



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106163415 B

(45)授权公告日 2020.04.14

(21)申请号 201580018915.8

(22)申请日 2015.04.02

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106163415 A

(43)申请公布日 2016.11.23

(30)优先权数据
61/978,193 2014.04.10 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.10.10

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2015/052425 2015.04.02

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/155645 EN 2015.10.15

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·Q·埃尔坎普 A·K·贾殷
F·G·G·M·维尼翁

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

A61B 17/34(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

审查员 舒玉

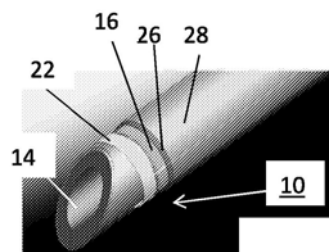
权利要求书2页 说明书10页 附图15页

(54)发明名称

具有压电聚合物传感器的针

(57)摘要

一种医学设备,包括:导体(14),其包括表面;以及传感器(10),其被共形地形成在所述表面上并且包括关于所述表面的部分而形成并且遵循所述表面的轮廓的压电聚合物。所述压电聚合物被配置为生成或接收超声能量。电气连接部(24)与所述表面共形并且被连接到与压电聚合物相接触的电极。所述电气连接部提供到所述压电聚合物的连接并且在所述表面的部分之上与导体电气隔离。



1. 一种医学设备,包括:
导体(14),其包括表面;
传感器(10),其被共形地形成在所述表面上并且包括关于所述表面的部分而形成的并且遵循所述表面的轮廓的压电聚合物,所述压电聚合物被配置为生成或接收超声能量;以及
电气连接部(24),其与所述表面共形并且被连接到与所述压电聚合物相接触的至少一个电极,所述电气连接部提供到所述压电聚合物的连接并且在所述表面的至少部分之上与所述导体电气隔离,
其中,所述传感器与所述医学设备整体地形成。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述压电聚合物(20)包括以下中的一种:聚偏二氟乙烯(PVDF)或聚偏氟乙烯-三氟乙烯(PVDF-TrFE)。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述传感器(10)关于所述设备的圆周的至少部分而共形地形成。
4. 根据权利要求1所述的设备,还包括在介电材料上的所述电气连接部之上共形地形成的导电屏蔽(28)。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述导电屏蔽和所述电气连接部提供驱动屏蔽配置以降低电容。
6. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述导电屏蔽和所述电气连接部连接到电容消除放大器电路(600)以降低电容。
7. 根据权利要求1所述的设备,还包括在所述表面上共形地形成的彼此相邻的多个传感器(110、112)。
8. 根据权利要求1所述的设备,还包括在所述压电聚合物下方形成的第二电极(222),所述第二电极与所述表面电气隔离。
9. 一种医学设备,包括:
导体(14),其包括表面;
传感器(10),其在所述表面上共形地形成,所述传感器包括:
压电聚合物(20),其关于所述表面的部分而形成并且遵循所述表面的轮廓;以及
电极(22),其在所述压电聚合物之上形成并且包括迹线(24),所述迹线连接到所述电极并且沿所述导体向近端延伸到所述电极;
第一介电层(16),其在所述导体之上与所述压电聚合物相邻地形成并且向近端延伸到所述压电聚合物;
第二介电层(26),其在所述迹线之上与所述电极相邻地形成并向近端延伸到所述电极;以及
导电屏蔽(28),其在所述第二介电层之上形成,
其中,所述传感器与所述医学设备整体地形成。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述压电聚合物(20)包括以下中的一种:聚偏二氟乙烯(PVDF)或聚偏氟乙烯-三氟乙烯(PVDF-TrFE)。
11. 一种用于制造医学设备的方法,包括:
通过以下在包括表面的导体上共形地形成(702)传感器:

- 关于所述表面的部分应用(704)压电聚合物,所述压电聚合物遵循所述表面的轮廓;
- 在所述导电体之上与所述压电聚合物相邻地形成(706)第一介电层,并且所述第一介电层向近端延伸到所述压电聚合物;
- 在所述压电聚合物之上形成(708)电极,所述电极包括连接到所述电极并沿所述第一介电层向近端延伸到所述电极的迹线;
- 在所述迹线之上与所述电极相邻地形成(710)第二介电层,并且所述第二介电层向近端延伸到所述电极;
- 在所述第二介电层之上形成(712)导电屏蔽;并且
- 在所述导电屏蔽和所述电极之上形成(714)外部介电层,其中,所述传感器与所述医学设备整体地形成。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中,应用(704)压电聚合物包括通过涂装、浸渍或沉积中的至少一项来应用以下中的一种:聚偏二氟乙烯(PVDF)或聚偏氟乙烯-三氟乙烯(PVDF-TrFE)。
13. 根据权利要求11所述的方法,其中,共形地形成(702)传感器包括关于主体的圆周的至少部分而共形地形成所述传感器。
14. 根据权利要求11所述的方法,还包括在所述表面上彼此相邻地形成(716)多个共形地形成的传感器。
15. 根据权利要求11所述的方法,还包括在应用所述压电聚合物之前形成(722)第三介电层和具有第二迹线的第二电极,所述第二电极与所述表面电气隔离。

具有压电聚合物传感器的针

[0001] 相关申请信息

[0002] 本申请主张于2014年4月10日提交的序列号为61/978193的美国临时申请的优先权,在此通过引用将其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及医学仪器,并且更具体涉及使用在针上形成的超声接收器在超声引导下跟踪针或其他设备的端部的系统和方法。

背景技术

[0004] 在超声成像中,由于针表面的将射束反射远离成像探头的镜面属性,针的可见性常常是非常差的。为了缓解该问题,一些针制造商已经生产了具有回波涂层的针,但可视化改善是有限的。超声成像系统制造商已经开发了使用来自变化的角度的多个成像射束的算法,但改善是有限的,并且这样的策略主要仅适用于线性阵列。当针被垂直于成像平面插入或者针路径具有相对于成像平面的小的偏移时,这两种策略都没有帮助。

[0005] 已经提出用来使诸如针但也可以是导管的介入工具的端部可视化的一种解决方案是在工具的端部附近添加超声接收器。在成像射束扫掠视场时,来自传感器的信号指示射束到传感器有多近。该信息被用于以超过0.5mm的位置准确度来计算相对于超声图像的传感器位置,即使在针在超声图像中不可见的情况下也是如此。传感器需要不干扰设备的功能(例如不阻塞管腔、不干扰例如针对自动活检设备的力学特性等)。美国专利No.6217518和W0专利申请No.2007/123444公开了包括压电传感器的医学设备。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,一种医学设备包括导电体,所述导电体包括表面。传感器被共形地(conformally)形成在所述表面上并且包括关于所述表面的部分而形成并且遵循所述表面的轮廓的压电聚合物。所述压电聚合物被配置为生成或接收超声能量。电气连接部与所述表面共形并且被连接到与所述压电聚合物接触的电极。所述电气连接部提供到所述压电聚合物的连接并且与所述表面上的所述导电体电气隔离。

[0007] 另一种医学设备包括:具有表面的导电体,以及共形地形成在所述表面上的传感器。所述传感器包括:关于所述表面的部分而形成并且遵循所述表面的轮廓的压电聚合物;以及在所述压电聚合物之上形成并且包括迹线的电极,所述迹线连接到所述电极并沿着所述导电体向近端延伸到所述电极。第一介电层在所述导电体之上与所述压电聚合物相邻地形成并且向近端延伸到所述压电聚合物。第二介电层在所述迹线之上与所述电极相邻地形成并且向近端延伸到所述电极。在所述第二介电层之上形成导电屏蔽。

[0008] 一种用于制造医学设备的方法包括通过以下来在包括表面的导电体上共形地形成传感器:关于所述表面的部分应用压电聚合物,所述压电聚合物遵循所述表面的轮廓;在所述导电体之上与所述压电聚合物相邻地形成第一介电层,并且所述第一介电层向近端延

伸到所述压电聚合物;在所述压电聚合物之上形成电极,所述电极包括连接到所述电极并沿着所述第一介电层向近端延伸到所述电极的迹线;在所述迹线之上与所述电极相邻地形成第二介电层,并且所述第二介电层向近端延伸到所述电极;在所述第二介电层之上形成导电屏蔽;并且在所述导电屏蔽和所述电极之上形成外部介电层。

[0009] 结合附图阅读以下对本公开的说明性实施例的详细描述,本公开的这些和其他目的、特征和优势将变得显而易见。

附图说明

[0010] 本公开以下将参考附图详细提出对优选实施例的描述,在附图中:

[0011] 图1A是示出了根据本发明的原理将在其中形成低剖面(low profile)共形传感器的针的透视图;

[0012] 图1B是示出了根据本发明的原理在其上形成有介电层(绝缘体)的图1A的针的透视图;

[0013] 图1C是示出了根据本发明的原理在其上形成有共聚物(压电聚合物)的图1B的针的透视图;

[0014] 图1D是示出了根据本发明的原理在共聚物上形成有顶部电极并且在介电层上形成有迹线的图1C的针的透视图;

[0015] 图1E是示出了根据本发明的原理在迹线上形成有另一介电层(绝缘体)的图1D的针的透视图;

[0016] 图1F是示出了根据本发明的原理在其上形成有导电屏蔽的图1E的针的透视图;

[0017] 图2A是示出了根据本发明的原理将在其中形成双低剖面共形传感器的针的透视图;

[0018] 图2B是示出了根据本发明的原理在远端部分上形成有共聚物(压电聚合物)的图2A的针的透视图;

[0019] 图2C是示出了根据本发明的原理在其上形成有分段介电层(绝缘体)的图2B的针的透视图;

[0020] 图2D是示出了根据本发明的原理在共聚物上形成有顶部电极并且针对每个电极在介电层上形成有迹线的图2C的针的透视图;

[0021] 图2E是示出了根据本发明的原理在迹线上形成有另一介电层(绝缘体)的图2D的针的透视图;

[0022] 图2F是示出了根据本发明的原理在其上形成有导电屏蔽的图2E的针的透视图;

[0023] 图3A是示出了根据另一实施例将在其中形成涂覆有介电层的低剖面共形传感器的针的透视图;

[0024] 图3B是示出了根据本发明的原理在介电层上形成有电极和迹线的图3A的针的透视图;

[0025] 图3C是示出了根据本发明的原理在其上形成有共聚物(压电聚合物)的图3B的针的透视图;

[0026] 图3D是示出了根据本发明的原理在共聚物上形成有顶部电极并且在介电层上形成有迹线的图3C的针的透视图;

- [0027] 图3E是示出了根据本发明的原理在迹线上形成有另一介电层的图3D的针的透视图；
- [0028] 图3F是示出了根据本发明的原理在其上形成有导电屏蔽的图3E的针的透视图；
- [0029] 图4A是示出了根据另一实施例将在其中形成涂覆有介电层的低剖面共形传感器的针的透视图；
- [0030] 图4B是示出了根据本发明的原理通过介电层形成有沟槽的图4A的针的透视图；
- [0031] 图4C是示出了根据本发明的原理在沟槽中形成有共聚物(压电聚合物)的图4B的针的透视图；
- [0032] 图4D是示出了根据本发明的原理在介电层上形成有电极/迹线的针的图4C的透视图；
- [0033] 图4E是示出了根据本发明的原理在电极/迹线上形成有另一介电层的图4D的针的透视图；
- [0034] 图4F是示出了根据本发明的原理在其上形成有导电屏蔽的图4E的针的透视图；
- [0035] 图5A是示出了根据本发明的原理将在其中形成低剖面共形传感器的针的透视图；
- [0036] 图5B是示出了根据本发明的原理在其上形成有介电层(绝缘体)并且包括通过所述介电层的环的图5A的针的透视图；
- [0037] 图5C是示出了根据本发明的原理在沟槽中形成有共聚物(压电聚合物)的图5B的针的透视图；
- [0038] 图5D是示出了根据本发明的原理在共聚物上形成有顶部电极、在介电层上形成有迹线并且具有通过所述迹线被连接到顶部电极的近端集线环的图5C的针的透视图；
- [0039] 图5E是示出了根据本发明的原理在迹线上形成有另一介电层的图5D的针的透视图；
- [0040] 图5F是示出了根据本发明的原理在其上形成有导电屏蔽的图5E的针的透视图；
- [0041] 图6是图示了根据本发明的原理的具有针对传感器的电容关系的分压器电路的示意图；
- [0042] 图7是图示了根据本发明的原理的驱动屏蔽放大器电路的示意图；并且
- [0043] 图8是示出了根据说明性实施例的用于制造具有共形传感器的医学设备的方法的流程图。

具体实施方式

[0044] 根据本发明的原理,提供了用于通过将小的超声接收器附接到设备上在超声引导下跟踪针(或其他设备)的系统、设备和方法。本发明的原理提供了包括每设备非常低的成本的一个或多个低剖面传感器的针、设备或系统,并且其允许针对批量生产进行缩放以维持低成本。

[0045] 所述超声传感器可以形成在针或其他设备上,并且可以使用压电聚合物(例如聚偏二氟乙烯(PVDF)或聚偏氟乙烯-三氟乙烯P(VDF-TrFE)来制造。P(VDF-TrFE)能够被溶入在丙酮中并且通过蒸发过程被应用到针。传感器是高阻抗的,并且能够被建模为与小电容器(例如2.2pF)串联的电压源。这样的传感器对电气互连的电容性负载非常敏感,并且能够采用特别的电容消除电子器件(例如类似于驱动屏蔽技术)来避免大的信号损失。承载信号

的线优选地被屏蔽(例如包括围绕导体的电屏蔽)。这可以使用条带配置来实现。

[0046] 应当理解,将关于医学仪器来描述本发明;然而,本发明的教导宽泛得多,并且适用于能够接受低剖面传感器的任何仪器。在一些实施例中,在跟踪或分析复杂生物或机械系统中采用本发明的原理。具体地,本发明的原理适用于对生物系统的内部跟踪流程,并且适用于在身体的所有区域(例如肺的、胃肠道、排泄器官、血管等)中的流程。在附图中描绘的元件可以被实施为硬件和软件的各种组合,并且提供可以组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0047] 此外,本文中记载本发明的原理、方面和实施例以及其具体范例的所有论述都旨在涵盖其结构等价方案和功能等价方案两者。另外,这样的等价方案旨在包括当前已知的等价方案以及将来开发的等价方案两者(即所开发出的执行相同的功能的任意元件,而不管其结构如何)。因此,例如,本领域技术人员将认识到,本文中所呈现的方框图表示体现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念图。类似地,应当认识到,任意流程图、流程图图表等均表示实质上可以在计算机可读存储介质中表示并且因而由计算机或处理器执行的各种过程,而不管是否明确示出了这样的计算机或处理器。

[0048] 应当理解,当诸如层、区域或材料的元件被称为是在另一元件“上”或“之上”时,其能够是直接在其他元件上,或者也可以存在中间元件。相反,当元件被称为“直接在另一元件上”或“直接在另一元件之上”时,不存在中间元件。还应当理解,当元件被称为被“连接”或“耦合”到另一元件时,其能够被直接连接或耦合到另一元件或者可以存在中间元件。相反,当元件被称为被“直接连接”或“直接耦合”到另一元件时,不存在中间元件。

[0049] 在说明书中对本发明的原理的“一个实施例”或“实施例”以及其他变型的引用意味着本发明的原理的至少一个实施例中包括结合该实施例描述的具体特征、结构、特性等。因此,出现在整个说明书中的不同位置的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”以及任意其他变型的出现不必都涉及相同的实施例。

[0050] 应当认识到,对以下的“/”、“和/或”以及“至少一个”中的任一个的使用,例如在“A/B”、“A和/或B”以及“A和B中的至少一个”的情况下,旨在涵盖仅对第一列出的选项(A)的选择、或者仅对第二列出的选项(B)的选择、或者对选项(A和B)两者的选择。作为另外的范例,在“A、B和/或C”以及“A、B和C中的至少一个”的情况下,这样的措辞旨在涵盖仅对第一列出的选项(A)的选择、或者仅对第二列出的选项(B)的选择、或者仅对第三列出的选项(C)的选择、或者仅对第一和第二列出的选项(A和B)的选择、或者仅对第一和第三列出的选项(A和C)的选择、或者仅对第二和第三列出的选项(B和C)的选择、或者对所有三个选项(A和B和C)的选择。如本领域和相关领域的技术人员能够容易地想到的,这可以针对所列出的许多项而进行扩展。

[0051] 现在参考附图,在附图中,类似的附图标记表示相同或相似的元件,并且首先参考图1A-图1F,根据一个实施例说明性地图示了示出制造在针14的端部12上的单环传感器10的透视图。

[0052] 参考图1A,在传感器10的形成之前描绘了针14。针14优选包括金属,例如不锈钢,但可以采用其他手术兼容的材料。

[0053] 参考图1B,绝缘体16被沉积或印刷在针14上。绝缘体16可以包括粘附到针14的任何适合的介电材料。绝缘体16可以是大约25-50微米厚,但可以采用其他厚度。绝缘体16被

沉积在针14上,而不覆盖在端部区域处的小的区段。这可以以多种方式来实现。例如,所述部分可以被掩膜或被蚀刻掉,或者可以从针14的近端来浸涂所述针。

[0054] 参考图1C,针14的端部部分(远端部分)被涂覆有压电共聚物20。这可以通过采用浸涂工艺来实现。需要特别注意的是,共聚物20触碰或轻微覆盖绝缘体层16,使得针表面在小的区段(18,图1B)中不暴露。金属针14现在用作针对共聚物传感器10的底部电极。在一个实施例中,共聚物包括P(VDF-TrFE)环,但可以采用其他适合的材料。

[0055] 参考图1D,应用顶部电极22和连接到顶部电极22的信号迹线24。顶部电极22可以在远端部分处形成在共聚物20之上,并且迹线24可以朝向针14的近端部分而形成在绝缘体16之上。迹线24的近端部分将连接到集线侧触点(未示出)。可以使用导电墨水来打印顶部电极22和迹线24。也可以采用其他工艺,例如掩膜蒸汽沉积或蒸汽沉积与蚀刻。用于顶部电极22和迹线24的材料也可以包括沉积的材料,例如银、金等。顶部电极22和迹线24可以具有小于一微米到几微米的厚度。

[0056] 参考图1E,另一绝缘体26形成在迹线24和绝缘体层16之上。可以通过从针14的近端部分浸涂来产生该绝缘体26。绝缘体26被沉积或印刷在针14上。绝缘体26可以包括粘附到下层材料的任何适合的介电材料。绝缘体26可以是大约25-50微米厚,但可以采用其他厚度。

[0057] 参考图1F,在绝缘体26之上应用导电屏蔽28。可以通过蒸汽沉积或在导电墨水中浸涂来产生导电屏蔽28。需要注意的是,不覆盖端部(针14的远端部分)。针14和外部屏蔽28将被耦合在一起,从而它们形成驱动屏蔽。为了将顶部电极22与周围电气隔离并确保生物兼容性,整个针能够被覆盖有例如聚对二甲苯或其他外部介电材料(未示出)。如果聚对二甲苯涂层(外部介电体)极薄,则可能存在从顶部电极22到(针14将被插入其中的)身体以及身体到外部屏蔽28的电容性耦合。利用导体,这可以创建跨传感器10的分流路径并且因此形成低通滤波器。需要注意的是,截止频率显著高于感兴趣的超声频率。备选地,可以使外部介电体和外部屏蔽28越过顶部,从而隔离顶部电极22(但可能使灵敏度轻微劣化,因为声波必须经过它)。通过恰当地选择声学属性和厚度,外部介电体可以用作声学匹配层。

[0058] 针对介电层,例如绝缘体16、26和外部介电体,有利的是选择具有相对低介电常数的材料。例如,可以选择具有大约为2.1的介电常数的聚四氟乙烯(PTFE)。然而,PTFE到其他材料的粘附可能是个问题。可以采用其他材料,例如生物兼容的聚丙烯(介电常数为2.2)。许多塑料/聚合物具有接近3.0的介电常数并且也可以被采用。聚氨酯具有稍微更高的值3.5,并且在本申请中有兴趣对其进行使用,因为存在医学级的版本(用于涂覆可植入起搏器)。此外,聚氨酯提供与许多材料的具有高平滑度和耐久性的良好粘附,并且能够使用合适的溶剂而被沉积在薄层中。也可以使用其他材料。

[0059] 由于在传感器10的导体(22)与其衬垫材料(20)之间的强阻抗差异,单环传感器10提供最大传感器灵敏度。提供窄的迹线24,使传感器10的电容性负载最小化。与要被优化的条带配置类似地对细的互连迹线24进行屏蔽,以获得低电容。传感器10可能对注入噪声更敏感,这是因为(当被填充有流体或探针时)与组织电气接触的针14是互连的一部分。

[0060] 传感器10可以包括成形到针14上的P(VDF-TrFE)共聚物环20。顶部电极22的环接触盘结构(集线侧触点)形成在集线端部分(近端部分)处并且提供低成本的一次性连接。专用电子器件能够被提供以降低由于互连的电容性负载造成的信号损失。应当理解,传感器

与针(或设备)整体地形成,并且因此针和传感器是一次性制品。

[0061] 本方面的原理能够被扩展到在同一针上的多个传感器。这允许对针的取向的确定以及对针端部的位置的确定,而无需将传感器放置为非常靠近端部。基于来自多个传感器的信号计算端部位置也应当增加测量准确度并且提供对测量结果的置信度的指示。因为多个传感器的额外的电容性负载,代价是稍微更复杂的制造过程以及轻微的信号损失。

[0062] 参考图2A-图2F,双环传感器实施例包括如说明性示出的在针或其他设备上形成的多个传感器。将沿着针14形成两个传感器(图2A)。

[0063] 参考图2B,针14被浸涂有共聚物120,所述共聚物120覆盖针14上的传感器位置的整个范围。

[0064] 参考图2C,应用介电体(绝缘体层)116,但需要具有间隙114,在间隙114中要形成第二传感器环。能够通过以下来创建该间隙114:在介电体沉积之前应用薄的粘附条,然后脱去条以移除材料并创建间隙114。备选地,可以蚀刻或刮擦介电体以创建该间隙114。介电体116可以为大约25-50微米厚,但可以采用其他厚度。介电层116中(区段之间)的间隙114暴露出下层聚合物120。

[0065] 参考图2D,沉积两个环电极122和(一条或多条)信号迹线124。电极122和迹线124可以为亚微米厚度。环电极122形成在聚合物120上。迹线124可以关于针14形成在不同位置处。迹线124可以连接环电极122,或者两条迹线124可以独立连接到环电极122。

[0066] 参考图2E,在顶部电极122的近端部分之上以及迹线124之上形成另一绝缘体126。绝缘体126可以为大约25-50微米厚,但可以采用其他厚度。

[0067] 参考图2F,在绝缘体126之上应用导电屏蔽128。可以通过蒸汽沉积或在导电墨水中浸涂来产生导电屏蔽128。需要注意的是,不覆盖端部(针14的远端部分)。针14和外部屏蔽128将连接在一起,从而它们形成驱动屏蔽。为了将顶部电极122与周围电气隔离并确保生物兼容性,整个针可以被覆盖有外部介电材料(未示出)。

[0068] 两个传感器110和112被并联地电气连接(一条迹线124连接传感器110和112两者),并且需要使用对超声发射序列的知识来确定传感器110、112中的哪一个正在接收信号。因为传感器环是彼此的电气负载,所以也存在轻微的信号损失。针对每个传感器引出单独的信号迹线是可能的,但这可能使制造过程复杂化。

[0069] 图1A-图1F和图2A-图2F的实施例具有被放置为与针直接电气接触的共聚物传感器。由于针与体液直接接触,存在电噪声被注入到耦合至传感器的放大器中的可能性。

[0070] 根据其他实施例,提供了隔离的单环传感器。该设计以一些灵敏度和较复杂的制造方法为代价防止外部信号干扰测量。应当理解,传感器与针(或设备)整体地形成,并且因此针和传感器是一次性制品。

[0071] 参考图3A-图3F,在该实施例中,到传感器的所有导线都被屏蔽并且与环境隔离。在图3A中,介电体216被应用到针14。介电体216可以为大约25-50微米厚,但可以采用其他厚度。然后,在图3B中,底部电极222与连接迹线224一起形成。在图3C中,共聚物220通过浸涂仅被应用到端部。在图3D中,沉积顶部电极232和迹线234。在图3E中,形成介电层236(例如25-50微米厚)。在图3F中,形成屏蔽238和外部介电体(未示出),以形成传感器250。由于传感器导线224、234两者都与屏蔽分离,因此存在可用于提供信号放大的更多的选项。可以采用常规的驱动屏蔽放大器,其中,一个导线是地,而另一对信号进行导通,并且利用信号

线的缓存版本来驱动屏蔽。

[0072] 如果需要在极为嘈杂的环境中(例如RF消融,起搏器附近等)进行操作,则该互连策略能够被进一步扩展。可以利用两个层以及来自底部电极、中部电极和顶部电极的三根导线来构造传感器250。中部电极将形成地,并且顶部电极和底部电极将创建相反极性的信号,所述信号可以被馈送到差分放大器中。由于信号迹线具有相反极性的信号,因此迹线中的每个需要其独立的屏蔽,由此,屏蔽层需要包括彼此电气分离的两个半圆柱体,并且需要采用两个单独的屏蔽驱动器。应当理解,可以采用更大数量的传感器,并且可以采用更大数量的电极。

[0073] 如果成本是成问题的并且需要以牺牲性能来进一步降低,则可以采用其他实施例和制造过程。图4A至图4F示出了低成本实施例。

[0074] 在图4A中,针14在绝缘体402中被浸涂。在图4B中,环形条404被从绝缘体402移除,这可以通过旋转针14并且在窄(例如300微米)切割工具中推动从而在绝缘中制作出沟槽来完成。在图4C中,共聚物420被应用在条或沟槽404中。这可以利用微型画笔或通过对端部进行浸涂来完成。任选地,绝缘体402上的过量的共聚物420能够通过将其擦去而被移除,这是因为沟槽深度大于共聚物厚度。

[0075] 在图4D中,通过将导电涂层应用到介电体402的大区域并且应用在共聚物420之上上来应用信号迹线424。这可以包括蒸汽沉积或者通过浸入导电墨水中的应用。在图4E中,应用另一绝缘介电层426。在图4F中,应用导电屏蔽层428。该方法提供简化的生产过程,但互连电容更高并且可能需要良好质量的电容消除放大器(CCA)来获得有用的性能。

[0076] 为了降低一次性针或其他设备上的连接的成本,能够采用环形电极结构。所述结构是低成本和低剖面的,使得其将不改变预算限制并且不影响设备性能。如果采用诸如共形微分配技术、喷涂或喷墨印刷的附加制造技术,则在圆周的小的区段之上沉积用于互连条带(迹线)的材料是有利的。例如,如果使用喷涂或喷笔技术来应用介电体,则可以采用宽的喷涂模式以同步地在多个针上进行沉积,并且将自然地创建跨圆周的180度的锥形涂层。备选地,利用喷笔的窄喷涂模式可以在小得多的圆周区域(例如45度)之上产生锥形介电层。换言之,环结构将不会环绕整个针或设备,而是,占据圆周上的区段。

[0077] 在一个实施例中,例如图1A-图1F,可以应用跨45度的第一介电体,然后可以利用例如微分配喷嘴来应用窄迹线。然后,可以应用跨大致30度的另一介电体。最终,可以应用跨大致90度并且占据用于与针电气接触的边缘的导电外部屏蔽。这将创建跨圆周的90度的平滑封装的条带结构,在节省材料和沉积时间的同时提供极好的屏蔽。

[0078] 由于其小的表面积,传感器具有非常有限的驱动能力,并且来自互连和放大器的负载可能急剧地降低其输出信号。所述传感器能够被建模为与小的电容器串联的电压源,并且针对18计量针上的0.3mm的环,该电容器具有大约2pf的值。互连具有大得多的电容,针对n14针,从端部到集线器的微同轴线缆具有7.5pf,并且用于连接到放大器的最短(63cm)同轴线缆加上24.5pf。

[0079] 参考图5A-图5F,在一个实施例中,在绝缘材料16被应用到针14(图5A)之后,其在区段18中被剥离(图5B)。压电(例如P(VDF-TrFE))或类似的材料520(图5C)作为小环(例如300微米宽)而被直接应用到针上。在图5D中,导电墨水的薄层被用于应用顶部电极522、沿针14的非常薄的导电迹线524以及在针14的集线端部分506处的环电极(集线侧触点)504

(注意,出于图示性目的,在附图中针长度被缩短)。在图5E中,应用另一绝缘层526。在图5F中,应用导电墨水屏蔽528。电信号由迹线524承载,其被保持为尽可能薄以减小寄生电容。针14和外部屏蔽528被电气连接在一起,以形成围绕导通到互连的信号线的屏蔽,其类似于高频印刷电路板(PCB)设计中的条带配置。

[0080] 在集线端部分506处,赤裸的针表面14、环电极504以及外部屏蔽528形成三个圆形接触盘,小的连接器能够夹持到所述圆形接触盘上。该设计使一次性针上的连接器成本最小化,并将连接的成本较多的部分置于可重复使用的夹持物(未示出)上,所述夹持物将连接到针14和其他触点(504、528)。能够使用额外的制造技术来实施该实施例,例如共形微分配系统或喷墨沉积技术。

[0081] 为了保持产品的低成本,所使用的材料需要是低成本的,并且制造过程应当是大量并高度自动化的,以避免劳动力和装备成本。给定这些目标,诸如PVDF和P(VDF-TrFE)的压电聚合物是用于传感器生产的候选材料。施加的电压在PVDF样本中产生运动的能力被用于产生超声波,其能够使用基于PVDF的水听器来检测。在决定是否在给定的医学应用中使用基于陶瓷的压电或PVDF中,存在各种考虑因素。在较低频率处,出于共振的考虑,应当采用较厚的PVDF膜。PVDF传感器能够被建模为与电容串联的电压源,并且针对具有小表面积的较厚的传感器,这可以导致小电容。因此,对于在25-100MHz的频率范围中执行的医学超声工作,PVDF通常看上去是有利的。与PZT相比,PVDF发射较高强度的超声的能力也是受限的。

[0082] PVDF即使在较低的频率处也具有良好的表现,例如,对于用于检测超声波的PVDF水听器。与PZT(其也可以在一些实施例中采用)相比,PVDF具有高得多的带宽并且因此将不会同样多地扭曲波的瞬态表现。在这种情况下,能够通过传感器(10,图1F)非常近地整合基于高输入阻抗场效应晶体管(FET)的前端放大器来处理低输出电容的问题。压电陶瓷的d33常量,即在厚度方向上针对所施加的电压而产生的应变,比压电聚合物大约高出一个数量级。压电陶瓷的一个缺点是其高的声学阻抗,大约为30MRayls(1MRayl=106kg/m²s),相比较而言,针对身体的为大约1.5MRayls不同。能够通过四分之一波长匹配层来补偿这种阻抗不匹配,但这些可能由于粘附层和构造方法而降低超声脉冲。压电膜的声学阻抗为大约4MRayls,匹配好得多。另外,陶瓷是易碎的,并且不能够被成形为期望的几何结构。PVDF是可共形并且柔性的低成本材料,与PZT不同,PVDF具有接近组织的声学阻抗,将不需要匹配层。

[0083] PVDF压电膜是在洁净室环境中生产的,并且以PVDF树脂颗粒熔解挤出为片状形式开始。接着,存在拉伸步骤,其将薄片厚度减小大约5倍。充分低于聚合物的熔点的这种拉伸令分子的链堆砌变为平行晶体平面,被称为“贝塔相位”。为了获得高水平的压电活性,贝塔相位聚合物然后被暴露于非常高的电场以使微晶体相对于极化场对齐。在拉伸步骤中,膜能够仅沿一个维度(单轴膜)或者在两个维度(双轴膜)上被拉伸。双轴膜将主要仅在厚度方向上具有其压电灵敏度,而单轴膜将对在厚度方向和非拉伸平面方向两者上都对应变敏感。

[0084] 已经开发了新的PVDF的共聚物,其允许在较高的温度下使用(例如对于一些共聚物高达135摄氏度,相对地,对于常规PVDF为100摄氏度)。尽管在临床使用中未遇到这些温度,但更高的温度容忍度在简化制造和消毒过程中能够是有利的。PVDF的共聚物是可极化

的,而无需拉伸,并且能够使用旋涂技术来产生下至200埃的非常薄的膜,这样的薄层在标准PVDF的情况下是不可行的。另外,共聚物具有稍微更高的厚度模式压电常量,导致与常规PVDF相比灵敏度高出大约10%。

[0085] 参考图6,示出了等效电路550,其中,传感器电容(C传感器)和互连电容(C互连)形成分压器电路。输出电压(V输出)是 $V_{\text{传感器}} * (C_{\text{传感器}} / (C_{\text{传感器}} + C_{\text{互连}}))$,减少了2/34,导致24.6dB的信号损失。很明显,寄生线缆电容对性能具有显著影响。放大器的足够高的输入电阻也是重要的,这是因为传感器上的电阻性负载将创建高通滤波器,在该范例中,30kOhm的放大器电阻将导致大约2.5MHz的-3dB截止频率。尽管图6示出了针对电气参数的示例值,但还预期其他参数的值,并且可以利用电路设计特征和部件来调节参数的值。

[0086] 存在一些电子策略以减轻寄生电容对性能的影响。一种这样的技术被称为“驱动屏蔽”。该方法中的关键要素是通过使围绕承载感兴趣信号的线的电场最小化来减小来自所述线的寄生电流。这在互连中采用总共三个导体:地连接、信号线和围绕信号线的屏蔽。测量信号线上的电压,并且利用对所述电压的精确复制来驱动屏蔽。即使信号线具有对屏蔽的寄生电容,也不存在寄生电流流过,这是因为在寄生电容上不存在电压变化。地线由放大器电源保持在稳定的电压并且不由传感器驱动,因此,其对其他结构的寄生电容不具有有害的影响。另一种技术包括使用电容消除放大器(CCA)。

[0087] 参考图7,放大器600采用CCA方法,其仅需要两个导体(信号602和屏蔽604)并且通过将导体602、604之间的电压保持在恒定且低的值处来操作。信号输入可以采用结型场效应晶体管(JFET)输入晶体管(未示出)来实现非常高的输入阻抗,因此,由击中传感器的声波产生的电流不能够消散,并且创建电压变化。该变化的电压由两个相同的缓冲器电路610、612放大,一个放大器610创建输出信号,另一放大器612驱动屏蔽604,使得在导体602、604之间的电压变化被最小化。

[0088] 已经关于针并且更具体地关于活检针描述了本发明的原理。然而,本发明的原理可以被应用于其中需要压电传感器(接收器)、发射器或换能器的任何仪器。这样的设备可以包括导管、导丝、内窥镜、可植入设备等。本发明的原理能够提供相对低成本的设备,所述设备具有共形地应用于外部表面的内置传感器。为了保持产品的低成本,所使用的材料需要是低成本的,并且制造过程应当是大量且高度自动化的,以避免劳动力和仪器成本。根据本发明的原理的设备提供共形地形成并且被放置在医学设备或仪器上的低形成因素。在特别有用的实施例中,本发明的原理被用于超声引导的针介入,例如RF消融、肝脏活检、神经阻滞、脉管访问、脓肿引流术等。应当理解,传感器优选地与针(或设备)整体地形成,并且因此,针和传感器是一次性制品。

[0089] 参考图8,说明性地示出了一种制造医学设备的方法。在方框702中,在导电体的表面上共形地形成传感器。共形地形成传感器可以包括关于设备的圆周的至少部分共形地形成传感器。可以在圆周的部分之上或在整个圆周之上形成传感器。可以以弓形或平面布置或者以任意适合的形状来形成传感器。

[0090] 在方框704中,关于表面的部分应用压电聚合物,并且所述压电聚合物遵循所述表面的轮廓。压电聚合物可以包括聚偏二氟乙烯(PVDF)或聚偏氟乙烯-三氟乙烯P(VDF-TrFE)。可以通过涂装、喷涂、浸渍、沉积等来应用压电聚合物。

[0091] 在方框706中,在导体之上与压电聚合物相邻地形成第一介电层,并且所述第一

介电层向近端延伸到压电聚合物。在方框708中,在压电聚合物之上形成电极,并且所述电极包括连接到所述电极并且沿第一介电层向近端延伸到电极的迹线。在方框710中,在所述迹线之上与电极相邻地形成第二介电层,并且所述第二介电层向近端延伸到所述电极。在方框712中,在第二介电层之上形成导电屏蔽。在方框714中,在导电屏蔽和电极之上形成外部介电层。

[0092] 在方框716中,可以在所述表面上与彼此相邻地同时形成多个共形地形成的传感器。

[0093] 在方框720中,集线连接部可以与电极形成在一起(其可以与在压电聚合物和迹线之上形成的所述电极形成在一起)。所述集线连接部被向近端定位在所述设备上,并且能够被用于将电子器件、放大器或其他部件连接到传感器。

[0094] 在方框722中,在一个备选实施例中,在导电体的表面上提供介电体,其后跟随有对底部电极与对应的迹线的形成。可以在压电聚合物之前形成这些结构。这样,所述导电体不需要被用作电极。另外,对于这种布置,所述导电体不需要是导电的。在这种情况下,电极和压电聚合物将与表面电气隔离。

[0095] 在解释随附的权利要求时,应当理解:

[0096] a) 词语“包括”不排除给定的权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作的存在;

[0097] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件;

[0098] c) 在权利要求中的任何附图标记均不限制其范围;

[0099] d) 可以由同一项目或硬件或软件实施结构或功能来表示若干“单元”;

[0100] e) 除非明确地指出,否则不特意要求动作的具体顺序。

[0101] 已经描述了用于使光学形状感测稳定的系统和方法的优选实施例(所述优选实施例旨在是说明性的而不是限制性的),注意到本领域技术人员鉴于以上教导可以做出修改和变型。因此应当理解,可以在本文中如权利要求书概括的那样公开的实施例的范围内,对所公开的公开内容的特定实施例中做出变化。因此已经描述了专利法所要求的细节和特性,在权利要求书中阐述了由专利证书要求并且期望被保护的内容。

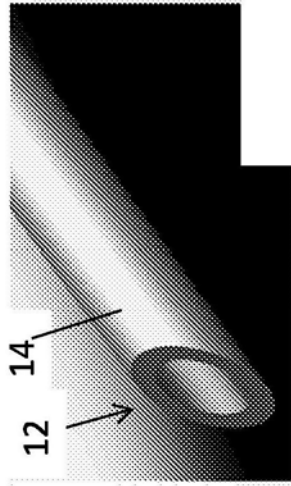


图1A

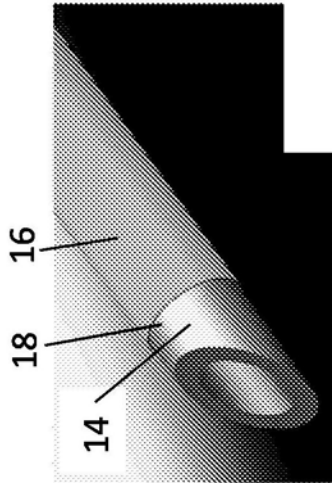


图1B

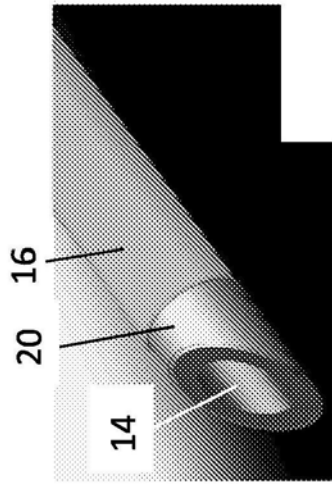


图1C

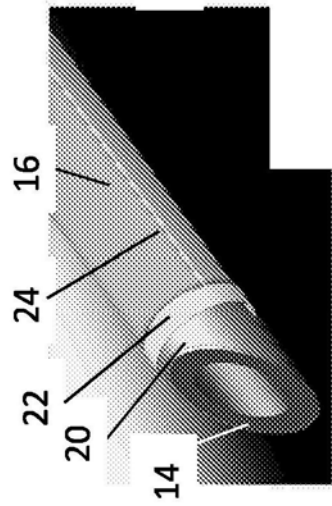


图1D

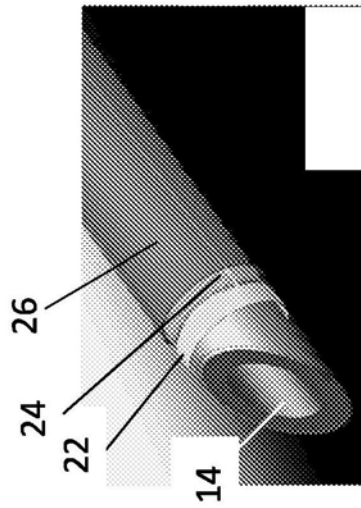


图1E

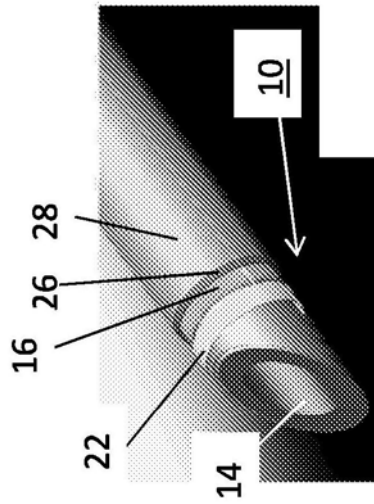


图1F

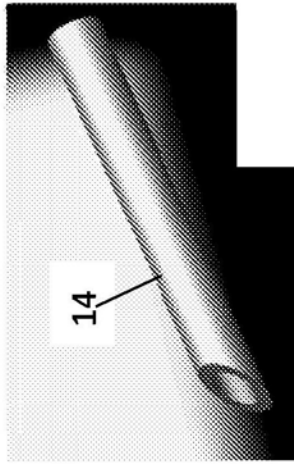


图2A

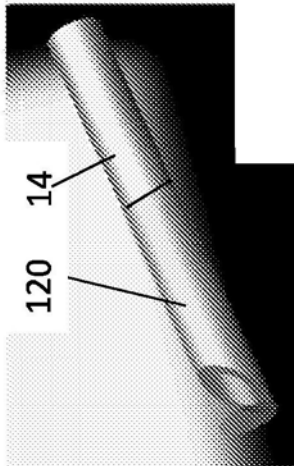


图2B

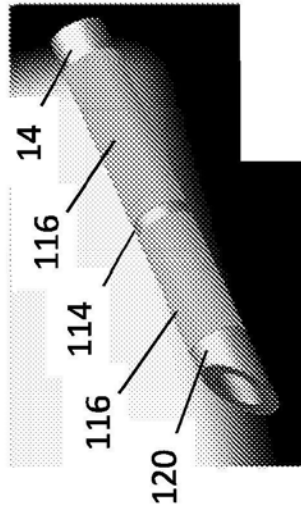


图2C

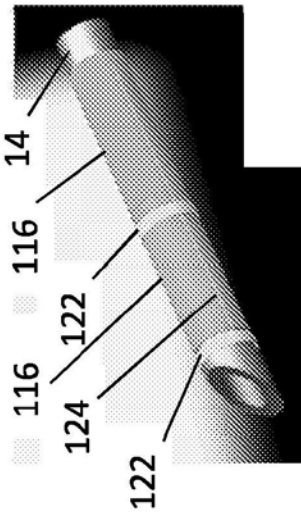


图2D

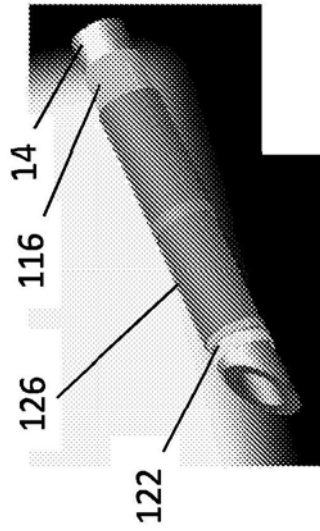


图2E

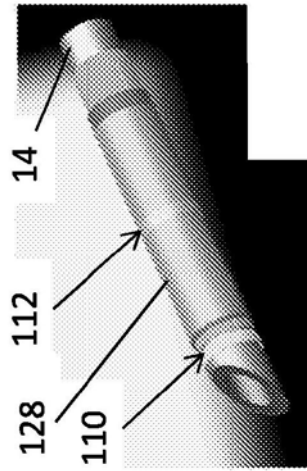


图2F

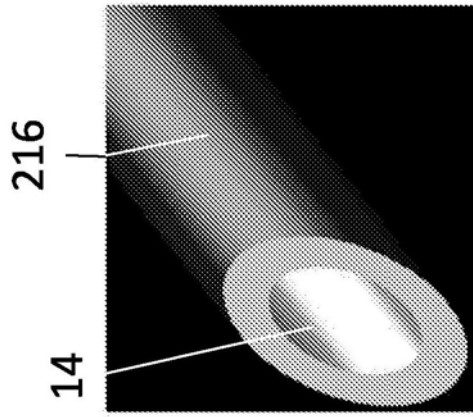


图3A

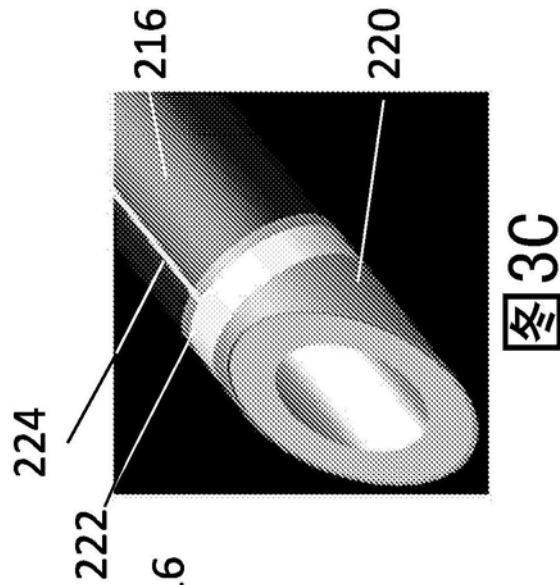


图3B

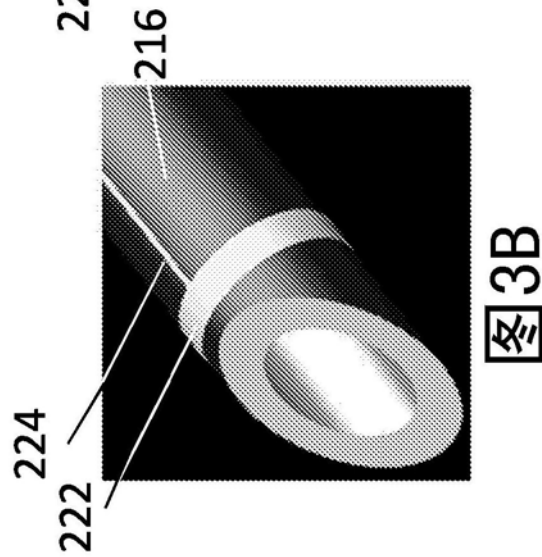


图3C

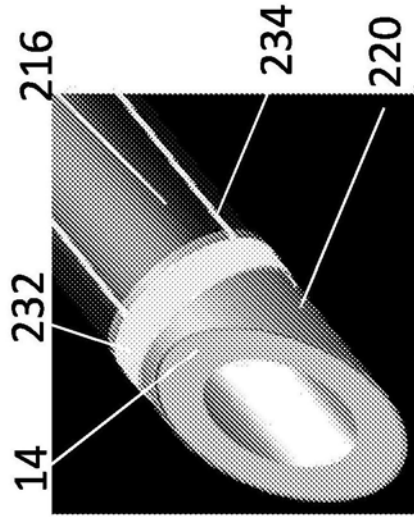


图3D

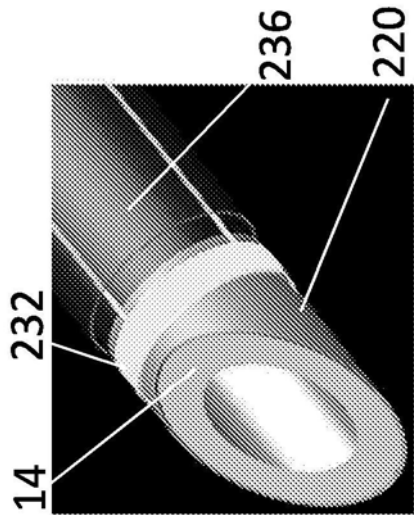


图3E

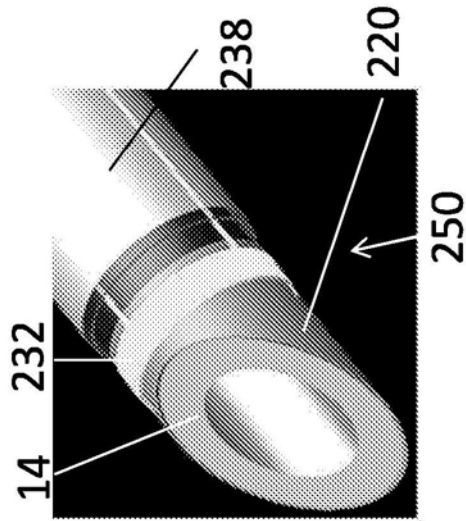


图3F

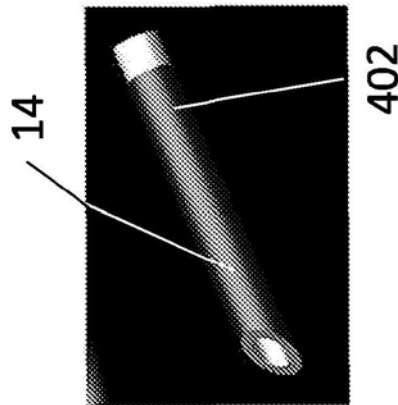


图4A

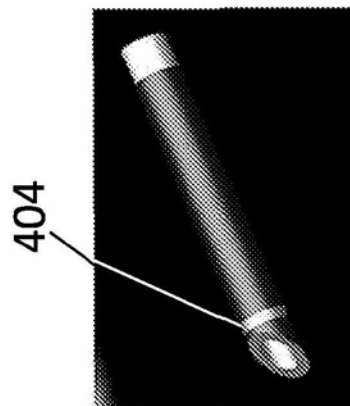


图4B

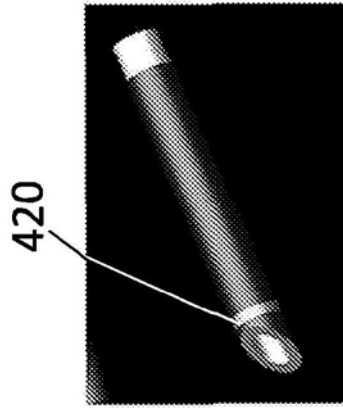


图4C

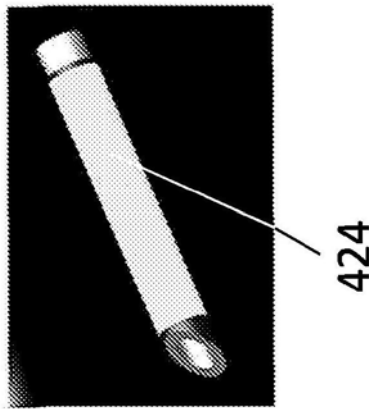


图4D

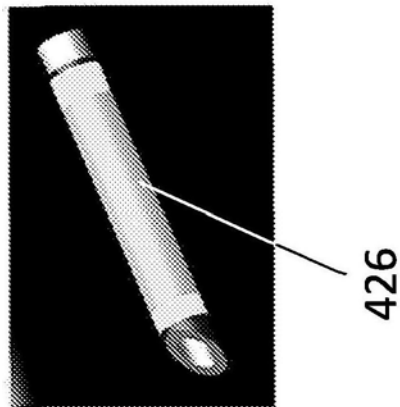


图4E

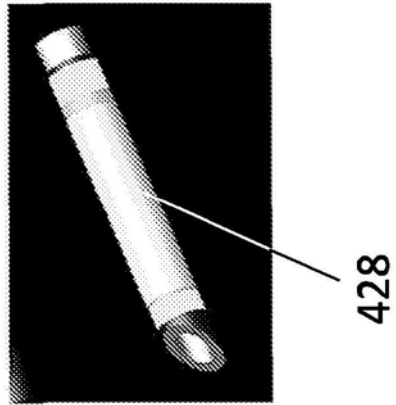


图4F

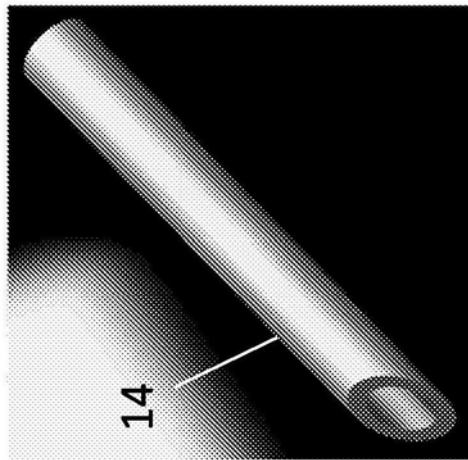


图5A

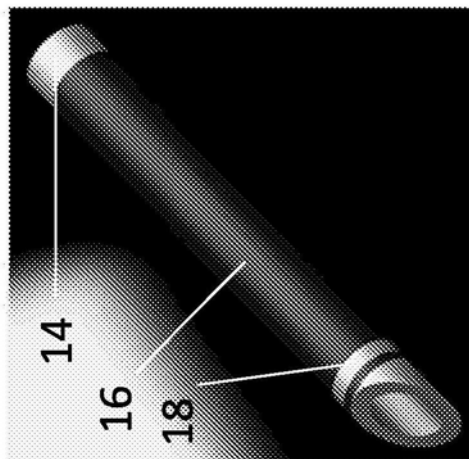


图5B

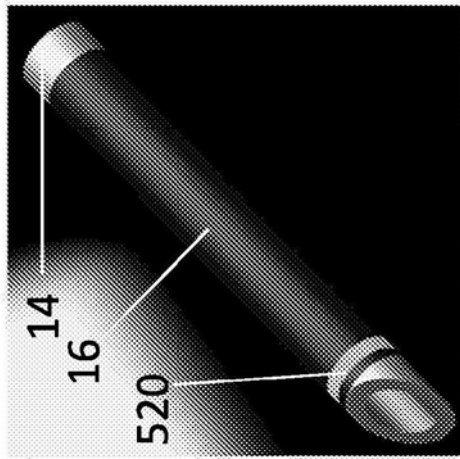


图5C

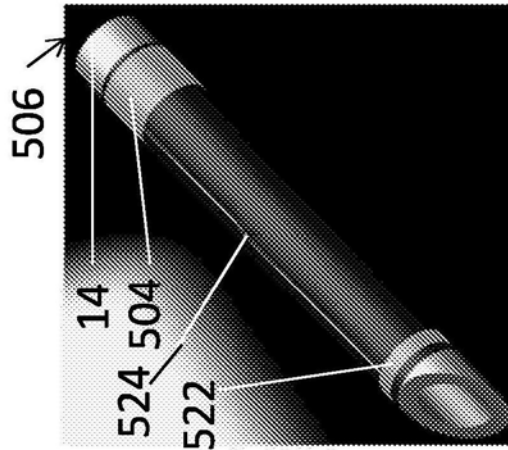


图5D

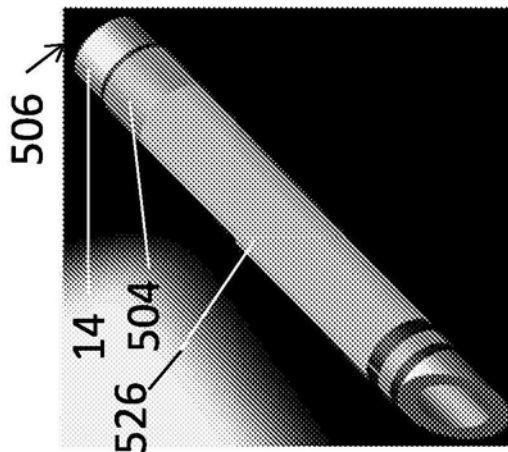


图5E

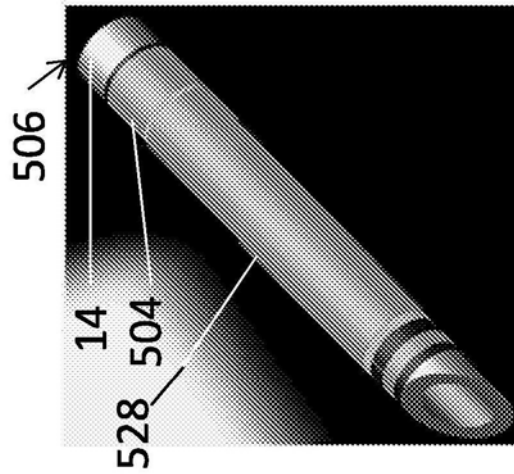


图5F

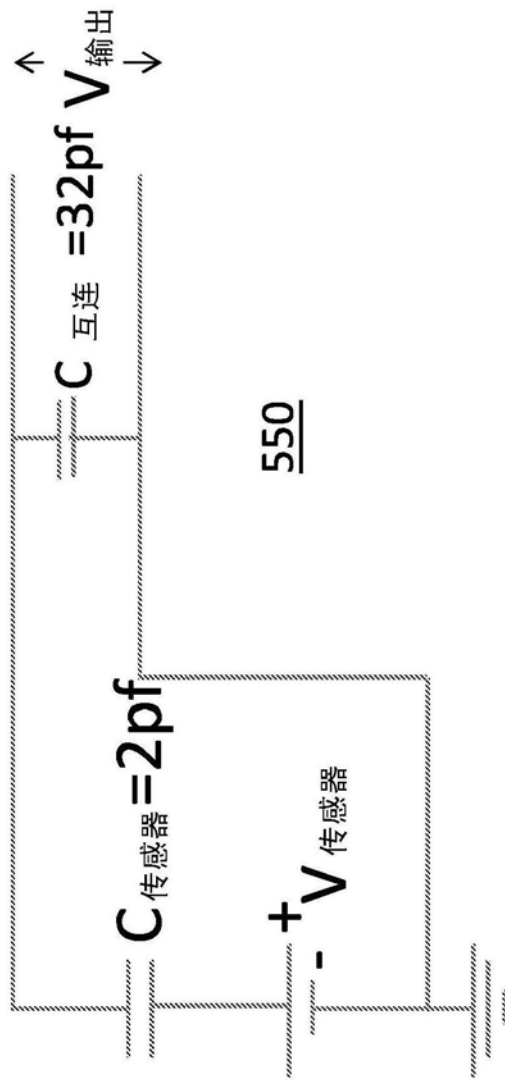


图6

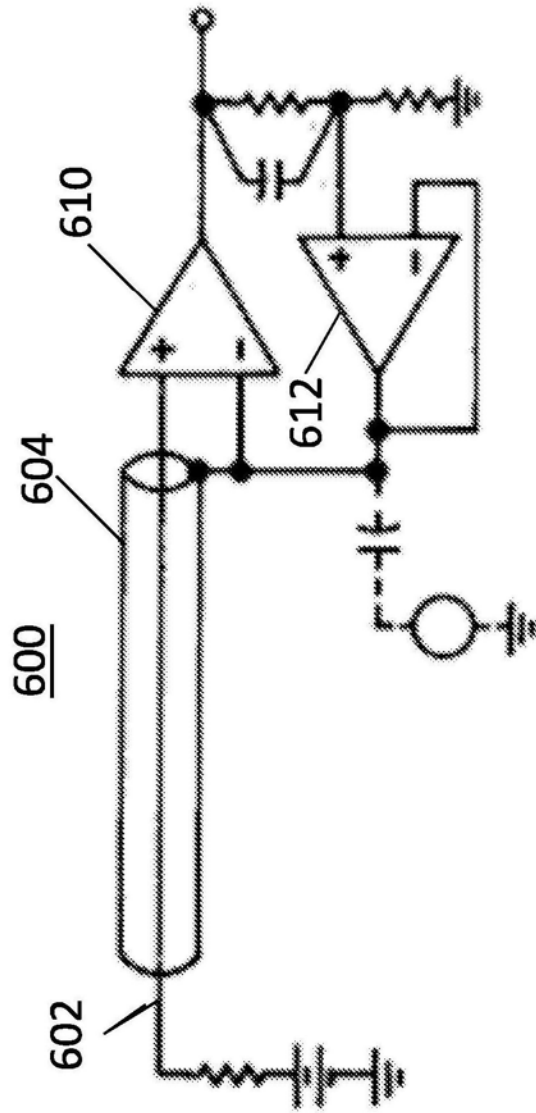


图7

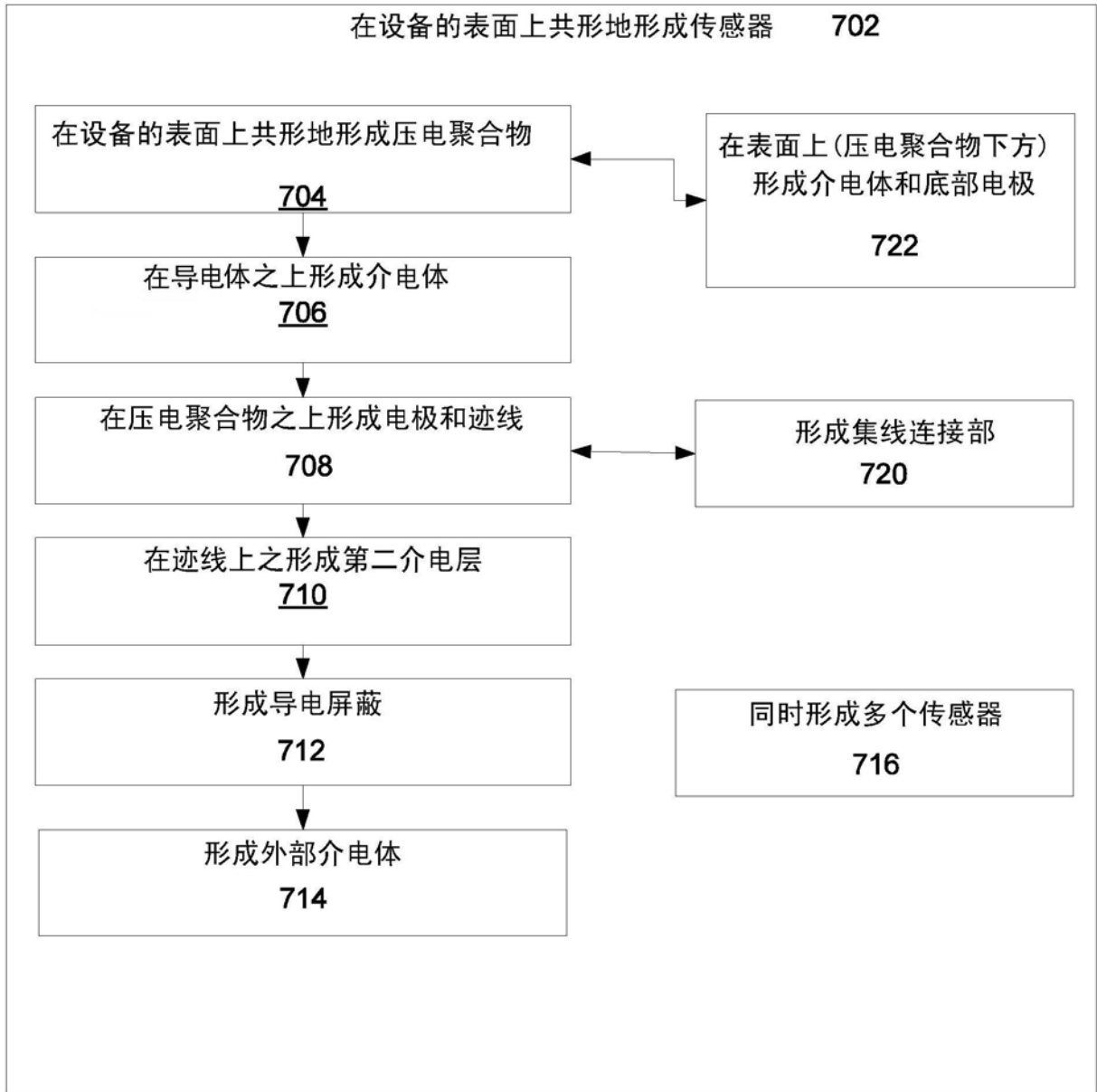


图8

专利名称(译)	具有压电聚合物传感器的针		
公开(公告)号	CN106163415B	公开(公告)日	2020-04-14
申请号	CN201580018915.8	申请日	2015-04-02
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	RQ埃尔坎普 AK贾殷 FGGM维尼翁		
发明人	R·Q·埃尔坎普 A·K·贾殷 F·G·G·M·维尼翁		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B34/20 A61B17/34 A61B90/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4494 A61B2017/3413 A61B90/39 A61B2018/0088 A61B2018/1425 A61B2034/2063 A61B2090/3925 A61B2090/3929 A61B17/3403 A61B17/3417 A61B2018/00345 A61B2018/00529		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/978193 2014-04-10 US		
其他公开文献	CN106163415A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医学设备，包括：导体(14)，其包括表面；以及传感器(10)，其被共形地形成在所述表面上并且包括关于所述表面的部分而形成并且遵循所述表面的轮廓的压电聚合物。所述压电聚合物被配置为生成或接收超声能量。电气连接部(24)与所述表面共形并且被连接到与压电聚合物相接触的电极。所述电气连接部提供到所述压电聚合物的连接并且在所述表面的部分之上与导体电气隔离。

