



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103025230 B

(45) 授权公告日 2015.06.03

(21) 申请号 201180033754.1

D03D 15/00(2006.01)

(22) 申请日 2011.07.08

A43B 3/00(2006.01)

(30) 优先权数据

105191 2010.07.08 PT

(56) 对比文件

WO 2009023937 A1, 2009.02.26, 说明书第15页第17行到说明书第18页第26行, 图1、3.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013.01.08

WO 2009023937 A1, 2009.02.26, 说明书第15页第17行到说明书第18页第26行, 图1、3.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/053058 2011.07.08

US 2005054941 A1, 2005.03.10, 说明书第76段、93段.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/004774 PT 2012.01.12

DE 10314211 A1, 2003.11.06, 全文.

US 2008307899 A1, 2008.12.18, 全文.

US 6155120 A, 2000.12.05, 全文.

(73) 专利权人 菲奥里玛股份有限公司

地址 葡萄牙布拉加

US 2005034485 A1, 2005.02.17, 全文.

US 6941775 B2, 2005.09.13, 全文.

(72) 发明人 P·J·平托罗格里格斯

WO 2009013704 A2, 2009.01.29, 全文.

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

CN 101505657 A, 2009.08.12, 全文.

CN 101129101 A, 2008.02.20, 全文.

CN 1390109 A, 2003.01.08, 全文.

代理人 袁珩

审查员 高瑞玲

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/103(2006.01)

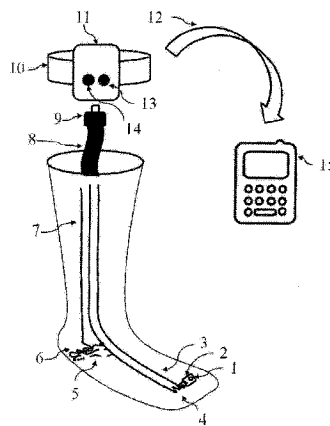
权利要求书1页 说明书14页 附图6页

(54) 发明名称

用于集成的生物计量监测的袜子

(57) 摘要

本发明涉及具有集成的生物计量监测的袜子。本发明包括集成到袜子中的生物计量传感器系统, 该系统具有处理和存储所收集到的生物计量数据的能力, 以便为用户提供有用信息, 使用用户的生物计量数据与身体努力的性能参数相关。本发明包括通过合适的支撑物(2)集成到袜子的织物结构中的传感器, 包括用于由用户的脚施加到具有信令装置(13)和交互装置(14)的处理器(10、11)的温度(1)、心跳和压力(5), 处理器解释并发送(12)数据到存储数据并允许数据的显示的移动设备(15)。本发明包括生物计量监测设备通过针织在袜子中的传导纱(3、4、6、7)及其到传感器、端子(8、9)和封装的连接织物集成。



CN 103025230 B

1. 一种用于集成的生物计量监测的袜子,其特征在于包括:
  - 具有数据总线 (7) 的袜子,该袜子包括在沿着袜子的袜子针织方向上在袜子内针织的一根或多根传导纱 (3);
  - 一个或多个生物计量传感器 (1、5),其中所述传感器具有有源区域 (6)、印刷电极 (10),在所述有源区域 (6) 和印刷电极 (10) 之间具有空的空间,在所述传感器的末端具有带通风口的间隔区 (7),在所述传感器的边界上施加有具有多孔性的环氧树脂 (4)。
2. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于还包括数据处理设备 (11) 和传导连接带 (8),通过该传导连接带 (8) 进行到数据总线 (7) 的连接,而且还包括无线接口 (12)。
3. 如权利要求 2 所述的袜子,其特征在于所述无线接口 (12) 连接到移动设备 (15)。
4. 如权利要求 2 所述的袜子,其特征在于所述数据处理设备 (11) 包括:一个或多个视觉指示器,一个或多个按钮 (14)。
5. 如权利要求 4 所述的袜子,其特征在于所述一个或多个视觉指示器是 LED (13)。
6. 如权利要求 4 所述的袜子,其特征在于所述一个或多个按钮 (14) 是通 / 断开关。
7. 如前面任何一项权利要求所述的袜子,其特征在于所提到的传感器包括压力传感器 (5) 和温度传感器 (1)。
8. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于所提到的传感器包括通过 Z 字形的传导纱到数据总线 (7) 的连接。
9. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于所提到的传感器中的一个或多个包括通过 Z 字形的传导纱到数据总线 (7) 的连接。
10. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于所提到的传感器中的一个或多个包括通过传感器尾部上的焊接到数据总线 (7) 的连接。
11. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于所提到的传感器中的一个或多个包括通过硅树脂粘合剂的保护。
12. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于所提到的传感器中的一个或多个包括柔性 PCB 基底,PCB 即印刷电路板。
13. 如权利要求 1 所述的袜子,其特征在于包括用于以下度量中的一个或多个的传感器与数据处理装置:身体质量指数、用户的体重、总的训练时间内所消耗的卡路里量、训练时间、每秒钟燃烧的卡路里、瞬时行进速度、监测 GPS 跟踪器、行进距离、步数、记录历史数据和 / 或运动中身体质量的校准与测量。

## 用于集成的生物计量监测的袜子

### 技术领域

[0001] 本发明涉及具有集成的生物计量(biometric)监测的袜子。

### 发明内容

[0002] 本发明描述了用于集成的生物计量监测的袜子或长袜或裤袜或者其等效物,包括:

[0003] - 具有数据总线(7)的袜子,其包括针织或机织的一根或多根传导纱(3);

[0004] - 一个或多个生物计量传感器(1、5)。

[0005] 优选实施例包括数据处理设备(11)和导体连接带(8),通过该导体连接带(8)结合到数据总线(7),并且还包括无线接口(12),尤其是到移动设备(15)的无线接口。

[0006] 优选实施例包括数据处理设备(11),该数据处理设备(11)包括一个或多个视觉指示器尤其是LED(13)、一个或多个按钮(14)尤其是通/断开关。

[0007] 在优选实施例中,所提到的传感器包括压力传感器(5)和温度传感器(1)。

[0008] 在优选实施例中,所提到的传感器包括通过“Z字形”的传导纱到数据总线(7)的连接。

[0009] 在优选实施例中,所提到的传感器中的一个或多个包括通过“Z字形”的传导纱到数据总线(7)的连接。

[0010] 在优选实施例中,所提到的传感器中的一个或多个包括通过“Z字形”的传导纱到数据总线(7)的连接。

[0011] 在优选实施例中,所提到的传感器中的一个或多个包括通过传感器尾部上的焊接到数据总线(7)的连接。

[0012] 在优选实施例中,所提到的传感器中的一个或多个包括多孔环氧树脂封装。

[0013] 在优选实施例中,所提到的传感器中的一个或多个包括通过硅树脂粘合剂的保护。

[0014] 在优选实施例中,所提到的传感器中的一个或多个包括柔性PCB的基底。

[0015] 优选实施例包括用于以下度量中的一个或多个的传感器与数据处理装置:身体质量指数、用户的体重、总的训练时间内所消耗的卡路里量、训练时间、每秒钟燃烧的卡路里、瞬时行进速度、监测GPS跟踪器、行进距离、步数、记录历史数据和/或运动中身体质量的校准与测量。

### 背景技术

[0016] US2008287832A1 描述了具有多个压力传感器(8)的鞋(4)(或者鞋底),这些压力传感器(8)连接到生成压力数据的设备——“医学节点”(6)。“医学节点”将压力数据发送到基站(26)。基站分析压力数据,而且,当压力数据指示压力超过某个水平时,可以生成警告,包括文本消息。检测和压力报警发生在:或者休息的时候,例如坐着的时候,或者锻炼的状况下,用于监测病人的状况,例如糖尿病或者其他医学问题。该发明使得可以避免病人

脚的某个部分上过多的压力,而且也可以避免对皮肤和其他相邻组织的伤害。

[0017] US5546955A 描述了包括温度传感器和连接到该传感器以便提供腿部温度指示的视觉指示器的袜子。该袜子还具有自动地提供用户的周期性腿部压缩的压力施加部件。该发明允许对例如静脉炎的医学状况的诊断并且防止或减少静脉疾病。而且阻止袜子下滑。该发明没有指出任何的织物集成或者如何克服脚 / 鞋的特定环境下的操作问题。

[0018] FR2861846A1 描述了在脚和鞋之间以便获得由一个施加在另一个之上的压力信号的一层,包括结合有压力传感器(4)的聚氨酯凝胶(7)层。压力传感器是固态的而且是平的,定位成检测到凝胶层外表面的垂直压力(不检测切削应变)。该发明预见到了在鞋和衣物(不仅仅是袜子)、在靴子或滑雪板或单板滑雪板中或者甚至在用于冬季运动的衣服中的使用。凝胶层使传感器靠近皮肤而且适应用户的形态。凝胶层是 2-10mm 厚而且硬度为 35-40Shore-A。该发明没有指出任何的织物集成或者如何克服脚 / 鞋的特定环境下的操作问题。

[0019] US6836744B1 描述了设备(10),其中后脚和脚踝的运动由处理器和显示器(40)处理,用于动态数据的计算,其允许识别脚的旋前和旋后的特定运动。脚底压力(30)的收集单元允许计算脚底压力数据,以便识别脚底上的线压力的中心以及甚至异常和过多的负荷。这对于在体育和运动医学康复中测量和分析人的步伐、识别步伐的类型是有用的,对于测量体重及生物医学和足病、对于整形外科的诊断和运动康复是有用的。该发明有没有鞋子都可以使用。见图 6,看起来像是袜子,但也可以是一种拖鞋。该发明没有指出任何的织物集成或者如何克服脚 / 鞋的特定环境下的操作问题。

## 具体实施方式

[0020] 本发明涉及一种具有集成的生物计量监测的袜子。

[0021] 本发明包括集成到袜子中的生物计量传感器系统,所述生物计量传感器系统具有处理和存储所收集到的生物计量数据的能力,以便为用户提供有用信息,使用户的生物计量数据与身体努力的性能参数相关。

[0022] 本发明包括集成到袜子织物结构中的感测,包括温度、心跳和用户的脚所施加的压力,其被处理、解释并发送到移动设备,该移动设备进行数据存储并允许数据可视化。

[0023] 本发明包括生物计量监测设备通过机织和 / 或针织到袜子中的传导纤维或传导纱及其自己到传感器、端子和封装的连接织物集成。

[0024] 尽管市场已经提供了鞋子和鞋垫中的各种解决方案,但是这些解决方案有许多限制。鞋子不适合脚的解剖构造,每个人的脚是不一样的,我们知道没有两只完全相同的脚。另一方面,出于已经提到的原因,脚在鞋子里面从来没有相同的位置。脚在鞋子里面会滑动。另一个原因是人们经常换鞋的需求,每个制造商的鞋子给出不同的设计、材料、硬度和模具质量。而且,鞋子 / 鞋垫比袜子贵得多,因此不太适合涉及设备的更大旋转的解决方案。

[0025] 出于这些原因,很难定位不同的传感器并因此损害了当使用涉及生物计量监测鞋子 / 鞋垫的已知解决方案时对于项目所必需的生理信号的高效收集。

[0026] 另一方面,袜子具有以下优点:

[0027] • 由于袜子的弹性,它适合任何脚的解剖构造。

[0028] • 有没有鞋子都可以使用。

[0029] • 可以在任何鞋子中使用。

[0030] • 具有通常标记为生态高科技的袜子特性的袜子具有提供舒适性、弹性、抗力的属性,而且因此提供了集中生理信号收集所需的所有不同传感器的理想位置。

[0031] • 与鞋子 / 鞋垫的解决方案相比,这是一种便宜的解决方案。

[0032] 出于这些原因,对于放置传感器并高效地收集脚的生理信号,袜子是一种更好的解决方案。

[0033] 但是,脚及其鞋构成了技术上困难的电子操作环境。使用中的湿度和温度都很高,但是当不使用的时候又相当低,脚给装备带来了高应变,包括剪切力和冲击力,而且,在走路的时候,脚本身会显著地改变形状,产生弯曲、扭伤、应变。

[0034] 所指定的解决方案包括袜子本身中电子设备的织物集成,包括优选地机织和 / 或针织到袜子中的导体本身。

[0035] 市场提供了几种针织技术,但是需要一种允许传导纱的垂直针织的解决方案,以便带电并且从所采用的不同传感器得到数据,而不需要电源的任何中断也不会损害设计与袜子舒适性。

[0036] 目前由市场给出的技术解决方案不允许满足这些需求的任何解决方案。

[0037] 尽管有可能利用四条馈线“螺旋形”针织,但是成本将高得惊人,而且设计与袜子舒适性将被损害。

[0038] 解决方案是调整现有技术并允许导电纱的垂直针织,因此我们可以给不同的传感器提供电源,而不损害袜子的质量、舒适性和设计。

[0039] 例如“附加”的其他解决方案可以同等看待,但是已知质量、设计和舒适性将受到损害,因此,织物集成,即传导纱沿着袜子的机织和 / 或针织,对于这个目的具有特定优点。

[0040] 通过为了这种应用所开发的软件,有可能可视化所有数据并且与用户输入一起使用它们,来获得用户体重、身体质量指数(BMI)、运动中身体质量的校准与测量、用户移动的瞬时速度、距离、步数、训练时间、每秒钟燃烧的卡路里和总的训练时间内所消耗的卡路里的值(图1)。同一软件包括数据记录器的功能,而且有可能将通过生物计量传感器获得的数据输出到个人计算机(PC),能够通过为此目的所开发的软件执行数据的分析。

[0041] 跟踪器 GPS (全球定位系统) 特征也在这个系统中存在,如果移动设备(移动电话)具有集成的 GPS,那么为该应用所开发的软件就允许获得指示用户所采取的路径的方位点。当输出到 PC 时,有可能在虚拟地图(例如 Google Earth) 上观看路线。

[0042] 这种感测系统包括:一组集成到袜子中的传感器;包含操作设备所需的全部电子器件的电子中央模块,该模块放在用户的脚踝上;要安装在移动设备(PDA、智能电话、超移动 PC 和便携式控制台)上或者工作台设备(台式计算机和膝上型计算机)中的软件,该软件允许所收集的全部数据及用这些数据作出的计算结果的可视化。电子中央模块到移动设备之间的数据发送是通过通信协议无线数据蓝牙进行的,在特定情况下使用 802. 11 (WiFi) 模块或者 ZigBee 射频(433MHz/870MHz)。

[0043] 传感器化

[0044] 为了这个目的优选地收集三种不同类型的数据,优选地有三种特定传感器,每种传感器用于一种类型的数据。

**[0045] 温度传感器**

[0046] 温度值优选地是通过为此目的开发的商业半导体获得的。这种传感器将测量到的温度值转换成能很容易被处理实践解释的数字信号,利用通信协议“1-Wire 协议”发送。在 20%至 95%的相对湿度范围内,由温度传感器测量的温度值的范围在  $-55^{\circ}\text{C}$  与  $125^{\circ}\text{C}$  之间,分辨率对于普通用户为  $0.5^{\circ}\text{C}$  且对于医学目的为  $0.065^{\circ}\text{C}$ 。

[0047] 在具有高电磁噪声的环境中,目前的传感器优选地用其他更不受噪声影响的传感器代替,利用通信协议  $1^{\circ}\text{C}$  或者模拟传感器,分别另外多插入了一根传导纱或者在模数转换级之上。

[0048] 温度传感器优选地集成到柔性 PCB 中,该柔性 PCB 又附接 / 焊接到结合到袜子结构中的传导纱,并使得传感器信号连接到硬件。具有集成的传感器的柔性 PCB 的整个结构优选地通过层压和 / 或成型过程封装在硅树脂中性 pH 薄膜(标准级)中,这允许整个传感器-PCB 柔性结构的防水性。

**[0049] 压力传感器**

[0050] 由用户的脚所施加的压力值优选地是由压阻传感器收集的,当施加压力时,在该传感器的端子处产生电阻水平的变化。压力传感器的范围在额定压力的  $700\text{kPa}$  与最大冲击力的  $1300\text{kPa}$  之间变化,但是,这些值根据所使用的传感器的面积而变化,传感器越大,分辨率越高,然而必须抵抗更高的压力。

[0051] 为了能够解释由这种传感器生成的值,优选地必需使用连接到仪器放大器的“惠斯通电桥”,所述放大器将传感器电阻变化转换成可以由处理层的模数转换器(ADC)解释的电压模拟信号。作为压阻传感器的备选方案,有可能使用电容式传感器,其变化是用到直接连接到处理层的电容数字转换器代替“惠斯通电桥”和放大。所述传感器优选地具有小于  $1.25\text{mm}$  的厚度,以便优化袜子结构的集成并允许更大的用户舒适性。传感器优选地集成到脚后跟区域和 / 或脚的跖骨区域,以便当有例如行走的机械请求时最大化压阻 / 电容式传感器的信号 / 响应。传感器优选地通过层压和 / 或成型过程封装在硅树脂中性 pH 薄膜(标准级)中,这允许全部传感器的防水性。端子 / 电极传感器优选地焊接 / 连接到袜子结构中集成的传导纱,从而将传感器驱动信号带到硬件。

**[0052] 心跳传感器**

[0053] 心跳传感器优选地嵌在刚性 PCB 中,而且优选地位于与皮肤接触的脚踝区域。这种 PCB 优选地用硅树脂封装,因此我们可以消除对用户造成的可能不适,因为这是与皮肤直接接触。PCB 可以是柔性的,关于电子传感器的组成部件的焊接点需要特别小心,这种焊接点优选地被加固。

[0054] 这个模块优选地是由利用基于光学原理的技术(通常称为光电容积描记法(PPG))的感测层组成的,而且在这种情况下是基于通过反射率的方法。对于实现 PPG 方法,优选地使用两个发光二极管(发光二极管-LED)和 TAOS 的光到电信号(信号幅值)的接收器 / 转换器。这个过程包括由对着皮肤投射的两个 LED 所发射的光,其中这种光的一部分被皮肤吸收,剩余的部分被反射并被接收器检测。信号幅值中所存在的变化(在接收器的输出中)将指示是否存在心脏脉搏,这个变化对应于光的更多或更少吸收。

[0055] 这个模块优选地由三层构成,感测层(以上所提到的)、信号调节层和最后的处理 / 通信层。

[0056] 感测层包含光发射器和接收器并且负责将光转换成电信号的整个过程。调节层负责全部的信号调节阶段,从过滤、放大到信号转换(模数转换-ADC),这对于获得处理/通信单元能解释的信号是必需的。处理/通信层具有两个主要功能:为了提取相关信息随时间对用于心跳的数字信号的解释,及对根据异步串行通信协议所提取的信息的封装,从而使处理过的数据可以正确地发送到中央电子模块。这种数据是以数字格式发送的,而且不需要任何信号调节层来接收。

#### [0057] 中央电子模块

[0058] 中央电子模块进行从传感器的信号获取、信号的调节/处理、数据处理及最后可选的到移动设备的发送。在这个模块中,优选地还有一个对电池功率的电荷水平的监测化层,而且这个信息也发送到移动设备(图2)。中央电子模块优选地封装在固态聚合物结构(盒子)中,这个结构优选地利用通过引脚的弹性带固定或者具有可调 Velcro 搭扣的弹性带或者具有可调夹紧聚合物弹簧的弹性带固定在脚踝区域。因此,硬件模块优选地是可拆除的,但可以不是可清洗的,不像袜子结构的剩余部分那样优选地是可清洗的。

[0059] 集成到袜子结构中的温度和压力传感器的数据优选地通过集成到纱袜子结构中的传导织物纱传送/发送到硬件。传感器信号是通过袜子结构中的传导织物纱传送的,其中传导织物纱优选地附接/焊接到柔性弹性带或者传导封装纱的一端。在另一端,传导弹性带优选地具有刚性连接器引脚和/或迷你 USB 连接器,而且,在传导封装纱的情况下,将在另一端优选地具有迷你插座连接器,这些是连接到硬件模块的系统。这种系统在建立袜子结构中的传导纱与硬件模块之间的物理连接时允许用户更大的舒适性,其中传导纱发送来自袜子结构中的传感器的信号。因此,通过所提到的连接器,用户很容易从不可清洗的硬件模块分离可清洗的织物袜子部分。

#### [0060] 电源与电池电荷监测

[0061] 集成到硬件模块中的电池负责给袜子中的所有电子与感测系统馈电。它们优选地使用锂离子电池或者锂聚合物,其体积大于  $8\text{cm}^3$  而且小于  $50\text{cm}^3$ ,而且,根据期望的自主性,负荷值在 100mAh 与 500mAh 之间。

[0062] 这个层具有监测中央电子模块的电池功率的电荷水平的功能,将其状态发送到移动设备。为此目的,使用一种设备,该设备监测电荷水平并且在电池降低于一设定值时将信号发送到处理层,或者在电池充电时发送电池负荷信号和负荷完成信号。在这一层还包括控制电路电源模块,该模块能够检测充电单元的存在并使电池充电。

#### [0063] 模拟信号调节

[0064] 关于系统中所包括的三种传感器,优选地只有压力传感器在这个模块中需要信号调节。这种调节信号优选地是利用连接到仪器放大器的“惠斯通电桥”进行的,当压力施加到其上时,所述放大器允许检测压力传感器的电阻变化,在放大器输出中具有能被微控制器中存在的模数转换器解释的模拟信号。所生成的这种模拟信号的特征在于,当没有压力时读出 0V 的电压而且当系统到达最大压力值时读出电源电压。

#### [0065] 传感器信号的处理与加工

[0066] 为了执行对由系统、电源层和电池功率监测层的两个传感器所生成的信号的全部处理,优选地采用微控制器,由于所包括的模块,所述微控制器允许信号的正确解释。

[0067] 所述处理是对每个不同的信号特定地进行的。来自温度传感器的信号将优选地在

微控制器的数字端口中接收,该数字端口包含必要的算法以正确接收所发送的值并且将它们转换成适当的值以便随后发送到移动设备。

[0068] 心跳信号已经由模块本身预先加工过了,而且只需要在数字端口中接收这些值并且将它们转发到移动设备。

[0069] 压力处理器信号需要微控制器中所存在的模数转换器的使用,实现了对施加和除去压力的动作的信号转变指示的检测算法。从对这些转变的检测,有可能开发用于对步伐的检测和每一步的定时及对这种数据进行处理算法,以便发送由移动设备软件所使用的相关和能解释的信息。通过高水平转变中压力的连续分析算法,对身体质量的粗略计算优选地以比较一个初始校准与测试对象个体为基础。

[0070] 低电池、电池充电和电池充完电的信号也优选地是通过微控制器的数字端口直接获得的,所述端口已经开发出了用于解释这些数据和准备好发送到移动设备的算法。

#### [0071] 通过蓝牙到移动电话的数据通信

[0072] 为了能够在中央电子模块与移动设备之间通信,用于数据发送的设备优选地由前者中的蓝牙使用,它优选地通过异步串行协议与微控制器通信,从而接收要由移动设备的软件解释的正确构造的数据帧。在有些特定情况下,优选地使用 802. 11(WiFi)模块、ZigBee 或者射频(433MHz/870MHz),从而允许到没有蓝牙通信协议但是有 Wi-Fi 的特定设备或者 PC 的直接连接。

#### [0073] 后处理软件及在袜子中获得的数据可视化

[0074] 为了能够让用户可视化在硬件模块中生成和处理的数据,开发出了具有用户友好图形接口的、用于移动设备的软件。这种软件优选地对 Windows Mobile 平台进行了优化,但也可以适于其他平台,包括 Android、Symbian OS 和 iPhone OS。

[0075] 连接 / 通信软件 - 袜子优选地是自动建立的,遵循“即插即用”的概念,只需要与中央电子模块的事先配对。

[0076] 软件优选地基于窗口概念,由此每个特征都针对窗口如下分组:设置窗口与监测窗口。具体而言,配置与用户数据和通信相关;监测与在袜子中获得的、与用户相关的全部数据的呈现相关。用户 - 交互软件优选地是通过移动设备上的导航按钮进行的,但是也可以经触摸屏进行,如果设备具有那种物理接口的话。这是相当直观的,用户可以容易地在所有可用的窗口中导航。

[0077] 数据处理需要更多的处理时间,包括用于获得例如 BMI、所燃烧的卡路里水平、训练时间的值的数学计算的开发,或者,数据处理优选地是由移动设备软件进行的,移动设备软件具有比中央电子模块中存在的微控制器更高的处理速度。

[0078] 由软件接口提供给用户的计算与数据是从传感器获得、从传感器数据计算或者从传感器数据与用户输入的数据一起计算的。

#### [0079] 袜子中的部件集成

[0080] 为了确保袜子的整个织物结构根据目前的国际标准是可清洗的,有必要使袜子结构中的传感器和电驱动信号系统防水和密封。

[0081] 温度传感器优选地焊接到柔性 PCB,该柔性 PCB 又连接到结合到袜子结构中的传导织物纱。然后,温度传感器优选地通过层压、热和 / 或正常温度挤压或成型的过程封装在硅树脂中性 pH 薄膜(标准级)中,这允许传感器、PCB 和具有传导织物纱的接头的防水。随

后,这种系统优选地通过层压过程和 / 或密封并完成织物结构中的封装过程而封装在袜子的织物结构与支撑物的织物结构之间,其中所述支撑物是由与袜子相同的材料构造和构成的。

[0082] 压力传感器的触点 / 电极优选地连接到柔性 PCB,该柔性 PCB 又连接到集成到袜子结构中的传导织物,使得传感器、PCB 和连接传感器 - 传导织物纱优选地通过层压、热和 / 或正常温度挤压或者成型的过程封装在硅树脂 pH 中性薄膜(标准级)中,这允许传感器和具有织物传导纱的接头的防水。随后,这种系统优选地通过层压过程和 / 或密封并完成织物结构中的封装过程而封装在袜子的织物结构与支撑物的织物结构之间,其中所述支撑物是由与袜子相同的材料构造和构成的。

[0083] 选择通过传统针织过程的传导织物可针织纱,例如用于将传感器信号驱动到弹性带的传导纱和 / 或传导封装纱,该传导封装纱随后将集成到袜子中的传感器信号引导到硬件 / 模块控制。所选的纱优选地是封装的而且防水的,这使得袜子可清洗。纱优选地通过传统针织过程集成到袜子结构中并且遵循传感器和传导带 / 封装的信号传导纱到硬件之间优选地三条或更多传导信号路线的模式。这种纱优选地焊接到 PCB 的触点,且然后焊接到压力传感器的触点,并且焊接到温度传感器的 PCB 触点,并且随后焊接到传导带 / 封装纱的触点。

[0084] 传导可针织纱优选地连接到具有与所针织的袜子中相同数量传导纱的弹性带。这种带的目的是将来自传感器的电信号驱动至中央模块。一端通过以上所提到的过程优选地焊接到袜子中的针织纱并且防水,另一端插入到将在弹性带与电子中央模块之间进行接口的连接器中。所使用的标准连接器优选地是消费电子设备最常使用的 MINI 或者 MICRO-USB,从而允许通过 PC 上的 USB 端口容易地给电子设备充电。

[0085] 根据所使用的弹性带的类型,或者其代替物,或者传导电缆,其他的插座、引脚或“即插即用”连接器也可以被使用。

[0086] 所有电子器件都优选地封装在盒子中,如果所述盒子不是防水的 / 可清洗的,那么在清洗袜子之前有必要除去它。盒子优选地固定到弹性带,弹性带又固定到用户的脚踝,因此,优选弹性带紧抱脚踝而且通过 Velcro 附接。这种解决方案允许电子器件的容易去除而且避免忘记在清洗之前除去它,备选方案是电子模块通过如图 3 中可以看到点击连接器到袜子的直接固定。

[0087] 压力传感器的封装(图 4)

[0088] - 压力传感器是基于 FSR 技术(力敏电阻器)(3);

[0089] - 传感器由不同的层组成:保护层(5)、有源层(6)、间隔区(7)、印刷电极(10)和塑料衬底(8);

[0090] - 间隔区允许压力传感器(3)的抗性 / 弹性工作,在末端具有通风口;

[0091] - 优选地传感器上有聚合物封装(9),从而具有持久的、可清洗的和抗剪切应力的设备(切削力)。

[0092] 问题:

[0093] - 即使传感器具有在末端带通风口的间隔区(7),但是传感器的封装过程堵塞了通风口;

[0094] - 如果通风口被堵塞,该系统就是可清洗的;

[0095] - 但是,如果通风口被堵塞,那么当压力连续地施加到其上时,传感器(3)将不能正确工作,因为造成了真空而且有源区域(6)和印刷电极(10)之间空的空间消失了;

[0096] - 正确响应连续压力而且避免在有源区域(6)和印刷电极(10)的层之间造成真空的可清洗封装传感器是必要的。

[0097] 解决方案:

[0098] - 封装过程是利用模具进行的,在传感器的边界上施加环氧树脂(4)(优选地是 3M Scotch-Weld DP-190)(9);

[0099] - 固化过程是通过在 60°C 的烘炉中大约两个小时来实现的;

[0100] - 环氧树脂(4)在固化后达到可接受的多孔性;

[0101] - 多孔性允许空气进入传感器内部,并防止水进入。

[0102] 连接“传感器-传导纱”(图 5)

[0103] 特征:

[0104] - 柔性传感器的末端允许与传导纱的连接,优选地是通过焊接。

[0105] 问题:

[0106] - 用于焊接到电极传感器的传导纱(3)是高度柔性的;

[0107] - 传导纱(3)应当允许焊接;

[0108] - 焊接区域(5)在焊接过程之后变成刚性的而且因此易碎;

[0109] - 最终产品中的张力(袜子是基于能拉伸的和有弹性的织物的)是焊接区域的稳定性的主要问题;

[0110] - 传导纱(3)应当是可清洗的;

[0111] - 传导纱(3)应当是可针织的。

[0112] 解决方案:

[0113] - 在对各种纱进行广泛测试之后,得出的结论是:用于这种应用的最佳传导纱(3)(这对应于期望的特性)优选地是 NOVONIC 而且具有以下优选特性:Cu/Ag0.04mm 而且织物聚酯的分特为 50/24/1-3ohm/m;

[0114] - 对焊接过程进行改进,改变传导纱(3)通过传感器的尾部(1)的路径;

[0115] - 传导纱横向与传感器的尾部(1)接触并且行进通过传感器的尾部,直到端子(4);

[0116] - 焊接只在传感器的尾端进行,在那里传导纱连接到传感器端子;

[0117] - 然后,焊接区域(5)优选地利用环氧树脂(优选地是 3M Scotch-Weld DP-190)(2)封装;

[0118] - 因此,焊接区域(5)免受破坏和牵引力,而且传导纱(3)维持其柔韧性以嵌入到织物衬底中;

[0119] - 因此,传导纱与传感器之间的连接变得健壮。

[0120] 连接“传导纱-总线”(图 6)

[0121] 特征:

[0122] - 传导纱与数据总线之间的连接是通过焊接进行的;

[0123] - 数据总线优选地包括 3 根或者 4 根纱,而且是基于已经提到的、用于连接到传感器的传导纱;

- [0124] - 传导纱嵌入到织物中,优选地是机织或针织的;
- [0125] - 纱优选地是 NOVONIC 而且具有以下特征:Cu/Ag0.04mm 而且织物聚酯的分特是 50/24/1-3ohm/m。
- [0126] 问题:
- [0127] - 纱是高度柔性的而焊接区域在焊接过程之后变成刚性的并因此易碎;
- [0128] - 柔性和刚性部件之间的连接通常导致脆弱和不稳定的耦合;
- [0129] - 由于传导纱嵌入到织物中,因此这些必须不仅是柔性的还必须是弹性的/可延伸的。
- [0130] 解决方案:
- [0131] - 来自传感器(5)的传导纱以 Z 字形(3)穿过织物部分(6),以便允许当拉伸网格时的柔韧性;
- [0132] - 当纱到达数据总线时,构成回路/环路(1);
- [0133] - 纱数据总线也被拉,以产生回路(1);
- [0134] - 焊接是在纱数据总线回路的顶部(2)进行的;
- [0135] - 利用环氧树脂的封装是在焊接区域(4)之上进行的。
- [0136] 传感器的保护(图 7)
- [0137] 特征:
- [0138] - 传感器(3)可以是各种类型而且用于各种测量,并且结合到织物衬底(1)中。
- [0139] 问题:
- [0140] - 由于传感器(3)是塑料的而且稍微三维,即具有不可忽略的厚度,因此,织物集成(1)导致两个非常不同的表面,包括其厚度;
- [0141] - 本发明的主要应用中的一个或多个涉及在靠近皮肤的地方使用织物;
- [0142] - 传感器的塑料表面对用户来说不会舒服;
- [0143] - 传感器的边界会造成皮肤损伤,这首先是由于其三维形状而且还因为可能会发生直接的和经常性的接触;
- [0144] - 总体上说,传感器不耐久而且不可清洗。
- [0145] 解决方案:
- [0146] - 为了防水,对传感器的表面和底部都施加防水而且可呼吸的硅树脂粘合剂(2);
- [0147] - 底部的硅树脂粘合剂(2)允许传感器(3)在织物(1)中的层压过程;
- [0148] - 顶部的硅树脂粘合剂(2)允许传感器在保护性网格(4)中的层压过程;
- [0149] - 网格(4)优选地是在 Jersey 中,具有优选地为聚酰胺(98%)和氨纶(2%)的基部;
- [0150] - 硅树脂粘合剂(2)保护所有传感器(3)防水及其焊接区域,并且允许空气进入,以避免传感器内层中的真空效果。
- [0151] 传导连接带(图 8)
- [0152] 特征:
- [0153] - 传导连接带(1)连接袜子的数据总线的传导纱(2)与连接器,优选地是 USB (迷你型或者微型),作为允许传导纱(2)行进的一种途径。
- [0154] 问题:
- [0155] - 包括若干纱(2)的数据总线需要连接 USB 连接器(4);

- [0156] - 作为 USB 连接器(4),柔性纱(2)与刚性模块之间的连接必须是健壮的和有弹性的。
- [0157] 解决方案:
- [0158] - 传导纱(2)是柔性的以便允许它们免受机械力,且结合到传导连接织物带(1)中;
- [0159] - 织物带(1)具有“隧道”,传导纱(2)可以穿过隧道;
- [0160] - 由于与通过其的传导纱(2)的集成,织物带变成了传导带(1);
- [0161] - 优选地是 USB (4)的连接器通过焊接过程(5)固定到传导连接带(1)上,以便实现连接性;
- [0162] 在连接(5)之后,进行注入成型,以产生健壮和有弹性的封装(3),而且因此保护了连接。

### 附图说明

[0163] 为了更容易地理解本发明,还提供了附图,附图代表本发明的优选实施例,但不是限制本发明的范围。

[0164] 图 1 :所收集数据的示意性表示,而且其中

- [0165] (1)代表身体质量指数,
- [0166] (2)代表用户的体重,
- [0167] (3)代表总的训练时间内所消耗的卡路里量,
- [0168] (4)代表训练时间,
- [0169] (5)代表每秒钟所消耗的卡路里,
- [0170] (6)代表当前的行进速度,
- [0171] (7)代表随动的 GPS 跟踪器,
- [0172] (8)代表所行进的距离,
- [0173] (9)代表步数,
- [0174] (10)代表历史数据记录,及
- [0175] (11)代表运动中对身体质量的校准和测量。

[0176] 图 2 :监测系统的主要模块的示意性表示,其中

- [0177] (1)代表温度传感器,
- [0178] (2)代表压力传感器,
- [0179] (3)代表心跳传感器,
- [0180] (4)代表模拟信号调节,
- [0181] (5)代表处理与数据加工,
- [0182] (6)代表功率与负荷监测,
- [0183] (7)代表用于无线数据通信的接口,例如通过蓝牙的移动设备,(8)代表后处理和数据可视化,
- [0184] (9)代表无线数据通信,例如蓝牙。

[0185] 图 3 :本发明的示意性表示,其中

- [0186] (1)代表温度传感器,

- [0187] (2) 代表 PCB 支撑板，
- [0188] (3) 代表传导纱，
- [0189] (4) 代表 Z 字形的传导纱，
- [0190] (5) 代表压力传感器，
- [0191] (6) 代表传导纱，
- [0192] (7) 代表数据总线，
- [0193] (8) 代表传导连接带，
- [0194] (9) 代表连接器，例如 USB，
- [0195] (10) 代表弹性带，
- [0196] (11) 代表用于电子器件的盒子，
- [0197] (12) 代表无线连接，
- [0198] (13) 代表发光二极管，
- [0199] (14) 代表按钮，例如通 / 断，及
- [0200] (15) 代表移动设备，例如智能电话。
- [0201] 图 4 : 压力传感器的封装与连接的示意性表示，其中
- [0202] (1) 代表传感器端子，
- [0203] (2) 代表传感器的尾部，
- [0204] (3) 代表压力传感器，
- [0205] (4) 代表环氧树脂，
- [0206] (5) 代表保护性材料，
- [0207] (6) 代表传感器的有源区域，
- [0208] (7) 代表间隔区，
- [0209] (8) 代表塑料衬底，
- [0210] (9) 代表环氧树脂，及
- [0211] (10) 代表电极。
- [0212] 图 5 : 传导带与传感器之间的连接的示意性表示，其中
- [0213] (1) 代表传感器的尾部，
- [0214] (2) 代表环氧树脂，
- [0215] (3) 代表传导纱，
- [0216] (4) 代表端子细节，
- [0217] (5) 代表焊接，及
- [0218] (6) 代表传感器端子。
- [0219] 图 6 : 传导总线与传导纱之间的连接的示意性表示，其中
- [0220] (1) 代表传导纱的回路或环路，
- [0221] (2) 代表焊接，
- [0222] (3) 代表 Z 字形的传导纱，
- [0223] (4) 代表环氧树脂，
- [0224] (5) 代表压力传感器，及
- [0225] (6) 代表织物。

- [0226] 图 7 :传感器保护的示意性表示,其中
- [0227] (1) 代表织物,
- [0228] (2) 代表硅树脂粘合剂,
- [0229] (3) 代表传感器,及
- [0230] (4) 代表针织。
- [0231] 图 8 :传导带的示意性表示,其中
- [0232] (1) 代表传导连接带,
- [0233] (2) 代表传导纱,
- [0234] (3) 代表封装,
- [0235] (4) 代表连接器,例如 USB,
- [0236] (5) 代表焊接。
- [0237] 压力传感器的封装(图 4)
- [0238] - 压力传感器是基于 FSR 技术(力敏电阻器) (3) ;
- [0239] - 传感器由不同的层组成:保护层(5)、有源层(6)、间隔区(7)、印刷电极(10) 和塑料衬底(8) ;
- [0240] - 间隔区允许压力传感器(3) 的抗性 / 弹性工作,在末端具有通风口 ;
- [0241] - 优选地传感器上有聚合物封装(9),从而具有持久的、可清洗的和抗剪切应力的设备(切削力)。
- [0242] 问题 :
- [0243] - 即使传感器具有在末端带通风口的间隔区(7),但是传感器的封装过程堵塞了通风口 ;
- [0244] - 如果通风口被堵塞,该系统就是可清洗的 ;
- [0245] - 但是,如果通风口被堵塞,那么当压力连续地施加到其上时,传感器(3) 将不能正确工作,因为造成了真空而且有源区域(6) 和印刷电极(10) 之间空的空间消失了 ;
- [0246] - 正确响应连续压力而且避免在有源区域(6) 和印刷电极(10) 的层之间造成真空的可清洗封装传感器是必要的。
- [0247] 解决方案 :
- [0248] - 封装过程是利用模具进行的,在传感器的边界上施加环氧树脂(4) (优选地是 3M Scotch-Weld DP-190) (9) ;
- [0249] - 固化过程是通过在 60℃ 的烘炉中大约两个小时来实现的 ;
- [0250] - 环氧树脂(4) 在固化后达到可接受的多孔性 ;
- [0251] - 多孔性允许空气进入传感器内部,并防止水进入。
- [0252] 连接“传感器 - 传导纱”(图 5)
- [0253] 特征 :
- [0254] - 柔性传感器的末端允许与传导纱的连接,优选地是通过焊接。
- [0255] 问题 :
- [0256] - 用于焊接到电极传感器的传导纱(3) 是高度柔性的 ;
- [0257] - 传导纱(3) 应当允许焊接 ;
- [0258] - 焊接区域(5) 在焊接过程之后变成刚性的而且因此易碎 ;

[0259] - 最终产品中的张力(袜子是基于能拉伸的和有弹性的织物的)是焊接区域的稳定性的主要问题;

[0260] - 传导纱(3)应当是可清洗的;

[0261] - 传导纱(3)应当是可针织的。

[0262] 解决方案:

[0263] - 在对各种纱进行广泛测试之后,得出的结论是:用于这种应用的最佳传导纱(3)(这对应于期望的特性)优选地是 NOVONIC 而且具有以下优选特性:Cu/Ag0.04mm 而且织物聚酯的分特为 50/24/1-3ohm/m;

[0264] - 对焊接过程进行改进,改变传导纱(3)通过传感器的尾部(1)的路径;

[0265] - 传导纱横向与传感器的尾部(1)接触并且行进通过传感器的尾部,直到端子(4);

[0266] - 焊接只在传感器的尾端进行,在那里传导纱连接到传感器端子;

[0267] - 然后,焊接区域(5)优选地利用环氧树脂(优选地是 3M Scotch-Weld DP-190)(2)封装;

[0268] - 因此,焊接区域(5)免受破坏和牵引力,而且传导纱(3)维持其柔韧性以嵌入到织物衬底中;

[0269] - 因此,传导纱与传感器之间的连接变得健壮。

[0270] 连接“传导纱-总线”(图 6)

[0271] 特征:

[0272] - 传导纱与数据总线之间的连接是通过焊接进行的;

[0273] - 数据总线优选地包括 3 根或者 4 根纱,而且是基于已经提到的、用于连接到传感器的传导纱;

[0274] - 传导纱嵌入到织物中,优选地是机织或针织的;

[0275] - 纱优选地是 NOVONIC 而且具有以下特征:Cu/Ag0.04mm 而且织物聚酯的分特是 50/24/1-3ohm/m。

[0276] 问题:

[0277] - 纱是高度柔性的而焊接区域在焊接过程之后变成刚性的并因此易碎;

[0278] - 柔性和刚性部件之间的连接通常导致脆弱和不稳定的耦合;

[0279] - 由于传导纱嵌入到织物中,因此这些必须不仅是柔性的还必须是弹性的/可延伸的。

[0280] 解决方案:

[0281] - 来自传感器(5)的传导纱以 Z 字形(3)穿过织物部分(6),以便允许当拉伸网格时的柔韧性;

[0282] - 当纱到达数据总线时,构成回路/环路(1);

[0283] - 纱数据总线也被拉,以产生回路(1);

[0284] - 焊接是在纱数据总线回路的顶部(2)进行的;

[0285] - 利用环氧树脂的封装是在焊接区域(4)之上进行的。

[0286] 传感器的保护(图 7)

[0287] 特征:

[0288] - 传感器(3)可以是各种类型而且用于各种测量,并且结合到织物衬底(1)中。

[0289] 问题:

[0290] - 由于传感器(3)是塑料的而且稍微三维,即具有不可忽略的厚度,因此,织物集成(1)导致两个非常不同的表面,包括其厚度;

[0291] - 本发明的主要应用中的一个或多个涉及在靠近皮肤的地方使用织物;

[0292] - 传感器的塑料表面对用户来说不会舒服;

[0293] - 传感器的边界会造成皮肤损伤,这首先是由于其三维形状而且还因为可能会发生直接的和经常性的接触;

[0294] - 总体上说,传感器不耐久而且不可清洗。

[0295] 解决方案:

[0296] - 为了防水,对传感器的表面和底部都施加防水而且可呼吸的硅树脂粘合剂(2);

[0297] - 底部的硅树脂粘合剂(2)允许传感器(3)在织物(1)中的层压过程;

[0298] - 顶部的硅树脂粘合剂(2)允许传感器在保护性网格(4)中的层压过程;

[0299] - 网格(4)优选地是在 Jersey 中,具有优选地为聚酰胺(98%)和氨纶(2%)的基部;

[0300] - 硅树脂粘合剂(2)保护所有传感器(3)防水及其焊接区域,并且允许空气进入,以避免传感器内层中的真空效果。

[0301] 传导连接带(图 8)

[0302] 特征:

[0303] - 传导连接带(1)连接袜子的数据总线的传导纱(2)与连接器,优选地是 USB (迷你型或者微型),作为允许传导纱(2)行进的一种途径。

[0304] 问题:

[0305] - 包括若干纱(2)的数据总线需要连接 USB 连接器(4);

[0306] - 作为 USB 连接器(4),柔性纱(2)与刚性模块之间的连接必须是健壮的和有弹性的。

[0307] 解决方案:

[0308] - 传导纱(2)是柔性的以便允许它们免受机械力,且结合到传导连接织物带(1)中;

[0309] - 织物带(1)具有“隧道”,传导纱(2)可以穿过隧道;

[0310] - 由于与通过其的传导纱(2)的集成,织物带变成了传导带(1);

[0311] - 优选地是 USB (4)的连接器通过焊接过程(5)固定到传导连接带(1)上,以便实现连接性;

[0312] 在连接(5)之后,进行注入成型,以产生健壮和有弹性的封装(3),而且因此保护了连接。

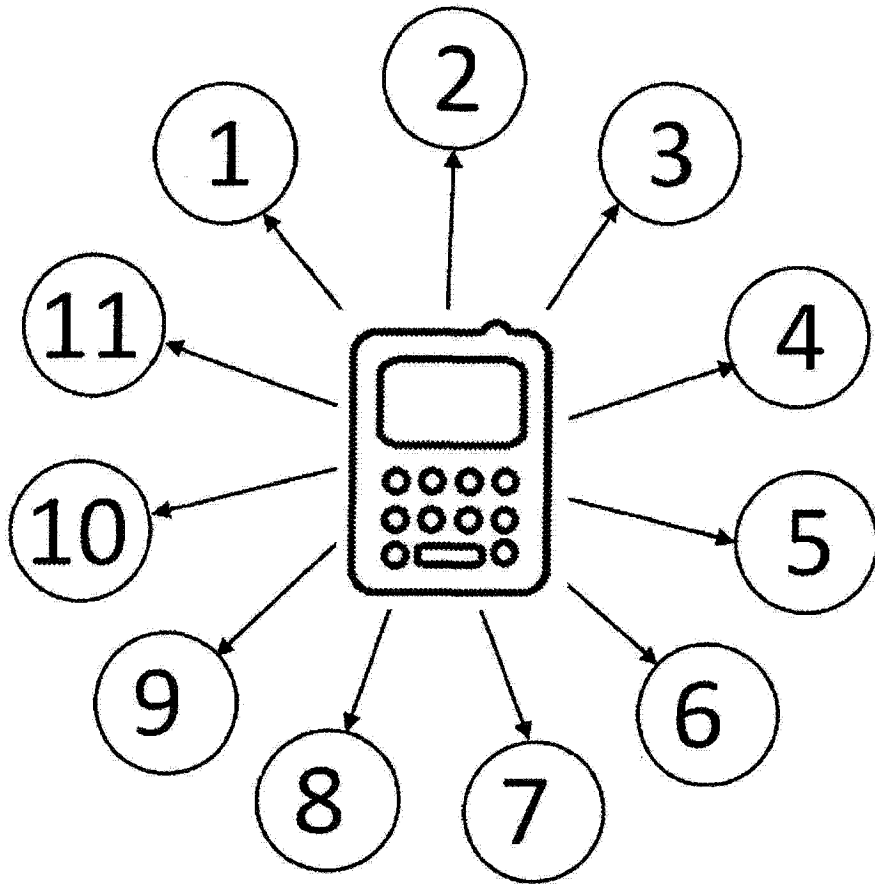


图 1

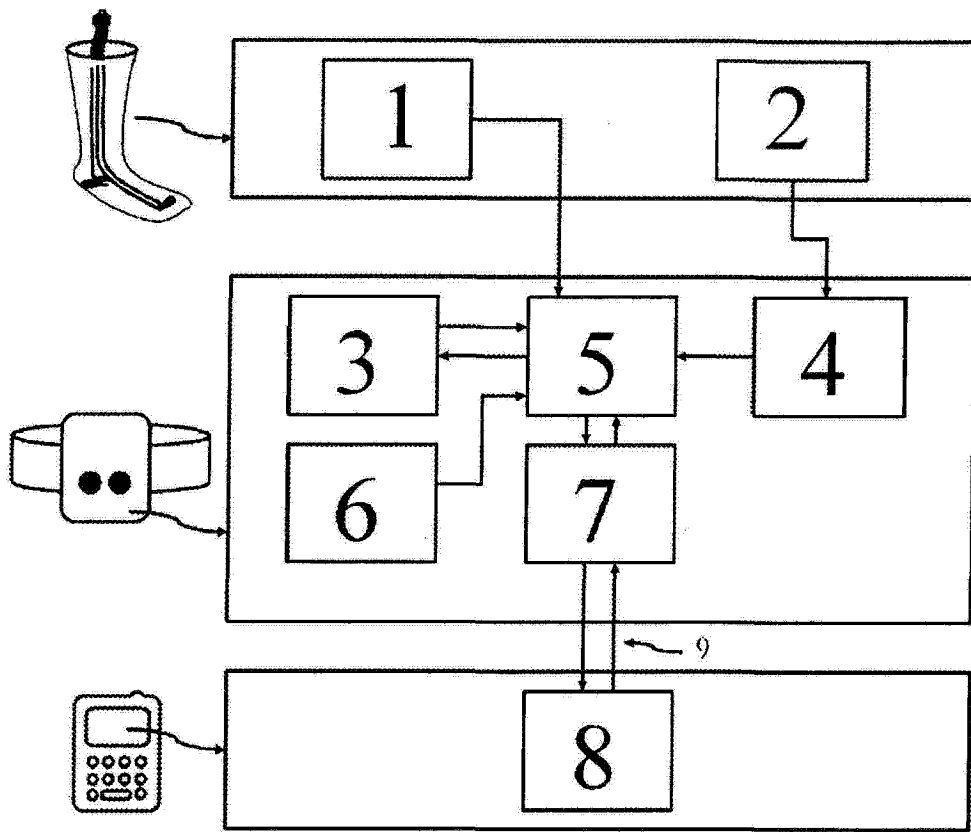


图 2

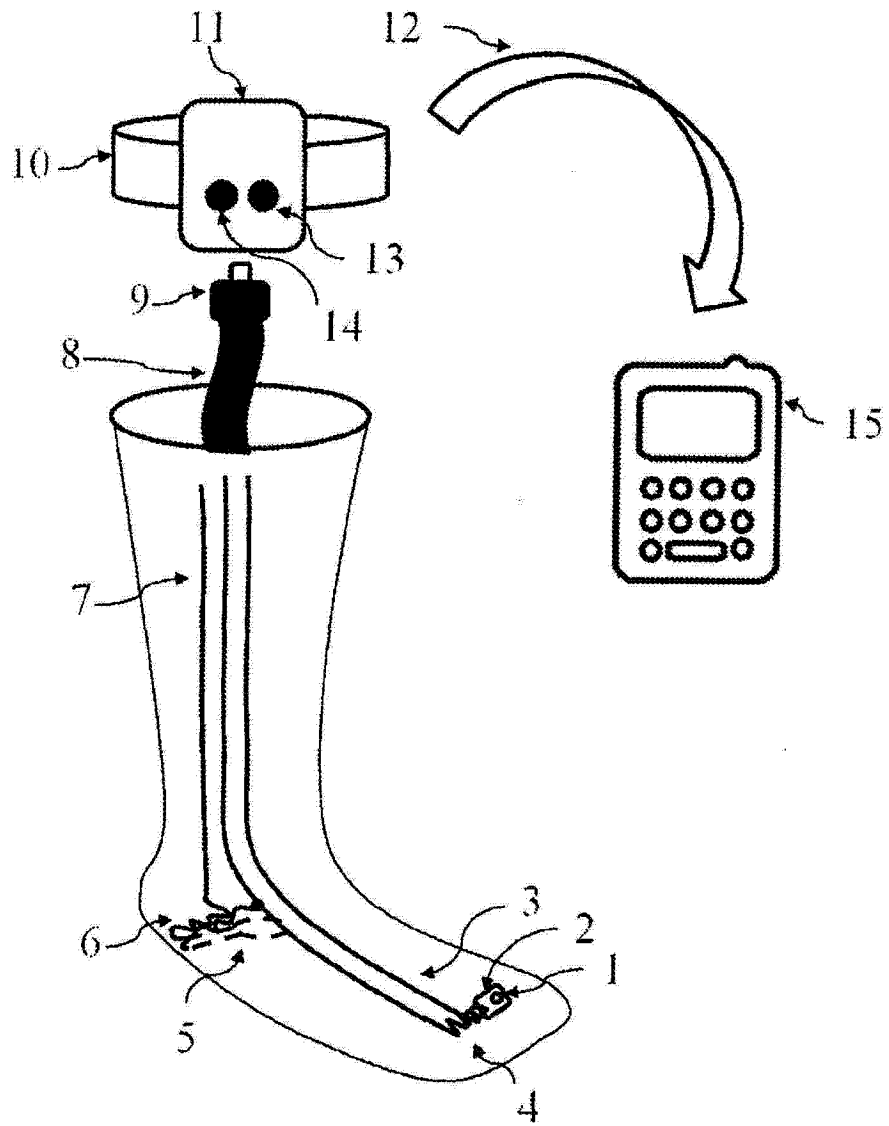


图 3

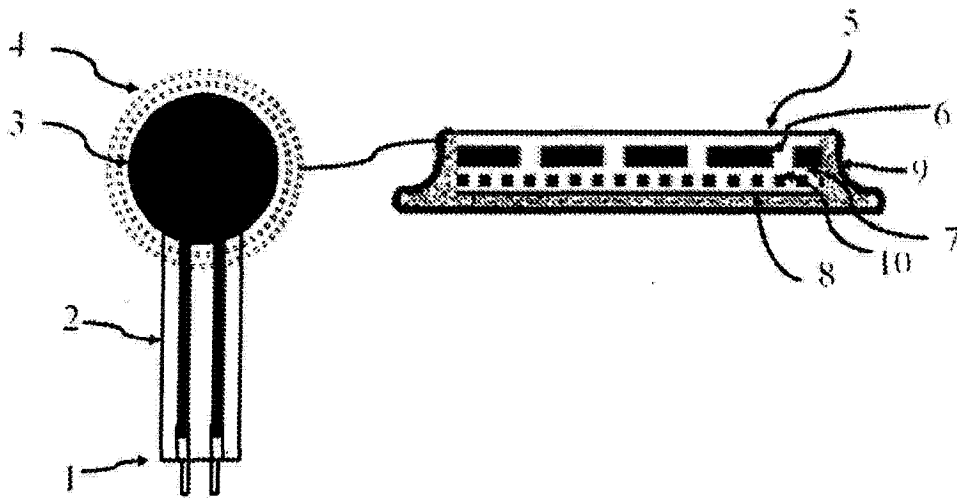


图 4

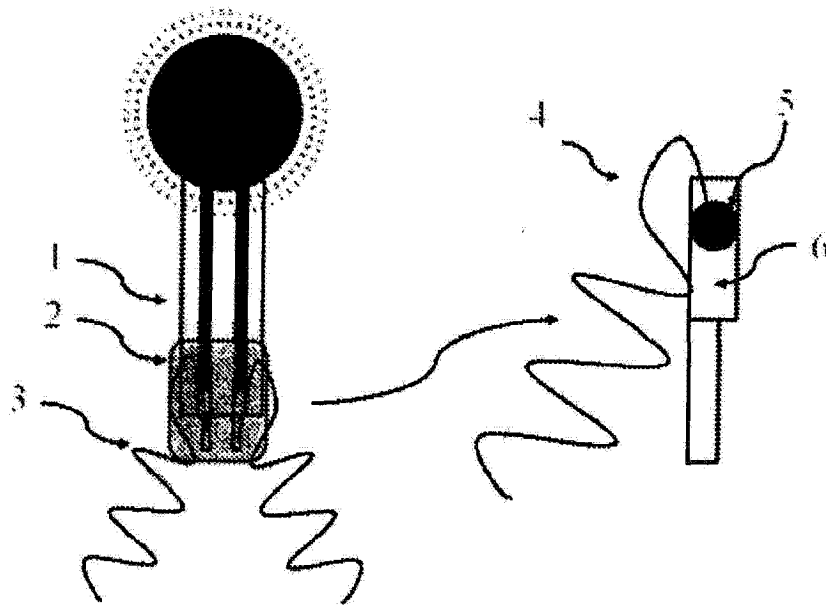


图 5

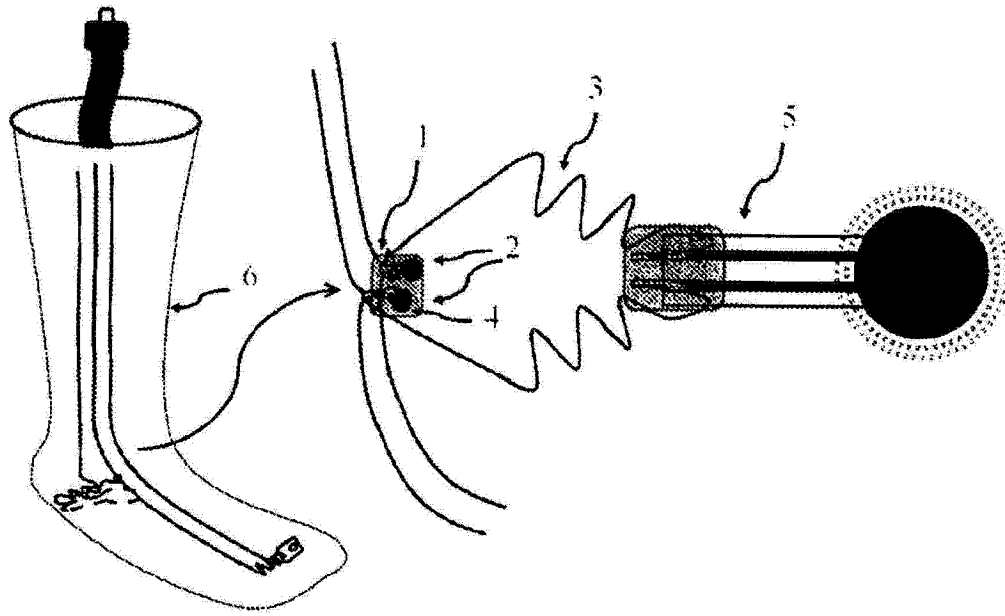


图 6

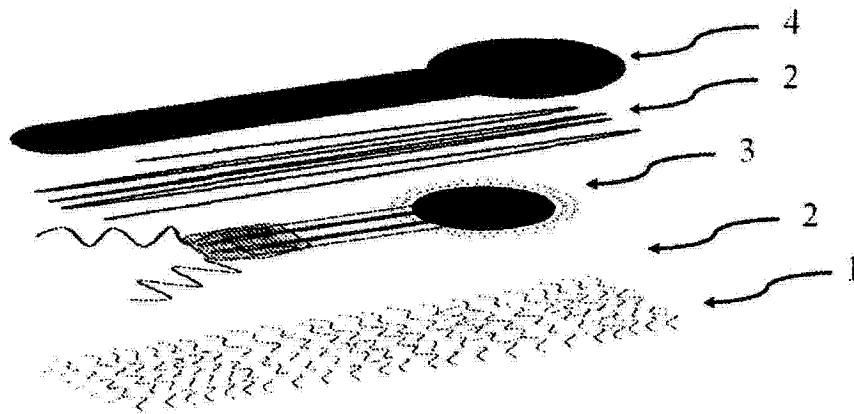


图 7

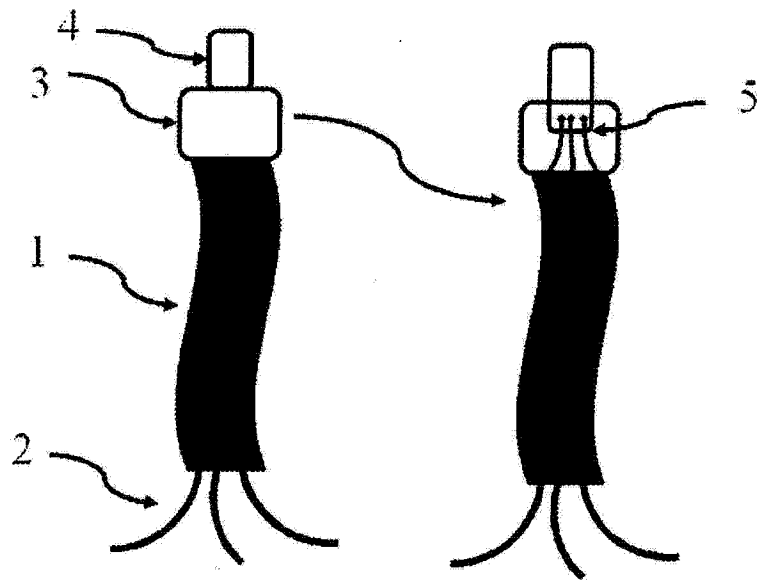


图 8

专利名称(译)	用于集成的生物计量监测的袜子		
公开(公告)号	<a href="#">CN103025230B</a>	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	CN201180033754.1	申请日	2011-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	菲奥里玛股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	菲奥里玛股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	菲奥里玛股份有限公司		
[标]发明人	PJ平托罗格里格斯		
发明人	P·J·平托罗格里格斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/103 D03D15/00 A43B3/00		
CPC分类号	A61B5/6807 A41B11/00 A41D13/1281 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/1036 A61B5/1038 A61B5/107 A61B5/1112 A61B5/4866 A61B5/4872 A61B5/742		
代理人(译)	袁玥		
优先权	2010105191 2010-07-08 PT		
其他公开文献	CN103025230A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及具有集成的生物计量监测的袜子。本发明包括集成到袜子中的生物计量传感器系统，该系统具有处理和存储所收集到的生物计量数据的能力，以便为用户提供有用信息，使用户的生物计量数据与身体努力的性能参数相关。本发明包括通过合适的支撑物（2）集成到袜子的织物结构中的传感器，包括用于由用户的脚施加到具有指令装置（13）和交互装置（14）的处理器（10、11）的温度（1）、心跳和压力（5），处理器解释并发送（12）数据到存储数据并允许数据的显示的移动设备（15）。本发明包括生物计量监测设备通过针织在袜子中的传导纱（3、4、6、7）及其到传感器、端子（8、9）和封装的连接织物集成。

