



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105078419 B

(45)授权公告日 2017.06.30

(21)申请号 201510575522.9

(22)申请日 2015.09.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105078419 A

(43)申请公布日 2015.11.25

(73)专利权人 南京理工大学

地址 210094 江苏省南京市孝陵卫200号

(72)发明人 高丽

(74)专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限公司 11212

代理人 谈杰

(51)Int.Cl.

A61B 5/01(2006.01)

(56)对比文件

CN 205041375 U,2016.02.24,

CN 105078418 A,2015.11.25,

US 3852092 A,1974.12.03,

US 3529156 A,1970.09.15,

US 3998210 A,1976.12.20,

US 4296631 A,1981.10.27,

US 4524778 A,1985.06.25,

US 5676465 A,1997.10.14,

CN 1314994 A,2001.09.26,

CN 2823999 Y,2006.10.04,

CN 101466300 A,2009.06.24,

审查员 王珊珊

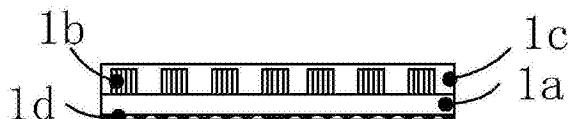
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

柔性液晶温度传感器及制作方法

(57)摘要

本发明公开了一种柔性液晶温度传感器及其制作方法，其中所述柔性液晶温度传感器包括吸收层(1a)、位于所述吸收层一侧的热变液晶阵列(1b)、覆盖所述热变液晶阵列的弹性体材料层(1c)，以及位于吸收层另一侧的电阻加热层(1d)。本发明具有精度高、成本低、透气性好和厚度薄等优势，可以紧贴于皮肤，且在使用时间较长的情况下不会导致皮肤含水量增加和温度升高。另外，本发明数据采集简单，可以快速测绘皮肤的温度分布；可通过可拆卸电池对其进行加热，从而根据皮肤导热率推算皮肤的含水量。



1. 一种柔性液晶温度传感器的制作方法,其特征在于,包括如下步骤:

步骤1、将弹性体材料与黑色氧化铁粉末混合,用匀胶机在承载板上涂布黑色吸收层并烤干;

步骤2、用带有柱状阵列的印章蘸上热变液晶墨水液体并风干,

步骤3、用热释放胶粘起液晶阵列,并贴于所述黑色吸收层的一面,升高温度,使热释放胶脱离液晶阵列,用匀胶机在液晶阵列一侧旋涂一层弹性体材料层;

步骤4、制备电阻加热层,并将其转移至黑色吸收层的另一面;

所述步骤4中制备电阻加热层的具体过程为:

步骤41、用匀胶机在硅片表面旋涂一层聚甲基丙烯酸甲酯,烤干,继续旋涂一层聚酰亚胺,烤干;

步骤42、蒸镀钛和金,利用光刻显影和湿法刻蚀法得到蛇形电阻加热器;

步骤43、依次蒸镀钛、铜、钛、金,利用光刻显影和湿法刻蚀法得到蛇形导线和电极;

步骤44、旋涂一层聚酰亚胺,烤干,利用光刻显影和湿法刻蚀法将整个器件封装,得到由聚酰亚胺包裹金属线的电阻加热器;

步骤45、在丙酮中溶解聚甲基丙烯酸甲酯,将电阻加热器转移到水溶性胶带,蒸镀上钛和二氧化硅;

步骤41中,聚甲基丙烯酸甲酯的厚度为100纳米,步骤42中钛和金的厚度分别为10纳米和50纳米,步骤43中,钛、铜、钛、金的厚度分别为10纳米,500纳米,10纳米和20纳米,步骤45中,钛和二氧化硅的厚度分别为5纳米和30纳米。

2. 如权利要求1所述的柔性液晶温度传感器的制作方法,其特征在于,所述蛇形电阻加热器的电阻为800~1200欧姆。

## 柔性液晶温度传感器及制作方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗诊断/鉴定设备,特别是一种柔性液晶温度传感器及其制作方法。

### 背景技术

[0002] 人体的温度分布具有一定的稳定性和特征性,机体各部位的温度不同,形成不同的热场。当人体供血器官,皮肤肌肉组织或者血管发生疾病或功能改变时,血管的血流量会发生变化,导致血管附近皮肤局部温度的改变。而皮肤肌肉组织出现伤口及发炎的状况也会引起温度的变化。根据这一原理,技术人员设计了多种可以测量皮肤温度的传感器,例如红外热像仪、柔性电子皮肤等,以此来推断和监控病变的来源与过程

[0003] 红外热像仪的精度较高,但是其成本也非常高,难以在临床和日常生活广泛应用。柔性电子皮肤的结构有多种形式,常见的包括金属薄膜电阻阵列温度传感器。金属薄膜电阻温度传感器需要与外部供电电路连接并使用精密测量仪器进行数据分析,而不适于日常使用,而且其器件面积和密度受传统光科技术限制无法对温度测绘达到较高空间分辨率。而现有热变色液晶贴膜产品的结构主要包括七层,包括聚酯层、印刷字体层,热变色液晶层、吸收层、粘性材料基底层和纸质载体层。在使用时,将其贴在皮肤表面进行测量,根据目测液晶颜色所处位置判断温度高低。由于其厚度为75~125微米,材料透气性较差,容易造成热量和水分的聚集,从而精度较差,准确度仅为0.6℃。同时,其力学性质较差,只能实现一定的可弯曲性并只能用在较平的皮肤如额头等位置,在人体很多关节或者曲面位置则不适宜使用。

### 发明内容

[0004] 发明目的:一个目的是提供一种柔性液晶温度传感器,以解决现有技术存在的至少一个问题。进一步的目的是提供一种制作上述柔性液晶温度传感器的方法。

[0005] 技术方案:一种柔性液晶温度传感器,包括吸收层、位于所述吸收层一侧的热变液晶阵列、覆盖所述热变液晶阵列的弹性体材料层,以及位于吸收层另一侧的电阻加热层。

[0006] 在进一步的实施例中,所述吸收层为混合有黑色氧化铁粉末的弹性体材料,弹性体材料包括聚二甲基硅氧烷。所述电阻加热层包括蛇形电阻加热器和蛇形导线。所述吸收层的厚度为20微米,所述热变液晶阵列的高度为25微米,所述弹性体材料层为30微米。

[0007] 在其他实施例中,所述柔性液晶温度传感器还包括粘附本体,所述粘附本体具有一镂空部,所述柔性液晶温度传感器位于所述镂空部,柔性液晶温度传感器的边缘与粘附本体固定连接。

[0008] 进一步的,本发明还公开了一种柔性液晶温度传感器的制作方法,包括如下步骤:

[0009] 步骤1、将弹性体材料与黑色氧化铁粉末混合,用匀胶机在承载板上涂布黑色吸收层并烤干;

[0010] 步骤2、用带有柱状阵列的印章蘸上热变液晶墨水液体并风干,

[0011] 步骤3、用热释放胶粘起液晶阵列,并贴于所述黑色吸收层的一面,升高温度,使热

释放胶脱离液晶阵列，用匀胶机在液晶阵列一侧旋涂一层弹性体材料层；

[0012] 步骤4、制备无线电加热层，并将其转移至黑色吸收层的另一面。

[0013] 在进一步的实施例中，所述步骤4中制备无线电加热层的具体过程为：

[0014] 步骤41、用匀胶机在硅片表面旋涂一层聚甲基丙烯酸甲酯，烤干，继续旋涂一层聚酰亚胺，烤干；

[0015] 步骤42、蒸镀钛和金，利用光刻显影和湿法刻蚀法得到蛇形电阻加热器；

[0016] 步骤43、蒸镀钛/铜/钛/金，利用光刻显影和湿法刻蚀法得到蛇形导线和可焊接电路的电极；

[0017] 步骤44、旋涂一层聚酰亚胺，烤干，利用光刻显影和湿法刻蚀法将整个器件封装，得到由聚酰亚胺包裹金属线的电阻加热器；

[0018] 步骤45、在丙酮中溶解聚甲基丙烯酸甲酯，将电阻加热器转移到水溶性胶带，蒸镀上钛和二氧化硅。

[0019] 步骤41中，聚甲基丙烯酸甲酯的厚度为100纳米，步骤42中钛和金的厚度分别为5纳米和50纳米，步骤43中，钛/铜/钛/金的厚度分别为10纳米，500纳米，10纳米和20纳米，步骤45中，钛和二氧化硅的厚度分别为5纳米和30纳米。所述蛇形电阻加热器的电阻为800~1200欧姆。

[0020] 实施本发明具有以下有益效果：本发明具有精度高、成本低、透气性好和厚度薄等优势，可以紧贴于皮肤，可用于曲率较高的皮肤表面，且在使用时间较长的情况下不会导致皮肤含水量增加和温度积累。另外，本发明数据采集简单，可以快速测绘皮肤的温度分布；在需要的情况下，可通过连接可拆卸电池对电阻器进行加热，从而根据皮肤导热率推算皮肤的含水量；也可以将电阻器置于血管上面，在加热后对于血管附近皮肤散热性质进行分析而推测血流速度和方向。

[0021] 本产品可应用于医疗行业日常生活中的体温及皮肤含水量的监测，也可作为医院环境中对特殊病人（如皮下脂肪过厚等）进行动脉静脉的定位注射，或者通过实行动脉血管血液阻断回流时间测试来辅助医生对病人心脏工作状况的诊断以及分析血管血流方向与速度等性质。

## 附图说明

[0022] 图1a和图1b是本发明柔性液晶温度传感器的结构示意图。

[0023] 图2a至2d是本发明实际工作过程和效果示意图。

[0024] 图3是本发明电阻器的结构示意图。

## 具体实施方式

[0025] 如图1a所示，本发明的柔性液晶温度传感器，主要包括吸收层1a、位于吸收层一侧的热变液晶阵列1b、覆盖热变液晶阵列的弹性体材料层1c，以及位于吸收层另一侧的电阻加热层1d。

[0026] 在使用时，热变液晶阵列在不同的温度（33~38℃）下显示不同的颜色，利用计算机采集颜色数据，并将其与数据库中的数据对比分析，可以获得温度数据。该实施例与现有技术对比而言，其层数明显减少，所选衬底材料力学性质明显更优，因此可以将产品做得更薄。

更柔软。产品越薄，其粘附于皮肤的能力越好，因此不仅可以用于平整皮肤处的使用，还可以用于非平整皮肤处。

[0027] 具体地，吸收层为混合有黑色氧化铁粉末的弹性体材料，弹性体材料包括聚二甲基硅氧烷或类似化合物，具体可以根据要求和物质的参数确定。所述电阻加热层包括蛇形电阻加热器和蛇形导线。电阻电加热层在由电池供电后，会产生热量，热量从中间向四周扩散，扩散形式与皮肤热导率密切相关。如果在不同含水量的皮肤上使用，则可以根据皮肤导热率计算含水量，具体过程在下文详述。

[0028] 在某个具体的产品中，吸收层的厚度约为20微米，热变液晶阵列的高度为约25微米，弹性体材料层约为30微米。其他层的厚度以纳米计，因此产品的整体厚度为50微米左右，远小于现有产品平均100微米的厚度。由于材料的改变，其杨氏模量与现有产品相比降低千倍以上，可拉伸性也由不可拉伸提高为可拉伸200%。

[0029] 转到图1b，在进一步的实施例中，柔性液晶温度传感器还包括粘附本体2，所述粘附本体2具有一镂空部，所述柔性液晶温度传感器1位于所述镂空部，柔性液晶温度传感器的边缘与粘附本体固定连接。由于本产品非常柔软超薄，导致范德华作用力很强，如果单独使用，则可能缩卷成一团。为了方便穿戴和摘取，在原有结构上加了粘附本体（例如医用胶带等），将方形医用胶带中间镂空，将柔软的本产品的边缘贴于胶带，中间镂空处则是布满液晶点的器件，而胶带则保护器件边缘，在使用中揭取胶带即可。

[0030] 描述本发明柔性液晶温度传感器的制作方法。

[0031] 步骤1、将弹性体材料与黑色氧化铁粉末混合，用匀胶机在承载板上涂布黑色吸收层并烤干；

[0032] 步骤2、用带有柱状阵列的印章101蘸上热变液晶墨水液体102并风干，

[0033] 步骤3、用热释放胶粘104起液晶阵列，并贴于所述黑色吸收层的一面，升高温度，使热释放胶104脱离液晶阵列，用匀胶机在液晶阵列一侧旋涂一层弹性体材料层；

[0034] 步骤4、制备电阻加热层，并将其转移至黑色吸收层的另一面。

[0035] 在进一步的实施例中，所述步骤4中制备电阻加热层的具体过程为：

[0036] 步骤41、用匀胶机在硅片表面旋涂一层聚甲基丙烯酸甲酯，烤干，继续旋涂一层聚酰亚胺，烤干；

[0037] 步骤42、蒸镀钛和金，利用光刻显影和湿法刻蚀法得到蛇形电阻加热器；

[0038] 步骤43、蒸镀钛/铜/钛/金，利用光刻显影和湿法刻蚀法得到蛇形导线；

[0039] 步骤44、旋涂一层聚酰亚胺，烤干，利用光刻显影和湿法刻蚀法将整个器件封装，得到由聚酰亚胺包裹金属线的电阻加热器；

[0040] 步骤45、在丙酮中溶解聚甲基丙烯酸甲酯，将电阻加热器转移到水溶性胶带，蒸镀上钛和二氧化硅。

[0041] 在进一步的实施例中，步骤41中，聚甲基丙烯酸甲酯的厚度为100纳米，步骤42中钛和金的厚度分别为5纳米和50纳米，步骤43中，钛和铜的厚度分别为10纳米，500纳米，10纳米和20纳米，步骤45中，钛和二氧化硅的厚度分别为5纳米和30纳米。

[0042] 在进一步的实施例中，所述蛇形电阻加热器的电阻为800~1200欧姆，优选为1000欧姆。

[0043] 某个实施工艺的具体参数如下：

[0044] 首先混合弹性体材料聚(二甲基硅氧烷)Poly(dimethylsiloxane) 40:1和黑色的氧化铁粉末,使用匀胶机在聚对苯二甲酸乙二醇酯Poly(ethyleneterephthalate)承载体上得到20微米的黑色吸收层并烤干。

[0045] 使用具有矩形柱状阵列(每个柱的大小为250微米x250微米)面积为15平方厘米的PDMS印章,蘸上一层还是液体的热变液晶墨水并风干,最后印章柱子上的液晶点的厚度为25微米。

[0046] 用热释放胶带将液晶阵列粘起来,并贴到黑色吸收层上,在温度升高到90℃后,热释放胶带将自动脱离液晶阵列,此时液晶阵列被转移到黑色吸收层上。混合透明的弹性体材料聚(二甲基硅氧烷)Poly(dimethylsiloxane) 40:1,并用匀胶机旋涂在厚度为30微米的透明保护层在液晶阵列表面并烤干。

[0047] 通过匀胶机将一层100纳米左右的聚甲基丙烯酸甲酯poly(methylmethacrylate)旋涂在硅片表面烤干并继续旋涂一层polyimide薄膜烤干,在此之上蒸镀钛(5纳米)和金(50纳米),通过光刻显影和湿法刻蚀的方法得到电阻为1000欧姆左右的蛇形电阻加热器,在此之上蒸镀钛(20纳米)铜(500纳米)钛(10纳米)金(20纳米)并通过光刻显影和湿法刻蚀的方法得到电阻很小的蛇形导线及电极,最后旋涂一层聚酰亚胺polyimide烤干并再次使用光刻显影和湿法刻蚀的方法将整个器件封装而仅仅暴露电极得到由聚酰亚胺polyimide包裹金属线的电阻加热器。

[0048] 通过在丙酮中溶解聚甲基丙烯酸甲酯poly(methylmethacrylate)将电子器件转移到水溶性胶带后蒸镀上钛(5纳米)和二氧化硅(30纳米),用紫外臭氧激活黑色吸收层背面后,将电子器件牢牢转移贴在黑色保护层背面,最后通过焊接将超薄柔性电极安装上跟可拆卸电池电极匹配的电极部件

[0049] 最后描述图2a至图2d:

[0050] 如图2a至图2d所示,图中的横线为1厘米,本产品可以直接紧紧贴合在皮肤上面,如手腕上。图2a是静态图,图中共有26x26个液晶点,不同位置液晶点由于其温度不同,颜色显示出一些差别。提取每个液晶点的颜色信息(HSV色彩模型,Hue色调,Saturation饱和度,Value价值),再用软件将这些颜色信息比对提前矫正好的颜色与温度关系的数据库,最后自动输出每个液晶点的温度数值如图2b所示。这个三维温度图就非常清晰的展现了手腕皮肤下静脉血管的分布走向与温度,这可以给予医护人员正确的体征信息。

[0051] 除了静态图以外,相机可以连拍动态变化的图或者连续录像,因此本产品可以连续的监测一些血管血流在动态变化中引起的温度变化来判断心脏健康等。

[0052] 如图2c所示,在黑色吸收层背面加上蛇形电阻加热器后,利用可拆卸电池对其进行加热,加热器能很快升高5-10摄氏度,而在加热器上面的液晶点由于受热产生颜色的变化,中间温度最高,再向四周散热。如果在不同含水量的皮肤上使用,由于皮肤热导率的不同导致了这个散热的图像有差异。对此拍照后,通过计算和模拟散热的图像可以反推出使用皮肤的含水量情况。这种产品在护肤品行业、人体体征监测(如运动中预防脱水等)中有很大的发展潜力。

[0053] 简要介绍一种监测方法:

[0054] 步骤1. 按照上述方法制作柔性液晶温度传感器;

[0055] 步骤2. 产品校正:

- [0056] 步骤21. 将柔性液晶温度传感器置于标准加热台上,调整照明条件,将相机和红外线成像仪并排放置于所述柔性液晶温度传感器的正上方;
- [0057] 步骤22. 加热至预设温度后关闭标准加热台,所述照相机按照预设速度拍摄产品的照片,同时所述红外成像仪按照预定速度记录被拍摄区域的温度变化;
- [0058] 步骤23. 提取温度每变化预设温度点时的图片信息,获得每个温度点的颜色信息,所述颜色信息包括HSV颜色空间中的色泽和饱和度数值;
- [0059] 步骤24. 通过二维线性拟合建立颜色和温度的关系,使任意色泽和饱和度的组合数值与温度数值对应;
- [0060] 步骤3. 皮肤温度图像采集:将所述柔性液晶传感器置于待测位置,使用相机拍摄图片;
- [0061] 步骤4. 图片信息处理,依次进行如下过程:通过高斯模糊减小噪点,将图片转换成灰度图,自适应阈值控制,通过侵蚀算法去除图像中的斑点,再通过扩展将像素亮点扩大到原来大小,提取数据点的轮廓,通过封闭圆圈算法定位每个数据的坐标并提取颜色信息;
- [0062] 步骤5. 根据颜色与温度数字的对应关系获得每个点的温度数据。
- [0063] 在进一步的实施例中,步骤4具体为:
- [0064] S41. 读取图片信息:传入mat类型的变量,读取图像的头、图像数据大小和数据体,该数据体为二维或者一维数组;
- [0065] S42. 平滑滤波处理,对每一个像素点,都由其本身和邻域内的其他像素值经过加权平均后得到,具体为用一个模板扫描图像中的每一个像素,用模板确定的邻域内像素的加权平均灰度值去替代模板中心像素点的值;
- [0066] S43. 通过转换图像的颜色空间,将图片转化为灰度图片;
- [0067] S44. 采用自适应阈值方法将图像分割成灰度值为“0”(黑色)和“255”(白色)的图像;
- [0068] S45. 进行形态学操作,包括腐蚀和膨胀操作:将图像与任意形状的内核进行卷积,
- [0069] 当进行膨胀操作时,内核划过图像,将内核覆盖区域的最大像素值提出,并代替内核中心点位置的像素;当进行腐蚀操作时,内核划过图像,将内核覆盖区域的最小像素值提取,并代替锚点位置的像素;
- [0070] S46. 寻找每个点的轮廓:提取轮廓,可采用的方法包括只提取最外层的轮廓,提取所有轮廓,并放置于列表中,提取所有轮廓,并将其组织为两层,顶层为连通区域的外围边界,次层为洞的内层边界,提取所有轮廓,并重构嵌套轮廓;逼近方法,链码的输出轮廓,其他方法输出多边形,将所有点由链码形式翻译为点序列形式,压缩水平、垂直和对角分割,保留末端的像素点,应用The-Chin链逼近算法,通过连接为1的水平碎片使用完全不同的轮廓提取算法;
- [0071] S47. 绘制轮廓,输入目标图像的轮廓组,每一轮廓组由点vector构成,绘制轮廓,如果轮廓参数为负值,则绘制全部轮廓,绘制轮廓的颜色、线宽和线型;
- [0072] S48. 计算包围已有轮廓的最小圆并画出圆形;
- [0073] S49. 算出每个圆形中颜色的平均HSV值;
- [0074] S50. 赋予每个圆形HSV值相应的温度数值;

[0075] S51. 画出三维温度图像。

[0076] 总之：

[0077] 1. 本发明的精确度和时间空间分辨率可以达到接近于红外温度成像仪的标准( $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ , 30毫秒, 0.5毫米), 远远现有类似产品的精确度( $\pm 0.6^{\circ}\text{C}$ ), 而成本大大降低(10万元到10元)。由于基底材料层很薄(20微米左右)以及产品与皮肤的紧紧贴合, 热变液晶材料在温度变化后的快速反应(30毫秒)有助于实时监控动态皮肤温度的波动。

[0078] 2. 由于其超薄的厚度(50微米左右)和卓越的力学性质(杨氏模量测试为178千帕), 一、本产品可以实现非常好的透气性, 在穿戴本产品三个小时后皮肤无任何温度波动和含水量的变化, 与现有产品透气性差的性能相比, 本产品穿戴舒适度也有了非常大的提高, 适合于长期穿戴。二、其可以利用自身的范德华作用力紧密的贴合在皮肤表面, 无论皮肤有无皱褶弯曲等特点。

[0079] 3. 通过改变液晶阵列的密度, 本发明可以达到很高的空间分辨率, 每个液晶点的温度信息都可以被单独提取, 而在使用中皮肤相隔毫米之间的温度变化都可以被轻易测量出来。

[0080] 4. 通过连接可拆卸电池部件加热电阻器, , 使其温度提高 $5^{\circ}\text{C}$ 以上。通过观察这个热点向四周散热的颜色图像变化, 我们可以通过计算得知皮肤的热导率和含水量。

[0081] 5. 本产品的数据采集简单, 只需要拍摄清晰的照片, 结合软件计算就可以很快的测绘皮肤温度分布图, 这对未来产品开发量产有重要意义。

[0082] 简而言之, 本产品可以实现低成本高性能的皮肤温度成像, 而数据获取可以由手机的照相和计算来实现。这将比现有产品创新非常多也将有更大应用空间。

[0083] 通过上述描述可知: 本产品的在医疗产业有非常大的潜力。通过皮肤温度测绘, 可以精确探测皮肤下血管信息, 计算皮肤含水量, 推断心脏工作状况, 并可以长期监测伤口愈合的情况(温度变化来看愈合进度, 有无感染等), 动脉静脉位置和动脉血管血液流动方向与速率, 或者监测深度静脉血栓或者肌肉疼痛引起的皮肤组织温度变化。

[0084] 以上详细描述了本发明的优选实施方式, 但是, 本发明并不限于上述实施方式中的具体细节, 在本发明的技术构思范围内, 可以对本发明的技术方案进行多种等同变换, 这些等同变换均属于本发明的保护范围。另外需要说明的是, 在上述具体实施方式中所描述的各个具体技术特征, 在不矛盾的情况下, 可以通过任何合适的方式进行组合。为了避免不必要的重复, 本发明对各种可能的组合方式不再另行说明。

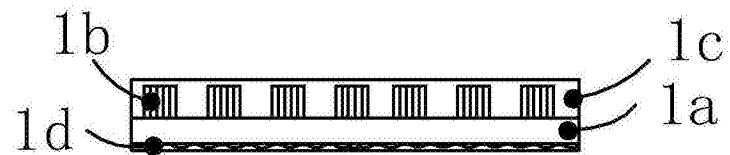


图1a

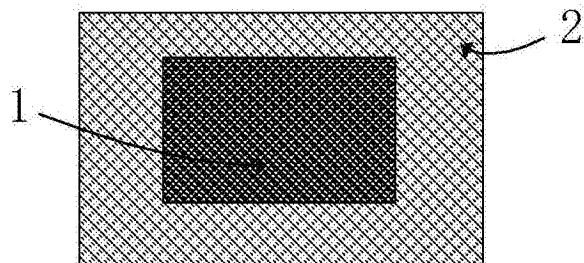


图1b

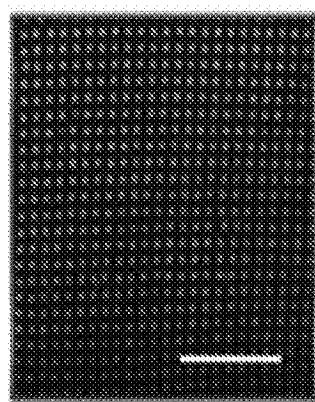


图2a

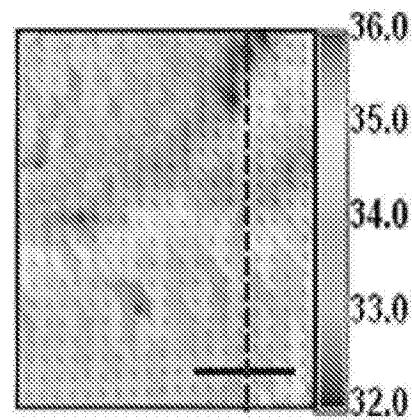


图2b

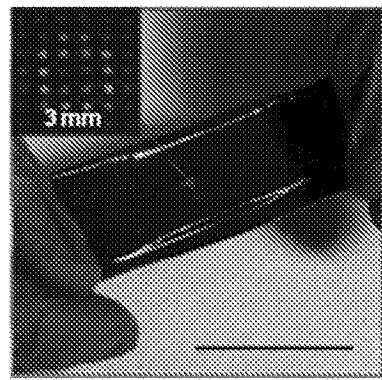


图2c

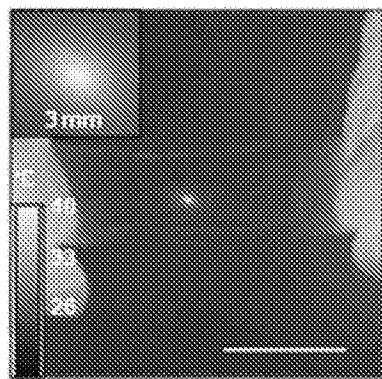


图2d

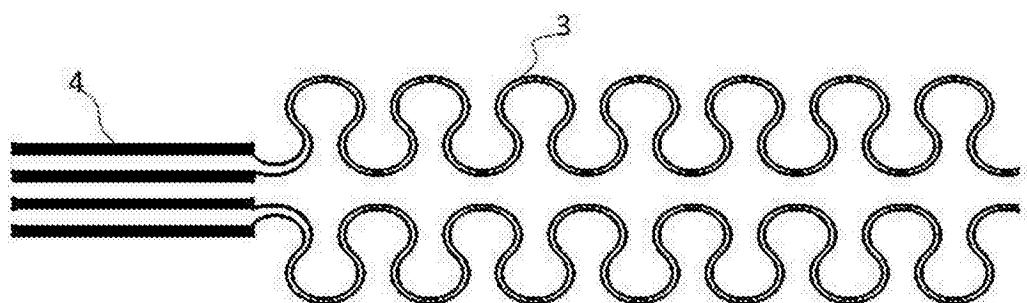


图3