



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105744894 B

(45)授权公告日 2020.06.09

(21)申请号 201480063174.0

(22)申请日 2014.09.30

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105744894 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(30)优先权数据
61/885,155 2013.10.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.05.19

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/058269 2014.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/050860 EN 2015.04.09

(73)专利权人 玛芬股份有限公司
地址 美国印第安纳

(72)发明人 W·J·哈韦尔 S·罗宾斯
P·S·麦金尼斯 周昀
N·E·费伦特

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 朱海涛

(51)Int.Cl.
A61B 8/12(2006.01)

(56)对比文件

US 5377682 A,1995.01.03,说明书第14栏
第55-68行、第15栏第1-43行、第21栏第62行、附
图7、10、附图17B.

US 5377682 A,1995.01.03,说明书第14栏
第55-68行、第15栏第1-43行、第21栏第62行、附
图7、10、附图17B.

CN 103037772 A,2013.04.10,说明书第22
段.

US 5377685 A,1995.01.03,说明书第2栏第
55-65行、附图1.

US 6200269 B1,2001.03.13,全文.

CN 1882850 A,2006.12.20,全文.

CN 101902972 A,2010.12.01,全文.

审查员 王珊珊

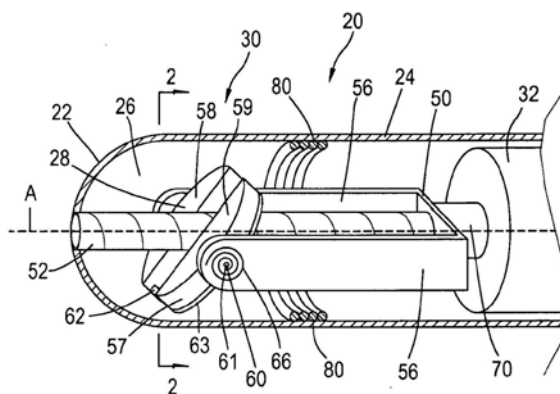
权利要求书5页 说明书17页 附图9页

(54)发明名称

经线型超声波系统

(57)摘要

公开了用于对诸如血管的身体部分的内部
成像的装置和方法的实施例。在特定实施例中，
插管具有腔，腔内放有传感器。线导引通道延伸
插管的整个长度。传感器可围绕线导引通道旋
转。



1. 一种在人体内使用超声波的医学装置,包括:

外壳,

位于所述外壳内的传感器,其中,所述传感器能够围绕旋转轴线沿旋转路径相对于所述外壳旋转,所述传感器构造成用于发送和/或接收超声波信号;

基本沿着所述旋转轴线延伸的轴,其中所述轴的旋转使所述传感器围绕所述旋转轴线旋转;

所述轴包括导管和容纳在所述导管内的套管;

延伸通过所述套管的线导引通道,所述线导引通道的至少一部分与所述旋转轴线基本平行地放置并且位于所述旋转路径的径向最外侧范围的径向内部,其中,所述线导引通道的尺寸设计成并且配置成接纳线导引结构;

能够围绕所述旋转轴线旋转的枢转机构;和

被安装到所述枢转机构上并且能够围绕基本垂直于所述旋转轴线的枢转轴线枢转的枢转构件,其中,所述传感器被包括在所述枢转构件中,

其中,所述外壳包括用于容纳所述传感器的管状构件,所述管状构件是插管。

2. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述传感器包括第一元件和第二元件,其中,所述第一元件被放置成相对于所述旋转轴线与所述第二元件相反,并且其中,所述线导引通道在所述第一元件和所述第二元件之间延伸。

3. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述传感器包括第一元件和第二元件,其中,所述第一元件被放置成相对于所述旋转轴线与所述第二元件相反,并且其中,所述线导引通道在所述第一元件和所述第二元件之间延伸,所述第二元件连接到所述第一元件,从而使所述第二元件响应于所述第一元件的枢转运动而围绕所述枢转轴线枢转。

4. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述枢转构件包括磁性层,并且所述医学装置还包括与所述旋转轴线同心放置的线圈,其中,所述线圈包括多个导电绕组,并且其中,向所述线圈供应电流会在所述枢转构件上产生围绕所述枢转轴线的扭矩。

5. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述套管从所述传感器的控制侧经过所述传感器延伸至所述传感器的至少应用侧,其中,所述套管与所述外壳外的区域流体连通,并且其中,所述套管由基本无回波的材料构成。

6. 如权利要求1所述的医学装置,还包括马达,所述马达包括基本沿所述旋转轴线延伸的所述轴,其中,所述马达的操作使所述轴围绕所述旋转轴线旋转。

7. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述传感器能够旋转一范围,该范围限定了从所述传感器延伸的声窗,其中,整个声窗具有低声衰减和/或与血液或水匹配的声阻抗。

8. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述套管从所述传感器的控制侧经过所述传感器延伸至所述传感器的至少应用侧。

9. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述套管与所述外壳外的区域流体连通。

10. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述套管由基本无回波的材料构成。

11. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述线导引通道与所述旋转轴线基本平行地放置并且位于所述旋转路径的径向最内侧范围的径向内部。

12. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述管状构件具有至少部分地由所述管状构件的壁部分限定的腔,所述腔容纳至少所述传感器和介质,所述壁部分和所述介质具有与

血液或水类似的声阻抗,从而使得在所述介质和所述壁部分的分界处以及所述壁部分和身体环境的分界处超声波信号的反射降低至通过所述外壳成像所能接受的水平。

13.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述套管的尺寸形成为容纳直径在0.01”至0.038”之间的线导引结构。

14.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述传感器包括被配置成用于3D成像的元件阵列。

15.如权利要求1所述的医学装置,所述外壳还包括具有内表面的壁,其中,所述旋转路径在所述线导引通道和所述内表面之间。

16.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述线导引通道穿过所述传感器的控制侧的所述外壳的侧壁。

17.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述传感器形成为新月形。

18.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述传感器包括衬背层,并且其中,所述衬背层具有低声阻抗。

19.如权利要求1所述的医学装置,还包括被放置成偏置所述枢转构件的弹簧。

20.如权利要求1所述的医学装置,还包括被放置在所述枢转构件内用以电连接所述传感器的两个元件的导体。

21.如权利要求20所述的医学装置,还包括被放置在所述枢转构件内用以电连接所述传感器的两个元件的第二导体。

22.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述枢转构件还包括被放置成用以接合所述轴上的突起的缺口。

23.如权利要求22所述的医学装置,还包括附接到所述缺口的导体,以在所述轴上的导体和所述传感器之间运载信号。

24.如权利要求1所述的医学装置,还包括安装部件,所述安装部件具有被配置成用以保持所述传感器的腔室。

25.如权利要求1所述的医学装置,还包括安装部件,所述安装部件具有在其中延伸通过的孔眼和相对于所述孔眼基本沿径向延伸的侧面通路。

26.如权利要求1所述的医学装置,还包括在所述枢转构件的两个部段之间的安装部件。

27.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述轴具有被配置成用以提供能够旋转的连接枢转杆。

28.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述轴具有切割到端部中用以提供能够旋转的连接槽口。

29.如权利要求1所述的医学装置,其中,所述轴具有被配置成用以提供能够旋转的连接凹口。

30.如权利要求26所述的医学装置,其中,所述安装部件包括用以提供能够旋转的连接槽口。

31.如权利要求26所述的医学装置,其中,所述安装部件包括被配置成用以提供能够旋转的连接凹口。

32.如权利要求26所述的医学装置,其中,所述安装部件包括用以提供能够旋转的连接

的枢转杆。

33. 如权利要求1所述的医学装置,其中,所述枢转构件具有包括所述传感器的一个部和包括磁性层的第二部。

34. 如权利要求26所述的医学装置,还包括位于所述安装部件内的波束成形电路。

35. 如权利要求1所述的医学装置,还包括位于所述医学装置的可旋转零件中的多工器和信号分离器。

36. 如权利要求1所述的医学装置,还包括能够旋转的安装部件,所述安装部件包括波束成形电路,所述波束成形电路包括多工器和信号分离器。

37. 如权利要求1所述的医学装置,还包括位于所述医学装置的可旋转零件上的波束成形发送电路。

38. 如权利要求1所述的医学装置,还包括位于所述医学装置的可旋转零件上的波束成形接收电路。

39. 如权利要求1所述的医学装置,还包括传感器衬背和波束成形电路,其中,所述波束成形电路集成到所述传感器衬背中。

40. 如权利要求1所述的医学装置,还包括安装部件,其中,所述安装部件被塑形为形成传感器的非平面表面。

41. 如权利要求26所述的医学装置,其中,所述线导引通道延伸了所述安装部件的整个长度。

42. 如权利要求2所述的医学装置,其中,所述枢转构件包括磁性层,并且所述医学装置还包括与所述旋转轴线同心放置的线圈,其中,所述线圈包括多个导电绕线,并且其中,向所述线圈供应电流会在所述枢转构件上产生围绕所述枢转轴线的扭矩。

43. 如权利要求8所述的医学装置,还包括马达,所述马达包括基本沿所述旋转轴线延伸的所述轴,其中,所述马达的操作使所述轴围绕所述旋转轴线旋转,其中,所述线导引通道延伸通过所述导管。

44. 如权利要求8所述的医学装置,其中,所述传感器能够旋转一范围,该范围限定了从所述传感器延伸的声窗,其中,整个声窗具有低声衰减和/或与血液或水匹配的声阻抗。

45. 如权利要求8所述的医学装置,其中,所述套管由基本无回波的材料构成。

46. 如权利要求8所述的医学装置,其中,所述线导引通道与所述旋转轴线基本平行地放置并且位于所述旋转路径的径向最内侧范围的径向内部。

47. 如权利要求8所述的医学装置,其中,所述管状构件具有至少部分地由所述管状构件的壁部分限定的腔,所述腔容纳至少所述传感器和介质,所述壁部分和所述介质具有与血液或水类似的声阻抗,从而使得在所述介质和所述壁部分的分界处以及所述壁部分和身体环境的分界处超声波信号的反射降低至通过所述外壳成像所能接受的水平。

48. 如权利要求8所述的医学装置,其中,所述套管的尺寸形成为容纳直径在0.01”至0.038”之间的线导引结构。

49. 如权利要求8所述的医学装置,其中,所述传感器包括被配置成用于3D成像的元件阵列。

50. 如权利要求8所述的医学装置,所述外壳还包括具有内表面的壁,其中,所述旋转路径在所述线导引通道和所述内表面之间。

51. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述线导引通道穿过所述传感器的控制侧的所述外壳的侧壁。

52. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述传感器形成为新月形。

53. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述传感器包括衬背层, 并且其中, 所述衬背层具有低声阻抗。

54. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括被放置成偏置所述枢转构件的弹簧。

55. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括被放置在所述枢转构件内用以电连接所述传感器的两个元件的导体。

56. 如权利要求55所述的医学装置, 还包括被放置在所述枢转构件内用以电连接所述传感器的两个元件的第二导体。

57. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述枢转构件还包括被放置成用以接合所述轴上的突起的缺口。

58. 如权利要求57所述的医学装置, 还包括附接到所述缺口的导体, 以在所述轴上的导体和所述传感器之间运载信号。

59. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括安装部件, 所述安装部件具有被配置成用以保持所述传感器的腔室。

60. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括安装部件, 所述安装部件具有在其中延伸通过的孔眼和相对于所述孔眼基本沿径向延伸的侧面通路。

61. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括在枢转构件的两个部段之间的安装部件。

62. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述轴具有被配置成用以提供能够旋转的连接枢转杆。

63. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述轴具有切割到端部中用以提供能够旋转的连接槽口。

64. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述轴具有被配置成用以提供能够旋转的连接凹口。

65. 如权利要求61所述的医学装置, 其中, 所述安装部件包括用以提供能够旋转的连接槽口。

66. 如权利要求61所述的医学装置, 其中, 所述安装部件包括被配置成用以提供能够旋转的连接凹口。

67. 如权利要求61所述的医学装置, 其中, 所述安装部件包括用以提供能够旋转的连接枢转杆。

68. 如权利要求8所述的医学装置, 其中, 所述枢转构件具有包括所述传感器的一个部段和包括磁性层的第二部段。

69. 如权利要求61所述的医学装置, 还包括位于所述安装部件内的波束成形电路。

70. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括位于所述医学装置的可旋转零件中的多工器和信号分离器。

71. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括能够旋转的安装部件, 所述安装部件包括波束成形电路, 所述波束成形电路包括多工器和信号分离器。

72. 如权利要求8所述的医学装置, 还包括位于所述医学装置的可旋转零件上的波束成

形发送电路。

73.如权利要求8所述的医学装置,还包括位于所述医学装置的可旋转零件上的波束成形接收电路。

74.如权利要求8所述的医学装置,还包括传感器衬背和波束成形电路,其中,所述波束成形电路集成到所述传感器衬背中。

75.如权利要求8所述的医学装置,还包括安装部件,其中,所述安装部件被塑形为形成传感器的非平面表面。

76.如权利要求8所述的医学装置,其中,所述轴是中空轴。

77.如权利要求61所述的医学装置,其中,所述线导引通道延伸了所述安装部件的整个长度。

经线型超声波系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2013年10月1日提交的美国临时申请No.61/885,155,该申请通过引用合并于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及在人体内使用超声波的装置和方法,包括在诸如血管内部的身体区域内采用超声波的装置和方法,用于成像或治疗用途。

背景技术

[0004] 超声波技术已被用于治疗 and 诊断医学程序,其可包括对身体内部进行成像。例如,装置已被提议用于血管内超声波成像,以观看血管的情况和/或位于血管中的装置的放置或情况,以及帮助确定血小板体积和动脉腔内的狭窄症程度。该信息通常难以通过血管造影成像和外部超声波成像获得,尤其是在存在多个重叠的动脉区段的区域。

[0005] 在腔内超声波过程的一些例子中,插管配备有传感器。线导引结构在使用血管造影或超声波期间位于身体导管内,并用于安全地引导插管通过解剖学结构。插管沿线导引结构滑动,并且被放置在线导引结构的最远端附近。传感器发送和/或接收超声波。

[0006] 困难在于构造尺寸很小的具有传感器的合适插管,以便安全地到达特定的身体导管,诸如,例如,对于血管内的应用。现有的二维设计的问题包括堵塞一部分声窗的线导引通道。此外,线导引通道占据插管中的可供超声波硬件使用的珍贵空间。可装配到插管中的三种传感器选择在与外部超声波装置比较时各自具有它们自己的困难。

[0007] 第一种选择是单个元件式传感器。单个元件式传感器的尺寸通常适于身体导管(例如,1-2mm直径)并且灵敏度或信噪比良好。单个元件式传感器受到限制,因为它们需要机械旋转机构,具有固定焦距,并且需要滑动环或旋转变压器,这会增加成本。具有这种设计的现有插管不具有经线(over-the-wire)或快速交换能力。

[0008] 第二种选择是线性或相控阵列,其包括多个元件,所述元件沿轴向方向对齐。此选择的优点是传感器很灵活并且声学性能通常良好。它也不需要机械旋转。缺点是它不提供360°侧视成像。成本通常高于单个元件式传感器,并且它需要更多的同轴缆线,这可增加体积和复杂性。这对于经线型设计或快速交换型设计存在特定问题,因为插管内没有很多可用空间。

[0009] 第三种选择的圆形阵列传感器,其具有全都侧面相对的多个元件。圆形阵列设计不需要机械旋转,提供360°剖面成像,并且成本通常类似于单个元件式传感器设计。此设计尤其适合经线型或快速交换型设计,但与其他设计相比成像品质受损。

[0010] 当前的插管配置存在其他问题。例如,许多这类装置至多提供组织或其他感兴趣项目的剖面图像,即,身体管道内部的薄盘形切片,并且其中心部分不在超声波束的范围内。在一些其他装置中,超声波束以未基本垂直于纵向轴线的固定角度定向(例如,以45度)。在此情形中,成像区域是静止的,并且呈现圆锥表面的截锥部分的形式。在任一情形

中,为了显影整个体内较长的长度(例如,组织或装置的表面或部分),装置必须沿该长度移动,在特定位置获取剖面的相应图像。除了慢之外,这种移动可能不准确,并且可能包括将装置盲插穿过脉管的风险。通常,回拉图像需要约30秒执行时间(速度约为0.1mm/秒)。此外,在回拉期间,传感器的任何方位变化都会使图像变形。

[0011] 三维信息提供用于导航和确认身体导管内装置的位置的额外值。在血管内例子中,可在脉管内移动插管,并且可结合或以其他方式处理经由超声波获得的图像数据,以便产生3D信息。此技术的限制在于,它不提供实时信息,因此不能帮助装置传送,而是仅在传送之后辅助评估装置的放置。此外,必须已知插管尖端的运动和角度,以便产生准确可用的数据。

[0012] 三维图像可通过连接到机械执行器上的一维阵列获得,该机械执行器在插管或其他装置内移动所述阵列。这类设计是昂贵的并且通常需要比许多脉管所允许的更多的装置内空间。为了达到良好的图像品质,这类阵列传感器必须同时在许多单独的通道上发送和接收。该情况需要许多昂贵和体积大的同轴缆线。可以使用更少的同轴缆线,但这样做会降低图像品质和图像帧频。

[0013] 已经提出了包括传感器围绕两个轴线运动以提供3D信息的超声波装置。但是,在许多装置中,提供这种移动的机械机构倾向于体积大并且需要不适合用于插管或小身体区域中的尺寸。当试图将线导引通道放置在插管内时,这些问题被放大。提出的3D或前视传感器系统(经线型)包括围绕插管管腔的多个极小传感器元件的环形阵列。但是,这类设计涉及小空间中的复杂连接,它们伴随着布线、成本和制造问题。因此,通常将连接减至最少并且相应地损害图像品质。

[0014] 仍需要可放置在线导引结构上的插管,其可沿小的身体导管的几乎整个长度以三维方式准确有效地应用超声波。并且仍需要可同时观看医学装置以及一个或多个组织或组织部分的装置,尤其是在尚不能在任何二维平面中可靠地对装置和组织成像的情形中。

发明内容

[0015] 除其他之外,公开了经由线导引结构提供内部超声波能力的装置和方法。在一个例子中,装置包括外壳和位于所述外壳内的传感器。所述传感器可围绕旋转轴线沿旋转路径相对于所述外壳旋转。所述装置包括线导引通道,通道的至少一部分与所述旋转轴线基本平行地放置并且位于所述旋转路径的径向最外侧范围的径向内部。所述通道其尺寸设计成并且配置成接纳线导引结构,并延伸通过装置的长度。在一个例子中,传感器是可围绕单个轴线旋转的用于2D成像的单个元件式传感器。在另一个例子中,传感器是可围绕单个轴线旋转的用于3D成像的线性阵列传感器。在另一个例子中,传感器可围绕两个轴线旋转,并且被配置成用于3D成像。在该情形中,传感器包括第一元件和第二元件。所述第一元件被放置成相对于所述旋转轴线与所述第二元件相反,从而使得所述通道在所述第一元件和所述第二元件之间延伸。

[0016] 3D成像装置包括可围绕所述旋转轴线旋转的枢转机构和被安装到所述枢转机构上并且可围绕基本垂直于所述旋转轴线的枢转轴线枢转的枢转构件,其中,所述传感器被包括在所述枢转构件中。第二元件连接到所述第一元件,从而使得所述第二元件响应于所述第一元件的枢转运动而围绕所述枢转轴线枢转。

[0017] 装置包括具有轴的马达,所述轴大体沿旋转轴线延伸,从而使得马达的操作围绕旋转轴线旋转轴。轴包括导管和延伸通过导管的通道。传感器可旋转通过限定从传感器延伸的声窗的范围,从而使得整个声窗基本无回波,即,具有很低的声衰减和/或具有与血液或水匹配的声阻抗。

[0018] 所述通道的传感器部分从所述传感器的控制侧经过所述传感器延伸至所述传感器的至少应用侧。所述传感器部分与所述外壳外的区域流体连通。所述通道的传感器部分由套管限定。所述套管由基本无回波的材料构成。所述通道与所述旋转轴线基本平行地放置并且位于所述旋转路径的径向最内侧范围的径向内部。

[0019] 在一些例子中,所述外壳包括用于容纳所述传感器的管状构件。所述管状构件具有至少部分地由所述管状构件的壁部分限定的腔。所述腔容纳至少所述传感器和介质。所述壁部分和所述介质具有与插入管状部件的身体部分类似的声阻抗,从而使得在所述介质和所述壁部分的分界处以及所述壁部分和身体环境的分界处超声波反射降低至通过所述外壳成像所能接受的水平。在一些例子中,所述管状构件是插管。

[0020] 在一些例子中,所述枢转构件包括磁性层。所述装置还包括与所述旋转轴线同心放置的线圈。所述线圈包括多个导电绕线。向所述线圈供应电流会在所述枢转构件上产生围绕所述枢转轴线的扭矩。具有可旋转轴的马达基本旋转轴线延伸,从而使得马达的操作围绕所述旋转轴线旋转所述轴。轴包括导管和延伸通过导管的通道。

[0021] 在一些实施例中,装置包括基本平行于所述旋转轴线延伸并且能够围绕所述旋转轴线旋转的可旋转轴。所述轴包括在其中延伸通过的导管。所述线导引通道延伸通过所述轴。所述传感器操作性地与所述可旋转轴耦接,从而使得传感器响应于所述轴的旋转而旋转。

[0022] 所述通道的传感器部分从所述传感器的控制侧经过所述传感器延伸至所述传感器的至少应用侧,从而使得所述传感器部分与所述外壳外的区域流体连通。所述通道的传感器部分由套管限定。在一些例子中,所述套管由声学透明的材料构成和/或所述套管的尺寸形成容纳直径在0.01”至0.038”之间的线导引结构。

[0023] 在一些例子中,装置具有用于驱动可旋转轴的马达,从而使得马达的操作围绕旋转轴线旋转轴。装置包括传导路径,传导路径包括滑动环。传导路径在传感器和传感器的控制侧之间延伸。传感器包括被配置成用于3D成像的元件阵列。外壳还包括具有内表面的壁,从而使得旋转路径位于所述线导引通道和所述内表面之间。

[0024] 根据本文提供的详细描述和附图,本发明的其他形式、特征、方面、益处、优点和实施例将变得显而易见。

附图说明

[0025] 图1是具有分开的传感器、枢转构件、马达轴及线导引通道的3D成像超声波装置的实施例的说明性立体图。

[0026] 图2是图1的超声波装置的实施例的端部的说明性剖视前视图,示出枢转构件。

[0027] 图3是3D成像超声波装置的实施例的说明性立体图,所述装置具有附接到马达轴上的分开的传感器。

[0028] 图4是图3的超声波装置的实施例的部分立体图,其中,移除了分开的传感器。

- [0029] 图5是用于支撑图3的传感器的安装部件和枢转杆的前视图。
- [0030] 图6是图3的超声波装置的实施例的端部的部分剖视前视图。
- [0031] 图7是图3的超声波装置的替代性马达轴实施例的部分立体图。
- [0032] 图8是图3的超声波装置的替代性安装部件实施例的部分立体图。
- [0033] 图9是具有套箍的马达轴的端部的替代性实施例的部分立体图。
- [0034] 图10是枢转构件的替代性实施例的部分立体图。
- [0035] 图11是马达轴的替代性实施例的部分立体图。
- [0036] 图12是图10的枢转构件的侧视剖视图。
- [0037] 图13是具有单个元件式旋转传感器的超声波装置的替代性实施例的一部分的说明性视图。
- [0038] 图14是具有旋转的线性阵列传感器和安装部件的超声波装置的替代性实施例的说明性顶视图。
- [0039] 图15是图14的传感器安装部件的替代性实施例的说明性立体图。
- [0040] 图16是图15的安装部件的说明性侧视图。
- [0041] 图17是被配置成用于快速交换系统的超声波装置的替代性实施例的说明性侧视图。

具体实施方式

[0042] 为了促进理解本发明的原理,现在将描述附图所示的实施例,并且将使用特定的语言描述实施例。然而应该理解,并不意图由此限制权利要求的范围。所描述的实施例中的任何改变和其他修改以及本文描述的本发明的原理的任何其他应用预计是本发明所属领域的技术人员通常可以想到的。详细示出和描述了一个或多个实施例,但是对于相关领域技术人员来说显然的是,为了清楚起见,可以不示出一些不那么相关的特征。

[0043] 现在总体参照附图,附图示出了用于内部超声波过程的装置20的示例性实施例。这类装置可以是诊断或治疗(包括介入)用途的,并且包括经皮地、皮下地或腔内地插入患者的装置。装置20可与包括控制台(未示出)的系统一起使用,控制台用于处理从超声波传感器接收的数据或信号。超声波控制台可以是通常用于医学超声波成像的那类,例如,通常包括医生可用的控制装置和显示超声波过程期间获得的图形图像的图形显示器。装置20可通过标准连接结构连接到控制台部分。装置20可用于获得身体的各个位置和导管(诸如,血管、尿道、输尿管、阴道、直肠、咽喉、耳朵)的图像,或例如,经皮穿刺形成的人造管道的图像。装置20能够发送和接收超声波信号,然后将从超声波信号获得的数据通信到控制台。

[0044] 在图1示意性地示出的实施例中,装置20包括具有壁24的插管22或其他柔性的细长或管状构件。壁24具有限定内腔26的内表面,在内腔26中包括传感器28、枢转机构30、马达32、套管52和线圈80。插管22其尺寸设计成并且配置成用于插入身体孔口或管腔中和/或沿身体孔口或管腔行进。套管52形成延伸通过插管的线导引通道的一部分。如下文将进一步论述的,枢转机构30容许传感器28围绕装置20的旋转轴线(轴线A)转动并且围绕基本垂直于旋转轴线的枢转轴线枢转。这容许超声波的发送和接收方向向前(相对于旋转轴线沿轴向)延伸和横向(相对于旋转轴线沿径向)延伸。在所示实施例中,旋转轴线是装置20的纵向轴线(即,沿轴向延伸通过插管22),并且枢转轴线是横向轴线(例如,垂直于纵向轴线)。

传感器28连同马达32和枢转机构30一起能够沿各个方向或方位发送和接收超声波信号,所述超声波信号沿传感器28和超声波控制台之间的数据信号通信线路前行。

[0045] 所示实施例中的插管22是塑料或其他坚固柔性材料的细长装置。插管22包括在使用期间最靠近使用者的控制端和与控制端位置相反的应用端。用语“控制”和“应用”在整个说明书中用于描述插管22(更一般地,装置20)的零件之间的相对位置。作为替代性例子,如果示例性零件A被描述成位于示例性零件B的控制侧,则示例性零件A比示例性零件B更靠近沿插管22的控制端。

[0046] 壁24包围腔26,在所示实施例中,腔26处于或靠近装置20的应用端。壁24和/或插管22的控制端在使用期间可延伸到患者体外,或者可附接到延伸到患者体外的另一部件,并且可终止于用于操纵插管22的手柄或其他操作部分。在一些实施例中,插管22的应用侧形成为半球形。

[0047] 套管52是具有管腔的细长结构,并且由塑料或其他坚固柔性材料构成。套管52形成沿插管的整个长度延伸的线导引通道的至少一部分。如贯穿本说明书使用的,线导引通道是从插管的控制侧端延伸至插管的应用侧端的连续通路(或管腔)。在各个实施例中,线导引通道的多个部分由插管、马达轴、安装部件、插管22的壁部分或本文描述的其他结构限定。在所示实施例中,线导引通道大体沿旋转轴线延伸,具体是相对于插管22的应用侧。

[0048] 如在此使用的,用语“安装部件”指的是支撑传感器的多种框架或结构。安装部件的各个实施例可容许传感器围绕旋转轴线旋转运动,容纳波束形成电路,限定线导引通道的一部分,和/或包括用于容纳传感器元件的腔室,以及提供本文描述的其他特征或功能。

[0049] 如图所示,套管52大体沿旋转轴线延伸。在一些实施例中,套管52具有与旋转轴线对齐的轴线中心。在其他实施例中,插管52具有沿插管52的一些部分或整个长度偏离旋转中心的轴线中心。线导引通道(并且相应地,套管52)的尺寸形成为至少接纳线导引结构,使得线导引结构被供给通过插管22并从插管22的应用端露出。线导引通道可被配置成接纳各种尺寸的线导引结构,例如,诸如直径在0.01”和0.038”之间的线导引结构。在一些实施例中,套管52沿插管的整个长度延伸,并且形成整个线导引通道。在其他实施例中,套管52形成线导引通道的一部分(例如,线导引通道的应用侧)。在其他实施例中,多个套管(包括套管52)形成线导引通道的全部或一部分。套管52延伸至或延伸通过套管22的最远应用侧端处的壁24中的孔。在一些实施例中,套管52延伸穿过壁24足够大的距离,以与壁24密封地接合,但是套管52通常不会延伸超过壁24的外表面,以防止套管52在插管22的端部处形成尖锐的边缘或障碍。以该方式,线导引通道延伸通过插管22的应用端,同时保持钝的尖端。套管52与壁24密封地接合,从而相对于外部环境密封腔26,即使线导引通道与外部环境流体连接。

[0050] 插管22和套管52都具有阻碍超声波信号通过的最小屏障,从而可以通过屏障合理地获得周围物体(例如,组织或植入物)的超声波图像。当被放置在周围的工作环境中时,插管22和套管52各自具有由基本透声(即,具有小的超声波衰减,具有与周围环境类似的声阻抗,或在声阻抗方面与周围环境的差异较小)的材料构成的至少一部分,从而使其用作声窗。应该理解,仅插管22(例如,壁24)和套管52的应用端需要是声学透明的,但是在一些实施例中,插管22和套管52的更多部分或整个可由相同的材料制成。例如,当在包含身体组织和血液的身体导管内使用时,插管22和套管52优选由结构上刚性的并且具有与诸如血液的

体液的声阻抗类似的声阻抗的材料构成。可能的材料可包括例如聚合物材料,诸如高密度聚乙烯、聚甲基戊烯(PMP)或丙烯腈-丁二烯-苯乙烯(ABS)。已经确定,在一些情形中,至少位于声窗内的插管22的部分的厚度可约为与超声波信号的中心频率相对应的波长的 $N/2$ (其中, N 是正整数)。

[0051] 插管22或至少腔26的特定实施例是圆柱形的,并且其尺寸设计成用于插入并穿过身体导管,诸如插入股动脉并朝向心脏穿过股动脉。壁24可具有端口或其他特征,用以容许将耦接流体(例如,盐水、油或酒精)注入腔26中,以给予腔26与壁24及周围身体环境(例如,血流)的超声波特征类似或大体相同的超声波特征。在一些实施例中,可将轴承或其他密封构件(为了清楚起见未示出)放置在马达32和传感器28(或腔26的包含传感器28和流体的部分)之间。

[0052] 在图1的实施例中,传感器28被安装在枢转机构30中,以允许传感器28围绕旋转轴线转动以及围绕枢转轴线枢转。这种双轴线移动能够提供3D成像。在所示实施例中,枢转机构30是双轴线式万向或万向型架(或轭),具有枢转构件57(包括传感器28)、基底50和从基底50延伸的匹配臂56(或分叉)。基底50容纳马达32的轴70,从而马达32能够围绕旋转轴线转动枢转机构30。枢转构件57经由孔60被安装到臂56上。在一个实施例中,轴(未示出)附接到枢转构件57并配合到孔60中,以用作轴,从而枢转构件57可围绕轴所限定的枢转轴线枢转。可以使用为传感器提供枢转(或提升)式旋转运动的其他万向结构,其例子在名称皆为“Devices and Methods for Three-Dimensional Internal Ultrasound Usage”的美国专利申请序列号61/713172和W0 2014/059292中解释,并且这两个申请的全部内容通过引用合并于此。

[0053] 所示实施例中的枢转构件57包括两个部段58、59。部段58和59大体被塑形成圆盘的一半(或一部分)(见图2)。连接件62将部段58连接到部段59,从而使得部段58响应于部段59围绕枢转轴线的旋转而旋转,反之亦然。换言之,部段58和59可围绕枢转轴线一起或一致地旋转。连接件62将部段58的端部附接到部段59的端部。在其他实施例中,第二连接件(未示出)可连接部段58和59的相反端部。部段58与部段59分隔开,以容纳在部段58和部段59之间延伸的套管52。因此,枢转构件57可以围绕枢转轴线和旋转轴线旋转通过一经过套管52的路径(或旋转路径)(及其线导引路径)。换言之,线导引通道与旋转轴线基本平行地放置并且位于所述路径的径向最外侧范围的径向内侧。类似地,在一些实施例中,线导引通道与旋转轴线基本平行地放置并且位于所述路径的径向最内侧范围的径向内侧。

[0054] 在所示实施例中,连接件62与套管52的邻接会限制枢转构件57围绕枢转轴线的旋转范围。在一些实施例中(未示出),连接件62被塑形,以修改枢转构件57围绕枢转轴线的旋转范围。例如,连接件62可大体被塑形成弯曲件(例如,u形),使得枢转构件57可达到最大角位移,此时传感器28的视角大体垂直于旋转轴线。类似地,可以移动连接件62附接到部段58和59上的附接点,以修改旋转范围。以此方式,枢转构件57可以自由旋转通过约180度的范围,或沿任一方向旋转约90度,直到连接件62邻接套管52。在其他实施例中,一个或多个连接件62可被配置和放置成,将枢转构件57的旋转范围限制在约90度,或限制在传感器28的视角大体平行于旋转轴线的位置和传感器28的视角大体垂直于旋转轴线的位置之间。

[0055] 一个或多个偏置构件66将枢转构件57偏置到特定的初始静止或中间(neutral)位置。在所示实施例中,偏置构件66是在一端处或附近连接到臂56并且在另一端处连接到轴

或枢转构件57的扭转弹簧(例如,通过将偏置构件66的端部插入将枢转构件57连接到臂56的轴中的凹槽中)。扭转弹簧是螺旋形弹簧;但是其他弹簧类型是合适的,并且可以相对于枢转构件57和臂56以不同方式布置。第二偏置构件66(未示出)可类似地附接到另一臂56上以及轴或枢转构件57上。在特定实施例中,当处于中间位置时(未示出),传感器28基本沿旋转轴线定向;例如,传感器28具有与旋转轴线基本对齐的视角,其中枢转构件57大体垂直于旋转轴线。在其他实施例中,中间位置可以不同,例如,是视角基本垂直于旋转轴线的位置。

[0056] 如前所示,在所示实施例中,传感器28被包括在枢转构件57中。在所示实施例中,传感器28是分离的单个元件式传感器,其一个元件在部段58上,另一个元件在部段59上,从而使得两个元件的位置相对于旋转轴线大体彼此相反。图中示意性地示出了传感器28。用语“传感器”应该被理解成既包括两个或更多个零件形成的组件,也包括单个部件。还应该理解,本文使用的“传感器”包括发送超声波信号(即,将电(RF)信号转化成超声波)的装置、接收超声波信号(即,将超声波转化成电(RF)信号)的装置、或两者。超声波的发送可发生在传感器28中的一个元件处,并且接收可发生在传感器28中的另一个元件处。本文描述的传感器可具有作为各个传感器的一个或多个压电元件,并且可与体内或体外的其他传感器相结合地操作。例如,本文使用的“传感器”包括位于旋转且枢转构件上的分离的单个元件式传感器、旋转且枢转构件上的单个元件式传感器、或者旋转且/或枢转构件上的一系列元件。

[0057] 本文描述的实施例中所使用的示例性传感器28包括衬背40、一个或多个超声波元件42、以及匹配层43。图13示出了示出传感器28的各个零件的示例性传感器28,但在此对传感器28的论述也应用于本文描述的其他实施例。至少一个超声波元件42附接到衬背40的一侧、与衬背40的一侧相邻放置或位于衬背40的一侧附近。在图1的实施例中,一个或两个部段58、59可包括传感器28。匹配层43附接到元件42的一侧。在一些实施例中,可通过附接匹配层43并在其后弯曲元件42或者通过在匹配层43之上添加声学透镜(例如,橡胶透镜),使元件42对焦。

[0058] 在一些实施例中,元件42是能够将电能转化成声波并且将声波转化成电能的压电元件。如所表明地将元件42放置在衬背40的一侧上会产生定向的超声波束方向。衬背40是声阻抗不同于传感器元件42的声阻抗的与元件42相邻放置的任何层。在各个实施例中,衬背40可具有不同的设计和功能。可通过调整衬背40的声阻抗(即,材料选择)和尺寸,控制传感器的各种参数,诸如分辨率、灵敏度和强度。为了强调分辨率,吸收式衬背是优选的,并且通常由具有中等至高声阻抗和高衰减的材料制成。为了强调灵敏度,低声阻抗衬背是优选的,其可朝向元件42的匹配层侧反射更多能量。被设计用于治疗用途的传感器需要能够产生高强度的超声波信号,在此情形中,与元件42相比,衬背40可以是低声阻抗材料。虽然衬背40通常被描绘成本文公开的传感器的一部分,但在一些情形中,衬背40是可选的。

[0059] 当对元件42通电以产生声学信号时,由于衬背40的声阻抗以及与元件42的声阻抗的不匹配,一部分信号在衬背40中被阻尼。所述不匹配容许在衬背40内在一定程度上阻尼声学信号,从而使得这类声学信号实际上仅穿过传感器28的匹配层侧从元件42向外投射。匹配层的声阻抗一般在元件42和传感器28周围介质的声阻抗之间,以便最小化传感器28和传感器28周围介质之间的不匹配的声阻抗。如所论述的,传感器28可以是单个元件式传感器,其能够发送和接收医学超声波过程中通常使用的频率范围内(诸如,例如,在20KHz至100MHz范围内)的超声波。在一些例子中,传感器28可包括沿旋转轴线延伸或位于枢转构件

57内的线性阵列的元件。

[0060] 枢转构件57还包括磁性层63,其可以是部段58、部段59、或部段58和部段59的一部分。在所示实施例中,磁性层63与衬背40相邻放置或与衬背40集成在一起。磁性层63可以是附接到传感器28的永磁体,与衬背40相邻或靠近衬背40。替代性地,磁性层63可以合并到安装构件中。在其他实施例中,磁体或磁性材料可与衬背层集成在一起,作为复合结构或其他方法。在一些实施例中,磁性层63是被构造成与一个或两个部段58和59形状相同的径向永磁体,并且磁极与传感器28的视角对齐,其中,延伸穿过北极和南极的磁极轴线大体垂直于枢转轴线。

[0061] 在特定实施例中,枢转构件57是其上固定有衬背40(或传感器28)并且提供与轴70的可旋转耦接的主体、基底、部件或衬底。在其他实施例中,衬背40可包括用以与孔60耦接的轴。在其他实施例中,可由枢转结构30提供单独的轴,衬背40或磁性层直接或间接地固定到枢转机构30。枢转机构30允许经由将旋转运动从马达32传送到枢转结构30使传感器28围绕旋转轴线转动,并且允许经由磁性层63上的使其围绕枢转轴线移动的拉力或推力使传感器28同时围绕枢转轴线转动。枢转构件57因此能够同时围绕枢转轴线和旋转轴线旋转。

[0062] 马达32包括连接到枢转机构30的旋转轴70。轴70可通过过盈配合或类似配合附接到枢转构件30,或通过其他固定附接方式(例如,通过粘合剂、焊料或熔接)附接在基底50中的孔内。轴70是中空轴(即,轴具有从其中延伸通过的导管)并且延伸通过整个马达32。穿过轴70的导管形成线导引通道的一部分。在一些实施例中,导管容纳套管52和/或导体或其他结构,以穿过轴70。基底50中的孔的尺寸形成为足以容纳线导引结构和与轴70的联接部分。

[0063] 在特定实施例中,马达32是适于容纳在插管22的腔26内的微型马达。这类微型马达的例子包括尺寸和配置适于容纳在插管22的腔26内的压电或电磁马达。例如,马达32的特定实施例是三相无铁芯无电刷DC电磁马达,其具有很少部件、尺寸小并且复杂度很低。在其他例子中,可以使用压电微型马达,因为它具有在不需要齿轮头(机械传动装置)的情况下实现高扭矩并消除与扭矩线缆和旋转变压器相关的问题的优点。微型马达32(例如,电磁或压电马达)的直径在0.3mm至4mm的范围内,在特定实施例中,例如,约为2.0mm。

[0064] 马达32可被配置成沿单个旋转方向持续旋转轴70。在这类实施例中,枢转机构30和传感器28沿该单个旋转方向围绕轴70的旋转轴线旋转。反电动势、传感器28发送和/或接收的超声波信号、以及马达特点中的一个或多个可用作反馈机制,以精确地控制马达32(和由其旋转的传感器28)相对于装置20的其余部分的旋转位置,确保合适地记录通过传感器28获得的图像。可经由名称为“Feedback/Registration Mechanism for Ultrasound Devices”美国专利申请序列号61/713142和名称为“Substantially Acoustically Transparent and Conductive Window”的专利申请W02014/059299中论述的方法和结构完成记录,上述申请的全部内容通过引用合并于此。马达32可替代性地被配置成以往复运动方式运行,其中,轴70在沿第一旋转方向旋转(例如,旋转预定时间、弧度或圈数)和沿第二相反旋转方向旋转(例如,旋转预定时间、弧度或圈数)之间切换。名称皆为“Reciprocating Internal Ultrasound Transducer Assembly”的美国专利申请序列号61/713135和W02014/059315中论述了涉及往复运动马达的方法和结构,上述申请的全部内容通过引用合并于此。

[0065] 线圈80是围绕旋转轴线缠绕或盘绕多次的导体。在图1的实施例中,线圈80沿轴向

方向(相对于旋转轴线)位于马达32和传感器28之间,并与插管22的壁24相邻。在一些实施例中,线圈80可位于腔26内并与壁24的内表面相邻或邻接地放置。在其他实施例中,线圈80与壁24的外表面相邻或邻接地放置。在其他实施例中,线圈80集成到插管22的壁24中。在其他实施例中,线圈80围绕管状鞘(未示出)放置,管状鞘位于插管22内并且包围旋转机构30的至少一部分。以此方式,插管22或鞘为线圈80提供结构支撑。在其他实施例中,线圈80可被放置成更靠近马达32或更靠近传感器28。

[0066] 线圈80具有多个绕线(即,导电绕线),绕线与旋转轴线同心地放置。线圈80具有至少一个端部,所述端部连接到电源(未示出),如通过通向或朝向装置20的操作端的导体。在一些实施例中,线圈80具有两个端部,所述端部通过通向或朝向装置20的操作端的导体连接到电源。在其他实施例中,单个导体朝向装置20的操作端传导信号,并且腔26内的导电流体提供第二传导路径。电源可位于插管22内或外(例如,与控制台集成在一起)。电源向线圈80供应电流。以此方式,线圈80被放置成,使得对线圈80通电(或供应电流)会产生磁极与旋转轴线基本对齐的磁场。

[0067] 在图1的实施例中,磁性层63具有垂直于枢转轴线对称地布置的磁极。线圈80产生磁极与旋转轴线对齐的磁场。线圈80产生的磁场将具有最靠近枢转构件57的磁极(例如,北极),该磁极吸引磁性层的相反磁极(例如,南极),并且两个磁极之间的吸引力向枢转构件57施加扭矩。可通过改变供应到线圈80的电流的大小来改变扭矩的大小,并且可通过逆转电流方向并因此逆转线圈80所产生的磁场的极性来改变扭矩的方向。当扭矩足以克服偏置构件66的弹簧力时,枢转构件57围绕枢转轴线从中间位置旋转。连接件62与套管52(或轴70,在一些实施例中)的邻接在枢转构件的枢转范围的终点处停止枢转构件57的运动。如上述所示,可以改变供应到线圈80的电流,以便控制扭矩并因此控制枢转构件57的角速度。当枢转构件57处于其枢转范围的终点处时,可减小或消除供应到线圈80的电流,从而使得偏置构件66的弹簧力克服磁场的扭矩,以便使枢转构件57返回中间位置。例如,可供应随时间变化的电流,从而实现枢转构件57的平稳前后运动,诸如,例如,具有正弦波形的电流。替代性地,可逆转电流,以产生相反的磁场,其利用排斥磁场产生扭矩并与来自偏置构件66的弹簧力一起使枢转构件57返回到静止位置或朝向静止位置返回。在一些实施例中,可向线圈80供应交替的电流,以实现枢转构件57的往复枢转运动。名称皆为“Ultrasound Transducer Direction Control”的美国专利申请序列号61/748774和W0 2014/107323以及名称皆为“3D Catheter-Based Ultrasound Assembly with Gimbal-Mount Transducer and Single-Coil Drive”的美国专利申请序列号61/758936和W0 2014/120923论述了利用线圈驱动传感器的运动的其他例子,上述申请的全部内容通过引用合并于此。

[0068] 在一些实施例中,一个或多个声学不透明或衰减特征可被放置在声窗内,从而使得超声波场在传感器28的枢转范围的一个或两个末端处横跨不透明特征。连接件62可被放置和/或配置成,使得传感器28在超声波场横跨声学不透明特征时停止。声学不透明特征可被添加到或集成到插管22,上文通过引用包括了其例子。在一些实施例中,省略偏置构件66,在此情形中,反馈传感器用于确定传感器28的枢转角。

[0069] 如前所述,传感器28经由信号载体电连接到成像系统。如果由导电材料制成的话,则偏置构件66可联接到传感器28和/或控制台或电源,以将电信号运载到传感器28和/或从传感器28运载电信号。在特定实施例中,偏置构件66提供从传感器28到沿臂56放置的导体

(未示出)的传导路径。在一些实施例中,替代偏置构件66或与偏置构件66一起,放置其他信号载体,以从传感器28朝向装置20的控制台侧运载信号。信号载体的其他例子包括沿壁24、通过马达轴70的中心导管、经过滑动环连接结构和/或经过沿壁24的金属膜的导体(例如,金属线或线缆)。例子在名称皆为“Internal Transducer Assembly with Slip Ring”的美国专利申请序列号61/714275和W0 2014/062512中论述和示出,上述申请的全部内容通过引用合并于此。

[0070] 紧贴地包围传感器28的朝向插管22的应用端延伸的腔26部分可充满耦接流体或声阻抗类似于血液或组织的声阻抗的其他物质,诸如盐水、油(例如,矿物油或蓖麻油)或混合醇。密封件、轴承或其他结构(为清楚起见未示出)与轴70相邻放置,以提供马达32和包围传感器28的腔之间的密封。所述物质应该最小化旋转期间作用在传感器28上的摩擦。

[0071] 耦接流体和插管22的材料容许在体液和紧贴地包围传感器28的介质之间实现声学匹配。声学匹配确保当在传感器28和身体组织之间发送和接收超声波信号时信号的损失最小,这提高所得图像的清晰度。可在制造期间将流体添加到装置20中,或替代性地,可在使用前添加。当在制造期间传感器28被密封并且耦接流体被放入腔中时,与零件的长期接触使非腐蚀性流体成为必需,诸如矿物油或蓖麻油,以便保持产品的货架期。优选地,油是生物相容、声学透明的并且具有低粘度。替代性地,流体连通端口(未示出)可被放置在或产生在插管内或穿过插管壁,以容许进入,以便添加流体。在该情形中,可在使用装置20之前添加腐蚀性流体。诸如水、盐水和酒精的腐蚀性流体通常具有更加优异的生物相容性、声学透明度和粘度的结合。

[0072] 现在将给出使用装置20的例子。装置20被准备好(例如,包括将流体注入腔26中,如果尚未存在的话),被插入患者体内,并且被操纵至期望位置(例如,特定的血管中)。在一些实施例中,在向期望位置行进期间,诸如当传感器28具有向前的中间位置时,可操作传感器28,并且可利用线圈80枢转传感器28。贯穿放置过程和期望成像位置处,可操作马达32,以围绕旋转轴线转动传感器28,从而提供装置20周围的组织或其他物质的图像。线圈80可通电,以便围绕枢转轴线枢转传感器28,从而向前和/或横向地转移超声波场。相应地,传感器28围绕一个或两个旋转轴线和枢转轴线旋转。以此方式,装置20提供不仅围绕装置20的旋转轴线并且围绕枢转轴线转动的超声波信号扫描(或场),以便观看传感器28前面和/或横向的特定位置。这种双轴线移动能够提供3D,但装置20也可以围绕单个轴线旋转,以提供2D图像(下文参照图13描述被配置为仅用于2D成像的额外实施例)。

[0073] 当发送超声波信号时,超声波信号穿过插管22的壁24,直到它遇到声阻抗边界或强散射源(例如,身体组织、血小板、医学植入物、或声阻抗与体液或其他周围材料充分不同的其他材料),从而在边界处至少部分地反射超声波信号。至少一部分超声波信号被反射回传感器28或朝向传感器28散射。从传感器28经由传导路径将代表传感器28处接收到的反射超声波的一个或多个电信号发送到超声波控制台,以便向医生成像和/或显示其他数据。同时或随后,传感器28继续发送其他超声波信号,并且在某些实施例中持续重复该过程并重复该过程一段预定的时间。

[0074] 图3示出了被配置用于3D成像的装置20的替代性实施例。除了在此论述的差异之外,图3的实施例在结构和功能上与已经描述的相同。图3实施例的特征在于,替代具有臂56的万向型枢转机构,枢转构件57被可旋转地直接安装到轴70。轴70至少延伸至枢转构件57

的枢转轴线,并且轴70的至少一部分在部段58、59之间延伸。枢转构件57包括位于部段58、59之间的u形安装部件100。可旋转耦接件102容许枢转构件57相对于轴70旋转。

[0075] 安装部件100具有两个脚104、105。支撑件106在脚104、105之间延伸并连接它们。安装部件100是为部段58和59提供结构支撑的刚性结构。安装部件100可以是单个零件,或者它可通过将支撑件106连接到脚104、105而形成。部段58、59附接到安装部件100,从而使得安装部件100与部段58、59一起旋转。图3所示的安装部件100的厚度与枢转构件57的厚度大体相同,以提供更大的用于附接和支撑部段58、59的表面积。在其他实施例中,安装构件100的厚度小于部段58、59的厚度。

[0076] 在各个实施例中,可以用不同的方式形成耦接件102。在一个实施例中,耦接件102包括凹口108和枢转杆110。位于轴70的外表面上的一对凹口108用作枢转点(例如,图4)。枢转杆110的尺寸形成为用以配合到凹口108中并与凹口108相互作用,从而使得每对枢转杆110和凹口108产生容许枢转杆110在凹口108内旋转的接头。凹口108沿枢转轴线彼此相反地放置。凹口108是轴70的表面中大体半球形的凹口,但其他形状也可以,例如,诸如具有圆形底部的圆锥形。安装部件100具有沿旋转轴线从脚104、105的内表面延伸的枢转杆110。枢转杆110可构造有圆形端部(图5)、尖锐端部、平坦端部、或当与凹口108配对时适于产生枢转接头的各种其他结构。在构造期间,可通过沿轴70移动框架100,将枢转杆110与凹口108对齐,并容许枢转杆110咬合或移动到凹口108中,将安装部件100附接到轴70。一般地,安装部件100包括足够大的弹性,以使枢转杆110与凹口108接合,从而将枢转构件57固定到轴70。枢转杆110和凹口108的形状致使摩擦力最小,这容许枢转构件57基本自由地围绕枢转轴线枢转。其他实施例包括凹口108和枢转杆110的放置和布置的变形。作为一个例子,凹口108位于脚104和105的内表面上,并且枢转杆110位于轴70上。

[0077] 在其他实施例中,耦接件102包括被配置成与枢转杆110相互作用的槽口。图6示出了具有位于安装件100上的枢转杆110和轴70中的槽口的耦接件102的例子。图7示出具有位于轴70端部处的槽口112的轴70。槽口112沿枢转轴线放置,并且被配置成接纳尺寸和形状形成为能够插入槽口112中的枢转杆110。在所示实施例中,槽口112被塑形成具有通过窄插入通道114进入的圆形轴承表面。通道114容许稍宽于通道114的枢转杆110插入通过通道114,并通过包含槽口112的材料的弹性被固定到槽口112中。在其他实施例中,槽口112可被塑形成其他形状。耦接件102的其他实施例包括槽口112和枢转杆110的放置和布置的变形。作为一个例子,图8示出具有沿枢转轴线位于每个脚104、105中的槽口116的安装部件100。在该实施例中,沿枢转轴线位于轴70上的枢转杆(未示出)被配置成咬合到槽口116中。

[0078] 其他实施例包括位于马达轴70的端部上的套箍120(图9)。套箍包括部分耦接件102。例如,在一些实施例中,套箍包括被配置成与安装部件100上的枢转杆110相互作用的前述凹口或槽口。在其他实施例中,套箍包括被配置成与如前所述地位于安装部件100上的凹口或槽口相互作用的枢转杆110。

[0079] 耦接件102可包括传感器28和装置20的控制端之间的一部分传导路径。在具有枢转杆和凹口的实施例中,枢转杆和凹口可由导电材料构成或镀有导电材料。类似地,在具有枢转杆和槽口的实施例中,枢转杆和槽口可由导电材料构成或镀有导电材料。从传感器28且从装置20的控制侧端延伸出的导线(未示出)连接到凹口(或槽口)和枢转杆。凹口(或槽口)和枢转杆之间的物理连接提供了在导线之间传送电信号的通道。在一些实施例中,枢转

杆和凹口(或槽口)被构造成集成到轴70和安装部件100中的分离的导电部件。在其他实施例中,导电涂层或电镀材料可被应用到枢转杆和凹口(或凹槽)。在任何情形中,合适地构造导电部分(或提供充分的绝缘),以避免导线之间发生短路。在其他实施例中,连接到传感器28的导线沿轴70朝向装置20的控制端单独地延伸。在该情形中,导线可沿轴70的外表面和/或内表面延伸。

[0080] 图10、11和12示出了被配置用于3D成像的装置20的替代性实施例。除了在此参照图10、11和12论述的差异之外,图10、11和12的实施例在结构和功能上与其他实施例已经描述的相同。在本实施例中,枢转机构30包括具有结构200的枢转构件57,结构200是可安装到轴70上的模塑部件。结构200为传感器28提供支撑,并且包括一对枢转连接件、磁性层63、和用于传感器28的接线。

[0081] 结构200通常由刚性聚合物注塑成型。结构200包括部段202、204和连接件部分206。每个部段202、204具有:具有腔室210的上部,腔室210被配置成容纳传感器28的一部分;和具有腔室212的下部,腔室212被配置成容纳磁性层63。图12示出了腔室210、212,描绘了枢转构件57的一部分的剖面。

[0082] 在本实施例中,腔室210是新月形的。类似地,传感器28是分开的,并且每个分开的部分是新月形的。当传感器28位于轴70上时,传感器28的新月形部分可提供改进的聚焦和成像。通过在传感器28的分开部分和轴70之间提供一距离,从而使得轴70最低限度地干扰或完全不干扰从传感器28接收的发送的超声波信号,来实现改进聚焦和成像。在其他实施例中,腔室210可被塑形成部分圆形,而非新月形。

[0083] 腔室210包括位于腔室基底处和新月形腔室210的一端处的一个或多个肩部214。导体216在腔室210的基底之间延伸并延伸通过连接件部分206。超声波元件42被放置在每个腔室210内。匹配层43与元件42的每个上表面相邻放置。为了清楚起见,位于部段202的腔室210中的元件42也被称作元件42a,并且位于部段204的腔室210中的元件42也被称作元件42b。

[0084] 元件42a和42b邻接肩部214和导体216,从而使得元件42相对于腔室210的下表面悬空,以形成用作本实施例中的衬背40的空气层。利用胶将元件42a、42b的边缘密封到腔室210的侧面(但可使用其他附接方法,诸如摩擦配合),从而使得流体不能进入腔室210并损害空气层。在其他实施例中,多个肩部214位于腔室210内,并且在一些实施例中,肩部214可替代导体216用于帮助产生作为空气层的衬背40。在其他实施例中,衬背40可以是位于腔室210的每个基底处的一层材料,在此情形中,可以省略肩部214。在其他实施例中,元件42可包括被定向成配合在腔室210内的一阵列较小的矩形元件。

[0085] 腔室212被配置成容纳磁性层63,磁性层63可作为两部分式层被包括,一部分在部段202中,另一部分在部段204中。磁性层63可形成为两个零件,在每个部段202、204中形成部分圆形或新月形。在其他实施例中,磁性层63仅包括在部段202、204之一中。

[0086] 枢转连接件将枢转构件57可旋转地连接到轴70。缺口220位于结构200中,并且用作与附接到轴70的一对突起222配对的轴承表面。两个缺口220沿枢转轴位于部段202、204的内表面上,并且可被构造成结构200的表面中的浅窝或凹陷。替代性地,缺口220可被构造成从结构200的表面突起的模塑特征。突起222附接到套管228或是套管228的一部分,套管228附接到轴70。在其他实施例中,突起222附接到轴70或是轴70的一部分。突起222大

体是圆锥形的,或被塑形成具有尖锐或圆形端部的轴。突起222沿枢转轴线放置,并且被配置成与缺口220相互作用,并且提供轴70和枢转构件57之间的可旋转连接。突起222与缺口220之间的接触用作轴承表面,以容许枢转构件57围绕枢转轴线相对于轴70旋转。

[0087] 包括各种导体,以电连接元件42a和42b,同时还容许信号在枢转构件57和轴70之间通过。导体218位于结构200的上表面上,并且在元件42a和42b之间延伸。在一些实施例中,导体218刺穿匹配层43,以接触元件42a和42b。在其他实施例中,匹配层43是导电的,并且提供导体218与元件42a、42b之间的电连接。在任何情形中,导体218都将元件42a的上表面电连接到元件42b的上表面。类似地,导体216将元件42a的下表面电连接到元件42b的下表面。以该方式,通过假设两个元件42a、42b电学性质相同并且可同时发送和接收单个超声波信号,元件42a、42b可用作单个传感器。

[0088] 在所示实施例中,枢转连接件被配置成在传感器28和沿轴70延伸的导体230、231之间传递电信号。导体224、226电连接到每个缺口220。导体224与元件42b的上表面电耦接。导体226与元件42a的下表面电耦接。导体226被配置成穿过结构200的壁,以接近部段202中元件42的下表面。在一些实施例中,导体216、218、224和226在制造期间被模塑到结构200中。缺口220可由导电材料构成或镀有导电材料,以与导体224、226形成电接触。类似地,在一些实施例中,突起222可由导电材料构成或镀有导电材料,以与套管228形成电接触。套管228可由导电材料构成,在此情形中,套管228包括绝缘体部分234,其使突起222彼此电绝缘。如果轴70由导电材料构成的话,套管228类似地与轴70绝缘。导体230、231连接到套管228。

[0089] 在其他实施例中,套管228由不导电材料构成,在此情形中,导体230、231直接连接到突起222(未示出)。导体230、231是金属线或其他合适的导体,其沿轴70延伸,并且与用于在马达32的控制侧和传感器28之间传递电信号的滑动环组件或其他合适机构耦接在一起。在其他实施例中,枢转连接件未被配置成传递电信号,在此情形中,柔性金属线直接从传感器28延伸,以与滑动环或其他合适机构耦接。

[0090] 片簧238直接地或在所示实施例中通过套管238附接到轴70。片簧238为枢转构件57提供回程力,并且倾向于朝向插管22的应用端(或朝向面向前方位)推动传感器28的成像表面。片簧238附接到轴70,从而使其接合枢转构件57的连接件部分206。线圈80和磁性层63之间的磁力与片簧238的弹簧力相反。如前所述,控制通过线圈80的电流会控制枢转构件57围绕枢转轴线的移动。

[0091] 具有本文描述的双轴线运动的成像装置的其他替代性实施例包括枢转构件30和磁性层的变形。在一个实施例中,磁性层是永磁体,其磁极沿与部段58、59(或部段202、204)的主表面垂直的轴线对齐。在本实施例中,线圈80产生的磁场具有最靠近磁性层的磁极,该磁极与磁性层的最靠近线圈80的磁极相斥。当线圈80通电时,排斥力在枢转构件57上产生扭矩,扭矩致使它围绕枢转轴线旋转。在其他实施例中,磁性层与一个或两个部段58、59(或部段202、204)隔离开,其中,磁极沿与圆盘的主表面垂直的轴线对齐。在其他实施例中,部段58或59中的一个(或部段202或204中的一个)被构造成传感器28,并且另一个部段59或58包括磁性层。在其他实施例中,偏置构件66将枢转构件57偏置到其他(非面向前的)中间位置。在一个例子中,在中间位置,传感器28的视角垂直于旋转轴线,并且磁场产生的排斥力致使枢转构件57围绕枢转轴线朝向面向前位置旋转(即,传感器28的视角与旋转轴线对

齐)。

[0092] 可控制马达32和/或线圈80,以保持传感器28围绕旋转轴线和枢转轴线以特定旋转速度或模式进行旋转运动。例如,诸如围绕旋转轴线以30-100Hz之间的频率进行旋转的情态可与围绕枢转轴线的约1-2Hz的较慢枢转结合,以提供清楚的预定模式的向前和向后图像。此外,已经确定,与围绕枢转轴线的较快(例如,接近装置20的共振频率)的枢转结合的围绕旋转轴线的相对慢的旋转(例如,约1-2Hz)可提供良好的结果。当传感器28较靠近旋转轴线时提供围绕旋转轴线的较快旋转并且当传感器28较远离旋转轴线时提供围绕旋转轴线的较慢旋转的情态也可用于提高图像的帧频和清晰度。当医生认为必要或有用时,在调整传感器28的位置和超声波磁场的情况下,继续成像。

[0093] 在此参照图13描述额外的实施例,图13示出了被配置用于2D成像的示例性装置20的一部分,其具有围绕单个轴线A旋转的传感器28。装置20包括本文描述的插管22、套管52、马达32、轴70和传感器28。传感器28附接到轴70的表面,从而使其偏离旋转轴线A。在所例子中,传感器28是单个元件传感器。传感器28可围绕旋转轴线旋转通过经过套管52的路径(或旋转路径),并且被配置成使其配合在壁24和轴70之间的空间中。轴70容纳套管52,套管52形成线导引通道的全部或一部分。

[0094] 在所实施例(图13)中,滑动环组件90附接到马达32和轴70或与马达32和轴70相邻放置,并且提供旋转的导体92和不旋转的导体94之间的电连接。不旋转导体94沿控制方向穿过插管,以连接到控制台(未画出)。在一个实施例中,不旋转导体94沿壁24的内表面延伸。旋转导体92连接到传感器28。对滑动环配置的描述包括在上文中。在其他实施例中,马达32被配置成往复运动,其描述包括在上文中。

[0095] 参照图14、15和16在此描述其他实施例,图14、15和16示出了被配置用于3D成像的示例性装置20的一部分。装置20具有传感器28,传感器28被配置成围绕单个轴线并围绕线导引通道旋转的线性阵列传感器。在该实施例中,装置20包括插管22、套管52、马达32、轴70、传感器28、滑动环组件90和安装部件240。在所例子中,传感器28是线性阵列传感器。这种线性阵列传感器能够在围绕单个轴线旋转时提供三维成像。线导引通道延伸通过套管52、轴70、安装部件240和插管22的应用端。图14示出了示例性的可移动线导引结构239。套管52延伸到并附接到马达32的控制侧。

[0096] 虽然图14所示的实施例包括线性阵列传感器,但安装部件240可被配置成容纳单个元件式传感器或线性阵列传感器。图15示出了安装部件240可被配置成容纳单个元件式传感器的实施例。安装部件240包括容纳传感器28(包括衬背40、超声波元件42和匹配层43(图15中未示出))的腔室242。在被配置成容纳单个元件式传感器的安装部件240的实施例中,腔室242可包括位于腔室242的角落处的肩部244,以使传感器元件42悬空在腔室242的下表面上方,由此为与元件42相比具有低声阻抗的衬背层提供空间。

[0097] 利用夹在安装部件240和马达32之间的滑动环组件90形成可旋转的传感器28和相对静止的插管之间的电连接。在一个实施例中,滑动环组件91的旋转部分被胶合或以其他方式附接到安装部件240的面向马达的表面上。在另一实施例中,滑动环组件91的旋转部分被插入成型到安装部件中。槽口246容许导体在传感器28的下表面和滑动环组件90之间通过。

[0098] 孔眼248沿旋转轴线A或与旋转轴线A基本平行地延伸通过安装部件240,并为轴70

提供附接结构,以及限定线导引通道的一部分。在一些实施例中,孔眼248包括相对于旋转轴线A大体径向地延伸的一个或多个侧面通路249,其用作流体注入端口(图16)。名称为“Over-the-Wire Ultrasound System with Dual-Purpose Channel for Wire guide and Fluid Injection”的美国专利申请序列号61/885149解释了这类用于流体注入的结构例子,该申请的全部内容通过引用合并于此。侧面通路249被配置成容许将耦接流体(例如,盐水、油或酒精)注入腔26中,以给予腔26与插管22的壁及周围身体环境(例如,血流)的超声波特性类似或基本相同的超声波特性。通过在安装部件240中包括侧面通路249,线导引通路既可为线导引结构提供通道,也可以为注入耦接流体提供路径。

[0099] 穿过安装部件240的孔眼248优选具有比插管52和穿过插管22的应用端的通路的内径略大的直径。孔眼248包括在应用端处的锥形部分243,从而使得当在插管22的应用侧尖端处将线导引结构插过管腔241时,线导引结构在被插入锥形部分243中时将容易地滑入钻孔248中。管腔241被模塑到插管22的应用侧尖端的一部分中,并且从插管22的应用端延伸通过插管22的尖端的至少一部分,而不会侵入腔26。与套管52和管腔241相比,较大的孔眼248的直径和轴70的内表面容许装置20的可旋转零件(即,安装部件240、轴70等)旋转,而不会受到线导引结构239的过分干扰或摩擦,线导引结构239因较窄的管腔241和套管52而在轴线A的径向方向部分地受限。

[0100] 在一些实施例中,安装部件240被配置成容纳元件42的阵列,如图14所示。在该情形中,肩部244被替换成沿腔室242的两个壁延伸的结构,以为每个元件42提供支撑。替代性地,衬背40可包括为一个或多个元件42提供支撑的一层材料。在一些实施例中,安装部件240自身用作传感器28的衬背40。

[0101] 在各个实施例中,安装部件240和传感器28可被配置成提供传感器28的交替方位。在图14、15和16所示的实施例中,传感器28被配置成具有基本平坦的表面的单个元件式传感器或线性阵列传感器。在其他实施例(未示出)中,腔室242可被配置成容纳传感器28,从而使其具有不平行于旋转轴线A的表面。在一个示例性实施例中,腔室242具有成角度的下表面,从而使得传感器28的表面朝向插管22的应用侧端(或尖端)成角度,以提供更多的面向前三维成像能力。在其他实施例中,安装部件240和腔室242可被配置成提供各种期望形状中的任何形状,诸如,例如,弯曲的或下凹的。在这种情形中,腔室242的下表面可被配置成下凹或弯曲表面(例如),从而使得位于腔室242内的一个或多个元件42产生弯曲或下凹的传感器28的表面。在其他实施例中,如前所述,声学透镜被添加到匹配层43。

[0102] 在包括线性阵列传感器的一些实施例中,安装部件240中包括波束成形电路(未示出)。可包括用于发送和接收超声波信号的单独的电路。用于发送信号的波束成形电路可包括信号分离器以及根据传感器28的具体配置激活传感器28的指定元件的其他电路部件。用于接收信号的电路可包括多工器,以将来自多个元件42的多个信号线路转化成一个信号线路。将电路放置在装置10的旋转零件上或零件中(例如,被安装在安装部件240或传感器28内)容许简化滑动环组件90的布线和设计。一个信号线路可从插管22的控制端延伸并通过滑动环组件90。此特征使得能够将线性阵列传感器组件合并成旋转设计。

[0103] 在装置20的一些实施例中,安装部件240的与滑动环组件90邻接的部分可涂覆有疏水涂层并构造有疏水表面,从而使得耦接流体不会进入腔26的位于安装部件240和马达32之间的部段,该部段包含滑动环组件90。疏水涂层帮助确保腔26的围绕滑动环组件90的

部段包含空气和/或不导电润滑剂(油脂、硅油、矿物油或其他油)而非耦接流体。

[0104] 在使用期间,安装部件240提供将线导引通道和流体注入端口与经线式线性阵列传感器设计相结合的能力。在将插管22插入体内之前,从插管22的把手(通常利用注射器)注入耦接流体。耦接流体穿过安装部件240的侧面通路249并进入腔26。可在传感器旋转时注入耦接流体,以促进水通过侧面通路。耦接流体从包围传感器28的腔26内冲出空气。位于安装部件240和/或滑动环组件90的控制侧处的疏水表面或涂层排斥耦接流体并阻止其进入腔26的包含滑动环组件90和波束成形电路的部分中。

[0105] 本文描述的装置20的实施例可被配置成用于快速交换系统。图17示出了示例性实施例。在该实施例中,套管52具有在马达32的控制侧延伸穿过插管22的壁24的部分53。这种配置容许线导引结构或耦接流体被插在靠近马达32的控制侧的插管22的尖端附近。在该实施例中,至少对于装置20的包括马达32和传感器28的部分,插管52和/或线导引通路被配置成沿旋转轴线A或基本平行于旋转轴线A地延伸。换言之,即使当线导引通路被配置成用于快速交换系统时,传感器28也可围绕延伸穿过插管22的尖端的线导引通路旋转。

[0106] 本文描述的装置20的实施例促进通过不存在不必要的声学衰减(诸如假象、阻碍物或错误)的声窗捕获图像。例如,将传感器28放置在马达32的应用侧的位置处确保了,即使当传感器28围绕旋转轴线旋转360°以及围绕枢转轴线枢转时,可在信号中产生假象的装置20的零件(例如,金属线或其他回波材料)也未位于传感器28的声窗内或横跨声窗。以此方式,不存在可在图像或重新定向的超声波的阻挡部分内引起假象的金属线或其他反射材料。这通过整个声窗为医生提供清晰的视野。如在此使用的,用语“声窗”包括在位于传感器28和组织液或组织之间的装置20的整个所述结构中基本上不受阻碍的路径,在使用期间其可位于装置20外。换言之,整个声窗具有低声学衰减和/或具有基本匹配血液或水的声阻抗。

[0107] 装置20可与具有能够显示改变的超声波特性的部分的线导引结构耦接。例如,名称皆为“Echolucent Guidewire Tip”的美国申请序列号61/773,199和PCT/US2014/020374论述和示出了具有可在回波状态和相对无回波状态之间改变的尖端的线导引结构,上述申请的全部内容通过引用合并于此。将这类线导引结构与本文描述的装置20配对可以是有利的。在一个示例性配置中,当与图1的实施例一起使用时具有被配置成无回波的尖端的线导引结构可减少或消除声窗中假象的发生。

[0108] 装置20被配置成与被设计成用于经皮、腔内或细胞间隙过程的现有医疗装置一起使用。例如,根据具体配置,装置20可被用于不同用途的各种插管或与所述插管一起使用,例如,位于插管的应用侧上或内。本文描述的具体使用方式不表示对装置20的使用能力的任何限制。

[0109] 在本文描述的一些实施例中,霍尔传感器(未示出)、光学编码器(未示出)、超声波、反电动势、马达特性、或这些中一个或多个的组合可用于控制和/或监控马达32的角位置。已经确定了霍尔传感器有利地用作反馈机构,因为它们的小尺寸和周密设计。在一些实施例中,传感器28发送和/或接收的超声波束或信号被用作反馈机制,以准确地评估或监控马达32(和由其旋转的超声波束)相对于装置20的其余部分的旋转位置,确保合适地记录通过传感器28获得的图像。本文所示的实施例可包括其他特征,诸如索引系统。

[0110] 虽然以上论述中的一些涉及超声波系统应用下的具体使用,但是应该理解,装置

20的实施例还可用于各种其他医学过程并与各种其他医学装置一起使用。本文描述的实施例的多功能性容许装置20用于指导经皮治疗介入,诸如,例如,栓塞线圈、支架、过滤器、图表、气囊、活组织检查及注射治疗等。装置20可用于放置将用于正确地放置或指导治疗的各种解剖学标志。典型的标志包括汇合处、分叉处、侧分支、附近的脉管、附近的神经、心脏、及包含传感器的脉管或其他孔口附近的其他组织。装置20还可用于定位将被治疗或避开的患病组织。装置20可在活组织检查期间用于提供被布置到组织中的针的图像。在TIPS(经颈静脉肝内门腔静脉分流术)期间,可产生图像,以容许医生观察被放入门静脉中的针。对于AAA(腹主动脉瘤)移植,装置20可容许医生将线导引结构放入对侧腿中。装置20还可用于在布置期间和布置之后对所布置的可植入装置的位置进行成像。

[0111] 虽然本文强调了用于装置20的一些部件的特定材料,但是那些材料不意图限制适合用于装置20的材料类型。此外,在未强调材料的地方,可使用各种材料,诸如某些类型的金属、聚合物、陶瓷或适合在用于小体腔应用的装置中使用的其他类型的材料。

[0112] 装置20还可用于各种其他医学过程并与各种其他医学装置一起使用。因此,本文描述的特定使用方法不表示对装置20的使用能力的任何限制。

[0113] 对于用语“旋转”(相对于旋转轴线以及一般来说围绕枢转轴线的运动)的使用,应该理解,即使旋转常常暗示远大于 360° 的角度变化,但本文公开的装置可在某些实施例中被配置成,使得旋转角可旋转通过小于 360° 的角度。在一些例子中,用语“枢转”可能被认为比“旋转”更自然,反之亦然,但是为了本申请,用语“旋转”和“枢转”为清楚起见用于指示围绕其发生角度改变的轴线,而非角度改变的性质或大小。

[0114] 如本领域普通技术人员应该理解的,对于装置20的不同实施例在此描述的特征中的许多与装置20的其他实施例一起使用或互换,即使未详细描述特征的特定组合。

[0115] 虽然已经在附图和以上描述中详细说明和描述了本发明,但这在性质上应该被认为是说明性的而非限制性的,应该理解,仅示出和描述了优选实施例,并且期望保护落在所附权利要求所限定的本发明的精神内的所有改变、等价物和修改。本说明书中引用的所有出版物、专利和专利申请都通过引用合并于此,如同每个单独的出版物、专利或专利申请明确地和单独地被指示通过引用合并于此并且其全部内容陈列于此。

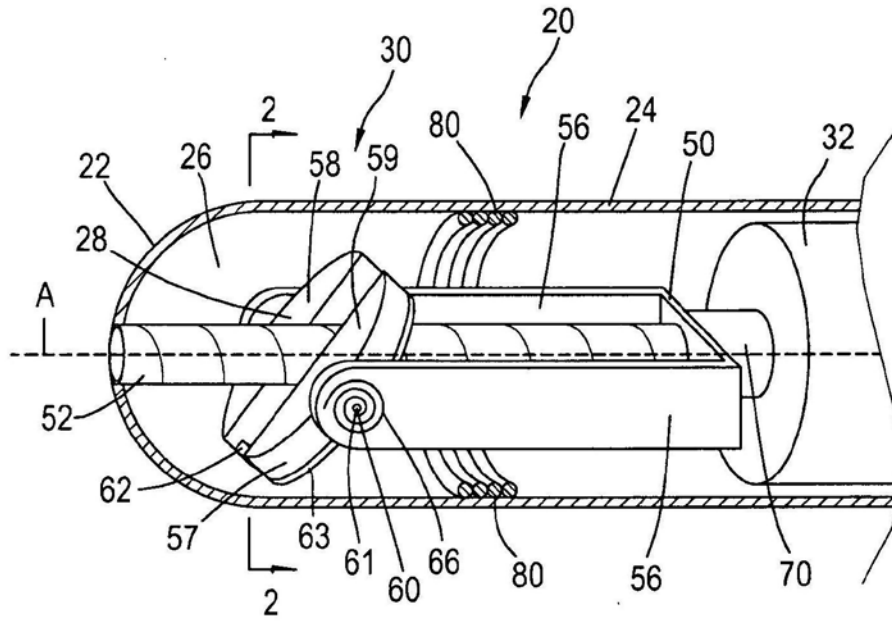


图1

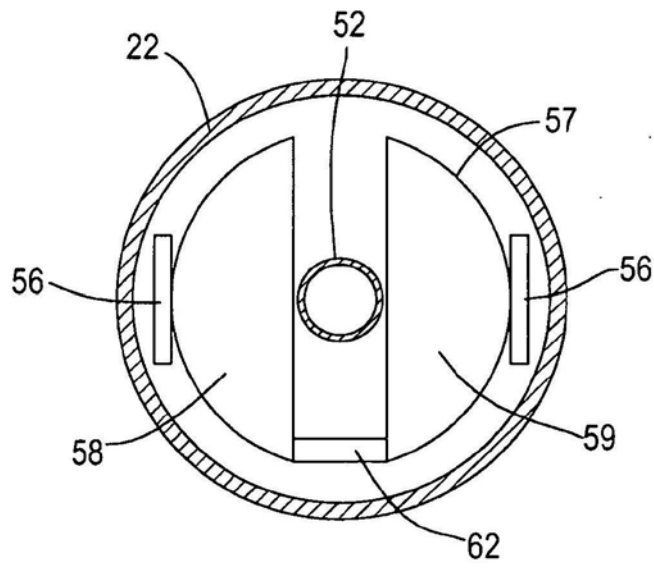


图2

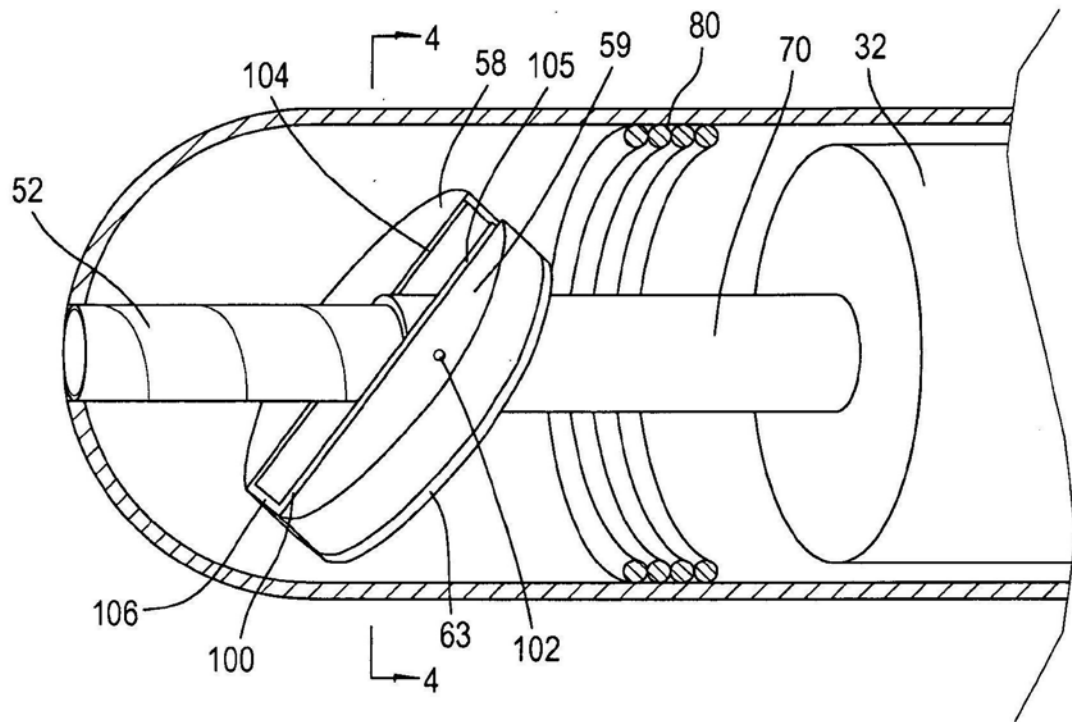


图3

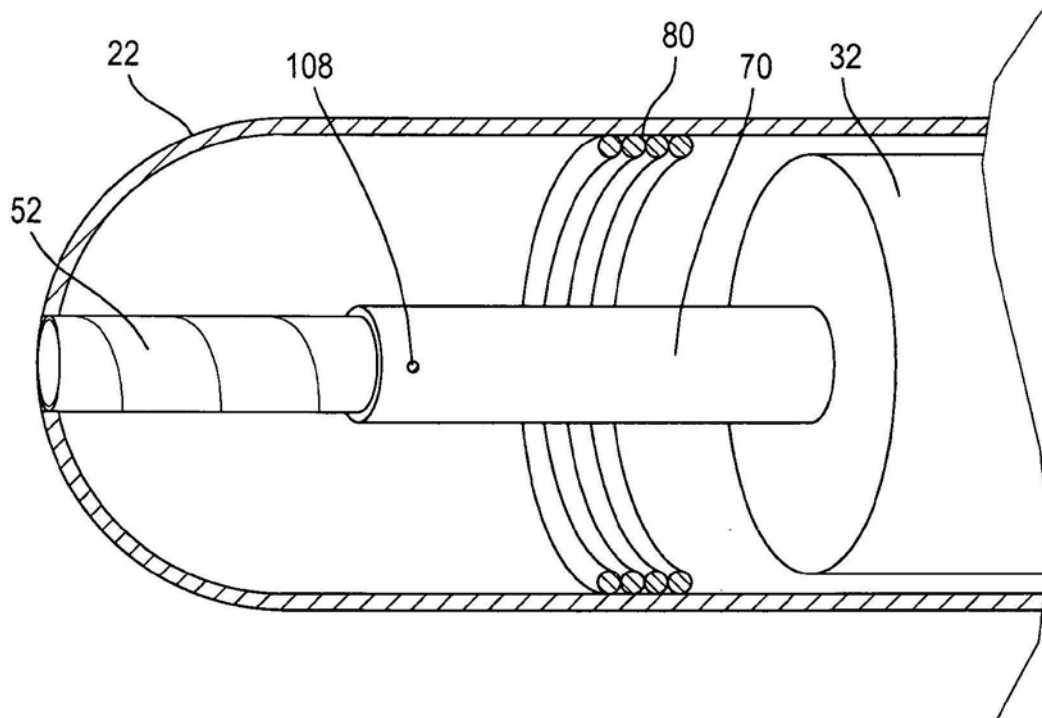


图4

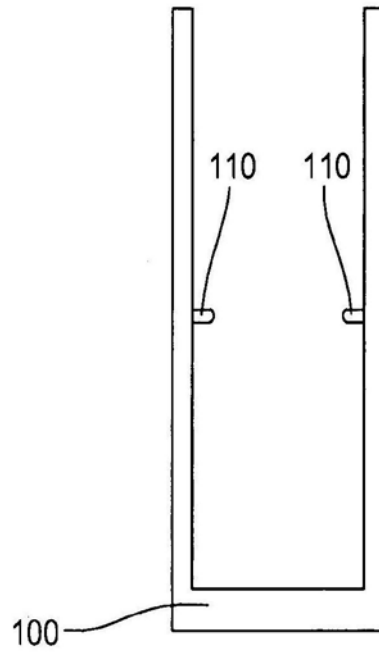


图5

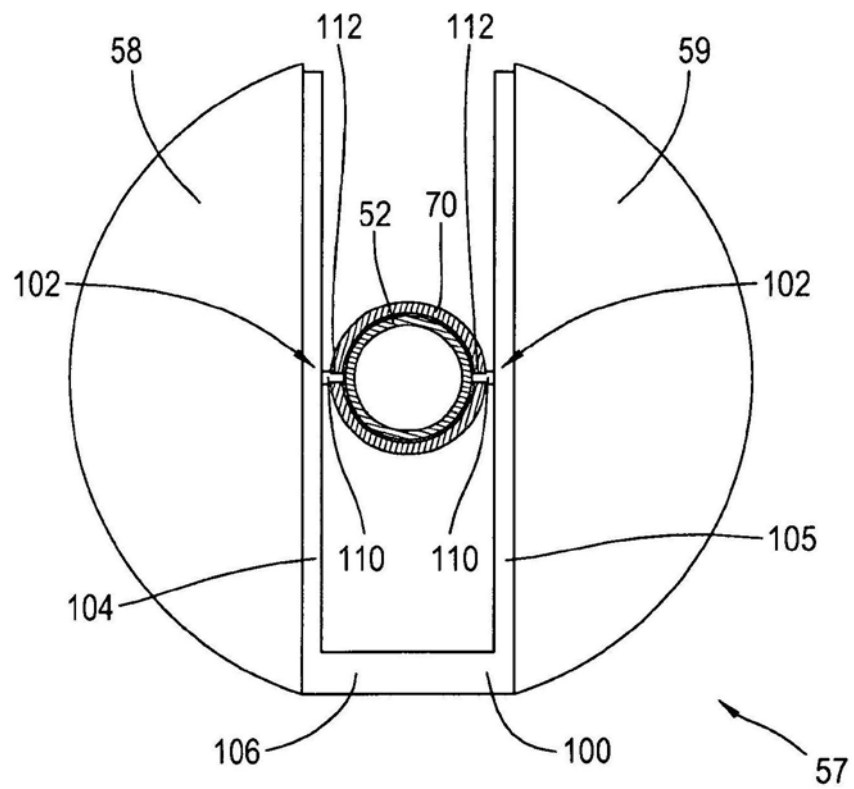


图6

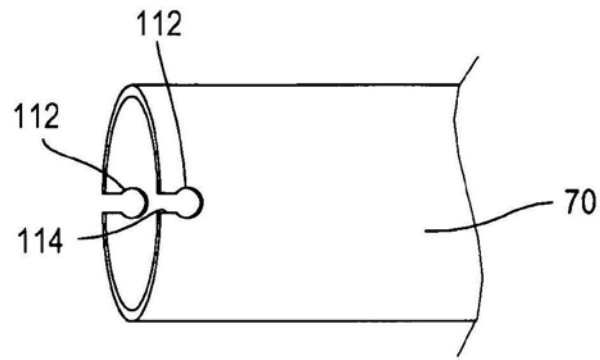


图7

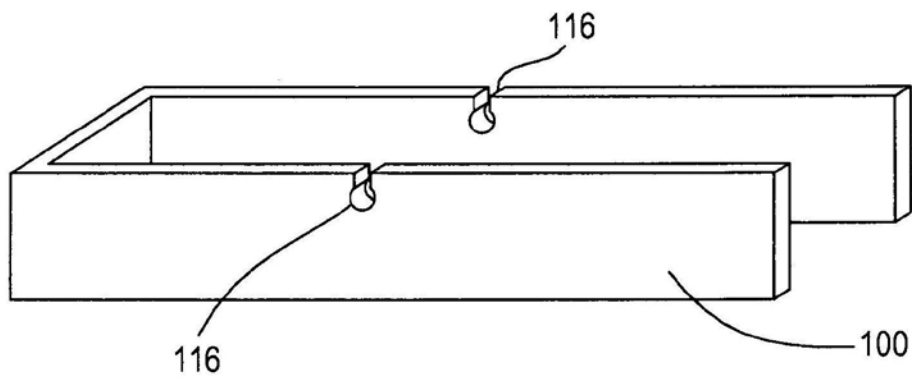


图8

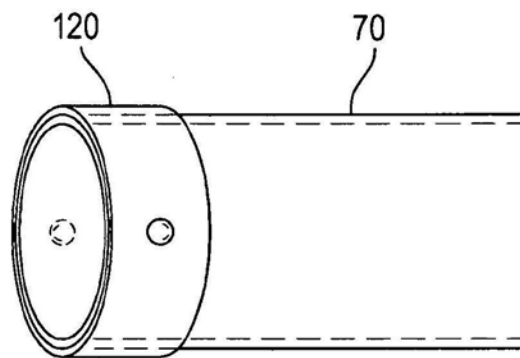


图9

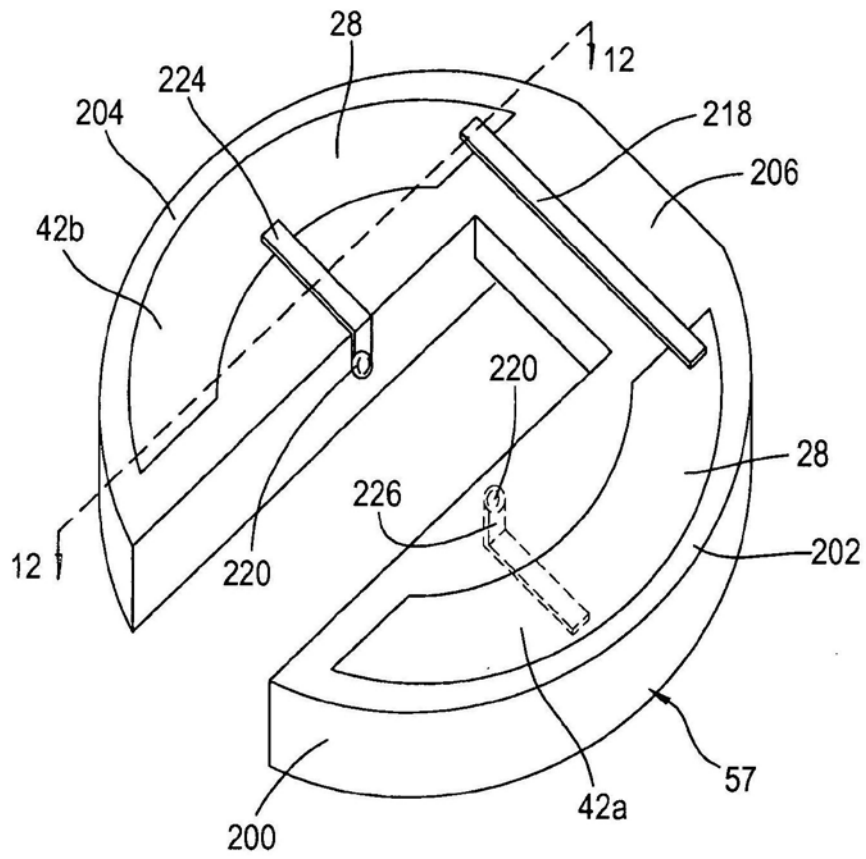


图10

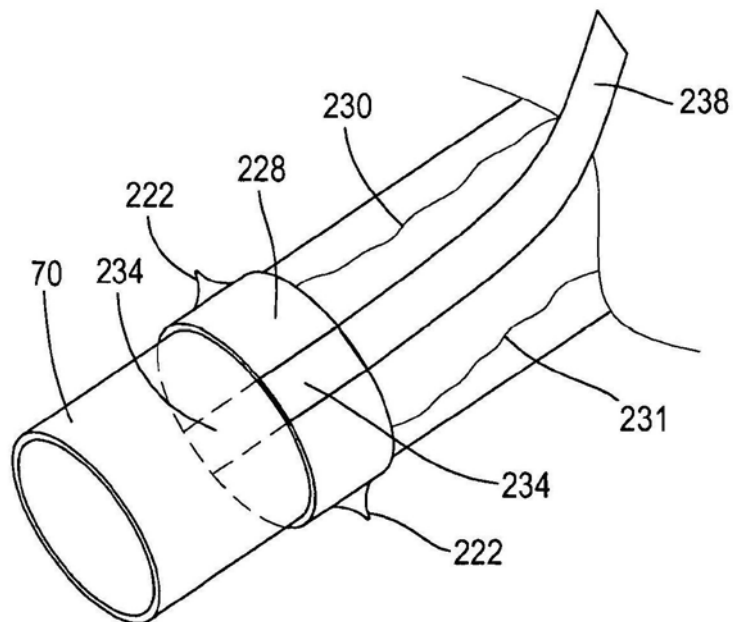


图11

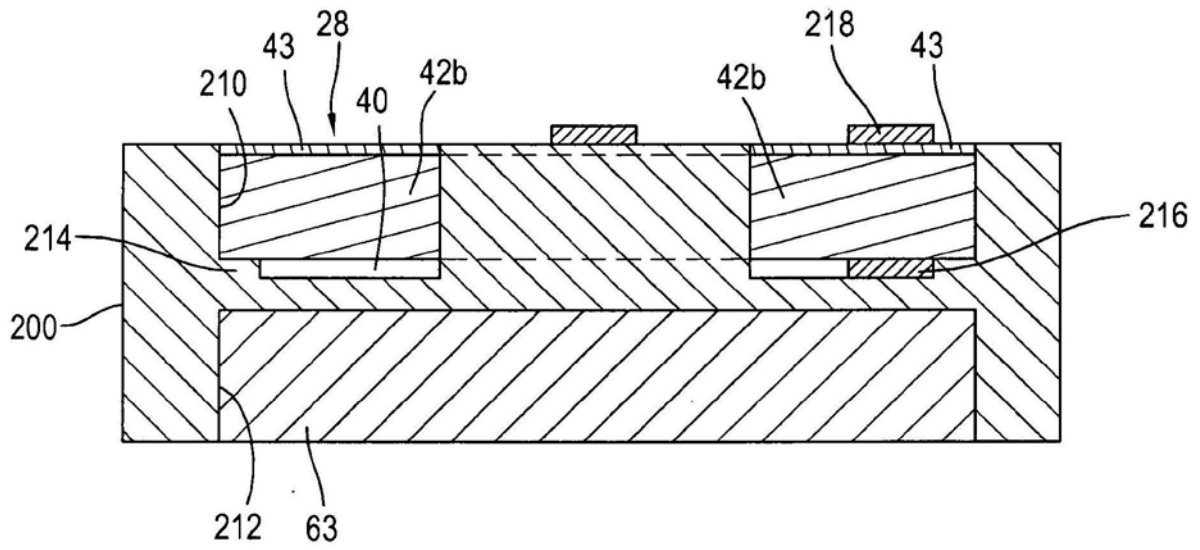


图12

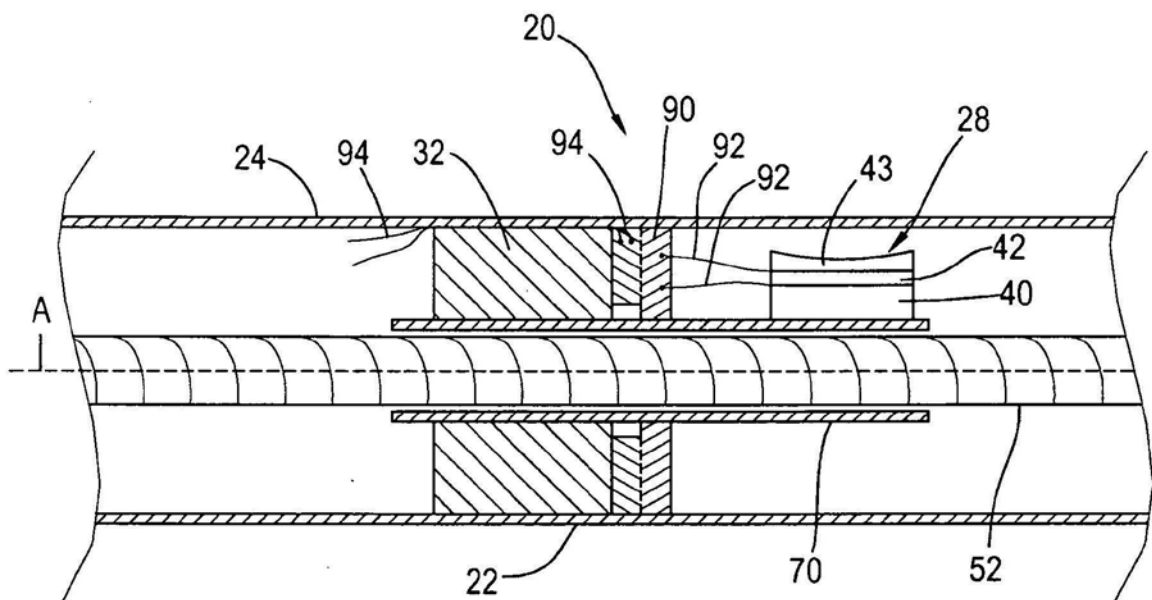


图13

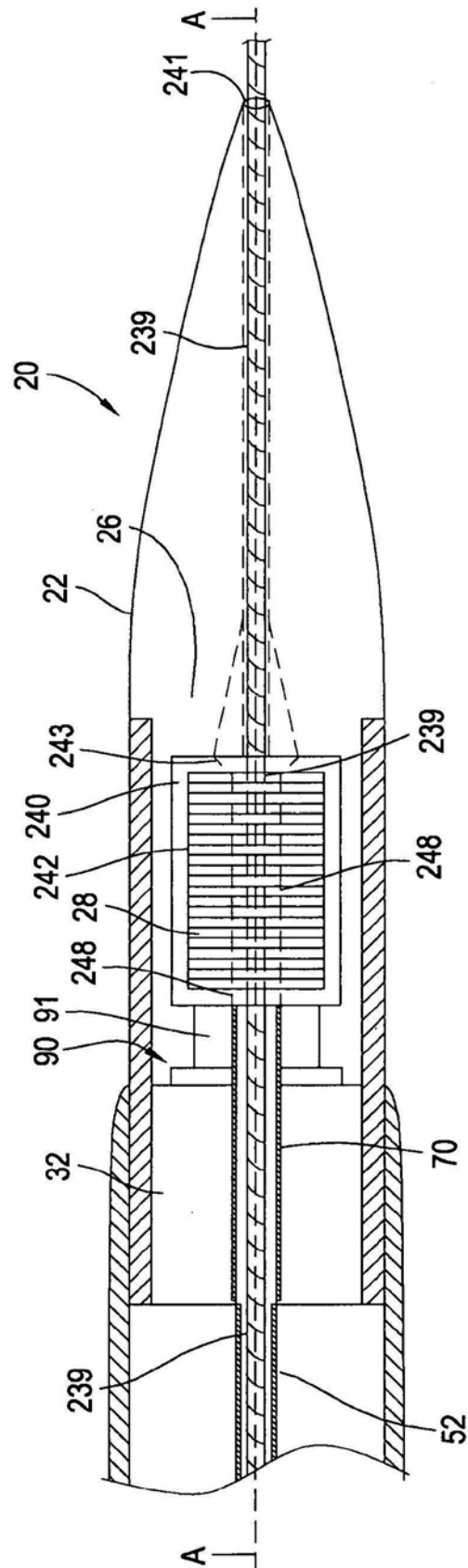


图14

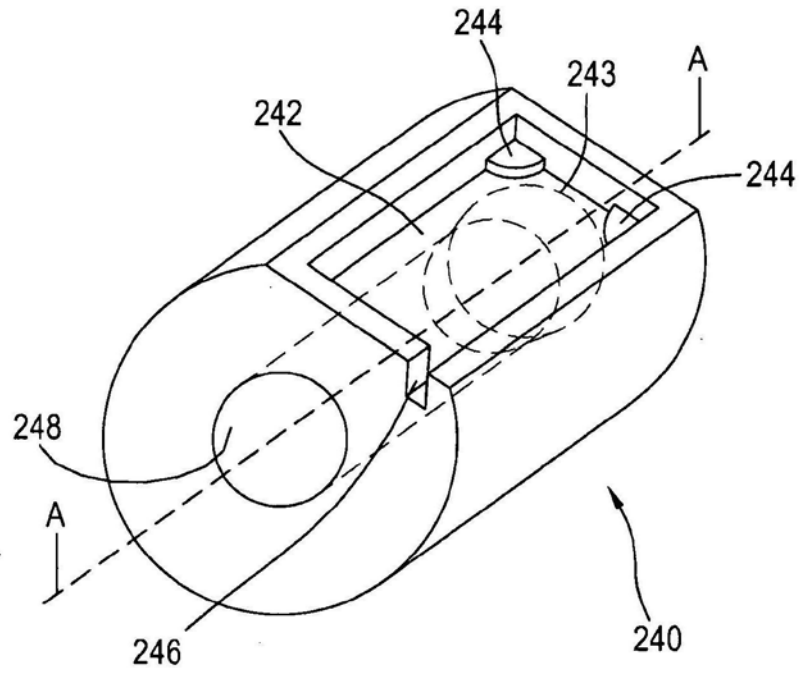


图15

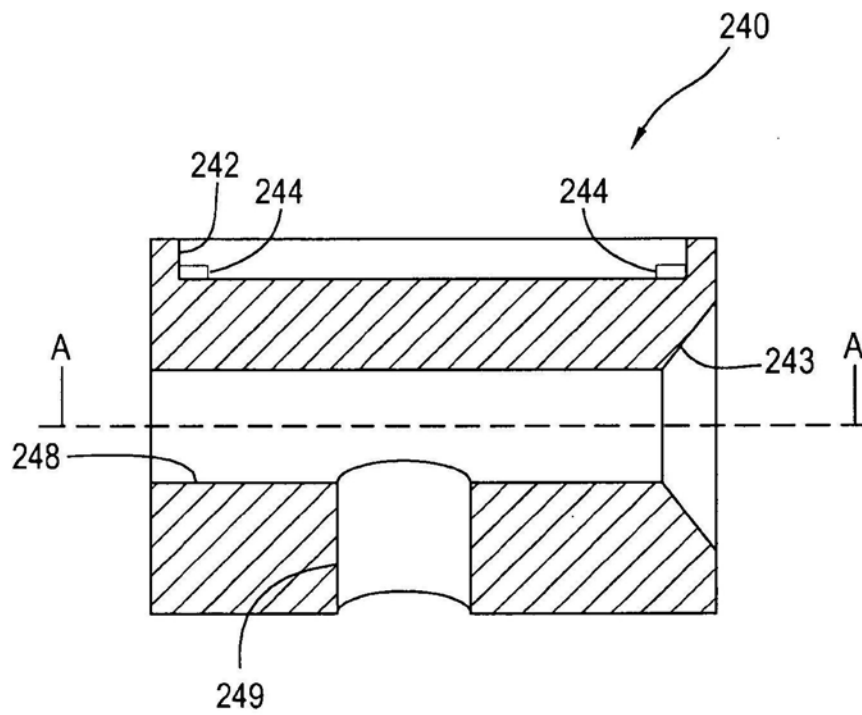


图16

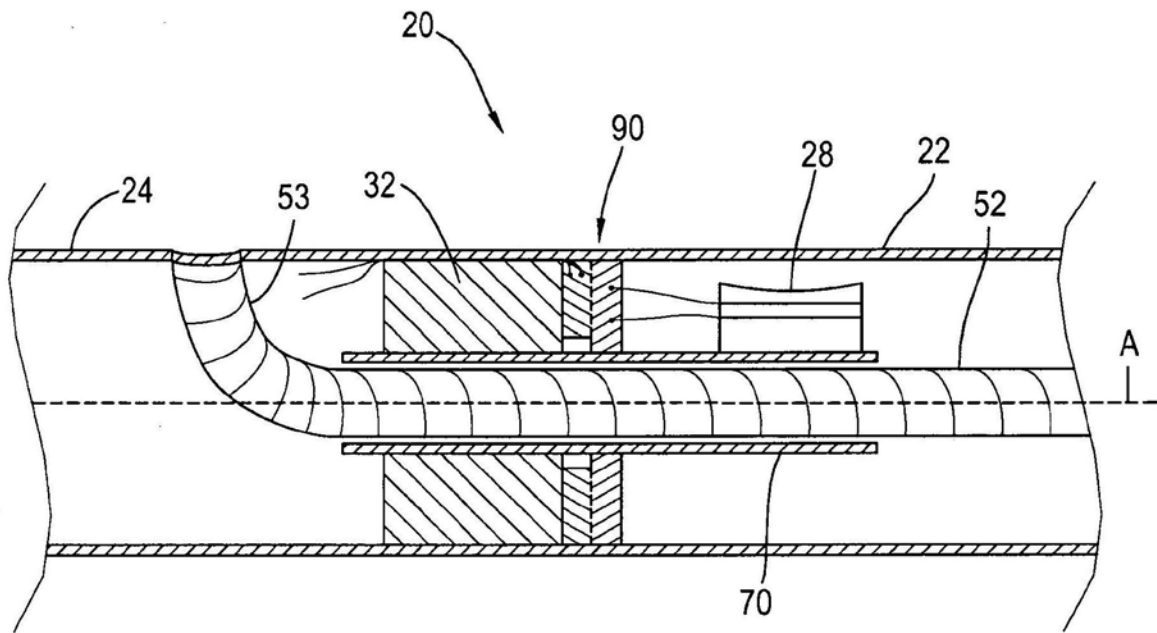


图17

专利名称(译)	经线型超声波系统		
公开(公告)号	CN105744894B	公开(公告)日	2020-06-09
申请号	CN201480063174.0	申请日	2014-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
[标]发明人	WJ哈韦尔 S罗宾斯 PS麦金尼斯 周昀 NE费伦特		
发明人	W·J·哈韦尔 S·罗宾斯 P·S·麦金尼斯 周昀 N·E·费伦特		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/018 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4444		
代理人(译)	朱海涛		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	61/885155 2013-10-01 US		
其他公开文献	CN105744894A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于对诸如血管的身体部分的内部成像的装置和方法的实施例。在特定实施例中，插管具有腔，腔内放有传感器。导线引通道延伸插管的整个长度。传感器可围绕导线引通道旋转。

