



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110383021 B

(45) 授权公告日 2021.07.20

(21) 申请号 201780087901.0

托马尔·宾特赛安

(22) 申请日 2017.12.27

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110383021 A

代理人 张瑞 杨明钊

(43) 申请公布日 2019.10.25

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

G01L 1/18 (2006.01)

62/442,189 2017.01.04 US

G01L 1/14 (2006.01)

15/827,493 2017.11.30 US

A61B 5/02 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.03

(56) 对比文件

JP H1043350 A, 1998.02.17

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2017/058419 2017.12.27

CN 101299960 A, 2008.11.05

US 2014369530 A1, 2014.12.18

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/127773 EN 2018.07.12

WO 2014165908 A1, 2014.10.16

CN 103961073 A, 2014.08.06

CN 106197774 A, 2016.12.07

CN 1572237 A, 2005.02.02

(73) 专利权人 利弗梅特里克(医疗)股份公司
地址 卢森堡卢森堡

单新颖等.可穿戴技术在康复辅具领域的应用研究.《中国康复医学杂志》.2016,

(72) 发明人 尼尔·埃夫拉伊姆·约瑟夫·塔尔
阿迪·拉比诺维奇

审查员 夏丹丹

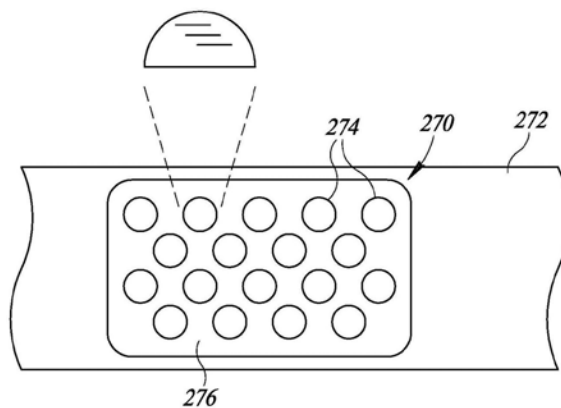
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

使用电阻式力传感器阵列的血压测量系统

(57) 摘要

一种新颖且有用的压力传感器阵列包括由作为衬底的导电膜构成的传感器元件。市售的导电(即压阻式)膜的示例包括Velostat和Linqstat。可穿戴设备被描述成包括具有柔性特性的压力传感器阵列和在传感器元件与用户皮肤之间的生物相容性材料界面。该压力传感器阵列使用导电膜作为衬底,并以合适的构造放置一对导体以形成单独的传感器元件。当向导电膜施加压力时,传感器元件检测导电膜的电阻的变化。传感器元件可以以交叉指型或相对的构造实现。传感器阵列还包括在传感器元件的顶部上的用于将施加的压力传递或聚焦到导电膜的机械界面。



CN 110383021 B

1. 一种用于血压信号采集的传感器,包括:
具有顶表面和底表面的衬底,所述衬底包括电阻式导电力感测膜;
机械元件,其耦合到所述感测膜的所述顶表面,所述机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自所述机械元件的顶表面的压力传递到所述感测膜;和
一对导电元件,其固定于所述感测膜的所述顶表面或底表面之一,所述一对导电元件间隔开,使得在向所述机械元件施加压力时所述感测膜的电阻变化能够被检测到,
其中,所述机械元件包括相对硬的圆筒和填充所述圆筒的相对软的材料,所述圆筒可操作以用于通过所述软的材料将来自用户的压力波引导至所述感测膜。
2. 根据权利要求1所述的传感器,其中,所述感测膜包括压阻式导电膜,当压力施加到所述压阻式导电膜时该压阻式导电膜的电阻减小。
3. 根据权利要求1所述的传感器,其中,所述感测膜包括Velostat导电膜和Linqstat导电膜中的至少一种。
4. 根据权利要求1所述的传感器,其中,所述机械元件包括硬质材料和软质材料中的至少一种。
5. 根据权利要求4所述的传感器,其中,所述硬质材料包括树脂、塑料、水泥中的至少一种。
6. 根据权利要求4所述的传感器,其中,所述软质材料包括凝胶、聚合物、聚二甲基硅氧烷(PDMS)和硅树脂中的至少一种。
7. 根据权利要求1所述的传感器,其中,所述一对导电元件包括交叉指型的第一导电元件和第二导电元件。
8. 根据权利要求7所述的传感器,其中,所述交叉指型的第一导电元件和第二导电元件被印刷在所述感测膜的所述底表面上。
9. 根据权利要求1所述的传感器,还包括传感器电路,所述传感器电路耦合到所述一对导电元件并且可操作以用于根据施加到所述机械元件的压力来产生数字信号。
10. 一种用于血压信号采集的传感器,包括:
具有顶表面和底表面的衬底,所述衬底包括电阻式导电力感测膜;
第一导电元件,其固定于所述感测膜的所述顶表面;
机械元件,其耦合到所述第一导电元件,所述机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自所述机械元件的顶表面的压力传递到所述感测膜;
第二导电元件,其固定于所述感测膜的所述底表面,所述第一导电元件和所述第二导电元件间隔开,使得在向所述机械元件施加压力时所述感测膜的电阻变化能够被检测到,
其中,所述机械元件包括相对硬的圆筒和填充所述圆筒的相对软的材料,所述圆筒可操作以用于通过所述软的材料将来自用户的压力波引导至所述感测膜。
11. 根据权利要求10所述的传感器,其中,所述感测膜包括压阻式导电膜,当压力施加到所述压阻式导电膜时该压阻式导电膜的电阻减小。
12. 根据权利要求10所述的传感器,其中,所述感测膜包括Velostat导电膜和Linqstat导电膜中的至少一种。
13. 根据权利要求10所述的传感器,其中,所述机械元件包括硬质材料和软质材料中的至少一种。

14. 根据权利要求13所述的传感器,其中,所述硬质材料包括树脂、塑料、水泥中的至少一种。

15. 根据权利要求13所述的传感器,其中,所述软质材料包括凝胶、聚合物、聚二甲基硅氧烷(PDMS)和硅树脂中的至少一种。

16. 根据权利要求10所述的传感器,其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件包括指状的第一导电元件和第二导电元件。

17. 根据权利要求16所述的传感器,其中,所述指状的第一导电元件和第二导电元件分别被印刷在所述感测膜的所述顶表面和底表面上。

18. 根据权利要求10所述的传感器,还包括传感器电路,所述传感器电路耦合到所述第一导电元件和所述第二导电元件并且可操作以用于根据施加到所述机械元件的压力来产生数字信号。

19. 一种用于测量用户的血压的可穿戴设备,包括:

外壳;

显示器,其安装在所述外壳中;

腕带,其耦合到所述外壳;

处理器,其耦合到存储器;

至少一个传感器阵列,其包括耦合到传感器电路并且可操作以用于获取血压信号的多个感测元件;

每个感测元件包括:

具有顶表面和底表面的衬底,所述衬底包括电阻式导电力感测膜;

机械元件,其耦合到所述感测膜的所述顶表面,所述机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自所述机械元件的顶表面的压力传递到所述感测膜;和

固定于所述感测膜的第一导电元件和第二导电元件,所述第一导电元件和第二导电元件间隔开,使得在向所述机械元件施加压力时所述感测膜的电阻变化能够被检测到,

其中,所述机械元件包括相对硬的圆筒和填充所述圆筒的相对软的材料,所述圆筒可操作以用于通过所述软的材料将来自用户的压力波引导至所述感测膜。

20. 根据权利要求19所述的可穿戴设备,其中,所述感测膜包括Velostat导电膜和Linqstat导电膜中的至少一种。

21. 根据权利要求19所述的可穿戴设备,其中,所述第一导电元件被印刷在所述感测膜的所述顶表面上,并且所述第二导电元件被印刷在所述感测膜的所述底表面上。

22. 根据权利要求19所述的可穿戴设备,其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件作为一对交叉指型指状物被印刷在所述感测膜的所述顶表面或底表面之一上。

使用电阻式力传感器阵列的血压测量系统

[0001] 公开领域

[0002] 本文公开的主题涉及监测用户生命体征的领域,更具体地说,涉及使用电阻式力(force resistive)传感器阵列进行血压信号采集的系统和方法。

[0003] 发明背景

[0004] 高血压是一种常见的情况,在这种情况下,血液对你动脉壁的长期的力足够高,以至于其最终可能导致健康问题,如心脏病。血压是由你的心脏泵出的血液量和你动脉中血流阻力的大小共同决定的。你的心脏泵出的血越多,你的动脉越窄,你的血压就越高。

[0005] 人可能有高血压(即高血压病)多年却没有任何症状。即使没有症状,对人的心脏和血管的损伤仍然存在,并且可以被检测到。不受控制的高血压增加了人出现严重健康问题的风险,其包括心脏病发作和中风。高血压通常是多年形成的,并且它最终会影响到几乎所有人。幸运的是,高血压是可以被检测到的。

[0006] 目前,心血管疾病在全球所有报告的死亡病例中占很大比例。这些疾病被认为是一种严重且共享的风险,其中大部分负担在中低收入国家。高血压病或高血压是增加心力衰竭或中风的风险、加速血管硬化和缩短预期寿命的主要因素。

[0007] 高血压病是一种循环的血液对血管壁施加的压力升高的慢性健康状况。为了确保血管中血液的适当循环,高血压患者的心脏必须比正常人的心脏更加努力工作,这增加了心脏病发作、中风和心力衰竭的风险。然而,健康的饮食和锻炼可以显著改善血压控制,并降低并发症的风险。有效的药物治疗也是可行的。因此,找到血压升高的人并定期监测他们的血压信息非常重要。

[0008] 在每次心跳期间,血压在最大(即收缩)压力和最小(即舒张)压力之间变化。测量血压的传统无创方式是使用加压袖带(cuff)并检测血流开始搏动(即袖带压力在收缩压和舒张压之间)时的压力水平和根本没有流动(即袖带压力超过收缩压)时的压力水平。然而,已经看到,用户趋于考虑测量情况,以及加压袖带的沉闷乏味甚至令人有压力的,尤其是在长期监测情况下。此外,众所周知的白大褂综合征趋于在测量过程中让血压升高,从而导致不准确的诊断。

[0009] 使用可穿戴设备用于无创地、持续性地和/或间歇性地长期监测身体生理参数(例如血压、心率(HR)脉搏、体温、血糖水平、运动模式等)作为监测和改善健康的方式变得越来越受欢迎。

[0010] 传统的血压测量需要充气袖带,当使用机械传感器(例如听诊器)听由血管中血流涡流产生的声音时,袖带从让血管完全阻塞的状态逐渐泄气到较低的压力。这种方法的一个优点是它对运动的相对鲁棒性,而缺点是它的形式因子(form factor)大,需要用户手动打气或者需要自动泵,这需要大量的能量。由于能量效率和小的形式因子是可穿戴设备的主要要求,所以充气袖带血压感测在这一领域不是有用的范例。

[0011] 现有技术的血压测量设备具有显著的缺点。第一,传感器定位或放置在桡动脉上对用户来说具有挑战性。第二,传感器通常需要校准以便获得正确的读数。第三,从传感器获得的信噪比(SNR)可能不足以获得可靠的血压读数。

[0012] 因此,需要一种克服了传统的现有技术设备和方法的缺点的能够连续测量和监测血压的机构。例如,该测量血压的机构不应该要求使用充气袖带及其相关联的高能量需求。此外,该机构应能够感测手臂中动脉中一个或更多个(即桡动脉和尺动脉)上的血压波形。

[0013] 发明概述

[0014] 本发明是压力传感器阵列,其包括由作为衬底的导电膜衬底构成的传感器元件。市售的导电(即压阻式)膜的示例包括Velostat和Linqstat。可穿戴设备被描述成包括了具有柔性性质的压力传感器阵列和在传感器元件与用户皮肤之间的生物相容性材料界面。该压力传感器阵列使用导电膜作为衬底,并以合适的构造放置一对导体以形成单独的传感器元件。当向导电膜施加压力时,传感器元件检测导电膜的电阻的变化。

[0015] 传感器元件可以以交叉指型或相对的构造实现。传感器阵列还包括在传感器元件的顶部上的用于将施加的压力传递或聚焦到导电膜的机械界面。值得注意的是,这种解决方案更便宜、更灵活,并且对皮肤来说具有更舒适的界面。此外,这种解决方案的相对的成本效益允许构造相当多数量的传感器元件,从而减轻了原本当仅使用少数传感器元件时会出现的诸如放置和信噪比(SNR)等问题。

[0016] 因此,根据本发明,提供了用于血压信号采集的传感器,其包括:具有顶表面和底表面的衬底,该衬底包括电阻式导电力感测膜;耦合到感测膜的顶表面的机械元件,该机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自其顶表面的压力传递到感测膜;以及固定于感测膜的顶表面或底表面之一上的一对导电元件,该对导电元件间隔开,使得在向机械元件施加压力时感测膜的电阻变化能够被检测到。

[0017] 根据本发明,还提供了用于血压信号采集的传感器,其包括:具有顶表面和底表面的衬底,该衬底包括电阻式导电力感测膜;固定于感测膜的顶表面上的第一导电元件;耦合到该第一导电元件的机械元件,该机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自其顶表面的压力传递到感测膜;固定于感测膜的底表面上的第二导电元件,第一和第二导电元件间隔开,使得在向机械元件施加压力时感测膜的电阻变化能够被检测到。

[0018] 根据本发明,还提供了用于测量用户血压的可穿戴设备,其包括外壳、安装在外壳中的显示器、耦合到外壳的腕带、耦合到存储器的处理器、至少一个传感器阵列,该传感器阵列包括耦合到传感器电路并可操作以用于获取血压信号的多个感测元件,每个感测元件包括:具有顶表面和底表面的衬底,该衬底包括电阻式导电力感测膜;耦合到感测膜的顶表面的机械元件,该机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自其顶表面的压力传递到感测膜;以及固定于感测膜的第一和第二导电元件,该第一和第二导电元件间隔开,使得在向机械元件施加压力时感测膜的电阻变化能够被检测到。

[0019] 附图简述

[0020] 在下面的示例性实施例中参考图更详细地解释了本发明,其中相同或相似的元件可以部分地由相同或相似的参考数字表示,并且各种示例性实施例的特征是可组合的。在本文中参考附图仅通过举例的方式对本发明加以描述,在附图中:

[0021] 图1是示出了可操作以用于测量用户血压的本发明的示例可穿戴设备的第一视图的示意图;

[0022] 图2是示出了可操作以用于测量用户血压的本发明的示例可穿戴设备的第二视图的示意图;

[0023] 图3是示出了被包括在可穿戴设备内并被配置为感测来自桡动脉和/或尺动脉的压力的压力传感器的示意图；

[0024] 图4是示出了本发明的包括血压测量机构的示例可穿戴电子设备的高层框图；

[0025] 图5是示出了示例血压测量设备(例如与可选主机设备通信的可穿戴设备)的高层框图；

[0026] 图6是示出了根据本发明的实施例的腕带的侧视图的示意图；

[0027] 图7是示出了适用于本发明的第一示例压力传感器阵列的示意图；

[0028] 图8是示出了适用于本发明的第二示例压力传感器阵列的示意图；

[0029] 图9是示出了适用于本发明的第三示例压力传感器阵列的示意图；

[0030] 图10是示出了适用于本发明的第四示例压力传感器阵列的示意图；

[0031] 图11A是更详细地示出了第一示例传感器元件的示意图；

[0032] 图11B是更详细地示出了第二示例传感器元件的示意图；

[0033] 图12是示出了本发明的示例传感器阵列的俯视图的示意图；

[0034] 图13是示出了示例传感器阵列的仰视图的示意图；

[0035] 图14是示出了本发明的另一示例传感器阵列的俯视图的示意图；

[0036] 图15是示出了导电膜的电阻和力之间的关系的曲线图；

[0037] 图16是示出了与传感器元件一起使用的示例分压器电路的示意图；

[0038] 图17是示出了多个传感器元件与传感器电路的连接示意图；和

[0039] 图18是示出了耦合到传感器元件的示例前端电路的示意图。

[0040] 详细描述

[0041] 在以下详细描述中,阐述了许多具体细节以便提供对本发明的透彻理解。然而,本领域技术人员将理解,可以在没有这些具体细节的情况下实践本发明。在其他情况下,没有详细描述公知的方法、过程和部件,以免模糊本发明。

[0042] 在已经公开的那些益处和改进中,通过下面结合附图的描述,本发明的其他目的和优点将变得明显。本文公开了本发明的详细的实施例;然而,应理解,所公开的实施例仅说明了可以以各种形式体现的本发明。此外,结合本发明的各种实施例所给的每个示例旨在是说明性的,而不是限制性的。

[0043] 视为本发明的主题在说明书的结束部分被特别指出并被清楚地要求保护。然而,当与附图一起阅读时,通过参考以下详细描述,可最好地理解本发明的关于操作的方法和组织以及其目的、特征和优点。

[0044] 该图构成本说明书的一部分,并且包括本发明的说明性实施例,并且示出了本发明的各种目的和特征。此外,图不一定是成比例的,某些特征可以被放大来显示特定的部件的细节。此外,图中所示的任何测量值、规格和类似的内容等都是为了说明的,而不是限制的。因此,本文公开的特定的结构细节和功能细节不应被理解为限制性的,而是仅作为用于教导本领域技术人员以各种方式实施本发明的代表性基础。此外,在认为适当的情况下,参考数字可在多个图中重复以指示对应的或类似的元素。

[0045] 因为本发明的所示实施例在很大程度上可以使用本领域技术人员已知的电子部件和电路来实现,所以为了认识和理解本发明的基本概念,并且为了不混淆或扰乱本发明的教导,将不会在超出那些被认为必要的任何更大的程度上解释细节。

[0046] 说明书中对方法的任何引用都应该经过适当修改地应用于能够执行该方法的系统。说明书中对系统的任何引用都应该经过适当修改地应用于能够被系统执行的方法。

[0047] 在整个说明书和权利要求书中,除非上下文另有明确指出,否则以下术语采用这里明确关联的含义。如本文使用的短语“在一个实施例中”、“在示例实施例中”和“在一些实施例中”不一定指相同的实施例,尽管它可以指相同的实施例。此外,如本文使用的短语“在另一个实施例中”、“在可选的实施例中”和“在一些其他实施例中”不一定指不同的实施例,尽管它可以指不同的实施例。因此,如下所述,在不脱离本发明的范围或精神的情况下,本发明的各种实施例可以容易地被结合起来。

[0048] 此外,如本文所用,术语“或”是包含性的“或”运算符,并且等同于术语“和/或”,除非上下文另有明确指示。术语“基于”不是排他性的,并且允许基于未描述的附加因素,除非上下文另有明确指示。此外,在整个说明书中,“一(a)”、“一(an)”和“该(the)”的含义包含复数引用。“在...内(in)”的意思包括“在...内(in)”和“在...上(on)”。

[0049] 在图1中示出了图示可操作以用于测量来自桡动脉和/或尺动脉的用户血压的本发明的示例可穿戴设备的第一视图的示意图。在图2中示出了图示可操作以用于测量用户血压的本发明的示例可穿戴设备的第二视图的示意图。在图3中示出了图示被包括在可穿戴设备内并被配置为感测来自桡动脉和/或尺动脉的压力的压力传感器的示意图。

[0050] 参考图1、图2和图3,可穿戴设备(通常标记为10)包括:被安装在外壳17中的显示器16(例如,可视的OLED等),该外壳容纳CPU、存储器、有线和无线通信等;一个或更多个按钮、开关或转盘(dial)22;容纳了压力传感器阵列12的腕带(条带(strap))14,压力传感器阵列包括适于感测桡动脉28和/或尺动脉30的压力的一个或更多个压力传感器24、26;一个或更多个光学或其他非压力传感器18;以及条带闭合(strap closure)、扣紧(clasp)、保持、紧固或锁定机构20。腕带条带在其上具有嵌入的压力传感器,并且当将传感器阵列12应用在桡动脉、尺动脉和肱动脉中的至少一个上的时候,该腕带将抵靠手腕闭合,然后在其上施加中等压力(即,明显小于收缩压但足以感测压力波)。

[0051] 在一个示例中,可穿戴消费品设备10是可穿戴多功能电子设备,其包括多种功能,例如计时、健康监测、运动监测、医疗监测、与主机设备和/或云服务器的通信、导航、计算操作和/或类似功能。这些功能可以包括但不限于:计时;监测用户的生理信号(例如,心率、血压等),并基于这些信号提供健康相关信息;(以有线或无线方式)与其他电子设备或服务通信,该其他电子设备可以是具有不同功能的不同类型的设备;向用户提供警报,其可以包括音频、触觉、视觉和/或其他感官输出,其中任何一个或全部可以彼此同步;在显示器上可视地描绘数据;从一个或更多个传感器收集数据,这些传感器可以用于启动、控制或修改设备操作;确定在设备表面上触碰的位置和/或施加在设备上的力的大小,并且使用其中之一或两者作为输入;接受语音输入来控制一个或更多个功能;接受触觉输入来控制一个或更多个功能;捕获和传输图像;及诸如此类功能。

[0052] 设备10可以采取多种形式。在一个示例中,该设备是腕戴式电子设备。该设备可以包括各种类型的形式因子,其包括腕带、臂带、手镯、珠宝等。

[0053] 可穿戴消费品是可以由用户穿戴或以其他方式固定到用户的产品。要注意的是用户可以用多种方式佩戴可穿戴消费品,例如围绕手腕佩戴。在这种情况下,该设备包括可以缠绕在用户的手腕上以便将设备固定到用户身体上的带子或腕带。该设备可以包括一种或

更多种其他类型的附件,其包括例如臂带、挂带(lanyard)、腰带、胸带等。

[0054] 在一个实施例中,该设备包括外壳17,该外壳17承载、包围和支撑外部和内部的各种部件(例如包括集成电路芯片和其他电路)来为设备提供计算和功能操作。部件可以设置在外壳的外部,部分在外壳内,穿过外壳,完全在外壳内等。例如,外壳可以包括用于在内部保持部件的空腔、用于提供对内部部件的接近的孔或窗口以及用于附接其他部件的各种特征。外壳也可以被配置成形成耐水或防水壳体。例如,外壳可以由单块体形成,并且单块体中的开口可以被配置成与其他部件配合以形成耐水或防水屏障。在另一个实施例中,该外壳可以不包括空腔,而是由塑料构成,其中设备电子器件被模铸到塑料中。

[0055] 可包含在设备中的部件的示例包括处理单元、存储器、显示器、传感器、生物传感器、扬声器、麦克风、触觉致动器、加速度计、陀螺仪、电池等。在某些情况下,设备可能具有小的形式因子。在这种情况下,部件可以是封装的,为了在最小的空间内提供最多的功能。这些部件还可以被配置成占据最小量的空间,这可以有助于设备具有小的形式因子。此外,各种部件的集成和组装可以被配置成增强设备的可靠性。

[0056] 外壳的构造可以有很多的变化。例如,外壳可以由多种材料形成,其包括塑料、橡胶、木材、硅树脂、玻璃、陶瓷、纤维复合材料、金属或金属合金(例如不锈钢、铝)、贵金属(例如金、银)或其他合适的材料或者这些材料的组合。

[0057] 同样在所示的实施例中,可穿戴电子设备包括用于附接到用户的臂23的带14或条带或其他装置。例如,该带可以被配置为附接到身体上,并提供用于固定到用户的手腕上的环状物。该带可以与外壳成一体,或者也可以是单独的部分。如果是一体的,带可以是外壳的延续部分。在一些情况下,一体式带可以由与外壳相同的材料形成。如果带是单独的,该带可以是固定或可释放地耦合到外壳上。在这两种情况下,带可以由与外壳相似或不同的材料形成。在大多数情况下,带由柔性材料(例如弹性体)形成,使得它可以符合用户的身体。此外,带本身可以是单一整体部件,或者它可以包括提供打开和关闭配置的附接端。例如,附接端可以表现为扣环或其他类似的附接机构或设备。这种特殊的构造允许用户打开带来放置在手臂上,然后闭合带以将带和主体固定到手臂上。带可能有很多的变化。通过举例的方式,它们可以由橡胶、硅树脂、皮革、金属、网状物、铰链等形成。

[0058] 在图4中示出了图示本发明的包含血压测量机构的示例可穿戴电子设备的高层框图。通过举例的方式,设备50可以对应于上述图1、图2和图3所示的消费品10。就多个功能、操作和结构被公开为设备50的一部分、被合并到设备50或由设备50执行而言,应当理解,各种实施例可以省略任何或所有这些所描述的功能、操作和结构。因此,设备50的不同实施例可以具有本文所讨论的各种功能、装置、物理特征、模式和操作参数的中的一些或全部,或者可以一个都没有。

[0059] 设备50包括被配置为访问其上存储有指令的存储器56的一个或更多个处理单元52。指令或计算机程序可以被配置为执行关于设备50所描述的一个或更多个操作或功能。例如,指令可以被配置成控制或协调显示器64的运行、一个或更多个输入/输出部件(诸如触碰传感器60等)、一个或更多个通信信道70、一个或更多个传感器(诸如生物传感器74和非生物传感器78)、扬声器66、麦克风62和/或一个或更多个触觉反馈设备68的操作。

[0060] 该处理单元52可以被实现为任何能够处理、接收或传输数据或指令的电子设备。例如,处理单元可以包括以下项中的一个或更多个:微处理器、中央处理单元(CPU)、专用集

成电路 (ASIC)、数字信号处理器 (DSP) 或这些设备的组合。如本文所述,术语“处理器”意味着包含单个处理器或处理单元、多个处理器、多个处理单元或其他适当配置的一个或更多个计算元件。

[0061] 例如,处理器可以包括一个或更多个通用CPU核心和可选的一个或更多个专用核心(例如,DSP核心、浮点等)。一个或更多个通用核心执行通用操作码,而专用核心执行特定于其目的的功能。

[0062] 存储器56包括动态随机存取存储器 (DRAM) 或扩展数据输出 (EDO) 存储器或其他类型的存储器,例如ROM、静态RAM、闪存和非易失性静态随机存取存储器 (NVRAM)、可移动存储器、磁泡存储器 (bubble memory) 等或者任何上述存储器的组合。存储器存储可被设备使用的电子数据。例如,存储器可以存储电数据或内容,例如,诸如音频文件和视频文件、文档和应用、设备设置和用户偏好、定时信号和控制信号或各种模块、数据结构或数据库的数据等。存储器可以配置为任何类型的存储器。

[0063] 显示器64用于向用户呈现视觉或图形输出。在一些实施例中,显示器包括使用在设备的一个或更多个处理单元上执行的操作系统或软件应用来生成的图形用户界面。在一个示例中,显示器包括类似于手表表盘或其他计时设备的图形描绘。在其他示例中,显示器包括用于电子邮件、文本信息收发或其他面向通信的程序的图形界面。显示器还可以呈现对应于设备50的其他功能方面的一个功能方面的视觉信息。例如,显示器可以包括对应于生物传感器74、非生物传感器78、力传感器59、触碰传感器60等的输入的信息。

[0064] 输入部件72可以包括用于接受用户输入的按钮、开关、转盘和冠状物 (crown) 等。通常,输入部件被配置成将用户提供的输入转换成可以使用在处理器上执行的指令来访问的信号或指令。在本示例中,输入部件可以包括被配置为接收用户输入的硬件(例如,按钮、开关、冠状物和编码器),该硬件可操作地耦合到用于生成能够使用处理器指令访问的信号或数据的电路和固件。每个输入部件可以包括用于生成信号或数据的专用电路,并且额外地或可替代地,包括用于生成可以在多个输入部件之间共享的信号或数据的电路和固件。在一些情况下,输入部件针对专用输入而产生用户提供的反馈,其对应于呈现在显示器64上的提示或者用户界面对象。例如,冠状物可被用于接收来自用户的旋转输入,其可被转换成用于滚动呈现在显示器上的列表或对象的指令。输入部件还可以产生用于系统级操作的用户输入。例如,输入部件可以被配置成直接与硬件或在设备上执行的固件交互以进行系统级操作,其包括但不限于开机、关机、睡眠、唤醒和请勿打扰的操作。

[0065] 设备50还可以包括一个或更多个声学元件,其包括音频输出66(例如,扬声器、耳机接口等)和麦克风62。音频输出66可以包括驱动电子器件或驱动电路,并且可以被配置成响应于命令或输入来产生可听声音或声音信号。类似地,麦克风还可以包括驱动电子器件或驱动电路,并且被配置为响应于命令或输入来接收可听声音或声音信号。扬声器和麦克风可以声学上耦合到在壳体中允许声能通过但是可以防止液体和其他碎屑进入的相应端口或开口。

[0066] 扬声器和麦克风也可操作地耦合到可以控制扬声器和麦克风的运行的处理器。在一些情况下,处理器被配置为操作扬声器以产生对应于在设备50上执行的应用或系统级操作的声音输出。在一些情况下,扬声器可操作地耦合到其他模块,其包括例如输入部件72(例如冠状物或按钮)。在一些实施方式中,该设备被配置成使用扬声器产生对应于冠状物

或按钮的操作的听觉输出。麦克风可以被配置成响应于声学刺激产生输出或信号。例如，麦克风可以可操作地耦合到存储器56，并且可以被配置为记录音频输入，其包括人类语音、音乐或其他声音。在一些情况下，麦克风可以被配置为接收语音信号，该语音信号可以被解释为处理器的语音命令。

[0067] 一个或更多个通信信道70可以包括一个或更多个有线和/或无线接口，这些接口适于在处理器52和外部设备例如主机设备120(图5)之间提供通信。通常，一个或更多个通信信道可以被配置成传输和接收可以被解译成在处理器上执行的指令的数据和/或信号。在某些情况下，外部设备是被配置为与无线设备交换数据的外部通信网络的一部分。通常，无线接口可以包括但不限于射频信号、光信号、声信号和/或磁信号，并且可以被配置为通过无线接口或协议操作。示例无线接口包括射频蜂窝接口、光纤接口、声学接口、蓝牙接口(例如蓝牙、低功耗蓝牙等)、红外接口、USB接口、Wi-Fi接口、TCP/IP接口、网络通信接口或任何常见通信接口。

[0068] 在一些实施方式中，一个或更多个通信信道可以包括设备和另一用户设备(例如移动电话、平板电脑、计算机、主机设备等)之间的专用无线通信信道。在某些情况下，包括音频声音或视觉显示元素在内的输出被直接传输到另一个用户设备以输出给用户。例如，可以向用户的移动电话传输可听警报或视觉警告以用于在该设备上输出。类似地，一个或更多个通信信道可以被配置成接收在另一个用户设备上提供的用户输入。在一个示例中，用户可以使用外部移动电话、平板电脑、计算机等上的用户界面来控制设备上的一个或更多个操作。

[0069] 此外，通信信道70可以包括近场通信(NFC)接口。NFC接口可用于识别设备并启动安全数据连接，其可用于授权交易、购买或进行其他形式的电子商务。

[0070] 设备50还包括一个或更多个生物传感器74和非生物传感器78。非生物传感器78可以包括一个或更多个不同的传感器，其包括被配置为检测环境条件和/或操作环境的其他方面的设备和部件。示例包括环境光传感器(ALS)、接近传感器、温度传感器、大气压力传感器、湿度传感器等。因此，非生物传感器78也可以被用于计算环境温度、空气压力和/或进入设备的水。在一些实施例中，非生物传感器78可以包括用于检测设备的运动和加速度的一个或更多个运动传感器。一个或更多个运动传感器可以包括下列项中的一个或更多个：倾斜传感器76、加速度计80、陀螺仪84、磁力计86或其他类型的惯性测量设备。

[0071] 运动传感器数据可被用于监测和检测设备的运动变化。线性运动和角运动的变化可被用于确定或估计设备相对于已知位置或固定基准的取向。从一个或更多个运动传感器产生的传感器输入也可以被用于跟踪用户的运动。用户的运动可被用于促进设备的导航或地图引导功能。此外，与用户的总体运动相关的输入可以被用作计步器或活动计，其可以随着时间的推移被存储并被跟踪，以确定健康度量或其他健康相关信息。另外，在一些实施例中，来自一个或更多个运动传感器的传感器输入可以用于识别运动姿势。例如，运动传感器可用于(在预定的确定性的置信水平内)检测手臂抬高或用户身体的位置。

[0072] 设备50还包括一个或更多个生物传感器(生物传感器(biosensor))74，其可以包括可被用于计算一个或更多个健康度量的光学和/或电子生物测定(biometric)传感器。生物传感器中的一个或更多个可以包括用于测量血压的一个或更多个压力传感器86、用于形成光电容积描记(PPG)传感器88的光电检测器和光源。一个或更多个光学(例如，PPG)传感

器可被用于计算各种健康度量,其包括但不限于心率、呼吸率、血氧水平、血容量估计、血压或其组合。生物传感器中的一个或多个还可以被配置成使用与用户身体接触的一个或多个电极来实施电测量。电传感器可被用于测量心电图 (ECG) 特征、皮肤电阻 (galvanic skin resistance) 和用户身体的其他电特性。另外或可替代地,生物传感器中的一个或多个可以被配置成测量体温、UV辐射的暴露以及其他健康相关信息。

[0073] 设备50还可以包括一个或多个触觉设备68。触觉设备可以包括多种触觉技术中的一种或更多种,例如但不一定限于旋转触觉设备、线性致动器、压电设备、振动元件等。通常,触觉设备可以被配置为向设备的用户提供间断的且明显的反馈。更具体地,触觉设备可以适于产生敲打感或轻拍感和/或振动感。触觉设备可以可操作地耦合到处理器52和存储器56。在一些实施例中,触觉设备可以直接被处理器控制。在一些实施例中,触觉设备可以至少部分地通过输入部件72(包括例如按钮、转盘、冠状物等)的操作来控制。触觉设备的操作也可以与一个或多个其他输出设备的操作配对或相关联,其他输出设备包括例如显示器64或音频输出设备66(例如扬声器)。在一个实施例中,触觉输出可以使用被配置为在设备中引起可以被用户感知或感测到的运动或振动的一个或多个机电组件来产生。

[0074] 设备50可以包括用于存储功率和向设备的其他部件提供功率的电池或其他合适的电源54。电池可以是被配置为在设备被用户佩戴时向设备提供功率的可再充电电源。该设备还可以被配置为使用无线充电系统给电池再充电。因此,在一些情况下,设备可以包括可以被配置为从外部设备或坞站(dock)接收功率的无线功率模块55。无线功率模块可以被配置为向包括电池在内的设备部件传递功率。

[0075] 在一些实施方式中,该设备包括被配置为与位于充电坞或其他外部设备中的一个或多个传输感应线圈协作的一个或多个接收感应线圈。无线充电系统允许在不使用外部端口或终端连接的情况下与设备进行功率输送和/或无线通信。

[0076] 无线功率模块和外部充电站或坞站也可以被配置成在设备和基础或主机设备之间传输数据。在一些情况下,无线功率模块可以与无线充电站或坞站接口连接,以提供能够识别设备上的特定硬件、固件或软件的认证例程,以便于设备维护或产品更新。

[0077] 设备50还可以包括各种其他部件,其包括例如相机或相机模块58。相机可以被配置为捕获位于相机视野内的场景或对象的图像。图像可以根据多种数字格式中的任何一种存储在数字文件中。在一些实施例中,该设备包括相机,该相机包括由电荷耦合器件(CCD)和/或互补金属氧化物半导体(CMOS)器件构成的图像传感器。相机还可以包括相对于图像传感器设置的一个或多个光学部件,其包括例如镜头、滤光器、快门等。

[0078] 设备50可以包括被配置为检测和测量在设备表面上的触碰的力的大小的力传感器59。力传感器的输出可被用于控制设备的各个方面。例如,力传感器可以被用于控制一个方面,例如在设备显示器上呈现的用户界面上的光标或项目选择。力传感器也可以被用于控制设备的音频输出、触觉输出和其他功能。力传感器也可以被用于区分来自用户的不同类型的输入。例如,来自用户的轻触碰可以被解释为滚动命令,并被用于为显示器上的项目列表编索引或滚动遍历显示器上的项目列表。来自用户的更用力的触碰可以被解释为对显示器上的项目的选择或确认。

[0079] 设备50还可以包括被配置为检测和测量设备表面上的触碰位置的触碰传感器60。在一些实施方式中,触碰传感器是相对于设备的显示器或显示堆叠(display stack)设置

的基于电容的触碰传感器。相对于力传感器，触碰传感器可以是独立的非集成传感器。在替代的实施例中，触碰传感器也可以与力传感器物理上和/或逻辑上地集成在一起，以产生组合输出。触碰传感器可用于控制设备的各个方面，例如，用于控制在设备的显示器上呈现的用户界面的方面、设备的音频输出、触觉输出和其他功能。

[0080] 在一些情况下，力传感器59和触碰传感器60的逻辑集成通过实现高级用户界面而增强了设备50的多功能性或适用性。例如，它们可以被组合来解释比例如仅使用触碰输入可以实现的更大范围的手势和输入命令。例如，力传感器可以提供触碰力的大小，其可以被用于区分具有相似位置或手势路径的两个触碰输入命令。当解释在相对小面积表面（例如，可穿戴电子设备的显示屏或玻璃盖片（cover glass））上的触碰命令时，使用力传感器和触碰传感器两者的改进的触碰界面可能特别有利。

[0081] 在图5中示出了图示示例血压测量设备（例如与可选主机设备通信的可穿戴设备）的高层框图。血压测量设备（通常被标记为90）包括控制单元/处理器92（尤其包括了血压测量处理块93）、时钟源94（例如晶体振荡器）、显示器96、通信模块108、存储器110、电源112、一个或多个压力传感器98、PPG传感器100以及一个或多个运动传感器（例如3D微机电系统（MEMS）加速度计102、陀螺仪104和/或磁力计106）。主机设备（通常被标记为120）包括控制单元或处理器122、显示器126和通信模块124。要注意的是设备90可以并入到如上文详细描述图4所示的可穿戴设备中。

[0082] 要注意的是，一个或多个压力传感器可以包括（1）微机电系统（MEMS）电容式压力传感器；（2）应用于肱动脉的贴片传感器（patch sensor）；（3）同时收集压力数据的压力传感器阵列；（4）可操作以用于产生单个压力测量值的压力传感器阵列；（5）可操作以用于产生多个压力测量值的压力传感器阵列；以及（6）基于每个传感器各自的信号质量进行时域多路复用的压力传感器阵列。

[0083] 在操作中，控制单元被配置成从多个源接收数据，处理数据并输出波形、测量值和远程信息处理结果（telematics）。一个或多个压力传感器适于在压靠手动脉（如桡动脉、尺动脉或肱动脉）时感测压力。显示器适于显示波形、测量值（例如，血压、心率、温度等）和远程信息处理结果（例如电池状态）。电源适于为各种电路提供能量，并且可以包括电池（例如锂离子或锂离子聚合物可再充电电池）。存储器用于存储程序和数据。设备90还可以包括用于独立测量和同步心率的光容积描记（PPG）传感器。通信模块用于通过可包括有线或无线链路的通信链路114发送数据。在一个实施例中，当链路连续地或间歇地可用时，设备传输数据，而在其他时间，设备将数据存储于易失性或非易失性（NV）存储器中。

[0084] 在一个实施例中，血压测量设备90可以连接到主机单元120。主机设备被配置成使用通信模块124通过链路114与血压测量设备通信。控制单元122被编程为显示来自血压测量设备90的信息或者显示与由血压测量设备90所获得（并且可选地被处理）的测量值相关的信息。

[0085] 本发明的可穿戴设备提供了具有柔性性质的压力传感器阵列以及在传感器和用户皮肤之间的生物相容性材料界面。在一个实施例中，压力传感器阵列使用（即导电的）材料（例如Velostat或Linqstat导电膜）作为衬底，并以合适的构造例如以交叉指型或相对的构造放置导体以形成多个独立的传感器元件。Velostat和Linqstat导电材料的特性是，当对其施加压力时，其电阻降低。该阵列还包括放置在传感器元件上用于创建传感器阵列的

机械界面。值得注意的是,这种解决方案更便宜、更灵活,并且相对于皮肤来说具有更舒适的界面。

[0086] 值得注意的是,Velostat和Linqstat是商业上可获得的包装材料,其是由浸渍有炭黑的聚合物箔(polymeric foil)(聚烯烃)制成,以使材料导电。Velostat(以前是3M产品)可从美国的Desco Industries公司(地址为One Colgate Way,Canton,Massachusetts 02021)购买。Linqstat可从加拿大的Caplinq Corporation(地址为957Snowshoe Crescent-Orléans,Ottawa ON,K1C 2Y3)购买。

[0087] 本发明的优点是,它提供了一种有成本效益的且无创的连续血压测量设备。通过使用现成的廉价技术,例如压阻式导电膜片,避免了对复杂MEMS设备的需要,同时获得了物理柔性和舒适的皮肤界面的优点。

[0088] 在图6中示出了图示根据本发明的实施例的腕带的侧视图的示意图。该设备(通常标记为130)包括外壳和显示器134、腕带138和压力传感器阵列131。腕带138被配置成围绕包含目标血管133(例如肱动脉、桡动脉、尺动脉、股动脉、掌指动脉之一等)的管状肢端器官136(例如手指、手腕、手臂或腿)的皮肤表面132闭合,同时施加适度的压力(即明显小于血管142中的收缩压,但足以感测压力波)。

[0089] 压力传感器阵列131可以包括几个不同的实施例。在下文中参考图6被更详细的描述的图7、图8、图9和图10中示出了四个示例实施例。

[0090] 在图7中示出了图示适用于本发明的第一示例压力传感器阵列的示意图。该压力传感器阵列(通常被标记为140)被配置成当可穿戴设备10(图1)被适当地紧固到用户时与器官136(图6)接触。仅为了清楚起见,示出了腕带138(图6)、传感器阵列140和器官136之间的间隙,并且该间隙通常是最小的,或者在更紧密贴合的情况下不存在。

[0091] 在一个实施例中,传感器140包括安装在腕带138上并由压阻式导电材料(如Velostat或Linqstat)构成的电阻式力感测膜或薄片148。这两种材料都是由浸渍了炭黑的聚合物箔制成的,这使得它们具有导电性。当压力被施加到这些材料时,它们的电阻会降低。为了感测来自皮肤表面132和血管133的压力,使用任何合适众所周知的工艺(例如柔性印刷电路板(PCB)技术),在薄片148的顶表面或底表面上制造交叉指型导体对阵列(被称为“感测元件”或“感测元件阵列”)150,使得感测元件150被印刷在触碰薄片148上。每个导体具有来自阵列150内每个传感器的一对导线144。对于传感器阵列150中的每个元件,都存在相应的机械突出元件146,该机械突出元件用于将来自其上面的并与其接触的表面的压力传递或引导(即聚焦)到感测元件阵列150中的感测元件。这种元件可以由硬质材料(例如树脂、塑料、水泥等)构成,或者由较软的材料例如凝胶聚合物(例如聚二甲基硅氧烷(PDMS),各种其他“硅树脂”等)构成,或者由硬质材料和较软的材料组合构成。

[0092] 当腕带138围绕器官136紧贴闭合时,适度的压力被施加到皮肤表面132,并且机械突出元件146与皮肤132耦合。优选的是,突出元件基本上位于感测元件之上,无论感测元件是位于压阻式薄片的顶表面还是底表面上。当血压机械波通过血管142前进时,它耦合穿过一个或更多个机械突出元件146通过压阻式薄片148进入一个或更多个感测元件150中。机械压力波经受应变的薄片区域的电阻会减小。这由在传感器阵列中的一个或更多个元件150获得,并通过导线144传输到传感器电路(未示出)。传感器电路的功能是通过处理器的数字数据处理将传感器信号转换成血压测量值。

[0093] 在图8中示出了图示适用于本发明的第二示例压力传感器阵列的示意图。该压力传感器阵列(通常标记为141)被配置成当可穿戴设备10(图1)被适当地紧固到用户时与器官136(图6)接触。在一个实施例中,电阻式力感测薄片(即导电薄片)158被安装在腕带138上,并由压阻式材料(如Velostat或Linqstat)构成。为了感测来自皮肤表面132和血管133的压力,使用任何合适的众所周知的工艺(例如柔性印刷电路板(PCB)技术),在薄片158的两侧上制造两个相对的导体阵列160和154(被称为“感测元件”或“感测元件阵列”),使得导电对160、154接触薄片158。每个导体的形状并不重要,只要对于特定的实施方式实现了所期望的力/电阻关系。优选地,不间断的(即连续的)元件被用在感测薄片的两侧上。在下文描述的图11B中示出了圆(按钮)形导体的示例。要注意的是,通常情况下,由于希望从感测薄片获得尽可能大的与力相关的电阻,所以不使用交叉指型的导电指状物。每个导体对都有与其相连的一对导线152。对于160、154中的每个导体对,存在相应的机械突出元件156,该机械突出元件156用于将来自其上方的表面的压力引导到感测元件阵列中的感测元件上。这种元件可以由硬质材料(树脂、塑料、水泥等)构成,或者由较软的材料例如凝胶聚合物(例如聚二甲基硅氧烷(PDMS)、各种其他“硅树脂”等)构成,或者由硬质材料和较软的材料组合构成。

[0094] 当腕带138围绕器官136紧贴闭合时,适度的压力被施加到皮肤表面132,并且机械突出元件156与皮肤132耦合。当血压机械波通过血管133前进时,它耦合穿过一个或更多个机械突出元件156进入感测元件导电对154和160中的一个或更多个并通过压阻式薄片158。机械压力波经受应变的薄片区域在其电阻上会减小。这由在传感器阵列导电对160和154中的一个或更多个元件获得,并通过导线152传输到传感器电路(未示出)。传感器电路的功能是通过处理器的数字数据处理将传感器信号转换成血压测量值。

[0095] 在图9中示出了图示适用于本发明的第三示例压力传感器阵列的示意图。该压力传感器阵列(通常被标记为142)被配置成当可穿戴设备10(图1)被适当地紧固到用户时与器官136(图6)接触。在一个实施例中,电阻式力感测薄片(即导电薄片)168被安装在腕带138上,并由压阻式材料(如Velostat或Linqstat)构成。压力传感器阵列142包括多个传感器元件164。传感器阵列内的每个元件164包括在感测薄片的顶表面或底表面上制造的一组交叉指型的指状物166、与其连接的一对导线162、硬质材料管状圆筒172(此后被称为“烟囱状体(chimney)”或“弯月状体(meniscus)”)以及被分配在烟囱状体172的顶部上并完全填满烟囱状体的软质材料(例如硅树脂(PDMS)、PU)隆起(mound)170。当腕带138围绕皮肤表面132紧贴闭合时,传感器阵列142中的隆起接触皮肤,并且它们中的至少一个将靠近目标血管142。要注意的是,优选的是隆起和圆筒基本上都位于感测元件上方,无论它们是位于压阻式薄片的顶表面还是底表面。来自血管142的脉搏波行进穿过其相邻的隆起170,导致对软质材料的应变。因为烟囱状体172中的体积基本上是固定的和静态的,所以压力波形被直接传输(即被引导)到电阻式力薄片168,并且其电阻变化被导体166获得。这种构造的优点是,尽管压力波通过生物相容的软质材料(例如硅树脂(PDMS)、PU等)传输,且该软质材料可被佩戴很长时间(至少几个小时),但大部分力被直接传输到压阻式薄片168和传感器,而不会分散在材料中而导致变形。

[0096] 在图10中示出了图示适用于本发明的第四示例压力传感器阵列的示意图。该压力传感器阵列(通常标记为143)被配置成当可穿戴设备10(图1)被适当地紧固到用户时与器

官136(图6)接触。在一个实施例中,电阻式力感测薄片186被安装在腕带138上,并由压阻式材料(如Velostat或Linqstat)构成。压力传感器阵列143包括多个传感器元件180。阵列143内的每个元件包括一组相对的导体182和184、与其连接的一对导线178、硬质材料管状圆筒176(此后被称为“烟囱状体”或“弯月状体”)以及被分配在烟囱状体176顶部上并完全填满烟囱状体的软质材料(例如硅树脂(PDMS)、PU)隆起174。要注意的是,每个导体的形状并不重要,只要对于特定的实施方式实现了所期望的力/电阻关系。优选地,不间断的(即连续的)元件被用在感测薄片的两侧上。在下文描述的图11B中示出了圆(按钮)形导体的示例。要注意的是,通常,由于希望从感测薄片获得尽可能大的与力相关的电阻,所以不使用交叉指型导电指状物。

[0097] 当腕带138围绕皮肤表面132紧贴闭合时,在阵列143中的隆起接触皮肤,并且它们中的至少一个将靠近目标血管133。来自血管133的脉搏波行进穿过其相邻的隆起,导致对软质材料的应变。因为烟囱状体176中的体积是恒定的,所以压力波形被直接传输到电阻式力薄片,并且其电阻变化被导体182和184获得。这种方法的优点是,尽管压力波通过生物相容的软质材料(例如硅树脂(PDMS)或PU)传输,且该软质材料可被佩戴很长时间(至少几个小时),但大部分力被直接传输到压阻式薄片186和传感器,而不会分散在材料中而引起变形。

[0098] 在图11A中示出了更详细地图示第一示例传感器元件的示意图。传感器元件(通常标记为192)适于用作在传感器阵列140(图7)和142(图9)中的传感器元件。传感器192包括由压阻式材料(如Velostat或Linqstat)制成的电阻式力感测薄片196、印刷在薄片196的一侧上并连接到端子191的第一交叉指型导电元件194、以及印刷在薄片196的同一侧上并连接到端子190的第二交叉指型导电元件198。端子190和191都耦合到传感器电路。认识到,传感器元件不限于交叉指型的导电元件,而是可以包括任何合适的导体对,这些导体间隔开使得在施加压力时,电阻式力感测薄片中的电阻变化可以被传感器电路检测到。

[0099] 在图11B中示出了更详细地图示第二示例传感器元件的示意图。该第二示例适于用作在传感器阵列141(图8)和143(图10)中的传感器元件。在通常标记为200的传感器元件的该第二示例中,第一导电元件204被印刷在由压阻式材料(如Velostat或Linqstat)制成的电阻式力感测薄片206的一侧上并被连接到一个端子208。第二导电元件212被印刷在薄片的相对的一侧上,并被连接到第二端子210。端子208和210都耦合到传感器电路。如上所述,每个导体的形状并不重要,只要对于特定的实施方式实现了所期望的力/电阻关系。优选地,不间断的(即连续的)元件被用在感测薄片的两侧上。

[0100] 在图12中示出了图示本发明的示例传感器阵列的俯视图的示意图。所示阵列适于用在传感器阵列140(图7)和141(图8)中。腕带272被配置成围绕包含目标血管(例如肱动脉、桡动脉、尺动脉、股动脉、掌指动脉之一等)的管状肢端器官(例如手指、手腕、手臂、腿等)的皮肤表面紧贴闭合,同时施加适度的压力。传感器阵列270包括压阻式传感器,例如固定在腕带272上的Velostat或Linqstat材料276。传感器阵列包括使用任何合适的众所周知的紧固机构(例如粘合剂、胶水等)固定到压阻式薄片276上的多个突出的机械元件274。如上所述,每个突出的机械元件274用于将来自其与用户接触的顶表面的压力引导至与其底表面耦合的感测元件。在突出的机械元件阵列中的每个元件包括位于其下方的导体对(未示出),其中一对导线与其连接。该对导线被耦合到传感器电路以进行信号处理。

[0101] 在图13中示出了图示示例传感器阵列的仰视图的示意图。在该图中示出了根据本发明的第一实施例的包括了压阻式薄片224的传感器阵列226的仰视图。腕带被移除,并且压阻式薄片224的底部可见。例如,分别示出了图7和图9中的传感器元件140和142。

[0102] 压阻式薄片224包括固定于其上的交叉指型导电元件218的阵列。每个元件包括两组交叉指型的指状物216和220。阵列中每个元件的指状物被制造成彼此靠近但却不短路,使得流过一侧的任何电流为了到达另一侧必须通过压阻式薄片224。交叉指型指状物216和220通过一组导线222连接到系统的其余部分。由于指状物组216和220以及导线222的导电性比压阻式薄片224的导电性高得多,所以导线222之间测量的电阻主要由在薄片224中的局部区域的电阻率决定。这允许穿过指状物组216和220所环绕的薄片区域的应变波(即压力波)被检测。此外,它允许各种元件之间合理地良好分离,因为薄片224的任何远离导体216和220的紧邻地方的区域相对于指状物都将呈现比其附近区域高得多的电阻。

[0103] 在图14中示出了图示本发明的另一个示例传感器阵列的俯视图的示意图。该传感器阵列可以分别用于图9和图10的阵列142和阵列143中。腕带238被预定用于围绕包含目标血管(例如肱动脉、桡动脉、尺动脉、股动脉、掌指动脉之一等)的管状肢端器官(例如手指、手腕、手臂、腿等)的皮肤表面紧贴闭合,同时施加适度的压力。柔性压阻式薄片234固定在腕带238上,并且传感器元件阵列固定在薄片234上。阵列中的每个元件231包含来自一对导体(未示出)的一对导线230、由硬质材料(例如金属、塑料等)制成的管状元件(烟囱状体)236、以及在其上分配的软质材料的隆起232。要注意的是,尽管这里以矩形示出了传感器阵列,但是应当认识到,本领域技术人员可以构造具有许多其他形状(例如线性、多边形、对角线、一维、二维等)的传感器阵列。

[0104] 如上所述,本发明的压力传感器利用商业上可获得的压敏材料,该压敏材料包含压阻式材料以构造用于测量血压的传感器。压阻式材料是那些由于通常由施加的力引起的形变而改变其电阻的材料。如图15所示,在压阻式材料上的施加的力与电阻变化之间的关系是反比的。当没有施加力时,材料的电阻约为兆欧姆级,并且随着施加力的增加,电阻减小到千欧姆的范围或更小的范围。

[0105] 电触点之间压阻式材料的电阻由下面所示的电阻-力的关系描述。

$$[0106] \quad R = \frac{\rho \cdot K}{F} \quad (1)$$

[0107] 其中 ρ 是接触表面的电阻率, F 是对接触表面施加的法向力, K 是表面的粗糙度和弹性性能的函数。

[0108] 在一个实施例中,传感器的电阻可以利用分压器电路转换成电压信号。在图16中示出了示例电路。该电路(通常标记为380)包括分压器,其中传感器 R 382被放置成与固定电阻器 R_L 串联。如下所示,通过应用欧姆定律获得在传感器-电阻连接点处测量的电压。

$$[0109] \quad V_{\text{输出}} = V_{\text{输入}} \cdot \left(\frac{R}{R_L + R} \right) \quad (2)$$

[0110] 其中 R_L 是完成分压器的电阻, $V_{\text{输入}}$ 是施加到传感器的输入电压(通常是 V_{CC}), $V_{\text{输出}}$ 是分压器的输出。考虑到等式1和等式2,在下面给出了电压-力的关系。

$$[0111] \quad V_{\text{输出}} = V_{\text{输入}} \cdot \left(\frac{\rho \cdot K}{(F \cdot R_L) + (\rho \cdot K)} \right) \quad (3)$$

[0112] 要注意的是,在一个实施例中,可以通过将传感器电阻器382连接到电压源和电流到电压转换器的输入端(即虚地(virtual ground))之间来获得线性响应,从而获得与压阻式传感器电阻成比例的电压输出。

[0113] 在图17中示出了图示多个传感器元件与传感器电路的连接示意图。多个N个传感器240(N是大于零的正整数)耦合到相应的多个N个传感器电路242。来自每个传感器元件的导线对被连接到单独的传感器电路,该传感器电路用于放大并可选地对来自每个传感器元件的信号滤波。来自每个传感器的信号被数字化并生成了输出244。N个输出信号被输入到处理器,以用于进行血压(BP)测量处理和生成呈现给用户的血压测量值(收缩压和舒张压)。要注意的是,传感器元件可以包括上述的任何传感器元件,并且可以是诸如上述的任何类型的传感器阵列的一部分。要注意的是,根据实施方式,来自传感器元件的信号可以被馈送到能够处理多个信号的一个或更多个传感器电路中。可替代地,每个传感器元件可以具有其自己相对应的传感器电路。

[0114] 在图18中示出了图示耦合到传感器元件的示例前置电路的示意图。电路(通常标记为350)包括来自电压源的电源电压(V_{CC})300和用作电路的参考点的地302。偏置电路(例如电阻式分压器、带隙或低压差(LDO)稳压器)304在 V_{CC} 和地之间产生偏置电压 $V_{偏置}$ 330。偏置电压分别连接到运算放大器306和308的正输入端356和358。印刷到压阻式薄片上的传感器元件中的一个传感器元件的等效电阻324的一个端子314被连接到 V_{CC} ,以及另一端子312被连接到运算放大器306的负输入端354上。运算放大器306的输出端352通过反馈电阻器 R_f 316连接到其负输入端354,从而产生了反相跨导放大器。由于在引脚356和354之间的虚地,施加到等效电阻器324的电压被转换成电流,并且由于运算放大器306的高输入阻抗,电流几乎完全被传输到反馈电阻器 R_f 316。

[0115] 该电流乘以电阻器316的值是合成电压,该合成电压减去偏置电压并出现在输出引脚352上,该电流流过电阻器316。运算放大器308及其相邻无源部件 R_2 318、 R_1 320和 C_1 322实现低通抗混叠滤波器,使用电阻 R_2 318以及输入端358和364之间的虚地将输出节点352处的电压转换成电流。该电流几乎完全被引入在运算放大器308的输出端370和其负输入端364之间并联连接的电阻器 R_1 320和电容器 C_1 322。运算放大器308的输出被输入到模数转换器(ADC)310中,模数转换器将其转换成数字采样流,运算放大器308的输出提供了与等效电阻器324的电阻的倒数($1/R_{传感器}$)成比例并偏置的低通滤波的电压。要注意的是, $1/R_{传感器}$ 大致与施加在压阻式薄片上的力成比例。

[0116] 数字输出信号311被输入到处理器,用于随后的血压测量处理,以产生呈现给用户的血压测量值(收缩压和舒张压)。

[0117] 实现相同功能的部件的任何布置被有效地“关联”,使得实现期望的功能。因此,本文组合以实现特定功能的任何两个部件可以被看作彼此“相关联”,使得实现期望的功能,而与体系结构或中间部件无关。同样,这样关联的任何两个部件也可以被视为彼此“可操作地连接”或“可操作地耦合”以实现期望的功能。

[0118] 此外,本领域技术人员将认识到上述操作之间的边界仅是说明性的。多个操作可以组合成单个操作,单个操作可以分布在附加操作中,并且操作可以在时间上至少部分地重叠地执行。此外,替代实施例可以包括特定操作的多个实例,并且在各种其它实施例中可以改变操作的顺序。

[0119] 本文使用的术语仅为了描述特定实施例的目的,而不意图限制本发明。如本文所使用,单数形式“一(a)”、“一(an)”、和“该”也旨在包括复数形式,除非上下文另有清楚指示。将进一步理解,当在本说明书中使用时,术语“包括(comprises)”和/或“包括(comprising)”指代所述的特征、整体、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但不排除一个或更多个其他特征、整体、步骤、操作、元件、部件和/或其组合的存在或附加。

[0120] 在权利要求中,置于括号之间的任何附图标记不应被解释为限制权利要求。在权利要求中的引导性短语(例如“至少一个”和“一个或更多个”)的使用不应被解释为暗示由不定冠词“一(a)”或“一(an)”引入另一个权利要求要素将包含这样引入的权利要求要素的任何特定权利要求限制到仅包含一个这样的要素的发明(即使同一权利要求包括引导性短语“一个或更多个”或“至少一个”和不定冠词(例如“一(a)”或“一(an)”)时)。定冠词的使用也是如此。除非另有说明,否则诸如“第一”、“第二”等的术语被用于任意地区分此类术语所描述的要素。因此,这些术语不一定旨在指示这样的要素的时间或其他优先级。某些度量在相互不同的权利要求中被叙述的不争事实并不指示这些度量的组合不能有利地被使用。

[0121] 以下的权利要求中的对应结构、材料、动作以及所有功能性限定的装置或步骤的等同替换,旨在包括任何用于与在权利要求中具体指出的其它单元相组合地执行该功能的结构、材料或动作。所给出的对本发明的描述其目的在于示意和描述,并非是穷尽性的,也并非是要将本发明限定到所表述的形式。由于许多修改和变化对于本领域技术人员来说是容易想到的,所以本发明无意局限于本文公开的数量有限的实施例。因此,将认识到,所有合适的变型物、修改物和等同物均可以归于、落入本发明的精神和范围内。对实施例的选择和说明,是为了最好地解释本发明的原理和实际应用,使本领域的其他普通技术人员能够明了,本发明可以有适合所要的特定用途的具有各种改变的各种实施例。

[0122] 在下文的一个或更多个实施例中可实现本公开的各方面:

[0123] 1) 一种用于血压信号采集的传感器,包括:

[0124] 具有顶表面和底表面的衬底,所述衬底包括电阻式导电力感测膜;

[0125] 机械元件,其耦合到所述感测膜的所述顶表面,所述机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自所述机械元件的顶表面的压力传递到所述感测膜;和

[0126] 一对导电元件,其固定于所述感测膜的所述顶表面或底表面之一,所述一对导电元件间隔开,使得在向所述机械元件施加压力时所述感测膜的电阻变化能够被检测到。

[0127] 2) 根据1)所述的传感器,其中,所述感测膜包括压阻式导电膜,当压力施加到所述压阻式导电膜时该压阻式导电膜的电阻减小。

[0128] 3) 根据1)所述的传感器,其中,所述感测膜包括Velostat导电膜和Linqstat导电膜中的至少一种。

[0129] 4) 根据1)所述的传感器,其中,所述机械元件包括硬质材料和软质材料中的至少一种。

[0130] 5) 根据4)所述的传感器,其中,所述硬质材料包括树脂、塑料、水泥中的至少一种。

[0131] 6) 根据4)所述的传感器,其中,所述软质材料包括凝胶、聚合物、聚二甲基硅氧烷和硅树脂(PDMS)中的至少一种。

[0132] 7) 根据1)所述的传感器,其中,所述机械元件包括相对硬的圆筒和填充所述圆筒的相对软的材料,所述圆筒可操作以用于通过所述软的材料将来自用户的压力波引导至所

述感测膜。

[0133] 8) 根据1)所述的传感器,其中,所述一对导电元件包括交叉指型的第一导电元件和第二导电元件。

[0134] 9) 根据8)所述的传感器,其中,所述交叉指型的第一导电元件和第二导电元件被印刷在所述感测膜的所述底表面上。

[0135] 10) 根据1)所述的传感器,还包括传感器电路,所述传感器电路耦合到所述一对导电元件并且可操作以用于根据施加到所述机械元件的压力来产生数字信号。

[0136] 11) 一种用于血压信号采集的传感器,包括:

[0137] 具有顶表面和底表面的衬底,所述衬底包括电阻式导电力感测膜;

[0138] 第一导电元件,其固定于所述感测膜的所述顶表面;

[0139] 机械元件,其耦合到所述第一导电元件,所述机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自所述机械元件的顶表面的压力传递到所述感测膜;

[0140] 第二导电元件,其固定于所述感测膜的所述底表面,所述第一导电元件和所述第二导电元件间隔开,使得在向所述机械元件施加压力时所述感测膜的电阻变化能够被检测到。

[0141] 12) 根据11)所述的传感器,其中,所述感测膜包括压阻式导电膜,当压力施加到所述压阻式导电膜时该压阻式导电膜的电阻减小。

[0142] 13) 根据11)所述的传感器,其中,所述感测膜包括Velostat导电膜和Linqstat导电膜中的至少一种。

[0143] 14) 根据11)所述的传感器,其中,所述机械元件包括硬质材料和软质材料中的至少一种。

[0144] 15) 根据14)所述的传感器,其中,所述硬质材料包括树脂、塑料、水泥中的至少一种。

[0145] 16) 根据14)所述的传感器,其中,所述软质材料包括凝胶、聚合物、聚二甲基硅氧烷和硅树脂(PDMS)中的至少一种。

[0146] 17) 根据11)所述的传感器,其中,所述机械元件包括相对硬的圆筒和填充所述圆筒的相对软的材料,所述圆筒可操作以用于通过所述软的材料将来自用户的压力波引导至所述感测膜。

[0147] 18) 根据11)所述的传感器,其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件包括指状的第一导电元件和第二导电元件。

[0148] 19) 根据18)所述的传感器,其中,所述指状的第一导电元件和第二导电元件分别被印刷在所述感测膜的所述顶表面和底表面上。

[0149] 20) 根据11)所述的传感器,还包括传感器电路,所述传感器电路耦合到所述第一导电元件和所述第二导电元件并且可操作以用于根据施加到所述机械元件的压力来产生数字信号。

[0150] 21) 一种用于测量用户的血压的可穿戴设备,包括:

[0151] 外壳;

[0152] 显示器,其安装在所述外壳中;

[0153] 腕带,其耦合到所述外壳;

[0154] 处理器,其耦合到存储器;

[0155] 至少一个传感器阵列,其包括耦合到传感器电路并且可操作以用于获取血压信号的多个感测元件;

[0156] 每个感测元件包括:

[0157] 具有顶表面和底表面的衬底,所述衬底包括电阻式导电力感测膜;

[0158] 机械元件,其耦合到所述感测膜的所述顶表面,所述机械元件可操作以用于当与用户接触时将来自所述机械元件的顶表面的压力传递到所述感测膜;和

[0159] 固定于所述感测膜的第一导电元件和第二导电元件,所述第一导电元件和第二导电元件间隔开,使得在向所述机械元件施加压力时所述感测膜的电阻变化能够被检测到。

[0160] 22) 根据21) 所述的可穿戴设备,其中,所述感测膜包括Velostat导电膜和Linqstat导电膜中的至少一种。

[0161] 23) 根据21) 所述的可穿戴设备,其中,所述机械元件包括相对硬的圆筒和填充所述圆筒的相对软的材料,所述圆筒可操作以用于通过所述软的材料将来自用户的压力波引导至所述感测膜。

[0162] 24) 根据21) 所述的可穿戴设备,其中,所述第一导电元件被印刷在所述感测膜的所述顶表面上,并且所述第二导电元件被印刷在所述感测膜的所述底表面上。

[0163] 25) 根据21) 所述的可穿戴设备,其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件作为一对交叉指型指状物被印刷在所述感测膜的所述顶表面或底表面之一上。

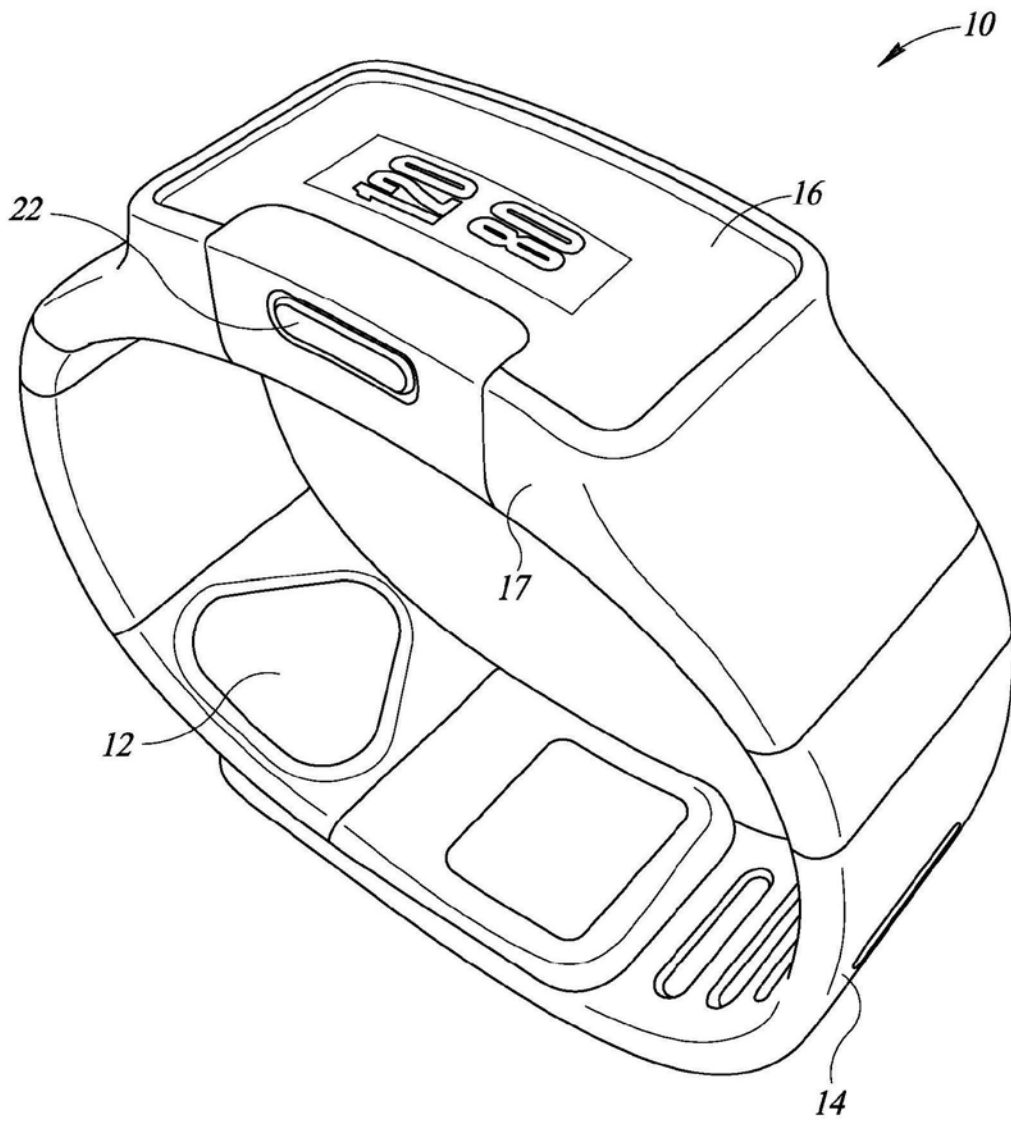


图1

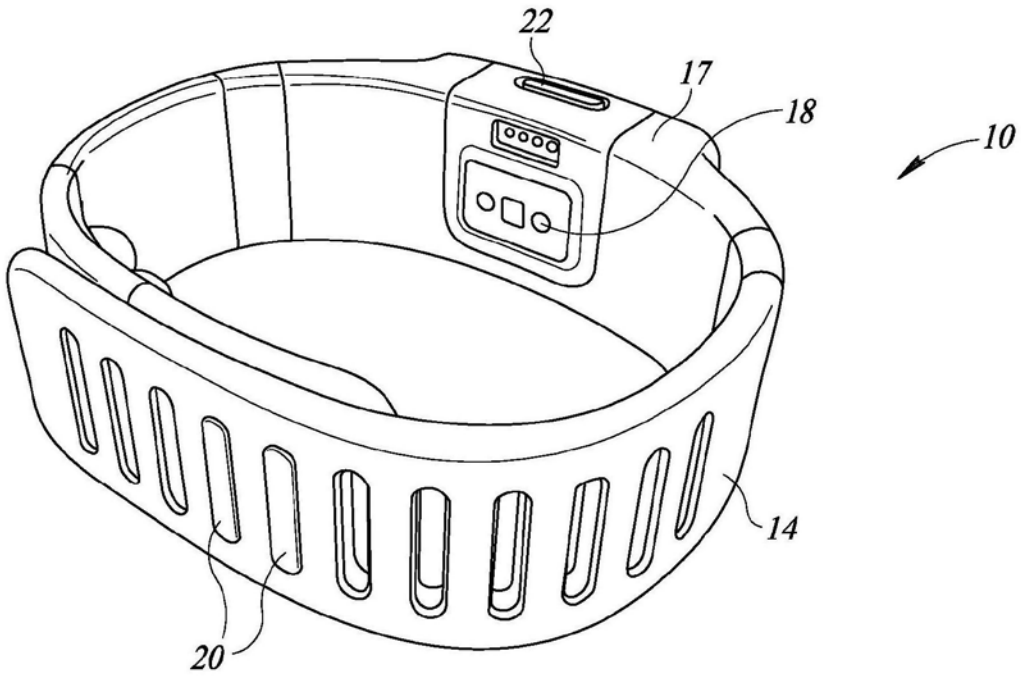


图2

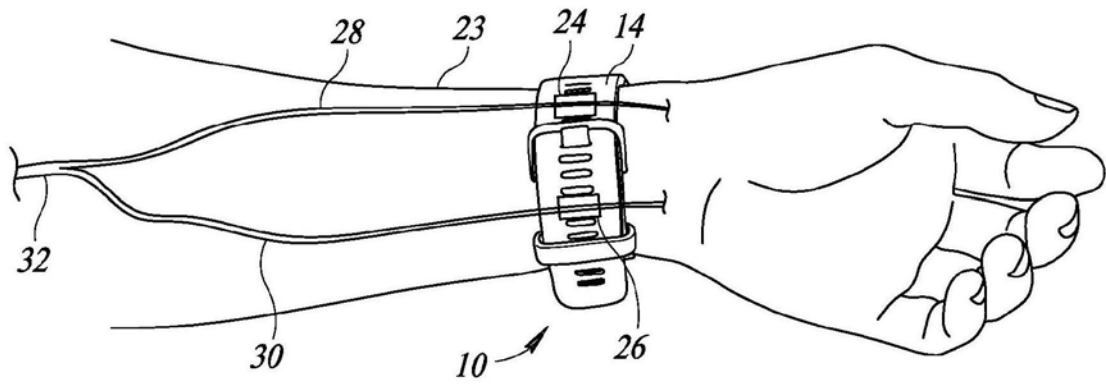


图3

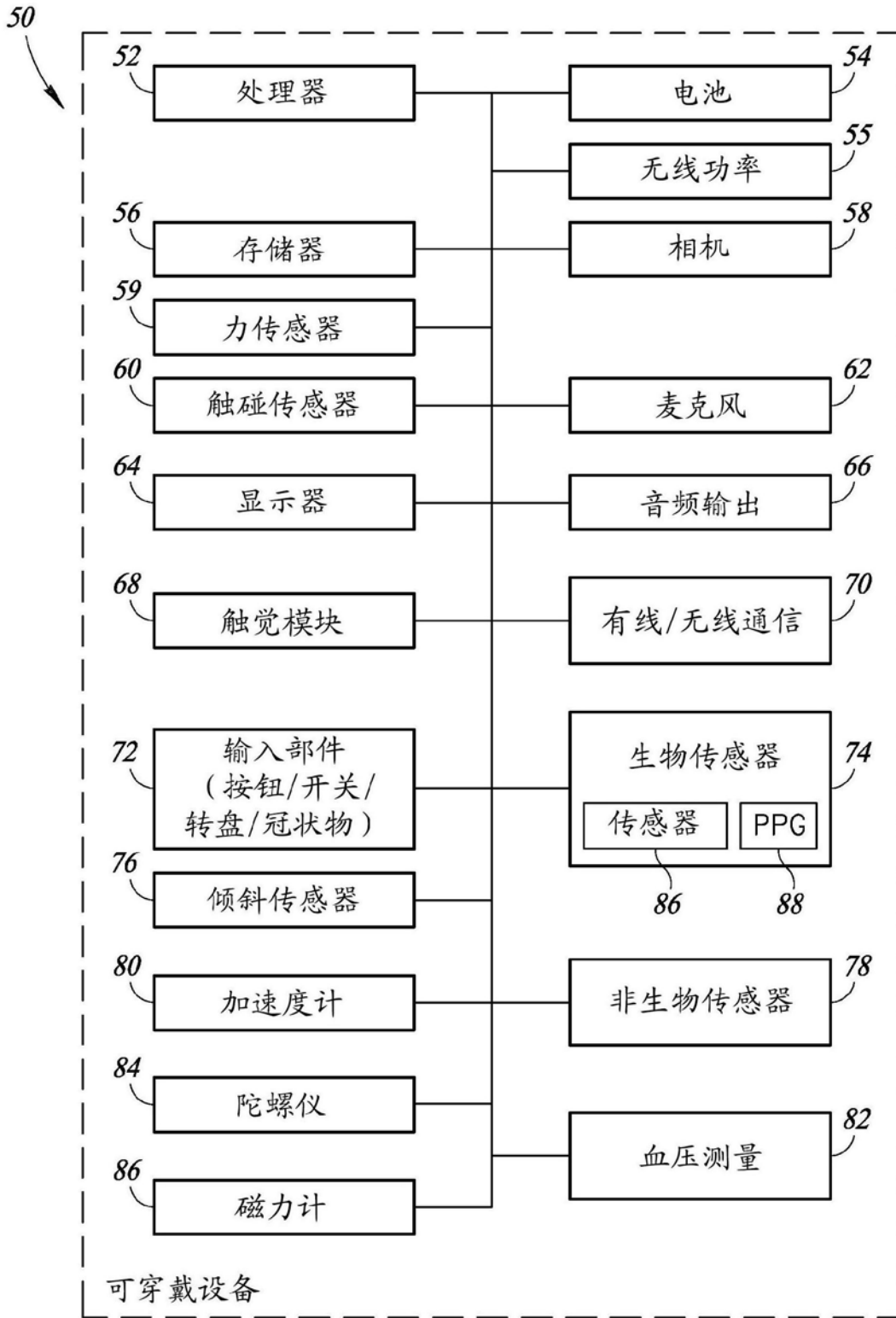


图4

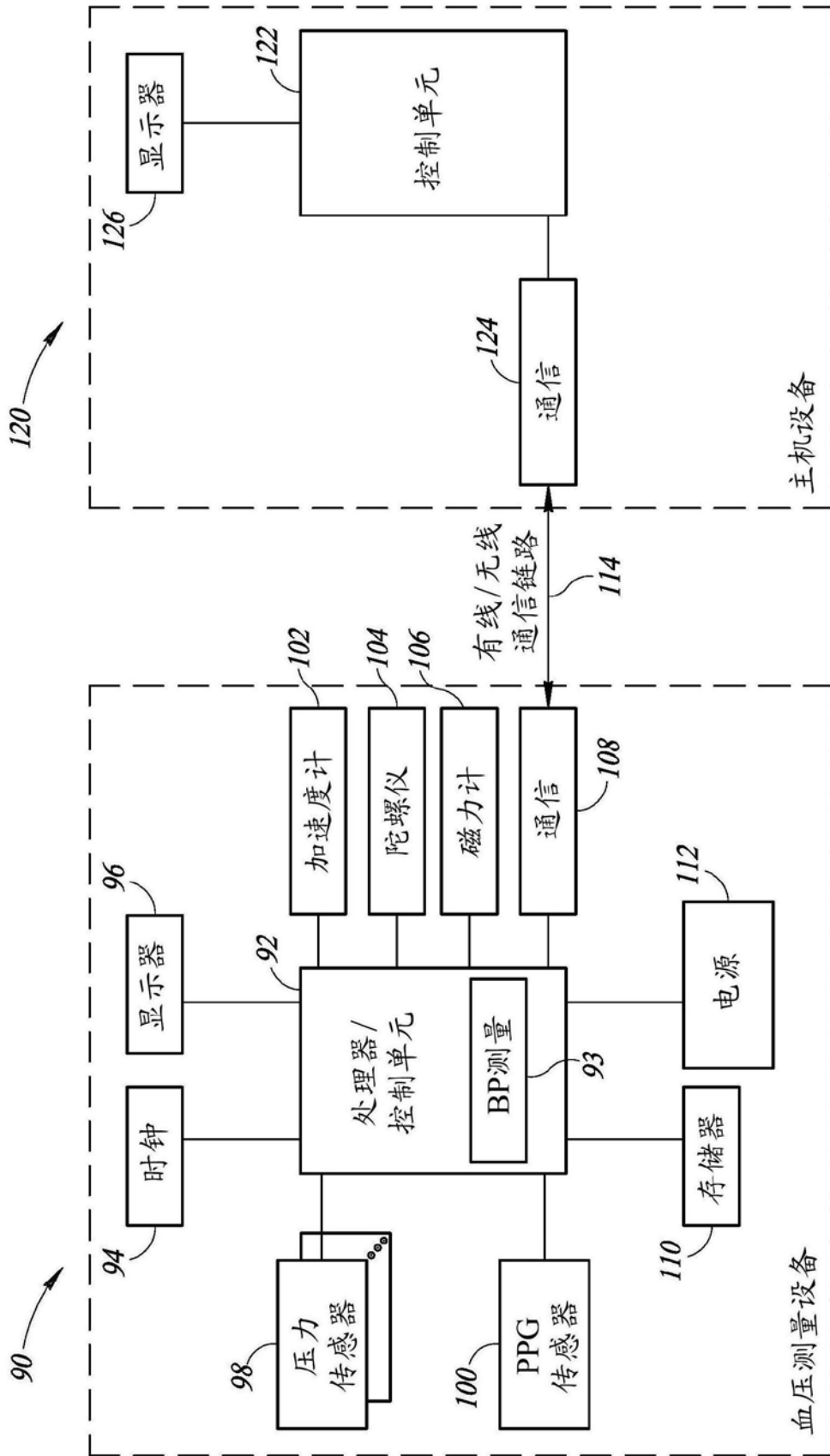


图5

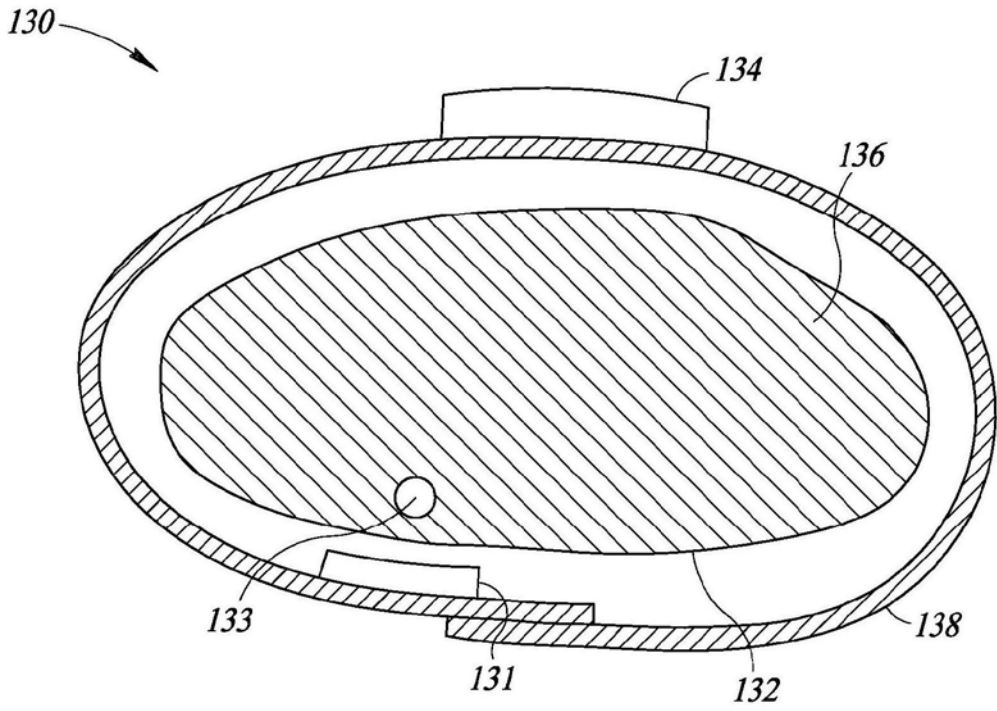


图6

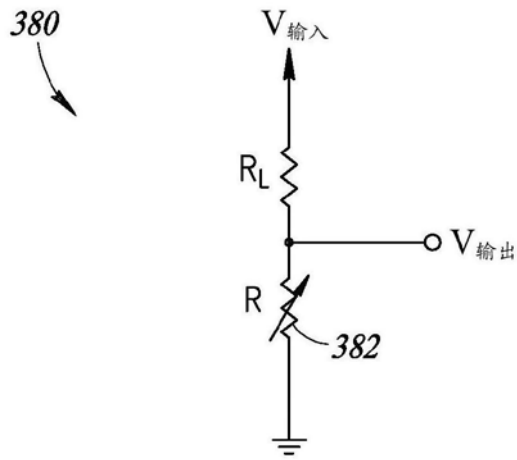


图16

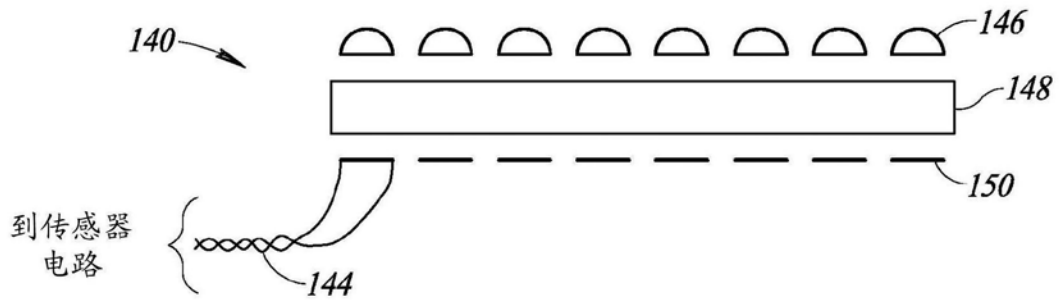


图7

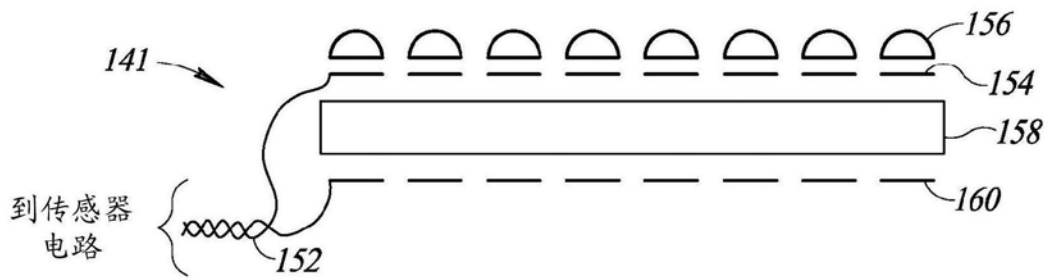


图8

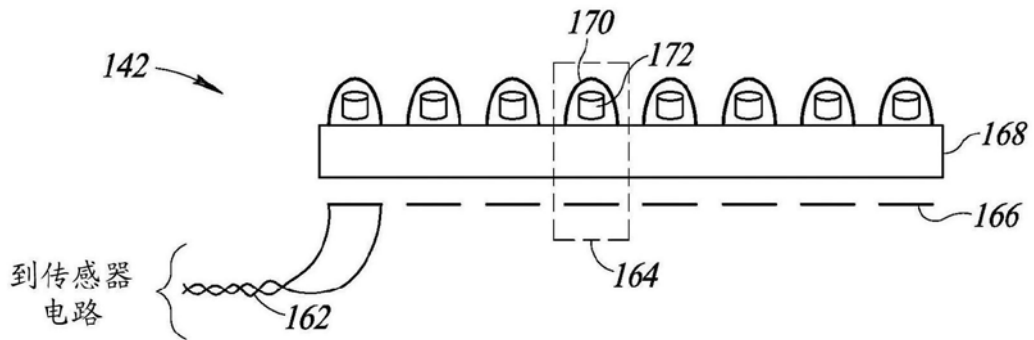


图9

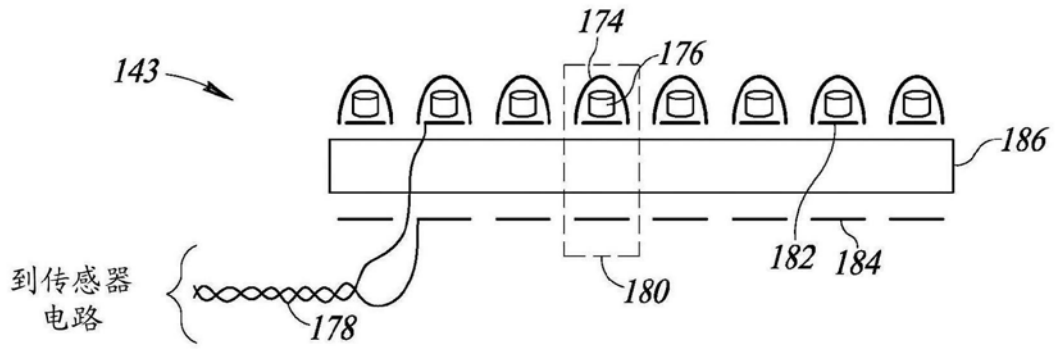


图10

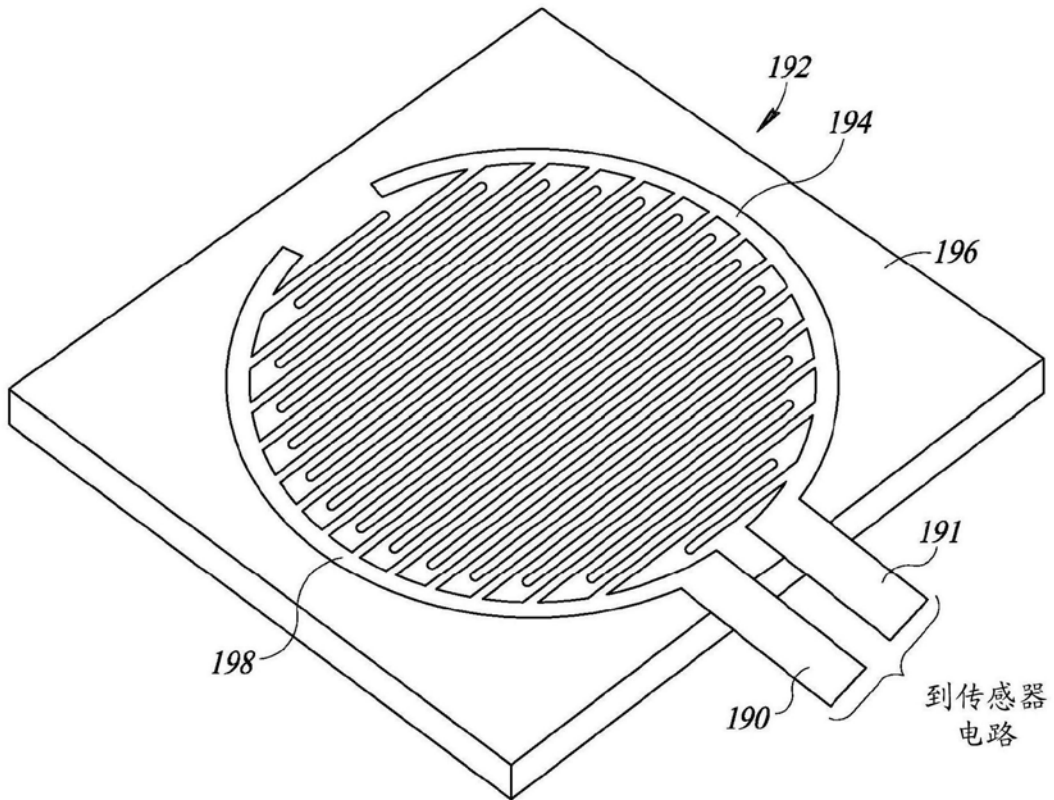


图11A

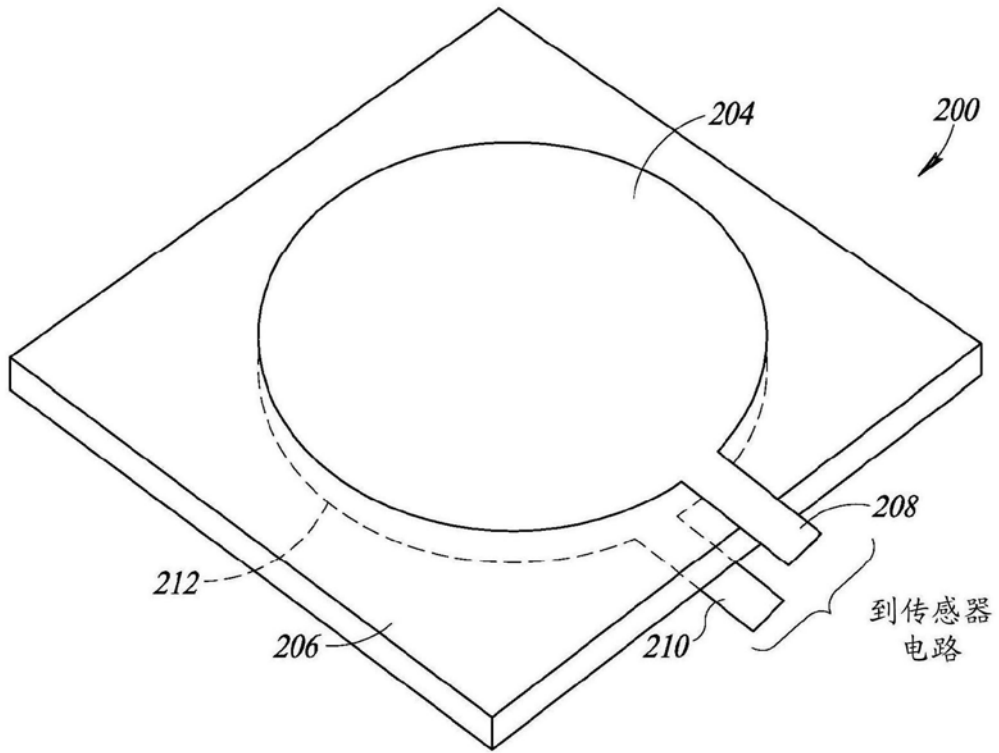


图11B

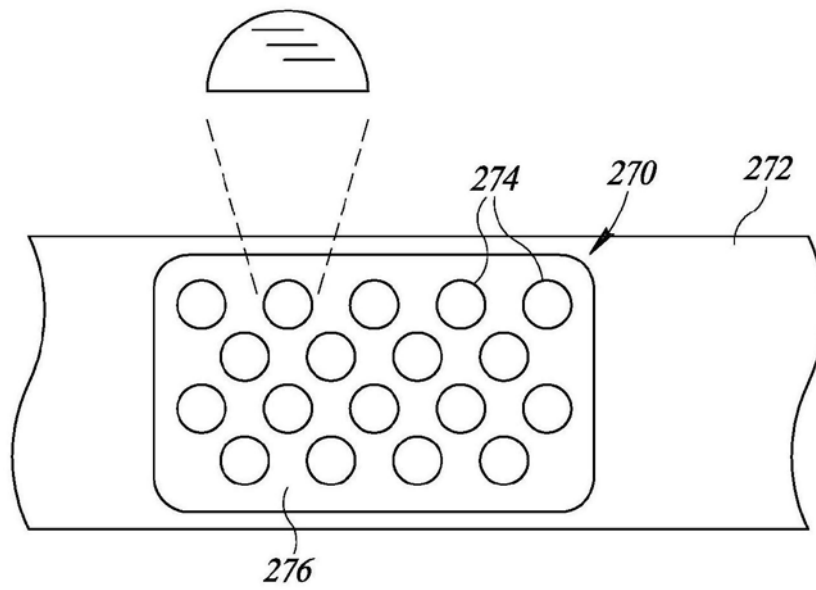


图12

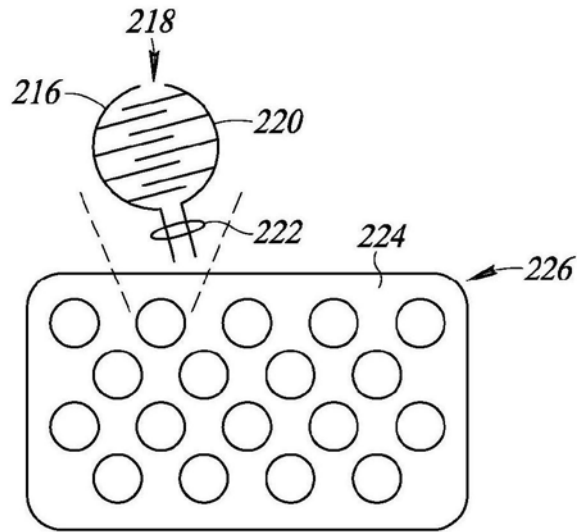


图13

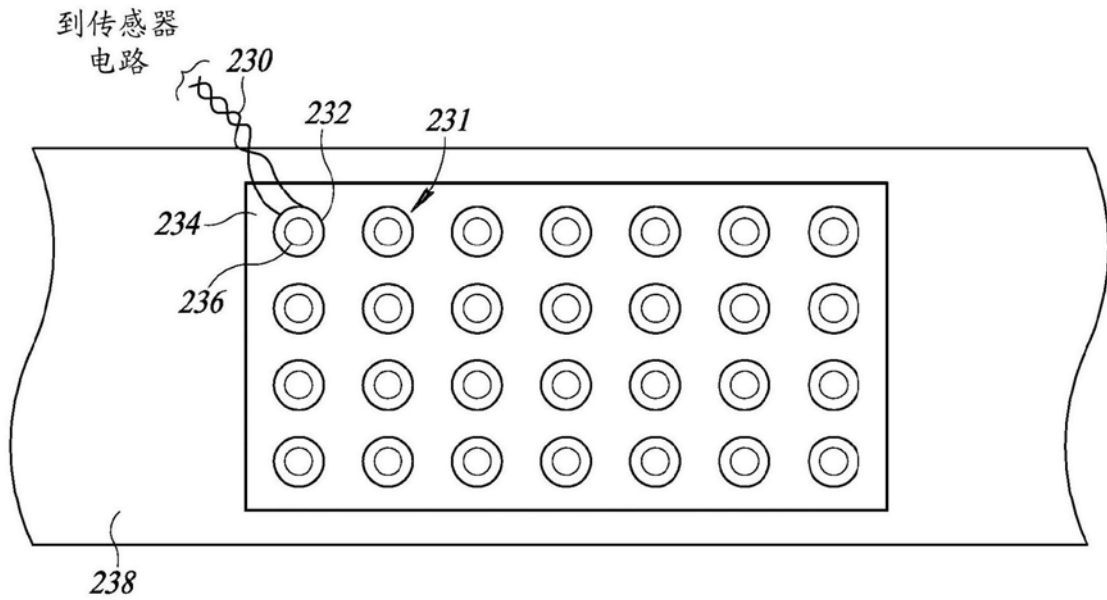


图14

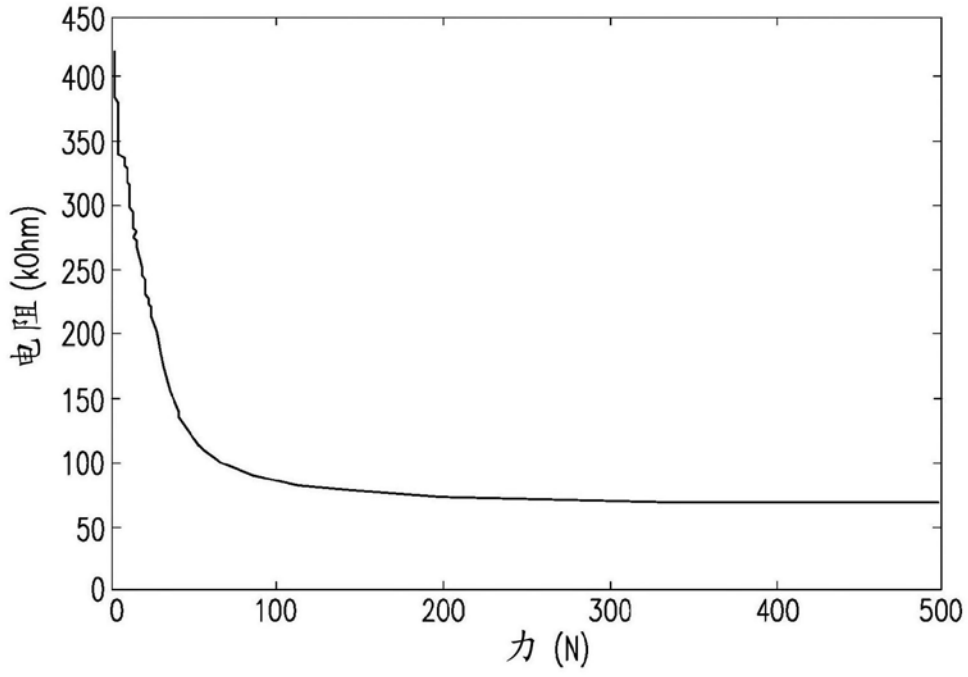


图15

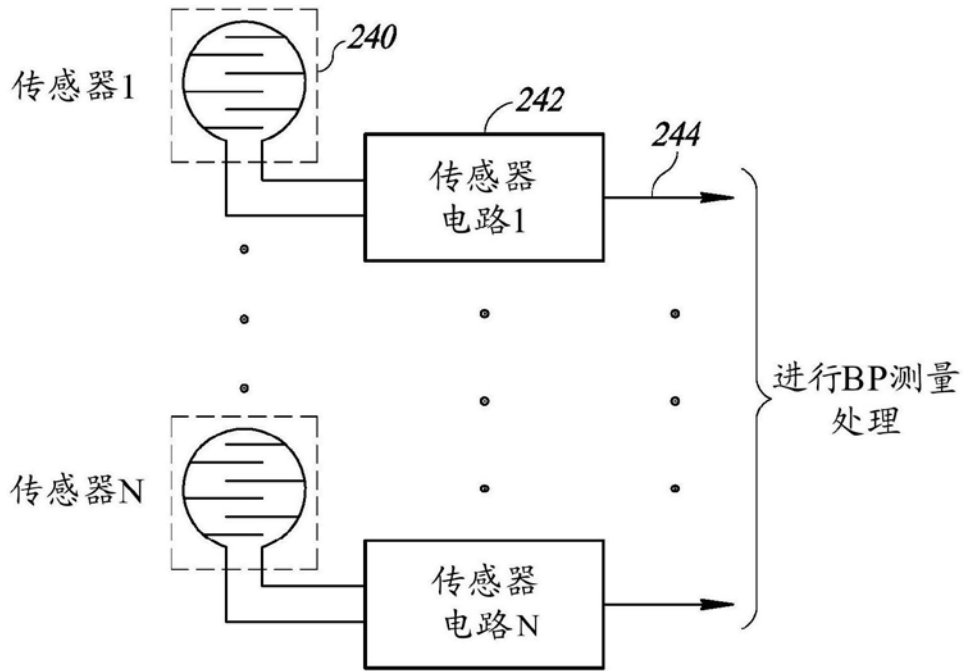


图17

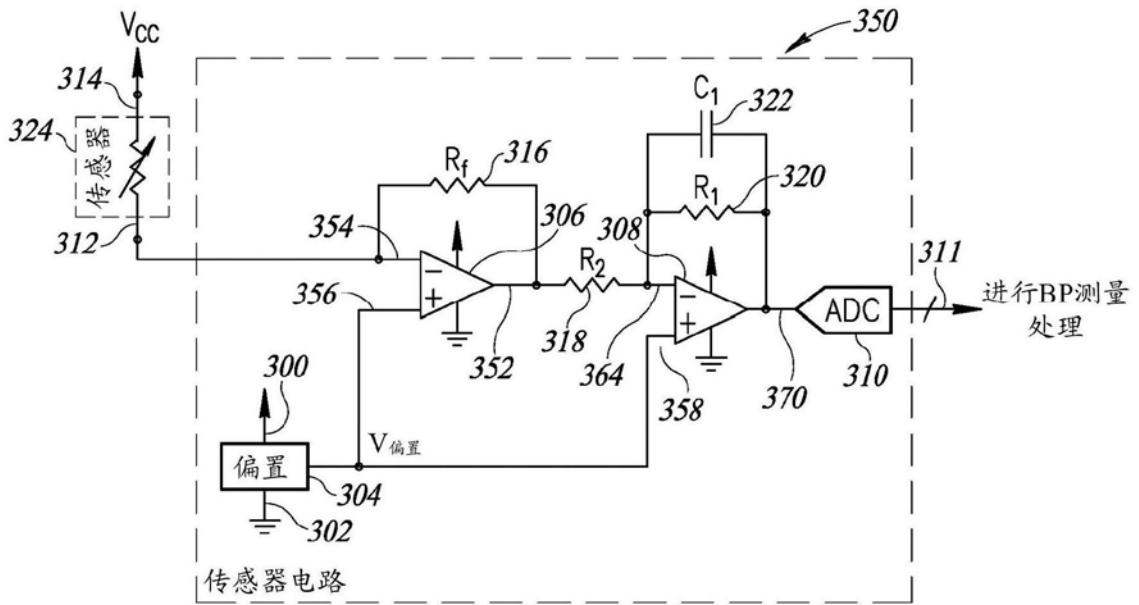


图18