



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110536632 A

(43)申请公布日 2019.12.03

(21)申请号 201880026086.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.04.13

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17167319.7 2017.04.20 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/087(2006.01)

2019.10.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/059499 2018.04.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/192843 EN 2018.10.25

(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 J·范德拉尔 S·M·L·德沃特

R·M·M·德尔克斯

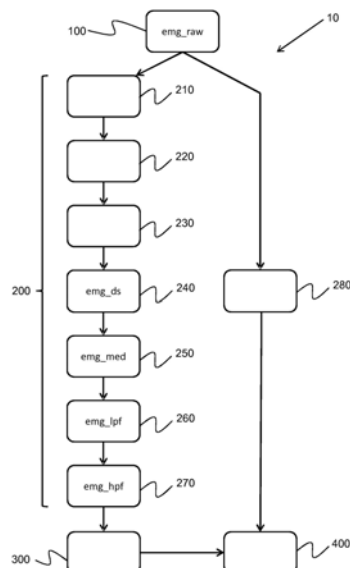
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

用于从肌电图信号检测吸入和提取神经呼吸驱动的量度的方法和系统

(57)摘要

本发明提供了一种用于检测用户的神经呼吸驱动量度的方法。所述方法包括获得EMG信号和处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号和经处理的EMG信号。然后基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸入。然后将检测到的吸气与经处理的EMG信号结合使用,以确定所述用户的神经呼吸驱动量度。



1. 一种用于提取用户的神经呼吸驱动量度的方法(10),所述方法包括:
 - 获得EMG信号(100);
 - 处理所述EMG信号以产生经处理的EMG信号(280);
 - 处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号(200);
 - 基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸气(300);以及
 - 根据检测到的吸气和经处理的EMG信号来确定神经呼吸驱动量度(400)。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号包括在所述EMG信号上执行尖峰去除(210)。
3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的设备,其中,处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号包括将第一高通滤波器应用于所述EMG信号(220)。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述第一高通滤波器的截止频率大于或等于150Hz,例如为200Hz。
5. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号包括在所述EMG信号上执行包络检测,其中,所述包络检测包括:
 - 对所述EMG信号应用整流算子,以生成第二EMG信号(230);以及
 - 将低通滤波器应用于所述第二EMG信号(260)。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述第二EMG信号包括所述EMG信号的类似能量的量度。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述EMG信号的所述类似能量的量度包括Teager-Kaiser能量和常规能量中的至少一个。
8. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述整流算子包括绝对值算子和平方算子中的至少一个。
9. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号包括对所述EMG信号进行下采样(240)。
10. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号包括将中值滤波器应用于所述EMG信号(250)。
11. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,处理EMG信号以产生代用呼吸信号包括将第二高通滤波器应用于所述EMG信号(270)。
12. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括基于所述神经呼吸驱动量度来计算所述用户的所述神经呼吸驱动。
13. 一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现根据任一前述权利要求所述的方法。
14. 一种用于确定EMG测量系统中的用户的神经呼吸驱动量度的控制器(650),其中,所述控制器适于:
 - 获得EMG信号;
 - 处理所述EMG信号以产生经处理的EMG信号;
 - 处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号;
 - 基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸气;并且
 - 根据检测到的吸气和经处理的EMG信号来确定神经呼吸驱动量度。

15. 一种吸入检测系统(600),包括:
EMG电极(620),其适于测量所述EMG信号;以及
根据权利要求14所述的控制器(650)。

用于从肌电图信号检测吸入和提取神经呼吸驱动的量度的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理领域,更具体地涉及肌电图 (EMG) 信号处理领域。

背景技术

[0002] 在患有慢性阻塞性肺病 (COPD) 和其他呼吸系统疾病的患者中,从表面肌电图测量的胸骨旁和/或膈膜肌肉活动的评估可用于估计患者呼吸努力的强度、定时和持续时间。这可以作为呼吸肌负荷与呼吸肌能力之间平衡的指标。吸入期间的EMG信号与神经呼吸驱动 (NRD) 有关。在肺过度充气期间,如在COPD患者急性发作期间观察到的,呼吸肌负荷与容量之间的平衡发生变化,这反映在神经呼吸驱动中。较低的能力和较高的负载导致增加的NRD。在吸入期间经由EMG电极从呼吸肌测量的EMG信号,例如来自第二肋间隙的胸骨旁肌肉或来自腹部膈膜,可以用作患者恶化或改善的指示。这也可以用作出院后再入院的预测因子。

[0003] 为了评估吸入期间的呼吸肌活动,需要确定与吸入相对应的时间间隔。通常,使用鼻导管测量的信号来确定吸入间隔。例如,可以将鼻插管连接至压差传感器以识别吸气和呼气阶段(随着空气分别流入和流出),从而引导NRD手动分析。然而,在实践中,来自鼻插管的信号通常是不可靠的和/或被信号伪迹污染。对于因急性加重入院的COPD患者,这种情况尤其常见,他们经常会经历鼻子呼吸和/或呼吸不稳定的困难。鼻插管信号质量低通常会导导致算法无法计算NRD值,因为无法从鼻插管信号可靠地检测到吸入阶段。此外,如果正在计算NRD值,则可能是由于从鼻插管信号中检测到错误的吸入阶段而导致的NRD值不正确,从而可能导致对患者状况的误解。另外,戴鼻导管对患者可能不舒服,尤其是在长期连续记录期间。

[0004] 鼻插管信号质量不良的原因有多种。首先,鼻插管可能没有正确插入鼻孔,或者在测量时段期间可能变松。另外,信号伪迹可能是由插管在鼻孔内部的运动引起的,这种运动可能在患者移动或咳嗽时发生。另一个常见的问题是患者可能部分地或全部地通过嘴呼吸,在这种情况下,鼻插管信号可能非常微弱并且有噪声。最后,在鼻插管信号中可能存在较大的基线偏移,这可能导致错误的吸入识别。

[0005] 因此,需要一种更可靠的方法来确定EMG信号中的吸气阶段,而不需要大量的额外硬件。

发明内容

[0006] 本发明由权利要求来限定。

[0007] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于提取用户的神经呼吸驱动量度的方法,所述方法包括:

[0008] 获得EMG信号;

[0009] 处理所述EMG信号以产生经处理的EMG信号;

[0010] 处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号；

[0011] 基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸气；以及

[0012] 根据检测到的吸气和经处理的EMG信号来确定神经呼吸驱动量度。

[0013] 该方法仅从用户的EMG信号来导出所述用户的吸气。吸入检测通常通过鼻插管来进行；然而，这对于用户而言可能是不准确且不舒服的。通过使用仅从EMG信号导出的代用呼吸信号来检测用户的吸气，可以获得更准确的测量结果。这是因为EMG信号测量的是肌肉活动而不是气流，这意味着用户可以通过鼻子或嘴巴呼吸而不会干扰EMG信号。另外，由于通过外部电极来测量EMG信号，因此对于用户而言该测量更加舒适。

[0014] EMG信号也被处理以产生经处理的EMG信号，例如EMG信号的RMS或EMG信号的平均绝对值。通过从代用呼吸信号来检测用户的吸气并将吸气与经处理的EMG信号进行时间对齐，可以识别用户的神经呼吸驱动量度。时间对齐是指对齐两个信号而使得它们示出相同的时间窗口的过程。用户的神经呼吸驱动量度，例如峰值吸气RMS EMG值，可以构成用户的许多临床参数（例如NRD）的基础。

[0015] 直接从用户获得的原始EMG信号通常包含大量噪声和ECG信号。通过处理EMG信号以产生代用呼吸信号，可以提高信噪比，从而提高吸入检测的准确性。可以通过简单的阈值来从代用呼吸信号中检测吸入。换句话说，如果信号上升到预定值以上，则检测到吸气。替代地，可以使用依赖于信号的阈值。

[0016] 在一个实施例中，处理EMG信号以产生代用呼吸信号包括对EMG信号执行尖峰去除。

[0017] 出于多种原因，例如用户的起搏器，瞬态尖峰可能会出现在EMG信号中。这些尖峰信号可能是非生理性的，这意味着它们不表示肌肉活动，因此不会为EMG信号提供有用的信息。瞬时尖峰也可以是生理性的，例如由于ECG信号。通过去除EMG信号中的尖峰，可以提高信噪比。

[0018] 在一些实施例中，处理EMG信号以产生代用呼吸信号包括将第一高通滤波器应用于EMG信号。

[0019] 在另外的实施例中，第一高通滤波器具有大于或等于150Hz的截止频率。通常，选择200Hz作为截止频率。

[0020] EMG信号通常会包含ECG信号污染。通过将第一高通滤波器应用于EMG信号，可以减少和/或消除ECG信号污染。另外，应用第一高通滤波器还可以减少EMG信号中的各种低频伪迹和噪声。

[0021] 在一种布置中，对EMG信号进行处理以产生代用呼吸信号包括对EMG信号执行包络检测，其中，所述包络检测包括：

[0022] 对所述EMG信号应用整流算子，以生成第二EMG信号；以及

[0023] 将低通滤波器应用于所述第二EMG信号。

[0024] 所述包络检测计算高频EMG信号的低频包络量度，其表示用户的呼吸。通过将整流算子应用于EMG信号，可以防止信号平均到零。然后将低通滤波器应用于第二EMG信号，从而产生EMG包络信号，然后将其用作吸入检测的基础。低通滤波器还充当信号的最终平滑阶段，以减少EMG信号中的噪声。

[0025] 在另一种布置中，第二EMG信号包括EMG信号的类似能量的量度。

[0026] 在又一布置中,EMG信号的所述类似能量的量度包括Teager-Kaiser能量和常规能量中的至少一个。

[0027] Teager-Kaiser能量算子高效且易于实施,这意味着可以在不负面影响系统性能的情况下计算EMG信号的所述类似能量的量度。常规能量仅仅是多个平方信号值的总和。

[0028] 在一个实施例中,整流算子包括绝对值算子和平方算子中的至少一个。

[0029] 通过对EMG信号应用整流算子,例如绝对或平方算子,可以对EMG信号进行整流,并通过低通滤波器来执行信号包络检测。

[0030] 在一些设计中,处理EMG信号以产生代用呼吸信号包括对EMG信号进行下采样。

[0031] 下采样是降低信号采样率的过程,所述过程用于减小信号数据集的大小。这样,可以减少用于处理EMG信号的存储器和处理要求。

[0032] 在一个实施例中,处理EMG信号以产生代用呼吸信号包括将中值滤波器应用于EMG信号。

[0033] 通过使用中值滤波器,可以从EMG信号中去除任何剩余的残留的尖峰信号,这些残留的尖峰信号没有被初始尖峰去除或第一高通滤波器所去除。

[0034] 在一种布置中,处理EMG信号以产生代用呼吸信号包括将第二高通滤波器应用于所述EMG信号。

[0035] 通过将第二高通滤波器应用于EMG信号,可以去除信号的基线分量。以此方式,可以去除与从EMG信号确定吸入阶段无关的潜在信号趋势。这可能会导致更准确的代用呼吸信号,并且因此更准确地吸入检测。

[0036] 在一些布置中,所述方法还包括基于神经呼吸驱动量度来计算用户的神经呼吸驱动。

[0037] 通过计算用户的神经呼吸驱动,可以监视用户的呼吸功能和健康。

[0038] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现如上所述的方法。

[0039] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种吸气检测系统,包括:

[0040] EMG电极,其适于测量EMG信号;以及

[0041] 控制器,其中,所述控制器适于:

[0042] 获得EMG信号;

[0043] 处理所述EMG信号以产生经处理的EMG信号;

[0044] 处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号;

[0045] 基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸气;以及

[0046] 根据检测到的吸气和经处理的EMG信号来确定神经呼吸驱动量度。

附图说明

[0047] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中,

[0048] 图1示出了根据本发明的实施例的方法;

[0049] 图2示出了一系列曲线图,其图示了与从鼻插管采集的信号相比在图1的各种方法步骤期间的EMG信号;并且

[0050] 图3示出了吸入检测系统。

具体实施方式

[0051] 本发明提供了一种用于检测用户的神经呼吸驱动量度的方法。所述方法包括获得EMG信号和处理所述EMG信号以产生代用呼吸信号和经处理的EMG信号。然后基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸入。然后将检测到的吸气与经处理的EMG信号结合使用,以确定所述用户的神经呼吸驱动量度。

[0052] 图1示出了根据一个实施例的用于检测用户的吸气并使用这些吸气来确定用户的神经呼吸驱动量度的方法10。

[0053] 在步骤100,从用户获得EMG信号。例如,可以通过放置在患者的第二肋间空间上的两个EMG电极来测量EMG信号,其中一个电极位于胸骨的任一侧。通过emg_raw绘图510在图2的曲线图500中示出了以此方式测量的示例性EMG信号。

[0054] 由于所获得的EMG信号将包含大量的噪声和ECG污染,因此EMG信号可以经历一系列处理步骤200,以便产生要在吸入检测中使用的代用呼吸信号。

[0055] 在步骤210中,可以对EMG信号执行尖峰去除。例如,由于用户的起搏器,可能会在EMG信号中出现短暂的非生理性峰值。瞬时尖峰也可以是生理性的,例如由于ECG信号。通过去除EMG信号中的尖峰,可以提高信噪比。

[0056] 在步骤220中,将第一高通滤波器应用于组合信号。第一高通滤波器的截止频率大于或等于150Hz。通常,选择200Hz作为截止频率。

[0057] 将第一高通滤波器应用于EMG信号将减少信号中的低频噪声和运动伪迹。EMG信号可以包含与肌肉中缓慢的生理反应相对应的紧张性活动信号,例如与EMG信号的测量位置处的特定姿态有关的紧张性肋间肌肉活动。这些信号对于执行吸入检测没有用,因此在EMG信号中充当噪声。由于紧张性活动信号的低频特性,第一高通滤波器可以在一定程度上抑制和/或消除它们。

[0058] 除了紧张性活动,EMG信号可能还包含大量的ECG信号污染。ECG信号的频率范围通常为0.01-300Hz,而EMG信号的频率范围为50-3000Hz。通过将截止频率为200Hz的高通滤波器应用于获得的EMG信号,可以减少和/或消除ECG污染。运动伪迹和其他噪声可能源于多种来源,例如,由于用户胸部运动导致EMG电极移位或拉扯连接到电极的线缆所致。这些也可以通过第一高通滤波器来减少和/或去除。

[0059] 在步骤230中,将整流算子应用于EMG信号,生成第二EMG信号。整流是将EMG信号转换为单极性。通过绝对值算子可以轻松实现全波整流。替代地,也可以通过平方算子来实现整流,所述平方算子将信号值进行平方。这样做是为了确保在进行统计分析时信号不被平均为零。在另一个示例中,可以通过对解析的EMG信号执行希尔伯特变换来实现EMG信号的整流。

[0060] 整流算子可以产生EMG信号的绝对值或类似能量的度量,例如常规或Teager-Kaiser能量。

[0061] 由EMG信号的绝对值或类似能量的度量来形成代用呼吸信号,极大地简化了进行吸入检测的过程。常规能量被定义为信号平方(的经平滑版本)。使用Teager-Kaiser算子来计算EMG信号的Teager-Kaiser能量,如下所示:

$$[0062] \quad \Psi(x(t)) = \dot{x}^2(t) - x(t)\ddot{x}(t),$$

[0063] 其中, Ψ 是Teager-Kaiser算子; x 是时间的函数, 例如EMG信号; \dot{x} 是函数 x 关于时间的一阶导数; 并且 \ddot{x} 是函数 x 关于时间的二阶导数。由于绝对值以及常规和Teager-Kaiser能量算子在计算上不复杂, 因此它们可以在不显著增加系统处理要求的情况下实现。

[0064] 在步骤240中, 可以对EMG信号执行下采样。

[0065] 下采样降低EMG信号的采样率, 从而减小信号数据集的大小。这继而能够降低分析和处理信号所需的处理能力和内存。吸气检测可以基于EMG信号包络的低频特性, 这意味着信号采样率的降低不会导致吸气检测性能或准确性的降低。换句话说, 可以执行下采样以增加吸入检测过程的效率, 同时保持结果的准确性。绘图emg_ds 520示出了对去除(部分)尖峰的高通滤波emg_raw信号510的类似能量的量度执行下采样的结果。

[0066] 在步骤250中, 可以将中值滤波器应用于EMG信号。

[0067] 中值滤波器是一种非线性滤波器, 用于抑制残留在EMG信号中的任何尖峰信号, 同时又不会抹去那些尖峰信号。图2的绘图emg_med 530图示出了将中值滤波器应用于下采样后的EMG信号能量emg_ds 520的结果。通过比较两个曲线图, 可以清楚地看到由于中值滤波器而导致的EMG信号能量中剩余尖峰数量的减少。该滤波器通过以下来工作: 获得信号值的序列中的值, 将其与相邻值进行比较, 然后将中值作为序列中该位置的输出值。可以针对信号值的序列如下地定义滤波器:

$$[0068] \quad y(n) = F\{x(n), L\},$$

[0069] 其中, $y(n)$ 是第 n 个输出值; F 是中值滤波算子; $x(n)$ 是第 n 个信号值; 并且 L 是用于计算输出值的连续信号值的数量。例如, 对于 $L=3$, 在比较中仅使用 $x(n)$ 两侧的信号, 即 $x(n+1)$ 和 $x(n-1)$, 来计算输出值 $y(n)$ 。在另一个示例中, 可以使用序列中的最后三个值, 即 $x(n)$, $x(n-1)$ 和 $x(n-2)$ 。对于第一个示例, 对于每个信号值, 输出值 $y(n)$ 被给出为序列的中值:

[0070] 对于偶数 L , $x[n-L/2]$ 到 $x[n+L/2-1]$, 或者

[0071] 对于奇数 L , $x[n-(L-1)/2]$ 到 $x[n+(L-1)/2]$ 。

[0072] 在步骤260中, 将第一低通滤波器应用于EMG信号。

[0073] 将低通滤波器应用于先前经过整流和随后净化的EMG信号, 以执行包络估计和信号平滑的最后阶段。步骤230至步骤260包括执行包络检测的功能。替代地, 可以仅通过步骤230和260来执行包络线检测。绘图emg_lpf540示出了最终的EMG包络信号, 这是将低通滤波器应用于中值滤波、下采样、经整流的EMG信号emg_med 530的结果。通过比较两个图, 可以清楚地看到emg_med绘图的任何高频分量都已被去除, 以提供emg_lpf绘图中所示的包络信号。

[0074] 在步骤270中, 可以将第二高通滤波器应用于EMG信号。

[0075] 可以引入第二高通滤波器以从EMG信号中去除基线或背景分量信号。基线去除用于获得在零附近振荡的信号, 这对于检测吸气可能是必需的。此外, 去除基线可能减少背景信号的影响并强调真实信号, 背景信号可能给数据引入错误趋势。这增加了吸入检测的准

确性。绘图emg_hpf 550是代用呼吸信号，示出了将第二高通滤波器应用于包络信号emg_lpf 540的结果。

[0076] 上述步骤形成一个处理分支，所述处理分支将相对繁重的预处理应用于原始EMG信号。同时，对EMG信号的预处理较少，以产生经处理的EMG信号。该分支如下所述。

[0077] 在步骤280中，EMG信号被处理以产生经处理的EMG信号，例如EMG信号的RMS或EMG信号的平均绝对值。EMG信号的RMS可以计算如下：

$$[0078] \quad x_{rms}(t) = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1} \int_{T_1}^{T_2} [x(t)]^2 dt}$$

[0079] 其中， $x_{rms}(t)$ 是RMS EMG信号；并且 T_1 和 T_2 是分别覆盖感兴趣信号的时间段的开始和结束时间。

[0080] 在步骤300中，基于由处理步骤200产生的代用呼吸信号来检测用户的吸气。

[0081] 可以使用信号emg_hpf 550和简单阈值555来检测吸气情况。如果信号超过阈值，则检测到吸气。阈值可以例如被设置为0；然而，阈值也可以设置在任何其他期望水平。阈值还可以以自适应数据相关的方式导出，这意味着可以基于例如信号的幅度来确定阈值的位置。可以将其与信号nasal_cannula 560进行比较，其中，信号的谷代表吸气，并且峰代表通过鼻导管测量的用户的呼气。

[0082] 查看320s与340s之间的二十秒时间，可以清楚地看到emg_hpf信号检测到用户多次吸气。而nasal_cannula信号检测到的吸气量要少得多，在大约10秒钟的时段中，根本没有检测到吸气。这种差异可能是由于患者通过他们的嘴而不是鼻子呼吸而发生的，这意味着鼻插管无法检测到吸入。由于EMG信号不取决于患者是通过嘴还是鼻子呼吸，因此不会错过任何吸入。这导致整体吸入检测以及神经呼吸驱动测量值的计算具有更高的准确性。

[0083] 在步骤400中，基于检测到的吸气和经处理的EMG信号来确定神经呼吸驱动量度。

[0084] 可以基于神经呼吸驱动量度来计算用户的神经呼吸驱动。如上所述，随着检测到的吸入的准确性的提高，神经呼吸驱动的准确性也得到了提高。

[0085] 图3示出了用于检测用户610的吸气的系统600。

[0086] 两个EMG电极620被提供于用户的第二肋间隙处，其中一个电极位于胸骨的两侧之一。替代地，电极可以位于用户的上腹部，从而测量来自隔膜的EMG信号。电极可以以单个贴片的形式提供，以便施予给用户，或者单独使用。

[0087] EMG电极检测用户的EMG信号，EMG信号然后可以被提供给信号处理单元630。信号处理单元可以包含模数转换器640，其适于将模拟EMG信号转换为数字形式。以这种方式，EMG信号可以由数字系统处理。

[0088] 然后将数字化的EMG信号提供给控制器650，所述控制器650适于处理EMG信号以产生代用呼吸信号。所述控制器还适于基于所述代用呼吸信号来检测所述用户的吸气。另外，控制器还可以适于处理EMG信号以产生经处理的EMG信号，并且基于检测到的吸气和经处理的EMG信号，确定用户的神经呼吸驱动量度。检测到的吸气或神经呼吸驱动量度可以形成控制器的输出660，然后可以由另一处理器使用该输出660来计算用户的NRD。替代地，可以由控制器650执行NRD的计算，在这种情况下，输出660可以是用户的NRD。控制器的输出

可以被提供给系统的用户界面,或者可以被提供给另外的处理系统。控制器可以是微控制器或任何其他合适的处理器。

[0089] 上面给出的处理步骤序列纯粹是作为示例。

[0090] 例如,任何高通滤波器操作可以由带通滤波器实现,因为将存在不感兴趣的最高频率区域,因此也可以将其滤除。类似地,任何低通滤波器操作可以由带通滤波器实现,因为将存在不感兴趣的最低频率区域,因此也可以将其滤除。

[0091] 上面解释了不同的信号处理步骤,以使方法和系统的操作清楚。在实践中,原始EMG信号将首先被数字化,然后所有后续信号处理由数字信号处理系统实现。在这种信号处理中,不同的处理步骤不一定是可单独区分的。此外,一些信号处理功能是任选的。

[0092] 例如,下采样步骤240不是基础信号处理概念的基础,并且是完全任选的。

[0093] 由第二高通滤波器270执行的基线去除也是任选的,因为可以基于上升沿和下降沿来分析先前的包络信号,而不是将阈值应用于信号的去除基线的版本。在这种情况下,代用呼吸信号将采用图2的emg_lpf曲线540的形式,而不是emg_hpf曲线550的形式。

[0094] 也可以不使用初始尖峰消除210,因为随后的滤波操作可能足以防止信号处理结果损坏。

[0095] 因此,一般而言,信号处理包括过滤以去除ECG污染,确定信号绝对值或类似能量的措施,然后进行平滑处理,然后可以从经平滑的信号中确定吸气阶段。然后,所检测的吸气阶段和经处理的EMG信号可用于确定用户的神经呼吸驱动测量。

[0096] 本发明使得能够进行简单和易于使用的,准确的和可再现的(自动的)NRD测量,所述测量可以例如在家庭中用于监测COPD患者的呼吸状况。该系统易于患者使用,因为该测量很可能是自我管理的且价格合理。特别是,单个传感器贴片可用于EMG信号采集和吸入检测,而无需压差传感器。

[0097] 该系统可用于测量NRD或考虑吸气和呼气时间间隔的任何其他呼吸努力参数。如上所述,实施例使用信号处理单元。信号处理单元可以用软件和/或硬件以多种方式实现,以执行所需的各种功能。处理器是控制器的一个示例,其采用可以使用软件(例如,微代码)编程的一个或多个微处理器来执行所需的功能。然而,控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实现,并且还可以被实现为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0098] 可以在本公开的各种实施例中使用的控制器部件的范例包括但不限于,常规微处理器,专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0099] 在各种实现方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质相关联,诸如易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM,PROM,EPROM和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序,所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上执行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器或控制器中。

[0100] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。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。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的

任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

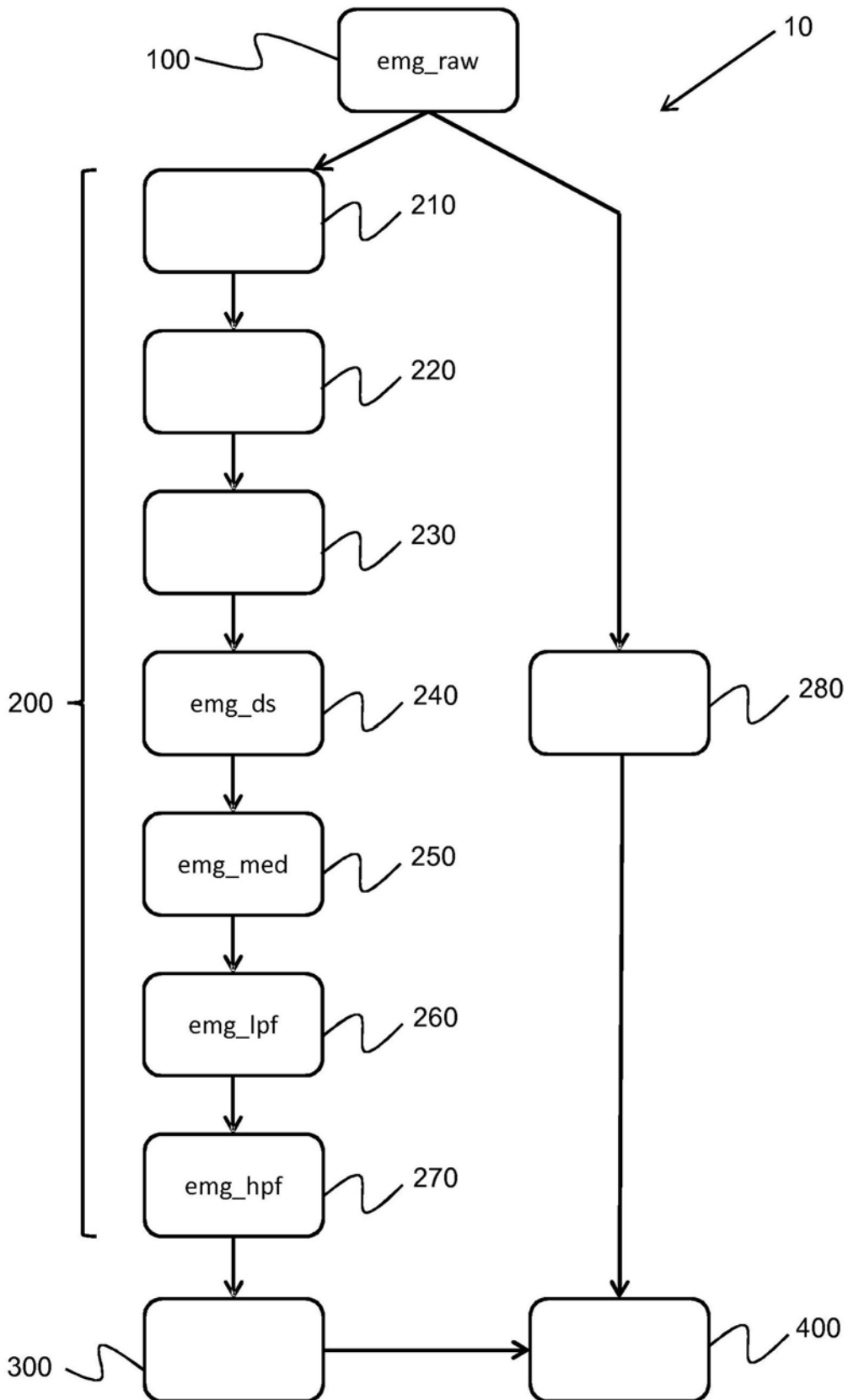


图1

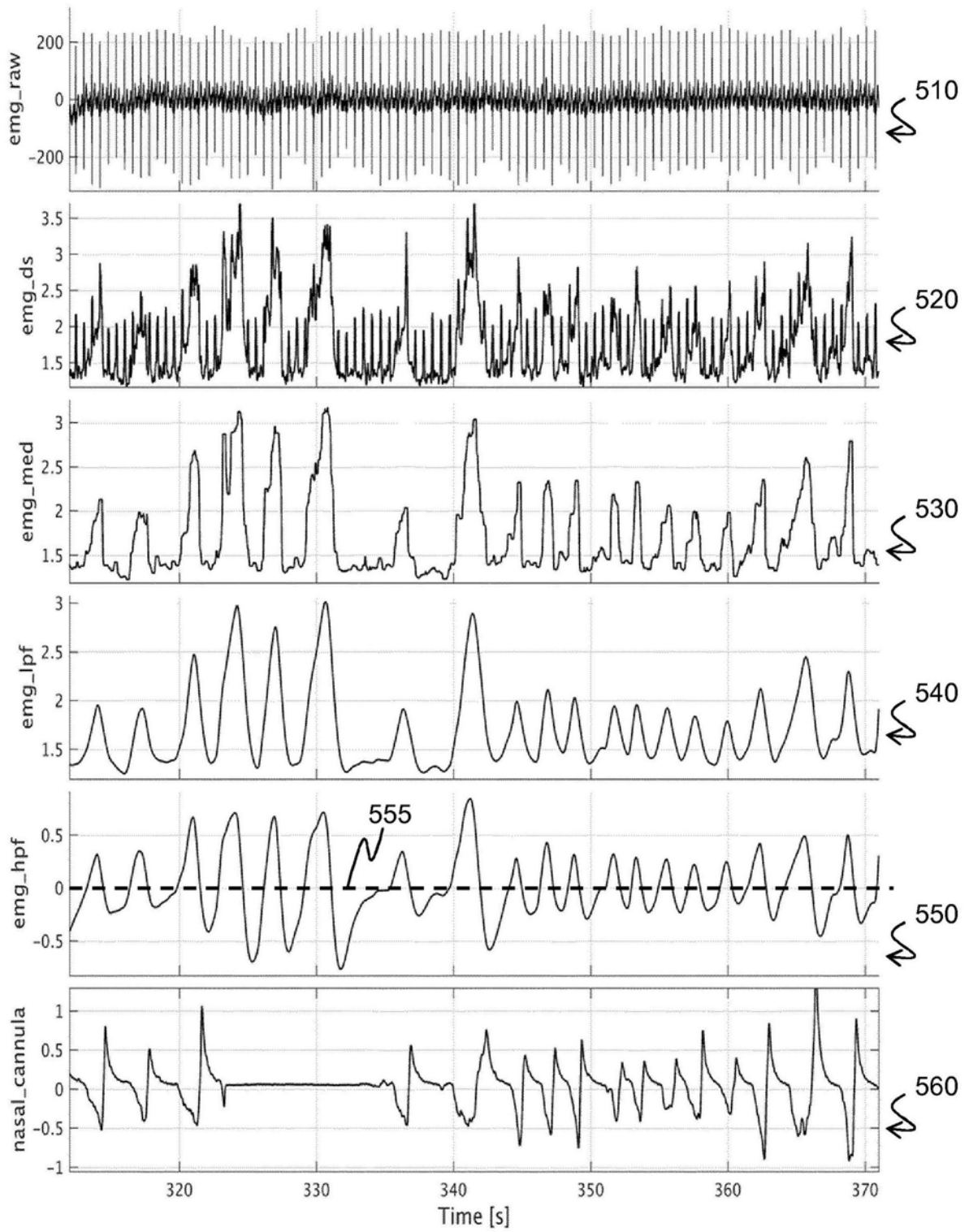


图2

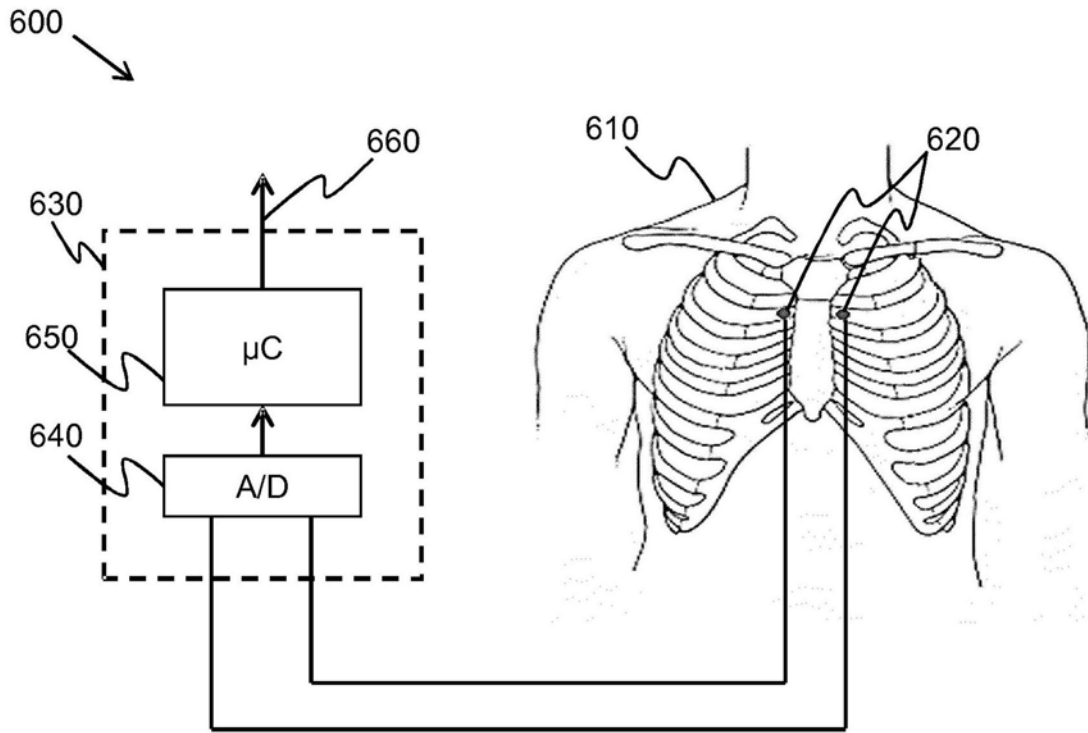


图3