



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105769136 A

(43) 申请公布日 2016. 07. 20

(21) 申请号 201410828469. 4

(22) 申请日 2014. 12. 26

(71) 申请人 北京纳米能源与系统研究所
地址 100083 北京市海淀区学院路 30 号天
工大厦 C 座

(72) 发明人 王中林 杨进 陈俊

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 曹玲柱

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

H02N 1/04(2006. 01)

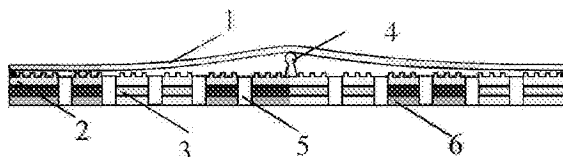
权利要求书2页 说明书7页 附图1页

(54) 发明名称

自供电压力振动传感器

(57) 摘要

本发明提供了一种自供电压力振动传感器。该自供电压力振动传感器包括：第二摩擦层；形成于第二摩擦层背面的电极层；位于第二摩擦层的正面上方，外侧边缘与第二摩擦层的外侧边缘密封结合的第一摩擦层，其材料与第二摩擦层的材料位于摩擦电极序中的不同位置；支撑于第一摩擦层和第二摩擦层之间的至少一支撑体，其将第一摩擦层朝向远离第二摩擦层的方向顶出，使之形成保持预应力的鼓膜。本发明通过支撑椎体将第一摩擦层向外侧支撑，形成保持着一定预应力的紧张鼓膜，其与两摩擦层间的渐变空间，构成耳膜仿生结构，使传感器能够响应微弱的压力振动，具有高的灵敏度以及宽的频率响应范围。



1. 一种自供电压力振动传感器,其特征在于,包括:
第二摩擦层(2);
形成于所述第二摩擦层(2)背面的电极层(3);
位于第二摩擦层(2)的正面上方,外侧边缘与所述第二摩擦层(2)的外侧边缘密封结合的第一摩擦层(1),其材料与所述第二摩擦层(2)的材料位于摩擦电极序中的不同位置;
支撑于所述第一摩擦层(1)和第二摩擦层(2)之间的至少一支撑体,其将所述第一摩擦层(1)朝向远离第二摩擦层(2)的方向顶出,使之形成保持预应力的鼓膜;
其中,外界振动波作用于所述保持预应力的鼓膜,所述第一摩擦层(1)和第二摩擦层(2)不断的接触和分离,产生接触电荷,该接触电荷由所述电极层(3)导出,形成与所述外界振动波相关的电信号。
2. 根据权利要求1所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层(1)的弹性模量不低于350MPa。
3. 根据权利要求1或2所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层(1)由以下材料中的一种形成:聚氯乙烯、聚四氟乙烯、聚二甲基硅氧烷和聚丙烯,其厚度介于 $20\mu\text{m}\sim 200\mu\text{m}$ 之间。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层(1)的预应力介于3kPa-6kPa之间。
5. 根据权利要求3所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层(1)由聚四氟乙烯形成,其厚度介于 $60\mu\text{m}\sim 80\mu\text{m}$ 之间。
6. 根据权利要求5所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层(1)的预应力为4.8kPa。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述支撑体呈锥状、圆台状、圆球状、椭球状或长方体状。
8. 根据权利要求7所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述支撑体呈锥状,其与所述第一摩擦层(1)接触的部分做圆弧化处理。
9. 根据权利要求1至8中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述支撑体的数目为1个、2个或者沿第二摩擦层圆周方向设置的多个。
10. 根据权利要求9所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述支撑体的高度保证:
$$E \cdot e < \sigma$$

其中,E和 σ 分别为所述第一摩擦层(1)的弹性模量、抗拉强度,e为所述第一摩擦层(1)最大形变量。
11. 根据权利要求10所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层和第二摩擦层径向尺寸介于2cm-4cm之间;所述支撑体的高度介于0.4mm-1.2mm之间。
12. 根据权利要求9所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述支撑体为2个或沿第二摩擦层圆周方向设置的多个,其与第二摩擦层(2)边缘的距离为第二摩擦层在该方向尺寸的1/5-1/3。
13. 根据权利要求1至12中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第二摩擦层(2)由以下材料中的一种制备:尼龙、聚氨基甲酸酯和纸。

14. 根据权利要求 1 至 12 中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第二摩擦层 (2) 由金属材料形成,其兼做所述电极层 (3)。

15. 根据权利要求 1 至 14 中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,还包括:

贯穿所述基底 (6)、电极层 (3) 和第二摩擦层 (2) 的若干个声孔 (5),该若干个声孔 (5) 使所述第一摩擦层 (1) 和第二摩擦层 (2) 之间的空隙与外界相连通。

16. 根据权利要求 15 所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述声孔 (5) 的圆周长介于 0.5mm-4mm 之间,全部声孔的面积占第二摩擦层整个面积的比例介于 0.2-0.4 之间。

17. 根据权利要求 1 至 16 中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层 (1) 和 / 或第二摩擦层 (2) 的表面进行物理改性,全部或部分分布有微米或次微米量级的微结构。

18. 根据权利要求 17 所述的自供电压力振动传感器,其特征在于:

所述物理改性的改性方式为以下方式中的一种:光刻蚀、化学刻蚀和离子体刻蚀、纳米材料的点缀或涂层;

所述微结构选自微结构选自于以下结构中的一种:纳米线、纳米管、纳米颗粒、纳米棒、纳米花、纳米沟槽、微米沟槽、纳米锥、微米锥、纳米球和微米球状结构,以及由前述结构形成的阵列。

19. 根据权利要求 18 所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述第一摩擦层 (1) 和第二摩擦层 (2) 的表面均进行物理改性,全部或部分分布有微米或次微米量级的微结构;

其中,所述第一摩擦层 (1) 和第二摩擦层 (2) 表面的微结构为纳米孔与纳米线的两两配合、纳米颗粒与纳米沟槽的两两配合,或纳米花与纳米锥的两两配合。

20. 根据权利要求 1 至 16 中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,还包括:

基底 (6);

其中,所述第二摩擦层 (6) 形成电极层 (3) 的一面固定于该基底 (6) 上。

21. 根据权利要求 20 所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述电极层 (3) 沉积于所述第二摩擦层 (6) 的背面,而后该背面通过粘贴的方式固定于所述基底 (6) 上。

22. 根据权利要求 20 所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,所述基底 (6) 为弹性基底或硬性基底,其厚度介于 1mm ~ 3mm 之间。

23. 根据权利要求 1 至 16 中任一项所述的自供电压力振动传感器,其特征在于,用于探测人体的脉搏和 / 或喉咙发声。

自供电压力振动传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及纳米电子学技术领域,尤其涉及一种基于耳膜仿生结构的自供电压力振动传感器。

背景技术

[0002] 可穿戴电子技术是将传感器、多媒体和无线通信等装置嵌入人们的衣着或佩戴在人体某部位上,通过获取人体生理和行为等信息,如人体肢体信息等,支持手势和眼动操作等多种交互方式,实现人体生理和行为的监测。可穿戴电子技术在运动健身、医疗看护、媒体娱乐、信息管理方面展现了广泛的应用前景。

[0003] 脉搏作为人体重要的生理信号,反应了人体心血管系统的健康状态,该脉搏信号通过血管和皮肤传播,在人体体表可以探测,但是信号已变得微弱。声音信号在语音交流、语音识别等方面具有重要作用,尤其是喉咙声,目前得到了广泛关注,这一声音同样可通过喉咙部的皮肤传播到表皮。这两类信号具有完全不同的特征,脉搏信号具有低的频率特性,通常低于 1Hz,而声音信号是高频振动信号,人类声音主要频率范围高于 200Hz。

[0004] 目前,大多数可穿戴电子设备的传感器中,获取脉搏信号或者语音信号主要采用光电、压电、静电和电磁等传感方式。然而,已有传感器均需要外界供电或装配电池,导致此类传感器体积较大或结构复杂。此外,在采用单一传感器情况下,传感功能单一,既通常只能传感脉搏信号或者语音信号其中之一,若需同时传感两类信号,需要额外配置相应的传感器。

发明内容

[0005] (一) 要解决的技术问题

[0006] 鉴于上述技术问题,本发明提供了一种基于耳膜仿生结构的自供电压力振动传感器,以在实现自供电的前提下,能够同时测量脉搏信号和语音信号。

[0007] (二) 技术方案

[0008] 本发明自供电压力振动传感器包括:第二摩擦层 2 形成于第二摩擦层 2 背面的电极层 3;位于第二摩擦层 2 的正面上方,外侧边缘与第二摩擦层 2 的外侧边缘密封结合的第一摩擦层 1,其材料与第二摩擦层 2 的材料位于摩擦电极序中的不同位置;支撑于第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 之间的至少一支撑体,其将第一摩擦层 1 朝向远离第二摩擦层 2 的方向顶出,使之形成保持预应力的鼓膜。其中,外界振动波作用于保持预应力的鼓膜,第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 不断的接触和分离,产生接触电荷,该接触电荷由电极层 3 导出,形成与外界振动波相关的电信号。

[0009] (三) 有益效果

[0010] 从上述技术方案可以看出,本发明自供电压力振动传感器具有以下有益效果:

[0011] (1) 通过支撑椎体将第一摩擦层向外侧支撑,形成保持着一定预应力的紧张鼓膜,其与两摩擦层间的渐变空间,构成耳膜仿生结构,使传感器能够响应微弱的压力振动,具有

高的灵敏度以及宽的频率响应范围；

[0012] (2) 两摩擦层通过摩擦实现了自供电,不需要配置电池或额外的供电线路,简化了传感器的自身构造；

[0013] (3) 摩擦层直接作为外界微小振动的负载层,振动直接作用到摩擦层上,不需要额外振动膜,减少不必要的振动损失,提高振动响应敏感度；

[0014] (4) 将纳米材料融合摩擦层上,利用纳米材料的优良机械和电特性,使器件具有高的振动到电能的转换效率；

[0015] 由于具有上述优点,本发明可将人体不同部位的低频脉搏振动,以及人说话时喉咙发声引起的高频振动转换为电能,从而同时实现自供电的脉搏及喉咙声振动传感,构建便携式、可穿戴式的医疗监测及喉咙发声记录及识别系统。

附图说明

[0016] 图 1 为根据本发明第一实施例自供电压力振动传感器的结构示意图；

[0017] 图 2 为图 1 所示自供电压力振动传感器中第一摩擦层在外部压力振动驱使下变形前后的示意图；

[0018] 图 3 为根据本发明第二实施例自供电压力振动传感器的结构示意图。

[0019] 【主要元件】

[0020] 1- 第一摩擦层； 2- 第二摩擦层；

[0021] 3- 电极层； 4- 支撑椎体；

[0022] 5- 声孔； 6- 基底；

[0023] 401- 第一支撑椎体； 402- 第二支撑椎体。

具体实施方式

[0024] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明进一步详细说明。需要说明的是,在附图或说明书描述中,相似或相同的部分都使用相同的图号。附图中未绘示或描述的实现方式,为所属技术领域中普通技术人员所知的形式。另外,虽然本文可提供包含特定值的参数的示范,但应了解,参数无需确切等于相应的值,而是可在可接受的误差容限或设计约束内近似于相应的值。实施例中提到的方向用语,例如“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”等,仅是参考附图的方向。因此,使用的方向用语是用来说明并非用来限制本发明的保护范围。

[0025] 本发明基于耳膜仿生结构及摩擦纳米材料,提供了一种自供电压力振动传感器。

[0026] 一、第一实施例

[0027] 在本发明的一个示范性实施例中提供了一种自供电压力振动传感器。图 1 为根据本发明实施例自供电压力振动传感器的结构示意图。如图 1 所示,该自供电压力振动传感器包括:第二摩擦层 6;形成于第二摩擦层 2 背面的电极层 3;位于电极层 3 下方的基底 6,第二摩擦层 6 形成电极层 3 的一面固定于该基底 6 上;位于第二摩擦层 2 正面上方的第一摩擦层 1,其材料与所述第二摩擦层 2 的材料位于摩擦电极序中的不同位置,其外侧边缘与第二摩擦层 2 的外侧边缘密封结合;支撑于第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 之间的支撑椎体 4,其将第一摩擦层 1 朝向远离第二摩擦层 2 的方向顶出,使之形成保持预设的预应力的鼓

膜。

[0028] 以下分别对本实施例自供电压力振动传感器的各个组成部分进行详细说明。

[0029] 本实施例中,自供电压力振动传感器整体上呈圆形,故而基底 6、电极层 3、第二摩擦层 2 和第一摩擦层 1 的外侧边缘同样呈圆形,但本发明并不以此为限。本领域技术人员可以根据需要将该自供电压力振动传感器设计为合适的形状,例如:椭圆形、六边形、长方形等等。

[0030] 其中,基底 6 为弹性基底,如塑料片,其厚度介于 1mm ~ 3mm 之间。此外,该基底 6 还可以为硬性基底。

[0031] 需要说明的是,虽然本实施例自供电压力振动传感器具有基底,但基底并不是实现本发明所必须的,如果第二摩擦层的厚度和强度能够使第一摩擦层在支撑体的支撑作用下保证工作所需要的预应力时,该基底事实上可以忽略。

[0032] 第二摩擦层 2 的背面沉积有电极层 3。该电极层 3 作为自供电压力振动传感器的信号输出端。

[0033] 电极层 3 为导电薄膜,可为铂膜、铝膜、金膜、铜膜或 ITO 薄膜等等,其厚度可以为 10nm-200nm,优选为 50nm-140nm,优选为 100nm。具体的沉积方法可以为电子束蒸发、等离子体溅射、磁控溅射或蒸镀。第二摩擦层 2 沉积电极层 3 的一面通过粘贴或机械方式固定与基底 6 上。

[0034] 本领域技术人员应当了解,上述仅列出几种具体的电极材料和厚度参考,但是显然这些具体的材料并不能成为本发明保护范围的限制性因素。本领域技术人员也可以根据需要选择其他的导电材料。

[0035] 第一摩擦层 1 位于第二摩擦层 2 的正面,两者的形状、尺寸相同。第一摩擦层 1 的外侧边缘与第二摩擦层 2 的外侧边缘密封结合。并且,在第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 之间的中部位置,设置有支撑椎体 4。在该支撑椎体 4 的支撑作用下,第一摩擦层 1 朝向远离第二摩擦层 2 的方向凸出,形成紧张的鼓膜。

[0036] 第一摩擦层 1 与第二摩擦层 2 的材料存在摩擦电极序差,极性差异越大,将在两电极层之间产生更大的电势差,从而提高本实施例的输出功率。

[0037] 这里的“摩擦电极序”,是指根据材料对电荷的吸引程度将其进行的排序,两种材料在相互接触的瞬间,在接触面上正电荷从摩擦电极序中极性较负的材料表面转移至摩擦电极序中极性较正的材料表面。迄今为止,还没有一种统一的理论能够完整的解释电荷转移的机制,一般认为,这种电荷转移和材料的表面功函数相关,通过电子或者离子在接触面上的转移而实现电荷转移。需要进一步说明是,电荷的转移并不需要两种材料之间的相对摩擦,只要存在相互接触即可。其中,上述的“接触电荷”,是指在两种摩擦电极序极性存在差异的材料在接触摩擦并分离后其表面所带有的电荷,一般认为,该电荷只分布在材料的表面,分布最大深度不过约为 10nm。需要说明的是,接触电荷的符号是净电荷的符号,即在带有正接触电荷的材料表面的局部地区可能存在负电荷的聚集区域,但整个表面净电荷的符号为正。

[0038] 此处列举一些常用的绝缘材料并按照摩擦电极序由正极性到负极性排序:苯胺甲醛树脂、聚甲醛、乙基纤维素、聚酰胺 11、聚酰胺 6-6、羊毛及其编织物、蚕丝及其织物、纸、聚乙二醇丁二酸酯、纤维素、纤维素醋酸酯、聚乙二醇己二酸酯、聚邻苯二甲酸二烯丙酯、再

生纤维素海绵、棉及其织物、聚氨酯弹性体、苯乙烯-丙烯腈共聚物、苯乙烯-丁二烯共聚物、木头、硬橡胶、醋酸酯、人造纤维、聚甲基丙烯酸甲酯、聚乙烯醇、聚酯（涤纶）、聚异丁烯、聚氨酯弹性海绵、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚乙烯醇缩丁醛、丁二烯-丙烯腈共聚物、氯丁橡胶、天然橡胶、聚丙烯腈、聚（偏氯乙烯-co-丙烯腈）、聚双酚A碳酸酯、聚氯醚、聚偏二氯乙烯、聚（2,6-二甲基聚亚苯基氧化物）、聚苯乙烯、聚乙烯、聚丙烯、聚二苯基丙烷碳酸酯、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚酰亚胺、聚氯乙烯、聚二甲基硅氧烷、聚三氟氯乙烯、聚四氟乙烯、派瑞林，包括派瑞林C、派瑞林N、派瑞林D、派瑞林HT和派瑞林AF4。当然，以上这些仅仅是列举性的说明，现有技术中还存在很多其他常用的摩擦材料可供选择，本领域的技术人员完全可以根据摩擦电极序的大小，选择其他常用的摩擦材料。

[0039] 本实施例中，第一摩擦层1由容易得到电子的材料构成，如聚氯乙烯、聚四氟乙烯、聚二甲基硅氧烷、聚丙烯等，但本发明并不以此为限。本发明中，第一摩擦层必须具有一定的弹性和刚度，综合考虑器件感受的压力振动强度以及频率响应范围，优选材料必须满足其弹性模量不低于350MPa，并且具有足够高的得电子能力，因此，优选聚四氟乙烯。并且，第一摩擦层1优选为薄膜，厚度介于20 μm ~200 μm 之间，优选50 μm ~150 μm ，最优选60 μm ~80 μm 。

[0040] 本实施例中，第二摩擦层2由与第一摩擦层1相比，较容易失去电子的材料构成，如尼龙、聚氨基甲酸乙酯、纸。而第二摩擦层2的厚度对本发明的实施效果没有显著影响。

[0041] 本领域技术人员应当清楚，除了绝缘材料之外，还可以用导电材料，甚至金属材料来形成第一摩擦层和第二摩擦层，并且，在第二摩擦层为金属的情况下，其可以兼做电极层，即第二摩擦层和电极层合二为一。

[0042] 需要说明的是，本实施例中，第一摩擦层1由较容易得到电子的材料形成，而第二摩擦层2由较容易失去电子的材料形成。但除了第二摩擦层2兼做电极层的情况，两者事实上可以互换，即第一摩擦层由较容易失去电子的材料形成，而第二摩擦层由较容易得到电子的材料形成，只要两者之间在摩擦电极序的位置存在差异，同样能够实现本发明。

[0043] 第一摩擦层1和第二摩擦层2的表面可以进行物理改性，全部或部分分布有微米或次微米量级的微结构，以增加第一摩擦层1与第二摩擦层2之间的接触面积和摩擦效果，从而增大接触电荷量。具体的改性方法包括光刻蚀、化学刻蚀和离子体刻蚀等。也可以通过纳米材料的点缀或涂层的方式来实现该目的。所述微结构选自纳米线、纳米管、纳米颗粒、纳米棒、纳米花、纳米沟槽、微米沟槽、纳米锥、微米锥、纳米球和微米球状结构，以及由前述结构形成的阵列。第一摩擦层1和第二摩擦层2的微结构，可以单独存在，若两层均加工微结构，那么最优选择是纳米孔与纳米线配合，纳米颗粒与纳米沟槽，纳米花与纳米锥两两配合，提高第一摩擦层1和第二摩擦层2的接触面积。

[0044] 本实施例中，通过将纳米材料融合摩擦层上，利用纳米材料的优良机械和电特性，使器件具有高的振动到电能的转换效率。

[0045] 支撑椎体4放置在所述第一摩擦层1和第二摩擦层2中间，使两层中间产生间隙。并且，支撑椎体使所述第一摩擦层1向远离第二摩擦层2方向顶出，将第一摩擦层1形成紧张的鼓膜，并保持一定的预应力，构成耳膜仿生结构。当选择第一摩擦层1厚度为60 μm -80 μm 时，预应力最优为4.8kPa，这能保证器件具有最高的响应灵敏度。

[0046] 本领域技术人员应当清楚，预应力的大小与第一摩擦层1的厚度有关。当第一摩

擦层 1 的厚度介于 $20\ \mu\text{m} \sim 200\ \mu\text{m}$ 之间, 预应力可以在 6kPa 至 6kPa 之间合理调整, 即本发明并不以本实施例第一摩擦层 1 的厚度和预应力为限。

[0047] 本实施例中, 支撑椎体 4 整体上呈锥状。并且, 为了防止其顶部刺破第一摩擦层 1, 该支撑椎体 4 的顶部做圆弧化处理。需要说明的是, 本领域技术人员还可以根据需要将该支撑体做成其他形状, 例如: 棒状、圆台状、圆球状、椭球状、长方体状等等, 并且, 可以在支撑体上设置额外的帽体来防止其刺破第一摩擦层。只要其能够将第一摩擦层 1 朝向远离第二摩擦层 2 的方向顶起, 并且不刺破第一摩擦层的支撑体本发明均可采用。

[0048] 在摩擦层抗拉强度和长度确定情况下, 支撑椎体高度有一个最大值, 若超过这一最大值, 第一摩擦层 1 克服支撑椎体 4 高度与第二摩擦层 2 接触时, 将会超过自身的弹性形变临界, 若一直处于临界状态, 第一摩擦层 1 将失去弹性, 使器件失效。

[0049] 如图 2 中 (A) 所示, 设支撑椎体 4 高度为 h , 第一摩擦层 1 单边长度为 l_1 , 第二摩擦层 2 单边长度为 l_2 , 当第一摩擦层 1 在外部压力振动驱使下, 产生变形后与第二摩擦层 2 产生接触, 如图 2 中 (B) 所示, 为了分析简单, 我们假设第一摩擦层 1 最大变形量与第二摩擦层 2 交汇点的位置与支撑椎体 4 高度相当, 均为 h , 在这样情况下, 第一摩擦层 1 的最大弹性形变量为:

$$[0050] \quad e = \frac{(\sqrt{2}-1)h + \sqrt{l_1^2 - h^2} - l_1}{l_1} \quad (1)$$

[0051] 需要说明的是, 变形量还有其他假设条件下的表达式, 以上仅给出了一种简单的分析。为了保证第一摩擦层 1 在外界压力振动驱使下能够一直处于弹性形变, 而不会发生弹性临界状态, 支撑椎体 4 高度要保证 $E \cdot e < \sigma$, 其中 E 和 σ 分别为第一摩擦层 1 的弹性模量和抗拉强度。在保证第一摩擦层 1 弹性变形前提下, 支撑椎体 4 高度还与器件响应外部压力振动动态范围和灵敏度有关: 支撑椎体 4 高度越高, 响应外部压力振动强度越大, 但是灵敏度变低, 反之, 高度变低, 响应外部压力振动强度变小, 但是灵敏度增加。因此, 在设计支撑椎体 4 高度时需综合考虑器件响应压力波动的动态范围和灵敏度。优选地, 当第一摩擦层和第二摩擦层径向尺寸介于 $2\text{cm} \sim 4\text{cm}$ 之间时, 所述支撑椎体 4 高度介于 $0.4\text{mm} \sim 1.2\text{mm}$ 之间, 最优选择 0.6mm 。

[0052] 本实施例中, 通过支撑椎体将第一摩擦层形成紧张的鼓膜, 保持着一定的预应力, 以及渐变的两摩擦层间的渐变空隙, 构成耳膜仿生结构, 使传感器能够响应微弱的压力振动, 具有高的灵敏度以及宽的频率响应范围, 可将人体不同部位的低频脉搏振动, 以及人说话时喉咙发声引起的高频振动转换为电能, 从而同时实现自供电的脉搏及喉咙声振动传感, 构建便携式、可穿戴式的医疗监测及喉咙发声记录及识别系统。

[0053] 因为第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 圆周是完全紧固的, 若没有声孔, 第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 中间的空隙是密封的, 和外界环境没有相通, 密封的空隙不利于第一摩擦层 1 与第二摩擦层 2 相互接触, 不利于响应外界压力振动。因此, 一系列微小声孔 5 贯穿第二摩擦层 2、电极层 3 和基底 6, 保证外界空气和所述第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 间的空隙空气保持畅通。第二摩擦层 2 声孔越多, 第一摩擦层 1 在外界压力振动下受到层间空隙中空气阻力越小, 空气对第一摩擦产生的运动阻尼越小, 外界压力振动的动能充分的转化为第一摩擦层 1 的动能, 利于提高器件的机械能量转化效率; 然而, 若第二摩擦层 2 声孔越多, 第二摩擦层 2 有效面积将减小, 使得与第一摩擦有效接触面积减小, 将使器件电转换输

出减小。因此,综合考虑第一摩擦和第二摩擦层 2 间空气阻尼以及有效接触面积两个因素,本实施例单个声孔圆周长介于 0.5mm-4mm 之间,最优选择 1.6mm。所有声孔的面积占第二摩擦层整个面积的比例介于 0.2-0.4 之间,最优为 0.3,这样,既能保证较小的空气阻尼,以及足够的有效接触面积。并且,本领域技术人员可以根据需要设置声孔的数目、形状、尺寸和与第二摩擦层的面积比,此处不再详述。例如,该声孔的形状还可以为圆形、椭圆形或方形。

[0054] 本实施例的自供电压力振动传感器发电具体过程为:当外界振动波传递到第一摩擦层 1 时,驱动第一摩擦层 1 产生形变与第二摩擦层 2 产生接触。由于第一摩擦层 1 和所述第二摩擦层 2 具有不同的得失电子能力,当两层接触在一起时,第一摩擦层 1 在表面上产生出负的接触电荷,而第二摩擦层 2 在表面上产生出正的接触电荷。此时电极层 3 和参考地之间没有电势差存在。当外界振动改变时(撤离或变小时),由于第一摩擦层 1 具有回弹力,并且外界空气和第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 中间空隙中空气是畅通的,因此第一摩擦层 1 在回弹力作用下和第二摩擦层 2 产生分离,带正电的接触电荷层和电极层 3 存在电势差异,在有外加负载的情况下,该电势差将引起自由电子在电极层 3 和参考地间重新分布,以平衡该电势差,从而形成通过负载的电流;当外界振动再次使第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 回复接触过程中,由于第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 之间的相对位移再次被改变,电极层 3 和参考地间的电势差再次出现,使达到平衡的电荷分布被改变,重新分布的电荷造成再次通过外加负载的电流。在负载接入的情况下,所述第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 之间在相对位移增加和减小过程中产生相反的电势差,因此,两个过程中的电流流向相反,最终实现外界压力振动到电信号的转换,由电极层 3 将电信号传输出来,该电信号与外界振动波的性质有关。

[0055] 本实施例中,两摩擦层通过摩擦实现了自供电,不需要配置电池或额外的供电线路,简化了传感器的自身构造。并且,摩擦层直接作为外界微小振动的负载层,振动直接作用到摩擦层上,不需要额外振动膜,减少不必要的振动损失,提高振动响应敏感度。

[0056] 二、第二实施例

[0057] 在本发明的另一个示范性实施例中,还提供了一种自供电压力振动传感器。该自供电压力振动传感器用于感测脉搏及喉咙声振动。本实施例自供电压力振动传感器与第一实施例的区别在于:在第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 之间设置两根支撑椎体-第一支撑椎体 401 和第二支撑椎体 402。

[0058] 当选择两个支撑椎体时,如果支撑椎体放置在器件边缘,势必使两个摩擦层在边缘处产生一个较大的空隙,从而减小摩擦层间的有效接触面积,降低了灵敏度。因此,所述耳膜仿生结构中的两个支撑椎体放置在所述第一摩擦层 1 和第二摩擦层 2 靠近边缘部分,其离第二摩擦层边缘的距离可为第二摩擦层该方向长度尺寸的 1/5-1/3,最优为 1/4。所述耳膜仿生结构支撑椎体 401 和 402 优选地圆柱体、椭球体和圆球体等,高度介于 0.4mm-1.2mm 之间,最优选择 0.6mm,能够实现宽频率范围压力振动传感。在该实施例中,只列举了 2 个支撑椎体,但实际不限于 2 个支撑椎体,可以是多个,例如 3 个、4 个。该多个支撑椎体可沿第二摩擦层的圆周分布。

[0059] 本实施例其他部分与工作原理同第一实施例相同,此处不再详细说明。并且,为了达到简要说明的目的,第一实施例中任何可作相同应用的叙述皆并于此,且无须再重复相同叙述。

[0060] 本实施例中,通过两个支撑椎体对第一摩擦层进行支撑,可增加第一摩擦层振动模态,不同模态对应着不同的响应振动频率,利于进一步展宽传感器工作频率范围。

[0061] 至此,已经结合附图对本实施例进行了详细描述。依据以上描述,本领域技术人员应当对本发明自供电压力振动传感器有了清楚的认识。

[0062] 此外,上述对各元件和方法的定义并不仅限于实施例中提到的各种具体结构、形状或方式,本领域普通技术人员可对其进行简单地更改或替换,例如:

[0063] (1) 支撑体的形状还可以为棒状、圆台状、圆球状、椭球状、长方体状,并且其位置、数目也可以根据需要进行调整;

[0064] (2) 声孔的数目、形状、尺寸和与第二摩擦层的面积比也可以根据需要进行调整。

[0065] 综上所述,本发明提供一种自供电压力振动传感器,其不需要配置电池或额外的供电线路,简化了传感器的自身构造。此外,该自供电压力振动传感器不需要额外的振动膜作为传输能量的介质,振动能量直接传输至摩擦层上,减少了振动损失,从而本发明自供电压力振动传感器具有可探测微弱、宽频带等优点,能够同时对微弱、低频的脉搏振动及高频喉咙声进行探测,并且能够用于其他可穿戴式设备中。

[0066] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

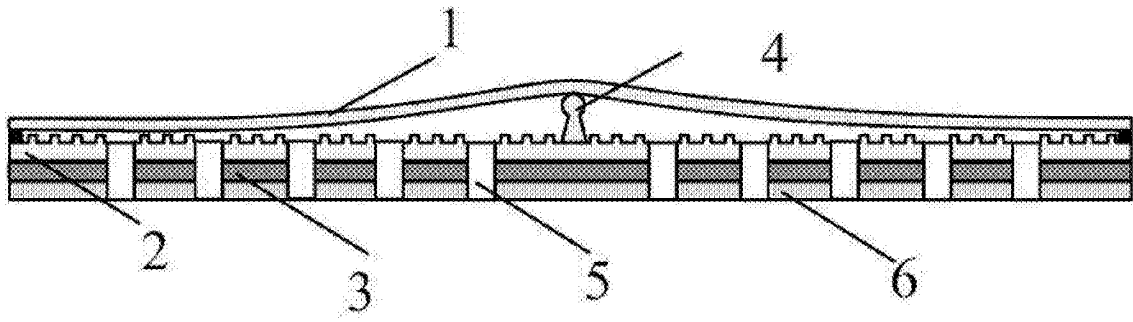


图 1

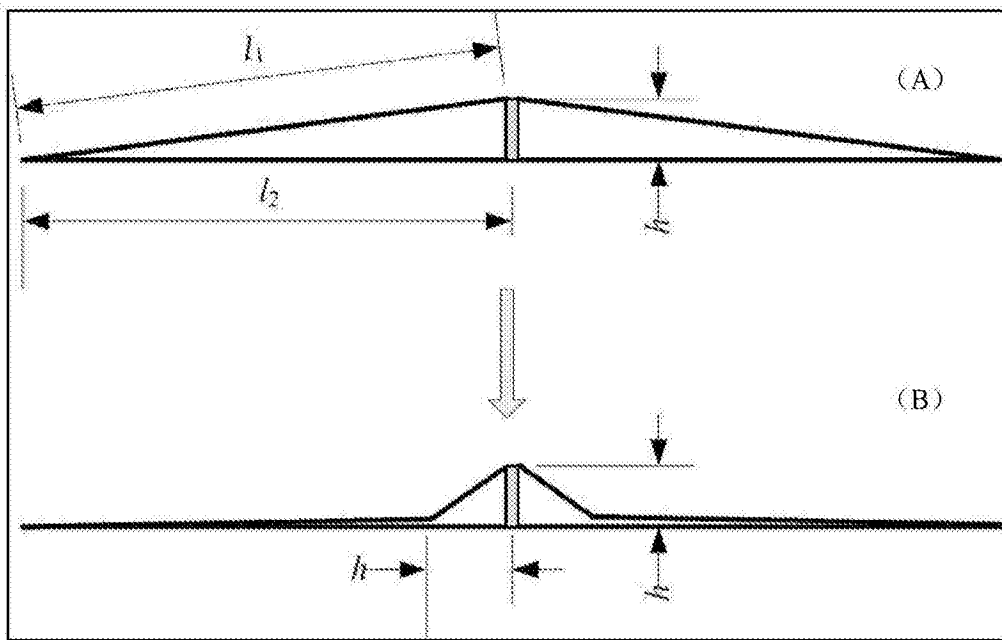


图 2

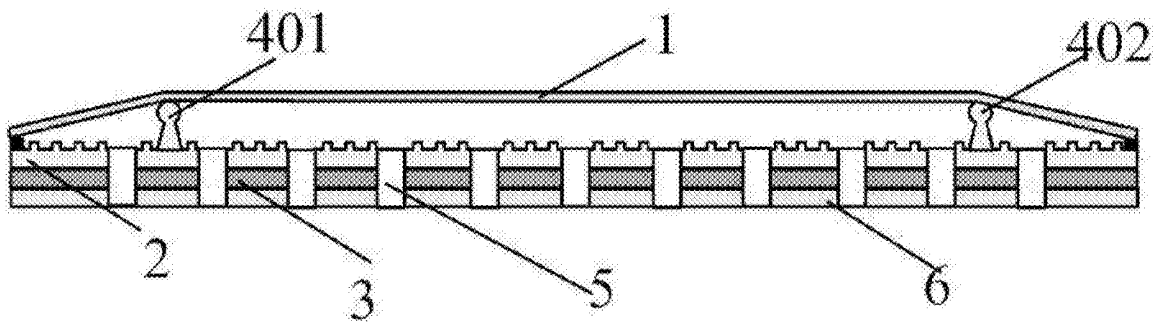


图 3

专利名称(译)	自供电压力振动传感器		
公开(公告)号	CN105769136A	公开(公告)日	2016-07-20
申请号	CN201410828469.4	申请日	2014-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	北京纳米能源与系统研究所		
申请(专利权)人(译)	北京纳米能源与系统研究所		
当前申请(专利权)人(译)	北京纳米能源与系统研究所		
[标]发明人	王中林 杨进 陈俊		
发明人	王中林 杨进 陈俊		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 H02N1/04		
代理人(译)	曹玲柱		
其他公开文献	CN105769136B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种自供电压力振动传感器。该自供电压力振动传感器包括：第二摩擦层；形成于第二摩擦层背面的电极层；位于第二摩擦层的正面上方，外侧边缘与第二摩擦层的外侧边缘密封结合的第一摩擦层，其材料与第二摩擦层的材料位于摩擦电极序中的不同位置；支撑于第一摩擦层和第二摩擦层之间的至少一支撑体，其将第一摩擦层朝向远离第二摩擦层的方向顶出，使之形成保持预应力的鼓膜。本发明通过支撑椎体将第一摩擦层向外侧支撑，形成保持着一定预应力的紧张鼓膜，其与两摩擦层间的渐变空间，构成耳膜仿生结构，使传感器能够响应微弱的压力振动，具有高的灵敏度以及宽的频率响应范围。

