(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 104902809 B
(45)授权公告日 2020.08.18

(21)申请号 201380069488.7

(22)申请日 2013.12.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104902809 A

(43)申请公布日 2015.09.09

(66)本国优先权数据
PCT/CN2012/087984 2012.12.31 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.06.30

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/060923 2013.12.13

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2014/102653 EN 2014.07.03

(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 J·王 D·赵 C·史 S·陈

(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 5/04(2006.01)
A61B 5/0452(2006.01)

(56)对比文件
US 5908393 A,1999.06.01
US 4732158 A,1988.03.22
US 5908393 A,1999.06.01
US 2004167578 A1,2004.08.26
US 5259387 A,1993.11.09
CN 1032288 A,1989.04.12

审查员 王传利

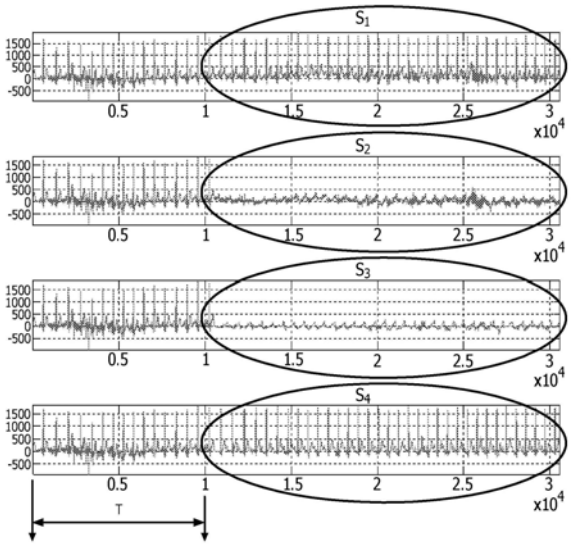
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

用于减少ECG信号中的运动伪影的方法和装置

(57)摘要

本发明提供一种用于减少ECG信号中的运动伪影的方法和装置。根据本发明的方面，提出了一种减少ECG信号中的运动伪影的方法，所述方法包括：从患者的连续测得的ECG信号中采集当前搏动；计算先前均值搏动与所述ECG信号中的所述当前搏动之间的相关性系数；基于所述相关性系数来确定要分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的权重；并且基于所述先前均值搏动、所述当前搏动、以及它们的权重来计算当前均值搏动。因此，以使得能够实质上改进所述ECG信号的SNR的方式，推导所述当前均值搏动的新颖方法可以减少由于患者移动的ECG伪影。



CN 104902809 B

1.一种减少ECG信号中的运动伪影的方法(10),包括:

从患者的连续测得的ECG信号中采集(11)当前搏动;

计算(12)先前均值搏动与所述ECG信号中的所述当前搏动之间的相关性系数;

基于所述相关性系数来确定(13)要分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的权重,其中,如果所述相关性系数高,则较大的权重被分配给所述当前搏动并且较小的权重被分配给所述先前均值搏动,否则,较小的权重被分配给所述当前搏动并且较大的权重被分配给所述先前均值搏动;并且

基于所述先前均值搏动、所述当前搏动、以及分别被分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的所确定的权重来计算(14)当前均值搏动,其中,所述当前均值搏动包括相较于所述ECG信号中的所述当前搏动具有减少的运动伪影的运动伪影减少的搏动。

2.根据权利要求1所述的方法(10),还包括将所述相关性系数与预定系数进行比较(15)的步骤。

3.根据权利要求1所述的方法(10),还包括:

从所述当前搏动减去(16)所述当前均值搏动以获得剩余信号;

基于所述ECG信号的信号特征来执行(17)对所述剩余信号的分段滤波以获得经滤波的信号;并且

将所述经滤波的信号加(18)回到所述当前均值搏动以获得修改的当前搏动。

4.根据权利要求3所述的方法(10),还包括:

从所述ECG信号中提取(19)所述信号特征,其中,所述信号特征包括:噪声包络;相关性信息;P波、QRS复合波和T波的峰值位置;以及段间隔,以及

选择(20)P波、QRS复合波和T波、或它们的任何组合中的一个作为要处理的段。

5.根据权利要求4所述的方法(10),其中,当所述QRS复合波被选择作为要处理的段时,执行(17)分段滤波的步骤还包括以下子步骤:

基于所述信号特征来识别QRS段和T段与P段;并且

分别通过使用不同滤波器来执行对不同段的滤波。

6.根据权利要求1所述的方法(10),还包括

根据所述ECG信号中的预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动。

7.根据权利要求6所述的方法(10),其中,所述预定数量的连续搏动包括第一预定数量的连续搏动和跟随所述第一预定数量的连续搏动的第二预定数量的连续搏动,并且其中,推导初始均值搏动的步骤还包括以下子步骤:

根据所述第一预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动;并且

仅仅当先前初始均值搏动与所述第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数大于预定系数时更新所述初始均值搏动。

8.根据权利要求6或7所述的方法(10),还包括:

再次启动根据所述ECG信号中的预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动的步骤。

9.一种用于减少ECG信号中的运动伪影的装置(50),包括:

采集单元(51),其用于从患者的连续测得的ECG信号中采集当前搏动;

第一计算单元(52),其用于计算先前均值搏动与所述ECG信号中的所述当前搏动之间的相关性系数;

确定单元(53)，其用于基于所述相关性系数来确定要分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的权重，其中，如果所述相关性系数高，则较大的权重被分配给所述当前搏动并且较小的权重被分配给所述先前均值搏动，否则，较小的权重被分配给所述当前搏动并且较大的权重被分配给所述先前均值搏动；以及

第二计算单元(54)，其用于基于所述先前均值搏动、所述当前搏动、以及分别被分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的所确定的权重来计算当前均值搏动，其中，所述当前均值搏动包括相较于所述ECG信号中的所述当前搏动具有减少的运动伪影的运动伪影减少的搏动。

10.根据权利要求9所述的装置(50)，还包括比较器，所述比较器用于将所述相关性系数与预定系数进行比较。

11.根据权利要求9所述的装置(50)，还包括：

减法单元，其用于从所述当前搏动减去所述当前均值搏动以获得剩余信号；

滤波器单元，其用于基于所述ECG信号的信号特征来执行对所述剩余信号的分段滤波以获得经滤波的信号；以及

加法单元，其用于将所述经滤波的信号加回到所述当前均值搏动以获得修改的当前搏动。

12.根据权利要求11所述的装置(50)，还包括：

提取单元，其用于从所述ECG信号中提取所述信号特征，其中，所述信号特征包括：噪声包络；相关性信息；P波、QRS复合波和T波的峰值位置；以及段间隔，以及

选择单元，其用于选择P波、QRS复合波和T波、或它们的任何组合中的一个作为要处理的段。

13.根据权利要求12所述的装置(50)，其中，所述选择单元选择所述QRS复合波作为要处理的段，所述装置还包括：

识别单元，其用于基于所述信号特征来识别QRS段和T段与P段，并且其中

所述滤波器单元包括分别针对所述QRS段的第一组低通滤波器和高通滤波器和针对其他段的第二组低通滤波器和高通滤波器。

14.根据权利要求13所述的装置(50)，其中，针对所述QRS段的所述第一组低通滤波器和高通滤波器与第二组低通滤波器和高通滤波器的截止频率不同。

用于减少ECG信号中的运动伪影的方法和装置

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少ECG信号中的运动伪影的方法和装置。

背景技术

[0002] 诸如心电图(ECG)信号的生物信号可以包含大量的噪声。例如，通常表现为快速、波状偏转的由肌肉活动、运动伪影等引入的噪声尤其在移动期间致使ECG难以读取。

[0003] 在这点上，US 6216031B1提出了一种用于增强包含伪影的ECG中的信号的装置，所述装置包括用于评估从QRS复合开始到T波结束的预定数量的ECG信号搏动的曲线形状并使用该结果来建立均值搏动的均值单元，并且所述装置还包括用于从实际搏动减去ECG信号的均值搏动以获得剩余信号的减法单元，以及用于对剩余信号进行高低通滤波以将经滤波的信号提供给将均值搏动加到其中的加法单元的FIR滤波器单元。

[0004] US 6216031B1的原理是利用均值单元基于对连续ECG周期的平均来计算均值搏动，并且利用LP(低通)滤波器和HP(高通)滤波器来处理剩余信号以去除肌肉噪声和基线漂移噪声两者。尽管该方法在一定程度上增强了得到的ECG信号的信噪比(SNR)，但其仍然具有一些不可接受的缺点。

[0005] 另外，在US 6216031B1中，常规的LP/HP滤波技术被用于去除噪声。例如，通过低通滤波器对剩余信号进行滤波来减少肌肉噪声，并且通过高通滤波器对剩余信号进行滤波来减少基线漂移。滤波器的截止频率被设定为避免在剩余信号中剩下的P波和VPB的不可接受的失真的值。两个滤波器是有限脉冲响应滤波器，有限脉冲响应滤波器具有经滤波的剩余信息的延迟是恒定的且信号无关的优点。但是也可以出现不可接受的缺口，尤其在骤然的ECG形态学变化的情况下。

发明内容

[0006] 因此，提供一种用于减少ECG信号中的运动伪影的改进的方法和装置以便处理不可接受的缺口将是有利的，并且同时避免失真并进一步改进ECG信号的SNR。

[0007] 根据本发明的方面，提出了一种减少ECG信号中的运动伪影的方法，包括：从患者的连续测得的ECG信号中采集当前搏动；计算先前均值搏动与所述ECG信号中的所述当前搏动之间的相关性系数；基于所述相关性系数来确定要分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的权重；以及基于所述先前均值搏动、所述当前搏动和它们的权重来计算当前均值搏动。

[0008] 因此，利用这种方法，由于权重确定是基于相关计算的，所以能够根据当前搏动波形与先前均值搏动之间的相关性来将不同权重动态地分配给先前均值搏动和当前搏动两者。换言之，如果相关性高，则较大的权重将被分配给当前搏动。否则，其将被分配以较小的权重，甚至零值权重，这暗示当前搏动与均值搏动不相关并且不被用于均值搏动更新。

[0009] 因此，与基于先前均值搏动、当前搏动和分配给所述搏动中的每个的固定权重来

计算均值搏动的传统方法相比，根据本发明的方法采用自适应权重确定方法，所述自适应权重确定方法基于两个搏动之间的相关性，并且所述自适应权重确定方法可以抓住精确的ECG形态学变化，从而得到增强的滤波效果，使得能够去除由于患者的运动的伪影。

[0010] 此处，本领域技术人员可以容易理解，在增强包含伪影的ECG中的信号的方法中，均值搏动应当被计算或凭经验被确定为在对ECG信号的真实滤波开始之前的初始均值搏动。

[0011] 当对ECG信号的滤波的方法开始时，在对第一当前搏动的处理期间，初始均值搏动将被用作先前均值搏动并且将与第一当前搏动组合以计算第一当前均值搏动，所述第一当前均值搏动将被存储在存储器中。然后，如果第一当前均值搏动和第一当前搏动相关，则将从第一当前搏动减去第一当前均值搏动以获得剩余信号，并且将对剩余信号进行滤波以获得经滤波的信号。最后，经滤波的信号将被加回到第一当前均值搏动以获得修改的第一当前搏动。

[0012] 接着，在对第二当前搏动的处理期间，所存储的第一当前均值搏动将被用作先前均值搏动以与第二当前搏动组合来计算第二当前均值搏动，所述第二当前均值搏动将被存储在存储器中。然后，如果第二当前搏动与先前均值搏动相关，则将从第二当前搏动减去第二当前均值搏动以获得剩余信号，并且将对所述剩余信号进行滤波以获得经滤波的信号。最后，经滤波的信号将被加回到第二当前均值搏动以获得修改的第二当前搏动。处理操作如此继续并且最后所有的ECG信号被处理并被滤波。

[0013] 请注意，如本领域技术人员将容易理解的，先前均值搏动与当前搏动之间的相关性可以是相关性系数，但不限于此。

[0014] 在根据本发明的方法的范例中，在计算了先前均值搏动与当前搏动之间的相关性系数之后，可以凭经验或通过利用查找表进行映射来确定要分配给先前均值搏动和当前搏动的权重。然而，该方法的优选范例还可以包括将相关性系数与预定系数，即预定相关性阈值进行比较的步骤。如果相关性系数高于预定系数，则较大的权重将被分配给当前搏动。否则，当前搏动将被分配以较小的权重或甚至零值权重。

[0015] 在根据本发明的方法的范例中，所述方法还可以包括以下步骤：从当前搏动减去当前均值搏动以获得剩余信号；基于ECG信号的信号特征来执行对剩余信号的分段滤波以获得经滤波的信号；并且将当前均值搏动加回到经滤波的信号以获得修改的当前搏动。在一个范例中，信号特征可以从ECG信号中采集并且可以包括P波、QRS复合波和T波的峰值位置、段间隔、和噪声包络以及关于均值搏动的相关性信息。

[0016] 在所述方法的另一范例中，如果QRS复合波被选择作为要处理的段，则执行分段滤波的步骤还可以包括以下子步骤：基于信号特征来识别ECG波中的QRS段和T段与P段；基于信号斜率变化和所计算的相关性系数来估计噪声包络；并且分别通过使用不同滤波器来执行对不同段的滤波。

[0017] 与执行对剩余信号的常见滤波的传统方法相比，根据本发明的优选范例的方法采用对剩余信号的分段滤波来改进噪声减少的效果以增强SNR并且保证重要的特征不失真。

[0018] 此处，术语“分段滤波”意味着，例如，如果QRS复合波被选择作为要处理的段，则基于当前搏动信号特征、ECG形态学的峰值位置和间隔信息，一组滤波器被用于一个QRS段，并且另一组滤波器被用于T段与P段。

[0019] 在当当前搏动与均值搏动相关的情况下应用从当前搏动减去当前均值搏动以获得剩余信号。否则，例如，当前搏动能够被保留在剩余信号中，并且不同组的分段滤波能够被应用以保持ECG特征精确。在这种情形下，用于不相关的搏动的分段滤波器的组完全不同于用于相关的搏动的分段滤波器的组。由于对均值搏动的计算是关键因素并且可以对最后获得的ECG信号具有大的影响，所以对初始均值搏动的计算特别重要。在常规实践中，初始均值搏动可以凭经验通过参考普通人的正常搏动来确定并且可以在前被存储。

[0020] 然而，在根据本发明的方法的范例中，所述方法还可以包括根据ECG信号中的预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动的步骤。由于根据对患者自身执行的测量来推导初始均值搏动，所以可以改进由此获得的均值搏动的准确度。

[0021] 在本方法的另一范例中，所述预定数量的连续搏动包括第一预定数量的连续搏动和跟随所述第一预定数量的连续搏动的第二预定数量的连续搏动。在所述方法的优选范例中，推导初始均值搏动的步骤还包括以下子步骤：根据所述第一预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动；并且仅仅当先前初始均值搏动与所述第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数大于预定系数时更新所述初始均值搏动。

[0022] 如从以上能够看到，在本发明的方法的准备流程中，即，在计算所述初始均值搏动期间，仅仅在先前初始均值搏动与所述第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数大于预定系数时通过引入更新所述初始均值搏动的步骤来仔细地验证所述初始均值搏动。

[0023] 换言之，根据预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动的传统方式仅仅涉及通过求平均或一些算术算法根据所述第一预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动。然而，根据本发明的方法还利用第二预定数量的连续搏动来验证和更新所述初始均值搏动。并且，先前初始均值搏动与所述第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数也被用于更新所述初始均值搏动。

[0024] 以这种方式，可以更准确地推导初始均值搏动，并且因此可以改进由此获得的均值搏动的准确度，并且最后经滤波的ECG信号可以更准确，并且能够进一步改进ECG信号的SNR。

[0025] 根据本发明的另一方面，提出了一种用于减少ECG信号中的运动伪影的装置，包括：采集单元，其用于从患者的连续测得的ECG信号中采集当前搏动；第一计算单元，其用于计算先前均值搏动与所述ECG信号中的所述当前搏动之间的相关性系数；确定单元，其用于基于所述相关性系数来确定要分配给所述先前均值搏动和所述当前搏动的权重；以及第二计算单元，其用于基于所述先前均值搏动、所述当前搏动、以及它们的权重来计算当前均值搏动。

[0026] 如上所述，与基于先前均值搏动、当前搏动和固定权重来计算均值搏动的传统装置相比，根据本发明的装置采用自适应权重确定方法，所述自适应权重确定方法基于两个搏动之间的相关性并且可以得到良好的滤波效果，使得能够去除由于患者的运动的伪影。

[0027] 下面更详细地描述本公开的各个方面和特征。本发明的这些和其他方面将参考下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐述。

附图说明

[0028] 下文将结合实施例并参考附图更详细地描述和解释本发明，其中：

[0029] 图1是根据本发明的方法的流程图；

[0030] 图2示出了根据本发明的方法的变型的流程图；

[0031] 图3示出了根据本发明的方法的另一变型的流程图；

[0032] 图4示出了根据本发明的方法的又一变型的流程图；

[0033] 图5是根据本发明的装置的方框图；以及

[0034] 图6示出了如何通过利用本发明的方法从ECG信号中去除运动伪影。

[0035] 附图中的相同的附图标记指示相似或对应的特征和/或功能。

具体实施方式

[0036] 将关于具体实施例并参考特定附图来描述本发明，但是本发明不限于此，而仅由权利要求书限制。描述的附图仅仅是示意性的而非限制性的。在附图中，为了说明性目的，元件中的一些的尺寸可能夸大并且不是按比例绘制的。

[0037] 图1是根据本发明的一个实施例的减少ECG信号中的运动伪影的方法10的流程图。如图1所示的方法10涉及一种用于计算当前均值搏动以用于对当前搏动的滤波的改进的方法。具体地，其特征在于，其采用基于先前均值搏动与当前搏动之间的相关性系数对要分配给先前均值搏动和当前搏动的权重的自适应和动态确定，并且然后基于先前均值搏动、当前搏动、以及它们的权重来执行对当前均值搏动的计算。

[0038] 在下文中，将尤其结合图5来描述方法10的细节，图5是用于实施图1所示的方法10的装置50的方框图。

[0039] 如从图5能够看到，根据本发明的一个实施例的用于减少ECG信号中的运动伪影的装置50包括采集单元51、第一计算单元52、确定单元53和第二计算单元54。

[0040] 首先，在患者上的ECG传感器可以连续测得患者的ECG信号，并且获得的ECG信号将被输入到采集单元51，采集单元51可以采集来自接收到的ECG信号的当前搏动(图1中的步骤11)。

[0041] 第一计算单元52与采集单元51耦合并且能够计算先前均值搏动与ECG信号中的当前搏动之间的相关性系数(图1中的步骤12)。

[0042] 本领域技术人员基于本领域的其知识和本申请的详细解释将清楚地理解术语“先前均值搏动”。

[0043] 如早前所述，在对ECG信号的真实滤波开始之前，均值搏动应当被计算或凭经验被确定为初始均值搏动。

[0044] 当对ECG信号的滤波的方法开始时，在对第一当前搏动的滤波期间，初始均值搏动将被用作先前均值搏动并且将与第一当前搏动组合以计算第一当前均值搏动，第一当前均值搏动将被存储在存储器中。然后，如果第一当前均值搏动和第一当前搏动相关，则将从第一当前搏动减去第一当前均值搏动以获得剩余信号，并且将对剩余信号进行滤波以获得经滤波的信号。最后，经滤波的信号将被加回到第一当前均值搏动以获得修改的第一当前搏动。

[0045] 接着，在对第二当前搏动的滤波期间，所存储的第一当前均值搏动将被用作先前

均值搏动以与第二当前搏动组合来计算第二当前均值搏动，第二当前均值搏动将被存储在存储器中。然后，如果第二当前搏动与所述均值搏动相关，则将从第二当前搏动减去第二当前均值搏动以获得剩余信号，并且将对所述剩余信号进行滤波以获得经滤波的信号。最后，经滤波的信号将被加回到第二当前均值搏动以获得修改的第二当前搏动。处理操作以此方式继续，直到最后所有的ECG信号被处理并被滤波。

[0046] 在当前搏动和均值搏动相关的情形中应用从当前搏动减去均值搏动和将均值搏动加到当前搏动。否则，当前搏动可以被保留在例如剩余信号中并且然后被滤波以生成已经从其去除了噪声的输出。

[0047] 另外，在该方法中，先前均值搏动与当前搏动之间的相关性可以是相关性系数，但不限于此。例如，如本领域技术人员将容易理解的，相关性也可以是幅度误差或两者等的均方值。

[0048] 确定单元53与第一计算单元52耦合并且可以基于相关性系数来确定要分配给先前均值搏动和当前搏动的权重(图1中的步骤13)。

[0049] 例如，在计算了先前均值搏动与当前搏动之间的相关性系数之后，可以凭经验或通过利用查找表进行映射来确定要分配给先前均值搏动和当前搏动的权重。

[0050] 接着，与确定单元53耦合的第二计算单元54被用于基于先前均值搏动、当期搏动和要分配给这些搏动的权重来计算当前均值搏动(图1中的步骤14)。

[0051] 使用该方法10，由于权重确定是基于相关计算的，所以能够根据当前搏动波形与先前均值搏动之间的相关性来将不同权重动态地分配给先前均值搏动和当前搏动两者。换言之，如果相关性高，则较大的权重将被分配给当前搏动。否则，其将被分配以较小的权重或甚至零值权重。

[0052] 因此，与基于先前均值搏动、当前搏动和固定权重来计算均值搏动的传统方法相比，根据本发明的方法10采用自适应权重确定方法，所述自适应权重确定方法基于在两个搏动之间的相关性，并且所述自适应权重确定方法可以得到对ECG形态学变化的良好跟踪和更好的滤波效果，使得能够去除由于患者运动的伪影。

[0053] 图2-4示出了根据本发明的减少ECG信号中的运动伪影的方法10的一些可能变型。

[0054] 如图2所示，在该方法的优选范例中，所述方法还可以包括将相关性系数与预定系数，即预定相关性阈值进行比较的步骤15。

[0055] 例如，相关性系数CCR通过相关性计算单元来计算并且与预定相关性阈值进行比较，从而指示当前周期是否与现有均值周期高度相关：

[0056] $$\begin{cases} \max(CCR) > \text{阈值} & \text{高度相关} \\ \text{否则} & \text{非高度相关} \end{cases}$$

[0057] 如果相关性系数高于预定系数，则较大的权重将被分配给当前搏动。否则，当前搏动将被分配以较小的权重或甚至零值权重。

[0058] 图3示出了根据本发明的另一实施例的减少ECG信号中的运动伪影的方法10的流程图。

[0059] 如图3所示，在该方法10的优选范例中，所述方法还可以包括在已经基于先前均值搏动、当前搏动、以及它们的权重计算了当前均值搏动之后从当前搏动减去当前均值搏动以获得剩余信号的步骤16。当当前搏动与均值搏动不相关时，不应用减法的步骤16，并且搏

动直接被保留在例如剩余信号中。

[0060] 另外，方法10还包括基于ECG信号的信号特征来执行对剩余信号的分段滤波以获得经滤波的信号的步骤17。并且在步骤17之后，所述方法还可以包括步骤18，在步骤18中，当搏动与均值搏动相关时，将当前均值搏动加回到经滤波的信号以获得修改的当前搏动。否则，省略所述加法步骤。以这种方式，在对ECG信号的真实滤波中利用在图1所示的方法10中获得的当前均值搏动以最后实现从ECG信号中去除运动伪影。

[0061] 在一个范例中，信号特征可以从ECG信号中采集并且可以包括P波、QRS复合波和T波的峰值位置以及段间隔。

[0062] 在方法10的另一范例中，如果QRS复合波被选择作为要处理的段，则执行分段滤波的步骤17还可以包括以下子步骤：基于信号特征以及关于均值搏动的相关性来识别QRS段和T波段与P波段、噪声包络；并且分别通过使用不同滤波器来执行对不同段的滤波。

[0063] 与执行对剩余信号的常见滤波的传统方法相比，根据图3所示的本发明的优选范例的方法10采用对剩余信号的分段滤波来增强ECG的SNR并且确保ECG特征在去除运动伪影的信号中保持不失真。

[0064] 此处，术语“分段滤波”意味着，例如，如果QRS复合波被选择作为要处理的段，则基于当前搏动信号特征，即，ECG形态学的峰值位置、间隔信息、噪声包络以及关于均值搏动的相关性信息，一组LP和HP滤波器被用于一个QRS段，并且另一组LP和HP滤波器被用于T段与P段。根据如图3所示的方法10的一个范例，针对QRS段的第一组低通滤波器和高通滤波器和针对其他段的第二组低通滤波器和高通滤波器的截止频率可以不同。然而，如本领域技术人员能够容易理解的，两组滤波器的其他参数可以不同，只要它们是根据信号特征特别选择的。

[0065] 以这种方式，基于搏动特征的分段LP/HP滤波能够被用于处理由于QRS转变之间的骤然变化的缺口，并且因此，能够实质上改进ECG信号的SNR。此外，同时，能够完美地保持重要的ECG特征。

[0066] 例如，具有20Hz、40Hz或60Hz截止频率的零相位正反向低通滤波器可以与以下差分函数一起使用：

[0067] $y(n)=b(1)x(n)+b(2)x(n-1)+\cdots+b(n_b)x(n-(n_b-1))-a(2)y(n-1)-\cdots-$

[0068] $a(n_a)y(n-(n_a-1))$

[0069] 其中，$b(i)$，$a(j)$，$i=1\ldots n_b$，$j=1\ldots n_a$是滤波器系数。

[0070] 通过FIR滤波器与以下差分函数来实施高通滤波器；N的数量级被选择为N＝1000。根据不同滤波要求，不同数量级值N能够被选择以实现不同的截止频率。

[0071] $$y_{n-\frac{N}{2}}=x_{n-\frac{N}{2}}-\frac{x_n+x_{n-1}+\ldots x_{n-N+1}}{N}$$

[0072] 由于所提出的高通滤波器的结构，$\frac{N-1}{2}$的恒定延迟被引入到经分段滤波的信号；因此，为了获得正确的去除伪影的信号，当将均值搏动加回到经滤波的信号时，应当考虑恒定延迟以补偿加法操作的位置。为了减少在滤波过程中涉及的延迟，可以利用不同类型的HP滤波器，例如，具有平通带的巴特沃斯滤波器。

[0073] 尽管上文示出了在本发明的方法和装置中使用的滤波器的一些范例，但是本领域

技术人员可以容易理解，也可以根据具体应用使用具有不同滤波器系数和不同截止频率的其他滤波器。

[0074] 图4示出了根据本发明的又一实施例的减少ECG信号中的运动伪影的方法10的流程图。在图3与图4中示出的方法10之间的仅有差异在于在图4中，其还包括从ECG信号中采集信号特征的步骤19，以及选择P波、QRS复合波和T波、或它们的组合中的一个作为要处理的段的步骤20。

[0075] 如上所述，以这种方式，原始ECG信号被处理以得到信号特征，例如QRS位置和段间隔。然后，相关的信号特征可以被发送到当前信号模板单元以用于对当前信号模板进行分类。多个信号模板(QRS模板、T模板和QRST模板)的不同方案可以被用于改进对去除运动伪影的ECG信号的追踪，这得到用于ECG诊断的更准确的特征提取。模板具有预定长度，以追踪的中心和最视觉明显的部分作为在这些模板中对齐的参考部分。尽管进入ECG信号的信号间隔改变，但是所提出的多个模板和先前讨论的动态确定的权重确保优选地通过更新的均值搏动模板来跟踪ECG信号。

[0076] 如早前所述，在对ECG信号的真实滤波开始之前，均值搏动应当被计算或凭经验被确定为初始均值搏动。

[0077] 由于对均值搏动的计算是关键因素并且可以对最后获得的ECG信号具有大的影响，所以对初始均值搏动的计算特别重要。在常规实践中，初始均值搏动凭经验通过参考普通人的正常搏动来确定。

[0078] 然而，在根据本发明的方法10的优选范例中，所述方法还可以包括根据ECG信号中的预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动的步骤。由于根据对患者自身的测量来推导初始均值搏动，所以可以改进由此获得的均值搏动的准确度。

[0079] 在本方法的另一优选范例中，预定数量的连续搏动可以包括两个部分，即，第一预定数量的连续搏动和跟随第一预定数量的连续搏动的第二预定数量的连续搏动。因此，在本方法的优选范例中，推导初始均值搏动的步骤还可以包括以下子步骤：根据第一预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动；并且仅仅当先前初始均值搏动与第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数大于预定系数时更新初始均值搏动。

[0080] 如从以上能够看到，在本发明的方法的准备流程中，即，在计算初始均值搏动期间，仅仅当先前初始均值搏动与第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数大于预定系数时，通过引入更新初始均值搏动的步骤来仔细地验证初始均值搏动。

[0081] 换言之，根据预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动的传统方式仅仅涉及通过求平均或一些算术算法根据第一预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动。然而，根据本发明的方法10还利用第二预定数量的连续搏动来验证和更新初始均值搏动。此处，先前初始均值搏动与第二预定数量的连续搏动中的当前搏动之间的相关性系数也被用于更新初始均值搏动。

[0082] 以这种方式，可以更准确地推导初始均值搏动，并且因此可以改进由此获得的均值搏动的准确度，并且最后经滤波的ECG信号可以更准确，并且能够进一步改进ECG信号的SNR。

[0083] 另外，根据本发明的方法10的优选范例，所述方法还可以包括，如果必要，再次启动根据ECG信号中的预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动的步骤的步骤。换言之，如果

经滤波的ECG信号劣化严重，并且其SNR不再良好，则装置50的用户可以操作按钮等来再次启动推导初始均值搏动的步骤，使得对ECG信号的新滤波步骤将开始。以这种方式，将实时校正经滤波的ECG信号。

[0084] 图6示出了如何通过利用本发明的方法从ECG信号中去除运动伪影。

[0085] 如图6所示，S1表示从患者接收到的初始或原始ECG信号，S2表示通过从当前搏动减去当前均值搏动获得的剩余信号，S3表示已经经受基于ECG信号的信号特征的分段滤波的经滤波的剩余信号，并且S4表示通过将当前均值搏动加回到经滤波的信号的修改的当前搏动(即，去除运动伪影的信号)。另外，在图6中示出的时间段T代表根据ECG信号中的预定数量的连续搏动来推导初始均值搏动期间的时间段。

[0086] 在图6中清楚地示出，借助于本发明的方法10，减少了由于患者移动的ECG伪影，并且因此实质上改进了ECG信号的SNR。

[0087] 尽管图5仅仅示出了根据本发明的装置50的基本方框图，但是本领域技术人员可以容易理解，能够具有对应于上述方法10中的每个步骤的单元以执行相关方法步骤，上述方法10包括图2-4所示的步骤。例如，根据图2所示的方法10，根据本发明的装置50还可以包括比较器，所述比较器用于将相关性系数与预定系数进行比较。例如，根据图3所示的方法10，根据本发明的装置50还可以包括：减法单元，其用于从当前搏动减去当前均值搏动以获得剩余信号；滤波器单元，其用于基于ECG信号的信号特征来执行对剩余信号的分段滤波以获得经滤波的信号；以及加法单元，其用于将经滤波的信号加回到当前均值搏动以获得修改的当前搏动。

[0088] 对于在装置50中包括的单元，在一个范例中，装置50本身可以是具有CPU和存储器的个人计算机、单芯片微型计算机或单独的CPU(即，处理单元)。因此，其中包括的各自的单元可以被实施为软件或计算机可读指令。

[0089] 然而，如本领域技术人员将容易理解的，各自的单元也可以是硬件实体。换言之，装置50可以包括不同的硬件模块。可以通过单个处理器或多个处理器来实施单元中的每个。

[0090] 请注意，在本发明中示出的方法的步骤不应当限于上述步骤。本领域技术人员将显而易见的是，在脱离这些具体细节的其他范例中可以实践要求保护的本发明的各个方面。

[0091] 另外，如本领域技术人员能够容易理解的，在装置权利要求中枚举了若干器件，这些器件中的若干能够被实现在同一项硬件中。在互不相同的从属权利要求中记载的特定措施并不指示不能够有利地使用这些措施的组合。

[0092] 应当注意，上述实施例说明而非限制本发明，并且本领域的技术人员将能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计备选实施例。在权利要求中，置于括号内的任何附图标记不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除在权利要求中或在说明书中未列出的元件或步骤的存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在系统权利要求中枚举了若干单元，这些单元中的若干能够被实现在同一项软件和/或硬件中。对词语第一、第二和第三等的使用不指示任何排序。这些词语应被解读为名称。

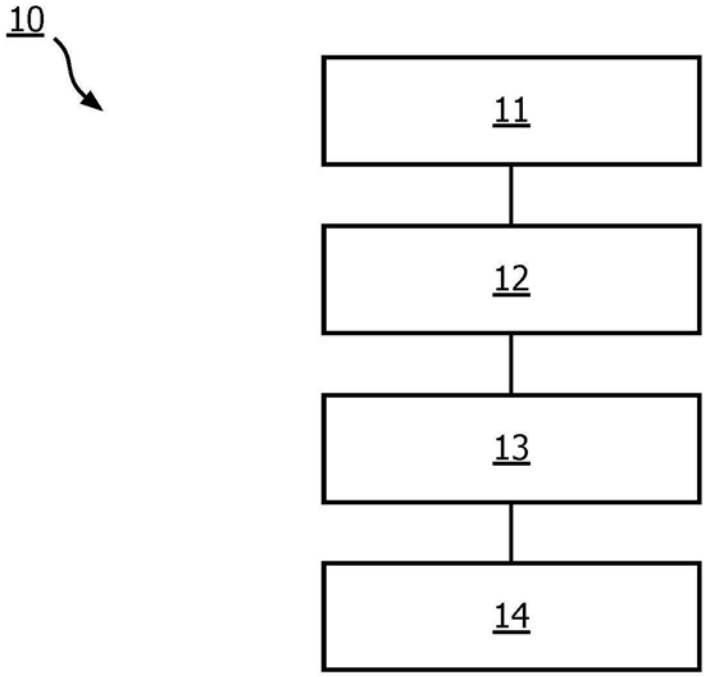


图1

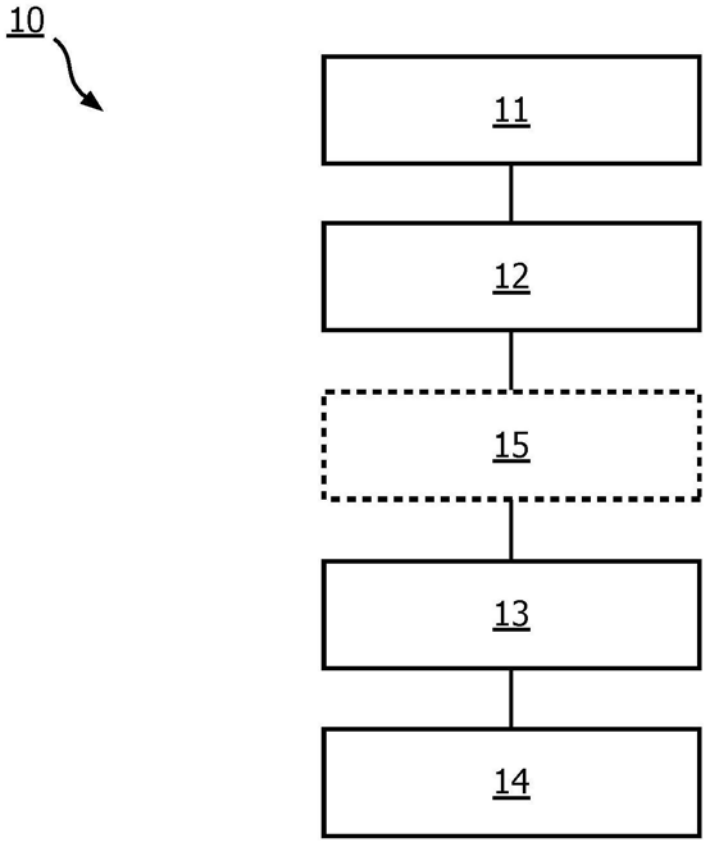


图2

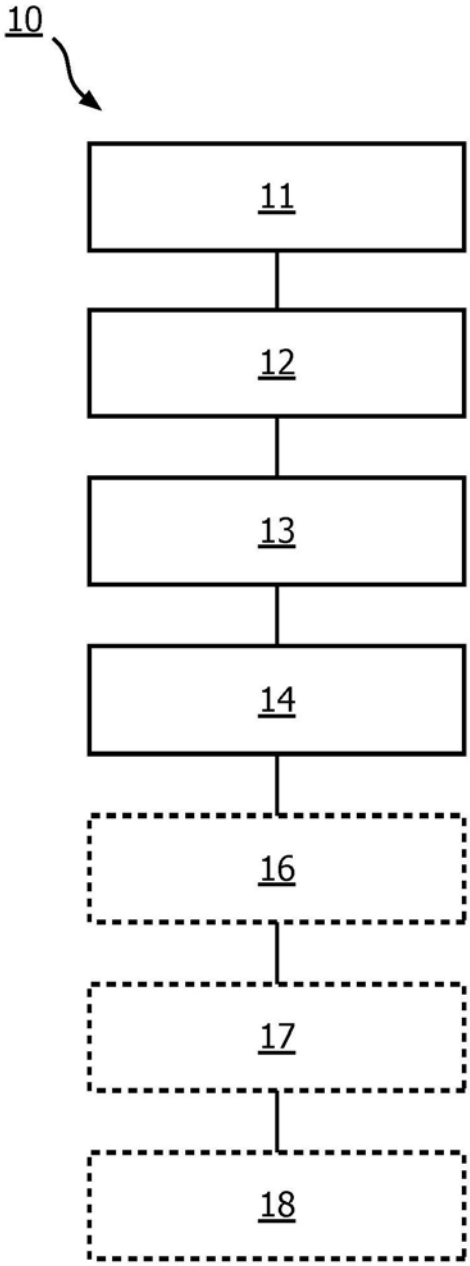


图3

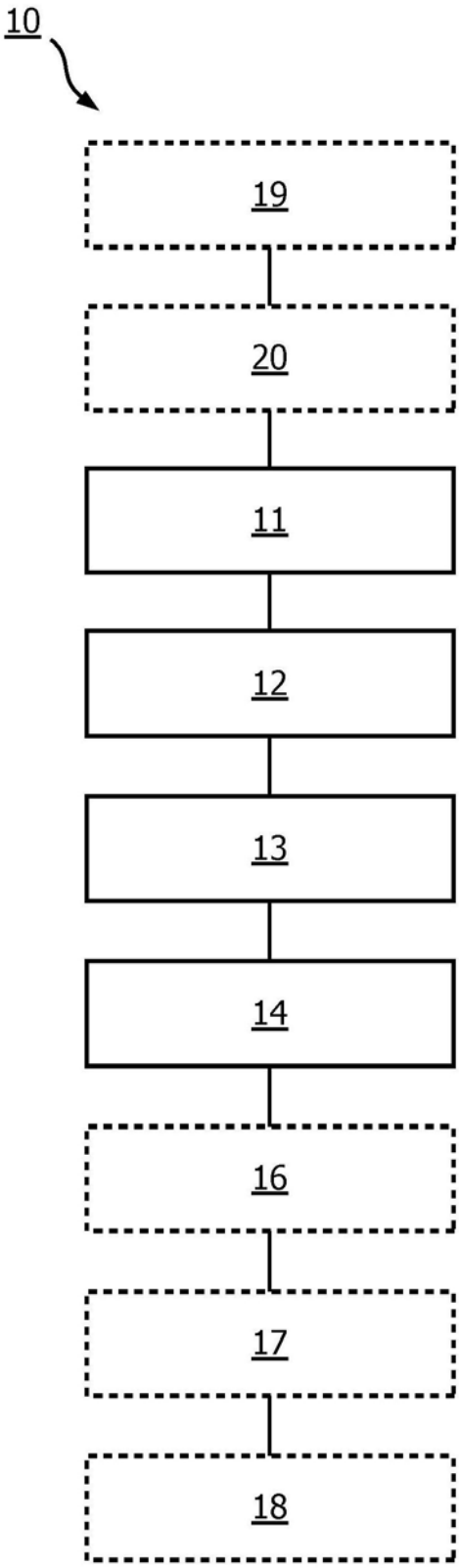


图4

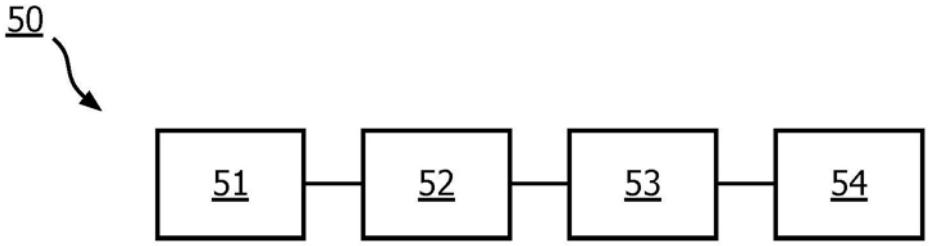


图5

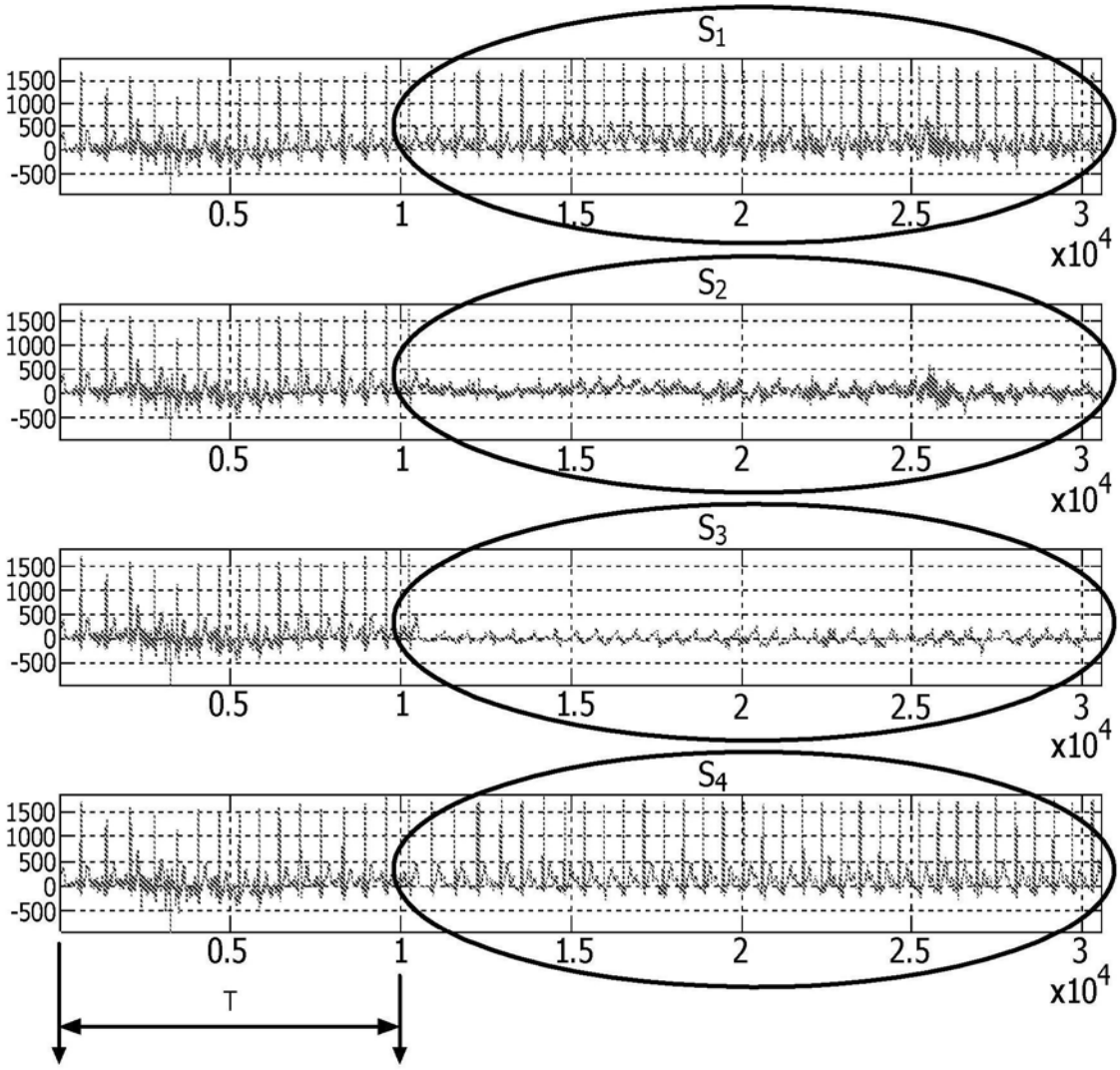


图6