



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110325107 A

(43)申请公布日 2019.10.11

(21)申请号 201880013720.8

(22)申请日 2018.01.17

(30)优先权数据

62/447,684 2017.01.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/013966 2018.01.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/136462 EN 2018.07.26

(71)申请人 MC10股份有限公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 米兰·拉杰 罗泽博·家法尔

布莱恩·麦克格兰

布兰登·苏斯基

(74)专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理

有限责任公司 11290

代理人 王新春 曹正建

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

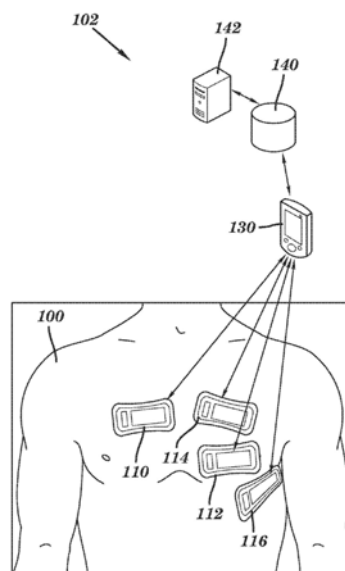
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

使用机械声学传感器套件的数字听诊器

(57)摘要

公开了一种用于感测由用户生成的声学数据的系统和方法。所述系统包括可穿戴传感器，所述可穿戴传感器包括与所述患者的皮肤接触的加速度计传感器以测量从身体功能产生的机械声学信号并且生成加速度计波形。控制器从所述加速度计传感器接收所述加速度计波形以确定所述身体功能的测量结果。所述可穿戴传感器包括直接接触所述皮肤并且隔离所述加速度计传感器以产生更精确的输出信号的特征。



1. 一种用于感测与用户的身体功能相关联的声音的传感器系统,所述系统包括:
可穿戴传感器,所述可穿戴传感器包括与所述用户的皮肤直接接触的平面机械声学导体,以测量从身体功能产生的机械声学振动信号并生成振动波形;和
控制器,所述控制器从所述可穿戴传感器接收所述机械声学振动波形以确定所述身体功能的测量结果。
2. 根据权利要求1所述的传感器系统,其中所述身体功能是心脏功能、呼吸功能或消化功能中的一种。
3. 根据权利要求2所述的传感器系统,进一步地包括与用户的皮肤接触的心跳传感器以测量心跳波形,其中所述控制器从所述心跳传感器接收所述心跳波形并且根据所述机械声学振动波形和所述心跳波形确定心跳测量结果。
4. 根据权利要求3所述的传感器系统,其中所述心跳传感器是ECG传感器、SCG传感器或PPG传感器中的一种。
5. 根据权利要求3所述的传感器系统,其中所述控制器可操作以基于所述机械声学振动波形检测心脏功能的异常。
6. 根据权利要求1所述的传感器系统,其中所述可穿戴传感器包括加速度计以测量所述机械声学振动信号。
7. 根据权利要求6所述的传感器系统,其中另一个加速度计传感器贴附在所述身体的另一个区域中以感测基于来自所述用户的所述另一个区域的声学信号的加速度计波形。
8. 根据权利要求1所述的传感器系统,进一步地包括与所述控制器通信的外部设备。
9. 根据权利要求1所述的传感器系统,进一步地包括用于存储所述机械声学振动波形的存储器。
10. 根据权利要求1所述的传感器系统,进一步地包括收发器以传输所述机械声学振动波形。
11. 根据权利要求10所述的传感器系统,进一步地包括与所述收发器通信的用户设备以接收所述机械声学振动波形,所述用户设备可操作以确定所监测的身体功能的异常。
12. 根据权利要求1所述的传感器系统,其中所述可穿戴传感器具有平面配置的多个岛,其中所述机械声学导体贴附到所述多个岛中的经由可拉伸的互联件与其他岛隔离开的岛上。
13. 根据权利要求11所述的传感器系统,其中所述多个岛封装在弹性体材料中。
14. 根据权利要求11所述的传感器系统,其中所述可穿戴传感器具有矩形平面形状,其中贴附到所述机械声学导体上的所述岛处在所述矩形平面形状的一个角中。
15. 根据权利要求14所述的传感器系统,其中所述传感器包括加速度计集成电路并且其中贴附到所述机械声学导体上的所述岛包括安装所述加速度计集成电路的第一表面和支撑所述平面机械声学导体的相对的第二表面。
16. 根据权利要求14所述的传感器系统,其中所述平面机械声学导体也用作ECG电极。
17. 一种用于检测来自用户的机械声学信号的可穿戴传感器,所述传感器包括:
矩形平面体,所述矩形平面体由封装材料构成;
第一岛,所述第一岛位于所述矩形平面体的中间;以及
第二岛,所述第二岛包括加速度计,所述第二岛与所述第一岛使用柔性互连件隔离开

以缓冲振动,其中所述第二岛位于所述矩形平面体的角附近。

18.根据权利要求17所述的传感器,其中所述第一岛包括电池。

19.根据权利要求17所述的传感器,其中所述第二岛具有顶表面和相对的底表面,其中所述底表面包括与皮肤直接接触的触头并且所述顶表面保持所述加速度计。

20.根据权利要求17所述的传感器,其中所述第一岛包括心率监测仪并且所述触头是与所述心率监测仪耦合的电极。

21.一种检测来自用户的声学信号的方法,所述方法包括:

贴附可穿戴传感器,所述可穿戴传感器包括与所述用户的皮肤直接接触的平面机械声学导体,以测量从身体功能产生的机械声学振动信号并生成振动波形;和

经由控制器从所述机械声学振动波形确定所述身体功能的测量结果。

22.根据权利要求21所述的方法,其中所述身体功能是心脏功能、呼吸功能或消化功能中的一种。

23.根据权利要求22所述的方法,进一步地包括贴附心跳传感器,所述心跳传感器与用户的皮肤接触以测量心跳波形,其中所述控制器从所述心跳传感器接收所述心跳波形并且根据所述机械声学振动波形和所述心跳波形确定心跳测量结果。

24.根据权利要求23所述的方法,其中所述心跳传感器是ECG传感器、SCG传感器或PPG传感器中的一种。

25.根据权利要求23所述的方法,其中所述控制器可操作以基于所述机械声学振动波形检测心脏功能的异常。

26.根据权利要求21所述的方法,其中所述可穿戴传感器包括加速度计以测量所述机械声学振动信号。

27.根据权利要求26所述的方法,进一步地包括将另一个加速度计传感器贴附在所述身体的另一个区域中以感测基于来自所述用户的所述另一个区域的声学信号的加速度计波形。

28.根据权利要求21所述的方法,进一步地包括经由所述控制器与外部设备进行通信。

29.根据权利要求21所述的方法,进一步地包括将所述机械声学振动波形存储在存储器中。

30.根据权利要求21所述的方法,进一步地包括传输所述机械声学振动波形。

31.根据权利要求30所述的方法,进一步地包括经由用户设备接收所述机械声学振动波形,所述用户设备可操作以确定所监测的身体功能的异常。

32.根据权利要求21所述的方法,其中所述可穿戴传感器具有平面配置的多个岛,其中所述机械声学导体贴附到所述多个岛中的经由可拉伸的互联件与其他岛隔离开的岛上。

33.根据权利要求31所述的方法,其中所述多个岛封装在弹性体材料中。

34.根据权利要求31所述的方法,其中所述可穿戴传感器具有矩形平面形状,其中贴附到所述机械声学导体上的所述岛处在所述矩形平面形状的一个角中。

35.根据权利要求34所述的方法,其中所述传感器包括加速度计集成电路并且其中贴附到所述机械声学导体上的所述岛包括安装所述加速度计集成电路的第一表面和支撑所述平面机械声学导体的相对的第二表面。

36.根据权利要求34所述的方法,其中所述平面机械声学导体也用作ECG电极。

使用机械声学传感器套件的数字听诊器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年1月18日提交的名称为“使用机械声学传感器套件的数字听诊器(Digital Stethoscope Using Mechano-Acoustic Sensor Suite)”的美国临时专利申请No.62/447,684的权益和优先权,其全部内容通过引用的方式并入本文。

技术领域

[0003] 本公开主要涉及机械声学传感器。更具体地,本公开的各个方面涉及使用可穿戴机械声学传感器来测量来自身体的声学信号。

背景技术

[0004] 集成电路(IC)是信息时代的基石,也是当今信息技术产业的基础。集成电路,也叫作“芯片”或者“微芯片”,是一套互联电子元件,如晶体管、电容和电阻器等,这些电子元件被蚀刻或者压印在如硅或者锗等半导体材料上。集成电路具有各种形式,作为一些非限制性的示例,包括微处理器、放大器、闪存、专用集成电路(ASIC)、静态随机存取存储器(SRAM)、数字信号处理器(DSP)、动态随机存取存储器(DRAM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)以及可编程逻辑。集成电路用在无数产品中,包括计算机(例如,个人电脑、笔记本电脑和平板电脑)、智能手机、平板电视、医疗器械、电信和网络设备、飞机、船舶和汽车。

[0005] 集成电路技术和微芯片制造业的进步已经引起芯片尺寸的稳步减小以及电路密度和电路性能的提高。半导体集成的规模已经发展到其中单个半导体芯片在比美国一便士还小的空间里可以容纳数千万到超过10亿器件的程度。此外,现代微芯片中每条导线的宽度可以制成小到几分之一纳米。半导体芯片的运行速度和整体性能(例如,时钟速度和信号网络切换速度)随着集成程度的提高而伴随地提高。为了跟上片上电路切换频率和电路密度的提高,目前半导体封装件提供比仅仅几年前的封装件更高的引脚数、更大的功耗、更多的保护和更高的速度。

[0006] 集成电路的进步已经引起其他领域内的相关进步。一个这样的领域是用于监测如温度、血压、心率等身体读数的传感器。集成电路的进步使得传感器变得更小和更高效,同时也变得更能够执行复杂的操作。总的来说,传感器和电路领域的其他进步已经使得可穿戴电路,也叫作“可穿戴设备”或者“可穿戴系统”出现。在医疗领域,作为示例,可穿戴设备通过使患者穿戴监测特定特征的传感器产生了获取、分析和诊断患者的医疗问题的新方法。与医疗领域相关,为了监测身体活动和健身状况,在运动和娱乐领域已经开发了其他可穿戴设备。例如,用户可以穿上如可穿戴跑步教练等可穿戴设备,来测量在活动(例如,跑步、走路等)过程中的行进距离,并且测量活动过程中用户的运动的运动学。

发明内容

[0007] 可以通过分析来自心脏、肺和肠的声音来监测某些身体功能。这些声学数据可以帮助诊断呼吸系统、循环系统或者消化系统等中的异常。医生所使用的一个众所周知的仪

器是医务人员用来听取由患者的呼吸系统、循环系统或者消化系统生成的声音的手动听诊器。然而,手动听诊器不是对全系列的声音都敏感并且需要对声音进行人工解释。进一步地,手动听诊器不能识别由人耳可能无法检测到的其他有用的声音信号。

[0008] 近年来,电声传感器使得传统听诊器的功能在提供放大的检测到的声音的电子听诊器中成为可能以便更容易检测心脏和肺的声音。然而,带有刚性包装的传统电子设备由于缺乏与皮肤的直接机械耦合而不能以足够的灵敏度测量机械振动。进一步地,由于这些仪器一般不可穿戴,所以它们不能提供对患者的连续监测。在可穿戴设备中已经使用声学感测的程度上,加速度计传感器已经用于感测机械声学信号。然而,这些设备的内部部件由于阻尼而可能阻碍精确测定来自患者的声学信号。在传感器配置中没有加速度计传感器的独特的设计和定位,以及通过如ECG信号等心跳验证的情况下,不能使用可能是真实的生理信号的有用的精细信号。

[0009] 因此,需要精确的声学系统来确定来自患者的声学数据。进一步地需要允许连续感测来自患者的声学信号的可穿戴传感器。也需要精确的可穿戴声学传感器,其中加速度计配置在传感器外壳上以使干扰最小化。

[0010] 一个公开的示例是用于感测与用户的身体功能相关联的声音的传感器系统。所述系统包括可穿戴传感器,所述可穿戴传感器包括与所述用户的皮肤直接接触的平面机械声学导体,以测量从身体功能产生的机械声学振动信号并生成振动波形。控制器从所述可穿戴传感器接收机械声学振动波形以确定所述身体功能的测量结果。

[0011] 另一个示例是用于检测来自用户的机械声学信号的可穿戴传感器。所述传感器包括矩形平面体,所述矩形平面体由封装材料构成。第一岛位于所述矩形平面体的中间。第二岛包括加速度计。所述第二岛与所述第一岛使用柔性互连件隔离开以缓冲振动。所述第二岛位于所述矩形平面体的角附近。

[0012] 另一个示例是检测来自用户的声学信号的方法。将包括平面机械声学导体的可穿戴传感器与用户的皮肤直接接触地贴附以测量从身体功能产生的机械声学振动信号并生成振动波形。经由控制器从所述机械声学振动波形确定所述身体功能的测量结果。

[0013] 以上发明内容不旨在代表本公开的每个实施方案或者每个方面。相反地,前面的发明内容仅提供本文所陈述的一些新颖方面和特征的示例。结合附图和所附权利要求,从用于实施本发明的代表性的实施方案和实施方式的下文的详细描述中很明显看出本公开的上述特征和优点,以及其他特征和优点。

附图说明

[0014] 从以下示例性实施方案的描述以及参照附图,可以更好地理解本公开,其中:

[0015] 图1示出了用作用于检测和表征来自用户的声学信号的数字听诊器的可穿戴传感器系统;

[0016] 图2是图1中可穿戴传感器设备之一的框图;

[0017] 图3A-图3D是示出了来自图1中的传感器设备的采样的ECG和加速度计信号的图;

[0018] 图4A是图1中的传感器之一的俯视图;

[0019] 图4B是图1中的传感器之一的立体图;

[0020] 图4C是由用户所穿戴的图1中的传感器之一的侧视图;以及

[0021] 图5是示出了测量和记录与用于监测用户的循环系统的图1中的系统中的传感器相关联的机械声学数据的过程的流程图。

[0022] 本公开易于产生各种修改和替代形式,并且一些代表性实施方案在附图中已经通过示例的方式示出并且将在本文中进行详细描述。然而,应当理解的是,本发明并不限于所公开的特定形式。相反,本公开将涵盖落入如由所附权利要求所限定的本发明的精神和范围内的所有的变形例、等同形式和替代形式。

具体实施方式

[0023] 本发明可以以许多不同的形式实施。在附图中示出了并且将在本文中详细描述代表性实施方案,应理解本公开将被视为本公开原理的示例或说明,并且不旨在将本公开的广泛方面限制于所示出的实施方案。就此而言,例如,在摘要、发明内容和具体实施方式中公开,但是在权利要求中没有明确地陈述的元件和限定,不应该通过暗示、推理或者其他方式单独或者整体并入权利要求中。对于本具体实施方式,除非明确声明否则:单数包括复数并且反之亦然;并且单词“包括”意思是“包括但不限于”。此外,例如,如“大约”、“几乎”、“基本上”、“近似地”等近似词语,在本文中可以在“在、几乎或者几乎在”、或者“在3-5%内”、或者“在可接受的制造公差范围内”、或者其任何逻辑组合的意义上使用。

[0024] 图1示出了可以被用户100用于监测如心跳或者血液循环声音等声学数据的监测系统102。系统102可以包括多个可穿戴传感器设备110、112、114和116。可穿戴传感器设备110、112、114和116中的每一个可以包括加速度计,该加速度计可以检测由身体器官(在这个示例中如为心脏和循环系统等)产生的传输到用户100的皮肤上的运动和振动。可穿戴传感器设备110、112、114和116也可以用作心跳传感器,例如,该心跳传感器可以获得心电图(ECG)信号、心震图(SCG)波形或者指示心跳的PPG信号。

[0025] 在这个示例中,传感器110、112、114和116贴附在身体各种位置的皮肤上以有效地获得与用户100的心脏功能相关的声学数据。因此,可穿戴传感器设备110优选位于图1中所示出的靠近心脏的主动脉瓣的胸部位置。可穿戴传感器设备112优选位于图1中所示出的接近心脏的三尖瓣的胸部位置。可穿戴传感器设备114优选位于图1中所示出的接近心脏的肺动脉瓣的胸部位置。可穿戴传感器设备116优选位于接近心脏的二尖瓣的胸部区域。然而,如下面将要说明的,如传感器设备110等传感器设备可以位于与所需声学信号源相关的任何区域,如靠近肺的区域以监测呼吸功能或者靠近肠的区域以监测消化功能。当然,根据所需声学数据,可以使用少于四个或多于四个可穿戴传感器设备(如设备110、112、114和116)。

[0026] 传感器设备110产生输出信号,该输出信号基于指示由来自主动脉瓣的心脏活动(例如,心室之间的血流)产生的机械声学运动和振动的加速度计信号的采样。可穿戴传感器设备110也可以产生基于采样ECG电极或者其他输入的其他输出信号(例如,ECG或者类似的信号)。类似地,在这个示例中,其他传感器设备112、114和116也产生基于根据由血流通它们相应的瓣膜产生的机械声学运动和振动的加速度计信号的采样的输出信号。当然,可以通过贴附另一个传感器或者将传感器设备110、112、114和116中的一个移动到用户100的另一个位置上来检测其他声学数据。例如,可以由系统102通过对根据由气流(例如,气道的膨胀和收缩以及由气流通过气道产生的声音和/或振动)产生的机械声学运动和振动的

加速度计信号进行采样来执行呼吸监测。

[0027] 可穿戴传感器设备110、112、114和116可以与如用户设备130等智能设备或者集线器(hub)通信。用户设备130可以是计算设备,如智能手机、平板电脑、笔记本电脑或者台式计算机、个人数字助理或者计算机网络(例如,云或者集群(cluster))。用户设备130可以用于对可穿戴传感器设备110、112、114和116进行控制、配置和/或编程。例如,用户设备130可以将可穿戴传感器设备配置成感测与如心脏监测等特定功能相关的某些音频信号。也可以由用户设备130针对特定功能为每个可穿戴传感器设备设定身份信息和位置信息。如本文所述,虽然可穿戴传感器设备110、112、114和116用于如呼吸和/或心脏监测等身体功能的无创声学感测,但是每个设备可以具有与用户100相关的其他测量和感测功能。

[0028] 可以将来自可穿戴传感器设备110、112、114和116的表示心脏活动的声学数据以及,可选择地,来自ECG传感器的表示心跳信号的数据周期性地(例如,以时间戳块)或者连续不断地(例如,流式传输)上传到云存储服务器140并且通过在一个或多个云应用服务器142上运行的应用程序直接从传感器设备或者经由用户设备130进行分析。数据可以实时或者使用后处理技术进行处理。用户可以通过访问云服务器142(如通过网站)来访问数据、分析应用程序或者应用程序的输出。

[0029] 如下面将要说明的,传感器110、112、114和116中的任何一个都可以用于感测和存储表示所感测到的声学数据和ECG或者其他心跳生成的数据的加速度计数据。如下面将要说明的,用户设备130可以包括处理所感测到的数据的软件以确定如异常心脏运行、呼吸异常、消化异常等状况的发生和表征。可选择地,在云应用服务器142上执行的一个或多个云应用程序可以处理从传感器110、112、114和116(例如,经由用户设备130)接收的数据以基于所感测到的声学数据确定检测到的异常的发生和表征。

[0030] 图2示出了根据本公开的各个方面的如图1中传感器设备110、112、114和116等可穿戴传感器设备200的示意性示例。可穿戴设备200可以提供适形感测能力,提供与表面(如皮肤或者身体的其他部分)的机械透明的紧密接触,以提供对来自用户100的生理信息的测量和/或分析。根据一些实施方案,可穿戴设备200感测、测量或者以其他方式量化可穿戴设备200所在的用户的至少一个身体部位的机械声学信号。除此之外或替代地,根据一些实施方案,可穿戴设备200感测、测量或者以其他方式量化可穿戴设备200的环境温度,例如,包括可穿戴设备200耦合到用户的身体上的位置处的皮肤温度和/或体温。除此之外或替代地,根据一些实施方案,可穿戴设备200感测、测量或者以其他方式量化身体(例如,人或者动物身体)和/或身体的表面的其他特征和/或参数,例如,包括温度、运动、与心脏活动相关联的电信号(例如,ECG)、与肌肉活动相关联的电信号(例如,肌电图(EMG))、与皮肤的变化相关联的电位和电阻抗的变化(例如,皮肤电反应)、大脑的电信号(例如,脑电图(EEG))、生物阻抗监测(例如,体重指数、压力特征和汗液量化)以及光学调制感测(例如,光电容积脉搏波(PPG)和脉搏波速度)等。

[0031] 本文所描述的可穿戴设备200可以形成为贴片。该贴片可以是柔性的和可拉伸的,并且可以包括设置在柔性的和/或可拉伸的基板中或之上的可拉伸的和/或适形电子器件和/或适形电极。可选择地,可穿戴设备200可以是刚性的,但是却可贴附到用户上。根据本发明的一些实施方案,可穿戴设备200可以包括可拉伸的和/或适形的部分以及刚性的部分。因此,可穿戴设备200可以是可穿戴在用户身上(如耦合到用户的皮肤上)的任何设备,

以提供对用户的生理信息的测量和/或分析。例如,可穿戴设备可以通过粘合剂(例如,压敏粘合剂)粘附于身体上,通过胶带或者带子固定在身体上,或者通过衣服固定在身体上。传感设备越适形,就越有可能在皮肤上适当的位置保持住并且产生更可靠和精确的传感器数据。

[0032] 总的来说,图2的可穿戴设备200可以包括连接到一个或多个相关联的存储器存储模块203的至少一个处理器201。可穿戴设备200可以进一步地包括连接到处理器201的一个或多个传感器,如加速度计205和/或温度传感器213和/或光学传感器217。任选地,可穿戴设备200可以包括连接到处理器201的如收发器207等一个或多个无线收发器,用于与如传感器设备110和112等其他传感器设备或者如图1中的用户设备130等其他计算设备通信。可穿戴设备200也可以包括连接到可穿戴设备200的部件的电源209以为处理器201、存储器203和可穿戴设备200的每个其他部件供电。根据一些实施方案,可穿戴设备200可以配置成从无线连接或者电磁场(例如,感应线圈、NFC读取器设备、微波和光)中汲取电力。例如,可穿戴设备可以包括感应线圈和无线充电电路,其当暴露于电场或磁场时产生电力以使电池充电并且向可穿戴设备提供电力。

[0033] 处理器201可以用作配置成基于计算机程序代码(例如,一个或多个软件模块)控制可穿戴设备200及其部件的控制器。因此,处理器201可以控制可穿戴设备200以接收和存储来自传感器205、213、217中的一个或多个传感器的传感器数据。可以对传感器数据进行校准并且将其用于确定指示温度、运动和/或其他生理数据(例如,ECG、EMG、EEG信号和数据)的测量结果,和/或根据本文所描述的原理分析指示温度、运动和/或其他生理数据的这些数据。

[0034] 存储器存储模块203可以配置成保存生成的传感器数据(例如,感测血流中的脉冲时的时间、加速度计205的信息、温度传感器213的信息或者如ECG、EMG、EEG信号和数据等其他生理信息),或者表示加速度和/或温度的信息,和/或从传感器数据中导出的其他生理信息。进一步地,根据一些实施方案,存储器存储模块203可以配置成存储控制处理器201的计算机程序代码。在一些实施例,存储器存储模块203可以包括易失性和/或非易失性存储器。例如,存储器存储模块203可以包括动态存储器、闪存、静态存储器、固态存储器、可移动存储卡或者其任意组合。在某些示例中,一个或多个存储器存储模块203可以从可穿戴设备200中移除。在一些实施方式中,一个或多个存储器存储模块203可以是可穿戴设备200的本地存储器,而在其他示例中,一个或多个存储器存储模块203可以是可穿戴设备200的远程存储器。例如,一个或多个存储器存储模块203可以包括通过有线或者无线连接(如通过包括,例如,WiFi、Zigbee、蓝牙®、医疗遥测和近场通信(NFC)的射频通信协议,和/或光学地使用,例如,红外或者非红外LED等)连接到可穿戴设备200的如图1中的用户设备130等智能手机的内部存储器。在这样的示例中,可穿戴设备200可以任选地经由用户设备130上执行的应用程序(例如,程序)与用户设备130进行通信(例如,无线地)。

[0035] 在一些实施方案中,可以将包括温度信息、加速度信息和/或其他生理信息(例如,ECG、EMG、EEG等)的所生成的数据存储在一个或多个存储器存储模块203中以用于在稍后时间进行处理。因此,在一些实施方案中,可穿戴设备200可以包括多于一个存储器存储模块203,如一个易失性和一个非易失性存储器存储模块203。在其他示例中,存储器存储模块203可以存储指示运动的信息(例如,加速度信息)、温度信息、生理数据或者根据本文所描

述的原理对指示运动、温度和生理数据的这些信息的分析结果,如存储历史加速度信息、历史的温度信息、历史的提取特征和/或历史的位置等。存储器存储模块203也可以存储关于当从传感器接收信息时的时间和/或日期信息。例如,每个数据元素或者数据元素块都可以与创建它的日期和/或时间相关联。

[0036] 虽然描述为根据计算机程序代码以软件和固件的形式来配置处理器201,但是可穿戴设备200的功能可以基于硬件、软件或者固件或者其组合来实现。例如,存储器存储模块203可以包括可以由处理器201检索和执行的软件或者固件形式的计算机程序代码。处理器201执行实现下面所讨论的关于确定可穿戴设备200的上身状态、可穿戴设备200在用户上的位置和可穿戴设备200的配置功能(例如,基于上身状态和所感测的位置)等功能的计算机程序代码。可选择地,可穿戴设备200的一个或多个其他部件可以硬连线以执行一些或者所有功能。

[0037] 电源209可以是用于电子设备的任何类型的可充电的(或者单次使用的)电源,例如但不限于,一个或多个电化学电池或者蓄电池、一个或多个光伏电池或者其组合。在光伏电池的情况下,电池可以给一个或多个电化学电池和/或蓄电池充电。根据一些实施方案,电源209可以是小电池或者电容器,其在耗尽能量之前存储足够的能量以使设备通电并且执行预定的程序序列,例如,基于NFC的传感设备。

[0038] 如上面所讨论的,可穿戴设备200可以包括一个或多个传感器,如加速度计205、温度传感器213、电触头215(例如,电触头或者电极)和/或光学传感器217。根据一些实施方案,如加速度计205、光学传感器217和/或电触头215等一个或多个传感器可以是与可穿戴设备200分开的部件。即,可穿戴设备200可以(通过有线或者无线方式)连接到每个传感器(例如,加速度计205、温度传感器213、电触头215和光学传感器217)。这使得可穿戴设备200能够感测远离可穿戴设备200的一个或多个位置处的状况。根据一些实施方案,可穿戴设备200除了一个或多个远程传感器之外还可以包括一个或多个集成传感器。

[0039] 加速度计205测量和/或生成指示可穿戴设备200的运动和/或加速度的加速度信息,包括指示穿戴可穿戴设备200的用户和/或穿戴可穿戴设备200的用户的身体部分的信息。根据一个实施方案,可穿戴设备200内的加速度计205可以包括基于由可穿戴设备200所经历的加速度生成关于加速度计的x轴、y轴和z轴的加速度信息的3轴加速度计。可选择地,可穿戴设备200可以包括三个独立的加速度计(为了说明方便而未示出),其中每一个加速度计生成关于如可穿戴设备200的x轴、y轴或者z轴等单个轴的加速度信息。可选择地,可穿戴设备200可以包括使用一个或多个加速度计、陀螺仪和磁力计的组合测量角速度、取向和加速度的惯性测量单元(IMU)。因此,虽然本文通常称为加速度计205,但是加速度计205可以是提供加速度信息的任何运动传感元件或者元件的组合。在这个示例中,加速度计可以专门用来检测机械声学振动。当然可以使用如微机电系统(MEM)麦克风等其他声学传感器。MEM麦克风将由身体内部的机械振动生成的从皮肤传播的压力波转换成处理器201可以将其转移到存储器存储模块203或者收发器207的电信号。

[0040] 在这个示例中,加速度计205是由Invensense制造的MPU-6500。根据一些实施方案,加速度计205包括 ± 2 倍重力(G)的检测范围。然而,该范围可以变化,如为 ± 16 G或者 ± 2 G。进一步地,加速度计205可以具有100赫兹(Hz)的采样率,使得加速度计205每秒生成300个加速度信息点,或者每个轴内100个点。然而,采样率可以变化,如为20Hz到500Hz。

[0041] 根据一些实施方案,如加速度计205等可穿戴设备200的一个或多个传感器,可以包括内置的温度传感器,如加速度计205内的温度传感器211。例如,加速度计205内的温度传感器211可以用于在较宽的温度范围内校准加速度计205并且可以用于测量加速度计205耦合到身体上的区域的温度。也可以使用包括在其他设备部件中的其他温度传感器。除了加速度计205和温度传感器211,可穿戴设备200的其他子部件或者元件可以包括可穿戴设备200内的设计成测量运动或者取向的一个或多个微机电系统 (MEMS) 部件 (例如,角速率陀螺仪等)。

[0042] 根据本发明的一些实施方案,如图2中示出的可穿戴传感器设备200的加速度计205等加速度计 (或者声学传感器) 可以用于检测和测量被称为心震图 (SCG) 的生物信号。可以通过可穿戴传感器设备200的加速度计205检测和记录SCG信号,例如,由于可穿戴传感器设备200与皮肤 (或者其他器官) 的紧密的机械声学耦合,使设备能够感测从身体的内部器官传播到皮肤的表面的机械声学波形。通过传感器设备200的机载加速度计205将这些波形转换成该设备可以测量、记录和存储和/或传输到如图1中的用户设备130等其他设备的电信号。根据一些实施方案,相对于贴附在身体中相对远离患者的心脏或者胸部的点上的传感器的ECG的测量,SCG波形可能更可靠。

[0043] 替代地或者除此之外,可穿戴设备200可以包括如温度传感器213等离散温度传感器,其可以定位在与可穿戴设备200不同的位置。可穿戴设备200可以根据各种方法和处理使用由温度传感器211和/或温度传感器213检测到的温度信息。为了方便起见,下面参考温度传感器211。然而,这种参考不限于仅适用于温度传感器211,而且适用于可穿戴设备200内或者连接到可穿戴设备200的任何一个或多个温度传感器。

[0044] 电触头215可以由导电材料 (例如,铜、银、金、铝、水凝胶、导电聚合物等) 形成,并且在可穿戴设备200和用户100的皮肤之间提供用于从皮肤接收电信号 (例如,ECG、EMG等) 的接口。电触头215可以包括一个或多个电触头215,如两个电触头215,其将用户100的皮肤电连接到放大器电路,该放大器电路可以是模拟前端电路216的一部分,以放大和调节电信号 (例如,ECG、EMG等)。对于两个电触头215,一个触头可以电配置成正触头,而另一个触头可以电配置成负触头。然而,在某些方面,可以有两个以上的电触头,如四个电触头215 (例如,两个正电触头和两个负电触头)、六个电触头215等。电触头215也可以用于将声学信号有效地传输到加速度计205的声学接触表面。

[0045] 光学传感器217当放置在皮肤的表面上时可以测量光电容积脉搏波 (PPG) 信号,允许监测包括但不限于心率、呼吸和血氧测量的各种生物测定。光学传感器217可以包括一个或多个可以发射红光、绿光、红外光或者其组合的光发射器以及一个或多个光学变换器 (transducer) (例如,光电二极管、CCD传感器)。使用一个或多个光学变换器,光学传感器217可以感测反射光的波长。在这个示例中,光学传感器217照亮皮肤,而反射光基于如动脉或者毛细血管床等血管中的氧浓度改变强度。因此,脉冲可以被检测为由于血管中氧浓度的变化而引起的反射光量的变化,从而由光学传感器217检测反射光。该系统可以包含在一维或者二维网格中的光学传感器阵列。在这种配置中,光学传感器可以测量沿着脉管系统的多个位置处的反射光 (脉冲氧合和脉冲波形),使得能够测量给定距离 (例如,各个光学传感器之间的间隔距离) 上的飞行时间和脉冲波速度。

[0046] 除上述部件之外,在不脱离本公开的精神和范围的情况下,可穿戴设备200还可以

包括一个或多个附加的部件。这些部件可以包括显示器(例如,一个或多个发光二极管(LED)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管(OLED))、扬声器、麦克风、振动电机、气压计、光传感器、光电传感器或者用于感测、测量或者以其他方式量化身体的参数和/或特征的任何其他传感器。在本发明的其他实施方案中,可穿戴设备200可以包括用于执行一个或多个附加的传感器模态(例如但不限于,水合程度测量、电导测量和/或压力测量)的部件。例如,可穿戴设备200可以配置成执行除加速度计205和温度传感器211之外的这些不同类型的传感器测量的任意组合或者除加速度计205和温度传感器211之外还包括执行这些不同类型的传感器测量的任意组合的一个或多个部件。

[0047] 返回参照温度传感器211,根据一些实施方案,温度传感器211的主要目的是用于校准加速度计205。因此,温度传感器211不依赖于与物体直接接触来检测温度。通过示例的方式,温度传感器211当耦合到用户上时不需要与用户的皮肤直接接触来确定皮肤温度。例如,皮肤温度影响在温度传感器211和皮肤之间没有直接接触的可穿戴设备200产生的温度信息。因此,温度传感器211可以完全封装并且,因此,可以具有防水性以获得更好的耐用性。封装材料的导热系数可以选择成控制温度传感器211在没有直接接触的情况下检测温度的能力。

[0048] 可穿戴设备200可以由可以封装在使设备能够拉伸和弯曲的弹性体(例如,硅树脂、聚氨酯、PDMS)中的柔性的和/或可拉伸的印刷电路(例如,柔性印刷电路板)构成。根据本发明的一些实施方案,可穿戴设备200可以构造成具有与用户或者受试者的皮肤类似的弹性模量(例如,杨氏模量)。这种构造使得可穿戴设备200能够使用压敏粘合剂紧密地粘附到皮肤上,使得可穿戴设备中的传感器能够检测可穿戴设备200所贴附的身体区域中的皮肤以及皮肤下面的肌肉和器官的最轻微的运动。这种紧密耦合可以使用一薄层(例如,小于150um)的压敏粘合剂和一薄层(例如,小于150um)的封装材料(例如,硅树脂)来实现。该粘合剂和封装材料可以选择成如实地向传感器传输来自粘合剂和封装材料贴附在其上的皮肤的任何振动或运动。

[0049] 可穿戴设备200的形状因子允许将传感器设备定位和重新定位在用户100身体上的不同位置上以从加速度计205获得最高质量的机械声学数据。在这个示例中,放置在图1中用户100的胸部上的传感器设备110、112、114和116可以分别配置为心电图(ECG)模式以便从用户的心脏接收ECG信号。ECG信号可以由各个可穿戴传感器处理以检测ECG信号的R波部分并且从R波(例如,R波的峰值)之间测量或者计算的时间段确定脉冲率。传感器设备110、112、114和116可以是去除(或者禁用)了电触头的可穿戴传感器设备200,该可穿戴传感器设备(例如,通过粘合剂)与皮肤耦合并且在不对动脉壁施加压力的情况下与身体适形,向动脉壁施加压力将会改变自然运动或者流动(并且阻碍所测量的运动和振动信号的精度)。这种紧密耦合也减少运动伪影,同时实现高分辨率和精确的感测。

[0050] 根据本发明的一些实施方案,图1中示出的系统可以用于检测和记录心跳、呼吸或者消化声学数据。通过设计加速度计和封装(为小于1mm和低模量)以允许与皮肤密切耦合,可以获得来自胸部的非常精细的信号,包括咳嗽、喘息以及瓣膜打开和关闭的检测。也可以检测到由于不恰当的瓣膜关闭和打开引起的心脏杂音的检测。贴片可以定位在用户100的多个位置上,在这些位置上存在由于压力波、声压和机械声学引起的振动。

[0051] 图3A-图3D是来自图1中可穿戴传感器110、112、114和116的信号输出图。图3A包括

从心脏的主动脉瓣附近的可穿戴传感器110获取的ECG波形310和加速度计数据输出信号312。图3B包括从心脏的三尖瓣附近的可穿戴传感器112获取的ECG波形320和加速度计数据输出信号322。图3C包括从心脏的肺动脉瓣附近的可穿戴传感器114获取的ECG波形330和加速度计数据输出信号332。图3D包括从心脏二尖瓣附近的可穿戴传感器116获取的ECG波形340和加速度计数据输出信号342。这些输出示出了系统102如何将机械振动与由心脏活动或者肌肉活动驱动的更快的电子标记相关联。这些电信号有助于验证机械声学信号是否是生理信号或者是否由于运动伪影引起。每个位置可以与其他位置一起使用,以形成心动周期的连贯的整体图像。也就是说,知道来自这四个位置中的每一个位置的ECG和机械声学信号以及它们的相对时间可以通知终端用户(例如医生、心脏病学家、患者等)心脏瓣膜是否正常运行以及是否在时间公差内。如果不是这样,心脏的泵送效率会降低并且阻止最佳的血流通过脉管系统。例如,当这四个瓣膜中的任何一个发生狭窄,或者瓣膜变窄时,就会发生这种效率的降低。这可能导致瓣膜无法正常关闭、促进心脏内血液回流、降低泵送力。机械声学记录允许人们验证波形的正确形态;任何相对于理想的偏差都表明瓣膜有问题。

[0052] 图4A是可穿戴传感器设备110的内部部件的俯视图,而图4B是图1中可穿戴传感器设备110的内部部件的底部立体图。可穿戴传感器设备110包括多个岛410、412、414、416和418以及电池420。所述岛410、412、414、416和418以及电池420通过柔性导电互联件422连接在一起并且通常位于同一水平面上。在这个示例中,柔性导电互联件422呈蛇形形状,但是可以使用其他形状。以这种方式,可穿戴传感器设备110由于柔性导电互联件422而可以与用户的皮肤适形的接触并随着用户的皮肤的运动弯曲。

[0053] 在这个示例中,传感器设备110和包括岛410、412、414、416和418以及电池420的平面的整体形状是矩形形状。电池420相对于矩形形状居中,而岛410和412相对于电池420布置在传感器设备110的一个侧翼上。岛412进一步地隔离在传感器设备110的一个角处。类似地,岛416和418布置在传感器设备110的相对于包括岛410和412的侧翼相对侧翼上。如下面将要说明的,侧翼上的岛410、412、416和418的位置允许与来自传感器的其他部件的阻尼效应更好地隔离。

[0054] 如图4A中示出的,岛410、412、414、416和418可以用于支撑它们各自顶面上的不同的部件(例如,集成电路)。在这个示例中,闪存存储器芯片430安装在岛414上。心率传感器前端集成电路432安装在岛410上。微控制器434安装在岛410上。可以用于图2中示出的加速度计205的运动传感器6轴内部测量(IMU)集成电路436安装在岛412上。电源管理集成电路438安装在岛414上。一系列的支撑部件440安装在岛416上。在这个示例中,存储器芯片430可以是64MB存储器芯片,其为图2中存储器存储模块203的一部分。电池420具有安装了光学传感器集成电路444的平面442。如下面将要说明的,位于传感器设备110的侧翼上的岛412上的加速度计部件436的布置通过软的和柔性互联件422与其他部件分离开,该互联件422将加速度计与由传感器设备110的其他岛和部件产生或者接收的声音和振动隔离开。

[0055] 如图4B中示出的,岛418和412的底部可以包括当用户穿戴可穿戴传感器110时与皮肤接触的各自的电极450和452。电极450和452可以(例如,直接或者通过放大器)电连接到心率传感器集成电路432。当然,电极450和452可以作为其他岛的一部分或者位于岛上图4B中示出的那些位置之外的其他位置内。电极450和452构成图2中的电触头215。在这个示

例中,电池420和电源管理集成电路438构成图2中的电源209。

[0056] 在这个示例中,微控制器434是由Nordic Semiconductor制造的芯片上的板载nRF52832系统,其执行图2中的处理器201和收发器207的功能。在这个示例中,微控制器434是芯片上的超低功率多协议系统,适用于蓝牙®低能耗通信、ANT和2.4GHz超低功耗无线应用。芯片上的系统包括支持DSP指令的CPU、浮点单元(FPU)、单周期乘法和累加和用于计算复杂运算的节能过程的硬件划分。微控制器434包括支持蓝牙低能耗、ANT和专有2.4GHz协议栈的嵌入式收发器。微控制器也包括多协议无线电,该多协议无线电包括用于在数据包发送和检索期间进行直接存储器访问的DMA。

[0057] 在这个示例中,心率传感器前端集成电路432是由Texas Instruments Texas Instruments制造的ADS1191芯片,并且可以是图2中处理器201的集成部分。在这个示例中,前端集成电路432是多通道、同步采样、16位的 $\Delta-\Sigma$ 模拟数字转换器(ADC),其具有内置可编程增益放大器(PGA)、内部参照和机载振荡器。前端集成电路432每个通道都具有柔性输入多路复用器,其可以独立地连接到用于测试的内部生成的信号、温度和持续断线检测(lead-off detection)。如图4B中示出的,心率传感器前端集成电路432经由设备的面向皮肤侧的电极450和452与受试者的皮肤进行电接触。

[0058] 光学传感器集成电路440是由Maxim Integrated制造的MAX30101芯片,并且用作图2中的光学传感器217。在这个示例中,光学传感器集成电路440包括内部LED、光电探测器、光学元件和具有环境光抑制的低噪声电子器件。传感器包括基于反射LED的心率监测仪和脉搏血氧计传感器。

[0059] 图4C是示出了岛412和与用户的皮肤460接触的电极450的可穿戴传感器110的侧视图。岛412和其他内部部件封装在柔性的允许可穿戴传感器设备110与皮肤460的变形适形的封装材料470中。在这个示例中,封装材料470是弹性体(例如,硅树脂、聚氨酯、PDMS),但是可以使用任何足够保护性和柔性的材料。如图4C示出的,封装材料470没有形成在电极450上方以允许与皮肤直接接触,从而为将机械声学信号传输到机械声学传感器(例如,加速度计或者IMU)提供最高导电路径。由于由电极450提供的与皮肤的直接接触,这种配置提供了从皮肤到作为加速度计的一部分的集成电路436的高效的、低失真的机械声学路径。

[0060] 图1中的系统102用作使用加速度计的数字听诊器,与用户的皮肤紧密机械耦合。因此,图4A-图4C中示出的示例可穿戴传感器设备110(以及其他可穿戴传感器设备112、114和116)具有允许这种高水平耦合的显著特征。

[0061] 加速度计集成电路436放置在被隔离的岛(如角岛412)上。这种放置受益于蛇形互联件422的额外的水平柱,它像弹簧一样,将角岛412的质量与设备110的其余部分分离。可选择地,加速度计传感器岛周围的柔性互连件422可以做得足够软以进一步地将加速度计传感器与传感器设备110的其余部分分离,从而使加速度计传感器隔离并且使得能够使用高灵敏度的传感器来检测较低水平的振动。例如,这些互联件可以由相对于其他柔性互连件较薄的金属迹线材料制成和/或使用较软的金属材料制成。迹线材料和物理尺寸是使刚度最小化和使可靠性最大化的有用因素。某些材料,例如轧制退火铜,具有顺从于弯曲和拉伸的机械性能。这是由于分子结构像木纹一样排列,允许容易弯曲和挠曲,同时保持沿着纹理方向较高的机械可靠性。此外,互联件可以具有分别为12 μm 和75 μm 的总迹线厚度和宽度。当这些尺寸用在蛇形结构上时,它们使刚度最小化并且允许岛机械地分离。作为比较点,如

果厚度加倍至 $24\mu\text{m}$,则弯曲刚度将增加8倍以及拉伸刚度将增加2倍。这种情况发生是由于迹线的弯曲和拉伸区域惯性力矩与前者的方程式 $bh^3/12$ 和后者的方程式 $hb^3/12$ 相关,其中 b 和 h 分别是迹线宽度和厚度。这些惯性力矩与刚度成正比。通过高区域惯性力矩,迹线将具有很高的刚度。较薄的迹线尺寸有助于确保较小的刚度和较软的蛇形结构。可以将附加的水平柱和较软的蛇形结构这两个特征结合起来。这确保了由处在皮肤表面的加速度计集成电路436采集的任何振动来自身体的内部器官而不是来自其他岛410和414的机械运动(即,运动伪影)。在这个示例中,电极450与皮肤460直接接触,因此直接将从皮肤表面接收的机械声学信号传输到加速度计集成电路436。

[0062] 具有位于中心位置的电池且具有隔离在侧翼上的声学传感器的可穿戴设备110的设计阻止了设备在皮肤上的抬起。由于电池420是设备中最大的部件,所以如果电池420位于设备的边缘,可能使得设备剥落。电池420由于位于设备的中间而对整体设备抬起具有较小的影响,减轻了设备相对于皮肤的任何意外的机械运动,这可能将运动或者声学伪影传输到加速度计集成电路436。因此,岛412位于矩形平面的相对于电池420的中间位置的一个角中将岛412与其他岛410、414、416和418的机械声学信号隔离开。

[0063] 通过机载心率传感器集成电路432,可穿戴传感器设备110通过将来自加速度计集成电路436的机械声学信号与来自心率传感器集成电路432的其相应的电信号相关联可以减少系统102的听诊器记录功能中的误报。由于生物电信号在伴随的机械电信号之前出现,所以如果在经由加速度计集成电路436成功地识别出心跳之前存在有效的ECG信号,那么可以经由加速度计集成电路436成功地识别出心跳。这可以通过使用算法来实现,该算法可以适当地检测ECG的R波分量,向用户表明存在ECG脉冲。ECG脉冲验证是否已经发生了有效的心动周期。鉴于在正常的受试者中的这种情况,由于在没有心脏机械活动的情况下不可能发生有效的心电周期,所以必然产生伴随的机械声学信号。一旦做出该判定,那么与图3A-图3D中示出的信号形态中的一种相匹配的任何机械声学波形都可以归类为有效。波形形态可以通过在时域或频域中的相关滤波器进行匹配。通过组合两个以上传感器的信号,系统102的数字听诊器功能可以降低对噪声和运动伪影的灵敏度,提高整体信号质量(例如,感兴趣的机械声学信号的信噪比)。

[0064] 薄封装层470促进加速度计集成电路436和用户的皮肤之间的紧密机械耦合。这最终允许机械声学能量(由生理过程引起的)有效地转换到加速度计集成电路436。

[0065] 图5是在图1中示出的系统102中收集机械声学数据并且确定异常的心脏功能的过程的流程图。在用户设备130和传感器设备110、112、114和116之间执行信号交换(500)。信号交换(handshaking)涉及向用户设备130发送传感器设备110、112、114和116的身份信息和各自的MAC地址。用户设备130设定初始配置数据,如传感器设备110、112、114和116在身体上的位置、采样率以及可应用的存储参数等(502)。

[0066] 传感器设备110、112、114和116连续不断地(或者周期性地)向用户设备130发送输出的加速度计信号,其可以包括与特定的时间戳相关联的一个或多个样本(例如,2、3、4、5、10、20或者更多个样本)(504)。如上面所解释的,传感器设备110、112、114和116中的每一个从反映循环系统中的血液循环的心脏的不同瓣膜中收集声学数据。在这个示例中,传感器设备110、112、114和116可以连续不断地(或者周期性地)向用户设备130发送从图2中的电触头215接收到的ECG信号的输出以确认与来自心跳的血液循环相关的数据(506)。ECG信号

的输出可以包括与特定的时间戳相关联的一个或多个样本(例如,2、3、4、5、10、20或者更多个样本)。对于与心跳数据相关的应用,ECG信号是任选的。对于其他机械声学测量,可以取消ECG信号收集步骤或者可以感测其他类型的数据以辅助确认机械声学测量结果。例如,系统可以使用光学传感器217来确定机械声学事件是否有效。这可以通过将适当的光学传感器波形(PPG)事件与相应的机械声学事件进行时间对准来实现。使用这种传感器,PPG波形在与上面所描述的过程类似的过程中可以与机械声学波形相关。

[0067] 用户设备130接收来自传感器设备110、112、114和116中的每一个的加速度计输出波形信号和ECG输出波形信号(508)。用户设备130基于所接收到的数据的分析确定是否存在如不规则的心跳等异常事件(510)。由于每个传感器110、112、114和116监测心脏的不同部分,所以可以隔离异常事件的来源。如果没有异常事件,那么用户设备130返回到接收输出信号(508)。如果检测到中断,那么用户设备130将来自波形信号的数据存储在存储器中(512)。如上面所解释的,所存储的数据可以用作基于机械声学输入信号改变其程序的LVAD可植入设备或者泵的输入的一部分。

[0068] 可选择地,时间戳数据和各自的信号可以传输到云服务器142并且一些或者所有上面的操作可以由云服务器142来执行。可选择地,传感器设备110或者传感器设备112可以存储波形数据并且周期性地向用户设备130传输所存储的数据以用于在延迟的时间分析睡眠中断或者异常模式。

[0069] 因此,如可穿戴传感器设备110等单个设备构成表皮设备,其可以捕获胸部的ECG和机械声学振动,使得允许适当表征通过人体软组织传播的电波和机械波,以进行基于心脏的监测。如上面所解释的,可穿戴传感器具有与皮肤表面非常紧密地耦合的加速度计。当然,使用多个传感器将允许进一步地隔离由相应的传感器监测的不同部分上的事件。如图4A-图4C中示出的,加速度计用非常软的薄层硅树脂封装,这允许机械振动和沿着胸腔传播的波与加速度计传感器直接耦合。这种直接耦合使得可穿戴传感器设备110中的表皮加速度计变成可穿戴电子听诊器。有些设计变体更进一步地使加速度计与皮肤的耦合最优化以更进一步地提高信号质量。例如,加速度计可以安装在可穿戴传感器设备的下表面(面向皮肤的表面)。这种设计变体又相应地将加速度计直接与皮肤的表面耦合(没有柔性板屏障)。

[0070] 如上面所解释的,系统102的数字听诊器功能可以具有与心脏、呼吸和消化监测相关很多用途。例如,可以从如贴附在用户的心脏附近的传感器110、112、114和116等可穿戴传感器检测心脏杂音。通过血液快速流过瓣膜产生独特的声学信号来检测心脏杂音。另一个示例是经由就像低频振动一样的第三心音(S3或者室性奔马律)的出现检测到的心室缺损的检测。

[0071] 如上面所解释的,一些或者所有的可穿戴传感器110、112、114和116可以用于呼吸监测。在这种监测中,传感器将贴附在用户100的颈部的下部,即锁骨和下颈部交汇处。此外,胸部上的任何位置都将足够用于检测呼吸。用户设备130将配置成检测与呼吸相关的数据。这些数据可以包括从气管支气管树中检测到的支气管呼吸音或者从肺组织上听到的肺泡呼吸音。

[0072] 异常呼吸音包括喘息、喘鸣、鼾音和罗音。进一步地,没有呼吸音可能表明肺周围的空气或者液体、胸壁周围的厚度或者减慢或过度膨胀到肺部的气流。当人呼气时喘息听起来就像高音调的声音,并且有时当他们吸气时也可能表明是哮喘。喘鸣听起来就像高音

调的音乐呼吸,类似于喘息,最常见于患者吸气时。喘鸣是由喉咙后面的堵塞引起的。鼾音听起来就像打鼾并且是空气沿着“粗糙”路径通过肺部的结果或者是因为气流被堵塞。罗音听起来就像肺部爆裂起泡或嘎嘎作响并且可能表明呼吸道疾病。

[0073] 系统102也可以用于监测消化功能。在这种监测中,传感器将贴附在用户100的胃和肠所在的下躯干区域。用户设备130将被配置成检测与消化相关的数据。可以将肠鸣音与正常功能的肠鸣音进行比较以确定异常的存在。没有任何肠鸣音可能表明有些东西被堵塞在患者的胃部或者便秘。在一段时间内监测消化系统的过程中,如果患者有活动过度的肠鸣音,随后没有肠鸣音,可能检测到肠组织的破裂或者坏死。非常高音调的肠鸣音,可能表明患者的肠中存在梗阻。缓慢的肠鸣音可能是由处方药、脊椎麻醉、感染、创伤、腹部手术或者肠道过度扩张引起的。快速的或者活动过度的肠鸣音可能是由克罗恩病 (Crohn's disease)、胃肠道出血、食物过敏、腹泻、感染和溃疡性结肠炎引起的。

[0074] 可以通过获取机械声学数据来监测患者身体其他部分的血流。例如,通过检测表明动脉变窄的嘶嘶声可以检测肾动脉、髂动脉和股动脉中的杂音。

[0075] 有几种商业应用,包括用于在术后或者术前监测瓣膜打开和关闭的家用可穿戴听诊器。如果患者正经历心脏杂音,那么可穿戴听诊器系统可以帮助检测睡眠或者休息期间的杂音。这种监测系统可以是与人工瓣膜植入物配套的设备以在术后随时监测性能。心室辅助设备 (VAD) 可以受益于这些无创的可穿戴设备,其可以跟踪由VAD泵引起的振动。这些振动可能表明潜在的失效模式,其中通过VAD的血流可能由于潜在的病理而减少或者受阻。一旦由数字听诊器检测到,这些振动就可能促使临床医生进行一系列更完整的测试以确定VAD的疗效和/或整体心脏健康状况。

[0076] 在一些实施方案中,前述的方法包括至少上面列举的那些步骤。省略步骤、包括附加步骤和/或修改本文所提出的步骤的顺序等也在本公开的范围和精神内。进一步地,应该注意到的是,前述方法中的每一种都可以代表一系列相关步骤;然而,预计这些方法中的每一种将以系统的和重复的方式来实践。

[0077] 虽然已经示出并描述了本公开的具体实施方案和应用,但是需要理解的是,本公开不限于本文所公开的精确构造和组成,并且在不脱离所附权利要求限定的本发明的精神和范围的情况下,从前面的描述可以明显得出各种修改,改变和变化。

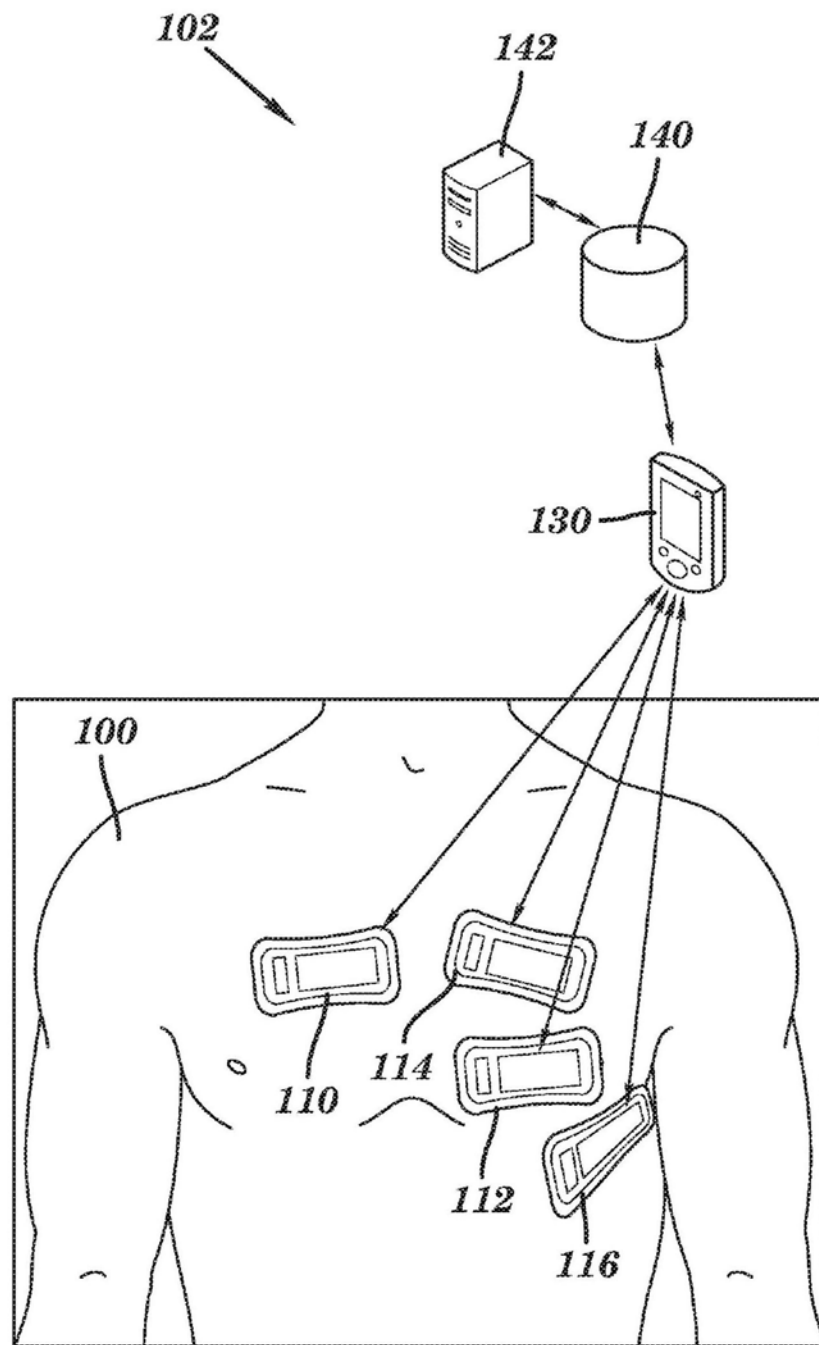


图1

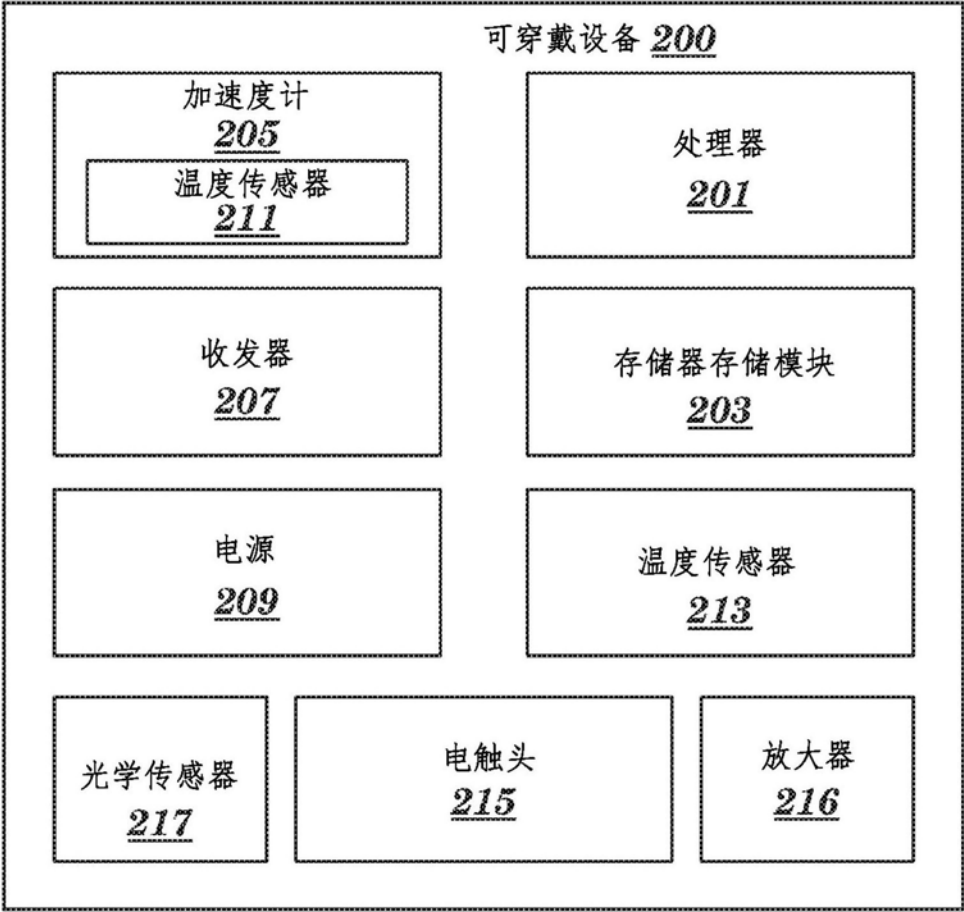


图2

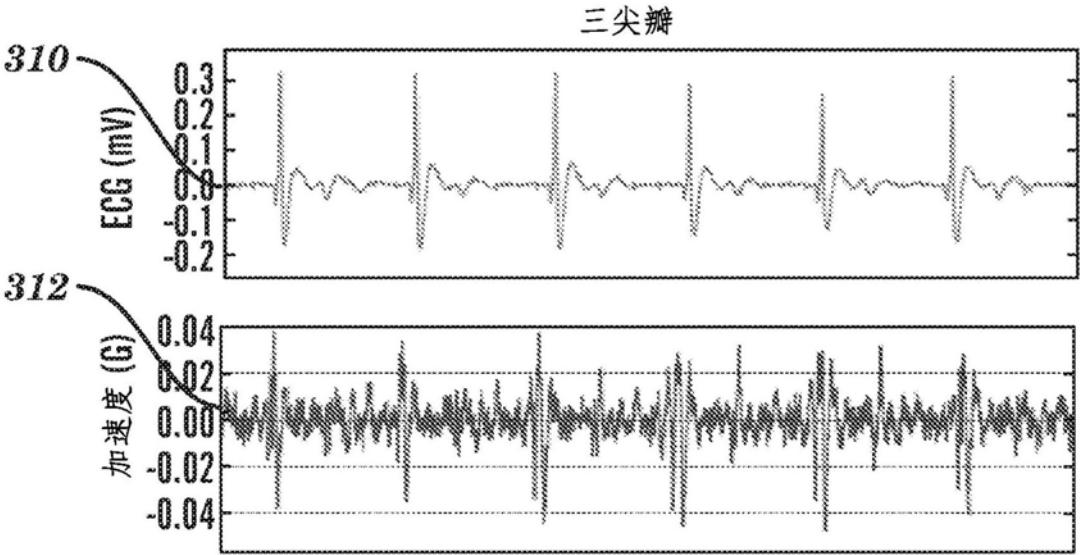


图3A

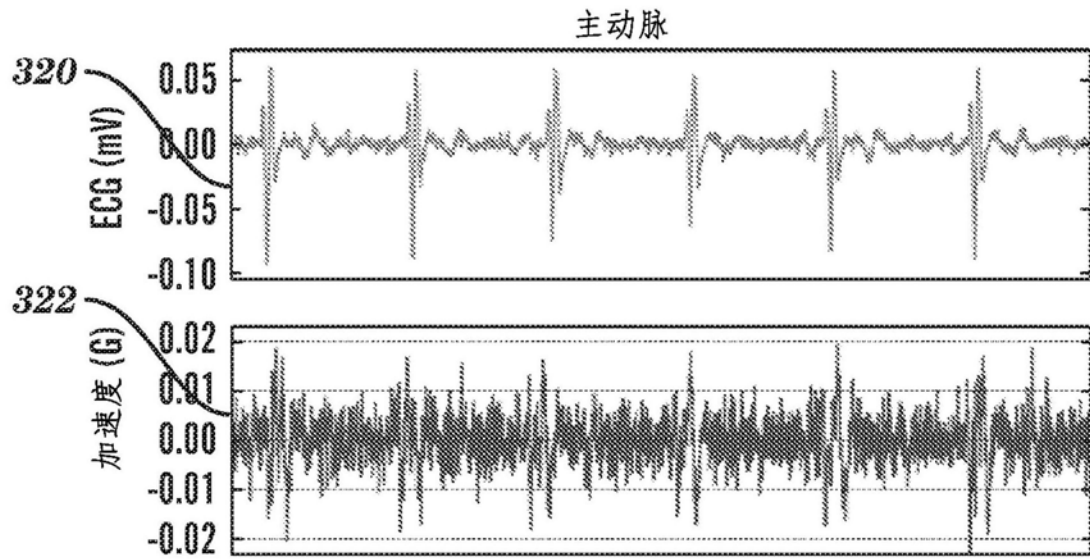


图3B

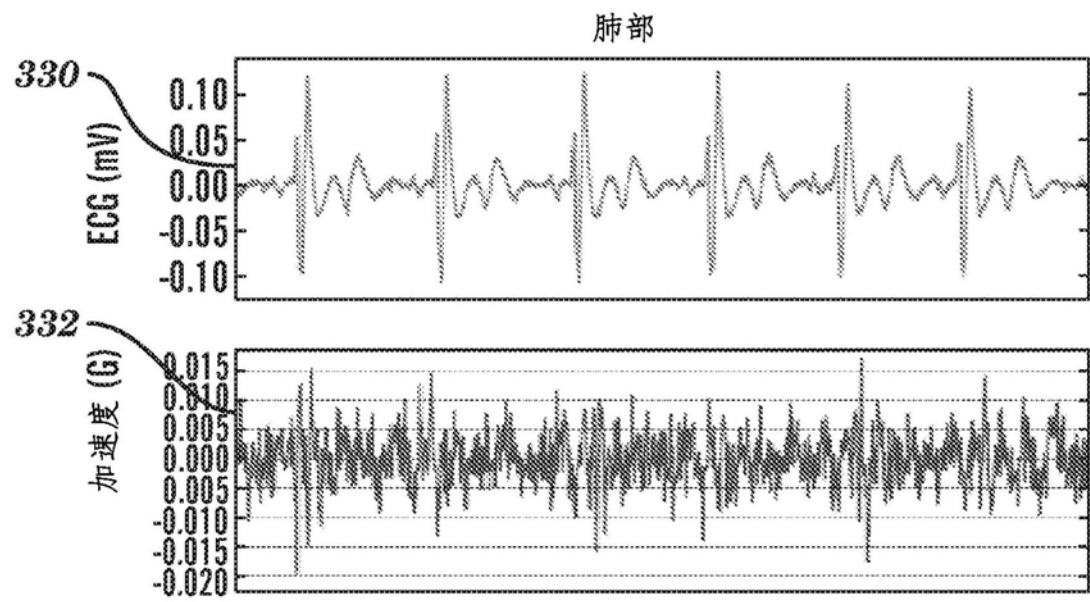


图3C

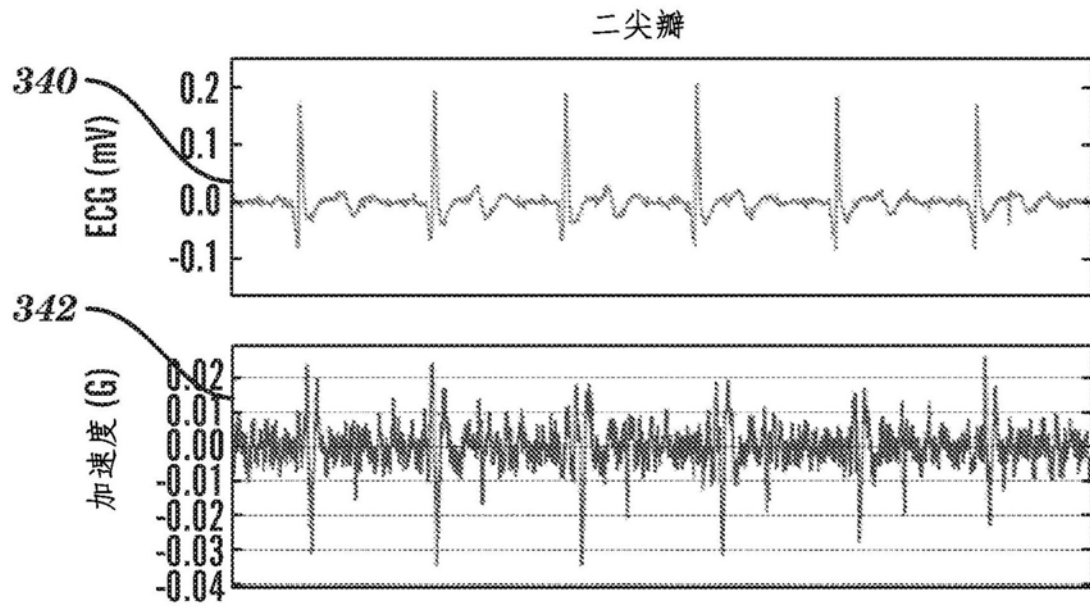


图3D

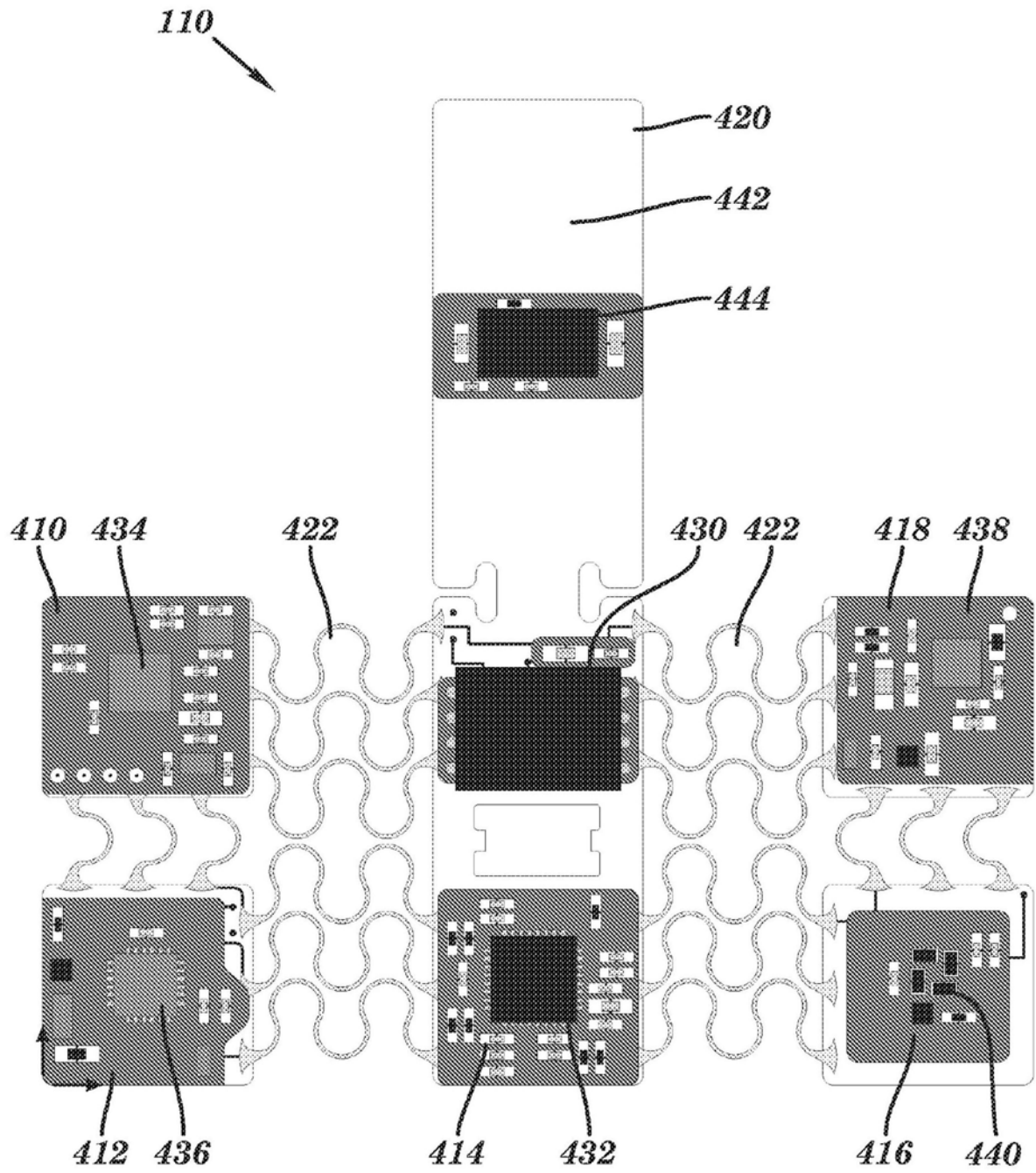


图4A

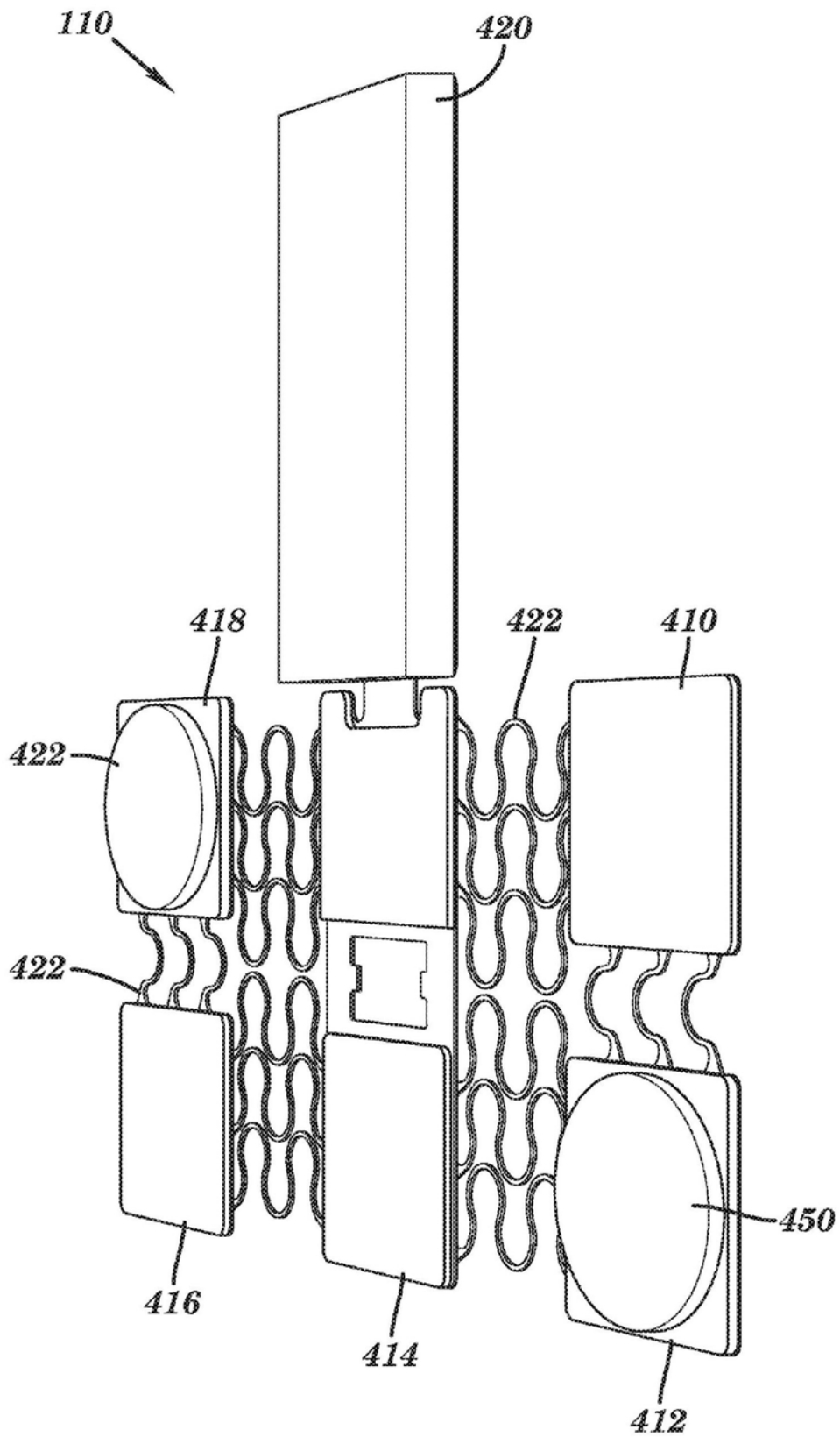


图4B

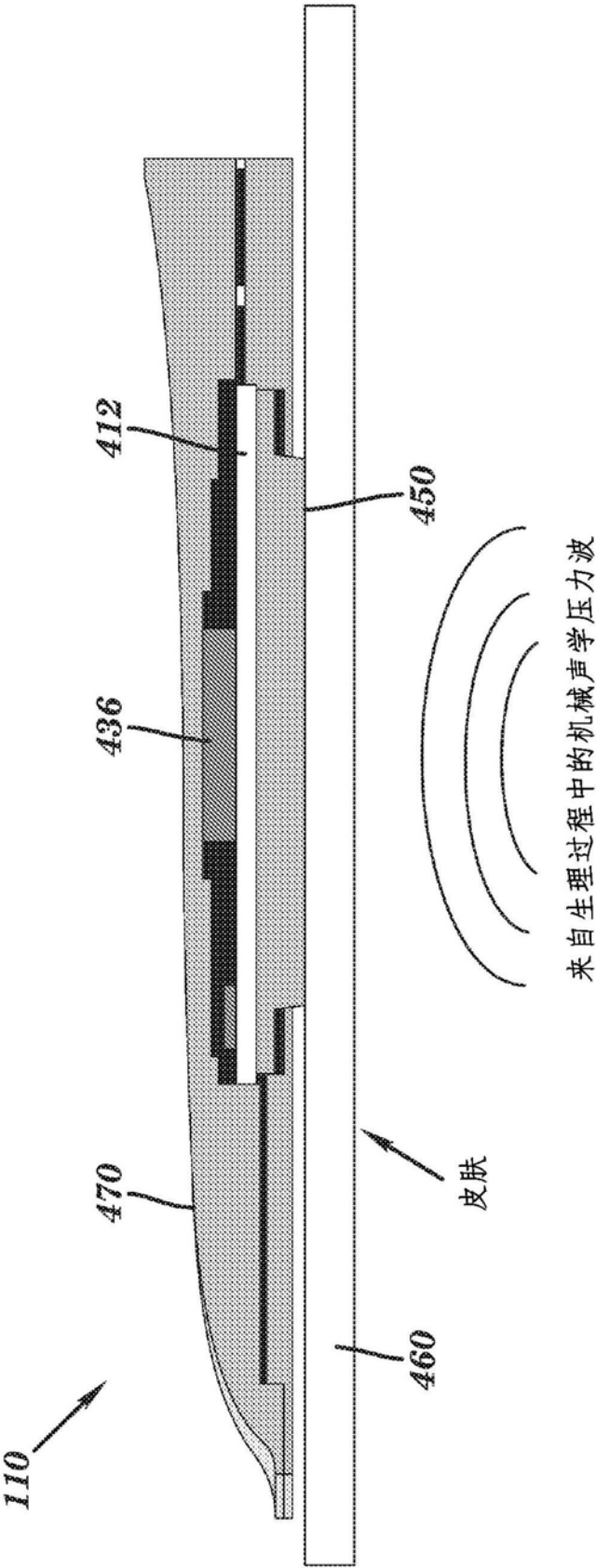


图4C

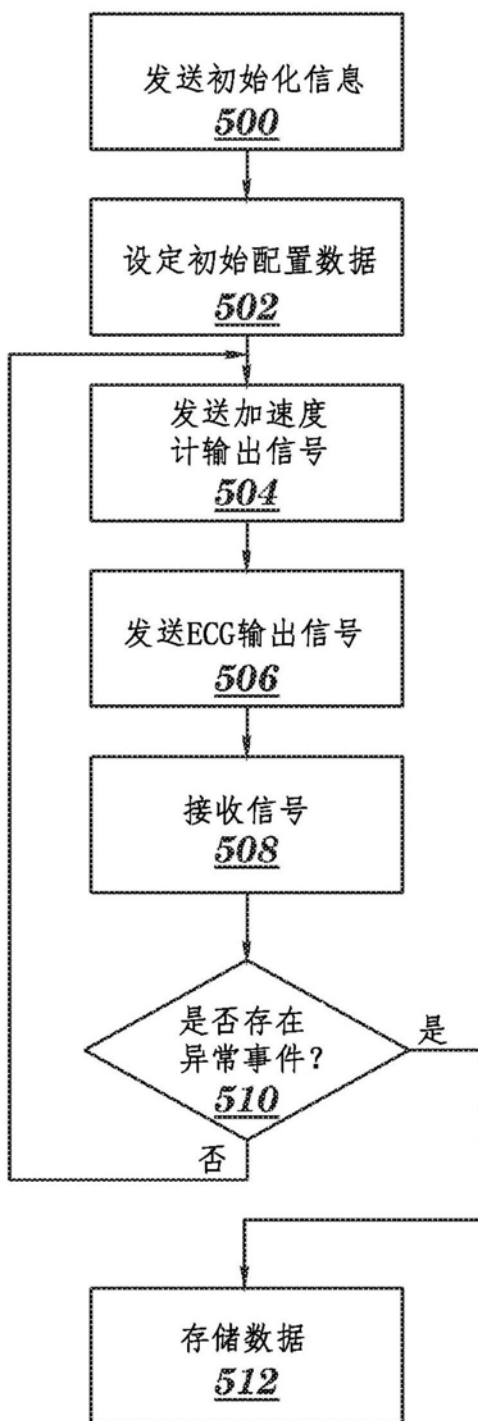


图5

专利名称(译)	使用机械声学传感器套件的数字听诊器		
公开(公告)号	CN110325107A	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201880013720.8	申请日	2018-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	MC10股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	MC10股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	MC10股份有限公司		
[标]发明人	米兰拉杰 罗泽博家法尔 布莱恩麦克格兰		
发明人	米兰·拉杰 罗泽博·家法尔 布莱恩·麦克格兰 布兰登·苏斯基		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/024 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/0024 A61B5/01 A61B5/02438 A61B5/0404 A61B5/1102 A61B5/113 A61B5/6833 A61B7/003 A61B7/008 A61B7/04 A61B2562/0204 A61B2562/0219 A61B5/0017 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/11		
代理人(译)	王新春 曹正建		
优先权	62/447684 2017-01-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于感测由用户生成的声学数据的系统和方法。所述系统包括可穿戴传感器，所述可穿戴传感器包括与所述患者的皮肤接触的加速度计传感器以测量从身体功能产生的机械声学信号并且生成加速度计波形。控制器从所述加速度计传感器接收所述加速度计波形以确定所述身体功能的测量结果。所述可穿戴传感器包括直接接触所述皮肤并且隔离所述加速度计传感器以产生更精确的输出信号的特征。

