



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135482 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680056880.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.09.27

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

15187358.5 2015.09.29 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/11(2006.01)

2018.03.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/072987 2016.09.27

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/055275 EN 2017.04.06

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 D·马赛尔科内利斯

J·米尔施泰夫 J·韦达

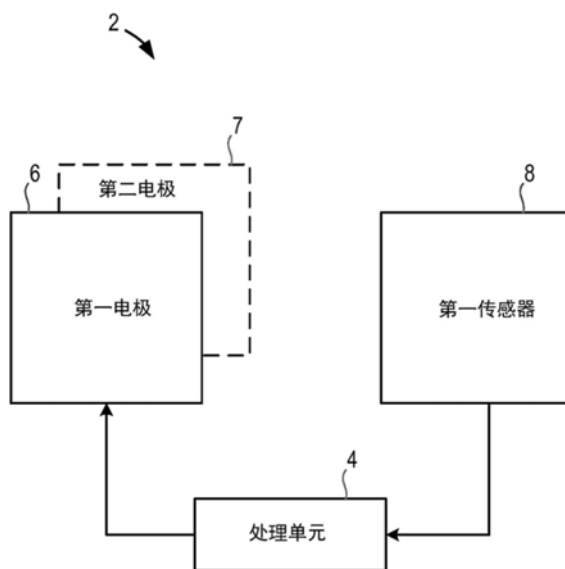
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

用于确定对象的疼痛阈值的方法和装置

(57)摘要

提供了一种用于确定对象的疼痛阈值的装置,所述装置包括处理单元,所述处理单元适于:监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间;控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且根据接收到的第一输出信号确定所述对象的疼痛阈值。



1. 一种用于确定对象的疼痛阈值的装置,所述装置包括:
处理单元,其适于:
监测所述对象以识别用于确定所述对象的所述疼痛阈值的合适的时间;
控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;
从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且
根据接收到的第一输出信号确定所述对象的所述疼痛阈值;
其中,所述处理单元被配置为基于接收到的传感器输出来监测以下中的至少一项:i) 所述对象的心率,ii) 所述对象的所述肌肉的移动,以及iii) 所述对象的腿的姿势,以便识别用于确定所述对象的所述疼痛阈值的所述合适的时间。
2. 如权利要求1所述的装置,其中,所述第一传感器是加速度计、拉伸传感器、应变计传感器或第二电极。
3. 如权利要求1或2所述的装置,其中,所述传感器输出是来自所述第一传感器的输出信号。
4. 如权利要求1或2所述的装置,其中,所述处理单元适于从第二传感器接收所述传感器输出。
5. 权利要求4所述的装置,其中,所述第二传感器是加速度计。
6. 如前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述处理单元还适于将所述对象的所述心率与阈值进行比较,并且将用于确定所述对象的所述疼痛阈值的所述合适的时间识别为所述对象的所述心率低于所述阈值的时间。
7. 如前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述处理单元还适于将用于确定所述对象的所述疼痛阈值的所述合适的时间识别为所述对象的所述肌肉的活动水平低于阈值的时间。
8. 如前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述处理单元还适于将用于确定所述对象的所述疼痛阈值的所述合适的时间识别为所述对象的膝盖以预定角度范围内的角度弯曲的时间。
9. 如权利要求1-8中的任一项所述的装置,其中,所述装置还包括所述第一电极和/或所述第一传感器。
10. 一种确定对象的疼痛阈值的方法,所述方法包括:
监测所述对象以识别用于确定所述对象的所述疼痛阈值的合适的时间;
控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;
从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且
根据接收到的第一输出信号确定所述对象的所述疼痛阈值;
其中,监测所述对象以识别用于确定所述对象的所述疼痛阈值的所述合适的时间包括监测以下中的至少一项:i) 所述对象的心率,ii) 所述对象的所述肌肉的移动,以及iii) 所述对象的腿的姿势。
11. 如权利要求10所述的方法,其中,所述第一传感器是加速度计、拉伸传感器、应变计传感器或第二电极。
12. 如权利要求10或11所述的方法,其中,监测所述对象以识别用于确定所述对象的所述疼痛阈值的合适的时间的步骤包括处理来自所述第一传感器的输出信号以识别所述合

适的时间。

13. 如权利要求10或11所述的方法,其中,所述方法还包括以下步骤:

从第二传感器接收第二输出信号;并且

其中,监测所述对象以识别用于确定所述对象的所述疼痛阈值的合适的时间的步骤包括处理所述第二输出信号以识别所述合适的时间。

14. 如权利要求13所述的方法,其中,所述第二传感器是加速度计。

15. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有实现在其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置为使得在由合适的计算机或处理器运行时使所述计算机或处理器执行如权利要求10-14所述的方法。

用于确定对象的疼痛阈值的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定对象的疼痛阈值的方法和装置,并且具体地涉及在其中电信号被递送至对象的腓肠神经的用于确定对象的疼痛阈值的方法和装置。

背景技术

[0002] 对于术后患者,需要进行疼痛监测,一边提供足够的镇痛并预防危险副作用,诸如阿片类药物引起的呼吸抑制。然而,对象的疼痛水平常常是主观的。当需要药物(例如镇痛药)时,疼痛的客观的测量将有助于医生为对象提供适当的处方。已经发现,能够使用腓肠神经的轻度刺激和随后的肌肉反应(特别是股外肌)的观察做出疼痛的客观的测量。

[0003] 腓肠神经是完全的感觉神经(与身体内的结合了感觉和运动功能的多数其他神经相反)。腓肠神经的刺激因此不引起例如脚部的身体的部分的直接移动。然而,在特定刺激阈值处,该神经中继脊柱中的信号,以产生大腿中的四头肌的反射弯曲。已经证明,该反射被起始的阈值指示对象的疼痛阈值,并且其以成比例的方式响应于镇痛药。

[0004] W02011/054959描述了一种现有的方法,其用于使用大腿(特别是股外侧肌)的肌电图(EMG)来量化对刺激信号的反射响应。

发明内容

[0005] 其对于要经常或定期进行的对象的疼痛阈值的测量(特别是对于在医疗保健环境中的术后对象来说)而言是期望的。然而,W02011/054959中的技术需要对象坐着或躺下并且放松,以便最小化来自自发性机动活动诱发的EMG信号的干扰。因此,如果对象是移动的(这对术后康复非常重要),则能够难以成功地使用用于疼痛阈值监测的腓肠神经刺激,更具体而言,可能无法测量肌肉响应,和/或测量结果可能会给出误导或不准确的测量结果。当测量处于其家庭环境中的对象的疼痛阈值时存在类似问题,因为他们也将经常是移动的。

[0006] 因此,需要一种用于确定对象的疼痛阈值的改进的方法和装置。

[0007] 根据第一方面,提供了一种用于确定对象的疼痛阈值的装置,所述装置包括处理单元,所述处理单元适于:监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间;控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且根据接收到的第一输出信号确定所述对象的疼痛阈值。

[0008] 在一些实施例中,所述第一传感器是加速度计、拉伸传感器、应变计传感器或者第二电极。

[0009] 在一些实施例中,所述处理单元适于处理来自所述第一传感器的输出信号,以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。

[0010] 在一些实施例中,所述处理单元还适于从第二传感器接收第二输出信号,并且处理所述第二输出信号,以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。所述第二传感

器能够是加速度计。

[0011] 在一些实施例中,所述处理单元适于监测所述对象的心率,以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。在一些实施例中,所述处理单元适于将所述对象的心率与阈值比较,并且将用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间识别为所述对象的心率低于所述阈值的时间。

[0012] 在一些实施例中,所述处理单元适于监测所述对象的肌肉的移动,以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。

[0013] 在一些实施例中,所述处理单元适于将用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间识别为所述对象的肌肉的活动水平低于阈值的时间。

[0014] 在一些实施例中,所述处理单元适于监测所述对象的腿的姿势,以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。在一些实施例中,所述处理单元适于将用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间识别为所述对象的膝盖以预定角度范围内的角度弯曲的时间。

[0015] 在一些实施例中,所述装置还包括所述第一电极和/或所述第一传感器。

[0016] 根据第二方面,提供了一种确定对象的疼痛阈值的方法,所述方法包括以下步骤:监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间;控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且根据接收到的第一输出信号确定所述对象的疼痛阈值。

[0017] 在一些实施例中,所述第一传感器是加速度计、拉伸传感器、应变计传感器或者第二电极。

[0018] 在一些实施例中,监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括处理来自所述第一传感器的输出信号以识别所述合适的时间。

[0019] 在一些实施例中,所述方法还包括从第二传感器接收第二输出信号的步骤,并且监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括处理所述第二输出信号以识别所述合适的时间。所述第二传感器能够是加速度计。

[0020] 在一些实施例中,监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括监测对象的心率以识别所述合适的时间。在一些实施例中,监测心率的步骤包括将所述对象的心率与阈值比较,并且将用于确定对象的疼痛阈值的合适的时间识别为所述对象的心率低于所述阈值的时间。

[0021] 在一些实施例中,监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括监测所述对象的肌肉的移动以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。

[0022] 在一些实施例中,监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括将用于确定对象的疼痛阈值的合适的时间识别为所述对象的肌肉的活动水平低于阈值的时间。

[0023] 在一些实施例中,监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括监测所述对象的腿的姿势以识别用于确定对象的疼痛阈值的合适的时间。在一些实施例中,监测对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间的步骤包括将所述合适的时间识别为所述对象的膝盖以预定角度范围内的角度弯曲的时间。

[0024] 根据第三方面,提供了一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有实现在其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置为使得在由合适的计算机或处理器运行时使所述计算机或处理器执行上述方法中的任何。

[0025] 根据第四方面,提供了一种用于确定对象的疼痛阈值的装置,所述装置包括处理单元,所述处理单元适于:监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间;控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;从测量所述对象的肌肉对电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且根据接收到的第一输出信号确定所述对象的疼痛阈值;其中,所述处理单元适于基于传感器输出来监测所述对象的心率,监测所述对象的肌肉的移动,和/或监测所述对象的腿的姿势,以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间。

[0026] 根据第五方面,提供了一种确定对象的疼痛阈值的方法,所述方法包括:监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间;控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号;从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号;并且根据接收到的第一输出信号确定所述对象的疼痛阈值;其中,监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间包括监测所述对象的心率,监测所述对象的肌肉的移动和/或监测所述对象的腿的姿势。

附图说明

[0027] 为了更好地理解本发明,并且为了更清楚地示出本发明可以如何有效实施,现在仅以范例的方式对附图进行参考,其中:

[0028] 图1示出了根据本发明的方面的装置;

[0029] 图2示出了由对象佩戴的图1的装置;

[0030] 图3是示出根据方面的确定对象的疼痛阈值的方法的流程图;

[0031] 图4是图示由根据示范性性实施例的处理单元执行的处理的示意图;以及

[0032] 图5是图示从附接至对象的大腿的拉伸传感器获得的测量结果的一系列图形。

具体实施方式

[0033] 图1是根据本发明的方面的装置2的方框图。装置2包括处理单元4,处理单元4控制装置2的操作并且能够实施疼痛阈值测量方法。处理单元4被配置为或适于接收来自监测对象的身体的部分的传感器的信号,并且处理传感器信号以确定对象的疼痛阈值。处理单元4可以直接从传感器接收信号(例如,当传感器监测对象的身体的部分时),或者从存储器单元(图1中未示出)检索先前获得的传感器测量结果。处理单元4能够包括一个或多个处理器、控制单元、多核处理器或处理模块,其被配置为或编程为控制装置2以如下所述确定对象的疼痛阈值。

[0034] 处理单元4还可以被配置为或适于引起或控制电极将电信号施加至对象的身体的部分,以使得对象的身体中的肌肉收缩或抽搐(反射)。处理单元4可以被配置为或适于引起或控制电极将不同量值的电信号施加至对象的身体的部分。具体而言,处理单元4可以被配置为或适于向电极提供变化电流的电信号。电流可以是几毫安的量级,并且因此电流例如可以在1mA与50mA之间变化。

[0035] 在图1图示的实施例中,装置2还包括连接至处理单元4的一个或多个电极6(例如第一电极6和第二电极7),以及连接至处理单元4的用于测量肌肉对由一个或多个电极6、7递送的电信号的反应的传感器8。一个或多个电极6和/或传感器8可以经由一条或多条引线或导线连接至处理单元4。在备选实施例中,(一个或多个)电极和/或传感器能够从装置2分离并且能够根据需要进行性地(经由线或无线地)附接或连接至装置2/处理单元4。

[0036] 在一些实施例中,处理单元4可以是能够连接至(一个或多个)电极6的智能电话或其他通用计算设备的部分,但是在其他实施例中,装置2能够是专用于测量对象的疼痛阈值的目的的装置。在处理单元4是智能电话或其他通用计算设备的部分的实施例中,传感器8能够是被集成到智能电话中的传感器,或者是独立于智能电话并且能够向智能电话/计算设备提供传感器信号/测量结果以用于处理和分析的(例如,经由线或无线连接)的传感器。

[0037] 一个或多个电极6要被用于向对象的腓肠神经递送电信号。如上所述,腓肠神经是完全感觉神经,其在特定刺激阈值处,中继脊柱中的信号,以产生大腿中四头肌的反射弯曲。腓肠神经能够通过放置在对象10的一个脚踝上或附近的(一个或多个)电极6来刺激,如图2中所示。具体而言,(一个或多个)电极6应当被放置在外踝的背侧上,直接位于腓肠神经的路径上方。

[0038] (一个或多个)电极6能够是用于向对象的身体递送电信号的任何合适类型的电极,并且本领域技术人员将会知道能够在根据本发明的装置2中使用的各种类型的电极。此外,(一个或多个)电极6能够通过任何合适的手段,例如经由粘合剂、带状物等附接至对象的身体。

[0039] 在一些实施例中,处理单元4包括用于生成要由(一个或多个)电极6递送至对象10的电信号的合适的电路,而在其他实施例中,可以存在响应于来自处理单元4的控制信号而生成要由(一个或多个)电极6递送至对象10的电信号的额外的处理或电路部件。

[0040] 如上所述,传感器8用于测量肌肉对由一个或多个电极6递送的电信号的反应。具体而言,传感器8用于测量对象10的腿中的肌肉的反应,并且具体地是股外侧肌对施加于该腿的腓肠神经的电信号的反应。优选地,传感器8被定位在要监测的肌肉上或附近,例如在股外侧肌的水平处,并且因此传感器8能够被附接至对象10的大腿或以其他方式与其接触(在与(一个或多个)电极6所附接的相同腿上),如图2所示。

[0041] 传感器8能够是用于使得能够测量肌肉响应(例如抽搐)的任何合适的类型的。例如,传感器8能够是被放置成与对象10的大腿接触以测量在该位置处经历的加速度的加速度计,并且处理单元4能够处理加速度信号,以识别由肌肉的抽搐引起的加速度。加速度计8能够是测量三维加速度的加速度计。

[0042] 在备选实施例中,传感器8能够是拉伸传感器,所述拉伸传感器放置在腿周围(图2中示出了拉伸传感器),并且测量由肌肉的移动(例如收缩)引起的传感器下方的腿的体积的变化,并且处理单元4能够处理来自拉伸传感器的信号,以识别由肌肉的抽搐引起的拉伸。本领域技术人员将意识到,拉伸传感器能够包括一块材料,当它被拉伸、压缩或弯曲时其电性质改变。作为拉伸传感器的备选,应变计传感器能够用于识别由肌肉抽搐引起的拉伸。

[0043] 在又一实施例中,能够使用肌电图(EMG)测量肌肉的抽搐,并且因此传感器8能够包括(与用于刺激腓肠神经的(一个或多个)电极6不同的)一个或多个电极,所述一个或多

个电极被放置在对象10的腿的皮肤上以测量由在该位置处的肌肉产生的电活动。处理单元4能够处理来自电极的信号以识别肌肉的抽搐。本领域技术人员将会知道例如在W02011/054959中所述的用于处理EMG信号以识别肌肉抽搐的技术,因此在本文中不再提供进一步的细节。

[0044] 尽管EMG能够根据本发明用于测量肌肉的抽搐,但与加速度计或拉伸传感器的使用相比,EMG存在许多缺点。具体而言,EMG信号对噪声敏感,尤其是对来自AC(交流)电源线、电灯、继电器和变压器的50/60Hz的噪声敏感;需要将电极施加到皮肤上,并且皮肤需要进行准备(例如清洁、擦洗、施加导电性糊剂或凝胶等)以实现最佳的传感器接触;并且EMG信号对电极的精确定位敏感,电极的精确定位包括电极之间的尺寸和距离。鉴于这些缺点以及下面讨论的其他原因,根据本发明使用加速度计或拉伸传感器来测量肌肉的抽搐是优选的,特别是对于由在家庭中的对象使用的装置2,因为加速度计或拉伸传感器能够更容易地正确地定位在对象10上,并且不需要与对象10的皮肤的直接接触。

[0045] 除了加速度计、拉伸传感器、应变计和EMG之外,本领域技术人员将会知道能够用于测量或检测肌肉中的抽搐的其他类型的传感器,并且本文中所描述的装置2不旨在限于任何特定类型的传感器8。

[0046] 将意识到,在一些实施例中,装置2能够利用(相同或不同类型的)多个传感器8来检测肌肉抽搐,以改进抽搐检测的可靠性。

[0047] 为了改进对象10能够将(一个或多个)电极6和/或传感器8正确地定位在他们的身体上的容易度,(一个或多个)电极6和/或传感器8能够被集成到一个或多个可穿戴项中,例如,在(一个或多个)电极6的情况下的短袜或石膏,在传感器8的情况下的一块布或带子。

[0048] 尽管在图1中未示出,但装置2还能够包括用于存储程序代码的存储器模块,所述程序代码能够由处理单元4来运行,以执行在本文中所描述的方法。存储器模块还能够用于存储在操作期间由装置2实现或获得的信号和测量结果。

[0049] 如在下文中更详细地指出的,为了改进对象的疼痛阈值的测量结果的可靠性,本发明避免当对象不是静止时和/或不是处于测量的合适姿势时实现测量结果。具体地,本发明假定(provide)能够进行疼痛阈值的测量的合适的时间被识别出。在某些实施例中,合适的时间是对象10处于静息的时间(例如,如由低心率和/或低水平的身体活动指示的),和/或当对象10的腿处于合适的姿势时(例如,其中股外侧肌是松弛的)。

[0050] 因此,根据本发明,处理单元4处理合适的传感器的输出并识别用于疼痛阈值测量的时间。传感器的类型和/或所需的处理取决于如何定义合适的时间(例如基于低心率、低水平的身体活动和/或适当的腿姿势),但是在一些实施例中,处理单元4能够监测对象10并使用来自传感器8(具体地,在传感器8是加速度计和/或拉伸传感器的情况下)的测量结果来识别合适的时间。备选地(并且具体地,在传感器8是用于EMG的电极的实施例中),处理单元4能够从被定位在对象的身体上的相同或不同位置处的独立传感器获得所需的测量结果。在一些实施例中,为了测量对象的活动和/或姿势,能够在对象上提供多个传感器。例如,除了对象的大腿处的传感器8,可以在小腿上或脚踝处和/或在对象的上半身上提供(例如与(一个或多个)电极6集成的)加速度计,以改进位置/姿势检测。

[0051] 将意识到,图1仅示出了说明本发明的该方面所需的部件,并且在实际实施方式中,装置2将包括针对所示出的那些部件的额外部件。例如,装置2可以包括用于为装置2供

电的电池或其他电源、用于使对象的疼痛阈值的测量结果能够被传递至用于装置2的基座单元或远程计算机的通信模块,和/或允许对象或另一用户来交互和控制装置2的一个或多个用户接口部件。作为范例,一个或多个用户接口部件能够包括用于启用和禁用装置2和/或疼痛阈值测量过程的开关、按钮或其他控制模块。用户接口部件还能够或者备选地包括显示器或其他视觉指示器,以用于向对象和/或其他用户提供与装置2的操作有关的信息,包括显示疼痛阈值的测量结果。

[0052] 图3中的流程图图示了根据方面的确定对象的疼痛阈值的方法。在该方法中,一个或多个电极6已经被放置或施加至对象10,以使电信号能够被递送至腓肠神经,并且传感器8被定位在对象10上,以使得能够测量股外侧肌的移动(例如收缩、抽搐等)。方法的步骤中的每个能够由处理单元4执行。

[0053] 在第一步骤中,监测对象10,以识别用于确定对象10的疼痛阈值的合适的时间(步骤101)。在一些实施例中,该步骤包括处理由用于测量股外侧肌的移动的传感器8输出的信号以识别合适的时间。在其它实施例中,该步骤包括处理由传感器8以外的传感器输出的信号以识别合适的时间。

[0054] 在一些实施例中,该步骤包括监测对象的心率,并且用于确定对象的疼痛阈值的合适的时间能够被确定为对象的心率低于阈值的时间。在某些实施例中,能够确定在一段时间(例如几秒钟或几分钟)内的心率的平均,并且该平均能够与阈值进行比较。阈值能够基于对象的特性来设置(例如,能够将对象的静息心率考虑在内进行设置)。备选地,阈值能够基于群体平均来进行设置。作为备选,阈值能够采取预设值,例如每分钟60次bpm。

[0055] 在另外的或备选实施例中,步骤101能够包括监测对象10的肌肉的移动,并且用于确定对象的疼痛阈值的合适的时间能够被识别为其中对象的肌肉的运动的量或活动水平低于阈值的时间。在一些实施例中,能够确定在一段时间内的活动水平的平均,并且该平均能够与阈值进行比较。在该实施例中监测的肌肉能够是股外侧肌、对象10腿中的其他肌肉或对象10身体中的其他肌肉。

[0056] 在另外的或备选实施例中,步骤101能够包括监测对象10的腿的姿势,并且将用于确定对象的疼痛阈值的合适的时间识别为对象10的膝盖在特定的角度处或预定的角度范围内弯曲的时间。角度或角度的范围能够是预先设置、对象相关(subject-dependent)和/或在装置2的校准阶段期间被确定的。该实施例还能够包括确定对象的身体的其他部分,例如躯干的姿势,以确定对象是斜靠的还是躺下(对于疼痛阈值测量是优选的)的。

[0057] 一旦识别了合适的时间,使用(一个或多个)电极6在识别的时间期间将电信号递送至对象10的腓肠神经(步骤103)。

[0058] 电信号被递送至对象10的腓肠神经后,从正测量对象的肌肉对电信号的反应的传感器8接收输出信号(步骤105)。

[0059] 然后对输出信号进行处理,以确定对象10的疼痛阈值(步骤107)。简言之,处理输出信号以确定肌肉抽搐是否为电信号的施加的结果,并且产生肌肉抽搐的电信号(电流)的水平提供用于对象10的疼痛阈值。如果在输出信号中未检测到抽搐,则方法返回至步骤103并且增加刺激水平(即,递送具有更高电流的电信号)。在输出信号中产生可检测抽搐(或具有高于阈值的幅度的抽搐)的第一刺激水平提供用于对象10的疼痛阈值(即疼痛阈值等于刺激水平)。

[0060] 图4图示了根据示范性性实施例的由处理单元4执行的各个处理阶段。在该图中，处理单元4连接至(一个或多个)电极6和传感器8。来自传感器8的信号(例如加速度测量结果或拉伸测量结果)被用于检测抽搐并且用于检测刺激腓肠神经的合适的时间。因此，来自传感器8的信号被输入至三个检测阶段或模块，抽搐检测模块12、活动检测模块14和位置(和/或姿势)检测模块16。

[0061] 作为刺激腓肠神经的结果出现的抽搐具有能够与诸如步行的较大移动区分的特定模式。当肌肉收缩时，如在刺激传入神经期间的情况那样，肌肉以短爆发向外移动。该移动能够与直接在刺激之后发现的其他移动区分开来，并且与诸如步行的相对大的、较慢和较长的惯常移动不同。因此，抽搐检测阶段12能够识别加速度测量结果或拉伸测量结果中的抽搐。

[0062] 图5中的图形图示了使用衔接至对象的大腿的拉伸传感器获得的一些示范性信号。图5(a)图示了当在34至38秒之间存在大抽搐时来自拉伸传感器的测量信号，其中，对象的膝盖弯曲30度，图5(b)图示了当在15至18秒之间存在三个小抽搐时来自拉伸传感器的测量信号，图5(c)图示了当对象以仰卧位置静躺时来自拉伸传感器的测量信号，并且图5(d)图示了当对象行走时来自拉伸传感器的测量信号。除图5(a)和(b)中的抽搐之外的波动具有不同的波形，并且至少部分是由动脉的搏动引起的。心跳的这些影响能够在图5(c)中清楚地看到，其中，对象以仰卧位静躺。依据波形和峰的幅度的步行和抽搐之间的差异能够通过图5(d)与图5(a)和(b)的比较清楚地看到。

[0063] 图5(a)和(b)中所示的抽搐是使用髌骨反射或膝跳反射来模拟的。这些图形清楚地示出，在其他运动和心跳效应之外，抽搐能够被清楚地识别。因此，抽搐检测阶段12能够包括被调谐或配置为由肌肉抽搐引起的峰的特定形状的滤波和/或峰检测器(例如，峰形状匹配算法)，并且能够容易地检测抽搐并将其与存在于信号中的其他信息区分。滤波能够包括高通滤波或使用高斯的二阶导数的滤波。本领域技术人员将会知道能够用于识别拉伸传感器信号中的抽搐的其他技术。

[0064] 以类似的方式，当加速度计用作抽搐传感器8时，针对大抽搐、小抽搐、不同姿势和步行的波形之间存在差异，并且因此抽搐检测阶段12能够被“调谐”为检测与抽搐相关联的加速度峰。

[0065] 活动检测模块14和位置(和/或姿势)检测模块16分别检测腿(或更一般地，对象10)的活动水平和腿的位置/姿势，并将适当的信号输出到处理阶段18。

[0066] 活动检测模块14能够通过分析传感器信号的幅度和周期来检测肌肉的大的移动。此外，在一些实施例中，活动检测模块14能够额外地或备选地检测来自传感器信号的对象的心率。

[0067] 如在图5中(具体地图5(c))所示，来自拉伸传感器的信号还可以包含关于对象的心率的信息，并且因此活动检测阶段14能够分析传感器信号以确定心率。心率能够使用峰检测和/或峰模板匹配算法来识别，或者备选地或额外地通过使用滤波技术来识别，例如二阶导数高斯滤波器。本领域技术人员将会知道在加速度计被用作抽搐传感器8的实施例中用于从加速度计测量结果提取心率信号的合适的技术。

[0068] 能够使用本领域技术人员已知的技术容易地从加速度信号检测到通过位置检测模块16对腿或对象的位置和/或姿势的检测。具体地，如果加速度计相对于腿的取向是已知

的(例如x轴与大腿骨对齐),则能够以特定准确度估计腿的位置。此外,已经发现来自拉伸传感器的信号根据对象的膝盖的角度(具体地膝盖弯曲时大腿的周长增加)而变化,并且因此能够通过拉伸传感器信号随时间的变化的分析来确定腿的位置或姿势。

[0069] 处理阶段18处理检测阶段14和16的输出以识别用于执行对象10的疼痛阈值的评估的合适的时间。如果识别了合适的时间,处理阶段18输出能够进行疼痛阈值测量的指示并且起始腓肠神经的刺激。如果处理阶段18尚未识别进行疼痛阈值测量的合适的时间,则处理阶段18能够输出适当的指示(并且不刺激腓肠神经)。

[0070] 检测阶段14、16能够连续地或几乎连续地处理来自传感器8的测量结果,以确定用于测量的合适的时间。处理阶段18能够将合适的时间识别为当活动检测阶段14和位置检测阶段16中的任一个或两者都指示能够进行测量时的时间(例如,一旦活动水平低于阈值,和/或一旦腿处于正确的姿势)。备选地,一旦活动检测阶段14和/或位置检测阶段16已经指示条件适于要在特定时间段内进行的测量(例如,活动水平已经在特定的时间量(例如,几秒钟或几分钟)内低于阈值,和/或当腿已经在特定的时间量(例如几秒钟或几分钟)内在正确的姿势上时),处理阶段18能够识别进行测量的合适的时间。

[0071] 如果已经识别出合适的时间,则来自处理阶段18的输出在阶段20处实现用于腓肠神经的刺激的水平的设置(初始地刺激水平被设置为最低或默认值)。针对刺激水平的最低或默认值能够取决于电极的尺寸和类型以及它们的放置。例如,最低或默认刺激值能够对应于具有仅几mA(例如1或2mA)的电流的电信号。

[0072] 腓肠神经的刺激然后由刺激阶段22起始,刺激阶段22将适当的电信号输出至(一个或多个)电极6。阶段22还向计时器模块24指示正在施加刺激,并且计时器模块24测量从将电信号施加至腓肠神经已经过去的时间。阶段22还指示刺激正被施加至疼痛阈值测量模块26。

[0073] 髌骨反射潜伏期为大约21毫秒。因此能够预期,在电刺激施加至腓肠神经后的例如10-40毫秒之间的检测到的抽搐的发作能够被认为是由电信号引起的。疼痛阈值测量模块26因此比较由抽搐检测模块12检测到的抽搐的定时与从电信号被施加开始的时间(如由计时器模块24所指示的),在特定时间窗口(例如,在10到40毫秒之间)出现的检测到的抽搐能够被认为是由电信号产生的。落在该窗口之外的抽搐将被丢弃并且不用于疼痛阈值测量。

[0074] 如果检测到合适的抽搐,则疼痛阈值测量模块26分析抽搐以确定对象10的疼痛阈值的量度(例如,疼痛阈值测量模块26将对象10的疼痛阈值确定为引起检测到的抽搐的刺激水平)。

[0075] 如上所述,抽搐检测阶段12分析来自传感器8的输出信号以检测肌肉是否已经由于腓肠神经的刺激而抽搐。如果没有检测到抽搐,则刺激水平增加(在处理阶段28处),并且刺激阶段22经由(一个或多个)电极6将增加的电信号施加至对象10的腓肠神经。该“回路”继续,直到由抽搐检测阶段12检测到抽搐,抽搐检测阶段12向疼痛阈值测量模块26输出已经检测到抽搐的指示,疼痛阈值测量模块26分析检测到的抽搐,以确定对象的疼痛阈值(例如,疼痛阈值测量模块26将对象10的疼痛阈值确定为引起检测到的抽搐的刺激水平)。

[0076] 以类似于最低或默认刺激水平的设置的方式,刺激水平在处理阶段28处增加的量能够取决于电极的尺寸和类型以及它们的放置。例如,刺激值能够以每次仅几mA升高,例如

1或2mA。

[0077] 类似地,如果疼痛阈值测量模块26丢弃检测到的抽搐(因为其落在可接受的时间窗口之外),刺激水平能够通过处理阶段28和施加至腓肠神经的增加了的刺激来增加。

[0078] 在与心率有关的信息可用(例如通过来自传感器8或来自另一传感器的传感器信号的处理)的实施例中,疼痛阈值测量模块26还能够在确定疼痛阈值时利用心率信息,因为心率能够是由对象感受到的疼痛的指示符。

[0079] 将意识到,在正执行刺激增加/抽搐检测回路的同时,处理阶段18能够继续监测活动检测阶段14和位置检测阶段16的输出,以确定条件是否仍适于疼痛阈值测量。如果处理阶段18确定条件不适合(例如活动水平太高),则处理阶段18能够向刺激模块22提供合适的指示,使得停止腓肠神经的刺激。如果处理阶段18随后确定条件再次适于疼痛阈值的测量,则能够在最后使用的刺激水平或最低或默认水平处恢复对腓肠神经的刺激。

[0080] 因此提供了用于确定对象的疼痛阈值的改进的方法和装置。

[0081] 本领域技术人员在实践请求保护的本发明时,通过研究附图、公开内容和权利要求,能够理解和实现对所公开的实施例的变化。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。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提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式来分布,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

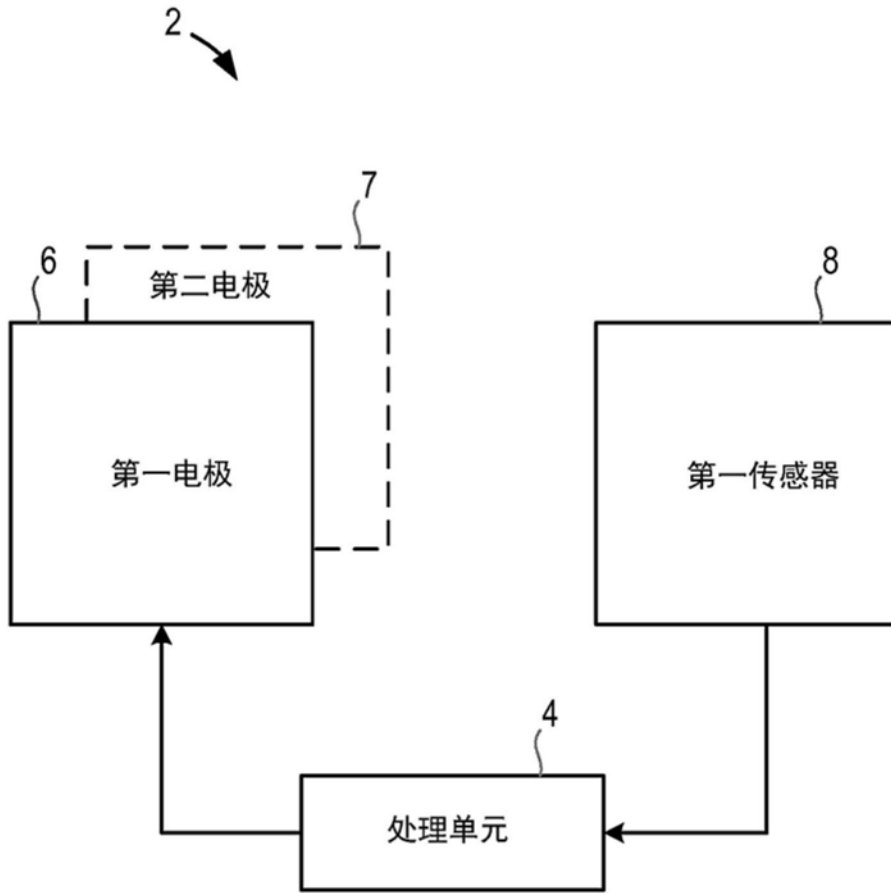


图1

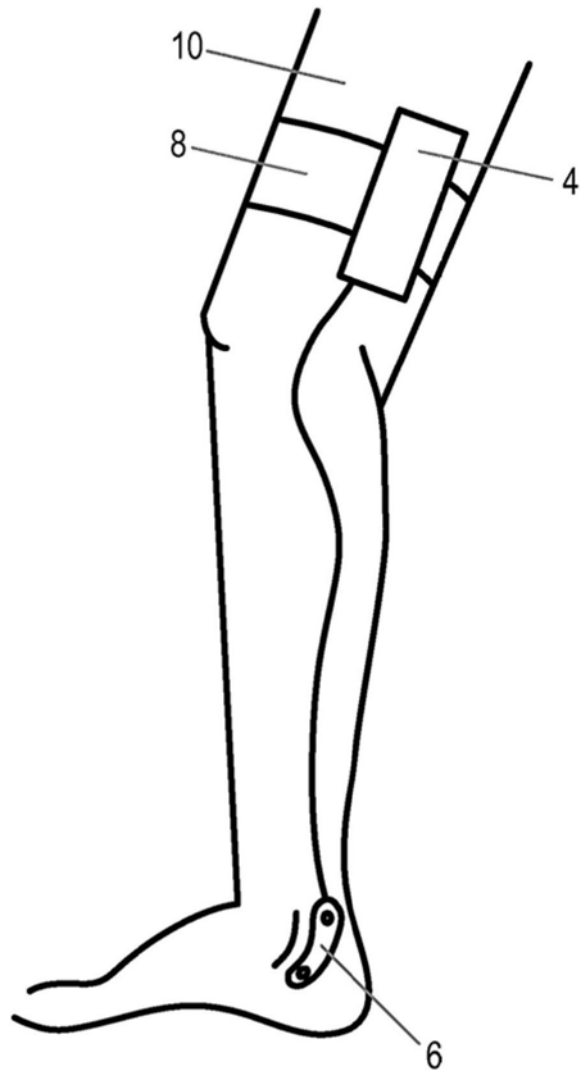


图2

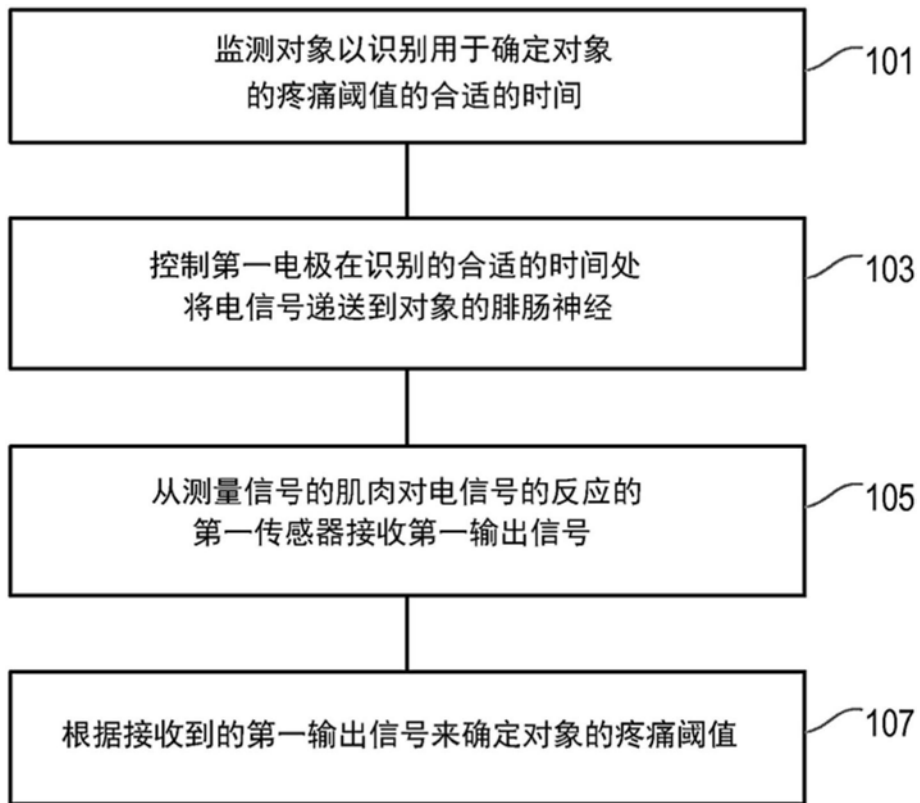


图3

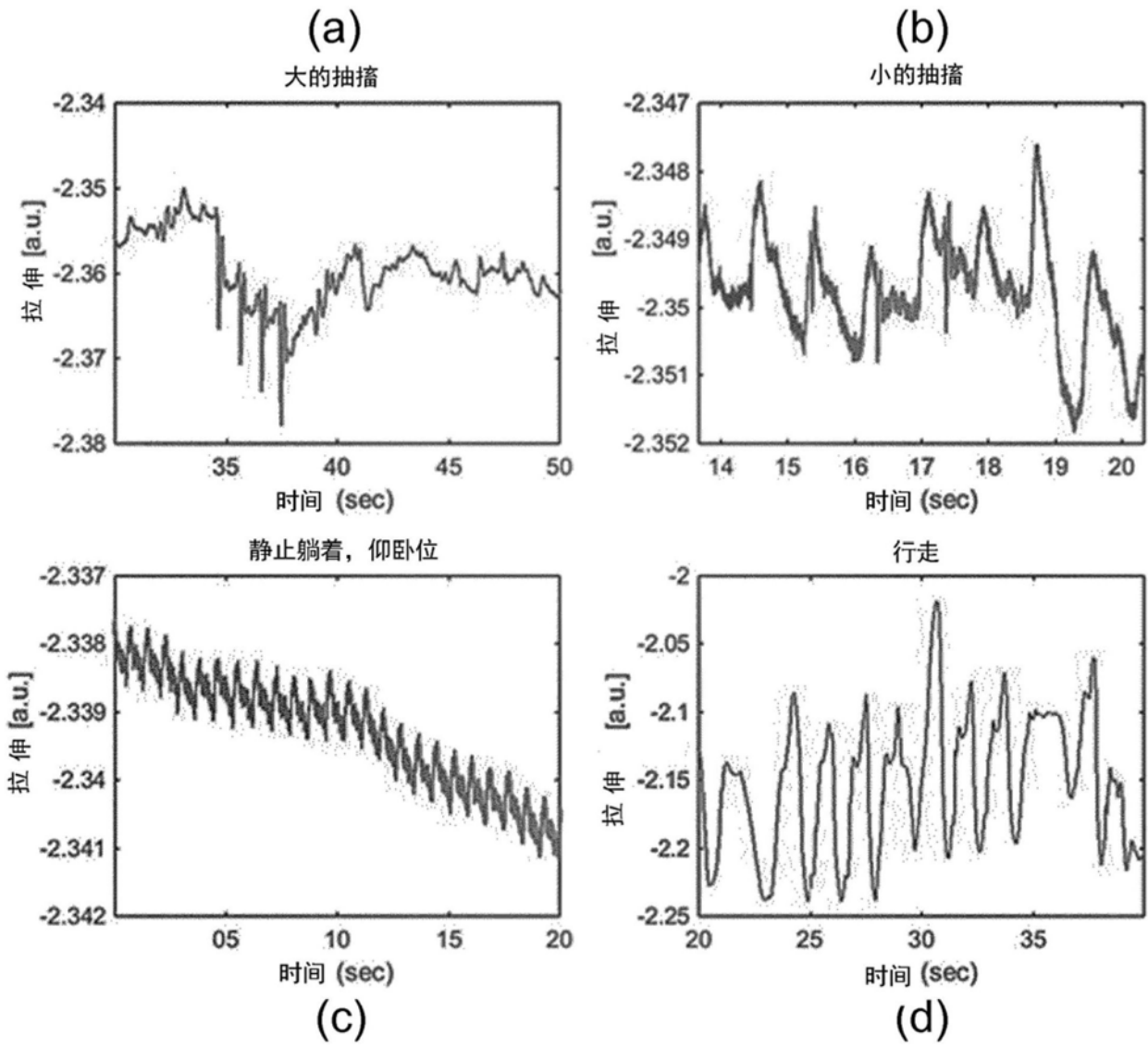


图5

专利名称(译)	用于确定对象的疼痛阈值的方法和装置		
公开(公告)号	CN108135482A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680056880.1	申请日	2016-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	D 马赛尔科内利斯 J 米尔施泰夫 J 韦达		
发明人	D·马赛尔科内利斯 J·米尔施泰夫 J·韦达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/4824 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/1071 A61B5/1104 A61B5/1107 A61B5/1114 A61B5/4047 A61B5/6828 A61B5/6829 A61B5/7278 A61B5/7285 A61B2562/0219 A61B2562/0261 A61N1/0456		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2015187358 2015-09-29 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于确定对象的疼痛阈值的装置，所述装置包括处理单元，所述处理单元适于：监测所述对象以识别用于确定所述对象的疼痛阈值的合适的时间；控制第一电极在识别的合适的时间处向所述对象的腓肠神经递送电信号；从测量所述对象的肌肉对所述电信号的反应的第一传感器接收第一输出信号；并且根据接收到的第一输出信号确定所述对象的疼痛阈值。

