



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105832289 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(21)申请号 201610065271.4

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.01.29

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

62/110,263 2015.01.30 US

62/112,032 2015.02.04 US

62/113,092 2015.02.06 US

14/931,440 2015.11.03 US

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 阿西夫·卡拉克 马修·C·韦根

李叶磊

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 韩明星 姜长星

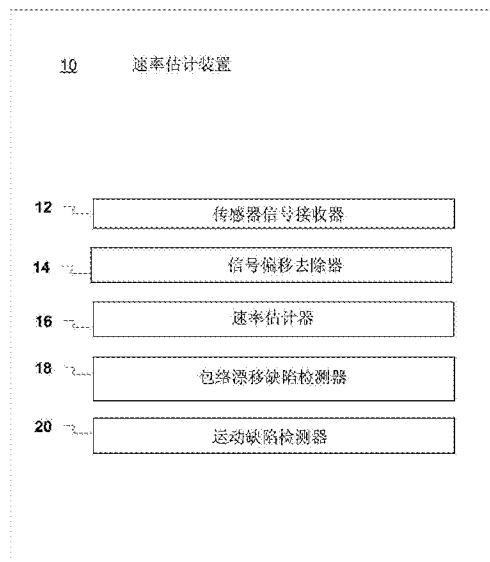
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备和方法

(57)摘要

提供一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备和方法。用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的计算机实现的方法包括：从生物生理传感器接收准周期数据流；通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分，以提供平滑的数据流。所述方法还包括：使用希尔伯特变换近似，将平滑的数据流变换为解析数据流；并计算解析数据流的相位角的时间导数，其中，所述时间导数是准周期数据流的频率。所述方法还包括：提供从所述频率获得的输出数据流。



1. 一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备,包括:  
存储器,存储机器指令;  
处理器,连接到存储器,执行机器指令,从而:  
从生物生理传感器接收准周期数据流,  
通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分,以提供平滑的数据流,  
使用希尔伯特变换近似,将平滑的数据流变换为解析数据流,  
计算与解析数据流的相位角相关联的时间导数,  
提供从频率获得的输出数据流,其中,所述频率是准周期数据流的所述时间导数。
2. 如权利要求1所述的设备,其中,处理器还执行机器指令,从而:  
确定解析数据流的幅度,所述幅度包括准周期数据流的包络,  
基于所述包络检测解析数据流的短暂的不规则性。
3. 如权利要求2所述的设备,其中,处理器还执行机器指令,以基于以下操作来检测解析数据流的短暂的不规则性:  
通过具有第一截止频率的第一滤波器平滑所述包络,第一滤波器的输出包括第一平滑包络,  
通过具有低于第一截止频率的第二截止频率的第二滤波器平滑所述包络,第二滤波器的输出包括第二平滑包络,  
将所述包络与第一平滑包络的第一对数比和所述包络与第二平滑包络的第二对数比进行比较,  
当所述比较超出预定限制时掩蔽输出数据流。
4. 如权利要求1所述的设备,其中,处理器还执行机器指令以在传感器运动缺陷被检测到时掩蔽输出数据流。
5. 如权利要求1所述的设备,其中,准周期数据流是心电图(ECG)电极信号。
6. 如权利要求1所述的设备,其中,准周期数据流是光电血管容积图(PPG)传感器信号。
7. 如权利要求1所述的设备,其中,输出数据流是心跳速率。
8. 如权利要求1所述的设备,其中,输出数据流是心脏心搏间期。
9. 一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的方法,包括:  
从生物生理传感器接收准周期数据流;  
通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分,以提供平滑的数据流;  
使用希尔伯特变换近似,将平滑的数据流变换为解析数据流;  
计算与解析数据流的相位角相关联的时间导数;  
提供从频率获得的输出数据流,其中,所述频率是准周期数据流的所述时间导数。
10. 如权利要求9所述的方法,还包括:  
确定解析数据流的幅度,其中,所述幅度是准周期数据流的包络;  
基于所述包络检测解析数据流的短暂的不规则性。
11. 如权利要求10所述的方法,其中,基于所述包络检测解析数据流的短暂的不规则性的步骤包括:

通过具有第一截止频率的第一滤波器平滑所述包络,其中,第一滤波器的输出是第一平滑包络;

通过具有低于第一截止频率的第二截止频率的第二滤波器平滑所述包络,其中,第二滤波器的输出是第二平滑包络;

将所述包络与第一平滑包络的第一对数比和所述包络与第二平滑包络的第二对数比进行比较;

当所述比较超出预定限制时掩蔽输出数据流。

12.如权利要求9所述的方法,还包括:当传感器运动缺陷被检测到时掩蔽输出数据流。

13.如权利要求9所述的方法,其中,准周期数据流是心电图(ECG)电极信号。

14.如权利要求9所述的方法,其中,准周期数据流是光电血管容积图(PPG)传感器信号。

15.如权利要求9所述的方法,其中,输出数据流是心跳速率。

16.如权利要求9所述的方法,其中,输出数据流是心脏心搏间期。

## 用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备和方法

[0001] 本申请要求于2015年1月30日提交的第62/110,263号美国临时申请、2015年2月4日提交的第62/112,032号美国临时申请、2015年2月6日提交的第62/113,092号美国临时申请以及2015年11月3日提交的第14/931,440号美国临时申请的权益,这些申请通过引用合并于此。

### 技术领域

[0002] 本描述总体上涉及信号处理,更具体地说,涉及一种用于在生物生理速率(biophysiological rates)的连续估计中提高响应时间、鲁棒性和用户舒适度的方法。

### 背景技术

[0003] 信号处理一般包括采集、组织、变换以及汇总原始输入数据,以产生有意义或有用的信息或者输出数据。信号处理是用于信息的生成、变换以及解译的使能技术。信号处理通常使用计算或启发式的表示法和技术,以获取、提取、表示、模型化或分析嵌入在包括例如音频、图像、视频、控件、射频以及其他电信号的模拟信号或数字信号中的数据。

[0004] 一般而言,信号处理需要诸如以下项的处理:采样传感器和仪器信号;信号的模数(A/D或ADC)和数模(D/A或DAC)转换;为了原始信号的降噪、增强、重建或信号的近似的目的的滤波信号等。采用的计算技术和数学模型包括,例如,算术运算、微积分计算、微分方程、变换理论、非平稳信号的时频分析、频谱分析、概率和统计分析、矢量分析和线性代数、参数信号建模、检测理论、估计理论、优化以及其他数值方法。

[0005] 通常通过通用计算机或专用控制器来实施数字信号处理(DSP)。DSP利用包括将离散时间序列、离散频率以及其他离散域信号表示为数字或符号序列并且处理这些信号的离散数学。离散时间信号处理一般应用于采样信号,诸如,通过电传感器、光传感器或机电传感器生成的信号。

[0006] 非线性信号处理包括分析并处理从时域、频域或时空域中的非线性系统产生的信号。非线性系统产生在一些情况中不能使用线性方法进行建模或分析的相对复杂的信号特性。

[0007] 希尔伯特变换(Hilbert transform)是在与原始函数或信号相同的域中改变函数或信号的频率分量的相位的线性运算符。实部由原始函数或信号表示且虚部由函数或信号的离散希尔伯特变换表示的复连续离散对 $[u(t), \hat{u}(t)]$ 或 $[u(t), Hu(t)]$ 组成解析信号。希尔伯特变换序列具有与原始函数或信号相同的幅度和频率量,并且包括与原始函数或信号的相位相关的相位信息。

[0008] 一般而言,希尔伯特变换在计算时间序列的瞬时属性(具体地说,幅度和频率)中是有用的。解析信号的幅度等于原始信号的瞬时幅度,解析信号的相位角的时间变化率等于原始信号的瞬时频率。

[0009] 心血管周期一般表示由心脏引起的接近规律性的周期性血压和容积脉搏。连续的各个心跳之间的每个周期的时间长度通常被称为心搏间期(interbeat interval)(IBI)或

RR间期)。心率是心血管周期的倒数。

[0010] 在正常的心脏活动期间,在连续时间序列的1B1值中存在一些变化。该自然变化被称为心率变异性(HRV)。相对嘈杂的或低幅度的传感器信号可增加进一步损坏观察的心跳信号的接近周期的性质的测量误差。因此,观察的心跳传感器信号通常表示准周期函数(quasiperiodic function)。也就是说,该信号与周期函数相似,但是显示出不规则的周期性,并且不满足以规则的间隔重现的周期函数的严格定义。准周期行为包括重复出现具有不有助于精确测量的不可预测性的分量的图案。

[0011] 通常从与心脏心室的收缩相应的两个连续的QRS波群中的每个的开始,在心电图(ECG或EKG)中测量连续心跳之间的时间间隔,其中,两个连续的QRS波群通常均包括三个分量波形(Q波、R波和S波)。然而,QRS波群的开始可能难以位于相对嘈杂的或低幅度的传感器信号中,这可导致测量误差。因此,有时在连续心跳的R波峰之间测量1B1,以降低测量误差。

[0012] 还可从外周脉搏测量(例如,数字容积脉搏测量(诸如,光电血管容积图(PPG)、光学获得的容积描计图)或者器官的容积测量)来确定1B1。一种已知类型的PPG传感器,脉搏血氧仪(pulse oximeter)使用一个或多个颜色的光照射皮肤,并且在每个波长测量光吸收的变化。PPG传感器例如使用光发射器(诸如,发光二极管(LED))照射皮肤,并且例如使用光电检测器(诸如,光电二极管)测量穿过相对较薄的身体部分(诸如,手指或耳垂)而传播的光的量,或者测量从皮肤反射的光的量。PPG传感器已经被用于监测呼吸和心跳、血氧饱和度、血容量减少以及其他循环状态。

[0013] 传统的PPG通常监测皮肤的真皮及皮下组织的血液的灌注,这可被用于检测例如与心脏的连续心动周期的压力脉搏相应的容积的变化。如果PPG在不压迫皮肤的情况下被附着,则次级压力峰值(secondary pressure peak)还可从静脉丛被看到。微控制器通常处理并计算波形信号的主峰值,以对每分钟的心跳(bmp)进行计数。

[0014] 偏移(offset)或DC漂移(shift)可由于对象与传感器(诸如,ECG电极或PPG光传感器)之间的接口的不一致而发生在生物生理传感器信号中。对象可包括人、动物以及生命有机体,但不限于此。结果,传感器设计通常必须保证对象与传感器之间的可靠的机械接口。在包括例如基于手腕的可穿戴装置的具有生物生理传感器的一些可穿戴装置的情况下,在舒适度(与相对宽松的附着相应)与可靠的机械接口(与相对紧密的附着相应)之间存在直接的关系。

## 发明内容

[0015] 根据一个实施例,一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备包括:存储器,存储机器指令;处理器,连接到存储器,执行机器指令,从而从生物生理传感器接收准周期数据流,通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分以提供平滑的数据流,使用希尔伯特变换近似来将平滑的数据流变换为解析数据流,计算与解析数据流的相位角相关联的时间导数,并提供从频率获得的输出数据流,其中,所述频率是准周期数据流的时间导数。

[0016] 根据另一实施例,一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的方法包括:从生物生理传感器接收准周期数据流;通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分,以提供平滑

的数据流。所述方法还包括：使用希尔伯特变换近似，将平滑的数据流变换为解析数据流；计算与解析数据流的相位角相关联的时间导数，其中，所述时间导数是准周期数据流的频率。所述方法还包括：提供从所述频率获得的输出数据流。

[0017] 根据另一实施例，一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的计算机程序产品包括：编码有适合于被处理器执行的指令的非暂时性计算机可读存储介质，所述指令用于实现从生物生理传感器接收准周期数据流，通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分，以提供平滑的数据流。所述指令还适用于实现：使用希尔伯特变换近似，将平滑的数据流变换为解析数据流；计算与解析数据流的相位角相关联的时间导数，其中，所述时间导数是准周期数据流的频率；提供从所述频率获得的输出数据流。

[0018] 参照附图和以下的描述阐述本公开的一个或多个实施例的细节。从描述、附图和权利要求，本公开的其他特征、目的和优点将是清楚的。

### 附图说明

[0019] 图1示出根据实施例的描述使用希尔伯特变换的示例性速率估计装置的框图。

[0020] 图2示出根据实施例的表示使用希尔伯特变换来估计生物生理速率的示例性方法的流程图。

[0021] 图3示出根据实施例的表示传感器信号滤波和频率估计的示例性方法的流程图。

[0022] 图4示出根据实施例的表示传感器信号包络漂移(envelope excursion)检测的示例性方法的流程图。

[0023] 图5示出根据实施例的描述可实现速率估计装置的示例性通用计算系统的示意图。

### 具体实施方式

[0024] 图1示出根据实施例的描述使用希尔伯特变换的示例性速率估计装置的框图。示例性速率估计装置10采用希尔伯特变换处理以连续地估计生物生理速率，例如，心率。速率估计装置10包括：传感器信号接收器12、信号偏移去除器14、速率估计器16、包络漂移缺陷检测器18以及运动缺陷检测器20。速率估计装置10随着时间处理生物生理传感器数据流，并且输出生物生理特征数据流，例如，心搏间期或瞬时心率。

[0025] 传感器信号接收器12接收生物生理传感器数据（例如，光电血管容积(PPG)传感器信号）作为输入，并且将数据转换为用于信号处理的合适格式。在各种实施例中，可使用本公开中所描述的方法分析的生物生理传感器数据包括，例如，光传感器数据（例如，PPG）、电势传感器数据（例如，心电图(ECG或EKG))以及电阻抗传感器数据（例如，Bio Z<sup>®</sup>阻抗心动描记法(1CG))。

[0026] 信号偏移去除器14从信号去除直流(DC)偏移，以使信号被集中在大约0伏特。例如，信号偏移去除器14实现高通滤波器以去除信号DC偏移。信号偏移去除器14提供初始化。

[0027] 速率估计器16实现附加的带通滤波并且应用希尔伯特变换近似，以估计信号的周期速率。用于准周期信号的速率估计的基于希尔伯特变换的方法构造具有与原始信号相同的实部以及相位从原始信号改变90度的虚部的解析信号。可在傅里叶域中或者使用专门设

计的时域滤波器明确地完成相移。解析信号的相位被微分,以获得瞬时频率。

[0028] 为了便于使用相对容忍DC电平漂移的希尔伯特变换进行相对准确的频率估计,速率估计装置10同时组合三种基本方法以减轻这些影响。这些处理实现相位补偿的无限脉冲响应(IIR)数字滤波、用于处理运动伪影和活动损坏(activity corruption)的运动掩蔽以及用于提高针对速率变化的鲁棒性的基于希尔伯特解析幅度的包络掩蔽。

[0029] 包络漂移缺陷检测器18应用基于希尔伯特解析幅度的基于希尔伯特包络的掩蔽,以提高针对速率变化的鲁棒性。运动缺陷检测器20应用运动掩蔽,以处理运动伪影和活动损坏。

[0030] 即使当瞬时频率随小数量的信号周期而变化时,基于希尔伯特变换的方法对于稳定、平滑的信号也具有卓越的信号恢复特性。本方法针对均匀高斯噪声也具有相当强的鲁棒性,但是较不能容忍非高斯噪声。本方法在基本频率被低频噪声损坏时特别地受影响。启发式地,假定解析信号具有零均值,因此低频成分一般被归因于幅度的变化或频率/相位的变化。由于平均幅度或者DC电平的漂移可引起瞬时频率的较大偏差,因此平均幅度或者DC电平的漂移可能特别地成问题。

[0031] 提高对DC电平漂移的鲁棒性的传感器信号处理推断方法对身体与传感器之间所要求的机械接口有直接的影响。对于一些可穿戴装置,该要求转化为附着的紧密性,这对于许多机械设计转化为舒适度。结果,增大的对于DC电平漂移的系统容差可实现更宽松、更舒适的可穿戴装置设计。

[0032] 图2示出根据实施例的表示使用希尔伯特变换来估计生物生理速率的示例性方法的流程图。可例如通过生物生理速率估计装置10执行基于希尔伯特变换的对生物生理速率(例如,心率)的连续估计的处理。该处理基于采样的原始数据中的波动来执行速率估计。该处理开始于接收生物生理传感器数据30(例如,光学PPG传感器信号)作为输入。

[0033] 在32,传感器数据30的数字数据类型被转换为例如双精度浮点数以进行进一步处理。在34,当传感器数据包括基本上的直流(DC)分量时,高通滤波器(HPF)去除DC偏移以产生大约集中在0伏特的输出信号。附加的带通滤波可被执行,以实现信号平滑和相位补偿,并且基于希尔伯特变换的近似可被应用以确定34的输出信号的频率。在36,估计与34的输出信号相关联的周期速率。

[0034] 在38,执行例如基于希尔伯特变换的包络漂移检测,以检测包络漂移缺陷并且设置包络漂移缺陷检测器标志。在40,如果接收到包络漂移缺陷检测器标志,则在包络漂移缺陷滞后时间段42(例如,1.5秒)期间设置缺陷标志。

[0035] 在46,如果从运动传感器(诸如,可穿戴装置中的板载加速计)接收到运动信号44,则在运动缺陷滞后时间段48期间设置并且输出缺陷标志。例如,通过关于加速计信号的固定阈值而触发标志。输入运动估计方法在可能导致不期望的DC漂移的运动期间掩蔽心率信号。运动掩蔽可降低或消除由对象运动(例如,可穿戴传感器的对象运动)产生的信号影响。

[0036] 在50,如果由逻辑运算符(例如,“或”)检测到来自40或46的缺陷标志,则在52的开关基于掩蔽的速率输出(例如,0)54来产生输出。否则,36的估计的速率输出在56被转换为适当的数据类型格式,并且在52被输出。52的输出速率在58被发送。

[0037] 图3示出根据实施例的表示传感器信号滤波和频率估计的示例性方法的流程图。图3呈现出根据一个实施例的与在图2的36执行的DC漂移去除带通滤波和基于希尔伯特的

频率估计相关的其他细节。该处理开始于接收预处理的传感器信号60。在62,带通滤波器使用高通抑制以掩蔽低频噪声的设计(例如,分别具有每分钟30心跳(30bpm)的低滤波器截止频率和每分钟150心跳(150bpm)的高滤波器截止频率的双二阶滤波器)来对预处理的传感器信号60进行滤波。

[0038] 在64,全通相位补偿带通滤波器(例如,相位补偿的无限脉冲响应(11R)双二阶滤波器)对62的输出信号进行滤波。这种方法允许使用比所要求的更低阶的滤波器,例如,使用线性相位有限脉冲响应(FIR)滤波器。更低阶的滤波器可避免滞后问题,并且减小在嵌入式平台中尤其重要的针对一些FIR设计的所要求的微控制器存储器。此外,相位补偿可降低或最小化对用于估计输出速率的解析信号的损坏。

[0039] 在66,将整数延迟(例如, $Z^{-5}$ )应用到64的输出信号。在68,例如,使用由 MathWorks® 提供的 MATLAB® 高级语言和交互环境中的滤波器设计和分析工具(FDATool)函数,来对64的输出信号并行地执行希尔伯特变换近似。66和68的输出信号构成解析信号分量。在70,66的输出信号被用作复数的实分量,68的输出信号被用作该复数的虚分量。该复数构成解析信号。在72,解析信号被转换为具有幅度-角度格式的数据流。在74,数据流的幅度或绝对值被输出为信号包络(例如,PPG Env)。

[0040] 在76,例如,使用 MATLAB® 中的解卷绕(unwrap)函数校正包括信号包络的数据流的相位角,以平滑数据流并且提供校正的包络信号。在78,计算校正的包络信号相对于时间的离散导数。在80,施加上限和下限以将78的输出信号限制到预定范围。例如, MATLAB® 中的饱和(saturation)函数可被用于限制78的输出信号的信号范围。在82,低通滤波器对80的输出信号进行滤波,以平滑并提供估计的速率84。

[0041] 图4示出根据实施例的表示传感器信号包络漂移检测的示例性方法的流程图。图4呈现出根据一个实施例的与在图2的38执行的传感器信号包络漂移检测相关的其他细节。该处理在90开始于从图3的框74接收信号包络(例如,PPG Env)。在92和94,对信号包络并行地执行低通滤波,以产生信号包络的相对快速变化和相对缓慢变化的平滑的版本。例如,在92,对信号包络应用具有大约0.5Hz的截止频率的双二阶低通滤波器,在94,对信号包络并行地应用具有大约0.067Hz的截止频率的双二阶低通滤波器。

[0042] 在98,除以零的偏移96被添加来自92的包络信号的缓慢变化版本。在100,来自94的包络信号的快速变化版本除以98的输出信号。在102,评估100的输出信号的自然对数。在104,如果102的输出信号与预定的常数(例如,0.8)进行比较并且大于预定的常数(例如,0.8),则比较的逻辑结果是“真”。在106,如果102的输出信号与预定的常数(例如,-0.8)进行比较并且小于预定的常数(例如,-0.8),则比较的逻辑结果是“真”。

[0043] 在108,来自92的包络信号的缓慢变化版本除以来自90的包络信号。在110,评估108的输出信号的自然对数。在112,来自94的包络信号的快速变化版本除以来自90的包络信号。在114,评估112的输出信号的自然对数。在116,110的输出信号除以114的输出信号。在118,确定116的输出信号的绝对值。

[0044] 在120,如果绝对值与预定的常数(例如,2)进行比较并且小于预定的常数(例如,2),则比较的逻辑结果是“真”。在124,如果120的逻辑结果是“真”,则选择默认输出(例如,0)122,否则,选择116的输出信号。在126,如果124的输出值是0,则结果也是0。然而,在126,

如果124的输出值大于或小于0,则结果分别是1或-1。在128,采用126的结果的绝对值。在130,如果在逻辑运算符(例如,“或”)检测到逻辑“真”或“1”,则在132输出包络漂移缺陷检测器标志。

[0045] 基于希尔伯特变换包络的掩蔽被用于检测相对高的可变性并且从输出速率估计去除相关联的数据点。由于频率估计方法对相对一致的准周期信号很有效是众所周知的,因此解析幅度中的过度可变性是频率估计中的错误的可靠指示符。

[0046] 使用图4的方法,在解析信号幅度与信号的每个相对缓慢变化和相对快速变化的平滑的版本之间检测偏差。显著的偏差指示可能导致损坏速率估计的非稳态行为。偏差与预设的限制进行比较,如果偏差在阈值之上,则设置标志。

[0047] 图4的偏差检测方法基本上检测信号的对数比中的偏差。希尔伯特包络通常是一致的,但是对传感器信号中的短暂的不规则性(transient irregularity)是敏感的。这些情况(信号对数比中的基本偏差)用作检测希尔伯特包络与信号的相对缓慢和相对快速的平滑的版本之间的不规则性的对希尔伯特包络的“突发性”检测器。

[0048] 图5示出根据实施例的描述可实现速率估计装置的示例性通用计算系统的示意图。可实现速率估计装置的示例性计算装置140包括:处理器142、内存144、输入/输出装置(I/O)146、存储器148以及网络接口150。计算装置140的各种组件通过本地数据链路152而被连接,在各种实施例中本地数据链路152包括,例如,地址总线、数据总线、串行总线、并行总线或它们的任何组合。

[0049] 计算装置140可被用于,例如,实现估计生物生理速率的本方法。存储在计算机可读介质(诸如,存储器148或连接到计算装置140的外围存储器组件)上的编程代码(诸如,源代码、目标代码或可执行代码)可被加载到内存144中,并且被处理器142执行,以执行估计生物生理速率的本方法。

[0050] 在此参照流程图或框图描述本公开的多个方面,其中,可通过计算机程序指令实现流程图或框图中的每个框或框的任何组合。所述指令可被提供到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备的处理器,以实现机器或制品,并且当由处理器执行时,所述指令创建用于实现示图中的每个框或框的组合所指定的功能、动作或事件的方法。

[0051] 就这一点而言,流程图或框图中的每个框可对应于包括用于实现指定逻辑功能的一个或多个可执行指令的代码的模块、片段或部分。还应注意的是,在一些可选的实施方式中,与任何框相关联的功能可不按附图中所指出的顺序发生。例如,连续示出的两个框实际上可大体同时地被执行,或者框有时可以以相反的顺序被执行。

[0052] 本领域的普通技术人员将理解,本公开的多个方面可被实施为装置、系统、方法或计算机程序产品。因此,在此通常被称为电路、模块、组件或系统的本公开的多个方面可被实施在硬件、软件(包括固件、常驻软件、微代码等)或者软件和硬件的任何组合中,其中,所述硬件、软件或者软件和硬件的任何组合包括实施在具有在其上实施的计算机可读程序代码的计算机可读介质中的计算机程序产品。

[0053] 将理解可进行各种修改。例如,如果以不同的顺序执行所公开的技术的步骤,和/或如果以不同的方式组合所公开的系统中的组件和/或通过其他组件代替或补充所公开的系统中的组件,则仍可获得有用的结果。因此,其他实施方式在权利要求的范围内。

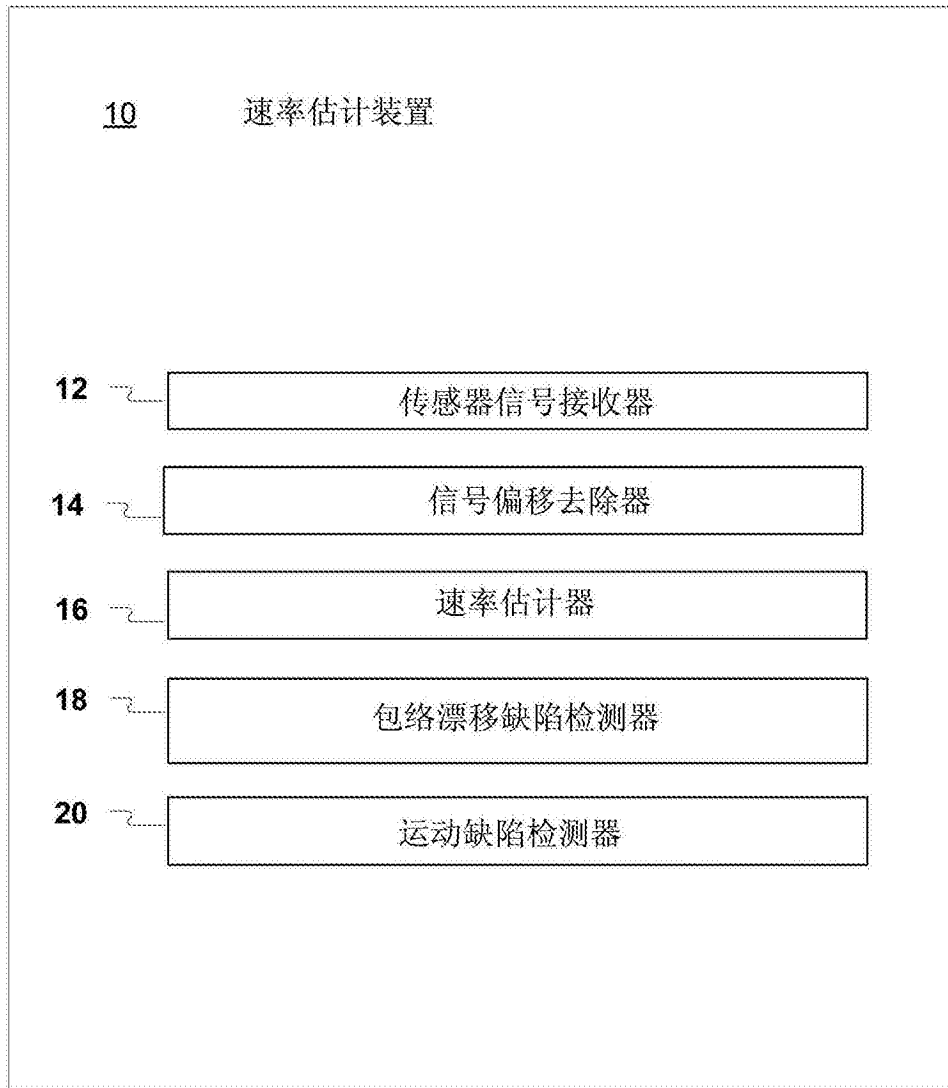


图1

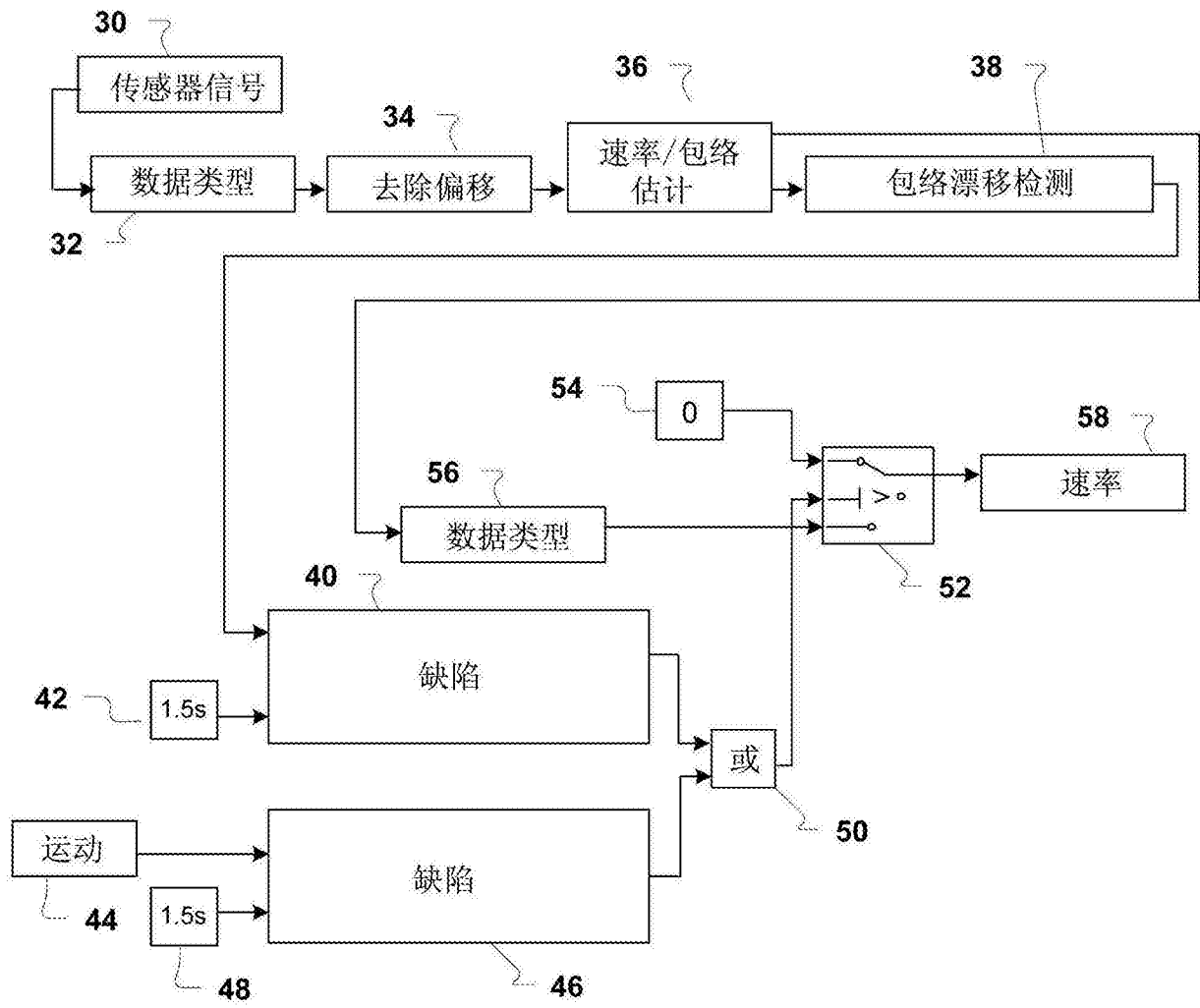


图2

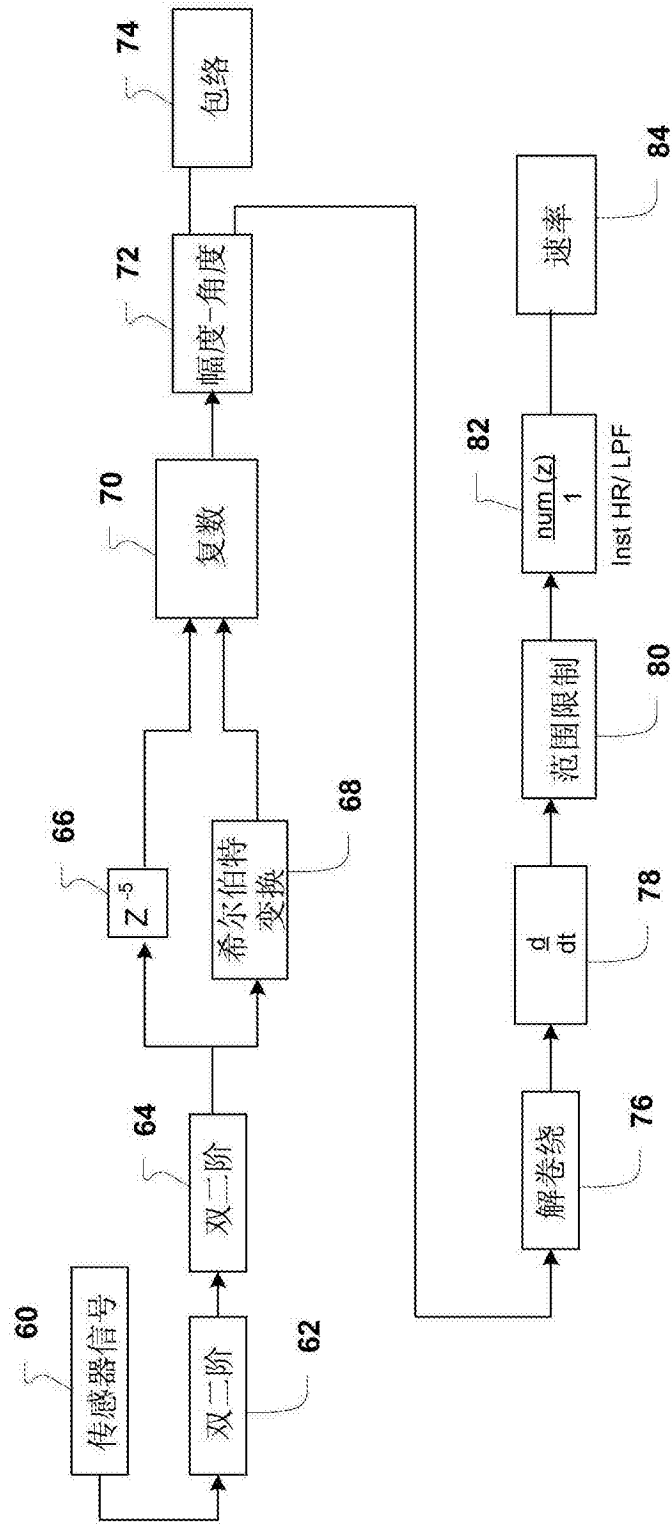


图3

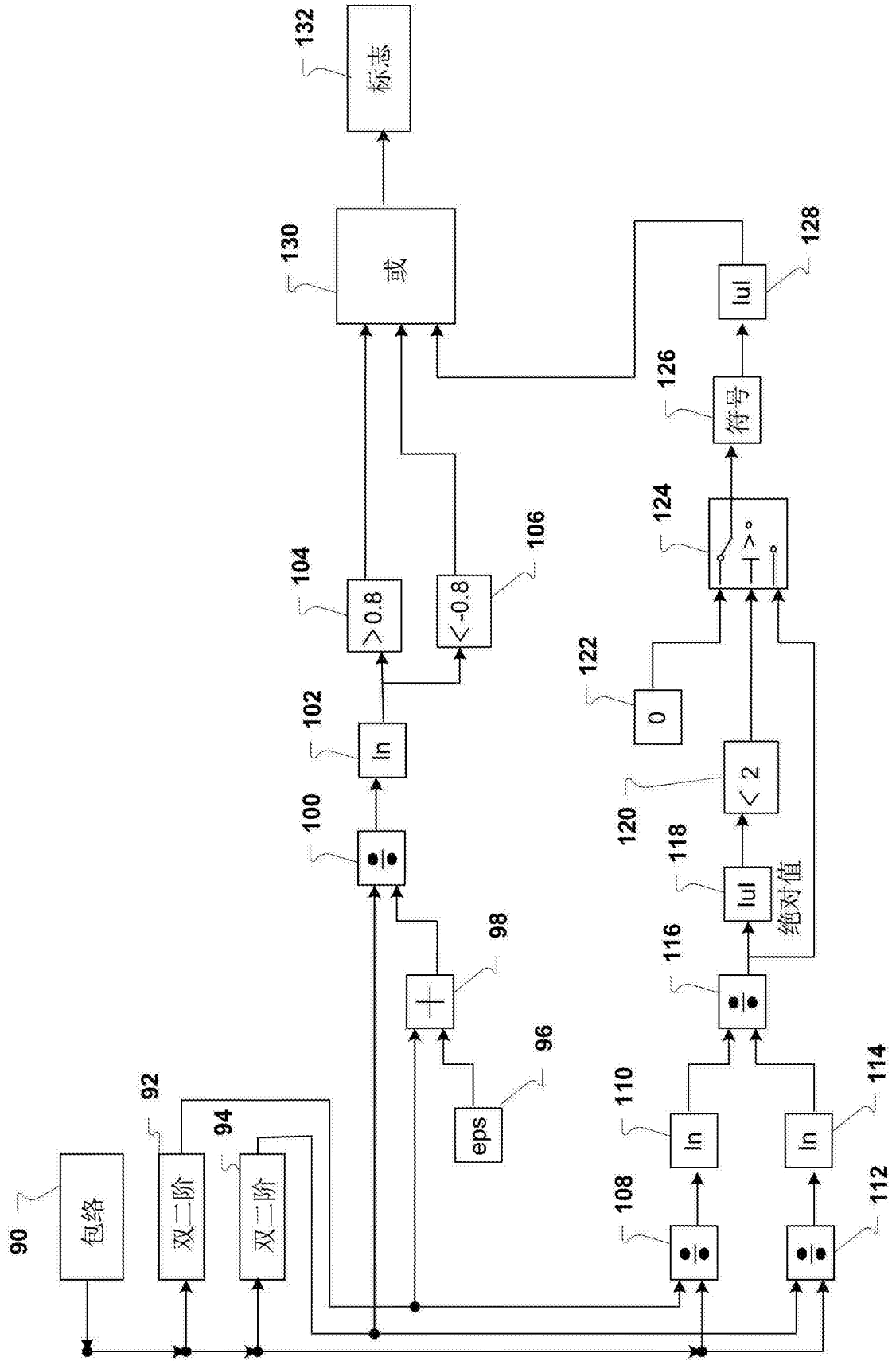


图4

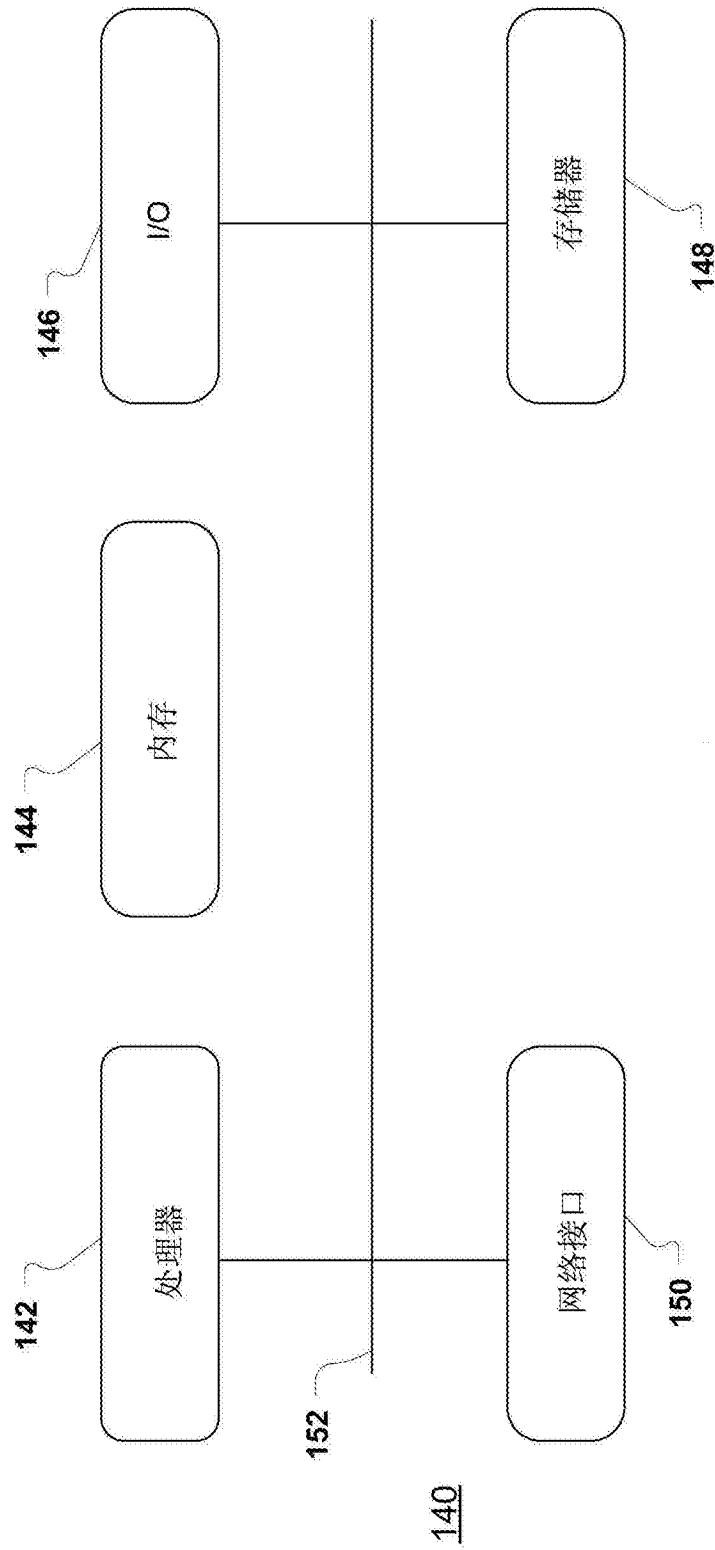


图5

专利名称(译)	用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105832289A</a>	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	CN201610065271.4	申请日	2016-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	阿西夫卡拉克 马修C韦根 李叶磊		
发明人	阿西夫·卡拉克 马修·C·韦根 李叶磊		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02405 A61B5/72 A61B5/725 G06T5/002 G06T7/0012 G06T2207/20221 G06T2207/30101 G16H50/30 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/0816 A61B5/1455 A61B5/7207 A61B5/ 7221 A61B5/7253 A61B5/7264 A61B5/7278 G01N33/4833 G16H50/20 A61B5/7203 A61B5/7225		
代理人(译)	韩明星 姜长星		
优先权	62/110263 2015-01-30 US 62/112032 2015-02-04 US 62/113092 2015-02-06 US 14/931440 2015-11-03 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的设备和方法。用于使用希尔伯特变换估计生物生理速率的计算机实现的方法包括：从生物生理传感器接收准周期数据流；通过经由带通滤波器对准周期数据流进行滤波并且对滤波的准周期数据流进行相位补偿来从准周期数据流去除偏移的至少一部分，以提供平滑的数据流。所述方法还包括：使用希尔伯特变换近似，将平滑的数据流变换为解析数据流；并计算解析数据流的相位角的时间导数，其中，所述时间导数是准周期数据流的频率。所述方法还包括：提供从所述频率获得的输出数据流。

