(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105101870 B
(45)授权公告日 2019.01.22

(21)申请号 201480019349.8

(22)申请日 2014.03.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105101870 A

(43)申请公布日 2015.11.25

(66)本国优先权数据
PCT/CN2013/073483 2013.03.29 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2014/059876 2014.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2014/155230 EN 2014.10.02

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 王进 D·赵 石城 李炜

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/0402(2006.01)

(56)对比文件
WO 2012103585 A1,2012.08.09,
US 2007156190 A1,2007.07.05,
CN 101516260 A,2009.08.26,
Willi Kaiser and Martin Findeis.Artifact Processing During Exercise Testing.《Journal of Electrocardiology》.1999,第32卷212-219.
Jin-Ho Kim et al..Optimized Adaptive Filter-set for Wearable Wireless ECG System.《International Conference of Computer Sciences and Convergence Information Technology》.2011,107-110.

审查员 沈研研

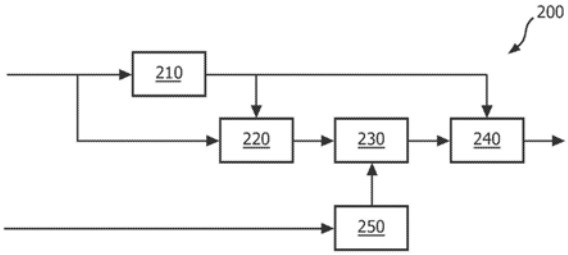
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

用于ECG运动伪影去除的装置和方法

(57)摘要

本发明提出了一种用于减小患者的ECG信号中的运动伪影的装置。所述装置包括:计算单元,其被配置为根据所述ECG信号来计算均值跳动;第一获得单元,其被配置为基于所述ECG信号和根据所述ECG信号计算出的所述均值跳动来获得剩余信号;滤波单元,其被配置为利用一个或多个截止频率来执行对所述剩余信号的滤波;第二获得单元,其被配置为基于经滤波的剩余信号和所述均值跳动来获得修改的ECG信号;以及确定单元,其被配置为基于表示所述患者的运动状态的加速度信号来确定所述滤波的所述一个或多个截止频率。通过使用所提出的装置,能够将运动伪影从所述ECG信号中大幅去除,并且能够因此提高所述ECG信号的质量。



CN 105101870 B

1.一种用于减小患者的ECG信号中的运动伪影的装置,所述装置包括:

计算单元(210),其被配置为根据所述ECG信号来计算均值跳动;

第一获得单元(220),其被配置为基于所述ECG信号和根据所述ECG信号计算出的所述均值跳动来获得剩余信号;

滤波单元(230),其被配置为利用一个或多个截止频率来执行对所述剩余信号的滤波;

第二获得单元(240),其被配置为基于经滤波的剩余信号和所述均值跳动来获得修改的ECG信号;以及

确定单元(250),其被配置为基于表示所述患者的运动状态的加速度信号的至少一个信号频率来确定所述滤波的所述一个或多个截止频率。

2.根据权利要求1所述的装置,其中,所述滤波的所述一个或多个截止频率包括所述加速度信号的所述至少一个信号频率。

3.根据权利要求2所述的装置,其中,所述加速度信号的所述至少一个信号频率是根据所述加速度信号的两个相继的峰值之间的时间间隔来确定的。

4.根据权利要求1所述的装置,其中,所述滤波的所述一个或多个截止频率包括与所述加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的N个频率。

5.根据权利要求4所述的装置,其中,N在[1,10]的范围中。

6.根据权利要求5所述的装置,其中,N是3。

7.根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置还包括:

自适应滤波器(260),其被配置为利用所述加速度信号来执行对所述ECG信号的自适应滤波;并且

所述计算单元(210)被配置为根据经自适应滤波的ECG信号来计算所述均值跳动;

所述第一获得单元(220)被配置为基于经自适应滤波的ECG信号和根据经自适应滤波的ECG信号计算出的所述均值跳动来获得所述剩余信号。

8.根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一获得单元(220)包括:

相减单元,其被配置为从所述ECG信号中减去所述均值跳动,以获得所述剩余信号。

9.根据权利要求1所述的装置,其中,所述第二获得单元(240)包括:

相加单元,其被配置为将经滤波的剩余信号添加回到所述均值跳动,以获得所述修改的ECG信号。

10.一种减小患者的ECG信号中的运动伪影的方法,所述方法包括以下步骤:

-根据所述ECG信号来计算(S510)均值跳动;

-基于所述ECG信号和根据所述ECG信号计算出的所述均值跳动来获得(S520)剩余信号;

-利用一个或多个截止频率来执行对所述剩余信号的滤波(S530);

-基于经滤波的剩余信号和所述均值跳动来获得(S540)修改的ECG信号;

其中,所述方法还包括:

-基于表示所述患者的运动状态的加速度信号的至少一个信号频率来确定(S550)所述滤波的所述一个或多个截止频率。

11.根据权利要求10所述的方法,其中,所述确定的步骤包括:

-确定所述加速度信号的所述至少一个信号频率作为所述滤波的所述一个或多个截止

频率。

12.根据权利要求11所述的方法,其中,所述确定的步骤包括:

-根据所述加速度信号的两个相继的峰值之间的时间间隔来确定所述加速度信号的所述至少一个信号频率。

13.根据权利要求10所述的方法,其中,所述确定的步骤包括:

-确定与所述加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的N个频率作为所述滤波的所述截止频率。

14.根据权利要求10所述的方法,其中,在所述计算(S510)的步骤之前,所述方法还包括:

-利用所述加速度信号来执行对所述ECG信号的自适应滤波;并且

在所述计算(S510)的步骤中,所述均值跳动是根据经自适应滤波的ECG信号来计算的;

在所述获得(S520)所述剩余信号的步骤中,所述剩余信号是基于经自适应滤波的ECG信号和根据经自适应滤波的ECG信号计算出的所述均值跳动来获得的。

用于ECG运动伪影去除的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理生理信号的运动伪影去除技术，并且更具体地涉及用于减小归因于患者移动或锻炼的ECG信号运动伪影的方法和装置。

背景技术

[0002] ECG(心电图)信号是使用被附着到身体表面的电极来从患者的身体获得的。归因于由患者的移动引起的电极-皮肤阻抗的变化，运动伪影被引入ECG信号。

[0003] 如标题为“Motion Artifact Reduction in Electrocardiogram Using Adaptive Filter”的公布内容中所公开的，提出了一种使用三轴加速度计来检测对象的移动的便携式ECG记录器，并且三轴加速度信号被用作针对自适应滤波器的参考信号来抵消运动伪影。

[0004] 在WILLI KAISER等人的公布内容“Artifact processing during exercise testing”(JOURNAL OF ELECTROCARDIOLOGY，卷32，1999年1月1日(1999-01-01)，第212-219页，XP055123927，ISSN:0022-0736，DOI:10.1016/S0022-0736(99)90083-3)中提出了一种有限脉冲响应剩余滤波(FRF)算法和用于处理伪影的智能引线开关(intelligent lead switch)算法。

[0005] 在Jin-Ho Kim等人的公布内容“Optimized Adaptive Filter Set for Wearable Wireless ECG System”(Computer Sciences and Convergence Information Technology (ICCIT)，2011 6th International Conference，2011年12月1日(2011-12-01)，第107-109页，XP055123343)中提出了一种用于活动监测的具有3轴加速度计的超小型胸部带安装的ECG系统。所述ECG系统将具有最优滤波系数选择的自适应滤波器解决方案用于运动伪影去除。

发明内容

[0006] 本发明的目的是改进ECG信号的质量，例如，信噪比(SNR)或信号对噪声加干扰的比率(SINR)。更具体地，本发明的目的在于减小ECG信号中的运动伪影。

[0007] 在一方面中，本发明的实施例提供了一种用于减小患者的ECG信号中的运动伪影的装置，所述装置包括：计算单元，其被配置为根据所述ECG信号来计算均值跳动(beat)；第一获得单元，其被配置为基于所述ECG信号和根据所述ECG信号计算出的所述均值跳动来获得剩余信号；滤波单元，其被配置为利用一个或多个截止频率来执行对所述剩余信号的滤波；第二获得单元，其被配置为基于经滤波的剩余信号和所述均值跳动来获得修改的ECG信号；以及确定单元，其被配置为基于表示所述患者的运动状态的加速度信号来确定所述滤波的所述一个或多个截止频率。

[0008] 由所述患者的所述运动引起的运动伪影将导致所述ECG信号的不可接受的失真，并且甚至可以导致诊断错误。

[0009] 为了从所述ECG信号中去除所述运动伪影，使用表示所述患者的所述运动状态的

所述加速度信号来解决由所述运动伪影引入的干扰。建立所述滤波的所述截止频率与所述患者的所述运动状态之间的对应性。

[0010] 因此，提供了特定地阻挡由所述患者的所述运动引入的频率分量的可能性。由此减小了所述ECG信号中的所述运动伪影，并且改进了所述ECG信号的质量，这也对减少诊断错误做出了贡献。

[0011] 在一个实施例中，所述滤波的所述一个或多个截止频率包括所述加速度信号的信号频率。

[0012] 在某些环境下，例如，当所述患者正在行走或奔跑时，所述加速度信号可以被认为是周期性信号。所述加速度信号的信号频率被认为与向所述ECG信号引入严重干扰的频率分量相对应。因此，阻挡所述加速度信号的所述信号频率能够减小所述ECG信号中的所述运动伪影。

[0013] 在一个实施例中，能够根据所述加速度信号的两个相继的峰值之间的时间间隔来容易地确定所述加速度信号的所述信号频率。

[0014] 由于能够容易地确定所述加速度信号的所述信号频率而不用大幅增加计算成本，因此能预示该实施例的节约成本的实施方式。

[0015] 在另一实施例中，所述滤波的所述一个或多个截止频率包括与所述加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的N个频率。

[0016] 由于特别是在所述患者正在行走或奔跑时所述运动伪影的带宽与所述ECG信号的带宽相交叠，因此不能够将所述运动伪影的所有所述频率分量从所述ECG信号中去除。然而，本领域技术人员将意识到，所述加速度信号的所述功率谱中具有最强功率能量的频率分量给所述ECG信号带来最严重的干扰，因此仅从所述ECG信号中去除与所述加速度信号的所述功率谱的最高的N个功率能量相对应的所述频率分量实际得多并且有意义得多。

[0017] 有利地，N在[1,10]的范围中。在本发明的一个实施例中，N是3。

[0018] 在N是3的实施例中，期望所述运动伪影的大部分能够被从所述ECG信号中去除，并且因此达到的所述ECG信号的质量能够满足大部分应用场景中对ECG信号质量的要求。

[0019] 有利地，所述装置还包括自适应滤波器，所述自适应滤波器被配置为利用所述加速度信号来执行对所述ECG信号的自适应滤波；并且所述计算单元被配置为根据经自适应滤波的ECG信号来计算所述均值跳动；所述第一获得单元被配置为基于经自适应滤波的ECG信号和根据经自适应滤波的ECG信号计算出的所述均值跳动来获得所述剩余信号。

[0020] 换言之，所述自适应滤波器使用所述加速度信号作为参考信号来执行对所述ECG信号的自适应滤波。因此，所述运动伪影的部分能够被从所述ECG信号中去除，并且在经滤波的ECG信号中应当存在比原始ECG信号更小的运动伪影。相应地，对所述自适应滤波器的额外的使用可以进一步地改进所述ECG信号的质量。

[0021] 在另一方面中，本发明的一个实施例提供了一种用于采集患者的ECG信号的装置，所述装置包括：第一感测单元，其用于获得患者的所述ECG信号；第二感测单元，其用于获得表示所述患者的运动状态的加速度信号；以及根据本发明的第一方面的装置，其与所述第一感测单元和所述第二感测单元相连接，所述装置用于减小所述患者的所述ECG信号中的运动伪影。

[0022] 在另一方面中，本发明的一个实施例提供了一种减小患者的ECG信号中的运动伪

影的方法，所述方法包括以下步骤：根据所述ECG信号来计算均值跳动；基于所述ECG信号和根据所述ECG信号计算出的所述均值跳动来获得剩余信号；利用一个或多个截止频率来执行对所述剩余信号的滤波；基于经滤波的剩余信号和所述均值跳动来获得修改的ECG信号；并且基于表示所述患者的运动状态的加速度信号来确定所述滤波的所述一个或多个截止频率。

[0023] 在一个实施例中，所述确定的步骤包括确定所述加速度信号的信号频率作为所述滤波的所述截止频率，并且在另一实施例中，所述确定的步骤包括确定与所述加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的N个频率作为所述滤波的所述截止频率。

附图说明

[0024] 通过结合附图考虑以下的详细说明，本发明的以上的目的和特征以及其他的目的和特征将变得更加明显，在附图中：

[0025] 图1图示了根据现有技术的用于减小运动伪影的装置的方框图；

[0026] 图2图示了根据本发明的实施例的用于减小运动伪影的装置的方框图；

[0027] 图3图示了根据本发明的另一实施例的用于减小运动伪影的装置的方框图；

[0028] 图4图示了根据本发明的一个实施例的用于采集ECG信号的装置的方框图；

[0029] 图5图示了根据本发明的一个实施例的减小患者的ECG信号中的运动伪影的方法的流程图；

[0030] 在所有的以上附图中，类似的附图标记将被理解为指代类似、相似或对应的特征或功能。

具体实施方式

[0031] 现在将参考本发明的实施例，在图中图示了本发明的一个或多个范例。所述实施例是以对本发明的解释的方式来提供的，并且不意味着作为对本发明的限制。例如，被图示或描述为一个的实施例的部分的特征可以与另一实施例一起使用，以得到又一另外的实施例。本发明旨在涵盖这些和其他的修改和变型，只要它们落入本发明的精神和范围之内。

[0032] 图1图示了根据现有技术的用于减小运动伪影的装置的方框图。

[0033] 参考图1，用于减小运动伪影的装置100包括计算单元110、第一获得单元120、滤波单元130以及第二获得单元140。

[0034] 计算单元110被配置为根据ECG信号来计算均值跳动。

[0035] 具体地，在计算单元110中，可以基于对相继的ECG循环取平均来计算均值跳动。本领域技术人员可以意识到，其他算法也可以用于计算单元110。

[0036] 第一获得单元120被配置为基于ECG信号和根据ECG信号计算出的均值跳动来获得剩余信号。因此，在第一获得单元120的输入部处提供ECG信号和根据ECG信号计算出的均值跳动。

[0037] 此外，第一获得单元120可以包括相减单元，所述相减单元用于从ECG信号中减去均值跳动以获得剩余信号。本领域技术人员可以意识到，第一获得单元120可以采取其他算法来获得剩余信号。在第一获得单元120的输出部处获得的剩余信号被提供作为滤波单元130的输入。

[0038] 滤波单元130被配置为利用固定的截止频率来执行对剩余信号的滤波。例如，滤波单元130可以包括用于减小肌肉噪声的低通滤波器和用于减小基线漂移的高通滤波器。本领域技术人员可以意识到，滤波单元130还可以被认为是带通滤波器。例如，带通滤波器可以具有范围从0.05Hz到250Hz的带宽。可以针对带通滤波器采取其他截止频率来限制剩余信号的频率带。

[0039] 在滤波单元130的输出部处获得的经滤波的剩余信号被馈送到第二获得单元140的输入部。第二获得单元140被配置为基于经滤波的剩余信号和均值跳动来获得修改的ECG信号，因此，根据ECG信号计算出的均值跳动也被提供作为第二获得单元140的输入。

[0040] 具体地，第二获得单元140可以包括相加单元，所述相加单元被配置为将经滤波的剩余信号添加回到均值跳动，以获得所述修改的ECG信号。本领域技术人员可以意识到，第二获得单元140可以采取其他算法来获得所述修改的ECG信号。

[0041] 在现有的解决方案中，对均值跳动计算的设计和对低通/高通滤波器的设计两者都对最终的经滤波的信号具有大的影响。针对现有的解决方案仍然存在一些噪声，特别是在以快的奔跑速度锻炼的情况下。

[0042] 图2图示了根据本发明的实施例的用于减小运动伪影的装置的方框图。

[0043] 参考图2，装置200包括计算单元210、第一获得单元220、滤波单元230、第二获得单元240以及确定单元250。

[0044] 计算单元210、第一获得单元220和第二获得单元240与结合图1描述的那些类似，因此省略了对它们的重复描述。

[0045] 在本发明的实施例中，滤波单元230的一个或多个截止频率是由确定单元250基于表示患者的运动状态的加速度信号来确定的。

[0046] 可以使用被放置在电极上的加速度计传感器来获得加速度信号，所述电极被附着到患者的身体表面。可以使用A/D转换器来将加速度计传感器的模拟加速度信号转换成数字信号。本领域技术人员可以意识到，经采样的加速度信号仍然表示电极的运动，并因此表示患者的运动状态。

[0047] 在本发明的一个实施例中，由确定单元250确定的一个或多个截止频率包括加速度信号的信号频率。

[0048] 由于加速度信号表示患者的运动状态，因此加速度信号的信号频率被认为与向ECG信号引入严重干扰的频率分量相对应。使用加速度信号的信号频率作为滤波单元230的截止频率特定地减小了被引入的运动伪影。

[0049] 在本发明的一个实施例中，在确定单元250中，能够简单地根据加速度信号的两个相继的峰值之间的时间间隔来确定加速度信号的信号频率。具体地，记录下加速度信号的峰值出现的时间点，并且可以基于相继记录下的时间点来确定加速度信号的信号频率。本领域技术人员可以意识到，可以采取确定加速度信号的信号频率的其他方法。

[0050] 本领域技术人员应当意识到，加速度信号的频率分量的部分可以不与ECG信号的频率谱相交叠，并且能够使用本领域的各种方法来将频率分量的该部分从ECG信号中去除。在对实施例的以下描述中，所提出的装置集中于去除加速度信号的与ECG信号的谱相交叠的频率分量。

[0051] 有利地，只有当所确定的加速度信号的信号频率在预定范围之内时，确定单元250

才将加速度信号的信号频率确定为滤波的截止频率。例如，预定的范围可以是与30-300次跳动/分钟的心率相对应的0.5Hz-5Hz。由于在该范围之内的加速度信号的频率分量与ECG信号的谱完全交叠，因此难以使用本领域的方法来将它们去除。与此相反，由于滤波的截止频率是基于非线性来确定的，因此所提出的装置示出了在减小由患者的移动引入的运动伪影方面的优点。

[0052] 滤波单元230可以包括带阻滤波器，所述带阻滤波器的截止频率是由确定单元250确定的，以便特定地阻挡加速度信号的信号频率。滤波器可以是具有这样的优点的有限脉冲响应(FIR)滤波器：即，经滤波的剩余信号的延迟是恒定的且信号独立的。

[0053] 以下将结合特定范例来描述根据本发明的装置的操作，该特定范例不应被认为是对本发明的范围的限制。

[0054] 应用场景被给定为：患者以0.6m的步长和2.16km/h的行走速度行走，即，步幅频率是1Hz。

[0055] 在确定单元250中，加速度信号的信号频率可以被确定为与步幅频率相对应的1Hz。确定单元250将滤波单元230的截止频率确定为1Hz，这是因为其在预定的范围之内。

[0056] 滤波单元230被配置为阻挡1Hz的频率分量，以便特定地阻挡与步幅频率相对应的频率分量。

[0057] 在本发明的另一实施例中，滤波单元230还包括以上结合图1描述的用于减小肌肉噪声的低通滤波器和用于减小基线漂移的高通滤波器。备选地，能够由用于减小肌肉噪声和其他伪影两者的单个带通滤波器来代替低通滤波器和高通滤波器的组合。例如，能够采取具有范围从0.05Hz到250Hz的带宽的带通滤波器。本领域技术人员应当意识到，这里仅出于说明性目的而描述了带通滤波器的具体带宽，并且其他范围的带宽可以被使用并且应当被认为是在权利要求中定义的发明范围之内。

[0058] 在另一实施例中，在滤波单元230中，带阻滤波器可以与用于减小肌肉噪声和其他伪影的(一个或多个)滤波器组合。本领域技术人员可以理解，对于以上描述的应用场景，滤波单元230可以被认为是两个带通滤波器。具体地，滤波单元230可以被表达为：

[0059] $$\text{滤波器}=\begin{Bmatrix}\text{滤波器1},\ 0.05\ Hz<\text{带宽}<1\ Hz\\ \text{滤波器2},\ 1\ Hz<\text{带宽}<250\ Hz\end{Bmatrix}$$

[0060] 在本发明的另一实施例中，由确定单元250确定的一个或多个截止频率包括与加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的N个频率。

[0061] 由于当患者正在行走或奔跑时，运动伪影的带宽与ECG信号的带宽相交叠，因此不能够将运动伪影的所有频率分量从ECG信号中去除。然而，本领域技术人员应当意识到，加速度信号的功率谱中的具有最强功率能量的频率分量给ECG信号带来最严重的干扰，因此仅从ECG信号中去除与加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的频率分量实际得多并且有意义得多。

[0062] 有利地，N在[1,10]的范围中。在本发明的一个实施例中，N是3。下面将结合N是3的实施例来描述本发明。

[0063] 能够通过对经采样的加速度信号应用FFT变换来获得加速度信号的功率谱。本领域技术人员应当意识到，可以应用其他途径来获得加速度信号的功率谱。这里将不进一步

描述对功率谱的具体计算。

[0064] 确定单元250可以确定与加速度信号的具有最高的三个FFT幅度的频率分量相对应的3个频率。例如，f_0是具有加速度信号的功率谱的最大功率能量的频率，f_1是具有加速度信号的功率谱的第二大功率能量的频率，并且f_2是具有加速度信号的功率谱的第三大功率能量的频率。脚标指数用于识别功率谱中的频率分量的功率能量的排位，并且其不表示频率的值的排位。例如，在一个实施例中，f_0、f_1和f_2之间的关系可以读出为：$f_1<f_0<f_2$。

[0065] 滤波单元230被配置为阻挡那些频率，即f_0、f_1和f_2。本领域技术人员可以意识到，滤波单元230可以被认为包括3个带通滤波器。在该实施例中，滤波器是FIR滤波器。具体地，滤波单元230可以被表达为：

[0066] $$\text{滤波器}=\begin{cases}\text{滤波器1},\ 0\,Hz<\text{带宽}<f_1\\ \text{滤波器2},\ f_1<\text{带宽}<f_0\\ \text{滤波器3},\ f_0<\text{带宽}<f_2\end{cases}$$

[0067] 在另一实施例中，滤波器单元230可以与以上结合图1描述的、具有用于减小肌肉噪声和基线漂移的带宽的(一个或多个)滤波器组合。假设$0.05Hz<f_1<f_0<f_2<250Hz$，则滤波单元230可以被认为包括4个如以下定义的带通滤波器：

[0068] $$\text{滤波器}=\begin{cases}\text{滤波器1},\ 0.05\,Hz<\text{带宽}<f_1\\ \text{滤波器2},\ f_1<\text{带宽}<f_0\\ \text{滤波器3},\ f_0<\text{带宽}<f_2\\ \text{滤波器4},\ f_2<\text{带宽}<250\,Hz\end{cases}$$

[0069] 图3图示了根据本发明的另一实施例的用于减小运动伪影的装置的方框图。

[0070] 如图3所示，装置300包括计算单元210、第一获得单元220、滤波单元230、第二获得单元240、确定单元250以及自适应滤波器260。

[0071] 计算单元210、第一获得单元220、滤波单元230、第二获得单元240以及确定单元250与结合图2描述的那些类似。图2与图3示出的实施例之间的差异在于，在图3中经自适应滤波的ECG信号用于代替作为针对计算单元210和第一获得单元220的输入信号的原始ECG信号。

[0072] 自适应滤波器260被配置为利用加速度信号来执行对ECG信号的自适应滤波。自适应滤波器260可以是递归最小二乘(RLS)滤波器、最小均方(LMS)滤波器或本领域技术人员想到的其他滤波器。

[0073] 使用加速度信号作为参考信号，自适应滤波器260执行对ECG信号的自适应滤波。因此，能够去除ECG信号中的运动伪影的部分。

[0074] 在图3中示出的实施例中，计算单元210被配置为根据经自适应滤波的ECG信号来计算均值跳动，并且第一获得单元220被配置为基于经自适应滤波的ECG信号和根据经自适应滤波的ECG信号计算出的均值跳动来获得剩余信号。

[0075] 在本发明的实施例中使用经滤波的ECG信号代替原始ECG信号能够进一步地减小ECG信号中的运动伪影并提高ECG信号的质量。

[0076] 本领域技术人员可以意识到，可以由FPGA、CPU、DSP单元或任何其他器件来实施根据本发明的用于减小运动伪影的装置。

[0077] 在另一方面中，本发明的一个实施例还提供了用于采集患者的ECG信号的装置。图4示出了根据本发明的一个实施例的用于采集ECG信号的装置的方框图。

[0078] 如图4所示，用于采集ECG信号的装置400包括第一感测单元410、第二感测单元420以及装置430。

[0079] 第一感测单元410被配置为获得患者的ECG信号。在本发明的一个实施例中，第一感测单元410被实施为若干电极。在操作中，这些电极被附着到患者的身体表面。可以在电极与身体表面之间使用特殊的药剂来提高采集到的ECG信号的质量。

[0080] 本领域技术人员可以意识到，第一感测单元410还包括信号调节电路以为稍后的处理准备ECG信号。A/D转换器和滤波器可以被包括在信号调节电路中。本领域技术人员可以意识到，第一感测单元410的其他实施方式也是可能的。

[0081] 第二感测单元420被配置为获得加速度信号。在本发明的一个实施例中，第二感测单元420被实施为被放置在第一感测单元上或独立地被附着到患者的身体表面的加速度计传感器。

[0082] 本领域技术人员可以意识到，第二感测单元420还可以包括信号调节电路以处理获得的加速度信号。第二感测单元420中的信号调节电路与第一感测单元410中的信号调节电路类似。可以采取第二感测单元420的其他实施方式。

[0083] 装置430与第一感测单元410和第二感测单元420连接，以接收ECG信号和加速度信号作为输入。装置430被配置为根据以上提及的本发明的第一方面来减小患者的ECG信号中的运动伪影。

[0084] 本领域技术人员可以意识到，装置400能够是便携式ECG记录器。

[0085] 在另一方面中，本发明的一个实施例还提供了减小患者的ECG信号中的运动伪影的方法。图5示出了减小运动伪影的方法的流程图。

[0086] 如图5所示，所述方法包括步骤S510、S520、S530、S540以及S550。

[0087] 在步骤S510中，根据ECG信号来计算均值跳动。

[0088] 在步骤S520中，基于ECG信号和根据ECG信号计算出的均值跳动来获得剩余信号。

[0089] 在步骤S530中，利用一个或多个截止频率来执行对剩余信号的滤波。

[0090] 在步骤S540中，基于经滤波的剩余信号和均值跳动来获得修改的ECG信号。

[0091] 在步骤S550中，基于表示患者的运动状态的加速度信号来确定滤波的一个或多个截止频率。

[0092] 使用所提出的方法，能够特定地阻挡与由患者的运动引入的运动伪影相对应的频率分量。因此，减小了ECG信号中的运动伪影，并且提高了ECG信号的质量，这也对减少诊断错误做出了贡献。

[0093] 在本发明的一个实施例中，步骤S550还可以包括确定加速度信号的信号频率作为滤波的截止频率。

[0094] 在本发明的一个实施例中，步骤S550还包括根据加速度信号的两个相继的峰值之间的时间间隔来确定加速度信号的信号频率。

[0095] 在本发明的另一实施例中，步骤S550还包括确定与加速度信号的功率谱的最高的N个功率能量相对应的N个频率作为滤波的截止频率。

[0096] 有利地，在步骤S510之前，所述方法还包括利用加速度信号来执行对ECG信号的自

适应滤波的步骤。然后，在步骤S510中，根据经自适应滤波的ECG信号来计算均值跳动，并且在步骤S520中，基于经自适应滤波的ECG信号和根据经自适应滤波的ECG信号计算出的均值跳动来获得剩余信号。

[0097] 对自适应滤波器的额外的使用可以进一步地提高ECG信号的质量。

[0098] 还提出了计算机可执行指令的集合来执行以上描述的方法。所述指令能够驻留在计算单元210、第一获得单元220、滤波单元230、第二获得单元240、确定单元250以及自适应滤波器260中，以执行以上公开的方法的任何步骤。

[0099] 尽管将参考附图中示出的实施例来描述本发明，但是应当理解，本发明可以被以包括硬件和软件的任何组合的许多备选形式来实施。另外，能够使用任何适合的大小、形状或类型的材料、元件、计算机程序单元、计算机程序代码或计算机程序模块。

[0100] 尽管在计算机程序代码的背景下进行了讨论，但是应当理解，模块可以被实施在硬件电路、计算机程序代码或硬件电路与计算机程序代码的任何组合中。

[0101] 应当注意到，以上描述的实施例是给出用于描述的，而不是对本发明进行限制，并且应当理解，如本领域技术人员容易理解的，可以借助修改和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样的修改和变型被认为在本发明和权利要求的范围之内。通过权利要求定义了本发明的保护范围。另外，权利要求中的附图标记中的任何附图标记都不应被解读为对权利要求的限制。对词语“包括”及其词形变化的使用不排除除了权利要求中记载的那些之外的元件或步骤的存在。元件或步骤前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件或步骤的存在。

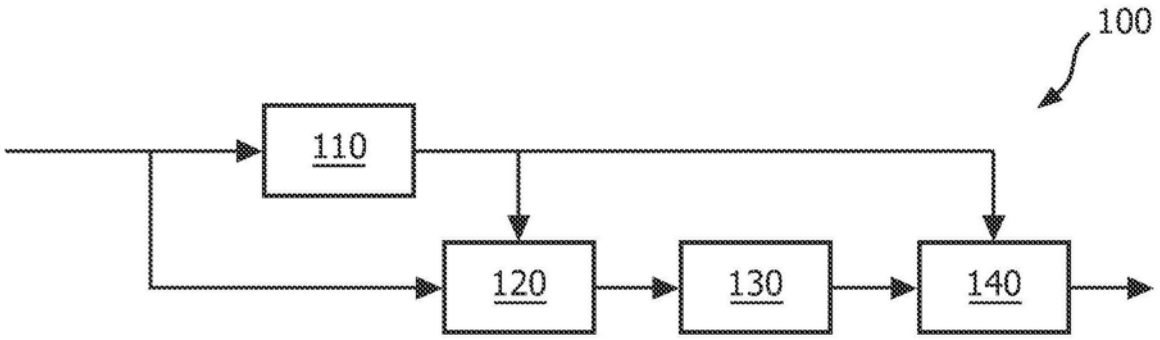

100
110
120
130
140

图1

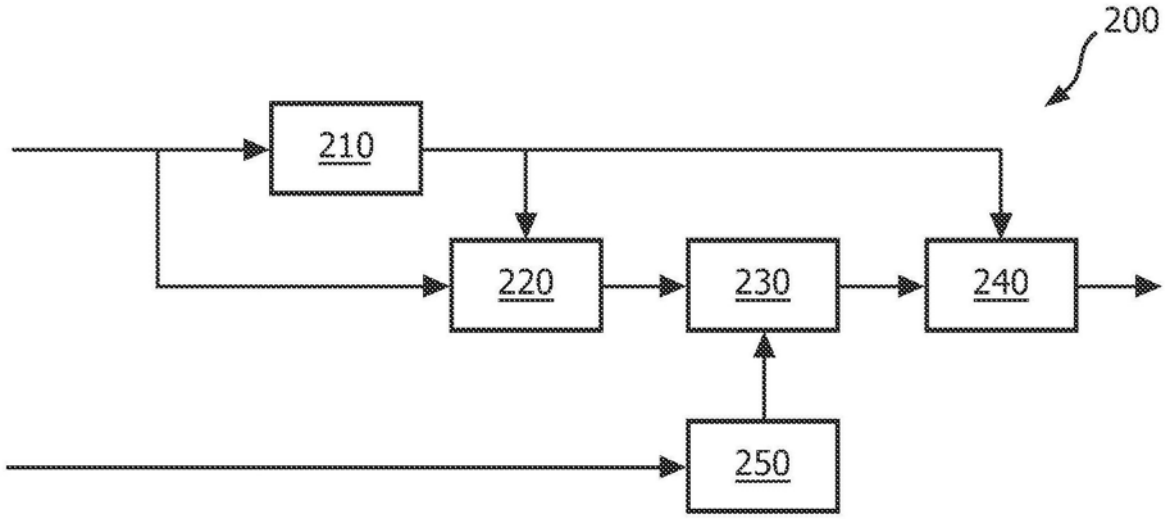

200
210
220
230
240
250

图2

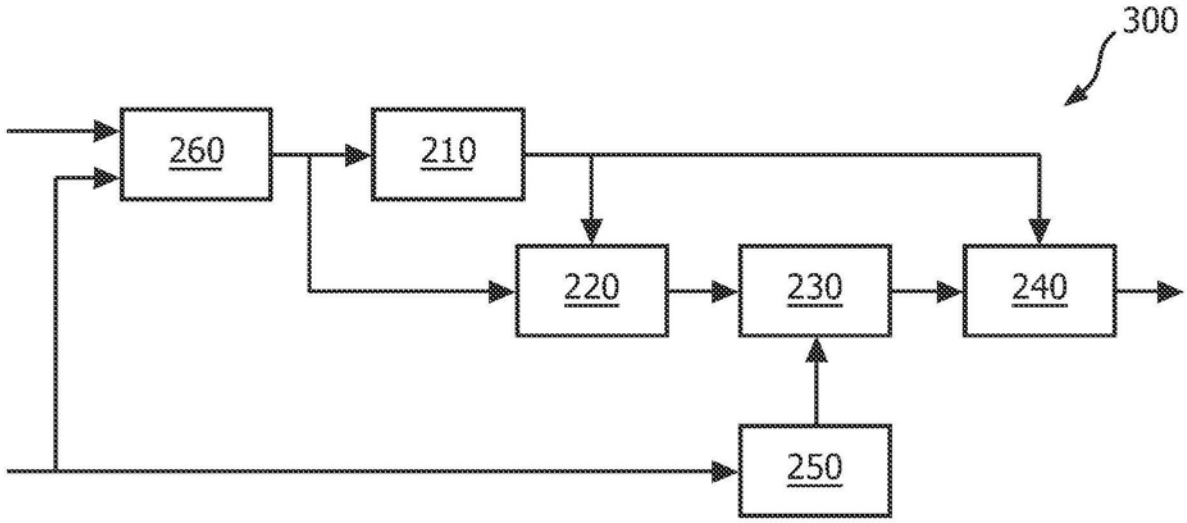

300
260
210
220
230
240
250

图3

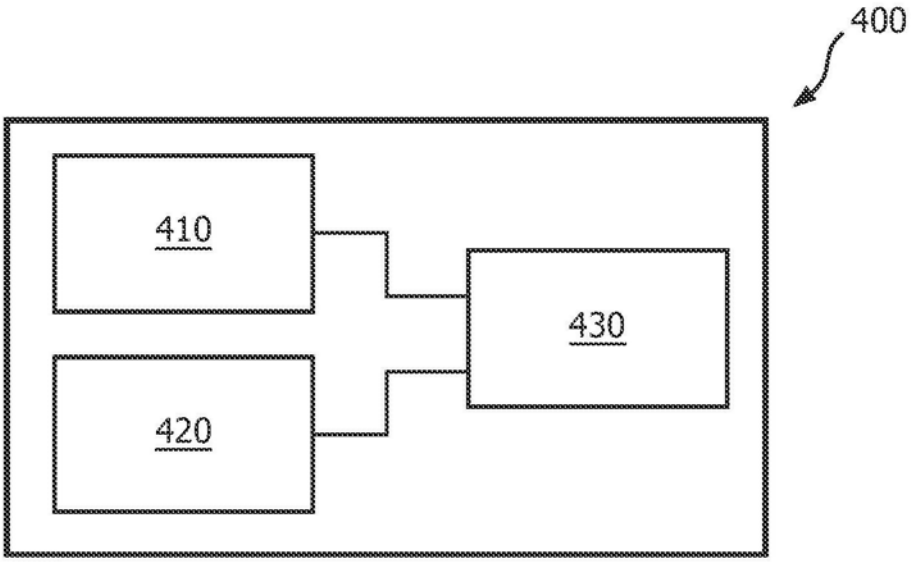


图4

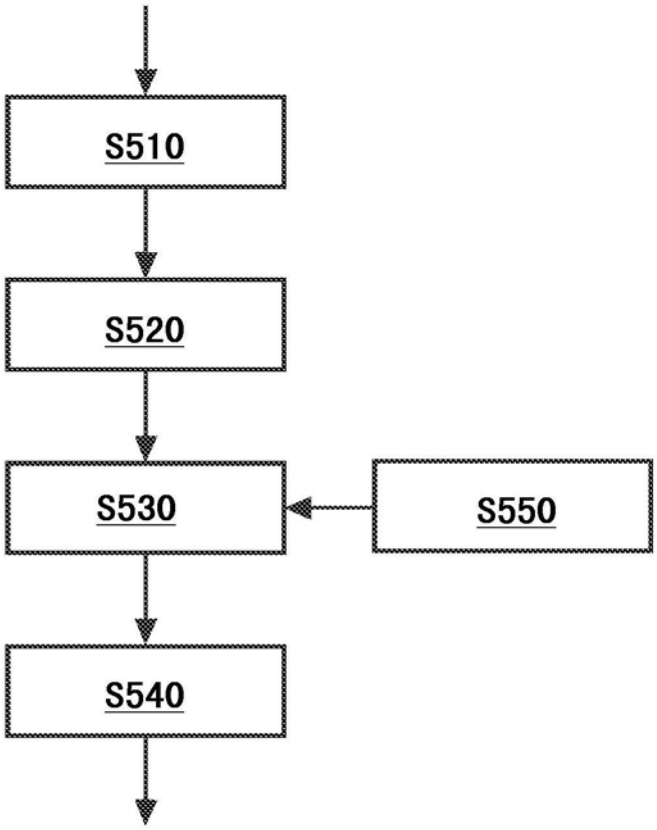
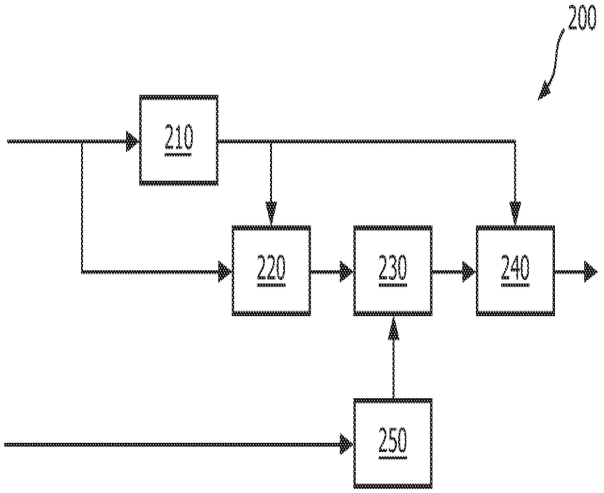


图5

专利名称(译)	用于ECG运动伪影去除的装置和方法		
公开(公告)号	CN105101870B	公开(公告)日	2019-01-22
申请号	CN201480019349.8	申请日	2014-03-17
[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	王进 D赵 石城 李炜		
发明人	王进 D·赵 石城 李炜		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	PCT/CN2013/073483 2013-03-29 WO		
其他公开文献	CN105101870A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种用于减小患者的ECG信号中的运动伪影的装置。所述装置包括：计算单元，其被配置为根据所述ECG信号来计算均值跳动；第一获得单元，其被配置为基于所述ECG信号和根据所述ECG信号计算出的所述均值跳动来获得剩余信号；滤波单元，其被配置为利用一个或多个截止频率来执行对所述剩余信号的滤波；第二获得单元，其被配置为基于经滤波的剩余信号和所述均值跳动来获得修改的ECG信号；以及确定单元，其被配置为基于表示所述患者的运动状态的加速度信号来确定所述滤波的所述一个或多个截止频率。通过使用所提出的装置，能够将运动伪影从所述ECG信号中大幅去除，并且能够因此提高所述ECG信号的质量。