



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107913060 B

(45) 授权公告日 2021.03.12

(21) 申请号 201710911232.6

(22) 申请日 2017.09.29

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107913060 A

(43) 申请公布日 2018.04.17

(30) 优先权数据
20165748 2016.10.05 FI

(73) 专利权人 株式会社村田制作所
地址 日本京都府

(72) 发明人 乌尔夫·梅里黑内

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
代理人 康建峰 陈炜

(51) Int.Cl.

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2015103451 A2, 2015.07.09

US 5596993 A, 1997.01.28

WO 2007052108 A2, 2007.05.10

CN 102088904 A, 2011.06.08

CN 101365373 A, 2009.02.11

审查员 廖怡芳

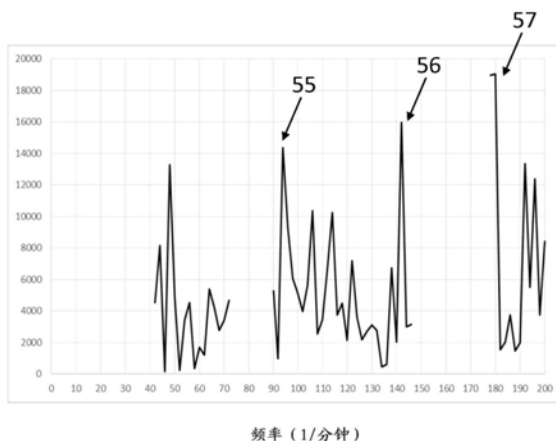
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

用于监测心跳的方法及装置

(57) 摘要

公开了一种用于监测心跳的方法及装置。本公开内容提出了一种用于计算测试对象在时间间隔内的平均心率的指标的心冲击描记方法和监测系统。测试对象可以是在母亲的腹部内部的胎儿。测试对象也可以是与成人躺在同一张床上的婴儿。监测系统包括反冲表面和与反冲表面接触的加速度传感器。控制单元在时间间隔期间在时域中识别成人的心跳的特征。然后,跨时间间隔将输出信号变换至频域,并且利用成人心跳特征来筛选信号。然后,根据频域中经筛选的信号来计算指标。控制单元监测婴儿心率或胎儿心率的指标,并且可以在指标值下降得非常快或指标值降到预定阈值以下时提供警报。



1. 一种用于监测测试对象的心率的方法,包括:
将加速度传感器放置成与反冲表面接触,所述反冲表面与所述测试对象和第二个人均接触,
在多个时间间隔中测量来自所述加速度传感器的输出信号,
根据在时间间隔中测量的所述输出信号来计算所述测试对象在所述时间间隔中的平均心率的指标,以及
输出所述指标以用于监测,
其中,所述计算包括:
在所述时间间隔期间在时域中识别所述输出信号中的主导性周期分量的特征频率,
跨所述时间间隔将所述输出信号变换至频域,
在频域中筛选所述主导性周期分量的特征频率,以及
根据筛选后频域中剩余的数据来计算所述指标,
其特征在于,所述主导性周期分量至少包括所述第二个人的心率或呼吸速率以及所述心率或呼吸速率的周期性调制和谐波。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述反冲表面是平坦的,以及当执行测量时所述测试对象躺在所述反冲表面上。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述反冲表面是腹部的外部,以及当执行测量时所述测试对象在所述腹部的内部。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其特征在于:所述传感器是两轴加速度传感器。
5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其特征在于:所述指标被计算为下述的加权平均:
在较早时间间隔中计算的一个或更多个指标,以及
在当前时间间隔中计算的平均心率估计。
6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于:所述指标被计算为下述的加权平均:
在较早时间间隔中计算的一个或更多个指标,以及
在当前时间间隔中计算的平均心率估计。
7. 一种用于监测测试对象的心跳的监测系统,所述监测系统包括:
加速度传感器,其被配置成与反冲表面保持接触,所述反冲表面与所述测试对象接触,
控制单元,其连接至所述加速度传感器以在时间间隔中接收来自所述加速度传感器的输出信号,并且被配置成计算所述测试对象在所述时间间隔中的平均心率的指标,
接口单元,其连接至所述控制单元并且被配置成输出所述指标以用于监测,
其中,所述控制单元被配置成通过以下操作来计算所述指标:
在所述时间间隔期间在时域中识别所述输出信号中的主导性周期分量的特征频率,
跨所述时间间隔将所述输出信号变换至频域,
在频域中筛选所述主导性周期分量的特征频率,以及
根据筛选后频域中剩余的数据来计算所述指标,
其特征在于,所述主导性周期分量至少包括心率或呼吸速率以及所述心率或呼吸速率的周期性调制和谐波。

8. 根据权利要求7所述的监测系统,其特征在于:所述反冲表面是测试对象能够躺在其上的平坦表面。

9. 根据权利要求7所述的监测系统,其特征在于:所述反冲表面是腹部的外部,其中,所述测试对象在所述腹部的内部。

10. 根据权利要求7至9中的任一项所述的监测系统,其特征在于:所述传感器是两轴加速度传感器。

11. 根据权利要求7至9中的任一项所述的监测系统,其特征在于:所述控制单元被配置成将所述指标计算为下述的加权平均:

在较早时间间隔中计算的一个或更多个指标,以及
在当前时间间隔中计算的平均心率估计。

12. 根据权利要求10所述的监测系统,其特征在于:所述控制单元被配置成将所述指标计算为下述的加权平均:

在较早时间间隔中计算的一个或更多个指标,以及
在当前时间间隔中计算的平均心率估计。

用于监测心跳的方法及装置

技术领域

[0001] 本公开内容涉及心跳监测,特别地,涉及利用心冲击描记测量对胎儿和婴儿的心跳进行监测。本公开内容还涉及一种分析方法和装置,该分析方法和装置使得能够将由胎儿和婴儿的心跳产生的微弱的心冲击描记信号与诸如成人的心跳的更具主导性的信号分量区分开。

背景技术

[0002] 利用加速度计或角速度传感器进行的心冲击描记测量对由心脏的泵送作用引起的人体的运动进行测量。通常可以检测与心跳相关联的两个机械效应:由泵送作用自身引起的胸部上的反冲(recoil)效应,以及由血液喷入全身的动脉中而引起的整个身体上的反冲效应。在本公开内容中这些反冲效应都将被称作“心跳反冲”。

[0003] 人类凭他们自己的意志产生的大多数运动都比心跳反冲更强且更广泛。因此,心冲击描记测量通常要求进行测量的人应该休息,优选地应该躺下。当人睡觉时,通常可以获得良好的测量数据。

[0004] 反冲效应可以从身体直接地检测,或者可以从与身体物理接触且随身体一起运动的表面间接地检测。该表面可以例如是人正在休息的床垫。当测试对象是胎儿时,该表面可以是母亲的腹部。在本公开内容中,术语“反冲表面”将被用作可以执行心冲击描记测量的表面的通用术语。

[0005] 即使当进行心冲击描记测量的人躺着不动时,心跳反冲也是非常小的运动,所以在这些测量中使用的传感器必须非常灵敏。该问题已经利用对心冲击描记测量具有足够高分辨率的现代MEMS加速度传感器和陀螺仪得到了解决。

[0006] 通过心跳的周期性来辅助心冲击描记测量的解释。对其执行测量的人在她休息或睡觉时可能会来回运动,但是这样的运动不是周期性的。可以将通常呈现每分钟50次至每分钟200次的频率的周期性心跳反冲信号与非周期性运动和具有在该范围之外的频率的周期性运动如呼吸运动区分开。然而,如果两个单独的心跳反冲分量存在于同一心冲击描记信号中,则可能难以将它们与彼此区分开。

[0007] 常常出于医疗原因来监测新生婴儿和未出生胎儿的心跳。新生婴儿和未出生胎儿的心率的下降指示血流中氧饱和度的减小。如果婴儿的心率降到每分钟60跳以下,则他或她可能有婴儿猝死综合症(cot death)的重大风险。胎儿心率的下降是相似风险的指示。因此,需要立即行动以避免致命性结局。

[0008] 婴儿和胎儿的心跳的连续自动监测,特别是在睡觉期间,是对这样的风险的可靠的预防措施。自动监测系统可以包括向附近的成人警报婴儿或胎儿的心率突然下降的警报功能。

[0009] 在医院中可以利用超声波检查法来监测胎儿心率并且可以利用放置在婴儿身体上的传感器来监测婴儿心率。然而,这些方法都不能容易地在家中实现连续心率监测。超声波检查法需要复杂的设备和操作人员,而可穿戴传感器对于婴儿来说可能是不舒服的。

[0010] 相比之下,婴儿和胎儿心跳的自动心冲击描记监测可以连续地执行,而不会对婴儿或胎儿造成不便。心冲击描记传感器可以例如附接至婴儿睡觉的床或床垫,或者附接至怀孕的母亲的腹部。

[0011] 可以利用现有技术中已知的方法来对独自睡在床上的婴儿执行心冲击描记测量。文献US20080077020A1公开了一种用于监测睡在婴儿床中的婴儿的生命体征的方法和装置。所述方法利用心冲击描记器,在该情况下所述心冲击描记器是装备有压力传感器或记录心率的其他传感器的充满液体的垫或机械板。

[0012] 然而,婴儿通常与一个或多个成人睡在同一张床上。这产生了以下测量问题:因为由婴儿的心脏产生的微弱心跳反冲与成人的心跳反冲混合,所以不能从心冲击描记信号直接读取婴儿的心跳反冲。当利用心冲击描记传感器测量胎儿心跳时存在相同的测量问题。母亲的心跳反冲比胎儿的心跳反冲显著更强。

[0013] 当存在两个心跳反冲时,在心冲击描记信号中将存在两个交叠的周期性分量。利用现有技术方法例如在文献US20080077020中公开的用于监测单独的婴儿的方法来将由婴儿的心跳反冲产生的弱得多的信号与由成人产生的较强的信号区分开是不可能的。

[0014] 文献US20100305481A1公开了一种用于自动监测胎儿的运动的方法。该方法基于通过心冲击描记测量来检测母亲的运动和心率,并且使用该信息来将胎儿的运动与母亲的运动区分开。然而,该文献未公开胎儿的心率的测量。

[0015] 文献W02015036925A1公开了用于根据由加速度传感器测量的心冲击描记数据来确定人的呼吸速率和心率的方法。但是在存在一个强于另一个的两个心跳的情况下,利用该方法仅可以根据测量信号来识别较强的心跳。

发明内容

[0016] 本公开内容的目的是提供一种方法和用于实现该方法的装置,以便克服或至少减轻上述问题中的一些问题。

[0017] 通过由独立权利要求中陈述的内容表征的方法和装置来实现本公开内容的目的。在独立权利要求中公开了本公开内容的优选实施方式。

[0018] 本公开内容基于利用加速度传感器来测量心冲击描记信号的构思,加速度传感器附接至怀孕母亲的腹部或者附接至婴儿和成人躺在其上的表面。还可以使用测量角速度的陀螺仪。连续监测传感器输出信号。通过分析其中信号被存储为时间的函数的时域中的信号,可以确定诸如成人的心率和呼吸速率的主导性周期信号分量的基本特征。

[0019] 然后例如利用傅里叶变换将信号变换至频域。简而言之,至频域的变换对以规则的时间间隔出现的信号峰进行计数。非周期性分量,无论其强度如何,几乎不产生计数或根本不产生计数。然后,变换的信号在频域中的给定频率 f 处的高度由时域中的给定频率 f 处的计数的峰和其幅度确定。在时域中可能难以检测的微弱的但周期性的信号分量在非周期性数据被消除的频域中变得突出。

[0020] 因此,在频域中可以将由胎儿或婴儿的心跳反冲产生的信号分量与在时域中部分地隐藏了该分量的存在的非周期性噪声区分开。然而,在频域中婴儿或胎儿的心跳反冲还必须与成人的心跳反冲以及与在频域中变得可见的成人心率和呼吸速率的高次谐波区分开。为了区分婴儿或胎儿的心率,可以首先在变换之前在时域中确定成人心率和呼吸速率。

然后,当计算胎儿或婴儿的心率的指标时,可以在频域中筛选出这些特征频率。

[0021] 本公开内容的方法和装置的优点是:可以利用仅包括一个传感器的非侵入式、通用且简单的测量来——甚至在有成人存在的情况下——连续监测婴儿或胎儿的心率。

[0022] 本公开内容中描述的方法和装置区别于超声波检查法或基于传感器的心率测量的地方在于:它们产生测试对象在时间间隔内的平均心率的指标。换言之,它们产生根据计算导出的估计值,而不是瞬时心率的直接测量。瞬时心率的直接测量有助于实时监测,但是这样的测量不能在不产生不便的情况下被连续地执行。非侵入式测量是本公开内容的方法和装置的重要目的。它们产生具有用于连续监测目的的足够精确度的心率指标。

[0023] 本公开内容中术语“指标”指的是利用本公开内容中描述的方法和装置估计的数值。如下面更详细描述,该值是根据在时间间隔期间从加速度传感器或陀螺仪获得的一系列测量数据计算的。指标是平均值,这是因为在指标的计算中可以包括来自整个时间间隔的数据点。指标可以是递归加权平均,使得每个新指标值(第一个除外)的一个元素是较早的指标值。

[0024] 虽然本公开内容主要描述了对人类测试对象执行的测量,但是本公开内容中描述的方法和装置也可以用于测试对象中的一个或两者是动物的情况。例如,可以对睡在同一张床上的人类孩子和宠物动物,或者对睡在同一表面上的婴儿动物和成年动物执行该测量。

附图说明

[0025] 将参照附图借助于优选实施方式来更详细地描述本公开内容,在附图中:

[0026] 图1示出了本公开内容中描述的方法。

[0027] 图2示出了本公开内容中描述的监测系统。

[0028] 图3示出了关于第一实施方式的在时域中的心冲击描记数据。

[0029] 图4示出了关于第一实施方式的在时域中的心冲击描记数据。

[0030] 图5示出了关于第一实施方式的在频域中的心冲击描记数据。

[0031] 图6示出了关于第一实施方式的在频域中的心冲击描记数据。

具体实施方式

[0032] 图1示出了用于监测测试对象的心率的方法的示意性图示。该方法包括:将加速度传感器放置成与和测试对象接触的反冲表面接触(阶段10);以及在多个时间间隔中测量传感器输出信号(阶段11)。根据在时间间隔中测量的传感器输出信号来计算该时间间隔中测试对象的平均心率的指标(阶段15),并且输出指标以用于监测(阶段16)。为了计算指标,在该时间间隔期间在时域中识别传感器输出信号中的主导性周期分量的特征频率(阶段12),跨时间间隔将输出信号变换至频域(阶段13),在频域中筛选主导性周期分量的特征频率(阶段14),并且根据筛选后频域中剩余的数据来计算指标(阶段15)。

[0033] 在本公开内容中,术语“信号”和术语“测量数据”都指的是由加速度传感器测量的与加速度相关的输出值。“测量数据”用作任何一组测量值的通用术语,而术语“信号”指的是具有时间戳的一系列测量数据。换言之,当测量每个单独的测量结果时利用时间来标记每个单独的测量结果,并且当将这些测量结果按时间顺序排列时它们一起组成信号。可以

通过将测量结果示为时间函数来在时域中呈现信号,并且可以例如利用傅里叶变换将信号变换至频域。

[0034] 在本公开内容中,术语“测试对象”主要指的是小孩、婴儿或未出生的胎儿。然而,如以下“另外的示例”所述,本公开内容中呈现的方法也可以利用一些修改而被实现为用于与另一成人在同一反冲表面上休息的成人测试对象。因此,术语“测试对象”在其最宽泛的意义上涵盖任何年龄的人,包括未出生的胎儿。

[0035] 成功的心冲击描记测量的前提是心跳反冲使得反冲表面运动。因此,术语“反冲表面”可以指由于心跳反冲而经历运动的任何表面。在第一实施方式中,该术语主要指怀孕母亲的腹部的外部,在怀孕母亲的腹部的外部可以检测到母亲和胎儿两者的心跳反冲。可以利用弹性带、腰带、衣带或临时胶水将加速度传感器或陀螺仪放置成与反冲表面接触。传感器可以是线性加速度传感器,但也可以使用陀螺仪,因为心跳反冲在反冲表面上产生可被记录为角速度的变化的小的扭转。在该实施方式中,反冲表面与测试对象之间的接触是间接的,因为至少母亲的腹部肌肉和子宫位于腹部的外部与胎儿之间。然而,这些介于中间的客体有足够的弹性以将胎儿心跳反冲传递至反冲表面。

[0036] 在第二实施方式中,术语“反冲表面”可以指床、婴儿床、床垫、担架或测试对象可以躺在其上的任何其他表面。在该实施方式中,测试对象可以躺在反冲表面上。在这种情况下,测试者与反冲表面之间的接触可以意味着测试者的皮肤与反冲表面直接接触,或者测试者通过诸如衣服、床单或床垫的介于中间的客体与反冲表面间接接触。反冲表面应该是具有一定程度的弹性或在一定程度上可移动,以便可以记录心冲击描记信号。测试者与反冲表面之间的任何介于中间的客体也应该是足够有弹性的或可移动的,以将心跳反冲从测试对象传递至反冲表面。可以利用胶水、胶带或利用机械紧固装置例如螺栓或螺钉来将加速度传感器放置成与反冲表面接触。

[0037] 如果婴儿和成人躺在刚性固定至地板或墙壁的床上,则加速度传感器不能固定至床架,因为地板或墙壁将不允许任何弹性能量从婴儿的身体传递至床架。在这种情况下,作为替代,可以选择床垫作为反冲表面,因为床垫会将心跳反冲弹性地传送至传感器。另一方面,如果床是例如安装在轮子上的医用床,则床可以随着每个心跳反冲充分运动,因此传感器可以直接附接至床。

[0038] 虽然第一实施方式涉及胎儿心跳的测量而第二实施方式涉及婴儿心跳的测量,但是这两个实施方式并非绝对不同。特别地,可以利用已经放置在母亲正在其上休息的床或床垫上的传感器来测量胎儿心跳反冲,而无需直接将传感器紧固至母亲的腹部。如果一些母亲不喜欢由传感器引起的不便,则她们可能更喜欢该测量设置。虽然本公开内容将仅在第一实施方式中描述胎儿心跳反冲测量,但是应该理解的是,也可以利用第二实施方式中描述的方法来测量胎儿心跳反冲。

[0039] 加速度传感器通常可以放置成使得其测量轴中的一个或多个测量轴平行于反冲表面,但对于获得良好的心冲击描记信号而言平行对准不是必需的要求。

[0040] 人体中的心跳反冲在纵向方向上比横向方向上更强,这是因为身体中的大部分主要动脉都是纵向定向的。因此,优选地应该在纵向方向上测量心跳反冲。

[0041] 当对躺在(或多或少窄的)水平支撑物上的成长的孩子或成年人进行心冲击描记测量时,测量支撑物纵向方向的加速度的单轴加速度传感器可能就足够了。然而,本公开内

容的方法和装置优选地利用两轴加速度传感器来实现,这是因为胎儿会使其身体朝向不同方向。当婴儿睡在成人尺寸的床上时,其也可能在任何方向上翻转其身体。因此,两轴传感器是优选的,因为它可以在反冲表面的平面的任何方向上测量心跳反冲。

[0042] 在本公开内容中,术语“主导性周期分量”主要指的是由成人的心跳和呼吸产生的信号分量。然而,周期性噪声也可能通过与反冲表面物理接触的机械装置进入信号。利用本公开内容中呈现的方法和装置可以将所有形式的主导性周期分量与测试对象心跳反冲区分开。

[0043] 由于呼吸性窦性心律失常,呼吸会调制(modulate)心率。心率在吸气期间增加而在呼气期间减小。换言之,如果(在受到呼吸的任何影响之前)心率的基准值稳定在例如每分钟80跳,则由于呼吸性窦性心律失常心率可以随着呼吸频率在每分钟 80 ± 5 跳的区间内振荡。这意味着成人心率通常可以是频域中相当宽的峰。

[0044] 呼吸速率确定呼吸性窦性心律失常的频率和幅度两者。因此,首先需要确定在进行心冲击描记测量的时间间隔中母亲的呼吸速率。之后,可以根据心冲击描记数据来确定母亲的心率的基准值和调制(例如,每分钟 80 ± 5 跳)。在以下示例中更详细地描述这些计算。

[0045] 术语“时域”和“频域”在数学变换的背景下是已知的,数学变换将函数(其可以是存储为离散的、具有时间戳的测量结果的阵列的测量数据)从这些域中的一个域变换至另一个域。这样的时域/频域变换的示例包括傅里叶级数、傅里叶变换、拉普拉斯变换以及Z变换。在简化的术语中,可以将术语“时域”理解为测量数据的布置,其中测量的变量的值被布置为测量时间的函数。另一方面,可以将术语“频域”理解为测量数据的以下布置:测量数据中周期性重复出现的分量的相对幅度被布置为其频率的函数。

[0046] 本公开内容中呈现的方法可以例如利用跨滑动时间窗口重复进行的短时傅里叶变换来在离散的测量数据上实现。可以为每个新的变换更新时间窗口。变换可以是快速傅里叶变换。也可以使用其他适合的时域/频域变换来实现本公开内容中呈现的方法。

[0047] 计算的重要要求是:计算应该产生有助于连续监测的心率估计。这意味着:优选地,基于最新测量的数据来连续更新确定的心率指标,使得可以快速注意到突然的变化。由于这个原因,时域/频域变换有利地为仅覆盖最新测量的数据的短期变换。换言之,可以跨连续更新并且相对窄的滑动时间窗口来重复进行变换,在滑动时间窗口中,在添加新数据时去除最旧的测量数据点。

[0048] 虽然连续监测要求即时的计算,但是本公开内容中描述的变换和计算也可以对较旧的数据组执行,以用于双重检查的目的或用于利用与变换和计算有关的不同变量进行实验。短时傅里叶变换中的时间窗口的宽度可以例如通过重复改变其值并观察变化如何影响给定数据组中的计算来进行微调。可以通过固定数据组上的实验来优化的其他变量包括例如以下示例 1中讨论的可靠性加权因子h。

[0049] 心率监测的本质部分在于最新的数据与较早获取的数据之间的比较。所有确定的心率指标可以存储在示出自测量开始以来心率如何发展的时间序列中。在添加新的心率指标时不需要删除较早的心率指标。

[0050] 然而,虽然在本公开内容中描述的分析方法不仅限于实时应用,并且虽然通过分析产生的数据可以长期保留其重要性(interest),但是本公开内容的主要关注点是描述如

何可以连续监测心跳以检测可能需要快速响应的异常。

[0051] 在本公开内容中,术语“时间间隔”指的是可以确定测试对象的心率的一个指标值的时间段。根据在每个时间间隔范围内获得的测量数据来计算该时间间隔中的测试对象的心率。所得到的心率指标可以利用时间戳来存储。时间戳可以例如对应于时间间隔的开始。在存储了该指标之后,可以通过将时间窗口向前滑动一个时间步长(例如一秒)来更新时间间隔。现在落在时间间隔外部的测量数据由于太旧而被排除,而从传感器获得的新数据被包括在时间间隔的另一端处。然后,可以以与前一个相同的方式来计算在该新时间间隔中的新的心率指标。可以连续重复该计算和更新过程,以产生可以被监测的心率指标的时间序列。

[0052] 如已经指示的,当跨滑动时间窗口执行变换时,相邻时间间隔可能交叠。例如,如果在从2秒至32秒的时间间隔中确定测试对象的心率的第一指标,则可以在从3秒至33秒的时间间隔中确定第二指标,在从4秒至34秒的时间间隔中确定第三指标,依次类推。相邻时间间隔之间的时间步长可以自由选择并且利用基础实验进行优化。

[0053] 至少两个考虑因素可能会影响时间间隔的适合的宽度的选择。较长的时间间隔使得更多数据能够被收集,并且因此产生更可靠的指标。然而,方法的目的是促进紧急情况下的快速响应。长的时间间隔将延迟警报的发生,这是因为如果根据长期数据组来计算指标,则较晚才会看到心率的突然下降。例如,如果时间间隔的宽度是5分钟,则在过去15秒期间收集的数据将仅组成整个数据组的5%。如果心率突然下降,则可能需要几分钟,直到新的低心率数据充分改变指标才触发警报。

[0054] 本公开内容的方法和装置可以例如以30秒宽的时间间隔来实现。通常,来自于每个人的至少20至30个心跳反冲峰将存在于具有该时间间隔的数据组中。实际经验表明,该数据量足以计算可靠的心率指标。此外,该时间间隔宽度促使至少在心率突然下降之后的20至25秒触发警报。

[0055] 可以注意到的是,提高加速度传感器的采样频率将使测量的分辨率仅提高至某一点。无论多么频繁地读取加速度传感器的输出,时间间隔中的心跳反冲的数目保持不变。换言之,通过更频繁地对传感器采样来增加测量数据的量可能不是总会提高指标的可靠性。

[0056] 在本公开内容中,“利用主导性周期分量的特征筛选频域中的输出信号”意味着:对应于主导性周期分量的频率的频域数据——包括它们的调制和它们的高次谐波——被排除在随后的心率计算过程之外。以下将更详细地描述筛选和计算的过程。

[0057] 本公开内容还涉及图2示出的用于监测测试对象22的心跳的监测系统21。该监测系统包括被配置成与反冲表面23保持接触的加速度传感器 24,反冲表面23与测试对象22接触。监测系统还包括控制单元26,该控制单元26连接至加速度传感器24以在时间间隔中接收传感器输出信号,并且被配置成计算在时间间隔中测试对象的平均心率的指标。监测系统还包括接口单元25,该接口单元25连接至控制单元26并且被配置成输出指标以用于监测。控制单元26被配置成通过以下操作来计算指标:在时间间隔期间在时域中识别传感器输出信号中的主导性周期分量的特征频率;跨时间间隔将传感器输出信号变换至频域;在频域中筛选主导性周期分量的特征频率;并且根据筛选后频域中剩余的数据来计算指标。

[0058] 当测试对象是胎儿时,反冲表面23可以是母亲的腹部并且传感器24 可以被放置在腹部的外部。该实施方式未单独示出,但是它可以利用与图 2呈现的监测系统相似的监

测系统来实现。仅传感器的放置是不同的。

[0059] 加速度传感器24可以是具有足够高的分辨率和足够的频率响应以在心冲击描记测量中产生信号的任何加速度传感器。传感器可以例如是 MEMS加速度计。

[0060] 加速度传感器24、控制单元26以及接口单元25彼此通信耦接。将以上元件耦接的通信链路可以包括例如蓝牙、Wifi或无线数据链路或有线数据链路。

[0061] 控制单元26和接口单元25可以是单独的元件,或者计算机设备的部件。加速度传感器24可以是单独的元件,或者集成至具有控制单元26 和/或接口单元25的计算机设备。计算机设备可以是适于执行本公开内容的方法的移动电话、平板计算机、个人计算机等。控制单元可以包括一个或更多个数据处理器。控制单元26可以连接至可以存储计算机可读数据或程序的存储单元。存储单元可以包括易失性或非易失性存储器例如 EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、固件、可编程逻辑等中的一个或更多个单元。

[0062] 监测系统21通过在多个(优选地,连续的)时间间隔中计算指标来执行监测功能。监测系统可以包括如图2所示的本地自动监测节点。可替代地,监测系统可以包括本地节点和通信耦接至本地节点的一个或更多个远程节点。因此,本地节点可以包括通信耦接至远程节点中的控制单元 26和接口单元25的加速度传感器24,以传送用于远程监测的传感器输出信号。可替代地,本地节点可以包括通信耦接至远程节点的加速度传感器 24、控制单元26以及接口单元25,以输出所计算的指标用于在远程节点中进行远程监测。

[0063] 本公开内容中描述的方法可以以例如硬件、软件、固件、专用电路或逻辑、计算设备或它们的某种组合来实现。也可以被称为程序产品的软件例行程序是制品,并且可以存储在任何装置可读的数据存储介质中,并且它们包括用于执行特定的预定任务的程序指令。因此,本发明的实施方式还提供了一种计算机程序产品,该计算机程序产品可以由计算机读取,并且对用于执行本公开内容中描述的方法的指令进行编码。

[0064] 本地节点或远程节点可以被配置成相对于预定阈值来检查计算的指标值和/或对应的时间导数。本地节点或远程节点的接口单元25可以包括扬声器或其他声音单元,以用于在指标值降到阈值以下或超过阈值时向本地用户输出可听的警报信号。接口单元25还可以包括屏幕或显示器,以用于通过将计算的指标值诸如最新的指标值或指标值的历史呈现给本地用户或远程用户来输出计算的指标值,并且用于在指标值降到阈值以下或超过阈值时给出可视的警报信号。

[0065] 现在将通过以下示例更详细地描述方法步骤,所述方法步骤涉及识别主导性周期分量的特征并且在输出信号进行筛选之后在频域中确定测试对象的心率。

[0066] 示例1

[0067] 在第一实施方式中,测试对象是在怀孕母亲的腹部内部的胎儿。反冲表面是可以附接加速度传感器的腹部外表面。当执行测量时母亲通常是躺下的,使得可以记录清晰的心冲击描记信号。

[0068] 母亲运动的时间间隔将包含隐藏心跳反冲的大量噪声。在这些时间间隔中收集的测量数据通常将必须丢弃。例如,控制单元可以通过在时域或频域中计算信噪比来检测这些身体运动,并且在信噪比低于某一阈值时中断在该时间间隔中的心率指标的计算。也可以使用用于丢弃无效测量数据的其他方法。本公开内容中的两个示例都描述了对高质量测量数据的分析,所述高质量测量数据是在测试对象、躺在测试对象旁边的母亲和/或人未执

行任何干扰测量的意志性运动时测得的。

[0069] 心冲击描记信号中的主导性周期分量是如上所述由呼吸调制的母亲的心率。应该首先在时域中识别母亲的呼吸速率和心率。

[0070] 可以对在时间间隔中测得的数据执行分析,该时间间隔可以是20秒至60秒长,优选地是30秒至40秒长。该分析可以在滑动时间窗口中重复进行。该时间窗口可以例如通过1秒的时间步长来更新,并且在每次更新之后可以计算新的分析。

[0071] 可以对从加速度传感器的两个轴测得的数据执行第一实施方式和第二实施方式中的所有计算。当心冲击描记测量中采用的加速度传感器是两轴传感器时,测量数据将包括两个时间序列,一组数据来自于第一轴(其可以标注为x轴),另一组数据来自于第二轴(其可以标注为y轴)。x轴可以与y轴正交。可以对x轴数据和y轴数据均进行分析,并且可以例如根据每个轴上的信噪比来评估根据每个轴确定的心率指标的可靠性。

[0072] 当加速度传感器附接至母亲的腹部时,心冲击描记测量将会在母亲运动时受到干扰并被隐藏。这些干扰中的大多数可以归类为测量噪声,并且心冲击描记心跳监测通常仅限于母亲不动时的时刻。

[0073] 当母亲躺着不动时,影响加速度传感器的主导性运动是肺的周期性呼吸运动,该周期性呼吸运动也使腹部的表面运动。母亲的呼吸速率可以被检测为加速度传感器的倾斜度的变化。沿着x轴和y轴的重力的大小随每次呼吸而变化。传感器倾斜度的该变化可以是测量信号中的非常具有主导性的周期分量。

[0074] 为了有助于呼吸频率和深度的计算,控制单元可以首先利用高通滤波器和低通滤波器两者对直流耦合传感器信号进行滤波。由于许多替代的滤波选项是可用的,因此下面描述的滤波仅仅是示例性的。控制单元可以应用以下滤波:

$$[0075] \quad \text{高通: } b(t) = (1-k_{HP}) \cdot [a(t) - a(t-1) + b(t-1)] \quad (1)$$

$$[0076] \quad \text{低通: } b(t) = b(t-1) \cdot (1-k_{LP}) + k_{LP} \cdot a(t), \quad (2)$$

[0077] 其中,t和t-1是时间序列中相邻的时间步,a(t)是时间t处的输入(由加速度传感器测得的信号或者该信号的已滤波版本),b(t)是时间t处的经滤波的输出。系数 k_{HP} 和 k_{LP} 分别是高通滤波系数和低通滤波系数。

[0078] 利用适当选择的高通滤波系数 k_{HP} ,滤波输出数据b(t)获得正值和负值两者。这有助于更多样化的分析,因为控制单元然后可以根据峰到峰的时间或根据任一方向上的水平(时间)轴的连续交叉(crossing)之间的时间间隔来计算呼吸频率。另一方面,低通滤波从输出数据中去除噪声。也可以将Savitzky-Golay滤波应用于数据以去除不能在心跳反冲中具有其起源的尖峰。

[0079] 图3示出了在孕妇的腹部上进行的测量中来自一个测量轴的示例性直流耦合的且经滤波的测量数据。水平轴示出了以秒为单位的测量时间。实线示出了高通滤波和低通滤波后测得的直流耦合加速度传感器数据。该数据已经以任意单位缩放到纵轴。信号的大的周期性特征是由于母亲的呼吸,而小的变化包括心跳反冲。

[0080] 控制单元可以根据图3中的若干个周期性重复出现的时间间隔(峰或交叉点)来计算瞬时呼吸频率。在图3中,每个峰上方都有一个星号。该星号在纵轴上示出了对应于该峰与前一个峰之间的时间间隔的呼吸频率。纵轴以单位1/分钟示出了这些瞬时呼吸频率的数值。可以根据x轴数据或y轴数据或根据例如x+y和的两个数据组的组合来计算呼吸频率。

呼吸深度也影响心率调制,其与峰的高度成正比。

[0081] 在控制单元已经确定了瞬时呼吸频率时,它可以对于测得的数据计算近似呼吸校正。这可以例如通过将传感器数据中的呼吸循环表示为时间的函数 $c(t)$ 来完成。函数 $c(t)$ 可以是一系列平滑函数,所述平滑函数中的每个针对图3的两个峰之间的数据进行拟合。如果以如上的 $b(t)$ 来表示滤波的心冲击描记测量数据,那么可以利用以下公式来计算心冲击描记数据的呼吸校正的组 $d(t)$:

$$[0082] \quad d(t) = b(t) - k_{RR} \cdot c(t) \quad (3)$$

[0083] 其中, k_{RR} 是取决于滤波和信号放大的数字系数,可以利用基本实验来确定适当的系数 k_{RR} 。

[0084] 控制单元还可以存储瞬时呼吸频率,以计算母亲的心率的呼吸调制。

[0085] 图4示出了在控制单元已经计算近似呼吸校正之后的交流耦合测量数据 $d(t)$ 。纵轴上的单位是任意的。在应用呼吸校正之前,利用高通滤波器和低通滤波器来对示出的交流耦合数据进行滤波。可以利用以上提出的公式1和公式2对交流耦合测量数据执行高通滤波和低通滤波,但是用于交流耦合数据的滤波系数 k_{HP} 和 k_{LP} 可以与用于对直流耦合数据进行滤波的系数不同。

[0086] 在图4中,测量数据中的主峰是由于成人心跳反冲。从数据可以明显看出,近似呼吸校正并不完美。对应于呼吸频率的周期性变化在数据中仍然是可见的。然而,即使少量呼吸引起的变化仍然存在,控制单元也可以在时域中识别主导性周期分量的特征频率。当主导性周期分量是心率时,如在本例中,可以例如通过以下操作来在图4的从40秒至70秒的示出的时间间隔中检测主导性周期分量:检测具有近似恒定的幅度(可以例如将 $\pm 20\%$ 应用为幅度变化的界限)和近似恒定的频率(可以将跳动时间之间的 $\pm 150\text{ms}$ 应用为界限)的周期性分量。

[0087] 由控制单元识别的母亲的心率(HR)和呼吸速率(RR)表示在时间间隔期间的近似平均。心率的调制采取 $HR \pm k_{MOD} \cdot RR$ 的形式,其中 k_{MOD} 是可以根据从图3的数据识别的呼吸幅度计算的系数。

[0088] 在控制单元已经识别了主导性周期分量的特征频率时,也就是说,在控制单元已经估计了母亲在时间间隔中的心率和呼吸速率时,可以跨时间间隔利用离散的短时傅里叶变换将测量数据变换至频域。这可以例如通过对测量数据执行Matlab快速傅里叶变换来执行,所述测量数据的范围是从时间间隔开始到时间间隔结束。

[0089] 在频域中,母亲的心率和呼吸速率加上它们的周期性调制和它们的谐波(特别是二次谐波,但也可能是高次谐波)组成可能将婴儿的心率掩盖的频率范围。当计算该时间间隔内的胎儿心率指标时,控制单元通过排除这些频率范围来在频域中筛选输出信号。频域中的其余数据被用于计算。

[0090] 图5在频域中示出了与图4的时域中呈现的数据相同的数据。纵轴上的单位还是任意的。母亲的呼吸速率近似为每分钟16次至每分钟17次,对应于峰51,并且其二次谐波对应于峰52。

[0091] 图5中由黑箭头来近似地指示排除的数据。可以简单地通过去除每分钟40跳的频率以下的所有数据来排除呼吸频率及其二次谐波。该排除不需要太高的精度,因为这些频率不接近预期的胎儿心率。

[0092] 基于在时域中的分析,图5中的峰53可以解释为在频域中的母亲的心率。可以通过去除落在调制限制 $[HR-k \cdot RR, HR+k \cdot RR]$ 之内的所有测量数据来排除该峰周围的频率。可替代地,排除的频率范围可以延伸超出调制限制至调制限制之后的第一局部最小值。简单地通过将峰53周围的排除的频率乘以2来计算二次谐波峰54周围的排除的频率范围。

[0093] 图6示出了与图5中示出的测量数据相同的测量数据,其中,已经筛选了主导性周期分量的特征频率,使得对于这些频率没有测量数据被示出。纵轴上的单位还是任意的,但它是与图5中的任意单位相同的任意单位。

[0094] 如图6所示,测量数据中有多个峰,包括在图5中可见的峰55和峰56。如果胎儿的心率在时间间隔期间变化,则可能会出现多个峰,因此若干个峰实际上可能表示正确的心率。可替代地,一个峰可能是正确的胎儿心率(在时间间隔中近似地保持恒定),而其他峰可能是由未知源引起的测量噪声。

[0095] 控制单元可以通过确定应该保留哪些峰以用于计算以及不应该保留哪些峰来开始计算具有时间戳 t 的时间间隔的心率指标 $F(t)$ 。在以下分析中,保留的峰的数目将被标注为 m 。控制单元可以例如基于以下标准来选择这些峰并且确定值 m :例如峰的高度、较低峰相对于最高峰的相对高度、每个峰与较早计算的心率指标 $F(t-1)$ 的接近度或这些标准的组合。可以保留最符合选择标准的峰以用于计算。

[0096] 图6中的数据包括峰57,该峰57已被部分地筛选,使得在峰57的左侧不存在局部最小值。可以将这样的峰从具有以下要求的指标计算中排除:要求在计算中包括的峰的两侧必须存在局部最小值。要求也可以是:峰的两侧必须包括位于该峰高度的50%以下的测量数据。

[0097] 如果 $m > 1$,则平均心率估计 $F_E(t)$ 可以例如被计算为加权平均:

$$[0098] \quad F_E(t) = \frac{x_1^n f_1 + \dots + x_m^m f_m}{x_1^n + \dots + x_m^m} \quad (4)$$

[0099] 其中, f_1 是对应于第一峰的频率,而 x_1 是第一峰的高度;并且 f_m 是对应于第 m 个峰的频率,而 x_m 是第 m 个峰的高度。所有这些值从对应于时间戳 t 的频域数据获得。公式4中的数字 n 可以获得从零向上的整数值,数字 n 是本领域技术人员通过实验可以优化的参数。数字 n 确定峰高度的多少差异应该被强调。

[0100] 换言之,平均心率估计可以被计算为基于在筛选之后的频域中的各个峰的特征的加权平均。即使测量数据中存在一些不确定性,例如频域中的多个正确的测试对象心率峰,该自动计算也能产生足够可靠的结果。

[0101] 然后,控制单元可以利用以下公式将指标 $F(t)$ 计算为递归加权平均:

$$[0102] \quad F(t) = F(t-1) \cdot (1-h) + h \cdot F_E(t) \quad (5)$$

[0103] 其中, h 是可靠性加权因子,其确定相对于先前计算的指标值 $F(t-1)$,新的平均心率估计 F_E 应该被赋予多少权重。也可以用在任何先前时间间隔中计算的指标来替代指标 $F(t-1)$ 。当计算第一个指标值时(即,当没有先前的计算结果可用时),因子 h 可以默认获得值1。

[0104] 可替代地,可以利用其中包括 j 个较早的指标值 $F(t-1)$ 、 $F(t-2)$ 、 $F(t-3) \dots F(t-j)$ 的更一般的公式将指标计算为递归加权平均:

$$[0105] \quad F(t) = \frac{\sum_{i=1}^j F(t-i) \cdot h_i}{j} + h \cdot F_E(t) \quad (6)$$

[0106] 其中, h_i 是第 i 个平均心率估计的可靠性加权因子, 而 h 是在时间 t 处计算的最新平均心率估计的可靠性加权因子。较早的指标值不一定需要是连续的。

[0107] 换言之, 控制单元可以将测试对象的心率的指标 $F(t)$ 计算为在先前时间间隔中计算的一个或更多个指标 $F(t-1)$ 与在当前时间间隔中计算的平均心率估计的加权平均。在该背景下, 术语“当前”仅用于将具有时间戳 t 的时间间隔与具有时间戳 $t-1$ 、 $t-2$ 、 $t-3$ 等的先前时间间隔区分开。换言之, 词语“当前”指的是具有时间戳 t 的在当前针对其来计算指标的时间间隔。从这个意义上来说, “当前”可能不对应于当前时刻, 因为指标可能是根据较早已经记录的数据来计算的。而且, 如果时间戳是基于每个时间间隔的开始来分配的, 则即使在已经测得属于时间间隔的所有数据之后立即计算指标, 时间戳 t 与当前时刻之间可能仍然存在时间间隙。

[0108] 控制单元可以使用各种标准来计算可靠性加权因子 h 。这些标准可以例如包括: (1) 在已经筛选了主导性周期分量的频率之后频域中剩余的测量数据的信噪比; (2) 选择的数字 m ; (3) 筛选后剩余的测量数据中的峰高度 x_1 、 x_2 、 x_m ; 以及/或者 (4) 筛选后测量数据中剩余的总功率密度。可以将可靠性加权因子 h 计算为基于这些标准的加权平均。各种标准的加权也可以通过卡尔曼滤波器来执行。

[0109] 在两个示例中, 接口单元可以被编程为: 当胎儿的心率指标降到某一界限以下时, 或者当其在任何方向上变化非常快时, 给出警报。

[0110] 示例2

[0111] 在第二实施方式中, 测试对象是与成人睡在同一反冲表面上的婴儿。在该测量状况下, 心冲击描记信号中的主导性周期分量通常来自于成人的心跳和呼吸。因此, 控制单元在时域中识别的特征是成人的心率和呼吸速率。

[0112] 如在第一示例中那样, 控制单元在每个时间间隔中单独识别成人的心率和呼吸速率。心率和呼吸速率表示在时间间隔期间的近似平均。

[0113] 被放置成与反冲表面接触的加速度传感器可以是具有测量轴 x 和测量轴 y 的两轴传感器。婴儿和成人的身体可以都与 x 轴或 y 轴对准, 或者他们中的一个可以与 x 轴对准而另一个与 y 轴对准。与 x 轴和 y 轴偏离 0° 至 90° 之间的角度的各种中间位置当然也是可以的。虽然人的心跳反冲可能在 x 轴测量数据和 y 轴测量数据中都是可见的, 但是在与身体位置偏离较少的轴上可能更强。因此, 从一个测量轴收集的数据中的信噪比可能高于从另一个测量轴收集的数据中的信噪比。例如, 基于信噪比, 控制单元可以选择一个测量轴来计算婴儿的心率指标, 或者组合来自两个轴的数据。

[0114] 在该测量中, 因为传感器没有附接至人体, 所以呼吸不会像第一示例中那样使传感器转动。因此, 呼吸运动不如图3那样在测量信号中是主导性的。

[0115] 控制单元可以根据瞬时心率或心搏量来计算成人的呼吸速率。由于呼吸调制心率, 因此可以根据瞬时心率的周期性变化来计算呼吸速率。呼吸也调制心搏量, 使得心搏量在吸气期间减小而在呼气期间增加。心搏的量与心冲击描记数据中的对应峰的幅度成比例。如果心搏量的基准值保持恒定, 则呼吸频率决定心搏量的周期性变化。可以将心搏量中的呼吸调制检测为心冲击描记信号的周期性幅度变化。可以通过外推法来计算对应的呼吸

速率和呼吸深度。

[0116] 成人心跳反冲可以利用第一示例中描述的方法在心冲击描记数据中进行识别,换言之,通过检测具有近似恒定的幅度(可以例如将 $\pm 20\%$ 应用为幅度变化的界限)和近似恒定的频率(可以将跳动时间之间的 ± 150 ms应用为界限)的周期分量来识别。

[0117] 然后,可以根据跳动间的时间(连续心跳之间的时间间隔)来计算呼吸速率。通过将所有跳动间的时间绘制为时间的函数,可以观察由呼吸引起的周期性,并且可以计算呼吸速率。也可以根据心跳峰幅度的周期变化来计算呼吸速率。可以对用这两种方法计算的呼吸速率进行比较和/或取平均。

[0118] 如在上述第一示例中描述的,在控制单元已经识别了时间间隔中的成人心率和呼吸速率时,可以跨时间间隔利用离散的短时傅里叶变换将测量数据变换至频域。

[0119] 在频域中,成人心率和呼吸速率加上它们的周期性调制和它们的谐波以第一示例中描述的方式来进行筛选。控制单元通过排除这些频率范围并保留用于分析的其余的数据来在频域中筛选输出信号。在主导性周期分量已经在频域中被筛选时,控制单元可以以第一示例中描述的方式来计算婴儿的心率的指标。

[0120] 在两个实施方式中,控制单元分别在每个时间间隔中执行筛选过程。换言之,从一个时间间隔中的确定过程排除的频率并未因此从任何后续(或之前)时间间隔中的确定过程排除。

[0121] 这些示例中提到的所有计算都可以对x轴数据和y轴数据来执行。当计算婴儿心率的指标时,控制单元可以比较或添加来自两个轴的数据。

[0122] 另外的示例

[0123] 心冲击描记测量也可以从当婴儿独自躺在反冲表面上时的该反冲表面获得。在这种情况下,婴儿的心率可以直接根据峰到峰的间隔来确定。在没有成人存在时进行的测量可以有助于在成人存在于同一张床上的随后测量情况下识别婴儿的心率峰。没有成人存在的测量可以例如指示在婴儿心跳反冲中可以预期什么样的信号强度。这可能对当控制单元计算婴儿心率的指标时分配给各种标准的权重具有暗示。

[0124] 当由诸如与反冲表面接触的机械装置的其他源产生测量数据中的主导性周期分量(其具有接近测试对象的心率的频率)时,上述实施方式中描述的方法也是适用的。

[0125] 上述实施方式中描述的方法也可以应用于躺在同一反冲表面上的大小近似相等的两个人。这两个人可能是两个成人、两个婴儿或两个小孩。因此,这两个人心跳反冲将具有近似相等的大小。如果将加速度传感器放置得更靠近于第一个人躺着的区域并且从而距第二个人躺着的区域较远,那么第一个人的心跳反冲将是主导性周期分量,而第二个人成为测试对象,该测试对象的心率可以在已经利用主导性周期分量的特征对频率数据进行筛选之后在频域中被确定。在这些情况下,当然也可以使用两个单独的加速度传感器,一个传感器更靠近第一个人,而另一个传感器更靠近第二个人。在成人/婴儿测量设置中使用两个传感器不是同样有用的,因为成人的心跳反冲可能主导两个传感器中的测量信号,并且婴儿在睡觉时倾向于频繁来回移动。

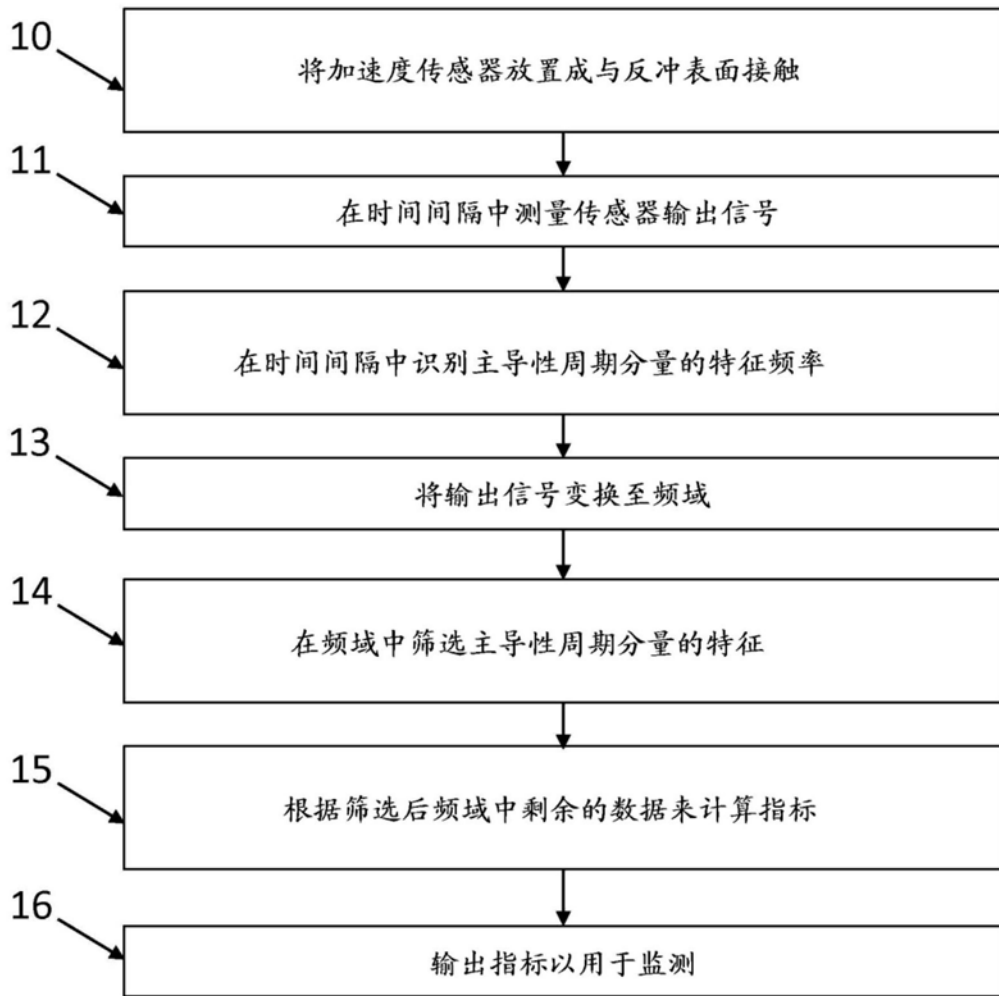


图1

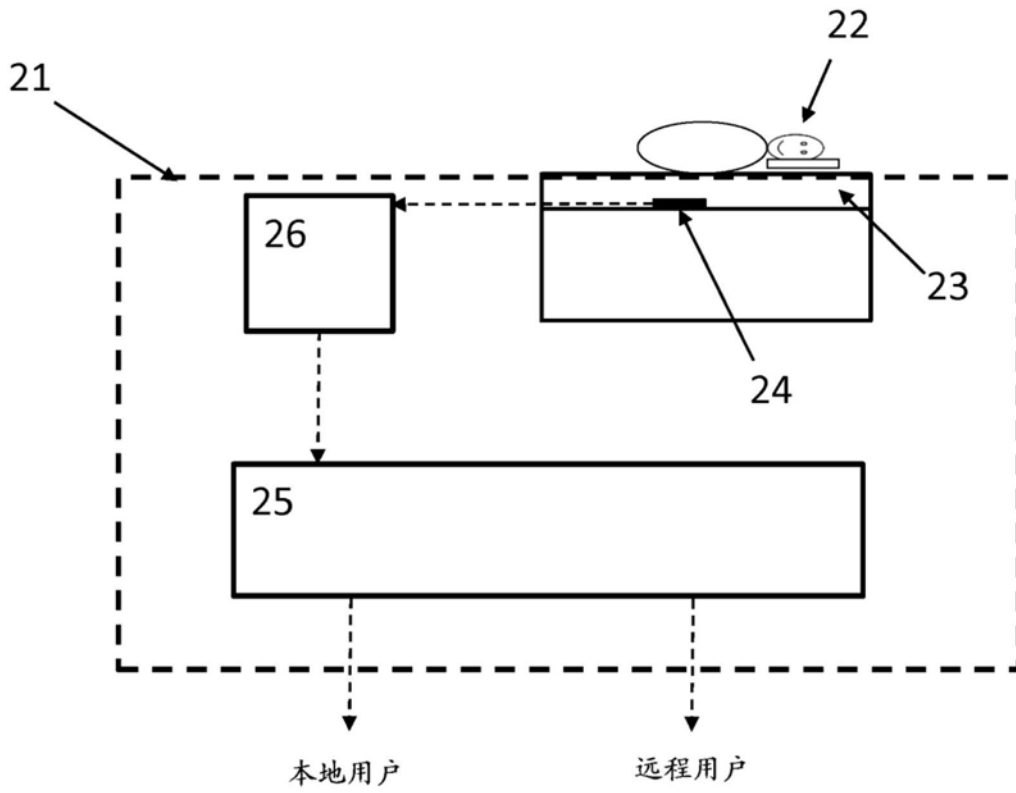


图2

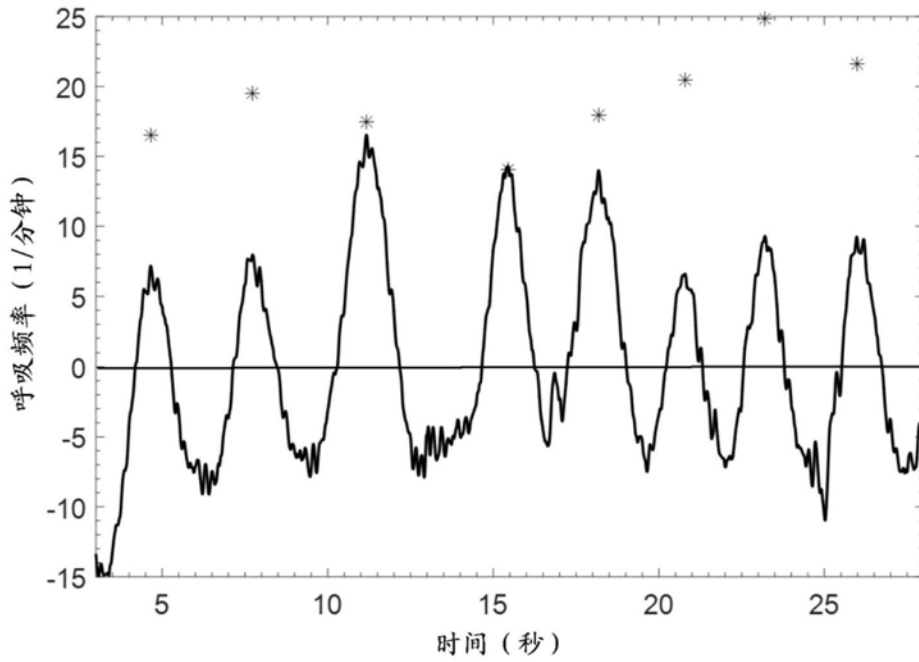


图3

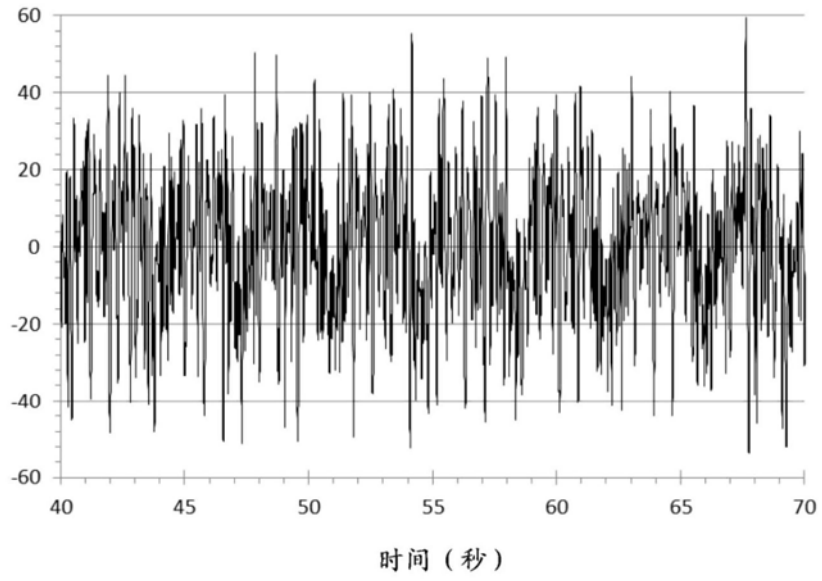


图4

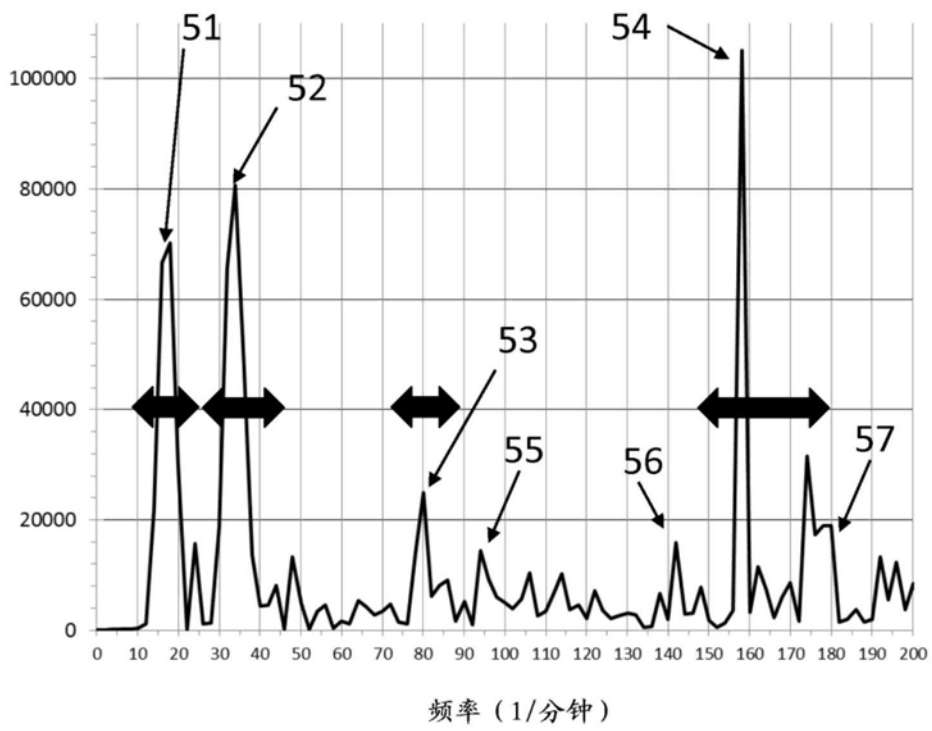
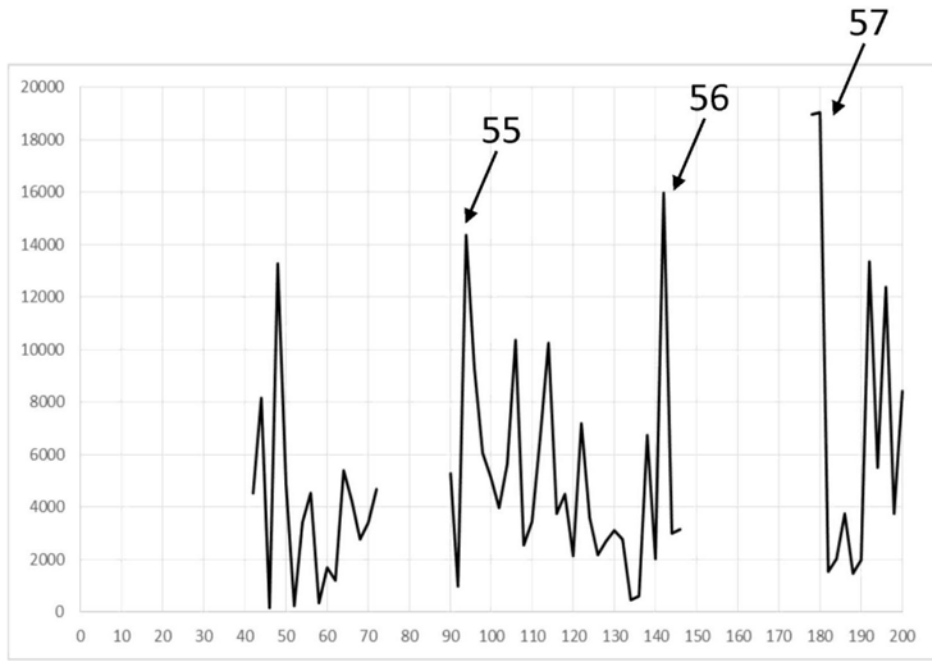


图5



频率 (1/分钟)

图6