



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103055417 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201210592267. 5

38、59、69-70、77、80 段 ;附图 1-2.

(22) 申请日 2012. 12. 31

CN 203208538 U, 2013. 09. 25, 权利要求 1、2、4.

(73) 专利权人 中国人民解放军第三军医大学第一附属医院

US 2011/0112601 A1, 2011. 05. 12, 全文 .

地址 400038 重庆市沙坪坝区高滩岩正街 30 号

审查员 孙丹

(72) 发明人 刘刚 孙力军 刘熙

(74) 专利代理机构 北京元本知识产权代理事务所 11308

代理人 周维锋

(51) Int. Cl.

A61N 1/36(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 2621723 Y, 2004. 06. 30, 权利要求 1、4 ; 附图 1 ;说明书第 2 页第 2 段、第 3 页第 3 段、第 4 页 .

WO 2005/037366 A1, 2005. 04. 28, 说明书第

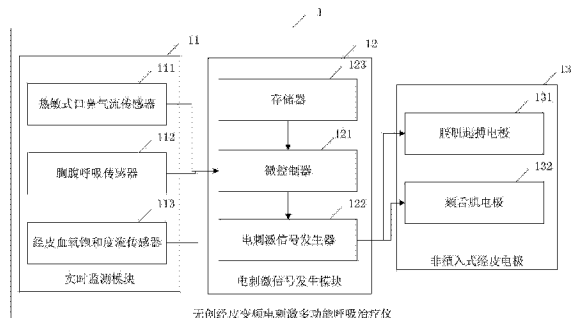
权利要求书3页 说明书8页 附图1页

(54) 发明名称

一种无创经皮电刺激仪

(57) 摘要

本发明公开了一种无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,包括用于监测呼吸状况实时监测模块,用于实时监测被监测对象处于睡眠状态时的呼吸状况,获取睡眠参数;电刺激信号发生模块,用于提供至少两种电刺激模式;非植入式经皮电极,用于将所述慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌或颈舌肌;或将所述急性电刺激信号传导给被监测对象的膈肌或颈舌肌。本发明的该无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪集急性膈肌起搏和慢性变频膈肌电刺激以及急性颈舌肌电刺激、慢性变频颈舌肌电刺激等多功能为一体,具有治疗、预防双重功效。



1. 一种无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在於,包括:

实时监测模块(11),用于实时监测被监测对象处于睡眠状态时的呼吸状况,获取到睡眠参数;

电刺激信号发生模块(12),用于提供至少两种电刺激模式,且当所述被监测对象处于非睡眠状态时,启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号,并发送至若干非植入式经皮电极(13)中的膈肌起搏电极(131)或颏舌肌电极(132),或同时发送至所述若干非植入式经皮电极(13)中的膈肌起搏电极(131)和颏舌肌电机(132);或者当所述被监测对象处于睡眠状态时,根据实时监测得到的所述睡眠参数分析判断所述被监测对象的呼吸状况是否异常,若异常,则启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号,并发送至若干非植入式经皮电极(13)中的膈肌起搏电极(131)或颏舌肌电极(132),或同时发送至若干非植入式经皮电极(13)中的膈肌起搏电极(131)和颏舌肌电极(132),或者当所述被监测对象处于睡眠状态时,根据实时监测得到的所述睡眠参数分析判断所述被监测对象的呼吸状况是否异常,若异常,则启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号发送至所述颏舌肌电极(132),同时,启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号发送至所述膈肌电极(131);

若干非植入式经皮电极(13),用于将所述慢性变频电刺激信号传导给所述被监测对象的膈肌和/或颏舌肌;或者将所述急性电刺激信号传导给所述被监测对象的膈肌和/或颏舌肌,所述非植入式经皮电极(13)包括:

膈肌起搏电极(131),用于接收所述电刺激信号发生模块(12)所产生的慢性变频电刺激信号或者急性电刺激信号,并传导给所述被监测对象的膈肌;

颏舌肌电极(132),用于接收所述电刺激信号发生模块(12)所产生的慢性变频电刺激信号或者急性电刺激信号,并传导给所述被监测对象的颏舌肌。

2. 如权利要求1所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在於,当患有OSAHS的被监测对象处于睡眠状态,且根据实时监测得到的所述睡眠参数判断出患有OSAHS的所述被监测对象呼吸状况异常时,

所述电刺激信号发生模块(12)用于启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号,并输出至所述颏舌肌电极(132)和所述膈肌起搏电极(131);

所述颏舌肌电极(132)用于将所述急性电刺激信号传导给所述被监测对象的颏舌肌;同时

所述膈肌起搏电极(131)用于将所述急性电刺激信号传导给所述被监测对象的膈肌。

3. 如权利要求2所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在於,所述电刺激发生模块(12)还用于当根据所述睡眠参数判断出急性电刺激模式下的所述被监测对象的呼吸状况恢复为正常时,关闭所述急性电刺激模式。

4. 如权利要求2所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在於,所述电刺激信号发生模块(12)包括存储器、可编程微处理器(121)和电刺激信号发生器(122),所述电刺激信号发生器(122)包括若干第一、二输出通道,所述第一输出通道与所述颏舌肌电极电连接,所述第二输出通道与所述膈肌起搏电极电连接,其中,

所述存储器用于存储预设的慢性变频电刺激信号参数;所述慢性变频电刺激信号参数包括对应于所述第一输出通道和/或第二输出通道的选通参数;

所述可编程微处理器(121),用于提供至少两种电刺激模式,且当所述被监测对象处于

非睡眠状态时,获取预设的慢性变频电刺激信号参数以触发所述电刺激信号发生器产生相应的慢性变频电刺激信号;或者当所述被监测对象处于睡眠状态时,根据实时监测得到的所述睡眠参数分析判断所述被监测对象的呼吸状况是否异常,若异常,则根据实时监测得到的所述睡眠参数生成急性电刺激信号参数以触发所述电刺激信号发生器产生相应的急性电刺激信号;所述急性电刺激信号参数包括对应于所述第一输出通道和/或第二输出通道的选通参数;

所述电刺激信号发生器(122),用于根据该预设的慢性变频电刺激信号参数产生对应的慢性变频电刺激信号,并选通所述慢性变频电刺激参数中选通参数所对应的第一输出通道和/或第二输出通道,再通过所述第一输出通道和/或第二输出通道将所述慢性变频电刺激信号输出至对应的颞舌肌电极(132)和/或膈肌起搏电极(131);或者根据所述急性电刺激信号参数产生对应的急性电刺激信号,并选通所述急性电刺激信号参数中选通参数所对应的第一输出通道和/或第二输出通道,再通过所述第一输出通道和/或第二输出通道将所述急性电刺激信号输出至对应的颞舌肌电极(132)和/或膈肌起搏电极(131)。

5.如权利要求4所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在于,当患有OSAHS的被监测对象处于睡眠状态,且根据实时监测得到的所述睡眠参数分析判断患有OSAHS的所述被监测对象的呼吸状况异常时,

所述可编程微处理器(121)用于在根据实时监测得到的所述睡眠参数产生相应的急性电刺激信号参数以触发所述电刺激信号发生器(122)产生相应急性电刺激信号;所述急性电刺激信号参数中的选通参数对应于所述电刺激信号发生器的第一输出通道和第二输出通道;

所述电刺激信号发生器(122)根据所述急性电刺激信号参数产生相应的急性电刺激信号,并选通所述急性电刺激信号参数中选通参数所对应的第一输出通道和第二输出通道,再通过所述第一输出通道将所述急性电刺激信号输出至所述颞舌肌电极(131),同时,通过所述第二输出通道将所述急性电刺激信号输出至膈肌起搏电极(132)。

6.如权利要求5所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在于,所述可编程微处理器包括:

判断单元,用于根据所述实时监测模块(11)实时监测得到的睡眠参数判断所述被监测对象的呼吸状况是否异常,得到判断结果;

触发单元,用于当所述判断单元的判断结果为呼吸状况异常时,根据所述睡眠参数产生急性电刺激信号参数以触发所述电刺激信号发生器(122)产生相应的急性电刺激信号;和/或当启动慢性变频电刺激模式时,获取所述预设的慢性变频电刺激信号参数触发所述电刺激信号发生器(122)产生相应的慢性变频电刺激信号。

7.如权利要求5所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在于,所述存储器还用于存储所述急性电刺激信号参数,以及实时监测得到的,根据所述急性电刺激信号参数产生的急性电刺激信号下被监测对象的睡眠参数。

8.如权利要求1至7中任意一项所述的无创经皮变频电刺激多功能呼吸治疗仪,其特征在于,所述实时监测模块(11)包括:

热敏式口鼻气流传感器(111),用于监测被监测对象处于睡眠状态时口鼻呼吸气流,得到被监测对象的口鼻呼吸信号,并输出至所述电刺激信号发生模块(12);

胸腹呼吸传感器 (112), 用于监测被监测对象处于睡眠状态时的胸腹运动, 得到被监测对象的胸腹呼吸信号, 并输出至所述电刺激信号发生模块 (12);

经皮血氧饱和度传感器 (113), 用于监测被监测对象处于睡眠状态时的经皮血氧饱和度, 并输出至所述电刺激信号发生模块 (12)。

一种无创经皮电刺激仪

技术领域

[0001] 本发明涉及治疗慢性阻塞性肺疾病 (chronic obstructive pulmonary disease, COPD) 等导致的膈肌疲劳和阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征 (Obstructive sleep apnea hypopnea syndrome, OSAHS), 尤其涉及一种无创经皮电刺激仪。

背景技术

[0002] COPD 和 OSAHS 都是临床上的常见病、多发病, 且都涉及到与呼吸相关的某些骨骼肌。对 COPD 患者进行呼吸肌锻炼可以改善其夜间的氧合作用, 缓解呼吸困难和改善呼吸肌功能, 同时提高其活动能力及生活质量。体外膈肌起搏 (External Ddiaphragm Pacemaker, EDP) 就是一种较为有效的呼吸肌锻炼方式。目前, EDP 治疗采用持续性 2.5Hz 或 10Hz 电刺激复合生理频率 (40Hz) 慢性电刺激, 能够很好地防治 COPD 膈肌疲劳, 且能够较好地改善膈肌功能。对 OSAHS 患者, 由于上气道松弛、狭小引起的上气道阻力增高是导致 OSAHS 的始发因素, 而颏舌肌功能异常、舌根后坠造成上气道狭窄又是最主要原因之一, 颏舌肌的长度-张力曲线较正常人加强, 即可以有效的重新开放上气道而终止阻塞性呼吸事件的发生, 颏舌肌肌电活性的增高可以显著改善上气道稳定性。因此, 改善上气道扩张肌肉功能成为有效、合理治疗该病的关键。国内有据此研发出的经皮无创双向电流脉冲刺激仪器, 在监测到睡眠中有呼吸暂停发生时可立即按初设程序给予患者电刺激以促进颏舌肌的收缩, 即刻改善通气, 终止呼吸暂停。

[0003] 但上述的两种疾病有可能同时存在, 被称之为重叠综合征。而目前分别针对该两种疾病的治疗仪功能单一, 即针对一种疾病只能提供一种电刺激, 并且上述经皮无创双向电流脉冲刺激仪器的电刺激模式系急性短期对症治疗, 仅有临时开放气道、恢复呼吸的作用, 无长期治疗效果, 亦无法通过治疗改善颏舌肌收缩能力和抗疲劳能力, 更无预防呼吸暂停事件发生的作用。因此, 现在急需一种将膈肌疲劳和 OSAHS 的电刺激治疗功能合二为一的多功能电刺激仪。

发明内容

[0004] 有鉴于此, 本发明提供了一种无创经皮电刺激仪, 其通过提供慢性变频电刺激模式和急性电刺激模式, 可单独给予被监测对象慢性变频电刺激信号或急性电刺激信号, 也可同时给予被监测对象慢性变频电刺激信号和急性电刺激信号, 即该治疗仪不仅能够给予患有 COPD 的被监测对象的膈肌适宜的慢性变频电刺激或急性电刺激, 还可给予患有 OSAHS 的被监测对象的颏舌肌适宜的慢性变频电刺激或急性电刺激, 即综合了膈肌疲劳和 OSAHS 电刺激治疗的功能, 解决了现有电刺激治疗设备的功能单一的问题。

[0005] 本发明通过以下技术手段解决上述技术问题:

[0006] 本发明提供了一种无创经皮电刺激仪, 包括:

[0007] 实时监测模块, 用于实时监测被监测对象处于睡眠状态时的呼吸状况, 得到睡眠参数;

[0008] 电刺激信号发生模块,用于提供至少两种电刺激模式,且当所述被监测对象未处于睡眠状态时,启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号,或者当所述被监测对象处于睡眠状态时,根据实时监测得到的所述睡眠参数分析判断所述被监测对象的呼吸状况是否正常,若不正常,则启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号;

[0009] 若干非植入式经皮电极,用于将所述慢性变频电刺激信号传导给所述被监测对象的膈肌和/或颈舌肌;或者将所述急性电刺激信号传导给所述被监测对象的膈肌和/或颈舌肌。

[0010] 实施本发明的有益效果:本发明通过电刺激发生模块在被监测对象未处于睡眠状态时,启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号,并通过非植入式经皮电极将该慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌和/或颈舌肌,即通过该慢性变频电刺激信号给予患有 COPD 和/或 OSAHS 的被监测对象的膈肌和/或颈舌肌持续的变频电刺激,从而促进膈肌/颈舌肌肌纤维类型转化,也增强了其收缩能力和抗疲劳能力;或者在被监测对象处于睡眠状态时,通过实时监测模块来监测被监测对象的呼吸状况,且当其呼吸状况不正常时,由电刺激发生模块启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号,再由非植入式经皮电极将其传导给其的膈肌和/或颈舌肌,即通过急性电刺激信号给予患有 COPD 和/或 OSAHS 的被监测对象的膈肌即时起搏,和/或给予颈舌肌急性电刺激,使得被监测对象可立即恢复呼吸,避免发生窒息等异常情况;即是说本实用新型的该无创经皮电刺激多功能治疗仪不仅能够给予被监测对象的膈肌持续性的变频电刺激或即时起搏,也能够给予被监测对象的颈舌肌持续性的变频电刺激或急性电刺激,还能够同时给予被监测对象的膈肌和颈舌肌慢性变频电刺激治疗/急性电刺激治疗,即本实用新型的该无创经皮电刺激多功能治疗仪综合了膈肌疲劳和 OSAHS 电刺激治疗的功能;并且本实用新型的无创经皮电刺激多功能治疗仪通过给予患有 OSAHS 的被监测对象颈舌肌急性电刺激的同时,还给予其膈肌持续性的变频电刺激,使得起到辅助加强开放气道、增强 OSAHS 的治疗效果,即本实用新型的无创经皮电刺激多功能治疗仪集急性膈肌起搏和慢性变频膈肌电刺激以及急性颈舌肌电刺激、变频颈舌肌电刺激等多功能为一体,既可通过急性电刺激治疗终止呼吸暂停事件、逆转缺氧,又可通过变频电刺激治疗提高膈肌和颈舌肌的收缩能力和抗疲劳能力,具有治疗、预防双重功效。

附图说明

[0011] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步描述。

[0012] 图 1 为本发明的一种无创经皮电刺激仪的一实施例的功能模块图。

具体实施方式

[0013] 以下将结合附图对本发明进行详细说明。

[0014] 由于 COPD 和 OSAHS 都可经过电刺激相关呼吸肌来达到治疗的效果,例如 COPD 可通过电刺激其膈肌,OSAHS 可通过电刺激其颈舌肌,并且 EDP 甚至还可以起到辅助加强开放气道、增强 OSAHS 的治疗效果,因此,将膈肌疲劳的电刺激治疗方式结合 OSAHS 的电刺激治疗方式,从而得到本发明的无创经皮电刺激仪。下面结合附图 1 和具体实施例来对本发明的该无创经皮电刺激仪进行详细的说明。

[0015] 参见图 1, 为本发明的一种无创经皮电刺激仪的一实施例的功能模块图, 具体实施时, 本实施例的该无创经皮电刺激仪 1 包括实时监测模块 11, 电刺激信号发生模块 12, 以及若干非植入式经皮电极 13, 其中, 实时监测模块 11, 用于实时监测被监测对象处于睡眠状态时的呼吸状况, 得到该被监测对象的睡眠参数, 并输出至电刺激信号发生模块 12; 该电刺激信号发生模块 12, 用于提供至少两种电刺激模式, 该至少两种电刺激模式包括慢性变频电刺激模式和急性电刺激模式, 且当被监测对象未处于睡眠状态时, 启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号, 并输出至非植入式经皮电极 13, 或者当被监测对象处于睡眠状态时, 根据上述实时监测模块 11 实时监测得到的睡眠参数分析判断该被监测对象的呼吸状况是否为正常, 若不正常则启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号, 并输出至非植入式经皮电极 13; 该非植入式经皮电极 13, 用于将该电刺激信号发生模块 12 所产生的慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌和 / 或颏舌肌, 或者将该电刺激信号发生模块 12 所产生的急性电刺激信号传导给被监测对象的膈肌和 / 或颏舌肌。具体实施时, 本实施例中该慢性变频电刺激信号采用持续性的 2.5Hz/10Hz 复合生理频率 40Hz 的脉冲串。

[0016] 参见图 1, 本实施例中该实时监测模块 11 包括热敏式口鼻气流传感器 111, 用于监测被监测对象处于睡眠状态时的鼻孔和口腔呼吸气流, 得到被监测对象的鼻孔口腔呼吸信号; 胸腹呼吸传感器 112, 用于监测被监测对象处于睡眠状态时的胸腹运动, 得到被监测对象的胸腹呼吸信号; 以及经皮血氧饱和度传感器 113, 用于监测被监测对象处于睡眠状态时的血氧饱和度; 本实施例中该实时监测模块 11 所监测到的呼吸信号 (包括鼻孔口腔呼吸信号和胸腹呼吸信号) 和血氧浓度参数即为睡眠参数。本实施例中只有当被监测对象处于睡眠状态时, 该实时监测模块 11 则实时监测该被监测对象的呼吸状况, 从而得到睡眠参数。本实施例中实时监测包括实时监测处于睡眠状态的被监测对象初始的呼吸状况, 还包括实时监测被监测对象处于急性电刺激模式下的呼吸状况。

[0017] 本实施例中该被监测对象的睡眠呼吸状况包括异常和正常; 其中异常是指被监测对象在睡眠状态时, 其呼吸出现呼吸暂停或者趋于暂停, 或者其血氧浓度低于正常值。

[0018] 参见图 1, 本实施例中, 该若干非植入式经皮电极 13 包括膈肌起搏电极 131, 用于接收上述电刺激信号发生模块 122 所产生的慢性变频电刺激信号或急性电刺激信号, 并将其传导给被监测对象的膈肌; 颏舌肌电极 132, 用于接收上述电刺激信号发生模块 122 所产生的慢性变频电刺激信号或急性电刺激信号, 并将其传导给被监测对象的颏舌肌。

[0019] 参见图 1, 本实施例中该电刺激信号发生模块 12 具体包括存储器 123、可编程微处理器 121 和电刺激信号发生器 122, 该电刺激信号发生器 122 包括若干第一输出通道和若干第二输出通道, 该第一输出通道与颏舌肌电极 132 电连接, 第二输出通道与膈肌起搏电极电相连; 其中, 存储器 123 用于存储由被监测对象或者医务人员预设的慢性变频电刺激信号参数, 该慢性变频电刺激信号参数包括选通所述第一输出通道和 / 或第二输出通道的选通参数; 可编程微处理器 121 用于提供至少两种电刺激模式, 且当被监测对象未处于睡眠状态时, 获取预设的慢性变频电刺激信号参数触发以电刺激信号发生器 122 产生对应的慢性变频电刺激信号, 或者当该被监测对象处于睡眠状态时, 根据实时监测模块 11 实时监测得到的睡眠参数分析判断该被监测对象的呼吸状况是否正常, 若不正常则根据实时监测得到的睡眠参数产生相应的急性电刺激信号参数, 并根据该急性电刺激信号参数触发该电刺激信号发生器 122 产生对应的急性电刺激信号, 该急性电刺激信号参数包括选通该第一输

出通道和 / 或第二输出通道的选通参数 ; 而该电刺激信号发生器 122 则用于根据预设的慢性变频电刺激信号参数产生相应的慢性变频电刺激信号, 并选通该慢性变频电刺激信号参数中选通参数所对应的第一输出通道和 / 或第二输出通道, 再通过所述第一输出通道和 / 或第二输出通道将该慢性变频电刺激信号输出至对应的颞舌肌电极 132 和 / 或膈肌起搏电极 131, 或者根据该可编程微处理器 121 产生的急性电刺激信号参数产生相应的急性电刺激信号, 并选通该急性电刺激信号参数中选通参数所选通的第一输出通道和 / 或第二输出通道, 再通过该第一输出通道和 / 或第二输出通道将该急性电刺激信号输出至颞舌肌电极 132 和 / 或膈肌起搏电极 131。本实施例中该存储器 123 和可编程微处理器 121 集成在一起, 即可采用单片机的形式来实现, 即采用单片机对电刺激模式进行控制, 智能化程度高, 所有参数都实现了全数字化调节, 并可通过单片机的显示模块进行显示。同时由于采用功能强大的单片机为控制核心, 减少了外围电路, 因此大大提高了可靠性, 减小了体积, 通过全数字化面板调节, 使用非常方便。当然该电刺激信号发生器 123 也可集成在一起。

[0020] 在一具体实施例中, 该可编程微处理器 121 具体包括判断单元, 用于根据实时监测模块 11 得到的睡眠参数判断被监测对象的呼吸状况是否正常, 得到判断结果; 触发单元, 用于当该判断单元的判断结果为呼吸状况不正常时, 根据该睡眠参数产生对应的急性电刺激信号参数, 并根据该急性电刺激信号参数触发电刺激信号发生器 122 产生相应的急性电刺激信号; 或者当启动慢性变频电刺激模式时, 获取预设的慢性变频电刺激信号参数以触发电刺激信号发生器 122 产生相应的慢性变频电刺激信号。该存储器则包括程序存储单元和数据存储单元, 该程序存储单元则用于存储整个处理过程中需要调用的各个程序, 数据存储单元则用于存储被监测对象或者医务人员预设的慢性变频电刺激信号参数; 该存储器还可包括非易失性存储单元, 用于存储可编程微处理器 121 根据实时监测得到的睡眠参数产生的急性电刺激信号参数, 以及被监测对象在根据该急性电刺激信号参数产生的急性电刺激信号下的睡眠参数。本实施例通过存储器存储电刺激过程中的各种参数, 使其具有自动记忆功能, 从而使得上次开机时设置的参数可在下次开机时自动执行, 使用更加方便。并且由于该存储器中所存储的处理程序等可随时修改, 从而使得电刺激信号参数例如起搏参数和脉冲波形就可以根据医生的要求增加或调整, 无须改动硬件就可实现产品升级。本实施例中, 该可编程微处理器 121 还用于当根据实时监测得到的睡眠参数判断出被监测对象呼吸状况恢复为正常时, 则控制急性电刺激模式关闭, 即输出控制信号控制电刺激信号发生器 122 关闭, 则电刺激信号发生器 122 不再产生急性电刺激信号。

[0021] 本实施例中设有若干膈肌起搏电极和若干颞舌肌电极 132, 电刺激信号发生器 122 也包括若干第一输出通道和若干第二输出通道, 且该膈肌起搏电极 131 对应于第二输出通道, 颞舌肌电极 132 对应于第一输出通道。且由于被监测对象可能患有 COPD 和 OSAHS 中的一种, 可能两种均患有。若被监测对象只患 COPD, 则只需给予其膈肌电刺激, 因此, 需要选通第二输出通道; 若被监测对象只患有 OSAHS, 则只需给予其颞舌肌电刺激, 因此, 需要选通第一输出通道; 若被监测对象同时患有 COPD 和 OSAHS, 则需要同时选通第一输出通道和第二输出通道, 即针对不同的疾病和不同的电刺激模式需要选通不同的输出通道。因此, 本实施例通过在慢性变频电刺激信号参数和急性电刺激信号参数中设置相应的选通参数, 使得该电刺激信号发生器 122 可根据该选通参数来选通相应的输出通道。例如当需要给予膈肌电刺激时, 则电刺激信号发生器 122 根据该慢性变频电刺激信号参数 / 急性电刺激信

号参数中的选通参数选通与膈肌起搏电极 131 相连的第二输出通道,并通过该第二输出通道将慢性变频电刺激信号/急性电刺激信号输出给该膈肌起搏电极 131。同理,当需要给予颏舌肌电刺激时,则根据慢性变频电刺激信号参数/急性电刺激信号参数中的选通参数选通与颏舌肌电极 132 相连的第一输出通道;当同时需要给予颏舌肌和膈肌电刺激时,则分别选通与膈肌起搏电极 131 相连的第二输出通道,以及与颏舌肌电极 132 相连的第一输出通道。本实施例中该慢性变频电刺激信号参数和急性电刺激信号参数还包括对应模式下的该电刺激信号的强度、方向、时间长度和周期。

[0022] 对于患有 OSAHS 的被监测对象,EDP 也可以起到辅助加强开放气道、增强 OSAHS 的治疗效果,即当实时监测模块 11 监测到其呼吸状况不正常时,在对其颏舌肌进行急性电刺激治疗外,还可同时对其膈肌进行慢性变频电刺激,从而恢复被监测对象呼吸的同时起到辅助加强开放气道、增强 OSAHS 的治疗效果。

[0023] 因此,在另一具体实施例中,当被监测对象处于睡眠状态,且根据睡眠参数分析判断出该被监测对象的呼吸状况不正常时,该电刺激信号发生模块 12 启动急性电刺激信号模式的同时还可启动慢性变频电刺激模式,即可编程微处理器 121 用于根据该睡眠参数产生急性电刺激信号参数以触发电刺激信号发生器 122 产生急性电刺激信号的同时,还可获取预设的慢性变频电刺激信号参数以触发该电刺激信号发生器 122 产生慢性变频电刺激信号;而电刺激信号发生器 122 则用于根据该急性电刺激信号参数产生对应的急性电刺激信号,并根据该急性电刺激信号参数中选通参数选通与颏舌肌电极相连的第一输出通道,再通过该第一输出通道将急性电刺激信号输出至颏舌肌电极 132,最后由该颏舌肌电极 13 将该急性电刺激信号传导给被监测对象的颏舌肌,同时电刺激信号发生器 122 还用于根据上述的慢性变频电刺激信号参数产生慢性变频电刺激信号,并根据该慢性变频电刺激信号参数中选通参数选通与膈肌起搏电极 131 相连的第二输出通道,并通过该第二输出通道将慢性变频电刺激信号输出至膈肌起搏电极 131,再由该膈肌起搏电极 131 将该慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌。本实施例中通过同时给予被监测对象颏舌肌急性电刺激,和给以被监测对象膈肌持续的变频电刺激,使得不仅能够恢复呼吸,同时起到辅助加强开放气道、增强 OSAHS 的治疗效果。

[0024] 本实施例的无创经皮电刺激仪通过电刺激信号发生模块 12 在被监测对象未处于睡眠状态时,启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号,并通过非植入式经皮电极 13 将该慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌或颏舌肌,即给予患有 COPD 和/或 OSAHS 的被监测对象的膈肌和/或颏舌肌连续性的 2.5Hz/10Hz 复合 40Hz 的电刺激,使其肌纤维发生有宜的重构,收缩能力和抗疲劳能力得以提高,从而防止上气道的塌陷和狭窄;或者在被监测对象处于睡眠状态时,通过实时监测模块 11 来监测被监测对象的呼吸状况,且当其呼吸状况不正常时,由电刺激信号发生模块 12 启动急性电刺激模式产生急性电刺激信号,再由非植入式经皮电极 13 将其传导给其的膈肌和/或颏舌肌,即给予患有 COPD 和/或 OSAHS 的被监测对象的膈肌和/或颏舌肌适宜的电刺激信号进行电刺激治疗,从而使得本发明的该无创经皮电刺激仪不仅能够给予被监测对象的膈肌持续的变频电刺激/即时起搏,也能够给予被监测对象的颏舌肌持续的变频电刺激/急性电刺激,还能够同时给予被监测对象的膈肌和颏舌肌持续的变频电刺激/急性电刺激,即本发明的该无创经皮电刺激仪综合了膈肌疲劳和 OSAHS 电刺激治疗的功能。另一方面,本实施例的该无创经皮电刺

激仪还可通过电刺激信号发生模块 12 根据睡眠参数产生急性电刺激信号对患有 OSAHS 的被监测对象进行急性电刺激治疗的同时,还通过电刺激信号发生模块 12 根据预设慢性变频电刺激信号参数产生慢性变频电刺激信号,从而给予患有 OSAHS 的该被监测对象颊舌肌急性电刺激的同时也给予其膈肌以持续的变频电刺激,从而在终止呼吸暂停,恢复呼吸的同时达到预防和治疗的双重效果。

[0025] 综上,本实施例的无创经皮电刺激多功能治疗仪集急性膈肌起搏和慢性变频膈肌电刺激以及急性颊舌肌电刺激、变频颊舌肌电刺激等多功能为一体,既可通过急性电刺激治疗终止呼吸暂停事件、逆转缺氧,又可通过变频电刺激治疗提高膈肌和颊舌肌的收缩能力和抗疲劳能力,具有有治疗、预防双重功效。下面结合工作原理和具体实施例对本实施例的该无创经皮电刺激仪进行详细的说明。

[0026] 当被监测对象未处于睡眠状态时,则电刺激发生模块 12 启动慢性变频电刺激模式产生慢性变频电刺激信号,即可编程微处理器 121 将存储的被监测对象或医务人员预设的慢性变频电刺激信号参数发送给电刺激信号发生器 122 以触发其产生慢性变频电刺激信号,则电刺激信号发生器 122 根据该预设的慢性变频电刺激信号参数产生对应的慢性变频电刺激信号,并根据该慢性变频电刺激信号参数中的选通参数选通对应的输出通道将产生的慢性变频电刺激信号输出至相应的膈肌起搏电极 131 和 / 或颊舌肌电极 132,再由膈肌起搏电极 131 和 / 或颊舌肌电极 132 将该慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌和 / 或颊舌肌。例如,当患有 COPD 的被监测对象未处于睡眠状态,则可编程微处理器 121 将被监测对象或者医务人员预设的慢性变频电刺激信号参数发送给电刺激信号发生器 122 以触发其产生慢性变频电刺激信号,该慢性变频电刺激信号参数包括该慢性变频电刺激信号的强度、方向、时间长度和周期,以及选通电刺激信号发生器 122 上与膈肌起搏电极 131 相连的第二输出通道的选通参数;电刺激信号发生器 122 则根据该慢性变频电刺激信号参数产生对应的慢性变频电刺激信号,并选通第二输出通道,再将该慢性变频电刺激信号输出至该膈肌起搏电极 131;膈肌起搏电极 131 则将该电刺激信号发生器 122 输出的慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌。而当患有 SOAHS 的被监测对象未处于睡眠状态时,其原理与上述原理相同,不同的是,当电刺激信号发生器 122 产生慢性变频电刺激信号后,其通过第一输出通道将该慢性变频电刺激信号输出至颊舌肌电极 132,并由该颊舌肌电极 132 将该慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的颊舌肌。若当被监测对象同时患有该 COPD 和 OSAHS 时,则该电刺激信号发生器 122 产生慢性变频电刺激信号后,同时选通与膈肌起搏电极 131 相连的第二输出通道,和与颊舌肌电极 132 相连的第一输出通道,并分别通过这两个通道将该慢性变频电刺激信号输出至膈肌起搏电极 131 和颊舌肌 132,再由该膈肌起搏电极 131 和颊舌肌电极 132 分别传导给被监测对象的膈肌和颊舌肌进行电刺激治疗。

[0027] 当被监测对象处于睡眠状态时,则可编程微处理器 121 根据实时监测模块 11 实时监测得到的睡眠参数分析判断该被监测对象呼吸状况是否正常,若不正常则启动急性电刺激模式,即可编程微处理器 121 根据该实时监测得到的睡眠参数产生对应的急性电刺激信号参数,该急性电刺激信号参数包括急性电刺激模式下该急性电刺激信号的强度、方向、时间长度和周期,以及选通电刺激信号发生器 122 第一输出通道和 / 或第二输出通道的选通参数,电刺激信号发生器 122 则根据该急性电刺激信号参数产生对应的急性电刺激信号,并根据上述的选通参数选通对应的输出通道,再将产生的该急性电刺激信号通过选通的输

出通道输出至对应的膈肌起搏电极 131 和 / 或颈舌肌电极 132, 最后, 由膈肌起搏电极 131 和 / 或颈舌肌电极 132 将该急性电刺激信号传导给被监测对象的膈肌和 / 或颈舌肌; 且当根据实时监测得到的睡眠参数判断出被监测对象经过急性电刺激信号进行电刺激治疗后恢复正常时, 则可编程微处理器 121 控制急性电刺激模式关闭, 即不产生急性电刺激信号参数触发电刺激信号发生器 122 产生急性电刺激信号。例如, 当患有 COPD 的被监测对象处于睡眠状态时, 可编程微处理器 121 根据实时监测模块 11 实时监测得到的睡眠参数分析判断该被监测对象的呼吸状况是否正常, 若不正常则根据该睡眠参数产生急性电刺激信号参数, 该急性电刺激参数包括急性电刺激模式下的该急性电刺激信号的强度、方向、时间长度和周期, 以及选通电刺激信号发生器 122 中与膈肌起搏电极 131 相连的第一输出通道的选通参数; 电刺激信号发生器 122 则根据该急性电刺激信号参数产生对应的急性电刺激信号, 并根据该选通参数选通与膈肌起搏电极 131 相连的第一输出通道, 再通过该第一输出通道将产生的该急性电刺激信号输出至该膈肌起搏电极 131; 膈肌起搏电极 131 则将该急性电刺激信号传导给被监测对象的膈肌。且当经过电刺激治疗后, 再次根据实时监测得到的睡眠参数判断出被监测对象呼吸状况恢复为正常时, 则控制关闭急性电刺激模式。当患有 SOAHS 的被监测对象处于睡眠状态时, 其原理与上述原理相同, 不同的是, 当电刺激信号发生器 122 产生急性电刺激信号后, 其通过与颈舌肌电极 132 相连的第二输出通道将该急性电刺激信号输出至颈舌肌电极 132, 并由该颈舌肌电极 132 将该急性电刺激信号传导给被监测对象的颈舌肌。而当被监测对象同时患有 COPD 和 OSAHS 时, 则该电刺激信号发生器 122 可将产生的急性电刺激信号分别通过第二输出通道和第一输出通道输出给膈肌起搏电极 131 和颈舌肌电极 132, 由该膈肌起搏电极 131 和颈舌肌电极 132 同时对被监测对象的膈肌和颈舌肌进行电刺激治疗。

[0028] 在另一具体实施例中, 当患有 SOAHS 的被监测对象处于睡眠状态, 且其呼吸状况不正常时, 该电刺激信号发生模块 12 启动急性电刺激模式的同时也可启动慢性变频电刺激模式, 即电刺激信号发生器 122 在根据可编程微处理器 121 产生急性电刺激信号参数生产急性电刺激信号的同时, 还可根据预设的慢性变频电刺激信号参数生产慢性变频电刺激信号, 并根据该急性电刺激信号参数中的选通参数和慢性变频电刺激信号参数中的选通参数, 分别选通与颈舌肌电极 132 相连的第二输出通道和与膈肌起搏电极 131 相连的第一输出通道, 并分别通过该第一输出通道将该急性电刺激信号输出至颈舌肌电极 132, 以及通过该第二输出通道将该慢性变频电刺激信号输出至膈肌电极 131; 再由该颈舌肌电极 132 将该急性电刺激信号传导给被监测对象的颈舌肌进行电刺激治疗, 以及由该电极 131 将该慢性变频电刺激信号传导给被监测对象的膈肌进行电刺激治疗。且当经过电刺激治疗后, 再次根据实时监测得到的睡眠参数判断出被监测对象呼吸状况恢复为正常时, 则控制关闭急性电刺激模式和慢性变频电刺激模式。

[0029] 若被监测对象同时患有 COPD 和 OSAHS, 且监测到其处于呼吸异常时, 可采用上述方式中的急性电刺激模式, 即采用急性电刺激信号分别对膈肌和颈舌肌进行电刺激治疗, 也可采用上述方式中的急性电刺激模式结合慢性变频电刺激模式, 即采用急性电刺激信号对颈舌肌进行电刺激治疗的同时, 采用慢性变频电刺激方式对其膈肌进行电刺激治疗。

[0030] 最后说明的是, 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制, 尽管参照较佳实施例对本专利进行了详细说明, 本领域的普通技术人员应当理解, 可以对本发明的技

术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

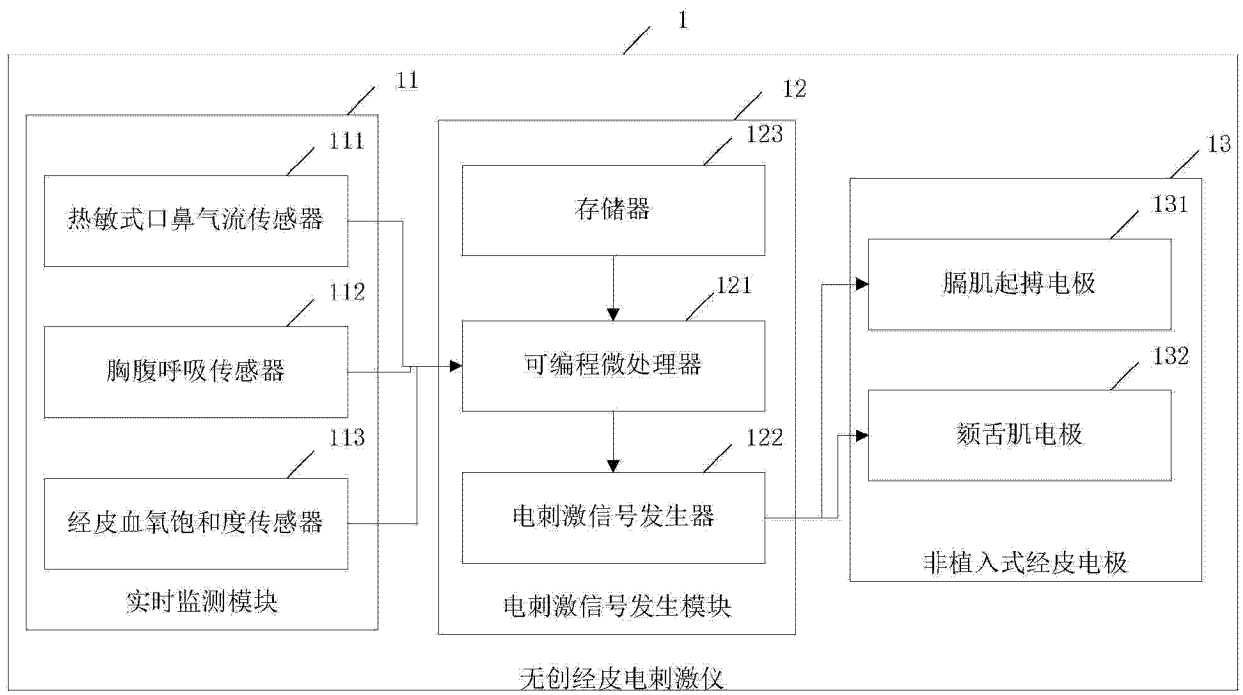


图 1