



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561845 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780049164.5

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.06.26

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

16177067.2 2016.06.30 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/0488(2006.01)

2019.02.11

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/11(2006.01)

PCT/EP2017/065641 2017.06.26

A61B 5/08(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/001929 EN 2018.01.04

(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 R·M·M·德克斯

S·M·L·德沃特 J·范德拉尔

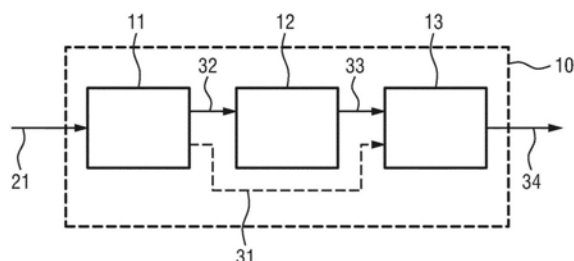
权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54)发明名称

用于处理生理信号的处理装置

(57)摘要

本发明涉及一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号(21)的处理装置(10)。所述处理装置包括:模型减法单元(11),其被配置为接收所述生理信号(21),并且通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型(31)来减少所述生理信号中的所述第一不想要的信号分量(诸如ECG污染),以获得残余信号(32);滤波器单元(12),其被配置为接收所述残余信号(32),并且通过应用陷波滤波器来减少所述残余信号中的第二不想要的信号分量(诸如电力线噪声),以获得经滤波的信号(33);以及门控单元(13),其被配置为接收所述经滤波的信号(33),并且将门控应用于所述经滤波的信号,以获得门控的信号(34)。本发明还涉及一种对应的肌电图系统和一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号的方法。



1. 一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号 (21) 的处理装置 (10), 所述处理装置包括:

-模型减法单元 (11), 其被配置为接收所述生理信号 (21), 并且通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型 (31) 来减少所述生理信号中的所述第一不想要的信号分量, 以获得残余信号 (32);

-滤波器单元 (12), 其被配置为接收所述残余信号 (32), 并且通过应用陷波滤波器来减少所述残余信号中的第二不想要的信号分量, 以获得经滤波的信号 (33); 以及

-门控单元 (13), 其被配置为接收所述经滤波的信号 (33), 并且将门控应用于所述经滤波的信号, 以获得门控的信号 (34)。

2. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述处理装置 (10) 被配置为将肌电图 (EMG) 信号处理为所述生理信号 (21)。

3. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述模型减法单元 (11) 被配置为减少作为所述第一不想要的信号分量的被包括在所述生理信号 (21) 中的心电图 (ECG) 信号分量, 特别是包括QRS波群 (26) 的心电图信号分量。

4. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述滤波器单元 (12) 被配置为减少作为所述第二不想要的信号分量的被包括在所述生理信号 (21) 中的电力线信号分量。

5. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述模型减法单元 (11) 被配置为根据多个周期的所述第一不想要的信号分量来确定所述第一不想要的信号分量的所述模型 (31)。

6. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述第一不想要的信号分量的所述模型 (31) 包括指示所述第一不想要的信号分量的波形。

7. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述门控单元 (13) 被配置为在指示所述经滤波的信号 (33) 的值超过预定阈值 (Th) 的情况下覆盖所述经滤波的信号 (33)。

8. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述门控单元 (13) 被配置为在指示所述第一不想要的信号分量的所述模型 (31) 的值超过预定阈值 (Th) 的情况下覆盖所述经滤波的信号 (33)。

9. 根据权利要求8所述的处理装置, 其中, 所述阈值 (Th) 是自适应阈值, 特别是基于所述第一不想要的信号分量的所述模型的中值均方根值而自适应的。

10. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述阈值 (Th) 是基于指示所述第一不想要的信号分量的所述模型 (31) 的至少一部分与所述生理信号 (21) 之间的匹配的质量标准的自适应阈值。

11. 根据权利要求1所述的处理装置, 其中, 所述门控单元 (13) 被配置为将门控区域的二元掩码 (94) 应用于所述经滤波的信号 (33), 以进一步减少所述第一不想要的信号分量。

12. 根据权利要求11所述的处理装置, 其中, 所述门控单元 (13) 被配置为重建门控区域 (97) 中的所述经滤波的信号 (33), 特别是基于在所述门控区域之前和/或之后的所述经滤波的信号的信号水平。

13. 一种肌电图 (1) 系统, 包括:

-两个电极 (2), 其用于应用于对象 (100) 的皮肤以用于采集生理信号 (21); 以及

-根据权利要求1所述的用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理所述生理信号 (21) 的信号处理装置 (10)。

14. 一种使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号 (21) 的方法 (40), 所述方法包括以下步骤:

- 通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型 (31) 来减少所述生理信号 (21) 中的所述第一不想要的信号分量, 以获得残余信号 (32);

- 随后通过应用陷波滤波器来减少所述残余信号 (32) 中的第二不想要的信号分量, 以获得经滤波的信号 (33); 并且

- 随后将门控应用于所述经滤波的信号 (33), 以获得门控的信号 (34)。

15. 一种计算机程序, 其包括程序代码单元, 当所述计算机程序在计算机上被执行时, 所述程序代码单元用于使所述计算机执行根据权利要求14所述的方法 (40) 的步骤。

## 用于处理生理信号的处理装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学技术和信号处理的领域。具体地,本发明涉及一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号的处理装置。本发明还涉及一种对应的系统和方法、以及一种用于执行所述方法的对应的计算机程序。

### 背景技术

[0002] 从测量到的信号去除不想要的信号是信号处理中的公知的做法。涉及这种做法的一种应用是肌电图 (EMG) 信号的处理。

[0003] 肌电图是用于确定肌肉或一组肌肉的活动的技术。肌电图系统检测当肌肉细胞被电激活或被神经激活时由这些细胞生成的电势。两个或更多个电极被应用以获得指示肌肉的活动的差分电压信号。

[0004] 信号能够直接在肌肉内 (有创EMG) 或者在肌肉上面的皮肤上 (表面EMG) 进行测量。对于有创EMG,两个电极被直接插入到感兴趣肌肉组织中。对于表面EMG,作为无创技术,两个电极被应用于对象的皮肤。

[0005] 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气变化。对于像肋间肌肉的小肌肉,这些信号往往在幅度上仅仅为几微伏,并且因此能够受到来自测量系统、外部影响或人体本身的其他更占主导的噪声源的干扰。

[0006] 在具有慢性阻塞性肺病 (COPD) 和其他呼吸疾病的患者中,例如利用被定位在第二肋间空间处的电极从表面EMG测量的胸骨旁肌肉活动的评估能够对估计患者的呼吸用力的强度、计时和持续时间是有用的。这能够用作呼吸肌负荷与呼吸肌能力之间的平衡的指标。在吸气期间发生的最大EMG水平与神经呼吸驱动 (NRD) 有关。在COPD患者中,在如在急性发作期间观察到的增加的肺充气过度期间,存在呼吸肌负荷与能力之间的平衡的改变,这由神经呼吸驱动来反映。较低的能力和较高的负荷能够导致增加的NRD。

[0007] W02005/096924A1公开了一种可以用于监测隔膜肌电图信号并将隔膜肌电图信号处理为吸气用力的指标的电气设备。本文中公开的解决方案旨在通过消除污染的心电图 (ECG) 信号来改善隔膜肌电图信号在睡眠障碍的诊断中的当前使用。为此目的,提供了包括陷波滤波器的滤波器级,紧接着是被配置为接收消隐脉冲并且在所述消隐脉冲期间从肌电图 (EMG) 信号去除心电图 (ECG) 信号的ECG (EKG) 消隐器。

[0008] US2014/0073948A1公开了一种可以处理来自对象的生理信号 (诸如光体积描记) 的生理监测系统。该系统可以根据生理信号来确定生理信息 (诸如生理速率)。该系统可以使用搜索技术和定性技术来确定一个或多个初始化参数。初始化参数可以用来计算并定性生理速率。该系统可以使用信号调节来减少生理信号中的噪声并改善生理信息的确定。该系统可以定性技术来确认所确定的生理参数。该系统也可以在处理生理信号时使用自相关技术、交叉相关技术、快速启动技术、和/或参考波形。

[0009] Drake等人的“Elimination of electrocardiogram contaminations from electromyography signals:An evaluation of currently used removal techniques”

(Journal of Electromyography and Kinesiology 16,第175-187页,2006年)提及了用于去除EMG测量结果中的ECG污染的不同技术。

[0010] Ragupathy等人的“Electrocardiogram Removal from Electromyogram of the Lumbar Muscles”(Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS,第243-246页,2004年)教导了使用独立分量分析(ICA)技术从腰肌的EMG测量结果中去除ECG伪影。

## 发明内容

[0011] 本发明的目的是提供具有改进的性能的用于处理生理信号的处理装置和方法。减少来自生理信号中的不想要的信号分量的污染、具体地减少电力线噪声和污染的心电图(ECG)信号将是特别有利的。

[0012] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号的处理装置。所述处理装置包括:

[0013] -模型减法单元,其被配置为接收所述生理信号,并且通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型来减少所述生理信号中的所述第一不想要的信号分量,以获得残余信号;

[0014] -滤波器单元,其被配置为接收所述残余信号,并且通过应用陷波滤波器来减少所述残余信号中的第二不想要的信号分量,以获得经滤波的信号;以及

[0015] -门控单元,其被配置为接收所述经滤波的信号,并且将门控应用于所述经滤波的信号,以获得门控的信号。

[0016] 在本发明的又一方面中,呈现了一种肌电图系统,其包括:两个电极,其用于应用于对象的皮肤以用于采集生理信号;以及上面提到的用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理所述生理信号的信号处理装置。

[0017] 在本发明的又一方面中,呈现了一种使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号的方法。所述方法包括以下步骤:

[0018] -通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型来减少所述生理信号中的所述第一不想要的信号分量,以获得残余信号;

[0019] -随后通过应用陷波滤波器来减少所述残余信号中的第二不想要的信号分量,以获得经滤波的信号;并且

[0020] -随后将门控应用于所述经滤波的信号,以获得门控的信号。

[0021] 在本发明的更进一步的方面中,提供了:一种对应的计算机程序,其包括程序代码单元,当所述计算机程序在计算机上被执行时,所述程序代码单元用于使所述计算机执行本文中公开的方法的步骤;以及一种非瞬态计算机可读存储介质,其中存储了计算机程序产品,当所述计算机程序产品由处理器执行时,使本文中公开的方法被执行。

[0022] 本发明的优选实施例被限定在从属权利要求中。应当理解,请求保护的方法、系统、计算机程序和介质具有与具体地如在从属权利要求中限定的并且如本文中公开的请求保护的系统类似的和/或相同的优选实施例。

[0023] 本文中呈现的解决方案提供了改善信号处理装置的性能的可能性。具体地,来自不想要的信号分量以及由信号处理本身引入的潜在伪影的贡献可以被减少。这能够对减少

测量到的肌电图 (EMG) 信号中的电力线噪声和污染的心电图 (ECG) 信号是特别有利的。

[0024] 本发明基于提供模型减法、陷波滤波和门控的有利组合、更具体地对模型减法和门控进行组合并且将陷波滤波器放置在它们中间的构思。为了更好地理解,本发明将会在下文中参考从EMG信号移除电力线噪声和污染的ECG信号分量的非限制性示例进行解释。

[0025] 乍一看,如果随后的门控步骤无论如何都被应用则还应用模型减法似乎是违反直觉的。然而,已经发现模型减法跟随有具有陷波滤波器的滤波器单元跟随有门控单元的特定顺序提供了有利结果。

[0026] 本发明提出了提供被配置为接收所述生理信号并且通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型来减少所述生理信号中的所述第一不想要的信号分量以获得残余信号的模型减法单元作为第一步骤,其然后跟随有包括陷波滤波器的滤波器和门控单元作为随后的步骤。

[0027] 在示范性情况下,将期望根据经由例如位于第二肋间空间处的两个EMG电极测量的EMG信号来确定吸气呼吸用力。来自胸骨旁肌肉的期望的EMG信号是相当弱的信号,因为胸骨旁肌肉是小肌肉。EMG信号可以遭受电力线噪声,即,作为不想要的信号分量的50Hz或60Hz正弦噪声。具体地,电力线噪声的问题能够在存在电极和/或进入到差分放大器级的线缆之间的阻抗失配的装置中发生。这样的失配能够是由于线缆的不良屏蔽和/或不良安装的电极。当成本高效的装置被使用时,第一种情况可能发生,并且例如当应用电极(诸如EMG电极)的人经验不足时,第二种情况可能发生。两种情况能够出现在COPD患者在家需要测量吸气EMG活动的家庭护理情况下。相比于医院装置,家庭装置应当是低成本的。此外,代替在医院或其他医学护理机构处的高度训练的健康专业人员,COPD患者本身和/或健康教练需要小心EMG电极的应用。

[0028] 电力线噪声能够通过应用陷波滤波器来从测量到的信号中被有效地减少。对于EMG信号的情况,期望的EMG信号与在50Hz和/或60Hz区域中的电力线噪声之间能够存在谱交叠。因此将期望保持陷波滤波器尽可能尖锐。例如,在50Hz电力线噪声的情况下,将期望具有从49Hz扩展直到51Hz的-3dB点的尖锐陷波滤波器。

[0029] 除了电力线噪声外,测量到的EMG信号也可以遭受高水平的ECG污染作为又一不想要的信号分量。例如,ECG污染的QRS波群的R波峰能够具有与呼吸EMG活动相比大得多的幅度。如本文中使用的术语“QRS波群”能够指的是表示心脏的实际连续心房/心室收缩的ECG信号的一部分。已经发现,在具有与吸气EMG活动相比大得多的ECG波峰的情况下,尖锐陷波滤波器能够由于滤波器的大组延迟而产生所谓的振铃伪影。振铃伪影能够导致额外的谐波,其能够导致在随后的门控步骤期间对信号的额外覆盖,因为额外的谐波表示能量,并且门控步骤可以被配置为覆盖超过特定阈值的信号分量。因此,通过门控的随后ECG抑制可能不能足够好地工作,并且导致呼吸EMG活动的减少的覆盖。

[0030] 提出的将包括陷波滤波器的滤波器单元提供在模型减法与门控之间中的布置有效地克服了该缺点。此外,由尖锐陷波滤波器引入的振铃伪影能够被减少。

[0031] 测量到的生理信号能够包括期望的EMG信号、第一不想要的信号分量(诸如不想要的ECG信号分量)、以及第二不想要的信号分量(具体地是周期性不想要的信号分量,诸如电力线噪声)。提出的模型减法单元接收包括不想要的信号分量的该生理信号,并且确定模型信号或第一不想要的信号分量的模型,如例如在WO2015/044010A1中描述的。第一不想要的

信号分量的该模型然后从所接收的生理信号减去,以减少生理信号中的第一不想要的信号分量。对于示范性模型减法的细节,参考申请人的在先专利申请W02015/044010A1、以及A.Bartolo等人的“Analysis of diaphragm EMG signals:comparison of gating vs.subtraction for removal of ECG contamination”(Journal of Applied Physiology,第80卷,第6期,第1898-1902页,1996年6月),其以引用方式被并入本文。模型减法的结果被称为残余信号。因此,特别地大幅度ECG波峰能够被有效地减少。作为应用模型减法而非门控作为非线性操作的又一优点,然后被提供给随后的信号处理步骤的信号的谱含量可以更不失真。

[0032] 在随后的步骤中,残余信号被提供给包括陷波滤波器的滤波器单元。滤波器单元能够通过应用陷波滤波器来有效地减少第二周期性不想要的信号分量,诸如在50或60Hz处的电力线噪声。由于前面的模型减法步骤,能够应用非常尖锐的陷波滤波器。优点是尖锐的陷波滤波器将对EMG活动的交叠的期望谱具有更少影响。得到的信号被称为经滤波的信号。

[0033] 经滤波的信号然后被提供给随后的门控步骤。如由名称所指示的,门控单元能够被视为门,如果该门打开,该门将输入端处的信号传递到输出端,并且如果该门关闭,该门阻挡信号。换言之,门控单元被配置为将所接收的经滤波的信号选择性地传递到其输出端。例如,如果经滤波的信号的幅度或RMS(均方根)值或第一不想要的信号分量的模型的RMS在预定阈值之下,则门控单元将所接收的经滤波的信号传递到其输出端。门控单元能够包括用于接收第一不想要的信号分量的模型的输入端。任选地,在输入信号未被直接传递到其输出端的时段期间,门控单元可以在其输出端处提供例如在紧挨着门控之前的所接收的经滤波的信号的、所接收的经滤波的信号的的平均值或零输出。门控单元的输出被称为门控的信号。例如,门控的信号能够是已经移除了ECG和电力线污染的EMG信号。门控的信号然后能够用于随后的信号处理,诸如确定COPD患者的神经呼吸驱动(NRD)。

[0034] 还应当注意,门控步骤还可以减少未通过模型减法单元移除的由于ECG波形从一个心脏周期到另一心脏周期的抖动和/或变化性的残余ECG污染。提出的解决方案因此部分地减少第一不想要的信号分量,随后减少第二不想要的信号分量,并且然后再次通过门控来解决第一不想要的信号分量的剩余部分。作为又一优点,复杂性降低的模型减法(即,其可以需要更少的计算资源)可以被使用,因为随后的门控步骤还能够减少由于第一不想要的信号分量的不完美模型减法的剩余污染。

[0035] 还应当注意,在常规系统中,滤波步骤将通常被实施为第一步骤。具体地,因为滤波器往往已经被包括在商用输入放大器级中,其因此可以由本领域技术人员在没有进一步修改的情况下使用。

[0036] 在实施例中,所述处理装置能够被配置为将肌电图(EMG)信号处理为所述生理信号。EMG信号通常是相当弱的信号,具体地在胸骨旁呼吸肌正在使用被附接到对象的皮肤的表面电极来测量的情况下。EMG信号可以具体地受益于提出的用于移除或至少减少不想要的信号分量的信号处理。

[0037] 在实施例中,所述模型减法单元被配置为减少作为所述第一不想要的信号分量的被包括在所述生理信号中的心电图(ECG)信号分量,特别是包括QRS波群的心电图信号分量。心电图信号的典型形状是已知的,并且因此能够在所接收的生理信号(诸如EMG信号)中

被识别。例如, ECG的R波峰能够使用Pan-Tompkins算法来识别, J.Pan和W.J.Tompkins的“Areal-time QRS detection algorithm”(IEEE Trans.Biomed.Eng., 第32卷, 第3期, 第230-236页, 1985年)。ECG信号的形状能够在这样的波峰附近基于已知的典型ECG形状的模式或有利地使用在申请人的W02015/044010A1中公开的方法来进行建模。模型减法单元能够被配置为从所接收的生理信号减去不想要的信号分量(诸如确定的QRS波群、R波峰、或更长的段, 诸如PQRST序列), 以获得残余信号。

[0038] 在实施例中, 所述滤波器单元被配置为减少作为所述第二不想要的信号分量的被包括在所述生理信号中的电力线信号分量。在改进方案中, 陷波滤波器被配置为衰减电力线频率, 特别是50Hz或60Hz。该实施例的优点是, 滤波器单元过滤掉来自50/60Hz电力线的电源哼声。由此陷波滤波器移除电力线频率分量。

[0039] 在实施例中, 所述模型减法单元被配置为根据多个周期的所述第一不想要的信号分量来确定所述第一不想要的信号分量的所述模型。如果第一不想要的信号分量与第二不想要的信号分量不相关, 则这是非常有利的。如果第一不想要的信号分量的模型是根据所接收的信号中的多个周期的第一不想要的信号分量来确定的, 则求平均因此能够用来减少第二不想要的信号分量对第一不想要的信号分量的模型的影响。例如, 电力线噪声对ECG模型的影响能够被减少。例如30-60个心脏周期能够用来平均掉ECG模板或模型上的电力线噪声。

[0040] 在实施例中, 所述第一不想要的信号分量的所述模型包括指示所述第一不想要的信号分量的波形。例如, 第一不想要的信号分量能够是ECG信号的R波峰或QRS波群, 并且第一不想要的信号分量的模型包括典型QRS波群的形状作为指示第一不想要的信号分量的波形, 其因此能够通过模型减法单元从所接收的生理信号被移除。另外, 第一不想要的信号分量能够包括ECG信号的P波和/或T波。

[0041] 在实施例中, 模型减法单元能够包括波峰检测器。例如, Pan-Tomkins算法能够用来有效地检测ECG信号中的R波峰。这些波峰被模型减法单元有利地用来识别指示第一不想要的信号分量(诸如ECG信号的QRS波群)的波形或波形模板应当被放置的位置。

[0042] 在实施例中, 所述门控单元被配置为在指示所述经滤波的信号的值超过预定阈值的情况下覆盖或阻挡所述经滤波的信号。门控单元因此能够防止在预定阈值被超过的情况下经滤波的信号作为输入被直接发送到其输出端作为门控的信号。这种门控也可以基于指示经滤波的信号的值(诸如经滤波的信号RMS值)。

[0043] 在实施例中, 所述门控单元被配置为在指示所述第一不想要的信号分量的所述模型的值的情况下超过预定阈值则覆盖或阻挡所述经滤波的信号。门控单元因此可以任选地接收第一不想要的信号分量的模型作为输入, 并且基于其来控制门控。门控也能够基于经滤波的信号和第一不想要的信号分量的模型来控制。例如, 如果模型与经滤波的信号之间的功率比超过预定阈值, 则门控能够被应用。备选地或额外地, 门控单元可以在输入端处接收第一不想要的信号的模型, 并且基于指示第一不想要的信号分量的模型的值来控制门控。该实施例的优点在于, 如通过模型减法单元提供的关于第一不想要的信号分量的信息能够用来控制门控, 使得来自第一不想要的信号分量(诸如ECG信号分量)的残余影响能够通过门控单元被进一步减少。应当理解, 经滤波的信号(例如经滤波的信号幅度)或第一不想要的信号分量的模型能够被直接考虑。额外地或备选地, 指示这些信号中的至少一个

的值能够被确定,例如RMS(均方根)值能够被有利地考虑以控制门控。

[0044] 在该实施例的改进中,所述阈值是自适应阈值,具体地是基于所述第一不想要的信号分量的所述模型的中值均方根(RMS)值而自适应的。该实施例的优点是,在长期测量中,阈值能够适于变化的测量状况。

[0045] 在又一改进中,所述阈值能够是指示所述第一不想要的信号分量的所述模型的至少一部分与所述生理信号之间的匹配的质量标准的自适应阈值。例如,门控单元能够在模型关于所接收的生理信号中的ECG污染的P波、QRS波和/或T波匹配有多好上来进行控制。因此,模型的不同部分能够具有用于门控所接收的经滤波的信号(例如,用于门控ECG污染的不同部分)的不同阈值。

[0046] 在实施例中,所述门控单元被配置为将门控区域的二元掩码应用于所述经滤波的信号,以进一步减少所述第一不想要的信号分量。门控区域指的是信号部分,其中,门控单元不直接将所接收的经滤波的信号传递到其输出端作为门控的信号。二元掩码能够通过模型减法单元来确定,并且作为门控信号被提供给门控单元。二元掩码可以基于第一不想要的信号分量的模型的RMS值来确定。

[0047] 在一改进中,所述门控单元能够被配置为重建门控区域中的所述经滤波的信号,特别是基于在所述门控区域之前和/或之后的所述经滤波的信号的信号水平。该实施例的优点在于,被提供作为门控单元的输出的门控的信号在门控期间不提供例如零值作为其输出,其中,信号被覆盖,但是能够提供例如在门控区域之前的上一个值或备选地在门控区域之后的第一个值(对于非实时应用)。应当理解,其他类型的重建能够被应用,诸如插值。

## 附图说明

[0048] 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是明显的并且得到阐明。在以下附图中:

[0049] 图1示出了被应用于对象的肌电图系统的简化示意图;

[0050] 图2示出了使用肌电图的呼吸测量结果的示范性曲线图;

[0051] 图3示出了根据本公开内容的一方面的处理装置的第一示意图;

[0052] 图4示出了根据本公开内容的一方面的用于处理生理信号的方法的流程图;

[0053] 图5A至图5C示出了第一组示范性信号;

[0054] 图6A至图6C示出了针对修改的处理装置的第二组示范性信号;

[0055] 图7A至图7C示出了针对修改的处理装置的第三组示范性信号;

[0056] 图8示出了模型减法单元的示范性实施例;

[0057] 图9示出了示范性的对应的信号轨迹;

[0058] 图10示出了门控单元的示范性实施例;

[0059] 图11示出了对应的信号的示范性曲线图;

[0060] 图12示出了根据本公开内容的一方面的处理装置的第二示意图。

## 具体实施方式

[0061] 图1示出了肌电图系统1的实施例,其包括用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号的处理装置10。处理装置10将参考图3更详细地进行描述。

[0062] 图1中示出的肌电图系统1进一步包括用于应用于对象100的皮肤的两个电极2。为了评估吸气呼吸用力,肌电图(EMG)信号能够经由相对于对象100的胸骨4对称地位于第二肋间空间3处的两个EMG表面电极2来测量,即,作为胸骨旁测量。对象能够是遭受慢性阻塞性肺病(COPD)的患者。两个EMG电极2能够被电气地连接到EMG贴片5或在医院的一般病房或在家穿戴一天或多天的可穿戴设备上的一次性电极。例如,两个电极能够被安装在单个EMG贴片5内部或被附接在其上,这便于电极的放置并且有助于针对随后的测量评估同一呼吸肌组。

[0063] 在对象100的身体上的给定位置处,电极2主要测量由于在吸气期间的胸骨旁肋间肌肉活动的吸气呼吸用力。这能够用作用于医院或家中的COPD患者的恶化的检测的有力指标。由于安静呼吸的呼吸用力的量能够根据跨两个EMG电极2测量的电压来确定。当多次测量在数天内被执行时,在吸气期间在第二肋间胸骨旁肌肉处测量的EMG的最大功率能够被确定,并且用作COPD患者的日益恶化或改善的指标。这也能够用作出院之后的再入院的预测器。差分测量能够被执行以可靠地测量弱信号。要被测量的EMG信号通常具有在3至50 $\mu$ V的范围内的幅度。为了可靠的信号分析,任何污染的信号分量(诸如ECG污染和电力线噪声)都应当被移除。

[0064] 在该实施例中,肌电图系统1包括基本单元6,其进而包括用于处理肌电图信号的处理装置10。基本单元6包括经由信号导线8被电气地连接到电极2的接口7。接口7的输入端口被连接到差分放大器9,其将EMG信号21提供为生理信号作为提出的处理装置10的输入。

[0065] 应当强调,由处理装置10接收的测量到的EMG信号21也可以包括来自其他来源的污染,诸如电力线噪声和不想要的ECG信号分量。

[0066] 电力线噪声(即,50或60Hz正弦噪声)的问题能够在电极2和/或线缆8之间存在阻抗失配的测量装置中发生。如上面解释的,这样的失配能够是由于线缆8的不良屏蔽和/或不良安装的电极2。当成本高效的装置被使用时,第一种情况能够发生,并且例如当应用EMG电极2的人经验不足时,第二种情况能够发生。两种情况能够容易出现在例如COPD患者在家需要测量吸气EMG活动的家庭情况下。通常,家庭装置应当是低成本的。此外,患者本身和/或健康教练需要小心EMG电极2的应用。因此,电极2可能被外行而非高素质医学人员不完美地应用。

[0067] 图2示出了呼吸测量结果的示范性曲线图。顶部曲线图将EMG信号21示为包括第一不想要的信号分量和第二不想要的信号分量的所接收的生理信号。如在图2中示出的曲线图中的水平轴表示时间 $t$ 。在顶部曲线图中,垂直轴表示胸骨旁EMG测量结果的幅度 $EMG_{para}$ 。图2中的中间曲线图示出了如在图2中的上部曲线图中示出的EMG信号21的RMS(均方根)值22。在中间曲线图中,垂直轴表示RMS幅度 $RMS_{para}$ 。中间曲线图中的突出显示部分23指示能够作为指示在吸气期间的胸骨旁肌肉活动的度量用于患者100的临床评估的最大RMS段。

[0068] 图2中的下部曲线示出了如通过鼻插管测量的压力曲线24。垂直轴表示在患者的鼻中测量的压力 $Q$ 。该曲线图中的波谷25指示吸气阶段。在吸气阶段25期间的胸骨旁肌肉活动23指示患者使胸骨旁肌肉活动以主动支持呼吸。

[0069] 如在图2中示出的,原始的测量到的EMG信号21在很大程度上受ECG信号污染影响。ECG波峰通过箭头26来指示。这些不想要的ECG信号分量也能够图2的中间曲线图中示出的RMS信号轨迹中被清楚地看见。由于EMG信号21在第二肋间空间处(即,靠近心脏)被测量,

ECG污染能够具有比来自胸骨旁肌肉的期望EMG贡献显著更高的幅度。因此减少来自测量到的EMG信号21中的不想要的信号分量的贡献、具体地减少电力线噪声和污染的心电图(ECG)信号将是有利的。

[0070] 图3示出了用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号21的处理装置10的实施例。处理装置10包括：模型减法单元11，其被配置为接收生理信号21，并且通过从生理信号减去第一不想要的信号分量的模型31来减少生理信号21中的第一不想要的信号分量，以获得残余信号32。滤波器单元12被配置为接收残余信号32，并且通过应用陷波滤波器来减少残余信号32中的第二不想要的信号分量，以获得经滤波的信号33。门控单元13被配置为接收经滤波的信号33，并且将门控应用于经滤波的信号33以获得门控的信号34，该门控的信号然后能够被提供在处理装置10的输出端处以用于进一步的处理。任选地，第一不想要的信号分量的模型31也能够从模型减法单元11被提供给门控单元13，以基于其来控制对经滤波的信号的门控。相应的部件和信号处理流的示范性实施例将参考以下附图来进行描述。

[0071] 图4示出了用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号21的方法40的示范性流程图。如在图4中示出的方法还示出了采集EMG信号21作为生理信号的前述步骤S41。应当注意，EMG信号21能够例如使用如在图1中示出的肌电图系统S1来直接采集，或EMG信号也能够例如从数据库或存储源来获得(即，接收或检索)，并且能够在稍后的时间点和/或在例如基于云的服务的形式的远程位置处如通过以下方法步骤描述的那样来进行处理。

[0072] 在步骤S42中，接收包括第一不想要的信号分量和第二不想要的信号分量的生理信号(此处是EMG信号21)，并且通过从生理信号减去第一不想要的信号分量的模型31来减少生理信号中的第一不想要的信号分量，以获得残余信号32。

[0073] 在随后的步骤S43中，通过应用陷波滤波器来减少所接收的残余信号32中的第二不想要的信号分量，以获得经滤波的信号33。

[0074] 在随后的步骤S44中，将门控应用于所接收的经滤波的信号33，以获得门控的信号34。

[0075] 在随后的步骤S45中，能够进一步处理所接收的门控的信号34。例如门控的EMG信号的信号功率能够被评价，以确定关于神经呼吸驱动(NRD)的信息作为COPD患者的状况的有力指标。

[0076] 任选地，如在步骤S42中确定的第一不想要的信号分量的模型31能够作为输入被提供给门控步骤S44，以基于第一不想要的信号分量的模型31来控制对经滤波的信号的门控。该实施例的优点在于，已经通过模型减法步骤S42减少的第一不想要的信号分量能够在门控步骤S44中被进一步减少。这在第一不想要的信号分量与第一不想要的信号分量的模型31之间的失配的情况下是特别有利的。如果通过模型减法步骤S42获得的删除量是不足的，例如，在抖动或心跳间波动或模型的假设的ECG形状与污染EMG信号21的ECG脉冲的实际形状之间的失配的情况下，这样的失配能够发生。

[0077] 另外，备选地或额外地，通过门控单元的门控能够基于指示第一不想要的信号分量的模型的至少一部分与生理信号之间的匹配的质量标准来进行控制，例如，基于模型关于所接收的生理信号中的ECG污染的P波、QRS波和/或T波匹配有多好来进行控制。如果模型与不想要的信号分量充分地匹配，例如，在不存在抖动或心跳间波动的情况下，模型识别

和模型减法已经能够导致第一不想要的信号分量的充分减少。门控单元因此能够被配置为在质量标准指示匹配的情况下将经滤波的信号33传递到其输出端而不进行门控或阻挡。

[0078] 图5A至图5C示出了提出的信号处理的不同阶段处的第一组示范性信号。在图5A和5B中,水平轴表示以秒为单位的时间 $t$ ,而垂直轴表示相应的生理信号21、模型31、经滤波的信号33和门控的信号34的幅度。在图5A中示出了所接收的生理信号21和模型31。在图5B中示出了经滤波的信号33和门控的信号34。图5C示出了所接收的生理信号21和门控的信号34的功率谱。水平轴表示以Hz为单位的频率 $f$ ,并且垂直轴以dB为单位的功率。

[0079] 所接收的信号21能够特别地被作为第一不想要的信号分量的ECG信号分量大量污染,并且被作为第二不想要的信号分量的电力线信号分量大量污染。不想要的ECG信号分量能够提供如通过图5C中的附图标记51指示的低频范围内的强贡献。周期性电力线信号分量能够作为如通过图5C中的附图标记52指示的50Hz处的功率谱中的强波峰被清楚地看见。

[0080] 模型减法单元11接收EMG信号21,并且确定第一不想要的信号分量(此处如在图5A中示出的不想要的ECG信号分量)的模型31。模型减法单元11然后从生理信号21减去第一不想要的信号分量的模型31,以获得残余信号32。

[0081] 在下一步骤中,滤波器单元12接收残余信号32,并且通过应用陷波滤波器(此处50Hz处的陷波滤波器)来减少残余信号32中的不想要的电力线信号分量,以获得如在图5B中示出的经滤波的信号33。

[0082] 在下一步骤中,门控单元13接收经滤波的信号33,并且将门控应用于经滤波的信号,以获得如在图5B中图示的门控的信号34。示范性门控将参考图10和11更详细地进行描述。在所示出的实施例中,如通过门控单元13接收的经滤波的信号的其中第一不想要的信号分量的模型31的幅度或模型31的RMS值超过预定阈值的那些部分被覆盖(即,被移除),并且仅其中ECG模型示出在所述阈值之下的贡献的那些部分被传递到门控单元13的输出端,并且被提供作为门控的信号34以用于进一步处理。

[0083] 应当注意,ECG模型31不仅在大约30.4秒处示出了QRS波群,而且在大约30.3秒处示出了P波,并且在大约30.7秒处示出了T波。如能够从图5B中的门控的信号34看出的,所有这些QRS、P和T分量通过门控单元被适当地门控。换言之,由于ECG信号的污染能够被成功地减少,同时确保大量有用的EMG信号被传递到信号处理装置的输出端。

[0084] 为了比较,图6A至图6C图示了如在图5A至5C中示出的情形的修改而不在图3的模型减法单元11与门控单元13之间应用包括陷波滤波器的滤波器单元12。换言之,滤波器单元12被移除。如果没有陷波滤波器被应用在模型减法单元11与门控单元13之间,作为处理装置10的输出的门控的信号34在电力线频率50Hz附近经历显著的失真,如通过图6C中的附图标记52指示的。50Hz振荡在图6A中的时域中是清楚可见的,如通过附图标记53指示的。在图6B中示出了作为模型减法单元11的输出的残余信号32。

[0085] 电力线噪声能够通过应用陷波滤波器来从测量到的生理信号21有效地减少。对于EMG信号,在期望的EMG信号与在50Hz和/或60Hz区域中的电力线噪声之间能够存在谱交叠。因此将期望保持陷波滤波器尽可能尖锐。例如在50Hz电力线噪声的情况下,能够提供具有从49Hz扩展直到51Hz的-3dB点的陷波滤波器。然而,由于滤波器的大组延迟,这种尖锐陷波滤波器能够产生所谓的振铃伪影。在从49Hz直到51Hz的陷波滤波器的情况下,在将作为输入的德尔塔狄拉克测试号信号应用于陷波滤波器之后的几十秒的持续时间内能够经历大

于-40dB的振铃伪影。由于对于例如从10直到60Hz的频率, ECG污染能够有时为40dB或与吸气EMG活动相比更高, 因此这些振铃伪影能够在EMG信号上引起显著的干扰信号。

[0086] 为了说明提出的图3的布置的优点, 布置的修改将参考图7A至图7C进行描述。在图3中, 滤波器单元12被布置在模型减法单元11与门控单元13之间中。在修改的布置中, 包括陷波滤波器的滤波器单元12被布置为第一处理步骤, 其然后跟随有模型减法单元11和门控单元13作为随后的步骤。在图5A至图5C中示出了针对提出的图3的布置的曲线图。在图7A至图7C中示出了针对修改的布置的曲线图。

[0087] 在图7C中, 信号轨迹62图示了在50Hz处具有尖锐陷波54的陷波滤波器的输出。陷波滤波器的输出信号62作为输入被提供给随后的模型减法和门控步骤。如能够在图7A中看出的, 陷波滤波器引入显著的振铃伪影63, 特别是在紧接着不想要的ECG分量的模型31的主波峰之后的时段64中。在模型减法之前应用陷波滤波器因此能够导致模型信号中的额外谐波。假设门控单元基于这种受干扰的模型31来控制门控, 则这些额外谐波随后能够导致门控步骤中的信号的额外覆盖, 因为额外谐波表示能量并且门控单元可以被配置为当模型31信号或其RMS值超过预定阈值时覆盖信号分量。因此, 在区段64期间的EMG信号可以被忽视, 并且不被门控单元13转发到输出端。这因此能够导致门控的信号34中的剩余EMG信号的显著损失。门控的信号34在图5B和7B中通过粗线来图示, 其中, 能够看出区段64被忽视, 并且不被发送到输出端。应意识到, 对于门控还存在其他可能的情形, 例如, 通过使用模型31、残余信号32和/或陷波滤波器的输出信号62的组合。在这样的情况下, 陷波滤波器的振铃伪影可以再次被包括在模型中, 并且再次能够导致在门控之后的输出中的期望的EMG能量的减少。信号损失也能够通过图5C与图7C的直接比较来看出。在其中陷波滤波器用作第一阶段的图7C中的修改的布置的情况下门控的信号34的功率水平稍微低于如利用如在图3中示出的提出的处理装置10获得的图5C中的门控的信号34的功率水平。

[0088] 示范性模型减法在下文中参考图8和图9来进行描述。

[0089] 图8更详细地示出了模型减法单元11的示范性实施例。在第二肋间空间胸骨旁肌肉处测量的生理信号(此处是测量到的EMG信号21)在很大程度被ECG分量污染。ECG信号通常具有比EMG信号本身更高的能量。为了根据EMG信号来准确地估计神经呼吸驱动(NRD)的指标, EMG测量结果中的ECG污染(作为第一不想要的信号分量)必须被移除。图9包括顶部曲线图、中上曲线图、中下曲线图和底部曲线图。图9中的顶部曲线图示出了测量到的EMG信号21的范例, 其中, 不想要的ECG分量的R波峰是清楚可见的。在图9的所有曲线图中, 这些R波峰通过十字形记号来标记, 并且一些示范性波峰26通过箭头来指示。此外, 如能够从图9的中下曲线图中的曲线32和底部曲线图中的曲线35看出的, 肋间肌肉活动的四个波能够被看见。

[0090] 再次参考图8, 如在图9的上部曲线中示范性示出的EMG信号21被接收作为模型减法单元11的输入。在第一步骤81中, 波峰检测被应用, 例如, 使用Pan-Tomkins算法来鲁棒地检测ECG污染的QRS波群中的R波峰。在检测到R波峰之后, 如在图9中的上部曲线图中通过十字形记号指示的, ECG形状的模式能够针对每个单个心脏周期被获得, 如例如在W02015/044010A1中解释的。在图9的中上曲线图中示出示范性ECG模型 $ECG_{mod}$  31。如能够看出的, 与呼吸有关的EMG活动不存在于所示出的ECG模型中。对于用于获得ECG模型的技术的进一步细节, 参考W02010/044010A1。任选地, 低通滤波器82能够在实际ECG建模步骤83之前被应

用。

[0091] ECG模型31作为被叠加在期望的EMG信号上的ECG信号的估计然后在步骤84中从原始的所接收的EMG信号21减去,以减少ECG污染。

[0092] 应当注意,使用本文中提出的方法,还能够应用从EMG信号21不完美地移除ECG信号的有限准确性的ECG模型。例如连续心脏周期或抖动中的ECG形状的一些变化性仍然存在。这也能够在图9中的中下曲线图和底部曲线图中看到,其中,由于ECG污染的一些残余影响在残余信号EMG<sub>res</sub> 32中是可见的,如通过箭头示范性地指示的。该剩余ECG污染在RMS计算中是更清楚可见的,其利用50ms的窗口示范性地计算残余信号32的平均值。残余信号EMG<sub>res</sub> 32的均方根RMS\_EMG<sub>res</sub> 35被指示在图9的底部曲线图中。

[0093] 在下一步骤中,残余信号EMG<sub>res</sub> 32被提供给如在图3中示出的滤波器单元12,以减少残余信号32中的第二不想要的信号分量,此处减少在50Hz处的电力线噪声,通过应用以50Hz处为中心的陷波滤波器以获得经滤波的信号33。经滤波的信号33然后作为输入被提供给门控单元13。

[0094] 示范性门控单元13参考图10和11更详细地进行描述。图11包括顶部曲线图、中上曲线图、中下曲线图和底部曲线图,其图示了在信号处理的不同阶段处的信号轨迹。

[0095] 门控单元13接收经滤波的信号33,即,滤波器单元12的输出作为输入。在如在图3和图10中示出的有利实施例中,门控单元13还能够接收模型信号或第一不想要的信号分量的模型31作为第二任选输入。

[0096] 门控单元13还能够减少经滤波的信号33中的残余ECG污染,所述经滤波的信号已经经历通过模型减法单元11的模型减法和通过滤波器单元12的陷波滤波的先前步骤。门控单元13能够将二元掩码应用于经滤波的信号33。门控能够有利地基于第一不想要的信号分量的模型31来控制。

[0097] 在图10中示出的范例中,门控单元13接收ECG信号分量的模型31。在任选的第一步骤91中,ECG信号分量的模型ECG<sub>mod</sub>的均方根RMS\_ECG<sub>mod</sub> 92被计算为

$$[0098] \quad \text{RMS\_ECG}_{\text{mod}}(k) = \text{sqrt}[\text{avg}[\text{ECG}_{\text{mod}}(k)]] ,$$

[0099] 其中,运算符avg[ ]计算移动平均值,例如50ms的移动平均值,并且运算符sqrt[ ]计算平方根。在图11的顶部曲线图中示出了信号RMS\_ECG<sub>mod</sub> 92。应当注意,该预处理步骤也能够不同的阶段处例如通过模型减法单元11来执行。

[0100] 在下一步骤93中,实际门控能够被应用于所接收的经滤波的信号33。例如,经滤波的信号33能够乘以二元门控信号gate(k) 94。由此,如果门控信号gate(k)为真(二元1),则输入的信号被提供到输出端,而如果门控信号gate(k)为假(二元0),则经滤波的信号被阻挡。在所示出的范例中,二元门控信号94指示ECG模型的RMS(作为指示第一不想要的信号分量的模型的值)超过预定阈值Th。在图11中的上部曲线图中示范性地示出了阈值Th和二元信号94。应当注意,逆逻辑也能够被应用。二元门控信号94能够被计算为:

$$[0101] \quad \text{gate}(k) = \text{RMS\_ECG}_{\text{mod}}(k) < [\text{中值}(\text{RMS\_ECG}_{\text{mod}}) * \text{gate\_th}] ,$$

[0102] 其中,k是样本下标,RMS\_ECG<sub>mod</sub>(k)是建模的ECG信号分量31的RMS 92,并且中值(RMS\_ECG<sub>mod</sub>)是给定窗口(例如,一分钟长度的滑动窗口)内的建模的ECG信号分量31的中值RMS值。此外,任选的参数gate\_th能够用来精调门控的灵敏性。(RMS\_ECG<sub>mod</sub>)\*gate\_th的值在图11的顶部曲线图中被示为阈值Th。

[0103] 该阈值 $Th$ 也能够是自适应的,特别是时间相关的,取决于模型信号31的正确性。换言之,门控能够任选地基于指示第一不想要的信号分量的模型31的一部分与生理信号21之间的匹配的质量标准来控制。当存在例如P波、QRS波和/或T波中的任一个的抖动时模型信号31的正确性通常将更少。任选地,不同的阈值能够被应用于模型信号的不同段,此处是ECG波形中的不同段。例如,如果P波能够以高质量被建模,即,模型与实际ECG污染之间几乎没有失配,则不应用门控,而经滤波的信号33仍然可以在遭受抖动的高幅度QRS波群期间被阻挡。

[0104] 用于RMS计算的平均时间或时间窗口对于不同的RMS计算能够是相同的或不同的。例如,第一时间窗口能够被设置用于模型RMS\_ECG<sub>mod</sub> 92的RMS计算以用于二元门控信号94gate(k)的计算,如在图11的顶部曲线图中示出的。第二时间窗口可以被设置用于RMS\_EMG<sub>res</sub> 35和/或RMS\_EMG<sub>gated\_recon</sub> 99的RMS计算,如在图11的底部曲线图中示出的。在所示出的范例中,用于ECG模型的时间窗口被设置为25ms,而用于EMG信号的时间窗口被设置为50ms。设置短的时间窗口用于模型具有如下益处:门控能够例如在P、QRS和T区域之间更快地调整。

[0105] 在步骤93中,该二元门控能够被应用于所接收的经滤波的信号EMG<sub>filtered</sub> 33,以获得门控的EMG信号EMG<sub>gated</sub> 95作为输出。门控的EMG信号95能够利用作为输入的二元门控信号94和所接收的经滤波的信号33计算如下:

[0106]  $EMG_{gated}(k) = EMG_{filtered}(k) * gate(k)$ 。

[0107] 在任选的进一步步骤96中,在门控步骤93之后,EMG信号能够在门控区域中被重建,以获得连续重建的门控的EMG信号,已经从其移除了ECG信号污染。门控区域因此能够称为其中输入信号被门控阻挡(即,不被转发到输出端)的区域。在示出的范例中,重建基于刚好在门控发生之前的信号水平。然而,任何其他类型的插值可以被应用。信号重建因此可以填充图11中的中上曲线图中的门控的EMG信号EMG<sub>gated</sub> 95中的间隙。

[0108] 在任选的进一步步骤98中,门控的EMG信号95或重建的门控的EMG信号的RMS值可以被计算,并且被提供作为输出99。门控的和重建的EMG信号的RMS能够在门控单元13的输出端处被提供为门控的信号34,如在图10中示出的。

[0109] 在备选实施例中,重建步骤96和RMS计算步骤98的顺序能够被改变。因此,门控的信号EMG<sub>gated</sub> 95的RMS值首先被计算,并且然后RMS信号在门控区域期间被重建。图11的顶部曲线图中的也通过信号94指示的门控区域通过图11中的底部曲线图中的重建的门控的EMG信号EMG<sub>gated\_recon</sub>的水平信号部分97来示出。

[0110] 为了比较,图11在图11的中下曲线图中示出了残余信号32的RMS值RMS\_EMG<sub>res</sub>,并且在图11的底部曲线图中示出了RMS值RMS\_EMG<sub>gated\_recon</sub> 99。图11的两个下部曲线图因此图示了仍然遭受如通过箭头26指示的ECG污染的中间EMG信号的RMS与使用上面描述的门控技术的ECG移除的、门控的且重建的EMG信号的RMS之间的差。

[0111] 应当注意,如本文中参考图10和11描述的门控技术的实施方式是能够通过使用ECG污染的识别的ECG模型31作为第一不想要的信号分量来执行的示范性门控。通过ECG模型中的中值运算符,计算门的边界的阈值能够被自适应地确定。

[0112] 图12示出了用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号21的处理装置10的第二实施例。如在图12中示出的处理装置10包括如参考图3描述的部件。此外,在任选的

功率计算单元14中,信号的RMS功率能够被确定,并且被提供作为输出36。对于评价胸骨旁肋间肌肉活动的情况,RMS功率能够指示神经呼吸驱动(NRD)。

[0113] 进一步任选地,指示例如通过鼻插管测量的呼吸流的流信号37能够作为第二输入被提供给处理装置10。流信号37能够被提供给呼吸相位检测单元15,其被配置为确定呼吸相位并且提供呼吸相位信号38作为其输出。信号能够与RMS功率信号36一起被提供给分析单元16,其能够被配置为确定在期望的呼吸相位期间的呼吸用力(例如对象100的吸气用力),并且在其输出端处提供临床EMG参数39。对于医师来说,该参数能够是有力指标。例如,对于医院或家中的COPD患者的恶化的检测,由于具体地在吸气阶段期间的安静呼吸的呼吸用力的量能够是重要的生命体征。

[0114] 综上所述,本文中讨论的构思还能够改善生理信号的处理。提出的跟随有滤波器单元12和随后的门控单元13的模型减法单元11的布置能够减少第一不想要的信号分量和第二不想要的信号分量,并且有利地进一步减少由信号处理本身产生的伪影的影响。

[0115] 应当理解,提出的处理装置也能够例如通过执行本文中描述的方法的微控制器、数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)或通用处理器来实施。

[0116] 如本文中使用的术语“单元”应当被理解为能够以许多不同的方式来实施的功能单元或实体。具体地,术语单元不应被限制于本文中公开的示范性实施例。例如,相应的功能能够由被配置为用作相应的(功能)单元(例如模型减法单元、滤波器单元或门控单元)的一个或多个处理装置或处理器来提供。换言之,也能够参考被配置为执行所述(功能)单元中的一个或多个的功能的处理设备。

[0117] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明并描述了本发明,但是这些说明和描述应被视为是说明性的或示范性的,而不是限制性的;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、说明书和随附权利要求书,在实践所请求保护的本发明时,能够理解并实现所公开的实施例的其他变型。

[0118] 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履行在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。

[0119] 计算机程序可以被存储和/或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,但是也可以以其他形式被分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的通信系统。

[0120] 权利要求书中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

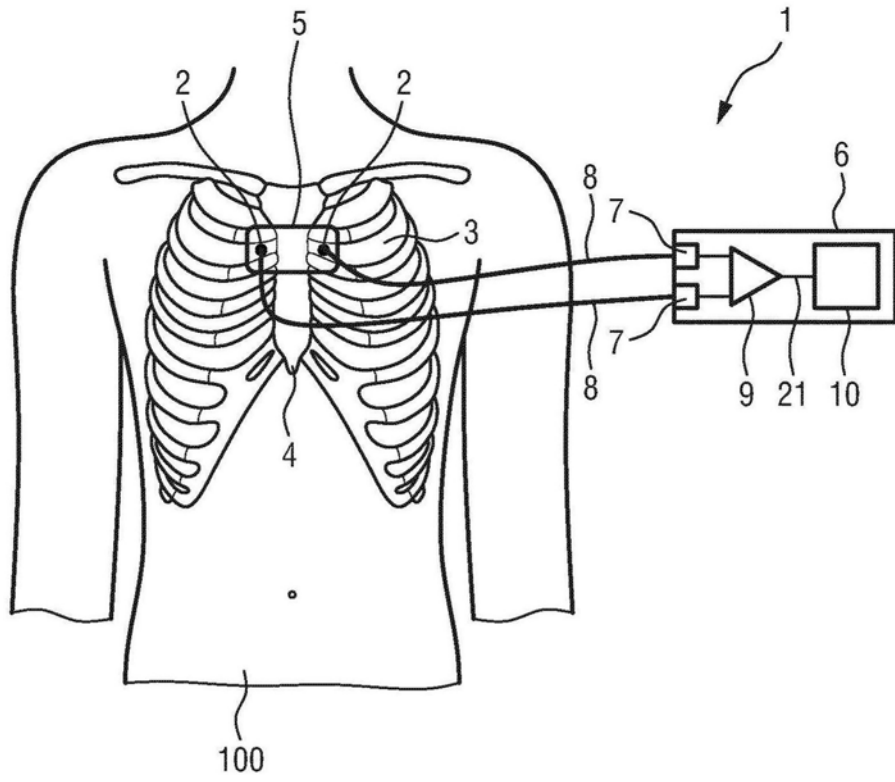


图1

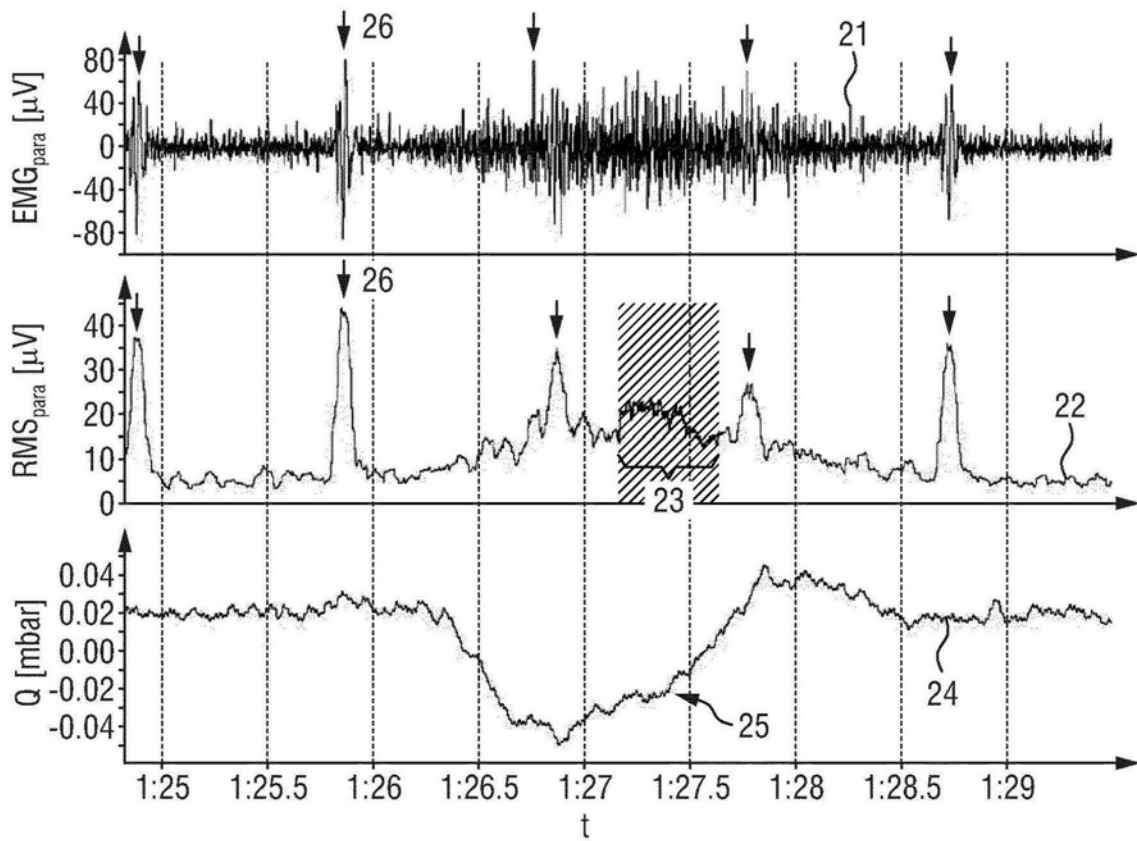


图2

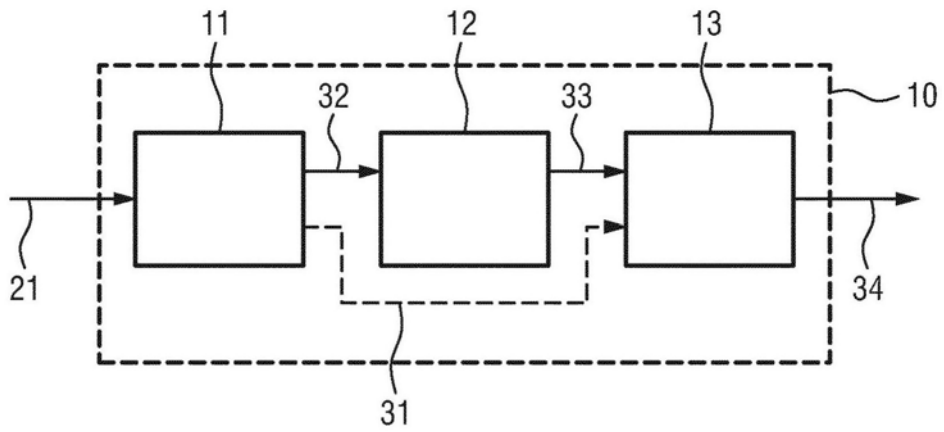


图3

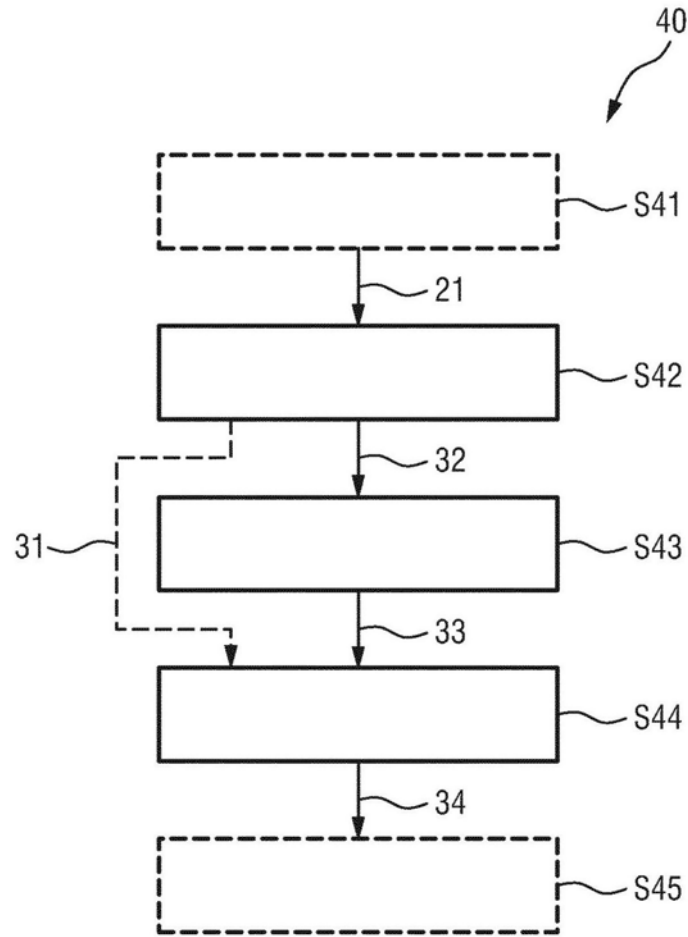


图4



图5A

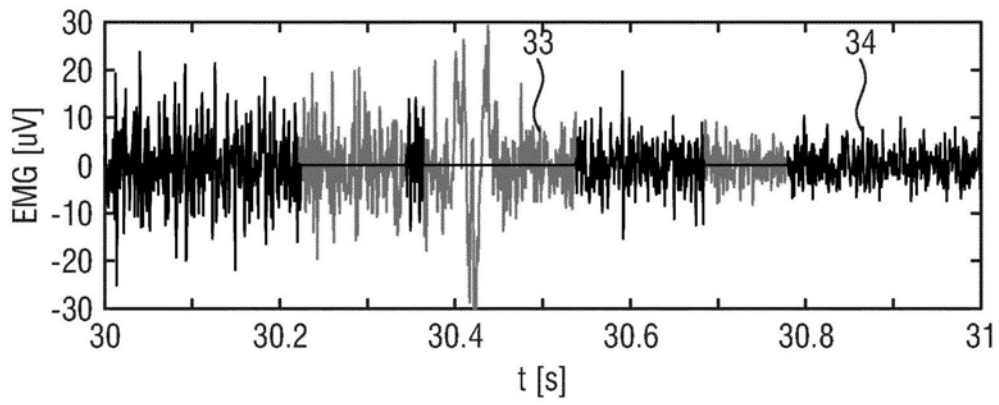


图5B

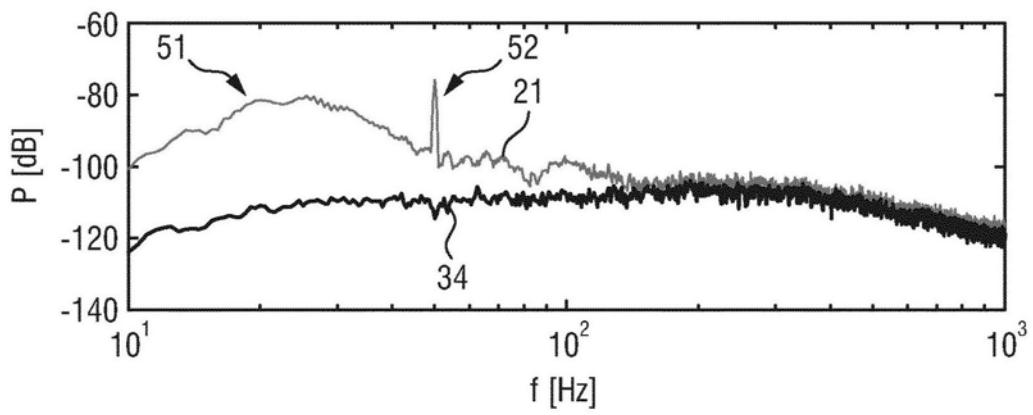


图5C

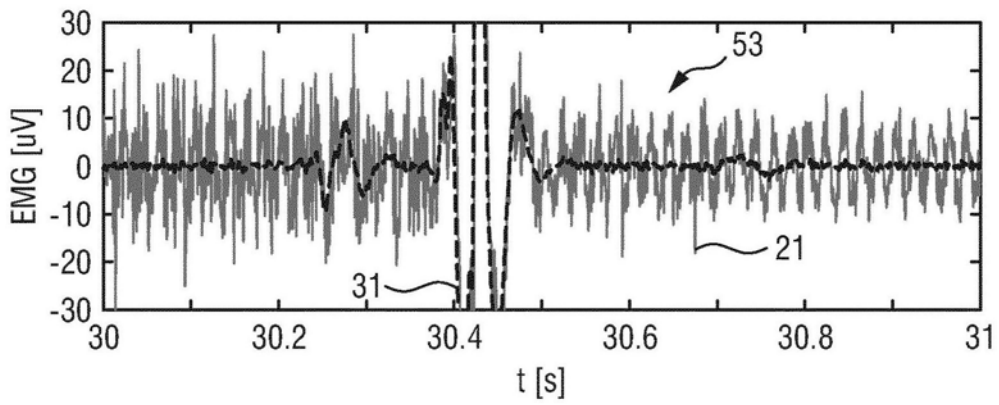


图6A

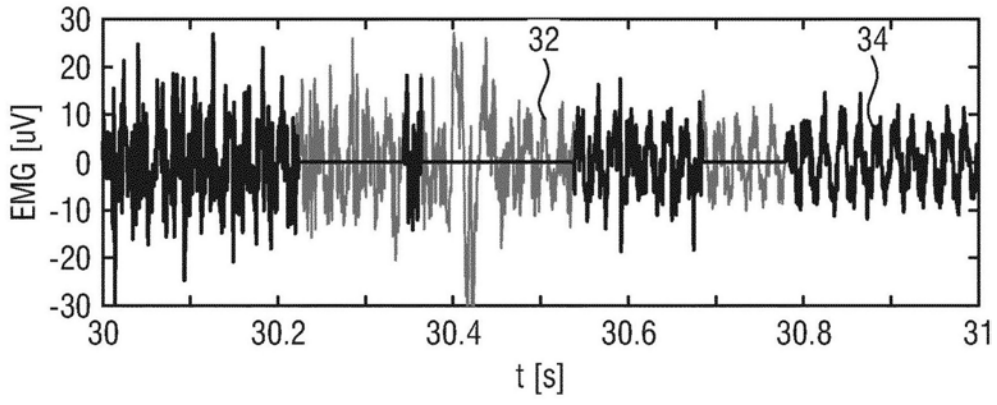


图6B

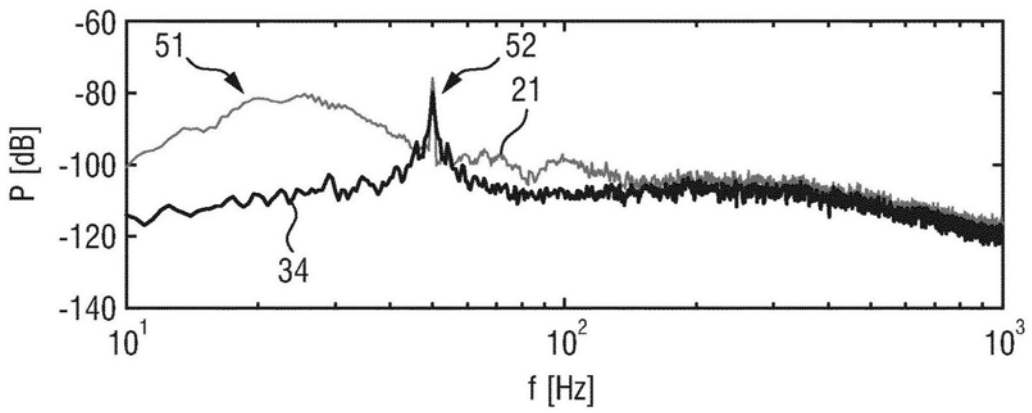


图6C

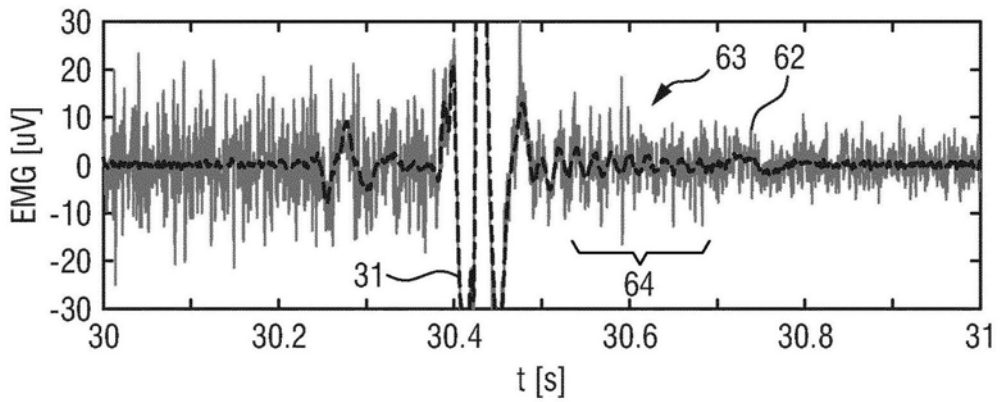


图7A

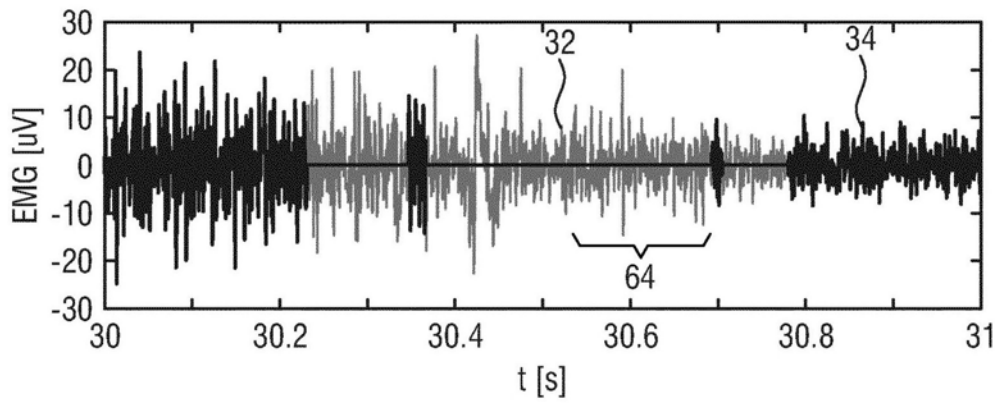


图7B

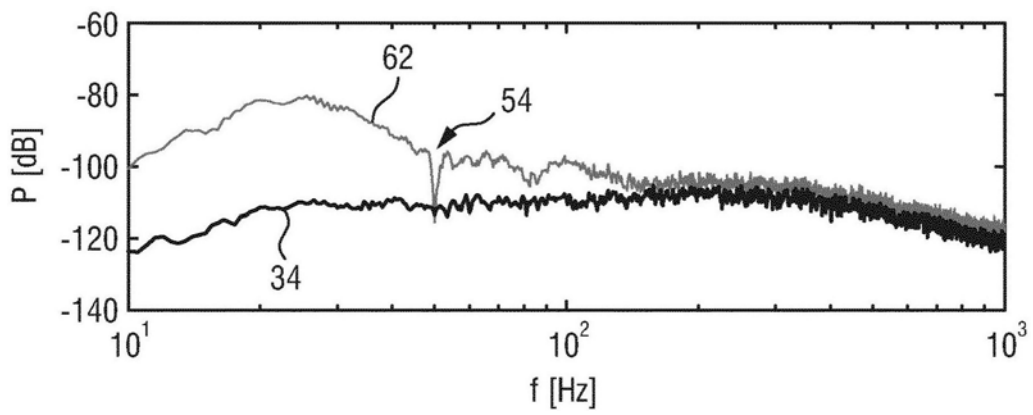


图7C

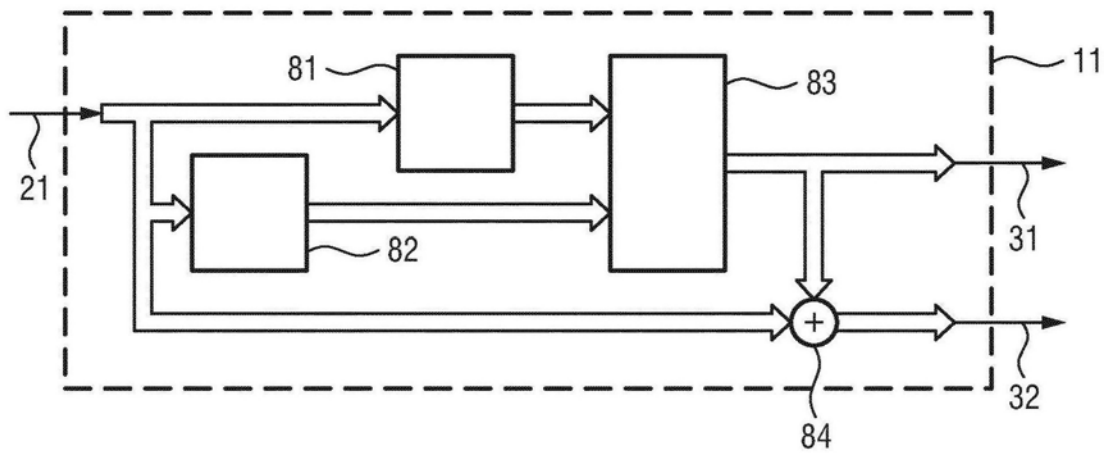


图8

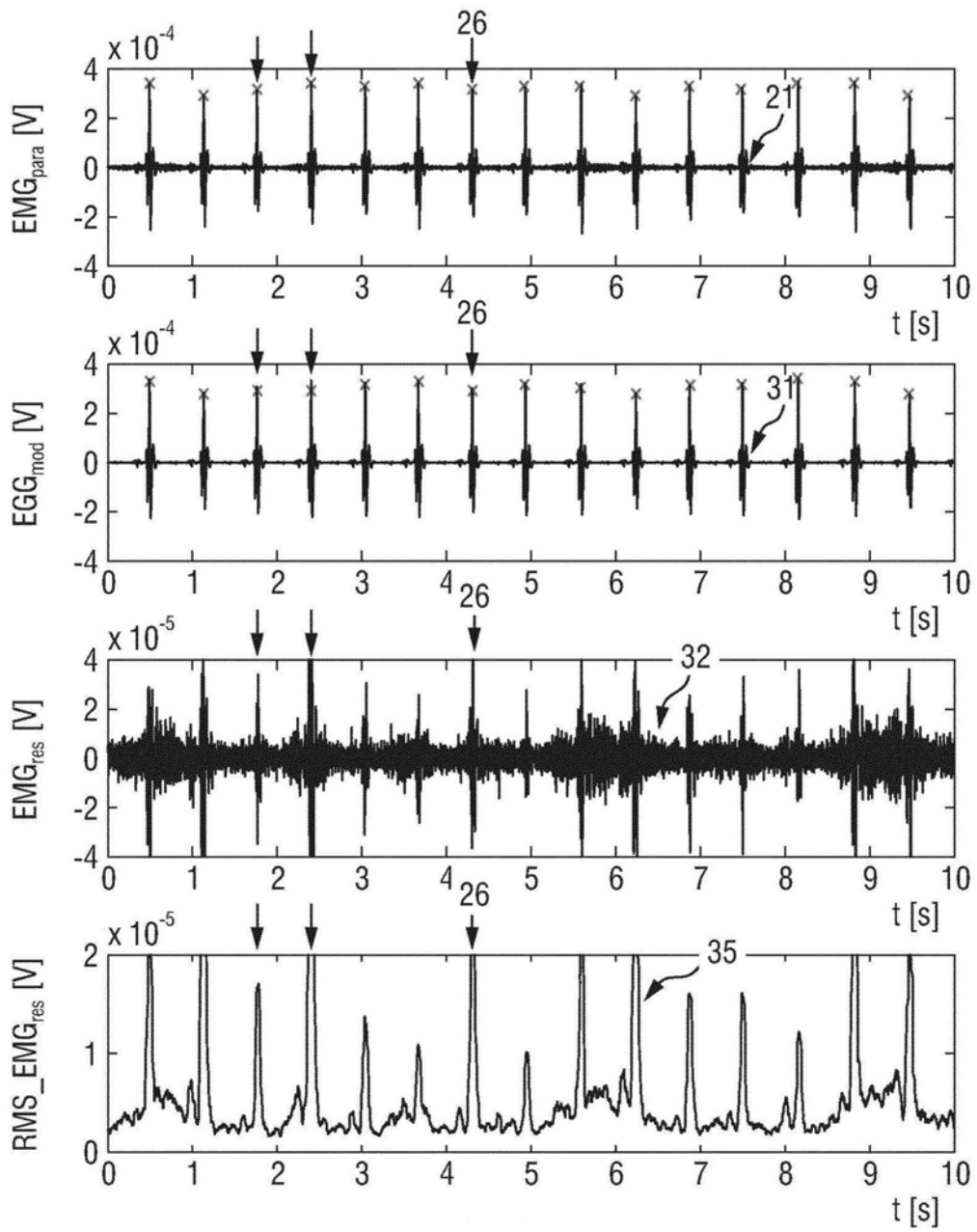


图9

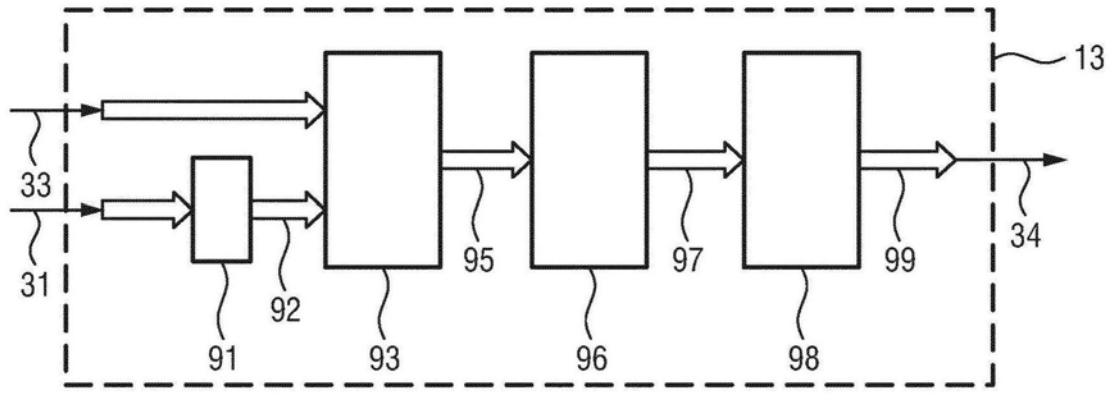


图10

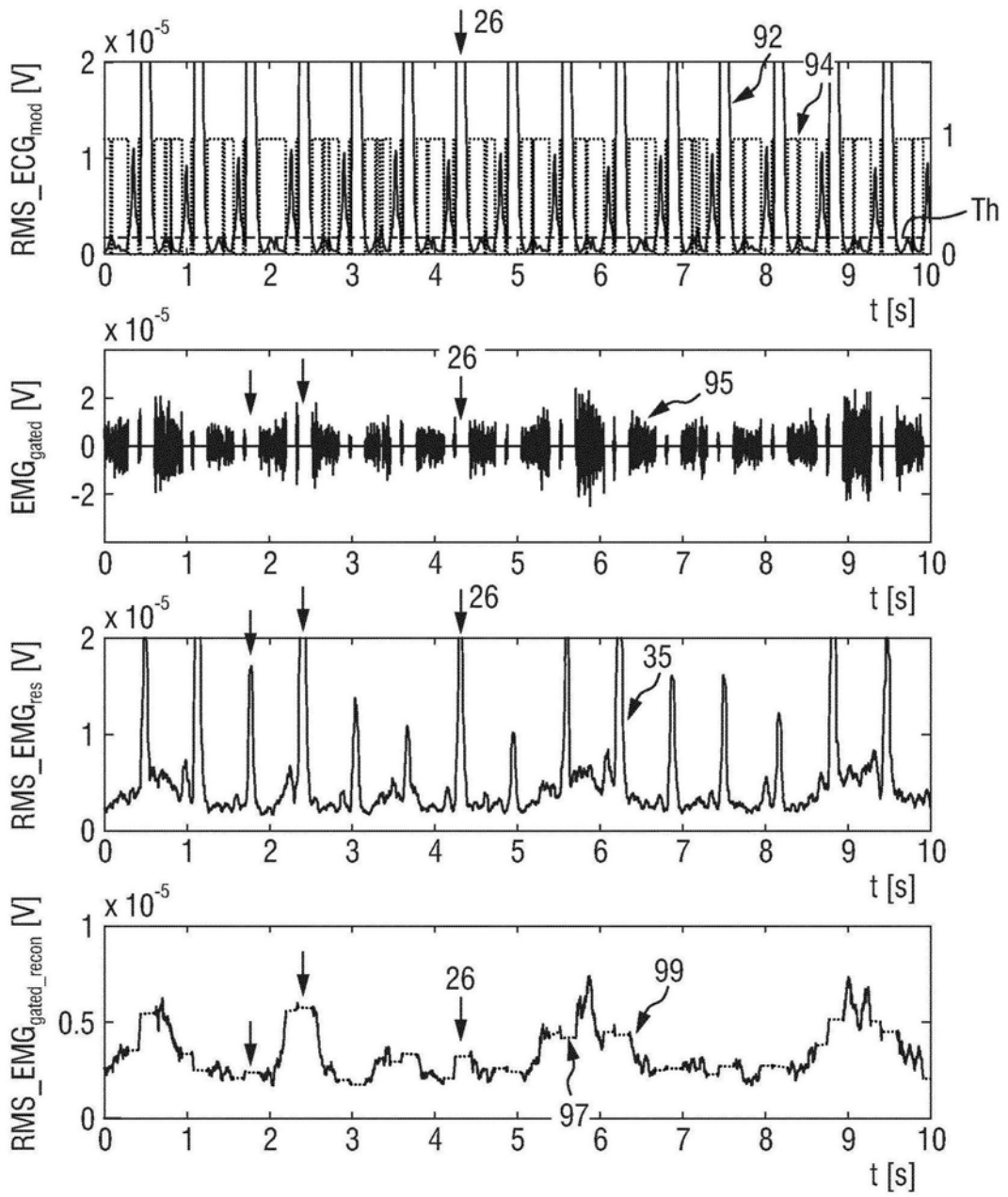


图11

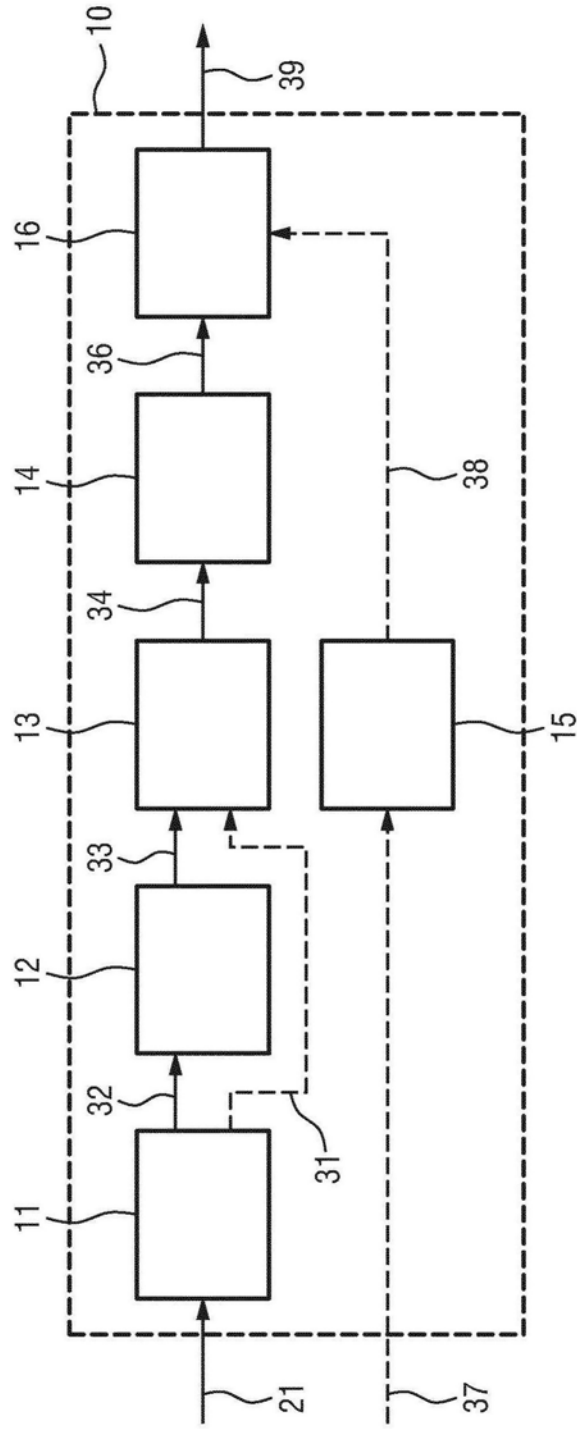


图12

专利名称(译)	用于处理生理信号的处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109561845A</a>	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780049164.5	申请日	2017-06-26
[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	R M M 德尔克斯 SML德沃特 J范德拉尔		
发明人	R·M·M·德尔克斯 S·M·L·德沃特 J·范德拉尔		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/0488 A61B5/00 A61B5/11 A61B5/08		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016177067 2016-06-30 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号(21)的处理装置(10)。所述处理装置包括：模型减法单元(11)，其被配置为接收所述生理信号(21)，并且通过从所述生理信号减去第一不想要的信号分量的模型(31)来减少所述生理信号中的所述第一不想要的信号分量(诸如 ECG 污染)，以获得残余信号(32)；滤波器单元(12)，其被配置为接收所述残余信号(32)，并且通过应用陷波滤波器来减少所述残余信号中的第二不想要的信号分量(诸如电力线噪声)，以获得经滤波的信号(33)；以及门控单元(13)，其被配置为接收所述经滤波的信号(33)，并且将门控应用于所述经滤波的信号，以获得门控的信号(34)。本发明还涉及一种对应的肌电图系统和一种用于使用模型减法、陷波滤波和门控来处理生理信号的方法。

