



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109222949 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811187971.6

(22)申请日 2018.10.12

(71)申请人 杭州士兰微电子股份有限公司
地址 310012 浙江省杭州市黄姑山路4号

(72)发明人 谢宜航 邓登峰

(74)专利代理机构 北京成创同维知识产权代理有限公司 11449

代理人 范芳茗 刘静

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

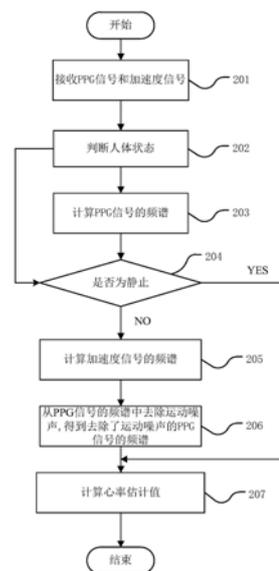
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

心率检测方法和心率检测装置

(57)摘要

本申请公开了心率检测方法和心率检测装置。该心率检测方法包括：接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号；根据所述运动信号确定人体状态；计算光电容积脉搏波传感器信号的频谱；当人体状态为运动状态时，计算运动信号的频谱，并基于运动信号的频谱获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱；以及根据去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。该方法通过分辨人体运动状态，去除了运动对光电容积脉搏波传感器信号造成的干扰噪声，提高了心率计算的精度，并且节省了功耗，提高了检测效率。



1. 一种心率检测方法,包括:
 - 接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号,所述运动信号包括角速度信号和/或加速度信号;
 - 根据所述运动信号确定人体状态;
 - 计算所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱;
 - 当所述人体状态为运动状态时,计算所述运动信号的频谱,并基于所述运动信号的频谱获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱;以及
 - 根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。
2. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其中,所述计算心率估计值包括:
 - 将所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱的最大幅值处对应的频率作为第一估计值;
 - 根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算权值序列;
 - 计算所述权值序列的最大值对应的频率作为第二估计值;以及
 - 选择所述第一估计值和所述第二估计值之一,作为心率估计值。
3. 根据权利要求2所述的心率检测方法,其中,所述计算权值序列包括:
 - 设定心率范围和心率分辨率;
 - 以心率范围内每一点心率值对应到所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱中的幅值为特征输入,计算对应的第一权值序列;
 - 以每一点心率值到上一次心率估计值的距离为特征输入,计算对应的第二权值序列;
 - 将所述第一权值序列和所述第二权值序列相乘得到所述权值序列。
4. 根据权利要求2所述的心率检测方法,其中,所述选择所述第一估计值和所述第二估计值之一,作为心率估计值包括:
 - 将所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值和设定阈值比较;
 - 如果所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值小于设定阈值,则选择所述第一估计值为所述心率估计值,否则,选择所述第二估计值为所述心率估计值。
5. 根据权利要求1所述的心率检测方法,还包括:对光电容积脉搏波传感器信号和运动信号进行预处理。
6. 根据权利要求5所述的心率检测方法,其中,所述预处理至少包括以下项目中的一
项:
 - 带通滤波、自相关滤波、和归一化处理。
7. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其中,所述运动信号确定人体状态包括:
 - 根据所述运动信号计算方差;以及
 - 利用方差大小判断人体状态。
8. 根据权利要求2所述的心率检测方法,其中,从光电容积脉搏波传感器接收光电容积脉搏波传感器信号,从陀螺仪传感器接收角速度信号,以及从加速度传感器接收加速度信号。
9. 根据权利要求1所述的心率检测方法,还包括:多次执行所述心率检测方法的步骤,获得多个心率估计值,并根据所述多个心率估计值计算平均值作为最终心率估计值输出。
10. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其中,所述人体状态包括静止状态和运动状

态。

11. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其中,将所述运动信号和设定阈值比较,以确定所述人体状态。

12. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其中,所述获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱包括:将所述运动信号频谱中大于设定阈值的部分认定为运动噪声,并且对频谱归一化处理,将光电容积脉搏波传感器信号的频谱中对应的运动噪声的频谱部分减去运动信号频谱,或者将光电容积脉搏波传感器信号的频谱中对应的运动噪声的频谱部分除以常数 k ,将信号衰减 k 倍。

13. 一种心率检测装置,包括:

采集模块,用于接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号,所述运动信号包括角速度信号和/或加速度信号;

状态判断模块,用于根据所述运动信号确定人体状态;

运动噪声去除模块,用于计算所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱和计算所述运动信号的频谱,当所述人体状态为运动时,基于所述运动信号的频谱从所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱中去掉运动噪声,获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱;

心率计算模块,用于根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。

14. 根据权利要求13所述的心率检测装置,其中,所述心率计算模块包括:

第一计算单元,用于将所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱的最大幅值处对应的频率作为第一估计值;

第二计算单元,用于根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算权值序列,计算所述权值序列的最大值对应的频率作为第二估计值;

比较选择单元,用于选择所述第一估计值和所述第二估计值之一,作为心率估计值。

15. 根据权利要求14所述的心率检测方法,其中,所述第二计算单元包括:

设定单元,用于设定心率范围和心率分辨率;

第一特征计算单元,用于以每一点心率值对应到所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱中的幅值作为第一特征序列;

第一权值计算单元,用于计算所述第一特征序列对应的第一权值序列;

第二特征计算单元,用于以每一点心率值到上一次心率估计值的距离为第二特征序列;

第二权值计算单元,用于计算所述第二特征序列对应的第二权值序列;

权值相乘单元,用于将所述第一权值序列和所述第二权值序列相乘得到所述权值序列。

16. 根据权利要求13所述的心率检测装置,其中,所述比较选择单元包括:

将所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值和设定阈值比较,如果所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值小于设定阈值,则选择所述第一估计值为所述心率估计值,否则,选择所述第二估计值为所述心率估计值。

17. 根据权利要求13所述的心率检测装置,还包括:预处理模块,用于对光电容积脉搏

波传感器信号和所述运动信号进行预处理。

18. 根据权利要求17所述的心率检测装置,其中,所述预处理模块至少包括以下项目中的一项:

带通滤波、自相关滤波、归一化处理。

19. 根据权利要求13所述的心率检测装置,其中,所述状态判断单元包括:

根据所述运动信号计算方差;以及利用方差大小判断人体状态。

20. 根据权利要求13所述的心率检测装置,还包括:平均模块,用于从所述心率计算模块获得多个心率估计值,并根据所述多个心率估计值计算平均值作为最终心率估计值。

21. 一种心率检测装置,包括至少一个光电容积脉搏波传感器、至少一个加速度传感器和/或陀螺仪传感器,至少一个处理器与至少一个处理器关联的存储器,所述存储器中存储一组指令,其中所述至少一个处理器执行所述存储器中的指令以执行下列操作:

接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号,所述运动信号包括角速度信号和/或加速度信号;

根据所述运动信号确定人体状态;

计算所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱;

当所述人体状态为运动状态时,计算所述运动信号的频谱,并基于所述运动信号的频谱获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱;以及

根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。

心率检测方法和心率检测装置

技术领域

[0001] 本发明属于心率检测技术领域,尤其涉及心率检测方法和心率检测装置。

背景技术

[0002] 心率是指人体心脏每分钟搏动的次数。在人体参数检测中,心率是一个非常重要的生理指标,为医学诊断提供参考。同时,心率作为人体运动生理负荷的客观评定指标,已经广泛地应用于健身运动、竞技体育训练的各个方面。

[0003] 光电容积脉搏波(Photoplethysmography,PPG)描记法是借助光电手段在活体组织中检测血液容积变化的一种无创的心率检测方法。当一定波长的光束照射到皮肤表面时,光束将通过透射或反射的方式传送到光电接收器。在此过程中,由于受到皮肤肌肉和血液的吸收衰减作用,检测器检测到的光强度将减弱,其中皮肤、肌肉、组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的,而皮肤内的血液容积在心脏作用下呈搏动性变化。当心脏收缩时,外围血管血容量最多,光吸收量也最大,检测到的光强度最小;而在心脏舒张时,外围血管血容量最少,检测到的光强度最大,使光电接收器检测到的光强度随之呈脉动式变化。将此光强度变化的信号转换成电信号,便可以获得容积脉搏血流的变化。心率可以通过对电信号的节律、周期、振幅分析计算获得。

[0004] 随着人们对健康状况的重视,基于光电容积脉搏波(PPG)传感器的心率检测方法在工业界的可穿戴智能设备中得到了广泛应用。然而PPG信号(即光电容积脉搏波传感器信号)是从皮肤表面提取的生物信号,其信号强度弱,易受干扰。尤其在运动过程中,由于组织干扰,静脉血容量以及光程变化产生的运动噪声非常强,所以微弱的PPG信号中会混入强烈的噪声信号,难以滤除。因此,滤除PPG信号中的运动噪声对进行可靠的心率测量具有重要意义。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本发明提出一种心率检测方法及装置,以解决运动噪声对计算心率值的负面影响。

[0006] 根据本发明的第一方面,提供一种心率检测方法,包括:

[0007] 接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号,所述运动信号包括角速度信号和/或加速度信号;

[0008] 根据所述运动信号确定人体状态;

[0009] 计算所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱;

[0010] 当所述人体状态为运动状态时,计算所述运动信号的频谱,并基于所述运动信号的频谱获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱;以及

[0011] 根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。

[0012] 优选地,所述计算心率估计值包括:

[0013] 将所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱的最大幅值处对应

的频率作为第一估计值；

[0014] 根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算权值序列；

[0015] 计算所述权值序列的最大值对应的频率作为第二估计值；以及

[0016] 选择所述第一估计值和所述第二估计值之一，作为心率估计值。

[0017] 优选地，所述计算权值序列包括：

[0018] 设定心率范围和心率分辨率；

[0019] 以心率范围内每一点心率值对应到所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱中的幅值为特征输入，计算对应的第一权值序列；

[0020] 以每一点心率值到上一次心率估计值的距离为特征输入，计算对应的第二权值序列；

[0021] 将所述第一权值序列和所述第二权值序列相乘得到所述权值序列。

[0022] 优选地，所述选择所述第一估计值和所述第二估计值之一，作为心率估计值包括：

[0023] 将所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值和设定阈值比较；

[0024] 如果所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值小于设定阈值，则选择所述第一估计值为所述心率估计值，否则，选择所述第二估计值为所述心率估计值。

[0025] 优选地，还包括：对光电容积脉搏波传感器信号和运动信号进行预处理。

[0026] 优选地，所述预处理至少包括以下项目中的一项：

[0027] 带通滤波、自相关滤波、和归一化处理。

[0028] 优选地，所述运动信号确定人体状态包括：

[0029] 根据所述运动信号计算方差；以及

[0030] 利用方差大小判断人体状态。

[0031] 优选地，从光电容积脉搏波传感器接收光电容积脉搏波传感器信号，从陀螺仪传感器接收角速度信号，以及从加速度传感器接收加速度信号。

[0032] 优选地，还包括：多次执行所述心率检测方法的步骤，获得多个心率估计值，并根据所述多个心率估计值计算平均值作为最终心率估计值输出。

[0033] 优选地，所述人体状态包括静止状态和运动状态。

[0034] 优选地，将所述运动信号和设定阈值比较，以确定所述人体状态。

[0035] 优选地，所述获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱包括：将所述运动信号频谱中大于设定阈值的部分认定为运动噪声，并且对频谱归一化处理后，将光电容积脉搏波传感器信号的频谱中对应的运动噪声的频谱部分减去运动信号频谱，或者将光电容积脉搏波传感器信号的频谱中对应的运动噪声的频谱部分除以常数 k ，将信号衰减 k 倍。

[0036] 根据本发明第二方面，提供一种心率检测装置，包括：

[0037] 采集模块，用于接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号，所述运动信号包括角速度信号和/或加速度信号；

[0038] 状态判断模块，用于根据所述运动信号确定人体状态；

[0039] 运动噪声去除模块，用于计算所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱和计算所述运动信号的频谱，当所述人体状态为运动时，基于所述运动信号的频谱从所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱中去除运动噪声，获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信

号的频谱；

[0040] 心率计算模块,用于根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。

[0041] 优选地,所述心率计算模块包括:

[0042] 第一计算单元,用于将所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱的最大幅值处对应的频率作为第一估计值;

[0043] 第二计算单元,用于根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算权值序列,计算所述权值序列的最大值对应的频率作为第二估计值;

[0044] 比较选择单元,用于选择所述第一估计值和所述第二估计值之一,作为心率估计值。

[0045] 优选地,所述第二计算单元包括:

[0046] 设定单元,用于设定心率范围和心率分辨率;

[0047] 第一特征计算单元,用于以每一点心率值对应到所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱中的幅值作为第一特征序列;

[0048] 第一权值计算单元,用于计算所述第一特征序列对应的第一权值序列;

[0049] 第二特征计算单元,用于以每一点心率值到上一次心率估计值的距离为第二特征序列;

[0050] 第二权值计算单元,用于计算所述第二特征序列对应的第二权值序列;

[0051] 权值相乘单元,用于将所述第一权值序列和所述第二权值序列相乘得到所述权值序列。

[0052] 优选地,所述比较选择单元包括:

[0053] 将所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值和设定阈值比较,如果所述第一估计值和所述第二估计值相减后的绝对值小于设定阈值,则选择所述第一估计值为所述心率估计值,否则,选择所述第二估计值为所述心率估计值。

[0054] 优选地,还包括:预处理模块,用于对光电容积脉搏波传感器信号和所述运动信号进行预处理。

[0055] 优选地,所述预处理模块至少包括以下项目中的一项目:

[0056] 带通滤波、自相关滤波、归一化处理。

[0057] 优选地,所述状态判断单元包括:

[0058] 根据所述运动信号计算方差;以及利用方差大小判断人体状态。

[0059] 优选地,还包括:平均模块,用于从所述心率计算模块获得多个心率估计值,并根据所述多个心率估计值计算平均值作为最终心率估计值。

[0060] 根据本发明的第三方面,提供一种心率检测装置,包括至少一个光电容积脉搏波传感器、至少一个加速度传感器和/或陀螺仪传感器,至少一个处理器与至少一个处理器关联的存储器,所述存储器中存储一组指令,其中所述至少一个处理器执行所述存储器中的指令以执行下列操作:

[0061] 接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号,所述运动信号包括角速度信号和/或加速度信号;

[0062] 根据所述运动信号确定人体状态;

[0063] 计算所述光电容积脉搏波传感器信号的频谱;

[0064] 当所述人体状态为运动状态时,计算所述运动信号的频谱,并基于所述运动信号的频谱获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱;以及

[0065] 根据所述去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。

[0066] 本发明实施例提供的心率检测方法,在采用PPG信号计算心率之前,基于人体状态确定是否去除PPG信号中的运动噪声,当人体状态为运动时,从PPG信号去除运动噪声,在人体处于静止时,无需从PPG信号去除运动噪声,从而兼顾了心率计算的精度和效率。

[0067] 本发明的心率检测装置,可应用于心率监视仪或者智能穿戴设备,能够自动判断佩戴者所处状态,智能的切换静态,动态心率检测算法,且算法计算量低,能够有效降低系统的功耗;而且,无论佩戴者是处于静态,还是动态,心率检测装置都能够准确测量心率值。

附图说明

[0068] 通过参照以下附图对本发明实施例的描述,本发明的上述以及其它目的、特征和优点将更为清楚,在附图中:

[0069] 图1示出了根据本发明一实施例的心率检测装置的模块结构图。

[0070] 图2示出了根据本发明一实施例的心率检测方法的流程图。

[0071] 图3示出了根据本发明另一实施例的心率检测方法的流程图。

[0072] 图4示出了根据本发明另一实施例的心率检测装置的结构图。

[0073] 图5示出了根据本发明另一实施例的心率检测装置的结构图。

[0074] 图6示出了根据本发明另一实施例的状态判断模块的结构图。

[0075] 图7示出了根据本发明另一实施例的状态判断模块中的第二计算单元的结构图。

具体实施方式

[0076] 以下将参照附图更详细地描述本发明。在各个附图中,相同的元件采用类似的附图标记来表示。为了清楚起见,附图中的各个部分没有按比例绘制。此外,可能未示出某些公知的部分。

[0077] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。此外,在本发明的描述中,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上。

[0078] 图1示出了根据本发明实施例的心率检测装置的模块结构图。该心率检测装置可以放在胸口或其他相应位置,用于获得心率数据。相应地,心率检测装置可嵌入到可穿戴设备中,用于时刻监视心率变化。参考图1,心率检测装置100包括加速度传感器101、光电容积脉搏波传感器102、处理器103、存储器104和输出接口105。处理器103连接到加速度传感器101和光电容积脉搏波传感器102,从加速度传感器101获得加速度信号,从光电容积脉搏波传感器102获得PPG信号,处理器103将加速度信号和PPG信号进行相应的处理,转换为表示心率变化的数字信号,存储到存储器104中。输出接口105包括例如LED显示屏,用于显示实时心率数据,或者信号发送器,用于向外部设备通信,传送心率数据。

[0079] 处理器103是本发明实施例的核心组件。在处理器中,可采用软硬件的结合实现本发明实施例的心率检测方法。具体地,图2示出了根据本发明一实施例的心率检测方法的流

程图。该心率检测方法包括步骤201-207。

[0080] 在步骤201中,接收PPG信号和加速度信号。

[0081] 如前所述,在本步骤中,通过光电容积脉搏波传感器和加速度传感器采集PPG信号和加速度信号。

[0082] 在步骤202中,判断人体状态。

[0083] 众所周知,人体在静止状态下,加速度较小,在运动状态下,加速度变动比较剧烈。因此,根据采集到的加速度信号能够判断出当前的人体状态。人体状态可以自行设定,例如包括静止、步行和跑步三种状态。将设定好的人体状态和加速度信号之间建立对应关系,当加速度信号满足相应的条件时可判定人体状态。应该指出,可以根据实际需要设定人体状态和加速度信号之间的对应关系。例如,设定在一段时间内,加速度信号的方差小于一设定阈值,人体状态为静止状态。

[0084] 在步骤203中,计算PPG信号的频谱。

[0085] 在本步骤中,基于快速傅里叶变换计算PPG信号的频谱。通过傅里叶变换,得到PPG信号的频谱。

[0086] 在步骤204中,判断人体状态是否为静止。

[0087] 在步骤205中,计算加速度信号的频谱。

[0088] 在步骤206中,从PPG信号的频谱中去除运动噪声,得到去除了运动噪声的PPG信号的频谱。

[0089] 在步骤204-206中,基于步骤202所获得的人体状态进行判断,如果人体状态为静止,则不处理PPG信号的频谱。如果人体状态不为静止状态(例如运动,包括跑步或步行),则需要从PPG信号的频谱中去除运动噪声。一种可选的方式为,根据傅里叶变换计算加速度信号的频谱,将加速度频谱中大于设定阈值(例如1)的部分认定为运动噪声,将PPG信号的频谱中对应的运动噪声的频谱部分减去加速度频谱,得到去除运动噪声后的PPG信号的频谱。当然,从PPG信号中去除运动噪声的方法不仅限于此,也可以采用除法,阈值、极值判断等方法去除运动噪声。

[0090] 在步骤207中,计算心率估计值。

[0091] 在本步骤中,当人体状态为静止时,采用原始的PPG信号的频谱计算心率估计值,当人体状态为运动时,采用去除了运动噪声的PPG信号的频谱计算心率估计值。也即,人体处于静止状态时,忽略运动噪声对心率估计值的影响。

[0092] 本发明实施例提供的心率检测方法,在采用PPG信号计算心率之前,基于人体状态确定是否去除PPG信号中的运动噪声,当人体状态为运动时,从PPG信号去除运动噪声,在人体处于静止时,无需从PPG信号去除运动噪声,从而兼顾了心率计算的精度和效率。

[0093] 在一个可选的实施例中,心率检测装置100还可以包括一个陀螺仪传感器(图上未示出),用于获得角速度信号。相应地,上述心率检测方法则可以根据角速度信号和加速度信号,判断人体状态,并获得去除了运动噪声的PPG信号。在另一个可选的实施例中,上述心率检测装置100只包含一个陀螺仪传感器(图上未示出),用于获得角速度信号。相应地,上述心率检测方法则可以根据角速度信号,判断人体状态,并根据角速度信号的频谱获得去除了运动噪声的PPG信号。

[0094] 图3示出了根据本发明另一实施例的心率检测方法的流程图。

- [0095] 在步骤301中,接收PPG信号和加速度信号。
- [0096] 和步骤201相同,通过光电容积脉搏波传感器和加速度传感器采集PPG信号和加速度信号。
- [0097] 在步骤302中,判断人体状态。
- [0098] 在步骤中,基于预先设定人体状态种类和划分标准,根据加速度信号确定当前的人体状态。在优选实施例中,设置一个8s时间长度的滑动窗口,每次滑动更新2s的数据。每秒中采集加速度信号。则将8s数据分为2s一组,共计4组,分别计算数据方差,按照设定标准基于方差大小判断人体状态。最终,对于每组信号,选择数量最多的状态作为最终状态。例如,计算了4组方差,其中3组方差结果显示人处于运动状态,1组方差显示静止状态,则人体状态确定为运动状态。
- [0099] 在步骤303中,对PPG信号进行预处理。
- [0100] 在本步骤中,预处理包括模拟信号处理,例如带通滤波、自相关滤波、归一化处理,和数字信号处理,例如各种运算。滤波使得PPG信号通过一个滤波器,过滤掉一些频段的信号。归一化处理包括均值归一化,最大最小归一化,归一化处理后的信号的幅值在设定区间内。在本步骤中,优选的带通滤波的带通频率可为0.5Hz~4.2Hz。
- [0101] 在步骤304中,计算PPG信号的频谱ppg_Y。
- [0102] 在本步骤中,利用快速的傅里叶变换对PPG信号进行变换得到频谱ppg_Y。
- [0103] 在步骤305中,判断人体状态是否为静止。
- [0104] 在步骤306中,计算加速度信号的频谱。
- [0105] 在步骤307中,从PPG信号的频谱中去除运动噪声。
- [0106] 在步骤305-307中,基于步骤302所获得的人体状态进行判断,如果人体状态为静止,则不对加速度信号进行频谱处理及不对PPG信号进行去除噪声处理。如果人体状态不为静止(例如运动),根据傅里叶变换计算加速度信号的频谱,将加速度频谱中大于阈值(例如1)的频谱部分认定为运动噪声,设为acc_Y,找到PPG频谱中对应的运动噪声的频谱部分减去加速度频谱,得到去除运动噪声后的PPG信号的频谱ppg_remove_Y。
- [0107] 下面采用算式方式表示ppg_remove_Y:
- [0108]
$$\text{ppg_remove_Y} = \text{normalization}(\text{ppg_Y}) - \text{normalization}(\text{acc_Y}),$$
normalization,normalization为归一化处理函数,acc_Y表示加速度频谱中大于阈值的频谱。
- [0109] 在步骤308中,得到去除了运动噪声的PPG信号的频谱。
- [0110] 在本步骤中获得的PPG信号的频谱,当人体状态为静止状态时,是步骤304为ppg_Y,当人体状态为运动状态时,是步骤307输出的ppg_remove_Y。即无论人体状态是静止状态还是运动状态,本步骤都会获得一个去除运动噪声的PPG信号的频谱(即静止状态下忽略运动噪声),设为ppg_B。
- [0111] 在步骤309中,设定心率范围和心率分辨率。
- [0112] 在步骤310中,以每一个心率点对应频谱ppg_B上的幅值为特征输入以及以每个心率值到上一次心率估计值的距离为特征输入,分别计算特征权值famp和fsep。
- [0113] 在步骤311中,计算共同权值 $w = famp * fsep$ 。
- [0114] 在步骤312中,选取w的最大值对应的频率作为心率预估值hr2。对应于步骤309-

311,假设心率范围设定为60bpm~210bpm,时间间隔为1秒,心率间隔为1bpm,以每一点心率值对应到频谱ppg_B上的幅值作为特征输入a1,计算的权值序列1为(m1,m2,m3,.....m150), $m_i=f_1(a1)$,i为正整数。以每一点心率值到上一次心率估计值的距离为特征输入a2,计算权值序列2为(n1,n2,n3,.....n150), $n_i=f_2(a2)$,i为正整数。计算每个心率点的权值: $w_i=m_i*n_i$,选出 w_i 最大项所对应的频率作为心率的后验估计值hr2。 f_1 和 f_2 为抽象函数,可以是一次函数,二次函数,指数函数,高斯函数, f_1 优选为一次函数, f_2 优选为高斯函数。

[0115] 在步骤313中,选取频谱ppg_B的最大幅值处的频率hr1。

[0116] 在本步骤中,从PPG信号的频谱ppg_B中选取最大幅值处的频率作为先验估计值hr1。

[0117] 在步骤314中,判断hr1和hr2相减后的绝对值是否小于阈值D。

[0118] 在步骤315中,如果hr1和hr2相减后的绝对值小于阈值D,输出心率估计值hr_est等于hr1。

[0119] 在步骤316中,如果hr1和hr2相减后的绝对值不小于阈值D,输出心率估计值hr_est等于hr2。

[0120] 对应于步骤314-316,计算hr1和hr2相减的绝对值,并将该绝对值和设定阈值D比较,从而选择其中之一作为最终输出的心率估计值。

[0121] 在本发明实施例中,根据先验估计值和后验估计值相减的绝对值和阈值的比较结果确定最终输出的心率估计值。通过根据先验估计值和后验估计值的比较结果调整最终得到的心率估计值,能够平滑信号中的噪声信号,从而提高了心率计算的精度。

[0122] 在一个可选的实施例中,上述心率检测方法执行多次,从而获得获得多个心率估计值,并根据多个心率估计值计算平均值,将平均值作为最终心率估计值输出。通过平均值提高心率估算的精度。

[0123] 图4示出了根据本发明一实施例的心率检测装置的结构图。

[0124] 心率检测装置400包括采集模块401,状态判断模块402,运动噪声去除模块403和心率计算模块404。

[0125] 采集模块401从光电容积脉搏波传感器接收PPG信号,从加速度传感器接收运动信号。PPG信号和运动信号可在预处理之后,例如,滤波,放大等处理之后,以数字信号形式传送给状态判断模块402。

[0126] 状态判断模块402根据输入的PPG信号和运动信号确定人体状态。可以预先设定人体状态的判断标准,并存储在心率检测装置的存储器中。在进行状态判断时,从存储器中取出判断标准,对PPG信号和运动信号进行处理和判断,最终确定人体状态。为简单起见,最常见的是将人体状态设定为两种类型,运动和静止。在一个实施例中,在设定时长内设置多个采集时间窗口,计算每个采集时间窗口的运动信号和标准值的平方差,如果平方差大于第一设定阈值的采集时间窗口的数量多于第二设定阈值,则人体状态确定为运动。以此类推。但本发明不以此为限。

[0127] 运动噪声去除模块403用于计算PPG信号的频谱和计算运动信号的频谱,并且,当人体状态为运动时,基于运动信号的频谱从PPG信号的频谱中去除运动噪声,得到去除了运动噪声的PPG信号的频谱。

[0128] 心率计算模块,用于根据PPG信号的频谱计算心率估计值。例如,基于运动噪声去除模块403获得的去除了运动噪声的PPG信号的频谱,将其对应于多个心率点,计算最终输出的心率估计值,或者,将多个心率点取平均值作为最终输出的心率估计值。

[0129] 本发明实施例提供的心率检测装置,在运动状态下基于去除了运动噪声的PPG信号计算心率估计值,从而能够提高心率计算的精度;而在静止状态下直接基于原始PPG信号计算心率估计值,无需从原始的PPG信号中去掉运动噪声,从而确保了心率计算的效率。从而,本发明实施例很好地兼顾了心率计算的效率和精度。

[0130] 图5示出了根据本发明另一实施例的心率检测装置的结构图。

[0131] 心率检测装置500包括采集模块401,状态判断模块402,运动噪声去除模块403、心率计算模块404、平均模块406和预处理模块405。

[0132] 采集模块401,状态判断模块402,运动噪声去除模块403、心率计算模块404和前述实施例相同,在此不再赘述。

[0133] 预处理模块405包括对PPG信号和运动信号的各种预处理,例如,可以包括模拟信号的处理过程,如各种滤波,放大,归一化处理等,也可以包括对转换后的数字信号的处理过程,例如,各种计算。在实际处理中,根据需要设置预处理模块405的预处理功能。

[0134] 平均模块406将从心率计算模块404获得的多个心率估计值进行平均,将平均值作为最终输出的心率估计值。通过平均模块能够去除信号中的野值,使得最终输出的心率估计值符合实际。

[0135] 图6示出了根据本发明另一实施例的心率检测装置的心率计算模块的结构图。

[0136] 心率计算模块404包括第一计算单元4041、第二计算单元4042和比较选择单元4043。

[0137] 第一计算单元4041用于计算PPG信号的频谱峰值最大频率为第一估计值。

[0138] 第二计算单元4042用于根据PPG信号的频谱计算权值序列,计算权值序列的最大值作为第二估计值。

[0139] 比较选择单元,用于从第一估计值和第二估计值选择一个作为心率估计值。可选地,将第一估计值和第二估计值相减后的绝对值和设定阈值比较,如果第一估计值和第二估计值相减后的绝对值小于设定阈值,则选择第一估计值为心率估计值,否则,选择第二估计值为所述心率估计值。

[0140] 图7示出了根据本发明另一实施例的状态判断模块中的第二计算单元的结构图。第二计算单元和前述检测方法的相应步骤对应,因此下面以相对简略的方式进行描述。

[0141] 第二计算单元4042包括设定单元4043,第一特征计算单元4044,第一权值计算单元4045,第二特征计算单元4046,第二权值计算单元4047和权值相乘单元4048。

[0142] 设定单元4043用于设定心率范围和心率分辨率。

[0143] 第一特征计算单元4044用于以每一点心率值对应到所述去除了运动噪声的PPG信号的频谱中的幅值作为第一特征序列。

[0144] 第一权值计算单元4045用于计算所述第一特征序列对应的第一权值序列。例如,采用前述的一次函数对输入的第一特征序列进行计算得到第一权值序列。

[0145] 第二特征计算单元4046用于以每一点待估计心率值到上一次心率值的距离为第二特征序列。

[0146] 第二权值计算单元4047用于计算第二特征序列对应的第二权值序列。例如,采用前述的高斯函数对输入的第二特征序列进行计算得到第二权值序列。

[0147] 权值相乘单元4048用于将第一权值序列和第二权值序列相乘得到权值序列。

[0148] 综上,本发明提供的心率检测方法和心率检测装置,通过人体状态的判断确定是否去除运动噪声,并通过去除PPG信号中的运动噪声,在降低运动噪声对PPG信号的影响的同时,兼顾了心率检测的效率和精度。

[0149] 本发明的心率检测装置,可应用于心率监视仪或者智能穿戴设备,能够自动判断佩戴者所处状态,智能的切换静态,动态心率检测算法,且算法计算量低,能够有效降低系统的功耗;而且,无论佩戴者是处于静态,还是动态,本心率检测装置都能够准确测量心率值。

[0150] 本发明实施例虽然以较佳实施例公开如上,但其并不是用来限定权利要求,任何本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围内,都可以做出可能的变动和修改,因此本发明的保护范围应当以本发明权利要求所界定的范围为准。

[0151] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并不用于限制本发明,对于本领域技术人员而言,本发明可以有各种改动和变化。凡在本发明的精神和原理之内所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

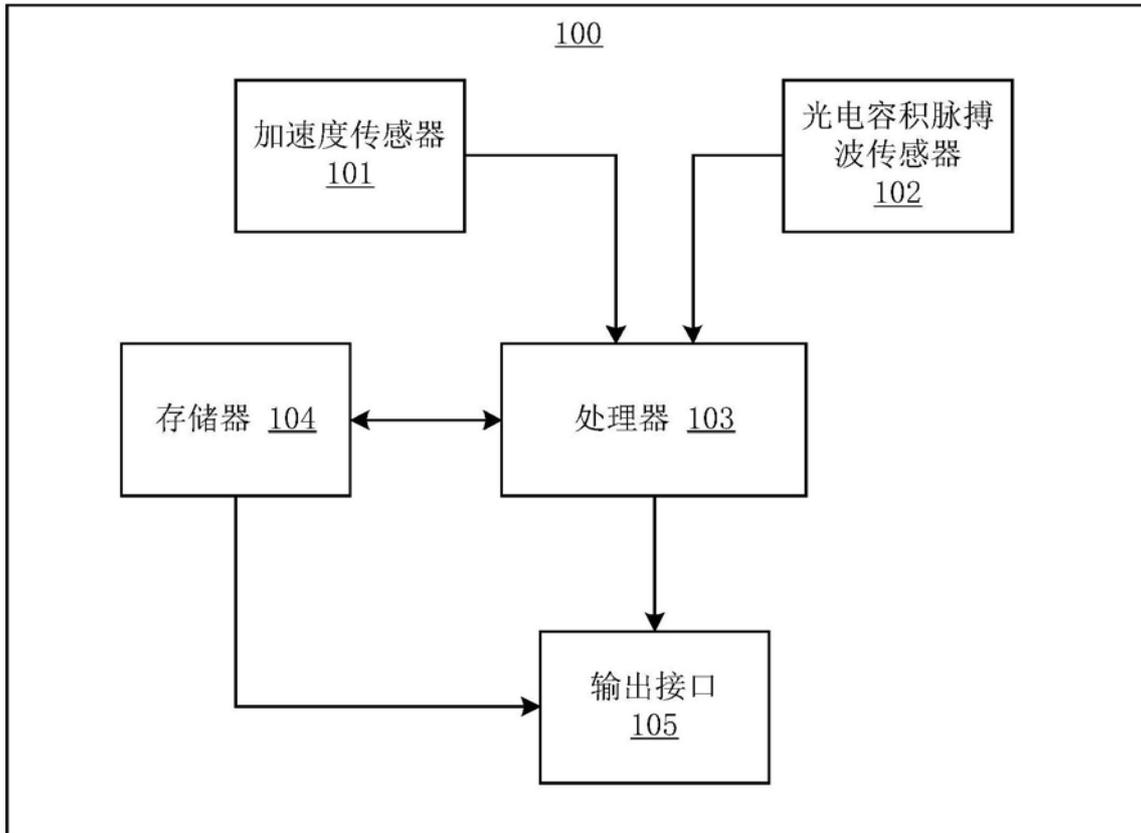


图1

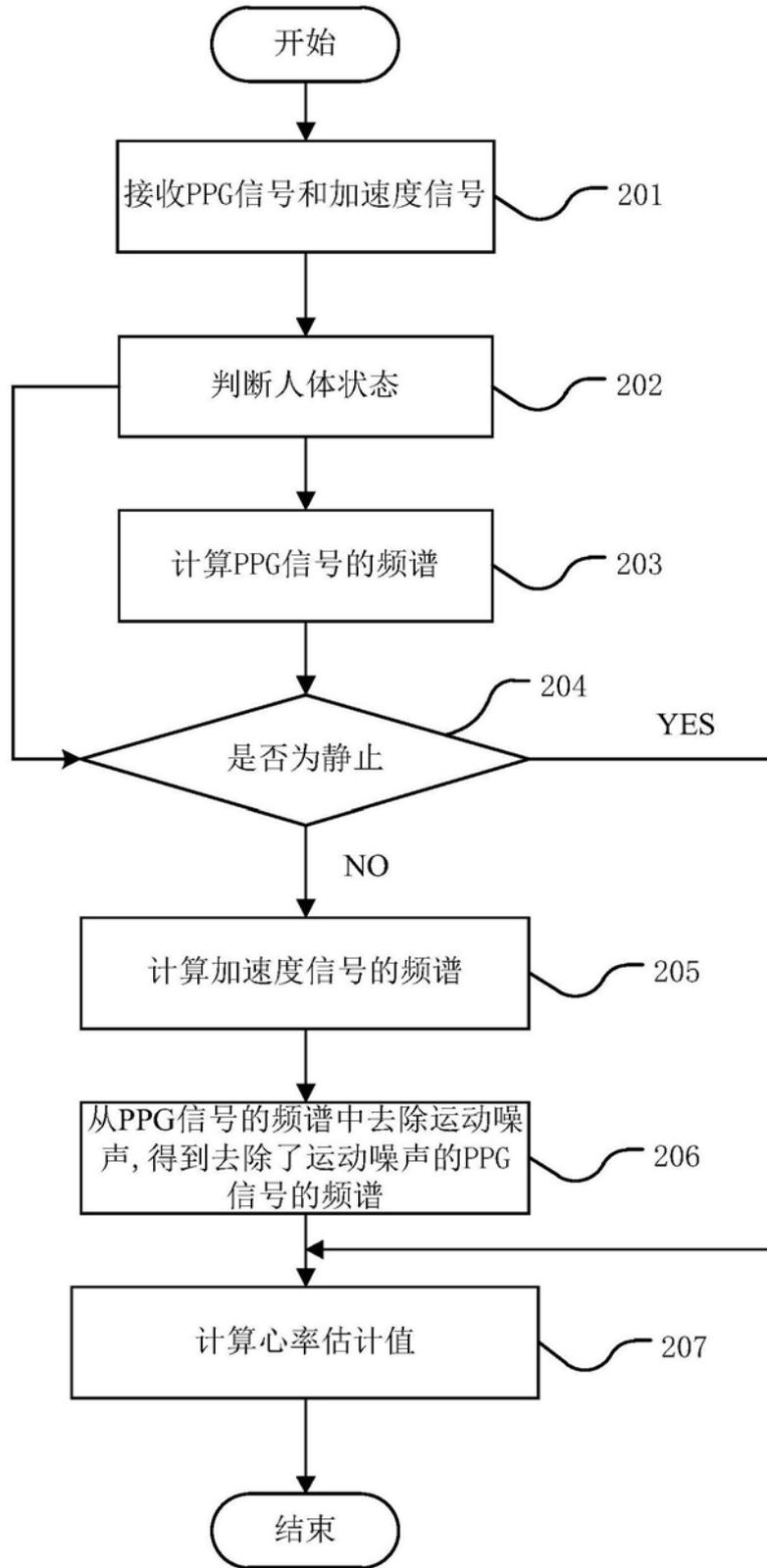


图2

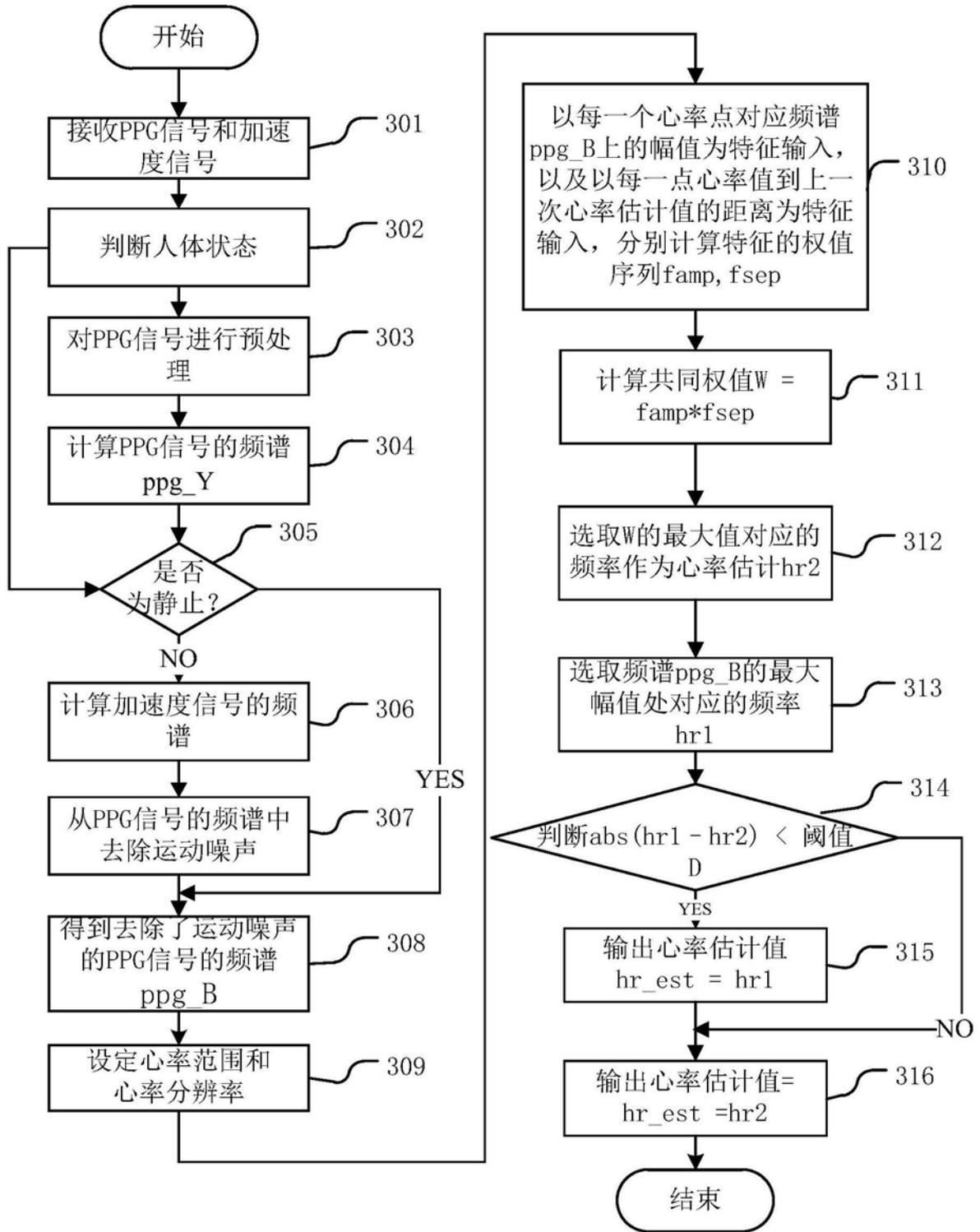


图3

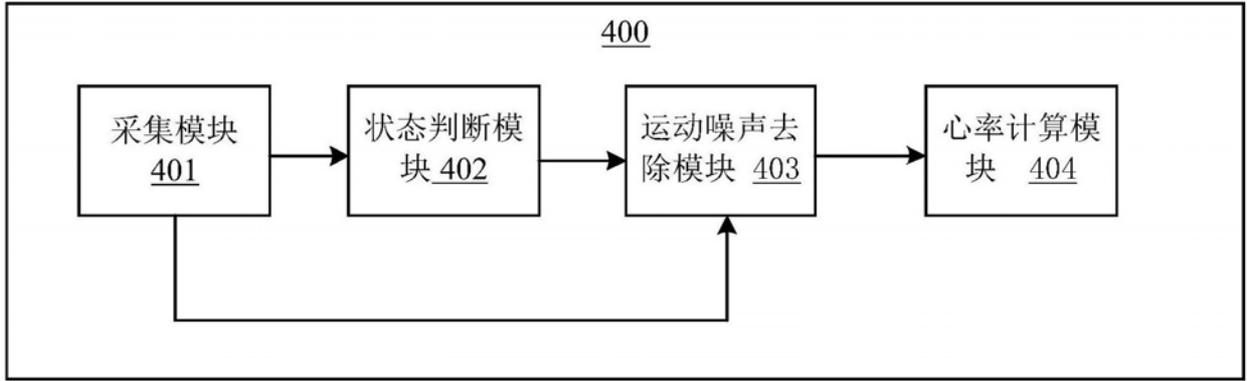


图4

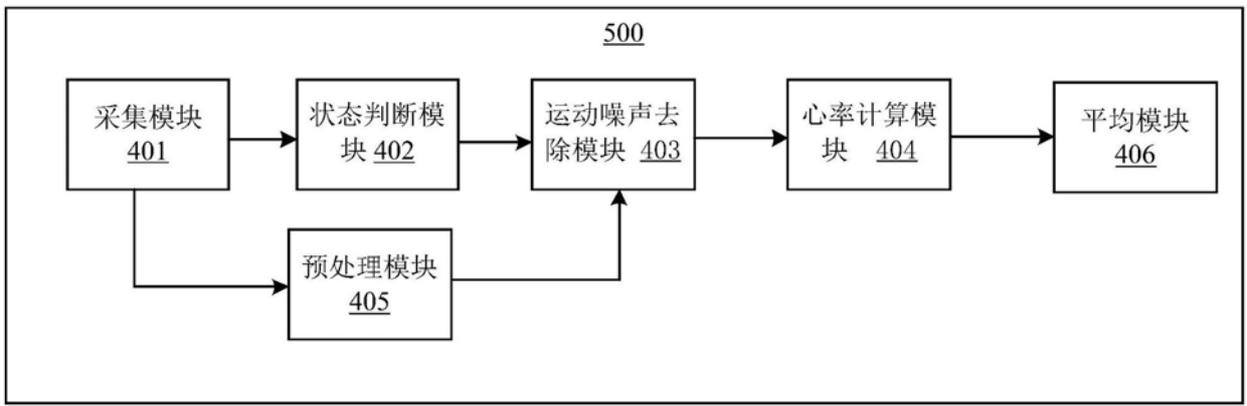


图5

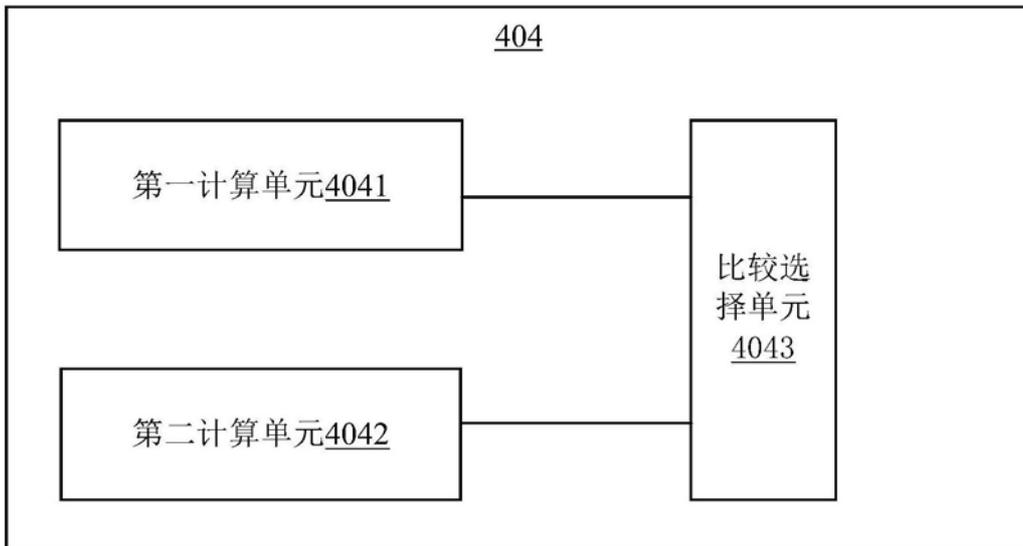


图6

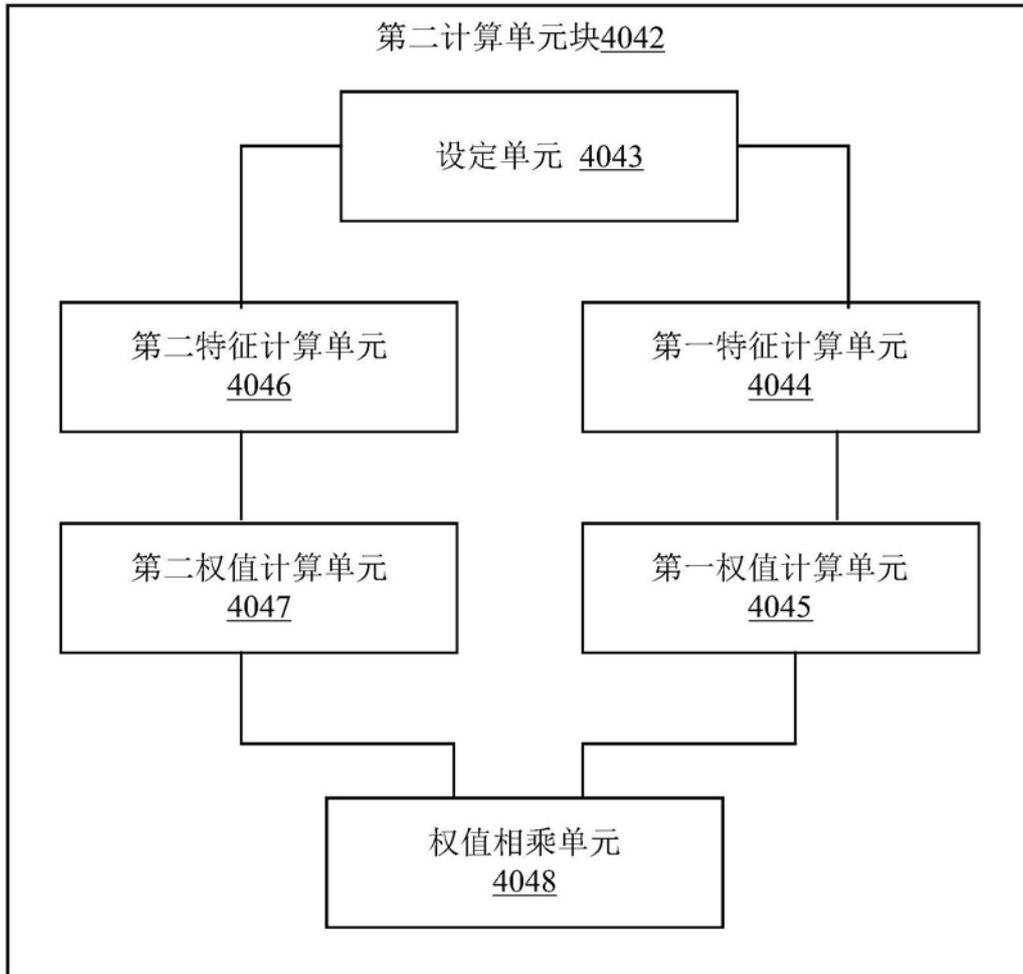


图7

专利名称(译)	心率检测方法和心率检测装置		
公开(公告)号	CN109222949A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201811187971.6	申请日	2018-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	杭州士兰微电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	杭州士兰微电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	杭州士兰微电子股份有限公司		
[标]发明人	谢宜航 邓登峰		
发明人	谢宜航 邓登峰		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/725		
代理人(译)	刘静		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了心率检测方法和心率检测装置。该心率检测方法包括：接收光电容积脉搏波传感器信号和运动信号；根据所述运动信号确定人体状态；计算光电容积脉搏波传感器信号的频谱；当人体状态为运动状态时，计算运动信号的频谱，并基于运动信号的频谱获得去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱；以及根据去除了运动噪声的光电容积脉搏波传感器信号的频谱计算心率估计值。该方法通过分辨人体运动状态，去除了运动对光电容积脉搏波传感器信号造成的干扰噪声，提高了心率计算的精度，并且节省了功耗，提高了检测效率。

