



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110505839 A

(43)申请公布日 2019.11.26

(21)申请号 201880023391.5

(22)申请日 2018.03.30

(30)优先权数据

17164181.4 2017.03.31 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/058270 2018.03.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/178326 EN 2018.10.04

(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

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

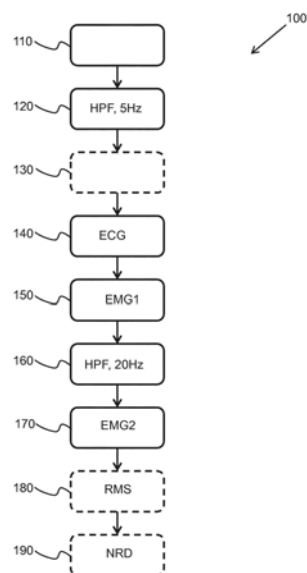
权利要求书2页 说明书10页 附图17页

(54)发明名称

用于处理EMG信号的方法和系统

(57)摘要

一种用于生成经滤波的EMG信号的方法包括获得组合信号,其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号。将第一高通滤波器应用于组合信号,并基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号。所述方法还包括通过从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型来生成部分滤波的EMG信号。然后将第二高通滤波器应用于部分滤波的EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号。通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号。



1. 一种用于生成经滤波的EMG信号的方法(100),所述方法包括:
获得组合信号(110),其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号;
将第一高通滤波器应用于所述组合信号(120);
基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号(140);
基于所述ECG模型信号和所述经高通滤波的组合信号中的至少一个来生成第一EMG信号(150);
将第二高通滤波器应用于所述第一EMG信号(160)以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号;并且
通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号(170)。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一高通滤波器具有小于20Hz,例如小于或等于5Hz的截止频率。
3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的方法,其中,所述第二高通滤波器具有大于15Hz,例如大于或等于20Hz的截止频率。
4. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,对所述ECG模型信号的所述生成(140)包括:
通过将匹配的滤波器应用于所述经高通滤波的组合信号来生成增强的ECG信号,其中,所述匹配的滤波器使用ECG模板;
识别所述增强的ECG信号中的峰值;
基于来自所述增强的ECG信号的所述峰值来识别所述经高通滤波的组合信号中的基准点;并且
基于所述经高通滤波的组合信号和所述基准点来生成ECG模型信号。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述基准点包括R峰。
6. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,对所述ECG模型信号的所述生成还包括在所述ECG模型信号中的每个ECG周期之间渐缩。
7. 根据权利要求4至6中的任一项所述的方法,其中,对所述ECG模型信号的所述生成(140)还包括:
使用所述ECG模型信号的单个ECG周期来计算ECG模板;并且
将计算出的ECG模板提供给所述匹配的滤波器。
8. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,所述门控技术包括:
计算所述ECG模型信号的均方根RMS;
基于所述ECG模型信号的所述RMS来计算二进制门控信号;并且
使用所述二进制门控信号来对所述第二EMG信号进行门控。
9. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,对所述第一EMG信号的所述生成(150)包括通过从所述经高通滤波的组合信号中减去所述ECG模型信号来生成部分滤波的EMG信号。
10. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,所述方法还包括生成所述经滤波的EMG信号的连续RMS(180),其中,对所述经滤波的EMG信号的所述连续RMS的所述生成包括:
估计接近所述经滤波的EMG信号的门控边界的非门控区域的信号水平;

通过基于所估计的信号水平来在所述经滤波的EMG信号的门控区域中内插值来生成连续的经滤波的EMG信号;并且

计算所述连续的经滤波的EMG信号的RMS。

11.根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,所述方法还包括在应用第一高通滤波器之后,对所述经高通滤波的组合信号进行缓存(130)。

12.根据权利要求11所述的方法,其中,所述缓存在30秒至5分钟之间的时间段内执行。

13.一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于执行根据任一项前述权利要求所述的方法。

14.一种用于在EMG测量系统中生成经滤波的EMG信号的控制器(230),其中,所述控制器适于:

获得组合信号,其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号;

将第一高通滤波器应用于所述组合信号;

基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号;

基于所述经高通滤波的组合信号和所述ECG模型信号中的至少一个来生成第一EMG信号;

将第二高通滤波器应用于所述第一EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号;并且

通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号。

15.一种EMG测量系统(200),包括:

根据权利要求14所述的控制器;

EMG电极(210),其适于测量所述组合信号;以及

信号输出设备,其用于输出所述经滤波的EMG信号。

用于处理EMG信号的方法和系统

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和呼吸肌能力之间平衡的指标。吸入期间发生的最大EMG水平与神经呼吸驱动 (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信号的最大功率,例如来自第二肋间隙的胸骨旁肌肉或来自腹部隔膜,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] 在测量吸气EMG活动之前,必须消除差分测量中存在的ECG污染。当在安静呼吸期间和/或当执行被称为嗅探的强迫最大意志激励时测量COPD患者中的EMG信号时,EMG能量可以接近或甚至超过ECG能量。这导致不良信噪比 (SNR) 条件,导致ECG去除中的问题,因为在ECG信号内的R峰可能这样的高能EMG区域中被错误地检测。错误检测到的R峰值可导致:低估的EMG水平,因为大的EMG峰被检测为R峰;或过高估计的EMG水平,因为未检测到R峰。

[0004] 因此,需要一种从EMG信号中可靠地去除不良SNR条件下的ECG污染的方法,并且不需要显著的额外硬件。

发明内容

[0005] 本发明由权利要求所定义。

[0006] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于生成经滤波的EMG信号的方法,所述方法包括:

[0007] 获得组合信号,其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号;

[0008] 将第一高通滤波器应用于所述组合信号;

[0009] 基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号;

[0010] 基于所述ECG模型信号和经高通滤波的组合信号中的至少一个来生成第一EMG信号;

[0011] 将第二高通滤波器应用于所述第一EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号;并且

[0012] 通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号。

[0013] 该方法在较差的SNR条件下生成基本上没有ECG污染信号的EMG信号,其中,EMG信号相对于ECG信号占主导地位。通过应用第一高通滤波器,可以从信号中去除噪声,同时保

留ECG能量以用于生成ECG模型信号。所述ECG模型信号用作估计经高通滤波的组合信号的ECG分量。

[0014] 通过基于经高通滤波的组合信号和/或ECG模型来生成第一EMG信号,所述第一EMG信号优选地是部分滤波的EMG信号;可以获得具有显著较少的ECG污染的EMG信号。然后可以应用第二高通滤波器以进一步去除ECG能量,所述ECG能量虽然对于ECG模型信号的生成有用,但会对门控技术生成负面影响。以这种方式,可以保留ECG能量以用于生成ECG模型信号,同时防止所述ECG能量破坏门控技术。第二高通滤波器也应用于ECG模型信号以生成可用于控制门控技术的第二ECG模型信号。

[0015] 在一个实施例中,第一高通滤波器具有小于20Hz,例如小于或等于5Hz的截止频率。

[0016] 众所周知,ECG信号的每个脉冲包括被识别为PQRST分量的一系列峰和谷。P波,即所谓的QRS波群和T波表示ECG上心脏的电活动。P波表示右心房和左心房的去极化。QRS波群跟随P波并描绘了右心室和左心室的激活。T波表示心室的复极化。QT间隔表示心室去极化和复极化所需的时间。

[0017] 主导脉冲是R信号,并且因此这最适合于确定ECG脉冲定时,因此也适用于门控方法。然而,T波也携带大量能量,因此也用于生成ECG信号模型。

[0018] 通过应用截止频率小于20Hz,例如小于或等于5Hz的高通滤波器,可以保留ECG信号的大量能量。以这种方式,在SNR条件差的情况下,可以改善ECG模型信号的生成。反过来,这可以导致更准确的门控技术,并且因此更准确的经滤波的EMG信号。

[0019] 在一个实施例中,第二高通滤波器具有大于15Hz,例如大于或等于20Hz的截止频率。

[0020] 以这种方式,第二高通滤波器可以在将门控技术应用于信号之前滤除由第一高通滤波器保留的ECG能量。更具体地,第二高通滤波器可以从ECG信号中去除T波能量和大量的QRS复合能量。通过包括该第二高通滤波器,可以防止门控技术门控掉过多的能量并且仅门控掉属于在应用第二高通滤波器之后剩余的残余QRS复合波的一小部分能量。

[0021] 在一种布置中,所述ECG模型信号的生成包括:

[0022] 通过将匹配的滤波器应用于经高通滤波的组合信号来生成增强的ECG信号,其中,所述匹配的滤波器使用ECG模板;

[0023] 识别所述增强的ECG信号中的峰值;

[0024] 基于增强的ECG信号中的峰值来识别经高通滤波的组合信号中的基准点;并且

[0025] 基于所述经高通滤波的组合信号和所述基准点来生成ECG模型信号。

[0026] 通过在经高通滤波的组合信号内识别ECG信号的基准点,可以通过使用基准点作为时间参考来对多个ECG周期进行平均来生成ECG模型信号,以获得ECG模板。然后可以使用ECG模板和识别的基准点来估计ECG模型信号。通过使用ECG模型信号,可以从经高通滤波的组合信号中去除ECG污染,从而生成更清晰的经滤波的EMG信号。匹配的滤波器利用ECG模板,类似于单个ECG周期的波形,以便识别经高通滤波的组合信号内的ECG信号的基准点。

[0027] 在另一种布置中,所述基准点包括R峰。

[0028] R峰是ECG信号最突出的基准点。通过将R峰识别为经高通滤波的组合信号内的ECG信号的基准点,可以使用多个ECG周期来恢复平均ECG信号形状,然后可以将其用于生成ECG

模型信号。以这种方式,ECG模型信号可以是原始组合信号内的ECG信号的更近表示,从而生成更准确的经滤波的EMG信号。

[0029] 在又一种布置中,所述ECG模型信号的生成还包括渐缩ECG模型信号中的每个ECG周期。

[0030] 这种渐缩防止ECG模型信号中的后续ECG周期之间出现不连续,其将导致第二EMG信号和第二ECG模型信号中的高频干扰。例如,渐缩可以适于使位于两个后续ECG周期之间的ECG模型信号值渐缩到零。

[0031] 在一些布置中,所述ECG模型信号的生成还包括:

[0032] 使用所述ECG模型信号的单个ECG周期来计算ECG模板;并且

[0033] 将计算出的ECG模板提供给匹配的滤波器。

[0034] 通过将所述ECG模板提供给所述匹配的滤波器,所述匹配的滤波器可以对经高通滤波的组合信号进行滤波,以产生增强的ECG信号,其具有与经高通滤波的组合信号内的ECG信号中的基准点相关的更清楚定义的峰值。以这种方式,不是使用通用ECG信号模板,而是在通过使用ECG模型信号生成第一ECG模板之后,可以在每测量的基础上使用准确的ECG模板。

[0035] 在一个实施例中,所述门控技术包括:

[0036] 计算所述ECG模型信号的均方根RMS;

[0037] 基于所述ECG模型信号的所述RMS来计算二进制门控信号;并且

[0038] 使用所述二进制门控信号来对所述第二EMG信号进行门控。

[0039] 在实践中,从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号可能无法从经高通滤波的组合信号中完全去除所有ECG信号,并且第二EMG信号可能包含一些残留的ECG污染。这可以通过门控技术来消除。通过基于ECG模型信号的RMS计算二进制门控信号并使用它来门控第二EMG信号,可以去除残留的EMG信号。

[0040] 在一些实施例中,所述方法还包括生成经滤波的EMG信号的连续RMS,其中,生成经滤波的EMG信号的连续RMS包括:

[0041] 估计接近经滤波的EMG信号的门控边界的非门控区域的信号水平;

[0042] 通过基于估计的信号水平来在经滤波的EMG信号的门控区域中内插值来生成连续的经滤波的EMG信号;并且

[0043] 计算所述连续的经滤波的EMG信号的RMS。

[0044] 通过门控技术生成的经滤波的EMG信号将包括零信号幅度的部分,称为门控区域。通过重建这些门控区域,可以生成可以用于进一步分析的连续的经滤波的EMG信号。然后可以使用经滤波的EMG信号的连续RMS来计算用户的临床参数。然后可以使用临床EMG参数来计算与用户的呼吸功能相关的各种度量,例如神经呼吸驱动(NRD)。

[0045] 在一种布置中,生成第一(部分滤波的)EMG信号包括从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号。

[0046] 通过从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号,去除了经高通滤波的组合信号中的大部分ECG污染。

[0047] 在一些设计中,所述方法还包括在应用第一高通滤波器之后,对经高通滤波的组合信号进行缓存。

[0048] 在进一步的设计中,缓存在30秒至5分钟的时间段内进行,例如在1分钟的时间段内进行。

[0049] 通过对经高通滤波的组合信号执行缓存,可以在给定的时间窗口上收集信号样本,例如超过一分钟。以这种方式,可以更容易地完成ECG模型信号的生成。缓存可以利用滑动窗口,使得缓存数据的相继部分之间存在交叠。

[0050] 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。

[0051] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种EMG测量系统,包括:

[0052] EMG电极,其适于测量组合信号;

[0053] 控制器,其中,所述控制器适于:

[0054] 获得组合信号,其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号;

[0055] 将第一高通滤波器应用于所述组合信号;

[0056] 基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号;

[0057] 基于所述经高通滤波的组合信号和所述ECG模型信号中的至少一个来生成第一EMG信号;

[0058] 将第二高通滤波器应用于所述第一EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号;并且

[0059] 通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号;以及

[0060] 信号输出设备,其用于输出所述经滤波的EMG信号。

附图说明

[0061] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中,

[0062] 图1示出了本发明的方法;

[0063] 图2示出了用于生成经滤波的EMG信号的系統;

[0064] 图3更详细地示出了图3的系統的一部分;

[0065] 图4A至4D示出了针对三个不同的第一高通滤波器截止频率的三个ECG模板;

[0066] 图5A至5D示出了对应于图4A至4D所示的三个ECG模板的三个增强ECG信号;

[0067] 图6A和6B示出了第二EMG信号,第二ECG模型信号,经滤波的EMG信号,第二ECG模型信号的RMS和用于第一高通滤波器的门信号,其具有20Hz的截止频率并且不应用第二高通滤波器;

[0068] 图7A和7B示出了针对截止频率为5Hz的第一高通滤波器和截止频率为20Hz的第二高通滤波器图6A和6B的曲线图;并且

[0069] 图8A至8C示出了手动和两种自动嗅探检测方法之间的比较。

具体实施方式

[0070] 本发明提供了一种用于生成经滤波的EMG信号的方法。所述方法包括获得组合信号,其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号。将第一高通滤波器应用于组合信号,并基

于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号。所述方法还包括通过从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号来生成部分滤波的EMG信号。然后将第二高通滤波器应用于部分滤波的EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号。通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号。

[0071] 图1示出了生成经滤波的EMG信号的方法100。

[0072] 在步骤110中,获得组合信号,其中,所述组合信号包括ECG信号和EMG信号。

[0073] 例如在第二肋间隙胸骨旁肌肉测量的EMG信号通常被ECG信号严重污染,ECG信号通常具有比EMG信号本身更高的能量。

[0074] 在一些情况下,EMG信号的能量高于ECG能量。当用户进行最大程度的自愿吸气动作(称为嗅探)时,可能会发生这种情况。在这些情况下,由于组合信号的信噪比差,可能难以去除ECG污染。为了从组合信号中识别和移除ECG信号,执行若干处理步骤。

[0075] 在步骤120中,将第一高通滤波器应用于组合信号。

[0076] 第一高通滤波器可以具有小于20Hz的截止频率,例如小于或等于5Hz。第一高通滤波器适于从组合信号中去除噪声和运动伪迹,同时保留ECG信号的能量。

[0077] 5Hz的截止频率在去除噪声和运动伪迹(例如基线偏移)和保留ECG信号的能量(包括T波)之间提供了良好的平衡;然而,截止频率为1Hz的高通滤波器在保留更多ECG信号的同时,更容易受到运动伪迹的影响。截止频率为20Hz消除了运动伪迹和T波,但保留了ECG信号中QRS波群的能量。

[0078] 在步骤130中,经高通滤波的组合信号经历缓存。

[0079] 可以在一分钟的时间段内执行缓存。替代地,缓存可以发生超过一分钟,例如两或三分钟,或少于一分钟,例如30秒。

[0080] 缓存时段可用于在给定时间窗口中收集经高通滤波的组合信号的样本。在一些情况下,然后缓存时段可以与来自方法100的先前周期的先前缓存时段交叠。这可以使得能够为每个方法周期实现例如10秒的滑动窗口。

[0081] 在步骤140中,基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型。

[0082] 通过将匹配的滤波器应用于经高通滤波的组合信号来生成增强的ECG信号,其中,所述匹配的滤波器使用ECG模板。匹配的滤波器通过使用模板信号(例如ECG模板)来识别和隔离输入信号内的类似形状,例如经高通滤波的组合信号。

[0083] 对于该方法的第一次迭代,ECG模板可以是ECG信号的通用单个周期;然而,在从经高通滤波的组合信号生成ECG模型信号之后,然后可以将ECG模型信号的单个周期用作ECG模板,用于该方法的后续迭代。可以使用最新的ECG模型信号连续更新ECG模板,从而提高匹配滤波器的准确度。替代地,初始ECG模板可以是具有20(较低)和40Hz(较高)截止频率的带通滤波器,以增强匹配的滤波器输出处的ECG并最小化EMG影响。

[0084] 在从组合信号生成增强ECG信号的步骤之后,识别增强ECG信号的峰值并将其微调至高通滤波组合信号,以充当高通滤波组合信号的基准点以生成ECG模型信号。ECG信号最突出的基准点是R峰,因为它通常具有最高振幅和尖峰。R峰可以具有正峰值或负峰值。

[0085] 最后,基于经高通滤波的组合信号和基准点来生成ECG模型信号。可以将基准点调谐到经高通滤波的组合信号,这意味着在时间上略微对齐。例如,增强的ECG信号的设想峰与经高通滤波的信号的峰不匹配,它们可以最多移位5ms。

[0086] 在步骤150中,基于ECG模型信号和经高通滤波的组合信号中的至少一个来生成部分滤波的EMG信号。例如,可以从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号。通过从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号,消除了大部分ECG污染,留下更准确的EMG信号。

[0087] 在步骤160中,将第二高通滤波器的两个实例应用于部分滤波的EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号。第二高通滤波器的两个实例具有相等的截止频率,其可以大于15Hz,例如大于或等于20Hz。

[0088] 当在随后的步骤中将门控技术应用于第二EMG信号时,去除与T波相关的ECG能量是有益的,因为T波未及时定位并且门控技术将从第二个EMG信号中移除过多的能量。为了防止门控技术由于ECG模型信号内的T波能量而从部分滤波的EMG信号中门控出过多的能量,可以通过第二高通滤波器来滤除T波能量。由于T波能量位于2至10Hz的频率范围内,截止频率为20Hz的第二高通滤波器将从ECG模型和部分滤波的EMG模型中去除任何T波能量。

[0089] 替代地,具有更加大的第二高通滤波器的截止频率可能是有益的,例如截止频率为100Hz。该较大的截止频率不仅将从ECG模型信号和部分滤波的EMG信号中去除T波能量,而且还从ECG模型信号和部分滤波的EMG信号中去除大部分QRS复合能量。结果,第二EMG信号中的残余QRS复合波在时间上非常窄,因此门控技术将仅输出一小部分能量。这导致经滤波的EMG信号中仅有一小部分门控部分。

[0090] 在步骤170中,通过使用第二ECG模型信号作为用于门控技术的控制信号,将门控技术应用于第二EMG信号,生成经滤波的EMG信号。

[0091] 可以使用门控技术来推进通过减去ECG模型信号获得的消除量。对于门控技术,第二ECG模型信号的RMS计算如下:

[0092] $ECG_model_RMS(k) = \sqrt{avg[(ECG')^2(k)]}$,

[0093] 其中,ECG_model_RMS(k)是第二ECG模型信号的RMS,ECG';k是样本指标;运算符avg[.]计算例如50ms的移动平均值;运算符sqrt[.]计算平方根。为了减少第二EMG信号中的残留ECG污染,二进制门控信号gate(k)被计算为:

[0094] $gate(k) = ECG_model_RMS(k) < [median(ECG_model_RMS) * gate_thresh]$,

[0095] 其中,median(ECG_model_RMS)是给定窗口(例如1分钟)内第二ECG模型信号的中值RMS值;并且参数gate_thresh可以用作微调门控技术的灵敏度的附加因素。gate_thresh的典型值可以在1和2之间。由于第二ECG模型信号不再包括T波能量,因此第二ECG模型信号包含大量低值。通过在第二ECG模型信号上使用中值算子来定义阈值,当将门控应用到第二EMG信号时,门控可以有效地去除第二EMG信号中的残余ECG能量。

[0096] 这意味着对于ECG模型信号的高RMS值(RMS高于ECG模型信号的RMS值的中值),信号gate(k)等于零并且第二EMG中的残余ECG能量信号被去除。

[0097] 利用二进制门控信号gate(k),第二EMG信号可以如下地门控:

[0098] $EMG''(k) = EMG'(k) * gate(k)$,

[0099] 其中,EMG''(k)是经滤波的EMG信号。经滤波的EMG信号是第二EMG信号与门控信号的逐元素相乘。如上所述的门控技术的实现仅是如何使用ECG模型信号执行门控的示例。

[0100] 在步骤180中,可以生成经滤波的EMG信号的连续RMS。

[0101] 可以对滤波的EMG信号执行简单的RMS计算;然而,由于门控技术,经滤波的EMG信号的RMS将不连续。可以通过首先估计靠近经滤波的EMG信号的门控边界的非门控区域的信

号水平来对经滤波的EMG信号的门控区域进行内插。然后,可以通过使用门控区域边界处的估计信号水平来对经滤波的EMG信号的门控区域中的值进行内插来计算连续滤波的EMG信号。接下来,然后可以从连续滤波的EMG信号构造连续RMS信号。

[0102] 在步骤190中,基于连续的经滤波的EMG信号的连续RMS来生成临床EMG参数,例如NRD。可以在连续的经滤波的EMG信号的连续RMS上结合一个或多个生理信号来生成临床参数。例如,当计算NRD时,外部呼吸传感器(例如鼻插管)可以与连续RMS信号结合使用,以更加鲁棒地检测吸气阶段。例如,可以确定在吸气期间发生的EMG信号的最大RMS值。

[0103] 图2示出了用于生成经滤波的EMG信号的系统。

[0104] 两个EMG电极210被提供于使用者220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,电极可以位于使用者的上腹部,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,以便施予给使用者,或者单独使用。

[0105] EMG电极检测包含用户的EMG和ECG信号的组合信号,然后可以将其提供给信号处理单元230。信号处理单元可以包含模数转换器240,其适于将模拟组合信号转换为数字形式。以这种方式,组合信号可以由数字系统处理。

[0106] 然后可以将数字化的组合信号245提供给第一高通滤波器250,其可以例如具有5Hz的截止频率。然后,经高通滤波的组合信号255可以经历缓存260。然后可以沿两个通道分割缓存的经高通滤波的组合信号265。第一通道将缓存的经高通滤波的组合信号提供给ECG模型信号生成单元270,其参考图3更详细地描述,并且第二通道将缓存的经高通滤波的组合信号提供给减法单元280。

[0107] ECG模型信号生成单元270生成ECG模型信号285,其从所述单元沿两个通道输出。第一通道将ECG模型信号提供给减法单元280,减法单元280然后可以从缓存的经高通滤波的组合信号中减去ECG模型信号,从而生成部分滤波的EMG信号290。然后将部分滤波的EMG信号提供给第二高通滤波器300的第一实例。第二通道将ECG模型信号直接提供给第二高通滤波器的第二实例。

[0108] 第二高通滤波器,例如具有20Hz的截止频率,生成第二EMG信号305和第二ECG模型310,它们都被提供给门控单元315。门控单元实现门控技术,例如上述门控技术,以生成经滤波的EMG信号320。

[0109] 图3示出了图2中所示系统的ECG模型信号生成单元270的详细视图。

[0110] 如前所述,缓存信号265被提供给ECG模型信号生成单元270和减法单元280。在ECG模型信号生成单元内,缓存的高通滤波信号被分到两个通道中,第一个通道将缓存的高通滤波信号提供给匹配的滤波器340。匹配的滤波器可以利用初始ECG模板345,如上所述,以便从缓存的高通滤波信号生成增强ECG信号350。

[0111] 然后将增强的ECG信号提供给峰值检测单元355,峰值检测单元355适于在增强的ECG信号内检测峰值,例如与经高通滤波的组合信号265内的ECG信号的R峰值相关的峰值。这些峰值360被提供给ECG模型信号发生器365。与高通滤波组合信号265一起,微调峰值360以充当高通滤波组合信号265内的ECG信号的基准点,以构建ECG模型信号370。然后可以将ECG模型信号的单个ECG周期提供给匹配滤波器340以用作ECG模板,从而提高匹配滤波器的准确度。替代地,ECG模板可以与初始EMG模板组合以供匹配滤波器使用。然后从ECG模型信号生成单元270输出ECG模型信号,并且该方法如上所述继续。通过保留T波能量和QRS复合

能量,从ECG模型信号采集的ECG模板可以更准确地表示经高通滤波的组合信号内的ECG信号。

[0112] 图4A示出了针对第一高通滤波器的三个不同截止频率的三个ECG模板示例相对于R峰值幅度归一化的信号幅度的曲线图400。第一曲线410示出了具有1Hz截止频率的第一高通滤波器的ECG模板。从图中可以看出,ECG模板保留了大部分ECG能量,包括T波;然而,这种ECG模板非常容易受到噪声和运动伪迹的影响。

[0113] 第二曲线420示出了针对具有5Hz的截止频率的第一高通滤波器的ECG模板。在这种情况下,保留较少的ECG能量;然而,除了R峰之外,ECG信号的T波425仍然清晰可见。以这种方式,仍然可以保留ECG信号的大量能量,同时还从组合信号中滤除大部分噪声和运动伪迹。最后,第三曲线430示出了针对具有20Hz的截止频率的第一高通滤波器的ECG模板。与第一和第二图相比,第一高通滤波器已经去除了T波的所有能量。因此,在匹配的滤波器340中不再能够利用T波的能量。

[0114] 出于清楚的目的,图4B至4D分别在单独的图上示出了图4A的第一图410、第二图420和第三图430。从图4B到4D,清楚地看到ECG模板的R峰值440和T波425都由截止频率为1或5Hz的第一高通滤波器保存,如图4B和4C所示;然而,T波已被第一个高通滤波器去除,截止频率为20Hz,如图4D所示。

[0115] 图5A示出了增强ECG信号的曲线图500,其通过用图4A中所示的每个ECG模板对经高通滤波的组合信号进行滤波而生成。如前所述,图5B至5D示出了图5A的分离图。图5B示出了对应于图4B的ECG模板的利用了具有截止频率为1Hz的第一高通滤波器的增强ECG信号的曲线图520。图5C示出了对应于图4C的ECG模板的利用了具有5Hz的截止频率第一高通滤波器增强ECG信号的曲线图530。图5D示出了对应于图4D的ECG模板的利用了具有20Hz的截止频率第一高通滤波器增强ECG信号的曲线图。

[0116] 在这种情况下,经高通滤波的组合信号由五个心脏周期和一个最大吸气操作组成,其发生在大约30秒。在图5A和5D中可以看出,针对具有20Hz的截止频率的第一高通滤波器的ECG模板导致增强的ECG信号,如图4A和4D所示,其由于信号中的大量噪声510而不能用于检测在最大吸气操作时刻出现的心脏周期的峰值。使用具有1Hz和5Hz截止频率的第一高通滤波器的ECG模板可以提供增强的ECG信号,所述信号具有更好的信噪比,可以检测所有心脏周期峰值,即使在最大吸气操作期间也是如此。

[0117] 图6A示出了两个曲线图600,第一曲线图610表示第二EMG信号620,门控的第二EMG信号630和具有R峰值640的第二ECG模型信号。为清楚起见,图6B显示了第一图的分离图。通过截止频率为20Hz的第一高通滤波器生成第二ECG模型信号,并且尚未应用第二高通滤波器。在该图610中,存在单个错误的R峰值650。

[0118] 图6A中的第二曲线660示出了第二ECG模型信号670和门控信号680的RMS。由于错误的R峰值650,存在过多的门控,导致从第二EMG信号620门控的能量过多,如在经门控第二EMG信号630中可见。

[0119] 图7A示出了类似于曲线图600的两个曲线图700,同样第一曲线图710表示第二EMG信号720,门控第二EMG信号730和具有R峰值740的第二ECG模型信号;然而,第一高通滤波器的截止频率已降低到5Hz,从而保留了ECG信号的T波,以用于生成ECG模型信号。图7B显示了图7A的第一图的分离图。

[0120] 由于较低的截止频率以及匹配滤波器中的附加ECG能量,所以正确地检测到所有R峰740。第二高通滤波器的截止频率已被设置为20Hz并且在门控技术中使用第二ECG模型信号,对第二EMG信号720的门控得以改进以更好地从EMG信号中去除残留ECG。

[0121] 图8A示出了两个曲线图800,第一曲线图810表示经高通滤波的组合信号的RMS信号,其中,第一高通滤波器的截止频率为20Hz。在这种情况下,尚未应用第二高通滤波器。第二图表840示出了通过鼻插管收集的压力对时间的曲线图,以指示对应于EMG信号的峰值的吸气。

[0122] 从第一810和第二840图中可以看出,所述窗口中的前两个呼吸是安静呼吸,其中SNR相当高。然而,接下来的11次呼吸是嗅探,患者试图进行最大吸气操作。第一曲线810中的空心标记(圆圈)是由临床医师执行的嗅探注释。

[0123] 图8B和8C描绘了类似的图860和870,其中空心标记(圆圈)现在表示由上述算法自动检测的嗅探。对于图8B,使用截止频率为20Hz的第一高通滤波器,并且未应用第二高通滤波器。对于图8C,使用截止频率为5Hz的第一高通滤波器和截止频率为20Hz的第二高通滤波器。

[0124] 比较图8B和图8A,标记位置之间的差异指示由于差的R峰检测,许多嗅探的能量被衰减。

[0125] 从图8A来看图8C,可以清楚地看到,将第一高通滤波器的截止频率选择为5Hz,从而保留用于生成ECG模型信号的ECG信号的T波,导致自动检测到的嗅探的准确性显著提高。

[0126] 上面给出的处理步骤序列纯粹是作为示例。

[0127] 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,因此也可以对其进行滤波。

[0128] 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。

[0129] 本发明特别感兴趣的是可能被ECG信号污染的EMG信号,因此与心脏附近的骨骼肌相关的EMG信号。最感兴趣的是控制隔膜运动的肌肉,因此与呼吸有关。

[0130] 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。

[0131] 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)。

[0132] 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。

[0133] 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。

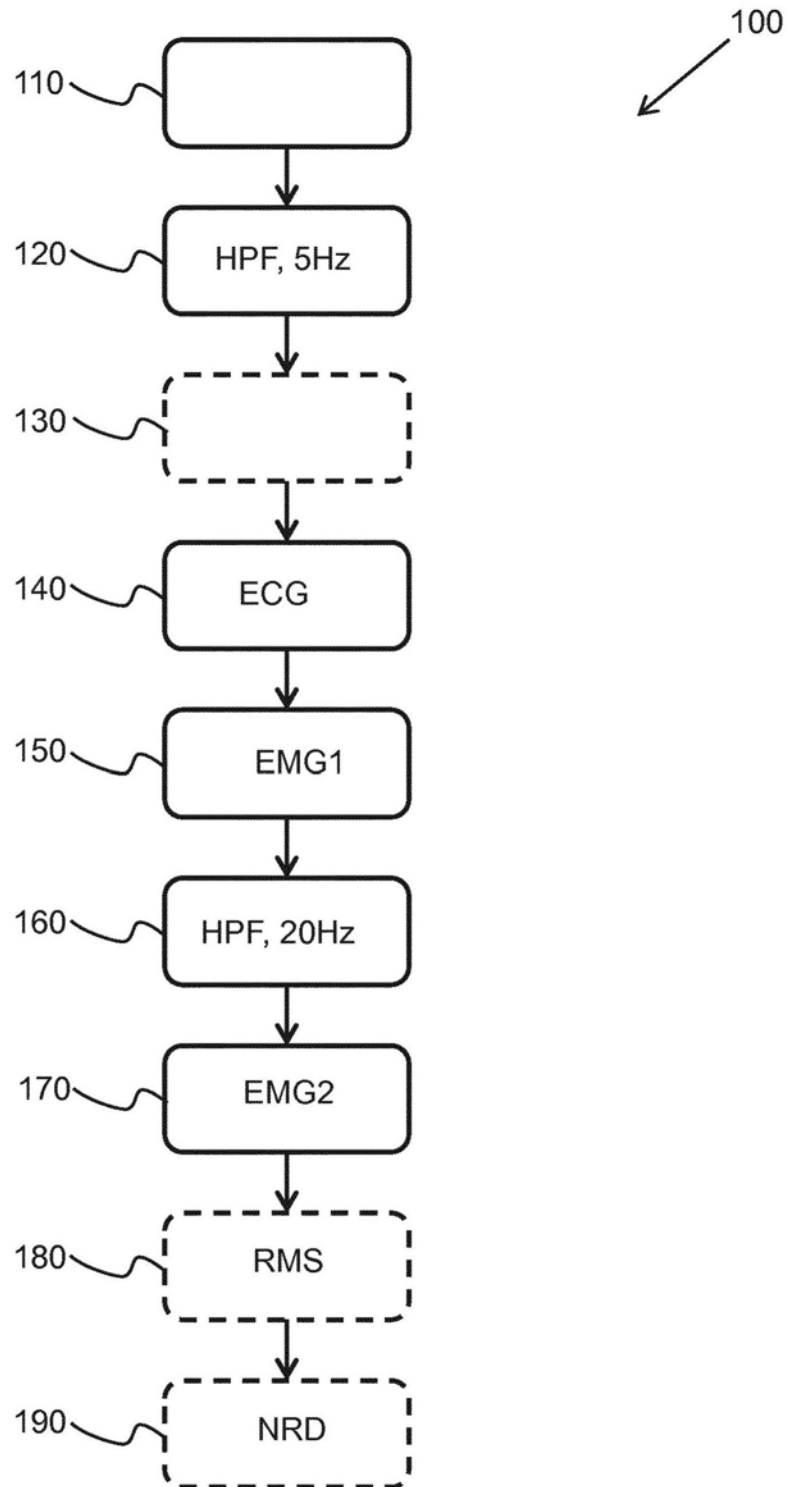


图1

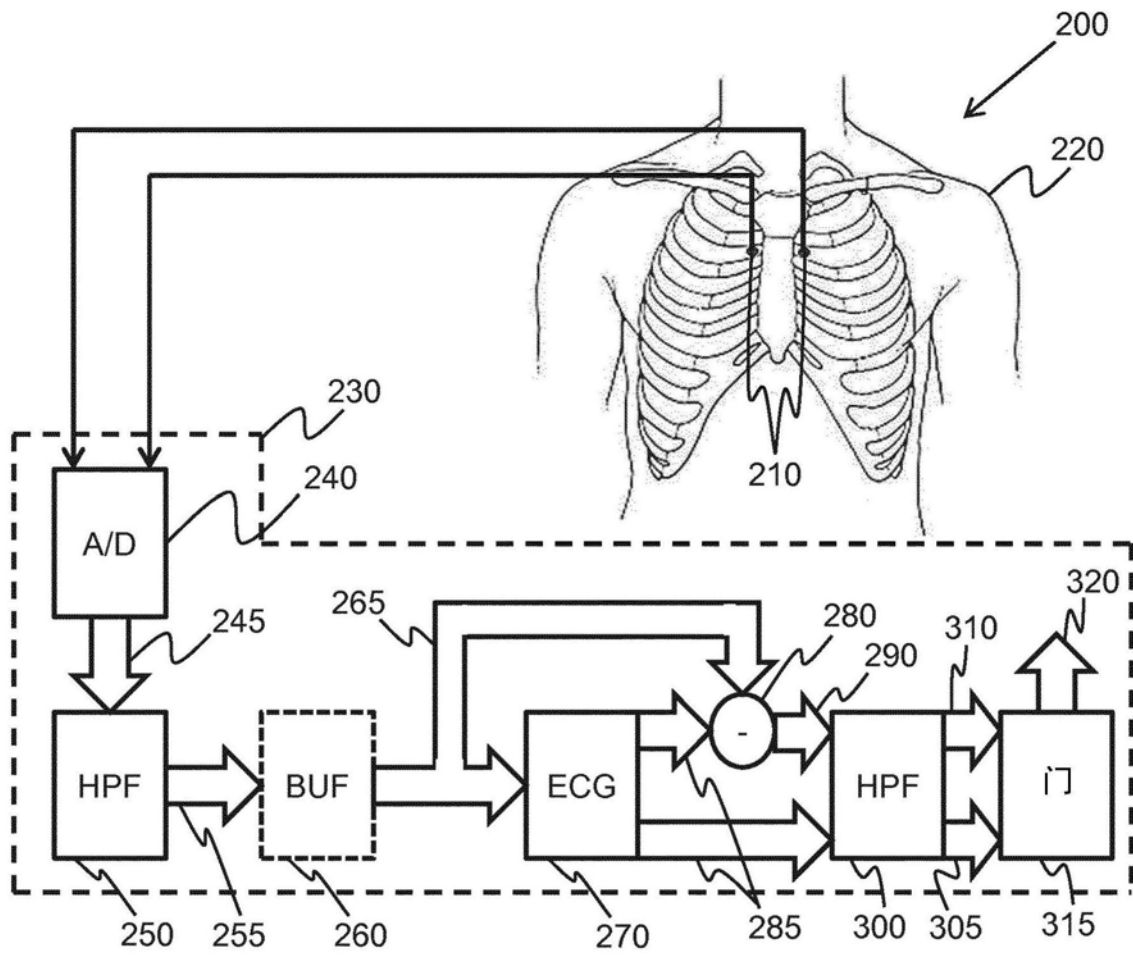


图2

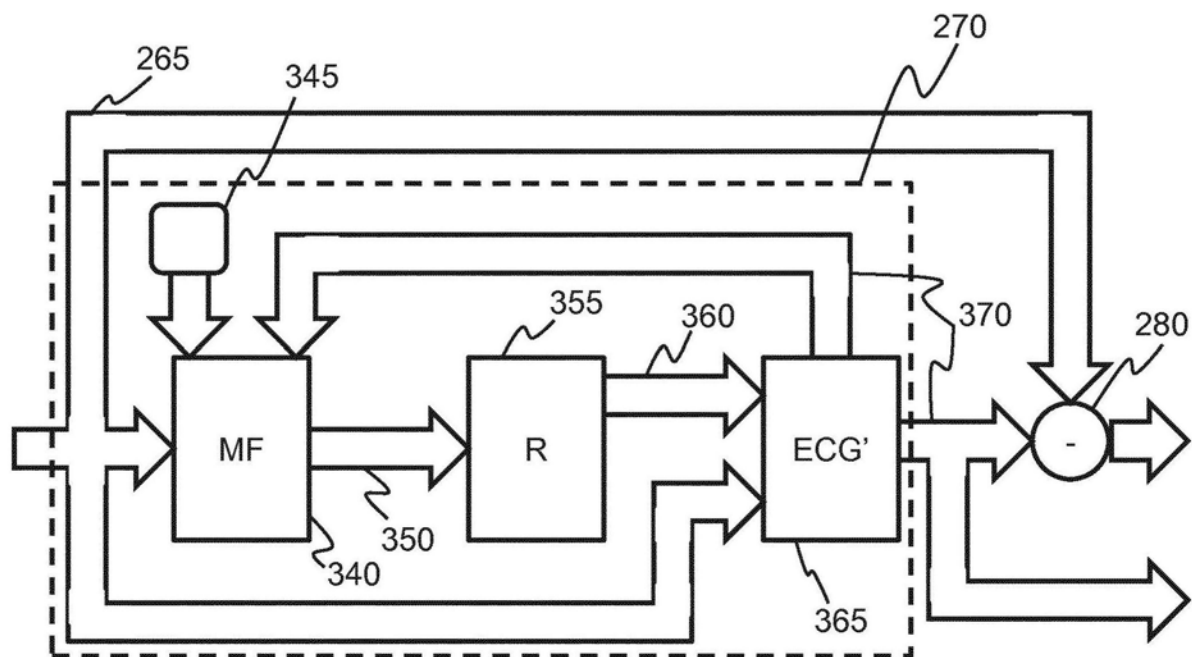


图3

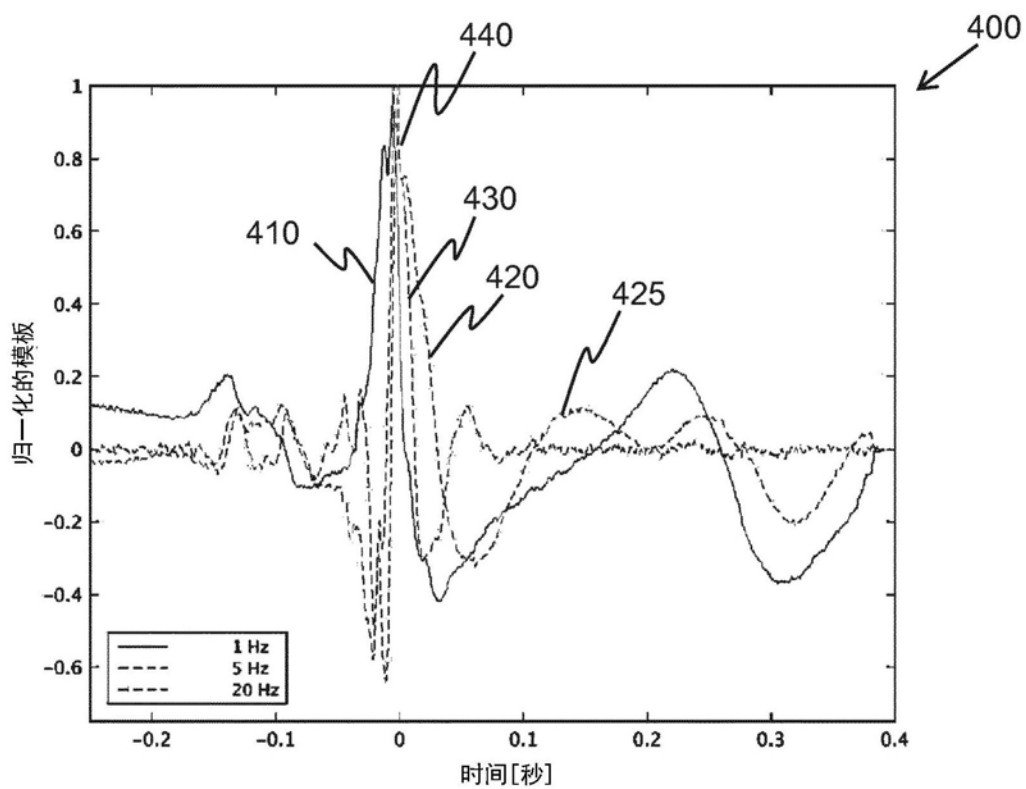


图4A

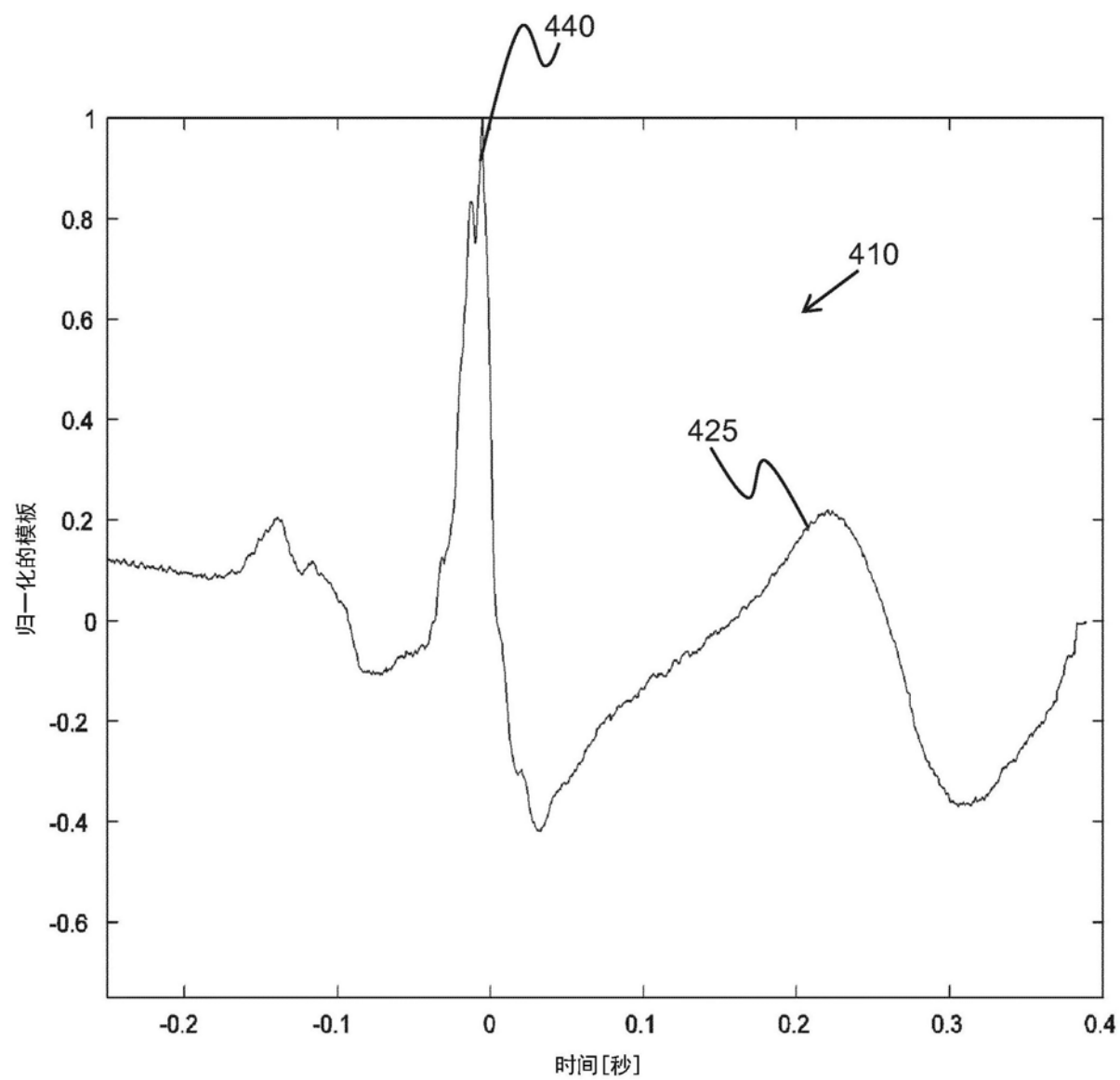


图4B

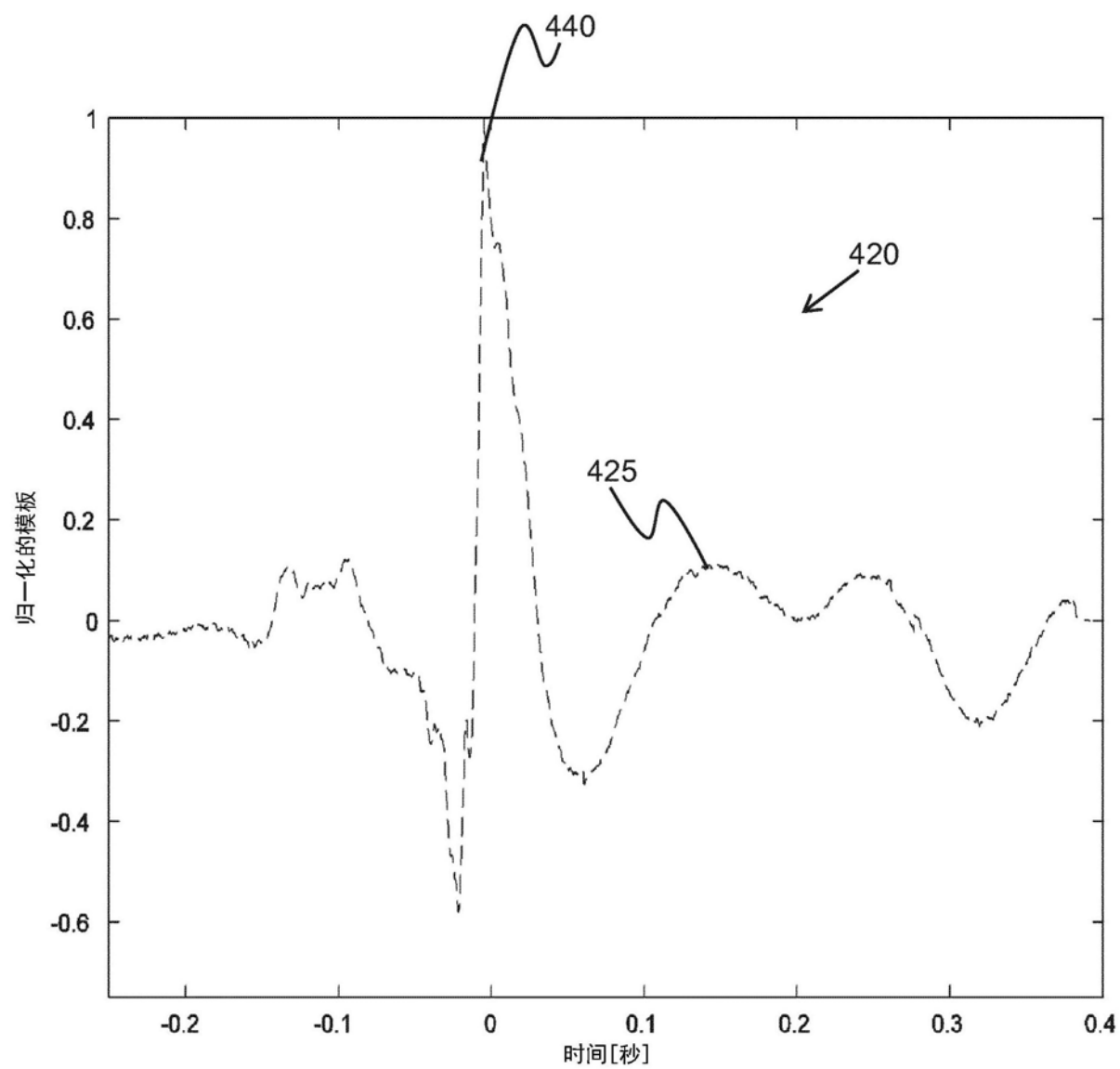


图4C

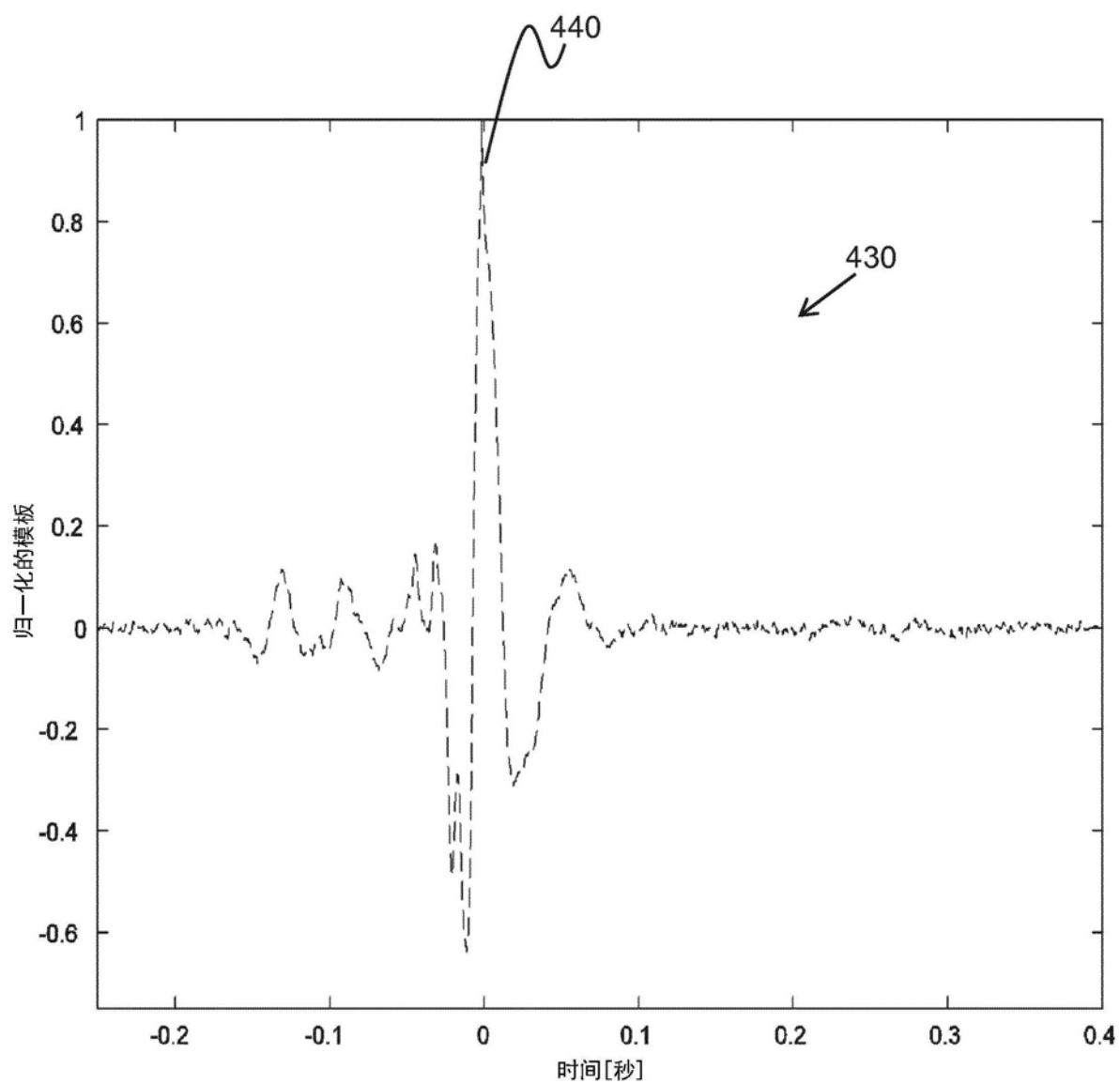


图4D

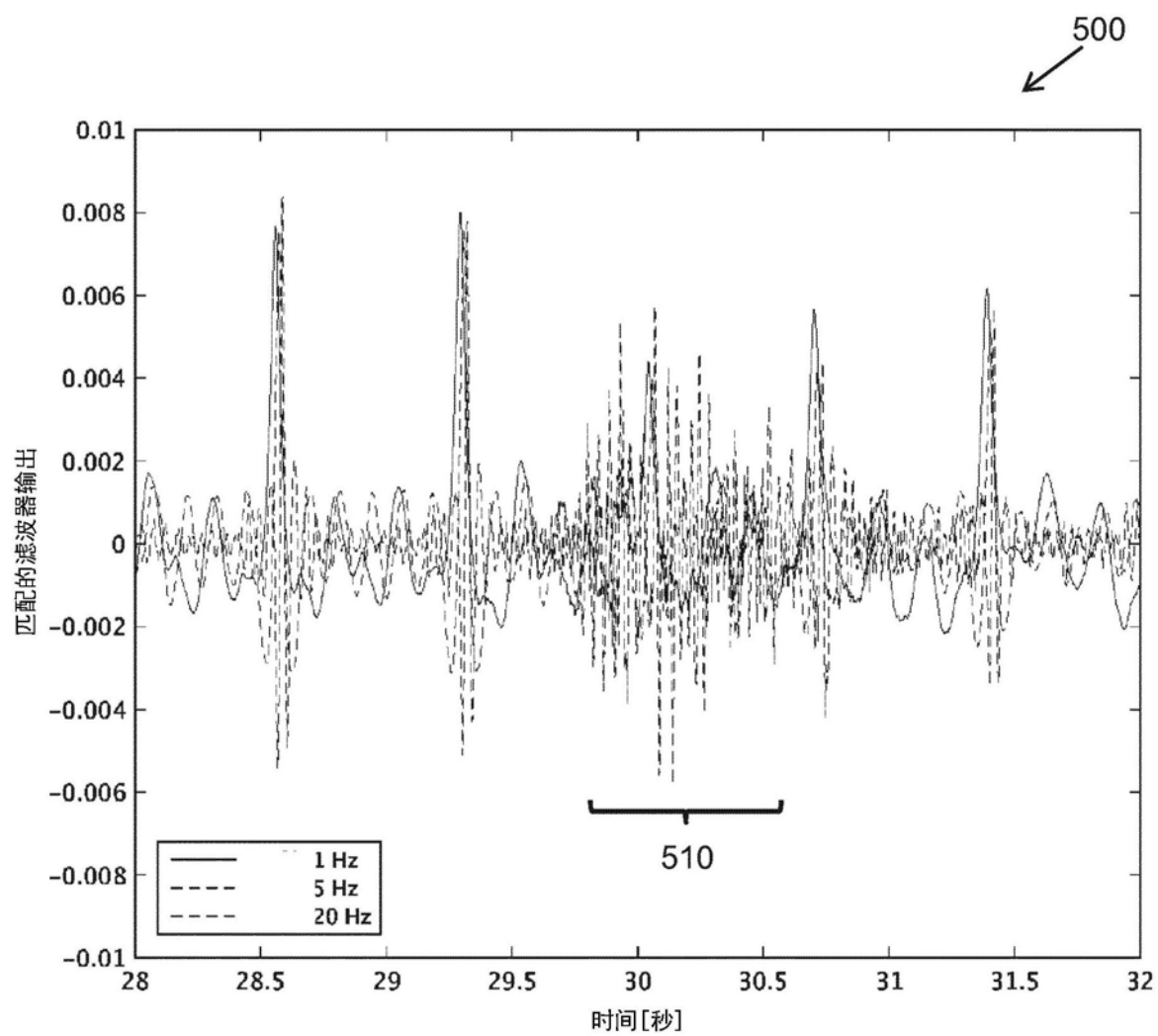


图5A

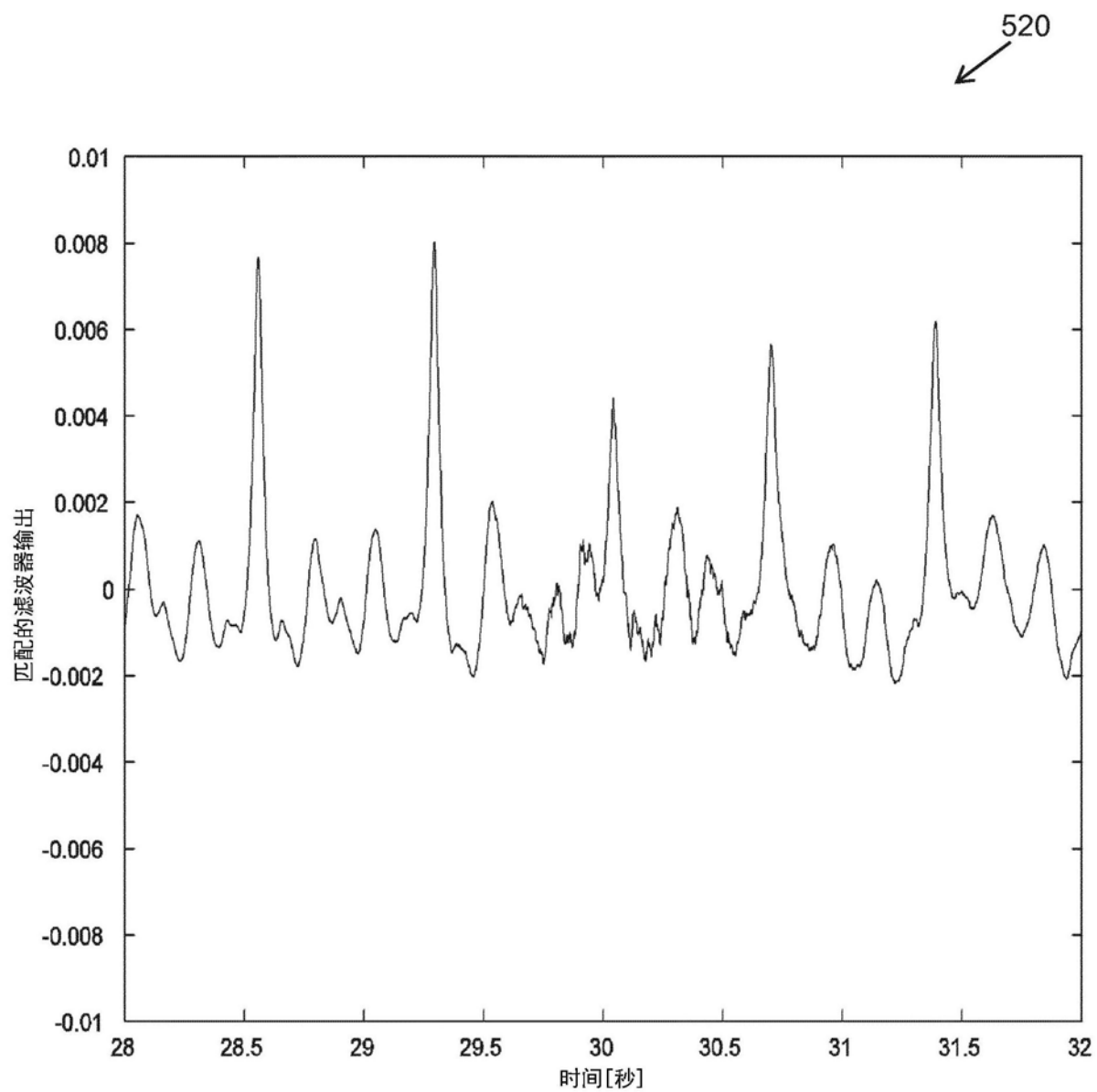


图5B

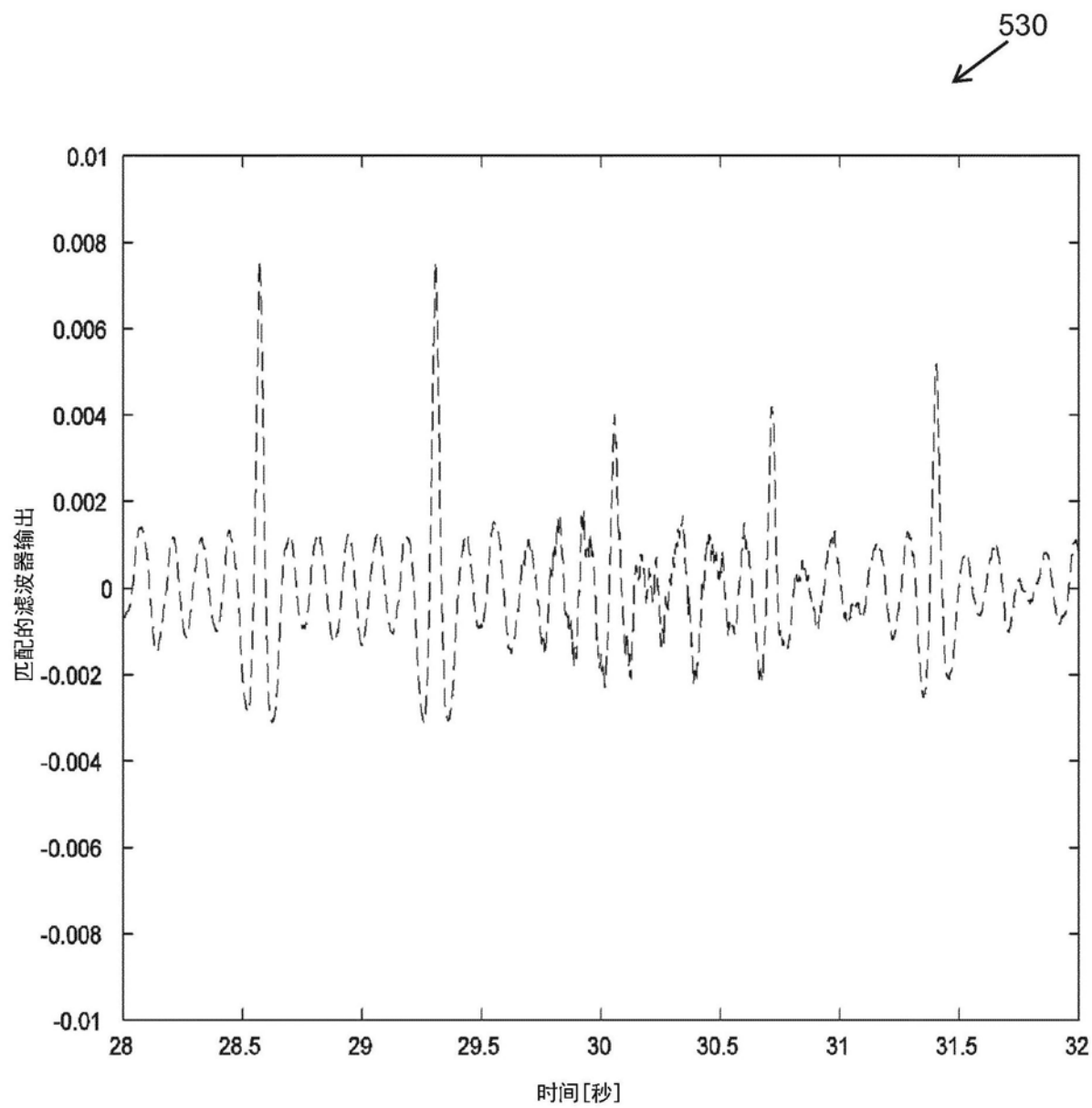


图5C

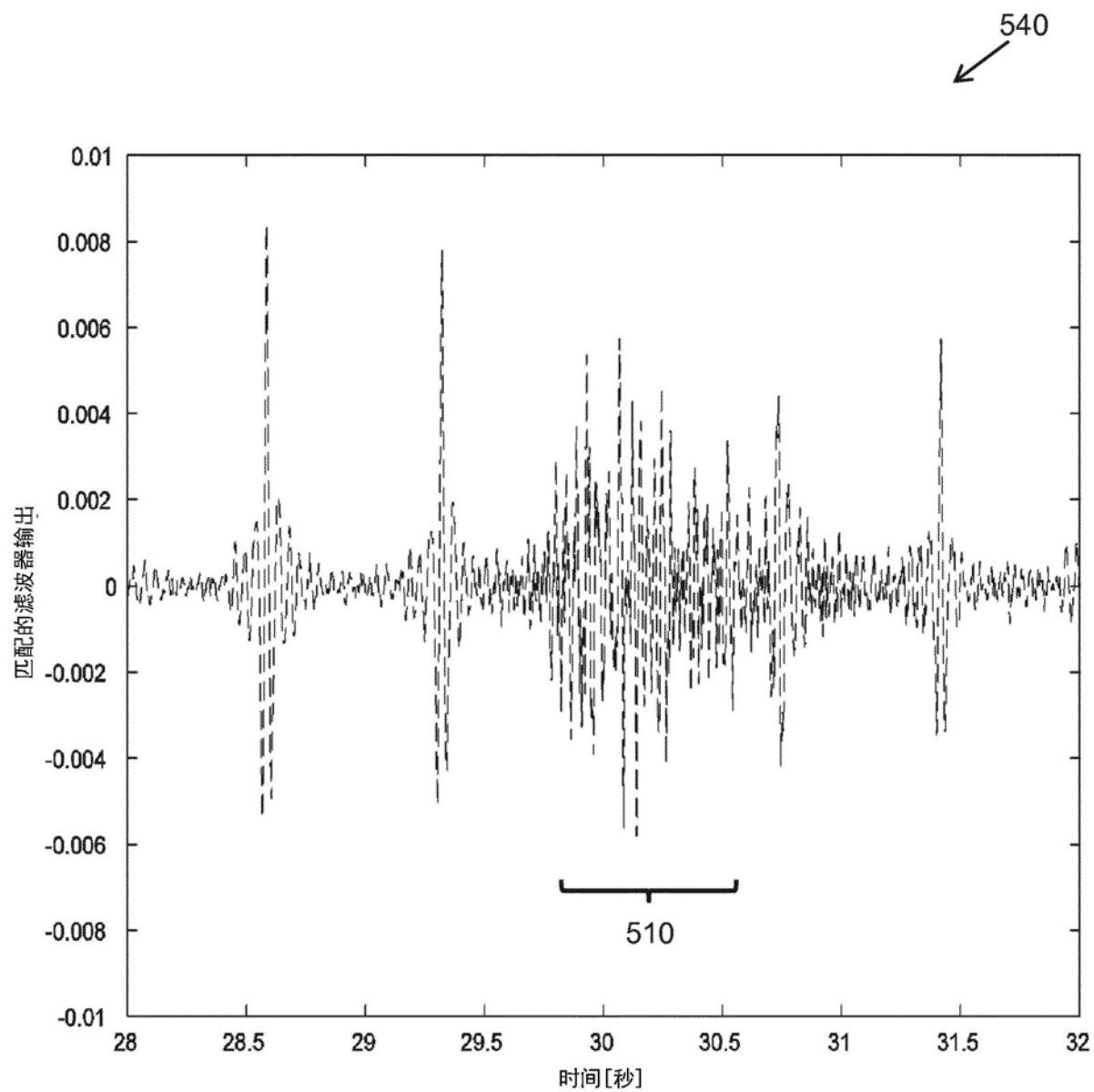


图5D

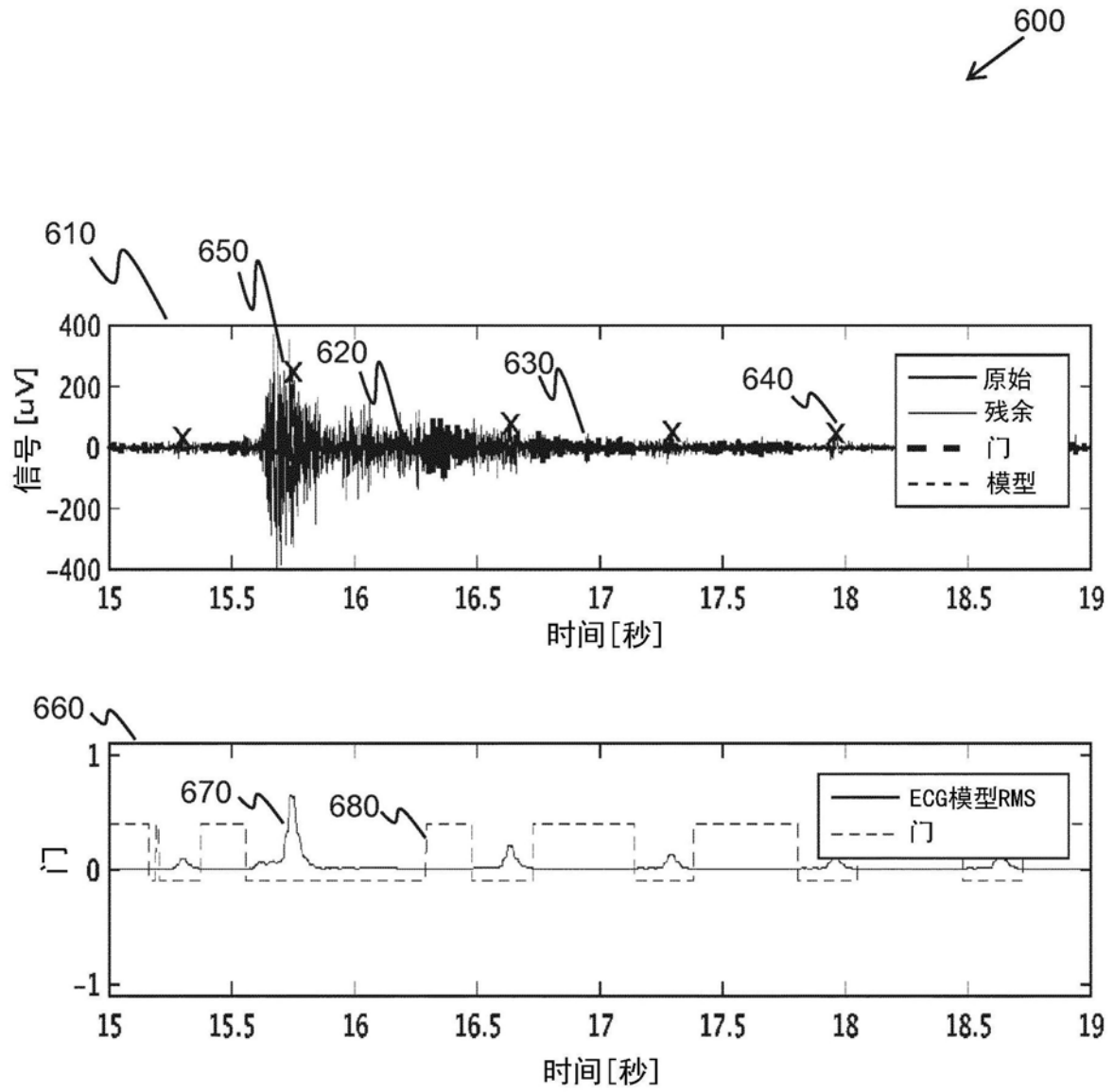


图6A

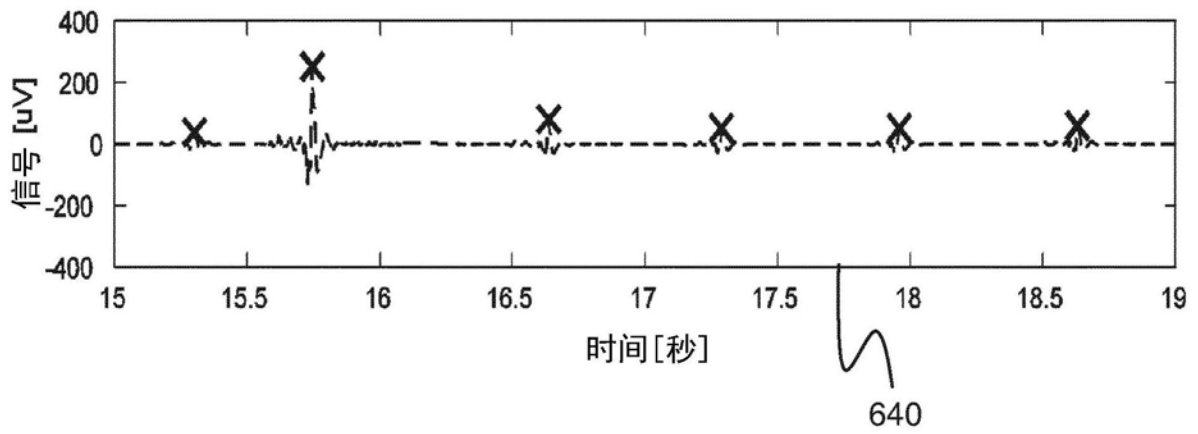
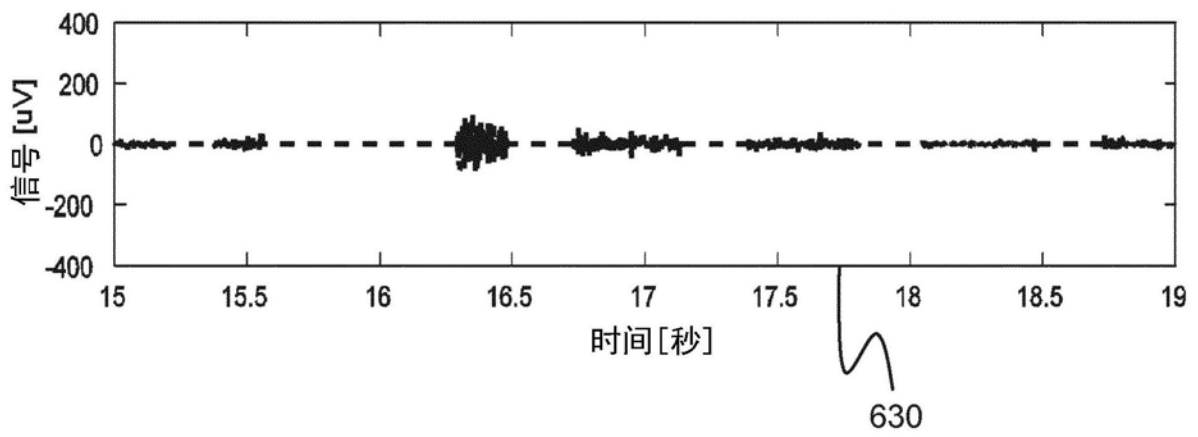
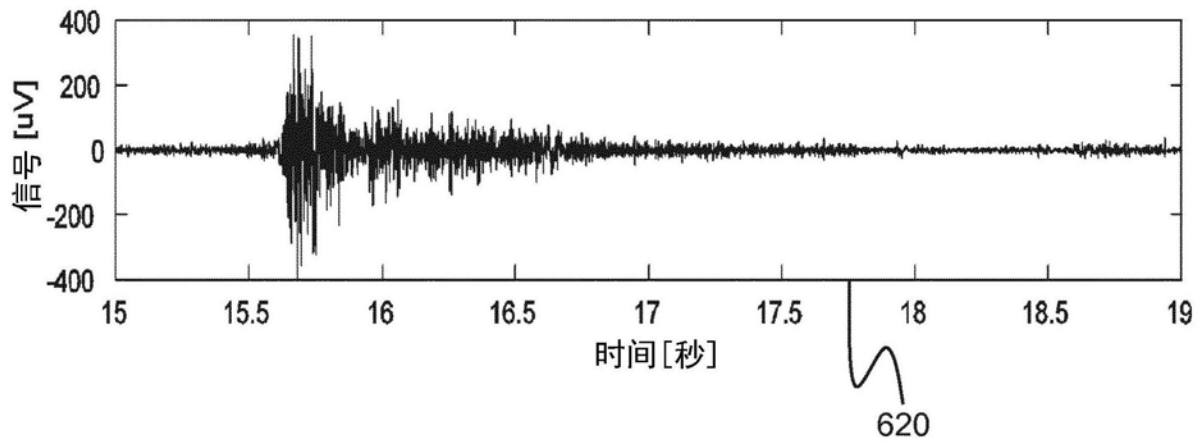


图6B

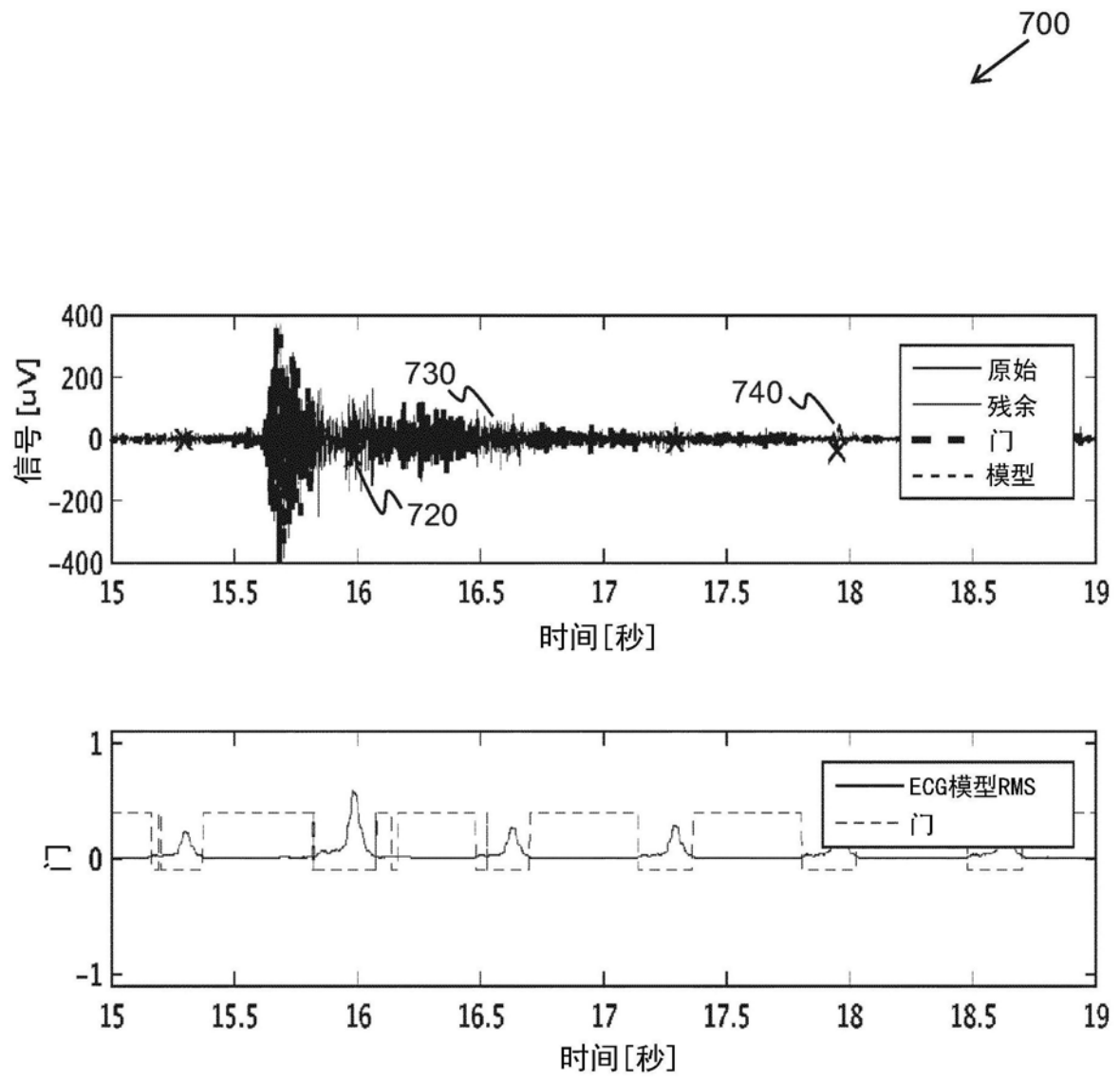


图7A

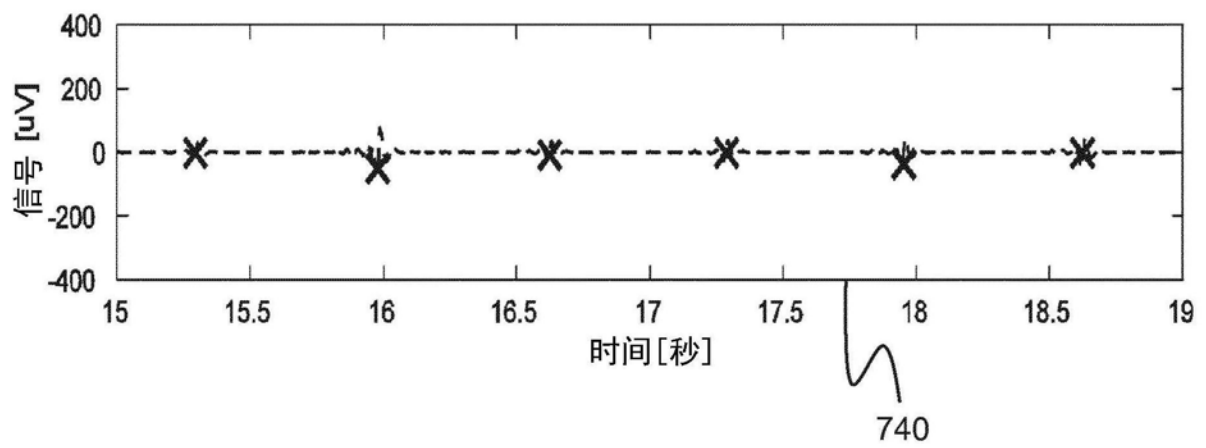
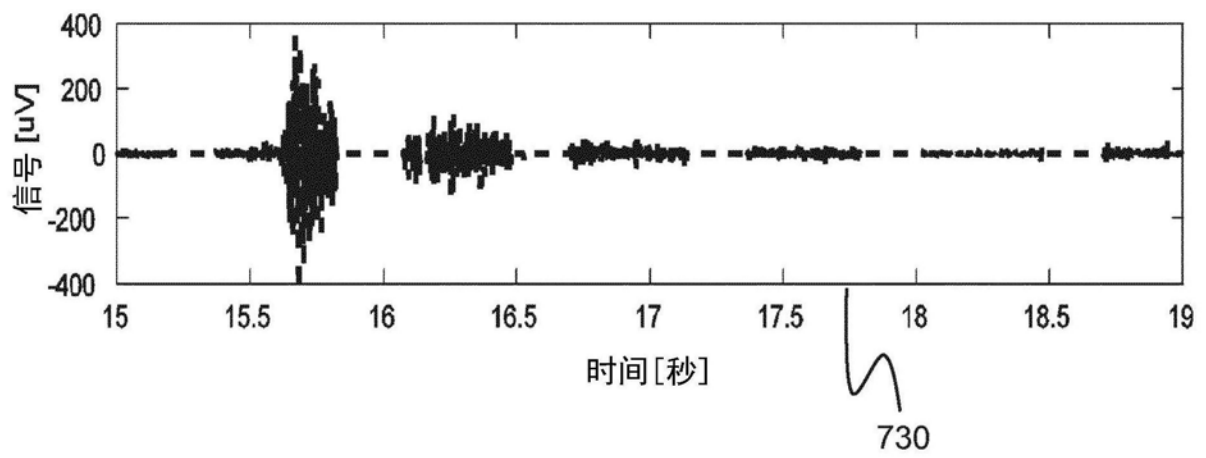
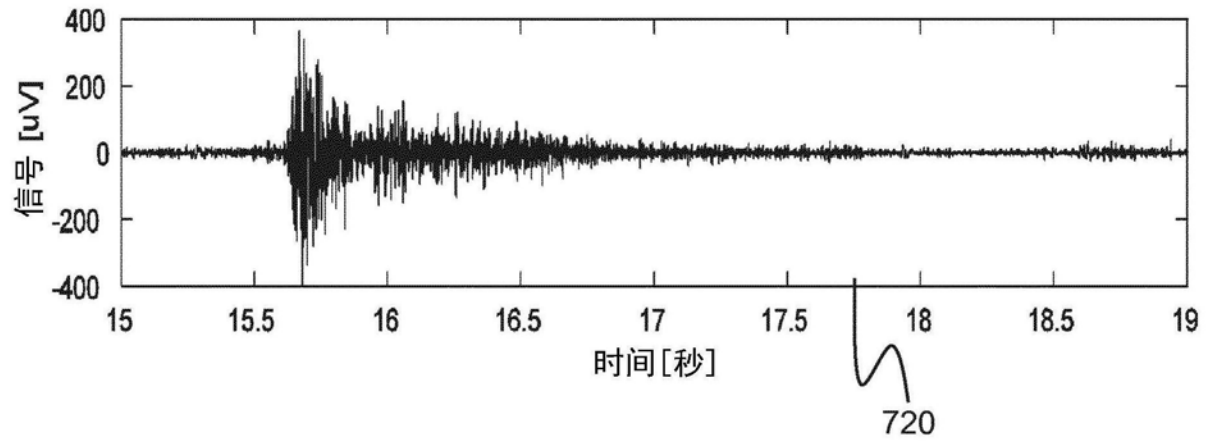


图7B

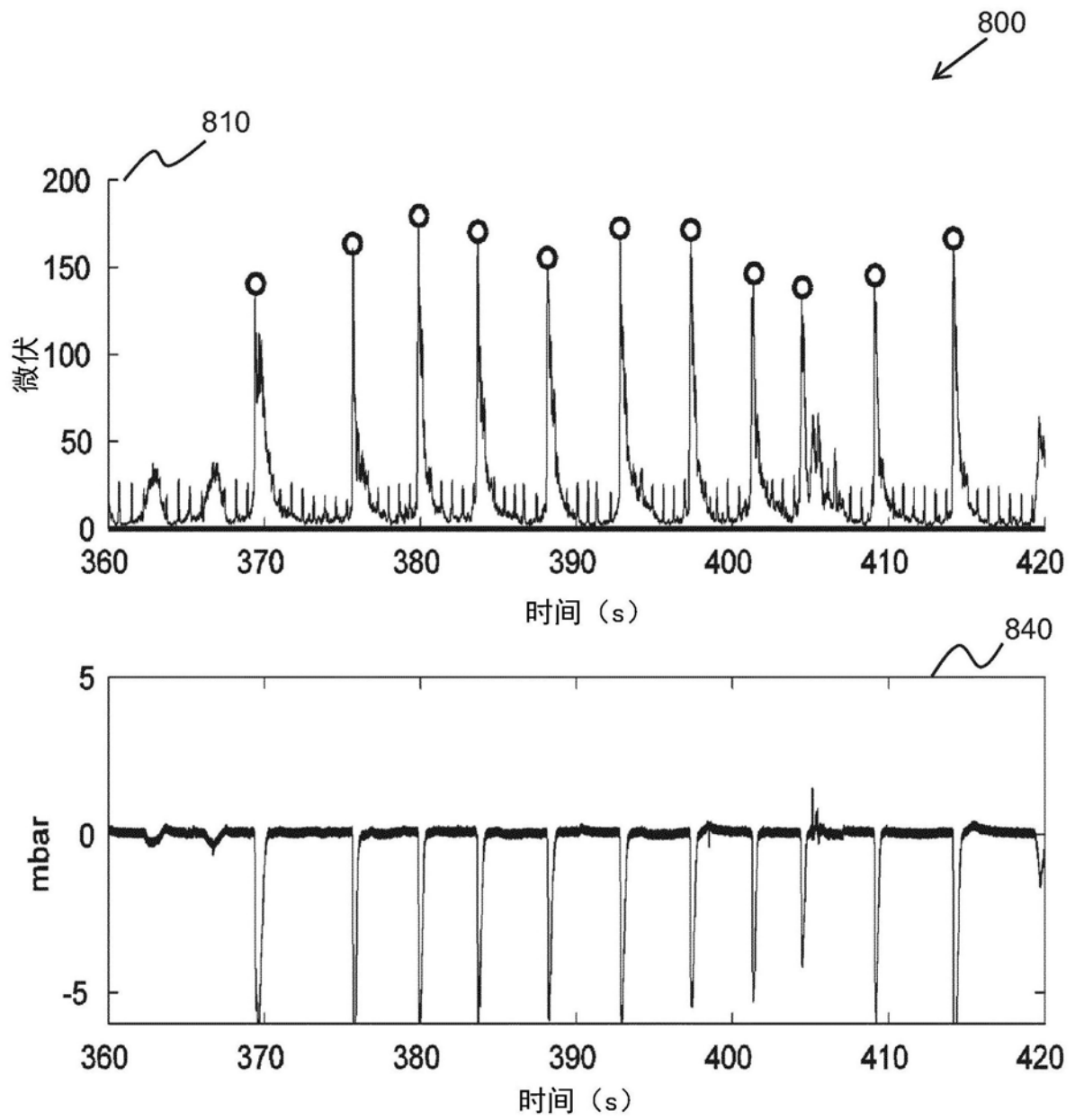


图8A

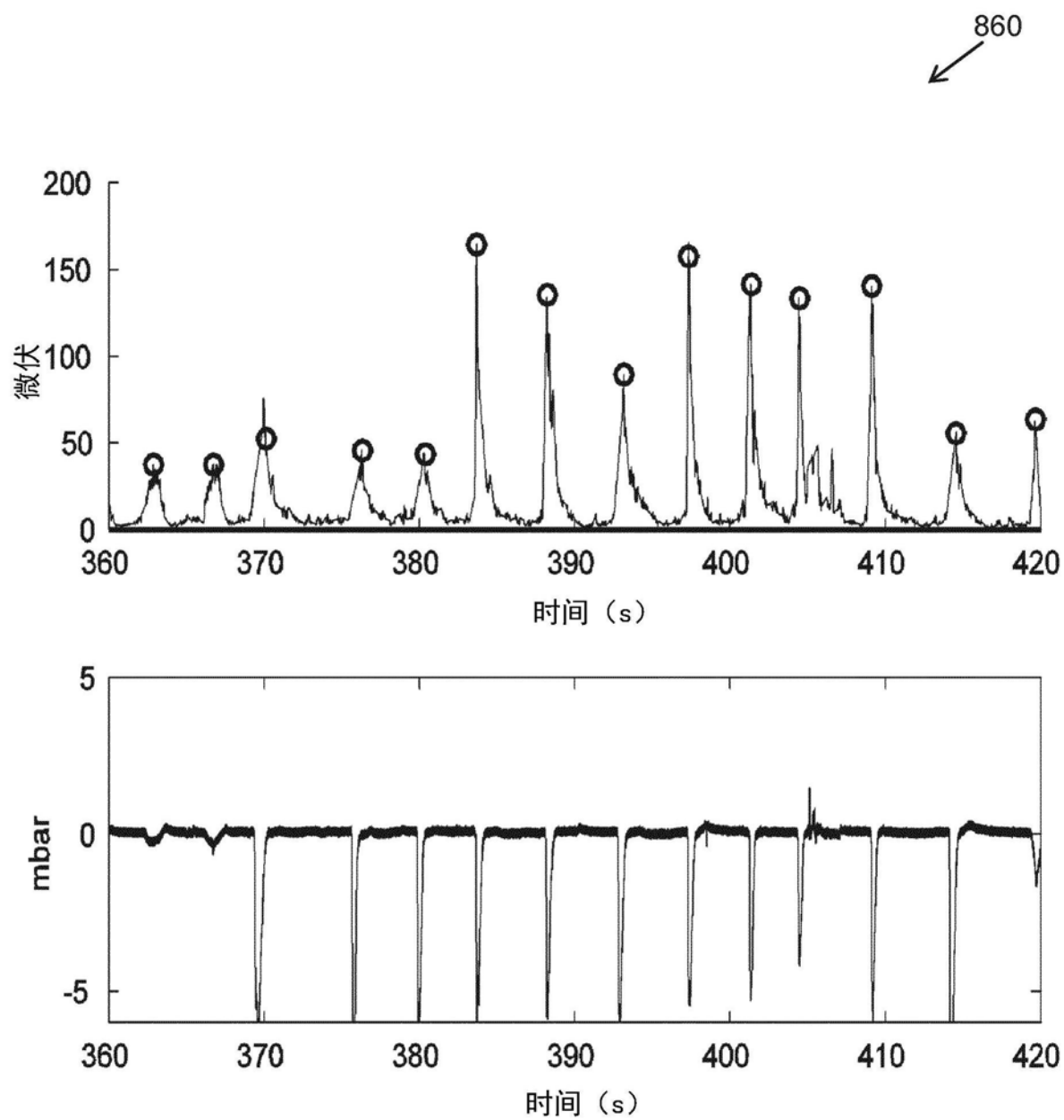


图8B

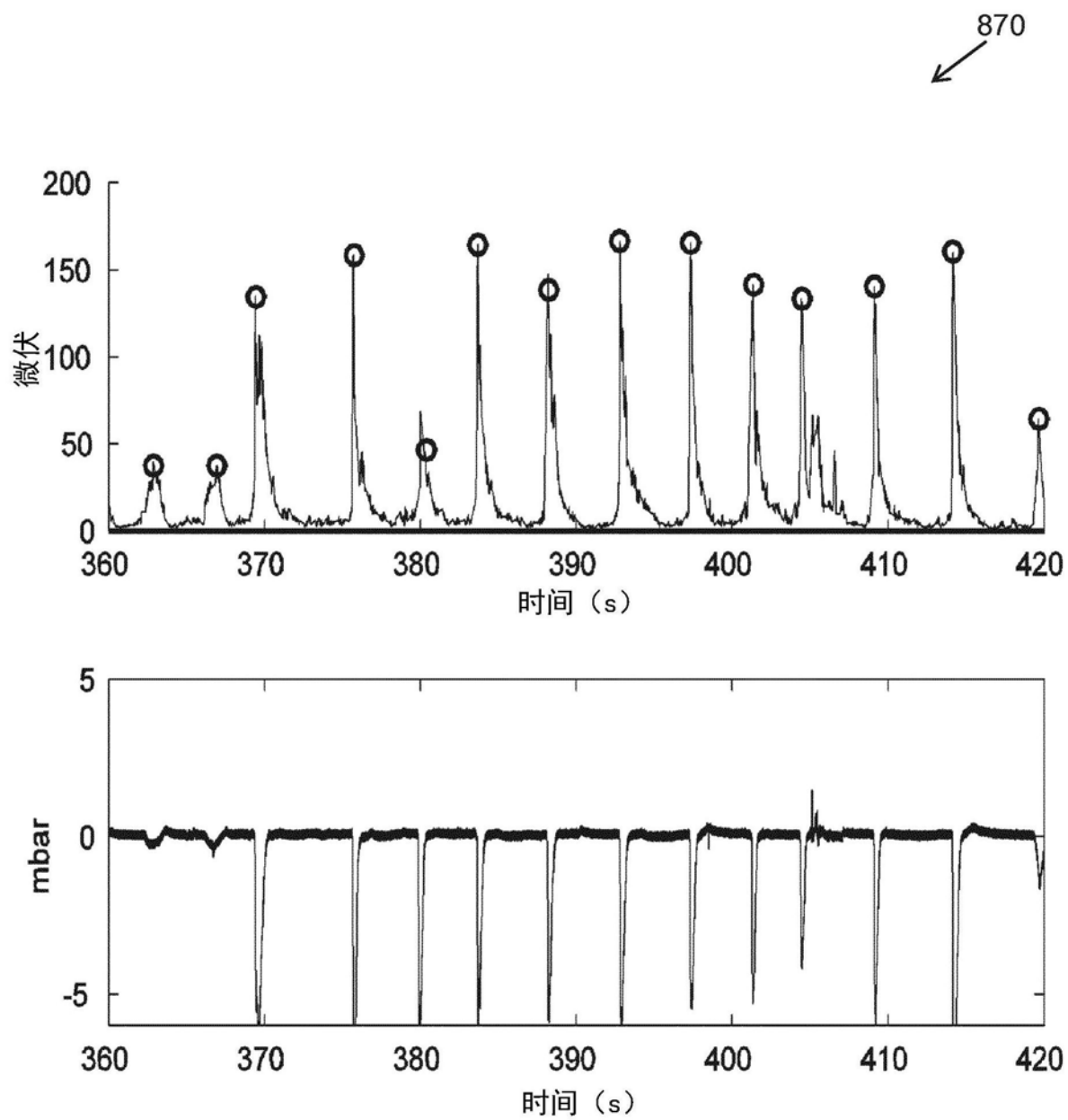


图8C

专利名称(译)	用于处理EMG信号的方法和系统		
公开(公告)号	CN110505839A	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201880023391.5	申请日	2018-03-30
[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	RMM德克斯 SML德沃特		
发明人	R·M·M·德克斯 S·M·L·德沃特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0456 A61B5/0488 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/04017 A61B5/0456 A61B5/0488 A61B5/08 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017164181 2017-03-31 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于生成经滤波的EMG信号的方法包括获得组合信号，其中，所述组合信号包括ECG信号和EMG信号。将第一高通滤波器应用于组合信号，并基于经高通滤波的组合信号来生成ECG模型信号。所述方法还包括通过从经高通滤波的组合信号中减去ECG模型来生成部分滤波的EMG信号。然后将第二高通滤波器应用于部分滤波的EMG信号以生成第二EMG信号并且应用于所述ECG模型信号以生成第二ECG模型信号。通过门控技术基于所述第二EMG信号和所述第二ECG模型来生成经滤波的EMG信号。

