



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116261423 A

(43) 申请公布日 2023.06.13

(21) 申请号 202180066676.9

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2021.09.23

专利代理师 刘兆君

(30) 优先权数据

20198847.4 2020.09.29 EP

(51) Int.Cl.

A61B 5/11 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2023.03.29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2021/076161 2021.09.23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02022/069334 EN 2022.04.07

(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 N·M·A·德维尔德

K·D·S·H·劳 M·巴拉戈娜

R·T·H·梅森 P·宾利

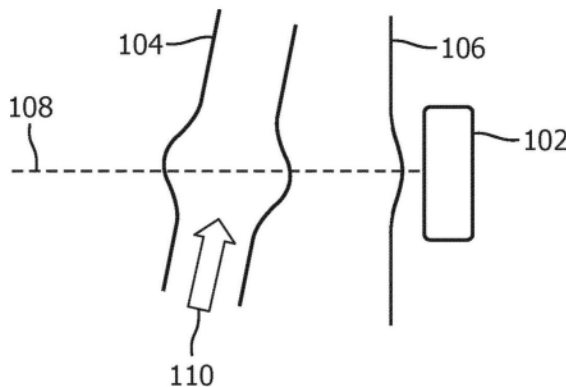
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54) 发明名称

估计中心血压

(57) 摘要

一种用于估计对象的中心血压的设备。所述设备包括传感器贴片,所述传感器贴片包括传感器的阵列,所述传感器的阵列被配置为测量对外周血管的血压的指示并执行对外周血管的超声成像。所述设备还包括处理器,所述处理器被配置为根据来自传感器贴片的对血压的指示获得包括压力波形的外周压力信号,并且根据从所述传感器贴片接收的信号来导出所述外周血管的图像。根据包括血管直径波形的外周血管的随时间的图像来确定血管直径,并且根据所述压力波形和/或所述或血管直径波形来导出对所述对象的所述中心血压的估计。



1. 一种用于估计对象的中心血压的设备,所述设备包括:
传感器贴片(102),其包括传感器的阵列,所述传感器的阵列被配置为:
在第一模式中,测量对外周血管(104)的血压的指示;并且
在第二模式中,对所述外周血管(104)执行超声成像,其中,针对所述第一模式中的血压测量和所述第二模式中的超声成像使用相同的传感器;以及
处理器,其被配置为:
根据来自所述传感器贴片(102)的对所述血压的所述指示来获得包括压力波形(202)的外周压力信号;
根据来自所述传感器贴片(102)的所述超声成像导出所述外周血管的图像;
根据随时间的所述外周血管的所述图像来将血管直径确定为血管直径波形(302);
根据所述压力波形(202)和/或所述血管直径波形(302)导出对所述对象的所述中心血压波形的估计。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理器被配置为:
通过在彩色多普勒模式下将自动跟踪算法应用于所述外周血管的所述图像来确定所述血管直径。
3. 根据权利要求1或2中的任一项所述的设备,其中,所述传感器的阵列包括:
电容式微机械超声换能器(cMUT);
压电传感器;或者
压阻传感器。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的设备,其中,所述处理器还适于:
确定针对所述压力波形的多个外周压力波形周期(204)和所述血管直径波形的血管直径波形周期(306)中的每个的质量因子;
基于所述压力波形周期(204)及其相应的质量因子来创建整体压力波形;并且
基于所述血管直径波形周期(306)及其相应的质量因子来创建整体直径波形,
其中,估计所述中心血压是基于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形的。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述处理器适于通过以下方式导出对所述中心血压的估计:
将基于频率的传递函数应用于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形;或者
使用基于物理的模型将所述整体压力波形和/或所述整体直径波形变换为对所述中心血压的估计。
6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的设备,其中,所述处理器还适于:
将所估计的中心血压的平均值和舒张压值校准到从压力袖带测量结果获得的袖带平均值和袖带舒张压值。
7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的设备,其中,所述处理器还被配置为将所述血管直径波形(302)变换为针对所述外周血管的第二压力波形,并且其中,所述处理器被配置为从所述压力波形(202)和/或所述第二压力波形导出对所述对象的所述中心血压波形的所述估计。
8. 根据权利要求1至7中的任一项所述的设备,还包括:
壳体单元,其用于容纳所述传感器贴片(102)和所述处理器,其中,所述壳体单元包括

开口,并且其中,所述开口用于感测所述传感器贴片(102)的区域;

缚带(1002),其被附接在所述壳体单元上;以及

皮肤界面(1004),其在所述壳体单元的所述开口处。

9.一种用于估计对象的中心血压的方法,所述方法包括:

在第一模式中,测量对外周血管(104)的血压的指示以从传感器贴片(102)的传感器导出压力波形(202);

在第二模式中,对所述外周血管(104)执行超声成像以从所述传感器贴片(102)的所述传感器导出所述外周血管的图像,其中,针对所述第一模式中的所述血压测量和所述第二模式中的超声成像使用相同的传感器;

根据随时间的所述外周血管(104)的所述图像来将血管直径确定为血管直径波形(302);并且

根据所述压力波形(202)和/或所述血管直径波形(302)来导出对所述对象的所述中心血压波形的估计。

10.根据权利要求9所述的方法,其中,确定所述血管直径是通过对彩色多普勒模式下的所述图像应用自动跟踪算法来确定的。

11.根据权利要求9或10中的任一项所述的方法,还包括:

确定针对所述压力波形的多个外周压力波形周期(204)和所述血管直径波形的多个血管直径波形周期(306)的质量因子;

基于所述压力波形周期(204)及其相应的质量因子来创建整体压力波形;并且

基于所述血管直径波形周期(306)及其相应的质量因子来创建整体直径波形,

其中,估计所述中心血压是基于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形的。

12.根据权利要求11所述的方法,其中,估计所述中心血压基于:

将基于频率的传递函数应用于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形;或者

使用基于物理的模型将所述整体压力波形和/或所述整体直径波形变换为对所述中心血压的估计。

13.根据权利要求9至12中的任一项所述的方法,还包括将估计的中心血压的平均值和舒张压值校准到从压力袖带测量结果获得的袖带平均值和袖带舒张压值。

14.根据权利要求9至13中的任一项所述的方法,还包括将所述血管直径波形(302)变换为针对所述外周血管的第二压力波形,并且根据所述压力波形(202)和/或所述第二压力波形导出对所述对象的所述中心血压波形的所述估计。

15.一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有嵌入其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置为使得在由处理器执行时,使所述处理器根据权利要求9至14中的任一项所述方法来操作设备。

估计中心血压

技术领域

[0001] 本发明涉及估计对象的中心血压。

背景技术

[0002] 临床实践中常规使用血压测量来对患者的总体健康状况进行评估和分类。长期升高的血压值(高血压)与多种并发症有关,例如心力衰竭、中风、慢性肾病等。

[0003] 最大(收缩压)压力的测量根据动脉树中的位置而变化,因为血管分叉的压力波反射和血管口径的变化会引起放大效应。因此,外周位置(例如肱动脉)的收缩压不等于中央位置(例如主动脉)的收缩压。

[0004] 中央主动脉压提供重要的诊断信息,例如死亡率等不良后果的危险因素,以及处置的效力(例如,抗高血压处置)对中央和外周(肱动脉)压力有不同的影响。因此,中心压力波形的非侵入式估计将是一个关键指标。

[0005] 最流行的中心压力估计技术依赖于外周压力的测量。这些技术可以分为两种方法:基于力的血管位移测量(例如,平面压力测量法)或基于超声的血管直径成像。

[0006] 在基于力的方法中,血压波形引起的血管直径变化是通过外周位置(例如手臂或颈部)的外力测量来测量的。然后校准该测量结果以产生替代外周血压波形。随后使用频域中的传递函数来将该波形变换为中心波形。Sphymocor(商标)设备使用了这种方法。其他设备也使用相同的基于力的方法,但不对压力信号进行数学变换。

[0007] 基于力的测量(平面压力测量法)的应用已经应用于颈动脉以导出中心压力波形。然而,颈动脉血管的深度要求熟练的操作者通过这种基于力的技术获得可靠的信号。

[0008] 在基于超声的方法中,通过超声图像测量由血压波形引起的血管直径变化。然后校准波形以产生替代血压波形。

[0009] 由于避免了上述问题,因此使用超声是有利的。学术研究报告使用超声成像来确定替代压力信号。

[0010] 不同的方法在不同的情况下产生不同的质量测量。期望有一种改进的估计中心血压的方法,它可以在广泛的应用情况下产生高质量的结果。

发明内容

[0011] 本发明由权利要求所定义。

[0012] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于估计对象的中心血压的设备,所述设备包括:

[0013] 传感器贴片,其包括传感器的阵列,所述传感器的阵列被配置为:

[0014] 测量对外周血管的血压的指示;以及

[0015] 对所述外周血管执行超声成像,其中,相同的传感器用于血压测量和超声成像;以及

[0016] 处理器,其被配置为:

[0017] 根据来自所述传感器贴片的对所述血压的所述指示来获得包括压力波形的外周压力信号;

[0018] 根据从所述传感器贴片接收到的信号来导出所述外周血管的图像;

[0019] 根据随时间的外周血管图像来将血管直径确定为血管直径波形;以及

[0020] 从所述压力波形和/或所述血管直径波形导出对所述对象的所述中心血压波形的估计。

[0021] 所述传感器贴片能够测量对所述外周位置的血压的指示并且对同一位置执行超声成像。对血压的指示可以是例如由外周位置处的血压变化引起的对象皮肤处的力。可以通过利用超声成像能力对血管进行成像来测量血管直径的变化。所述外周压力信号和所述血管直径两者均可用于以非侵入的方式从外周血管估计中心血压。通过将这两种能力组合到一个传感器贴片中,可以对中心血压进行更鲁棒和可靠的估计。

[0022] 处理器可以被配置为通过在彩色多普勒模式下将自动跟踪算法应用于外周血管的图像来确定血管直径。

[0023] 将自动跟踪算法应用于外周血管图像(在彩色多普勒模式下)可以可靠且一致地测量外周血管的直径随时间的变化。

[0024] 传感器的阵列可以包括:

[0025] 电容式微机械超声换能器(cMUT);

[0026] 压电传感器;或者

[0027] 压阻式传感器。

[0028] 因此,各种传感器可以被配置为既用作超声成像传感器又用作压力传感器。

[0029] 所述处理器可以还适于:

[0030] 确定多个外周压力波形周期和血管直径波形周期中的每个的质量因子;

[0031] 基于所述压力波形周期及其相应的质量因子来创建整体压力波形;以及

[0032] 基于所述血管直径波形周期及其相应的质量因子来创建整体直径波形,

[0033] 其中,估计所述中心血压是基于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形的。

[0034] 所述整体波形可以通过例如基于质量、规律性和/或将信号与预期信号进行比较而对外周压力波形周期和血管直径波形周期使用不同的权重来确定(例如,针对低质量/非预期信号使用较低的权重)。

[0035] 例如,血管直径可能不是垂直于血管确定的。在这种情况下,血管直径的质量因子较低,因为它不能准确表示真实的血管直径。因此,外周压力波形可单独用于估计中心血压。

[0036] 处理器可以适于通过以下方式来导出对中心血压的估计:

[0037] 将基于频率的传递函数应用于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形;或者

[0038] 使用基于物理的模型将整体压力波形和/或整体直径波形变换为对中心血压的估计。

[0039] 所述处理器可以还适于:

[0040] 将估计的中心血压的平均值和舒张压值校准到从压力袖带测量获得的袖带平均值和袖带舒张压值。

[0041] 身体的不同部位的平均血压值和舒张压值通常可以假设为恒定。然而,波形的最

大值基于解剖位置而变化。因此,一旦获得了波形,就可以通过使用来自压力袖带测量结果的实际平均值和舒张压值来将波形的形状校准到准确的血压值。

[0042] 所述设备还可以包括:

[0043] 用于容纳传感器贴片和处理器的壳体单元,其中,所述壳体单元包括开口,并且其中,所述开口用于感测所述传感器贴片的区域。

[0044] 缚带被附接在所述壳体单元上;以及

[0045] 在壳体单元的开口处的皮肤界面。

[0046] 本发明还提供了一种估算中心血压的方法,所述方法包括:

[0047] 测量外周血管的血压指示以从传感器贴片的传感器导出压力波形;

[0048] 使用与血压测量指示相同的传感器对外周血管执行超声成像;

[0049] 根据随时间的外周血管图像来将血管直径确定为血管直径波形;以及

[0050] 从压力波形和/或血管直径波形导出对象的中心血压波形的估计。

[0051] 确定所述血管直径可以基于对彩色多普勒模式下的图像应用自动跟踪算法。

[0052] 所述方法可以还包括:

[0053] 所述方法可以还包括:

[0054] 确定针对多个外周压力波形周期和多个血管直径波形周期的质量因子;

[0055] 基于所述压力波形周期及其相应的质量因子来创建整体压力波形;以及

[0056] 基于所述血管直径波形周期及其相应的质量因子来创建整体直径波形,

[0057] 其中,估计所述中心血压是基于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形的。

[0058] 估计所述中心血压可以基于:

[0059] 将基于频率的传递函数应用于所述整体压力波形和/或所述整体直径波形;或者

[0060] 使用基于物理的模型将整体压力波形和/或整体直径波形变换为对中心血压的估计。

[0061] 该方法还可以包括将估计的中心血压的平均值和舒张压值校准到从压力袖带测量获得的袖带平均值和袖带舒张压值。

[0062] 本发明还提供了一种包括计算机程序代码的计算机程序,所述计算机程序代码在由处理器执行时所述使处理器执行如上所述的方法。

[0063] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

附图说明

[0064] 为了更好地理解本发明,并且更清楚地示出其如何付诸实践,现在将仅通过示例的方式参考附图,其中,

[0065] 图1示出了用于测量外周血管直径和血压的传感器贴片的表示;

[0066] 图2示出了在对象的皮肤处测量的压力波形;

[0067] 图3示出了基于图像分析的测量的血管的相对内表面之间的和相对外表面之间的直径;

[0068] 图4示出了速度波形图(三个周期)和相应的血管直径波形图;

[0069] 图5示出了不同解剖位置处的示例压力波形;

[0070] 图6示出了电容式cMUT传感器的示例;

- [0071] 图7示出了用于传感器贴片102的cMUT元件(所谓的单元)的已知设计;
- [0072] 图8和9描绘了这样的cMUT元件的操作原理;
- [0073] 图10示出了一种测量压力并对感测贴片的相同传感器进行成像的方式;并且
- [0074] 图11示出了具有感测贴片的可穿戴设备。

具体实施方式

[0075] 将参考附图来描述本发明。

[0076] 应当理解,详细说明和具体示例虽然指示了设备、系统和方法的示例性实施例,但是仅旨在用于说明的目的,并且不旨在限制本发明的范围。根据以下说明、所附权利要求书和附图,将更好地理解本发明的设备、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应该理解,附图仅是示意性的,并且未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0077] 本发明提供了一种用于估计对象的中心血压的设备。所述设备包括传感器贴片,所述传感器贴片包括传感器的阵列,所述传感器的阵列被配置为测量对外周血管的血压的指示并执行对外周血管的超声成像。所述设备还包括处理器,所述处理器被配置为根据来自传感器贴片的对血压的指示获得包括压力波形的外周压力信号,并且根据从所述传感器贴片接收的信号来导出所述外周血管的图像。根据包括血管直径波形的外周血管的随时间的图像来确定血管直径,并且根据所述压力波形和/或所述或血管直径波形来导出对所述对象的所述中心血压的估计。

[0078] 图1示出了用于测量外周血管直径和血压的传感器贴片102的表示。超声贴片102具有用于超声成像的传感器的阵列,从中可以获得外周血管104的直径,并且还用于测量表示血压的皮肤106处的力。传感器贴片102在同一解剖位置测量这两者,从而在一个位置获得与血压有关的两个不同测量结果。这些测量在时间上足够接近以至于它们可以被认为是同时的。例如,测量可以在测量周期的时间上交错。

[0079] 传感器包括超声传感器,其可以被配置为接收反射回波信号作为超声成像过程的一部分,或者它们可以接收与施加到传感器的主导压力或力相关的压力信号。

[0080] 随着通过外周血管104的血流110增加,响应于血压的变化,血管104的直径增加并且然后减小。直径的变化迫使皮肤106凸出。因此,可以从皮肤106表面上的传感器贴片102处的压力来监测血压变化。

[0081] 图2示出了在对象的皮肤106处测量的压力波形202。时间在x轴上示出,来自皮肤106的传感器贴片上的压力在y轴上示出。压力波形202基于测量来自对象的皮肤106的力并且给出对外周血管104中的血压的指示。

[0082] 该波形包括周期为心跳周期的重复信号形状(即重复周期204)。

[0083] 当用于超声成像时,来自传感器贴片102的传感器的阵列可用于捕捉皮肤表面下的血管图像。然后可以使用图像分析来通过测量血管104的穿过从传感器贴片102延伸的平面108的两个最远端点之间的差异来测量外周血管104的直径。平面108可以垂直于皮肤106,或者可以成其他角度以适应不平行于皮肤106的外周血管104。理想地,平面108垂直于外周血管104。

[0084] 图3示出了基于图像分析的测量的血管的相对内表面之间的和相对外表面之间的

直径。顶部血管直径波形304示了基于外壁跟踪的血管直径的变化，底部血管直径波形302示出了基于内壁追踪的血管直径的变化。内壁是指血管的内壁，外壁是指外周血管的外壁。图3的血管直径波形302、304可以从M模式或B模式超声成像获得。在框306中示出了一个周期。

[0085] 当血管内的血压升高时，血管的直径会增加，因为血管壁是柔韧的。外表面和内表面的血管直径波形302、304可能不同，因为当内部压力改变时血管壁的厚度会改变。通常，内壁的血管直径波形302将用于导出中心血压波形的估计。

[0086] 超声成像还能够监测流动状况。图4示出了具有速度波形402(三个周期)和对应血管直径波形302的图。x轴上是时间，右侧y轴上是血流速度，并且左侧y轴上是血管直径。血流速度由虚线表示，血管直径由黑色连续线表示。可以通过使用具有传感器贴片102的多普勒频谱成像来获得(血管中的)血液速度。

[0087] 因此可以通过将平均速度乘以血管104的面积来提取血液的体积流量。该面积可以通过假设血管104是圆形的并且使用来自血管直径波形302的平均直径来获得。

[0088] 可以针对压力波形202的每个周期和血管直径波形302的每个周期确定质量因子。不规则周期和具有大量噪声的周期将具有低的质量因子。具有低的质量因子的循环可能被丢弃。质量因子可以是数值(即,0和1之间的任何数字)或二进制因子(即,0表示低的质量,1表示合适的质量)。例如,可以通过将周期的最小、最大和/或平均变化与预定阈值范围进行比较来确定质量因子。

[0089] 在一个示例中,从压力波形202的周期204和血管直径波形302的周期306创建整体波形。使用相同的时间界标(例如,周期的最小值/英尺,因为它代表每次心跳的开始),然后组合多个周期(具有足够的质量因子)以创建平均波形。可以基于质量因子来对所使用的周期进行加权。

[0090] 例如,可以从五个不同的周期创建整体压力波形,以便滤除压力波形202的各个周期中的每个周期之间的微小差异。在另一个示例中,可以测量对象的压力波形202达十秒,例如提供九个压力波形周期。然而,对象可能在这10秒内移动了,因此压力波形周期中的一个可能具有与其他周期不同的形状。因此,该不同的压力波形周期将具有低的质量因子,并在创建整体压力波形之前被丢弃。

[0091] 可以使用整体压力波形或整体血管直径波形中的任一项来估计中心血压。

[0092] 图5示出了不同解剖位置处的示例压力波形周期。第一波形周期502针对升主动脉,第二波形周期504针对胸主动脉,并且第三波形周期506针对腹主动脉中部,第四波形周期508针对腹主动脉远端,第五波形周期510针对股骨位置,并且第六波形周期512用于隐静脉位置。中心血压可以例如针对升主动脉或胸主动脉。

[0093] 针对一个位置的整体压力波形可以通过使用传递函数变换到中心位置。基于频率的传递函数可以校正由分叉、血管直径变化和其他因素引起的压力波失真。替代地,可以使用基于物理的模型(用于模拟血管的粘弹性管)来确定传递函数。因此,传递函数将整体压力波形变换为中心压力波形。

[0094] 例如,基于频率的方法在以下文章中描述:“Validation of the transfer function technique for generating central from peripheral upper limb pressure waveform”,David Gallagher等人,American Journal of Hypertension,第17卷,第11期,

2004年11月,第1059-1067页。

[0095] 基于物理的方法例如在以下文章中描述:“Derivation of the ascending aortic-carotid pressure transfer function with an arterial model”,M, Karamanoglu等人,American Journal of Physiology,Heart and Circulatory Physiology,vol.271,no.6,1996年12月1日。

[0096] 可将整体血管直径波形变换为针对外周位置的第二压力波形,并且然后可以将所述第二压力波形进一步变换为中心位置的压力波形(即,中心压力波形)。

[0097] 直径波形的形态与压力波形非常相似,这可以在以下文章中看到:“Relationship between the pressure and diameter of the carotid artery in humans.”,Sugawara, M.,Niki,K.,Furuhata,H.等人,Heart Vessels 15,49-51(2000)。

[0098] 通过经由袖带压力测量结果进行校准,将直径波形变换为第二压力波形。一旦通过袖带压力测量校准,第二压力波形就可以通过基于频率的传递函数或基于物理的方法从外周血压变换为中心血压。

[0099] 中心压力波形可以从整体压力波形和整体血管直径波形中的任一个或两者获得。如果从两者中获得,则可以使用从每种方法获得的中心压力波形的组合(例如,加权平均)。

[0100] 整体压力波形和整体血管直径波形可能在波形中具有不同的伪迹。因此,两者的组合可能不如其中一个单独有用。在这些情况下,它们中只有一个可以用于确定中心压力波形。

[0101] 例如,每种方法的权重可能取决于所使用波形的质量因子。还可以仅从压力波形202和/或仅从血管直径波形302获得中心压力波形。然而,波形周期的集合不是必需的,并且可以使用针对每个波形的单个周期。

[0102] 从这两种方法获得的中心血压波形通常未根据实际血压值进行校准。相反,这些方法仅提供准确的波形形状。

[0103] 从图5中可以看出,压力测量距离中心血压越远,波形的峰值越高。然而,无论解剖位置如何,压力波形的平均值和最小(舒张压)值都保持相对恒定。

[0104] 因此,来自压力袖带(或可以在任何解剖位置准确测量平均血压和舒张压的其他装置)的平均值和舒张压值可以用于校准中心压力波形。这是通过确保压力袖带值与中心压力波形的舒张压值和平均值两者相等来完成的。然后可以根据中心压力波形(即收缩压值、舒张压值和平均血压值以及波形的一般形状)确定中心血压。经校准的中心压力波形通常会显示在监视器上。

[0105] 在优选的实现方式中,MEMS设备用于压力感测和超声成像。这样的设备实现片上压力感测功能,因此是各种应用中的系统部件。MEMS压力传感器可以基于使用的感测方法而被分类。

[0106] 压电传感器将通过改变其电位作为传感器的输出来检测施加的压力。当施加压力时,压电式压力传感器的隔膜会变形。由于这种变形而产生电压。压电式压力传感器由金属化石英或陶瓷材料作为感测元件。通常,这种类型的压力传感器与放大器一起设计以增强电接口。压电传感器的阵列也可以用于超声成像。然而,压电式压力传感器非常容易受到冲击和振动的影响。

[0107] 替代地,压阻式压力传感器会提供电阻变化。当施加压力时,隔膜和压阻材料都会

弯曲。这意味着施加的压力会导致压阻材料变得略微更长和更薄。这种变形导致压阻材料的电阻发生变化。因此,通过测量诸如惠斯登电桥电路的监控电路的输出电压,可以确定压力的变化并因此确定施加到传感器的压力。压阻传感器的阵列也可用于超声成像。

[0108] 图6示出了电容式cMUT传感器602的示例。这是首选的传感器实现方式。传感器602经历与施加的压力成比例的电容变化。传感器602具有两个导电板,即测量板604和参考板606。测量板604在受到压力时会弯曲,而参考板606作为测量板604的参考,具有固定位置。一旦测量板604弯曲,这两个板之间的距离就会改变。施加到测量板上的压力会改变电容,因此,电容传感器602可以用作压力传感器。

[0109] 电容传感器602具有优于压阻和压电式压力传感器的一些优点。它具有非常稳定的运行并且测量的输出是高度线性的。

[0110] 图7示出了用于传感器贴片102的cMUT元件(所谓的单元)的已知设计。cMUT元件包括悬挂在硅基板712上方的柔性膜或隔膜714,在其之间具有间隙或腔体718。在该示例中,第一电极722位于基底712的上表面上的单元的底板上。第二电极720定位于隔膜714上并且与隔膜一起移动。在所示的示例中,两个电极是圆形的。

[0111] 电介质(未显示)被提供在基板712上并且在顶部(第二)电极720的下方。隔膜可以替代地用作介电层。

[0112] 优选地,这两种电介质的成分和厚度可以相等,但也可以不对称(不同的材料和厚度)。

[0113] 膜层714相对于基底层712的顶面固定,并且被配置和定尺寸,从而在膜层714与基底层712之间限定球形或圆柱形腔体718。

[0114] 可以考虑电极720设计的其他实现方式,例如电极720可以嵌入膜714中,或者可以作为额外的层沉积在膜714上。

[0115] 第一电极可直接暴露于间隙718或通过电绝缘层或膜与间隙718隔开以防止第二电极720与第一电极722之间的短路。

[0116] 在图7中,示例性地,第一电极722接地。其他布置,例如接地的第二电极720或两个第二电极720和第一电极722浮置当然是同样可行的。

[0117] cMUT元件的电极提供设备的电容板,并且间隙718是电容器的板之间的电介质。当在成像模式中时,当隔膜振动时,板之间的电介质间隙的变化的尺寸提供变化的电容,其被感测为cMUT元件对接收到的声学回声的响应。

[0118] 通过利用电压源701向电极施加静态电压(例如DC偏压)来控制电极之间的间隔。电压源701还可以任选地包括独立的级702、704,用于分别提供cMUT元件的驱动电压的DC和AC或激励分量,例如,在发射模式中。第一级702可以适于生成静态(DC)电压分量,并且第二级704可以适于生成具有设定的交变频率的交变可变驱动或刺激电压分量,所述信号通常是总驱动电压与上述静态部件之间的差。

[0119] 施加的驱动电压的静态或偏置分量优选地满足或超过阈值电压,以迫使cMUT元件进入其塌陷状态。这具有的优点是,第一级702可以包括相对大的电容器,例如平滑电容器,以便生成总体电压的特别低噪声的静态分量,所述静态分量通常在总体电压中占优势,使得总体电压信号的噪声特性将被该静态分量的噪声特性所主导。

[0120] 已知的是,通过施加高于特定阈值的静态电压,cMUT元件被迫进入塌陷状态,其

中,膜714塌陷到基底712上。该阈值可以取决于cMUT元件的确切设计,并且被定义为DC偏压,称为塌陷电压,在该DC偏压处,膜714通过电极之间的电场所产生的力而粘附(接触)到单元底部。膜714和基底712之间的接触的量(面积)取决于施加的偏压。

[0121] 增大膜714与衬底712之间的接触面积增加了膜714的共振频率。

[0122] 塌陷模式cMUT元件的频率响应可以通过调节在塌陷之后施加到cMUT电极的DC偏压来改变。结果,cMUT元件的谐振频率随着更高的DC偏压被施加到电极而增加。

[0123] 该现象背后的原理在图8和图9中示出。图8和图9的截面图在每个图示中通过膜714的外部支撑件与隔膜开始接触腔体718的底板的点之间的距离D1和D2而一维地示出了此。可以看出,当施加相对低的偏置电压时的在图8中的距离D1是相对长的距离,图9中的距离D2由于施加更高的偏置电压而是短得多的距离。这些距离可以与由端部固定并然后拉出的长的和短的弦进行比较。长的、放松的弦与更短、更紧的弦在被拉出时将以更低的频率振动。类似地,图8中的cMUT元件的谐振频率将低于受到更高的下拉偏置电压的影响的图9中的cMUT元件的共振频率。

[0124] 因此,典型的cMUT设计包括悬挂在硅基板上方的柔性膜或隔膜,例如,由氮化硅形成,它们之间有间隙或空腔。该间隙是由在制造过程中去除牺牲层造成的。第一电极被定位于基板上表面的单元的底板上,并且第二电极被定位于隔膜上并且随隔膜移动。这种相同的架构可用作压力传感器或超声发射器和接收器(涉及测量超声回波的压力)。

[0125] cMUT元件的操作对于本领域技术人员来说是众所周知的。

[0126] 目前,评估压力和血管成像需要两个独立的设备。本发明的传感器贴片使这两种功能能够在单个设备中组合,从而在工作流程、制造和成本方面带来好处。因此,传感器贴片可以使用单个换能器阵列发送和接收超声信号并测量同一位置的压力。

[0127] 图10被用于示出相同的传感器的阵列如何用于超声成像和压力感测。该设备包括在ASIC 802上提供的控制器800。提供了cMUT设备的阵列804,例如与ASIC 802单片地集成。每个cMUT设备可以包括若干实际的cMUT元件(即单元)。

[0128] 对于成像模式,控制器800包括针对每个cMUT设备804的超声发射电路806和超声接收电路808。每个cMUT设备的开关布置810将接收和发送电路耦合到cMUT设备804。系统控制器816控制何时发送以及何时开始接收的定时,并因此控制不同cMUT设备的开关布置810。cMUT设备连接到针对成像模式的发射和接收电路,或者所有cMUT设备都与发射和接收电路隔离用于单独的压力感测模式,也由系统控制器816控制。因此,所述设备可以在成像模式和压力感测模式之间切换。

[0129] 控制器还包括测量电路812,用于测量cMUT设备的电容(或更一般地任何与压力相关的电特性)。测量电路812通过第二开关814连接到cMUT设备。继而针对每个cMUT设备804存在第二开关814。然而,可以提供单个测量电路812。因此,对于压力感测模式,cMUT设备804可以全部并联电连接。如果有多个ASIC管芯,每个管芯具有相应的cMUT设备子阵列,则每个半导体管芯可能具有测量电路。

[0130] 为了测量电容,测量电路812包括与cMUT设备组合以定义振荡特性的振荡器电路813,以及用于提供取决于振荡器频率的输出信号FC的输出电路814。

[0131] 该示例中的测量电路812包括振荡器813以测量cMUT电容,这取决于被感测的压力。因此,振荡器是电容频率变换器电路的一个示例。

[0132] ASIC 802连接到系统控制器816,系统控制器816提供用于传输的控制命令,处理接收到的反射回波信号,并且接收压力测量信号(在该示例中为输出信号FC)。模块816还向cMUT设备提供偏置电压。偏置电压例如对于阵列的所有cMUT设备是相同的。

[0133] 在超声模式成像模式期间,系统控制器816向ASIC发送对传输事件的请求,然后ASIC将高电压脉冲递送到cMUT设备。ASIC接收回波信号并将其发送到系统控制器。开关装置810的开关关闭并且开关814断开。

[0134] 在压力传感器模式期间,开关装置810的开关断开,并且开关814闭合。ASIC的测量电路812将cMUT的电容值变换为输出信号信号FC。信号FC的频率与cMUT的电容有关。

[0135] 当压力变化时,cMUT的电容量会发生变化,因此输出信号FC所表示的谐振频率也会随之变化。

[0136] 图10的示例基于将cMUT设备(或更准确地说,ASIC的cMUT设备的并联组合)的电容转换为频率。电容可以替代地被转换为具有表示电容的占空比、电压或电流的信号。cMUT电容可以替代地被转换为数字信号。

[0137] 超声图像由帧组成,其中每个帧由多个发射和接收事件组成。压力感测可以发生在每一帧之后或多个帧的序列之后。这样,图像生成和压力感测是实时进行的。每个成像帧例如包括发送周期和接收周期。通常,帧持续时间约为 $20\mu\text{s}$,压力感应功能的最短持续时间约为 $10\mu\text{s}$ 。

[0138] 这提供了顺序的压力感测模式和成像模式。可以在重建超声图像时感测压力。压力感测和成像是在相同时间范围如此有效地确定的。

[0139] 压力感测不需要以如此快的速率(在本例中为每30微秒)更新,因此可以通过降低压力测量的速率来减少压力感测对帧速率的时间影响。因此可以每N个成像帧执行压力感测周期。每个成像帧也包括传输周期和接收周期。

[0140] N的值可以是1000的数量级。由此产生的组合帧持续时间为20毫秒,压力读数持续时间相比之下可以忽略不计,但压力以足够高的速率更新(在本例中为50Hz)。更加低频率的压力测量当然是可能的。

[0141] 还有其他方法可以将cMUT单元用作压力传感器。例如,闭环反馈路径可用于通过调节偏置电压Vbias来保持cMUT设备的电容恒定。振荡器电路可再次用于将电容变换为频率。然后将输出频率与固定参考频率进行比较,并且可以在锁相环(PLL)控制系统中使用误差信号,所述系统调谐cMUT设备的偏置电压Vbias,使得输出频率恒定且等于参考频率。

[0142] 在另一个示例中,可以测量cMUT设备的谐振频率(而不是包括cMUT设备电容的振荡器电路的振荡频率)。适用于测量cMUT的共振频率的方法在本领域中是众所周知的。

[0143] 传感器的柔性隔膜(无论是压电的、压阻的还是电容的)沿着血管104的周边安装。这种类型的MEMs设备对血压非常敏感。施加在密闭不可压缩流体中任何地方的压力在整个流体的所有方向上均等地传递,使得压力变化保持相同。因此,相等的力沿传感器的膜的表面传输。对应于无偏转或参考偏转的压力是已知的并且可用于校准测量。

[0144] 相同的传感器(无论是压电式、压阻式还是电容式)用于压力传感功能和超声成像功能。集成的超声换能器功能用于确定血管直径。可以使用M模式或B模式成像进行测量。可以使用自动算法找到直径,以使用彩色多普勒模式跟踪血管并实时提取直径。可以使用频

谱多普勒和测得的血管直径来从速度波形402中提取逐搏体积流量。

[0145] 压力波形202和血管直径波形302都可以用于估计中心主动脉波形。通过组合这两种方法(基于力和脉管直径),可以更一致地实现鲁棒的中心压力估计。

[0146] 图11示出了个有感测贴片102的可穿戴设备。电容式传感器的使用也开启了可穿戴概念的选择。由于超声成像能力和压力感测能力可以集成在单个封装中,因此传感器贴片102可以作为使用声学皮肤接口1004的可穿戴概念应用于身体。在该示例中,传感器贴片102附接到带1002并且在传感器贴片102与与皮肤106的预期接触区域之间具有声学界面1004。

[0147] 可穿戴设备还可以具有容纳传感器贴片102和所需处理器的壳体单元。然后壳体单元具有用于传感器贴片102的孔,使得感测贴片102的感测区域(进行压力感测和超声成像的部分)将穿过该孔。声学皮肤界面1004被放置在孔处。缚带1002被设计为围绕对象的手腕安装,使得传感器贴片102可以测量来自桡动脉104a的血压。

[0148] 替代地,传感器贴片102可以在颈动脉上使用,因为该血管104比身体外周(即手臂/腿)中的其他血管更靠近心脏。

[0149] 总的来说,本发明的一个示例涉及以下工作流程:

[0150] (i) 采集力信号,并且由其确定表面位移波形;

[0151] (ii) 采集M模式图像,并且确定血管直径波形;

[0152] (iii) 确定波形的质量(例如周期性、心率等),因为基于频率的传递函数应仅应用于周期性波形,因此应丢弃不规则波形;

[0153] (iv) 使用界标(例如来自ECG迹线)来创建外部压力波形周期的整体(平均)信号;

[0154] (v) 使用传递函数来变换到中心主动脉压力波形;并且

[0155] (vi) 使用袖带压力值,校准经变换的波形。

[0156] 技术人员将能够容易地开发用于执行任何本文中描述的方法的计算机。因此,流程图的每个步骤可以表示由处理器执行的不同动作,并且可以由处理的相应模块执行。

[0157] 如上所述,系统利用处理器来执行数据处理。处理器可以用软件和/或硬件以多种方式实现,以执行所需的各种功能。处理器通常采用一个或多个微处理器,可以使用软件(例如,微代码)对其进行编程,以执行所需的功能。处理器可以实现为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的一个或多个编程的微处理器和相关联的电路的组合。

[0158] 可以在本公开的各种实施例中使用的电路的范例包括但不限于,常规微处理器,专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0159] 在各种实现方式中,处理器可以与一个或多个存储介质相关联,诸如易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM,PROM,EPROM和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序,所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器中。

[0160] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0161] 单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。

[0162] 尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0163] 可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。

[0164] 如果在权利要求书或说明书中使用术语“适于”,则应注意,术语“适于”旨在等同于术语“被配置为”。

[0165] 权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

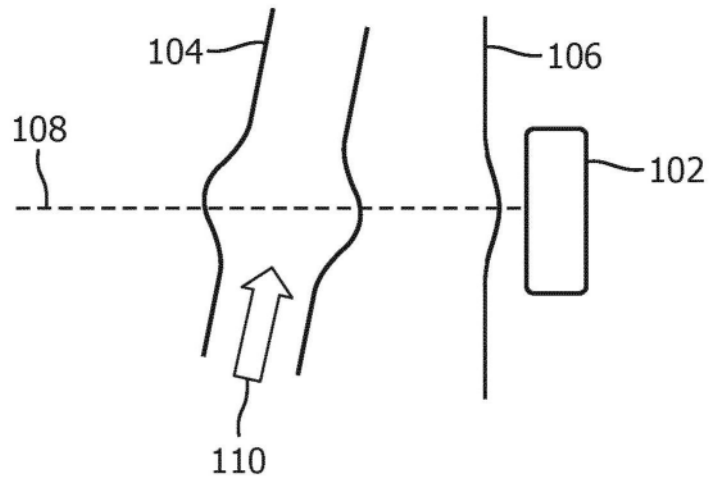


图1

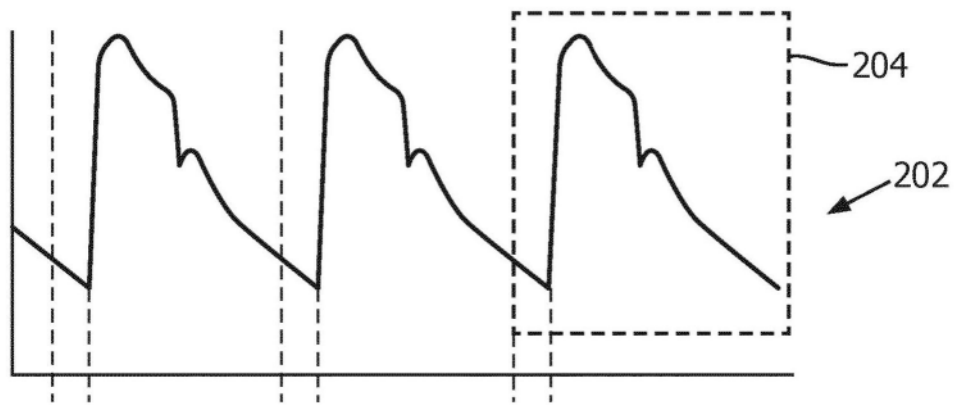


图2

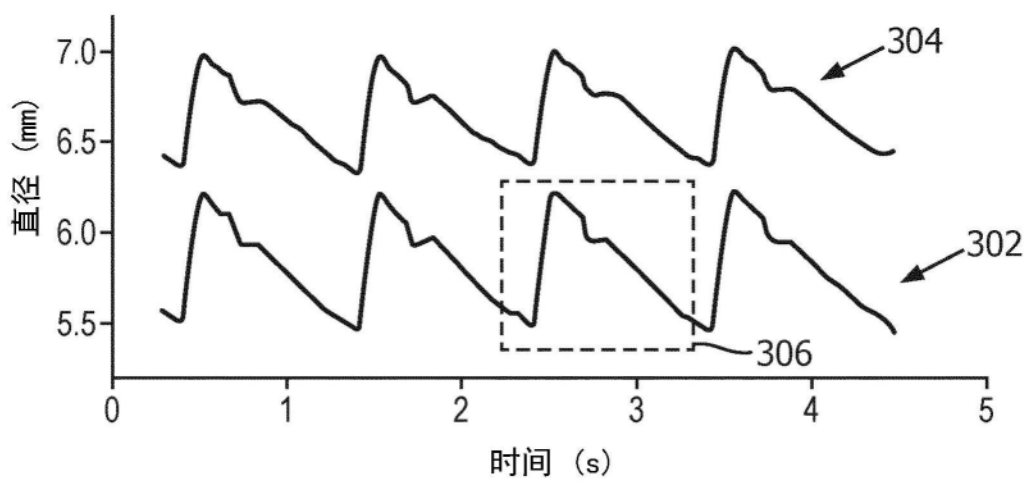


图3

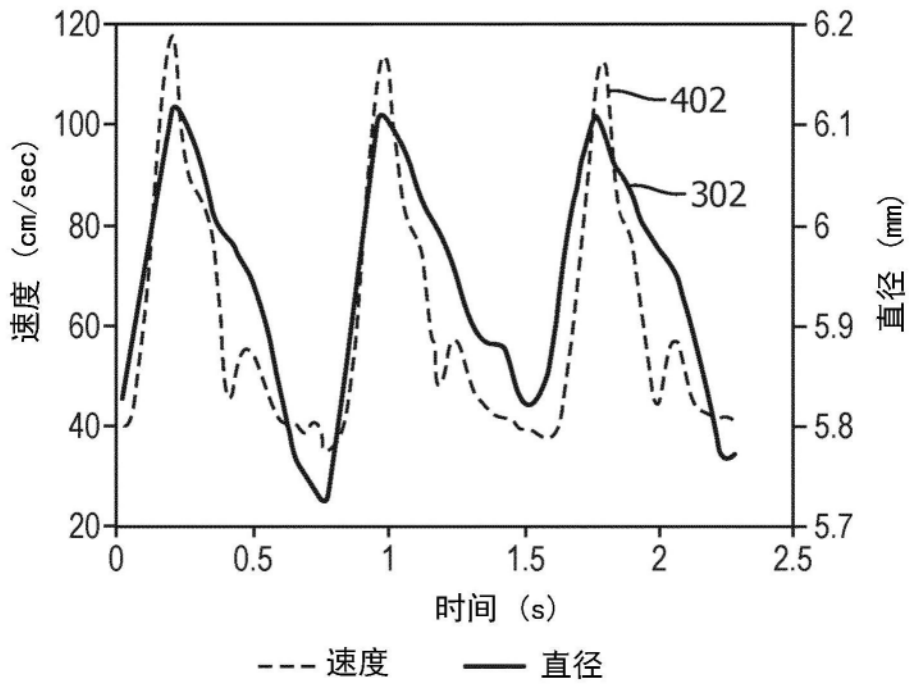


图4

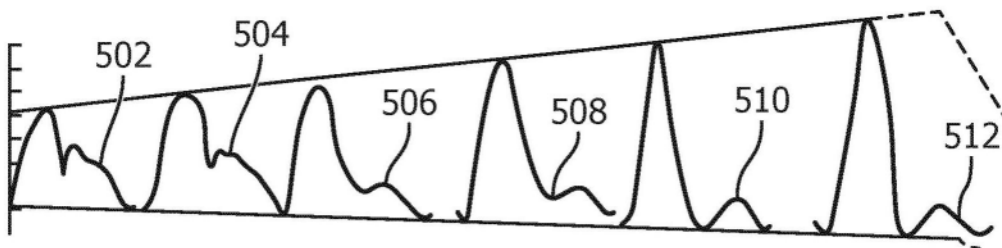


图5

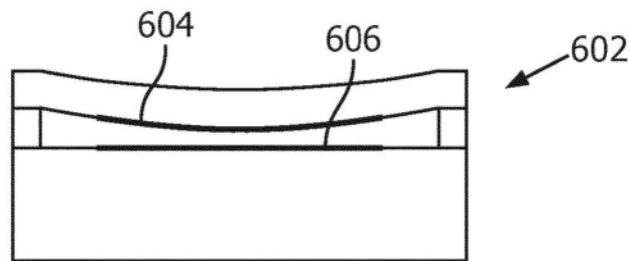


图6

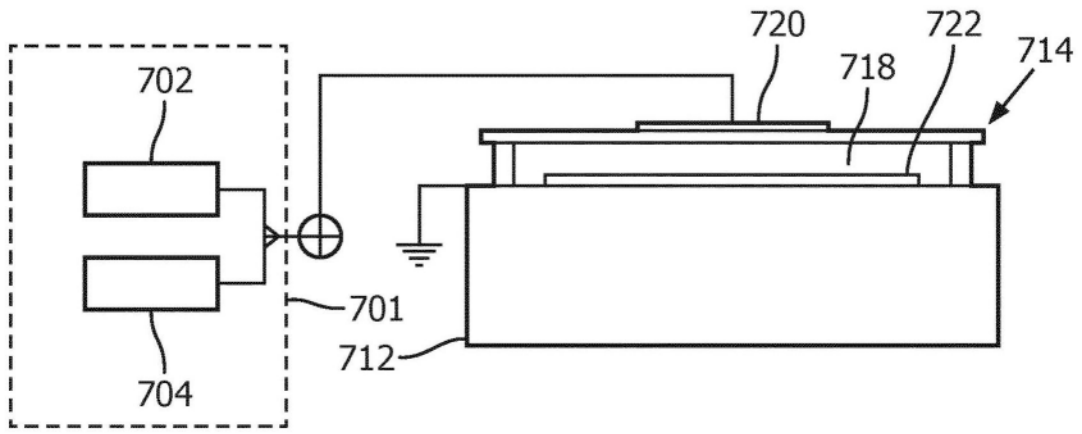


图7

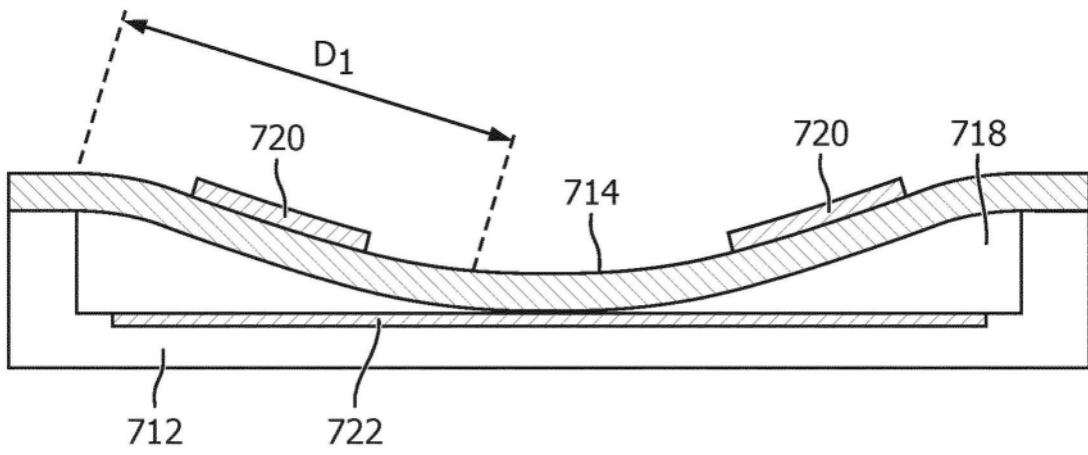


图8

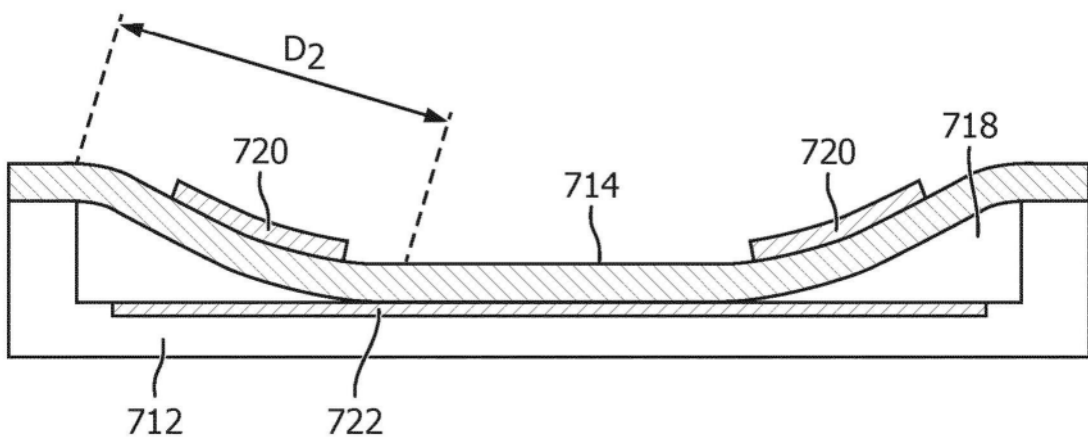


图9

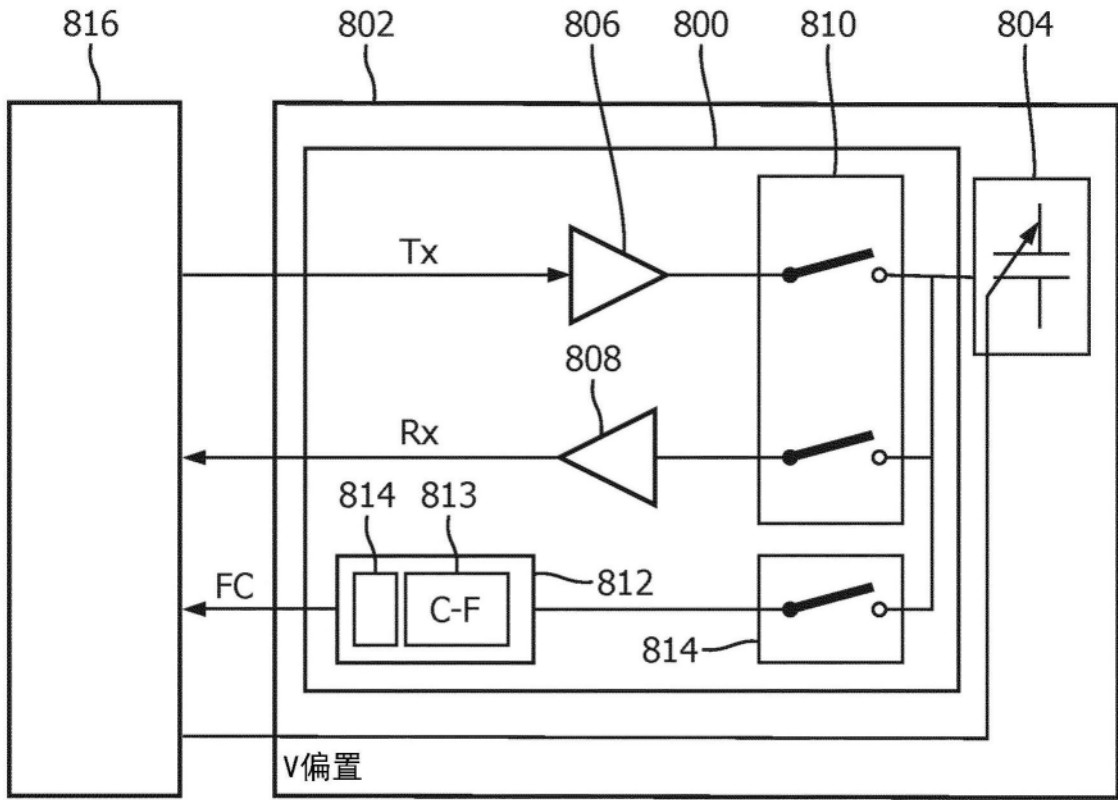


图10

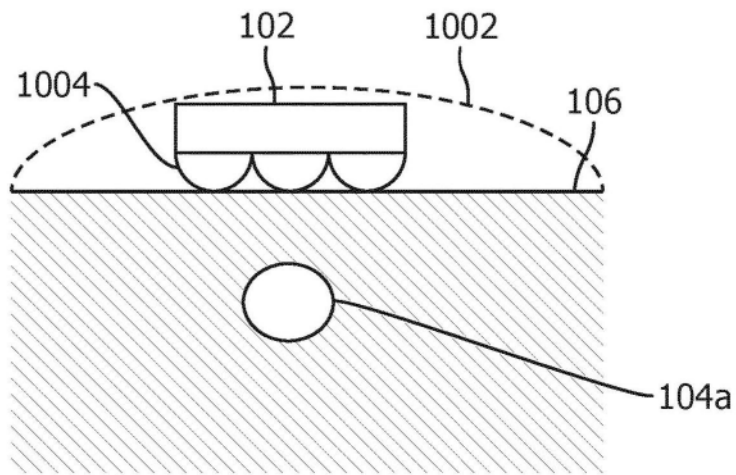


图11