



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104783791 B

(45)授权公告日 2018.02.13

(21)申请号 201510201664.9

(22)申请日 2015.04.24

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104783791 A

(43)申请公布日 2015.07.22

(73)专利权人 北京航空航天大学
地址 100089 北京市海淀区学院路37号
专利权人 北京新兴阳升科技有限公司

(72)发明人 陈宝明 曹征涛 宋天一 张达
王乃中 余良 俞梦孙

(74)专利代理机构 北京万慧达知识产权代理有
限公司 11111
代理人 张金芝 杨颖

(51)Int.Cl.
A61B 5/0492(2006.01)

(56)对比文件

CN 204600469 U,2015.09.02,权利要求1-10.

CN 103167828 A,2013.06.19,权利要求第1-6项,说明书第69-70段,附图1-4.

CN 104053472 A,2014.09.17,全文.

US 2013204097 A1,2013.08.08,全文.

审查员 熊狮

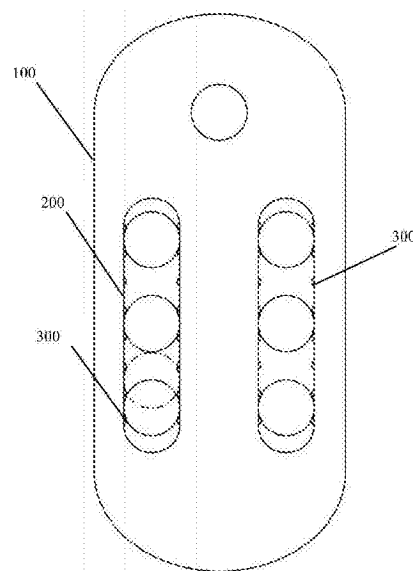
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置

(57)摘要

本发明公开了基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,包括:下颌托,用于固定分布于其上的各个电极;一个参考电极,设于所述下颌托上部中间位置,对应于人体下颌骨两侧体部正中结合部位;两列和至少两行组成的阵列型采集电极,依次位于所述参考电极下部两侧,对应于人体下颌舌肌部位。与现有技术相比,本发明采用多电极阵列测量方式,电极数量多、分布范围广,空间分辨率高,可以提高对颞舌肌生物电信号的分辨率,电极采用银丝无纺布纤维,电阻率低,极化电动势小,而且佩戴舒适。



1. 一种基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,其特征在于包括:
下颌托,用于固定分布于其表面上的各个电极;
一个参考电极,设于所述下颌托上部中间位置,对应于人体下颌骨两侧体部正中结合部位;
两列和至少两行组成的阵列型采集电极,依次位于所述参考电极下部两侧,对应于人体下颌舌肌部位;其中,
所述下颌托上设有两条容置所述采集电极的卡合槽,所述采集电极可在所述卡合槽中滑动,所述卡合槽的宽度等于或略小于所述采集电极的直径;在所述卡合槽中还设有凸出槽壁的锁紧件,用于将所述采集电极固定锁紧,两锁紧件之间的距离小于所述采集电极的直径;在所述卡合槽的槽底还设有升降容置槽,用于调节采集电极的使用数量,所述升降容置槽的直径设置为略小于卡合槽的槽宽度;
所述参考电极和采集电极外表面覆盖有无纺布纳米银纤维。
2. 如权利要求1所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,其特征在于,所述阵列型采集电极构成矩形阵列,两列之间的采集电极平行设置,各相邻的行之间的采集电极等间距设置。
3. 如权利要求2所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,其特征在于,所述两列采集电极中心之间的间距为1~2.5cm,所述各行间的采集电极中心的间距为1~2.5cm,所述参考电极的中心与最前沿的阵列型采集电极中心之间的间距为1~2.5cm。
4. 如权利要求1所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,其特征在于,所述下颌托采用软性塑料材质制成。
5. 如权利要求1所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,其特征在于,所述采集电极呈圆柱状,直径为1.15CM,厚度为0.12CM。

基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程领域,尤其涉及一种基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置。

背景技术

[0002] 颞舌肌(Genioglossus Muscle,GGM)是咽部的重要扩张肌,其活性增加可使舌前伸,扩大舌后间隙,扩大上气道。舌根后坠,是颞舌肌紧张性减弱所致,目前认为其所导致的咽喉气道狭窄是阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征(Obstructive Sleep Apnea Hypopnea Syndrome,OSAHS)的主要原因。目前有关颞舌肌生物电活性研究方法的报道很多,包括针状电极、线状电极以及钩状电极等,但是,上述方法的操作创伤性很大,不易被患者接受;口内表面电极创伤虽然较小,但容易受到患者唾液及口腔温度的影响,而且会干扰患者的睡眠。在阻塞性呼吸暂停低通气过程中,与实验前相比,颞舌肌的肌电信号变化最显著,而颞舌肌周围的下颌舌骨肌、颞舌骨肌、舌骨舌肌和茎突舌骨肌的肌电信号变化均不明显,因此,利用口外表面电极可以检测到阻塞性呼吸暂停低通气过程中的颞舌肌肌电信号变化,监测睡眠过程中阻塞性呼吸暂停低通气的情况;此外,颞舌肌的运动,可以导致舌的前伸和后缩,表现为下颌的前移和后缩。因此,恰当地应用口外表面电极,不仅可以避免上述应用电极介入和口内电极测量颞舌肌肌电信号的缺陷,而且可以减少干扰,更准确测定阻塞性睡眠呼吸暂停低通气过程中颞舌肌的肌电信号变化。

[0003] 目前,国内将口外表面电极用于测量颞舌肌肌电信号的报道极少,而且,已有报道的方法中,仅仅是用一对电极于双侧口角下1cm相对颞孔处,记录下颌肌电信号。已有的口外表面电极测量方法中,电极记录到的是颞肌和降口角肌运动时产生的生物电信号,而与舌骨运动相关的肌群包括颞舌肌、下颌舌骨肌、颞舌骨肌、舌骨舌肌和茎突舌骨肌等肌肉组织是没有准确记录的,由此可见,现有技术的方法中的电极数量过少,位置单一,导致所记录信号的测量精度和相关性均不高。

[0004] 在与舌骨运动相关的肌群中,当中枢性睡眠呼吸暂停低通气发生时,颞舌肌的生物电信号变化最为显著,但由于其生理位置的特点,口外表面电极无法通过直接接触记录其生物电信号,但是,通过独立成分分析的方法,可以从与其相联结的肌群生物电信号中,将颞舌肌电信号提取出来。

[0005] 因此,如何设计一种基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,解决已有的口外表面电极测量机构中,由于电极数量少,位置分布单一所造成的定位精度低,分辨率不理想的弊端,便成为了亟待解决的问题。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的问题是,提供一种基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,解决原有的口外表面电极测量装置中,由于电极数量少,位置分布单一所造成的定位精度低,分辨率不理想的问题。

[0007] 本发明所公开的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,包括:下颌托,用于固定分布于其表面上的各个电极;

[0008] 一个参考电极,设于所述下颌托上部中间位置,对应于人体下颌骨两侧体部正中结合部位;

[0009] 两列和至少两行组成的阵列型采集电极,依次位于所述参考电极下部两侧,对应于人体下颌舌肌部位。

[0010] 进一步地,所述电极与下颌托采用缝制的方式进行固定连接。

[0011] 优选地,所述阵列型采集电极构成矩形阵列,两列之间的采集电极平行设置,各相邻的行之间的采集电极等间距设置。

[0012] 优选地,所述两列采集电极中心之间的间距为1~2.5CM,所述各行间的采集电极中心的间距为1~2.5CM,所述参考电极的中心与最前沿的阵列型采集电极中心之间的间距为1~2.5CM。

[0013] 进一步地,所述下颌托上设有两条容置所述采集电极的卡合槽,所述采集电极可在所述卡合槽中滑动,所述卡合槽的宽度等于或略小于所述采集电极的直径。

[0014] 进一步地,在所述卡合槽中还设有凸出槽壁的锁紧件,用于将所述采集电极固定锁紧,两锁紧件之间的距离小于所述采集电极的直径。

[0015] 进一步地,在所述卡合槽的槽底还设有升降容置槽,用于调节采集电极的使用数量。

[0016] 进一步地,所述下颌托采用软性塑料材质制成。

[0017] 进一步地,所述参考电极和采集电极外表面覆盖有无纺布纳米银纤维。

[0018] 进一步地,所述采集电极呈圆柱状,直径为1.15CM,厚度为0.12CM。

[0019] 与现有技术相比,本发明所提供的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,采用多电极阵列测量方法,电极数量多、分布范围广,空间分辨率高,可以提高对颞舌肌生物电信号的分辨率;采用高密度电极阵列,除了能够提高空间分辨率,还能够通过空间滤波作用,减少SEMG信号叠加的影响;此外,本发明中的电极数量及位置可调节,针对不同年龄阶段或者人体不同大小的下颌骨实现自由调节,以便精确测量颞舌肌肌电信号;本发明采用银丝无纺布纤维电极,电阻率低,极化电动势小,而且佩戴舒适。

附图说明

[0020] 图1是本发明实施例一所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置的结构示意图;

[0021] 图2是本发明实施例二所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置的结构示意图;

[0022] 图3是本发明所述的电极测量装置的电位信号传播示意图。

具体实施方式

[0023] 以下实施例仅用于更加清楚地说明本发明的技术方案,而不能以此来限制本发明的保护范围。如在说明书及权利要求当中使用了某些词汇来指称特定部件。本领域技术人员应可理解,硬件制造商可能会用不同名词来称呼同一个部件。本说明书及权利要求并不

以名称的差异来作为区分部件的方式,而是以部件在功能上的差异来作为区分的准则。说明书后续描述为实施本发明的较佳实施方式,然所述描述乃以说明本新型的一般原则为目的,并非用以限定本发明的范围。本发明的保护范围当视所附权利要求所界定者为准。

[0024] 下面结合附图和具体实施例对本发明做进一步详细说明。

[0025] 如图1所示,本发明所述的基于颞舌肌肌电信号的电极测量装置,包括有:供佩戴在人体下颌骨部位的下颌托100,用于固定分布于其表面上的各个电极,所述下颌托100的形状可以为如图1所示的形状,也可为长方形、椭圆形等任意合适的形状。

[0026] 再请参照图1,该装置包括一个参考电极7,设于所述下颌托100上部中间位置,所述参考电极固定在下颌托100上,使用时,该参考电极7对应于人体下颌骨两侧体部正中结合部位。

[0027] 两列和至少两行组成的阵列型采集电极,依次位于所述参考电极下部两侧,对应于人体下颌舌肌部位,也就是说至少设置为两行两列的方式。为了方便说明,本发明实施例中的所述阵列型采集电极为6个,即图一中的序号1、2、3、4、5、6,两列三行矩阵排列。

[0028] 与原有的颞舌肌肌电信号采集设备相比,本发明采用多电极阵列测量方法,电极数量增多,且形成矩形阵列的排布方式,分布范围广,采集区域大,空间分辨率高,明显提高了对颞舌肌生物信号的分辨率,此外,采用如此高密度的电极阵列,除了能够提高空间分辨率外,还能通过空间的滤波作用,减少SEMG信号叠加的影响。

[0029] 作为本发明一个可选的实施方式,所述电极,包括参考电极和采集电极,与下颌托100采用缝制的方式进行固定连接,此时,所述下颌托100可以采用柔软的布料制作成,这样佩戴在下巴底下将很舒适,电极相当于“设于布料上的扣子”,固定扣合在布料上,为了佩戴更舒适,可所述下颌托100内垫有海绵等材质,其中,两列之间的采集电极(1、3、5和2、4、6之间)平行对称设置,这样是考虑到人体颌舌肌分布位置,各相邻的行之间的采集电极优选采用等间距设置,这样能够使得检测的更加准确,也能减少SEMG信号叠加的影响。具体来说,所述两列采集电极中心之间的间距a可设为1~2.5CM,所述各行间的采集电极中心的间距b可设为1~2.5CM,所述参考电极的中心与最前沿的阵列型采集电极中心之间的间距c为1~2.5CM,其实际距离可根据不同年龄阶段的人设置为不同。

[0030] 如图2所述,作为本实用新型另一个优选的实施方式,可以将所述采集电极设为可移动的方式,此时的各采集电极之间的间距可调,所述卡合槽200的宽度等于或略小于所述采集电极的直径,所述卡合槽的深度等于或略小于所述采集电极的高度,这样卡合的更紧。具体来说,在所述下颌托100上设有两条容置所述采集电极的卡合槽200,所述采集电极可在所述卡合槽200中往复滑动,这样,针对下颌骨不同的部位,可以适当进行调节,或者说有针对性的进行采集检测,使采集的位置更加贴近,采集的信息更加准确。采用采集电极设置为可调的方式还有一个好处就是针对不同年龄阶段的人,下颌骨大小不同的人,其可以根据自身大小设置一个合适的间距,这样使得采集的信息更加准确。

[0031] 为了防止采集电极在卡合槽200中移动或出现松弛,在所述卡合槽200的槽壁上还设有突出槽壁的锁紧件300,用于将所述采集电极固定锁紧,其中,两锁紧件之间的距离小于采集电极的直径,其中,两两锁紧件之间的距离也设置为相等,这样采集电极在从一个位置到另外一个位置时,其卡合锁紧的程度大致一样。此时,所述下颌托100采用软性塑料材质制成,这样设置一方面是为了保持与下颌骨接触时的舒适度感,一方面是考虑到了设置

卡合槽200的需要,锁紧件300也可以采用相同材质或其他硬性材质制成,或者在与人体接触面的下颌托100采用布料等软性材料制成,在与采集电极接触的部分采用塑料或硬度比其更硬的材质制成。卡合槽的深度跟电极的高度基本相同,或者电极稍微略高于槽边缘一点。

[0032] 为了减少或增多采集电极的使用数量,在所述卡合槽的槽底还设有升降容置槽(图中未示出),用于调节采集电极的使用数量,随时容置槽的大小刚好等于电极的大小,当需要使用的电极多时,可以将电极从容置槽中升起,利用下颌托自身的弹性和柔软度,可以从下颌托底部向上挤出,当不需要某采集电极或需要少量的采集电极时将其从卡合槽下降至容置槽中,可以从下颌托向下挤,使其进入容置槽中,随时调节需要使用的电极数量,使用极为方便,所述升降容置槽的直径可以设置为略小于卡合槽的槽宽度,这样可以防止采集电极在卡合槽中不至于随意下落至容置槽中。

[0033] 作为本发明另一个可选的实施方式,在所述参考电极和采集电极外表面覆盖有无纺布纳米银纤维(图中未示出),采用纳米银纤维这种构成,纳米银纤维的作用是将肌电产生的离子电流转换成极化电势,而皮肤本身的汗液被其他纤维吸收后,与银丝结合并发生反应,可以降低电极的接触阻抗,接触阻抗小,电阻率降低,提高电荷转化效率,起到类似导电膏的作用,但无须真正涂抹导电膏,且无创伤、无痛苦、使用方便,也能起到良好的导电的目的,而且佩戴将更加舒适。

[0034] 电极的大小会直接影响肌电采集的性能,电极太小,接触阻抗较大,不利于信号采集;电极太大,接触阻抗降低达到要求,但受到下颌特殊结构和表面积的限制,电极又不能太大。本发明的采集电极优选制作成圆柱状,直径为1.15CM,厚度为0.12CM。这样得到的电极大小最为合适,能取得较好的肌电引导的效果,采集检测出的信号强度最大,当然所述采集电极可以制作成其他任何合适的形状。

[0035] 如图3所示,6个矩阵排列的银丝无纺布圆盘式干电极分为3行2列,共7个电极,以固定的参考电极为一个输入端,另外6个采集电极可构成6个差分对,以左边一列(序号1、3、5)或者右边一列(2、4、6)的采集电极为其中一个输入端,相对边的任一个采集电极可作为差分信号的另外一个输入端,可构成9个差分对,这样,纵横两两电极之间可以构成15个差分对,各差分对之间可连接一组差分放大电路。其中,G表示参考电极,连接信号处理电路的公共接地端;序号1,4表示可左右其中一对电极连接一组差分放大电路,被放大的信号是左边电极电位减去右边电极电位,图中amp表示差分运算放大器。这样6个电极,两两之间共15对差分放大电路,成为15路信号。对采集得到的数据经过后续的处理,通过独立成分分析(Independent Component Analysis,ICA)的数据处理方法,提取颞舌肌肌电信号。

[0036] 值得注意的是,以上所述仅为本发明的较佳实施例,并非因此限定本发明的专利保护范围,本发明还可以对上述各种零部件的构造进行材料和结构的改进,或者是采用技术等同物进行替换。故凡运用本发明的说明书及图示内容所作的等效结构变化,或直接或间接运用于其他相关技术领域均同理皆包含于本发明所涵盖的范围内。

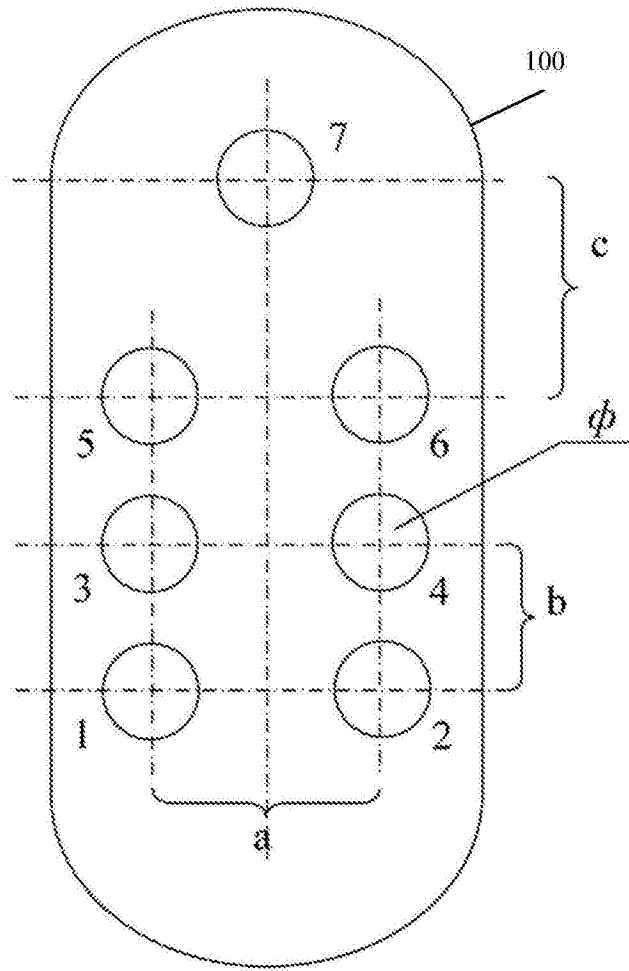


图1

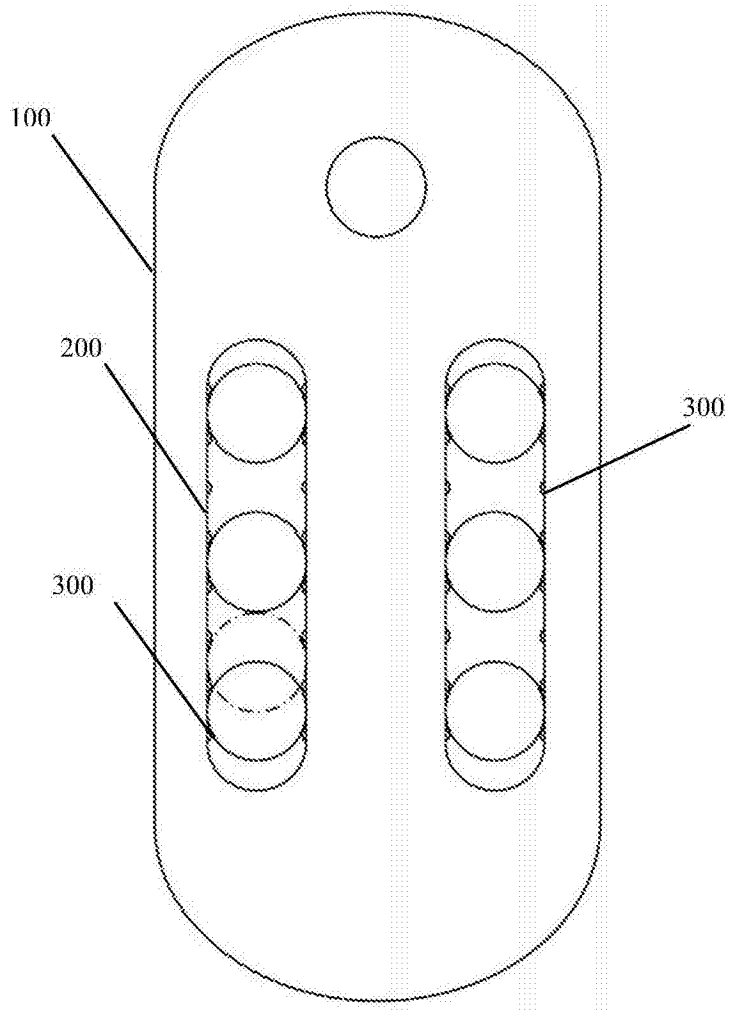


图2

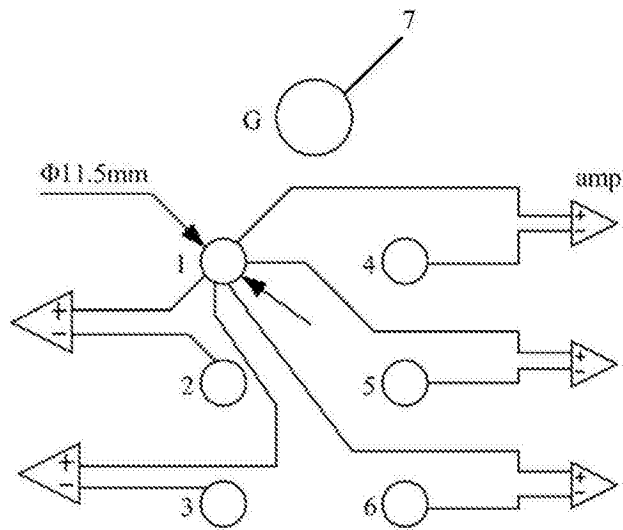


图3