



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108135535 B

(45) 授权公告日 2021.01.05

(21) 申请号 201680059232.1

(22) 申请日 2016.08.01

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108135535 A

(43) 申请公布日 2018.06.08

(30) 优先权数据

15180614.8 2015.08.11 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.10

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/068261 2016.08.01

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2017/025363 EN 2017.02.16

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·M·M·德克斯 J·范德拉尔

A·J·M·德尼森

S·M·L·德沃特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 102438516 A, 2012.05.02

WO 2015089668 A1, 2015.06.25

US 8280498 B2, 2012.10.02

US 2014187995 A1, 2014.07.03

审查员 王珊珊

权利要求书3页 说明书15页 附图5页

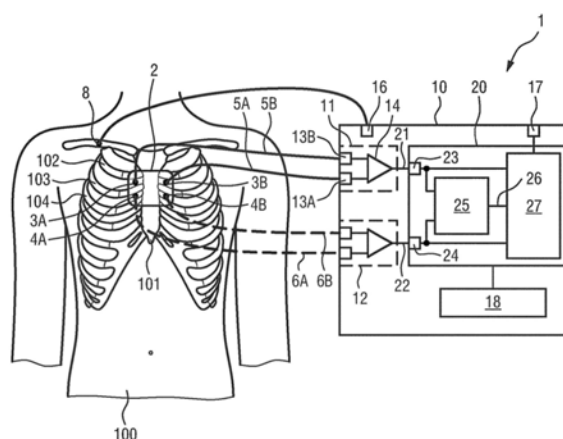
### (54) 发明名称

用于处理与呼吸活动有关的肌电图信号的装置和方法

### (57) 摘要

本发明涉及医学技术领域,并且具体涉及基于从对象的胸部的肋间肌取得的表面肌电图测量结果来确定慢性阻塞性肺病(COPD)患者的呼吸活动。提出了一种用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的处理装置,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中的呼吸努力的测量。所述处理装置包括:第一接口,其用于接收在所述身体上的第一位置处从所述目标肌肉和所述另外的肌肉获得的第一肌电图信号;第二接口,其用于接收在所述身体上的第二位置处从所述另外的肌肉获得的第二肌电图信号;以及分析单元,其用于基于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号来确定相似性信号。其中,所述分析单元还被配置为:如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位,并且/

或者,如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位。



1. 一种用于处理指示人类身体或动物身体(100)中的目标肌肉(120)的活动的肌电图信号的处理装置(20),所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉(126、128)的活动中的呼吸努力的测量,所述处理装置包括:

第一接口(23),其被配置用于接收在所述身体(100)上的第一位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第一肌电图信号(21);

第二接口(24),其被配置用于接收在所述身体(100)上的第二位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第二肌电图信号(22),所述身体上的所述第二位置不同于所述身体上的所述第一位置;以及

分析单元(25),其被配置用于基于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的相似性来确定相似性信号(26),所述相似性信号的高值对应于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的高相似性,其中,所述分析单元(25)还被配置为:

如果从所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)获得的所述相似性信号(26)低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位(P2、P3),并且/或者

如果从所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)获得的所述相似性信号(26)超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位(P1)。

2. 根据权利要求1所述的处理装置,其中,所述目标肌肉(120)是胸骨旁肋间肌,并且/或者,其中,所述另外的肌肉是胸横肌(126)和胸大肌(128)中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的处理装置,其中,所述相似性信号(26)指示所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)的相关性或谱相干性。

4. 根据权利要求1所述的处理装置,其中,所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)中的至少一个是在肋间隙(105、106)处获得的。

5. 根据权利要求1所述的处理装置,其中,所述第一肌电图信号(21)是在第二肋间隙(105)处获得的,并且/或者,其中,所述第二肌电图信号(22)是在第三肋间隙(106)处获得的。

6. 根据权利要求1所述的处理装置,其中,

所述第一肌电图信号(21)是在所述身体上的所述第一位置处从所述另外的肌肉(126、128)以及所述目标肌肉的第一实例(120A)获得的,并且

所述第二肌电图信号(22)是在所述身体上的所述第二位置处从所述另外的肌肉(126、128)以及所述目标肌肉的第二实例(120B)获得的。

7. 根据权利要求1所述的处理装置,

其中,所述分析单元(25)还被配置为基于所述相似性信号(26)来提供指示所述呼吸相位的呼吸相位信号;并且

其中,所述处理装置(20)还被配置为基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力。

8. 根据权利要求7所述的处理装置,

其中,所述处理装置(20)被配置为在吸气相位期间基于所述第一肌电图信号(21)的信号能量来确定吸气努力并且/或者在呼气相位期间基于所述第一肌电图信号(21)的信号能量来确定呼气努力。

9. 根据权利要求1所述的处理装置,其中,所述处理装置(20)被配置为基于所述相似性信号(26)从所述第一肌电图信号(21)中移除所述另外的肌肉(126、128)的活动。

10. 一种用于与根据权利要求1所述的处理装置(20)一起使用的电极贴片(2),所述电极贴片(2)包括被布置用于在胸部的至少两个不同位置处进行表面肌电图测量的至少两个电极集合(3A、3B、4A、4B),

其中,第一电极集合包括第一电极对(3A、3B),所述第一电极对被布置用于在胸骨(101)旁的第二肋间隙(105)处测量第一肌电图信号(21);并且

其中,第二电极集合包括第二电极对(4A、4B),所述第二电极对被布置用于在胸骨(101)旁的第三肋间隙(106)处测量第二肌电图信号(22)。

11. 一种用于处理指示人类身体或动物身体(100)中的目标肌肉(120)的活动的肌电图信号的处理装置(20),所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉(126、128)的活动中的呼吸努力的测量,所述处理装置包括:

第一接口(23),其被配置用于接收在所述身体(100)上的第一位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第一肌电图信号(21);

第二接口(24),其被配置用于接收在所述身体(100)上的第二位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第二肌电图信号(22),所述身体上的所述第二位置不同于所述身体上的所述第一位置;

分析单元(25),其被配置用于基于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的相似性来确定相似性信号(26),所述相似性信号的高值对应于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的高相似性,

其中,所述分析单元(25)还被配置为基于所述相似性信号(26)来提供指示呼吸相位的呼吸相位信号;并且

其中,所述处理装置(20)还被配置为基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力,其中,高相似性指示呼气呼吸相位,并且低相似性指示吸气呼吸相位。

12. 根据权利要求11所述的处理装置,

其中,所述处理装置(20)被配置为在吸气相位期间基于所述第一肌电图信号(21)的信号能量来确定吸气努力并且/或者在呼气相位期间基于所述第一肌电图信号(21)的信号能量来确定呼气努力。

13. 一种肌电图系统(1),包括:

肌电图设备(10),其包括根据权利要求1或11所述的处理装置(20);

第一电极对(3A、3B),其被布置用于获得所述第一肌电图信号(21),其中,所述第一电极对能连接到所述肌电图设备(10)的第一输入部(11),以用于将所述第一肌电图信号(21)提供到所述处理装置(20)的所述第一接口(23);以及

第二电极对(4A、4B),其被布置用于获得所述第二肌电图信号(22),其中,所述第二电极对能连接到所述肌电图设备(10)的第二输入部(12),以用于将所述第二肌电图信号(22)提供到所述处理装置(20)的所述第二接口(24)。

14. 一种用于处理指示人类身体或动物身体(100)中的目标肌肉(120)的活动的肌电图信号的方法,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉(126、128)的活动中的呼吸努力的测量,所述方法包括以下步骤:

接收在所述身体(100)上的第一位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第一肌电图信号(21)；

接收在所述身体(100)上的第二位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第二肌电图信号(22)，所述身体上的所述第二位置不同于所述身体上的所述第一位置；

基于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的相似性来确定相似性信号(26)；并且

如果从所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)获得的所述相似性信号(26)低于第一预定阈值，那么将呼吸相位确定为吸气相位(P2、P3)，并且/或者

如果从所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)获得的所述相似性信号(26)超过第二预定阈值，那么将呼吸相位确定为呼气相位(P1)。

15. 一种用于处理指示人类身体或动物身体(100)中的目标肌肉(120)的活动的肌电图信号的方法，所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉(126、128)的活动中的呼吸努力的测量，所述方法包括以下步骤：

接收在所述身体(100)上的第一位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第一肌电图信号(21)；

接收在所述身体(100)上的第二位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第二肌电图信号(22)，所述身体上的所述第二位置不同于所述身体上的所述第一位置；

基于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的相似性来确定相似性信号(26)，所述相似性信号的高值对应于所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)之间的高相似性；并且

基于所述相似性信号(26)来提供指示呼吸相位的呼吸相位信号；并且

基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力，

其中，高相似性指示呼气呼吸相位，并且低相似性指示吸气呼吸相位。

16. 一种存储有计算机程序的计算机可读介质，所述计算机程序包括程序代码单元，所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使计算机执行根据权利要求14或15所述的方法的步骤。

## 用于处理与呼吸活动有关的肌电图信号的装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学技术领域,并且具体涉及基于从对象的胸部的肋间肌取得的表面肌电图测量结果来确定慢性阻塞性肺病(COPD)患者的呼吸活动。本发明涉及用于处理肌电图信号的装置和方法以及用于执行所述方法的对应的计算机程序。

### 背景技术

[0002] 肌电图(EMG)是用于确定肌肉活动的技术。肌电图系统检测当肌肉细胞被电激活或被神经激活时生成的电势。用于差分测量的电极或电极对被应用于目标肌肉以获得指示肌肉活动的电压信号。

[0003] 能够直接在肌肉内直接直接测量信号(有创EMG)或者在肌肉上的皮肤上测量信号(表面EMG)。对于有创EMG,针电极直接插入感兴趣肌肉组织。对于表面EMG,作为无创技术,将电极应用于对象的皮肤。

[0004] 表面EMG测量涉及检测、处理和记录由肌肉组织生成的非常小的电学变化。这些信号的幅度可能低至几微伏,因此可能受到来自测量系统或人类身体本身的其他更占优的噪声源的干扰。

[0005] 表面EMG的一种应用是确定胸部的胸骨旁区域处的呼吸活动,用于评估慢性阻塞性肺病(COPD)患者或其他呼吸疾病患者的神经呼吸驱动(NRD)。可以使用来自胸骨旁肋间肌的肌电图测量来计算呼吸活动。

[0006] WO 2013/045920 A1公开了对应的患者监测方法和监测设备。通过获得第二肋间隙胸骨旁肌电图的量度来测量神经呼吸驱动(NRD)。使用常规的电极和放大器来采集信号。为了改善EMG信号,建议应用滤波算法从EMG信号中移除心电图(ECG)伪影。将高通滤波器应用于原始信号以移除基线噪声,并且执行12-20Hz之间的额外的带通滤波以移除呼吸伪影。

[0007] Murphy等人的“Neural respiratory drive as a physiological biomarker to monitor change during acute exacerbations of COPD”(第602-608页,Thorax2011)也教导了通过测量第二肋间隙胸骨旁肌电图(EMG)活动来监测神经呼吸驱动(NRD)。该分析使用均方根(RMS)EMG信号。鼻导管连接到差压换能器(Validyne DP 45,Validyne, Northridge,California USA)以识别呼吸的吸气相位和呼气相位。

[0008] Murphy等人还教导了不能排除来自其他胸壁肌肉的污染。因此,在数据采集期间仔细观察患者位置和电极位置以使第二肋间隙胸骨旁肌肉对吸气EMG信号的贡献最大化并使其他肌肉的活动最小化。此外,Murphy等人教导了可以使用针电极技术来分离胸骨旁肌肉活动。

[0009] US 2012/0095742 A1公开了用于处理用于实时检测功能循环活动的信号的系统和方法。基于来自两个采集器件的两个信号之间的相关性分数来验证患者上的诸如EMG电极的采集器件的位置。

[0010] 对应地,WO 2015/089668 A1公开了用于验证患者的吸气肌肉活动的方法和系统以及使用该方法和系统的机械通气系统。

[0011] US 6588423 B1公开了用于响应于肌电活动而触发通气支持的方法和设备。逻辑触发电路触发与肌电信号、呼吸气流信号和/或呼吸压力信号有关的通气支持以辅助患者呼吸。将肌电信号的幅度与给定阈值进行比较,并且当肌电信号的幅度高于该阈值时触发通气支持。

## 发明内容

[0012] 本发明的目的是进一步改进肌电图系统。尤其地,更详细地分析呼吸过程将是有利的,尤其是对于越来越多地使用辅助肌肉呼吸的COPD患者。

[0013] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的处理装置,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中的呼吸努力的测量。所述处理装置包括:

[0014] 第一接口,其用于接收在所述身体上的第一位置处从所述目标肌肉和所述另外的肌肉获得的第一肌电图信号;

[0015] 第二接口,其用于接收在所述身体上的第二位置处从所述另外的肌肉获得的第二肌电图信号;以及

[0016] 分析单元,其用于基于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号来确定相似性信号,其中,所述分析单元还被配置为:

[0017] 如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位,并且/或者

[0018] 如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位。

[0019] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的方法,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中的呼吸努力的测量。所述方法包括以下步骤:

[0020] 接收在所述身体上的第一位置处从所述目标肌肉和所述另外的肌肉获得的第一肌电图信号;

[0021] 接收在所述身体上的第二位置处从所述另外的肌肉获得的第二肌电图信号;

[0022] 基于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号来确定相似性信号;并且

[0023] 如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位,并且/或者

[0024] 如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位。

[0025] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的另外的处理装置,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中的呼吸努力的测量。所述处理装置包括:

[0026] 第一接口,其用于接收在所述身体上的第一位置处从所述目标肌肉和所述另外的肌肉获得的第一肌电图信号;

[0027] 第二接口,其用于接收在所述身体上的第二位置处从所述另外的肌肉获得的第二肌电图信号;

[0028] 分析单元,其用于基于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号来确定相似性信号,

[0029] 其中,所述分析单元还被配置为基于所述相似性信号来提供指示呼吸相位的呼吸相位信号;并且

[0030] 其中,所述处理装置还被配置为基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力。

[0031] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的另外的方法,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中的呼吸努力的测量。所述方法包括以下步骤:

[0032] 接收在所述身体上的第一位置处从所述目标肌肉和所述另外的肌肉获得的第一肌电图信号;

[0033] 接收在所述身体上的第二位置处从所述另外的肌肉获得的第二肌电图信号;

[0034] 基于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号来确定相似性信号;并且

[0035] 基于所述相似性信号来提供指示呼吸相位的呼吸相位信号;并且

[0036] 基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力。

[0037] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的另外的方法,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中的呼吸努力的测量。所述方法包括以下步骤:

[0038] 接收在第二肋间隙处从所述目标肌肉和所述另外的肌肉获得的第一肌电图信号;

[0039] 接收在第三肋间隙处从所述另外的肌肉获得的第二肌电图信号;

[0040] 基于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号来确定相似性信号。

[0041] 在本发明的另外的方面中,提出了一种肌电图系统,所述肌电图系统包括肌电图设备,所述肌电图设备包括上述处理装置中的一种。所述系统还能够包括:第一电极对,其用于获得所述第一肌电图信号,其中,所述第一电极对能连接到所述肌电图设备的第一输入部,以用于将所述第一肌电图信号提供到所述处理装置的所述第一接口;以及第二电极对,其用于获得所述第二肌电图信号,其中,所述第二电极对能连接到所述肌电图设备的第二输入部,以用于将所述第二肌电图信号提供到所述处理装置的所述第二接口。

[0042] 在本发明的另外的方面,提供了一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使计算机执行本文公开的方法中的一种的步骤。本发明还提供了一种存储有计算机程序产品的非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序产品当由处理器运行时使得执行本文公开的方法中的一种。

[0043] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,所要求保护的方法具有与所要求保护的设备以及在从属权利要求中所限定的类似的和/或相同优选实施例。

[0044] 本文提出的解决方案提供了进一步改进肌电图系统的可能性。尤其地,所提出的解决方案的各个方面提供了更详细地分析呼吸过程的可能性,尤其是对于越来越多地使用辅助肌肉呼吸的COPD患者。

[0045] 现有技术建议测量在第二肋间隙处获得的肌电图信号,即,测量将肋骨向前延伸的第二肋软骨与第三肋软骨之间的胸骨旁肌肉。然而,表面EMG测量不仅提供了对所期望的胸骨旁肋间肌的活动的测量,而且实际上提供了对位于胸骨旁区域的至少三个主要肌肉

(即,胸骨旁肋间肌(尤其是在吸气期间所涉及的内部肋间肌的软骨间部分)、胸横肌(呼气辅助肌肉)和胸大肌)的混合活动的测量。胸大肌在躯干和手臂的移动(例如,姿势变化)期间可能会被显著激活,从而导致EMG测量中的运动伪影。如果不能很好地放松(例如如果过度地用于维持姿势),那么胸大肌也可能在测量中生成不期望的紧张性活动。如果在受迫吸气期间被征用,那么它也可能在测量中生成相位性质的活动。

[0046] 现有技术(Murphy等人)指示患者保持平静和放松,这会减少胸大肌的贡献,并且现有技术(Murphy等人)还教导有创针电极技术能够用于分离胸骨旁肌肉活动。虽然有创EMG能够在信号质量方面提供出色的结果,但是将针应用于对象的身体是非常不方便的,并且对于家庭健康护理环境来说尤其不实用。

[0047] 发明人遵循不同的方法,即,除了常规的肌电图信号以外,在身体上的第二位置处获得第二肌电图信号。在从目标肌肉和另外的肌肉获得第一肌电图信号的同时,在身体上的第二位置处从另外的肌肉获得第二肌电图信号,第二位置不提供来自该目标肌肉的信号。换句话说,第二肌电图信号是从另外的肌肉而不是从第一肌电图信号的目标肌肉获得的。应当指出,由于可以容忍的串扰,目标肌肉可能存在残余贡献。通过引入第二肌电图信号的测量,能够区分不同肌肉的活动,尤其是作为目标肌的胸骨旁肋间肌的活动和作为另外的肌肉的胸横肌的活动。

[0048] 本发明基于这样的认识:神经并且因此一个肋间肌或肌肉部分(例如,第二肋间隙胸骨旁肌肉)的活动与另一肋间肌或肌肉部分的活动基本上是独立的,例如,与第三肋间隙胸骨旁肌肉或第二肋间隙处的另一肋间肌部分基本上是独立的。初看起来,这样的独立性似乎违反直觉,这是因为,例如在健康的对象中,但是在更多的COPD患者中,第二肋间隙胸骨旁肌肉和第三肋间隙胸骨旁肌肉可能以同步方式收缩以支持呼吸。尽管如此,已经发现,运动单元动作电位本质上能够是独立的,它们能够随机/任意叠加。

[0049] 然而,其他肌肉(如胸横肌和胸大肌)横跨胸骨上的多个肋间隙。结果,如果在身体上的至少两个位置处测量肌肉活动,使得至少一个肋间肌被测量为仅在第一位位置处的目标肌肉,并且在两个位置处都测量跨越两个位置的至少一个另外的肌肉,那么两个测量结果的相似性能够被确定为随时间的相似性信号。如果仅目标肌肉或主要是目标肌肉是活跃的,那么在身体上的第一位从目标肌肉和另外的肌肉获得的第一肌电图信号与从另外的肌肉获得的第二肌电图信号之间的相似性为低,然而,如果另外的肌肉是活跃的,那么第一肌电图信号与第二肌电图信号之间的相似性能够为高。因此,额外的肌电图信号提供了额外的信息以区分不同的肌肉活动类型。相似性能够指示呼吸相位和/或紧张性肌肉活动。例如,能够将胸骨旁肋间肌的活动与胸横肌的活动区分开来。据此能够区分吸气活动与呼气活动。在实施例,内部肋间肌能够被看作呼气肌肉,外部肋间肌能够被看作吸气肌肉。作为另一范例,能够将胸骨旁肋间肌的活动与胸大肌的活动区分开来。据此能够区分相位活动与紧张性活动。

[0050] 因此,所述分析单元能够被配置为:如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位,并且/或者,如果从所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号获得的所述相似性信号超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位。第一预定阈值和第二预定阈值能够是相同的或不同的。已经发现,因肋间肌而产生的吸气努力提供了基本上不相关或独立的信号,这是



由于例如在作为第一位置的第二肋间隙处和在作为第二位置的第三肋间隙处获得的各自的肌肉具有单独的神经支配。因此,肌电图信号示出低的相关性,其能够被表示为相似性信号的低值。能够归因于横胸肌的活动的呼吸努力继而产生相关的信号,这是因为横胸肌在第二肋间隙和第三肋间隙下方伸展。因此,肌电图信号示出高的相关性,其能够被表示为相似性信号的高值。因此,能够区分吸气努力与呼气努力。

[0051] 本文使用的术语“肌电图信号”能够指指示肌肉的活动的电位信号或电压信号。能够获得肌电图信号作为一个电极相对于参考电位的单端测量结果。然而,有利地,使用EMG电极对(尤其是表面EMG电极对)来执行差分测量。尤其是对于表面EMG测量,肌电图信号能够表示一个或多个下面的肌肉的动作电位的叠加。

[0052] 本文使用的术语“肌肉”能够指单个肌肉,但是也能够指属于相同肌肉类型的肌肉集合或涉及相同功能的肌肉集合。例如,当提到肋间肌时,这能够包括靠近胸骨的肋间肌,例如,胸骨旁肌肉,但是远离胸骨,例如外部肋间或内部肋间的骨间部分。肋间肌也能够位于第2肋间隙中,但是也能够位于第3肋间隙中。为了简单起见,因此能够参考肋间肌。

[0053] 本文使用的术语“相似性信号”能够指指示第一肌电图信号与第二肌电图信号之间的相似性的信号。不管是否存在能够包括符号翻转的缩放因子,该相似性信号能够指示第一肌电图信号如何与第二肌电图信号相关。这种相似性能够例如借助于第一肌电图信号与第二肌电图信号之间的互相关性或相干性(尤其是谱相干性)来计算。由此,能够随时间对第一肌电图信号与第二肌电图信号之间的关系进行分析。

[0054] 本文使用的术语“呼吸努力”能够指尤其是患有诸如COPD的呼吸疾病的患者为了维持通气需求或表达(即,对呼吸的驱动)而必须做出的努力。尤其地,呼吸努力能够描述呼吸肌肉活动,例如,胸骨旁肋间肌或胸横肌支持呼吸的活动。与肌肉的紧张性活动相比,呼吸肌肉活动也能够被称为相位活动。

[0055] 在实施例中,所述目标肌肉能够是肋间肌,尤其是胸骨旁肋间肌。所述另外的肌肉能够是胸横肌或胸大肌。已经发现,胸骨旁肋间肌能够被激活以支持吸气。胸骨旁内部肋间肌的活动水平因此能够指示吸气期间的呼吸努力强度。对肋间肌的活动的活动的评价也能够充当对COPD患者日常恶化或改善的指标。另一方面,胸横肌(也被称为胸骨三角肌)能够被激活以用于非被动呼气。由于COPD患者经历呼气流量限制并且可能想要在吸气相位之前尽可能多地将空气排出肺部,因此胸横肌可以被征用以用于受迫呼气。胸大肌继而与对象的躯干和/或手臂移动以及姿势维持有关,并且基本上与呼吸无关。有利地,患者被指示在测量期间保持平静并保持肌肉放松,以避免运动伪影并保持测量的紧张性活动尽可能低。例如来自加速计的额外的感测测量结果也能够用于识别运动伪影,例如在这种情况下省略呼吸努力评估测量。可能地,在受迫吸气时也可能涉及胸大肌。

[0056] 在实施例中,所述相似性信号指示所述第一肌电图信号与所述第二肌电图信号的(互)相关性或谱相干性。第一肌电图信号与第二肌电图信号的相似性继而能够指示对象的呼吸相位,这是因为在呼吸周期的不同相位期间涉及不同的肌肉。在静息的健康对象中,主要由膈肌来执行呼吸。在诸如COPD的呼吸疾病患者中,能够通过胸骨旁肋间肌和其他辅助肌肉逐渐辅助吸气。由于第二肋间隙中的肋间肌和第三肋间隙中的肋间肌受到独立的神经支配,因此对于在第二肋间隙处获得的第一肌电图信号与在第三肋间隙处获得的第二肌电图测量结果,对应的动作电位基本上是独立的。另一方面,胸骨下三角肌也被称为胸横肌,

其伸展超过第二肋间隙和第三肋间隙,产生相关信号,该相关信号既存在于第二肋间隙处的第一肌电图信号中,又存在于第三肋间隙处的第二肌电图信号中。因此,当在吸气期间各自的肋间肌活跃时,第一肌电图信号与第二肌电图信号不相似(或不相关),而当在非被动呼气期间胸横肌活跃时,第一肌电图信号与第二肌电图信号相似或相关。

[0057] 在实施例中,所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号中的至少一个是在肋间隙处获得的。有利地,所述第一肌电图信号是在所述肋间隙中的一个处获得的,并且所述第二肌电图信号是在另一肋间隙处获得的。

[0058] 在实施例中,所述第一肌电图信号是在第二肋间隙处获得的,并且/或者,所述第二肌电图信号是在第三肋间隙处获得的。第二肋间隙指第二肋软骨或肋骨与第三肋软骨或肋骨之间的肋间隙。第三肋间隙指第三肋软骨或肋骨与第四肋软骨或肋骨之间的肋间隙。因此,第一肌电图信号提供第二肋软骨与第三肋软骨之间的胸骨旁肋间肌以及下面的胸横肌的信号读数,而第二肌电图信号提供第三肋软骨与第四肋软骨之间的胸骨旁肋间肌以及下面的胸横肌的信号读数。因此,不同的肋间肌对第一肌电图信号和第二肌电图信号有贡献,而相同的胸横肌或肌肉组对第一肌电图信号和第二肌电图信号有贡献。

[0059] 在实施例中,所述第一肌电图信号能够是在所述身体上的所述第一位置处从所述另外的肌肉以及所述目标肌肉的第一实例获得的,并且所述第二肌电图信号是在所述身体上的所述第二位置处从所述另外的肌肉以及所述目标肌肉的第二实例获得的。目标肌肉能够指肌肉组,例如,胸骨旁肋间肌。目标肌肉的实例能够指能够找到这些肌肉的不同位置。例如,目标肌肉的第一实例能够是第二肋间隙胸骨旁肌肉,即,第二肋间隙中的胸骨旁肋间肌,而目标肌肉的第二实例能够是第三肋间隙胸骨旁肌肉,即,第三肋间隙中的胸骨旁肋间肌。然而,第一肌电图信号和第二肌电图信号是从相同的另外的肌肉或肌肉组(例如,胸横肌)获得的。在另外的范例中,目标肌肉的第一实例能够是第二肋间隙胸骨旁肌肉,即,位于第二肋间隙中靠近胸骨的肋间肌,而目标肌肉的第二实例能够是位于第二肋间隙中但不靠近胸骨(即,远离胸骨)的另一肌肉或肌肉部分,例如外部肋间或不包括软骨间部分的内部肋间。在该实施例中,另外的肌肉能够是跨越该位置并然后在第一位置和第二位置两者处测量的胸大肌。胸大肌的活动因此能够存在于第一肌电图信号和第二肌电图信号两者中。假设该肌肉的活动得到针对第一位置与第二位置的相关信号,而胸骨旁肋间肌的活动得到针对第一位置与第二位置的不相关信号。因此,无论胸大肌是被征用以维持姿势还是改变姿势,相似性信号都能够指示紧张性/姿势性活动(包括身体运动)。虽然已经使用胸大肌作为范例,但是本公开内容不限于此。

[0060] 在实施例中,所述分析单元被配置为基于所述相似性信号来确定呼吸相位。

[0061] 在实施例中,所述分析单元还被配置为基于所述相似性信号来提供指示所述呼吸相位的呼吸相位信号。所述处理装置还能够被配置为基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力。该实施例的优点在于能够将所确定的呼吸相位提供给随后的信号处理阶段。另外的优点在于能够针对呼吸周期的不同相位确定呼吸努力。因此,能够更详细地分析患者的呼吸问题,这会对后续治疗有益。

[0062] 有利地,所述处理装置被配置为确定在吸气相位期间的吸气努力并且/或者确定在呼气相位期间的呼气努力。在另外的细化中,所述处理装置被配置为在吸气相位期间基于所述第一肌电图信号的信号能量来确定吸气努力并且/或者在呼气相位期间基于所述第

一肌电图信号的信号能量来确定呼气努力。该确定能够基于EMG信号的RMS(均方根)值。例如,也能够基于第二肌电图信号来执行对应的分析,只要第二肌电图信号也源自于肋间隙处的测量位置即可。该实施例的优点在于例如能够量化患者的吸气努力和/或呼气努力以用于将这些值与指示患者的恶性状态的阈值进行比较。

[0063] 在实施例中,所述处理装置被配置为基于所述相似性信号从所述第一肌电图信号中移除所述另外的肌肉的活动。有利地,例如在紧张性活动的情况下,能够移除另外的肌肉的活动,无论其是否存在以维持或改变姿势,例如由第一肌电图信号和第二肌电图信号因作为另外的肌肉的胸大肌的活动而为高相似性所指示的。在最基本的配置中,能够通过消隐第一肌电图信号的时段来移除另外的肌肉的活动。例如,当基于相似性信号确定另外的肌肉的时间局部活动时,能够将第一肌电图信号设置为零。因此,第一肌电图信号的未受干扰的信号部分能够用于进一步的信号处理。

[0064] 在实施例中,所述处理装置被配置用于从所述第一肌电图信号中移除最初存在于所述第一肌电图信号和所述第二肌电图信号两者中的依赖信号。该实施例的优点能够在于,例如,能够消除由(不松弛的)胸大肌维持姿势所产生的紧张性活动所产生的贡献。预期由胸大肌引起的电压信号将提供具有比下面的肋间肌在幅度上大得多的EMG读数。这种方法的一个优点在于能够示出其他隐藏的信号。有利地,这种方法超越仅差分测量,在差分测量中,仅将第二肌电图信号从第一肌电图信号中减去以获得差分信号。通过使用第二肌电图信号作为针对自适应滤波器的参考信号,自适应滤波器能够用于从想要的信号和不想要的信号的混合中移除不想要的信号。自适应噪声消除的原理由B.Widrow等人在“Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications”(Proc. IEEE, 第63卷, 1975年, 第1692-1716页)中进行了解释。

[0065] 在本发明的又一方面中,提出了一种用于与上述处理装置一起使用的电极贴片。所述电极贴片包括用于在胸部上的至少两个不同位置处进行表面肌电图测量的至少两个电极集合,其中,第一电极集合包括第一电极对,所述第一电极对用于在胸骨旁的第二肋间隙处测量第一肌电图信号;并且其中,第二电极集合包括第二电极对,所述第二电极对用于在胸骨旁的第三肋间隙处测量第二肌电图信号。有利地,所述第一电极对能够包括第一电极和第二电极,所述第二电极对能够包括第三电极和第四电极。所述电极贴片的所述第一电极和所述第二电极能够被布置用于在第二肋间隙处(即,胸骨两侧的第二肋软骨与第三肋软骨之间)测量第一肌电图信号;而电极贴片的第三电极和第四电极能够被布置用于在第三肋间隙处(即,在胸骨两侧的第三肋软骨与第四肋软骨之间)测量第二肌电图信号。在另外的范例中,电极贴片的第一电极和第二电极能够被布置用于在胸骨旁的第二肋间隙处(即,在胸骨两侧的第二肋软骨与第三肋软骨之间)测量第一肌电图信号;而电极贴片的第三电极和第四电极能够被布置用于在第二肋间隙处(即,在胸骨两侧的第二肋骨与第三肋骨之间,但更远离胸骨处)测量第二肌电图信号。这对于确定胸大肌的活动能够是有利的。

[0066] 在单个贴片中电极的这种特定布置的优点在于其有助于放置电极。鉴于关于几何尺寸的患者多样性,相对于解剖特征来定义电极位置的布置。电极相对于彼此的预定布置也降低了将电极放置在错误位置的风险。由此,电极放置不一定必须由训练有素的医务人员执行,而是也可以由用户例如在家庭健康管理环境中执行。

## 附图说明

[0067] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。在以下附图中:

[0068] 图1示出了根据本发明的一个方面的应用于对象的肌电图系统;

[0069] 图2示出了原始肌电图信号、RMS肌电图信号和呼吸流的示例性曲线图;

[0070] 图3示出了根据本发明的一个方面的用于处理肌电图信号的方法的流程图;

[0071] 图4示出了胸骨旁肋间肌的神经支配的解剖草图;

[0072] 图5示出了用于说明肋间肌与胸横肌的关系的胸腔的解剖草图。

[0073] 图6示出了第一肌电图信号和第二肌电图信号的示例性曲线图;

[0074] 图7A和图7B示出了示例性第一肌电图信号和示例性第二肌电图信号的另外的曲线图;

[0075] 图8示出了指示咳嗽时和在平静呼吸期间第一肌电图信号与第二肌电图信号之间的谱相干性的示例性相似性信号;

[0076] 图9示出了具有另外的EMG电极配置的解剖草图。

## 具体实施方式

[0077] 图1示出了应用于对象的身体的肌电图系统的实施例。其中,以附图标记1指代肌电图系统整体。

[0078] 本实施例中的肌电图系统1包括肌电图设备10,肌电图设备10继而包括用于处理肌电图信号(尤其是用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号)的处理装置20,该肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中由于胸骨旁肋间肌的活动而引起的呼吸努力的测量。

[0079] 处理装置20包括:第一接口23,其用于接收在身体上的第一位置处从目标肌肉以及另外的肌肉获得的第一肌电图信号21;第二接口24,其用于接收在身体上的第二位置处从目标肌肉的另一实例以及另外的肌肉获得的第二肌电图信号22;以及分析单元,其用于基于第一肌电图信号21和第二肌电图信号22来确定相似性信号。在该非限制性范例中,目标肌肉是胸骨旁肋间肌,另外的肌肉是胸横肌,身体上的第一位置是第二肋骨102与第三肋骨103之间的第二肋间隙105(图5),而身体上的第二位置是第三肋骨103与第四肋骨104之间的第三肋间隙106(图5)。

[0080] 在图3中描绘了用于处理指示人类身体或动物身体中的目标肌肉的活动的肌电图信号的对应方法,该肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉的活动中呼吸努力的测量。在第一步骤S1中,接收在身体上的第一位置处从目标肌肉和另外的肌肉获得的第一肌电图信号。在第二步骤S2中,接收在身体上的第二位置处从另外的肌肉获得的第二肌电图信号。在第三步骤S3中,基于第一肌电图信号和第二肌电图信号来确定相似性信号。在任选的第四步骤S4中,能够基于相似性信号来确定呼吸相位。例如,如果从第一肌电图信号和第二肌电图信号获得的相似性信号低于第一预定阈值,那么能够将呼吸相位确定为吸气相位,并且/或者如果从第一肌电图信号和第二肌电图信号获得的相似性信号超过第二预定阈值,那么能够将呼吸相位确定为呼气相位。

[0081] 肌电图系统1还包括:第一电极对3A、3B,其用于获得第一肌电图信号21,其中,第

一电极对能连接到肌电图设备10的第一输入部11,以用于将第一肌电图信号21提供到处理装置20的第一接口23;以及第二电极对4A、4B,其用于获得第二肌电图信号22,其中,第二电极对能连接到肌电图设备10的第二输入部12,以用于将第二肌电图信号22提供到处理装置20的第二接口24。

[0082] 第一电极对3A、3B和第二电极对4A、4B由电极贴片2提供,以用于应用于对象100的胸部上的皮肤。因此,电极贴片2包括电极的两个集合3A、3B和4A、4B,以用于在对象100的胸部上的至少两个不同位置处(这里为沿着对象100的胸骨)进行差分表面肌电图测量。因此,电极的第一集合包括用于在第一胸骨旁肋间隙处(这里为第二肋软骨或肋骨102与第三肋骨103之间的肋间隙)测量第一肌电图信号21的第一电极对3A、3B。第一电极对的第一电极3A和第二电极3B经由电极引线对5A、5B连接到肌电图设备10的第一输入部11。对应地,第二电极对的第三电极4A和第四电极4B经由电极引线对6A、6B连接到肌电图设备10的第二输入部12。

[0083] 肌电图设备10还能够任选地包括接地接口16,以用于连接到在对象100的身体上的电中性位置(尤其是骨突起)处的任选的另外的电极8(也被称为参考电极或接地电极)。

[0084] 肌电图设备还能够包括输出单元18。输出单元18例如能够是诸如显示单元的人机接口(HMI),或者也能够是用于与诸如医院信息系统(HIS)、电子健康记录(EHR)、用于提供处理装置20的信号处理结果和/或用于对肌电图信号进行可视化的计算机或智能电话的另外的设备进行有线或无线通信的通信接口。

[0085] 在慢性阻塞性肺病(COPD)患者和其他呼吸疾病患者中,例如利用被定位在第二肋骨102与第三肋骨103之间的第二肋间隙105处的电极对从表面EBG测量的胸骨旁肌肉活动的评估能够用于估计患者呼吸努力的强度、计时和持续时间,作为呼吸肌负荷和呼吸肌能力之间平衡的指标。在COPD患者中经常观察到的肌肉负荷与肌肉能力之间的不平衡是由几种效应引起的。例如,呼吸肌泵负荷通过增加的阻力、弹性和阈值负荷而增加。肺部过度充气和功能性膈肌无力能够导致肌肉能力减小。已经发现,在吸气期间发生的有利于在第二肋间隙处在胸骨旁测量的RMS EMG与神经呼吸驱动(NRD)有关。在COPD患者中,随着在急性加重期间观察到的肺过度充气增加,呼吸肌负荷和呼吸肌能力之间的平衡发生变化,这由较低的能力和导致NRD增加的较高的负荷反映出来。

[0086] 如图1所示,能够经由被对称地定位在胸骨101两侧(即,在胸骨旁位置处)的两个EMG电极3A、3B测量第二肋间隙105处的呼吸肌活动。两个电极能够被安装在单个EMG电极贴片2上,这也可以简化电极的放置。已经发现,第二肋间隙105处的电极主要测量在吸气期间由于胸骨旁肋间肌的激活而产生的吸气呼吸努力。

[0087] 还发现,经由两个EMG电极3A、3B,能够将在吸气期间在第二肋间隙105胸骨旁肌肉处测量的肌电图(EMG)的最大功率的度量用作在多天内执行多次测量时COPD患者的日常恶化/改善的指标以及出院后再次入院的预测因素。能够使用RMS EMG中的吸气峰值,例如在预定时间(例如,1分钟)内的平均吸气峰值RMS EMG活动。为了适应日常的电极位置差异、皮下脂肪组织厚度的差异和胸大肌厚度的差异,能够利用所谓的“嗅探”读数来完成标准化。在嗅探读数期间,患者被指示执行一次或多次嗅探操作,作为用于校准的快速强制吸气嗅探(尽可能强)。

[0088] 因此,这种基于EMG的测量能够用作呼吸功能的客观标记物,并且支持患者的安全

和早出院。这对于美国医院和英国医院来说尤其实用,因为在患者在预定时间段内(例如,一个月)因相同问题而重新入院的情况下医院必须为患者支付额外的费用。

[0089] 已知在第二肋间隙处对EMG信号的测量也可能被心脏活动污染。因此,能够应用已知的用于移除由心脏活动引起的污染的技术(即,ECG(心电图)移除技术)以获得没有心脏活动的仅反映出EMG的信号。肌电图设备10任选地能够包括另外的接口17以例如用于接收运动信号以避免在运动伪影的情况下的测量。运动信号能够利用任选的加速度计来获得。任选地,在肌电图设备被附接到患者的身体的情况下,加速度计能够被包括在肌电图设备10中。替代地,加速计能够被包括在EMG电极贴片中。

[0090] 再次参考图1的肌电图设备10,输入部11能够包括第一连接器13A和第二连接器13B,以用于连接到电极贴片2的电极3A、3B的电极引线5A、5B。因此,电极能够例如连接到差分放大器14,尤其是高阻抗差分放大器,其在其输出部处提供差分肌电图信号21。肌电图设备10的第二输入部12能够对应地被配置用于提供第二肌电图信号22。

[0091] 图2图示了原始肌电图信号31、RMS肌电图信号32和呼吸流量33的示例性的曲线图。

[0092] 图2的顶部曲线图示出了胸骨旁EMG测量EMG<sub>胸骨旁</sub>的原始EMG信号31。纵轴指代以微伏为单位的EMG电压,而横轴指代以秒为单位的时间 $t$ 。所描绘的信号迹线表示使用被布置在对象100的第二胸骨旁肋间隙105处的单个EMG电极对3A、3B而获得的作为差分EMG测量结果的第一肌电图信号21。

[0093] 图2的中间曲线图示出均方根(RMS)肌电图信号32。纵轴指代对应于顶部曲线图RMS值,而横轴再次指代以秒为单位的时间 $t$ 。如Murphy等人所描述的,对于胸骨旁测量,该值也被称为RMS<sub>胸骨旁</sub>。

[0094] 底部曲线图示出了用鼻/口套管测量作为针对呼吸活动的参考而已经测量的差分压力信号 $Q$  33的曲线图。纵轴指代压力信号 $Q$ ,而横轴指代以秒为单位的时间 $t$ 。

[0095] 如图2的顶部曲线图所示,原始EMG信号不仅包括由呼吸引起的影响,而且还包括由附图标记34示例性指代的来自心脏活动的串扰。这种心脏活动能够通过ECG移除技术来移除。处理装置20能够有利地执行ECG移除作为预处理步骤。

[0096] 现在参考图2的底部曲线图,用 $T$ 指代整个呼吸周期。呼吸周期还能够被分为发生呼气的第一时段 $P1$ 和发生吸气的第二时段(包括 $P2$ 和 $P3$ )。

[0097] 从图2中的两幅底部曲线图能够看出,RMS<sub>胸骨旁</sub>信号32和 $Q$ 信号33在呼气相位 $P1$ 和吸气相位 $P2$ 和 $P3$ 期间并不显示完全同步的特性。

[0098] 该测量涉及COPD患者。除了由胸骨旁肋间肌引起的吸气努力以外,呼气努力也被测量,如迹线31、32所示。尤其地,在呼气相位 $P1$ 期间,能够看到,一些肌肉活动在RMS<sub>胸骨旁</sub>信号32中累积。此外,图2示出了在实际吸气相位 $P2$ 和 $P3$ 之前EMG活动已经显著增加。这由 $P4$ 来指代。能够被解读为对吸气肌肉的征用是在鼻子处的实际压力下降和气流产生之前开始的,真正指示吸气。第一种可能的解释是COPD患者在能够产生气流之前必须克服固有的呼气末正压通气(PEEP)。然而,如在 $P1$ 期间RMS<sub>胸骨旁</sub>信号32中的增加的能量似乎表明,在RMS<sub>胸骨旁</sub>信号32中能够有贡献的混合,并且具有受迫呼气活动的叠加。因此,基于来自被定位在第二肋间隙105处的单个电极对3A、3B的EMG测量31,不能轻易区分吸气与呼气。

[0099] 换句话说,第一肌电图信号31不仅反映出第二肋间隙胸骨旁肌肉105的活动,而且

实际上还提供了不同肌肉活动(尤其是在安静吸气期间活跃的胸骨旁肌肉的吸气相位活动,能够是可能在非被动呼气期间被激活的胸横肌的呼气相位活动,以及例如在姿势变化、姿势维持期间被激活的胸大肌的紧张性活动等)的混合。通过指示患者保持平静并尽可能放松,能够减少胸大肌的贡献,这是因为该肌肉能够被自主控制。

[0100] 因此,需要(a)区分吸气相位P2和P3与呼气相位P1以例如捕捉吸气呼吸努力,以及(b)确定EMG活动的来源和性质,例如,紧张性活动或相位性活动。由于每个肌肉都有特定的生理功能,因此需要区分不同的肌肉类型,特别是胸骨旁肌肉活动与胸横肌的活动,以从胸骨旁位置处的EMG信号中提取相关信息。由此,能够确定尤其是对于COPD患者或其他肺部疾病的呼吸功能的一个或多个客观标记物。

[0101] 为了将EMG活动清楚地归属于胸骨旁肋间肌,现有技术提出使用针电极技术来分离胸骨旁肌肉活动。与现有技术相反,本发明人建议使用第二肌电图信号22。已经发现,第二肌电图信号能够用于区分呼吸过程中涉及的不同肌肉活动类型。

[0102] 再次参考图1,在实施例1中,除了第一表面EMG电极对3A、3B以外,还提供了第二表面EMG电极对4A、4B以用于获得第二肌电图信号22。EMG设备10的处理装置200因此包括第二接口24已用于接收在身体100上的第二位置106处获得的第二肌电图信号22。

[0103] 在给出的范例中,第二EMG电极对4A、4B被定位在第三肋骨103与第四肋骨104之间的第二肋间隙105处。初看起来,第二肌电图信号22似乎表现得类似于第一肌电图信号21,因为第三肋间隙106还包括在吸气呼吸努力期间能够涉及的胸骨旁肋间肌。然而,已经发现,与从第二肋骨103到第三肋骨103延伸的第二肋间隙105处的胸骨旁肋间肌相比,从第三肋骨103延伸到第四肋骨104的这些胸骨旁肌肉独立地受到神经支配。

[0104] 图4示出了在横向身体平面中的第二肋间隙105处的身体100的胸部的解剖草图。图4示出了胸骨101和脊柱111的骨结构。关于肋间肌,图4示出了外部肋间肌121、内部肋间肌122和最里面的肋间肌123,它们一起被称为肋间肌120。在每个不同的肋间隙中的胸骨旁肌肉的特质是它们由各自的肋间神经124单独进行神经支配。因此,发明人已经认识到能够利用这个事实来区分涉及的不同肌肉。由于每个各自的肋间隙中的肋间肌被单独进行神经支配,因此当测量的电活动仅源自于胸骨旁肋间肌时,对应的第一肌电图信号和第二肌电图信号示出不相关的信号。在图4中示出的解剖草图中,用附图标记126指代胸横肌,用附图标记128指代胸大肌。

[0105] 图4还示出了电极贴片2的示例性实施例,其中,第一电极对的第一电极3A将被应用于身体的皮肤作为用于获得第一肌电图信号的表面电极。能够容易地想到,第一肌电图信号指示如在图4中看到的下面的肌肉(即,胸大肌128、肋间肌120以及胸横肌126)的活动。因此,第一肌电图信号包括在第二肋间隙105处不能与单个EMG轻易分离的这些信号的叠加。

[0106] 图5示出了从身体内部看到的身体100的胸廓的解剖草图。通过圆圈草绘了用于获得第一肌电图信号21的第一电极对3A、3B和用于获得第二肌电图信号22的第二电极对4A、4B的位置的投影。从图5中能够看出,假设没有胸大肌128的贡献,第一肌电图信号包括来自第二肋骨102与第三肋骨103之间的第二肋间隙105的肋间肌120A的贡献。对应地,第二肌电图信号22包括来自第三肋骨103与第四肋骨104之间的第三肋间隙106而不是来自第二肋间隙的肋间肌120B的贡献。相反,胸横肌126跨越两个电极对的电极3A、4A和3B、4B。因此,在第

二肋间隙105和第三肋间隙106处的两个差分测量结果将示出指示胸横肌126的活动的信号。

[0107] 来自胸横肌的顶部肌肉束从胸骨101的下部(接近)垂直地延伸到第二肋骨102。胸横肌与经由肋间神经而受神经支配的胸骨旁肌肉一样。

[0108] 图6、图7A和图7B示出了第一肌电图信号21和第二肌电图信号22的示例性曲线图。分析单元20接收第一肌电图信号21和第二肌电图信号22,并且据此确定相似性信号26形式的两个信号的相似性。由此,如以上所解释的,分析单元20能够区分来自胸骨旁肋间肌的吸气肌肉与来自胸横肌的呼气肌肉。

[0109] 图6示出了范例,其中,能够使用这种相似性分析来区分咳嗽,即,受迫呼气活动与吸气活动。已知咳嗽是由胸横肌产生的。图6示出了咳嗽活动61的第一次发作,之后是咳嗽62的最大活动,之后是咳嗽活动63的衰减。实线对应于用第一电极对3A、3B获得的作为第一差分测量信号的第一肌电图信号21,而虚线对应于用第二电极对4A、4B获得的作为第二差分测量信号的第二肌电图信号22。能够看出,这两个信号(特别是在较低频率中)在咳嗽的最大活动期间高度相关。另一方面,咳嗽的发作和衰减示出较低的相似性。

[0110] 图7A和图7B示出了在安静呼吸期间的第一肌电图信号21和第二肌电图信号22的迹线。为了更好的图形表示,已经将垂直偏移添加到各自的信号以更清楚地区分图7A和图7B中的信号。然而,这两个信号都应当以零平均基线水平来看待。图7A示出了通过门控移除ECG之后的信号,其中,在心脏活动期间的信号部分已经被移除,如附图标记34所指示的。因此,指示心脏活动的QRS波群34已经被移除。在图7B中,示出了图7A的特定选择。

[0111] 现在参考图8,在本范例中,分析单元20被配置为计算第一肌电图信号21与第二肌电图信号22之间的相干性。在图8中,纵轴指代相干性因子C,而横轴指代频率f。图8示出了针对咳嗽信号和安静呼吸信号两者计算的相干性,其中,由附图标记81指代的曲线对应于咳嗽事件62,而具有低得多的相干性的曲线82对应于安静呼吸的时段。

[0112] 从图8能够看出,在咳嗽期间,不仅对于较低的频率存在来自电极对3A、3B的信号之间的相关性与来自电极对4A、4B的信号之间的相关性,而且对于较高的频率示出更大的相关性。

[0113] 再次参考图1,处理装置20还可以包括任选的第二分析单元27。第二分析单元27从分析单元接收相似性信号26。第二分析单元27被配置为基于相似性信号26来确定呼吸相位。第二分析单元能够被配置为:如果从第一肌电图信号和第二肌电图信号获得的相似性信号低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位,并且/或者,如果从第一肌电图信号和第二肌电图信号获得的相似性信号超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位。

[0114] 第二分析单元27还能够被配置为基于相似性信号来提供指示呼吸相位的呼吸相位信号;并且处理装置因此还能够被配置为基于呼吸相位信号和第一肌电图信号来确定呼吸努力。尤其地,处理装置能够被配置为在吸气相位期间基于第一肌电图信号的信号能量来确定吸气努力并且/或者在呼气相位期间基于第一肌电图信号的信号能量来确定呼气努力。

[0115] 除了基于第一肌电图信号和第二肌电图信号来确定相似性信号以外或针对其的替代方案,处理装置可以被配置用于从第一肌电图信号中移除最初存在于第一肌电图信号



和第二肌电图信号两者中的依赖信号。因此,能够提供经清洁的第一肌电图信号。例如,经清洁的第一肌电图信号能够指示第二肋间隙105处的胸骨旁肋间肌的活动,其中,肌电图信号清除了胸大肌活动的激活。

[0116] 图9示出了具有另外的EMG电极配置的解剖草图。通过圆圈来草绘用于获得第一肌电图信号21的第一电极对3A、3B的位置的投影和用于获得第二肌电图信号22的第二电极对4A、4B的位置的投影。在该实施例中,在第二肋骨102与第三肋骨103之间的第二肋间隙105中的靠近胸骨的两侧在胸骨旁应用第一电极对的第一电极3A和第二电极3B以用于获得第一肌电图信号21。在第二肋间隙105中的胸骨的两侧,但是更远离胸骨也应用第二电极对的第三电极4A和第四电极4B以用于获得第二肌电图信号。

[0117] 在该实施例中,第二胸骨旁肋间肌120是目标肌肉,而胸大肌128是另外的肌肉。取决于各自的目标肌肉和另外的肌肉,第一电极对和第二电极对也能够被应用在不同位置处。例如,第二电极对的第三电极4A和/或第四电极4A也能够被应用在不同位置处,例如在不同的肋间隙处,只要它们从另外的肌肉(这里是胸大肌)接收EMG信号贡献。如图9所示,第二电极对也可以测量来自胸小肌129的贡献。因此任选地能够评价胸小肌。

[0118] 由于胸大肌128跨越第一电极对和第二电极对,因此在第一肌电图信号21和第二肌电图信号22中都能够看到胸大肌的活动。因此,指示第一肌电图信号与第二肌电图信号之间的相似性的相似性信号26能够指示胸大肌的活动。胸大肌在身体运动期间通常是活跃的。如果不是很好的放松,胸大肌也可能会生成一些紧张性活动。因此,相似性信号能够指示身体运动和/或紧张性活动。

[0119] 有利地,丢弃与身体运动的这种检测相一致的第一肌电图信号的时段。因此,例如,如果相似性信号超过预定阈值,那么不评价神经呼吸驱动或呼吸努力。参考图1,处理装置20可以包括第二分析单元27,第二分析单元27接收相似性信号26并且被配置为基于相似性信号26从第一肌电图信号21中移除另外的肌肉的活动。处理装置20可以在检测到另外的肌肉的活动时移除第一肌电图信号的信号部分。在替代方案中,能够在检测之后应用校正或补偿。

[0120] 在另外的实施例中,图1的肌电图设备10能够被直接应用于电极贴片2。替代地,肌电图设备10可以包括四个(一次性)电极,可以在设备上点击这些电极,此后该设备在胸骨101的中心位于第二肋间隙105和第三肋间隙106的高度处被附接到患者。

[0121] 有利地,诸如呼吸努力或NRD值和/或咳嗽努力的生理参数能够被连续监测,并且能够通过输出单元18被有线或无线地传输到诸如患者监测器或智能手机的集中器。据此能够进行临床评估。任选地,如果生理参数超过识别患者的可能风险和/或恶化的阈值,那么能够例如通过输出单元18来生成智能警报。

[0122] 总之,提出了一种用于处理肌电图信号的有利方法。本文公开的技术方案提供了进一步改进肌电图系统的可能性。尤其地,所提出的解决方案的各个方面提供了更详细地分析呼吸过程的可能性,尤其是对于越来越多地使用吸气肌肉(包括胸骨旁肋间肌)和辅助肌肉(例如,胸横肌)支持呼吸的COPD患者。

[0123] 在以下条款中描述了另外的方面:

[0124] 条款1:一种用于处理指示人类身体或动物身体(100)中的目标肌肉(120)的活动的肌电图信号的处理装置(20),所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉(126、128)

的活动中的呼吸努力的测量,所述处理装置包括:第一接口(23),其用于接收在所述身体(100)上的第一位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第一肌电图信号(21);第二接口(24),其用于接收在所述身体(100)上的第二位置处从所述另外的肌肉(126、128)获得的第二肌电图信号(22);以及分析单元(25),其用于基于所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)来确定相似性信号(26)。

[0125] 条款2:根据条款1所述的处理装置,其中,所述目标肌肉(120)是胸骨旁肋间肌,并且/或者,其中,所述另外的肌肉是胸横肌(126)和胸大肌(128)中的至少一个。

[0126] 条款3:根据条款1所述的处理装置,其中,所述相似性信号(26)指示所述第一肌电图信号(21)与所述第二肌电图信号(22)的相关性或谱相干性。

[0127] 条款4:根据条款1所述的处理装置,其中,所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)中的至少一个是在肋间隙(105、106)处获得的。

[0128] 条款5:根据条款1所述的处理装置,其中,所述第一肌电图信号(21)是在第二肋间隙(105)处获得的,并且/或者,其中,所述第二肌电图信号(22)是在第三肋间隙(106)处获得的。

[0129] 条款6:根据条款1所述的处理装置,其中,所述第一肌电图信号(21)是在所述身体上的所述第一位置处从所述另外的肌肉(126、128)以及所述目标肌肉的第一实例(120A)获得的;并且其中,所述第二肌电图信号(22)是在所述身体上的所述第二位置处从所述另外的肌肉(126、128)以及所述目标肌肉的第二实例(120B)获得的。

[0130] 条款7:根据条款1所述的处理装置,其中,所述分析单元(25)被配置为基于所述相似性信号(26)来确定呼吸相位。

[0131] 条款8:根据条款7所述的处理装置,其中,所述分析单元(25)被配置为:如果从所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)获得的所述相似性信号(26)低于第一预定阈值,那么将呼吸相位确定为吸气相位,并且/或者,如果从所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)获得的所述相似性信号(26)超过第二预定阈值,那么将呼吸相位确定为呼气相位。

[0132] 条款9:根据条款7所述的处理装置,其中,所述分析单元(25)还被配置为基于所述相似性信号(26)来提供指示所述呼吸相位的呼吸相位信号;并且其中,所述处理装置(20)还被配置为基于所述呼吸相位信号和所述第一肌电图信号来确定呼吸努力。

[0133] 条款10:根据条款9所述的处理装置,其中,所述处理装置(20)被配置为在吸气相位期间基于所述第一肌电图信号(21)的信号能量来确定吸气努力并且/或者在呼气相位期间基于所述第一肌电图信号(21)的信号能量来确定呼气努力。

[0134] 条款11:根据条款1所述的处理装置,其中,所述处理装置(20)被配置为基于所述相似性信号(26)从所述第一肌电图信号(21)中移除所述另外的肌肉(126、128)的活动。

[0135] 条款12:一种用于与根据条款1所述的处理装置(20)一起使用的电极贴片(2),所述电极贴片(2)包括用于在胸部的至少两个不同位置处进行表面肌电图测量的至少两个电极集合(3A、3B、4A、4B),其中,第一电极集合包括第一电极对(3A、3B),所述第一电极对被布置用于在胸骨(101)旁的第二肋间隙(105)处测量第一肌电图信号(21);并且其中,第二电极集合包括第二电极对(4A、4B),所述第二电极对被布置用于在胸骨(101)旁的第三肋间隙(106)处测量第二肌电图信号(22)。

[0136] 条款13:一种肌电图系统(1),包括:肌电图设备(10),其包括根据条款1所述的处理装置(20);第一电极对(3A、3B),其用于获得所述第一肌电图信号(21),其中,所述第一电极对能连接到所述肌电图设备(10)的第一输入部(11),以用于将所述第一肌电图信号(21)提供到所述处理装置(20)的所述第一接口(23);以及第二电极对(4A、4B),其用于获得所述第二肌电图信号(22),其中,所述第二电极对能连接到所述肌电图设备(10)的第二输入部(12),以用于将所述第二肌电图信号(22)提供到所述处理装置(20)的所述第二接口(24)。

[0137] 条款14:一种用于处理指示人类身体或动物身体(100)中的目标肌肉(120)的活动的肌电图信号的方法,所述肌电图信号涉及对在至少一个另外的肌肉(126、128)的活动中的呼吸努力的测量,所述方法包括以下步骤:接收在所述身体(100)上的第一位置处从所述目标肌肉(120)和所述另外的肌肉(126、128)获得的第一肌电图信号(21);接收在所述身体(100)上的第二位置处从所述另外的肌肉(126、128)获得的第二肌电图信号(22);并且基于所述第一肌电图信号(21)和所述第二肌电图信号(22)来确定相似性信号(26)。

[0138] 条款15:一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使计算机执行条款14所述的方法的步骤。

[0139] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0140] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0141] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0142] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

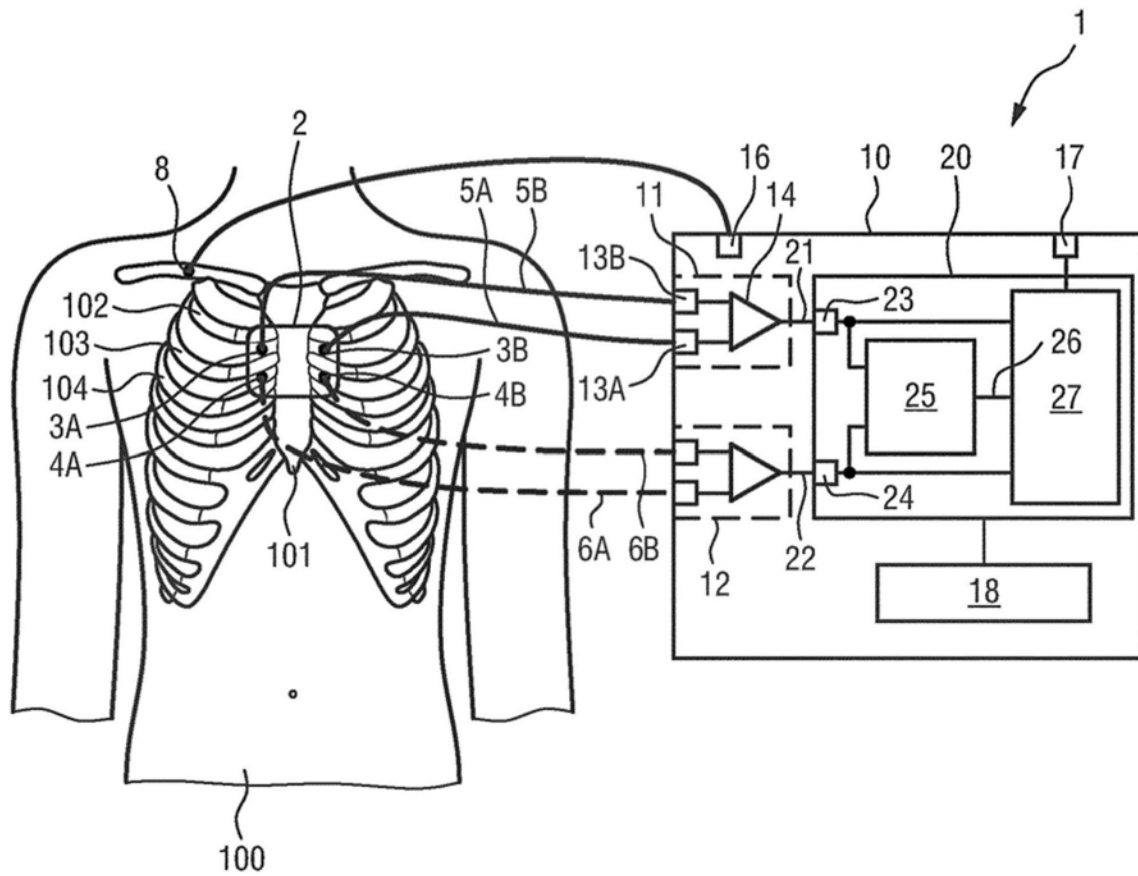


图1

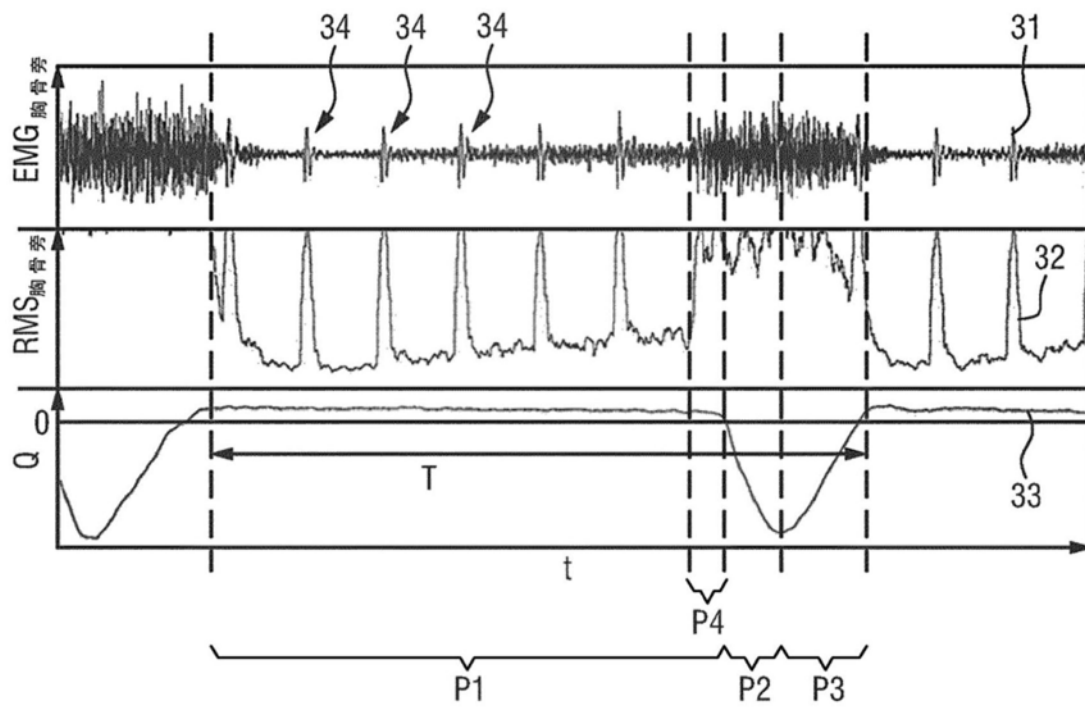


图2

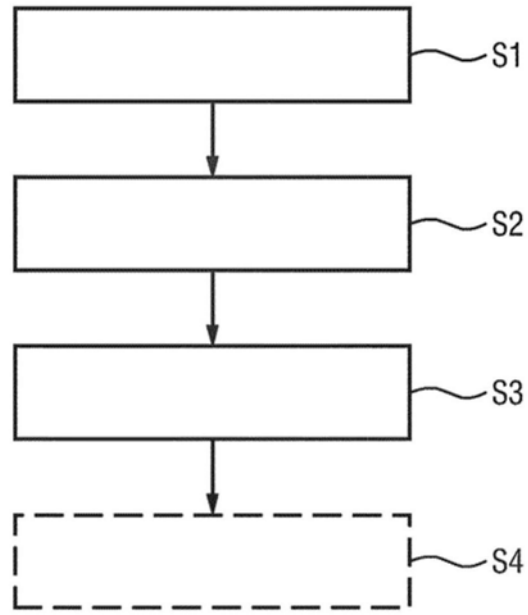


图3

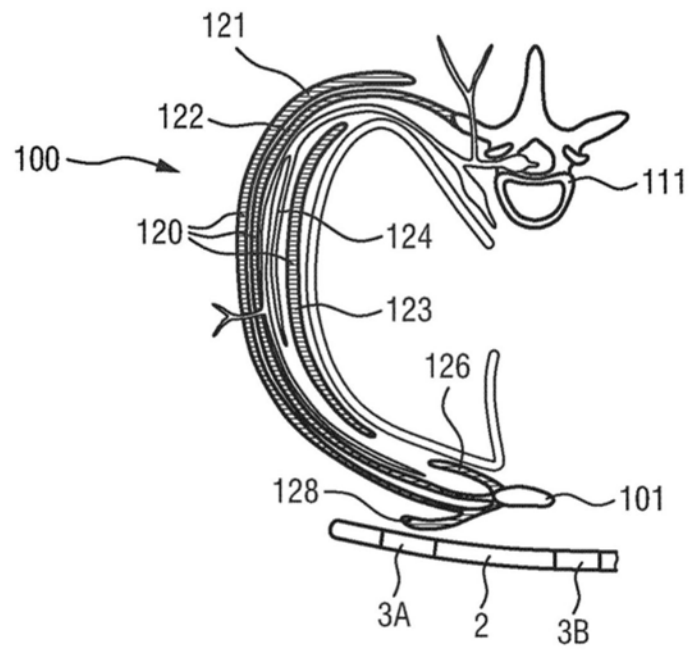


图4

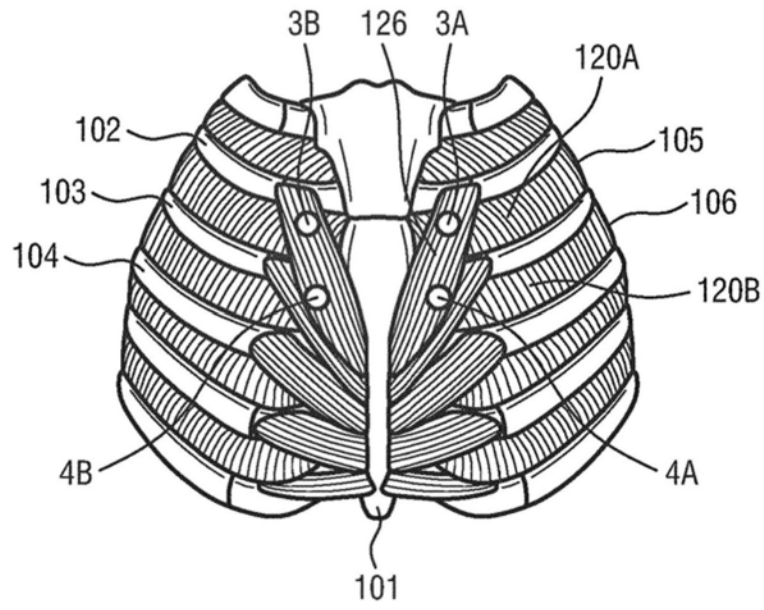


图5

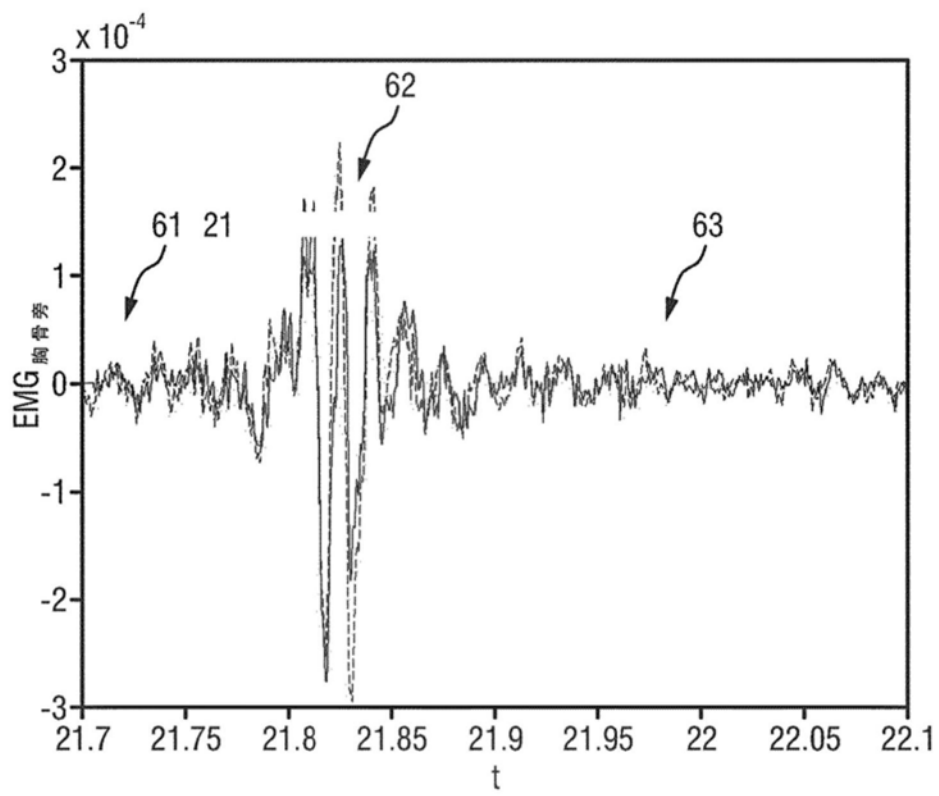


图6

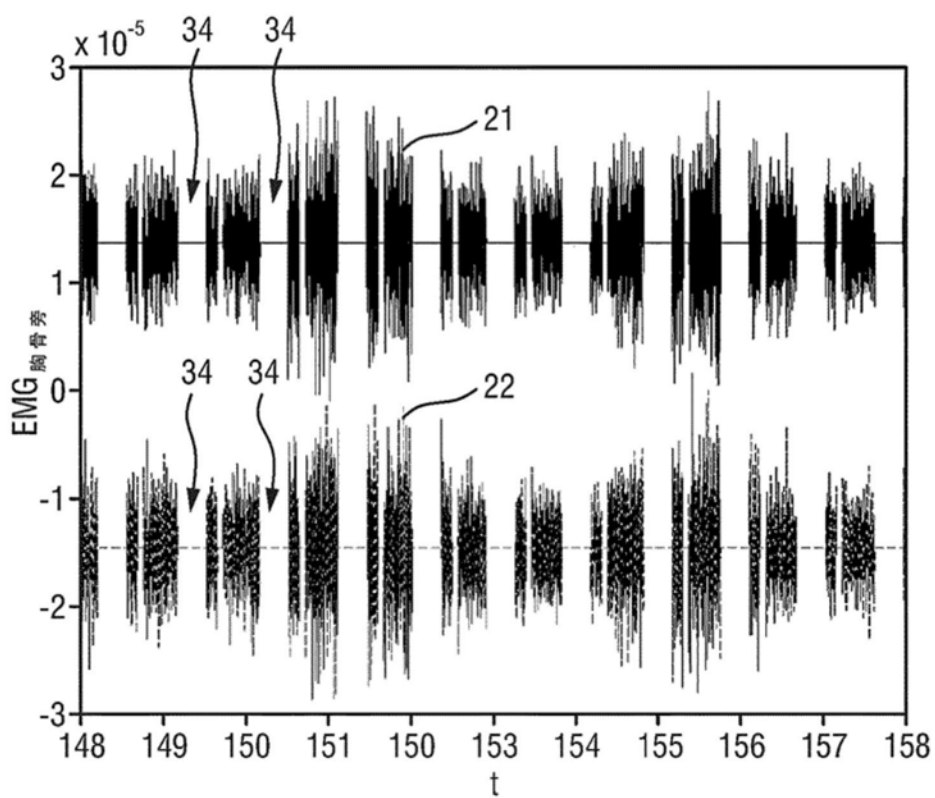


图7A

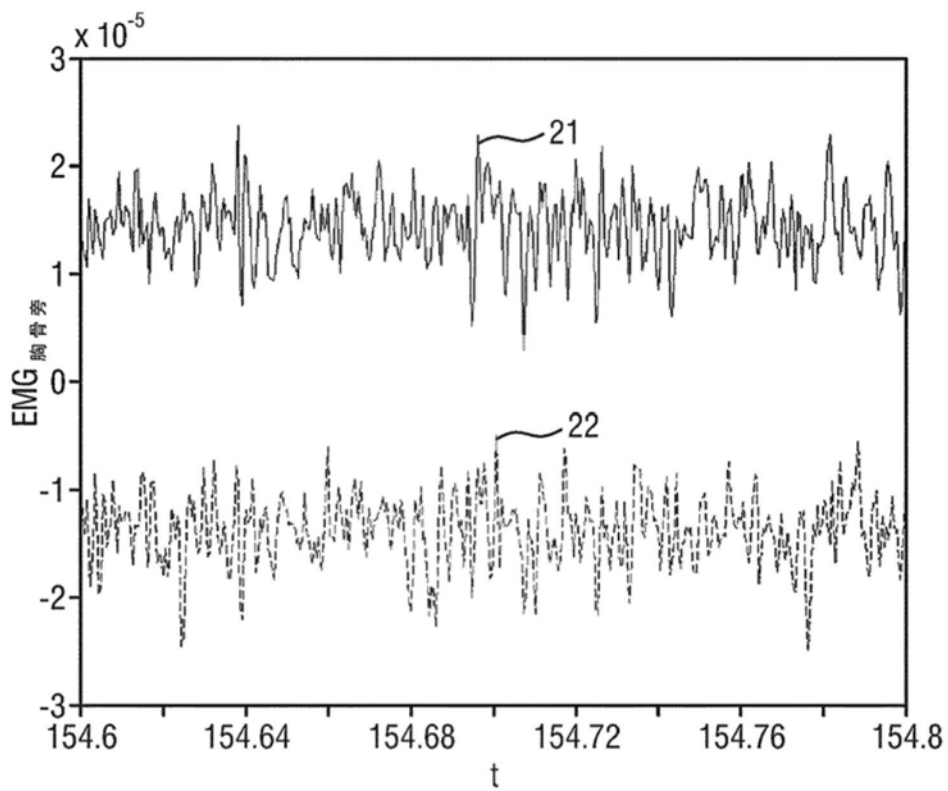


图7B

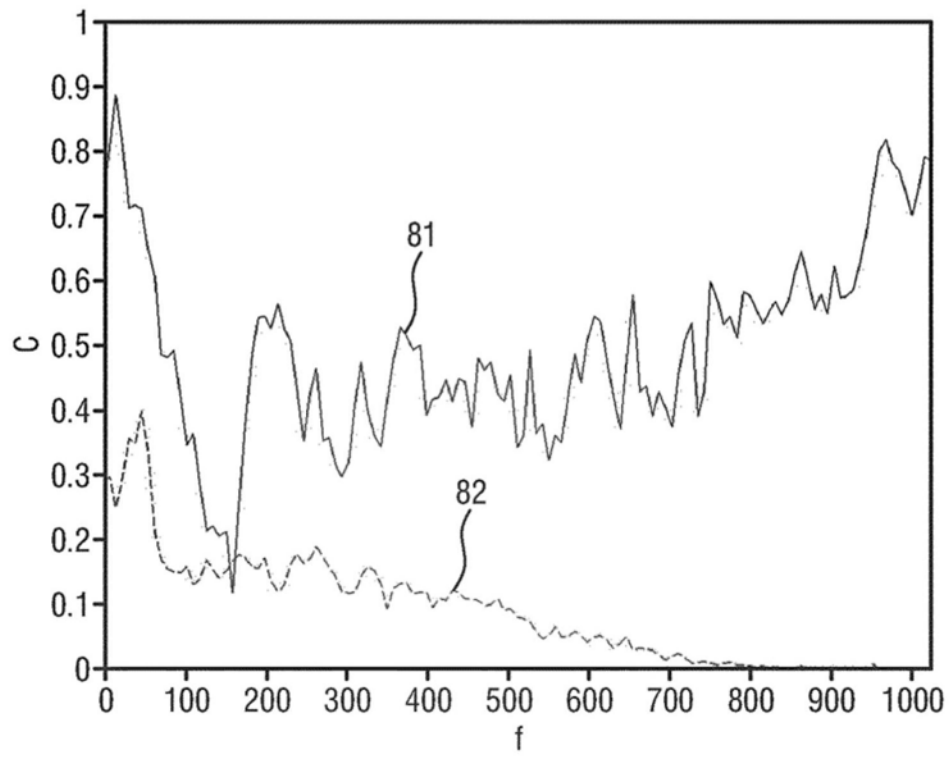


图8

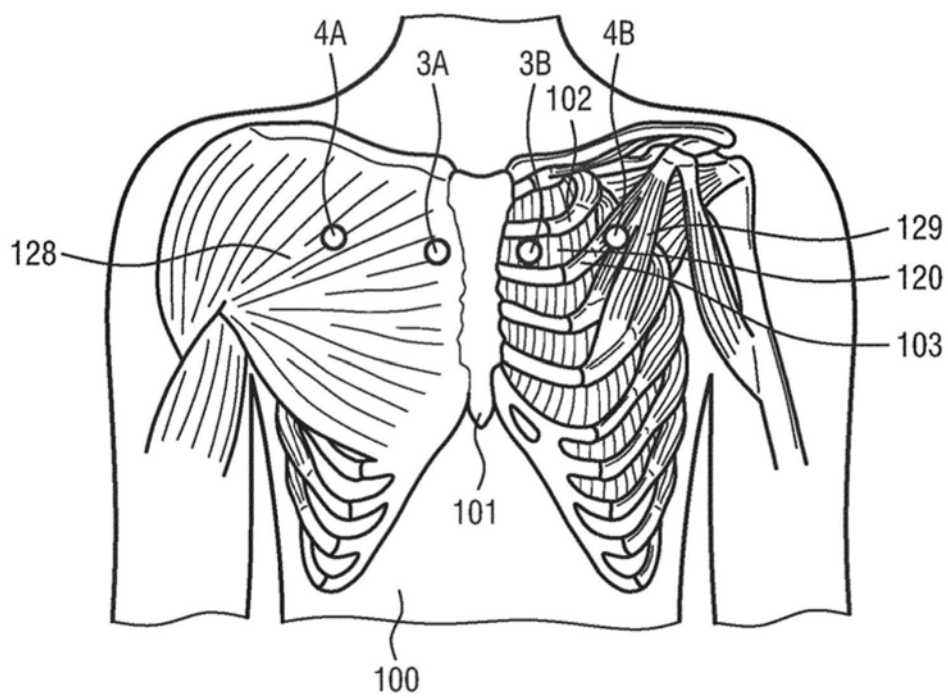


图9