



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106215319 B

(45)授权公告日 2019.04.16

(21)申请号 201610662131.5

(22)申请日 2016.08.12

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106215319 A

(43)申请公布日 2016.12.14

(73)专利权人 北京雅果科技有限公司
地址 102600 北京市大兴区中关村科技园
区大兴生物医药产业基地春林大街16
号四层C区4401

(72)发明人 蔡小奇

(74)专利代理机构 北京易捷胜知识产权代理事
务所(普通合伙) 11613
代理人 蔡晓敏

(51)Int.Cl.
A61N 1/36(2006.01)

(56)对比文件

CN 204275234 U,2015.04.22,
CN 103622693 A,2014.03.12,

审查员 孙丹

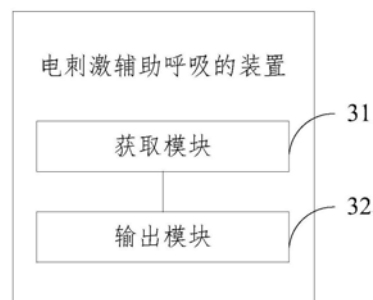
权利要求书1页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种电刺激辅助呼吸的装置

(57)摘要

本发明涉及一种电刺激辅助呼吸装置,其中的装置包括:获取模块,用于获取目标呼吸过程的时间参量;输出模块,用于根据所述获取模块得到的目标呼吸过程的时间参量,在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号,在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号。由此,本发明可以实现协调膈肌与腹肌之间的电刺激,以达到与使用者呼吸同步的效果。



1. 一种电刺激辅助呼吸的装置,其特征在于,包括:

获取模块,用于获取目标呼吸过程的时间参量;

输出模块,用于根据所述获取模块得到的目标呼吸过程的时间参量,在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号,在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号;

接收单元,用于在呼吸同步端口处持续接收指令消息;

确定单元,用于根据每一所述指令消息所包含的吸气开始标识、吸气结束标识、呼气开始标识或呼气结束标识,以及每一所述指令消息的接收时间,确定所述目标呼吸过程的时间参量;

获取单元,用于从预先存储的配置数据中获取无法通过接收指令消息而得到的所述目标呼吸过程的时间参量;

当所述呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气开始标识时,将该指令消息的接收时间确定为下一次吸气开始时刻,从而在该时刻开始输出膈神经刺激信号;

当所述呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气结束标识时,将该指令消息的接收时间确定为本次吸气结束时刻,从而在该时刻停止输出膈神经刺激信号;

当所述呼吸同步端口处接收到的指令消息包含呼气开始标识时,将该指令消息的接收时间确定为下一次呼气开始时刻,从而在该时刻开始输出腹肌刺激信号;

当所述呼吸同步端口处接收到的指令消息包含呼气结束标识时,将该指令消息的接收时间确定为本次呼气结束时刻,从而在该时刻停止输出腹肌刺激信号;

所述输出模块包括数字信号控制下的电流源电路;所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号由所述数字信号控制下的电流源电路生成。

2. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,还包括:

检测模块,用于检测所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号的输出电流的大小,以在电流大小低于预设值时生成电极脱落指示信号。

一种电刺激辅助呼吸的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种电刺激辅助呼吸的装置。

背景技术

[0002] 随着电子技术的发展,功能性电刺激技术因其可以代替或矫正肢体和器官已丧失的功能而得到广泛的应用。作为现在最常用的呼吸治疗电刺激装置之一,体外膈肌起搏器通过电刺激引起膈肌收缩,从而增加吸气潮气量,增强膈肌的运动强度。另一方面,通过腹肌电刺激锻炼呼气肌,以训练恢复患者自主呼吸能力的方式,也成为了呼吸治疗的新思路。然而,虽然膈肌和腹肌的协同电刺激无疑更有利于患者自主呼吸能力的恢复,但目前仍鲜有应用这一思路的产品出现。其在实现上的关键和难点在于,膈肌和腹肌的电刺激必须相互协调,而且还需要与患者的呼吸保持同步。因此,如何实现协调膈肌与腹肌之间的电刺激,以达到与使用者呼吸同步的效果,成为了本领域中亟待解决的技术问题。

发明内容

[0003] (一)要解决的技术问题

[0004] 本发明提供一种电刺激辅助呼吸的装置,其可以实现协调膈肌与腹肌之间的电刺激,以达到与使用者呼吸同步的效果。

[0005] (二)技术方案

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用的主要技术方案包括:

[0007] 第一方面,本发明提供一种电刺激辅助呼吸的方法,包括:

[0008] 获取目标呼吸过程的时间参量;

[0009] 根据所述目标呼吸过程的时间参量,在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号,在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号。

[0010] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的方法,其中,所述获取目标呼吸过程的时间参量,具体包括:

[0011] 在呼吸同步端口处持续接收指令消息;

[0012] 根据每一所述指令消息所包含的吸气开始标识、吸气结束标识、呼气开始标识或呼气结束标识,以及每一所述指令消息的接收时间,确定所述目标呼吸过程的时间参量。

[0013] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的方法,其中,所述获取目标呼吸过程的时间参量,还包括:

[0014] 对于无法通过接收指令消息而得到的所述目标呼吸过程的时间参量,从预先存储的配置数据中进行获取。

[0015] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的方法,其中,所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号由数字信号控制下的电流源电路生成。

[0016] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的方法,其中,还包括:

[0017] 检测所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号的输出电流的大小,以在电流

大小低于预设值时生成电极脱落指示信号。

[0018] 第二方面,本发明还提供了一种电刺激辅助呼吸的装置,包括:

[0019] 获取模块,用于获取目标呼吸过程的时间参量;

[0020] 输出模块,用于根据所述获取模块得到的目标呼吸过程的时间参量,在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号,在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号。

[0021] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的装置,其中,所述获取模块具体包括:

[0022] 接收单元,用于在呼吸同步端口处持续接收指令消息;

[0023] 确定单元,用于根据每一所述指令消息所包含的吸气开始标识、吸气结束标识、呼气开始标识或呼气结束标识,以及每一所述指令消息的接收时间,确定所述目标呼吸过程的时间参量。

[0024] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的装置,其中,所述获取模块还包括:

[0025] 获取单元,用于从预先存储的配置数据中获取无法通过接收指令消息而得到的所述目标呼吸过程的时间参量。

[0026] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的装置,其中,所述输出模块包括数字信号控制下的电流源电路;所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号由所述数字信号控制下的电流源电路生成。

[0027] 本发明一个实施例的电刺激辅助呼吸的装置,其中,还包括:

[0028] 检测模块,用于检测所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号的输出电流的大小,以在电流大小低于预设值时生成电极脱落指示信号。

[0029] (三)有益效果

[0030] 本发明基于对目标呼吸过程的时间参量的获取,按照所预计的目标呼吸过程来分别施加膈肌和腹肌的电刺激,从而使膈肌的电刺激与腹肌的电刺激相互协调。在目标呼吸过程与实际呼吸过程足够匹配的情况下,本发明可以实现与使用者呼吸过程高度同步的辅助呼吸电刺激,不仅更有利于提高使用者的自主呼吸能力和咳嗽能力,还有利于增加使用者的舒适感。

附图说明

[0031] 图1为本发明一个实施例中一种电刺激辅助呼吸的方法的步骤流程示意图;

[0032] 图2为本发明一个实施例中一种获取目标呼吸过程的时间参量的步骤流程示意图;

[0033] 图3为本发明一个实施例中一种电刺激辅助呼吸的装置的结构框图;

[0034] 图4为本发明一个实施例中一种电刺激辅助呼吸的装置的具体结构框图。

具体实施方式

[0035] 为了更好的解释本发明,以便于理解,下面结合附图,通过具体实施方式,对本发明作详细描述。

[0036] 图1为本发明一个实施例中一种电刺激辅助呼吸的方法的步骤流程示意图。参见图1,本发明实施例的电刺激辅助呼吸的方法包括:

[0037] 步骤101:获取目标呼吸过程的时间参量;

[0038] 步骤102:根据所述目标呼吸过程的时间参量,在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号,在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号。

[0039] 需要说明的是,图1中虽以步骤101在步骤102之前的实施方式作为示例,但在本发明的其他实施方式中步骤101与步骤102之间可以不存在明确的先后顺序。

[0040] 需要说明的是,本发明实施例的电刺激辅助呼吸的方法可以应用至任意一种具有辅助呼吸功能的医疗器械中,例如呼吸机、体外起搏器、呼吸康复治疗仪等等。

[0041] 可以理解的是,作为一种在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号的作用效果示例,使用者的膈肌可以在膈肌刺激电极的膈神经刺激信号的刺激下收缩,从而增加使用者的吸气潮气量。作为一种在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号的作用效果示例,使用者的腹肌可以在腹肌刺激电极的腹肌刺激信号下收缩,从而增大呼气峰流速或咳嗽峰流速。

[0042] 可以看出,本发明实施例的方法基于对目标呼吸过程的时间参量的获取,按照所预计的目标呼吸过程来分别施加膈肌和腹肌的电刺激,从而使膈肌的电刺激与腹肌的电刺激相互协调。在目标呼吸过程与实际呼吸过程足够匹配的情况下,本发明实施例的方法可以实现与使用者呼吸过程高度同步的辅助呼吸电刺激,不仅更有利于提高使用者的自主呼吸能力和咳嗽能力,还有利于增加使用者的舒适感。

[0043] 在上述步骤101中可以理解的是,为了进行电刺激辅助呼吸,需要使电刺激与实际呼吸过程相互同步。因此为了确定电刺激信号的时序,需要在施加电刺激之前由预想的目标呼吸过程确定出其时间参量(即目标呼吸过程的时间参量具体指为确定电刺激信号的时序的参量)。具体来说,任意时刻所获取的目标呼吸过程的时间参量可以包含第一次吸气开始时刻、第一次呼气开始时刻、下一次吸气开始时刻、下一次呼气开始时刻、本次吸气结束时刻、本次呼气结束时刻,以及目标呼吸过程呈周期变化时的呼吸周期、呼吸频率、吸气时间、吸气末暂停时间、呼气时间的任意一项或多项,本领域技术人员可以根据实际需要选取(存在换算关系的参量无需全部包含)。而作为一种最低要求的选取示例,在没有输出膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的时刻,所获取的时间参量应至少足以确定下一个输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的开始时刻;而在正在输出膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的时刻,所获取的时间参量应至少足以确定当前所输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的结束时刻。

[0044] 还可以理解的是,在任意时刻获取到所需要的目标呼吸过程的时间参量之后,就至少可以确定所要输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的开始时刻,或者正在输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的结束时刻,从而本发明实施例的方法可以在总体上按照所配置的方式配合实际呼吸过程施加电刺激。当然,目标呼吸过程的时间参量可以来自于预先存储的配置数据,也可以来自于由实际呼吸过程而采集得到的电信号。

[0045] 作为一种目标呼吸过程的时间参量可以来自于预先存储的配置数据的具体示例,上述步骤101可以具体包括下述过程:将目标呼吸过程按照周期性的呼吸过程预先配置,获取其时间参数,具体包含:吸气时间(0.5s~5s)、吸气末暂停时间(0s~2s)、呼气时间(0.5s~5s)、呼吸频率(2~25次/分钟)、电刺激时间(1~30分钟)以及开始时刻(由用户按键动作

确定)。从而,上述步骤102具体包括下述过程:在开始时刻,向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号(电流信号),其具体参数可在电流强度0~100mA、脉冲频率20~100Hz、脉冲宽度100~500us的范围内预先配置。开始时刻经过一个吸气时间(0.5s~5s)的时间长度后,停止向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号。再经过一个吸气末暂停时间(0s~2s)的时间长度之后,开始向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号,并持续一个呼气时间(0.5s~5s)的时间长度后停止。此后,再经过一个呼气末暂停时间(由呼吸频率、吸气时间、吸气末暂停时间、呼气时间决定)后,开始下一个呼吸周期中向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号的过程,依次类推,直至达到电刺激时间(1~30分钟)的时间长度后结束。可以看出,基于预先存储的配置数据,本例的方法可以实现用户配置下的电刺激呼吸辅助,即用户通过操作界面等方式输入配置数据,并使用该配置数据来进行电刺激呼吸辅助的过程。

[0046] 而作为目标呼吸过程的时间参量来自于由实际呼吸过程而采集得到的电信号的一种示例,图2示出了其获取目标呼吸过程的时间参量的具体步骤流程。参见图2,本例中上述步骤101:获取目标呼吸过程的时间参量,具体包括:

[0047] 步骤101a:在呼吸同步端口处持续接收指令消息;

[0048] 步骤101b:根据每一所述指令消息所包含的吸气开始标识、吸气结束标识、呼气开始标识或呼气结束标识,以及每一所述指令消息的接收时间,确定所述目标呼吸过程的时间参量。

[0049] 可以理解的是,上述指令消息可由外部设备生成,例如可以由头戴式呼吸探测器通过检测佩戴者的呼吸状况而生成,并通过数据连线传输至上述呼吸同步端口。作为一种示例,上述指令消息可以具体为4字节的数据,头字节的8位数据中前4位容纳上述吸气开始标识(0b1100)、吸气结束标识(0b0011)、呼气开始标识(0b1010)或呼气结束标识(0b0101),第5、6位用来表示指令消息的长度(比如0b11表示头字节后还有3个字节),第7位留空,第8位作为奇偶校验位。

[0050] 由此,上述步骤101a、步骤101b和步骤102形成呼吸同步端口控制下的电刺激辅助呼吸过程,具体包括:当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气开始标识时,将该指令消息的接收时间确定为下一次吸气开始时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻开始输出膈神经刺激信号;当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气结束标识时,将该指令消息的接收时间确定为本次吸气结束时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻停止输出膈神经刺激信号;当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含呼气开始标识时,将该指令消息的接收时间确定为下一次呼气开始时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻开始输出腹肌刺激信号;当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含呼气结束标识时,将该指令消息的接收时间确定为本次呼气结束时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻停止输出腹肌刺激信号。通过上述说明可以理解的是,上述步骤101a、步骤101b和步骤102在执行顺序上没有按照严格的时间先后顺序。

[0051] 可以看出,基于上述步骤101a和步骤101b,本例的方法可以配合呼吸检测装置实现与实际呼吸过程的同步化,或者配合外部控制器实现电刺激呼吸辅助的外部控制,从而可以给使用者提供更丰富的功能模式,并可以配合其他装置实现高度的可拓展性,优化用户体验。

[0052] 进一步地,在本例方法的基础之上,可使上述步骤101:获取目标呼吸过程的时间参量,还包括未在图2中示出的步骤:

[0053] 步骤101c:对于无法通过接收指令消息而得到的所述目标呼吸过程的时间参量,从预先存储的配置数据中进行获取。

[0054] 基于上述步骤101c,本例的方法可以缓解数据缺失或数据错误所造成的输出异常。举例来说,在上述呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气开始标识时,虽然可以直接通过获取下一次吸气开始时刻来输出膈神经刺激信号,但是该膈神经刺激信号的持续时间所对应的吸气时间却是缺失的时间参量。在步骤101c中,可以依照预先存储的配置数据中获取得到吸气时间(0.5s~5s),从而保证该膈神经刺激信号不会持续时间过长而出现异常。

[0055] 而且,基于上述步骤101c,本例的方法可以在呼吸同步端口失效或异常时自动以目标呼吸过程的时间参量来自于预先存储的配置数据的方式来进行电刺激呼吸辅助,从而将两种工作模式结合起来,有助于可靠性和用户体验的提升。

[0056] 另一方面,现有技术中的体外膈肌起搏器通常采用包含变压器的电压型电路实现,使得产品整体体积较大。为克服这一缺陷,上述任意一种电刺激辅助呼吸的方法中,膈神经刺激信号和/或腹肌刺激信号可由数字信号控制下的电流源电路生成。基于此,数字信号的处理电路以及电流源电路均可以采用集成芯片和/或电路板的方式以较小的体积实现,因而有助于减小产品体积,降低制作成本。

[0057] 此外,在上述任意一种电刺激辅助呼吸的方法的基础上,方法可以还包括未在附图中示出的下述步骤:

[0058] 步骤103:检测所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号的输出电流的大小,以在电流大小低于预设值时生成电极脱落指示信号。

[0059] 基于此,本例的方法利用人体电阻远小于空气电阻的原理对输出电路的大小进行检测(即电极脱落时,正负极间的电阻主要来自于空气,因而电流大小存在上限,依此可以预先确定上述预设值),并依此实现对电极脱落情况的有效检出,进而可以对电极脱落进行相应动作,有助于可靠性和用户体验的提升。举例来说,电极脱落指示信号可以连接至电极脱落指示灯,以提示用户电极异常;而且,电极脱落指示信号可以连接至主控制器,以停止电刺激信号的输出。

[0060] 基于同样的发明构思,图3是本发明一个实施例中一种电刺激辅助呼吸的装置的结构框图。参见图3,该装置包括:

[0061] 获取模块31,用于获取目标呼吸过程的时间参量;

[0062] 输出模块32,用于根据所述获取模块31得到的目标呼吸过程的时间参量,在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号,在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号。

[0063] 需要说明的是,本发明实施例的电刺激辅助呼吸的装置可以具体是任意一种具有辅助呼吸功能的医疗器械,例如呼吸机、体外起搏器、呼吸康复治疗仪等等。可理解的是,本发明实施例的装置各个部件可以以硬件实现,或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例的一种电刺激辅助呼吸的装置中的

一些或者全部部件的一些或者全部功能。本发明可以实现为用于执行这里所描述的一部分或者全部的设备或者装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这样的实现本发明的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0064] 可以理解的是,作为一种在吸气所对应的时间段内向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号的作用效果示例,使用者的膈肌可以在膈肌刺激电极的膈神经刺激信号的刺激下收缩,从而增加使用者的吸气潮气量。作为一种在呼气所对应的时间段内向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号的作用效果示例,使用者的腹肌可以在腹肌刺激电极的腹肌刺激信号下收缩,从而增大呼气峰流速或咳嗽峰流速。

[0065] 可以看出,本发明实施例的装置基于对目标呼吸过程的时间参量的获取,按照所预计的目标呼吸过程来分别施加膈肌和腹肌的电刺激,从而使膈肌的电刺激与腹肌的电刺激相互协调。在目标呼吸过程与实际呼吸过程足够匹配的情况下,本发明实施例的装置可以实现与使用者呼吸过程高度同步的辅助呼吸电刺激,不仅更有利于提高使用者的自主呼吸能力和咳嗽能力,还有利于增加使用者的舒适感。

[0066] 在上述获取模块31的功能中可以理解的是,为了进行电刺激辅助呼吸,需要使电刺激与实际呼吸过程相互同步。因此为了确定电刺激信号的时序,需要在施加电刺激之前由预想的目标呼吸过程确定出其时间参量(即目标呼吸过程的时间参量具体指为确定电刺激信号的时序的参量)。具体来说,任意时刻所获取的目标呼吸过程的时间参量可以包含第一次吸气开始时刻、第一次呼气开始时刻、下一次吸气开始时刻、下一次呼气开始时刻、本次吸气结束时刻、本次呼气结束时刻,以及目标呼吸过程呈周期变化时的呼吸周期、呼吸频率、吸气时间、吸气末暂停时间、呼气时间中的任意一项或多项,本领域技术人员可以根据实际需要选取(存在换算关系的参量无需全部包含)。而作为一种最低要求的选取示例,在没有输出膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的时刻,所获取的时间参量应至少足以确定下一个输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的开始时刻;而在正在输出膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的时刻,所获取的时间参量应至少足以确定当前所输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的结束时刻。

[0067] 还可以理解的是,在任意时刻获取得到所需要的目标呼吸过程的时间参量之后,就至少可以确定所要输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的开始时刻,或者正在输出的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号的结束时刻,从而本发明实施例的装置可以在总体上按照所配置的方式配合实际呼吸过程施加电刺激。当然,目标呼吸过程的时间参量可以来自于预先存储的配置数据,也可以来自于由实际呼吸过程而采集得到的电信号。

[0068] 作为一种目标呼吸过程的时间参量可以来自于预先存储的配置数据的具体示例,上述获取模块31的工作流程可以具体包括:将目标呼吸过程按照周期性的呼吸过程预先配置,获取其时间参数,具体包含:吸气时间(0.5s~5s)、吸气末暂停时间(0s~2s)、呼气时间(0.5s~5s)、呼吸频率(2~25次/分钟)、电刺激时间(1~30分钟)以及开始时刻(由用户按键动作确定)。从而,上述输出模块32的具体工作流程包括下述过程:在开始时刻,向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号(电流信号),其具体参数可在电流强度0~100mA、脉冲频率20~100Hz、脉冲宽度100~500us的范围内预先配置。开始时刻经过一个吸气时间(0.5s~5s)的时间长度后,停止向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号。再经过一个吸气末暂停时间(0s

~2s)的时间长度之后,开始向腹肌刺激电极输出腹肌刺激信号,并持续一个呼气时间(0.5s~5s)的时间长度后停止。此后,再经过一个呼气末暂停时间(由呼吸频率、吸气时间、吸气末暂停时间、呼气时间决定)后,开始下一个呼吸周期中向膈肌刺激电极输出膈神经刺激信号的过程,依次类推,直至达到电刺激时间(1~30分钟)的时间长度后结束。可以看出,基于预先存储的配置数据,本例的装置可以实现用户配置下的电刺激呼吸辅助,即用户通过操作界面等方式输入配置数据,并使用该配置数据来进行电刺激呼吸辅助的过程。

[0069] 而作为目标呼吸过程的时间参量来自于由实际呼吸过程而采集得到的电信号的一种示例,上述获取模块31具体包括:

[0070] 接收单元,用于在呼吸同步端口处持续接收指令消息;

[0071] 确定单元,用于根据每一所述指令消息所包含的吸气开始标识、吸气结束标识、呼气开始标识或呼气结束标识,以及每一所述指令消息的接收时间,确定所述目标呼吸过程的时间参量。

[0072] 可以理解的是,上述指令消息可由外部设备生成,例如可以由头戴式呼吸探测器通过检测佩戴者的呼吸状况而生成,并通过数据连线传输至上述呼吸同步端口。作为一种示例,上述指令消息可以具体为4字节的数据,头字节的8位数据中前4位容纳上述吸气开始标识(0b1100)、吸气结束标识(0b0011)、呼气开始标识(0b1010)或呼气结束标识(0b0101),第5、6位用来表示指令消息的长度(比如0b11表示头字节后还有3个字节),第7位留空,第8位作为奇偶校验位。

[0073] 由此,上述接收单元、确定单元和输出单元32共同实现呼吸同步端口控制下的电刺激辅助呼吸,具体过程包括:当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气开始标识时,将该指令消息的接收时间确定为下一次吸气开始时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻开始输出膈神经刺激信号;当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含吸气结束标识时,将该指令消息的接收时间确定为本次吸气结束时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻停止输出膈神经刺激信号;当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含呼气开始标识时,将该指令消息的接收时间确定为下一次呼气开始时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻开始输出腹肌刺激信号;当呼吸同步端口处接收到的指令消息包含呼气结束标识时,将该指令消息的接收时间确定为本次呼气结束时刻(即此时获取的目标呼吸过程的时间参量),从而在该时刻停止输出腹肌刺激信号。

[0074] 可以看出,基于上述接收单元和确定单元,本例的装置可以配合呼吸检测装置实现与实际呼吸过程的同步化,或者配合外部控制器实现电刺激呼吸辅助的外部控制,从而可以给使用者提供更丰富的功能模式,并可以配合其他装置实现高度的可拓展性,优化用户体验。

[0075] 在本例的装置的基础之上,上述获取模块31可以还包括:

[0076] 获取单元,用于从预先存储的配置数据中获取无法通过接收指令消息而得到的所述目标呼吸过程的时间参量。

[0077] 基于上述获取单元,本例的装置可以缓解数据缺失或数据错误所造成的输出异常。举例来说,在上述呼吸同步端口处接收到的指令消息包含膈肌刺激开始标识时,虽然可以直接通过获取下一次吸气开始时刻来输出膈神经刺激信号,但是该膈神经刺激信号的持

续时间所对应的吸气时间却是缺失的时间参量。在步骤101c中,可以依照预先存储的配置数据中获取得到吸气时间(0.5s~5s),从而保证该膈神经刺激信号不会持续时间过长而出现异常。

[0078] 而且,基于上述获取单元,本例的装置可以在呼吸同步端口失效或异常时自动以目标呼吸过程的时间参量来自于预先存储的配置数据的方式来进行电刺激呼吸辅助,从而将两种工作模式结合起来,有助于可靠性和用户体验的提升。

[0079] 另一方面,现有技术中的体外膈肌起搏器通常采用包含变压器的电压型电路实现,使得产品整体体积较大。为克服这一缺陷,上述任意一种电刺激辅助呼吸的装置中,输出模块32可包括数字信号控制下的电流源电路;而膈神经刺激信号和/或腹肌刺激信号由所述数字信号控制下的电流源电路生成。基于此,数字信号的处理电路以及电流源电路均可以采用集成芯片和/或电路板的方式以较小的体积实现,因而有助于减小产品体积,降低制作成本。

[0080] 此外,在上述任意一种电刺激辅助呼吸的装置的基础上,可以还包括未在附图中示出的下述结构:

[0081] 检测模块33,用于检测所述膈神经刺激信号和/或所述腹肌刺激信号的输出电流的大小,以在电流大小低于预设值时生成电极脱落指示信号。

[0082] 基于此,本例的装置利用人体电阻远小于空气电阻的原理对输出电路的大小进行检测(即电极脱落时,正负极间的电阻主要来自于空气,因而电流大小存在上限,依此可以预先确定上述预设值),并依此实现对电极脱落情况的有效检出,进而可以对电极脱落进行相应动作,有助于可靠性和用户体验的提升。举例来说,电极脱落指示信号可以连接至电极脱落指示灯,以提示用户电极异常;而且,电极脱落指示信号可以连接至主控制器,以停止电刺激信号的输出。

[0083] 作为一种更具体的示例,图4为本发明一个实施例中一种电刺激辅助呼吸的装置的具体结构框图。参见图4,本例装置具体包括主控模块、用户操控模块、锂电池、电池充电模块、DC电源接口、电流源、高压电源模块、DC-DC模块、波形输出模块、电极贴片、上述检测模块和上述呼吸同步接口。由此,本例的装置既可以通过外接直流电源供电,也可以通过内部锂电池供电。具体地,DC电源接口可以外接电源适配器,从而将电能传输至电池充电模块、高压电源模块及DC-DC模块。其中,上述主控模块主要由处理器形成,用以实现上述电刺激辅助呼吸功能中所有的逻辑运算和逻辑处理。当主控模块确定所要输出的电刺激信号后,即将相应的控制信号发送至电流源和波形输出模块,以形成相应的膈神经刺激信号或腹肌刺激信号,由电极贴片输出。上述检测模块直接与主控模块相连,以实现上述电极脱落指示信号的生成;上述呼吸同步接口也与主控模块相连,以基于串口通信的方式实现上述指令消息的接收。此外,用户操控模块与主控模块相连,主要作为用户输入输出设备来与用户交互,并将用户输入的信息通过主控模块写入内部存储当中。

[0084] 综上所述,本发明的电刺激辅助呼吸的方法及装置,基于对目标呼吸过程的时间参量的获取,按照所预计的目标呼吸过程来分别施加膈肌和腹肌的电刺激,从而使膈肌的电刺激与腹肌的电刺激相互协调。在目标呼吸过程与实际呼吸过程足够匹配的情况下,本发明可以实现与使用者呼吸过程高度同步的辅助呼吸电刺激,不仅更有利于提高使用者的自主呼吸能力和咳嗽能力,还有利于增加使用者的舒适感。

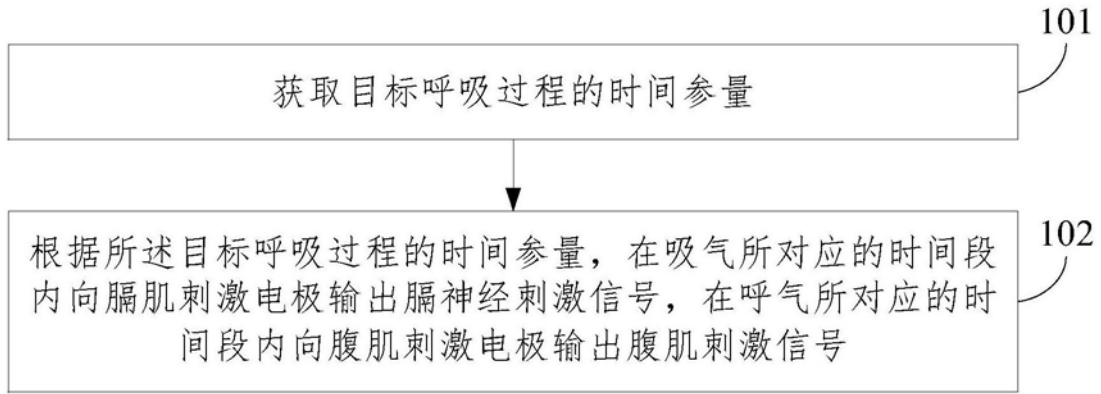


图1

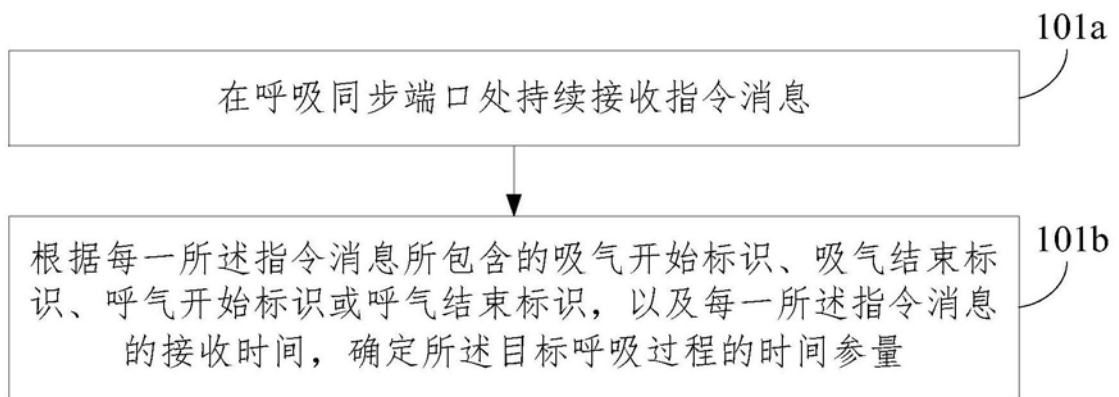


图2

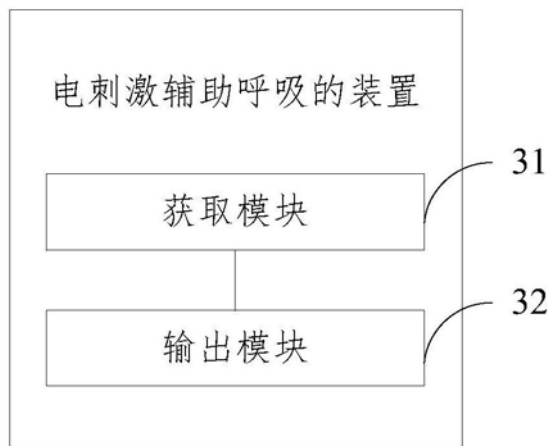


图3

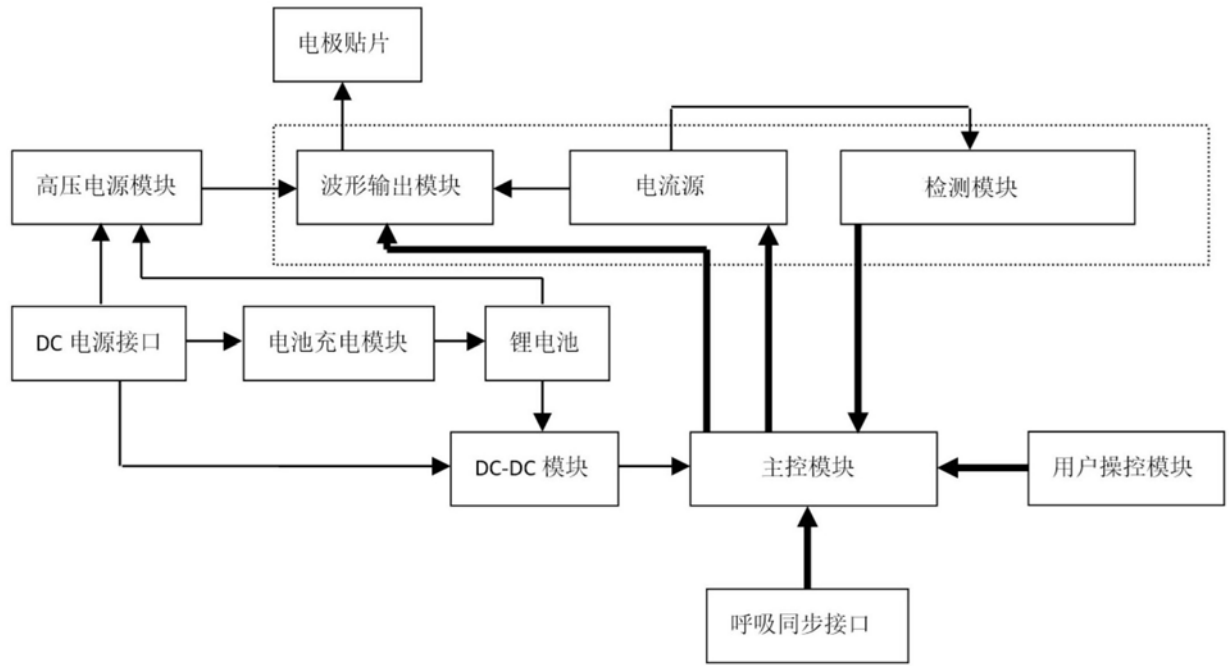


图4