



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103959029 B

(45)授权公告日 2017.05.31

(21)申请号 201280058090.9

(22)申请日 2012.09.24

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103959029 A

(43)申请公布日 2014.07.30

(30)优先权数据

61/538,841 2011.09.24 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.05.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/056903 2012.09.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/044226 EN 2013.03.28

(73)专利权人 哈佛大学校长及研究员协会

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 罗伯特·J·伍德 朴勇来

卡梅尔·S·马吉迪 陈博荣

莱·斯特林

康纳·詹姆斯·沃尔什

拉迪卡·纳格佩尔 戴安娜·杨

伊特·门居奇

(74)专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理

有限责任公司 11290

代理人 杨国强 张淑珍

(51)Int.Cl.

G01L 5/00(2006.01)

G01L 9/00(2006.01)

B81B 3/00(2006.01)

B25J 19/02(2006.01)

A61L 27/50(2006.01)

(56)对比文件

US 20050160827 A1,2005.07.28,全文.

US 5442729 A,1995.08.15,全文.

CN 101839703 A,2010.09.22,全文. (续)

审查员 刘嘉

权利要求书2页 说明书16页 附图24页

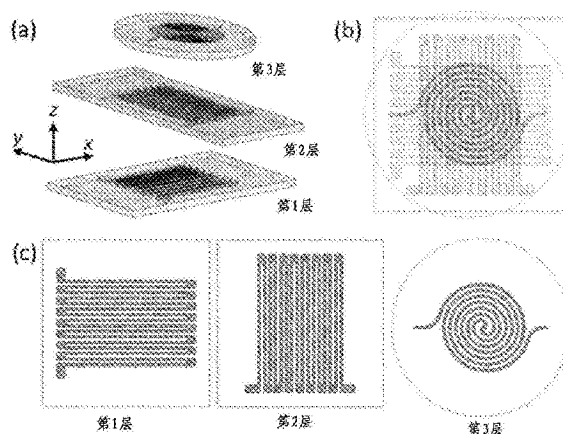
(54)发明名称

人工皮肤及弹性应变传感器

(57)摘要

可将弹性应变传感器引入人工皮肤,所述人工皮肤能够通过所述皮肤下衬的支持结构对弯折进行传感,从而检测并跟踪所述支持结构的运动。可通过在弹性基体材料的两个以上通道中填充入导电液体而形成单向的弹性应变传感器。在通道的末端,弯曲部分将通道相连,形成蛇形的通道。通道在应变方向上延伸,弯曲部分在与应变方向垂直的方向上具有足够大的截面区域,以使得传感器是单向的。在蛇形通道的末端测量电阻,所述电阻可用于确定传感器的应变。可增加额外的通道以提高传感器的灵敏度。可将传感器叠放在彼此的顶部以增加传感器的灵敏度。在其它实施方式中,可将两个朝向不同方向的传感器

叠放在彼此的顶部,结合在一起形成双向传感器。可在顶部叠加以螺旋或同心圆形状形成的第三传感器,用于对接触或压强进行传感,从而形成三维传感器。可将这一三维传感器纳入人工皮肤中,从而提供高级的传感。



[转续页]

[接上页]

(56)对比文件

PARK et al.Hyperelastic pressure sensing with a liquid-embedded elastomer.《JOURNAL OF MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING》.2010,第20卷(第12期),第1-5页.

NODA et al.Stretchable liquid tactile sensor for robot-joints.《2010 IEEE International Conference on Robotics and

Automation》.2010,第4212-4217页.

PARK et al.Hyperelastic pressure sensing with a liquid-embedded elastomer.《JOURNAL OF MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING》.2010,第20卷(第12期),第1-5页.

NODA et al.Stretchable liquid tactile sensor for robot-joints.《2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation》.2010,第4212-4217页.

1. 一种用于对沿应变轴的应变进行传感的弹性应变传感器,所述应变传感器包含:

具有两个以上通道的弹性材料,每一通道由第一末端延伸至第二末端,所述通道平行于所述应变轴;

至少一个弯曲部分,所述弯曲部分将第一通道的所述第一末端连接至第二通道的所述第一末端,其中,所述弯曲部分沿垂直于所述应变轴的轴具有大的截面区域;以及

导电液体,所述导电液体自至少所述第一通道的所述第二末端经所述弯曲部分连续延伸至所述第二通道的所述第二末端;

其中,所述应变确定为所述第一通道和所述第二通道内的导电液体的电阻的函数。

2. 如权利要求1所述的弹性应变传感器,其中,所述导电液体为导电液态金属。

3. 如权利要求1所述的弹性应变传感器,其中,所述导电液体包括共晶镓-铟。

4. 如权利要求1所述的弹性应变传感器,其中,每一通道为约250微米宽,所述弯曲部分的截面区域为至少1毫米宽。

5. 如权利要求1所述的弹性应变传感器,所述应变传感器进一步包含至少一个下述弯曲部分,所述弯曲部分将所述第二通道的所述第二末端连接至第三通道的所述第二末端,其中,所述弯曲部分沿垂直于所述应变轴的轴具有大的截面区域。

6. 如权利要求1所述的弹性应变传感器,其中,所述应变传感器包含N个通道和N-1个弯曲部分,其中N为整数。

7. 一种用于对沿第一轴和第二轴的应变进行传感的弹性应变传感器,所述应变传感器包含:

权利要求1-6中任一项所述的第一弹性应变传感器,其中,所述第一弹性应变传感器的应变轴沿所述第一轴延伸;

权利要求1-6中任一项所述的第二弹性应变传感器,其中,所述第二弹性应变传感器的应变轴沿所述第二轴延伸;并且

其中,所述第一轴不与所述第二轴平行、并与所述第二轴交叉,并且所述第一弹性应变传感器的所述弹性材料结合至所述第二弹性应变传感器的所述弹性材料。

8. 如权利要求7所述的弹性应变传感器,其中,所述第一弹性应变传感器与所述第二弹性应变传感器叠加。

9. 一种包含一个或多个权利要求1-8中任一项所述弹性应变传感器的人工皮肤。

10. 一种用于对沿第一轴和第二轴的应变以及表面上的压强进行传感的弹性传感器,所述传感器包含:

权利要求1-6中任一项所述的第一弹性应变传感器,其中,所述第一弹性应变传感器的应变轴沿所述第一轴延伸;

权利要求1-6中任一项所述的第二弹性应变传感器,其中,所述第二弹性应变传感器的应变轴沿所述第二轴延伸;

弹性压强传感器,所述压强传感器包含:具有以图案排列的通道的弹性材料,所述图案设置为测量施加于表面部分的压强;导电液体,所述导电液体自所述通道的第一末端连续延伸至第二末端;其中,使得所述弹性材料沿平行于所述表面的轴发生应变不会引起所述通道内所述导电液体的电阻的改变;并且

其中,所述图案在下述区域延伸,所述区域包括所述第一轴和所述第二轴的交叉;并且

其中,所述第一弹性应变传感器的所述弹性材料结合至所述第二弹性应变传感器的所述弹性材料,且所述弹性压强传感器的所述弹性材料结合至所述第一弹性应变传感器的所述弹性材料。

11.如权利要求10所述的弹性传感器,其中,所述弹性压强传感器中的所述导电液体是导电液态金属。

12.如权利要求10所述的弹性传感器,其中,所述弹性压强传感器中的所述导电液体包括共晶镓-铟。

13.一种用于对第一肢体相对于第二肢体的角度进行传感的关节传感器,其中,两个肢体均连接至所述关节,所述关节传感器包含:

适于对沿应变轴的应变进行传感的弹性应变传感器,所述弹性应变传感器在沿所述应变轴的第一位置处具有第一末端,在第二位置处具有第二末端,所述第二位置与所述第一位置相距第一距离;

其中,所述弹性应变传感器的所述第一末端附着至所述第一肢体,所述弹性应变传感器的所述第二末端附着至所述第二肢体,从而可作为沿所述弹性应变传感器的所述应变轴的应变的函数,来确定所述关节的角度。

14.如权利要求13所述的关节传感器,其中,所述弹性应变传感器包含:

具有两个以上通道的弹性材料,每一通道由第一末端延伸至第二末端,所述通道平行于所述应变轴;

至少一个弯曲部分,所述弯曲部分将第一通道的所述第一末端连接至第二通道的所述第一末端,其中,所述弯曲部分沿垂直于所述应变轴的轴具有大的截面区域;以及

导电液体,所述导电液体自至少所述第一通道的所述第二末端经所述弯曲部分连续延伸至所述第二通道的所述第二末端;

其中,对所述应变传感器施加的应变确定为通过所述导电液体测得的电阻的函数。

15.如权利要求14所述的关节传感器,其中,作为通过所述导电液体测得的电阻的函数,来确定所述第一肢体相对于所述第二肢体的角度。

人工皮肤及弹性应变传感器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请依法要求2011年9月24日提交的美国临时申请号61/538,841的任何和全部的优先权(包括根据35U.S.C. §119(e)的优先权),以引用的方式将其内容整体并入本文。

[0003] 本申请涉及2010年9月29日提交的美国申请号61/387,740(代理公司卷号002806-010099),以引用的方式将其内容整体并入本文。

[0004] 关于政府赞助研究的说明

[0005] 本发明是在美国国家科学基金会授予的基金号为CNS0932015的政府支持下完成的。美国政府对本发明享有一定的权利。

[0006] 对微缩胶片附录的引用

[0007] 不适用。

技术领域

[0008] 本发明针对的是用于测量运动和接触的弹性应变和压强的传感器及相关的设备和系统。具体而言,本发明针对的是可用于产生人工皮肤的超弹性应变传感器,所述传感器对运动和接触进行测量。

背景技术

[0009] 诸如可穿戴计算设备[1]和软性主动矫形设备(soft active orthotics)[2]这些新兴技术依赖于记录形变和表面压强的可伸缩性传感器。这些比皮肤更软的传感器必须在被拉伸至其静止长度的数倍时仍保持具有功能,避免滞后性和永久性形变,并保留穿戴者或主系统的自然力学性质(natural mechanics)。用于应变和压强传感的超弹性换能器(transducer)仅代表了弹性可伸缩性电子设备和计算设备这一远为更广泛并具有潜在革命性的领域的一个方面。

[0010] 目前,对于可伸缩性电子设备的实现方式包括用于可伸缩性电路和二极管的半导体卡扣(波浪形)膜[3-5]以及嵌有导电液体微通道的弹性体[6-8]。后者使用了多种用于制造软性微流器件的模塑、图形化和光刻技术[9-11]。弹性体的一个优势在于它们是超弹性的,从而允许其具有机械耐久性,且能够被拉伸高达1000%。此类性质在可穿戴设备(如必须承受很大形变和压强的适应性矫形设备和鞋垫)中特别有利。

[0011] 在软性压强和应变传感和所谓的人工皮肤方面的已有工作包括:由夹层于导电织物间的弹性绝缘体[12-14]或嵌有金膜的硅酮橡胶片[15]构成的电容式传感器。其它工作包括:由嵌有导电性微粒填料[16-18]或离子液体[19-21]的弹性体以及嵌入有半导体纳米线的柔性人工皮肤[22]构成的电阻式传感器。

[0012] 压强传感的现有设计改编自Whitney应变计,所述Whitney应变计于1949年引入,用于测量肌肉和肢体圆周周长的变化[23,24]。最初的Whitney应变计由填充有水银的橡胶管构成,借助惠斯登电桥测量对应于拉伸的水银通道的电阻变化。近来,这一原理已被扩展至由嵌入聚二甲基硅氧烷(PDMS)橡胶的填充有eGaIn的微通道构成的可伸缩性微电子设备

[6]。嵌入的eGaIn通道也可作为可伸缩的力学可调天线[7]或作为应变传感器[8]，用于测量高达200%的拉伸。

发明内容

[0013] 本发明针对可伸缩性或弹性应变和/或压强换能器，所述换能器由嵌有导电液体的柔性材料构成，所述导电液体处于微通道阵列中。按压表面或拉伸柔性弹性体材料使得所述通道的截面产生形变，并改变所述微通道中导电液体的电阻。

[0014] 本发明还针对对单方向上的应变产生响应的弹性传感器。可通过形成一组细长的微通道，每一微通道实质上平行于应变轴而延伸来实现所述传感器。可通过弯曲部分(loop portion)将所述微通道在其末端互联形成连续通道，在所述连续通道上测量电阻。根据本发明的一些实施方式，弯曲部分在垂直于应变轴的方向上可具有足够大的截面区域，以使得垂直于应变轴方向的应变不会导致传感器电阻的明显变化，从而能够进行单向传感。在这些实施方式中，可放置弹性传感器以使得对单方向上的应变进行测量，并可在不同方向上组合多个本发明所述的弹性传感器，以测量两个以上维度的应变。

[0015] 本发明还针对包括嵌入的eGaIn通道的弹性传感器，所述弹性传感器还用作分辨率为1kPa、工作范围为0-100kPa的压强传感器。与应变传感相反，压强传感的机制复杂，涉及使用弹性力学和接触力学推导出预测性的数学模型，用于描述外部压强和电导率关系。此外，可通过使用将激光书写[25, 26]与软光刻[9, 27]结合的无掩膜加工方法制备微米级特征尺度，从而制成嵌入的微通道。

[0016] 本发明针对可于紧密包装中成形的弹性传感器。可将本发明所述的微通道一起紧密间隔排列在水平面上，并垂直地堆叠。这为高灵敏传感器提供了一个小的、灵活的形状系数。可在皮肤内制造这些传感器配置，所述皮肤可适用于需要对关节位置和运动进行传感的机器人或矫形应用中。

[0017] 在查看下述的附图、具体实施方式和权利要求书后，将更全面地理解本发明的这些性能和其它性能以及发明本身。

附图说明

[0018] 图1示出根据本发明实施方式的弹性应变传感器。

[0019] 图2示出根据图1所示本发明实施方式的弹性应变传感器的弯曲部分的近视图。

[0020] 图3示出根据本发明实施方式的弹性应变传感器的校准曲线。

[0021] 图4示出根据本发明实施方式的弹性压强传感器。

[0022] 图5示出制备根据本发明实施方式的弹性应变传感器的方法。

[0023] 图6示出根据本发明实施方式的多模式弹性应变传感器的图解视图。

[0024] 图7示出根据本发明实施方式的多模式弹性应变传感器。

[0025] 图8示出制备根据本发明实施方式的多模式弹性应变传感器的方法。

[0026] 图9示出根据本发明实施方式的多模式弹性应变传感器的分层视图。

[0027] 图10A和图10B示出用于对根据本发明实施方式的多模式弹性应变传感器进行测试的电路图和测试配置。

[0028] 图11示出根据本发明实施方式的多模式弹性应变传感器的应变与传感器输出的

图。

[0029] 图12示出使用根据本发明实施方式的超弹性应变传感器的单d.o.f.机械臂的角度测量。

[0030] 图13示出使用根据本发明实施方式的超弹性应变传感器的多d.o.f.机械臂的角度测量。

[0031] 图14示出适于使用一个或多个根据本发明实施方式的超弹性应变传感器测量躯体关节角的可伸缩性躯体。

[0032] 图15示出具有用于测量手指关节角的应变传感器的可伸缩性手套,所述测量使用一个或多个根据本发明实施方式的超弹性应变传感器。

[0033] 图16示出根据本发明实施方式,电阻变化与施加的压强的关系的曲线。

[0034] 图17示出根据本发明实施方式,电阻变化与侧向位移(x)的关系的曲线。

[0035] 图18示出根据本发明实施方式,嵌有微通道的弹性体的二维平面应变示意图,所述微通道的宽度为w,高度为h。弹性体表面经受的压强p在宽度a的范围内均匀分布。

[0036] 图19示出根据本发明实施方式,电阻变化与传感器深度z的关系的曲线。

[0037] 图20A和图20B示出在用于确定关节角的现有技术系统中,测定方法和传感器的位置。

[0038] 图20C示出根据本发明一个实施方式的用于测量关节角的柔性系统。

[0039] 图21示出根据本发明一个实施方式的用于测量足部的力和运动的系统。

[0040] 图22A-图22E示出用于多种应用中的根据本发明一个实施方式的传感器系统。

具体实施方式

[0041] 本发明针对弹性传感器及制备弹性传感器的方法,所述弹性传感器响应单一方向上的应变。可通过在弹性材料、如硅酮橡胶片(EcoFlex0030,SmoothOn,Easton,Pa;PDMS,Dow Corning)中形成一组细长的微通道来实现所述弹性传感器。可形成每一微通道使其实质上平行于应变轴延伸,并且可通过弯曲部分将所述微通道在其末端互联形成连续通道,在所述连续通道上测量电阻。所述连续通道可填充有导电材料、如导电液体,例如无毒的共晶镓-铟(eGaIn,BASF)。根据本发明的一些实施方式,所述弯曲部分在垂直于应变轴的方向上可具有足够大的截面区域,以使得垂直于应变轴方向的应变不会导致传感器电阻的明显变化,从而能够进行单向传感。在这些实施方式中,可放置弹性传感器以测量一个方向上的应变,也可在不同方向上组合多个本发明所述的弹性传感器,来测量两个以上维度的应变。

[0042] 图1和图2示出根据本发明的实施方式的弹性应变传感器100。可在柔性弹性基体材料102上通过模塑或蚀刻形成细长微通道110和弯曲部分120,从而形成应变传感器100。微通道110和弯曲部分120可填充有导电液体130,并且可由所述导电液体130的电阻随弹性材料和导电液体被拉伸的变化确定传感器100上的应变。弯曲部分120连接了细长微通道110的相邻末端,形成自第一连接储液池132延伸至第二连接储液池134的蛇形通道。第一连接储液池132和第二连接储液池134可用于注入导电液体130,使其流经各个微通道110,并可与连接至控制系统的导线相连,从而测量微通道110和弯曲部分120的组的全部范围的电阻。

[0043] 图2示出应变传感器100的弯曲部分120的放大图。在横断面方向上,弯曲部分120

可实质上宽于微通道110,以使得在垂直于应变轴104的方向上施加的应变不产生可观的电阻增加。这样,弹性应变传感器100可以对在沿应变轴104上施加的应变或具有沿应变轴104方向分量的应变灵敏,而对垂直于应变轴104方向的应变不灵敏。

[0044] 可按统一的截面形成每一微通道110,并填充导电液体,如共晶镓-铟(eGaIn,可由BASF,Florham Park,NJ获得)。每一微通道110可实质上为直线形、之字形或S形。根据一个实施方式,可通过弯曲部分120将微通道110的末端彼此相连,以使得可形成填充有导电液体130的单一连续通道。在这一实施方式中,每一微通道在平行于应变轴的方向上延伸,且当对弹性材料施加应变时,承受所述应变的各微通道和导电液体130可被拉长而使电阻增加。本发明的一个优势在于,每一微通道均被拉长,使得导电液体通道被拉长的整体长度正比于微通道的数目。可增加微通道来提高应变传感器的灵敏度。在一些实施方式中,传感器可包括36个以上的微通道110,且每一微通道110可以是250 μ m宽 $\times$ 250 μ m高,弯曲部分可以是1.0mm宽 $\times$ 250 μ m高。

[0045] 可通过弯曲部分120使各个微通道110相连接,在表面上形成蛇形的连续通道。根据本发明的一些实施方式,弯曲部分120的截面区域实质上可大于未施加应变的微通道110,使得在垂直于应变轴104的方向上的应变不引起电阻的显著改变。在这一实施方式中,弹性应变传感器100成为沿应变轴104的单向传感器。

[0046] 可由任何弹性材料形成弹性应变传感器100,所述弹性材料包括硅酮和橡胶材料(例如EcoFlex0030和EcoFlex0050,SmoothOn,Easton,Pa;PDMS,Dow Corning,Midland,MI;P-20和GI-1120,Innovative Polymers,Saint Johns,MI;Tap Platinum Silicone System,Tap Plastics,CA)以及软性聚氨酯材料(例如Dragon Skin,SmoothOn,Easton,PA;IE-35A,Innovative Polymers,Saint Johns,MI)。根据一个实施方式,EcoFlex的低粘度(3000cps)混合物可用于复现模具的精细特征。

[0047] 一般说来,传感器的制备步骤可包括制作模具、浇铸各层、使所述层彼此结合以及注入导电液体。根据本发明的一个实施方式,可通过将硅酮材料浇铸入一个或多个3D打印的模具(例如Connex500,Objet Geometries Ltd.)来生产弹性应变传感器100。在该实施方式中,可对一个层进行图案化,形成微通道110、弯曲部分120和连接储液池132、134;其它层不进行图案化,提供将与图案化层结合的基本为平面的层。在环境条件下固化约4h后,将弹性体层自模具上移除,并使所述弹性体层与薄的未固化弹性体材料(例如EcoFlex)层结合。

[0048] 为避免堵塞外露的微通道,可首先在未图案化的弹性体模具上旋涂未固化的弹性体薄层(例如1100rpm进行45s),随后可例如在60 $^{\circ}$ C下在对流烘箱中固化30s,使其部分固化。随后可轻轻地将图案化的弹性体模具与未图案化的表面结合。可将两层弹性体层(未图案化的光滑片层和含有外露的微通道的图案化片层)在环境条件下共同固化数小时。在所述片层彼此充分结合后,可使用注射器用eGaIn填充每一通道。最后,可用未固化的弹性体材料的最终涂覆将所述通道的末端密封。

[0049] 根据本发明的另一实施方式,可通过在无掩膜软光刻图案化的SU-8模具中浇铸弹性体材料(例如PDMS),制备具有20-300微米范围微通道的传感器。可将光刻胶(SU-82050)旋涂于洁净的硅晶片上,例如先以500rpm进行10s(铺展),随后4000rpm进行30s(旋涂)。将晶片置于加热板上,65 $^{\circ}$ C进行3min,95 $^{\circ}$ C进行6min。随后,使用二极管泵浦固态(DPSS)355nm激光微加工系统,通过激光直写曝光在涂覆的晶片上进行图案化[25,26]。可通过曝光20 μ m

厚的SU-8涂层生产宽度为25-1000 μm 、间距 $\geq 50\mu\text{m}$ 的通道,来对系统进行校准。可在加热板上对晶片进行后烘(例如65 $^{\circ}\text{C}$ 进行1min,95 $^{\circ}\text{C}$ 进行6min),最后在SU-8显影剂中显影5min。为了使得在随后的模塑步骤中易于移除,可通过气相沉积引入疏水单层。可将图案化的晶片置于配有开放管(含有几滴三氯(1H,1H,2H,2H-全氟辛基)硅烷(Aldrich))的抽空容器(20mTorr)中3h。随后,可将PDMS(Sylgard184;Dow Corning, Midland, MI)以液体形式(例如,弹性体基底与固化剂的质量比为10:1)浇铸于硅晶片上。随后可通过在60 $^{\circ}\text{C}$ 烘箱中固化30-40min,使PDMS在模具中部分交联。可通过氧等离子处理(Technics Plasma Stripper/Cleaner;60W,30s)使图案化的PDMS与未图案化的PDMS结合,构建微通道。可在例如60 $^{\circ}\text{C}$ 过夜,使密封的微通道完全固化。最后,使用传统惯用的管线和注射器分配将eGaIn填充入微通道。

[0050] 可通过用未图案化的背表面对图案化层进行模塑,形成图案化弹性体(例如PDMS)的其它层。未图案化的背表面可类似地与其它图案化层相结合。在一些实施方式中,可用共同的轴将每层的微通道对齐,并通过图案化层中提供层间互联的孔或开口将所述每层的微通道相连。在一些实施方式中,每层的微通道可以是分离的,从而提供多于一个的传感器。在一些实施方式中,每层的微通道可沿相交叉的轴延伸,从而允许在多个方向上进行应变传感。

[0051] 根据本发明的一个实施方式,形成具有36通道的应变传感器,每一通道为250 μm 宽 $\times$ 250 μm 高,弯曲部分为1.0mm宽 $\times$ 250 μm 高。该设备在静止态具有5.8欧姆的标称电阻。应变计的灵敏系数(gauge factor)可如下确定:

$$[0052] \quad \frac{\Delta R}{R_0} = G\varepsilon + \alpha\theta \quad (1)$$

[0053] 其中, ΔR 是电阻的变化, R_0 是静止态的电阻, ε 是应变, α 是温度系数, θ 是温度变化值。假设没有温度效应,则经验确定的灵敏系数为3.04。图3示出不考虑温度效应时,电阻变化与应变的关系曲线实质上是线性的。

[0054] 图4示出根据本发明实施方式的压强传感器400。在该实施方式中,可在柔性弹性基体材料402上通过模塑或蚀刻而引入形状为螺旋形或一组同心环的圆形微通道410,形成压强传感器400。圆形微通道410可填充有导电液体430,可通过导电液体430的电阻随弹性材料和所述导电液体被压缩而产生的变化确定传感器400上的压强。

[0055] 根据本发明的一个实施方式,填充有eGaIn材料的直线形微通道可用于同时测量施加的压强和电阻。可用导线将填充有eGaIn的通道的末端连接至精密万用表(Fluke8845A)。可将宽度为a、长度为L的刚性玻璃矩形压入具有数字式测高仪(Swiss Precision Instruments, Inc.)的传感器。为使得压强分布更均匀,并更好地模拟触觉或弹性接触,将与所述玻璃矩形面积相同的5mm厚的弹性体片插入至玻璃和传感器表面之间。可通过电子秤(6000g OHAUS Scout Pro,用于测量施加在表面上的合力F)为传感器提供支持。在接触区域上施加的平均压强可计算为 $p = F/aL$ 。

[0056] 可使用实验装置经验性地确定嵌入的填充有导电液体的通道的电阻变化 ΔR 与施加的压强p的关系。对于含有宽度 $w = 2\text{mm}$ 、高度 $h = 1\text{mm}$ 且顶面距弹性体表面距离 $z = 2\text{mm}$ 的直线形通道的弹性体,实验测定的值(空心圆)与理论预测(实线曲线)均在图16中绘出。压强施加在长度 $L = 27\text{mm}$ 、宽度 $a = 25\text{mm}$ 的区域上。对于这一系列测量,可将接触区域(长度为L)

的主轴与通道的中心线对齐。所述图包含来自于多个负载与卸去负载循环的数据点,显示出显著的可重复性和低的迟滞性。

[0057] 如图16所示,电阻变化 ΔR 随施加的压强而以指数方式增加。该曲线与实线示出的理论预测值高度吻合。需要重点说明的是,并未使用数据拟合;理论曲线完全是从预先限定的几何结构、预先限定的压强和eGaIn已知的电阻率 $\rho = 29.4 \times 10^{-8} \Omega \text{m}^{-1}$ [6]、橡胶的弹性模量 $E = 125 \text{kPa}$ 推导而来,通过将压强与压痕的深度进行比较进行独立的测量。封闭形式的理论解和推导在下一部分示出。

[0058] 如所预期的,当施加的压强的中心远离通道时, ΔR 进一步降低。图17示出对于压强 $p = 15 \text{kPa}$ 和 $p = 25 \text{kPa}$, ΔR 与侧向位移 x 关系的曲线。如图18所示, x 定义为通道中心线与接触区域主轴之间的水平距离。在两种压强下,随着相对位移的增加,信号 ΔR 显著降低。虚线和实线分别表示的对于15kPa和25kPa的理论预期与空心方形和圆形表示的实验测量相当一致。当表面压强近似均匀时,在接近接触区边缘处具有小的应力集中点。因此,当 $x = 4 \text{mm}$,且通道位于接触区中心和边缘之间时,标称应力略大,测得更大的响应 ΔR 。最后, ΔR 与通道深度 z (对于 $x = 0$) 关系的曲线在图19中示出。参照图18, z 定义为弹性体表面与通道顶壁之间的距离。如实验结果所展示的,通道远离表面则电阻变化 ΔR 降低。尽管理论看起来将绝对变化高估了2倍,但该理论还是预测出了这一趋势。

[0059] 嵌有微通道的弹性体机制复杂,根据本发明的一个实施方式可用近似数学分析进行建模。根据这一实施方式,可用嵌在弹性体半空间中的长方形截面作为直线形通道的二维表示,从而对微通道进行近似。如图18所示,该通道具有的宽度为 w ,高度为 h ,顶壁与弹性体表面的距离为 z 。

[0060] 可在宽度为 a 的区域向弹性体表面施加均匀的外部压强 p 。如图18所示,通道的中心与所施加压强的区域的中心在水平方向上偏置距离 x 。对于与所施加压强的中心接近的通道 (即 $|x| < a/2$ 且 $z < a$),弹性形变将使截面区域缩小,并因此增加电阻。截面区域的减小主要受到应力张量的垂直分量的量级支配: $\sigma_z = \sigma_z(x, z; p, a)$ 。由于施加的压强是压缩的,因此 σ_z 带负号。在线弹性断裂力学 (LEFM) 中,裂纹扩张的情况下,内部应力 σ_z 的力场线会在微通道的边缘附近聚集 [28, 29]。这是为了满足在通道壁上零牵引力的边界条件。由于通道填充有流体,所述壁将不是无牵引力的,而会受到液体静压力。然而,与引入的标称应力 σ_z 相比,这一内部的通道压力可被忽略,因此假设为零牵引力。

[0061] 根据LEFM,施加在裂隙附近的平均垂直应力 σ_z 将增加裂隙面之间的空隙,该增加量为 $\Delta h = 2(1-\nu^2)w\sigma_z/E$,其中 ν 是泊松比, E 是弹性模量 [28]。由于与弹性体的维度相比微通道很小,因而除每个通道紧邻处的应力外,它们对于应力分布的影响可忽略。因此,对于接触区域下方 (即 $|x| < a/2$ 且 $z < a$) 的通道,通道周围的平均应力可近似为 $\sigma_z = -p$ 。将其代入 Δh 的表达式,从而总的电阻变化可近似为

$$[0062] \quad \Delta R = \rho L / wh \{ (1 / (1 - 2(1 - \nu^2)wp/Eh)) - 1 \} \quad (2)$$

[0063] 一般说来,应将 p 替换为 x_p ,其中 $x = x(x, z)$ 为修正系数,该修正系数取决于相对于通道中心线的位置 (x, z) 。所述修正系数 $x = -\sigma_z/p$ 可通过用Boussinesq's方法求解 σ_z 得到 [30]:

$$[0064] \quad \sigma_z = \int_{-a/2}^{a/2} \int_{-\infty}^{\infty} -\frac{3pz^3}{2\pi} \{ (x-X)^2 + Y^2 + z^2 \} dYdX \quad (3)$$

[0065] 可用Maple13 (Waterloo Maple Incorporated, 2009) 得到封闭形式的 σ_z 初等表达式。求解 x 得到

$$[0066] \quad x = (c_1 c_2 - c_3) / c_4 \quad (4)$$

[0067] 其中

$$[0068] \quad c_1 = \tan^{-1}((a+2x)/2z) + \tan^{-1}((a-2x)/2z)$$

$$[0069] \quad c_2 = -8x^2 a^2 + 32x^2 z^2 + 8z^2 a^2 + 16x^4 + 16z^4 + a^4$$

$$[0070] \quad c_3 = -16zax^2 + 4za^3 + 16z^3a$$

$$[0071] \quad c_4 = \pi(4x^2 + 4xa + a^2 + 4z^2)(4x^2 - 4xa + a^2 + 4z^2)。$$

[0072] 下式用于估计电阻变化与 x 和 z 的关系：

$$[0073] \quad \Delta R = \frac{\rho L}{wh} \left\{ \frac{1}{1 - 2(1 - v^2)wxp/Eh} - 1 \right\} \quad (5)$$

[0074] 根据本发明的一些实施方式，对于宽范围内的压强 p 和相对位置 (x, z) ，推导出的关系与实验测量相符。在图17和图19中，理论和实验间存在大约50%的不一致。这可能是由于理论模型的简化假设，该假设基于平面应变线弹性，忽略了通道对于全局应力分布的影响，并假设均匀通道塌缩、零表面牵引力和恒定宽度。将这些假设放宽可用于确定与实验结果符合更好的更精确的方程。然而，这些模型需要数值计算或有限元分析，而不会得到封闭形式的代数解（例如方程(5)所代表的那样）。

[0075] 除了获取弹性体压强换能器的原理机制以外，理论还揭示了能够被应用于将功能个性化的若干性质。第一个性质使得压强传感和拉伸传感在力学上能够解耦合。因此，根据本发明实施方式的系统能够区分微通道导电性的变化是由压强引起还是由拉伸引起。

[0076] 第二个性性质涉及传感器的带宽，即传感器可检测的压强范围。通过选择合适的微通道深度 z 和路径（例如，直线形、蛇形或螺旋形），传感器对压强和拉伸的响应被解耦合。如图19所展示的，随着 z 超过接触区域的宽度 a ，传感器的响应消失。与此相反，由通道拉长造成的电阻变化不随微通道的深度变化。反而，拉长响应受简单公式 $\Delta R/R_0 = \lambda^2 - 1$ 支配，其中 $R_0 = \rho L/wh$ 是未拉伸通道的初始电阻，拉伸 $\lambda = L_f/L$ 是拉伸长度 L_f 与自然长度 L 之比。这暗示了深嵌入弹性体中的微通道（对于预期值 a ，距表面的距离 $z > a$ ）仅能测量拉伸而非压强。

[0077] 或者，如图1(a)所示，嵌入弹性体表面附近的螺旋形的微通道将检测到压强而非单轴拉伸。这是因为在一个方向上增加的电阻与垂直方向电阻的减少相平衡。

[0078] 传感器的带宽受特征压强 $\hat{p} = Eh/wh$ 控制，因此仅取决于弹性体的弹性模量 E 和微通道截面的纵横比 h/w 。注意到 $R_0 = \rho L/wh$ 是通道的自然电阻，对于嵌入弹性体近表面处的通道，由方程(2)得到： $\Delta R/R_0 = 1/(1 - 2(1 - v^2)p/\hat{p})$ 。取决于 $p/\hat{p}$ 的比值，电阻相对变化的范围为百分之一至数个数量级。考虑例如嵌入有宽度 $w = 100\mu\text{m}$ 、厚度 $h = 20\mu\text{m}$ 的微通道的EcoFlex ($E = 125\text{kPa}$)。响应于典型的1-10kPa范围的按键压强，嵌入的微通道的电阻将改变约1%。与此相反，行走中足-地接触的峰值压强在100kPa数量级，将导致电阻产生约50%的变化。对于全部应用，应当对设计参数 E 和 h/w 进行选择，以使得特征压强 $\hat{p}$ 与预期压强 p 的范围具有可比性。

[0079] 图5示出制备根据本发明实施方式的多层应变传感器的方法的图解视图。所述方法包括制备每层的模具。在该实施方式中，提供了传感器的两层，从而可使用三个模具形成

如图5(a)所示的三层弹性体材料。在弹性体材料固化后,将浇铸材料自模具中移出。如图5(b)所示,第0层是未图案化层,可将其留在模具中;第1层可包括对弹性体材料层间形成的微通道进行连接的互联结构。如图5(c)所示,可用弹性体材料在2000rpm下旋涂第0层50sec,随后在60℃部分固化1min。如图5(d)所示,可通过使用光压层叠,将第1层结合至第0层。可通过与第1层结合至第0层相同的过程,使第2层结合至第1层的顶面。如图5(e)所示,可使用弹性体材料旋涂第1层的顶面并随后部分固化。可使用相同的过程结合弹性体材料的其它层。如图5(f)所示,在最后一层结合至弹性应变传感器后,从模具中移出第0层。用注射器将导电液体130注入通道110。在本发明的一个实施方式中,在注入过程中可使用多于一个的注射器。如图5(g)所示,可用至少一个注射器将导电液体(如eGaIn)注入一个连接储液池,并可用至少一个另外的注射器去除捕获的空气,该空气例如来自于其它连接储液池。如图5(h)所示,在将导电液体填充入通道、弯曲部分和连接储液池后,可将导线插入至连接储液池。该导线可用于将弹性应变传感器电学连接至输入电子设备,所述电子设备将会读取传感器的输出。

[0080] 除了图1和图2所示的传感器外,也可使用图5所示的层制备图4所示的压强传感器。在该实施方式中,可在第1层形成压强传感器的圆形图案,并结合至未图案化层(本文所述的第0层)。

[0081] 图6示出根据本发明实施方式的组合或多模式(应变和压强/接触)传感器的一个实施方式。如图6(a)所示,根据这一实施方式的传感器可用于对维度X和Y的应变和维度Z的压强进行传感。图6(b)示出根据本发明实施方式的多模式传感器的顶视图,其中将两个单向应变传感器按照其应变轴正交的方式放置,对维度X和Y的应变进行传感,而在顶层提供压强传感器从而对维度Z的压强进行传感。图6(c)示出多模式传感器每层的图案。

[0082] 根据本发明的一个或多个实施方式,多模式传感器可包括由硅酮橡胶制成的三层软性传感器层(图6),所述传感器层具有高度的可伸缩性和柔软性(模量:69kPa,肖氏硬度:00-30)。第1层和第2层可包括对轴向应变以及接触压强灵敏的直线微通道图案,第3层可包括用于压强传感、但对轴向应变不灵敏的圆形图案。可将第2层置于第1层的顶部并旋转90度,以检测沿垂直轴的应变。通过使用来自三个传感器信号的组合,所述设备可检测并区分三种不同的刺激:x-轴应变、y-轴应变和z-轴压强(参见图6(a))。可通过层间互联结构将全部三个传感器层连接起来(图7的p2和p3)成为一个回路,该回路在电学上等效于3个可变电阻器的串联。

[0083] 可使用如图8所示的分层模塑和浇铸过程制备多模式传感器。该过程可分为三个步骤:浇铸、结合和EGaIn的注入。基底材料可以是弹性体材料,例如硅酮橡胶(例如EcoFlex0030,Smooth-On,Inc.,Easton,PA),选择硅酮橡胶的理由在于其既具有高度可伸缩性(扯断伸长率:900%),又易于在室温下浇铸。为成功地复制模具的特征,另一考虑是相对低的混合粘度(3000cps)。第一步是浇铸单独的传感器层(参见图8(a)和(b))。使用3D打印机(例如Connex500,Objet Geometries Ltd.,Billerica,MA)制备塑料模具,并将液态硅酮倾入所述模具。第二步是使所述层结合,制成单个传感器结构(参见图8(c)-(f))。通过在层间旋涂液态硅酮使固化的层结合。使旋涂的硅酮部分固化,防止硅酮堵塞微通道。另外,模具上的对齐杆便于将层间互联结构对齐。最后一步,将EGaIn灌注入微通道,并通过插入的电极进行导线连接(图8(g)和(h))。图9示出如何通过图8(c)-(e)所述的对齐将每层结合

至前一层。在每个结合步骤中,对齐对于通过互联结构保证通道的层间连接是重要的。

[0084] 根据一个实施方式,可包括如图6所示的多模式传感器100作为皮肤或活动部件外壳的一部分。在该实施方式中,对于应变传感(第1层和第2层),通道尺度可以是 $200\mu\text{m} \times 200\mu\text{m}$;对于压强传感(第3层),通道尺度可以是 $200\mu\text{m}$ (宽) $\times 200\mu\text{m}$ (高)。人工皮肤的总尺寸可以是 $25\text{mm} \times 25\text{mm}$,厚度可以是约 3.5mm 。

[0085] 图10A示出可用于从三个传感器层读取信号的电路图。可用恒流源产生流经串联的三个传感器的恒定电流,在每个传感器层上造成压降。可借助仪表放大器将跨过每个传感器的压差放大。可将放大的信号连接至微控制器的三个模拟-数字转换端口,从而分别测量电阻的变化。

[0086] 可使用例如材料测试仪(例如,Instron5544A,Instron,Norwood,MA)通过在多个方向上施加应变和接触压强对多模式传感器进行校准。在本发明的一个实施方式中,对于应变传感,多模式传感器在x-轴和y-轴上均可被拉伸高达100%(图10B);对于压强传感,传感器的中心可被压缩高达60kPa。如图11所示,在应变传感中结果显示出线性,而在压强传感中结果显示出非线性。图11(a)示出x-轴应变,图11(b)示出y-轴应变,图11(c)示出z-轴压强。然而在全部情况下,传感器的信号均是可重现的。由于在每个实验中来自三个传感器层的信号显示出不同的响应,因此标准型(prototype)不仅可以测量应变和压强的数量级,还能够区分刺激的类型。

[0087] 根据本发明的一个实施方式,可将一个或多个多模式传感器纳入人工皮肤中,在不需要其它传感器的情况下提供传感应答。这些人工皮肤可用于人形机器人[31]、机械假肢器官[34]和软性可穿戴式机器人[32],[9]。

[0088] 图12示出将根据本发明实施方式的弹性应变传感器用于测量机械臂角运动的实例。可将应变传感器贴附于机械臂的关节,所述关节具有至少一个自由度(d.o.f.)。可将传感器的两端固定于机械臂,中部可在关节上无摩擦滑动。当关节旋转而将臂弯曲时,应变传感器沿关节被拉伸,所述拉伸正比于角的弧度值。通过这种方式,可借助根据本发明实施方式的弹性应变传感器容易地测量角的弧度值。

[0089] 可简单地计算弧长: $\Delta l = r\theta$ 。随后,由方程(1),可得 $\Delta R/R_0 = G\epsilon$ 以及 $\epsilon = \Delta l/l_0$,其中, ΔR 是电阻变化, R_0 是初始电阻, G 是灵敏系数, ϵ 是应变。假设无温度变化,角度变化(θ)可如下确定:

$$[0090] \quad \theta = \frac{l_0 \Delta R}{G R_0 r} \quad (6)$$

[0091] 其中 l_0 是应变传感器的初始长度。可由校准实验经验性地确定传感器的应变响应,该响应显示出线性(图3),这意味着 G 是常数,且 l_0 、 R_0 和 r 均为常数,因此机械臂的角位置可线性正比于传感器电阻的变化。

[0092] 根据本发明的实施方式,如图13所示,通过在不同的位置添加多个传感器,对运动的传感可扩展至测量3D运动(多d.o.f.)机械臂的角位置。假设图13中的机械关节仅具有2个d.o.f.,测量3D角位置的最少传感器数目为2个,但也可使用更多个传感器。当传感器信号对于应变是线性变化时,我们可建立简单矩阵来计算关节角,例如:

$$[0093] \quad \begin{bmatrix} \theta_{xz} \\ \theta_{yz} \end{bmatrix} = C \cdot \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \end{bmatrix} \quad (7)$$

[0094] 其中 θ_{xz} 和 θ_{yz} 分别是机械臂在xz和yz平面上投影的角度, s_1 和 s_2 分别是传感器1和传感器2的传感器信号。 C 是校准矩阵(在本实例中为 2×2),可通过实验得到。

[0095] 根据本发明的实施方式,应变传感器的应用并不限于机械关节。本发明所述的传感器可用于测定人躯体的关节角。本发明所述的传感器的高度柔软性和可伸缩性使得所述传感器容易地适用于不同人的躯体的复杂外形。图14和图15示出应用应变传感器从而获得关节角信息的实例。在这些实施方式中,根据本发明多个实施方式的多模式传感器可用于测量比图12和图13所示的更为复杂的关节运动。

[0096] 可将本发明用于使用本文所述的柔性应变和压强传感器评估生物力学的系统中。

[0097] 根据本发明的一个实施方式,所述系统使用柔性传感器来检测和测量生物力学系统(如所研究受试者的关节或关节组)的应变、压强、剪切力和曲率。如本文所述,如图1、2、4、6和7所示,柔性传感器中设有填充有导电液态金属合金的微通道。对于应变传感器,当柔性材料在微通道的轴向上经受应变时,通道全长增加,而通道的截面区域减小,使得测得的总电阻增加。为对给定关节相对于肢体段(limb segment)的角度进行直接测量,可用该传感器的关节角校准测得的电阻。此外,可在受试者所穿鞋子的鞋垫内提供一个或多个压强传感器,来测量对环境施加的外力。

[0098] 根据本发明的一个实施方式,可提供模块化传感器系统,从而每个关节(例如踝部、膝部、臀部、腕部、肘部、肩部等)或刚性躯体(例如手、前臂、足、小腿、大腿)能够与独立的传感器子系统或模块相适合。每个传感器子系统可包括具有一个或多个柔性传感器的柔性护具、一个或多个处理器和一个或多个能量源(电池或运动产生的动力)。使用者可根据期望的用途,选择在受试者的一个或多个关节或刚性部位使用一个或多个传感器模块。

[0099] 根据本发明的一个实施方式,可提供混合护具系统,从而每个关节或刚性躯体能够与子系统或模块相适合。每个子系统可包含一个或多个柔性护具、一个或多个柔性传感器、一个或多个处理器和一个或多个电池,还可包含一个或多个力学传感器、弯曲传感器、压强传感器、力矩传感器、倾斜传感器、加速计、陀螺仪、磁强计和/或光学传感器。这一具有其它传感模块的混合系统适用于特定应用。

[0100] 根据本发明的一个实施方式,可提供混合鞋系统。除相应的脚踝部生物力学外,为了推断出步长和跑步速度,所述混合鞋系统可包括获得踝部角的一个或多个柔性传感器,并包括一个或多个其它传感器,如力学传感器、压强传感器、力矩传感器、倾斜传感器、加速计、陀螺仪、磁强计和/或光学传感器。

[0101] 根据本发明的一些实施方式,单纯的应变和/或混合(例如应变和压强)实施方式可包括具有软性和柔性的衣物,所述衣物用于相对于受试者所希望的解剖结构合适地放置传感器。这些衣物可包括刚性支持元件或结构,以辅助衣物的固定。此外,根据用途不同,所述支持元件或结构可影响受试者的运动范围,或可不影响受试者的运动范围。在本发明的一些实施方式中,所述衣物可与传感器和电子装置分离从而可易于洗涤。

[0102] 根据本发明的一些实施方式,所述系统可以是不受约束的(untethered),例如控制器和电池可以是受试者穿戴系统的部分,而无须用导线与和躯体分开的手提计算机/台

式计算机/插入式电源等相连。可用无线通信(如WiFi、蓝牙、Zig Bee)在受试者穿戴的控制器和远程放置的计算机之间传输数据。在本发明的一些实施方式中,每一传感器可具有各自的电源、处理器和收发器组件;在其它实施方式中,所述传感器可(由例如导线或无线连接)与单独的电子仪器相连,该电子仪器设计为受试者所穿戴,将为全部传感器提供电源、处理和无线数据传输。

[0103] 根据本发明的一些实施方式,传送给传感器系统的控制信号和传感器系统测量的运动数据可在计算机的软件控制下无线传输,并传输至安全的数据存储站点。

[0104] 在其它实施方式中,可将一个或多个传感器输出结果输入至运行生物力学模型(例如软件程序)的计算机/处理器,该模型可用于生成对肢体段的运动和朝向的评估。

[0105] 根据本发明的实施方式,可根据活动和肢体段,对这些实施方式的每一个进行校准。因此,对于使用所述传感器系统的一些或全部活动,可能需要进行例行校准。此外,与游戏/计算机界面应用相比,对于例如康复应用等应用,可使用高保真校准。

[0106] 图20A和图20B示出用于评估生物力学的各种现有技术系统。图20A示出使用被动或主动可视标记物的系统,所述系统用于制作记录受试者执行任务的视频。可放置所述可视标记物,使得临床医生以及软件应用能够评估为研究受试者生物力学所记录的视频。图20B示出用于相同目的的置于受试者上的惯性测量仪器。可对通过惯性测量仪器确定的运动数据进行处理,来评估运动。图20C示出本发明所述的系统,其中柔性传感器置于关节上,从而基于当关节弯曲和伸展时所述传感器感受的一个应变来测量关节角。

[0107] 图21示出本发明所述的系统用于监测关节的运动和力的实例。在该实施方式中,系统可测量足部所受到的力。在这一实施方式中,可将所述传感器、力传感器2和运动传感器3安装至受试者所穿的氯丁橡胶袜子1。氯丁橡胶袜子1可包括用于方便穿脱的拉链4以及一个或多个刚性或半刚性的支持元件(未示出)。可通过导线将传感器2和3连接至控制器5,所述控制器5包括电源、如电池。控制器5可与计算机设备(如台式计算机或便携式计算机、智能手机或平板电脑)无线通讯,所述计算机设备执行一个或多个软件程序从而接收传感器数据并提供例如对检测到的运动进行的评估。

[0108] 图22A-图22E示出使用本发明所述的传感器系统的多种应用实例。图22A和图22B示出康复应用。图22C和图22D示出在评估表现情况下的康复应用。图22E是计算机游戏界面应用的一个实例。

[0109] 图22A示出受试者穿戴的肘部康复系统。所述系统可将数据传输至受试者的手机,所述手机能够将锻炼数据转发给护理提供者。所述系统可通过智能手机应用提醒受试者何时进行康复任务,并通过预设的例行程序指导受试者。图22B示出具有执行所需运动的界面的肘部康复系统。在这一实施方式中,传感器系统可与计算机系统(例如台式计算机/手提计算机,或嵌入TV、智能手机或其它计算设备内的系统)通讯,加强或监控物理治疗和/或职业性治疗。在这一实施方式中,可将传感器系统包裹在受试者关节(如肘部或腕部)处的护具中。传感器系统可包括一个或多个安装在放置于关节处的护具中的柔性传感器,以测量关节角的变化。关节角数据可存储于控制器中并与远程设备进行通讯。

[0110] 图22C示出多关节(例如肩部、肘部、腕部)的监测系统,所述系统由一组穿戴在每个关节上的护具(或单个护具,如从腕部延伸到肩部的套筒)组成,能够测量在体育活动中每一关节的表现。表现的数据可储存于本地设备上并在体育活动完成后提取,或可在活动

中于不同时间点无线传输至远程计算机。因此,在橄榄球游戏或网球比赛后,受试者和/或护理者能够分析运动数据并评估受试者的表现。

[0111] 图22D示出多关节(例如膝部和踝部)监测系统,所述系统由一组穿戴在每个关节上的护具(或单个护具,如从踝部延伸到臀部的套筒)组成,能够测量在体育活动中每一单独关节的表现。表现的数据可储存于本地设备并在体育活动完成后提取,或可在活动中于不同时间点无线传输至远程计算机。因此,在跑动或足球游戏后,受试者和/或护理者能够分析运动数据并评估受试者的表现。

[0112] 图22E示出用作计算机游戏界面的传感器系统。在这一实施方式中,受试者可将传感器护具或传感器带穿戴于其关节,从而可检测到任何所监测的关节的运动。可通过计算机游戏控制器控制游戏的一部分,从而对特定关节的运动进行解读。例如,腕部、肘部、膝部和踝部穿戴的监测护具可用于将关节角报告至计算机游戏系统。关节角的输入可用于评估使用者的运动,例如,在游戏中的舞蹈或跑动。

[0113] 可将前述传感器平台应用至多种应用,包括康复、临床运动评估、药物递送评估、生物力学和运动分析、计算机和游戏界面、人体建模、以及对表现改善的自我评估。

[0114] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于康复应用,包括远程康复应用。根据本发明,患者可在其正在试图康复的关节处穿戴模块单元,从而跟踪其恢复进程。例如,在ACL手术后,将在物理治疗 and 在家进行康复锻炼的过程中穿戴设计用于膝部的模块单元。物理治疗师可将锻炼的时间量与作为结果的表现进行比较。在保险不包括多个物理治疗疗程时,治疗师可登录进入安全数据存储站点(数据上传至这一站点)来检查病人在家表现的进展。此外,可将护具与用于患者恢复的自定义的计算机或智能手机应用绑定。这些应用提供实时的可视化来跟踪自引导的康复项目,并在患者希望不损伤关节的情况下提供实时警示。

[0115] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于临床运动评估应用,例如临床研究。在用于对与运动控制相关的病理进行改善的电学和力学辅助领域正在进行研究。根据本发明的系统可用于提供对于患者使用或不使用辅助装置的运动控制的信息。这些额外信息可用于临床评估和对新的辅助装置效力的评估。

[0116] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于药物递送评估应用。可植入的神经刺激器和可植入的药物泵显示出在多种疾病和疾患治疗中的希望。由于通常依赖于临床医生对症状(例如颤动)的观察或病人对症状的自我描述,在可能进行数小时、数周或数月的剂量范式(dosage paradigm)中,设定治疗水平和剂量仍然很困难。根据本发明的传感器系统实施方式可提供对运动参数的连续监控,并提供对调整个体药物递送进行评估的信息。

[0117] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于生物力学应用,包括(实验室外或临床)领域的应用。目前用于运动分析的方法局限了收集实验室环境之外的数据的能力。根据本发明的系统可用于获得真实情况下(与简化或模拟的实验室锻炼相对)的生物力学的测定。例如,在运动医学中,由于包裹传感器的柔性衣物与游戏中惯用穿戴的护具相同,可将根据本发明的模块系统用于进一步评估治疗和处理策略。除策略外,可对体育损伤得出更透彻的理解。目前,可通过损伤前或损伤后进行的生物力学分析对损伤进行评估。使用本文所述的实施方式,运动员可在运动中穿戴传感系统。如果发生损伤,可基于损伤时的生

物力学进行评估。对于多种常见而并不完全了解的损伤(例如跑步者的膝部、跟腱损伤、ACL扭伤和撕裂等),这将是有益的。除了体育活动外,可进一步理解其他活动中的损伤,例如音乐、舞蹈或职业病。例如,可对如钢琴演奏者的腕管综合症、小提琴演奏中的肌肉痉挛、舞者膝部损伤进行研究,从而改进技术、减少损伤并对损伤后的康复进行优化。

[0118] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于计算机和游戏界面应用。许多游戏系统正在步入基于运动的系统控制。通过使用模块传感器系统,可将游戏系统或计算机的界面开发为基于直接对使用者的运动进行测量的控制软件程序。在这一实施方式中,可选择游戏应用所需的最小数目的传感器从而将传感器的数目最小化。此外,在相关应用中,可开发特定的计算机界面以允许残疾人使用者使用有限的生物力学功能控制计算机系统。

[0119] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于人体建模。可通过与其它传感器或传感器系统的组合,将根据本发明的传感器系统用于获得有关躯体的信息。例如,具有关节角信息的耦合惯性数据可有助于对躯体质量和惯性性质的更好预测。在另一实例中,通过对带有应变传感器的生物力学系统施加已知的力,可获得对关节刚度的评估。反之,通过对关节施加额外的已知刚度,可获得使用者的动力产生能力的信息。

[0120] 根据本发明的一些实施方式,可将传感器系统用于个人表现系统应用。用于自评估的个人系统数量大量增加,包括用于评估个人每天步数或跑步速度的计步器和加速计。本发明所述的传感器系统可成为能够为个人提供用于自我训练并通过实时反馈进行评估的个人表现信息平台的部件。例如,马拉松训练者能够知晓由于疲劳其生物力学将如何变化。同样需要关注躯体的姿势和定位的技能获取(例如舞蹈、功夫、太极、瑜伽、高尔夫、篮球、橄榄球、足球等)也能够得到改进。

[0121] 其它实施方式在本发明的精神和范围内。例如,由于软件的性质,可用软件、硬件、固件、硬接线或其任意组合实施本文所述的功能。特征执行功能还可在物理上处于多个位置,包括被分配使得功能的部分在不同的物理位置被执行。

[0122] 此外,当上述说明书涉及本发明,所作说明可包括多于一个的发明。

[0123] 本文引用下列参考文献,以引用的方式将下列参考文献并入本文。

[0124] 1.Marculescu D et al2003Electronic textiles:a platform for pervasive computing Proc.IEEE91 1995-2018

[0125] 2.Stirling L,Yu C-H,Miller J,Wood R,Goldfield E and Nagpal R2010Applicability of shape memory alloy wire for an active,soft orthotic Proc.Int.Conf.Shape Memory and Superelastic Technologica(Pacific Grove,CA) pp20-1

[0126] 3.Rogers J A and Huang Y2009A curvy,stretchy future for electronics Proc.NatlAcad.Sci.USA106 10875-6

[0127] 4.Khang D-Y,Jiang H,Huang Y and Rogers J A2006A stretchable form of single-crystal silicon for high-performance electronics on rubber substrates Science311 208-12

[0128] 5.Kim D-H,Ahn J-H,Choi W M,Kim H-S,Kim T-H,Song J,Huang Y Y,Liu Z,Lu C and Rogers J A2008Stretchable and foldable silicon integrated circuits

Science320 507-11

[0129] 6.Dickey M D,Chiechi R C,Larsen R J,Weiss E A,Weitz D A and Whitesides G M2008Eutectic gallium-indium(EGaIn):a liquid metal alloy for the formation of stable structures in microchannels at room temperature Adv.Funct.Mater.181097-104

[0130] 7.So J-H,Thelen J,Qusba A,Hayes G J,Lazzi G and Dickey M D2008Reversibly deformable and mechanically tunable fluidic antennas Adv.Funct.Mater.18 1097-104

[0131] 8.Kim H-J,Son C and Ziaie B2008A multiaxial stretchable interconnect using liquid-alloy-filled elastomeric microchannels Appl.Phys.Left.92 011904

[0132] 9.Duffy D C,McDonald J C,Schueller O J A and Whitesides G M1998Rapid prototyping of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane) Anal.Chem.70 4974-84

[0133] 10.Unger M A,Chou H-P,Thorsen T,Scherer A and Quake S R2000Monolithic microfabricated valves and pumps by multilayer soft lithography Science288 113-6

[0134] 11.Quake S R and Scherer A2000From micro-to nano-fabrication with soft materials Science2901536-40

[0135] 12.Hoshi T and ShinodaH2006Robot skin based on touch-area-sensitive tactile element Proc.IEEE Int.Conf.on Robotics and Automation(ICRA'06) (Orlando,FL,May2006) pp3463-8

[0136] 13.Chigusa H,Makino Y and ShinodaH2007Large area sensor skin based on two-dimensional signal transmission technology Proc.IEEE EuroHaptics Conf.and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WHC'07) (Tsukuba,Japan,March2007) pp151-6

[0137] 14.Yoshikai T,Fukushima H,Hayashi M and Inaba M2009Development of soft stretchable knit sensor for humanoids'whole-body tactile sensibility Proc.IEEE-RAS Int.Conf.on Humanoid Robots(ICHR'09) (Paris,France.Dec.2009) pp624-31

[0138] 15.Cotton D,Graz I M and Lacour S P2009A multifunctional capacitive sensor for stretchable electronic skins IEEE Sensors J.9 2008-9

[0139] 16.Alirezaei H,Nagakubo A and Kuniyoshi Y2007A highly stretchable tactile distribution sensor for smooth surfaced humanoids Proc.IEEE-RAS Int.Conf.on Humanoid Robots(ICHR'07) (Pittsburgh,PA,Nov.2007) pp167-73

[0140] 17.Ventrelli L,Beccai L,Mattoli V,Menciassi A and Dario P2009Development of a stretchable skin-like tactile sensor based on polymeric composites Proc.IEEE Int.Conf.on Robotics and Biomimetics(ROBIO'09) (Guilin, China,Dec.2009) pp123-8

[0141] 18.Lacasse M-A,Duchaine V and Gosselin C2010Characterization of the

electrical resistance of carbon-black-filled silicone:application to a flexible and stretchable robot skin Proc.IEEE Int.Conf.on Robotics and Automation (ICRA'10) (Anchorage,AK,May2010) pp4842-8

[0142] 19.Wettels N,Santos V J,Johansson R S and Loeb G E2008Biomimetic tactile sensor array Adv.Robot.22 829-49

[0143] 20.Tseng W-Y,Fisher J S,Prieto J L,Rinaldi K,Alapati G and Lee A P2009Aslow-adapting microfluidic-based tactile sensor J.Micromech.Microeng.19 085002

[0144] 21.Noda K,Iwase E,Matsumoto K and Shintoyama12010Stretchable liquid tactile sensor for robot-joints Proc.IEEE Int.Conf.on Robotics and Automation (ICRA'10) (Anchorage,AK,May2010) pp4212-7

[0145] 22.Takei K,Takahashi T,Ho J C,Ko H,Gillies A G,Leu P W,Fearing R S and Javey A2010Nanowire active-matrix circuitry for low-voltage macroscale artificial skin Nature Mater.9 821-6

[0146] 23.Whitney R J1949The measurement of changes in human limb-volume by means of a mercury-in-rubber strain gauge Proc.Physiol.Soc.109 5-6

[0147] 24.Rastrelli L U,Anderson E L and Michie J D1967Elastomeric strain gauge US Patent3,304,528

[0148] 25.Pique A,Chrissey D B,Fitz-Gerald J M,McGill R A,Auyeung R C Y,Wu H D,Lakeou S,Nguyen V,Chung R and Duignan M1967Direct writing of electronic and sensor materials using a laser transfer technique J.Mater.Res.15 1872-5

[0149] 26.Menon R,Patel A,Gil D and Smith H12005Maskless lithography Mater.Today8 26-33

[0150] 27.Xia Y and Whitesides G M1998Soft lithography Annu.Rev.Mater.Sci.28 153-84

[0151] 28.Tada H,Paris P C and Irwin G R2000The Stress Analysis of Cracks Handbook3rd edn(New York:ASME Press)

[0152] 29.Anderson T L2005Fracture Mechanics:Fundamentals and Applications3rd edn(Boca Raton,FL:Taylor and Francis)

[0153] 30.Anderson T L2005Theory of Elasticity3rd edn(New York:McGraw-Hill)

[0154] 31.Tajima R,Kagami S,Iinaba M,and Inoue H,“Development of soft and distributed tactile sensors and the application to a humanoid robot,” Adv.Rob.,vol.16,no.4,pp.381-397,2002.

[0155] 32.Park Y-L,Ryu S C,Black R J,Chau K,Moslehi B,and Cutkosky M R, “Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-bragg-grating sensors,” IEEE Trans.Rob.,vol.25,no.6,pp.1319-1331,December2009.

[0156] 33.Park Y-L,Chen B,Young D,Stiffling L,Wood R J,Goldfield E,and Nagpal R, “Bio-inspired active soft orthotic device for ankle foot pathologies,” in Proc.IEEE/RSJ Int.Conf.Intell.Rob.Syst.,San Francisco,CA,September2011.

[0157] 34.Park Y-L,Majidi C,Kramer R,Berard P,and Wood R J,“Hyperelastic pressuresensing with a liquid-embedded elastomer,”J.Micromech.Microeng., vol.20,no.12,2010.

[0158] 35.Herr H M and Kornbluh R D,“New horizons for orthotic and prosthetic technology:artificial muscle for ambulation,”in Proc.SPIE, vol.5385,2004,pp.1-9.

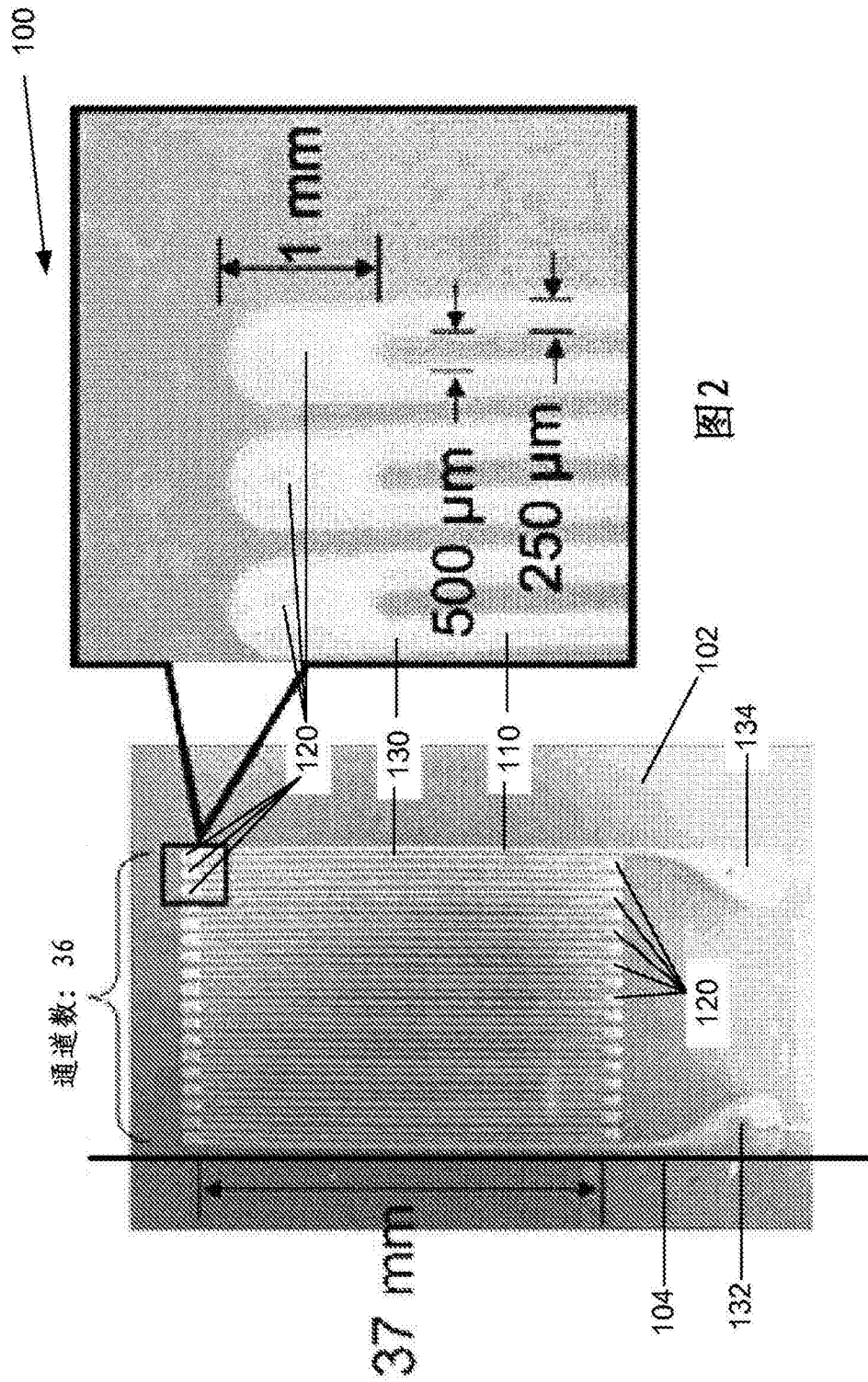


图2

图1

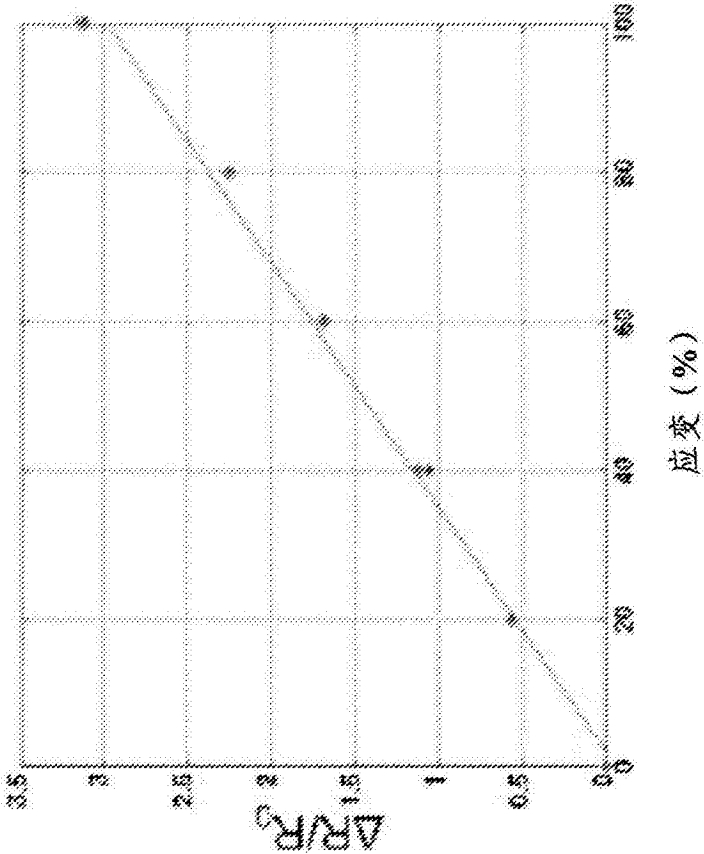


图3

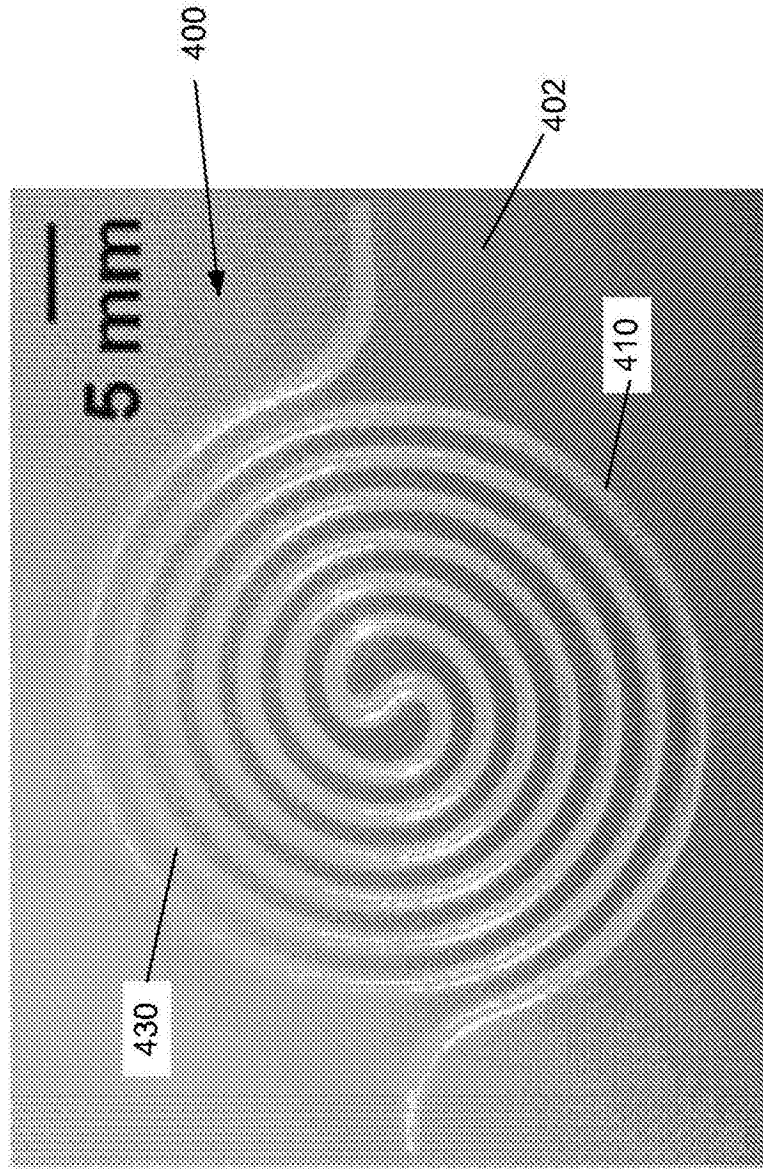


图4

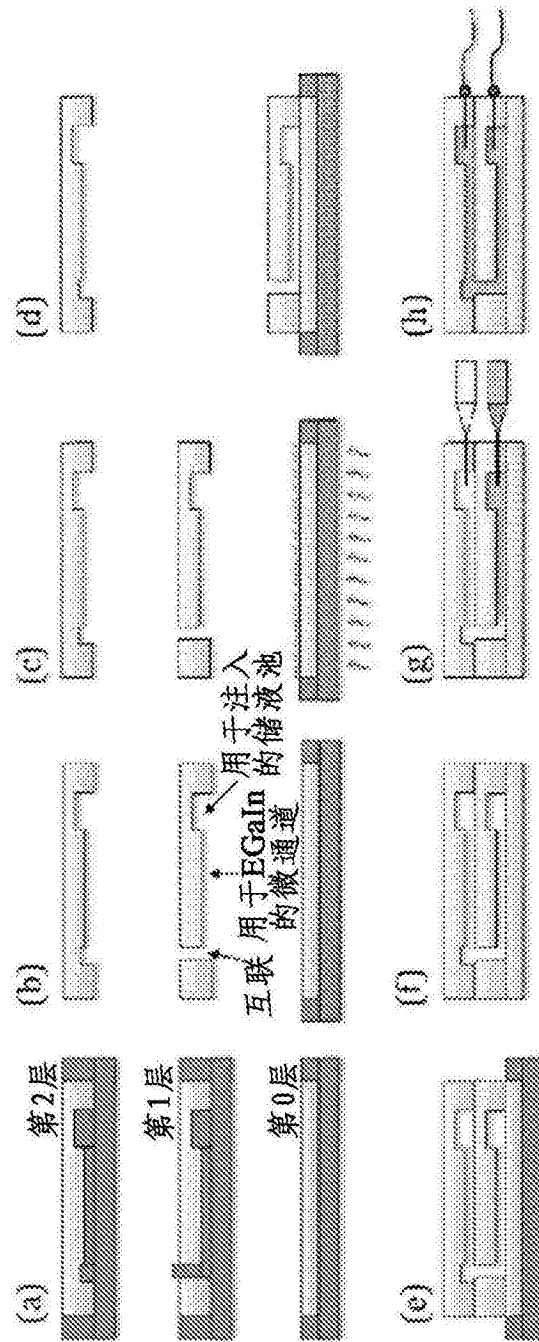


图5

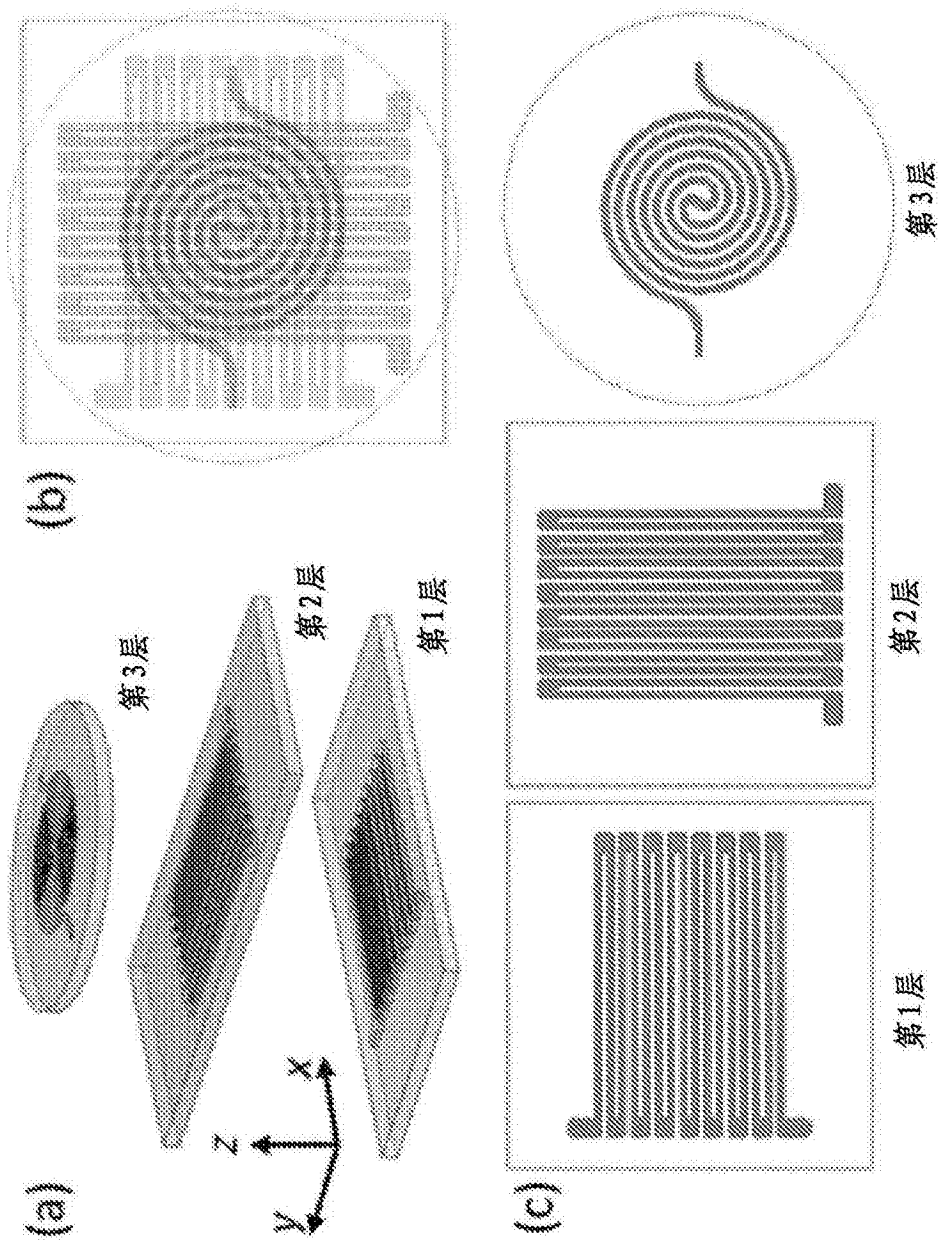


图6

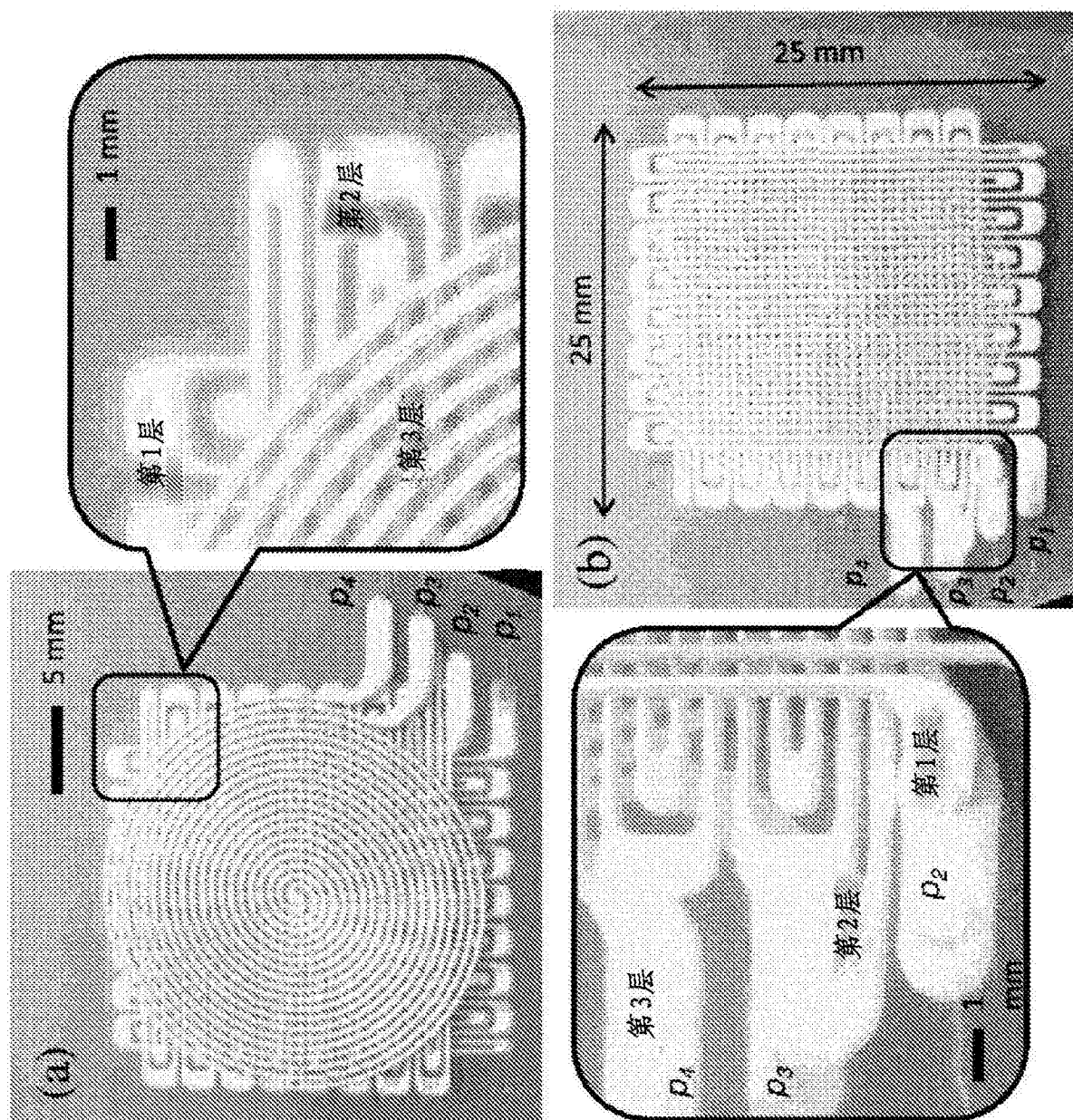


图7

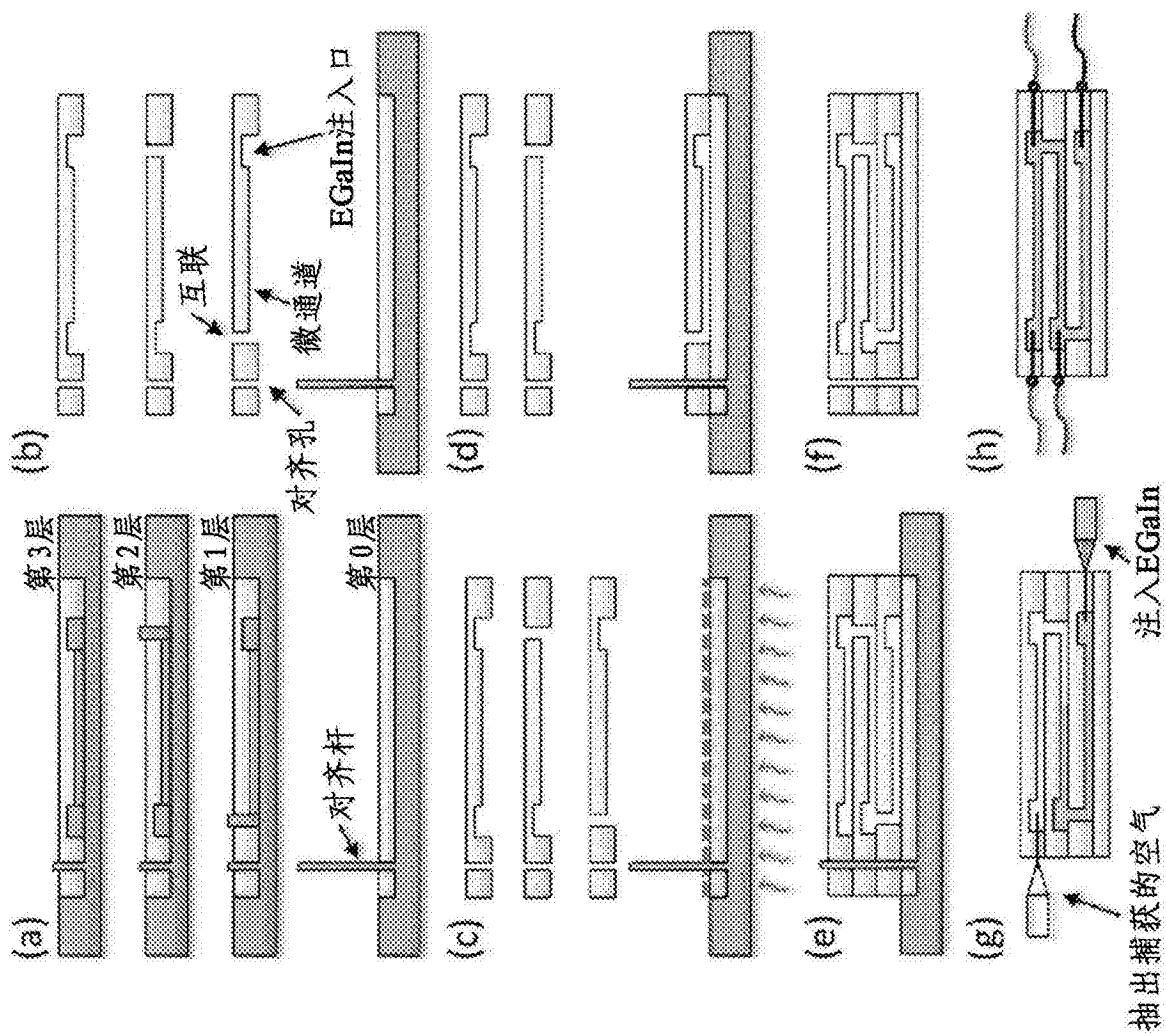


图8

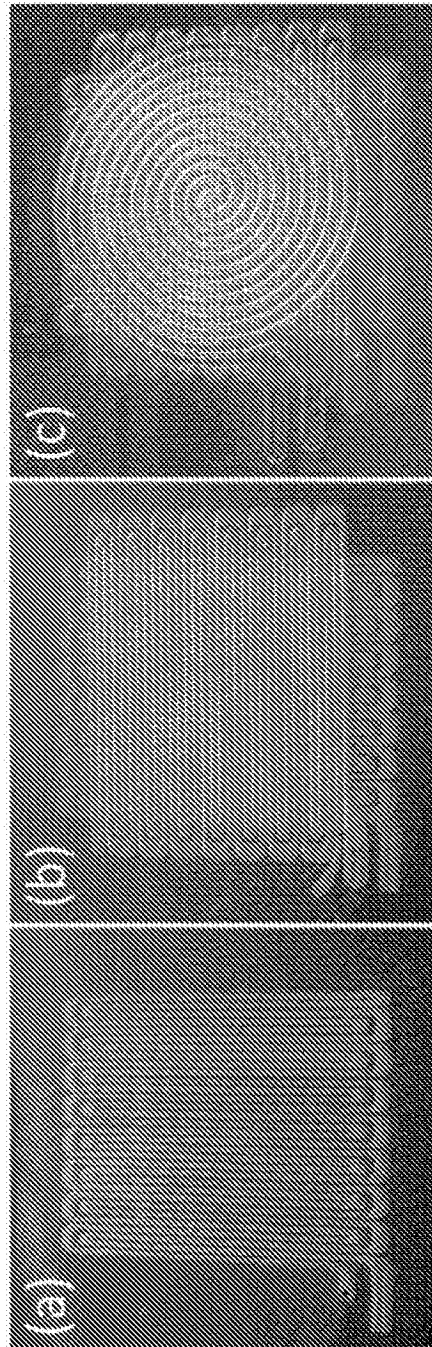


图9

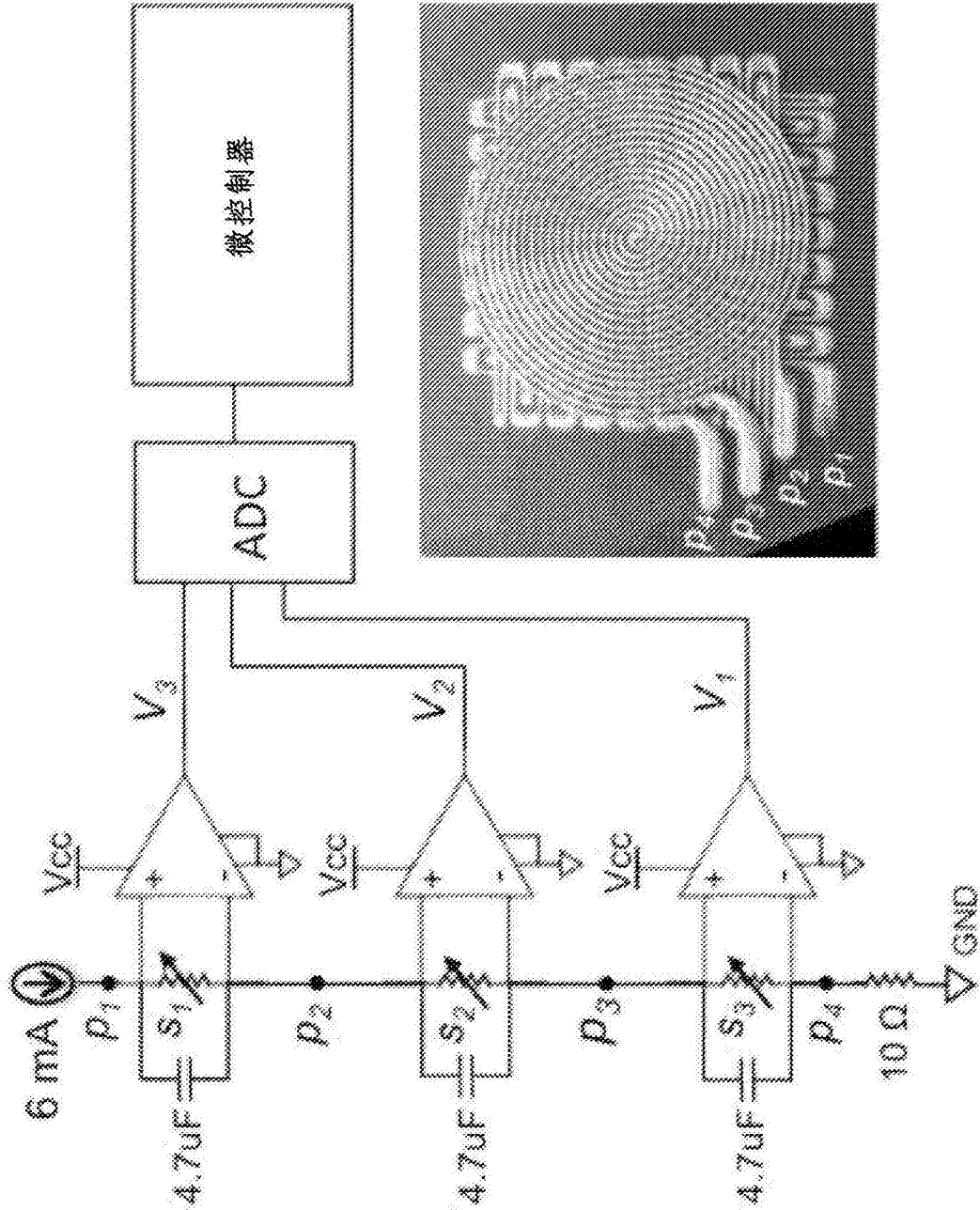


图10A

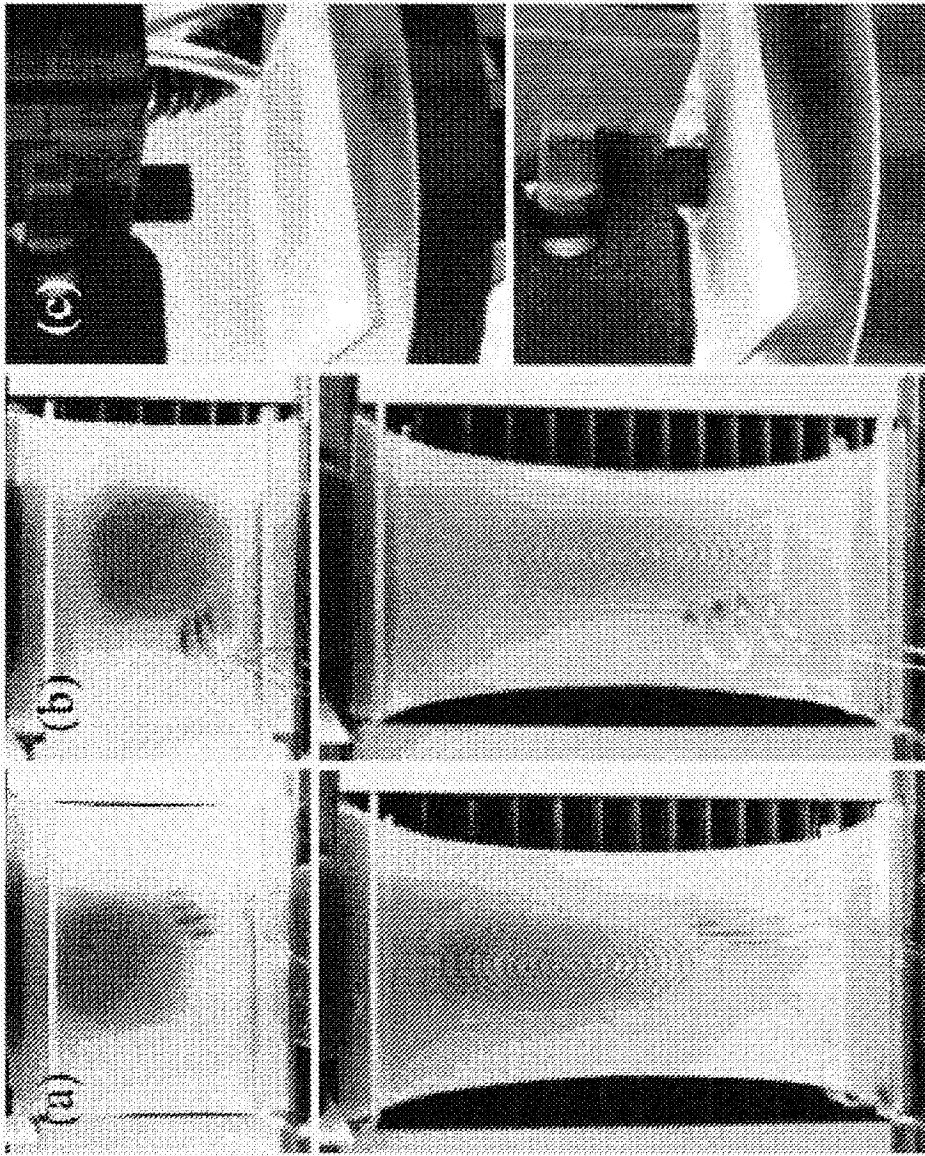


图10B

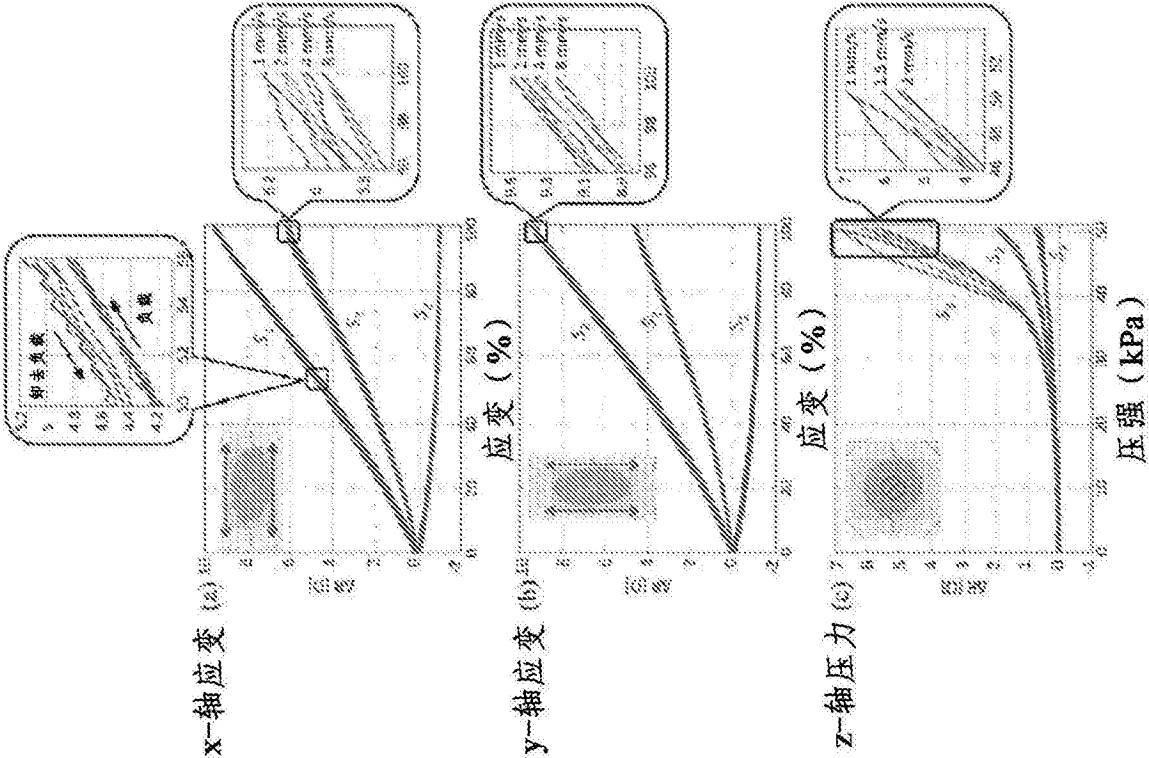


图11

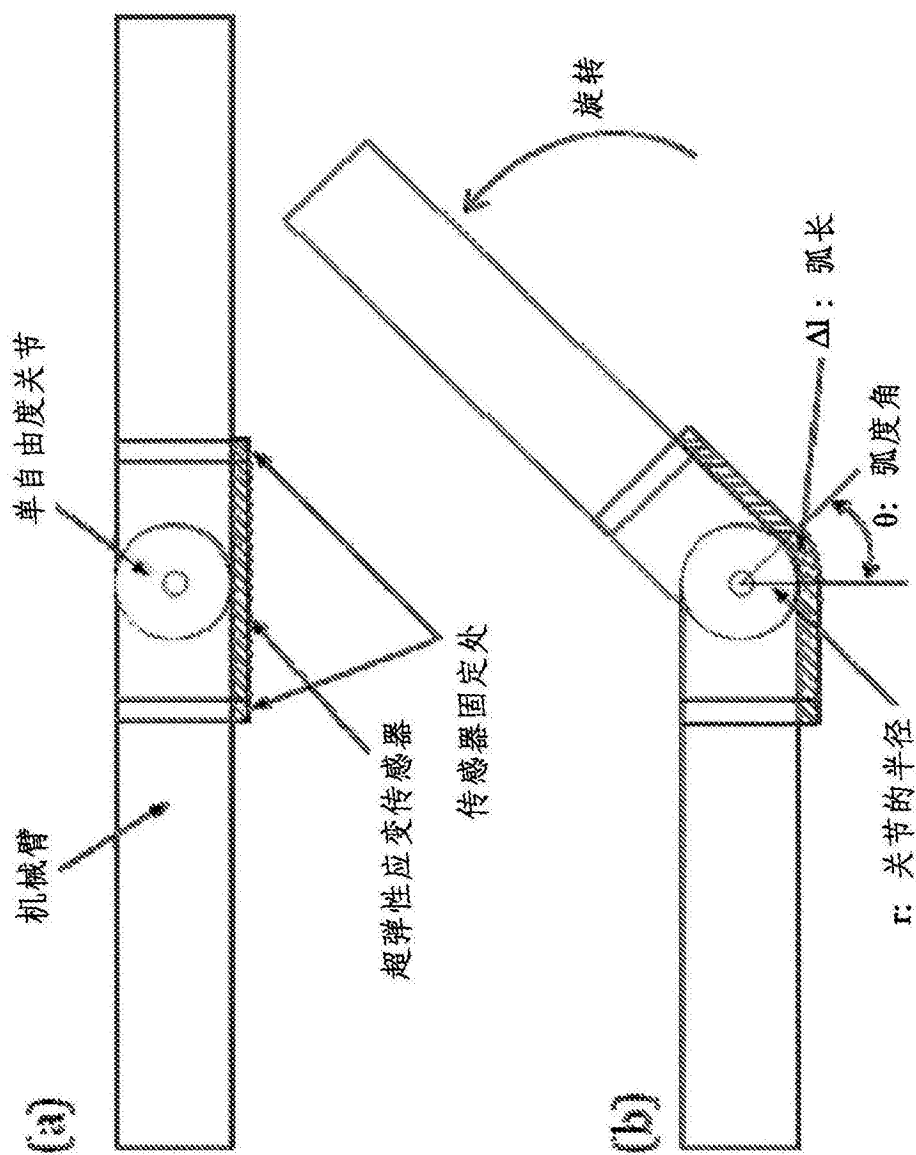


图12

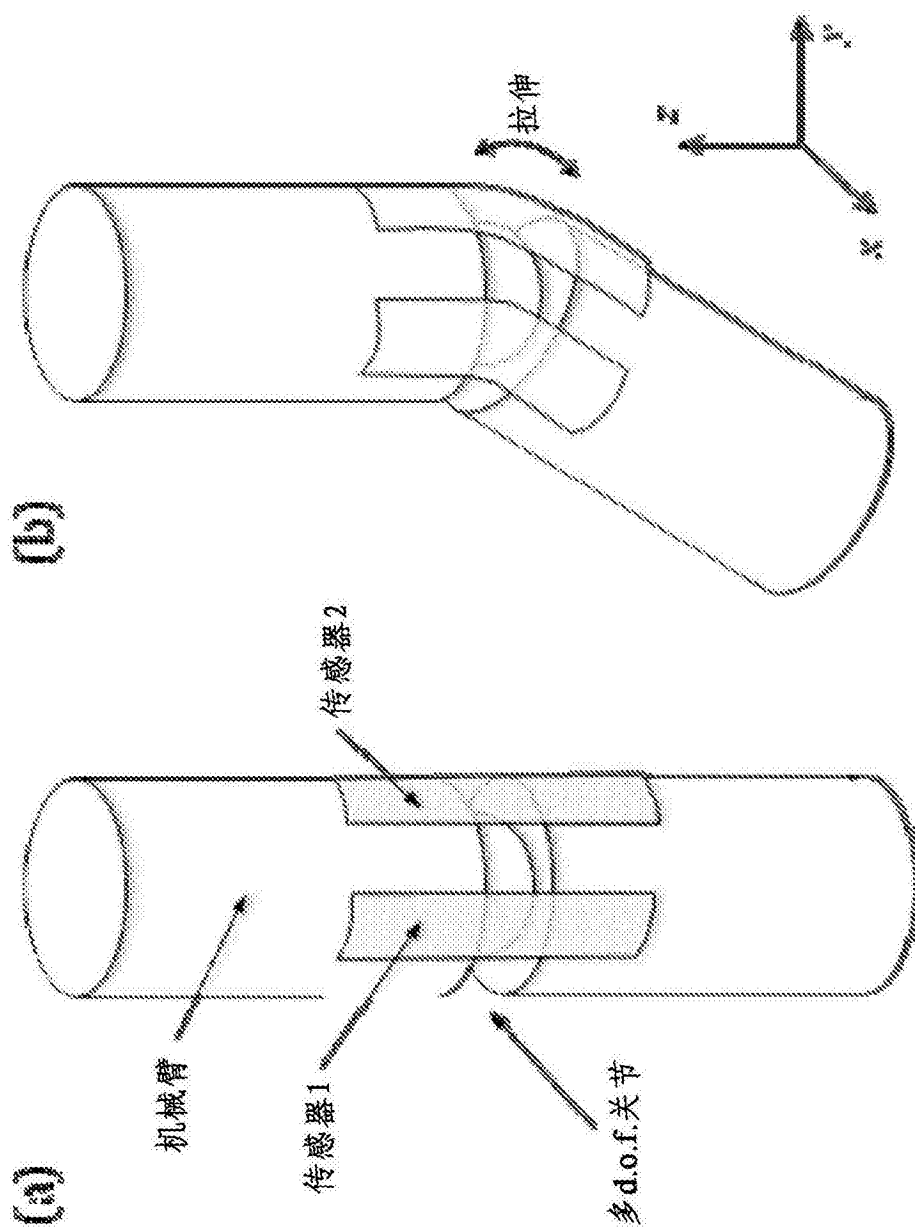


图13

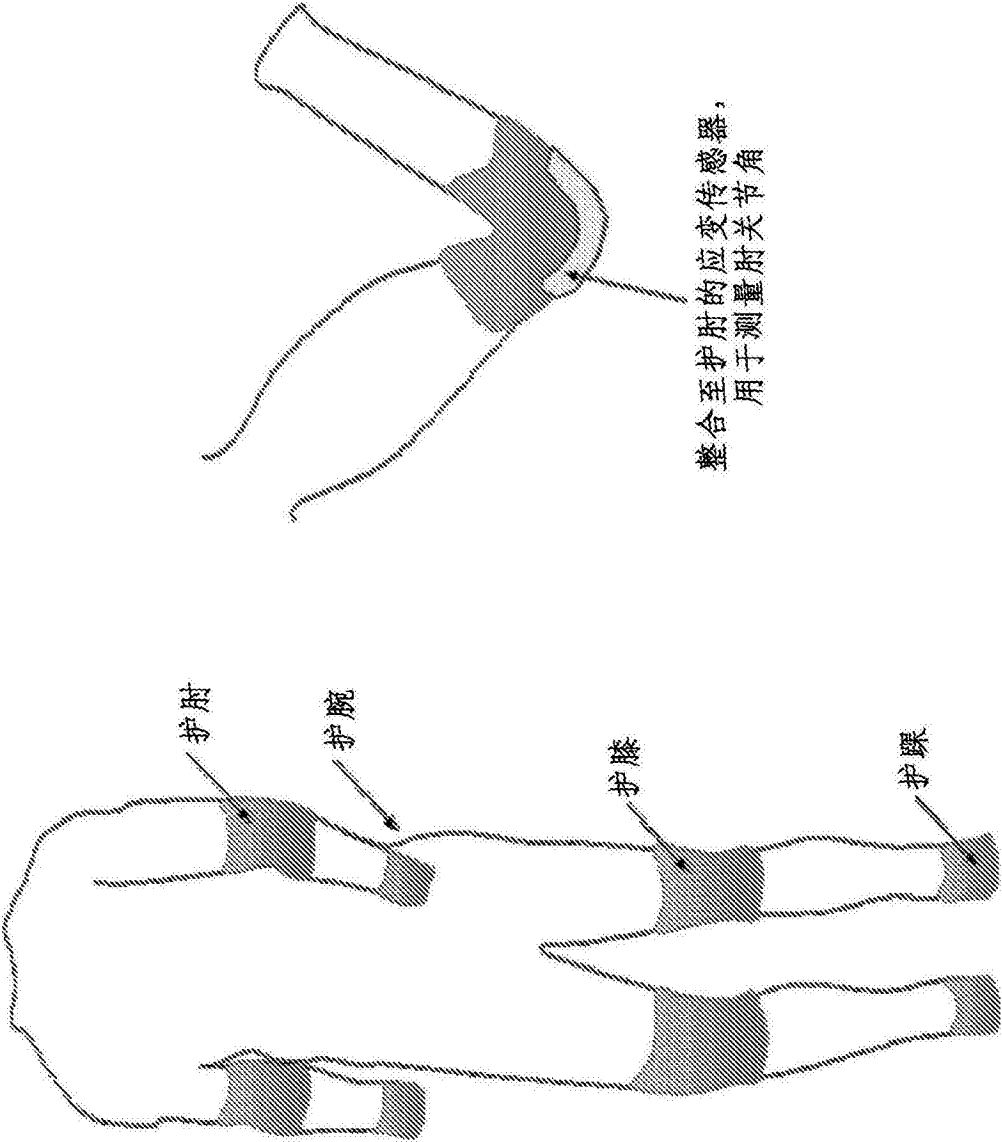


图14

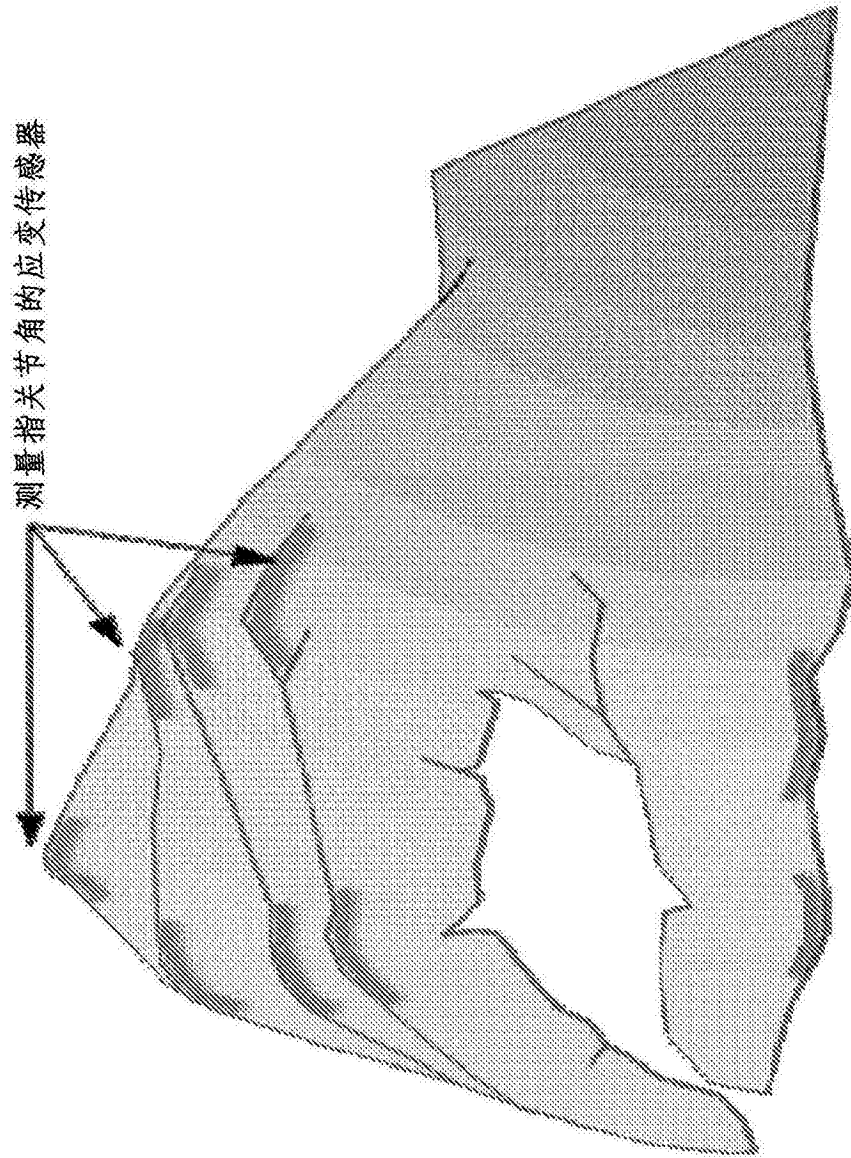


图15

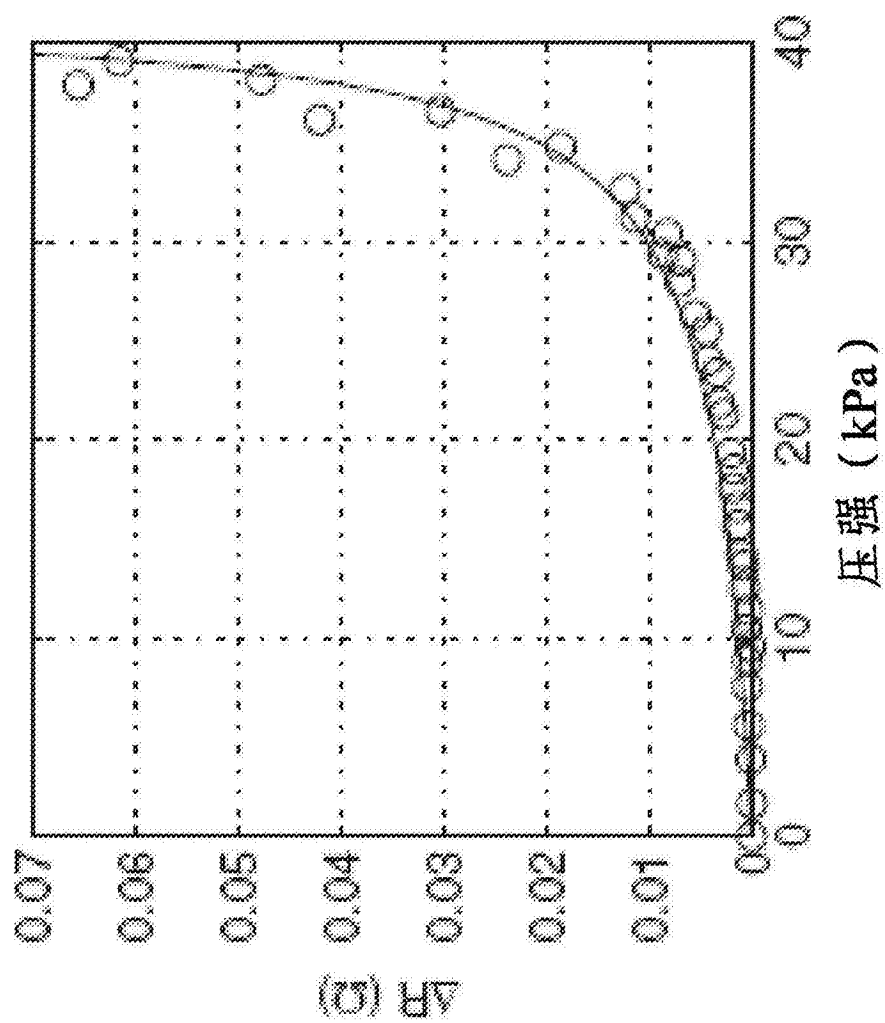


图16

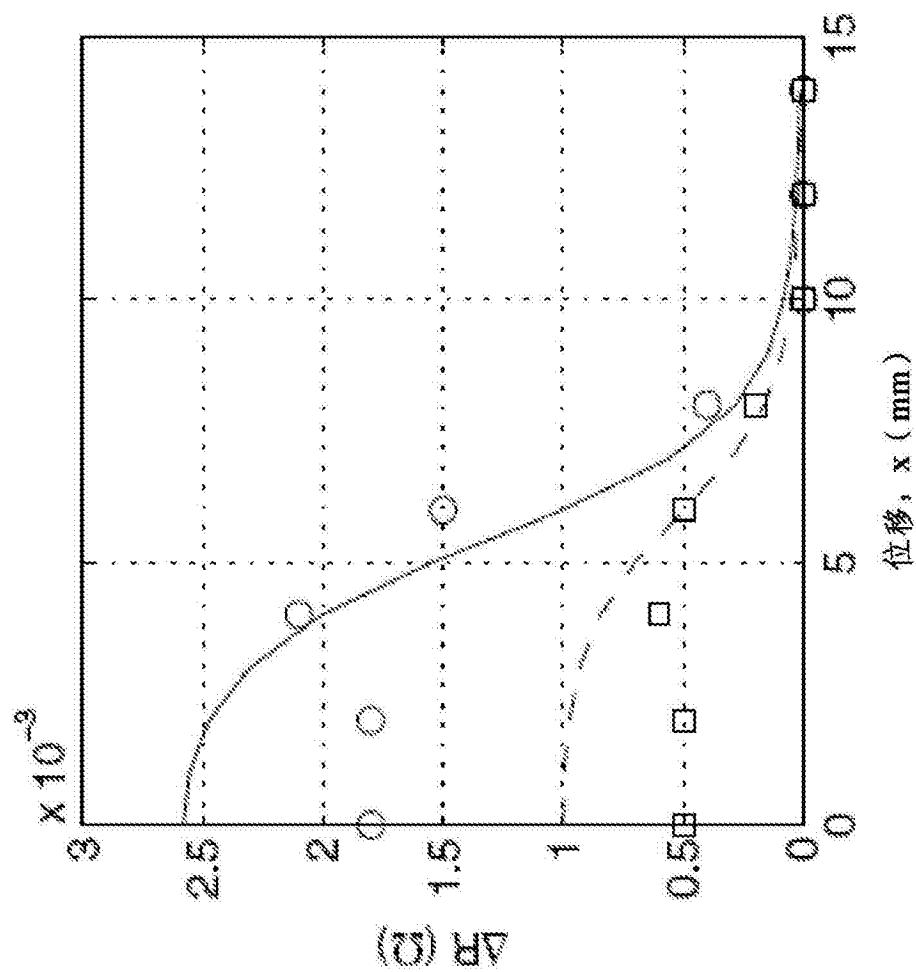


图17

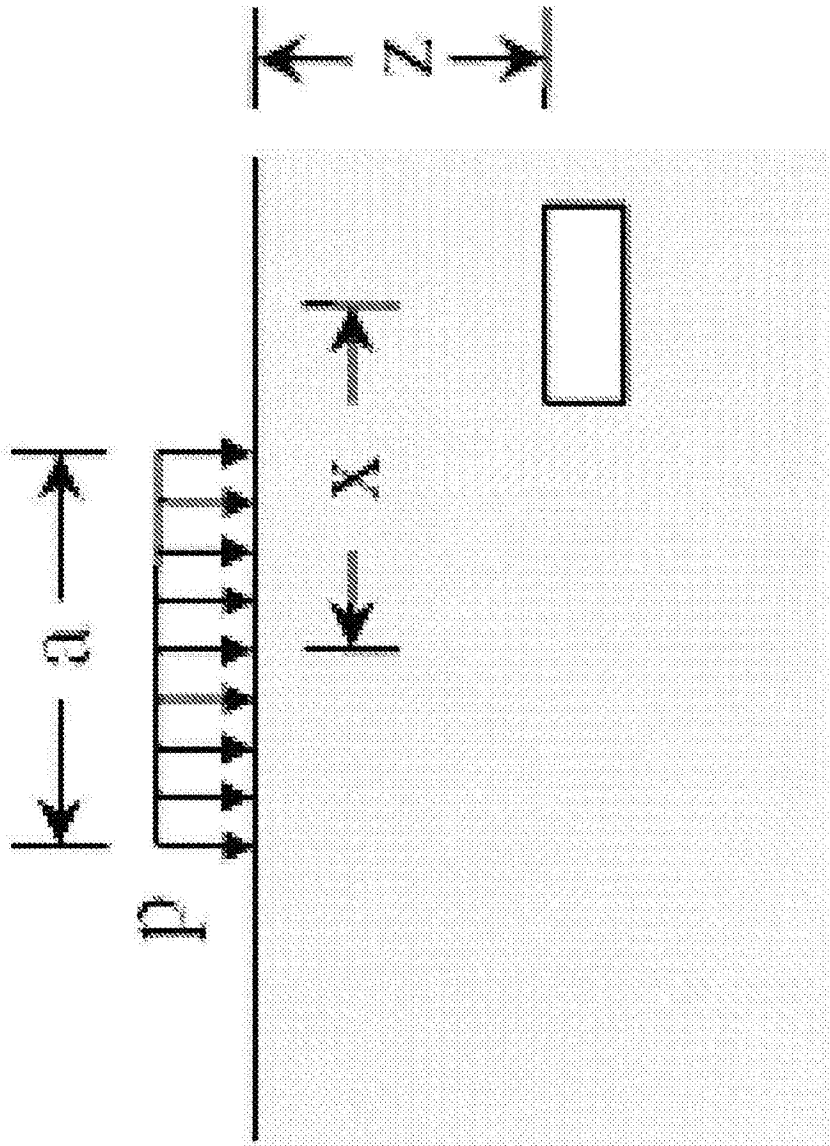


图18

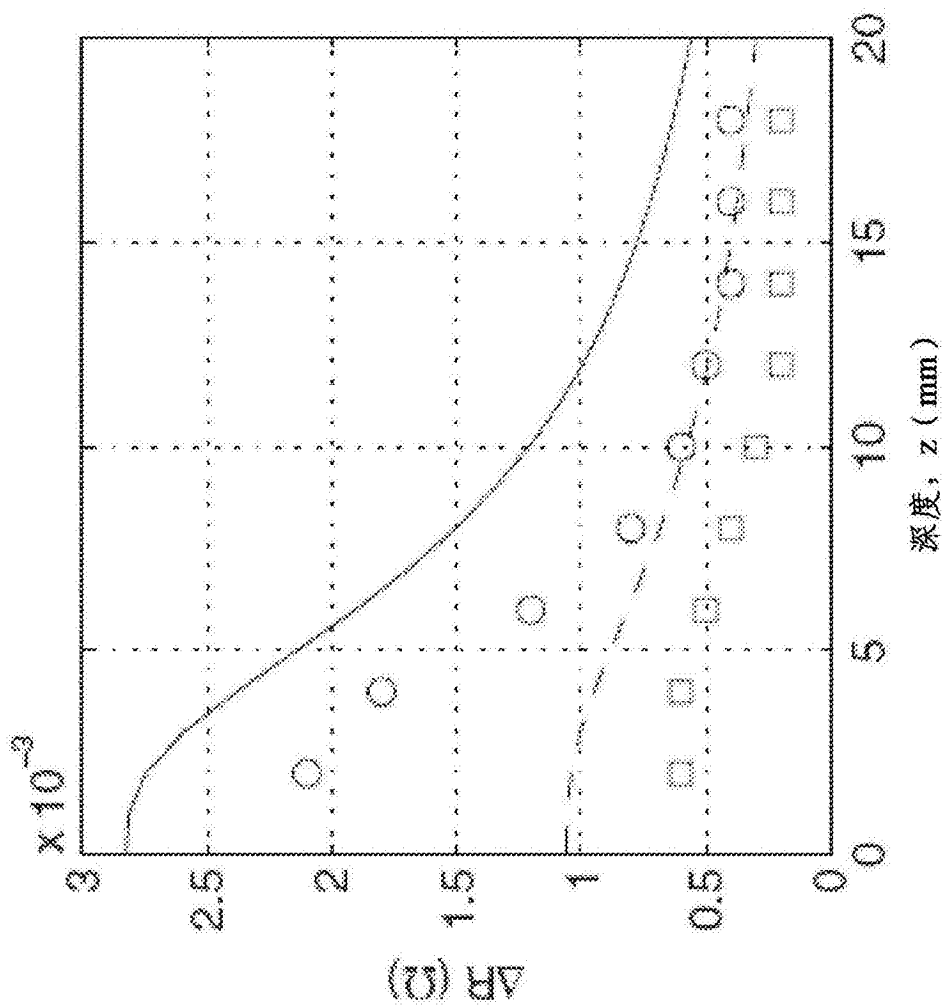


图19

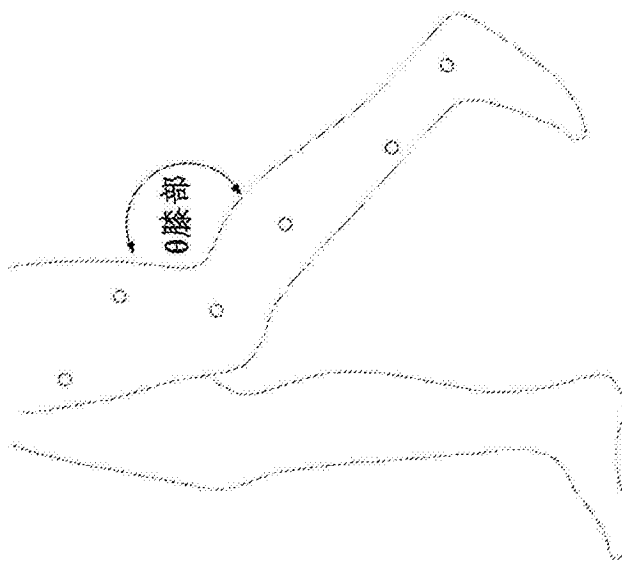


图20A

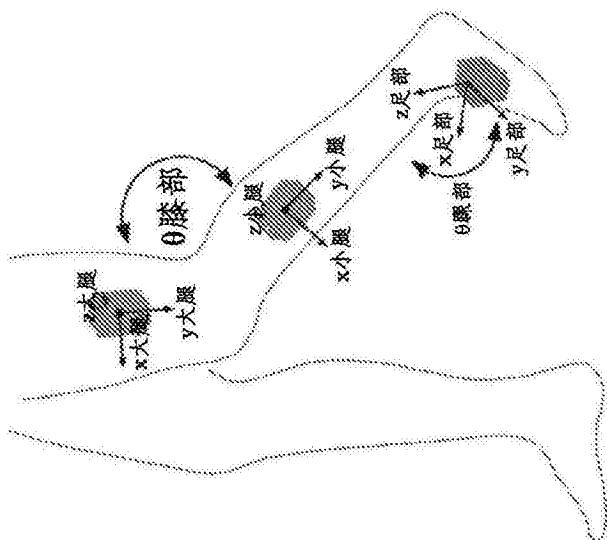


图20B

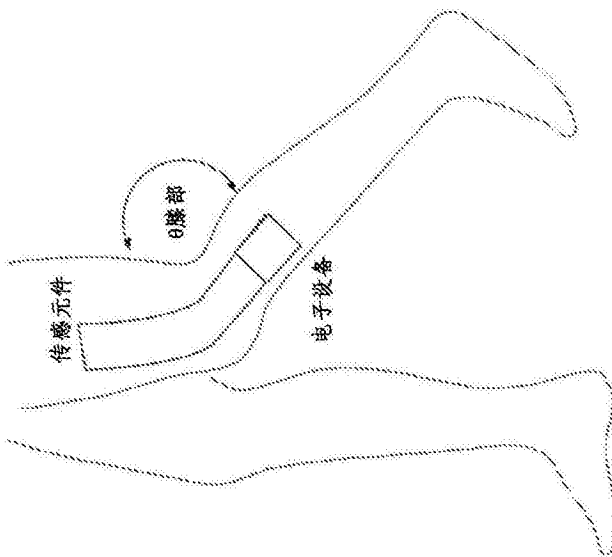


图20C

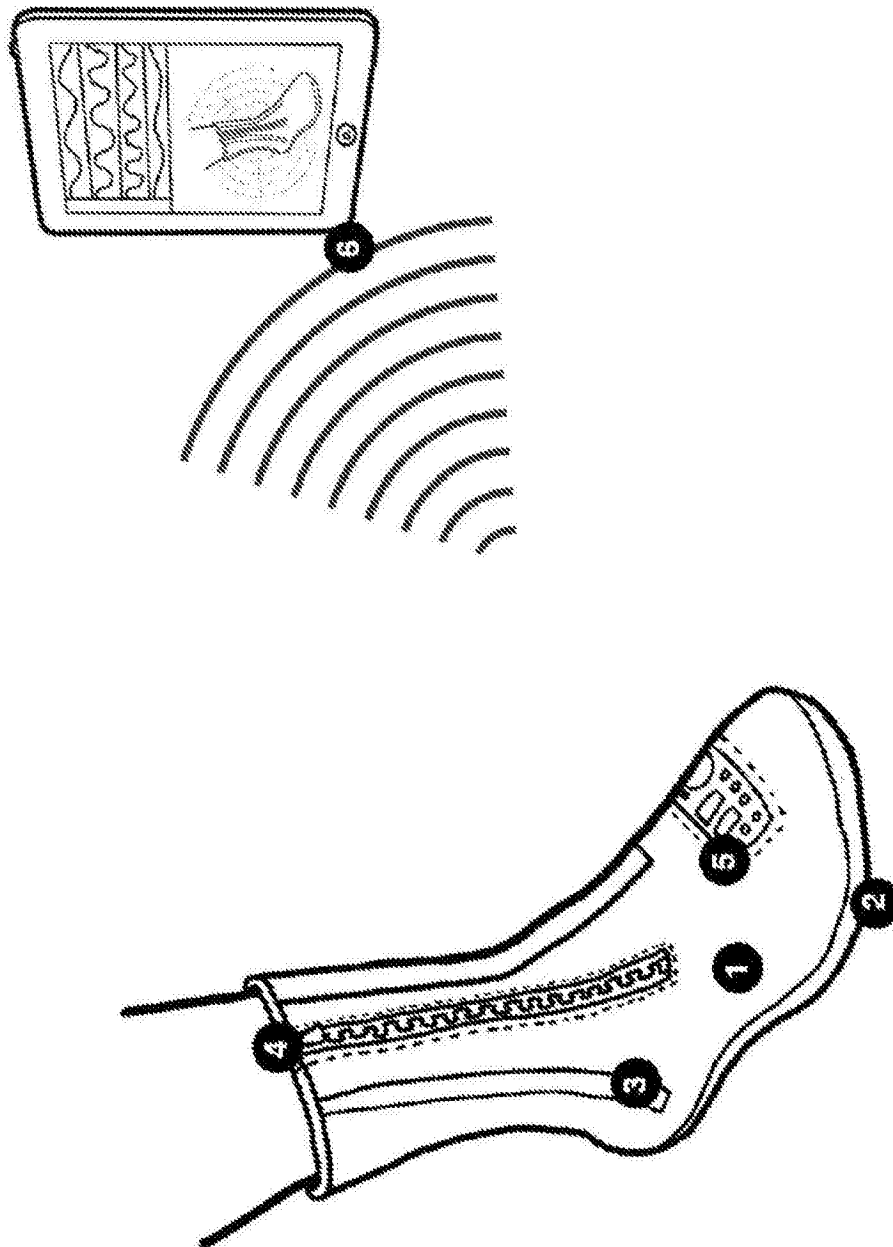


图21

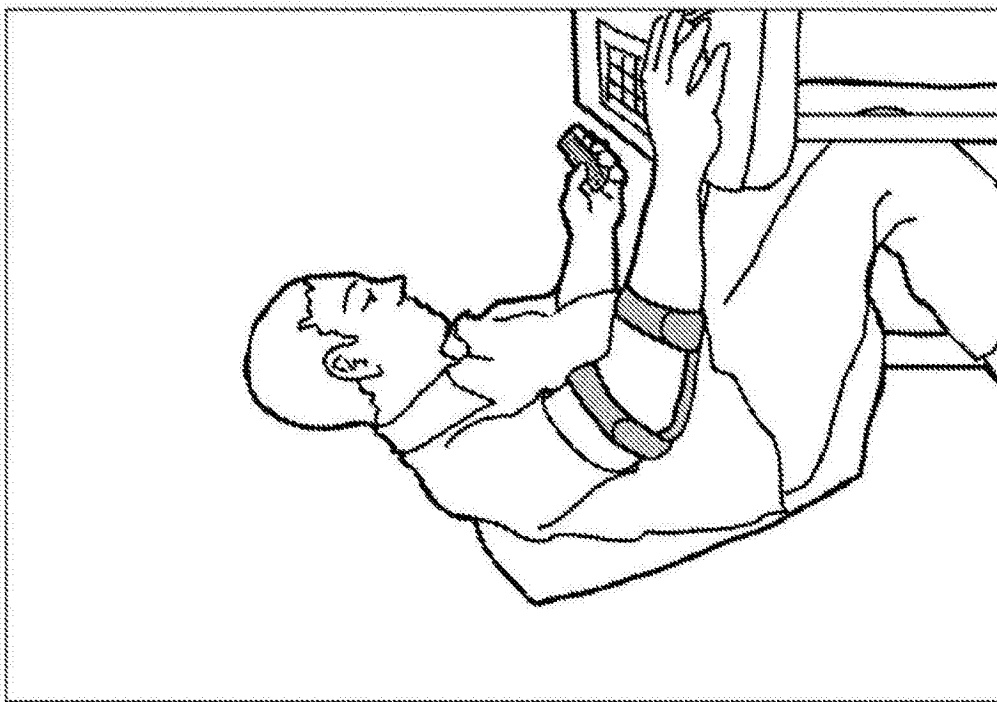


图22A

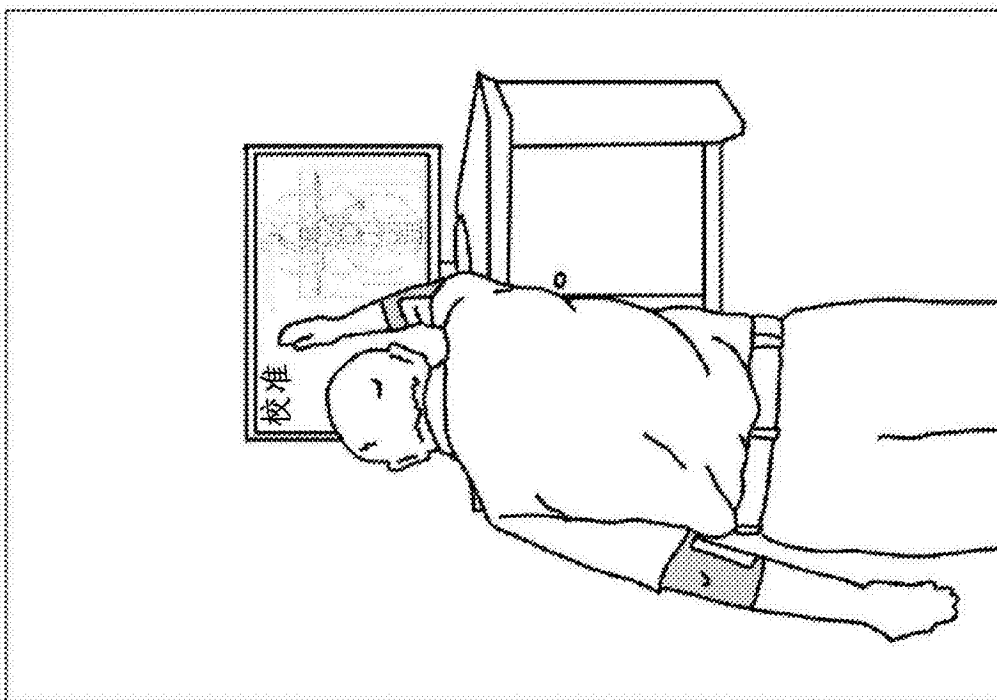


图22B

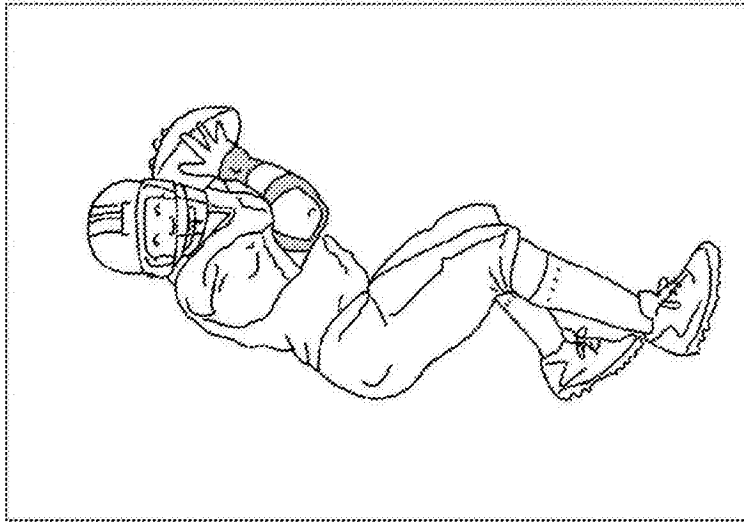


图22C

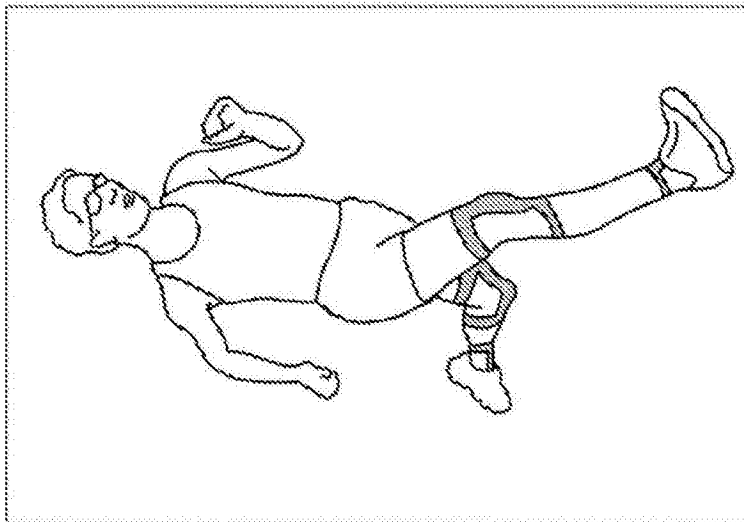


图22D

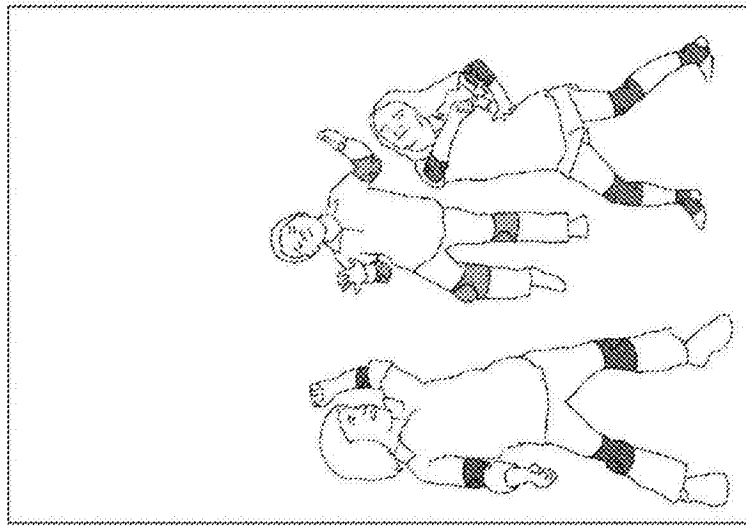


图22E