

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200380105987.3

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 100435741C

[22] 申请日 2003.11.24

[21] 申请号 200380105987.3

[30] 优先权

[32] 2002.12.11 [33] US [31] 60/432,536

[86] 国际申请 PCT/IB2003/005418 2003.11.24

[87] 国际公布 WO2004/052209 英 2004.6.24

[85] 进入国家阶段日期 2005.6.13

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 W·苏多 E·古里伊 B·萨沃德

M·威尔逊 S·昌

[56] 参考文献

US4977898A 1990.12.18

WO92/02178A1 1992.2.20

US5947905A 1999.9.7

EP0853919A2 1998.7.22

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 原绍辉 黄力行

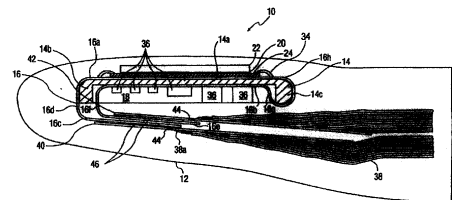
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 7 页

[54] 发明名称

小型化超声换能器

[57] 摘要

一种超声换能器，其与现有技术的超声换能器相比尺寸减小并且包括导热主体、至少部分地绕着主体弯曲的柔性电路、设置于柔性电路上的声学组件和用于控制所述声学组件来传输并接收超声波的电子部件。信号传输线路如同轴导线联接于柔性电路上以便使得电子部件、声学组件和信号传输线路连接于由柔性电路部分限定的电路中。通过绕着主体弯曲柔性电路及设置于其上的声学组件，其中柔性电路任选地带有电子部件，它们被放置成容许实现紧凑型换能器的垂直构型，这种换能器与现有技术的超声换能器相比具有小型乃至微型尺寸。



1. 一种超声换能器，包括：
外壳；
设置于外壳中的声学元件；
在所述外壳中邻近所述声学元件设置的集成电路；
用于将所述声学元件连接于所述集成电路上的第一连接装置；以及

用于将所述集成电路连接于电传输线路上的第二连接装置，第二连接装置是围绕主体弯曲的柔性电路，其中所述第一、第二连接装置的连接点设置于所述集成电路的平面上。

2. 根据权利要求 1 所述的超声换能器，其中所述第一、第二连接装置中每一个都包括金属隆起、焊料隆起、导电聚合物隆起、导电细线接合、z 轴导电弹性连接器、z 轴导电粘合剂、z 轴导电薄膜或回流焊料。

3. 根据权利要求 1 所述的超声换能器，其中所述第一连接装置包括金属隆起、焊料隆起、导电聚合物隆起、导电细线接合、z 轴导电弹性连接器、z 轴导电粘合剂、z 轴导电薄膜或回流焊料，而所述第二连接装置不同于所述第一连接装置，并且所述第二连接装置包括导线结合、导线附连装置或引线的接头结合。

4. 根据权利要求 1 所述的超声换能器，其中所述第二连接装置包括中间互连衬底，所述中间互连衬底包括薄膜电路、陶瓷电路或层压电路。

5. 根据权利要求 1 所述的超声换能器，其中所述第二连接装置包括中间互连衬底，所述中间互连衬底包括柔性电路、半刚性电路或刚性电路。

6. 根据权利要求 5 所述的超声换能器，其中所述互连衬底弯曲以便使得所述声学元件、所述集成电路与所述互连衬底的组合的垂直尺寸小于集成电路的水平长度的百分之七十五。

7. 根据权利要求 5 所述的超声换能器，其中所述互连衬底弯曲以便使得所述声学元件、所述集成电路与所述互连衬底的组合的垂直尺寸小于集成电路的水平长度的百分之五十。

小型化超声换能器

技术领域

本发明整体涉及一种超声换能器，其具有足够小的尺寸以便使得它们能够在小型医疗器械中使用，尤其是在经食道的检查装置、内窥镜（laproscopic）检查装置以及心内检查装置中使用，尤其涉及这种具有安装于集成电路上的声学元件的超声换能器。

本发明还涉及用于制造超声换能器的方法，这种超声换能器具有足够小的尺寸从而使得它们能够在医疗器械中使用，尤其是在经食道的检查装置、内窥镜检查装置以及心内检查装置中使用。

背景技术

典型的超声换能器在用于身体部分成像的医疗器械中用来产生三维图像，这种换能器的各种部件具有复杂互连关系。因此，已经证明构造这种换能器需要高成本。而且，这种换能器的缺点在于由于部件具有复杂互连关系，所以它们需要较大的空间从而不能在需要极小的或微型超声换能器的设备中使用，这些设备例如用于检查食道、心脏以及其它较小的身体部分的设备。

因此，尽管这种换能器可以用作超声换能器，但是由于尺寸太大所以它们不能用作经食道的换能器、内窥镜换能器和心内换能器。

发明内容

本发明的目的是提供一种具有极小的、微型尺寸的新的、改进型超声换能器。

本发明的另一个目的是提供一种新的、改进型超声换能器，这种超声换能器具有足够小的尺寸从而使得其能够在小型医疗器械中使用，尤其是在经食道的检查装置、内窥镜检查装置以及心内检查装置中使用。

本发明的又一个目的是提供一种新的、改进型超声换能器，其包括柔性电路从而能够使得换能器的尺寸与现有技术的超声换能器相比减小。

本发明的又一个目的是提供一种用于制造超声换能器的新的、改进型方法，其中超声换能器具有足够小的尺寸从而使得它们能够在小型医疗器械中使用，尤其是在经食道的检查装置、内窥镜检查装置以

及心内检查装置中使用。

为实现这些及其它目的，根据本发明的超声换能器包括导热主体、至少部分绕着主体弯曲的柔性电路、连接于柔性电路上的声学组件以及用于控制声学组件传输与接收超声波的电子部件。信号传输线路或管路，如同轴导线、扁平带状缆线或长柔性电路均连接于柔性电路上，以便使得电子部件、声学组件以及信号传输线路连接于通过柔性电路部分限定的电路中。电子部件、声学组件任选地设置于柔性电路上。通过使得柔性电路与设置于其上的电子部件和声学组件绕着主体弯曲，就将它们放置成容许实现紧凑型换能器的垂直构型，这种换能器与现有技术的超声换能器相比具有小型乃至微型尺寸。

更特别而言，柔性电路绕着主体弯曲以便使得具有设置于其上的声学组件的那部分位于主体的第一侧上，而使得具有设置于其上的电子部件的第二部分位于第二、相对侧上。绕着主体的腿部的 180° 弯曲就使得柔性电路分成两部分。其它的弯曲提供用于使得柔性电路的终端部分可以通过其它的柔性电路与主体结构设置沿垂直方向分开，其中单个传输线路连接于终端部分上。

优选地，电子部件设置于由主体所限定的腔中。安装着电子部件的那部分柔性电路也可以放置于这个腔中。

在一个实施例中，声学组件包括声学元件和电连接于声学元件上的集成电路。集成电路还电连接于柔性电路上。具体而言，柔性电路与集成电路各自具有连接点或连接器垫，其中导线结合提供用于连接集成电路与柔性电路的连接点。

根据本发明的超声换能器的另一个实施例包括外壳、设置于外壳中的声学元件以及集成电路，该集成电路在外壳中邻近声学元件设置并且连接于声学元件上。集成电路连接于电传输线路上。用于连接于集成电路上的连接点设置于其共用平面上。更具体而言，集成电路可以利用金属隆起、焊料隆起、聚合物隆起、细线接合、z 轴导电弹性连接器、z 轴导电粘合剂、z 轴导电薄膜和/或回流焊料而连接于声学元件和信号传输线路上。另外，集成电路可以使用导线结合、导线附连装置和/或引线的接头结合而联接于中间互连衬底如至少为部分的柔性电路上。互连衬底还可以是薄膜电路或陶瓷电路并且/或者使用层压电路技术。

根据本发明的超声换能器的又一个实施例包括具有连接点的柔性

电路、安装于柔性电路和集成电路上的声学组件以及电子部件，其中该集成电路具有电联接于集成电路上的连接点和声学元件，电子部件用于控制声学组件从而使得声学组件传输与接收超声波。所形成的导线结合用于连接集成电路的连接点与柔性电路的连接点。于是，声学组件与电子部件连接于由柔性电路部分限定的电路中。导线结合可以只沿着集成电路的周边的一部分来形成。在一个实施例中，两行导线结合都沿着集成电路的一对相对边缘中的每一个来形成。

在根据本发明的另一个实施例中，用于制造微型超声换能器的方法包括以下步骤：在柔性电路上设置声学组件，如在柔性电路为扁平时，将用于控制声学组件的电子部件联接于声学组件电路上，将信号传输线路联接于柔性电路上以便使得电子部件、声学组件与信号传输线路连接于由柔性电路部分限定的电路中，以及令柔性电路至少部分的绕着导热主体弯曲从而形成至少一个绕着主体的 180° 弯曲。当电子部件也安装于柔性电路上时，在将柔性电路绕着主体弯曲之后，声学组件将与电子部件沿垂直方向分开。按照这种方式，声学组件与电子部件以一个基本上在另一个上方的方式处于垂直结构设置中以便提供紧凑型换能器，这种换能器具有足够小的尺寸以便使得它们能够在经食道的检查装置、内窥镜检查装置以及心内检查装置中使用。

附图说明

参看下图，下面将对本发明的这些及其它目的、特征和优点进行说明。

图 1 是根据本发明的换能器的剖视图，其示于经食道的检查探测器的尖端的草图中；

图 2 是声学组件的示意图，其中声学元件安装于集成电路上；

图 3 是图 2 中表示为 3 的段的第一实施例的放大视图；

图 4 是图 2 中表示为 3 的段的第二实施例的放大视图；

图 5 是根据图 1 中所示的本发明实施例的换能器的俯视图；

图 6 是根据本发明的换能器的另一实施例的剖视图，其示于经食道的检查探测器的尖端的草图中；

图 7 是根据本发明的换能器的另一实施例的剖视图，其示于经食道的检查探测器的尖端的草图中；

图 8 是沿图 7 中的线 8-8 剖开的剖视图；以及

图 9 是根据本发明的换能器的另一实施例的剖视图，其示于经食道的检查探测器的尖端的草图中。

具体实施方式

参看附图，其中相同的参考数字是指相同或类似的元件。图 1 示出了通常表示为 10 的根据本发明的超声换能器的第一实施例。这种超声换能器足够小以便安装于由线 12 代表的标准尺寸的经食道的检查探测器的尖端内，或者安装于另一个类似尺寸或较小的探测器外壳内。以前，不能够使得超声换能器小型化以便安装于这种装置的尖端内。

为了实现这种小型化，换能器 10 包括导热主体 14 和绕着主体 14 弯曲的柔性电路 16。通过提供柔性电路 16 并将换能器 10 工作所必须的部件联接于柔性电路 16 上，可以将柔性电路 16 弯曲成所需形状以便使其能够安装于检查装置的尖端 12 内。柔性电路 16 为层压制品，该层压制品包括导电路径和使得能够与电部件建立电连接的连接点。如下面所述，其使用中间互连衬底来将集成电路连接于信号传输线路上。

柔性电路 16 绕着主体 14 弯曲，主体 14 在柔性电路 16 所绕着的部分处具有大致为 U 形的横截面并因而确定了腔 18。主体 14 具有中央支承部分 14a 和各位于支承部分 14a 两端的腿部 14b、14c，其中柔性电路 16 由支承部分 14a 支承并在腿部 14b、14c 上面弯曲。

柔性电路 16 并不需要在其整个长度上都具有柔性来实现本发明的目的，尽管可能如此。当然，应当满足柔性电路 16 被弯曲的那些部分，例如在腿部 14b、14c 上弯曲的那些部分具有柔性。柔性电路 16 未被弯曲的其它部分，例如支承着下面所述的换能器 10 的部件的那些平面部分可以具有刚性。这样，柔性电路 16 可以由一个或多个柔性电路板与一个或多个刚性电路板例如 PCB（印刷电路板）或陶瓷电路板组合形成。

如图 1 中所示，腔 18 形成于主体 14 的下侧。柔性电路 16 具有位于主体 14 上方的第一平面部分 16a、位于腔 18 中的第二平面部分 16b、通过一百八十度（ 180° ）弯曲 16d 与第一平面部分 16a 隔开的终端 16c 和通过一百八十度（ 180° ）弯曲 16f 与第二平面部分 16b 隔开的第二终端 16e。在图 1 所示的实施例中，终端 16c 和 16e 基本为平面并且至少部分彼此相对地位于主体 14 的下方。柔性电路 16 还包括与腔 18 中的部分 16b 相邻的弯曲部分 16g 和位于主体 14 上的部分 16a 与弯曲部分 16g 之间的一百八十度（ 180° ）弯曲 16h。

一百八十度 (180°) 弯曲 16d、16f 与 16h 可以包括通过如图 1 中所示的直形部分隔开的一对九十度 (90°) 弯曲或者整个为弓形。弯曲的形式取决于主体 14 的形状。总之, 柔性电路 16 弯曲以便提供一个位于主体 14 上面的部分和一个位于主体 14 下面的部分。

声学组件 20 安装于柔性电路 16 的第一平面部分 16a 的上表面上。尽管声学组件 20 可以是用于传输和接收超声波的任何已知类型的, 但是在优选的实施例中, 声学组件 20 包括许多连接于连接器垫上的声学元件 22 或者利用倒装互连技术位于集成电路 24 的上表面上, 这些具体的细节对本发明所属领域的普通技术人员而言是众所周知。声学元件 22 与集成电路 24 之间的互连的数量可以根据声学元件 22 的数量和声学元件 22 及集成电路 24 的尺寸与形状而变, 并且甚至可以大约高达 3000。声学元件 22 可以设置于线性阵列中, 即设置于声学元件的直线中以便提供一维换能器, 或者设置于多维阵列中, 例如设置于声学元件的两维矩阵中以便提供二维换能器。声学组件 20 可以是平面式或弯曲式。

用于将声学元件 22 连接于集成电路 24 上的其它方法包括使用金属、焊料或聚合物隆起 26 (如图 3 和 4 中所示)、细线接合、z 轴导电弹性连接器、z 轴导电粘合剂、z 轴导电薄膜和回流焊料。在图 3 中, 隆起 26 形成于集成电路 24 上, 而在图 4 中, 隆起 26 形成于声学元件 22 上, 开口 28 形成于集成电路 24 的上表面中以便能够与集成电路 24 中的导电层接触。还可以使用反向倒装互连技术。

如图 5 中所示, 集成电路 24 通过导线结合连接于柔性电路 16 上, 即柔性电路 16 上的连接点或连接器垫 30 通过短导线 34 (也称作导线结合) 连接于在集成电路 24 上表面的连接点或连接器垫 32 上。因此, 电连接装置, 即用于声学元件 22 和柔性电路 16 的连接器垫或连接点均设置于集成电路 24 的上表面上。尽管如此, 但是在其它实施例中连接装置可以设置于不同表面上。

柔性电路 16 与集成电路 24 之间的导线结合可以全部绕着集成电路 24 的周边来提供, 或如图 5 所示, 只是沿着周边的一个或多个离散部分来提供。更具体而言, 如图 5 所示, 在集成电路 24 的一对相对侧上具有两行导线结合 (也称作双行)。通过只在集成电路 24 的一对相对侧上具有多行导线结合, 就为换能器 10 提供了更符合人机工

程学的设计，即更窄的换能器。

代替导线结合，导线附连装置或引线的接头结合可以提供于连接器垫 30 与连接器垫 32 之间。

优选地，集成电路 24 的位置尽可能靠近主体 14 以便提供至主体 14 的短传热路径。在在集成电路 24 与主体 14 之间的短传热路径使得由集成电路 24 所产生的热能够被传输至主体 14 从而消散。因此，主体 14 用作散热器，并因此由具有良好导热性的材料如铜、铝、黄铜、石墨及其混合物或其它导热材料制成。

在图 6 所示的一个实施例中，集成电路 24 与主体 14 直接接触，从而提供可能最短的传热路径。这样就使得绕着集成电路 24 形成柔性电路 16 成为可能。

用于操作与控制换能器 10 所需的电子操作部件 36 按照本领域的任何已知方式例如通过表面安装来安装于柔性电路 16 的第二平面部分 16b 上，从而使得部件 36 位于腔 18 中。通常，可能具有十个或更多个这种部件。因此，部件 36 位于腔 18 中并且不会伸出主体 14 的下表面。应当指出，由于柔性电路 16 绕着主体 14 弯曲，所以在换能器 10 的制造过程中（以下所述）声学组件 20 与部件 36 安装于柔性电路 16 的同一侧上。

当柔性电路 16 弯曲时，就减少了换能器 10 的垂直尺寸。在一个实施例中，柔性电路 16 可以弯曲直至柔性电路 16（绕着主体 14 弯曲）、声学元件 22 和集成电路 24 的组合的垂直尺寸小于集成电路 24 的水平长度的百分之七十五，乃至小于百分之五十。

为了将柔性电路 16 连接于从检查装置通往相关联设备如监控与记录装置的多条同轴导线 38 上，就使用了一对附加柔性电路 40、42，其中每个附加柔性电路都具有用于同轴导线 38 的适当连接装置，例如连接点或连接器垫 44。同轴导线 38 的数量可以根据换能器 10 的应用情况而不同，但是可以高达 160 乃至 200。每个柔性电路 40、42 通过将同轴导线 38 的裸露传导部分 38a 结合至柔性电路 40、42 的连接点上而连接于同轴导线 38 的一部分上，例如使用已知的结合法来实现。柔性电路 40、42 可以整体都具有柔性或者具有柔性部分和刚性部分，甚至可以整体都具有刚性。

将同轴导线 38 连接于柔性电路 40、42 上的操作可以与带有声学

组件 20 和任选电子部件 36 的柔性电路 16 的制造分开进行。考虑到具有许多同轴导线 38，这样就提供了明显的优点，因为其能够使得柔性电路 16 及相关元件部分的制造，与用于将柔性电路 16 连接于外部装置（同轴导线 38 和柔性电路 40、42）上的连接机构的制造分开。

柔性电路 40、42 使用电互连如 z 轴导电薄膜或导电粘合剂 46 而连接于柔性电路 16 上。按照这种方式，通过柔性电路 40、42 与粘合剂 46 就提供了柔性电路 16 与同轴导线 38 之间的电连接。代替 z 轴导电薄膜或粘合剂，还可以使用 z 轴导电弹性连接器或回流焊料。

代替将电子部件 36 安装于柔性电路 16 上，用于控制声学组件 20 的电子部件或电子装置可以安装于柔性电路 40、42 上或同轴导线 38 远离换能器 10 的端部上。电子部件还可以被集成入集成电路 24 中。

为了制造换能器 10，就形成主体 14 并形成柔性电路 16，然后将柔性电路 16 切制成所需尺寸以便使得其能够绕着主体 14 弯曲。在形成柔性电路 16 的同时或之后，将声学组件 20 和电子部件 36 安装于柔性电路 16 的同一侧。为了使得声学组件 20 能够安装于柔性电路 16 上，将粘合剂应用于集成电路 24 的下侧。对声学组件 20 与电子部件 36 的安装位置进行选择以便将声学组件 20 放置于腔 18 上并将电子部件 36 放置于腔 18 中，如图 1 所示。然后，通过导线结合 34 将声学部件 20 的连接点 32 连接于柔性电路 16 的连接点 30 上。声学组件 20 可以通过将这组声学元件 22 安装于集成电路 24 上并使用倒装互连技术将它们连接而预形成。

柔性电路 40、42 与用于柔性电路 16 和同轴导线 38 电连接所需的连接点一起形成，然后例如通过焊接而附连于同轴导线 38 上。柔性电路 40、42 还利用 z 轴导电薄膜或导电粘合剂 46 来附连于柔性电路 16 的终端 16c、16e 上。柔性电路 40、42 可以先附连于同轴导线 38 上而后再附连于柔性电路 16 上，反之亦然。

一旦声学组件 20、电子部件 36 和柔性电路 40、42（优选地带有附连于其上的同轴导线 38）附连于柔性电路 16 上，就将粘合剂应用于柔性电路 16 将与主体 14 接触的那部分上（并且/或者应用于柔性电路 16 将靠着主体 14 的那部分上），而后柔性电路 16 绕着主体 14 弯曲以便使得具有安装于其上的声学组件 20 的柔性电路的平面部分 16a 位于主体 14 的支承部分 14a 上，使得具有安装于其上的电子部

件 36 的平面部分 16b 位于主体 14 的腔 18 中, 并使得具有附连于其上的柔性电路 40、42 的终端部分 16c、16e 位于主体 14 的下面。此外, 柔性电路 16 在主体 14 上进行弯曲以便使得柔性电路 16 的弯曲 16d 部分地位于主体 14 的腿部 14b 上, 使得弯曲 16f 部分地位于主体 14 的腔 18 内, 使得弓形部分 16g 位于腔 18 中并使得弯曲 16h 位于主体 14 的腿部 14c 上。因此, 声学组件 20、电子部件 36 与将柔性电路 16 连接于同轴导线 38 上的连接机构都沿垂直方向彼此分开地位于垂直结构设置中, 从而就减少了换能器的水平尺寸。实际上, 可以从图 5 中看出, 换能器 10 的尺寸并不大于集成电路 24 的尺寸。于是就提供了可以装配于经食道检查装置的顶端(如图 1 中所示的线 12)中的紧凑型换能器。

图 7 和 8 示出了根据本发明的换能器的另一实施例。在这个实施例中, 所提供的另一个柔性电路 48 具有用于同轴导线 38 的适当连接如连接点或连接器垫。柔性电路 48 通过将同轴导线 38 的裸露传导部分结合至柔性电路 48 的连接点上而连接于同轴导线 38 的一部分上, 例如使用已知的结合法来实现。柔性电路 48 可以整体都具有柔性或者具有柔性部分和刚性部分, 甚至可以整体都具有刚性。将同轴导线 38 连接于柔性电路 48 上的操作可以与带有声学组件 20 和任选电子部件 36 的柔性电路 48 的制造分开进行。

由于具有三个柔性电路 40、42、48, 所以在每个电路 40、42、48 上的同轴导线 38 的数量小于只提供两个柔性电路 40、42 时的数量(假定同轴导线 38 的总量相同), 从而就进一步减少了换能器 10 的厚度。

柔性电路 48 使用电互连如 z 轴导电薄膜或导电粘合剂 46 而连接于柔性电路 16 上。更具体而言, 柔性电路 48 连接于柔性电路 16 的侧翼部分 16k, 该侧翼部分 16k 通过 180° 弯曲 16j 与柔性电路的第二平面部分 16b 的一个侧缘隔开。为了进一步减少了换能器 10 的厚度, 可以提供从柔性电路 16 的第二平面部分 16b 的另一个侧缘延伸的另一个侧翼。还可以设想所使用的柔性电路 16 可以只从柔性电路 16 的一个或两个平面部分的侧缘延伸。

图 9 示出了根据本发明的换能器的另一实施例。在这个实施例中, 换能器 50 包括导热主体 52 和绕着主体 52 弯曲的柔性电路 54。通过提供柔性电路 54 并将换能器 50 工作所必须的部件联接于柔性电路 54

上, 可以将柔性电路 54 弯曲成所需形状以便使其能够安装于检查装置的尖端 12 内。

主体 52 具有中央支承部分 52a 和各位于支承部分 52a 两端的腿部 52b、52c, 其中柔性电路 54 由支承部分 52a 支承并在腿部 52b、52c 上面弯曲。腔 58 形成于在支承部分 52a 下面的主体 52 的下侧。

柔性电路 54 具有面向腔 58 的第一终端平面部分 54a、位于主体 52 的支承部分 52a 上的第二平面部分 54b、通过一百八十度 (180°) 弯曲 54d 与第二平面部分 54b 隔开的终端 54c 和将第一终端平面部分 54a 与第二平面部分 54b 隔开的一百八十度 (180°) 弯曲 54e。终端 54c 基本为平面并且位于主体 52 的下方。一百八十度 (180°) 弯曲 54d、54e 可以包括通过如图 9 中所示的直形部分隔开的一对九十度 (90°) 弯曲或者整个为弓形。弯曲的形式可以部分取决于主体 52 的形状。

柔性电路 54 并不需要在其整个长度上都具有柔性来实现本发明的目的, 但是当然应当满足至少被弯曲的那些部分具有柔性。柔性电路 54 未被弯曲的其它部分, 例如支承着下面所述的换能器 50 的部件的那些平面部分可以具有刚性。声学组件 20 安装于柔性电路 54 的第二平面部分 54b 的上表面上, 并且在所示的优选实施例中, 声学组件 20 包括一阵列声学元件 22 和集成电路 24。声学组件 20 安装于柔性电路 54 上的操作可以与声学组件 20 安装于上述柔性电路 16 上的操作相同, 即通过导线结合 34 将柔性电路 54 的连接点 30 连接于集成电路 24 的连接点 32 上来完成。柔性电路 54 可以具有开口以便能够使得集成电路 24 与主体 52 直接接触。

用于操作与控制换能器 50 所需的电子部件 36 安装于第一平面部分 54a 上, 从而使得部件 36 位于腔 58 中。于是, 所形成的腔 58 具有设计成用于容纳电子部件 36 的形状。应当指出, 由于柔性电路 54 绕着主体 52 弯曲, 所以在换能器 50 的制造过程中 (以下所述) 声学组件 20 与部件 36 安装于柔性电路 54 的相对侧上。

为了将柔性电路 54 连接于从检查装置通往相关联设备如监控与记录装置的多条同轴导线 38 上, 就使用了附加柔性电路 60, 其中附加柔性电路具有用于同轴导线 38 的适当连接装置, 例如连接点或连接器垫。柔性电路 60 具有 U 形部分 60a 和具有两个平面段的 V 形部

分 60b, 其中 U 形部分的一条腿与柔性电路 54 的终端 54c 相对, 而另一条腿与柔性电路 54 的第一平面部分 54a 相对。V 形部分 60 的平面段通过将同轴导线 38 的裸露传导部分 38a 结合至柔性电路 60 的连接点上而连接于同轴导线 38 上, 例如使用已知的结合法来实现。柔性电路 60 可以整体都具有柔性或者具有一个或多个柔性部分和一个或多个刚性部分。

柔性电路 60 使用电互连如 z 轴导电薄膜或导电粘合剂 62 而连接于柔性电路 54 上(柔性电路 54 的终端 54c 连接于柔性电路 60 的 U 形部分 60a 的对应腿上)。按照这种方式, 通过柔性电路 60 与粘合剂 62 就提供了柔性电路 54 与同轴导线 38 之间的电连接。代替 z 轴导电薄膜或粘合剂, 还可以使用 z 轴导电弹性连接器或回流焊料。

代替将电子部件 36 安装于柔性电路 54 上, 用于控制声学组件 20 的电子部件或电子装置可以安装于柔性电路 60 上或同轴导线 38 远离换能器 10 的端部上。电子部件还可以被集成入集成电路 24 中。

为了制造换能器 50, 就形成主体 52 并形成柔性电路 54, 然后将柔性电路 54 切割成所需尺寸以便使其能够绕着主体 52 弯曲。在形成柔性电路 54 的同时或之后, 将声学组件 20 和电子部件 36 安装于柔性电路 54 的相对侧。为了使得声学组件 20 能够安装于柔性电路 54 上, 将粘合剂应用于集成电路 24 的下侧。对声学部件 20 与电子部件 36 的安装位置进行选择以便将声学组件 20 放置于腔 58 上并将电子部件 36 放置于腔 58 中, 如图 9 所示。利用导线结合 34 可将声学组件 20 的连接点连接于柔性电路 54 的连接点上。声学组件 20 可以通过将一组声学元件 22 安装于集成电路 24 上并使用倒装互连技术将它们连接而预形成。

柔性电路 60 与用于柔性电路 54 和同轴导线 38 电连接所需的连接点一起形成, 然后附连于同轴导线 38 上。柔性电路 60 还利用 z 轴导电薄膜或导电粘合剂 62 来附连于柔性电路 54 的终端 54c 上。柔性电路 70 可以先附连于同轴导线 38 上而后再附连于柔性电路 54 上, 反之亦然。

一旦声学组件 20、电子部件 36 和柔性电路 60 (优选地带有附连于其上的同轴导线 38) 附连于柔性电路 54 上, 就将粘合剂应用于柔性电路 54 将与主体 52 接触的那部分上(并且/或者应用于柔性电路 54

将靠着主体 52 的那部分上), 而后柔性电路 54 绕着主体 52 弯曲以便使得具有安装于其上的声学组件 20 的柔性电路 54 的平面部分 54b 位于主体 52 的支承部分 52a 上, 使得具有安装于其上的电子部件 36 的平面部分 54a 位于主体 52 的腔 58 下面, 并使得具有附连于其上的柔性电路 60 的终端部分 54c 位于主体 52 的下面, 其中电子部件 36 位于腔 58 中。此外, 柔性电路 54 在主体 52 上进行弯曲以便使得柔性电路 54 的弯曲 54d 部分地位于主体 52 的腿部 52b 上并且使得弯曲 54e 位于主体 52 的腿部 52c 上。因此, 声学组件 20、电子部件 36 与将柔性电路 54 连接于同轴导线 38 上的连接机构都位于垂直结构设置中, 从而就减少了换能器的水平尺寸。于是就提供了可以装配于经食道的检查装置的顶端(如图 9 中所示的线 12)中的紧凑型换能器。

附图中所示的这些实施例都使用同轴导线 38。然而, 本发明还设想使用其它类型的信号传输线路, 包括但是并不限于扁平带状缆线或长柔性电路。用于本发明的信号传输线路包括将会电联接于柔性电路的连接点上的导电元件。

尽管本文中已经参看附图对本发明的所示实施例进行了描述, 但是应该理解本发明并不限于这些的准确实施例, 在不背离本发明的范围及精神实质的情况下, 本发明所属领域的普通技术人员对本发明可以做出多种其它变动与变型。

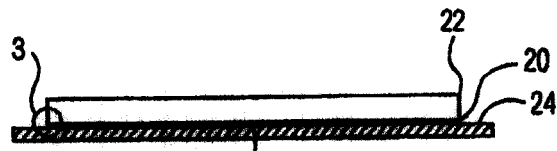


图 2

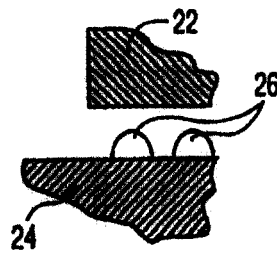


图 3

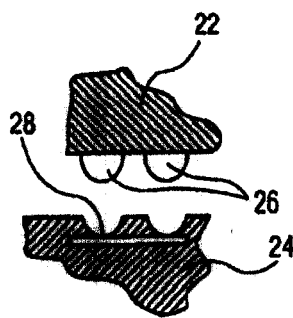


图 4

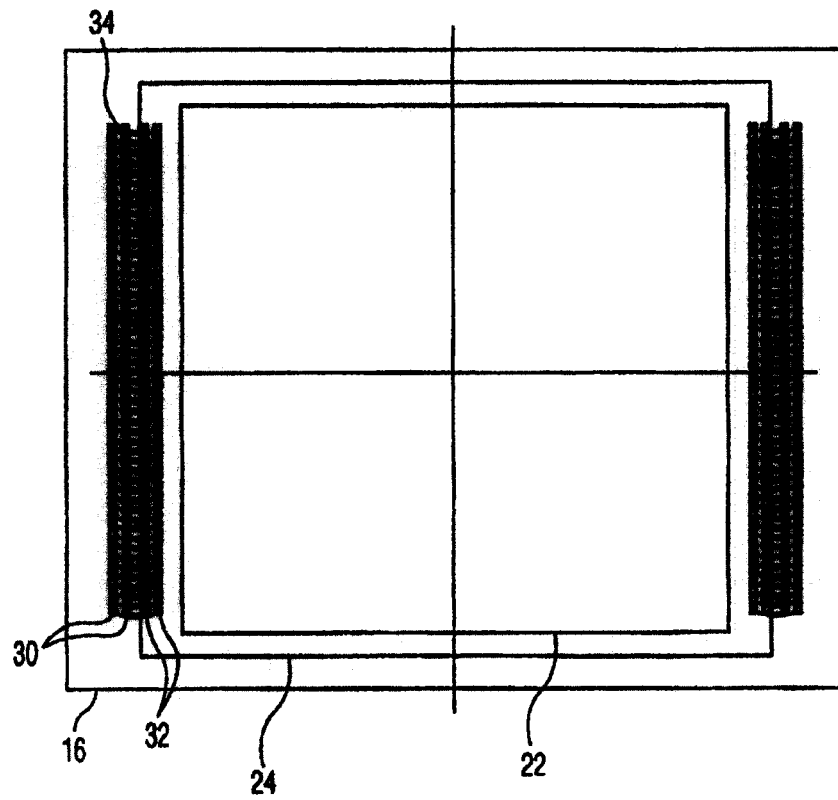


图 5

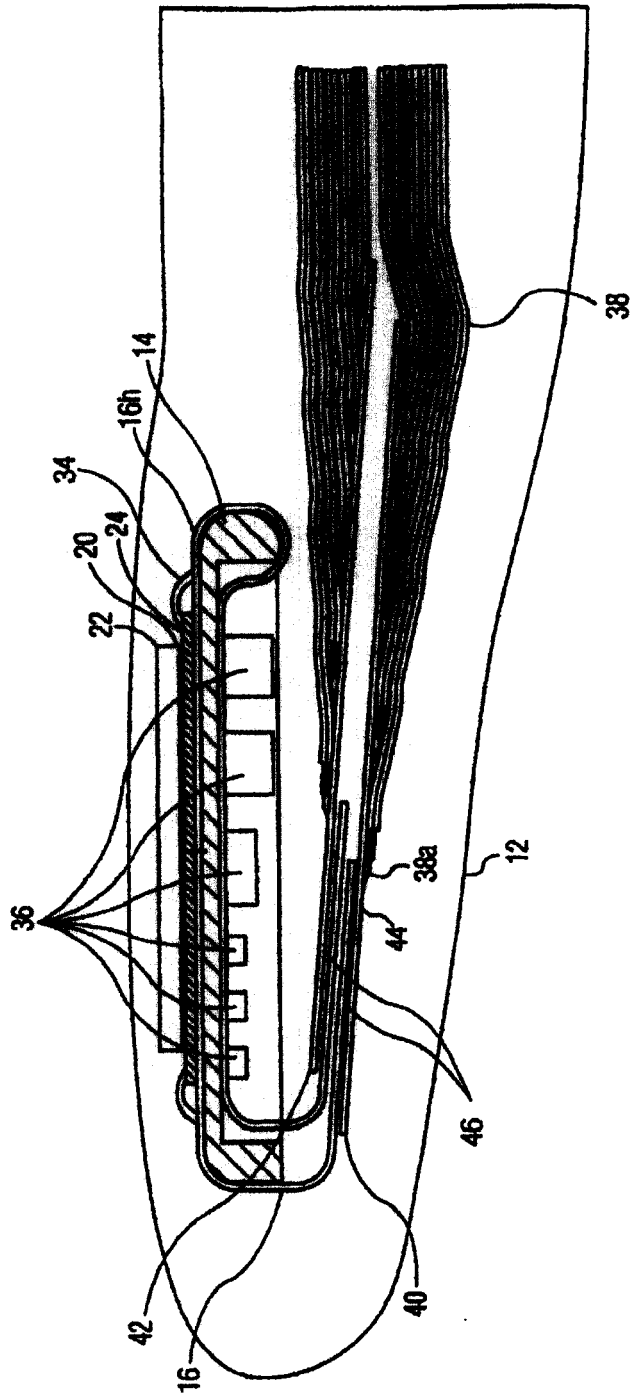


图 6

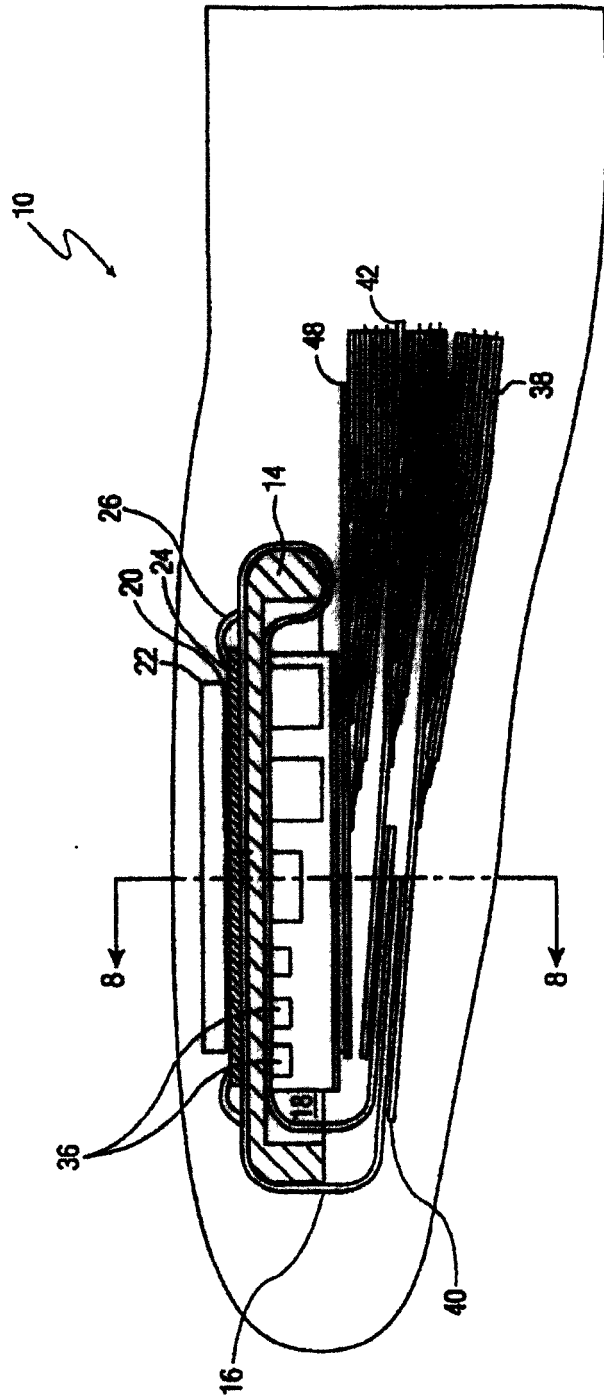


图 7

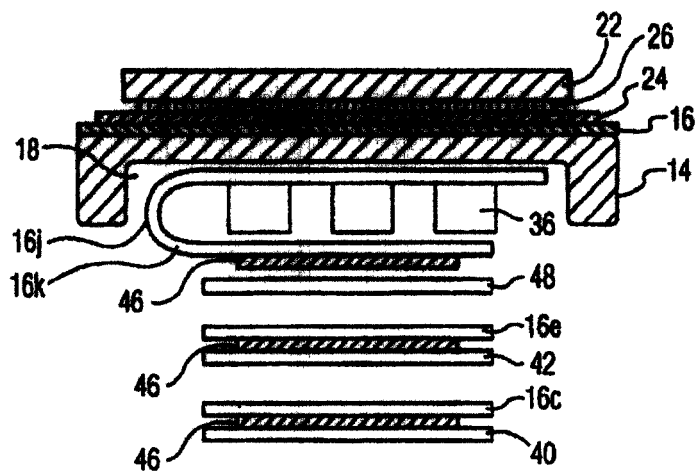


图 8

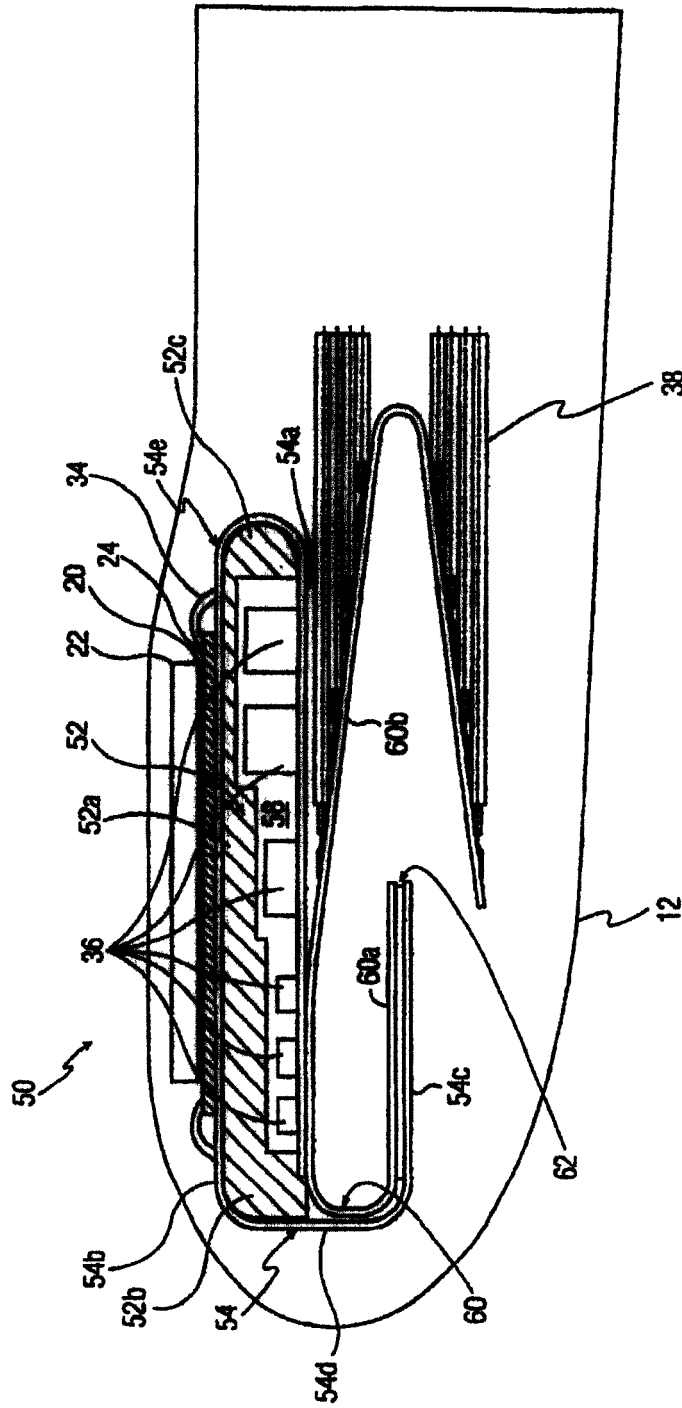


图 9

专利名称(译)	小型化超声换能器		
公开(公告)号	CN100435741C	公开(公告)日	2008-11-26
申请号	CN200380105987.3	申请日	2003-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	W苏多 E古里伊 B萨沃德 M威尔逊 S昌		
发明人	W·苏多 E·古里伊 B·萨沃德 M·威尔逊 S·昌		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	黄力行		
审查员(译)	王翠平		
优先权	60/432536 2002-12-11 US		
其他公开文献	CN1725982A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声换能器，其与现有技术的超声换能器相比尺寸减小并且包括导热主体、至少部分地绕着主体弯曲的柔性电路、设置于柔性电路上的声学组件和用于控制所述声学组件来传输并接收超声波的电子部件。信号传输线路如同轴导线联接于柔性电路上来使得电子部件、声学组件和信号传输线路连接于由柔性电路部分限定的电路中。通过绕着主体弯曲柔性电路及设置于其上的声学组件，其中柔性电路任选地带电子部件，它们被放置成容许实现紧凑型换能器的垂直构型，这种换能器与现有技术的超声换能器相比具有小型乃至微型尺寸。

