



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110193139 A

(43)申请公布日 2019.09.03

(21)申请号 201910567657.9

A61B 5/113(2006.01)

(22)申请日 2019.06.27

(71)申请人 北京雅果科技有限公司

地址 102629 北京市大兴区中关村科技园
区大兴生物医药产业基地永旺西路26
号院6号楼317室

(72)发明人 谢晶石 李小苗

(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 齐胜杰

(51)Int.Cl.

A61N 1/04(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

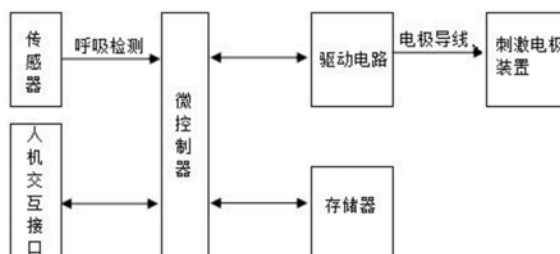
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种用于呼吸机电刺激的装置和方法

(57)摘要

本发明属于医疗器械技术领域,尤其涉及一种用于呼吸机电刺激的装置和方法。该装置包括第一检测模块、第二检测模块、控制模块和电极刺激模块;所述电极刺激模块包括驱动电路和多个刺激电极装置;所述第一检测模块用于检测吸气阶段的信号,所述第二检测模块用于检测呼气阶段的信号;所述控制模块包括微控制器,所述微控制器根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号,确定吸气和呼气的信息,并借助于驱动电路向多个刺激电极装置发出电极刺激信号。该装置和方法实现了通过胸腹带检测呼吸,以实现膈神经和腹肌的刺激与患者的呼吸状态实时保持一致,且二者相互协调。



1. 一种用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,包括第一检测模块、第二检测模块、控制模块和电极刺激模块;

所述电极刺激模块包括驱动电路和多个刺激电极装置;

所述第一检测模块用于检测吸气阶段的信号,所述第二检测模块用于检测呼气阶段的信号;

所述控制模块包括微控制器,所述微控制器根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号,确定吸气和呼气的信息,并借助于驱动电路向多个刺激电极装置发出电极刺激信号。

2. 根据权利要求1所述的用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,还包括存储模块,所述存储模块包括存储器;

所述存储器用于存储所述控制模块确定得到的吸气和呼气的信息。

3. 根据权利要求2所述的用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,所述存储器还用于存储根据历史数据设置默认的时间信息。

4. 根据权利要求1所述的用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,所述第一检测模块为胸部张力传感器,所述第二检测模块为腹部张力传感器。

5. 根据权利要求1所述的用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,所述刺激电极装置包括膈神经刺激装置和腹肌刺激装置;

所述膈神经刺激装置包括两个电流输出通道,每个所述电流输出通道包括一个正电极和一个负电极;

所述腹肌刺激装置包括四个电流输出通道,每个所述电流输出通道包括一个阴极和一个阳极。

6. 根据权利要求1所述的用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,所述微控制器还包括人机交互接口。

7. 根据权利要求1所述的用于呼吸机电刺激的装置,其特征在于,所述驱动电路和刺激电极装置通过电极导线连接。

8. 一种用于呼吸机电刺激的方法,基于如权利要求1-7中任一所述的装置,其特征在于,包括:

微控制器接收第一检测模块和第二检测模块的检测信号,根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号实时获取吸气和呼气的信息,根据吸气和呼气的信息向刺激电极装置发出电极刺激信号。

9. 根据权利要求8所述的用于呼吸机电刺激的方法,其特征在于,微控制器根据由第一检测模块所实时获取的吸气时间段信息,在吸气阶段的起始时间和终止时间内,根据第一预设规则,确定向刺激电极装置发出膈神经刺激信号的时间点,并在确定的时间点向驱动电路发出膈神经刺激信号;

微控制器根据由第二检测模块所实时获取的呼气时间段信息,在呼气阶段的起始时间和终止时间内,根据第二预设规则,确定向刺激电极装置发出腹肌刺激信号的时间点,并在确定的时间点向驱动电路发出腹肌刺激信号。

10. 根据权利要求9所述的用于呼吸机电刺激的方法,其特征在于,微控制器根据两个检测模块的检测信号、存储模块中存储的吸气、呼气的信息或存储模块的历史数据中

的记录吸气、呼气的时间信息,确定吸气、呼气的时间窗信息。

一种用于呼吸机电刺激的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,尤其涉及一种用于呼吸机电刺激的装置和方法。

背景技术

[0002] 人体的呼吸肌由吸气肌和呼气肌组成。膈肌是最重要的吸气肌,腹肌是最重要的呼气肌,膈肌和腹肌是完成呼吸泵工作的主要动力来源。在吸气周期内,膈肌收缩,膈肌拱形中央部分下降,胸廓上下径增加;胸骨和肋骨上举,胸廓的前后径和左后径增加,胸廓容积增大,肺随之扩张。在平静呼吸时,在X线显示膈肌上下移动范围约1.2~1.5cm,膈肌下移1cm,潮气量可达350ml,下移1.5cm则有效的潮气量可达525ml。由膈肌收缩而增加的通气量约占平静呼吸通气量的3/4至4/5,表明膈肌收缩在肺通气量中起重要作用。进入呼气周期后,吸气相关的肌肉回缩,而腹肌、肋间内肌和颈部的一些辅助肌群收缩,其中最主要的运动由腹肌完成。腹肌的收缩使得腹腔被压缩,胸腔进而被挤压,肺内气体被排出,形成呼气或咳嗽气流。

[0003] 现有的肺康复中用于吸气肌训练的产品较多,而针对呼气肌训练的产品比较匮乏。研究表明,腹肌电刺激可以再训练呼气肌,提高肌肉力量,通过重复刺激腹肌诱导呼气肌收缩,增加腹内压,易于膈肌向上运动,降低胸腔压力和肺容量,改善呼气 and 排痰能力。腹肌电刺激作为一种呼气肌的训练在临床中受到越来越多的重视,国外诸多文献对腹肌刺激改善呼吸功能进行过报道。

[0004] 目前,国内有学者尝试通过不同频率的膈神经和腹肌同时刺激,改善患者的通气功能,试验结果证实,电刺激吸气肌和呼气肌的协同作用,更有利膈肌活动及潮气量增加,是一种非常好的训练方法。

[0005] 由于年龄、疾病不同,甚至每个人由于身体状态的不同,其呼气节奏会有很大差别。在检测的过程中,患者也会由于分神、交谈、运动等导致呼吸节奏的变化。为了达到更好的使用效果以及保证患者的安全,膈神经和腹肌的刺激要实时与患者的呼吸状态保持一致,且二者相互协调,在以往的产品和研究中还没有看到令人满意的解决方案。

发明内容

[0006] (一)要解决的技术问题

[0007] 针对现有存在的技术问题,本发明提供一种呼吸机电刺激的装置和方法,实现膈神经和腹肌的刺激与患者的呼吸状态实时保持一致,且二者相互协调。

[0008] (二)技术方案

[0009] 本发明提供一种用于呼吸机电刺激的装置,包括第一检测模块、第二检测模块、控制模块和电极刺激模块;

[0010] 所述电极刺激模块包括驱动电路和多个刺激电极装置;

[0011] 所述第一检测模块用于检测吸气阶段的信号,所述第二检测模块用于检测呼气阶段的信号;

[0012] 所述控制模块包括微控制器,所述微控制器根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号,确定吸气和呼气的信息,并借助于驱动电路向多个刺激电极装置发出电极刺激信号。

[0013] 进一步地,还包括存储模块,所述存储模块包括存储器;

[0014] 所述存储器用于存储所述控制模块确定得到的吸气和呼气的信息。

[0015] 进一步地,所述存储器还用于存储根据历史数据设置默认的信息。

[0016] 进一步地,所述第一检测模块为胸部张力传感器,所述第二检测模块为腹部张力传感器。

[0017] 进一步地,所述刺激电极装置包括膈神经刺激装置和腹肌刺激装置;

[0018] 所述膈神经刺激装置包括两个电流输出通道,每个所述电流输出通道包括一个正电极和一个负电极;

[0019] 所述腹肌刺激装置包括四个电流输出通道,每个所述电流输出通道包括一个阴极和一个阳极。

[0020] 进一步地,所述微控制器还包括人机交互接口。

[0021] 进一步地,所述驱动电路和刺激电极装置通过电极导线连接。

[0022] 本发明还提供一种用于呼吸机电刺激的方法,该方法基于如上述任一方案所提供的装置,包括:

[0023] 微控制器接收第一检测模块和第二检测模块的检测信号,根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号实时获取吸气和呼气的信息,根据吸气和呼气的信息向刺激电极装置发出电极刺激信号。

[0024] 进一步地,微控制器根据由第一检测模块所实时获取的吸气时间段信息,在吸气阶段的起始时间和终止时间内,根据第一预设规则,确定向刺激电极装置发出膈神经刺激信号的时间点,并在确定的时间点向驱动电路并发出膈神经刺激信号;

[0025] 微控制器根据由第二检测模块所实时获取的呼气时间段信息,在呼气阶段的起始时间和终止时间内,根据第二预设规则,确定选择向刺激电极装置发出腹肌刺激信号的时间点,并在确定的时间点向驱动电路并发出腹肌刺激信号。

[0026] 进一步地,微控制器根据两个检测模块的检测信号、存储模块中存储的吸气、呼气的信息或存储模块的历史数据中的记录的吸气、呼气的信息,确定吸气、呼气的信息。

[0027] (三)有益效果

[0028] 本发明提供的呼吸机电刺激装置及方法中,在实时检测阶段,可以在吸气时间窗的起始时刻或吸气时间窗的起始时刻延迟 ΔT_1 的时间,启动膈神经电刺激输出;在呼气时间窗的起始时刻或呼气时间窗的起始时刻延迟 ΔT_2 的时间,启动腹肌电刺激输出。在预测阶段,可以在吸气时间窗的起始时刻之前 ΔT_1 的时间,启动膈神经电刺激输出;在呼气时间窗的起始时刻之前 ΔT_2 的时间,启动腹肌电刺激输出。灵活地设置膈神经电刺激和腹肌电刺激的协同刺激,可达到更好的使用效果。

附图说明

[0029] 图1为本发明提供的呼吸机电刺激装置的结构图;

- [0030] 图2为本发明提供的呼吸肌电刺激方法中的协同刺激方法流程图；
[0031] 图3为本发明提供的呼吸肌电刺激方法中实时协同刺激图；
[0032] 图4为本发明提供的呼吸肌电刺激方法中预测协同刺激图。

具体实施方式

[0033] 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。

[0034] 实施例1

[0035] 本实施例提供一种用于呼吸肌电刺激的装置,如图1所示,该装置包括:第一检测模块、第二检测模块、控制模块、电极刺激模块和存储模块。

[0036] 其中,电极刺激模块包括驱动电路和通过电极导线与驱动电路连接的多个刺激电极装置;

[0037] 第一检测模块用于检测吸气阶段的信号,第二检测模块用于检测呼气阶段的信号;

[0038] 控制模块包括微控制器,微控制器包括人机交互接口,微控制器根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号,确定吸气和呼气的信息,并借助于驱动电路向多个刺激电极装置发出电极刺激信号;

[0039] 存储模块包括存储器,存储器用于存储控制模块确定得到的吸气和呼气的信息,存储器还用于存储根据历史数据设置默认的时间信息。

[0040] 优选地,第一检测模块为胸部张力传感器,第二检测模块为腹部张力传感器。

[0041] 优选地,刺激电极装置包括膈神经刺激装置和腹肌刺激装置;

[0042] 其中,膈神经刺激装置包括两个电流输出通道,每个电流输出通道包括一个正电极和一个负电极;

[0043] 腹肌刺激装置包括四个电流输出通道,每个电流输出通道包括一个阴极和一个阳极。

[0044] 本实施例还提供一种用于呼吸肌电刺激的方法,具体如下:

[0045] 使用上述装置前,患者首先需要穿上装有胸部张力传感器和腹部张力传感器的胸腹带,为了保证传感器检测到足够强度的呼吸信号,胸腹带需要保持一定的紧度,穿戴时逐渐拉紧胸腹带,当看到穿戴好提示信息或听到提示音后,即进入传感器最佳的检测范围。其中,安装传感器的首选实现方式为胸腹带,也可以是本领域技术人员能想到的其他方式,并不影响本发明装置和工作方法的本质。

[0046] 其次,在患者身上安装刺激电极。其中,膈神经刺激有两个电流输出通道,每个通道有正负两个电极,共有4个电极贴片,2个阴极贴到胸锁乳突肌的膈神经上方,2个阳极位于胸大肌上方。腹肌刺激有四个电流输出通道,共有8个电极贴片。2个阴极对称地放置在前部腹直肌表面,2个阳极置于其下方30cm,另2个阴极放置在两侧腹横肌表面,2个阳极置于相应阴极外侧10cm。因为患者腹部神经分支方式有很大差别,所以电极位置需要事先调试。电极可以是单独安装的,也可以是和传感器合并后安装的,或其他能够实现的配合方式,刺激输出的通道数可以根据设计调整,均不影响该装置和工作方法的本质。

[0047] 如图2、3所示,上述装置在使用时,微控制器得到传感器实时检测的患者呼吸时间

信息,患者的呼吸时间信息包括:吸气时间窗、吸气暂停时间、呼气时间窗、呼气暂停时间和呼吸频率。根据第一预设规则:在吸气时间窗的起始时刻启动膈神经电刺激输出,也可以从吸气时间窗的起始时刻延迟 $\Delta T1$ 的时间,启动膈神经电刺激输出,在吸气时间窗结束时刻,同时结束膈神经电刺激输出。根据第二预设规则:在呼气时间窗的起始时刻启动腹肌电刺激输出,也可以从呼气时间窗的起始时刻延迟时间 $\Delta T2$ 的时间,启动腹肌电刺激输出,在呼气时间窗结束时刻,同时结束腹肌电刺激输出。其中, $\Delta T1$ 和 $\Delta T2$ 的大小可以预先根据神经肌肉刺激的响应时间设定,且 $\Delta T1$ 为吸气时间窗的某一百分比, $\Delta T2$ 为呼气时间窗的某一百分比。

[0048] 上述的方法可以进一步改进为:

[0049] 如图4所示,上述装置在使用时,微控制器通过胸腹带上的传感器先检测患者几个呼吸周期,获取患者的呼吸时间信息,并将这些信息存储在存储器内。其中,将传感器检测到的患者吸气过程,作为吸气时间窗,吸气结束到呼气开始的时间为吸气暂停时间;检测到的呼气过程,作为呼气时间窗,呼气结束到下次吸气开始的时间为呼气暂停时间。

[0050] 在呼气结束后吸气未开始的时间,通过存储在存储器内患者的呼吸时间信息预测吸气时间窗的开始时间,微控制器在预测吸气时间窗的开始时间之前的 $\Delta T1$ 的时间,启动膈神经电刺激输出;或在吸气结束后呼气未开始的时间,通过存储在存储器内患者的呼吸时间信息预测呼气时间窗的开始时间,微控制器在预测呼气时间窗的开始时间之前的 $\Delta T2$ 的时间,启动腹肌电刺激输出。

[0051] 其中,上述存储在存储器内患者的呼吸时间信息可以通过后续检测到的呼吸时间信息予以更新。

[0052] 上述的方法可以进一步改进为:

[0053] 使用上述装置前,操作者根据历史数据设置一组默认的时间信息,并将此信息存储在装置内的存储器中。上述装置在使用时,当患者的呼吸信号较弱,或因胸腹带接触不良导致传感器无法检测到患者的吸气时间窗时,如果该患者的呼吸时间信息已经在之前的使用中存在存储器中,则根据已经存储的呼吸时间信息预测患者的吸气时间窗,否则根据预先设定的默认的时间信息预测患者的吸气时间窗。当患者的呼吸信号较弱,或因胸腹带接触不良导致传感器无法检测到患者的呼气时间窗时,如果该患者的呼吸时间信息已经在之前的使用中存在存储器中,则根据已经存储的呼吸时间信息预测患者的呼气时间窗,否则根据预先设定的默认的时间信息预测患者的呼气时间窗。

[0054] 实施例2

[0055] 本实施例中提供一种用于呼吸同步的膈神经电刺激方法,本方法基于实施例1中的用于呼吸机电刺激的装置。

[0056] 上述装置在使用时,微控制器通过胸腹带上的胸部张力传感器和腹部张力传感器先监测患者的几个呼吸周期,获取患者的呼吸时间信息,并将这些信息存储在仪器内的存储器内。这些信息包括:吸气时间、吸气暂停时间、呼气时间、呼气暂停时间、呼吸频率。将胸部张力传感器检测到的患者吸气过程,作为吸气时间窗,吸气结束到呼气开始的时间为吸气暂停时间;将腹部张力传感器检测到的呼气过程,作为呼气时间窗,呼气结束到下次吸气开始的时间为呼气暂停时间。根据第一预设规则:在吸气时间窗的起始时刻至吸气时间窗结束前的时间段内,依照所设置的延迟时间 $\Delta T1$,启动膈神经电刺激输出。在吸气时间窗结

束时刻,同时结束膈神经电刺激输出。

[0057] 或者,在呼气结束后吸气未开始的时间,通过存储在存储器内患者的呼吸时间信息预测吸气时间窗的开始时间,微控制器在预测吸气时间窗的开始时间之前的 $\Delta T1$ 的时间,启动膈神经电刺激输出。其中, $\Delta T1$ 的大小可以预先根据神经肌肉刺激的响应时间设定。

[0058] 进一步地,在使用上述装置前,操作者可以根据患者的呼吸节奏设置一组默认的时间信息;当患者的呼吸信号较弱,胸部张力传感器无法检测到患者的吸气时间窗时,如果该患者的呼吸时间信息已经在之前的使用中存在存储器中,则根据已经存储的呼吸时间信息预测患者的吸气时间窗,否则根据预先设定的默认时间信息预测患者的吸气时间窗。

[0059] 实施例3

[0060] 本实施例中提供一种用于呼吸同步的腹肌电刺激方法,本方法基于实施例1中的用于呼吸机电刺激的装置。

[0061] 上述装置在使用时,微控制器通过胸腹带上的胸部张力传感器和腹部张力传感器先监测几个呼吸周期,获取患者的呼吸时间信息,并将这些信息存储在仪器内的存储器内。这些信息包括:吸气时间、吸气暂停时间、呼气时间、呼气暂停时间、呼吸频率。将胸部张力传感器检测到的患者吸气过程,作为吸气时间窗,吸气结束到呼气开始的时间为吸气暂停时间;将腹部张力传感器检测到的呼气过程,作为呼气时间窗,呼气结束到下次吸气开始的时间为呼气暂停时间。根据第二预设规则:在呼气时间窗的起始时刻至呼气时间窗结束的时间段内,依照所设置的延迟时间 $\Delta T2$,启动腹肌电刺激输出。在呼气时间窗结束时刻,同时结束腹肌电刺激输出。

[0062] 或者,在吸气结束后呼气未开始的时间,通过存储的患者呼吸时间信息预测呼气时间窗的开始时间,并在预测的呼气时间窗起始时刻之前 $\Delta T2$ 的时间,启动腹肌刺激输出。其中 $\Delta T2$ 的大小可以预先根据神经肌肉刺激的响应时间设定。

[0063] 进一步地,在使用上述装置前,操作者根据患者的呼吸节奏设置一组默认的时间信息。当患者的呼吸信号较弱,腹部张力传感器无法检测到患者的呼气时间窗时,如果该患者的呼吸时间信息已经在之前的使用中存在存储器中,则根据已经存储的呼吸时间信息预测患者的呼气时间窗,否则根据预先设定的默认时间信息预测患者的呼气时间窗。

[0064] 以上结合具体实施例描述了本发明的技术原理,这些描述只是为了解释本发明的原理,不能以任何方式解释为对本发明保护范围的限制。基于此处解释,本领域的技术人员不需要付出创造性的劳动即可联想到本发明的其它具体实施方式,这些方式都将落入本发明的保护范围之内。

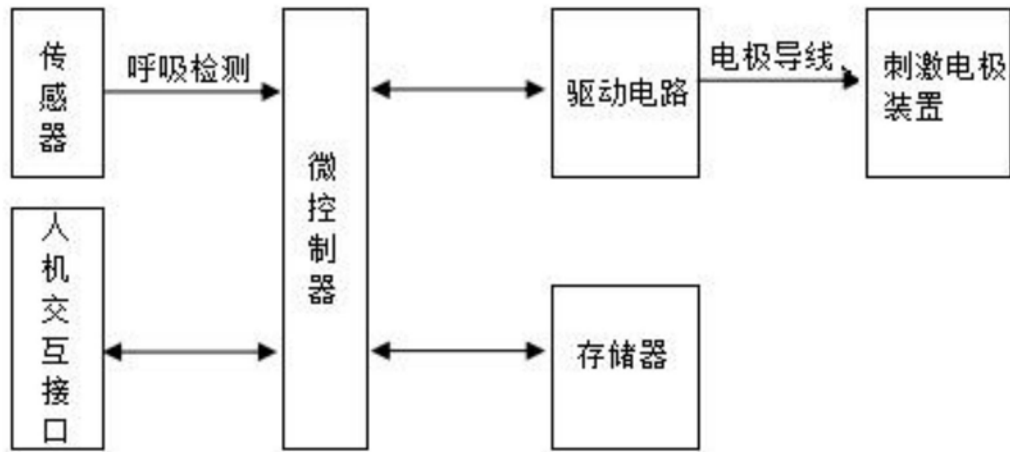


图1

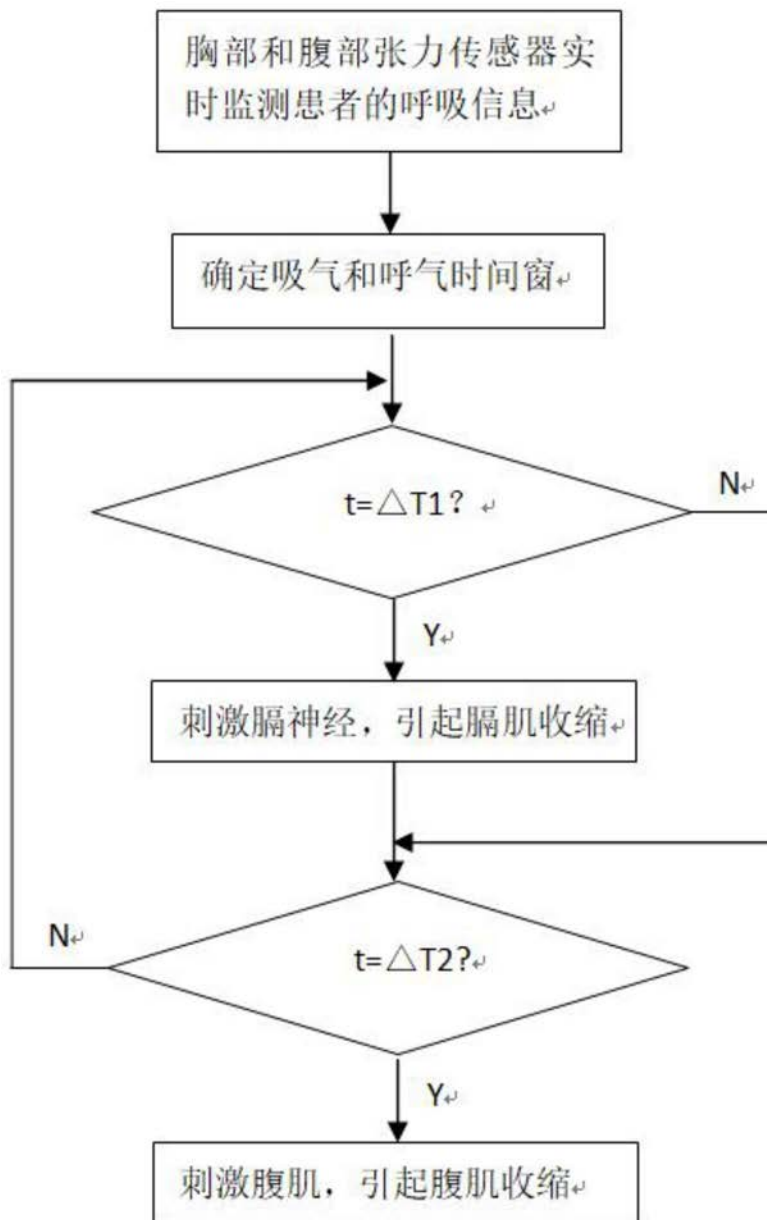


图2

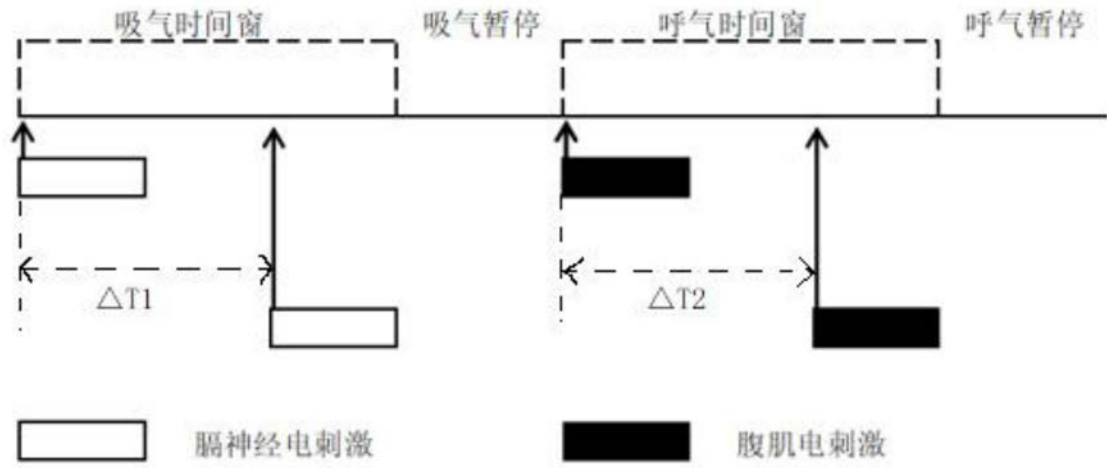


图3

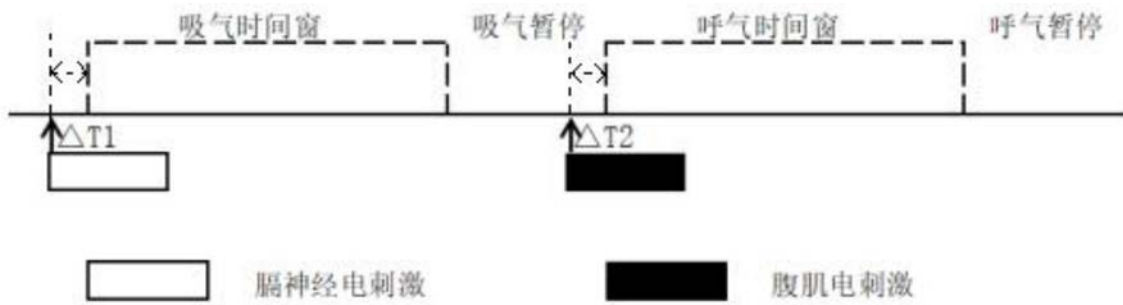


图4

专利名称(译)	一种用于呼吸机电刺激的装置和方法		
公开(公告)号	CN110193139A	公开(公告)日	2019-09-03
申请号	CN201910567657.9	申请日	2019-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	北京雅果科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京雅果科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京雅果科技有限公司		
[标]发明人	谢晶石 李小苗		
发明人	谢晶石 李小苗		
IPC分类号	A61N1/04 A61N1/36 A61B5/00 A61B5/08 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/113 A61B5/1135 A61B5/4836 A61B5/6823 A61B5/6831 A61N1/0492 A61N1/36031		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗器械技术领域，尤其涉及一种用于呼吸机电刺激的装置和方法。该装置包括第一检测模块、第二检测模块、控制模块和电极刺激模块；所述电极刺激模块包括驱动电路和多个刺激电极装置；所述第一检测模块用于检测吸气阶段的信号，所述第二检测模块用于检测呼气阶段的信号；所述控制模块包括微控制器，所述微控制器根据第一检测模块和第二检测模块的检测信号，确定吸气和呼气的时时间信息，并借助于驱动电路向多个刺激电极装置发出电极刺激信号。该装置和方法实现了通过胸腹带检测呼吸，以实现膈神经和腹肌的刺激与患者的呼吸状态实时保持一致，且二者相互协调。

