



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108289615 B

(45) 授权公告日 2021.08.17

(21) 申请号 201680068644.1

(22) 申请日 2016.11.10

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108289615 A

(43) 申请公布日 2018.07.17

(30) 优先权数据

62/259,308 2015.11.24 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/056762 2016.11.10

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2017/089921 EN 2017.06.01

(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 E·高希 C·M·波特斯布兰东

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.

A61B 5/0205 (2006.01)

A61B 5/349 (2021.01)

G06K 9/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2010324384 A1, 2010.12.23

US 2012179011 A1, 2012.07.12

US 4802486 A, 1989.02.07

EP 2099359 A1, 2009.09.16

EP 1977689 A2, 2008.10.08

US 2010081946 A1, 2010.04.01

CN 104665768 A, 2015.06.03

CN 103020472 A, 2013.04.03

US 2006224073 A1, 2006.10.05

KR 101483756 B1, 2015.01.16

审查员 孙晓彤

权利要求书3页 说明书5页 附图4页

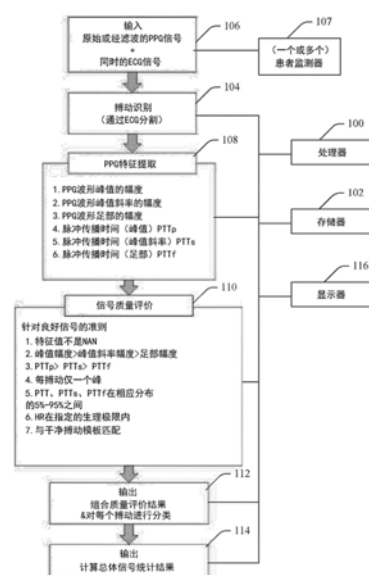
## (54) 发明名称

用于量化光电体积描记 (PPG) 信号质量的方法

## (57) 摘要

当评价从患者监测器 (例如, 手指传感器等) 测量的光电体积描记 (PPG) 信号 (52) 的质量时, 提取并分析 PPG 信号的多个特征以便于将分数分配给 PPG 信号或其部分 (例如心跳)。使用同时捕获的心电图 (ECG) 信号 (50) 来分割出所述 PPG 信号中的心跳, 并且针对每个心跳, 分析多个提取的特征。如果所有提取的特征都满足针对每个特征的一个或多个预定准则, 则将所述心跳波形与预定义的心跳模板进行比较。如果所述波形与所述模板匹配 (例如, 在预定的匹配百分比等内), 则将所述心跳分类为“干净的”。如果心跳不匹配所述模板, 或者如果一个或多个提取的特征不能满足其一个或多个预定准则, 则将所述心跳分类

为“有噪声的”。



1. 一种便于自动检测干净的光电体积描记 (PPG) 信号的节段并且拒绝有噪声的 PPG 信号节段的系统, 包括:

患者监测器 (107), 其同时记录患者的未滤波的 PPG 信号和心电图信号 (ECG);

搏动识别模块 (104), 其被配置为:

接收来自所述患者监测器 (107) 的所述未滤波的 PPG 信号和同时的 ECG 信号作为输入;

使用同时测量的所述 ECG 信号来对所述 PPG 信号中的多个心跳中的每个进行分割;

PPG 特征提取模块 (108), 其被配置为提取针对所述 PPG 信号中的每个心跳的一组特征, 所述特征包括一个或多个波形幅度和一个或多个脉冲转变时间 (PPT);

信号质量评价模块 (110), 其被配置为评价所提取的特征并且将每个 PPG 心跳波形分类为干净的或有噪声的; 以及

处理器 (100), 其被配置为在显示器 (116) 上输出 PPG 信号统计结果, 所述 PPG 信号统计结果包括用于呈现给用户的所识别的干净的 PPG 心跳波形;

其中, 所述 PPG 特征提取模块还被配置为针对每个 PPG 心跳波形提取 PPG 信号特征, 所述 PPG 信号特征包括峰值幅度和峰值斜率处的幅度; 并且

其中, 所述信号质量评价模块还被配置为: 对于每个 PPG 心跳波形, 在确定所述 PPG 心跳波形的所述峰值幅度不大于所述 PPG 心跳波形的峰值斜率处的幅度的情况下将所述 PPG 心跳波形分类为有噪声的。

2. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述搏动识别模块还被配置为识别每个 ECG 心跳波形中的 R 峰, 并且识别在同时捕获的所述 PPG 信号中的每对相邻 R 峰之间的对应的 PPG 心跳波形。

3. 根据权利要求 1-2 中的任一项所述的系统, 其中, 所述 PPG 特征提取模块还被配置为提取针对每个 PPG 心跳波形的 PPG 信号特征, 所述 PPG 信号特征包括:

峰值足部幅度;

峰值脉冲传播时间 (PTTp);

足部脉冲传播时间 (PTTf); 以及

斜率脉冲传播时间 (PTT)。

4. 根据权利要求 1-2 中的任一项所述的系统, 其中, 所述信号质量评价模块还被配置为, 针对每个 PPG 心跳波形:

如果所述 PPG 心跳波形的所述峰值幅度是非数字值, 则将所述 PPG 心跳波形分类为有噪声的。

5. 根据权利要求 3 所述的系统, 其中, 所述信号质量评价模块还被配置为, 针对每个 PPG 心跳波形:

如果所述 PPG 心跳波形的所述峰值幅度不大于所述 PPG 心跳波形的足部处的幅度, 则将所述 PPG 心跳波形分类为有噪声的。

6. 根据权利要求 3 所述的系统, 其中, 所述信号质量评价模块还被配置为, 针对每个 PPG 心跳波形:

如果所述 PPG 心跳波形的足部处的幅度不小于所述 PPG 心跳波形的峰值斜率处的幅度, 则将所述 PPG 心跳波形分类为有噪声的。

7. 根据权利要求 3 所述的系统, 其中, 所述信号质量评价模块还被配置为, 针对每个 PPG

心跳波形：

如果所述PPG心跳波形的足部出现在所述PPG心跳波形的所述峰值斜率之前，或者如果所述PPG心跳波形的所述峰值斜率出现在波形峰值出现之前，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的。

8. 根据权利要求3所述的系统，其中，所述信号质量评价模块还被配置为，针对每个PPG心跳波形：

如果在单个PPG心跳波形中检测到多个峰值，则将PPG心跳波形分类为有噪声的。

9. 根据权利要求3所述的系统，其中，所述信号质量评价模块还被配置为，针对每个PPG心跳波形：

计算针对所述PPG心跳波形的每个提取的特征的概率分布；

定义所述概率分布的上限阈值和下限阈值，并且

如果所提取的特征中的一个或多个包括所述上限阈值或所述下限阈值之外的值，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的。

10. 根据权利要求9所述的系统，其中，所述下限阈值为5%，并且所述上限阈值为95%。

11. 根据权利要求1-2中的任一项所述的系统，其中，所述信号质量评价模块还被配置为，针对每个PPG心跳波形：

如果由所述ECG信号和所述PPG信号中的至少一个所指示的心率处于预定心率范围之外，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的。

12. 根据权利要求1-2中的任一项所述的系统，其中，所述信号质量评价模块还被配置为，针对每个PPG心跳波形：

执行心跳匹配协议，其中，将未被分类为有噪声的PPG心跳波形与预定的心跳模板进行比较；并且

如果PPG心跳波形与所述心跳模板匹配，则将所述PPG心跳波形分类为干净的。

13. 一种用于自动检测干净的光电体积描记 (PPG) 信号的节段并且拒绝有噪声的PPG信号节段的方法，包括：

接收来自患者监测器 (107) 的未滤波的PPG信号和同时的ECG信号作为输入；

使用同时测量的所述ECG信号来对所述PPG信号中的多个心跳中的每个进行分割；

提取针对所述PPG信号中的每个心跳的一组特征，所述特征包括一个或多个波形幅度和一个或多个脉冲转变时间 (PPT)；

评价所提取的特征并且将每个PPG心跳波形分类为干净的或有噪声的；并且

在显示器上输出PPG信号统计结果，所述PPG信号统计结果包括用于呈现给用户的所识别的干净的PPG心跳波形；

其中，针对每个PPG心跳波形提取的PPG信号特征包括峰值幅度和峰值斜率幅度；

并且所述方法还包括：在确定所述PPG心跳波形的所述峰值幅度不大于所述PPG心跳波形的峰值斜率处的幅度的情况下将所述PPG心跳波形分类为有噪声的。

14. 根据权利要求13所述的方法，还包括：识别每个ECG心跳波形中的R峰，并且识别在同时捕获的所述PPG信号中的每对相邻R峰之间的对应的PPG心跳波形。

15. 根据权利要求13所述的方法，其中，针对每个PPG心跳波形提取的PPG信号特征还包括：

峰值足部幅度；

峰值脉冲传播时间 (PTTp)；

足部脉冲传播时间 (PTTf)；以及

斜率脉冲传播时间 (PTTs)；

并且所述方法还包括以下中的一项或多项：

如果所述PPG心跳波形的所述峰值幅度是非数字值，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的；

如果所述PPG心跳波形的所述峰值幅度不大于所述PPG心跳波形的足部处的幅度，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的；

如果所述PPG心跳波形的所述峰值幅度不大于所述PPG心跳波形的峰值斜率处的幅度，或者如果所述PPG心跳波形的足部处的幅度不小于所述PPG心跳波形的峰值斜率处的幅度，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的；

如果所述PPG心跳波形的足部出现在所述PPG心跳波形的所述峰值斜率之前，或者如果所述PPG心跳波形的所述峰值斜率出现在波形峰值出现之前，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的；

如果在单个PPG心跳波形中检测到多个峰值，则将PPG心跳波形分类为有噪声的；

计算针对所述PPG心跳波形的每个提取的特征的概率分布，定义所述概率分布的上限阈值和下限阈值，并且如果所提取的特征中的一个或多个包括所述上限阈值或所述下限阈值之外的值，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的；

如果由所述ECG信号和所述PPG信号中的至少一个所指示的心率处于预定心率范围之外，则将所述PPG心跳波形分类为有噪声的；并且

执行心跳匹配协议，其中，将未被分类为有噪声的PPG心跳波形与预定的心跳模板进行比较，并且如果所述PPG心跳波形与所述心跳模板匹配，则将所述PPG心跳波形分类为干净的。

## 用于量化光电体积描记 (PPG) 信号质量的方法

### 技术领域

[0001] 本发明适用于患者监测系统和方法中。然而,应当理解,所描述的技术也可以适用于生命体征分析系统、其他患者测量系统等。

### 背景技术

[0002] 光电体积描记术 (PPG) 是一种用于非侵入性地测量心动周期内血体积变化的方法。PPG使用由组织对光的吸收的变化来测量氧合水平的差异并推断血液体积的变化。PPG临床上用于测量血氧饱和度 (SpO<sub>2</sub>) 的百分比。PPG波形分析也被用于计算诸如脉搏到达时间的其他临床参数,估计血压等。PPG测量设备体积小,便携且易于使用;因此它们在医院和诊所中被广泛使用来监测患者。

[0003] PPG信号测量和波形解释的主要挑战是信号中的固有噪声。PPG信号短暂地受运动伪迹影响;因此,将信号用作各种算法的输入可能会导致错误的结果。虽然已经开发了信号处理技术和补偿策略来克服PPG波形的噪声问题,但没有方法评价信号质量。评价PPG信号质量的另一个挑战是这样的事实:大多数PPG设备输出经滤波的信号,其中信号幅度已被修改(例如,为了可视化目的而缩放)。因此,PPG波形幅度难以解读,这限制了基于幅度阈值的波形评价。

[0004] 本申请提供了新的和改进的系统和方法,其便于在计算PPG导出的参数(例如,脉搏传播时间,心率)并在临床决策支持算法中使用之前自动识别和选择PPG信号的干净片段,从而克服上述问题和其他问题。

### 发明内容

[0005] 根据一个方面,一种便于自动检测干净光电体积描记 (PPG) 信号的段并且拒绝有噪声的PPG信号段的系统包括:患者监测器,其同时记录患者的未滤波PPG信号和心电图信号 (ECG);以及搏动识别模块,其被配置为接收来自患者监测器的未滤波的PPG信号和同时的ECG信号作为输入,并且使用同时测量的ECG信号来分割PPG信号中的多个心跳中的每个。所述系统还包括:PPG特征提取模块,其被配置为提取PPG信号中的每个心跳的一组特征,所述特征包括一个或多个波形幅度和一个或多个脉冲转变时间 (PPT);以及信号质量评价模块,其被配置为评价所提取的特征并将每个PPG心跳波形分类为干净的或有噪声的。另外,所述系统包括处理器,所述处理器被配置为在显示器上输出PPG信号统计结果,所述PPG信号统计结果包括用于呈现给用户的所识别的干净的PPG心跳波形。

[0006] 根据另一方面,一种用于自动检测干净光电体积描记 (PPG) 信号的节段并且拒绝有噪声的PPG信号节段的方法包括:接收来自患者监测器的未滤波PPG信号和同时的ECG信号作为输入;使用同时测量的所述ECG信号来分割PPG信号中的多个心跳中的每个;并且提取所述PPG信号中的每个心跳的一组特征,所述特征包括一个或多个波形幅度和一个或多个脉冲转变时间 (PPT)。所述方法还包括评价提取的特征并将每个PPG心跳波形分类为干净的或有噪声的,并且在显示器上输出包括识别的干净的PPG心跳波形的PPG信号统计数据

以呈现给用户。

[0007] 本领域普通技术人员在阅读和理解了下面的详细描述之后将认识到本创新的再其他优点。

### 附图说明

[0008] 附图的目的仅在于说明各个方面,而不应被解释为构成限制。

[0009] 图1图示的流程图示出了用于自动检测干净的PPG信号的节段并且拒绝有噪声的PPG信号节段的方法。

[0010] 图2图示了根据本文中描述的一个或多个特征的根据ECG信号和PPG信号的PPG特征计算的示例。

[0011] 图3图示了由本文中描述的系统和方法分类为“干净的”PPG信号的节段。

[0012] 图4图示了便于自动检测干净的PPG信号的节段并且拒绝有噪声的PPG信号节段的系统。

### 具体实施方式

[0013] 在PPG信号用于计算其他临床参数时,能够在一段时间内表征PPG波形信号质量并评价较小节段的信号质量的能力非常有用。根据一个实施例,提供了一种在逐搏动的基础上评价PPG波形的框架。首先,从PPG波形中导出一组特征用于在逐搏动基础上进行评价。由于PPG信号的实际幅度是未知的,所以不需要使用基于幅度的特征。相反,从PPG波形导出基于时间和/或形状的特征。第二,所述一组特征用于提供每个搏动和整体波形质量的指标。额外地,可以为每个特征分配不同的权重,其允许针对不同的应用来定制PPG信号质量度量。

[0014] PPG信号给出了作为时间函数的血液氧合水平的量度。该信息是指示患者状况的非常有用的生命体征。此外,PPG信号可用于估计其他生命体征,例如血压。PPG信号的测量可以以不突兀且不昂贵的方式进行,并且因此PPG是一种非常频繁地测量的生命体征。本主题的创新允许将PPG信号自动分类为“干净的”(即可用)和“有噪声的”(不可用)搏动,以可靠地测量血液氧合水平和预测其他参数。本主题的系统和方法可用于从重症监护室(ICU)到急诊室(ED)和医生办公室的所有临床环境。本创新自动检测干净的搏动,并使用这些搏动用于进一步的计算。额外地,本创新可应用于使用PPG信号作为输入的算法和临床决策支持应用。

[0015] 图1图示的流程图示出了用于自动检测干净的PPG信号的节段并且拒绝有噪声的PPG信号节段的方法。由于PPG信号是振荡的,因而信号的时间周期由心率决定。因此,使用心电图(ECG)导出的R峰来将PPG信号分割成搏动以用于进一步分析。因此,在10处,使用ECG信号来分割PPG波形中的多个心跳中的每个。当在10处执行心跳分割时,同时记录ECG和PPG波形。估计来自ECG信号的每个R峰的时刻,并将识别的R峰值指标用作每次搏动的起点和终点。每对相继的R峰内的PPG信号节段被认为是一个PPG搏动。识别从PPG信号导出的一组特征,其可以被用于对特定搏动是“干净的”还是“有噪声的”进行分类。由于在患者监测器处记录的PPG信号的幅度先前被处理(例如,幅度值被缩放以用于可视化目的),所以不需要考虑基于幅度的特征用于搏动分类。而是,使用基于相对量值的特征(例如,峰值的幅度相对

于足部的幅度),基于时间的特征(参见例如图2)(例如,峰值的时间,足部的时间以及峰值斜率的时间)和/或基于形状的特征(例如,搏动匹配)用于搏动分类。

[0016] 在12处,进行信号幅度是否为非数字值的确定。如果信号幅度是非数字值(例如,由于噪声或丢失的数据),则在14处,信号被分类为有噪声的。如果在12处的确定指示信号幅度不是噪声(即,包括数值),则在16处分析峰值幅度的相对量值以确定搏动的峰值幅度是否大于搏动的足部处的幅度。如果情况并非如此,则搏动在14处被分类为有噪声的。如果在16处确定峰值幅度大于足部幅度,则在18处进行关于搏动的峰值幅度是否也大于搏动的峰值斜率处的幅度以及搏动足部的幅度是否小于搏动的峰值斜率处的幅度的确定。如果这些条件不满足,则搏动在14被分类为有噪声的。

[0017] 如果在18处条件得以满足,则在20处确定波特征时序是否满足预定准则。在典型的PPG搏动中(见例如图2),信号的足部出现在峰值斜率之前,峰值斜率出现在峰值出现之前。如果在特定的搏动中没有看到这个时序,那么搏动在14处被分类为有噪声的。如果波特征的时序符合预定准则,则在22处进行在搏动中是否确定了多于一个峰值的确定。如果在单个搏动中检测到多个峰值,则搏动在14处被分类为有噪声的。

[0018] 如果在22处进行的确定指示搏动中仅存在一个峰值,则在24处,基于时间的特征数据中的离群数据被移除。例如,针对从ECG和PPG信号导出的每个特征(例如,PTTp,PTTs,PTTf等),估计概率分布(例如,直方图)。在一个实施例中,计算这些分布中的一个的第5和第95百分位以定义上限阈值和下限阈值。如果特征的值低于或高于相应的阈值,则识别离群值。在14处,具有离群值的搏动被分类为有噪声的。

[0019] 对于剩余的搏动,在26处,进行关于心率值是否在预定心率范围内的确定。在一个实施例中,心率范围从20次每分钟到200次每分钟。然而,将理解的是,结合本文中描述的各种系统和方法可以采用任何合适的范围。由于PPG信号的分类和量化取决于ECG导出的心率识别,所以拒绝超出生理限制(即预定的心率范围)的心率。在14处,具有此范围的之外的心率的任何搏动都被分类为有噪声的。

[0020] 如果心率值在预定心率范围内,则在28处,执行搏动匹配。因此,PPG信号中的搏动的分类包括两次(或更多次)迭代。第一次迭代(步骤10-26,如上所述)用于跨PPG波形搜索干净的搏动候选。第二次迭代28用于将结果细化作为搏动的最终分类。因此,在28处,通过首先对每个搏动候选进行内插和低通滤波,并且然后通过将所有搏动候选一起平均来计算“搏动模板”。随后使用该“搏动模板”跨PPG波形搜索搏动从而识别与“搏动模板”匹配的搏动。通过了匹配阈值的搏动在30处被分类为“干净的”搏动。

[0021] 图2图示了根据本文中描述的一个或多个特征的根据ECG信号50和PPG信号52的PPG特征计算的示例。示出了跨ECG信号50中的R峰与PPG信号52中紧接的随后的PPG波的峰值之间的时间的峰值脉冲传播时间(PTTp)。示出了跨ECG信号50中的R峰值与PPG信号52中紧接的随后的PPG波的足部与峰值之间的最大斜率之间时间的斜率脉冲传播时间(PTTs)。示出了跨ECG信号50中的R峰与PPG信号52中紧接的随后的PPG波的足部之间的时间的足部脉冲传播时间(PTTf)。

[0022] 图3图示了由本文中描述的系统和方法分类为“干净的”PPG信号52的节段60。收集上述特征评价的结果,并在搏动层面上计算波形质量。在一个实施例中,上述每个特征将每个搏动分类为干净的或有噪声的的搏动。仅当评价的特征中的每个特征将搏动分类为干净

的时,搏动的整体质量才被表示为干净。如果搏动被任何单个特征分类为有噪声的,则总体搏动被分类为有噪声的。基于每个搏动的质量评价,可以使用干净搏动的百分比来计算整个波形的整体信号质量。在另一个实施例中,可以将不同的权重附加到不同的特征,这些特征可以以更好地反映特征重要性的方式组合。该特征允许针对使用PPG信号的应用来定制框架。总体搏动质量估计可以是例如可以用于更好地表征信号质量的范围。

[0023] 图4图示了便于自动检测干净的PPG信号的节段并且拒绝有噪声的PPG信号节段的系统。所述系统包括被配置为执行本文描述的各种动作、方法等的处理器100和计算机可读介质或存储器102。处理器执行搏动识别模块104,搏动识别模块104接收来自一个或多个患者监测器107(例如,ECG监测器和SpO2监测器等)的原始或未滤波的PPG信号和同时的或同步的ECG信号作为输入106。搏动识别模块使用同时测量的ECG信号来分割PPG波形中的多个心跳中的每个。为了心跳分割的目的,ECG和PPG波形由患者监测器107同时记录。由搏动识别模块估计来自ECG信号的每个R峰的时刻,并将识别的R峰值指标用作每次搏动的起点和终点。每对相继的R峰内的PPG信号节段被认为是一个PPG搏动。

[0024] 经分割的搏动由PPG特征提取模块108接收,PPG特征提取模块108识别从PPG信号导出的一组特征,所述一组特征继而可以用于对特定搏动是“干净的”还是“有噪声的”进行分类。PPG特征提取模块提取PPG信号特征,包括但不限于:PPG波形的峰值、足部和斜率的幅度;以及PPG波形峰值、足部和斜率的脉冲传播时间(分别为PTTp,PTTf和PTTs)。由于在患者监测器处记录的PPG信号的幅度先前被处理(例如,幅度值被缩放以用于可视化目的),所以不需要考虑基于幅度的特征用于搏动分类。而是,使用基于相对量值的特征(例如,R峰的幅度相对于足部的幅度),基于时间的特征(参见例如图2)(例如,峰值的时间,足的时间以及峰值斜率的时间)和/或基于形状的特征(例如,搏动匹配)用于搏动分类。

[0025] 执行信号质量评价模块110,其确定信号幅度是否是非数值。如果信号幅度是非数值(例如,由于噪声或丢失的数据),则信号被分类为有噪声的。如果信号幅度不是噪声(即,包括数值),则分析PPG峰值幅度的相对量值以确定搏动的峰值幅度是否大于搏动的足处的幅度。如果情况并非如此,则搏动被分类为有噪声的。如果峰值幅度大于足部幅度,则进行关于搏动的峰值幅度是否也大于搏动的峰值斜率处的幅度以及搏动足部的幅度是否小于搏动的峰值斜率处的幅度的确定。如果这些条件不满足,则搏动被分类为有噪声的。

[0026] 接下来,信号质量评价模块110确定波特征时序是否满足预定标准。在典型的PPG搏动中(见例如图2),信号的足部出现在峰值斜率之前,峰值斜率出现在峰值出现之前。如果在特定的搏动中没有看到这个时序,那么搏动被分类为有噪声的。如果波特征的定时符合预定准则,则进行在搏动中是否存在多于一个峰值的确定。如果在单个搏动中检测到多个峰值,则搏动被分类为有噪声的。

[0027] 如果搏动中仅存在一个峰值,则基于时间的特征数据中的离群数据被移除。例如,针对从ECG和PPG信号导出的每个特征(例如,PTTp,PTTs,PTTf等),估计概率分布(例如,直方图)。在一个实施例中,计算这些分布中的一个的第5和第95百分位以定义上限阈值和下限阈值。如果特征的值低于或高于相应的阈值,则识别离群值。具有离群值的搏动被分类为有噪声的。

[0028] 对于剩余搏动,信号质量评价模块110确定心率值是否在预定心率范围内。在一个实施例中,心率范围从20次每分钟到200次每分钟。然而,将理解的是,结合本文中描述的各



种系统和方法可以采用任何合适的范围。由于PPG信号的分类和量化取决于ECG导出的心率识别,所以拒绝超出生理限制(即预定的心率范围)的心率。具有此范围的之外的心率的任何搏动都被分类为有噪声的。

[0029] 如果心率值在预定心率范围内,则执行搏动匹配。因此,PPG信号中的搏动的分类包括两次(或更多次)迭代。第一次迭代用于跨PPG波形搜索干净的搏动候选。第二次迭代用于将结果细化作为搏动的最终分类。因此,通过首先对每个搏动候选进行内插和低通滤波,并且然后通过将所有搏动候选一起平均来计算“搏动模板”。随后使用该“搏动模板”跨PPG波形搜索搏动从而识别与“搏动模板”匹配的搏动。通过了匹配阈值的搏动被分类为“干净的”搏动。在112处,处理器100组合波形评价结果以将每个搏动分类为干净的或有噪声的并且输出结果。然后在114处,处理器计算并输出总体信号统计(例如,干净的波形的数量,有噪声的波形的数量,其在PPG信号内的位置等)。由处理器输出的信息可以在显示器116(例如,计算机、工作站、手持设备等)上显示给用户。

[0030] 应当理解,处理器100运行用于执行本文中描述的各功能和/或方法的计算机可执行指令并且存储器102存储所述计算机可执行指令。存储器102可以是其上存储有控制程序的计算机可读介质,例如盘片、硬盘驱动器等。计算机可读介质的常见形式包括例如软盘、柔性盘、硬盘、磁带或任何其他磁性存储介质、CD-ROM、DVD或任何其他光学介质、RAM、ROM、PROM、EPROM、FLASH-EPROM、及其变型、其他存储器芯片或卡盘(cartridge)、或处理器100能够从其读取或运行的任何其他有形介质。在该背景下,所描述的系统可以被实现在或实现为一个或多个通用计算机、(一个或多个)

[0031] 专用计算机、经编程的微处理器或微控制器和外围集成电路元件、ASIC或其他集成电路、数字信号处理器、诸如离散元件电路的硬连线电子或逻辑电路、诸如PLD、PLA、FPGA、图形处理单元(GPU)或PAL的可编程逻辑设备等。

[0032] 参考若干实施例描述了本创新。通过阅读和理解前述的详细描述,本领域技术人员可以想到各种修改和变型。应当将本创新解释为包括所有这样的修改和变更,只要它们落在权利要求或其等价方案的范围之内。

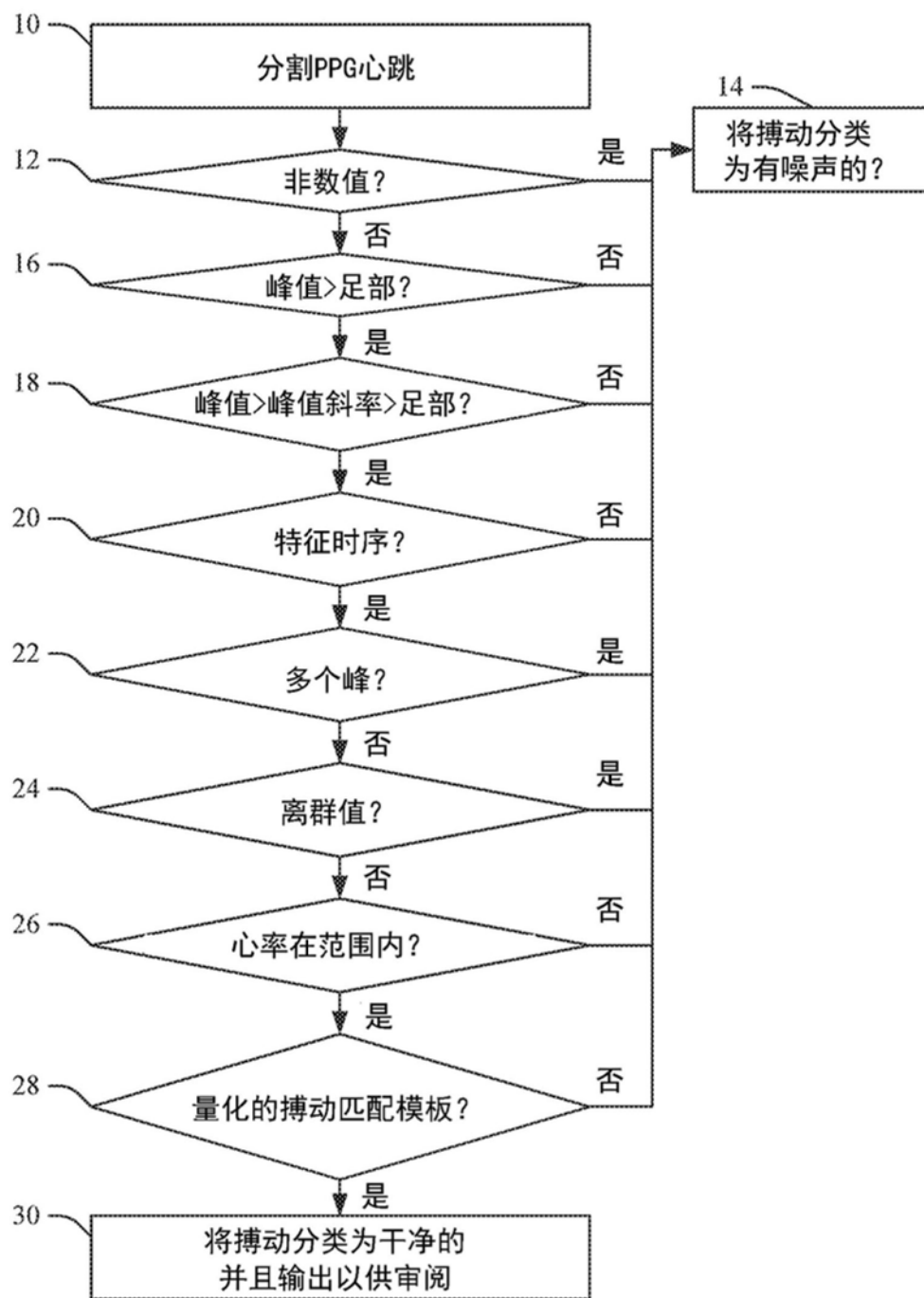


图1

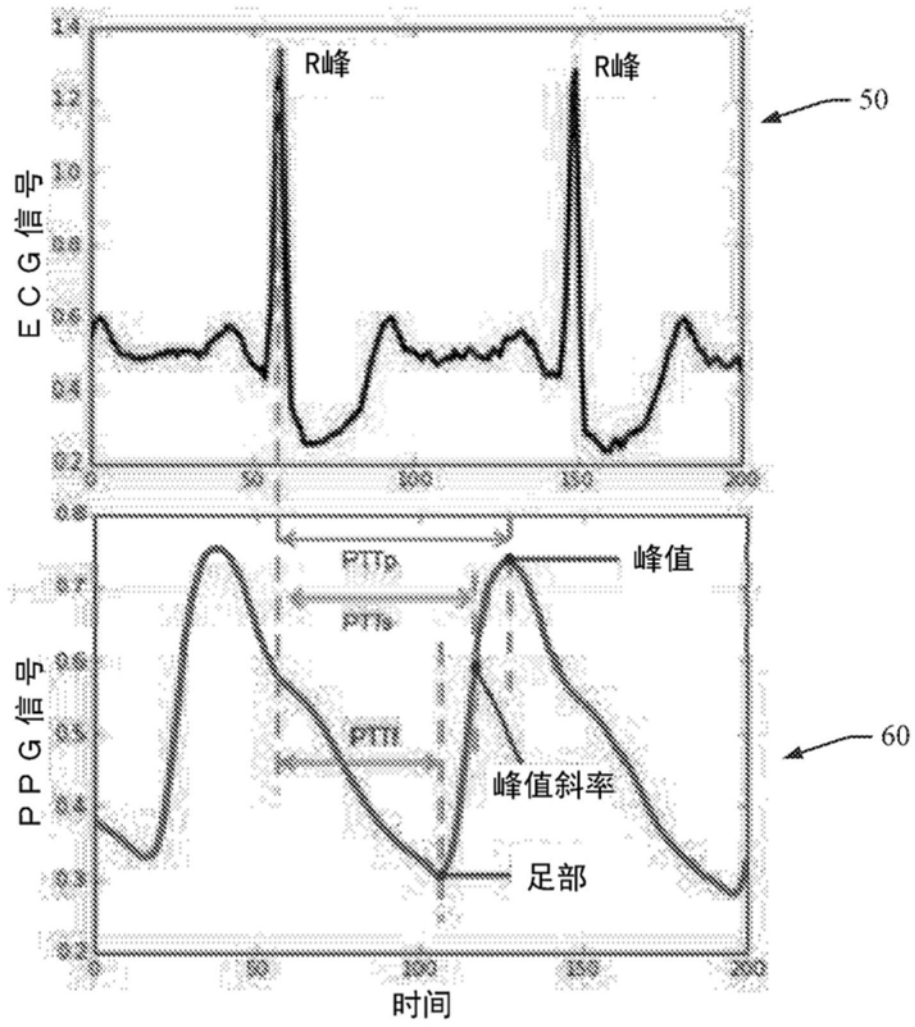


图2

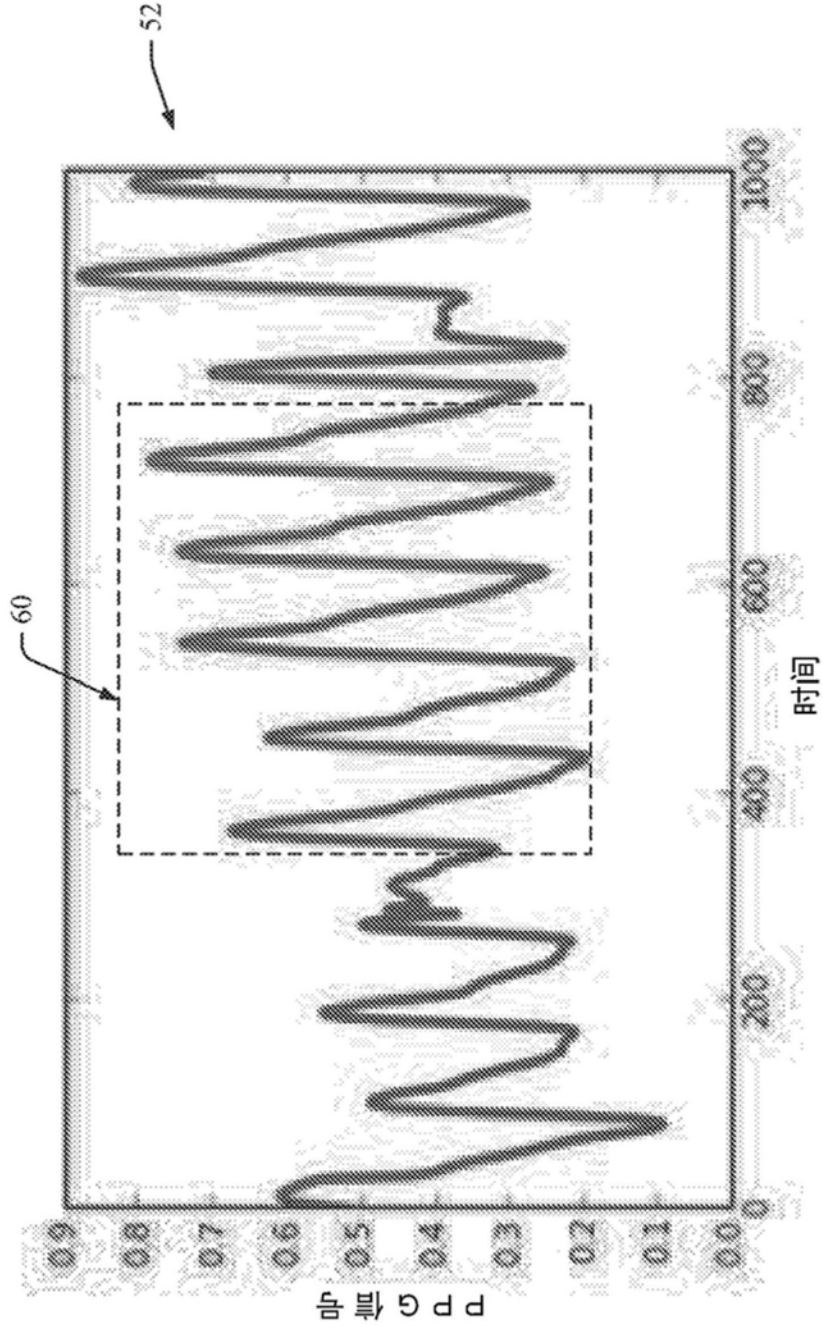


图3

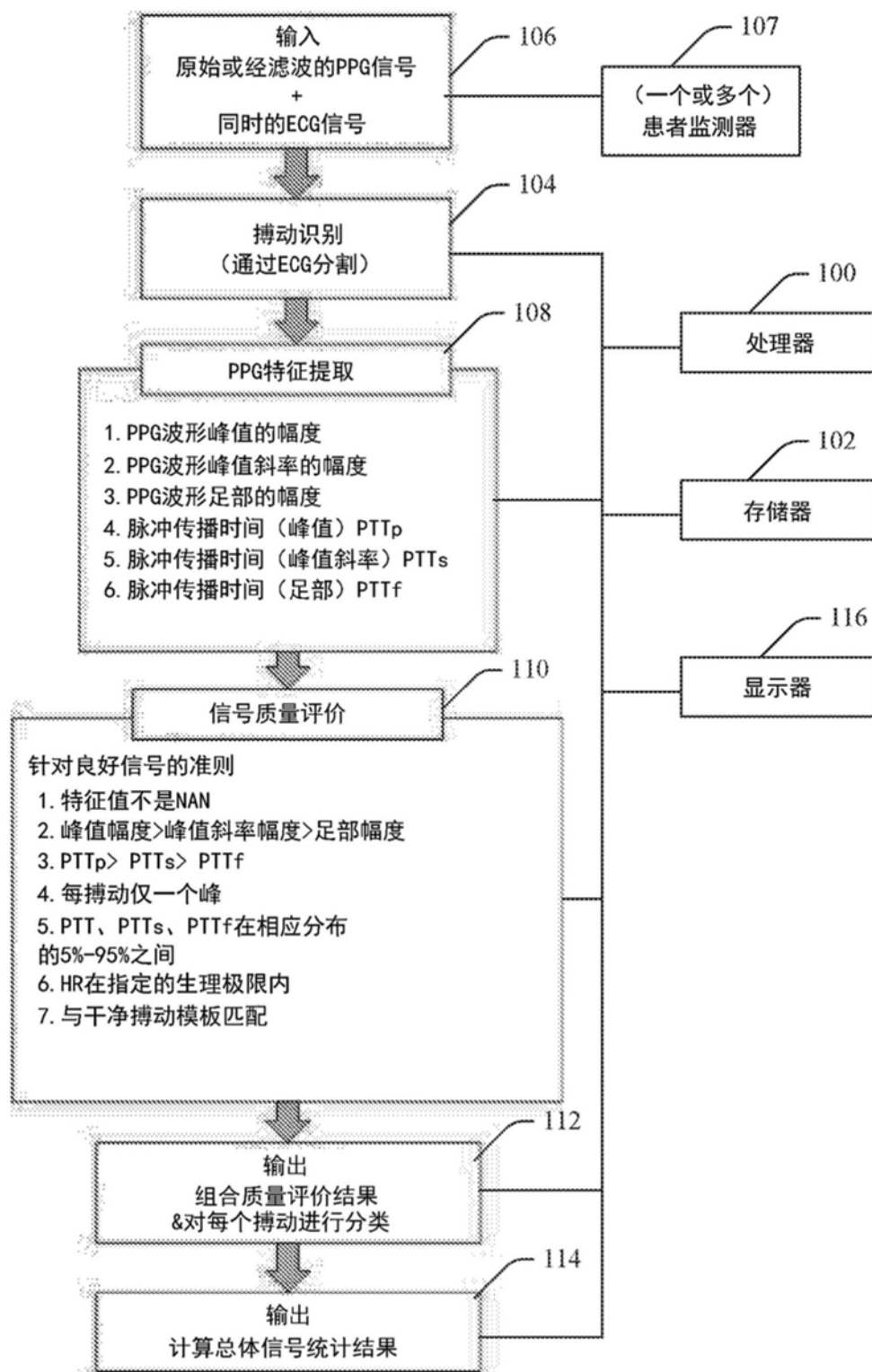


图4