



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105358055 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201480038851. 3

(74) 专利代理机构 北京市铸成律师事务所
11313

(22) 申请日 2014. 07. 09

代理人 孟锐

(30) 优先权数据

2013902584 2013. 07. 12 AU

(51) Int. Cl.

A61B 5/103(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 01. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/AU2014/000703 2014. 07. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/003211 EN 2015. 01. 15

(71) 申请人 墨尔本皇家理工大学

地址 澳大利亚维多利亚州

(72) 发明人 F·K·法斯 Y·威茨曼 B·道尔金

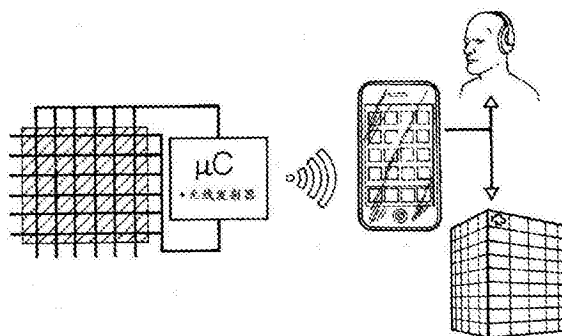
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

传感器阵列系统

(57) 摘要

提供一种传感器栅格, 所述传感器栅格能够提供所施加压力的量值和在该栅格上的位置的信号。在步态分析的主要应用中, 在鞋底中的传感器提供了随时间过去指示压力中心的量值和移动的信号。这可以呈现为示出压力中心在鞋底外形上的位置的视觉信号, 其中压力值是经颜色编码的。或者, 所述位置可以表示为音频信号的音高, 而量值通过音量表示。此类信号可以用以向患者提供反馈以通过修改他们的步态以产生所要信号来校正他们的步态。分析软件使用算法来识别压力中心 (COP) 的位置、速度和分布并且另外评估 COP 的分形维度。其它属性, 例如热点位置和压力脉冲, 可以用以增强生物反馈信号。传感器系统可以用在其它感测应用中, 例如测量运动中的撞击或被约束为坐姿或卧姿的患者身上的压力点。



1. 一种系统,包括传感器阵列、处理器和信号输出装置,所述系统计算与所述阵列数据有关的至少一个高级压力参数,并且所述处理器分析来自所述传感器阵列的输入并提供随时间过去指示所述高级压力参数的量值的信号。

2. 一种系统,包括传感器阵列、处理器和信号输出装置,所述系统计算所述阵列上的压力中心的位置、速度和分布,并且所述处理器分析来自所述传感器阵列的输入并提供随时间过去指示所述压力中心的量值和移动的信号。

3. 如权利要求 2 所述的系统,瞬时 COP、力和加速度的计算需要具有高分辨率的在测量区域上均匀分布的传感器。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的系统,其中所述传感器阵列形成于有电极或导线在一个面上垂直地横过、在另一个面上水平地横过的材料的区域上。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的系统,其中所述传感器阵列形成于材料区域的有导线垂直地与水平地横过的一个面上,其中在彼此垂直地延伸的导线或带状电极的交点处有绝缘材料。

6. 如权利要求 3 所述的系统,其中所述瞬时 COP 测量使用式 $COP_x = \sum_{i=1}^n \frac{x_i p_i}{n}$, $COP_y = \sum_{i=1}^n \frac{y_i p_i}{n}$ 其

中 COP_x 和 COP_y 是所述 COP 的坐标; x_i 和 y_i 是第 i 个传感器距传感器矩阵坐标系的原点的距离; p_i 是第 i 个传感器上的压力,以及 n 是传感器的总数。

7. 如权利要求 6 所述的系统,其中通过非线性函数将信号量值转换成音高信号,其中所述音高的频率是瞬时压力量值的多项式或指数函数。

8. 如权利要求 7 所述的系统,其中通过非线性函数 $f = c e^{p-p_0} + f_0$ 将信号量值转换成音高信号,

其中 f 是所述音高的频率, c 是常乘数, f_0 是所述音高的最低频率, p 是瞬时压力量值,以及 p_0 是压力阈值。

9. 如权利要求 2 或 3 所述的系统,其中所述高级压力参数的量值被转换成听觉、视觉或触觉生物反馈信号。

10. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述听觉生物反馈信号是经音高和 / 或音量和 / 或曲调编码的。

11. 如权利要求 9 所述的系统,所述视觉生物反馈信号是经颜色和 / 或亮度编码的、和 / 或是闪光灯信号、和 / 或是在屏幕上的显示。

12. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述触觉生物反馈信号涉及振动、压力或电模拟。

13. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述瞬时 COP 的位置是通过将压力量值与每一传感器沿着笛卡尔传感器矩阵坐标系的 x 和 y 轴的 x 或 y 坐标的乘积求平均来确定,借此按照笛卡尔坐标系的 x 和 y 坐标或按照极坐标系的角度和半径来表示所述 COP。

14. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述瞬时 COP 的速度是根据将所述 COP 在 x 和 y 方向上的位移对时间进行微分而确定。

15. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述 COP 围绕其平均点的分布是根据所述 COP 在 x 和 y 方向上的标准差、均方根、偏度或峰度或根据在经界定的时间段内最大限度地容纳所述 COP 位置的 100% 的区域的尺寸而计算出。

16. 如权利要求 15 所述的系统,其中跌倒指数是根据所述 COP 在 x 和 y 方向上的标准差、或均方根、偏度或峰度或根据在经界定的时间段内最大限度地容纳所述 COP 位置的 100% 的区域的尺寸而计算出。

17. 如权利要求 15 所述的系统,其中所述 COP 在 x 和 / 或 y 方向上的移动的分形维度是根据用于确定信号的分形维度的常规方法来计算出,并且其中所述分形维度的量值被转换成生物反馈信号。

18. 如权利要求 9 所述的系统,其中至少一个传感器点的压力速率是根据将所述压力对时间进行微分而确定。

19. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述力是通过在有效传感器区域内对所述压力进行积分来计算出,并且线性加速度(垂直于所述传感器阵列的区域)是通过将所述力除以物体、身体或身体部位的有效质量而计算出,所述传感器阵列附接至所述物体、身体或身体部位或与所述物体、身体或身体部分接触,并且用户引致的加速度是根据所述线性加速度减去重力加速度而计算出;并且其中力和 / 或加速度的量值被转换成生物反馈信号。

20. 如权利要求 9 所述的用于评估头部损伤标准的系统,其中所述头部损伤标准是根据从加速度对时间的积分乘以时段的倒数、将此乘积升高至 2.5 次幂以及将结果乘以所述时段来获得的最高值来计算出;所述时段是在 1 毫秒与 15 毫秒之间,并且所述积分是跨越加速度信号在此可变时段窗内连续地计算的;仅采用最大 HIC 值,所述值是通过将不同的时段与初始时间结合而获得。

21. 如权利要求 9 所述的系统,其中压力或力的脉冲是根据将所述压力或力对时间进行积分而计算出。

22. 如权利要求 9 所述的系统,其中形成高压区域(热点)是根据至少一个传感器节点的压力或力脉冲来识别,并且其中所述脉冲的量值和 / 或所述热点与所述 COP 的生理路径之间的距离被转换成生物反馈信号。

23. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述压力或力的量值被设有阈值并且所述压力数据被转换成至少两个直条的直方图,并且每一直条中的数据用于使记分系统基于不同的压力或力的水平对重复移动的数目进行计数。

24. 如权利要求 9 所述的系统,其中振动是通过信号的快速傅立叶变换来识别,并且其中功率谱的平均值、中值或脉冲被转换成生物反馈信号。

25. 如权利要求 9 所述的系统,其中身体的质量中心的线性速度是根据将所述线性加速度对时间进行积分而计算出。

传感器阵列系统

[0001] 本发明涉及传感器阵列,所述传感器阵列可以提供关于压力在许多情形中尤其是为了步态分析而在鞋类中的应用的生物反馈。

[0002] 发明背景

[0003] 表面上压力的感测可以应用于在鞋类、床类和运动上进行撞击感测。

[0004] 已特别针对假肢 (prosthetics) 提出了鞋内传感器和使用传感器进行的步态分析。

[0005] 美国专利 5253656 公开了特别用于褥疮的压力传感器的矩阵阵列并且显示信号以突出显示热点的位置。

[0006] 美国专利 5678448 公开了一种鞋内传感器阵列和因为阈值压力被超过而引起的可听信号。

[0007] 美国专利 7867285 公开了一种假肢鞋,所述假肢鞋结合了弯曲传感器以感测所施加的压力并控制假肢鞋的后跟和鞋底。

[0008] 美国专利 8002672 公开了具有压力传感器的阵列和呈现压力模式的视觉图像的软件的跑步机。没有公开对听觉反馈的使用并且没有公开详细的算法。

[0009] 美国专利 8122772 公开了用于步态分析的鞋系统以及提供用于活动指数的算法。所述系统提供音频信号反馈以使用户识别步态特征。

[0010] 用于压力测量的装有仪表的鞋垫和鞋的开发是已知的。然而,技术进步和实际适用性取决于若干参数,例如:传感器的精确性;装有仪表的鞋底的分辨率(传感器密度,即,每单位面积鞋垫上的传感器数目);数据采集频率;数据信道的数目;无线数据传输率;用于提高低精确性、密度和数据采样率的数学算法;用于计算压力中心(COP)的数学算法;用于生物反馈信号的数学算法;和最重要的是治疗用的智能鞋垫的经济可承受性和成本(包括精确性对成本的比)。

[0011] 本发明的目标是提供一种传感器阵列和软件,所述传感器阵列和软件可以提供可用信号输出和生物反馈以使用户改变他们的运动并改善姿势和步态。

发明概要

[0012] 为此,本发明提供一种系统,所述系统包括传感器阵列、处理器和信号输出装置,所述系统计算与阵列数据有关的至少一个高级压力参数,并且所述处理器分析来自所述传感器阵列的输入并提供随时间过去指示所述高级压力参数的量值的信号。

[0013] 所述高级压力参数可以是压力中心(COP)的位置、速度和分布以及所述COP的分形维度。可以使用其它属性,例如热点位置和压力脉冲。

[0014] 因此,在更优选的方面中,本发明提供一种系统,所述系统包括传感器阵列、处理器和信号输出装置,其中安装在所述处理器中的软件计算所述阵列上的压力中心的位置、速度和分布、分析来自所述传感器阵列的输入并随时间过去将指示所述压力中心的量值和移动的信号提供至所述信号输出装置。

[0015] 提供一种传感器栅格,所述传感器栅格能够提供所施加压力的量值和和在所述栅格

上的位置的信号。在步态分析的主要应用中,在鞋底中的传感器提供了随时间过去指示压力中心的量值和移动的信号。在经界定的区域中传感器的最小数目是 3。压力中心的移动可以呈现为示出压力中心在鞋底外形上的位置的视觉信号,其中压力值是经颜色编码的。或者,所述位置可以表示为音频信号的音高,而量值通过音量表示。此类信号可以用以向患者提供反馈以通过修改他们的步态以产生所要信号来校正他们的步态。分析软件使用算法来识别压力中心(COP)的位置、速度和分布并且另外评估 COP 的分形维度。其它属性,例如热点位置和压力脉冲,可以用以增强生物反馈信号。传感器系统可以用在其它感测应用中,例如测量运动中的撞击或被约束为坐姿或卧姿的患者身上的压力点。在现有技术中,传感器阵列和软件不适合于测量、定位和追踪 COP。

[0016] 所述传感器阵列可以是任何常规的传感器类型,例如具有电阻、电容或压电特性的压力敏感材料。在本发明中,所述传感器可以是“无传感器”,因为不使用常规传感器。通过在压力敏感材料的任一面上或仅在压力敏感材料的一个面上设置导线或电极带的栅格,建立压力敏感栅格。如果所述栅格仅位于压力敏感材料的一个面上,那么在彼此垂直地延伸的导线或带状电极的交点处设置绝缘材料。这使得可以使用材料的较大区域,其中导线在一个面上垂直地、在另一个面上水平地横过或仅在一个面上垂直地和水平地横过,而不是切割,本发明的系统可以用在很多应用中。

[0017] • 用于不同目的的智能鞋垫:

[0018] 1):用于小的脚部肌肉的训练,步态测绘(负荷分布,修复);作为艺术工具(舞蹈、音乐);活动分类(锻炼、军事监视)。显示可以是简单的压力分布图或呈听觉和视觉形式的生物反馈,显示压力中心的位置和移动,使得参与者可以看到他们自己的输出。

[0019] 2) 用于医疗应用,例如糖尿病、多发性神经病、中风和跌倒预防。显示可以是高级压力分布图或呈听觉和视觉形式的生物反馈,显示压力中心的位置和热点(集中的压力)图和热点的压力脉冲。所述显示可以帮助防止使热点超负荷(压疮预防和治疗)和指导两脚之间的负荷转移(高尔夫挥杆评估)或两腿之间的压力分布(跑步,一个腿超负荷的检测。一侧超负荷的指示可以通过同一侧的声生物反馈系统来进行;或使同一侧的音乐渐弱)。

[0020] 3) 用在用于截瘫/四肢瘫痪者和军事使用的外骨骼中。这些鞋垫可以提供呈听觉和/或视觉信号形式的生物反馈以提供对外骨骼的激活的阈值控制。

[0021] • 智能运动鞋,用在橄榄球、足球、踢球训练中以提供呈听觉和/或视觉信号形式的生物反馈以显示压力中心的位置和它的压力速率。

[0022] • 假肢/截肢残端,以提供听觉和/或视觉信号以显示热点(集中的压力)的位置和它的压力脉冲;压力速率。

[0023] • 伤口管理,包括完整皮肤的不连续性和其它伤口的治疗、预防、修复。

[0024] • 坐垫(椅子、轮椅、汽车的、宇宙航行的、车座),以显示压力分布,作为对疲劳或健康和安全隐患的指示符。呈听觉和/或视觉信号形式的生物反馈可以显示压力速率、压力中心的速度。

[0025] • 智能垫(智能床垫、病床、瑜伽垫),以显示压力分布作为睡眠概况的指示符并帮助婴儿监护和预防压疮。呈听觉和/或视觉信号形式的生物反馈可以显示热点(集中的压力)的位置和它的压力脉冲;压力速率。

[0026] • 智能头盔,用于损伤记录、撞击和大脑损伤风险的记录。呈听觉信号形式的生物反馈可以指示减速、加加速度和头部损伤标准的量值。呈视觉信号形式的生物反馈可以显示减速和加加速度向量以及它们关于虚拟头部的原点以及作为关于虚拟头部的向量或球体的头部损伤标准。

[0027] • 在拳击和武术中使用的智能手套,用于记分和测量损伤风险。呈听觉和 / 或视觉信号形式的生物反馈可以显示减速与加加速度的量值以及头部损伤标准。

[0028] • 智能走道,用于随时间过去对乘客或行人的监视以及还有车辆监视以提供统计数据。呈听觉和 / 或视觉信号形式的生物反馈可以显示压力中心(人的位置)、方向和速度(交通监视);儿童游乐场(用于娱乐、安全监控的音乐);闸口的控制(行人在闸口前面排队(在高峰时段通过智能走道测量)将导致通过将门口前面的红灯信号切换成绿灯(作为生物反馈信号)来打开更多闸口)。

[0029] • 鞋垫、测力板或姿态平衡板(4个单独板):用于测量跌倒指数、不稳定性、头晕等。

[0030] • 用于打靶记分的智能墙

[0031] • 具有用于内力(肌肉压力)和外力(拖曳力,例如,在滑雪、自行车和游泳时)的生物反馈的多个传感器或材料层(无传感器感测)的智能背心或衣服,以生物反馈信号的形式来指示压力中心和总体压力。此外,它们可以用于检测肌肉压力和振动(紧身衣)的改变,以生物反馈信号的形式来指示肌肉激活模式和肌肉振动的量值。

[0032] • 振动监视:在穿上紧身衣时的肌肉振动;关于健康和安全的产业应用。

[0033] • 表面阵列还可以用于游戏应用或跑步机或攀岩中。

[0034] 瞬时 COP 的位置可以通过对压力量值与每一传感器沿着笛卡尔传感器矩阵坐标系的 x 和 y 轴的 x 或 y 坐标的乘积求平均来确定,借此按照笛卡尔坐标系的 x 和 y 坐标或按照极坐标系的角度和半径来表示所述 COP。笛卡尔坐标或极坐标可以被转换成生物反馈信号。

[0035] 瞬时 COP 的速度可以根据将所述 COP 在 x 和 y 方向上的位移对时间进行微分而确定,并且 COP 的速度可以被转换成生物反馈信号。

[0036] 所述 COP 围绕其平均点的分布可以根据所述 COP 在 x 和 y 方向上的标准差、均方根、偏度或峰度或根据在经界定的时间段内最大限度地容纳所述 COP 位置的 100% 的区域的尺寸而计算出。COP 围绕其平均点的分布可以被转换成生物反馈信号。

[0037] 跌倒指数可以根据所述 COP 在 x 和 y 方向上的标准差、或均方根、偏度或峰度或根据在经界定的时间段内最大限度地容纳所述 COP 位置的 100% 的区域的尺寸而计算出。跌倒指数的量值可以被转换成生物反馈信号。

[0038] 如技术方案 8 中所述的系统,其中所述 COP 在 x 和 / 或 y 方向上的移动的分形维度是根据用于确定信号的分形维度的常规方法来计算出,并且其中所述分形维度的量值被转换成生物反馈信号。

[0039] 至少一个传感器点的压力速率可以根据将所述压力对时间进行微分而确定;并且其中所述压力速率可以被转换成生物反馈信号。

[0040] 所述力可以通过在有效传感器区域内对所述压力进行积分来计算出,并且线性加速度(垂直于所述传感器阵列的区域)可以通过将所述力除以物体、身体或身体部位的有

效质量而计算出,所述传感器阵列附接至所述物体、身体或身体部位或与所述物体、身体或身体部位接触,并且用户引致的加速度是根据所述线性加速度减去重力加速度而计算出。力和 / 或加速度的量值可以被转换成生物反馈信号。

[0041] 当用于评估头部损伤标准时,所述头部损伤标准可以根据从加速度对时间的积分乘以时段的倒数、将此乘积升高至 2.5 次幂以及将结果乘以所述时段来获得的最高值来计算出;所述时段是在 1 毫秒与 15 毫秒之间,并且所述积分是跨越加速度信号在此可变时段窗内连续地计算的。优选地,仅采用最大 HIC 值,所述值是通过将不同的时段与初始时间结合而获得。头部损伤标准的量值可以被转换成生物反馈信号。

[0042] 压力或力的脉冲可以根据将所述压力或力对时间进行积分而计算出,并且所述脉冲的量值可以被转换成生物反馈信号。

[0043] 形成高压区域(热点)可以根据至少一个传感器节点的压力或力脉冲来识别。所述脉冲的量值和 / 或所述热点与所述 COP 的生理路径之间的距离可以被转换成生物反馈信号。

[0044] 所述压力或力的量值可以被设有阈值并且所述压力数据可以被转换成至少两个直条的直方图,并且每一直条中的数据可以用于使记分系统基于不同的压力或力的水平对重复移动的数目进行计数。正或负的得分可以被转换成生物反馈信号。

[0045] 振动可以通过信号的快速傅立叶变换来识别。功率谱的平均值、中值或脉冲可以被转换成生物反馈信号。

[0046] 身体的质量中心的线性速度可以根据将所述线性加速度对时间进行积分而计算出;其中身体的质量中心的位移是根据将所述线性速度对时间进行积分而计算出。功和能量可以根据将力对位移进行积分而计算出。功率可以根据力与速度的乘积而计算出。速度、位移、功或功率的量值接着可以被转换成生物反馈信号。

[0047] 高级压力参数的量值可以被转换成听觉、视觉或触觉生物反馈信号。听觉生物反馈信号可以是经音高和 / 或音量和 / 或曲调编码的。视觉生物反馈信号可以是经颜色和 / 或亮度编码的、和 / 或是闪光灯信号、和 / 或是在屏幕上的显示。触觉生物反馈信号可能涉及振动、压力或电模拟。

[0048] 附图简述

[0049] 现在将参看附图来描述本发明的优选实施方案,在附图中:

[0050] 图 1 示出了本发明的原理;

[0051] 图 2 描绘了本发明的一个实施方案的一般装置布局;

[0052] 图 3 更详细地示出了图 2 中所示的组件 x1、IC2 和 U2;

[0053] 图 4 更详细地示出了图 2 中所示的组件 U1 和复位电路;

[0054] 图 5 示出了用以供应稳定的经调整电力的降压 DC/DC 转换器;

[0055] 图 6 描绘了用于处理来自传感器的数据的微控制器;

[0056] 图 7 描绘了复用电路;

[0057] 图 8 描绘了用于与外部装置通信的蓝牙模块;

[0058] 图 9 描绘了传感器电路;

[0059] 图 10 示出了双面传感器栅格的横截面(简图和电路等效);

[0060] 图 11 示出了单面传感器栅格的横截面(简图和电路等效)。

- [0061] 本发明的原理示出于图 1 中。
- [0062] 所述装置由以下组成：
- [0063] - 经由微控制器进行的无传感器压力测绘
- [0064] - 发送至智能电话的信号 / 数据
- [0065] - 用于生物反馈的发送至耳机的信号 / 数据
- [0066] - 发送至医院的信号 / 数据（数据记录, D2H2 ; 分布式诊断和家庭健康护理）
- [0067] - 用于将原始压力数据转换成高级压力参数并且随后转换成生物反馈信号（经音高和音量编码的听觉信号 ; 在图像或图表方面的 2D 或 3D 的经颜色和亮度编码的视觉信号）的算法
- [0068] - 高级压力信号是 : 压力中心的位置和速度、压力速率的量值 ; 压力脉冲 ; 热点位置。
- [0069] 通过传感器或材料来测量压力数据, 所述材料具有电阻、电容或压电特性并且对不同类型的内部和 / 或表面压力（例如压应力、张应力、弯曲应力、扭应力或剪切应力）作出反应。
- [0070] 用于测量电阻传感器矩阵的压力的优选系统的示意图示出于图 2 中：
- [0071] U1 (可编程微控制器芯片) 连接至栅格, $4 \times 4/16$ 个单元 / 传感器。
- [0072] 这些连接如下：
- [0073] 从左至右垂直地连接的 $4 \times$ 数字 (0v/5v) 输出端, 即, 接脚 12、13、14、15。
- [0074] 从上至下水平地连接的 $4 \times$ 模拟输入端, 即, 接脚 23、24、25、26, 以从参考电阻器读取数据（等效于单元的值改变）。
- [0075] 代码控制：
- [0076] - 数字端口 (0v/5v) - 垂直单元 (1、5、9、13)、(2、6、10、14)、, ……
- [0077] - 和模拟读取端口 - 水平单元 (1、2、3、4)、(5、6、7、8)、……
- [0078] 对微控制器进行编程, 使得多路复用器运行如下：
- [0079] 1. 数字输出端（接脚 12）产生 5v, 所有其它数字输出端产生 0v。
- [0080] 模拟端口（对电压进行读取）是从上至下延伸并且从 4 个参考电阻器读取电压（本质上是对单元 1、5、9、13 进行读取）。
- [0081] 2. 数字输出端（接脚 13）产生 5v, 所有其它数字输出端产生 0v。
- [0082] 模拟端口（对电压进行读取）是从上至下延伸并且从 4 个参考电阻器读取电压（本质上是对单元 2、6、10、14 进行读取）
- [0083] 3. 数字输出端（接脚 14）产生 5v, 所有其它数字输出端产生 0v。
- [0084] 模拟端口（对电压进行读取）是从上至下延伸并且从 4 个参考电阻器读取电压（本质上是对单元 3、7、11、15 进行读取）。
- [0085] 4. 数字输出端（接脚 15）产生 5v, 所有其它数字输出端产生 0v。
- [0086] 模拟端口（对电压进行读取）是从上至下延伸并且从 4 个参考电阻器读取电压（本质上是对单元 4、8、12、16 进行读取）
- [0087] 这涵盖了来自 16 个单元 (4×4) 的 16 个读数。
- [0088] 4×4 矩阵 (16 个传感器) 可以扩展成任何矩阵。
- [0089] 总输出是具有在特定数据采样频率下记录的、连续地来自传感器 1 至 16 (1-16、

1-16、1-16 等) 的重复原始数据集的单信道文件。

[0090] 所需的参考电阻器的数目对应于模拟端口的数目。

[0091] 图 5 描绘了降压 DC/DC 转换器 IC3 将输入(蓄电池)电压往下调至 3.3V。C19C13C10 电容器滤去任何高和低频带噪声并且向电路的其余部分提供稳定的经调整电力源。

[0092] 图 6 描绘了 8 位 AVR 微控制器 U1 处理从传感器收集的所有数据;多路复用器 U2 控制 2×2 (4 个传感器单元) 矩阵传感器电路,所述传感器电路在 4 位二进制地址上运行,这样可以控制多达 16×16 (256) 矩阵传感器,并且 R1 是用于所述传感器的参考电阻器。

[0093] 图 7 描绘了传感器连接器 IC2 将主板连接至鞋垫传感器。

[0094] 图 8 描绘了通过无线技术与外部装置通信的蓝牙模块 U4。

[0095] 图 9 描绘了多路复用器 U2 和 U3 控制 2×2 (4 个传感器单元) 矩阵传感器电路,所述传感器电路在 4 位二进制地址上运行,这样可以控制多达 16×16 (256) 矩阵传感器,并且 R1 是用于所述传感器的参考电阻器。

[0096] 图 10 和图 11 示出了传感器栅格的横截面(简图和电路等效);图 10 中是双面而图 11 中是单面,其中:

[0097] V = 垂直电极,

[0098] H = 水平电极,

[0099] M = 导电材料,

[0100] I = 绝缘层,

[0101] R = 电阻器,

[0102] p = 压力

[0103] 将数据有线或无线地发送至输出端(耳机、智能电话、计算机、屏幕)以实现实时生物反馈(听觉、视觉)或测量后生物反馈(视觉)。

[0104] 用于无传感器测量的传感器材料可以是任何电阻、电容或压电传感器。

[0105] 1) 导电固体聚合物/弹性体(例如,乙烯基塑料、velostat 或氯丁胶)。

[0106] 2) 抗静电多孔材料(例如,含有预制炭黑的 PE 泡沫)

[0107] 3) 导电织物

[0108] 根据通过传感器测得的压力计算高级压力参数。在应用无传感器感测时,词语传感器在下文必须用“电极”替代。基本上,需要至少两个传感器用于确定高级压力参数;在无传感器感测中,对于测量两个压力相关区域的一维阵列来说,需要至少 3 个电极;并且对于测量四个压力相关区域的二位阵列来说,需要至少 4 个电极。

[0109] 基本上,声生物反馈信号可以是经音量或音高编码的。

[0110] 例如,为了将压力的量值转换成生物反馈信号,压力越大,音就越响;或音的音高就越高。

[0111] 在双参数信号中,一个参数可以是经音量编码的,而另一个是经音高编码的。

[0112] 这两个参数可以是:

[0113] -COP 在 x 和 y 方向上的位置

[0114] -COP 在 x 和 y 方向上的位置

[0115] -COP 距中心点的距离(经音高编码)和平均压力的量值(经音量编码;靶心方法)

[0116] -COP 向量的角度（经音高编码）和平均压力的量值（经音量编码；圆形 / 椭圆形键盘方法）

[0117] -COP 向量的角度（经音高编码）和 COP 距中心点的距离（经音量编码；圆形 / 椭圆形键盘方法）

[0118] 在三参数信号中，一个参数可以是经音量编码的，而其它两个是通过由 2 个谐音组成的声音进行音高编码的。

[0119] 作为实例，压力的量值将是经音量编码的，而 COP 向量的角度是经音高编码的。在用带有仪表的鞋垫行走时，任务是实现对于每一 COP 路径来说是唯一的并且在 COP 路径更改时改变的曲调信号。

[0120] 用户的任务是实现对每一步时的特定曲调模式的一致复制。

[0121] 将根据原始压力数据计算的和将转换成生物反馈信号（根据所描述的发明）的高级压力参数是：

[0122] a) (瞬时) 压力中心 (COP) 的位置：

[0123] 如果压力（不均匀地）分布在表面上，那么将 COP 界定为至少两条线的交点，由在每条线的任一侧的力（每单位面积，分布在区域上）产生的力矩关于所述交点平衡。瞬时 COP 的精确确定需要具有高分辨率的在测量区域上均匀分布的传感器。

$$[0124] \quad COP_x = \sum_{i=1}^n \frac{x_i p_i}{n}$$

$$[0125] \quad COP_y = \sum_{i=1}^n \frac{y_i p_i}{n}$$

[0126] 其中 COP_x 和 COP_y 是 COP 的坐标； x_i 和 y_i 是第 i 个传感器距传感器矩阵坐标系的原点的距离； p_i 是第 i 个传感器上的压力，以及 n 是传感器的总数。

[0127] 或者，

$$[0128] \quad \theta = \text{ATAN2} \frac{COP_y}{COP_x}$$

$$[0129] \quad R = \sqrt{COP_x^2 + COP_y^2}$$

[0130] 其中西塔 θ 是 COP 的极角，ATAN2 是“二次”反正切函数（返回 4 个象限中的任一者中的极角），以及 R 是 COP 与坐标系的原点之间的距离。

[0131] 应用：在跑步、坐下等等过程中例如在脚底上的 COP 的当前位置的生物反馈；2 条腿之间的负荷转移；用生物反馈进行的高尔夫挥杆评估；在戴上头盔以确定撞击点位置时在头部上的 COP 的位置；在划艇桨叶或浆板的前侧和后侧上的移动 COP 的位置

[0132] 听觉生物反馈：所述生物反馈信号可以通过以下操作产生

[0133] - 将极角西塔 θ 转换成经音高编码的声音和 / 或将距离 R 转换成经音量编码的声音，或反之亦然；

[0134] - 将 COP_x 坐标转换成经音高编码的声音和 / 或将 COP_y 坐标转换成经音量编码的声音，或反之亦然；

[0135] - 将实际 COP 位置与理想 COP 位置之间的距离转换成经音量或音高编码的声音。

[0136] b) COP 的速度 :

[0137] 瞬时 COP 在区域上移动, 并且 COP 的位移的一阶时间导数等于其速度。

$$[0138] \quad v_{COP} = \sqrt{v_x^2 + v_y^2}$$

[0139] 其中 v_{COP} 是 COP 的所得速度, 并且 v_x 和 v_y 是通过下式界定的速度分量

$$[0140] \quad v_{x,y} = \frac{x_{i+1}, y_{i+1} - x_i, y_i}{\Delta t}$$

[0141] 其中 x 和 y 是 COP 的坐标, 并且 Δt 是数据采样频率。

[0142] 应用 : 跑步速度或姿势图不稳定性的生物反馈 ; 2 条腿之间的负荷转移 ; 高尔夫挥杆评估和生物反馈。

[0143] 听觉生物反馈 : 生物反馈信号涉及 COP 速度的量值, 并且是经音量或音高编码的。

[0144] c) COP 围绕其平均点的分布 :

[0145] 由于不稳定性、振动或外力, COP 可能会在围绕其平均点 (理想的或预计点) 的经界定区域内快速地移动。COP 移动的参数是平均点与当前瞬时 COP 之间的距离以及移动速度, 所述移动速度与前述距离成正比。

[0146] 应用 : 姿势图不稳定性的生物反馈, 对跌倒风险的估计

[0147] COP 的分布是根据以下各者计算 :

[0148] - 围绕理想点或跨越坐标轴的 COP 的标准差,

[0149] - 围绕理想点或跨越坐标轴的 COP 的均方根 RMS,

[0150] - 围绕理想点或跨越坐标轴的 COP 的偏度,

[0151] - 围绕理想点或跨越坐标轴的 COP 的峰度,

[0152] - 围绕理想点或跨越坐标轴的 COP 的平均速度,

[0153] - 被 COP 的移动 100% 或不及 100% (例如, 95%、90% ...) 覆盖的区域的尺寸。

[0154] 听觉生物反馈 : 将标准差、RMS、偏度、峰度、平均速度和 / 或区域的量值转换成经音量或音高编码的声音。高级 COP 参数可以组合成跌倒指数、转换成经音量或音高编码的声音, 提醒用户 (例如经由智能鞋垫) 跌倒的风险。

[0155] d) COP 移动的分形维度

[0156] 信号的分形维度反映了其混乱度。COP 在 (例如) 前后方向或中间外侧方向上的变化越快, 其分形维度就越高。可以通过常规方法 (Higuchi 方法、Sevcik 方法、计盒方法等) 来计算信号的分形维度, 优选是其豪斯道夫维度。

$$[0157] \quad D_H = \frac{\log N}{\log r} + C$$

[0158] 其中 D_H 是豪斯道夫维度, r 是盒的半径或直径, N 是按特定 r 的盒的数目, 以及 C 是常数。

[0159] 应用 : 姿势图不稳定性的生物反馈, 对跌倒风险的估计

[0160] 听觉生物反馈 : 将分形维度的量值转换成经音量或音高编码的声音。

[0161] e) 压力速率的量值

[0162] 虽然压力信号的量值可以直接转换成生物反馈信号,但是必须根据压力信号的时间导数来计算压力信号的瞬时速率。压力速率等于每单位面积的力速率;并且力速率等于加加速度乘以质量(加加速度=位移的四阶时间导数)。

$$[0163] \quad \dot{p} = \frac{P_{i+1} - P_i}{\Delta t}$$

[0164] 其中 \dot{p} 是压力速率

[0165] 应用:压力速率或力速率的生物反馈;压力速率或力速率与组织损伤的严重程度有关,并且所述生物反馈用于伤口监护。

[0166] 听觉生物反馈:将压力速率的量值转换成经音量或音高编码的声音

[0167] f) 头部损伤标准

[0168] 头部损伤标准 HIC 用于评估在特定加速度 a 或力 F 的撞击后持续的脑损伤的严重程度。力和加速度是通过下式彼此相关

$$[0169] \quad F = m a$$

[0170] 其中 m 是头部的有效质量。

[0171] 根据下式计算 HIC

$$[0172] \quad HIC = \max \left[\Delta t \left(\frac{1}{\Delta t} \int_{t_1}^{t_2} a \, dt \right)^{2.5} \right]$$

[0173] 其中 a 是线性加速度, t_1 和 t_2 表示加速度尖峰的开始和结束,以及 $\Delta t = t_2 - t_1$; Δt 最大是 15 毫秒。

[0174] $HIC > 1000$ 被认为是危险的。

[0175] 应用:在戴上智能头盔、智能头部护具或智能拳击手套时,头部撞击中 HIC 的生物反馈,借此所述生物反馈用于头部撞击监视、拳击和武术中的记分系统、以及用于通过行为改变来学习如何避免危险的头部撞击。

[0176] 听觉生物反馈:将 HIC 的量值转换成经音量或音高编码的声音;或者只有在超过阈值时反馈听觉信号。

[0177] g) 热点的位置

[0178] 通过不断地更新每个传感器的最大压力来确定热点,使得当前的压力图反映迄今测得的每一传感器的最大压力。

[0179] 应用:高压区域的位置的生物反馈以及关于如何避免超负荷热点的生物反馈。

[0180] 听觉生物反馈:将 COP 与热点之间的距离的量值转换成经音量或音高编码的声音,借此所述生物反馈用于热点监视以及用于通过增加热点与 COP 的路径之间的距离来学习如何避免使热点超负荷。

[0181] h) 压力脉冲的确定

[0182] 将每一传感器的压力对时间进行积分,并且在压力图上反映当前压力脉冲。

$$[0183] \quad S_p = \int_{t_0}^t p \, dt$$

[0184] 其中 S_p 是压力脉冲。

[0185] 应用：随着时间过去具有高压力的区域的位置的生物反馈。

[0186] 听觉生物反馈：将压力脉冲的量值转换成经音量或音高编码的声音

[0187] i) 恰当 COP 位置与恰当的力或压力范围相结合确定

[0188] 此组合的高级压力参数充当例如武术的记分系统，其中拳击手套和背心装备有传感器或无传感器感测系统；或用于当在压力敏感的垫上锻炼时对重复的移动进行计数。必须击中背心的特定和经界定区域才获得点数（这些区域内的 COP）。其它区域是在边界之外（这些区域内的 COP）并且击中它们导致扣去一个点。同时，通过手套与背心测量压力，并且如果压力是在指定范围内，那么（与正确区域中的 COP 相结合）导致获得点数。如果压力过低，那么不能获得点数。如果压力过高，那么在 COP 处于正确的区域中时将扣去一个点或者在 COP 处于错误的区域中时将扣去两个点。给背心和手套进行装备用以识别意外的击中或者自己的手套是否被夹在自己的背心与对手的手套之间。在这些情况中，对手不能获得点数。

[0189] j) 振动的确定

[0190] 对压力信号的时间序列进行 FFT（快速傅立叶变换）以确定功率谱和主要频率模式。将此振动频率转换成生物反馈信号。

[0191] 应用：肌肉振动的测量，确定紧身衣服中的正确压缩力；结合 OH&S 原理的产业应用。

[0192] 在患有糖尿病性神经病的患者中，例如，如果没有维持生理 COP 路径或如果 COP 接近超负荷区域（随时间过去具有较高压力量值或随时间过去具有最高压力脉冲的区域或受恶毒的足底溃疡影响的区域），那么可以实现听觉警告信号。

[0193] 由于从机械性刺激感受器至大脑缺少反馈，因此神经病患者的运动协调受到干扰并且缺少皮肤对高压力的敏感性。“甜蜜 COP 路径”的宽度以及“热点”的直径将通过变量预置，超过所述变量将使曲调信号衰减并且被警报信号覆写。这个原理提供了用于改善神经病患者的受干扰的步态以及最小化形成溃疡和避免使现有溃疡超负荷的风险的训练系统。

[0194] 通过非线性函数将信号量值转换成音高信号，因为音符之间的频率差随频率而增大并且遵循指数函数。

$$[0195] \quad f = c e^{p-p_0} + f_0$$

[0196] 其中 f 是音高的频率， c 是常乘数， f_0 是音高的最低频率， p 是瞬时压力量值，以及 p_0 是压力阈值。这个方程的非线性函数可以是（例如）指数的、多项式的等等。

[0197] 如果（例如）COP 的极角被转换成声生物反馈信号，那么角度西塔是从 0 度至 360 度。如果输出频率 f 将是 100Hz 至 1000Hz，那么对应的方程是

$$[0198] \quad f = 10^{\frac{\theta}{360} + 2}$$

[0199] 或者是

$$[0200] \quad f = \frac{\left(\frac{\theta}{147} + 9 \right)^{10}}{39000000} + 10$$

[0201] 作为不同的解决方案,基于笛卡尔 COP 坐标 COP_x 和 COP_y 或基于极坐标 (θ 和 R) 将 COP 可以在其中移动的压力敏感区域分割成不同的扇区,并且每一扇区与特定声音(由声音频率或音高界定)或曲调有关,使得可以通过将 COP 移动至不同扇区中来奏响曲调或音调。

[0202] 在屏幕上或借助光源(例如 LED)来显示视觉生物反馈信号。视觉生物反馈信号的编码参数可以是:

[0203] - 色度;

[0204] - 亮度(灰度级)或强度(勒克斯);

[0205] - 闪烁光源的频率;

[0206] - 光源或屏幕上的像素的位置。

[0207] 生物反馈信号还可以当作触觉信号进行管理(振动压力的振动频率、量值或位置;以及具有电模拟)。

[0208] 上文概述的算法嵌入于微控制器和/或外部装置(例如,智能电话、计算机)中。

[0209] 将听觉生物反馈系统发送至耳机或扬声器

[0210] a) 实时地并且经由 RF 信号直接从微控制器发送(如果所述算法嵌入于所述微控制器中);

[0211] b) 原始数据经由蓝牙(zigbee、ant+等)信号从微控制器发送至智能电话或计算机以便进行进一步音频处理(如果所述算法嵌入于智能电话应用程序或计算机软件中)以及随后经由耳机或扬声器实时地输出。

[0212] 视觉生物反馈系统作为原始数据经由至智能电话或计算机的蓝牙(zigbee、ant+等)信号从微控制器发送至屏幕(智能电话、计算机)以便进行进一步处理和图形视觉化。

[0213] 装置的主要组件的概述

[0214] 组件的最小数目:

[0215] - 用于测量压力的材料(压力敏感材料;电阻、电容或压电的)

[0216] - 用于数据记录的电路

[0217] - 用于根据压力原始数据计算高级压力参数的算法

[0218] - 用于计算生物反馈信号(经音高和音量编码的听觉信号;在图像或图方面的 2D 或 3D 的经颜色和亮度编码的视觉信号)的算法

[0219] - 用于数据传送(无线、有线的)的构件

[0220] - 用于生物反馈信号的输出的构件(耳机、扬声器、智能电话、计算机等)

[0221] 材料可以是呈实心、多孔形式(泡沫)和织物形式的导电聚合物/弹性体。

[0222] 高级压力参数可以是压力中心的位置和速度、压力速率的量值;压力脉冲;热点位置;COP 围绕其平均点的分布;COP 移动的分形维度。

[0223] 恰当的生物反馈(声的、视觉的)取决于

[0224] 1) 压力参数(例如,压力中心的位置和速度;压力速率的量值;压力脉冲;热点位

置)的精确确定(测量);以及

[0225] 2) 用于将原始压力数据转换成高级压力参数并最终转换成听觉和视觉信号的算法。

[0226] 压力参数的精确确定(测量)取决于

[0227] 1) 足够的传感器密度和均匀的传感器分布,以及

[0228] 2) 足够的传感器分辨率(尺寸)。

[0229] 这两个参数影响所需的传感器的数目并最终影响智能装置的成本。

[0230] 成本涉及每个传感器的成本、实现精确测量所需的传感器的数目和制造(传感器至记录装置的连接)。因此希望使用低成本传感器或通过使用现有材料作为传感器而完全不使用传感器(无传感器感测)。

[0231] 这涉及

[0232] 1) 鞋垫可以由乙烯基塑料制造(1sqcm = 最大 1ct; 1 个鞋垫最多 \$1 至 \$1.5) 以及另外将电极栅格(加上所结合的引线)放置在鞋垫上方和下面;乙烯基材料起到传感器的作用,因此不再需要传感器;

[0233] 2) 给头盔衬上保护和能量吸收泡沫;所述泡沫起到传感器的作用(静态泡沫),因此足以将电极栅格放置在泡沫内衬上。本发明与任何类型的传感器(从贵的到便宜的)一起工作;成本使产品有竞争力。本发明提供了将原始压力数据转换成高级压力数据以及将它们转换成听觉和视觉生物反馈信号而与材料选择无关的方法,所述材料将替代常规传感器。

[0234] 为了从原始压力数据获得高级压力数据,需要高的传感器密度和分辨率,在使用贵的传感器时,这会影响产品的价格。

[0235] 便宜的传感器不像贵的传感器那样精确;然而,这个缺点可以通过高的传感器密度和分辨率来克服,高的传感器密度和分辨率可以提高数学方法的精确性。

[0236] 从上文可以看出,本发明提供了向用户提供经改善的生物反馈的成本合算的和高级的传感器系统。本领域的技术人员将认识到在不脱离本发明的核心教导的情况下可以在除了所描述的那些实施方案以外的实施方案中实现本发明。

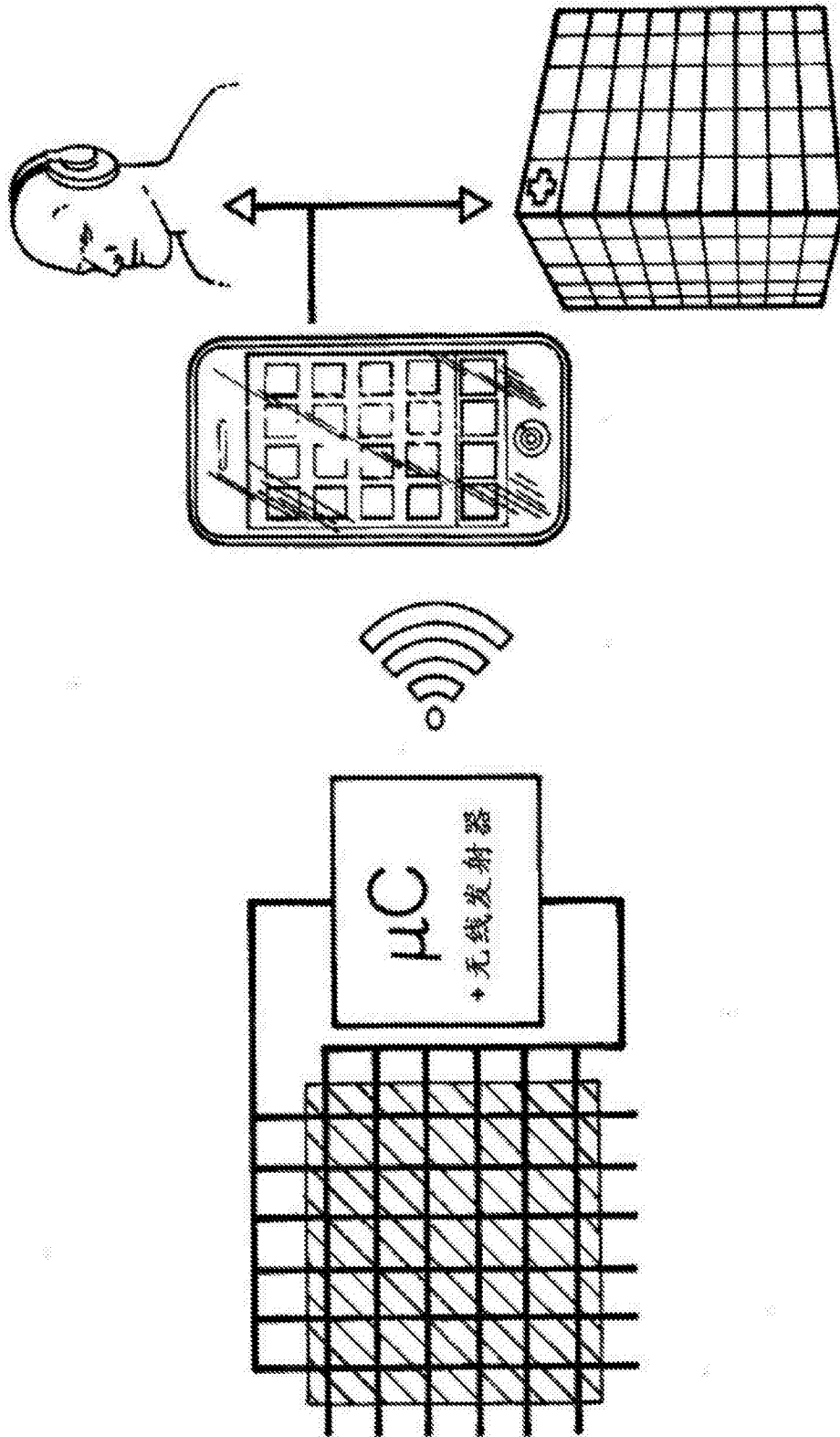


图 1

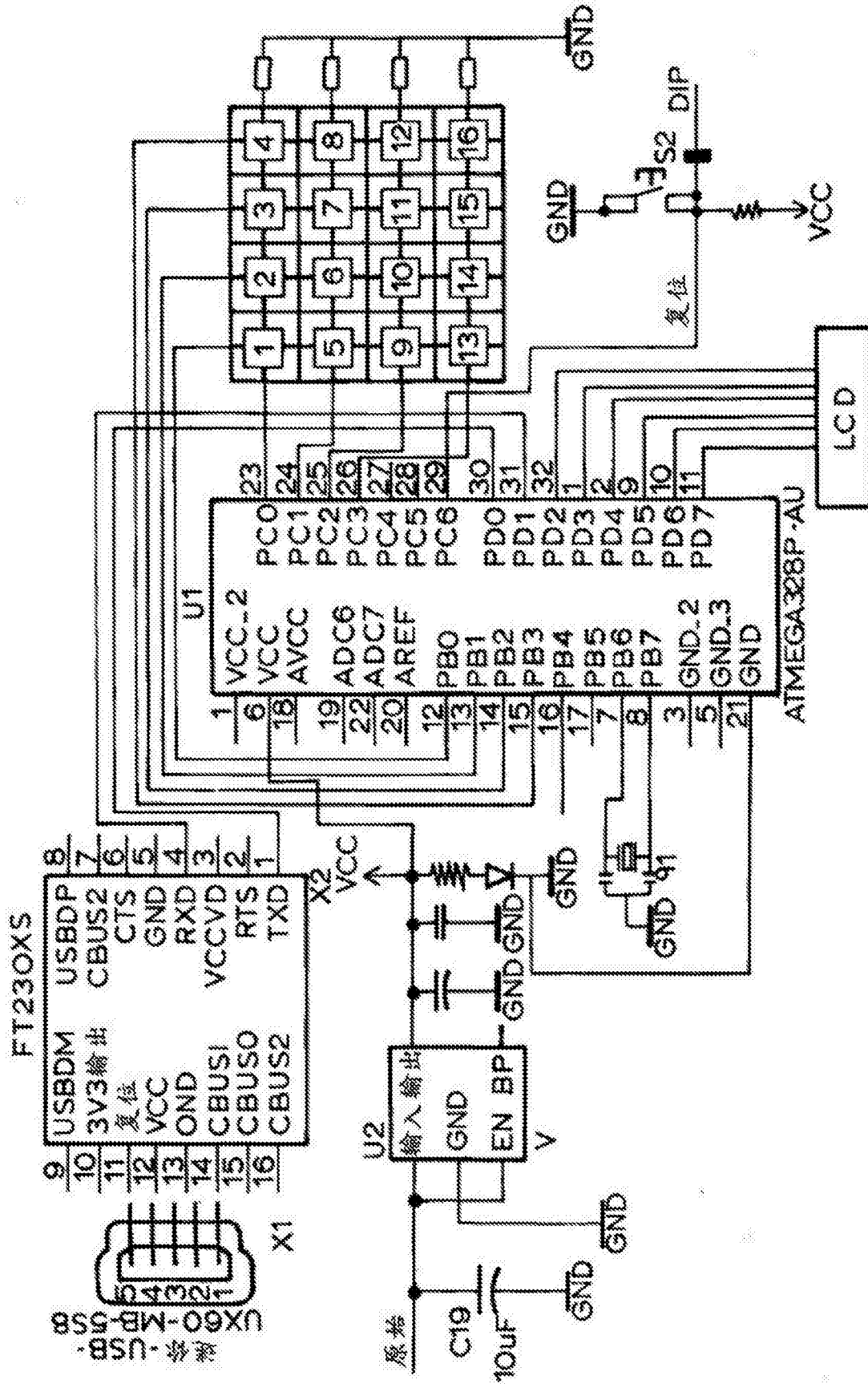


图 2

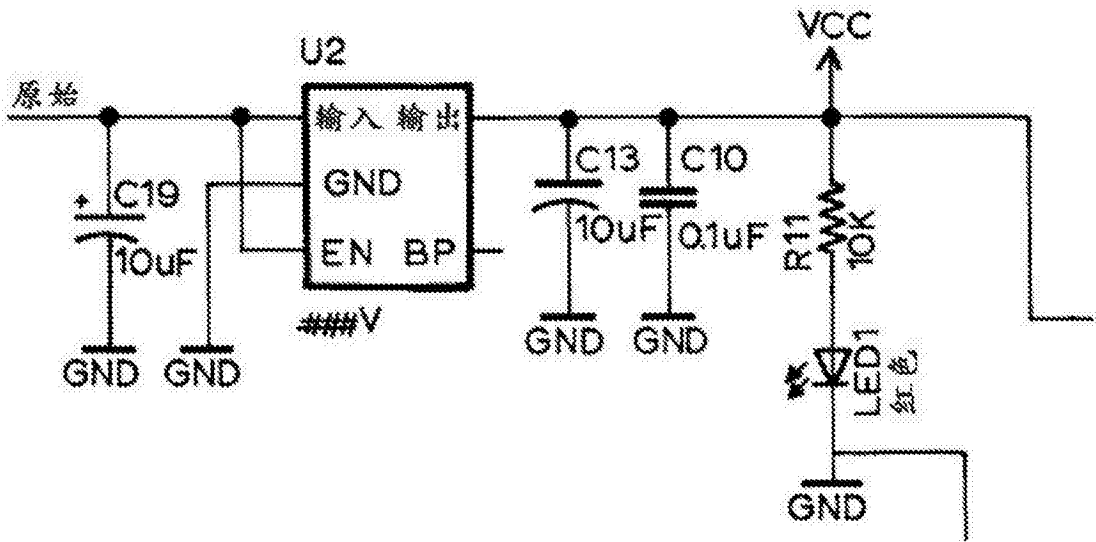
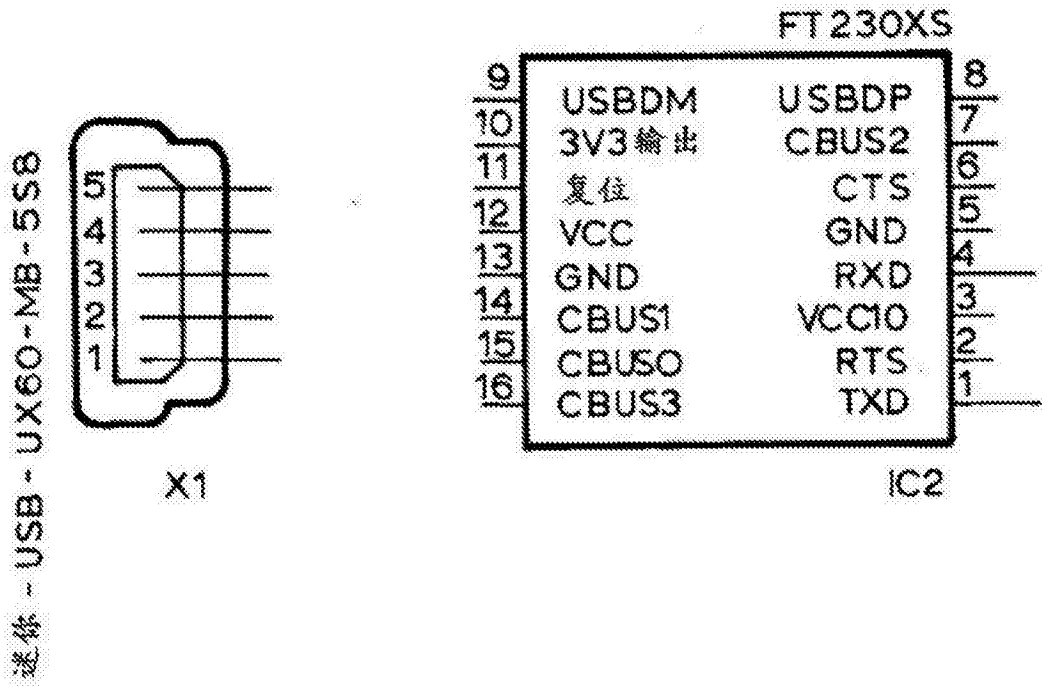


图 3

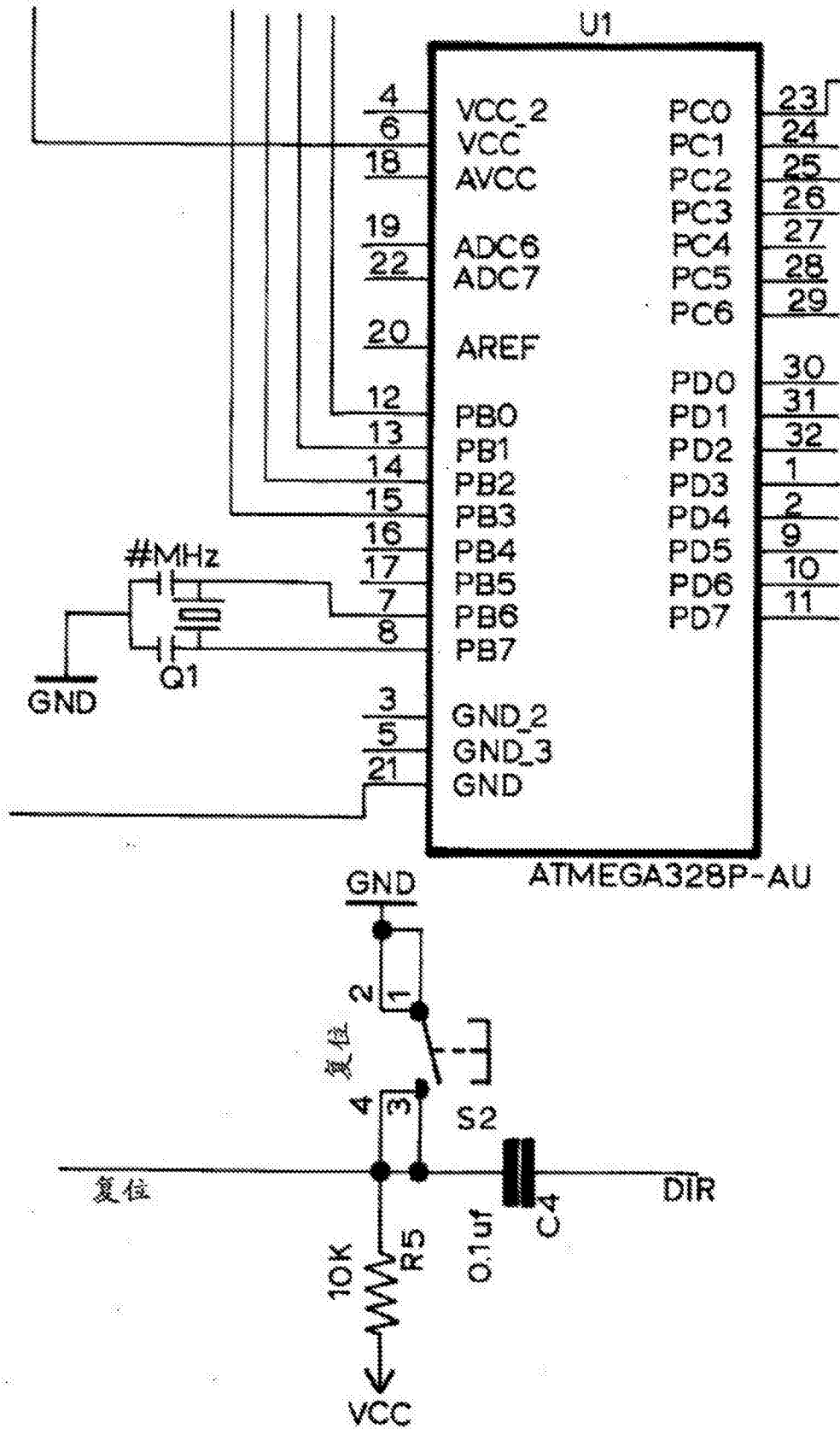


图 4

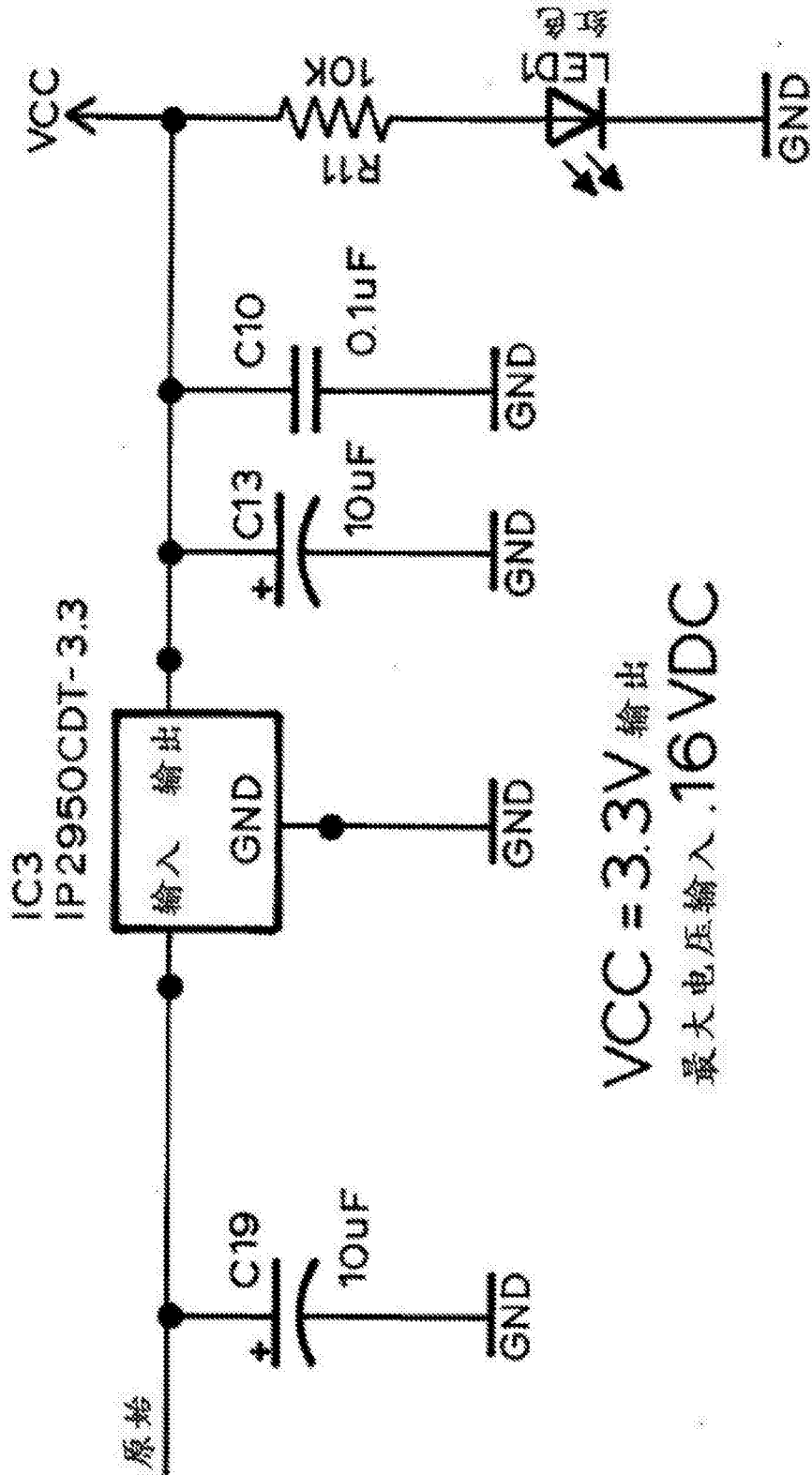


图 5

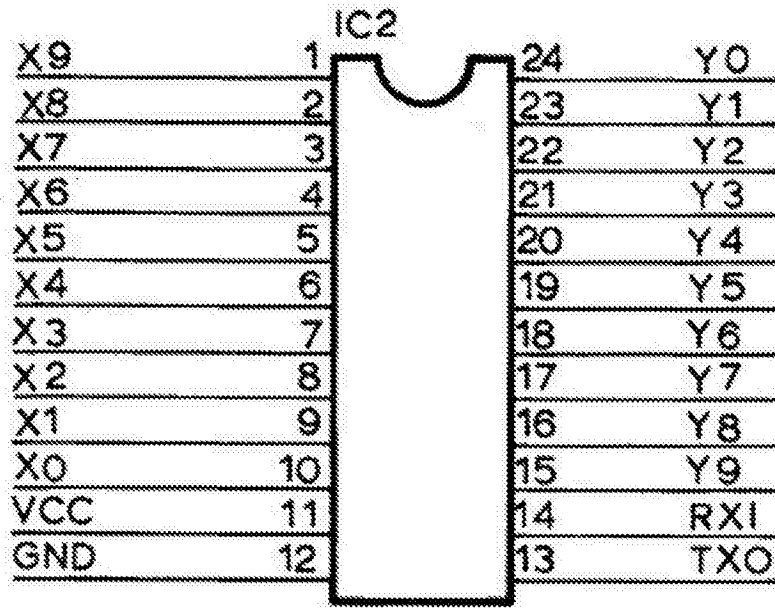


图 7

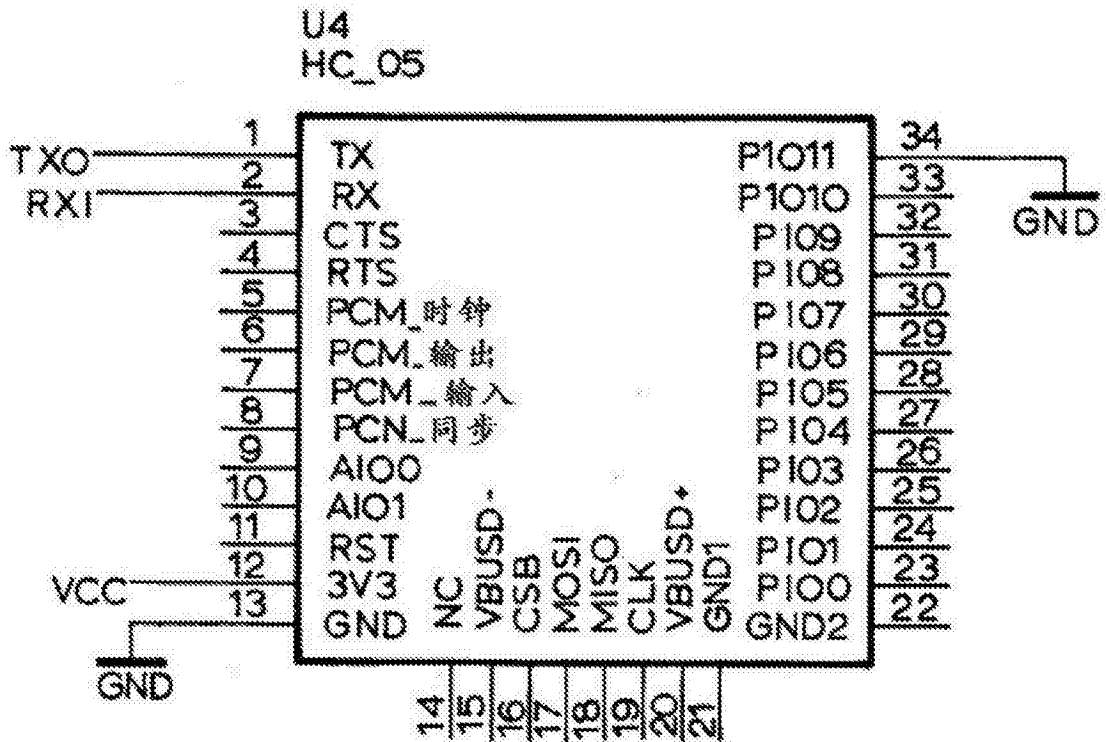


图 8

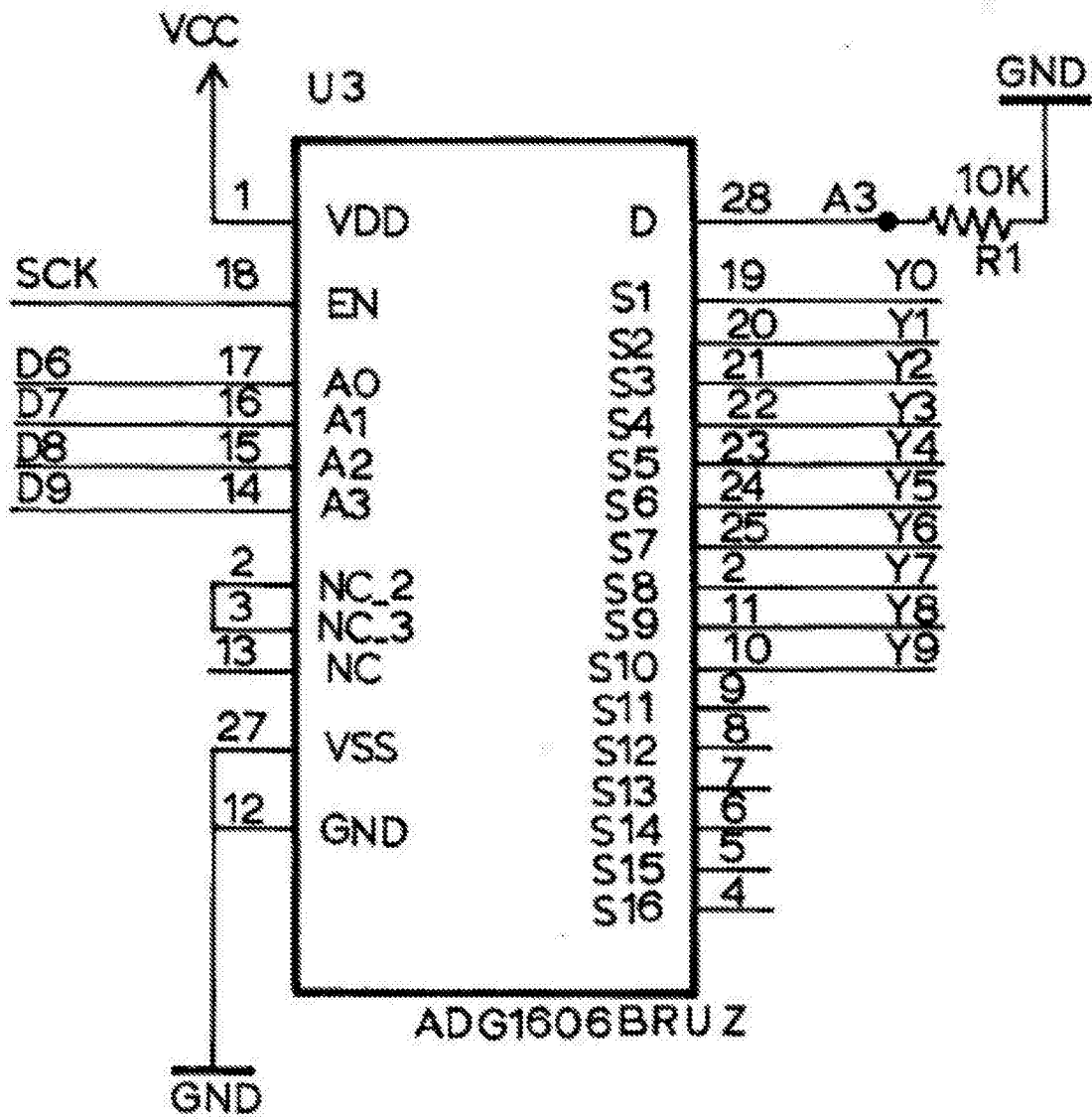


图 9

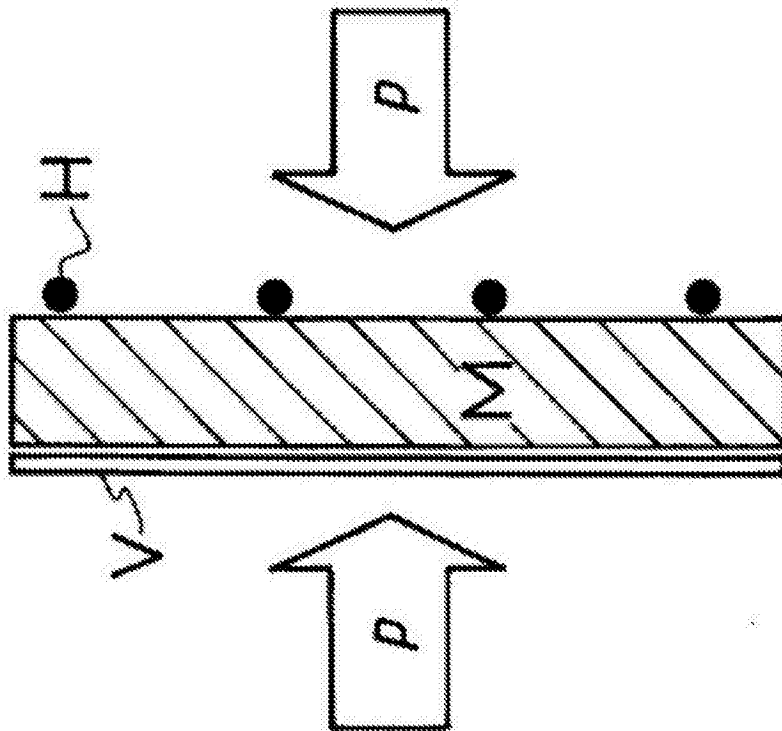
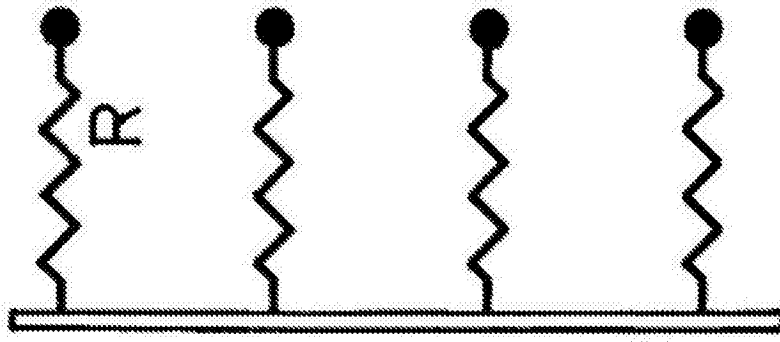


图 10

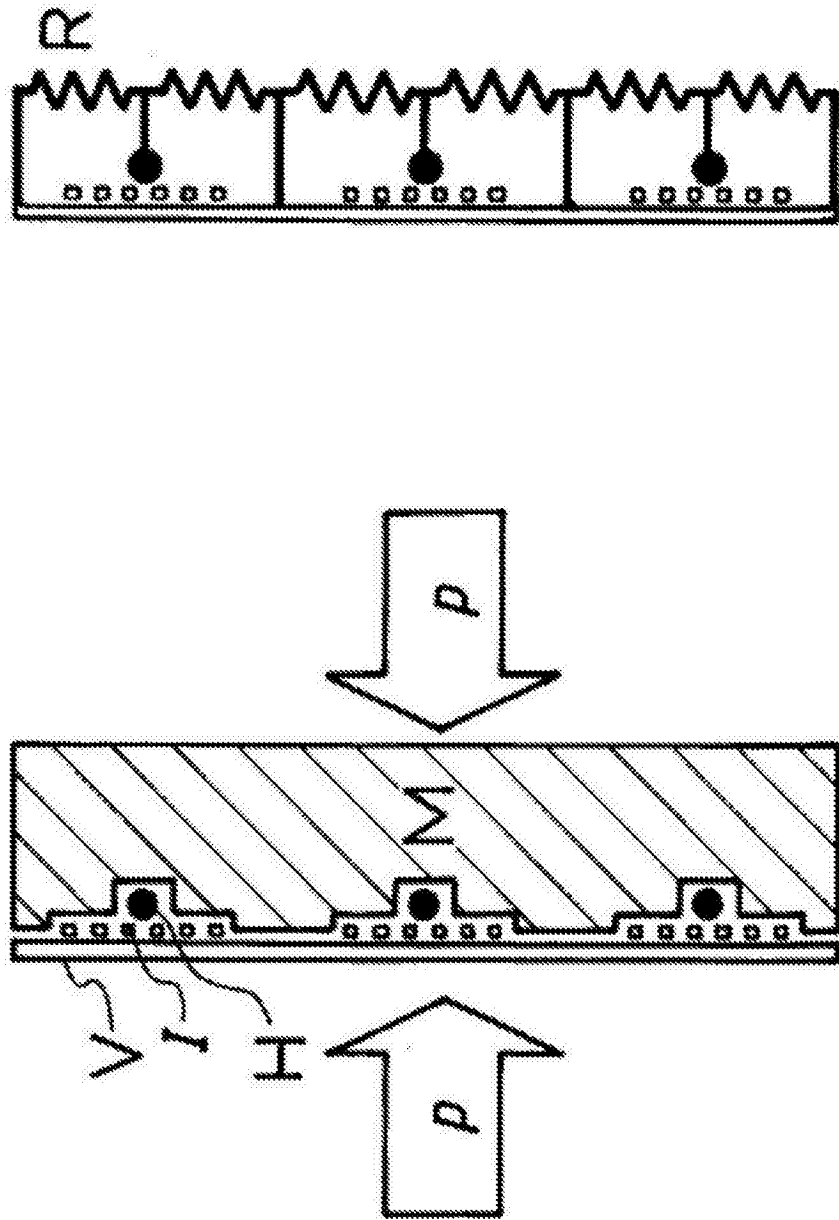


图 11