



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475742 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780042159.1

约翰·D·哈特莱斯塔德

(22)申请日 2017.06.27

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

(30)优先权数据

11332

62/358,978 2016.07.06 US

代理人 王小衡 胡彬

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.01.07

A61N 1/365(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/00(2006.01)

PCT/US2017/039504 2017.06.27

A61N 1/362(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/009377 EN 2018.01.11

(71)申请人 心脏起搏器股份公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 安琪

普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔

基思·R·迈莱 米彬

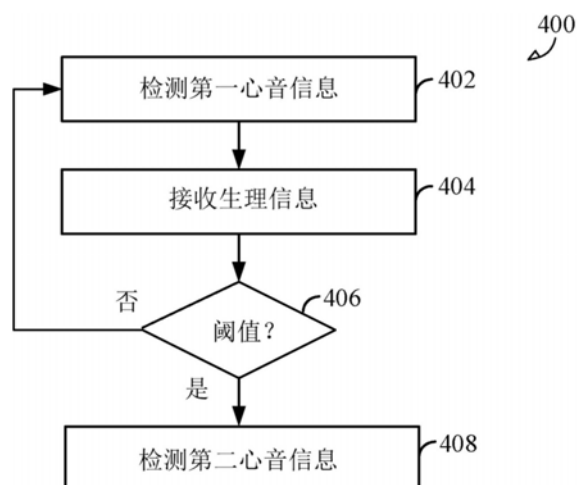
权利要求书2页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

节能心音数据收集

(57)摘要

除了别的以外,本文讨论了用于高效地收集心音数据的装置、系统或方法,其包括在第一低功率操作模式中使用心音传感器检测患者心脏的第一心音信息,以及在单独的第二高功率操作模式中使用心音传感器检测心脏的第二心音信息。可以使用来自患者的生理信息(包括心音信息、关于患者心率的信息、或指示恶化的心力衰竭的来自患者的其他生理信息)来控制心音传感器的操作模式。



1. 一种系统,包括:

心音传感器,其被配置为在第一低功率操作模式中检测患者心脏的第一心音信息,并且在单独的第二高功率操作模式中检测心脏的第二心音信息;以及

心音控制电路,其被配置为接收来自患者的生理信息,并且使用接收到的生理信息来控制所述心音传感器的操作模式。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述心音传感器被配置为检测至少一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音,并且

其中,所述指定心音包括第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)或第四心音(S4)中的至少一个,并且所述指定心音窗口包括对应于所述指定心音的第一心音窗口、第二心音窗口、第三心音窗口或第四心音窗口中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一心音信息和所述第二心音信息包括在多于一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音的总体平均值。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述总体平均值在第一模式中以每天第一数量的频率确定,并且在第二模式中以每天第二更高数量的频率确定,或者

其中,所述总体平均值在所述第一模式中的第一时段内确定,并且在所述第二模式中的第二更长的时段内确定。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,控制电路被配置为从所述心音传感器接收心音信息,并且使用接收到的心音信息控制所述心音传感器的操作模式,并且

其中,所述心音控制电路被配置为当所述第一心音信息超过阈值时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述心音控制电路被配置为当来自患者的接收到的生理信息指示恶化的心力衰竭时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的系统,其中,所述心音传感器在所述第一模式中具有第一采样频率,并且在所述第二模式中具有第二更高的采样频率。

8. 根据权利要求1-6中任一项所述的系统,其中,所述心音传感器被配置为使用至少一个生理周期内的具有第一持续时间的指定心音窗口在所述第一模式中检测所述第一心音信息,并且

其中,所述心音传感器被配置为使用至少一个生理周期内的具有长于所述第一持续时间的第二持续时间的第二指定心音窗口在所述第二模式中检测所述第二心音信息。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述心音控制电路被配置为:在所述第一模式中,使用接收到的生理信息确定所述第一指定心音窗口在生理周期中的位置,并且在所述第二模式中,使用生理周期中的至少一个其他心音的检测到的定时确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述第一心音信息和所述第二心音信息包括第三心音(S3)信息,

其中,所述生理信息包括来自患者的心率信息,并且

其中,所述心音控制电路被配置为在所述第二模式中,使用生理周期中的第二心音(S2)的检测到的定时来确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

11. 一种方法,包括:

在第一低功率操作模式中使用心音传感器检测患者心脏的第一心音信息;

在单独的第二高功率操作模式中使用所述心音传感器检测心脏的第二心音信息;并且使用心音控制电路接收来自患者的生理信息,并且使用接收的生理信息控制所述心音传感器的操作模式。

12. 根据权利要求11所述的方法,包括:

在所述第一模式中,使用所述第一心音信息确定在多于一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音的总体平均值;并且

在所述第二模式中,使用所述第二心音信息确定在多于一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音的总体平均值,

其中确定所述总体平均值包括在所述第一模式中以每天第一数量的频率,每个具有第一时段,并且在所述第二模式中以每天第二更高数量的频率,每个具有第二更长时段。

13. 根据权利要求11所述的方法,其中,在所述第一模式中检测所述第一心音信息包括使用第一采样频率以及具有第一持续时间的第一指定心音窗口,并且

其中,在所述第二模式中检测所述第二心音信息包括使用高于所述第一采样频率的第二采样频率以及具有长于所述第一持续时间的第二持续时间的第二指定心音窗口。

14. 根据权利要求13所述的方法,包括:

使用接收到的生理信息确定所述第一指定心音窗口在生理周期中的位置;并且

使用生理周期中至少一个其他心音的检测到的定时确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

15. 根据权利要求11-14中的任一项所述的方法,其中,所述心音控制电路被配置为当来自患者的接收到的生理信息指示恶化的心力衰竭时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

节能心音数据收集

[0001] 优先权声明

[0002] 此申请要求于2016年7月6日根据35U.S.C. §119(e) 提交的美国临时专利申请序列号62/358,978的优先权权益,所述申请通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 本文通常涉及医疗设备,并且更特别地但非限制性地涉及用于节能心音数据收集的系統、设备和方法。

背景技术

[0004] 可植入医疗设备,诸如心律管理(CRM)设备,可以被用于监视、检测或治疗各种心脏病征,这些心脏病征可导致心脏将血液充分地输送到身体的能力降低。在一些情况下,心脏病征可能导致快速、不规则或低效率的心脏收缩等。为了缓解这些病征中的一个或多个,可以将各种医疗设备植入患者体内以监视心脏活动或提供电刺激以优化或控制心脏的收缩。

[0005] 传统的心律管理(CRM)设备(诸如起搏器或除颤器)包括被植入在患者胸部的皮下设备,其具有一个或多个引线以将一个或多个电极或其他传感器定位在心脏的各种位置处,诸如定位在心房或心室中的一个或多个中。CRM设备可以包括由具有有限容量的CRM设备中的电源供电的一个或多个电极或其他传感器(例如,压力传感器、加速度计、陀螺仪、麦克风等)。引线、CRM设备的一个或多个电极或其他传感器或其组合可以被配置为检测来自患者的生理信息,或者向患者提供一个或多个治疗或刺激。

[0006] 已经开发出无引线设备(诸如可植入心脏监视器、无引线心脏起搏器(LCP)、可插入心脏监视器(ICM)等)以及外部设备(诸如可穿戴远程患者监视器等),其可以在没有传统引线或可植入CRM设备并发症的情况下从心脏检测生理信息,并且在某些示例中向心脏提供一个或多个治疗或刺激。在某些示例中,这种无引线和可穿戴设备通常是小型自足式设备(例如,小于传统的可植入CRM设备),具有比传统CRM设备更加有限的功率和处理能力。

发明内容

[0007] 除了别的以外,本文讨论了用于高效地收集心音数据的装置、系统或方法,其包括在第一低功率操作模式中使用心音传感器检测患者心脏的第一心音信息,以及在单独的第二高功率操作模式中使用心音传感器检测心脏的第二心音信息。可以使用来自患者的生理信息(包括心音信息、关于患者心率的信息、或指示恶化的心力衰竭的来自患者的其他生理信息)来控制心音传感器的操作模式。

[0008] 示例系统可以包括:心音传感器,其被配置为在第一低功率操作模式中检测患者心脏的第一心音信息,并且在单独的第二高功率操作模式中检测心脏的第二心音信息;以及心音控制电路,其被配置为接收来自患者的生理信息,并且使用接收到的生理信息来控制所述心音传感器的操作模式。

[0009] 本概述旨在提供对本专利申请的主题的概述。其目的不是提供对本公开的排他性或详尽的解释。详细描述被包括以提供关于本专利申请的进一步信息。本公开的其它方面在本领域技术人员阅读和理解以下详细描述并查看构成了本公开的一部分的附图时将是显而易见的,附图中的每个不以限制意义来理解。

附图说明

[0010] 在不一定按比例绘制的附图中,相似的数字可以描述不同视图中的类似组件。具有不同字母后缀的相似数字可以表示类似组件的不同实例。附图通过示例而非限制示出了本文档中所讨论的各种实施例。

[0011] 图1-图2示出了包括心音传感器和心音控制电路的示例系统和装置。

[0012] 图3示出了心率(HR)和Q-S2延迟之间的示例回归关系。

[0013] 图4示出了针对节能心音数据收集的示例流程图。

[0014] 图5示出了机器的示例框图,在该机器上可以执行本文所讨论的任何一个或多个技术(例如,方法)。

具体实施方式

[0015] 心音是与每个心动周期内来自通过心脏的血流的振动相关联的循环(recurring)机械信号,并且可以根据与振动和血流相关联的活动进行分离和分类。心音包括四种主要声音:第一心音至第四心音。第一心音(S1)是在房室(AV)瓣封闭期间由心脏制造的振动声音。第二心音(S2)是心脏舒张开始时的主动脉和肺动脉瓣的心脏振动。第三和第四心音(S3,S4)是与心脏舒张期间左心室充盈压有关的心脏振动。

[0016] 可以使用心音来检测各种生理病征,包括例如急性生理事件(诸如一个或多个异常心律(例如,心房颤动、心房扑动、心脏机械不同步等)),以及更多慢性生理事件(诸如心力衰竭、局部缺血等)。

[0017] 除了别的以外,本发明人已经认识到,心音并且特别是第三心音(S3)(例如,幅度、定时、能量、形态等的绝对或相对测量结果)是用于预测或分层心力衰竭失代偿的发作或风险最显著的生理传感器信息,其作为风险评估指标(例如,使用S3的绝对水平)和用于预测模型(例如,使用S3的相对变化)两者。随着医疗设备的尺寸减小,并且随着对心音活动的慢性、远程、移动式、长期监视变得更加普遍,可以有利的是,在不牺牲生理学上有益的心音检测所需的数据的情况下更有效地检测和存储心音信息,例如以在没有定期连接到远程监视服务或设备或者增加医疗设备的生理数据存储量或处理能力的情况下实现对患者的长期、慢性、远程监视。本文公开的系统、设备和方法可以为任何类型的医疗设备(包括可植入设备、皮下设备、可穿戴设备或外部设备)实现对心音信息的更有效的患者监视。

[0018] 例如,由于现有检测算法的功率消耗或处理要求,在所有时间在所有设备(包括可插入心脏监视器(ICM)或无引线心脏起搏器(LCP))中都对心音(诸如S3)进行急性、高分辨率测量可能是不可行的。现有的低/超低噪声心音检测算法需要具有针对心音检测的高功率模式(例如,低噪声、高采样率)的加速度计,其需要比例如利用加速度计以正常操作模式(例如,超过双倍、5倍、7倍或更多等)检测活动大得多的电流。尽管加速度计可能需要第一电流量(例如,1-2uA)用于活动监视,但是这种活动监视模式可能不足以从患者检测必要的

心音信息,并且现有的低/超低噪声心音检测算法可能需要第二个、高得多的电流量(例如,10-15uA)。

[0019] 此外,在某些示例中,将检测到的心音信息写入扩展存储器的闪存所需的功率可以在存储心音信息时支配设备的功率使用。因此,在某些设备(例如,ICM)中,从每天10次闪存写入(例如,急性、高功率模式)切换到每天1次闪存写入(例如,慢性、低功率模式)可以表示2个月或更多的设备寿命的延长。在其他示例中,为了节省功率,心音数据(例如,日间数据)可以存储在非闪存中用于处理,然后间歇地传输到闪存(例如,每天多次、每天一次、每隔几天一次等)。

[0020] 还可以优化所存储的信息以提高设备效率。例如,心音信息,诸如要存储在存储器中的心音信息,可以包括特定心音在指定时间段(例如,30秒、一分钟等)或指定数量的生理周期内的总体平均值,诸如共同受让的Siejko等人的题为“THIRD HEART SOUND ACTIVITY INDEX FOR HEART FAILURE MONITORING”的美国专利号7,115,096中公开的,所述专利在此通过引用整体并入本文,包括其对声学信号进行总体平均的公开。与每天的闪存写入数量相似,从每天72个总体平均会话(例如,急性、高功率模式)减少到每天一个总体平均(例如,慢性、低功率模式)可以表示单独由于加速度计功率降低而设备寿命延长两个月或更多。从每天的现有数量的总体平均会话的任何减少(例如,从72到40、30、20等)可以表示设备功耗的降低和设备寿命的对应增加。

[0021] 为了检测特定的心音,可以将生理周期(例如,心动周期)门控(gated)到对应于每个心音的特定检测窗口。窗口通常具有预定义的持续时间并且由一些生理信息触发。例如,由于可以使用QRS波群(例如,R波)的特征触发第一心音(S1)窗口,因此可以使用T波的端部触发第二心音(S2)窗口,并且使用P波触发第四心音(S4)窗口(如果存在)。然而,第三心音(S3)窗口通常使用与S2或S2窗口相关的时间段来触发。因此,为了检测S3,首先检测S2,或者计算S2窗口。对S3的这种检测通常被称为“S2跟踪模式”。除了别的以外,本发明人已经认识到,为了节省功率(例如,在慢性、低功率模式中),可以使用其他生理信息(诸如患者的心率等)来估计S3窗口。

[0022] 为了确保在特定的心音窗口中发生特定的心音,可以延长窗口的长度。然而,加速度计检测每个相应窗口中的心音所需的功率以及要处理的数据量与窗口的长度成比例。因此,为了节省功率(例如,在慢性、低功率模式中),可以减少一个或多个检测窗口的长度。例如,减小S3窗口(例如,利用对S2-S3延迟的对应调整)可以导致在保持对潜在生理条件的检测能力(诸如使用S3幅度、功率、定时或形态来检测对患者的心力衰竭(HF)或HF状态恶化的指示等)的同时,为加速度计节省大量功率。在其他示例中,当检测到心房颤动(AF)时,可以减小S4窗口,或者可以减小S1窗口或S2窗口中的一个或多个等。

[0023] 此外,可以降低加速度计的采样频率(例如,从急性、高功率模式中的200Hz降低到慢性、低功率模式中的100Hz或更低等)。在一个示例中,使用奈奎斯特定律,取决于期望的心音数据的频率,可以在慢性、低功率模式中进行低至50Hz(并且在某些示例中更低)的测量。在其他示例中,可以使用加速度计的其他低功率模式(例如,唤醒模式、正常模式或低噪声模式而不是超低噪声模式),从而在仍然检测临床上有用的心音信息的同时,降低加速度计的功耗和要处理或存储的数据量。

[0024] 在其他示例中,可以使用各种生理信息来门控或触发使用加速度计对心音信息的

检测,以便避免对高电流传感器数据的延长使用(例如,加速度计的超低噪声模式等)。例如,可以首先在加速度计的低功率模式(例如,唤醒模式、正常模式、低噪声模式等)中进行对一个或多个心音(例如,S3)的检测,如果达到阈值条件,则可以在加速度计的较高功率模式(例如,超低噪声模式等)中触发对一个或多个心音(例如,S3)的后续检测。例如,在低功率模式中S3检测(例如,S3幅度、S3功率或幅度的相对变化(在慢性、低功率模式中更可靠)等)可以示出高概率的心力衰竭恶化,在某些示例中,其然后可以被用于触发加速度计的急性、高功率模式,或者可以单独用作对心力衰竭恶化的指示。

[0025] 在示例中,在低功率模式或高功率模式中对超过阈值条件的一个心音(例如,S1、S2、S3等)的检测可以触发在低功率模式或高功率模式中对另一个心音(例如,S3)的检测。此外,从低功率模式到高功率模式的阈值条件触发可以用作初始第一触发之后的第二触发(例如,在低功率模式中对超过阈值的S1的检测可以触发在低功率模式中对S2的检测,并且随后在低功率模式中对超过阈值的S2的检测可以触发在更高功率模式中对S2的检测等)。

[0026] 在其他示例中,其他生理信息可以用作心音检测的触发条件或与这种心音检测结合,所述其他生理信息诸如呼吸(例如,速率、相位、体积等)、活动(诸如,活动的或不活动的、活动时期间或之后等)、患者姿势(例如,当患者处于特定位置时,诸如躺下、坐着、站立、行走等)、心率(例如,心率何时增加或减少、高于或低于特定阈值、夜间心率,白天心率、心率变异性等)、阻抗或上述任何组合或排列(例如,活动期间的心率、活动期间的呼吸率或特定姿势等)。一旦达到这些生理信息中的一个或多个的阈值条件,就可以触发低功率或高功率心音检测,如上所述。此外,在某些示例中,生理信息可以被用于门控心音检测(例如,当患者活动时暂停心音检测等)。

[0027] 在其他示例中,可以以各种组合或排列选择性地启用或禁用本文公开的S2跟踪模式或一个或多个其他省电特征,从而有效地创建多个不同的省电模式。此外,可以限制急性、高功率操作模式中的心音检测,使得如果数据收集失败多次,则可以将检测推迟到后面的时间(例如,当患者不活动时,可以将检测推迟到一天中不同的时间等)。

[0028] 图1示出了包括可插入心脏监视器(ICM) 102的示例系统100,所述插入心脏监视器(ICM) 102被配置为感测来自患者101的生理信息。ICM 102可以被皮下地植入或定位在患者101内,并且在某些示例中,可以被配置为向患者101提供一个或多个刺激或治疗。

[0029] 在示例中,系统100可以包括外部设备104(例如,外部编程器等),其被配置为使用遥测电路和无线通信协议通信地耦合到ICM 102。在其他示例中,系统可以包括被耦合到ICM 102或者代替ICM 102的一个或多个其他可植入(例如,可植入起搏器、除颤器、无引线心脏起搏器(LCP)等)或外部(例如,可穿戴等)设备,其中ICM 102或其他可植入或外部设备中的一个或多个被配置为被耦合到彼此中的至少一个,或者被耦合到外部设备104。

[0030] 图2示出了包括心音传感器206和心音控制电路208的示例装置200。心音传感器206可以包括传感器(诸如加速度计、麦克风、隔膜等),其被配置为检测或感测心脏的心音信息(包括由心脏的瓣膜的开口或封闭产生的机械或声学振动、或者血液在心脏内、进入心脏或离开心脏的运动),并产生表示这种信息的心音波形。

[0031] 心音传感器206可被配置为使用例如患者的一个或多个生理波形(例如,心脏波形等)内的一个或多个相应的心音窗口从心音波形检测第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)或第四心音(S4)中的一个或多个。可以使用各种生理信息(例如,来自心脏的电信

息、一个或多个其他心音特征等)来门控心音窗口。

[0032] 在示例中,装置200可以包括来自图1中所示的系统100的可插入心脏监视器(ICM) 102。在其他示例中,装置200可以包括一个或多个其他医疗设备,其包括例如具有一个或多个引线的可植入医疗设备(IMD),其中心音传感器206被定位在被耦合到IMD的引线上或引线内、或者被定位在IMD的主体上或主体内,或者装置200可以包括可插入的或皮下的,或外部的或可穿戴的医疗设备或患者监视器。

[0033] 心音传感器206或装置200可以包括具有不同功率分布的多个操作模式。操作模式是其中心音传感器206正主动监视患者的模式,与例如可以(例如在高功率或低功率模式中)检测生理信息的“关闭”模式、校准模式或者基线或初始化模式相反,但主要是建立或纠正设备的一个或多个设置或参数。例如,心音传感器206可以包括第一慢性、低功率操作模式和第二急性、高功率操作模式。在示例中,第二急性、高功率操作模式可以包括现有的低/超低噪声、高分辨率操作模式,而第一慢性、低功率操作模式可以更节能。在其他示例中,心音传感器206可以包括一个或多个其他更高或更低功率的操作模式。

[0034] 心音控制电路208可以被配置为使用例如来自心音传感器206的信息或其他生理信息来控制心音传感器的操作模式。在某些示例中,装置200可以包括生理传感器210(诸如呼吸传感器、活动传感器、姿势传感器、心电图(ECG)传感器、阻抗传感器等)。这种生理传感器210可以被配置为向心音控制电路208提供来自患者的生理信息,例如,以门控心音波形,或者使得能够由心音控制电路208控制心音传感器206的操作模式。

[0035] 图3示出了心率(HR) 302和Q-S2延迟(ms) 303之间的示例回归关系300,包括回归线304。除了别的以外,本发明人已经认识到,由于心率与S2的位置之间存在线性关系,因此单独的心率可以被用于预测或估计心动周期中S2相对于Q波的位置或患者的一些其他生理特征,并且相应地心动周期中S3的位置。因此,可以使用心音波形中S2的检测位置,或者通过基于心率估计S3的位置来门控S3,这可以表示相对于S2的位置的检测的显著功率节省。在一个示例中,如果使用心率或一个或多个其他生理信息来估计S3的位置,则可以周期性地对S2的检测以充分确认S3估计。

[0036] 图4示出了用于节能的心音数据收集的流程图,包括使用具有相应的第一操作模式和第二操作模式(第一低功率操作模式和第二高功率操作模式)的心音传感器检测患者心脏的心音信息。

[0037] 在402处,诸如在第一慢性、低功率操作模式中使用心音传感器来检测第一心音信息。低功率操作模式可以包括心音传感器的患者监视模式,其具有比心音传感器的至少一个其他操作患者监视模式更低的操作功率。

[0038] 在某些示例中,低功率操作模式可以包括较低的采样频率、每天制作较少数量的样本、每天计算较少数量的(例如,或较短的)总体平均会话、针对相应的心音具有较小的采样窗口、在闪存中记录较少的信息(例如,记录关于检测到的心音波形的度量,而不是波形本身等)、将信息存储在非闪存中以进行处理等。在某些示例中,低功率操作模式可以使用一个或多个其他生理信息来确定心音传感器的低功率操作模式是足够的(例如,低功率心音信息或一个或多个其他生理信息指示患者没有经历恶化的心力衰竭(HF)或一个或多个其他病征(诸如心房颤动(AF)、局部缺血、水肿等))等。

[0039] 在404处,接收生理信息,诸如来自心电图(ECG)传感器或一个或多个其他生理传

传感器的患者的心电信息。在某些示例中,生理信息可以包括使用心音传感器检测到的第一心音信息。

[0040] 在406处,例如使用比较器等确定生理信息超过阈值的指示。在某些示例中,阈值可以指示患者的恶化状态、恶化程度或患者患有一个或多个病征(包括心力衰竭等)的指示。在其他示例中,可以使用一个或多个其他触发条件。如果否,则在402处可以检测到第一心音信息。如果是,则处理流程进行到408。

[0041] 在408处,诸如在第二急性、高功率操作模式中使用心音传感器来检测第二心音信息。高功率操作模式可以包括心音传感器的患者监视模式,其具有比心音传感器的至少一个其他操作患者监视模式更高的操作功率。在示例中,心音传感器可以在特定时间段内或者直到恶化状况消退保持在高功率操作模式中。

[0042] 在某些示例中,高功率操作模式可以包括较高的采样频率、每天制作较多数量的样本、每天计算较多数量的(例如,或更长的)总体平均会话、针对相应的心音具有较大的采样窗口、在闪存中记录较多信息(例如,记录关于检测到的心音波形的度量或测量结果,以及波形本身等)等。在某些示例中,高功率操作模式可以使用一个或多个其他生理信息来确定保持在高功率操作模式(例如,高功率心音信息或一个或多个其他生理信息指示患者正在经历恶化的心力衰竭(HF)或一个或多个其他病征(诸如心房颤动(AF)、局部缺血、水肿等))等。

[0043] 在示例中,可以在第二高功率操作模式中进行特定数量的第二心音信息检测,并且可以在第一低功率操作模式中进行其余检测。例如,如果在406处超过阈值,则在返回到第一低功率操作模式达预定时间段之前,可以在第二高功率操作模式中进行第一数量检测。在其他示例中,可以增加406处的阈值等。

[0044] 在某些示例中,即使心音信息或其他生理信息未超过阈值或指示恶化的患者状态或状况,心音传感器也可以以定期间隔(例如,每天一次或多次、每周一次或多次等)在第二高功率模式中自动地进行一个或多个第二心音信息检测。

[0045] 图5示出了示例机器500的框图,在所述示例机器800上可以执行本文所讨论的任何一个或多个技术(例如,方法)。该描述的部分可适用于LCP设备、IMD或外部编程器的各个部分的计算框架。在可替选的实施例中,机器500可以作为独立设备、可穿戴设备操作或者可以被连接(例如联网)至其他机器。在联网部署中,机器500可以在服务器-客户端网络环境中以服务器机器、客户端机器或两者的职责操作。在示例中,机器500可以充当对等(P2P)(或其他分布式)网络环境中的对等机器。机器500可以是个人计算机(PC)、平板电脑、机顶盒(STB)、个人数字助理(PDA)、移动电话、网络设备、网络路由器、交换机或网桥、或任何能够执行指定该机器要采取的动作的指令(连续的或以其他方式)的机器。此外,虽然仅示出单个机器,但术语“机器”也应被理解为包括任何单独地或联合地执行一个或(多个)指令集以执行本文所讨论的方法中的任何一个或多个的机器的集合,诸如云计算、软件即服务(SaaS)、其他计算机集群配置。

[0046] 如本文所描述的,示例可以包括逻辑或多个组件或机制,或者可以由逻辑或多个组件或机制操作。电路组是在包括硬件(例如,简单电路、门、逻辑等)的有形实体中实施的电路的集合。电路组成员随时间推移和底层硬件变异性可以是灵活的。电路组包括可以单独或组合地在操作时执行指定操作的构件。在示例中,电路组的硬件可以被不可变地设计

为执行特定操作(例如,硬连线)。在示例中,电路组的硬件可以包括可变地连接的物理组件(例如执行单元、晶体管、简单电路等),其包括被物理地修改(例如,磁性地、电气地、可移动地布置不变的大量粒子等)以对特定操作的指令进行编码的计算机可读介质。在连接物理组件时,硬件构成部分的基础电气特性例如从绝缘体变为导体,反之亦然。这些指令使嵌入式硬件(例如,执行单元或加载机构)能够经由可变连接来在硬件中创建电路组的构件(member),以在操作时执行特定操作的部分。因此,当设备操作时,计算机可读介质被通信地耦合到电路组构件的其他组件。在示例中,任何物理组件可以被用在多于一个电路组的多于一个的构件中。例如,在操作中,执行单元可以在一个时间点处被用在第一电路组中的第一电路中,并且被第一电路组中的第二电路再使用,或者在不同的时间处被第二电路组中的第三电路再使用。

[0047] 机器(例如,计算机系统)500可以包括硬件处理器502(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、硬件处理器核或其任何组合)、主存储器504和静态存储器506,其中的一些或全部可以经由互连路(例如,总线)508彼此通信。机器500还可以包括显示单元510(例如,光栅显示器、矢量显示器、全息显示器等)、字母数字输入设备512(例如,键盘)和用户界面(UI)导航设备514(例如,鼠标)。在示例中,显示单元510、输入设备512和UI导航设备514可以是触摸屏显示器。机器500可以额外地包括存储设备(诸如,驱动单元)516、信号生成设备518(诸如,扬声器)、网络接口设备520以及一个或多个传感器521(诸如全球定位系统(GPS)传感器、指南针、加速度计或其他传感器)。机器500可以包括输出控制器528,诸如串行(诸如,通用串行总线(USB))、并行或其他有线或无线(诸如,红外(IR)、近场通信(NFC)等)连接,以与一个或多个外围设备(诸如,打印机、读卡器等)进行通信或对其进行控制。

[0048] 存储设备516可以包括机器可读介质522,其上存储有体现本文所描述的技术或功能中的任何一个或多个或被其利用的一个或多个数据结构集或指令集524(例如,软件)。在其由机器500执行期间,指令524还可以完全或至少部分地驻留在主存储器504内、静态存储器506内、或者硬件处理器502内。在示例中,硬件处理器502、主存储器504、静态存储器506或存储设备516中的一个或任何组合可以构成机器可读介质。

[0049] 虽然机器可读介质522被示出为单个介质,但是术语“机器可读介质”可以包括被配置为存储一个或多个指令524的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库,和/或相关联的高速缓存和服务器的)。

[0050] 术语“机器可读介质”可以包括能够存储、编码或携带由机器500执行并且致使机器500执行本公开的技术中的任何一个或多个的指令或者能够存储、编码或携带被这种指令使用或与这种指令相关联的数据结构的任何介质。非限制性机器可读介质示例可以包括固态存储器,以及光和磁介质。在示例中,大容量机器可读介质包括具有多个具有不变(例如,静止)质量的粒子的机器可读介质。因此,大容量机器可读介质不是暂时传播信号。大容量机器可读介质的具体示例可以包括:非易失性存储器(诸如半导体存储器设备(诸如,电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM))和闪存设备);磁盘(诸如内部硬盘和可移动磁盘);磁光盘;以及CD-ROM和DVD-ROM磁盘。

[0051] 还可以利用多个传输协议(例如,帧中继、互联网协议(IP)、传输控制协议(TCP)、用户数据报协议(UDP)、超文本传输协议(HTTP)等)中的任何一种在通信网络526上使用传输介质经由网络接口设备520来传输或接收指令524。除其他外,示例通信网络可以包括局

域网 (LAN)、广域网 (WAN), 分组数据网络 (例如, 因特网)、移动电话网络 (例如, 蜂窝网络)、普通老式电话 (POTS) 网络、以及无线数据网络 (例如, 被称为 **WiFi®** 的电气和电子工程师协会 (IEEE) 802.11 标准族、被称为 **WiMax®** 的 IEEE 802.16 标准族)、IEEE 802.15.4 标准族)、对等 (P2P) 网络。在示例中, 网络接口设备 520 可以包括一个或多个物理插孔 (例如, 以太网、同轴或电话插孔) 或一个或多个天线以连接到通信网络 526。在示例中, 网络接口设备 520 可以包括多个天线, 以使用单输入多输出 (SIMO)、多输入多输出 (MIMO) 或多输入单输出 (MISO) 技术中的至少一个来进行无线通信。术语“传输介质”应被认为包括能够存储、编码或携带由机器 500 执行的指令的任何无形介质并且包括数字或模拟通信信号或其他无形介质以用于促进这种软件的通信。

[0052] 附加说明

[0053] 主题 (例如系统) 的示例 (例如“示例1”) 可以包括: 心音传感器, 其被配置为在第一低功率操作模式中检测患者心脏的第一心音信息, 并且在单独的第二高功率操作模式中检测心脏的第二心音信息; 以及心音控制电路, 其被配置为接收来自患者的生理信息, 并且使用接收到的生理信息来控制所述心音传感器的操作模式。

[0054] 在示例2中, 示例1的主题可以可选地被配置为使得所述心音传感器被配置为检测至少一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音, 并且所述指定的心音包括第一心音 (S1)、第二心音 (S2)、第三心音 (S3) 或第四心音 (S4) 中的至少一个, 并且所述指定的心音窗口包括对应于所述指定的心音的第一心音窗口、第二心音窗口、第三心音窗口或第四心音窗口中的至少一个。

[0055] 在示例3中, 示例1-2中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述第一心音信息和所述第二心音信息包括在多于一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音的总体平均值。

[0056] 在示例4中, 示例1-3中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述总体平均值在所述第一模式中以每天第一数量的频率确定, 并且在所述第二模式中以每天第二更高数量的频率确定, 或者, 所述总体平均值在所述第一模式中的第一时段内确定, 并且在所述第二模式中的第二更长的时段内确定。

[0057] 在示例5中, 示例1-4中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述控制电路被配置为从所述心音传感器接收心音信息, 并且使用接收到的心音信息控制所述心音传感器的操作模式, 并且所述心音控制电路被配置为当所述第一心音信息超过阈值时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0058] 在示例6中, 示例1-5中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音控制电路被配置为当来自患者的接收到的生理信息指示恶化的心力衰竭时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0059] 在示例7中, 示例1-6中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音传感器在所述第一模式中具有第一采样频率, 并且在所述第二模式中具有第二更高的采样频率。

[0060] 在示例8中, 示例1-7中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音传感器被配置为使用至少一个生理周期内的具有第一持续时间的指定心音窗口在所述第一模式中检测所述第一心音信息, 并且所述心音传感器被配置为使用至少一个生理

周期内的具有长于所述第一持续时间的第二持续时间的第二指定心音窗口在所述第二模式中检测所述第二心音信息。

[0061] 在示例9中,示例1-8中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音控制电路被配置为:在所述第一模式中,使用接收到的生理信息确定所述第一指定心音窗口在生理周期中的位置,并且在所述第二模式中,使用生理周期中的检测到的至少一个其他心音的定时确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

[0062] 在示例10中,示例1-9中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述第一心音信息和所述第二心音信息包括第三心音(S3)信息,所述生理信息包括来自患者的心率信息,并且所述心音控制电路被配置为在所述第二模式中,使用生理周期中的检测到的第二心音(S2)的定时来确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

[0063] 主题(例如方法)的示例(例如“示例11”)可以包括:在第一低功率操作模式中使用心音传感器检测患者心脏的第一心音信息,在单独的第二高功率操作模式中使用所述心音传感器检测心脏的第二心音信息,使用心音控制电路接收来自患者的生理信息,并且使用接收到的生理信息来控制所述心音传感器的操作模式。

[0064] 在示例12中,示例11的主题可以可选地包括:在所述第一模式中,使用所述第一心音信息确定多于一个生理周期内指定心音窗口中的指定心音的总体平均值,并且在所述第二模式中,使用所述第二心音信息确定多于一个生理周期内指定心音窗口中的指定心音的总体平均值,其中确定所述总体平均值包括在所述第一模式中以每天第一数量的频率,每个具有第一时段,并且在所述第二模式中以每天第二更高数量的频率,每个具有第二更长时段。

[0065] 在示例13中,示例11-12中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得在所述第一模式中检测所述第一心音信息包括使用第一采样频率以及具有第一持续时间的所述第一指定心音窗口,并且在所述第二模式中检测所述第二心音信息包括使用高于所述第一采样频率的第二采样频率以及具有长于所述第一持续时间的第二持续时间的第二指定心音窗口。

[0066] 在示例14中,示例11-13中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得使用接收到的生理信息确定所述第一指定心音窗口在生理周期中的位置,并且使用生理周期中检测到的至少一个其他心音的定时确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

[0067] 在示例15中,示例11-14中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音控制电路被配置为当来自患者的接收到的生理信息指示恶化的心力衰竭时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0068] 主题(例如系统)的示例(例如“示例16”)可以包括:心音传感器,其被配置为在第一低功率操作模式中检测患者心脏的第一心音信息,并且在单独的第二高功率操作模式中检测心脏的第二心音信息,以及心音控制电路,其被配置为接收来自患者的生理信息,并且使用接收到的生理信息来控制所述心音传感器的操作模式。

[0069] 在示例17中,示例16的主题可以可选地被配置为使得所述心音传感器在所述第一模式中具有第一采样频率,并且在所述第二模式中具有第二更高的采样频率。

[0070] 在示例18中,示例16-17中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音传感器被配置为使用至少一个生理周期内的具有第一持续时间的所述第一指定心音窗

口在所述第一模式中检测所述第一心音信息,并且所述心音传感器被配置为使用至少一个生理周期内的具有长于所述第一持续时间的第二持续时间的第二指定心音窗口在所述第二模式中检测所述第二心音信息。

[0071] 在示例19中,示例16-18中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音控制电路被配置为:在所述第一模式中,使用接收到的生理信息确定所述第一指定心音窗口在生理周期中的位置,并且在所述第二模式中,使用生理周期中的检测到的至少一个其他心音的定时确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

[0072] 在示例20中,示例16-19中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述第一心音信息和所述第二心音信息包括第三心音(S3)信息,所述生理信息包括来自患者的心率信息,并且所述心音控制电路被配置为在所述第二模式中,使用生理周期中的检测到的第二心音(S2)的定时来确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

[0073] 在示例21中,示例16-20中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音传感器被配置为检测至少一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音,并且所述指定的心音包括第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)或第四心音(S4)中的至少一个,并且所述指定的心音窗口包括对应于所述指定的心音的第一心音窗口、第二心音窗口、第三心音窗口或第四心音窗口中的至少一个。

[0074] 在示例22中,示例16-21中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述第一心音信息和所述第二心音信息包括在多于一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音的总体平均值。

[0075] 在示例23中,示例16-22中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述总体平均值在所述第一模式中以每天第一数量的频率确定,并且在所述第二模式中以每天第二更高数量的频率确定,或者,所述总体平均值在所述第一模式中的第一时段内确定,并且在所述第二模式中的第二更长的时段内确定。

[0076] 在示例24中,示例16-23中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述控制电路被配置为从所述心音传感器接收心音信息,并且使用接收到的心音信息控制所述心音传感器的操作模式,并且所述心音控制电路被配置为当所述第一心音信息超过阈值时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0077] 在示例25中,示例16-24中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音控制电路被配置为当来自患者的接收到的生理信息指示恶化的心力衰竭时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0078] 主题(例如方法)的示例(例如“示例26”)可以包括:在第一低功率操作模式中使用心音传感器检测患者心脏的第一心音信息,在单独的第二高功率操作模式中使用所述心音传感器检测心脏的第二心音信息,并且使用心音控制电路接收来自患者的生理信息,并且使用接收到的生理信息来控制所述心音传感器的操作模式。

[0079] 在示例27中,示例26的主题可以可选地被配置为使得在所述第一模式中检测所述第一心音信息包括使用第一采样频率,并且在所述第二模式中检测所述第二心音信息包括使用高于所述第一采样频率的第二采样频率。

[0080] 在示例28中,示例26-27中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得在所述第一模式中检测所述第一心音信息包括使用至少一个生理周期内的具有第一持续时

间的第一指定心音窗口,并且在所述第二模式中检测所述第二心音信息包括使用至少一个生理周期内的具有长于所述第一持续时间的第二持续时间的第二指定心音窗口。

[0081] 在示例29中,示例26-28中的任何一个或多个的主题可以可选地包括:使用接收到的生理信息确定所述第一指定心音窗口在生理周期中的位置,并且使用生理周期中检测到的至少一个其他心音的定时确定所述第二指定心音窗口在生理周期中的位置。

[0082] 在示例30中,示例26-29中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得检测所述第一心音信息和所述第二心音信息包括检测第三心音(S3)信息,接收生理信息包括在所述第一模式中接收来自患者的心率信息,并且确定所述第二指定心音窗口的位置包括使用生理周期中检测到的第二心音(S2)的定时。

[0083] 在示例31中,示例26-30中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得检测所述第一心音信息和所述第二心音信息包括检测至少一个生理周期内的指定心音窗口中的指定心音,并且所述指定的心音包括第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)或第四心音(S4)中的至少一个,并且所述指定的心音窗口包括对应于所述指定的心音的第一心音窗口、第二心音窗口、第三心音窗口或第四心音窗口中的至少一个。

[0084] 在示例32中,示例26-31中的任何一个或多个的主题可以可选地包括:在所述第一模式中,使用所述第一心音信息确定多于一个生理周期内指定心音窗口中的指定心音的总体平均值,并且在所述第二模式中,使用所述第二心音信息确定多于一个生理周期内指定心音窗口中的指定心音的总体平均值,

[0085] 在示例33中,示例26-33中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得确定所述总体平均值包括在所述第一模式中以每天第一数量的频率,以及在所述第二模式中以每天第二更高数量的频率,或者确定所述总体平均值包括在所述第一模式中第一时段内,以及在所述第二模式中第二更长时段内。

[0086] 在示例34中,示例26-33中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述控制电路被配置为从所述心音传感器接收心音信息,并且使用接收到的心音信息控制所述心音传感器的操作模式,并且所述心音控制电路被配置为当所述第一心音信息超过阈值时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0087] 在示例35中,示例26-34-1-2中的任何一个或多个的主题可以可选地被配置为使得所述心音控制电路被配置为当来自患者的接收到的生理信息指示恶化的心力衰竭时将所述心音传感器从所述第一模式转换到所述第二模式。

[0088] 主题(例如系统或装置)的示例(例如“示例36”)可以可选地组合示例1-35中的任何一个或多个的任何部分或任何部分的组合,以包括用于执行示例1-35的功能或方法中的任何一个或多个的任何部分的“装置”,或者包括当由机器执行时致使机器执行实施例1-35的功能或方法中的任何一个或多个的任何部分的指令的“机器可读介质”(例如,大容量的、非暂时性等)。

[0089] 上面的详细描述包括对构成了详细描述的一部分的附图的参考。通过说明,附图示出了可以实践本公开的具体实施例。这些实施例在本文中还被称为“示例”。这些示例可以包括除了所示或所描述的那些之外的元件。然而,本发明人还考虑到了其中仅提供了所示和所描述的那些元件的示例。此外,就特定示例(或其一个或多个方面)而言,或者就本文所示出或所描述的其他示例(或其一个或多个方面)而言,本发明人还考虑了使用所示出或

所描述的那些元件(或其一个或多个方面)的任何组合或排列的示例。

[0090] 本文档中提及的所有出版物、专利和专利文档均通过引用整体并入本文,如同通过引用单独并入一样。如果在本文档和通过引用所并入的那些文档之间的使用不一致,则所并入的一个或多个参考的使用应当被考虑为对该文档的补充;对于不可调和的不一致,该文档中的使用控制。

[0091] 在此文档中,独立于任何其他情况或者“至少一个”或“一个或多个”的用法,如在本专利文档中常见的术语“一”或者“一个”被用于包括一个或者多于一个。在此文档中,术语“或”用于指非排他性的,或者使得除非另外指明,否则“A或B”包括“A但是非B”、“B但是非A”、以及“A和B”。在所附权利要求中,术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“在其中”的简明英语等同用语。此外,在下面的权利要求书中,术语“包括”和“包含”是开放式的,也就是说,在权利要求书中,除了在权利要求中的这一术语之后所列出的那些之外的系统、设备、物品或过程仍被认为落入权利要求的范围之内。此外,在下面的权利要求中,术语“第一”、“第二”、以及“第三”等仅用作标签,并不旨在对其对象强加数值要求。

[0092] 这里所描述的方法示例可是至少部分地机器实施或计算机实施的。一些示例可以包括编码有指令的计算机可读介质或者机器可读介质,所述指令是可以操作的以配置电子设备来执行上述示例中的方法。这种方法的实施方式可以包括诸如微代码、汇编语言代码、高级语言代码等等代码。这种代码可以包括用于执行各种方法的计算机可以读指令。代码可以形成计算机程序产品的一部分。此外,诸如在执行期间或者在其它时间,代码可以有形地存储在一个或多个易失性或非易失性有形的计算机可以读介质上。这些有形计算机可以读介质的示例可以包括但不局限于硬盘、可移动硬盘、可移动光盘(例如压缩盘和数字视频盘)、磁带盒、存储卡或记忆棒、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)等等。

[0093] 以上描述旨在是说明性的,而非限制性的。例如,上述示例(或其一个或多个方面)可以彼此组合使用。诸如本领域的普通技术人员在阅读了以上描述时可以使用其它实施例。提供摘要以符合37C.F.R. §1.72(b),以允许读者快速确定技术公开的本质。应当理解的是,摘要不用于解释或限制权利要求书的范围或含义。而且,在以上详细描述中,各种特征可以被分组在一起以简化本公开。这不应当被解释为意指未要求保护的公开的特征对任何权利要求是必不可少的。相反地,发明主题可以在于少于特定所公开实施例的所有特征。因此,以下权利要求在此被并入到详细描述中,其中每个权利要求本身代表独立实施例,并且还考虑到这种实施例可以以各种组合或排列彼此组合。本发明的范围应参考所附权利要求以及这些权利要求授予的全部等同范围来确定。

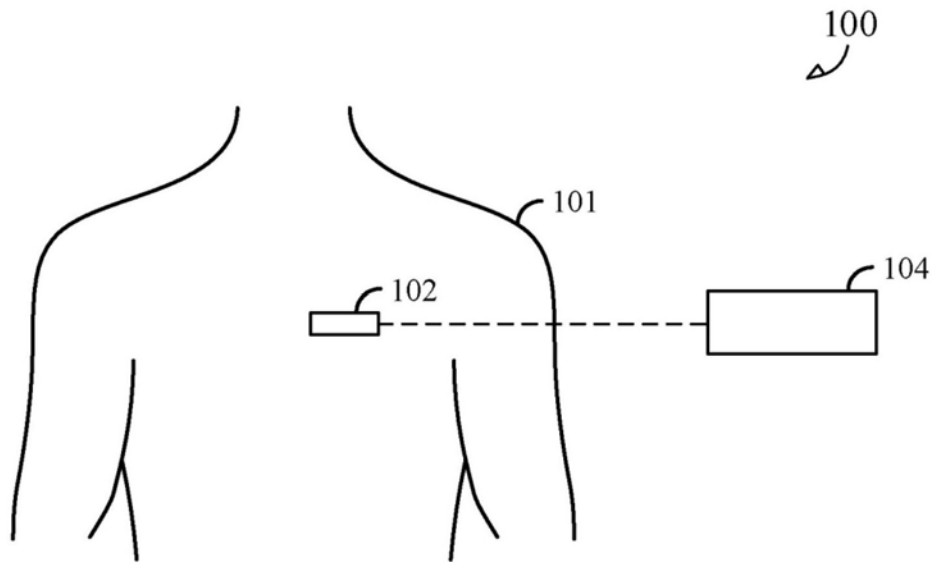


图1

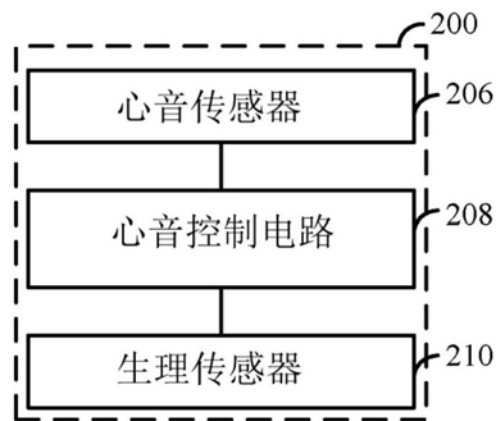


图2

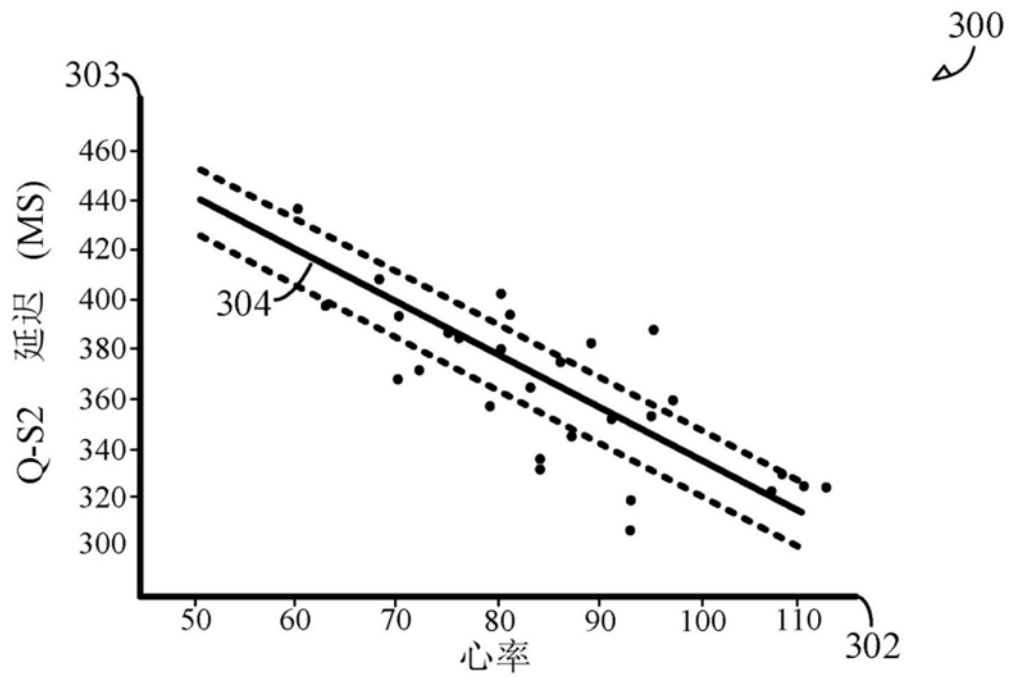


图3

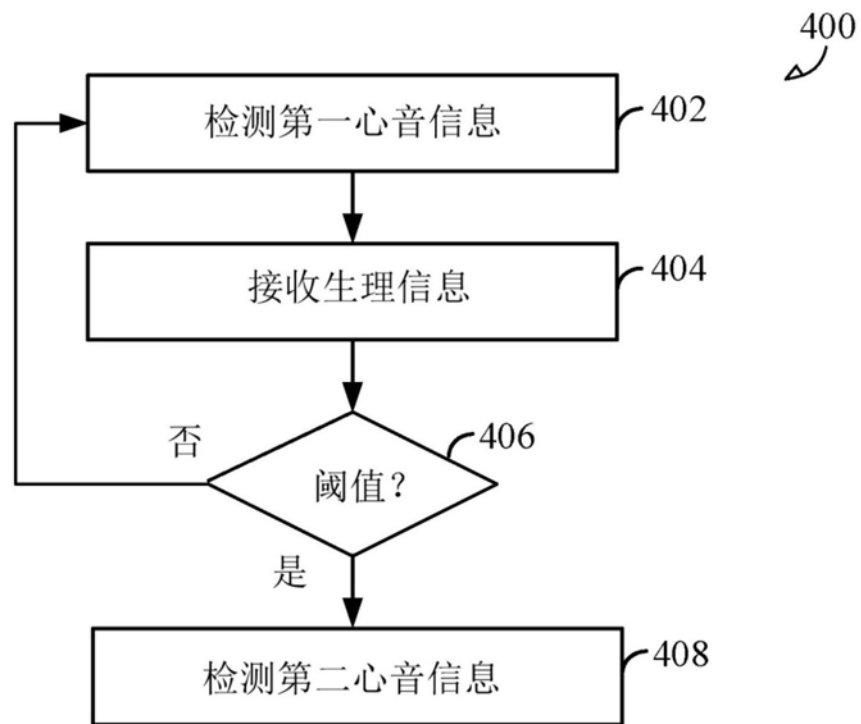


图4

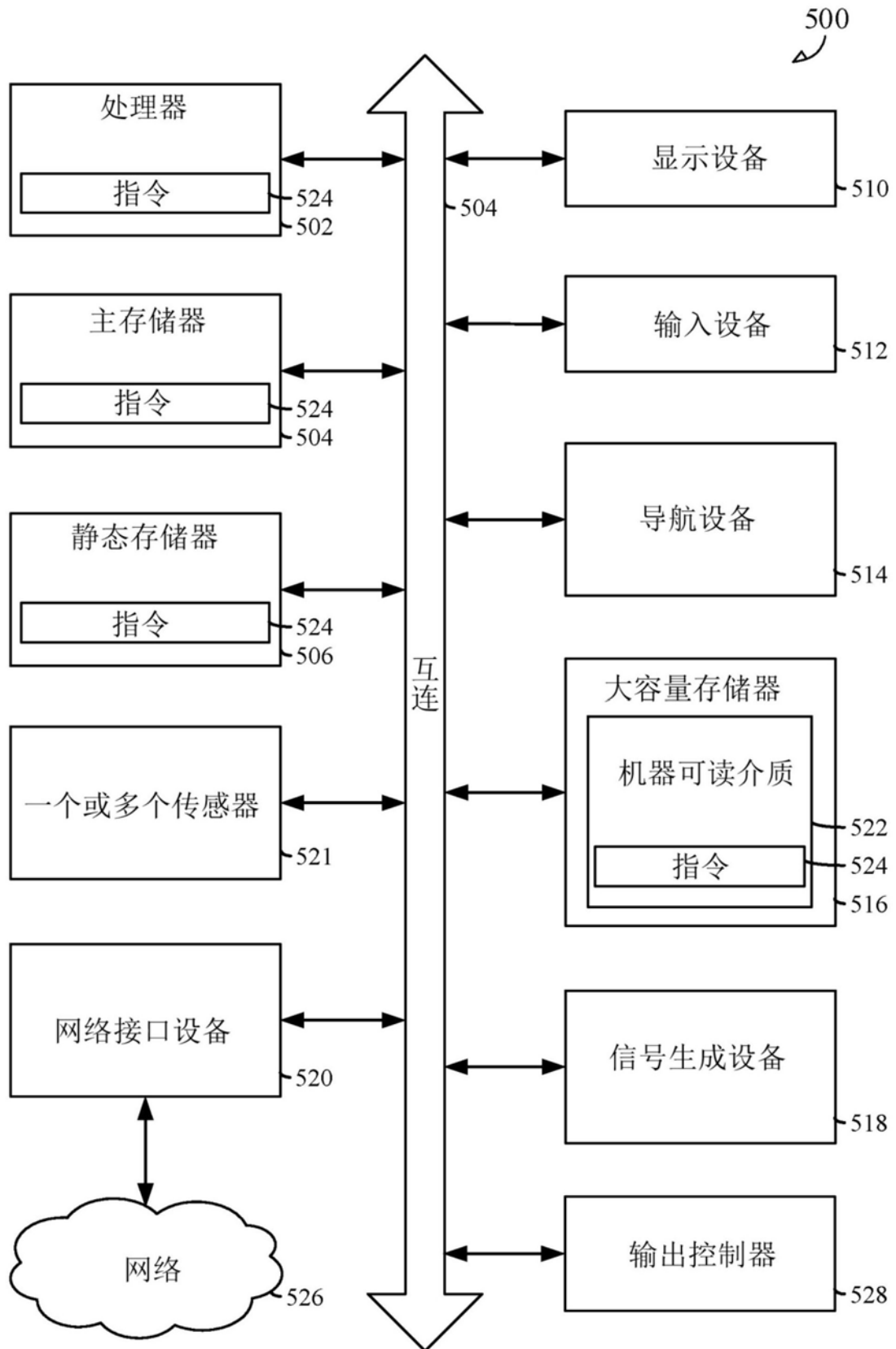


图5

专利名称(译)	节能心音数据收集		
公开(公告)号	CN109475742A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780042159.1	申请日	2017-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
[标]发明人	安琪 普拉莫德辛格希拉辛格塔库尔 基思R迈莱 米彬 约翰D哈特莱斯塔德		
发明人	安琪 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 基思·R·迈莱 米彬 约翰·D·哈特莱斯塔德		
IPC分类号	A61N1/365 A61B5/00 A61N1/362		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/0402 A61B5/0531 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/4842 A61B5/686 A61B5/7282 A61B5/7292 A61B7/00 A61B7/04 A61B2560/0209 A61N1/3627 A61N1/36578 A61B5/0004 A61B5/02438 A61B5/7285 A61B2562/0204		
代理人(译)	胡彬		
优先权	62/358978 2016-07-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

除了别的以外，本文讨论了用于高效地收集心音数据的装置、系统或方法，其包括在第一低功率操作模式中使用心音传感器检测患者心脏的第一心音信息，以及在单独的第二高功率操作模式中使用心音传感器检测心脏的第二心音信息。可以使用来自患者的生理信息(包括心音信息、关于患者心率的信息、或指示恶化的心力衰竭的来自患者的其他生理信息)来控制心音传感器的操作模式。

