



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111343901 A

(43)申请公布日 2020.06.26

(21)申请号 201880049487.9

(22)申请日 2018.06.06

(30)优先权数据

15/615035 2017.06.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2018/000113 2018.06.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/223216 EN 2018.12.13

(71)申请人 迈恩特公司

地址 加拿大安大略省

(72)发明人 阿德里安·斯卓卡 杨智环

杰恩·帕斯 马克·克里班诺威

米歇尔·张 加布里尔·斯特芬

莫妮卡·尼尔丽斯

米拉德·阿里扎德-麦格拉兹

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 徐舒

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

G16H 50/30(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

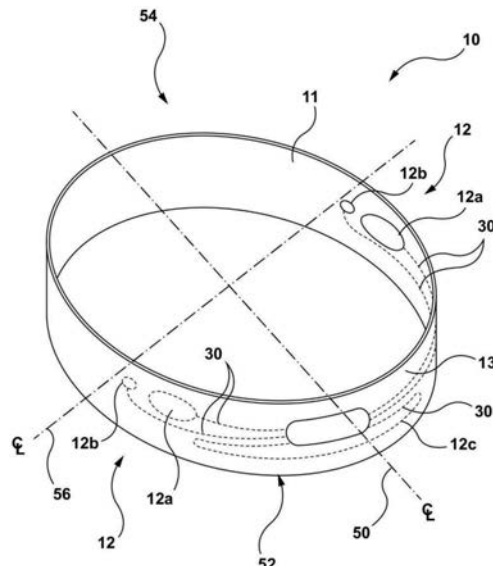
权利要求书2页 说明书8页 附图12页

(54)发明名称

用于生物特征数据的多模式感测的传感器带

(57)摘要

一种弹性织物带,其为穿着者提供传感器平台,以感测多个生物特征数据,该带包括:结合至带的主体的内表面的一对ECG传感器,该对ECG传感器中的每一个位于主体的前后中心线的各一侧;结合至带的主体的内表面的一对生物阻抗传感器,该对生物阻抗传感器中的每一个位于前后中心线的各一侧;结合至带的主体的应变传感器;通过壳体安装在带的主体上的计算机设备,其包括电源、计算机处理器、用于存储由计算机处理器执行的指令的存储器、以及用于发送由传感器感测的数据的网络接口;和将计算机设备与每个传感器连接的多个通信路径,该通信路径用于在计算机处理器的控制下从电源向传感器供电,并用于由计算机处理器从传感器接收感测数据。



1. 一种弹性织物带,所述弹性织物带为穿着者的身体提供传感器平台,以感测多个生物特征数据,所述带包括:

结合至所述带的主体的内表面的一对ECG传感器,所述一对ECG传感器中的每个ECG传感器位于所述带的所述主体的前后中心线的各一侧;

结合至所述带的所述主体的所述内表面的一对生物阻抗传感器,所述一对生物阻抗传感器中的每个生物阻抗传感器位于所述前后中心线的各一侧;

结合至所述带的所述主体的应变传感器;

经由壳体安装在所述带的所述主体上的计算机设备,所述计算机设备包括电源、计算机处理器、用于存储由所述计算机处理器执行的指令的存储器、以及用于发送由所述传感器感测的数据的网络接口;和

将所述计算机设备与所述传感器中的每个传感器连接的多个通信路径,所述通信路径用于在所述计算机处理器的控制下从所述电源向所述传感器供电,并用于由所述计算机处理器从所述传感器接收感测数据。

2. 根据权利要求1所述的带,还包括温度传感器,所述温度传感器安装在所述壳体内部或外部,并面向所述主体的所述内表面。

3. 根据权利要求1所述的带,还包括结合为衣物的组成部分的所述带。

4. 根据权利要求3所述的带,其中所述衣物是内衣,并且所述带置于所述内衣的腰部。

5. 根据权利要求1所述的带,还包括运动传感器,所述运动传感器选自由加速度计和陀螺仪组成的组。

6. 根据权利要求1所述的带,其中所述应变传感器作为多根导电纤维被交织到所述带的所述主体的织物中。

7. 根据权利要求1所述的带,其中所述生物阻抗传感器和所述ECG传感器均位于所述主体的左右中心线的一侧。

8. 根据权利要求1所述的带,其中所述通信路径是交织在所述带的所述主体的所述织物中的导电纤维。

9. 根据权利要求1所述的带,还包括所述传感器之中的电肌肉刺激传感器,所述电肌肉刺激传感器被定位在相对于所述带的所述穿着者的所述身体从前向后延伸的所述带的中心线的至少一侧的相应位置。

10. 根据权利要求9所述的带,其中所述电肌肉刺激传感器的所述相应位置被集成到所述带的所述织物中。

11. 根据权利要求1所述的带,其中所述相应位置是所述中心线的两侧上与盆内脏神经S2、S3、S4中的一条或多条神经相邻的一对位置。

12. 根据权利要求9所述的带,其中所述电肌肉刺激传感器的所述相应位置被集成到附着至所述带上的服装的织物中。

13. 根据权利要求12所述的带,其中所述相应位置是在所述服装的所述织物中所述中心线的两侧上与盆内脏神经S2、S3、S4中的一条或多条神经相邻的一对位置。

14. 一种弹性织物带,所述弹性织物带为穿着者的身体提供传感器平台,以感测生物特征数据,所述带包括:

经由壳体安装在所述带的主体上的计算机设备,所述计算机设备包括电源、计算机处

理器、用于存储由所述计算机处理器执行的指令的存储器、以及用于发送由所述传感器感测的数据的网络接口；和

将所述计算机设备与所述传感器中的每个传感器连接的多个通信路径，所述通信路径用于在所述计算机处理器的控制下从所述电源向所述传感器供电，并用于由所述计算机处理器从所述传感器接收感测数据；和

所述传感器之中的电肌肉刺激传感器，所述电肌肉刺激传感器位于相对于所述带的所述穿着者的所述身体从前向后延伸的所述带的中心线的至少一侧的相应位置。

15. 根据权利要求14所述的带，其中所述电肌肉刺激传感器的所述相应位置被集成到所述带的织物中。

16. 根据权利要求15所述的带，其中所述相应位置是所述中心线的两侧上与盆内脏神经S2、S3、S4中的一条或多条神经相邻的一对位置。

17. 根据权利要求14所述的带，其中所述电肌肉刺激传感器的所述相应位置被集成到附着至所述带上的服装的织物中。

18. 根据权利要求17所述的带，其中所述相应位置是在所述服装的所述织物中所述中心线的两侧上与盆内脏神经S2、S3、S4中的一条或多条神经相邻的一对位置。

用于生物特征数据的多模式感测的传感器带

[0001] 对相关申请的引用

[0002] 本专利申请要求于2017年6月6日提交的美国临时专利申请15/615,035的优先权，该临时专利申请的完整内容通过引用结合在此。

技术领域

[0003] 本公开涉及一种生物特征数据感测系统。

背景技术

[0004] 在当今的科技型环境中，生物特征数据感测对了解身体状态很关键。尤其是，运动员和医患人员以及许多其他消费者是急需准确且最新（即，实时）的生物特征感测的关键人员。但是，现有技术的传感器布置对于典型的穿着者而言可能很笨重且不舒适。此外，每种体育活动和/或健康状况可能需要定制的传感器布置和附着到穿着者身上的特定方式，这可能不必要地要求为每个个体/每种疾病定制的多个传感器平台。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种生物特征感测平台，以消除或减轻上述缺点中的至少一个。

[0006] 在一个方面中，提供了一种弹性织物带，该弹性织物带为穿着者提供传感器平台，以感测多项生物特征数据，该带包括：结合至该带的主体的内表面的一对ECG传感器，该对ECG传感器中的每一个位于主体的前后中心线的各一侧；结合至该带的主体的内表面的一对生物阻抗传感器，该对生物阻抗传感器中的每一个位于前后中心线的各一侧；结合至该带的主体的应变传感器；通过壳体安装在该带的主体上的计算机设备，该计算机设备包括电源、计算机处理器、用于存储由计算机处理器执行的指令的存储器、以及用于发送由传感器感测的数据的网络接口；以及将计算机设备与每个传感器连接的多个通信路径，该通信路径用于在计算机处理器的控制下从电源向传感器供电，并用于由计算机处理器从传感器接收感测数据。

[0007] 在另一个方面中，提供了一种弹性织物带，该弹性织物带为穿着者的身体提供传感器平台，以感测生物特征数据，该带包括：经由壳体安装在该带的主体上的计算机设备，该计算机设备包括电源、计算机处理器、用于存储由计算机处理器执行的指令的存储器、以及用于发送由传感器感测的数据的网络接口；和将计算机设备与每个传感器连接的多个通信路径，该通信路径用于在计算机处理器的控制下从电源向传感器供电，并用于由计算机处理器从传感器接收感测数据；以及该传感器之中的一个电肌肉刺激传感器，该电肌肉刺激传感器布置在相对于带的穿着者的身体从前向后延伸的带的中心线的至少一侧的相应位置。

附图说明

[0008] 现在将参照附图以举例方式说明上述方面和其他方面,在附图中:

[0009] 图1是包含多个传感器的带的透视图;

[0010] 图2是图1所示的带结合到衣物中的示意图;

[0011] 图3示出了图1所示的带的一个实施例以及配套的电气部件;

[0012] 图4示出了生物特征数据组合的示例性应用;

[0013] 图5示出了图1的带的另一个实施例的前透视图;

[0014] 图6示出了图5的另一个实施例的后透视图;

[0015] 图7示出了安装在图5的带上的传感器的侧视图;

[0016] 图8和图9示出了图1的传感器的其他实施例;

[0017] 图10示出了图1的带的穿着者的身体的一个示例性侧视图;

[0018] 图11示出了结合有图1的带的示例性服装的后透视图;和

[0019] 图12和13示出了图2的带和服装的织物的示例性缝合图案。

具体实施方式

[0020] 请参考图1,其中示出了一种织物带10,该织物带10优选为弹性编织型,配装在穿着者(未示出)的身体部位周围,以根据传感器12的类型/数量收集生物特征数据的不同模式/类型,这些传感器12布置在构成带10的主体的织物上,或者以其他方式编织/纺织(例如绣制)到构成带10的主体的织物中。应认识到,所述身体部位可以是但不限于:腰部或腹部;肢体,例如腿或臂;躯干/躯体;臀部;脚或踝;手腕或手;和/或头部。织物带10可作为独立物品提供,也可结合/组合到衣物中,例如但不限于:内衣11(参见图2——例如但不限于任何类型的内衣,包括短裤、内裤、汗衫和胸罩);袜子、四肢护带(例如护膝);衬衫(例如汗衫);等等。就结合到衣物(即,服装11)中而言,带10可形成为装饰服装11的纤维织边的组成部分。带10的主体的织物可包括交织弹性纤维(例如可拉伸的天然和/或合成材料和/或可拉伸和不可拉伸的材料组合)。

[0021] 请再次参考图1,一系列传感器/电极12设置为分布在带10的周围,例如安装在内表面111上(即,向内面向穿着者的身体),包括ECG传感器12a、生物阻抗传感器12b、以及应变计传感器12c。应认识到,传感器12可由电活性聚合物(EAP)和/或构造为传感器/电极结构(例如贴片)的多根纺织或编织的导电纤维构成。

[0022] 在带10上还布置有一系列电子部件15,例如布置在外表面13上(即,向外背向穿着者),这一系列电子部件包括计算机设备14(参见图3),该计算机设备14包括计算机处理器16和存储器18,用于执行存储的指令以接收和处理从传感器12获得的数据,通过网络接口20与网络22通信(例如通过Wi-Fi、蓝牙、附接的有线电缆等),以及发送和接收来自传感器的电信号12。处理器16、存储器18和网络接口20安装在印刷电路板26上,该印刷电路板26容纳在附接至带10的壳体24中。PCB 24还连接有温度传感器12d,以测量穿着者的体温。在壳体内还安装有电源28(例如电池),该电源28为壳体24内的各种电气部件15以及壳体24外的传感器12a、b、c供电,这些传感器是经由导电通信路径30(例如编织到带10的织物结构的纺织/编织层中的金属线——参见图1)连接的。可根据需要利用导电环将路径30耦合至传感器12。还设有一系列运动传感器36(例如加速度计和陀螺仪),以确定穿着者的运动,包括如

下文中所进一步说明的姿势。传感器12还可设置为扬声器/麦克风(例如用于听觉信号/与穿着者通信)、照明传感器(例如LED——用于视觉信号/与穿着者通信)、以及触觉/振动传感器(例如致动器——用于运动/触摸信号/与穿着者通信)。

[0023] 传感器的示例

[0024] 传感器12可由电活性聚合物或EAP组成,EAP是一种在受到电场激励时表现出尺寸或形状变化的聚合物。EAP在受到机械变形的激励时也可能表现出电场变化。这种材料的最常见应用是用于致动器和传感器。EAP的一个典型特征是在受力的同时会发生变形。例如,包含各种添加剂以实现最佳导电性、柔韧性和易加工性的EPDM橡胶可用作在穿着者的皮肤上测量电极阻抗的传感器12的材料。此外,EAP可用于测量ECG和测量变形(即,可从EAP推断出腰部的扩张并由此推断呼吸)。可根据需要使用表面电极、织物或聚合物测量ECG。

[0025] 这些电极12能够记录生物电势信号(例如ECG),而对于低幅值信号(例如EEG),则通过路径30与壳体24内的电气部件15的有源电路耦合。ECG传感器12a可用于收集并向计算机处理器16发送反映穿着者的心率的信号。这样,应认识到,作为传感器12的电极可根据需要由带10的导电纱线/纤维构成,例如使用导电纤维(例如银丝/线)编织、纺织、绣制而成。

[0026] 在生物电阻抗方面,这些传感器12a、b及其测量结果可通过处理器16和存储器18指令进行分析(BIA),以估算身体成分,尤其是体内脂肪。在估算体内脂肪方面,BIA实际上确定电阻抗或对流过位于传感器12(例如12a、b)之间的穿着者的身体组织的电流的抵抗作用,然后该电阻抗可用于估算人体水分总量(TBW),而人体水分总量可用于估算无脂肪体重,并通过与体重的差值来估算人体脂肪量。

[0027] 在应变感测方面,这些传感器12c可用作应变计,以利用其导电的物理特性及其对导体的几何形状的依赖性。在电导体12c在其弹性极限范围内被拉伸且未发生断裂或永久变形时,传感器12c会变窄并变长,这种变化使其整个长度上的电阻增大。与此相反,在传感器12c被压缩且未发生弯曲时,传感器12c会变宽并变短,这种变化使其整个长度上的电阻减小。根据应变计的实测电阻,通过计算机处理器16执行存储的指令18而控制的向传感器12的供电28,能够推断出感生的应力的大小。例如,应变计12c以曲折的平行线的形式布置为细长的导电纤维,与使用单条直线导线观察的情况相比,这会使得作用在平行线的取向方向上的很小应力导致在导线阵列中的导体表面的有效长度上成倍增大的应变测量值——因而导致成倍增大的电阻变化量。就应变计12c的位置/结构而言,应变计可围绕带10的外周布置。在另一个实施例中,应变计12c位于外周的一部分中,例如按蛇形布置形式布置在带10的前部52中(与穿着者的正面相邻)。应变计12c可配置为在千欧范围内进行感测。

[0028] 在温度传感器12d方面,这种传感器用于测量穿着者的动态体温。例如,温度传感器12d可以是热敏电阻型传感器,这种传感器是热敏电阻,其主要功能是在感受到体温的相应变化时表现出很大、可预测且精确的电阻变化。这种传感器的示例有在感受到体温升高时表现出电阻减小的负温度系数(NTC)热敏电阻以及在感受到体温升高时表现出电阻增大的正温度系数(PTC)热敏电阻。其他类型的温度传感器可根据需要包含热电偶、电阻温度计和/或硅带隙温度传感器。还应认识到,传感器12可包括触觉反馈传感器,该传感器可响应于由处理器16在板上处理的感测数据44和/或通过接口20从第三方设备60或穿着者(计算机设备40的操作者)接收的指令由计算机处理器16致动。温度传感器12d的另一个示例是,

可使用织物将热电偶编织到带10的织物结构中,并通过紧密贴近/接触将其直接耦合至穿着者的身体,以获得更精确的温度读数。

[0029] 感测的数据与处理

[0030] 请再参考图2和图3,处理器16(执行存储的指令18)可将收集的数据44(从传感器12收集的原始格式和/或预处理格式的数据)发送至外部计算机设备40(例如智能手机或其他桌面应用)以便查看和/或进一步处理感测的数据。例如,设备40的应用可以仪表板类型格式46在显示器42(或其他类型的GUI界面)上显示感测的数据44,以供穿着者(或者除了拥有对数据44的访问权限的穿着者以外的其他人)查看。例如,可按实时地(或以其他选定的动态周期频率)指示下列指标的仪表板格式提供感测数据44:体温,用于指示皮肤温度的波动;陀螺仪/加速度计测量值,用于指示穿着者的身体活动(即,通过感测到的运动)的数量/程度,以及通过陀螺仪读数来了解穿着者的姿势的作用(例如在束带10位于穿着者腰部的情况下)和确定的消耗卡路里数的计算值;应变计测量值(例如通过导电纱线获得),用于指示在带10扩张和收缩时穿着者的实时呼吸以及区分影响姿势角度的应变程度的能力(即,在穿着者的姿势因腰部弯曲而变化时带和配套的应变传感器12c的长度变化——在图2的内衣11示例的情况下);使用传感器12a根据感测的ECG数据获得的实时心率测量值;以及使用传感器12b(以及如下文进一步说明的可选的传感器12a)基于电传感技术获得的实时水合/体内脂肪测量值。

[0031] 应认识到,感测的数据可能有多个来源(例如在存储在存储器18中的算法中可使用温度传感器12d和活动/运动传感器36,以根据活动结合体温来计算消耗的卡路里)。感测数据的类型的其他组合可包括但不限于下列组合:心率+活动数据;心率+活动数据+温度;活动数据+生物阻抗数据;用于确定呼吸速率数据的应变计值+用于确定运动级别的活动数据和心率数据;等等。还应认识到,传感器类型读数的组合可由计算机处理器16用于根据活动类型的计算机模型和典型传感器数据来确定穿着者正在进行的锻炼活动的类型,例如身体姿势的逐渐变化与检测到的较低水平的心率和呼吸的组合可能表明穿着者正在练习瑜伽。使用多种感测数据的另一种应用是加速度计和陀螺仪数据的使用,在确定仪表板46的所选度量值期间,可使用这二种数据,也可使用其中一种数据,并折减另一种数据。例如,在带10布置在超重者的腰部的情况下,陀螺仪的“偏离竖直”的读数不指示(从竖直方向)的弯曲姿势,而是因身体成分而导致的腰带折叠造成的。这样,应从姿势确定的计算值折减陀螺仪读数的量值。

[0032] 请再参考图1,传感器12a、b的位置使得它们成对地处于中心线50的两侧,以便将适当身体质量置于传感器12a、b之间,并提供穿过穿着者的身体的适当导电路径(例如沿身体的横向测量)。还应认识到,传感器12a、b优选布置在能最大限度地减少肌肉噪声的身体区域中(肌肉的动作可能向邻近的传感器12引入信号噪声)。这样,在带10位于腰部的情况下,传感器12a、b可在带10中布置在邻近穿着者的臀部和/或肾脏的位置。应认识到,若将传感器12a、b布置在带10中使其邻近穿着者的各一个臀部(即,将一对传感器中的传感器12a、b都置于带10的中心线56的一侧),则在穿着者的活动减弱(例如休息)时,会造成较低的信号幅度/质量,但是在穿着者比较活跃时也会有利地提高信号质量(因为与腰部周围的其他区域相比,邻近臀部区域的肌肉团的利用率最低)。

[0033] 还应认识到,传感器12a、b的位置可布置在从前向后延伸的中心线50的两侧,而不

是在从(穿着者的)一侧向另一侧延伸的中心线56的两侧,因为对于典型的穿着者来说,从一侧到另一侧的分隔距离比从前到后的分隔距离大(即,臀部之间的分隔距离比脊柱与肚脐之间的分隔距离宽)。

[0034] 此外,传感器配置的一个示例性方案是四电极ECG传感器配置。这种ECG设计的成本可能是一个考虑因素,但是这种设计可能会带来更好的信号性能。四传感器ECG设计背后的理论是,处理器16可在(多对ECG传感器配置中的)每对传感器之间切换,以找到信号质量最好的传感器,并在感测穿着者的运动时使用该传感器。

[0035] 请再参考图3,通过同时利用ECG传感器12a和传感器12b,可使用处理器16和相关的存储的指令18(根据接收的传感器12读数)确定生物阻抗值。这是有利的,因为由传感器12b产生的信号幅度使ECG传感器12a过饱和,因而ECG感测(使用传感器12a)不能与生物阻抗感测(使用传感器12b)同时进行。这样,应认识到,处理器16在ECG读数和生物阻抗读数之间循环(即,这些读数是顺序地取得而不是并行地取得的)。这样,在获取生物阻抗读数期间,处理器指示将位于中心线50的一侧的两个传感器12a、b作为驱动装置,并将位于中心线50的另一侧的两个传感器12a、b作为收集装置。这样,应认识到,传感器对12a和传感器对12b的定位可以是相对于中心线50、56对称的。

[0036] 请参考图3和图4,可使用计算机设备14将感测的数据44发送至带外计算机设备40,该带外计算机设备40然后可使用自己的定制应用程序43来处理感测的数据44,以向穿着者告知在其主动完成可能的适应/改变时的身体/精神状态。例如,应用程序43可报告与随着时间变化的温度和活动的组合有关的感测数据44,作为穿着者的睡眠质量的指标。此外,应用程序43可向穿着者通知确定的穿着者的情绪状态(例如根据呼吸数据与活动数据以及可选的ECG数据的组合),并继续监测该数据组合,以向穿着者告知是否穿着者采取的步骤会对确定的情绪状态有积极影响。此外,应用程序43例如可根据应变计数据与活动数据的组合来跟踪和报告穿着者的活动的程度和质量/性质。此外,响应于根据感测数据(例如活动、心率等)的组合确定的穿着者的情绪和/或温度,应用程序可与其他外部计算机联网设备60(参见图3)交互,例如但不限于音乐系统、供热系统、照明系统等。

[0037] 请参考图5和图6,其中以分解图示出了带10的一个替代实施例。尤其是,带10由前带部分60和后带部分62组成,所述部分60具有传感器12a、b,并具有将传感器12a、b电连接至相应的连接器64的通信路径30(该连接器连接至PCB 26的相应连接器部分(参见图3)以将传感器12a、b电耦合至网络接口20)。带部分62具有切口66,以便在带部分60、62彼此组装在一起时(例如通过经由相邻布置的表面70缝合而耦合在一起)将传感器12a、b收纳在切口66中,由此当表面111与皮肤接触时,传感器12a、b的表面68与穿着者的皮肤接触。应认识到,导电路径30可以是与包括带部分60的材料的电绝缘纤维交织的导电纤维。

[0038] 请参考图7,其中示出了传感器12a、b之一的一个示例性侧视图,其中所述部分60、62被组装一起,并且传感器12a、b被收纳在切口66中(参见图5、6)。应说明的是,传感器12a、b本身从皮肤接触表面111延伸距离X,从而改善了与穿着者的皮肤的接触。尤其是,传感器12a、b可具有表面68的导电部分72(即,耦合至穿过背衬材料74的通信路径30)以及凸起的背衬材料74,以便传感器12a、b的导电部分72从表面111相应地延伸。例如,背衬材料74可由与结合有带部分62的材料(即,电绝缘纤维)的纺织纤维交织的电绝缘交织纤维构成。

[0039] 请参考图8,其中示出了带部分60的另一个实施例,示出了以蛇形方式与包括带部

分60的材料的其他绝缘纤维纺织/编织在一起的应变计传感器12c。这样,如图7所示,应认识到,在组装后,带部分62会覆盖应变计传感器12c,从而使穿着者的皮肤与应变传感器12c的导电纤维不直接接触。图9示出了应变传感器12c的另一种几何构造。

[0040] 请参考图5至图8,应认识到,这些附图包含通信路径30(例如线道)和应变传感器12c本身的示例性几何布局。所示的传感器12a、b、c和带部分60、62的构造是有利的,因为(路径30和传感器12c的)整个图案实际上是作为一个组装(例如交织)的织物层包含在覆盖部分60、62中的,但是(路径30和传感器12c的)线道编织在编织图案内,因此是绝缘的,因而不需要任何外部绝缘层(胶层、层压材料等)。这样能抑制从线道至穿着者的皮肤的不应有的放电。此外,传感器12a、b本身的3维形状(例如从表面111延伸)能改善传感器12a、b与皮肤的接触,并且能实现在干燥或湿润等各种皮肤条件下收集生物特征数据。

[0041] 请参考图2和图10,其中示出了内衣11的穿着者的身体8。身体8示出了刺激盆内脏神经/骶神经(S2-S4)的位置,这些神经可通过电肌肉刺激传感器/致动器12(作为传感器/致动器12的平台的一部分)来刺激,所述电肌肉刺激传感器/致动器12位于服装11的织物中,并由此通过服装11的织物中的通信路径30结合至传感器带10(参见图1和图10的透视图),用于相对于PCB 26发送和接收电信号(通过处理器16和存储器18的操作来产生电刺激信号,使与盆内脏神经/骶神经(S2-S4)相邻的电肌肉刺激传感器/致动器12发生致动),例如作为内衣11的织物的一部分。例如,与盆内脏神经/骶神经(S2-S4)相邻的电肌肉刺激传感器/致动器12的致动可用于勃起功能障碍的治疗,因为对盆内脏神经/骶神经(S2-S4)进行刺激可用于恢复和治疗勃起功能障碍。根据图10,骨盆内脏神经或勃起神经是起自骶脊髓神经S2、S3、S4以向后肠提供副交感神经支配信号的内脏神经。骨盆内脏神经S2、S3、S4起自骶脊髓神经S2-S4的前支,并进入骶神经丛。它们行进到位于直肠壁两侧之中的相应一侧的相应下腹下神经丛。

[0042] 图11示例性地示出了与盆内脏神经/骶神经(S2-S4)相邻的电肌肉刺激传感器/致动器12的布置位置82,即,位于从服装11的前面向后面(即,从患者的身体8的前面向后面)延伸的中心线50的一侧/任何一侧80的带10的位置和/或下方。这些位置82用于将电肌肉刺激传感器/致动器12定位在服装11的织物中,使其与身体8的盆内脏神经S2、S3、S4的位置相邻(参见图10)。

[0043] 如上所述,电肌肉刺激器(即,致动器)12用于向与电肌肉刺激器12相邻的穿着者的皮肤和皮下肌肉施加电刺激信号(例如电击)。应认识到,电肌肉刺激器12可置于位置82,使得电肌肉刺激器12之中的一个或两个可处于带10和/或服装11的织物的位置82。处于位置82(例如用于定位到中心线50的任何一侧)的电肌肉刺激器12可用于从控制器(由处理器和存储器操作)接收电刺激信号,以用于施加电刺激信号,这些电刺激信号经由通信路径30传播至传感器12。控制器可实现为计算机设备,该计算机设备包括计算机处理器以及用于执行存储的指令的存储器,所述指令用于接收和处理从传感器12获得的数据,以及向传感器12发送电信号和从传感器12接收电信号。处理器、存储器和网络接口可安装在印刷电路板上,该印刷电路板安装在控制器的壳体中,并附接至壳体。

[0044] 传感器12的电刺激纤维可通过织物向皮肤提供/从皮肤接收无缝且抑制疼痛的电脉冲,作为一种新的通过织物进行感测的方式。可通过由控制器14和配套的数据处理系统施加的较低(即适当的)电流信号将适合于电模拟的线/纤维结合在服装11中的期望位置,

并通过该电流信号来操作。例如,可向皮肤发送电脉冲,该电脉冲可通过信号引起来自穿着者的触感或向穿着者施加触感。传感器12可由电活性聚合物或EAP组成,EAP是一种在受到电场激励时表现出尺寸或形状变化的聚合物。EAP在受到机械变形的激励时也可能表现出电场变化。这种材料的最常见应用是用于致动器和传感器。EAP的一个典型特征是在受力的同时会发生变形。例如,包含各种添加剂以实现最佳导电性、柔韧性和易加工性的EPDM橡胶可用作在穿着者的皮肤上测量电极阻抗的传感器18的材料。此外,EAP可用于测量ECG和测量变形(即,可从EAP推断出腰部的扩张并由此推断呼吸)。可根据需要使用表面电极、织物或聚合物测量ECG。

[0045] 请参考图12和图13,应认识到,传感器/致动器12之中的所选传感器可以是单向的(即,用于收集代表来自穿着者的数据的生物特征信号)或双向的(用于向穿着者施加信号)。如上所述,内置有传感器/致动器12的织物带10和/或服装11的功能可涵盖穿着者的身体8的一部分,例如但不限于:腰部或腹部;臀部;和/或盆腔区域。织物带10和/或服装11可作为独立的物品提供,也可组合/结合到衣物中。织物带10和/或服装11的传感器/致动器12可形成为构成织物的主体的纤维交织结构的一个组成部分。所述织物可由交织弹性纤维组成(例如可拉伸的天然和/或合成材料和/或可拉伸和不可拉伸的材料组合),应认识到,构成传感器/致动器12的至少一部分纤维是导电的,即,是金属的)。

[0046] 例如,请参考图12和图13,在一个示例性实施例中,可使用编织方法将织物的不同部分(即,结合有传感器/致动器12的纤维的主体纤维)集成到公共层(例如具有导电路径和不导电部分)中。编织包括在线或管中产生多个称为线圈的纤维圈或纱线圈。通过这种方式,针织物中的纤维或纱线沿着曲折路径(例如路线)在纱线的平均路径上方和下方形成线圈。可轻松地沿不同方向拉伸这些曲折的线圈。可使用纤维或纱线的互锁线圈连接连续的线圈行。随着每一行的发展,将新产生的纤维或纱线圈从前一行的一个或多个纤维或纱线圈中拉过。在另一个示例性实施例中,可使用纺织方法将织物的不同部分(即,结合有传感器/致动器12的纤维的主体纤维)集成到公共层(例如具有导电路径和不导电部分)中。纺织是形成织物的一种方法,其中两组不同的纱线或纤维彼此横向地(例如垂直地)交织在一起以形成织物。

[0047] 图12示出了导电电路和/或传感器/致动器12的一段中的导电纤维网络3505的一种示例性编织构造(参见图1)。在此实施例中,在控制器3508(例如控制器)的控制下,从电源(未示出)通过第一连接器3505向导电纤维3502传送电信号(例如电流)。电信号在电路路径上沿着导电纤维3502传输,在接点3510处通过不导电纤维3501。电信号不会在接点3510传播到不导电纤维3501中,因为不导电纤维3501不能导电。接点3510可指相邻的导电纤维和不导电纤维彼此接触(例如触及)的任何点。在图12所示的实施例中,不导电纤维3501和导电纤维3502被示为通过编织在一起而彼此交织。编织仅仅是相邻的导电和不导电纤维交织的一个示例性实施例。应说明的是,可使形成不导电网络3506的不导电纤维彼此交织(例如通过编织等)。不导电网络3506可包括不导电纤维(例如3501)和导电纤维(例如3514),其中导电纤维3514电连接至传输电信号的导电纤维(例如3502)。

[0048] 在图12所示的实施例中,电信号继续从接点3510沿着导电纤维3502传输,直到其到达接点3511。在此,由于导电纤维3509能导电,因此电信号从导电纤维3502沿侧向(例如横向)传播到导电纤维3509中。连接点3511可指相邻的导电纤维(例如3502和3509)彼此接

触(例如触及)的任何点。在图12所示的实施例中,导电纤维3502和导电纤维3509被示为通过编织在一起而彼此交织。同样,编织仅仅是使相邻的导电纤维彼此交织的一个示例性实施例。电信号继续从连接点3511沿着电路路径传输到连接器3504。网络3505的至少一根纤维附接至连接器3504,以将电信号从电路路径(例如网络3505)传输到连接器3504。连接器3504连接至电源(未示出),以形成完整电路。

[0049] 图13示出了导电纤维网络3555的一种示例性纺织构造。在此实施例中,在控制器3552(例如控制器)的控制下,从电源(未示出)通过第一连接器3555向导电纤维3558传送电信号(例如电流)。电信号在电路路径上沿着导电纤维3552传输,在接点3551处通过不导电纤维3560。电信号不会在接点3551传播到不导电纤维3560中,因为不导电纤维3551不能导电。接点3560可指相邻的导电纤维和不导电纤维彼此接触(例如触及)的任何点。在图13所示的实施例中,不导电纤维3551和导电纤维3502被示为通过纺织在一起而彼此交织。纺织仅仅是相邻的导电和不导电纤维交织的一个示例性实施例。应说明的是,形成不导电网络3556的不导电纤维也是彼此交织的(例如通过纺织等)。不导电网络3556可包括不导电纤维(例如3551和3564),并且还可包括不电连接至传输电信号的导电纤维的导电纤维。电信号继续从接点3560沿导电纤维3502传输,直到其到达连接点3561。在此,由于导电纤维3552能导电,因此电信号从导电纤维3559沿侧向(例如横向)传播到导电纤维3559中。连接点3561可指相邻的导电纤维(例如3552和3559)彼此接触(例如触及)的任何点。在图13所示的实施例中,导电纤维3552和导电纤维3559被示为通过纺织在一起而彼此交织。同样,纺织仅仅是使相邻的导电纤维彼此交织的一个示例性实施例。电信号继续从连接点3561沿着电路路径传输至连接器3554。网络3555的至少一根导电纤维附接至连接器3554,以将电信号从电路路径(例如网络3555)传输到连接器3554。连接器3554连接至电源(未示出),以形成完整电路。

[0050] 根据一个或多个实施例,带10和/或服装11的主体层可在无缝针织机上制造,其中电路是带10和/或服装11的一个组成部分,具有相同或相似的物理特性(拉伸、恢复、重量、拉伸强度、弯曲等)。无缝针织机可包括由SANTONITM公司制造的圆形针织机、由SHIMA SEIKI®公司制造的平床针织机、无缝经编针织机、以及其他无缝服装机和它们的任何等同产品。

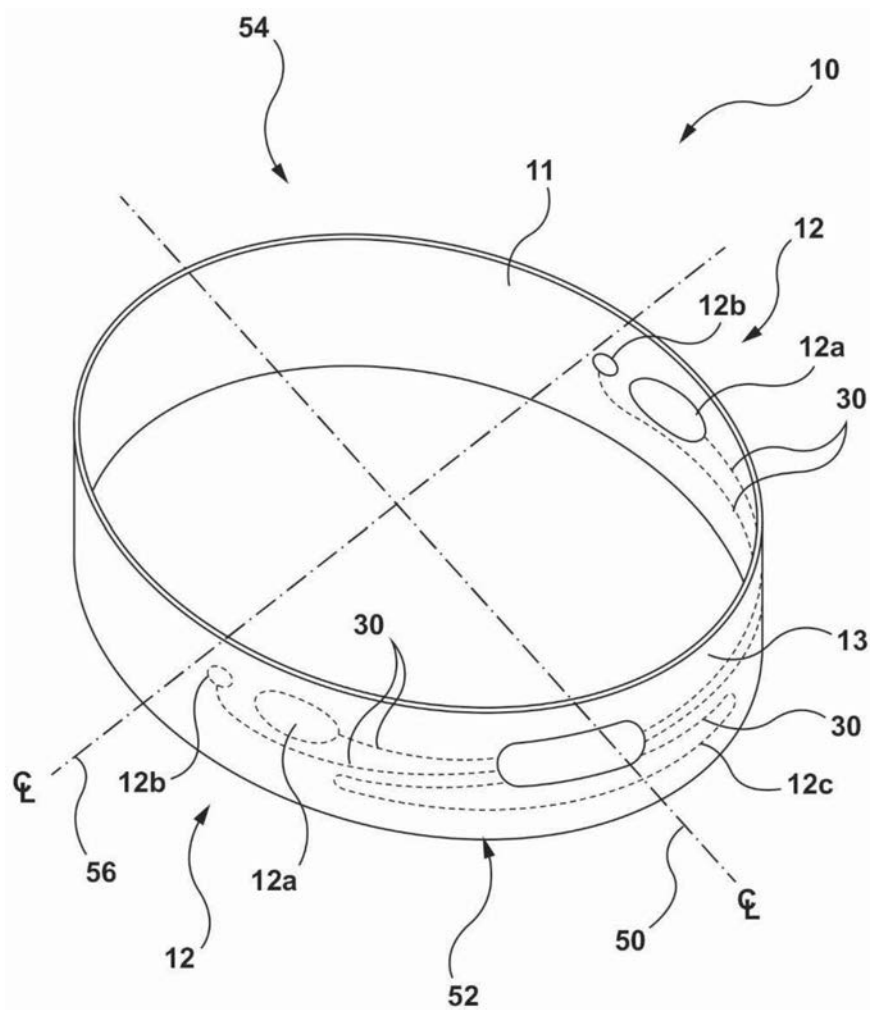


图1

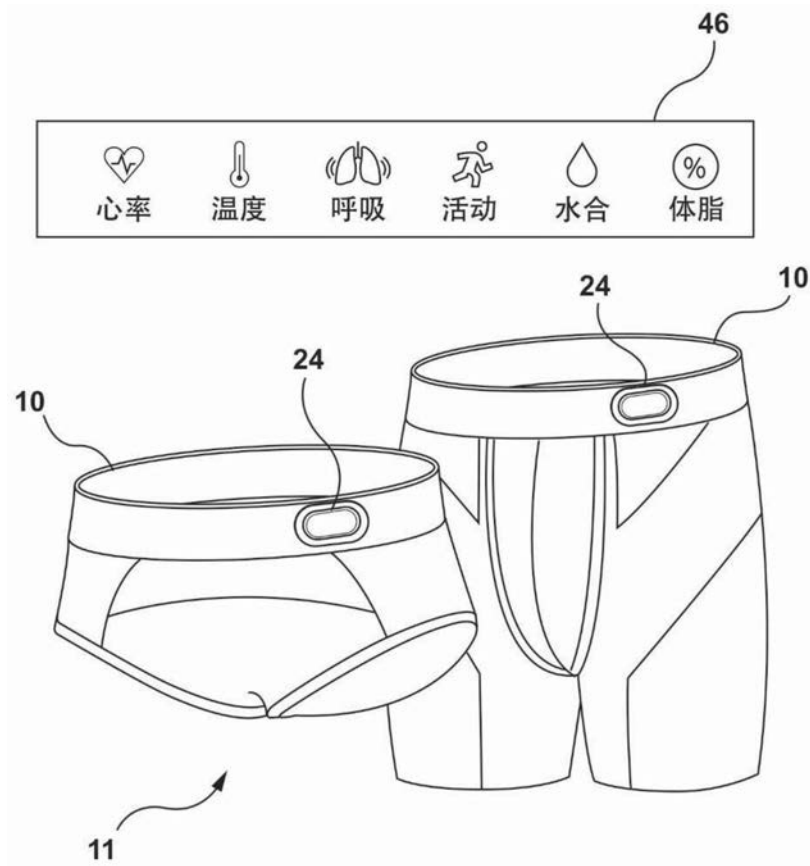


图2

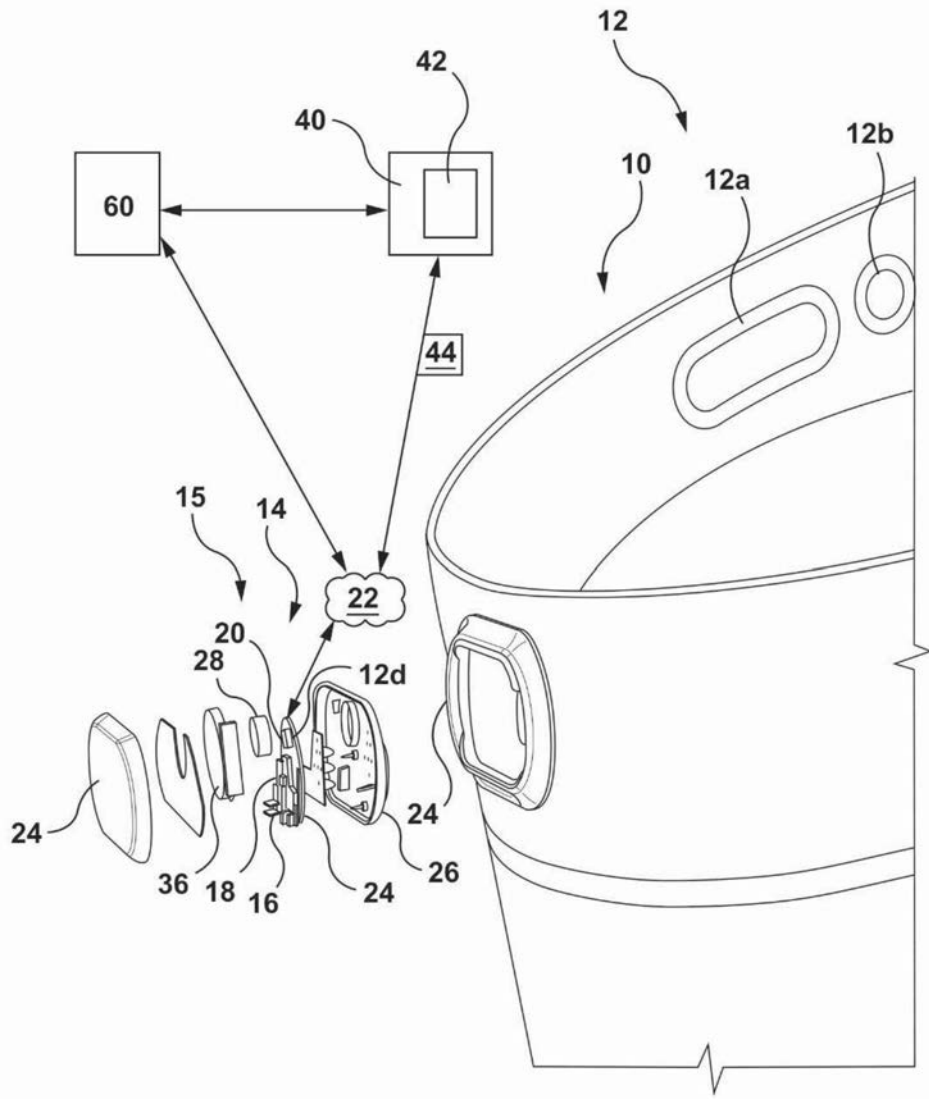


图3

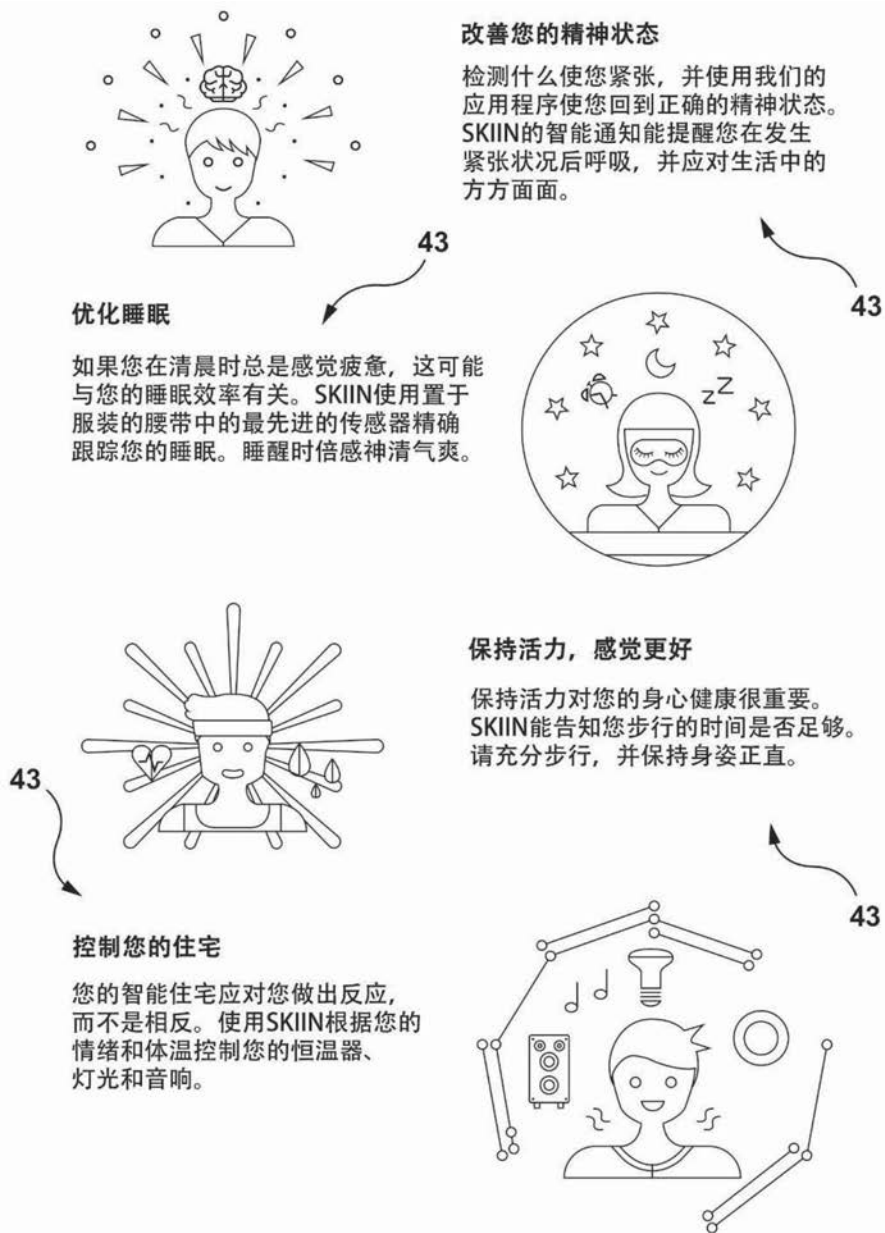


图4

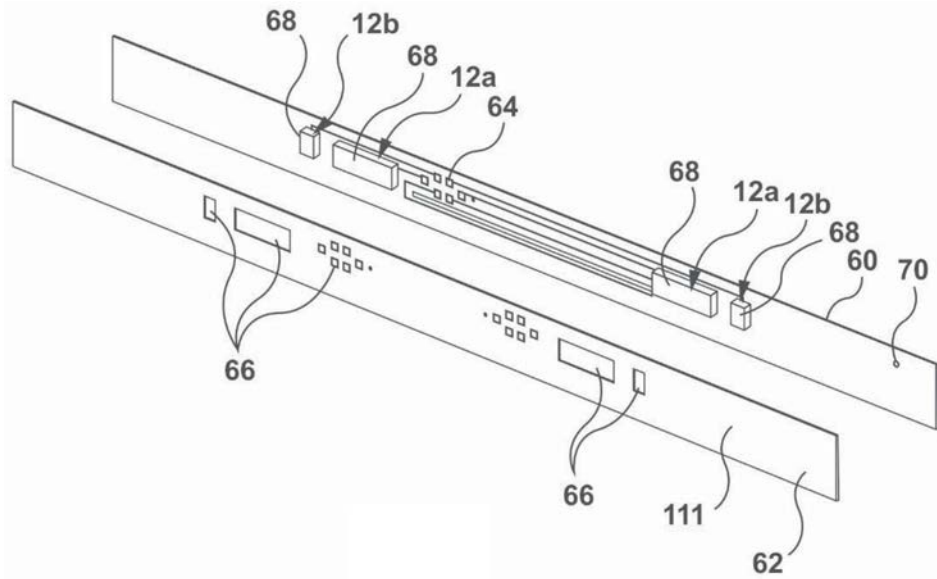


图5

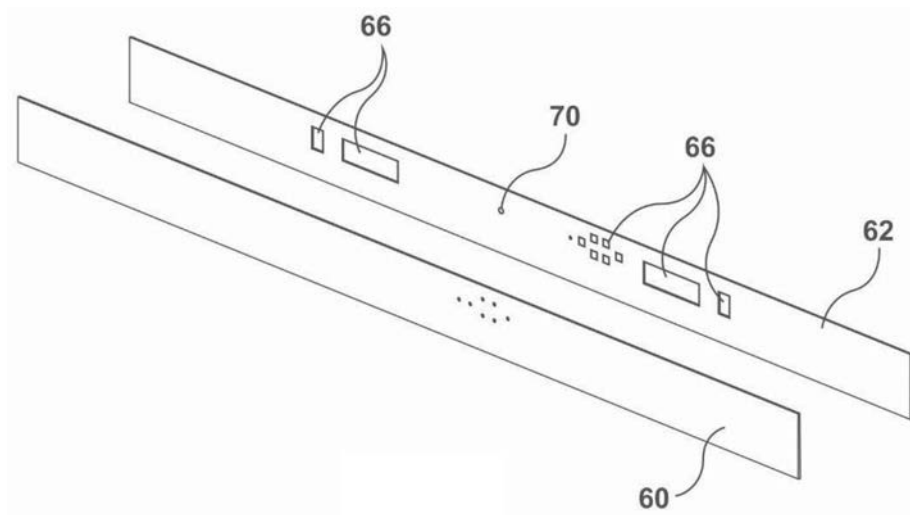


图6

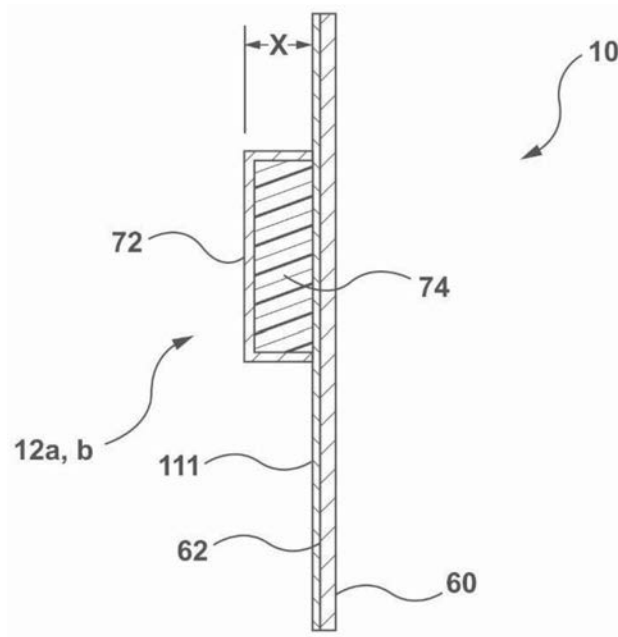


图7

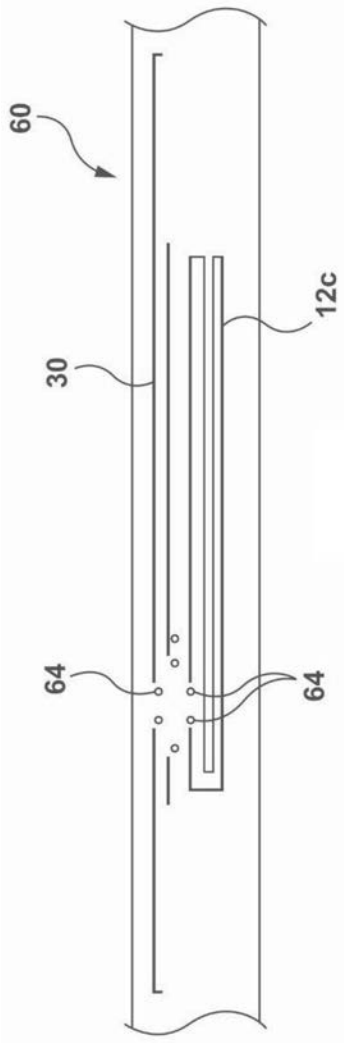


图8

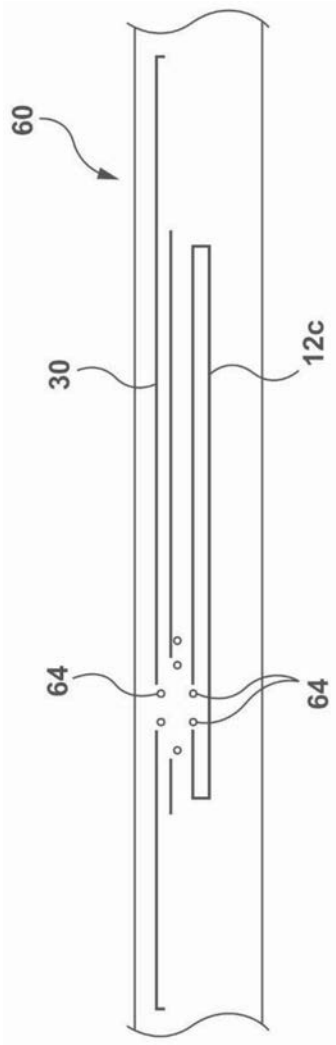


图9

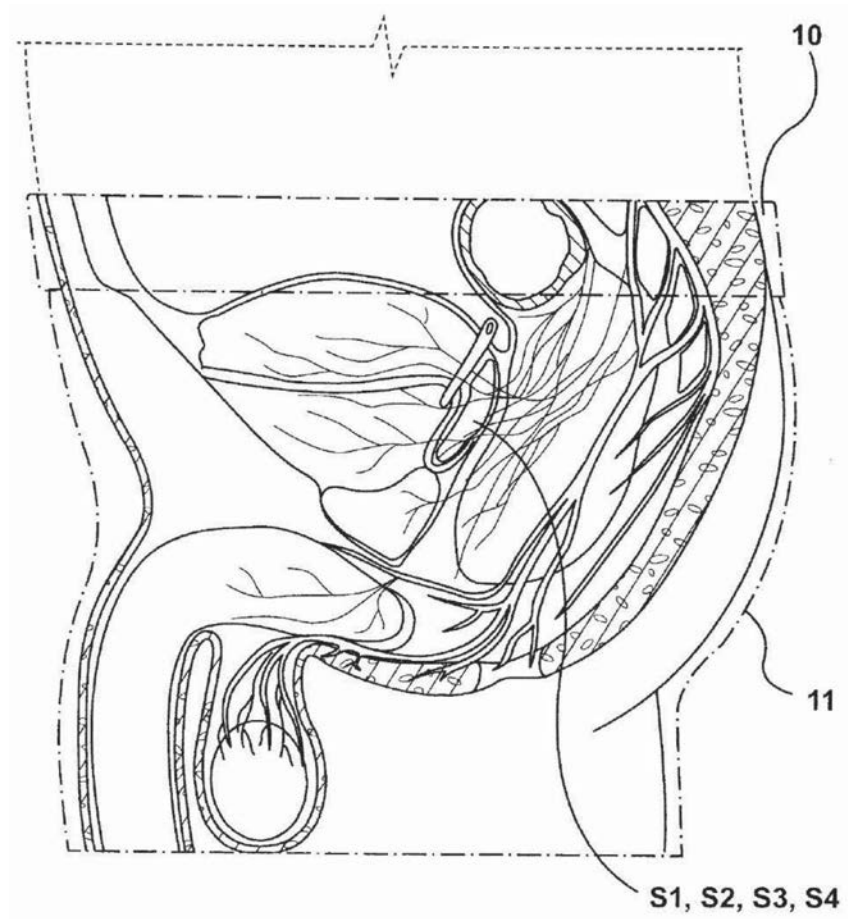


图10

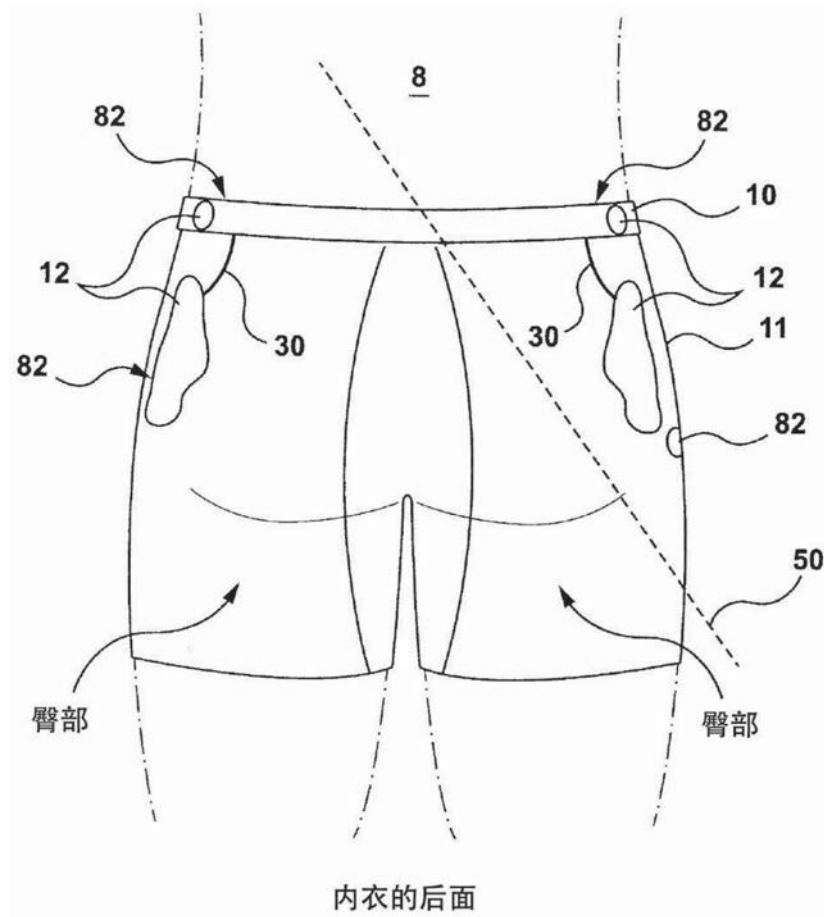


图11

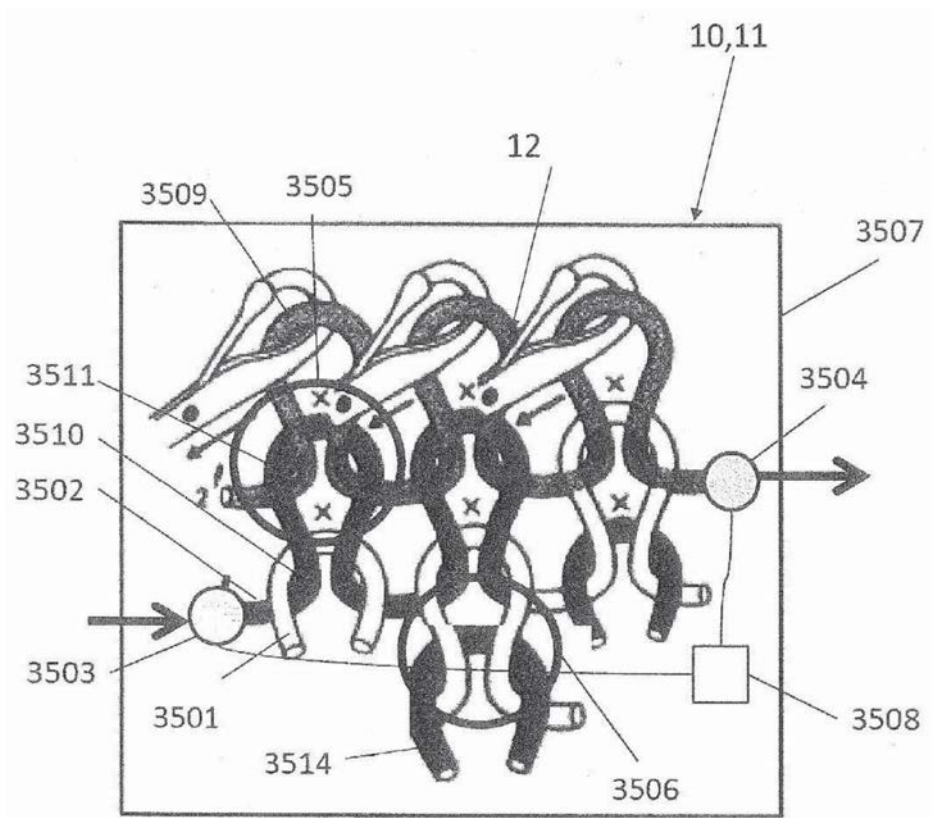


图12

专利名称(译)	用于生物特征数据的多模式感测的传感器带		
公开(公告)号	CN111343901A	公开(公告)日	2020-06-26
申请号	CN201880049487.9	申请日	2018-06-06
发明人	阿德里安·斯卓卡 杨智环 杰恩·帕斯 马克·克里班诺威 米歇尔·张 加布里尔·斯特芬 莫妮卡·尼尔丽斯 米拉德·阿里扎德-麦格拉兹		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/053 A61B5/11 G16H50/30 A61B5/01		
代理人(译)	徐舒		
优先权	15/615035 2017-06-06 US		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

一种弹性织物带，其为穿着者提供传感器平台，以感测多个生物特征数据，该带包括：结合至带的主体的内表面的一对ECG传感器，该对ECG传感器中的每一个位于主体的前后中心线的各一侧；结合至带的主体的内表面的一对生物阻抗传感器，该对生物阻抗传感器中的每一个位于前后中心线的各一侧；结合至带的主体的应变传感器；通过壳体安装在带的主体上的计算机设备，其包括电源、计算机处理器、用于存储由计算机处理器执行的指令的存储器、以及用于发送由传感器感测的数据的网络接口；和将计算机设备与每个传感器连接的多个通信路径，该通信路径用于在计算机处理器的控制下从电源向传感器供电，并用于由计算机处理器从传感器接收感测数据。

