



(12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 107635470 A

(43)申请公布日 2018.01.26

(21)申请号 201680023999.9

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

(22)申请日 2016.02.25

代理人 孙瑞

(30)优先权数据

62/120,839 2015.02.25 US

62/174,999 2015.06.12 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.10.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/019554 2016.02.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/138257 EN 2016.09.01

(71)申请人 决策科学医疗有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 E.弗赖伯格 D.克鲁斯

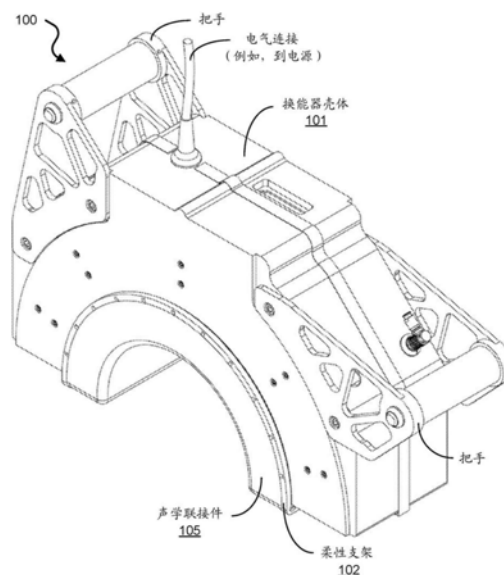
权利要求书5页 说明书16页 附图19页

(54)发明名称

声学信号传输联接和联接介质

(57)摘要

公开了用于在断层超声成像、大孔径超声成像和治疗超声中使用的装置、系统和方法,其提供超声信号换能器到身体结构的联接,用于发射和接收超声信号。声学信号传输联接能够顺应于对象的接收介质(例如,皮肤),使得在接收介质和换能器之间存在声学阻抗匹配。在一个方面,超声联接介质包括水凝胶,所述水凝胶包括形成网络的可聚合材料,所述网络被构造成捕获在水凝胶的内部的水状流体。水凝胶被构造成顺应接收体,并且声学联接介质可操作以在水凝胶与接收体接触时,在声学信号换能器元件和接收介质之间传导声学信号,使得在接收介质和声学信号换能器元件之间存在声学阻抗匹配。



1. 一种用于在换能器和目标之间传输声学能量的联接装置,包括:

换能器元件阵列,其用于朝向所述目标体积发射声学信号,并且用于接收从所述目标体积的至少一部分返回的返回声学信号;

壳体,其包括弯曲部分,所述换能器元件阵列布置在所述弯曲部分上;以及

声学联接部件,其包括水凝胶材料,所述声学联接部件能够操作以在设置在所述壳体中的换能器元件和与所述声学联接部件接触的接收介质之间传导声学信号,以朝向目标体积传播声学信号,

其中,所述声学联接部件能够顺应于所述接收介质和所述换能器元件,使得在所述接收介质和所述换能器元件之间存在声学阻抗匹配。

2. 如权利要求1所述的装置,还包括:

柔性支架,其联接到所述壳体并且能够相对于所述壳体移动,其中,所述声学联接部件附接到所述柔性支架。

3. 如权利要求1所述的装置,其中,所述水凝胶材料包括聚乙烯醇(PVA)。

4. 如权利要求1所述的装置,其中,所述水凝胶材料包括聚丙烯酰胺(PAA)。

5. 如权利要求4所述的装置,其中,所述水凝胶材料包括藻酸盐。

6. 如权利要求1所述的装置,其中,所述声学联接部件包括至少部分地包围所述水凝胶材料的外衬。

7. 如权利要求1所述的装置,其中,所述声学联接部件能够操作以便以 $0.1\text{dB}/\text{MHz}^2 \cdot \text{cm}$ 或更小的衰减系数,或者以 1.5MRayls 或更小的阻抗来传播声学信号。

8. 如权利要求1所述的装置,其中,所述声学联接部件能够经受 1000% 或更大的%伸长率,或包括 1MPa 的剪切模量。

9. 如权利要求1所述的装置,其中,所述目标体积包括活体对象的生物结构,并且所述接收介质包括活体对象的解剖结构。

10. 如权利要求9所述的装置,其中,所述壳体的所述弯曲部分包括有助于与所述解剖结构完全接触的曲率,使得所述声学联接部件与所述解剖结构的皮肤直接接触。

11. 如权利要求10所述的装置,其中,所述解剖结构包括所述皮肤外部上的毛发。

12. 如权利要求9所述的装置,其中,所述解剖结构包括乳房、手臂、腿部、包括喉部的颈部、膝关节、髌关节、踝关节、肘关节、肩关节、腹部、或胸部、或头部。

13. 如权利要求9所述的装置,其中,生物结构包括癌性或非癌性肿瘤、内部团块、结缔组织扭伤、组织撕裂、或骨骼。

14. 如权利要求9所述的装置,其中,所述对象包括人或非人的动物。

15. 如权利要求1所述的装置,其中,所述壳体的所述弯曲部分包括半圆形几何形状。

16. 如权利要求1所述的装置,其中,所述壳体的所述弯曲部分包括 360° 圆形几何形状,并且所述换能器元件阵列沿所述壳体的 360° 圆形部分布置。

17. 如权利要求16所述的装置,其中,所述壳体的所述 360° 圆形部分和所述声学联接部件提供有助于围绕活体对象的解剖结构完全接触的曲率,并且其中,所述装置能够操作以从所述目标体积接收所述返回声学信号,使得与所述装置数据通信的声学成像系统能够产生所述目标体积的 360° 图像。

18. 如权利要求1所述的装置,还包括:

多路复用单元,所述多路复用单元容纳在所述壳体的内部隔室中并与所述换能器元件阵列通信,以选择所述阵列的一个或多个换能元件以发射单独声学波形,并且以选择所述阵列的一个或多个换能元件以接收返回声学波形。

19. 一种声学波形系统,包括:

波形生成单元,其包括联接到波形发生器的一个或多个波形合成器,其中,所述波形生成单元合成包括对应于不同频带的多个单独正交编码波形的复合波形,所述多个单独正交编码波形由所述一个或多个波形合成器根据由所述波形发生器提供的波形信息产生,其中,所述单独正交编码波形彼此相互正交并且对应于不同的频带,使得所述单独正交编码波形中的每个包括具有对应相位的唯一频率;

声学信号传输联接,包括:

壳体,其包括弯曲部分,换能器元件布置在所述弯曲部分上;

换能器元件阵列,其用于朝向目标体积发射对应于单独正交编码波形的声学波形,并且用于接收从所述目标体积的至少一部分返回的返回声学波形,以及

声学联接部件,其包括水凝胶材料,所述声学联接部件能够操作以在设置在所述壳体上的换能器元件和与所述声学联接部件接触的接收介质之间传导声学波形,其中,所述声学联接部件能够顺应于所述接收介质和所述换能器元件,使得在所述接收介质和所述换能器元件之间存在声学阻抗匹配;

多路复用单元,其与所述换能器元件阵列通信,并且选择所述阵列的一个或多个换能元件以将所述单独正交编码波形转换成对应的声学波形,并且选择所述阵列的一个或多个换能元件以接收所述返回声学波形;以及

控制器单元,所述控制器单元与所述波形生成单元和所述多路复用单元通信并且包括处理单元,所述处理单元用于处理所接收的所述返回声学波形,以产生包括所述目标体积的至少一部分的信息的数据集。

20. 如权利要求19所述的系统,还包括:

模数(A/D)转换器阵列,其用于将由所述声学信号传输联接的所述换能器元件阵列接收的所接收的返回声学波形从模拟格式转换为数字格式,作为包括所述目标体积的至少一部分的信息的所接收的复合波形。

21. 如权利要求19所述的系统,还包括:

用户界面单元,其与所述控制器单元通信。

22. 如权利要求19所述的系统,其中,所产生的数据集包括所述目标体积的至少一部分的图像。

23. 如权利要求19所述的系统,其中,所述声学信号传输联接包括柔性支架,所述柔性支架联接到所述壳体并能够相对于所述壳体移动,其中,所述声学联接部件附接到所述柔性支架。

24. 如权利要求23所述的系统,其中,所述水凝胶材料包括聚乙烯醇(PVA)、聚丙烯酰胺(PAA)或具有藻酸盐的PAA中的至少一种。

25. 如权利要求19所述的系统,其中,所述声学信号传输联接的所述壳体的所述弯曲部分包括半圆形几何形状,或者所述声学信号传输联接的所述壳体的所述弯曲部分包括360°圆形几何形状,使得所述换能器元件阵列沿着所述壳体的360°圆形部分布置。

26. 如权利要求25所述的系统,其中,所述壳体的所述360°圆形部分和所述声学联接部件提供有助于围绕活体对象的解剖结构完全接触的曲率,并且其中,所述装置能够操作以从所述目标体积接收所述返回声学波形,使得所述系统能够产生所述目标体积的360°图像。

27. 一种使用声学阻抗匹配联接产生声学波形的方法,包括:

在一个或多个波形合成器中,合成被朝向目标发射的一个或多个复合波形,其中,复合波形由多个单独正交编码波形形成,所述多个单独正交编码波形彼此相互正交并且对应于不同频带,使得所述单独正交编码波形中的每个包括具有对应相位的唯一频率;

使用声学信号传输联接的换能元件阵列,从相对于所述目标的一个或多个发射位置发射一个或多个复合声学波形,所述一个或多个复合声学波形包括多个声学波形,其中,所述发射包括选择所述阵列的换能元件中的一个或多个以将相应的一个或多个复合波形的多个单独正交编码波形转换成相应的一个或多个复合声学波形的多个对应的声学波形;以及

在相对于所述目标的一个或多个接收位置处,接收从所述目标的对应于发射声学波形的至少一部分返回的返回声学波形,其中,所述接收包括选择所述阵列的换能元件中的至少一些以接收所述返回声学波形,

其中,所述发射位置和所述接收位置各自包括(i)换能器元件阵列相对于所述目标的空间位置和/或(ii)所述阵列的波束相位中心位置,

其中,所述声学信号传输联接包括声学联接部件,所述声学联接部件包括水凝胶材料,所述声学联接部件能够操作以在所述换能器元件和与所述声学联接部件接触的接收介质之间传导声学波形,其中,所述声学联接部件能够顺应于所述接收介质和所述换能器元件,使得在所述接收介质和所述换能器元件之间存在声学阻抗匹配,并且

其中,所述发射声学波形和所述返回声学波形产生扩大的有效孔径。

28. 如权利要求27所述的方法,还包括:

处理所接收的返回声学波形以产生所述目标的至少一部分的图像。

29. 一种声学联接介质,包括:

水凝胶,其包括一种或多种可聚合材料,所述一种或多种可聚合材料形成网络,所述网络被构造成捕获在所述水凝胶的内部的水状流体,其中,所述水凝胶被构造成顺应接收体的表面,

其中,所述声学联接介质能够操作以在所述水凝胶与所述接收体接触时,在声学信号换能器元件和所述接收体的接收介质之间传导声学信号,使得在所述接收介质和所述声学信号换能器元件之间存在声学阻抗匹配。

30. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述一种或多种可聚合材料包括以下的一种或多种:藻酸盐、琼脂糖、藻酸钠、壳聚糖、淀粉、羟乙基淀粉、右旋糖酐、葡聚糖、明胶、聚(乙烯醇)(PVA)、聚(N-异丙基丙烯酰胺)(NIPAAm)、聚(乙烯吡咯烷酮)(PVP)、聚(乙二醇)(PEG)、聚(丙烯酸)(PAA)、丙烯酸酯聚合物、聚丙烯酰胺(PAM)、聚丙烯酸羟乙酯(PHEA)、聚(2-丙烯酰胺)、聚(1-氨基甲酰乙烯)、或聚(甲基丙烯酸羟乙酯)(PHEMA)。

31. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述水状流体包括水。

32. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述水凝胶被构造成与所述接收体的所述表面完全接触地顺应所述表面,而不在所述声学联接介质和所述接收体之间形成空隙或

空气包。

33. 如权利要求29所述的声学联接介质,还包括外衬,所述外衬至少部分地包围所述水凝胶。

34. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述声学联接介质能够操作以便以 $1.0\text{dB}/\text{MHz}^2 \cdot \text{cm}$ 或更小的衰减系数,或者以 2.0MRayls 或更小的阻抗来传播声学信号。

35. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述声学联接介质能够经受100%或更大的百分伸长率,或包括1MPa的剪切模量。

36. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述接收体包括活体对象的解剖结构,所述解剖结构包括腹部、胸廓、包括喉部的颈部、手臂、腿部、膝关节、髌关节、踝关节、肘关节、肩关节、腕关节、乳房、生殖器、或包括颅骨的头部。

37. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述水凝胶被构造成具有管状圆柱形状,所述管状圆柱形状包括中空内部,所述中空内部具有在所述管状圆柱形状的端部表面上的相对开口之间形成的 360° 曲率。

38. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述水凝胶被构造成具有半管状圆柱形状,所述半管状圆柱形状包括弯曲内表面和弯曲外表面,所述弯曲内表面和所述弯曲外表面各自具有在所述管状圆柱形状的相对的端部之间的 180° 曲率。

39. 如权利要求37所述的声学联接介质,其中,所述水凝胶包括声学衰减区域,以在所述声学衰减区域中散射或吸收声学信号,所述声学衰减区域包括以下的一种或多种:相比于形成网络的所述可聚合材料的更高密度聚合物,散射材料,微泡,微球,塑料材料,橡胶材料,或吸收材料。

40. 如权利要求39所述的声学联接介质,其中,所述散射材料包括尺寸小于波长的金属颗粒或非技术颗粒。

41. 如权利要求40所述的声学联接介质,其中,所述散射材料包括石墨,碳化硅,氧化铝,氧化硅或氧化银。

42. 如权利要求39所述的声学联接介质,其中,所述吸收材料包括硅,聚氨酯或聚合物。

43. 如权利要求38所述的声学联接介质,其中,所述水凝胶被配置成扁平长方形状,或管状圆柱形状,在其中相对的端部被联接并且包括在所述相对的端部之间的间隙。

44. 如权利要求43所述的声学联接介质,其中,还包括附接部件,以将所述相对的端部固定以联接在一起。

45. 如权利要求29所述的声学联接介质,其中,所述声学联接介质包括在声学探测装置中,其中,所述声学探测装置包括:

声学信号换能器元件阵列,其用于将声学信号朝向目标体积或超过所述接收介质发射,并且接受从所述目标体积的至少一部分返回的返回声学信号;以及

壳体,其包括弯曲部分,所述声学信号换能器阵列布置在所述弯曲部分上,其中,所述声学联接介质能够操作以在所述接收体接触所述声学联接介质的水凝胶时,在设置在所述壳体中的所述声学信号换能器元件和所述接收介质之间传导声学信号,以朝向所述目标体积传播声学信号。

46. 如权利要求45所述的声学联接介质,还包括:

柔性支架,其联接到所述壳体并且能够相对于所述壳体移动,其中,所述声学联接介质

附接到所述柔性支架。

47. 如权利要求45所述的声学联接介质,其中,所述声学探测装置包括在声学系统中,所述声学系统用于断层超声成像、大孔径超声成像和治疗超声。

声学信号传输联接和联接介质

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利文献要求2015年2月25日提交的美国临时专利申请No.62/120,839以及2015年6月12日提交的美国临时专利申请No.62/174,999的优先权。前述专利申请的全部内容通过引用作为本文献的公开的一部分。

技术领域

[0003] 本专利文献涉及用于声学能量诊断和治疗的系统、装置、过程。

背景技术

[0004] 声学成像是使用通过介质行进的声波的特性来渲染视觉图像的成像模式。在各种生物医学领域中,高频声学成像已被用作成像模式数十年,以观察动物和人类的内部结构和功能。在生物医学成像中使用的高频声波可以以不同的频率运行,例如,在1到20MHz之间,或甚至更高的频率,并且通常被称为超声波。一些因素,包括空间分辨率不足和组织分化,可能会导致使用传统的超声成像技术不太理想的图像质量,这可能会限制其用于许多临床的适应症或应用。

发明内容

[0005] 公开了用于将声学信号换能器联接到身体结构的技术、系统和装置,用于在超声波成像、距离-多普勒测量和治疗中发射和接收声学信号。

[0006] 在一个方面,用于在换能器和目标之间传输声学能量的所公开的技术的联接装置,包括:壳体,所述壳体被构造成在所述壳体(例如,诸如使在弯曲表面上的阵列的换能器元件暴露的半圆形或圆形部分)的弯曲部分(例如,弯曲唇)上呈现换能器元件阵列;以及声学联接部件,所述声学联接部件包括水凝胶材料(例如,其可以至少部分地包含在外衬中)。声学联接部件可操作以在设置在壳体中的换能器元件和与声学联接部件接触的接收介质(例如,对象的皮肤)之间传导声学信号,以朝向目标体积传播声学信号,使得声学联接部件能够顺应于目标体积,使得在接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配(例如,非常低的衰减)。

[0007] 在本专利文献中所描述的主题和所附附件可以以提供以下特征的一个或多个的特定方式实施。例如,联接装置还可以包括联接到壳体并能够相对于壳体移动的柔性支架,其中柔性支架将声学联接部件固定到装置。例如,目标体积包括对象(例如,器官或组织)的生物结构,并且接收介质包括对象的皮肤。在联接装置的实施方式中,例如,接收介质可以包括皮肤外部上的毛发。

附图说明

[0008] 图1A示出了所公开技术的示例性声学联接装置的示意图。

[0009] 图1B示出了所公开技术的示例性声学联接装置的三维视图。

- [0010] 图1C示出了所公开技术的示例性声学联接装置的另一三维视图。
- [0011] 图2A示出了附接到示例性柔性支架以接口到换能元件阵列的所公开技术的示例性声学联接件的示意图。
- [0012] 图2B示出了根据示例性实施例的附接到柔性支架的声学联接件的三维视图示意图。
- [0013] 图2C示出了根据示例性实施例的附接到柔性支架的声学联接件的二维侧视图示意图。
- [0014] 图2D示出了根据示例性实施例的与换能器元件接口的声学联接件的横截面视图示意图。
- [0015] 图3A示出了所公开技术的声学联接装置的俯视图示意图以提供换能器元件的完整圆形环阵列。
- [0016] 图3B示出了所公开技术的声学联接装置的三维视图示意图以提供换能器元件的完整圆形环阵列。
- [0017] 图4示出了所公开技术的示例性声学成像和/或治疗系统的框图。
- [0018] 图5A示出了声学联接介质的示例性实施例。
- [0019] 图5B示出了声学联接介质的另一示例性实施例。
- [0020] 图5C示出了声学联接介质的另一示例性实施例。
- [0021] 图5D示出了声学联接介质的另一示例性实施例。
- [0022] 图5E示出了声学联接介质的另一示例性实施例。
- [0023] 图5F示出了声学联接介质的另一示例性实施例。
- [0024] 图5G示出了声学联接介质的另一示例性实施例。
- [0025] 图6示出了以各种形状、尺寸、配置形成的示例声学联接介质的示意图。
- [0026] 图7A示出了具有附接部件的声学联接介质的示例性实施例的示意图。
- [0027] 图7B示出了具有附接部件的声学联接介质的示例性实施例的前视示意图和侧视示意图。
- [0028] 图7C示出了具有管状弯曲形状的声学联接介质的示例性实施例的不同示意图。
- [0029] 图8示出了根据示例性实施例的能够被执行以使用声学阻抗匹配联接产生声学波形的一组操作。

具体实施方式

[0030] 可以通过在物理弹性介质(诸如包括组织的生物介质)内发射声学波形(例如,脉冲)来执行声学成像。声学波形从换能器元件(例如,换能器元件阵列)朝向关注的目标体积(VOI)传输。在介质中将声学波形朝向目标体积传播可能遇到导致声学波形被从两个介质(例如,不同的生物组织结构)之间的边界的部分地反射并部分地透射的结构。所传输的声学波形的反射可以取决于两种介质之间的声学阻抗差(例如,在两种不同的生物组织类型之间的界面处)。例如,所传输的声学波形的一些声学能量可以散射回到在界面处的换能器以被接收,并被处理以提取信息,而其余的可以继续行进并到下一个介质。在一些情况下,由于作用为散射中心的反射介质中包含的两个或更多个阻抗,反射的散射可能发生。此外,例如,声学能量可以基于介质的特性和/或声波的性质折射、衍射、延迟和/或衰减。

[0031] 声波速度和声学阻抗差可以存在于换能器和接收声学波形的介质之间的界面,所述介质例如称为接收介质,用于将声学波形朝向目标体积传播,这可能会破坏传播用于成像、距离-多普勒测量或治疗应用的声学信号。由于两种介质的不同材料特性(例如材料密度)和声波速度引起的声学阻抗差异,使得大量的发射的声学能量将在界面处被反射,而不是完全穿过界面传输。在典型的声学(例如,超声波)成像或治疗应用中,例如,传输凝胶在换能器将进行接触的界面处被施加到接收介质(即,对象的皮肤),以改善声学波形从换能器到身体的传送和返回声学波形从身体返回到换能器的返回。在没有超声波凝胶的这种应用中,界面可以包括空气作为在接收介质(例如,活体皮肤组织)和换能器之间的介质的部件,并且换能器对空气和空气对身体的不连续性中的声学阻抗不匹配导致发射的声学能量的散射(例如,反射)。

[0032] 尽管在降低界面处的声学阻抗差异方面的相当好的成功,但是被施加时,声学传输凝胶可能包含微小的空气包,所述微小的空气包可以破坏声学信号的传播。此外,许多患者抱怨使用施用于其皮肤的凝胶的不舒适,例如,诸如温度、粘性或其他。然而,更令人担忧的是,声学传输凝胶在生产或储存期间可能会受到污染,这在一些患者内导致了感染。对于在要放置换能器的位置的皮肤上具有毛发的对象,这些对象通常必须剃刮或以其他方式移除外部毛发,所述外部毛发会使皮肤和凝胶之间的空气捕获恶化。

[0033] 对于声波相对于界面的入射的非正常角度,声波速度的差异可能导致声波的折射。界面处的声波速度差异导致纵向声波的传播路径根据斯涅耳定律而根据入射的角度和界面的任一侧的声波速度而折射或改变方向。当波在异质材料中传播时,无穷小的折射的累积导致声波路径中的弯曲或弯折。

[0034] 由于常规的超声成像假设声波以直线行进,沿声学路径的折射导致结果图像中的退化和失真,由于其对空间中发送和接收的声学波形的到达时间和位置产生模糊性。与在界面处的声波速度相匹配的材料显著降低折射的效果,导致更清晰和更少模糊的图像。此外,具有全部均质的声波速度的材料将最小化材料内部的声波路径的曲率的可能性。

[0035] 所公开的是用于将声学信号换能器联接到身体结构的技术、系统和装置,用于在超声波成像、距离-多普勒测量和治疗中发射和接收声学信号。所公开的声学信号联接可以顺应对象的接收介质(例如,皮肤),使得在接收介质和换能器之间存在声学阻抗匹配。

[0036] 所公开的还有声学联接介质的各种实施例,所述声学联接介质包括由一种或多种聚合材料形成的并且能够顺应或模制成用于断层超声成像、大口径超声成像和治疗超声的特定三维形状的水凝胶。

[0037] 在一个实施例中,用于在换能器和目标之间传输声学能量的公开技术的联接装置包括:壳体,所述壳体包括弯曲表面,,换能器元件的阵列可以布置在所述弯曲表面上;以及声学联接部件,所述声学联接部件包括水凝胶材料,在所述水凝胶材料中,声学联接部件可操作以在布置在壳体中的换能器元件和与声学联接部件接触的接收介质(例如,对象的皮肤)之间传导声学信号,以将声学信号朝向目标体积传播,使得声学联接部件能够顺应接收介质使得接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配。在一些实施例中,联接装置还可以包括联接到壳体并能够相对于壳体移动的柔性支架,其中柔性支架将声学联接部件固定到装置。例如,目标体积包括对象(例如,器官或组织)的生物结构,并且接收介质包括对象的皮肤。在联接装置的实施方式中,例如,接收介质可以包括皮肤外部上的毛发。

[0038] 图1A示出了所公开的技术的声学联接装置100的二维视图示意图并且图1B和图1C示出了所公开的技术的声学联接装置100的三维视图。联接装置100包括壳体结构101以容纳和定位用于向质量块发射声学信号和从质量块接收声学信号的换能器,声学联接装置100被应用于所述质量块。壳体结构101包括弯曲部件,超声发射和/或接收换能器阵列被定位在所述弯曲部分,例如如图1C所示。壳体结构101的弯曲部分可以配置成合适于特定身体区域或部分的各尺寸和/或曲率,在所述特定身体区域或部分,在超声成像、测量、和/或治疗实现中,联接装置100将被应用。例如,壳体结构101的弯曲部分的长度、深度和弧度可以被配置成与解剖结构(例如,诸如乳房、手臂、腿部、颈部、喉部、膝关节、髌关节、踝关节、腰部、肩部、或人或动物(例如,犬)对象的其他解剖结构)上的关注区域完全接触,以对这样的结构内的目标体积(诸如脾肿块、癌性或非癌性肿瘤、团块(legion)、扭伤、撕裂、骨骼轮廓和其他损害或疾病的症状)成像或应用超声波处理。例如,壳体结构101的弯曲部分可以包括在几厘米至几十厘米多几百厘米(例如,如图1A所示的18厘米基线)的范围内的孔径长度,在几厘米至几十厘米或几百厘米范围内的孔径深度,以及 $1/(一半或几厘米)$ 至 $1/(几十或几百厘米)$,例如 $1/0.5\text{cm}^{-1}$ 至 $1/18\text{cm}^{-1}$ 的弧度或曲率。联接装置(couplant device)100包括声学联接件105,所述声学联接件105附接到壳体结构101,使得声学联接件105与设置在壳体结构101中的换能器元件110的外表面区域接触。

[0039] 例如,声学联接件105可以通过将水凝胶材料抵着壳体结构101的弯曲部分模制而附接到壳体结构101,以在界面处直接联接声学联接件105和壳体结构101。在这样的实施方式中,壳体结构101可以在弯曲部分的各个位置处包括固定机构(例如,诸如夹子),以将模制的声学联接件105固定到壳体结构101,其中,固定机构位于壳体结构101上,在远离换能器元件110的位置处,以不干扰由换能器元件发射和接收的声学信号传播。此外,或替代地,例如,壳体结构101和/或声学联接件105可以包括粘合部分以将声学联接件105附接到壳体结构101的弯曲部分。例如,在一些实施方式中,粘结部分可以配置成附接到壳体结构101的弯曲部分的接收表面和/或声学联接件105的外部部分的粘合层。在一些实施方式中,例如,粘合部分可以包括声学联接件105的水凝胶材料的外部部分区域的预处理(例如,诸如施加低pH溶液),以使得这样的区域变得天然粘合。

[0040] 在一些实施方式中,声学联接件105包括被设计为用于在换能器元件110和接收介质(例如,对象的身体区域或部分,例如,对象的上腹部、头部或附器)之间传导的声学信号的水凝胶材料,其中联接装置100被放置为接触以发射和接收朝向对象中的目标体积传播和从对象中的目标体积传播的声学信号。声学联接件105能够顺应接收介质,以提供换能器元件和接收介质(例如,对象的皮肤,包括从皮肤突出的体毛)之间的声学阻抗匹配。

[0041] 水凝胶材料可被配置成具有基于对象的接收体的大小或声学成像、测量或治疗应用的物体的选定厚度。图1A的图示出了相对于壳体结构101的弯曲部分的尺寸具有各种厚度L1、L2、L3和L4的声学联接件105。例如,在一些实施例中,L1厚度可以是4cm,L2厚度可以是6cm,L3厚度可以是8cm,并且L4厚度可以是10cm,例如,其中壳体结构101的弯曲部分包括具有12cm半径的半圆形几何形状。在一些实施方式中,例如,声学联接件105的水凝胶材料可以包括聚乙烯醇(PVA)。在一些实施方式中,例如,水凝胶材料可以包括聚丙烯酰胺(PAA),其可以包括藻酸盐。在一些实施例中,例如,声学联接件105可以包括外衬以包住水凝胶的至少一些部分。示例性外衬可以形成在与壳体结构101接触的水凝胶的区域之上。在

一些实施方式中,例如,示例性外衬可以配置为完全包住水凝胶材料以产生衬垫。水凝胶可以弯曲、拉伸并顺应于任何复杂的几何表面,以实现非常低的损耗和高度匹配的阻抗路径,用于将声学波形(例如,超声波)有效传输到对象(例如,包括人或任何其他动物)的组织中。例如,水凝胶可以包括材料结构,该材料结构允许以在20℃的 $0.1\text{dB}/\text{MHz}^2 \cdot \text{cm}$ 或更小的衰减系数、 1.5Mrad/L 或更小的阻抗、和 1540m/s 的纵向声速。声学联接件105被设计成分别具有1000%或更大的%伸长率、 $1.00\text{g}/\text{cm}^3 \pm 0.05\text{g}/\text{cm}^3$ 的密度、 1MPa 的剪切模量和70℃和-5℃的熔点和凝固点。例如,水凝胶材料可以是至少95%的水并且具有 ~ 7.0 的pH。

[0042] 在声学联接件105的一些实施例中,例如,水凝胶和/或外衬的一侧被配置为具有粘性表面以接触换能器元件110以促进粘附到换能器表面,使得一旦施加了联接装置100,就禁止空气或其它物质被夹带。在

[0043] 联接装置100的一些实施例中,例如,壳体结构101包括柔性托架102,其附接到壳体结构101本体的弯曲部分。例如,在一些实施方案中,声学联接件105可以模制到柔性支架102中,所述柔性支架102还可以包括声学联接件105,所述声学联接件105在声学联接件105的远离使用换能器元件的声学信号传播的部分处粘合地附接(例如,胶合)到柔性支架102。柔性支架102构造成弯曲,使得其可以顺应其包围的接收体。例如,柔性支架102可以包括柔性材料,例如包括但不限于ABS塑料、聚氨酯、尼龙和/或乙酰基共聚物。图2A-2D示出了附接到柔性支架102的声学联接件105的示意图。

[0044] 图2A示出了附接到柔性支架102的声学联接件105的三维视图示意图。柔性支架102可以被构造成包括基部部件112以附接到声学联接件105的端部。例如,基部部件112可以包括夹子以固定和/或粘合声学联接件105。例如,在一些实施例中,柔性支架102可以包括一个或多个拱形部件113,其被构造成尺寸和曲率跨越壳体结构101的弯曲部分并且被定位于基部部件112上的一个或多个相应位置处,所述一个或多个相应位置远离在柔性支架102附接到壳体结构101时传感器元件110被定位的位置。柔性支架102可以构造成在拱形部件113(一个或多个)的一侧具有凹口114的图案,以允许柔性支架102可以容易地弯曲而不破裂。在拱形部件113(一个或多个)的另一侧上,柔性支架102可以包括具有倒角的底切唇部,使得当其弯曲成阵列的形状并被压入到位时,倒角的唇部在壳体结构101的弯曲部分上的唇部之上弯曲并且将柔性支架102、并且从而将声学联接件105固定就位。例如,当水凝胶的交联时,声学联接件105可以结合或模制到柔性支架102中。例如,在一些实施方式中,声学联接件105的水凝胶也可以在面向对象的侧面上模制以平滑或弯曲边缘,例如,这可以使装置100更容易地接触对象和从对象释放。图2B示出了附接到柔性支架102的声学联接件105的三维视图示意图,图2C示出了附接到柔性支架102的声学联接件105的二维侧视图示意图。

[0045] 图2D示出了声学联接件105的横截面图示意图,所述声学联接件105与换能器元件110接口并经由柔性支架102附接到壳体结构101。如该图所示,声学联接件105直接地顺应到换能器元件110的面上。在这个例子中,声学联接件105通过夹子的外表面上的粘合剂附接到柔性支架102的夹子部件,例如,与声学联接件105的水凝胶和/或外衬的“粘性区域”接触。夹子围绕壳体101的唇附接以提供声学联接件105与换能器元件110的面之间的直接接触。如图所示,换能器元件110包括换能器声学背衬部分,其与用于将电能转换成声学能量/将从声学能量转换成电能的电气通信元件接口。

[0046] 例如,在联接装置100的一些实施方式中,与对象接触的声学联接件105的表面可以被润滑,使得其可以容易地在皮肤之上滑动而不会捕获气泡以实现最佳的声学传输。这样的润滑剂的示例可以包括用脱气水和/或去离子水处理与对象接触的水凝胶材料的侧面,以使该部分水凝胶材料高度润滑。

[0047] 参考图1A-1C,外壳结构101可以包括一个或多个把手以为用户提供握住联接装置100和/或移动联接装置100以定位在接收体上(例如,对象的躯干、头部、附器等)的地方,用于声学测量或治疗。壳体结构101可以包括在壳体结构101的外部上的不同位置处的开口,其提供到内部(例如,包括内部隔室)的通达,其中包括换能器阵列的换能器元件的电子部件位于壳体结构101内。例如,如图1A所示,电缆或电线可以电连接到容纳在壳体结构101内的电子器件,用于数据通信和/或供电。例如,壳体结构101可以包括隔间以保护与换能器元件110通信的信号调节和/或多路复用电路,例如,L0换能器电子器件,L1A换能器电子器件和多路复用电路(例如,A型多路复用板),L1B换能器电子器件和多路复用电路(例如,B型多路复用板)和/或L2换能器2级MUX刚性柔性电路卡和柔性夹层板。在一些实施方式中,例如,联接装置110包括容纳在壳体结构101的内部隔室中并与换能器元件110通信的多路复用单元,以选择阵列的一个或多个换能元件110以发射单独声学波形,并且以选择阵列的一个或多个换能元件110以接收返回的声学波形。在联接装置的一些实施方式中,例如,装置100包括容纳在壳体结构101中的隔室中的数据处理单元,其包括信号调节电路,以放大从返回的声学信号转换的电气信号和/或要被转换成传输的声学信号的电气信号。例如,在示例性数据处理单元的一些实施例中,数据处理单元可以包括处理器和存储器,以分别处理和存储数据,所述处理器和存储器可以与用于接口的输入/输出(I/O)单元通信以从声学成像和/或治疗系统发射和接收数据,用于控制装置100的数据处理单元的操作。例如,在一些实施方式中,数据处理单元与示例性多路复用单元通信。

[0048] 图1C示出了在当前没有声学联接件105附接的情况下附接到换能器壳体结构101的柔性支架102,如图1C所示,换能器元件110可以布置成半圆形构造,以沿着壳体结构101的弯曲部分的至少一部分跨越。换能元件110的陈列呈现在壳体结构101的该部分的弯曲几何形状上,以与声学联接件105直接接触以发射和接收声学信号。在所示的示例性实施例中,换能器元件110设置在壳体结构101的弯曲部分的唇上。基于声学联接件105的柔性、可拉伸性和顺应性,在应用联接装置100期间,随着联接装置100沿着对象的身体结构定位和移动,声学联接件105可以保持与换能器元件110接触。例如,换能器元件110布置在壳体结构101的弯曲部分(例如,诸如半圆形环、或完整圆形环)。柔性支架102可以包括夹子以附接到弯曲部分的唇111。例如,在一些实施方式中,柔性支架102还可以包括夹子以将声学联接件105固定到柔性支架102,所述柔性支架102提供声学联接件105到壳体结构101上的换能器元件110的面上的直接接触。

[0049] 图3A和图3B分别示出了所公开技术的声学联接装置300的俯视图示意图和三维视图示意图,以提供换能器元件100的完整圆形环阵列。联接装置300包括壳体结构301,所述壳体结构301具有圆形部分,以容纳和定位用于向质量块发射声学信号和从质量块接收声学信号的换能器,声学联接装置300被应用于所述质量块。例如,壳体结构301的圆形部分可以包括圆形几何形状、椭圆形几何形状或弯曲几何形状。壳体结构301的圆形部分可以配置成适合于特定身体区域或部分的各种尺寸和/或曲率,在所述特定身体区域或部分,在超声

成像、测量、和/或治疗实现中,联接装置300将被应用。例如,壳体结构301的圆形部分的长度、深度和几何形状可以配置成与对象的解剖结构(例如,诸如人或动物(例如,犬)的乳房)上的关注的区域进行完全的接触(例如,可以完全围绕或包围),以对结构内的目标体积成像或应用超声处理。联接装置300包括声学联接件105,所述声学联接件105附接到壳体结构301,使得声学联接件105与设置在壳体结构301的圆形部分中的换能器元件110的外表面区域接触。

[0050] 联接装置300可以包括柔性支架302,以附接到壳体结构体301的圆形部分,以将声学联接件105联接到容纳在壳体结构301中的换能器元件110。例如,在一些实施方式中,声学联接件105可以模制到柔性支架302中,所述柔性支架302可以包括声学联接件105,所述声学联接件105在声学联接件105的远离使用换能器元件的声学信号传播的部分处粘合地附接到柔性支架102。

[0051] 图4示出了声学成像系统400的框图,所述声学成像系统与声学偶尔会装置100通信,所述声学联接装置100用于声学联接装置100所应用到的接收体(例如,人或非人动物对象的解剖结构)中的目标体积的声学能量的治疗应用、声学成像和/或距离-多普勒测量。用于声学成像、距离-多普勒测量和治疗的声学系统、装置和方法的示例在题为“Spread Spectrum Coded Waveforms in Ultrasound Imaging(超声成像中的扩频编码波形)”的美国专利No.8,939,909中和题为“Coherent Spread-Spectrum Coded Waveforms in Synthetic Aperture Image Formation(合成孔径图像形成中的相干扩频编码波形)”的美国专利申请No.2015/0080725描述,这两个文献通过引用并入本专利文献中。在一些实施方式中,这样的声学系统可以产生、发射、接收和处理产生大孔径或合成孔径的任意或编码的声学波形。例如,使用这样的声学系统(例如,采用所公开的声学联接介质)的合成孔径超声(SAU)应用可以产生相干、扩频、即时宽带、编码的波形。

[0052] 参考图4,系统400可以包括在专利’909和专利公报’725中描述的系统 and/或装置。系统400可以用于产生由装置100(或装置300)转换的用于朝向目标体积的发射(和返回的声学波形的接收)的声学波形,使得声波具有增强的波形特性,包括频谱、宽瞬时带宽、相干性、伪随机噪声特性以及频率和/或相位编码。在一些实施方式中,系统400可以用于使用装置100(或装置300)在扩展的有效(合成)孔径上产生用于朝向目标体积的发射(和返回的声波形的接收)的声学波形,其中声学波形具有增强的波形特性,包括扩频、宽瞬时带宽、相干、伪随机噪声特性和编码。

[0053] 示例

[0054] 以下实施例是本技术的几个实施方式的说明。本技术的其它示例性实施方式可以在以下列出的示例之前或以下列出的示例之后提出。

[0055] 在本技术的一个示例(示例1)中,用于在换能器和目标之间传输声学能量的联接装置包括:换能器元件的阵列,用于将声学信号朝向目标体积发射并接收从目标体积的至少部分返回的返回声学信号;壳体,其包括弯曲部分,所述换能器元件的阵列布置在所述弯曲部分上;以及声学联接部件,其包括水凝胶材料,所述声学联接部件可操作以在设置在所述壳体中的换能器元件和与所述声学联接部件接触的接收介质之间传导声学信号,以将所述声学信号朝向所述目标体积传播,其中声学联接部件能够顺应接收介质和换能器元件,使得在接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配。

- [0056] 示例2包括示例1的装置,其中装置还包括柔性支架,所述柔性支架联接到壳体并且能够相对于壳体移动,其中声学联接部件附接到柔性支架。
- [0057] 示例3包括示例1的装置,其中水凝胶材料包括聚乙烯醇(PVA)。
- [0058] 示例4包括示例1的装置,其中水凝胶材料包括聚丙烯酰胺(PAA)。
- [0059] 示例5包括示例4的装置,其中水凝胶材料包括藻酸盐。
- [0060] 示例6包括示例1的装置,其中声学联接部件包括至少部分地包围水凝胶材料的外衬。
- [0061] 示例7包括示例1的装置,其中声学联接部件可操作以便以 $0.1\text{dB}/\text{MHz}^2 \cdot \text{cm}$ 或更小的衰减系数,或者以 1.5MRayls 或更小的阻抗来传播声学信号。
- [0062] 示例8包括示例1的装置,其中声学联接部件能够经受 1000% 或更大的%伸长率,或包括 1MPa 的剪切模量。
- [0063] 示例9包括示例1的装置,其中目标体积包括活体对象的生物结构,并且接收介质包括活体对象的解剖结构。
- [0064] 示例10包括示例9的装置,其中壳体的弯曲部分包括有助于与解剖结构完全接触的曲率,使得声学联接部件与解剖结构的皮肤直接接触。
- [0065] 示例11包括示例10的装置,其中解剖结构包括皮肤外部的毛发。
- [0066] 示例12包括示例9的装置,其中解剖结构包括乳房、手臂、腿部、包括喉部的颈部、膝关节、髋关节、踝关节、肘关节、肩关节、腹部、或胸部、或头部。
- [0067] 示例13包括示例9的装置,其中生物结构包括癌性或非癌性肿瘤、内部团块、结缔组织扭伤、组织撕裂、或骨骼。
- [0068] 示例14包括示例9的装置,其中对象包括人或非人的动物。
- [0069] 示例15包括示例1的装置,其中壳体的弯曲部分包括半圆形几何形状。
- [0070] 示例16包括示例1的装置,其中壳体的弯曲部分包括 360° 圆形几何形状,并且换能器元件的阵列沿壳体的 360° 圆形部分布置。
- [0071] 示例17包括示例16的装置,其中壳体的 360° 圆形部分和声学联接部件提供有助于围绕活体对象的解剖结构完全接触的曲率,其中该装置可操作以从目标体积接收返回的声学信号,使得与装置进行数据通信的声学成像系统能够产生目标体积的 360° 图像。
- [0072] 示例18包括示例1的装置,其中装置还包括容纳在壳体101的内部隔室中并与换能器元件通信的多路复用单元,以选择阵列的一个或多个换能元件以发射单独声学波形,并且以选择阵列的一个或多个换能元件以接收返回的声学波形。
- [0073] 在本技术的一个示例(示例19)中,声学波形系统包括波形生成单元、声学信号传输联接、多路复用单元和控制器单元。波形生成单元包括联接到波形发生器的一个或多个波形合成器,其中波形生成单元可操作以合成包括对应于不同频带的多个单独正交编码波形的复合波形,所述多个单独的正交编码波形由一个或多个波形合成器根据由波形发生器提供的波形信息产生,其中单独正交编码波形彼此相互正交并且对应于不同的频带,使得每个单独正交编码波形包括具有对应相位的唯一频率。声信号传输联接包括:壳体,其包括弯曲部分,换能器元件布置在所述弯曲部分上;换能器元件的阵列,用于将对应于单独正交编码波形的声学波形朝向目标体积发射并接收从目标体积的至少一部分返回的返回声学波形;以及包括水凝胶材料的声学联接部件,所述声学联接部件可操作以在设置在壳体上

的换能器元件和与声学联接部件接触的接收介质之间传导声学波形,其中所述声学联接部件能够顺应接收介质和换能器元件,使得在接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配。多路复用单元与换能器的阵列通信,并且可操作以选择阵列的一个或多个换能元件以将单独正交编码波形转换成对应的声学波形,并且可操作以选择阵列的一个或多个换能元件以接收返回的声学波形。与波形生成单元和多路复用单元通信的控制器单元包括处理单元,用于处理所接收的返回的声学波形,以产生包括至少部分目标体积的信息的数据集。

[0074] 示例20包括示例19的系统,还包括模数(A/D)转换器的阵列,用于将由声学信号传输联接的换能器元件阵列接收到的接收的返回声学波形从模拟格式转换为数字格式,作为包括目标体积的至少一部分的信息的接收的复合波形。

[0075] 示例21包括示例19的系统,还包括与控制器单元通信的用户界面单元。

[0076] 示例22包括示例19的系统,其中产生的数据集包括目标体积的至少一部分的图像。

[0077] 示例23包括示例19的系统,其中声学信号传输联接包括联接到壳体并能够相对于壳体移动的柔性支架,其中声学联接部件附接到柔性支架。

[0078] 示例24包括示例23的系统,其中水凝胶材料包括聚乙烯醇(PVA)、聚丙烯酰胺(PAA)或具有藻酸盐的PAA中的至少一种。

[0079] 示例25包括示例19的系统,其中声学信号传输联接的壳体的弯曲部分包括半圆形几何形状,或者声学信号传输联接的壳体的弯曲部分包括360°圆形几何形状,使得换能器元件阵列沿着壳体的360°圆形部分布置。

[0080] 示例26包括示例25的系统,其中壳体的360°圆形部分和声学联接部件提供有助于围绕活体对象的解剖结构完全接触的曲率,并且其中该装置可操作以从目标体积接收返回的声学波形,使得系统能够产生目标体积的360°图像。

[0081] 在本技术的一个示例(示例27)中,使用声学阻抗匹配联接的产生声学波形的方法包括:在一个或多个波形合成器中,合成要向目标发射的一个或多个复合波形,其中复合波形由彼此相互正交并对应于不同频带的多个单独正交编码波形形成,使得每个单独正交编码波形包括具有对应相位的唯一频率;使用声学信号传输联接的换能元件阵列从相对于目标的一个或多个发射位置发射包括多个声学波形的一个或多个复合声学波形,其中所述发射包括选择所述阵列的换能元件中的一个或多个将相应的一个或多个复合波形的多个单独正交编码波形转换成相应的一个或多个复合声学波形的多个对应声学波形;以及在相对于目标的一个或多个接收位置处接收对应于发射的声学波形的从目标的至少一部分返回的返回声学波形,其中所述接收包括选择所述阵列的换能元件中的至少一些以接收返回的声学波形,其中发射位置和接收位置各自包括(i)相对于目标的换能器元件的阵列的空间位置和/或(ii)所述阵列的波束相位中心位置,其中声学信号传输联接包括声学联接部件,所述声学联接部件包括水凝胶材料,所述水凝胶材料可操作在换能器元件和与声学联接部件接触的接收介质之间传导声学波形,其中声学联接部件能够顺应接收介质和换能器元件,使得在接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配,其中发射的声学波形和返回的声学波形产生放大的有效孔径。

[0082] 示例28包括示例27的方法,还包括处理接收的返回声学波形以产生目标体积的至少一部分的图像。

[0083] 如之前所指出的,所公开的实施例中的一些涉及声学联接介质,所述声学联接介质包括由一种或多种聚合材料形成的并且能够顺应或模制成用于断层超声成像、大口径超声成像和治疗超声的特定三维形状的水凝胶。

[0084] 水凝胶材料主要含有水分,因此,水凝胶的声波速度由水主导。通过从0到100℃的高阶的经验确定的多项式关系,水中的声波速度大致与温度成比例。从20℃至37℃,纯水的声波速度分别为从1482m/s到1524m/s。因此,聚合材料中的声波速度将随着温度而变化。

[0085] 具有校准的声波速度的材料可以与延迟-相加波束形成器组合使用以校正发射和接收时的传播时间,以便减少由未校准的联接材料产生的图像失真。例如,诸如组织-骨骼界面的结构的位置在不知道阵列和骨骼之间的平均声波速度的情况下是模糊的。骨骼的真实位置可以比其在超声图像上测量的更深或更浅。

[0086] 具有温度校准声波速度的材料使得材料可以被加热以便为患者提供更舒适的界面而不产生图像失真。除了患者舒适之外,加热的材料还支持与患者接触的区域中以及接触区域周围的区域中的增加的血流量,从而有助于更准确的多普勒测量。具有校准声波速度的材料也将在目标温度(例如,37℃)或目标温度范围(例如,20-37℃)下最佳地发挥作用。

[0087] 可以将热电偶、热敏电阻、光纤温度计或其他温度感测装置植入到水凝胶中以提供实时温度反馈。此外,可以使用电线、电阻器、热电堆、电流、红外线辐射、水管、传导或加热水凝胶的其他器件来加热凝胶。可以使用温度反馈和控制装置来精确地和准确地控制水凝胶的温度。

[0088] 所公开的声学联接介质可以用于声学成像、距离-多普勒测量和治疗系统中以在这样的声学系统和接收介质(例如,生物体的组织)之间传送发射和返回的声学波形。

[0089] 例如,在所公开的声学联接技术的一些实施方式中,本技术的水凝胶声学联接介质可以提供用于声学成像、诊断和/或治疗装置或系统的空间变化的声学吸收以提供这样的声学装置和系统的断层超声成像、大孔径超声成像阵列和治疗性超声阵列。在所公开的技术的一些实施方式中,水凝胶声学联接介质可以将来自声学能量源的声波联接到水凝胶声学联接介质中,并随后联接到具有范围在1400m/s到1700m/s的声音速度的二次介质。二次介质的示例包括但不限于哺乳动物组织和水。二次介质可以包含具有超出联接介质的声速范围的声速的结构,例如,诸如骨骼、植入装置、塑料、陶瓷、玻璃和金属。

[0090] 在超声成像的实际应用中,特别是用于对人类和非人类动物成像,超声图像形成通常发生在声学发射孔径的近场中,这为获得高分辨率和质量的超声图像提出了若干挑战。例如,在这样的超声成像应用中,通常,一个或多个换能器元件被包括在声学成像装置中,形成阵列,以产生声学孔径。这些换能器元件通常需要几个波长以在声学发射之后从近场转变到远场区域,因此需要声学缓冲区域,也称为声学隔离(acoustic standoff)。例如,对于靠近声学孔径的图像形成,该声学缓冲区域或声学间隔可以是必需的。此外,聚焦图像形成通常需要聚焦深度除以孔径尺寸的比例(例如,也称为f数)大于例如对于最接近声学孔径的图像形成的点的比例。同样地,为了满足f数条件,声学间隔对于靠近声学孔径的图像形成是必要的。

[0091] 在所公开的技术的实施方式中,使用换能器元件的组合来产生图像形成,其中选择的换能器元件的组用于产生声学发射,随后在组的一些、相同和/或其他换能器元件上接

收返回声学回波。例如,产生声学发射的换能器元件被称为发射元件。类似地,接收返回声学回波的换能器元件被称为接收元件。在一些示例中,组合可以被划分成发射和接收元件的各个对的组合,使得所述对的线性组合在发射和接收上产生与使用一个或多个元件的组合获得的近似等效的图像。例如,从该对发射和接收元件记录的回波的每个时间样本是在对应于时间样本的相应往返时间或时间延迟之上的声学反射率的积分。该积分是恒定往返时间或时间延迟的线性路径上的线积分。线性路径可以是如由发射和接收元件的对的位置确定的圆形或椭圆形。实际上,例如,圆形或椭圆形路径可以延伸到高反射界面,包括但不限于声学联接介质和低声学阻抗材料之间的界面,例如空气或塑料,或者在声学联接介质和高声学阻抗材料之间的界面,例如金属或陶瓷。

[0092] 来自界面的声学反射(也称为镜面反射)污染了反射率的线积分和从发射和接收组合获得的对应回波样本。通常,对于发射和接收元件的组合观察到的声学反射,从发射元件到反射界面上的点到位于反射界面上的点的表面法向量测量的入射角等于从相同的法向量到由接收元件到反射界面上的点限定的向量测量的反射角。声学反射可以具有镜面或双手性(amphichiral)对称性。声学反射的功率等于二次介质的声学阻抗减去联接介质的声学阻抗除以二次介质的声学阻抗加上联接介质的声学阻抗,如等式(1)所述。

$$[0093] \quad P_r = \frac{(Z_{2m} - Z_{cm})}{(Z_{2m} + Z_{cm})} \quad (1)$$

[0094] 由声学反射引起的污染可以排除在基于延迟和相加的回波样本(也称为延迟-相加波束形成器)的波束形成器中使用发射和接收组合。回波样本的这种排除可以导致从延迟-相加波束形成器移除发射和接收组合,从而限制对应于延迟-相加波束形成器的图像像素的质量。图像像素质量是发射和接收组合的有限集合的点扩展函数的函数。回波样本的这种排除也可以降低图像像素的信噪比(SNR)。另外,对于具有大于二分之一波长的阵列间距的孔径,需要发射器和接收器组合来从零度(0°)转向离开的图像像素位置将越来越多地收到具有增加的转向角和增大的阵列间距的光栅波瓣的影响。所述光栅波瓣增加了镜面反射的灵敏度和复杂性。

[0095] 所公开技术的声学联接介质可以配置在声学联接装置中,并可操作以在布置在联接装置的壳体中的换能器元件和与声学联接介质接触的接收介质(即,二次介质,例如,对象的皮肤)之间传导声学信号,以将声信号朝向目标体积传播。所公开的声学联接介质能够顺应目标体积,使得在接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配(例如,非常低的反射)。

[0096] 所公开的声学联接介质被配置为具有三维形状。在所公开的声学联接介质的一些示例中,例如,声学联接介质被设计成用于特定实施实用的特定三维形状,例如,用于断层声学成像、大孔径声学成像和/或治疗声学处理。在图5A所示的一个示例实施例中,声学联接介质505A包括具有内半径、外半径和高度的管的形状。管状声学联接介质505A包括水凝胶,所述水凝胶包括一种或多种可聚合材料并能够顺应或模制成特定三维形状,用于期望的应用。声学联接介质505A的半径和高度可以基于每个应用而变化。例如,由于联接介质505A的弹性和拉伸强度,管状形状是柔性的并且能够围绕不规则形状的二次介质(例如,诸如人或非人动物的四肢)伸展。如图5A所示,声学联接介质505A附接到声学联接装置的壳体501。声学联接介质505A被构造成使得当放置成与对象接触时,联接介质505A还保持与对象

的次级介质的恒定接触,例如,保持与对象的皮肤的完全接触,包括围绕诸如肘关节和膝盖的不规则结构。

[0097] 另外,管状联接介质与次级介质周围0至360度的断层成像孔径兼容,所述次级介质例如对象的肢体、躯干、头部等,同时保持整个孔径和次级介质上的声学接触。通过施加的力,随着联接介质上的孔径移动,恒定接触可以保持。例如,具有多边形形状的断层成像孔径,柔性联接介质保持在整个孔径的表面上的接触,包括多边形的小面之间。声学联接介质505A的示例性管状形状可以被模制以匹配孔径的任何三维形状,包括多边形形状。例如,对于小于360度的断层成像孔径,示例性管状声学联接介质505A在尖锐边缘处不具有高反射性空气界面,其对于仅在孔径上方延伸的联接介质将存在。在孔径的边缘处,发射和接收组合能够由管状联接介质505A不受限制地起作用,从而避免了从波束形成器排除该组合的需要。围绕整个联接介质延伸的反射空气界面保持在声学联接介质505A周围内部反射的广角和初步反射,其中它们被衰减并且最终是非相干声学噪声。

[0098] 图5B示出了示例性管状声学联接介质505A的另一布置,所述管状声学联接介质505A放置为与对象的身体部分接触以顺应与次级介质的完全接触。图5B所示的示例性布置提供了内部反射进一步被管状声学联接介质505A中的一个或多个间隙分解的能力。

[0099] 图5C示出了声学联接介质505C的另一个示例实施例,其包括水凝胶和在水凝胶的一个或多个部分中的声学衰减区域。例如,在声学传播操作中,内部反射可以用管状声学联接介质505C中的声学衰减区域吸收。例如,可以通过吸收或散射或两者来获得这种衰减。声学衰减区域可以被构造成包括高密度聚合物、较高吸收聚合物、散射体、微泡、微球、塑料、橡胶或其它吸收材料中的一种或多种。

[0100] 图5D示出了声学联接介质505D的另一示例实施例,其包括水凝胶并且被配置成可转换地适应于管状形状的扁平形状。例如,管状形状可以由围绕次级介质(例如,对象)包裹的声学联接介质505D的矩形块形成。可以使用切割装置修剪包裹的联接介质,并且使用附接装置端对端地附接,所述附接装置例如包括但不限于带、尼龙搭扣、纽扣、拉链、门锁、夹具或一些其他机械附接装置,或化学键。图5E示出了形状可转换的声学联接介质505D的一个实例,其围绕对象的主体部分顺应并且通过附接部件在可接触的端部附接。

[0101] 除了管状形状之外,声学联接介质可以成形为在横向平面中小于360度的部分管状形状,使得其可以部分地覆盖对象的次级介质,例如对象的肢体、躯干、头部等,并且可以延伸直到或超出孔径的边界,如图5F所示。图5F示出了声学联接介质505F的另一个示例性实施例,其包括水凝胶并且被配置成小于顺应对象的主体部分的360度的部分管状形状。声学联接介质在图5F中示出以附接到声学联接装置的本体外壳101。

[0102] 在声学联接介质的一些实施例中,部分管状声学联接介质505F可以构造成包括声学联接介质的一个或多个部分中的声学衰减区域。如图5G所示,声学联接介质505G包括水凝胶和位于部分管联接形状的端部的两个声学衰减区,以向声学联接介质505G提供声学衰减特性。

[0103] 在所公开的声学联接介质的各种实施例中,水凝胶可以包括一种或多种可聚合材料,所述一种或多种可聚合材料在水存在下聚合成其由聚合物链的天然或合成网络形成的亲水性凝胶。这些可聚合材料的示例包括但不限于聚合物和聚合物衍生物、藻酸盐、琼脂糖、藻酸钠、壳聚糖、淀粉、羟乙基淀粉、右旋糖酐(dextran)、葡聚糖(glucan)、明胶、聚(乙

烯醇) (PVA)、聚(N-异丙基丙烯酰胺) (NIPAAm)、聚(乙烯吡咯烷酮) (PVP)、聚(乙二醇) (PEG)、聚(丙烯酸) (PAA)、丙烯酸酯聚合物、聚丙烯酰胺 (PAM)、聚丙烯酸羟乙酯 (PHEA)、聚(2-丙烯酰胺)、聚(1-氨基甲酰乙烯)、和聚(甲基丙烯酸羟乙酯) (PHEMA)。在生产水凝胶的制造技术中,可聚合材料可以通过几种工艺聚合,这些工艺可能涉及有毒或无毒的化合物、紫外光、辐射、有毒或无毒溶剂、温度循环和冻融循环。在生产水凝胶的一些实施方式中,由于不存在潜在的有毒化合物,可以进行通过冻融循环的水凝胶的聚合。

[0104] 例如,水凝胶可以包括材料结构,所述材料结构允许声学信号以在20℃下,1.0dB/MHz/cm或更小的衰减系数、2.0MRayls或更小的阻抗、以及1700m/s或更小的纵向声速传播。声学联接件105被设计为具有100%或更大的%伸长率、1.00-1.20g/cm³的范围的密度、小于1MPa的剪切模量、和接近70℃和-5℃的熔融和凝固点。例如,水凝胶材料可以是至少90%的水并且具有~7.0的pH。

[0105] 在声学联接介质的一些实施例中,水凝胶通过冻融循环的示例性聚合工艺可以主要包括水或等效的溶剂和聚合物聚(乙烯醇) (PVA),其是聚合物的生物相容性聚合工艺和生物相容性聚合物。可以将其它组分,例如,诸如溶剂(诸如乙醇或二甲基亚砷)和/或其它聚合物(诸如藻酸盐或明胶),加入到这个示例PVA水凝胶,因为这样的额外的组分可以被用于提高机械或声学性能。例如,加入具有足够浓度和与水凝胶完整性相容的一种或多种抑菌性化学品可在保存和使用期间保持水凝胶的无菌性。尽管具有其它机械、声学 and 生物等效制剂,但由于其高含水量、其高抗拉强度和其弹性,针对水凝胶的声学性质的水凝胶的使用是所公开的声学联接介质的有利的特征。可以通过改变聚合物浓度、水浓度、额外溶剂的浓度、聚合度、聚合方法、以及额外材料(诸如散射和/或声学吸收材料)的包含来控制水凝胶的声速和声学衰减。

[0106] 例如,在一个实施例中,水凝胶包括重量比为1-10%的PVA和重量比为90-99%的H₂O。水凝胶通过在-40℃至70℃的范围内施加1-10次受控制的冻融循环来交联。

[0107] 例如,在另一实施例中,水凝胶包括重量比为1-10%的PVA,重量比为1-10%的DMSO,重量比为80-98%的H₂O。水凝胶通过在-40℃至70℃的范围内施加1-10次受控制的冻融循环来交联。

[0108] 例如,在另一实施例中,水凝胶包括重量比为4-10%的PVA,重量比为1-5%的PVP,重量比为1-10%的DMSO和重量比为75-94%的H₂O。水凝胶通过在-40℃至70℃的范围内施加1-10次受控制的冻融循环来交联。

[0109] 例如,在另一实施例中,水凝胶包括重量比为4-10%的PVA,重量比为1-5%的PVP,重量比为1-5%的聚乙二醇和重量比为80-94%的H₂O。水凝胶通过在-40℃至70℃的范围内施加1-10次受控制的冻融循环来交联。

[0110] 例如,在另一实施例中,水凝胶包括重量比为4-10%的PVA,重量比为1-5%的PVP,重量比为1-5%的四硼酸钠,重量比为80-94%的H₂O。硼酸根离子与羟基反应以交联聚合物。混合物在交联期间保持恒定的温度。

[0111] 图6显示形成为各种形状、尺寸和构造的示例性声学联接介质505的三维示意图。在一个示例中,声学联接介质505A'被配置为具有类似于具有180°曲率的半圆柱的形状以及被设计为初始尺寸的直径和深度,并且其可变化以顺应特定的接收体。在该示例中,声学联接介质505A'可以被配置为具有3.15L的体积,在声学联接介质505A'所顺应成的任何形

状中,所述体积可以保持。在另一示例中,声学联接介质105B'被配置为具有圆柱形状,所述圆柱形状具有设计成初始尺寸的直径和深度,并且所述直径和深度可变化以顺应于特定的接收体。在该示例中,声学联接介质105B'可以被配置为具有5.75L的体积。在其它示例中,声学联接介质505C'、505D'、105E'和505F'被配置为具有类似于具有180°曲率的半圆环的半圆柱形状,以及被设计成初始尺寸的初始外径和深度,其中声学联接介质505C'、505D'、105E'和505F'的初始内径被设计成不同的尺寸(例如,分别为40、80、120和160mm),并且大小可变化以顺应于特定的接收体,例如,诸如围绕对象的手臂、腿部、颈部等。在这些示例中,声学联接介质505C'、505D'、105E'和505F'可以分别配置为具有3.0L、2.75L、2.3L和1.7L的体积。

[0112] 图7A-图7C示出了声学联接介质505D和505A的示例性实施例的示意图,其以三维视图、正视图和侧视图为特征。如图7A所示,声学联接介质505D包括配置成管状弯曲形状的水凝胶,其可以围绕对象的次级介质缠绕并通过在水凝胶的每个端部上的附接部件的附接来固定。图7A的左侧视图示出了当前分离的声学联接介质505D的水凝胶和附接部件的三维示意图,图7A的右侧视图示出了通过附接部件以管状构造固定的水凝胶的透明三维示意图。在图7A所示的示例中,附接部件被构造成包括弯曲基部部分,其大小被定为水凝胶的深度的初始尺寸并且具有与管状构造的水凝胶相同的弧形曲率。附接部件被构造为在基部部分的内表面上包括一组或多组相对的突出结构,其能够穿入水凝胶中将以水凝胶固定为管状形状。图7B示出了声学联接介质505D的透明正视图和透明侧视图,其中附接部件被固定到水凝胶。

[0113] 图7C示出了包括以360°管状弯曲形状配置的水凝胶的声学联接介质505A。左侧视图示出了声学联接介质505A的三维示意图,中间视图示出了声学联接介质505A的前视图,右侧视图示出了声学联接介质505A的侧视图。如图7C的附图所示,在该示例中,声学联接介质505A包括在外圆形平面表面和外弯曲表面之间的界面处的斜切边缘以及外圆形平面表面和内弯曲表面之间的斜切边缘。例如,斜切边缘可以使联接介质505A更容易和更稳固地在支架或声学联接装置的其他保持件中加载,以及使联接介质505A更容易和更稳固从支架或声学联接装置的其他保持件卸下。

[0114] 图8示出了根据示例性实施例的能够被执行以使用声学阻抗匹配联接产生声学波形的一组操作。在802处,在一个或多个波形合成器中,合成被朝向目标发射的一个或多个复合波形。复合波形由彼此相互正交并且对应于不同频带的多个单独正交编码波形形成,使得每个单独的正交编码波形包括具有相应相位的唯一频率。在804,使用声学信号传输联接的换能元件的阵列,从相对于目标的一个或多个发射位置发射一个或多个复合声学波形。所述一个或多个复合声学波形包括多个声学波形,并且所述发射包括选择所述阵列的换能元件中的一个或多个以将相应的一个或多个复合波形的多个单独正交编码波形转换成相应的一个或多个复合声学波形的多个对应声学波形。在806处,在相对于目标的一个或多个接收位置处,接收从目标的对应于发射声学波形的至少一部分返回的返回声学波形。接收返回声学波形包括选择阵列的换能元件中的至少一些以接收返回声学波形。当执行上述操作时,发射位置和接收位置各自包括(i)换能器元件的阵列相对于目标的空间位置和/或(ii)阵列的波束相位中心位置。此外,声学信号传输联接包括声学联接部件,所述声学联接部件包括水凝胶材料,该水凝胶材料可操作以在换能器元件和与声学联接部件检出的接

收介质之间传导声学波形。声学联接部件能够顺应于接收介质和换能器元件,使得在接收介质和换能器元件之间存在声学阻抗匹配。发射声学波形和返回声学波形产生扩大的有效孔径。

[0115] 专利文献中描述的主题的实施方式和功能操作可以在数字电子电路中,或在计算机软件、固件或硬件中实现,包括本说明书中公开的结构及其结构等效物,或者以其一个或多个的组合。本说明书中描述的主题的实施方式可以被实现为一个或多个计算机程序产品,即,用于通过数据处理设备执行或控制数据处理设备的操作的在有形和非暂时计算机可读介质上编码的计算机程序指令的一个或多个模块。计算机可读介质可以是机器可读存储装置、机器可读存储基板、存储装置、影响机器可读传播信号的合成物质,或它们中的一个或多个的组合。术语“数据处理设备”包括用于处理数据的所有设备、装置和机器,例如包括可编程处理器、计算机或多个处理器或计算机。除了硬件之外,该设备可以包括为所讨论的计算机程序创建执行环境的代码,例如构成处理器固件、协议栈、数据库管理系统、操作系统或者它们中的一个或多个更多的组合的代码。

[0116] 计算机程序(也称为程序、软件、软件应用、脚本或代码)可以以任何形式的编程语言编写,包括编译或解释语言,并且其可以以任何形式配置,包括作为独立程序或作为模块、组件、子程序或适合在计算环境中使用的其他单元。计算机程序不一定对应于文件系统中的文件。程序可以存储在保持其他程序或数据的文件的一部分(例如,存储在标记语言文档中的一个或多个脚本)中、专用于所讨论的程序的单个文件中,或者在多个协调文件(例如,存储一个或多个模块、子程序或部分代码的文件)中。计算机程序可以配置成在一个计算机上或者多个计算机上执行,所述多个计算机位于一个站点上或者分布在多个站点上,并且通过通信网络互连。

[0117] 本说明书中描述的过程和逻辑流程可以由执行一个或多个计算机程序的一个或多个可编程处理器执行以通过操作输入数据和产生输出来执行功能。处理和逻辑流程也可以由专用逻辑电路(例如FPGA(现场可编程门阵列)或ASIC(专用集成电路))来执行,并且装置也可以被实现为专用逻辑电路(例如FPGA(现场可编程门阵列)或ASIC(专用集成电路))。

[0118] 适用于执行计算机程序的处理器包括例如通用和专用微处理器以及任何种类的数字计算机的任何一个或多个处理器。通常,处理器将从只读存储器或随机存取存储器或两者接收指令和数据。计算机的基本元件是用于执行指令的处理器和用于存储指令和数据的一个或多个存储器装置。通常,计算机还将包括一个或多个大容量存储装置,或被操作地联接以从一个或多个大容量存储装置接收数据或向一个或多个大容量存储装置传送数据或者两者均是,所述一个或多个大容量存储装置用于存储数据,例如磁、磁光盘或光盘。然而,计算机不必具有这样的装置。适用于存储计算机程序指令和数据的计算机可读介质包括所有形式的非易失性存储器、介质和存储装置,其包括例如半导体存储装置,例如EPROM、EEPROM和闪存装置。处理器和存储器可以由专用逻辑电路来补充或并入在专用逻辑电路中。

[0119] 尽管本专利文献包含许多细节,但是这些细节不应被解释为对本发明的范围或可以要求保护的范围的限制,而是作为特定于特定发明的特定实施例的特征的描述。在单独实施例的上下文中的在本专利文献中描述的特定特征也可以在单个实施例中组合地实现。相反,在单个实施例的上下文中描述的各种特征也可以单独地或以任何合适的子组合地在

多个实施例中实现。此外,虽然特征可以在以上被描述为以特定组合作用甚至最初要求保护成这样,但是在一些情况下,来自所要求保护的组合的一个或多个特征可以从该组合中去除,并且所要求保护的组合可以针对子组合或子组合的变化。

[0120] 类似地,尽管在附图中以特定顺序描绘了操作,不应被理解为要求这样的操作被以所示的特定顺序或按顺序执行、或者执行所有所示的操作,以获得期望的结果。此外,在该专利文献中描述的实施例中的各种系统部件的分离不应被理解为在所有实施例中需要这样的分离。

[0121] 仅描述了几个实施方式和示例,并且可以基于在本专利文献中所描述和示出的进行其他实施方式、加强和变化。

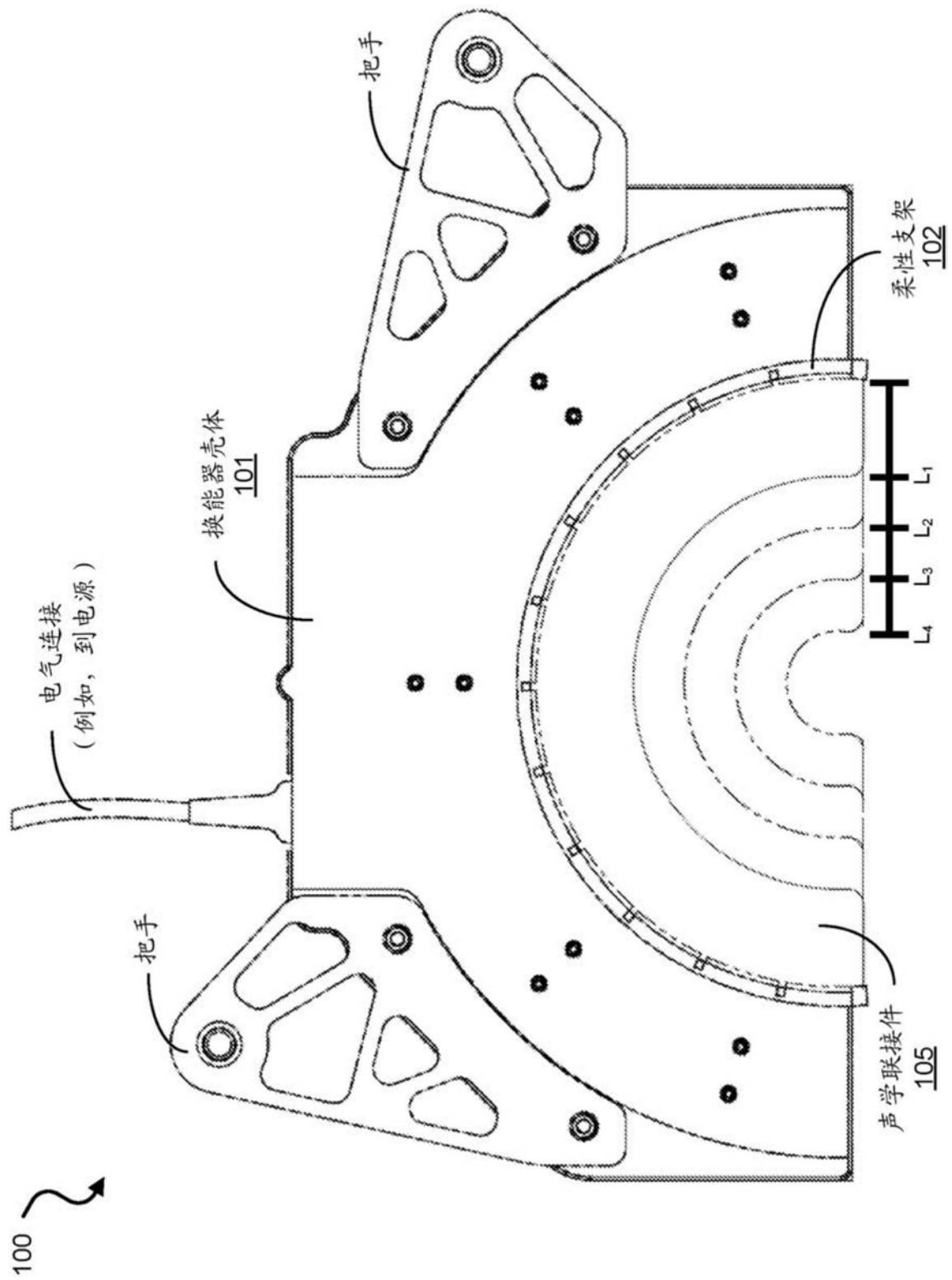


图1A

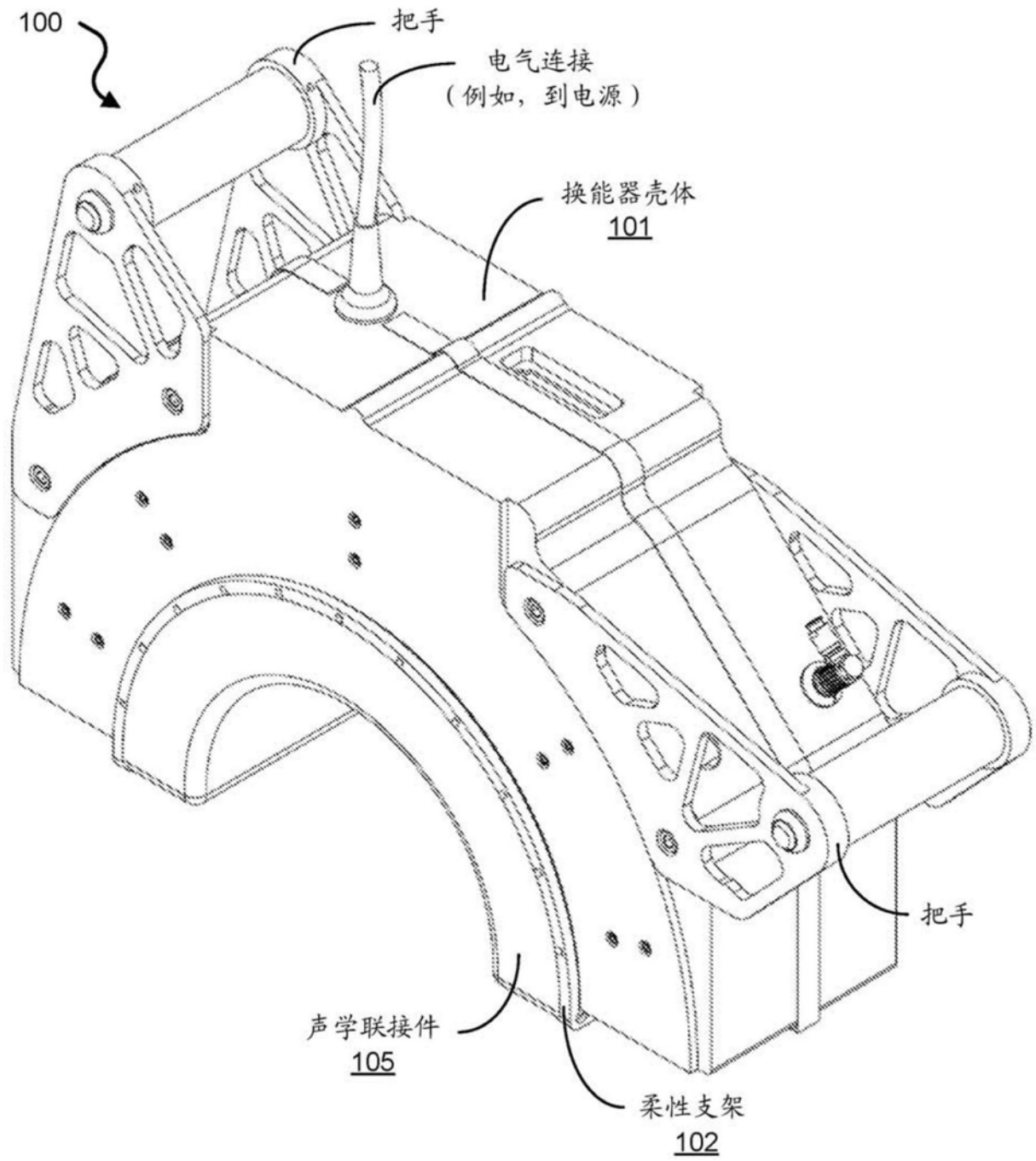


图1B

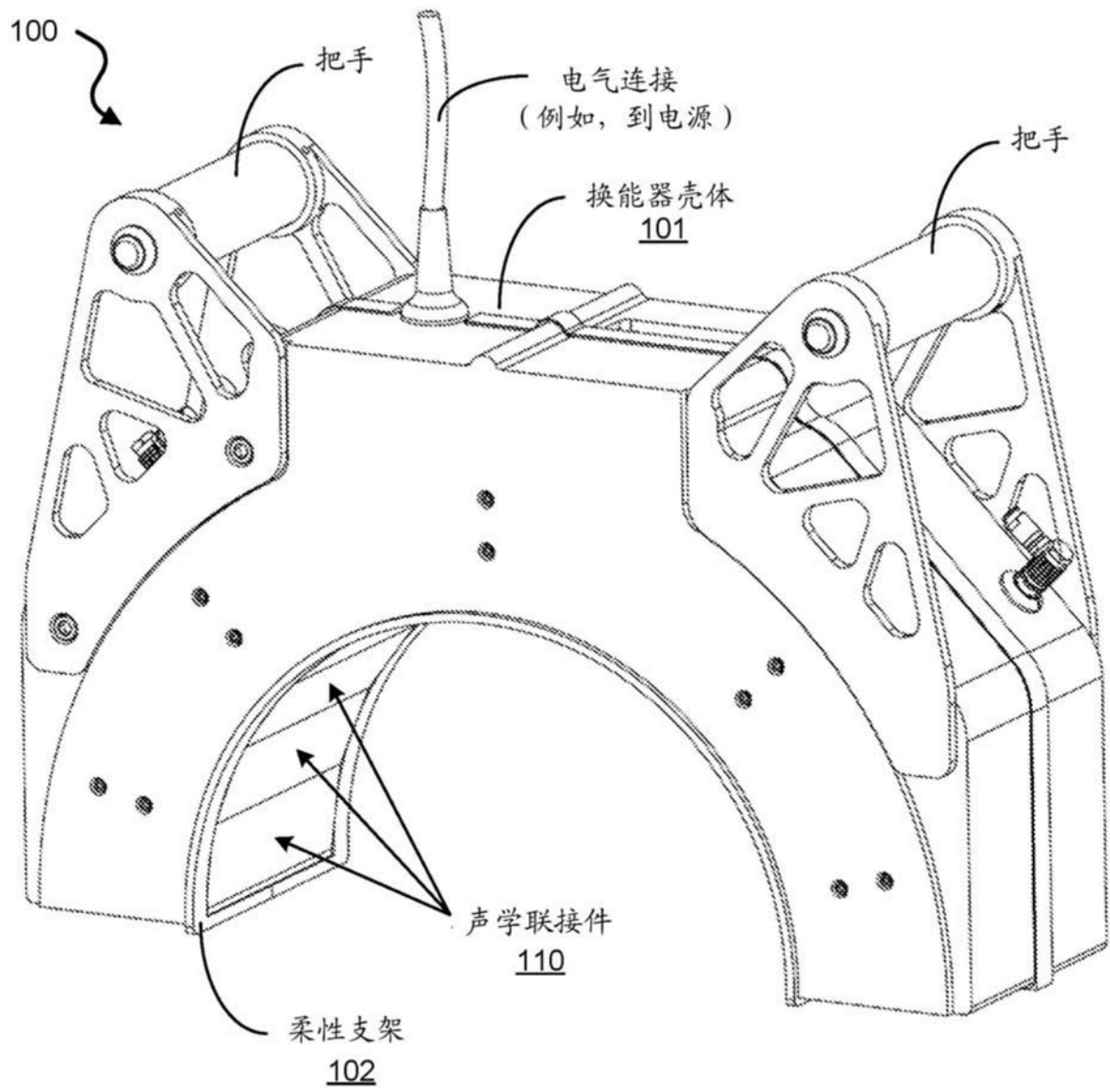


图1C

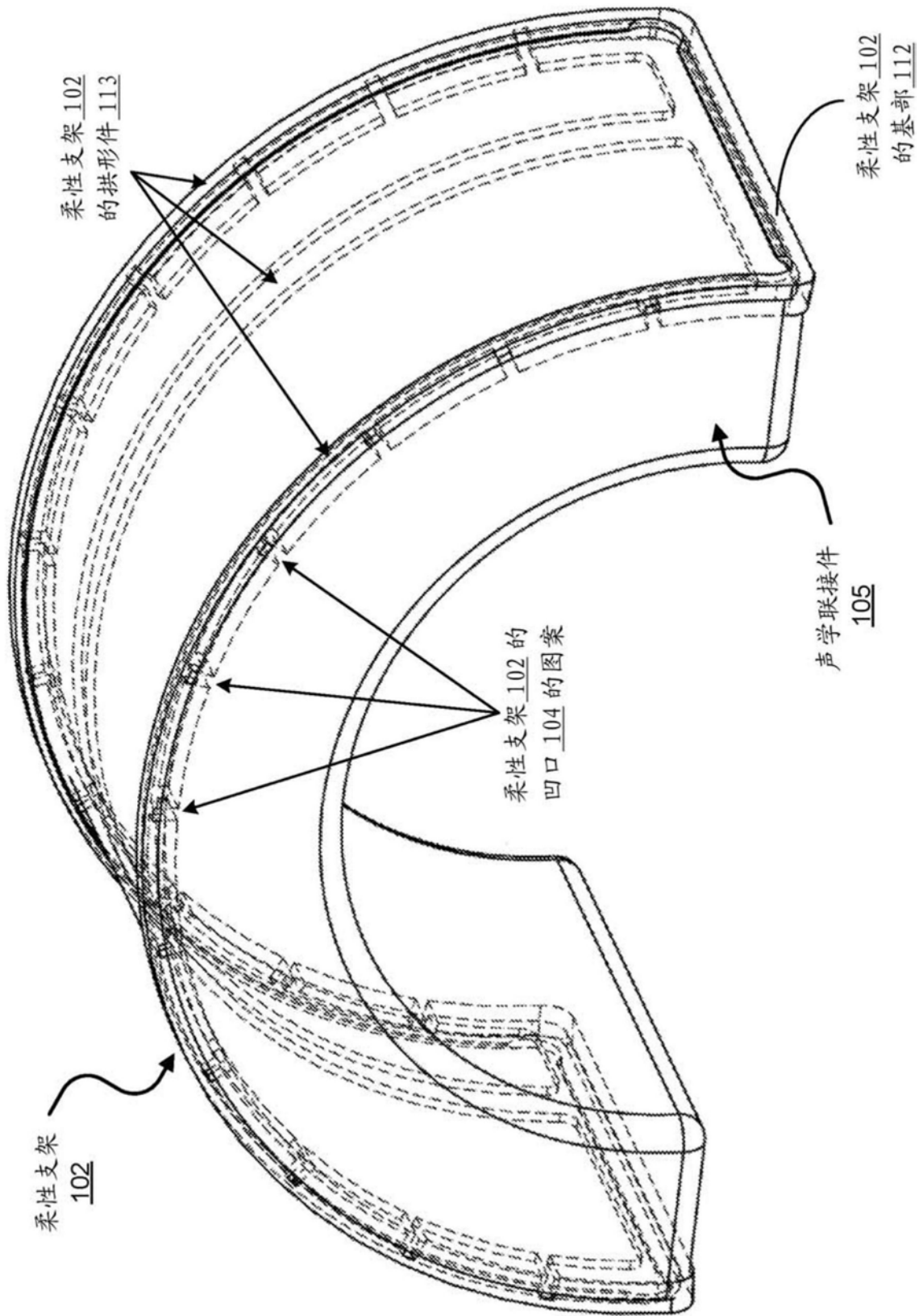


图2A

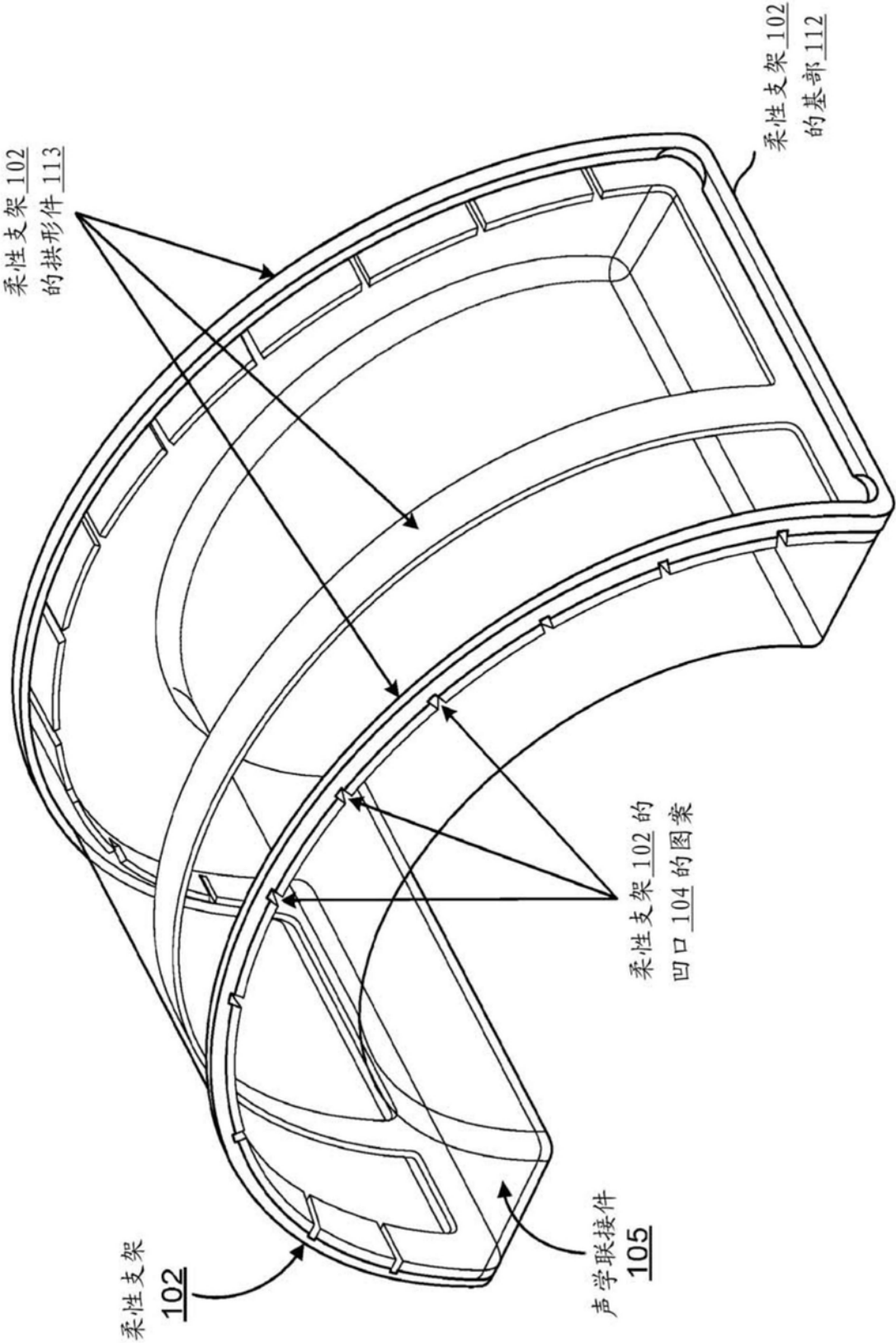


图2B

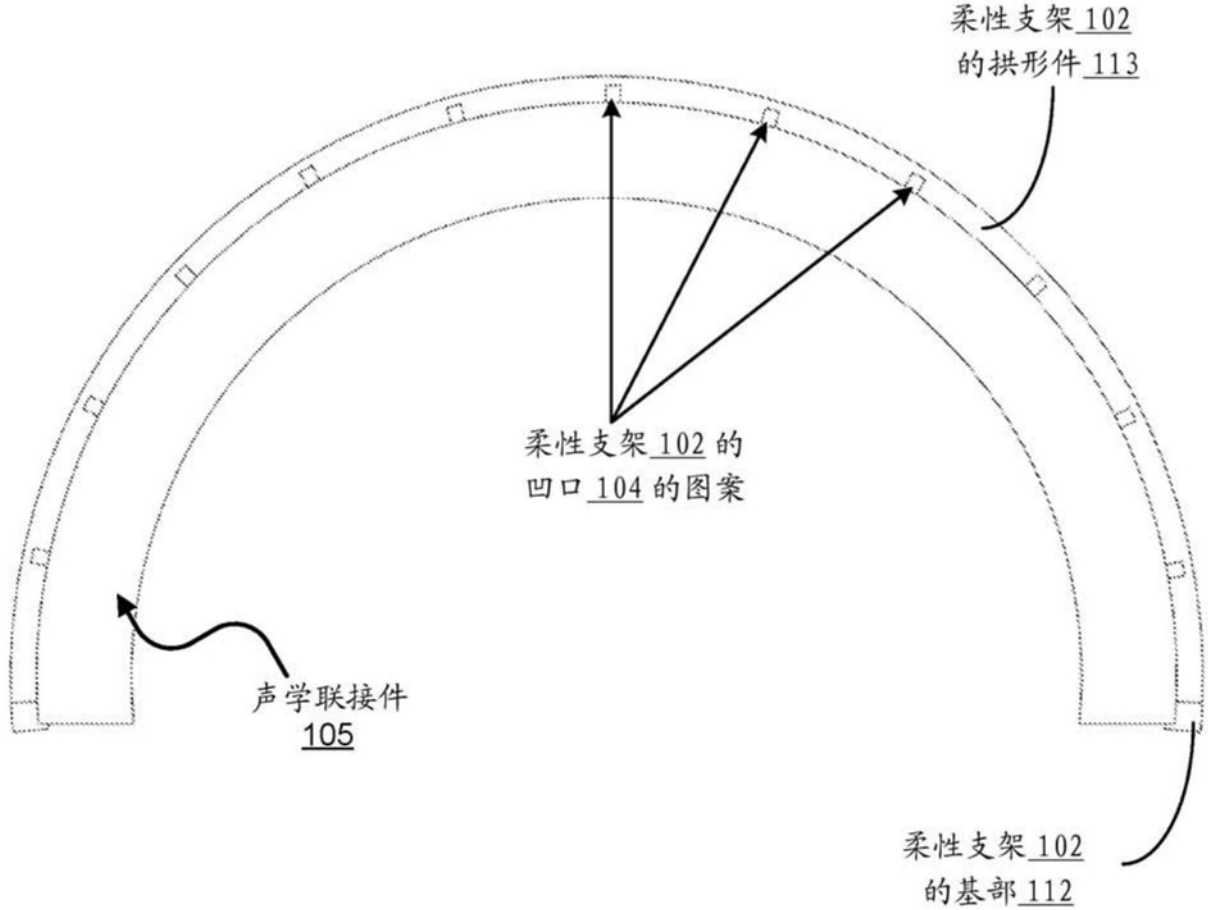


图2C

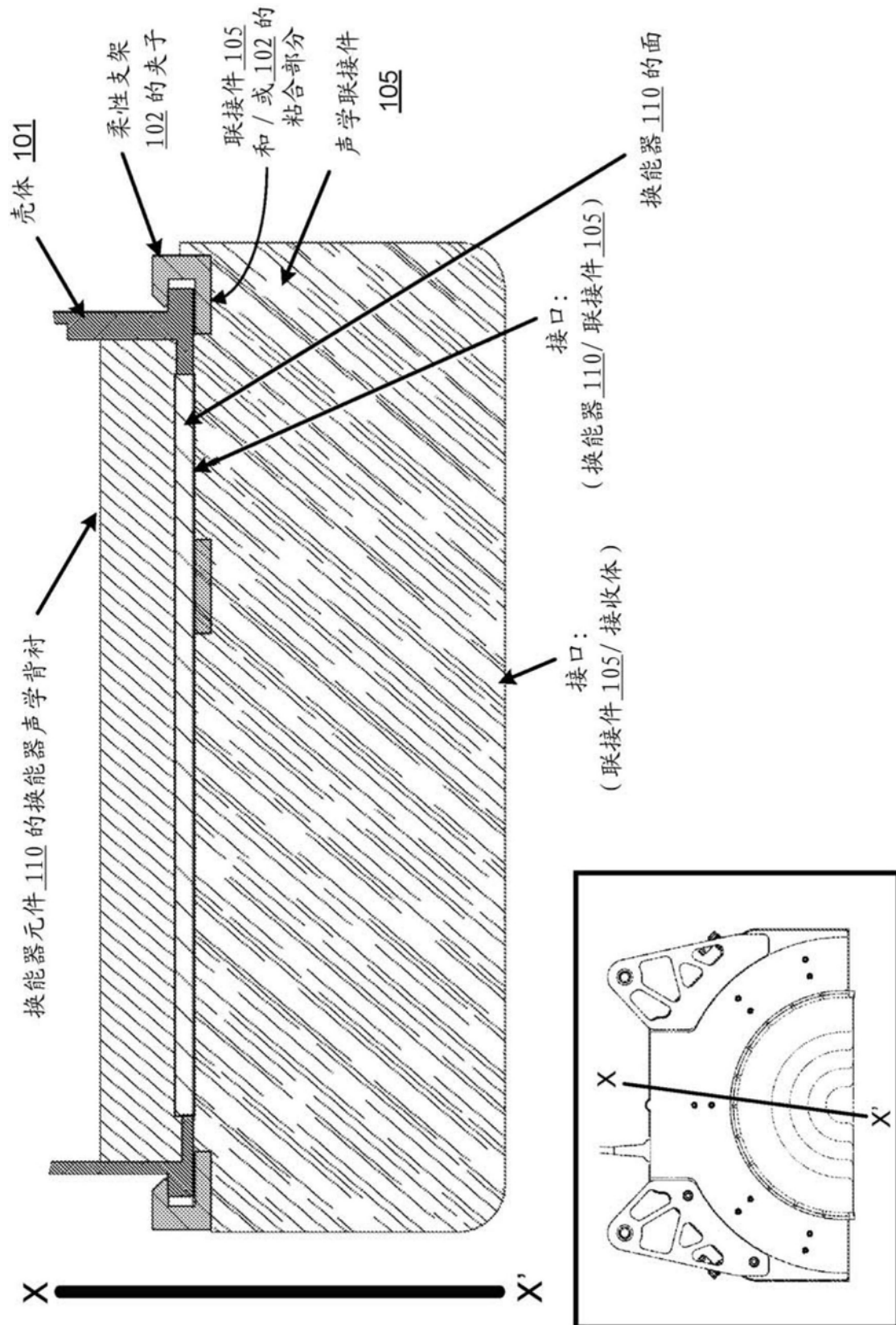


图2D

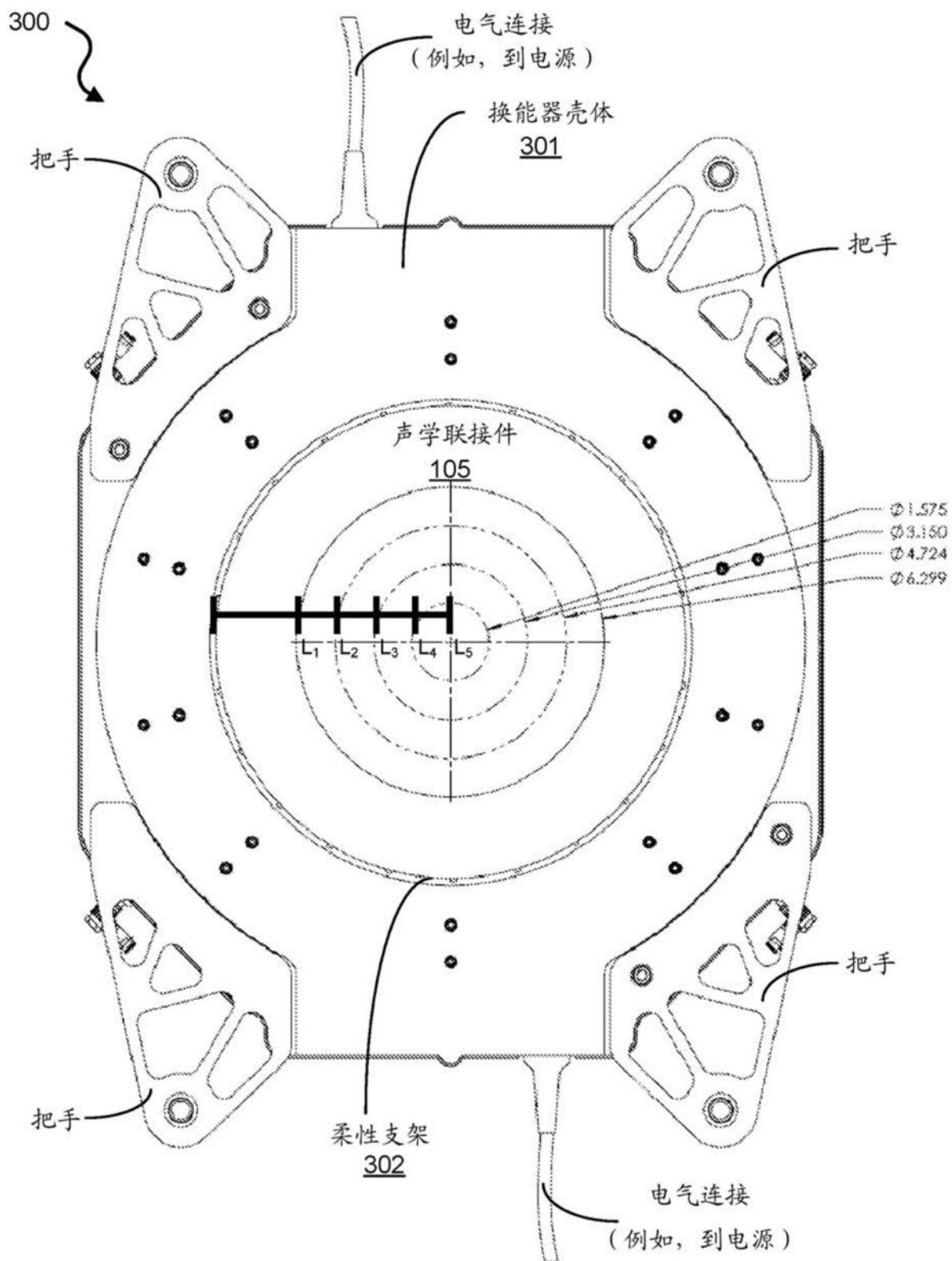


图3A

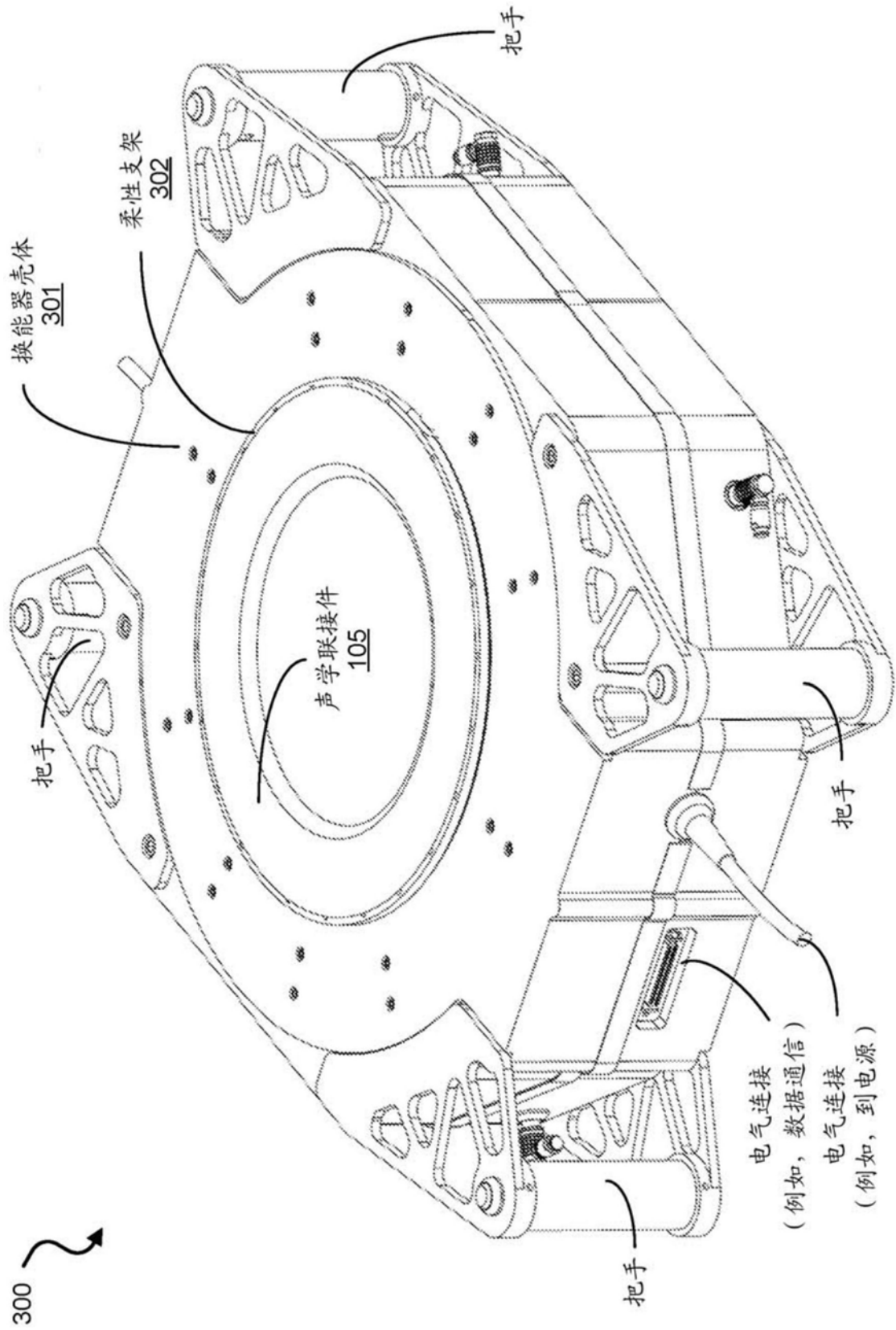


图3B

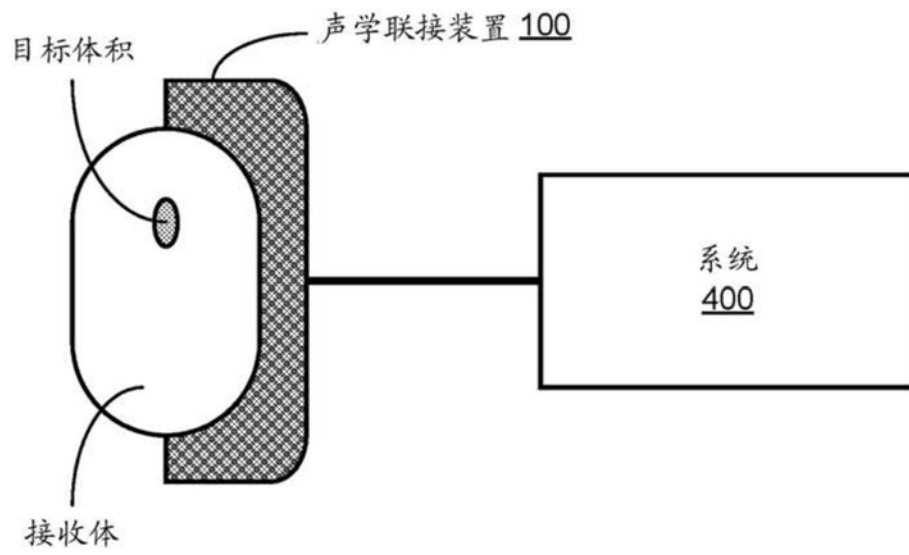


图4

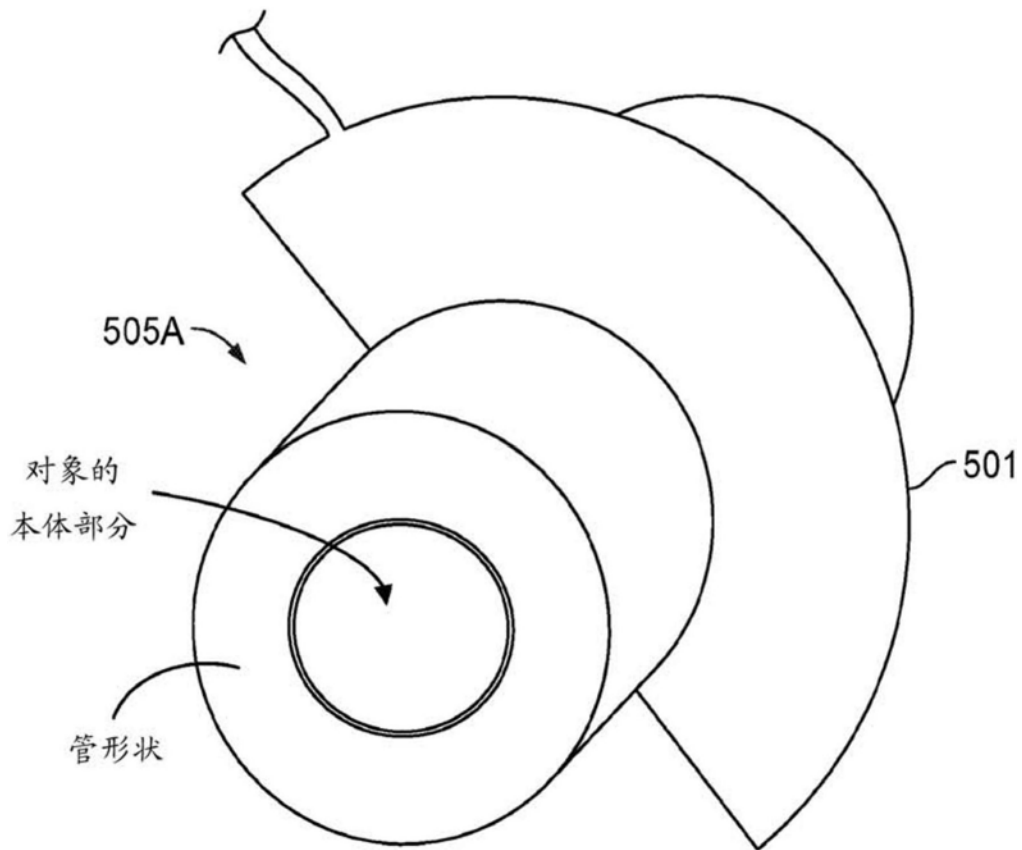


图5A

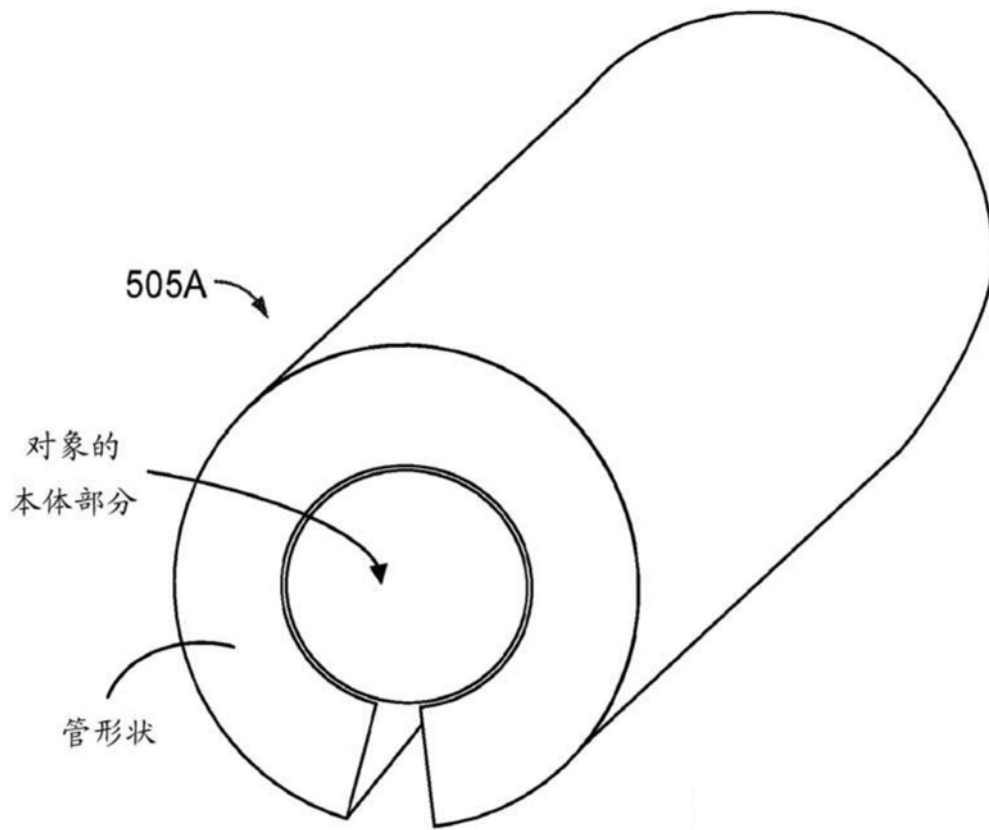


图5B

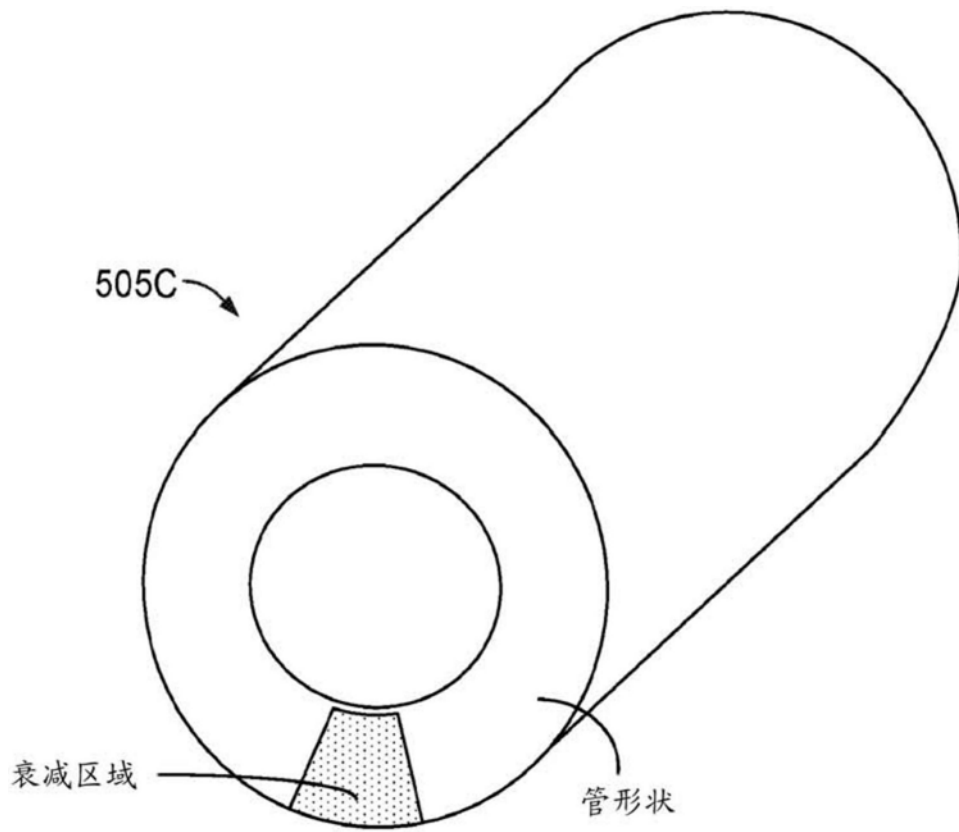


图5C

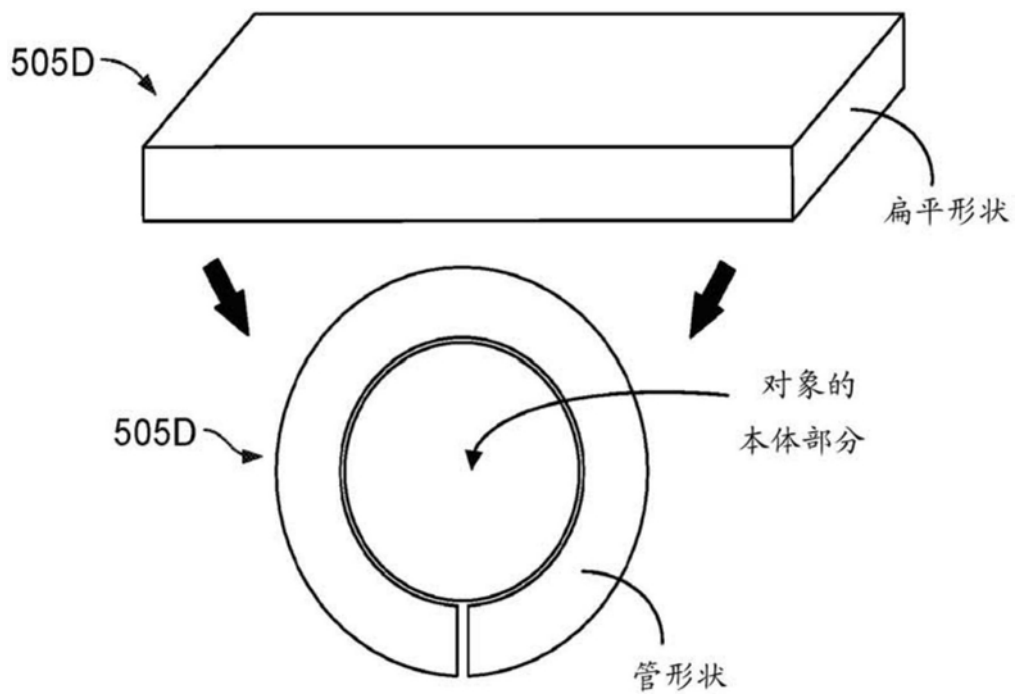


图5D

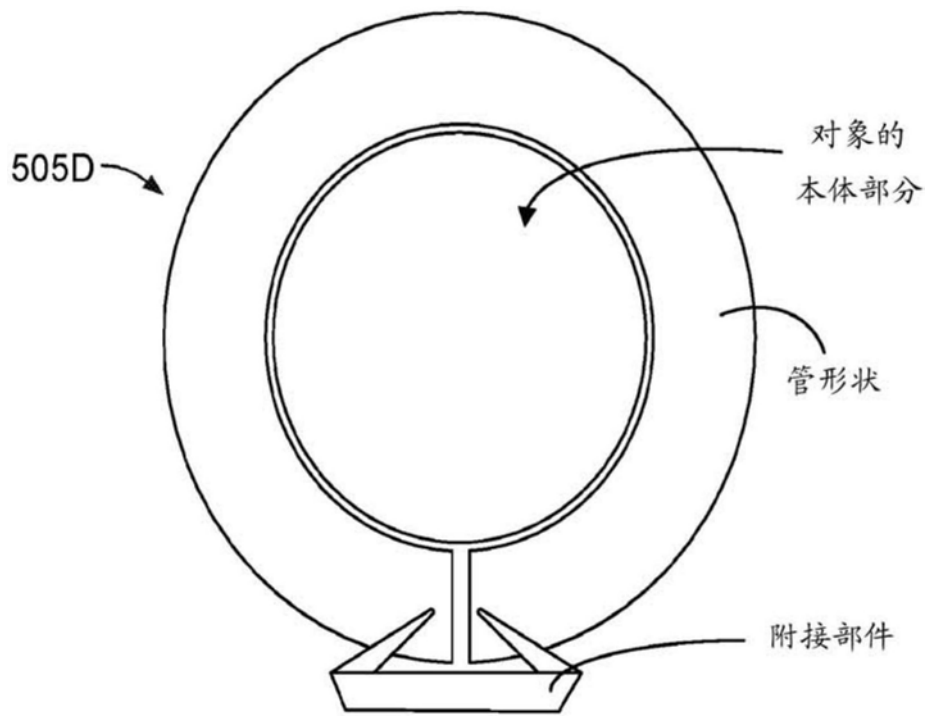


图5E

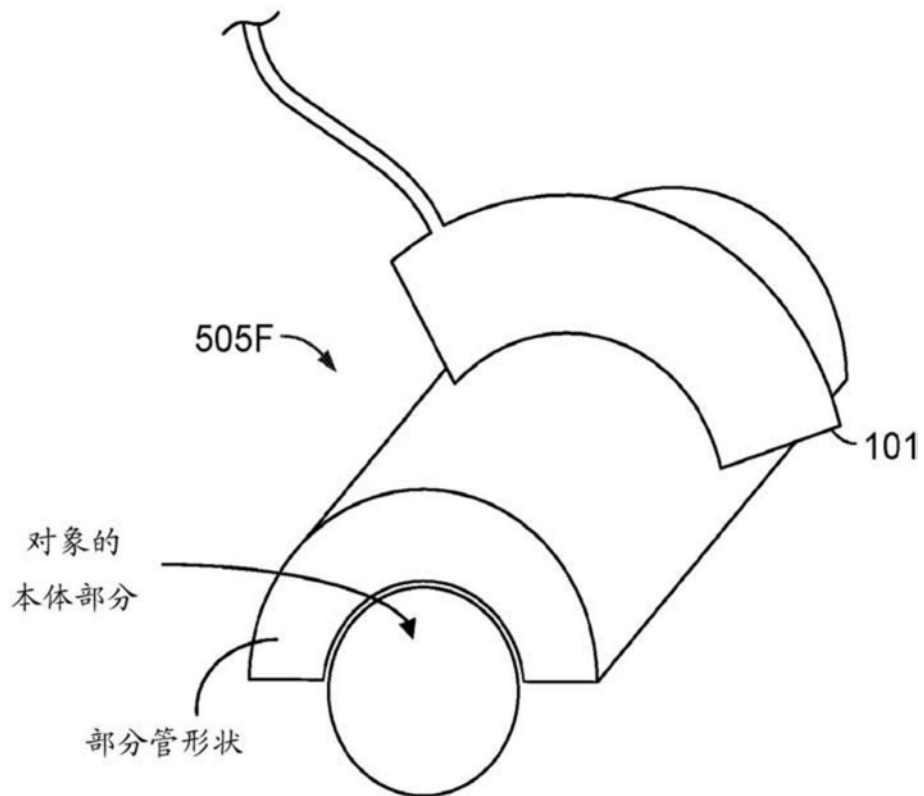


图5F

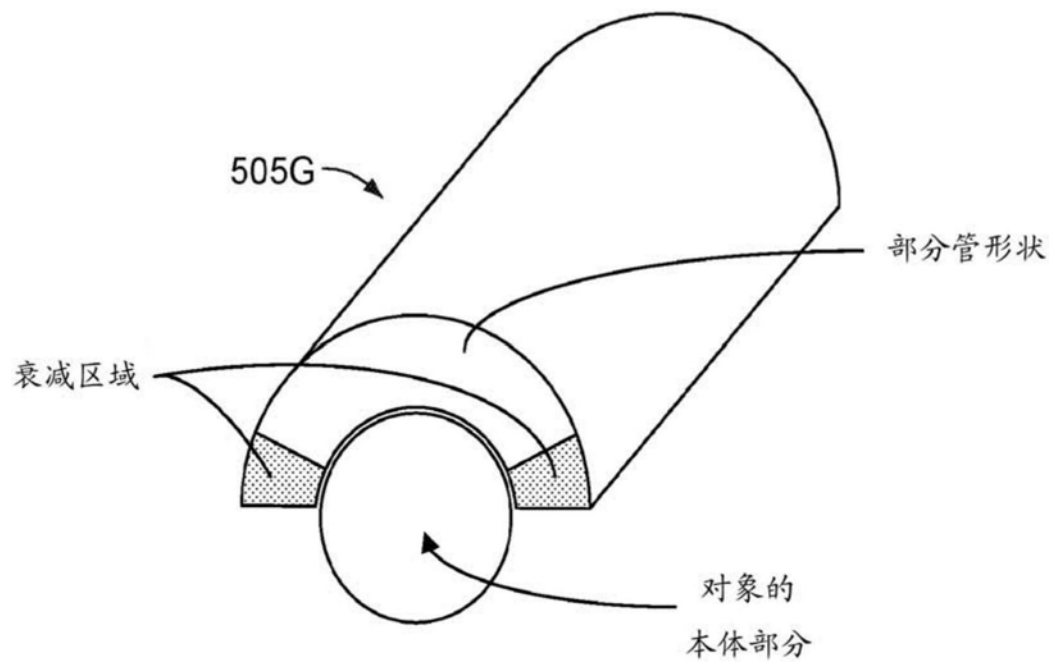


图5G

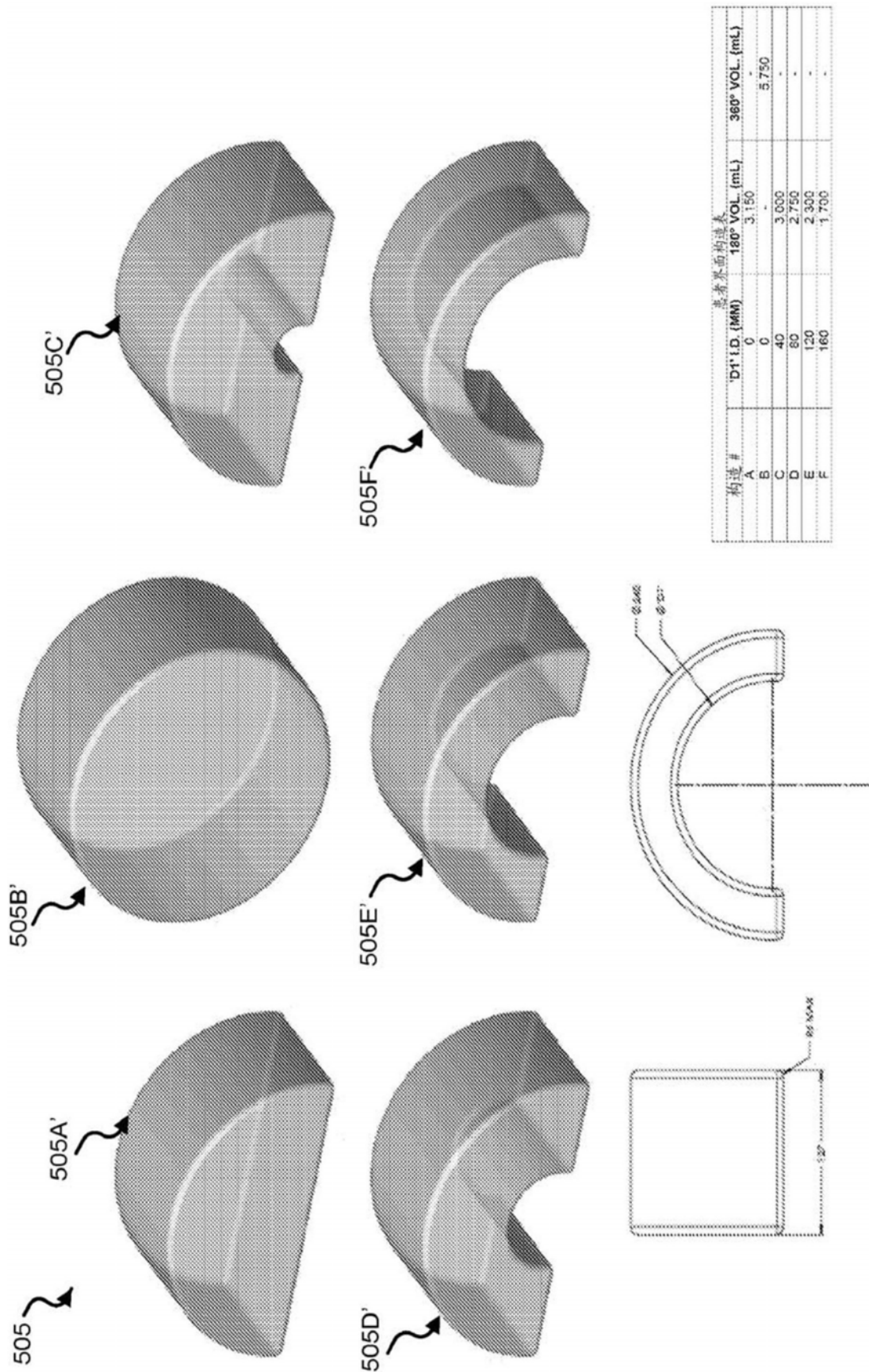


图6

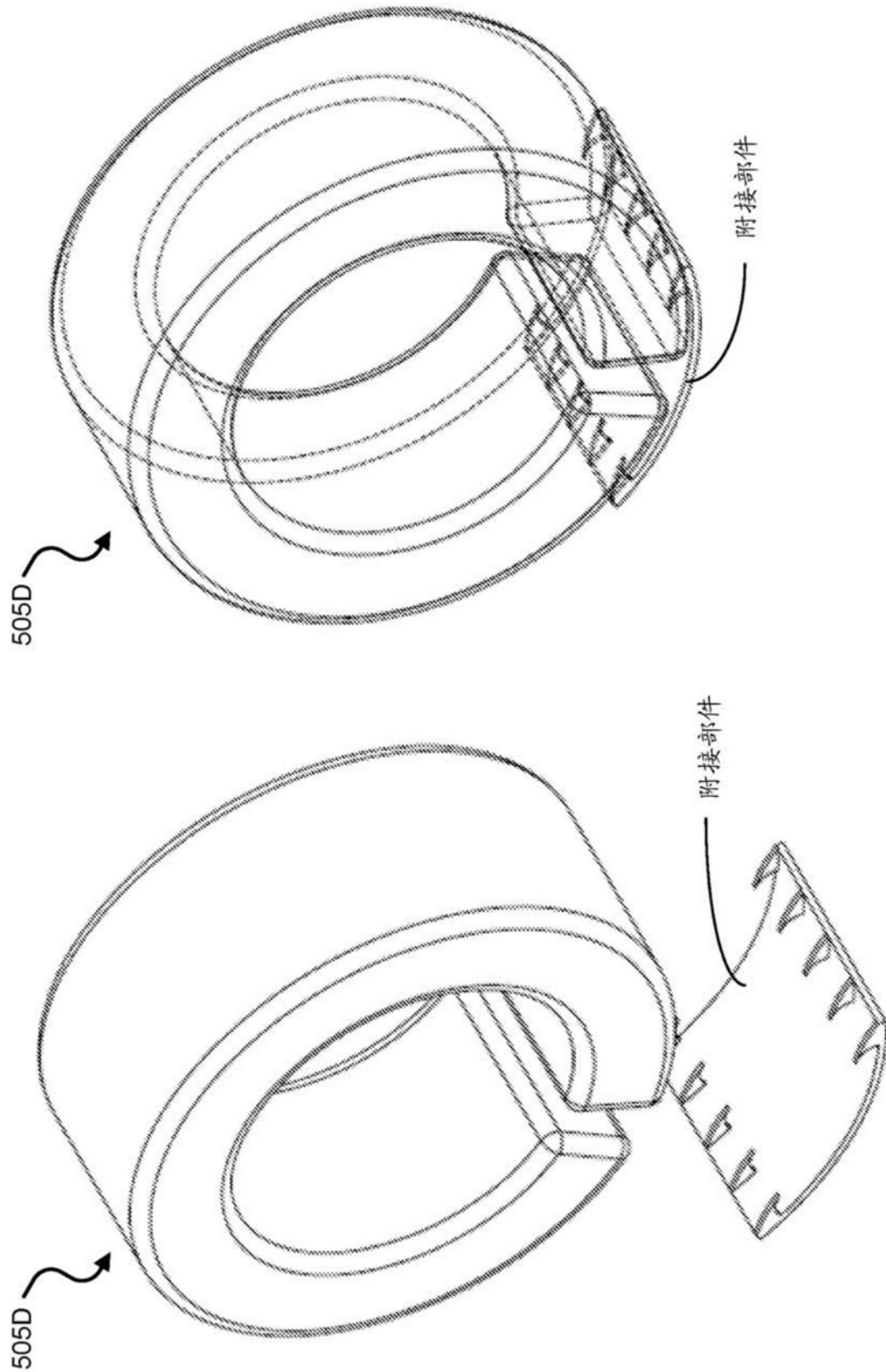


图7A

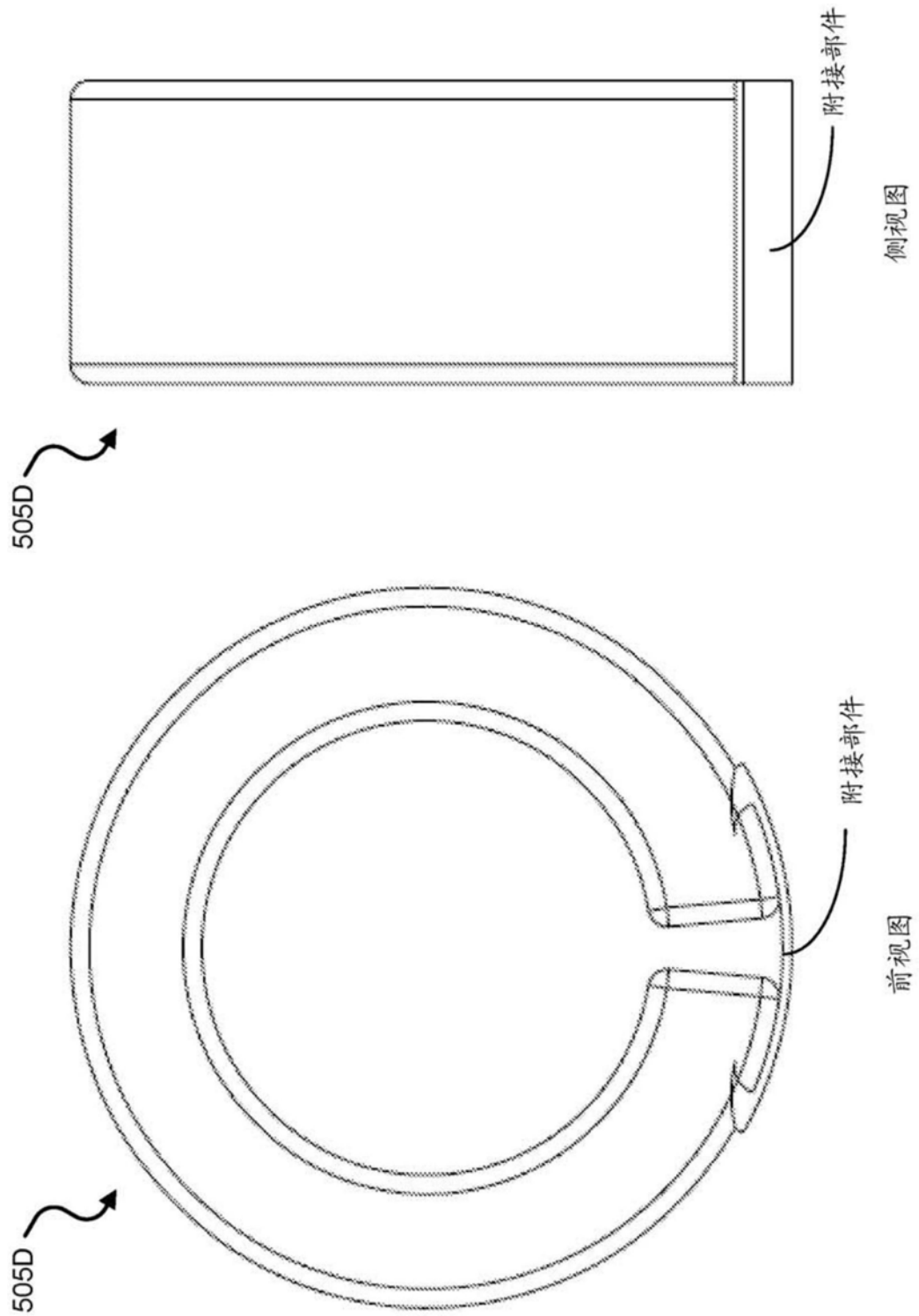


图7B

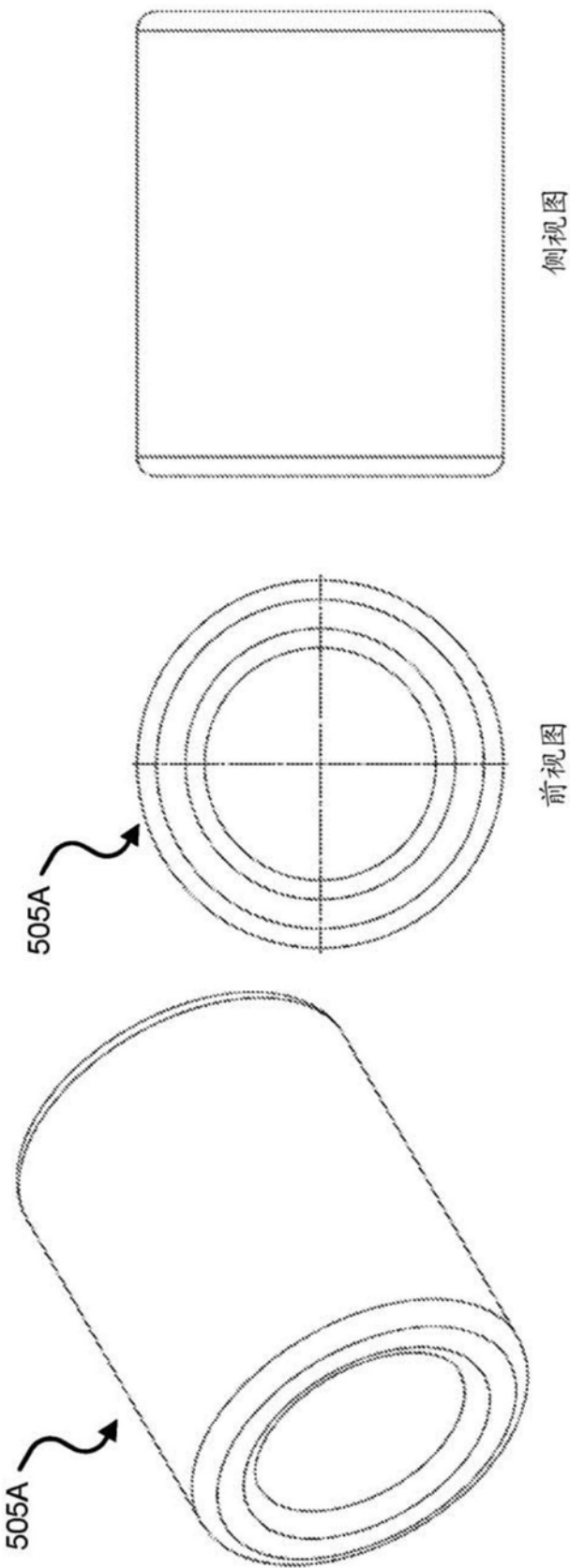


图7C

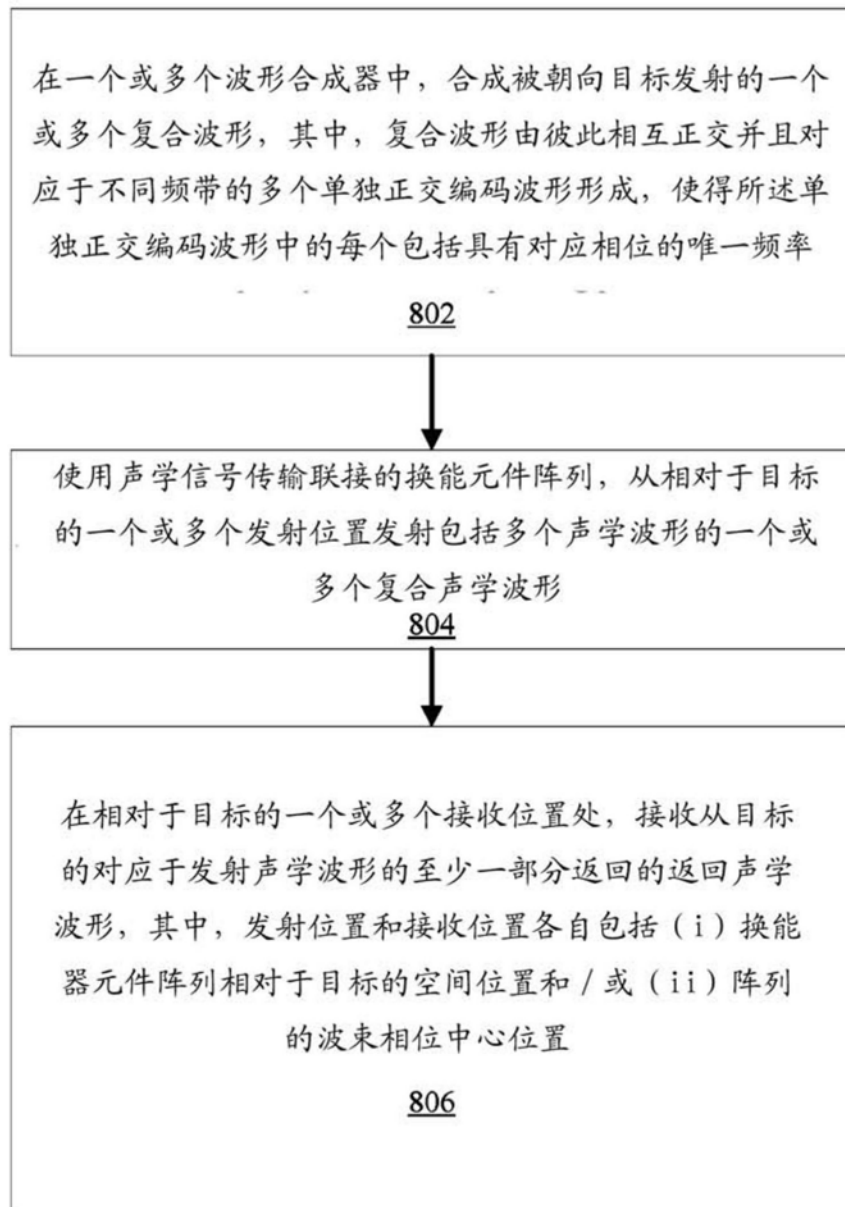


图8

专利名称(译)	声学信号传输联接和联接介质		
公开(公告)号	CN107635470A	公开(公告)日	2018-01-26
申请号	CN201680023999.9	申请日	2016-02-25
[标]发明人	E 弗赖伯格 D 克鲁斯		
发明人	E.弗赖伯格 D.克鲁斯		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/14 A61B8/4209 A61B8/4281 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/467 A61B17/2251 A61B2017/2253 A61N7/00 A61N2007/0078 G01S7/52079 G01S15/892 G01S15/8922 A61B8/44		
代理人(译)	孙瑞		
优先权	62/120839 2015-02-25 US 62/174999 2015-06-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于在断层超声成像、大孔径超声成像和治疗超声中使用的装置、系统和方法，其提供超声信号换能器到身体结构的联接，用于发射和接收超声信号。声学信号传输联接能够顺应于对象的接收介质(例如，皮肤)，使得在接收介质和换能器之间存在声学阻抗匹配。在一个方面，超声联接介质包括水凝胶，所述水凝胶包括形成网络的可聚合材料，所述网络被构造捕获在水凝胶的内部的水状流体。水凝胶被构造成为顺应接收体，并且声学联接介质可操作以在水凝胶与接收体接触时，在声学信号换能器元件和接收介质之间传导声学信号，使得在接收介质和声学信号换能器元件之间存在声学阻抗匹配。

