



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110381816 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201880015971.X

(22)申请日 2018.04.04

(30)优先权数据

1705425.5 2017.04.04 GB

20170555 2017.04.04 NO

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/NO2018/050088 2018.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/186748 EN 2018.10.11

(71)申请人 奥尼欧有限公司

地址 挪威奥斯陆

(72)发明人 谢蒂尔·梅萨尔

(74)专利代理机构 成都超凡明远知识产权代理有限公司 51258

代理人 王晖 刘明

(51)Int.Cl.

A61B 5/01(2006.01)

G01K 5/24(2006.01)

G01K 13/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

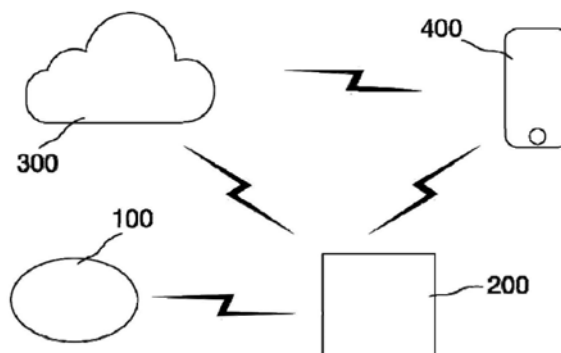
权利要求书1页 说明书18页 附图8页

(54)发明名称

用于连续且无线监测和分析生物体温度的传感器系统和方法

(57)摘要

提供了用于连续读出的系统和方法。本发明的目的通过以下实现：用于附接到生物体表面的接触表面、与接触表面热接触的传感器、可操作地连接到传感器的无线电芯片，其中无线电芯片将通过读取来自传感器的数据响应来自读取器的感应信号并传输所述数据，以及用于操作传感器的方法，其中使用包括第二传感器用于检测包括以下的组中的至少一种性质：温度、压力、流量、水平、接近度、位移、生物、图像、气体、化学、加速度、取向、湿度、水分、阻抗、电容、力、电、磁和质量，从而形成补偿数据，对来自传感器的数据补偿环境影响。



1. 用于测量生物体温度的传感器(100), 包括
第一层(104), 与生物体热连接,
第二层(122), 由绝缘材料制成并置于所述第一层(104)的顶部,
第一温度传感器(110), 经由所述第二层(122)与所述第一层(104)热连接,
第二温度传感器(120), 与所述生物体热绝缘, 其特征在于, 所述第一和第二温度传感器位于所述第二层(122)上方。
2. 根据权利要求1所述的传感器(100), 其特征在于, 还包括在所述第二层上方的第三层, 优选地, 所述第三层和第一层包括金属材料。
3. 根据权利要求2所述的传感器, 其特征在于, 还包括用于收集电能的装置(142)和至少一个能量存储单元, 其中, 所收集的能量存储在所述能量存储单元中。
4. 根据权利要求1至3所述的传感器, 其特征在于, 还包括用于对所述第一和第二温度传感器进行采样的处理装置。
5. 根据权利要求2至4所述的传感器, 其特征在于, 所述能量存储单元是由所述传感器(100)的至少两个金属层(104, 106)和至少一个绝缘层(122)形成的至少一个电容存储器。
6. 根据权利要求1至5所述的传感器, 其特征在于, 所述传感器还包括辐射元件, 其中, 所述第一层是用于辐射元件的反射器, 其中, 绝缘材料在天线辐射元件和所述反射器之间产生距离。
7. 根据权利要求6所述的传感器, 其特征在于, 所述辐射元件、所述绝缘材料和所述反射器形成用于存储所收集的能量的能量存储单元。
8. 根据权利要求6-7所述的传感器, 其特征在于, 所述反射器包括电容存储设备, 用于存储来自所述能量收集装置的收集的能量。
9. 根据权利要求6至8所述的传感器, 其特征在于, 所述辐射元件作为用于能量收集的接收元件发挥作用。
10. 根据权利要求6至9所述的传感器, 其特征在于, 所述处理装置耦接到选自包括以下的组的至少一个: 所述能量收集装置、能量存储单元和电容存储设备, 用于为所述处理装置供电以从至少一个传感器(110, 120)采样数据, 并且所述处理装置耦接到所述辐射元件用于传输至少一个采样的传感器数据。
11. 根据权利要求10所述的传感器, 其特征在于, 所述传感器还包括耦接到所述处理装置的指示器, 优选彩色灯。
12. 使用放置在生物体表面上的根据权利要求1所述的传感器估算生物体核心温度的方法, 其中, 所述方法包括以下步骤:
测量来自所述第一温度传感器的温度,
测量来自所述第二温度传感器的温度,
使用来自所述第一和第二温度传感器的测量结果根据热通量计算来计算所述核心温度。
13. 根据权利要求1所述的传感器用于测量生物体表面温度的用途。

用于连续且无线监测和分析生物体温度的传感器系统和方法

技术领域

[0001] 本发明大体上涉及测量系统,并且更具体地涉及用于测量和分析生物体核心温度的系统和方法。

背景技术

[0002] 现有技术反映在鼓膜(耳内)、口腔或直肠测量和颞动脉红外传感中。问题是这些方法需要庞大的仪器、由成人操作并且不适合连续手动无监督监测。在专业护理环境中,使用直肠探针连续监测例如中性白细胞减少症患者,其中发热可以迅速发展并且其中发热是监测败血症的关键参数。这些直肠探针引起较多患者不适、创伤和额外感染的风险。

[0003] 从现有技术中,人们应该参考传统的温度计。

[0004] 因此需要克服上述问题的方法和系统。

发明内容

[0005] 本发明解决的问题

[0006] 因此,本发明的主要目的是提供用于连续测量和分析生物体核心温度的传感器和方法。

[0007] 解决问题的手段

[0008] 根据本发明,该目的是通过如权利要求1的前序部分所限定的用于测量生物体温度的传感器(具有权利要求1的特征部分的特征),以及如权利要求12的前序部分所限定的用于操作传感器的方法(具有权利要求12的特征部分的特征)来实现的。

[0009] 在本发明的第一方面,提供了用于测量生物体温度的传感器,包括

[0010] 与生物体热连接的第一层(104),

[0011] 第二层(122),由绝缘材料制成并置于第一层(104)的顶部,

[0012] 第一温度传感器(110),经由第二层(122)与第一层(104)热连接,

[0013] 与生物体热绝缘的第二温度传感器(120),特征在于第一和第二温度传感器定位于第二层(122)上方。

[0014] 当提及第一层、第二层和第三层在彼此的顶部时,它们以堆叠的方式组织,其中,第一层最接近生物体。第二层层叠在第一层上,其中,第二层比第一层更远离生物体。如果第一层放置在水平表面上,则在顶部应当被理解为这些层是水平堆叠的。通常也称为夹层结构。这些层不需要具有相同的形状、厚度、面积、取向,这意味着这些层可以部分重叠同时仍然保持层堆叠的形式。

[0015] 优选地,传感器包括测量以下组的第二物理性质的至少一个额外的传感器,该组包括温度、压力、流体流动、热流、水平(level)、接近度、位移、生物阻抗、图像、光、气体、化学、加速度、取向、湿度、水分、阻抗、电容、力、电、磁、质量和音频。这样将有利于改进对生物体的监测。

[0016] 优选地,传感器(100)的特征在于,还包括在第二层上方的第三层,优选地,第三层

和第一层包括金属材料。一个优点是这些层可以作为电荷的电容存储器来操作。

[0017] 优选地,传感器的特征在于,还包括用于收集电能的装置(142)和至少一个能量存储单元,其中,收集的能量存储在能量存储单元中。一个优点是可以存储能量供以后使用。可以使用将光伏、热电、压电、电磁、磁、电、氧化、静电、生物能转换成电能的装置从周围环境收集能量。

[0018] 优选地,传感器的特征在于,还包括用于对第一和第二温度传感器进行采样的处理装置。一个优点是温度传感器数据可以转换成数字格式。处理装置是可编程和可变的,其中,所述处理装置可以具有来自包括以下的组的至少一个属性:可变操作模式、传感器操作、存储数据、处理数据、加密数据、解密数据、解释数据、操作和校准辅助组件和自毁。另外,可以提供存储设备以允许存储传感器数据用于以后检索。

[0019] 优选地,传感器的特征在于,能量存储单元是至少一个电容存储器,优选地由传感器(100)的至少两个金属层(104,106)和至少一个绝缘层(122)形成。能量存储单元也可以是电池、燃料电池或类似物。

[0020] 优选地,传感器的特征在于,传感器还包括辐射元件,其中,第一层是用于辐射元件的反射器,其中,绝缘材料在天线辐射元件和反射器之间产生距离。一个优点是紧凑设计。

[0021] 优选地,传感器的特征在于,辐射元件、绝缘材料和反射器形成用于存储所收集的能量的能量存储单元。一个优点是改进的尺寸。

[0022] 优选地,传感器的特征在于,反射器包括电容存储设备用于存储来自能量收集装置的所收集的能量。一个优点是减小了单元的尺寸并且易于制造该设备。

[0023] 优选地,传感器的特征在于,辐射元件起接收元件的作用,用于能量收集。一个优点是可以收集来自无线电波的能量。

[0024] 优选地,传感器的特征在于,处理装置耦接到选自包括以下的组的至少一个:能量收集装置、能量存储单元和电容存储设备,用于为处理装置供电以从至少一个传感器(110,120)采样数据,并且处理装置耦接到辐射元件,用于传输至少一个采样的传感器数据。一个优点是该单元可以从其周围环境中获得电能,运行一段时间而不用收集能量,因为先前的能量储存在设备中。

[0025] 优选地,传感器的特征在于,传感器还包括耦接到处理装置的指示器,优选彩色灯。指示器可以是LCD屏、电子墨水屏、白光或可以向用户提供警报情况的视觉指示的其他设备。

[0026] 在本发明的第二方面,提供了使用放置在生物体表面上的根据权利要求1的传感器来估算生物体核心温度的方法,其中,该方法包括以下步骤:

[0027] 测量来自第一温度传感器的温度,

[0028] 测量来自第二温度传感器的温度,

[0029] 使用来自第一和第二温度传感器的测量结果根据热通量计算来计算核心温度。

[0030] 在本发明的第三方面,提供了用于测量生物体表面温度的传感器的用途。

[0031] 本发明的许多非穷举的实施方式、变体或替代物由从属权利要求限定。

[0032] 在此上下文中,术语“连续的”理解为是指系统在系统被启用的情况下测量系统重复执行测量而不管用户干预。对于监测人体的体温,这可能意味着每分钟测量至少2次,以适应

相对于体温变化速度和 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 的优选分辨率所需的采样率。快速变化的例子可由恶性发热、弛张热或类似情况引起。这种快速变化可能每10分钟小于1度,并且为了适应Shannon采样定理和在 ± 0.1 摄氏度内检测温度变化,需要每分钟2个样本的采样率。

[0033] 本发明通过与生物体共享接触表面的温度传感器实现了上述目的。接触表面提供与生物体的良好热接触,其中,可以测量生物体的温度。混合的信号半导体允许量化、信号处理、存储和分配生物体的温度和其他物理参数。优选地,分配借助于无线通信链路。通信链路由产生载波和调制传输的中央读取器启用。载波转而由混合信号半导体调制,通常用于反向散射无线系统,例如RFID。

[0034] 提供了用于连续读出的传感器系统,包括用于附接到生物体表面的接触表面、与接触表面热接触的传感器、可操作地连接到传感器的RFID芯片,其中,RFID芯片将通过读取来自传感器的数据响应于来自读取器的感应信号并且传输所述数据。

[0035] 优选地,系统被封装在弹性材料中同时暴露接触表面。

[0036] 优选地,接触表面涂覆有粘合剂层。

[0037] 优选地,系统从其周围收集能量并将能量存储在指定的存储单元中。这在无电池应用中是有利的。

[0038] 优选地,系统被编程并且可以被编程为执行诸如操作传感器、信号处理、算法工作、数据处理、存储数据以及基于定义的程序操作反向散射无线电的任务。这种程序的实例可以是为其传感器引擎通电(power up)、记录传感器数据、将传感器引擎断电(power down)以及用每分钟1次的时间戳存储传感器数据,而不管读取器接触,只要功率足够。

[0039] 优选地,系统可以基于程序独立运行和操作传感器以及存储诸如传感器数据的数据以供稍后读出或传输。这是有利的,因为系统可以自主运行。

[0040] 优选地,系统从其周围环境中收集能量并将能量存储在指定的能量存储单元中。

[0041] 优选地,系统是可编程的并且可以被编程为执行诸如操作传感器、计算数据、存储数据和基于所定义的程序操作无线电的任务。

[0042] 优选地,系统可以基于程序独立运行和操作传感器以及存储数据以供稍后读出。优选地,系统还包括相对于接触表面位于任何一侧的使用弹性材料的天线,其中,天线和接触表面之间的距离提供了天线增益。

[0043] 优选地,系统还包括天线,该天线包括位于与金属反射器分离并基本上与金属反射器相对的一侧上的辐射元件。辐射元件和金属反射器由一种材料间隔开,其中,该材料的尺寸限定了辐射元件和反射器之间的空间,并且通过这种间隔材料的电磁特性和辐射元件的辐射效率限定了天线增益。这减少了来自生物体(例如人体、哺乳动物、动物等)的吸收效应。这种反射器可以以这样的方式实施,使得它可以加倍为系统的能量存储器,并且作为热通量的传热元件以使成本更低和制造更不复杂。

[0044] 优选地,用于天线的金属层设计为多层结构,其中,这些层由绝缘体隔开,并且其中,这些层实际上实现了单个或多维电容器以用作能量存储单元。

[0045] 优选地,用作天线的金属反射器的金属层设计为多层结构,其中,这些层被绝缘体隔开以用作能量存储单元。

[0046] 优选地,分隔金属层的绝缘体具有已知且恒定的热导率,将热量传递到多层反射器结构的最上层。

[0047] 优选地,所述结构的上层通过导热和导电材料连接到传感器所位于的层。所述连接可以是热连接一个温度传感器的薄引脚(pin)或通孔(VIA)。

[0048] 优选地,绝缘材料放置在多层反射器上层和连接温度传感器的层之间。

[0049] 优选地,额外的温度传感器位于该绝缘体的上层上,通过已知且良好的绝缘体将热量与接触表面分开。

[0050] 优选地,两个温度传感器位于相同的结构水平上以用于执行热通量测量,例如,用于估算核心温度。

[0051] 优选地,系统还包括第二传感器,用于检测包括以下的组中的至少一种性质:温度、压力、热流、流体流量、水平、接近度、位移、生物、图像、阻抗、照明、气体、化学、加速度、取向、湿度、水分、阻抗、电容、电阻、力、电、磁、声音、噪声、音频和质量。

[0052] 优选地,系统还包括2个或更多个相同传感器,形成传感器簇。

[0053] 传感器簇可以一起用于测量复杂值,诸如流量,或者组合以补偿环境影响,诸如漂移和噪声。

[0054] 优选地,用于温度、水分和生物阻抗的传感器的组合对于在受试者中检测汗液、脱水和发热是很有价值的。能够护理发热并防止患者浸泡在汗液中,并对病患所必需的水合水平提供建议,这对于例如老年患者来说可能是至关重要的。

[0055] 优选地,使用一个或多个温度传感器和加速度传感器的组合来检测生物体的发热抽筋和痉挛。

[0056] 优选地,与电容传感器的组合可以例如检测到传感器已被放置在皮肤上,并且例如启用触摸性能用于例如开/关功能。优选地,系统还包括位置检测器。

[0057] 在一些实施方式中,提供了用于操作传感器的方法,其中,使用第二传感器对来自传感器的数据补偿环境影响,第二传感器用于检测包括以下的组中的至少一种性质:温度、压力、流量、水平、接近度、位移、生物、图像、气体、化学、加速度、取向、湿度、水分、阻抗、电容、力、电、磁和质量,从而形成补偿数据。优选地,该组还包括例如卡罗利斯流量传感器和两个加速度计的组合,可以实施低成本的血流和压力传感器,提供低成本、舒适、非侵入性装置用于家用连续监测例如使用 β 受体阻滞剂的患者。

[0058] 优选地,当来自传感器的数据在预定范围之外时,例如当发热升至高于 39.5°C 时,则发出警报。

[0059] 优选地,当来自传感器的补偿数据在预定范围之外时,例如当环境温度高于 35°C 时,则发出警报。

[0060] 优选地,当来自第二传感器的数据在预定范围之外时,例如当温度高于 45°C 时,则发出警报。

[0061] 优选地,当来自两个或更多个传感器的组合数据在预定范围之外时,例如当高热与高环境温度组合,例如发热 40°C 与高于 35°C 的环境温度组合时,则发出警报。

[0062] 用于连续且无线监测和分析生物体内温度的传感器系统和方法,这种系统包括优选地集成为柔性粘合带的无线传感器系统,其放置在生物体的表面或皮肤上。优选地,该系统设有从其周围环境中收集能量的装置和用于将收集的能量存储在能量存储单元中的装置。这种能量收集可以实现为对在无线通信中使用的载波进行整流或者对诸如无线电或TV频带的地面广播信号进行整流。收集的能量存储在能量存储单元中,诸如电容器、可充电电

池或类似的存储单元,用于存储电能供以后使用。替代的系统能够增强来自光伏电池或更传统的燃料电池的小电势。电容器可以如前所述借助已经用于温度通量测量的两个金属体(层)来实现。无线读取器除了例如感测环境条件之外,还能够使用定义的无线电协议或几种协议组合来读取传感器数据,并将这些数据传输到生态系统,其可以实现为例如网络云解决方案,并且所述生态系统具有方法和信号处理用于向终端用户设备呈现简化的可量化数据,并基于这样的数据启用个体可调整通知、访问数据历史以及访问这种生态系统的大数据访问平台,通过用于分析的方法,其可以用于定位、跟踪和对生物体温度和趋势的信息的新见解,这些用途之一可以是监测生物体中通常被称为发热的升高的温度,例如在人类中,例如由感染引起的。结合用户提供的关于生物体的信息以及例如可以从用户设备导出的其地理定位,对于其他分析可以具有通过这样的生态系统跟踪地理定位数据和感染模式的一种实例。一种实例可以是使用地理定位以及随时间的发热反应的特点来跟踪人类感染和感染在社会中的传播,这可以映射到已知的发热模式和已知的感染。这种用途对医疗机构和医学研究具有重要价值,并且可以对社会上已登记和未登记的疾病的知识相对于;感染源跟踪、感染传播跟踪以及关于引起发热反应的已登记和未登记的疾病的通常增加的知识作出重大贡献。例如,这种设备可以用于世界上发达和不发达的地区以改善流行病和非流行病爆发的知识、对策和援助。

[0063] 本发明的效果

[0064] 与现有技术相比的技术差异在于可以连续地穿戴传感器系统而不会感到不适并且传感器具有更高的集成度和测量精度。其他技术差异是传感器设置有能量收集和能量存储的装置。传感器中的反射层还有效地屏蔽了辐射元件以避免皮肤中的电吸收,从而产生改进的天线系统。

[0065] 这些效果转而提供了几个另外的有利效果:

[0066] 它可以持续监测生物体,诸如人类和动物,

[0067] 它可以连续使用测量系统并且无需看护人或患者的监督,

[0068] 它允许在存在变化的环境温度、水分和甚至当被覆盖的情况下同样有效读取传感器,

[0069] 它允许连续测量,即使读取器或电源超出范围,

[0070] 它允许以低成本实现无线和无源传感器集成,这使消耗发热传感器成为可能,限制重复使用的感染风险,

[0071] 它允许较少的模式用作识别生物体中的传染性和非传染性疾病的指示,

[0072] 它允许体温异常,如待检测的正常变化的频率或幅度增加,作为在例如中性白细胞减少症患者中败血症发展的早期警告。

[0073] 它允许关于例如高温和低温的温度警报,并且没有监督,

[0074] 它允许低成本传感器能够在专业和家庭医疗保健环境中广泛使用,

[0075] 它允许对生物体进行非侵入性监测,

[0076] 它允许更加舒适地监测患者和生物体,例如重症患者,

[0077] 它允许来自读取器或传感器的简单视觉反馈以发出警报/非警报状态的信号,

[0078] 它允许减少对一次性使用电源作为电池的依赖,

[0079] 它允许容易地使用监测系统,

[0080] 它允许更有效的系统来监测生物体,以及

[0081] 它允许更小的系统用于监测生物体。

附图说明

[0082] 本发明的上述和其它特征在所附权利要求中具体阐明,并连同其优点将在考虑了参考所附附图给出的本发明的[示例性]实施方式的以下详细描述之后变得更加清楚。

[0083] 下面将结合在附图中示意性示出的示例性实施方式进一步描述本发明,其中:

[0084] 图1示出了包括传感器装置、读取器、生态系统和用户设备的系统。

[0085] 图2示出了具有天线、无线电芯片、传感器、能量收集、热导体、热绝缘体和能量存储的传感器装置。

[0086] 图3示出了传感器装置以及热导体和粘合剂之间的空间和形状的实例。

[0087] 图4示出了连接到传感器的导热层,以及与天线和传感器周围的绝缘层的连接。

[0088] 图5示出了传感器装置的天线部分,具有间隔材料和金属反射器。

[0089] 图6示出了传感器装置构建以及用于热通量模式测量的部件。

[0090] 图7示出了具有无线电芯片和外部传感器安装在绝缘体材料周围用于热通量模式测量的基底的基本折叠。

[0091] 图8示出了读取器及其天线、无线电芯片、处理芯片、传感器、接口、存储和气流设计。

[0092] 图9示出了具有接口、信号处理算法、处理和不同的存储系统的生态系统的基本部分。

[0093] 图10示出了系统中的用户设备以及这种设备的存储单元。

[0094] 图11示出了传感器装置和形状的实例。

[0095] 图12示出了具有无线电芯片、使用两个热敏电阻构建的热通量传感器、导热和绝热材料的传感器装置。

[0096] 图13示出了具有无线电芯片、使用多层结构化材料构建的热通量传感器、提供导热和绝热材料的如标准PCB的传感器装置。

[0097] 图14示出了具有无线电芯片和使用两个热敏电阻构建的热通量传感器的传感器装置,其中,组件装配在柔性基底上,该柔性基底绕具有作为能量存储装置的额外功能的绝热材料折叠。

[0098] 图15示出了具有无线电芯片和使用两个热敏电阻构建的热通量传感器的传感器装置,其中,组件装配在柔性基底上,示出了将接触表面连接到热敏电阻之一的热管。

[0099] 图16示出了该层上的无线电芯片和两个热敏电阻连同专用于通信天线和能量收集的区域。

[0100] 图17示出了热通量模式温度测量和参考核心温度的概念和部件。包括到环境的热通量通道。

[0101] 图18示出了读取器及其天线、无线电芯片、处理芯片、传感器、接口、存储和气流设计。

[0102] 图19示出了典型的用户场景,其中读取器位于天花板以及传感器位于用户前额。

[0103] 参考标记的描述

[0104] 以下参考数字和标记参考附图：

[0105]

100	具有天线、无线电芯片、传感器和热导体的传感器装置
101	键合接线
102	连接到 RF 整流器的键合接线
103	到达环境的铜（CU）顶层热导体
104	连接到接触表面的暴露的金属
105	操作为热管/导体的 PCB 通孔
106	金属层

[0106]

107	仅操作为电气连接而不是热管/导体的 PCB 通孔
110	连接到无线电芯片的温度传感器
114	热导体
120	连接到无线电芯片的温度传感器
122	热绝缘体, 基底
124	两个热敏电阻之间的热通量
125	传感器装置的天线部分下的热导体和金属背衬和粘合剂之间的空间/间隙
130	传感器装置的天线部分
132	顶层的专用天线区域
133	到底层上的热敏电阻的过渡和连接
135	传感器装置的无线电、协议和控制器部分
137	设计中天线区域中的切口, 在这里与第二传感器的连接被路由
138	天线的金属反射器部分
139	金属反射器中的切口以适合与热导体的连接
140	传感器装置的能量收集部分
142	顶层的专用能量收集区域
144	传感器装置的打印层
150	传感器装置的能量存储部分
152	将传感器装置固定到测量表面的粘合剂
155	粘合剂中的切口, 在这里热导体与皮肤的连接被定位
170	传感器装置和形状变化的一些实例
180	嵌入传感器芯片和天线的主基底
182	两个传感器之间的连接接线
200	具有天线、无线电读取器芯片、处理芯片、接口、数据存储、传感器和气流设计的读取器
210	无线电读取器芯片
220	无线电读取器天线
230	处理和接口芯片
240	读取器中的数据存储
250	读取器有线接口
260	用于读取器无线接口的天线
270	读取器中的环境传感器
280	用于读取器环境传感器的气流设计
290	用于无线接口的无线电

[0107]

300	具有接口、信号处理算法、处理和存储系统的生态系统
310	生态系统用户存储
320	生态系统传感器数据存储
330	生态系统产品数据库
340	用于大数据访问的生态系统接口
350	用于终端用户访问的生态系统接口
360	生态系统处理单元
370	生态系统信号处理算法
400	终端用户设备
420	具有应用程序或 Web 浏览器的终端用户设备及其存储单元
422	具有应用程序或 Web 浏览器的终端用户设备
424	终端用户设备中的存储单元
500	温度热通量测量设置
510	组织/皮肤传热系数
515	核心和组织/皮肤之间的热通量
520	核心温度 T_c
610	测量环境中的空气
615	传感器 100 和环境之间的热通量

具体实施方式

[0108] 在下文中参考附图更充分地描述了本公开的各个方面。然而，本公开可以以许多不同的形式实施并且不应该被解释为限于贯穿本公开给出的任何特定结构或功能。相反，提供这些方面使得本公开将是彻底和完整的，并且将本公开的范围完全传达给本领域技术人员。基于本文的教导，本领域技术人员应当理解，本公开的范围旨在覆盖本文公开的本公开的任何方面，无论是独立实施的还是与本公开的任何其他方面组合实施的。例如，使用本文阐述的任何数量的方面可以实现仪器或者可以实践方法。另外，本公开的范围旨在涵盖一种装置或方法，这种装置或方法使用除了或者而不是本文所阐述的本公开的各个方面的其他结构、功能或结构和功能来实践。应当理解，本文公开的本公开的任何方面都可以通过权利要求的一个或多个要素来实施。

[0109] 结合在附图中示意性示出的示例性实施方式进一步描述本发明。

[0110] 图1中示出的仪器是例如旨在用于家庭使用且尤其是用于儿童的发热或温度监测系统，目前存在且主要使用的替代方案是鼓室（耳内）、口腔或直肠测量以及颞动脉红外传感。对于儿童来说这些大多数被认为是不舒服的，例如耳内、口腔或直肠测量，并且它们不是连续的。现有的最舒适的方法是颞动脉红外传感方法，然而该方法不允许连续测量。已经出现了一些允许连续测量的基于蓝牙的设备，然而这些设备包括电池和一些电子器件，这将使消费者的总拥有成本太高而不能广泛使用。这些设备基于蓝牙的事实使得它们对用户

不太友好,因为它将用户设备限制在传感器的范围内,这对于具有建筑材料如钢筋混凝土的环境来说可能是一个挑战。它还限制了用户可以连续观察的传感器数量。这导致用户和用户设备需要与传感器保持在同一房间中,以便用户设备从传感器和警报器获得连续数据。以RFID的形式最为人所知的反向散射无线电技术已存在多年,并且在大多数方法中以某种形式设计用于大型物流操作和安全应用中的电子识别,其中,具有读取大量标签的读取器基础设施。

[0111] 构成本发明基础的原则

[0112] 基本原理是,通过在具有用于附接到生物体表面的粘合剂的封装中将具有反向散射无线电和天线的传感器集成到没有电池的低成本传感器系统中,可以将可穿戴传感器用于连续监测。利用相同反向散射无线电技术的读取器诱导电力至传感器系统并从传感器读取可用数据。在使用中,传感器可以被读取器重复读取,并因此允许实际的低成本且连续的使用,从而能够获得广泛的使用领域以及来自从未可获得大规模连续数据的区域的更大量的传感器数据。该系统包括一个或多个温度传感器,这些温度传感器使用容易获取的制造工艺易于制造,诸如传统的印刷电路板。优选的温度传感器包括两个热敏电阻的布置。最接近生物体表面的是具有与其热连接的一个热敏电阻的金属层。存在具有已知且优选恒定的热系数的材料层。作为第三层的是第二金属层,其具有与第三层热连接的第二热敏电阻。通过用合适的模数转换器测量热敏电阻值,可以推导出热通量并且可以应用合适的算法来计算核心温度。第一层和第三层中的金属层可以具有任意形状,优选地,第一层和第三层中的金属层具有相应的形状。优选地,两个金属层具有尽可能多的重叠。不必使用麻烦的技术,其中第一热敏电阻埋在第一层和第三层之间,取而代之应用PCT通孔的新用途。通孔用作热管使得两个热敏电阻都可以位于相同的PCB级别。温度传感器在尺寸上特别紧凑,易于制造并且使用很少的部件成本低。

[0113] 实施本发明的最佳方式

[0114] 图1中示出的根据本发明的仪器的实施方式包括柔性传感器装置100、无线电读取器200,其读取传感器数据并将其存储在包括数据处理和呈现格式化的生态系统300中,并通过用户设备400将数据呈现给用户,用户设备可以是蜂窝电话上的应用。所描述的这种系统可以是温度传感器装置100,其中,该系统被设计为测量人类(例如儿童)前额上的表面温度,并使用生态系统计算人类的核心温度并以连续的方式呈现给例如父母或替代的护理人,并作为用于持续发热监测的仪器以提供关于这种发热发展的发展、趋势和严重性的连续信息。当由于引起发热反应的疾病而联系医学医师时,可以呈现并分析这种数据以在诊断过程中帮助医学医师。消费者可以通过例如在线商店、药店或当地超市等消费者希望找到发热监测设备的地方获得这种系统。可用的产品包可以是与几个传感器一起的读取器,以及具有例如不同印花的几个传感器的包。这种仪器不仅可以改善对患病儿童的发热监测和护理,还可以给儿童和父母都带来安心。对于研究导致发热反应的疾病它也可能是一个新的未开发领域,因为目前不存在关于发热发展的这种规模的数据。目前大多数可用的连续发热数据来自对医院病人的监测。通过在早期阶段减少或防止大规模爆发,监测疾病在社会中的传播可以产生巨大的社会经济价值。

[0115] 图1示出的系统设计用于对生物体(例如人类和动物)内的温度进行连续的、无线监测和分析。该系统包括柔性传感器装置100,例如像粘性带,以任何方式成型,例如圆形、

方形、矩形或椭圆形,其可以从其周围环境中收集能量、感知温度并将其无线传输。能量的收集可以是感应的无线电波、接收的太阳能、经由珀耳帖元件转换成电能的热能,其中,皮肤和空气之间的温差用于产生电能,电能从通过例如压电式电气设备的移动转换。可以将能量无线传输到传感器系统并从传感器装置100接收传输的读取器200,添加环境传感器信息,像例如来自内部传感器270的温度和湿度,并将其发送到可以在例如网络云解决方案中实现的生态系统300。该生态系统装置将具有用于存储和用于量化数据的方法并将数据(优选实时)发送给终端用户。终端用户将通过设备400,例如,通过在像智能手机的设备上的应用或通过任何计算机的网络接口接入系统。当没有与生态系统的连接时,读取器200也可以作为备份解决方案,使用像例如蓝牙的无线技术将数据直接传输到设备,其中实例可以是用户的设备上的应用,其还具有用于实时量化数据并将其呈现给用户的方法,接收并处理数据。在备份方案中,数据存储在设备的数据存储单元中以便稍后与生态系统同步。如果读取器在较短时间段内与备份模式下的生态系统或设备失去连接,则它具有通过内部存储来存储数据的方式,直到与备份模式下的生态系统或设备的连接再次起作用。

[0116] 传感器装置100是系统的关键,并且被构建为多层结构以结合长射程反向散射通信的特性和优化的温度传感条件。这可以通过几种方式实现,其中,第一种方式可以是例如如图4和图5中所示的单传感器方式,以及第二种方式可以是使用如图2、图6、图7、图12、图13、图14、图15、图16和图17所示的温度热通量测量500的双传感器装置。图2中示出的传感器装置100包括天线130、无线电芯片135,其可以包括集成的温度传感功能和无线电和协议部分,包括与例如电能的可能的接口以及与可以是温度传感器的外部传感器110、120的通信。导热层114、绝热层122和打印层144。传感器装置还可以包括能够从周围环境收集能量的能量收集单元140。

[0117] 天线130以这样的方式设计使得它受到由例如皮肤和人体的特性引起的辐射能量的吸收的影响最小。这种特征通过以限制这种能量吸收的方式设计天线130来获得。处理此问题的方法可以是以下的一种或组合:使用间隔材料122将天线辐射元件132与皮肤分开给定距离、应用具有选定电磁特性的间隔材料、改变天线的谐振频率、在天线和皮肤之间应用金属反射器138,或本领域技术人员已知的其他方法。因此,天线130将以这样的方式设计使得它不受放置的材料的影响,或者它建设性地使用它所放置在其上的材料的特征来改善它的辐射性能。

[0118] 图6示出了传感器装置中的导热层114能够与表面,例如其上放置传感器装置100的人体皮肤直接且良好地热接触。热导体114可以放置在粘合剂层152的切口区域155中以及金属反射器138的切口区域137中,具有空间/间隙125,其可以设计在导热层114和天线设计130的下金属层/金属反射器138之间,以避免热导体114和金属反射器138之间的良好热连接和电连接,这避免了到138的横向热损失或热传递,并减少了对无线电芯片135和外部传感器110和120的ESD挑战。导热层114将与被测介质直接接触,并且具有集成传感器的无线电芯片135和单传感器模式下的外部传感器110以及热通量温度传感模式下的外部传感器120,使用导热胶或类似化合物热连接到导热层114,固定无线电芯片135和外部传感器110和120并且是良好的热导体。无线电芯片135和传感器110和120都将为DIE形式或具有良好导热性的其他封装。与传感器120的热连接可以通过在例如PET基底中的例如穿孔区域进行,其可以填充有助于将热导体114固定到传感器120的导热胶。

[0119] 从传感器装置的顶层上的天线辐射元件132到如图5中示出的单传感器方式中的无线芯片135的连接或者图6和图7中所示的基底周围122的折叠的过渡133,使得以下两个特征可以组合:放置在导电或吸收表面上的天线中的良好射程性能,以及内部传感器和传感器110和120与被测介质之间的良好热接触。参考图4和图5。从天线辐射元件132到单传感器方式中传感器装置的下层的过渡133被最佳地成型为例如球体的平面切口,如弧形,其中无线电芯片135位于该形状的中心底部。该形状的底部中心位于传感器装置100中的最下层之一,而连接到该形状的外边缘的天线辐射元件132位于从顶部开始的第二层,直接位于打印层144下方。包括天线辐射元件132和成型的过渡133以及连接的无线电芯片135的基底是一体的,装配在例如柔性PET基底或类似物上并在生产期间成型。无线电芯片135通常使用允许在基底弯曲的同时保持电连接的导电胶或其他合适的材料或方法胶合到基底上。

[0120] 成型的过渡133的底部和顶层之间的区域填充有绝缘材料122以减小来自环境温度的影响,以及来自测量表面的热量损失。这种绝缘材料122可以是例如闭孔聚乙烯泡沫或类似材料。另外,天线结构138中的反射层可以是例如金属化BoPET(双轴取向的聚对苯二甲酸乙二酯)或类似的绝缘材料以减少来自测量表面的热量损失。与热导体114组合的两种绝缘技术将有助于减少内部温度传感器和传感器110或120的温度平衡的时间。这是因为绝缘体122将降低传感器110和环境条件之间的热导率而实现的。天线130中的金属片绝缘体138将降低由传感器装置100覆盖的整个表面区域的热导率,而热导体114将增加被测量介质表面的热导率。

[0121] 现在参考图6。在热通量传感器方式中,基底180,其可以是例如柔性PET基底,可以在生产中装配成一体,类似于单传感器方式,但是外部温度传感器120远离无线电芯片135定位。在热通量传感方式中用于基底的方式可以产生基底为传感器装置100的尺寸的两倍,使用通过天线区域139的切口或挡住区域(cut out or keep out area)路由的连接接线182连接外部传感器110,并且具有将其围绕材料122折叠的特征,材料122用作金属反射器138和天线辐射元件132之间的天线间隔物,并且作为减少来自表面的热损失的绝缘体,具有已知的电磁特性和已知的传热系数,例如可以优化该材料用于更紧凑的天线设计130或作为良好的绝缘体。在单传感方式和热通量传感方式两者中,热导体114和绝缘材料122两者都将具有已知的热特性,并且来自110和120的传感器数据结合来自读取器200的环境传感器数据,算法和信号处理系统370可以应用文献(例如人体核心温度估算的医学文献)中的已知补偿技术从其表面温度估算生物体真实核心温度。环境条件的变化可在其影响传感器110或120之前由读取器200中的环境传感器270检测,并且由于环境对传感器装置100中的传感器110或120的影响是已知的,因此可以在信号处理算法系统370中对这种影响进行补偿。

[0122] 如图9所示,单传感器信号处理算法系统370测量生物体的表面温度,例如,人体的皮肤温度,并使用已知的补偿技术,如用于水分的湿/干球补偿技术,例如表面和核心温度之间的不断限定的差异,使用来自读取器200中的传感器270的传感器信息将温度泄漏补偿与环境条件相结合。热通量传感方式利用两个传感器110和120并通过计算来自核心通过组织和皮肤515的热通量来计算核心温度520,利用两个传感器读数之间的差异和其之间的材料122的已知传热系数124来计算通过材料122的热通量。当用于例如计算人体的核心温度时下面的公式可以是这种计算的核心部分,如图17所示:

[0123] 公式1:

$$[0124] \quad T_C = T_A + \frac{h_A}{h_B} * (T_A - T_B)$$

[0125] 其中:

[0126] T_C :核心温度

[0127] T_A :传感器A 106的温度

[0128] T_B :传感器B114的温度

[0129] Φ_{qCA} :核心和皮肤515之间的热通量

[0130] Φ_{qAB} :传感器A 106和传感器B114之间的热通量

[0131] h_A :组织/皮肤的传热系数510

[0132] h_B :绝缘材料122的传热系数123

[0133] 传感器装置100结构的原因:利用关于生物体(例如,人体的皮肤/组织)的传热系数的已知数据,在单传感器模式下皮肤与传感器110和120和110之间的优化且已知的热导率、绝缘材料122的已知传热系数124以及在传感环境中对环境条件的已知热导率,可以应用算法高精度地预测生物体核心温度。天线设计、在单传感器方式中连接无线电芯片的形状和热通量方式中的折叠、与传感器的热连接以及对环境条件的绝缘的组合保持了天线和传感器性能的最优组合,用于生物体中表面温度和核心温度估算的长射程连续且无源RFID传感器应用。

[0134] 下层:与测量介质(例如皮肤)的热连接位于同一层上的底层,将是粘合剂层152,具有例如低致敏性而不会对其应用的生物体造成任何伤害。

[0135] 顶层:顶层将是可打印图画的层。该层将是不会对天线性能产生影响的薄材料层,如薄纸。

[0136] 读取器200(图8中所示)被设计为用于无线电传感器装置100的生态系统的入口。该设计可以包括无线电读取器芯片210、处理单元230、内部存储240、内部传感器270、有线接口250、用于无线网络接口的无线电290、用于无线网络接口的天线260和无线电天线220,以及如果传感器270是空气质量和/或温度传感器,则包括用于传感器的气流设计280。读取器200通过自定义读取计划读取传感器装置,其中例如传感器装置中的无线电芯片135需要一定量的感应能量,其可以是ms以累积足够的功率以使用内部传感器110和/或外部传感器120和/或其他来执行传感并且向读取器200通信例如适当的传感器信息、校准数据、ID和其他信息。此外,读取器200和读取计划以这样的方式定制使得其被优化用于低功率消耗、与传感器装置100的任务循环通信,并且因此其测量频率和到生态系统300的通信间隔,允许读取器系统周期性地睡眠。通过这种实施,传感器可以顺序读取几次并且可以应用过采样来提高分辨率并减少温度测量中的噪声,其与应用读取速率相比变化缓慢,因此提高了传感器的温度测量精度,其随后可以增加核心温度计算的准确性。在读取器200中实施的标准无线和有线网络通信协议和方法可以用作用于与生态系统300通信的单个主要信道,并且例如包括备用系统,以防主要通信失败。此外,读取器200可以包括备用存储以在主通信信道暂时失败和/或备用通信信道暂时失败的情况下使用。读取器200还可以包括例如用于将数据加密传输到生态系统的硬件或软件中的方法。通过与读取器200的网络连接,例如通过IP地址,它可以将当前的地理定位记录到生态系统中,其目的可以是例如由于监管要求

设定运行模式、定位和跟踪社会中的传染病和非传染病、查找当地环境条件(可以是温度、湿度和气压)。此外,读取器设计包括气流设计280,将环境传感器270与由例如在读取器200内加热空气或在读取器200内干燥空气造成的影响分离,以确保更正确地传感环境条件。

[0137] 生态系统300(如图9中所示)可以设计成例如将数据存储在产品330、传感器读数320和用户310上,以及包括信号处理算法方法370,具有例如在公式1中所描述的实施的算法,以及处理单元360,在传感器数据上运行信号处理算法方法370,使用例如公式1来计算例如人的核心温度。此外,生态系统300可以包括用于用户侧350和大数据侧340的不同接口。这种生态系统300可以作为例如网络云解决方案实施或在任何其他设备或单元上实施。生态系统300可以设计为存储所设计的和生产的作为生态系统300的一部分的所有产品的唯一ID,其可以是例如传感器装置、读取器和其他设备,限制伪造产品以损害例如用户体验和/或传感器数据的质量和可用性。在这种生态系统300中,用于用户350的接口可以容易地将个人用户对数据的访问限制为仅由用户的产品生成的数据。并且用于大数据的接口可以容易地限制数据不包括用户可识别数据,其可以是例如电子邮件地址、姓名、备注、图像和类似数据。此外,生态系统可以通过将所有唯一产品ID存储在数据库中,限制产品的操作时间,以确保读数的质量不会被例如长期使用传感器和例如由于与生物体表面的热连接减少而导致数据错误损害。

[0138] 体温调节是生物体稳态机制的一部分,其力图维持最佳运行温度。温度不是恒定的,因为它在一天期间、几天之间和个体种群之间变化。在人类中,这种温度的平均值是 37.0°C ,然而由于温度的正常节律,正常温度被定义为 $37.0\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ 的范围。正常温度升高可能由严重因素引起,并分为两个主要定义:发热和体温过高。发热是生物体温度升高到高于正常范围的一种情况,这被称为发热反应或热病。由体温调节中设定点升高引起的发热主要是由于传染性和非传染性医学病症而发生的。另一方面,体温过高是由于生物体产生的热量高于其可以消耗的热量导致的,这可能是由于高温(中暑)的环境条件或对药物使用的不良反应引起的。在这种情况下,设定点没有升高。上午温度高于 37.2°C 或下午温度高于 37.7°C 通常被认为是发热。发热温度的范围分类为:发热 $>37.5^{\circ}\text{C}$,体温过高 $>37.5^{\circ}\text{C}$,以及高热 $>40.0^{\circ}\text{C}$ 。高热可能危及生命并且被认为是医疗紧急情况。随时间的发热(或温度)发展揭示了发热的某种模式(发热模式)。这些模式已被人们熟知并用于帮助诊断自古代以来的疾病,且通常分类为:连续热、间歇热、弛张热、佩尔-埃布斯坦(Pel-Ebstein)热、波状热和回归热。

[0139] 终端用户设备400(如图10中所示)包括界面,设计为例如Web界面、智能设备上的应用或其他。该界面422可以例如显示来自正在进行的测量的实时数据,并基于此数据随时间的变化设置和调整通知。对于患有引起发热反应的病症的人,这样的通知可以是例如长时间内的给定水平的发热或高热警报。基于其他传感器的警报,如加速度计,其中可通过癫痫发作期间的身体运动触发发热癫痫发作警报。数据历史,例如短期或长期和先前的单独测量可以通过界面422访问。终端用户设备420可以包括存储单元424,其可以用于例如临时存储数据以防与读取器的备份通信解决方案是有效的和/或没有连接到生态系统300或数据历史或外部存储器。此外,用户界面422可以包括减轻发热的药物给药以及一般健康状况登记特征,其可以包括时间戳并且其可以是图形用户界面中的简单图形按钮,并且其可以支持实际药物的包括量和品牌的登记,其可以实施为软件相关的相机输入,来自例如智能

设备,用于扫描此类药物包装上的光学可读产品代码,并将此类信息与公共药物数据库相关联。然后这类关于减轻发热的药物给药的信息可以用于例如与传感器数据相关联,以在分析人类发热数据时向例如医师解释除了一般健康状况之外的例如随时间的意外变化和药物给药的量。此外,终端用户设备400可以包括无线电读取器芯片以直接向传感器装置100引导能量和从传感器装置100读取数据。这可以使用例如NFC、RFID等执行。

[0140] 在图13中,示出了传感器装置的第二实施方式。传感器装置100被构建为多层结构以组合长射程反向散射通信和优化的温度传感条件的特性,并入能量存储于多层结构中并从环境中收集能量。传感器装置100包括天线130,无线电芯片135,其可以包括集成的能量收集单元140,和使用两个热敏电阻110和120的温度传感功能,以及无线电和协议部分,包括到例如电源的可能的接口和与外部传感器(其可以是温度传感器)的通信。导热层104、绝热层122和印刷层144。传感器装置还可以包括外部能量收集单元140,其包括用于从其周围收集能量的一个或多个装置。天线层142上的区域(参见图16)可以专用于能量收集,允许实施例如收集能量的天线结构和太阳能板,收集电磁和光能。在图12、图13、图14中示出了传感器堆叠的各种实施方式。用于热通量传感的传感器构建建有与接触表面接触的导热层104,并且建有与一片良好的热导体105(如金属)热连接的温度传感器110,穿过热绝缘体122。热导体105的片也在绝缘体材料的顶部上,因此它们位于同一层上,使得第二温度传感器120能够位于绝缘体122的顶部,因此温度传感器110和122代表热通量测量同时位于同一层,允许复杂性更小且成本更低的生产。此外,导热层104兼任作为天线的一部分,用作反射器,减少来自人体皮肤的能量吸收。所述层可以实施为多层金属结构,其中金属层实施为薄片,由具有良好导热性能的隔离材料的薄片隔开。因此,所述多层结构104、106还用作能量存储装置并且连接到能量收集引擎140。

[0141] 图12示出了传感器装置100中的导热层104使得能够与表面(例如,在其上放置传感器装置100的人体皮肤)直接且良好地热接触。导热层104将与被测介质直接接触,并且传感器110穿过热管105装置,而传感器120位于热绝缘体122的顶部,形成热通量传感器。

[0142] 在图16中,包括天线辐射元件130、功率收集元件142、温度传感器110和120以及无线电芯片135的基底可以设计为一体,组装在例如柔性PET基底或类似物上,并在生产过程中成型。实现低成本的卷对卷生产。通常使用允许在基底弯曲时保持电连接的导电胶、接线键合或其他合适的材料或方法将组件胶合到基底上。

[0143] 用于与所述柔性基底紧缩的绝缘材料可以是例如闭孔聚乙烯泡沫或类似材料。

[0144] 在图7中示出了第二热通量传感器方式,基底122,其可以是例如柔性PET基底,可在生产中组装成一体。热通量传感中的热导体104和绝缘材料122都将具有已知且恒定的热特性,以及与来自读取器200的环境传感器数据结合的来自110和120的传感器数据,算法和信号处理系统370可以由热通量传感器数据估算生物体真实核心温度。环境条件像例如温度、湿度和气压的变化,可以在其影响热通量传感器之前通过读取器200中的环境传感器270检测,并且由于环境对传感器装置100中的热通量传感器的影响是已知的,因此可以在信号处理算法系统370中补偿这种影响。

[0145] 热通量传感方式利用两个传感器110和120,并通过计算从核心通过组织和皮肤510的热通量来计算核心温度520,利用两个传感器读数之间的差异和其间的材料122的已知传热系数来计算通过材料122的热通量。当用于例如计算人的核心温度时,以下公式可以

是这种计算的中心部分,在图17中示出。计算使用前面提到的公式1。

[0146] 传感器装置100结构的原因:利用关于生物体(例如,人体的皮肤/组织)的传热系数的已知数据,皮肤与传感器110和120之间的优化且已知的热导率、绝缘材料122的已知传热系数和传感环境中向环境条件的已知热导率,可以应用算法来高精度地预测生物体核心温度。紧凑的多层结构中的传感器装置的组合,利用天线反射器和天线辐射结构作为能量存储装置,并利用天线反射器作为传热设计,允许热通量方式以紧凑的低成本形式因素实施。将反向散射无线电的天线设计与能量收集、能量存储特性和传感器构建结合,保持了天线和传感器性能的最佳组合,用于有机体中核心温度估算的长射程连续且无源反向散射无线电传感器应用。

[0147] 下层:和与测量介质的热连接位于同一层上的底层将是粘合剂层152,例如具有低过敏性的硅胶粘合剂,其不会对所施用的生物体造成任何伤害,并且是防水且抗细菌的。粘合剂优选是薄的且导热的,具有已知的导热性能。

[0148] 传感器装置的顶层:顶层将是可打印图画(layer)的层。该层将是不会对天线性能产生影响的薄材料层,如薄纸。

[0149] 图18示出了读取器200的第二实施方式。读取器200被设计为用于无线电传感器装置100的生态系统的入口。该设计可以包括无线电读取器芯片210、处理单元230、内部存储器240、内部传感器270、有线接口250、用于无线网络接口的无线电290、用于无线网络接口的天线260以及无线电读取器天线220,并且如果传感器270是空气质量和/或温度传感器,则包括用于传感器的气流设计280。读取器200通过自定义读取计划读取传感器装置,其中,例如传感器装置中的无线电芯片135需要几个时间单位的感应信号,这些信号可以是ms以累积足够的功率以使用传感器110和120执行传感并且向读取器200通信例如适当的传感器信息、校准数据、ID和其他信息。此外,读取器200和读取计划以这样的方式自定义,使得其被优化用于低功率消耗、与传感器装置100的任务循环通信,并且因此其测量频率以及到生态系统300的通信间隔,允许读取器系统周期性地睡眠。通过这种实施,传感器可以顺序读取几次并且可以应用过采样来提高分辨率并降低温度测量中的噪声,其与应用的读取速率相比变化缓慢,因此提高了传感器的温度测量精度,随后其可以增加核心温度计算的准确性。在读取器200中实施的标准无线和有线网络通信协议和方法可以用作用于与生态系统300通信的单个主要信道,并且例如包括备用系统,以防主要通信失败。此外,读取器200可以包括备用存储器以在主通信信道暂时失败和/或备用通信信道暂时失败的情况下使用。读取器200还可以包括例如用于将数据加密传输到生态系统的硬件或软件中的方法。通过与读取器200的网络连接,例如通过IP地址,它可以将当前的地理定位记录到生态系统中,其目的可以是例如由于监管要求来设定运行模式、定位和跟踪社会中的传染病和非传染病、查找当地环境条件(可能是温度、湿度和气压)。此外,读取器设计包括气流设计280,将环境传感器270与由例如在读取器200内加热空气或干燥空气造成的影响分离,以确保更正确地传感环境条件。

[0150] 图19示出了典型的场景,其中,读取器200位于天花板并且传感器100附接到患者的前额。

[0151] 替代的实施方式

[0152] 可以设想上述的许多变体。例如,在无线传感器装置中使用天线130,其中,天线由

本领域技术人员设计以在生物体的表面,例如人体皮肤上,而不是在空气中运行。

[0153] 另一变体是以这样的方式设计天线130,使得它构造性地使用生物体或生物体的部分,例如像人体颅骨的额头骨,以改善天线性能。

[0154] 另一变体可以是以不同的基底材料和形状实施无线传感器系统,其被设计成以不同的方式用于生物体上。对于人来说,这可以是例如隐形眼镜或耳塞、耳环或其他首饰,或实施于鞋、服装织物、绷带、医用模具或石膏、内裤、尿布、卫生巾、护垫、假肢、紧身衣或其他医疗和非医疗支持或辅助装置中。

[0155] 这种情况的另一变体可以是使用多种无线电协议和标准的无线传感器装置,允许更广泛的使用和操作范围。这可以是例如多种无线电协议、现有的和新的无线电协议之间的组合、基于后者的自定义协议或多种其他无线电协议。

[0156] 在用于老年患者的传感器的一些实施方式中,温度传感器、水分和化学传感器(如PH传感器)的组合在例如内裤中实施,将为老年人提供更高生活质量的方法,并为例如养老院中的日常生活提供更好的质量保证。像这样的传感器组合除了检测几种医疗和非医疗条件下的早期适应症(如酸中毒、脱水、腹泻、饥饿、肾衰竭和尿路感染)之外,还能够对内裤内容物进行分类。

[0157] 在其他实施方式中,温度、压力、接近度、取向、位移和加速度的组合作为传感器系统实施,例如如果位于皮肤与例如在对许多背部和颈部受伤的手术后和出生缺陷的矫正手术后使用的紧身衣之间,则可以检测医疗支持辅助的使用。如果使用得当,则该系统将能够检测使用量,例如太紧或太松,患者在使用期间的运动和活动以及使用期间的支持辅助位移。为医师提供数据基础以支持和帮助进一步的建议、治疗和动机用于改善结果。

[0158] 在其他实施方式中,组合温度、水分和光(例如,紫外线)的传感器的组合可以作为检测儿童和老年人体温过高/过热和过度暴露于阳光的传感器系统。在一些实施方式中,一个或多个温度传感器可以与生物阻抗传感器组合,然后系统也可以检测脱水。

[0159] 在其他实施方式中,传感器与包括与生物阻抗组合的温度传感、水分和PH水平的组中的一个或多个传感器组合,可以用作智能绷带,用于例如烧伤,检测伤口是否需要由于以下引起注意;感染导致的相对于核心和/或发热的表面温度升高、某些细菌感染导致的PH水平改变和由于细菌生长而排出的水分增加。这将使护理人员能够避免在不需要的时候更换绷带,避免通过破坏保护新皮肤发育的结痂密封而导致的不必要的新感染。

[0160] 在其他实施方式中,温度传感器可以与如音频、噪声、声音和加速度计的传感器组合,因为这可以用作例如打鼾和呼吸暂停检测器,结合音频和振动,为家庭保健市场提供低成本测试。

[0161] 在其他实施方式中,如温度、加速度计、位移和力的传感器的组合将例如提供检测关节灵活性的手段并在例如膝半月板手术后使用,以及甚至检测膝关节中感染或炎症引起的局部温度发展的手段。向患者和医生提供信息以改善护理和恢复。

[0162] 在其他实施方式中,捕获患者的发热皮疹、脸红、肤色的图像。这与收集自患者的温度模式和其他重要数据一起用于监测患者。皮疹的时间发展可用于与发烧模式一起确定疾病。

[0163] 工业适用性

[0164] 根据本申请的发明可用于连续监测生物体的核心温度。其实例可以是监测牲畜的

疾病和生育能力,从而通过减少疾病和改善授精时间来最大化生产和产率。

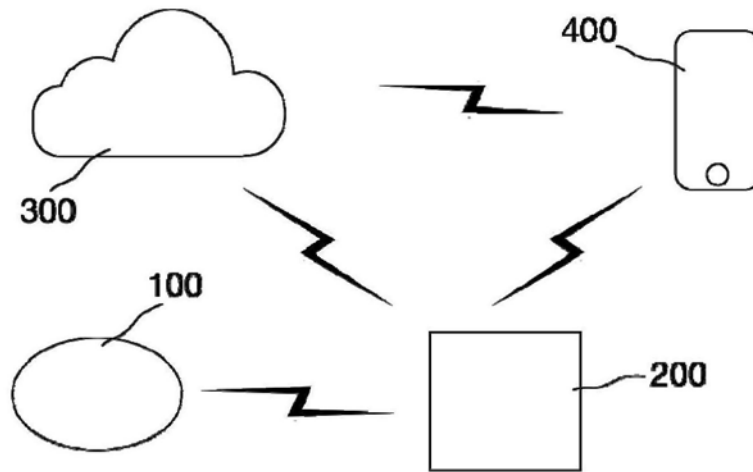


图1

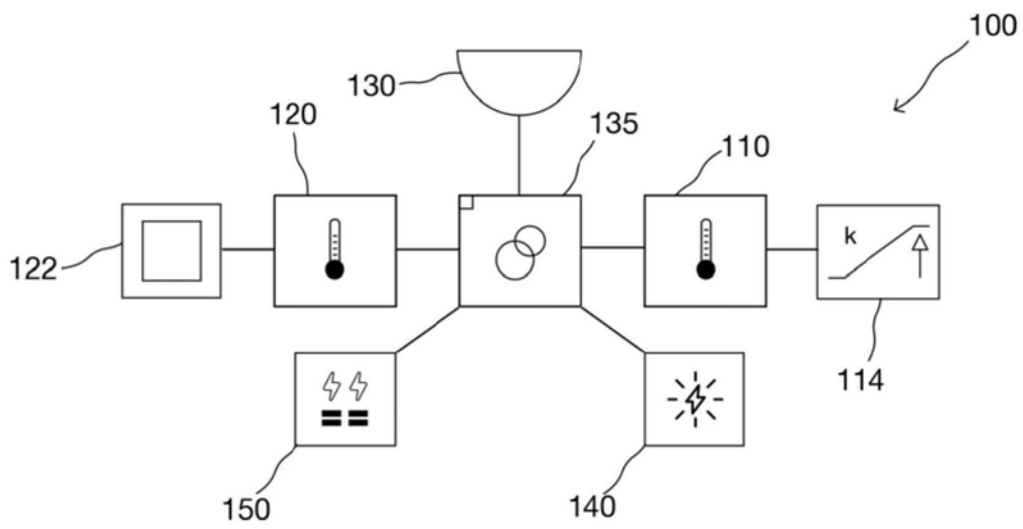


图2

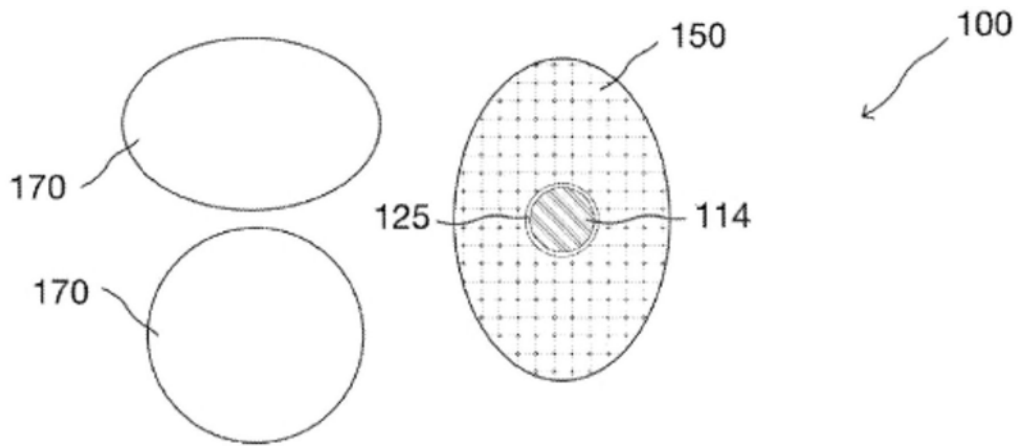


图3

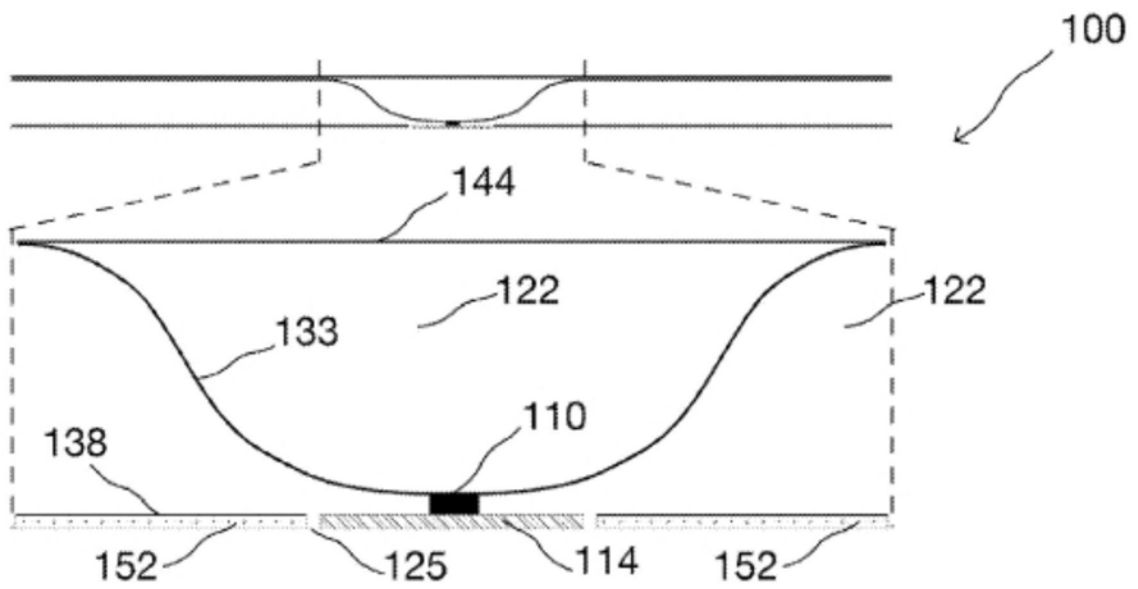


图4

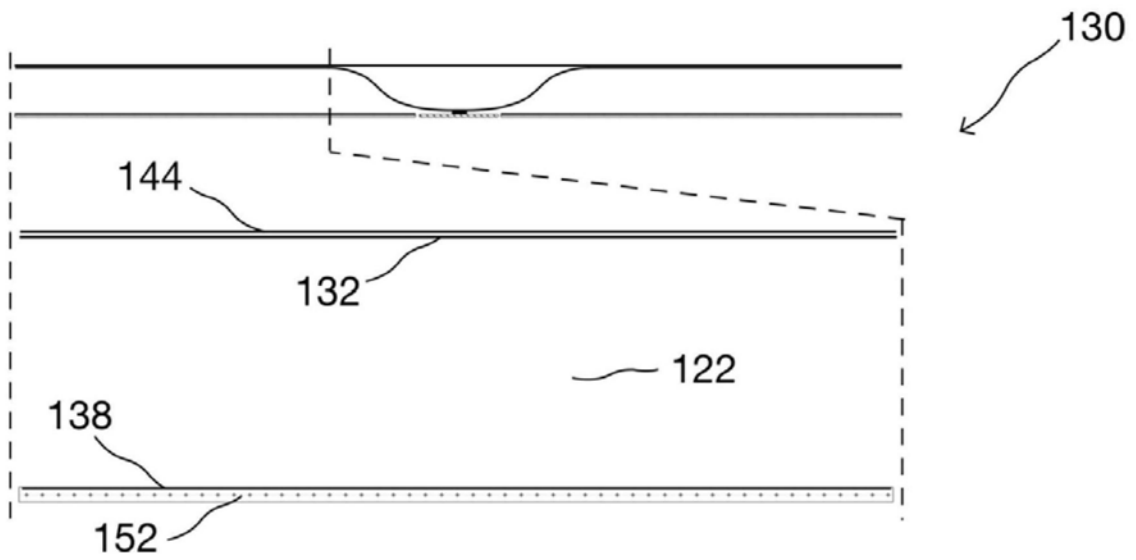


图5

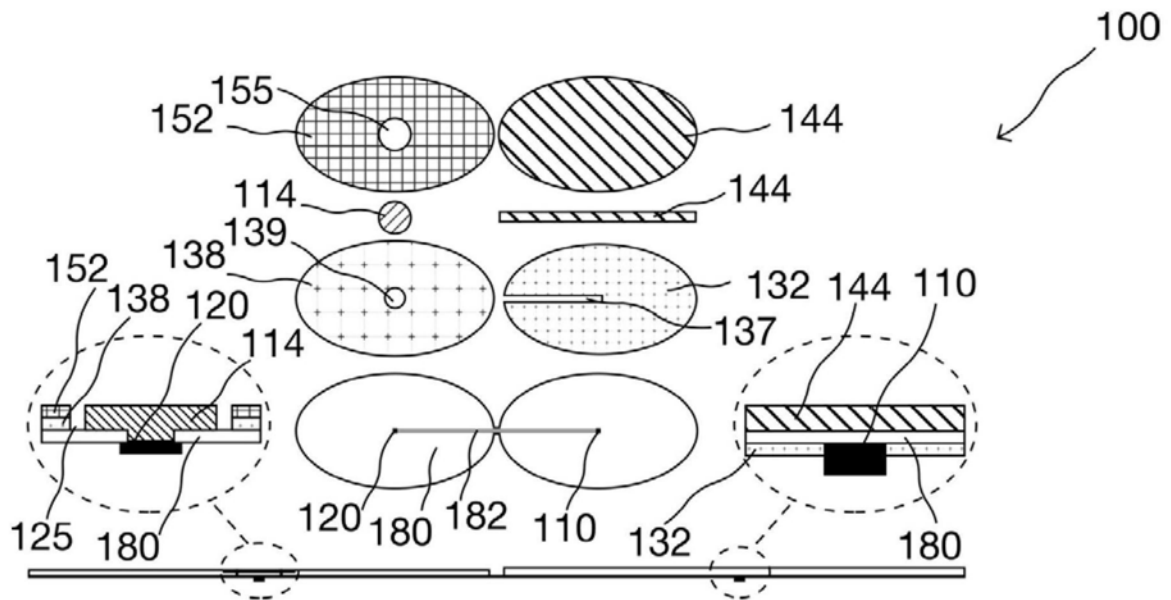


图6

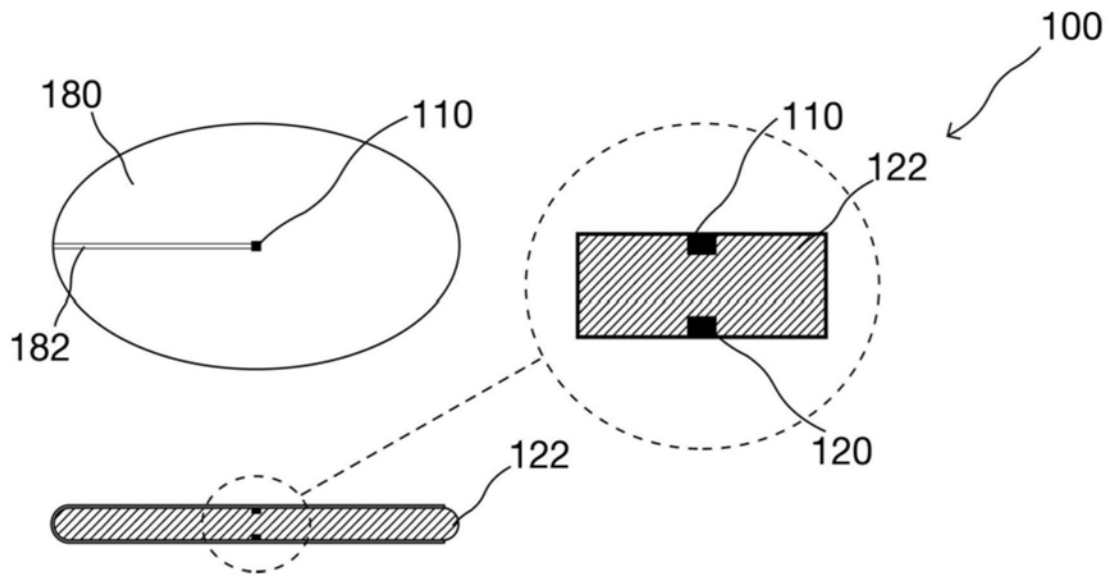


图7

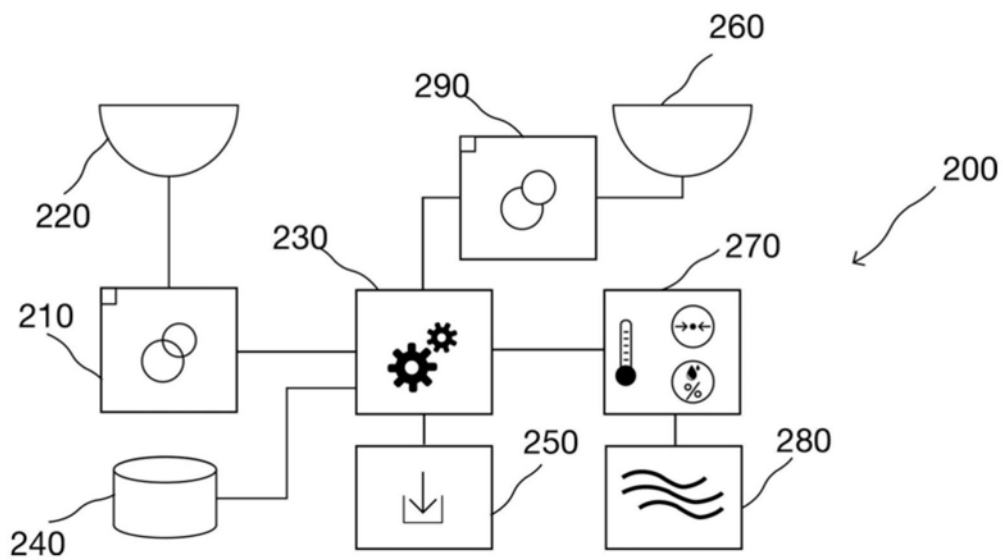


图8

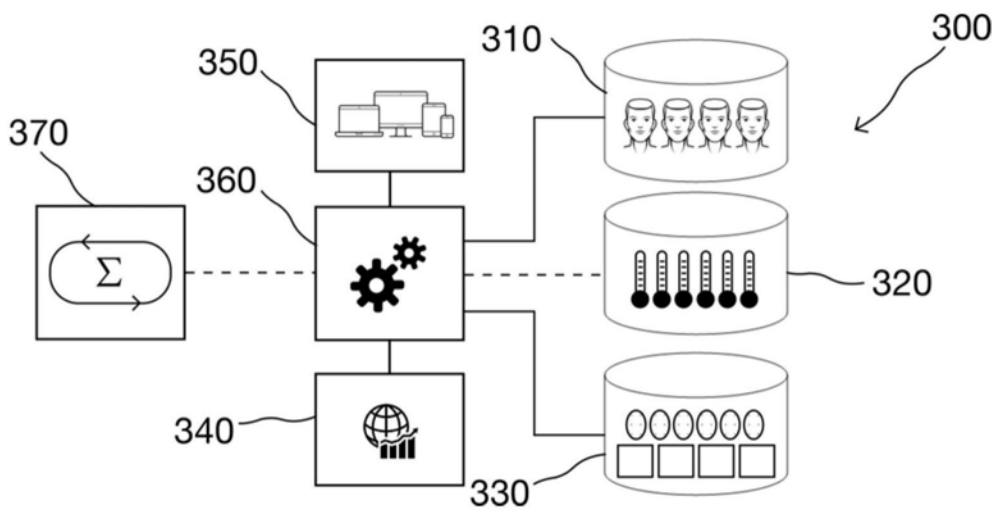


图9

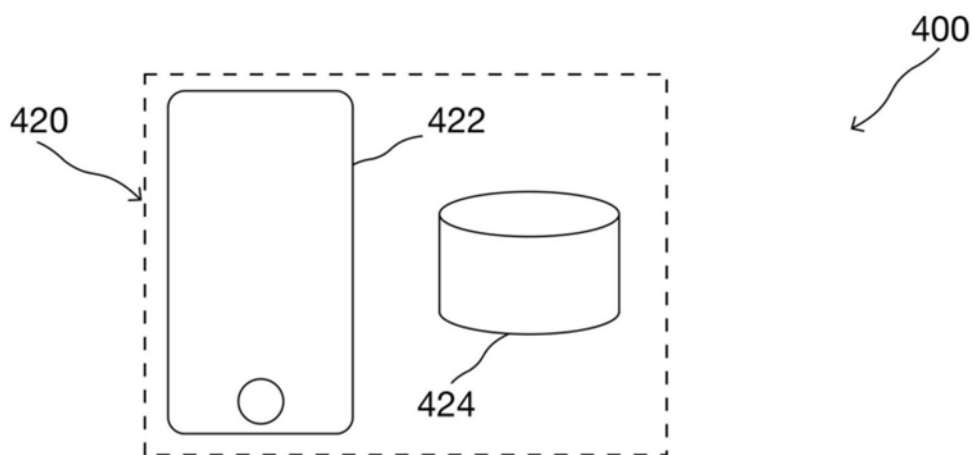


图10

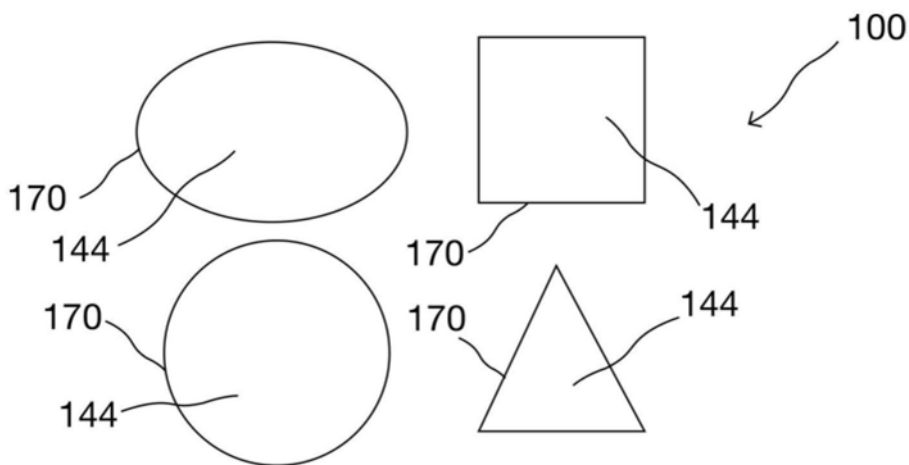


图11

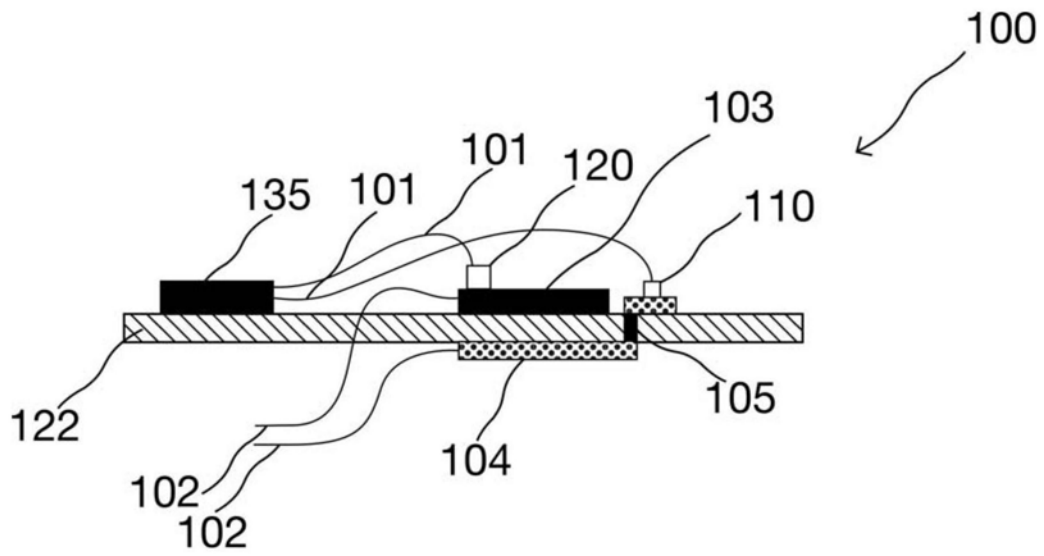


图12

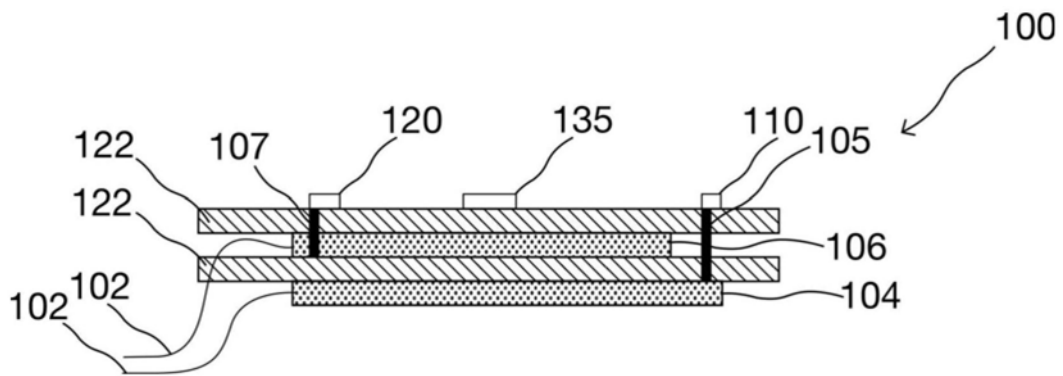


图13

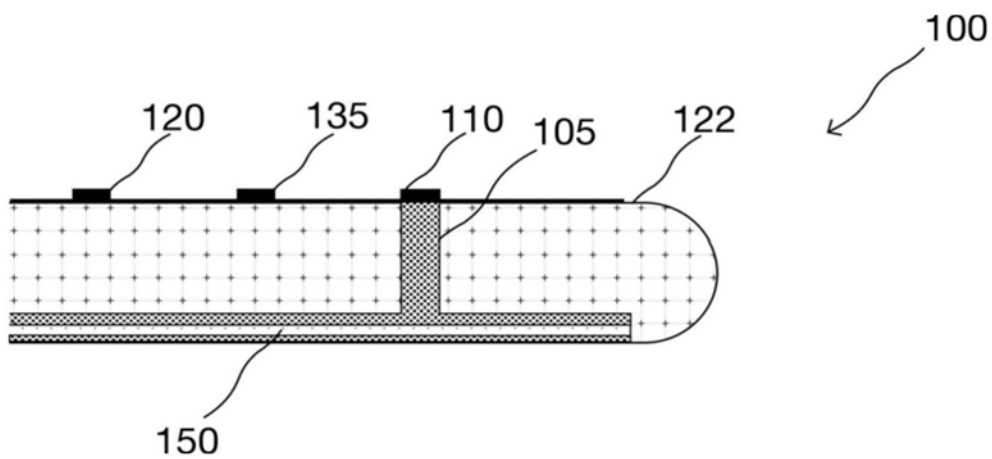


图14

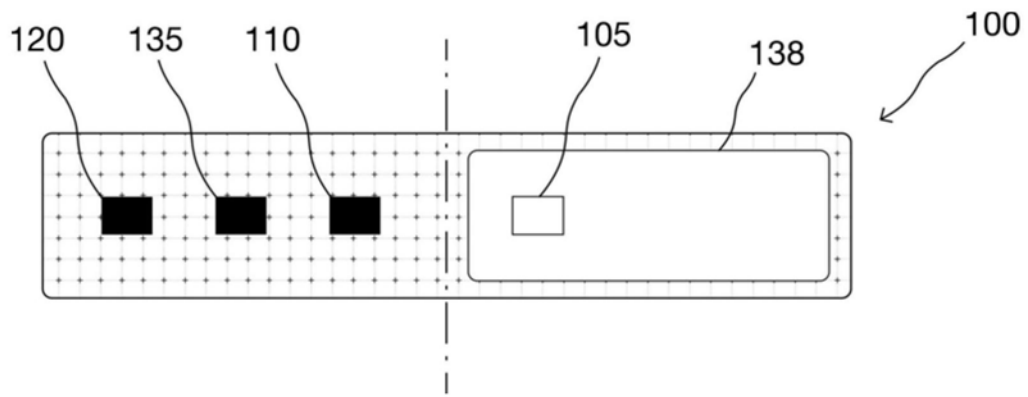


图15

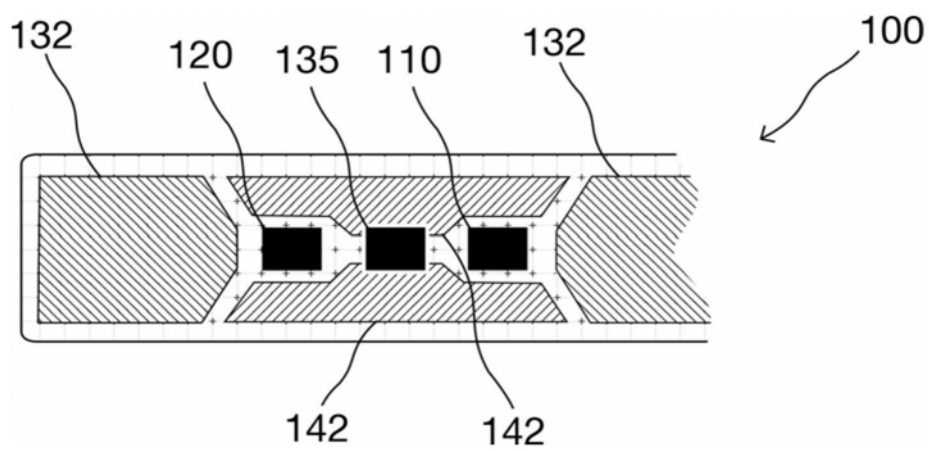


图16

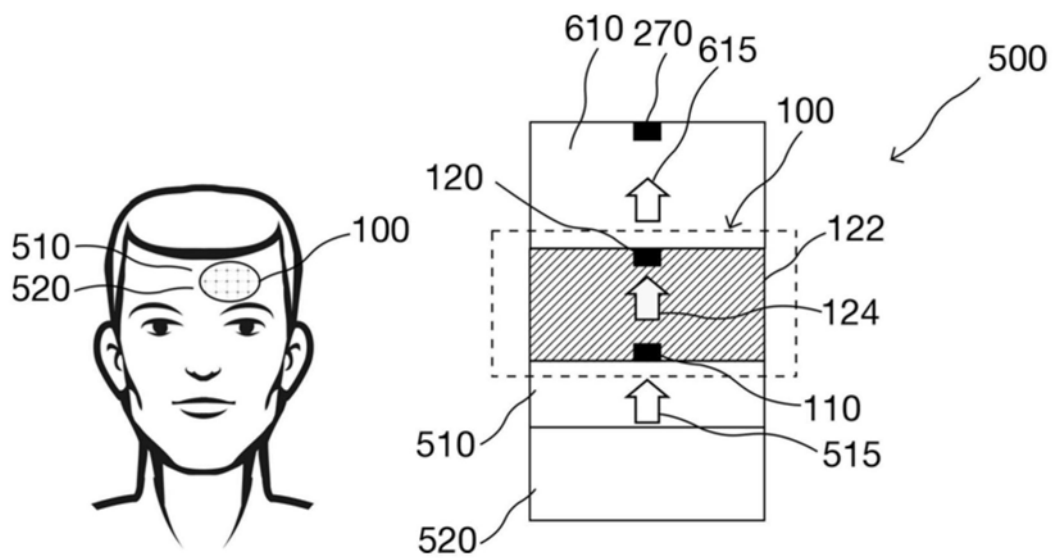


图17

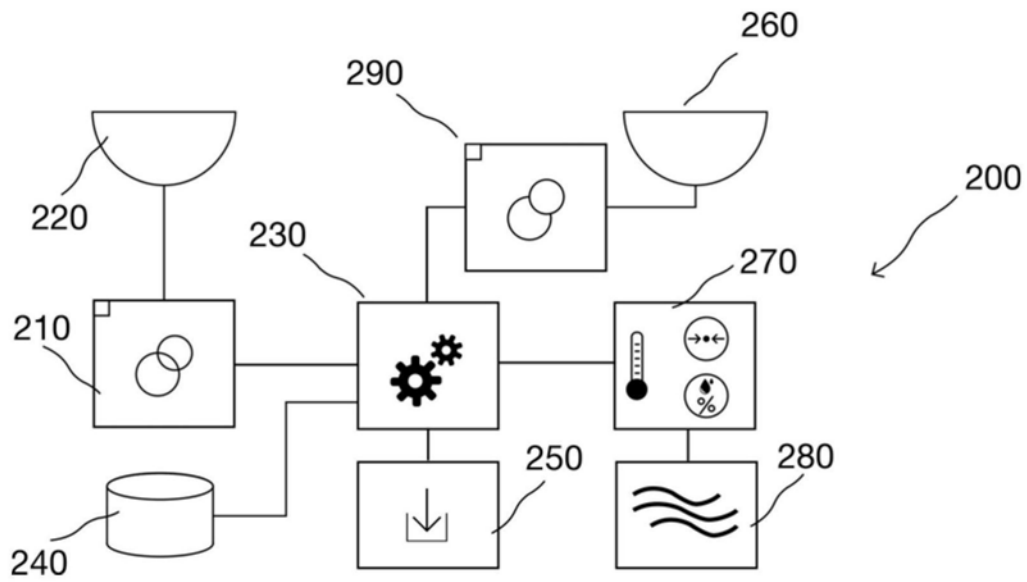


图18

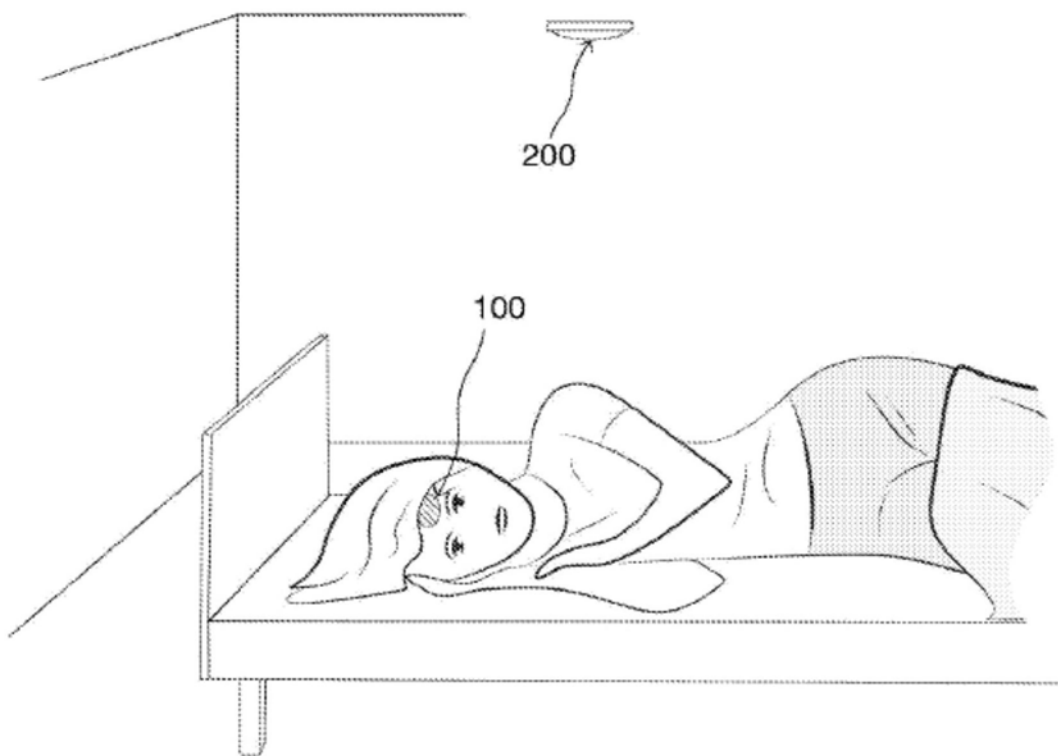


图19

专利名称(译)	用于连续且无线监测和分析生物体温度的传感器系统和方法		
公开(公告)号	CN110381816A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201880015971.X	申请日	2018-04-04
发明人	谢蒂尔·梅萨尔		
IPC分类号	A61B5/01 G01K5/24 G01K13/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/6833 A61B2560/0214 A61B2562/0271 G01K7/427 G01K13/002 A61B5/6832		
代理人(译)	王晖 刘明		
优先权	2017005425 2017-04-04 GB 20170555 2017-04-04 NO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于连续读出的系统和方法。本发明的目的通过以下实现：用于附接到生物体表面的接触表面、与接触表面热接触的传感器、可操作地连接到传感器的无线电芯片，其中无线电芯片将通过读取来自传感器的数据响应来自读取器的感应信号并传输所述数据，以及用于操作传感器的方法，其中使用包括第二传感器用于检测包括以下的组中的至少一种性质：温度、压力、流量、水平、接近度、位移、生物、图像、气体、化学、加速度、取向、湿度、水分、阻抗、电容、力、电、磁和质量，从而形成补偿数据，对来自传感器的数据补偿环境影响。

