

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480030847.9

[43] 公开日 2006年11月29日

[11] 公开号 CN 1870930A

[22] 申请日 2004.8.20

[21] 申请号 200480030847.9

[30] 优先权

[32] 2003.8.20 [33] US [31] 60/496,943

[86] 国际申请 PCT/US2004/026948 2004.8.20

[87] 国际公布 WO2005/018428 英 2005.3.3

[85] 进入国家阶段日期 2006.4.19

[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 R·M·奥莱恩

[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 柴毅敏

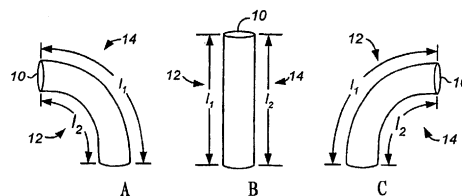
权利要求书 10 页 说明书 68 页 附图 26 页

[54] 发明名称

活化聚合物关节连接的器械及插入方法

[57] 摘要

在此描述了电聚合物关节连接内窥镜和插入方法。可操纵内窥镜具有分段的细长主体，细长主体具有可人工或可选地可操纵的远端部和自动控制的近端部，且可操纵内窥镜可由电聚合材料关节连接。这些材料配置成在存在刺激源例如电场的情况下机械地收缩或膨胀。内窥镜的邻近分段可以使用电聚合材料在沿着内窥镜的一部分设置在外围附近或围绕外围设置时引起的材料尺寸或长度的相对差来关节连接。



1.一种用于使器械沿着路径前进的方法，所述器械具有多个可选地可控分段、多个自动可控分段、电子运动控制器和塑料致动器，所述塑料致动器连接到每个分段上以在电子运动控制器的控制下改变分段的几何尺寸，所述方法包括：

利用电子运动控制器驱动连接到可选地可控分段上的塑料致动器来可选地改变可选地可控分段的几何尺寸以呈现沿着路径的弯曲；以及

利用电子运动控制器使连接到自动可控分段的塑料致动器自动变形来改变自动可控分段的几何尺寸以呈现沿着路径的弯曲。

2.如权利要求1所述的方法，其特征在于，塑料致动器是电流变塑料致动器。

3.如权利要求1所述的方法，还包括：使器械向远端前进同时自动控制近端自动可控分段中的塑料致动器以向近端传播弯曲。

4.如权利要求1所述的方法，还包括：向近端撤回器械同时自动控制分段中的塑料致动器以沿着器械向远端传播弯曲。

5.如权利要求3所述的方法，还包括：使用换能器测量前进。

6.如权利要求4所述的方法，还包括：使用换能器测量撤回。

7.如权利要求1所述的方法，其特征在于，分段的几何尺寸通过塑料致动器的驱动进行控制，以便在器械向近端前进和/或向远端撤回时，弯曲近似保持固定在空间中。

8.如权利要求1所述的方法，其特征在于，路径横穿一个管。

9.如权利要求8所述的方法，其特征在于，所述管是身体内的器官。

10.如权利要求1所述的方法，其特征在于，所述器械是内窥镜并且所述路径沿着病人的结肠。

11.一种内窥镜，包括：

多个关节连接分段，其中，每个分段的形状通过可在空气中操作

的电活性聚合物致动器的驱动而改变。

12.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,每个分段的形状通过可在空气中操作的两个或更多个电活性聚合物致动器的配合驱动而改变。

13.如权利要求 12 所述的内窥镜,其特征在于,至少一个可在空气中操作的电活性聚合物致动器处于非活性而至少一个可在空气中操作的电活性聚合物致动器被驱动。

14.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,可在空气中操作的电活性聚合物致动器由库伦力驱动。

15.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,可在空气中操作的电活性聚合物致动器由选自电致伸缩、静电、压电和铁电的力驱动。

16.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,可在空气中操作的电活性聚合物致动器归类为电子电活性聚合物。

17.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,每个分段还包括多个可在空气中操作的电活性聚合物致动器,所述多个电活性聚合物致动器构造成分段能够沿着与分段的纵轴相关的轴弯曲。

18.如权利要求 11 所述的内窥镜,还包括构造成驱动每个关节连接分段中的至少一个电活性聚合物致动器的电子运动控制器。

19.如权利要求 18 所述的内窥镜,其特征在于,一部分关节连接分段中的电活性聚合物致动器为可选地可控制,以遵从一弯曲,并且另一部分关节连接分段中的电活性聚合物致动器由电子运动控制器自动可控制,以在内窥镜前进通过弯曲时沿着自动可控的关节连接分段传播弯曲。

20.如权利要求 11 所述的内窥镜,还包括连接在两个邻近关节连接分段之间的电活性聚合物致动器,这样电活性聚合物致动器的驱动导致两个邻近关节连接分段之间的相对运动。

21.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,电活性聚合物致动器是围绕关节连接分段的周向布置的环。

22.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,电活性聚合物致

动器围绕关节连接分段的外围布置。

23.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,三个电活性聚合物致动器围绕关节连接分段间隔地布置。

24.如权利要求 23 所述的内窥镜,其特征在于,电活性聚合物致动器均匀地间隔布置。

25.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,电活性聚合物在电活化聚合物致动器中的膨胀使关节连接分段弯曲。

26.如权利要求 11 所述的内窥镜,其特征在于,电活性聚合物在电活性聚合物致动器中的收缩使关节连接分段弯曲。

27.一种内窥镜,包括:

细长主体;

至少一个电子电活性聚合物致动器,所述电子电活性聚合物致动器在受到驱动时在一个位置使细长主体的至少一部分弯曲为期望的弯曲;以及

电子运动控制器,所述电子运动控制器被构造成驱动至少一个电子电活性聚合物致动器以将至少一部分细长主体弯曲成期望的弯曲并且在细长主体的非弯曲部分经过该位置时将期望的弯曲沿着细长主体的非弯曲部分传播。

28.如权利要求 27 所述的内窥镜,其特征在于,弯曲是路径的一部分。

29.如权利要求 28 所述的内窥镜,其特征在于,路径是管状路径。

30.如权利要求 28 或 29 所述的内窥镜,其特征在于,路径位于人体内部。

31.如权利要求 29 所述的内窥镜,其特征在于,路径位于人体结肠内部。

32.如权利要求 27 所述的内窥镜,其特征在于,细长主体包括多个分段。

33.如权利要求 32 所述的内窥镜,其特征在于,至少一个电子电活性聚合物致动器通过导致邻近分段之间的相对运动而使细长主体的

至少一部分弯曲为期望的弯曲。

34.如权利要求 32 所述的内窥镜，其特征在于，至少一个电子电活性聚合物致动器连接在两个或更多个分段之间。

35.如权利要求 27 所述的内窥镜，其特征在于，电子电活性聚合物致动器是围绕细长主体布置的薄板，所述薄板具有多个活性区域和多个非活性区域，其中，多个活性区域设置成使所述细长主体弯曲。

36.如权利要求 35 所述的内窥镜，其特征在于，电子运动控制器可选地驱动活性区域以沿着细长主体传播期望的弯曲。

37.如权利要求 27 所述的内窥镜，其特征在于，细长主体是连续的可弯曲结构。

38.如权利要求 27 所述的内窥镜，其特征在于，至少一个电子电活性聚合物致动器是轧制的电活性聚合物致动器。

39.如权利要求 34 所述的内窥镜，其特征在于，至少一个电子电活性聚合物致动器是轧制的电活性聚合物致动器。

40.一种关节连接的器械，包括：

至少两个分段，每个分段均具有外表面和内表面并且包括至少两个布置在外表面和内表面之间的内部致动器入口；以及

至少一个机电致动器，所述机电致动器延伸穿过每个内部致动器入口并且连接到所述至少两个分段上，这样，至少一个机电致动器的驱动导致至少两个分段之间的偏转。

41.如权利要求 40 所述的关节连接的器械，其特征在于，至少一个机电致动器在由电场活化时显示与电场的平方成正比的感应应变。

42.如权利要求 40 所述的关节连接的器械，其特征在于，至少一个机电致动器是被驱动的聚合物致动器。

43.如权利要求 42 所述的关节连接的器械，其特征在于，被驱动的聚合物致动器不使用电解质操作。

44.如权利要求 42 所述的关节连接的器械，其特征在于，被驱动的聚合物致动器活化机制使用库伦力。

45.如权利要求 42 所述的关节连接的器械，其特征在于，被驱动

的聚合物致动器活化机制使用电致伸缩力、静电力、压电力或铁电力。

46.如权利要求 45 所述的关节连接的器械,其特征在於,聚合物致动器是铁电聚合物。

47.如权利要求 45 所述的关节连接的器械,其特征在於,聚合物致动器包括显示出压电特性的聚合物。

48.如权利要求 45 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器由驻极体材料构成。

49.如权利要求 45 所述的关节连接的器械,其特征在於,聚合物致动器是电介质电活性聚合物。

50.如权利要求 42 所述的关节连接的器械,其特征在於,被驱动的聚合物致动器的活化机制包括非电活化聚合物。

51.如权利要求 46 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器是化学活化聚合物。

52.如权利要求 46 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器是形状记忆聚合物。

53.如权利要求 46 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器是 McKibben 人造肌肉。

54.如权利要求 46 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器是光活化聚合物。

55.如权利要求 46 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器是磁活化聚合物。

56.如权利要求 46 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述聚合物致动器是热活化聚合物凝胶。

57.如权利要求 42 所述的关节连接的器械,其特征在於,被驱动的聚合物致动器的活化机制使用电化学力。

58.如权利要求 42 所述的关节连接的器械,其特征在於,被驱动的聚合物致动器的活化机制使用离子力而不具有导电聚合物。

59.如权利要求 42 所述的关节连接的器械,其特征在於,被驱动的聚合物致动器的活化机制使用离子力且具有导电聚合物。

60.如权利要求 40 所述的关节连接的器械,还包括在至少两个分段之间延伸的护套。

61.如权利要求 40 所述的关节连接的器械,其特征在于,分段是连续的。

62.如权利要求 40 所述的关节连接的器械,其特征在于,所述分段是环状的。

63.如权利要求 40 所述的关节连接的器械,其特征在于,至少一个入口具有规则的几何形状。

64.如权利要求 40 所述的关节连接的器械,其特征在于,至少一个入口具有选自圆形、矩形、卵形、椭圆形和多边形的规则几何形状。

65.如权利要求 40 所述的关节连接的器械,其特征在于,至少一个入口具有复合几何形状。

66.如权利要求 60 所述的关节连接的器械,其特征在于,护套连接在至少两个分段的外表面上。

67.如权利要求 60 所述的关节连接的器械,其特征在于,护套连接在至少两个分段的内表面上。

68.如权利要求 60 所述的关节连接的器械,其特征在于,护套连接在至少两个分段的内表面上并且另一个护套连接在至少两个分段的外表面上。

69.依照如权利要求 60、66、67 和 68 中任一项所述的关节连接的器械,其特征在于,护套材料由生物适合的材料构成。

70.一种分段器械,包括:

多个分段;

护套,所述护套由聚合物层和具有活性区域的预应变聚合物层组成,护套围绕多个分段布置,其中,通过在一部分预应变聚合物层上提供电压在多个分段的至少两个之间生成偏转。

71.如权利要求 70 所述的分段器械,其特征在于,护套围绕多个分段布置从而包围多个分段。

72.如权利要求 70 所述的分段器械,其特征在于,护套围绕多个

分段布置从而包围多个分段以形成围绕多个分段的多层护套。

73.如权利要求 70 所述的分段器械，其特征在于，护套围绕多个分段布置以形成由多个分段和护套形成的工作通道。

74.如权利要求 70 所述的分段器械，其特征在于，护套围绕多个分段布置在多个分段的外周边上。

75.如权利要求 70 所述的分段器械，其特征在于，护套围绕多个分段布置在多个分段的内周边上。

76.如权利要求 70 所述的分段器械，其特征在于，护套包括复合层压聚合物致动器。

77.一种关节连接的器械，包括：

细长、柔性管状主体，所述管状主体为多层壁结构，具有用于插入主体的可选地可操纵的远端和自动可控的近端；

至少一对位于柔性管状主体内部轴向间隔位置处的结构元件；

至少一对顺应性电极，用于在所述多层壁结构中包括的至少一个聚合物层上形成活性区域，所述至少一对顺应性电极位于所述至少一对结构元件之间；以及

控制装置，用于可选地活化活性区域，从而使细长、柔性的管状主体位于所述至少一对结构元件之间的部分可选地可操纵或自动可控。

78.如权利要求 77 所述的关节连接的器械，其特征在于，多层壁结构的最外层是关节连接的器械的外层。

79.如权利要求 77 所述的关节连接的器械，其特征在于，外部柔性护套同心地围绕着柔性管状主体。

80.如权利要求 77 所述的关节连接的器械，其特征在于，在至少一个聚合物层上形成活性区域的至少一对顺应性电极是电活化聚合物致动器的一部分。

81.如权利要求 77 所述的关节连接的器械，其特征在于，在至少一个聚合物层上形成活性区域的至少一对顺应性电极是离子活化聚合物致动器的一部分。

82.如权利要求 77 所述的关节连接的器械,其特征在於,在至少一个聚合物层上形成活性区域的至少一对顺应性电极是非电活化聚合物致动器的一部分。

83.如权利要求 77 所述的关节连接的器械,其特征在於,多层壁结构包括利用层压聚合物薄板结构形成的塑料致动器。

84.如权利要求 83 所述的关节连接的器械,其特征在於,层压聚合物薄板结构包括应变聚合物和/或未应变聚合物。

85.如权利要求 77 所述的关节连接的器械,其特征在於,活性区域提供了一个平面方向的聚合物变形。

86.如权利要求 77 所述的关节连接的器械,其特征在於,活性区域提供了两个平面方向的聚合物变形。

87.如权利要求 77 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述至少一对顺应性电极包括生成多个自由度聚合物变形的电极图案化。

88.如权利要求 77 所述的关节连接的器械,其特征在於,所述多层壁结构的细长、柔性的管状主体包括复合层压聚合物致动器。

89.一种可弯曲器械,包括:

具有远端和近端的细长主体,所述细长主体具有预偏置形状;以及

至少一个连接到细长主体上的活化聚合物致动器,这样,当活化时,至少一个活化聚合物致动器使细长主体的至少一部分改变而脱离预偏置形状。

90.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述至少一个活化聚合物致动器包括电活化聚合物致动器。

91.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述至少一个活化聚合物致动器包括离子活化聚合物致动器。

92.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述至少一个活化聚合物致动器包括非电活化聚合物致动器。

93.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与在手术过程中使用的典型路径相关。

94.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与脉管系统的一部分相关。

95.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与骨骼的一部分相关。

96.如权利要求 89 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与器官的形状相关。

97.如权利要求 96 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与器官的内部形状相关。

98.如权利要求 97 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与心脏的内部形状相关。

99.如权利要求 97 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与结肠的内部形状相关。

100.如权利要求 97 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与肠子的内部形状相关。

101.如权利要求 97 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与喉管的内部形状相关。

102.如权利要求 96 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与器官的外部形状相关。

103.如权利要求 102 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与心脏的外部形状相关。

104.如权利要求 102 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与肝脏的外部形状相关。

105.如权利要求 102 所述的可弯曲器械,其特征在於,所述预偏置形状与肾脏的外部形状相关。

106.一种关节连接的器械,包括:

具有多个分段的细长主体;

多个分段的形成可选地可操纵的远端部的第一部分;

多个分段的形成自动可控近端部的第二部分;

在驱动时关节连接或弯曲多个分段的第一或第二部分的至少一个

活化聚合物致动器；以及

电子运动控制器，所述电子运动控制器构造成活化至少一个活化聚合物致动器并且从第一部分向第二部分传播期望的弯曲。

107.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器驱动第一部分和第二部分两者。

108.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括顺应性电极。

109.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括电荷分布层。

110.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括复合层压聚合物致动器。

111.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括轧制的活化聚合物致动器。

112.如权利要求 111 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述轧制的活化聚合物致动器是复合轧制的活化聚合物致动器。

113.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括不需要电解质即可驱动离子驱动聚合物致动器。

114.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括导电聚合物和顺应性电极。

115.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括导电聚合物和电荷分布层。

116.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括导电聚合物和复合层压聚合物致动器。

117.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括电活化聚合物。

118.如权利要求 106 所述的关节连接的器械，其特征在于，所述至少一个活化聚合物致动器包括非电活化聚合物。

活化聚合物关节连接的器械及插入方法

相关申请的交叉引用

本申请是2002年8月26日提交的美国专利申请10/228,583的部分继续申请,后者是2001年2月20日提交的题为“**Steerable Endoscope and Improved Method of Insertion**”的美国专利申请 No.09/790,204(现已成为美国专利 US 6468203)的继续申请,而后者又要求2000年4月3日提交的美国临时专利申请 NO.60/194,140 的优先权;并且本申请是2003年7月13日提交的美国专利申请 10/622,801 的部分继续申请,后者是2001年10月2日提交的题为“**Steerable Segmented Endoscope and Method of Insertion**”的美国专利申请 No.09/969,927 (现在的美国专利 6,610,007)的继续申请,后者又是2001年2月20日提交的申请 NO.09/790,204 (现已成为美国专利 US 6468203)的部分继续申请,而后者又要求2000年4月3日提交的美国临时专利申请 NO.60/194,140 的优先权;并且本申请要求2003年8月20日提交的美国临时专利申请 NO.60/496,943 的优先权,且它们均全文在此引入作为参考。

技术领域

本发明总体上涉及关节连接的器械 (articulating instruments) 及这种器械的使用。更特别地,它涉及有利地利用塑料机电致动器来帮助关节连接的器械在工业和医学设置中沿着所选路径插入和控制的关节连接的器械、方法和装置。

背景技术

存在多种工业和医学应用中使用的关节连接或可弯曲或可操纵器械的众多实例。一般而言,关节连接的器械的目标是沿所选或期望的

路径前进以实现某项任务，例如检查、修理等。路径越错综复杂，就需要更程度的关节、控制和灵活性来操纵器械进入期望位置。随着关节连接的器械运动和控制的程度增大，操作器械所需的致动器部件的数目、种类和尺寸也会增大。

关节连接的器械用于多种商业设置，包括例如工业机器人应用和医学应用。关节连接的医疗器械的一个实例是内窥镜。内窥镜是用于使病人身体内部可视化的医疗器械。内窥镜用于多种不同的诊断和介入过程，包括结肠镜检查、支气管镜检查、胸腔镜检查、腹腔镜检查和视频内窥镜检查。更加有效地接近身体的远程部或者接近身体一个区域而在路程中避免接触其它区域的愿望通常会导致关节连接的内窥镜和关节连接的手术器械复杂性的增加。

由于结肠具有曲折而盘绕的路径，所以，结肠镜的插入非常复杂。通常需要结肠镜的相当多的操作来使结肠镜通过结肠，从而使过程更加困难并且耗费时间并且增加了潜在的复杂性，例如肠穿孔。已经设计出可操纵的结肠镜来易于选择正确的路径通过结肠的弯曲部。然而，当结肠镜更深地插入结肠中时，就变得很难使结肠镜沿着所选路径前进。仅仅标准结肠镜的远端是可操纵的，远端的长度通常为 10 厘米，并且结肠镜体的剩余部分是被动的。因此装置的性能是受限的。如果结肠镜体的形状在结肠内部呈现复杂的弯曲，由医生或其它使用者施加给结肠镜的推力就不会导致结肠镜远端的前进运动。当形成在任意面中具有一个以上弯曲的复杂弯曲之后，结肠镜近端上的推力导致装置最近处的弯曲的增大。这会导致结肠镜的“环套”，由结肠镜形成的最近处的弯曲部变大并且器械的远端不能进一步前进到结肠中。

在每个转弯处，结肠的壁都必须保持结肠镜中的弯曲。结肠镜沿着每个转弯的外部摩擦结肠的粘膜表面。结肠镜中的摩擦和松弛会在每个转弯处聚集，就使前进和撤回越来越难，并且会导致结肠镜的环套。另外，在结肠壁上的力会随着摩擦的聚集而增大。在极端曲折的情形下，会不能推进结肠镜通过结肠。

对于基于某些类型的聚合物会在某些条件的刺激下变形的原理的

多种机电致动器的研究已经开展了几十年。该研究由 Yoseph Bar - Cohen 在题为 “Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles : Reality, Potential and Challenges” (SPIE Press, 2001 年 1 月) 中进行了整理。当在此使用时,活化聚合物通常是指 Bar-Cohen 所描述的聚合物族。需要更多精确性来精确地描述什么类型的聚合物实际上处于研究之中。将这些聚合物以其活化方式分类是有益的。如 Bar - Cohen 所提出的,这些将包括:非电驱动聚合物、离子驱动聚合物和电驱动聚合物。在每种类型的活化机制中都有很多子类。依照 Bar - Cohen,离子驱动聚合物包括电活性聚合物凝胶、离子聚合物 - 金属合成物、导电聚合物和碳纳米管。

Couvillon 等人已经提出导电聚合物致动器(即,美国专利申请 US 2003/0069474)的一些应用。Couvillon 等人将导电聚合物描述为一类具有共轭骨架(conjugated backbone)并且导电的聚合物。Couvillon 列出了聚苯胺、聚吡咯和聚乙炔作为导电聚合物的实例。Bar - Cohen 和其他人还将这些材料的每一种分类为导电聚合物。

例如由 Couvillon 等人所描述的导电聚合物具有多个限制它们用作关节连接的器械的致动器的缺陷。导电聚合物致动器的活化机制基于导电聚合物膜和电解介质之间的离子交换过程。依照 Bar - Cohen,这是控制和限制导电聚合物致动器的响应时间的因素。响应时间可以通过使用凝胶或液体电解质而改进,但是该可选方案需要致动器被封装起来。另一方面,固体电解质不需要封装但是具有较低的离子电导率并且可能具有或不具有足够低的机械刚度以与关节连接的器械有效地操作。

建议使用导电聚合物的人必须面临的另一个挑战是材料自身。导电聚合物是 π 共轭的系统,其中单键和双键沿着聚合物链交替。这些聚合物并不是固有地导电的,而是使用被称作“掺杂”的过程来化学地或电化学地改变聚合物的结构和电导率,从而改变成导电聚合物。在掺杂过程和多次还原/氧化反应循环之后导电状态的维持中存在很多挑战。此外,共轭聚合物并非是化学稳定的并且它们的充电电容

在它们循环时会逐渐衰退。导电聚合物所面临的另一个挑战是在电极/导电聚合物接口处的层离。在1999年，Smela等人报告说层离是使用具有金电极的聚吡咯的导电聚合物致动器的失效方式（Bar-Cohen，第206页）。

在存在导电聚合物的上文所列和其它挑战以及缺点的情况下，仍然需要更完全实现活化聚合物和基于活化聚合物致动器的优点的关节连接的器械。

发明内容

在本发明的一些实施例中，提供了用于广泛的医学和工业应用的关节连接的器械。在一个方面，关节连接的器械具有提供用于器械的关节连接的多个可控分段。一些分段可由使用者（具有或不具有计算机控制辅助）操纵或控制进入所选或期望的路径或是沿着所选或期望的路径，而其它分段是电子或计算机控制的，从而以所谓的“跟随先导”的方式跟随此前操纵的分段的形状。“跟随先导”技术描述在共同拥有的并且公开未审的美国专利申请（未决的Belson的'203申请）中。在发明的方面中，控制分段是指活化所选机电致动器以将一个分段或多个分段置于期望的形状中。在本发明的其它方面，控制不仅是指活化所选机电致动器来将一个分段或多个分段置于期望的形状中，而且是指使用电子、基于计算机的或其它已知的控制器来在这些分段向远端或近端前进时向其它分段传播所选形状。

在一些方面，关节连接的器械是用于检查病人结肠、其它内部体腔或对于那些器官的壁具有最小冲击的其它内部身体空间的可操纵内窥镜。在一个方面，在此所述的可操纵内窥镜具有分段细长主体，该主体具有人工地或可选地可操纵的远端部（至少一个分段）和自动控制的近端部。在另一个方面，可选地可操纵的远端部可以相对于装置的其余部分沿任意方向挠曲，例如通过控制壁的相对侧面上的弧的长度或所述远端部的环状外围或另外提供改变分段之间相对几何尺寸或关系的驱动力。

在一个方面中，可选地可操纵的远端部可以沿相对于装置的其余部分的任意方向被可选地操纵（或弯曲）直至例如完全 180 度。光导纤维成像束和一个或多个照明纤维可以从近端部向远端部延伸穿过主体。照明纤维优选在其近端与光源例如传统的光源如白炽光或其它光源例如 LED 连通，光源放置在装置和/或病人的外部的某个位置处。或者，内窥镜可以构造成作为具有放置在内窥镜体远端部处的微型视频摄像机例如 CCD 或 CMOS 摄像机的视频内窥镜。视频摄像机可以与照明纤维结合使用。可选地，内窥镜的主体也可以包括一个或两个入口管腔，入口管腔可以用于例如：吹气或灌洗、空气和水的通道和真空通道，等等。通常，内窥镜的主体是高柔性的，这样它能够围绕小直径曲线弯曲而不会皱曲或扭结而同时保持各个通道完整。内窥镜可被制成多种尺寸和配置以用于其它医学和工业应用。

在另一个方面，内窥镜的可操纵远端部可以首先前进通过一个开口进入病人体内，例如经由肛门进入直肠，在结肠造口术过程的情形下通过气门，等等。内窥镜可以简单地前进，人工地或是由电动机或是以其它方法驱动而自动地前进，直至到达病人胃肠道的第一个弯曲处。在这个时候，使用者（例如，内科医生或外科医生）可以主动控制可操纵远端部来达到最佳曲率或是形状以供内窥镜前进。最佳曲率或形状通常是与结肠壁接触数量最小或是干涉最少的路径。在一个变型中，一旦确定了期望的曲率，内窥镜就可以进一步前进到结肠中，这样可控部分的自动控制分段就遵从远端部而同时向可控部分的剩余分段向近端传递最佳曲率或形状。因此，当器械前进时，它会遵从远端部已经形成的路径。可以在共同拥有的美国专利 No.6,468,203 中看到用于插入内窥镜检查装置的一个变型的更加详细的说明，该专利全部在此引入作为参考。下文将详细描述可控分段的操作。

依照本发明的一个方面，关节连接的器械的驱动是由机电致动器实现的，机电致动器由例如基于聚合物活化的塑料致动器构成。在一个方面，机电致动器包括其中聚合物是非电活化聚合物的塑料致动器。在另一个方面，机电致动器包括其中聚合物是离子活化聚合物的塑料

致动器。在另一个方面，机电致动器包括其中聚合物使用库伦力活化的塑料致动器。在另一个方面，机电致动器包括其中聚合物使用电力活化的塑料致动器。在另一个方面，机电致动器包括其中聚合物使用力驱动的塑料致动器，这些力单独或组合使用，例如电致伸缩、静电、压电和/或铁电。

在一个方面，本发明提供了具有可控分段的关节连接的器械，可控分段通过离子活化聚合物机电致动器的受控使用而被驱动或操作，而离子活化聚合物机电致动器不能使用直流电偏置而保持活性状态。在一个方面，本发明提供了一种关节连接的器械，该关节连接的器械可以通过离子活化聚合物致动器的受控使用而进行驱动或操作，而离子活化聚合物致动器可以活化而不需要使用电解质。在另一个方面，离子活化聚合物致动器包括电活性聚合物凝胶。在另一个方面，离子活化聚合物凝胶致动器包括物理凝胶、化学凝胶、化学驱动凝胶或电驱动凝胶。在另一个方面，离子活化聚合物致动器包括离子聚合物-金属合成物。在另一个方面，离子活化聚合物致动器包括碳纳米管。在另一个方面，离子活化聚合物致动器活化，导致关节连接的器械的运动而离子活化聚合物并不经历氧化/还原过程。

在另一个方面，本发明提供了具有可控分段的关节连接的器械，可控分段通过机电致动器的受控使用而被驱动或操作，机电致动器基本上由聚合物和一对顺应性电极构成，顺应性电极连接到聚合物上从而在聚合物上形成活性区域，活性区域用于控制或操作关节连接的器械。

在另一个方面，本发明提供了具有可控分段的关节连接的器械，可控分段通过导电聚合物致动器的受控使用而被驱动或操作，导电聚合物致动器有与电解介质接触的导电聚合物并且电能通过至少一对顺应性电极而提供到导电聚合物和电解介质中。

在另一个方面，本发明提供了具有可控分段的关节连接的器械，可控分段通过机电致动器的受控使用而被驱动或操作，机电致动器由电介质聚合物、一对与聚合物形成活性区域的电极构成，聚合物在活

性区域中的偏转用于控制或操作关节连接的器械。在另一个方面，本发明提供了形成多个活性区域的多个电极对，多个活性区域被协同地控制以操作关节连接的器械。在另一个方面，电极是顺应性电极。

在另一个方面，本发明提供了通过使用从基于电子电活性聚合物的致动器类别中选择的机电致动器被驱动或操作的关节连接的器械。在一个方面，基于电子电活性聚合物的致动器被用于关节连接包括远端可操纵部分的内窥镜的可控分段。在另一个方面，基于电子电活性聚合物的致动器的实施例包括但是并不限于非掺杂聚合物、电介质弹性体、静电致伸缩的 (electrostatically stricted) 聚合物、电致伸缩体聚合物 (即，聚偏二氟乙烯化物 - 三氟乙烯共聚物或 P(VDF-TrFE))、聚氨酯 (例如 Deerfield 制造的 PT6100S)、硅酮 (例如 DowCorning 制造的 Sylgard 186)、氟硅氧烷 (例如由 Dow Corning 制造的 730)、含氟弹性体 (例如由 Laurenl 制造的 143HC)、聚丁二烯 (例如由 Aldrich 制造的 PBD)、异戊二烯天然橡胶乳胶、丙烯酸、丙烯酸弹性体、预应变电介质弹性体、丙烯酸电活性聚合物人造肌肉、硅酮 (CF19 - 2186) 电活性聚合物人造肌肉。

在另一个方面，塑料致动器通过使用层压聚合物薄板结构形成，层压聚合物薄板结构包括组合应变聚合物、未应变聚合物、顺应性电极、生成一个平面方向的聚合物变形的活性区域、生成两个平面方向的聚合物变形的活性区域、生成多自由度的顺应性电极图形化及上述部分的组合。

在本发明的其它方面，塑料机电致动器依赖于其它材料的驱动，例如具有或不具有电流变流体的聚合物凝胶的浸渍混合物、电流变流体、聚丙烯腈、聚二甲基硅氧烷、碳纳米管和碳单壁纳米管 (SWNT)。

在另一个方面，提供了一种沿着路径推进器械的方法，器械具有多个可选地可控的分段、多个自动可控分段、电子运动控制器和塑料致动器，塑料致动器连接到每个分段上来在电子运动控制器的控制下改变分段的几何尺寸，包括使用电子运动控制器来驱动连接到可选地可控分段上的塑料致动器，可选地改变可选地可控分段的几何尺寸来

呈现沿着路径的弯曲；并使用电子运动控制器来使连接到自动可控分段的塑料致动器自动变形，从而改变自动可控分段的几何尺寸以呈现沿着路径的弯曲。

在本发明的另一个方面，塑料致动器是电流变塑料致动器。在另一个方面，该方法包括在自动控制近端自动可控分段中的塑料致动器来向近端传播弯曲的同时，向远端推进器械。在另一个方面，该方法包括在自动控制分段中的塑料致动器来沿着器械向远端传播弯曲的同时，向近端撤回器械。在另一个方面，该方法包括使用换能器、轴向换能器或位置的其它指示器测量前进或撤回。在另一个方面，分段的几何尺寸是通过塑料致动器的驱动被控制的，这样，当器械向近端前进和/或向远端撤回时，弯曲就近似保持固定在空间中。在另一个方面，路径存在于身体的开口中。在另一个方面，路径存在于工业空间例如管道系统中。在另一个方面，路径横穿管。在另一个方面，管是身体中的器官。在另一个方面，器械是内窥镜并且路径沿着病人的结肠。

在本发明的另一个方面，提供了具有多个关节连接分段的内窥镜，其中，每个分段的形状通过可在空气中操作的电活性聚合物致动器的驱动而改变。当在此使用时，“可在空气中操作”是指为了致动器的作用很多活化聚合物可以操作而不依赖于电解质或其它传送介质的性质。可在空气中操作是指为了进行聚合物致动器的操作而没有对这样一种介质的要求。特别地，基于导电聚合物的致动器不能在空气中操作，因为这种聚合物需要浸入或由电解质围绕以进行适当的操作。“可在空气中操作”并未限制在其中非电解质操作聚合物致动器也可能操作的环境。

在本发明的另一方面，每个分段的形状是通过可在空气中操作的两个或更多电活性聚合物致动器的配合驱动而改变的。在本发明的另一方面，至少一个可在空气中操作的电活性聚合物致动器处于非活性，而同时，至少一个可在空气中操作的电活性聚合物致动器被驱动。在本发明的另一个方面，可在空气中操作的电活性聚合物致动器由库伦力驱动。在本发明的另一个方面，可在空气中操作的电活性聚合物致

动器由选自电致伸缩、静电、压电和铁电的力驱动。在本发明的另一个方面，可在空气中操作的电活性聚合物致动器被归类为电子电活性聚合物。在本发明的另一个方面，每个分段还包括多个可在空气中操作的电活性聚合物致动器，该多个电活性聚合物致动器构造成使分段能够沿着与分段的纵轴相关的轴弯曲。在另一个方面，分段能够沿着至少两个相对于分段的纵轴的轴弯曲。

在本发明的另一个方面，提供了构造成驱动每个关节连接分段中的至少一个电活性聚合物致动器的电子运动控制器。在本发明的另一个方面，一部分关节连接分段中的电活性聚合物致动器可选地可控制以遵从弯曲，并且另一部分关节连接分段中的电活性聚合物致动器由电子运动控制器自动控制，从而在内窥镜前进通过弯曲的同时沿着自动可控的关节连接分段传播弯曲。在本发明的另一个方面，电活性聚合物致动器连接在两个邻近的关节连接分段之间，这样，电活性聚合物致动器的驱动导致两个邻近关节连接分段之间的相对运动。在本发明的另一个方面，电活性聚合物致动器是围绕关节连接分段的圆周布置的环。在本发明的另一个方面，电活性聚合物致动器围绕关节连接分段的外围布置。在本发明的另一个方面，三个电活性聚合物致动器围绕关节连接分段间隔分布。在本发明的另一个方面，电活性聚合物致动器均匀地间隔分布。在本发明的另一个方面，电活性聚合物在电活性聚合物致动器中的膨胀使关节连接分段弯曲。在本发明的另一个方面，电活性聚合物在电活性聚合物致动器中的收缩使关节连接分段弯曲。

在本发明的另一个方面，提供了内窥镜，内窥镜具有细长主体、至少一个电子电活性聚合物致动器，该电子电活性聚合物致动器在受到驱动时在某个位置将细长主体的至少一部分弯曲到期望的弯曲；以及电子运动控制器，电子运动控制器构造成驱动至少一个电子电活性聚合物致动器来将细长主体的至少一部分弯曲为期望的弯曲并且在细长主体的未弯曲的部分经过该位置时沿着细长主体的未弯曲部分传播期望的弯曲。在本发明的另一个方面，弯曲是路径的一部分。在本发

明的另一个方面，路径是管状路径。在本发明的另一个方面，路径位于人体内部。在本发明的另一个方面，路径位于人体结肠内部。在本发明的另一个方面，细长主体包括多个分段。在本发明的另一个方面，至少一个电子电活性聚合物致动器通过导致邻近分段之间的相对运动而使细长主体的至少一部分弯曲为期望的弯曲。

在本发明的另一个方面，至少一个电子电活性聚合物致动器连接在两个或更多分段之间。在本发明的另一个方面，电子电活性聚合物致动器是围绕细长主体布置的薄板，薄板具有多个活性区域和多个非活性区域，其中，多个活性区域被设置成弯曲细长主体。在本发明的另一个方面，电子运动控制器可选地驱动活性区域以沿着细长主体传播期望的弯曲。在本发明的另一个方面，细长主体是连续可弯曲的结构。在本发明的另一个方面，至少一个电子电活性聚合物致动器是轧制的电活性聚合物致动器。在本发明的另一个方面，至少一个电子电活性聚合物致动器是轧制的电活性聚合物致动器。

在本发明的另一个方面，提供了包括至少两个分段的关节连接的器械，每个分段具有外表面和内表面并且包括至少两个布置在外表面和内表面之间的内部致动器入口；以及至少一个机电致动器，机电致动器延伸穿过每个内部致动器入口并且连接到至少两个分段上，这样，至少一个机电致动器的驱动就导致至少两个分段之间的偏转。在一个方面，至少一个机电致动器在由电场活化时显示了与电场的平方成正比的引起的应变。在本发明的另一个方面，至少一个机电致动器是被驱动的聚合物致动器。在本发明的另一个方面，被驱动的聚合物致动器可以操作而没有电解质。在本发明的另一个方面，被驱动的聚合物致动器活化机制利用库伦力。在本发明的另一个方面，被驱动的聚合物致动器活化机制使用电致伸缩力、静电力、压电力或铁电力。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是铁电聚合物。在本发明的另一个方面，聚合物致动器包括显示出压电特性的聚合物。在本发明的另一个方面，聚合物致动器包括驻极体材料。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是电介质电活性聚合物。在本发明的另一个方面，被驱动

的聚合物致动器活化机制包括非电活化聚合物致动器。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是化学活化聚合物。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是形状记忆聚合物。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是 McKibben 人造肌肉。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是光活化聚合物。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是磁活化聚合物。在本发明的另一个方面，聚合物致动器是热活化聚合物凝胶。在本发明的另一个方面，被驱动的聚合物致动器活化机制利用电化学力。在本发明的另一个方面，被驱动的聚合物致动器活化机制使用离子力而没有导电聚合物。在本发明的另一个方面，被驱动的聚合物致动器活化机制使用离子力且具有导电聚合物。在本发明的另一个方面，护套在至少两个分段之间延伸。在本发明的另一个方面，分段是连续的。在本发明的另一个方面，分段是环状的。在本发明的另一个方面，至少一个入口具有规则的几何形状。在本发明的另一个方面，至少一个入口具有选自圆形、矩形、卵形、椭圆形或多边形的规则几何形状。在本发明的另一个方面，至少一个入口具有复合的几何形状。在本发明的另一个方面，护套连接在至少两个分段的外表面上。在本发明的另一个方面，护套连接在至少两个分段的内表面上。在本发明的另一个方面，护套连接在至少两个分段的内表面上并且另一个护套连接在至少两个分段的外表面上。

在本发明的另一个方面，提供了一种分段器械，该分段器械包括多个分段；护套，由聚合物层和具有活性区域的预应变聚合物层组成，护套围绕多个分段布置，其中，经过一部分预应变聚合物层提供电压导致在多个分段的至少两个之间产生偏转。在本发明的另一个方面，护套围绕多个分段布置从而包围多个分段。在本发明的另一个方面，护套围绕多个分段布置从而包围多个分段以形成围绕多个分段的多层护套。在本发明的另一个方面，护套围绕多个分段布置以形成由多个分段和护套形成的工作通道。在本发明的另一个方面，护套围绕多个分段布置在多个分段的外周边上。在本发明的另一个方面，护套围绕多个分段布置在多个分段的内周边上。在本发明的另一个方面，护套

包括复合层压聚合物致动器。

在本发明的另一个方面，提供了一种关节连接的器械，包括细长、柔性管状主体，管状主体为多层壁结构，具有用于插入主体的可选地可操纵的远端和自动可控的近端；至少一对位于柔性管状主体内部轴向地间隔的位置处的结构元件；至少一对顺应性电极，在所述多层壁结构中包括的至少一个聚合物层上形成活性区域，至少一对顺应性电极位于所述至少一对结构元件之间；和控制装置，用于可选地活化活性区域，从而使细长、柔性的管状主体位于至少一对结构元件之间的部分可选地可操纵或自动可控。在本发明的另一个方面，多层壁结构的最外层是关节连接的器械的外层。在本发明的另一个方面，外部柔性护套同心地围绕着柔性管状主体。在本发明的另一个方面，在至少一个聚合物层上形成活性区域的至少一对顺应性电极是电活化聚合物致动器的一部分。在本发明的另一个方面，在至少一个聚合物层上形成活性区域的至少一对顺应性电极是离子活化聚合物致动器的一部分。在本发明的另一个方面，在至少一个聚合物层上形成活性区域的至少一对顺应性电极是非电活化聚合物致动器的一部分。在本发明的另一个方面，多层壁结构包括利用层压聚合物薄板结构形成的塑料致动器。在本发明的另一个方面，层压聚合物薄板结构包括应变聚合物和/或未应变聚合物。在本发明的另一个方面，活性区域提供了一个平面方向的聚合物变形。在本发明的另一个方面，活性区域提供了两个平面方向的聚合物变形。在本发明的另一个方面，至少一对顺应性电极包括生成多个自由度聚合物变形的电极图案化。在本发明的另一个方面，多层壁结构的细长、柔性的管状主体包括复合层压聚合物致动器。

在本发明的另一个方面，提供了一种可弯曲器械，包括细长主体，细长主体具有远端和近端，细长主体具有预偏置形状；和至少一个连接到细长主体上的活化聚合物致动器，这样，在活化时，至少一个活化聚合物致动器使细长主体的至少一部分改变而脱离预偏置形状。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括电活化聚合物

致动器。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括离子活化聚合物致动器。在本发明的另一个方面中，至少一个活化聚合物致动器包括非电活化聚合物致动器。在本发明的另一个方面，预偏置形状与手术过程中使用的典型路径相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与一部分脉管系统相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与一部分骨骼相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与器官的形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与器官的内部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与心脏的内部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与结肠的内部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与肠子的内部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与喉管的内部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与器官的外部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与心脏的外部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与肝脏的外部形状相关。在本发明的另一个方面，预偏置形状与肾脏的外部形状相关。

在本发明的另一个方面，提供了一种关节连接的器械，包括具有多个分段的细长主体；多个分段的形成可选地可操纵的远端部的第一部分；多个分段的形成自动可控的近端部的第二部分；在驱动时关节连接或弯曲多个分段的第一或第二部分的至少一个活化聚合物致动器；和电子运动控制器，构造成活化至少一个活化聚合物致动器并且从第一部分向第二部分传播期望的弯曲。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器驱动第一和第二部分二者。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括顺应性电极。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括电荷分布层。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括复合层压聚合物致动器。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括轧制的活化聚合物致动器。在本发明的另一个方面，轧制的活化聚合物致动器是复合轧制的活化聚合物致动器。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括没有电解质而驱动的离子驱动聚合物致动器。在

本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括导电聚合物和顺应性电极。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括导电聚合物和电荷分布层。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括导电聚合物和复合层压聚合物致动器。在本发明的另一个方面，至少一个活化聚合物致动器包括电活化聚合物。在本发明的另一个方面中，至少一个活化聚合物致动器包括非电活化聚合物。

附图说明

图 1(a)至图 1(c)显示了使用电聚合材料的内窥镜的一部分在材料收缩和/或膨胀时的关节。

图 2(a)和图 2(b)分别显示了能够沿着至少两个轴弯曲的分段的透视图和端视图。

图 2(c)和 2(d)分别显示了沿至少两个方向弯曲的分段的透视图和端视图。

图 2(e)和 2(f)显示了具有预设偏置的关节连接的器械的实施例。

图 3(a)至图 3(c)显示了为围绕分段设置电聚合材料的各种可能配置的端视图。

图 4(a)至图 4(c)显示了使用设置在两个邻近分段之间的电聚合材料的内窥镜的一部分的关节。

图 5(a)显示了使电聚合材料形成围绕分段的连续带的分段的透视图。

图 5(b)和 5(c)显示了用于围绕分段圆周设置电聚合材料区域的不同配置的端视图。

图 6(a)和 6(b)分别显示了延伸超过几个分段或接头的电聚合材料连续带的侧面和横截面端视图。

图 7(a)至 7(c)显示了使用设置在柔性材料的一段长度上的电聚合材料的内窥镜的一部分的关节。

图 8(a)显示了使电聚合材料形成围绕材料的连续带的柔性材料的透视图。

图 8(b)和 8(c)显示了用于围绕圆周设置电聚合材料区域的不同配置的端视图。

图 9(a)和 9(b)分别显示了延伸超过内窥镜的一段长度的电聚合材料连续带的侧面和横截面端视图。

图 10(a)和 10(b)分别显示了经由铰链、接头或万向接头连接在一起的多个链节的侧视图和端视图。

图 10(c)和 10(d)分别显示了围绕内窥镜的一部分以各个长度和连续带形成的电聚合材料。

图 10(e)显示了围绕多个分段的圆周设置的电聚合材料的连续套筒。

图 11 显示了电聚合材料的一段长度，它在每侧上具有电极以生成通过电聚合材料的电压电势。

图 12 显示了用于导电墨水的图案，导电墨水可以设置到电聚合材料上，这将允许很大程度的伸长和收缩。

图 13 显示了使用单独的线或成对的线连接到控制器上的各个导体的示意图。

图 14 显示了小控制器的网络的示意图，每个小控制器都能够开关和控制更小数目的用于电聚合材料的电极。

图 15A 和 15B 分别显示了依照本发明的一个实施例换能器部在施加电压之前和之后的顶视图。

图 16A-16D 显示了依照本发明的一个实施例的轧制的电活性聚合物装置。

图 16E 显示了用于依照本发明的一个实施例的图 16A 的轧制的电活性聚合物装置的尾端件。

图 17A 显示了依照本发明的一个实施例的单片换能器，该单片换能器包括位于单个聚合物上的多个活性区域。

图 17B 显示了在轧制之前的依照本发明的一个实施例的单片换能器，该单片换能器包括位于单个聚合物上的多个活性区域。

图 17C 显示了轧制的换能器，该轧制的换能器依照本发明的一个

环境生成二维输出。

图 17D 显示了图 3C 中的轧制的换能器，且对一组沿径向排列的活性区域进行驱动。

图 17E-G 显示了依照本发明的一个实施例的嵌套或复合轧制的电活性聚合物装置的示例性垂直剖视图。

图 17H-J 显示了依照本发明的另一个实施例的嵌套或复合轧制的电活性聚合物装置的示例性垂直剖视图。

图 18A - 18F 显示了可选分段的实施例。

图 19A 和 19B 显示了活化聚合物分段的附加实施例。

图 20A - 20C 显示了使用轧制和复合轧制的（嵌套）聚合物致动器的实施例驱动或操作的关节连接的器械的实施例。

图 21 显示了由聚合物薄板上的多个活性区域驱动的柔性构件的另一个实施例。

图 22 显示了由具有集成的偏转测量能力的聚合物薄板上的多个活性区域驱动的柔性构件的另一个实施例。

图 23 显示了由多个活性区域驱动的柔性构件的另一个实施例。

图 24 和 25 显示了复合层压聚合物致动器和多个活性区域的实施例。

图 26 显示了混合关节连接的器械的实施例。

图 27 和 28 显示了应用到示例性关节连接的器械的“跟随先导”的实施例。

图 29(a) - (d)显示了可变曲率分段的实施例。

图 30(a) - (e)显示了使用非活化电极的可变曲率的实施例。

具体实施方式

对于基于某些类型的聚合物会在某些刺激条件下变形的原理的多种机电致动器的研究已经开展了几十年。在 20 世纪 90 年代，开展了广泛的国际研究，发表了很多论文并且召开了关于活化聚合物致动器的几次会议。2001 年 1 月，该研究由 Yoseph Bar-Cohen 在他编撰的

题为“**Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles : Reality, Potential and Challenges**” (SPIE Press, 2001年1月)的书进行了整理。当在此使用时,活化聚合物通常是指在受到适当的刺激时发生变化的聚合物族。参见,例如 Bar - Cohen 标题 1、3 和 7, 第 1 章(页码 1 - 38)、第 4 章(页码 89 - 117)、第 5 章(页码 123 - 134)、第 6 章(页码 139 - 184)、第 7 章(页码 193 - 214)、第 8 章(页码 223 - 243)和第 16 章(页码 457 - 493),所有这些均全部在此引入。

对活化聚合物进行分类的一种方式是以活化机制的类型来分类。这种分类法由 Bar - Cohen 使用并且在此采用,包括:非电驱动聚合物、离子驱动聚合物和电子驱动聚合物。在每种类型的活化机制中都有很多子类。非电活化聚合物包括化学活化聚合物、形状记忆聚合物、McKibben 人造肌肉、光活化聚合物、磁活化聚合物、热活化聚合物凝胶和利用电化学作用的活化聚合物。

离子活化聚合物包括电活性聚合物凝胶、离子聚合物 - 金属合成物、导电聚合物和碳纳米管这些分组。在一个方面,本发明提供了一种关节连接的器械,该关节连接的器械可以通过离子活化聚合物致动器的受控使用而进行驱动或操作,而离子活化聚合物致动器可以在不需要使用电解质的情况下活化。在另一个方面,离子活化聚合物致动器包括电活性聚合物凝胶。在另一个方面,离子活化聚合物凝胶致动器包括物理凝胶、化学凝胶、化学驱动凝胶或电驱动凝胶。在另一个方面,离子活化聚合物致动器包括离子聚合物 - 金属合成物。在另一个方面,离子活化聚合物致动器包括碳纳米管。在另一个方面,离子活化聚合物致动器活化导致关节连接的器械的运动而离子活化聚合物并不经历氧化/还原过程。

电子活化聚合物包括使用库伦力、电力以及电致伸缩、静电、压电和/或铁电力活化力的聚合物。在另一个方面,本发明提供了通过使用从基于电子电活性聚合物的致动器类别中选择的机电致动器进行驱动或操作的关节连接的器械。在一个方面,基于电子电活性聚合物的致动器被用于关节连接包括远端可操纵部分的内窥镜的可控分段。在

另一个方面，基于电活性聚合物的致动器的实施例包括但是并不限于非掺杂聚合物、电介质弹性体、静电致伸缩的聚合物、电致伸缩体聚合物（即，聚偏二氟乙烯-三氟乙烯共聚物或 P(VDF-TrFE)）、聚氨酯（例如 Deerfield 制造的 PT6100S）、硅酮（例如 Dow Corning 制造的 Sylgard 186）、氟硅氧烷（例如由 Dow Corning 制造的 730）、含氟弹性体（例如由 Lauren1 制造的 143HC）、聚丁二烯（例如由 Aldrich 制造的 PBD）、异戊二烯天然橡胶乳胶、丙烯酸、丙烯酸弹性体、预应变电介质弹性体、丙烯酸电活性聚合物人造肌肉、硅酮（CF19-2186）电活性聚合物人造肌肉。

在另一个方面，依照本发明的实施例的关节连接的器械使用通过使用层压聚合物薄板结构形成的塑料致动器，层压聚合物薄板结构包括应变聚合物的组合、未应变聚合物、顺应性电极、生成聚合物变形的一个平面方向的活性区域、生成聚合物变形的两个平面方向的活性区域、产生多自由度的顺应性电极图案化及上述部分的组合。

在一些实施例中，活化聚合物被预应变。据信，预应变改进了电能和机械能之间的转换。在一个实施例中，预应变提高了聚合物的介电强度。预应变允许电活性聚合物偏转更多并且提供更大的机械功。聚合物沿一个或多个方向的预应变可以描述为在预应变之后沿一个方向的尺寸相对于在预应变之前沿该方向的尺寸中的变化。预应变可以包括聚合物的弹性变形并且可以通过例如沿张力拉伸聚合物并且在拉伸的同时固定一个或多个边缘而形成。在一个实施例中，预应变是弹性的。在驱动以后，弹性预应变聚合物原则上可以是不固定的并且返回其初始状态。预应变可以使用刚性框架而施加在边界或是可以对于聚合物的一部分而局部地实施。

在一个实施例中，预应变均匀地施加到活性聚合物的一部分上以生成各向同性的预应变聚合物。作为实例，丙烯酸弹性聚合物可以沿两个平面方向拉伸百分之二百至百分之四百。在另一个实施例中，预应变沿不同的方向不均匀地施加到聚合物的一部分上来生成各向异性的预应变聚合物。在这种情形下，聚合物在受到驱动时在一个方向中

的偏转会大于在另一个方向中的偏转。尽管不希望被理论约束，但是据信，沿一个方向使聚合物预应变可以沿预应变方向提高聚合物的刚度。相应地，聚合物沿高预应变方向相对更硬并且沿低预应变方向更加柔顺，并且一旦驱动，大部分偏转就会发生在低预应变方向中。作为实例，所使用的丙烯酸弹性聚合物可以沿第一方向拉伸百分之一百并且沿垂直于第一方向的方向拉伸百分之五百。可以在授予 Pelrine 等人的题为“Monolithic Electroactive Polymers”的美国专利 6,664,718 中发现与预应变活化聚合物相关的附加细节，该专利在此全部引入作为参考。

在本发明的其它方面，依照本发明的实施例的关节连接的器械利用塑料机电致动器，塑料机电致动器依赖于其它材料的驱动，例如具有或不具有电流变流体的聚合物凝胶的浸渍混合物、电流变流体、聚丙烯腈、聚二甲基硅氧烷、碳纳米管和碳单壁纳米管(SWNT)。

关节连接的器械包括多种不同类型的制品，包括例如无线内窥镜、机器人内窥镜、导管、为其用途而特别设计的导管，例如血栓溶解导管、电生理学导管和导向导管、插管、手术器械或导入器护套或其它过程特定的关节连接的器械。

此外，关节连接的器械包括用于医学检查或内部身体结构治疗的可操纵的内窥镜、导管和插入装置。在下文中的美国专利和美国专利申请中描述了许多这种器械，每个专利和专利申请的公开都在此全部引入作为参考：美国专利 No.6,610,007； 6,468,203； 4,054,128； 4,543,090； 4,753,223； 4,873,965； 5,174,277； 5,337,732； 5,383,852； 5,487,757； 5,624,380； 5,662,587； 6,770,027； 6,679,836 和美国专利申请系列号 09/971,419（授予通知时间为 2004 年 2 月 24 日，2004 年 5 月 27 日支付公布费用）。

可操纵的多分段的计算机 - 控制的内窥镜检查装置是可用于讨论目的而描述本发明的一些实施例的一个具体实例。这种内窥镜的实例描述在均转让给本申请人的美国专利 6,468,203 和 6,610,007 中。这些可操纵的分段内窥镜可以用于插入病人的身体中，例如，通过肛门来

进行结肠镜检查。可以在共同拥有的并且在上文中已经引用的美国专利 No.6,468,203 中看到这种装置和利用蛇形“跟随先导”类型的运动推进到病人的身体中的方法的实例。内窥镜的每个分段都可以被单独地驱动和控制以生成任意形状。使用这种“跟随先导”类型的算法，装置可以前进到曲折的管腔或路径中而不会影响邻近的组织或物体。

在 2001 年 10 月 2 日提交的序列号为 2002/0062062 的美国专利申请中描述了实现“跟随先导”运动的分段驱动的另一变型。如上文所述，变型之一使用装载在每个单个分段的至少大部分上的电动机。在此描述的电动机可以在本发明的一些实施例中替换为电活性聚合物旋转离合器电动机，例如 Heim 等人的题为“Electroactive Polymer Rotary Clutch Motors”的美国专利申请公布 US 2002/0175598 所述，或是替换为电活性聚合物旋转电动机，例如 Heim 等人的题为“Electroactive Polymer Rotary Motors”的美国专利申请公布 US 2002/0185937 中所述，这两篇专利申请均在此全部引入作为参考。邻近分段可以经由铰链或接头而相对于彼此枢转。另一个变型描述于 2002 年 8 月 27 日提交的申请序号为 2003/0045778 的美国专利申请中。如所述，多分段内窥镜的每个分段可以由连接到一个或几个致动器例如位于内窥镜检查装置远处的电动机上的推-拉缆线或“腱”（在本领域中也称为“Bowden 缆线”）驱动。这些专利中的每一个都是共同拥有的并且在此全部引入作为参考。

如此处所述，活性聚合物材料可以与多分段关节连接的器械结合使用来改变例如两个邻近的分段、多个分段、一段关节连接的器械或整个关节连接的器械的长度之间的关系。器械的一部分的弯曲可以通过在材料的尺寸或长度中引起相对差而获得，材料例如为活性聚合材料，活性聚合材料设置在器械附近或是围绕器械设置或是连接到器械上，这样，聚合物的活化导致器械的受控关节连接。例如，利用活性聚合物材料的致动器可以位于内窥镜的一部分的相对侧面上，这样，活性聚合物材料的活化就导致该范围朝具有活化聚合物致动器的侧面弯曲。在一个可选实施例中，利用活性聚合物材料的另一个致动器可

以与此前提及的致动器相对地设置,从而不沿着相对侧面收缩或膨胀,从而易于内窥镜的该部分的弯曲或枢转。所获得的形状将具有材料沿着内径的收缩部分和材料沿着外径的未收缩或膨胀长度。

考虑具有第一侧 12 和第二侧 14 的分段 10。沿着这些侧配设了活性聚合物材料或致动器(未显示)。当致动器或材料都未活化时,分段保持在中立位置(图 1b)。另一方面,图 1(a)显示了如下情形,其中沿着所示分段 10 的第一侧 12 的长度即 L_1 设置的材料少于沿着第二相对侧 14 设置的材料长度即 L_2 , 并且获得的分段的弯曲朝向第一侧 12。图 1(b)显示了如下情形,其中第一侧 12 的长度 L_1 等于第二侧 14 的长度即 L_2 , 并且获得直立的非弯曲的分段 10 的形状。图 1(c)显示了如下情形,其中第一侧 12 的长度 L_1 大于第二侧 14 的长度 L_2 , 并且所获得的分段 10 的弯曲朝向第二侧 14。

通常会希望能够以各种方向或是适合应用的尽可能多的方向控制关节连接的器械的弯曲。在一个优选实施例中,基于活性聚合物的致动器提供了控制,使分段能够沿着至少两个轴相对于分段纵轴弯曲。分段 20 显示了一个配置来实现这种控制和能够沿着两个轴弯曲的关节(图 2a-2d)。图 2(a)和图 2(b)分别显示了分段 20 的侧视图和顶视图。分段 20 是直的,并且各侧的长度 L_1 、 L_2 、 L_3 和 L_4 全部相等。图 2(c)和图 2(d)分别显示了受到驱动或弯曲的分段 20 或分段 20'的侧视图和顶视图。由于连接到分段 20'上的活化聚合物致动器的受控驱动,分段 20'会沿两个方向被关节连接:朝向 L_2 表示的一侧,并且也从纸面中出来朝向由 L_3 表示的一侧。为了使显示的分段 20'如图所示弯曲, L_2' 可以制成短于长度 L_1' , 并且长度 L_3' 可以制成短于长度 L_4' , 例如通过使沿着 L_2' 和 L_3' 设置的活化聚合物材料或致动器收缩。这样,就可以使分段 20'沿两个独立的轴关节连接或弯曲。或者,沿着 L_2' 和 L_3' 的电聚合材料可以保持未驱动并且沿着相对侧 L_1' 和 L_4' 的材料可以膨胀以导致所获得的弯曲。在另一种可选方案中,分段 20'的所有侧都可以连同另一个使用。例如,沿着侧 L_2' 和 L_3' 的材料可以收缩而沿着侧 L_1' 和 L_4' 的材料可以同时膨胀。

在另外一种可选方案中，分段 20' 可以表示分段的初始未活化状态，该分段被预应变或处于具有预定和期望形状或弯曲的偏置状态。在该示意性实例中，分段 20' 在非活性状态中向右弯曲(图 2c 和图 2d)。当连接至分段 20' 的活化聚合物或致动器活化时，分段被驱动进入直立状态。分段的预偏置允许使用较少致动器的驱动。在该示意性实例中，可以除去沿着侧 12 的致动器，因为预偏置提供了由致动器在该位置提供的曲率。在操作期间，如果希望的话，预偏置会减小(即，小于向右转 90 度)、消除(即，如图 2a 中直立)或者关节连接成另一个配置。

还以关节连接的器械 22 显示预偏置的使用(图 2e、2f)。关节连接的器械 23 包括多个分段(为清楚起见未显示)，该多个分段具有可选地可操纵的远端部 25 和自动控制的近端部 26。关节连接的器械 22 可以预偏置成任意的期望弯曲。弯曲可以表示所使用的典型路径，例如，在外科手术过程例如胸腔内的手术中，其中预偏置形状与器械在最终就位时的可能的形状相关。可以操作总的预偏置形状来根据病人的特定解剖体对形状进行精调。在另一个实例中，预偏置形状可以与脉管系统形成的路径有关或是与器官例如心脏内的解剖体有关。

现在将针对作为通过使用活性聚合物层或致动器驱动的可控分段结肠镜的应用进行描述。一旦关节连接的器械 22 已经被润滑并且通过肛门 A 插入病人的结肠中，远端就会前进通过直肠直到到达结肠中的第一个转弯。该第一个转弯在图 2f 中显示为弯曲 24。若要通过该转弯，使用者通过转向控制朝 S 形结肠人工地操纵可选地可操纵的远端部 25。从该转向控制到可选地可操纵的远端部 25 的控制信号由电子运动控制器监视。一旦选择了用于将器械 22 的远端推进 S 形结肠中的可选地可操纵的远端部 25 的正确弯曲，该弯曲就记录到电子运动控制器的存储器中作为参考。无论是以手动方式或自动方式操作，一旦选择了可选地可操纵的远端部 25 的期望弯曲(24)，当关节连接的器械 22 向远端前进时，所选弯曲 24 就使用电子运动控制器向近端沿着自动控制的近端部 26 传播。如“跟随先导”技术(描述在下文)中常见的那样，当关节连接的器械 22 向远端前进通过 S 形结肠时，弯曲 24

保持固定在空间中。

然而，超过第一个转弯到达 S 形结肠，横穿结肠可以视为一系列的“左转弯”。考虑，例如，从 S 形结肠横穿结肠进入降结肠、从降结肠进入横结肠以及从横结肠通过右（七个）弯曲进入升结肠包括一系列左转弯。如此，预偏置弯曲 23 是左手预偏置的实例，一旦结肠被横穿，左手预偏置就可以用于接近关节连接的器械的总取向。这样，为了使器械 22 横穿结肠，在它前进时可选地将预偏置除去。预偏置也可可选地除去以更加紧密地接近病人的解剖体。在可选实施例中，预偏置的形状可以成形为不同于如上所述的最终位置的任意位置。

图 2f 也显示了器械如何可以在一些部分中被驱动而又在其它部分中保持预偏置状态。例如，可选地可操纵的端部 25 被关节连接以形成弯曲 24，中间区域被驱动来减少预偏置曲率而同时近端保持初始的预偏置曲率。可以理解，预偏置的使用可以允许需要较少的致动器来将器械保持在最终位置或者总体上可以使用较少的致动器。例如，在器械 22 的左手偏置中，沿着侧 23a 的致动器可以较少或是不存在。因此器械 22 的这种实施例就通过致动器的使用而被驱动，从而减少、废除或克服并且调整器械脱离预偏置形状。

提供了一种可弯曲的器械 22，器械 22 具有细长主体，细长主体具有远端 25 和近端 26。细长主体配设有预偏置形状。存在至少一个连接到细长主体上的活化聚合物致动器，这样，当活化时，至少一个活化聚合物致动器使细长主体的至少一部分脱离预偏置形状。在一个实施例中，至少一个活化聚合物致动器包括电活化聚合物致动器。在另一个实施例中，至少一个活化聚合物致动器包括离子活化聚合物致动器。在另外一个实施例中，至少一个活化聚合物致动器包括非电活化聚合物致动器。除了如上所述的预偏置形状或与之结合，预偏置形状实施例还包括：预偏置形状与下述内容相反：在手术过程中使用的典型路径，脉管系统的一部分；骨骼的一部分、器官的形状，包括内部和外部器官形状两者。在一些实施例中，预偏置形状与心脏、结肠、肠子或喉管的一部分的内部形状相关。在一些实施例中，预偏置形状

与心脏、肝脏或肾脏的一部分的外部形状相关。

在一些实施例中，关节连接的器械是使整个组件朝一个实施例中大体上线性的配置偏置或使整个组件偏置或非线性配置或如上所述的专用配置的恢复力。如上所述，致动器可以用于偏离该大体上线性的配置。可以理解，可以配设多个传统已知机构中的任意一个来赋予关节连接的器械适当的偏置。例如，并且如此前所示，器械可以布置在弹性套筒中，它趋于使系统恢复成由套筒的应变的、未应变的或其它设计的形状所确定的配置。或者，可以相对于分段的结构元件布置弹簧或其它适当的弹性构件来将器械恢复到期望的配置，线性、非线性或如它处所讨论的其它形状。在另外一个可选方案中，器械本身的结构元件可以单独地或是与其它适当的弹性或可恢复性构件结合来保持器械或是将器械恢复至期望的配置。

在本发明的关节连接的器械的一些实施例中，希望具有器械分段两侧的至少两个可控的长度。在一些实施例中，需要至少两个可控的分段长度来提供两个独立的轴以允许分段沿任意数目的方向弯曲。在一些实施例中，每个侧面或可控长度可独立地驱动。或者，可以与设置成与可控长度或致动器相对的偏压的弹簧式元件一起而对每个轴使用单个可控的长度。在一个可选实施例中，固定一个轴的侧面上的长度然后改变相对侧面的长度。例如，参照图 2(a)，如果长度 L_1 和 L_3 是固定的，那么驱动长度 L_2 和 L_4 就能够使分段 20' 沿多个方向弯曲。

在另一个可选实施例中，三个独立的可控致动器或活化聚合物材料可以连接至器械的侧面以控制器械的驱动。代替以 90 度的间隔相间隔，如图 2 所示的那样，独立可控致动器或活化聚合物材料可以以 120 度的间隔相间隔或是围绕关节连接的器械的圆周形成 60 度的弧形分段。通过延伸，形成区段（包括纵向、水平或横向区段）的任意数目的可控致动器或活化聚合物材料可以连接到关节连接的器械上或是其分段上或是分段组上以按照希望提供器械的弯曲和/或关节连接。

在一些实施例中，优选控制连接到器械相对侧面上的至少一对活化聚合物致动器。这会得到分段的四个独立可控的侧面或部分，它们

可以用来确定分段的弯曲。这可易于简化用于确定期望或所需弯曲的计算。这还会导致在使分段弯曲时期望的可控性和响应度。例如，图 3(a)显示了分段 30 的顶视图，分段 30 的配置是利用沿着侧面的四个独立可控的致动器来确定侧面的长度或分段 30 的弯曲。在该实施例中，致动器 (U、D、L 和 R) 围绕分段 30 的圆周以 90 度的间隔布置在相对的侧面上。或者，图 3(b)中的分段 32 显示了沿着侧面 (U、L、R) 的用于确定侧面长度的三个独立可控的致动器。三个致动器 U、L、R 围绕分段 32 的圆周以 120 度的间隔相间隔。图 3(c)显示了另外一个变型 34，显示了用于确定分段 34 的侧面长度的两个独立可控的侧面 U、R 和与侧面 U、R 相对的两个固定长度的侧面 D、L，它们以 90 度的间隔布置。

虽然上文显示的实例旨在将活化聚合物材料和致动器围绕分段沿圆周设置的具体的变型，但是这些实例是示意性的并且用于其设置的其它变型和配置也包括在本公开的范围之中。

在一些实施例中，活化聚合物材料和/或基于活化聚合物的致动器可以构造成用于控制关节连接的器械的部分或分段的侧面的长度，从而弯曲或操作器械进入期望的方向、取向或配置。通过单独地设置活化聚合物材料或致动器的可控件或区域，这样，它们就可以作用在器械的分段上，从而改动、缩短、延长或改变器械的分段或部分的相对位置并且控制活化聚合物的收缩和/或活化，因此关节连接的器械分段就可以按照希望的那样弯曲和挠曲。

在一个实施例中，活化聚合物材料和/或基于活化聚合物致动器的零件或长度可以围绕两个邻近分段 42、44 之间的铰链或接头 40 的外围或圆周布置 (图 4(a)至 4(c))。活化聚合物材料和/或基于活化聚合物的致动器 46、48 的零件 50、52 的端部可以围绕铰链或接头 40 固定到邻近的分段 42、44 上。同样地，活化聚合物材料和/或基于活化聚合物的致动器 46、48 的活化或长度的改变将在铰链或接头 40 上施加力并且使之沿其运动轴而弯曲。如图 4(a)所示，活性聚合物材料 46 上第一侧 L_1 上的长度的压缩受到控制，这样，它就与第二侧 L_2 上的材

料 48 的长度相同，铰链 40 不会弯曲并且将设计成直的配置。在这种情形下，铰链 40 可选地处于活化聚合物材料和/或基于活化聚合物致动器 46、48 两者的相等的张力下，或者它可以并未处于来自于长度 L_1 或 L_2 的张力下。

为了朝 L_1 将接头或铰链弯曲到第一侧，如图 4(b)所示，聚合材料 46 的长度就会收缩而聚合材料 48 的长度 L_2 就会松弛或膨胀。为了朝 L_2 将接头或铰链 40 弯曲到相对的第二侧，如图 4(c)所示，聚合材料 48 的长度 L_2 就会收缩而聚合材料 46 的长度 L_1 就会松弛或膨胀。聚合材料也可以位于在邻近的分段 42、44 和铰链 40 内部形成的空隙空间或管腔内部。图 4 是示例性的实施例，其中活化聚合物材料和/或基于活化聚合物的致动器构造成围绕分段和铰链的外部。可选的配置也是可能的，比如其中活化聚合物材料和/或基于活化聚合物的致动器布置在分段和/或铰链内部或之间的配置。

尽管图 4 中所示的实施例包括相等长度或尺寸（即 L_1 等于长度 L_2 ）的活化聚合物致动器，但是本发明的其它实施例并未这样限制。其它变型可以采用围绕相同接头或铰链的具有不同长度的活化聚合物致动器和/或材料的长度、尺寸和形状。在一个实施例中，当两个长度处于中立或非活化配置中时，第一长度 L_1 可以长于或短于第二长度 L_2 。当一个或两个长度受刺激而收缩或膨胀时，邻近的分段可以构造成围绕接头或铰链相对于彼此以不同的角度弯曲。或者，具有不同长度的活化聚合物致动器和/或材料可以构造成实现分段围绕分段纵轴均匀的弯曲。

在另一个可选实施例中，关节连接的器械的设计可以通过使用万向接头代替铰链而延伸至两个弯曲轴。万向接头允许相对于分段纵轴沿任意方向弯曲。在这种情形下，活化聚合物材料和/或活化聚合物致动器的长度可以穿过万向接头围绕分段的圆周布置，这样，邻近分段就可以沿任意期望的方向弯曲。这优选地使用布置在分段之间的材料的至少两个长度，这样，它们均能够实现接头沿两个独立轴的每一个的运动。在一个实施例中，材料或致动器的长度的最小数目是两个。

在其它实施例中,可以使用任意的数目来导致万向接头的期望的弯曲。在另一个具体实施例中,四个长度的活化聚合物材料或致动器围绕万向接头的外围间隔布置,这样,在活化时,它们就在两个独立的弯曲轴的每一个中产生推力和/或拉力。在一个实施例中,间隔是90度。在可选实施例中,间隔并非90度的间隔而是适于所用接头的特定几何尺寸的另一设置。

现在转向图5a、b和c,其中显示了本发明的活化聚合物驱动的器械的另一个实施例。在该实施例中,活化聚合物材料的连续带被形成具有一定长度并且围绕两个邻近的分段62、64设置的环形环60。铰链66置于分段62、64之间。活化聚合物环60围绕可以沿一个或多个轴弯曲的铰链66的外围布置。或者,分段62、64可以使用万向接头66'连接在一起,万向接头66'可以沿两个或更多个轴弯曲,如图5(a)所示。环形环60可以是具有多个活性区域的单片活化聚合物材料(图5a),它具有活性区域,该活性区域偏转聚合物的所选部分,从而导致分段62、64的可控运动。在可选配置中,环形环可能不是单件而是多个纵向活化聚合物带,例如图5b中的聚合物带68、70和72。在一个实施例中,可控活化聚合物区域68、70、72单独地(或者,作为单件环形环60的子集)被构造和控制成,如所希望的,它们可以通过使用电极而收缩、松弛和/或膨胀,电极可以通电、去电和/或使极性反向通电以赋予分段62、64所期望的形状或取向。在一个优选实施例中,每个可控区域68、70、72和单个环60都是可以独立控制的。同样地,活化聚合物材料的单件或长度可以用于沿任意期望的方向驱动铰链66或万向接头66'。

尽管显示了电聚合材料的三个独立可控区域,但是可以生成任意数目的可单独控制的区域。在一些实施例中,区域的数目大于或等于二。在一个实施例中,区域布置成,它们在它们所控制的轴线的平面内作用。例如,如所希望的,可以采用如图5(b)所示的三个区域68、70、72或如图5(c)所示的四个区域74、76、78、80来单独地控制区域来生成推力和/或拉力。

在另外一个变型中，被形成环形环并且围绕分段的外围设置的电聚合材料的连续带的长度可以更长，这样，它就延伸超过几个即超过至少两个铰链或万向接头，如图 6(a)所示。它可以制成单个连续件并且可以覆盖柔性内窥镜结构的一部分长度或乃至整个长度。在该配置 90 中，电聚合材料的独立可控区域例如区域 96、98、100、102 等等可以生成和定位成它们能够在每个铰链、接头或万向接头或电聚合材料 92、94 的套筒内部包含的所有铰链、接头或万向接头上沿着内窥镜的长度施加弯曲力。电聚合材料可以在铰链或接头之间的硬区段的中点处或中点附近固定到铰链或接头结构上，从而向铰链和接头施加力以使它们弯曲，或可选地电聚合材料可以不连接到该结构，并且使用摩擦接触和弹性向结构施加力或是使结构符合使用电极使之受控而呈现的形状。或者，电聚合材料的长度可以位于分段、铰链和/或万向接头内部，在内部形成的任意空隙空间中。

在另一个实施例中，多分段关节连接的器械 90 包括多个单独可控区域（图 6a）。在该实施例中，关节连接的器械 90 包括 6 个由活化聚合物材料 92、94 覆盖的铰接的分段。在一个实施例中，活化聚合物材料被分成对应于分段之间的铰接部的多个可控分段。在活化时，这些活化聚合物材料围绕铰链在分段之间生成受控的运动（即，分段 5-6 可以由可控分段 100 或可控分段区段 102 改变）。关节连接的器械 90 可以通过聚合物材料 92、94 的单独可控区域 96、98、100、102 中活化聚合物的活化而沿期望的方向弯曲每个铰链或接头。在关节连接的器械 90 的一个实施例中，活性聚合物材料的连续带延伸器械的长度或该长度的子集并且形成护套。该护套可以由生物适合的材料形成或镀有生物适合的材料，例如硅酮、聚氨酯，或是在内窥镜或其它医学装置中通常使用的其它任意生物适合的材料，这样，它就可以与活组织接触而不会导致伤害或损伤。在一个实施例中，用于控制活性聚合物材料或致动器的形状和长度的电极是绝缘的或被覆盖以防止电击，这同样可以由生物适合的材料实现。在另一个实施例中，电极是顺应性电极。在另外一个实施例中，护套是多层层压聚合物致动器的一部分。

在一个实施例中，护套在包括铰链和连接到铰链上的活化聚合物材料的分段结构上形成一次性盖。在另一个实施例中，护套是可清洁的、可洗的和/或可再用的。

图 6(b)显示了可控区域的另一个实施例的剖视图。可提供几段活化聚合物材料和非活化聚合物材料，而非使整个套筒都为活化聚合物材料。例如，区段 104、110 可以是具有活化聚合物的部分（例如，在它们的一部分表面上分配的顺应性电极）而剖面 106、108 不具有活化聚合物或是由非活化聚合物材料形成。或者，部分 104、106、108、110 中的每一个可以由活化聚合物材料形成并且可以彼此独立地单独控制。区段并不需要限于所示的纵向区段。其它可选实施例包括：多于四个区段、多个同心纵向区段、环状区段、多个同心环状区段以及纵向区段、环状区段和同心区段的组合。

在另一个可选实施例中，可弯曲器械或关节连接的器械并不使用如图 6 中的分段而使用连续的柔性材料。如图 7 所示，典型的分段 124 由柔性材料形成，例如软管、管、弹簧或可以弯曲或挠曲的任意其它连续材料。在所示实施例中，活化聚合物材料 120、122 的区段、零件或长度围绕分段 124 的外围布置。活化聚合物材料的零件连接到分段 124 上，这样，聚合物的活化就会导致分段 124 的期望的偏转、弯曲或其它驱动。活化聚合物材料可以在任意数目的位置上连接到分段 124 的结构上，例如，沿着分段的外部、分段的内部、仅仅在分段的端部、连续地沿着分段长度或是以任意其它方式，这样，活化聚合物材料的活化就会导致分段 124 的形状、取向、弯曲或总体几何尺寸的受控变化。

现在将参照图 7a、7b 和 7c 描述分段 124 的示例性驱动。如图 7(a) 所示，当电聚合材料 120 在具有长度 L_1 的第一侧上的长度受到控制这样它就与材料 122 在具有长度 L_2 的第二侧具有相同的长度时，分段 124 将不弯曲，并且处于直的构形中。在这种情形下，分段 124 可选择地处于两个活化聚合物材料 120、122 的相等张力下，或者，分段 124 并未处于任一活化聚合物的张力下。如图 7(b) 中所示，为了朝第

一侧弯曲分段 124，分段 124 左侧 (L_1) 上的活化聚合物材料或致动器 120 就会收缩，而右侧 (L_2) 上的活化聚合物材料或致动器 122 就会松弛或膨胀。如图 7(c) 中所示，为了朝右侧弯曲分段 124，分段 124 右侧 (L_2) 上的活化聚合物材料或致动器 122 就会收缩，而左侧 (L_1) 上的活化聚合物材料或致动器 120 就会松弛或膨胀。图 7 出于示意性目的显示了软管、管或弹簧沿一个轴（左-右）弯曲，但是通过添加电聚合材料的附加的单独可控的长度，它们也可以扩展到两个轴或三维，从而使软管、管或弹簧在离开页面的平面中弯曲（上-下）。

在另外一个变型中，活化聚合物材料连续带可以形成环形环并且围绕分段 130 例如软管、管、弹簧或能够沿任意方向弯曲或挠曲的其它连续材料的外围设置。在该配置中，如图 8(a) 所示，活化聚合物材料的独立可控区域 132、134、136 制成，如所需要的，它们可以通过使用电极而收缩、松弛和膨胀，且电极可以通电、去电或电极反向通电。这样，单件活化聚合物材料就可以用于驱动一段长度的分段 130。可以生成任意数目的活化聚合物材料的单独可控区域 132、134、136。在一个实施例中，具有两个可控区域。在另一个实施例中，具有三个可控区域，如图 8(b) 中所示的三个区域 132、134、136。在另外一个实施例中，具有四个或更多可控区域，例如图 8(c) 中所示的四个区域 138、140、142、144。在任意上述区域中，区域都可以布置成它们可以在它们控制的轴线的平面中膨胀和/或收缩和/或可以用于单独地控制区域以在分段 130 上生成推力和/或拉力。

图 9(a) 显示了本发明的关节连接的器械的可选实施例。关节连接的器械 150 包括活化聚合物材料 152、154 的连续带，在该实施例中，连续带形成环形环并且可以围绕由一段长度的软管、管、弹簧或任何其它可沿期望方向弯曲或挠曲的连续材料 153 形成的空隙空间的外围或沿着该空隙空间的内径设置。在一些实施例中，活化聚合物材料具有足够的长度，这样，它就延伸超过几个“分段”。在图 9(a) 中，由于对每个可控区段或区域 156、158、160、162 的单独控制，所以生成了连续结构的五个“分段”。这些分段定义为可以沿任意方向弯曲的独立

可控区段。分段可以选择为任意期望的长度。在关节连接的器械为内窥镜的一个示例实施例中，分段的长度范围可以例如从 1 厘米到 10 厘米。对于其它应用，可以使用甚至更小的分段长度并且这将取决于应用。在其中关节连接的器械预计要通过脉管系统或其它受约束的路径的一些实施例中，分段长度可以小于一厘米，例如 50 毫米或 25 毫米。

所使用的活化聚合物材料 152、154 可以制成单个连续件，并且可以制成覆盖软管、管、弹簧或组成柔性内窥镜结构 150 的其它柔性材料的整个长度。在该配置中，生成活化聚合物材料的独立可控区域 156、158、160、162 并且它们设置成能够在每个分段上沿着内窥镜的长度施加弯曲力，或者尽可能多的分段容纳在活化聚合物材料的套筒中，而活化聚合物材料的套筒可以小于内窥镜的整个长度。活化聚合物材料 152、154 可以在每个分段的终点处或附近固定到软管、管、弹簧或其它组成内窥镜的柔性材料上，从而向分段施加力，以使它们弯曲，或可选择地，活化聚合物材料 152、154 可以不连接到该结构，或者使用摩擦接触和弹性向结构施加力，或是使结构符合使用电极使之受控而呈现的形状。

图 9(a)显示了一个实施例，该实施例使活化聚合物材料的单独可控区域 156、158、160、162 设计成如此作用以致它们能够沿期望的方向弯曲每个铰链或接头。在这种结构中，活化聚合物材料连续带延伸在由一系列分段形成的内窥镜的长度或长度的子集上来形成护套。该护套可以由生物适合的材料形成或镀有生物适合的材料，例如硅酮、聚氨酯，或是在内窥镜或其它医学装置中通常使用的其它任意生物适合的材料，这样它就可以与活组织接触而不会导致伤害或损伤。用于控制活化聚合物材料的形状和长度的电极可以是顺应性电极并且可以是绝缘的或被覆盖以防止电击，这同样可以由生物适合的材料实现。在一个实施例中，护套是一次性的。在另一个实施例中，护套是可清洁的和可再用的。

图 9(b)显示了可控区域的一个部分的一个实施例的剖视图。可控

区域部分 166、168 可以配设有活化聚合物材料而部分 164、170 可以由非活化聚合物材料组成。在另一个可选实施例中，每个可控区域部分 164、166、168、170 可以包括活化聚合物材料并且每个都可以彼此独立地进行控制。

在另外一个变型中，长度（分段）180 的软管、管、弹簧或可选的柔性材料或结构可以由多个铰链、接头、或万向接头 182 至 192 组成，如图 10(a)所示。铰链、接头或万向接头 182 至 192 可以连接在一起形成分段 180，如图 10(a)所示，然后通过使用活化聚合物材料而沿两个轴弯曲。铰链、接头或万向接头 182 至 192 可以形成内管腔 194 或工作通道，如图 10(b)中的分段 180 的端视图所示，内管腔 194 足够大，这样，部件就可以装配在所形成的管腔 194 中或穿过所形成的管腔 194。工具和部件例如电缆、管、工作通道、光纤和其它工具、照明束等可以穿过管腔 194。对于使用构造成仅仅沿一个轴弯曲（与万向接头相反，万向接头能够沿至少两个轴弯曲）的铰链或接头的配置，优选使铰链或接头的取向交替，这样，每隔一个铰链或接头就沿一个轴（例如，左-右）弯曲，且中间的铰链或接头沿另一个轴（例如，横向或上-下）弯曲。

接头 182 至 192 之间沿分段 180 纵向向下的间隔优选地相对于每个链节的直径小（例如 1: 1 或更小），这样，覆盖邻近链节之间的接头的直的未关节连接的材料长度就相应地小。这样，一系列离散铰链、接头或万向接头 182 至 192 就可以接近柔性材料（例如软管、管、弹簧等等）的连续形状。在该变型中，活化聚合物材料可以用在如上所述的任意变型中。

在图 10(c)中所示的一个实施例中，可以在分段的外部或内部使用单件或单个长度的活化聚合物材料 182、184 来向由铰链或接头形成的分段施加弯曲力。或者，如图 10(d)所示，连续带 186 可以围绕分段的圆周设置或者设置在分段的内径（为分段的长度或分段的至少部分长度）中，并且在终点上或是终点附近连接在分段上。在如图 10(e)所示的另一个可选实施例中，连续套筒 188 可以围绕多个分段 190、192

的圆周设置，分段 190、192 可以包括整个内窥镜或组成内窥镜的分段的子集。在其中使用连续带或套筒的变型中，优选地使活化聚合物材料构造成它在一些实施例中具有围绕每个分段的圆周的四个单独可控区域，并且这些区域可以依照铰链或接头的弯曲轴线施加推力和/或拉力。可以使用活化聚合物材料的单独可控件或长度或者使用覆盖活化聚合物材料的各个区域的单独可控电极来沿任意期望的方向单独地弯曲每个分段。另外，可以配设护套，护套由生物适合的材料形成或镀有生物适合的材料，例如硅酮、聚氨酯，或者如在内窥镜或其它医学装置中通常使用的任意其它生物适合的材料。护套涂层或材料选择成它可以与活组织接触而不会导致伤害或损伤。在一些实施例中，用于控制活化聚合物材料的形状和长度的电极可以是绝缘的或被覆盖以防止电击，这同样可以由生物适合的材料实现。在其它实施例中，电极是兼容电极。在一个实施例中，护套是一次性的。在另一个实施例中，护套是可清洁的和可再用的。

活化聚合物材料的驱动取决于特定聚合物的活化机制而可以多种方式中的任一种发生。例如，对于一些聚合物，可以通过在存在电场的情形下设置它们或它们的部分或区域来发生活化。在其它情形中，活化机制可以与把活化聚合物设置成与具有变化等级的 pH 的物质接触相关。在一些实施例中，可以通过使用电场驱动电活化聚合物材料和致动器。为了生成电场，可以使用电极，如图 11 所示。这些电极 202、206 可以通过将导电材料设置在电聚合材料 204 的零件或区域的任一侧上并且使电聚合材料的一侧上的导电材料 202 处于一个电压电势 (V_1) 之下，而同时使电聚合材料的另一个侧面上的导电材料 206 处于另一个电压电势 (V_2) 之下而生成。这样，就在整个电聚合材料上建立了电场。电压电势可以是稳定和恒定的，或是随着时间变化的。

在另一个变型中，电极可以是与电聚合材料非常紧密接触的分离的材料。电极和电聚合材料的配置可以生成为例如层叠布置，且每个部件由单独件组成。层可以是平的或管状的。可以使用薄的导电的柔性材料，例如聚酯薄膜。为了使电聚合材料的收缩、松弛和/或膨胀，

层叠布置的层能够相对于彼此滑动。为此，可以使用滑溜或光滑的材料。

在另外一个变型中，电极可以直接粘合到活化聚合物材料的表面上。在这种情形下，电极优选是柔性的并且能够被压缩和膨胀，这样，在使它收缩、松弛和膨胀时就能够与电聚合材料一起移动。可以使用由柔性材料例如导电橡胶或导电材料的顺应性织物制成的电极来允许活化聚合物材料具有最大的运动范围。在一些实施例中，将电极连接至电聚合材料表面的柔性方法是优选的，例如橡胶泥、聚氨酯结合或其它柔性粘合剂。在授予 Pelrine 等人的题为“Electroactive Polymer Electrodes”的美国专利 6,376,971 中描述了另外的电极实施例和顺应性电极实施例，其全部在此引入作为参考。

在另外一个变型中，可以使用工艺例如使用导电墨水的丝网印刷或在印刷电路板的生产中使用的还原工艺将电极直接印刷到活化聚合物材料的表面上。在该变型中，导电墨水需要随着活化聚合物材料的运动而膨胀和收缩。为了实现这一点，电极可以分割成区域以允许总的运动，例如波形线或其它几何形状。图 12 显示了允许大程度地拉伸和收缩的导电墨水的图案 210、212。在该变型中，还希望印刷单独控制任意或所有电极区域所需的所有连接，这样，就可以控制活化聚合物材料的许多区域，从而减少或消除附加配接线的需求，如图 13 所示。

控制每个单独可控电极的电压电势，实现对控制关节连接的器械的形状所用的电聚合材料的零件或区域的形状的控制。这可以通过使用控制器实现，控制器接通或断开每个电极并且单独地将每个电极上的电压控制为任意期望的电压。这可以通过使用计算机或其它可编程控制器来实现。控制器然后就能够驱动内窥镜的电聚合材料的每个单独可控区域、部分或零件。这样，就能够以任意期望的方式控制内窥镜的整个长度的形状，包括“跟随先导”算法，如上所述。

在另外一个变型中，可以在每个单独电极和控制器之间形成单独连接。在该变型中，可以使用单独的线或成对的线或是包括线的印刷迹线来将每个电极连接到控制器上，例如图 13 中的示意图所示。

在另外一个变型中，小控制器的网络一起连接到具有数据网络和电网的主控制器上，如图 14 中所示，这些小控制器均能够开关和控制较小数目的电极，例如驱动内窥镜的单个分段所需的电极。主控制器然后通过将用于每个电极的设置传达给网络上的每个通信节点来单独地配置每个分段。这显著地减少从每个电极到内窥镜的主控制器的连接的数目。在所引入的 Heim 和 Pelrine 的专利和申请以及 Pelrine 等人的题为“Master/Slave Electroactive Polymer Systems”的美国专利申请公开文件 US 2003/0067245 中描述了另外的控制器，它们在此引入作为参考。

不管所选的设计变型，为了使分段尽可能迅速地且响应性地驱动，有益的是积极地拉动已经停止收缩并且处于松弛过程中的电聚合材料的区域。这具有减小分段所需响应时间的优点以实现新命令的位置，因为电聚合材料区域或零件被动松弛的时间长于电聚合材料的相对的零件或区域将分段拉动到新的所需位置所需的时间。使用该算法，分段、接头或铰链就会积极地拉动到新的位置，而不是允许它们松弛来实现新的位置。

在转向另外的可选结构之前，将首先阐明如在本发明的一些实施例中使用的轧制的电活性聚合物的制造和应用，以及电活化或电活性聚合物结构和操作的一些基本原理。本发明的设备中电能和机械能之间的转换是基于电活性聚合物的一个或多个活性区域的能量转换。电活性聚合物能够在机械能和电能之间转换。在某些情形下，电活性聚合物可以通过改变机械应变来改变电性质（例如，电容和电阻）。

为了有助于显示电活性聚合物在电能和机械能之间转换的性能，图 15A 显示了依照本发明的一个实施例的换能器部分 1510 的顶视图。换能器部分 1510 包括用于在电能和机械能之间转换的电活性聚合物 1512 的一部分。在一个实施例中，电活性聚合物是指聚合物，该聚合物充当两个电极之间的绝缘电介质并且一旦在两个电极（'电介质弹性体'）之间施加电压差就可以偏转。顶部电极 1514 和底部电极 1516 分别在电活化聚合物 1512 的顶面和底面上连接到电活性聚合物 1512 上，

从而在整个聚合物 1512 上提供电压差, 或者从聚合物 1512 接收电能。聚合物 1512 可以随着由顶部电极 1514 和底部电极 1516 提供的电场中的变化而偏转。换能器部分 1510 响应于电极 1514 和 1516 提供的电场变化的偏转被称作“驱动(致动)”。驱动通常涉及电能到机械能的转换。当聚合物 1512 的尺寸变化时, 可以使用偏转来生成机械功。

图 15B 显示了包括偏转的换能器部分 1510 的顶视图。一般而言, 偏转是指一部分聚合物 1512 的任意位移、膨胀、收缩、扭转、线性或区域应变或任意其它变形。对于驱动, 电场中对应于施加到电极 1514 和 1516 上的电压差或是由电极 1514 和 1516 施加的电压差的变化会在聚合物 1512 中生成机械压力。在这种情形下, 由电极 1514 和 1516 生成的不同电荷彼此吸引并且在电极 1514 和 1516 之间提供了压缩力并且沿平面方向 1518 和 1520 在聚合物 1512 上生成膨胀力, 从而使聚合物 1512 在电极 1514 和 1516 之间压缩并且沿平面方向 1518 和 1520 拉伸。

电极 1514 和 1516 是顺应性的并且随着聚合物 1512 而改变形状。聚合物 1512 和电极 1514 和 1516 的配置用于提高聚合物 1512 对偏转的响应。更具体地, 当换能器部分 1510 偏转时, 聚合物 1512 的压缩会使电极 1514 和 1516 的相反的电荷更接近并且聚合物 1512 的拉伸在每个电极内分离类似的电荷。在一个实施例中, 电极 1514 和 1516 之一接地。为了驱动, 换能器部分 1510 通常继续偏转直到机械力与驱动偏转的静电力平衡。机械力包括聚合物 1512 的材料的弹性恢复力、电极 1514 和 1516 的柔量和由连接到换能器部分 1510 上的装置和/或负荷提供的任意外部阻力等等。换能器部分 1510 由于施加电压而出现的偏转可以取决于多个其它因素, 例如聚合物 1512 的介电常数和聚合物 1512 的尺寸。

依照本发明的电活性聚合物能够以任意方向偏转。在电极 1514 和 1516 之间施加电压之后, 电活性聚合物 1512 沿 1518 和 1520 这两个平面方向增大尺寸。在某些情形下, 电活性聚合物 1512 是不可压缩的, 例如在压力下具有大体上恒定的体积。在这种情形下, 聚合物 1512

会由于沿平面方向 1518 和 1520 的膨胀而减小厚度。应当指出，本发明并不限于不可压缩聚合物，并且聚合物 1512 的偏转可能也不会遵从这种简单的关系。

在图 15A 中所示的在换能器部分 1510 上的电极 1514 和 1516 之间施加相对较大的电压差将导致换能器部分 1510 变为更薄更大的区域形状，如图 15B 所示。这样，换能器部分 1510 就可以将电能转换为机械能。也可以使用换能器部分 1510 来将机械能转换为电能。

为了驱动，换能器部分 1510 通常继续偏转直到机械力与驱动偏转的静电力平衡。机械力包括聚合物 1512 的材料的弹性恢复力、电极 1514 和 1516 的柔量和由连接到换能器部分 1510 上的装置和/或负荷提供的任意外部阻力等等。换能器部分 1510 由于施加电压而出现的偏转也可以取决于多个其它因素，例如聚合物 1512 的介电常数和聚合物 1512 的尺寸。

在一个实施例中，电活性聚合物 1512 是预应变的。聚合物沿一个或多个方向的预应变可以描述为在预应变之后沿一个方向的尺寸相对于在预应变之前沿该方向的尺寸中的变化。预应变可以包括聚合物 1512 的弹性变形并且可以通过例如沿张力拉伸聚合物并且在拉伸时固定一个或多个边缘而形成。或者，如下文更加详细地描述的那样，一个机构例如弹簧可以连接到电活性聚合物的不同部分上并且提供使一部分聚合物应变的力。对于许多聚合物而言，预应变提高了电能和机械能之间的转换。改进的机械响应可以使更大的机械功用于电活性聚合物，例如，更大的偏转和驱动压力。在一个实施例中，预应变提高了聚合物的介电强度。在另一个实施例中，预应变是弹性的。在驱动以后，弹性预应变的聚合物原则上可以是不固定的并且返回其初始状态。

在一个实施例中，预应变均匀地施加到一部分聚合物 1512 上以生成各向同性的预应变聚合物。作为实例，丙烯酸弹性聚合物可以沿两个平面方向拉伸百分之 200 至 400。在另一个实施例中，预应变沿不同的方向不均匀地施加到一部分聚合物 1512 上来生成各向异性的预

应变聚合物。在这种情形下，聚合物 1512 在受到驱动时在一个方向中的偏转会大于在另一个方向中的偏转。上文已经描述了预应变。在一个实施例中，可以通过沿垂直方向 1520 运用大的预应变来提高换能器部分 1510 沿方向 1518 的偏转。例如，用作换能器部分 1510 的丙烯酸弹性聚合物可以沿方向 1518 拉伸百分之十并且沿垂直方向 1520 拉伸百分之五百。聚合物的预应变可以取决于聚合物材料和聚合物在应用中的期望的性能。

通常，在聚合物预应变之后，它可以固定到一个或多个物体或机构上。对于刚性物体，物体优选地为适当地硬以保持聚合物中期望的预应变的水平。提供力来使聚合物应变的弹簧或其它适当的机构可以增加在连接到弹簧或机构上之前聚合物中此前建立的任意预应变，或是可以形成聚合物中的所有预应变。聚合物可以依照本领域中已知的任意传统方法固定到一个或多个物体或机构上，例如化学粘合剂、粘层或材料、机械连接等等。

本发明的换能器和预应变聚合物并不限于任意特定的轧制几何尺寸或偏转类型。例如，聚合物和电极可以形成任意几何尺寸或形状，包括管和多层轧辊、连接在多个刚性结构之间的轧制聚合物、连接在任意几何尺寸-包括弯曲或复杂几何尺寸的框架中、具有一个或多个接头的框架中的轧制聚合物等等。依照本发明的换能器的偏转包括沿一个或多个方向的线性膨胀和压缩、弯曲、在聚合物被轧制时的轴向偏转、偏转出在围绕聚合物的外圆柱上配设的孔等等。可以通过聚合物如何被连接在聚合物上的框架或刚性结构限制来影响换能器的偏转。

在本发明中适于用作电活性聚合物的材料大体上可以包括绝缘聚合物或橡胶(或其组合)，绝缘聚合物或橡胶响应静电力变形或是其变形导致电场中的变化。一个适当的材料是由加州的 NuSil Technology of Carpenteria 提供的 NuSil CF19 - 2186。适于用作预应变聚合物的其它示例性材料包括硅酮弹性体，丙烯酸弹性体例如由明尼苏达州的 St.Paul 的 3M Corporation 生产的 VHB 4910 丙烯酸弹性体，聚氨酯，热塑性弹性体，包括 PVDF、压敏粘合剂、含氟弹性体的共聚物，包

括硅酮和丙烯酸部分的聚合物等。包括硅酮和丙烯酸部分的聚合物可以包括包括硅酮和丙烯酸部分的共聚物，例如包括硅酮弹性体和丙烯酸弹性体的共聚混合物。这些材料中一些材料的组合也可以用作电活性聚合物，如本发明的关节连接的器械的实施例的活化聚合物或聚合物致动器或换能器。

用作电活性聚合物的材料可以基于一个或多个材料性质例如高电击穿强度、低弹性模量（对于大或小变形）、高介电常数等等而进行选择。在一个实施例中，聚合物选择成具有至多大约 100 兆帕的弹性模量。在另一个实施例中，聚合物选择成具有大约 0.05 兆帕和大约 10 兆帕之间的最大驱动压力，并且优选地具有在大约 0.3 兆帕和大约 3 兆帕之间的最大驱动压力。在另一个实施例中，聚合物选择成具有在大约 2 和大约 20 之间并且优选地在大约 2.5 和大约 12 之间的介电常数。

本发明的致动器中的电活性聚合物层可以具有很宽的厚度范围。在一个实施例中，聚合物的厚度可以介于大约 1 微米和 2 毫米之间。聚合物厚度可以通过沿一个或两个平面方向拉伸薄膜而减小。在许多情形中，本发明的电活性聚合物可以制造和实现为薄膜。适于这些薄膜的厚度可以低于 50 微米。

因为本发明的电活性聚合物可以在高应变下偏转，所以连接在聚合物上的电极也应该偏转而不会损害机械性能或电性能。通常，适于本发明使用的电极可以为任意形状和材料，只要它们能够向电活性聚合物提供适当的电压或是从电活性聚合物接收适当的电压。电压可以是恒定的或随着时间变化。在一个实施例中，电极粘附到聚合物的表面上。粘附至聚合物的电极优选地是顺应性的并且遵从聚合物的变化的形状。相应地，本发明可以包括遵从它们所连接的电活性聚合物的形状的顺应性电极。电极可以仅仅应用到一部分电活性聚合物上并且依照它们的几何尺寸形成有效面积。下面将详细描述仅仅覆盖一部分电活性聚合物的电极的几个实例。

在美国专利 6,376,971 中描述了适于本发明使用的各种类型的电

极，该专利此前已经引入作为参考。其中描述并且适于本发明使用的电极包括包含金属迹线和电荷分布层的结构化电极和纹理电极，纹理电极包括变化离开平面尺寸的导电油脂例如碳油脂或银油脂、胶状悬浮液、高纵横比导电材料例如碳纤维和碳纳米管和离子导电材料的混合物。如此处所述，本发明的关节连接的器械的实施例有利地包括一个或多个电极，包括一个顺应性电极和一个或多个用于驱动活化聚合物的活性区域。在一个实施例中，活化聚合物是电活化聚合物或电活性聚合物。通常而言，适于本发明使用的电极可以为任意形状和材料，只要它们能够向活化聚合物提供适当的电压或是从活化聚合物接收适当的电压，其中电压可以是恒定的或是随着时间而变化。在一个实施例中，电极粘附到聚合物的表面上。粘附至聚合物的电极优选地是顺应性的并且遵从聚合物的变化的形状。在一些实施例中，一个电极或多个电极可以仅仅应用到一部分活化聚合物上并且依照它们的几何尺寸形成活性区域。在一个具体实施例中，活化聚合物是电活性电介质聚合物。

顺应性电极能够沿一个或多个方向偏转。线性应变可以用于描述顺应性电极沿这些方向之一的偏转。当该术语在此使用时，顺应性电极的线性应变是指沿着偏转线的每单位长度的偏转。对于本发明的顺应性电极，至少大约百分之五十的最大线性应变（拉伸或压缩）是可能的。对于一些顺应性电极，至少大约百分之百的最大线性应变是常见的。当然，电极可以偏转而应变小于最大应变。在一个实施例中，顺应性电极是'结构化电极'，它包括一个或多个具有高电导率的区域和一个或多个具有低电导率的区域。

用于本发明的电极的材料可以变化。电极中使用的适当的材料可以包括石墨，碳黑，胶状悬浮液，包括银和金的薄金属、填充银和填充碳的凝胶和聚合物以及离子或电子导电聚合物。本发明的顺应性电极可以单独使用或是与电荷分布层结合使用。在具体实施例中，适于本发明使用的电极包括硅橡胶结合剂中的百分之八十的碳油脂和百分之二十的碳黑，硅橡胶结合剂例如为由宾州的费城的 Stockwell

Rubber Co. Inc.生产的 Stockwell RTV60-CON。碳油脂的类型例如为由马萨诸塞州的 Fairhaven 的 Nye Lubricant Inc.提供的 NyoGel 756G。导电油脂也可以与弹性体混合，该弹性体例如为由纽约州的 General Electric of Waterford 生产的硅弹性体 RTV 118，从而提供凝胶状导电油脂。

在具有电荷分布层的实施例中，电极被认为是结构化电极，意味着在活化聚合物的任一侧面上的导电迹线或部分由顺应性电荷分布层从聚合物上分开。同样地，金属迹线和电荷分布层被应用到聚合物的相对表面上。因此，结构化电极是指活化聚合物致动器，它从上到下具有上部的金属或导电迹线、上部电荷分布层、活化聚合物、下部电荷分布层、下部金属或导电迹线的横截面。普通技术人员可以理解，该总体结构可以按照需要修改以适合特定活化聚合物的要求。例如，如果使用导电聚合物，适当的电解质就将置于电荷分布层的一个或两个之间。

一般而言，电荷分布层的一些实施例具有大于电活性聚合物但是小于金属迹线的电导系数。电荷分布层的非严格电导率要求允许使用多种材料。作为实例，电荷分布层可以包括碳黑、具有胶态微粒银的含氟弹性体、具有碘化钠小百分比质量负荷的碘化钠的水基乳胶乳液和具有四硫代富瓦烯 (tetrathiafulvalene) / 四氰基醌二甲烷 (TTF/TCNQ) 电荷转移复合物的聚氨酯。这些材料能够形成具有均匀覆盖的薄的均匀层并且具有足以在相当大的电荷泄漏到环境中之前在金属迹线之间传导电荷的表面电导率。在一个实施例中，用于电荷分布层的材料是基于致动器中使用的活化聚合物的 RC 时间常数选择的。作为实例，适于本发明的一些实施例的电荷分布层的表面电阻率可以在 $10^6 - 10^{11}$ 欧姆的范围中。还应当指出，在另外一些实施例中，并未使用电荷分布层并且金属迹线直接图案化到聚合物上。在其中未使用电荷分布层的这些实施例中，聚合物表面上的空气或其它化学物种足以支撑迹线之间的电荷。通过表面处理例如等离子腐蚀或离子注入提高表面电导率，从而提高该效果。

在另外一个实施例中，多个金属电极位于聚合物的同一个侧面上并且可以延伸聚合物的宽度。在该实施例中，电极沿垂直于宽度的方向提供了柔量。两个邻近的金属电极充当用于它们之间的聚合物材料的电极。多个金属电极以这种方式交替并且交替的电极可以电连通以提供聚合物的同步活化。在其它实施例中，电极布置成可以沿垂直于长度的方向提供柔量。

应当理解，特定电极材料可能与特定的聚合物运行良好而不能与其它聚合物良好地运行。作为实例，碳纤维与丙烯酸弹性体聚合物运行良好而不能与硅酮聚合物良好地运行。对于大多数换能器而言，对顺应性电极的期望性质可以包括下列中的一项或多项：低弹性模量、低机械阻尼、低表面电阻率、均匀的电阻率、化学和环境稳定性、与电活性聚合物的化学兼容性、与电活性聚合物的良好粘附以及形成光滑表面的能力。在某些情形下，本发明的换能器可以实现两种不同类型的电极，例如对于每个活性区域的不同的电极类型或聚合物的相对侧面上的不同电极类型。

轧制电活性聚合物装置

图 16A - 16D 显示了依照本发明的一个实施例的轧制电活性聚合物装置 1520。图 16A 显示了装置 1520 的侧视图。图 16B 显示了装置 1520 从顶端的轴向视图。图 16C 显示了沿横截面 A - A 所取的装置 1520 的轴向视图。图 16D 显示了装置 1520 在轧制前的部件。装置 1520 包括轧制电活性聚合物 1522、弹簧 1524、尾端件 1527 和 1528 和用于将装置 1520 合在一起的多个制造部件。

如图 16C 中所示，电活性聚合物 1522 是轧制的。在一个实施例中，轧制电活性聚合物是指具有或不具有反复缠绕到其自身（例如，类似于立柱）上的电极或是缠绕其它物体（例如弹簧 1524）的电活性聚合物。聚合物可以重复地缠绕并且至少包括重叠至少聚合物的内层部的聚合物的外层部。在一个实施例中，轧制电活性聚合物是指围绕物体或中心缠绕的螺旋缠绕的电活化聚合物。当该术语在此使用时，

轧制是不依赖于聚合物如何实现其轧制配置的。

如图 16C 和 16D 所示,电活性聚合物 1522 围绕弹簧 1524 的外侧轧制。弹簧 1524 提供了使至少一部分聚合物 1522 应变的力。弹簧 1524 的顶端 1524a 连接在刚性尾端件 1527 上。同样,弹簧 1524 的底端 1524b 连接在刚性尾端件 1528 上。聚合物 1522 的顶部边缘 1522a (图 16D) 围绕尾端件 1527 缠绕并且使用适当的粘合剂附着在其上。聚合物 1522 的底部边缘 1522b 围绕尾端件 1528 缠绕并且使用粘合剂附着在其上。因此,弹簧 1524 的顶端 1524a 可操作地连接到聚合物 1522 的顶部边缘 1522a,这样,顶端 1524a 的偏转就对应于聚合物 1522 的顶部边缘 1522a 的偏转。同样,弹簧 1524 的底端 1524b 可操作地连接到聚合物 1522 的底部边缘 1522b 上,并且底端 1524b 的偏转对应于聚合物 1522 的底部边缘 1522b 的偏转。聚合物 1522 和弹簧 1524 能够在它们各自的底部和顶部之间偏转。

如上所述,在预应变时,许多电活性聚合物执行得更好。例如,在预应变时,一些聚合物显示出较高的击穿电场强度、电驱动应变和能量密度。装置 1520 的弹簧 1524 提供了导致聚合物 1522 上的周向上和轴向上两方向的预应变的力。

弹簧 1524 是压缩弹簧,它提供了沿相对的轴向方向(图 16A)的沿轴向方向拉伸聚合物 1522 并使聚合物 1522 在轴向上应变的向外的力。因此,弹簧 1524 保持聚合物 1522 沿轴向方向 1535 处于张力下。在一个实施例中,聚合物 1522 具有沿方向 1535 的从大约百分之五十到大约百分之三百的轴向预应变。如下文为制造所进行的详细描述,装置 1520 可以通过在弹簧压缩时围绕弹簧 1524 轧制预应变电活性聚合物薄膜而制造。一旦释放,弹簧 1524 就保持聚合物 1522 处于拉伸应变中以实现轴向预应变。

弹簧 1524 也在聚合物 1522 上保持周向预应变。预应变可以在聚合物围绕弹簧 1524 轧制之前就沿方向 1533 纵向地在聚合物 1522 中建立(图 16D)。下面将更加详细地描述在制造过程中沿该方向建立预应变的技术。在轧制之后与弹簧 1524 的大体上恒定的外部尺寸一起固定

或紧固聚合物保持了围绕弹簧 1524 的周向预应变。在一个实施例中，聚合物 1522 具有从大约百分之百到百分之五百的周向预应变。在许多情形中，弹簧 1524 提供了导致聚合物 1522 上各向异性预应变的力。

尾端件 1527 和 1528 连接在轧制电活性聚合物 1522 和弹簧 1524 的相对端上。图 16E 显示了依照本发明的一个实施例的尾端件 1527 的侧视图。尾端件 1527 是包括外凸缘 1527a、接口部分 1527b 和内孔 1527c 的圆形结构。接口部分 1527b 优选地具有与弹簧 1524 相同的外径。接口部分 1527b 的边缘也可以倒圆角以防止聚合物损坏。内孔 1527c 是圆形的并且从顶端到包括外凸缘 1527a 的底部外端穿过尾端件 1527 的中心。在一个具体实施例中，尾端件 1527 包括铝、镁或其它机械金属。内孔 1527c 由在尾端件 1527 中机械加工或类似地制造的孔形成。在一个具体实施例中，尾端件 1527 包括具有 3/8 英寸的内孔 1527c 的 1/2 英寸的端盖。

在一个实施例中，聚合物 1522 并不一直延伸到外凸缘 1527a 并且在聚合物 1522 的外部边缘和外凸缘 1527a 的内表面之间留有间隙 1529。如下文中详细所述，可以向轧制电活性聚合物装置添加粘合剂或胶水以保持其轧制构型。间隙 1529 在尾端件 1527 上提供了用于粘合剂或胶水的专用空间而不是累积在轧制装置的外径上并且将轧辊中的所有聚合物层固定到尾端件 1527 上。在一个具体实施例中，间隙 1529 在大约 0 毫米和大约 5 毫米之间。

电活性聚合物 1522 和弹簧 1524 在尾端件 1527 和 1528 之间的部分可被认为对它们的功能目的而言是活性的。因此，尾端件 1527 和 1528 形成了装置 1520 的活性区域 1532(图 16A)。尾端件 1527 和 1528 提供了与弹簧 1524 和与聚合物 1522 连接的常见结构。另外，每个尾端件 1527 和 1528 允许与装置 1520 的外部机械的和可拆卸的联结。例如，装置 1520 可以用在机器人应用中，其中尾端件 1527 连接在机器人中的上游链节上，并且尾端件 1528 连接在机器人中的下游链节上。然后，电活性聚合物 1522 的驱动就会按照两个链节之间的自由度所确定的那样相对于上游链节移动下游链节（例如链节 152 围绕链节 1 上

的销接头的旋转)。

在一个具体实施例中，内孔 1527c 包括能够与螺纹构件例如螺钉或带螺纹的螺栓螺纹接口的内螺纹。内螺纹允许与装置 1520 的一端可拆卸地机械连接。例如，螺钉可以螺旋进入尾端件 1527 中的内螺纹中以外部连接到机器人元件上。为了与装置 1520 内部可拆卸地机械连接，螺母或螺栓被螺旋进入每个尾端件 1527 和 1528 并且穿过弹簧 1524 的轴芯，从而使两个尾端件 1527 和 1528 彼此固定。这允许装置 1520 保持在任意的偏转状态中，例如在轧制过程中有用的完全压缩状态。这也可以用于装置 1520 的储藏过程，这样聚合物 1522 在存储中就不会应变。

在一个实施例中，刚性构件或线性导轨 1530 布置在弹簧 1524 的弹簧芯部中。因为弹簧 1524 中的聚合物 1522 在尾端件 1527 和 1528 之间大体上是顺应性的，所以装置 1520 就允许聚合物 1522 和弹簧 1524 沿着方向 1535 的轴向偏转和远离其线性轴线（该轴线穿过弹簧 1524 的中心）的弯曲两者。在一些实施例中，仅仅希望具有轴向偏转。线性导轨 1530 防止装置 1520 在尾端件 1527 和 1528 之间围绕线性轴的弯曲。优选地，线性导轨 1530 并不干涉装置 1520 的轴向偏转。例如，线性导轨 1530 优选不在其自身和弹簧 1524 的任意部分之间引入摩擦阻力。使用线性导轨 1530 或防止轴向方向 1535 外侧的运动的任意其它适当的约束，装置 1520 可以充当具有严格沿方向 1535 的输出的线性致动器或发电机。线性导轨 1530 可以由任意适当的硬材料例如木头、塑料、金属等等组成。

聚合物 1522 围绕弹簧 1522 重复地缠绕。对于单个电活性聚合物层结构，本发明的轧制电活性聚合物可以包括大约 2 层到大约 200 层之间的层结构。在这种情形下，层是指在轧制聚合物的径向横截面中遇到的聚合物薄膜或薄板的数目。在某些情形下，轧制聚合物包括的层数介于大约 5 和大约 100 之间。在一个具体实施例中，轧制电活性聚合物包括的层数介于大约 15 和大约 50 之间。

在另一个实施例中，轧制电活性聚合物使用多层结构。多层结构

包括在轧制或缠绕之前布置在彼此上的多个聚合物层。例如，在其上没有图案化的电极的第二电活性聚合物层可以布置在两侧有图案化电极的电活性聚合物上。紧接地位于两个聚合物之间的电极直接接触地维护两个聚合物表面。在轧制以后，电极聚合物底侧上的电极与非电极聚合物的顶侧接触。这样，在其上没有图案化电极的第二电活性聚合物就使用第一电极聚合物上的两个电极。

其它多层结构也是可能的。例如，多层结构可以包括任意数目的聚合物层，其中奇数聚合物层是电极的并且偶数聚合物层不是电极的。然后，非电极聚合物顶部的上表面在轧制之后就依靠在堆叠底部的电极上。对于该技术，具有 2、4、6、8 等等的多层结构都是可能的。在某些情形下，在多层结构中使用的层的数目会受限于轧辊的尺寸和聚合物层的厚度。当轧辊半径减小时，所容许的层的数目通常也会减小。不管所使用的层的数目是多少，轧制换能器都构造成，给定极性的电极不会接触相反极性的电极。在一个实施例中，多层每个均单独地电极化并且每隔一个聚合物层就在轧制之前翻转，这样在轧制之后彼此接触的电极就具有类似的电压和极性。

多层聚合物堆叠也可以包括一种以上类型的聚合物。例如，一层或多层第二聚合物可以用于改变轧制电活性聚合物层的弹性或刚度。该聚合物在驱动过程中可能活化于充电/放电中或可能不活化于充电/放电中。在使用非活性聚合物层时，聚合物层的数目可以是奇数。第二聚合物也可以是改变轧制产品性能的另一类型的电活性聚合物。

在一个实施例中，轧制电活性聚合物的最外层并不包括布置在其上的电极。这样做可以提供机械保护层，或是将电极与下一个内层电隔离开。

装置 1520 提供了紧凑的电活性聚合物装置结构并且同传统的电活化聚合物装置相比改进了总体电活性聚合物装置的性能。例如，装置 1520 的多层结构可以调节装置相对于每个单个聚合物层的总体弹簧常数。另外，通过弹簧 1524 实现的装置的提高的刚度提高了装置 1520 的刚度并且允许在驱动中更快的响应，如果需要的话。

在一个具体实施例中，弹簧 1524 是压缩弹簧，例如由加州的洛杉矶的 Century Spring 提供的目录号为 11422 的压缩弹簧。该弹簧的特征在于具有 0.91 磅/英寸的弹簧力和 4.38 英寸自由长度的尺寸、1.17 英寸的固态长度、0.360 英寸的外径和 0.3 英寸的内径。在这种情形下，轧制电活性聚合物装置 1520 具有从大约 5 至大约 7 厘米的高度 1536、大约 0.8 至大约 1.2 厘米的直径 1537 和尾端件之间大约 4 到大约 5 厘米的活性区域。聚合物的特征在于从大约百分之三百到百分之五百的周向预应变和从大约百分之一百五十到大约百分之二百五十的轴向预应变（包括由弹簧 1524 所贡献的力）。

装置 1520 具有许多功能应用。如下文更详细所述，本发明的电活性聚合物可以用于在别处所述的多种医学和工业应用的多分段器械的驱动。因此，装置 1520 也可以用在机器人应用中用来驱动和产生机械能。或者，轧制装置 20 可以有助于机器人链节或关节连接分段的刚度和阻尼控制。因此，任一个尾端件 1527 或 1528 都可以连接到潜在移动的机械链节上来从链节接收机械能并且抑制运动。在这种情形下，聚合物 1522 依照下文所述的技术将该机械能转换为电能。

虽然装置 1520 显示为在轧制聚合物内部布置了单个弹簧 1524，但是应当理解，也可以使用附加的结构例如在聚合物外部的另一个弹簧来提供应变和预应变力。这些外部结构可以使用例如尾端件 1527 和 1528 连接在装置 1520 上。

本发明还包含用在轧制电活性聚合物装置中除弹簧之外的机构来施加使轧制聚合物应变的力。当该术语在此使用时，用于向轧制电活性聚合物提供应变的机构是指能够向轧制电活性聚合物的不同部分提供力的系统或元件配置。在许多情形中，机构是柔性的（例如，弹簧）或具有移动部分（例如，气动缸）。机构也可以包括刚性部分（例如框架）。或者，可压缩材料和泡沫可以布置在轧辊内部以提供应变力并且允许轴向偏转。

通常，机构可以向聚合物上提供力。在一个实施例中，力改变装置的力对偏转特征，例如提供负的力响应，如下文所述。在另一个实

施例中，力使聚合物发生应变。该后一种情形暗示，相对于聚合物在没有机构作用的偏转状态，聚合物会响应力而偏转。该应变可以包括如上所述的预应变。在一个实施例中，机构保持或增加此前在聚合物中建立的任意预应变，这种预应变是在如下文所述的轧制过程中由夹具提供的。在另一个实施例中，此前没有在聚合物中施加预应变并且机构在聚合物中建立预应变。

在一个实施例中，机构是与电活性聚合物类似或不同的另一个弹性体。例如，该第二弹性体可以布置为在轧制之前轴向压缩（从而在电活性聚合物上提供轴向拉伸预应变）的几乎为固态的橡胶内核。弹性体内核可以具有用于刚性杆的薄孔以易于轧制过程。如果加以润滑，刚性杆可以在制造后从轧辊滑出。也可以使用类似技术制造以电活性聚合物紧紧地缠绕的固体弹性体轧辊。

机构及其组成元件通常可操作地连接到聚合物上，这样，就可以实现应变。这可以包括固定的或可拆卸的联结、永久连接等等。在上文中使用弹簧的情形下，可操作的联结包括使用将弹簧的相对端连接到聚合物的相对端的粘合剂例如胶水。如果需要的话，粘合剂也用于将轧制聚合物连接到框架上。联结可以是直接的或间接的。本领域的技术人员可以知晓很多技术来将两个机械结构联结或连接在一起，并且为了简明起见，在此并不详细描述这些技术。

本发明的轧制电活性聚合物具有很多优点。首先，这些设计提供了多层装置而不需要单独构造每层；并且堆叠很多框架。另外，这些装置提供的圆柱形包装对一些应用是有利的，在这些应用中，长的并且圆柱形的包装相对于同平面电活性聚合物装置相关的扁平包装是有利的。另外，在轧辊中使用许多聚合物层提高了装置的可靠性并且降低了对任意单个聚合物层中的瑕疵和局部裂纹的灵敏度。

交替的轧制电活性聚合物装置的设计

多个活性区域

在某些情形下，电极相对于聚合物的总面积覆盖了有限部分的电

活性聚合物。这样做可以防止围绕聚合物边缘的电击穿，从而允许聚合物部分有助于轧制结构（例如，外部聚合物阻挡层），以提供多功能性或对聚合物的一个或多个部分实现定制的偏转。当该术语在此使用时，活性区域定义为包括一部分电活性聚合物和一个或多个电极的换能器的一部分，电极向该部分提供电能或是从该部分接收电能。活性区域可以用于下文所述的任意功能。为了驱动，活性区域包括聚合物的一部分，该部分具有足够的静电力来使该部分偏转。为了发电或检测，活性区域包括聚合物的一部分，该部分具有足够的偏转导致静电能中的变化。本发明的聚合物可以具有多个活性区域。

依照本发明，在此使用的术语“单片”是指在单个聚合物上包括多个活性区域的电活性聚合物和换能器。图 17A 显示了依照本发明的一个实施例的单片换能器 150，单片换能器 150 包括位于单个聚合物 151 上的多个活性区域。单片换能器 150 在电能和机械能之间进行转换。单片换能器 150 包括具有两个活性区域 152a 和 152b 的电活性聚合物 151。聚合物 151 可以使用例如连接在聚合物边缘处的刚性框架（未显示）保持在适当的位置。连接到活性区域 152a 和 152b 上的线 153 允许活性区域 152a 和 152b 之间的电连通并且允许与通信电子设备 155 之间的电连通。

活性区域 152a 具有分别连接在聚合物 151 的顶面 151c 和底面 151d 上的顶部电极 154a 和底部电极 154b。电极 154a 和 154b 横跨聚合物 151 的部分 151a 上提供或接收电能。部分 151a 可以随着由电极 154a 和 154b 提供的电场中的变化而偏转。为了驱动，部分 151a 包括位于电极 154a 和 154b 之间的聚合物 151 和聚合物 151 的任意其它部分，它具有足够的静电力，一旦使用电极 154a 和 154b 施加电压，就能够进行偏转。当活性区域 152a 用作电能与机械能转化的发电机时，部分 151a 的偏转就导致部分 151a 中电场的变化，电场的变化接收为电极 154a 和 154b 的电压差的变化。

活性区域 152b 具有分别连接在聚合物 151 的顶面 151c 和底面 151d 上的顶部电极 156a 和底部电极 156b。电极 156a 和 156b 横跨聚

合物 151 的部分 151b 提供或接收电能。部分 151b 可以随着由电极 156a 和 156b 提供的电场中的变化而偏转。为了驱动，部分 151b 包括位于电极 156a 和 156b 之间的聚合物 151 和聚合物 151 的任意其它部分，它具有由静电力导致的足够的应力，一旦使用电极 156a 和 156b 施加电压，就能够进行偏转。当活性区域 152b 用作电能与机械能转化的发电机时，部分 151b 的偏转就导致部分 151b 中电场的变化，电场的变化接收为电极 156a 和 156b 的电压差的变化。

用于电活性聚合物的活性区域可以使用传统的电活性聚合物电极制造技术很容易地图案化和构造。多活性区域聚合物和换能器还描述于序列号 No.09/779,203 即现在的美国专利 6,664,718 中，该专利在此全部引入作为参考。给定图案化并且单独控制多个活性区域的能力就允许本发明的轧制换能器用在许多新的应用中；以及以新的方式用在现有的应用中。

图 17B 显示了在轧制之前的依照本发明的一个实施例的单片换能器 170，单片换能器 170 包括位于单个聚合物 172 上的多个活性区域。换能器 170 包括面向聚合物的侧面 177 上的单独的电极 174。聚合物 172 的相对的侧边（未显示）可能包括在位置上与电极 174 相对应的单个电极，或者可以包括跨越区域并且用于多个或所有电极 174 并且简化电连通的公共电极。而活性区域 176 包括聚合物 172 位于每个单独的电极 174 和由活性区域的操作方式确定的位于聚合物 172 相对侧上的电极之间的部分。为了驱动，例如，用于电极 174a 的活性区域 176a 包括聚合物 172 的一部分，它具有足够的静电力来使该部分偏转，如上文所述。

换能器 170 上的活性区域 176 可被构造成用于一个或多个功能。在一个实施例中，所有活性区域 176 都被构造成用于驱动。在适于机器人应用的另一个实施例中，一个或两个活性区域 176 构造成用于检测而剩余的活性区域 176 构造成用于驱动。这样，使用换能器 170 的轧制电活性聚合物装置就能够进行驱动和检测两者。指定用于检测的任意活性区域均包括与检测电子设备相连的专用布线，如下文所述。

如图所示, 电极 174a - d 均包括连接在其上的线 175a - d, 该线提供了专用的外部电连通并且允许对每个活性区域 176a - d 的单独控制。电极 174e - i 全部与公共电极 177 和线 179 电连通, 线 179 提供了与活性区域 176e - i 的公共电连通。公共电极 177 简化了与轧制电活性聚合物的多个活性区域的电连通, 这些活性区域用于以类似的方式操作。在一个实施例中, 公共电极 177 包括在轧制之前布置在聚合物 172 上的铝箔。在一个实施例中, 公共电极 177 是与用于电极 174a - i 的类似材料例如碳油脂制成的图案化电极。

例如, 一组活性区域可以用于驱动、发电、检测、改变刚度和/或阻尼中的一项或多项或是其组合。适当的电控制还允许单个活性区域用于一个以上的功能。例如, 活性区域 174a 可以用于机器人应用中机器人肢体的驱动和可变刚度控制。同一个活性区域也可以用于发电以基于机器人肢体的运动而产生电能。下文更详细地描述了用于这些功能中的每一个的适当的电子设备。活性区域 174b 也可灵活地用于驱动、发电、检测、改变刚度或其组合。由一个活性区域产生的能量可以提供给另一个活性区域, 如果应用需要的话。因此, 本发明的轧制聚合物和换能器可以包括活性区域, 这些活性区域用作从电能转换为机械能的致动器、从机械能转换为电能的发电机、检测参数的传感器或用于控制刚度和/或阻尼的可变刚度和/或阻尼装置或其组合。

在一个实施例中, 用于驱动的多个活性区域成组地连线以提供力的分级电气控制和/或从轧制电活性聚合物装置的偏转输出。例如, 轧制电活性聚合物换能器可能具有 50 个活性区域, 其中 20 个活性区域连接到一个公共电极上, 10 个活性区域连接到第二个公共电极上, 另外 10 个活性区域连接到第三个公共电极上, 5 个活性区域连接到第四个公共电极上, 剩余 5 个活性区域单独连线。然后对于每个公共电极的适当的计算机管理和开关控制允许仅仅使用二元的 ON/OFF 开关就能够实现轧制换能器的分级力和偏转控制。该系统的生物模拟是在许多哺乳动物肌肉控制系统中发现的运动单元。很明显, 能够以这种方式实现任意数目的活性区域和公共电极以提供适当的机械输出或

分级控制系统。

多自由度轧制装置

在另一个实施例中，电活性聚合物上的多个活性区域布置成在轧制之后活性区域的这些子集会沿径向排列。例如，多个活性区域可以布置成，在轧制以后，活性区域在轧辊中每隔90度布置。然后，这些沿径向排列的电极就可以共同被驱动以允许轧制电活性聚合物装置的多自由度运动。

图17C显示了轧制的换能器180，轧制的换能器180能依照本发明的一个环境两维输出。换能器180包括轧制以提供十层的电活性聚合物182。每层包括四个沿径向排列的活性区域。每个活性区域的中心相对于其相邻的活性区域布置在90度的增量位置处。图17C显示了聚合物182的最外层和沿径向排列的活性区域184、186和188，这些活性区域布置成它们的中心标记相对于彼此具有90度的增量。在聚合物182的后侧上的第四个沿径向排列的活性区域（未显示）的中心大约位于与沿径向排列的活性区域186相隔180度处。

沿径向排列的活性区域184可以包括与具有相同径向准线的内聚合物层上的活性区域共同的电连通。同样，其它三个沿径向排列的外活性区域182、186和未显示的后部活性区域可以包括与它们的内层对应物共同的电连通。在一个实施例中，换能器180包括四个导线，这些导线提供了用于四个沿径向排列的活性区域组中的每一个的公共驱动。

图17D显示了换能器180，它具有沿径向排列的活性区域188，及其相应的沿径向排列的被驱动的内层活性区域。活性区域188和相应的内层活性区域的驱动导致换能器188在聚合物182的相对侧上的轴向膨胀。结果就造成换能器180的从活性区域188的中心点的大约180度的侧向弯曲。也可以通过换能器180的顶部189的偏转来测得该效果，顶部189的偏转从图17C中所示的静止位置向图17D中所示的位置描绘了一条径向的弧线。改变向活性区域188和相应的内层活

性区域提供的电能的数量控制了顶部 189 沿着该弧线的偏转。因此，换能器 180 的顶部 189 可以具有如图 17D 所示的偏转或是更大的偏转，或是最低程度离开图 17C 中所示的位置的偏转。可以通过驱动其它沿径向排列的活性区域组中的任意一个实现沿另一个方向的类似弯曲。

沿径向排列的活性区域组的联合驱动生成用于顶部 189 的偏转的两维空间。例如，沿径向排列的活性区域组 186 和 184 可以同时驱动以生成对应于图 17C 中所示坐标系统的顶部的 45 度角度内的偏转。减少向沿径向排列活性区域组 186 提供的电能的数量并且增加向沿径向排列的活性区域组 184 提供的电能的数量移动顶部 189 更加靠近零度标记。然后，适当的电气控制就允许顶部 189 跟踪从 0 到 360 度的任意角度的路径，或是跟随该二维空间中的可变路径。

换能器 180 也能够三维偏转。换能器 180 的所有四个侧面上的活性区域的同时驱动将向上移动顶部 189。换句话说，换能器 180 也是能够根据换能器 180 的所有侧面上活性区域的同时驱动轴向偏转的线性致动器。使该线性驱动与沿径向排列的活性区域的差速驱动及其如上文刚刚描述的它们所导致的两维偏转结合，就导致换能器 180 的顶部的三维偏转空间。因此，适当的电气控制就允许顶部 189 上下移动并且沿着该线性轴跟踪两维路径。

虽然为简明起见，换能器 180 显示为具有以 90 度的增量布置的四个沿径向排列的活性区域组，但是应当理解，能够进行二维和三维运动的本发明的换能器可以包括更复杂的或其它的设计。例如，可以是以 45 度的增量布置的八个沿径向排列的活性区域组。或者，三个以 120 度的增量布置的沿径向排列的活性区域组可以适于二维和三维运动。

另外，虽然换能器 180 显示为仅仅具有一组轴向活性区域，但是图 17C 的结构是模块化的。换句话说，以 90 度的增量布置的四个沿径向排列的活性区域组可以沿轴向方向出现多次。例如，允许二维和三维运动的沿径向排列的活性区域组可以重复十次以提供具有十个可独立控制链节的蛇形机器人机械手。

嵌套的轧制电活性聚合物装置

一些应用希望轧制电活性聚合物装置具有增加的行程。在一个实施例中，使用嵌套配置或复合轧制活化聚合物致动器来增加电活性聚合物装置的行程。在嵌套或复合配置中，一个或多个电活性聚合物轧辊被放入另一个电活性聚合物轧辊的中空中心部内。

图 17E - G 显示了通过圆柱形辊的垂直中点所取的依照本发明的一个实施例的嵌套电活性聚合物装置 200 的示例性剖视图。嵌套装置 200 包括三个电活性聚合物轧辊 202、204 和 206。每个聚合物轧辊 202、204 和 206 包括为每个轧辊提供均匀偏转的单个活性区域。用于每个聚合物轧辊 202、204 和 206 的电极可以电连接以一致驱动（或生成电能），或者可以单独连线以单独控制和执行。电活性聚合物轧辊 202 的底部使用连接器 205 连接到下一个外电活性聚合物轧辊即轧辊 204 的顶部。连接器 205 从一个聚合物轧辊向另一个聚合物轧辊传递力和偏转。连接器 205 优选地不限制轧辊之间的运动并且由低摩擦和绝缘材料例如特氟隆构成。同样，电活性聚合物轧辊 204 的底部连接到最外部的电活性聚合物轧辊 206 的顶部。聚合物轧辊 202 的顶部连接到延伸通过装置 200 中心的输出轴 208 上。虽然嵌套装置 200 显示为具有三个同心电活性聚合物轧辊，但是应当理解，嵌套装置可以包括其它数目的电活性聚合物轧辊。

输出轴 208 可以为装置 200 提供机械输出（或向外部物体提供机械接口）。轴承可以布置在底壳 212 中并且允许轴 208 轴向通过装置 200 的中心的大体上无摩擦的线性运动。外壳 212 也连接在轧辊 206 的底部并且包括允许轴 208 移动通过外壳 212 的轴承。

轴 208 的偏转由嵌套装置 200 中包含的每个电活性聚合物轧辊的累积偏转构成。更具体地，聚合物轧辊 202、204 和 206 的各个偏转将相加以提供轴 208 的总线性运动输出。图 17E 显示了具有零偏转的嵌套电活性聚合物装置 200。在这种情形下，每个聚合物轧辊 202、204 和 206 都处于未驱动（静止）位置并且装置 200 完全收缩。图 17F 显

示了每个聚合物轧辊 202、204 和 206 均具有 20%应变的嵌套电活性聚合物装置 200。因此，轴 208 包括相对于每个轧辊的单个长度的 60%的总应变。类似地，图 17G 显示了每个聚合物轧辊 202、204 和 206 均具有 50%应变的嵌套电活性聚合物装置 200。在这种情形下，轴 208 包括相对于每个轧辊的单个长度的 150%的总应变。通过将多个电活性聚合物轧辊嵌套在彼此内部，单个轧辊的应变就累加并且就提供比使用单个轧辊实现的更大的净行程。嵌套电活性聚合物轧辊装置可用于需要大应变和紧凑包装的应用。

在另一个实施例中，轴 208 可以是管内部轴，它允许轧辊轴向膨胀和收缩而不会沿另一个方向弯曲。尽管在一些情况下将轴 208 连接在轧辊 202 的顶部并且通过轴承运行是有利的，但是轴 208 也可以是两个单独的零件：1) 连接到 212 上并朝 206 的顶部轴向伸出大约 4/5 的路径的轴，和 2) 连接到 206 的顶部并且朝 212 轴向伸出大约 4/5 的路径且部分地包围连接到 212 上的轴的管。

图 17H-J 显示了依照本发明的另一个实施例的嵌套电活性聚合物装置 220 的示例性垂直剖视图。嵌套装置 220 包括三个电活性聚合物轧辊 222、224 和 226。每个聚合物轧辊 222、224 和 226 都包括对每个轧辊提供均匀偏转的单个活性区域。

在该配置中，邻近的电活性聚合物轧辊在它们公共的未连接端部处连接。更具体地，电活性聚合物轧辊 222 的底部连接到下一个电活性聚合物轧辊即轧辊 224 的底部。同样，电活性聚合物轧辊 224 的顶部连接到最外部的电活性聚合物轧辊 226 的顶部。聚合物轧辊 222 的顶部连接到延伸通过装置 220 中心的输出轴 228 上。与关于轴 208 所描述的类似，轴 222 可以是管内部的轴，它允许轧辊轴向膨胀和收缩而不会沿另一个方向弯曲。

图 17H 显示了装置 220 的未驱动（静止）位置。图 17I 显示了装置 220 通过聚合物轧辊 224 的驱动的收缩位置。图 17J 显示了装置 220 通过聚合物轧辊 222 和 226 的驱动的延伸位置。在图 17H 的未驱动（静止）位置中，轴 208 的位置将位于图 17I 的收缩位置和图 17J 的延伸

位置之间的某处，具体位置取决于每个单独的轧辊的轴向长度。

该嵌套设计可以使用增加数目的层进行重复以提供增加的偏转。驱动每隔一个轧辊-从第一个嵌套的轧辊开始-导致轴 228 收缩。驱动每隔一个轧辊-从最外部的轧辊开始-导致轴 228 延伸。嵌套装置 220 的设计的一个益处是电荷可以从一个聚合物轧辊分流到另一个聚合物轧辊上，因此保存总能量使用。

现在将参照图 18A - 18F 描述多个可选分段实施例。在一些实施例中，提供了具有至少两个分段的关节连接的器械，每个分段具有外表面和内表面并且包括至少两个布置在外表面和内表面之间的内部致动器入口。另外，至少一个机电致动器延伸穿过每个内部致动器入口并且连接到至少两个分段上，这样，至少一个机电致动器的驱动就导致至少两个分段之间的偏转。

分段 1802 是具有外表面 1804 和内表面 1806 的环状和连续分段的实例(图 18A)。三个内部致动器入口 1808 布置在外表面 1804 和内表面 1806 之间。在该实施例中，内部入口 1808 具有总体上为卵形或椭圆的形状。其它形状也是可能的。如下文更加详细地描述的那样，内部入口的实施例提供了分段和活化聚合物部件之间的连接点，活化聚合物部件例如为致动器、轧制致动器、具有一个或多个活性区域的活化聚合物材料的薄板。

分段 1810 的形状总体上为圆形并且具有外表面 1804 和内表面 1806(图 18B)。两个内部致动器入口 1812 布置在外表面 1804 和内表面 1806 之间。在该实施例中，内部入口 1812 具有总体上为圆形的形状。

分段 1816 的形状总体上为圆形并且具有外表面 1804 和内表面 1806(图 18C)。十二个均匀间隔的致动器入口 1818 布置在外表面 1804 和内表面 1806 之间并且围绕分段 1816 的圆周。在该实施例中，内部入口 1818 具有总体上为圆形的形状。对于给定分段中的每个入口，每个内部入口的形状并不需要相同，并且入口并不需要围绕分段均匀地排列。一些入口可以更靠近外表面 1804 或内表面 1806，或者两个或

更多入口可以沿着相同的半径设置并且在内表面 1806 和外表面 1816 之间分布。尽管这些可选方案是针对分段 1816 的实施例进行描述的，但是它们也可以应用于在此所述的其它分段的实施例。

分段 1820 的形状总体上为圆形并且具有外表面 1804 和内表面 1806 (图 18D)。八个致动器入口 1822 围绕分段周向在外表面 1804 和内表面 1806 之间排列。在该实施例中，内部入口 1818 具有多个总体上为卵形的形状。

分段 1825 的形状总体上为圆形并且具有外表面 1804 和内表面 1806 (图 18E)。四个致动器入口 1826 围绕分段 1825 的周向布置在外表面 1804 和内表面 1806 之间。在该实施例中，内部入口 1826 具有矩形形状。

分段 1830 总体上是圆形的，并且不同于上文中的分段实施例，它不是连续的 (图 18F)。分段 1830 具有外表面 1832 和内表面 1834。三个致动器入口 1836 布置在外表面 1832 和内表面 1834 之间并且围绕分段 1830。在该实施例中，内部入口 1836 具有复合的几何形状。在该实施例中，复合几何形状类似于菜豆 (肾形豆) 的形状。如下文所述，复合几何形状的入口可以为活化聚合物材料的薄板或区段或分段提供有利的曲率。分段 1832 也显示了非环状或非圆弓形的形状。在一些实施例中，分段的部分扩口以提供更像卵形的形状，而在其它实施例中，形状可以类似于平整的三角形或倒圆角的圆锥形。

通过上文对各个分段和入口的讨论可以理解，分段中的至少一个入口具有规则的几何形状。在一些实施例中，入口具有由下面组成的组中所选的规则的几何形状：圆形、矩形、卵形、椭圆形。在其它实施例中，入口可以具有复合的几何形状。此外，内部入口可以具有任意形状、数目、朝向和空间布置，且具有均匀的间隔或是不具有均匀的间隔。例如，在其中分段的实施例有利地与上文所述的预偏置形状的器械组合的实施例中，分段入口能够以用于识别设置致动器以抵消预偏置形状的需要的方式分布。在其它实施例中，通过连接到入口上或是终止于入口，可以提供一個以上的活化聚合物致动器或材料。

图 19A 和 19B 显示了可以用于本发明的关节连接的器械的关节、弯曲或其它操纵实施例的活化聚合物分段的其它实施例。关节连接分段 1900 和 1950 共享类似的结构。存在至少两个分段，每个分段具有外表面和内表面并且包括至少两个布置在外表面和内表面之间的内部致动器入口。所示实施例显示出分段 1802 具有入口 1808。可以理解，也可以使用任意其它所述的分段等。关节连接分段也包括至少一个延伸穿过每个内部致动器入口并且连接到至少两个分段上的机电致动器，这样，至少一个机电致动器的驱动就导致至少两个分段之间的偏转。在一个实施例中，活化聚合物致动器 1910 连接在（即终止于）外分段 1802 上并且穿过并充分地连接到中部分段 1802 上，从而允许每一个、任一个和/或所有分段 1802 之间的偏转。在图 19A 中所示的实施例中，活化聚合物致动器 1910 包括聚合物薄板 1910 和包括电极的活性区域 1915。聚合物薄板可以由活化聚合物形成，而活化聚合物中仅仅有一部分用在活性区域 1915 中。可以理解，可以使用活化聚合物材料作为用于致动器的结构薄板 1912，而不是需要另一种材料的附加衬板。

另外，护套 1905 连接在至少两个分段的外表面 1816 上。在一个可选实施例中，护套 1905 连接在至少两个分段的内表面 1806 上。在一些实施例中，护套由医学技术中已知的适当材料制成，这些材料耐用、柔软并且可洗，这样，它就可以再用。在其它实施例中，护套可以从分段上移除并且是一次性的。在另外一个实施例中，护套材料包括生物适合的材料。

关节连接分段 1950（图 19B）与关节连接分段 1900 的不同之处在于在分段 1802 之间配设了多个活性区域 1965。在图 19B 中显示了三个活性区域 1965。可以有更多的活性区域。此外，活性区域不必均匀地间隔或是仅仅沿着分段的纵轴排列。另外，对于分段 1900、1950 的所有实施例，活性区域和聚合物薄板 1912、1962 的结构可以包括预应变和未应变的聚合物、多层压电极结构、顺应性电极、其它结构元件来提供活化聚合物致动器的适当操作。例如，提供与导电聚合物类

型的致动器相邻的电解质。

尽管上文所述的分段是闭环和开环，但是如果需要的话，分段也可以与不同长度的管结合使用或是使用不同长度的管进行替换。例如，可以使用一系列以与已知的血管、胆或食管展伸类似的方式构成的短管。这种结构可以包括放置在一系列短展伸状元件之间的多个致动器的布置。

在本发明的一些实施例中，通过使用如上所述的轧制聚合物致动器的实施例，关节连接的器械被驱动、弯曲或进行其它操作。一般而言，轧制聚合物致动器会在一对分段 2008 之间延伸。在图 20A 中，活化分段 2005 包括分布在分段 2008 之间的轧制聚合物致动器 2010a、2010b 和 2010c。提供了允许致动器单独操作或是结合操作以在分段 2008 之间生成期望的偏转的适当电子控制。

活性分段 2020 包括一对配合的轧制聚合物致动器 2025a 和 2025b (图 20B)。轧制致动器 2025a、2025b 还显示了施加到致动器上的电势如何反向以提供可逆操作。例如，实线指示应用正电势并且虚线表示应用负电势。提供了允许致动器使用可逆驱动单独操作或是结合操作以在分段 2008 之间生成期望的偏转的适当电子控制。

活性分段 2030 包括一对配合的轧制聚合物致动器的可选实施例。轧制致动器对 2034a、2034b 和 2036a、2036b 布置在分段 2008 之间。在一个实施例中，分段 2008 可以通过使致动器 2034b 推动其连接的分段 2008 而同时致动器 2034a 拉动其连接的分段 2008 来被操作或关节连接。在另一个实施例中，两个致动器对 2034a、2034b 和 2036a、2036b 以上述的推-拉方式操作。在另一个实施例中，并非所有致动器都活化来偏转分段 2008。其它可选轧制活化聚合物致动器配置也是可能的。例如，图 20B 中描述的可逆方面可以应用于其它实施例，并且可以在同一个分段对之间使用致动器配置 2010、2025 和 2034 的组合。

作为对图 5、6、7、8 和 9 中所述实施例的补充，单个细长管 2100 可以用作结构元件以形成本发明的关节连接的器械的实施例。在一些实施例中，结构设计的形式也可以为多个展伸状的元件。在一些实施

例中，细长构件 2100 由柔性或弹性材料形成，这样构件 2100 就可以构造成，它将拥有例如如图 2e 和 2f 中所述的固有偏置或记忆。该偏置进行作用以将组件恢复为如图所示的大体上线性的配置或恢复为如上所述的任意期望的偏置形状。类似地，在需要反映例如关节连接的器械所插入的管腔、器官或体腔的形状时，连接到构件 2100 上的致动器可以用于将它从初始配置或偏置配置偏转。当然，也可以配设偏置源例如弹性套筒（即，插入或围绕如上所述的结构）。

图 21 还显示了具有沿聚合物层 2107 布置的活性区域 2110 的多个活性聚合物薄板 2105。在该实施例中，聚合物薄板 2107 充分宽足以缠绕构件 2100 至少一次，并且在一些实施例中可以缠绕多次。在其它处所讨论的可选实施例中，聚合物薄板可以具有多个活性区域但是仅仅与构件 2100 的周边的区段或部分一样宽。在这些可选方案中，一个或多个聚合物板区段被用来弯曲或以其它方式操作构件 2100。

在所示实施例中，活性区域沿着聚合物层 2107 的纵轴延伸。聚合物层 2107 有利地可由活化聚合物形成，其中活性区域与聚合物薄板形成一体。如果希望的话，活性区域可以为任意配置、位置或取向，因为整个聚合物薄板可以用于驱动。这相对于使用非活化聚合物或简单的聚合物结构元件而没有考虑到该设计的内在简化的其它聚合物致动器设计而言是一个优点。可以理解，活性区域 2110 不需要是单片结构而是可能包括蛇形、锯齿形或其它图案化的导电迹线。还可以理解，活性区域 2110 的实施例包括如上所述的所有各个可选电极和活性区域配置。

图 21 中还显示了在第二聚合物薄板 2115 上配设的多个应变计或反馈聚合物元件 2120。反馈元件在分段操作过程中可以用于监视和提供反馈。在一些实施例中，反馈元件印刷在薄板 2115 上。在其它实施例中，反馈元件是电活性聚合物传感器，如授予 Pelrine 等人的美国专利申请公布 US 2002/0130673 中更多描述的那样，该专利全部在此引入作为参考。可以理解，聚合物薄板 2107、2115 的次序可以与所示实施例中的不同，在所示实施例中，薄板 2107 接触构件 2100 并且薄

板 2115 接触薄板 2107 的外部。在一个可选实施例中，薄板 2115 抵靠在构件 2100 和薄板 2107 之间。在一个可选实施例中，薄板 2207、2115 能够以任意配置布置在构件 2100 内部。

图 22 显示了驱动构件 2100 的另一个实施例。该实施例与图 21 的实施例的不同之处在于使用了包括活性区域 2210 和应变计 2120 两者的单个聚合物薄板 2207。另外，活性区域 2210 与构件 2100 的纵轴几乎正交地排列，这与图 21 中的纵向活性区域不同。在一个可选实施例中，薄板 2207 可以布置在构件 2100 内部。

图 23 显示了依照本发明的活性聚合物驱动分段 2300 的实施例。在该实施例中，线圈或线圈管 2305 形成了分段。在此，复合致动器分段形成层状结构。以一系列环结构提供了具有活性区域（未显示）的第一组致动器 2305，在一个实施例中，环结构围绕线圈 2300 沿圆周作用。提供了第二组致动器 2310，在一个实施例中，致动器 2310 在线圈 2300 上纵向地作用。致动器 2305、2310 中的每个都可以包括多个活性区域，从而生成高度可配置和可弯曲的器械。每个活性区域均可包括如上所述电极和/或活性区域的全部特征或是其中一些特征。例如，分段 2305 的关节连接可以由第一组致动器 2305 中的一个或多个活性区域生成的驱动力和由第二组致动器 2310 中的一个或多个活性区域生成的驱动力的组合而生成。在一个可选实施例中，在单个聚合物薄板上配设了第一组致动器 2305 并且在结合或连接至包含致动器 2305 的薄板的第二聚合物薄板上配设了第二组致动器 2310。

通过参见图 24 更详细地显示了复合层压聚合物致动器的概念。复合层压聚合物致动器 2400 包括围绕活化聚合物薄板 2406 的聚合物层 2402、2404，而活化聚合物薄板 2406 具有多个不同的活性区域 2410、2412、2416、2418 和 2420。在一个实施例中，层 2402、2404 和 2406 均为活化聚合物，其差别仅仅在于层 2406 具有多个活性区域。每个活性区域均包括如上所述电极和/或活性区域的全部特征或是其中一些特征。

通过参见图 25 更详细地显示了复合层压聚合物致动器的概念。在

一个实施例中,复合层压聚合物致动器 2500 包括均具有多个不同活性区域的四个活性聚合物层 2520、2530、2540 和 2550。在另一个实施例中,每个层的活性区域的取向可以不同。例如,薄板 2520 中的活性区域提供了配置 1,薄板 2530 提供了配置 2,等等。示意性活性聚合物薄板 2510 显示出其中提供了具有不同取向的多个活性区域这一点。活性区域 2514 处于总体上纵向方位,活性区域 2512、2516 为具有互补角度取向的活性区域。其它活性区域取向也是可能的。例如,活性区域配置 1 至 4 中的每一个可以相同、不同或互补。在一个实施例中,一个薄板中的活性区域以与另一个薄板中的活性区域以互补的方式操作。在一个可选实施例中,薄板彼此邻近。在另外一个可选实施例中,至少另一个薄板会将互补的薄板分开。虽然描述为薄板,但是可以理解,本发明的复合层压聚合物致动器可以形成环、圈、纵向区段或其它局部分段。

其它的活性区域配置也是可能的。例如,活化区域可以配设在生成一个或两个平面方向的活性聚合物变形的活化聚合物薄板上。有利地,多个活性区域和它们各自的电极(具有或不具有导电层)可以图案化到单个活性聚合物衬底或薄板材料上或由单个活化聚合物衬底或薄板生成多个自由度或驱动形式。

在本发明的一些实施例中,通过使用混合驱动机构来操作、弯曲或控制关节连接的器械。混合关节连接的器械 2600 包括腱驱动分段部分 2607 和活化聚合物部分 2605。为简明起见,省略了连接两个部分的护套或其它结构连接。腱驱动分段 2607 包括多个分段,此处为三个(2610、2615 和 2620)。每个分段包括连接点 2614 并且除最远端分段 2610 之外的分段都包括通过透孔或入口 2616,入口 2616 允许力传递元件 2612(即,腱、Bowden 电缆等)连接到更远端的分段上。可以在共有并且转让的系列号为 10/229,577 的题为“Tendon Driven Endoscope and Methods of Insertion”的专利申请中找到关于驱动区段 2607 的更多细节,该专利在此全部引入作为参考。活化聚合物部分 2605 可以包括在此描述的任一个活化聚合物致动器或配置。在一个实

施例中，分段关节连接的器械包括由活化聚合物驱动的可选地可操纵的远端和通过使用力传递元件、电缆等驱动的自动可控的近端。另外，路径中的弯曲通过由活化聚合物驱动并且然后沿通过使用力传递元件驱动的自动可控近端而自动传播的可选地可操纵的远端的形状来选择和限定形成。可以理解，混合实施例包括适当的控制系统来提供混合关节连接的器械 2600 的“跟随先导”类型的驱动。在上文引入的 Belson 的专利 6,468,203 和 6,610,007 中描述了跟随先导方案的更多细节。

上文已经专门提到关节连接的器械作为与结肠镜一起使用的分段内窥镜和其它装置。可以理解，本发明的实施例机电致动器和机电致动器装置的类型和特定设计可以配置成操作多种其它医学和工业应用中的多种可控制品。另外，本发明的实施例也可以配置成与无线内窥镜，机器人内窥镜，导管，为特殊用途设计的导管例如血栓溶解导管、电生理学导管和导向导管，插管，手术器械或导入器护套或过程专用的关节连接的器械例如在多种医学过程中使用的使用本发明实施例原理以在身体内部导航的那些关节连接的器械，其中可选地在身体器官周围或之间，在身体器官内部和/或通过身体通道有体腔。

现在将通过参照图 27 和 28 描述“跟随先导”型控制的实例。可以在授予 Belson 的美国专利 6,468,203（此前已引入作为参考）中发现“跟随先导”型控制的其它细节。

图 27 显示了关节连接的器械 2700 的一段主体 2702 的线框模型。虽然在此描述了预偏置形状的实施例，但是该实施例将解决在一个区段中使用跟随先导的问题，如图所示，该部分具有直或非偏置的位置。为了清晰起见，在该附图中除去了关节连接的器械主体 2702 的大部分内部结构。关节连接的器械主体 2702 分为分段或区段 1、2、3... ..10 等等。每个区段的几何尺寸由适当数目的长度量度或各个分段的相对位置的其它指示形成。区段的几何尺寸可以使用长度量度或其它指示形成。在该示意性实例中，分段将描述为沿着 4 个轴即 a、b、c 和 d 轴具有量度和指示。也可以使用更少的轴例如两个轴或三个轴以及更多的轴来描述分段。在该示意性实例中，区段 1 的几何尺寸由四个长

度量度 1.sub.1a、1.sub.1b、1.sub.1c 和 1.sub.1d 形成，并且区段 2 的几何尺寸是由四个长度量度 1.sub.2a、1.sub.2b、1.sub.2c 和 1.sub.2d 形成的，等等。优选地，每个长度量度或分段几何尺寸的有关指示由线性致动器单独控制，例如通过使用在此描述的活性聚合物致动器和材料。线性致动器可以利用几种不同的操作原理之一。例如，每个线性致动器均可以是自热 NiTi 合金线性致动器或电流变塑料致动器或其它已知的机械、气动、流体或机电致动器。在一些实施例中，其它已知的机电致动器包括在此描述的活性聚合物致动器实施例。在示意性实例中还有，每个区段的几何尺寸也可以通过使用线性致动器改变沿着 a、b、c 和 d 轴的四个长度量度而进行改变。在一些实施例中，分段几何尺寸的长度量度或其它指示可以互补地对地变化以沿着期望的方向可选地弯曲关节连接的器械主体 2702。例如，为了沿 a 轴方向弯曲关节连接的器械主体 2702，量度 1.sub.1a、1.sub.2a、1.sub.3a... .. 1.sub.10a 将缩短并且量度 1.sub.1b、1.sub.2b、1.sub.3b... .. 1.sub.10b 将等量地伸长。这些量度改变的量将确定所生成弯曲的半径。

在关节连接的器械主体 2702 的可选地可操纵的远端部 2704 中，控制每个区段的 a、b、c 和 d 轴量度的致动器可选地由使用者通过使用已知的转向控制加以控制。因此，通过适当的控制 a、b、c 和 d 轴量度，就能够可选地操纵或弯曲关节连接的器械主体 2702 的可选地可操纵的远端部 2704。在一些实施例中，可操纵部分可以沿任意方向弯曲整整 180 度。

然而，在自动控制的近端部 2706 中，每个区段的 a、b、c 和 d 轴的量度是通过适于基于使用中的致动器的类型进行控制和驱动的电子运动控制器自动控制的。运动控制器实现跟随先导算法，例如弯曲传播方法来自动控制关节连接的器械主体 2702 的形状。为了解释弯曲传播的操作方法，图 28 显示了穿过弯曲 C 的图 27 中所示的关节连接的器械主体 2702 的自动控制近端部 2706 的一部分的线框模型。为了简化，将显示二维弯曲的实例并且仅仅考虑了 a 和 b 轴。在三维弯曲中，将考虑所有的轴（在示意性实例中，为四个轴即 a、b、c 和 d 轴）。

在图 28 中，关节连接的器械主体 2702 已经利用可选地可操纵的远端部 2704 的优点移动通过弯曲 C(下文将更详细地说明这一部分过程)并且现在自动控制的近端部 2706 就存在于弯曲中。区段 1 和 2 是弯曲 C 中相对较直的部分，因此 $1.sub.1a=1.sub.1b$ 并且 $1.sub.2a=1.sub.2b$ 。然而，因为区段 3-7 处于 S 形弯曲部分中，所以 $1.sub.3a<1.sub.3b$ ， $1.sub.4a<1.sub.4b$ 并且 $1.sub.5a<1.sub.5b$ ，但是 $1.sub.6a>1.sub.6b$ ， $1.sub.7a>1.sub.7b$ 并且 $1.sub.8a>1.sub.8b$ 。当关节连接的器械主体 2702 由一个元件向远端推进时，区段 1 移动入以 1' 标记的位置，区段 2 移动进入此前由区段 1 占据的位置，区段 3 移动进入此前由区段 2 占据的位置，等等。轴向运动换能器可以用于生成表示关节连接的器械主体 2702 相对于基准固定点的轴向位置的信号并且将信号发送给电子运动控制器。在电子运动控制器的控制下，每当关节连接的器械主体 2702 前进一个单元时，自动控制近端部 2706 中的每个区段就收到信号以呈现它现在所处的此前被占据的空间的区段的形状。因此，当关节连接的器械主体 2702 前进到以 1' 标记的位置上时， $1.sub.1a=1.sub.1b$ ， $1.sub.2a=1.sub.2b$ ， $1.sub.3a=1.sub.3b$ ， $1.sub.4a<1.sub.4b$ ， $1.sub.5a<1.sub.5b$ ， $1.sub.6a<1.sub.6b$ ， $1.sub.7a>1.sub.7b$ ， $1.sub.8a>1.sub.8b$ ，并且 $1.sub.9a>1.sub.9b$ ，并且，当关节连接的器械主体 102 前进到以 1'' 标记的位置时， $1.sub.1a=1.sub.1b$ ， $1.sub.2a=1.sub.2b$ ， $1.sub.3a=1.sub.3b$ ， $1.sub.4a=1.sub.4b$ ， $1.sub.5a<1.sub.5b$ ， $1.sub.6a<1.sub.6b$ ， $1.sub.7a<1.sub.7b$ ， $1.sub.8a>1.sub.8b$ ， $1.sub.9a>1.sub.9b$ ，并且 $1.sub.10a>1.sub.10b$ 。因此，S 形弯曲 C 将向近端沿着关节连接的器械主体 102 的自动控制的近端部 2706 的长度传播。当关节连接的器械主体 102 向远端前进时，S 形弯曲看上去将固定在空间中。

类似地，当关节连接的器械主体 2702 朝近端地撤回时，每当关节连接的器械主体 2702 向近端移动一个单元时，自动控制近端部 2706 中的每个区段就收到信号以呈现它现在所处的此前被占据的空间的区段的形状。S 形弯曲沿着关节连接的器械主体 2702 的自动控制近端部

2706 的长度向远端传播，并且当关节连接的器械主体 102 朝近端撤回时，S 形弯曲看上去将固定在空间中。

每当关节连接的器械主体 2702 前进或撤回时，轴向运动换能器检测位置中的变化并且电子运动控制器沿着关节连接的器械主体 2702 的自动控制近端部 2706 向近端或远端传播所选弯曲以保持弯曲处于空间固定的位置。这允许关节连接的器械主体 102 移动通过曲折的弯曲而不需要在所横穿的路径的壁上施加不必要的力，例如在器官中、围绕器官或通过脉管系统或在结肠内部。

当在此使用时，沿着弯曲或路径前进或撤回的弯曲不仅是指简单弯曲和路径而且包括复杂的弯曲、一系列简单或复杂的弯曲，包括医学和工业环境中的 3-D 空间或区域。还包括沿或从弯曲和路径的移动、前进或其它传播或撤回。

可以使用多种技术执行分段在关节连接的器械中使用活化聚合物电极的受控弯曲。在此所述的一些技术包括使用偏置元件和器械中的预应变、活化聚合物致动器的配合配对、电压控制来调节由活性区域导致的偏转数量和通过使用多个活性区域、自由度和复合层压聚合物致动器而实现的复合驱动。另一个可选方案涉及对多个活性区域的顺序控制以生成期望的弯曲。

图 29(a) - (d) 显示了多个活性区域的顺序活化和控制如何用于弯曲分段 2900。分段 2900 形成关节连接的器械的一部分或是全部器械。在该示意性实施例中，分段 2900 具有远端 2920、近端 2930 和三个活性区域 2905、2910 和 2905。分段的弯曲程度是由被驱动的活性区域的数目控制的。当仅仅活性区域 2915 被活化时，小弯曲 2960 就导入分段中（图 29(a)）。注意，当两个活性区域 2915 和 2910 被活化时，分段 2900 形成比弯曲 2960 更尖锐的弯曲 2970（图 29(c)）。当所有三个活性区域 2915、2910 和 2905 都活化时，分段 2900 形成更尖锐的弯曲 2980。虽然该示意性实施例使用了总体上沿着分段 2900 纵向排列的三个活性区域，但是可以理解，可以利用更多、更少、不同朝向、不同尺寸和以不同方式活化的活性区域。

此外，活性区域 2915、2910 和 2905 显示和描述为单个电极或仅仅是单个活性区域。在一些实施例中，活性区域可以包括很多电极并且可以进一步细分弯曲的程度。例如，考虑其中活性区域 2910 在较大的显示区域中包括 20 个子活性区域的示意性情形。每个子活性区域相对于分段 2900 排列以将分段从弯曲 2960 的状态弯曲至弯曲 2970 的状态。然而，与上述活化活性区域 2910 以生成弯曲 2970 的单个步骤不同，子活性区域可以一次一个地活化以生成弯曲 2960 和弯曲 2970 之间的中间弯曲状态。在另一个可选方案中，使用算法的控制器会为期望的弯曲而确定将被活化的活性区域的数目/数量等。在另外的实施例中，可能有利地使用多个子活性区域以使响应时间更快速。尽管不希望受限于我的理论，仍然有一些聚合物致动器配置，这些配置利用多个子活性区域来生成分段，这些分段比仅仅使用单个活性区域的类似分段具有更加快速的响应时间。

尽管使用单个两维弯曲描述了顺序活化和控制的概念，但是可以理解，即使对于最复杂的形状，该概念也有利地可以用于在此所述的可选致动器的实施例。例如，也可以利用顺序（相继）活化和控制确定活性区域在复合层压聚合物致动器的实施例中的取向、尺寸和布置。该概念的名称并非暗示致动器不能同时而是仅仅顺序地活化。顺序地是指添加越来越多致动器直到实现期望的弯曲、形状或操作。甚至是增加更多致动器也可以通过用于活化活性区域的控制器完成，因为弯曲 - 活性区域活化弯曲很可能是已知的或是已被充分地描绘特征以允许对于期望的弯曲快速的活化。

图 30 显示了具有远端 3010 和近端 3005 和活性区域或电极 3015、3020 的分段 3000。分段 3000 被特别地设计成在活性区域 3015、3020 中的一个或两个都处于非活性时弯曲。例如，图 30(a) 显示了其中两个活性区域 3015、3020 中的电极活化时的情形。活性区域被特别地排列以利用聚合感应的偏转来沿着分段 3000 侧拉长聚合物。因此，由活性区域 3015 导致的偏转/变形就由活性区域 3020 导致的偏转/变形平衡或抵消。因此，分段 3000 就保持所示的直的或线性位置。接下来，考

考虑当活性区域 3015 处于非活性时的情形。当活性区域 3015 不使其相关联的聚合物变形时，该侧上的聚合物（与另一侧上的活性区域 3020 相关联的聚合物类似）就收缩，从而在分段 3000 中生成弯曲 3025。在另一个实施例中，活性区域 3015 可以构造成使施加到活性区域 3015 上的电势反向实际上就增大了朝向弯曲 3030 的分段弯曲。活性区域 3020 显示了类似的现象以在活性区域 3020 上的电势反向时生成弯曲 3040（活性区域 3020 处于非活性状态）和弯曲 3050。可以独立于使用反向电势生成的弯曲 3030 和 3050 而使用生成弯曲 3025、3040（非活性状态导致的弯曲）的活性区域的排列和配置。在一些实施例中，非活性状态导致的弯曲可以与反向电势引起的弯曲配合使用。

本发明的机电致动器控制的关节连接的器械的实施例可以有利地修改以适于用在多种不同的诊断和介入过程，包括使用如上所述原理和概念的结肠镜检查、支气管镜检、胸腔镜检查、腹腔镜检查和视频内窥镜检查。依照本发明的实施例的关节连接的器械也可以用于工业应用，例如弯曲区域例如机器、管、很难进入的外壳等中的检查和探测应用。

已经对本发明进行了说明并且已经描述了本发明的具体实例。这些细节的使用并非用来以任意方式限制本发明。例如，在此所述的装置和方法也可以用于非医学的相关过程。还可以预计，上文中公开的各个实例之间的特征的组合可以与其它变型中公开的特征彼此利用。此外，在存在本发明的变型且它们在本公开的精神中并且与权利要求书中所发现的本发明相等的程度上，我们希望本专利也将涵盖这些变型。

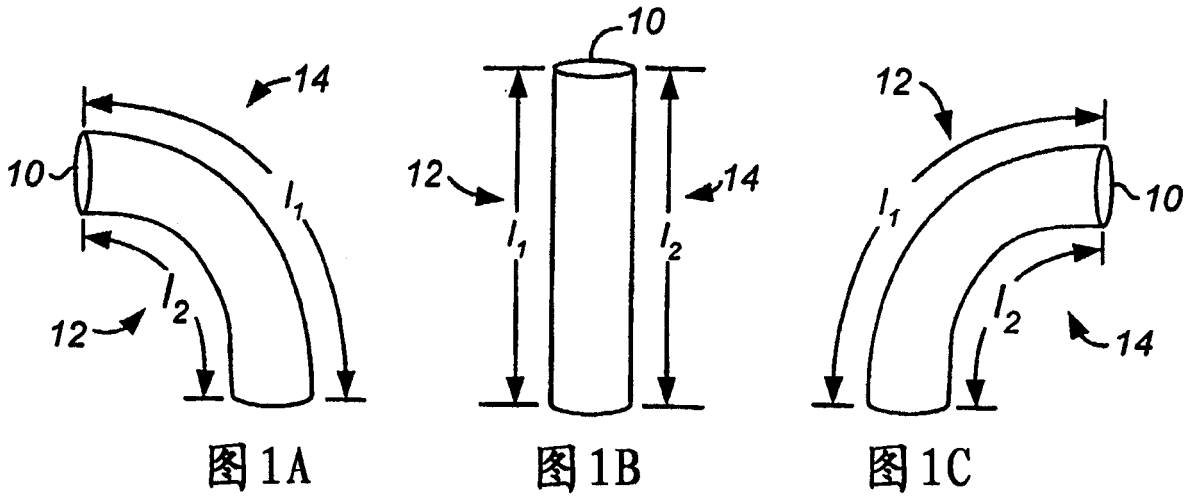


图 1A

图 1B

图 1C

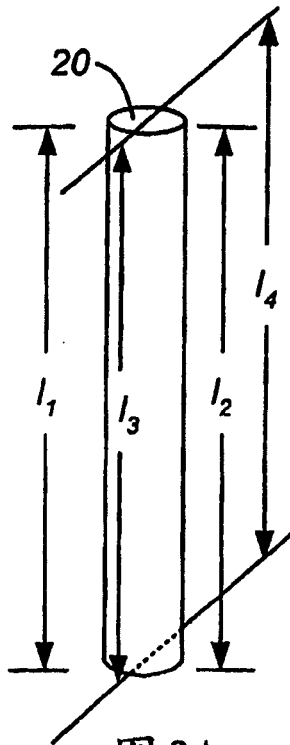


图 2A

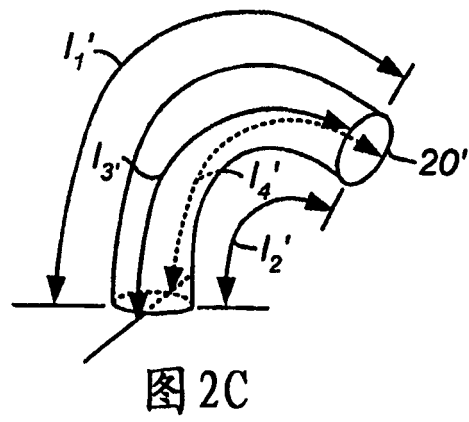


图 2C

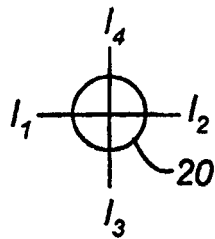


图 2B

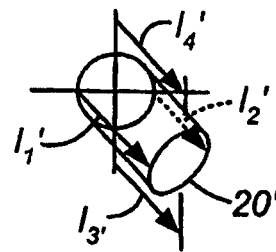


图 2D

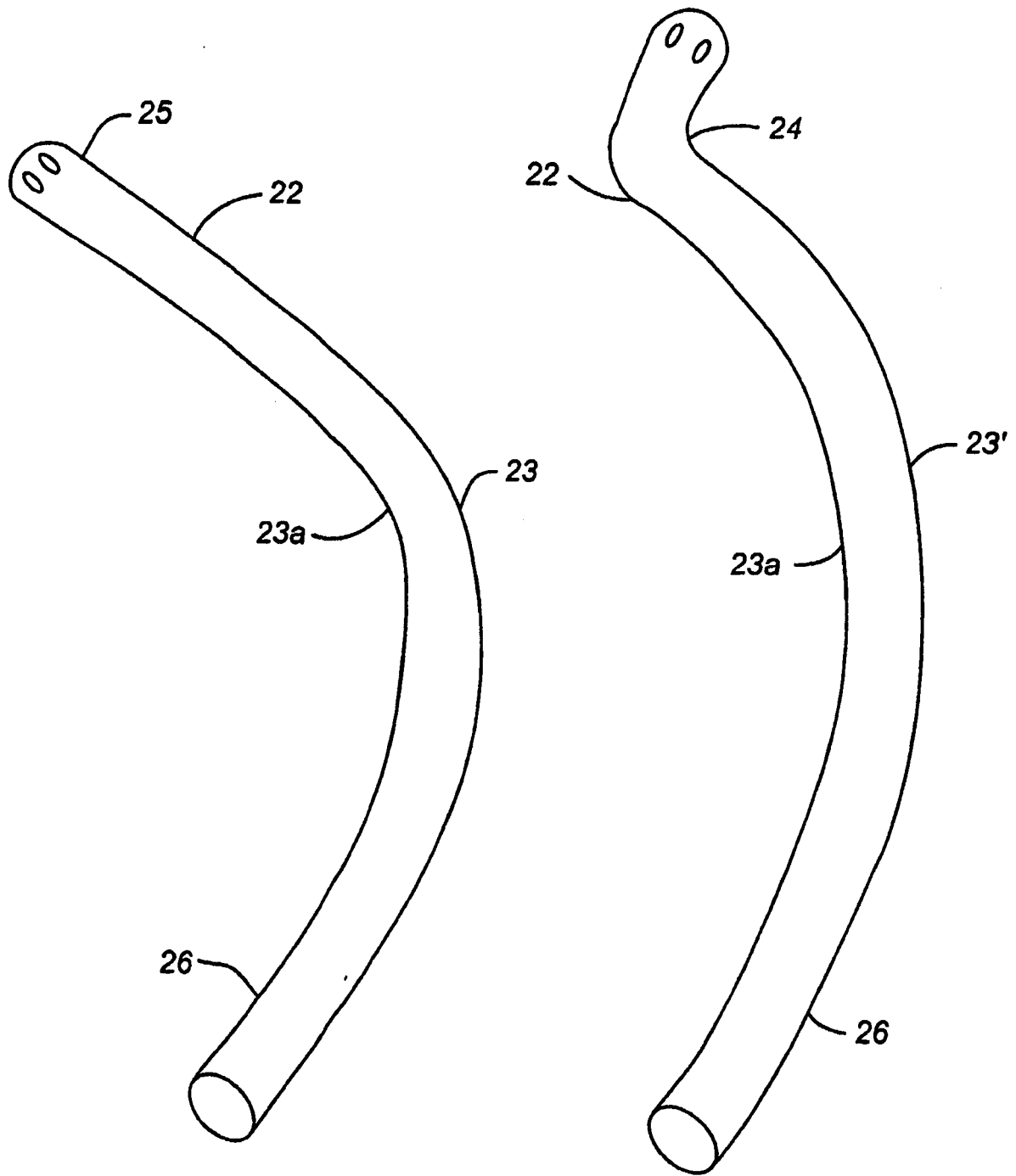


图 2E

图 2F

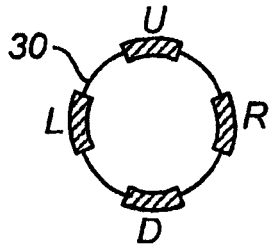


图 3A

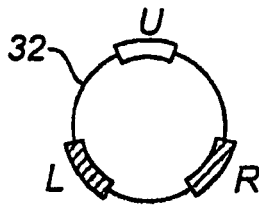


图 3B

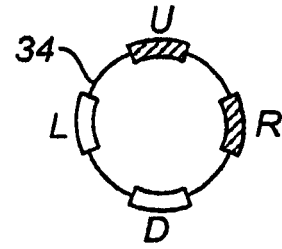


图 3C

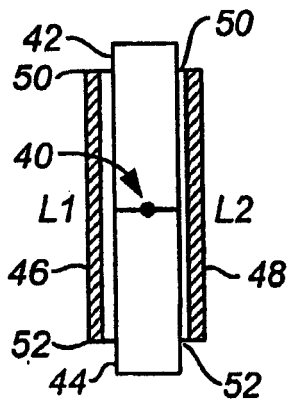


图 4A

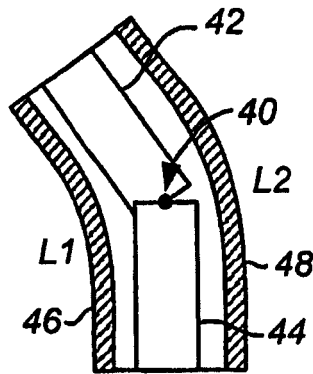


图 4B

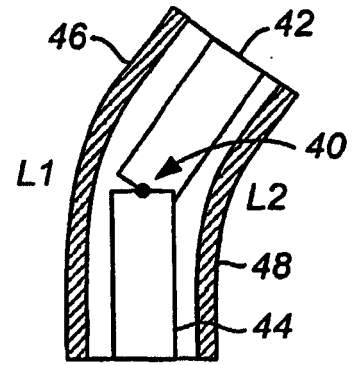


图 4C

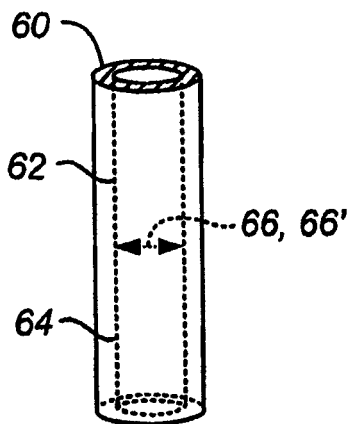


图 5A

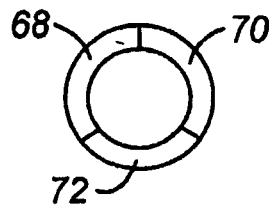


图 5B

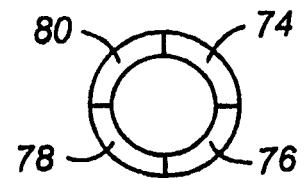


图 5C

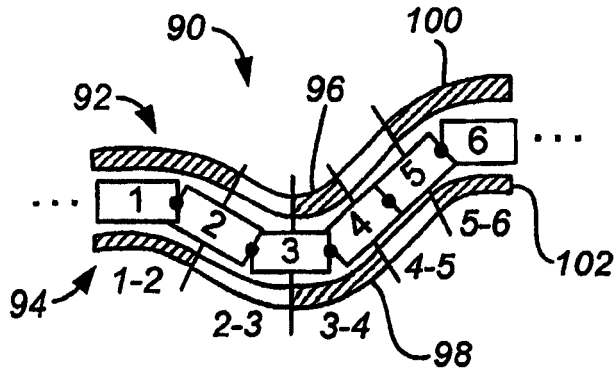


图 6A

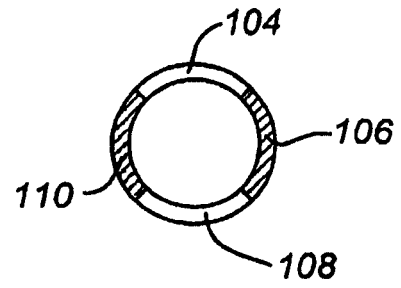


图 6B

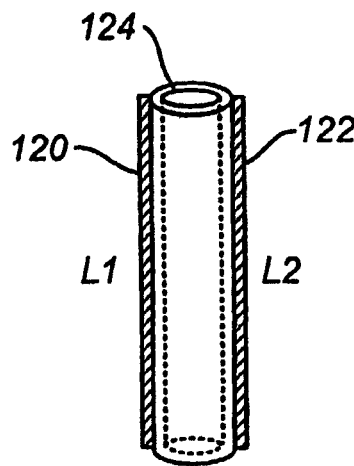


图 7A

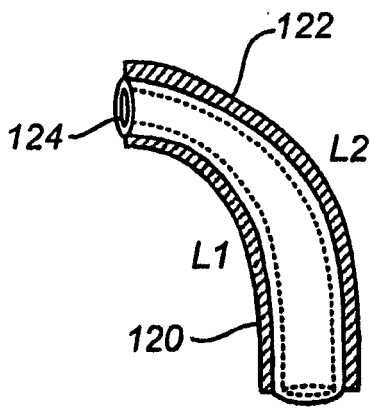


图 7B

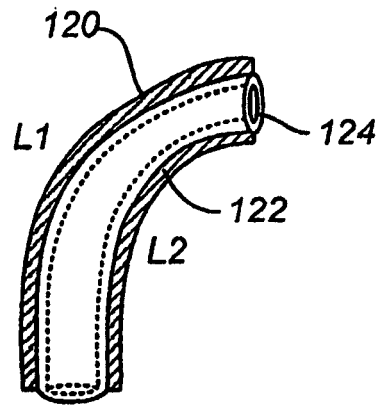


图 7C

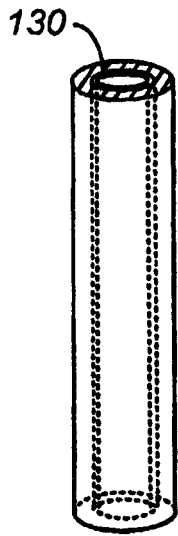


图 8A

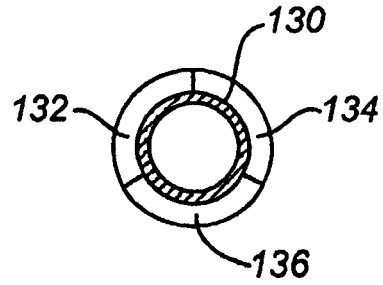


图 8B

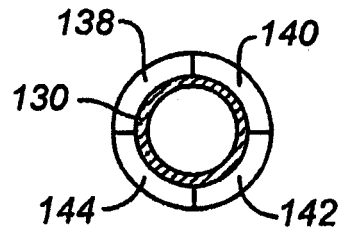


图 8C

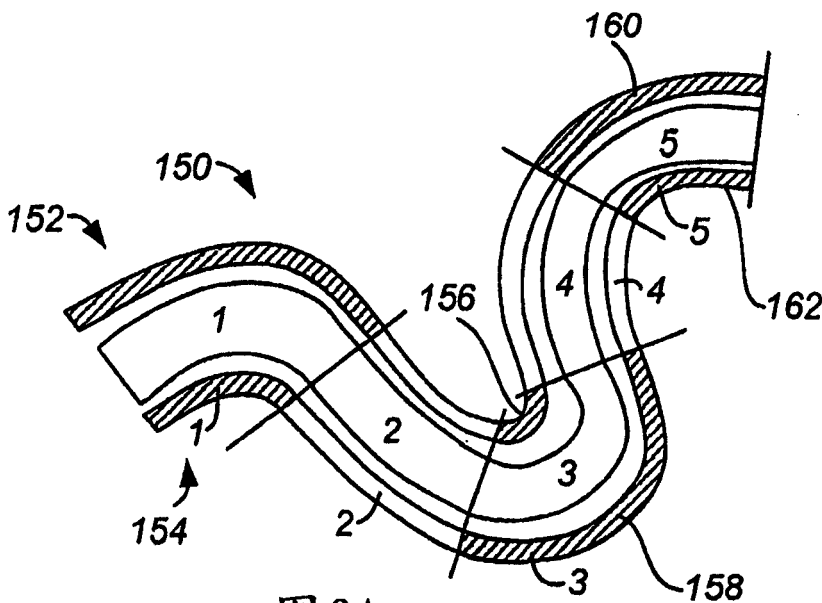


图 9A

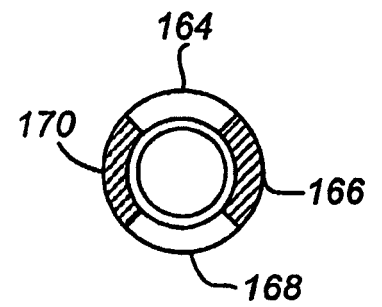


图 9B

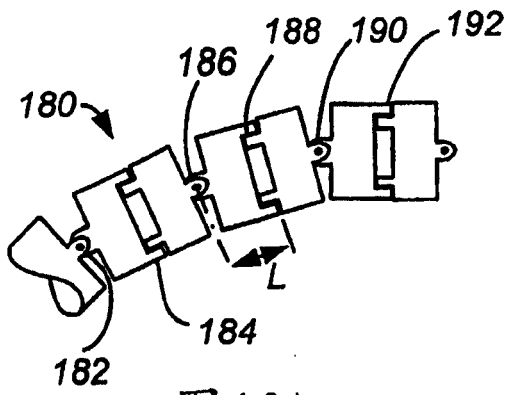


图 10A

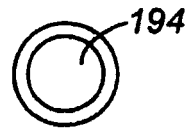


图 10B

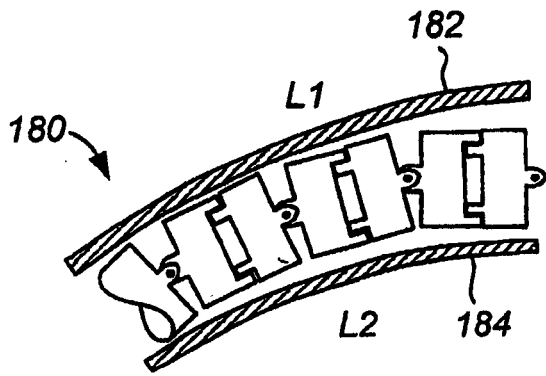


图 10C

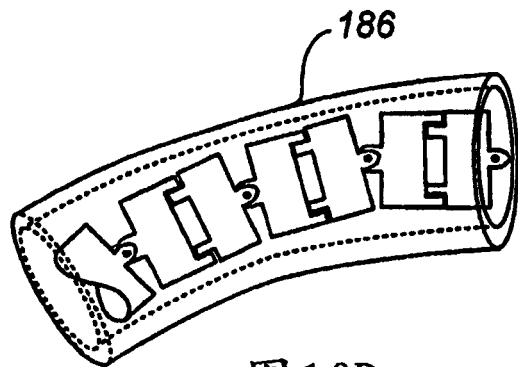


图 10D

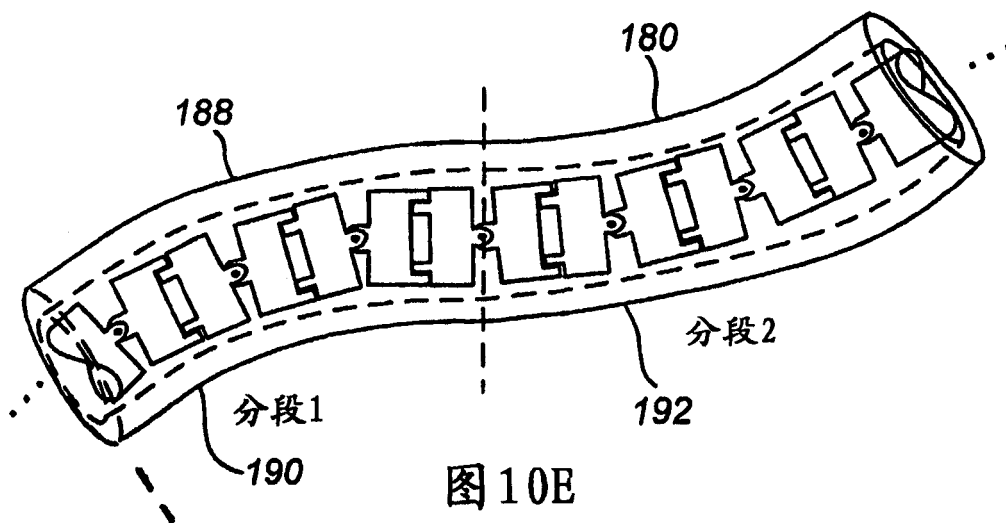


图 10E

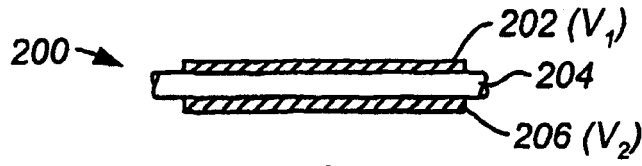


图 11

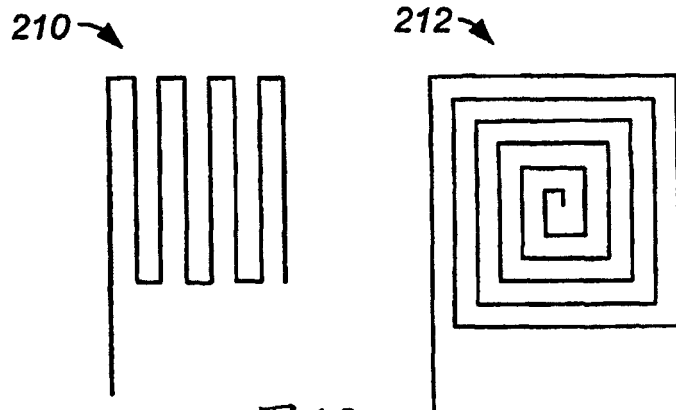


图 12

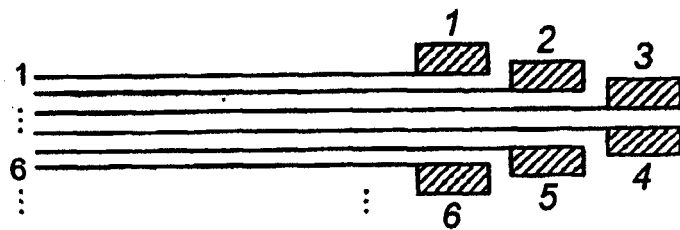


图 13

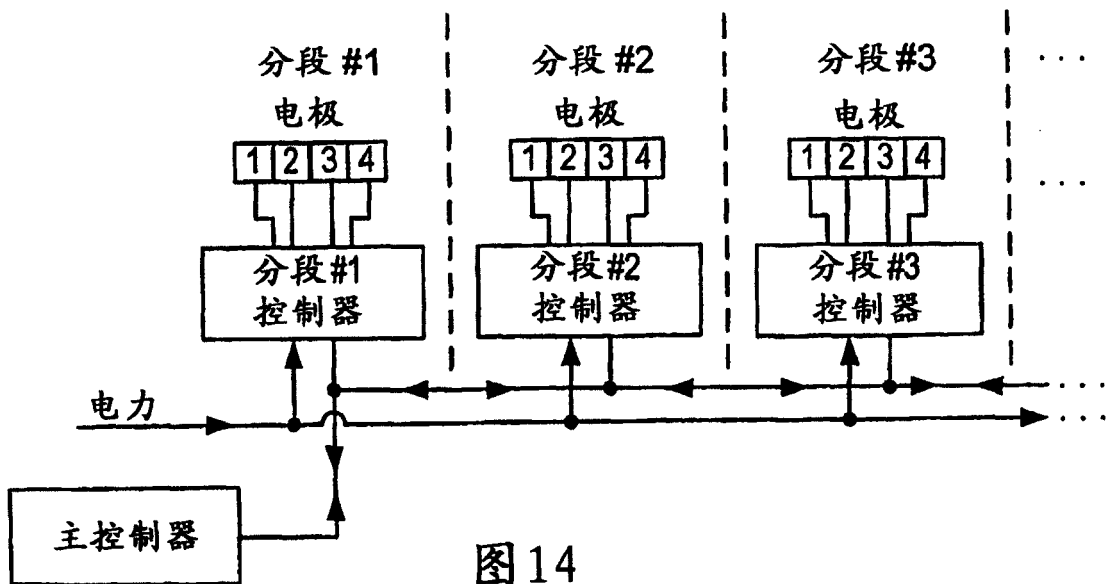


图 14

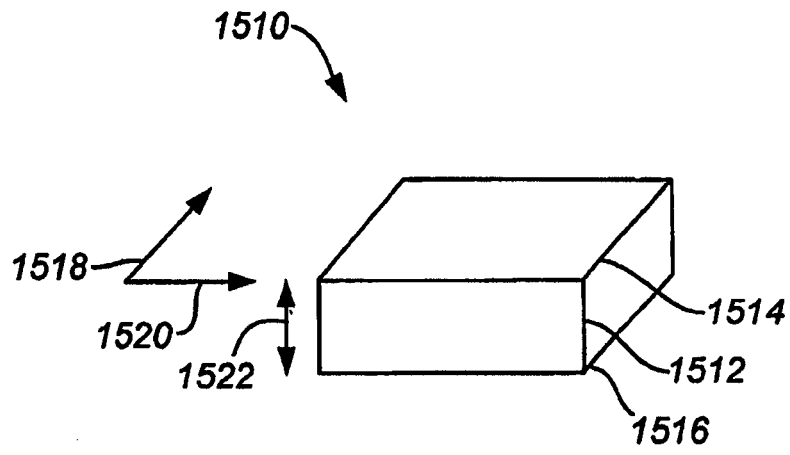


图 15A

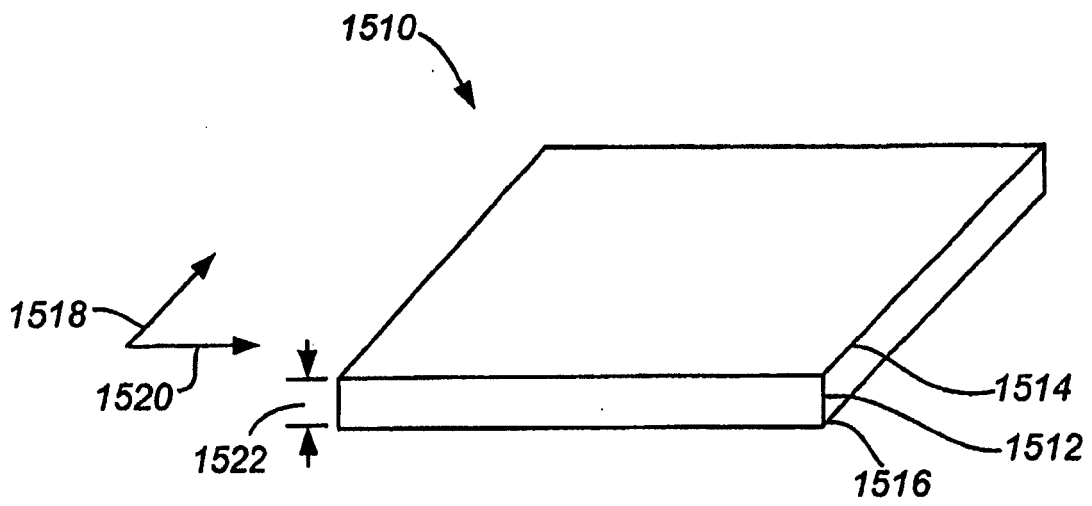


图 15B

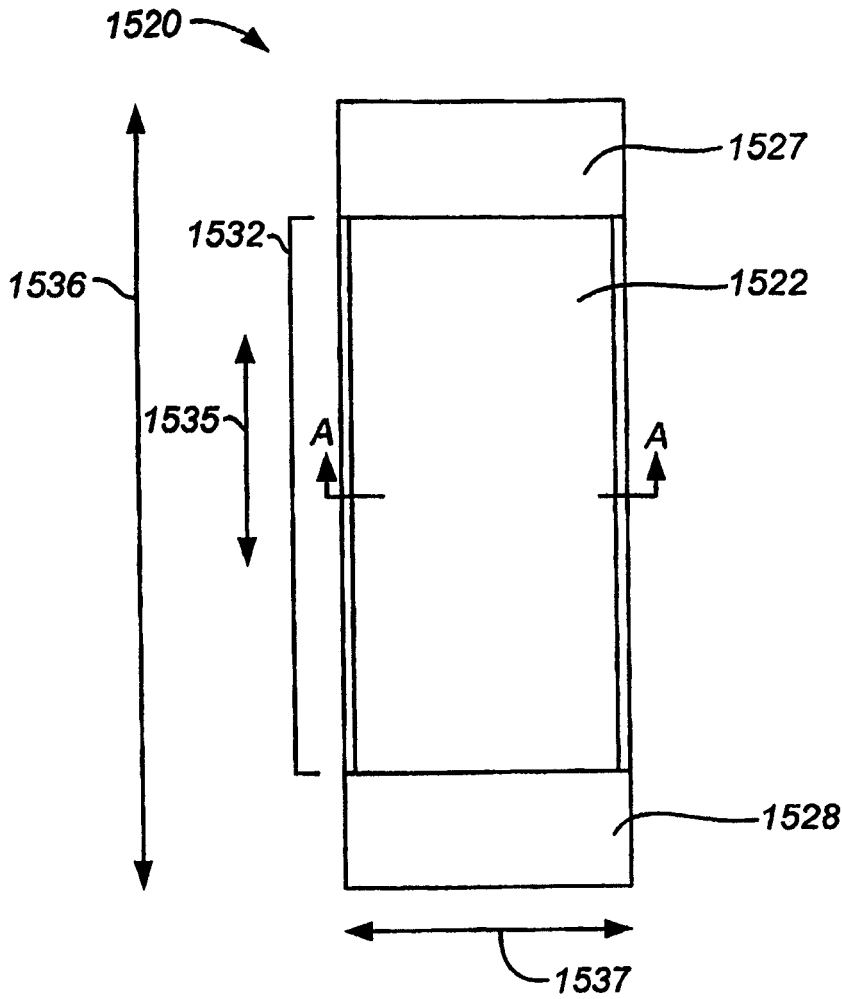


图 16A

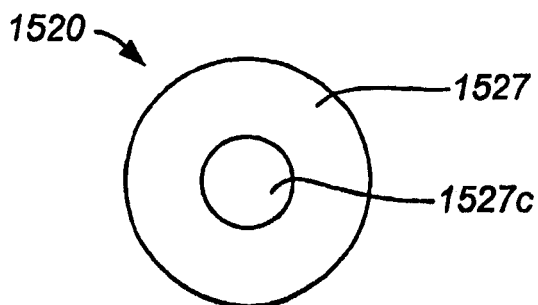


图 16B

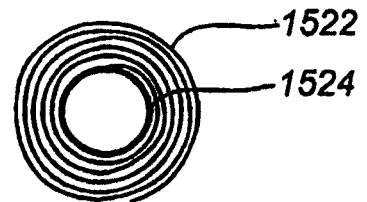


图 16C

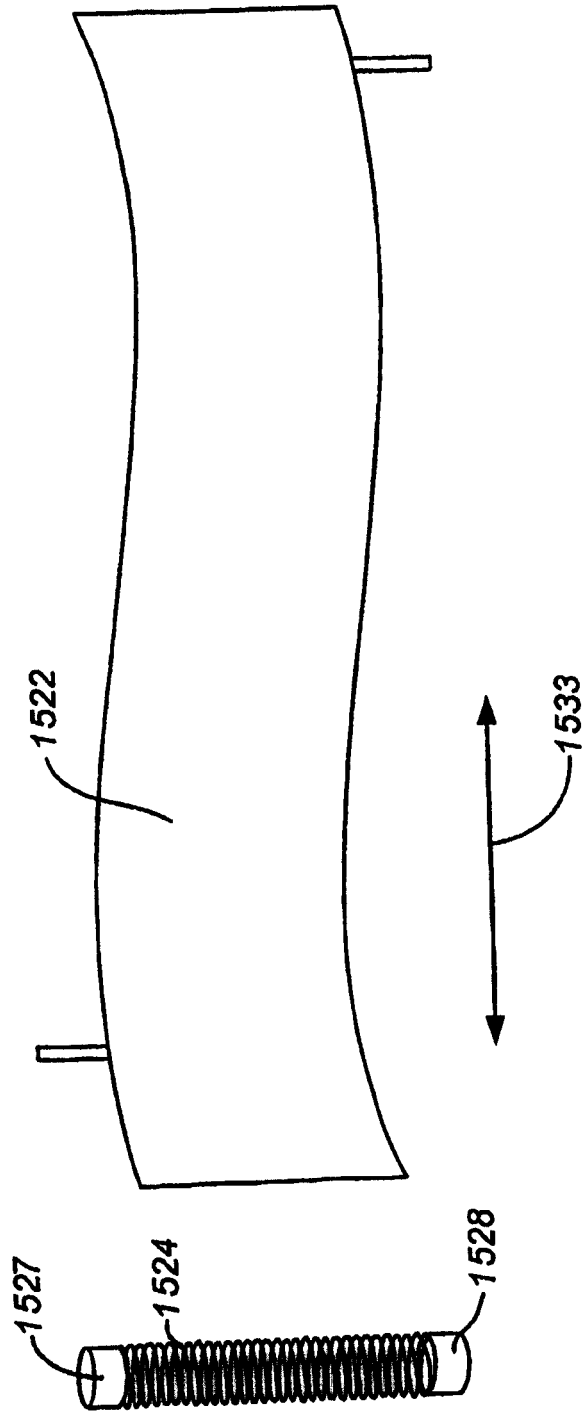


图16D

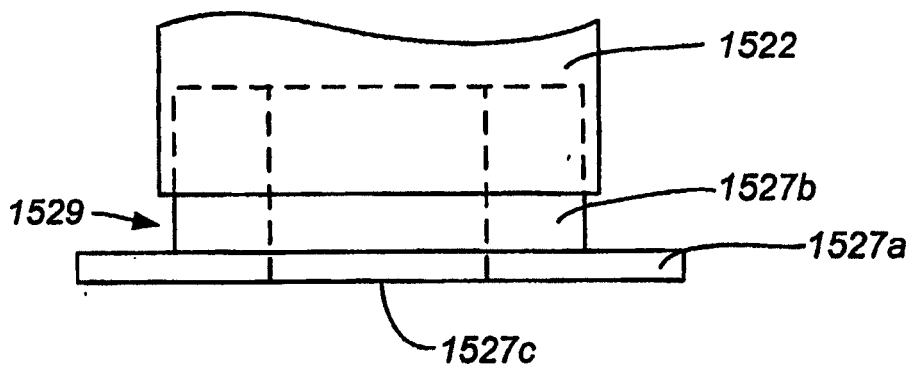


图 16E

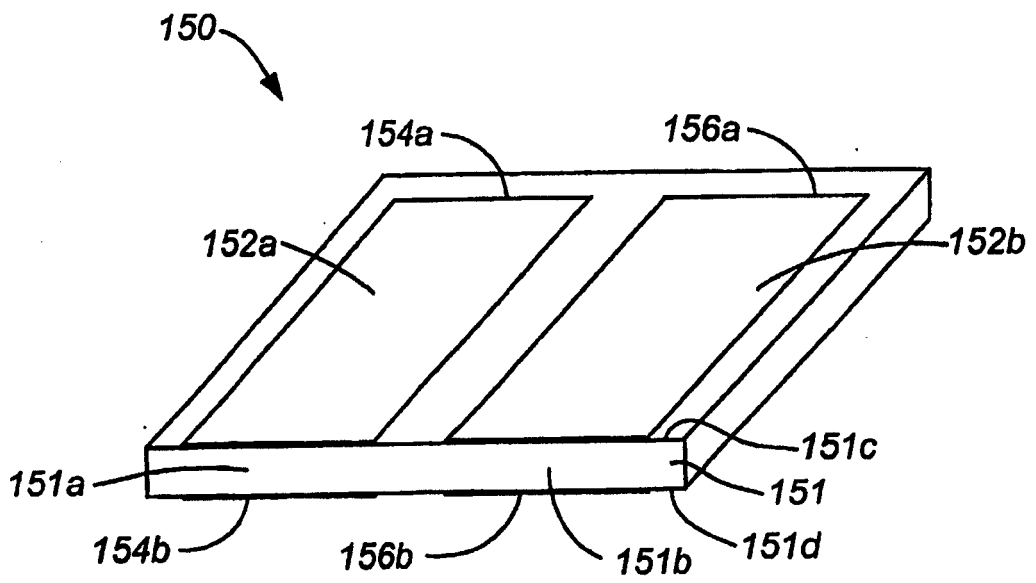


图17A

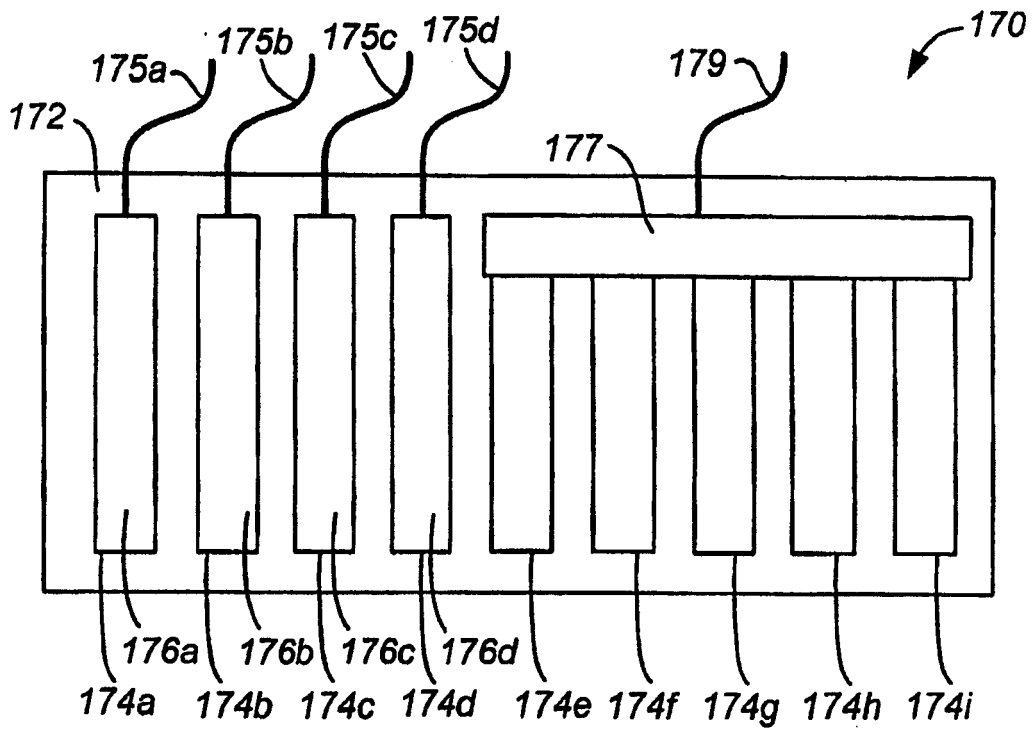


图17B

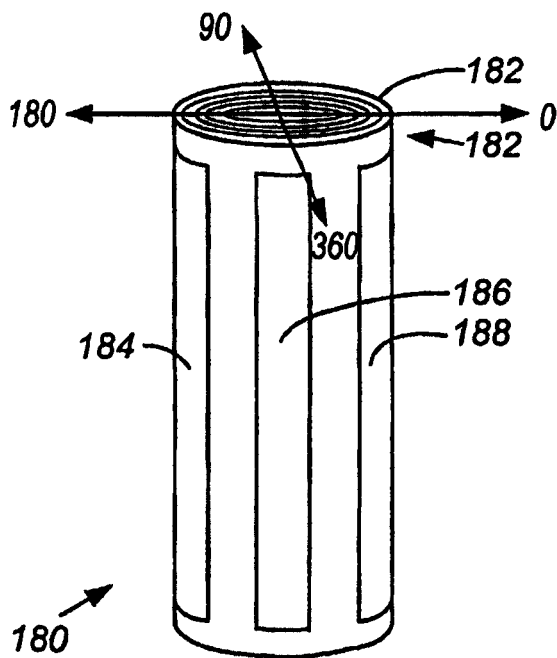


图17C

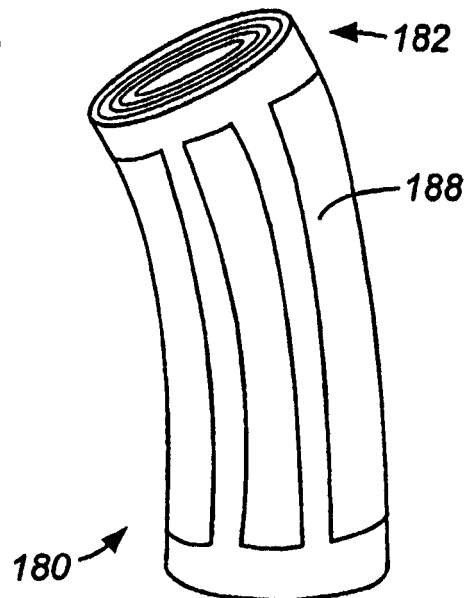


图17D

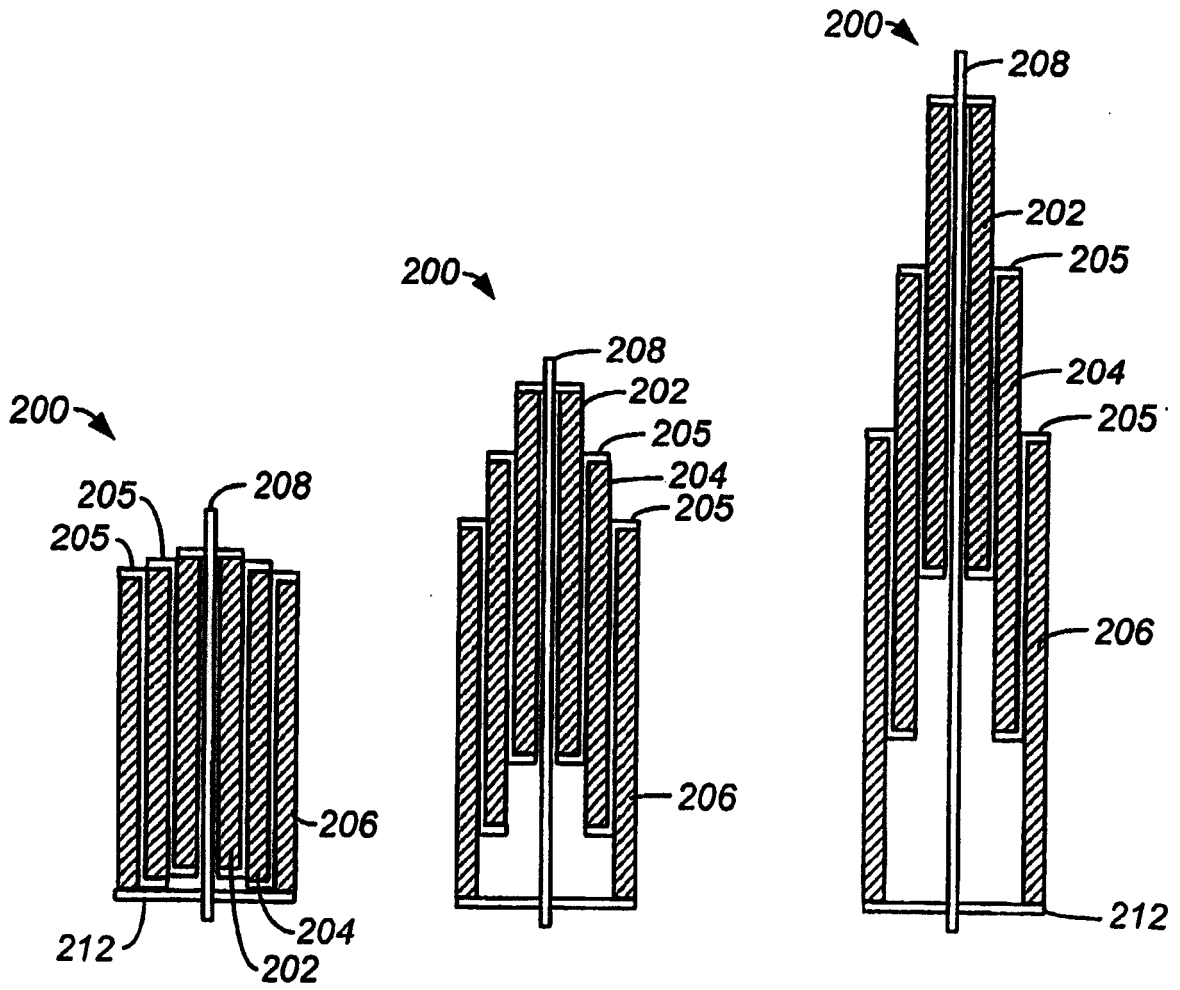
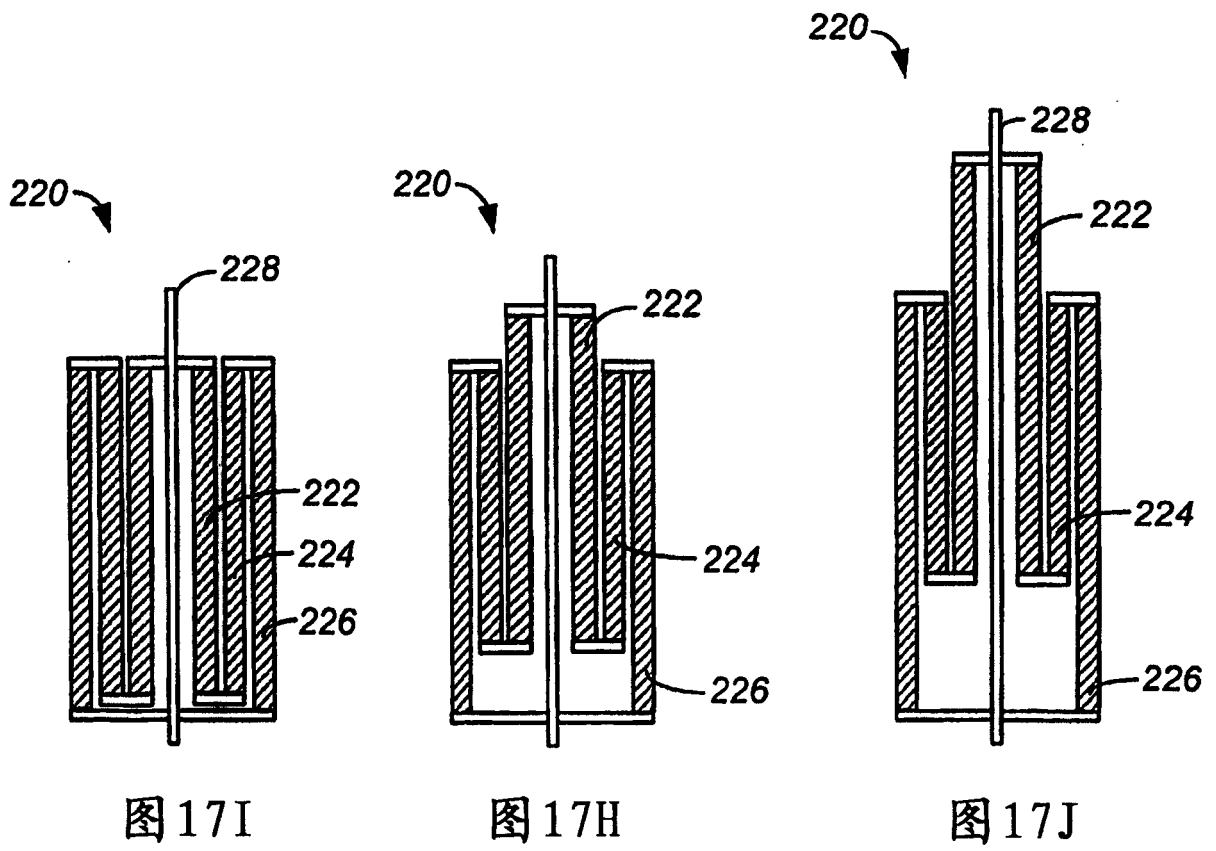


图 17E

图 17F

图 17G



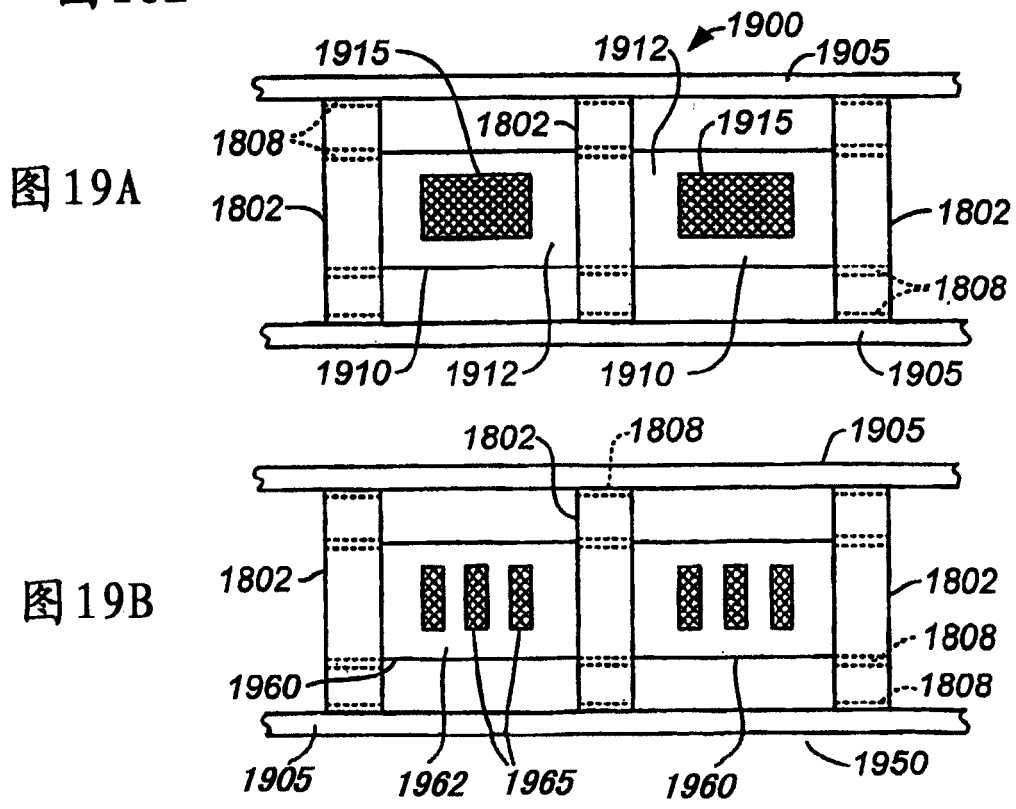
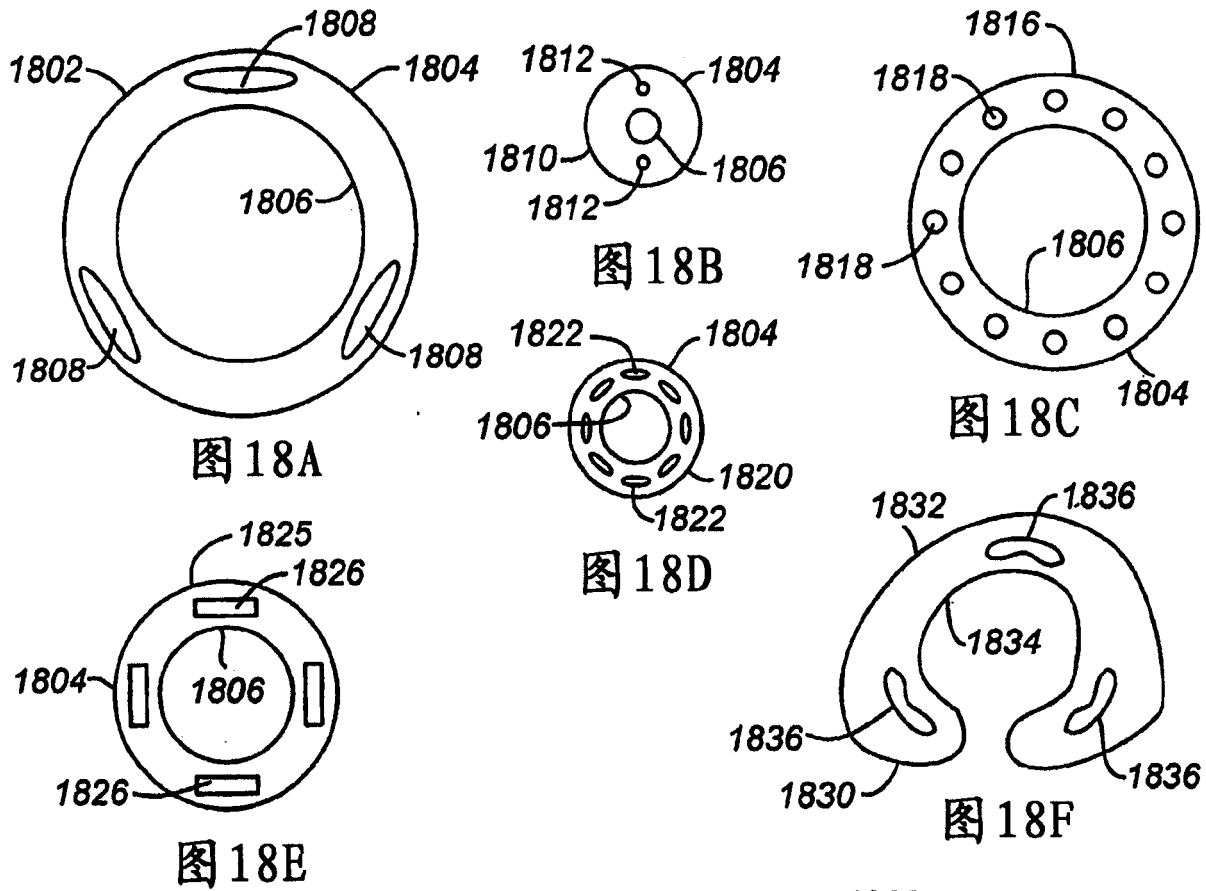


图 20A

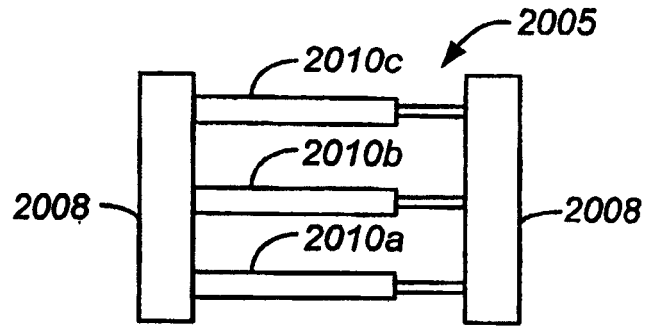


图 20B

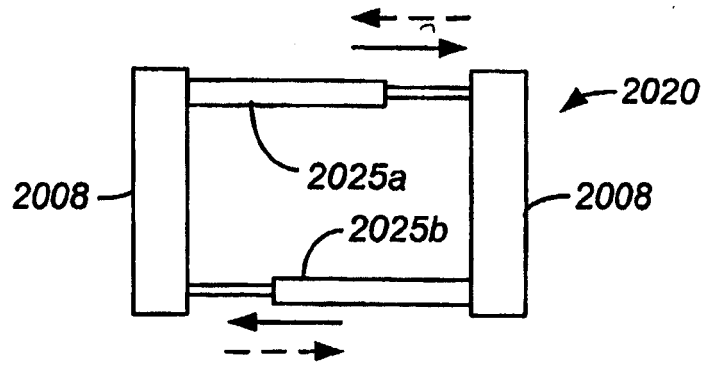
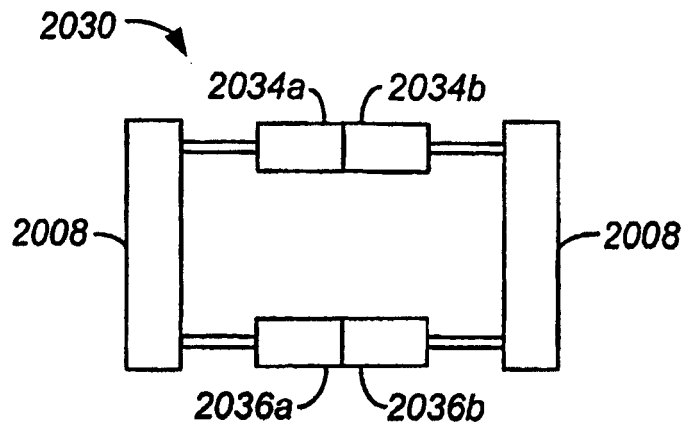
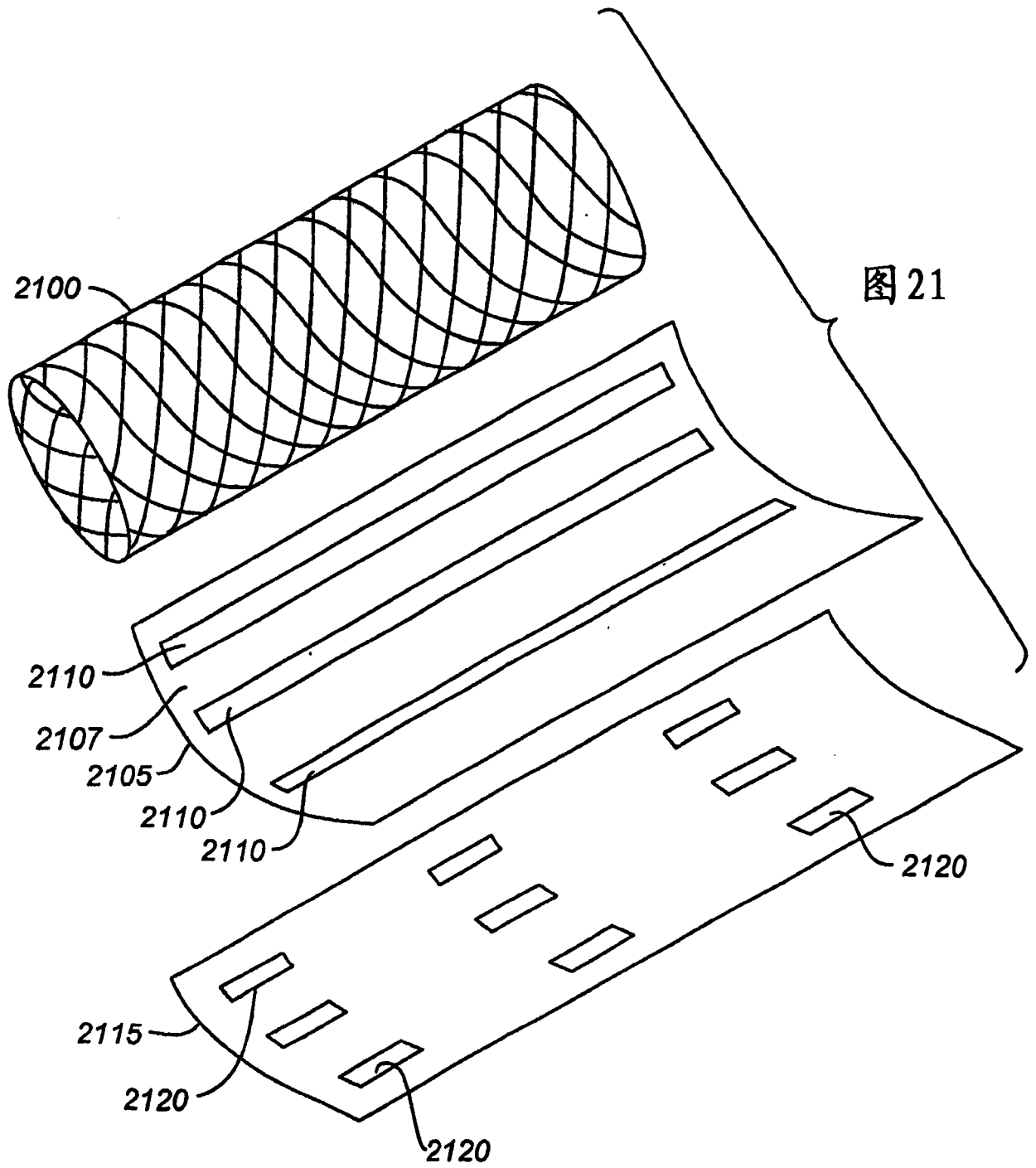
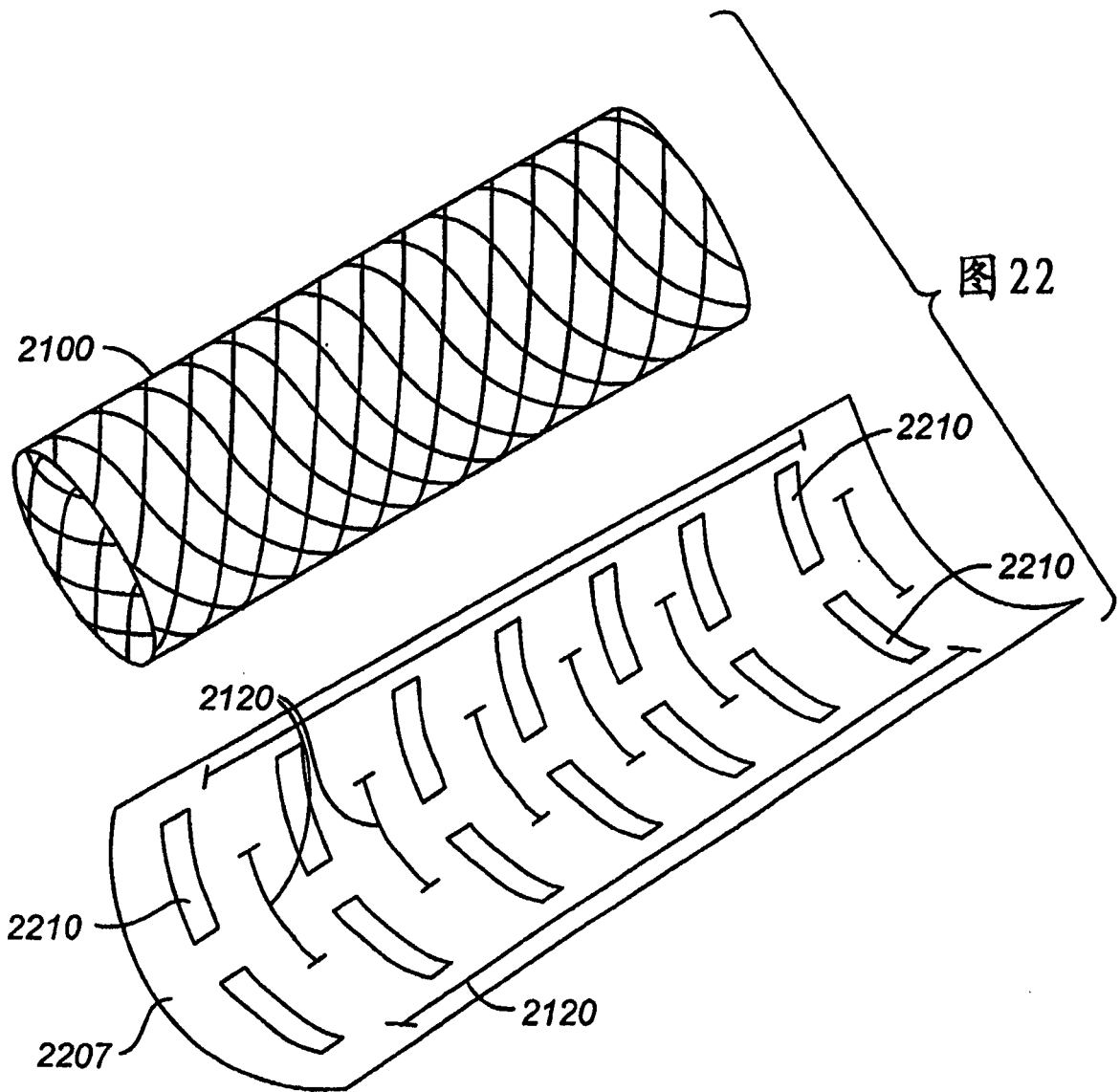
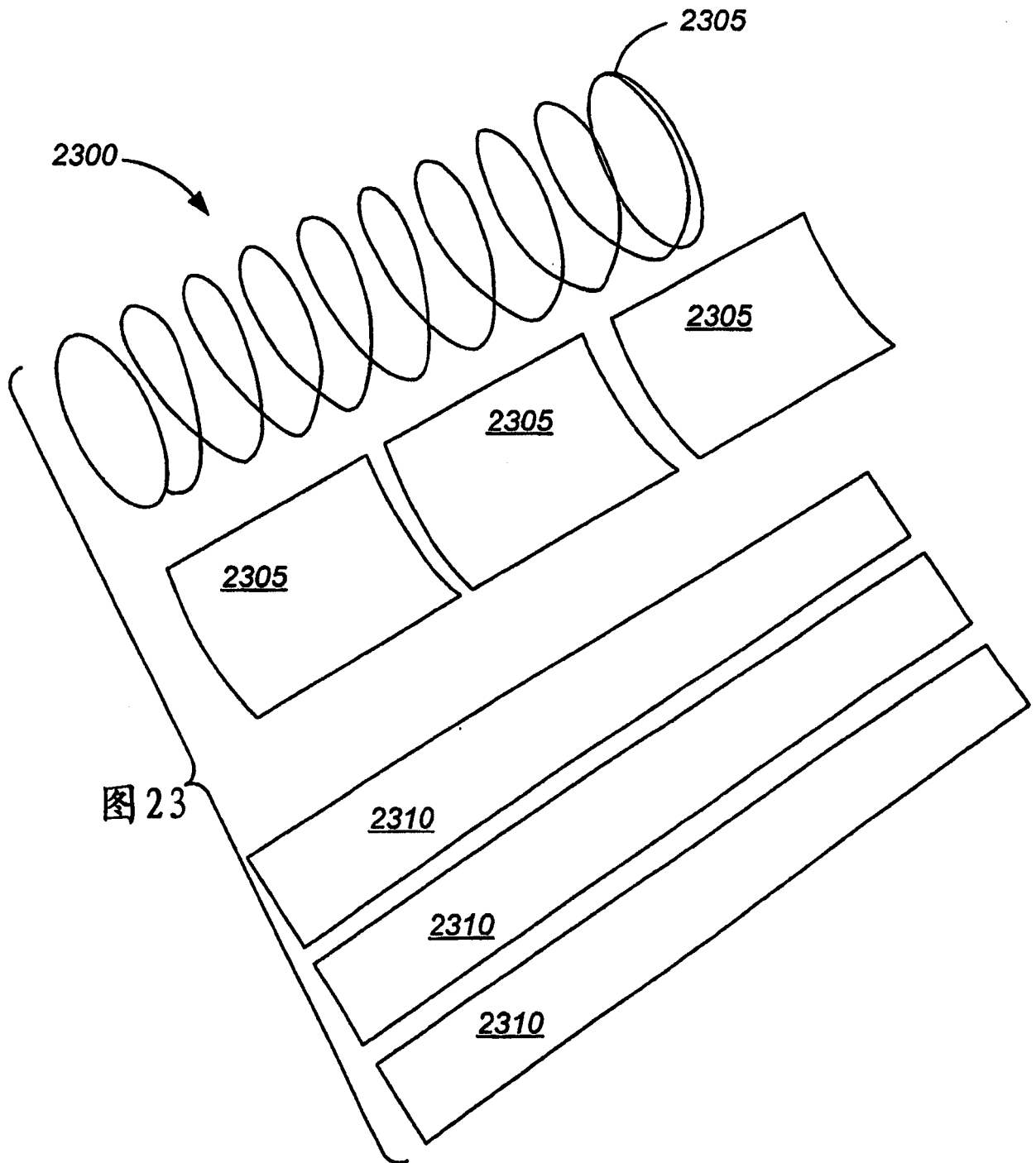


图 20C









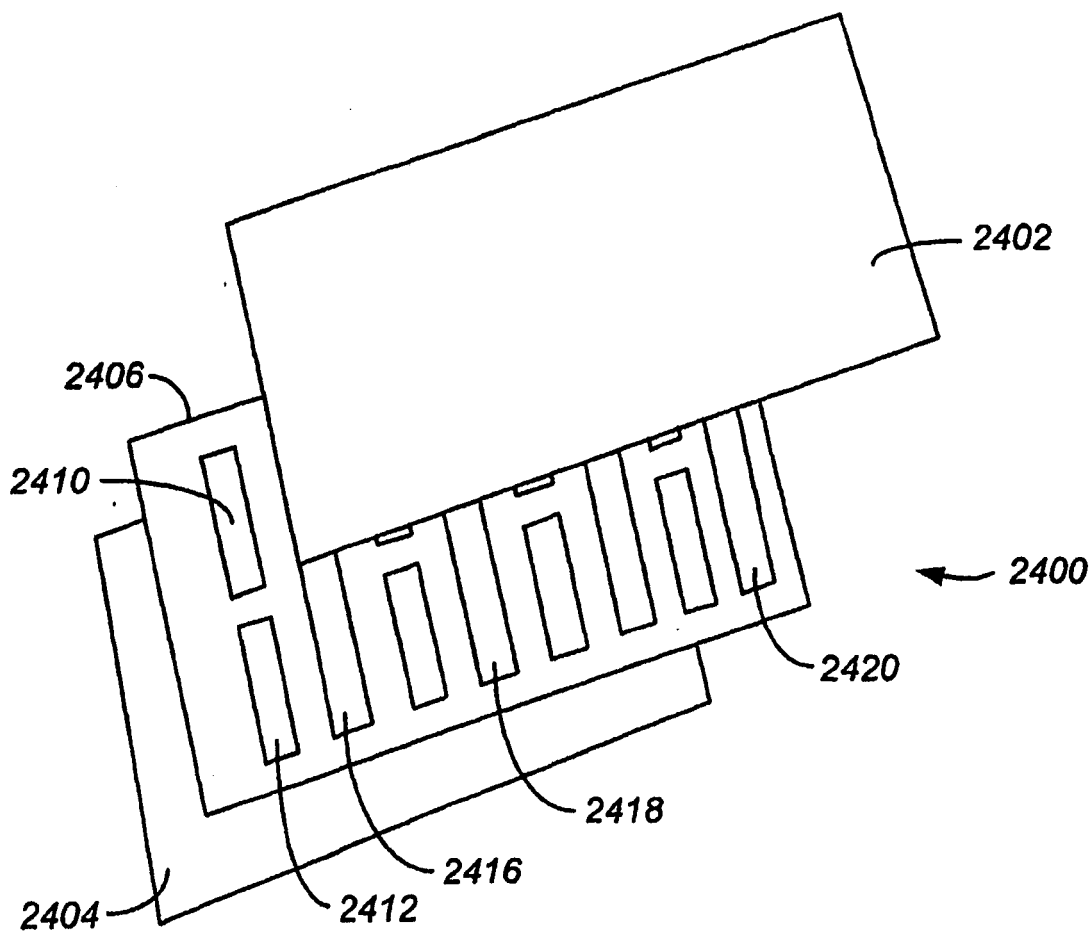


图 24

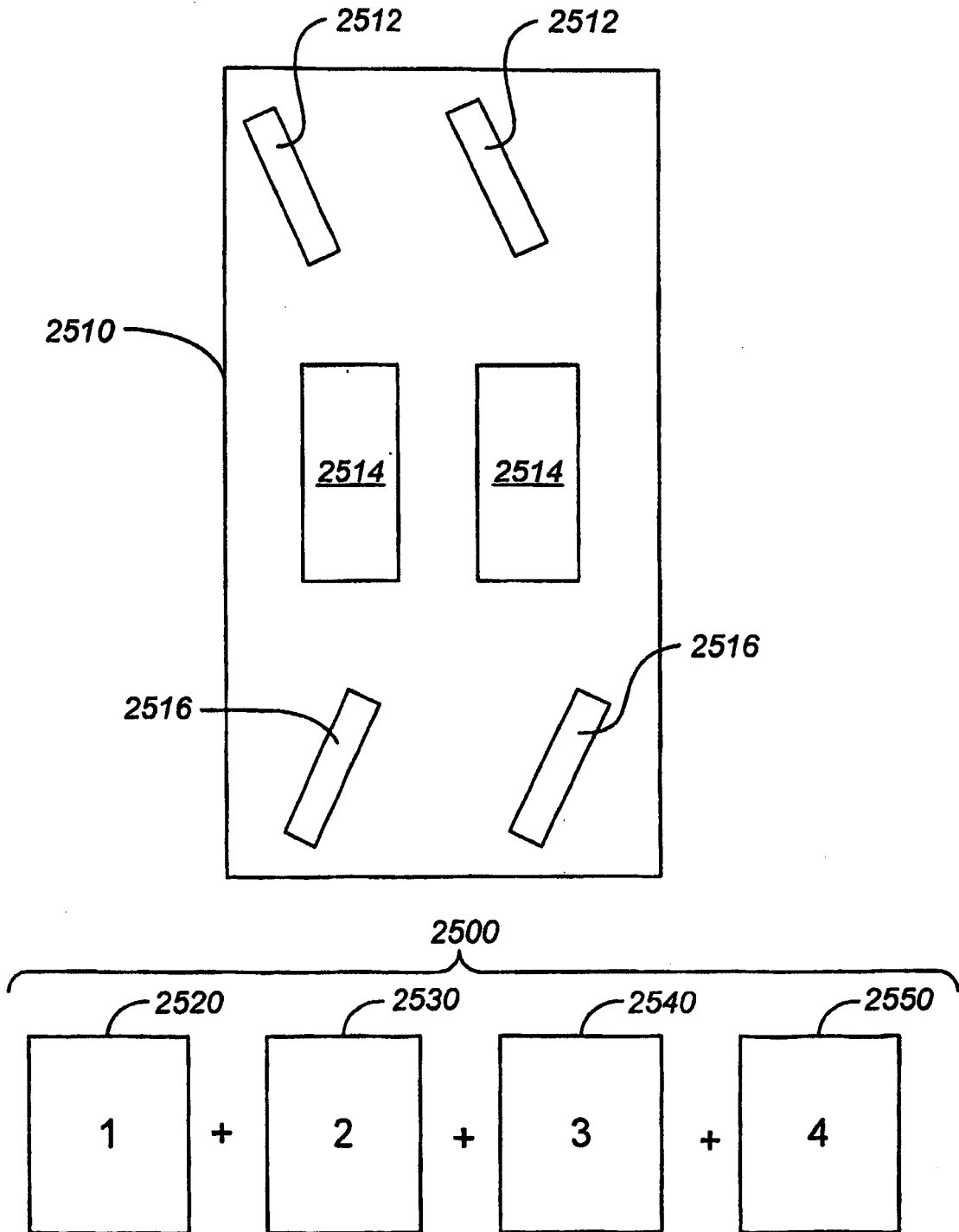


图 25

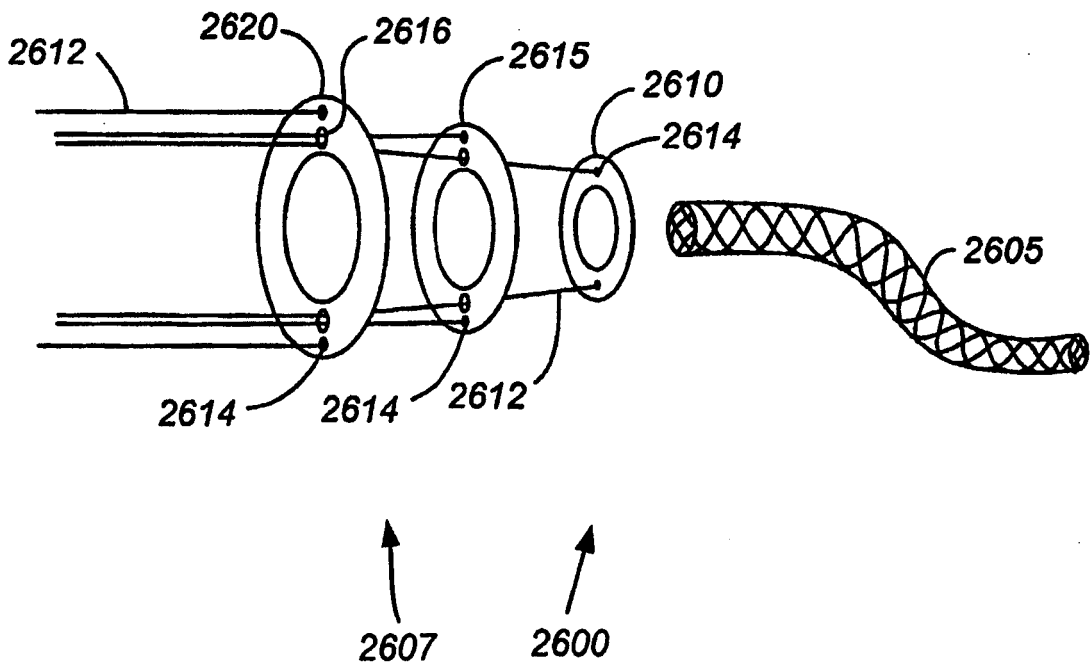


图 26

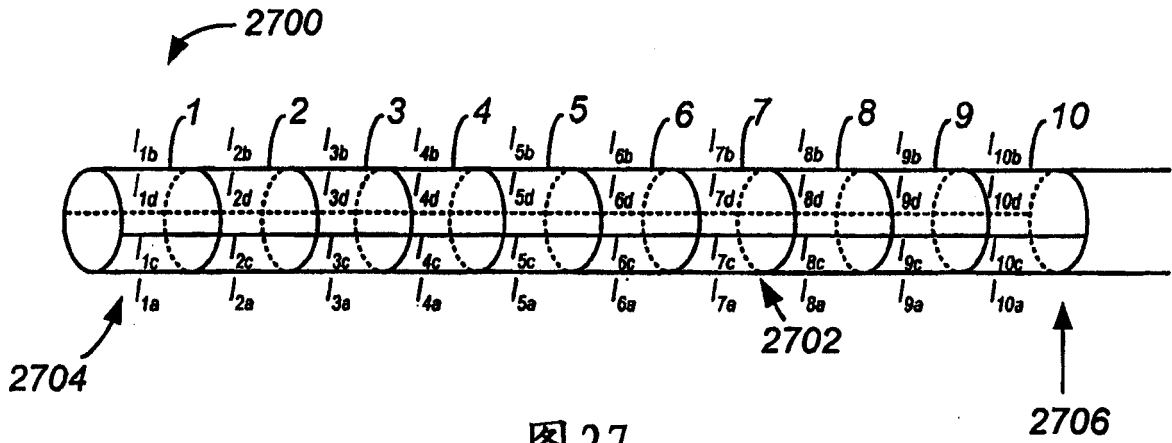


图 27

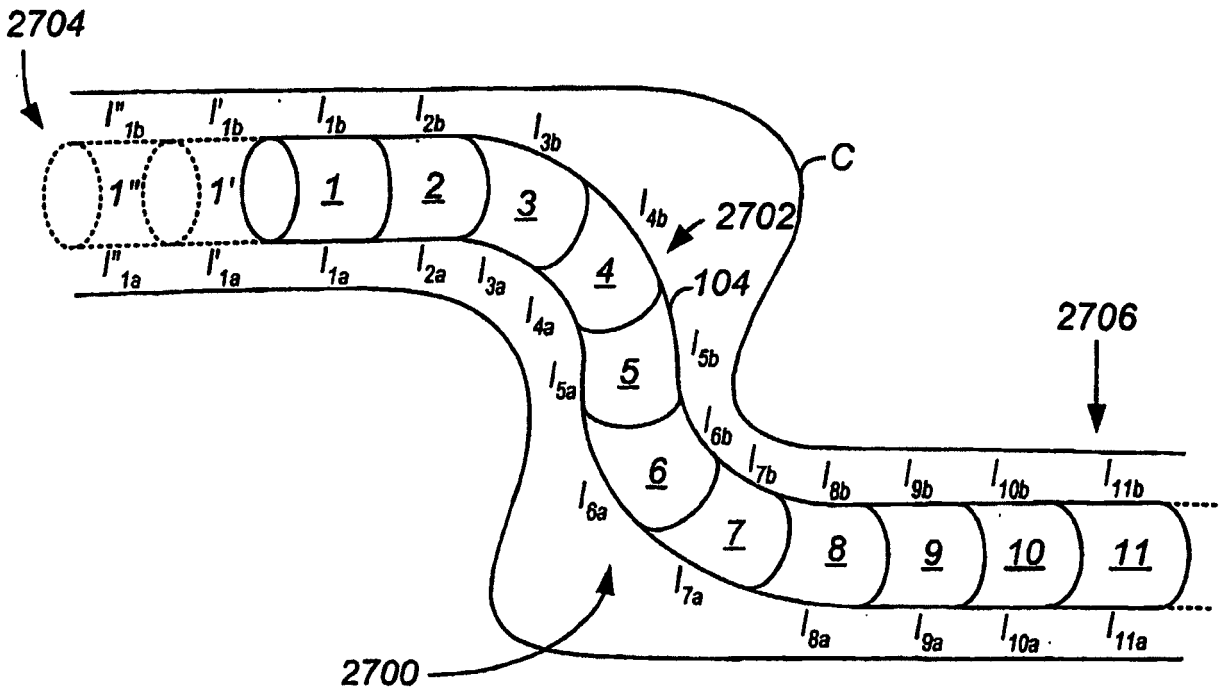


图 28

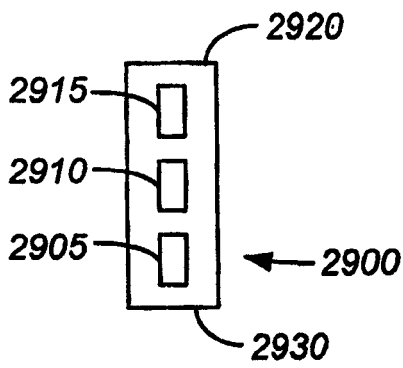


图 29A

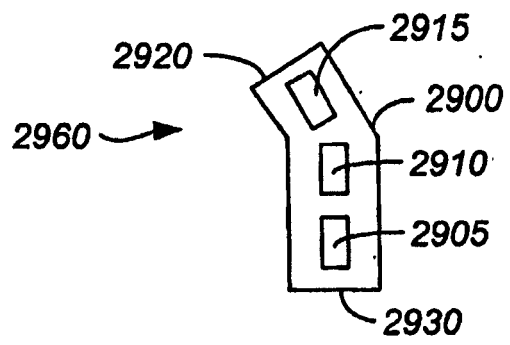


图 29B

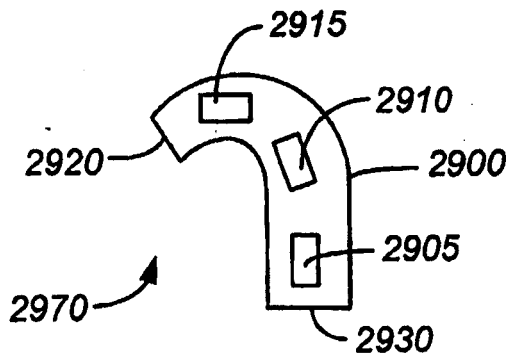


图 29C

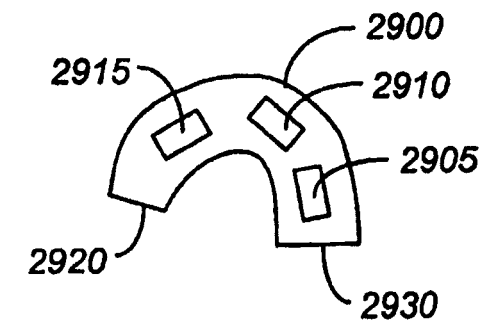


图 29D

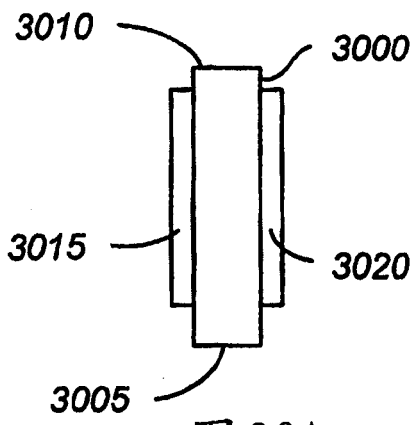


图 30A

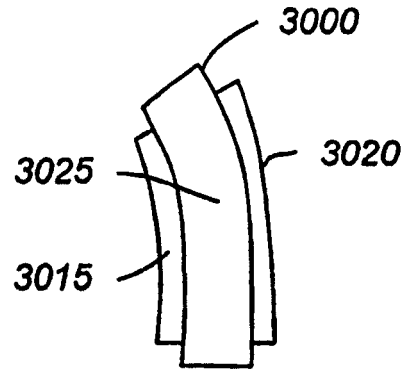


图 30B

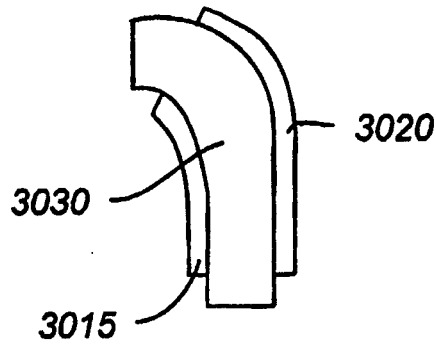


图 30C

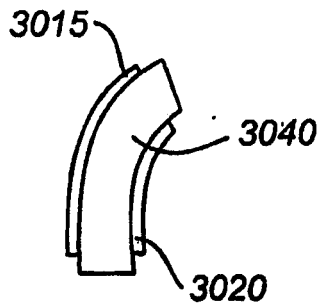


图 30D

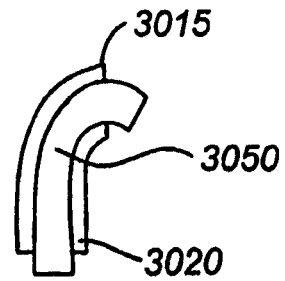


图 30E

专利名称(译)	活化聚合物关节连接的器械及插入方法		
公开(公告)号	CN1870930A	公开(公告)日	2006-11-29
申请号	CN200480030847.9	申请日	2004-08-20
[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 RM奥莱恩		
发明人	A·贝尔森 R·M·奥莱恩		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0053 A61B1/00006 A61B1/0055 A61B1/0058 A61B1/008 A61B1/31 A61B34/30 A61B2034/301 A61B2034/306 H01L41/0926 H01L41/193		
优先权	60/496943 2003-08-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在此描述了电聚合物关节连接内窥镜和插入方法。可操纵内窥镜具有分段的细长主体，细长主体具有可人工或可选地可操纵的远端部和自动控制的近端部，且可操纵内窥镜可由电聚合材料关节连接。这些材料配置成在存在刺激源例如电场的情况下机械地收缩或膨胀。内窥镜的邻近分段可以使用电聚合材料在沿着内窥镜的一部分设置在外围附近或围绕外围设置时引起的材料尺寸或长度的相对差来关节连接。

