



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 115177843 B

(45) 授权公告日 2023.05.23

(21) 申请号 202211096701.0

A61B 5/16 (2006.01)

(22) 申请日 2022.09.08

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 115177843 A

CN 107348961 A, 2017.11.17

CN 102302365 A, 2012.01.04

CN 102488501 A, 2012.06.13

(43) 申请公布日 2022.10.14

CN 113724851 A, 2021.11.30

CN 209562564 U, 2019.10.29

(73) 专利权人 柏斯速眠科技(深圳)有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽街

道阳光社区松白路1051号百旺创意工

厂6栋105

CN 112998689 A, 2021.06.22

CN 110420373 A, 2019.11.08

US 2017296766 A1, 2017.10.19

(72) 发明人 叶飞 冯建武

KR 101184684 B1, 2012.09.20

EP 2989979 A1, 2016.03.02

(74) 专利代理机构 四川中代知识产权代理有限公司

公司 51358

专利代理师 李康

吴锋. 一种肌电生物反馈仪的研制及其放松效果评价方法设计.《中国数字医学》.2011, 96-98.

审查员 邢小强

(51) Int. Cl.

A61M 21/02 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01)

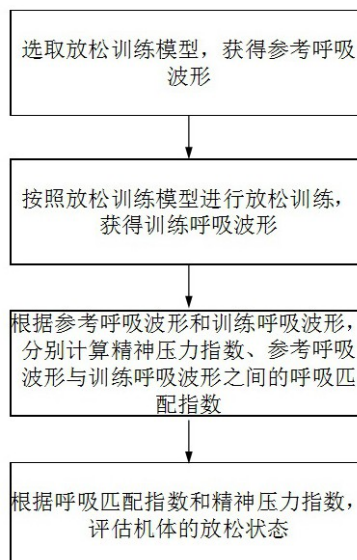
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

一种机体放松状态评估方法、系统和调整方法、系统

(57) 摘要

本发明适用于诊断技术领域,提供了一种机体放松状态评估方法、系统和调整方法、系统,其中,一种机体放松状态评估方法,包括如下步骤:选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态。本申请的方法综合呼吸匹配指数和精神压力指数两方面来评估机体的放松状态,结合了用户在吸气和呼气过程中的细微状态,更加全面准确地来评估用户的放松状态。



1. 一种机体放松状态评估方法,其特征在于,包括如下步骤:
  - 选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;
  - 按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;
  - 根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;其中,所述呼吸匹配指数为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的匹配程度;
  - 根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态;
  - 其中,计算参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数包括如下步骤:
    - 计算参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的差异时长,所述差异时长为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的未重合部分的时长;
    - 根据差异时长计算呼吸匹配指数。
2. 如权利要求1所述的评估方法,其特征在于,根据差异时长计算呼吸匹配指数包括如下步骤:
  - 计算所述差异时长与参考呼吸波形的整体时长的比值,通过比值计算呼吸匹配指数;
  - 或者
  - 建立所述差异时长与呼吸匹配指数之间的映射关系;
  - 根据映射关系,计算获得呼吸匹配指数。
3. 如权利要求1所述的评估方法,其特征在于,根据训练呼吸波形的获得的呼吸参数计算精神压力指数,和/或按照放松训练模型进行放松训练,获得机体的训练心率参数,计算精神压力指数。
4. 一种机体放松状态的调整方法,其特征在于,包括如下步骤:
  - 执行如权利要求1-3之一所述的机体放松状态的评估方法;
  - 若呼吸匹配指数位于预设呼吸匹配指数区间之外,和/或精神压力指数位于预设精神压力指数区间之外,将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间之内,将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间之内。
5. 如权利要求4所述的调整方法,其特征在于,通过调整呼气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,和/或通过调整吸气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,和/或通过调整呼吸深度来调整呼吸匹配指数和精神压力指数。
6. 一种机体放松状态的评估系统,其特征在于,包括如下模块:
  - 参考呼吸模块:用于选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;
  - 训练呼吸模块:用于按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;
  - 计算模块:用于根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;其中,所述呼吸匹配指数为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的匹配程度;
  - 评估模块:用于根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态;
  - 其中,计算参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数包括如下步骤:
    - 计算参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的差异时长,所述差异时长为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的未重合部分的时长;
    - 根据差异时长计算呼吸匹配指数。

7. 一种机体放松状态的调整系统,其特征在於,包括如下模块:

执行模块:用于执行如权利要求1-3之一所述的机体放松状态的评估方法;

调整模块:用于若呼吸匹配指数位于预设呼吸匹配指数区间之外,和/或精神压力指数位于预设精神压力指数区间之外,将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间之内,将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间之内。

8. 一种可读存储介质,其特征在於,用于存储程序,所述存储程序被执行时,用于实现如权利要求1-3任一项所述的机体放松状态的评估方法,或用于实现如权利要求4-5任一项所述的机体放松状态的调整方法。

9. 一种电子设备,其特征在於,包括一个或者多个处理器;存储器,其上存储有一个或者多个程序,当所述一个或者多个程序被所述一个或者多个处理器执行时,使得所述一个或者多个处理器实现如权利要求1-3任一项所述的机体放松状态评估方法,或用于实现如权利要求4-5任一项所述的机体放松状态的调整方法。

## 一种机体放松状态评估方法、系统和调整方法、系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及诊断领域,尤其是涉及一种机体放松状态评估方法、系统、介质、设备,还涉及一种机体放松状态的调整方法、系统、介质和设备。

### 背景技术

[0002] “放松训练”类似于中国的禅坐、太极拳等训练,能够帮助全身肌肉放松、促成自我抑制状态、促进全身血液循环、促进健康的呼吸方式,良好地帮助人们镇定情绪、消除疲劳、振作精神、恢复体力。而良好地指引患者采用科学的方法进行有效的放松训练,并且反馈相应的放松训练结果以帮助患者做出有效调整,有助于增强患者持续训练的信心和黏性,获得更好的治疗效果。

[0003] 如专利CN107411726A中记载:本发明提供了一种基于HRV心率变异训练的生物反馈控制方法和系统。其方法包括:S1:提供包括呼吸指导模式、呼吸训练模式和状态评估模式中任意一种或多种组合的模式选项供用户选择;S2:根据用户的选择操作进入相应的模式界面,并在用户选择呼吸训练模式或状态评估模式时对当前用户进行心率变异性分析。本发明的优点在于:不再局限于简单的评估,而是通过对用户进行有针对性的不同节奏的呼吸训练,用于使受损的副交感神经(或交感神经),恢复平衡性,达到有效预防或缓解一些疾病的目的。

[0004] 传统的生物反馈疗法(放松训练)中,需要给患者佩戴相关的传感器,如为了采集心电图而贴上心电图片、为了采集脉搏波而带上指氧探头或者手环或者手表、为了采集脑部信息而贴上脑电极等,这些传感器的佩戴,无不在暗示患者在收集他的数据,极易造成患者心理紧张、排斥、不适而无法完全地放松心理,同时,传感器的佩戴也会造成身体的负担,突然增加的触感和外物可能造成患者身体的戒备、排斥不适而无法完全地放松身体,因而极大降低了放松训练效果。

[0005] 现有技术中的关于放松训练的评估的方法多基于心率、心率变异性的时域或频域参数、呼吸频率、呼吸幅度这些参数当中的一种或多种进行计算,本质上为基于一定时长内的平均特性,或者单一的通过计算患者的精神压力指数来判断患者的放松状态,而忽略了患者在逐次呼气和吸气过程中的细微状态,且在进行放松训练时患者也是仅仅根据训练模型的频率进行引导,然后将训练后生成的频率与模型的进行比对,完全没有考虑患者是否真正的实现了放松,难以达到实时的呼气吸气过程评估。

### 发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种机体放松状态评估方法、系统、介质和设备,还提供一种机体放松状态的调整方法、系统、介质和设备,来解决现有技术中存在的上述技术问题,主要包括以下几个方面:

[0007] 本申请第一方面提供了一种机体放松状态评估方法,包括如下步骤:

[0008] 选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;

- [0009] 按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;
- [0010] 根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;
- [0011] 根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态。
- [0012] 进一步地,计算参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数包括如下步骤:
- [0013] 计算参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的差异时长,所述差异时长为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的未重合部分的时长;
- [0014] 根据差异时长计算呼吸匹配指数。
- [0015] 进一步地,根据差异时长计算呼吸匹配指数包括如下步骤:
- [0016] 计算所述差异时长与参考呼吸波形的整体时长的比值,通过比值计算呼吸匹配指数;或者
- [0017] 建立所述差异时长与呼吸匹配指数之间的映射关系;
- [0018] 根据映射关系,计算获得呼吸匹配指数。
- [0019] 进一步地,根据训练呼吸波形的呼吸参数计算精神压力指数,和/或按照放松训练模型进行放松训练,获得机体的训练心率参数,计算精神压力指数。
- [0020] 本申请第二方面提供了一种机体放松状态的调整方法,包括如下步骤:
- [0021] 执行上述的机体放松状态的评估方法;
- [0022] 若呼吸匹配指数位于预设呼吸匹配指数区间之外,和/或精神压力指数位于预设精神压力指数区间之外,将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间之内,将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间之内。
- [0023] 进一步地,通过调整呼气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,和/或通过调整吸气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,和/或通过调整呼吸深度来调整呼吸匹配指数和精神压力指数。
- [0024] 本申请第三方面提供了一种机体放松状态的评估系统,包括如下模块:
- [0025] 参考呼吸模块:用于选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;
- [0026] 训练呼吸模块:用于按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;
- [0027] 计算模块:用于根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;
- [0028] 评估模块:用于根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态。
- [0029] 本申请第四方面提供了一种机体放松状态的调整系统,包括如下模块:
- [0030] 执行模块:用于执行上述的机体放松状态的评估方法;
- [0031] 调整模块:用于若呼吸匹配指数位于预设呼吸匹配指数区间之外,和/或精神压力指数位于预设精神压力指数区间之外,将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间之内,将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间之内。
- [0032] 本申请第五方面提供了一种可读存储介质,用于存储程序,所述存储程序被执行时,用于实现上述的机体放松状态的评估方法,或用于实现上述的机体放松状态的调整方法。
- [0033] 本申请第六方面提供了一种电子设备,包括一个或者多个处理器;存储器,其上存

储有一个或者多个程序,当所述一个或者多个程序被所述一个或者多个处理器执行时,使得所述一个或者多个处理器实现上述的机体放松状态评估方法,或用于实现上述的机体放松状态的调整方法。

[0034] 本发明相对于现有技术至少具有如下技术效果:

[0035] (1)因此,通过本申请提供的机体放松状态评估方法,首先用户通过选取放松训练模型来获得参考呼吸波形,然后跟着训练模型进行训练获得训练呼吸波形,根据获得的参考呼吸波形和训练呼吸波形,计算出两者之间的呼吸匹配指数,用户的精神压力指数,综合呼吸匹配指数和精神压力指数两方面来评估机体的放松状态,结合了用户在吸气和呼气过程中的细微状态,更加全面准确地来评估用户的放松状态。

[0036] (2)通过本申请提供的机体放松状态的调整方法,可以实时根据评估的放松结果,及时调整用户的呼吸,及时不断更新呼吸匹配指数和精神压力指数,形成闭环反馈,使用户可以得到很好的放松训练,尽可能一直处于放松状态,帮助用户找到合适自己的放松训练方法。

## 附图说明

[0037] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对本发明实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面所描述的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0038] 图1是本发明中机体放松状态评估方法的流程图;

[0039] 图2是本发明中的坐具的示意图一;

[0040] 图3是本发明中的坐具的示意图二。

[0041] 图4是本发明中的振动传感器采集的数据;

[0042] 图5是对图4中的数据进行滤波处理后的数据;

[0043] 图6是本发明中的参考呼吸波形和训练呼吸波形;

[0044] 图7是本发明中的计算机可读存储介质结构示意图;

[0045] 图8是本发明中的电子设备结构示意图;

[0046] 图中:101-坐具;101A-第一区域;102B-第二区域;103-显示装置;104-耳机;201A-靠背;201B-脚部支撑板。

## 具体实施方式

[0047] 以下的说明提供了许多不同的实施例、或是例子,用来实施本发明的不同特征。以下特定例子所描述的元件和排列方式,仅用来精简的表达本发明,其仅作为例子,而并非用以限制本发明。

[0048] 在下文中将参考附图对本发明的各方面进行更充分的描述。然而,本发明可以具体化成许多不同形式且不应解释为局限于贯穿本发明所呈现的任何特定结构或功能。相反地,提供这些方面将使得本发明周全且完整,并且本发明将给本领域技术人员充分地传达本发明的范围。基于本文所教导的内容,本领域的技术人员应意识到,无论是单独还是结合本发明的任何其它方面实现本文所公开的任何方面,本发明的范围旨在涵盖本文中所公开

的任何方面。例如,可以使用本文所提出任意数量的装置或者执行方法来实现。另外,除了本文所提出本发明的多个方面之外,本发明的范围更旨在涵盖使用其它结构、功能或结构和功能来实现的装置或方法。

[0049] 在此使用的术语仅仅是为了描述具体实施例,而并非意在限制本公开。在此使用的术语“包括”、“包含”等表明了所述特征、步骤、操作和/或部件的存在,但是并不排除存在或添加一个或多个其他特征、步骤、操作或部件。

[0050] 在此使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有本领域技术人员通常所理解的含义,除非另外定义。应注意,这里使用的术语应解释为具有与本说明书的上下文相一致的含义,而不应以理想化或过于刻板的方式来解释。

[0051] 实施例一:

[0052] 如图1所示,本申请实施例一提供了一种机体放松状态评估方法,包括如下步骤:

[0053] 选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;

[0054] 按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;

[0055] 根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;

[0056] 根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态。

[0057] 上述方案中,在开始放松训练之前,需要准备放松训练相关的设备仪器,具体如下:

[0058] 放松训练的坐具或者躺具:患者进行返送训练需要一个相对舒适的身体环境,以良好地舒展身体,而坐或者躺能够帮助患者更好地找到相应的身体环境。如图2所示,坐具101包括了靠背、底座、侧扶手部分,以便患者坐上时会有更好的“被包裹感”,类似于婴儿出生前被包裹于目前胎盘中的感觉,会让人更具备放松感。

[0059] 为了采集用户在放松过程中的数据,需要在坐具上安装振动传感器,振动传感器可以安装在坐具101的第一区域101A处或第二区域102B处。振动传感器包括加速度传感器、压力传感器、位移传感器或者加速度、压力、位移为基础物理量等效性转换的传感器,本申请中的振动传感器采用的光线传感器。

[0060] 除此之外,坐具101上还设置有显示装置103,显示装置可以笔记本、平板、手机等,在此不做限制,可以通过显示装置输入用户的身份信息、训练信息等,以方便用户及时的找到自己的训练信息;如图3所示,坐具101还包括靠背201A和脚部支撑板201B,通过调整靠背201A,可以调整用户在坐具101上坐着的角度,通过调整脚部支撑板201B可以调整双腿的角度,帮助用户找到更加舒适的状态,其中靠背201A和脚部支撑板201B的调整方法在此不做限制,可以是手动调节,也可以是电动调节。

[0061] 需要说明的是,本申请中对于坐具或者躺具的结构形式不做要求,只要人能够在坐具进行放松训练,并获得相关数据即可。

[0062] 准备工作完成后,用户根据需要选取适合自己的放松训练模型,放松训练模块包括:语音引导、音乐疗法、VR疗法、双耳节拍疗法等。在选取好了放松训练模型后,通过可以根据训练模型获得对应的参考呼吸波形。

[0063] 接着用户仅需要坐在坐具上,带上耳机104,或者不带耳机也可以,用户处于在一个独立的比较安静的环境中即可,音乐通过音响等方式进行外放。在训练的过程中,患者不

需要做任何操作,仅需要跟着训练模型,如语音引导,尽可能的沉浸式放松身心,而振动传感器则一直都在用户无防备无负担的过程中采集数据,实际计算相关参数,用于对用户的放松状态进行评估。

[0064] 如图4所示,为振动传感器位于第二区域102B处所采集的用户锻炼时得到的训练呼吸波形,图中,大轮廓为用户呼气过程和吸气过程产生的信号包络,而心脏搏动与其他干扰噪声则叠加在呼吸包络曲线上,此时,直接基于该呼吸包络曲线,获取与用户实际呼气过程和吸气过程相关的呼吸信号波形,即直接对振动传感器采集的数据进行预处理来捕获计算呼吸波形所需带宽范围内(0-2HZ)的信号,预处理的方法可以为IIR滤波器、FIR滤波器、小波滤波器、零相位双向滤波器、均值滤波、平滑滤波器等滤波方法,择取其中的一种或多种组合。

[0065] 如图5所示,为采用IIR滤波器对图4进行低通滤波处理后得到的训练呼吸波形。本申请中振动传感器采用的是光纤传感器,敏感的是振动位移变化引起的压力变化,用户呼气过程和吸气过程引起的压力变化与振动传感器的位置有关系,振动传感器安装在坐具101上的位置不同,会导致产生的训练呼吸波形不同,本实施例中振动传感器位于第二区域102B中,即用户的臀部下方,当用户吸气时,胸腹腔提气扩充,导致身体处于下压状态,对底部压力变化为增大趋势,为训练呼吸波形中的下降沿区间,呼气状态则未训练呼吸波形中的上升区间。

[0066] 为了方便说明,本实施例中不妨配置用于引导患者呼吸的模式为参考胡须波形状态集中最简单的固定呼吸频率模式,并且配置为训练“快速深吸气慢速深呼气”模式,配置吸气时间间隔为 $T_1$ ,呼气时间间隔为 $T_2$ ,循环往复,一般地,需要患者较快深吸气,缓慢吐气,即设置呼气时间间隔为 $T_2$ 大于吸气时间间隔为 $T_1$ ,本实施例中,呼气时间间隔为 $T_2$ 约为吸气时间间隔为 $T_1$ 的两倍。如图6所示,最上面实线方波为参考呼吸波形,低状态值表示指引吸气状态,高状态值表示指引呼气状态,用户在训练过程中,跟随语音指引进行呼吸,振动传感器记录其呼吸状态,记录的数据为中间位置的波形图,为了方便呈现,中间位置的波形图有两条,一条为原始训练呼吸获得的训练呼吸波形,另一条比较光滑波形图为对原始数据进行滤波处理后的形成波形,通过该条波形可以计算出训练后真实的训练呼吸波形,最下面的方波为根据中间的滤波处理后的训练呼吸波形得到的方波形式的训练呼吸波形。同样的,低状态值表示指引吸气状态,高状态值表示指引呼气状态;其中灰色填充模块表示吸气过程中真实吸气早于或者晚于参考吸气过程结束的时间差异,黑色填充模块表示呼气过程中真实呼气早于或者晚于参考呼气过程结束的时间差异。

[0067] 然后根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,计算出两者之间的呼吸匹配指数,所述呼吸匹配指数包括呼气匹配指数和吸气匹配指数;根据根据训练呼吸波形中的呼吸频率来计算精神压力指数,根据获得的呼吸匹配指数是否位于预设呼气匹配指数区间,精神压力指数是否位于预设精神压力指数区间,来综合评估机体的放松状态,如预设呼吸匹配指数区间为0.2-0.5,预设精神压力指数区间为0.1-0.3,通过呼吸匹配指数和精神压力指数一起来判断用户是否处于放松状态,并不是仅通过呼吸匹配指数越高就来判断用户越放松,也不能通过精神压力指数越低用户越放松,如有的用户根据放松训练得到的呼吸匹配指数虽然不高,每次的呼气均比训练模型延迟一定时间,但是这种可能是用户最放松的状态,而如果仅通过呼吸匹配指数来判断用户放松状态的话,就会很容易出现误判。



[0068] 需要说明的是,本申请中的机体指的是使用本申请中的方法或者装置的使用者。

[0069] 因此,通过本申请提供的机体放松状态评估方法,首先用户通过选取放松训练模型来获得参考呼吸波形,然后跟着训练模型进行训练获得训练呼吸波形,根据获得的参考呼吸波形和训练呼吸波形,计算出两者之间的呼吸匹配指数,用户的精神压力指数,综合呼吸匹配指数和精神压力指数两方面来评估机体的放松状态,结合了用户在吸气和呼气过程中的细微状态,更加全面准确地来评估用户的放松状态。

[0070] 进一步地,计算参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数包括如下步骤:

[0071] 计算参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的差异时长,所述差异时长为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的未重合部分的时长;

[0072] 根据差异时长计算呼吸匹配指数。

[0073] 进一步地,根据差异时长计算呼吸匹配指数包括如下步骤:

[0074] 计算所述差异时长与参考呼吸波形的整体时长的比值,通过比值计算呼吸匹配指数;或者

[0075] 建立所述差异时长与呼吸匹配指数之间的映射关系;

[0076] 根据映射关系,计算获得呼吸匹配指数。

[0077] 上述方案中,呼吸匹配指数其实质上指的是参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的匹配度高低,具体的计算方法如下:

[0078] 如图6所示,灰色填充模块表示吸气过程中真实吸气早于或者晚于参考吸气过程结束的时间差异,黑色填充模块表示呼气过程中真实呼气早于或者晚于参考呼气过程结束的时间差异;将所有灰色填充模块对应的时长加起来,作为吸气差异时长,然后将吸气差异时长与参考呼吸波形的整体时长的比值,或者根据差异时长通过函数关系等方法,计算出对应的吸气匹配指数;还可以在获得差异时长之后,将差异时长与吸气匹配指数之间建立映射关系,如差异时长为0.1,对应的吸气匹配指数为1,通过上述方法可以获得吸气匹配指数,除此之外,还可以通过吸气差异时长,计算对应的差异面积、体积等,来获得对应吸气匹配指数。

[0079] 同样的,将所有黑色填充模块对应的时长加起来,作为呼气差异时长,然后将呼气差异时长与参考呼吸波形的整体时长的比值,或者根据差异时长通过函数关系等方法,计算出对应的呼气匹配指数;还可以在获得差异时长之后,将差异时长与呼气匹配指数之间建立映射关系,如差异时长为0.1,对应的呼气匹配指数为1,通过上述方法可以获得呼气匹配指数,除此之外,还可以通过呼气差异时长,计算对应的差异面积、体积等,来获得对应呼气匹配指数。

[0080] 如果仅关注吸气过程,可以只评估建立吸气匹配指数模型,用来表征呼吸匹配指数评估训练效果;如果仅关注呼气过程,可以只评估建立呼气匹配指数模型,用来评估表征呼吸匹配指数训练效果。当然也可以两者同时关注,同时考虑吸气过程和呼气过程,评估建立呼吸匹配指数模型,用来表征呼吸匹配指数评估训练效果。在一个实施例中,对于吸气过程和呼气过程可能有不同的关注权重,还可以通过权值分配函数进行呼吸匹配指数模型建立。进一步的,差异时长、差异时长与训练时长的比值、差异时长与重叠时长的比值、以及各种可以相互转换的差异时长与训练时长的关系量,均可以建立与呼吸匹配指数相对应的映

射关系,不予赘述。

[0081] 进一步地,根据训练呼吸波形的呼吸参数计算精神压力指数,和/或按照放松训练模型进行放松训练,获得机体的训练心率参数,计算精神压力指数。

[0082] 在获得训练呼吸波形后,可以通过时域搜波方法、形态学匹配法、时频分析法等各种方法计算获取其呼吸频率、呼吸模式等呼吸参数,然后通过呼吸参数计算精神压力指数,如呼吸频率越高则代表精神压力越高,呼吸频率越低且趋于稳定时代表精神压力低。

[0083] 还可以根据用户在进行放松训练后,通过振动传感器获得用户的训练心率参数,如心率,心率变异性等参数,来计算机体的精神压力指数。

[0084] 还可以根据呼吸参数和心率参数综合,来计算机体的精神压力指数。

[0085] 本申请中,利用心率变异性进行计算,其反映了自主神经系统的交感神经和副交感神经的协同作用,表征了自主神经系统功能和平衡能力,能够反映患者精神状态。心率变异性有诸多分析方法,包括线性分析方法和非线性分析方法,而线性分析方法还包括时域分析方法、频域分析方法、传递函数分析方法等。本实施例中采用频域分析方法,基于前述获得的时域BCG信号波形,通过搜波方法获得其逐拍的心拍间宽序列,取一定时间长度(本实施例为2分钟)的心拍间宽序列进行功率谱分析。功率谱的获取可以采用傅立叶变换、Welch谱方法、AR谱估计等方法进行。本实施例采用AR谱估计法,然后进行分谱,分组归类高频分量HF为0.15~0.40Hz,低频分量LF为0.04~0.15Hz,超低频分量VLF为0.003~0.04Hz。计算低频分量与高频分量的能量比LF/HF,其反映自主神经系统的平衡状态,以此映射精神压力指数Stress(HRV(t)), $HRV(t) = HRV((LF/HF)(t))$ 。进一步的,在一个实施例中,还可以结合总功率谱TP进行修正精神压力指数Stress(HRV(t)), $HRV(t) = HRV((LF/HF)(t), TP(t))$ 。

[0086] 实施例二:

[0087] 本申请实施例二提供了一种机体放松状态的调整方法,包括如下步骤:

[0088] 执行上述的机体放松状态的评估方法;

[0089] 若呼吸匹配指数位于预设呼吸匹配指数区间之外,和/或精神压力指数位于预设精神压力指数区间之外,将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间之内,将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间之内。

[0090] 进一步地,通过调整呼气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,和/或通过调整吸气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,和/或通过调整呼吸深度来调整呼吸匹配指数和精神压力指数。

[0091] 上述方案中,机体通过放松训练之后,计算获得的呼吸匹配指数位于预设的呼吸匹配指数区间之外,需要对机体进行调整,将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间内,具体的调整方法如下:

[0092] 如图6中所示最后两个黑色填充块面积非常小。而灰色填充块仍然存在,但两个灰色填充块均为吸气结束位置即呼气开始位置晚于参考呼吸波形,因此语音引导可以根据该特征自适应更新生成调整后的放松训练引导模型,稍微将吸气的占比拉长,即将吸气时间间隔T1调整为 $T1 + \Delta t$ ,呼气时间间隔为 $T2 - \Delta t$ ,这里 $\Delta t$ 大于0且根据患者适配时间差调整。当然这种调整不能盲目地调整,否则可能匹配到患者自身不科学的呼吸模式,必须在医护人员认可的科学呼吸模式为大前提下,适当配合患者自身的呼吸起伏节奏进行微调。在本实施例中,配置可允许的调整范围为吸气时间间隔T1调整为 $T1 + \Delta t$ 后,仍然不能超过

呼气时间间隔为 $T2 - \Delta t$ 的70%时间间隔,以保证快速深吸气和慢速呼气的训练状态。

[0093] 在一个实施例中,配置用于引导患者呼吸的模式为训练“慢速深吸气慢速深呼气”模式,则调整后的 $T1 + \Delta t$ 可能会被限定于 $(T2 - \Delta t) * 80\% \sim (T2 - \Delta t) * 120\%$ 范围内。在一个实施例中,配置用于引导患者呼吸的模式为训练“慢速深吸气快速深呼气”模式,则调整后的 $T1 + \Delta t$ 可能会被限定于不低于 $(T2 - \Delta t) * 150\%$ 范围内。

[0094] 具体地,由于患者对于参考呼吸波形进行引导的放松训练作出的反射行为的敏锐性存在差异,如机体对于从吸气状态转换至呼气状态的过程中相当于指引指令一直存在迟滞性,虽然和参考呼吸波形不匹配,但是目前的状态可能是机体自身最舒服最放松的状态。

[0095] 需要说明的是,本申请中可以单独通过调整吸气时间或者呼气时间来调整机体的放松状态,还可以同时调整吸气时间和呼气时间来进行调整,在此不做限制。

[0096] 机体通过放松训练之后,计算获得的精神压力指数位于预设的精神压力指数区间之外,需要对机体进行调整,将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间内,具体的调整方法如下:

[0097] 在本实施例中,假设在呼吸训练过程中的某个 $t_1$ 时刻,吸气时间间隔为 $T1(t_1)$ ,呼气时间间隔为 $T2(t_1)$ ,精神压力指数为 $Stress(t_1)$ 。此时如果针对患者的呼吸匹配性状态做出调整为 $\Delta t(t_1)$ , $\Delta t(t_1) > 0$ ,则在下一个 $t_2$ 时刻,吸气时间间隔为 $T1(t_2) = T1(t_1) + \Delta t(t_1)$ ,呼气时间间隔为 $T2(t_2) = T1(t_1) - \Delta t(t_1)$ ,精神压力指数为 $Stress(t_2)$ 。此时可以判断 $Stress(t_2)$ 与 $Stress(t_1)$ 的偏差值 $\Delta Stress(t_2)$ 。如果 $\Delta Stress(t_2)$ 大于0,表示调整的方向可能反而影响了患者自身的放松状态,因此可以反向调整 $-\Delta t(t_2)$ , $\Delta t(t_2) > 0$ ,则在下一个 $t_3$ 时刻,吸气时间间隔为 $T1(t_3) = T1(t_2) - \Delta t(t_2)$ ,呼气时间间隔为 $T2(t_3) = T1(t_2) + \Delta t(t_2)$ ,精神压力指数为 $Stress(t_3)$ 。此时可以判断 $Stress(t_3)$ 与 $Stress(t_2)$ 的偏差值 $\Delta Stress(t_3)$ ,发现 $\Delta Stress(t_3)$ 小于0,表明调整的方向准确,可以进一步调整。如此循环往复,能够在当前的呼吸模式下找到一个与当前患者最佳适配的放松训练引导模型。在一个实施例中,在发现 $\Delta Stress(t_2)$ 大于0时,反向调整的 $-\Delta t(t_2)$ , $\Delta t(t_2) > 0$ ,还可以保证 $\Delta t(t_2) > \Delta t(t_1) > 0$ ,以更快达到平衡点。

[0098] 优选地,本申请中还可通过调整呼吸深度来调整呼吸匹配指数和精神压力指数,如调整呼吸深度中呼气和吸气的频率,1分钟吸气10次,呼气5次等。

[0099] 因此,通过本申请提供的机体放松状态的调整方法,可以实时根据评估的放松结果,及时调整用户的呼吸,及时不断更新呼吸匹配指数和精神压力指数,形成环形反馈,使用户可以得到很好的放松训练,尽可能一直处于放松状态,帮助用户找到合适自己的放松训练方法。

[0100] 实施例三:

[0101] 本申请实施例三提供了一种机体放松状态的评估系统,包括如下模块:

[0102] 参考呼吸模块:用于选取放松训练模型,获得参考呼吸波形;

[0103] 训练呼吸模块:用于按照放松训练模型进行放松训练,获得训练呼吸波形;

[0104] 计算模块:用于根据参考呼吸波形和训练呼吸波形,分别计算精神压力指数、参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配指数;

[0105] 评估模块:用于根据呼吸匹配指数和精神压力指数,评估机体的放松状态。

[0106] 进一步地,计算模块中,用于计算参考呼吸波形与训练呼吸波形之间的呼吸匹配

指数如下：

[0107] 计算参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的差异时长，所述差异时长为参考呼吸波形和训练呼吸波形之间的未重合部分的时长；

[0108] 根据差异时长计算呼吸匹配指数。

[0109] 进一步地，计算模块中，还用于根据差异时长计算呼吸匹配指数：

[0110] 计算所述差异时长与参考呼吸波形的整体时长的比值，通过比值计算呼吸匹配指数；或者

[0111] 建立所述差异时长与呼吸匹配指数之间的映射关系；

[0112] 根据映射关系，计算获得呼吸匹配指数。

[0113] 进一步地，计算模块中，用于根据训练呼吸波形的呼吸参数计算精神压力指数，和/或按照放松训练模型进行放松训练，获得机体的训练心率参数，计算精神压力指数。

[0114] 实施例四：

[0115] 本申请实施例四提供了一种机体放松状态的调整系统，包括如下模块：

[0116] 执行模块：用于执行上述的机体放松状态的评估方法；

[0117] 调整模块：用于若呼吸匹配指数位于预设呼吸匹配指数区间之外，和/或精神压力指数位于预设精神压力指数区间之外，将呼吸匹配指数调整至预设呼吸匹配指数区间之内，将精神压力指数调整至预设精神压力指数区间之内。

[0118] 进一步地，调整模块中，还用于通过调整呼气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数，和/或通过调整吸气时间来调整呼吸匹配指数和精神压力指数，和/或通过调整呼吸深度来调整呼吸匹配指数和精神压力指数。

[0119] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到，为描述的方便和简洁，上述描述系统和单元的具体工作过程，可以参考前述方法实施例中的对应过程，在此不再赘述。

[0120] 另外，在本申请各个实施例中的各功能模块可以集成在一个处理模块中，也可以是各个模块单独物理存在，也可以两个或两个以上模块集成在一个模块中。上述集成的模块既可以采用硬件的形式实现，也可以采用软件功能模块的形式实现。

[0121] 实施例五：

[0122] 本申请实施例五提供了一种可读存储介质，用于存储程序，所述存储程序被执行时，用于实现上述的机体放松状态的评估方法，或用于实现上述的机体放松状态的调整方法。

[0123] 图7示出了本申请实施例五提供的一种计算机可读存储介质的结构框图。该计算机可读存储介质1200中存储有程序代码1210，所述程序代码1210可被处理器调用执行上述方法实施例中所描述的方法。

[0124] 计算机可读存储介质1200可以是诸如闪存、EEPROM(电可擦除可编程只读存储器)、EPROM(可擦除可编程只读存储器)、硬盘或者ROM之类的电子存储器。可选地，计算机可读存储介质1200包括非易失性计算机可读存储介质(non-transitory computer-readable storage medium)。计算机可读存储介质1200具有执行上述方法中的任何方法步骤的程序代码1210的存储空间。这些程序代码可以从一个或者多个计算机程序产品中读取或者写入到这一个或者多个计算机程序产品中。程序代码1210可以例如以适当形式进行压缩。

[0125] 实施例六：

[0126] 本申请实施例六提供了一种电子设备,包括一个或者多个处理器;存储器,其上存储有一个或者多个程序,当所述一个或者多个程序被所述一个或者多个处理器执行时,使得所述一个或者多个处理器实现上述的机体放松状态评估方法,或用于实现上述的机体放松状态的调整方法。

[0127] 图8为本申请实施例六提供的一种电子设备1100的结构框图。本申请中的电子设备1100可以包括一个或多个如下部件:存储器1110、处理器1120、以及一个或多个应用程序,其中一个或多个应用程序可以被存储在存储器1110中并被配置为由一个或多个处理器1120执行,一个或多个程序配置用于执行如前述方法实施例所描述的方法。

[0128] 存储器1110可以包括随机存储器(Random Access Memory, RAM),也可以包括只读存储器(Read-Only Memory, ROM)。存储器1110可用于存储指令、程序、代码、代码集或指令集。存储器1110可包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储用于实现操作系统的指令、用于实现至少一个功能的指令(比如直方图均衡化功能等)、用于实现下述各个方法实施例的指令等。存储数据区还可以存储电子设备1100在使用中所创建的数据(比如图像矩阵数据等)。

[0129] 处理器1120可以包括一个或者多个处理核。处理器1120利用各种接口和线路连接整个电子设备1100内的各个部分,通过运行或执行存储在存储器1110内的指令、程序、代码集或指令集,以及调用存储在存储器1110内的数据,执行电子设备1100的各种功能和处理数据。可选地,处理器1120可以采用数字信号处理(Digital Signal Processing, DSP)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array, FPGA)、可编程逻辑阵列(Programmable Logic Array, PLA)中的至少一种硬件形式来实现。处理器1120可集成中央处理器(Central Processing Unit, CPU)和调制解调器等中的一种或几种的组合。其中,CPU主要处理操作系统和应用程序等;调制解调器用于处理无线通信。可以理解的是,上述调制解调器也可以不集成到处理器1120中,单独通过一块通信芯片进行实现。

[0130] 专业人员还可以进一步意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0131] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

[0132] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

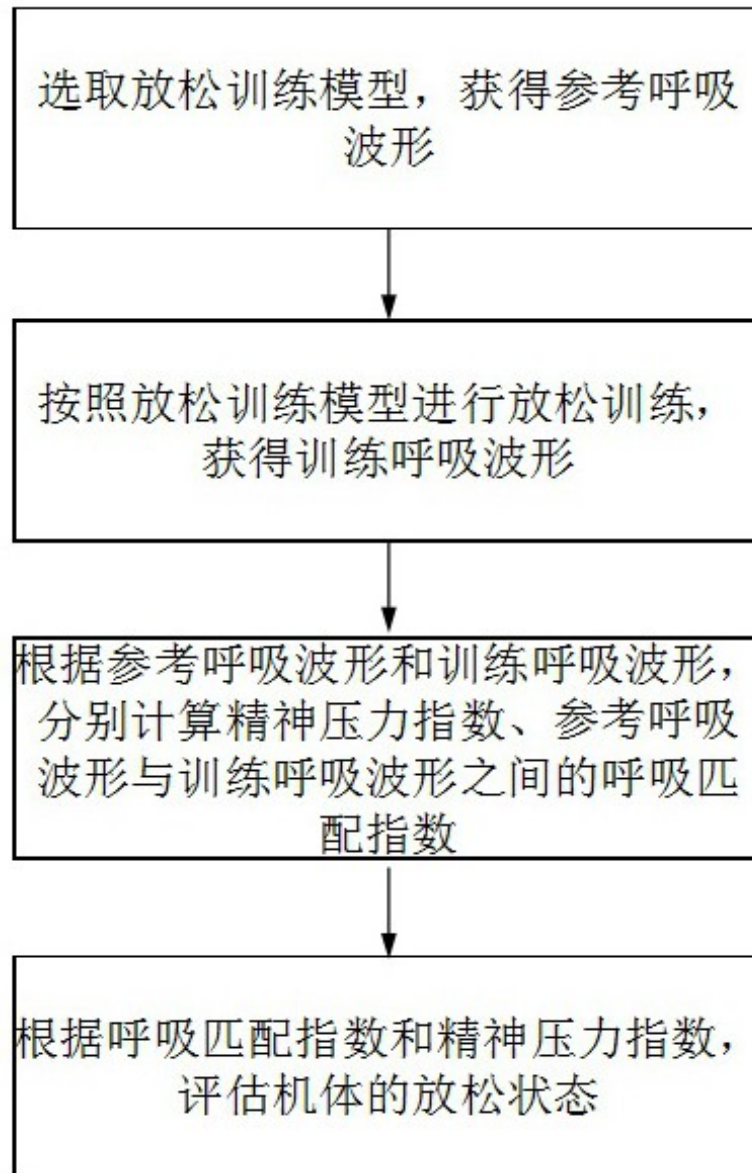


图1

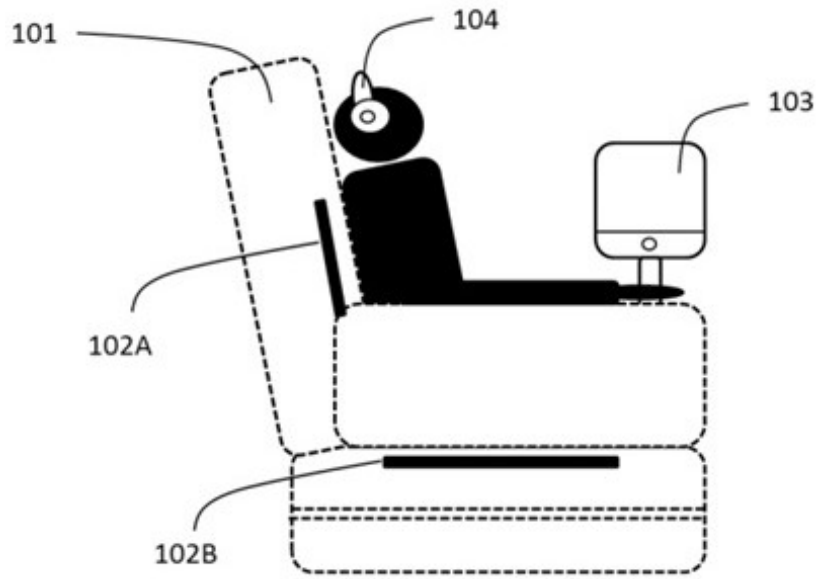


图2

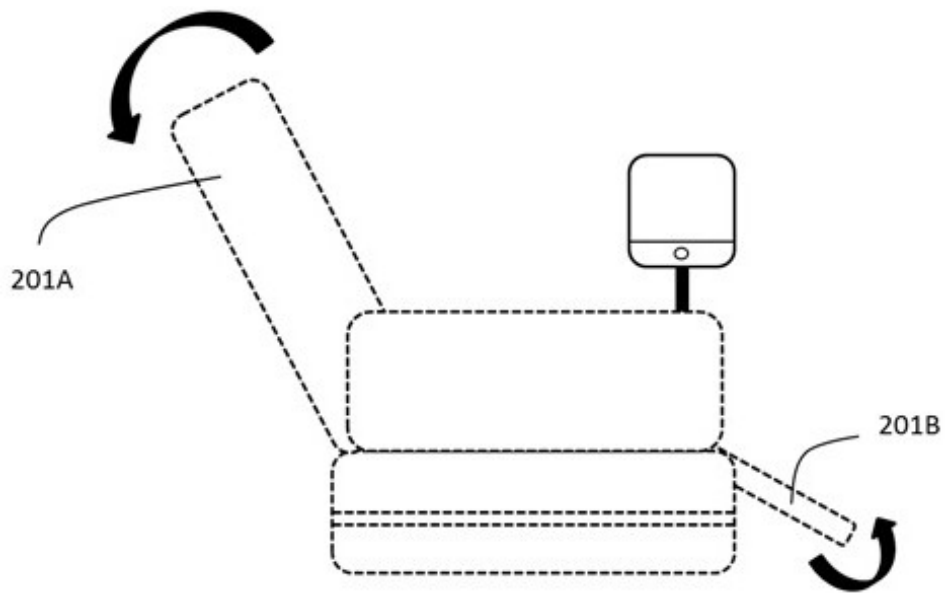


图3

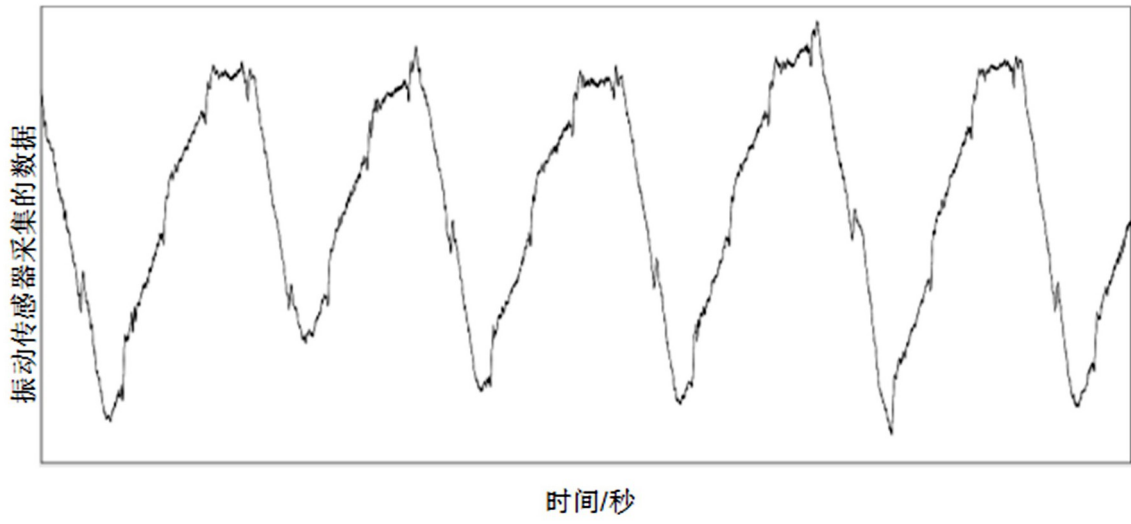


图4

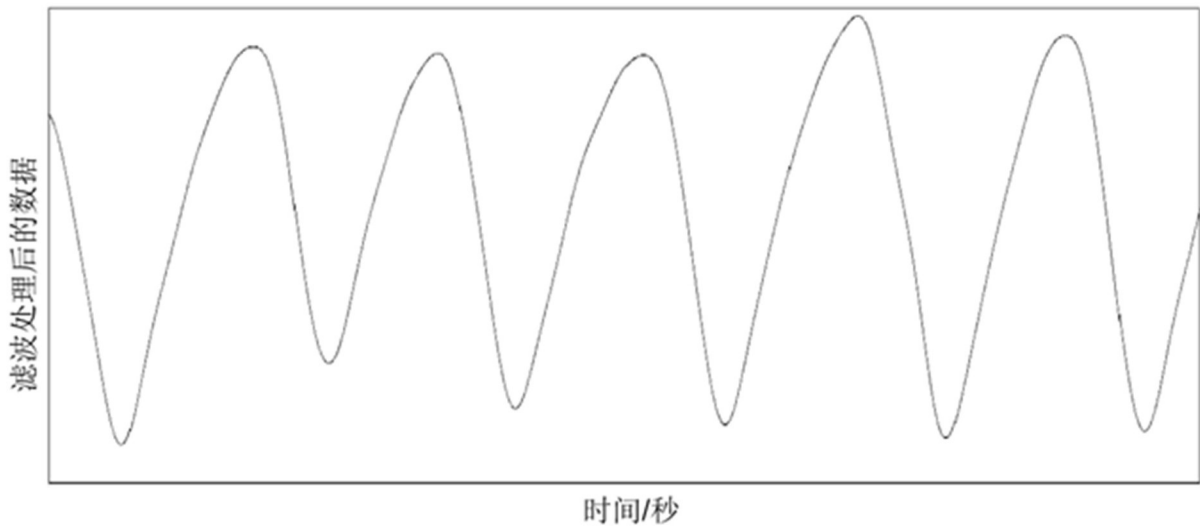


图5



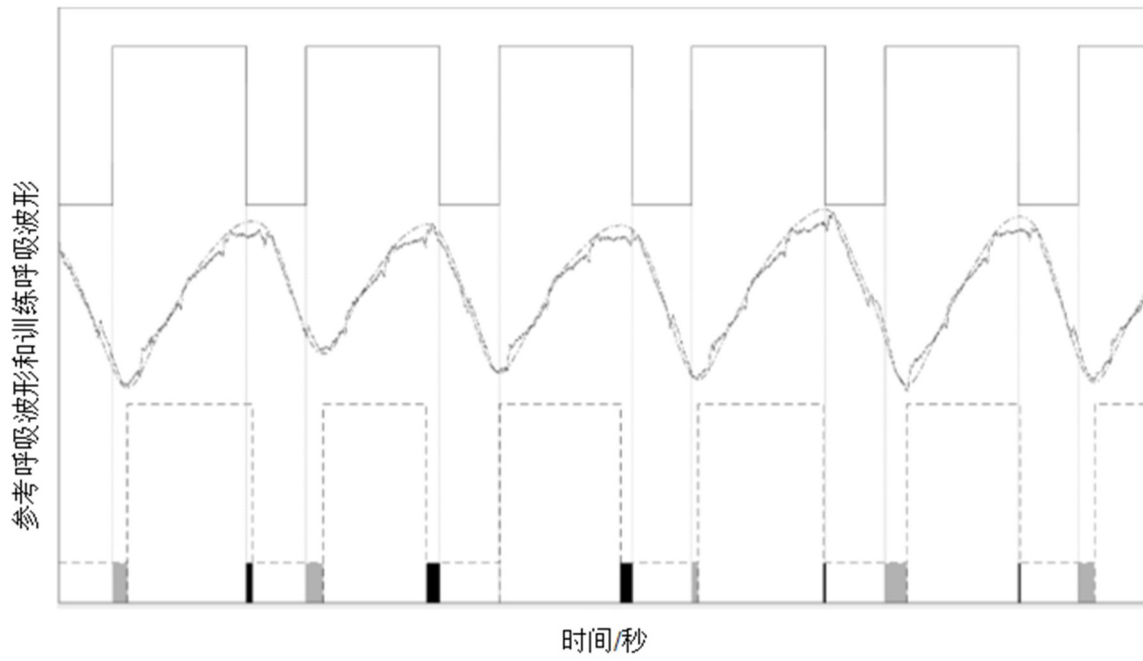


图6

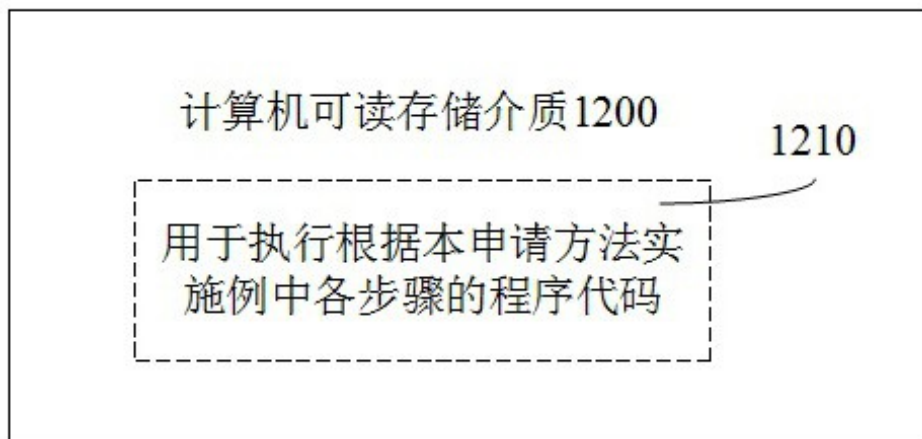


图7

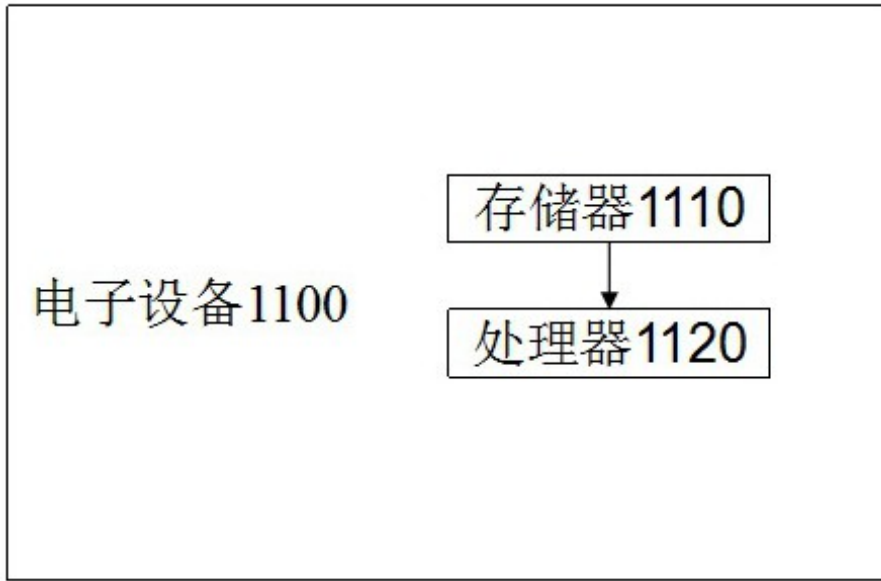


图8