



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601577 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201680080625.0

(22)申请日 2016.12.09

(30)优先权数据

15/013,896 2016.02.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/065934 2016.12.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/136038 EN 2017.08.10

(71)申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 M·I·塞赞 E·丹特斯克尔

K·卡斯考恩 B·D·尼兹尼克

C·托伯特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 张立达 王英

(51)Int.Cl.

A61B 7/00(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

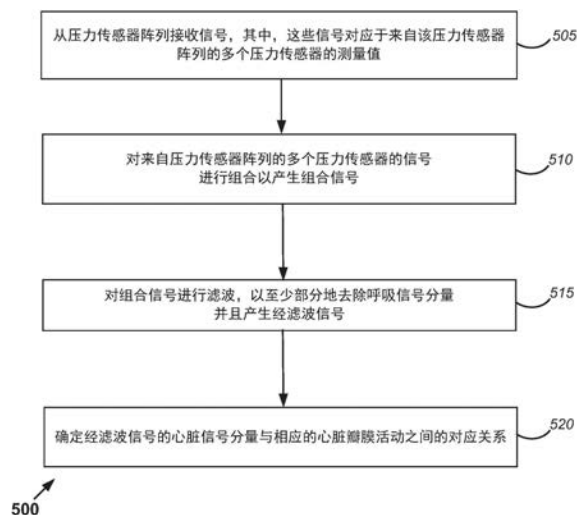
权利要求书3页 说明书16页 附图11页

(54)发明名称

包括传感器阵列的听诊器系统

(57)摘要

听诊器系统可以包括传感器阵列,后者可以包括压力传感器。该阵列可以在适合患者身体的可穿戴“贴片”中实现。听诊器系统可以包括能够从传感器阵列接收信号的控制系统。例如,这些信号可以对应于来自该阵列的多个压力传感器的测量值。控制系统能够对来自多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号。控制系统能够对组合信号进行滤波,以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号。控制系统能够确定经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。



1. 一种听诊器系统,包括:
包括压力传感器阵列的贴片,所述贴片适合患者的身体;以及
控制系统,其能够:
从所述压力传感器阵列接收信号,所述信号对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值;
对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号;
对所述组合信号进行滤波,以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号;以及
确定所述经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。
2. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述控制系统能够将所述信号从时域变换到频域。
3. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述控制系统能够确定针对所述心脏信号分量的质量度量。
4. 根据权利要求3所述的听诊器系统,还包括用户反馈系统,其中,所述控制系统能够基于所述质量度量和质量度量门限的比较,经由所述用户反馈系统来提供指令。
5. 根据权利要求4所述的听诊器系统,其中,所述用户反馈系统包括力反馈元件。
6. 根据权利要求5所述的听诊器系统,其中,所述力反馈元件是所述压力传感器的实例。
7. 根据权利要求6所述的听诊器系统,其中,所述力反馈元件和所述压力传感器是压电装置。
8. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述压力传感器阵列是二维M乘N或者M乘M阵列,其中,M和N是整数。
9. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述控制系统还能够在对所述信号进行组合之前执行信号预处理。
10. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述贴片包括至少一层的粘合材料以牢固地放置在所述患者身体上。
11. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述贴片包括所述压力传感器阵列附接到的柔性材料。
12. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述压力传感器阵列包括基本相同的压力传感器。
13. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述信号对应于在一时间间隔期间从患者胸部的不同区域获得的多个同时测量值。
14. 根据权利要求1所述的听诊器系统,其中,所述信号对应于由一个或多个心脏瓣膜产生的振动的多个同时和冗余测量值。
15. 根据权利要求1所述的听诊器系统,还包括:
能够进行无线通信的接口系统。
16. 根据权利要求1所述的听诊器系统,还包括接口系统,其中,所述控制系统能够经由所述接口系统从第二设备接收指令,并且能够根据所述指令来控制所述听诊器系统的至少一部分。

17. 根据权利要求1所述的听诊器系统, 其中, 所述控制系统至少部分地布置在第二设备中。

18. 根据权利要求1所述的听诊器系统, 其中, 所述信号对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的冗余测量值。

19. 根据权利要求1所述的听诊器系统, 其中, 所述控制系统还能够确定心脏信号分量与心动周期的相应部分之间的对应关系。

20. 根据权利要求1所述的听诊器系统, 还包括接口系统, 其中, 所述控制系统还能够检测心脏瓣膜活动的异常情况, 并且能够经由所述接口系统来发送与所述异常情况相对应的信号。

21. 一种对来自听诊器系统的信号进行处理的方法, 包括:

由控制系统从压力传感器阵列接收信号, 所述信号对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值;

经由所述控制系统, 对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号;

经由所述控制系统, 对所述组合信号进行滤波, 以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号; 以及

经由所述控制系统, 确定所述经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。

22. 根据权利要求21所述的方法, 还包括:

确定针对所述心脏信号分量的质量度量。

23. 根据权利要求22所述的方法, 还包括:

基于所述质量度量和质量度量门限的比较来提供指令。

24. 根据权利要求21所述的方法, 还包括:

检测心脏瓣膜活动的异常情况并且发送与所述异常情况相对应的信号。

25. 其上存储有软件的至少一个非临时性介质, 所述软件包括用于以下操作的指令:

由控制系统从压力传感器阵列接收信号, 所述信号对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值;

对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号;

经由所述控制系统, 对所述组合信号进行滤波, 以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号; 以及

经由所述控制系统, 确定所述经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。

26. 根据权利要求25所述的至少一个非临时性介质, 其中, 所述软件包括: 用于确定针对所述心脏信号分量的质量度量的指令。

27. 根据权利要求25所述的至少一个非临时性介质, 其中, 所述软件包括: 用于检测心脏瓣膜活动的异常情况并且发送与所述异常情况相对应的信号的指令。

28. 一种听诊器系统, 包括:

包括压力传感器阵列的贴片, 所述贴片适合患者的身体; 以及

控制单元, 用于:

从所述压力传感器阵列接收信号,其中,所述信号对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值;

对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号;

对所述组合信号进行滤波,以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号;以及

至少部分地基于所述经滤波信号来确定心脏瓣膜活动。

29.根据权利要求28所述的听诊器系统,还包括接口系统,其中,所述控制单元包括:用于检测心脏瓣膜活动的异常情况并且经由所述接口系统来发送与所述异常情况相对应的信号的单元。

30.根据权利要求28所述的听诊器系统,其中,所述控制单元包括:用于确定所述经滤波信号的心脏信号分量与心动周期的相应部分之间的对应关系的单元。

包括传感器阵列的听诊器系统

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请要求享受2016年2月2日提交的、标题为“STETHOSCOPE SYSTEM INCLUDING A SENSOR ARRAY”的美国专利申请No.15/013,896的优先权,故以引用方式将其并入本文。

技术领域

[0003] 概述地说,本公开内容涉及移动健康设备、方法和系统。

背景技术

[0004] 医生使用听诊器监测患者胸部的振动,特别是与心脏运动和呼吸相关的振动。听诊器能够检测诸如声音或者由机电或压电传感器转换的电信号之类的振动。尽管现有的听诊器通常提供足够的性能,但是期望改进的设备。

发明内容

[0005] 本公开内容的系统、方法和设备的每一个都具有一些创新性方面,这些方面中没有任何单一的一个单独地成为本申请所公开的期望的属性。

[0006] 本公开内容中描述的主题的一个创新性方面,可以实现在包括贴片和控制系统的装置中。该装置可以是或者可以包括听诊器系统。贴片可以包括压力传感器阵列。贴片可以适合患者的身体。在一些例子中,压力传感器阵列可包括相同或者基本相同的压力传感器。在一些实例中,压力传感器阵列可以是二维M乘N或者M乘M阵列,其中,M和N是整数。在一些实现中,贴片可以包括柔性材料,其中压力传感器阵列可以附接到该柔性材料。在一些例子中,贴片可以包括至少一层的粘合材料,以用于牢固地放置在患者身体上。

[0007] 该控制系统能够从压力传感器阵列接收信号。这些信号可以对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值。在一些例子中,这些信号可以对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的冗余测量值。在一些实例中,这些信号可以对应于在一段时间间隔期间从患者胸部的不同区域获得的多个同时测量值。在一些实现中,这些信号可以对应于由一个或多个心脏瓣膜产生的振动的多个同时和冗余测量值。

[0008] 在一些实现中,控制系统能够对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号。根据一些这种实现,控制系统能够在对所述信号进行组合之前执行信号预处理。控制系统能够对所述组合信号进行滤波,以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号。在一些例子中,控制系统能够将所述信号从时域变换到频域。

[0009] 根据一些实现,控制系统能够确定经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。在一些例子中,控制系统能够确定心脏信号分量与心动周期的相应部分之间的对应关系。在一些实例中,控制系统能够至少部分地基于经滤波信号来确定心脏瓣膜活动。

[0010] 在一些例子中,控制系统能够确定针对所述心脏信号分量中的一个或多个的质量度量。该装置的一些实现可以包括用户反馈系统。例如,该用户反馈系统可以包括力反馈元

件。在一些实例中,该力反馈元件可以是所述压力传感器的实例。根据一些实现,该力反馈元件和所述压力传感器可以是压电 (piezoionic) 装置。在一些实现中,控制系统能够基于所述质量度量和质量度量门限的比较来提供指令 (例如,经由所述用户反馈系统)。

[0011] 在一些实现中,该装置可以包括接口系统。根据一些这种实现,控制系统能够经由该接口系统来从第二设备接收指令,以及根据这些指令来控制该装置的至少一部分。因此,在一些实现中,控制系统可以至少部分地布置在第二设备中。在一些例子中,控制系统能够检测心脏瓣膜活动的异常情况,并且能够经由所述接口系统来发送与该异常情况相对应的信号。在一些实例中,所述接口系统可以包括能够进行无线通信的接口。

[0012] 本公开内容中描述的主题的其它创新性方面,可以利用一种方法来实现。该方法可以涉及:对来自听诊器系统的信号进行处理。在一些例子中,该方法可以由控制系统来执行。该方法可以涉及:由控制系统从压力传感器阵列接收信号。这些信号可以对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值。该方法可以涉及:经由控制系统,对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号。该方法可以涉及:对所述组合信号进行滤波,以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号。

[0013] 在一些实现中,该方法可以涉及:经由控制系统,确定所述经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。根据一些例子,该方法可以涉及:确定心脏信号分量与心动周期的相应部分之间的对应关系。在一些实例中,该方法可以涉及:至少部分地基于所述经滤波信号来确定心脏瓣膜活动。

[0014] 在一些例子中,该方法可以涉及:确定针对所述心脏信号分量中的一个或多个的质量度量。该方法的一些实现可以涉及:基于所述质量度量和质量度量门限的比较来提供指令。在一些实现中,该方法可以涉及:检测心脏瓣膜活动的异常情况并且发送与该异常情况相对应的信号。

[0015] 本文所描述的方法中的一些或全部可以由一个或多个设备根据存储在一个或多个非临时性介质上存储的指令 (例如,软件) 来执行。该非临时性介质可以包括诸如本文所描述的那些之类的存储器设备,其包括但不限于:随机存取存储器 (RAM) 设备、只读存储器 (ROM) 设备等等。因此,本公开内容中描述的主题的其它创新性方面,可以在其上存储有软件的一个或多个非临时性介质中实现。

[0016] 在一些实例中,所述软件可以包括:用于由控制系统从压力传感器阵列接收信号的指令。这些信号可以对应于来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的测量值。所述软件可以包括:用于对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号的指令。在一些例子中,所述软件可以包括:用于经由控制系统,对所述组合信号进行滤波,以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号的指令。所述软件可以包括:用于经由所述控制系统,确定所述经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系的指令。

[0017] 根据一些例子,所述软件可以包括:用于确定针对所述心脏信号分量中的一个或多个的质量度量的指令。在一些这种例子中,所述软件可以包括:用于提供与所述质量度量相对应的响应的指令。在一些实现中,所述软件可以包括:用于检测心脏瓣膜活动的异常情况,以及发送与该异常情况相对应的信号的指令。

[0018] 在附图和下文的描述中,阐述了本说明书所描述的主题的一个或多个实现的细

节。通过这些描述、附图和权利要求书,其它特征、方面和优点将变得显而易见。应当注意,附图中的相对尺寸没有按比例进行描绘。

附图说明

- [0019] 图1示出了心动周期元素的示例。
- [0020] 图2示出了为了正确听诊S1和S2心音,现有技术的听诊器应当放置的位置。
- [0021] 图3A和图3B示出了用于听诊呼吸声的听诊器的位置。
- [0022] 图4是示出装置的组件的示例的框图,其中在该装置中,可以实现本公开内容的一些方面。
- [0023] 图5A是概述用于控制听诊器系统的方法的一个例子的流程图。
- [0024] 图5B是概述用于控制听诊器系统的方法的另一个例子的流程图。
- [0025] 图6示出了来自阵列的多个压力传感器的信号的一部分的示例。
- [0026] 图7在时域中示出了S1和S2心音的示例。
- [0027] 图8A示出了用于S1心音的频谱的示例。
- [0028] 图8B示出了用于S2心音的频谱的示例。
- [0029] 图9示出了听诊器系统的示例。
- [0030] 图10示出了包括用户反馈系统的听诊器系统的示例。
- [0031] 图11是示出一种系统的组件的示例的网络图,其中在该系统中,可以实现本公开内容的一些方面。

具体实施方式

[0032] 为了描述本公开内容的创新性方面,下面的描述针对于某些实现。但是,本领域普通技术人员应当容易认识到,可以以多种多样的不同方式来应用本文的教导内容。例如,听诊器系统的一个或多个组件可以包括在可穿戴设备、服装或其它衣物(其包括但不限于智能服装)中。可以预期的是,所描述的听诊器系统实现可以包括在各种各样的电子设备中,或者与各种各样的电子设备相关联,这些电子设备诸如为但不限于:膝上型计算机、移动电话、具备多媒体互联网能力的蜂窝电话、移动电视接收机、无线设备、智能电话、**蓝牙®**设备、个人数据助理(PDA)、无线电子邮件接收机、手持或便携式计算机、上网本、笔记本、智能本、平板设备、全球定位系统(GPS)接收机/导航仪、照相机、可携式摄像机、腕表、电子阅读设备(例如,电子阅读器)、移动健康设备等等。在一些实现中,听诊器系统的一个或多个组件可以包括在家具中。在一些例子中,听诊器系统的一个或多个组件可以包括在车辆中。此外,本文的教导内容还可以用于诸如但不限于电子交换设备、射频滤波器、传感器(其包括但不限于生物传感器、加速计、陀螺仪、运动感测设备、磁力计、用于消费电子的惯性组件、消费电子产品的部件、变容二极管、液晶设备、电泳设备等等)之类的应用。因此,本文的教导内容并不限于仅仅在附图中描述的实施方式,而是具有广泛的可应用性,如本领域普通技术人员所容易理解的。

[0033] 本公开内容所描述的一些实现可以在包括传感器阵列的听诊器系统中实现。在一些例子中,这些传感器可以包括压力传感器。在一些例子中,可以在适合患者身体的可穿戴“贴片”中实现该传感器阵列。在一些实现中,该贴片可以包括在袖子、包裹物或者另一种类

型的衣服或附件中。在其它实现中,该贴片可以嵌入在家具、医疗探针等等中。该听诊器系统可以包括能够从传感器阵列接收信号的控制系统。例如,这些信号可以对应于来自该阵列的多个压力传感器的多个同时测量值。所述多个同时测量值可以包括冗余测量值。该控制系统能够区分呼吸信号分量与心脏信号分量。在一些例子中,该控制系统能够确定信号分量的相关性和/或多样性。该控制系统能够对信号进行滤波以至少部分地去除呼吸信号分量。该控制系统能够确定心脏信号分量和相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。在一些实现中,该控制系统能够确定心脏信号分量与心动周期的相应部分之间的对应关系。一些实现可以涉及对来自所述阵列的多个压力传感器的信号进行组合。

[0034] 可以实现本公开内容中所描述的主题的特定实现,以实现下面的潜在优点中的一个或多个。不同于其它听诊器系统,本文所公开的听诊器系统使用户能够放置包括压力传感器阵列的贴片,并且接收令人满意的信号分量,而无需用户知道放置该听诊器系统的精确位置。例如,一些听诊器系统可以包括可穿戴贴片,其可以放置在患者胸部的重要部分上。与旨在供医生使用的现有技术听诊器相比,一些这种听诊器系统可以相对更加容易使用。因此,与现有技术的听诊器相比,本文所公开的一些听诊器系统可能更适合于在家庭、药房或者售货亭设置中使用。一些听诊器系统能够向患者、医生或家庭成员提供关于患者的心脏活动的信息。在一些例子中,听诊器系统能够检测心脏活动的异常情况,并且能够经由接口系统发送与该异常情况相对应的信号。一些听诊器系统可能能够提供患者在一天中的心脏活动的连续性或基本连续的测量值。这些实现可以更快地诊断患者的异常心脏活动。

[0035] 医生使用听诊器来监测患者胸部的振动,例如与心脏运动和呼吸相关的振动。如上所述,听诊器可能能够检测诸如声音或者由机电或压电传感器(例如,压力传感器)转换的电信号之类的振动。因此,虽然与心脏相关的振动有时在本文中称为“心音”,并且与呼吸相关的振动有时在本文中称为“呼吸声”,但这种振动不一定被检测为声音。

[0036] 心音包括由跳动的心脏所产生的声音以及由此导致的血液通过心脏的流动。例如,心音可能反映心脏瓣膜的关闭所引起的紊乱。在“心脏听诊”过程期间,医生可以使用听诊器来听取这些心音,这可以提供关于患者心脏的状况的信息。

[0037] 图1示出了心动周期元素的示例。健康的成人心脏将产生通常被描述为“lub”和“dub”的两种心音,这两种心音在每次心跳期间依次发生。“lub”声音与第一心音相对应(其还称为S1),而“dub”声音与第二心音S2相对应。除了正常的S1和S2心音之外,还可能存在着各种其它声音(其包括心脏杂音、附加音、以及心律失常(gallop rhythm) S3和S4)。

[0038] 如图1中所指示的,S1心音是由二尖瓣和三尖瓣的关闭引起,其中二尖瓣和三尖瓣统称为房室瓣。S1心音是由血液中的混响引起的,其中该混响与关闭房室瓣所引起的血流的突然阻塞相关联。S1心音和S2心音都可以包括多个分量。与关闭二尖瓣相对应的S1心音的分量可以表示为 M_1 ,并且与关闭三尖瓣相对应的S1心音的分量可以表示为 T_1 。 M_1 通常在 T_1 之前。

[0039] 如图1中所示,S2心音与心室收缩的结束和心室舒张期的开始相对应。当左心室排空时,左心室的压力下降到低于主动脉的压力。主动脉血流迅速逆转向左心室,并且通过主动脉瓣关闭而停止。同样,当右心室压力下降到低于肺动脉的压力时,肺动脉瓣关闭。

[0040] S2心音包括A2分量,其由主动脉瓣的关闭引起。此外,S2心音还包括P2分量,其是

由肺动脉瓣的关闭引起的。通常, A2在P2之前。主动脉瓣和肺动脉瓣统称为半月瓣。A2分量是由主动脉瓣的关闭引起的, 而P2分量是由肺动脉瓣的关闭引起的。

[0041] 图2示出了为了正确听诊S1和S2心音, 现有技术的听诊器应当放置的位置。人体胸腔200和颈椎通过虚线来示出, 并且人体心脏205的轮廓通过实心黑线来示出。为了正确地听诊S1心音, 医生应当将听诊器放置在二尖瓣附近的听诊部位210上, 以及三尖瓣附近的听诊部位215上。为了正确地听诊S2心音, 医生应当将听诊器放置在主动脉瓣附近的听诊部位220上, 以及肺动脉瓣附近的听诊部位225上。除了评估心音的挑战之外, 将听诊器放置在适当的位置对于典型的非医生来说将是具有挑战的。

[0042] 图3A和图3B示出了用于听诊呼吸声的听诊器的位置。在图3A中, 将听诊器位置300显示在人体胸部的前部, 而在图3B中, 将听诊器位置300显示在人体胸部的背部。呼吸声的听诊可以揭示正常的呼吸声和/或异常的呼吸声, 比如爆裂音、喘鸣、胸膜摩擦音(胸膜衬里摩擦声发出吱吱声或嘎嘎声)等等。训练有素的医生知道应当将听诊器放置的位置, 并且知道正常和异常的呼吸声的特征属性。除了评估呼吸声特性的挑战之外, 即使将听诊器放在适当的位置对于非医生来说也可能具有挑战性。

[0043] 图4是示出装置的组件的示例的框图, 其中在该装置中, 可以实现本公开内容的一些方面。与本文所公开的其它实施方式一样, 图4中示出的元件的数量和元件的类型仅通过示例的方式来示出。其它实现可以具有更多、更少或者不同的元素。在图4所示出的实施方式中, 听诊器系统400包括传感器阵列405和控制系统410。

[0044] 控制系统165可以包括通用单芯片或者多芯片处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其它可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件或者分立硬件部件中的至少一个。控制系统410能够执行本文所描述的方法中的一些或全部。在一些实现中, 控制系统410能够控制听诊器系统400的一个或多个组件。例如, 控制系统410能够控制传感器阵列405。

[0045] 在一些实现中, 控制系统410能够根据一个或多个临时性介质上存储的指令(例如, 软件)来控制听诊器系统400。这种非临时性介质可以包括听诊器系统400的一个或多个存储器设备, 其可以包括一个或多个随机存取存储器(RAM)设备、一个或多个只读(ROM)设备等等。在一些实现中, 控制系统410可以包括这些存储器设备中的一个或多个。因此, 本文所公开的主题的至少一些方面可以经由其上存储有软件的一个或多个非临时性介质来实现。

[0046] 在图4所示出的例子中, 听诊器系统400包括可选的接口系统415。例如, 接口系统415可以包括无线接口系统。在一些实现中, 接口系统415可以包括网络接口、控制系统410和存储器系统之间的接口和/或外部设备接口(例如, 端口)。在一些实现中, 听诊器系统400能够经由接口系统415, 与第二设备进行无线通信。下面描述了一些例子。

[0047] 图5A是概述用于控制听诊器系统的方法的一个例子的流程图。类似于本文所描述的其它方法, 不一定以所指示的顺序来执行方法500的方框。此外, 与所示出和/或描述的相比, 这些方法可以包括更多或更少的方框。在一个例子中, 该方法可以由图4中所示出的听诊器系统400来实现。例如, 方法500的方框可以(至少部分地)由诸如图4中所示出的控制系统410之类的控制系统来执行。但是, 方法500也可以由其它设备或系统(例如, 图9中所示出并在下面描述的听诊器系统400)来执行。在一些例子中, 可以至少部分地根据存储在一个

或多个非临时性介质上的软件来实现方法500。

[0048] 在该例子中,方框505涉及:从压力传感器阵列接收信号。例如,这些信号可以由控制系统从传感器阵列(例如,图4中所示出的传感器阵列405或者图9中所示出的传感器阵列405)接收。在该例子中,这些信号与来自该阵列的多个压力传感器的测量值相对应。在一些实现中,这些信号可以与来自该阵列的多个压力传感器的多个同时或基本同时的测量值相对应。根据一些示例,这些信号可以与来自该阵列的多个压力传感器的多个同时和冗余测量值相对应。

[0049] 根据该例子,方框510涉及:对来自所述压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号。在一些例子中,方框510(或者另一个方框)可以涉及:确定信号、信号分量、或者信号和信号分量二者的相关性和/或多样性。本文公开了各种示例。

[0050] 图6示出了来自阵列的多个压力传感器的信号的一部分的示例。在该例子中,在时域中示出了这些信号部分。在图6中,垂直轴表示时间,时间沿向下的方向增加。图6示出了信号部分605a、605b和605c。可以观察到,信号部分605a、605b和605c不相同,部分地是因为它们是时移的,以及因为它们的分量(例如,它们的峰和谷)具有不同的幅度。

[0051] 但是,可以观察到的是,信号部分605a、605b和605c的分量彼此之间相对应。例如,信号部分605a的点610a对应于信号部分605b的点610b和信号部分605c的点610c。类似地,信号部分605a的点615a对应于信号部分605b的点615b和信号部分605c的点615c。因为信号部分605a、605b和605c的分量彼此之间相对应,所以本文将相应的信号称为“冗余”信号。因此,如本文所使用的术语“冗余”不一定意味着“相同”。

[0052] 在该例子中,点610a发生在时间 t_1 ,并且点610b发生在时间 t_2 。时间 t_1 和时间 t_2 之间的时间差是 Δt 。如果将 Δt 加到信号部分605a的时间值上,或者如果从信号部分605b的时间值中减去 Δt ,则信号部分605a和605b的峰值和谷值将在时间上更紧密地对应。

[0053] 可以通过在与信号部分605a和605b相对应的函数之间执行互相关,来确定 Δt 的值。因此,一些示例可以涉及:确定从不同传感器接收的信号之间的相关性。例如,图5的方框510(或者在方框510之前执行的预处理方框)可以涉及:确定与信号部分605a相对应的第一函数 $f(t)$ 和与信号部分605b或信号部分605c相对应的第二函数 $g(t)$ 之间的互相关 $f(t)*g(t)$ 。

[0054] 如果函数 $f(t)$ 和 $g(t)$ 相同,仅仅沿着时间轴相差未知的移位,则可以使用互相关处理来确定需要沿着时间轴使 $g(t)$ 移位多少,以使 $g(t)$ 与 $f(t)$ 相同。可以将数学过程设想成沿着时间轴滑动函数 $g(t)$,并且计算每个位置处 $f(t)$ 和 $g(t)$ 的乘积的积分。当函数匹配时,互相关 $f(t)*g(t)$ 的值最大化。即使信号部分605a和605b不相同,确定与信号部分605a相对应的第一函数 $f(t)$ 和与信号部分605b相对应的第二函数 $g(t)$ 之间的互相关 $f(t)*g(t)$ 也将允许确定互相关最大化时的 Δt 的值。

[0055] 根据图5中所示出的实施方式,方框510涉及:对来自压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合,以产生组合信号。对来自多个压力传感器的信号进行组合(例如,通过对多个信号的相应值进行积分),可以衰减噪声并增强信号值。在一些实现中,可以在诸如上述的互相关和时移过程之后,执行对来自压力传感器阵列的多个压力传感器的信号进行组合的过程。在一些例子中,互相关和时移过程可以是在方框510之前执行的预处理方框的一部分。

[0056] 根据一些实现,方法500可以涉及:例如经由某种类型的傅里叶变换,将信号从时域变换到频域。根据一些这种实现,可以在方框515之前,将信号从时域变换到频域。在一些例子中,傅立叶变换可以是离散傅立叶变换(DFT)(例如,快速傅立叶变换(FFT))。一些实现可以涉及:实现Wigner分布函数。替代地或另外地,方法500可以涉及小波变换(例如,连续小波变换或离散小波变换)。

[0057] 在图5的实施方式中,方框515涉及:对组合信号进行滤波以至少部分地去除呼吸信号分量。在一些例子中,方框515可以涉及:在频域中应用一个或多个滤波器。例如,控制系统可以将一个或多个滤波器函数或滤波器传递函数应用于输入信号的傅立叶变换的输出。这些滤波器函数可以包括一个或多个低通滤波器、高通滤波器、高斯滤波器、巴特沃斯滤波器和/或其它滤波器。方框515的滤波过程可以考虑心脏信号分量和呼吸信号分量的已知属性,诸如下面所讨论的那些。

[0058] 在该例子中,方框520涉及:确定经滤波信号的心脏信号分量与相对应的瓣膜活动之间的对应关系。在一些这种示例中,方框520可以涉及:确定经滤波信号的心脏信号分量与相应的半月瓣活动(例如,主动脉瓣和/或肺动脉瓣活动)、相应的二尖瓣活动、相应的三尖瓣活动等等之间的对应关系。一些实现可以涉及:确定经滤波信号的心脏信号分量与心动周期的相应部分之间的对应关系。一些这种实现可以涉及:识别S1心音、识别S2心音、或者识别S1和S2心音。替代地或另外地,一些实现可以涉及识别S3心音、S4心音或者S3心音和S4心音。

[0059] 图5B是概述用于控制听诊器系统的方法的另一个例子的流程图。类似于本文所描述的其它方法,方法550的方框不一定以所指示的顺序来执行。此外,与所示出和/或描述的相比,这些方法可以包括更多或更少的方框。在一个例子中,该方法可以由图4中所示出的听诊器系统400来实现。例如,方法550的方框可以(至少部分地)由诸如图4中所示出的控制系统410之类的控制系统来执行。但是,方法550也可以由其它设备或系统(例如,图9中所示出并在下面所描述的听诊器系统400)来执行。在一些例子中,可以至少部分地根据存储在一个或多个非临时性介质上的软件来实现方法550。

[0060] 在该例子中,可以基本上在执行方框505-515时,执行方框555-565。但是,在该例子中,方框570涉及:至少部分地基于经滤波信号来确定心脏瓣膜活动。例如,方框570可以涉及:确定半月瓣活动(例如,主动脉瓣和/或肺动脉瓣活动)、确定二尖瓣活动和/或确定三尖瓣活动等等。因此,虽然方框570的操作可以类似于方框520的操作,但方框570不一定涉及确定经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。

[0061] 图7在时域中示出了S1和S2心音的示例。图7最初出现在Zhidong、Zhao、Shen、Qinqin和Ren、Fangqin在第13卷,第2期(MDPI-Open Access Publishing 2013)发表的文献“[Heart Sound Biometric System Based on Marginal Spectrum Analysis in Sensors](#)”中,根据Creative Commons Attribution 3.0 Unported License(CC BY 3.0)条款,该文献可以被转载用于非商业或商业目的。在图7中可以观察到,S1心音的持续时间和幅度都倾向于大于S2心音的持续时间和幅度。因此,一些实现可以涉及:评估从传感器阵列接收的信号持续时间、幅度或者持续时间和幅度二者。在图5A和图5B所示出的示例中,方法500和/或方法550可以涉及:评估在方框515或方框565的滤波处理之后接收的经滤波信号的持续时间、幅度或者持续时间和幅度二者。如果在变换到频域、波数域等之后执行滤波处理,则

可以在随后的逆变换返回到时域之后进行这种评估。

[0062] 根据一些实现,方法500和/或方法550可以涉及:识别S1心音的分量、识别S2心音的分量、或者识别S1和S2心音的分量。例如,方框520可以涉及:确定S2心音的主动脉分量或“A2”和肺动脉分量或“P2”。健康人心脏的A2分量通常在P2分量之前,如图7中所示:这里,A2分量705在P2分量710之前。与在呼气期间相比,A2和P2之间的时间差通常在吸气期间更大。此外,与P2分量710相比,A2分量705通常包括更高幅度的信号,如图7中所示。因此,在一些实现中,方框520可以涉及:评估时间特性(例如,A2和P2之间的时间差)以及心脏信号分量的频谱。

[0063] 在一些实现中,方法500和/或方法550可以涉及:评估心脏信号分量的频谱。图8A示出了S1心音的频谱的示例。图8B示出了S2心音的频谱的示例。图8A和8B最初出现在Debbal, S.M.发表的文献“Computerized Heart Sounds Analysis (InTech September 2011) (“Debbal”)”中,根据Creative Commons Attribution 3.0 Unported License (CC BY 3.0) 条款,该文献可以被转载用于非商业或商业目的。

[0064] 首先参见图8A,可以观察到,根据Debbal, S1心音的最高振幅出现在50和130Hz之间。图8B指出Debbal发现S2心音的最高振幅发生在75和200Hz之间。此外,可以从图8B中观察到,与P2分量相比,健康人的心脏的A2分量通常包括更高频率的信号。在该例子中,P2分量的峰值幅度在略小于100Hz处发生,而A2分量的峰值幅度在约160Hz处发生。但是,其他作者得出的结论是:S2心音的主要集中在低于150Hz处。(参见,例如,Arnott, P.J.等, Spectral Analysis of Heart and Breath sounds (J Biomed Eng.1984Apr;6 (2):121-8) (“Arnott”).)

[0065] 此外,Arnott还确定:检测到的呼吸声的最高振幅是不同的,这取决于测量呼吸声的位置。例如,对于吸气呼吸声,在右肺基部测量的呼吸声的峰值振幅在446Hz处,其标准偏差为 ± 143 Hz,而对于呼气呼吸声而言,其在286Hz处,标准偏差为 ± 53 。(同上:见摘要)。根据Arnott的说法,对于吸气呼吸声,在左肺底部检测到的呼吸声的最大振幅在475Hz处,其标准偏差为 ± 115 ,而对于呼气呼吸声而言,其在284Hz处,标准偏差为 ± 47 (同上)。Arnott指出:对于吸气呼吸声,在肩胛间区域检测到的呼吸声的最大振幅在434Hz处,其标准偏差为 ± 130 Hz,而对于呼气呼吸声而言,其在338Hz处,标准偏差为 ± 77 (同上)。根据Arnott,对于吸气呼吸声,在右前胸检测到的呼吸声的最大振幅在604Hz处,其标准偏差为 ± 302 ,而对于呼气呼吸声而言,其在406Hz处,标准偏差为 ± 205 (同上)。

[0066] 根据前述内容可以确定,如果针对一系列吸气呼吸声和呼气呼吸声获得了传感器数据,则可以根据呼吸声的频谱来区分吸气呼吸声和呼气呼吸声:在相对较高的频率范围内包括更多能量的呼吸声音通常对应于吸气呼吸声。

[0067] 因此,一些实现可以涉及:根据频谱分析来识别吸气呼吸声和呼气呼吸声。在一些例子中,频谱分析可以是图5的方框510的分析的一部分。在这些例子中,方法500和/或方法550可以不仅涉及区分呼吸信号分量与心脏信号分量,还可以涉及确定呼吸信号分量的特性。

[0068] 根据一些这种实现,控制系统能够将来自压力传感器阵列的信号从时域变换到频域。控制系统可以根据频谱分析来识别吸气呼吸声和呼气呼吸声。在一些这种示例中,控制系统能够识别与吸气呼吸声相对应的时间间隔和与呼气呼吸声相对应的时间间隔。控

制系统还能够区分呼吸信号分量与心脏信号分量。

[0069] 在一些实现中,图5A的方框515和/或图5B的方框565可以涉及一个或多个滤波过程,其考虑心脏信号分量和呼吸信号分量的频谱特性。根据一些这种实现,方框515和/或方框565可以涉及:在频域中应用一个或多个滤波器,其被选择为将与S1和S2心音相对应的信号的大部分能量传递通过,同时衰减与呼吸声相对应的信号的大部分能量。替代地或另外地,一些实现可以涉及:在频域中应用一个或多个滤波器,其被选择为将与呼吸声相对应的信号的大部分能量传递通过,同时衰减与S1和S2心音相对应的信号的大部分能量。例如,控制系统可以将一个或多个滤波器函数或者滤波器传递函数应用于输入信号的傅立叶变换的输出。这些滤波器函数可以包括一个或多个低通滤波器、高通滤波器、高斯滤波器、巴特沃斯滤波器和/或其它滤波器。

[0070] 在一些实现中,控制系统能够应用具有从大约200Hz(例如,在190Hz、195Hz、200Hz、205Hz、210Hz、215Hz等处)开始的滚降的低通滤波器。这些实现可以显著地衰减频率大于大约200Hz的信号。在一些实现中,控制系统能够应用带通滤波器,该带通滤波器使介于大约50和200Hz之间(例如,介于55和200Hz之间、介于55和205Hz之间、介于55和210Hz之间、介于60和200Hz之间、介于60和205Hz之间、介于60和210Hz之间、介于65和200Hz之间等等)的频率范围通过。这种低通滤波器和带通滤波器可以传递与S1和S2心音相对应的信号的大部分能量,同时衰减与呼吸声相对应的信号的大部分能量。在频域中进行滤波之后,一些实现可以涉及:向频域中的经滤波信号应用逆变换以产生时域中的滤波信号。

[0071] 一些实现可以涉及:时域中的至少一些分析和/或处理。上面参照图7描述了一些后滤波示例,其中图5A的方法500和/或图5B的方法550可以涉及:对在方框515或方框565的滤波处理之后接收的经滤波信号的持续时间、幅度或者持续时间和幅度二者进行评估。如果在变换到频域、波数域等等之后执行滤波处理,则可以在随后的逆变换返回到时域之后进行这些评估。但是,在一些实现中,可以在方框515或方框565的滤波过程之前,在时域中执行至少一些分析和/或处理。根据一些例子,该时域分析可以是方框510的一部分,或者可以是在方框515或方框565之前发生的单独过程的一部分。

[0072] 例如,图7指示S1心音的持续时间和幅度都倾向于大于S2心音的持续时间和幅度。因此,一些实现可以涉及:对从传感器阵列接收的信号持续时间、幅度或者持续时间和幅度二者进行评估。一些这种示例可以涉及:在方框515或方框565的滤波处理之前,对经滤波信号的持续时间、幅度或者持续时间和幅度二者进行评估。

[0073] 根据一些这种实现,可以在方框515或方框565的滤波处理之前,识别、隔离与S1心音相对应的信号和与S2心音相对应的信号,将其变换到频域中。在一些这种实现中,应用于与S1心音相对应的信号的一个或多个滤波器,可以与应用于与S2心音相对应的一个或多个滤波器不同。例如,方框515或方框565可以涉及:将从大约150Hz开始的滚降(例如,在125Hz、130Hz、140Hz、145Hz、150Hz、155Hz等等开始的滚降)的低通滤波器或带通滤波器应用于与S1心音相对应的信号。方框515或方框565可以涉及:将从大约200Hz开始的滚降(例如,在190Hz、195Hz、200Hz、205Hz、210Hz、215Hz等等开始的滚降)的低通滤波器或带通滤波器应用于与S2心音相对应的信号。这些实现具有保留与S1和S2心音相对应的大部分能量,同时衰减与噪音或呼吸声相对应的能量的潜在优点。

[0074] 图9示出了一种听诊器系统的示例。在该例子中,听诊器系统400包括贴片901,其

中贴片901包括传感器阵列405。这里，传感器阵列405是具有3行和4列的二维压力传感器阵列905。因此，图9示出了M乘N阵列的压力传感器的示例，其中，M和N是整数。在该例子中，M等于3，N等于4。在该实现中，传感器阵列405的压力传感器905是基本相同的压力传感器。例如，压力传感器905可以具有相同的规格，实际上可以在制造公差的范围范围内相同。

[0075] 替代实施方式可以包括其它类型的传感器、传感器的其它配置、不同数量的传感器等等。例如，在一些实现中，传感器阵列405可以包括M乘M阵列的压力传感器。在一些实现中，传感器阵列405可以包括非矩形阵列的压力传感器，比如椭圆阵列、圆形阵列等等。在一些实现中，传感器阵列405可以是基本上矩形的，但是可以包括一行或多行或者一列或多列，它们相对于其它行或列更长或更短。例如，一些这些实现可以包括具有另外的压力传感器的一行或多行，例如图9中所示出的传感器阵列405的第二行（其包括可选的传感器905a和905b）。在其它示例中，传感器阵列405的压力传感器905可以是类似的压力传感器，但是所有的压力传感器905可以不是相同或基本相同的压力传感器。在一些实现中，贴片901可以包括在袖子、包裹物或者另一种类型的衣服或附件中。在其它实现中，贴片901可以嵌入在家具、医疗探针等中。

[0076] 如图9中所示，在一些例子中，传感器阵列405可以占据患者胸部907的大部分。在一些这种示例中，由传感器阵列405的传感器获得的信号可以对应于患者胸部的不同区域的多个同时测量值。例如，这些信号可以对应于由一个心脏瓣膜产生的振动的多个同时测量值或者由两个或更多心脏瓣膜产生的振动的多个同时测量值。

[0077] 在该例子中，传感器阵列405的传感器905安装在背衬材料910中，其中背衬材料910可以包括任何适当的材料。在该例子中，贴片901包括背衬材料910，其是柔性的，并可以容易地适合人体胸部。在一些实现中，该背衬材料可以包括弹性膜，压力传感器905可以被布置在弹性膜上或者嵌入在弹性膜内。根据具体的实施方式，传感器905可以是刚性的或柔性的。在一些实现中，背衬材料可以包括编织材料，压力传感器905可以编织到该编织材料中。在一些实施例中，背衬材料可包括非编织材料，压力传感器905可以布置在非编织材料上或者嵌入在非编织材料内。根据一些实现，背衬材料910包括至少一层的粘合材料，以便牢固地放置在患者身体上。在传感器阵列405的一些实现中，背衬材料910可以包括多层的粘合材料。在一些这种实现中，这些粘合材料层可以彼此分离（例如，通过从另一层剥离一层粘合材料）。在一些这种例子中，粘合材料层中的每一层可以比相邻粘合层更牢固地粘附到患者的皮肤上。一些这种实现可以允许传感器阵列405多次地用于患者，或者对于多个患者，每次都使用清洁的粘合层来放置在患者的胸部上。

[0078] 在该例子中，控制单元915包括控制系统和接口系统。控制系统可以包括通用单芯片或多芯片处理器、数字信号处理器（DSP）、专用集成电路（ASIC）、现场可编程门阵列（FPGA）或其它可编程逻辑器件、分离门或晶体管逻辑、或者分立硬件组件中的至少一个。在一些实现中，控制系统可以能够控制听诊器系统400的一个或多个组件。例如，控制系统能够控制传感器阵列405。根据具体的实施方式，控制单元可以是柔性的或刚性的。

[0079] 因此，控制单元915能够提供图4中所示出并在本文其它地方描述的控制系统410和接口系统415的功能。例如，控制单元915能够提供上面参照图5A和/或图5B的方框所描述的功能。在一些实现中，控制单元915能够提供上面参照图6到图8所描述的其它功能。

[0080] 在一些实现中，控制单元915的控制系统可以包括一个或多个存储器设备，比如一

个或多个随机存取存储器 (RAM) 设备、一个或多个只读存储器 (ROM) 设备或者其它非临时性介质。因此,本文所公开的主题的至少一些方面可以经由其上存储有软件的一个或多个非临时性介质、通过固件等等来实现。

[0081] 在一些实现中,控制单元915能够提供另外的功能。例如,在一些实现中,控制单元915能够执行另外的信号预处理。在上面所描述的一些实现中,可以在图5A的方框510之前或者在图5B的方框560之前执行预处理块。在一些例子中,该预处理块可以涉及互相关和时移过程。根据一些实现,控制单元915能够执行另外的信号预处理,例如,识别噪声或者“死”传感器,并删除来自这些传感器的信号。在一些实现中,控制单元915能够对从传感器阵列405的多个压力传感器接收的信号的幅度进行归一化。

[0082] 在一些实现中,控制单元915的接口系统可以包括网络接口、控制系统和存储器系统之间的接口和/或外部设备接口(例如,端口)。在该例子中,该接口系统能够与一个或多个其它设备进行无线通信。在图9所示出的实现中,该接口系统能够与第二设备进行无线通信,在该例子中,该第二设备是移动设备920。

[0083] 在一些实现中,本文所描述的控制系统功能的至少一部分可以由诸如移动设备920之类的第二设备来执行。因此,本文所公开的控制系统410可以至少部分地布置在一个或多个其它设备中。根据一些实现,控制单元915的控制系统能够经由接口系统从第二设备接收指令,根据这些指令来控制听诊器系统400的至少一部分。但是,在一些例子中,这些指令可以源自于另一个设备,其可以在听诊器系统400附近,也可以不在听诊器系统400附近。下面参照图11来描述一些示例。

[0084] 在一些实现中,控制单元915的控制系统(和/或移动设备920的控制系统)能够例如在经由接口系统发送数据之前,对数据进行加密。根据一些例子,控制系统能够通过对称密钥加密来加密数据。在一些这种例子中,控制系统能够通过分组密码加密方法来加密数据(例如,根据数据加密标准 (DES) 或高级加密标准 (AES))。在一些实现中,控制系统能够经由加密散列函数(例如,安全散列算法 (SHA) 系列函数之一,比如SHA-1、SHA-2或SHA-3算法)来加密数据。根据一些例子,控制系统能够经由诸如公钥加密方法之类的非对称密钥加密方法来加密数据。

[0085] 虽然图9中所示出的例子示出了占据患者胸部907的大部分的听诊器系统400,但是听诊器系统400的一些实施方式可能不足以覆盖特定患者的胸部。在一些实例中,由于听诊器系统400的尺寸、患者的尺寸或二者,可能难以以最佳方式来定位听诊器系统400。

[0086] 图10示出了包括用户反馈系统的听诊器系统的示例。该用户反馈系统可以例如有利于向用户提供关于将听诊器系统400正确放置在患者胸部上的反馈。在该例子中,听诊器系统400的用户反馈系统包括多个力反馈元件1005。在图10中示出的力反馈元件1005的数量、类型和取向仅仅是示例性的。其它实施方式可以包括更多、更少和/或不同类型的力反馈元件1005。听诊器系统400的一些实现可以不包括力反馈元件1005中的任何一个。

[0087] 在一些实现中,力反馈元件1005可以包括压电装置。例如,在一些实现中,力反馈元件1005可以包括柔性压电装置,例如M.S.Sarwar等人在下面的文献中所描述的那些:“Transparent and Conformal ‘Piezoionic’ Touch Sensor,”Proceedings of SPIE,9430 943026-1-943026-9 (2015),which is hereby incorporated by reference,以引用方式将该文献并入本文。在一些实现中,力反馈元件1005和压力传感器905都可以是压电装置。

在一些这种例子中,这些力反馈元件可以是压力传感器的实例。

[0088] 根据一些例子,控制单元915(或者另一个控制系统)的控制系统能够确定使用方法500从传感器信号所获得的心脏信号分量(例如,S1心音和S2心音)的质量度量,并且能够判断该质量度量是否小于质量度量门限。在一些实例中,该质量度量可以(至少部分地)与听诊器系统400的位置相对应。

[0089] 如上所述,与S2心音的P2分量相比,S2心音的A2分量通常具有更高的幅度信号。因此,在一些实例中,A2分量可以在患者胸部的所有听诊部位(并且可能在患者胸部的其它位置)处容易检测到,而不在听诊位置225附近、肺动脉瓣附近的位置处,不容易检测到P2分量(见图2)。

[0090] 因此,在一些例子中,P2分量的幅度可以是由控制单元915(或另一个控制系统)的控制系统确定的质量度量的至少一个方面。根据具体的实施方式,可以以各种方式来测量与P2分量的幅度相对应的质量度量。根据一些这种例子,可以根据P2分量本身的测量幅度来确定质量度量(例如,根据所测量的P2分量的幅度是否高于门限值)。该门限值是“质量度量门限”的一个示例。替代地或另外地,可以根据A2和P2分量的相对幅度来确定质量度量。例如,该质量度量可以是至少部分地基于P2分量的幅度与A2分量的幅度的比率。在其它实现中,该质量度量可以是至少部分地基于除了P2分量的幅度之外的因素,例如,基于所获得的S1和S2心音的频谱内容(参照典型的心音的预期)(例如,如图7和图8中所示)。

[0091] 如果控制单元915的控制系统确定质量度量不处于质量度量门限或者高于质量度量门限,则在一些实现中,控制单元915的控制系统能够经由用户反馈系统来提供指令。在一些实现中,该控制系统能够控制力反馈元件1005中的一个或多个,以提供指示应当对听诊器系统400进行重新定位的用户反馈。

[0092] 例如,控制单元915的控制系统可以确定质量度量不处于质量度量门限或者高于质量度量门限,压力传感器a12和a13指示质量度量的最高值(例如,P2分量的最高幅度信号)。替代地或另外地,控制单元915的控制系统能够确定质量度量梯度。在一些这种例子中,控制单元915的控制系统可以对力反馈子元件1010a、力反馈子元件1010b或者力反馈子元件1010a和力反馈子元件1010b二者进行控制,以提供指示应当将听诊器系统400沿箭头1015的方向移动的力反馈。根据一些这种实现,如果控制单元915的控制系统只激活力反馈子元件中的一个,则这指示与控制单元915的控制系统激活力反馈子元件1010a和力反馈子元件1010b二者相比,听诊器系统400应当移动相对更小的距离。替代地或另外地,控制单元915的控制系统能够确定质量度量梯度,以及根据质量度量梯度来经由用户反馈系统提供指令。

[0093] 一些实现可以涉及确定其它类型的质量度量。在一些例子中,质量度量可以是基于与心脏活动相对应的一个或多个脉冲的特性。例如,这些脉冲特性可以包括脉冲长度、脉冲形状和/或脉冲速率。脉冲形状可以相对于其它值(例如,幅度值)。脉冲形状有几种分类系统。在一些这种分类系统中,将动脉脉搏波的重搏切迹认为是脉冲形状的关键因素。例如,重搏切迹的存在或不存在可以是动脉硬度的指示。

[0094] 因此,根据具体的实施方式,这种质量度量的确定可以触发或者可以不触发用于移动贴片901的用户提示。在一些实现中,确定这些质量度量可以触发对贴片901接收的信号的处理的改变。例如,如果先前已经在患者的动脉脉搏波中检测到重搏切迹,但是在处理

之后的当前动脉脉搏波未指示陷波,则在方法500或方法550的一些实现中,可以使用滤波器来处理组合信号,其中该滤波器允许更多的高频信号分量包括在经滤波信号中。

[0095] 根据一些实现,控制单元915的控制系统(或者本文所公开的另一个控制系统)能够检测心脏瓣膜活动的异常情况。根据一些这种实现,控制系统能够经由接口系统(例如,图4的接口系统415)来发送与该异常情况相对应的信号。例如,健康人的心脏的A2分量通常在P2分量之前,如图7中所示。在一些实现中,如果控制系统确定P2分量在A2分量之前,则控制系统能够发送与该异常情况相对应的信号。如上所述,与P2分量相比,A2分量通常包括更高幅度的信号。根据一些例子,如果控制系统确定P2分量包括比A2分量的信号更高幅度的信号,则控制系统能够发送与该异常情况相对应的信号。

[0096] 根据具体的实施方式,与异常情况相对应的信号可以指示或者不指示异常情况的类型。在一些实现中,控制系统能够经由无线接口,向网络上的一个或多个其它设备发送与该异常情况相对应的信号,其中该网络可以是诸如下面参照图11所描述的网络。这些其它设备可以由医疗保健专业人员、家庭成员等等来使用。在一些例子中,控制系统能够将与异常情况相对应的信号发送到移动设备(例如,图9中所示出的移动设备920a)。在一些实现中,该移动设备能够将信号中继到另一个设备。在一些这种实现中,移动设备能够提供与异常情况相对应的音频和/或视觉警报。

[0097] 图11是示出一种系统的组件的示例的网络图,其中在该系统中,可以实现本公开内容的一些方面。图11中所示出的设备的数量、类型和布置仅仅是通过示例的方式来示出。在该例子中,各种设备能够经由一个或多个网络1117进行通信。例如,网络1117可以包括公共交换电话网(PSTN),其包括蜂窝电话网、互联网等等。例如,图11中所示出的移动设备920a和920b可以包括诸如智能电话、蜂窝电话、平板设备等等之类的个人计算设备。

[0098] 在位置1120处,移动设备920a能够与听诊器系统400进行无线通信。移动设备920a是前述讨论中所引用的“第二设备”的一个示例。例如,移动设备920a能够执行软件以执行本文所描述的方法中的一些,比如接收数据、解密数据、显示与所接收的数据相对应的图像、接收用户输入、以及向听诊器系统400发送控制信号等等。

[0099] 在该例子中,数据中心1145包括能够经由网络1117,提供健康信息服务的各种设备。因此,数据中心1145能够经由网关1125,与网络1117进行通信。交换机1150和路由器1155能够为数据中心1145的设备(其包括存储设备1160、服务器1165和工作站1170)提供网络连接。虽然在图11中只示出了一个数据中心1145,但是一些实现可以包括多个数据中心1145。

[0100] 数据中心1145(或者其它地方)中的一种或多种类型的设备能够执行中间件,例如,用于数据管理和/或设备通信。与健康相关信息(其包括但不限于由联网的听诊器系统400获得的信息)可以上载(例如,从诸如移动设备920a之类的移动设备上载)并存储在存储设备1160和/或服务器1165上。此外,与健康相关的软件也可以存储在存储设备1160和/或服务器1165上。在一些实现中,一些这种与健康相关软件可以作为“应用(app)”而可用,可以由授权用户进行下载。一些这种应用可以在能够与听诊器系统400通信的设备(例如,移动设备920a)上执行。

[0101] 在该例子中,各种人和/或实体(其包括但不限于:医疗保健专业人员、患者、患者家属、保险公司代表等等)可以获得关于听诊器系统400的信息或者由听诊器系统400获得

的信息。该信息可以包括但不限于：由一个或多个听诊器系统400获得的数据、由一个或多个听诊器系统400获得的其它传感器数据(例如，温度数据)等等。

[0102] 在一些例子中，经授权的人和/或实体可以经由数据中心1145来获得该信息。替代地，可以授权至少一些人和/或实体经由来自听诊器系统400的数据馈送来获得该信息，例如，通过与听诊器系统400通信的相应设备。相应地，在一些示例中，一个或多个其它设备(例如，移动设备920或者数据中心1145的设备)可以充当这种数据馈送的中介。例如，这种设备能够应用数据编码算法、数据压缩算法、数据加密算法、数据过滤算法、执行数据汇总和/或分析软件等等。在一些实现中，数据编码算法、数据解码算法、数据压缩算法、数据加密和解密算法、数据过滤、摘要软件、分析软件等等可以作为“应用(app)”而可用，可以由授权用户进行下载(例如，从数据中心1145下载)。

[0103] 在该例子中，授权用户的家庭成员经由移动设备920b登录到系统，以便从位置1120中的用户访问由听诊器系统400获得的生理数据。此外，图11还描绘了医生办公室1105，医疗保健专业人员1110使用膝上型计算机1115从数据中心1145访问信息。该信息可以包括由听诊器系统400在位置1120中获得的信息和/或由其它听诊器系统400获得的信息。

[0104] 本文所公开的一些实现能够提供认证和/或识别功能。例如，数据中心1145的服务器1165中的一个能够控制对联网的听诊器系统400获得的信息的访问。在一些这种例子中，服务器1165可以仅在用户提供了真实的用户名和相应的密码(例如，通过移动设备920b或膝上型计算机1115)之后才提供对该信息的访问，其中服务器1165接受该用户名和相应的密码。可以在先前的登记过程期间已经建立用户名和密码。

[0105] 根据一些实现，图11中所示出的一个或多个设备能够获得生物信息。例如，在一些实现中，移动设备920a、移动设备920b和/或膝上型计算机1115可以包括生物识别传感器系统，其可以包括指纹传感器系统、相机系统等等。在一些示例中，服务器1165可以仅在用户提供了已经由服务器1165认证的指纹信息或其它生物信息(例如，经由移动设备920a、移动设备920b或膝上型计算机1115)之后，才提供对联网的听诊器系统400获得的信息的访问。(如本文所使用的，“指纹信息”包括与任何数字相对应的打印信息，其包括指纹图像和拇指指纹图像。)例如，服务器1165可以将提供的指纹或其它生物信息(本文还称为“当前获得的生物信息”)与先前在登记过程期间获得的存储的生物信息(本文还称为“先前获得的生物信息”)进行比较。

[0106] 在替代的实施方式中，另一个设备能够提供认证和/或识别功能。例如，在一些实现中，听诊器系统400的控制系统410、移动设备的控制系统或者二者都可以包括认证和/或识别功能。

[0107] 在一些例子中，移动设备920a的生物传感器系统(例如，指纹传感器系统)可以从用户获得生物信息。替代地或另外地，在一些例子中，听诊器系统400的生物传感器系统可以从用户获得生物信息。控制系统可以执行至少部分地基于生物信息的认证过程，以便验证用户的身份。例如，该认证过程可以涉及：将当前获得的生物信息与先前获得的来自授权用户的生物信息进行比较。根据具体的实施方式，控制系统可以位于移动设备920a、听诊器系统400中或者位于另一个设备(例如，服务器1165)中。

[0108] 如果认证过程成功，则在一些实现中，控制系统可以授权已经验证其身份的用户

经由移动设备920a来控制听诊器系统400,和/或经由移动设备920a从听诊器系统400接收信息。在一些实现中,由听诊器系统400获取的数据和/或其它传感器数据可以与用户的身份信息相关联。例如,由听诊器系统400获取的数据和/或其它传感器数据可以存储在还包括用户的身份信息的数据结构中。在一些例子中,该身份信息可以包括用户的姓名。在一些实例中,该身份信息可以包括在认证过程期间获得的生物信息中的至少一些(例如,指纹信息)。

[0109] 如本文所使用的,指代一个列表项“中的至少一个”的短语是指这些项的任意组合,其包括单一成员。举例而言,“a、b或c中的至少一个”旨在覆盖:a、b、c、a-b、a-c、b-c和a-b-c。

[0110] 结合本文所公开的实现描述的各种示例性的逻辑、逻辑框、模块、电路和算法处理均可以实现成电子硬件、计算机软件或二者的组合。通常为了表示硬件和软件之间的这种可交换性,上面对各种示例性的部件、框、模块、电路和处理均围绕其功能进行了总体描述。至于这种功能是实现成硬件还是实现成软件,取决于特定的应用和对整个系统所施加的设计约束条件。

[0111] 用于执行本文所述功能的通用单芯片或者多芯片处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其它可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件部件或者其任意组合,可以用来实现或执行结合本文所公开的方面描述的各种示例性的逻辑、逻辑框、模块和电路。通用处理器可以是微处理器,或者,该处理器也可以是任何常规的处理器、控制器、微控制器或者状态机。处理器也可以实现为计算设备的组合,例如,DSP和微处理器的组合、若干微处理器、一个或多个微处理器与DSP内核的结合,或者任何其它此种结构。在一些实现中,特定的处理和方法可以由特定于给定功能的电路来执行。

[0112] 在一个或多个方面,所描述的功能可以用硬件、数字电子电路、计算机软件、固件(其包括本说明书中所公开的结构以及它们的其结构等同物)或者其任意组合来实现。本说明书中描述的主题的实现还可以实现成一个或多个计算机程序,即,编码在计算机存储介质上的计算机程序指令的一个或多个模块,以便由数据处理装置来执行或者控制数据处理装置的操作。

[0113] 当在软件中实现时,可以将这些功能存储在一个或多个计算机可读介质(例如,一个或多个非临时性介质)上或者作为一个或多个计算机可读介质上的一个或多个指令或代码进行传输。本文所公开的方法或算法的处理可以在位于计算机可读介质上的处理器可执行软件模块中实现。计算机可读介质包括计算机存储介质和通信介质,其中通信介质包括便于从一个地方向另一个地方传送计算机程序的任何介质。存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质。举例而言,但非做出限制,非临时性介质可以包括RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM或其它光盘存储器、磁盘存储器或其它磁存储设备、或者能够用于存储具有指令或数据结构形式的期望的程序代码并能够由计算机进行存取的任何其它介质。此外,可以将任何连接适当地称作计算机可读介质。如本文所使用的,盘(disk)和碟(disc)包括紧致碟(CD)、激光碟、光碟、数字多用途光碟(DVD)、软盘和蓝光碟,其中盘通常磁性地复制数据,而碟则用激光来光学地复制数据。此外,上面的组合也应当包括在计算机可读介质的保护范围之内。另外,方法或算法的操作可以作为一个代码和指令集或者代码和指令集的任意组合,位

于机器可读介质和计算机可读介质之上,其中该机器可读介质和计算机可读介质可以并入到计算机程序产品之中。

[0114] 对本公开内容所描述的实现做出各种修改,对于本领域普通技术人员来说是显而易见的,并且,本文定义的总体原理也可以在不脱离本公开内容的精神或保护范围的基础上适用于其它实现。因此,本公开内容并不限于本文所示出的这些实现,而是与本文所公开的权利要求书、原理和新颖性特征的最广范围相一致。本文使用“示例性的”一词(如果有的话)来意味“用作例子、例证或说明”。本文中被描述为“示例性”的任何实现不应被解释为比其它实现更优选或更具优势。

[0115] 本说明书中在不同的实现的背景下所描述的某些特征,也可以组合到单一实现中来实现。相反,在单一实现的背景下所描述的各种特征,也可以单独地或者以任何适当的子组合在多个实现中进行实施。此外,虽然上面将一些特征描述成在某些组合下进行工作(即使最初声称这样),但在一些情况下,可以将所主张的组合中的一个或多个特征从该组合中切割出来,所主张的组合可以是针对于某种子组合或者子组合的变型。

[0116] 类似地,虽然在附图中以特定的顺序描述了操作,但并不应当将其理解为:为了获得期望的结果,需要以该示出的特定顺序或者串行顺序来执行这些操作,或者必须执行所有示出的操作。在某些环境下,多任务处理和并行处理是有利的。此外,不应当将上面所描述的实现之中的各个系统组件的划分,理解为在所有实现中都需要这种划分,而应当理解的是,所描述的程序组件和系统通常可以一起集成到单一软件产品中,或者封装到多个软件产品中。另外,其它实现也落入所附权利要求书的保护范围之内。在一些情况下,可以按不同的顺序执行权利要求书中所陈述的动作,并仍然获得期望的结果。

[0117] 应当理解的是,除非具体描述的实现中的任何一个实现里的特征被明确地识别成彼此之间不兼容,或者周围上下文暗示着它们相互之间排斥,并且在补充和/或支持意义上不容易组合,否则本公开内容的全部内容预期和设想的是,可以对这些补充实现的特定特征进行选择组合,以提供一个或多个全面但略有不同的技术解决方案。因此,还应当理解的是,仅仅通过示例的方式来给出上面的描述,可以在本公开内容的范围之内进行细节的修改。

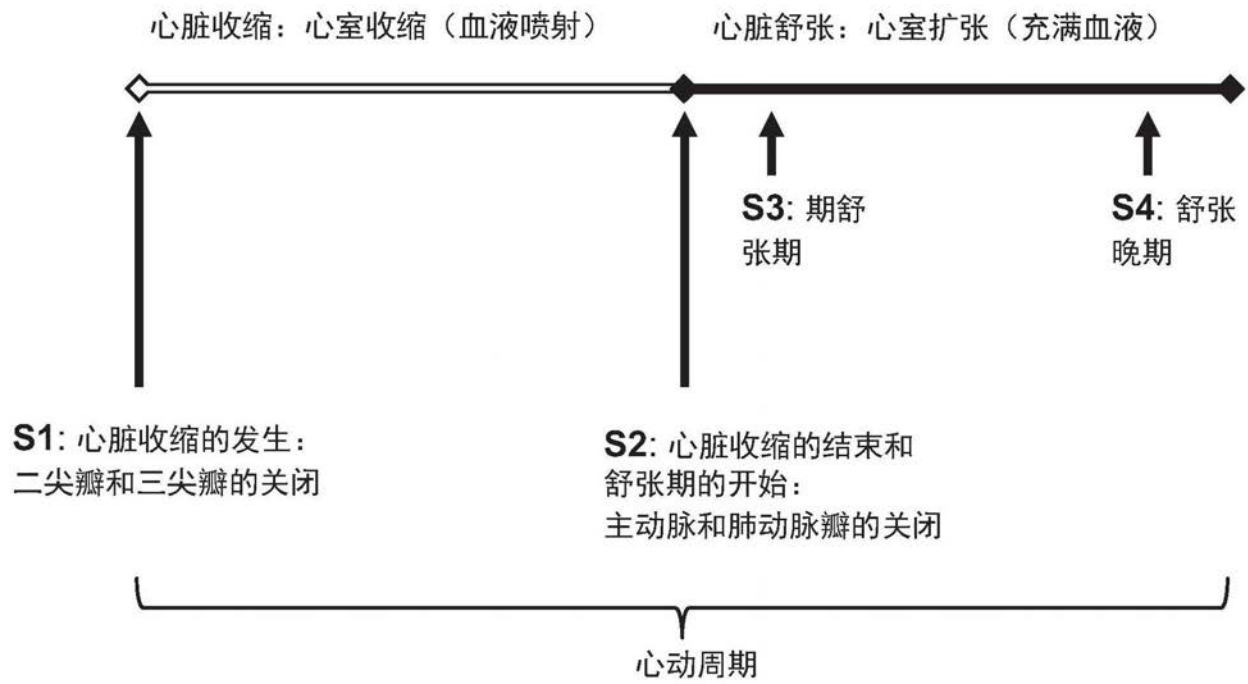


图1

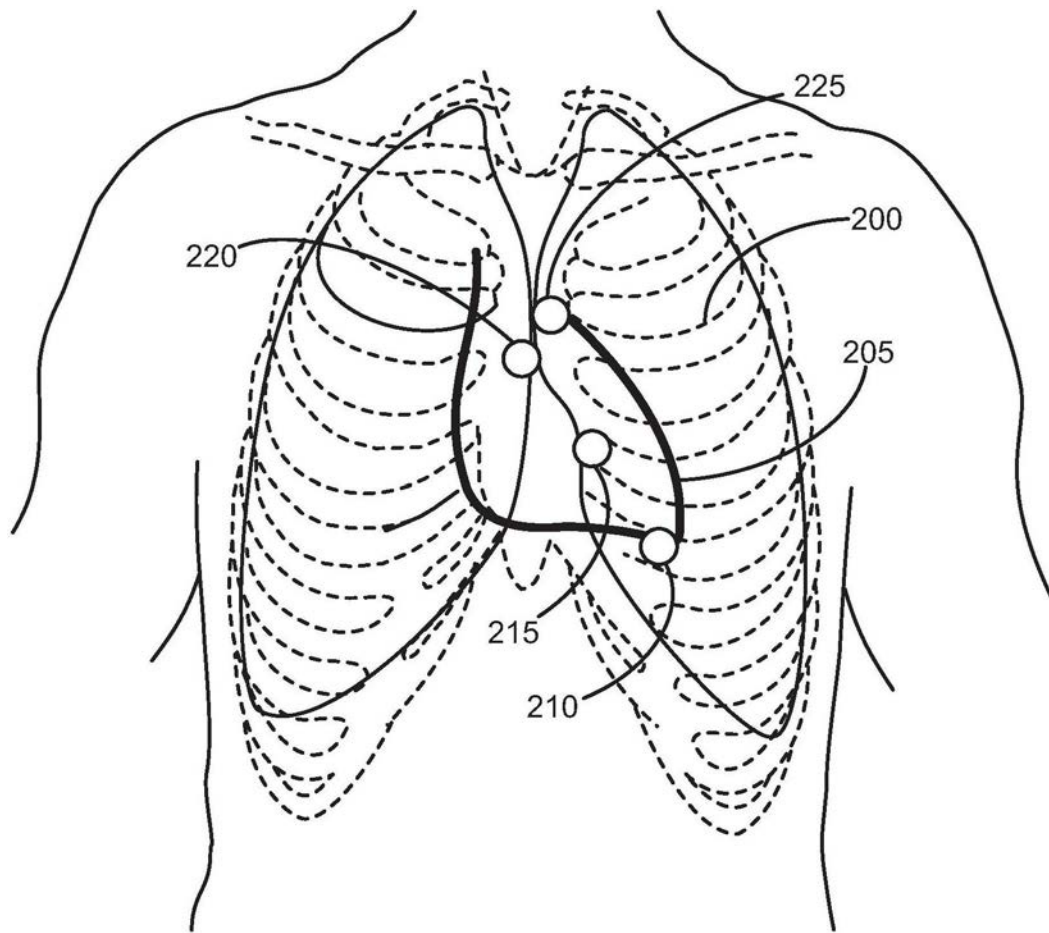


图2

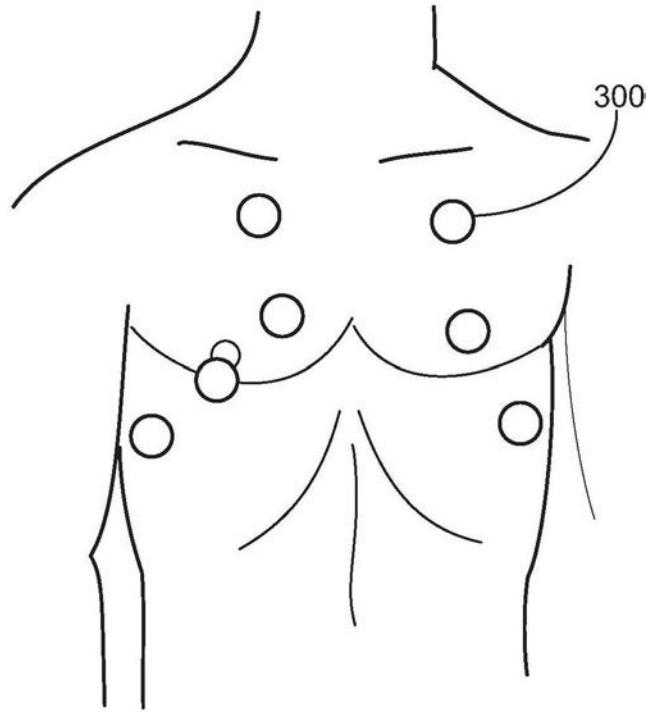


图3A

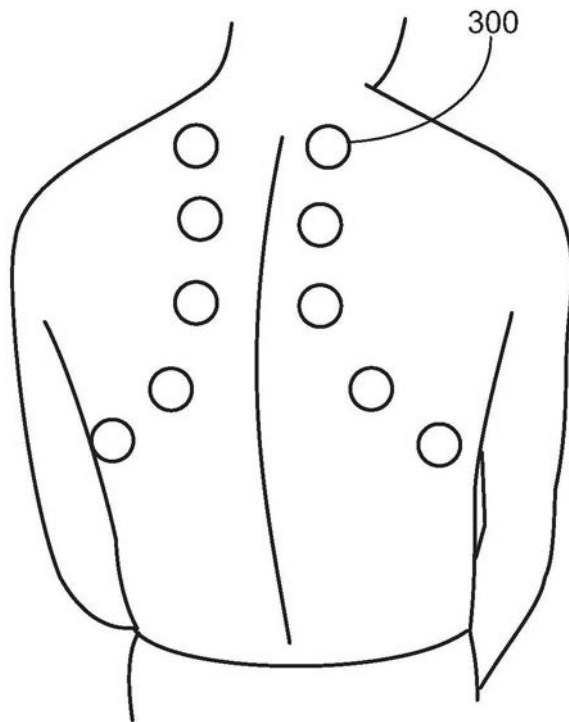


图3B

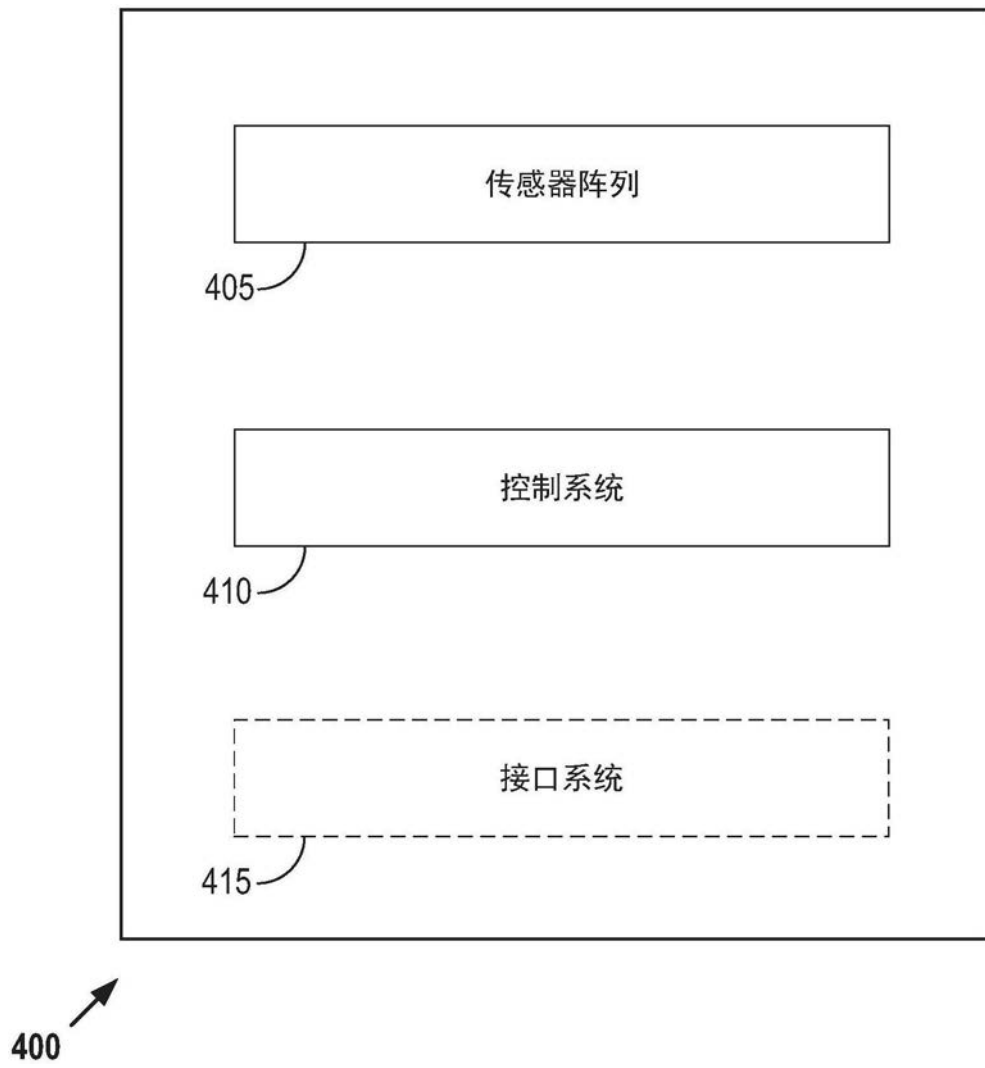


图4

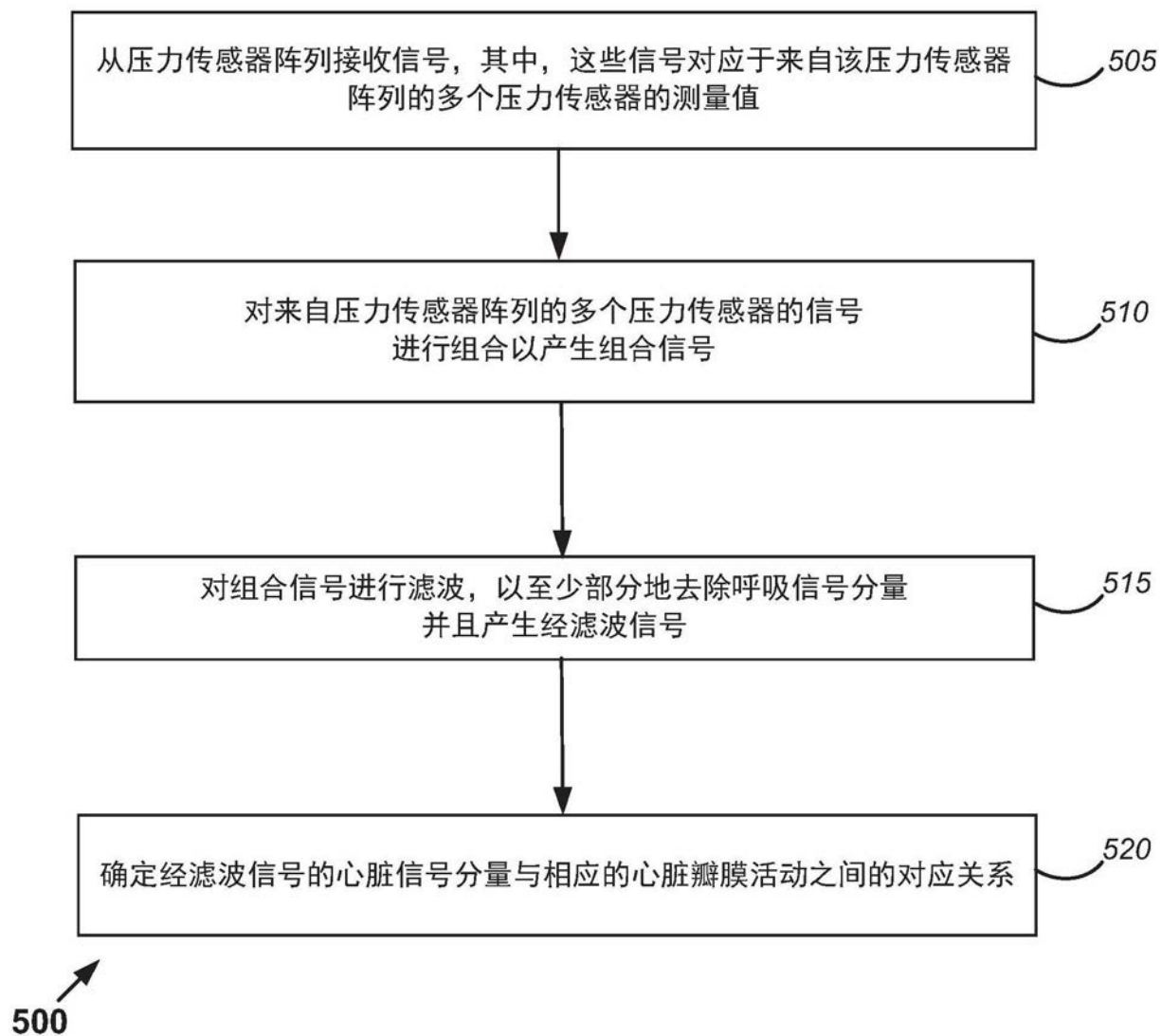


图5A

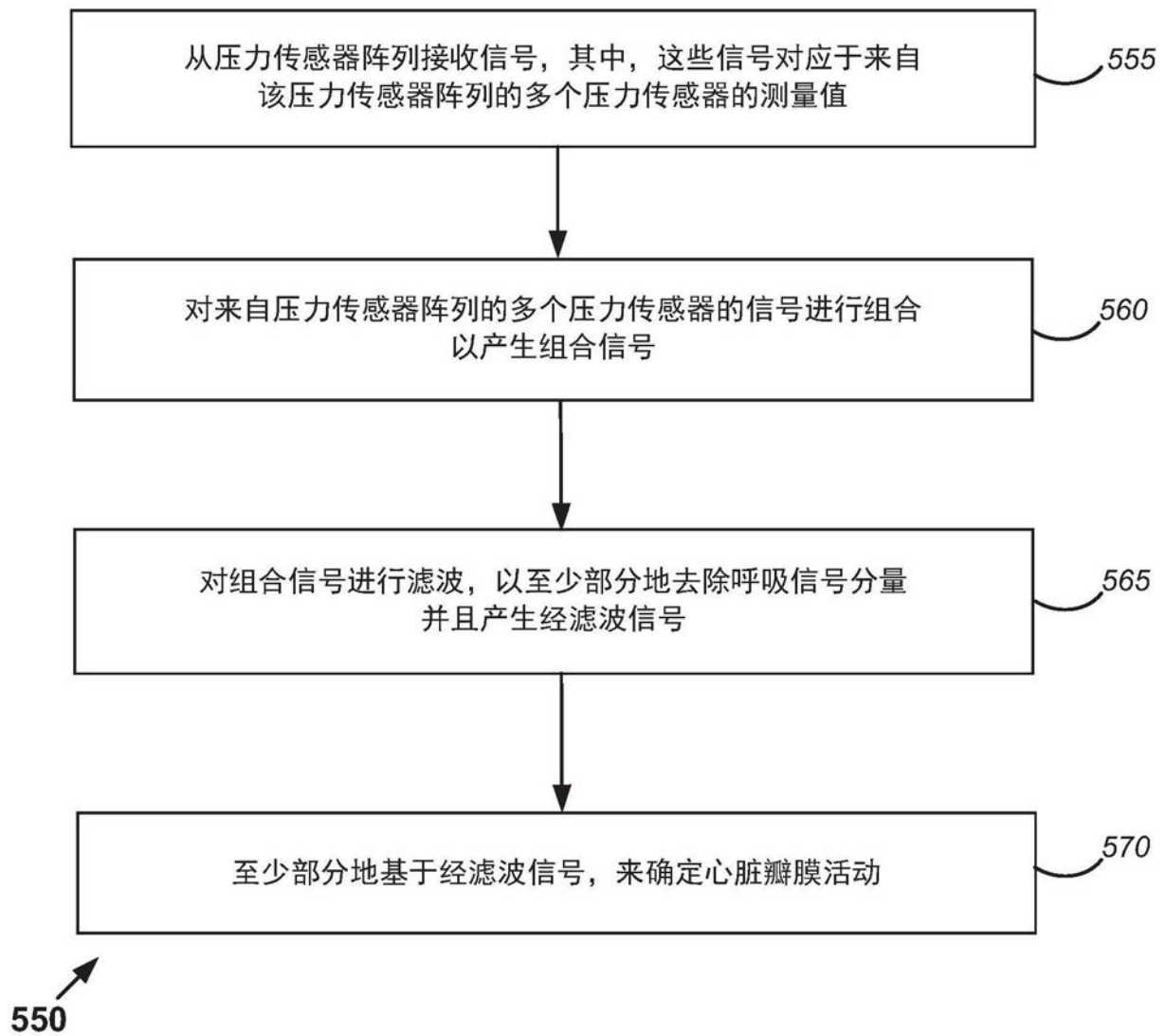


图5B

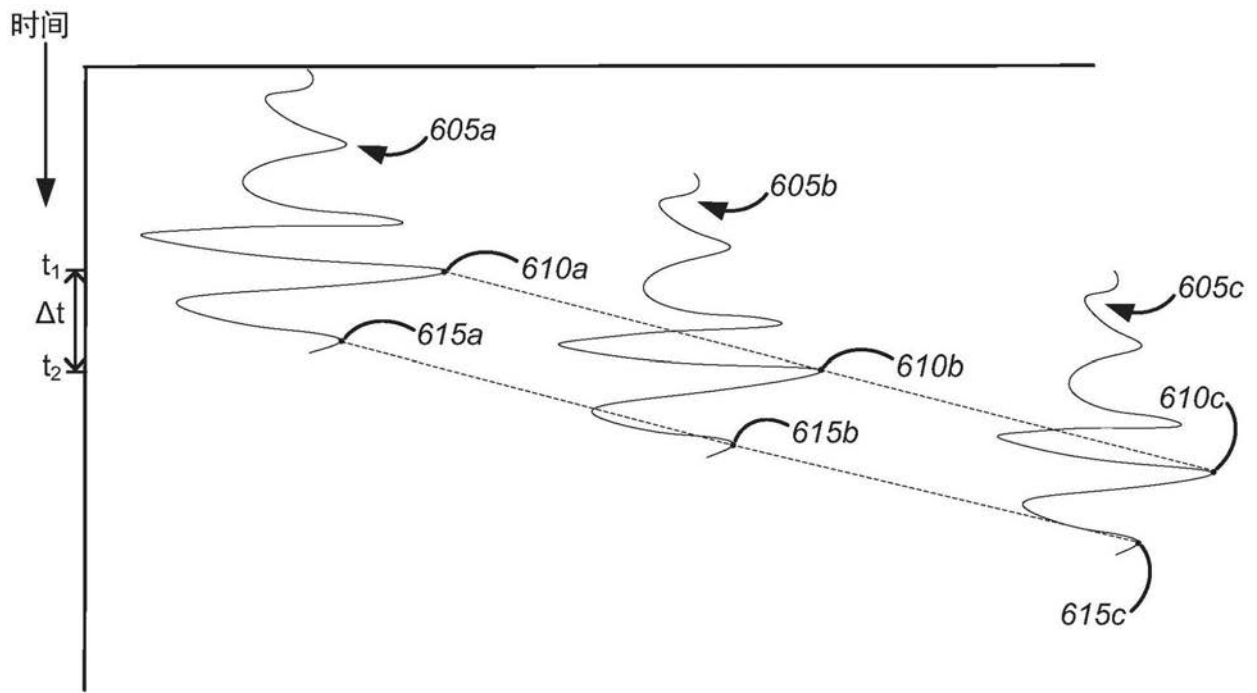


图6

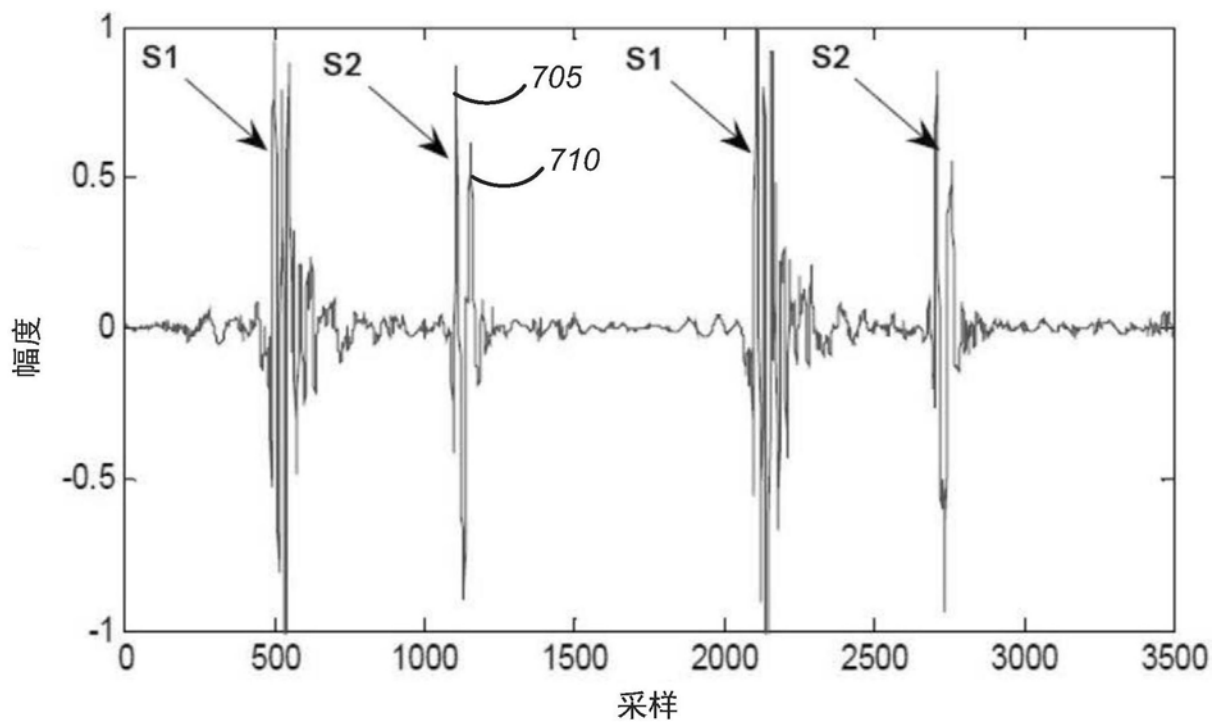


图7

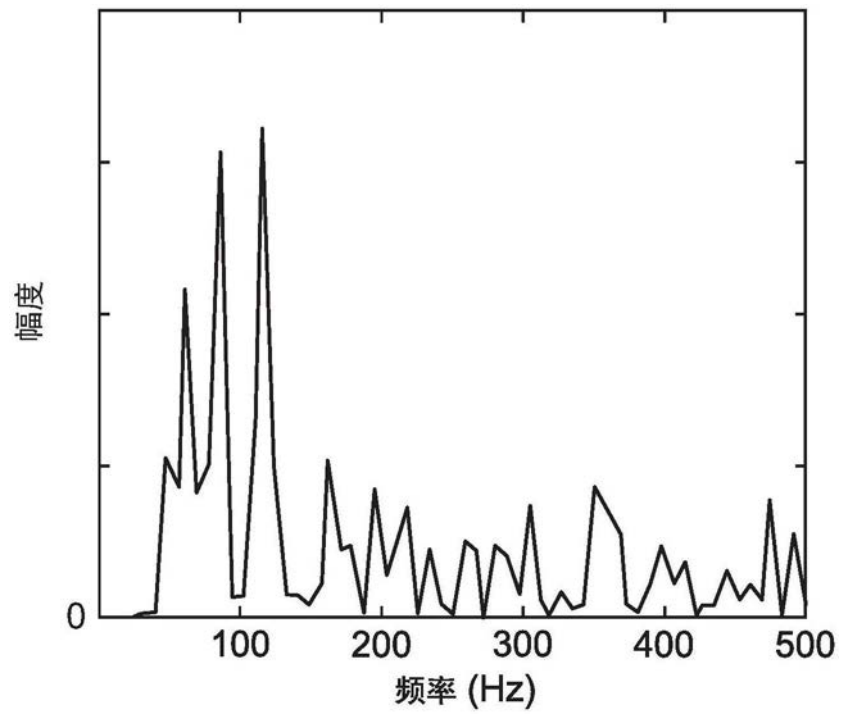


图8A

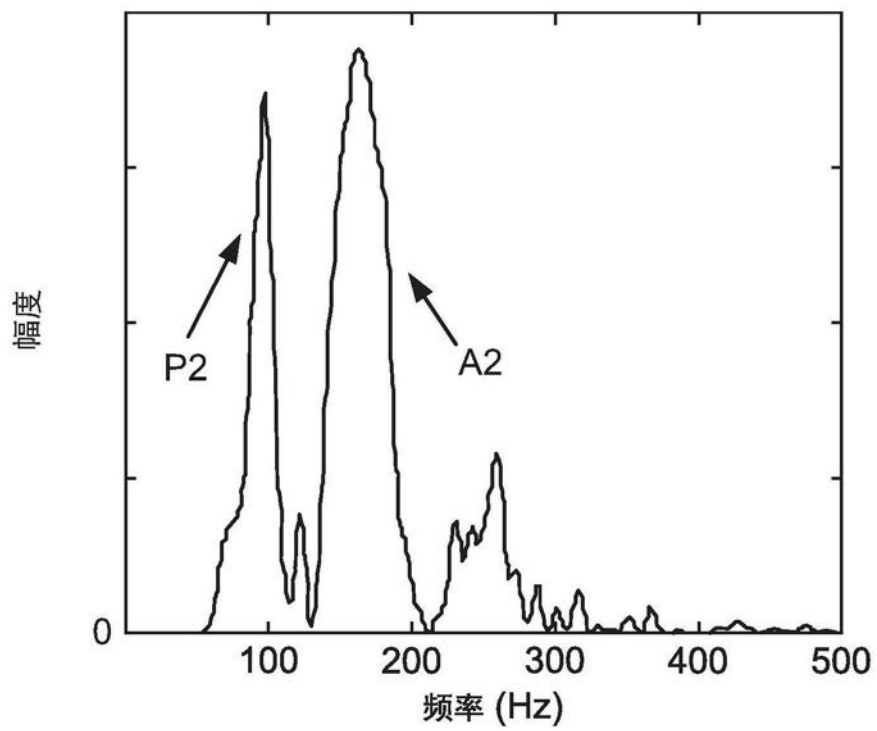


图8B

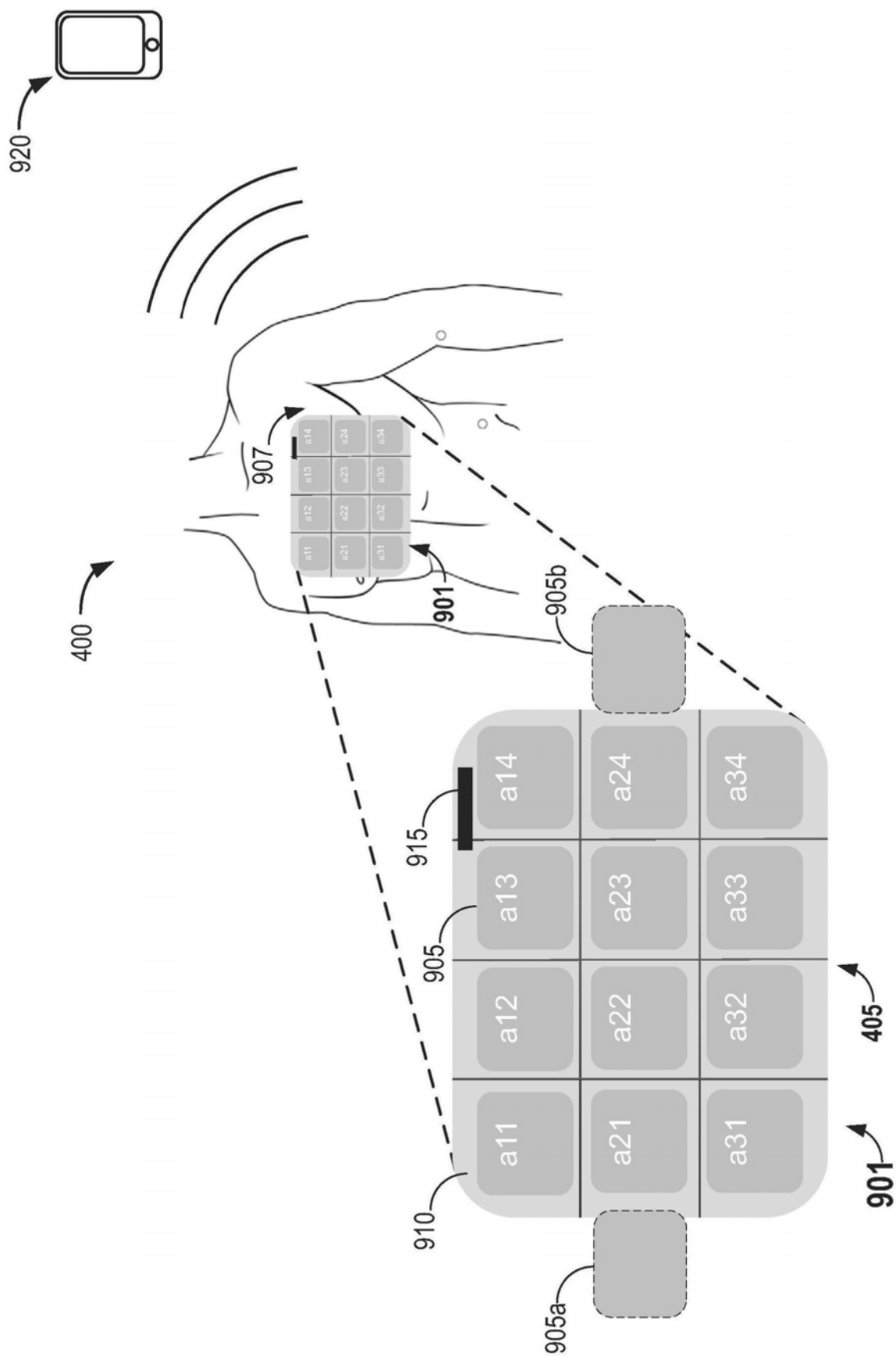


图9

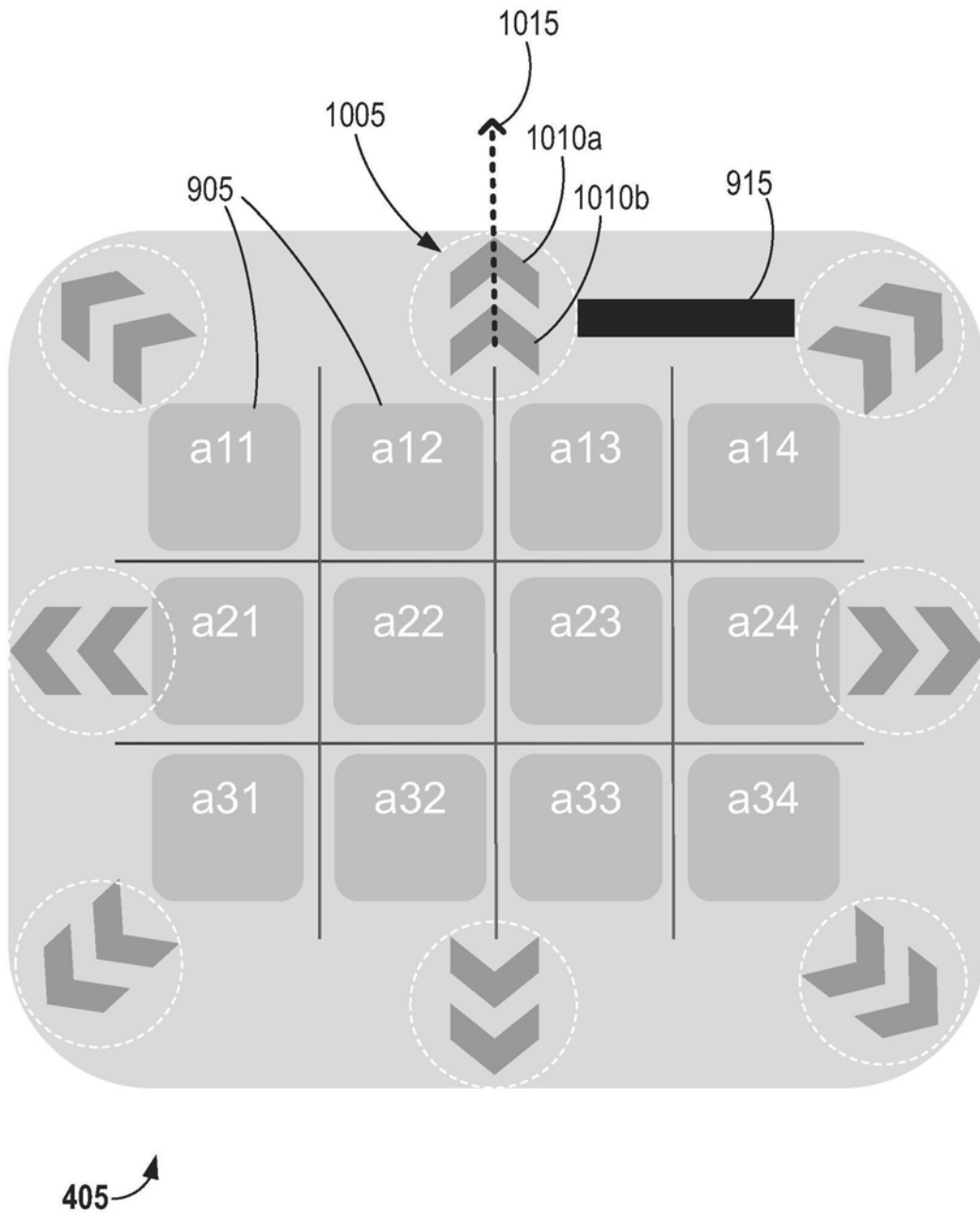


图10

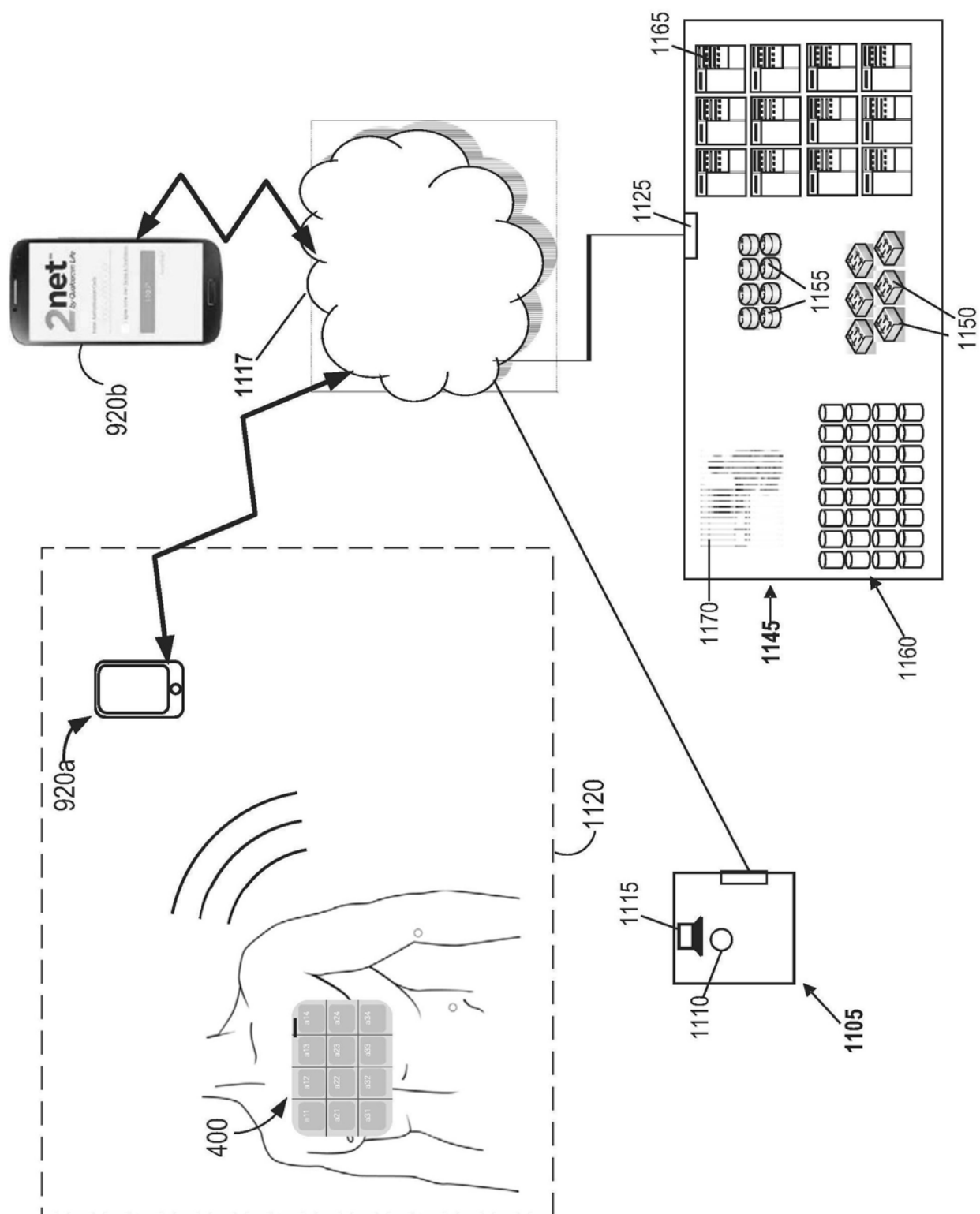


图11

专利名称(译)	包括传感器阵列的听诊器系统		
公开(公告)号	CN108601577A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201680080625.0	申请日	2016-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	MI塞赞 E丹特斯克尔 K卡斯考恩 BD尼兹尼克 C托伯特		
发明人	M·I·塞赞 E·丹特斯克尔 K·卡斯考恩 B·D·尼兹尼克 C·托伯特		
IPC分类号	A61B7/00 A61B7/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/6833 A61B7/00 A61B7/04 A61B2562/0204 A61B2562/046 A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/721 A61B7/026		
代理人(译)	张立达 王英		
优先权	15/013896 2016-02-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

听诊器系统可以包括传感器阵列，后者可以包括压力传感器。该阵列可以在适合患者身体的可穿戴“贴片”中实现。听诊器系统可以包括能够从传感器阵列接收信号的控制系统。例如，这些信号可以对应于来自该阵列的多个压力传感器的测量值。控制系统能够对来自多个压力传感器的信号进行组合以产生组合信号。控制系统能够对组合信号进行滤波，以至少部分地去除呼吸信号分量并且产生经滤波信号。控制系统能够确定经滤波信号的心脏信号分量与相应的心脏瓣膜活动之间的对应关系。

