



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106170251 A

(43)申请公布日 2016. 11. 30

(21)申请号 201580019277.1

(22)申请日 2015.04.02

(30)优先权数据

61/978,198 2014.04.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.10.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/052431 2015.04.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/155649 EN 2015.10.15

(71)申请人 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 S·巴拉特

(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 18/00(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

A61M 25/01(2006.01)

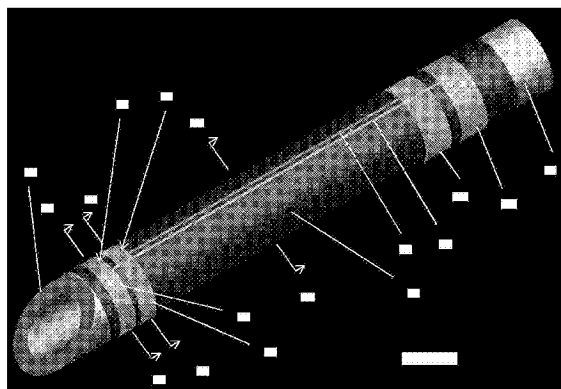
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

具有压电聚合物传感器的信号对噪声辨别针

(57)摘要

一种医学设备,包括:设备体(14);第一传感器(10),其被形成在所述设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物,所述压电聚合物被配置为接收超声能量;以及第一电迹线(24),其连接到所述第一传感器并且沿着所述设备体延伸。虚设传感器(11)被形成在所述设备体上的所述第一传感器附近并且包括虚设传感器元件。第二电迹线(25)连接到所述虚设传感器并且在相对于所述第一电迹线的配置中沿着所述设备体延伸,其中,使用在所述第一传感器、所述虚设传感器或所述第二电迹线中的一个或多个上测量的响应来在信号与噪声之间辨别信号事件。



1. 一种医学设备,包括:

设备体(14);

第一传感器(10),其被形成在所述设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物,所述压电聚合物被配置为接收超声能量;

第一电迹线(24),其连接到所述第一传感器并且沿着所述设备体延伸;

虚设传感器(11),其被形成在所述设备体上的所述第一传感器附近并且包括虚设传感器元件;以及

第二电迹线(25),其连接到所述虚设传感器并且在相对于所述第一电迹线的配置中沿着所述设备体延伸,其中,使用在所述第一传感器、所述虚设传感器或所述第二电迹线中的一个或多个上测量的响应来在信号与噪声之间辨别信号事件。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述压电聚合物(20)包括聚偏二氟乙烯(PVDF)或者聚偏氟乙烯-三氟乙烯P(VDF-TrFE)中的一个。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述虚设传感器元件(21)包括非极化压电材料或介电材料中的一个。

4. 根据权利要求1所述的设备,还包括被形成在所述第一电迹线和所述第二电迹线上的导电屏蔽(28)。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中,相对于所述第一电迹线的所述配置包括彼此平行延伸的第一迹线 and 第二迹线。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述信号事件包括由声学源生成的信号,并且所述噪声包括射频干扰。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述设备包括多个传感器(50、52)和第一电迹线以及多个对应的虚设传感器和第二电迹线,其中,基于一个或多个传感器、虚设传感器和迹线的位置处的测量结果来辨别所述信号事件。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述设备包括多个传感器(50、52),使得基于由所述多个传感器实现的测量结果来确定所述设备的取向。

9. 一种医学设备,包括:

针(14);

第一环形传感器(10),其共形地被形成在所述针上并且包括作为传感器元件的压电聚合物,所述压电聚合物被配置为接收超声能量;

第一介电层(16),其被形成在所述针上;

第一电迹线(24),其连接到所述第一传感器并且在所述第一介电层上沿着所述针纵向地延伸;

虚设传感器(11),其被形成在所述针上的所述第一传感器附近并且包括虚设传感器元件,所述虚设传感器包括与所述传感器相同的结构;以及

第二电迹线(25),其连接到所述虚设传感器并且平行于所述第一电迹线沿着所述针纵向地延伸,其中,使用在所述第一传感器、所述虚设传感器或所述第二电迹线中的一个或多个上测量的响应来在信号与噪声之间辨别信号事件。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述压电聚合物(20)包括聚偏二氟乙烯(PVDF)或者聚偏氟乙烯-三氟乙烯P(VDF-TrFE)中的一个。

11. 根据权利要求9所述的设备, 其中, 所述虚设传感器元件(21)包括非极化压电材料或介电材料中的一个。

12. 根据权利要求9所述的设备, 还包括: 第二介电层, 其被形成在所述第一电迹线和所述第二电迹线上; 以及导电屏蔽(28), 其被形成在所述第一电迹线和所述第二电迹线上的所述第二介电层上。

13. 根据权利要求9所述的设备, 其中, 所述信号事件包括由声学源生成的信号, 并且所述噪声包括射频干扰。

14. 根据权利要求9所述的设备, 其中, 所述设备包括多个传感器(50、52)和第一电迹线以及多个对应的虚设传感器和第二电迹线, 其中, 基于一个或多个传感器、虚设传感器和迹线的位置处的测量结果来辨别所述信号事件。

15. 根据权利要求9所述的设备, 其中, 所述设备包括多个传感器(50、52), 使得基于由所述多个传感器实现的测量结果来确定所述设备的取向。

16. 一种用于在由医学设备测量的信号与噪声之间进行辨别的方法, 包括:

提供(82)医学设备, 其具有: 设备体; 至少一个第一传感器, 其被形成在所述设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物, 所述压电聚合物被配置为接收超声能量; 至少一个第一电迹线, 其连接到所述至少一个第一传感器并且沿着所述设备体延伸; 至少一个虚设传感器, 其被形成在所述设备体上的所述至少一个第一传感器附近并且包括虚设传感器元件; 至少一个第二电迹线, 其连接到所述至少一个虚设传感器并且在相对于所述至少一个第一电迹线的配置中沿着所述设备体延伸;

将针对第一传感器、虚设传感器和第二电迹线测量的信号强度进行比较(84), 以确定候选信号是信号还是噪声; 并且

丢弃(86)噪声信号。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 比较信号强度包括:

针对从所述至少一个第一传感器测量的最强候选信号, 检查(110、112、114)针对第一传感器、虚设传感器和第二电迹线测量的信号强度, 以确定所述候选信号是否是最强的; 并且

如果所述最强候选信号由来自另一第一传感器、虚设传感器和第二电迹线的信号接近或超过, 则忽视(118)先前最强的候选信号, 以由所述至少一个第一传感器上测量的另一强信号取代。

18. 根据权利要求17所述的方法, 还包括:

基于第一传感器信号的定时来估计(202)所述设备的取向;

使用针对所述设备估计的所述取向来对接收的信号的预期幅度进行建模(204);

针对具有预期幅度与测量幅度之间的最大差异的传感器, 确定(208)所述差异是否大于阈值;

如果所述阈值被超过, 则从考虑中移除(214)所述信号;

如果所述阈值未被超过, 则根据具有最大差异的所述传感器来更新(210)所述设备的跟踪位置。

19. 根据权利要求17所述的方法, 其中, 检查针对第一传感器测量的信号强度包括检查(116)针对超声成像单元远离至少一个分辨单元的第一传感器。

20.根据权利要求16所述的方法,其中,所述医学设备包括针,并且所述压电聚合物包括聚偏二氟乙烯(PVDF)或者聚偏氟乙烯-三氟乙烯P(VDF-TrFE)中的一个。

具有压电聚合物传感器的信号对噪声辨别针

[0001] 相关申请信息

[0002] 本申请要求享有于2014年4月11日提交的美国临时申请序列号61/978198的优先权,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,并且更具体地涉及使用被形成在能够在信号与噪声之间辨别的仪器上的超声接收器来跟踪超声引导下的仪器的系统和方法。

背景技术

[0004] 在超声成像中,由于将波束反射远离成像探头的针表面的镜面性质,因此针的可见性常常是非常差的。为了减轻该问题,一些针制造商已经生产具有特殊回声涂层的针,但是可见性改进是有限的。超声成像系统制造商已经研发使用来自变化角的多个成像波束的算法,但是改进是有限的,并且这样的策略主要仅适于线性阵列。这两个策略在针垂直于成像平面被插入或针路径具有相对于成像平面的小偏移时没有帮助。

[0005] 已经提出的将介入工具(诸如针以及导管)的端部可视化的一个解决方案是在工具的端部附近添加超声接收器。当成像波束扫过视场时,来自传感器的信号指示波束多么接近到达传感器。该信息被用于以超过0.5mm的位置准确性计算相对于超声图像的传感器位置,甚至在其中针在超声图像中不可见的情况下。该传感器需要不干扰设备(例如,自动活检设备)的功能(即,不堵塞腔、不干扰机械等)。

发明内容

[0006] 根据本原理,一种医学设备包括:设备体;第一传感器,其被形成在所述设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物,所述压电聚合物被配置为接收超声能量;以及第一电迹线,其连接到所述第一传感器并且沿着所述设备体延伸。虚设传感器被形成在所述设备体上的所述第一传感器附近并且包括虚设传感器元件。第二电迹线连接到所述虚设传感器并且在相对于所述第一电迹线的配置中沿着所述设备体延伸,其中,使用在所述第一传感器、所述虚设传感器或所述第二电迹线中的一个或多个上测量的响应来在信号与噪声之间辨别信号事件。

[0007] 另一医学设备包括:针;第一环形传感器,其共形地被形成在所述针上并且包括作为传感器元件的压电聚合物,所述压电聚合器被配置为接收超声能量;以及第一介电层,其被形成在所述针上。第一电迹线连接到所述第一传感器并且在所述第一介电层上沿着所述针纵向地延伸。虚设传感器被形成在所述针上的所述第一传感器附近并且包括虚设传感器元件。所述虚设传感器包括与所述传感器相同的结构。第二电迹线连接到所述虚设传感器并且平行于所述第一电迹线沿着所述针纵向地延伸,其中,使用在所述第一传感器、所述虚设传感器或所述第二电迹线中的一个或多个上测量的响应在信号与噪声之间辨别信号事件。

[0008] 一种用于在由医学设备测量的信号与噪声之间进行辨别的方法,包括提供一种医学设备,其具有:设备体;至少一个第一传感器,其被形成在所述设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物,所述压电聚合物被配置为接收超声能量;至少一个第一电迹线,其连接到所述至少一个第一传感器并且沿着所述设备体延伸;至少一个虚设传感器,其被形成在所述设备体上的所述至少一个第一传感器附近并且包括虚设传感器元件;至少一个第二电迹线,其连接到所述至少一个虚设传感器并且在相对于所述至少一个第一电迹线的配置中沿着所述设备体延伸;将针对第一传感器、虚设传感器和第二电迹线测量的信号强度进行比较以确定候选信号是信号还是噪声;并且丢弃噪声信号。

[0009] 本公开的这些和其他目标、特征和优点将从结合附图阅读的对本公开的说明性实施例的以下详细描述中变得显而易见。

附图说明

[0010] 本公开将参考以下附图详细呈现优选实施例的以下描述,其中:

[0011] 图1A是示出根据本发明的示范性实施例的具有低剖面共形传感器和有类似结构的虚设传感器的针的透视视图;

[0012] 图1B是在图1A的截面线1B-1B处取得的截面视图;

[0013] 图1C是在图1A的截面线1C-1C处取得的截面视图;

[0014] 图1D是在图1A的截面线1D-1D处取得的截面视图;

[0015] 图2是示出根据另一实施例的具有包括多个传感器或传感器/虚设传感器对的多个设备的针的侧视图;

[0016] 图3是示出根据另一实施例的具有附线缆中的虚设线和/或虚设设备的针的侧视图;

[0017] 图4是示出根据本原理的用于在由医学设备测量的信号与噪声之间辨别的方法的流程图;

[0018] 图5是示出根据本原理的用于针对具有多个传感器、虚设传感器和虚设迹线的针隔离产生于用于估计针取向的一个成像帧的相关传感器信号的系统/方法的框/流程图;并且

[0019] 图6是示出根据本原理的用于改善针(或设备)位置或确定针位置估计的跟踪方法的迭代流程的框/流程图。

具体实施方式

[0020] 根据本原理,提供了用于通过将小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。本原理提供包括非常低每设备成本处的一个或多个低剖面传感器并且允许大量生产以维持低成本的针、设备或系统。根据本原理,低剖面传感器拾取超声感应信号但是较不倾向于由外部射频(RF)源产生的信号。为了跟踪,超声帧内的最大超声生成信号需要被检测。本实施例允许辨别由超声感应的强信号与由外部影响感应的其他强信号。

[0021] 在一个实施例中,使用压电聚合物制造针上的超声传感器。由于传感器是高阻抗,因而传感器将以其他方式倾向于拾取来自RF场外部的噪声。噪声要么由传感器自身要么由将

传感器连接到放大器的迹线拾取。为了辨别该噪声,提供了强烈地类似传感器的几何结构并且紧密接近传感器且互连的另一结构。例如,另一传感器结构可以被形成在实际的传感器附近但是不将其极化,因此其将不对超声敏感。该“虚设传感器”然后能够与邻近传感器迹线的迹线和邻近传感器电极环的电极环连接。该虚设结构将具有对RF噪声源类似的敏感度。在信号处理期间,如果仅在传感器上而非在“虚设结构”上观察到强信号,则其指示真实的声学事件。如果在这两个结构上观察到强信号,则其可能由于噪声并且被丢弃。

[0022] 根据本原理,压电聚合物诸如为例如聚偏二氟乙烯(PVDF)或聚偏氟乙烯-三氟乙烯(P(VDF-TrFE))。P(VDF-TrFE)是对于传感器生产的好的候选材料。使用这些聚合物生产的传感器能够具有低信号水平并且倾向于拾取来自非声学事件的RF噪声。辨别外部噪声信号与声学生成信号的本方法能够大大地增强使用这些传感器的跟踪的鲁棒性。通过设备上的低形式因子特征提供将外部噪声信号与相关声学事件辨别。

[0023] 为了保持生产成本降低,采用的材料需要是低成本的,并且制造过程应当利用大体积高度自动化以避免劳动和设备成本。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)或偏氟乙烯和三氟乙烯共聚物(P(VDF-TrFE)))制造。P(VDF-TrFE)能够溶解在丙酮中并且通过蒸发过程应用到针。传感器是高阻抗的并且能够建模为与小电容器(例如,2.2pF)串联的电压源。这样的传感器对于电互连的电容性负载非常敏感,并且特殊的电容抵消电子器件(与例如驱动屏蔽技术类似)能够被用于避免大信号损耗。优选地屏蔽携带信号的线(例如,包括导体周围的电屏蔽)。

[0024] 应当理解,将依据医学仪器描述本发明;然而,本发明的教导宽广得多并且适于可以接受低剖面传感器的任何仪器。在一些实施例中,在跟踪或分析复杂的生物或机械系统中采用本原理。具体而言,本原理可应用于生物系统的内部追踪流程,并且可应用于在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区域中的流程。附图中描绘的元件可以在硬件与软件的各种组合中得以实施,并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0025] 此外,本文记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述,以及其具体范例,旨在涵盖其结构及功能的等价物。额外地,这样的等价物旨在包括当前已知的等价物以及未来发展的等价物(即,无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件)。因此,例如,本领域技术人员将认识到,本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,将认识到,任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此可以由计算机或处理器来运行的各种过程,而无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0026] 还将理解到,当元件(诸如层、区域或材料)被称为在另一元件“上”或“之上”时,其可以直接在另一元件上或还可以存在中介元件。相比之下,在元件被称为“直接在另一元件上”或“直接在另一元件之上”时,不存在中介元件。还将理解到,在元件被称为“连接”或“耦合”到另一元件时,其可以直接连接或耦合到另一元件或可以存在中介元件。相比之下,在元件被称为“直接连接”或“直接耦合”到另一元件时,不存在中介元件。

[0027] 说明书中对本原理的“一个实施例”或“实施例”以及其变型的引用意指结合实施例描述的特定特征、结构、特性等被包括在本原理的至少一个实施例中。因此,出现在贯穿说明书的各个地方的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”以及任何其他变型的出现不一定全部指的是相同实施例。

[0028] 应理解,以下“/”、“和/或”和“……中的至少一个”(例如,在“A/B”、“A和/或B”和“A和B中的至少一个”的情况下)中的任一个的使用旨在涵盖仅第一列出项(A)的选择、仅第二列出项(B)的选择或这两项(A和B)的选择。作为另一范例,在“A、B和/或C”和“A、B和C中的至少一个”的情况下,这样的短语旨在涵盖仅第一列出项(A)的选择、或者仅第二列出项(B)的选择、或仅第三列出项(C)的选择、或仅第一列出项和第二列出项(A和B)的选择、或仅第一列出项和第三列出项(A和C)的选择、或仅第二列出项和第三列出项(B和C)的选择、或所有三个项(A和B和C)的选择。如本领域和相关领域中的普通技术人员容易显而易见的,这可以针对如所列出的许多项扩展。

[0029] 现在参考其中相似附图标记表示相同或者相似元件的附图并且首先参考图1A、图1B和图1C,透视视图(图1A)(出于说明性目的,已经缩短针14的长度),取得的截面视图和截面线1B-1B(图1B)、取得的截面视图和截面线1C-1C(图1C)以及取得的截面视图和截面线1D-1D(图1D)示出了根据一个实施例的针14上的单个环形传感器10的制造。尽管可以采用其他手术兼容材料,但是针14优选地包括金属(诸如不锈钢)。绝缘体16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。尽管可以采用其他厚度,但是绝缘体16可以是大约25-50微米厚。在不覆盖端部区域处的小部分的情况下,绝缘体16被沉积在针14上。这可以以多个方式完成。例如,该部分可以蚀刻掉或端部可以在针14的近端处被浸渍(dip)涂敷或者远端可以浸渍并且掩模被移除以留下裸露部分。

[0030] 利用压电共聚物20涂敷针14的端部部分(远端部分)。这可以通过采用浸渍涂敷过程实现。需要特别小心共聚物20接触或稍微交叠绝缘体层16,使得针表面未在通过介电层16裸露的小部分中裸露。金属针14现在用作共聚合物传感器10的底电极。在一个实施例中,共聚物包括P(VDF-TrFE)环,尽管可以采用其他适合的材料。

[0031] 第二截面在介电层16中打开,用于虚设传感器11的形成。虚设传感器11可以包括形成非极化压电聚合物层或非压电层21的共聚物层20的非极化版本。

[0032] 顶电极22、垫结构22'和将顶电极22连接到垫结构22'的信号迹线25被形成以创建虚设传感器11。顶电极22被形成在针14的远端部分处的共聚物21上(针形成底电极)。迹线25和垫结构22被形成在朝向针14的近端部分延伸的绝缘体16的部分上。通过迹线25连接顶电极22和垫结构22'。可以使用导电墨水印刷顶电极22、垫结构22'和迹线25。也可以采用其他过程,诸如例如掩模气相沉积或气相沉积和蚀刻。针对顶电极22、垫结构22'和迹线25的材料还可以包括沉积金属,诸如银、金等。顶电极22、垫结构22'和迹线25可以具有小于一微米到几微米的厚度。

[0033] (在图1A中透明的)介电层27被应用在顶电极22和迹线25上。可以通过浸渍针14、通过掩模沉积、通过涂装或通过另一过程应用介电层27。电介质防止对迹线24的短路形成。

[0034] 顶电极23、垫结构23'和将顶电极23连接到垫结构23'的信号迹线24被形成用于传感器10。顶电极23被形成在远端部分处的共聚物20上,并且迹线24和垫结构23'被形成在绝缘体(和/或介电层27)的部分上。针14形成底电极。使用导电墨水印刷顶电极23、垫结构23'和迹线24。也可以采用其他过程,诸如例如掩模气相沉积或气相沉积和蚀刻。针对顶电极23、垫结构23'和迹线24的材料还可以包括沉积金属,诸如银、金等。顶电极23、垫结构23'和迹线24可以具有小于一微米到几微米的厚度。

[0035] 另一绝缘体26优选地形成在迹线25和绝缘体层16上。可以从针14的近端通过浸渍

涂敷产生该绝缘体26。绝缘体26沉积或印刷在针14上。绝缘体26可以包括粘附到底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,尽管可以采用其他厚度。

[0036] 另一绝缘体31优选地形成在迹线24和绝缘体层26上。可以从针14上的近端通过浸渍涂敷产生该绝缘体31。绝缘体31沉积或印刷在针14上。绝缘体31可以包括粘附到底层材料的任何适合的介电材料。绝缘体31可以是大约25-50微米厚,尽管可以采用其他厚度。

[0037] 导电屏蔽28可以应用在其中迹线24、25存在的区域中的绝缘体31上。可以通过导电墨水中的气相沉积或浸渍涂敷产生导电屏蔽28。需要小心不覆盖端部(针14的远端部分)。针14和外部屏蔽28将耦合在一起,它们形成驱动屏蔽。为了使顶电极22、23与周围环境电绝缘并且确保生物相容性,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29。通过适当地选择声学性质和厚度,外部介电材料29可以用作声学匹配层。

[0038] 对于介电层(例如,绝缘体16、26)和外部电介质而言,选择具有相对低介电常数的材料是有利的。例如,可以选择具有大约2.1的介电常量的聚四氟乙烯(PTFE)。然而,PTFE到其他材料的粘附可能是问题。可以采用其他材料,诸如生物兼容聚丙烯(介电常数2.2)。许多塑料/聚合物具有接近3.0的介电常量并且也可以采用。聚氨酯具有稍微更高的3.5值并且对于使用在本申请中是有吸引力的,因为存在医学等级版本(被用于涂敷可移植的起搏器)。而且,聚氨酯提供对具有高平滑性和耐久性的许多材料的好的粘附,并且能够使用适当的溶剂沉积在薄层中。还可以使用其他材料。

[0039] 传感器10形成针14上的环形传感器和电互连或迹线24。同样地,还应用具有在几何结构方面与传感器10类似的结构并且紧密接近传感器10的传感器11。传感器11不对超声敏感(例如,传感器11包括具有互连或迹线25的非极化(或非压电)传感器)。可以通过观察到仅传感器10或传感器10和传感器11两者上的强信号来提供对强声学事件与外部干扰的辨别。

[0040] 单个环形传感器10提供由于传感器10与其背衬材料之间的强阻抗差的最大传感器敏感度。窄迹线24被提供并且最小化传感器10的电容性负载。薄互连迹线24可以与带状线配置类似地屏蔽以针对低电容被优化。当针14与互连的部分的组织(当填充有流体或探针)电接触时,传感器10能够对注入噪声更敏感。

[0041] 传感器10可以包括整形到针14上的P(VDF-TrFE)共聚物环20。环形接触垫结构22'形成在集线器端(近端部分)处并且提供低一次性成本连接性。能够提供专用电子器件以降低由于互连的电容性负载的信号损耗。

[0042] 本原理能够延伸到相同针上的多个传感器。这允许针的取向的确定以及针端部位置的确定,而不需要非常接近端部放置传感器。基于来自多个传感器的信号计算端部位置还应当增加测量结果准确性并且提供测量结果中的置信度的指示。代价是稍微更复杂的制造过程和由于多个传感器的额外电容性负载的信号轻微损耗。

[0043] 如果在顶电极23下的传感器材料由压电极化P(VDF-TrFE)(20)制成,则非极化P(VDF-TrFE)(21)可以被用于虚设传感器11。如果期望微调虚设传感器的响应以更紧密地匹配来自传感器10的噪声信号,则可以使非极化P(VDF-TrFE)层21更薄,因此其匹配传感器10中的极化P(VDF-TrFE)层20的电容(极化过程导致较高的电容)。还可以将不同的介电材料(21)用于虚设传感器11以匹配传感器10的电容。

[0044] 应当理解,可以采用不同数量的介电层、迹线和其他结构。这些结构可以根据需要

以不同的布置被配置,以提供(一个或多个)传感器和(一个或多个)对应的虚设结构。

[0045] 参考图2,在另一实施例中,两个环形传感器50和52可以被用于提供针14上的多个传感器。这允许针14的取向的确定以及针端部54的位置的确定,而不需要非常接近端部放置传感器。基于来自多个传感器50、52的信号计算端部位置还应当增加测量结果准确性并且提供测量结果中的置信度的指示。当两个传感器以它们之间的足够的分离(例如,至少几mm)被放置在针上时,一个传感器能够充当另一传感器的虚设传感器。(从非声学事件)拾取的噪声信号主要由于充当天线的互连结构(迹线),并且其行为由长互连迹线的形状主导(较小尺寸的环形电极将对噪声行为具有低得多的影响)。当以针上的足够的分离放置两个传感器50、52并且来自超声成像探头的聚焦超声波束创建针14中的强声学生成信号时,能够假定焦斑非常接近传感器中的一个并且更远离另一传感器。因此,应当仅在传感器中的一个中观察到声学生成强信号,另一传感器将最多拾取来自在大多数情况下也将不发生在帧内的相同时间点处的声学旁瓣的弱得多的信号。

[0046] 如果两个传感器50、52具有取出信号的个体迹线56、58,并且紧密接近且以类似几何结构制成迹线56、58,则由这些迹线56、58拾取的非声学噪声信号应当在强度和定时中是非常相似的。为了创建例如具有间隔距离 d (例如,大约1cm间隔,但是预期其他距离)的两个传感器52、54(一个传感器接近端部)的针中的类似迹线,互连迹线56、58将并行紧密地间隔延伸并且两者对针14向下延伸长距离。一个迹线然后将被连接到远端传感器电极并且另一个到近端传感器电极。传感器50、52之间的最小距离应当超过超声成像系统的分辨单元,一个传感器充当另一传感器的虚设信号。

[0047] 应当理解,图1A-图1D和图2中所描述的实施例可以延伸到三个或更多个传感器。在这种情况下,所有互连迹线可以平行于彼此延伸(或在多层实施方式中一些堆叠在彼此上)。可以在这样的布置中采用更复杂的噪声拒绝方案。利用针对所采集的超声发送帧的所有传感器数据,可以基于最强接收信号(并且假定信号全部具有声学起源)估计针取向。基于所估计的取向和关于成像波束旁瓣的知识,可以做出关于什么时间一些声学信号应当由不同的传感器检测和在什么时间处声学信号不应当存在的预测。做出关于组织性质的某些假定,由于针对所有传感器和时间点的声学透射,因此能够对信号的预期幅度进行建模(还考虑传感器的角相关敏感度)。而且,能够在分析中完全忽略具有远超过由于声学事件的最大可实现幅度的幅度的非常强的信号(这取决于换能器、超声机器设置和强信号的感知深度)。

[0048] 基于所接收的信号中所估计的建模,所接收的信号中的不一致可以被用于拒绝下降到某个置信度水平的跟踪数据。利用足够的计算资源,可以采用迭代流程,其中,移除最不一致的接收的信号,因为假定其来自非声学起源,并且在多个噪声移除循环上逐渐地改善所估计的取向。

[0049] 传感器的波束模式被用于发送波束概况,给定初始估计针取向并且利用假定的组织衰减性质,对预期的接收的幅度实时建模。该预期的接收的幅度可以与真实幅度进行比较,并且较大的失配降低要么所估计的针位置要么该特定传感器对实现准确的针取向的贡献中的置信度。由于这针对多个传感器进行,因此针对所有传感器的大的失配指示所估计的针位置是不正确的并且应当被丢弃。仅一个传感器中的大的失配指示传感器具有损坏的信号并且应当在没有该特定传感器贡献的情况下重复分析。

[0050] 在其他实施例中,传感器可以沉积在针(或其他设备)上或以其他方式直接附接到针(或其他设备)上。例如,传感器可以沉积在绝缘层上,使得底电极和顶电极在绝缘层(例如,针不再是底电极)上接触压电材料(或针对虚设传感器的非极化压电材料)。针对顶电极和底电极两者的迹线被用于每个传感器。

[0051] 备选地,绝缘层能够沉积在针上,在形成所有传感器的底电极的导电层的顶部,并且将针对顶电极的分离迹线取出。底电极可以从而针对所有传感器共享(分离层或者通过针)并且将顶电极中的若干连接到一个共有迹线(并且电极的其他子集到其他共有迹线)。

[0052] 在其他实施例中,可以构建各自具有三个导线的平衡信号传感器,每个导线为:参考导线、正极导线和负极导线。平衡信号传感器可以共享与传感器子集组合的导线中的一些。传感器能够具有与以上实施例中所描述的环形不同的几何结构,例如,可以采用包围小于针的全圆周的贴片。迹线不必是直的并且可以例如在不同层上并且被整形为类似双绞线。可以在多个可能组合中组合本文描述的不同的实施例。

[0053] 在其他实施例中,可以采用多个真实传感器、多个虚设传感器和多个虚设迹线。为了确定在真实传感器上接收的强信号是否由于成像波束撞击传感器,人们可以看到是否大约同时在附近的虚设传感器上观察到信号。如果存在这样的信号,那么能够确定事件是来自非声学源的外部噪声。然后,可以以相同的方式观察和解释其他虚设传感器上的信号。可以以相同的方式观察和解释虚设迹线上的信号。可以观察至少远离一超声分辨单元的其他真实传感器上的信号。如果大约同时观察到强信号,则这指示来自非聚焦源(诸如混响或平面波发射)的声学起源信号并且该信号不应当被用于跟踪。

[0054] 如果估计所检测的信号来自真实超声(US)信号源,那么照常处理和显示信号。如果估计所检测的信号来源于噪声源,那么该信号不被用在后续处理中。备选地,可以将消息显示给用户,指示噪声正被检测。诸如标识和关闭误差源的校正动作可以由用户标识并且起作用。

[0055] 参考图3,还可以通过添加连接线缆66中的额外线68形成另一虚设结构。针64(或其他设备)连接到线缆66。线缆66经由互连69连接到集线器接触(例如,接触22'、23'、屏蔽28和针64)。在该实施例中,线缆66包括额外线68,其不连接到针自身上的结构(因为大多数噪声拾取可以发生在连接线缆中)。

[0056] 如之前一样,如果估计所检测的信号来自真实US信号源,那么照常处理和显示信号。如果估计所检测的信号来源于噪声源,那么该信号未用在后续处理中。

[0057] 在另一实施例中,线68可以包括连接到针64的线缆66的端部处的虚设传感器70。噪声由将医学设备64连接到成像系统67的线缆66中的线、将线缆66的端部连接到医学设备64上的传感器的互连69和医学设备64上的传感器(23,并且任选地虚设传感器22)的组合拾取。如果主导噪声拾取发生在连线缆中,则仅具有系统的线缆部分中的虚设结构可以是足够的,而不需要64(或其他设备)上的虚设传感器。

[0058] 参考图4,说明性示出了用于在由医学设备所测量的信号与噪声之间辨别的方法。在框82中,提供了具有设备体和形成在设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物的至少一个第一传感器的医学设备。压电聚合物被配置为接收超声能量。至少一个第一电迹线连接到至少一个第一传感器并且沿着设备体延伸。至少一个虚设传感器形成在设备体上的至少一个第一传感器附近并且包括虚设传感器元件。至少一个第二电迹线连接到至少一

个虚设传感器并且在相对于至少一个第一电迹线的配置中沿着设备体延伸。还可以采用其他虚设噪声部件,例如不在医学设备上的虚设传感器、虚设线等。

[0059] 在框84中,将针对第一传感器、虚设传感器、第二电迹线等测量的信号强度进行比较以确定候选信号是信号还是噪声。这包括找到最强的信号并且将其与其他信号比较来确定其他信号是否更强并且表示实际的信号或噪声。

[0060] 在一个实施例中,(一个或多个)真实传感器(例如,针上的P(VDF-TrFE)环形传感器和电互连)和在几何结构中与其对应的真实传感器具有类似结构并且非常接近真实传感器的(一个或多个)虚设传感器测量事件。虚设传感器不对超声敏感;例如,其包括具有互连的非极化(非压电)传感器。能够通过观察到仅在真实传感器或在真实传感器和虚设传感器两者上的强信号来执行对外部干扰与强声学事件的辨别。

[0061] 首先,真实传感器上的强信号(局部最大值)被标识并且与事件之前不久和之后不久的信号水平进行比较以获得疑似声学事件的粗略的信噪比(SNR)估计。然后,在虚设传感器上执行针对确切的相同时间窗的SNR估计,并且在虚设传感器具有例如超过真实传感器的阈值(例如,SNR-10dB)的SNR时,假定信号不来源于声学事件并且因此在跟踪计算中被忽视。

[0062] 在框86中,针对另外的图像处理丢弃或忽视噪声信号。这通过消除较弱或非贡献信号并且使用用于较强的确认信号进行成像或定位设备等来实现。

[0063] 参考图5,框/流程图示出了用于针对具有多个传感器、虚设传感器和虚设迹线的针的情况,隔离产生于用在成像中或用于估计针取向的一个成像帧的相关传感器信号的系统/方法。以下方法更特别地定义在图3的框84中如何比较和分析信号强度。在框102中,超声机器对一个帧进行成像。在框104中,记录所有真实传感器、虚设传感器和虚设迹线上的信号。在框106中,对于每个真实传感器而言,确定最强信号的定时。在框108中,当在真实传感器上检测强信号时,执行以下步骤以检查信号是否来自成像波束。这通过检查将不拾取成像波束相关信号但是能够拾取噪声的其他源上的相同时间帧中的强信号的缺少而完成。

[0064] 在框110中,检查附近虚设传感器(和线等)上的信号来确定其在强度中是否接近(例如,更弱少于10dB)真实传感器的信号或比真实传感器的信号更强。如果其在强度中是接近或更强的,那么路径转到框118。否则,路径转到框112。在框112中,检查其他虚设传感器上的信号来确定其是否是可比较的或比真实传感器的信号更强。如果其是可比较的或更强的,那么路径转到框118。否则,路径转到框114。在框114中,检查虚设迹线上的信号来确定其是否是比真实传感器的信号更强的。如果其是更强的,那么路径转到框118。否则,路径转到框116。在框116中,检查远离至少一个分辨单元的真实传感器上的信号来确定其在强度中是否非常接近(例如,更弱少于6dB)或比真实传感器的信号更强。如果其是非常接近或更强的,那么路径转到框118。否则,路径转到框120,其中,记录真实传感器信号的定时。首先检查附近虚设传感器,因为迹线和传感器几何结构最接近并且因此很可能其将拾取类似的噪声信号。接下来,检查其他虚设传感器以及虚设迹线。

[0065] 在框118中,由于找到可比较的信号或比真实传感器更强的信号,因而能够忽视相应的候选信号。这以最重要的顺序完成,使得如果检测到一个额外信号的存在,则不在检查其他源上花费另外的处理时间。为了不释放频率噪声信号的存在中的跟踪,如果下一个最强信号高于某个阈值,则框118的决策框重复针对下一个最强信号的分析。如果其不高于该

阈值,则在框122中传感器被认为不具有贡献。

[0066] 参考图6,图5的输出能够形成针对图5的框/流程图的跟踪方法的输入。在图6中,提供了用于改善针(或设备)位置或确定针位置估计不可靠的迭代流程。基于所有相关传感器信号,在框202中,基于来自框120的定时信息(图5),做出对针(或设备)取向的估计。在框204中,基于估计的针取向、探头波束性质和传感器的方向性模式,对针对所有传感器的时间中的预期的接收的幅度进行建模。根据所估计的针取向,能够对所有真实传感器上的预期信号进行建模。偏离预测最多信号的传感器信号是对估计具有不利影响的潜在异常值。这在框206中被确定。

[0067] 在框208中,如果在真实幅度与预期幅度之间偏离最多的传感器信号的差异超过阈值,则在框214中从数据集移除传感器信号。在框208中,如果差异是小的,则取向估计被认为是有效的。在框210中,在用户接口(例如,显示器)上更新针或其他设备的位置。在框212中,如果在保持要处理的小于两个信号的数据集的移除(框214)之后,不能做出针取向估计并且在框216中将跟踪误差消息传送给接口。

[0068] 已经依据针(并且更具体地活检针)描述了本原理。然而,本原理可以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、可移植设备等。本原理能够提供具有针对共形地适于外部表面的传感器的内置的相对低成本设备。为了保持生产成本降低,使用的材料需要是低成本,并且制造过程应当是利用大体积高度自动化的以避免劳动和设备成本。根据本原理的设备提供共形地形成并且放置在医学设备或仪器上的低形式因子。在特别有用的实施例,本原理被用于超声引导式针介入(例如,RF消融、肝活检、神经阻断、血管通路、脓肿引流等)。

[0069] 在解释权利要求书时,应当理解:

[0070] a)词语“包括”不排除除了在给定的权利要求中列出的元件或动作以外的其他元件或动作的存在;

[0071] b)元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0072] c)权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0073] d)若干“单元”可以由相同项或者硬件或软件实施的结构或功能来表示;并且

[0074] e)除非明确地指示,否则并不旨在要求动作的具体顺序。

[0075] 已经描述了具有压电聚合物传感器的信号对噪声辨别针的优选实施例(其旨在是说明性而非限制性的),应注意到,本领域的技术人员可以根据以上教导做出修改和变型。因此应当理解,可以在所公开的本公开的特定实施例中做出变化,所述变化在如权利要求书所概括的本文所公开的实施例的范围内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性,由专利证书所主张并期望保护的内容在权利要求书中得以阐述。

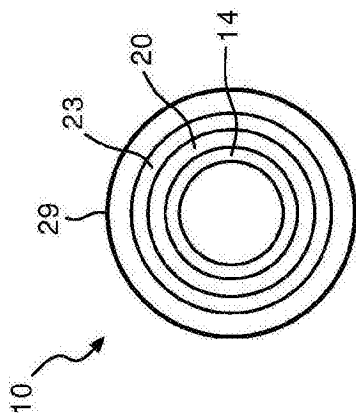
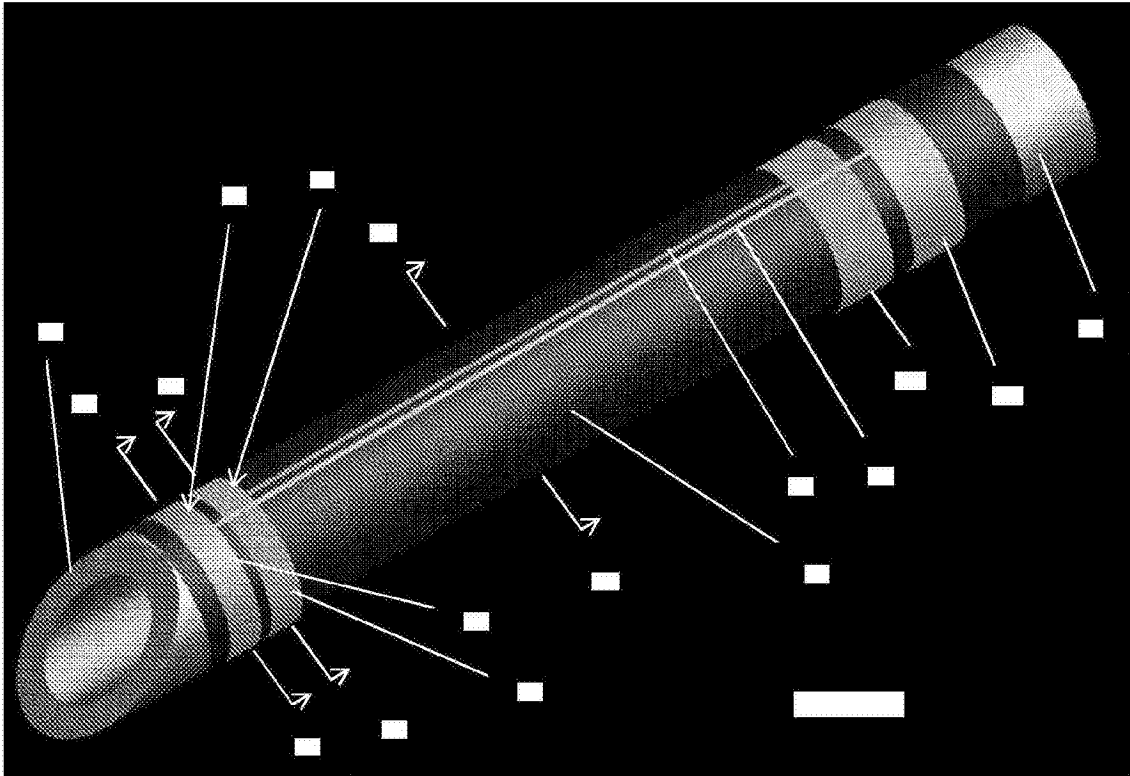


图1B

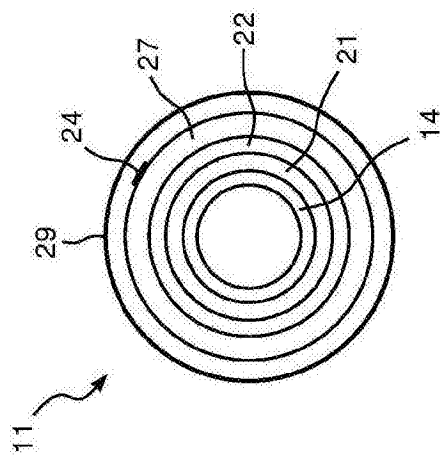


图1C

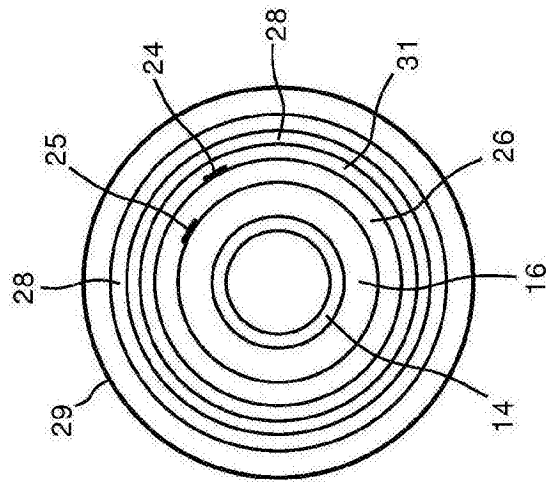


图1D

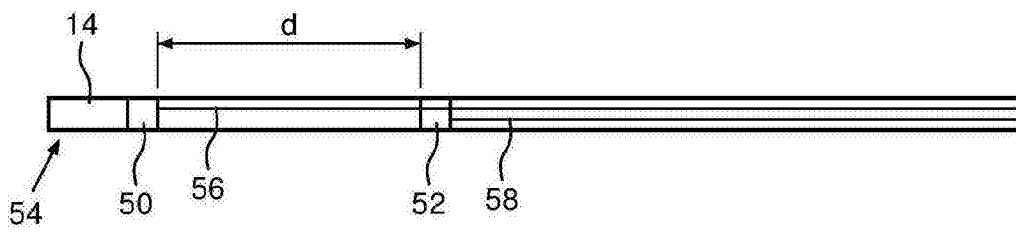


图2

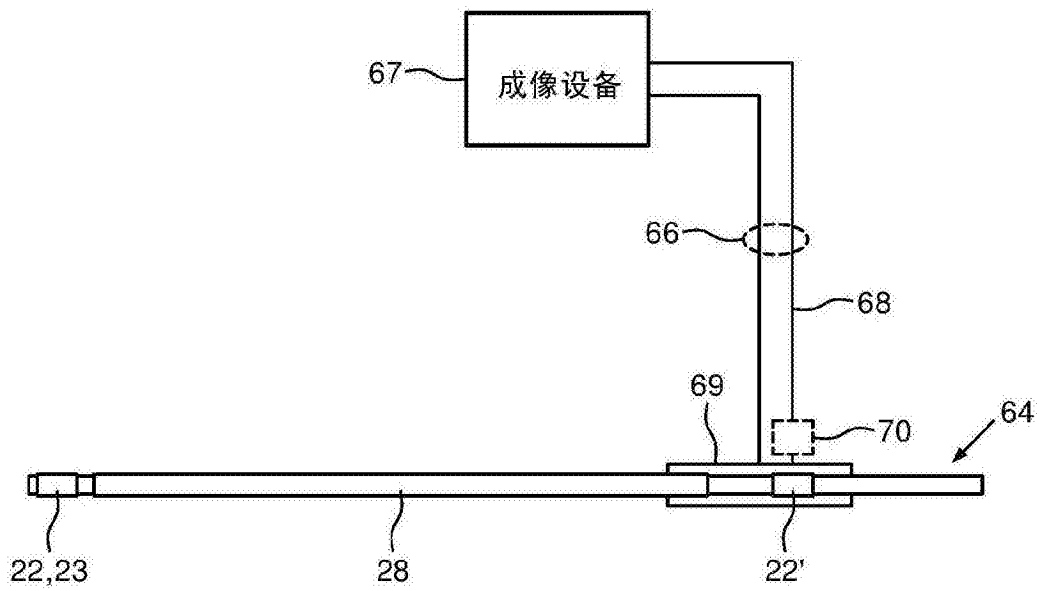


图3

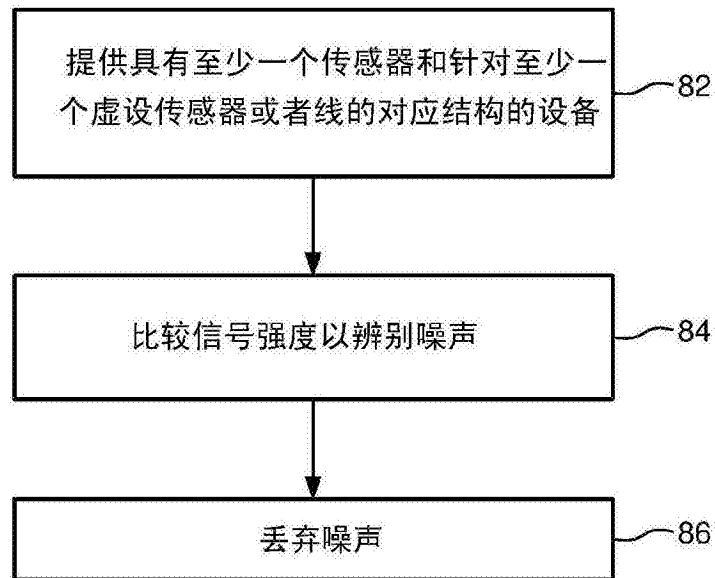


图4

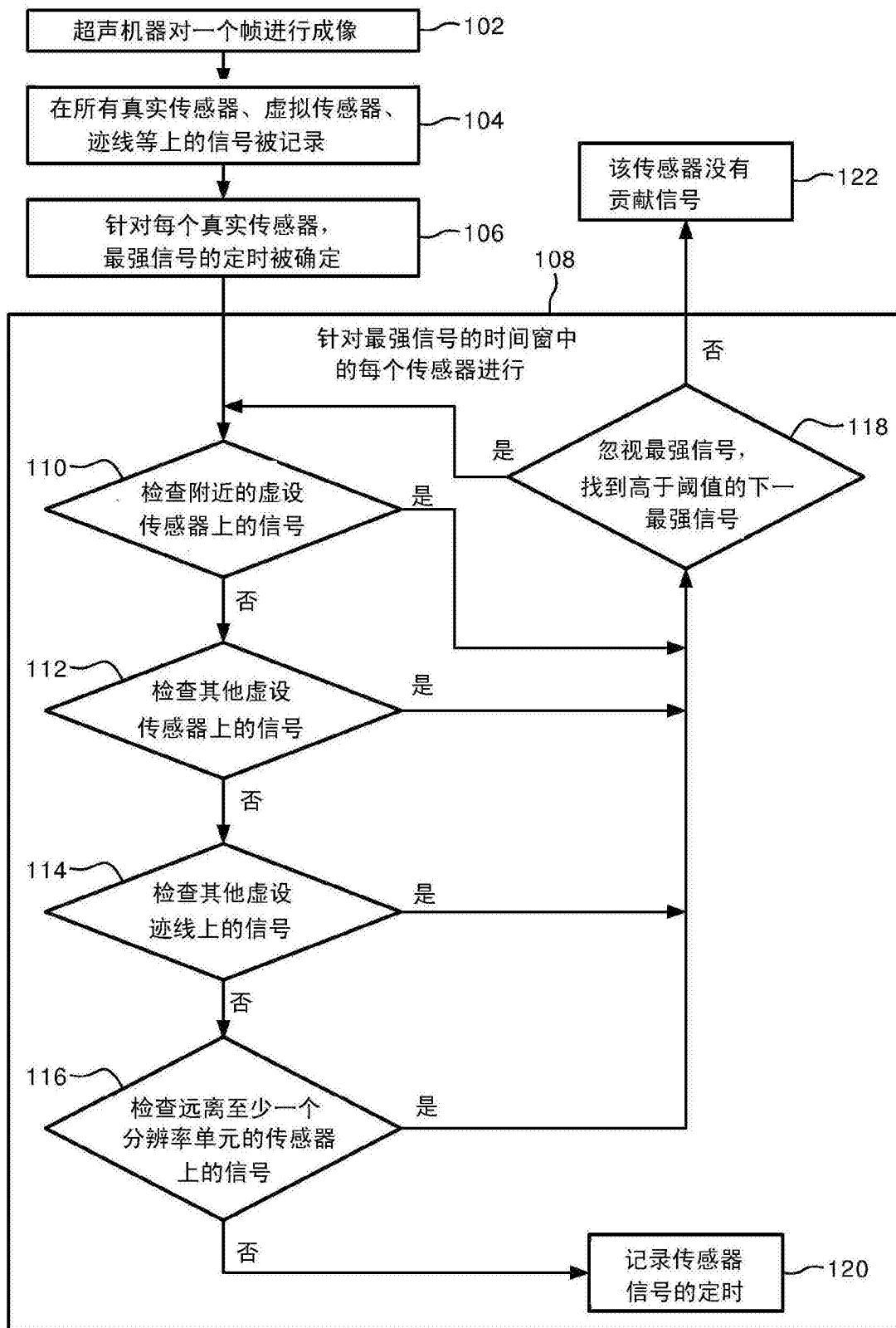


图5

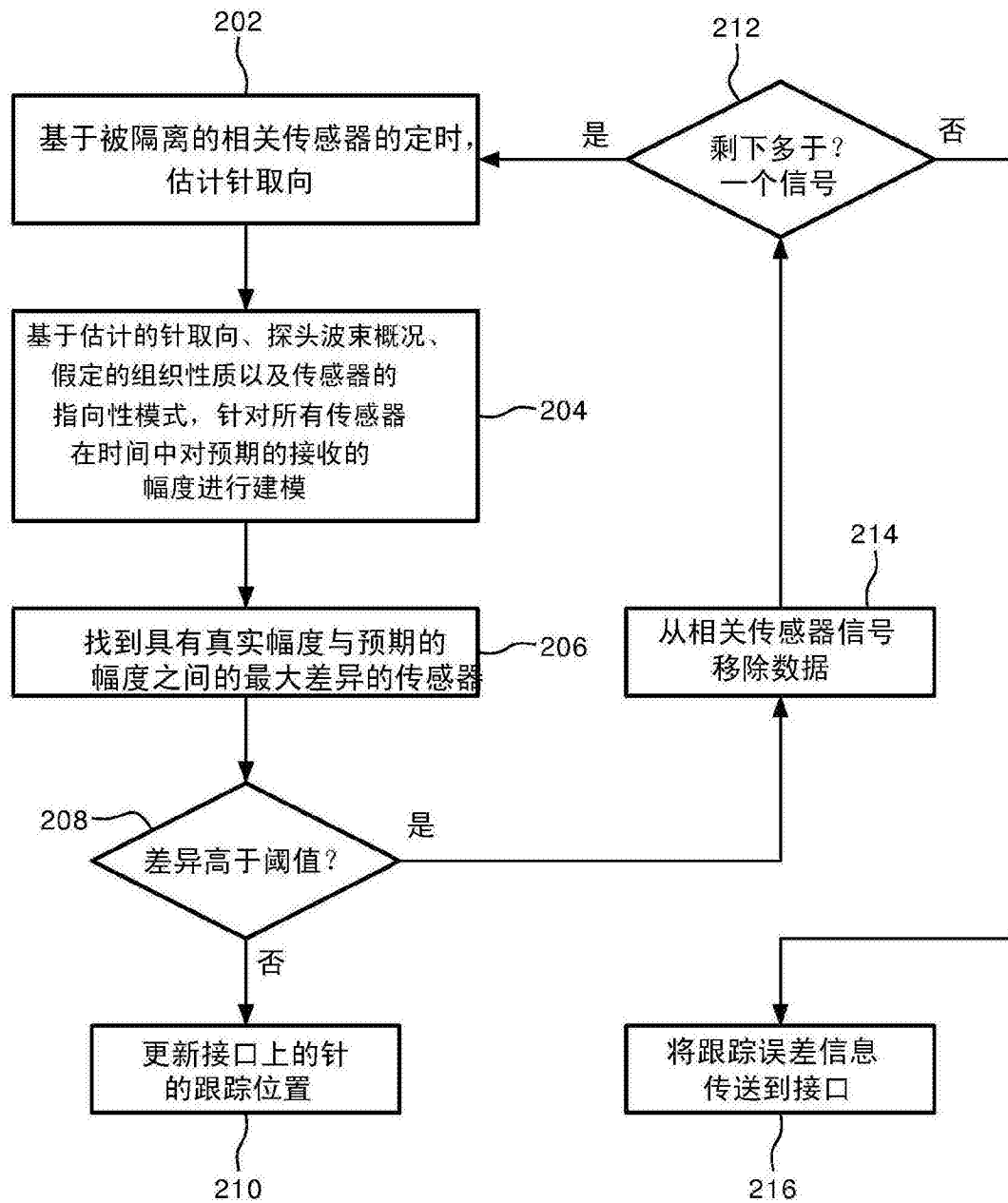


图6

专利名称(译)	具有压电聚合物传感器的信号对噪声辨别针		
公开(公告)号	CN106170251A	公开(公告)日	2016-11-30
申请号	CN201580019277.1	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 S巴拉特		
发明人	R·Q·埃尔坎普 A·K·贾殷 F·G·G·M·维尼翁 S·巴拉特		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B18/00 A61B18/14 A61B90/00 A61M25/01		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4494 A61B2017/3413 A61B2018/00529 A61B2018/1425 A61M25/0108 A61B2090/3925 A61B2090/3929 A61B17/3403 A61B8/5269 A61B17/3417		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/978198 2014-04-11 US		
其他公开文献	CN106170251B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医学设备，包括：设备体(14)；第一传感器(10)，其被形成在所述设备体上并且包括作为传感器元件的压电聚合物，所述压电聚合物被配置为接收超声能量；以及第一电迹线(24)，其连接到所述第一传感器并且沿着所述设备体延伸。虚设传感器(11)被形成在所述设备体上的所述第一传感器附近并且包括虚设传感器元件。第二电迹线(25)连接到所述虚设传感器并且在相对于所述第一电迹线的配置中沿着所述设备体延伸，其中，使用在所述第一传感器、所述虚设传感器或所述第二电迹线中的一个或多个上测量的响应来在信号与噪声之间辨别信号事件。

