



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104427928 B

(45)授权公告日 2017.04.05

(21)申请号 201380037382.9

(22)申请日 2013.05.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104427928 A

(43)申请公布日 2015.03.18

(30)优先权数据
61/646,841 2012.05.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.01.13

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/CA2013/050367 2013.05.13

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/170378 EN 2013.11.21

(73)专利权人 莱昂斯加特科技公司
地址 加拿大不列颠哥伦比亚

(72)发明人 克里斯蒂安·莱特·彼得森

约翰·马克·安赛米诺
盖伊·多蒙特

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262
代理人 周靖 郑霞

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/01(2006.01)
A61B 5/021(2006.01)
A61B 5/22(2006.01)

(56)对比文件
KR 10-2011-0041456 A,2011.04.21,
US 2012/0116184 A1,2012.05.10,
US 2008/0097908 A1,2008.04.24,
CN 101785327 A,2010.07.21,
WO 2011/141908 A2,2011.11.17,
审查员 王兆雨

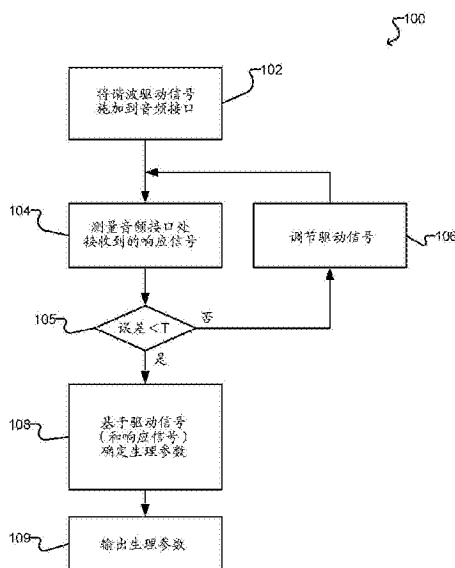
权利要求书3页 说明书13页 附图13页

(54)发明名称

用于确定生理参数的系统、方法和相关设备

(57)摘要

本发明提供了用于控制电子装置的方法、系统和相关设备,其通过以下步骤操作可连接到电子装置音频接口的外部传感器:将第一谐波驱动信号施加到音频接口的第一触点并将第二谐波驱动信号施加到音频接口的第二触点来驱动外部传感器,在音频接口第三触点处接收响应信号,调整第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号中的至少一个,基于第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号以及响应信号的特性确定一个或多个生理参数,以及输出所确定的一个或多个生理参数。



1. 一种用于控制电子装置以操作可连接到所述电子装置的音频接口的外部传感器的方法,所述音频接口包括多个触点,所述方法包括:

将第一谐波驱动信号施加到所述音频接口的第一触点并将第二谐波驱动信号施加到所述音频接口的第二触点来驱动所述外部传感器;

在所述音频接口的第三触点处接收响应信号;

调整所述第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号中的至少一个;

基于所述第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号以及所述响应信号的特性确定一个或多个生理参数;以及

输出所确定的一个或多个生理参数。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中调整包括基于所述响应信号提供反馈以修改所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号中的一个以最小化所述响应信号。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中调整包括在所述第二谐波驱动信号的振幅扫描通过预定范围时,使所述第一谐波驱动信号维持基本不变的振幅。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中使所述振幅扫描包括扫描通过所述音频接口的最大振幅与零之间的范围,并且所述基本不变的振幅为所述最大振幅的大约一半。

5. 根据权利要求3或权利要求4所述的方法,其中扫描包括线性斜升所述振幅。

6. 根据权利要求3或权利要求4所述的方法,包括基于所接收到的响应信号中的局部最小值的定时信息确定驱动信号比。

7. 根据权利要求3或权利要求4所述的方法,其中所述外部传感器包括温度传感器,所述方法包括基于所接收到的响应信号中的局部最小值的定时信息确定温度。

8. 根据权利要求1至权利要求4中任何一项所述的方法,其中所述外部传感器包括温度传感器,所述方法包括基于所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定温度。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中所述温度传感器主要包含热敏电阻器和参考电阻器。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中所述温度传感器主要包含热敏电阻器和参考电阻器。

11. 根据权利要求1至权利要求4中任何一项所述的方法,其中所述外部传感器包括压力传感器。

12. 根据权利要求11所述的方法,包括将所述响应信号乘以所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号中的一个和所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号中的一个的相移形式来生成响应输入,并基于所述响应输入确定一个或多个生理参数。

13. 根据权利要求12所述的方法,包括基于所述响应输入和所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定平均血压、收缩血压、舒张血压、和/或心率。

14. 根据权利要求11所述的方法,其中所述压力传感器被耦合以从可充气构件接收压力。

15. 根据权利要求11所述的方法,其中所述压力传感器位于机械可压缩构件内。

16. 根据权利要求14或权利要求15所述的方法,包括基于所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定肌肉收缩的强度。

17. 根据权利要求11所述的方法,其中所述压力传感器包括压差传感器。

18. 根据权利要求12所述的方法,其中所述压力传感器包括压差传感器,所述方法包括基于所述响应输入和所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定呼吸参数。

19. 一种用于控制电子装置以操作可连接到所述电子装置的音频接口的外部传感器的系统,所述音频接口包括多个触点,所述系统包括:

驱动信号生成器,其用于将第一谐波驱动信号施加到所述音频接口的第一触点并将第二谐波驱动信号施加到所述音频接口的第二触点来驱动所述外部传感器并调整所述第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号中的至少一个;

响应信号检测器,其用于接收所述音频接口的第三触点处的响应信号;

生理参数提取器,其用于基于所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号以及所述响应信号的特性确定一个或多个生理参数;以及

输出装置,其用于输出所确定的一个或多个生理参数。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述驱动信号生成器基于所述响应信号接收反馈以修改所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号中的一个以最小化所述响应信号。

21. 根据权利要求20所述的系统,其中所述驱动信号生成器在所述第二谐波驱动信号的振幅扫描通过预定范围时,使所述第一谐波驱动信号维持基本不变的幅度。

22. 根据权利要求21所述的系统,其中所述驱动信号生成器使所述第二谐波驱动信号的所述振幅扫描通过所述音频接口的最大振幅与零之间的范围,并且所述基本不变的振幅为所述最大振幅的大约一半。

23. 根据权利要求21或权利要求22所述的系统,其中所述驱动信号生成器以线性斜升所述第二谐波驱动信号的所述振幅的方式使所述振幅扫描。

24. 根据权利要求21或权利要求22所述的系统,其中所述响应信号检测器和所述生理参数提取器中的一者基于所接收到的响应信号中的局部最小值的定时信息确定驱动信号比。

25. 根据权利要求21或权利要求22所述的系统,其中所述外部传感器包括温度传感器,其中所述生理参数提取器基于所接收到的响应信号中的局部最小值的定时信息确定温度。

26. 根据权利要求19至权利要求22中任何一项所述的系统,其中所述外部传感器包括温度传感器,其中所述生理参数提取器基于所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定温度。

27. 根据权利要求25所述的系统,其中所述温度传感器主要包含热敏电阻器和参考电阻器。

28. 根据权利要求26所述的系统,其中所述温度传感器主要包含热敏电阻器和参考电阻器。

29. 根据权利要求19至权利要求22中任何一项所述的系统,其中所述外部传感器包括压力传感器。

30. 根据权利要求29所述的系统,其中所述响应信号检测器将所述响应信号乘以所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号中的一个和所述第一谐波驱动信号和所述第

二谐波驱动信号中的一个的相移形式以生成响应输入,并且所述生理参数提取器基于所述响应输入确定一个或多个生理参数。

31.根据权利要求30所述的系统,其中所述生理参数提取器基于所述响应输入和所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定平均血压、收缩血压、舒张血压、和/或心率。

32.根据权利要求29所述的系统,其中所述压力传感器被耦合以从可充气构件接收压力。

33.根据权利要求29所述的系统,其中所述压力传感器位于机械可压缩构件内。

34.根据权利要求32或权利要求33所述的系统,其中所述生理参数提取器基于所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定肌肉收缩的强度。

35.根据权利要求29所述的系统,其中所述压力传感器包括压差传感器。

36.根据权利要求30所述的系统,其中所述压力传感器包括压差传感器,其中所述生理参数提取器基于所述响应输入和所述第一谐波驱动信号和所述第二谐波驱动信号的振幅比确定呼吸参数。

37.一种连接到电子装置的音频接口的温度计,所述温度计包括:

插头,其具有用于从所述电子装置接收第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号的第一触点和第二触点,以及用于将响应信号返回到所述电子装置的第三触点;以及

温度传感器,其主要包含连接在所述第一触点与所述第三触点之间的热敏电阻器和连接在所述第二触点与第三触点之间的参考电阻器。

38.一种连接到电子装置的音频接口的适配器,所述适配器包括:

插头,其具有用于从所述电子装置接收第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号的第一触点和第二触点,以及用于将响应信号返回到所述电子装置的第三触点;以及

压力传感器,其在所述第一触点与第三触点之间具有压敏区域和连接在所述第二触点与第三触点之间的参考电阻器,所述压力传感器被连接为跨接所述第一触点和所述第二触点的桥接器以向所述第三触点提供所述响应信号。

39.根据权利要求38所述的适配器,其包括壳体,所述壳体包围所述压敏区域并且具有与所述压敏区域流体连通的通道。

40.根据权利要求39所述的适配器,其中所述压力传感器包括具有两个压敏区域的压差传感器,且其中所述壳体具有两个通道,所述压敏区域中的每一个连接一个通道。

41.根据权利要求39所述的适配器,其中所述壳体包括用于将所述通道耦合到压力管的管连接器。

42.根据权利要求38所述的适配器,包括机械可压缩构件,其中所述压力传感器被包含在所述机械可压缩构件内。

用于确定生理参数的系统、方法和相关设备

技术领域

[0001] 本公开总体涉及确定患者的生理参数。更具体地说,本公开涉及利用耦合到电子装置的音频接口的传感器来确定生理参数的系统、方法和相关设备。

背景技术

[0002] 传统的温度计、血压测量装置、肺活量计、会阴收缩力计、ECG、EEG以及用于测量生理参数的其他装置通常是独立的器具。用于测量生理参数的独立电子装置通常含有电源、微控制器、本地存储器、和定制显示机构以及执行传感所需的基本电路。这使得系统相对复杂,制作成本较贵,并且存在许多潜在故障点。因此,它们功能有限、难以升级和/或相对昂贵。

[0003] 因此,人们期望提供用于确定生理参数的改进系统和方法。

发明内容

[0004] 本发明的一些方面提供用于控制电子装置的方法、系统和相关设备,其通过以下步骤操作可连接到电子装置音频接口的外部传感器:将第一谐波驱动信号施加到音频接口的第一触点并将第二谐波驱动信号施加到音频接口的第二触点来驱动外部传感器,在音频接口第三触点处接收响应信号,调整第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号中的至少一个,基于第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号以及响应信号的特性确定一个或多个生理参数,以及输出所确定的一个或多个生理参数。

[0005] 本发明的一个方面提供一种系统,所述系统包括:驱动信号生成器,其用于将第一谐波驱动信号施加到音频接口的第一触点并将第二谐波驱动信号施加到音频接口的第二触点来驱动外部传感器并且调整第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号中的至少一个;响应信号检测器,其用于在音频接口第三触点处接收响应信号;生理参数提取器,其用于基于第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号以及响应信号的特性确定一个或多个生理参数;以及输出装置,其用于输出所确定的一个或多个生理参数。

[0006] 本发明的另一方面提供一种连接到电子装置的音频接口的温度计,所述温度计包括:插头,其具有用于从电子装置接收第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号的第一触点和第二触点以及用于将响应信号返回到电子装置的第三触点;以及温度传感器,其主要包含连接在第一触点和第三触头之间的热敏电阻器和连接在第二触点和第三触点之间的参考电阻器。

[0007] 本发明的另一方面提供一种连接到电子装置的音频接口的适配器,所述适配器包括:插头,其具有用于从电子装置接收第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号的第一触点和第二触点以及用于将响应信号返回到电子装置的第三触点;以及压力传感器,其在第一触点和第三触点之间具有压敏区域并且在第二触点和第三触点之间连接有参考电阻器,所述压力传感器被连接为跨接第一触点和第二触点的桥接器以向第三触点提供响应信号。

[0008] 本领域的普通技术人员在结合附图阅读下文具体实施例的描述时,本公开的其他

方面和特征变得明显。

附图说明

[0009] 现将仅以示例的方式参考附图描述本公开的各个实施例。

[0010] 图1是说明根据一个实施例用于通过电子装置的音频接口控制外部传感器的方法的流程图。

[0011] 图1A是说明根据另一实施例用于通过电子装置的音频接口控制外部传感器的方法的流程图。

[0012] 图1B示意性地说明根据一个实施例被连接以控制示例性温度计的电子装置。

[0013] 图1C示意性地说明根据一个实施例被连接以控制示例性血压计的电子装置。

[0014] 图1D示意性地说明根据一个实施例被连接以控制示例性肺活量计的电子装置。

[0015] 图1E示意性地说明根据一个实施例被连接以控制示例性会阴收缩力计的电子装置。

[0016] 图2示意性地说明根据一个实施例用于控制电子装置以操作可连接到电子装置的音频接口的外部传感器的示例性系统。

[0017] 图2A示意性地说明根据另一实施例用于控制电子装置以操作可连接到电子装置的音频接口的外部传感器的示例性系统。

[0018] 图3示意性地说明根据一个实施例的示例性温度传感器电路。

[0019] 图3A示意性地说明根据一个实施例用于操作温度传感器的示例性控制系统。

[0020] 图3B示意性地说明根据一个实施例用于操作温度传感器的示例性控制系统。

[0021] 图3C示意性地说明图3B的控制系统的示例性驱动信号。

[0022] 图3D示意性地说明图3B的控制系统的示例性响应信号。

[0023] 图4示意性地说明根据一个实施例用于血压计或肺活量计的示例性压力传感器电路。

[0024] 图4A示意性地说明根据一个实施例用于操作血压计传感器的示例性控制系统。

[0025] 图4B是显示根据一个实施例从通过音频接口操作的血压计传感器的示例性血压输出的曲线图。

[0026] 图4C示意性地说明根据一个实施例用于操作肺活量计传感器的示例性控制系统。

[0027] 图5显示根据一个实施例的示例性血压测量音频接口适配器。

[0028] 图6显示根据一个实施例的示例性肺活量测量音频接口适配器。

[0029] 图7示意性地说明根据一个实施例的示例性的心电图(ECG)传感器电路。

具体实施方式

[0030] 总体来说,本发明提供通过电子装置的音频接口控制外部传感器的方法和系统。本文中参考手持式电子装置(例如智能电话等)来描述示例性实施例,但应理解本文中所述的系统和方法可以被实施为具有音频接口以及具有适当信号生成和处理能力的任何类型的电子装置,包括但不限于智能电话、功能手机、个人数字助理、平板电脑、上网本、笔记本电脑、便携式游戏系统、配置有处理器的便携式音乐播放器、台式电脑等。

[0031] 用便携式装置(例如移动电话)执行医用传感器测量有利于:记录和传输读数,向

传感器、数据存储器、高效处理器提供电力以进行高级分析,易于升级和添加应用特征,以及便于提供更好的用户接口。通过移动电话的通用输入机构和通用输出机构能够增强用户交互,例如允许输入支持患者信息,引导患者确保优选传感器布置,以及提供更丰富的结果反馈,包括治疗选择、历史数据趋势图和其他相关内容。

[0032] 通过提供直接连接到移动电话或其他电子装置的传感器,本文中所述的实施例不需要许多的常用独立装置部件来测量生命体征或其他生理参数(例如单独的电源、微控制器、定制显示器等),这是因为它们的功能是移动电话本身所固有的。这些实施例减少了传感器设计的复杂性并且降低了传感器制造的成本。由于软件升级相对容易,因此可以逐步改进和更新控制传感器的应用程序。本文中所述的实施例被配置为利用在现代电子装置中近乎通用的音频接口。某些实施例还利用了相对高标准化水平的音频插孔和插头。此外,许多电子装置中的消费级音频编解码器使用复杂的信号转换器来实现16比特(15ppm)或更多的分辨率。到目前为止,这胜过在大多数通常具有10比特(1000ppm)的分辨率的定制微控制器实施方式中发现的转换器。这种在信号质量方面近乎100倍的硬件水平的改进可显著改进传感器读数的准确性。另外,标准音频输入和输出信号水平和阻抗范围可与普遍的传感器类型直接兼容。具体来说,某些实施例使用包括用于测量的无源部件的桥接电路的传感器,例如下文所讨论的用于压力和温度感测的情况。

[0033] 然而,音频接口和常用的传感器接口之间存在显著不同,这是因为音频信号信道被设计为严格地操作AC信号,而传统传感器接口依赖于DC信号以用于传感器激励和检测。虽然能够使用音频信号线通过对在音频信道的每一端编码和解码的AC载波信号进行振幅和/或频率调制的方式来传输DC传感器信号,但是这将需要在传感器与电话音频连接器之间存在附加转换器电子器件,这对于使用电话或其他电子装置来消除定制电子器件的目的无益,同时会重新引入对单独的传感器电源的需求。

[0034] 音频接口的标准麦克风连接件(例如移动电话耳机插孔)输出小电压,用于驱动耳机中常见的驻极体麦克风。这一“麦克风偏压”足以驱动单个晶体管或单个超低功率装置,但不足以给常用的全传感器接口或信号转换电路供电。

[0035] 某些实施方案通过采用本质上为AC特性的传感器控制方法和系统,充分利用了现代电子装置的优点和性能,使得传感器输入和输出可直接连接到音频信道,而不需要附加信号转换或调节,并且不需要除麦克风偏压以外的电源。这需要新的方法来进行传感器激励、信号检测和处理。

[0036] 图1显示了根据一个实施例通过音频接口控制外部传感器的示例性方法100。如下文进一步所述,方法100可由电子装置执行以操作各种传感器,所述传感器包括但不限于温度计、血压计、会阴收缩力计、ECG和EEG监视器、以及肺活量计。在一些实施例中,将传感器电路连接为跨接音频接口触点的AC桥接器,并且将驱动信号施加到桥接器臂上并对其进行调节以最小化从桥接器中心点检测到的响应信号。

[0037] 在块102,方法100包括将谐波驱动信号施加到音频接口的一对触点上。在块104,测量在音频接口的另一触点处接收到的响应信号。在块105,方法100确定响应信号是否在零的预定阈值内。如果不在,那么方法100前进至块106,调节驱动信号中的任一者或两者以减小响应信号。本领域的技术人员将理解,块104至106构成了用于最小化响应信号的反馈回路,可基本上同时执行并且可以以多种方式来实施。

[0038] 当响应信号被最小化时,方法100前进至块108,其中基于被施加以最小化响应信号的驱动信号的特性确定一个或多个生理参数。在一些实施例中,可基于所施加驱动信号的振幅比来确定生理参数。在一些实施例中,方法100还可包括检测响应信号的微小变化,以及在块108基于响应信号的变化确定生理参数。在块109中,将生理参数输出给患者和/或其他用户。例如,输出生理参数可包括在电子装置的显示器上显示生理参数,用电子装置的内置扬声器生成音频信号,生成触觉信号,将生理参数存储在电子装置的存储器中,使用在电子装置可用的任何合适通信协议将生理参数发送到一个或多个其他装置,通过编程接口将生理参数传递给另一应用程序,或任何其他形式的输出。

[0039] 图1A显示的是按照另一个实施方式的用于通过音频接口控制外部传感器的示例性方法100A。方法100A可由电子装置执行以操作各种传感器,所述传感器包括但不限于温度计、血压计、肺活量计、EEG和ECG监视器、以及会阴收缩力计。在一些实施例中,例如如图3B中所示的关于温度计的情况,将传感器电路连接为跨接音频接口触点的AC桥接器,并且将驱动信号施加到桥接器臂上并通过施加预定振幅曲线对其进行调节以确定何时最小化从桥接器中心点检测到的响应信号。

[0040] 在块102中,方法100A包括将谐波驱动信号施加到音频接口的一对触点上。在块103中,根据预定振幅曲线(例如,下文所讨论的图3C实例中的线性倾斜或其他预见的变化振幅)调整驱动信号中的一个的振幅并且其他驱动信号的振幅保持不变(例如,下文所讨论的图3C实例中的最大振幅的约1/2或其他基本上不变的振幅)。在块104中,测量在音频接口的另一触点处接收到的响应信号。如下文将进一步讨论,在块104中检测响应信号展示局部最小值的时间点,并且根据这一局部最小值在响应信号中的时序,可确定导致局部最小值的驱动信号的振幅比。在块107中,基于局部最小值在响应信号中的时序确定一个或多个生理参数。在块109中,如上文参考方法100所讨论的,将生理参数输出给患者和/或其他用户。

[0041] 图1B至1E说明了其中电子装置110被用来操作多种外部传感器的示例性实施例。图1B至1E的实例是针对体温测量的、血压测量的、肺活量测量的和会阴压力测量的应用程序,但应理解的是其他实施例可针对其他应用程序。例如,在其他实施例中,其他类型的传感器可连接到电子装置的音频接口,所述其他类型的传感器包括但不限于心电图(ECG)传感器和脑电图(EEG)传感器。

[0042] 图1B显示根据一个实施例连接到示例性温度计120的电子装置110。温度计120包括连接器122、线缆124和探针126。线缆124可有利地为用户灵活地提供探针126位置,但并不是所有实施例中都需要。例如,在一些实施例中,探针126可直接附接到连接器122,可整合到连接器122中,或可通过其他装置耦合到连接器122(例如,耦合到附接到连接器122的刚性或柔性构件)。探针126包括温度感测电路元件,温度感测电路元件可由装置110控制以获得温度读数,如下文进一步所述。

[0043] 图1C显示的是根据一个实施例连接到示例性血压计130的电子装置110。血压计130包括连接器132、压力管134、可充气袖带136、和压力源138。如图示实施例中所示,压力源138可以是手动操作泵,或者可以是电动泵或某种其他压力源。放气阀135可设置在管134上。可选地,放气阀可如下文进一步所述地整合到连接器132中,或者根据其他实施例整合到装置的其他位置。袖带136可缠绕到患者肢体(例如,手臂)上且压力源138可用于给袖带136充气,并且袖带136中的压力通过管134传送到连接器132中的压力传感器。连接器132中

的压力传感器可由装置110控制以测量袖带136中的压力变化,分析所述压力变化以提取各种生理参数,包括收缩血压、平均血压和舒张血压、呼吸率和心率,下文将进一步描述。根据其他实施例,压力传感器还可位于装置的其他位置。例如,压力传感器可位于接近袖带136的位置或位于袖带136处,并且通过接线连接到连接器132。

[0044] 图1D显示根据一个实施例连接到示例性肺活量计140的电子装置110。肺活量计140包括连接器142、一对压力管144和146以及其中具有部分障碍件149的呼吸管148。管144和146将压力从障碍件149的相对侧传送到连接器142中的差压传感器。障碍件149配置为当患者通过呼吸管148沿图1D中箭头所指的方向呼气时,管144中的压力将比管146中的压力大。连接器142中的差压传感器可由装置110控制以测量跨接障碍件149的压力变化,可分析压力变化以提取各种生理参数,包括肺活量和气流测量,下文将进一步描述。

[0045] 图1E显示的是根据一个实施例连接到示例性会阴收缩力计150的电子装置110。会阴收缩力计150包括连接器152、压力管154、和可插入阴道中的可充气构件156。管154将压力从构件156传送到接器152中的压力传感器。会阴收缩力计150还可可选地包括将可手动操作的空气球形体158连接到压力管154的另一个压力管157。空气球形体158可用于给构件156充气,并且压力释放阀159可设置在压力管157上以防止过度充气。连接器152中的压力传感器152可由装置110控制以测量施加到构件156的压力变化,可分析所述压力变化以提取各种生理参数,包括盆底肌的随意收缩强度,下文将进一步描述。可选地,可提供机械可压缩构件来代替可充气构件156。机械可压缩构件可以包括应变仪式压力传感器,例如,举例来说可通过连接器152和合适接线耦合到装置110的音频接口的一个或多个压电或压阻元件。

[0046] 图2显示了根据一个实施例的示例性系统200。系统200可以被实施在电子装置110中以控制音频接口115操作外部传感器和处理来自传感器的响应信号(当用作反馈来修改驱动信号时,响应信号通常被称为“误差信号”并且通常需要通过反馈程序被最小化)。在图示实施例中,音频接口115包括TRRS(尖端、环、环、套筒)音频接口,其中尖端和第一环包括扬声器触点SPK,第二环包括接地触点GND,并且套筒包括麦克风触点MIC,但应理解可使用不同类型的音频接口。例如,一些实施例可使用具有不同触点布置的TRRS音频接口。一些实施例可使用一对TRS类型接口(例如,扬声器输出接口和麦克风输入接口)。一些实施例可使用具有多个触点的不同配置的音频接口用于发送和接收电子信号。在图示的实施例中,系统200包括用于将谐波驱动信号施加到扬声器触点SPK的驱动信号生成器202,以及用于检测在麦克风触点MIC处接收到的响应信号的响应信号检测器204。内部接地装置206连接到接地触点GND。

[0047] 响应信号检测器204提供反馈以驱动信号生成器202来调整驱动信号以最小化响应信号。驱动信号生成器202给生理参数提取器208提供最小化响应信号的驱动信号(例如,相位和振幅)的特性。在一些实施例中,生理参数提取器208接收表示驱动信号振幅比的平衡信号。在一些实施例中,生理参数提取器208还可接收基于响应信号检测器204接收的响应信号生成的一个或多个信号,由连接响应信号检测器204和生理参数提取器208的点线表示。如下文进一步所述,生理参数提取器208基于驱动信号的特性,以及可选地基于响应信号,确定一个或多个生理参数,并且将所确定的生理参数提供给输出端210处的输出。

[0048] 图2A显示的是根据另一实施例的示例性系统200A,系统200A也可被实施在电子装

置110中以控制音频接口115操作外部传感器并处理来自传感器的响应信号。类似于图2的系统200,系统200A包括将谐波驱动信号施加到扬声器触点SPK的驱动信号生成器202A、和用于检测在麦克风触点MIC处接收到的响应信号的响应信号检测器204A、以及连接到接地触点GND的内部接地装置206。系统200A与系统200的不同之处在于,驱动信号生成器202A不接收任何反馈,而是以预定模式调节驱动信号中的一个。预定模式可为固定的或可根据某个检测到的条件或信号选择。例如,如果检测到响应信号的具体特性(例如最小值),那么可选择缩小幅度范围以扫描通过最接近出现最小值区域的值的预定模式。

[0049] 响应信号检测器204A检测响应信号振幅的局部最小值并确定其定时信息。响应信号中局部最小值的定时信息可由响应信号检测器204A结合驱动信号的预定特性使用以确定导致局部最小值的驱动信号比,并且驱动信号比可提供给生理参数提取器208A。可选地,定时信息可直接提供给生理参数提取器208A。如下文进一步所述,生理参数提取器208A基于来自响应信号检测器204A的信号确定一个或多个生理参数,并将所确定的生理参数提供的输出端210处的输出。在其他实施例中,可检测到响应信号的其他特性,包括但不限于最大值、拐点、或具体非零值,并可将其提供给生理参数提取器208A。

[0050] 示例性温度测量实施例

[0051] 临床温度计用于测量人体温度。体温反映相对健康,并且显著升高或降低的温度可以预示疾病。传统电子临床温度计使用热敏电阻器探针测量最接近核心体温的点(通常为口腔、腋窝或直肠)的温度,并且用通常以0.1度的分辨率来显示结果。这些装置的精确度通常较低,通常为 ± 0.2 度。足够精确的温度计可用于通过测量基础体温(BBT)来帮助预测女性受孕期。BBT是静止时达到的最低温度并且是在早晨睡醒后测得的。出现排卵时,48小时内BBT峰值通常比正常值至少高0.4度,并且持续上升直到月经开始。女性可使用这种方法通过绘制多个温度周期图来预测排卵进而预测最佳生育可能性。本领域内众所周知,精确的温度计还可用于各种其他情况。

[0052] 某些实施例提供低成本、稳健并且精确的温度计,所述温度计可连接到电子装置的音频接口。通过移除用于处理、存储和显示所测量的温度的所有硬件,取而代之地,将热敏电阻器直接连接到移动电话或其他便携式电子装置的音频端口,可显著减少临床级温度计所需的复杂性、成本和材料。

[0053] 图3显示的是连接到电子设备110的两个扬声器触点SPK和麦克风触点MIC的示例性温度计电路305。温敏电路元件310连接在第一扬声器第一触点和麦克风触点MIC之间,并且参考电路元件320连接在第二扬声器触点SPK和麦克风触点MIC之间。在一些实施例中,电路305可仅包括作为温敏电路元件310的单个热敏电阻器和作为参考电路元件320的单个参考电阻器。这一布置将有利地最小化电路305的成本。然而,应理解,其他实施例中可包括附加部件,例如,举例来说串联或并联连接的一个或多个附加电阻器或热敏电阻器。在一些实施例中,电路305还可包括接地连接装置330,如图3A所示。

[0054] 图3A显示的是用于通过温度计电路305获得温度测量的示例性控制系统300。控制系统300包括信号源340A和340B,所述信号源用所选择的频率(通常在约100Hz到约10000Hz的范围内)的谐波驱动信号 D_1 和 D_2 驱动音频接口(例如,左音频输出端口和右音频输出端口)的触点。响应消除块350调节这些信号中的一个(或两个)的振幅,直到麦克风输入所记录的响应信号RES为最小值为止。响应消除块350还可调节驱动信号中的一个(或两个)的相位,

例如以补偿元件310和320的阻抗。驱动信号振幅比 $A(D_1)/A(D_2)$ 与元件310和320的电阻比成正比,驱动信号振幅比 $A(D_1)/A(D_2)$ 被提供给温度计算块360用于确定温度。

[0055] 参照仅包括两个电子部件的示例性实施例,电子部件可为具有可变电阻R的热敏电阻器和具有已知电阻 $R_{参考}$ 的参考电阻器。可选择在所需温度下与热敏电阻器电阻具有接近电阻的参考电阻器。所需温度可根据温度计的预期用途变化。例如,在一些实施例中,所需温度可以为大约室温、大约体温、或者其之间的任何温度。驱动振幅比 $A(D_1)/A(D_2)$ 此时相当于电阻比 $b(b=R/R_{参考})$,并且可根据下列等式确定温度:

$$[0056] \quad T = \left\{ \frac{1}{\beta} \ln \left(\frac{R}{R_0} + \frac{1}{T_0} \right) \right\}^{-1},$$

[0057] 其中T是绝对温度,R= $bR_{参考}$ 热敏电阻器在所测量温度下的电阻, R_0 是热敏电阻器在参考绝对温度 T_0 下的电阻,并且 β 是热敏电阻器的热材料常数。根据零值检测器布置的性质,移动装置的输出和输入增益并不进入测量。

[0058] 例如图3A示例的实例中驱动信号的平衡可通过包括本领域公知的任何合适方法达成。示例性实施例使用下列伪代码所阐述的Widrow-Hoff最小均方法:

[0059] Input:以秒为单位的时间、麦克风输入信号输入

[0060] Output:音频输出信号输出1、输出2

[0061] ω :音频信号角频率

[0062] converge:桥接收敛因子

[0063] balance[2]:音频桥接正交平衡

```
[0064]
begin
  s = sin( $\omega \times$  time)
  c = cos( $\omega \times$  time)
  output1 = s
  output2 = balance[0]  $\times$  s + balance[1]  $\times$  c
  balance[0] = balance[0] - converge  $\times$  input  $\times$  s
  balance[1] = balance[1] - converge  $\times$  input  $\times$  c
end
```

[0065] 桥接收敛因子是基于用于实施控制系统的电子装置的音频接口处的电噪声和时延来确定。如果例如收敛因子太大,那么施加到音频接口的输出中的一个的调节驱动信号可能以不稳定方式振荡或偏离。

[0066] 除超低成本之外,根据具有控制系统(例如图3A的示例)的实施例的温度传感器的额外的优点在于音频接口具有高分辨率,并且温度测量的精度为大约0.01度的量级,明显优于许多传统的独立温度计。这使得根据这些实施例的温度计适用于基体的温度测量和各种其他的温度测量。

[0067] 动态温度感测控制系统(例如图3A的系统300)有利地提供连续的温度值更新。然而,这一系统可能对音频输出信号和音频输入信号的时延和同步性敏感。正因如此,当在具有较差、易变或未知音频性能的电子装置中实施时,依赖响应信号反馈的动态温度感测控制系统或方法可能受到不利影响。在这些情况下,不使用反馈的控制系统或方法可能是令人满意的。

[0068] 优选地,应根据桥接平衡点的测量来评估温度,这是因为否则增益因子和音频信

号信道中的非线性关系将影响读数。不用使用任何反馈时,控制系统可执行扫描以确定最小平衡点。可使用各种波形振幅形状来进行此操作,这些波形振幅形状被设计为可在不知道输入信号和输出信号之间的相位关系的情况下确定扫描的开始。在一些实施例中,该控制系统可操作从而以大约0.1度的量级的精度来测量温度。下文将参照图3B至3D讨论该控制系统的实例。

[0069] 图3B显示的是用于通过温度计电路305获得温度测量的示例性控制系统300A。控制系统300A包括信号源340A和340B,所述信号源用所选择的频率(例如在约1000Hz到约5000Hz范围内)的谐波驱动信号 D_1 和 D_2 驱动音频接口(例如,左音频输出端口和右音频输出端口)的触点。驱动信号 D_1 被施加有如图3C左边曲线所示的基本不变的振幅。驱动信号 D_1 的振幅可为例如可施加到音频输出触点的最大振幅的大约一半。驱动信号 D_2 最初被施加有基本不变的振幅,接着在时间 t_1 处,驱动信号 D_2 的振幅被调节至最大振幅,接着在时间 t_2 处,线性下斜到最小振幅(例如,0),此后返回到如图3C右边曲线中所示的基本不变的振幅。图3C右边曲线中所示的线性倾斜可在驱动信号 D_2 中周期性地被提供和/或响应于开始温度测量的信号而被提供。

[0070] 在图3C中所示的示例性振幅曲线中提供的是线性倾斜,但是其他实施例可提供不同的振幅曲线。例如,在一些实施例中,驱动信号中的一个的振幅可扫描通过小于可施加到音频输出触点的振幅的全部范围。在一些实施例中,替代线性倾斜变化,振幅可按对数、指数或其他定义的模式变化。

[0071] 图3D中显示了在麦克风输入处接收到的合成响应信号RES,所述合成响应信号由时间 $t_{\text{最小}}$ 处的局部最小值表征,其在在时间 t_1 和 t_2 处的两侧上具有峰值。响应测量块350A检测在时间 t_1 处响应信号中的初始峰值以及在时间 $t_{\text{最小}}$ 处的局部最小值。响应测量块350A基于 $t_{\text{最小}}$ 处最小值与 t_1 处初始峰值的相对定时(或者,可选地,基于在 $t_{\text{最小}}$ 的最小值与 t_2 处拖尾峰值的相对定时)确定驱动信号的振幅比 $A(D_1)/A(D_2)$ 。将驱动信号的振幅比 $A(D_1)/A(D_2)$ 提供给温度计算块360用于如上文所述确定温度。可选地,可直接将最小值与峰值中的一个或两个的相对定时提供给温度计算块。

[0072] 图3C实例中驱动信号的频率优选为约1000-5000Hz,并且图3C右边曲线中所示的线性倾斜优选地具有约0.05秒到0.5秒的持续时间。这些驱动信号允许在一秒内获得多组数据点。因此,可通过基本滤波—例如,举例来说移动平均或中值滤波、其组合、有限脉冲响应(FIR)滤波、无限脉冲响应(IIR)滤波等—方式提取稳定的温度读数。

[0073] 具有温敏元件探针的温度需要一些时间来达到与其接触的本体区域温度之间的均衡。在一些实施例中,可如例如美国专利No.7,318,004中所公开的使用预测算法来预测温度。

[0074] 示例性血压测量、肺活量测量和会阴压力测量实施例

[0075] 血压计是一种广泛用于测量血压的装置,其包括用于限制血液流动的可充气袖带以及用于测量压力的水银或机械压力计。手动和半自动装置通常用球形体充气,而自动(数字)模型通常使用动力充气/放气装置并且用电子传感器读取压力。通过血压计进行的压力测量可以用来确定涉及心血管血液循环的生理参数,包括平均血压、收缩血压和舒张血压和心率。其还可用于测量其他生理参数,例如呼吸率。

[0076] 肺活量计是一种广泛用于测量患者呼吸的各种空气流动特性的装置。典型的肺活

量计作为测量随时间吸入和呼出空气量的流量计。例如,肺活量测量可以用于测量各种呼吸参数。示例性测量包括:

- [0077] • TLC总肺气量:最大充气时肺中的空气量
- [0078] • RV余气量:最大呼出后肺中剩余的空气量。
- [0079] • ERV呼气储备量:平静呼气末所能呼出的最大空气量
- [0080] • IRV吸气储备量:平静吸气末所能吸入的最大空气量
- [0081] • IC吸气量:IRV与TV的总和
- [0082] • IVC吸气肺活量:最大呼气后所吸入的最大空气量
- [0083] • VC肺活量:等于TLC-RV的量
- [0084] • VT潮气量:平静呼吸期间吸入或呼出肺的空气量
- [0085] • FRC有效余气量:平静呼气末留存于肺中的空气量
- [0086] • RV/TLC%余气量占TLC的百分比
- [0087] • VA肺泡气体量
- [0088] • VL包括传导气道容积的肺实际容积
- [0089] • FVC用力肺活量:(例如,来自最大用力呼气效应)
- [0090] • FEV₁用力呼气第一秒结束时呼出的空气量
- [0091] • FEF_x与FVC曲线的某一部分相关的用力呼气流量;
- [0092] • FEF_{最大}在FVC测定过程中达到的最大瞬间流量
- [0093] • FIF用力吸气流量
- [0094] • PEF用最大流量计测量的最高用力呼气流量
- [0095] • MVV最大呼吸量:重复最大呼吸期间指定时间内期满吸入的空气量

[0096] 会阴收缩力计是一种用来测量盆底肌自主收缩的装置。会阴收缩力计可用于测量插入阴道中的可充气囊状物、球形体或管状物的空气压力变化或者插入阴道中的机械可压缩构件中应变仪的机械应变变化。会阴收缩测量可用于例如凯格尔锻炼或类似的肌肉功能测量的目的。接着,分析传感器测量数据以确定肌肉收缩的强度和其他生理参数。在其他实施例中,可通过在各种可适当挤压或压缩的装置中配置空气压力或机械应变仪传感器来测量各种其他肌肉的收缩强度,包括但不限于测量手前臂力量的握力。

[0097] 本文中公开的示例性实施例因提供了直接将压力传感器连接到电子装置(例如智能电话或媒体播放器)的音频接口来操作可连接到所述装置上的压力传感器的方法和系统,因而不需要数字血压计、肺活量计或会阴收缩力计等传统定制电子装置。一些实施例使用市场上可买到的压力传感器,包括压敏电阻桥接器,其在标准音频信号电平下以AC模式操作,下文将进行进一步的描述。

[0098] 图4显示的是连接到电子装置110的两个扬声器触点SPK、麦克风触点MIC和接地触点的示例性压力传感器410。压力传感器410可例如包括配置为测量表压、压差和/或绝对压力中任意一个的压敏电阻桥接器。压力传感器410可例如包括市场上可买到的压电式压力传感器(例如,举例来说Freescale Semiconductor, Inc.生产的MPX2010系列压力传感器或Omron Electronic Components LLC生产的2SMPP MEMS表压传感器)。这些压力传感器被指定设置有DC供电电压,但可如下文所述,通过音频接口向其提供谐波驱动信号D₁和D₂并测量响应信号RES来操作。在一些实施例中,用于处理来自压力传感器的信号的系统包括:AC自

动平衡桥接器,其连续调节两个音频输出信道的振幅和相位关系以最小化麦克风输入处的桥接响应信号,和进行响应信号自身的相位锁定检测的双相锁定放大器。

[0099] 图4A显示的是用于通过压电式压力传感器410A获得血压测量的示例性控制系统400,所述压电式压力传感器410A包括被连接以接收驱动信号 D_1 的第一对元件412和414以及被连接以接收驱动信号 D_2 的第二对元件416和418。控制系统400包括信号源420A和420B,所述信号源420A和420B用所选择的频率(通常在约100Hz到约10000Hz的范围内)的谐波驱动信号 D_1 和 D_2 驱动音频接口(例如,左音频输出端口和右音频输出端口)的触点。

[0100] 响应消除块430从传感器410A接收响应信号并且控制信号源420A和/或420B以最小化响应信号。响应信号还分别通过放大器440A和440B与驱动信号中的一个(图示实施例中的 D_1)以及相移驱动信号(由相移块425生成)相乘。放大的响应信号在滤波器块450A和450B处低通滤波,并且接着作为响应输入提供到血压提取块460。血压提取块460还具有来自响应消除块430的平衡输入(例如,驱动信号的振幅比)。

[0101] 在血压提取块460处,可使用平衡输入来确定任何给定时间处的绝对压力。响应信号的锁定放大可用来提供高分辨率的血压调制读数。图4B是显示可由系统(例如,系统400)测量的血压调制的示例性输出的曲线图,其中实线迹线(在图4B的图例中标记为‘A’)显示示例性锁定放大响应信号的同相分量,而虚线迹线(在图4B的图例中标记为‘B’)显示示例性锁定放大响应信号的异相分量。可使用标准公开的技术从此输出提取收缩血压、平均血压和舒张血压以及心率。也可提取其他生理参数,例如呼吸速率。

[0102] 系统(例如图4A的系统400)还可以连接到用于肺活量测量应用的差压传感器,其中血压提取块460可用被配置为用于确定各种呼吸参数的空气流量和/或空气容量计算块来代替或补充。可选地,压差传感器410C可耦合到图4C中所示的简化控制系统470以测量气流。控制系统470包括一对信号源475A和475B以及响应消除块480,所述信号源475A和475B以及响应消除块480可与上文参照图3A所讨论的源340A和340B以及块350基本类似,因此在此将不再赘述。控制系统470还包括流量/容量计算块490,所述流量/容量计算块490被配置为根据驱动振幅比 $A(D_1)/A(D_2)$ 确定各个呼吸参数。

[0103] 系统(如图4C的系统470)还可连接到耦合到可充气构件或耦合在机械可压缩构件内用于会阴压力测量法应用的压力传感器,其中流量/容量计算块490可被代替或补充以基于压力传感器读数计算患者的自主肌肉收缩强度。

[0104] 在可选实施例中,会阴压力测量传感器在机械可压缩构件内可包括应变仪。应变仪传感器登记肌肉收缩施加的机械应变的程度。应变仪可以各种形式实施,包括机械、电阻或电容、压阻、纤维光学、以及具有类似功能的其他实施方式。应变仪传感器可以与空气压力传感器类似的方式实施于类似于图4的电路中。

[0105] 在示例性实施例中,立体音频输出用于施加AC电压于传感器的桥接器两端并且桥接器响应信号由麦克风输入记录。在这些电路中不需要任何附加部件。本文中公开的方法和系统使得能够用直接插入移动装置或其他电子装置音频接口的较小且较便宜的适配器来代替传统血压计的压力计或肺活量计的传感器电路。

[0106] 图5显示的是根据一个实施例的示例性血压测量音频接口适配器500,且图6显示的是根据一个实施例的示例性肺活量测量音频接口适配器600。图5的适配器500还可与具有可充气构件的会阴收缩力计一起使用,与或不与放气阀550一起使用。适配器500和600中

的每一者在一端包括标准TRRS类型音频插头510或610。应理解,如上文所述,在其他实施例中可使用不同类型的音频接口连接器。适配器500和600中的每一者还包括含有压力传感器530/差压传感器630的壳体520/620。在图示的实施例中,压力传感器530和压差传感器630分别直接有线连接到插头510和610。

[0107] 图5的适配器500包括与传感器530的压敏区域流体连通的通道540。可提供管连接器542(例如,1/4英寸倒钩软管适配器)以便于将连接到袖带(未示出)的压力管耦合到通道540。适配器500还可包括用于使空气离开压力管的放气阀550。虽然袖带的动力泵充气/放气很方便,但是其消耗相当大的功率将需要单独的电源。出于这一原因,实施了一种固定的旋塞放气方案,其中人工将袖带充气到高于受试者收缩压的点,接着根据临床相关制度使用放气阀来缓慢斜减压力。可选地,可在压力管中提供放气阀。在其他实施例中,当例如压力传感器可通过电线或其他方式连接到插头或其他适配器时,压力传感器可位于音频插头适配器500外侧。

[0108] 图6的适配器600包括与传感器630的一对压敏区域流体连通的一对通道640A和640B。可提供管连接器642(例如,1/4英寸倒钩软管适配器)以便于分别将压力管650A和650B耦合到通道640A和640B。压力管650A和650B与位于上文所述的部分障碍件670的相对侧上的呼吸管660流体连通。

[0109] 其他实施例

[0110] 上文所讨论的示例性实施例针对体温测量的、血压测量的、肺活量测量的、和会阴压力测量的应用,但应该理解,其他实施例可针对其他应用。例如,在其他实施例中,其他类型的传感器(包括但不限于ECG传感器和EEG传感器)可连接到电子装置的音频接口。

[0111] 图7示意性地图示了根据一个实施例连接到电子装置110的触点的示例性心电图(ECG)传感器700。传感器700包括耦合到患者身体的引线701、702、703和704(例如,电极)。放大电路710和712被连接到引线701-704,用于测量引线之间的差分电压。特别地,电路710基于引线701和702之间的差分电压生成响应信号711,且电路712基于引线703和704之间的差分电压生成响应信号713。分别将响应信号711和713提供到晶体管716和718。同样地,分别将音频输出端口生成的谐波驱动信号 D_1 和 D_2 (例如,以100Hz-100kHz范围内的频率)提供到晶体管716和718,其中通过响应信号711和713调制驱动信号 D_1 和 D_2 。接收生成的叠加调制信号作为麦克风输入处的响应信号,并且通过软件实施的控制系统对响应信号进行解调以恢复初始ECG波形。这一布置克服了限制音频系统高通输入滤波器的问题,否则上述问题会使像可在通常为0.1Hz到50Hz的ECG波形一样的低频信号失真。现有技术的一些系统可利用对初始ECG信号的调制以使其能够通过模拟系统被携带。然而,其通常在传感器内生成调制频率并且不通过音频系统驱动调制电路。类似的实施方式可用于操作EEG传感器以通过音频系统接收EEG信号。

[0112] 虽然本文中已经参照附图描述了示例性实施例,但应理解,本发明不限于那些具体的构造和操作,并且,在不脱离本发明的范围或精神的情况下,本领域技术人员可进行各种其他变化和修改。

[0113] 本发明的实施例可使用专门设计的硬件、可配置的硬件、可编程的数据处理器来实施,所述可编程的数据处理器通过提供能够在数据处理器、专用计算机或专门编程、配置、或构造以执行本文中详细阐述的方法中的一个或多个步骤和/或其中的两个或多个步

骤的组合的数据处理器上执行操作的软件(其可选地包括‘固件’)来配置。专门设计的硬件实例是:逻辑电路、专用集成电路(“ASIC”)、大规模集成电路(“LSI”),超大规模集成电路(“VLSI”)等。可配置的硬件实例是:一个或多个可编程逻辑装置,例如可编程阵列逻辑(“PAL”)、可编程逻辑阵列(“PLA”)和现场可编程门阵列(“FPGA”)。可编程的数据处理器实例是:微处理器、数字信号处理器(“DSP”)、嵌入式处理器、图形处理器、数学协处理器、通用计算机、服务器计算机、云计算、大型计算机、计算机工作站等。例如,装置的控制电路中的一个或多个数据处理器可通过执行可存取处理器的程序存储器中的软件指令来实施本文中所述的方法。

[0114] 处理可以是集中式或分布式。在分布式处理的情况下,包括软件和/或数据的信息可以保持集中或分布。这些信息可经由如下通信网络在不同功能单元之间交换:例如,局域网(LAN)、广域网(WAN)、或因特网、有线或无线数据链路、电磁信号、或其他数据通信通道。

[0115] 例如,虽然处理或块是以给定的顺序呈现,但是可选实例可执行具有不同顺序的步骤的例程,或使用具有不同顺序的块的系统,并且可删除、移动、添加、细分、组合和/或修改一些过程或块以提供可选或子组合。这些过程或块中的每一者可以各种不同的方式实施。并且,虽然有时将过程和块显示为串行执行,但这些过程或块也可替代地并行地执行,或者可在不同时间执行。

[0116] 另外,虽然元件有时显示为顺序地执行,但其可替代地同时执行或以不同顺序执行。因此,本发明的意图在于,所附权利要求被解释为包括所有这些变化,所述变化落在其意欲保护的范围内。

[0117] 在一些实施例中,本发明可以软件实施。为了更清楚起见,“软件”包括在处理器上执行的所有指令,并且可包括(但不限于)固件、驻留软件、微码等。如本领域技术人员已知,处理硬件和软件两者都可以整体或部分地集中或分布(或其组合)。例如,软件和其他模块可在分布式计算环境中通过本地存储器、通过网络、通过浏览器或其他应用程序,或者通过适于上述目的的其他手段存取。

[0118] 软件和其他模块可驻留在服务器、工作站、个人电脑、平板电脑、数据编码器、数据解码器、PDA、移动电话、媒体播放器、和适合于本文所述目的的其他装置上。相关领域的技术人员将认识到,系统的各个方面可以使用任何合适的通信、数据处理、或计算机系统配置来实施,包括:因特网设备、手提式装置(包括个人数字助理(PDA))、可穿戴计算机、各种蜂窝式或移动电话、多处理器系统、基于微处理器或可编程的消费电子产品(例如,视频投影仪、音频-视频接收机、显示器(例如电视)等)、机顶盒、网络PC、小型计算机、大型计算机等。

[0119] 对于上文提及的部件(例如,软件模块、处理器、控制器、组件、装置、电路等),除非另有说明,否则所述部件(包括提及的“方法”)的提及应当解释为包括与所述部件等同的执行所述部件功能的任何部件(也即,功能相当),包括并非结构上等同所公开的执行本发明图示的示例性实施例中的功能的结构的部件。

[0120] 本公开的实施例可被表示为以机器可读媒体(也称为其中实施有计算机可读程序代码的计算机可读媒体、处理器可读媒体、或计算机可用媒体)存储的计算机程序产品。机器可读媒体可为任何合适的有形的非永久性媒体,包括磁性存储媒体、光学存储媒体、或电存储媒体,上述媒体包括磁盘、压缩光盘只读存储器(CD-ROM)、存储器装置(易失性或非易失性)、或类似的存储机构。机器可读媒体可包含各种指令集、代码序列、配置信息、或者其

他数据,在执行时,其使处理器根据本公开的实施例执行方法中的步骤。本领域的普通技术人员将理解,实现所描述实施例所需的其他指令和操作也可存储在机器可读媒体上。存储在机器可读媒体上的指令可以由处理器或其他合适的处理设备执行,并且可与电路连接用于执行所述的任务。

[0121] 本文中出于说明的目的描述了系统、方法和设备的具体实例。但这些仅仅是实例。本文提供的技术可应用于不同于上文所述的示例性系统的系统。在本发明的实施过程中能进行许多改变、修改、增加、省略和置换。本发明包括对本领域的技术人员而言明显的所述实施例的变形,包括通过下述方式获得的变形:将特征、元件和/或步骤用等效的特征、元件和/或步骤代替;混合和匹配来自不同实施例的特征、元件和/或步骤;将来自本文中所述的实施例的特征、元件和/或步骤与其他技术的特征、元素和/或步骤组合;和/或省略来自所述实施例的特征、元件和/或步骤。

[0122] 因此,预期所附权利要求和此后引入的权利要求被解释为包括所有这样的修改、置换、添加、省略以及可合理推断的子组合。权利要求的范围不应受限于实例中阐述的优选实施例,而是应该被给予整体与说明书一致的最广泛的解释。在前面的描述中,出于解释的目的,阐述了许多细节以提供对实施例的全面理解。然而,对于本领域的技术人员来说明显的是,不需要这些具体细节。在其他情况下,公知的电气结构和电路以框图形式示出以便不会难以理解。例如,未提供如下细节:本文中所述的实施例被实施为软件例程、硬件电路、固件、或其他的组合。

[0123] 上述实施例仅是示例性的。在不脱离本发明的范围的情况下,本领域的技术人员可对具体实施例进行改变、修改和变形,所述发明范围仅由所附的权利要求限定。

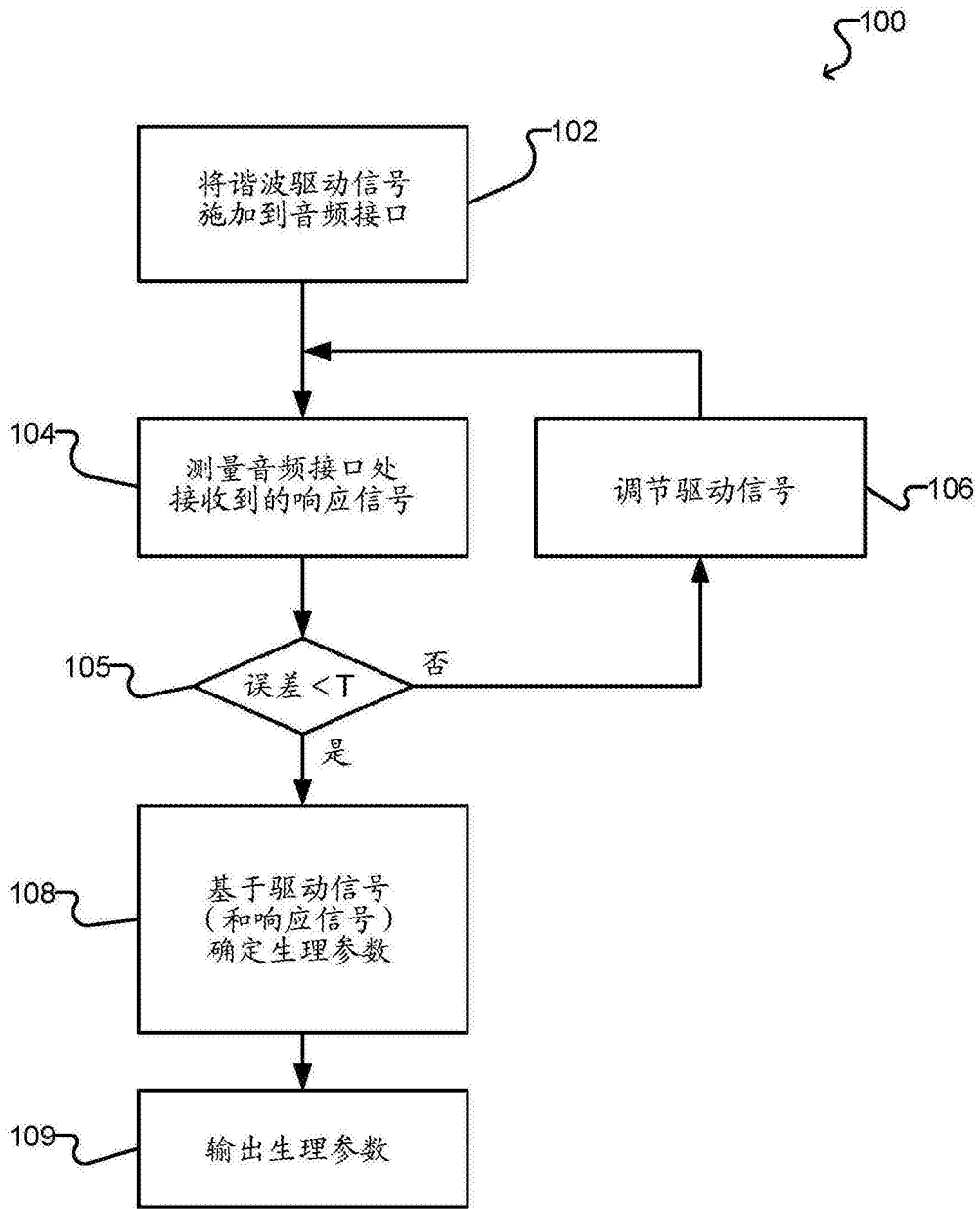


图1

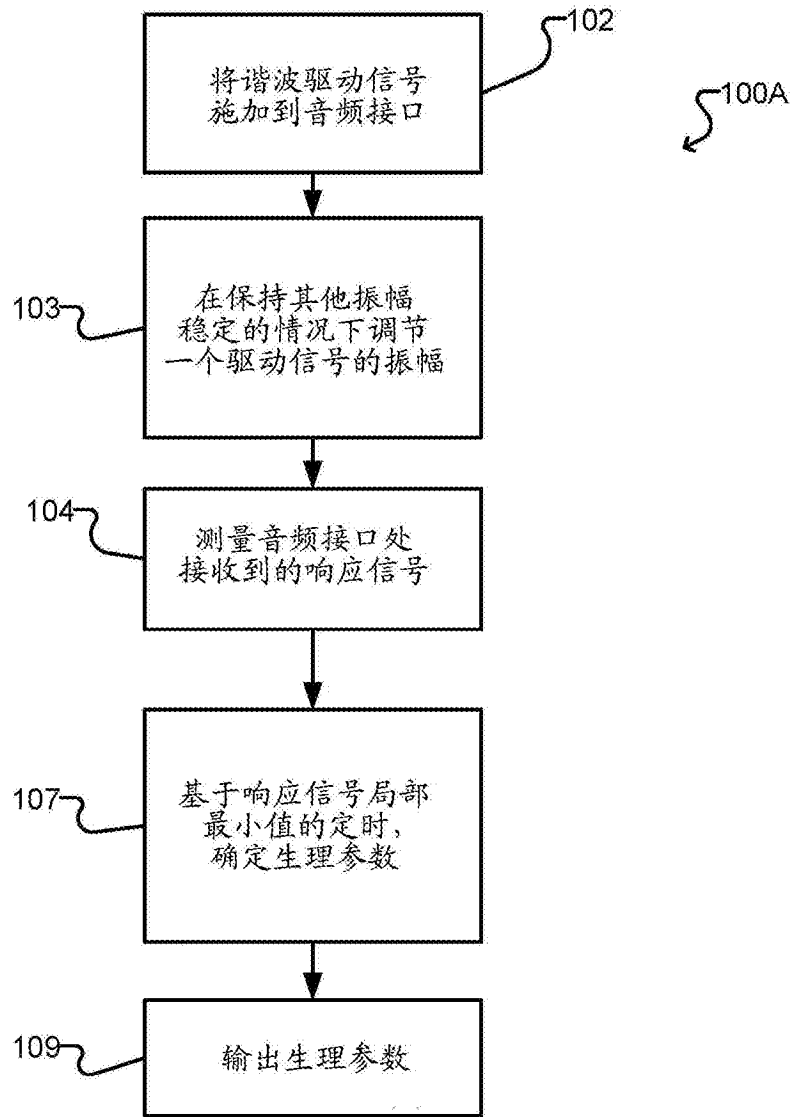


图1A

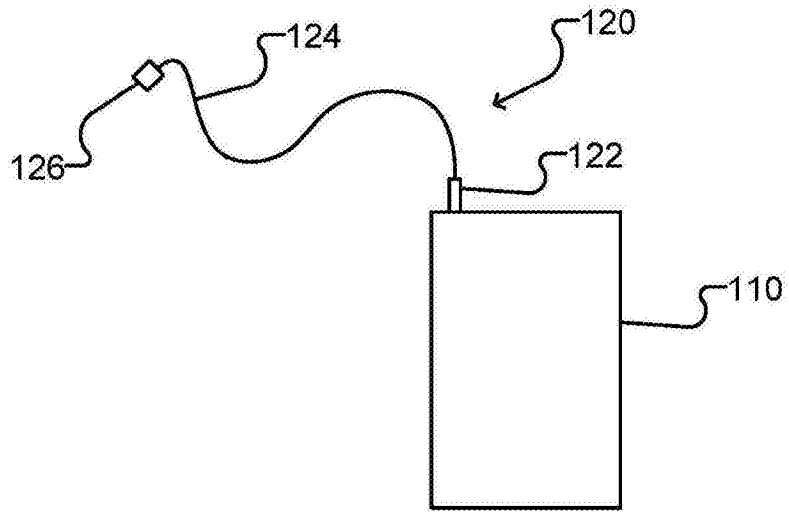


图1B

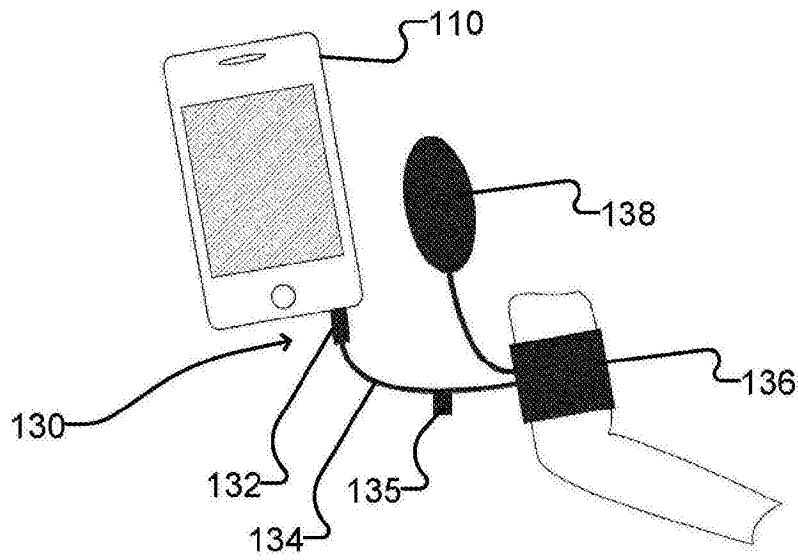


图1C

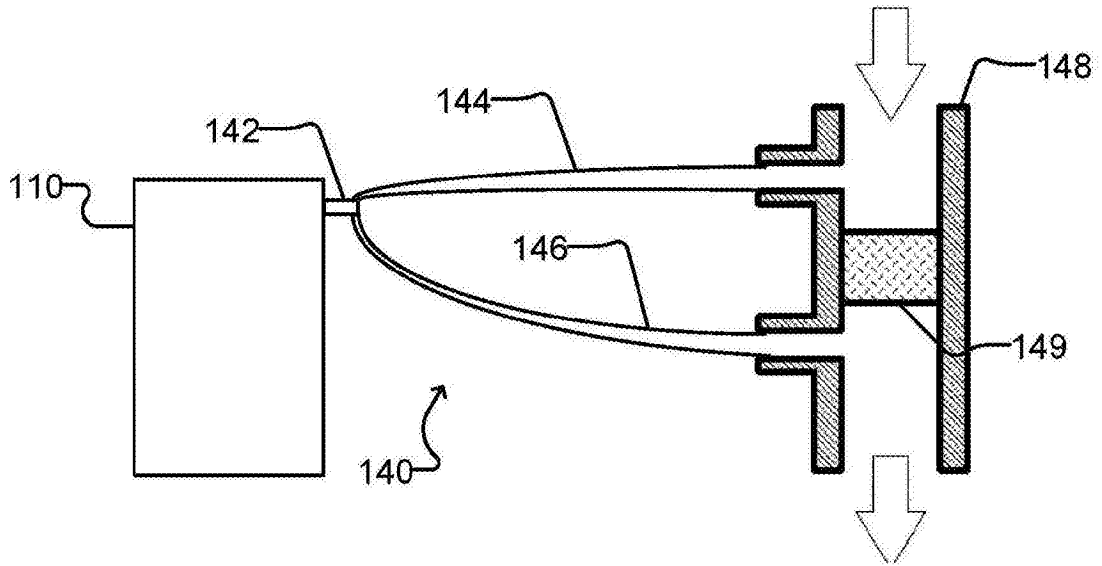


图1D

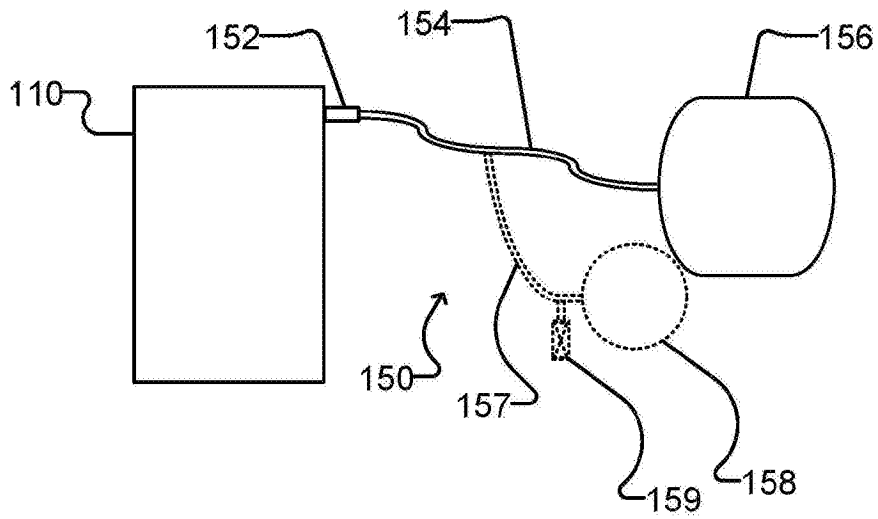


图1E

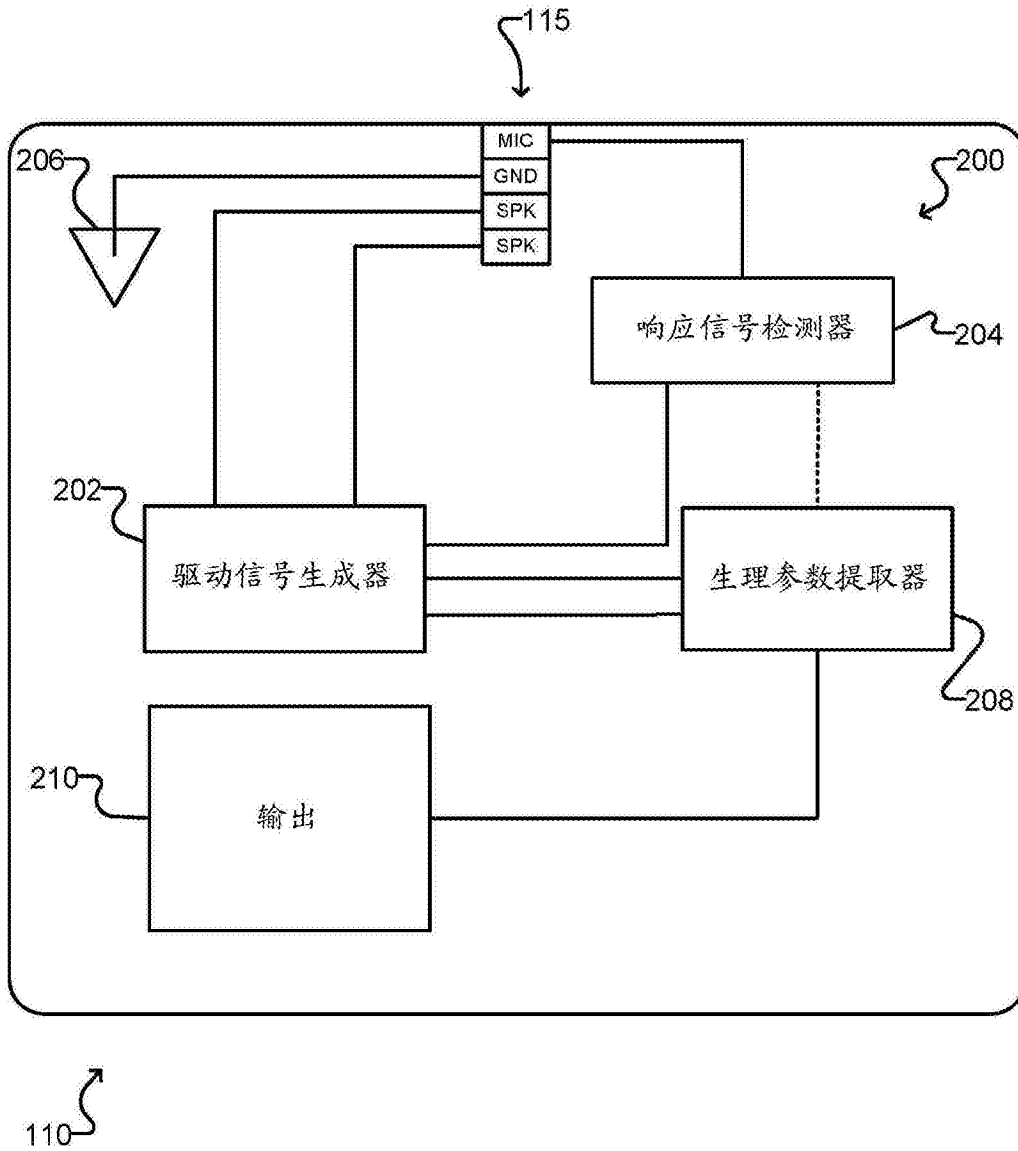


图2

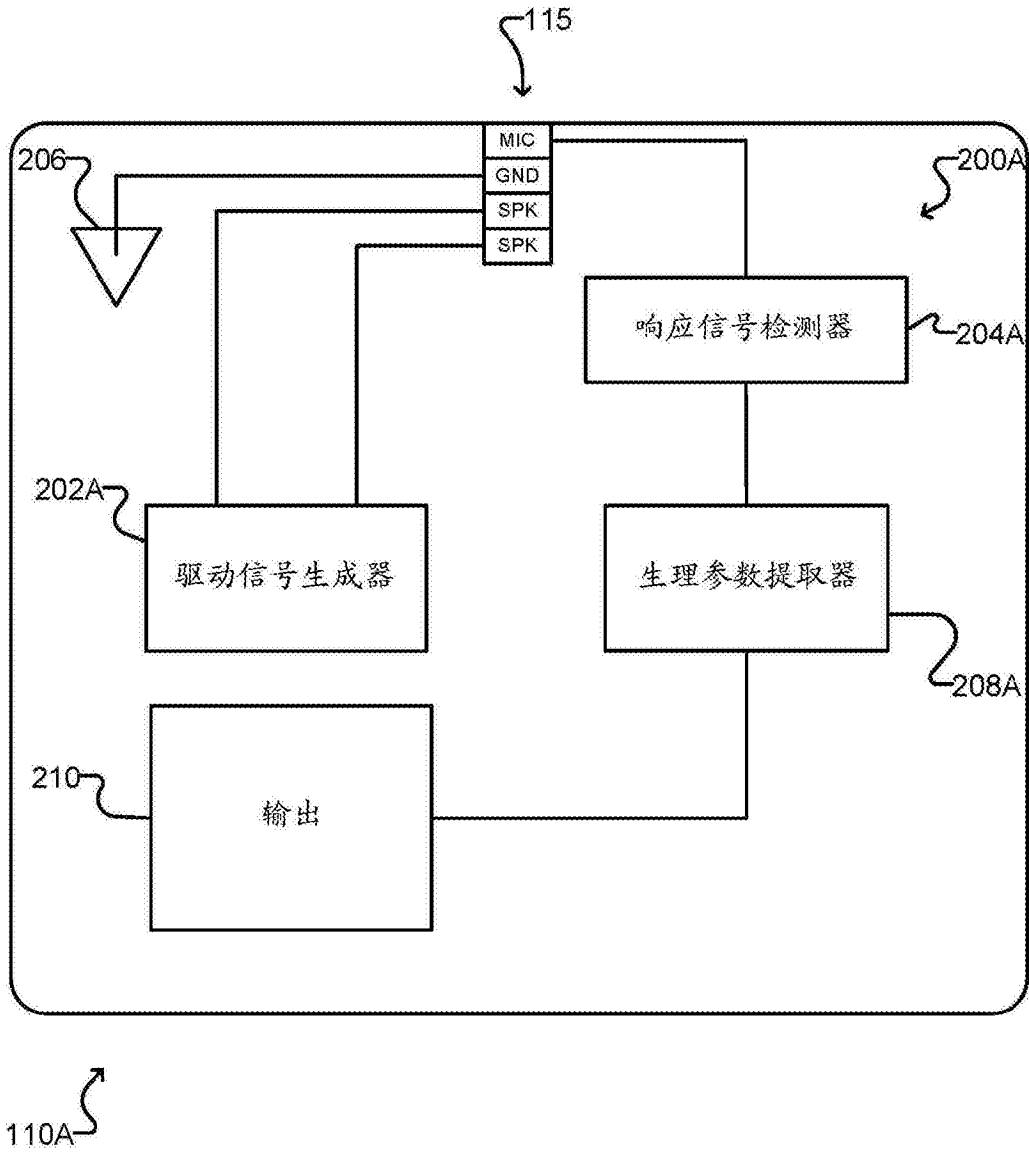


图2A

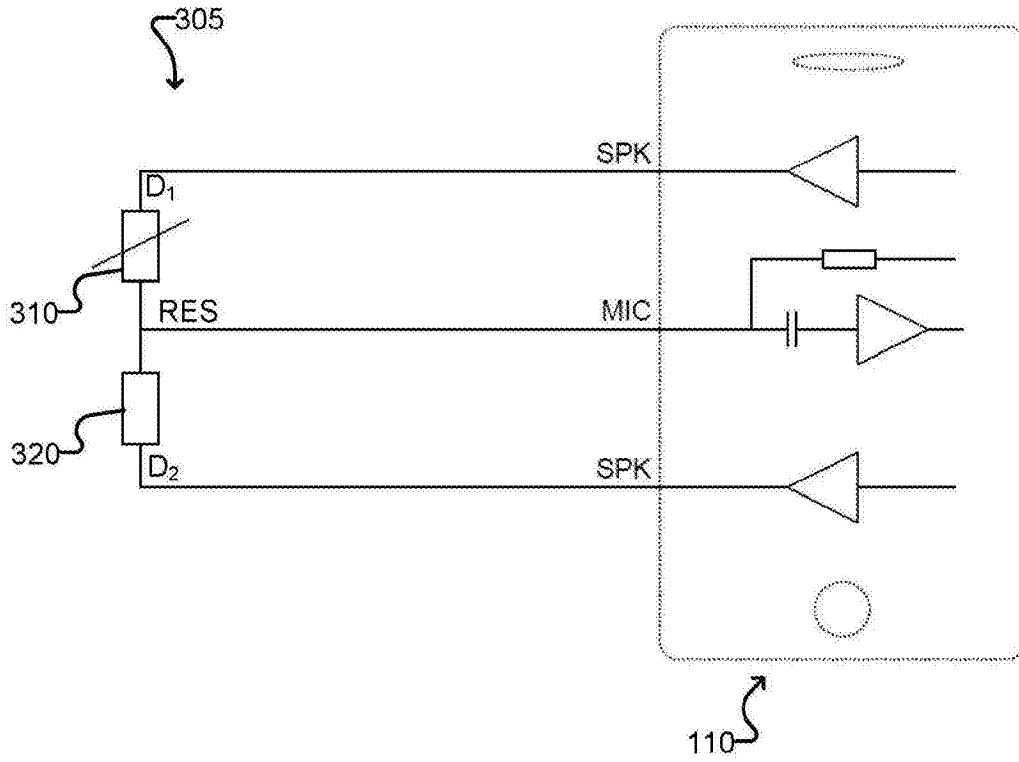


图3

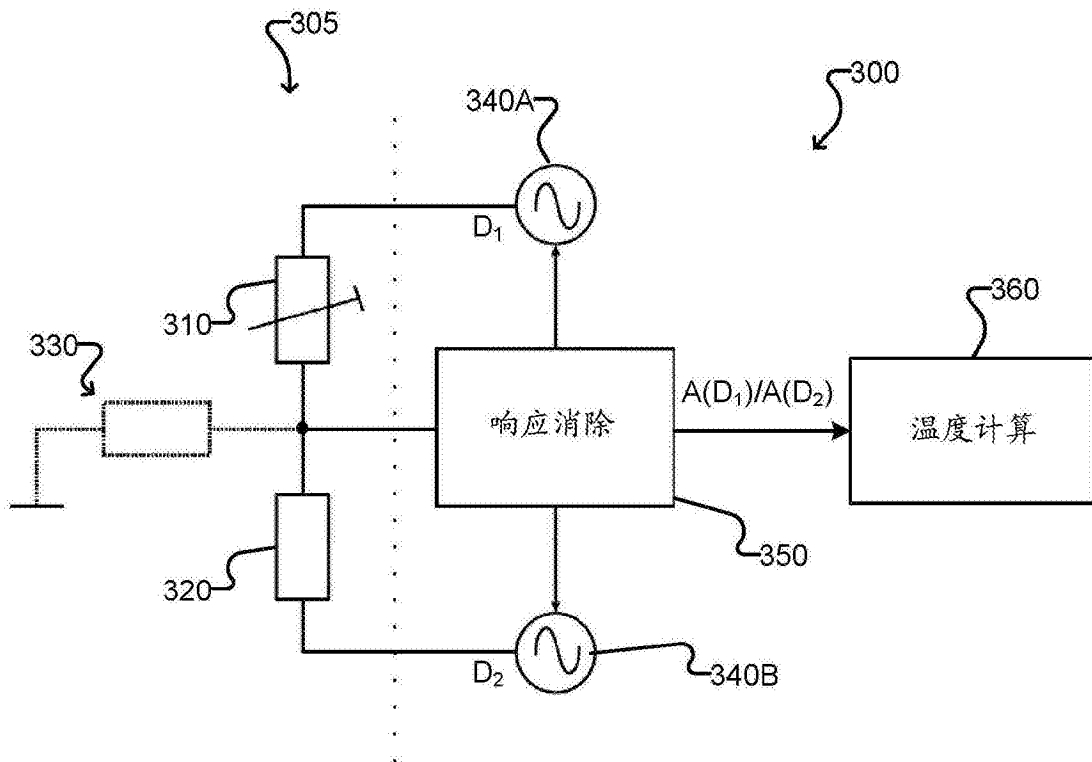


图3A

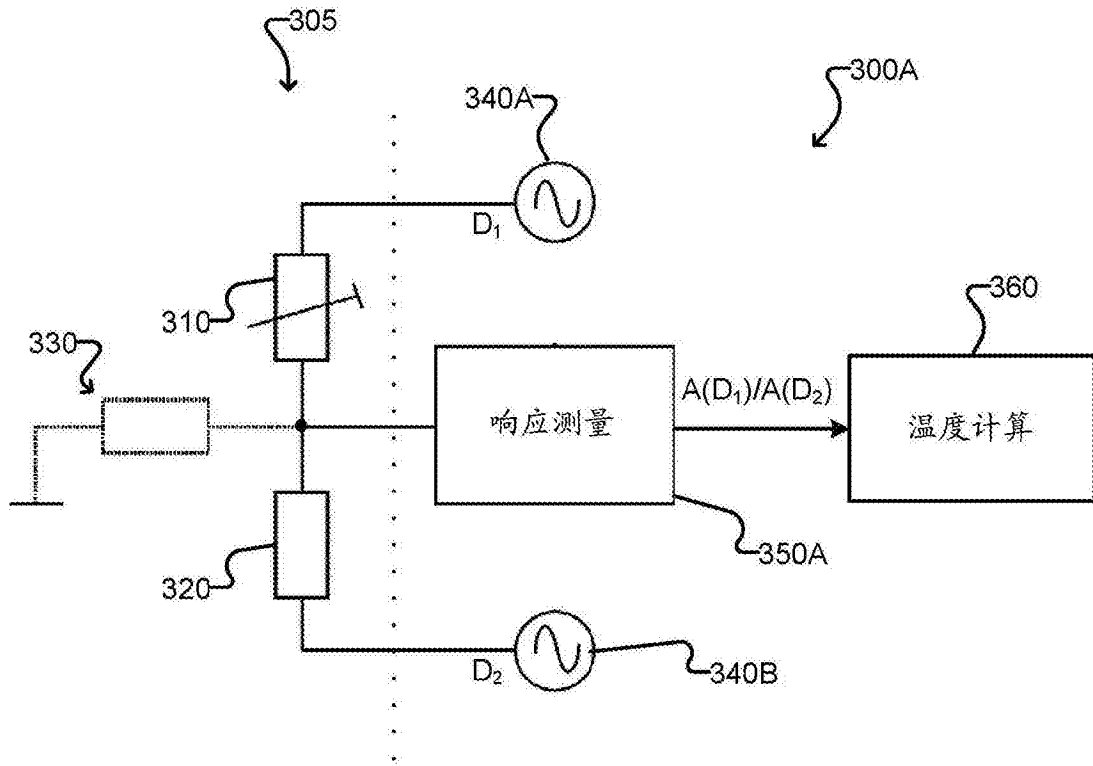


图3B

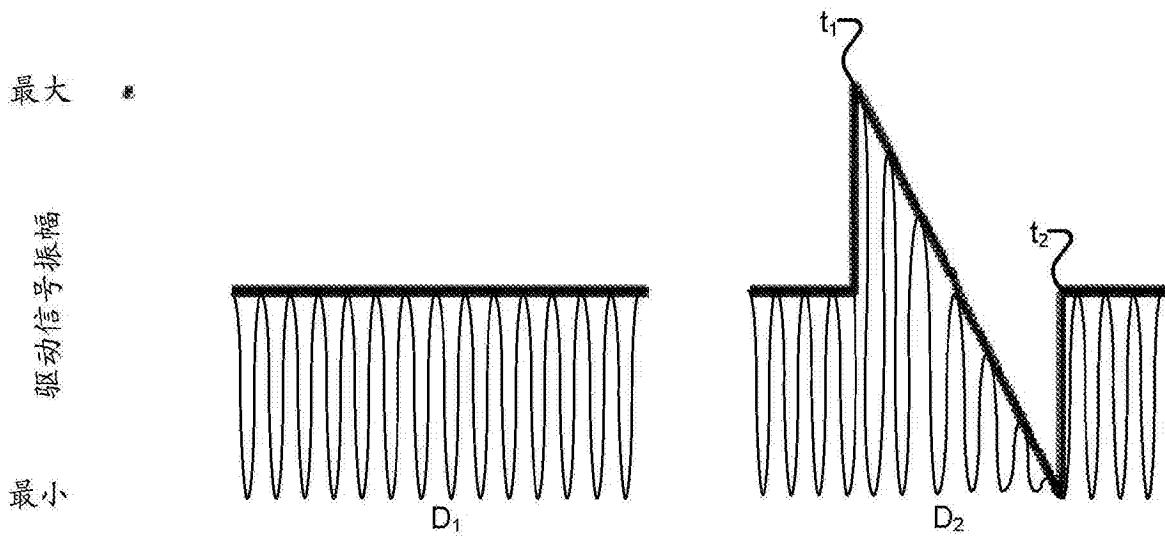


图3C

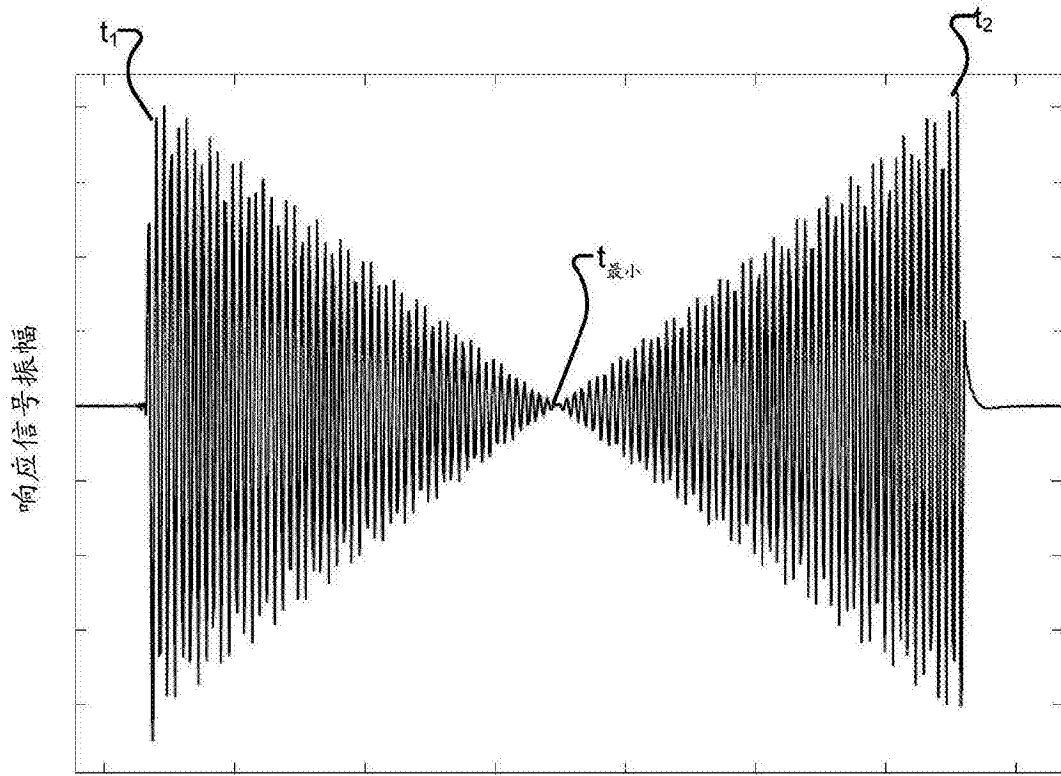


图3D

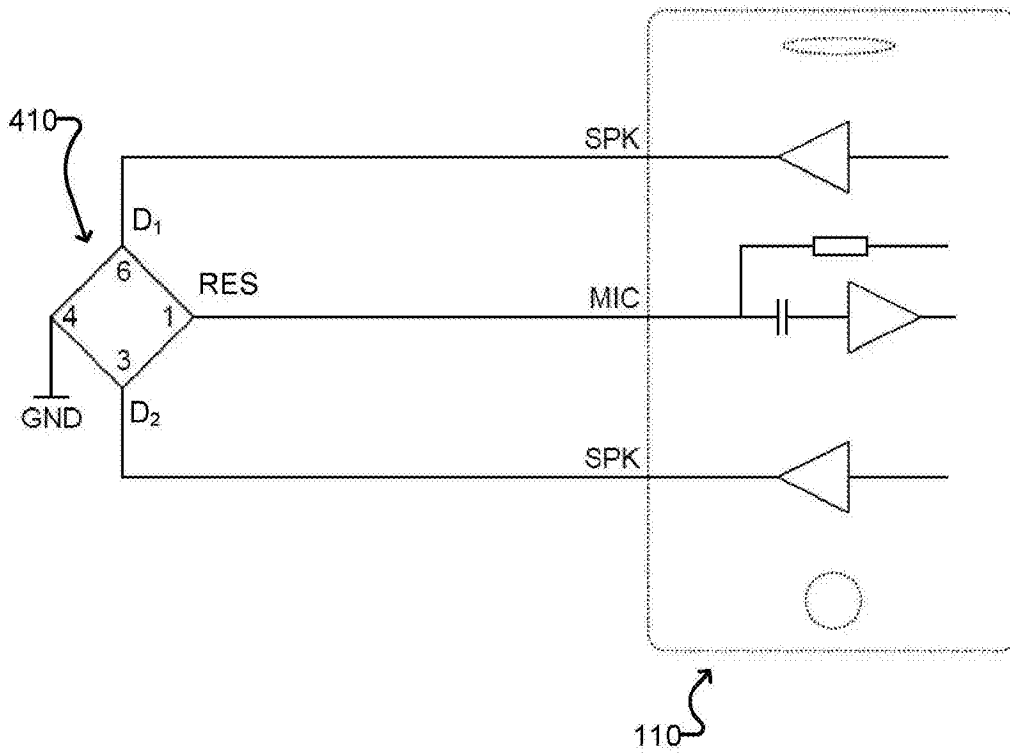


图4

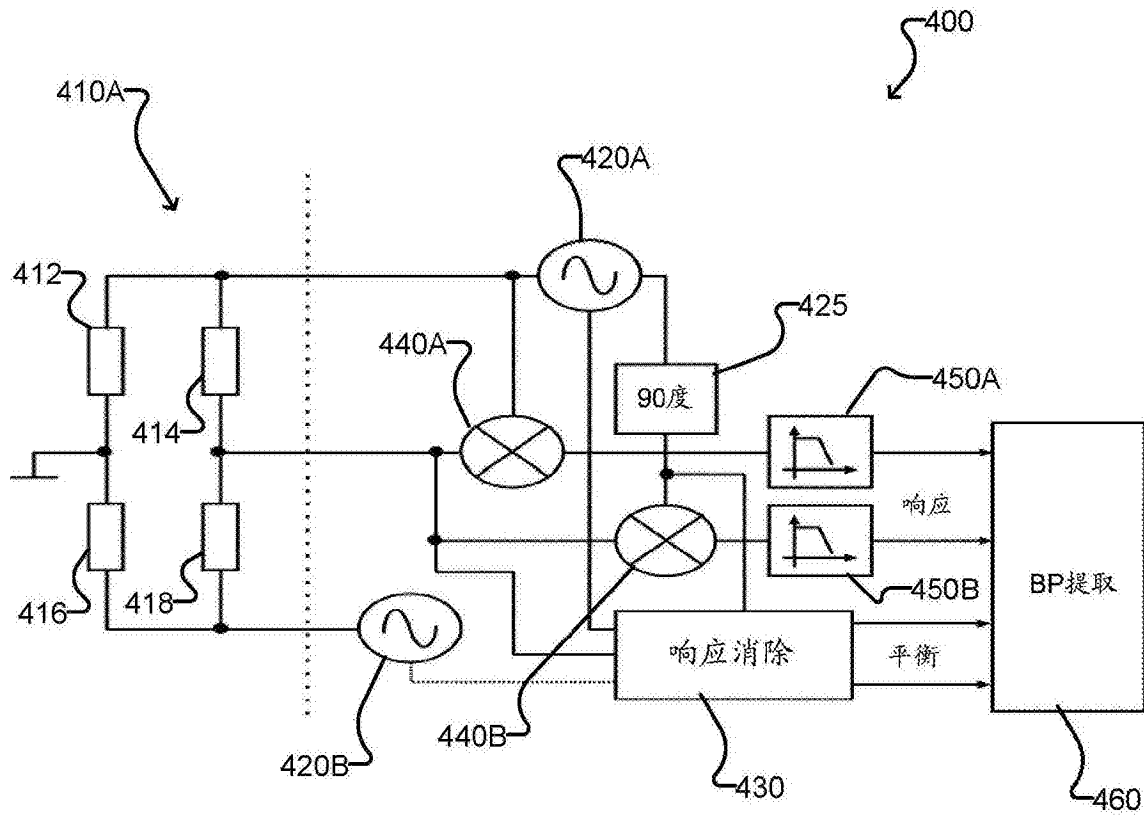


图4A

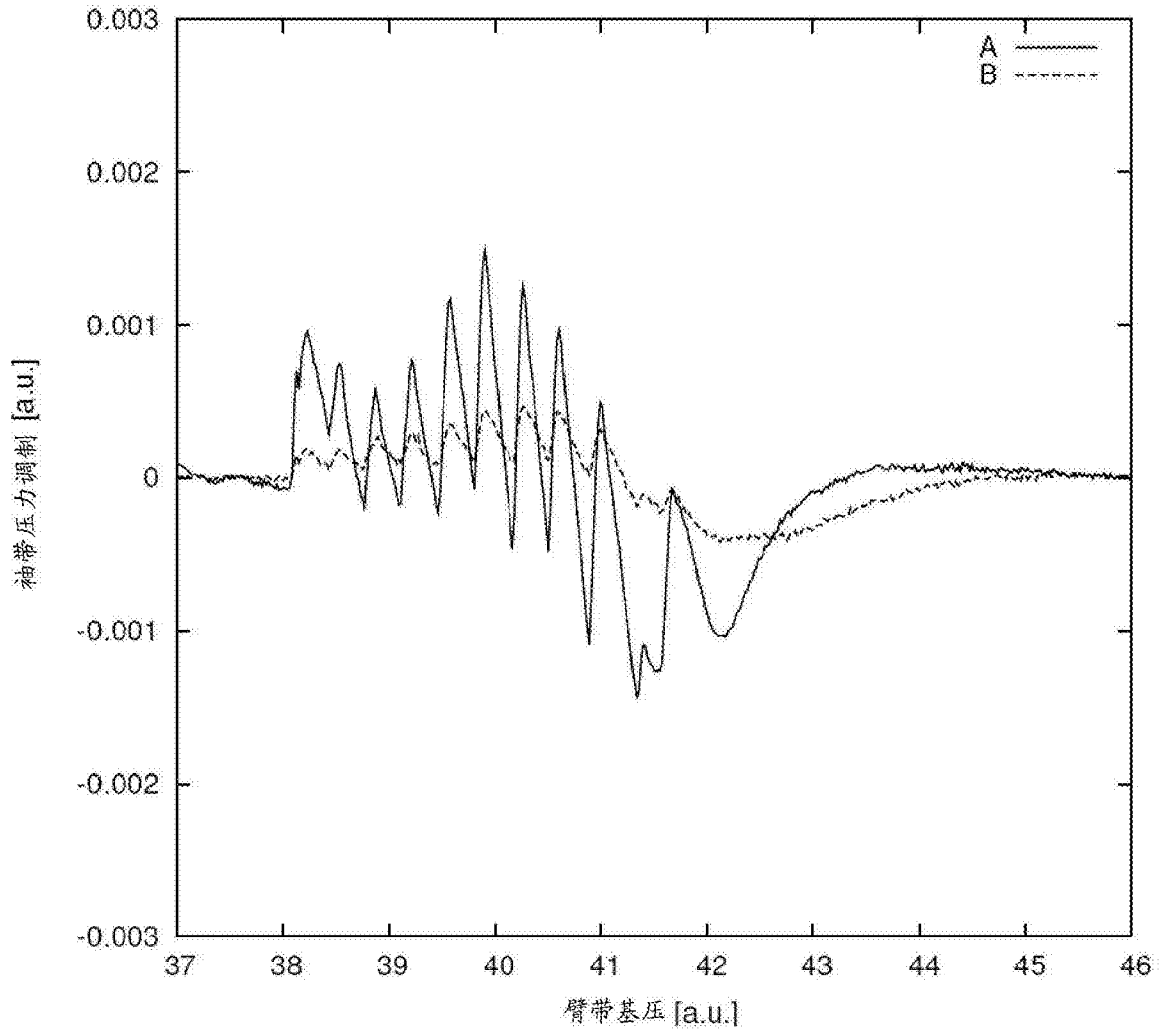


图4B

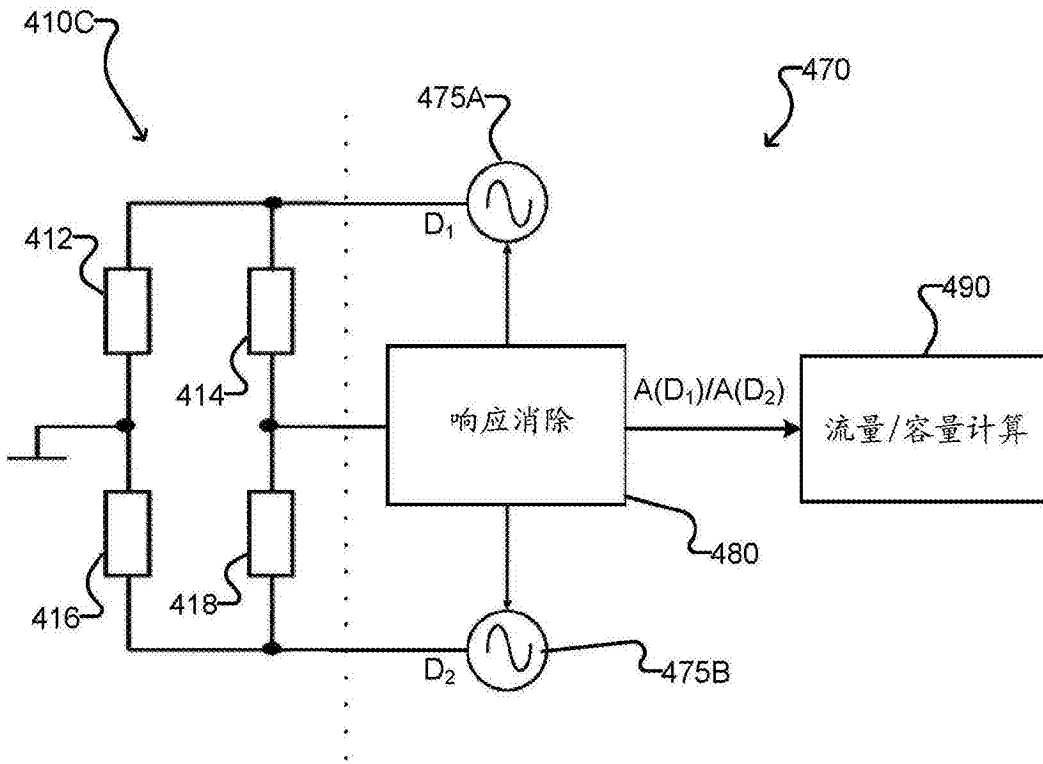


图4C

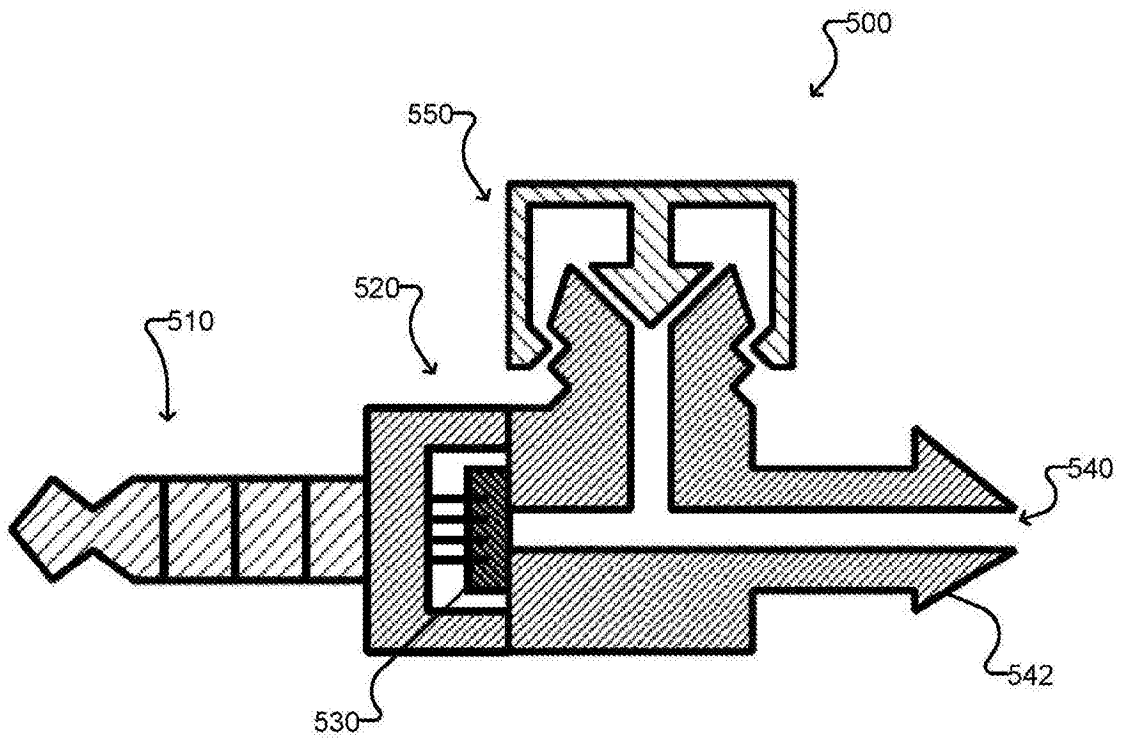


图5

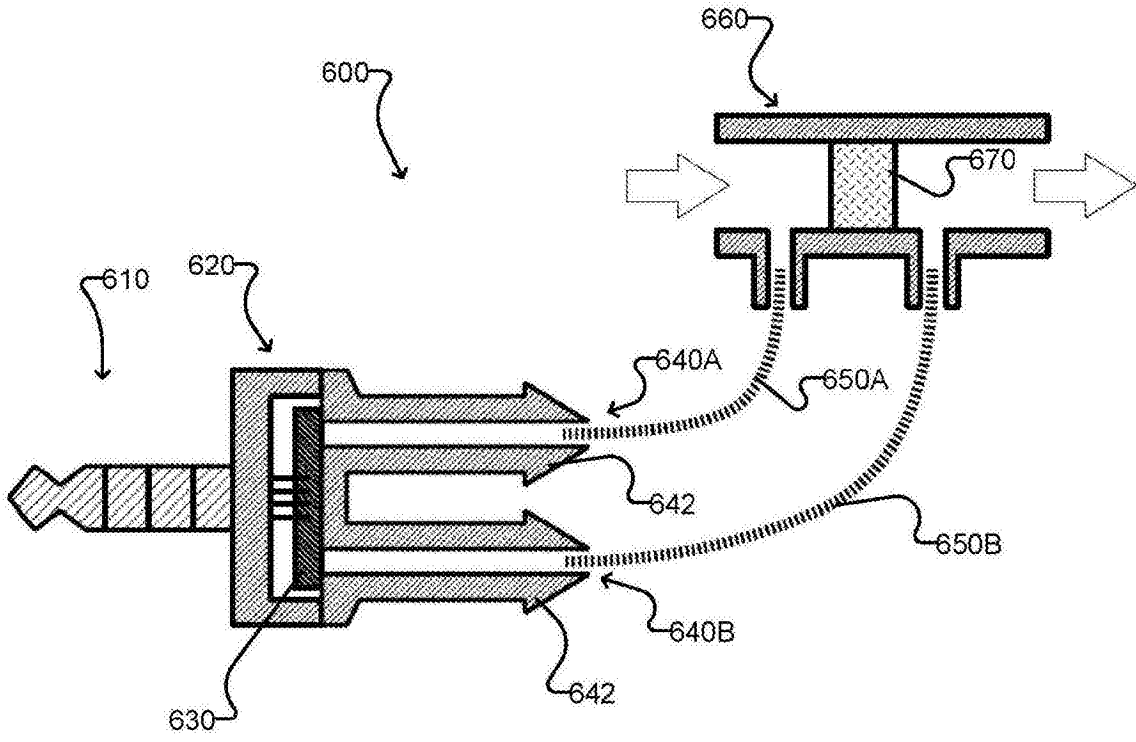


图6

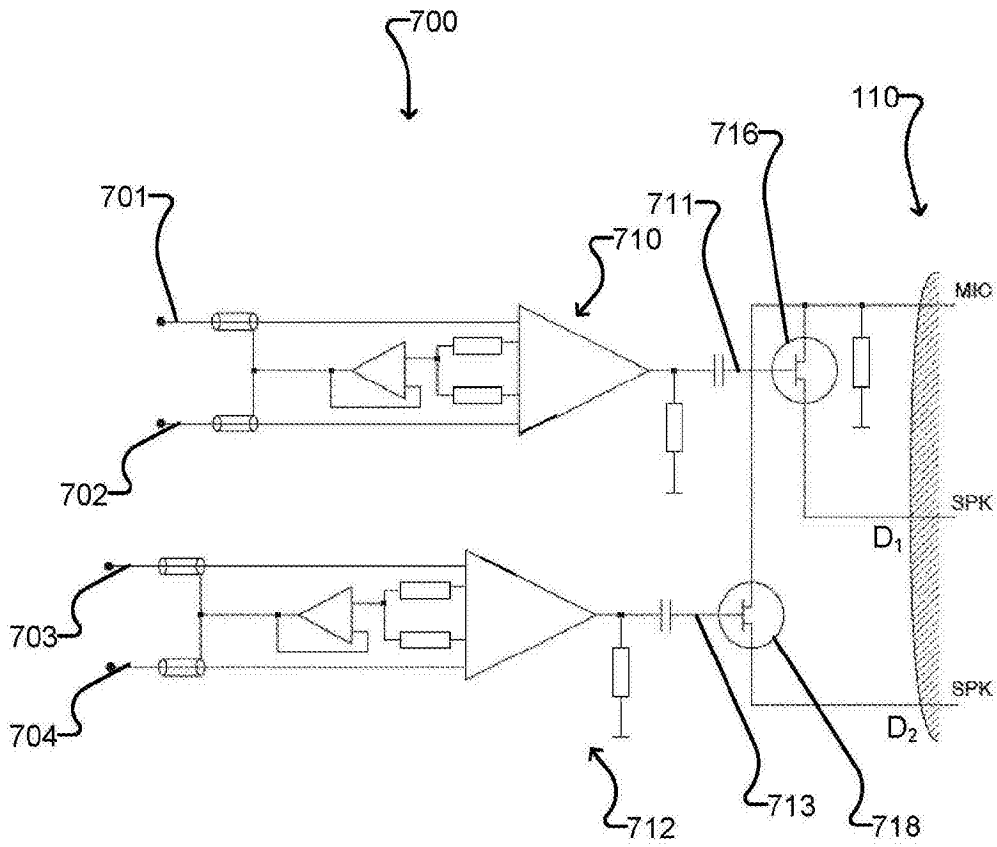


图7

专利名称(译)	用于确定生理参数的系统、方法和相关设备		
公开(公告)号	CN104427928B	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	CN201380037382.9	申请日	2013-05-13
[标]发明人	克里斯蒂安莱特彼得森 约翰马克安赛米诺 盖伊多蒙特		
发明人	克里斯蒂安·莱特·彼得森 约翰·马克·安赛米诺 盖伊·多蒙特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/01 A61B5/021 A61B5/22		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/022 A61B5/0428 A61B5/087 A61B5/6898 A61B2560/0431 G01K13/002 A61B5/02055 A61B5/1107 A61B5/7278		
代理人(译)	周靖 郑霞		
优先权	61/646841 2012-05-14 US		
其他公开文献	CN104427928A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了用于控制电子装置的方法、系统和相关设备，其通过以下步骤操作可连接到电子装置音频接口的外部传感器：将第一谐波驱动信号施加到音频接口的第一触点并将第二谐波驱动信号施加到音频接口的第二触点来驱动外部传感器，在音频接口第三触点处接收响应信号，调整第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号中的至少一个，基于第一谐波驱动信号和第二谐波驱动信号以及响应信号的特性确定一个或多个生理参数，以及输出所确定的一个或多个生理参数。

