



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102405019 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 04

(21) 申请号 200980134154. 7

M·斯托尔伯格 C·亨克 J·巴夫

(22) 申请日 2009. 06. 26

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

(85) PCT申请进入国家阶段日

代理人 刘佳

2011. 02. 25

(86) PCT申请的申请数据

(51) Int. Cl.

PCT/US2009/003804 2009. 06. 26

A61B 8/12(2006. 01)

A61M 25/01(2006. 01)

(87) PCT申请的公布数据

A61B 19/00(2006. 01)

W02009/158012 EN 2009. 12. 30

(71) 申请人 戈尔企业控股股份有限公司

地址 美国特拉华州

(72) 发明人 D·R·迪茨 D·J·梅西克

C·T·诺德豪森 C·G·奥克利

R·C·帕特森 J·H·波伦斯科

D·W·威尔森 P·A·比尔维克

M·J·法伊夫 R·W·丹尼

J·A·胡朋塔尔 E·H·库里

P·N·拉图利普 M·E·布利

E·M·蒂特尔鲍 M·J·弗内什

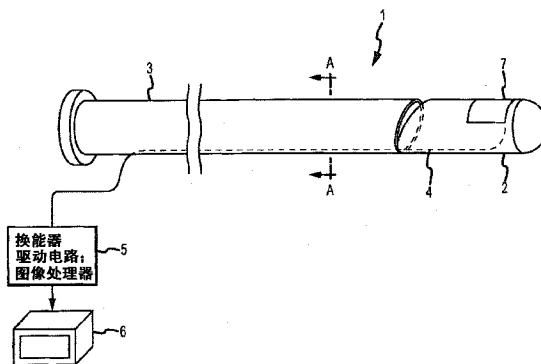
权利要求书 8 页 说明书 44 页 附图 52 页

(54) 发明名称

包括可偏曲成像器件的导管

(57) 摘要

本发明提供了一种导管。该导管可包括位于该导管远端处的可偏曲构件。该可偏曲构件可包括超声换能器阵列。该导管可包括从该导管的近端延伸至远端的内腔。该内腔可用于将介入器械递送到导管的远端的远侧点。该可偏曲构件可按照类似枢轴方式选择性地偏曲至少90度弧。在该可偏曲构件包括超声换能器阵列的实施例中,该超声换能器阵列能用于在与导管对准和相对于导管绕枢轴转动时成像。当相对于导管绕枢轴转动时,该超声换能器阵列可具有位于导管的远端的远侧的视野。



CN 102405019 A

1. 一种导管,包括:
外管状主体,其具有壁、近端和远端;
用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;
第一电导体部分,其包括并排排列的多个电导体,且所述多个电导体之间有不导电材料,所述第一电导体部分从所述近端延伸至所述远端;
第二电导体部分,其在所述远端处电连接至所述第一电导体部分,所述第二电导体部分包括多个电导体;以及
位于所述远端处的可偏曲成像器件,其中所述第二电导体部分电互连至所述成像器件,且可响应于所述可偏曲成像器件的偏曲而弯曲。
2. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,还包括第一电导体部分到第二电导体部分的连结点。
3. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件包括超声换能器阵列。
4. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述第二电导体部分包括设置在弹性衬底上的导电迹线。
5. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述第一电导体部分的至少一部分沿所述外管状主体的至少一部分螺旋地设置。
6. 如权利要求 5 所述的导管,其特征在于,所述第一电导体部分的螺旋设置部分以不交迭的方式螺旋地设置,其中所述第一电导体部分的宽度至少比所述螺旋设置的第一电导体部分的连续线圈之间的间隙大。
7. 如权利要求 6 所述的导管,其特征在于,所述间隙包括位于第二间隙部分远侧的第一间隙部分,其中所述第一间隙部分比所述第二间隙部分宽。
8. 如权利要求 5 所述的导管,其特征在于,所述第一电导体部分的至少一部分绕所述外管状主体的中心轴螺旋地设置。
9. 如权利要求 5 所述的导管,其特征在于,所述第一电导体部分的至少一部分被埋在所述壁内。
10. 如权利要求 1 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件的至少一部分永久位于所述外管状主体的远端的外部。
11. 如权利要求 10 所述的导管,其特征在于,所述外管状主体的远端不能设置在所述可偏曲成像器件的视野内。
12. 如权利要求 10 所述的导管,其特征在于,当所述可偏曲成像器件被定位成便于所述导管在体内前进时,所述可偏曲成像器件的视野中无所述外管状主体。
13. 一种导管,包括:
外管状主体,其具有壁、近端和远端;
用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及
可偏曲成像器件,其至少一部分在远端永久位于外管状主体外部,且可相对于外管状主体和出口孔远侧选择性地偏曲。
14. 如权利要求 13 所述的导管,其特征在于,还包括:

位于所述远端的铰链,其中所述可偏曲成像器件可支承地互连至所述铰链,其中所述可偏曲成像器件可相对于外管状主体绕由所述铰链限定的铰链轴选择性地偏曲。

15. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链在施加预定力时可从第一构造弹性变形至第二构造,其中所述铰链能在去除所述预定力时从所述第二构造至少部分地恢复至所述第一构造。

16. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链轴位于外管状主体的远端的远侧。

17. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链的裂断强度与外管状主体的裂断强度至少相等。

18. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链包括形状记忆材料。

19. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链包括弯曲部分,其中所述铰链轴由所述弯曲部分限定。

20. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链具有单一构造,且包括可支承地连接至超声换能器阵列的支承部分和沿外管状主体的中心轴紧固的紧固部分。

21. 如权利要求 20 所述的导管,其特征在于,所述铰链包括支承部分与紧固部分之间的两个可弯曲段。

22. 如权利要求 21 所述的导管,其特征在于,所述两个可弯曲段大致被定形为与沿外管状主体的中心轴取向的圆柱体形状一致,其中每个所述可弯曲部分的中央部分向所述圆柱体的中心轴扭曲,以使所述中央部分彼此基本对准。

23. 如权利要求 21 所述的导管,其特征在于,所述两个可弯曲段各具有比外管状主体的直径小的长度。

24. 如权利要求 14 所述的导管,其特征在于,所述铰链被偏置以与外管状主体的远端对准。

25. 如权利要求 13 所述的导管,其特征在于,所述外管状主体的远端不能设置在所述可偏曲成像器件的视野内。

26. 如权利要求 13 所述的导管,其特征在于,当所述可偏曲成像器件被定位成便于所述导管在体内前进时,所述可偏曲成像器件的视野中无所述外管状主体。

27. 如权利要求 13 所述的导管,其特征在于,所述出口孔的中心轴与所述外管状主体的中心轴对准。

28. 一种导管,包括:

外管状主体,其从所述导管的近端延伸至远端;

内管状主体,其在外管状主体内从所述近端延伸至远端,所述内管状主体限定用于递送介入器件的内腔,所述内腔从所述近端延伸至位于所述远端的出口孔,其中所述外管状主体和所述内管状主体被设置成便于它们之间的相对运动;以及

可偏曲成像器件,其至少一部分永久位于所述外管状主体的远端的外部,所述可偏曲成像器件可支承地互连至内管状主体和外管状主体之一,其中一旦发生选择性相对运动,所述可偏曲成像器件就可以预定方式选择性地偏曲。

29. 如权利要求 28 所述的导管,其特征在于,所述内管状主体和外管状主体的表面之间的配合提供一机构接口,该机构接口足以保持内管状主体与外管状主体之间的选定相对

位置和所述可偏曲成像器件的相应偏曲位置。

30. 如权利要求 28 所述的导管,其特征在于,还包括:

位于所述远端的铰链,其中所述可偏曲成像器件可支承地互连至所述铰链。

31. 如权利要求 30 所述的导管,其特征在于,所述铰链可支承地互连至所述内管状主体,且受限制地互连至所述外管状主体。

32. 如权利要求 30 所述的导管,其特征在于,还包括互连至所述铰链和外管状主体的限制构件,其中一旦内管状主体相对于外管状主体前进,偏曲力就通过所述限制构件传递至所述可偏曲成像器件。

33. 如权利要求 28 所述的导管,其特征在于,所述内管状主体相对于所述外管状主体的任何运动导致所述可偏曲成像器件的相应偏曲。

34. 如权利要求 33 所述的导管,其特征在于,所述内管状主体相对于所述外管状主体的运动与所述可偏曲成像器件的相应偏曲之间的关系是线性的。

35. 如权利要求 28 所述的导管,其特征在于,所述选择性相对运动由致动力引起,其中所述致动力关于外管状主体的中心轴平衡并分布。

36. 如权利要求 28 所述的导管,其特征在于,所述外管状主体的中心轴与所述内管状主体的中心轴一致。

37. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及

位于远端处的可偏曲成像器件,其可从第一位置选择性地偏曲至第二位置,所述可偏曲成像器件互连至所述外管状主体。

38. 如权利要求 37 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件可绕从外管状主体的中心轴偏移的偏曲轴偏曲。

39. 如权利要求 38 所述的导管,其特征在于,所述偏曲轴在横越所述中心轴的平面内。

40. 如权利要求 39 所述的导管,其特征在于,所述偏曲轴在与所述中心轴正交的平面内。

41. 如权利要求 38 所述的导管,其特征在于,所述偏曲轴在与所述中心轴平行的平面内。

42. 如权利要求 37 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件通过系缆互连至所述外管状主体,其中所述系缆将所述可偏曲成像器件受约束地互连至所述外管状主体。

43. 如权利要求 42 所述的导管,其特征在于,还包括部分地设置在可偏曲成像器件与外管状主体之间的弹性电互连构件,其中所述弹性电互连构件的部分地设置在可偏曲成像器件与外管状主体之间的那部分连接至所述系缆。

44. 如权利要求 37 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件包括超声换能器阵列,所述导管还包括尖端部分,其中所述尖端部分至少部分地封装所述超声换能器阵列。

45. 如权利要求 44 所述的导管,其特征在于,所述尖端部分包括用于在导管插入体内期间引导所述导管的圆形远端。

46. 如权利要求 45 所述的导管,其特征在于,所述尖端部分包括导线孔。

47. 如权利要求 44 所述的导管,其特征在于,所述尖端部分与所述外管状主体对准。

48. 如权利要求 44 所述的导管,其特征在于,所述尖端部分的最大横向尺寸大于所述内腔的最大横向尺寸。

49. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从近端延伸至位于近端远侧的出口孔;

位于所述远端处的铰链;

可偏曲成像器件,其在所述远端处可支承地互连至所述铰链,且可相对于所述外管状主体选择性地偏曲;以及

致动器件,其从所述近端延伸至所述远端,其中所述致动器件和所述外管状主体被设置便于相对运动,且其中所述可偏曲成像器件可响应于在致动器件与外管状主体之间的相对运动时施加至铰链的偏曲力偏曲至前视位置。

50. 如权利要求 49 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件可响应于致动器件与外管状主体之间的 0.5cm 的相对运动而偏曲至少 45 度弧。

51. 如权利要求 49 所述的导管,其特征在于,所述致动器件是设置在所述外管状主体内的内管状主体。

52. 如权利要求 49 所述的导管,其特征在于,所述致动器件是沿所述外管状主体设置的拉线。

53. 如权利要求 49 所述的导管,其特征在于,所述偏曲力是关于所述外管状主体的中心轴平衡并分布的。

54. 如权利要求 49 所述的导管,其特征在于,还包括设置在所述近端处的把手,其中所述把手包括:

把手主体;以及

可相对于所述主体移动的移动构件,

其中所述致动器件互连至所述移动构件,其中所述移动构件相对于把手主体的所选择运动影响所述可偏曲成像器件的偏曲。

55. 如权利要求 54 所述的导管,其特征在于,所述把手还包括所述移动构件和把手主体之间的锁销,所述锁销能用于向导管使用者提供与所述可偏曲成像器件的偏曲有关的可感知反馈。

56. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端,所述壁包括:

从所述近端延伸至远端的多个电导体;

第一层,其设置在所述多个互连电导体内且从所述近端延伸至远端,所述第一层具有小于 2.2 的介电常数;以及

第二层,其设置在所述多个互连电导体外且从所述近端延伸至远端,所述第二管状层具有小于 2.2 的介电常数;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及

位于所述远端的可偏曲成像器件,其可从第一位置选择性地偏置至第二位置,并电互

连至所述多个互连电导体。

57. 如权利要求 56 所述的导管,其特征在於,还包括设置在所述第二层外部的第三层,其中所述第二层和所述第三层经组合而具有至少 2,500 伏 AC 的耐压。

58. 如权利要求 57 所述的导管,其特征在於,还包括设置在所述第一层外部的第四层,其中所述第一层和所述第四层经组合而具有至少 2,500 伏 AC 的耐压。

59. 如权利要求 56 所述的导管,其特征在於,还包括内管状主体,其在所述外管状主体内从所述近端延伸至远端,所述内管状主体限定穿过其中的内腔,其中设置所述外管状主体和内管状主体以便于它们之间的选择性相对运动,其中所述选择性相对运动影响所述可偏曲成像器件的偏曲。

60. 如权利要求 56 所述的导管,其特征在於,还包括拉线,其沿所述外管状主体从所述近端延伸至远端,其中设置所述外管状主体和拉线以便于它们之间的选择性相对运动,其中所述选择性相对运动影响所述可偏曲成像器件的偏曲。

61. 如权利要求 56 所述的导管,其特征在於,所述多个互连电导体沿所述外管状主体的至少一部分螺旋地缠绕。

62. 如权利要求 56 所述的导管,其特征在於,所述可偏曲成像器件的至少一部分永久位于所述外管状主体的远端的外部。

63. 如权利要求 62 所述的导管,其特征在於,当所述可偏曲成像器件被定位成便于所述导管在体内前进时,所述可偏曲成像器件的视野中无所述外管状主体。

64. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端,所述壁包括:

从所述近端延伸至远端的多个电导体;

第一层,其具有小于 2.2 的介电常数,并从所述近端延伸至所述远端;以及

设置在所述第一层近侧的第二层,其中所述第一层和第二层经组合具有至少 2,500 伏 AC 的耐压;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及

位于所述远端的可偏曲成像器件,其可从第一位置选择性地偏置至第二位置,并电互连至所述多个互连电导体。

65. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及

位于所述远端处的可偏曲成像器件,其可相对于外管状主体从第一位置选择性地偏曲至第二位置,其中所述成像器件具有比外管状主体的最大横向尺寸大的孔径长度。

66. 如权利要求 65 所述的导管,其特征在於,所述可偏曲成像器件包括超声换能器阵列,其中所述超声换能器阵列的宽度是所述外管状主体远端处的最大横向尺寸的至少 30%。

67. 如权利要求 65 所述的导管,其特征在於,位移弧是与可偏曲成像器件的声学面相切且与外管状主体的中心轴相切的最小弧,其中所述位移弧的半径小于所述外管状主体的

远端的最大横向尺寸。

68. 如权利要求 65 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件包括超声换能器阵列,所述导管还包括尖端部分,其中所述尖端部分至少部分地封装所述超声换能器阵列。

69. 如权利要求 68 所述的导管,其特征在于,所述尖端部分与所述外管状主体对准。

70. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及

位于所述远端处的可偏曲成像器件,其可从第一位置选择性地偏置至第二位置,其中所述可偏曲成像器件在处于第二位置时限定一成像视野,且其中,当使介入器件前进通过出口孔进入所述成像视野时,所述成像视野可保持与导管主体基本固定对准。

71. 如权利要求 70 所述的导管,其特征在于,当所述可偏曲成像器件被定位成便于所述导管在体内前进时,所述视野中无所述外管状主体。

72. 一种导管,包括:

外管状主体,其具有壁、近端和远端;

用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从所述近端延伸至位于近端远侧的出口孔;以及

位于所述远端的可偏曲成像器件,其可相对于外管状主体选择性地偏曲,并保持于 0 度与至少 45 度之间的选定位置处。

73. 如权利要求 72 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件可响应于外管状主体与致动器件之间的 0.5cm 的相对运动而偏曲至少 45 度弧,其中所述致动器件从所述近端延伸至远端。

74. 如权利要求 73 所述的导管,其特征在于,所述致动器件相对于所述外管状主体的运动与所述可偏曲成像器件的相应偏曲之间的关系是线性的。

75. 如权利要求 72 所述的导管,其特征在于,所述可偏曲成像器件可响应于外管状主体与致动器件之间的相对运动而偏曲 90 度弧,其中所述致动器件从所述近端延伸至远端,其中所述相对运动小于外管状主体的直径的 2.5 倍。

76. 一种用于操作导管的方法,所述导管具有位于其远端处的可偏曲成像器件,所述方法包括:

将所述导管的远端从初始位置移至所需位置,其中所述可偏曲成像器件在所述移动步骤期间位于第一位置;

在所述移动步骤的至少一部分期间,获取来自所述可偏曲成像器件的图像数据;

利用所述图像数据来确定所述导管何时位于所需位置;

在移动步骤之后,使所述可偏曲成像器件从所述第一位置偏曲至第二位置;以及

使介入器件前进通过所述导管远端处的出口孔,并进入位于所述第二位置的可偏曲成像器件的成像视野。

77. 如权利要求 76 所述的方法,其特征在于,所述可偏曲成像器件在所述第一位置为侧视,且在所述第二位置为前视。

78. 如权利要求 77 所述的方法,其特征在于,所述可偏曲成像器件在位于第二位置时

相对于所述导管的中心轴成至少 45 度角。

79. 如权利要求 76 所述的方法,其特征在于,所述导管包括外管状主体和致动器件,所述外管状主体和致动器件均从所述导管的近端延伸至远端,且其中所述偏曲步骤包括:

相对于所述外管状主体和致动器件的至少之一的近端平移所述外管状主体和致动器件中的另一个的近端。

80. 如权利要求 79 所述的方法,其特征在于,所述可偏曲成像器件通过铰链可支承地互连至外管状主体和致动器件之一,且其中所述偏曲步骤还包括:

响应于所述平移步骤对所述铰链施加偏曲力。

81. 如权利要求 80 所述的方法,其特征在于,所述偏曲步骤还包括:

响应于所述平移步骤开始向所述铰链施加偏曲力。

82. 如权利要求 80 所述的方法,其特征在于,所述施加步骤包括通过致动器件从所述导管的近端到远端以平衡和分布方式关于外管状主体的中心轴传达偏曲力。

83. 如权利要求 82 所述的方法,其特征在于,所述成像视野在前进步骤期间与所述导管的远端保持基本固定对准。

84. 如权利要求 76 所述的方法,其特征在于,还包括在移动和获取步骤期间保持可偏曲成像器件相对于所述导管的远端的位置。

85. 一种导管,包括:

管状主体,其具有壁、近端和远端,所述壁包括:

从所述近端延伸至远端的第一层,其中所述第一层具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压;以及

设置在所述第一层外部且从所述近端延伸至远端的第二层,其中所述第二层具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压;

从所述近端延伸至远端且设置在第一和第二层之间的至少一个电导体;以及

穿过所述管状主体延伸的内腔,

其中所述第一和第二层经组合提供抗伸长性,以使约 3 磅力(13 牛顿)的拉伸载荷产生所述管状主体的不超过 1%的伸长。

86. 如权利要求 85 所述的导管,其特征在于,当对所述管状主体施加拉伸载荷时,所述第一和第二层呈现关于其周边和沿管状主体长度的基本均匀的张力分布。

87. 如权利要求 85 所述的导管,其特征在于,所述第一和第二层具有至多约 0.002 英寸(0.05mm)的组合厚度。

88. 如权利要求 87 所述的导管,其特征在于,所述第一和第二层具有至少约 345,000psi(2,379MPa)的组合弹性模量。

89. 如权利要求 88 所述的导管,其特征在于,所述第一层包括第一螺旋缠绕膜,且所述第二层包括第二螺旋缠绕膜。

90. 如权利要求 88 所述的导管,其特征在于,所述第一层包括第一多个螺旋缠绕膜,且所述第二层包括第二多个螺旋缠绕膜。

91. 如权利要求 90 所述的导管,其特征在于,所述第一和第二多个螺旋缠绕膜包括无孔含氟聚合物。

92. 如权利要求 85 所述的导管,其特征在于,所述第一和第二层具有至多约 0.010 英寸

(0.25mm) 的组合厚度。

93. 如权利要求 92 所述的导管,其特征在於,所述第一和第二层具有至少约 69,000psi (475.7MPa) 的组合弹性模量。

94. 如权利要求 88 所述的导管,其特征在於,所述第一层包括第一层的第一子层和第一层的第二子层,其中所述第一层的第一子层设置在所述第一层的第二子层内,

其中所述第二层包括第二层的第一子层和第二层的第二子层,其中所述第二层的第一子层设置在所述第一层的第二子层内,

其中第一层的第一子层和第二层的第一子层包括第一种类型的螺旋缠绕膜,以及

其中第一层的第二子层和第二层的第二子层包括第二种类型的螺旋缠绕膜。

95. 如权利要求 94 所述的导管,其特征在於,所述第一类型的螺旋缠绕膜包括无孔含氟聚合物,且所述第二类型的螺旋缠绕膜包括有孔含氟聚合物。

96. 如权利要求 86 所述的导管,其特征在於,所述第一层和第二层之一具有至多约 0.001 英寸 (0.025mm) 的厚度和至少约 172,500psi (1,189MPa) 的弹性模量,且其中所述第一层和所述第二层中的另一个具有至多约 0.005 英寸 (0.13mm) 的厚度和至少约 34,500psi (237.9MPa) 的弹性模量。

97. 如权利要求 85 所述的导管,其特征在於,所述至少一个电导体沿所述管状主体的至少一部分螺旋地缠绕。

98. 如权利要求 28 所述的导管,其特征在於,所述外管状主体包括:

从所述近端延伸至远端的第一层,其中所述第一层具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压;以及

设置在所述第一层外部且从所述近端延伸至远端的第二层,其中所述第二层具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压,

其中所述第一和第二层经组合提供抗伸长性,以使所述选择性相对运动导致所述外管状主体的不超过 1% 的伸长。

包括可偏曲成像器件的导管

[0001] 相关申请

[0002] 本申请作为 2008 年 6 月 27 日提交的美国专利申请 S/N. 12/163, 325 的部分继续申请要求其优先权, 该申请 S/N. 12/163, 325 要求 2007 年 6 月 28 日提交的美国临时申请 No. 60/946, 807 的优先权。上述申请中的每一个通过引用整体包含于此。

发明领域

[0003] 本发明涉及改进型导管, 尤其涉及用于成像和介入器件输送的导管 (例如具有诊断或治疗器械、试剂或能量输送能力的超声波导管), 其可用于获取位于患者体内的期望位置和 / 或输送目标位置处的介入器件的目标图像。

[0004] 发明背景

[0005] 导管是可被插入人体血管、腔体或脉管并利用伸出体外的部分操纵的管状医疗器械。典型地, 导管是相对细和柔性的, 以便于沿非线性通道的前进 / 收回。导管可被用于广泛的各种用途, 包括诊断和 / 或医疗器械的体内定位。例如, 导管可用于定位体内成像器件、放置可植入器件 (例如支架、支架移植物、腔静脉滤器) 和 / 或输送能量 (例如消融导管)。

[0006] 在此方面, 使用超声成像技术来获取结构的可见图像越来越常见, 尤其是在医疗应用中。广义而言, 向通常包括多个单独致动的压电元件的超声换能器提供适当的驱动信号, 以使超声能量脉冲传播到患者体内。该超声能量在声阻抗变化的结构之间的界面处被反射。同一或不同的换能器检测返回能量的接收, 并提供相应的输出信号。该信号按照已知方式处理以产生在显示屏上可见的这些结构之间的界面的图像, 从而产生这些结构自身的图像。

[0007] 许多现有技术专利讨论将超声成像与专用外科手术设备组合使用, 以执行非常精确的外科手术。例如, 多个专利展示了将超声技术用于引导“活组织切片检查枪”——即用于从特定部位获取组织样本以供病理检查的器械, 以例如确定具体结构是否是恶性肿瘤或类似物。类似地, 其它现有技术专利讨论使用超声成像技术来辅助其它精密手术, 例如移除子宫外能活的卵子以供体外受精, 以及用于相关目的。

[0008] 随着内部诊断和治疗疗法持续发展, 已经认识到对通过小型和可操纵的导管进行加强疗法成像的需要。更具体地, 本发明人已经认识到提供在便于选择性定位和控制位于导管远端的部件的导管功能的同时保持相对小的剖面, 从而获得用于各种临床应用的增强功能的需要。

发明内容

[0009] 本发明涉及经改进的导管设计。为此目的, 一种导管被限定为能插入人体血管、腔体或脉管的器件, 其中该导管的至少一部分延伸出体外, 且通过操纵 / 拉拔该导管延伸出体外的部分能操纵该导管和 / 或将该导管从身体移除。在各种设计中, 该导管包括具有壁、近端和远端的外管状主体。该导管还可包括位于该外管状主体的远端的可偏曲构件。该可

偏曲构件可包括一个或多个治疗和 / 或诊断器件。例如, 该可偏曲构件可包括诸如超声换能器阵列的成像器件。该可偏曲构件可相对于该外管状主体选择性地偏曲, 以便于构成该可偏曲构件的部件的操作。

[0010] 在附加方面中, 该可偏曲构件的至少一部分可永久性地位于该外管状主体的外部。在此方面, 该可偏曲构件可背离该外管状主体的中心轴选择性地偏曲。在某些实施例中, 此类可偏曲性可至少部分地或完全远离该外管状主体的远端。

[0011] 在一个方面中, 该导管还可包括内腔, 用于将通过外管状主体延伸的介入器件从该外管状主体的近端递送至其远端的点。为此, “介入器件” 非限制性地包括诊断器件 (例如压力换能器、电导率测量器件、温度测量器件、流量测量器件、电 - 生理学和神经 - 生理学映射器件、物质检测器件、成像器件、中心静脉压 (CVF) 监测器件、心腔内超声心动图 (ICE) 导管、球囊定尺寸导管、针、切片工具)、治疗器件 (例如消融导管 (例如射频、超声、光学)、卵圆孔未闭 (PFO) 封堵器、冷冻导管、下腔静脉滤器、支架、支架移植物、造口工具) 以及药剂输送器具 (例如针、套、导管、细长构件)。为此目的, “药剂” 无限制地包括治疗剂、药品、化合物、生物化合物、基因物质、染料、盐水以及造影剂。药剂可以是液体、凝胶、固体或任何其他适当形状。此外, 在不使用介入器件的情况下, 该内腔可用于通过其递送药剂。可偏曲构件和用于通过其递送介入器件的内腔的组合包括便于导管的多功能性。这是有好处的, 因为它减少了在手术期间所需的导管和进入部位的数量, 提供限制介入手术时间从而增强易用性的可能。

[0012] 在此方面, 在某些实施例中, 该内腔可由外管状主体的壁的内表面限定。在其他实施例中, 该内腔可由位于外管状主体内且从其近端延伸至远端的内管状主体的内表面限定。

[0013] 在另一方面中, 可偏曲构件可选择性地偏曲至少 45 度弧, 且在各种实现方式中, 可偏曲至少 90 度弧。例如, 该可偏曲构件可按照类似枢轴方式围绕枢轴、或铰链、轴偏曲至少 90 度弧。此外, 该可偏曲构件可选择性地偏曲, 且可保持于跨不同角度位置范围上的多个位置处。此类实施例尤其易于实现包括成像器件的可偏曲构件。

[0014] 在某些实施例中, 可偏曲成像器件可从暴露的侧视第一位置 (例如可偏曲成像器件的孔径的至少一部分不会与外管状主体相干扰) 向暴露的正视第二位置选择性地偏曲。如本文中所使用的 “侧视” 被定义为可偏曲成像器件的位置, 其中可偏曲成像器件的视野与外管状主体的远端基本垂直地取向。“前视” 包括可偏曲成像器件的成像视野至少部分地偏曲以实现包括导管远端的远侧区域的体积成像的位置。例如, 可偏曲成像器件 (例如超声换能器阵列) 可与处于第一位置的外管状主体的中心轴对准 (例如平行或同轴地设置)。这样的方法容许在导管定位期间 (例如在导管插入血管通道或体腔并前进期间) 引入到血管或体腔中并对解剖标志成像, 其中解剖标志图像可用于精确地定位构成导管的内腔的出口孔。超声换能器阵列又可相对于导管的中心轴从侧视的第一位置向前视的第二位置偏曲 (例如成至少 45 度角, 或在一些应用中成至少 90 度角)。介入器件然后可通过导管内腔选择性地前进, 并进入位于内腔出口孔附近且在超声换能器阵列的成像视野内的工作区, 其中可利用介入器件通过来自超声换能器自身的成像自身或结合其他成像形式 (例如荧光学) 完成成像内腔手术。该可偏曲成像器件可偏曲成使可偏曲成像器件的任何部分都不占据具有与出口孔相同横截面且从出口孔向远侧延伸的空间。因此, 当介入器件通过外

管状主体前进、通过出口孔并进入可偏曲成像器件的成像视野时,可偏曲成像器件的成像视野可相对于外管状主体保持固定对准。

[0015] 在某些实施例中,可偏曲成像器件可从侧视第一位置向后视第二位置选择性地偏曲。“后视”包括可偏曲成像器件的成像视野至少部分地偏曲以实现包括对包括导管远端的近侧区域的体积成像的位置。

[0016] 在相关方面中,可偏曲构件可包括超声换能器阵列,其孔径长度至少与外管状主体的最大横向尺寸一样大。相应地,该可偏曲超声换能器阵列可被设置成从容纳导管通过血管通路前进的第一位置向相对于第一位置成角度的第二位置选择性地偏曲。此外,在某些实施例中,第二位置可由用户选择性地建立。

[0017] 在相关方面中,可偏曲构件可从与导管的中心轴对准(例如与其平行)的第一位置向相对于该中心轴成角度的第二位置偏曲,其中当位于第二位置时,该可偏曲构件设置在位于内腔出口孔附近的工作区外部。因此,介入器件可通过与可偏曲构件无干扰的出口孔前进。

[0018] 在某些实施例中,该可偏曲构件可被设置成使其横截面构造与外管状主体的远端处的横截面构造一致。例如,当采用圆柱形外管状主体时,可偏曲构件可位于超过外管状主体的远端的位置,且被配置成与由此类远端限定且在其附近的虚圆柱体积一致(例如稍稍超出、占据或适配在其中),其中该可偏曲构件选择性地偏离出此类体积。这样的方法便于导管通过血管通道的初始前进和定位。

[0019] 在某些实施例中,可设置可偏曲构件以使其沿从外管状主体的中心轴向外延伸的弧路径偏曲。例如,在各种实现方式中,该可偏曲构件可被设置成从位于内腔出口孔远侧的第一位置向外管状主体横侧的第二位置偏曲(例如向外管状主体的一侧)。

[0020] 在另一方面中,可偏曲构件可被设置成从导管的纵轴偏曲,其中一旦偏曲就限定位移弧。在具有相对于外管状主体固定的尖端的导管中,位移弧是导管的最小弯曲部分。在具有相对于外管状主体可移动的可偏曲构件的导管中,该位移弧是与可偏曲构件的表面相切且与导管的中心轴相切的最小弧。在本方面中,可设置可偏曲构件,其中外管状主体的远端的最大横向尺寸与位移弧半径之比至少约为 1。例如,对于圆柱形的外管状主体,该比可由外管状主体的远端的外径与位移弧半径之比定义,其中此类比可有利地被建立为至少约为 1。

[0021] 在另一方面中,可偏曲构件可在外管状主体的远端处互连至导管主体壁。如将进一步描述地,此类互连可提供支承功能和/或选择性偏曲功能。在后一方面,可偏曲构件可绕从外管状主体的中心轴偏移的偏曲轴偏曲。例如,该偏曲轴可位于横跨外管状主体的中心轴延伸的平面内,和/或位于平行于中心轴延伸的平面内。在前一方面,在一个实施例中,该偏曲轴可位于垂直于中心轴延伸的平面内。在某些实现方式中,该偏曲轴可位于与内腔的出口孔正切地延伸的平面内,该内腔延伸通过导管的外管状主体。

[0022] 在另一方面中,该导管可包括从外管状主体的近端延伸至位于远端的出口孔的用于递送介入器件的内腔,其中该出口孔具有与外管状主体的中心轴同轴对准的中心轴。这样的安排便于实现相对小的导管横向尺寸,从而增强导管定位(例如在小和/或曲折血管通路中的定位)。该可偏曲构件还可被设置用于从同轴中心轴向外偏曲,从而便于离开可偏曲构件的初始导管引入位置(例如 0 度)的有角度横向定位。在某些实施例中,该可偏曲

构件可偏曲至少 90 度弧。

[0023] 在另一方面中,该导管可包括从外管状主体的近端向远端延伸的致动器件,其中该致动器件可互连至可偏曲构件。致动器件和外管状主体可被设置成进行相对运动,以使该可偏曲构件可响应于该致动器件与外管状主体之间的 0.5cm 或更少的相对运动而偏曲至少 45 度弧。例如,在某些实施例中,该可偏曲构件可响应于该致动器件与外管状主体的 1.0cm 或更少的相对运动而偏曲至少 90 度弧。

[0024] 在另一方面中,该可偏曲构件可互连至该外管状主体。在一种方法中,该可偏曲构件在外管状主体的远端处可支承地互连至该外管状主体。包括一个或多个细长构件的致动器件(例如线状构造)又可沿外管状主体设置并在远端处互连至可偏曲构件,其中一旦对细长构件的近端施加张力(例如拉力),该细长构件的远端会引起可偏曲构件偏曲。在此方法中,该外管状主体可限定穿过其中的用于递送介入器件的内腔,该内腔从外管状主体的近端延伸至位于该近端远侧的出口孔。

[0025] 在另一方法中,可偏曲构件可支承地互连至外管状主体和致动器件之一,且通过限制构件(例如连系物)受限制地互连至外管状主体和致动器件中的另一个,其中一旦外管状主体与致动器件出现相对运动,限制构件就限制可偏曲构件的运动以影响其偏曲。

[0026] 例如,可偏曲构件可支承地互连至致动器件,且在外管状主体的远端受限制地互连至该外管状主体。在此方法中,致动器件可包括内管状主体,该内管状主体限定穿过其中的用于递送介入器件的内腔,该内腔从导管主体的近端延伸至位于该近端远侧的出口孔。

[0027] 更具体地,且在另一方面中,该导管可包括设置在外管状主体内的内管状主体,以便于它们之间的相对运动(例如相对滑动)。位于远端的可偏曲构件可支承地互连至内管状主体。在某些实施例中,该可偏曲构件可被设置成,一旦外管状主体与内管状主体之间有选择性相对运动,该可偏曲构件就可选择性地偏曲并可保持于所需的角取向。

[0028] 例如,在一个实现方式中,内管状主体可相对于外管状主体滑动前进和回退,其中两个部件的表面之间的配合提供足以保持这两个部件的所选相对定位和可偏曲构件的相应偏曲位置的机构接口。还可设置近侧把手以便于维持这两个部件的所选相对定位。

[0029] 在另一方面中,该导管可包括从外管状主体的近端向远端延伸且可相对于外管状主体移动以对可偏曲构件施加偏曲力的致动器件。在此方面,该致动器件可被设置成,偏曲力由致动器件关于外管状主体的中心轴以平衡和分布方式从近端传递至远端。如可理解地,此类平衡和分布式力传递便于无偏导管的实现,从而产生加强的控制和定位性质。

[0030] 结合一个或多个上述方面,该导管可包括可支承地互连至外管状主体或(在某些实施例中)包括的致动器件(例如内管状主体)的铰链。该铰链可在结构上与导管主体分离,且固定地互连至导管主体(例如外管状主体或内管状主体)。该铰链可进一步固定互连至可偏曲构件,其中该可偏曲构件能以类枢轴方式偏曲。该铰链构件可至少部分地弹性变形,以在施加预定致动力时从第一构造变形为第二构造,且在去掉预定致动力时至少部分地从第二构造返回至第一构造。此类功能便于提供一种可偏曲构件,该可偏曲构件可由致动器件选择性地致动以在施加预定致动力(例如施加至该可偏曲构件的张力或拉力,或压力)时从初始第一位置移动至所需第二位置,其中一旦选择性地释放该致动力,该可偏曲构件就可自动地至少部分地回退至其初始第一位置。在给定手术期间又可实现可偏曲构件的连续可偏曲定位/回退,从而在各种临床应用中产生增强功能性。

[0031] 在某些实施例中,该铰链构件可被设置成具有足以减少可偏曲构件在该导管定位期间不希望有的偏曲(例如由于与导管前进相关联的机械阻力引起)的裂断强度。例如,该铰链构件可呈现至少等于该外管状主体的裂断强度的裂断强度。

[0032] 在某些实现方式中,该铰链可以是一体的整体限定构件的一部分。例如,该铰链可包括形状记忆材料(例如镍钛诺)。在一种方法中,该铰链构件可包括弯曲的第一部分和与该第一部分互连的第二部分,其中该第二部分可绕由该弯曲第一部分限定的偏曲轴偏曲。例如,该弯曲的第一部分可包括圆柱形表面。在一个实施例中,该弯曲第一部分可包括两个圆柱形表面,这两个圆柱形表面具有在公共面中延伸并以一角度相交的相应中心轴,其中这两个圆柱形表面限定浅的鞍状构造。

[0033] 在另一方面中,该外管状主体可被构造成便于在其远端处包括电部件。更具体地,该外管状主体可包括从近端延伸至远端的多个互连电导体。例如,在某些实施例中,这些电导体可在围绕和沿导管中心轴的全部或至少一部分螺旋状设置的带状构件中互连,从而产生外管状主体壁的增强结构质量,且避免在外管状主体挠曲期间电导体上的过量应力。例如,在某些实施例中,这些电导体可沿导管中心轴的至少一部分编织,从而产生外管状主体壁的增强结构质量。该外管状主体可进一步包括设置在第一多个电导体内部且从近端延伸至远端的第一层,以及设置在第一多个电导体外部且从近端延伸至远端的第二层。第一管状层和第二管状层可分别被设置成具有约 2.1 或更小的介电常数,其中多个电导体与导管体外存在的体液之间的电容性耦合以及延伸通过外管状主体的内腔内的电容性耦合可被减小。

[0034] 在另一方面中,导管可包括管状主体。该管状主体可包括具有近端和远端的壁。该壁可包括从近端延伸至远端的第一和第二层。该第二层可设置在第一层外部。第一和第二层可分别具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压。该壁可进一步包括至少从近端延伸至远端且设置在第一和第二层之间的至少一个电导体。内腔可通过管状主体延伸。经组合的第一和第二层可提供抗伸长性,以使约 3 磅力(13 牛顿)的拉伸载荷产生管状主体的不超过 1% 的伸长。

[0035] 在一安排中,该管状主体可提供抗伸长性,以使施加至该管状主体的约 31bf(13N)的拉伸载荷产生管状主体的不超过 1% 的伸长,且在这样的安排中,至少约 80% 的抗伸长性可由第一和第二层提供。

[0036] 在一实施例中,第一和第二层可具有至多约 0.002 英寸(0.05 毫米(mm))的组合厚度。此外,第一和第二层可具有至少约 345,000 磅每平方英寸(psi)(2,379 兆帕(MPa))的组合弹性模量。当对外管状主体施加拉伸载荷时,该第一和第二层可呈现围绕其周边和沿管状主体长度的基本均匀的张力分布。第一和第二层可分别包括螺旋缠绕的材料(例如膜)。例如,该第一层可包括多个螺旋缠绕的膜。多个膜的第一部分可按照第一方向缠绕,而这些膜的第二部分可按照与第一方向相反的第二方向缠绕。多个膜中的一个或多个膜可包括高强度张力膜。多个膜中的一个或多个膜可包括无孔含氟聚合物。该无孔含氟聚合物可包括无孔 ePTFE。该第二层可与第一层类似地构造。至少一个电导体可以是多个导体带和/或导电薄膜的形式,且可沿管状主体的至少一部分螺旋地缠绕。

[0037] 如将理解地,当前方面的管状主体的构造可用于本文中描述的其它方面,诸如举例而言其中管状主体设置在另一管状主体内且这些管状主体之间的相对运动用于使可偏

曲构件偏曲的方面。

[0038] 在当前方面的实施例中,第一和第二层可具有至多约 0.010 英寸 (0.25mm) 的组合厚度。此外,第一和第二层可具有至少约 69,000psi (475.7MPa) 的组合弹性模量。在本实施例中,第一层可包括第一层的第一子层和第一层的第二子层。该第一层的第一子层设置在第一层的第二子层内。第二层可包括第二层的第一子层和第二层的第二子层。第二层的第一子层设置在第一层的第二子层外。第一层的第一子层和第二层的第一子层可包括第一种类型的螺旋缠绕膜。第一层的第二子层和第二层的第二子层可包括第二种类型的螺旋缠绕膜。第一种类型的螺旋缠绕膜可包括无孔含氟聚合物,而第二种类型的螺旋缠绕膜可包括有孔含氟聚合物。

[0039] 在另一实施例中,第一层可具有至多约 0.001 英寸 (0.025mm) 的厚度,且第二层可具有至多约 0.005 英寸 (0.13mm) 的厚度。此外,第一层可具有至少约 172,500psi (1,189MPa) 的弹性模量,且第二层可具有至少约 34,500psi (237.9MPa) 的弹性模量。

[0040] 在另一方面中,该外管状主体可包括从近端向远端延伸的多个电导体,以及在第一个电导体内部和 / 或外部的一组管状层。该组管状层可包括低介电常数层 (例如最靠近电导体) 和高耐压层。在此方面,该低介电常数层可具有 2.1 或更小的介电常数,且该高耐压层可被设置成产生至少约 2500 伏 AC 的耐压。在某些实施例中,可在沿外管状主体长度的多个电导体内部和外部均设置一组低介电常数和高耐压层。

[0041] 在某些实施例中,粘结层可被插入电导体与一个或多个内和 / 或外层之间。例如,此类粘结层可包括膜材料,该膜材料的熔点低于外管状主体的其它部件的熔点,其中所提到的这些部件的层可被组装,且粘结层被选择性熔融以产生互连结构。这样的选择性熔融粘结层可防止外管状主体的其它层在操纵外管状主体期间 (例如在插入患者期间) 相对于彼此移动。

[0042] 对于某些安排而言,该外管状主体可进一步包括设置在电导体外部的屏蔽层。例如,可设置该屏蔽层以减少来自导管的电磁干扰 (EMI) 以及为该导管屏蔽外部 EMI。

[0043] 在某些实施例中,还可包括光滑的内层和外层和 / 或涂层。即,内层可设置在第一管状层内,而外层可设置在第二管状层外。

[0044] 在另一方面中,该导管可被设置成包括从导管近端延伸至远端的第一电导体部分,和在第一导电部分的远端电互连至第一导电部分的第二电导体部分。该第一电导体部分可包括并排排列的多个互连电导体,且它们之间设置有不导电材料。在某些实现方式中,第一电导体部分可从导管中心轴的近端到远端螺旋地设置在导管中心轴周围。结合此类实现方式,第二电导体部分可包括多个电导体,这多个电导体互连至第一电导体部分的多个互连电导体,且与外管状主体远端处的中心轴平行地延伸。在某些实施例中,第一电导体部分可由外管状主体壁内包括的带状构件限定,从而有助于其结构完整性。

[0045] 结合所提到的方面,第一电导体部分可限定横跨互连的多个电导体的第一宽度,而第二电导体部分可限定横跨相应的多个电导体的第二宽度。在此方面,第二电导体部分可由设置在衬底上的导电迹线限定。例如,该衬底可在第一电导体部分的末端与设置在导管远端处的电组件 (包括例如超声换能器阵列) 之间延伸。

[0046] 在各个实施例中,第二电导体部分可互连至可偏曲构件,且可以具有可弯曲构造,

其中第二电导体部分的至少一部分可在可偏曲构件的偏曲的情况下且响应于可偏曲构件的偏曲而弯曲。更具体地,第二电导体部分可由衬底上的导电迹线限定,该衬底可与可偏曲构件一前一后弯曲至少 90 度弧。

[0047] 在另一方面中,该导管可具有包括超声换能器阵列的可偏曲构件,其中该可偏曲超声换能器阵列的至少一部分可位于远端处的外管状主体壁内。此外,该导管可包括从其近端延伸至远侧点的用于递送介入器件的内腔。

[0048] 在另一方面中,该导管可包括位于外管状主体远端附近的可操纵或预先弯曲导管段,且该可偏曲构件可包括超声换能器阵列。此外,该导管可包括从其近端延伸至远侧点的用于递送介入器件的内腔。

[0049] 在另一方面中,该导管可包括具有壁、近端和远端的外管状主体。该导管可进一步包括用于递送介入器件的内腔,其通过外管状主体从近端延伸至位于该近端远侧的出口孔。该导管还可包括第一电导体部分,该第一电导体部分包括并排排列的多个互连电导体,且它们之间设置有不导电材料。该第一电导体部分可从近端延伸至远端。该导管可进一步包括在远端电互连至第一电导体部分的第二电导体部分。该第二电导体部分可包括多个电导体。该导管可进一步包括位于远端的可偏曲构件。第二电导体部分可电互连至可偏曲构件,且可响应于可偏曲构件的偏曲而弯曲。

[0050] 在另一方面中,该导管可包括具有壁、近端和远端的外管状主体。该导管可进一步包括用于递送介入器件或药剂递送器件的内腔,其通过外管状主体从近端延伸至位于该近端远侧的出口孔。该导管可进一步包括可偏曲构件,该可偏曲构件的至少一部分在远端永久位于外管状主体外部,且可相对于外管状主体且在出口孔远侧选择性偏曲。在一实施例中,该导管可进一步包括位于远端处的铰链,其中可偏曲构件可支承地互连至该铰链。在这样的实施例中,该可偏曲构件可绕由铰链限定的铰链轴相对于外管状主体选择性地偏曲。

[0051] 以上描述的多个方面包括设置在导管的外管状主体远端处的可选择性偏曲的成像器件。本发明的附加方面可包括代替此类可偏曲成像器件的可偏曲构件。此类可偏曲构件可包括成像器件、诊断器件、治疗器具或其任何组合。

[0052] 在另一方面中,提供一种用于操作具有位于其远端的可偏曲成像器件的导管的方法。该方法可包括将该导管的远端从初始位置移至所需位置,并在移动步骤的至少一部分期间从可偏曲成像器件获取图像数据。该可偏曲成像器件在移动步骤期间可位于第一位置。该方法还可包括:利用图像数据来确定该导管何时位于所需位置;在移动步骤之后使该可偏曲成像器件从第一位置偏曲至第二位置;以及使介入器件前进通过位于导管远端处的出口孔,并进入位于第二位置的可偏曲成像器件的成像视野。

[0053] 在一安排中,偏曲步骤还可包括将导管的外管状主体和导管的致动器件中的至少一个的近端相对于外管状主体和致动器件中的另一个的近端平移。

[0054] 可响应于平移步骤对铰链施加偏曲力。该可偏曲成像器件可通过铰链可支承地互连至外管状主体和致动器件之一。该偏曲力可响应于平移步骤而发起。该偏曲力可关于外管状主体的中心轴以平衡和分布方式被传递。以这种方式传递偏曲力可减少导管的不合需要的弯曲和/或抖动。

[0055] 在一种安排中,可在移动和获取步骤期间保持偏曲成像器件相对于导管远端的位置。在一实施例中,可偏曲成像器件在第一位置为侧视,且在第二位置为前视。在一实施例

中,其成像视野在前进步骤期间可相对于导管的远端保持基本固定对准。

[0056] 以上关于每个上述方面讨论的各个特征可由任一上述方面利用。一旦考虑以下的进一步描述,附加方面和相应的优点将对本领域技术人员显而易见。

附图说明

[0057] 图 1 示出具有位于导管末端的可偏曲超声换能器阵列的导管实施例。

[0058] 图 2A 示出图 1 的导管实施例的横截面图。

[0059] 图 2B 示出具有位于导管远端的可偏曲超声换能器阵列的导管实施例。

[0060] 图 2C 和 2D 示出图 2A 和 2B 的导管实施例,其中该导管还包括可任选的可操纵段。

[0061] 图 3A 到 3D 示出具有位于导管远端的可偏曲超声换能器阵列的其他导管实施例。

[0062] 图 4 示出具有附连至位于导管远端附近的超声换能器阵列的导电线的导管实施例,其中导电线螺旋地延伸至导管的近端且嵌入导管壁中。

[0063] 图 4A 示出示例性的导线组件。

[0064] 图 5A 示出包括可偏曲构件的导管的实施例。

[0065] 图 5B 到 5E 示出包括可偏曲构件 116 的导管的实施例,其中可偏曲构件可通过相对于外管状主体移动内管状主体而偏曲。

[0066] 图 5F 示出螺旋设置的电气互连构件与柔性电构件之间的电气互连的实施例。

[0067] 图 6A 到 6D 示出包括可偏曲构件的导管的实施例,其中可偏曲构件可通过相对于导管主体移动细长构件而偏曲。

[0068] 图 7A 和 7B 示出其中超声换能器阵列位于导管远端附近的另一方面。通过利用附连至该阵列并延伸至导管近端的致动器件,操纵该阵列在侧视与正视之间进行。

[0069] 图 8A 到 8D 示出图 7A 和 7B 的导管的各个示例性变型。

[0070] 图 9、9A 和 9B 展示其中超声换能器阵列可偏曲的其他实施例。

[0071] 图 10A 和 10B 展示其他的替代实施例。

[0072] 图 11、11A 和 11B 展示其他的实施例。

[0073] 图 12 展示又一实施例。

[0074] 图 13 是操作导管的方法的实施例的流程图。

[0075] 图 14A、14B、14C、14D 以及 15 示出替代的支承件设计。

[0076] 图 16 示出导管的另一实施例。

[0077] 图 17 示出导管的另一实施例。

[0078] 图 18A 和 18B 展示其中超声换能器阵列可偏曲的另一实施例。

[0079] 图 19A、19B 和 19C 展示其中超声换能器阵列可偏曲的另一实施例。

[0080] 图 20A 和 20B 展示其中超声换能器阵列可偏曲的另一实施例。

[0081] 图 21 示出替代的支承件设计。

[0082] 图 22A 和 22B 展示其中超声换能器阵列可偏曲的另一实施例。

[0083] 图 23A 和 23B 展示其中超声换能器阵列可偏曲的另一实施例。

[0084] 图 24A、24B 以及 24C 展示其中超声换能器阵列可从导管内布置的导管的另一实施例。

[0085] 图 25A 和 25B 展示其中超声换能器阵列可从导管内布置的导管的另一实施例。

- [0086] 图 25C 展示其中超声换能器阵列可从导管内布置成后视位置的导管的另一实施例。
- [0087] 图 26A 和 26B 展示其中尖端部分临时接合至管状主体的导管的另一实施例。
- [0088] 图 27A、27B 以及 27C 示出其中超声阵列可经由一对电缆移动的导管的另一实施例。
- [0089] 图 28A 和 28B 展示可绕枢轴转动地互连至内管状主体的导管的另一实施例。
- [0090] 图 29A 和 29B 展示可绕枢轴转动地互连至内管状主体的导管的又一实施例。
- [0091] 图 30A 和 30B 展示可绕枢轴转动地互连至内管状主体的导管的再一实施例。
- [0092] 图 31A 和 31B 示出添加了弹性管的图 30A 和 30B 的实施例。
- [0093] 图 32A 和 32B 展示包括屈曲引发器的导管的另一实施例。
- [0094] 图 33A 和 33B 展示包括两条系缆的导管的另一实施例。
- [0095] 图 34A 和 34B 展示包括部分地缠绕在内管状主体周围的两条系缆的导管的另一实施例。
- [0096] 图 35A 和 35B 展示通过缠绕在内管状主体周围的系缆以引入构造固定的导管的另一实施例。
- [0097] 图 36A 到 36C 展示附连至枢臂且可利用推线布置的导管的另一实施例。
- [0098] 图 37A 和 37B 展示可利用推线布置的导管的另一实施例。
- [0099] 图 38A 至 39B 展示具有布置在多个臂上的超声成像阵列的导管的两个其他实施例。
- [0100] 图 40A 和 40B 展示具有布置在多个臂上的超声成像阵列的导管的另一实施例。
- [0101] 图 41A 到 41C 展示具有布置在内管状主体的可偏曲部分上的超声成像阵列的导管的另一实施例。
- [0102] 图 42A 到 42C 示出可设置在导管内的弹簧元件。
- [0103] 图 43A 到 43C 示出具有可用于绕枢轴转动超声成像阵列的可收缩内腔的导管。
- [0104] 图 44A 和 44B 示出具有可收缩内腔的导管。
- [0105] 图 45A 和 45B 示出具有可膨胀内腔的导管。
- [0106] 图 46A 和 46B 示出包括内管状主体的导管, 该内管状主体包括铰链部分和尖端支承件部分。
- [0107] 图 47A 和 47B 示出包括具有铰链的管状部分的导管。
- [0108] 图 48A 到 48D 示出包括圈套器的导管。
- [0109] 图 49A 和 49B 示出包括连接至超声成像阵列的远端的电互连构件的导管。
- [0110] 图 50 示出使导体的螺旋缠绕部分电互连至超声成像阵列的方法。
- [0111] 图 51A 和 51B 示出拉线从导管第一侧转换至导管第二侧的导管。
- [0112] 图 52A 和 52B 示出缠绕在衬底周围的电互连构件。
- [0113] 附图的详细描述
- [0114] 以下详细描述针对各种导管实施例, 其包括具有超声换能器阵列的可偏曲构件以及用于输送介入器件的内腔。此类实施例用于示例目的, 且并不旨在限制本发明的范围。在该方面, 该可偏曲构件可包括不同于超声换能器阵列的部件, 或除超声换能器阵列以外还包括其它部件。而且, 附加实施例可利用本文中描述的不一定包括内腔的发明特征。

[0115] 构造到导管中的超声换能器带来了独特的设计挑战。例如，两个关键点包括像面中的分辨率和使像面与介入器件对准的能力。

[0116] 超声换能器阵列的成像面中的分辨率可通过以下方程近似：

[0117] $\text{横向分辨率} = \text{常数} \times \text{波长} \times \text{图像深度} / \text{孔径长度}$

[0118] 对于此处描述的导管，波长典型在 0.2mm 范围内（位于 7.5MHz）。该常数在 2.0 的范围内。图像深度 / 孔径长度之比是关键参数。对于此处提出的导管在 5-10MHz 范围内的超声成像，当该比例在 10 或更小的范围内时，能在成像面获得可接受的分辨率。

[0119] 对于利用导管在较大血管和心脏中成像而言，需要在 70 到 100mm 的深度处成像。在心脏和较大血管中使用的导管的直径典型地为 3 到 4mm 或更小。因此，虽然在概念上换能器阵列可制成任意大小并被放置于导管主体内的任何位置，但该模型表明容易适配在该导管结构中的换能器阵列没有足够宽度以进行可接受的成像。

[0120] 放置在导管上的阵列所产生的超声像面典型地具有一般称为离面图像宽度的窄宽度。对于要在超声图像中见到的对象，它们在此像面内是重要的。当柔性 / 可弯曲导管被放置在较大血管或心脏中时，像面可被对准至一定程度。需要利用超声图像引导放置在体内的第二器件，但这么做需要将该第二器件放置在该超声图像的平面中。如果该成像阵列和介入器件都在插入体内的柔性 / 可弯曲导管上，则将一个介入器件取向到成像导管的超声像面上是极其困难的。

[0121] 本发明的某些实施例利用超声图像来引导介入器件。为实现这一目的，需要足够大的孔径来产生具有可接受分辨率的图像，同时能将该器件放置在相对于成像阵列稳定的已知位置中，和 / 或能使介入器件与超声像面对准和 / 或配准。

[0122] 在某些实现方式中，超声阵列的孔径长度可能大于导管的横断面尺寸。在某些实现方式中，超声阵列的孔径长度可能比导管直径大许多（大 2 到 3 倍）。然而，该大换能器可能适配要插入体内的导管的 3 到 4mm 最大直径。一旦在体内，成像阵列就被放置在导管主体外，从而留出空间以供介入器件通过同一导管，该介入器件然后被定位于相对成像阵列的已知位置。在某些安排中，该成像阵列可按照介入器件能容易地保持在超声像面内的方式来放置。

[0123] 该导管可被配置用于通过在远处的血管通路（例如腿上的血管）处的皮肤穿刺进行递送。通过该血管通路，导管可被引入心血管系统区域，诸如下腔大静脉、心室、腹主动脉以及胸主动脉。

[0124] 将导管定位在这些解剖位置提供用于将设备或疗法递送至特定靶组织或结构的管道。其中一个示例包括给对运送至导管实验室而言风险高或不合需要的患者递送下腔静脉滤器。具有超声换能器阵列的该导管允许临床医生在直接超声可视化下不仅标识用于放置下腔静脉滤器的正确解剖位置，还提供通过其递送腔静脉滤器的内腔。位置标识和设备递送可在无需收回或交换导管和 / 或成像设备的情况下进行。此外，该设备的递送后可视化允许临床医生在去除导管之前验证放置位置和功能。

[0125] 此类导管的另一种应用是作为将消融导管递送到心脏心房内的管道。虽然当今在许多这些心血管消融手术中利用超声成像导管，但实现消融导管和超声导管的正确取向以获得消融部位的足够可视化是非常难的。本文中描述的导管提供内腔，通过该内腔可在直接超声可视化下引导消融导管并监视消融导管尖端的位置。如所描述地，该导管与其他介

入器件和疗法递送系统的同轴对准提供实现直接可视化和控制的手段。

[0126] 现在转到附图,图 1 示出了一导管实施例,其具有位于导管 1 的可偏曲远端的超声换能器阵列 7。具体而言,导管 1 包括近端 3 和远端 2。超声换能器阵列 7 位于远端 2。从阵列 7 延伸至导管 1 的近端 3 的至少一条导电线 4(诸如超小型扁平电缆)附连至超声换能器阵列 7。该至少一条导电线 4 通过导管壁中的端口或其他开口离开导管近端 3,并电连接至换能器驱动电路、图像处理器 5,图像处理器 5 经由设备 6 提供可视图像。这样的电连接可包括通过导体或一串导体的连续导电路径。这样的电连接可包括诸如隔离变压器的感应元件。在适当时,本文中讨论的其他电互连可包括此类感应元件。

[0127] 图 2A 是沿直线 A-A 所取的图 1 的横截面。如从图 2A 中可见,导管 1 包括至少延伸近端 3 的长度的导管壁部 12,且进一步限定至少延伸近端 3 的长度的内腔 10。导管壁 12 可以是诸如挤出聚合物的任何合适的材料,且可包括一个或多个材料层。还示出了位于壁 12 的底部的至少一条导电线 4。

[0128] 可参照图 1 和 2B 理解导管 1 的操作。具体而言,可将导管远端 2 引入所需的体腔内,并使其前进至所需的治疗部位从而与超声换能器阵列 7 成“侧向”配置(如图 1 所示)。一旦到达目标区域,就可使介入器件 11 通过导管 1 的内腔 10 前进并离开远端端口 13,并在远端方向上前进。如图所见,导管 1 可被配置成使介入器件 11 离开远端端口 13 在远端方向上前进能使远端 2 偏曲,从而使超声换能器阵列 7 从“侧视”转换成“前视”。因此,内科医生能使介入器件 11 前进到超声换能器阵列 7 的视野中。

[0129] “可偏曲”被定义为移动超声换能器阵列或包含超声换能器阵列的导管主体的一部分以使其离开导管主体的纵轴的能力,从而 1) 换能器表面完全或部分地面向前或面向后,以及 2) 递送内腔的远端出口孔和导管主体能被打开。可偏曲可包括:1)“主动可偏曲”,表示该阵列或包含该阵列的导管能通过远程施加的力(例如,电气的(例如有线或无线)、机械的、液压的、气动的、磁的等等)移动,该力的传输通过各种手段,包括拉线、液压管路、气路、磁耦合或电导体;以及 2)“被动可偏曲”,表示该阵列或包含该阵列的导管部分在搁置的不受应力条件下倾向于与导管纵轴对准,且通过由引入介入器件 11 而施加的局部力移动。

[0130] 在某些实施例中,该超声换能器阵列可从导管纵轴偏曲高达 90 度,如图 2B 所示。此外,该可偏曲超声换能器阵列 7 可通过铰链 9 附连至该导管,如图 2C 中所示。在一实施例中,铰链 9 可以是弹簧铰链装置。这样的弹簧铰链可通过任何合适的手段从导管的近端致动。在一实施例中,该弹簧铰链是通过收回外护套致动的形状记忆合金。

[0131] 参照图 2C 和 2D,导管 1 可进一步包括可操纵段 8。“可操纵”被定义为引导该可操纵段远端的导管 1 和内腔 10 的各个部分的取向,以使其相对于该可操纵段近端的导管成一角度的能力。图 2D 示出可操纵段 8 偏曲成相对于可操纵段近端的导管成一角度。

[0132] 在另一实施例中,图 3A 和 3B 展示了导管 1,该导管 1 包括在其可偏曲远端 17 上的超声换能器阵列 7。该导管 1 包括近端(未示出)和可偏曲远端 17。超声换能器阵列 7 位于可偏曲远端 17 处。导线 4 附连至超声换能器阵列 7,并在近端方向上向导管 1 的近端延伸。该导管 1 还包括从导管的近端向远尖端延伸的大致位于中心的内腔 10。在远端 17,该大致位于中心的内腔 10 基本被超声换能器阵列 7 阻塞或封闭。最终,该导管 1 还包括通过超声换能器阵列 7 近端的区域延伸的至少一个纵向延伸的狭缝 18。

[0133] 如从图 3B 中可见,一旦介入器件 11 通过内腔 10 向远端前进,介入器件 11 就可使可偏曲远端 17 和超声换能器阵列 7 向下偏曲,从而打开内腔 10,以使介入器件 11 可越过超声换能器阵列 7 向远端前进。

[0134] 图 3C 示出作为图 3A 和 3B 的导管 1 的替代构造的导管 1'。该导管 1' 与导管 1 构造几乎相同,不同之处在于,超声成像阵列 7 被取向成使其可用于对导管 1' 的与纵向延伸狭缝 18 相反的一侧上的体积成像(例如,按照与图 3A 和 3B 的超声换能器阵列 7 相反的方向)。例如,当布置了介入器件 11 时,这对于保持与固定解剖标志的对准是有益的。

[0135] 图 3D 示出作为图 3A 和 3B 的导管 1 的变体的导管 1"。该导管 1" 被配置成,当介入器件 11 通过纵向延伸狭缝 18 前进时,使超声成像阵列 7 在枢轴上转动至部分前视位置。导管 1" 的超声成像阵列 7 可如图所示地取向,或它可取向成在相反方向上成像(类似于导管 1' 的超声成像阵列 7)。在附加实施例(未示出)中,与导管 1 相似的导管可包括多个成像阵列(例如占据如图 3A 和 3C 中所示的位置)。

[0136] 在本文所描述的各个实施例中,导管可设置为具有位于其远端的超声换能器阵列。该导管主体可包括具有近端和远端的管。而且,该导管可具有从近端延伸至至少超声换能器阵列附近的至少一个内腔。该导管可包括附连至超声换能器阵列且被埋入导管壁和从超声换能器阵列螺旋延伸至导管的近端的导电线(例如超小型扁平电缆)。

[0137] 例如,在图 4 和 4A 中描绘了这样的导管。具体而言,图 4 和 4A 展示了具有近端(未示出)和远端 22 的导管 20,其中超声换能器阵列 27 位于导管 20 的远端 22 处。如图可见,内腔 28 由聚合物管 26 的内表面限定,该聚合物管由合适的光滑聚合物(诸如例如 **PEBAX® 72D**、**PEBAX® 63D**、**PEBAX® 55D**、高密度聚乙烯、聚四氟乙烯、膨体聚四氟乙烯及其组合)形成,且从近端向超声换能器阵列 27 附近的远端 22 延伸。导电线(例如超小型扁平电缆)24 螺旋缠绕在聚合物管 26 周围,并从超声换能器 27 附近向近侧延伸至近端。合适的超小型扁平电缆的示例在图 4A 中示出,其中超小型扁平电缆 24 包括导电线 21 和合适的接地,诸如铜 23。导电电路元件 43(诸如柔性电路板)附连至超声换能器阵列 27,且附连至导电线 24。合适的聚合物膜层 40(诸如光滑聚合物和/或收缩包装聚合物)可位于导电线 24 上,以担当导电线 24 与屏蔽层 41 之间的绝缘层。屏蔽层 41 可包括例如可按照与导电线 21 相反方向螺旋缠绕在聚合物膜 40 上的任何合适的导体。最终,外护套 42 可设置在屏蔽层 41 上,且可以是诸如光滑聚合物的任何合适的材料。例如,合适的聚合物包括 **PEBAX® 70D**、**PEBAX® 55D**、**PEBAX® 40D** 以及 **PEBAX® 膜 23D**。图 4 和 4A 中描绘的导管可包括如上所讨论的可偏曲远端和可操纵段。

[0138] 上述导管提供与导管远端处的超声探头通过接口电连接的手段,同时提供便于将介入器件递送至成像区域的工作内腔。导管的建造利用这些导体既对阵列供电又提供增强扭结阻力和扭矩能力的机械特性。所提出的该新颖建造提供将导体和必要的屏蔽体封装于薄壁中的手段,从而提供适合介入手术的护套轮廓,其外径设计目标为 14 或小于 14 弗伦奇(Fr)且内径设计目标为大于 8Fr,从而便于递送典型的消融导管、滤器递送系统、针以及设计用于血管和其他手术的其他常见介入器件。

[0139] 图 5A 示出包括可偏曲构件 52 和导管主体 54 的导管 50 的实施例。该导管主体 54 可以是柔性的,且能弯曲以遵循其插入的人体血管的轮廓。该可偏曲构件 52 可被设置在导管 50 的远端 53 处。该导管 50 包括可设置于导管 50 的近端 55 处的把手 56。在可偏

曲构件 52 被插入患者身体的手术期间,把手 56 和导管主体 54 的一部分保留在身体外。导管 50 的用户(例如内科医生、技术人员、介入专家)可控制导管 50 的位置和各种功能。例如,用户可握持把手 56,并操纵滑片 58 以控制可偏曲构件 52 的偏曲。在此方面,该可偏曲构件 52 可选择性地偏曲。把手 56 和滑片 58 可被配置成使滑片 58 相对于把手 56 的位置可被保持,从而保持可偏曲构件 52 的所选择偏曲。这样的位置保持可至少部分地通过例如摩擦(例如,滑片 58 与把手 56 的静止部分支架的摩擦)、锁销和/或任何其他适当的手段来实现。可通过拉拔(例如拉拔把手 56)将导管 50 从身体去除。

[0140] 此外,用户可通过介入器件入口 62 插入介入器件(例如诊断器件和/或治疗器件)。然后用户可通过导管 50 馈送介入器件,以将该介入器件移至导管 50 的远端 53。图像处理器与可偏曲构件之间的电互连可通过电子端口 60 并通过导管主体 54 来路由,如下所述。

[0141] 图 5B 到 5E 展示了包括可偏曲构件 52 的导管的实施例,其中可偏曲构件 52 可通过使内管状主体 80 相对于导管主体 54 的外管状主体 79 移动而偏曲。如图 5B 所示,所示可偏曲构件 52 包括尖端 64。该尖端 64 可包围各种部件和构件。

[0142] 该尖端 64 可具有与外管状主体 79 的横截面一致的横截面。例如且如图 5B 所示,尖端 64 可具有与外管状主体 79 的外表面一致的圆形远端 66。尖端 64 的容纳超声换能器 68 的该部分的形状可被设计成与外管状主体 79 的外表面至少部分一致(例如,如图 5B 所示沿尖端 64 的下外表面)。该尖端 64 的至少一部分的形状可被设计成促进通过患者的诸如脉管系统的体内结构输送。在此方面,圆形远端 66 可有助于使可偏曲构件 52 移动通过脉管系统。其他合适的末端形状可用于尖端 64 的远端 66 的形状。

[0143] 在诸如图 5B 到图 5D 中所示的实施例中,尖端 64 可固定超声换能器阵列 68。如将理解的,如图 5B 所示,当可偏曲构件 52 与外管状主体 79 对准时,超声换能器阵列 68 可以是侧视的。超声换能器阵列 68 的视野可以定位成与超声换能器阵列 68 的平坦上表面垂直(如图 5B 中那样取向)。如图 5B 所示,当超声换能器阵列 68 是侧视时,超声换能器阵列 68 的视野可不被外管状主体 79 所阻挡。在此方面,超声换能器阵列 68 可用于在导管主体 54 定位期间成像,从而实现对解剖标志的成像以辅助定位内腔 82 的远端。超声换能器阵列 68 可具有一孔径长度。该孔径长度可大于外管状主体 79 的最大横截面尺寸。可偏曲构件 52 的至少一部分可永久定位于外管状主体 79 的远端。在一个实施例中,可偏曲构件 52 的全部可永久定位于外管状主体 79 的远端之末。在这样的实施例中,可偏曲构件可能不能定位在外管状主体 79 内。

[0144] 该尖端 64 可进一步包括使导管能遵循引导线的部件。例如,如图 5B 所示,尖端 64 可包括在功能上连接至近侧引导线孔 72 的远侧引导线孔 70。在此方面,该导管可用于沿穿过远侧 70 和近侧 72 引导线孔的引导线长度行进。

[0145] 如前所述,可偏曲构件 52 可相对于外管状主体 79 偏曲。在此方面,该可偏曲构件 52 可互连至在构件 52 偏曲时控制其运动的一个或多个构件。系缆 78 可使可偏曲构件 52 与导管主体 54 互连。系缆 78 一端可锚定至可偏曲构件 52,而另一端可锚定至导管主体 54。系缆 78 可被配置为承拉构件,用于防止锚定点彼此移动距离超过系缆 78 的长度。在此方面,通过系缆 78,可偏曲构件 52 可受限制地互连至外管状主体 79。

[0146] 内管状主体 80 可设置在外管状主体 79 内。该内管状主体 80 可包括通过内管状

主体 80 的长度的内腔 82。内管状主体 80 可相对于外管状主体 79 移动。该移动可通过图 5A 的滑块 58 的移动来致动。支承件 74 可使可偏曲构件 52 与内管状主体 80 互连。该支承件 74 可在结构上与内管状主体 80 和外管状主体 79 分离。柔性板 76 可包含可用于将超声换能器阵列 68 电连接至设置在外管状主体 79 内的电互连构件 104 (如图 5E 中所示) 的电互连。柔性板 76 位于尖端 64 与外管状主体 79 之间的暴露部分可被密封, 以在可偏曲构件 52 被设置在患者体内时防止其与体液 (例如血液) 的可能接触。在此方面, 可利用粘合剂、膜包装或任何用于使柔性板 76 的导体与周围环境隔离的适当部件来封装柔性板 76。在一个实施例中, 系缆 78 可缠绕在柔性板 76 位于尖端 64 与外管状主体 79 之间的部分周围。

[0147] 现在将参照图 5C 和 5D 讨论可偏曲构件 52 的偏曲。图 5C 和 5D 示出去掉了包围超声成像阵列 68 和支承件 74 的尖端 64 的部分的可偏曲构件 52。如图 5C 所示, 该支承件 74 可包括用于将支承件 74 固定至内管状主体 80 的管状主体接口部分 84。该管状主体接口部分 84 可按照任何适当方式被固定至内管状主体 80。例如, 该管状主体接口部分 84 可利用外收缩包装紧固至内管状主体 80。在这样的构造中, 该管状主体接口部分 84 可放置在内管状主体 80 上, 然后收缩包装构件可放置在管状主体接口部分 84 上。然后可加热使收缩包装材料收缩, 从而将管状主体接口部分 84 固定至内管状主体 80。然后可在该收缩包装上施加附加的包装, 从而将管状主体接口部分 84 进一步固定至内管状主体 80。在另一示例中, 该管状主体接口部分 84 可利用粘合剂、焊接、紧固件或它们的组合紧固至内管状主体 80。在另一示例中, 该管状主体接口部分 84 可被紧固至内管状主体 80, 作为用于制造内管状主体 80 的组装过程的一部分。例如, 内管状主体 80 可部分组装, 管状主体接口部分 84 可定位在部分组装的内管状主体 80 周围, 然后可完成内管状主体 80, 从而将管状主体接口部分 84 捕获在内管状主体 80 的一部分内。

[0148] 例如, 该支承件 74 可包括形状记忆材料 (举例而言诸如镍钛诺的形状记忆合金)。该支承件 74 可进一步包括铰链部分 86。该铰链部分 86 可包括使管状主体接口部分 84 与托架部分 88 互连的一个或多个构件。如图 5B 到 5C 中所示的铰链部分 86 可包括两个构件。该托架部分 88 可支承超声换能器阵列 68。包括铰链部分 86 的支承件 74 可具有足以在内管状主体 80 相对于外管状主体 79 无任何前进的情况下保持可偏曲构件 52 与外管状主体 79 基本对准的断裂强度。在此方面, 可偏曲构件 52 可用于在外管状主体 79 被插入和引导通过患者时与外管状主体 79 保持基本对准。

[0149] 铰链部分 86 的形状可被设计成一施加执行力铰链部分 86 就沿预定路径围绕偏曲轴 92 弹性地变形。该预定路径可以使尖端 64 和铰链部分 86 分别被移至一位置, 在该位置处它们不妨碍从内腔 82 远端出现的介入器件。当介入器件在内腔 82 的远端处前进通过出口孔 81 并进入视野时, 超声换能器阵列 68 的成像视野相对于外管状主体 79 可基本被保持于一位置。如图 5B 到 5D 中所示, 铰链部分可包括两个大致平行部分 86a 和 86b, 其中每一个大致平行部分 86a 和 86b 的端部 (例如铰链部分 86 与托架部分 88 相交的位置以及铰链部分 86 与管状主体接口部分 84 相交的位置) 的形状可被设计成与沿内管状主体 80 的中心轴 91 取向的圆柱体大致一致。大致平行部分 86a 和 86b 中的每一个的中央部分可向外管状主体 79 的中心轴 91 扭曲, 以使这些中心部分与偏曲轴 92 大致对准。该铰链部分 86 被设置成使其大致少于内管状主体 80 的整个周长。

[0150] 为了使可偏曲构件 52 相对于外管状主体 79 偏曲,可使内管状主体 80 相对于外管状主体 79 移动。这样的相对移动在图 5D 中示出。如图 5D 中所示,内管状主体 80 沿致动方向 90(例如沿可偏曲构件 52 与外管状主体 79 对准时超声换能器阵列 68 的方向)的移动可沿致动方向 90 对支承件 74 施加力。然而,由于托架部分 88 通过系缆 78 受限制地连接至外管状主体 79,故托架部分 88 被阻止沿致动方向 90 大幅移动。在此方面,内管状主体 80 沿致动方向 90 的移动可能导致托架部分 88 绕其与系缆 78 的接口在枢轴上转动,并导致铰链部分 86 如图 5D 所示那样弯曲。因此,内管状主体 80 沿致动方向 90 的移动可能导致托架部分 88(以及附连至托架部分 80 的超声换能器阵列 68)如图 5D 所示那样旋转 90 度。因此,内管状主体 80 的移动会引起可偏曲构件 52 的受控偏曲。如图所示,可偏曲构件 52 可从外管状主体 79 的中心轴 91 选择性地偏曲。

[0151] 在示例性实施例中,内管状主体 80 的约 0.1cm 的移动会导致可偏曲构件 52 偏曲通过约 9 度的弧。在此方面,内管状主体 80 的约 1cm 的移动会导致可偏曲构件 52 偏曲约 90 度。因此,可偏曲构件 52 可从侧视位置选择性地偏曲至前视位置。通过将内管状主体 80 移动可预定距离,可实现可偏曲构件 52 的中间位置。例如,在当前示例性实施例中,通过将内管状主体 80 相对于外管状主体 79 沿致动方向 90 移动约 0.5cm,可使可偏曲构件 52 从侧视位置偏曲 45 度。可纳入其他适当的构件几何形状,以产生内管状主体 80 与可偏曲构件 52 偏曲之间的其他关系。而且,可获得超过 90 度的偏曲(例如,以使可偏曲构件 52 至少部分地侧视至导管主体 54 的与图 5C 中所示相反的一侧)。此外,导管 50 的实施例可被配置成使可偏曲构件 52 的可预定最大偏曲得以实现。例如,把手 56 可被配置成限制滑块 58 的移动,以使滑块 58 的全移动范围与可偏曲构件 52 的 45 度偏曲(或任何其他适当的偏曲)相对应。

[0152] 该滑块 58 和把手 56 可被配置成使滑块 58 与把手 56 的基本任何相对运动都导致可偏曲构件 52 的偏曲。在此方面,基本上不存在滑块 58 运动不引起可偏曲构件 52 偏曲的滑块 58 的死区。此外,滑块 58 的移动(例如相对于把手 56 的移动)与可偏曲构件 52 的相应偏曲量之间的关系可基本上是线性的。

[0153] 当可偏曲构件 52 从图 5C 中所示位置偏曲,从而尖端 64 的部分不占据与出口孔 81 相同直径并向远侧延伸的圆柱体时,可使介入器件前进通过出口孔 81 而不接触尖端 64。因此,在使介入器件通过出口孔 81 前进进入导管主体 54 并进入超声换能器阵列 68 的视野的同时,可保持超声换能器阵列 68 的成像视野相对于导管主体 54 的固定对准。

[0154] 当在前视位置时,超声换能器阵列 68 的视野可包括介入器件插入内腔 82 的区域。在此方面,超声换能器阵列 68 可用于辅助介入器件的定位和操作。

[0155] 该可偏曲构件 52 可绕偏曲轴 92(偏曲轴 92 与图 5D 的视图对准,因此用点表示)偏曲。该偏曲轴 92 可被定义为相对于管状主体接口部分 84 固定的点,托架部分 88 绕该接口部分 84 转动。如图 5D 所示,偏曲轴 92 可从外管状主体 79 的中心轴 91 偏移。对于可偏曲构件 52 的任何给定偏曲,位移弧 93 可被定义为与可偏曲构件 52 的面相切且与导管的中心轴 91 相切的最小弧。在导管 50 的实施例中,外管状主体 79 的远端的最大横向尺寸与位移弧 93 的半径之比至少约为 1。

[0156] 该可偏曲构件 52 可绕偏曲轴 92 偏曲,以使超声换能器阵列 68 在出口孔 81 附近定位。这样的定位连同小位移弧 93 减小了介入器件在从出口孔 81 出现与进入超声换能器

阵列 68 视野之间必须行进的距离。例如,一旦如图 5D 所示偏曲 90 度,超声换能器阵列 68 就可被定位成使超声换能器阵列 68 的声学面与出口孔 81 的距离(如沿中心轴 91 所测得)小于外管状主体 79 的远端的最大横向尺寸。

[0157] 如图 5C 和 5D 所示,柔性板 76 可保持互连至导管主体 54 和可偏曲构件 52,而与可偏曲构件 52 的偏曲无关。

[0158] 图 5E 示出导管主体 54 的实施例。如图所示的导管主体 54 包括内管状主体 80 和外管状主体 79。在所示实施例中,外管状主体 79 包括如图 5E 中所示的所有部件,除了内管状主体 80。为了说明图 5E,各层的部分已被去除,以揭示导管主体 54 的构造。外管状主体 79 可包括外壳 94。例如,该外壳 94 可以是高压击穿材料。在示例性构造中,该外壳 94 可包括基本无孔的复合膜,其包括一面带有乙烯-氟乙烯-全氟化物(ethylene fluoroethylene perfluoride)的热粘合剂层的膨体聚四氟乙烯(ePTFE)。该示例性构造可具有约 25mm 宽度,约 0.0025mm 厚度,大于约 0.6Mpa 的异丙醇起泡点,在长度方向(例如强度最大方向)上约 309Mpa 的拉伸强度。外壳 94 可以是光滑的,以辅助外管状主体 79 通过患者。外壳 94 可提供高电压击穿(例如外壳 94 可具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压)。

[0159] 在示例性安排中,外壳 94 可包括多层螺旋缠绕膜。多层膜的第一部分可沿第一方向缠绕,而这些膜的第二部分可沿与第一方向相反的第二方向缠绕。在多层膜的每层膜具有至少 1,000,000psi (6,895MPa) 的纵向弹性模量和至少 20,000psi (137.9MPa) 的横向弹性模量的情况下,多层膜的每层膜可以相对于管状主体 79 的中心轴小于约 20 度的角度围绕管状主体 79 的中心轴缠绕。

[0160] 外壳 94 内可设置有外低介电常数层 96。该外低介电常数层 96 可减小电互连构件 104 与外壳 94 外部的物质(例如血液)之间的电容。该外低介电常数层 96 可具有小于约 2.2 的介电常数。在一实施例中,外低介电常数层 96 可约为 0.07-0.15mm 厚。在一实施例中,外低介电常数层 96 可包括诸如 ePTFE 的多孔材料。该多孔材料中的空隙可被诸如空气的低介电常数材料填充。

[0161] 在示例性安排中,外壳 94 与外低介电常数层 96 的组合性质可包括 0.005 英寸(0.13mm)的最大厚度和 34,500psi (237.9MPa) 的弹性模量。在此方面,外壳 94 和外低介电常数层 96 可被视为包括两个子层(外壳 94 和外低介电常数层 96)的单个复合层。

[0162] 向外管状主体 79 的中心移动,下一层将会是第一粘结层 97。该第一粘结层 97 可包括膜材料,该膜材料的熔融温度低于外管状主体 79 的其他部件的熔融温度。在外管状主体 79 制造期间,可使第一粘结层 97 选择性地熔融以产生互连结构。例如,使第一粘结层 97 选择性地熔融可用于使外低介电常数层 96、第一粘结层 97 以及屏蔽层 98(以下讨论)相互紧固。

[0163] 向外管状主体 79 的中心移动,下一层将会是屏蔽层 98。屏蔽层 98 可用于减少从外管状主体 79 的电发射。屏蔽层 98 可用于为屏蔽层 98 内部的部件(例如电互连构件 104)屏蔽外部电噪声。该屏蔽层 98 可以是双绞线屏蔽层或编织层的形式。在示例性实施例中,屏蔽层 98 可以是约 0.05-0.08mm 厚。向外管状主体 79 的中心移动,下一层将会是第二粘结层 100。该第二粘结层 100 可包括膜材料,该膜材料的熔融温度低于外管状主体 79 的其他部件的熔融温度。在外管状主体 79 制造期间,第二粘结层 100 可被选择性地熔融以产生互连结构。

[0164] 在第二粘结层 100 内部会是电互连构件 104。该电互连构件 104 可包括以并排方式排列的多个导体,且这些导体之间存在绝缘材料(例如不导电材料)。该电互连构件 104 可包括一条或多条超小型扁平电缆。该电互连构件 104 可包含以并排方式排列的任何适当数量的导体。例如,电互连构件 104 可包含以并排方式排列的 32 或 64 个导体。电互连构件 104 可螺旋地设置在外管状主体 79 内。在此方面,电互连构件 104 可螺旋地设置在外管状主体 79 的壁内。该电互连构件 104 可螺旋地设置,以使电互连构件 104 的部分不覆盖自身。该电互连构件 104 可从导管 50 的近端 55 延伸至外管状主体 79 的远端 53。在一实施例中,电互连构件 104 可设置成与外管状主体 79 的中心轴平行,并沿该中心轴设置。

[0165] 如图 5E 中所示,在螺旋缠绕的电互连构件 104 的线圈之间存在宽度为 Y 的间隙。此外,电互连构件 104 可具有如图 5E 中所示的宽度 X。该电互连构件 104 可螺旋地设置,以使宽度 X 与宽度 Y 之比大于 1。在这样的安排中,螺旋设置的电互连构件 104 可为外管状主体 79 提供显著的机械强度和柔性性质。在某些实施例中,这可能消除或减小对外管状主体 79 内的独立增强层的需求。此外,间隙 Y 可沿外管状主体 79 的长度而变化(例如连续变化或按照一个或多个分立步阶)。例如,使外管状主体 79 向外管状主体 79 的近端具有较大刚度是有益的。因此,可使向外管状主体 79 的近端的间隙 Y 较小。

[0166] 内粘结层 102 可设置在电互连构件 104 的内部。内粘结层 102 可与第二粘结层 100 相同地构造,且担当相同功能。该内粘结层 102 可具有例如 160°C 的熔点。向外管状主体 79 的中心移动,下一层将会是内低介电常数层 106。该内低介电常数层 106 可与外低介电常数层 96 相似地构造,并担当相似功能。该内低介电常数层 106 可用于减小电互连构件 104 与外管状主体 79 内的物质(例如血液、介入器件)之间的电容。向外管状主体 79 的中心移动,下一层将会是内衬层 108。

[0167] 内衬层 108 可与外壳 94 相同地构造,且担当相同功能。内衬层 108 和外壳 94 可具有至多约 0.002 英寸(0.05mm)的组合厚度。此外,内衬层 108 和外壳 94 可具有至少约 345,000psi(2,379MPa)的组合弹性模量。组合的内衬层 108 和外壳 94 可提供抗伸长性,以使施加至内衬层 108 和外壳 94 的约 31bf(13N)的拉伸载荷导致管状主体 79 的不超过 1% 的伸长。在一种安排中,管状主体 79 可提供抗伸长性,以使施加至管状主体 79 的约 31bf(13N)的拉伸载荷导致管状主体 79 的不超过 1% 的伸长,且在这样的安排中,抗伸长性的至少约 80% 可由内衬层 108 和外壳 94 提供。

[0168] 当对管状主体 79 施加拉伸载荷时,该内衬层 108 和外壳 94 可呈现围绕其周界和沿管状主体 79 长度的基本均匀的张力分布。对所施加的拉伸载荷的这样的响应有助于减少导管主体 54 在定位(例如插入患者)和使用(例如在使可偏曲构件 52 偏曲时)期间的不希望有的方向偏置。

[0169] 至于外壳 94 和外低介电常数层 96,内低介电常数层 106 和内衬层 108 可被视为单个复合层的子层。

[0170] 粘结层(第一粘结层 97、第二粘结层 100 以及内粘结层 102)可分别具有基本相同的熔点。在此方面,在构造期间,导管主体 54 可暴露于升高的温度,该温度可使每层粘结层同时熔融,并使导管主体 54 的各层相对于彼此固定。替代地,这些粘结层可能具有不同的熔点,从而允许这些粘结层中的一层或两层的选择性熔融,同时保持其他粘结层不熔融。因此,导管主体 54 的实施例可包括零个、一个、两个、三个或更多个粘结层,这些粘结层已被

熔融以将导管主体 54 的各层紧固至导管主体 54 的其他层。

[0171] 上述层（从外壳 94 穿过内衬层 108）可相对于彼此固定。这些层一起可形成外管状主体 79。内管状主体 80 可以在这些层内部且可相对于这些层移动。该内管状主体 80 可被设置成使内管状主体 80 的外表面与内衬层 108 的内表面之间存在一定量的间隙。该内管状主体 80 可以是编织层增强的聚醚嵌段酰胺（例如该聚醚嵌段酰胺可包括可从美国宾夕法尼亚州费城市的 Arkema Inc. 公司买到的 PEBAX® 材料）管。该内管状主体 80 可通过编织的或线圈增强的构件增强。该内管状主体 80 可具有能对滑块 58 沿内管状主体 80 的长度的横向运动进行转换的足够裂断强度，以使可偏曲构件 52 通过在内管状主体 80 与支承件 74 在管状主体接口部分 84 处相连接的位置的相对运动来致动。该内管状主体 80 还可用于在可偏曲构件 52 的偏曲期间保持通过内管状主体 80 的长度的内腔 82 的形状。因此，导管 50 的用户可通过操纵把手 56 来选择和控制可偏曲构件 52 的偏曲量。内腔 82 可具有与外管状主体 79 的中心轴 91 对准的中心轴。

[0172] 为帮助减小致动力（例如用于使内管状主体 80 相对于外管状主体 79 移动的力），内衬层 108 的内表面、内管状主体 80 的外表面或这二者可包括摩擦力减小层。该摩擦力减小层可以是一个或多个光滑涂层和 / 或附加层的形式。

[0173] 在图 5E 所示实施例的变型中，内管状主体 80 可用设置在外壳 94 外的外管状主体代替。在这样的实施例中，外管状主体 79 的部件（从外壳 94 到内衬层 108）可保持如图 5E 所示那样基本不变（部件的直径可能稍减以保持相似的导管主体 54 的总内径和外径）。该外管状主体可装配在外壳 94 外部，且可相对于外壳 94 移动。这样的相对移动可便于可偏曲构件 52 以与参照图 5A 到 5D 所描述的方式相似的方式偏曲。在这样的实施例中，电互连构件 104 可以是位于外管状主体内部的外管状主体 79 的一部分。该外管状主体可以与如上所述的内管状主体 80 相似地构造。

[0174] 在示例性实施例中，导管主体 54 可具有小于 2,000 皮法的电容。在一实施例中，导管主体 54 可具有约 1,600 皮法的电容。在图 5E 的上述实施例中，外壳 94 和外低介电常数层 96 可组合地具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压。类似地，内衬层 108 和内低介电常数层 106 可组合地具有至少约 2,500 伏 AC 的耐压。其他实施例可通过例如改变外壳和 / 或低介电常数层的厚度来实现不同的耐压。在示例性实施例中，外管状主体 79 的外径例如可以是约 12.25Fr。该内管状主体的内径可以例如是约 8.4Fr。

[0175] 该导管主体 54 可具有比导管主体 54 的直径小十倍的扭结直径（导管主体 54 的弯曲直径，低于该直径导管主体 54 将扭结）。这样的构造对于导管主体 54 的解剖放置是合适的。

[0176] 如本文中所使用地，术语“外管状主体”指的是导管主体的最外层，且该导管主体的所有层设置成随该最外层移动。例如，在如图 5E 所示的导管主体 54 中，外管状主体 79 包括导管主体 54 的所有所示层，除了内管状主体 80 之外。一般而言，在不存在内管状主体的实施例中，该外管状主体可以与导管主体一致。

[0177] 在适当时，参照图 5E 所描述的外管状主体 79 的各层可通过沿导管主体 54 的长度螺旋地缠绕材料带来制造。在一实施例中，选定层可按照与其他层相反的方向缠绕。通过按照适当方向选择性地缠绕层，可选择性地改变导管主体 54 的一些物理性质（例如刚度）。

[0178] 图 5F 示出螺旋设置的电互连构件 104 与柔性板 76（柔性 / 可弯曲电构件）之间

的电互连的实施例。出于说明目的,未在图 5F 中示出导管主体 54 的除了电互连构件 104 和柔性板 76 的所有部分。该柔性板 76 可具有曲面部分 109。该曲面部分 109 可弯曲以与外管状主体 79 的曲率相一致。柔性板 76 的弯曲部分 109 可设置在外管状主体 79 内的靠近可偏曲构件 52 的一端处,且位于与电互连构件 104 相对于外管状主体 79 的层的相同位置处。因此,柔性板 76 的曲面部分 109 可以与电互连构件 104 接触。在此方面,电互连构件 104 的远端可在互连区域 110 中互连至柔性板 76。

[0179] 在互连区域 110 内,电互连构件 104 的导电部分(例如导线)可互连至柔性板 76 的导电部分(例如迹线、导电路径)。该电互连可通过剥离或去除电互连构件 104 的一些绝缘材料并使暴露的导电部分与柔性板 76 上相应的暴露导电部分接触来实现。电互连构件 104 的末端和电互连构件 104 的暴露导电部分可相对于电互连构件 104 的宽度成一角度设置。在此方面,柔性板 76 的暴露的导电部分之间的间距(例如暴露的导电部分之间的距离)可能大于电互连构件 104 的间距(如横跨宽度所测得),同时保持电互连构件 104 与柔性板 76 二者的每个导体之间的电互连。

[0180] 如图 5F 所示,柔性板 76 可包括宽度比电互连构件 104 的宽度窄的挠曲或弯曲区域 112。如将理解地,通过挠曲区域 112 的每个独立导电路径的宽度可能小于电互连构件 104 内的每个导电构件的宽度。此外,挠曲区域 112 内的每个导电构件之间的间距可能小于电互连构件 104 的间距。

[0181] 挠曲区域 112 可互连至柔性板 76 的阵列接口区域 114,通过该阵列接口区域 114,电互连构件 104 和柔性板 76 的导电通路可电互连至超声换能器阵列 68 的各个换能器。

[0182] 如图 5C 和 5D 所示,柔性板 76 的挠曲区域 112 可用于在可偏曲构件 52 的偏曲期间挠曲。在此方面,挠曲区域 112 可响应于可偏曲构件 52 的偏曲而弯曲。电互连构件 104 的各个导体可在可偏曲构件 52 的偏曲期间与超声换能器阵列 68 的各个换能器保持电通信。

[0183] 在一实施例中,电互连构件 104 可包括两个或更多个独立的导体组(例如两条或更多条超小型扁平电缆)。在这样的实施例中,这些独立导体组中的每一组可按照如图 5F 所示相似方式互连至柔性板 76。此外,电互连构件 104(如图 5F 所示的单一电互连构件 104 或包括多条大致平行的不同电缆的电互连构件 104)可包括从导管主体 54 的远端 53 延伸至近端 55 的构件,或电互连构件 104 可包括从导管主体 54 的远端 53 一起延伸至近端 55 的多个分立的串行互连构件。在一实施例中,柔性板 76 可包括电互连构件 104。在这样的实施例中,柔性板 76 可具有从导管主体 54 的远端 53 延伸至近端 55 的螺旋缠绕部分。在这样的实施例中,在阵列接口区 114 与导管主体 54 的近端之间(例如柔性板 76 与超小型扁平电缆之间)不需要电导体互连。

[0184] 图 6A 到 6D 示出包括可偏曲构件 116 的导管的实施例,其中可偏曲构件 116 通过相对于外管状主体 118 移动细长构件而偏曲。将可理解,图 6A 到 6D 中示出的实施例不包括内管状主体,从而外管状主体 118 也将被表征为导管主体。

[0185] 该可偏曲构件 116 可选择性地偏曲。如图 6A 所示,所示可偏曲构件 116 包括尖端 120。该尖端 120 可包括超声换能器阵列 68,且可包括与参照图 5B 所描述的尖端 64 相似的圆形远端 66 和引导线孔 70。至于图 5B 的尖端 64,当可偏曲构件 116 与外管状主体 118 对准时,超声换能器阵列 68 可以是侧视的。在此方面,超声换能器阵列 68 可用于在导管插入期间对解剖标志成像,以辅助引导和 / 或定位外管状主体 118。

[0186] 外管状主体 118 可包括用于允许介入器件通过其中的内腔 128。可偏曲构件 116 的至少一部分可永久定位于外管状主体 118 的远端之末。在一个实施例中,可偏曲构件 116 的全部可永久定位于外管状主体 118 的远端之末。

[0187] 可偏曲构件 116 可相对于外管状主体 118 偏曲。在此方面,该可偏曲构件 116 可互连至在构件 116 偏曲时控制其运动的一个或多个细长构件。该细长构件可以采取拉线 130 的形式。该拉线 130 可以是圆线。替代地,例如,该拉线 130 的横截面可以是矩形。例如,该拉线的横截面可以是矩形,其宽度-厚度比约为 5 : 1。

[0188] 至于图 5B 到 5E 中所示的导管实施例,图 6A 到 6D 的导管可包括支承超声换能器阵列 68 的支承件 126。该支承件 126 可使可偏曲构件 116 与外管状主体 118 互连。柔性板 122 可包含可用于将超声换能器阵列 68 电连接至设置在外管状主体 118 内的电互连构件 104(如图 6D 中所示)的电互连。柔性板 122 的暴露部分可与上述柔性板 76 相似地封装。

[0189] 外管状主体 118 可包括远端部分 124。该远端部分 124 可包括设置在支承件 126 的紧固部分 133(在图 6B 和 6C 中示出)周围的多个包装层。这些包装层可用于将紧固部分 133 紧固至外管状主体 118 的内部,如下文参照图 6D 所讨论的那样。

[0190] 现在将参照图 6B 和 6C 讨论可偏曲构件 116 的偏曲。图 6B 和 6C 示出去掉了包围超声成像阵列 68 和支承件 126 的尖端 120 的部分的可偏曲构件 116。此外,包装在紧固部分 133 周围的外管状主体 118 的远侧部分 124 已去除。该支承件 126 可与以上讨论的支承件 74 相似地构造。该支承件 126 可进一步包括与铰链部分 86 相似的铰链部分 131。

[0191] 为了使可偏曲构件 116 相对于外管状主体 118 偏曲,可使拉线 130 相对于外管状主体 118 移动。如图 6C 中所示,拽拉线 130(例如向把手 56)会在拉线锚定点 132 处对支承件 126 施加力,该力的方向为沿着拉线 130 指向拉线出口 134。该拉线出口 134 是拉线 130 从拉线腔 136 出现的点。该拉线腔 136 可被固定至外管状主体 118。这样的力会导致可偏曲构件 116 向拉线出口 134 弯曲。如同图 5C 和 5D 中所示的实施例,可偏曲构件的偏曲将受支承件 126 的铰链部分 131 约束。如图 6C 中所示,所引起的可偏曲构件 116 的偏曲会导致超声换能器阵列 68 向前视位置在枢轴上转动。将理解,通过拉线 130 的受控运动可实现可偏曲构件 116 的不同量的偏曲。在此方面,通过使拉线 130 位移的量比如图 6C 中所示量少,可实现 0 度与 90 度之间的任何偏曲角。此外,通过使拉线 130 位移的量比图 6C 中所示量大,可获得大于 90 度的偏曲。如图 6B 和 6C 所示,柔性板 122 可保持互连至外管状主体 118 和可偏曲构件 116,而与可偏曲构件 116 的偏曲无关。

[0192] 图 6D 示出外管状主体 118 的实施例。为了说明图 6D,各层的部分已被去除,以揭示外管状主体 118 的构造。与图 5E 的实施例的那些层相同的那些层用与图 5E 中相同的附图标记标注,且不在此详细讨论。容纳拉线 130 的拉线腔 136 可设置在外壳 94 附近。然后外包装 138 可被设置在外壳 94 和拉线腔 136 上,以将拉线腔 136 紧固至外壳 94。替代地,拉线腔 136 和拉线 130 可以例如设置在外壳 94 与外低介电常数层 96 之间。在这样的实施例中,可能不需要外包装 138。可利用用于拉线腔 136 和拉线 130 的其他合适位置。

[0193] 屏蔽层 98 可设置在外低介电常数层 96 的内部。与第一粘结层 97 相似的第一粘结层(未在图 6D 中示出)可设置在外低介电常数层 96 与屏蔽层 98 之间。第二粘结层 100 可设置在屏蔽层内部。电互连构件 104 可设置在第二粘结层 100 内部。内低介电常数层

142 可设置在电互连构件 104 内部。在此方面,电互连构件 104 可螺旋地设置在外管状主体 118 的壁内。

[0194] 向外管状主体 118 的中心移动,下一层将会是线圈增强层 144。例如,该线圈增强层 144 可包括不锈钢线圈。在示例性实施例中,该线圈增强层 144 可以是约 0.05-0.08mm 厚。向外管状主体 118 的中心移动,下一层将会是内衬层 146。内衬层 146 可与外壳 94 相同地构造,且担当相同功能。内腔 128 可具有与外管状主体 118 的中心轴对准的中心轴。

[0195] 如上所述,外管状主体 118 的远侧部分 124 的包装层可用于支承件 126 的紧固部分 133 紧固至外管状主体 118 的内部。例如,在远侧部分 124 中,电互连构件 104 外部的每层可被去除。此外,电互连构件 104 可按照参照图 5F 所描述的相似方式在远侧部分 124 附近电互连至柔性板 122。因此,支承件 126 的紧固部分 133 可定位于余下的内层(例如内低介电常数层 142、线圈增强层 144 以及内衬层 146)上方,且多个材料层可缠绕在远侧部分 124 周围以将紧固部分 133 紧固至外管状主体 118。

[0196] 外管状主体 118 的外径可以例如是约 12.25Fr。外管状主体 118 的内径可以例如是约 8.4Fr。

[0197] 图 7A 和 7B 展示其他的实施例。如图所示,导管 30 包括可偏曲远端 32。超声换能器阵列 37 位于可偏曲远端 32。该导管还包括附连至超声换能器阵列 37 且延伸至导管 30 近端的线 33,线 33 在导管 30 的该近端处通过端口或其他开口退出。如图 7A 所示,超声换能器阵列 37 处于“侧视”构造。该导管可在超声换能器阵列 37 处于“侧视”构造的情况下被递送至治疗部位,如图 7A 所示。一旦到达治疗部位,就可接近侧方向拉拽线 33 以使可偏曲远端 32 偏曲,从而导致超声换能器阵列 37 被移至“前视”构造,如图 7B 所示。如图 7B 所示,一旦超声换能器阵列 37 被定位于“前视”位置,且可偏曲远端 32 如图所示地偏曲,大致中心定位的内腔 38 就可用于将合适的介入器件递送至在导管远端 32 远侧的点。替代地,包含内腔 38 且相对于导管 30 的外表面可动的管可用于使可偏曲远端 32 偏曲至“前视”构造。

[0198] 图 8A 是图 7A 和 7B 中所示器件的单瓣构造的前视图。图 8B 示出图 7A 和 7B 中所示导管的双瓣构造。图 8C 示出三瓣构造而图 8D 示出四瓣构造。如将理解地,任何适当数量的瓣都可按需构造。此外,在多瓣构造中,超声换能器阵列 37 可被设置在一个或多个瓣上。

[0199] 在图 9、9A 和 9B 中示出了其他的实施例。图 9 示出导管 1,其远端附近具有超声换能器阵列 7。该超声换能器阵列 7 通过铰链 9 附连至导管 1。导电线 4 连接至超声换能器阵列 7,并沿近侧方向延伸至导管 1 的近端。该导管 1 包括远侧出口孔 13。如图 9A 所示,该铰链 9 可位于超声换能器阵列 7 的远端处,或如图 9B 所示,该铰链 9 可位于超声换能器阵列 7 的近端处。在任何情况下,超声换能器阵列 7 可被动或主动地可偏曲,如上所讨论地。超声换能器阵列 7 可偏曲达到前视构造(如图 9A 和 9B 所示),且介入器件可前进而至少部分地离开远侧出口孔 13,以使介入器件的至少一部分将在超声换能器阵列 7 的视野内。

[0200] 图 10A 和 10B 展示了其中该导管包括在导管远端 2 附近的超声换能器阵列 7 的另一实施例。该导管还包括可操纵段 8 和内腔 10。内腔 10 的大小可被设计成接受能插入导管近端处并通过内腔 10 和输出端口 13 前进的合适的介入器件。该导管可进一步包括引导线接纳内腔 16。引导线接纳内腔 16 可包括近侧端口 15 和远侧端口 14,从而允许公知的适

当引导线的“迅速交换”。

[0201] 如图 11 和 11A 和 11b 中进一步所展示,该导管可操纵段 8 可按任何适当的方向弯曲。例如,如图 11A 所示,该可操纵段从端口 13 弯曲,且如图 11b 所示,该可操纵段向端口 13 弯曲。

[0202] 图 12 展示又一实施例。具体地,导管 1 可包括位于导管 1 的远端 2 处的超声换能器阵列 7。导电线 4 附连至超声换能器阵列 7,并延伸至导管 1 的近端。内腔 19 位于超声换能器阵列 7 近侧,且包括近侧端口 46 和远侧端口 45。该内腔 19 的大小可被设计成接纳适当的引导线和 / 或介入器件。内腔 19 可由诸如 ePTFE 的适当的聚合物管材构成。该导电线 4 可位于导管 1 的中心处或附近。

[0203] 图 13 是操作具有位于远端的可偏曲成像器件的导管的方法的实施例的流程图。该方法中的第一步骤 150 可以是,将导管的远端从初始位置移至所需位置,其中可偏曲成像器件在移动步骤期间位于第一位置。该可偏曲成像器件在处于第一位置时可以是侧视的。该移动步骤可包括将导管通过比可偏曲成像器件的孔径小的进入点引入体内。该移动步骤可包括使导管相对于其围绕物转动。

[0204] 下一步骤 152 可以是在该移动步骤的至少一部分期间从可偏曲成像器件获取图像数据。可在可偏曲成像器件位于第一位置的情况下执行获取步骤。在移动和获取步骤期间,可获取可偏曲成像器件相对于导管远端的位置。因此,可移动可偏曲成像器件并获取图像,而不相对于导管的远端移动可偏曲成像器件。在移动步骤期间,可使导管相对于其围绕物转动,从而使可偏曲成像器件相对于其围绕物转动。这样的转动可允许可偏曲成像器件在移动步骤期间在横跨导管所行进的路径的多个不同方向上获取图像。

[0205] 下一步骤 154 可以是利用图像数据来确定导管何时位于所需位置。例如,图像数据可表明可偏曲成像器件相对于标志(例如解剖标志)的位置,从而表明导管的远端相对于标志的位置。

[0206] 下一步骤 156 可以是使可偏曲成像器件从第一位置向第二位置偏曲。该偏曲步骤可在移动步骤之后。该可偏曲成像器件在处于第二位置时可以是前视的。该可偏曲成像器件在处于第二位置时可相对于导管的中心轴成至少 45 度角。可任选地,在偏曲步骤之后,可使该可偏曲成像器件返回至第一位置,并将导管重新定位(例如重复移动步骤 150、获取步骤 152 以及利用步骤 154)。一旦重新定位,就可重复偏曲步骤 156 且可继续该方法。

[0207] 在一实施例中,该导管可包括外管状主体和激活器件,均从导管的近端延伸至远端。在这样的实施例中,偏曲步骤可包括相对于外管状主体和致动器件之一的近端平移外管状主体和致动器件中的另一个的近端。该可偏曲成像器件可通过铰链可支承地互连至外管状主体和致动器件之一,且偏曲步骤可进一步包括响应于平移步骤将偏曲力施加于铰链。此外,该偏曲步骤可进一步包括响应于平移步骤开始将偏曲力施加于铰链。可通过操纵互连至导管近端的把手来施加并保持偏曲力。此外,该施加步骤可包括通过致动器件从导管的近端到远端以平衡和分布方式关于外管状主体的中心轴传达偏曲力。

[0208] 下一步骤 158 可以是使介入器件前进通过导管远端处的出口孔,并进入位于第二位置的可偏曲成像器件的成像视野。该成像视野在前进步骤期间可与导管的远端保持基本固定对准。

[0209] 在前进并使用介入器件(例如执行手术、安装或取回器件、进行测量)之后,可将

介入器件通过出口孔取回。然后可使可偏曲成像器件返回至第一位置。可通过铰链的弹性形变量来便于向第一位置的返回。例如,可使铰链向前偏置,从而将可偏曲成像器件定位于第一位置。因此,当可偏曲成像器件处于第二位置且偏曲力去除时,可偏曲成像器件可返回至第一位置。在将介入器件通过出口孔(且可选地从整个导管)取回并将可偏曲成像器件返回至第一位置之后,可重新定位和/或移除该导管。

[0210] 至于上述的支承件 74、126,以下描述的支承件可由诸如举例而言形状记忆材料(例如镍钛诺)的任何适当材料制成。本文中讨论的任何适当的管状主体可被配置成包括任何适当的电气构件。例如,在以下所讨论的实施例中,适当时外管状主体可包含与图 5E 的电互连构件 104 相似的电互连构件。

[0211] 图 5B 到 5D 的支承件 74、图 6A 到 6C 的支承件 126 以及本文中公开的任何相似构造的支承件可包含参照图 5B 到 5D 所描述的铰链部分 86 和参照图 6A 到 6C 所描述的铰链部分 131 的变体。例如,图 14A 到 14C 示出三种替代铰链部分设计。图 14A 示出包括锥形的铰链部分 162a、162b 的支承件 160,当离托架部分 164 的距离在管状主体接口部分 166 的方向上增大时,铰链部分 162a/b 变得更薄。

[0212] 图 14B 示出包括铰链部分 170a、170b 的支承件 168,铰链部分 170a、170b 是扇形的并设置在管状主体接口部分 172 的曲面内。图 14C 示出包括单一铰链部分 176 的支承件 174。该单一铰链部分 176 是具有设置在其中点附近的窄部的扇形。此外,该单一铰链部分 176 是弯曲的,以使该单一铰链部分 176 的一部分设置在由管状主体接口部分 178 所限定并从该部分 178 延伸的管道内部。图 14D 示出包括铰链部分 181a、181b、管状主体接口部分 185 以及托架部分 183 的支承件 179。该托架部分 183 包括平坦部 187 和与该平坦部 187 大致垂直取向的两个侧部 189a、189b。如图 14A 到 14D 所示设计的这些设计变体可提供令人满意的疲劳破坏循环(例如弯曲循环)、横向刚度和角弯曲刚度,同时将应变和塑形变形保持在可接受的水平内。

[0213] 图 15 示出包含一对之字形铰链部分 182a、182b 的支承件 180。这样的设计允许保持足够的铰链部分 182a、182b 的宽度和厚度,同时允许较长的有效悬臂弯曲长度,从而减少使托架部分 184 相对于管状主体接口部分 186 偏曲所需的力度。还可利用可增大有效悬臂弯曲长度(相对于直铰链部分)的其他适当的构造。

[0214] 图 16 示出包括内管状主体 190 和外管状主体 192 的导管 188。支承可偏曲构件 196 的支承件 194 附连至内管状主体 190。该支承件 194 包括利用诸如例如夹紧和/或粘合的任何适当附连方法附连至内管状主体 190 的管状主体接口部分 198。该支承件 194 还包括两个铰链部分:第一铰链部分 200a 和第二铰链部分(在图 16 中不可见,因为它的位置平行于第一铰链部分 200a 且在其正后方)。该可偏曲构件 196 包括尖端部分 202,该尖端部分 202 例如可被模制在第一铰链部分 200a 和第二铰链部分的末端部分 204 上。该尖端部分 202 还可包含超声成像阵列、适当的电连接以及任何其他适当的部件。诸如本文所描述的那些方案的任何适当电互连方案和任何适当的偏曲致动方案可与图 16 的支承件 194 一起使用。

[0215] 图 17 示出包括内管状主体 208 和外管状主体 210 的导管 206。支承可偏曲构件 214 的支承件 212 附连至内管状主体 208。该支承件 212 包括允许可偏曲构件 214 相对于内和外管状主体 208、210 偏曲的第一和第二铰链部分 216a、216b。外管状主体 210 在图 17 中

已被切掉以便于此描述。支承件 212 还包括第一内管状主体接口区 218a。第一内管状主体接口区 218a 可设置在内管状主体 208 的诸层之间, 以将支承件 212 紧固至内管状主体 208。为说明图 17 中的该附连, 设置在第一内管状主体接口区 218a 上的内管状主体 208 的一部分已被去除。第二内管状主体接口区附连至第二铰链部分 216b, 且设置在内管状主体 208 的诸层内, 因此在图 17 中不可见。该内管状主体接口区可利用任何适当的附连方法 (例如粘合、定位焊) 附连至内管状主体 208。该支承件 212 可进一步包括端部 220。可偏曲构件可包括在端部 220 上模制的尖端部分 222, 用于将可偏曲构件 214 紧固至支承件 212 (与参照图 16 所描述的相似)。该尖端部分 222 还可包含超声成像阵列、适当的电连接以及任何其他适当部件。诸如本文所描述的那些方案的任何适当电互连方案和任何适当偏曲致动方案可与图 17 的支承件 212 一起使用。在替代构造中, 支承件 212 可包括单铰链部分。

[0216] 图 18A 和 18B 示出包括内管状主体 226 和外管状主体 228 的导管 224。支承件 230 附连至内管状主体 226。支承件 230 由弯曲成用于执行下述功能的形状的钢丝索构成。支承件 230 可被构造成使其由连续线环制成 (例如在形成期间, 用于制造支承件 230 的钢丝索末端可彼此附连)。该支承件 230 包括用于以任何适当方式 (例如夹紧和 / 或接合) 紧固至内管状主体 226 的管状主体接口部分 232。该支承件 230 还包括两个铰链部分: 第一铰链部分 234a 和第二铰链部分 (在图 18A 和 18B 中不可见, 因为其位置平行于第一铰链部分 234a 且在其正后方)。该支承件 230 还包括用于支承超声成像阵列 238 的阵列支承部分 236。这些铰链部分允许超声成像阵列 238 相对于内和外管状主体 226、228 的偏曲。该导管 224 还可包括系缆和 / 或电互连构件 240。该导管 224 还可包括第二系缆和 / 或电互连构件 (未示出)。如图 18A 和 18B 所示, 内管状主体 226 相对于外管状主体 228 的伸长 (图 18A 和 18B 中的向左移动) 会引起超声成像阵列 238 相对于外管状主体 228 的偏曲。该导管 224 还可包括可模制在超声成像阵列 238、阵列支承部分 236 上方的尖端部分 (未示出) 以及任何其它适当的部件。诸如本文所描述的那些方案的任何适当的电互连方案和任何适当的偏曲致动方案可与图 18A 和 18B 的支承件 230 一起使用。

[0217] 短暂返回图 5C 和 5D, 示出了在外管状主体 79 与托架部分 88 之间互连的系缆 78 和柔性板 76。在图 5C 和 5D 的替代安排中, 可组合系缆 78 和柔性板 76 的功能。在这样的安排中, 柔性板 76 也可担当系缆。也作为系缆的柔性板 76 可以是典型的柔性板, 或它可以特别调适 (例如加强) 作为系缆。在适当时, 可偏曲构件与导管主体之间的柔性板或其它电互连构件也可作为系缆 (例如, 此类安排可用于图 18A 和 18B 的导管 224)。

[0218] 图 19A-19C 示出包括内管状主体 244 和外管状主体 246 的导管 224。内管状主体延伸部 248 从内管状主体 244 的远端延伸。内管状主体延伸部 248 经由内主体至阵列支承枢轴 252 可绕枢轴转动地互连至阵列支承件 250。该内管状主体延伸部 248 一般足够刚性以能使阵列支承件 250 如下所述地绕枢轴转动。该阵列支承件 250 可支承超声成像阵列 (未在图 19A-19C 中示出)。该阵列支承件 250 可用于绕内主体至阵列支承枢轴 252 相对于内管状主体延伸部 248 转动。该导管 242 还可包括系缆 254。该导管可以具有足够刚性, 从而在阵列支承件 250 转动时基本不弯曲。该系缆 254 可包括两个独立构件 (仅其中一个构件在图 19A 和 19B 中可见, 因为其中一个构件平行于另一构件定位且位于该另一构件正后方)。在第一端, 系缆 254 可经由外主体至系缆枢轴 256 可绕枢轴转动地互连至外管状主体 246。在第二端, 系缆 254 可经由系缆至阵列支承件 258 可绕枢轴转动地互连至阵列支承

件 250。如图 19C(沿剖面线 19C 的图 19A 的横截面视图)所示,系缆 254 的两个构件可设置在系缆至阵列支承件 258 的每一端。阵列支承件 250 可以是弯曲的,且系缆至阵列支承件 258 可通过阵列支承件 250 中的相应孔。其它枢轴 252、256 可相似地构造。内管状主体延伸部 248 可与系缆 254 相似地构造,因为它可由跨阵列支承件 250 并将内主体的两端互连至阵列支承枢轴 252 的两个构件制成。

[0219] 为了使阵列支承件 250 相对于内和外管状主体 244、246 绕枢轴转动,使内管状主体 244 沿公共中心轴相对于外管状主体 246 移动。如图 19A 和 19B 中所示,该相对运动结合系缆 254 在阵列支承件 250 上的枢轴 258 与外管状主体 246 上的枢轴 256 之间保持固定距离使阵列支承件 250 绕内主体至阵列支承件枢轴 252 转动,直到如图 19B 所示阵列支承件基本垂直于内和外管状主体 244、246 的公共中心轴。沿相反方向移动内管状主体 244 使阵列支承件 250 绕枢轴转回至如图 19A 所示的位置。将可理解,内管状主体 244 可延伸超过图 19B 中所示位置,以使阵列支承件 250 绕枢轴转动超过 90 度角。在一实施例中,阵列支承件 250 可绕枢轴转动接近 180 度,以使阵列支承件 250 的开口部分大致指向上方(例如沿与图 19A 所示方向相反方向)。

[0220] 该导管 242 还可包括可模制在阵列支承件 250、超声成像阵列上方的尖端部分(未示出)以及任何其它适当的部件。诸如本文中描述的那些任何适当电互连可与图 19A 到 19C 的导管 242 一起使用。

[0221] 在图 19A 的实施例的变型中,内管状主体延伸部 248 可用相似构造的外管状主体延伸部,即外管状主体 246 的一部分而不是内管状主体 244 的一部分代替。在这样的变型中,外管状主体延伸部可被刚性地固定至外管状主体 246,且与系缆 254 相似地永久定位。在这样的变型中,外管状主体延伸部可按照任何适当的方式可绕枢轴转动地互连至阵列支承件 250。这样的可绕枢轴转动互连可朝向阵列支承件 250 的近端(例如离内管状主体 244 最近的一端)设置。在阵列支承件 250 与内管状主体 244 之间可设置链接件,从而当内管状主体 244 相对于外管状主体 246 前进时,阵列支承件 250 绕外管状主体延伸部与阵列支承件 250 之间的可绕枢轴转动接口转动。

[0222] 图 20A 和 20B 示出包括内管状主体 262 和外管状主体 264 的导管 260。该外管状主体 264 包括支承部 266 和设置在支承部 266 与外管状主体 264 的管状部分 270 之间的铰链部 268。该铰链部 268 可大致定位支承部 266,以使支承部 266 如图 20A 所示地与管状部 270 对准。铰链部 268 可以是弹性的,因为它可能在从对准位置偏曲时施加回复力。例如,当支承部 266 被置于图 20B 中所示位置时,该铰链部 268 可促使支承部 266 返回图 20A 中所示位置。该铰链部 268 可以是外管状主体 264 的适当大小部分,和/或它可包括诸如支承构件的附加材料(例如用于提高刚度)。超声成像阵列 270 可互连至支承部 266。链接件 274 可设置于内管状主体 262 与支承部 266 之间。链接件 274 可足够刚性以抵抗弯曲。该链接件 274 可经由内管状主体至链接件枢轴 276 附连至内管状主体 262。该链接件 274 可经由支承部至链接件枢轴 278 附连至支承部 266。

[0223] 为了使支承部 266 和与其附连的超声成像阵列 272 相对于内和外管状主体 262、264 绕枢轴转动,使内管状主体 262 沿公共中心轴相对于外管状主体 264 移动。如图 20A 和 20B 中所示,该相对运动结合链接件 274 保持枢轴 276、278 之间的固定距离使支承部 266 转动,直到如图 20B 所示阵列支承件与内和外管状主体 262、264 的公共中心轴基本垂直。沿

相反方向移动内管状主体 262 使支承部 266 绕枢轴转回至如图 20A 所示的位置。

[0224] 导管 260 还可包括可模制在支承部 266 和超声成像阵列 272 上方的尖端部分（未示出）以及任何其它适当的部件。诸如本文中描述的那些任何适当的电互连可与图 20A 和 20B 的导管 260 一起使用。

[0225] 在图 20A 的实施例的第一变型中，链接件 274 可用可弯曲构件代替，该可弯曲构件一端固定附连至支承部 266，且另一端固定附连至内管状主体 262。这样的可弯曲构件可在内管状主体 244 相对于外管状主体 246 前进时弯曲，且允许支承部如图 20B 所示地绕枢轴转动。在图 20A 的实施例的第二变型中，支承部 266 和铰链部 268 可被独立构件代替，该独立构件可与例如支承件 160、168、174 和 / 或 180 类似地构造，其改变之处在于各个管状主体接口部分的大小被设计和配置成附连至外管状主体 264。可将第一和第二变型单独或一起包含到一个实施例中。

[0226] 图 21 示出可用于导管的支承件 280，其中该导管包括内管状主体、外管状主体以及超声成像阵列。该支承件 280 包括能利用诸如例如夹紧和 / 或粘合的任何适当附连方法附连至内管状主体的近侧管状主体接口部分 282。该支承件 280 还包括能利用任何适当附连方法附连至外管状主体的远侧管状主体接口部分 284。该支承件 280 还包括用于支承超声成像阵列的阵列支承部 286。该支承件 280 还包括两个链接件：第一链接件 288 和第二链接件。该第二链接件包括两个部分，链接件 290a 和链接件 290b。该支承件 280 可被配置成，当近侧管状主体接口部分 282 相对于远侧管状主体接口部分 284 移动时，阵列支承部 286 可相对于近侧管状主体接口部分 282 和远侧管状主体接口部分 284 的公共轴绕枢轴转动。这样的动作可通过选择链接件 288、290a、290b 的适当的相对宽度和 / 或形状来实现。在支承件 280 的替代安排中，近侧管状主体接口部分 282 可附连至外管状主体，且远侧管状主体接口部分 284 可附连至内管状主体。在这样的实施例中，近侧管状主体接口部分 282 和远侧管状主体接口部分 284 的大小可被设计成分别附连至外和内管状主体。

[0227] 图 22A 和 22B 示出包括内管状主体 296 和外管状主体 298 的导管 294。支承件 300 附连至内管状主体 296。该支承件 300 可与图 5B-5D 的支承件 74 相似地构造，且添加了凹口 302。该导管 294 还可包括系缆 304，该系缆 304 将外管状主体 298 互连至支承件 300 的托架部分 306。在功能上，该系缆 304 可执行与图 5B-5D 的系缆 78 相似的功能。例如，该系缆 304 可由包括高强度韧化含氟聚合物 (HSTF) 和膨体氟化乙烯丙烯 (EFEP) 的扁平带（例如扁平管）形成。该系缆 304 可被构造成使其包括扁平部 308 和致密部 310。系缆 304 的致密部 310 可通过在要致密化的区域中扭曲系缆 304 然后加热系缆 304 而形成。该致密部 310 的横截面一般为圆形。替代地，该致密部 310 可具有大致矩形的横截面，或具有任何其它适当形状的横截面。在此方面，扁平部 308 可被设置在外管状主体 298 的适当层之间，且不会不可接受地影响外管状主体 298 的直径和 / 或形状，同时致密部 310 可大致为圆形，例如，其可有助于插入和在凹口 302 中的定位，并帮助避免与其它部件（例如电互连构件和 / 或支承件 300）的干扰。

[0228] 凹口 302 可被配置成接纳系缆 304 的致密部 310，以使该致密部 310 被勾在凹口 302 上。因此，凹口 302 可被配置成使其开口一般比系缆 304 倾向于占据的凹口 302 的最深部分距离外管状主体 298 更远。由于系缆 304 在托架部分 306 偏曲期间一般处于拉伸状态，因此系缆 304 可能倾向于保持在凹口 302 内。尖端 312 可形成在托架部分 306 上方，且

因此可有助于将致密部 310 保持在凹口 302 内。如所说明地, 支承件 300 可与图 5B-5D 的支承件 74 相似地构造, 且因此可按照相似方式致动 (例如通过内管状主体 296 相对于外管状主体 298 的运动以及支承件 300 相应的弯曲, 如图 22B 所示)。该导管 294 还可包括任何其它适当的部件。诸如本文中描述的那些任何适当的电互连方案可与图 22A 和 22B 的导管 294 一起使用。

[0229] 图 23A 和 23B 示出包括内管状主体 318 和外管状主体 320 的导管 316。支承件 322 附连至内管状主体 318。该支承件 322 可与图 5B-5D 的支承件 74 相似地构造。该导管 316 还可包括系缆护套 324, 用于当内管状主体 318 相对于外管状主体 320 移动时使支承件 322 的托架部分 326 相对于内管状主体 318 偏曲 (如图 23B 中所示)。在此方面, 系缆护套 324 执行图 5B-5D 的系缆 78 相似的功能。系缆护套 324 可以是具有封闭端部 328 的大致管状。一旦安装在导管 316 中, 系缆护套 324 就可包括管状部 330 和收缩部 332。该管状部 330 可包裹托架部 326 和超声成像阵列 334。替代地, 该管状部 330 可包裹托架部 326 而不覆盖超声成像阵列 334。该收缩部 332 可大致是收缩管的形式, 且可以任何适当方式紧固至外管状主体 320。在管状部 330 与收缩部 332 之间, 系缆护套 324 可包括开口 336。该开口 336 可通过例如在安装至导管 316 中之前, 在管状系缆护套 324 中切出狭缝来形成。此类安装可包括使托架部 326 通过开口 336, 以将托架部 326 设置在系缆护套 324 的封闭末端 328 内。余下的系缆护套 324 (系缆护套 324 未设置在托架部 326 周围的那部分) 可收缩以形成收缩部 332, 并按照任何适当的方式附连至外管状主体 320。例如, 系缆 324 可由包括夹在两个 EFEP 层之间的 HSTF 层的材料形成。该导管 316 还可包括任何其它适当的部件。诸如本文中描述的那些任何适当的电互连方案可与图 23A 和 23B 的导管 316 一起使用。

[0230] 图 24A-24C 示出包括外管状主体 342 和可收缩内腔 344 的导管 340。在图 24A-24C 中, 按照截面示出了可收缩内腔 344 和外管状主体 342。导管 340 的所有其它部件未在截面中示出。

[0231] 当被插入患者体内时, 导管 340 可如图 24A 所示那样配置, 其中超声成像阵列 348 设置在外管状主体 342 内。超声成像阵列 348 可设置在尖端部分 350 内。该超声成像阵列 348 可经由环 352 电和机械地互连至外管状主体 342。当尖端部分 350 如图 24A 所示地设置在外管状主体 342 内时, 可收缩内腔 344 可处于收缩状态。该可收缩内腔 344 可通过接合点 354 互连至尖端部分 350。当处于图 24A 中所示位置时, 超声成像阵列 348 可操作, 因此可产生图像以在插入介入器件 356 之前和 / 或期间辅助导管 340 的定位。

[0232] 图 24B 示出当介入器件 356 使尖端部分 350 移动时的导管 340。在此方面, 当介入器件 356 通过可收缩内腔 344 前进时, 介入器件 356 可将尖端部分 350 推出外管状主体 342。

[0233] 图 24C 示出在介入器件 356 已被推至通过位于可收缩内腔 344 末端处的开口 358 的导管 340。尖端部分 350 可借助两个部件之间的接合点 354 保持互连至可收缩内腔 344。一旦介入器件 356 延伸通过开口 358, 超声成像阵列 348 就可大致面向前方 (例如面向相对于导管 340 的远侧方向)。适当配置的环 352 可便于此类定位。该超声成像阵列 348 可通过环 352 中的适当布线保持电互连。该导管 340 还可包括任何其它适当的部件。

[0234] 图 25A 和 25B 示出包括外管状主体 364 和内构件 366 的导管 362。在图 25A 和 25B 中, 外管状主体 364 按照截面示出。导管 362 的所有其它部件未在截面中示出。内构件 366

可包括尖端部分 368 和设置在内构件 366 的尖端部分 368 与管部 372 之间的中间部分 370。中间部分 370 可被配置成,在实质上无外力的情况下使尖端部分 368 相对于管部 372 处于约直角(如图 25B 中所示)。在此方面,当尖端部分 368 被设置在外管状主体 364 内时,外管状主体 364 可包含尖端部分 368,以使尖端部分 368 如图 25A 所示那样保持与管部 372 对准。在某些实施例中,外管状主体 364 的一端可在结构上加强,从而当尖端部分 368 被设置在外管状主体中时辅助保持尖端部分 368 与管部 372 对准。尖端部分 368 可包括超声成像阵列 374。该尖端部分 368 还可容纳电互连至超声成像阵列 374 的电互连构件(未示出)。该电互连构件可继续通过中间部分 370 然后沿着内构件 366。该内构件 366 还可包括穿过其中的内腔 376。虽然被示为单个元件,但尖端部 368、中间部 370 以及管部 372 可是在在组装过程期间互连的分立部分。在此方面,该中间部分 370 可由形状记忆材料(例如镍钛诺)构成,其记忆构造包括用于如图 25B 所示地定位尖端部 368 的 90 度弯曲。

[0235] 在使用时,导管 362 可被插入患者体内,其中尖端部 368 设置在外管状主体 364 内。一旦导管 362 处于所需位置,内构件 366 就可相对于外管状主体 364 前进,和/或外管状主体 364 可回退,以使尖端部 368 不再置于外管状主体 364 内。因此,尖端部 368 可移至布置位置(如图 25B 中所示),且超声成像阵列 374 可用于产生导管 362 远侧体积的图像。介入器件(未示出)可通过内腔 376 前进。

[0236] 图 25C 示出与图 25A 和 25B 的导管 362 类似的导管 362',其中有定位不同的超声成像阵列 374'。超声成像阵列 374' 设置在尖端部 368' 上,从而一旦尖端部 368' 偏曲,超声成像阵列 374' 就绕枢轴转动至至少部分后视位置。后视的超声成像阵列 374' 可代替图 25A 和 25B 的超声成像阵列 374,或者它可以是图 25A 和 25B 的超声成像阵列 374 的附加。

[0237] 在适当的时候,本文中描述的其它实施例可包括移动至后视位置的超声成像阵列。这些超声成像阵列可代替所公开的超声成像阵列或作为它们的附加。例如,图 1 中所示的实施例可包括可设置成至少部分后视位置的超声成像阵列。

[0238] 图 26A 和 26B 示出包括管状主体 382 和尖端 384 的导管 380。在图 26A 和 26B 中,管状主体 382 和尖端按照截面示出。导管 380 的所有其它部件未在截面中示出。尖端 384 可包括超声成像阵列 386。例如,该尖端 384 可通过在超声成像阵列 386 上模制尖端 384 来制造。该尖端 384 可通过临时接合部 388 临时互连至管状主体 382,以在导管 380 插入患者时保持尖端 384 紧固。例如,该临时接合部 388 可通过粘合剂或可分离的机械链接件来实现。实现可分离接合的任何其它适当方法可用于该临时接合。为辅助插入,尖端 384 可具有圆形远端。该管状主体 382 包括用于引入介入器件或其它适当器件(未示出)的内腔 390。该导管 380 还包括电缆 392,该电缆 392 将尖端 384 中的超声成像阵列 386 电互连至管状主体 382 的壁内的电互连构件(未示出)。当该尖端临时附连至管状主体 382 时,电缆 392 可设置在内腔 390 的一部分内,如图 26A 所示。该管状主体 382 可包括沿管状主体 382 的长度延伸的管状主体通道 394。相应的尖端通道 396 可设置在尖端 384 内。管状主体通道 394 和尖端通道 396 可一起被配置成接纳诸如扁钢丝 398 的致动构件。扁钢丝 398 可被配置成,在实质上无外力的情况下使尖端 384 相对于管状主体 382 大致处于直角(如图 26B 中所示)。在此方面,扁钢丝 398 可由形状记忆材料(例如镍钛诺)构成,其记忆构造包括用于如图 25B 所示的 90 度弯曲。此外,扁钢丝 398 可被配置成使其可用于前进通过管状主体通道 394 和尖端通道 396。

[0239] 在使用时,导管 380 可被插入患者体内,其中尖端 384 临时接合至管状主体 382。当处于图 26A 中所示位置时,超声成像阵列 386 可操作,因此可产生图像以在导管 380 插入期间辅助导管 380 的定位。一旦导管 380 处于所需位置,扁钢丝 398 就可相对于管状主体 382 前进,并通过管状主体通道 394 和尖端通道 396 进入尖端内。一旦扁钢丝 398 接触尖端通道 396 的末端(和/或一旦扁钢丝 398 与尖端 384 之间的摩擦到达预定阈值),施加至扁钢丝 398 的附加插入力就会引起临时接合 388 失效,从而将尖端 384 从管状主体 382 释放。一旦释放,扁钢丝 398 相对于管状主体 382 的进一步前进就会导致将尖端 384 从管状主体 382 推出。一旦从管状主体 382 脱离,扁钢丝在尖端 384 与管状主体 382 之间的部分就可回复记忆形状,这会使尖端 384 如图 26B 所示那样移动。在这样的位置,超声成像阵列 386 可用于产生导管 380 远侧的体积的图像。介入器件(未示出)可前进通过内腔 376。此外,打破临时接合 388 所需的力可被选择成使扁钢丝 398 最终被按压到尖端通道 396 内达允许扁钢丝 398 随后回退以将尖端 384 拉回靠近管状主体 382 的端部的程度,以供进一步定位和/或导管 380 从患者的移除。

[0240] 图 27A 到 27C 示出包括管状主体 404 的导管 402。在图 27A 到 27C 中,外管状主体 404 按照截面示出。导管 402 的所有其它部件未在截面中示出。第一控制电缆 406 和第二控制电缆 408 设置在管状主体 404 的一部分内。第一和第二控制电缆 406、408 可操作性地互连至超声成像阵列 410 的相反两端。控制电缆 406、408 分别具有适当的刚度,从而通过使第一控制电缆 406 相对于第二控制电缆 408 移动,可操纵超声成像阵列 410 相对于管状主体 404 的位置。如图 27A 所示,控制电缆 406、408 可被设置成使超声成像阵列 410 指向第一方向(如图 27A 所示向上)。通过沿远侧方向相对于第二控制电缆 408 移动第一控制电缆 406,超声成像阵列 410 可被调节成指向远侧方向(如图 27B 所示)。通过继续沿远侧方向相对于第二控制电缆 408 移动第一控制电缆 406,超声成像阵列 410 可被调节成指向与第一方向相反的方向(如图 27C 所示向下)。将可理解,可实现所示位置之间的任何位置。将可理解,超声成像阵列 410 的上述位置可通过控制电缆 406、408 的相对移动来实现,且因此,可通过相对于管状主体 404 锚定任一控制电缆 406、408 并移动另一控制电缆、或通过同时移动两个控制电缆 406、408 来实现。控制电缆 406、408 中的至少一条电缆可包含电互连至超声成像阵列 410 的电导体。

[0241] 第一控制电缆 406 可附连至第一半杆 412。第二控制电缆 408 可附连至第二半杆 414。半杆 412、414 可分别是半圆柱体,其被配置成当彼此靠近时,它们形成直径约等于管状主体 404 的内径的圆柱体。半杆 412、414 可由柔性和/或光滑材料(例如 PTFE)制成,且可用于与管状主体 404 一起挠曲(例如,当导管 402 设置在患者体内时)。半杆 412、414 可设置成靠近导管 402 的远端,且第二半杆 414 可相对于管状主体 404 固定,同时第一半杆 412 保持可相对于管状主体 404 移动。此外,诸如扁钢丝或类似物的致动器(未示出)可附连至第一半杆 412 且沿管状主体 404 的长度延伸,以使用户能相对于第二半杆 414 移动第一半杆 412,从而操纵超声成像阵列 410 的位置。

[0242] 超声成像阵列 410 的重新定位已被描述为移动第一半杆 412、同时第二半杆 414 相对于管状主体 404 保持静止的结果。在替代实施例中,通过移动第二半杆 414 同时第一半杆 412 保持静止,或通过同时、按顺序或同时与按顺序二者组合地移动第一半杆 412 和第二半杆 414 二者,超声成像阵列 410 可被重新定位。

[0243] 图 28A 和 28B 示出包括外管状主体 420 和外管状主体 422 的导管 418。内管状主体 422 可包括穿过其中的内腔。导管 418 还具有包括超声成像阵列 426 的尖端部分 424。该尖端部分 424 通过尖端支承件 428 互连至外管状主体 420。尖端支承件 428 可包括电互连至超声成像阵列 426 的电互连构件（例如柔性板、电缆）。虽然被示为单片，但外管状主体 420、尖端支承件 428 以及尖端部分 424 可以分别是在组装过程中连结到一起的独立部件。尖端部分 424 的一端可连结至尖端支承件 428，而另一端可在铰链 430 处连结至内管状主体 422 的远端。铰链 430 可允许尖端部分 424 相对于内管状主体 422 绕铰链 430 旋转。尖端支承件 428 可具有均匀或不均匀的预定刚度，以便于如图 28A 所示的定位（例如尖端部分 424 与内管状主体 422 的轴向对准）。该尖端支承件 428 可包括形状记忆材料。

[0244] 在图 28A 和 28B 的实施例和本文中描述的所有其它适当的实施例中，铰链 430 或其它适当的铰链可以是活动铰链，且可由任何适当的材料构造（例如该铰链可以是聚合物铰链）。该铰链 430 或其它适当的铰链可以是真正的铰链，且可包括诸如销和相应的孔和/或环的多种部件。

[0245] 在插入患者期间，导管 418 可如图 28A 那样排列，其中尖端部分 424 与内管状主体 422 轴向对准，且超声成像阵列 426 的视野指向垂直于导管 418 的纵轴（如图 28A 所示向下）。在此方面，导管 418 可实质上被包含在与外管状主体 420 的外径相等的直径内。需要时，尖端部分 424 可相对于内管状主体 422 绕枢轴转动，以改变超声成像阵列 426 的视野的方向。例如，通过相对于外管状主体 420 向远侧移动内管状主体 422，可使尖端部分 424 绕枢轴转动至图 28B 中所示位置，以使超声成像阵列 426 的视野指向向上。将可理解，图 28A 和 28B 中所示位置之间的位置可在转动期间实现，包括尖端部分 424 垂直设置（相对于图 28A 和 28B 中所示位置）的位置，且超声成像阵列 426 的视野指向远侧。还将理解，一旦尖端部分 424 垂直设置，内管状主体 422 的内腔的远端就将不受尖端部分 424 阻碍，从而介入器件可插入穿过该内腔。

[0246] 在图 28A 和 28B 的实施例的变型中，内管状主体可以是收缩内腔。在这样的实施例中，介入器件的引入可用于将尖端部分 424 布置到远视位置，且可收缩内腔随后的回退可用于使尖端部分 424 返回至图 28A 的位置。

[0247] 在图 28A 和 28B 的实施例的另一变型中，尖端支承件 428 可包括加劲件 432。该加劲件 432 可被配置成使其在布置导管 418 期间保持平直。因此，在尖端部分 424 转动期间，尖端支承件 428 可基本仅在加劲件 432 与尖端部分 424 之间的区域以及加劲件 432 与外管状主体 420 之间的区域弯曲。

[0248] 图 29A 和 29B 示出包括外管状主体 438 和内管状主体 440 的导管 436。内管状主体 440 可包括穿过其中的内腔。该导管 436 还包括互连至尖端支承件 444 的超声成像阵列 442。该尖端支承件 444 在铰链 446 处互连至内管状主体 440 的远端。铰链 446 可允许尖端支承件 444 相对于内管状主体 440 绕铰链 446 转动。电互连构件 448 可电互连至超声成像阵列 442。电互连构件 448 连接至超声成像阵列 442 的远端。电互连构件 448 可接合或以其他方式固定至尖端支承件 444 的与超声成像阵列 442 相反一侧上的部分 450。该电互连构件 448 可包括在超声成像阵列 442 的连接与接合部分 450 之间的环 452。凭借相对于尖端支承件 444 的固定部分接合部分 450 可作为应力释放件，从而防止与超声成像阵列 442 的绕枢轴转动相关联的应变通过电互连构件 448 被传递至环 452 和阵列 442。电互连构件

448 的系缆部分 454 可设置在接合部分 450 与电互连构件 448 进入外管状主体 436 的点之间。该系缆部分 454 可以是电互连构件 448 的未改变部分,或它可被修改(例如结构加强)以容纳因其作为系缆而出现的附加力。尖端支承件 444 和超声成像阵列 442 可被包围或以其他方式设置在尖端内(未示出)。

[0249] 在插入患者期间,导管 436 可如图 29A 那样排列,其中超声成像阵列 442 与内管状主体 440 轴向对准,且超声成像阵列 426 的视野指向垂直于导管 436 的纵轴(如图 29A 所示向下)。在此方面,导管 436 可实质上被包含在与外管状主体 438 的外径相等的直径内。在需要时,通过相对于外管状主体 438 向远侧移动内管状主体 440,可使超声成像阵列 442 相对于内管状主体 440 绕枢轴转动。由于系缆部分 454 对超声成像阵列 442 的运动的限制,此类相对运动将使超声成像阵列 442 绕铰链 446 转动。通过相对于外管状主体 438 向近侧移动内管状主体 440,可使超声成像阵列 442 返回如图 29A 所示的位置。

[0250] 图 30A 和 30B 示出包括外管状主体 460 和内管状主体 462 的导管 458。内管状主体 462 可包括穿过其中的内腔。该导管 458 还包括设置在尖端部分 464 内的超声成像阵列 466。该尖端部分 464 在铰链 468 处互连至内管状主体 462 的远端。铰链 468 可允许尖端部分 464 相对于内管状主体 462 绕铰链 468 转动。该导管 458 还可包括系缆 470。该导管 470 可在尖端锚定点 472 处被锚定至尖端部分 464 的远侧区域。系缆 470 可在外管状主体锚定点 474 处被锚定至外管状主体 460 的远端。诸如本文中描述的那些任何适当的电互连方案可与图 30A 和 30B 的导管 458 一起使用。

[0251] 在插入患者期间,导管 458 可如图 30A 那样排列,其中尖端部分 464 与内管状主体 462 轴向对准,且超声成像阵列 466 的视野指向垂直于导管 458 的纵轴(如图 30A 所示向下)。通过使尖端部分 464 向图 30A 所示位置偏置的其他适当机构或部件,可便于尖端部分 464 这样的定位。在此方面,导管 458 可实质上被包含在与外管状主体 460 的外径相等的直径内。在需要时,通过相对于内管状主体 462 向近侧移动外管状主体 460,可使尖端部分 464 相对于内管状主体 462 绕枢轴转动。由于铰链 468 对尖端部分 464 的运动的限制,此类相对转动将使尖端部分 464 绕铰链 468 转动。通过使外管状主体 460 相对于内管状主体 462 向远侧移动,且允许偏置机构或部件使尖端部分 464 返回至图 30A 中所示位置,可使尖端部分 464 返回至图 30A 中所示位置。在替代实施例中,系缆 470 可具有足够刚性,以使实质上不需要针对图 30A 中所示位置对尖端部分 464 施加偏置。

[0252] 将可理解,图 29A 和 30A 的铰链 446、468(以及在适当时本文所讨论的任何其他铰链)分别可以是作为图 14C 中所示支承件 174 的一部分的诸如活动铰链的活动铰链的形式。还将理解,图 29A 和 30A 的铰链分别可以是作为内管状主体 440、462 的部分的活动铰链和阵列支承件的形式。也可用作阵列的支承件的此类内管状主体可能在构造上与图 20B 中所示的外管状主体 264 和支承部分 266 相似。

[0253] 图 31A 和 31B 示出添加了弹性管 478 的图 30A 和 30B 的导管 458 及其部件。弹性管 478 可担当用于使尖端部分 464 向图 31A 所示位置偏置的偏置机构。弹性管 478 还可辅助使导管 458 对其插入的血管造成的创伤更少。例如,该弹性管 478 可包括弹性材料,该弹性材料能在尖端部分 464 偏曲时如图 31B 所示那样变形,且在偏曲力已被去除或减小时返回图 31A 中所示状态(例如当外管状主体 460 相对于内管状主体 462 返回至图 31A 中所示位置时)。为了保持通过内管状主体 462 的内腔引入介入器件的能力,弹性管 478 可包括开

口 480。当处于图 31B 中所示位置时,开口 480 可与内腔对准,从而不会妨碍通过内腔布置的介入器件。弹性管 478 可通过任何适当的方式互连至内管状主体 462 和尖端部分 464,诸如例如收缩配合、接合、焊接或通过粘合剂。虽然被示为占据超声成像阵列 466 的视野,但替代地,弹性构件 478 可被设置成使其不在超声成像阵列 466 的视野内。这可通过相对于所示重新配置弹性构件 478 和 / 或相对于所示重新定位超声成像阵列 466 来实现。该弹性构件 478 或类似的适当改变的弹性构件可在本文中公开的任何合适的实施例中使用。

[0254] 图 32A 和 32B 示出包括外管状主体 486 和内管状主体 488 的导管 484。内管状主体 488 可包括穿过其中的内腔。该导管 484 还包括互连至电互连构件 492 的超声成像阵列 490。例如,电互连构件 492 可以是一端互连至外管状主体 486 内的螺旋缠绕的电互连构件且另一端互连至超声成像阵列 490 的柔性板的形式。该导管 484 还包括系缆 494,该系缆 494 的一端在系缆到阵列锚定点 496 处锚定至电互连构件 492 和 / 或超声成像阵列 490 的远端。另一方面,系缆 494 可在系缆至内管状主体锚定点 498 处锚定至内管状主体 488。如图 32A 所示,系缆 494 可被设置成当超声成像阵列 490 与内管状主体 488 对准时在屈曲引发器 500 附近弯曲。电互连构件 492 可用于向超声成像阵列 490 提供电连接,并作为用于使超声成像阵列 490 向图 32A 中所示位置偏置的弹簧构件(例如与内管状主体 488 对准)。为实现这一目的,电互连构件 492 可包括在超声成像阵列 490 与外管状主体 486 之间的区域中互连至电互连构件 492 的加劲件和 / 或弹簧元件。尖端(未示出)可模制在超声成像阵列 490 上方。

[0255] 在插入患者期间,具有适当构造尖端(未示出)的导管 484 可如图 32A 那样排列,其中超声成像阵列 490 与内管状主体 488 轴向对准,且超声成像阵列 490 的视野指向大致垂直于导管 484 的纵轴(如图 32A 所示向下)。在此方面,导管 484 可实质上被包含在与外管状主体 486 的外径相等的直径内。在需要时,通过相对于外管状主体 486 向近侧移动内管状主体 440,可使超声成像阵列 490 相对于内管状主体 488 绕枢轴转动。此类相对运动将使系缆 494 处于拉伸状态,从而导致系缆 494 对屈曲元件 500 所施加的向下力。该向下力会使电互连构件 492 以受控方式屈曲,以使电互连构件 492 在顺时针方向上转动(相对于图 32A 的视图)。一旦已经引发屈曲,内管状主体 488 的连续相对运动会使超声成像阵列 490 向如图 32B 所示的前视位置绕枢轴转动。通过相对于外管状主体 438 向远侧移动内管状主体 488,可使超声成像阵列 490 返回至如图 32A 所示的位置。在这样的情况下,电互连构件 492 的上述偏置会导致超声成像阵列 490 返回至如图 32A 中所示的位置。

[0256] 将可理解,在适当时,本文中所描述的设置于管状主体与超声成像阵列之间的相对于那些管状主体移动的电互连构件可被配置成附加地作为偏置构件(诸如以上参照图 32A 和 32B 所描述的)。

[0257] 图 33A 和 33B 示出包括外管状主体 506 和内管状主体 508 的导管 504。内管状主体 508 可包括穿过其中的内腔。在图 33A 和 33B 中,外管状主体 506 按照截面示出。导管 504 的所有其它部件未在截面中示出。该外管状主体 506 包括支承部 510 和设置在支承部 510 与外管状主体 506 的管状部分 514 之间的铰链部 512。该铰链部 512 可将支承部 510 的运动大致限制为相对于管状部 514 绕枢轴转动(例如在如图 33A 中所示位置与 33B 中所示位置之间绕枢轴转动)。

[0258] 如图 33A 和 33B 所示,该铰链部 512 可以是外管状主体 506 的适当大小部分,和 /

或它可包括诸如支承构件的附加材料（例如用于提高刚度）。在图 33A 和 33B 的实施例的变型中，支承部 510 和铰链部 512 可被独立构件代替，该独立构件可与例如支承件 160、168、174 和 / 或 180 类似地构造，其改变之处在于各个管状主体接口部分的大小被设计和配置成附连至外管状主体 506。

[0259] 超声成像阵列 516 可互连至支承部 510。第一系缆 518 的第一端可互连至内管状主体 508 的远端，且第一系缆 518 的第二端可互连至支承部 510 的近端。第二系缆 520 的第一端可互连至内管状主体 508，且第二系缆 520 的第二端可互连至支承部 510 的远端。第二系缆可穿过外管状主体 506 中的通孔 522。

[0260] 为了将支承部 510 和与其附连的超声成像阵列 516 从图 33a 中所示位置（例如与内管状主体 508 对准）绕枢轴转动至图 33B 中所示位置（例如垂直于导管 504 的纵轴并前视），使内管状主体 508 相对于外管状主体 506 向远侧移动。此类移动导致第二系缆 520 通过通孔 522 被拉入外管状主体 506 内部。当通过通孔 522 拉第二系缆时，通孔 522 与支承部 510 的远端之间的系缆的有效长度被缩短，从而使支承部 510 绕枢轴转动。为了使支承部 510 从图 33B 中所示位置返回至图 33A 中所示位置，使内管状主体 508 相对于外管状主体 506 向近侧移动。此类移动导致内管状主体 508 将支承部 510 拉回（借助它们经由第一系缆 518 的互连）至支承部 510 与内管状主体 508 对准的位置。将可理解，当使系缆 518、520 之一由于内管状主体 508 相对于外管状主体 506 的移动而处于拉伸状态时，张力将在系缆 518、520 中的另一个中释放。在导管 504 的替代构造中，第一和第二系缆 518、520 可被组合成单个系缆，该单个系缆如图所示地沿内管状主体 508 锚定，且沿支承部 510 穿过。这样的系缆可在单个点处被锚定至支承部 510。

[0261] 导管 504 还可包括可模制在支承部 510 和超声成像阵列 516 上方的尖端部分（未示出）和 / 或任何其它适当的部件。诸如本文中描述的那些任何适当的电互连可与图 33A 和 33B 的导管 504 一起使用。

[0262] 图 34A 和 34B 呈现作为图 33A 和 33B 的导管 504 的变型的导管 526。因此，相似的部件可相似地标注，且将不参照图 34A 和 34B 进行讨论。第一系缆 528 的第一端可互连至内管状主体 508 的侧壁，且第一系缆 528 的第二端可互连至铰链部 512 上的远侧点。第二系缆 530 的第一端可在沿内管状主体 508 的长度的对应于通孔 522 的位置的点处互连至内管状主体 508 的侧壁，且第二系缆 520 的第二端可互连至支承部 510 的远端。第二系缆可穿过外管状主体 506 中的通孔 522。该内管状主体 508 可被设置成使其远侧部分从外管状主体 506 的远端向远侧延伸。内管状主体 508 可相对于外管状主体 506 转动。

[0263] 在支承部 510 与管状部 514 如图 34A 所示地对准的情况下，系缆 528、530 可如下地设置。第一系缆 528 可至少部分地缠绕并锚定至内管状主体 508 的外周边。第二系缆 530 可以与第一系缆 528 的方向相反的方向至少部分地缠绕并锚定至内管状主体 508 的外周边。如图 34A 所示，当从位于内管状主体 508 的远端的远侧点的角度并朝内管状主体 508 的远端看时（以下称为端视图），第一系缆 528 按顺时针方向部分地缠绕在内管状主体 508 周围，且第二系缆 530 按逆时针方向部分地缠绕在内管状主体 508 周围。系缆 528、530 可以是能沿其长度传递张力且能一致地缠绕在内管状主体 508 周围的线状构件的形式。在一种安排中，系缆 528、530 可以是缠绕在内管状主体 508 的弹簧的形式。

[0264] 为了将支承部 510 和与其附连的超声成像阵列 516 从图 34a 中所示位置（例如与

内管状主体 508 对准) 绕枢轴转动至图 34B 中所示位置(例如垂直于导管 526 的纵轴并前视),使内管状主体 508 相对于外管状主体 506 逆时针转动(如端视图中可见)。此类转动导致第二系缆 530 由于其围绕内管状主体 508 的缠绕通过通孔 522 被拉入外管状主体 506 的内部。当通过通孔 522 拉第二系缆时,通孔 522 与支承部 510 的远端之间的系缆的有效长度被缩短,从而使支承部 510 绕枢轴转动。同时,第一系缆 528 从内管状主体 508 展开。为了使支承部 510 从图 34B 中所示位置返回至图 34A 中所示位置,使内管状主体 508 相对于外管状主体 506 以顺时针方向转动(如端视图中可见)。此类转动导致第一系缆 528 缠绕在内管状主体 508 周围,从而将支承部 510 向图 34A 中所示位置拉回。同时,第二系缆 530 从内管状主体 508 展开。在导管 526 被配置成使支承部 510 向图 34A 中所示位置偏置时,第一系缆 528 可能是不必要的(例如,通过展开第二系缆 530,该偏置可能足以使支承部 510 返回至图 34A 中所示位置)。沿相同线路,在导管 526 被配置成使支承部 510 向图 34B 中所示位置偏置时,第二系缆 530 可能是不必要的(例如,通过展开第一系缆 528,该偏置可能足以使支承部 510 返回至图 34B 中所示位置)。类似地,在支承部 510 向图 33A 中所示位置偏置的情况下,图 33A 和 33B 的导管 504 的第一系缆 518 可能是不必要的,且在支承部 510 向图 3B 中所示位置偏置时,图 33A 和 33B 的导管 504 的第二系缆 520 可能是不必要的。

[0265] 导管 526 还可包括可模制在支承部 510 和超声成像阵列 516 上方的尖端部分(未示出)和/或任何其它适当的部件。诸如本文中描述的那些任何适当的电互连可用于图 34A 和 34B 的导管 526。

[0266] 图 35A 和 35B 示出包括外管状主体 536 和内管状主体 538 的导管 534。内管状主体 538 可包括穿过其中的内腔。外管状主体 536 包括支承部 540 和铰链部 544。在实质上未施加外力时,铰链部 544 可被偏置成使其将支承部 540 大致定位成相对于内管状主体 538 成约直角(如图 35B 中所示)。超声成像阵列 542 可互连至支承部 540。该铰链部 544 可以是外管状主体 536 的适当大小部分,和/或它可包括附加材料(例如用于提高刚度)。

[0267] 导管 534 包括设置在铰链部 544 的远侧部分与内管状主体 538 之间的系缆 546。系缆 546 可至少部分地缠绕并锚定至内管状主体 538 的外周边。系缆 546 可以是能沿其长度传递张力且能一致地缠绕在内管状主体 538 周围的线状构件的形式。

[0268] 为了将支承部 540 和与其附连的超声成像阵列 542 从图 35A 中所示位置(例如与内管状主体 538 对准)绕枢轴转动至图 35B 中所示位置(例如垂直于导管 534 的纵轴并前视),使内管状主体 538 相对于外管状主体 536 顺时针转动(如端视图中可见)。由于铰链部 544 的上述偏置,此类转动导致系缆 546 从内管状主体 538 展开,且支承部 540 向图 35B 中所示位置移动。

[0269] 为了使支承部 540 从图 35B 中所示位置返回至图 35A 中所示位置,使内管状主体 538 相对于外管状主体 536 以逆时针方向转动(如端视图中可见)。此类转动导致第一系缆 546 缠绕在内管状主体 538 周围,从而将支承部 540 向图 35A 中所示位置拉回。

[0270] 导管 534 还可包括与超声成像阵列 542 的任何适当的电互连,包括本文中所描述的适当的连接方案。在图 35A 的实施例的变型中,支承部 540 和铰链部 544 可被独立构件代替,该独立构件可与例如支承件 160、168、174 和/或 180 类似地构造,其改变之处在于各个管状主体接口部分的大小被设计和配置成附连至外管状主体 536。

[0271] 在使用时,导管 534 可被插入患者体内,其中支承部 540 与外管状主体 536 对准。一旦导管 534 处于所需位置,内管状主体 538 就可相对于外管状主体转动,从而允许铰链部 544 将支承部 540 相对于导管 534 的纵轴移至所需角度。介入器件(未示出)可通过内管状主体 538 内的内腔前进。

[0272] 图 36A 到 36C 示出包括管状主体 554 的导管 552。该管状主体 554 包括穿过其中的内腔 556。该管状主体 554 还包括穿过管状主体 554 的侧壁的通道 558。臂 560 的近端以臂 560 可相对于管状主体 554 绕枢轴转动的方式附连至管状主体 554。该臂 560 可具有足够的刚性,以允许超声成像阵列 562 如下所述地绕枢轴转动。超声成像阵列 562 的远端可互连至臂 560 的远端,从而当超声成像阵列 562 与管状主体 554 对准时,超声成像阵列 562 的后面(按图 36A 中所示取向指向上)可大致平行于臂 560。导管 552 还包括沿通道 558 前进的推线 564。推线 564 的远端互连至超声成像阵列 562 的近端。推线 564 的远端与超声成像阵列 562 的近端之间的互连可以是如图 36A 到 36C 中所示的刚性连接,或它可以是通过铰链的连接或任何其他适当类型的连接。推线 564 与超声成像阵列 562 之间的互连点可设置成更接近超声成像阵列 562 的前面(沿图 36A 中所示取向指向下)而不是超声成像阵列 562 的后面。通过对超声成像阵列 562 施加比推线 564 更接近与臂 560 共线时获取的扭矩更大的扭矩,此类设置可辅助超声成像阵列 562 移离图 36A 中所示位置。

[0273] 为了将超声成像阵列 562 从图 36A 中所示位置(例如与管状主体 554 对准)绕枢轴转动至图 36B 中所示位置(例如垂直于导管 552 的纵轴并前视),使推线 564 相对于管状主体 554 前进。如图 36A 和 36B 中所示,该相对运动结合臂 560 保持其与管状主体 554 的附连点与超声成像阵列 562 的远端之间的固定距离可导致超声成像阵列 562 绕枢轴转动至图 36B 的前视位置。将可理解,推线 564 应当具有适当的裂断强度,以传递必要的力度以如图所示地移动超声成像阵列 562。为了使超声成像阵列 562 从图 36B 中所示位置返回至图 36A 中所示位置,可收回推线 564。

[0274] 导管 552 还可包括与超声成像阵列 562 的任何适当电互连,包括本文中描述的适当连接方案。例如,电互连构件可沿臂 560 设置,且可将超声成像阵列 562 电互连至设置在管状主体 554 的壁内的电互连构件。尖端(未示出)可模制在超声成像阵列 562 上。

[0275] 导管 552 可进一步用于将超声成像阵列 562 布置到图 36C 中所示位置,其中超声成像阵列 562 正对与图 36A 中所示插入位置基本相反的方向。这可通过使推线 564 相对于管状主体 554 持续前进至超过图 36B 中所示位置来实现。将可理解,推线 564 的进一步前进会导致超声成像阵列 562 进一步绕枢轴转动超过图 36C 中所示位置。还将理解,超声成像阵列 562 可定位于所讨论位置之间的任何中间位置。

[0276] 图 37A 和 37B 呈现出作为图 36A 和 36B 的导管 552 的变型的导管 568。因此,相似部件相似地标注,且不参照图 37A 和 37B 进行讨论。臂 570 附连至管状主体 554 的远端。例如,臂 570 可以是柔性板的形式,该柔性板包括用于互连至超声成像阵列 562 的电导体。在臂 570 包括柔性板的实施例中,该柔性板可包括便于如下所述的柔性板的用途(例如用作铰链)的加强或其它构件。臂 570 可以具有足够的柔性,以允许超声成像阵列 562 如下所述的绕枢轴转动。臂 570 可沿超声成像阵列 562 的后面连接至超声成像阵列 562。导管 568 还包括穿过通道 558 的推线 572。推线 572 的远端像图 36A 和 36B 的导管 552 中一样互连至超声成像阵列 562 的近端。

[0277] 为了将超声成像阵列 562 从图 37A 中所示位置绕枢轴转动至图 37B 中所示位置, 可使推线 572 相对于管状主体 554 前进。如图 37A 和 37B 中所示, 该相对运动与臂 570 的柔性相结合会导致超声成像阵列 562 绕枢轴转动至图 37B 的前视位置。为了使超声成像阵列 562 从图 37B 中所示位置回复至图 37A 中所示位置, 可收回推线 572。尖端 (未示出) 可模制在超声成像阵列 562 上。

[0278] 图 38A 和 38B 呈现出导管 576, 该导管 576 与图 7A 到 8D 的导管有些相似地构造, 因为部件的相对运动会引起外管状主体 578 的可偏曲部分将超声成像阵列偏曲至前视位置。在导管 576 的情况下, 该超声成像阵列可包括第一成像阵列 586a 和第二成像阵列 586b。如图 38A 中所示, 导管 576 的引导构造 (例如导管 576 在引入患者体内时的构造) 包括成背靠背关系的第一和第二成像阵列 586a、586b, 在成像阵列 586a、586b 之间有至少部分收缩的内管状主体 580。内管状主体 580 可包括穿过其中的内腔 582。外管状主体 578 和内管状主体 580 可在导管 576 的远端 584 处的单个点处相对于彼此固定。

[0279] 为了将成像阵列 586a、586b 从图 38A 中所示位置 (例如侧视) 移至图 38B 中所示位置 (例如前视), 可将外管状主体 578 的近端推向远侧, 同时保持内管状主体 580 的位置 (和 / 或可将内管状主体 580 的近端拉向近侧, 同时保持外管状主体 578 的位置)。这样的相对运动可使外管状主体 578 的包含成像阵列 586a、586b 的部分向外移动, 从而将成像阵列 586a、586b 绕枢轴转动至如图 38B 所示的前视位置。为了辅助控制成像阵列 586a、586b 的运动, 外管状主体 578 可包括当成像阵列 586a、586b 绕枢轴转动时保持基本平直的第一刚性部分 588 (例如具有足够刚性以执行本文中所述的功能)。该第一刚性部分 588 可通过向外管状主体 578 添加适当的加劲件来形成。此外, 外管状主体 578 可包括设置在成像阵列 586a、586b 附近的第二刚性部分 590。第二刚性部分 590 可用于减少或消除在绕枢轴转动期间传递至成像阵列 586a、586b 的弯曲力, 且辅助成像阵列 586a、586b 的对准。如图 38B 所示, 一旦成像阵列 586a、586b 被定位于前视位置, 内腔 582 就可用于将适当的介入器件递送至导管远端 584 的远侧的点。

[0280] 导管 576 还可包括与成像阵列 586a、586b 的任何适当的电互连, 包括本文中描述的适当连接方案。例如, 电互连构件可沿着外管状主体 578 以及第一和第二刚性部分 588、590 设置。

[0281] 图 39A 和 39B 呈现出作为图 38A 和 38B 的导管 576 的变型的导管 594。因此, 相似部件相似地标注, 且不参照图 39A 和 39B 进行讨论。如图 39A 中所示, 导管 594 的引导构造包括排列成偏移 (例如它们占据沿导管 594 长度的不同位置) 背靠背排列的第一成像阵列 598a 和第二成像阵列 598b, 其中至少部分收缩的内管状主体 580 靠近成像阵列 598a、598b。内管状主体 580 可包括穿过其中的内腔 582。外管状主体 596 和内管状主体 580 可在导管 594 的远端 584 处相对于彼此固定。

[0282] 成像阵列 598a 和 598b 可按照与以上参照图 38A 和 38B 所讨论的相似方式绕枢轴转动。外管状主体 596 可包括设置在成像阵列 598a、598b 附近的第二刚性部分 600、602。第二刚性部分 600、602 可用于减少或消除在绕枢轴转动期间传递至成像阵列 598a、586b 的弯曲力, 且辅助成像阵列 598a、586b 的对准。如图 38B 所示, 第二刚性部分 600、602 可将成像阵列 598a、598b 分别定位于离导管 594 中心轴的独特距离处。

[0283] 图 38A 到 39B 的成像阵列 586a、586b、598a、598b 被示为靠近导管 576、594 的远端

584。在替代构造中,成像阵列 586a、586b、598a、598b 可设置在离远端 584 的预定距离处。在此方面,成像阵列 586a、586b、598a、598b 可设置在沿导管 576、594 的任何适当点处。

[0284] 图 40A 和 40B 呈现包括管状主体 606 和穿过其中的内腔 608 的导管 604。该管状主体 606 包括限定诸如臂 612a、612b 和 612c 的多个臂的多个螺旋设置的狭缝(图 40A 中可见的狭缝 610a、610b、610c 以及 610d)。管状主体 606 中可包括用于限定任何适当数量的臂的任何适当数量的狭缝。这些臂中的至少一个臂可包括超声成像阵列。例如,在图 40A 和 40B 中所示实施例中,臂 612a 和 612b 分别包括超声成像阵列 614a 和 614b。管状主体 606 的远侧部分 616(臂 612a-612c 远侧)向管状主体 606 的近侧部分 618(臂 612a-612c 近侧)的相对转动(例如以方向箭头 620 的方向)会引起臂如图 40B 所示那样向外偏曲,从而使超声成像阵列 614a 和 614b 移动至大致前视位置。介入器件可前进通过内腔 608。

[0285] 远侧部分 616 和近侧部分 618 的相对转动可通过任何适当方式实现。例如,导管 604 可包括与图 38A 和 38B 的导管 576 的内管状主体相似的内管状主体(未示出)。此类内管状主体可在远侧部分 616 处紧固至管状主体 606。在这样的实施例中,内管状主体相对于管状主体 616 的转动会导致远侧部分 616(借助于其与内管状主体的固定)相对于近侧部分 618 转动,从而使臂如图 40B 所示那样向外偏曲。此外,内管状主体可包括穿过其中的内腔,用于例如布置介入器件。

[0286] 图 41A 和 41B 呈现包括外管状主体 626 和内管状主体 628 的导管 624。内管状主体 628 包括穿过其中的内腔。超声成像阵列 630 互连至内管状主体 628。在超声成像阵列 630 附近,内管状主体 628 可沿内管状主体 628 的纵轴被切割,从而将内管状主体 628 划分成第一纵向部分 632 和第二纵向部分 634。超声成像阵列 630 设置在第一纵向部分 632 的远侧半段上。第一和第二纵向部分 632、634 的远端可保持彼此互连,并互连至内管状主体 628 的远侧部分。第一纵向部分 632 的近端可沿横向切口 636 从内管状主体 628 的余下部分切断。第二纵向部分 634 保持连接至内管状主体 628。第一纵向部分 632 的近端可在接合点 638 处接合或以其它方式附连至外管状主体 626。第一纵向部分 632 可包括铰链 640。该铰链 640 可以是第一纵向部分 632 的一部分,该部分被改变以当外管状主体 626 相对于内管状主体 628 向远侧前进时(和/或内管状主体 628 相对于外管状主体 626 向近侧回退时),第一纵向部分 632 优先在铰链 640 处屈曲和/或弯曲。

[0287] 为了将超声成像阵列 630 从图 41A 所示位置(例如侧视)移至图 41B 中所示位置(例如至少部分前视),使外管状主体 626 相对于内管状主体 628 向远侧前进。由于第一纵向部分 632 的近端接合至外管状主体 626,且其远端连接至内管状主体 628,因此外管状主体 626 的前进将使第一纵向部分 632 在铰链 640 处屈曲,从而使超声成像阵列 630 转动,以使超声成像阵列 630 的视野至少部分地前视,如图 41B 所示。通过使外管状主体 626 相对于内管状主体 628 向近侧回退,可使第一纵向部分 632 返回至如图 41A 所示位置。

[0288] 图 41C 呈现作为图 41A 和 41B 的导管 624 的变型的导管 642。因此,相似部件相似地标注,且不参照图 41C 进行讨论。如图 41C 所示,内管状主体 646 可包括第一和第二纵向部分 632、634。然而,与其中第一和第二纵向部分 632、634 位于导管 642 远端附近的图 41A 和 41B 的实施例相对比,导管 642 的第一和第二纵向部分 632、634 可设置在沿导管 642 的任何适当的点处。外管状主体 644 可包括用于容纳第一纵向部分 632 的布置的窗口 648。图 41C 的超声成像阵列 630 可按照与以上参照图 41A 和 41B 所讨论的相似方式转动。

[0289] 导管 642 还包括第二超声成像阵列 650,其取向成以至少部分后视方向成像。超声成像阵列 650 可以是超声成像阵列 630 的附加,或者它可以是导管 642 的唯一成像阵列。

[0290] 图 41C 示出具有一分段(例如第一纵向部分 632)的导管,该分段具有一长度,且被配置成在布置时该长度的末端保持沿着导管的主体,而其中段从导管的主体向外屈曲。在此方面,可布置设置在中段上的超声成像阵列。在此讨论了若干其它相似构造的实施例。例如,这些包括图 7A 到 8D、38A 到 39B 以及 40A 到 41B 的实施例。在这些实施例中的每一个中,且在本文中公开的其它适当实施例中,一个或多个超声成像阵列可设置在中段上的任何适当位置。因此,在这些实施例中,可设置超声成像阵列以使它们在布置时移至前视位置、后视位置或这两个位置。

[0291] 导管 624、642 还可包括与超声成像阵列 630 的任何适当电互连,包括本文中描述的适当连接方案。例如,电互连构件可沿内管状主体 628、646 设置。

[0292] 除了布置超声成像阵列以获取感兴趣区域的图像之外,布置超声成像阵列还有助于定位用于引入介入器件或其它适当器件的内腔。例如,图 8C 的超声成像阵列 37 的布置(三瓣构造)会导致该导管的三瓣中的每一瓣相对于例如其中已布置导管的血管壁移动。因此,内腔 38 的末端可大致设置在血管的中心处。诸如例如本文中描述的与图 38A 到 40B 相关联的其它实施例也可在超声成像阵列布置期间将内腔大致设置在通道(例如血管)的中心处(例如,当布置超声成像阵列时,如果该通道具有与导管尺寸大致一致的尺寸)。

[0293] 图 42A 到 42C 示出示例性弹簧元件 652,其可用于产生回复力,以帮助已布置的超声成像阵列返回至预置位置。弹簧元件 652 可包括任何适当数量的弹簧。例如且如图 42A 到 42C 所示,弹簧元件 652 可包括设置在两个末段 656a、656b 之间的三个弹簧 654a、654b、654c。例如,该弹簧元件 652 可由诸如图 42B 所示的坯件制成。该坯件可被卷起以形成图 42A 的圆柱构造。末段 656a、656b 的端部可连结以保持图 42A 的圆柱构造。弹簧 654a、654b、654c 可包括窄区域,诸如沿弹簧 654b 设置、在弹簧 654a、654b、654c 的中点附近处以及每个弹簧 654a、654b、654c 的每个端部处设置的窄区域 658。这些窄区域可担当铰链,从而提供弹簧 654a、654b、654c 的优先弯曲点。因此,如果对弹簧元件 652 施加压缩力(例如对末段 656a、656b),则弹簧 654a、654b、654c 中的每一个可如图 42C 所示地向外屈曲。与弹簧 654a、654b、654c 中的一个或多个弹簧相关联的一个或多个超声成像阵列可因此而绕枢轴转动。

[0294] 例如,弹簧元件 652 的构造可设置在图 8C 的实施例的导管主体的侧壁内。弹簧 654a、654b、654c 中的每一个可设置在图 8C 的三瓣设计中的一个瓣内。当集成到图 8C 的导管中时,弹簧元件 652 可提供回复力,该回复力使导管向平直的未布置位置偏置(例如用于导管插入、定位和移除)。在另一示例中,与弹簧元件 652 相似的弹簧元件(例如具有适当数量的适当形状的弹簧)可布置在图 40A 和 40B 的导管 604 的管状主体 606 内,以向如图 40A 所示的平直构造提供偏置力。

[0295] 在又一示例,与弹簧元件 652 相似(但具有两个弹簧)的弹簧元件可布置在图 38A 到 39B 的导管 576、594 的外管状主体 578、596 内,以向如图 38A 和 39A 所示平直构造提供偏置力。在又一示例中,与弹簧元件 652 相似的(例如,但具有一个弹簧)适当修改的弹簧元件可布置在图 41A 的导管 624 的内管状主体 628 内,以向如图 41A 所示的平直构造提供偏置力。

[0296] 图 43A 到 43C 示出包括外管状主体 664 的导管 662。超声成像阵列 666 互连至内管状主体 664。导管 662 包括可收缩内腔 668。可收缩内腔 668 大致沿导管 662 的长度经过外管状主体 664 的中腔。然而,在导管 662 的远端附近,可收缩内腔 668 穿过外管状主体 664 的侧端口 670。可收缩内腔 668 沿外管状主体 664 的外表面经过预定距离。在接近导管 662 的远端处(在侧端口 670 远侧的点处),可收缩内腔 668 互连至端部端口 672。端部端口 672 是导管 662 的尖端 674 附近的横向通孔。该端部端口 672 可被配置成使端部端口 672 的开口在外管状主体 664 的与超声成像阵列 666 的正面相同的面上。

[0297] 在导管 662 插入患者期间,导管 662 可如图 43A 所示那样构造,其中尖端 674 大致沿导管 662 的纵轴指向。此外,可收缩内腔 668 在外管状主体 664 外部的那部分(例如在侧端口 670 与端部端口 672 之间的可收缩内腔的那部分)可收缩,且大致抵靠着外管状主体 664 的外壁定位。

[0298] 当需要获取尖端 674 远侧的区域的图像时,可相对于外管状主体 664 向近侧方向拉可收缩内腔 668。其结果可能是导管 662 的远端弯曲(当处于图 43B 中所示取向时为向上),以使超声成像阵列 666 绕枢轴转动至前视位置。为实现这样的弯曲运动,导管 662 的远端可设计成使超声成像阵列 666 与侧端口 670 之间的区域相对柔性,同时包括超声成像阵列 666 且在超声成像阵列远侧的区域相对刚性。因此,向近侧拉可收缩内腔 668 会导致相对柔性区域弯曲,从而导致超声成像阵列 666 正面和端部端口 672 的开口绕枢轴转动至如图 43B 所示的前视构造。

[0299] 当需要将介入器件 676 插入患者时,可使介入器件 676 通过可收缩内腔 668 向远侧前进。当使介入器件 676 前进通过侧端口 670 时,侧端口 670 的开口可能移动,以使其与外管状主体 664 的中腔在一条直线上。当介入器件 676 前进穿过可收缩内腔 668 位于外管状主体 664 外部的那段时,可收缩内腔 668 的那部分也可移动以使其与外管状主体 664 的中腔对准。当介入器件 676 前进穿过端部端口 672 时,端部端口 672 也可移动以使其也与外管状主体 664 的中腔和可收缩内腔 668 位于外管状主体 664 外部的那段对准。当介入器件 676 前进时,可使超声成像阵列 666 相对于导管 662 的纵轴垂直移动(例如当以图 43C 中所示取向时为向下)。将可理解,当介入器件 676 被布置于尖端 674 远侧时,超声成像阵列 666 可保持能用于产生尖端 674 远侧的图像。

[0300] 一旦收回介入器件 676,就可使导管 662 返回对准位置(例如图 43A 的构造)以供随后的重新定位或移除。在一实施例中,导管 662 的远端可包括弹簧元件,一旦外部位移力(例如可收缩内腔 668 上的回退力和/或由于介入器件 676 存在而引起的位移力)已去除,该弹簧元件就可使导管 662 返回对准位置。在另一实施例中,可使探针(例如较刚性线,未示出)前进通过探针通道 678。该探针可具有足够刚性,用于使导管 662 的端部向对准位置(例如图 43A 的位置)返回。

[0301] 导管 662 还可包括与超声成像阵列 666 的任何适当电互连,包括本文中描述的适当连接方案。例如,电互连构件可沿内管状主体 664 设置。

[0302] 图 44A 和 44B 示出包括管状主体 684 的导管 682。该管状主体大小可被设计和配置成将可操纵成像导管 686 递送至患者体内的选定部位。该可操纵成像导管 686 可包括设置于其远端的超声成像阵列 688。可膨胀通道 690 可互连至管状主体 684 的外表面。如图 44A 所示,该可膨胀通道 690 可以收缩状态插入,从而减小导管 682 在插入期间的横截面。

一旦导管 682 令人满意地定位,就可通过可膨胀通道 690 递送介入器件(未示出)。当介入器件通过可膨胀通道 690 前进时,该可膨胀通道 690 可扩张。该可膨胀通道 690 可由任何适当的导管材料制成,包括例如 ePTFE、硅酮、氨基甲酸酯、PEBAX®、胶乳和 / 或它们的组合。该可膨胀通道 690 可以是弹性的,且当引入介入器件时该可膨胀通道 690 可伸展至介入器件的直径。在另一安排中,该可膨胀通道 690 可以是无弹性的,且当引入介入器件时该可膨胀通道 690 可展开。例如,该可膨胀通道 690 可包括薄膜管。在另一安排中,该可膨胀通道 690 可包括弹性和无弹性材料。

[0303] 图 45A 和 45B 示出导管主体 694。在图 45A 中示出了引导构造。该引导构造可包括内陷部分 696。一旦该导管主体 694 令人满意地定位,就可通过其递送介入器件(未示出)。当介入器件前进时,导管主体 694 可扩张。导管主体 694 的扩张可包括,将内陷部分 696 向外推,直到其形成大致管状导管主体的一部分,如图 45B 所示。在此方面,可将处于具有第一横截面积的构造的导管主体 694 引入患者体内。然后,在选定点,可将介入器件穿过导管主体 694 插入,从而导管主体 694 可扩张至第二横截面积,其中第二横截面积比第一横截面积大。导管主体 694 从引导构造(图 45A)到扩展构造(图 45B)的变形可以是弹性变形,其中在移除介入器件之后,导管主体 694 能返回至其原始轮廓,或它可以是至少部分的弹性变形。

[0304] 图 46A 和 46B 示出包括外管状主体 702 和内管状主体 704 的导管 700。内管状主体 704 可包括穿过其中的内腔。该导管 700 还包括互连至内管状主体 704 的尖端支承部分 708 的超声成像阵列 706。内管状主体 704 的尖端支撑部分 708 通过内管状主体 704 的铰链部 710 互连至内管状主体 704 的远端。内管状主体 704 的尖端支承部分 708 和铰链部 710 可通过例如将内管状主体 704 的远端的一部分切掉,从而留下超声成像阵列 706 互连的段(尖端支承部分 708)和可在尖端支承部分 708 和内管状主体 704 的管状末端 711 之间担当铰链的段(铰链部 710)来形成。内管状主体 704 可以具有任何适当的构造。例如,内管状主体 704 可以与图 5E 的内管状主体 80 相似地构造,并添加编织网以加强内管状主体 704。该编织网可用于提供回复力,用于使超声成像阵列 706 从布置位置(如图 46B 中所示)返回至引导位置(如图 46A 中所示)。

[0305] 铰链部 710 可允许尖端支承部分 708 相对于内管状主体 704 绕铰链部 710 旋转。电互连构件 712 可电互连至超声成像阵列 706。该电互连构件 712 连接至超声成像阵列 706 的远端。电互连构件 712 可接合或以其它方式在尖端支承部的与超声成像阵列 706 的相反一面上固定至尖端支承部 708 的部分 714。电互连构件 712 可包括至超声成像阵列 706 的连接与部分 714 之间的环 716。借助其相对于尖端支承部 708 的固定位置该部分 714 可作为应力释放件,该应力释放件阻止与超声成像阵列 706 的绕枢轴转动相关联的应力通过电互连构件 712 转移至环 716 和阵列 706。电互连构件 712 的系缆部分 718 可设置在接合部 714 与电互连构件 712 进入外管状主体 702 的点之间。该系缆部分 718 可以是电互连构件 712 的未经修改部分,或它可被改变(例如结构上加强)以适应因其作为系缆而承受的附加力。尖端支承部 708 和超声成像阵列 706 可被封装或以其它方式设置在尖端内(未示出)。

[0306] 在插入患者期间,导管 700 可如图 46A 那样排列,其中超声成像阵列 706 与内管状主体 704 轴向对准,且超声成像阵列 706 的视野指向垂直于导管 700 的纵轴(如图 46A 所示向下)。在此方面,导管 700 可实质上被包含在与外管状主体 702 的外径相等的直径内。在

需要时,通过使内管状主体 704 相对于外管状主体 702 向远侧移动,可使超声成像阵列 706 相对于内管状主体 704 绕枢轴转动。由于超声成像阵列 706 的运动受系缆部 718 限制,这样的相对运动将使超声成像阵列 706 绕铰链部 710 转动。通过使内管状主体 704 相对于外管状主体 702 向近侧移动,可使超声成像阵列 706 返回至如图 46A 所示位置。

[0307] 图 47A 和 47B 示出包括互连至管状主体 724 的远端的管状铰链 722 的导管 720。管状铰链 722 和管状主体 724 可包括穿过其中的内腔,该内腔用于引入介入器件。该导管 720 还包括互连至管状铰链 722 的支承部分 728 的超声成像阵列 726。管状铰链 722 的铰链部分 730 设置在管状铰链 722 的支承部分 728 与管状铰链 722 的管状部分 732 之间。该导管 720 进一步包括连接至支承部 728 且沿管状铰链 722 和管状主体 724 延伸的线 734。拉拽该线 734 的近端会使支承部 728 相对于管状部 732 绕铰链部 730 转动,如图 47B 所示。释放该线 734 上的拉力和 / 或推该线 734 的近端会导致支承部 728 返回至图 47A 中所示位置。该管状铰链 722 可包括形状记忆材料(例如镍钛诺)和 / 或弹簧材料,以使一旦释放拉力,管状铰链 722 就可返回至图 47A 中所示位置。电互连构件 736 可电互连至超声成像阵列 726。该电互连构件 736 可以是柔性板或其它柔性导电构件的形式。该电互连构件 736 可穿过管状铰链 722,如图 47A 和 47B 所示,然后互连至设置在管状主体 724 内的螺旋缠绕的电互连构件(例如类似于图 5E 的电互连构件 104)。支承部 728 和超声成像阵列 726 可被封装或以其它方式设置在尖端内(未示出)。

[0308] 在插入患者期间,导管 720 可如图 47A 那样排列,其中超声成像阵列 726 与管状主体 724 轴向对准,且超声成像阵列 726 的视野指向垂直于导管 720 的纵轴(如图 47A 所示向下)。在此方面,导管 720 可实质上被包含在与管状主体 724 的外径相等的直径内。在需要时,通过使线 734 相对于管状主体 724 向远侧移动,可使超声成像阵列 726 相对于管状主体 724 绕枢轴转动。由于超声成像阵列 726 的运动受管状铰链 722 限制,因此这样的相对运动将使超声成像阵列 726 绕铰链部 730 转动。

[0309] 图 48A 到 48D 示出包括管状主体 742 的导管 740,该管状主体 742 包括穿过其中的内腔 744。导管 740 还具有包括尖端部分 746,该尖端部分 746 又包括超声成像阵列 748。尖端部分 746 可通过中间部分 750 互连至管状主体 742。线 752 在线锚定点 754 处附连至尖端部分 746 的远侧部分。该线 752 可由任何适当的材料或材料组制成,包括但不限于金属和聚合物。线 752 从线锚定点 754 在外部(相对于尖端部分 746)延伸至尖端部分 746 的远侧部分上的送线孔 756。该线 752 通过送线孔 756 并进入尖端部分 746 内部。因此,该线 752 沿尖端部分 746、中间部分 750 以及管状主体 742 的至少一部分在内部延伸。线 752 的近端(未示出)可由导管 740 的操作员操作。导管 740 可被配置成,在无外部施加力的情况下,尖端部分 746 和中间部分 750 与管状主体 742 对准,如图 48A 所示。在此方面,可在导管 740 中包含形状记忆材料(例如镍钛诺)或弹簧材料,以使一旦任何外力释放,尖端部分 746 和中间部分 750 就可返回至图 48A 中所示位置。

[0310] 在插入患者期间,导管 740 可如图 48A 那样排列,其中尖端部分 746 和中间部分 750 与管状主体 742 轴向对准,且超声成像阵列 748 的视野指向垂直于导管 740 的纵轴(如图 48A 所示大致向上)。在此方面,尖端部分 746 可实质上被包含在与管状主体 742 的外径相等的直径内。

[0311] 在需要时,可使包括超声成像阵列 748 的尖端部分 746 相对于管状主体 742 绕枢

轴转动至前视位置,其中超声成像阵列 748 可用于产生导管 740 远侧体积的图像。为了使尖端部分 746 绕枢轴转动,第一步骤可以是通过送线孔 756 送入线 752 的一部分,以形成圈套器 758(尖端部分 746 外部的线 752 的环),如图 48B 中所示。送线孔 756 和尖端部分 746 内相应的通道可被配置成,一旦进行此类送线,线 752 大致形成在与导管 740 的纵轴垂直的平面内且包围内腔 744 的圆柱远侧延伸部的圈套器 758。因此,当将介入器件 760 从内腔 744 向远侧送入时,它将通过圈套器 758,如图 48C 中所示。一旦将介入器件 760 通过圈套器 758 送入,就可将线 752 通过送线孔 756 拉入尖端部分 746,以使圈套器 758 套住介入器件 760,从而尖端部分 746 的远端与介入器件 760 一前一后地运动。一旦套住,就可使介入器件 760 相对于管状主体 742 向近侧移动,从而使尖端部分 746 绕枢轴转动,以使超声成像阵列 748 处于至少部分前视位置,如图 48D 中所示。中间部分 750 可被配置成使其在第一弯曲区域 762 和第二弯曲区域 764 中弯曲,以便于尖端部分 746 绕枢轴转动,如图 48D 所示。为了使尖端部分 746 返回至图 48A 的定位,当介入器件被圈套 758 套住时,可使介入器件 760 向远侧前进,和 / 或使圈套 758 松开,从而使尖端部分 746 的远端和介入器件 760 脱离(从而允许形状记忆材料和 / 或弹簧材料移动尖端部分 746)。

[0312] 导管 740 还可包括与超声成像阵列 748 的任何适当的电互连,包括本文中描述的适当连接方案。例如,电互连构件可沿内管状主体 742 和中间部分 750 设置。

[0313] 图 49A 和 49B 示出包括外管状主体 770 和内管状主体 772 的导管 768。该导管 768 还包括超声成像阵列 778 和支承件 774 以及铰链部分 776。支承件 774 和超声成像阵列 778 可设置在尖端 780 内。导管 768 在某种程度上类似于图 5B 到 5D 的导管 54,从而将不讨论相似特征。导管 768 与导管 54 之间的示例性差别在于,导管 768 的柔性板 782 沿支承件 774 的外底面设置(如图 49A 中所示),且包括尾环 784,柔性板 782 在该尾环 784 处连接至超声成像阵列 778 的远端。此类设计可减小由于超声成像阵列 778 的绕枢轴转动引起的转移至柔性板 782 与超声成像阵列 778 之间的连结点的力(例如担当应力释放件)。此类设计还消除了柔性板 782 穿过或在支承件 774 附近经过以实现在超声成像阵列 778 的近端处互连至超声成像阵列 778 的需要。这样又允许诸如图 49A 和 49B 中所示的单一铰链部分 776(与图 5B 的导管 54 的双铰链部分 86a、86b 相对比)。此外,由图 49A 和 49B 的构造所提供的超声成像阵列 778 到柔性板 782 连接的应力释放件对于使柔性板 782 也起系缆作用是有益的(类似于图 5B 的系缆 78)。在替代实施例中,图 49A 和 49B 的导管 768 可包括与图 5B 的系缆 78 相似的系缆。

[0314] 图 50 描绘电互连构件 788 的实施例。例如,在图 5A 到 5E 所示导管 50 中,电互连构件 788 可取代图 5F 中所示组件。此外,电互连构件 788 或其部件可在本文中公开的任何适当的实施例中使用。电互连构件 788 包括可设置在导管的管状主体中的螺旋设置部分 790(例如类似于图 5F 的电互连构件 104)。电互连构件 788 的螺旋设置部分 790 可包括以并排排列束缚在一起的多个独立导体。该电互连构件 788 可包括未束缚部分 792,在该未束缚部分 792 处电互连构件 788 的各个导体未接合到一起。未接合部分 792 的各个导体可相互绝缘,以帮助防止导体之间的短路。未接合部分 792 可提供比螺旋设置部分 790 相对更柔性的电互连构件 788 的部分。在此方面,未接合部分 792 可具有足够柔性,以在相对于彼此通过铰链连接的构件之间提供电连接。因此,在本文中描述的适当实施例中,电互连构件 788 的未接合部 792 可代替柔性板或其它柔性电互连。

[0315] 电互连构件 788 可进一步包括被配置成电连接至超声成像阵列（未在图 50 中示出）的阵列连接部分 794。例如，该阵列连接部分 794 可包括以与螺旋设置部分相同的并排排列束缚在一起的多个导体。在此方面，可通过去除未接合部 792 中的导体之间的接合结构，同时保持螺旋设置部分 790 和阵列连接部分 794 中的接合完好，来构造电互连构件 788。可使阵列连接部分 794 的导体选择性地暴露，以使它们电互连至超声成像阵列的适当构件。在另一实施例中，阵列连接部分 794 可互连至中间构件，该中间构件被安排成提供从阵列连接部分 794 的各个导体到超声成像阵列的适当构件的电连接。

[0316] 电互连构件 788 的替代实施例可在无阵列连接部分 794 的情况下构造。这样的构造可利用“软引出线”，其中未接合部分 792 的每个导体在一端保持与螺旋设置部分 790 电连接，而在另一端未连接。然后这些未连接的软引出线例如可单独地接合至超声成像阵列上的相应导体。

[0317] 在本文中描述其中采用可移动细长构件（例如拉线）来引起超声成像阵列的偏曲的实施例中，该细长构件大致沿着导管主体的一侧延伸。在此类实施例的变型中，该细长构件可被配置成，其第一部分沿导管主体的第一侧设置，且该细长构件的第二部分沿导管主体的第二侧设置。例如，图 51A 和 51B 示出图 6B 的实施例，其中拉线腔 136 和拉线 130 的第一部分 798 沿导管主体 118 的第一侧设置，且拉线腔和拉线的第二部分 800 沿导管主体 118 的第二侧设置。图 6B 的其它组件在之前已进行了描述，且将不再描述。此类构造可有助于减小由拉线腔 136 和拉线 130（例如在导管防止和 / 或操作期间）施加在导管主体 118 上的不对称力水平。这会导致在尖端布置期间保持导管稳定能力的提高。

[0318] 图 51A 示出一实施例，其中拉线腔 136 和拉线 130 的第一部分 798 通过过渡段 802 连接至拉线腔 136 的第二部分 800 和拉线 130。该过渡段 802 是拉线腔 136 和拉线 130 绕导管主体 118 螺旋缠绕的段。图 52A 示出一实施例，其中拉线腔 136 和拉线 130 的第一部分 798 经由耦合 804 连接至拉线腔 136 的第二部分 804 和第二拉线 806。耦合 804 可绕导管主体 118 的长度的一部分圆柱形地设置，且能用于响应于施加在拉线 130、806 上的力沿导管主体 118 的长度的该部分滑动。第二拉线 806 可设置在导管主体 118 的第二侧上，并附连至耦合 804。该拉线 130 还附连至耦合 804。当操作员向近侧拉第二拉线 806 时，耦合 804 向近侧移动，从而拉线 130 借助它与耦合 804 的连接也被拉向近侧。图 51A 和 51B 所示的两种拉线构造也可作为推线工作。

[0319] 图 52A 和 52B 示出导管主体的一部分，该部分包括衬底 850 和螺旋缠绕的电互连构件 852。该衬底 850 和电互连构件 852 可被包括到本文中公开的任何适当的实施例中，包括其中内管状主体包含电互连构件 852 的实施例和其中外管状主体包含电互连构件 852 的实施例。衬底 850 是电互连构件 852 绕其缠绕的层。例如，衬底 850 可以是图 5E 的实施例中的内粘结层 102。

[0320] 转到图 52A，电互连构件 852 可具有宽度 (x)，且该衬底可具有直径 (D)。电互连构件 852 可绕衬底 850 缠绕，以使电互连构件 852 的后续线圈之间存在间隙 (g)。电互连构件 852 可以一角度 (θ) 缠绕，从而产生沿导管纵轴的电互连构件 852 的每个绕组的长度 (L)。因此，长度 (L) 与角度 (θ) 的关系如下：

[0321] $L = x / \sin(\theta)$ 方程 1

[0322] 此外，角度 (θ) 与 (D)、(L) 以及 (g) 的关系如下：

[0323] $\tan(\theta) = (\pi(D))/(z(L+g))$ 方程 2

[0324] 其中 (z) 是绕衬底 850 缠绕的独特电互连构件 852 的数量 (在图 52A 和 52B 的导管中, (z) = 1)。对于特定的电互连构件 852, (x) 是已知的。此外,对于特定的衬底 850, (D) 将是已知的。对于特定的导管, (z) 和 (g) 可以是已知的。因此,方程 1 和 2 可具有两个已知变量 (θ) 和 (L)。因此,对于 (D)、(z)、(g) 和 (x) 的给定值,可确定 (θ) 和 (L)。在衬底直径 (D) 为 0.130 英寸 (3.3mm)、电互连构件 852 的数量 (z) 为 1、所需间隙 (g) 为 0.030 英寸 (0.76mm) 且电互连构件 852 宽度 (x) 为 0.189 英寸 (4.8mm) 的示例性导管中,得出 (θ) 为 58 度,且 (L) 为 0.222 英寸 (5.64mm)。

[0325] 转到图 52B,对于给定导管,存在最小所需弯曲半径 (R)。为确保电互连构件 852 的后续线圈不会在导管被弯曲至最小所需弯曲半径 (R) 时彼此交迭,间隙 (g) 应当等于或超过最小间隙 (gm)。最小间隙 (gm) 是当导管如图 52B 所示被弯曲至最小所需弯曲半径 (R) 时,电互连构件 852 的后续线圈彼此接触时的间隙大小。该最小所需弯曲半径 (R) 与长度 (L) 和最小间隙 (gm) 的关系如下:

[0326] $(L+gm)/L = R/(R-(D/2))$ 方程 3

[0327] 将 (L) (0.222 英寸 (5.64mm)) 和 (D) (0.130 英寸 (3.3mm)) 的值插入方程 3,并利用 1.0 英寸 (25.4mm) 的最小所需弯曲半径 (R),产生 0.015 英寸 (0.38mm) 的最小间隙 (gm)。因此,以上在方程 1 和 2 中使用的 0.030 英寸 (0.76mm) 的间隙对于来自方程 3 的 1.0 英寸 (25.4mm) 的弯曲半径 (R) 而言超过了 0.015 英寸 (0.38mm) 的最小间隙 (gm)。因此,当导管被弯曲至 1.0 英寸 (25.4mm) 的弯曲半径 (R) 时,0.030 英寸 (0.76mm) 的间隙 (g) 不会导致电互连构件 852 的后续线圈彼此接触。

[0328] 对以上描述的实施例的附加修改和外延将对本领域普通技术人员显而易见。此类修改和外延旨在落在由所附权利要求所限定的本发明的范围内。

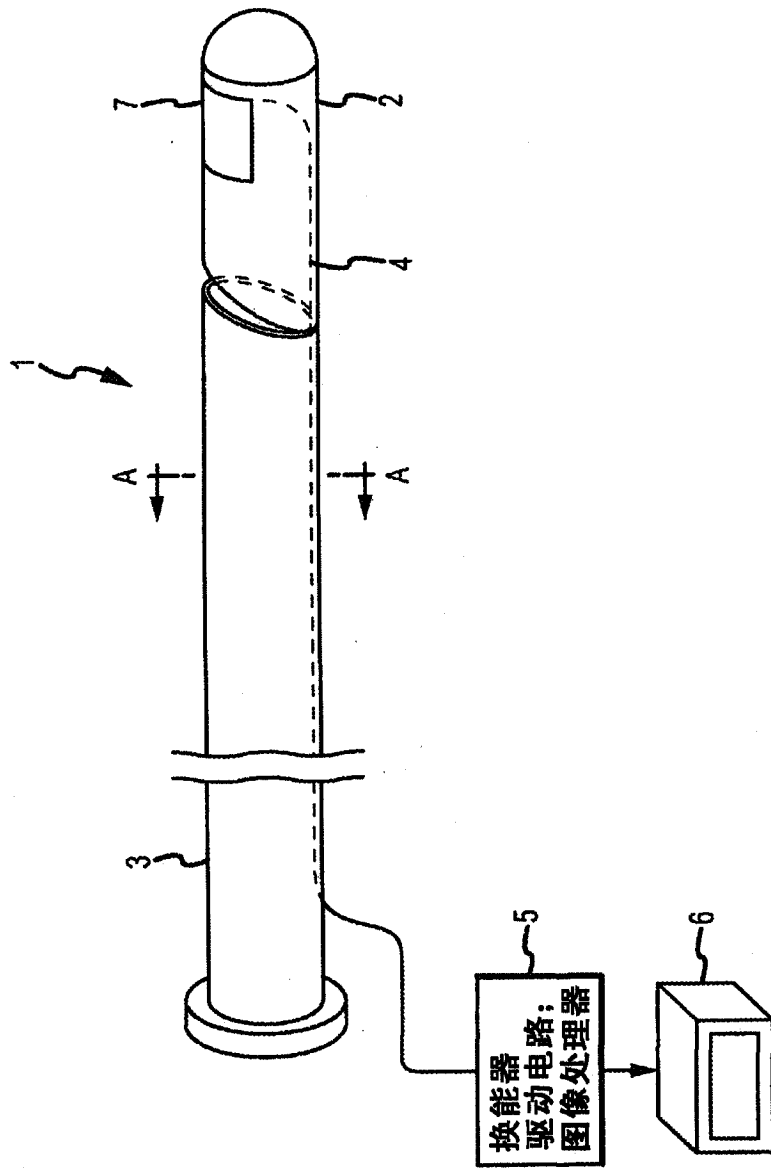


图 1

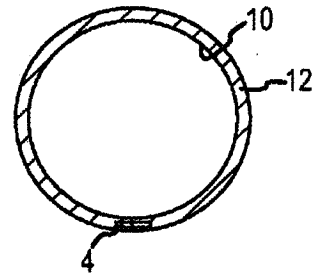


图 2A

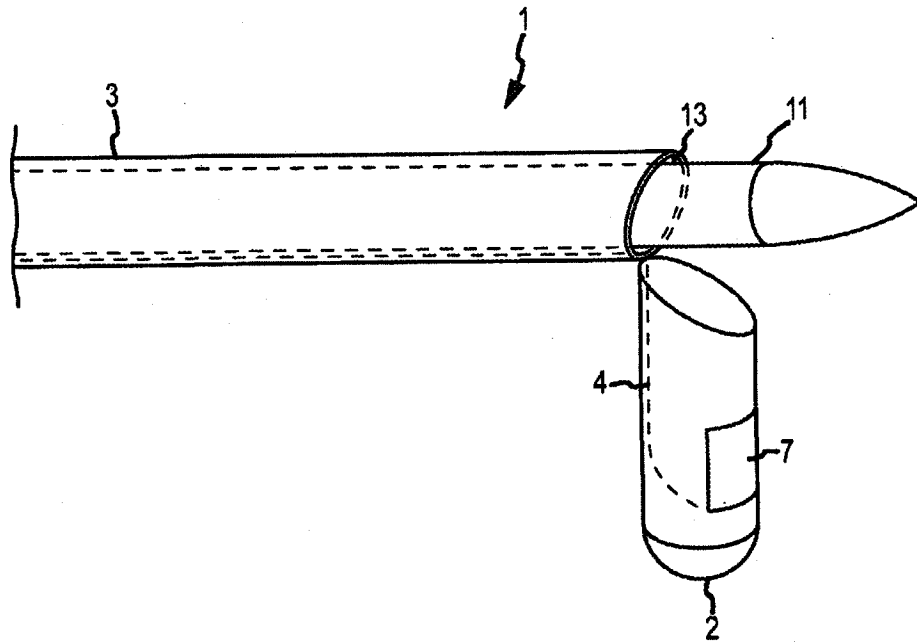


图 2B

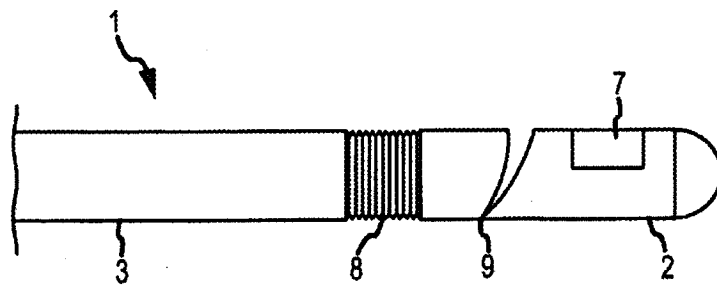


图 2C

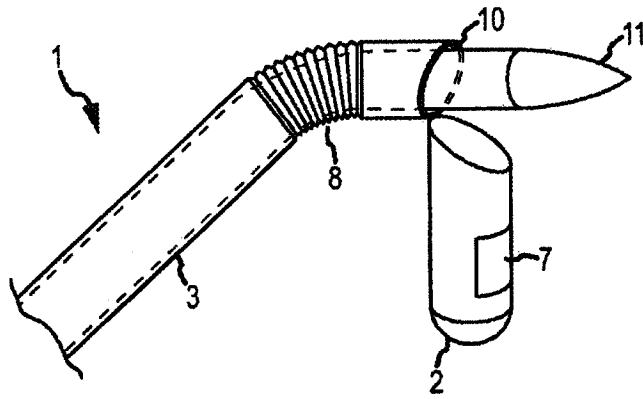


图 2D

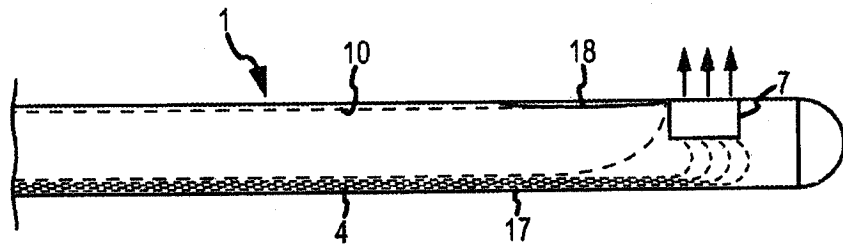


图 3A

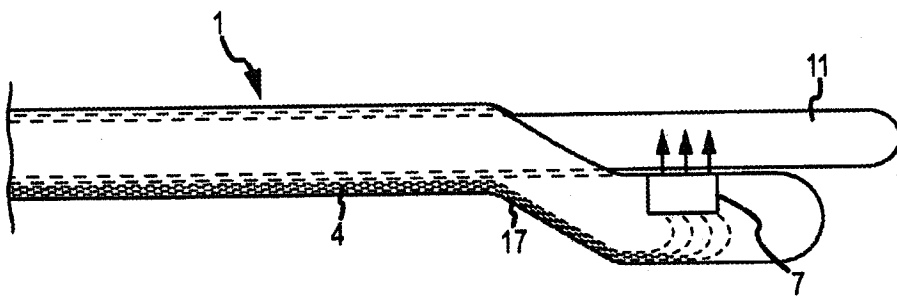


图 3B

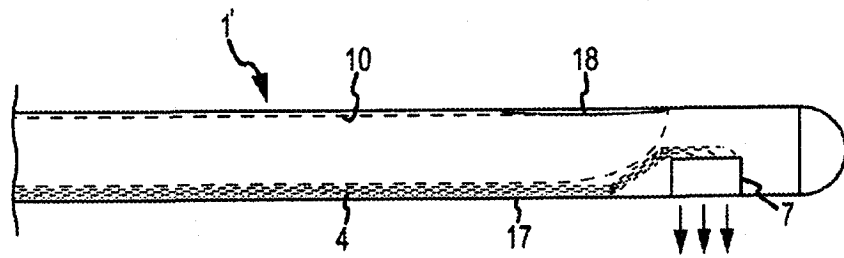


图 3C

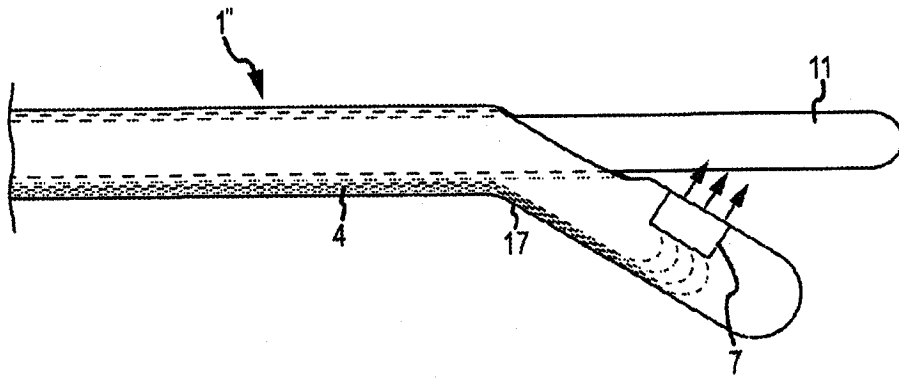


图 3D

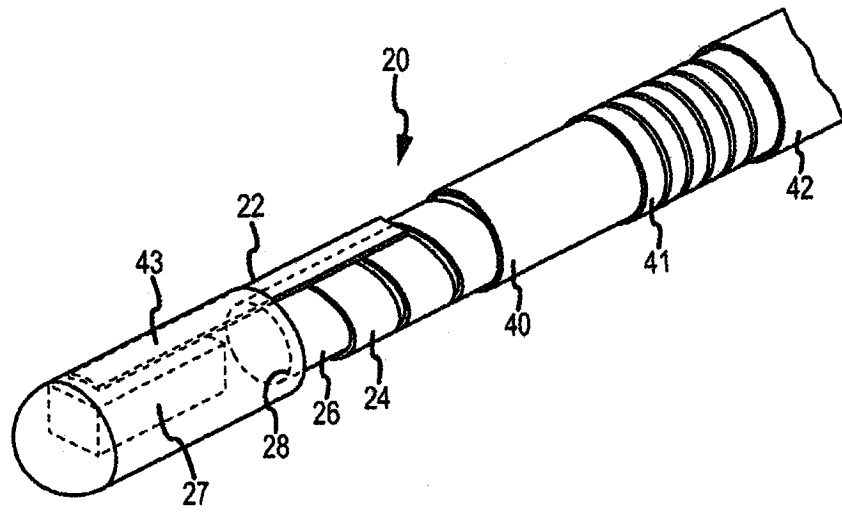


图 4

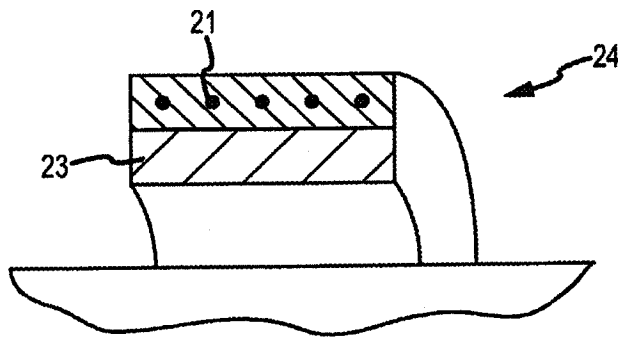


图 4A

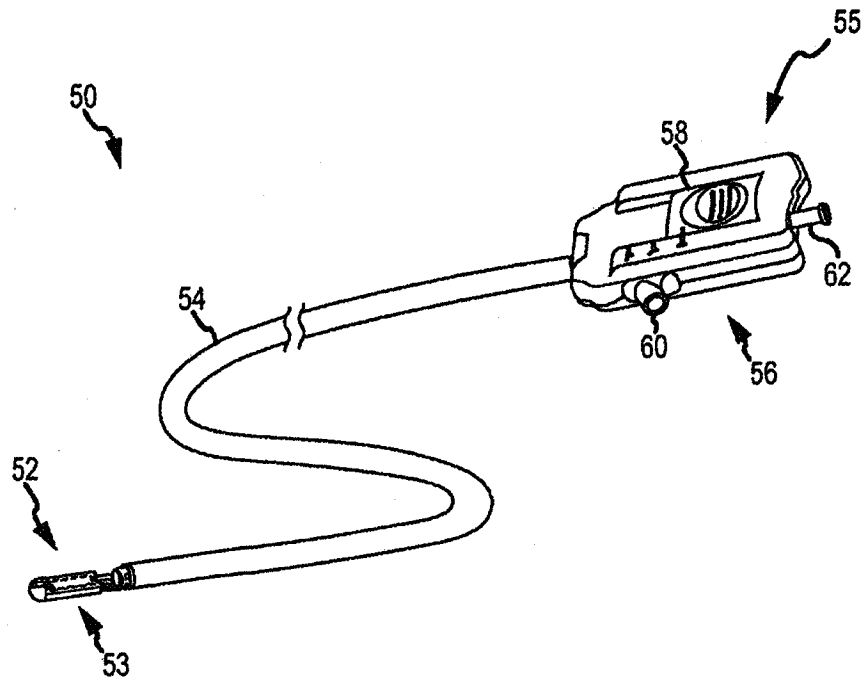


图 5A

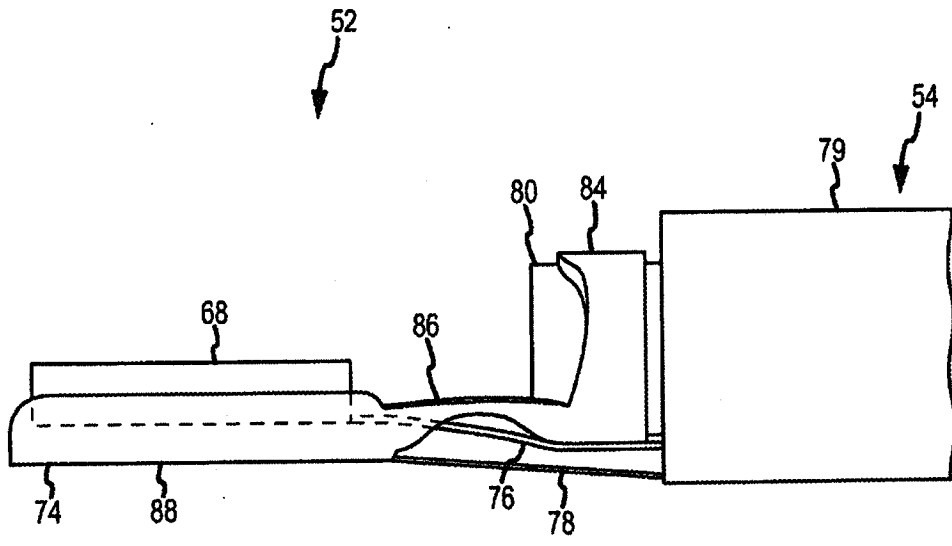


图 5C

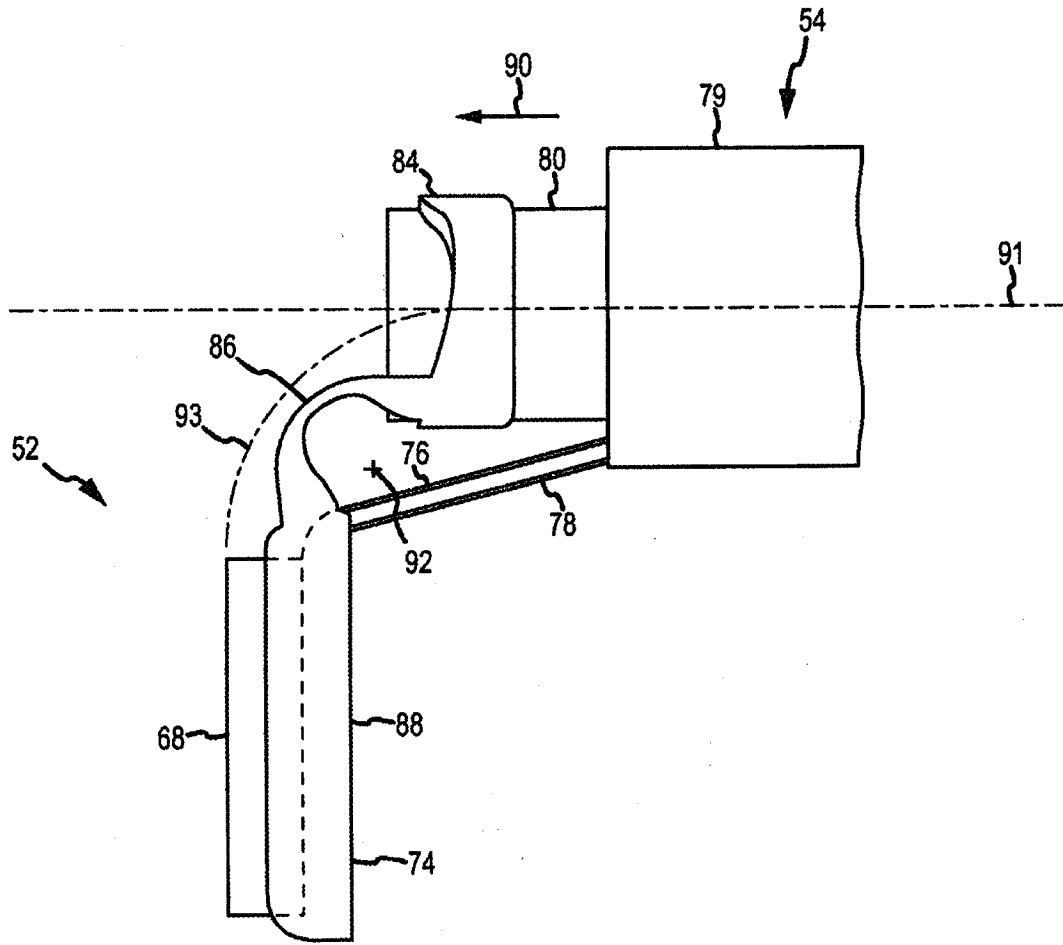


图 5D

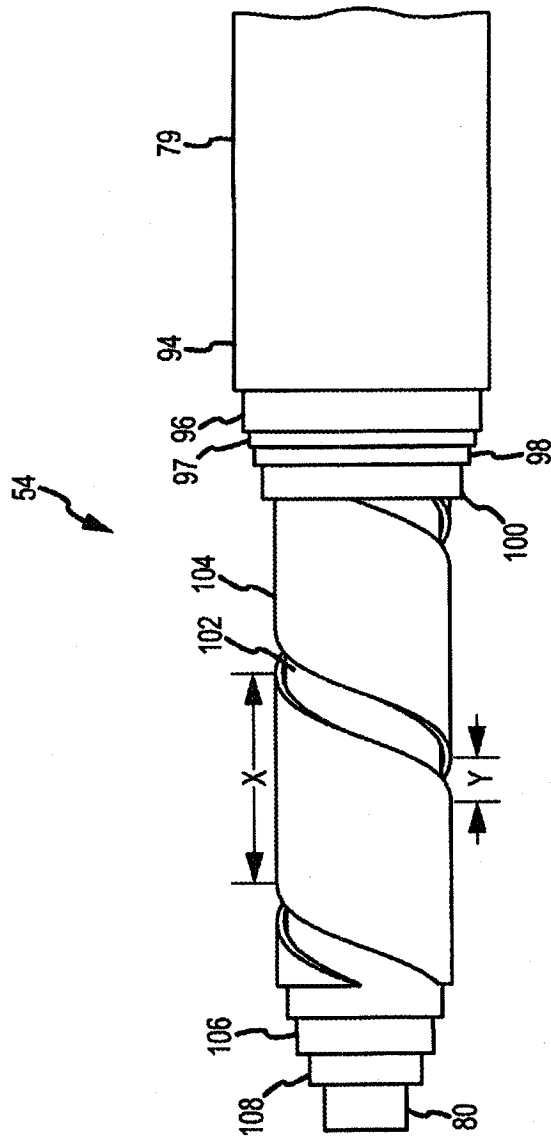


图 5E

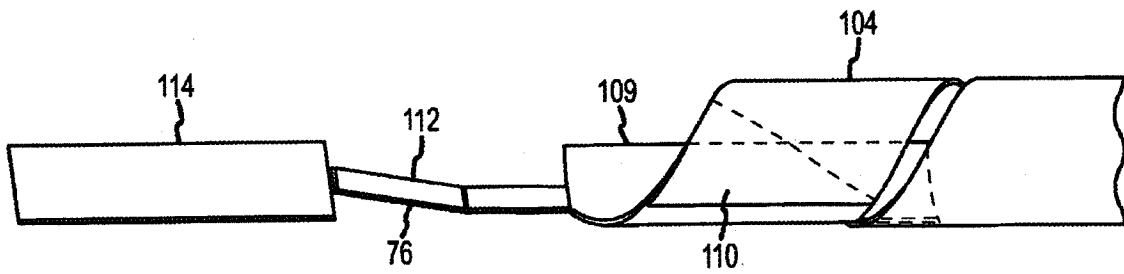


图 5F

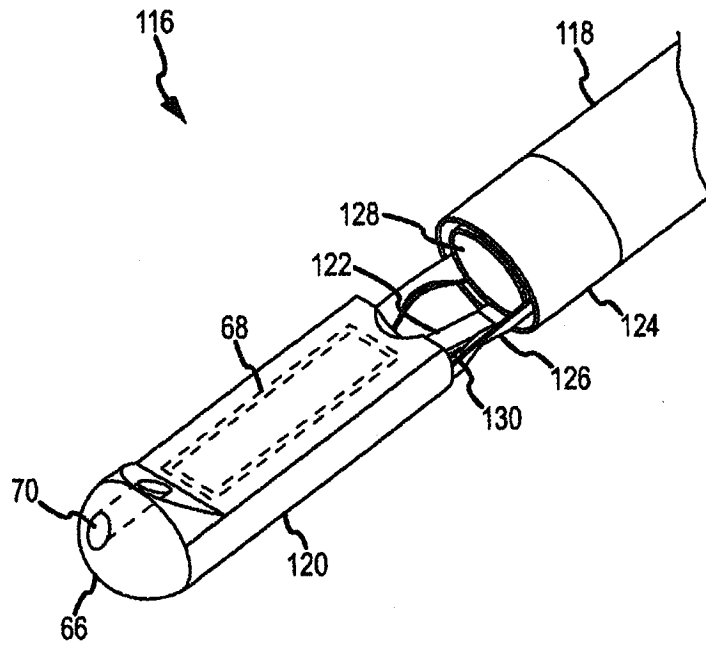


图 6A

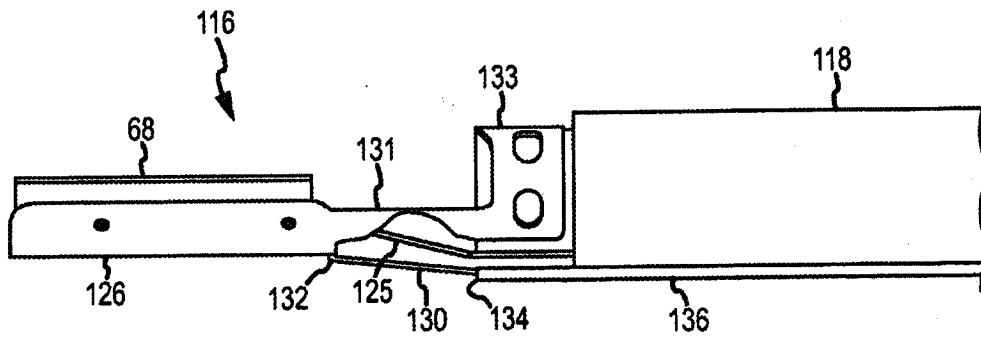


图 6B

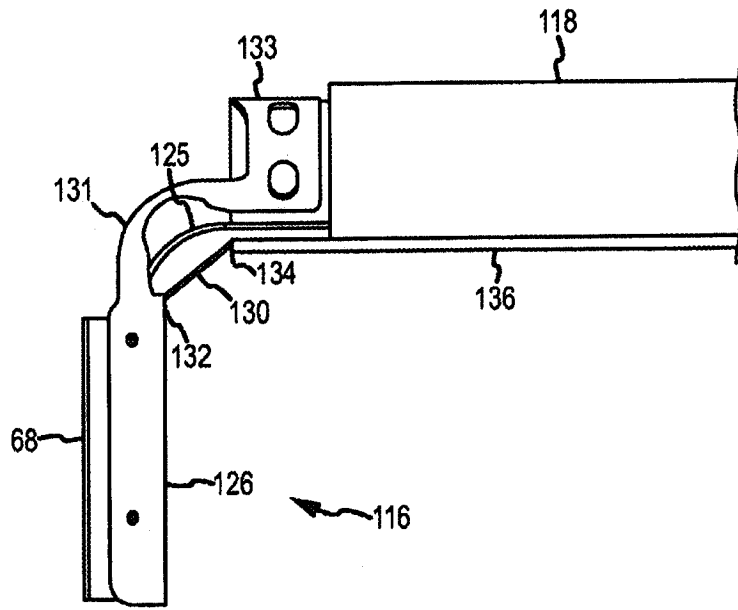


图 6C

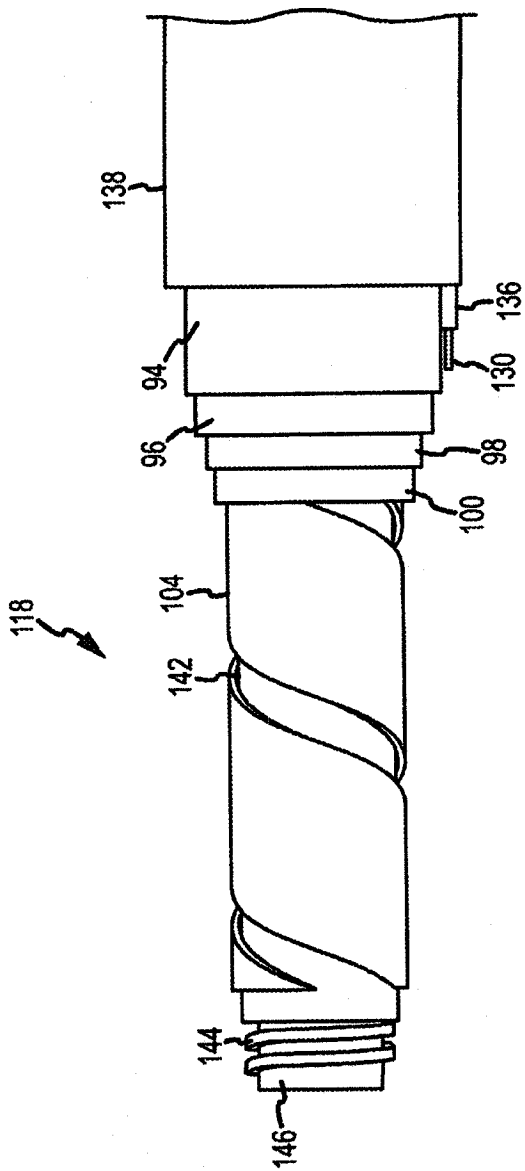


图 6D

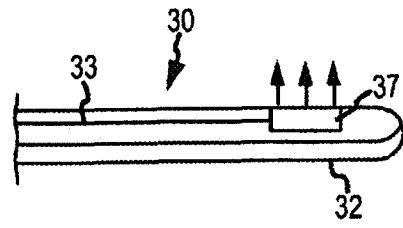


图 7A

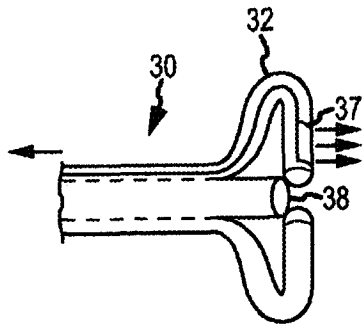


图 7B

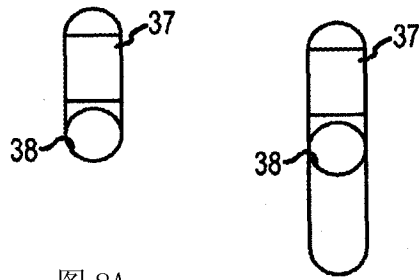


图 8A

图 8B

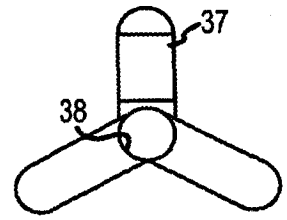


图 8C

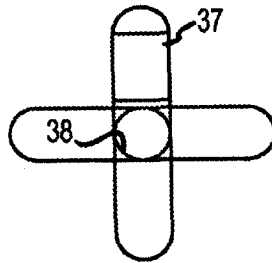


图 8D

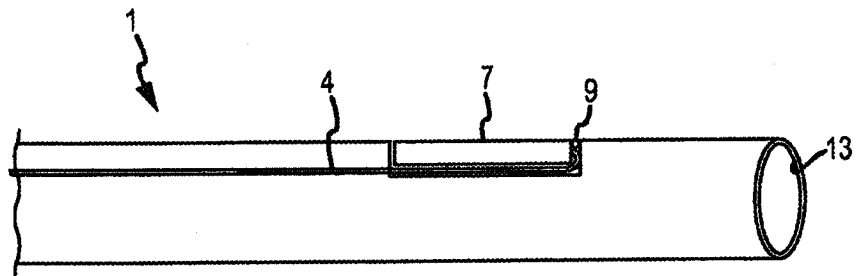


图 9

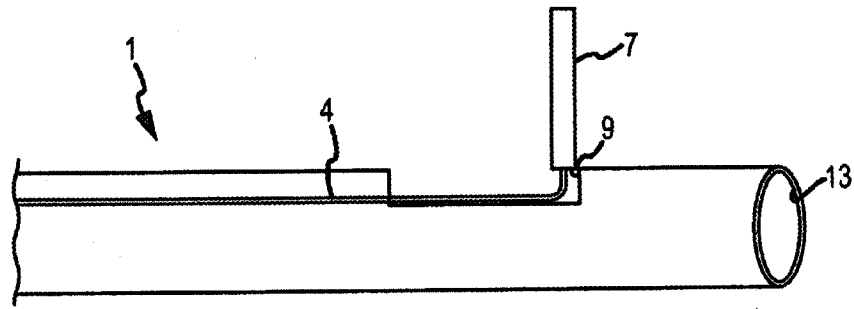


图 9A

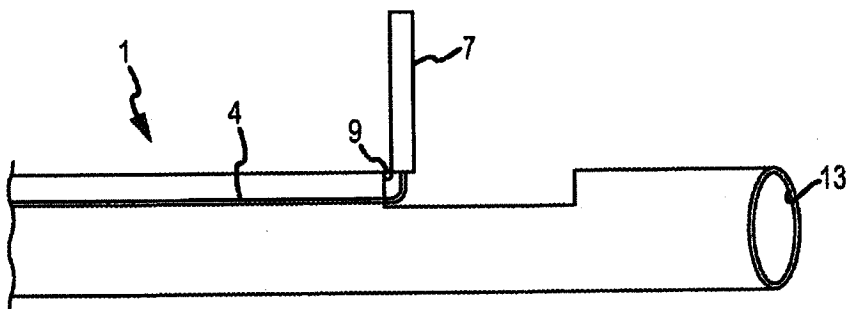


图 9B

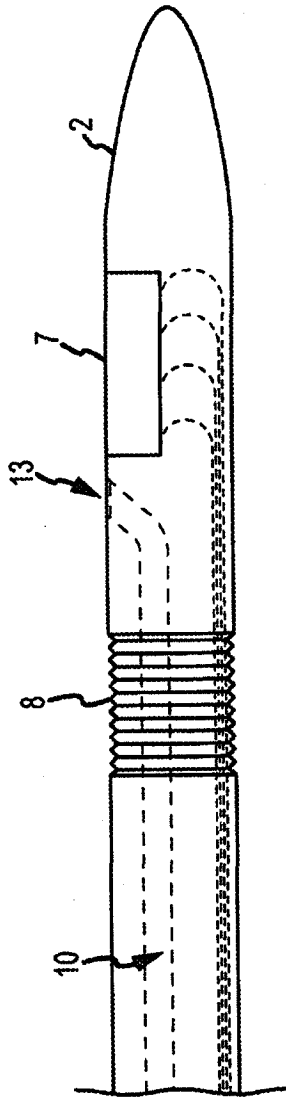


图 10A

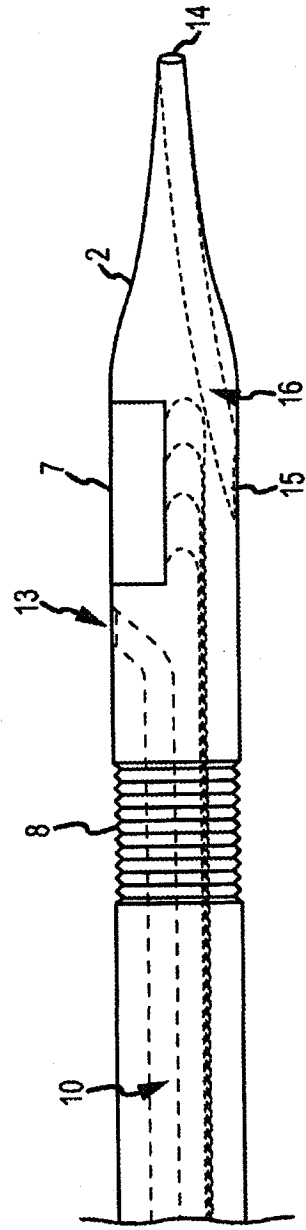


图 10B

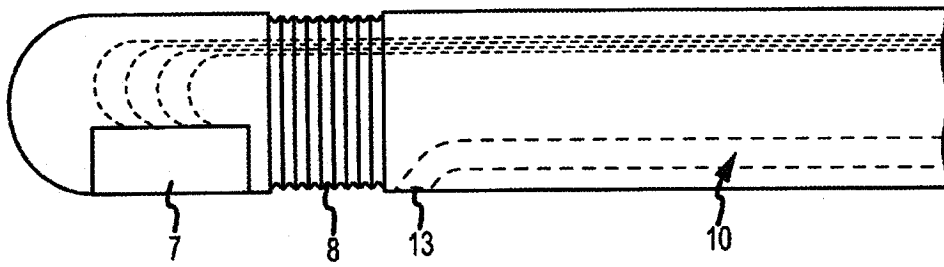


图 11

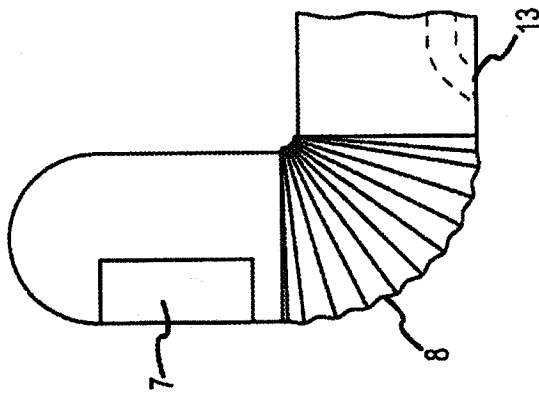


图 11A

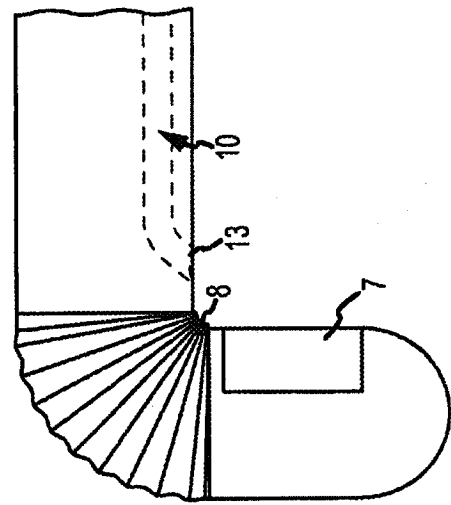


图 11B

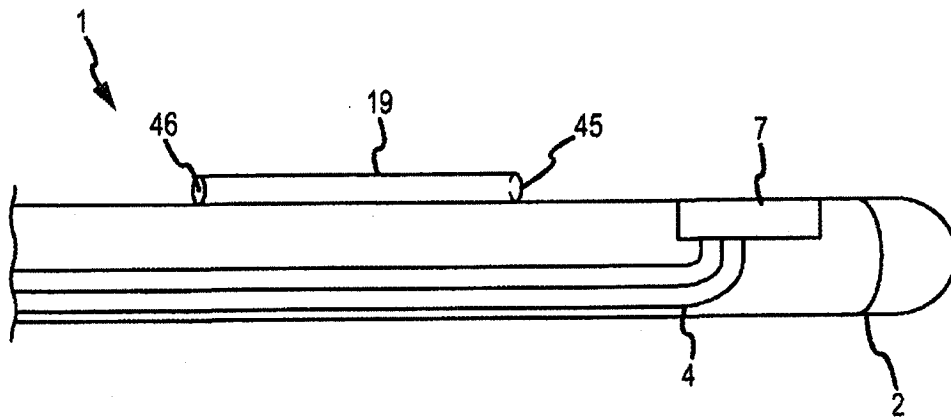


图 12

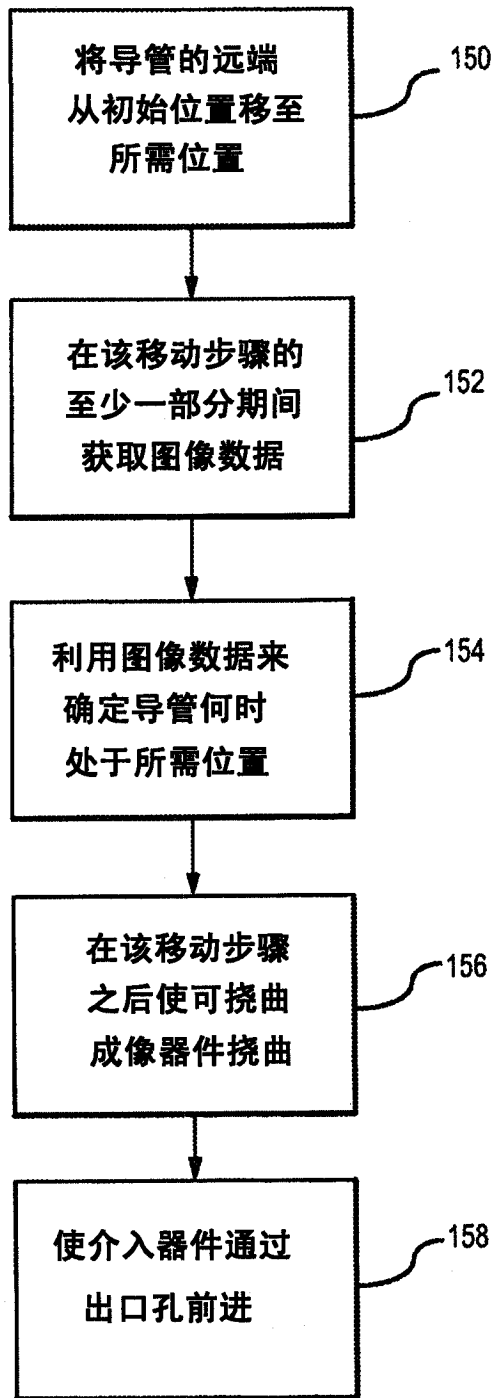


图 13

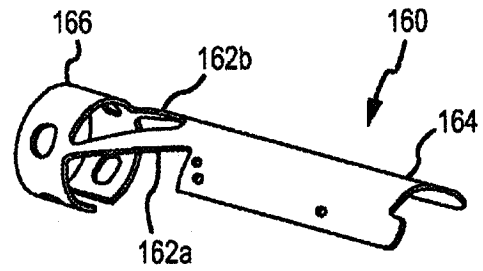


图 14A

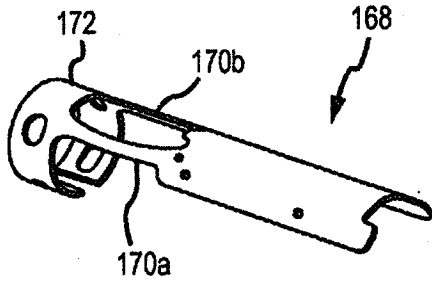


图 14B

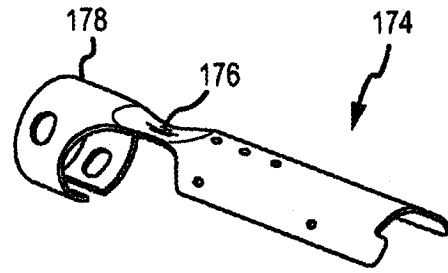


图 14C

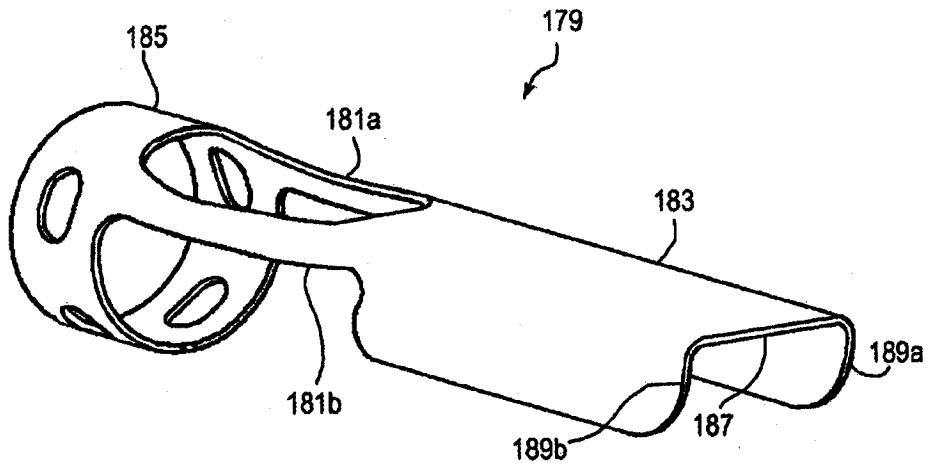


图 14D

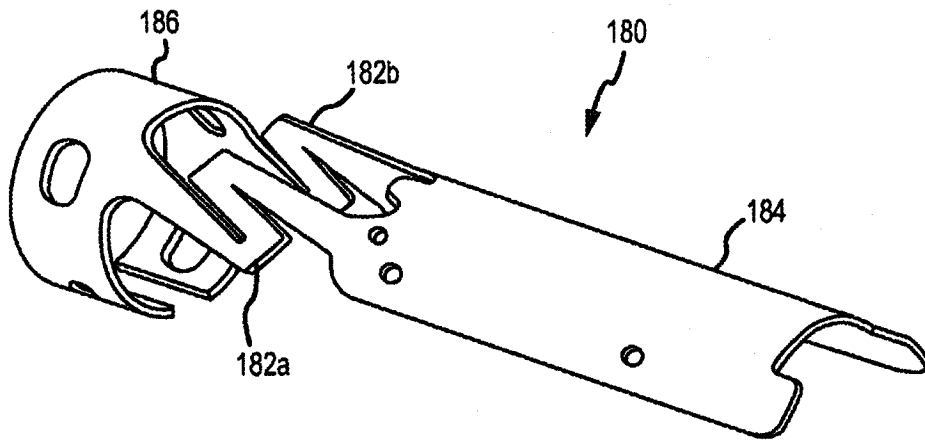


图 15

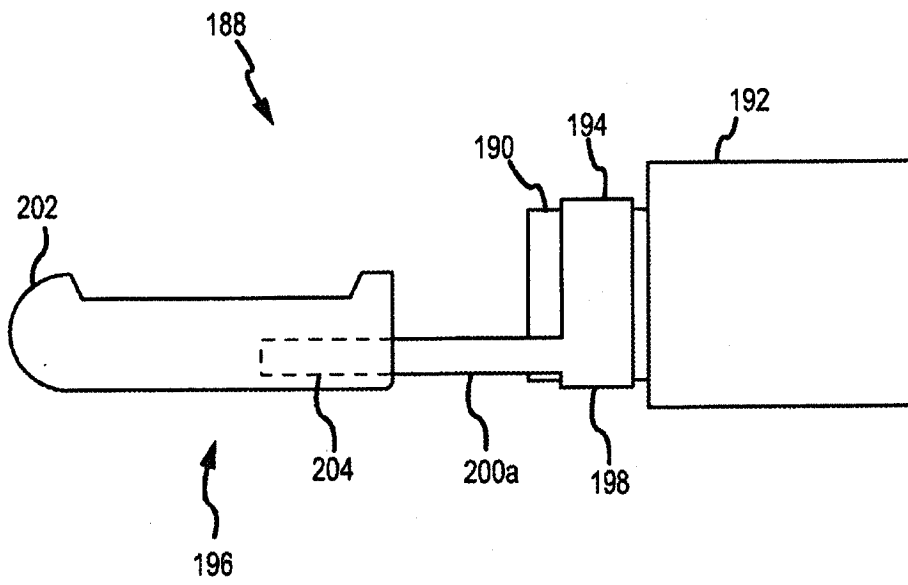


图 16

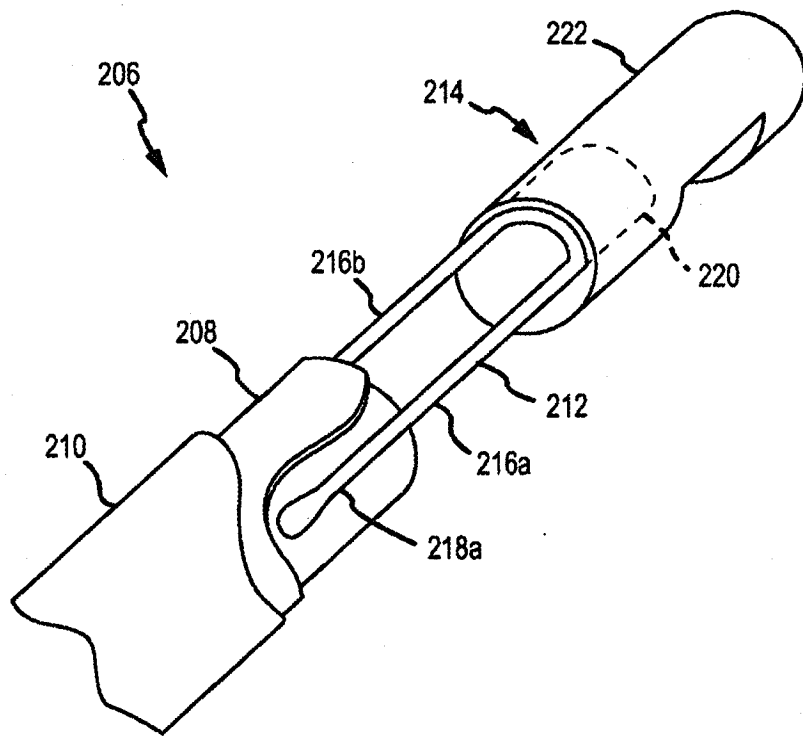


图 17

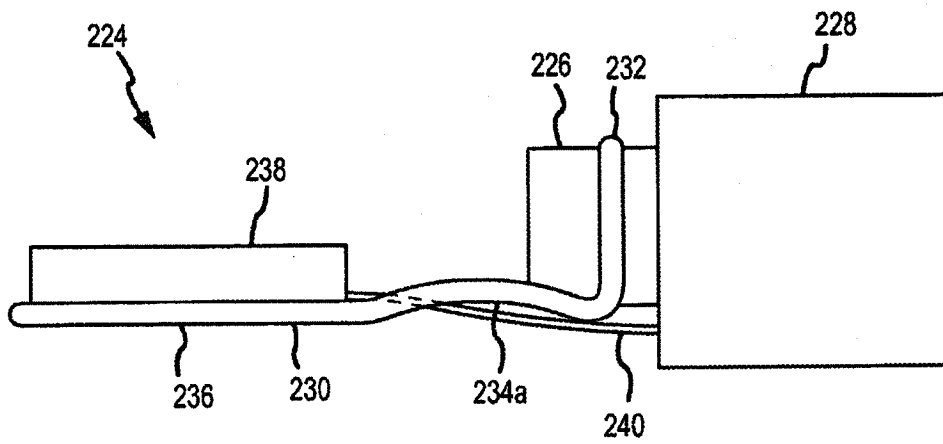


图 18A

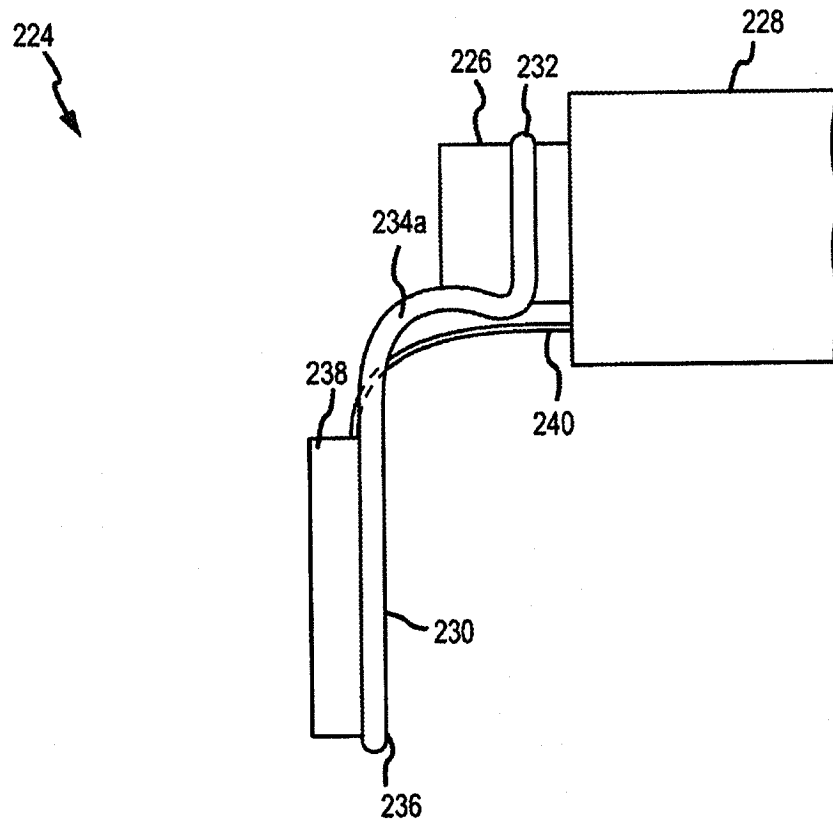


图 18B

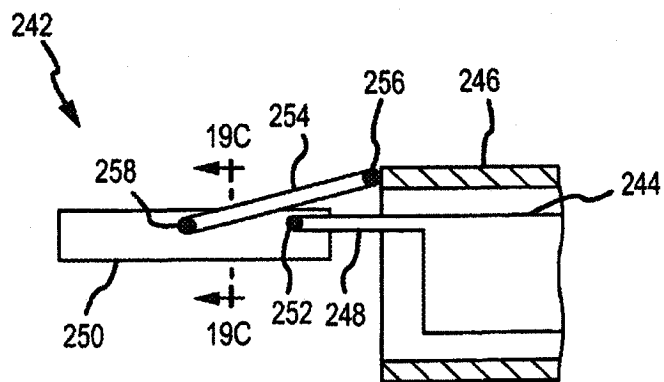


图 19A

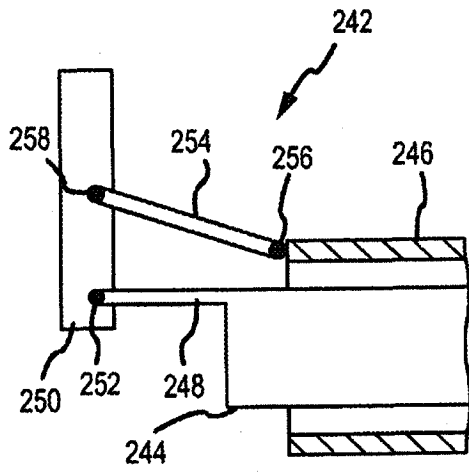


图 19B

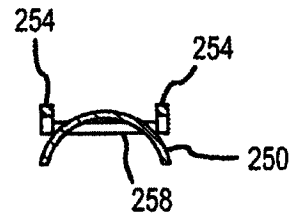


图 19C

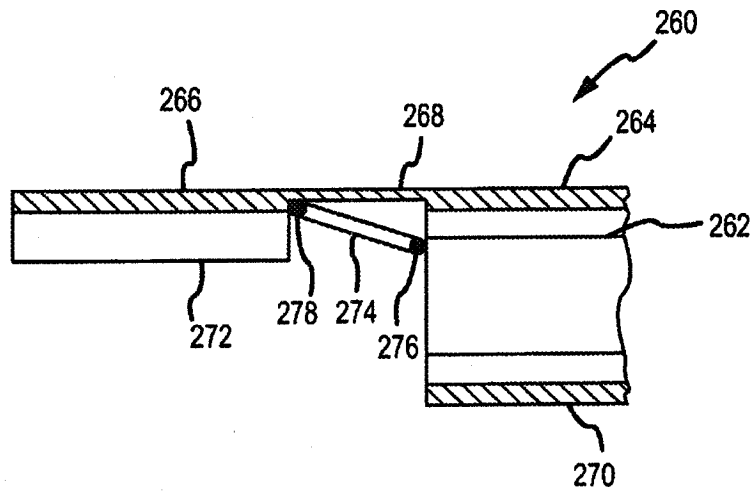


图 20A

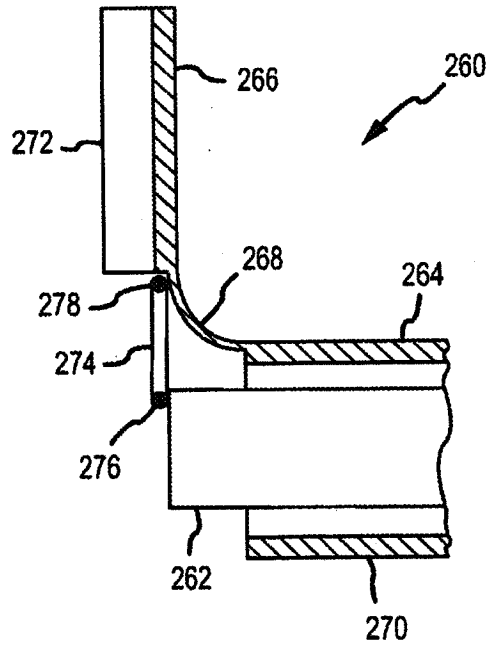


图 20B

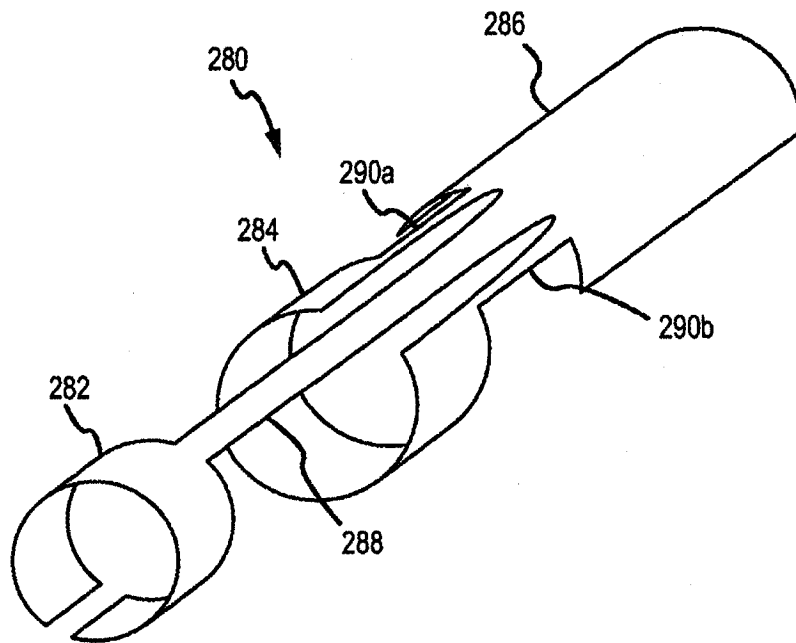


图 21

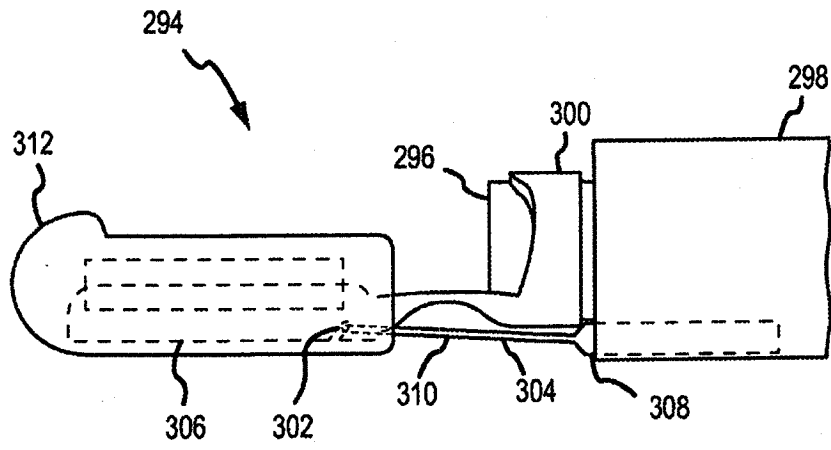


图 22A

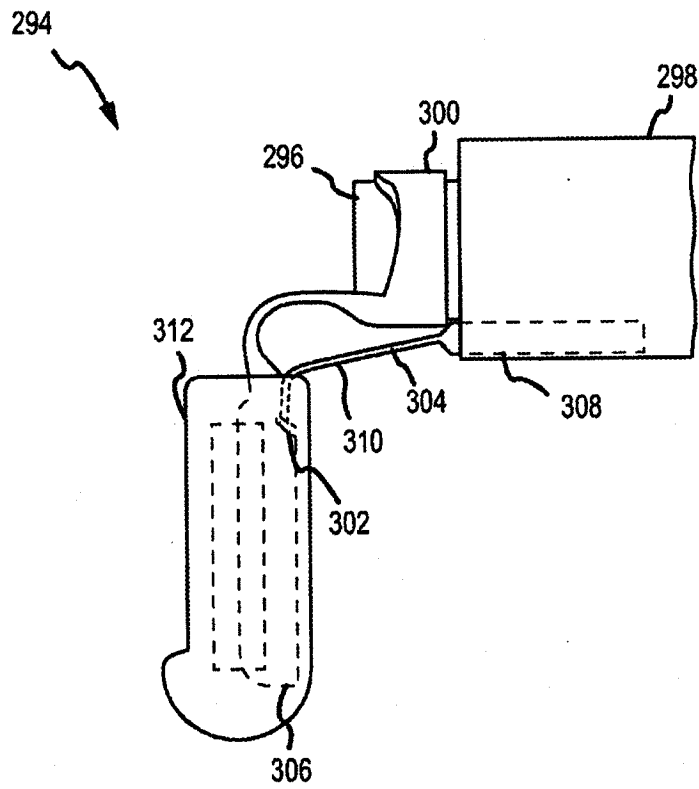


图 22B

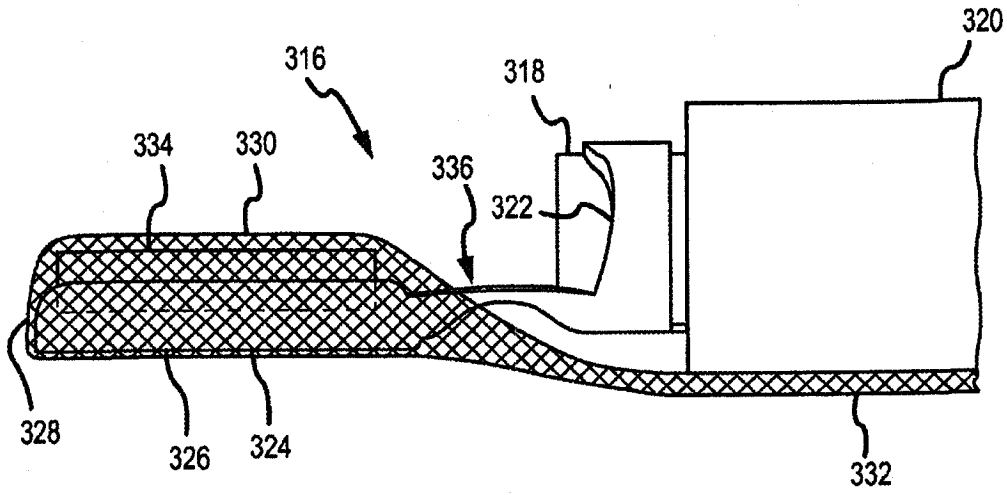


图 23A

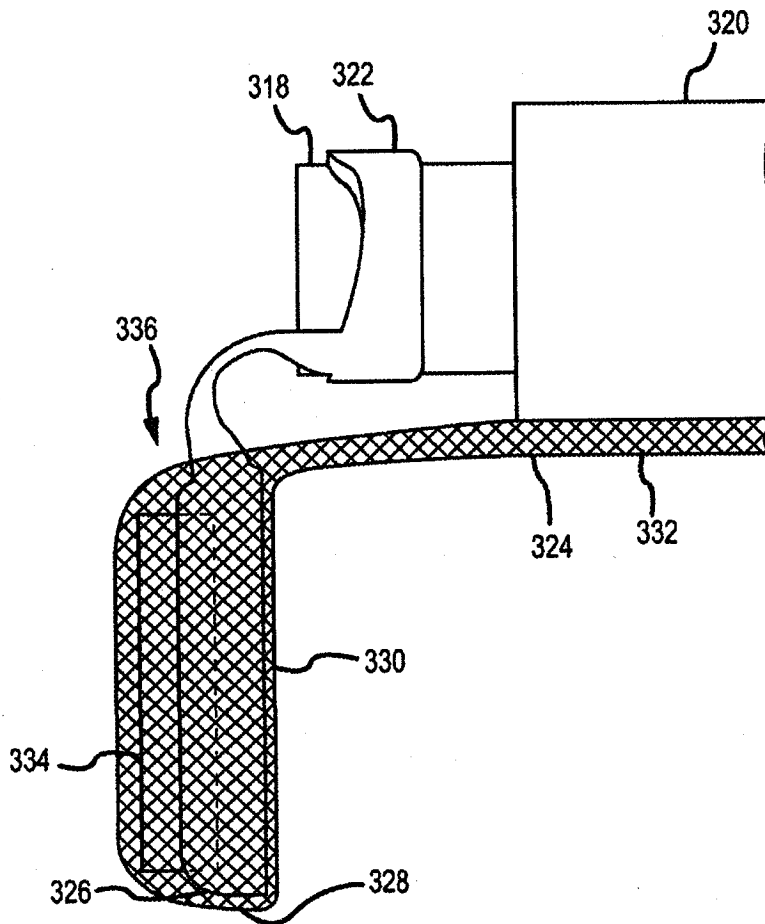


图 23B

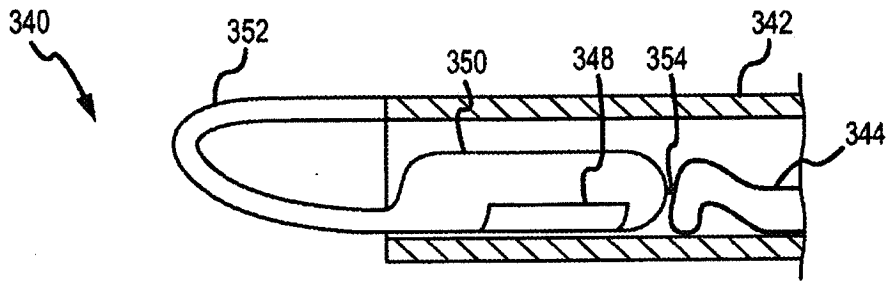


图 24A

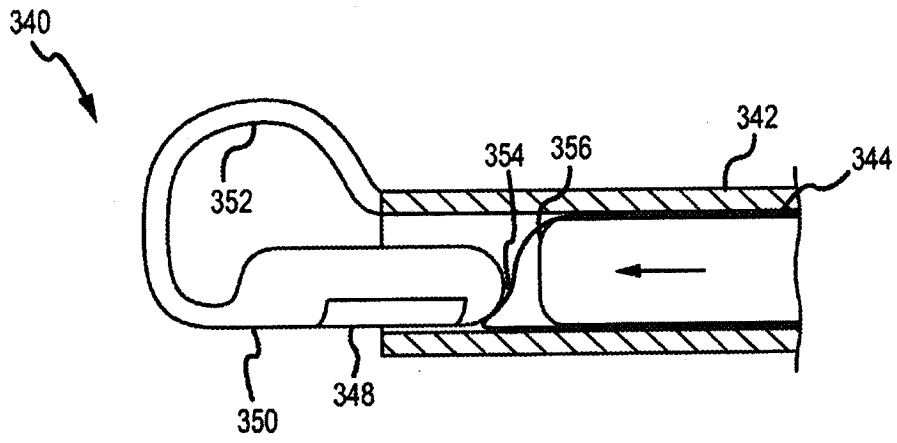


图 24B

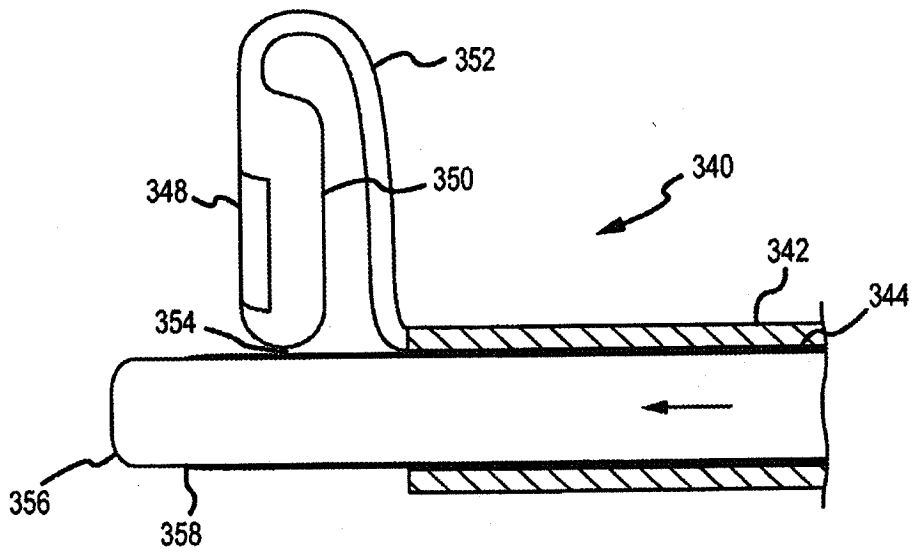


图 24C

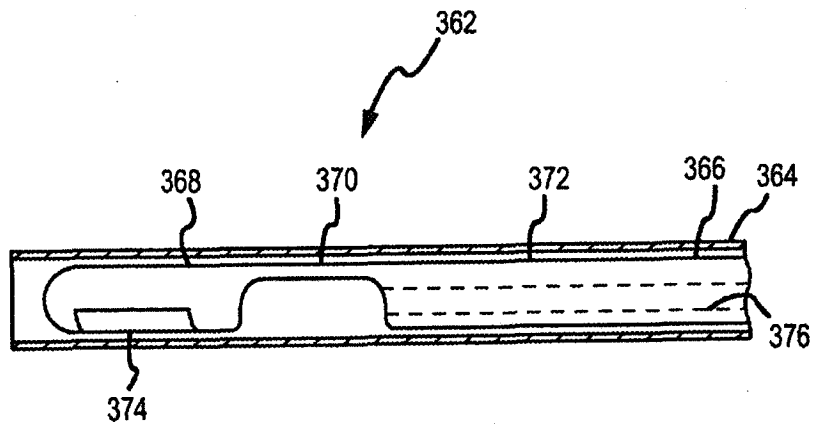


图 25A

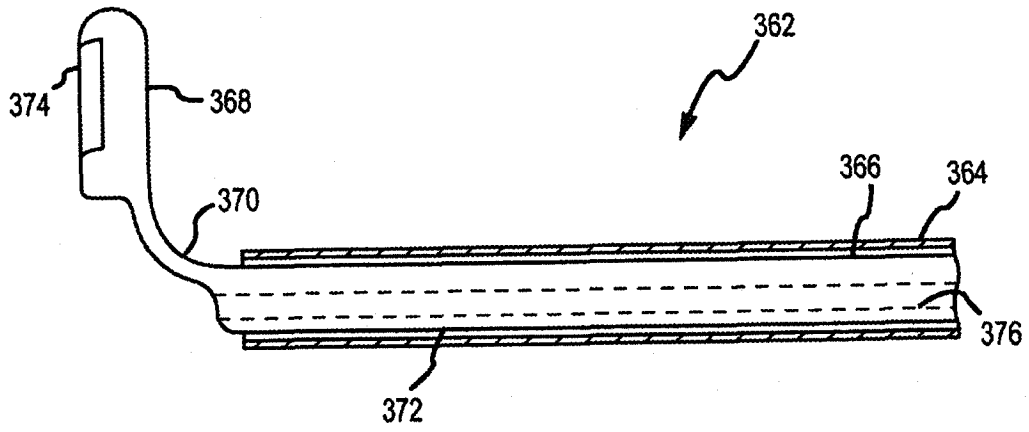


图 25B

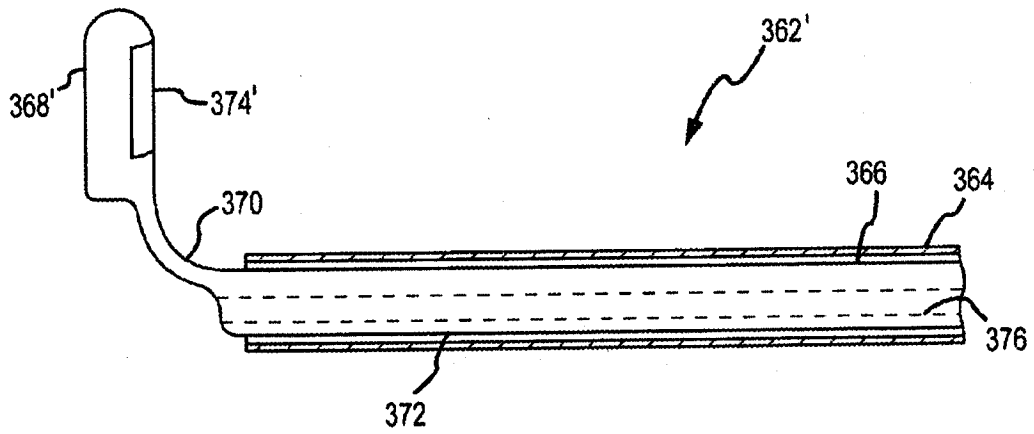


图 25C

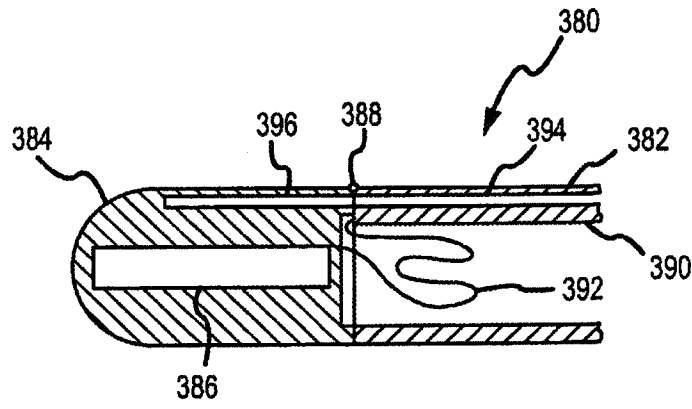


图 26A

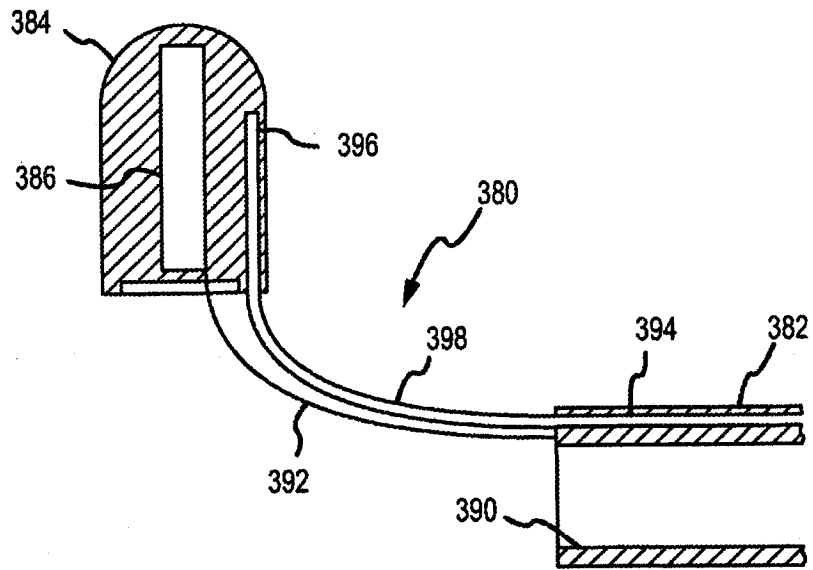


图 26B

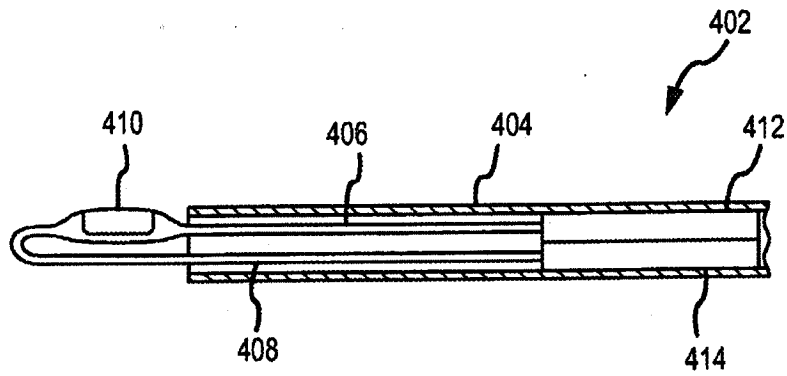


图 27A

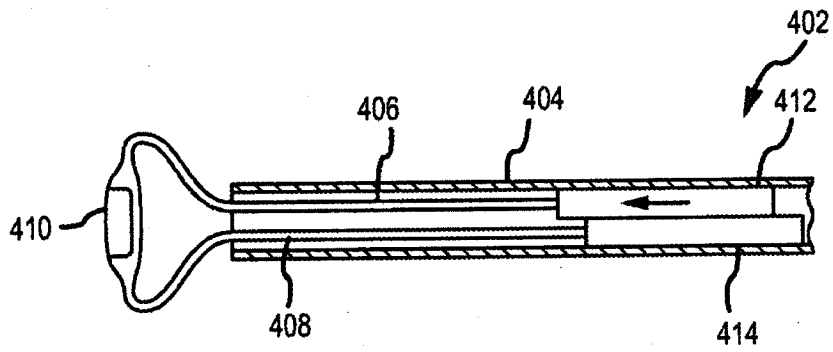


图 27B

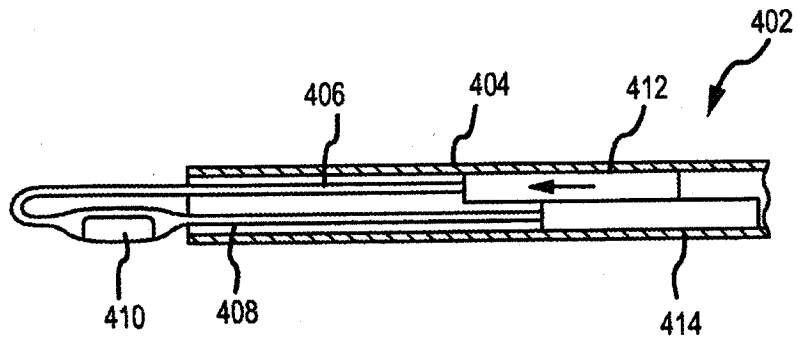


图 27C

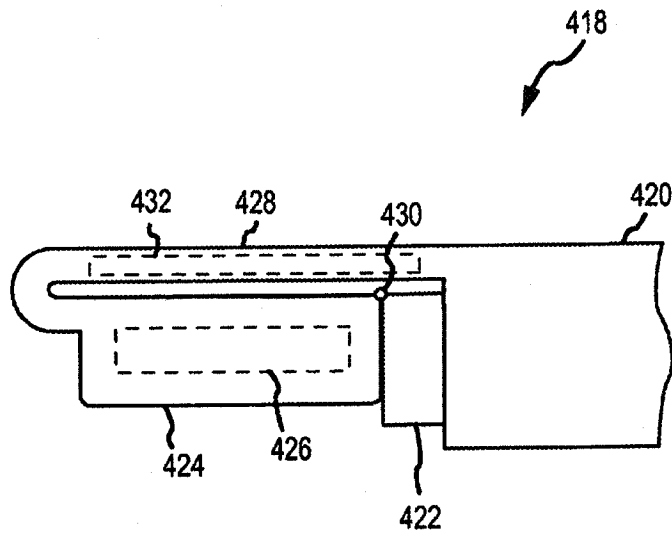


图 28A

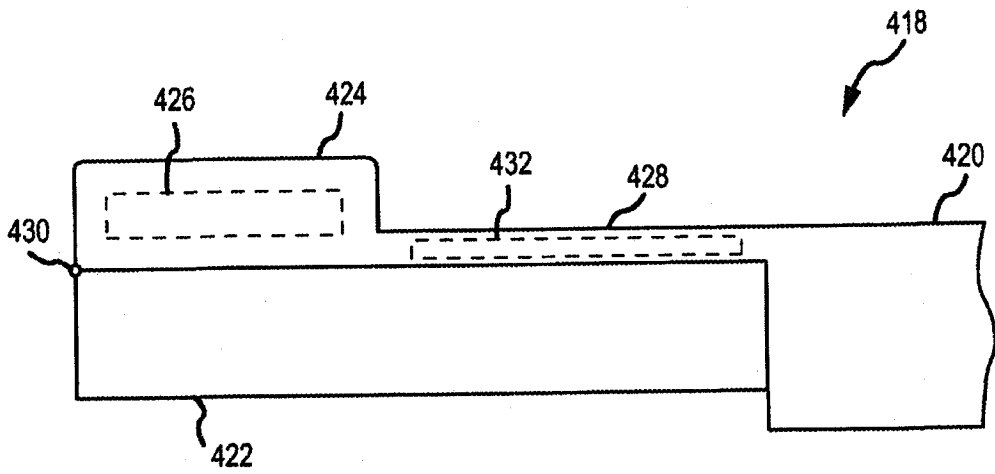


图 28B

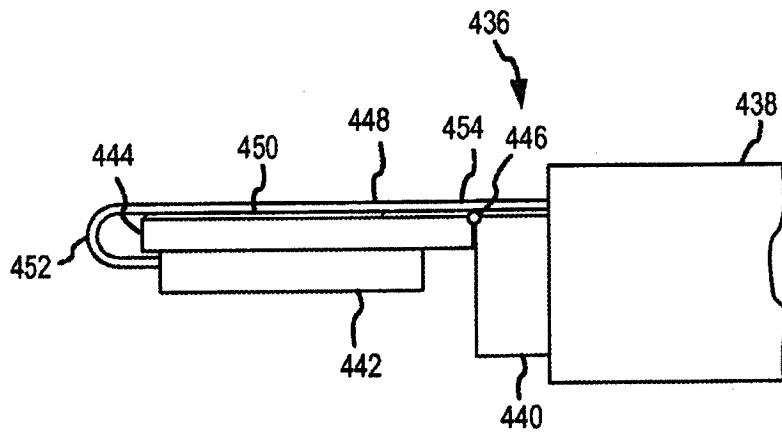


图 29A

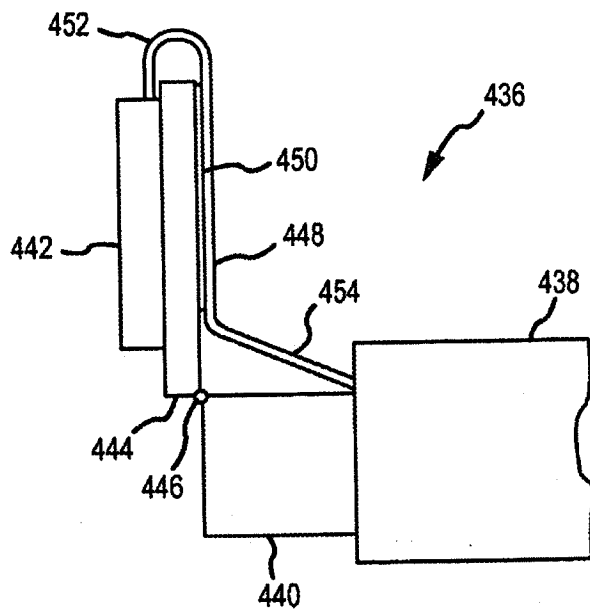


图 29B

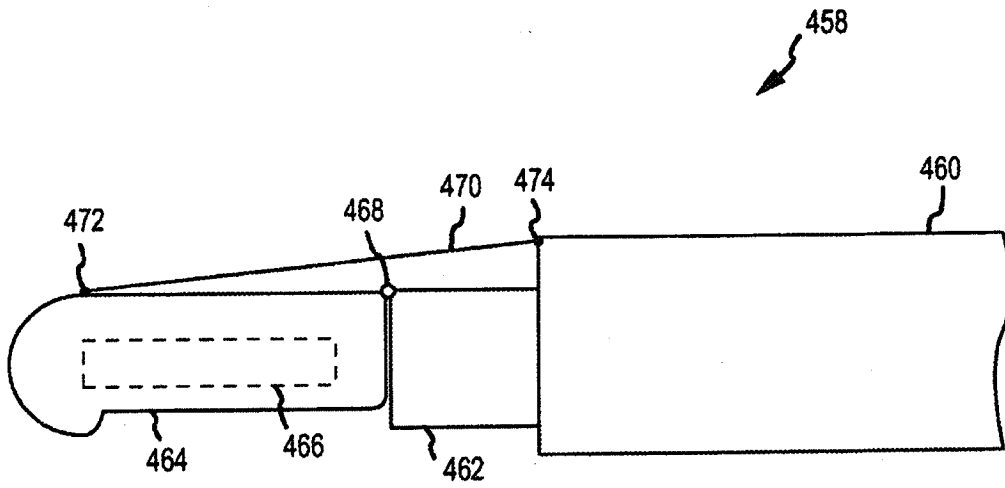


图 30A

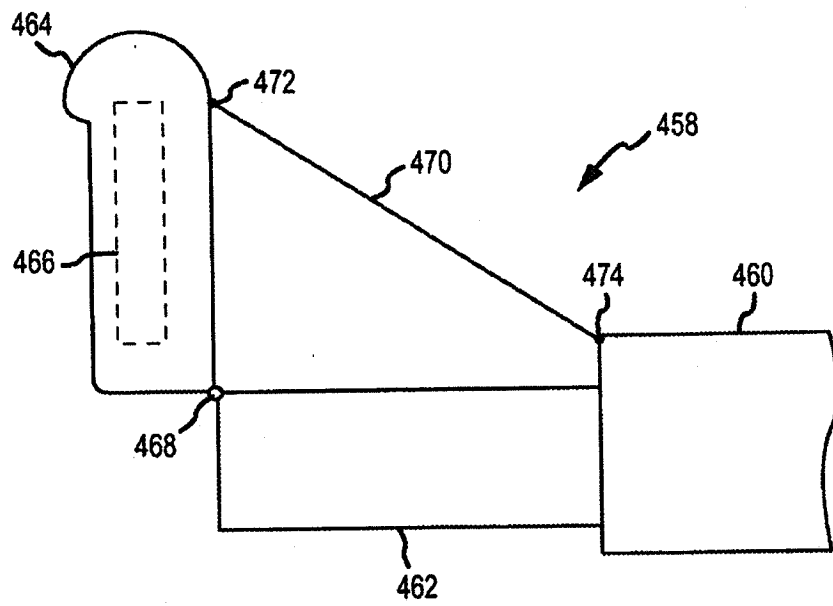


图 30B

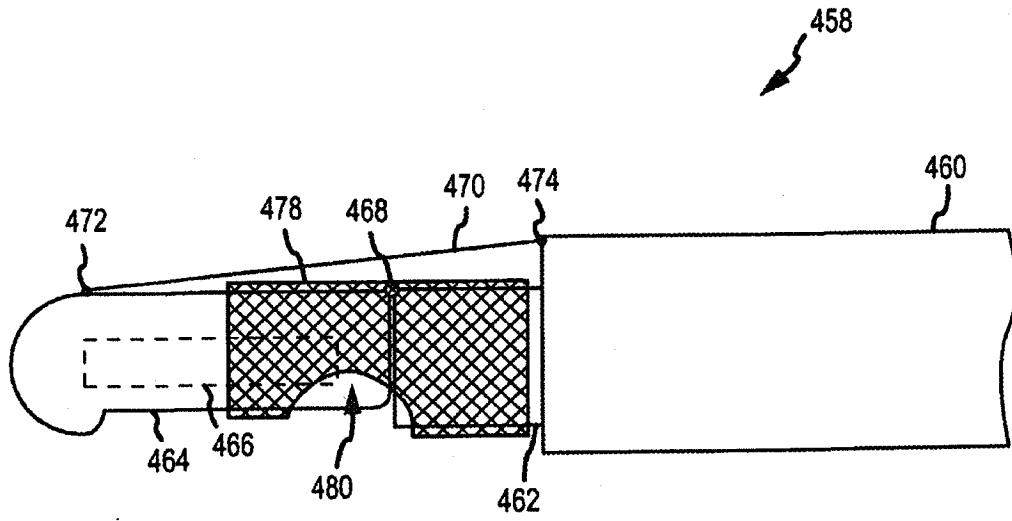


图 31A

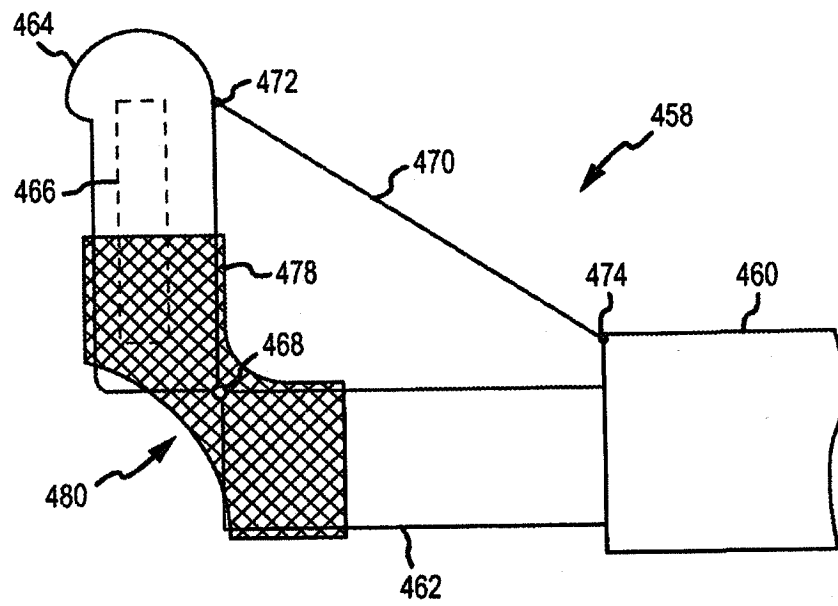


图 31B

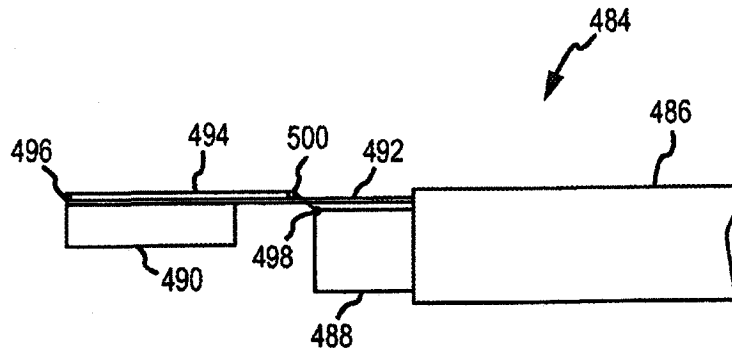


图 32A

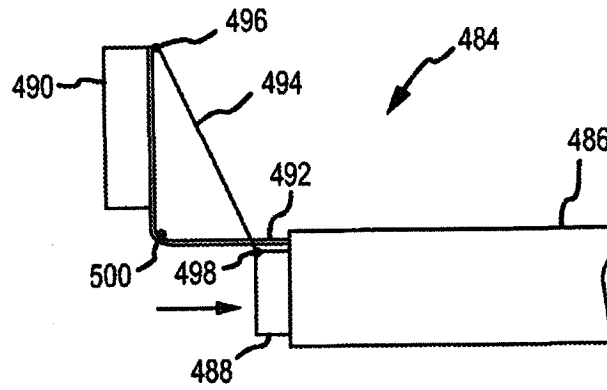


图 32B

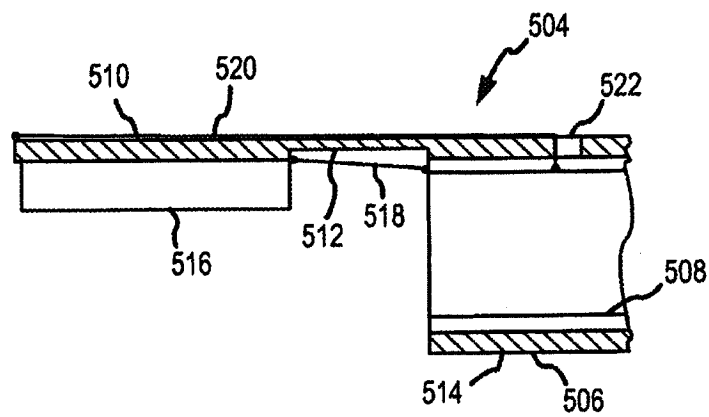


图 33A

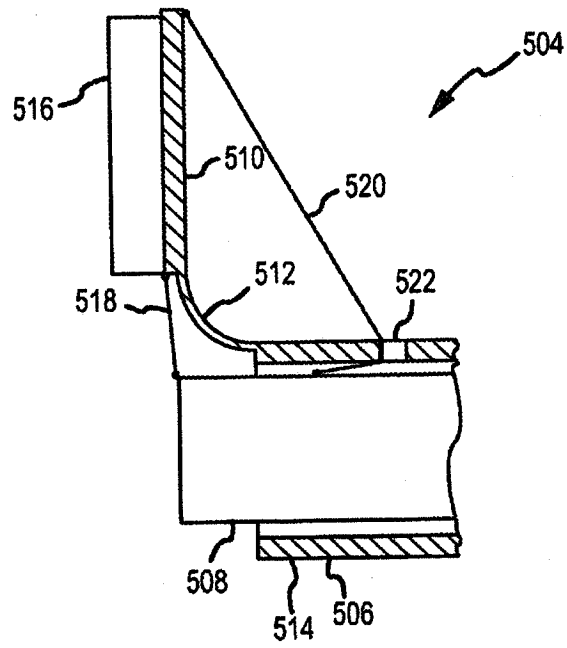


图 33B

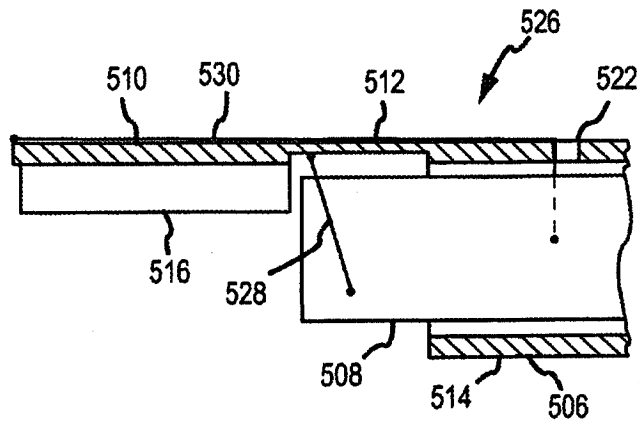


图 34A

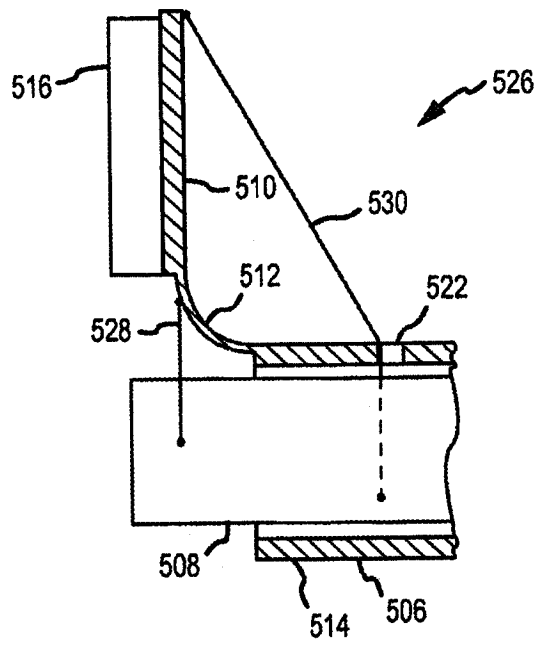


图 34B

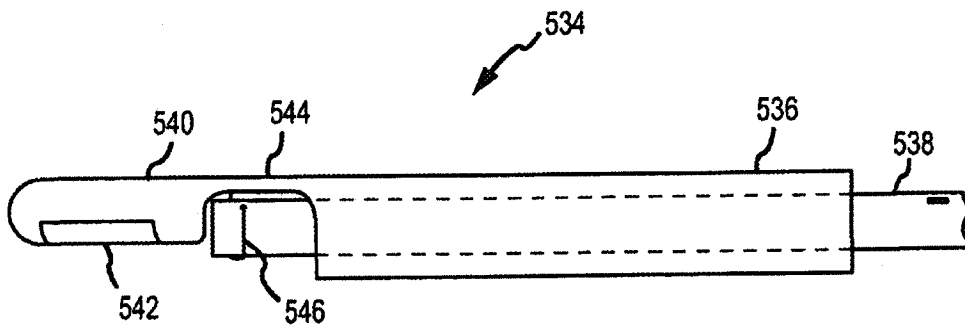


图 35A

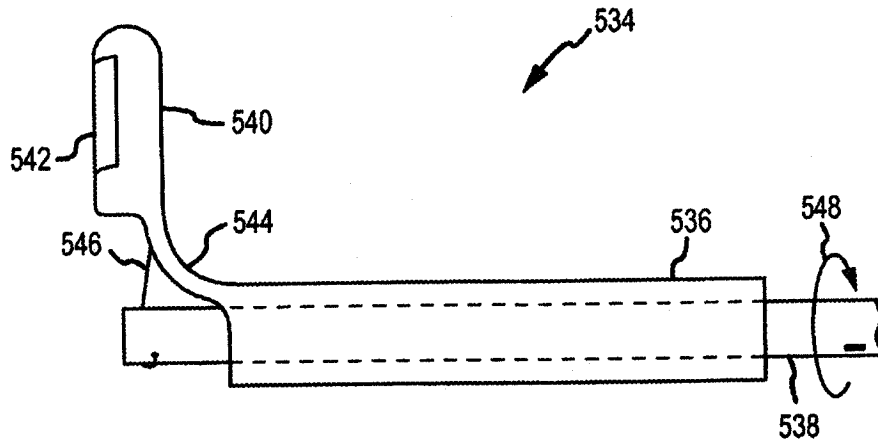


图 35B

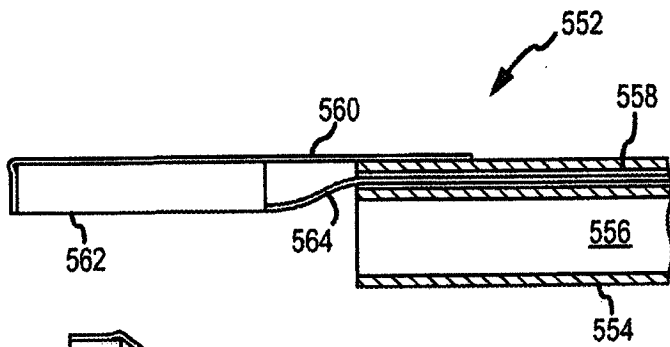


图 36A

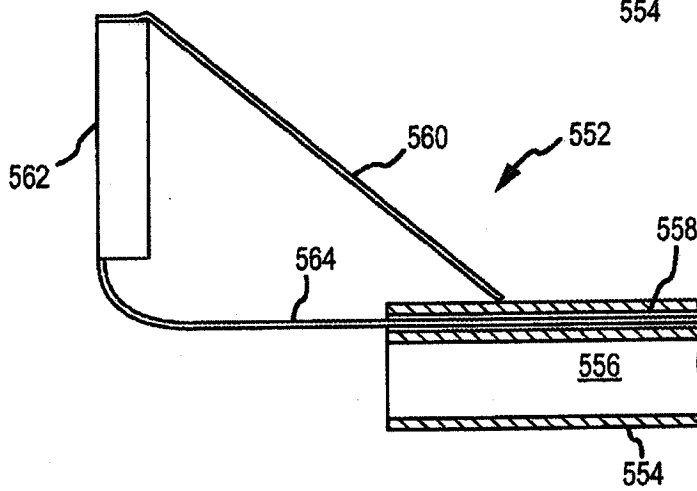


图 36B

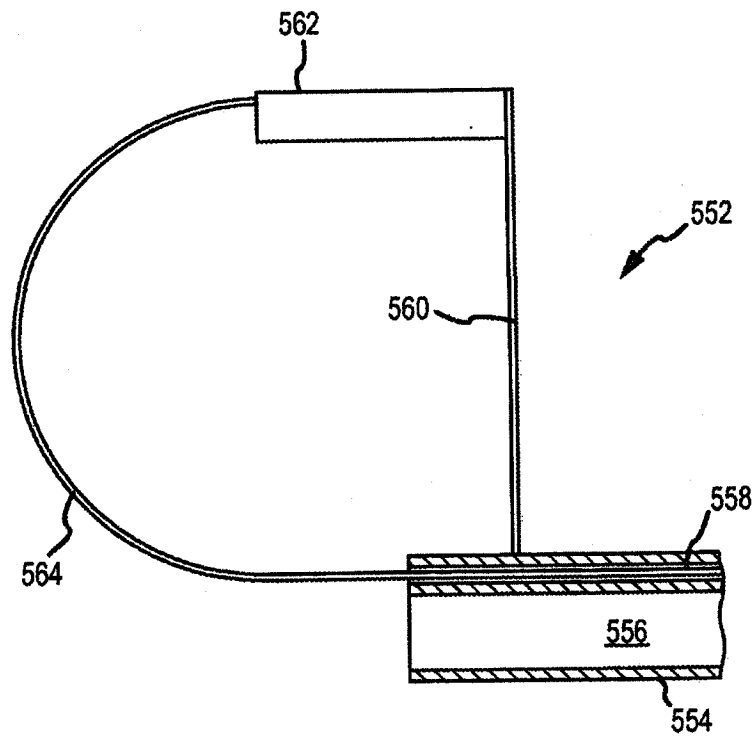


图 36C

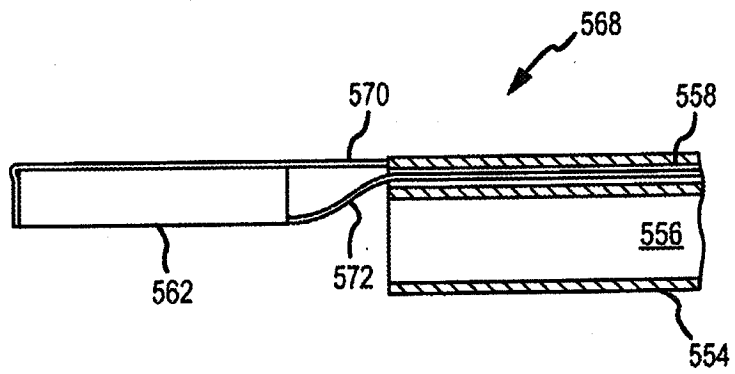


图 37A

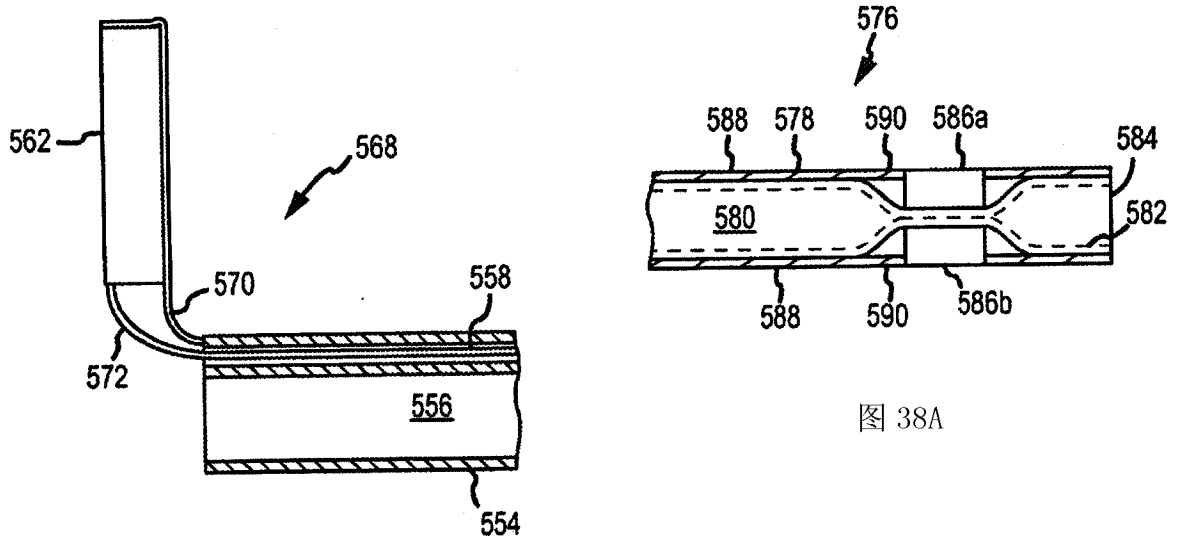


图 37B

图 38A

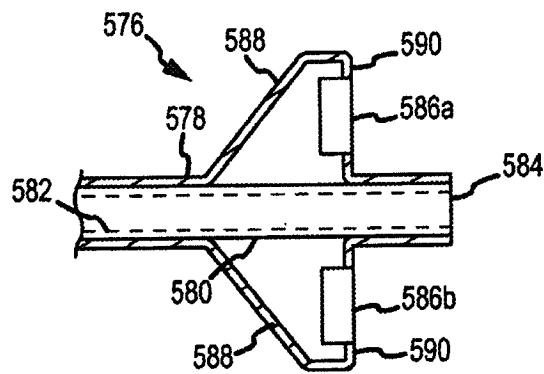


图 38B

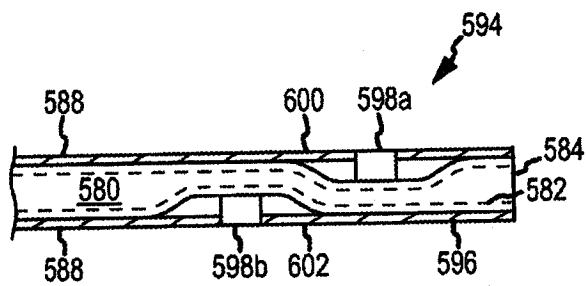


图 39A

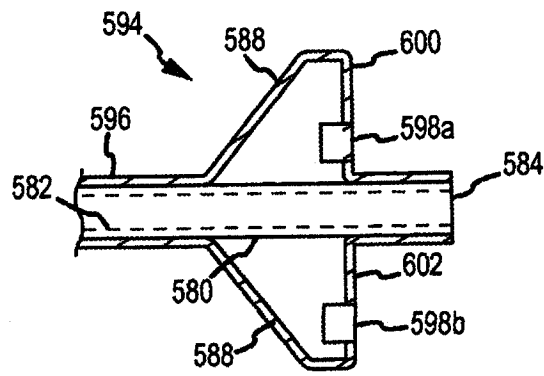


图 39B

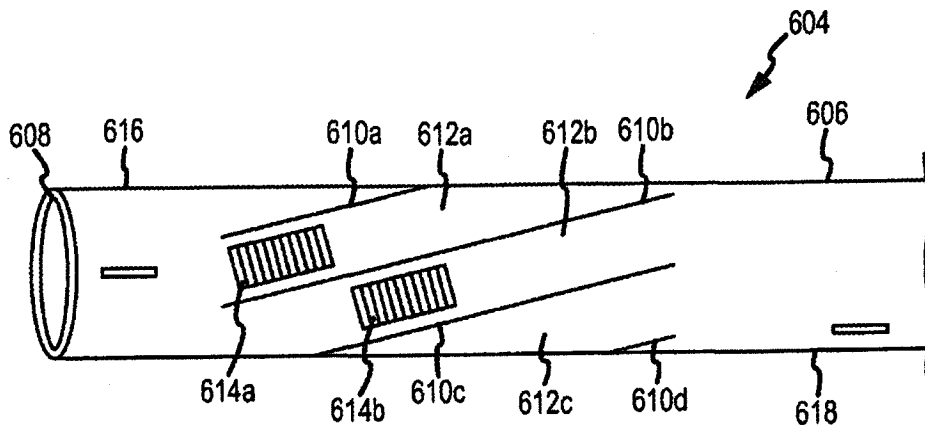


图 40A

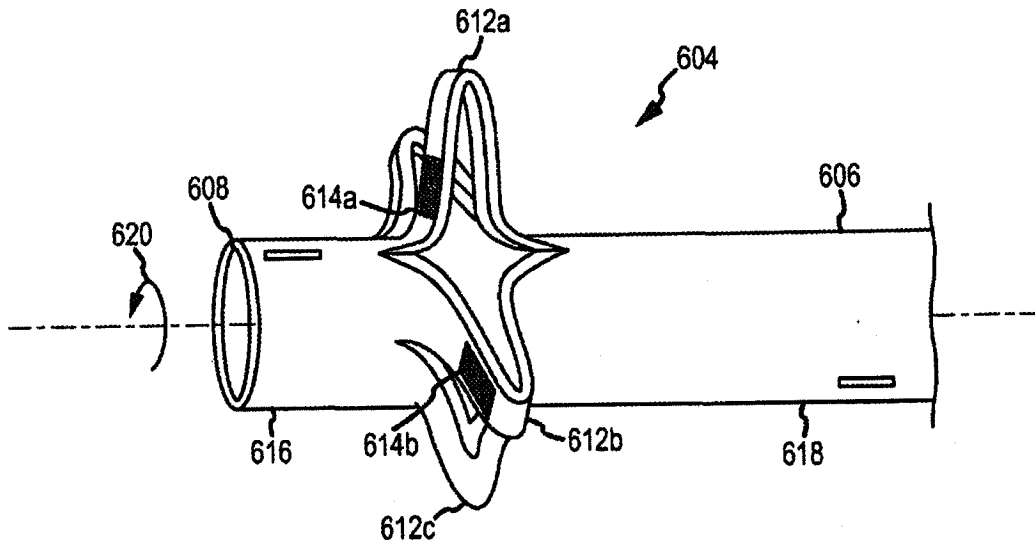


图 40B

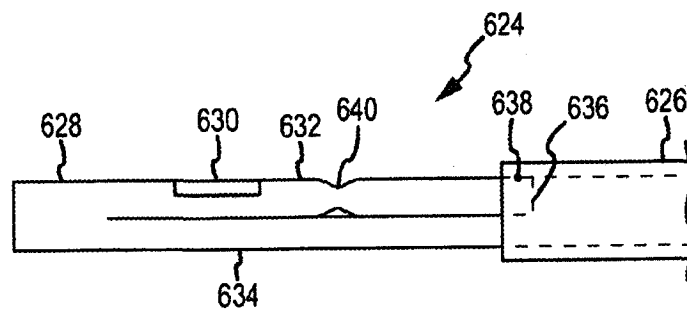


图 41A

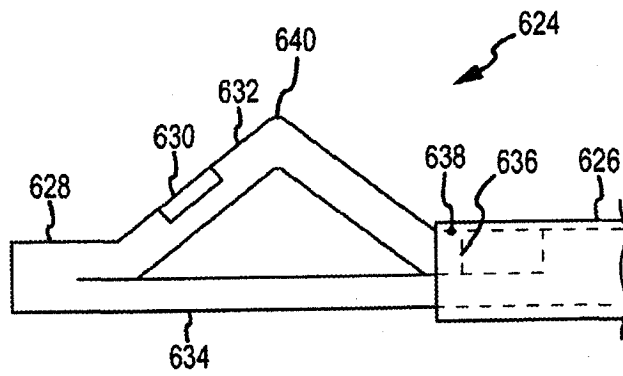


图 41B

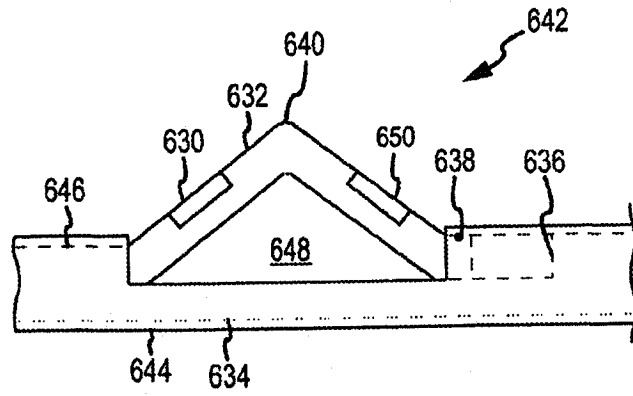


图 41C

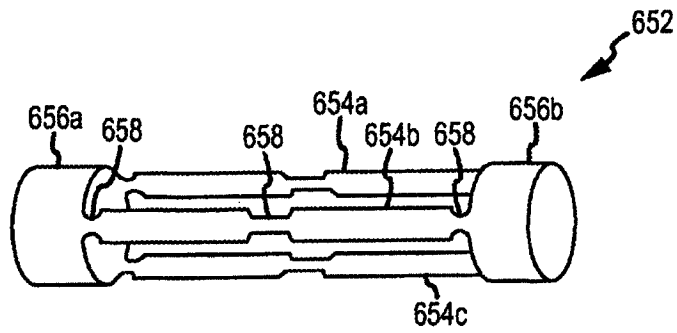


图 42A

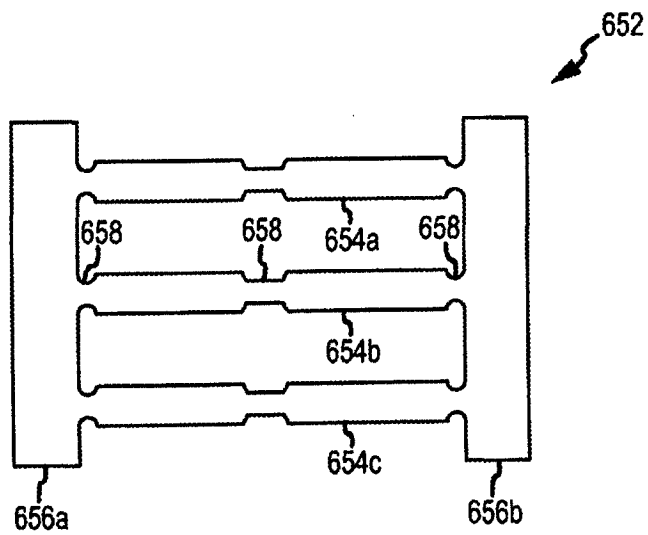


图 42B

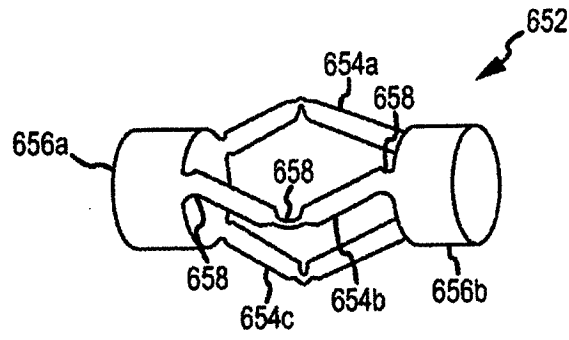


图 42C

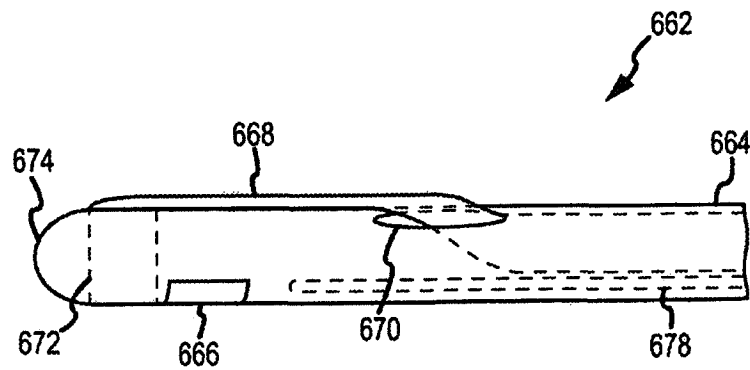


图 43A

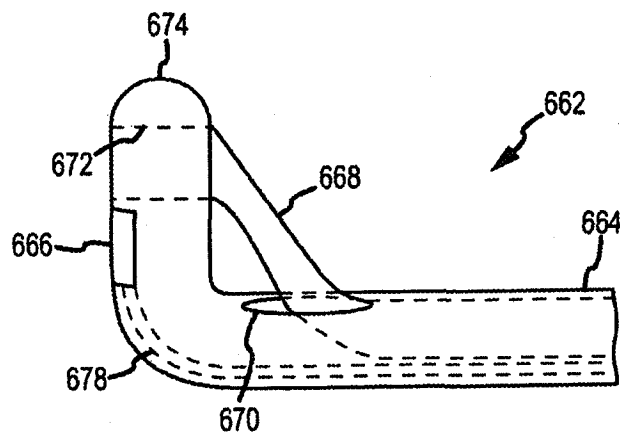


图 43B

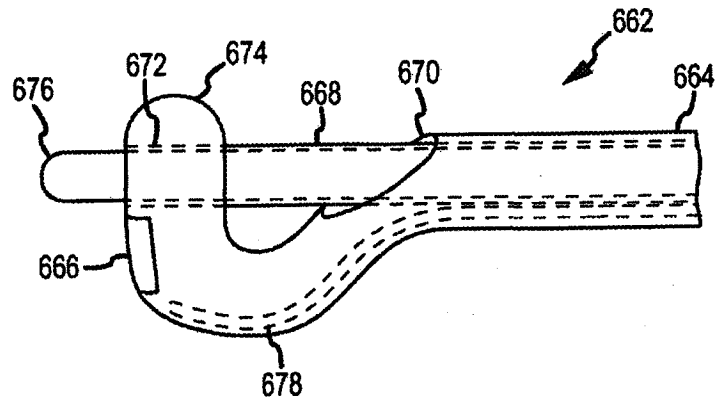


图 43C

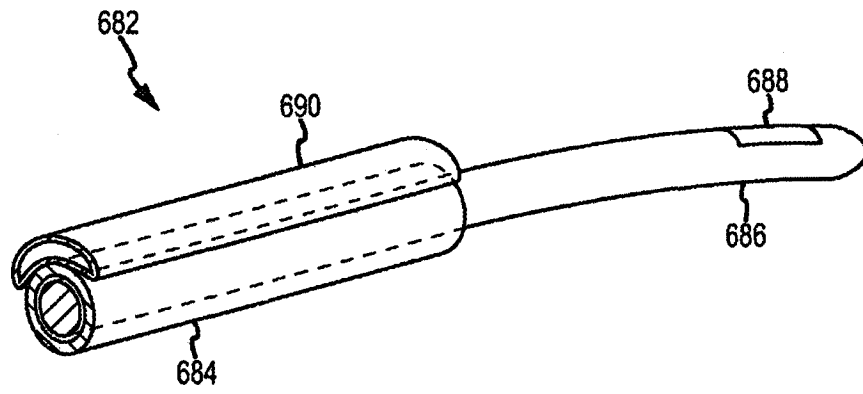


图 44A

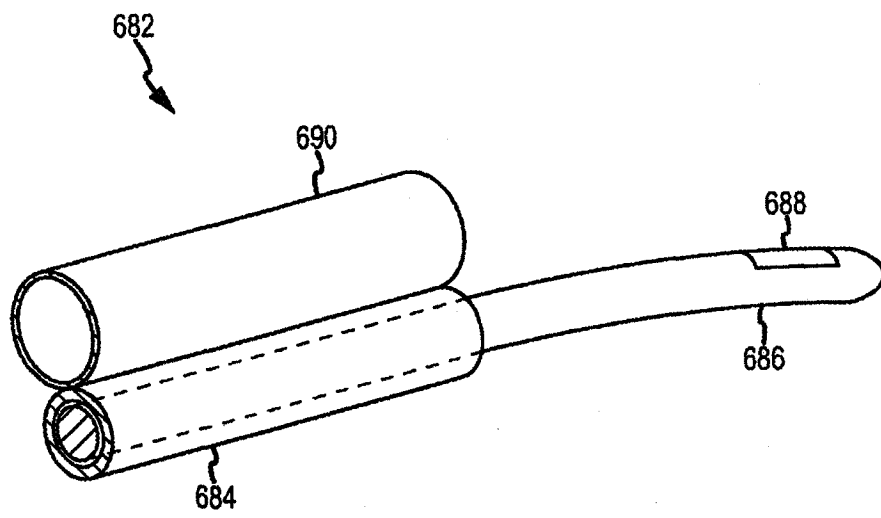


图 44B

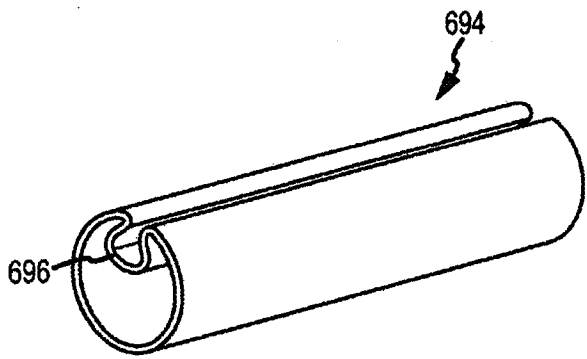


图 45A

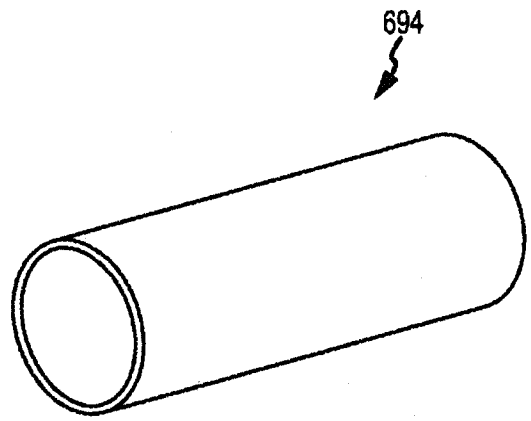


图 45B

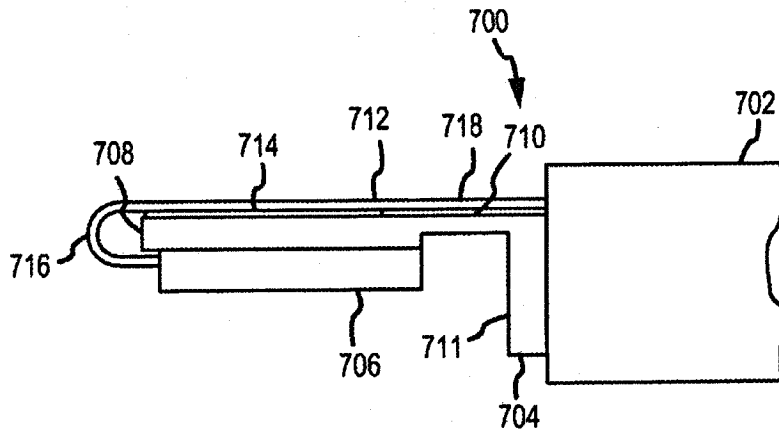


图 46A

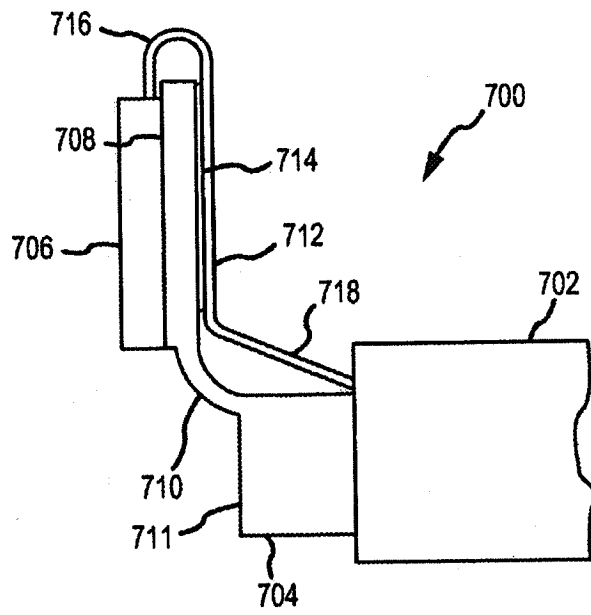


图 46B

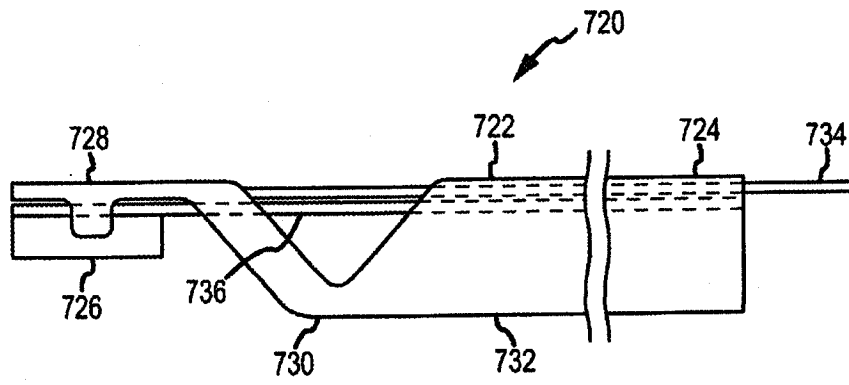


图 47A

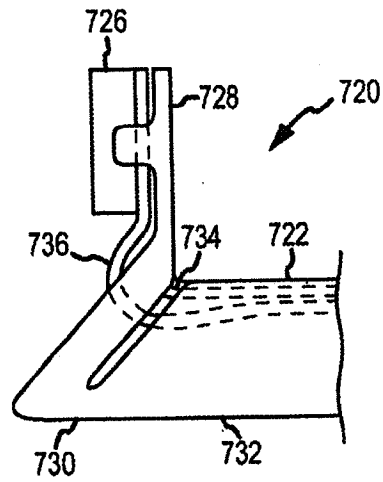


图 47B

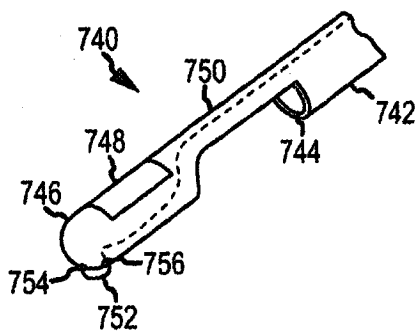


图 48A

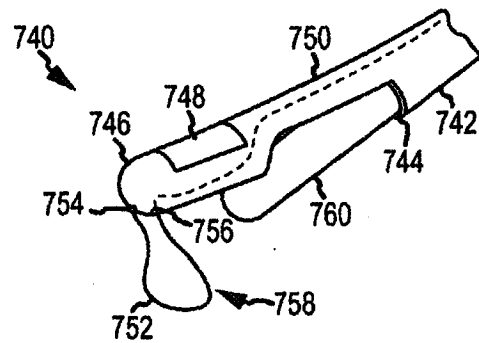


图 48B

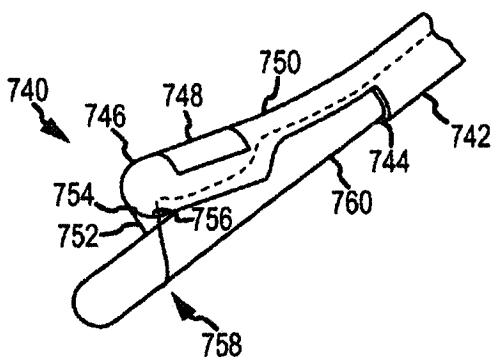


图 48C

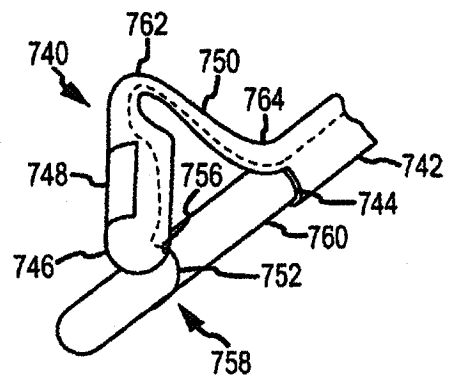


图 48D

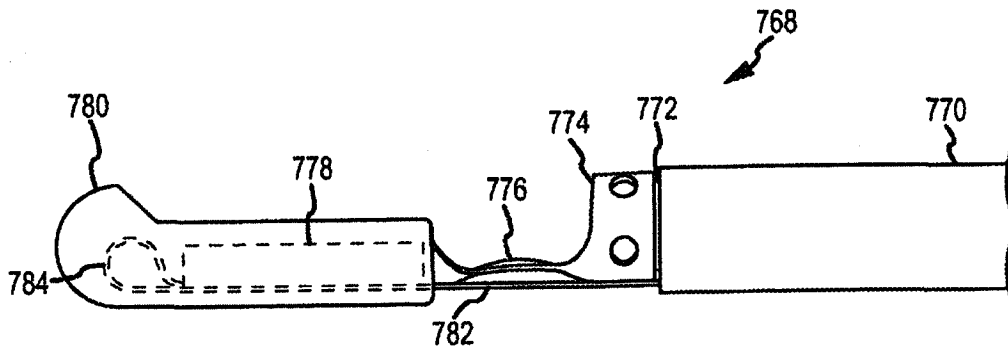


图 49A

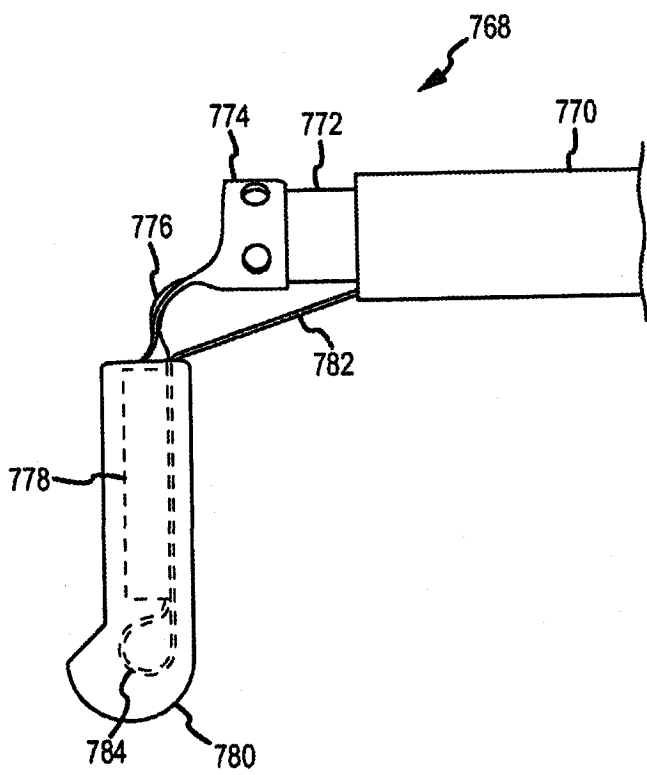


图 49B

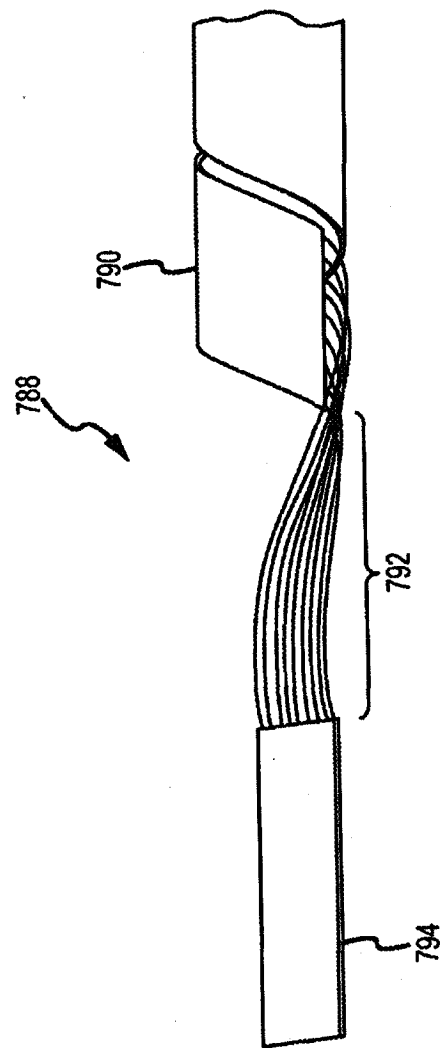


图 50

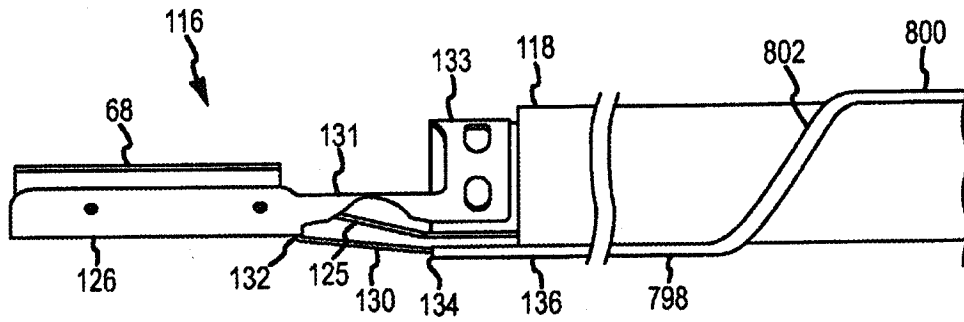


图 51A

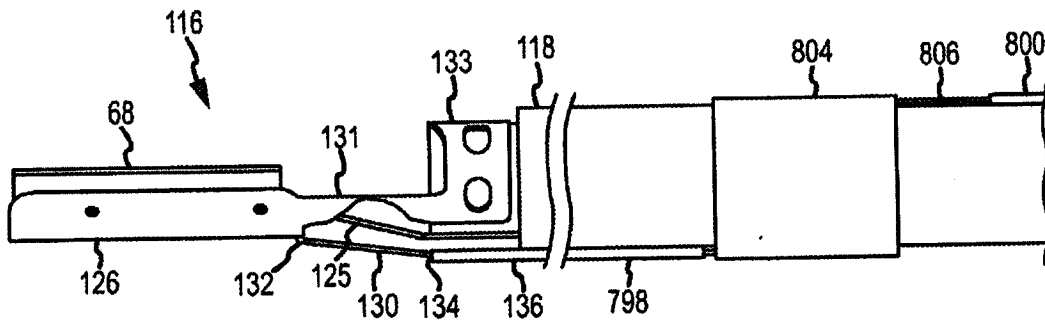


图 51B

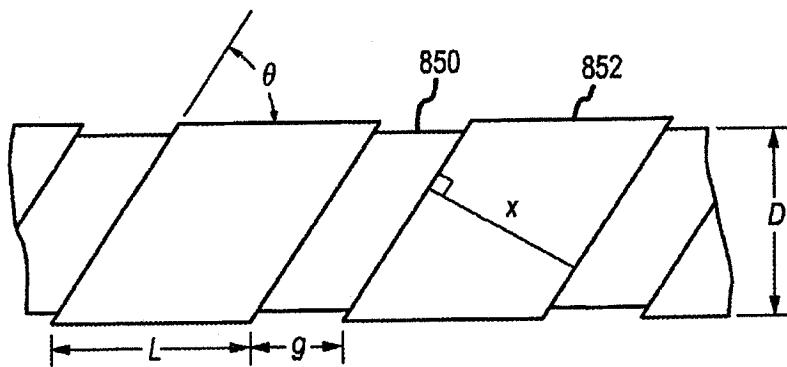


图 52A

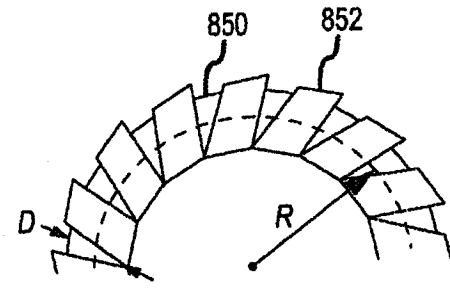


图 52B

专利名称(译)	包括可偏曲成像器件的导管		
公开(公告)号	CN102405019A	公开(公告)日	2012-04-04
申请号	CN200980134154.7	申请日	2009-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	戈尔企业控股股份有限公司		
[标]发明人	DR迪茨 DJ梅西克 CT诺德豪森 CG奥克利 RC帕特森 JH波伦斯科 DW威尔森 PA比尔维克 MJ法伊夫 RW丹尼 JA胡朋塔尔 EH库里 PN拉图利普 ME布利 EM蒂特尔鲍 MJ弗内什 M斯托尔伯格 C亨克 J巴夫		
发明人	D· R· 迪茨 D· J· 梅西克 C· T· 诺德豪森 C· G· 奥克利 R· C· 帕特森 J· H· 波伦斯科 D· W· 威尔森 P· A· 比尔维克 M· J· 法伊夫 R· W· 丹尼 J· A· 胡朋塔尔 E· H· 库里 P· N· 拉图利普 M· E· 布利 E· M· 蒂特尔鲍 M· J· 弗内什 M· 斯托尔伯格 C· 亨克 J· 巴夫		
IPC分类号	A61B8/12 A61M25/01 A61B19/00		

CPC分类号

A61B2017/003 A61B8/4466 A61B2019/528 A61B2017/22039 A61M2025/0004 A61M25/0158
A61B2019/5276 A61B2017/22014 A61M25/0147 A61M25/0133 A61B8/12 A61B2017/2906 A61B19
/5225 A61B17/3478 A61M25/0155 A61B8/445 A61B90/37 A61B2090/378 A61B2090/3784

代理人(译)

刘佳

优先权

12/163325 2008-06-27 US

外部链接

[Espacenet](#) [SIPO](#)

摘要(译)

本发明提供了一种导管。该导管可包括位于该导管远端处的可偏曲构件。该可偏曲构件可包括超声换能器阵列。该导管可包括从该导管的近端延伸至远端的内腔。该内腔可用于将介入器件递送到导管的远端的远侧点。该可偏曲构件可按照类似枢轴方式选择性地偏曲至少90度弧。在该可偏曲构件包括超声换能器阵列的实施例中，该超声换能器阵列能用于在与导管对准和相对于导管绕枢轴转动时成像。当相对于导管绕枢轴转动时，该超声换能器阵列可具有位于导管的远端的远侧的视野。

