

[0437] 现在来看图 30,显示了多模式镊子 400 的侧视图。在一个实施例中,镍-铁合金用于铁磁性感应加热和电外科模态。镍-铁合金将低温切割电流波形传送到组织自身中,同时吸收高频能量进行感应加热。低温切割电流可具有非常低的止血性能,但是也最小化伤害。因而,低温切割电流是期望的切割模态。为了补救缺乏的止血性能,由铁磁性涂层进行接触热封闭避免了可用于电外科中的凝固或电灼波形的深接触干燥和破坏作用。因而,增加铁磁性封闭元件提供改善的切割和封闭。

[0438] 可使用多模式镊子的各种适应性修改方案来获得期望作用。组合式器械可多路传输 RF 频率或使用分开的电流路径 404 来优化热和电外科模态。可开发各种端头几何体用于这样的混合式器械,包括在端头处包有磁性薄膜的涂覆双极材料镊子。端头可具有涂层 402 或部分涂层来辅助信号传导或减少凝固累积量。RF 能量传送也可通过在手术过程中增加导电材料来增进,例如添加盐溶液。

[0439] 现在来看图 31A,显示了镊子端头 410 的一个替代实施例的放大图。在一个实施例中,止血镊子在第一镊子叉 414 上包括铁磁性加热源 412,在相对叉 414' 中包括热传感器。

可记录热传感器的反馈,以达到并且保持最佳组织作用。可因而调节温度,并且调节功率输送来获得期望作用。

[0440] 将双极模态增加到镊子端头 410 可改善单一的热模态。传感器可继续记录叉 414 或 414' 处的温度,但是其输出可用于对两种模态的调节作出决定。

[0441] 类似于单极-热混合式装置,双极-热装置可包括双极电极和热元件。双极模态和热模态可根据需要一起或单独使用。因而,外科医生可从多模态的有益效果来选择。例如,为了避免深组织作用,外科医生可避免与止血有关的混合的双极波形,而是相反,使用镊子的结合热模态进行止血。在另一个实施例中,外科医生可使用热模态来切割软组织,但是可在到达更大阻力的组织时,选择使用切割波形来增加双极模态。

[0442] 传感器可设置在多模式装置中,以检测温度或组织作用。来自传感器的信息可于是用于调节多模式装置的输出。在一个实施例中,传感器可检测组织炭化。可于是通知发生器减小输送到可造成炭化的双极或热系统的功率。

[0443] 现在来看图 31B,显示了具有涂层的镊子叉 414 的示意图。在一个实施例中,铁磁性涂层上的不粘覆盖层 416,例如 Teflon,可显著减少凝固累积和对器械清洁的需要。但是涂层的随意涂敷也可能由于其导热性能而抑制快速温度获取和快速下降的动态特性。通过根据重要特性,包括热质和厚度,来选择涂层材料,可实现期望的温度保持特性。而且,不导电涂层可仅为局部的,因而减小电外科电阻,但是保留类似 Teflon 的不导电涂层的有益效果。

[0444] 双极多模式手术工具也可布置在导管上。导管可以是刚性或柔性的。导管也可构造用于抽吸、冲洗、物质输送、视觉反馈、通过传感器感测或其他应用。

[0445] 处理组织的方法可包括以下步骤:选择具有电外科模态和热模态的手术工具;将端头布置成与组织接触;和激活所述模态中的至少一种。

[0446] 所述方法可任选地包括以下步骤:选择期望的温度范围;选择双极模态;选择对应于期望组织作用的功率设置;利用具有铁磁性涂层的导体选择热模态;激活第一模态进行切割;激活第二模态进行血管内皮焊接和止血中的至少一种;激活这些模态,使这些模态的作用时间重叠;或包括激活这些模态以防止这些模态的作用时间重叠。

[0447] 切割组织的方法可包括以下步骤:选择具有双极模态和感应加热模态的手术工具;激活双极模态进行切割;将端头布置成与组织接触;和激活感应加热模态进行血管内皮焊接和止血中的至少一种。

[0448] 所述方法可任选地包括以下步骤:包括保持双极模态激活,同时激活加热模态,以由此切割组织并且基本上同时进行止血;或使用具有一对臂的手术器械,双极电极和热元件位于相同的臂上。

[0449] 现在来看图 32A,显示了具有热模态和超声模态的多模式手术工具 430。功率提供到超声换能器 431(其驱动负载)来产生主体 434 的超声波运动,如由箭头 432 所示,主体 434 可包括超声变幅杆 435。在操作过程中,主体 434 可使用超声能破坏组织,即可切割或辅助破碎不期望的组织。或者,具有铁磁性涂层的导体可通过低频机械振动能来激活。

[0450] 当组织由超声(或振动)能破坏时,在主体 434 的端头处,热元件,例如涂覆铁磁性涂层的导线或涂覆铁磁性涂层的导体 436 可被加热来获得期望的热作用,例如止血。(铁磁性涂层用作用于如上讨论的波形的负载)。

[0451] 虽然上面的示意图显示为线性操作,但是可使用其他几何运动。例如,在一个实施例中,主体以圆形运动振荡。所述旋转可围绕由箭头 432 所示的轴线为中心。在另一个实施例中,主体可沿箭头 432 的轴线方向振荡,以及圆形地围绕箭头 432 所示的轴线振荡。

[0452] 使用中,电源将感应加热信号,即如上讨论的波形,提供到导体 436,以提供热模态。同时和/或独立地,提供超声信号,即驱动超声换能器 433 或超声换能器叠堆(433 和 433')(例如压电换能器)的信号来使主体运动,以产生超声运动。因而,主体 434 可在施用热处理之前、过程中或之后提供超声处理。

[0453] 工具可用于切割、止血、血管内皮焊接、组织消融或其组合。在一个实施例中,超声模态可用于切割,而热模态可用于止血。在另一个实施例中,超声模态用于将端头插入组织中,热模态用于组织消融。

[0454] 现在来看图 32B,显示了具有热模态和超声模态以及钩状主几何体 437 的多模式手术工具。多模式工具 430 也可包括主几何体,热元件可附接到主几何体。同样地,热元件可构造用于多种组织作用。

[0455] 现在来看图 32C,传感器 439 被增加到图 32A。类似于已经讨论的其他传感器,该传感器可检测组织作用,或甚至装置的温度。同样地,该传感器可用作对可用模态(包括功率输送)进行控制的控制装置中的反馈机构。

[0456] 现在来看图 32D,第二端头 441 可靠近第一端头 436 设置。第二端头也可容纳一个或多个传感器或另一种模态,包括多模式端头。

[0457] 现在来看图 33,显示了具有热模态和超声模态以及抽吸/冲洗功能的多模式手术工具 569。工具 569 包括具有多个控制装置 540 的电源 515,控制装置 540 可单独寻址来通过电缆 530 向手持件 570 提供能量和控制泵(如果需要)进行冲洗或抽吸。手持件 570 包括振荡体 580 和热元件 585。

[0458] 电源 515 可提供超声和热信号来驱动各自的负载(即振荡体 580 和热元件 585)。(可使用与图 32 中所示实施例相同的电源)。电源 515 可向手持件 570 提供单独的或多路传输的信号。每一个信号可由控制装置 540、按钮 591 单独控制,或在一些情况下通过激活手持件来一起控制。实际上,也可以相同的方式,单独或一起控制抽吸作用。

[0459] 除了用于产生超声和热能的信号,电源 515 可构造用于提供抽吸功能,例如通过内腔或抽吸孔 590,通过手持件 570 的柄 575,以及通过管/缆线 530,通往容器。在图 33 中所示的实施例中,容器可容纳在电源 515 中。

[0460] 手持件 570 可包括柄 575、主体 580(其形成内腔、孔或导管)和手术端头 585。在一个实施例中,柄 575 包括致动器或控制装置 591,其产生主体或导管 580 的端头的超声振动。导管 580 的端头可包括加热元件,例如具有铁磁性涂层的导体 585。当超声或热能施加到组织时,导管孔 590 可抽吸任何破坏的组织(包括脂肪)或相关作用。

[0461] 在一个实施例中,多模式手术工具 569 可提供输送或冲洗机构。在一个实施例中,物质可放置在导管内腔 590 中。可使用超声模式来破坏足够的组织,以到达待沉积物质的目标输送位置。在目标位置处,可激活多模式手术工具 569 的热元件,以使物质可熔化,并且可沉积在输送位置处。如果需要,热元件可在工具插入或取出过程中用于止血或组织焊接。

[0462] 同样地,工具 569 可用于通过导管输送其他物质。虽然上面很多讨论集中在抽吸

上,但是该工具可用于通过导管输送物质。例如,工具 569 可用于输送盐溶液、药物等,如果需要,包括以加热状态输送。

[0463] 在一个实施例中,导管可具有多个孔。一个孔可构造用于抽吸,而另一个孔可构造用于冲洗。

[0464] 类似于上面讨论的其他实施例,可使用各种传感器 593。其可布置在主体 580 中,或可插入穿过内管 590。这可通过端口 592 实现。应意识到,传感器可以是温度传感器,监控组织状态的传感器,用于可视化的装置,即照相机、CCD 传感器或光纤导线等。另外,电源 515 可制成对传感器做出反应,例如调节来将热元件 585 中的热保持在用于组织中期望作用的期望范围,所述期望作用包括止血、血管焊接、烧灼、切割或消融。

[0465] 向可热调节多模式手术工具输送功率的方法可包括以下步骤:将第一振荡信号输送到导体,所述导体构造成使第一振荡信号形成基本上在第一负载处具有最大电流和最小电压的近似驻波,所述负载包括导体的由铁磁性材料覆盖的部分;和向第二电接头输送第二振荡信号,所述第二电接头构造成使第二振荡电信号驱动超声换能器,以由此使第二负载以超声方式运动。

[0466] 该方法可包括以下任选步骤:将第一负载与组织相邻放置,并且其中第一振荡电信号将热元件加热到在组织中进行止血的温度,并且第二振荡电信号使第二负载切割组织;与第一负载和第二负载相邻施加抽吸作用,以抽吸切割的组织;或在通讯通道中将第一振荡信号和第二振荡信号多路传输到第一负载和第二负载。

[0467] 用于切割和封闭组织的方法包括以下步骤:选择具有导体的手术工具,所述导体具有布置在其一部分上的铁磁性涂层,以及驱动主体的换能器;将所述主体和铁磁性涂层布置成与组织接触;将振荡电信号输送到换能器以切割组织;和将振荡电信号输送到导体以加热铁磁性涂层并且向组织施加热。

[0468] 所述方法也可包括以下任选步骤:加热铁磁性涂层来促使组织止血或选择超声换能器。

[0469] 用于组织消融的方法可包括以下步骤:选择具有超声模态和热模态的端头;将所述端头插入不期望的组织中;和在不期望的组织中激活一种或多种模态。

[0470] 所述方法可包括以下可任选步骤:选择作为热模态的铁磁性涂层,和从靠近不期望的组织的区域抽吸残余物。

[0471] 应意识到,以上讨论的用于热元件的各种波形可与本文讨论的实施例中的每一个一起使用。另外,应意识到,关于这些传感器和响应于传感器的控制方面可应用到实施例中的每一个,并且因此不针对每一个详细重复。同样,如果需要,全部实施例可使用热元件的各方面,例如不粘涂层的使用和热元件的形成。

[0472] 在本发明的实施例的使用中可注意到几个优点。在一个实施例中,当用于实体器官中,例如脑中时,可实现与组织超声破坏和抽吸作用相关的最佳热止血作用,以用于肿瘤摧毁。或者,与单独的超声作用相比较,可更优化地实现腹腔镜血管解剖和分离。

[0473] 虽然导管仅针对超声模态进行了讨论,但是应注意到,导管的实施例可应用到多模式能量模态中的任何一个,并且获得每一种由抽吸、传感器等提供的有益效果。同样地,超声和热多模式导管实施例的很多有益效果可通过其他多模式实施例实现。本领域技术人员将认识到对这样的实施例的修改形式,以提供这些多模态处理。

[0474] 现在来看图 34,公开了温度谱。组织可在不同的温度下作出不同的反应,因而温度范围将导致对组织的不同的处理。特定组织的处理由于包括组织类型和患者差异的不统一而稍微变化。已经发现下面的温度是有用的。血管内皮焊接可在 58-62 摄氏度最佳。不出现粘着现象的组织止血可在 70-80 摄氏度下获得最佳。在更高的温度下,可更快速地进行组织烧灼和封闭,但是凝固组织可累积在器械上。组织切割可在 200 摄氏度实现,但是在边缘处由于汽化具有一些阻力。组织消融和汽化可在 400-500 摄氏度范围内快速进行。因而,通过控制温度,可控制装置给予的组织“处理”,例如血管内皮焊接、组织切割、止血和组织消融。

[0475] 根据上面公开的温度谱,对应于期望温度范围的功率输送设置可包括在功率输送开关中。在一个实施例中,脚踏开关可具有几个档,这些档给外科医生指明当前设置的可能的端头温度范围。

[0476] 应意识到,根据本发明的热手术工具系统将具有多种多样的用途。不仅其可用于人类,而且也可用于切割其他动物的组织,例如在兽医背景下或简单地将组织或生物质切割为碎片用于其他用途,所述组织或生物质例如为用于移植的组织或生物质。

[0477] 手术系统的一些实施例可在手术中也可具有广泛应用。环形几何体可在切割、凝固和活检应用中具有优点。刀片几何体可具有用于切割和止血应用的优点。尖头几何体可在解剖和凝固应用中具有优点,并且特别地,在神经解剖和凝固应用中具有优点。但是,几何体的应用可通过直径、长度、材料特性和上面讨论的其他特性而进一步构造和修改以适于应用。

[0478] 虽然以上主要在手术工具和活组织处理(虽然也可用于死组织上)领域描述了本发明,但是应可理解,根据本发明制造的工具和本文讨论的方法可具有其他用途。例如,切割工具可形成用于切肉。无论肉是新鲜的还是冷冻的,该工具都可用。例如,加热到高温的切割刀片将切穿冷冻肉。但是,当不再提供功率时,“切割”边缘对于触摸是安全的。同样,使用止血设置切肉将轻微烧灼肉的外部,锁入汁液。本领域技术人员将根据本说明理解本文讨论的器械的其他用途。

[0479] 因而公开了一种改进的可热调节的手术工具和方法。应意识到,可对本发明进行多种改变而不偏离权利要求的范围。

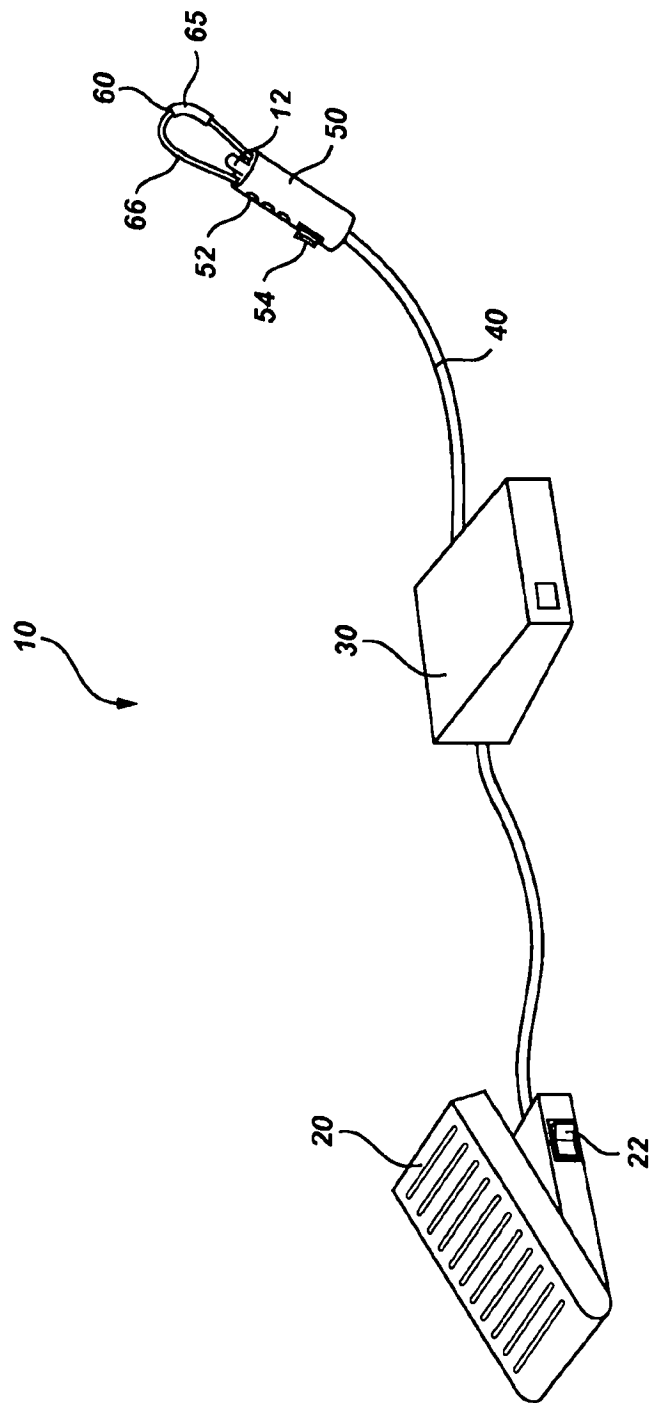


图 1

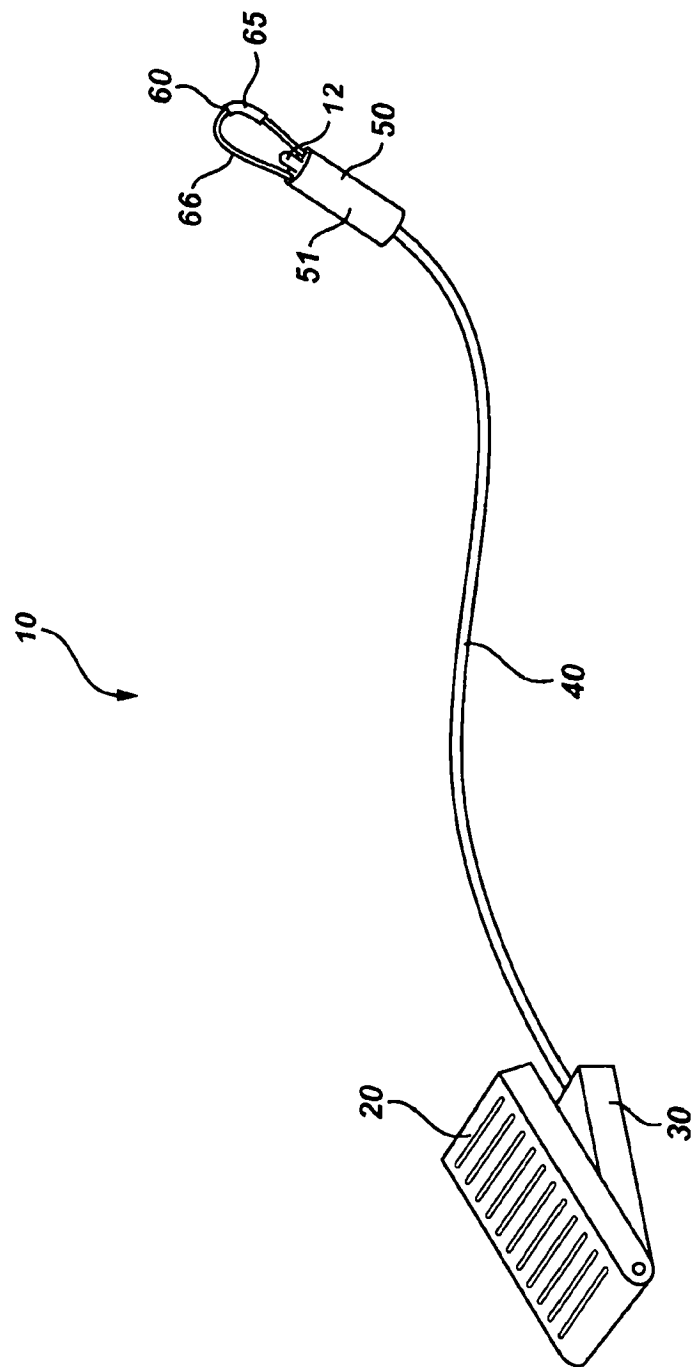


图 2

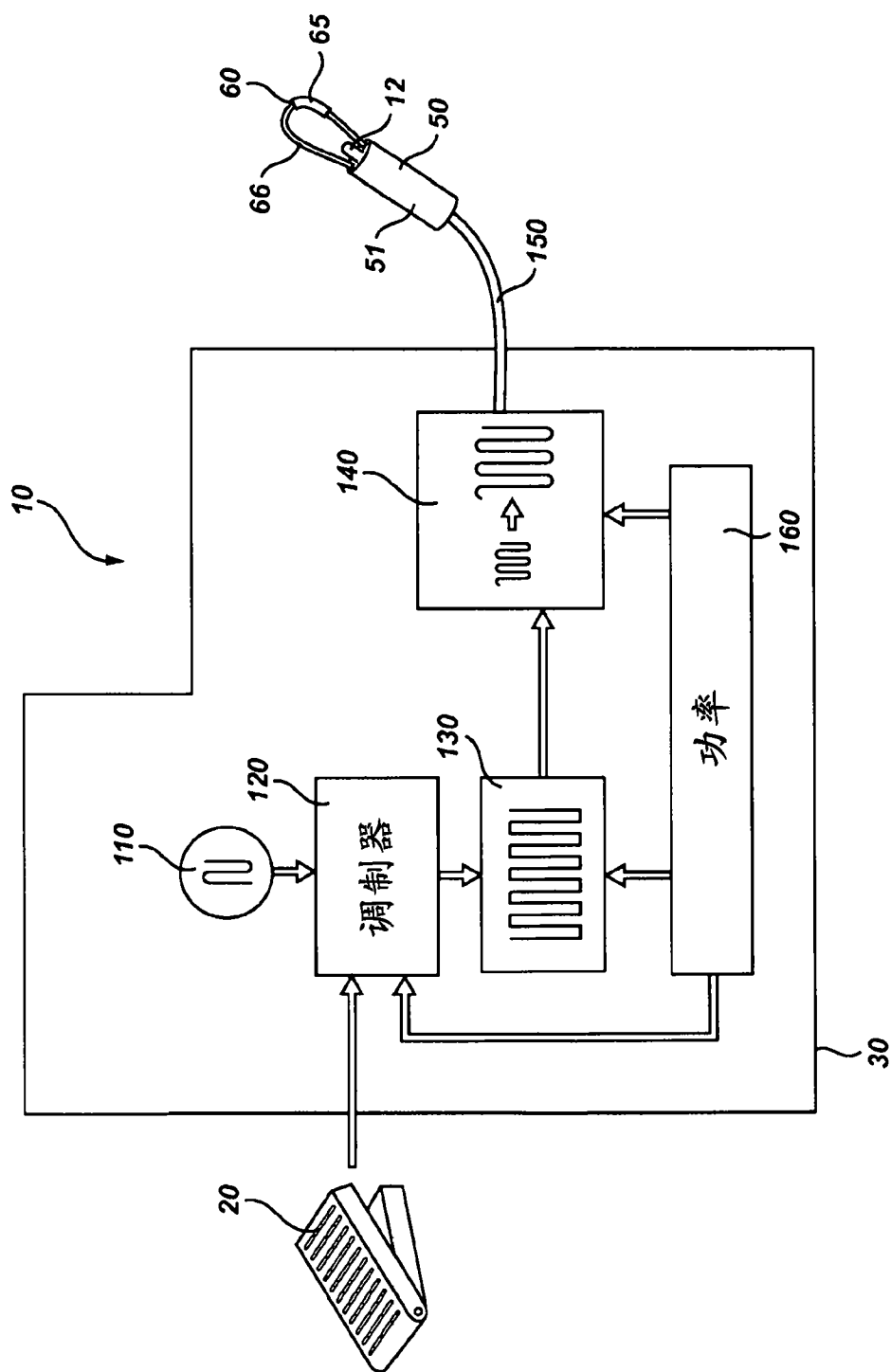


图 3

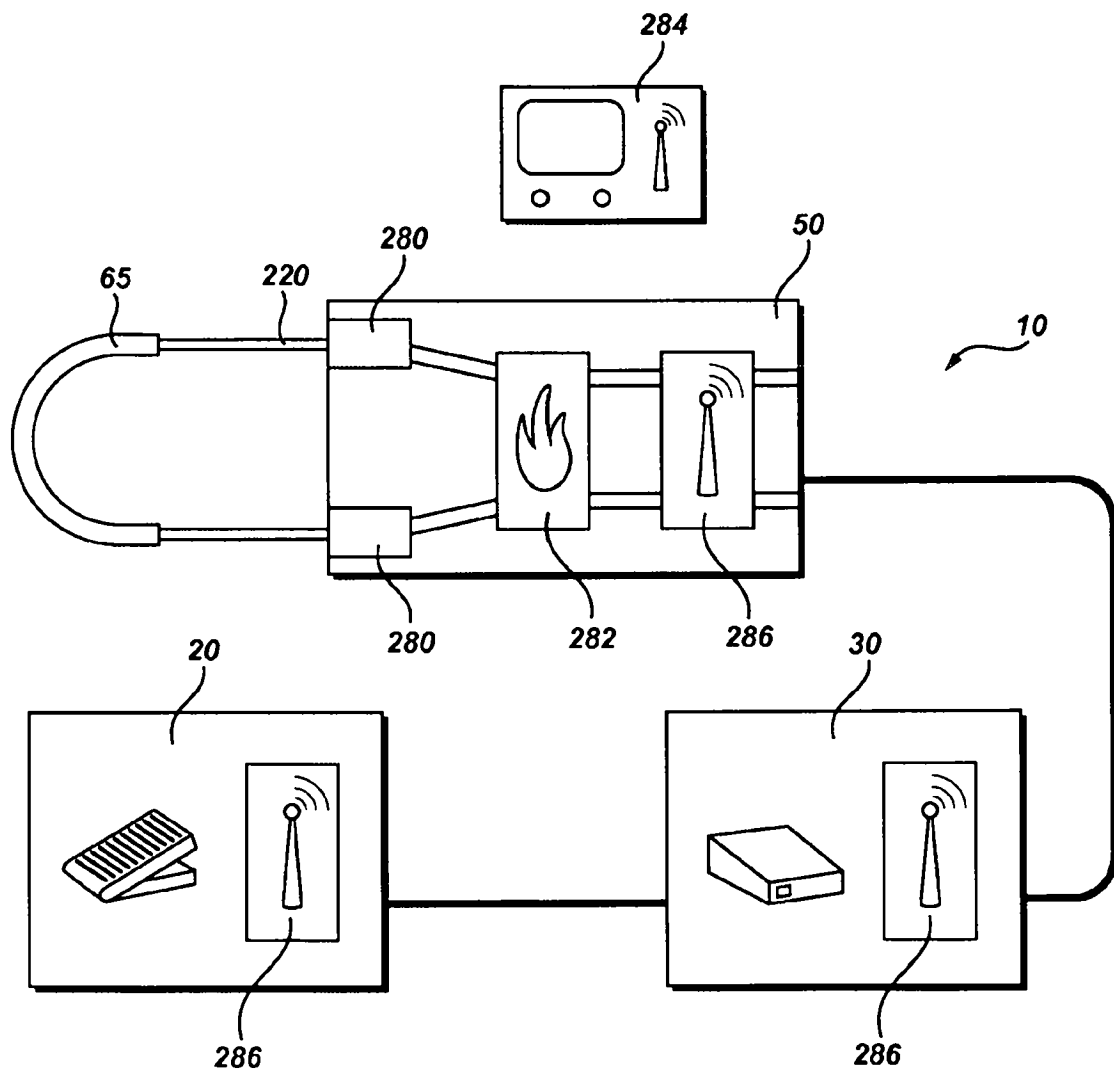


图 4A

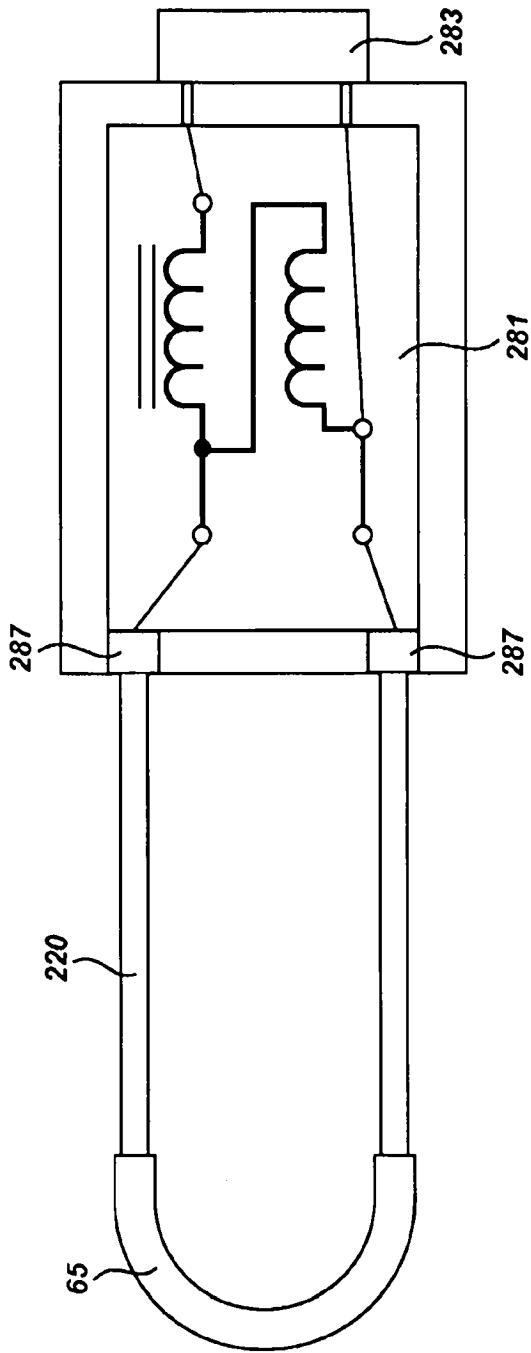


图 4B

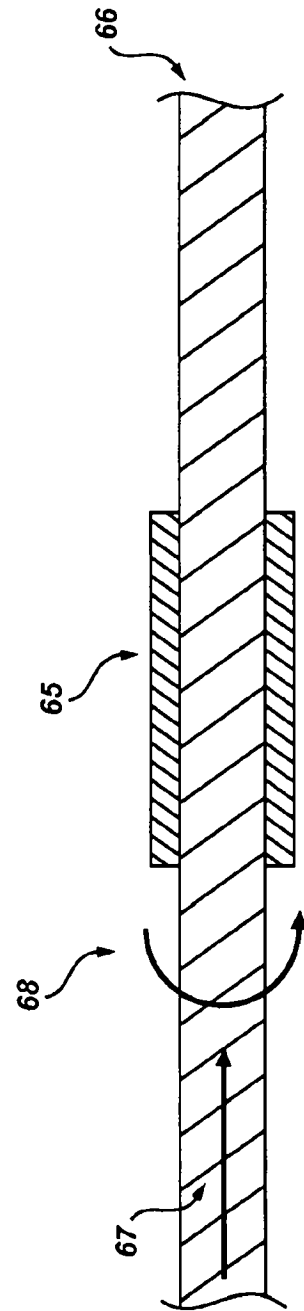


图 5A

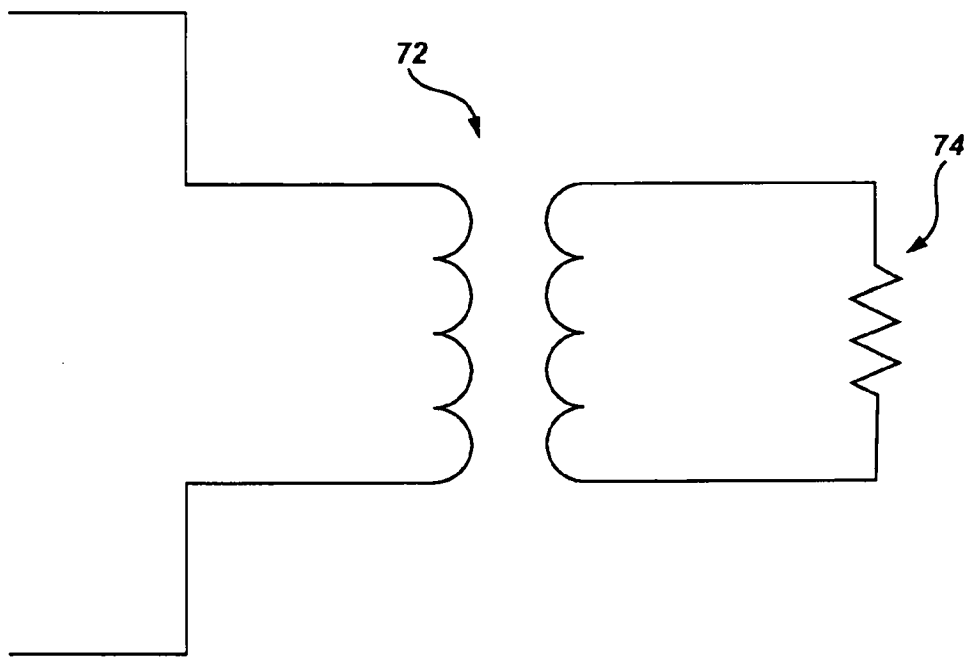


图 5B

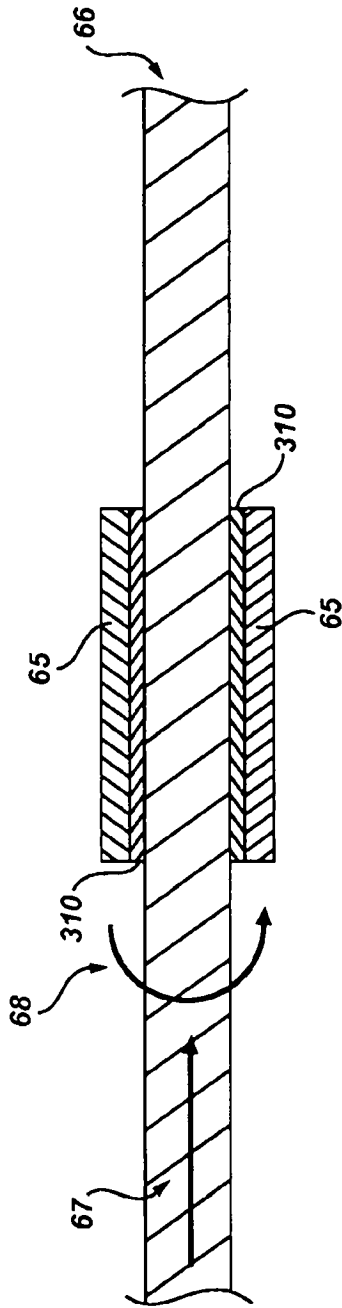


图 6

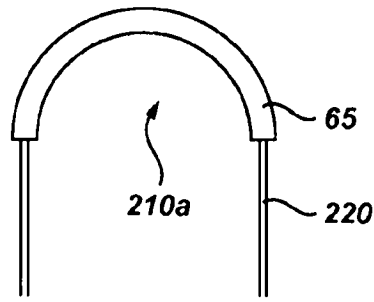


图 7A

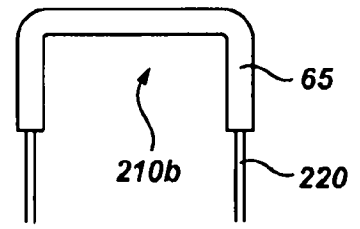


图 7B

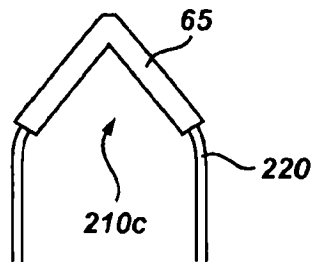


图 7C

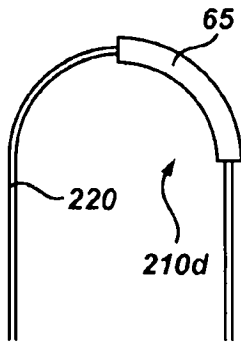


图 7D

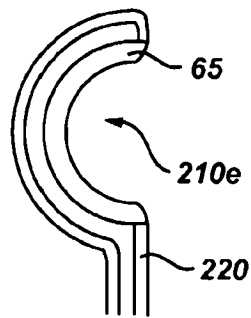


图 7E

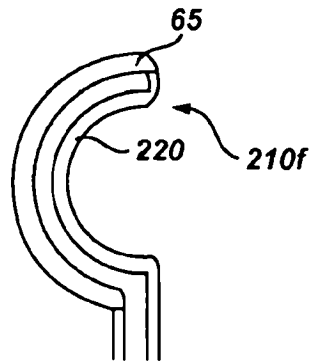


图 7F

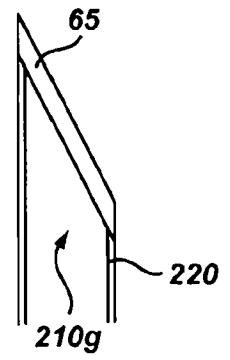


图 7G

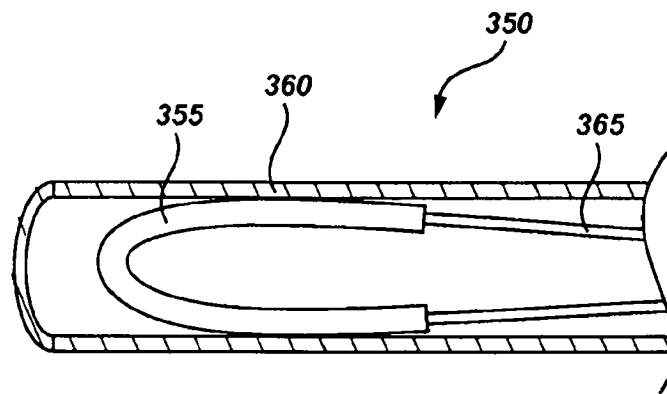


图 8

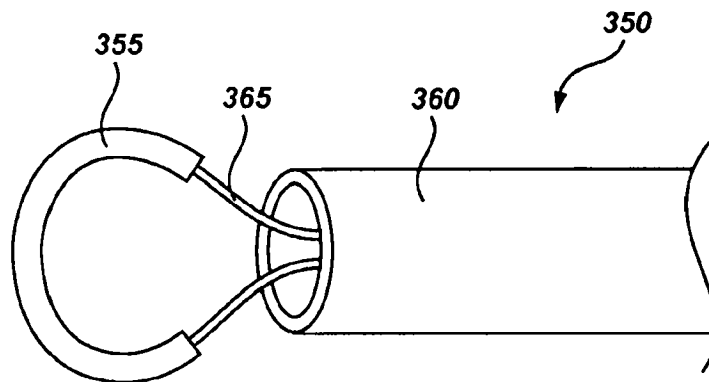


图 9A

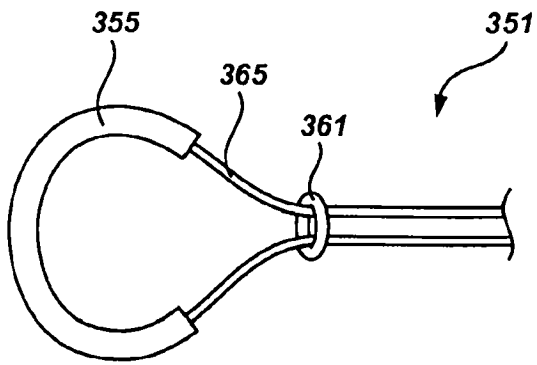


图 9B

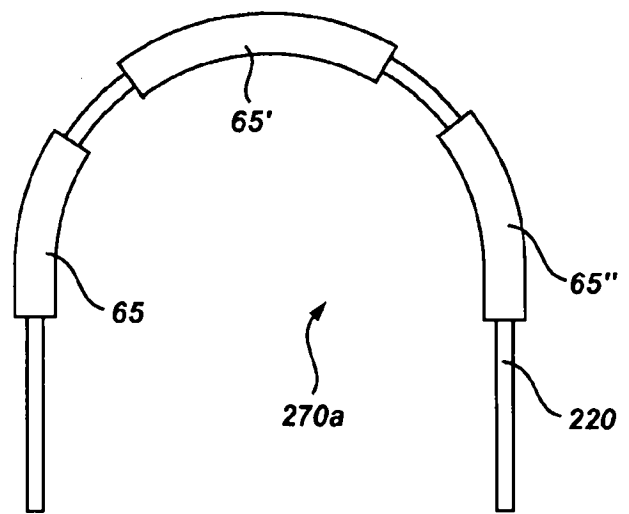


图 10A

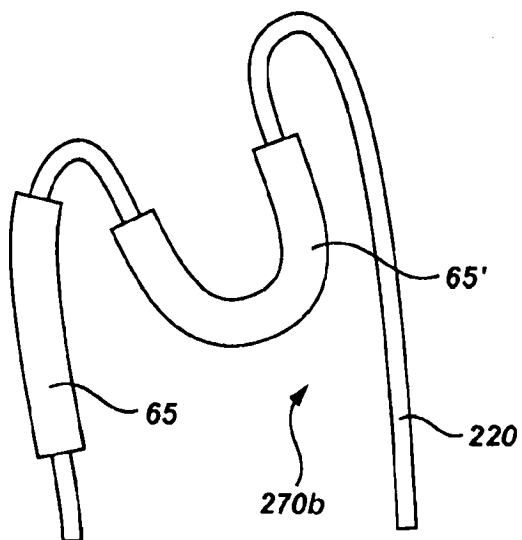


图 10B

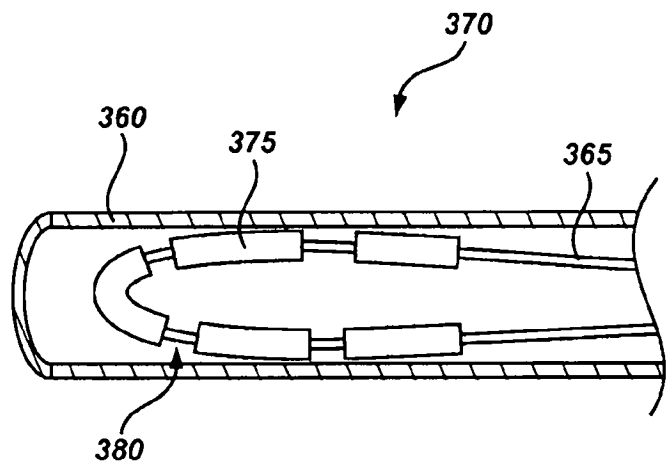


图 11

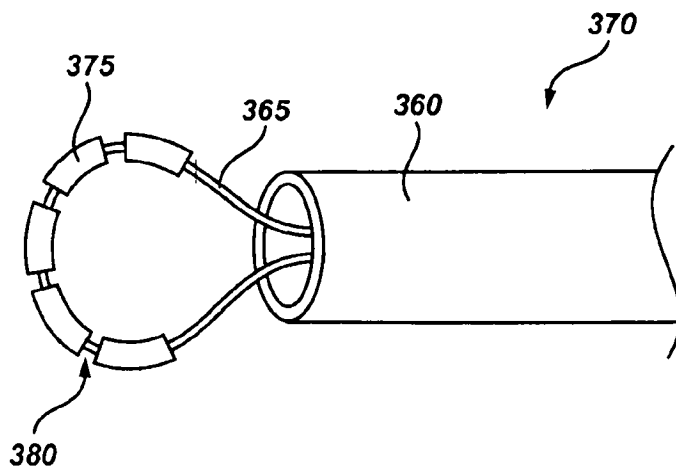


图 12

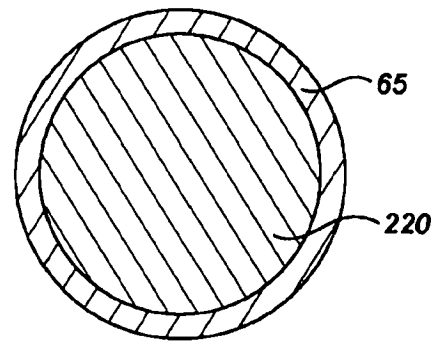


图 13

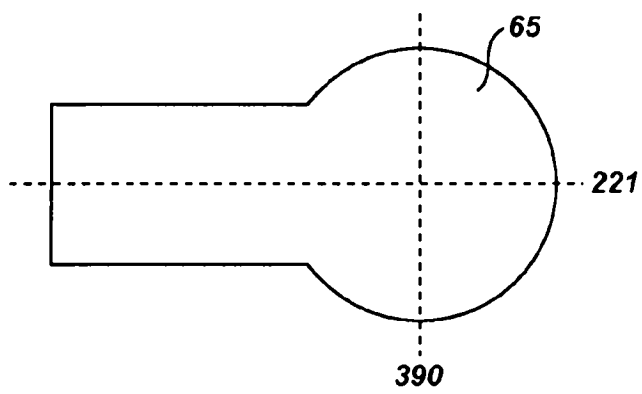


图 14A

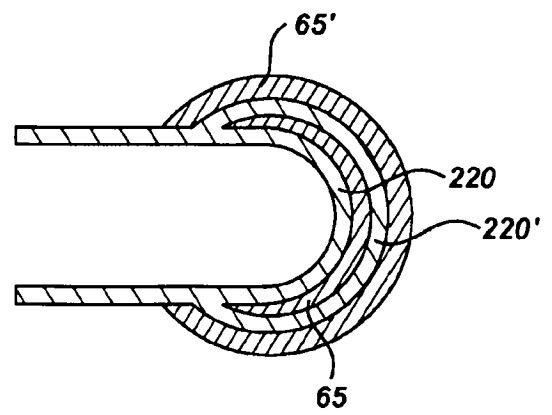


图 14B

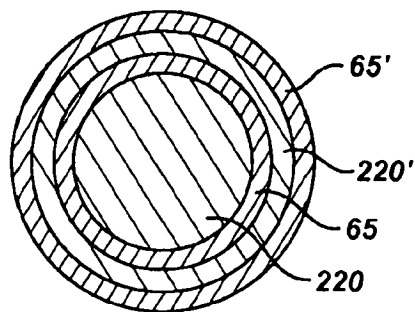


图 15

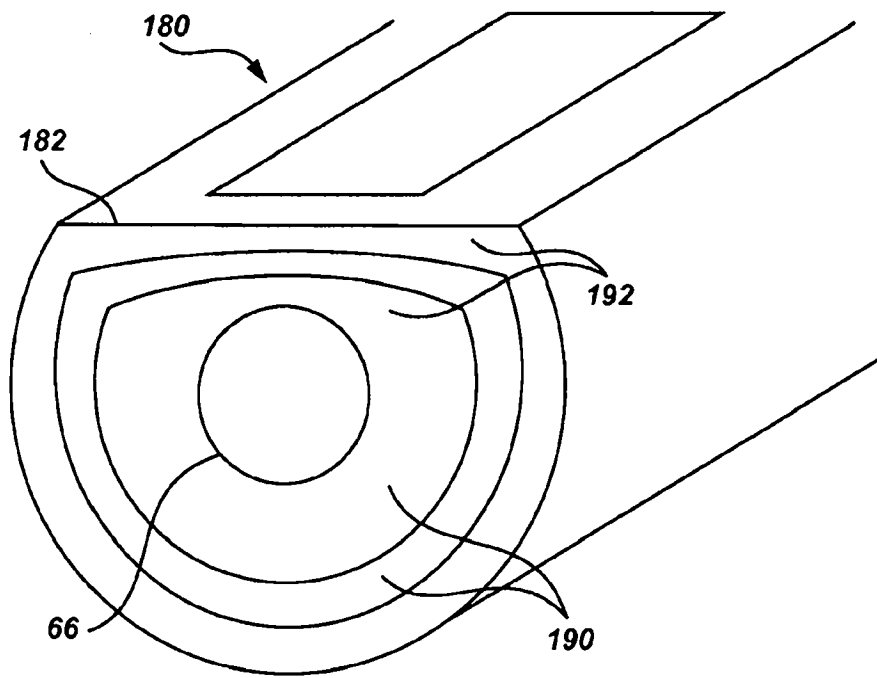


图 16

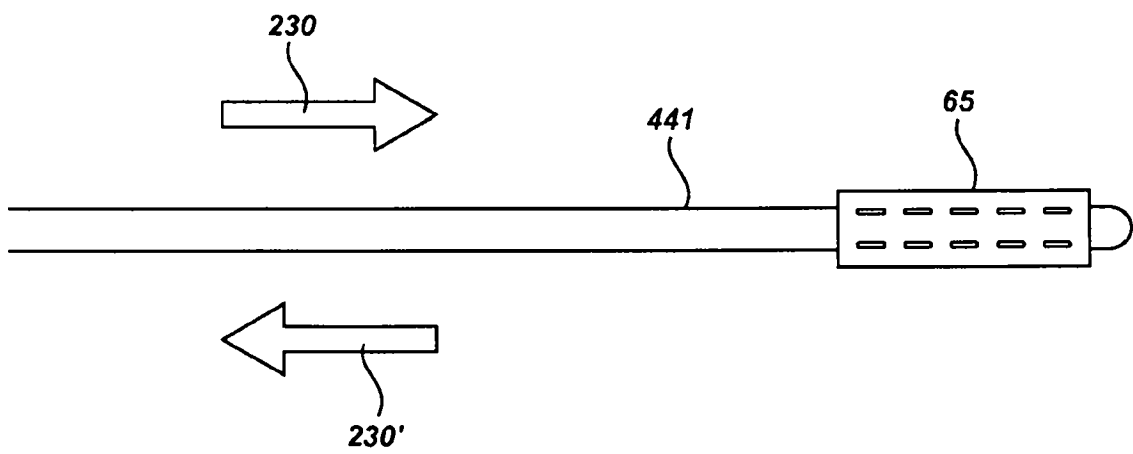


图 17

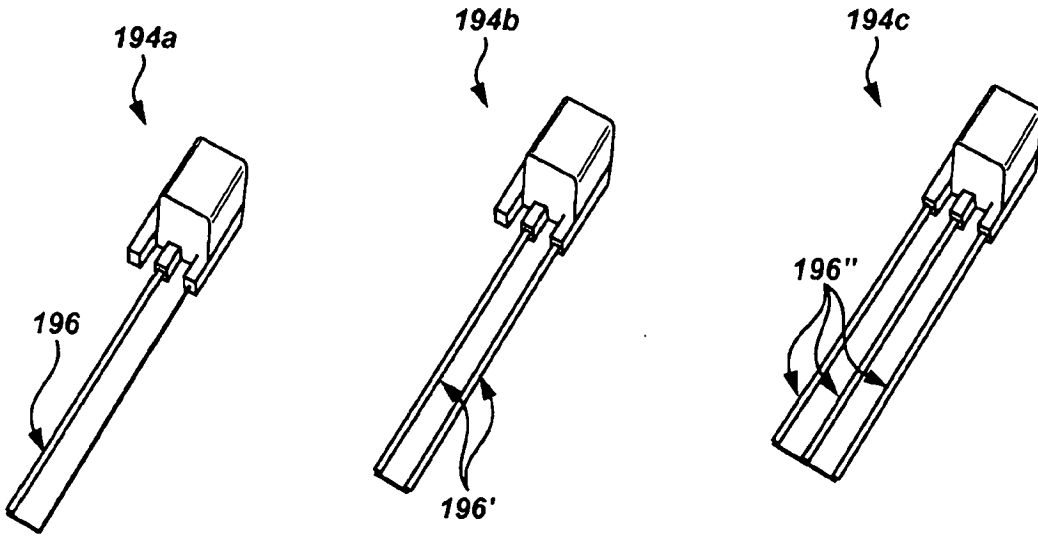


图 18A

图 18B

图 18C

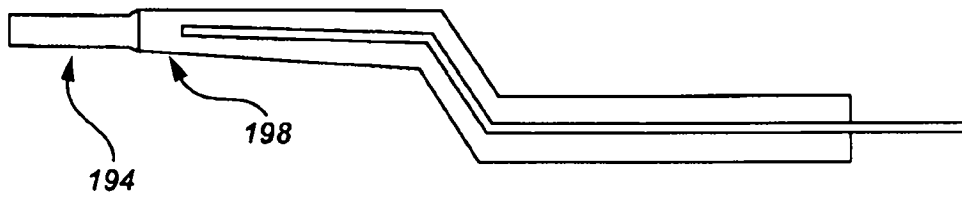


图 18D

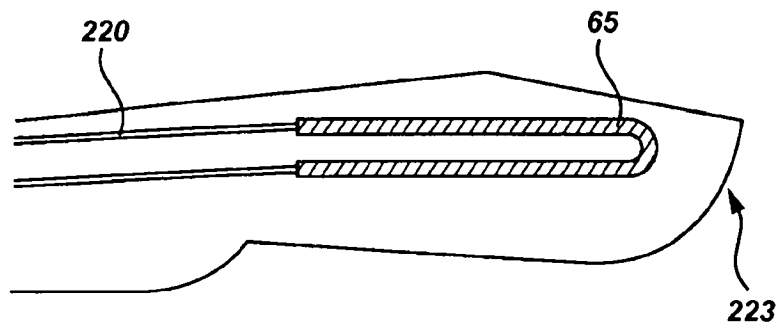


图 19A

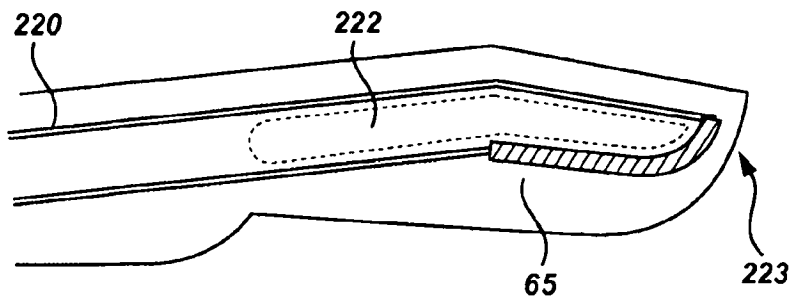


图 19B

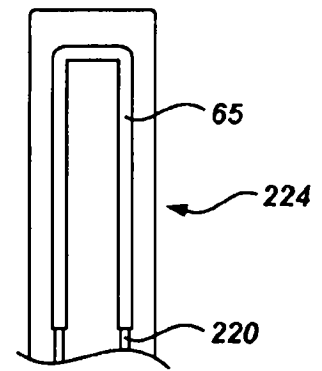


图 20A

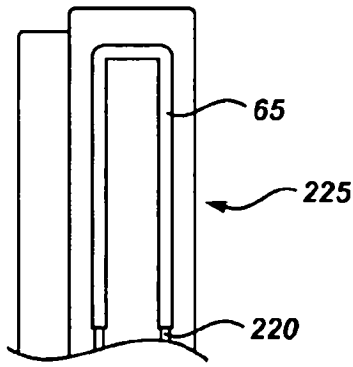


图 20B

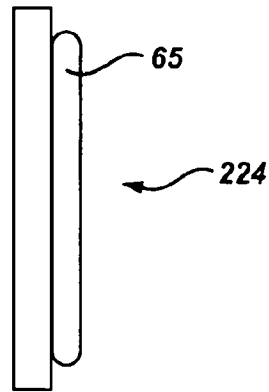


图 20C

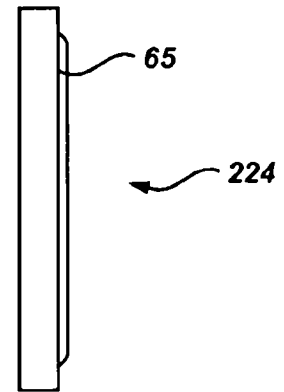


图 20D

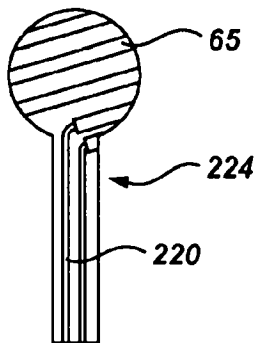


图 21A

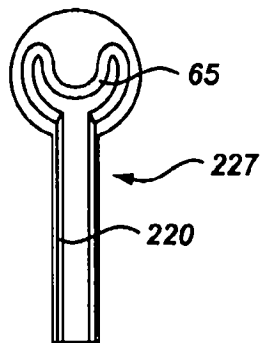


图 21B

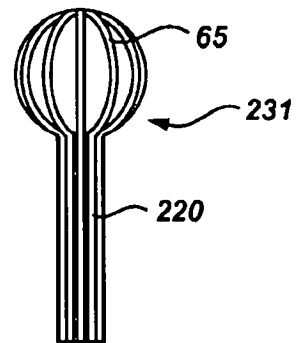


图 21C

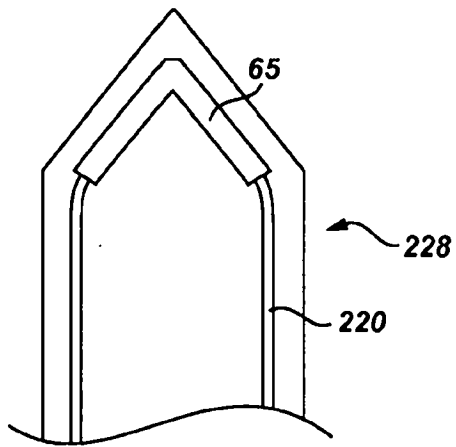


图 22A

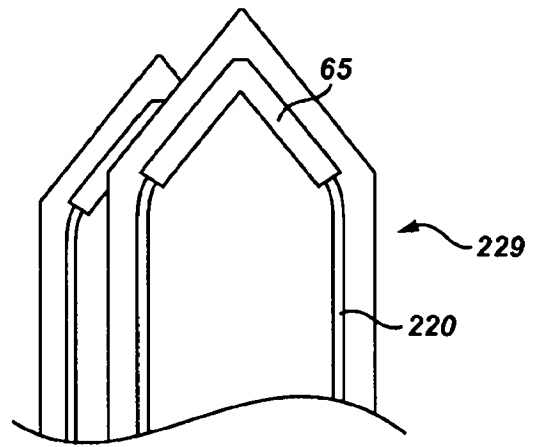


图 22B

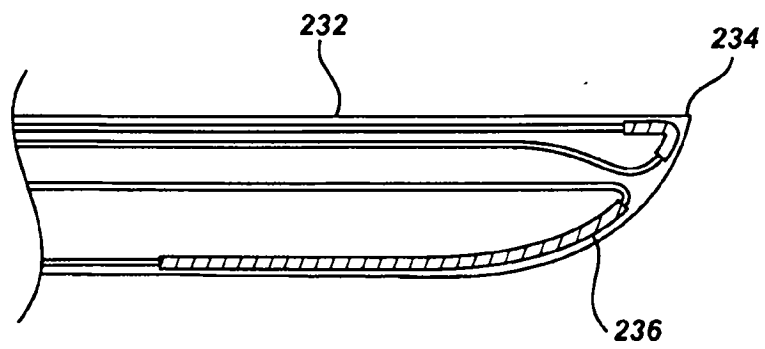


图 22C

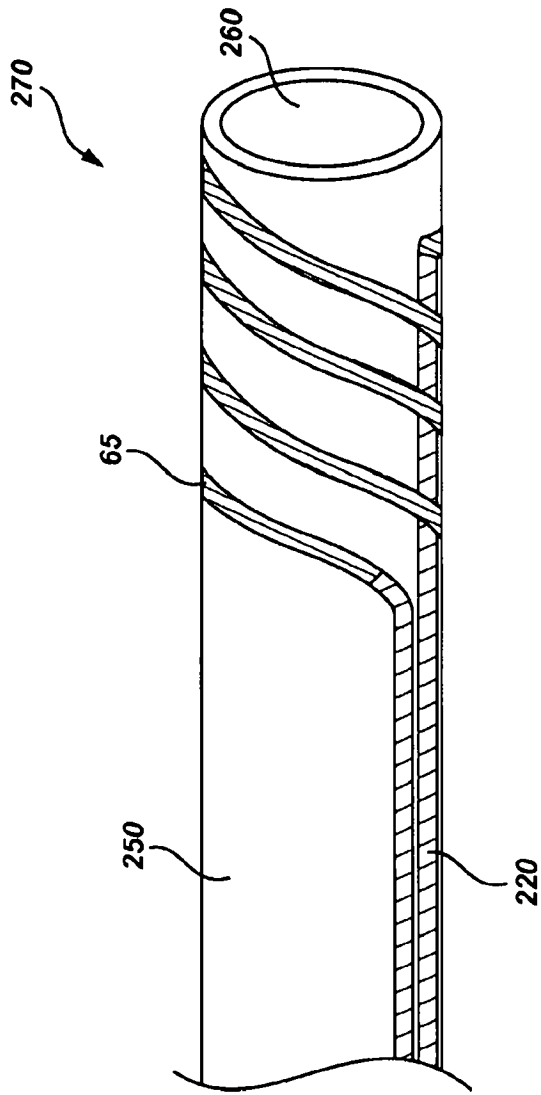


图 23A

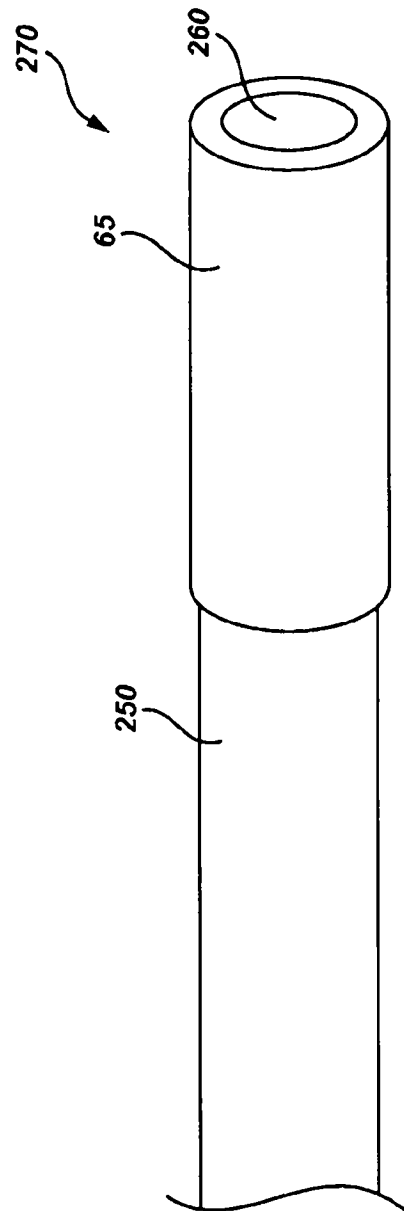


图 23B

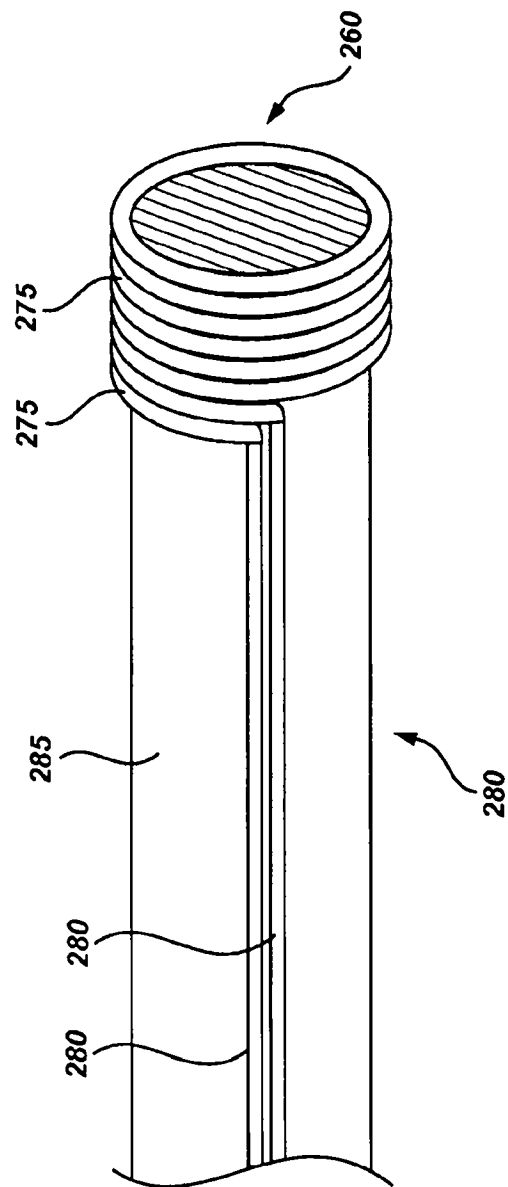


图 24

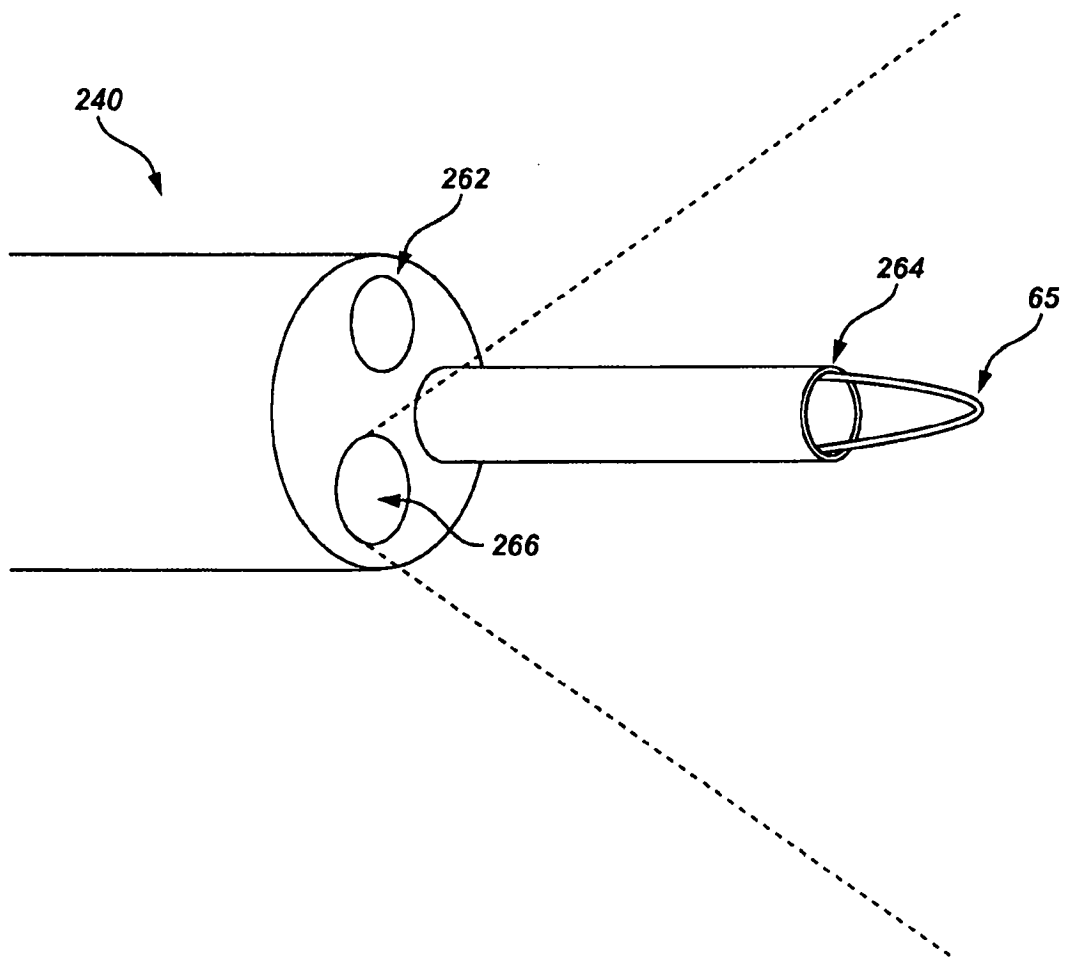


图 25

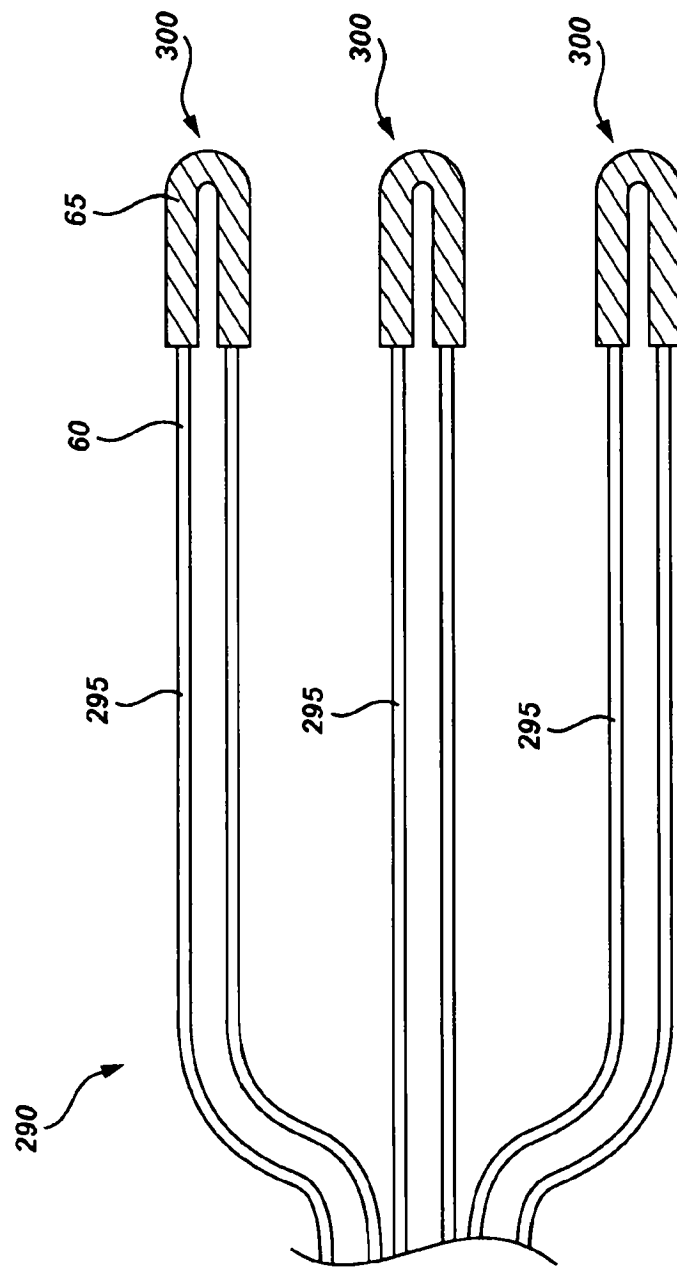


图 26

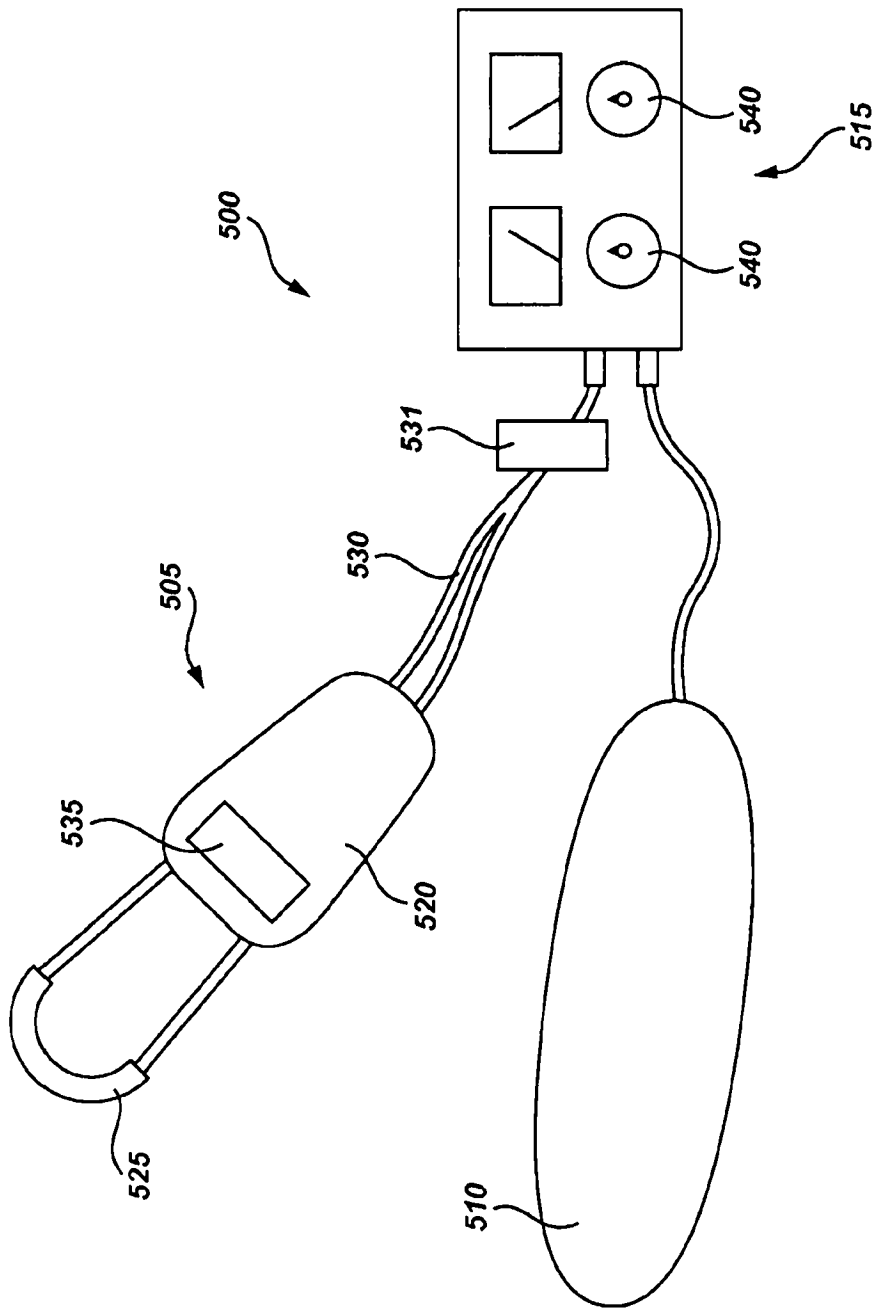


图 27

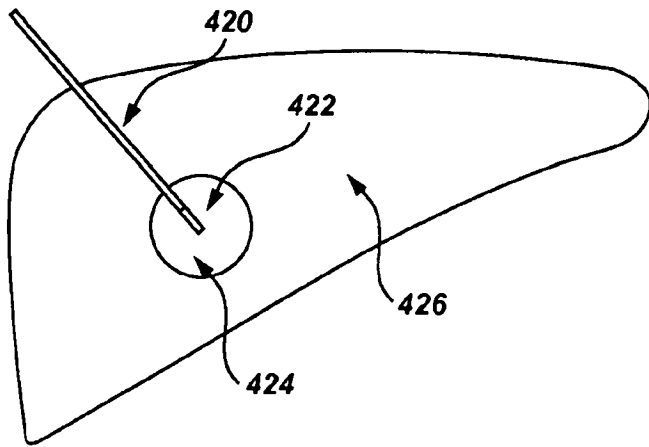


图 28A

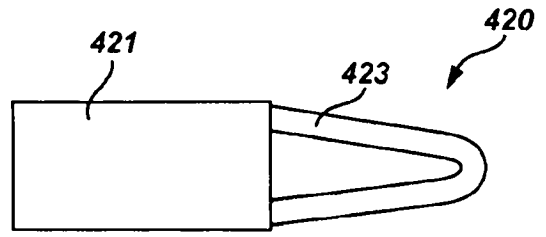


图 28B

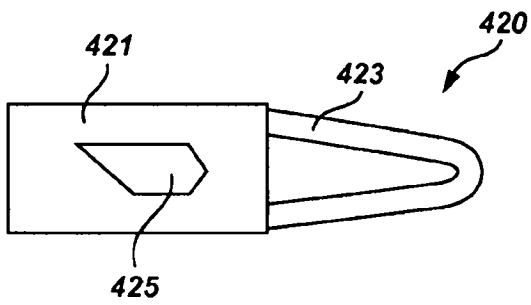


图 28C

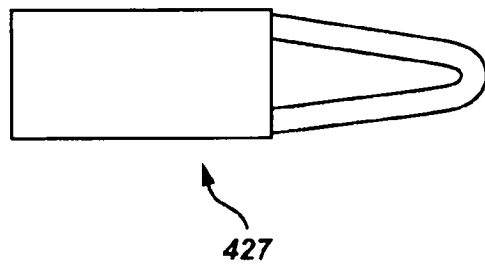
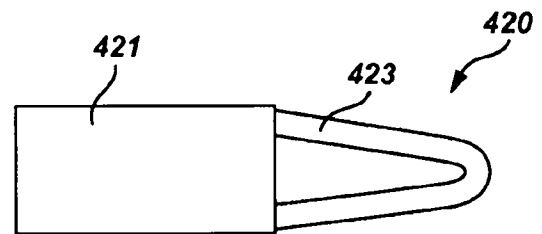


图 28D

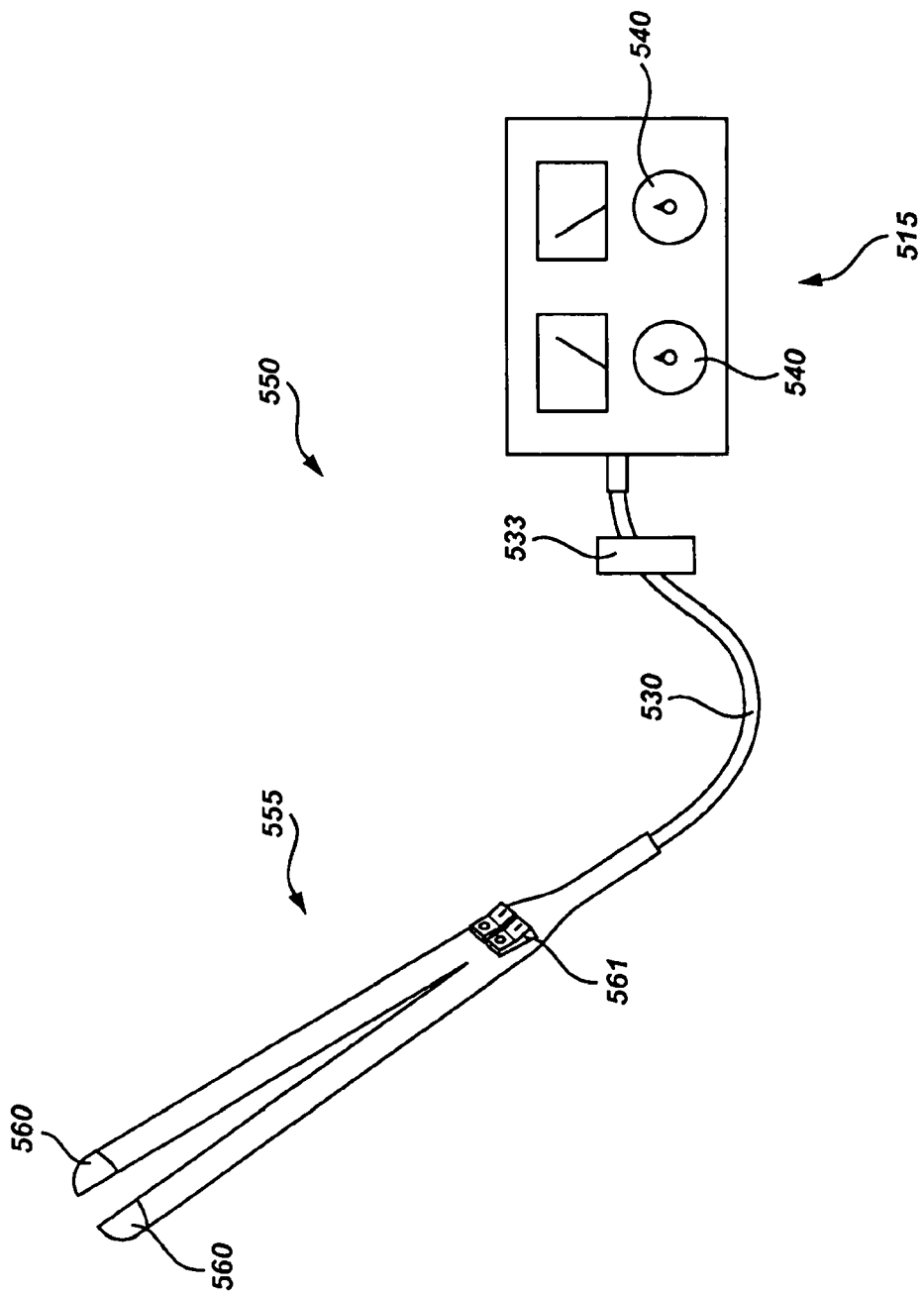


图 29

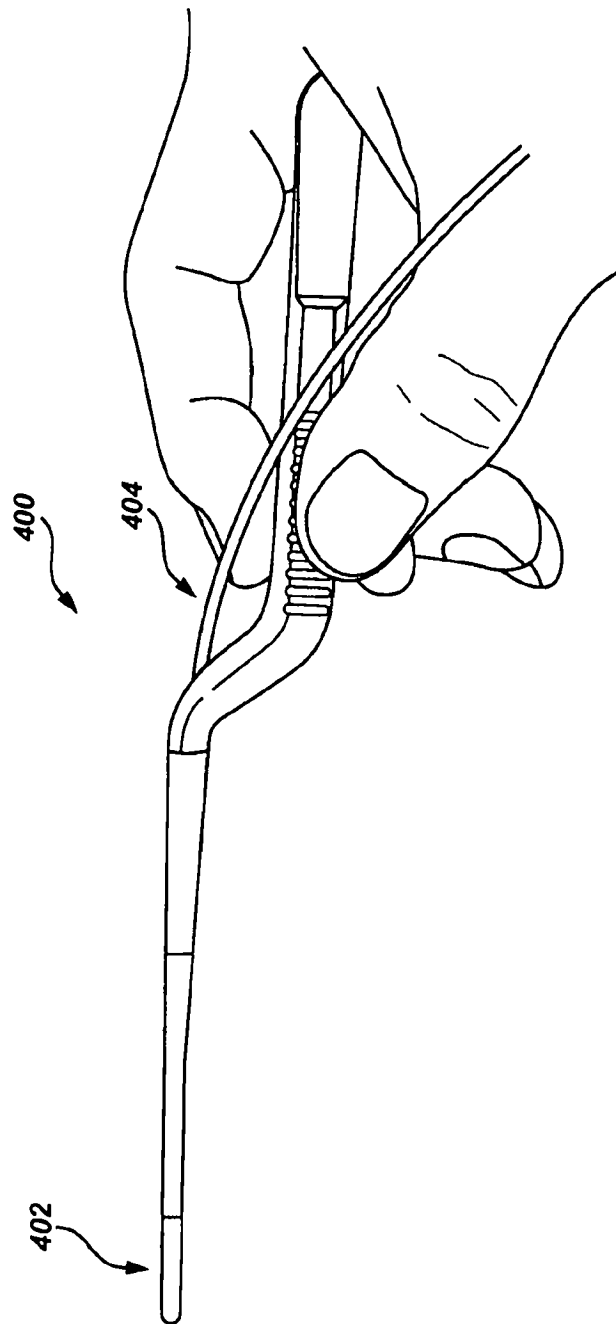


图 30

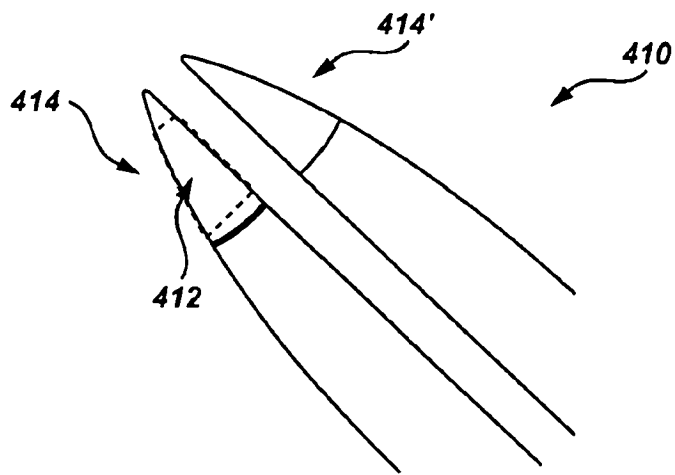


图 31A

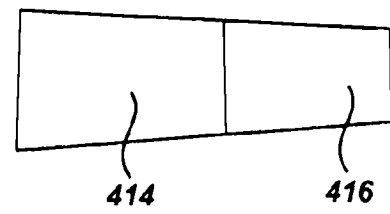


图 31B

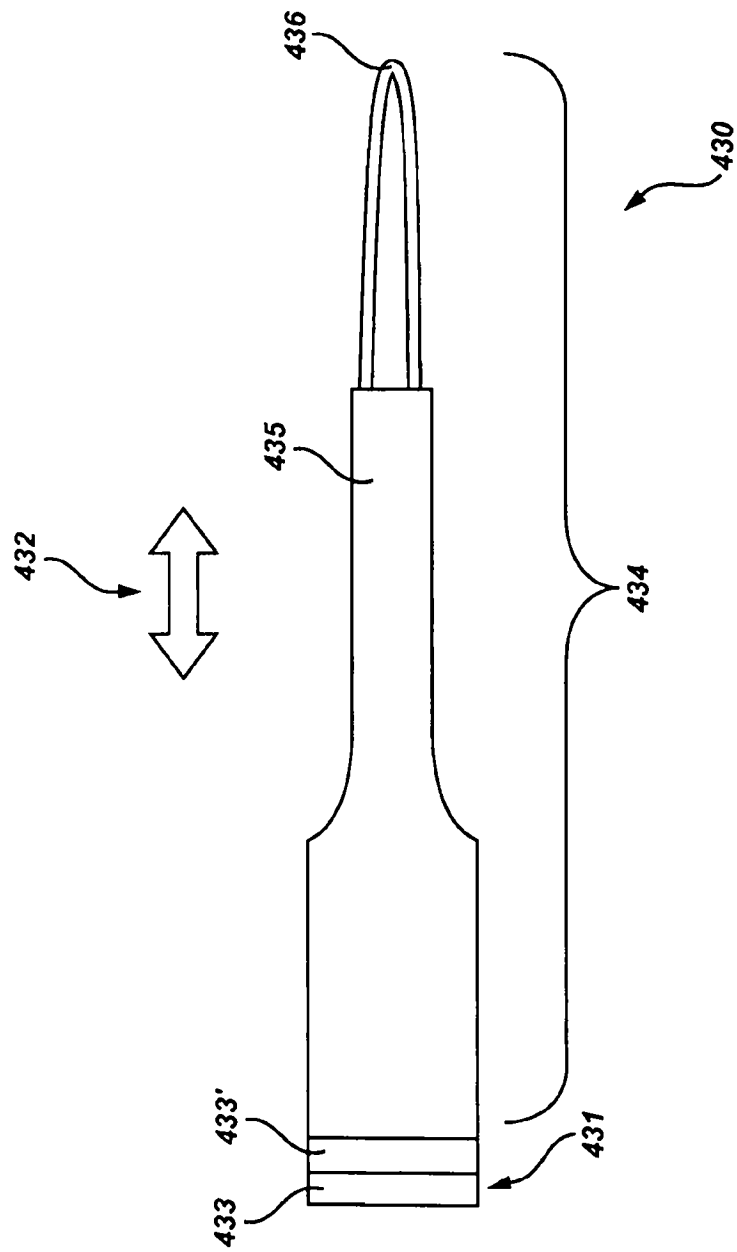


图 32A

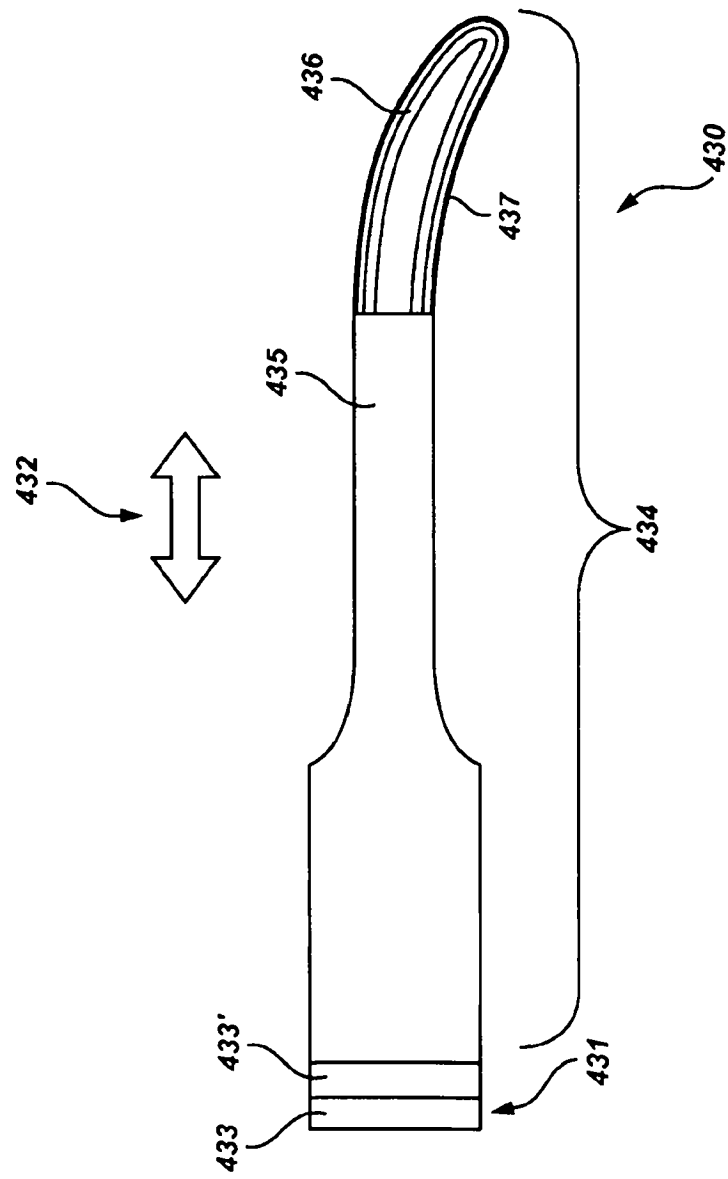


图 32B

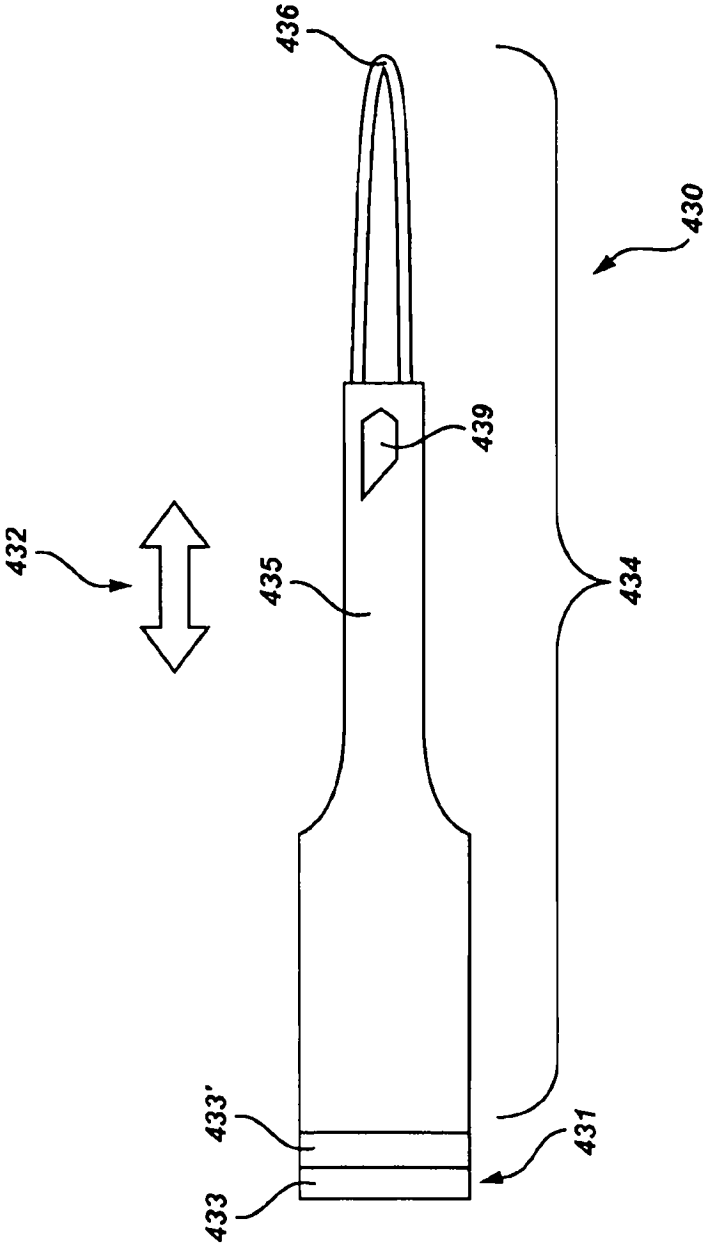


图 32C

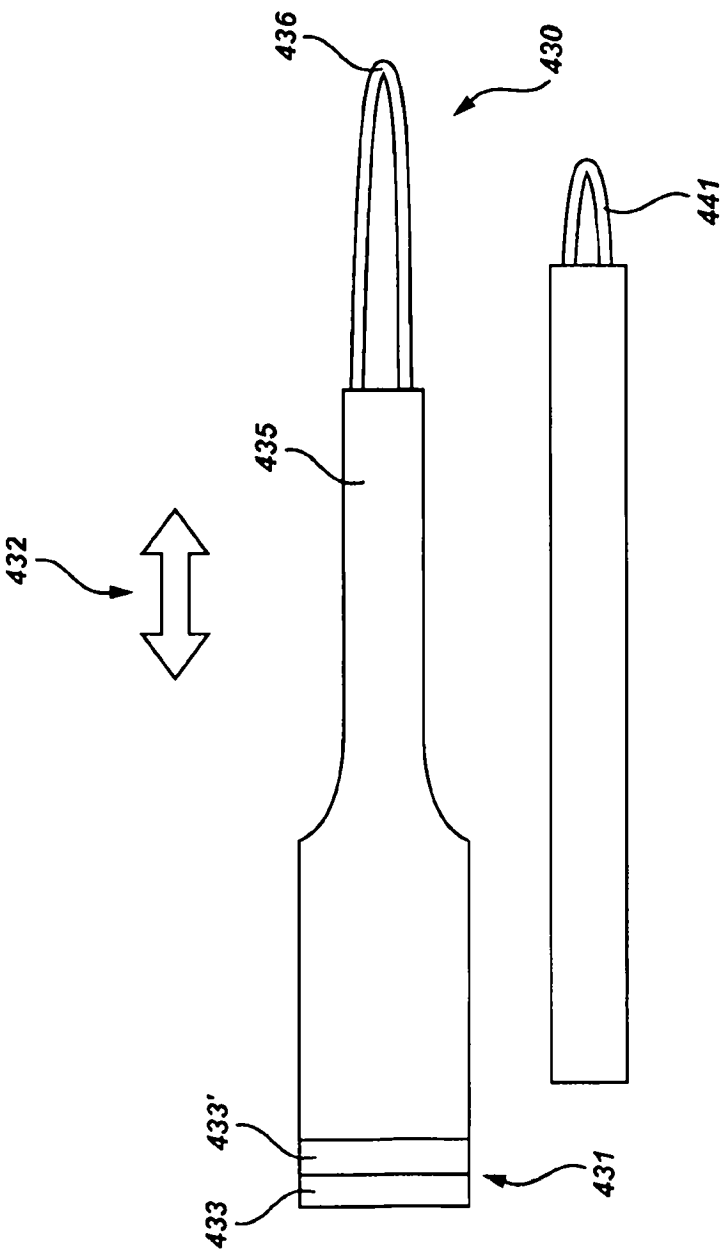


图 32D

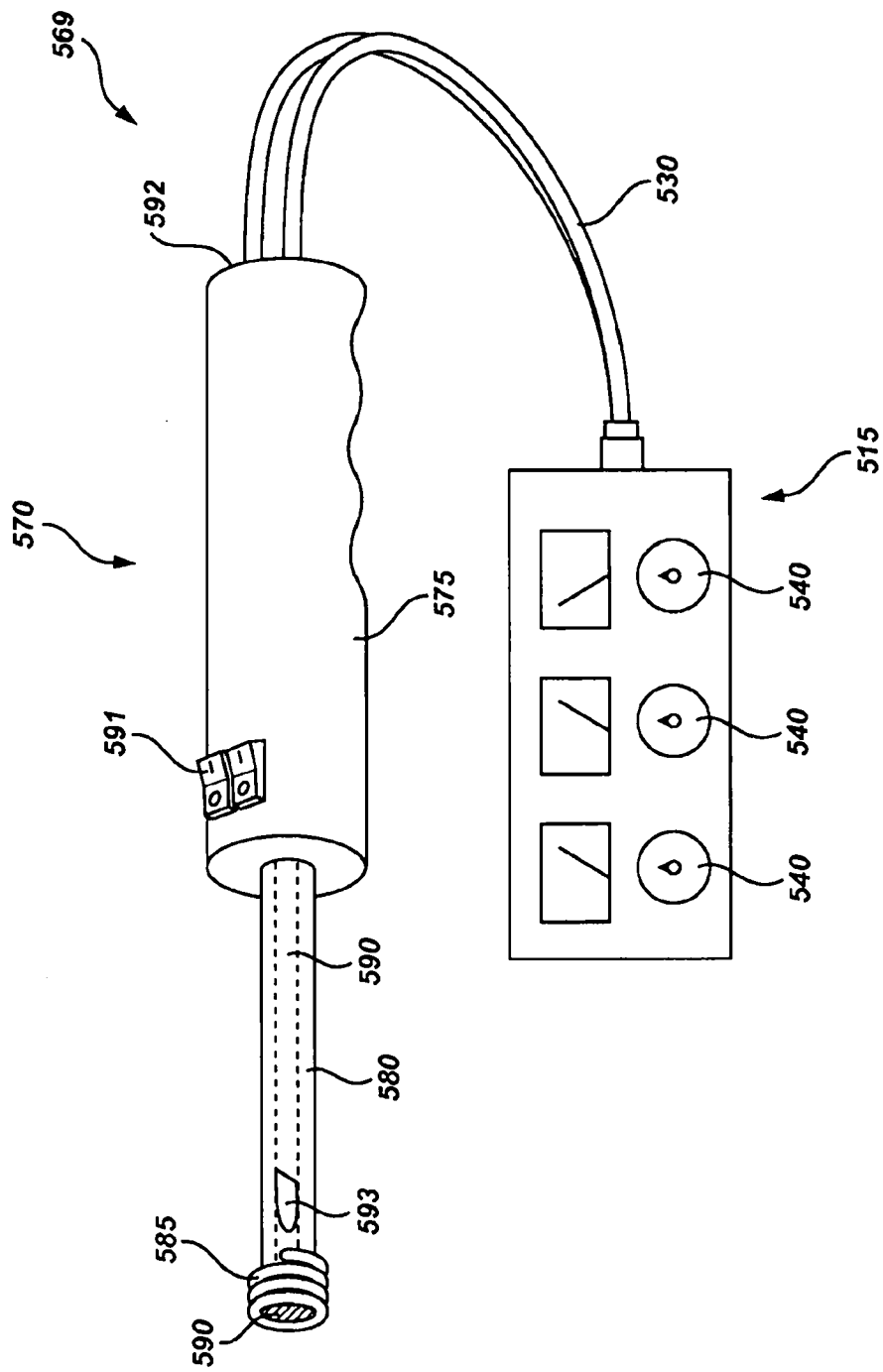


图 33

快速消融 和汽化	400° C 至 500° C
切割	200° C 至 400° C
烧灼和封闭	80° C 至 200° C
止血	70° C 至 80° C
血管焊接	58° C 至 62° C

图 34

专利名称(译)	感应加热的手术工具		
公开(公告)号	CN102448395B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201080022651.0	申请日	2010-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	领域外科股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	领域外科股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	领域外科股份有限公司		
[标]发明人	K曼纳宁 M曼纳宁 D麦克纳利 WJ彼特		
发明人	K·曼纳宁 M·曼纳宁 D·麦克纳利 W·J·彼特		
IPC分类号	A61B18/04 A61B18/08 A61B18/12 A61L31/08 A61B17/32 A61B17/3209 A61B17/3205		
CPC分类号	A61B18/08 A61B17/320068 A61B18/082 A61B18/085 A61B18/10 A61B2018/00107 A61B2018/00642 A61B2018/00702 A61B2018/00791 A61M25/00 Y10T29/49124 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320082 A61B18/04 A61B18/12 A61L31/08 A61B17/00234 A61B17/3211 A61B18/1206 A61B18/1492 A61B2017/00141 A61B2017/00876 A61B2017/00973 A61B2018/00077 A61B2018/00095 A61B2018/0013 A61B2018/00577 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/00619 A61B2018/00654 A61B2018/00714 A61B2018/00755 A61B2018/00803 A61B2018/00958 A61B2018/128 A61B2018/1407 A61B2018/1412 A61M25/0082		
代理人(译)	王会卿		
审查员(译)	周青青		
优先权	61/170203 2009-04-17 US 61/170207 2009-04-17 US 61/170220 2009-04-17 US 12/647302 2009-12-24 US 12/647329 2009-12-24 US 12/647340 2009-12-24 US 12/647344 2009-12-24 US 12/647350 2009-12-24 US 12/647355 2009-12-24 US 12/647358 2009-12-24 US 12/647363 2009-12-24 US 12/647371 2009-12-24 US 12/647374 2009-12-24 US 12/647376 2009-12-24 US 12/647380 2009-12-24 US		
其他公开文献	CN102448395A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将振荡电能输送到电导体，例如导线或导管，其在选择区域中沿圆周涂覆有铁磁性材料。利用高频电能，铁磁性材料在加热和冷却方面具有快速响应，加热和冷却能通过能控制的功率输送来调节。铁磁性材料能在很多手术程序中用于分离组织、凝固、组织破坏或获得其他期望的组织作用。热、电外科和机械模态能组合在手术工具中。在第一模式中的可能损坏性的作用能通过使用第二模态最小化。在一个示例中，热止血因而能辅助电外科应用来避免与止血单极电外科波形相关的不利的组织作用，同时保留使用单极切割波形的有益效果。

