(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107920887 B
(45)授权公告日 2020.03.20

(21)申请号 201580082891.2

(22)申请日 2015.11.11

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107920887 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(30)优先权数据
10-2015-0126515 2015.09.07 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.03.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2015/012107 2015.11.11

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2017/043695 KO 2017.03.16

(73)专利权人 蔚山科学技术院
地址 韩国蔚山广域市

(72)发明人 高显协 朴钟桦 李宪相

(74)专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283
代理人 刘兵 肖冰滨

(51)Int.Cl.
A61F 2/10(2006.01)
A61L 27/26(2006.01)
A61B 5/053(2006.01)
A61B 5/01(2006.01)
A61B 5/024(2006.01)

(56)对比文件
CN 104706335 A,2015.06.17,
CN 103841959 A,2014.06.04,
Md.Ataur Rahman,Gwiy-Sang Chung.Synthesis of PVDF-graphene nanocomposites and their properties.《JOURNAL OF ALLOYS AND COMPOUNDS》.2013,第581卷第724-730页.
Jonghwa Park,Youngoh Lee,Jaehyung Hong,等.Giant Tunneling Piezoresistance of Composite Elastomers with Interlocked Microdome Arrays for Ultrasensitive and Multimodal Electronic Skins.《ACS NANO》.2014,第8卷(第5期),第4689-4697页.
Wang Xuewen,Gu Yang,Xiong Zuoping,等.Silk-Molded Flexible, Ultrasensitive, and Highly Stable Electronic Skin for Monitoring Human Physiological Signals.《ADVANCED MATERIALS》.2014,第26卷(第9期),第1336-1342页.

审查员 张景磊

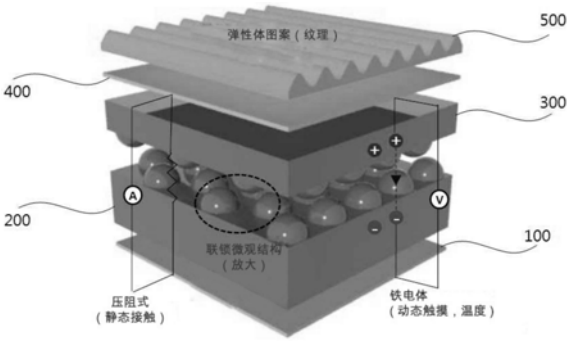
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

基于铁电性复合材料的人工电子皮肤

(57)摘要

本发明的人工电子皮肤包括:下部电极;第一层,层叠于下部电极上;第一微型凸点,呈半球形状,在上述第一层向上部竖立而成;第二层,层叠于上述第一层上;第二微型凸点,呈半球形状,以能够与上述第一微型凸点相对应的方式形成在与上述第一层相向的上述第二层的下部;上部电极,层叠于上述第二层的上端面上;以及图案层,层叠于上述上部电极的上端面上,用于收容所受到的外部压力,本发明具有可在一个器件利用不同信号检测并区分动态压力、静态压力及温度的效果。



CN 107920887 B

1.一种人工电子皮肤,其特征在于,包括:

下部电极(100);

第一层(200),层叠于上述下部电极(100)上;

第一微型凸点,呈半球形状,在上述第一层(200)向上部竖立而成;

第二层(300),层叠于上述第一层(200)上;

第二微型凸点,呈半球形状,以能够与上述第一微型凸点相对应的方式形成在与上述第一层(200)相向的上述第二层(300)的下部;

上部电极(400),层叠于上述第二层(300)的上端面上;以及

图案层(500),层叠于上述上部电极(400)的上端面上,用于收容所受到的外部压力;

其中,上述图案层(500)由模拟指纹的图案形成。

2.根据权利要求1所述的人工电子皮肤,其特征在于,上述第一层(200)和上述第二层(300)由聚偏氟乙烯和氧化石墨烯的复合材料形成。

3.根据权利要求1所述的人工电子皮肤,其特征在于,当不同温度的水滴滴落到上述图案层(500)时,根据通过上述下部电极(100)和上述上部电极(400)测定出的电阻值来对上述水滴的温度进行检测。

4.根据权利要求3所述的人工电子皮肤,其特征在于,上述电阻值与水滴的温度成反比。

5.根据权利要求1所述的人工电子皮肤,其特征在于,当不同温度的水滴滴落到上述图案层(500)时,根据通过上述下部电极(100)和上述上部电极(400)测定出的电阻值来对上述水滴所施加的压力进行检测。

6.根据权利要求5所述的人工电子皮肤,其特征在于,上述电阻值与上述水滴所施加的压力成反比。

7.根据权利要求1所述的人工电子皮肤,其特征在于,在利用聚酰亚胺膜来封装并佩戴于手腕的状态下,通过上述下部电极(100)和上述上部电极(400)对向上述图案层(500)传递的脉搏的强度进行检测,同时根据上述脉搏的强度测定电阻值,由此测定皮肤温度。

8.根据权利要求7所述的人工电子皮肤,其特征在于,上述皮肤温度与上述电阻值成反比。

9.根据权利要求1所述的人工电子皮肤,其特征在于,若向上述图案层(500)传递不同频率的声音,则通过用上述下部电极(100)和上述上部电极(400)测定出的压电电流和电压来检测声波。

10.根据权利要求1所述的人工电子皮肤,其特征在于,若对具有不同质感、图案的上述图案层(500)的表面进行扫描,则对通过上述下部电极(100)和上述上部电极(400)测定出的压电电流和电压进行测定,由此检测表面的信息。

基于铁电性复合材料的人工电子皮肤

技术领域

[0001] 本发明涉及基于铁电性复合材料的人工电子皮肤,更加详细地,涉及以相对应的微型凸点结构来对具有铁电特性的聚偏氟乙烯(PVDF,Polyvinylidene Fluoride)和氧化石墨烯(GO,Graphene Oxide)的复合材料进行控制,并且可利用以往基于压电特性的动态触觉检测以及电阻根据物理、热刺激而发生变化的特性来检测静态触觉及温度的基于铁电性复合材料的人工电子皮肤。

[0002] 并且,本发明涉及可通过区分并检测静态/动态触觉及温度的特性和导入指纹模拟图案来检测基于温度的脉搏变化,并可区分并检测声波、表面质感的人工电子皮肤的应用技术。

背景技术

[0003] 以往,人工电子皮肤在通过单一测定模式同时测定静态或动态触觉方面存在局限性,最重要的是在区分并检测物理触觉及温度方面存在难以分离检测信号的问题。

[0004] 并且,以往利用人工电子皮肤的脉搏信号的检测存在未能包括对温度的影响,并难以同时测定静态/动态触觉,因而存在难以准确地检测出实际皮肤等表面的粗糙度、质感等的问题。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 韩国授权专利公报第10-1449410号(2014年10月02日)

发明内容

[0008] 为了解决上述问题,本发明的目的在于提供以相对应的微型凸点结构来对具有铁电特性的聚偏氟乙烯和氧化石墨烯的复合材料进行控制,并且可利用以往基于压电特性的动态触觉检测特性和电阻根据压力及温度而发生变化的特性来区分并检测静态触觉及温度的人工电子皮肤。

[0009] 为了实现上述目的,本发明的人工电子皮肤的特征在于,包括:下部电极;第一层,层叠于上述下部电极上;第一微型凸点,呈半球形状,在上述第一层向上部竖立而成;第二层,层叠于上述第一层上;第二微型凸点,呈半球形状,以可与上述第一微型凸点相对应的方式形成在与上述第一层相向的上述第二层的下部;上部电极,层叠于上述第二层的上端面上;以及图案层,层叠于上述上部电极的上端面上,用于收容所受到的外部压力。

[0010] 本发明的人工电子皮肤具有如下效果:可在一个器件利用不同的信号来检测并区分动态压力、静态压力及温度。

[0011] 并且,本发明的人工电子皮肤具有如下效果:可利用聚偏氟乙烯和氧化石墨烯材料的温度变化特性来检测温度,并可通过相对应的凸点结构来实现温度敏感性。

附图说明

[0012] 图1为模拟人类皮肤的多功能电子皮肤的结构图。

[0013] 图2为为了说明柔韧的还原氧化石墨烯/聚偏氟乙烯纳米复合膜的温度感测特性而示出的图。

[0014] 图3为为了对用于静态压力和温度的刺激检测的具有相对应的微型凸点阵列的压阻电子皮肤的特性进行说明而示出的图。

[0015] 图4为为了对用于动脉脉冲压力和温度的刺激检测的具有相对应的微型凸点阵列的压阻电子皮肤的特性进行说明而示出的图。

[0016] 图5为为了对用于检测动态触摸和音响声音的具有相对应的微型凸点阵列的压电电子皮肤的特性进行说明而示出的图。

[0017] 图6为用于对用于质感检测的具有指纹图案的压电电子皮肤的特性进行说明的图。

[0018] 附图标记的说明

[0019] 100:下部电极

[0020] 200:第一层

[0021] 300:第二层

[0022] 400:上部电极

[0023] 500:图案层

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图,更加详细地说明本发明的实施例。在此之前,对于在本说明书及发明要求保护范围中所使用的术语或单词,不得以通常或词典性上的含义来限定地进行解释,而是应立足于发明人为了以最佳的方法说明其自身的发明而可以适当地对术语的概念下定义为原则,以符合本发明技术思想的含义和概念来进行解释。

[0025] 因此,记载于本说明书的实施例和附图所示的结构仅仅为本发明的最优选的一实施例,而并不代表本发明的全部技术思想,因此需要理解,在本申请的时间点,还可存在可代替这些的多种等同技术方案和变形例。

[0026] 图1为本发明的人工电子皮肤的结构图。

[0027] 如图1所示,本发明的人工电子皮肤包括下部电极100、第一层200、第二层300、上部电极400及图案层500。

[0028] 上述下部电极100作为铜(Cu)电极,层叠于本发明人工电子皮肤的最底部,用作测定压电(Piezoelectric)特性和压阻(piezoresistive)特性的电极。

[0029] 上述第一层200在上述下部电极100层叠而成,并由聚偏氟乙烯(PVDF;PolyVinyliDene Chloride)/氧化石墨烯(reduced graphene oxide)复合材料形成,用于检测静态/动态触觉及温度。

[0030] 在此情况下,在上述第一层200的上端形成有半球形状的多个第一微型凸点,上述第一微型凸点的表面积被扩张,从而可提高基于垂直压力的敏感度。

[0031] 上述第二层300在上述第一层200的上部层叠而成,与上述第一层200相同,由聚偏氟乙烯/氧化石墨烯复合材料形成,用于检测静态/动态触觉及温度。

[0032] 但是,优选地,可以与形成在上述第一层200的上端的第一微型凸点相对应的方式在上述第二层300的下端形成多个第二微型凸点。

[0033] 上述上部电极400层叠于上述第二层300的上端,与上述下部电极100相同,用作测定压电(Piezoelectric)特性和压阻(piezoresistive)特性的电极。

[0034] 上述图案层500由弹性体图案的织物形成,呈模拟指纹的图案,从而可通过放大信号来实现有效力量的传递。

[0035] 上述下部电极100和上述上部电极400借助银浆分别粘结于上述第一层200和上述第二层300,为了使接触电阻最小化而在90℃下对上述银浆进行1小时的退火。

[0036] 可通过借助上述下部电极100及与上述上部电极400相连接的金属线测定的电流值或电压值检测温度。

[0037] 如图2所示,可知随着温度从0℃上升至100℃,电流也增加(图2的B部分)。

[0038] 相反,如图2的C部分所示,可知随着温度的增加,电阻反而减少。

[0039] 另一方面,如图2的A部分所示,在1wt.%(质量百分比)还原氧化石墨烯浓度的还原氧化石墨烯(reduced graphene oxide)/聚偏氟乙烯复合膜的截面扫描电子显微镜(SEM)图像中,示出上述还原氧化石墨烯片均匀地分散并层叠于聚偏氟乙烯基质内。

[0040] 例如,如图2的D部分所示,若人的手位于本发明的人工电子皮肤,则借助温度传感器在整个接触部分显示温度变化。

[0041] 并且,图2的E部分示出在本发明的人工电子皮肤滴落不同温度的水滴时的代表性的光学图像和红外摄像机图像。

[0042] 如图2的F部分及图2的H部分所示,实线表示人工电子皮肤的时间依存性电阻变化,相反,虚线表示水滴温度,若在25℃的空间内在上述人工电子皮肤滴落水滴,则上述人工电子皮肤的电阻不会发生变化。

[0043] 相反,若滴落38℃、60℃及64℃的温水滴,则相对电阻会从0.74瞬间下降至092(图2的G部分),相反,若滴落凉水滴,则相对电阻会瞬间增加(图2的I部分)。

[0044] 另一方面,分别使用上述下部电极100、借助金属线与上述上部电极400相连接的半导体参数分析仪及数字源表来测定压力-诱导的电特性、压电电阻及压电信号。

[0045] 平坦的复合膜并不对在人工电子皮肤中被水滴诱导的瞬间压力变化敏感。因此,在本发明中,薄板复合膜采用与微型凸点阵列结构相对应的结构,由此可显著提高敏感度(图3的A部分)。

[0046] 由于相邻的微型凸点阵列之间的接触面发生大变化以及应力集中效果,相对应的微型凸点阵列的压力敏感度显著高于平坦的膜(图3的B部分)。

[0047] 并且,与平坦的膜的电阻温度系数(TCR)值(1.58%/℃)相比,相对应的微型凸点阵列的结构具有高电阻温度系数值(2.93%/℃)(图3的C部分)。

[0048] 另一方面,为了对同时根据持续的温度和压力变化而具有相对应结构的人工电子皮肤的时间反应进行评价,在多种温度下滴落水滴之后,立即对电子皮肤电阻和水温的时间依存性变化进行了分析。

[0049] 在常温下滴在电子皮肤的水滴因被水滴施加的压力而造成相对电阻下降至0.92的结果(图3的E部分)。

[0050] 若在电子皮肤滴落40℃及60℃的温水滴,则电阻分别会瞬间减少至0.38及0.25,

其原因在于热释电效应和压阻效果。

[0051] 在此情况下，随着时间的流逝，因温水滴的冷却而使电阻逐渐增加，最终，达到0.92的电阻值，这相当于与被水滴施加的静态压力相对应的热平衡状态。

[0052] 若水滴压力发生变化，则相对电阻的平衡值根据不同压力值而发生改变(图3的F部分)。

[0053] 另一方面，如图4的A部分所示，本发明的人工电子皮肤的两面被聚酰亚胺膜以1～2cm尺寸来封装，以便可佩戴，并且为了检测动脉压力脉冲而缠绕于手腕。

[0054] 在进行5分钟的跑步运动之后，将手腕在凉水或温水中浸泡2分钟，之后对上述动脉压力脉冲的变化和体温进行了观察。

[0055] 根据皮肤温度，血管因脉压的减少或增加而扩张或收缩。

[0056] 图4的B部分示出对手腕脉压的典型压电电阻的读取，并示出三种可区别的峰P_1、P_2、P_3，上述脉压P_1为因心脏的收缩而导出的血流而形成的收缩期(PSys)及扩张期(PDia)之间的压力差。

[0057] 另一方面，反射波压力P_2及P_3因从末梢部位(P_2为手，P_3为下身)反射的波而产生。

[0058] 在图4的C部分中，观察到在运动之前的一般状态下，桡动脉的增加指标(AIr：artery augmentation index＝P_2/P_1)和径向舒张增强指数(DAI:radial diastolic augmentation index＝P_3/P_1)分别为0.45和0.31。

[0059] 并且，在图4的D部分中，随着皮肤温度从20℃上升至42℃，扩张期血压(PDia)的相对电阻从1.40减少至0.64，在图4的E部分中，根据温度，动脉脉冲压力明确呈现出不同波形。

[0060] 其中，所有脉冲和反射波压力P_1、P_2、P_3随着温度的上升而减少。

[0061] 脉搏波形之后，变数的详细分析如图4的F部分所示。

[0062] 在上述图3的C部分中，随着皮肤温度的上升，相对电阻线性减少，在测定动脉脉冲压力期间内，电阻与温度之间的这种线性关系可使用于直接检测皮肤温度。

[0063] 具有相对应结构的本发明的强诱电体的人工电子皮肤可对动态触觉刺激的压电进行识别。

[0064] 在图5的A部分中，与平坦的压电膜相比，相对应的电子皮肤具有宽的接触面积，在微型凸点之间的狭窄的接触面积具有压力集中效果，从而可提高压电性能。

[0065] 如图5的B部分所示，相对应的微型凸点的压电电流根据在2.45kPa以下以35uA/Pa的敏感度，在2.45至17.15kPa范围内以5uA/Pa的敏感度施加的通常的力量而发生改变。

[0066] 如图5的C部分所示，压电电流和电压随着所受到的冲击频率(0.1Hz～1.5Hz)的增加而逐渐增加。

[0067] 瞬间变形和相对应的微型凸点阵列的压电电流变化之后的舒缓可检测出由高频振动形成的声波。

[0068] 如图5的D部分所示，借助本发明的相对应的电子皮肤来检测从扬声器产生的声音波形，由此可以说明声音检测能力。

[0069] 如图5的E部分所示，相对应的电子皮肤的压电电压在频率达到作为最大值的2000Hz的过程中，与频率成正比，因而随着频率的增加而增加，并在2000Hz之后逐渐减少。

[0070] 相反，对于平坦的电子皮肤而言，随着频率的变化，压电电压无显著变化。

[0071] 如图5的F部分所示，可观察到压电电压的波形从扬声器以S、K、I及N等不同字母的声音来响应。

[0072] 为了对有关音响波形的全部文章的检测进行说明，通过常用麦克风向相对应的电子皮肤输出了众所周知的题目为“在底部还有很大空间”的理查德·费曼的演讲。

[0073] 如图5的G部分所示，可知在本发明的相对应的电子皮肤中，基于时间的位置及与压电电压波形的强度相对应的声谱图准确地与文章中的音响声音的音响波形的声谱图相一致。

[0074] 相反，可知常用麦克风无法准确地观察到基于时间的音响波形变化和文章中的声谱图。

[0075] 快速适应的压电电子皮肤可对容易识别表面纹理的多个触觉信号进行空间及时间编码。

[0076] 为此，如图6A的中间部分所示，上述电子皮肤附着于微型台，如图6A的下部所示，以不同的扫描速度通过表面质感进行扫描。

[0077] 尤其，为了放大质感-诱导振动，如图6A的上部所示，采用平行于电子皮肤表面的脊(ridge)(螺距:470μm、宽度:163μm)，以便模拟人的手的指纹图案。

[0078] 图6的B部分表示相对应的电子皮肤以不同的扫描速度(0.25～2.5mm/s)通过具有平行线图案的表面质感来进行扫描时的基于时间的压电电流的变化。

[0079] 在图6的C部分中，针对上述压电电流信号的快速傅里叶变换频谱表示存在与各个扫描速度及具有减少的振幅的高频相关的基本频率(箭头)。

[0080] 如图6的D部分所示，电流信号的短时间傅里叶变换更加明确地说明压电电流的基于时间的变化。

[0081] 在与相同时间区域的扫描速度的增加一同增加的30Hz以下频率范围内，对有规律的表面图案的扫描诱导针对时间的周期性的线图案。

[0082] 如图6的E部分所示，具有指纹图案的本发明的相对应的人工电子皮肤可对砂纸、玻璃及纸等具有不同粗糙度的多种表面进行检测。

[0083] 为了观察对微细质感的检测，如图6的F部分所示，电子皮肤以2.5mm/s对具有不同表面图案和尺寸(线:螺距大小<P>＝80μm，宽度<W>＝10μm/四角形:P＝80μm，W＝20μm/五角形:P＝90μm，W＝20μm)的硅基板的上部进行了扫描。

[0084] 如图6F的中间部分所示，沿着垂直方向横穿硅线图案的扫描诱导周期性的输出电流波动，如图6F的下部所示，当与柔软的硅表面(图6的F部分的i)相比时，在可明确识别的短时傅里叶变换(STFT)谱图中，诱导30Hz左右的独占频带。

[0085] 在2.5mm/s的扫描速度下观察到的上述30Hz频带与接近80um内部脊距离的83um螺距相对应。

[0086] 相反，沿着平行的方向(图6的F部分的iii)通过硅线图案进行的扫描无法呈现出接近30Hz的重要的频带。

[0087] 四角图案(图6的F部分的iv)产生与通过垂直于线图案的扫描观察到的频带类似的接近30Hz的频带。

[0088] 相反，针对无任何连续的内部图案间隔的五角形图案(图6的F部分的V)的扫描无法呈现出接近30Hz的令人瞩目的任何频段。

[0089] 如上所述，通过限定的实施例和附图来说明了本发明，但本发明并不局限于此，本发明所属技术领域的普通技术人员可在本发明的技术思想和下述发明要求保护范围的均等范围内进行多种修改及变形。

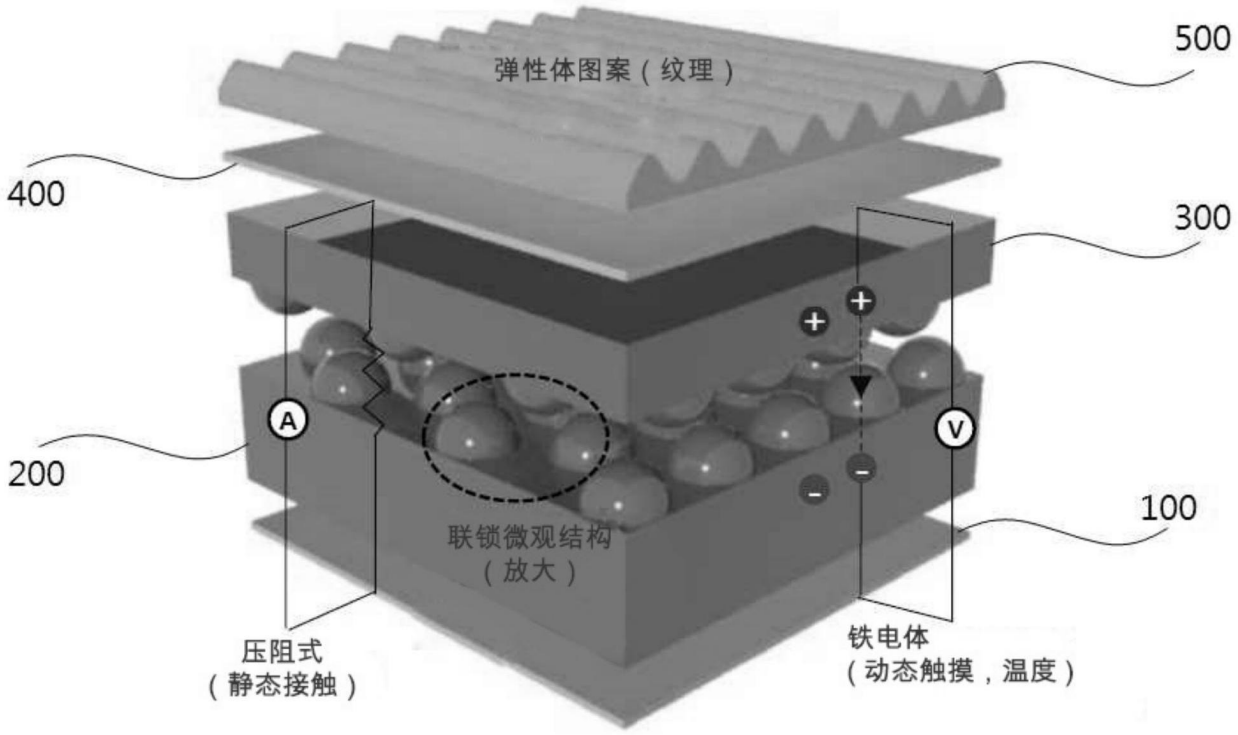


图1

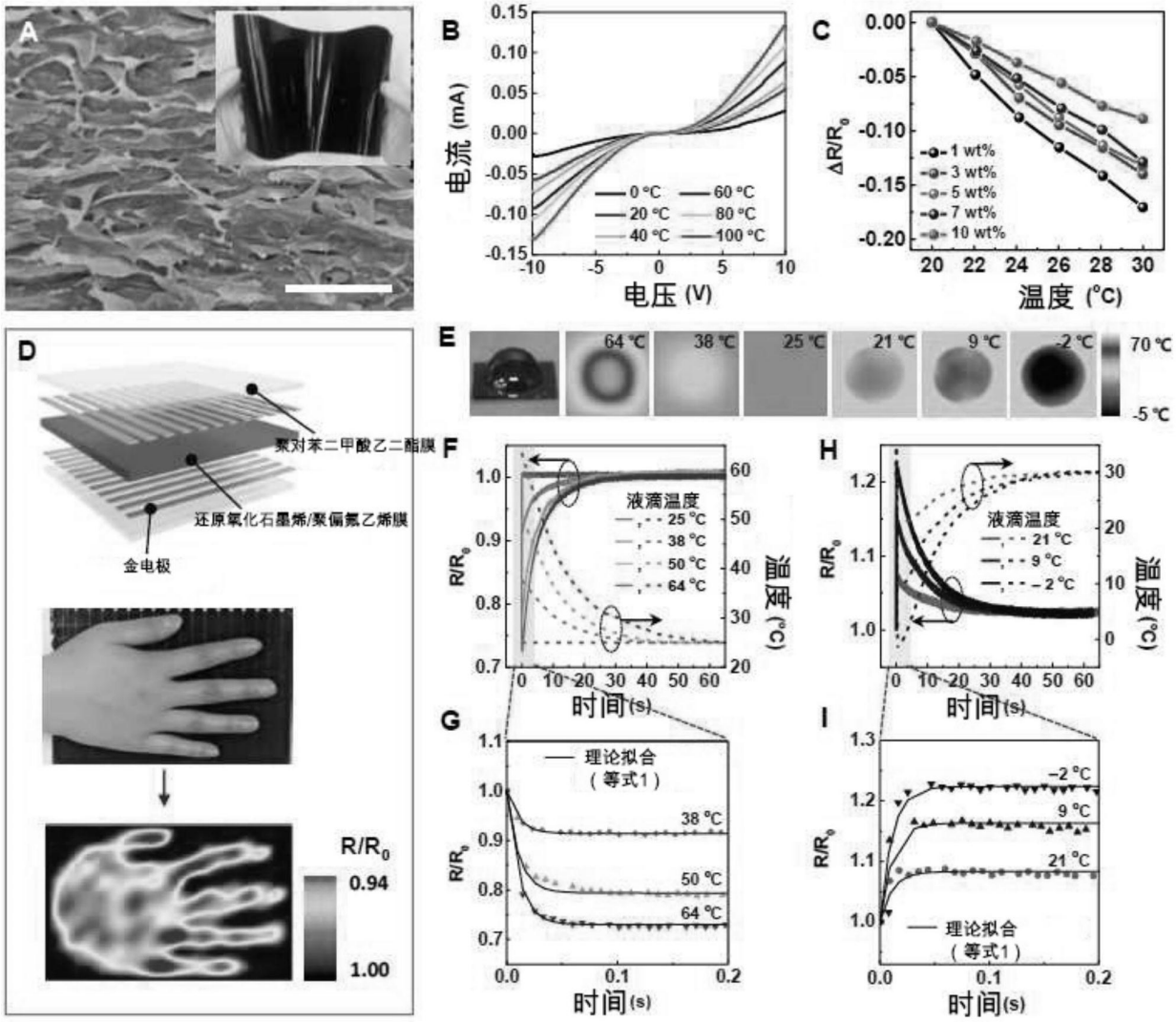

A
B
电流 (mA)
电压 (V)
0 ℃
20 ℃
40 ℃
60 ℃
80 ℃
100 ℃
C
ΔR/R0
温度 (℃)
1 wt%
3 wt%
5 wt%
7 wt%
10 wt%
D
聚对苯二甲酸乙二酯膜
还原氧化石墨烯/聚偏氟乙烯膜
金电极
R/R0
0.94
1.00
E
64 ℃
38 ℃
25 ℃
21 ℃
9 ℃
-2 ℃
70 ℃
-5 ℃
F
液滴温度
25 ℃
38 ℃
50 ℃
64 ℃
R/R0
温度 (℃)
时间 (s)
G
理论拟合
（等式1）
38 ℃
50 ℃
64 ℃
R/R0
时间 (s)
H
液滴温度
21 ℃
9 ℃
-2 ℃
R/R0
温度 (℃)
时间 (s)
I
-2 ℃
9 ℃
21 ℃
理论拟合
（等式1）
R/R0
时间 (s)

图2

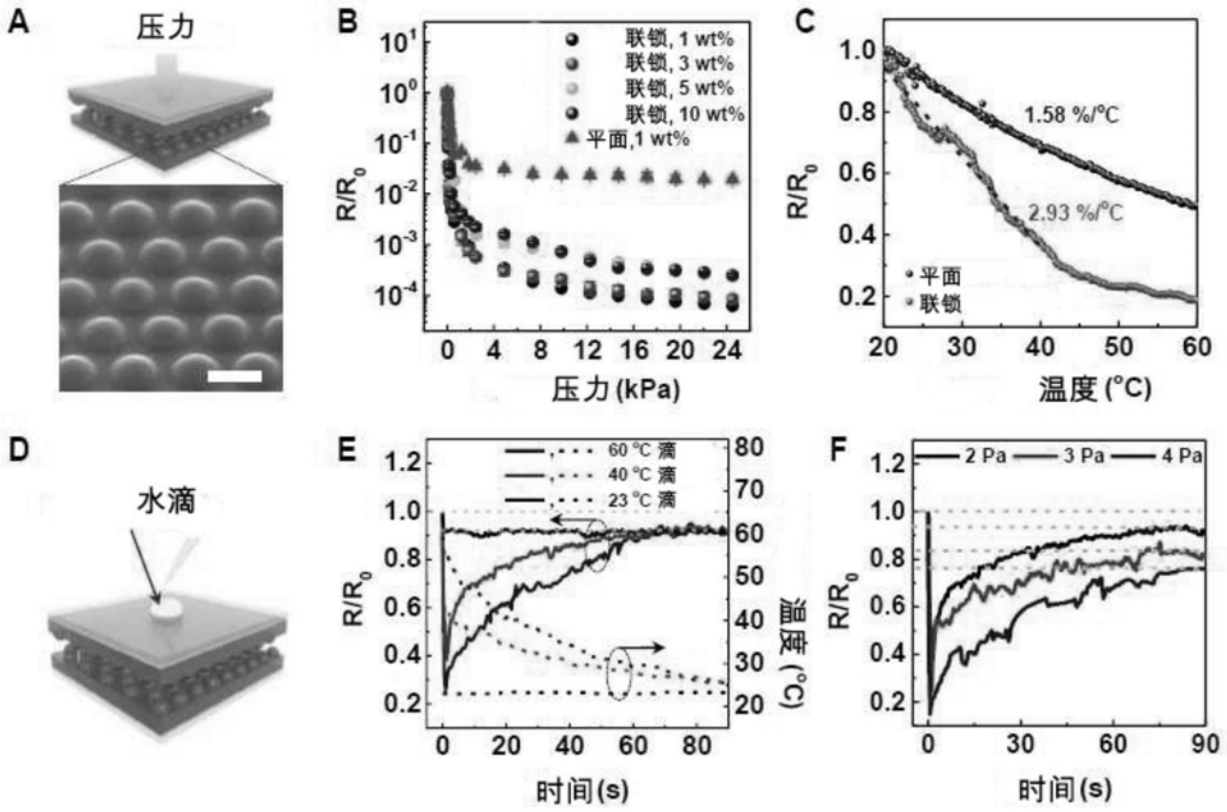

A
压力
B
联锁, 1 wt%
联锁, 3 wt%
联锁, 5 wt%
联锁, 10 wt%
平面,1 wt%
R/R0
压力(kPa)
C
1.58 %/°C
2.93 %/°C
平面
联锁
R/R0
温度(°C)
D
水滴
E
60 °C 滴
40 °C 滴
23 °C 滴
R/R0
温度(°C)
时间(s)
F
2 Pa
3 Pa
4 Pa
R/R0
时间(s)

图3

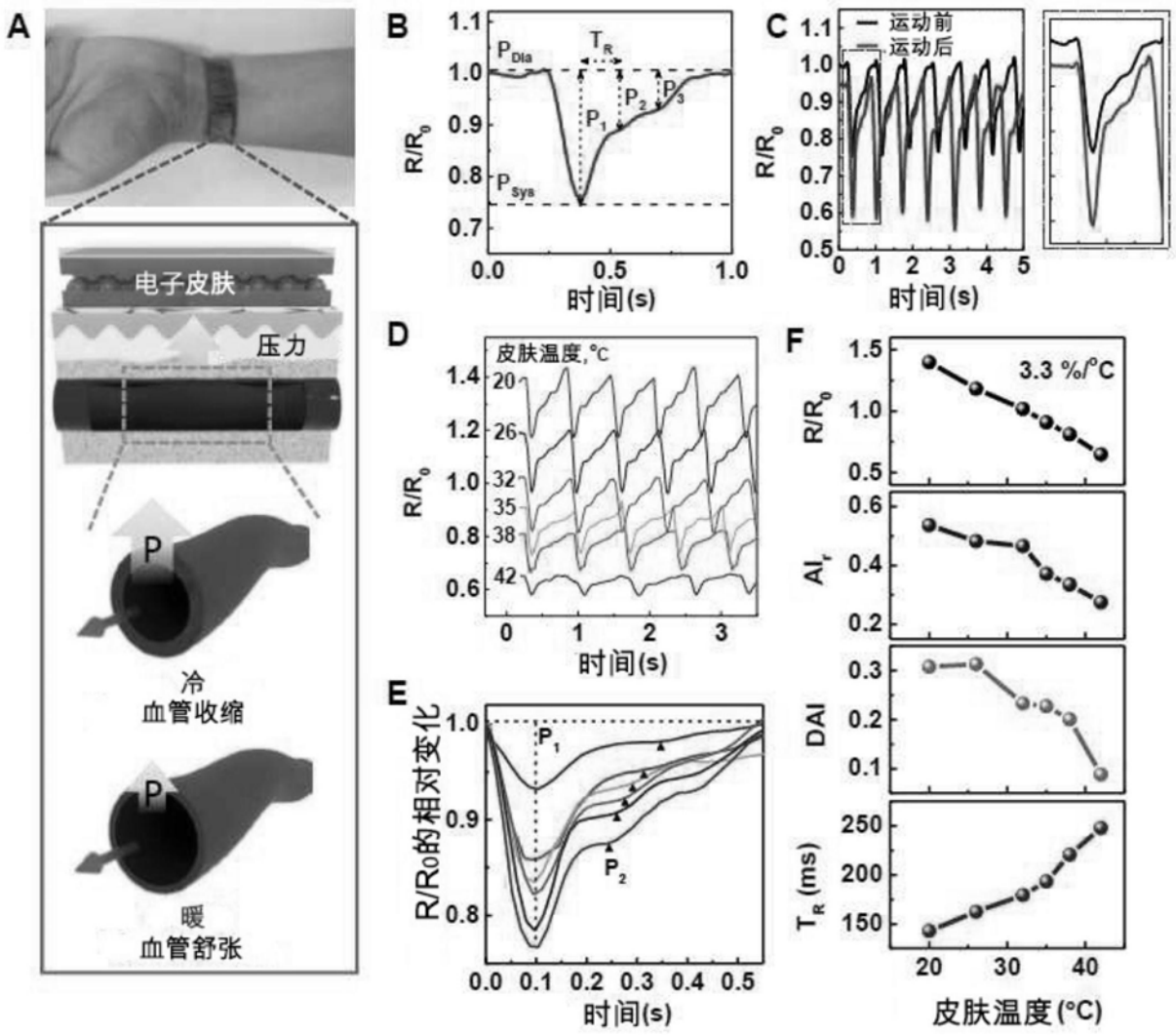

A
电子皮肤
压力
P
冷
血管收缩
P
暖
血管舒张
B
P_{Dia}
T_R
P_1
P_2
P_3
P_{Sys}
R/R0
时间(s)
C
运动前
运动后
R/R0
时间(s)
D
皮肤温度,℃
20
26
32
35
38
42
R/R0
时间(s)
E
R/R0的相对变化
P_1
P_2
时间(s)
F
3.3 %/℃
R/R0
AI_r
DAI
T_R (ms)
皮肤温度(°C)

图4

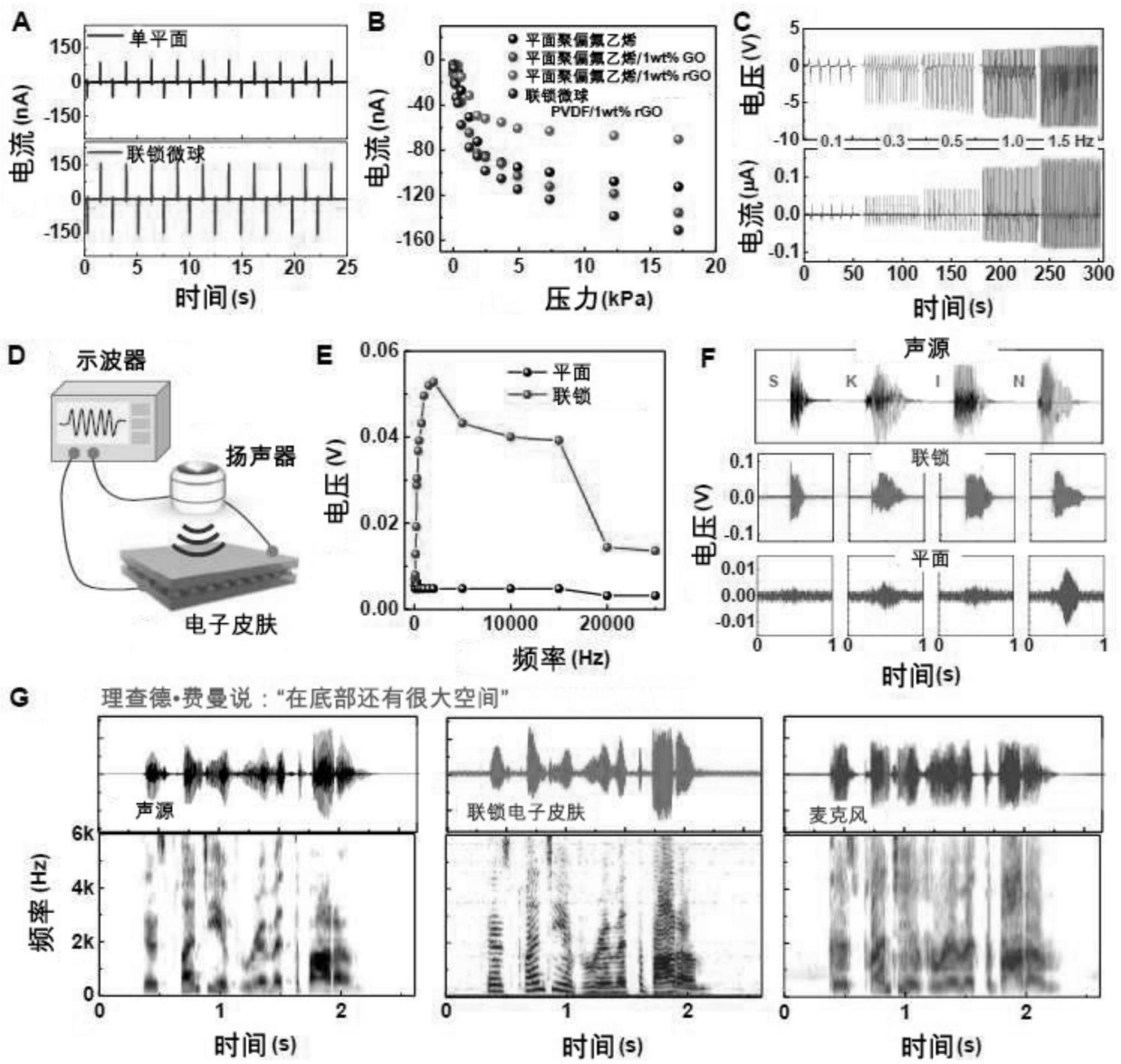

A
单平面
联锁微球
电流 (nA)
时间(s)
B
平面聚偏氟乙烯
平面聚偏氟乙烯/1wt% GO
平面聚偏氟乙烯/1wt% rGO
联锁微球
PVDF/1wt% rGO
电流 (nA)
压力(kPa)
C
电压 (V)
0.1
0.3
0.5
1.0
1.5 Hz
电流 (μA)
时间(s)
D
示波器
扬声器
电子皮肤
E
平面
联锁
电压 (V)
频率 (Hz)
F
声源
S
K
I
N
联锁
平面
电压 (V)
时间(s)
G
理查德•费曼说："在底部还有很大空间"
声源
联锁电子皮肤
麦克风
频率 (Hz)
时间(s)

图5

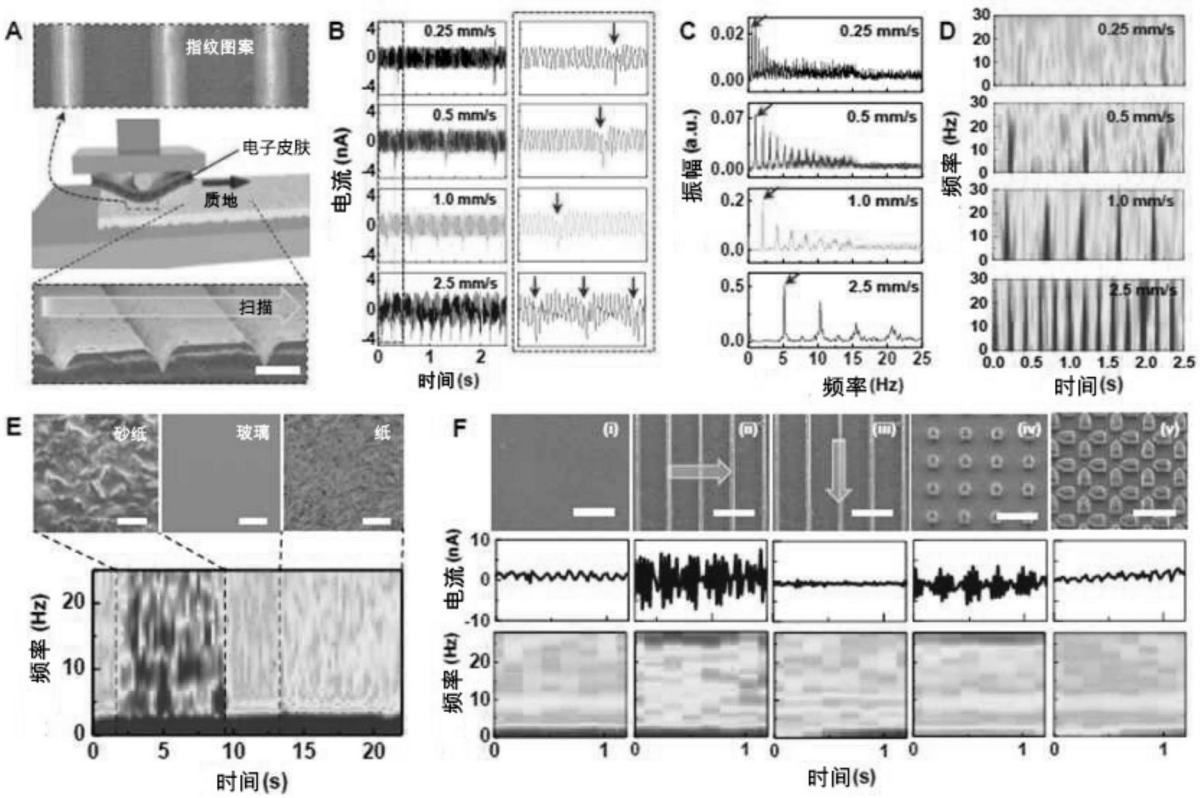

A
指纹图案
电子皮肤
质地
扫描
B
0.25 mm/s
0.5 mm/s
1.0 mm/s
2.5 mm/s
电流 (nA)
时间(s)
C
振幅 (a.u.)
频率(Hz)
D
频率 (Hz)
时间(s)
E
砂纸
玻璃
纸
频率 (Hz)
时间(s)
F
(i)
(ii)
(iii)
(iv)
(v)
电流 (nA)
频率 (Hz)
时间(s)

图6