



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106793997 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201580046816.0

(22)申请日 2015.08.25

(30)优先权数据

62/042,978 2014.08.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/056419 2015.08.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/030812 EN 2016.03.03

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

申请人 火山公司

(72)发明人 P·D·科尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

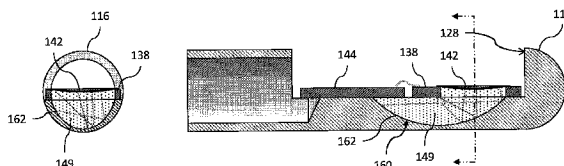
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

具有低混响壳体的血管内成像装置及相关的系统和方法

(57)摘要

本公开内容的实施例涉及具有低混响壳体的血管内成像装置及相关的系统和方法。在某些特定实施例中,本公开内容的装置包括换能器壳体,其包括在所述超声换能器的背侧上的槽,以使超声信号偏转远离所述超声换能器。例如,在一些实施方式中,提供一种血管内成像装置,其包括:导管主体;穿过所述导管主体的管腔延伸的驱动线缆;联接到所述驱动线缆的远侧节段的壳体;以及安装在所述壳体内部的超声换能器,其中所述壳体包括在所述超声换能器的背侧上的槽,所述槽被成形以使超声信号偏转远离所述超声换能器。还提供了制造这种装置和系统的方法。



1. 一种血管内成像装置,包括:
导管主体;
穿过所述导管主体的管腔延伸的驱动线缆;
联接到所述驱动线缆的远侧节段的壳体;以及
安装在所述壳体内的超声换能器,其中所述壳体包括在所述超声换能器的背侧上的槽,所述槽被成形以使超声信号偏转远离所述超声换能器。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述槽沿着所述壳体的纵向轴线具有弧形轮廓。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述槽的所述弧形轮廓沿着所述壳体的纵向轴线具有恒定的曲率半径。
4. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述槽的所述弧形轮廓沿着所述壳体的纵向轴线具有可变的曲率半径。
5. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述槽在垂直于所述壳体的纵向轴线延伸的平面内具有弧形轮廓。
6. 根据权利要求5所述的装置,其中,所述槽的所述弧形轮廓在垂直于所述壳体的纵向轴线延伸的平面内具有恒定的曲率半径。
7. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述槽被成形以使超声信号沿所述壳体的纵向轴线偏转。
8. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述槽被成形以使超声信号沿所述壳体的纵向轴线朝向近侧偏转。
9. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述超声换能器和所述槽之间的空间填充有背衬材料。
10. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置进一步包括安装在所述壳体内并电联接到所述超声换能器的专用集成电路(ASIC)。
11. 一种血管内成像系统,包括:
血管内成像装置,所述血管内成像装置包括:
导管主体;
穿过所述导管主体的管腔延伸的驱动线缆;
联接到所述驱动线缆的远侧节段的壳体;以及
安装在所述壳体内的超声换能器,其中所述壳体包括在所述超声换能器的背侧上的槽,所述槽被成形以使超声信号偏转远离所述超声换能器;以及
与所述血管内成像装置通信的处理系统,所述处理系统被配置成处理由所述血管内成像装置获得的数据。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述系统进一步包括被配置成与所述血管内成像装置的近侧部分相连接并与所述处理系统通信的患者界面模块。
13. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述系统进一步包括与所述处理系统通信的显示器。
14. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述槽沿着所述壳体的纵向轴线具有弧形轮廓。
15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述槽的所述弧形轮廓沿着所述壳体的纵向轴

线具有可变的曲率半径。

16. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述槽的所述弧形轮廓沿着所述壳体的纵向轴线具有可变的曲率半径。

17. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述槽在垂直于所述壳体的纵向轴线延伸的平面内具有弧形轮廓。

18. 根据权利要求17所述的系统,其中,所述槽的所述弧形轮廓在垂直于所述壳体的纵向轴线延伸的平面内具有恒定的曲率半径。

19. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述槽被成形以使超声信号沿所述壳体的纵向轴线偏转。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述槽被成形以使超声信号沿所述壳体的纵向轴线朝向近侧偏转。

21. 一种形成血管内成像装置的方法,包括:

提供具有开口和在与所述开口相对的侧壁中的槽的壳体;

将超声换能器安装到所述壳体中,使得所述超声换能器的前侧面对所述开口,且所述超声换能器的背侧面对所述槽,使得所述开口允许超声信号往返于所述超声换能器进行传输,且所述槽使超声信号偏转远离所述超声换能器;以及

将所述壳体联接到旋转驱动线缆;

将所述旋转驱动线缆和壳体定位在导管的管腔中。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中,提供壳体包括使用机加工、磨削、模制和放电加工中的至少一种形成所述槽。

23. 根据权利要求21所述的方法,其中,所述方法进一步包括:

提供组装模板;

将包括所述超声换能器的微机电系统 (MEMS) 部件定位到所述组装模板中;

将专用集成电路 (ASIC) 定位到所述组装模板中;

在安装到所述组装模板中时使所述ASIC电连接到所述MEMS。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中,所述组装模板将所述MEMS部件和所述ASIC相对于彼此保持在预期的位置关系中。

25. 根据权利要求23所述的方法,其中,使所述ASIC电连接到所述MEMS包括丝焊。

26. 根据权利要求23所述的方法,其中,所述方法进一步包括将背衬材料注入到所述组装模板中。

27. 根据权利要求26所述的方法,其中,所述背衬材料被注入邻近所述MEMS元件定位的所述组装模板的槽中。

28. 根据权利要求27所述的方法,其中,所述组装模板的槽被成形以匹配所述壳体的槽。

29. 根据权利要求21所述的方法,其中,所述槽沿着所述壳体的纵向轴线具有弧形轮廓。

30. 根据权利要求29所述的方法,其中,所述槽在垂直于所述壳体的纵向轴线延伸的平面内具有弧形轮廓。

具有低混响壳体的血管内成像装置及相关的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开内容总体上涉及血管内装置,尤其涉及具有用于改进成像保真度的低混响壳体的成像导管。

背景技术

[0002] 血管内超声(IVUS)成像被广泛地应用在介入性心脏病学中作为诊断工具以评估病变的血管,例如人体内的动脉,以确定是否需要进行治疗,以引导介入术,和/或评估其有效性。IVUS成像技术使用超声回波以形成所关注血管的横截面图像。通常,IVUS导管上的超声换能器既发射超声脉冲又接收反射的超声回波。超声波容易地穿过大多数组织和血液,但它们被由组织结构(如血管壁的各层)、红细胞、以及其它所关注的特征而产生的不连续而部分地反射。IVUS成像系统,其经由患者界面模块连接到IVUS导管,处理所接收的超声回波来产生所述导管所在的血管的横截面图像。

[0003] 当今普遍使用两种类型的IVUS导管:固态的和旋转的,每一种均具有优点和缺点。固态的IVUS导管使用围绕该导管的圆周分布并连接到电子多路复用器电路的超声换能器(通常是64个)的阵列。多路复用器电路选择用于发射超声脉冲和接收回波信号的阵列元件。通过发射接收对的序列的步进,固态的IVUS系统可以合成机械扫描换能器元件的效果,但没有运动部件。由于没有旋转的机械元件,所述换能器阵列可以放置成与血液和血管组织直接接触,且对血管损伤的风险最小,并且固态的扫描仪可以用简单的电缆和标准的可分离电连接器而直接连接到成像系统。

[0004] 在典型的旋转式IVUS导管中,由压电陶瓷材料制成的单个超声换能器元件设置于柔性驱动轴的末端,该柔性驱动轴在插入到所关注血管中的塑料护鞘内旋转。该换能器元件被定向使得超声波束大致垂直于所述导管的轴线传播。流体填充的护鞘保护血管组织免受旋转的换能器和驱动轴的损害,同时允许超声信号自由地从换能器传播到组织和传回。当驱动轴旋转时(通常以每秒30转),该换能器被高电压脉冲周期性激励以发射超声的短脉冲。该同一换能器然后监听从各种组织结构反射回来的返回回波,并且该IVUS成像系统根据换能器的单次旋转期间所产生的这些超声波脉冲/回波采集序列的几百个序列汇编成血管横截面的二维显示。

[0005] 虽然固态的IVUS导管由于缺少运动部件而使用简单,但它不能匹配现有的旋转式IVUS导管所获得的图像质量。在相同的高频下难以如旋转式IVUS装置一样操作固态IVUS导管,并且与较高频率的旋转式IVUS导管相比,固态的IVUS导管的较低的操作频率转换为较差的分辨率。基于阵列的成像还会产生伪影,例如旁瓣、栅瓣、较差的高程聚焦(垂直于成像平面),而对于旋转式IVUS装置来说,这些被大大减少或完全没有出现。尽管旋转式IVUS导管的图像质量有优势,但这些装置中的每一个在介入心脏病学市场中已发现短板,在易于使用是至关重要的、且针对特定的诊断需求图像质量降低是可以接受的情形下固态IVUS是优选的,而在图像质量是最重要的、耗费更多的时间准备导管是合理的情形下旋转式IVUS是优选的。

[0006] 在旋转式IVUS导管中,超声换能器通常是具有低电阻抗的压电陶瓷元件,其能够直接驱动连接换能器到成像系统硬件的电缆。在这种情况下,单对电导线(或同轴电缆)用于经由患者界面模块从系统发射脉冲至换能器,并将从换能器接收的回波信号传输回到成像系统,在成像系统中它们被汇编成图像。为了进一步改善旋转式IVUS成像的图像质量,需要使用具有更宽带宽的换能器并把聚焦整合到换能器中。如在美国专利6,641,540中所公开的,使用聚合物压电材料制造的压电微加工超声换能器(PMUT),提供大于100%的带宽以获得在径向方向上的最佳分辨率,以及球状聚焦孔径以获得最佳的方位角和仰角分辨率。

[0007] 目前在IVUS导管设计中使用的换能器壳体包括在超声换能器的背面的一个大洞或开口。当换能器组件被安装到壳体中时,该孔被填充有背衬材料。该背衬填充孔的预期目的是为了消散从换能器的后面出来的任何声波。遗憾的是,换能器壳体的小尺寸只留下大约300 μ m的空间给背衬材料,并根据所使用的背衬材料,其可能不足以充分地衰减进入背衬的声波。事实上,在某些现有的设计中,对于通过背衬传播并从背衬材料的后表面反射的声波大约只有30dB的往返行程的衰减。此外,壳体中的大开口-其必须至少和换能器孔径一样大-留下很少的结构材料来保持壳体的完整性,因为壳体必需包括在换能器的前侧的显著的开口以允许发送和接收超声信号。结果,仅存在两个非常薄的支柱结构来连接壳体的近侧部分(其通常焊接到柔性驱动线缆)到限定弹头形末端的壳体的远侧部分。

[0008] 因此,仍然需要包括具有改善的声音衰减性能和/或结构完整性的改进的成像换能器壳体的血管内成像装置、系统和方法。

发明内容

[0009] 本公开内容的实施例涉及具有低混响壳体并且结构上比传统设计更坚固的血管内成像装置。

[0010] 在某些情况下,提供一种血管内成像装置,包括:导管主体;穿过所述导管主体的管腔延伸的驱动线缆;联接到所述驱动线缆的远侧节段的壳体,以及安装在所述壳体内部的超声换能器,其中所述壳体包括在所述超声换能器的背面的槽,所述槽被成形以使超声信号偏转远离所述超声换能器。所述槽沿着所述壳体的纵向轴线可具有弧形轮廓。在这方面,所述槽的弧形轮廓沿着所述壳体的纵向轴线可具有恒定的或可变的曲率半径。所述槽在垂直于所述壳体的纵向轴线延伸的平面内也可具有恒定的或可变的弧形轮廓。所述槽可被成形以使超声信号沿着所述壳体的纵向轴线朝向近侧或朝向远侧偏转。所述槽可被填充背衬材料。

[0011] 还提供了相关的系统和方法。例如,一种血管内成像系统可包括:血管内成像装置,其包括:导管主体;穿过所述导管主体的管腔延伸的驱动线缆;联接到所述驱动线缆的远侧节段的壳体,以及安装在所述壳体内部的超声换能器,其中所述壳体包括在所述超声换能器的背面的槽,所述槽被成形以使超声信号偏转远离所述超声换能器;以及与所述血管内成像装置通信的处理系统,所述处理系统被配置成处理由所述血管内成像装置获得的数据。所述系统还可包括被配置成与所述血管内成像装置的近侧部分相连接并与所述处理系统通信的患者界面模块。另外,与所述处理系统通信的显示器可用于使通过所述血管内成像装置获得的信息可视化。

[0012] 从下面的详细描述中本公开内容的其他方面、特征和优点将变得明显。

附图说明

- [0013] 将参照附图来描述本公开内容的例示性实施例,其中:
- [0014] 图1是根据本公开内容的一实施例的成像系统的图解性示意图。
- [0015] 图2是根据本公开内容的一实施例的成像装置的图解性局部剖视透视图。
- [0016] 图3是根据本公开内容的一实施例的成像装置的远侧部分的横截面侧视图。
- [0017] 图4提供了换能器壳体的图解性横截面侧视图和端视图。
- [0018] 图5提供了根据本公开内容的一实施例的换能器壳体的图解性横截面侧视图和端视图。
- [0019] 图6是根据本公开内容的一实施例的换能器壳体的图解性横截面侧视图。
- [0020] 图7是根据本公开内容的一实施例的组装模板的图解线俯视图。
- [0021] 图8是根据本公开内容的一实施例的组装模板的图解线侧视图。
- [0022] 图9是根据本公开内容的另一实施例的组装模板的图解性侧视图。
- [0023] 图10是根据本公开内容的一实施例的具有安装在其内的专用集成电路 (ASIC) 和微机电系统 (MEMS) 部件的组装模板的图解性俯视图。
- [0024] 图11是根据本公开内容的一实施例的图10的组装模板的图解性俯视图,其示出 ASIC 和 MEMS 部件彼此联接。
- [0025] 图12是根据本公开内容的一实施例彼此联接并从图10和11的组装模板移出的 ASIC 和 MEMS 部件的图解性俯视图。
- [0026] 图13是根据本公开内容的一实施例彼此联接的 ASIC 和 MEMS 部件的图解性侧视图。
- [0027] 图14是根据本公开内容的另一实施例彼此联接的 ASIC 和 MEMS 部件的图解性侧视图。

具体实施方式

[0028] 出于促进对本发明的原理理解的目的,现在将参照附图中示出的实施例,且将使用具体语言来描述所述实施例。尽管如此,应当理解的是,并不打算限制本发明的范围。如本发明涉及的技术领域内的人员通常可想到的,对所述装置、系统和方法的任何变更和进一步修改以及任何本发明原理的其它应用均完全被设想到且包含在本发明内。具体而言,已全部设想到关于一个实施例描述的特征、部件和/或步骤可与关于本发明的其他实施例描述的特征、部件和/或步骤相组合。然而,出于简洁的目的,这些组合的多种重复将不再单独描述。

[0029] 参照图1,其中示出了根据本公开内容的一实施例的IVUS成像系统100。在本公开内容的一些实施例中,IVUS成像系统100是锆钛酸铅 (PZT) 或压电微加工的超声换能器 (PMUT) 旋转式IVUS成像系统。为简便起见,仅仅出于例示性的目的,下面的描述将利用PMUT旋转式IVUS成像系统。在这方面,PMUT旋转式IVUS成像系统的主要部件是PMUT旋转式IVUS导管102、PMUT导管兼容的患者界面模块 (PIM) 104、IVUS控制台或处理系统106,以及监视器108,以显示由IVUS控制台106生成的IVUS图像。

[0030] 现在参照图2,其中示出了根据本公开内容的一实施例的PMUT导管102的图解性局部剖视透视图。在这方面,图2示出关于PMUT旋转式IVUS导管102的更多细节。在许多方面,

该导管类似于传统的旋转式IVUS导管,例如可从VoIcano公司获得并且在美国专利No.8,104,479中描述的**Revolution®**导管,或在美国专利No.5,243,988和5,546,948中公开的那些导管,所述文献中的每一篇在此通过引用的方式整体并入本文中。在这方面,PMUT旋转式IVUS导管102包括成像芯体110和外导管/护鞘组件112。成像芯体110包括柔性驱动轴,该柔性驱动轴在近侧端部通过旋转式接口114终止,该旋转式接口114向图1的PIM 104提供电联接和机械联接。成像芯体110的柔性传动轴的远侧端部联接到容纳PMUT和相关电路的换能器壳体116。导管/护鞘组件112包括导管接头(hub)118,所述导管接头支撑旋转式接口,并提供导管组件的转动和非转动元件之间的支承表面和流体密封。导管接头118包括鲁尔锁定冲洗端口120,在使用所述导管时通过该端口注入盐水冲洗掉空气,并用超声兼容的流体填充护鞘的内腔。通常需要盐水或其他类似的冲洗液,因为超声不容易穿过空气传播。盐水还提供了用于旋转驱动轴的生物相容性润滑剂。导管接头118联接到伸缩装置122,该伸缩装置包括嵌套的管状元件和滑动流体密封件,所述管状元件和所述滑动流体密封件允许导管/护鞘组件112被伸长或缩短,以利于换能器壳体在导管102远侧部分的声学透明窗口124内的轴向运动。在一些实施例中,窗口124包括薄壁塑料管,该塑料管由易于在换能器和血管组织之间以最小的衰减、反射或折射来传导超声波的材料制成。导管/护鞘组件112的近侧轴125桥接伸缩装置122和窗口124之间的区段,并且包括提供润滑的内部管腔和最佳的刚度但不必传导超声波的材料或复合材料。

[0031] 现在参照图3,其中示出了根据本公开内容的一实施例的导管102的远侧部分的横截面侧视图。具体而言,图3示出成像芯体110的远侧部分的多个方面的放大图。在该示例性实施例中,成像芯体110在其远侧末端通过不锈钢制成的壳体116终止,并且设置有修圆的鼻部126和用于使超声波束130从壳体116中射出的切口128。在一些实施例中,成像芯体110的柔性驱动轴132包括两层或多层的反向缠绕的不锈钢丝,其以焊接或以其他方式固定到壳体116,使得柔性驱动轴的转动还提供在壳体116上的旋转。在所示的实施例中,ASIC 144和MEMS 138部件通过丝焊和胶合在一起以形成ASIC/MEMS混合组件146,其安装到传感器壳体116并用环氧树脂148固定就位。在该实施例中,具有可选的屏蔽件136和护套135的多导体电缆134的引线被钎焊或以其他方式直接电联接到ASIC 144。电缆134延伸穿过柔性驱动轴132的内部管腔到达成像芯体110的近侧端部,在那里它终止于图2所示的旋转接口114的电连接器部分。

[0032] 当组装在一起时,如图3所示,PMUT MEMS 138和ASIC 144形成ASIC/MEMS混合组件146,其安装在壳体116内,其中ASIC 144通过例如丝焊线的两个或多个连接电联接到PMUT MEMS 138。在这方面,在本公开内容的一些实施例中,ASIC 144包括放大器、发射器,以及与如上所讨论的PMUT MEMS相关联的保护电路。PMUT MEMS 138包括球面聚焦的超声换能器142。在示出的实施例中,通过丝焊线提供ASIC 144和MEMS 138之间的连接,而在其它实施例中,ASIC 144是使用各向异性导电粘接剂或适当的替代性芯片至芯片接合方法以倒装芯片的方式安装到PMUT MEMS 138的衬底。在另外的其他实施例中,ASIC 144和MEMS 138部件都附连到柔性电路衬底,该柔性电路衬底包括用以使两个部件电连接的导电路径。

[0033] 进一步参照图3,ASIC/MEMS混合组件146由环氧树脂148或其他接合剂相对于壳体116固定到位。如下面更详细论述的,环氧树脂148还用作ASIC/MEMS混合组件146的包封,作为丝焊线的绝缘和应变消除,并作为电缆134钎焊到ASIC/MEMS混合组件146处的绝缘和应

变消除。相同或不同成分的附加的环氧树脂149填充超声换能器142后面的凹部,用作声学背衬材料以吸收传入换能器142的背侧或从换能器142的背侧传出的声波。

[0034] 图4提供了换能器壳体116的图解性横截面侧视图和端视图。如图所示,背衬材料149填充在换能器壳体116中的在PMUT MEMS 138的背侧附近形成的开口或孔150。通常,相同类型的背衬材料的填充在PMUT MEMS 138的背侧形成的凹陷部分。如图所示,开口150在垂直于壳体116的纵向轴线的方向上延伸穿过壳体116。其结果是,限定开口150的每个侧壁152、154、156和158垂直于壳体116的纵向轴线延伸。图4还示出了超声信号传播出PMUT的背侧和反射离开背衬材料149的底部表面的示例性路径。如图所示,来自任何地方的沿条纹在换能器的中部下方的声波将在简单弹离背衬材料149的底部表面后直接返回到换能器。还应注意,如在图4左侧的横截面端视图中更好地看到的,由于切口128与开口150相对,所以壳体116的远侧部分和近侧部分仅由两个小支柱连接,每个支柱具有大致三角形的横截面,并且其内表面限定了侧壁156和158。

[0035] 本公开内容的实施例用槽代替在PMUT MEMS 138的换能器的后面形成的开口150。在这方面,所述槽被确定尺寸和成形以使从换能器的背侧出来的任何声波以下述方式偏转,所述方式是使得它们在返回到换能器之前被迫沿着具有多次反射的长路径。因此,在一些情况下,所述槽被确定尺寸和成形以使得超声信号的第一反射通常沿壳体116的长度传播,而不是经过它的半径。具有多次反射的这种长路径与图4所示的单个短往返路径相比,产生了更大的衰减。另外,对于从换能器的背面出来的超声波束的不同部分来说,混乱的途径产生用于混响的杂乱,进一步减少由于背衬构造造成的任何声学伪像。该槽可以包括各种形状、纹理或特征来增强声损耗。例如,壳体可通过机加工、磨削、放电加工(EDM)和/或模制来制造,并且这些不同的制造技术中的每一种对槽的可行形状和其他特征具有不同的约束。在下面示出并描述了可使用铣削或磨削方法来制造的一些简单的示例性槽结构,而EDM或模制可实现更复杂的特征。

[0036] 此外,槽的设计使壳体材料的更大部分完整,并且在一更有利的构造中,大大增加了结构的轴向、弯曲和扭转刚度。其结果是,壳体116和成像芯体总体上的结构完整性得以改善。更进一步地,本公开内容的加强的、低混响的换能器壳体还可以并入其它期望的特征,如对准特征,以确保混合换能器组件146在壳体116内的正确放置。事实上,这样的对准特征在混合换能器结构情形中尤其有用,其维持了ASIC和MEMS部件之间的精确位置关系。在这方面,本公开内容还提供了一种利于这种精确定位的制造方法。

[0037] 图5提供了根据本公开内容的一实施例的换能器壳体的图解性横截面侧视图和端视图。如图所示,代替开口150,换能器壳体116包括邻近PMUT MEMS 138的背侧形成的槽160。槽160被定义为在壳体116的材料中的凹部。尤其是,槽160由沿着壳体116的纵向轴线(如图5右侧的侧视图所示)和横向于壳体116的纵向轴线(如图5左侧的端视图所示)延伸的弧形表面162所限定。在图示的实施例中,弧形表面162在纵向和横向方向上都具有基本恒定的曲率半径。在其他实施例中,弧形表面162在纵向和横向方向中的至少一个方向上具有可变的曲率半径。图5还示出了超声信号传播出PMUT的背侧并弹离限定所述槽的表面162的示例性路径。如图所示,声波从换能器的背面经过不同的路径,通常沿壳体的纵向轴线在背衬材料149内传播,并在返回到换能器142之前沿着长路径。信号强度由于长传播距离以及多次反射而减弱。尤其是,以倾斜角度的反射由于模式转换成切变波(和其他模式)导致损

耗增加,对于IVUS来说甚至比所关注的纵波更迅速地衰减。此外,路径长度的多样性导致任何返回到换能器的混响杂乱地叠加在一起。还应注意,由于具有槽160,而不是开口150,壳体116的远侧部分和近侧部分由沿着壳体的整个长度的壳体材料的大致半圆柱形壳相连。因此,壳体116的结构完整性被大大增加。

[0038] 应理解的是,在其他实施方案中对槽160做出许多变形。例如,所述槽可被伸长(或缩短)以沿壳体的更大(或更短)的长度延伸。在这方面,槽160可朝向近侧延伸使得其与接收驱动线缆的穿过所述壳体的近侧端部的轴向孔汇合,从而提供了用以耗散混响的更长的轴向路径。其结果是,槽160的长度以及可用于吸收声波的对应长度在单个方向上可在长度上延伸到几毫米,而不是图4的设计中的约300微米。图6示出具有细长槽170的壳体116的示例性实施例。在这方面,细长槽170的深度随着它从换能器142朝向近侧延伸而逐渐减小。槽170可具有恒定的或可变的锥度。

[0039] 槽160的表面162也可以包括纹理或隆突,旨在进一步散射超声。由于超声在槽状的背衬材料内传播而增加衰减和散射,所以可以考虑更大范围的背衬材料,包括低损耗的材料(如,未填充的环氧树脂或其它可固化的聚合物材料),其可以以其他方式提供有利的声学特性,诸如低的声阻抗。

[0040] 总体上参照图7-14,将描述组装血管内成像装置,尤其是包括ASIC和PMUT MEMS的混合的换能器组件的方法的各个方面。首先参照图7和8,其中示出对准模板200,其包括基座部件202和顶部部件204。如图8所示,基座部件202包括槽206。如下面将要描述的,在一些实现方式中,槽206被确定尺寸和成形以与在换能器壳体116内的相应的槽(如在图5中示出的槽160)相配合。作为结果,基座部件202中的槽的尺寸和形状可以与其中要使用所述混合换能器组件的换能器壳体的特征相应地变化。例如,图9示出对准模板210,其包括具有槽216的基座部件212,槽216被配置成匹配在图6中所示的壳体的槽170。一般而言,对准模板200的基座部件202和顶部部件204可由任何合适的金属或塑料来形成,所述金属或塑料可承受如下所述的处理步骤,包括丝焊、胶合、环氧树脂粘接、模制等。

[0041] 再次参照图7,对准模板200的顶部部件204包括限定用于分别接收ASIC 144和PMUT MEMS 138的凹陷区域222和224的凹部220。在这方面,在限定顶部部件204的金属或塑料衬底上的凹部220通常比PMUT MEMS 138的裸片厚度小。例如,在一些情况下,PMUT MEMS 138具有75 μm 的裸片厚度,并且凹部220具有 $\sim 50\mu\text{m}$ (2密耳)的深度。凹部220还包括各种结构特征,如区域226和228,以利于ASIC 144和PMUT MEMS 138相对于彼此的精确对准和/或允许通过工具握持ASIC 144和PMUT MEMS 138以插入/移出对准模板200。在一些情况下,壳体116的内表面包括类似的结构特征,以利于混合换能器组件在壳体内以及相对于所述槽的适当放置。

[0042] 现在参照图10,示出ASIC 144和PMUT MEMS 138定位在对准模板200内,该模板使ASIC 144和PMUT MEMS 138在丝焊之前保持在它们的预期相对位置上。图11示出ASIC 144和PMUT MEMS 138通过丝焊线230彼此电连接,同时保持在对准模板200中。如图所示,丝焊线230随后封装入环氧树脂148中,以提供绝缘和应变消除。环氧树脂148还提供了ASIC 144和PMUT MEMS 138之间的机械连接,以保持所述部件之间的对准。图12示出了从对准模板200中移除的电联接和物理联接的ASIC 144和PMUT MEMS 138的混合组件146。

[0043] 应当注意的是,对准模板200的顶部部件204可以用于以不使用包含槽的基座部件

202的方式电联接和物理联接ASIC 144和PMUT MEMS 138,然而,在一些实施例中,基座部件202/212的槽206/216可以用作模具以形成PMUT MEMS 138和ASIC 144后面的预期背衬构造,作为ASIC/MEMS混合组件146的一部分。在这方面,在将ASIC 144和/或PMUT MEMS 138放入到对准模板中之前、在将ASIC 144和/或PMUT MEMS 138放入到对准模板之后但在丝焊步骤之前、或者在丝焊完成之后均可引入背衬材料149。背衬材料可以是与用于丝焊线230的粘性应变消除相同的成分,在这种情况下,它可以与丝焊线230的封装同时施加。图13和14示出这种混合换能器组件的代表性实施例,其中基座部件202/212的槽206/216已经用于形成预期的背衬材料构造。图13和14中的背衬材料149产生的“外壳”给所述混合的传感器组件提供了比用于导线应变消除的小节段环氧树脂更强的机械支撑。在这样的实施例中,壳体116可包括稍稍过大尺寸的槽,该槽被确定尺寸和成形以容纳现在是混合换能器组件的一部分的该外壳。

[0044] 对于过大的壳体槽,如果壳体槽被确定尺寸和成形以提供足够的间隙,则它可以容纳共形地涂覆有聚对二甲苯薄膜的混合换能器组件(包括背衬材料形成的外壳)。这样共形的聚对二甲苯涂层是希望的,以提供用于ASIC/MEMS混合组件146和线缆134附接的可靠的电绝缘和防潮保护。在壳体槽内没有足够的间隙的情况下,所述外壳需要在涂覆过程中被掩盖,这损害了聚对二甲苯膜的完整性。因此,过大的壳体槽内容纳共形的聚对二甲苯涂层的这种方案通过消除聚对二甲苯掩盖/修整步骤而简化了组装过程,并且它通过保持所述膜在整个混合组件上的连续性提高了聚对二甲苯的完整性。其结果是,提供了更简单的制造以及增强的性能和可靠性。此外,在没有如上所述成形的外壳的情况下,向PMUT MEMS 138的背面简单地施加聚对二甲苯共形涂层会致使具有潜在问题的界面接近且大致平行于换能器表面。这种接近换能器的界面,可能会在背衬内引入混响,降低换能器的性能。与此相比较,背衬材料的外壳使聚对二甲苯界面进一步远离换能器,并且它使所述界面成形,从而使从换能器142的背面出来的任何声波大致沿所述槽的轴向方向偏转,其中在它们返回到换能器142的背侧之前将被衰减。

[0045] 本领域的技术人员还将认识到,上文所述的设备、系统和方法可用各种方式来修改。因此,本领域的技术人员将认识到,本公开内容涵盖的实施例并不限于上文论述的特定示例性实施例。就此而言,尽管已显示和描述了示例性实施例,但各种修改、更改和替换也在前述公开内容中被设想到。应当理解,可在不背离本公开内容的范围的情况下对上文做出此类变化形式。因此,应当广义地并且以与本公开内容相一致的方式理解随附的权利要求。

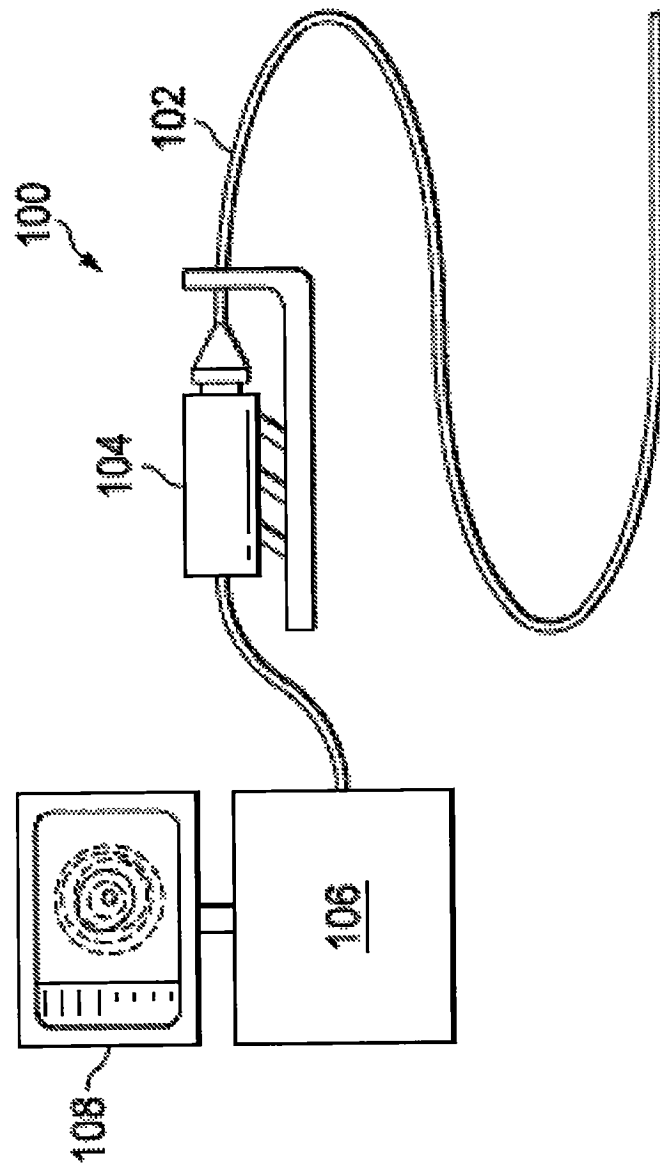


图1

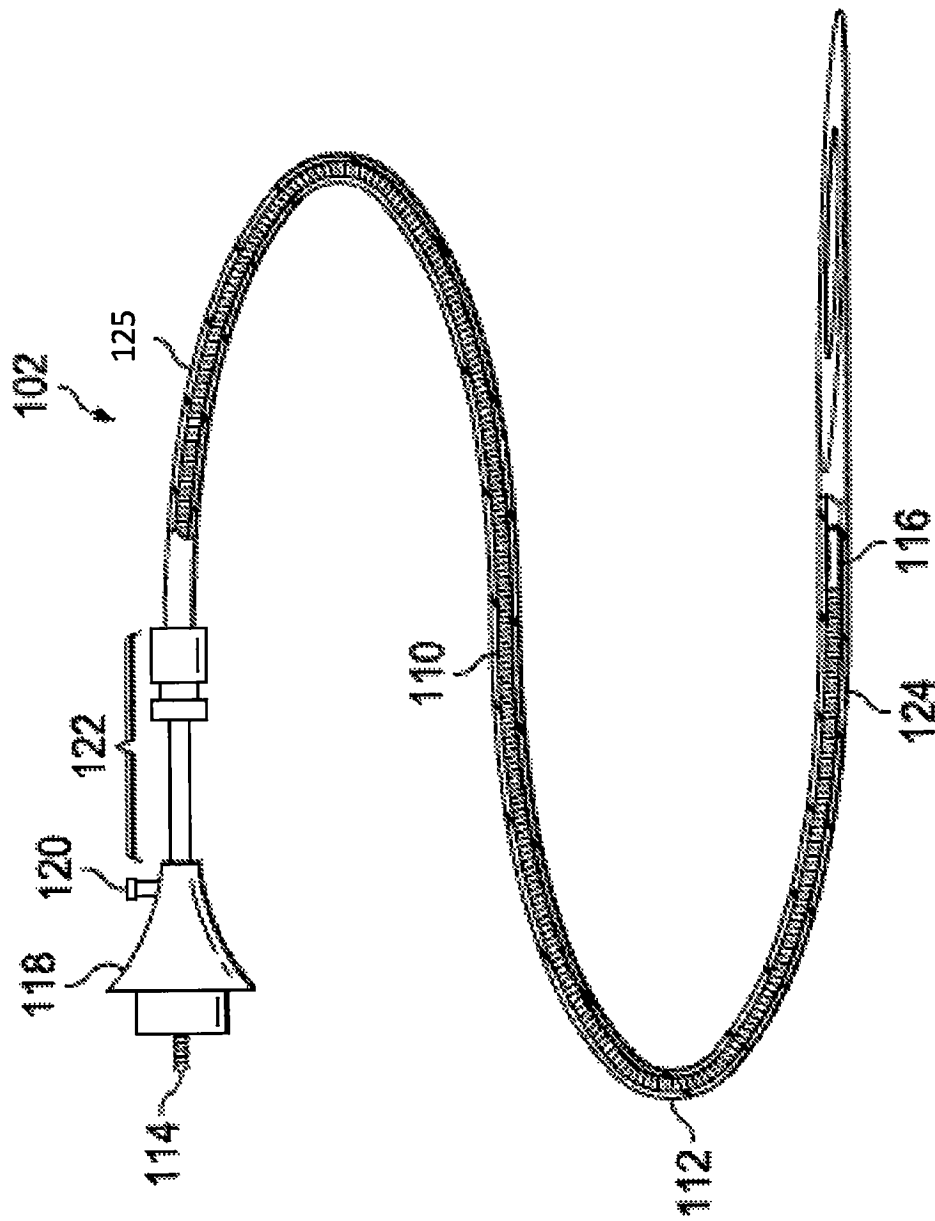


图2

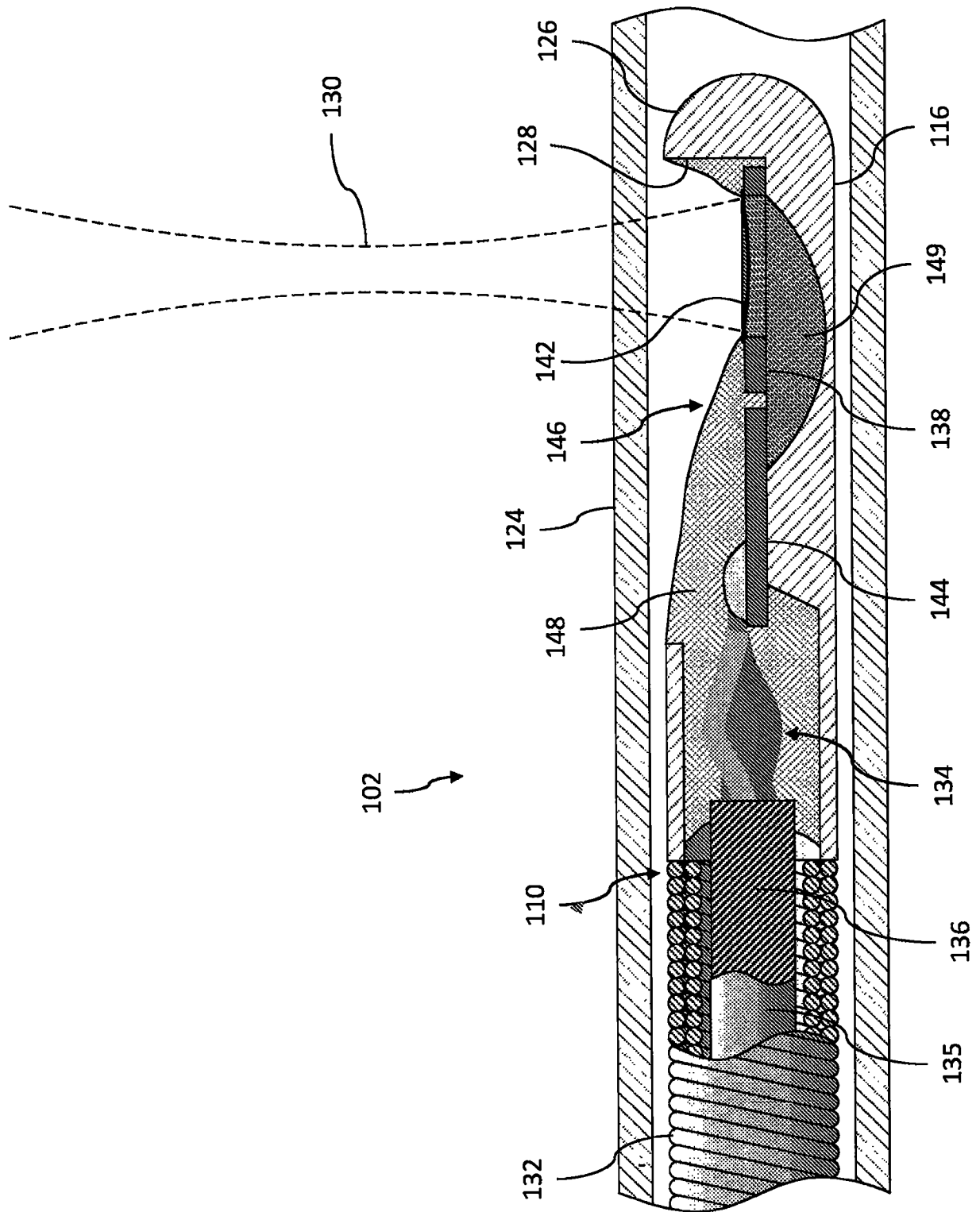


图3

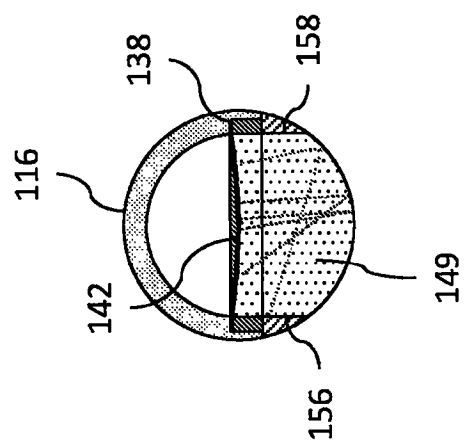
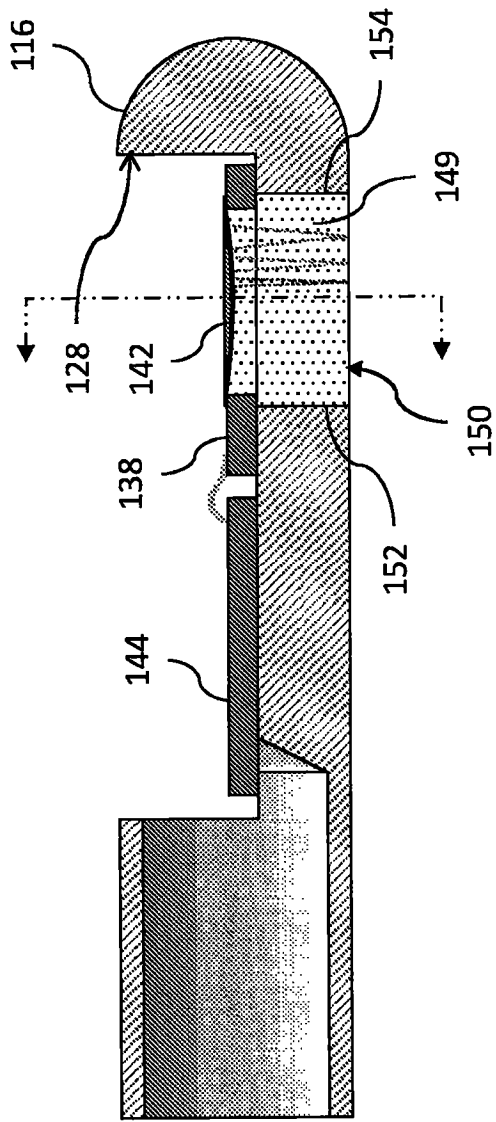


图4

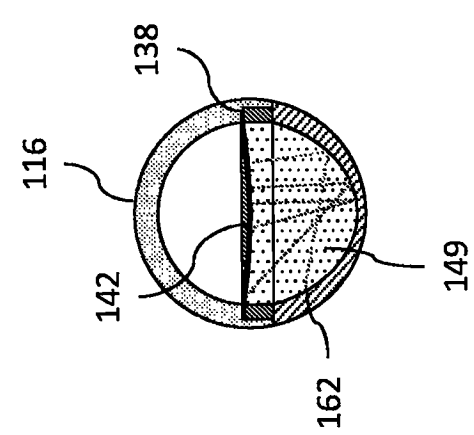
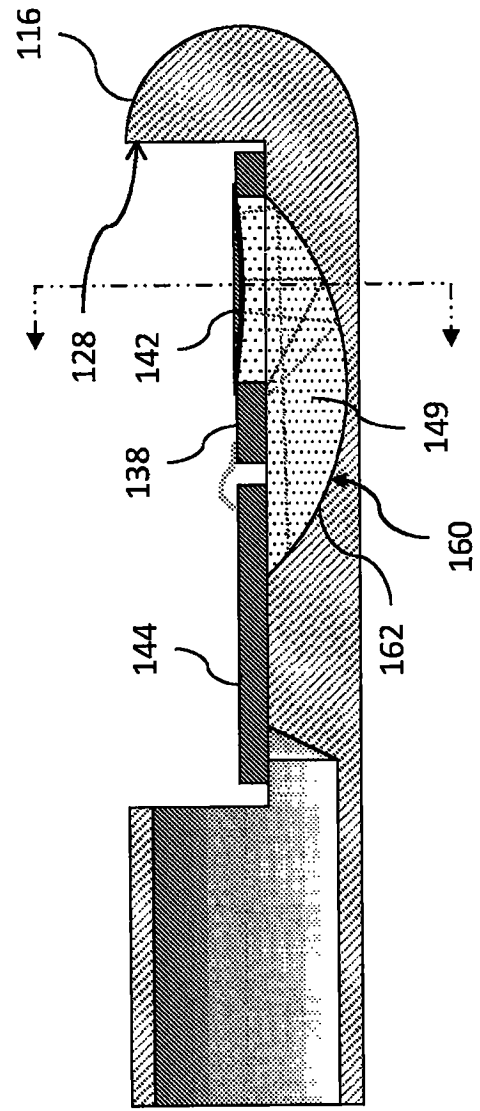


图5

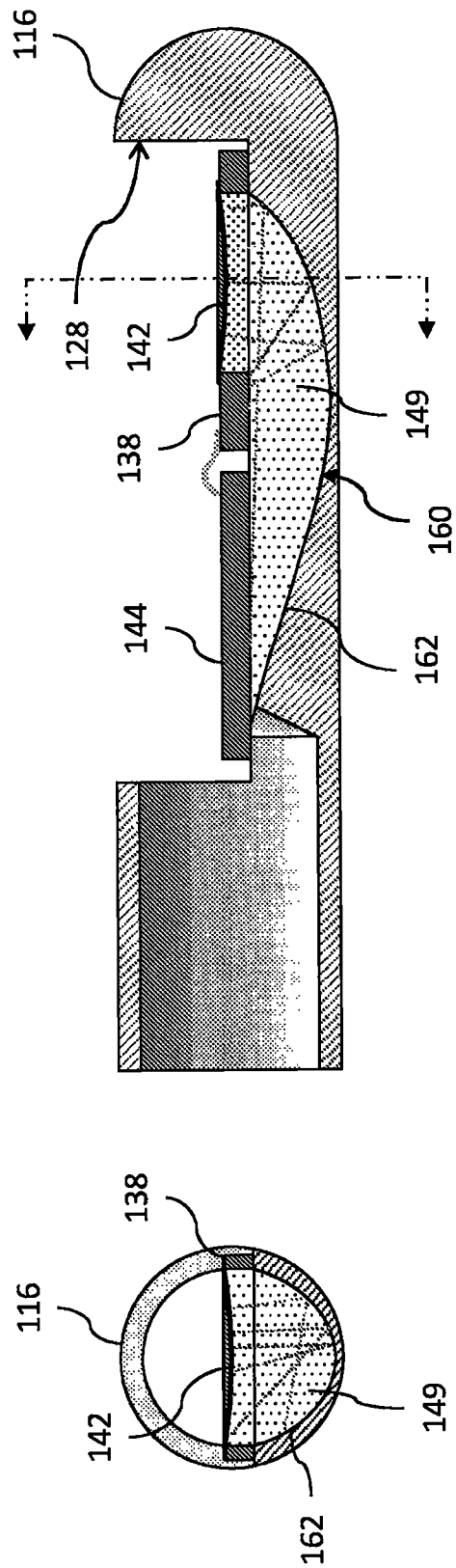


图6

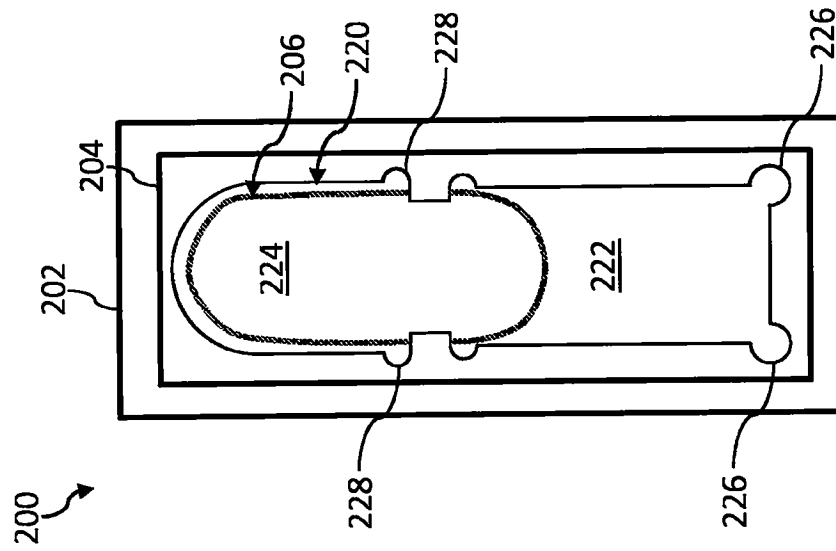


图7

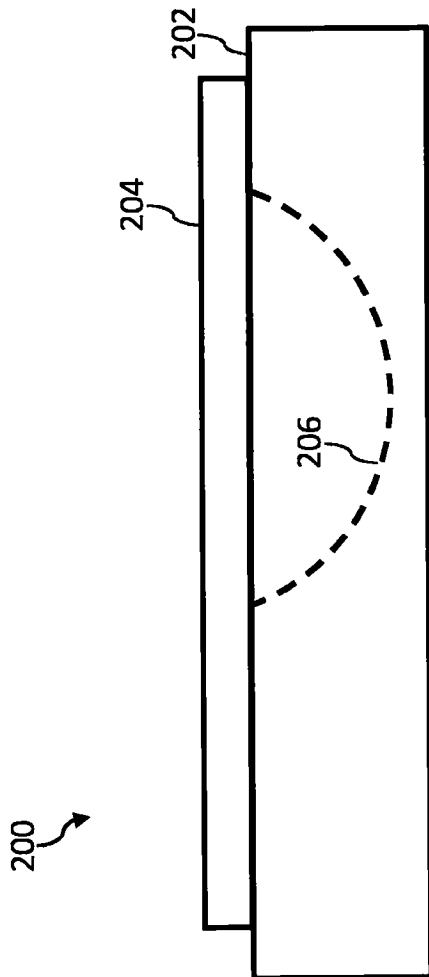


图8

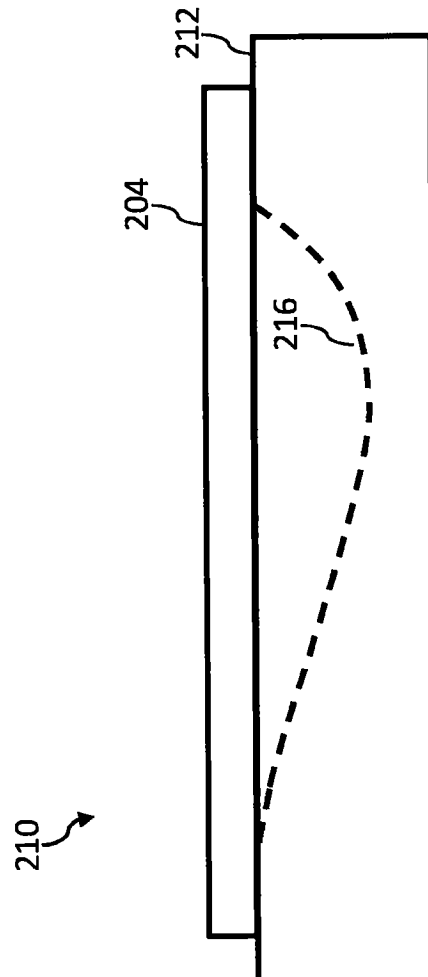


图9

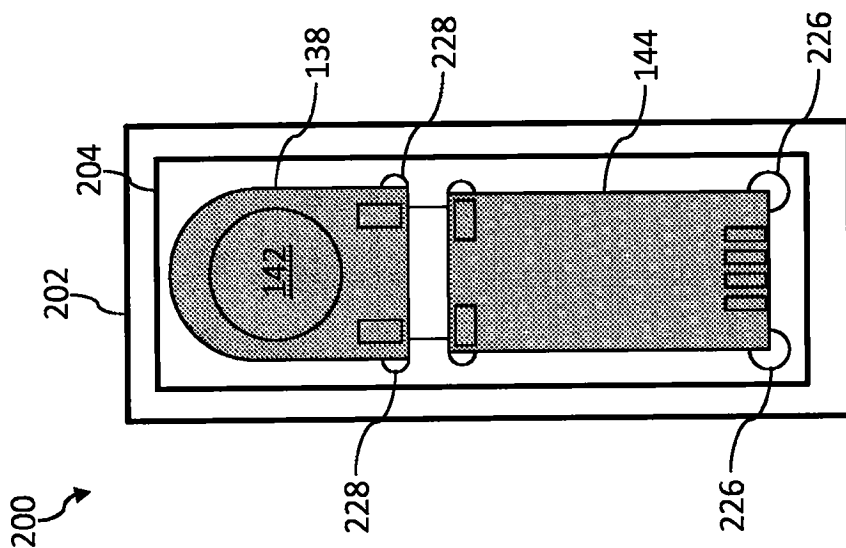


图10

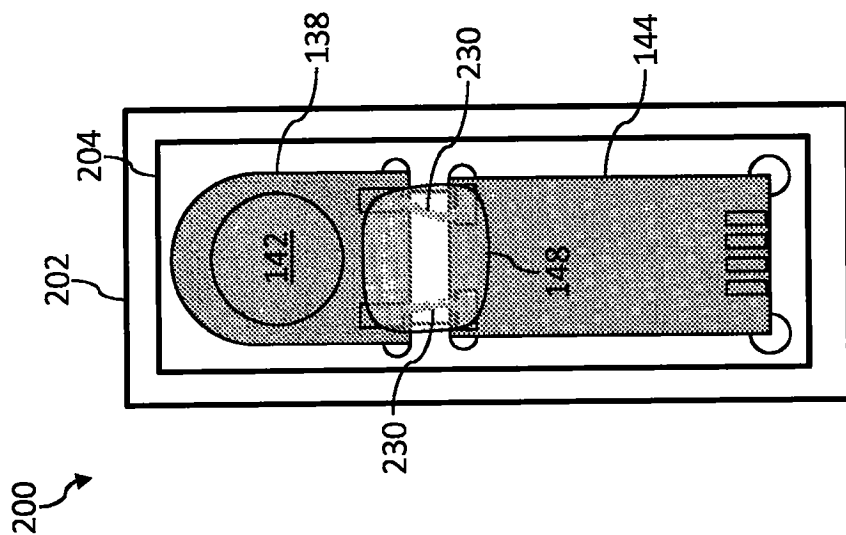


图11

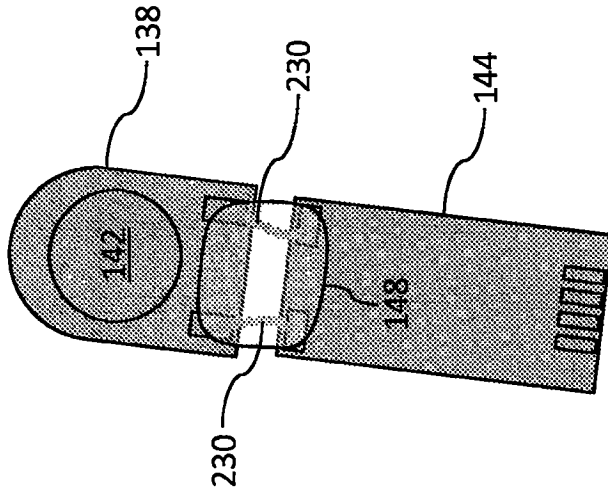


图12

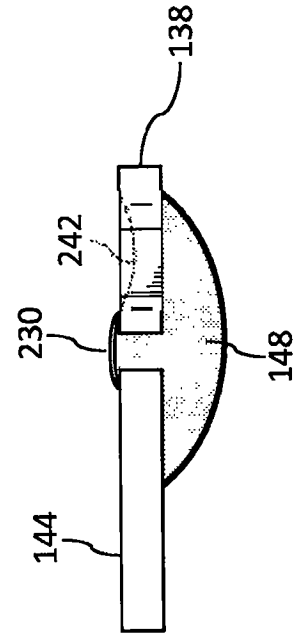


图13

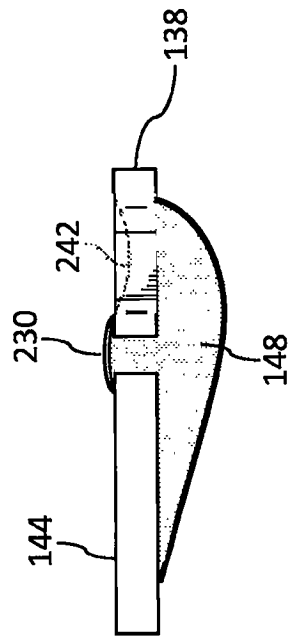


图14

专利名称(译)	具有低混响壳体的血管内成像装置及相关的系统和方法		
公开(公告)号	CN106793997A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201580046816.0	申请日	2015-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司 火山公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司 火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司 火山公司		
[标]发明人	PD科尔		
发明人	P·D·科尔		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/445 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/6851 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/52 A61M2025/0177		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	62/042978 2014-08-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开内容的实施例涉及具有低混响壳体的血管内成像装置及相关的系统和方法。在某些特定实施例中，本公开内容的装置包括换能器壳体，其包括在所述超声换能器的背侧上的槽，以使超声信号偏转远离所述超声换能器。例如，在一些实施方式中，提供一种血管内成像装置，其包括：导管主体；穿过所述导管主体的管腔延伸的驱动线缆；联接到所述驱动线缆的远侧节段的壳体；以及安装在所述壳体上的超声换能器，其中所述壳体包括在所述超声换能器的背侧上的槽，所述槽被成形以使超声信号偏转远离所述超声换能器。还提供了制造这种装置和系统的方法。

