



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113598726 B

(45) 授权公告日 2024.06.04

(21) 申请号 202110942848.6

A61B 5/296 (2021.01)

(22) 申请日 2016.01.14

A61B 5/389 (2021.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 5/00 (2006.01)

申请公布号 CN 113598726 A

(56) 对比文件

(43) 申请公布日 2021.11.05

CA 2914494 A1, 2014.12.11

(30) 优先权数据

CN 103429150 A, 2013.12.04

15152773.6 2015.01.28 EP

CN 103479362 A, 2014.01.01

(62) 分案原申请数据

CN 103637780 A, 2014.03.19

201680007710.4 2016.01.14

CN 104173124 A, 2014.12.03

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 104302351 A, 2015.01.21

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 202589516 U, 2012.12.12

(72) 发明人 R · M · M · 德克斯

EP 0028202 A1, 1981.05.06

S · M · L · 德沃特 J · 范德拉尔
A · J · 戴维

US 2005115561 A1, 2005.06.02

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

US 2005209511 A1, 2005.09.22

72002

US 2006149334 A1, 2006.07.06

专利代理人 王永建

US 2007255184 A1, 2007.11.01

(51) Int.Cl.

US 2010191074 A1, 2010.07.29

A61B 5/0205 (2006.01)

US 2013310699 A1, 2013.11.21

A61B 5/113 (2006.01)

US 2014180029 A1, 2014.06.26

US 6588423 B1, 2003.07.08

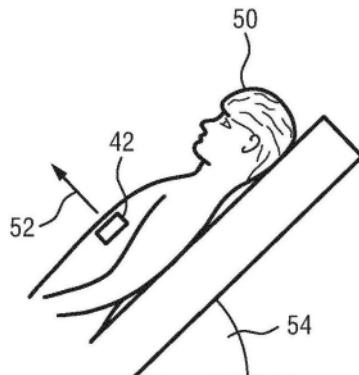
US 8545416 B1, 2013.10.01

审查员 范毅然

权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的肌电图膜片、装置和方法



(57) 摘要

提出了一种用于确定和/或监测受试者(50)的呼吸努力的肌电图膜片(42),包括:适于接触所述受试者(50)的皮肤的第一电极和第二电极(44);和至少一个加速计传感器(40),其中,所述第一电极和所述第二电极之间的距离与介于所述受试者的右胸骨旁位置和所述受试者的左胸骨旁位置之间的距离相对应。本发明还提出了确定和/或监测受试者(50)呼吸努力的装置和方法。

B

CN 113598726 B

1. 一种用于确定和/或监测受试者(50)的呼吸努力的肌电图膜片(42),包括:
本体;
适于接触所述受试者(50)的皮肤并且用于接收肌电信号的第一电极和第二电极(44),其中,所述第一电极和所述第二电极被设置在所述本体的表面上;和
用于接收体位信号和呼吸信号的至少一个加速计传感器(40),所述体位信号表示为所述受试者(50)相对于垂直于地面的轴线的具体位置,其中,所述加速计传感器(40)设置在所述本体的中央、位于所述第一电极和所述第二电极的上方并与所述第一电极和所述第二电极间隔开,所述第一电极和所述第二电极之间的距离与介于所述受试者的右胸骨旁位置和所述受试者的左胸骨旁位置之间的距离相对应。
2. 如权利要求1所述的肌电图膜片(42),其中,所述本体由硅橡胶材料制成,所述第一电极和所述第二电极的一侧以及所述加速计传感器被以防水的方式嵌置在所述硅橡胶材料中。
3. 一种用于确定和/或监测受试者(50)的呼吸努力的装置(10),包括:
如权利要求1所述的肌电图膜片(42);
接收单元(20),所述接收单元用于从所述肌电图膜片(42)接收所述受试者(50)的体位信号(30)、所述受试者(50)的呼吸信号(32)和所述受试者(50)的肌电信号(34);和
处理单元(22),所述处理单元用于基于接收到的体位信号(30)和接收到的呼吸信号(32)将接收到的肌电信号(34)确定为所确定的肌电信号(34a),并且基于所确定的肌电信号(34a)推导出所述呼吸努力;
其中,所述肌电信号以与所述体位信号和所述呼吸信号无关的方式被测量,推导出所述呼吸努力包括利用所述体位信号和所述呼吸信号计算呼吸努力的测量值,即,利用所述体位信号和所述呼吸信号来分析/解释所述肌电信号;
所述接收单元(20)被进一步设置成用于接收心率信号(38),所述处理单元(22)被进一步构造成用于基于所述心率信号(38)修正所确定的肌电信号(34a),并且基于修正后的所确定的肌电信号推导出所述呼吸努力。
4. 如权利要求3所述的装置(10),其中,采用多个肌电图膜片(42)。
5. 如权利要求3所述的装置,其中,所述接收单元(20)被进一步设置成用于接收所述受试者(50)的运动信号(36),所述处理单元(22)被进一步构造成用于基于所述运动信号(36)确定所述肌电信号(34a)。
6. 如权利要求3所述的装置,其中,所述装置还包括指示单元(24),其中,所述指示单元(24)被构造成用于通过表示所述受试者(50)相对于垂直于地面的轴线的位置来表明所述受试者(50)的所述体位信号(30)。
7. 一种利用如权利要求1所述的肌电图膜片(42)来确定和/或监测受试者(50)呼吸努力的方法,包括:
从所述肌电图膜片(42)接收所述受试者(50)的体位信号(30)、所述受试者(50)的呼吸信号(32)和所述受试者(50)的肌电信号(34);
基于接收到的体位信号(30)和接收到的呼吸信号(32)将接收到的肌电信号(34)确定为所确定的肌电信号(34a);以及
基于所确定的肌电信号(34a)推导出所述呼吸努力;

其中,所述肌电信号以与所述体位信号和所述呼吸信号无关的方式被测量,推导出所述呼吸努力包括利用所述体位信号和所述呼吸信号计算呼吸努力的测量值,即,利用所述体位信号和所述呼吸信号来分析/解释所述肌电信号;

所述方法还包括接收心率信号(38),基于所述心率信号(38)修正所确定的肌电信号(34a),并且基于修正后的所确定的肌电信号推导出所述呼吸努力。

8. 如权利要求7所述的方法,其中,所述方法还包括接收所述受试者(50)的运动信号(36),进一步基于所述运动信号(36)确定所述肌电信号(34a)。

9. 如权利要求7所述的方法,其中,在下列情况下确定所述肌电信号(34a),所述呼吸信号(32)表示为所述受试者(50)的吸气,并且所述体位信号(30)表示为所述受试者(50)相对于垂直于地面的轴线的具体位置。

10. 如权利要求7所述的方法,其中,所述方法用于监测呼吸病症。

11. 非瞬时计算机可读介质,所述非瞬时计算机可读介质中存储有包括程序代码工具的计算机程序,所述程序代码工具用于所述计算机程序被在计算机或处理器上执行时,致使所述计算机或所述处理器执行如权利要求7所述的方法的步骤。

用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的肌电图膜片、装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的装置和方法。本发明还涉及一种肌电图(EMG)膜片(patch)。本发明尤其涉及对于呼吸肌活动的测量,以基于受试者的体位信号、呼吸信号和肌电信号来确定和/或监测受试者的呼吸努力,从而改善采用EMG获得的呼吸努力测量值的稳定性。

背景技术

[0002] 对呼吸努力进行探测对于评估和监测包括慢性阻塞性肺病(COPD)和哮喘的多种病症是重要的。呼吸努力可通过包括利用肌电图的多种装置进行测量。

[0003] 在具有例如COPD或其它呼吸疾病的患者中,对呼吸肌活动进行评估以将其作为呼吸肌负荷和呼吸肌能力之间的平衡的指标来估计患者的呼吸努力的强度、正时和持续时间可能是有用的。众所周知,来自专性(obligate)吸气肌的EMG活动涉及中枢呼吸驱动(NRD)。在COPD患者中,在如在急性恶化期间所观察到的增大肺过度充气期间,存在呼吸肌负荷和能力之间的平衡的变化,这反映在中枢呼吸驱动中(能力降低和/或负荷增大,从而导致NRD增大)。

[0004] 呼吸肌EMG可在数日执行多次测量时被用作COPD患者的每天恶化/改善的指标,并且在出院之后被用作再入院的预测因子。

[0005] US 2013/0310699A1公开了一种包括测量中枢呼吸驱动在内的监测患者的方法。在停止潮式呼吸期间对EMG进行分析,并且对于每次吸气的校正或均方根的EMG迹线的峰值幅度进行估计。

[0006] US 2006/0282131公开了一种用于感测和控制呼吸的系统。该系统适于监测生理参数以探测中枢性呼吸疾病的发生率(incidence)。该系统包括可植入的医疗装置、至少一根导线和至少一传感器。

[0007] US 2013/0116520公开了一种用于生物信号监测的半一次性的耐磨电子膜片。该膜片可包括加速计和供应诸如EMG信号之类的多种生物电势信号的放大器。

[0008] US 2014/0276167公开了一种膜片,其具有用于监测来自运动的呼吸努力的诸如麦克风和加速计传感器。其它传感器可被放置在该膜片上,例如捕获电气和中枢信号以进行异常监测的微电极阵列。

[0009] 主要应用问题仍然在于EMG测量具有较差的再测可重复性(test-retest repeatability)。在不同时间获得的同一个体的EMG测量值仍然会受到来自不同来源的内部个体差异的影响,这会损害EMG性能并且干扰临床解释。

发明内容

[0010] 本发明旨在克服现有装置的上述缺陷,以确定和/或监测受试者的呼吸努力。

[0011] 特别地,本发明的目的在于提供一种更为简单、更为精确且更为有效的装置和方

法,以确定和/或监测受试者的呼吸努力。本发明的另一目的在于提供一种易于操作的用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的装置。再一目的在于提供一种并不干扰使用者的用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的装置。再一目的在于提供一种用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的装置以及表明呼吸努力的倾向值的相应方法。

[0012] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的装置。该装置包括:接收单元,其用于接收受试者的体位信号、受试者的呼吸信号和受试者的肌电信号;和处理单元,其用于基于接收到的体位信号和接收到的呼吸信号确定肌电信号,并且基于所确定的肌电信号推导出呼吸努力。

[0013] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的方法。所述方法包括接收受试者的体位信号、受试者的呼吸信号和受试者的肌电信号;基于接收到的体位信号和接收到的呼吸信号确定和/或监测肌电信号;并且基于所确定的肌电信号推导出该呼吸努力。

[0014] 在本发明的再一方面中,提供了一种计算机程序,其包括用于当计算机程序被在计算机或处理器以及其中存储有计算机程序产品的非瞬时计算机可读记录介质上执行时,致使计算机或处理器实施在此公开的方法的步骤的程序代码工具,该计算机程序产品在被处理器执行时,致使在此公开的方法被执行。

[0015] 本发明的优选实施例被限定在从属权利要求中。应该理解的是,所要求保护的方法、计算机程序和介质与所要求保护的装置以及在从属权利要求中限定的具有类似和/或相同的优选实施例。

[0016] 因此,本发明通过同时利用患者的体位信号、呼吸信号和EMG信号来克服上述缺点。可通过利用常规的EMG电极膜片来测量EMG信号。可通过利用例如加速计来确定受试者的体位信号和呼吸信号。

[0017] 优选地,使用位于EMG电极膜片内的嵌置式三轴加速计。这提供了对应于EMG电极膜片的位置的体位信号和呼吸信号。特别地,在反复的基础上,例如在每天的基础上,体位信号提供了受试者的精确且可再现的定位。不同的体位导致肌肉的不同绷紧,并且因此导致了EMG信号的特性的(与呼吸无关的)变化,这会影响了临床解释。此外,呼吸信号可被用于区分肌肉的吸气活动和呼气活动。就评估呼吸努力而言,吸气肌活动是非常重要的,呼吸信号可被用于表明呼吸循环内的具体阶段,例如吸气。

[0018] 基于正确的(接收到的)体位信号和正确的(接收到的)呼吸信号来确定肌电信号。正确的体位信号和正确的呼吸信号反映出,受试者具有用于确定和/或监测呼吸努力的正确位置和伴随呼吸循环的正确点/时间间隔。此外或者作为选择,正确的体位信号和正确的呼吸信号对于反复进行的测量而言,表示受试者具有基本上相同的位置和/或伴随呼吸循环的基本上相同的点或者时间间隔。基于所确定的EMG信号可获得呼吸努力。优选地,以与体位信号和呼吸信号无关的方式对EMG信号进行测量/确定;随后,将体位信号和呼吸信号用于计算呼吸努力的测量值,也就是说,利用体位信号和呼吸信号来分析/解释该EMG信号。

[0019] 可将EMG信号进一步规范化,以减少在受试者内或之间的可变性。规范化不仅帮助适应每日的可能的测量机构差异(例如电极放置或皮肤-电极接触质量的差异,这会改变信号幅度),而且有助于清除(scale)个体差异(例如,也会改变信号幅度的皮下脂肪分布的差异)的信号。通常,尽最大或次大努力将EMG规范化到已知水平。例如,将峰值幅度的EMG规范

化到最大吸气策略 (manoeuver) 或嗅闻策略。它随后被表示为在嗅闻策略期间获得的峰值幅度EMG的百分比。该值被称之为中枢呼吸驱动 (NRD) 的规范值 (normalized value)。当乘以呼吸率时, 它被公布为中枢呼吸驱动指数 (NRDI)。这些测量值可被用作恶化/改善指标。作为选择, EMG活动率的对数 (logEMGAR) 已经同样被公布: 将吸气阈限负荷 (次最大努力) 期间的EMG活动规范化成基准 (无吸气负荷), 或者将练习期间的EMG活动规范化成在长眠时的平静呼吸期间的EMG活动。

[0020] 作为选择, 多个EMG信号可由接收单元接收, 并且响应于接收到的体位信号和接收到的呼吸信号, 肌电信号可从多个EMG信号中选择。由此, 在错误体位和/或错误呼吸状态中获得的若干个肌电信号被丢弃掉, 并且仅仅获得了反映正确体位和正确呼吸状态的EMG信号。因此, 该装置可包括: 接收单元, 其用于接收受试者的体位信号、受试者的呼吸信号和受试者的多个肌电信号; 和处理单元, 其用于基于接收到的体位信号和接收到的呼吸信号确定肌电信号, 并且基于所确定的肌电信号来推导出该呼吸努力。

[0021] EMG信号可通过采用例如两个EMG电极进行测量, 这两个EMG电极优选地被以关于患者的胸骨对称的方式设置于第二肋间隙处。而且, 位于身体 (例如骨骼) 上的电中性位置处的接地电极可被用于获得两个EMG电极之间的差分信号。优选地, EMG信号被从第二肋间隙胸骨旁肌肉 (即胸骨中线的右侧和左侧) 获得。然而, 将会理解的是, 电极无需被相对于第二肋间隙胸骨旁肌肉放置, 相反, 可被放置在受试者的其它位置上, 这些其它位置包括例如受试者的隔膜或斜角肌。这两个 (可选择地为一次性的) EMG电极可被联接 (优选地附接) 于单个传感器膜片。该呼吸努力可得自于在吸气阶段期间越过两个EMG电极测量到的电压。已经发现在受试者的胸腔上的前述位置中使用带有两个电极的单个膜片或者各带有一个电极的两个膜片呈现出了对于呼吸努力的反复 (例如每日) 评估进行的稳定测量。由EMG电极测量的电压不仅受到呼吸的深度和速率 (其可通过考虑呼吸信号而得到修正) 的影响, 而且受到与呼吸无关的诸如受试者通常的身体动作和体位之类的一些肌肉活动的影响。已经发现这些问题可被通过引入存在于EMG测量膜片内的加速计 (即同时基于受试者的体位信号、呼吸信号和肌电信号确定和/或监测受试者的呼吸努力) 而得到处理。

[0022] 由于非肌肉因素所导致的EMG信号中的可变性被优选地通过下列中的至少一个得到降低: i) 利用相同的电极和放大器进行反复测量 (即相同的信号调节参数), ii) 确保皮肤-电极接触质量的一致性, iii) 在连续的记录时期中, 将电极放置在同一皮肤位置上。

[0023] 将会理解的是, 确定和/或监测体位信号和呼吸信号并不必需要求利用一个或多个加速计。此外或者作为选择, 可以不同的方式获得体位信号和呼吸信号。

[0024] 体位信号和呼吸信号还可通过例如照相机接收到。照相机可确定和/或监测受试者的体位和呼吸运动。被构造用以确定正确体位和正确呼吸阶段和速率的评估单元还可被进一步构造成用以将所述值传送到所提议的装置。作为选择, 照相机可仅被用于确定和/或监测受试者的正确体位, 而呼吸率可被以不同的方式 (例如通过心电描记法) 予以确定和/或监测。呼吸信号还可被利用任一现有技术装置 (例如呼吸带、带有差压传感器的鼻插管等) 来确定和/或监测。

[0025] 可通过放置具有两个电极的单个电极膜片或包括设置于受试者 (例如受试者的胸腔) 的加速计的两个电极膜片来实施该方法。首先, 可确定受试者的体位。因此, 该装置可提供使用指示, 该指示表明受试者应该倾斜具体值 (例如45度) 或者应该在背由座椅的靠背支

撑的情况下舒适地就座。当例如就座在舒适的座椅中时,使用者可放松,并且只要受试者并不显著移动,就将可能的是该EMG膜片将仅仅确定/测量胸骨旁吸气肌的电活动。

[0026] 基本上,在反复(例如每日)测量期间需要获取同一位置,以便对呼吸努力作出可靠的重复确定。这也适用于可靠的反复NRD测量,该测量可通过接收到的EMG信号进行计算,通过该EMG信号,可对恶化进行预测。由于受试者的体形将不会逐日变化,并且传感器-膜片附接每日将同样是相同的,因此有可能经由体位信号利用例如加速计来测量当前的体位是否类似于或者相同于前一天或前几天的体位。如果并非是该情况,则这可被采用例如图形用户界面(GUI)传达给使用者,该体位需要被改变,以便具有与前一天或前几天(充分)类似的体位。如此一来,可确定根据同一体位执行反复的NRD测量。

[0027] 受试者的体位信号包括确定受试者相对于垂直于地面的轴线的位置。因此,上半身的倾斜被确定并且可被与所指示的位置和角度(例如斜躺(床头被提升一角度,例如45度)或就座)进行比较,受试者的背部舒适地搁置在座椅的靠背上。优选的角度处于从约40到60度、例如40到50度、41到49度、42到48度、43到47度以及44到46度的范围中。为45度的角度是优选的。优选地,受试者的体位信号被反复地、例如日复一日地予以确定,其中确保了相同或类似的体位。如在此使用的类似的体位是指类似的角度并且涉及具有 $\pm 10\%$ 或者更少、优选地为 $\pm 8\%$ 或者更少、 $\pm 5\%$ 或者更少、 $\pm 4\%$ 或者更少、 $\pm 3\%$ 或者更少、 $\pm 2\%$ 或者更少以及优选地为 $\pm 1\%$ 或者更少的值的角度。显然,受试者的体位不仅可关于环境(例如地面)来确定,而且可通过将两个或多个传感器附着到受试者而关于受试者他/她自己来确定。

[0028] 这些传感器可从包括下列的组中选取:加速计、陀螺仪和惯性测量装置(IMU),但不限于此。将传感器以可获得例如受试者的垂直面、倾度并由此获得受试者的躯干的位置的方式附着于受试者。例如,可采用两个加速计,一个附着于受试者的躯干,而另一个附着于受试者的头部。优选地,所述传感器中的一个被用在EMG膜片内。更为优选地,所述传感器中的一个被用在根据本发明的EMG膜片内。这种传感器的使用可通过考虑例如受试者的躯干和/或头的扭转来帮助进一步改善受试者的正确体位/位置。

[0029] 在下一步中,可利用三轴加速计来确定呼吸。因为受试者具有某个倾斜位置是已知的,因此在吸气期间加速计向上移动并且在某个方向上(围绕固定轴线)倾斜是已知的。因此,可能的是,将三轴加速计的向上倾斜与患者的吸气阶段直接相关并且可靠地探测吸气的开始和结束(其可基于对加速计信号的基本上类似或相同的图像的探测)。如此一来,可能的是,将吸气EMG测量与呼气EMG测量分隔开,并且可计算例如EMGAR参数。此外,可能的是,关于吸气肌活动(经由EMG传感器测量到)来确定呼吸信号(经由倾斜加速计测量到)。该阶段还可与对受试者的恶化/改善进行的预测相关。同样可能的是,关于患者的呼吸深度来计算和规范化NRD值。

[0030] 还可能的是探测患者的活动。通过计算三轴加速计数据的2范数(norm),探测患者的大幅活动/运动是可能的。在大幅活动/运动的情况下,忽略掉NRD值的测量值是可能的。而且,还可能利用来自加速计的呼吸测量值来探测受试者的小幅活动/运动。例如,当加速计的围绕正确轴线(其为横向轴线)的倾斜(吸气对呼气)的阶段与EMG测量(主要示出了吸气活动)充分相关时,有可能确定EMG数据预先包含吸气相关信号,例如90%乃至100%,并且将基本上不存在来自例如其它(与呼吸无关的)肌肉的干扰。

[0031] 在此使用的表述“呼吸努力”指的是呼吸肌负荷和能力之间的平衡。因此,“呼吸努力”可对应于“呼吸肌活动”。因此,该提议的方法和装置不仅能够确定和/或监测呼吸努力,而且能够确定和/或监测呼吸肌活动。“呼吸努力”可还可涉及中枢呼吸驱动。

[0032] 在此使用的表述“中枢呼吸驱动”和“中枢呼吸驱动指数”指的是一种被确定为峰值EMG活动的结果的量度,该峰值EMG活动被规范化为吸气嗅闻策略期间的峰值EMG活动并且在NRDI情况下,乘以呼吸率。

[0033] “呼吸努力”、“中枢呼吸驱动”和“中枢呼吸驱动指数”可由根据US 2013/0310699 A1的EMG值所确定,该文献的内容被通过参引全部结合在此。

[0034] 在此使用的表述“体位信号”被用于描述受试者的位置。如上所述,受试者的位置可被关于环境或者关于受试者的体位进行描述。优选地,受试者的位置可被关于垂直于地面的轴线进行描述。因此,体位信号可包括上半身相对于地面的角度。

[0035] 表述“呼吸信号”指的是处于受试者的涵盖了呼气和吸气的整个呼吸周期内的任何阶段。该“呼吸信号”可包括深度(即幅度)信息和/或速率信息。有利地,带有呼吸循环的该阶段的特定点可被确定并且被用于进行反复测量。这种特定点可例如涉及当胸腔处于介于最低位置和最高位置之间的一半距离处时的吸气的中途。这允许更为精确地确定和/或监测受试者的呼吸努力。

[0036] 用语“肌电信号”指的是由细胞内和细胞间的神经元活动产生的电活动。通常,所述术语指的是由肌肉的去极化产生的电势。

[0037] 根据本发明的一个实施例,所提议的装置和方法还包括用于测量受试者的体位信号和呼吸信号的加速计传感器。所使用的该加速计传感器优选地是现有技术中已知的三轴加速计。该加速计优选地包括多个加速轴,并且传感器还适于提供相应的多个加速信号。由于测量了多个加速方向,因此存在确定精确的加速信号的可能性。该传感器可例如包括多轴加速计,其适于产生表示沿着不同的空间轴的加速的运动信号。该多轴加速计优选地是三轴加速计,其适于产生包括表示沿着三个正交空间轴的加速的三个加速计信号的运动信号,从而能够例如测量受试者的倾斜和取向变化。例如,可采用名为Bosch BMA 355、ST微电子技术LIS3DH、LIS2HH12、ST微电子技术LIS344ALH或Kionix KXM 52的三轴加速计。然而,还可将其它种类的多轴加速计用于产生表示沿着不同空间轴的加速的加速信号。加速计的数目并未具体受到限制并且可包括例如两个、三个、四个、五个不同的加速计传感器。然而,使用单个传感器是优选的。

[0038] 根据本发明的另一实施例,该提议的装置还包括用于测量受试者的体位信号和呼吸信号的加速计传感器以及用于测量受试者的肌电信号的肌电图膜片。该加速计传感器优选地存在于肌电图膜片内。

[0039] 肌电图膜片在现有技术中是众所周知的并且包括与受试者的皮肤接触的电极材料,该电极材料被部分地嵌置在电绝缘材料中,该电绝缘材料例如为塑料,包括例如橡胶材料或硅树脂材料。该EMG膜片可被通过粘合附着于皮肤的表面,该粘合包括例如由于在皮肤和膜片上存在液体而导致的粘合、由于使用了胶粘物而导致的粘合或者由于膜片和皮肤之间产生的真空而导致的粘合。将会理解的是,还存在将EMG膜片附着于使用者的皮肤的其它可能性。加速计传感器优选地存在于肌电图膜片内,即存在于与皮肤接触面相反的橡胶材料内。将会理解的是,加速计传感器可并不被放置成与EMG膜片的电极直接电接触。而是,可

在电极和加速计之间形成由诸如橡胶形成的隔离层。该加速计优选地由橡胶材料环绕住,以使得加速计和膜片是防水的。如此一来,可避免来自出汗的干扰。另外,膜片可被容易地进行清洁和/或消毒,以用于下次使用。该膜片还可被以任何适用的方式连接到所提议的装置,从而允许传送受试者的体位信号、呼吸信号和肌电信号。这可通过绝缘线来实施。

[0040] 根据本发明的另一实施例,该肌电图膜片是防水的。这可通过围绕膜片设置由塑性材料(例如硅树脂或硅橡胶)构成的表面来获得。显然,对于受试者的皮肤和位于EMG膜片内的电极之间的接触区域存在需要。在EMG膜片还包括加速计传感器的情况下,所述传感器优选地同时被塑性材料(例如硅树脂或硅橡胶)所环绕。

[0041] 用于呼吸努力的所提议的装置和方法进一步特征在于利用两个这种EMG膜片,它们优选地被以关于患者的胸骨对称的方式设置于第二肋间隙处。显然,在使用两个不同的电极膜片的情况下,一个加速计传感器足以用于确定受试者的体位信号和呼吸信号。然而,两个膜片可被分别设置加速计传感器,以提供平均加速计信号,并且因此分别提供受试者的更为精确的体位信号和呼吸信号。然而,优选的是使用单个肌电图膜片,其包括优选地间隔开一定距离的两个电极,该距离适于将所述电极以关于患者的胸骨对称的方式放置在两个第二肋间隙上方。除这两个电极之外,这种单个膜片可还包括单个加速计传感器,其优选地被附着在肌电图膜片的中心,即处于介于两个电极之间的一半距离处。如上所述,这种膜片可被塑性材料(例如硅树脂或硅橡胶)所环绕,使得膜片是防水的,从而使得这两个电极能够仅与受试者的皮肤接触。

[0042] 根据本发明的另一实施例,使用多个肌电图膜片。如上所述,可使用两个、三个、四个、五个、六个和更多的膜片。此外或者作为膜片的优选放置位置(即以关于患者的胸骨对称的方式处于第二肋间隙处的位置)的替代方案,还可使用其它位置。将会理解的是,这些位置还可提供所需信号,即胸骨旁肌肉活动的电活动。还显然的是,并不是所有的肌电图膜片均需要承载加速计传感器。优选地,所使用的膜片中的两个可分别承载有加速计传感器。更优选地,除这多个肌电图膜片以外的单个膜片可承载加速计传感器。附加电极可被用于修正所确定的肌电信号。

[0043] 根据本发明的另一实施例,该接收单元还被设置成用于接收受试者的运动信号,其中,处理单元还被构造成基于该运动信号确定肌电信号。

[0044] 在此使用的用语“运动信号”指的是受试者的与呼吸不同的任何运动或活动。因此,运动是指受试者的任何其它运动,包括例如身体、臂等的运动。该肌电信号被优选地在不存在任何其它可避免的运动的情况下,即对于静止的受试者或者基本上静止的受试者加以确定。这种运动可能致使在来自胸骨旁肌肉的EMG信号的顶部上出现非呼吸的肌肉活动,该活动需要被确定。作为选择或者此外,这种不同的肌肉活动可被消除掉,该消除可被通过例如移除至少部分地由这种运动信号产生的所有电作用来执行。

[0045] 根据本发明的再一实施例,所提议的装置和方法的接收单元还被设置成用于接收心率信号,其中,处理单元被进一步构造成用以基于心率信号来修正所确定的肌电信号,并且基于修正后的所确定的肌电信号推导出呼吸努力。

[0046] 心率信号可被通过利用加速计来确定。优选地,采用电极膜片的加速计。作为选择,心率信号可被通过利用包括例如心电图的任何其它已知的方法来确定。如上所公开的那样,电极的优选定位是将两个电极以关于患者的胸骨对称的方式放置于第二肋间隙处。

因此,所述电极被基本上放置在受试者的心脏上方。在这方面,心脏活动可能篡改胸骨旁肌肉活动的活动。基本上采取两种方式来执行修正。第一是确定时间间隔,其中,基本上并未监测到心脏活动。在这种时间期间,所需的所确定的肌电信号同样是基本上没有假象的。作为选择,EMG信号和心率信号可被转换成频率域(利用例如快速傅里叶变换)或者时间-频率域(利用加窗傅里叶变换、维格纳(Wigner Ville)或小波变换)。峰值探测器可被用于探测心率信号并且包括将其结果转换成EMG信号。还可采用暂时的方法来随着时间追踪心率信号和EMG信号两者。这可包括例如卡尔曼滤波器。然后,可将这些传送信号进一步用于从所确定的EMG信号中移除该心率信号。

[0047] 该提议的装置还包括指示单元。该指示单元可包括任何光学、触觉和/或听觉指示装置。使用显示器(例如手持式装置(例如智能手机和平板电脑)的显示器)是优选的。例如,呼吸努力可被用从1到10变化的数值表示,其中,1例如表示例如基本上通畅的或极低的呼吸努力,并且10表示极高的呼吸努力。同样的情况还可通过采用符号(例如表情符号)和/或通过文字或短句的描述(例如“低、中、高”)来获得。其它的可能性是显示最大吸气努力的百分比(例如EMG %max)或者利用任何单位。

[0048] 该指示单元可还提供用于体位信号、呼吸信号、肌电信号、运动信号和心率信号的指标,但是并不限于此。该指示单元可还适于在受试者的体位不正确的情况下提供警报。此外,加速计可被与病床或床的上半部联接,并且向适于将病床或床移动到所需位置的电力引擎提供有关患者的确切位置的信息。此外或者作为选择,在呼吸努力并不处于预定范围内的情况下,提供警报。

[0049] 根据本发明的另一实施例,该装置包括指示单元,其中,该指示单元被构造成用于通过表明受试者相对于垂直于地面的轴线的位置来表明受试者的体位信息。如上所述,这可通过表明上半身与地面的角度来执行。

[0050] 根据本发明的另一方面,提供一种用于确定和/或监测受试者的呼吸努力的肌电图膜片。该膜片包括第一接触电极和第二接触电极,该第一接触电极和该第二接触电极被联接于膜片并且适于接触受试者的皮肤;和至少一个加速计,其中,第一电极和第二电极之间的距离对应于受试者的右胸骨旁位置和受试者的左胸骨旁位置之间的距离。

[0051] 该肌电图膜片是单个膜片,即两个电极被设置在同一膜片上。这两个接触电极被空间间隔开并且被嵌置在隔离材料(优选地为形成膜片的材料)中。该膜片可如上所述制成。这也适用于加速计和/或表征该膜片的其它参数。单个膜片的使用提供了附加优点,即,有助于膜片的正确定位。第一,仅仅需要设置单个膜片,而非两个。此外,来自心脏的电(ECG)信号可被用作用于单个膜片的正确定位的指标。第一接触电极和第二接触电极被优选地附着于该膜片。

[0052] 受试者的右胸骨旁位置和受试者的左胸骨旁位置之间的第二距离是两个接触电极之间的用于利用例如所提议的装置或者所提议的方法评估该呼吸努力的最佳距离。优选地,该距离是被与受试者的胸骨左缘和胸骨右缘横向相距1厘米放置的电极的距离。将会理解的是,两个电极之间的距离在不同的受试者之间是不同的,诸如它对于发育完全的人是较大的对于未成年人是较小的或者对于婴儿是更小的。该距离可处于2到8厘米的范围内,优选地处于4到6厘米的范围内。

[0053] 根据本发明的另一实施例,该提议的方法还包括接收受试者的运动信号,其中还

基于该运动信号确定肌电信号。

[0054] 根据本发明的再一实施例,该方法还包括接收心率信号,并且基于该心率信号确定肌电信号,并且基于修正后的所确定的肌电信号来推导出呼吸努力。

[0055] 根据本发明的实施例,该肌电信号被在呼吸信号表现受试者的吸气并且体位信号表现受试者相对于与地面垂直的轴线的具体位置的情况下加以确定。如上所述,这种具体位置可涵盖具有或不具有偏差的诸如45度之类的角度。

[0056] 根据本发明的另一实施例,该方法被用于对呼吸病症进行监测/评估。作为选择,该方法还可被用于对COPD和/或气喘进行监测/评估。仍然作为选择,该方法还可被用于对包括例如COPD和哮喘的呼吸病症进行诊断。

[0057] COPD的特征可在利用所提议的方法或装置从EMG信号确定的具体呼吸努力和/或中枢呼吸驱动。

附图说明

[0058] 本发明的这些和其它特征将通过下文中描述的实施例而变得明白并且被参照这些实施例进行说明。在下列附图中:

[0059] 图1示出了具有用于确定呼吸努力的正确体位的受试者的示意图;

[0060] 图2示出了用于在根据本发明的装置和方法中使用的建议EMG膜片的实施例的截面图;

[0061] 图3示意性地示出了用于监测受试者的呼吸努力的根据本发明的装置的实施例;和

[0062] 图4示出了人体的肋间隙的概图。

具体实施方式

[0063] 图1示意性地示出了在其胸腔上具有EMG膜片42的受试者50或患者,该膜片优选地被以关于胸骨对称的方式设置于第二肋间隙处,用于测量胸骨旁肌肉活动。根据该示例性实施例,受试者50的上半身被放置在正确位置中,用于确定呼吸努力,其中与垂直于地面的轴线所成的角度54是45度。

[0064] 图2是贯穿EMG膜片的截面图,该EMG膜片可被用于执行所提议的方法并且与所提议的装置10结合使用。EMG膜片42具有与人类皮肤接触的接触面,其中膜片42的电接触区域44提供与受试者50的皮肤的电接触。膜片42还具有设置在膜片42的中央中、位于电接触区域44的上方并与之间隔开的加速计传感器40。接触区域44的一侧呈现于受试者50的皮肤,而接触区域44的另一侧和加速计传感器40可被以防水的方式嵌置在硅橡胶材料中。

[0065] 图3示意性地示出了根据本发明的用于确定呼吸努力的装置10的实施例。该装置10包括用于接收受试者的体位信号30、呼吸信号32和肌电信号34、34a的接收单元20。信号30、32和34可从图2中所示的膜片42接收到。特别地,体位信号30和呼吸信号32被从加速计40接收到,并且肌电信号34从电接触区域44接收到。可选择地,还接收到受试者50的可能的运动信号36和心率信号38。接收单元20将信号传送到处理单元22,该处理单元22被构造成基于体位信号和呼吸信号确定肌电信号34、34a。可选择地,该肌电信号34a还被基于意指受试者50并不运动而是保持静止的运动信号36予以确定。心率信号38可同样被用于修正所确

定的肌电信号34a。为此,可将心率信号的影响从肌电信号中移除。在下一步中,所确定的肌电信号34a仅表示胸骨旁肌肉的活动,也就是说,其基本上不具有源自错误体位、受试者的呼吸循环的错误时间与呼吸无关的任何运动以及可能地来自心跳的假象的干扰信号。所确定的肌电信号可被视为是呼吸努力的直接测量值,也就是说,它表示比例值。所确定的肌电信号可被进一步用于计算规范化的中枢呼吸驱动。

[0066] 图4示出了受试者50的肋间隙的概图。左侧示出了吸气所需的肋间外肌62。右侧显示了呼气所需的肋间内肌66。因此,肋间外肌62仅仅示出在图4的左侧,而肋间内肌66仅仅示出在图4的右侧。通过此概图,还可进一步得出斜角肌60和隔膜68的位置。用于肌电图膜片的优选放置位置由附图标记64表示,其中64a和64b表示用于待被优选地以关于患者50的胸骨对称的方式放置于第二肋间隙处的膜片42的接触区域44的两个位置。由于仅仅示出了肋间内肌66,导致并未适当地示出右侧位置64b。可使用单个膜片42,其中膜片42的尺寸基本上对应于放置位置64的边界,并且两个点64a和64b表示接触电极44的位置。64a和64b之间的距离是用于放置带有两个接触电极44的单个膜片42或各带有一个接触电极44的两个膜片42的优选距离,分别为特别是受试者50的右胸骨旁位置和左胸骨旁位置。

[0067] 总之,在此呈现的装置和方法可靠地监测受试者的呼吸努力。作为一个优点,考虑受试者的体位信号和呼吸信号能够确定更为精确和可靠的EMG信号。此外,因此降低了可变性(对于同一个人但在不同时间获取的EMG的情况下,连续的EMG分析中的重要干扰因子)。

[0068] 虽然本发明已经被结合附图和先前的描述详细地进行了说明和描述,但这种说明和描述将被视为是说明性的或示例性的,而非限制性的;本发明并不限于所公开的实施例。对于所公开的实施例作出的其它变化可由实践所要求保护的发明的本领域技术人员通过研究附图、公开内容和所附权利要求书而得到理解并予以实施。

[0069] 在权利要求书中,词语“包括”并不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一个”或“一种”并不排除复数。单个元件或其它单元可实现权利要求中所详述的若干事物的功能。某些测量值在互相不同的从属权利要求中得到详述该一事实并不表示,这些测量值的组合无法被加以使用以使优点得到突出。

[0070] 计算机程序可被存储/分配在适用介质(例如光学存储介质或连同其它硬件一起或者作为其一部分供应的固态介质)上,但是还可被以其它形式进行分配,例如经由网络或其它有线或无线通信系统进行分配。

[0071] 权利要求书中的任何附图标记均不应被解释为对范围进行限制。

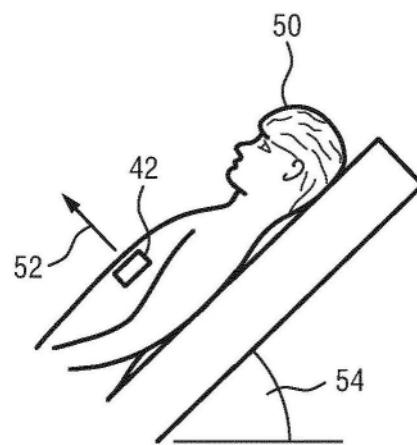


图1

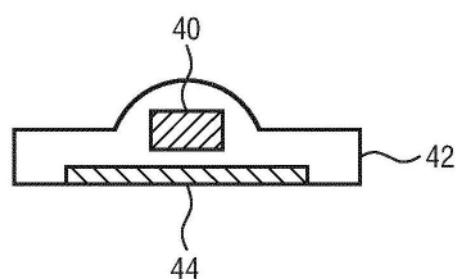


图2

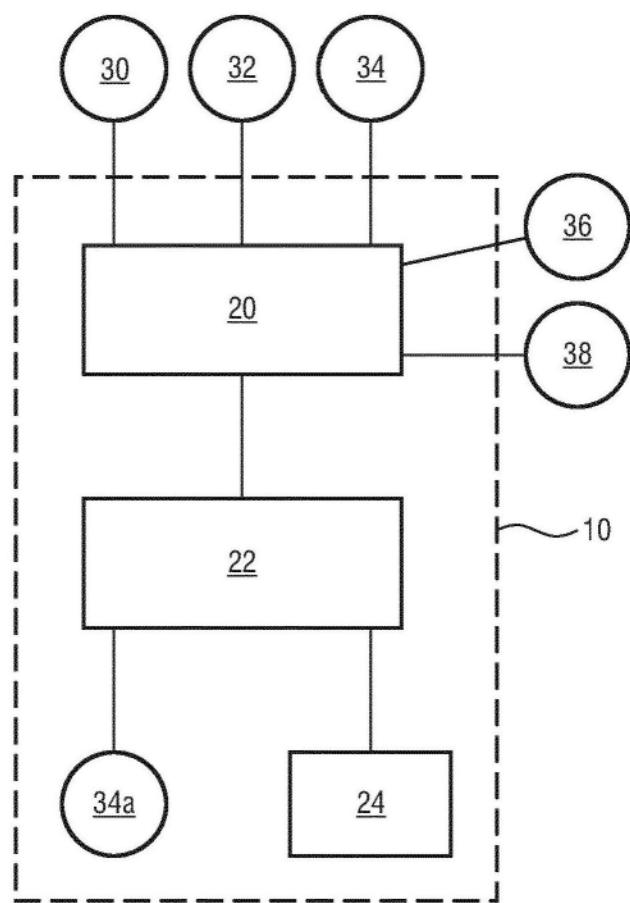


图3

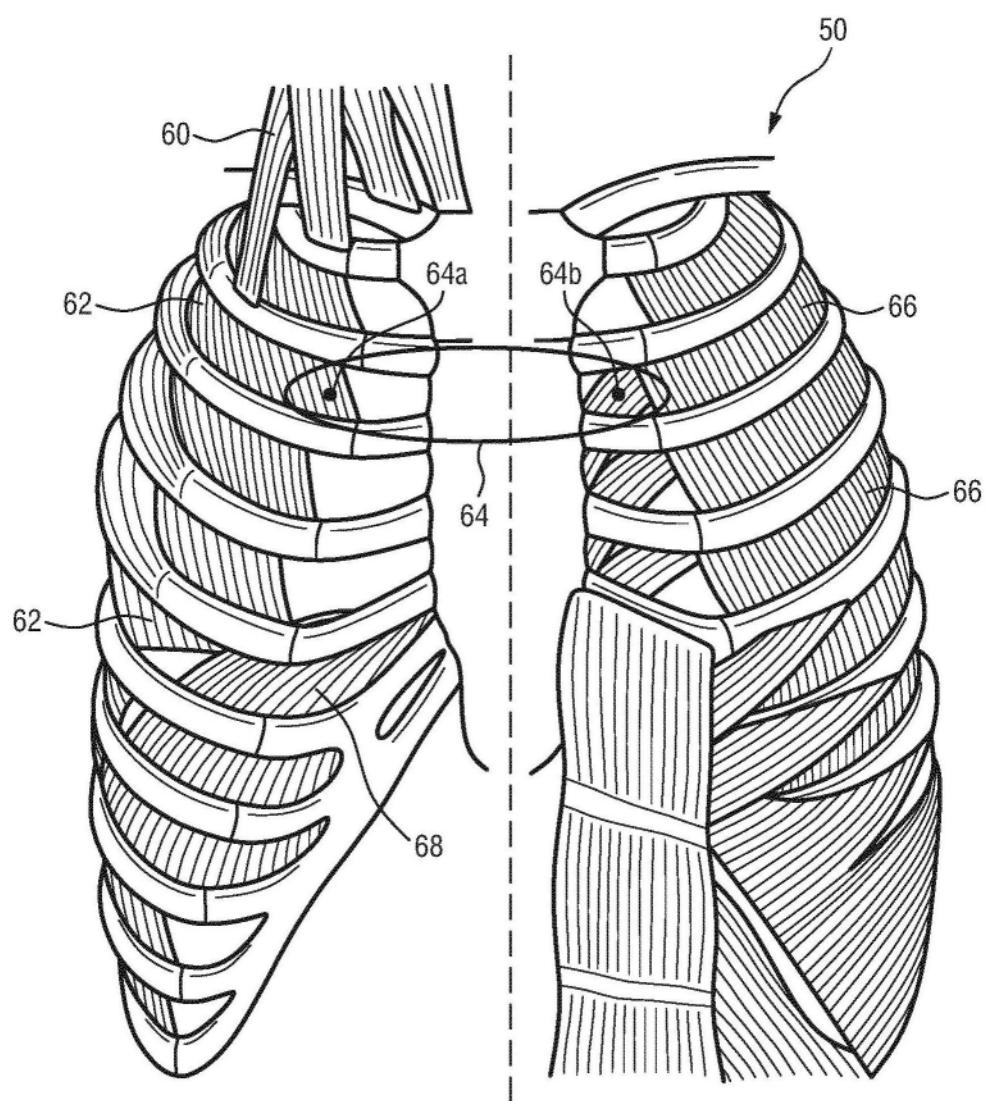


图4