



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104168821 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201380015976. X

代理人 宋献涛

(22) 申请日 2013. 03. 15

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/616, 890 2012. 03. 28 US

13/797, 889 2013. 03. 12 US

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/04 (2006. 01)

A61B 5/0452 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/032109 2013. 03. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/148318 EN 2013. 10. 03

(71) 申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 皮纳·马尔齐利亚诺

阿姆里什·奈尔

(74) 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限

责任公司 11287

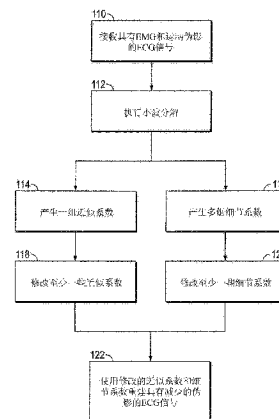
权利要求书3页 说明书11页 附图11页

(54) 发明名称

用于 ECG 监视的系统和方法

(57) 摘要

本发明提供一种用于处理 ECG 信号以去除或减少所述 ECG 信号中可归因于 EMG 和 / 或运动伪影产生的噪声的方法、系统、设备和装置。所述装置的所有方面共用的新颖算法可包含对 ECG 信号进行小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数, 将所述组近似系数的子集局部拟合为二阶多项式, 通过所述经局部拟合的二阶多项式调整所述组近似系数, 将所述细节系数中的一些系数设置为零, 以及基于所述组修改的近似系数或所述多组修改的细节系数重建具有减少的噪声的 ECG 信号。



1. 一种用于减少 ECG 信号中的噪声的计算机实施方法,所述方法包括:
用处理器将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数;以及
用处理器修改所述组近似系数以减少可归因于在所述 ECG 波形的获取期间的受试者运动产生的噪声。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述修改所述组近似系数包括将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶多项式。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,其进一步包括通过减去所述二阶多项式的对应值来调整所述组近似系数以产生一组修改的近似系数。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括将 D_1 、 D_2 和 D_3 组细节系数的值设置为零。
5. 根据权利要求 1 到 4 中任一权利要求所述的方法,其进一步包括至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的 R 波的位置对所述分解的所述细节系数进行位置阈值处理以减少可归因于所述 ECG 波形中的 EMG 信号产生的噪声。
6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中所述经位置阈值处理的细节系数包括 D_4 和 D_5 组细节系数。
7. 根据权利要求 3 所述的方法,其进一步包括:
至少部分基于所述修改的近似系数的导数确定所述 ECG 波形的 R 波的地点;以及
至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的所述 R 波的所述位置对所述分解的细节系数进行位置阈值处理,以减少可归因于所述 ECG 波形中的 EMG 信号产生的噪声。
8. 根据权利要求 1 到 4 和 6 到 7 中任一权利要求所述的方法,其中所述组近似系数包括 5 阶近似系数。
9. 一种 ECG 信号处理设备,所述设备包括:
处理器,其经配置以:
将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数;以及
修改所述组近似系数以减少可归因于在所述 ECG 波形的获取期间的受试者运动产生的噪声。
10. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述处理器经进一步配置以至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的 R 波的位置对所述分解的细节系数进行位置阈值处理以减少可归因于所述 ECG 波形中的 EMG 信号产生的噪声。
11. 根据权利要求 9 或 10 所述的设备,其中所述设备包括 ECG 电极、A/D 转换器和经配置以用于粘着在受试者的身体上的天线。
12. 一种用于减少 ECG 信号中的噪声的计算机实施方法,所述方法包括:
用处理器将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数;以及
至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的 R 波的位置对所述分解的细节系数进行位置阈值处理,以减少可归因于所述 ECG 波形中的 EMG 信号产生的噪声。
13. 根据权利要求 12 所述的方法,其进一步包括用处理器修改所述组近似系数以减少可归因于在所述 ECG 波形的获取期间的受试者运动产生的噪声。
14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中修改所述组近似系数包括将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶多项式。
15. 一种 ECG 信号处理设备,所述设备包括:

处理器,其经配置以:

将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数;以及

至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的 R 波的位置对所述分解的细节系数进行位置阈值处理,以减少可归因于所述 ECG 波形中的 EMG 信号产生的噪声。

16. 根据权利要求 15 所述的设备,其中所述处理器经进一步配置以修改所述近似系数以减少可归因于在所述 ECG 波形的获取期间的受试者运动产生的噪声。

17. 根据权利要求 16 所述的设备,其中所述处理器经进一步配置以通过将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶多项式来修改所述近似系数。

18. 根据权利要求 17 所述的设备,其中所述处理器经进一步配置以通过减去所述二阶多项式的对应值来调整所述组近似系数而产生一组修改的近似系数。

19. 根据权利要求 18 所述的设备,其中所述处理器经进一步配置以至少部分基于所述组修改的近似系数的导数确定所述 ECG 信号的 R 波的地点。

20. 根据权利要求 15 到 19 中任一权利要求所述的设备,其中所述设备包括 ECG 电极、A/D 转换器和经配置以用于粘着在受试者的身体上的天线。

21. 一种用于处理 ECG 信号的计算机实施方法,所述方法包括:

用处理器将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组分解系数;

用处理器将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶多项式;

使用所述二阶多项式调整所述近似系数以产生一组修改的近似系数;

至少部分基于所述组修改的近似系数的导数确定所述 ECG 信号的 R 波的地点;

以及

用处理器至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的所述 R 波的位置通过将所述细节系数中的一些细节系数设置为零来对所述分解的细节系数进行位置阈值处理,以产生多组修改的细节系数。

22. 根据权利要求 21 所述的方法,其进一步包括用处理器从所述组修改的近似系数和所述多组修改的细节系数的至少一部分重建所述 ECG 波形。

23. 根据权利要求 21 或 22 所述的方法,其中所述组近似系数包括 5 阶近似系数。

24. 根据权利要求 21 所述的方法,其进一步包括将 D_1 、 D_2 和 D_3 组细节系数的值设置为零。

25. 根据权利要求 21 或 24 所述的方法,其中所述经位置阈值处理的细节系数包括 D_4 和 D_5 组细节系数。

26. 一种用于减少 ECG 信号中的噪声的设备,所述设备包括:

处理器,其经配置以:

将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组分解系数;

将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶多项式;

使用所述二阶多项式调整所述近似系数以产生一组修改的近似系数;

至少部分基于所述组修改的近似系数的导数确定所述 ECG 信号的 R 波的地点;以及

至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的所述 R 波的位置对所述分解的细节系数进行位置阈值处理以产生多组修改的细节系数。

27. 根据权利要求 26 所述的设备,其中所述处理器经进一步配置以从所述组修改的近

似系数和所述多组修改的细节系数的至少一部分重建所述 ECG 波形。

28. 根据权利要求 26 所述的设备,其中所述设备包括 ECG 电极、A/D 转换器和经配置以用于粘着在受试者的身体上的天线。

29. 一种用于处理 ECG 信号的装置,其包括:

用于将 ECG 波形小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数的装置;

用于将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶多项式的装置;

用于使用所述二阶多项式调整所述近似系数以产生一组修改的近似系数的装置;

用于至少部分基于所述组修改的近似系数的导数确定所述 ECG 信号的 R 波的地点的装置;以及

用于至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的所述 R 波的位置通过将所述细节系数中的一些细节系数设置为零来对所述分解的细节系数进行位置阈值处理以产生多组修改的细节系数的装置。

30. 根据权利要求 29 所述的装置,其进一步包括用于从所述组修改的近似系数和所述多组修改的细节系数的至少一部分重建所述 ECG 波形的装置。

31. 根据权利要求 29 或 30 所述的装置,其中所述近似系数包括 5 阶近似系数。

32. 根据权利要求 29 或 30 所述的装置,其中所述经位置阈值处理的细节系数包括 D_4 和 D_5 组细节系数。

用于 ECG 监视的系统和方法

[0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案主张 2012 年 3 月 28 日申请的美国临时申请案第 61/616,890 号和 2013 年 3 月 12 日申请的美国专利申请案第 13/797,889 号的优先权,所述两个申请案在此明确地以其全文引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及 ECG 监视且,更具体来说,涉及用于处理 ECG 信号以减少信号中的噪声的系统、方法和装置。

背景技术

[0004] 心电图 (ECG) 为表示由心产生的脉冲的电信号。ECG 信号和波形是通过 P、QRS 和 T 波来特性化,如图 1 中所见,其是在心肌的心房和心室收缩及放松期间产生。图 1 说明典型 ECG 信号 10 的实例,其相对来说无任何破坏或噪声。ECG 信号 10 演示特性 P 波 12、Q 波 14、R 波 16、S 波 18 和 T 波 20 特征。可使用粘着在受试者的皮肤上的在心外部的区域中的电极来获取 ECG 信号。可使用电极的一个表面上的粘着剂将这些电极贴附到皮肤上。电极可接着从心中和心周围的电活动获得信号。术语“ECG 信号”和“信号”可指 ECG 电极的模拟输出,以及经处理或未经处理的经取样数据点,例如,使用 A/D 转换器产生的经取样数据点。可对模拟信号和 / 或经取样数据点进行滤波。可接着进一步处理所述信号、存储所述信号及 / 或将所述信号传输或投送到经配置以显示信号的装置。

[0005] 包含电力线干扰、运动伪影和肌电图 (EMG) 信号的伪影因“噪声”破坏了 ECG 信号且影响特征检测算法的性能。其还影响临床医师的准确诊断。归因于测试受试者的移动和靠近心的其它肌肉的电活动,因此常常出现运动和 EMG 伪影。被破坏的 ECG 信号(例如,具有运动和 EMG 伪影的 ECG 信号)可见于图 2 和 3 中。被破坏的 ECG 信号中的长周期噪声(在图 2 中最显著)通常是由受试者运动引起的且被称作运动伪影。图 2 和 3 两者中所展示的被破坏的 ECG 信号中的较高频率失真可能由环绕心或靠近心的肌肉的电活动引起。此类型的失真被称作 EMG 伪影。

发明内容

[0006] 本发明的系统、方法和装置各自具有若干方面,所述方面中的任何单一者均不独自负责其所需属性。在不限制如通过以下的权利要求书表达的本发明的范围的情况下,现在将简洁地论述一些特征。在考虑此论述之后,且特别在阅读题为“实施方式”的章节之后,应理解本发明的特征如何提供优点,包含减少 ECG 信号中的可归因于受试者运动和非心肌活动产生的噪声。

[0007] 在一个方面中,提供一种用于处理 ECG 信号以减少所述 ECG 信号中的噪声的方法。所述方法包含将含有伪影的 ECG 信号小波分解,产生一组近似系数和多组细节系数。可修改所述近似系数,去除运动伪影。可通过首先将所述近似系数的邻近子集局部拟合为二阶

多项式来修改所述近似系数。在将所述近似系数局部拟合为二阶多项式之后,可通过所述经局部拟合的二阶多项式,通过将所述二阶多项式从所述对应近似系数中减去来调整所述组原始的近似系数,从而产生一组修改的近似系数。可对所述细节系数进行阈值处理以产生多组修改的细节系数,所述多组修改的细节系数可用以去除所述 ECG 信号中的 EMG 伪影。所述阈值处理可为位置阈值处理,且可通过至少部分基于所述细节系数相对于所述 ECG 信号的 R 波的位置将所述细节系数中的一些细节系数设置为零来执行。在另一实施方案中,所述方法进一步包含从所述修改的近似系数和经阈值处理的细节系数重建所述 ECG 信号,从而产生与所述原始 ECG 信号相比较来说具有减少的噪声的 ECG 信号。

[0008] 在另一方面中,提供一种用于处理 ECG 信号以减少所述 ECG 信号中的噪声的系统或设备。所述系统或设备包含处理器,所述处理器经配置以将含有噪声的 ECG 信号小波分解,从而产生一组近似系数和多组细节系数。所述处理器经进一步配置以修改所述近似系数和 / 或细节系数。在另一实施方案中,所述处理器可经进一步配置以从所述修改的近似系数和经阈值处理的(例如,修改的)细节系数重建所述 ECG 信号,从而产生与所述原始的 ECG 信号相比较来说具有减少的噪声的 ECG 信号。在又一实施方案中,所述系统或设备进一步包含 ECG 电极、A/D 转换器,和经配置以用于粘着于受试者的身体上的天线。

[0009] 在另一方面中,提供一种用于处理 ECG 信号以减少所述 ECG 信号中的噪声的装置。所述装置包含用于将 ECG 信号小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数、修改所述组近似系数及对所述细节系数进行阈值处理的装置。在一个实施方案中,所述装置可进一步包含用于从所述修改的近似系数和经阈值处理的(例如,修改的)细节系数重建所述 ECG 信号的装置。

[0010] 本发明中所描述的方法、系统和装置可以用硬件、软件、固件或其任何组合来实施。如果以硬件来实施,那么可将设备作为集成电路、处理器、离散逻辑或其任何组合来实现。如果以软件来实施,那么可在例如微处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或数字信号处理器(DSP)等一或多个处理器中执行软件。最初可将执行所述方法、系统和装置的软件存储于计算机可读媒体中且在处理器中载入及执行所述软件。

[0011] 因此,本发明还预期一种包括指令的计算机可读存储媒体,所述指令在于处理器中执行时使得所述处理器在接收到 ECG 信号时,将所述 ECG 信号小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数,修改所述组近似系数,且对所述细节系数进行阈值处理,从而减少所述 ECG 信号中的噪声。

[0012] 本发明的一或多个方面的细节在附图及以下描述中加以阐述。从描述和图式并从权利要求书将显而易见本发明中所描述的技术的其它特征、目标和优点。

附图说明

[0013] 图 1 展示具有特性 P、QRS 和 T 波的典型 ECG 信号或波形的实例。

[0014] 图 2 展示被 EMG 和运动伪影破坏的 ECG 信号的实例。

[0015] 图 3 展示被 EMG 和运动伪影破坏的 ECG 信号的实例。

[0016] 图 4 展示用于处理 ECG 信号以去除或减少由 EMG 和 / 或运动伪影引起的噪声的方法的一个实施方案的过程流程图。

[0017] 图 5 展示修改近似系数的方法的一个实施方案的过程流程图。

[0018] 图 6 展示通过将细节系数中的至少一些细节系数设置为零而修改细节系数的方法的一个实施方案的过程流程图。

[0019] 图 7 展示用于处理 ECG 信号以去除或减少噪声的方法的一个实施方案的过程流程图。

[0020] 图 8 展示被噪声破坏的 ECG 信号与经处理从而减少噪声之后的 ECG 信号之间的比较的实例。

[0021] 图 9 展示被噪声破坏的 ECG 信号与经处理从而减少噪声之后的 ECG 信号之间的比较的实例。

[0022] 图 10 展示被噪声破坏的 ECG 信号与经处理从而减少噪声之后的 ECG 信号之间的比较的实例。

[0023] 图 11 展示用于处理 ECG 信号以减少或去除 ECG 信号中的噪声的系统、设备或装置的一个实施方案的功能框图。

[0024] 图 12A 展示用于处理 ECG 信号以去除或减少 ECG 信号中的噪声的系统、设备或装置的一个实施方案的功能框图。

[0025] 图 12B 展示用于处理 ECG 信号以去除或减少 ECG 信号中的噪声的系统、设备或装置的一个实施方案的功能框图。

具体实施方式

[0026] 本文中所述的新颖方法和系统涉及处理 ECG 信号以减少 ECG 信号中的噪声。根据一个实施方案,提供一种用于处理 ECG 信号的方法。所述方法包含将 ECG 信号小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数,及修改所述近似系数和 / 或细节系数。在一些实施方案中,所述方法进一步包含从修改的近似系数和 / 或修改的(例如,经位置阈值处理的)细节系数重建 ECG 信号。如下文进一步描述,这些修改的实施方案在减少 ECG 信号中的共同噪声源中非常有效。

[0027] 小波分解涉及以逐渐降低的分辨率近似信号,其中逐次近似的差异各自定义细节信号。小波分解产生一组近似系数和多组细节系数。分解到第 n 阶产生 n 阶近似系数 A_n , 和多组细节系数 D_1 到 D_n 。所产生的近似系数表示离散点处的近似函数(例如,在分解之后的近似信号)的值。细节系数表示离散点处的逐次近似函数的值的差异。小波分解描述于 Mallat, S. 的“多分辨率信号分解的理论:小波表示 (A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation)”(IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., 第 11 卷, 第 674 到 693 页, 1989 年 7 月)中,所述文件的整个内容以引用的方式并入本文中。小波分解的一股方法为众所熟知的,但先前未执行下文所描述的系数处理的方法。

[0028] 图 4 展示处理 ECG 信号以去除或减少 ECG 信号中的噪声的方法的一个实施方案的过程流程图。在框 110 处,接收可能具有至少一 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号。在框 112 处,对在框 110 处接收的 ECG 信号执行小波分解。框 112 的小波分解产生一组近似系数(框 114 处所表示)和多组细节系数(框 116 处所表示)。框 114 和 116 并非单独的操作,而是框 112 的小波分解的结果。框 114 的近似系数表示在框 112 处确定的离散点处的最后的近似函数(例如,在分解之后的近似信号)的值。框 116 的细节系数表示离散点处的逐次

近似函数之间的差异。如果不修改框 114 和 116 的近似系数和细节系数,那么实质上可从这些系数重建在框 112 处接收的原始的 ECG 信号。

[0029] 在框 118 处,修改来自框 114 的近似系数中的至少一些近似系数。在一些实施方案中,框 118 处的修改减少近似系数距基线的平均偏移。优选地,框 118 处的修改可包含减少距基线的平均偏移,主要关于具有比数据集中存在的 R 波的时间标度长的时间标度的偏移。在一些实施方案中,可在框 122 处使用以此方式修改的近似系数来重建 ECG 信号,所述 ECG 信号与在框 110 处接收的原始的 ECG 信号相比较来说具有减少的运动伪影。下文参看图 5 描述一种合适算法。

[0030] 在框 120 处,修改来自框 116 的细节系数中的至少一些细节系数,从处产生多个修改的细节系数。一种减少信号中的噪声的众所熟知的阈值处理形式为“量值阈值处理”,其中信号的小波分解的细节系数是至少部分基于细节系数的量值(例如,基于细节系数是否具有大于或小于阈值量值的量值)来进行阈值处理(例如,将其设置为零)。尽管在本文中所描述的方法的上下文中,此技术还可用以修改一些细节系数,但已发现,有利地使用本文中“位置阈值处理”形式参考的方法来完成 ECG 信号中的噪声减少,所述“位置阈值处理”涉及至少部分基于一些细节系数在一组细节系数内的时间位置修改一些细节系数。如下文参看图 6 更详细描述,用于确定修改的位置可相对于信号中的 R 波的位置。在一些实施方案中,将距 R 波的距离大于预定距离的细节系数设置为零,而使距 R 波的距离小于或等于预定距离的细节系数保持不变。另外,在一些实施方案中,可将数组较低阶细节系数的所有细节系数(例如, D_1 、 D_2 和 / 或 D_3) 设置为零。下文更详细论述此修改操作的一个特定实施方案。在修改一些细节系数(例如,通过将全部组的细节系数设置为零,或通过位置阈值处理)之后的多组细节系数构成修改的细节系数。在一些实施方案中,可在框 122 处使用修改的细节系数来重建 ECG 信号,所述 ECG 信号与在框 110 处接收的原始的 ECG 信号相比较来说具有减少的 EMG 伪影。

[0031] 在框 122 处,使用近似系数和细节系数(所述近似系数和 / 或细节系数中的至少一些系数已得到修改)重建具有减少的伪影的 ECG 信号。在一些实施方案中,可使用未经修改的近似系数(例如,实质上如来自框 114 的近似系数)和细节系数(所述细节系数中的至少一些细节系数已根据框 120 而设置为零)重建 ECG 信号。在一些实施方案中,可使用未经修改的细节系数(例如,实质上如来自框 116 的细节系数)和近似系数(所述近似系数中的至少一些近似系数已根据框 118 而修改)重建 ECG 信号。在框 122 处重建的 ECG 信号可具有减少的或经去除的运动和 / 或 EMG 伪影。

[0032] 图 5 说明修改近似系数中的至少一些近似系数的方法的一个实施方案的流程图。在框 210 处,根据 ECG 信号计算一组近似系数 A_k ,其中 K 可表示用以计算近似系数的分解的阶次。在框 212 处,计算局部拟合所述组近似系数 A_k 的二阶多项式,从而产生驻留于所拟合的多项式上的一组经局部拟合的点 \tilde{A}_k 。所述局部拟合可使用局部加权方法来进行,使得经局部拟合的点 \tilde{A}_k 一般经拟合为运动伪影的特征(如图 2 中所展示),具有很少来自 ECG 信号的主要波特征(例如, PQRST 波)的贡献(如图 1 中所展示)。在框 214 处,将每一个所计算的 \tilde{A}_k 从其对应的原始 A_k 中减去以产生一组修改的近似系数 \hat{A}_k 。在一些实施方案中,可使用在框 214 处计算的所述组修改的近似系数 \hat{A}_k 来重建具有减少的或经去除

的运动伪影的 ECG 信号。应了解,上文所描述的方法和方法的操作的任何组合可实质上实时地来执行,例如,当从受试者获取 ECG 信号时。

[0033] 在一些实施方案中,框 212 的局部拟合可使用局部加权散点图平滑 (LOWESS) 算法来实现,所述算法描述于 Cleveland, W. 的“稳健的局部加权回归和平滑散点图 (Robust Locally Weighted Regression and Smoothing Scatterplots)” (Journal of the American Statistical Association, 第 74 卷, 第 829 到 836 页, 1979 年 12 月) 中,所述文件的整个内容以引用的方式并入本文中。在一些实施方案中,用多项式局部拟合近似系数的子集,其中所述子集是通过来自组 A_k 的近似系数和紧邻的预定数目个近似系数 (例如,在所述近似系数之前及之后的预定数目个系数) 来定义。用于进行局部拟合的近似系数的所述子集定义局部拟合的时间周期跨度。用于进行局部拟合的时间周期跨度 (例如,用作局部拟合的片段的近似系数的数目) 应与 ECG 波形相比较来说相对较长但与运动伪影相比较来说相对较短,以便使 ECG 波形特征对拟合的效应最小化。在一些实施例中,例如,大约 100 到 500 毫秒的时间周期跨度 (例如,表示 100 到 500 毫秒的信号数据的近似系数的子集) 可用于局部拟合近似系数的子集,其中在一些实施方案中,发现约 200 毫秒为合适的。

[0034] 用于拟合为多项式的子集内的每一系数的相对权重 (“接近性权重”) 可至少部分基于系数到系数的子集的中心接近性 (例如,至少部分基于系数距近似系数的子集的中心点的距离), 其中在拟合中,对较接近于中心的系数给予较大权重。在一些实施方案中,在将近似系数的子集局部拟合为二阶多项式 (“第一局部拟合多项式”) 之后,基于近似系数与第一局部拟合多项式上的对应点之间的距离对子集中的每一近似系数给予新的权重值 (“残余权重”), 其中对较接近于第一局部拟合多项式的系数给予较大权重。至少部分基于子集内的每一系数的此残余权重,再次将系数的子集局部拟合为二阶多项式 (“第二局部拟合多项式”)。使用此残余加权用于拟合抑制了对所要 ECG 信号的拟合的贡献,从而迫使拟合紧密地遵循较长周期运动伪影。在一些实施方案中,可将此算法反复一次以上以计算每一子集的最后的局部拟合多项式。优选地,将此算法反复两次以计算每一子集的最后的局部拟合多项式。在一些实施方案中,对所述组近似系数 A_k 中的每一近似系数执行此算法 (例如,定义子集且使用此算法对 A_k 内的每一近似系数进行局部拟合)。可通过以来自所述组原始的近似系数 A_k 的对应点为中心的子集的最后的局部拟合多项式的值来确定组 \tilde{A}_k 中的每一二阶多项式点。在一些实施方案中,所述组修改的近似系数 \tilde{A}_k 是通过调整所述组原始的近似系数 A_k 、通过所述组二阶多项式点 \tilde{A}_k 、通过将所述组二阶多项式点 \tilde{A}_k 从所述组原始的近似系数 A_k 中减去来产生。所述组修改的近似系数可用以重建具有减少的运动伪影的 ECG 信号。

[0035] 图 6 说明通过将细节系数中的至少一些细节系数设置为零而修改细节系数的方法的一个实施方案的过程流程图。在框 310 处,根据 ECG 信号计算 D_1 到 D_k 组细节系数,其中 K 可表示用以计算细节系数的分解的阶次。在框 312 处,可将 D_1 到 D_N 组细节系数设置为零。取决于用以获得 ECG 信号的取样频率,较低阶次组的细节系数 (例如, D_1 、 D_2 和 D_3) 可能并不存储关于 ECG 波形的大量信息。因此,在一些实施方案中,取决于取样频率和 / 或其它因素,可将 D_1 到 D_N 组细节系数设置为零,而不会损失关于 ECG 波形的任何大量信息。在框 314 处,可至少部分基于组 D_{N+1} 到 D_k 中的细节系数中的一些细节系数相对于 R 波的位置

的位置（例如，R“峰值”）将所述一些细节系数设置为零。至少一些细节系数在框 312 和 / 或 314 中经设置为零的所述组细节系数包括所述组修改的细节系数。所述组修改的细节系数可用以重建不具有 EMG 伪影的 ECG 信号。

[0036] 在一些实施方案中，在框 314 中使用位置阈值处理将一些细节系数设置为零，其中距 R 波峰值的距离大于预定距离的细节系数经设置为零，且距离小于或等于预定距离的细节系数保持不变。举例来说，对于一组细节系数 D_k 和 R 波地点 $R_k[i]$ （其中 i 为识别信号经处理期间所横跨的时间周期中的每一单独 R 波的索引），距 $R_k[i]$ 达 4 个 D_k 数据点或 4 个以下 D_k 数据点的 D_k 的所有细节系数未经修改，而距 $R_k[i]$ 达 4 个以上数据点的所有细节系数经设置为零。在一些实施方案中，对细节系数进行位置阈值处理所在的距离（例如，在修改框 314 中使用的距 R 的数据点的数目）可至少部分基于欲进行阈值处理的所述组细节系数中的 ECG 波形的最大周期和 ECG 的宽度来导出。此距离还可至少部分基于计算细节系数所根据的 ECG 信号的取样频率而变化。在一些实施方案中，可以实验方式确定此距离。用作位置阈值的距离（例如，点的数目）可针对不同阶次组的细节系数而不同（例如，对于 D_5 系数，阈值为 4 个点，且对于 D_4 系数，阈值为 3 个点）。在一些细节系数经设置为零（通过在框 312 中将全部组细节系数设置为零，或通过框 314 中进行位置阈值处理）之后的多组细节系数构成所述组修改的细节系数。应了解，框 312 和 314 可独立于彼此来执行，且不需要执行两者以便产生修改的细节系数。在一些实施方案中，可使用所述组修改的细节系数来重建具有减少的或经去除的 EMG 伪影的 ECG 信号。应了解，上文所描述的方法和的操作的任何组合可实质上实时地来执行。

[0037] 图 7 说明用于处理 ECG 信号以去除或减少噪声的方法的一个实施方案的过程流程图。在框 410 处，获取可能含有 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号。在框 412 处，使用小波分解将来自框 410 的 ECG 信号分解。在一些实施方案中，例如，将 ECG 信号小波分解高达 5 阶。然而，在一些实施方案中，可将 ECG 信号分解为较小阶或较大阶（例如，高达 n 阶），如上文所描述。可（例如）使用双正交 5.5 小波来实现此分解。高达 5 阶的 ECG 信号的小波分解将产生 5 阶近似系数 A_5 ，和多组细节系数 D_1 到 D_5 。如上文所描述，小波分解涉及以逐次降低分辨率近似信号，其中逐次近似的差异定义细节信号（例如，细节系数）。因此，组 A_5 内的近似系数对应于离散点处的 5 阶近似函数（例如，在分解高达 5 阶之后的近似信号）的值，且细节系数 D_1 到 D_5 表示逐次阶次的近似函数之间的差异。

[0038] 在框 414 处，用二阶多项式局部拟合所述组近似系数 A_5 以产生一组经局部拟合的多项式点 \tilde{A}_5 。在一些实施方案中，用二阶多项式局部拟合所述组近似系数，以使得经局部拟合的点 \tilde{A}_5 一般经拟合为运动伪影的特征（如图 2 中所展示），而不是 ECG 信号的特征（例如，QRS 波复合）（如图 1 中所展示）。此情形可（例如）通过局部拟合具有大于数据集中所存在的 ECG 波形的时间周期的时间周期跨度的子集来完成，如上文所述。在一些实施方案中，使用上文在图 5 的论述中详细描述算法用二阶多项式拟合所述组近似系数。在框 416 处，将经局部拟合的二阶多项式点 \tilde{A}_5 从所述组近似系数 A_5 中减去，以获得一组修改的近似系数 \hat{A}_5 。

[0039] 在框 418 处，至少部分基于导数 \hat{A}_5 确定 R 波的地点。在一些实施方案中，可通过

对导数 \hat{A}_5 进行幅度阈值处理来确定 R 波的地点。因为 R 波地点应具有 ECG 波形的任何特征 / 波的最大导数, 所以可使用此方法。用以确定 R 波的地点的特定幅度阈值可至少部分基于导数 \hat{A}_5 的平均值和标准偏差。当阈值为平均值加上 1.5 倍标准偏差时, 在原始信号的每一 R 波的剩余组 \hat{A}_k 中通常将存在一个点。在一些实施方案中, 可用实验方式或使用所属领域中所已知的任何其它方法来确定 R 波的地点。

[0040] 在框 420 处, 可至少部分基于细节系数相对于如在框 418 中确定的 R 波的地点的时间位置来修改 D_4 和 D_5 细节系数中的至少一些细节系数。在一些实施方案中, 例如, 如果 D_4 和 D_5 组细节系数中的细节系数距 R 波的距离大于预定距离, 那么至少部分基于如在框 418 中确定的 R 波的地点将 D_4 和 D_5 组细节系数中的细节系数设置为零。在一些实施方案中, 至少部分基于细节系数相对于 R 波的地点的位置, 对 D_4 和 D_5 细节系数中的至少一些细节系数进行位置阈值处理, 例如, 将其设置为零, 实质上如上文在图 6 的论述中所描述。在框 422 处, 将 D_1 到 D_3 细节系数设置为零。

[0041] 在框 424 处, 至少部分基于在框 416 中获得的修改的近似系数和 / 或在框 420 和 / 或 422 中获得的修改的细节系数重建 ECG 波形。在一些实施方案中, 与在框 410 中获取的原始的 ECG 信号相比较来说, 经重建的 ECG 信号或波形可具有减少的或经去除的运动和 / 或 EMG 伪影 (例如, ECG 信号可具有减少的或经去除的噪声)。应了解, 上文所描述的方法和的操作的任何组合可实质上实时地来执行。

[0042] 图 8 展示图 2 的原始信号和在经处理以减少噪声之后的图 2 的信号。原始的 (被破坏的) ECG 信号具有较大运动伪影, 和贯穿信号的高频噪声、EMG 伪影的特性。如通过此图演示, 在进行处理以去除或减少伪影之后, 较容易在 ECG 信号中识别 PQRST 波。可见, 通过 LOWESS 拟合程序, 也有效地去除了信号中的基线漂移, 已证明所述 LOWESS 拟合程序难以用曲线拟合技术来完成, 所述曲线拟合技术试图用多项式拟合整个原始信号跨度以去除运动伪影。

[0043] 图 9 展示具有大量噪声的图 3 的原始信号和在经处理以减少噪声之后的图 3 的信号。如图 8 中, 在进行处理以去除伪影之前, 难以在 ECG 信号中识别 ECG 波形 580 的 P、Q、S 和 T 波, 且在经处理以去除或减少伪影的 ECG 信号中较容易识别。

[0044] 图 10 更详细地展示图 9 的框 580, 所述图展示被噪声破坏的 ECG 信号与经处理以减少噪声之后的 ECG 信号之间的比较。如图 8 和 9 中, 在进行处理以去除伪影之前, 难以在 ECG 信号中识别 ECG 波形 580 的 P、Q、S 和 T 波, 且在经处理以去除或减少伪影的 ECG 信号中较容易识别。图 10 还说明 ECG 波形 580 的各种时间片段 (例如, QRS 宽度), 其可能在读取或分析 ECG 信号中相关。

[0045] 图 11 说明用于处理 ECG 信号 510 以减少或去除所述 ECG 信号 510 中的噪声的系统、设备或装置的一个实施方案的功能框图。在一些实施方案中, 具有 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号 510 可通过实时数据采集 512 来获取, 例如, 粘着于受试者上的一或多个电极。可将通过实时数据采集获取的信号传输到 A/D 转换器 514, 所述 A/D 转换器 514 可处理信号且产生 (例如) 信号的时域样本。还可从数据库 516、从因特网 518 或从所属领域中已知的任何其它源或存储媒体获取 ECG 信号 510。

[0046] 接着将 ECG 信号传输或投送到设备 520, 其中 ECG 信号是由装置 522 的输入 / 输出

(I/O) 模块接收。I/O 装置 522 可为 (例如) 天线、数据端口或所属领域中已知的任何其它装置。可将信号传输或投送到处理器 526, 所述处理器经配置以处理 ECG 信号以去除或减少 EMG 和 / 或运动伪影。如下文所描述, 处理器 526 可为所属领域中已知的任何多种处理器或处理器的组合, 包含 (例如) 通用处理器、数字信号处理器或专用集成电路。处理器 526 可经配置以执行上文详述的处理操作中的任一者或任何组合, 包含将 ECG 信号 510 小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数。处理器 526 可经进一步配置以修改近似系数和 / 或细节系数。在一些实施方案中, 处理器 526 可经配置以使用上文详述的处理操作中的任一者或任何组合来修改系数, 包含: 用二阶多项式局部拟合近似系数以产生二阶多项式点, 将经局部拟合的二阶多项式点从近似系数中减去以获得修改的近似系数, 至少部分基于修改的近似系数的导数确定 R 波的地点, 将一些组的细节系数设置为零, 及 / 或至少部分基于细节系数相对于 ECG 信号的 R 波的位置对一些细节系数进行位置阈值处理以获得修改的细节系数。处理器 526 还可经配置以从修改的近似系数和 / 或修改的细节系数重建具有减少的或去除的运动和 / 或 EMG 伪影的 ECG 信号 530。如果将系统实施为软件, 那么可对处理器进行编程以使用可存储于存储器 524 中的指令或代码 (例如, 呈模块的形式) 执行这些功能。存储器 524 可为可由计算机存取的任何存储媒体。在处理之前、期间及 / 或之后, 可将 ECG 信号及其任何部分 (包含 (例如) 所述组近似系数或修改的近似系数) 传输或投送到存储器 524 且将其存储于存储器 524 中, 且可从存储器 524 中检索以供处理器 526 使用。在由处理器 524 处理 ECG 信号 510 之后, 可将经处理的 ECG 信号传输或投送到 I/O 模块或装置 528。

[0047] 在处理之后, 取决于由处理器 524 执行的操作或方法, ECG 信号 510 可为具有减少的或经去除的 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号 530。在一些实施方案中, 可接着将具有减少的 EMG 和 / 或减少的运动伪影的 ECG 信号 530 传输或投送到显示器 532, 所述显示器经配置以显示 ECG 信号 530, 以使得可读取及 / 或分析所述 ECG 信号。还可将 ECG 信号 530 传输或投送到因特网 534 或数据库 536 以用于存储和 / 或后续传输。应了解, 图 11 中所说明的系统、设备或装置的任何部分可经配置以实质上实时地执行上文详述的任何功能或任务, 例如, 在从数据库 516、因特网 518 接收到信号时或在通过实时数据采集 512 获取信号时, 处理信号。

[0048] 图 12A 展示用于处理 ECG 信号以去除或减少 ECG 信号中的噪声的系统、设备或装置 610 (在下文中为“装置 610”) 的一个实施方案的功能框图。装置 610 可包含 ECG 电极 612, 其可用以从受试者获取 ECG 信号。可 (例如) 使用电极 612 的一个表面上的粘着剂将 ECG 电极 612 粘着于受试者上, 以便获取信号。可将电极 612 粘着于 (例如) 受试者的皮肤上靠近受试者的心外部的区域处。可接着将通过电极 612 获取的信号传输或投送到 A/D 转换器 614, 所述 A/D 转换器 614 可经配置以产生通过电极 612 获取的信号的时域样本。通过 A/D 转换器 614 产生的时域样本为如通过电极 612 获取的具有 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号 616 的表示。可将具有 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号 616 传输到处理器 618 以用于进行处理以去除或减少 EMG 和 / 或运动伪影。

[0049] 如下文所描述, 处理器 618 可为所属领域中所已知的任何多种处理器或处理器的组合, 包含 (例如) 通用处理器、数字信号处理器或专用集成电路。处理器 618 可经配置以执行上文详述的处理操作中的任一者或任何组合, 包含将 ECG 信号 616 小波分解以产生一

组近似系数和多组细节系数。处理器 618 可经进一步配置以修改近似系数和 / 或细节系数。在一些实施方案中,处理器 618 可经配置以使用上文详述的处理操作中的任一者或任何组合修改系数,包含:用二阶多项式局部拟合近似系数以产生二阶多项式点,将经局部拟合的二阶多项式点从近似系数中减去以获得修改的近似系数,至少部分基于修改的近似系数的导数确定 R 波的地点,将一些组的细节系数设置为零,及 / 或至少部分基于细节系数相对于 ECG 信号的 R 波的位置对一些细节系数进行位置阈值处理以获得修改的细节系数。处理器 618 还可经配置以从修改的近似系数和 / 或修改的细节系数重建具有减少的或经去除的运动和 / 或 EMG 伪影的 ECG 信号 620。如果将系统实施为软件,那么可对处理器编程以使用可存储于可由处理器 618 存取的存储器中的指令或代码(例如,呈模块的形式)执行这些功能。可接着将具有减少的 EMG 和 / 或运动伪影的经处理的 ECG 信号 620 传输到 I/O 模块或装置 622。I/O 622 可接着将 ECG 信号 620 传输到经配置以接收 ECG 信号 620 以用于实现显示、存储、传输或进一步处理 ECG 信号 620 的目的的任何装置、设备或存储器。应了解,装置 610 经配置以实质上实时地执行上文详述的功能和任务。

[0050] 图 12B 展示用于处理 ECG 信号以去除或减少 ECG 信号中的噪声的系统、设备或装置的一个实施方案的功能框图。在一些实施方案中,图 12B 的系统、设备或装置可为非卧床 ECG 监视系统。所述系统可包含获取系统、设备或装置 710(在下文中为“装置 710”),例如,贴片 ECG 监视器。贴片 ECG 监视器可包含 ECG 电极 712、A/D 转换器 714、处理器或信号处理电路 718,和天线 720。可使用电极的一个侧面上的粘着剂将 ECG 电极 712 粘着在受试者上(例如,粘着在受试者的皮肤上),且 ECG 电极 712 可经配置以从受试者获取 ECG 信号(例如,原始的取样数据点)。可接着将通过电极获取的信号投送到 A/D 转换器,所述 A/D 转换器经配置以产生具有 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号 716 的时域样本。可将 ECG 信号 716 发送到处理器或信号处理电路 718,所述处理器或信号处理电路 718 经配置以处理通过电极获取的信号。

[0051] 如下文所描述,处理器 718 可为所属领域中所已知的任何多种处理器或处理器的组合,包含(例如)通用处理器、数字信号处理器或专用集成电路。处理器 718 可经配置以执行上文详述的处理操作中的任一者或任何组合,包含将 ECG 信号 716 小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数。处理器 718 可经进一步配置以修改近似系数和 / 或细节系数。在一些实施方案中,处理器 718 可经配置以使用上文详述的处理操作中的任一者或任何组合修改系数,包含:用二阶多项式局部拟合近似系数以产生二阶多项式点,将经局部拟合的二阶多项式点从近似系数中减去以获得修改的近似系数,至少部分基于修改的近似系数的导数确定 R 波的地点,将一些组的细节系数设置为零,及 / 或至少部分基于细节系数相对于 ECG 信号的 R 波的位置对一些细节系数进行位置阈值处理以获得修改的细节系数。处理器 718 还可经配置以从修改的近似系数和 / 或修改的细节系数重建具有减少的或经去除的运动和 / 或 EMG 伪影的 ECG 信号 726。或者,处理器 718 可经配置以处理或压缩 ECG 信号 716 以通过天线 720 将所述信号传输到另一系统、设备或装置 730 以执行对信号 716 的进一步处理。

[0052] 可以无线方式通过天线 720 将经处理的 ECG 信号 716 或其经压缩版本传输到系统、设备或装置 730(在下文中为“装置 730”)。装置 730 可为移动装置,例如蜂窝电话、平板计算机或通过天线 722 接收数据并将数据投送到处理器或信号处理电路 724 的其它便携式

电子系统。处理器 724 可经配置以执行上文详述的新颖算法的处理操作的任何组合或全部以减少或去除 ECG 信号 716 中的 EMG 和 / 或运动伪影以产生具有减少的或经去除的 EMG 和 / 或运动伪影的 ECG 信号 726。装置 730 可包含经配置以显示 ECG 信号 726 的显示器 728。显示器 728 可经配置以通过移动装置上的小键盘 / 触摸屏操纵 ECG 信号 726。装置 730 还可经配置以将波形或其经压缩版本传输到外部网络 (例如, 因特网) 以用于存储、供体格检查审核等。

[0053] 应了解, 图 12B 中所说明的系统、设备或装置的组件不需要一起粘着于相同物理衬底上, 而是可以多种方式分裂以执行装置 710 和 730 的先前所描述的操作和功能。还应理解, 装置 710 和 730 经配置以实质上实时地执行上文详述的功能和任务。

[0054] 结合本文揭示的实施方案所描述的各种说明性逻辑、逻辑块、模块和算法操作可实施为电子硬件、计算机软件, 或两者的组合。硬件与软件的互换性已大体在功能性方面加以描述, 且在上文所描述的各种说明性组件、块、模块、电路和操作中加以说明。所述功能性是实施为硬件还是软件取决于特定应用及施加于整个系统的设计约束。

[0055] 结合本文中揭示的方面描述的用以实施各种说明性逻辑、逻辑块、模块和电路的硬件和数据处理设备可通过以下各者来实施或执行: 通用单芯片或多芯片处理器、数字信号处理器 (DSP)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA) 或其它可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件, 或其经设计以执行本文中所描述的功能的任何组合。通用处理器可为微处理器或任何常规处理器、控制器、微控制器或状态机。处理器还可实施为计算装置的组合, 例如, DSP 与微处理器的组合、多个微处理器的组合、一或多个微处理器与 DSP 核心的联合, 或任何其它此配置。在一些实施方案中, 可通过给定功能所特定的电路来执行特定操作和方法。

[0056] 在一或多个方面中, 可以硬件、数字电子电路、计算机软件、固件 (包含本说明书中所揭示的结构及其结构等效物) 或以其任何组合来实施所描述功能。本说明书中所描述的标的物的实施方案还可实施为一或多个计算机程序, 例如, 编码于计算机存储媒体上以供数据处理设备执行或控制数据处理设备的操作的计算机程序指令的一或多个模块。

[0057] 如果以软件来实施, 那么可将功能作为一或多个指令或代码存储于计算机可读媒体上或经由计算机可读媒体予以传输。本文揭示的方法或算法的操作可以在可以驻留于计算机可读媒体上的处理器可执行软件模块中实施。计算机可读媒体包含计算机存储媒体和通信媒体两者, 通信媒体包含可使得能够将计算机程序从一处传送到另一处的任何媒体。存储媒体可为可由计算机存取的任何可用媒体。以实例说明而非限制, 此类计算机可读媒体可包含 RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM 或其它光盘存储装置、磁盘存储装置或其它磁性存储装置, 或可用于以指令或数据结构形式存储所要程序代码且可由计算机存取的任何其它媒体。并且, 可将任何连接适当地称为计算机可读媒体。如本文中所使用, 磁盘及光盘包含紧密光盘 (CD)、激光光盘、光学光盘、数字影音光盘 (DVD)、软磁盘及蓝光光盘, 其中磁盘通常磁性地复制数据, 而光盘使用激光光学地复制数据。上文的组合也应包含在计算机可读媒体的范围内。另外, 方法或算法的操作可作为代码和指令中的任一者或任何组合或集合驻留于可并入到计算机程序产品中的机器可读媒体或计算机可读媒体上。

[0058] 所属领域的技术人员可容易地显而易见对本发明中所描述的实施方案的各种修改, 且在不脱离本发明的精神或范围的情况下, 本文中所定义的一股原理可应用于其它实

施方案。因此,本发明并不希望限于本文中所展示的实施方案,而应被赋予与本文中所揭示的原理和新颖特征相一致的最广泛范围。词语“示范性”在本文中用于排他性地意味着“充当实例、例子或说明”。本文中描述为“示范性”的任何实施方案未必应被解释为比其它实施方案优选或有利。

[0059] 在本说明书中在单独实施方案的上下文中描述的某些特征还可在单个实施方案中组合地实施。相反地,在单个实施方案的上下文中描述的各种特征还可分别在多个实施方案中实施或以任何合适的子组合来实施。此外,尽管上文可能将特征描述为以某些组合起作用且甚至最初因此而主张,但在一些情况下,可将来自权利要求组合的一或多个特征从组合中删除,且所主张的组合可关于子组合或子组合的变化。

[0060] 类似地,虽然在图式中按特定次序描绘操作,但此情形不应被理解为要求按所展示的特定次序或按顺序次序执行此类操作,或执行所有所说明的操作,以实现所要结果。另外,图式可能以流程图形式示意性地描绘一或多个实例过程。然而,可将未描绘的其它操作并入于经示意性说明的实例过程中。举例来说,可在所说明的操作之前、之后、同时地或之间执行一或多个额外操作。在某些情况下,多重任务处理和并行处理可为有利的。此外,上文所描述的实施方案中的各种系统组件的分离不应被理解为在所有实施方案中要求此分离,且应理解,所描述的程序组件和系统一股可一起集成在单个软件产品中或封装在多个软件产品中。另外,其它实施方案在随附权利要求书的范围内。在一些情况下,权利要求书中所叙述的动作可以不同次序来执行且仍实现所要结果。

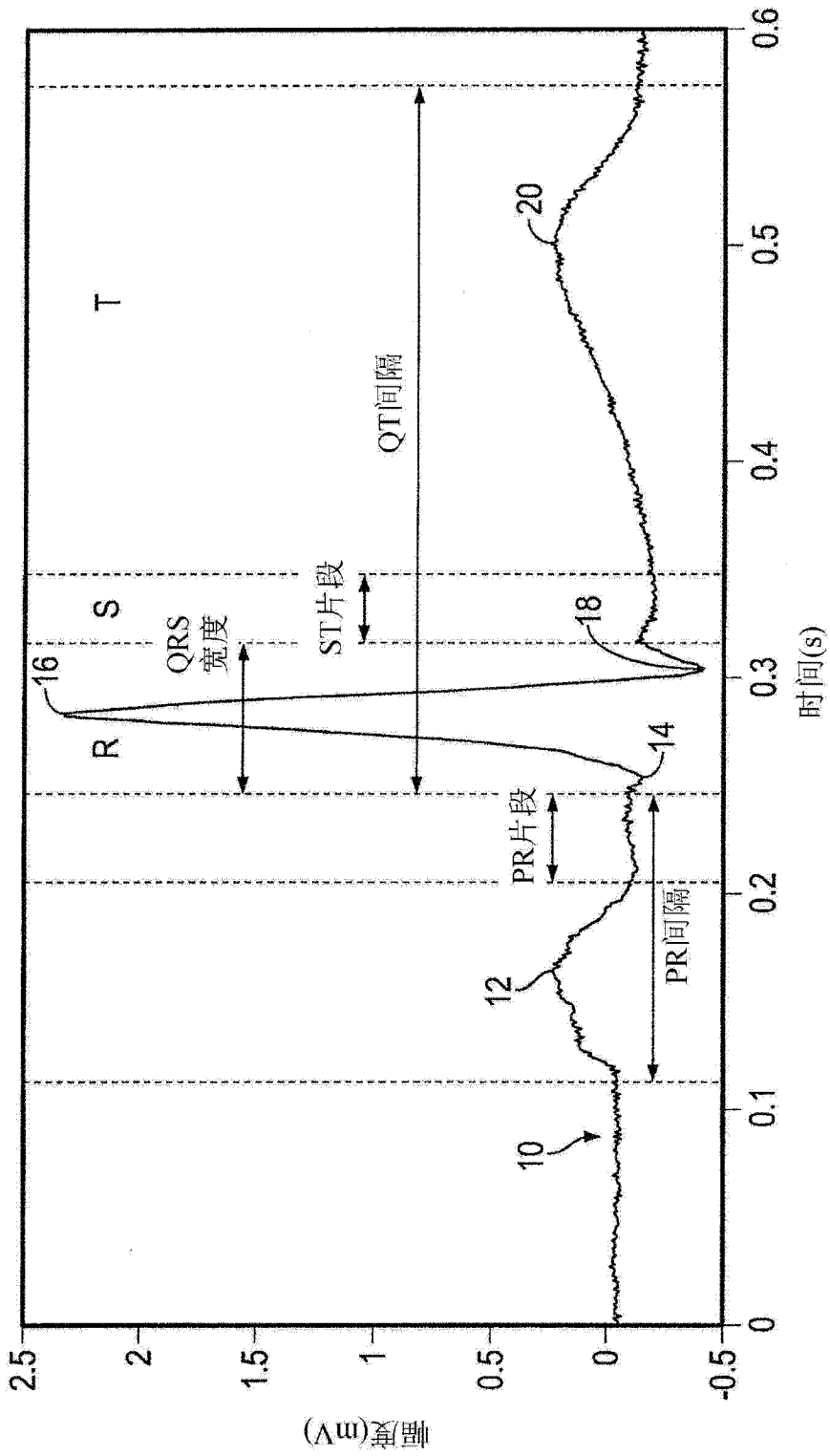


图 1

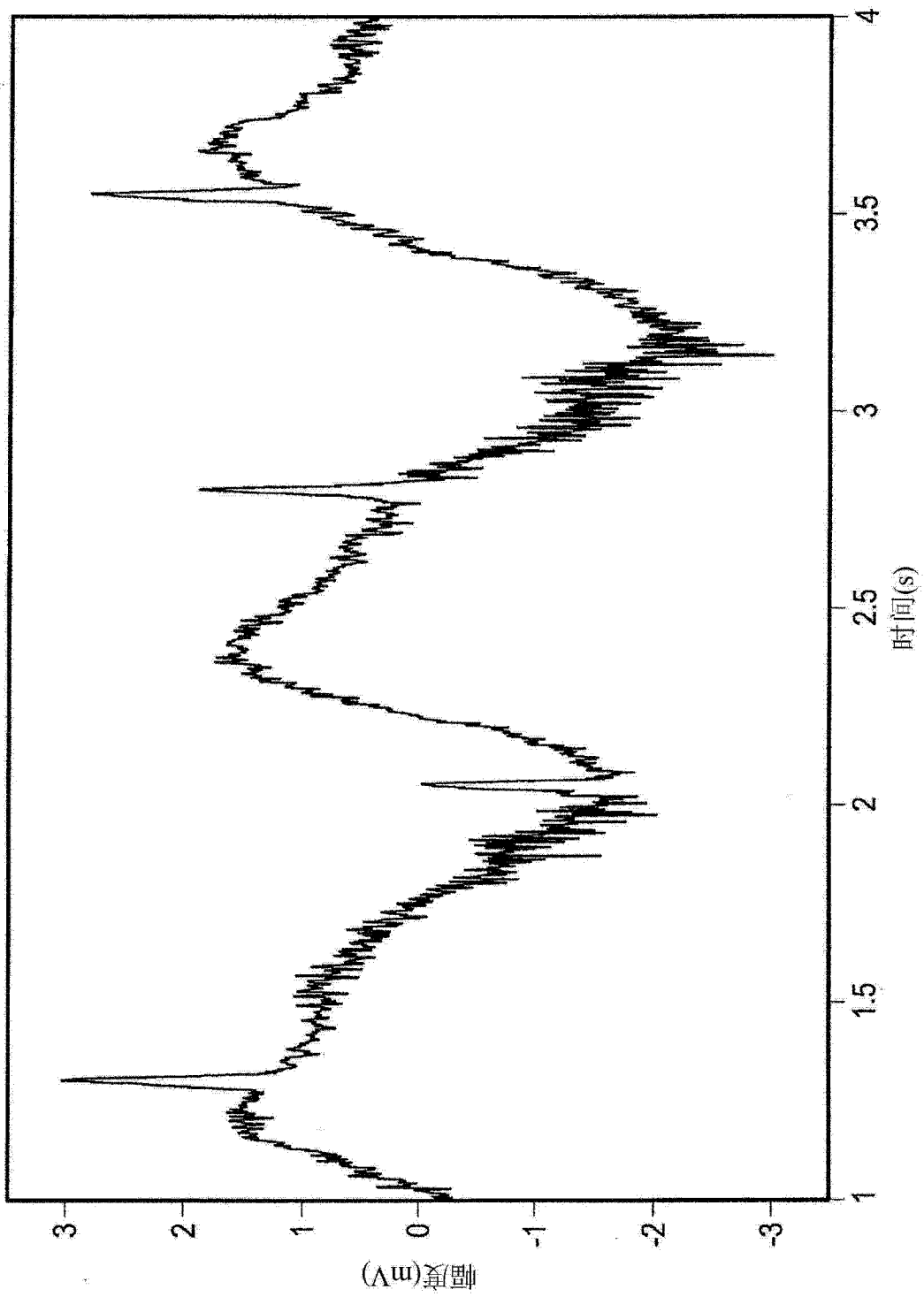


图 2

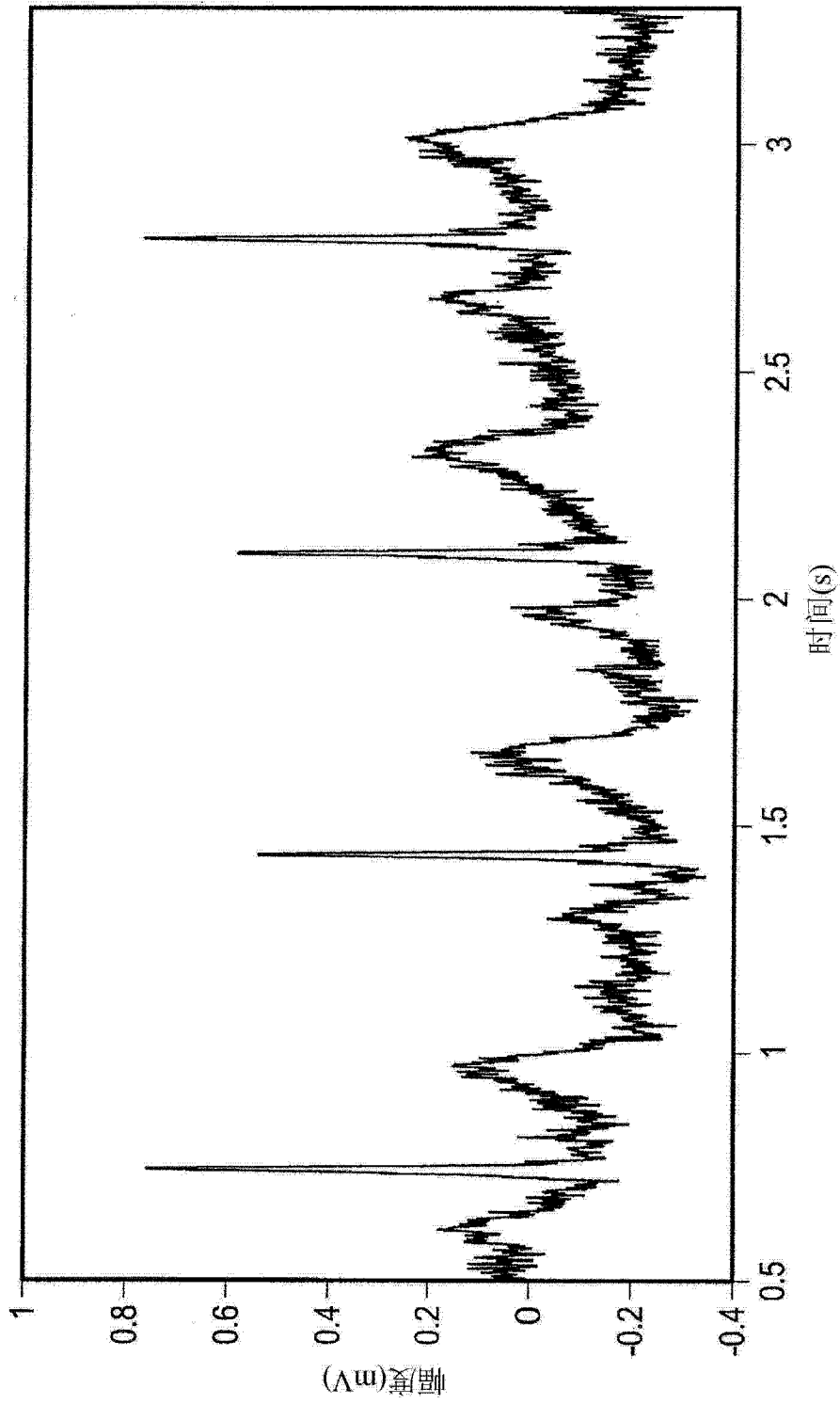


图 3

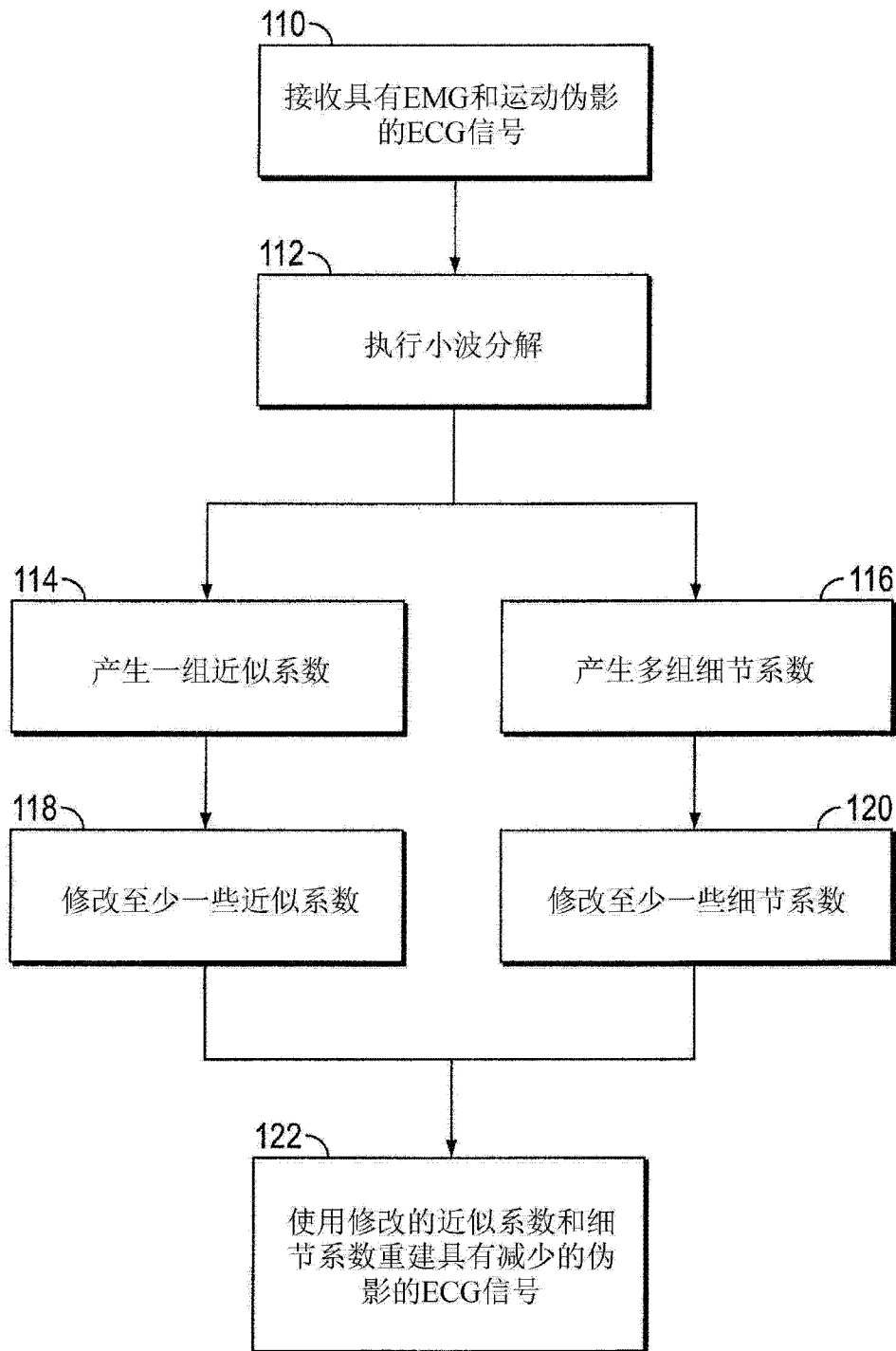


图 4

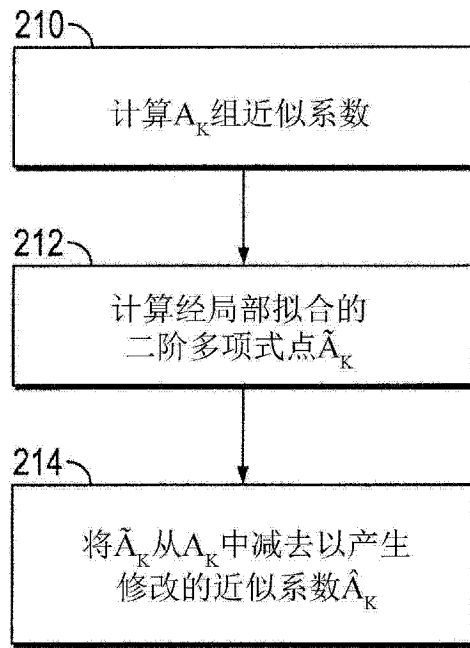


图 5

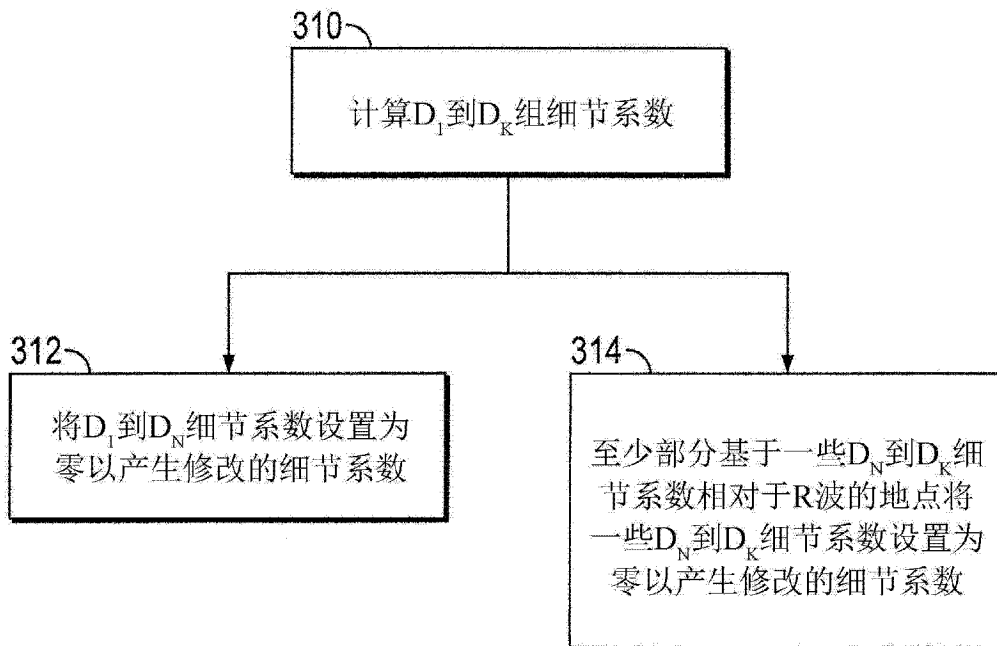


图 6

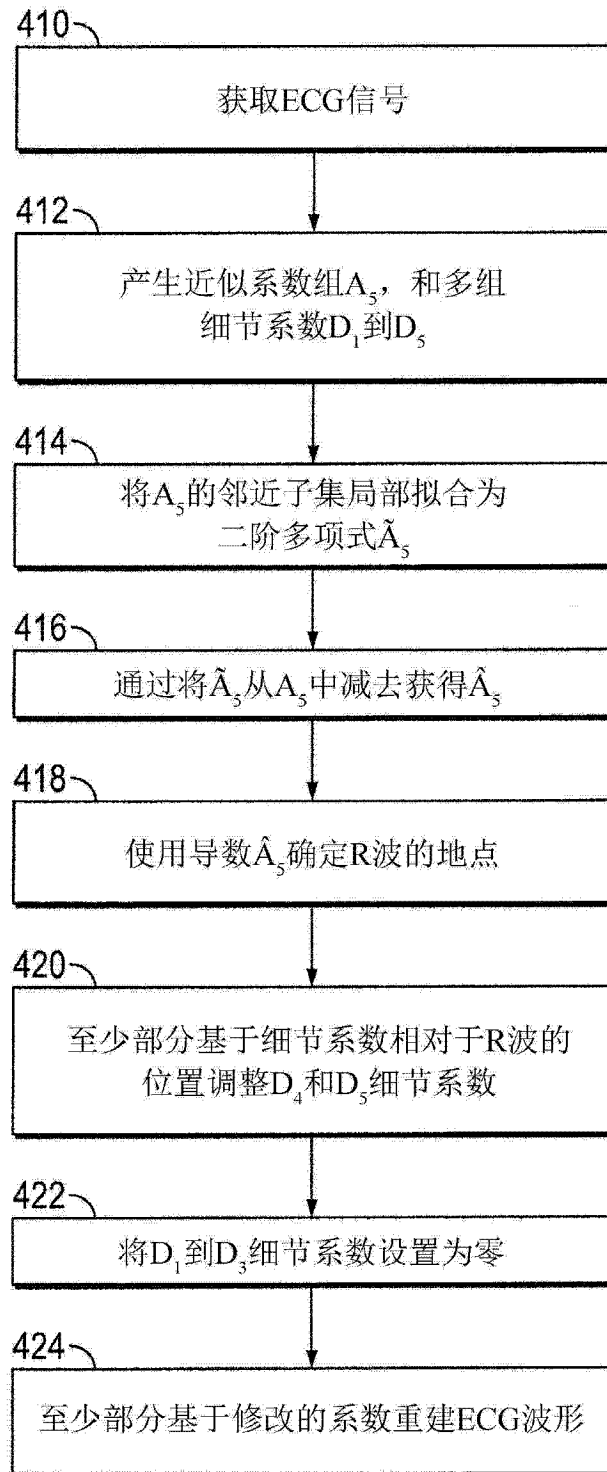


图 7

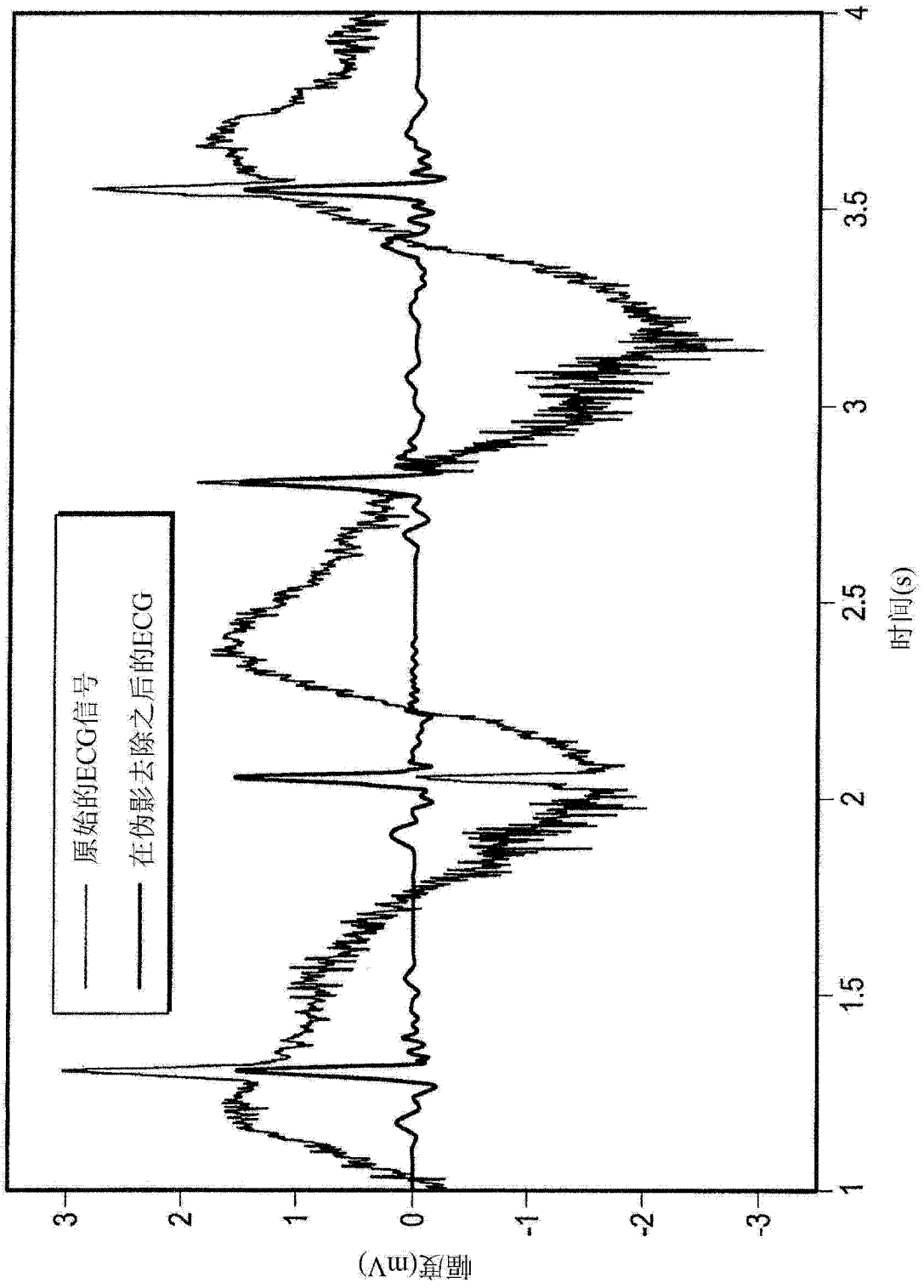


图 8

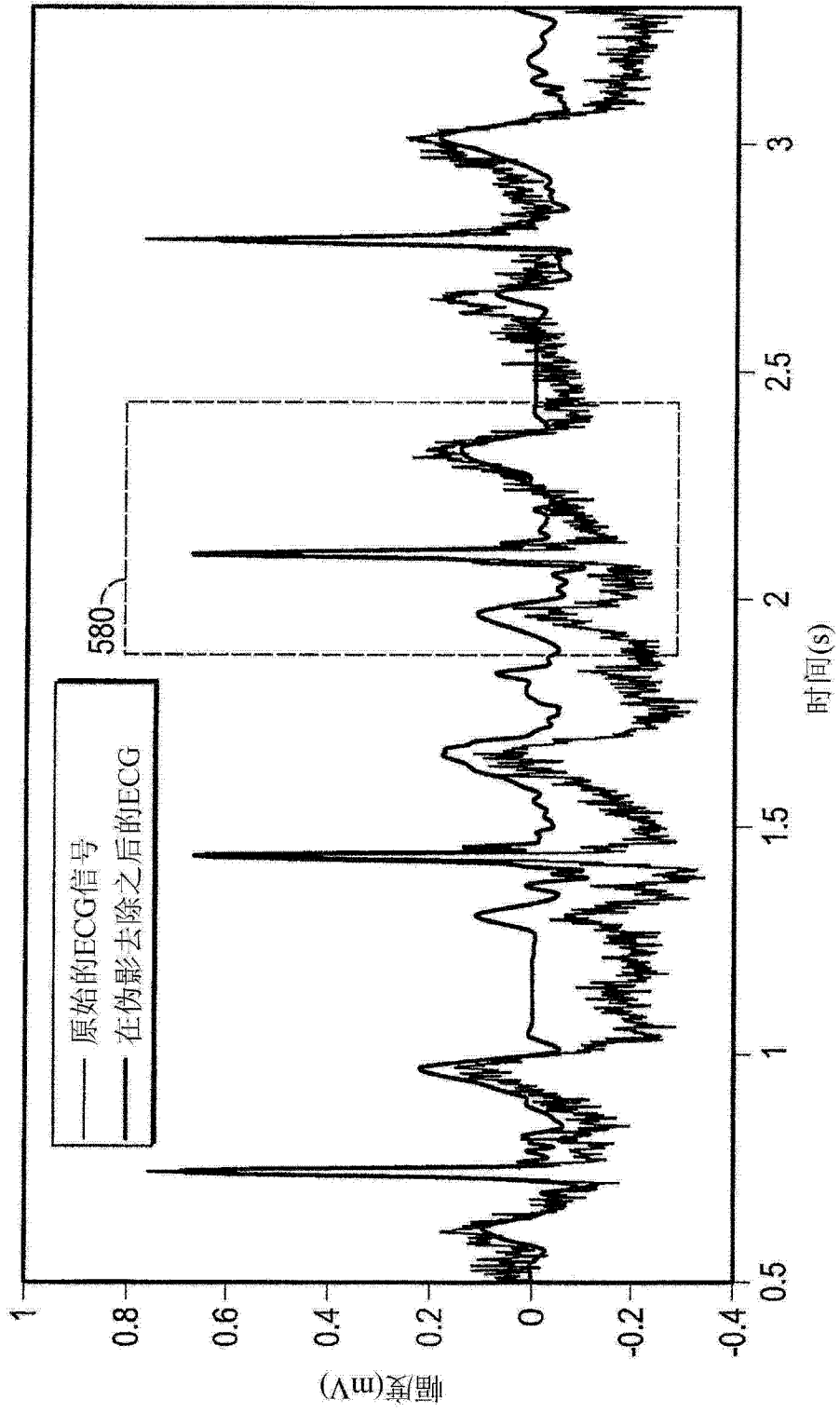


图 9

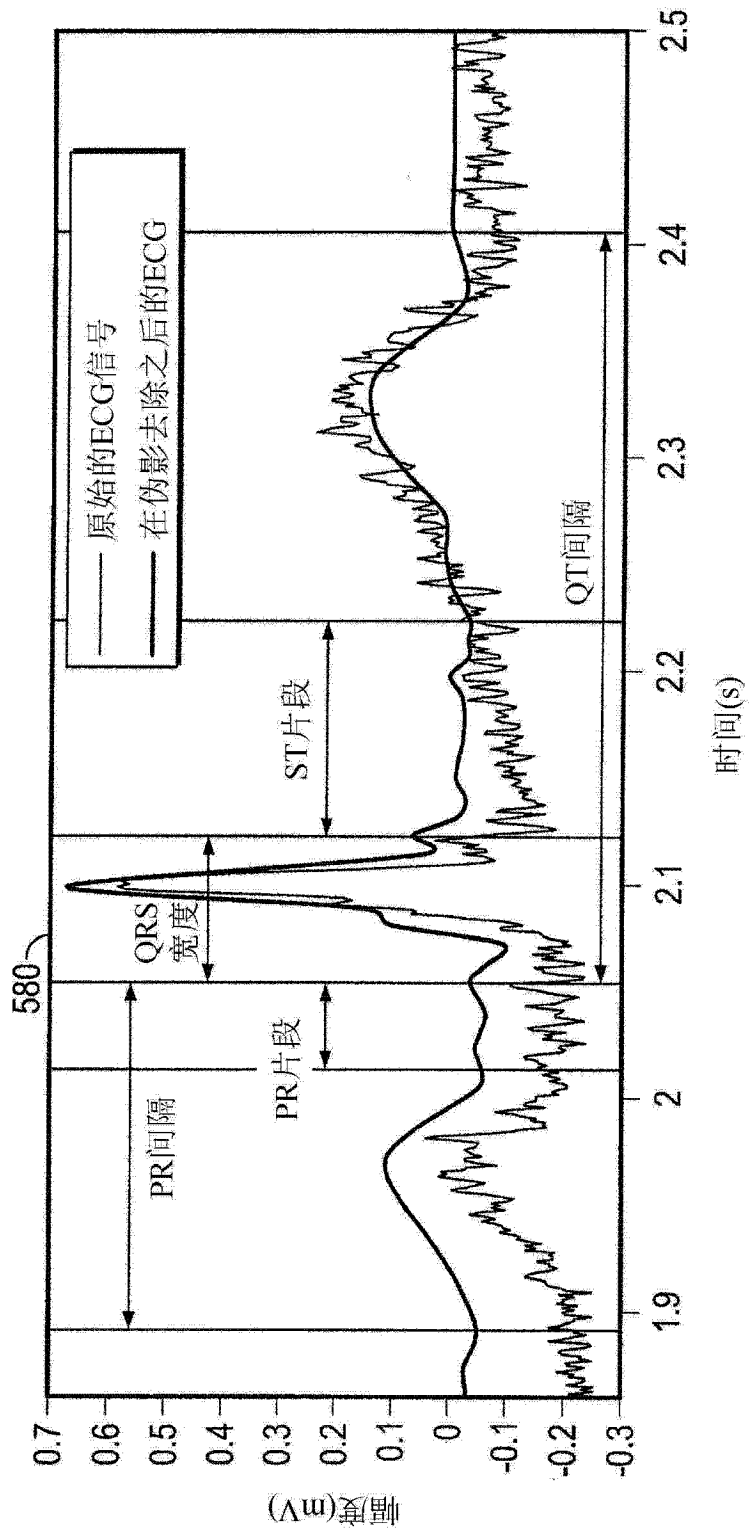
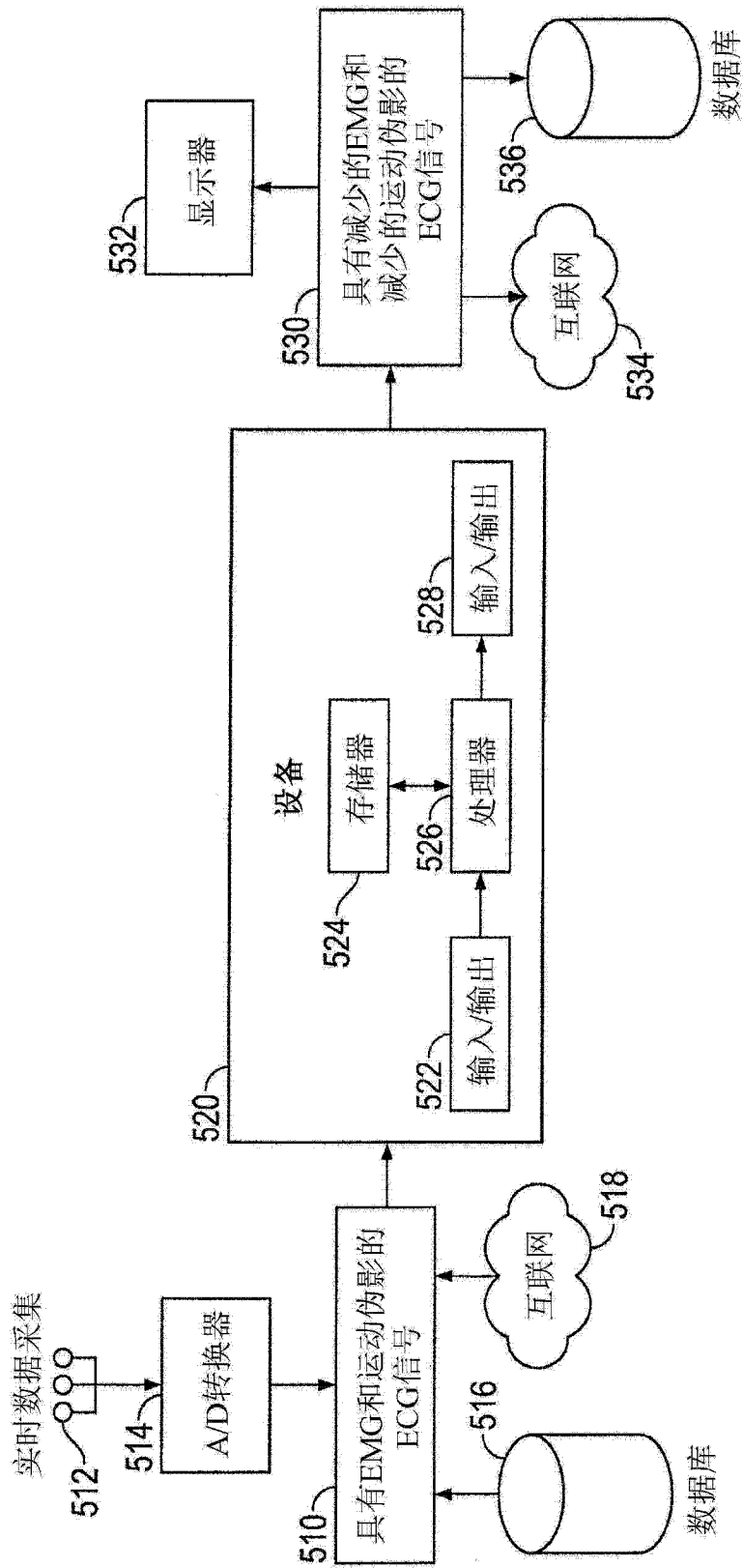


图 10



图二

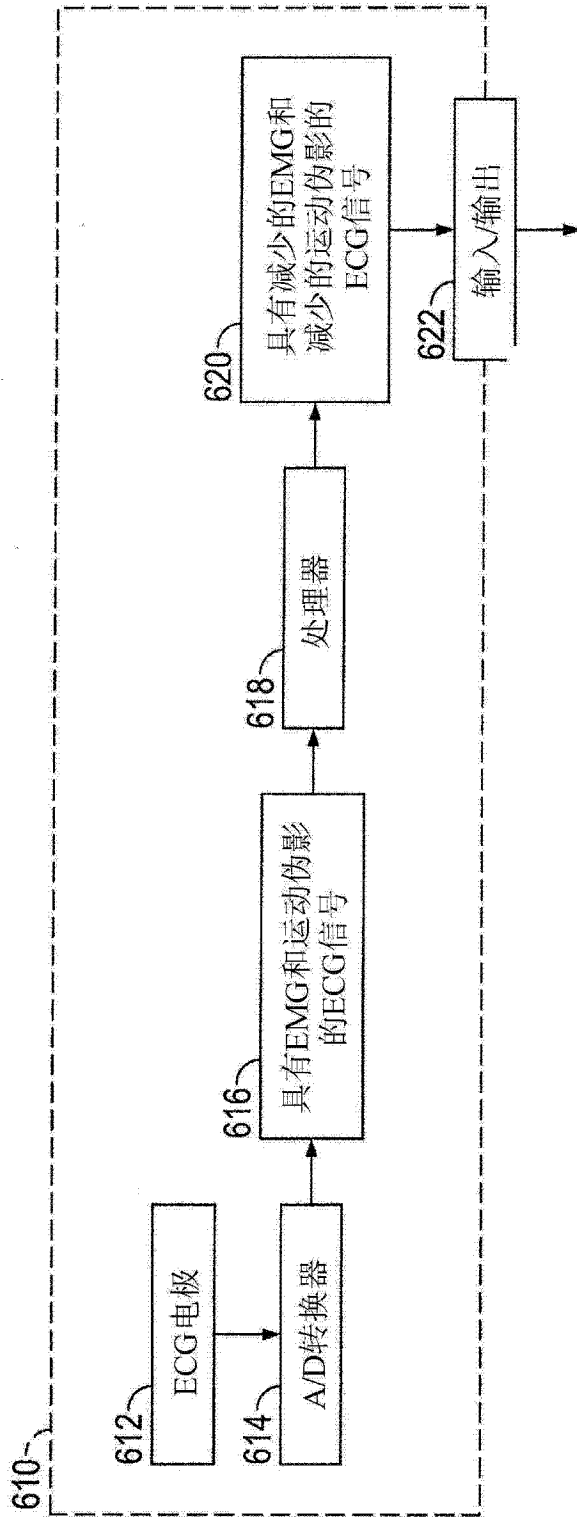


图 12A

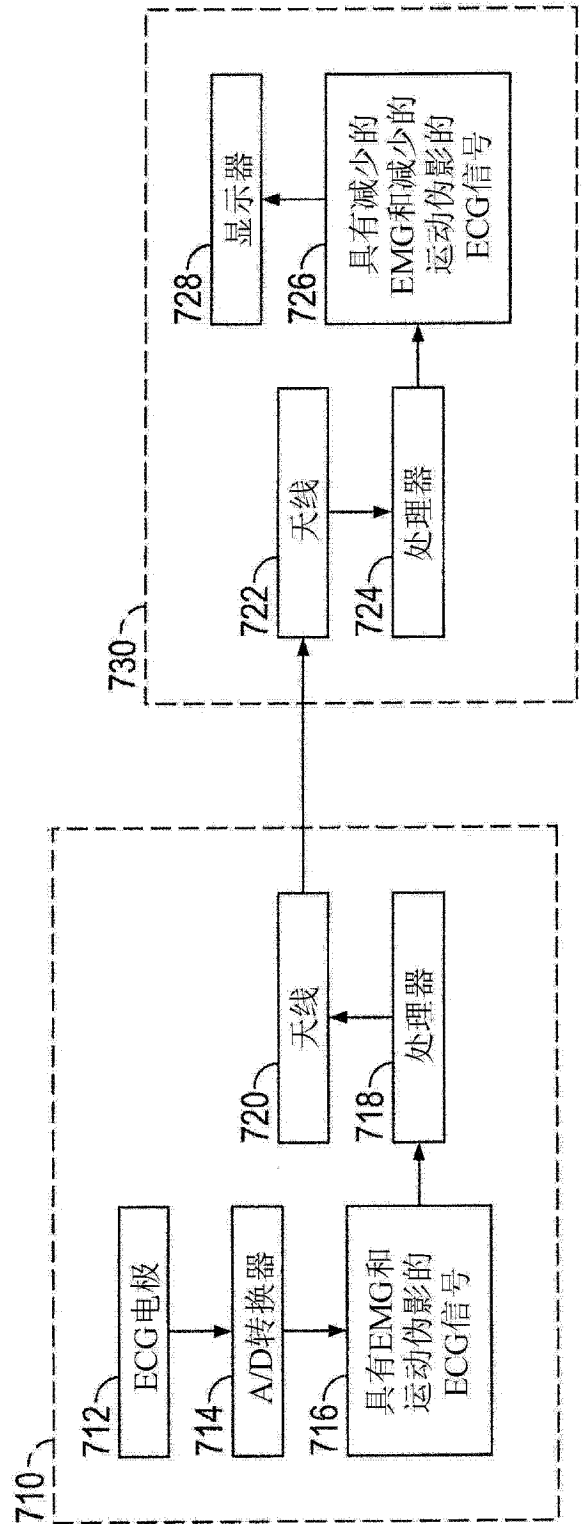


图 12B

专利名称(译)	用于ECG监视的系统和方法		
公开(公告)号	CN104168821A	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	CN201380015976.X	申请日	2013-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	皮纳马尔齐利亚诺 阿姆里什奈尔		
发明人	皮纳·马尔齐利亚诺 阿姆里什·奈尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/7207 A61B5/726 A61B5/0452		
优先权	61/616890 2012-03-28 US 13/797889 2013-03-12 US		
其他公开文献	CN104168821B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于处理ECG信号以去除或减少所述ECG信号中可归因于EMG和/或运动伪影产生的噪声的方法、系统、设备和装置。所述装置的所有方面共用的新颖算法可包含对ECG信号进行小波分解以产生一组近似系数和多组细节系数，将所述组近似系数的子集局部拟合为二阶多项式，通过所述经局部拟合的二阶多项式调整所述组近似系数，将所述细节系数中的一些系数设置为零，以及基于所述组修改的近似系数或所述多组修改的细节系数重建具有减少的噪声的ECG信号。

