

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580003513.7

[51] Int. Cl.

*A61B 1/005 (2006.01)*

*A61B 18/14 (2006.01)*

*A61B 18/02 (2006.01)*

*A61B 18/18 (2006.01)*

*A61B 18/20 (2006.01)*

[43] 公开日 2009 年 4 月 29 日

[11] 公开号 CN 101420898A

[22] 申请日 2005.1.28

[21] 申请号 200580003513.7

[30] 优先权

[32] 2004. 1.28 [33] US [31] 10/767,109

[32] 2004. 5.19 [33] US [31] 10/850,360

[86] 国际申请 PCT/US2005/003140 2005.1.28

[87] 国际公布 WO2005/072445 英 2005.8.11

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.28

[71] 申请人 新引导系统公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 A·贝尔森 M·欧林

[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

代理人 李华英

权利要求书 10 页 说明书 29 页 附图 19 页

## [54] 发明名称

用于通过改进的能量基和非能量基形式递送  
便于组织治疗的装置和方法

## [57] 摘要

在此公开了用于进入和治疗身体区域的方法和装置。通过使用具有自动可控制近端和可有选择转向远端部分的内窥镜设备,该设备基本可以通过开口进入体内。远端部分被有选择地转向以沿体内所需路径呈现避免接触组织的有选择弯曲,同时近端部分被自动控制以呈现远端部分的有选择弯曲。然后,内窥镜设备可用于进入各种身体区域,该身体区域通过传统外科技术通常难以进入和治疗,这是因为该设备不受“直线”需求的限制。还公开了其各种应用,可以包括进入使用传统手术过程难以到达的脑区域、胸腔、心脏内区域、腹膜腔等。

1. 一种治疗体内受阻碍组织区域的方法，包括：

将细长设备通过开口进入体内，所述细长设备具有近端部分和可选择转向的远端部分，所述细长设备具有多个分段；

将远端部分有选择地转向以沿着体内避免与组织接触的所需路径呈现有选择的弯曲；以及

将所述细长设备通过身体，朝向待治疗组织区域进一步前进，同时控制设备的近端部分以使远端部分呈现有选择的弯曲。

2. 根据权利要求 1 的方法，还包括在使所述细长设备前进之前通过切口产生进入体内的开口。

3. 根据权利要求 1 的方法，其中使所述细长设备前进包括使所述细长设备经皮进入体内。

4. 根据权利要求 1 的方法，其中使所述细长设备前进包括使所述细长设备通过在颅骨限定的开口前进。

5. 根据权利要求 1 的方法，其中使所述细长设备前进包括使所述细长设备通过在胸腔限定的开口前进。

6. 根据权利要求 1 的方法，其中使所述细长设备前进包括使所述细长设备通过在心脏限定的开口前进。

7. 根据权利要求 1 的方法，其中使所述细长设备前进包括使所述细长设备通过在肋间隙限定的开口前进。

8. 根据权利要求 1 的方法，其中使所述细长设备前进包括使所述细长设备通过在腹膜腔限定的开口前进。

9. 根据权利要求 1 的方法，其中有选择的转向包括手动转向远端部分以呈现有选择弯曲。

10. 根据权利要求 1 的方法，其中有选择的转向包括通过曲折路径转向远端部分。

11. 根据权利要求 1 的方法，其中控制近端部分包括自动控制近端部分。

12. 根据权利要求 11 的方法, 其中自动控制包括通过计算机控制近端部分。

13. 根据权利要求 1 的方法, 还包括使所述细长设备向近端前进, 同时控制设备的近端部分以使远端部分呈现有选择弯曲。

14. 根据权利要求 1 的方法, 还包括在使所述细长设备前进时通过基准点检测细长设备的轴向位置变化。

15. 根据权利要求 1 的方法, 还包括在操纵细长设备时通过基准点检测细长设备的旋转或径向位置变化。

16. 根据权利要求 1 的方法, 其中有选择的转向包括选择减少与组织接触的弯曲。

17. 根据权利要求 1 的方法, 其中有选择的转向包括避免与器官体接触。

18. 根据权利要求 1 的方法, 其中有选择的转向包括避免与体内解剖结构接触。

19. 根据权利要求 1 的方法, 其中进一步前进所述细长设备包括使设备穿过邻近待治疗组织区域的组织前进。

20. 根据权利要求 1 的方法, 还包括处理待治疗的组织区域。

21. 根据权利要求 19 的方法, 其中处理组织区域包括将器械通过细长设备传送到组织区域。

22. 根据权利要求 19 的方法, 其中处理组织区域包括通过与细长设备整合的装置治疗该区域。

23. 根据权利要求 1 的方法, 还包括将所述细长设备从组织区域抽回。

24. 一种治疗身体的颅腔内的组织区域的方法, 包括:

使细长本体进入颅腔, 该细长本体具有近端部分和可有选择转向的远端部分, 该细长本体具有多个分段;

有选择地转向远端部分, 以沿着体内避免与组织接触的所需路径呈现有选择弯曲; 以及

将细长本体通过颅腔, 朝向待治疗组织区域进一步前进, 同时控制

设备的近端部分以使远端部分呈现有选择的弯曲。

25. 一种治疗身体的胸腔内的组织区域的方法，包括：

使细长本体进入胸腔，该细长本体具有近端部分和可有选择转向的远端部分，该细长本体具有多个分段；

有选择地转向远端部分以沿着体内避免与组织接触的所需路径呈现有选择弯曲；以及

将细长本体通过胸腔，朝向待治疗组织区域进一步前进，同时控制设备的近端部分以使远端部分呈现有选择的弯曲。

26. 一种治疗身体的腹膜腔内的组织区域的方法，包括：

使细长本体进入腹膜腔，该细长本体具有近端部分和可有选择转向的远端部分，该细长本体具有多个分段；

有选择地转向远端部分以沿着体内避免与组织接触的所需路径呈现有选择弯曲；以及

将细长本体通过腹膜腔，朝向待治疗组织区域进一步前进，同时控制设备的近端部分以使远端部分呈现有选择的弯曲。

27. 一种便于在体内治疗的方法，包括：

插入具有可转向远端和可控制近端的内窥镜，可控制近端被控制以跟随可转向远端；

操纵内窥镜进入体内一位置以便于治疗身体部分；以及  
执行身体部分的治疗。

28. 根据权利要求 27 的方法，其中所述身体部分邻近心包。

29. 根据权利要求 27 的方法，其中所述体内位置在心脏内。

30. 根据权利要求 27 的方法，其中所述体内位置在头骨内。

31. 根据权利要求 27 的方法，其中所述体内位置在脑内。

32. 根据权利要求 27 的方法，其中所述身体部分是肝脏外表面。

33. 根据权利要求 27 的方法，其中所述身体部分是肝脏内。

34. 根据权利要求 27 的方法，其中所述身体部分是结肠外部。

35. 根据权利要求 27 的方法，其中所述身体部分是脑外部。

36. 根据权利要求 27 的方法，其中所述身体部分是脑内部。

37. 根据权利要求 27 的方法, 其中所述身体部分是器官外部。
38. 根据权利要求 27 的方法, 其中所述身体部分是器官内部。
39. 根据权利要求 27 的方法, 其中所述治疗是消融治疗。
40. 根据权利要求 39 的方法, 其中所述消融治疗包括一能量形式。
41. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括冷冻能。
42. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括水力能。
43. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括射频能。
44. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括超声能。
45. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括化学能。
46. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括辐射能。
47. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括微波能。
48. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括激光能。
49. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括磁能。
50. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括机械能。
51. 根据权利要求 40 的方法, 其中所述能量形式包括热能。
52. 根据权利要求 39 的方法, 其中所述消融治疗包括非能量形式。
53. 根据权利要求 27 的方法, 其中在治疗前去除所述内窥镜。
54. 根据权利要求 27 的方法, 其中在所述治疗期间所述内窥镜被保持在适当位置。
55. 根据权利要求 53 或 54 的方法, 其中去除所述内窥镜被自动执行。
56. 根据权利要求 53 或 54 的方法, 其中操纵所述内窥镜由用户执行。
57. 根据权利要求 27 的方法, 其中操纵所述内窥镜通过控制系统从身体接收输入实时图像数据自动执行。
58. 根据权利要求 57 的方法, 其中实时图像数据包括内窥镜相对体内位置的位置。
59. 根据权利要求 58 的方法, 其中体内位置与错误生理指征有关。
60. 一种用于执行有关体内生理指征病症的治疗的系统, 包括:

用于在体内检测和定位生理指征的系统；

用于提供有关体内生理指征的一部分身体的图像的系統；

具有可转向远端和可控制近端的可转向、分段内窥镜，该内窥镜受从用于检测的系统 and 用于提供图像的系統接收信息的计算机控制器控制。

61. 根据权利要求 60 的系统，还包括指示可转向内窥镜在体内相对生理指征的位置的信号。

62. 根据权利要求 60 的系统，其中所述内窥镜具有在体内被自动控制以便于有关体内生理指征病症治疗的位置。

63. 根据权利要求 60 的系统，其中所述生理指征表示器官的病症。

64. 根据权利要求 63 的系统，其中所述器官为脑。

65. 根据权利要求 63 的系统，其中所述器官为肝脏。

66. 根据权利要求 63 的系统，其中所述器官为肾。

67. 根据权利要求 63 的系统，其中所述病症在组织中。

68. 根据权利要求 63 的系统，其中所述病症在体内部分。

69. 根据权利要求 68 的系统，其中体内部分是胸腔。

70. 根据权利要求 68 的系统，其中体内部分是牙周腔。

71. 根据权利要求 60 的系统，其中所述生理指征有关神经病症或疾病。

72. 根据权利要求 60 的系统，其中所述生理指征有关心脏病症或疾病。

73. 根据权利要求 60 的系统，其中所述生理指征有关泌尿病症。

74. 根据权利要求 60 的系统，其中所述生理指征有关老年病症。

75. 一种用于帮助治疗心脏的系统，包括：

用于指示心脏中错误状况位置的系統；

利用由用于指示的系统产生的信息的控制系统，该系统有助于具有可转向远端和可控制近端的可转向内窥镜的关节以跟随可转向远端进入一位置以便于心脏的错误状况的治疗；以及

由可转向内窥镜提供的执行心脏错误状况的治疗的治疗设备。

76. 根据权利要求 75 的系统, 其中所述心脏的错误状况是室上性心动过速。

77. 根据权利要求 75 的系统, 其中所述错误状况是室性心动过速。

78. 根据权利要求 75 的系统, 其中所述错误状况是心房颤动。

79. 根据权利要求 75 的系统, 其中所述错误状况是心脏中瓣膜的功能受损。

80. 根据权利要求 75 的系统, 其中所述错误状况是可植入心脏设备的错位、损伤或有故障组件。

81. 根据权利要求 75 的系统, 其中心脏的错误状况可使用消融技术治疗。

82. 根据权利要求 81 的系统, 其中消融技术利用非能量形式。

83. 根据权利要求 81 的系统, 其中消融技术利用能量形式。

84. 根据权利要求 83 的系统, 其中消融能量形式包括射频能。

85. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括冷冻能。

86. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括水力能。

87. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括激光能。

88. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括磁能。

89. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括机械能。

90. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括微波能。

91. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括辐射能。

92. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括热能。

93. 根据权利要求 83 的系统, 其中能量形式包括超声能。

94. 根据权利要求 75 的系统, 其中治疗设备通过可转向内窥镜内的工作通道被提供。

95. 根据权利要求 75 的系统, 其中治疗设备通过靠近可转向内窥镜的工作通道被提供。

96. 根据权利要求 75 的系统, 其中治疗设备在可转向内窥镜内整合形成。

97. 根据权利要求 75 的系统, 其中治疗设备连接在可转向内窥镜

的可转向远端。

98. 根据权利要求 75 的系统，其中用于指示错误状况的位置的系统包括心电图检测系统。

99. 根据权利要求 75 的系统，还包括心脏电生理映射系统。

100. 根据权利要求 75 的系统，还包括心脏内映射系统。

101. 根据权利要求 75 的系统，还包括具有采集、可视、解释或作用心脏电生理数据能力的系统。

102. 根据权利要求 75 的系统，其中可转向内窥镜包括用于指示心脏错误状况的位置的系统和治疗设备。

103. 根据权利要求 101 的系统，其中可转向内窥镜包括能够采集、可视、解释或作用心脏电生理数据的系统。

104. 一种用于执行心脏消融治疗的装置，包括：

具有可转向远端和被构成为自动跟随可转向远端的形状的可控制近端的可转向内窥镜；

适合由可转向内窥镜使用的消融治疗设备；以及

固定消融治疗设备的位置的固定件。

105. 根据权利要求 104 的装置，其中消融治疗装置使用能量形式。

106. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括射频能。

107. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括冷冻能。

108. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括水力能。

109. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括激光能。

110. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括磁能。

111. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括机械能。

112. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括微波能。

113. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括辐射能。

114. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括热能。

115. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括超声能。

116. 根据权利要求 105 的装置，其中能量形式包括冷冻能。

117. 根据权利要求 104 的装置，其中固定件是 J 形钩。



118. 根据权利要求 104 的装置, 其中固定件包括真空口。

119. 根据权利要求 104 的装置, 其中固定件是粘合剂。

120. 根据权利要求 104 的装置, 其中当可转向内窥镜向近端移动时, 固定件接合周围组织。

121. 根据权利要求 104 的装置, 其中当可转向内窥镜向远端移动时, 固定件脱离周围组织。

122. 根据权利要求 104 的装置, 其中消融治疗设备是多个针。

123. 根据权利要求 122 的装置, 其中多个针被均匀分隔。

124. 根据权利要求 122 的装置, 其中多个针具有不均匀分隔空间。

125. 根据权利要求 122 的装置, 其中多个针可在使用位置和收回位置之间被配置。

126. 一种在体内执行治疗的方法, 包括:

使内窥镜的可转向远端沿一路径进入治疗位置以便于体内治疗;

控制可转向内窥镜的近端以跟随内窥镜的可转向远端的路径; 以及  
将治疗元件提供到治疗位置。

127. 根据权利要求 126 的方法, 其中当治疗元件被提供到治疗位置时执行治疗。

128. 根据权利要求 126 的方法, 其中在治疗元件被提供到治疗位置后执行治疗。

129. 根据权利要求 126 的方法, 其中治疗元件是消融元件。

130. 根据权利要求 126 的方法, 其中穿过心脏形成该路径。

131. 根据权利要求 130 的方法, 其中所述路径靠近肺静脉。

132. 根据权利要求 130 的方法, 其中所述路径穿过心室。

133. 根据权利要求 126 的方法, 其中所述治疗包括消融手术。

134. 根据权利要求 133 的方法, 其中所述消融手术包括一能量形式。

135. 一种用于在体内传送治疗的装置, 包括:

具有可转向远端和被控制跟随由可转向远端选择的弯曲的可控制近端的第一可转向内窥镜; 以及

具有可转向远端和被控制跟随由可转向远端选择的弯曲的可控制

近端的第二可转向内窥镜，其中第二可转向内窥镜被设置在第一可转向内窥镜内。

136. 使用一对合作可转向内窥镜帮助体内治疗的方法，包括：

将第一可转向内窥镜提供到靠近体内执行治疗位置的位置中；以及通过第一可转向内窥镜将第二可转向内窥镜提供到体内执行治疗位置；并且使用第二可转向内窥镜执行治疗。

137. 根据权利要求 136 的方法，其中第二可转向内窥镜通过第一可转向内窥镜的工作通道被提供。

138. 根据权利要求 137 的方法，其中工作通道在第一可转向内窥镜内。

139. 根据权利要求 137 的方法，其中工作通道靠近第一可转向内窥镜。

140. 根据权利要求 136 的方法，其中治疗包括消融组织。

141. 一种可调消融传送设备，包括：

壳体；

在壳体上用于检测生理指征的检测元件；

设置在壳体内的消融元件；在壳体中相对消融元件定位以便于使用消融元件形式进行治疗的开口。

142. 根据权利要求 141 的可调消融传送设备，其中生理指征指示电生理活动。

143. 根据权利要求 141 的可调消融传送设备，还包括定位元件以响应来自检测元件的信号改变可调消融传送设备的方向。

144. 根据权利要求 141 的可调消融传送设备，还包括多个与壳体分隔布置的检测元件。

145. 一种将消融能量传送到体内位置的方法，包括：

将可调消融设备邻近消融治疗位置定位；

使可调消融设备关节运动以检测用于确定向哪里发送消融能量的生理指征；

将可调消融设备中的开口定向以便于实施消融形式；以及

启动消融元件以通过可调消融设备中的开口传送消融能量。

146. 根据权利要求 145 的方法，还包括将可调消融设备邻近消融治疗位置固定。

147. 根据权利要求 146 的方法，其中在定向开口后进行固定。

148. 根据权利要求 146 的方法，其中固定包括真空吸引。

## 用于通过改进的能量基和非能量基形式递送 便于组织治疗的装置和方法

### 相关申请的交叉参考

本申请享有 2004 年 1 月 28 日提交的申请系列号 10/767,109 和 2002 年 8 月 26 日提交的申请系列号 10/228,583 的优先权,并且是上述两申请的部分继续申请,上述两申请的后者是 2001 年 2 月 20 日提交的申请系列号 09/790,204(现在为美国专利 No. 6,468,203)的继续申请,该美国专利享有 2000 年 4 月 3 日提交的临时申请系列号 60/194,140 的优先权,上述各文献在此作为参考而全部引用。

### 技术领域

本发明基本涉及内窥镜和内窥镜医疗过程。更具体地说,其涉及用于进入和治疗通过传统外科装置和手术难以到达的体内区域的方法和装置。

### 背景技术

许多手术过程典型需要制作大切口以进入体内区域。例如,在心脏后面区域上或靠近其的手术通常使用开胸技术来实现。这种手术通常需要一大体开胸术或胸骨切开术,这两种手术都具有高侵入性并伴随大风险,例如心脏的缺血性损伤、形成栓塞等。开胸术典型包括在相邻肋骨之间的肋间空间中产生切口,而胸骨切开术包括“胸扩张”方法,其通常是最具侵入性的。此外,这种侵入手术明显提高发病率,增加死亡率,并且明显增加了病人的康复时间。

微创手术是可选的手术过程,其中在病人身体上制作小切口,从而为各种用于在病人体内观察和操作的外科设备提供入口。腹腔镜典型用来使用特别设计的外科器械通过这些小切口进入体内并在体内进

行操作。这些器械通常具有可由医生从病人体外操作以典型通过伸接管状部分控制器械操作的手柄，该管状部分适合穿过进入病人体内的管子、导入器或套管针设备。

然而，即使传统腹腔镜手术也被限制在部分使用范围中，这是由于使用腹腔镜工具中的“直线”需要。这种需要使进入体内某区域非常困难（即使不是不可能）。此外，这些工具缺乏柔性使进入体内某区域变难，迫使许多医生采取打开手术而不是利用传统微创手术。

柔性内窥镜设备也可用于微创手术过程中，以提供进入体内区域的通路。典型为各种不同的诊断和介入手术使用柔性内窥镜，包括结肠镜、气管镜、胸腔镜、腹腔镜和视频内窥镜。柔性内窥镜典型可以包括成像光纤束或在器具端部的微型照相机、照明纤维、一个或两个也可用于吹入或冲洗的器具通道、空气和水通道以及真空通道。然而，内窥镜相当多的操作通常需要使设备前进通过身体，使传统设备更难以使用、费时并增加了并发症的可能性。

已经设计出了可转向柔性内窥镜以便于选择穿过身体区域的正确路径。然而，当设备被典型更向前插入身体时，其通常变得更难以前进。此外，每次转向时内窥镜中的摩擦和松弛典型增大，使设备更难以向前和抽出。可能在例如结肠镜中产生的另一问题是在结肠镜长且窄的管子中形成袢。当结肠镜遭遇障碍、在狭窄通道中粘住或具有复合曲线的形状时这种袢可能产生。结肠镜在病人体内形成袢，而不是前进。在尝试插入结肠镜时，例如施加过度的力，可能损伤病人体内的柔弱组织。医生可能不会意识到存在问题而继续尝试插入内窥镜。

通过可见成像设备用户能够观看从内窥镜远端传送的图像。通过这些图像和有内窥镜已经行进路径的知识，用户能够基本确定内窥镜的位置。然而，难以高度准确的确定内窥镜的位置。

上述器具没有一个具有足够柔性以符合在病人体内进行的手术过程的广泛需要。

而且，所述器具缺少使远端围绕器具纵轴旋转同时将端部相对器具的管状部分完全关节操作到任何位置的能力。这种柔性的缺乏使医

生需要相对病人身体手动旋转和移动器具以执行手术。

### 发明内容

如下所述的内窥镜设备可以尤其被用于治疗各种体内区域。这种内窥镜可以包括可转向远端部分和自动控制近端部分，该远端部分可以由内科医师或外科医师控制以便于将设备转向，而近端部分可以由例如控制器或计算机自动控制。可转向内窥镜可以例如通过任何一个通入体内的自然孔，例如通过肛门进入病人体内。可选地，该设备可以通过小切口径皮导入体内。一旦内窥镜设备已经被导入体内，它可以前进和被操纵以避免受到诸如器官、骨头等的解剖特征阻挡而不会碰撞病人的解剖结构。在下面的专利和共同未决申请中具体描述了这种设备的实施例：美国专利 6,468,203；美国专利 6,610,007；2002 年 3 月 1 日提交的美国专利申请 No.10/087,100；2002 年 5 月 2 日提交的美国专利申请 No.10/139,289；2002 年 8 月 27 日提交的美国专利申请 No.10/229,577；2002 年 8 月 27 日提交的美国专利申请 No.10/229,814；和 2002 年 11 月 27 日提交的美国专利申请 No.10/306,580，这些文献在此全部引用作为参考。

通过使用这样的设备，一种治疗体内受阻组织区域的方法可以基本包括将细长设备通过开口进入体内，该细长设备具有近端部分和可选择性转向的远端部分，并且细长设备具有多个分段，将远端部分有选择地转向以沿着体内所需路径采取避免接触组织的有选择弯曲（或不需要移动沿所需路径的邻近组织或避免施加过度的力到邻近组织），以及将细长设备通过身体并朝向待治疗组织区域进一步前进，同时控制设备的近端部分，使远端部分呈现有选择性弯曲。

通过使用任何一种可控制内窥镜设备，通过传统外科技术通常难以进入和治疗的各種身体区域可以因此被进入和治疗。在一个治疗变体中，内窥镜设备可用于神经外科应用。由于内窥镜设备不受用于进入常规难以到达的脑区域的“直线”需求的限制，和/或因为该设备避免在前进时形成袢，可以在对健康脑组织最小或无损伤的情况下将该

设备围绕脑转向从而准确地使内窥镜在颅内前进和定位。内窥镜也可以根据需要穿过组织前进以通过可以最小化任何对邻近健康组织的损伤的路径进入组织内深埋的治疗区域。而且，由于内窥镜设备可以进入脑上或内的敏感区域，因此，微创手术可以在传统手术，例如在开颅术或颅内血肿的治疗中等通常需要去除部分颅骨的地方执行。另外，可利于通过鼻通道或其它天然颅骨孔的进入。

可使用内窥镜的另一治疗领域可以包括用于冠状动脉的手术，例如二尖瓣的治疗，用于心房颤动治疗的组织消融，起搏器导线的布置、去除或调整等。在一个实施例中，内窥镜设备可以通过上腔静脉导入心脏内并前进穿过右心房。一旦内窥镜处于右心房内，远端部分可以被转向穿过房间隔并进入左心房，在那里设备的远端部分可以邻近待治疗组织，在该实施例中，例如壁层瓣 (mural valve) 定位。为实现治疗，可以通过该设备内的一个或若干通道传送各种工具或设备，例如解剖刀、抓紧器等以实现治疗。

在使用内窥镜设备的又一治疗领域中，各种胸腔镜手术可以通过微创手术，例如经皮微创手术来实现。如所示，内窥镜可以通过导入器或端口进入病人体内，该导入器或端口也可以被构造成为用于在手术期间为内窥镜建立参考固定点的基准点。端口或基准点可以与用于确定和/或保持设备在病人体内位置的计算机或处理器电连接。内窥镜可以通过例如在肋骨之间的肋间位置制作的切口进入病人体内。然后，内窥镜可以进入胸腔并被操纵到体内的区域，例如传统腹腔镜手术由于缺乏直线进入而通常不能进入的心脏后面区域。

本发明的一个实施方案提供了一种帮助体内治疗的方法，该方法包括插入具有可转向远端和可控制近端的内窥镜，被控制的近端跟随可转向远端。内窥镜被操纵进入体内位置以便于治疗身体部分。治疗在身体部分执行。身体部分可以是例如在胸腔、颅骨或腹膜腔中。

本发明的另一实施方案提供了一种用于执行与体内生理指征相关的症状治疗的系统。存在一检测和定位体内生理指征的系统。一用于提供有关体内生理指征的一部分身体的成像的系统。一具有可转向远

端和被计算机控制器控制的可控制近端的可转向内窥镜，所述计算机控制器从用于检测的系统和用于提供成像的系统接收信息。

本发明的另一实施方案提供一种帮助心脏治疗的系统，其具有用于指示心脏的错误状况位置的系统。还提供利用由用于指示的系统产生的信息以辅助可转向内窥镜的关节活动的控制系统，该内窥镜具有可转向远端和跟随可转向远端进入一位置以便于心脏错误状况治疗的可控制近端。另外，还提供由可转向内窥镜提供的治疗设备以执行心脏错误状况的治疗。

在本发明的另一实施方案中，提供一种用于执行心脏消融治疗的具有可转向内窥镜的装置，该内窥镜具有可转向远端和被构成为自动跟随可转向远端的构型的可控制近端。消融治疗设备适合通过可转向内窥镜使用。还提供固定消融治疗设备位置的固定件。

本发明的另一实施方案提供了一种执行体内治疗的方法，通过将内窥镜的可转向远端沿一路径进入治疗位置以便于体内治疗。内窥镜的近端被控制以跟随内窥镜可转向远端的路径。治疗元件被提供到治疗位置。

本发明的另一实施方案使用一对可转向内窥镜以传送体内治疗。内窥镜对可以被布置成使得一个内窥镜在另一内窥镜内，或可选择地使一个内窥镜邻近另一内窥镜。在另一实施方案中，一个可转向内窥镜可以被操纵进入体内所需位置以便于治疗，然后被固定在该位置。其后，第二内窥镜可以被操纵以利用由第一内窥镜提供的体内的固定位置执行治疗或帮助治疗。这个过程可以被用于运动状态，诸如搏动心脏的治疗，这种情况下第一内窥镜可以被用作使用第二内窥镜的固定治疗点。

内窥镜设备也可以被用于腹膜腔内的手术。可能的应用可以包括对泌尿道、肥胖的微创手术和肝脏手术。而且，也可以为脊柱或整形手术中的治疗采用微创手术。在这种手术中，内窥镜可以通过一端口穿过切口导入病人体内，该端口也可以起基准点作用。远端部分可以被转向以避免各种器官，同时被前进到待治疗的组织区域，例如肝脏。



内窥镜的远端部分可以因此被转向，而近端部分可以被自动控制以跟随由远端部分限定的路径，该远端部分最小化与周围和邻近组织和器官的接触。在这个或任一其它手术中，可以有选择地结合内窥镜使用一个或多个腹腔镜以帮助手术过程。

### 附图说明

图 1 显示了可用于进入各种体内区域而不会碰撞病人解剖结构的可转向内窥镜的一个变体。

图 2A 显示了在中间或伸直位置的内窥镜一段细长本体的线框模型。

图 2B 显示了可由选择性可转向远端和自动控制近端部分操纵通过一弯曲的内窥镜本体的示意图。

图 3 显示了病人头部的横截面侧视图，其带有被前进通过头部的内窥镜的变体。

图 4 显示了几个组件的相互作用，以提供定位可转向内窥镜系统，方便治疗的方法。

图 5 显示了带有通过上腔静脉导入并前进到右心房的内窥镜的心脏横截面前视图。

图 6 显示了可以使用内窥镜设备经皮执行的胸腔镜手术的实施例。

图 7A - 7D 显示了围绕心脏后面区域前进以便于室上性心动过速治疗的内窥镜设备的实施例。

图 8A - 8D 显示了围绕心脏后面区域前进并收回以使用一设备来帮助室上性心动过速治疗的内窥镜设备的实施例。

图 9 显示了具有多个便于治疗设备和周围组织之间接触的固定件的治疗设备的实施方案。

图 10A 和 10B 显示了围绕心脏后面区域前进以便于室上性心动过速（图 10A）和室上性与室性心动过速组合（图 10B）的治疗的内窥镜

设备的另一实施例。

图 11 显示了使用内窥镜设备治疗心房颤动的又一实施例。

图 12A 和 12D 显示了围绕心脏后面区域前进以便于室上性心动过速和/或室上性与室性心动过速组合的治疗的内窥镜设备的另一实施例。

图 13 显示了用于帮助心脏治疗的发明的可转向双内窥镜的实施方案。

图 14A - 14C 分别显示了在用于组织消融治疗的内窥镜上的各种电极构造的侧视图和端视图。

图 15A 和 15B 显示了在收回 (图 15A) 和使用 (图 15B) 构造中的针阵列的实施方案。

图 16 显示了具有连续间隔的针阵列的实施方案。

图 17 显示了具有各种间隔构造的针阵列的实施方案。

图 18A 和 18B 显示了本发明治疗设备的实施方案的侧视和等轴视图。图 18C 和 18D 显示了在利于治疗的最优位置中的多个治疗设备。

图 19 显示了说明优化设备布置以便于治疗的技术的图表。

图 20 显示了在腹膜腔内可使用内窥镜设备执行的手术的实施例。

### 具体实施方式

在治疗体内各种区域中,可使用多个不同的内窥镜设备以促进进入。特别有用的内窥镜设备可以包括各种具有可转向远端部分和自动控制近端部分的内窥镜。通常,可转向远端部分可以由内科或外科医师控制以便于使该设备转向,而近端部分可以由例如控制器或计算机自动控制。可转向内窥镜可以通过多种不同的方法在病人体内行进。例如,内窥镜可以通过任何一个自然开口,诸如通过肛门导入体内。可选择地,设备可以通过小切口径皮导入体内。一旦内窥镜设备已经被导入体内,它可以如下所述那样前进和被操纵,以避免阻碍性解剖特征,例如器官、骨头等,不会碰撞病人的解剖结构。

图 1 示出了可转向内窥镜 100 的一个变体, 该内窥镜可用于进入体内的各种区域而不会碰撞病人的解剖结构。内窥镜 100 通常具有细长本体 102, 该本体带有可手动或选择性转向的远端部分 104 和自动控制近端部分 106。可有选择转向远端部分 104 可以有选择地向任何方向转向或成完全  $180^{\circ}$  弯曲, 如虚线所示。成像光纤束 112 和一条或多条照明纤维 114 可以任选地通过本体 102 从近端 110 延伸到远端 108。可选择地, 内窥镜 100 可以被构成为带有位于内窥镜本体 102 的远端 108 的诸如 CCD 或 CMOS 照相机的微型摄影机的视频内窥镜。来自摄影机的图像可以通过传输电缆或无限传输发送到视频监视器。任选地, 内窥镜 100 的本体 102 也可以包括至少一个或两个器具通道 116、118, 该器具通道可用于通过内窥镜为任何数量的工具提供入口。通道 116、118 也可用于各种其它目的, 例如吹入和冲洗。

内窥镜的细长本体 102 非常柔软, 使得它能够围绕小直径曲线弯曲而不会扭曲或扭折。内窥镜 100 的细长本体 102 的长度典型为 135 - 185 cm, 直径为 12 - 13 mm。然而, 如果内窥镜 100 被用于比例如胃肠道内空间小的体内区域, 设备的直径可以被调节为更小。内窥镜 100 也可以根据所需应用调节长短。

手柄 120 连接到细长本体 102 的近端 110。手柄 120 可以包括连接到成像光纤束 112 的目镜 124, 用于直接观看和/或连接到摄影机 126。手柄 120 也可以通过照明电缆 134 连接到照明源 128, 该照明电缆可以连接到照明纤维 114 或者是照相纤维 114 的延伸。可以与器具通道 116、118 连通的可选第一路厄锁配件 130 和可选第二路厄锁配件 132 也可以分别位于手柄 120 上和靠近手柄 120。

手柄 120 可以通过控制器电缆 136 被连接到电动控制器 140。转向控制 122 可以通过第二电缆 138 被连接到电动控制器 140。转向控制 122 可以被构成为允许内科或外科医师以所需方向有选择地转向或弯曲细长本体 102 的可有选择转向远端部分 104。转向控制 122 可以是所示的遥杆控制器或其它已知转向控制机构。可选择地, 可以手动实现转向, 例如通过使用电缆、水力学、气体力学或任何其它已知用

于控制细长本体的远端部分的机械装置。电动控制器 140 可以用于控制细长本体 102 的自动控制近端部分 106 的运动，并可以使用在微型计算机上运行的运动控制程序或通过特殊使用的运动控制器来实现。可选择地，电动控制器 140 可以使用神经网络控制器实现。

可以提供轴向运动传感器 150 以检测细长本体 102 当前进和返回时的轴向运动。轴向运动传感器 150 可以以多种构造制造，下面描述了其中一些构造。在这个变体中，轴向运动传感器 150 仅作为举例目的被构造成围绕内窥镜 100 的细长本体 102 的圆环 152。轴向运动传感器 150 可以被连接到固定参照点，诸如如下所述的手术台或内窥镜 100 在病人身体上的插入点。当内窥镜 100 的本体 102 滑动穿过轴向运动传感器 150 时，其产生相对固定参照点指示内窥镜本体 102 的轴向位置的信号，并通过遥测或电缆（未示出）将信号发送到电动控制器 140。轴向运动传感器 150 可以使用光学、电子、磁、机械等方法确定内窥镜本体 102 的轴向位置。另外，运动传感器可以被构成为同时检测和通知内窥镜的旋转运动，从而这个附加数据可用于器具运动的控制。可在 2003 年 3 月 7 日提交的美国专利申请号 10/384,252 中获得轴向运动传感器 150 及其变体的进一步详细描述，该文献在此引用作为参考。

为示例可转向内窥镜 100 的基本运动，图 2A 显示了在中间或伸直位置中的内窥镜 100 的一部分本体 102 的线框模型。在该附图中为了清楚起见，大部分内窥镜本体 102 的内部结构被去除。内窥镜本体 102 被分割成部分 1、2、3...10 等。每个部分的几何形状由沿着 a、b、c 和 d 轴的 4 个长度尺寸限定。例如，部分 1 的几何形状可以由 4 个长度尺寸  $1_{1a}$ ， $1_{1b}$ ， $1_{1c}$ ， $1_{1d}$  限定，而部分 2 的几何形状可以由 4 个长度尺寸  $1_{2a}$ ， $1_{2b}$ ， $1_{2c}$ ， $1_{2d}$  限定等。可以使用线性启动器改变沿 a、b、c 和 d 轴的 4 个长度尺寸来改变每个部分的几何形状。例如，为使内窥镜本体 102 在 a 轴方向弯曲，尺寸  $1_{1a}$ ， $1_{2a}$ ， $1_{3a}$ ... $1_{10a}$  可以变短，而尺寸  $1_{1b}$ ， $1_{2b}$ ， $1_{3b}$ ... $1_{10b}$  可以等量变长。这些尺寸的变化量决定了最终曲线的半径。然而，在自动控制近端部分 106 中，每个部分的 a、b、c 和 d 轴尺寸

可以由电动控制器 140 自动控制。

在图 2B 中,内窥镜本体 102 在可选择转动远端部分 104 和现在位于弯曲 C 中的自动控制近端部分 106 的帮助下被操纵穿过弯曲 C。部分 1 和 2 在弯曲 C 的相对直的部分,因此  $1_{1a} = 1_{1b}$  并且  $1_{2a} = 1_{2b}$ 。然而,由于部分 3-7 处于 S 形弯曲部分中,  $1_{3a} < 1_{3b}$ ,  $1_{4a} < 1_{4b}$  并且  $1_{5a} < 1_{5b}$ , 但是  $1_{6a} > 1_{6b}$ ,  $1_{7a} > 1_{7b}$  并且  $1_{8a} > 1_{8b}$ 。当内窥镜本体 102 向远端前进一个单元时,部分 1 移动到 1' 标记的位置,部分 2 移动到先前由部分 1 占据的位置,部分 3 移动到先前由部分 2 占据的位置等。轴向运动传感器 150 产生内窥镜本体 102 相对固定参照点的轴向位置的信号指示,并发送信号到电动控制器 140。在电动控制器 140 的控制下,内窥镜本体 102 每次前进一个单元,信号发送到在自动控制近端部分 106 中的每个部分,以使其呈现先前占据正被进入的空间的部分的形状。因此,当内窥镜本体 102 前进到 1' 标记的位置时,  $1_{1a} = 1_{1b}$ ,  $1_{2a} = 1_{2b}$ ,  $1_{3a} = 1_{3b}$ ,  $1_{4a} < 1_{4b}$ ,  $1_{5a} < 1_{5b}$ ,  $1_{6a} < 1_{6b}$ ,  $1_{7a} > 1_{7b}$ ,  $1_{8a} > 1_{8b}$  并且  $1_{9a} > 1_{9b}$ 。当内窥镜本体 102 前进到 1'' 标记的位置时,  $1_{1a} = 1_{1b}$ ,  $1_{2a} = 1_{2b}$ ,  $1_{3a} = 1_{3b}$ ,  $1_{4a} = 1_{4b}$ ,  $1_{5a} < 1_{5b}$ ,  $1_{6a} < 1_{6b}$ ,  $1_{7a} < 1_{7b}$ ,  $1_{8a} > 1_{8b}$ ,  $1_{9a} > 1_{9b}$  并且  $1_{10a} > 1_{10b}$ 。从而, S 形弯曲沿着内窥镜本体 102 的自动控制近端部分 106 的长度向近端传送。当内窥镜本体 102 向远端前进时, S 形弯曲看上去被固定在空间中。

同样,当内窥镜本体 102 向近端返回时,内窥镜本体 102 每次向近端移动一个单元,信号发送到在自动控制近端部分 106 中的每个部分,以使其呈现先前占据正被进入的空间的部分的形状。S 形弯曲沿着内窥镜本体 102 的自动控制近端部分 106 的长度向远端传送,当内窥镜本体 102 向近端返回时, S 形弯曲看上去被固定在空间中。

无论内窥镜本体 102 何时前进或返回,轴向运动传感器 150 可用于检测位置的变化,并且电动控制器 140 可用于沿着内窥镜本体 102 的自动控制近端部分 106 向近端或远端传送所选弯曲,以在空间固定位置保持弯曲。同样,如果内窥镜 102 被旋转,可使用旋转运动传感器(与传感器 150 分离或整合的)来检测位置的变化,电动控制器同

样可用于调节内窥镜本体 102 的形状以将弯曲保持在空间固定位置。这使内窥镜本体 102 移动穿过曲折的弯曲而不会在弯曲 C 的壁上施加不必要的力。

在下面的专利和共同未决申请中进一步具体描述了可用于本发明的其它内窥镜设备的实施例，它们是：美国专利 No. 6, 468, 203；美国专利 No. 6, 610, 007；2002 年 3 月 1 日申请的美国专利申请号 10/087, 100；2002 年 5 月 2 日申请的美国专利申请号 10/139, 289，2002 年 8 月 27 日申请的美国专利申请号 10/229, 577，2002 年 8 月 27 日申请的美国专利申请号 10/229, 814，以及 2002 年 11 月 27 日申请的美国专利申请号 10/306, 580，它们在此引用作为参考。

因此，通过使用任何一种上述可控制内窥镜设备，传统外科技术典型难以进入和治疗的各種身体区域可以被进入和治疗。在一个治疗变体中，内窥镜设备可以用于神经外科应用。由于内窥镜设备不受用于进入常规难以到达的脑区域的“直线”需求的限制，通过围绕脑将设备转向可以使内窥镜在颅骨内前进和定位，最小限度损伤或不损伤健康脑组织。内窥镜也可以根据需要穿过组织前进以通过可以最小程度损伤健康临近组织的路径进入深埋治疗区域前进。此外，由于内窥镜设备可以进入脑上或脑内的敏感区域，可以在传统手术过程通常需要去除部分头骨，例如开颅手术或治疗颅内血肿等的地方执行微创手术过程。

图 3 显示了病人 200 的头部 202 的横截面侧视图。可以在颅骨 204 的颅腔 210 内看到脑 206。内窥镜设备 212 是本发明的可转向内窥镜的一实施方案，其已经被设定尺寸、形状并被构成为用于进入颅腔内部和脑的外部 and 内部区域。内窥镜设备 212 的运动、位置、跟踪和控制由用户独自或结合成像系统、位置和定位系统以及手术过程计划方法和技术的任一或全部来实现。在治疗正常难以进入的脑 206 区域时，内窥镜设备 212 可以从容易进入的插入点 222，例如头骨内的穿孔被导入颅腔 210。然后内窥镜可以通过控制可转向远端部分 214 避开脑组织通过插入点 222 前进。当内窥镜 212 进一步前进进入颅腔 210 时，

自动控制近端部分 216 可以采取由可转向远端部分 214 限定的形状，以避免接触脑组织 206。

内窥镜 212 可以进一步穿过颅腔 210 在脑脊髓液中前进，使得该设备在脑膜层上或脑膜层内，例如在蛛网膜下的空间内前进。无论何种情况，内窥镜 212 都可以沿着避免或最小化接触或压靠脑组织 206 的路径转向。当受控近端部分 216 向远端前进并采取由远端部分 214 限定的形状时，近端部分 216 同样可以被控制以自动避免或最小化解触或压靠脑组织 206。一旦远端部分 216 前进到所需治疗区域 208 时，可以通过器具通道 218 导入各种工具 220，使得能够进行区域 208 的治疗。可以因此实现任何数量的治疗或手术，例如肿瘤的活检和/或消融、分流布置、引流布置、设备布置、过量脑脊髓液或血液的排出等。

图 4 显示了提供一种定位可转向内窥镜系统以便于治疗的方法的几个组件的相互作用关系。如上所述，根据本发明的内窥镜设备的运动、定位、跟踪和控制通过用户独自或结合成像系统、位置和定位系统以及手术过程计划方法和技术的任一或全部来实现。系统示意图 4000 示例了用于定位和控制本发明的可转向、可控制内窥镜的整合的探测、映射和控制系统的一个实施方案。首先，合适的装置、元件或系统被用于探测和定位生理指征（4010）。生理指征可以是任何有助于治疗的状况的可感知标记。在一个冠状动脉的实施例中，生理指征包括来自心脏的电生理学数据或电信号。这个系统能够识别或执行所监视数据的分析以识别或确定错误行动的位置。

接下来，有关所检测和定位的生理指征信息被送到图像/映射系统（4020）。图像/映射系统包括可以提供位置、定位、组织种类、疾病状况的任何成像形式，或任何其它便于将生理学活动与解剖或参考构架内的可识别和/或可定位的位置相关的信息。成像/映射系统的实施例包括诸如 x 射线、荧光镜、计算机断层摄影（CT）、三维 CAT 扫描、磁共振成像（MRI）和磁场定位系统的成像技术中的任何一个。特别适合心血管疾病的图像/映射系统的实施例包括心电图探测系统、心脏电生理学映射系统、心脏内映射系统、或其它提供采集、可视、解释功

能和处理心脏电生理学数据的系统和方法。题目是“使用多电极导管映射心脏内活动的方法”的美国专利 5,848,972 中描述了这种系统的一个实施例,该专利在此引用作为参考。美国专利 5,487,385;美国专利 5,848,972 和美国专利 5,645,064 中描述了另外的实施例,这些专利在此全部引用作为参考。使用本发明的可转向内窥镜也可以传送整合映射、探测和/或消融的探头和装置。Swanson 等人申请的美国专利申请公开号 US2003/0236455 中描述了一种这样的整合系统,该专利在此引用作为参考。其它的系统可以提供伴有内窥镜的相对位置和方向信息或定位内窥镜(或内窥镜携带的组件、元件或系统)的运动命令的心脏的局部同时活动图的映射、显示或位置信息,以提供心律不齐病因的治疗。

然后,在前面步骤中提供的、编译的和/或分析的信息或由用户或由用户使用的其它系统提供的其它附加信息被输入内窥镜控制器或由内窥镜控制器利用(4030)。这个步骤指出内窥镜控制器的能力以响应指示、位置、图像、映射和其它数据并利用数据改变内窥镜构造、位置、方向或其它有关的响应所提供信息的内窥镜控制器的信息指示。内窥镜被构成为提供方便提供的组件、元件或系统以利于正被监视的生理学指征的治疗。控制器利用所提供的数据将可转向、可控制内窥镜定位在发生错误活动的位置或地点相关的位置。内窥镜接近错误活动的位置或地点将根据例如被实施的治疗、被使用的便于治疗的元件、组件或系统变化。

最后,内窥镜的位置以反馈的形式送回图像或映射系统以更好的帮助将内窥镜引导至便于治疗的所需位置(4040)。

在另一实施方案中,系统 4000 可以包括提供便于治疗的医疗重要数据的总映射系统。这个总映射或成像系统可以包括监视活动区域的映射或成像。所监视活动区域不仅包括对治疗重要的身体部分,还包括不受治疗影响,但是代替可转向、可控制内窥镜到达便于治疗的区域的可能的一条或多条路径的那些其它身体部分的成像信息。另外,系统的一些实施方案可以包括检测、定位或其它指示治疗区域或错误



活动区域的位置或受治疗情况的能力。然后，这些指示可被用于提高将可转向、可控制内窥镜引导到便于治疗的所需位置的可能。另外，可以使用其它医疗成像和跟踪系统以将跟踪、引导和位置反馈信息提供给可转向内窥镜的控制。由 Demoulin 等人申请的美国专利 US5,377,678 中描述了示例系统，该专利在此引用作为参考。

上述步骤仅表示可如何利用生理指征和位置信息改进由可转向内窥镜使用的导向系统和控制以确保将内窥镜布置得便于治疗的一个实施方案。应当理解，使用上述步骤是为了清楚和容易讨论。本发明的实施方案的方法不受此限制。例如，可以使用单个系统作为整合指示、成像的实时接收内窥镜位置反馈的内窥镜控制器。在可选实施例中，生理指征和图像/映射功能可以被结合到一个单元中。虽然上述步骤已经被描述为仅发生一次或以连续形式发生，应当理解上述步骤可以以不同次序或多次被执行。可以使用其它生理指征检测和定位系统并且将对应在被执行治疗中有用的适当系统。另外，根据通过使用本发明的可转向可控制内窥镜被方便的治疗，也可以采用和选择可选择的图像和映射系统。系统也可以根据用户输入、手术前计划数据或其它所需路径或避开路径的指示自动控制内窥镜的运动。可选择地或另外地，用户可以将另外的导向或控制信息输入系统以促进内窥镜的导向或所需布置。

可以使用内窥镜设备的另一治疗区域可以包括用于冠状动脉手术，例如二尖瓣治疗、执行或便于室上性心动过速的治疗，包括例如用于心房颤动治疗、单独或结合室上性心动过速治疗的室性心动过速治疗，设备导线的布置、重新定位或去除的治疗等的使用。心房颤动典型受心脏的心房中同时发生的多个电折返子波的存在的影响。基于手术和导管的技术典型在肺静脉附近或周围布置分段或连续损伤以作为重新使心房同步的一种方式。

另外，可以采用各种使用能量基和非能量基形式的消融技术来消融软组织。可以使用本发明的实施方案以便于采用一种能量形式或多种能量形式结合的消融治疗、消融元件和设备，该能量例如冷冻能、

液压能、激光能、磁能、机械能、微波能、辐射能、射频能、热能和超声能。微波消融系统可以包括，例如那些基于 AFx 微波的外科消融系统，例如 AFx Flex 4 等。AFx 现在由 Guidant 公司所有。冷冻消融系统可以包括例如可从 Cryocath Technologies 购买的系统，例如“SurgiFrost”、“Frostbyte”或“Artic Circler”系统等。基于外科探头的超声可以是基于例如由 EpiCor Medical 等生产的超声消融系统。许多可商业购买的消融系统可用于示例多种可被本发明的可转向内窥镜系统的实施方案传送或使用的多种消融系统、技术和形式。

如图 5 所示，心脏 302 的横截面前视图可以在用于治疗位于左心房 LA 和左心室 LV 之间的二尖瓣 MV 的冠状手术 300 中看到。内窥镜设备 212 在这种治疗变体中被显示成通过上腔静脉 SVC 导入心脏 302 内并前进穿过右心房 RA。还显示了在三尖瓣 TV 和下腔静脉 IVC 下的右心室 RV。因此，可以将内窥镜 212 尺寸设定为在血管内传送。一旦内窥镜设备 212 在右心房 RA 内，远端部分 214 可以朝向分隔左心房 LA 和右心房 RA 的心房间隔 AS 转向。一旦到达心房间隔 AS，可通过设备 212 传送的切割工具可以被用于给心房间隔 AS 打孔以使内窥镜设备 212 穿过进入左心房 LA。然后，远端部分 214 可以被转向并临近二尖瓣 MV 定位，而近端部分 216 可以被自动控制以最小化可以由设备 212 抵靠心脏 302 的组织施加的任何压力。一旦内窥镜设备靠近待治疗的组织，例如二尖瓣 MV，各种工具或设备可以通过通道 218 传送以实现治疗。一旦完成手术，内窥镜 212 可以以相同方式向近端简单抽出，同时最小化任何抵靠组织的接触压力。

在可以使用内窥镜设备的又一治疗区域中，可以在微创手术中实现各种胸腔镜手术。图 6 显示了可经皮执行的胸腔镜手术 400 的实施例。如图所示，内窥镜 212 可以通过导入器或端口 412 进入病人 402 体内，该导入器或端口也可以被构成为用于在手术期间为内窥镜 212 建立固定参考点的基准。端口或基准点 412 可以通过电线 418 与计算机或处理器 416 电连接，该计算机或处理器可以被用于确定和/或保持设备 212 在病人 402 内的位置。内窥镜 212 可以通过例如在肋骨 404

之间的肋间空间中制作的切口 414 进入病人 402 体内。然后内窥镜可以进入胸腔并被操纵到诸如心脏 408 的后面区域的身体内区域，该区域通常由于缺少直线入口而不能被传统腹腔镜手术到达。

在这个实施例中，内窥镜设备 212 被显示为已经通过端口或基准点 412 插入并向后前进到胸骨 406 后的心脏 408。为了清楚起见未示出肺，然而，内窥镜 212 可以以上述方式绕过肺转向和前进以避免接触或最小限度接触肺组织或任何其它可以阻碍直线路径的器官或结构。

内窥镜设备 212 能够到达传统腹腔镜手术不能到达的体内区域，而不会损伤周围组织。图 7A-7D 显示了围绕心脏后面区域前进以便于治疗室上性心动过速的内窥镜设备的实施例。室上性心动过速的一个示例是心房颤动。图 7A-7D 中显示了另一手术 500，其示例了如何利用内窥镜设备治疗心房颤动。附图显示了带有解剖学标记主动脉 AA 和肺动脉干 PT 的心脏后视图。心房颤动典型由在心脏的心房中同时传播的多个电折返子波的存在影响。手术过程和基于导管的技术典型靠近或围绕肺静脉布置分段或连续的损伤，作为同步心房的一种方式。

内窥镜设备 212 可以通过如上所述使设备 212 进入胸腔或通过各种其它通道，并朝向心脏的后面区域转向来使用。在图 7A-7D 显示的实施例中，可转向远端部分 214 可以如图 7 所示的前进，使得内窥镜 212 靠近左肺静脉 LPV。如图 7B 所示，当内窥镜 212 向远端前进时，远端部分 214 可以围绕右肺静脉 RPV 转向。从而，自动可控近端部分 216 可以呈现由横越围绕肺部管道的远端部分 214 限定的形状。如图 7C 所示，当近端部分已经呈现由围绕右肺管道 RPV 的设备横越的弯曲路径时，远端部分 214 围绕左肺管道 LPV 转向。最后在图 7D 中，设备 212 可以完全前进到整体围绕肺管道使得远端部分 214 和近端部分 216 在保持其构造的同时紧密触靠心脏组织。然后触靠设备 212 的组织可以由一个或若干以下将具体描述的沿远端和/或近端部分 214，216 的长度定位的电极消融。可选择地，诸如导管或其它能量源的消融设备

可以通过一个或多个在内窥镜内或上的工作通道传送，并根据需要留在适当位置。然后这种消融设备可以被用于传送在此所述的或本领域技术人员已知的各种形式的消融能量，例如 RF、微波、低温冷却等。设备可以通过各种方法固定保持在所需位置，例如真空、磁、临时粘合、缝合或其它连接或靠近设备和组织的方法。

图 8A 和 8D 显示了手术 600 的实施例，其中可转向内窥镜设备围绕心脏后面区域前进，随后被抽回以使用便于治疗室上性心动过速的设备。可转向内窥镜设备 800 能够到达如上所述的体内区域并作为腹腔镜手术的改进。附图显示了带有解剖标记主动脉 AA 和肺动脉干 PT 的心脏后视图。图 8A 显示了具有可转向、可控制远端 805 和可控制近端 810 的内窥镜设备 800。在图 8A 中，在手术 600 的开始，内窥镜设备 800 已经被操作进入开始使用消融设备 815 的位置。应当理解，在示例手术 600 中，可转向内窥镜设备 800 已经通过描绘关于肺静脉的所需使用或治疗路径被操纵到初始使用点。虽然为了讨论手术 600 关于肺静脉进行阐释，可转向内窥镜的使用可以不限于此，并可以用于关于所需的器官、组织和身体部分描绘所需的治疗路径。图 8A 也示例了消融设备 815，其远端使用任何本申请所述的连接方法或本领域技术人员已知的方法连接到心脏。

然后，在图 8B 和 8C 中，可转向内窥镜 800 沿着路径向近端抽咽留下消融设备 815。最后，在图 8D 中，消融设备 815 在由可转向内窥镜 800 制造的所需使用路径中围绕肺静脉完全使用。这样，许多选择可用于手术 600。在使用消融设备 815 治疗期间内窥镜 800 可以被抽回。在消融设备 815 包括多个消融元件的那些实施方案中，内窥镜 800 可被用于可视地检查沿那些实施方案中的消融设备 815 分布的每个消融元件的位置和方向。在这个示例性实施方案中，为方便描述起见，消融设备 815 已被示例为单个消融元件。内窥镜也可被用于确保消融设备 815 已经适当的用在所需便于治疗的位置。另外，内窥镜可被用于可视性检查任何用于保持消融设备 815 相对肺静脉的位置的固定件或其它粘合剂或固定手段。

图 9 显示了具有多个便于治疗设备和周围组织之间接触的固定件的治疗设备的实施方案。内窥镜设备 900 具有被定位以使用或便于使用消融设备 915 的可控制、可转向端部 905。消融设备 915 具有多个消融元件 920。消融设备 915 还具有多个增加消融设备 915 和周围组织、器官或身体部分之间接触以便于消融治疗的固定件 925。应注意固定件 925 相对消融元件 920 的位置以提供它们之间的最大接触并确保消融元件 920 相对周围组织的位置。固定件 925 可以在其它位置，并且也可以是本申请所述以外的和/或本领域技术人员已知的其它构造和种类。

在可转向内窥镜 900 的另一实施方案中，固定件 925 可以被构成为使得当可转向端部 905 向近端抽回时，固定件 925 接合周围组织以确保消融设备 915 的位置。一旦消融设备 915 被定位，就根据需要进行消融治疗。当消融治疗完成时，可转向内窥镜 900 从消融设备 915 的远端向近端前进。当可转向内窥镜端部 905 向远端前进经过固定件 925 时，固定件 925 与消融设备 915 一起被抽入可转向内窥镜 900 内。应当理解，可以使用各种固定件中的任何一种来接合周围组织。例如，固定件 925 可以由超弹性或形状记忆合金材料形成。可以选择形状记忆合金的性质，使得体温的热能被用于将固定件与周围组织接合。可选择地，形状记忆合金固定件可以被有选择地启动，以释放形状记忆效应来接合周围组织。与组织的接合包括不破坏组织表面的固定件和破坏组织表面的固定件。虽然一些固定件可以通过可转向内窥镜的运动与周围组织脱开，但应当理解，可以在内窥镜 900 的远端上或内存在工具或元件以便于将固定件从周围组织脱开。

图 10A 和 10B 显示了围绕心脏后面区域前进以便于治疗室上性心动过速（图 10A）和室上性和室性心动过速的结合（图 10B）的内窥镜的另一实施例。在特殊实施例中，图 10A 显示了治疗心房颤动的另一变体 600，其中设备可以被转向和构成为以连续方式在左肺管道 LPV 上的第一环绕 602 和右肺管道 RPV 上的第二环绕 604 中环绕肺部管道。内窥镜 212 的环绕部分 602、604 可以被启动以仅围绕肺管道 LPV、RPV

消融心脏组织，或可选择地，其可以被启动以沿着远端部分 214 和近端部分 216 的整个长度消融心脏组织。而且，如上所述，各种消融设备可以被传送到所需区域。

在另一特殊实施例中，图 10B 显示了治疗心房颤动的另一变化 650，其中设备可以被转向和构成为以连续方式在左肺管道 LPV 上的第一环绕 602 和右肺管道 RPV 上的第二环绕 652 中环绕肺部管道，然后穿过一部分心室（654）。内窥镜 212 的围绕部分 602、652、654 可以被启动以围绕肺管道 LPV、RPV 和靠近心室部分 654 消融心脏组织。可选择地，其可以被启动以沿着远端部分 214 和近端部分 216 的整个长度消融心脏组织。而且，如上所述，各种消融设备可以被传送到所需区域。

图 11 显示了使用内窥镜设备治疗心室颤动的又一实施例。在特殊实施方案中，图 11 显示了又一变体 700，其中内窥镜 216 可以前进和转向以接触靠近肺部管道 LPV、RPV 的后面的组织部分，从而形成围绕区域 702。如所示，本发明的可转向内窥镜的实施方案可以围绕一部分冠状脉管或其它冠状标记定位以便于治疗心脏。在这个特殊实施例中，内窥镜 216 已经使用在此所述的技术被操纵进入在肺静脉内和靠近肺静脉的位置并朝向下腔静脉延伸。本发明的可转向内窥镜的空间和位置的特别可构造和可操作性能够将治疗设备、元件和系统围绕心脏和体内其它位置布置以便于治疗。

图 12A 和 12D 示例了本发明可转向内窥镜设备的另一可选实施方案，该内窥镜设备围绕心脏的后面区域前进以便于治疗室上性心动过速和/或室上性和室性心动过速的结合。如上关于图 10A 和 10B 所述，为了示例和讨论，左肺静脉（LPV）和右肺静脉（RPV）被用作标记，但是不限于此。图 12A 示例了内窥镜设备 1200，其围绕 LPV 和 RPV 定位并环绕 LPV 之一，然后前进穿过心脏 1205 的心室部分。图 12B 示例了内窥镜设备 1200，其围绕 LPV 和 RPV 定位并环绕 LPV 之一，然后向侧方穿过心脏 1210 的心室部分。图 12C 示例了内窥镜设备 1200，其围绕 RPV，部分环绕 LPV 两者定位，然后向前穿过心脏 1205 的心室部

分。图 12D 示例了本发明的一实施方案,其中使用两个内窥镜设备 1250 和 1260 以便于消融治疗。第一可转向内窥镜设备 1250 从侧方穿过心脏定位并部分环绕 LPV 和 RPV。第二内窥镜设备 1260 靠近 LPV 定位,环绕 RPV,然后向前穿过心脏 1205 的心室表面。应当理解,可以在由第二可转向内窥镜 1260 帮助的第二消融治疗的同时、之后或以一定顺序使用第一可转向内窥镜 1250 以便于第一消融治疗。如这些示例性实施方案所阐释的那样,本发明的可转向内窥镜可用于各种环境中以便于消融治疗。

图 13 显示了用于帮助心脏治疗的本发明的可转向双内窥镜 1300 的实施方案。可转向双内窥镜 1300 包括第一可转向内窥镜 1305 和设置在第一可转向内窥镜 1305 内的第二可转向内窥镜 1310。在一个实施方案中,内窥镜 1305、1310 都关节连接到初始环境(I)。之后,第二内窥镜 1310 沿路径(a)-(i)前进以环绕 LPV、RPV,然后前进穿过心脏的心室部分。第二内窥镜 1310 可以沿用户控制路径前进。可选择地,第二内窥镜 1310 可以沿根据手术前计划影像、实时影像、从探测器接收输入的映射系统或跟踪系统中的任何一个或组合自动采用的路径前进。在另一可选方式中,第二内窥镜 1310 使用自动控制和用户输入的组合前进。

虽然以上描述了用于治疗心脏的应用,但应当理解可以通过保持第二可转向内窥镜的尺寸远小于第一内窥镜的尺寸而将第一和第二可转向内窥镜用于进入神经血管部分和其它区域。例如,第一内窥镜可以位于第一位置,固定在该位置起到第二可转向内窥镜的稳定平台和/或基准的作用。通过该稳定基础,第二内窥镜可以被使用以便于治疗。

图 14A-14C 分别显示了用于组织消融治疗的内窥镜上的各种电极构造的侧视图和端视图。内窥镜 900 可以被构造成带有多个便于治疗的元件、设备或系统。在一个特殊实施方案中,本发明的可转向内窥镜可以具有多个沿其外表面设置的电极以便于沿内窥镜的长度或选择的长度范围进行组织消融,如下所述的那样。附图显示了可转向远端部分 904 和部分自动可控制近端部分 902 作为内窥镜 900 上的电极

布置的一个实施例。如图所示，一个或任何数量的电极 906 可以以一定间隔沿内窥镜 900 的长度沿圆周，例如以环形方式定位。在这个变体中，电极 906 被显示为以均匀间隔定位；然而，它们可以被构成在内窥镜 900 的外表面上的任何随机、任意或特定位置定位。每个电极 906 可以通过对应的电线 908 电连接到电源和/或控制器。从而，所有电极 906 可以被构成同时操作或仅操作可以接触组织的选定电极 906。在又一变体中，各种消融设备可以如上所述被传送到所需区域。

图 14B 显示了内窥镜 910 中的另一变体，其中电极 916 可以被构成在近端部分 912 和/或远端部分 914 上纵向延伸。如图所示，电极可以被构成沿内窥镜长度在连续带中延伸，或电极 916 可以可选择地被构成以在内窥镜 910 上分段方式纵向延伸。具有分段的电极 916 可以允许在组织消融期间启动所选电极。虽然为了示例的目的，图 14B 显示了单线电极 916，但可以如图 14C 的实施例所示在设备的外表面上定位多线电极，图 14C 示例了围绕内窥镜表面的圆周均匀分布的多线电极 918。

上述这些实施例是示例性而不是限制性的。由于内窥镜设备具有转向和自我构造使得与周围组织的过度接触可以避免，因此内窥镜设备可以实现许多其它构造。而且，使用上述可控内窥镜设备可以实现最小或无损伤周围组织和器官的进入胸腔内许多各种区域。使用内窥镜进行治疗的其它实施例可以包括，但不限于导线布置、可植入设备布置、诸如治疗肺气肿的对肺的治疗等。

依靠被帮助的治疗，可以有利于增加接触程度或保证治疗工具、元件或设备和接受治疗的组织、器官或身体部分之间的位置。用于增加接触或固定治疗设备位置的手段的实施例包括：单独或与钉、吸引、金属丝、带刺或有少量刺的钩或成形以环绕特定解剖组织的钩结合使用的生物相容粘合剂、胶水或凝胶。成形以环绕特定解剖结构的钩的一个实施例包括至少部分环绕冠状脉管的 J 形钩。例如，J 形钩可以被成形和构造成至少部分环绕肺静脉。在另一实施例中，金属丝、钉或其它固定组件可以由形状记忆合金材料，例如镍钛记忆合金或其它



合适的、生物相容的形状记忆合金材料形成。当在帮助治疗之前导入设置位置时，形状记忆合金固定件可以保持在第一或收起（stowed）状态。一旦治疗设备被定位，形状记忆合金固定件可以启动并使用形状记忆效果将治疗设备固定到所需位置。

在另一实施方案中，可以围绕组织、器官或身体区域使用具有磁体部分的可转向内窥镜来帮助治疗。之后，可转向内窥镜可以被用作布置消融系统的导向器。永磁铁或电磁铁可用于磁耦合消融系统到靠近可转向内窥镜的所需位置。一旦完成治疗，磁场被解除，消融系统和可转向内窥镜被抽回。

在另一实施方案中，可转向内窥镜自身可以环绕受治疗的器官、组织或身体部分，并且随后自固定以便于医疗。可选择地，内窥镜地远端可以与可拆解缝合或其它可生物降解分解固定件固定，该固定件在消融治疗完成后保持在适当位置，然后被组织吸收或分解。

另外，针阵列可以沿着消融设备的长度或一部分长度，或可转向内窥镜，或二者兼而有之被构成。在一个实施方案中，布置传导针阵列以增强基于 RF 消融的传送系统和受治疗组织之间的接触。除了针阵列，可以使用其它合适的元件以增强其它消融形式的效果。因此应当理解，虽然针阵列被描述为增强 RF 消融能量传送的效果，但可以使用其它元件和构造来增强其它消融治疗形式的效果。可选择地，对于基于非能量的消融，诸如使用组织撕裂的消融技术，那么元件可以是任何合适的用于切割或其它改变组织以实现治疗效果的设备。

图 15A 和 15B 显示了在收回（图 15A）和使用（图 15B）状态的针阵列的实施方案。以横截面方式显示了一部分可转向内窥镜或消融元件 1500。消融针 1505，1510 被连接到背板 1515。针与收回的背板一起保持在收起结构（图 15A）以减少当可转向内窥镜或消融系统前进到治疗位置时无意识损伤组织的危险。在收起结构中，针 1505，1510 保持在可转向内窥镜或消融元件外表面 1502 的下面。一旦在位，背板 1515 启动到使用状态（图 15B）。在使用位置中，针 1505，1510 穿过可转向内窥镜或消融元件外表面 1502。当为了治疗定位在体内时，针

1505, 1510 可以适当接触周围组织、器官或身体部分以便于治疗。

应当理解,可以使用多种技术使背板在收回和使用结构之间变动。这种技术和方法的实施例包括机械驱动、水力、发动机、启动器、永磁铁、电磁铁、弹簧负载启动器、真空或其它常规启动手段。可选择地,启动手段可以是任何合适的能够移动背板 1515 以促使一部分或全部针阵列从收回位置转换到使用位置并因此适当接触接受治疗的器官、组织或身体部分的启动力。

在可选实施方案中,背板 1515 可以被连续向外偏移,在此向外偏移是指针移动到使用结构的位置。具有针阵列的消融元件或可转向内窥镜可以由可移动护套覆盖。一旦消融元件或可移动内窥镜处于所需位置,护套被收回以释放背板偏移并允许针移动到使用结构。

所示出的实施方案以横截面形式示例了一对针。在此可以是邻近布置并类似于针 1505, 1510 设置的附加针。附加针例如可以以如图 16 所示的规则连续图案布置。可选择地,可以采用连续、不连续或随机的针布置方式的单针或针阵列。在其它构造中,可以使用 10 个以上的针。所示例的针 1505, 1510 具有分离角  $\theta_1$ 。依据应用,该分离角可以在一个实施方案中从 0-180 度,在另一实施方案中从 0-70 度,在又一实施方案中从 0-30 度变化。在多针应用中(即,具有两个或两个以上分离角的针阵列),针可以具有规则分离角,这意味着针以规则角间隔布置。可选择地,在多针构造中的针可以以不规则或可变分离角形式布置。

除了在针阵列中针的角布置外,针之间的间隔也可以是连续或可变的。针可以被布置在具有均匀间隔的单一连续段中。图 16 中示出了这种均匀针阵列。消融元件或为消融设备 1600 构造的可转向内窥镜部分在图 16 中被示出。针 1610 显示为单段或针组 1605。

图 17 显示了具有显示多种针间隔构造的三个部分(1705, 1710 和 1715)的针阵列段 1700 的实施方案。针阵列段 1700 示出了如何可以结合几乎无限种间隔构造以获得便于消融治疗的所需针阵列构造。针阵列段 1705 包括在下部针阵列 1720, 1722 和 1724 上以连续均匀方

式对准排列的上部针阵列 1726, 1728 和 1730。这种构造类似与图 16 中的针阵列段 1600。如针阵列段 1705 一样, 上述针阵列段 1710 具有均匀间隔的针 1732、1734 和 1736。下部针阵列仅有一个与上部针阵列对准的针。针 1738 对准针 1732。在下部阵列中没有对应针 1736 的针。多个针 (1740, 1741 和 1742) 在上部阵列针 1734 对面分隔。针阵列段 1710 示出了在针阵列段的上部和下部阵列中的针之间如何存在针与针对应 (1732, 1738), 不对应 (1736) 或一个对应多个 (1734, 1740, 1741, 1742)。

针阵列段 1715 还示出了针布置的可构造性。上部针 1750, 1752, 1754, 1756 和下部针 1766, 1768, 1770, 1771, 1772, 1773 都示出了可变间隔。另外, 上部和下部阵列之间不存在对准。此外, 针阵列段 1715 示出了中间阵列, 其上部针 1758, 1760 与下部针 1762, 1764 分隔。在示例的实施方案中, 上部和下部针对准, 但不需在所有实施方案中如此。另外, 中间阵列被示出为不与上部阵列和下部阵列对准。这不需在所有实施方案中都如此。在一些实施方案中, 中间阵列可以与全部或部分下部或上部阵列对准。因此, 可以预定和选择针阵列段内的针图案以便于所需的消融治疗。而且, 使用手术前计划技术, 可以预定种类、数目、总量和消融图案, 并且可以将针阵列段、部分和针阵列的适当组合装载到可转向内窥镜中或使用内窥镜传送以便于治疗。

图 18A 和 18B 显示了本发明的可调治疗设备的实施方案的侧视图和等轴视图。可调治疗设备 1800 包括壳体 1805 内的消融元件 1810。壳体 1805 还包括允许由消融元件 1810 产生的能量传送到壳体外部的开口 1815。开口 1815 与盖 1820 一起安装, 该盖在可调治疗设备 1800 所处环境和壳体 1805 内部之间形成密封。在一个实施方案中, 壳体 1805 由第一材料制造, 盖 1820 由第二材料制造。对于由消融元件 1810 产生或提供的能量, 第一材料传递的由消融元件 1810 产生的能量少于第二材料。在另一实施方案中, 第一材料起到将由消融元件产生的消融能量与周围环境隔开的防护罩作用。第二材料起到在以另外方式被

防护的壳体中的传输窗口或开口的作用。从而，传输窗口或开口允许将由消融元件提供的能量通过开口有选择地传送到组织、器官或靠近盖 1820 定位的环境中。从而，防护罩和开口的有利结合使得可以更准确的将消融能量传送到所需组织、器官或地点，同时保护周围区域不受消融能量作用。

可调消融传送设备 1800 还配置了用于检测在执行消融治疗中有用的生理指征的检测器 1830。检测器 1830 可以包括围绕壳体 1805 布置的多个检测元件阵列。在示例的实施方案中，检测器 1830 包括多个检测器元件 1835。检测器元件 1835 以规则间隔围绕壳体 1805 周边布置。可以从每个元件获得读数，然后分析确定哪个或哪些元件获得了被检测生理参数的最佳读数。一旦完成确定，可调消融设备 1800 可以随后被定向以将开口 1815 布置在有助于消融治疗的位置。

在一特殊实施例中，可调消融传送设备 1800 可以被改变以帮助心包上的消融治疗。在这个实施例中，检测元件 1835 可以是能够探测电生理（EP）活动的元件。例如，检测元件 1835 可以通过检测 ECG 活动来检测电生理（EP）活动。图 19 中示出了由每个检测器 1835 获得的读数和/或信号强度的实施例。图 19 示出了说明优化可调消融设备的布置以便于治疗的技术的图表。使用传统软件、硬件和优化技术，检测元件 1835 可用于相对壳体 1805 局部化产生所需量生理指征的位置。在图表 1900 中，所需活动是峰值 EP 活动。根据图表 1900，峰值 EP 活动发生在靠近传感器位置 5。然后，这个信息可以由控制系统使用来关节活动、旋转、平移或另外定位可调消融元件 1800，以将可调消融元件 1800 定位在靠近传感器 5 的便于消融治疗的位置。在图 18A 和 18B 所示的特殊实施方案中，可调消融设备 1800 在具有多个元件 1835 和开口 1815 和消融元件 1810 的相对定位和定向的控制系统控制下旋转。可调设备 1800 在使用例如接合元件 1845 将开口 1815 和/或盖 1820 对准传感器 5 的方向的控制系统控制下旋转。

现在将参考图 18C 和 18D 描述多个可调消融元件如何可以有利地使用以增强消融治疗效果的实施例。三个可调消融元件 1800A，1800B

和 1800C 定位在本发明的可转向内窥镜 212 内。在图 18C 中, 三个消融元件已经到达消融元件 1800A 的使用点。应当注意, 在优化任何一个可调消融元件 1800A, B 或 C 之前, 在初始位置中, 窗口 1820 被对准。如上所述, 消融元件 1800A 上的检测器 1830 用于通过指示执行消融治疗的所需位置来增强可调消融元件 1800A 内的消融元件的效果。如图 18B 所示, 元件 1800A 的确定位置是当窗口 1820 从初始位置旋转到稍微向上位置时的位置。另外, 机械连接 1845 已经被脱离, 使得控制电缆/组件 1880 不再旋转元件 1800A。另外, 为了清楚起见, 将已经接合以固定元件 1800A 的位置的元件 1800A 的固定元件省略。图 18D 还示出了控制电缆/组件 1880 已经如何利用元件 1800B 携带的检测器 1830 优化窗口 1820 的位置。应当注意用于元件 1800B 的窗口 1820 被向下旋转。在这点上, 元件 1800B 的固定元件被接合以固定元件 1800B 的位置。之后, 元件 1800B 的连接 1845 被释放, 使得元件 1800C 可以被定位, 然后如此所述的优化元件 1800A 和 1800B。因此, 存在这样的可调消融元件的构造, 其中邻近消融元件的窗口不被对准, 而是反映局部化优化该消融元件的对准。

在可选实施方案中, 用于检测生理指征的检测器也可以是单个检测器。单个检测器可以被启动, 以围绕测量生理指征的可调消融传送设备 1800 的表面移动。然后, 所获得的测量可用于帮助定位消融元件 1810 和开口 1815 以便于治疗。在一个特殊实施方案中, 单个检测器可以围绕可调消融设备的周边移动并提供相对于类似图 19 的位置信息的生理指征的强度。

也可以提供安全部件 1840 以在从指示元件 1835 读数期间, 或在将消融设备旋转到所需便于治疗位置之后将可调消融设备 1800 保持在所需位置。在示出的实施方案中, 安全部件 1840 可以是具有多个吸气口 1860 的真空多支管 1855。在优选实施方案中, 安全部件可以从周围组织、器官或感兴趣区域释放以为了治疗目的便于移动对准或一旦治疗结束容易去除消融元件。

内窥镜设备也可用于腹膜腔内的手术。可能的应用可以包括对泌

尿、肥胖的微创手术和肝脏手术。而且，微创进入也可用于脊柱或矫形手术中的治疗。图 20 显示了在可以用内窥镜设备执行的腹膜腔内的手术 2000 的实施例。图 20 显示了使用内窥镜 212 在腹膜腔内进行的手术 2000 的实施例。内窥镜 212 可以通过端口穿过切口 2008 导入病人 2002 体内，如上所述，该端口也可以起基准点 2006 的作用。远端部分 214 可以被转向以避免各种器官（当对肝脏进行手术时）。内窥镜 212 的远端部分 214 可以因此被转向，同时近端部分 216 可以被自动控制以跟随由远端部分 214 限定的路径，其将与周围和附近的组织和器官的接触最小化。可以可选地结合内窥镜 212 使用一个或多个腹腔镜 2010 以帮助手术过程。一旦远端部分 214 被定位在肝脏 2004 后面，各种工具或治疗设备可以从尖端通过内窥镜 212 前进以实现所需治疗。虽然这个实施例显示了使用内窥镜 212 的肝脏 2004 的治疗，这是为了说明可以使用内窥镜 212 的实施方案有效治疗其它器官或实施手术。

如上所述，可以有利地使用本发明的可转向内窥镜系统以便于多种手术实施。当被采用帮助消融治疗时，消融元件、设备或系统可以是分段可转向内窥镜的一部分，在由可转向内窥镜提供的工作通道或其它通道中使用，或者与固定和可移动治疗元件、设备和系统结合。因此，本发明的可转向内窥镜在一个实施方案中可以通过将附着在内窥镜上的消融元件、设备或系统用到治疗位置中的治疗地点来帮助治疗。在治疗期间内窥镜保持在适当位置，当治疗完成时内窥镜从治疗位置抽出。

在另一变体中，可转向内窥镜被用于安排和/或检测治疗设备的布置，然后在治疗进行时被抽回。之后，可转向内窥镜收回治疗设备。在又一变体中，可转向内窥镜可以被插入在所需治疗路径中的治疗区域。然后，可转向内窥镜被抽回，将治疗设备沿着所需治疗路径留在适当位置。可转向内窥镜可以保持在适当位置用于在治疗执行时进行观察，监视生理指征或给治疗提供支持。或者，可转向内窥镜可以从治疗区域或完全从身体抽回。在治疗结束后，可转向内窥镜可以沿治

疗设备前进以当内窥镜沿治疗设备向远端前进时去除/储存治疗设备。一旦治疗设备被收集在内窥镜中，内窥镜就被抽回。因此，存在多种方式在体内定位治疗元件、设备或系统，将治疗设备相对一个或多个治疗区域固定和保持，以增强被执行的处理或治疗的效果。

独立于或结合上述技术，可使用各种成像和控制系统控制可转向内窥镜。例如，可转向内窥镜可以利用记录的路径沿着或围着所使用的治疗设备前进，以返回用于放置治疗设备的步骤。可转向内窥镜也可以跟踪一路径点，所述路径点设置用以指示在一位置中的下个固定件该固定件在预先编程位置中的哪里，该位置可使用成像系统识别，或者固定件被构成为，例如通过使用 RFID 等容易识别的结构。可转向内窥镜也可以使用成像系统用于导引收回治疗设备。可转向内窥镜也可以使用能遥控的自动驾驶仪技术以用治疗设备作为电线来遥控自动驾驶。在又一实施方案中，治疗设备可以使用映射、成像或其它系统控制被自动抽回以返回轨道或将治疗设备从内部位置移去或脱离以执行治疗。

本发明的实施方案也可以包括穿孔、撕裂、切割、穿刺或提供通道或受控制的组织穿孔以允许可转向、被导向的内窥镜进入感兴趣区域的工具、设备或系统。在用于进入脑的神经应用中，这类设备将适合用于在例如硬脑膜中产生合适的开口。在用于进入心脏的心血管应用中，这类设备适合用于在例如心包中产生合适的开口。穿孔、撕裂、切割、穿刺或提供通道或受控制的组织穿孔以使内窥镜通过的工具、设备或系统可以被永久设置在内窥镜的远端。可选地，上述工具、设备或系统可以安装在内窥镜的远端，但可位于收回的和延伸位置之间，以当内窥镜在体内移动到感兴趣区域时有助于最小化无意识损伤的危险。在另一可选方式中，上述工具、设备或系统可以通过内窥镜中的工作通道常规提供。上述工具、设备或系统的实施例包括剪刀、电烙设备和系统、小剪刀、成形刀片和成形尖端。

虽然本发明的实施方案已经被显示和描述为在脑、颅骨内部、心脏内部、心脏外部实施治疗，应当理解本发明的方法和装置的实施方案

案也可用于其它应用。例如，本发明的实施方案可以用于帮助其它器官和身体部分，例如胃、胃肠道、食道、膀胱、肝脏、肾和肺的病征的治疗。另外，本发明的实施方案可用于帮助身体、身体部分内局部病症或生理系统病症的治疗。

上面讨论的设备和方法的应用不限于身体区域，而是可以包括多种另外的治疗应用。其它治疗位置可以包括身体的其它区域和位置。另外，本发明可用于其它工业和商业环境中，例如在管道系统、管路上的勘探行动，包括汽车、航空、航天以及航海系统和装备等的机械系统内部检查。本领域普通技术人员显而易见的用于执行本发明的上述组件和方法的变化，和本发明方案的变化意味着落入权利要求的范围内。



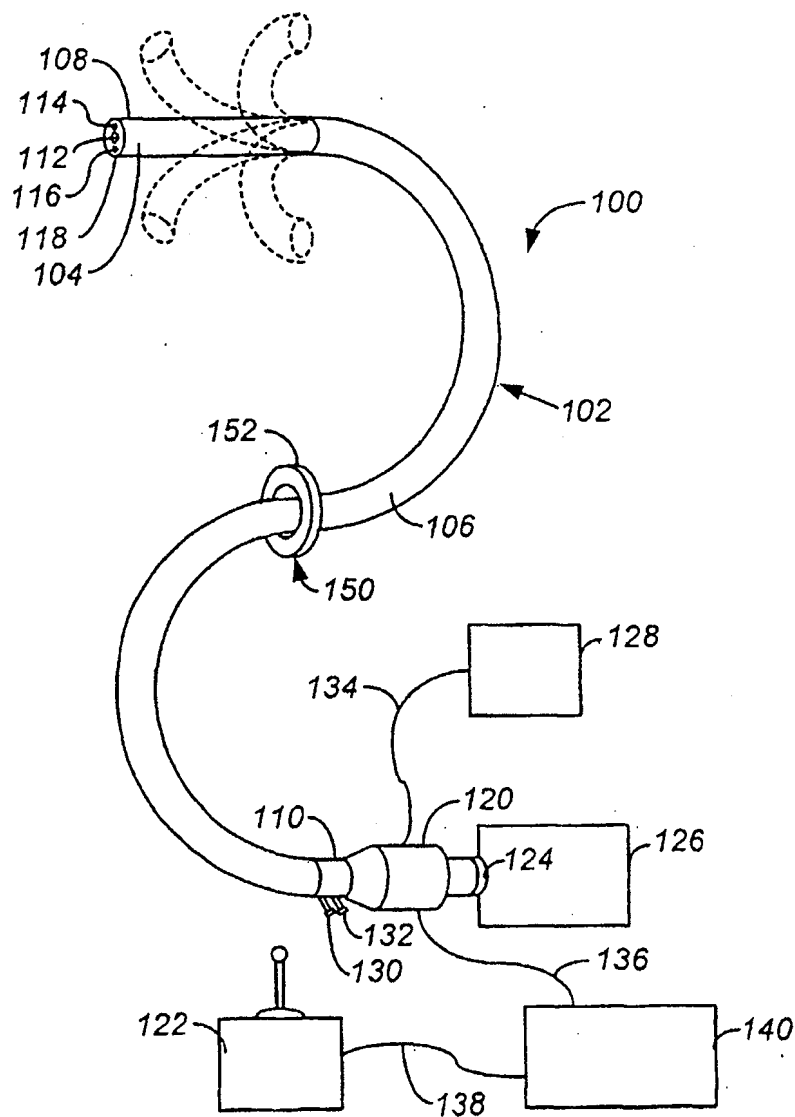


图1

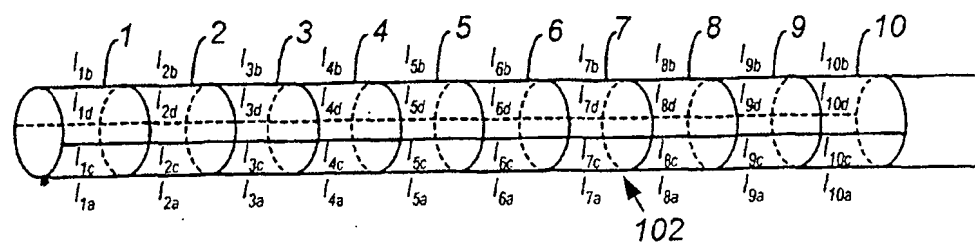


图 2A

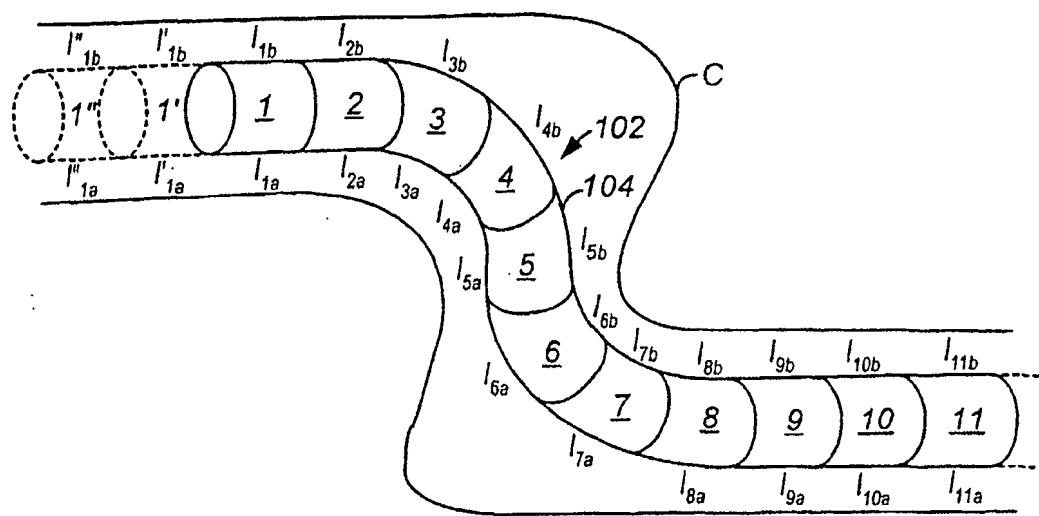


图 2B

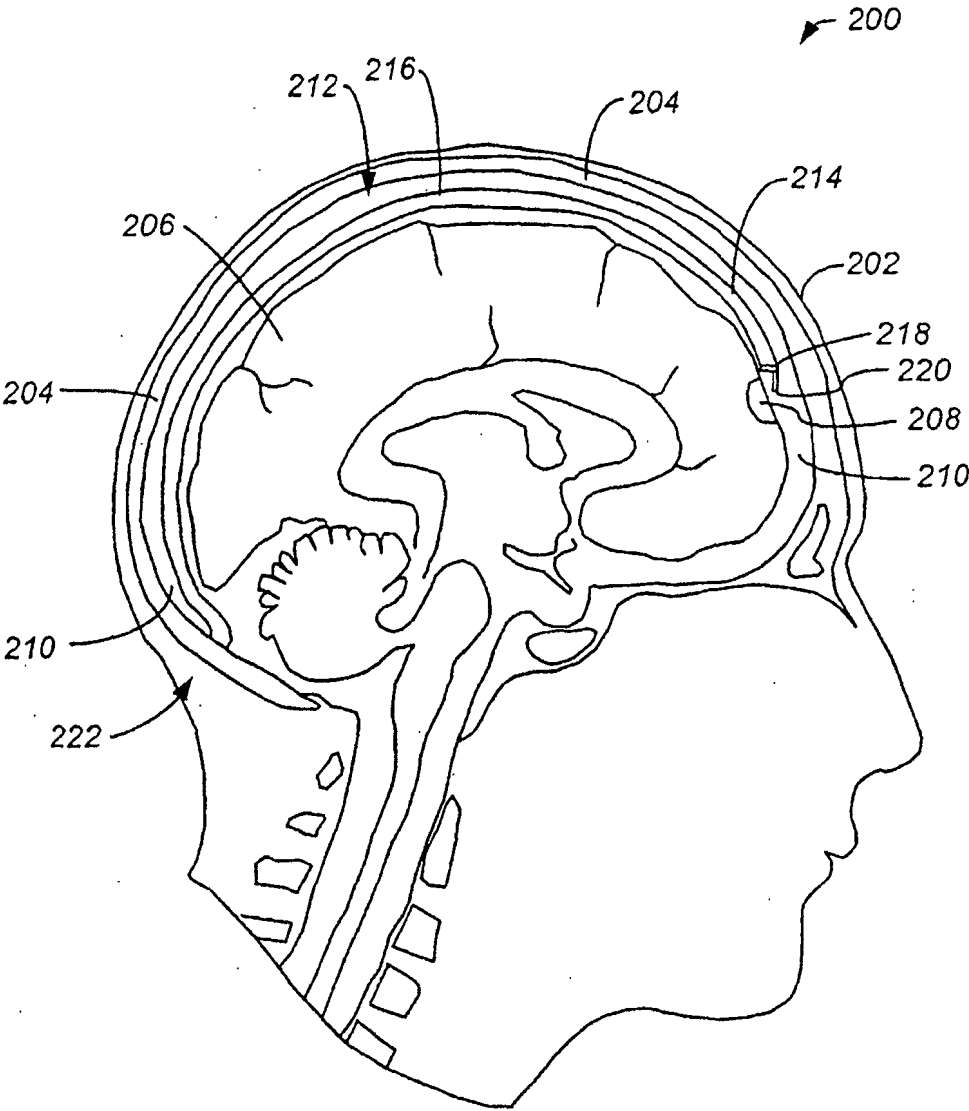


图 3

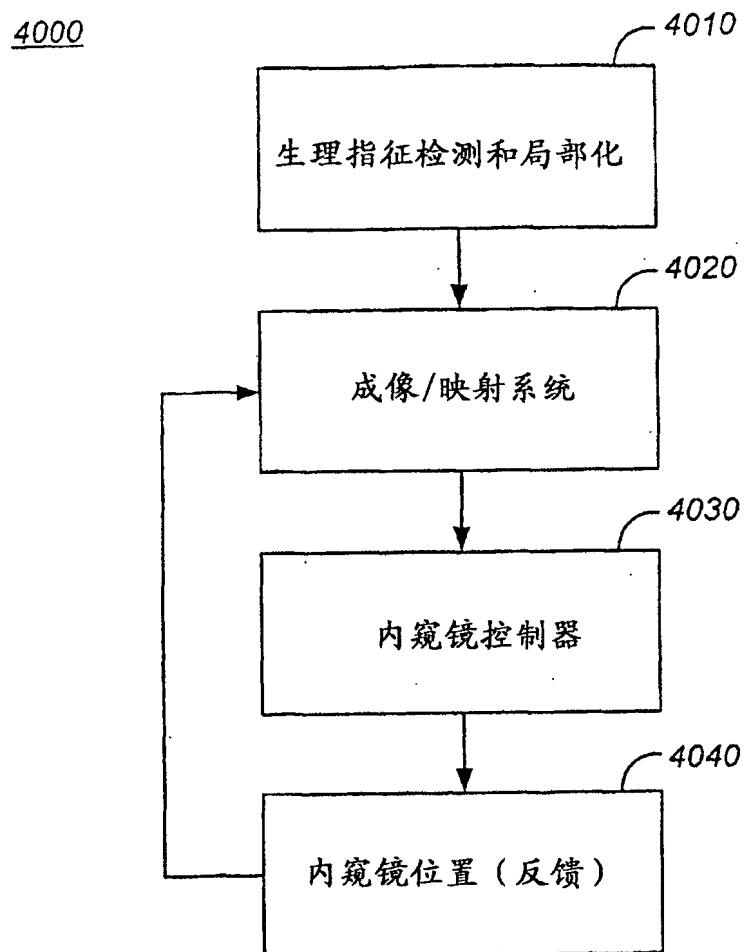


图 4

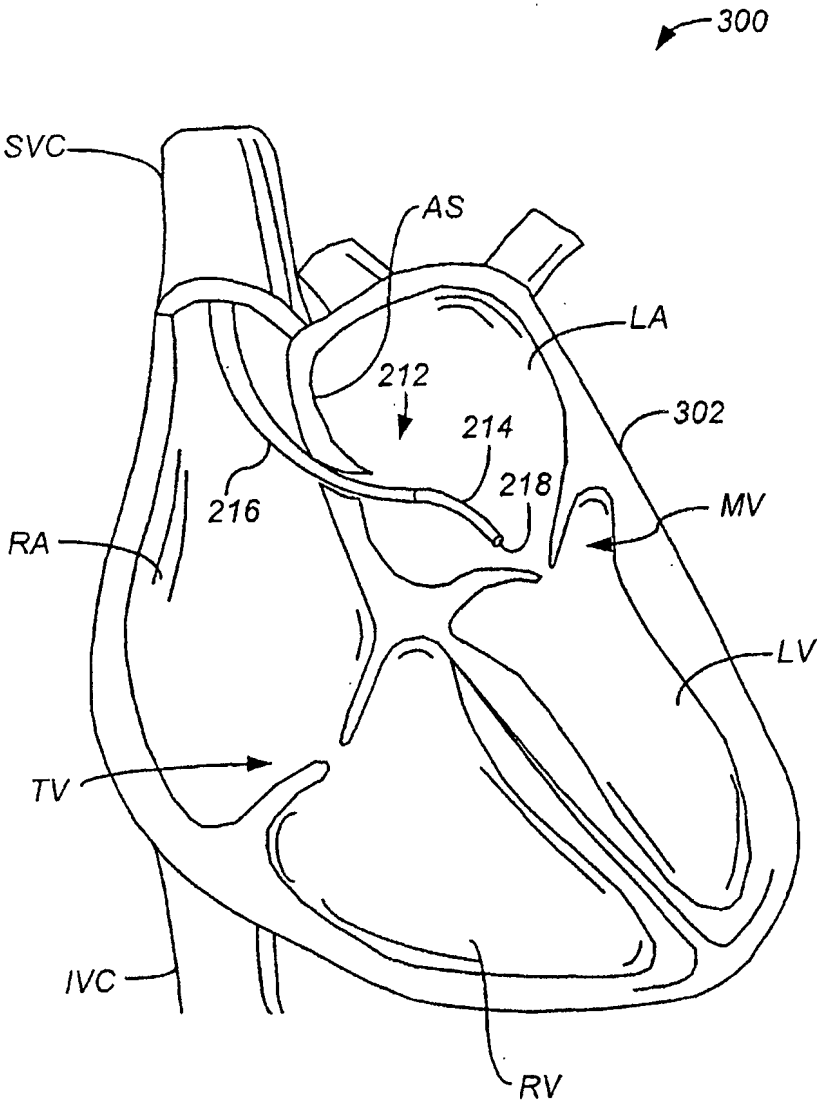


图5

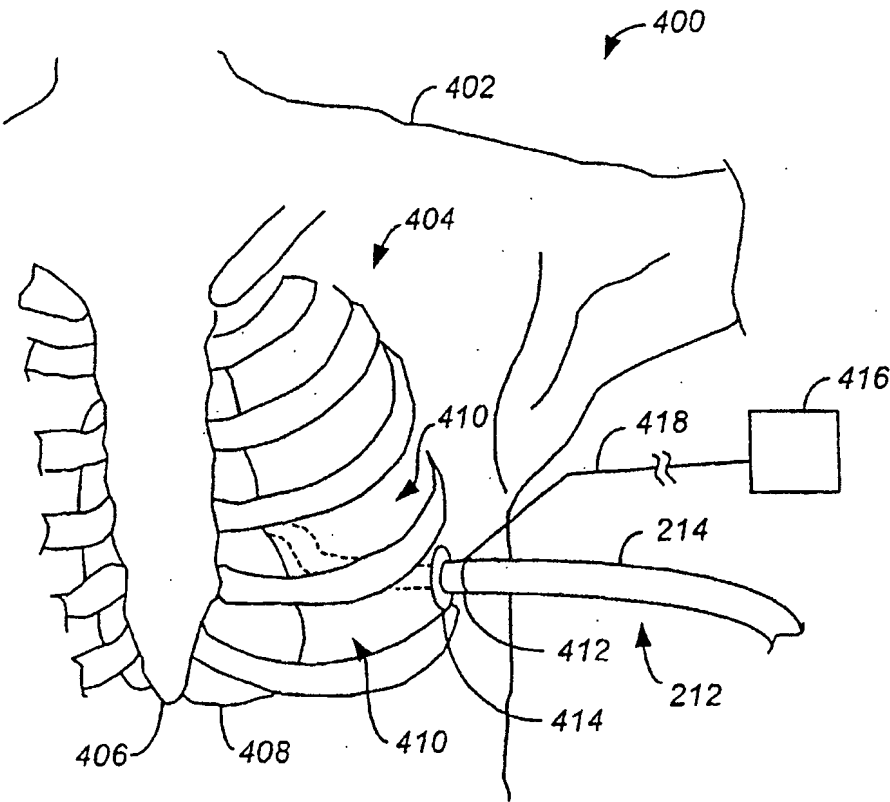


图 6

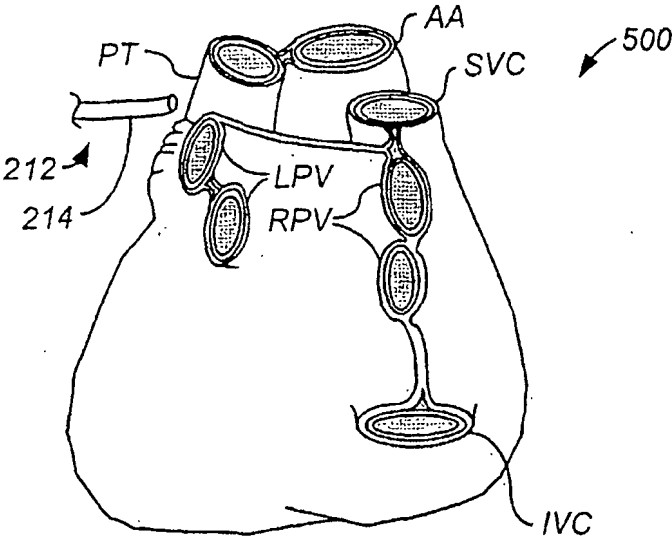


图 7A

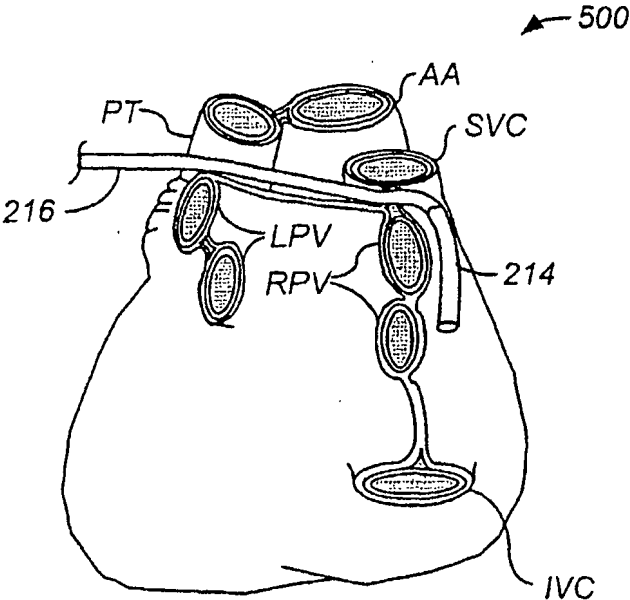


图 7B

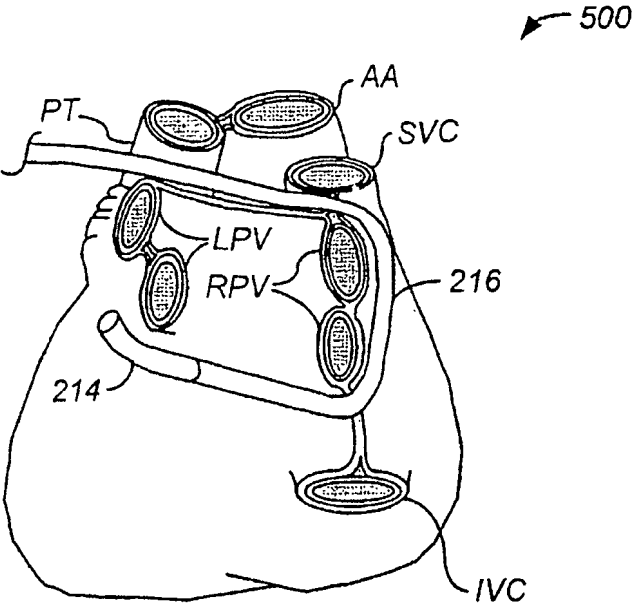


图 7C

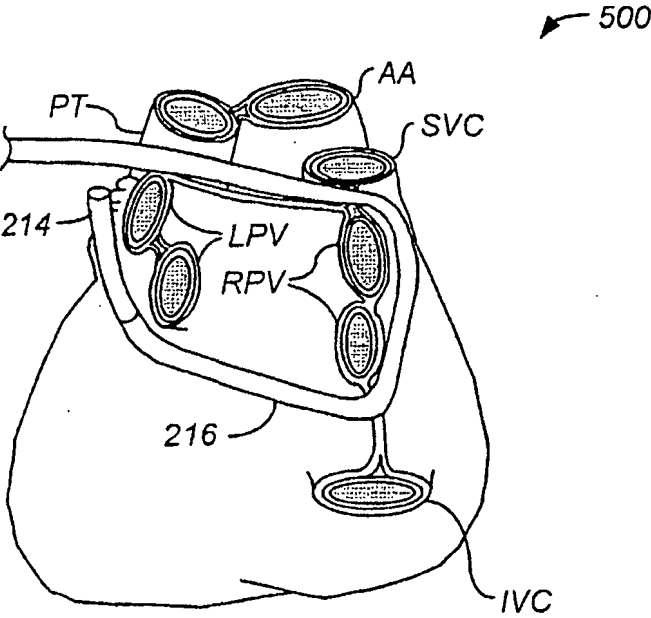


图 7D



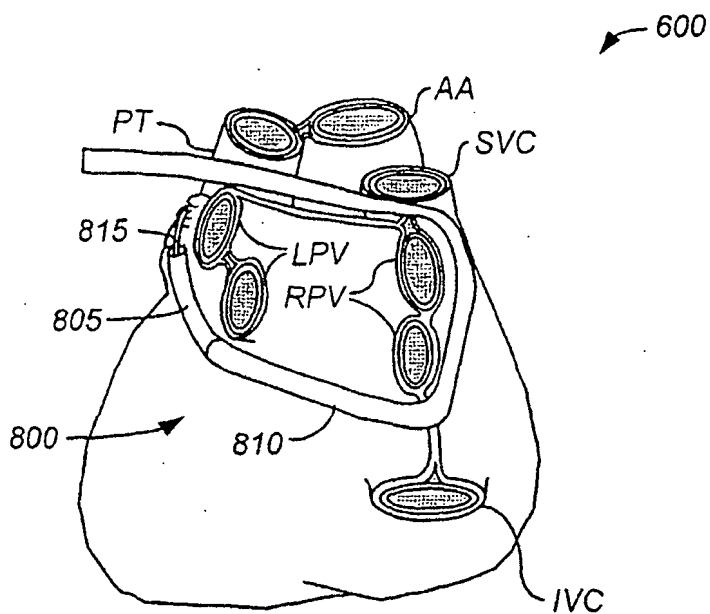


图 8A

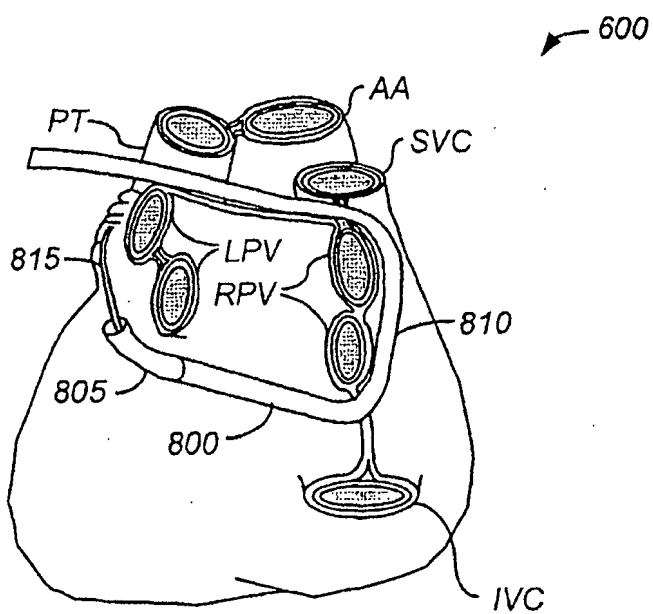


图 8B

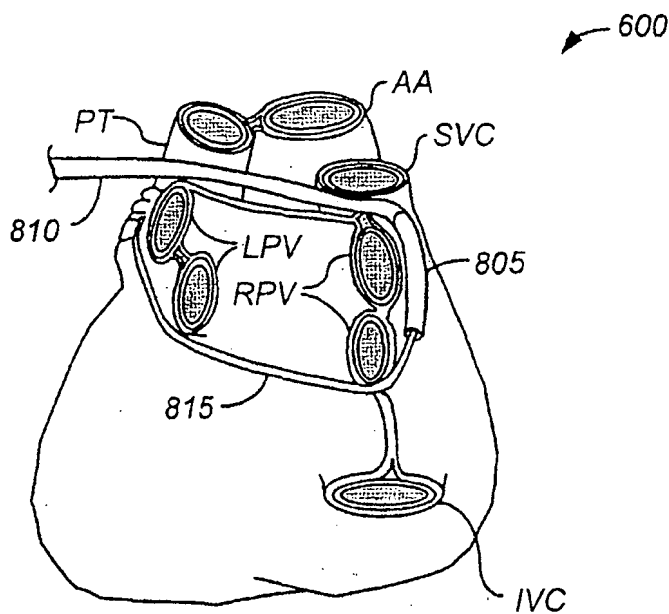


图 8C

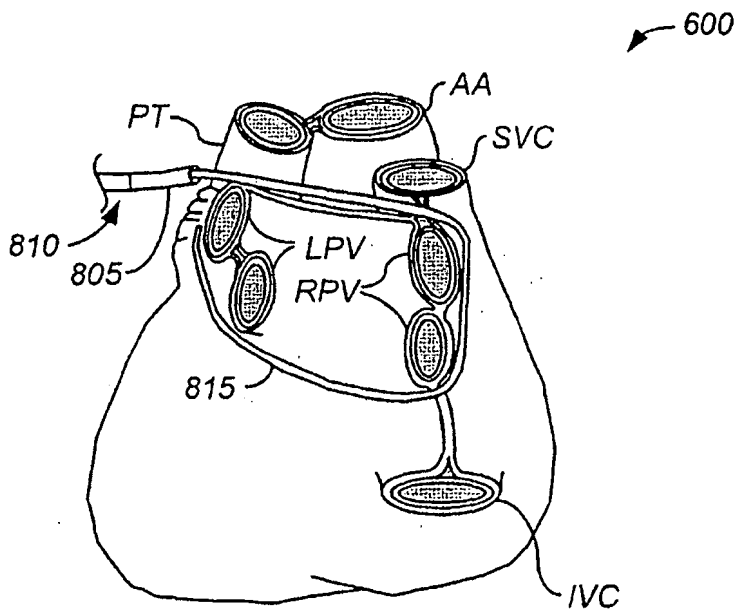


图 8D

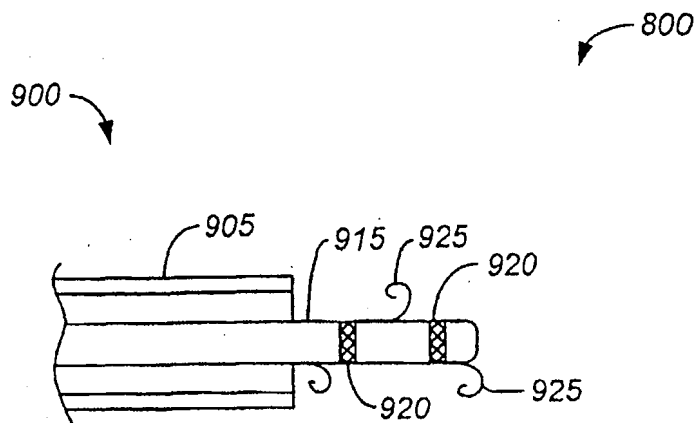


图9

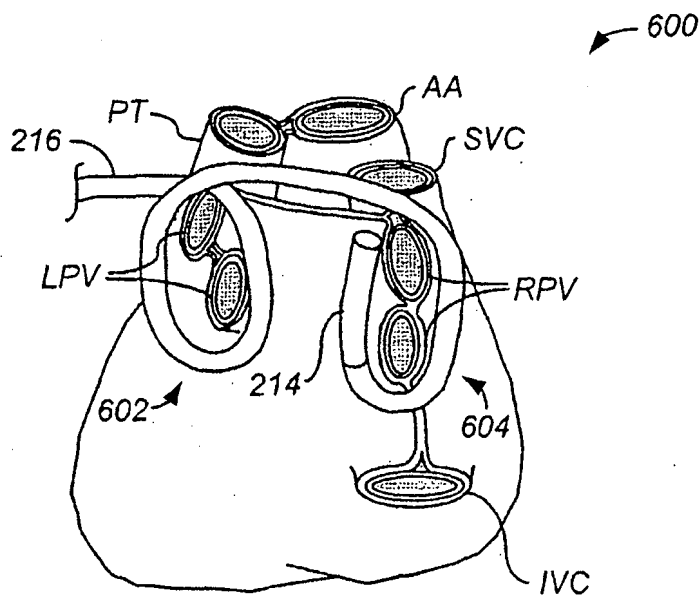


图10A

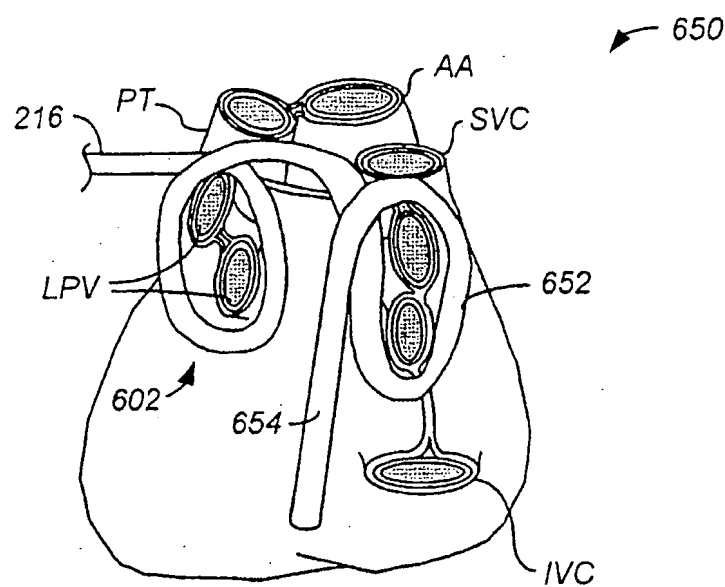


图 10B

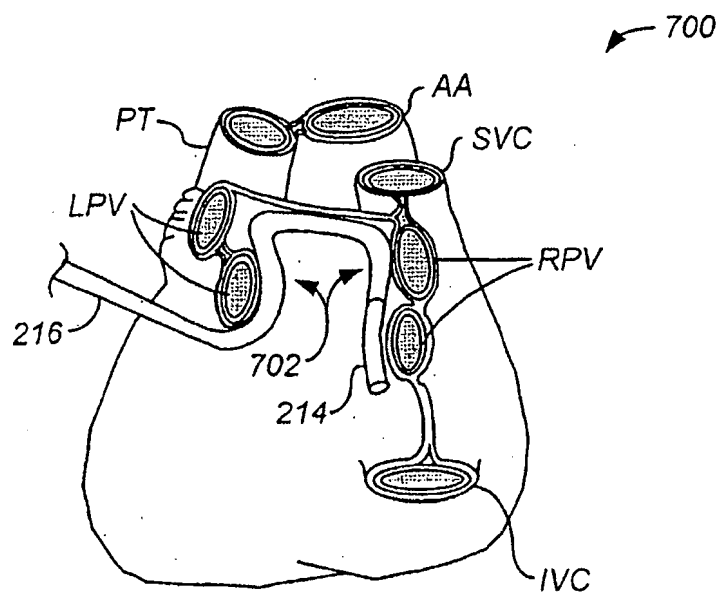


图 11

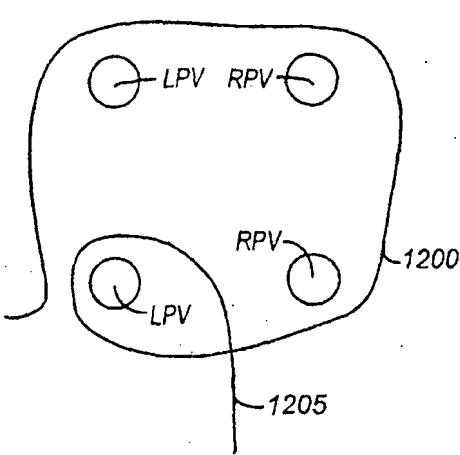


图 12A

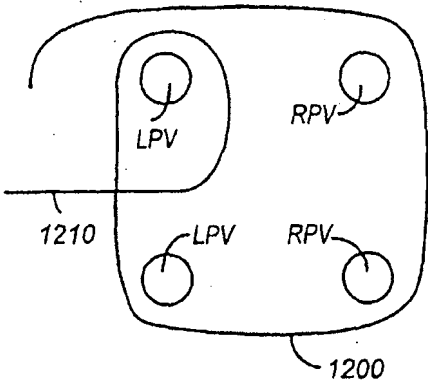


图 12B

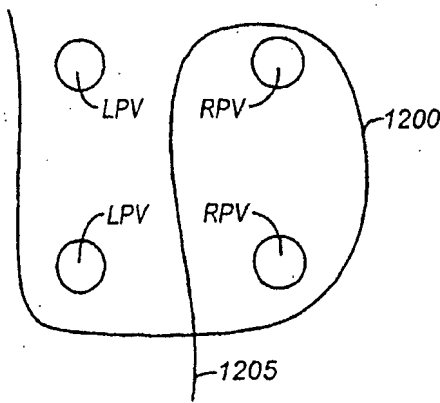


图 12C

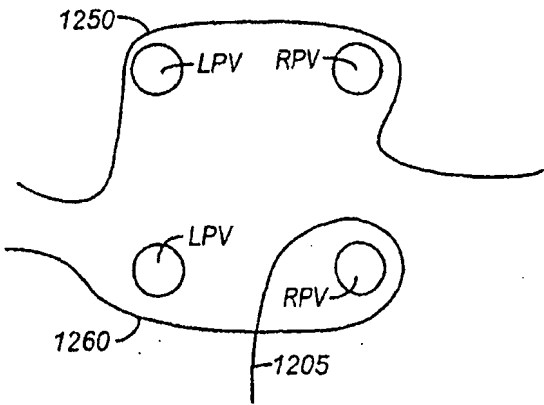


图 12D

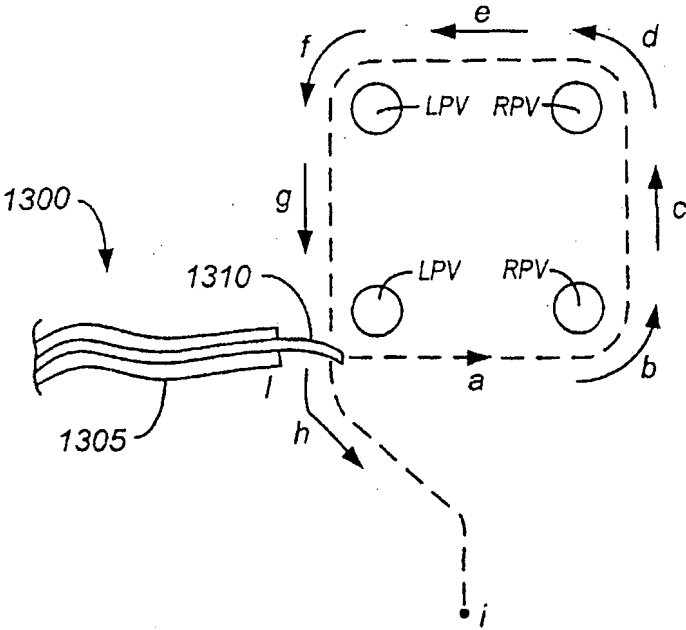


图13

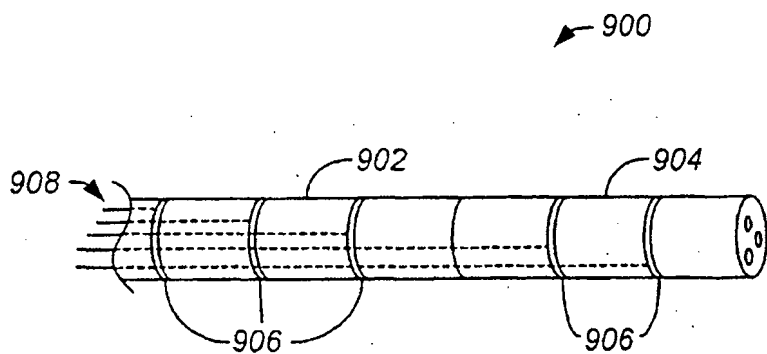


图 14A

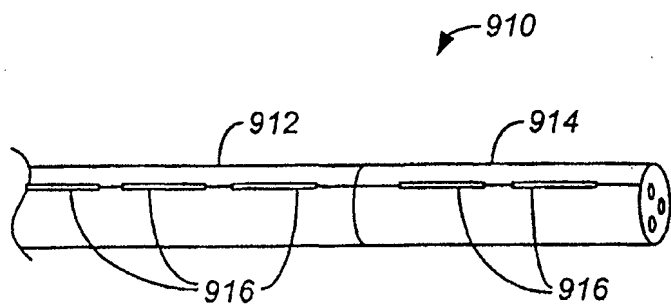


图 14B

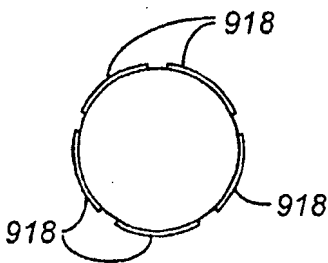


图 14C

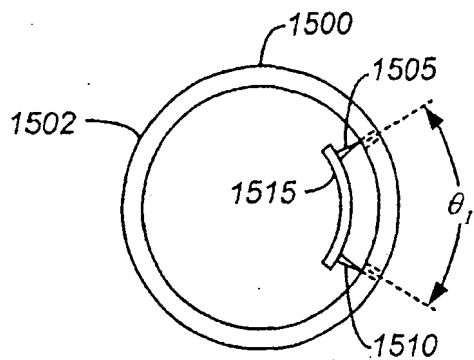


图15A

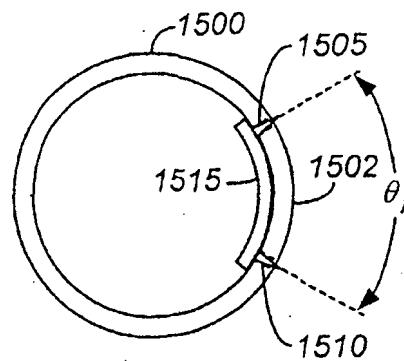


图15B

图16

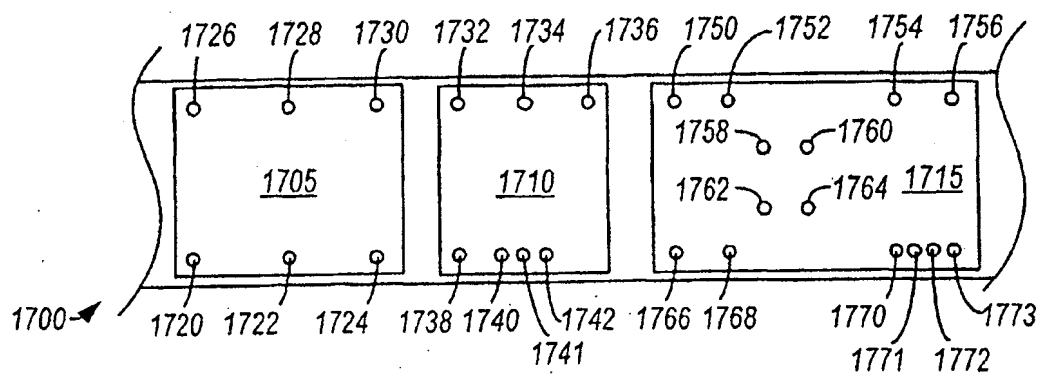
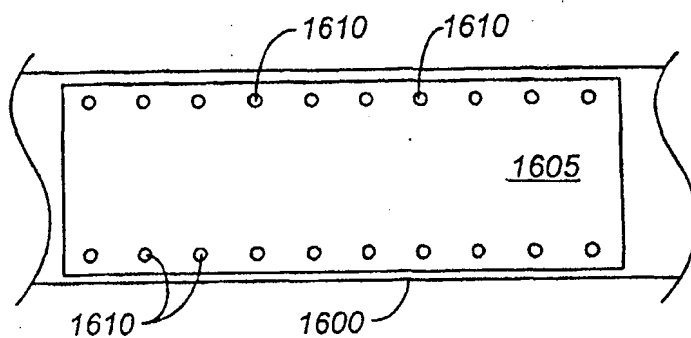


图17



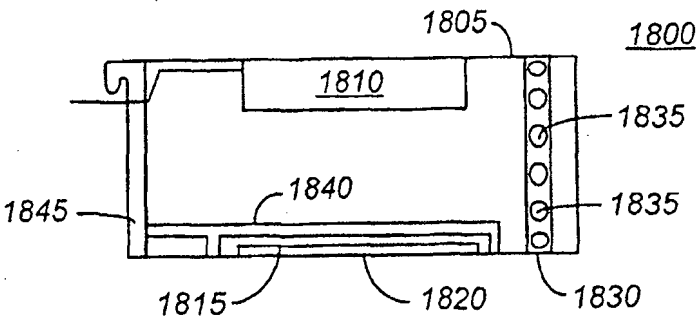


图 18A

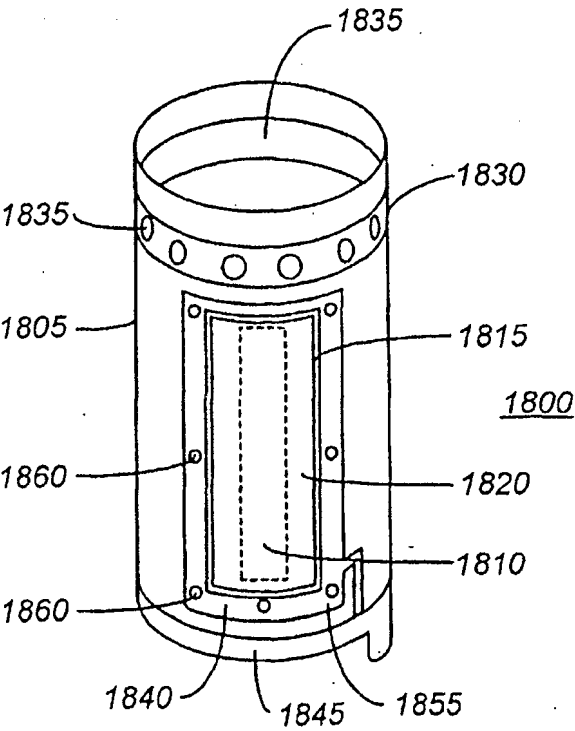
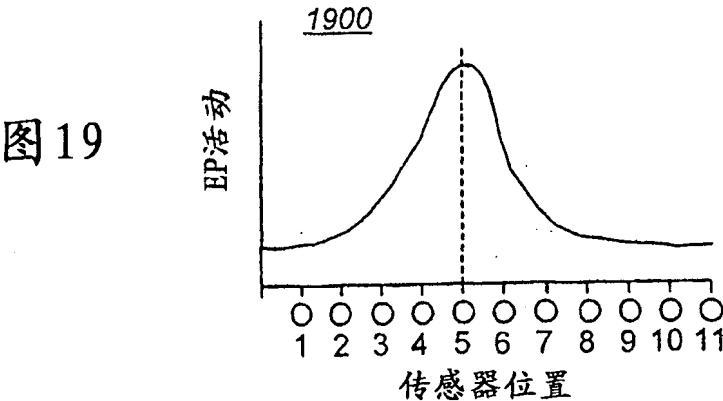
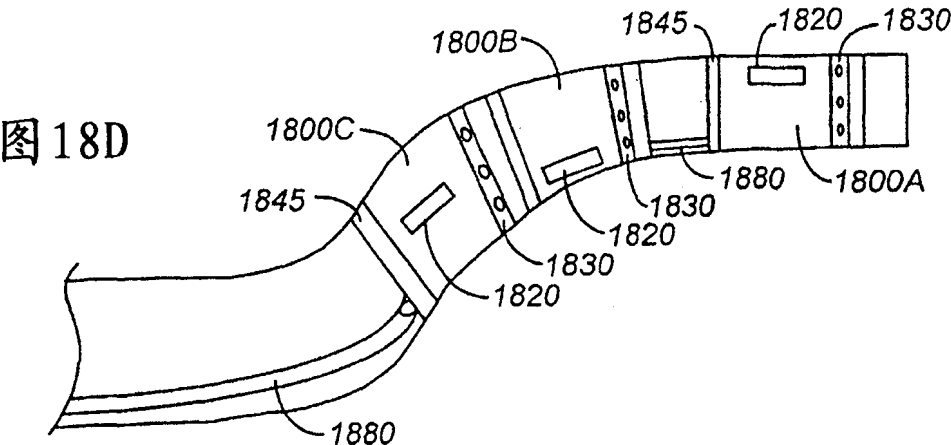
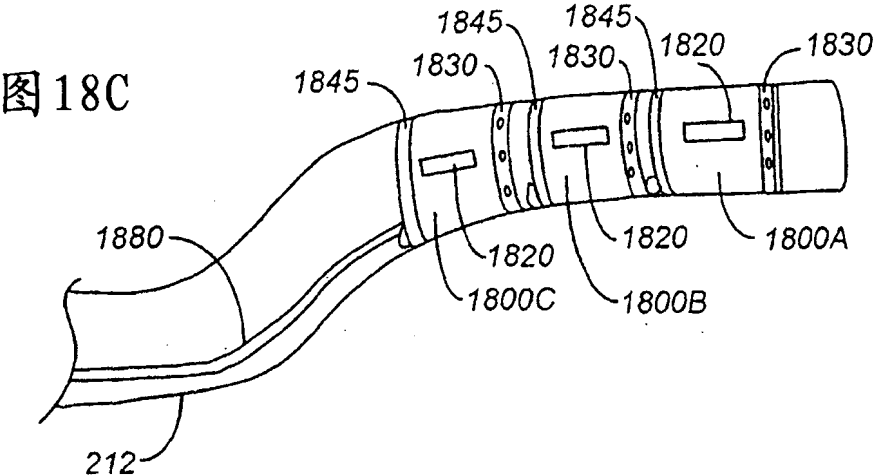


图 18B



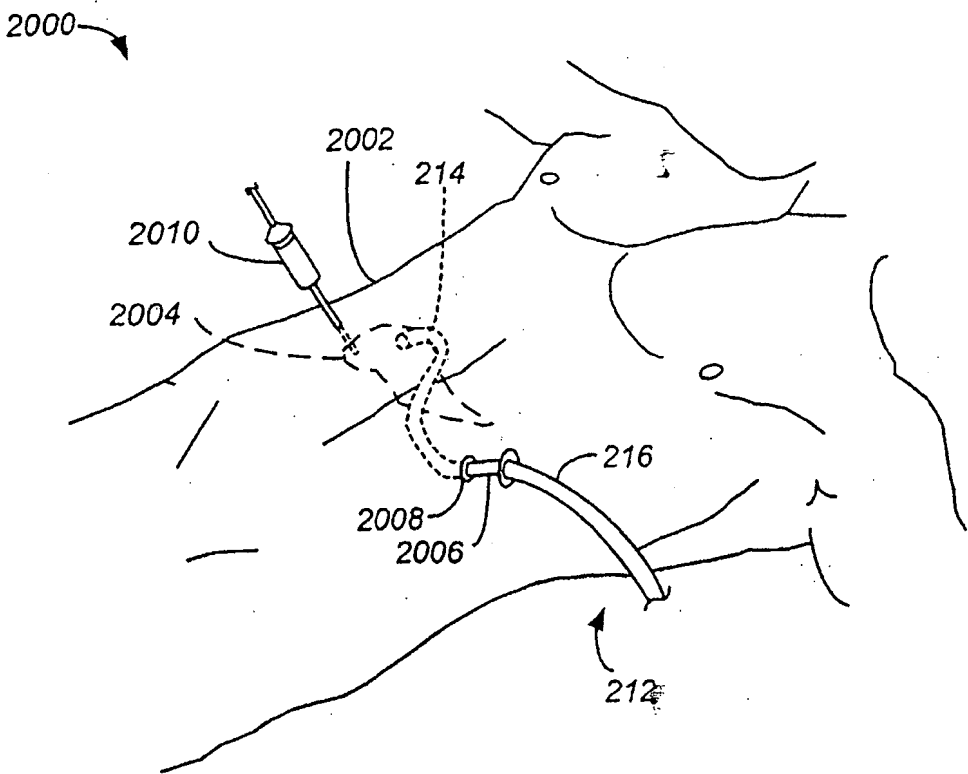


图 20

专利名称(译)	用于通过改进的能量基和非能量基形式递送便于组织治疗的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101420898A</a>	公开(公告)日	2009-04-29
申请号	CN200580003513.7	申请日	2005-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	新引导系统公司		
申请(专利权)人(译)	新引导系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	新引导系统公司		
[标]发明人	A贝尔森 M 欧林		
发明人	A·贝尔森 M·欧林		
IPC分类号	A61B1/005 A61B18/14 A61B18/02 A61B18/18 A61B18/20 A61B1/05 A61B1/313 G02B23/24		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/05 A61B1/0052 A61B1/313 A61B2019/2211 A61B2018/00446 A61B2018/00351 A61B1/0055 G02B23/2476 A61B2034/301		
代理人(译)	李华英		
优先权	10/767109 2004-01-28 US 10/850360 2004-05-19 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

在此公开了用于进入和治疗身体区域的方法和装置。通过使用具有自动可控制近端和可有选择转向远端部分的内窥镜设备，该设备基本可以通过开口进入体内。远端部分被有选择地转向以沿体内所需路径呈现避免接触组织的有选择弯曲，同时近端部分被自动控制以呈现远端部分的有选择弯曲。然后，内窥镜设备可用于进入各种身体区域，该身体区域通过传统外科技术通常难以进入和治疗，这是因为该设备不受“直线”需求的限制。还公开了其各种应用，可以包括进入使用传统手术过程难以到达的脑区域、胸腔、心脏内区域、腹膜腔等。

