



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106073743 A

(43)申请公布日 2016. 11. 09

(21)申请号 201610158745.X

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2016.03.18

H04L 29/08(2006.01)

(30)优先权数据

H04M 1/02(2006.01)

1684/MUM/2015 2015.04.27 IN

(71)申请人 塔塔顾问服务有限公司

地址 印度孟买

(72)发明人 洛汗·班纳吉

雅尼班·杜塔·周赫礼

阿尼努达·辛哈 艾维克·戈塞

亚潘·帕尔

(74)专利代理机构 北京东方亿思知识产权代理

有限责任公司 11258

代理人 李晓冬

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

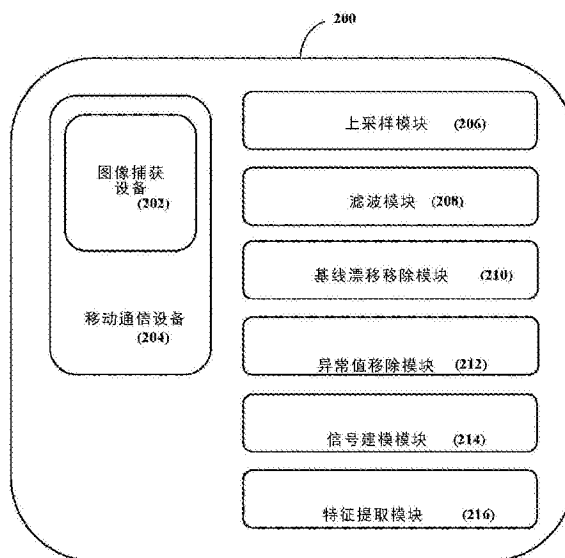
权利要求书3页 说明书7页 附图4页

## (54)发明名称

用于光学体积描记图信号的噪声清除的方法和系统

## (57)摘要

提供了用于光学体积描记图信号的噪声清除的方法和系统。方法和系统被公开用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压；其中光学体积描记图信号被从用户中提取；经提取的光学体积描记图信号被上采样；经上采样的光学体积描记图信号被滤波；每个周期的不均匀基线漂移被从经上采样和滤波的光学体积描记图信号中移除；光学体积描记图信号的异常值周期被移除并且光学体积描记图信号的剩余周期被建模；并且时域特征被从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取以用于估计用户的血压。



1. 一种用于光学体积描记图PPG信号的噪声清除以用于估计用户的血压BP的方法,所述方法包括:

- a. 使用与移动通信设备相耦合的图像捕获设备从所述用户提取光学体积描记图信号;
- b. 使用上采样模块对经提取的光学体积描记图信号进行上采样;
- c. 使用滤波模块对经上采样的光学体积描记图信号进行滤波;
- d. 使用基线漂移移除模块来移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期中的不均匀基线漂移;
- e. 使用异常值移除模块根据k均值聚类来移除所述光学体积描记图信号的异常值周期;
- f. 使用信号建模模块,利用两个高斯函数的和来对所述光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模;以及
- g. 使用特征提取模块从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取时域特征以用于估计所述用户的血压。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述光学体积描记图信号是使用被附着到与所述移动通信设备相耦合的所述图像捕获设备的发光源从所述用户提取的,并且其中与所述移动通信设备相耦合的所述图像捕获设备将光学体积描记图信号提取为30fps的视频流。

3. 如权利要求1所述的方法,其中所述光学体积描记图信号是通过使用与所述移动通信设备相耦合的所述图像捕获设备在捕获的视频的YCbCr颜色空间的Y域中被提取的,并且其中所述光学体积描记图信号被提取为时间序列数据,其中第n帧处的光学体积描记图信号值由第n帧的Y组分的平均值表示。

4. 如权利要求1所述的方法,其中经提取的光学体积描记图信号通过使用线性内插被上采样,并且其中所述经上采样的光学体积描记图信号被移位至它的零均值并且被应用到具有0.5Hz和5Hz截止频率的四阶巴特沃兹带通滤波器。

5. 如权利要求1所述的方法,其中所述经上采样和滤波的光学体积描记图信号的长度为k的每个周期F中的不均匀基线漂移是通过构建第二向量T被移除的,该第二向量T形成长度k的线段,所述第二向量T具有与每个周期F的端点相同的端点以及在中间使用线性回归构建的k-2个均等分布的点,其中向量 $F1 = F - T$ 表示具有零基线的经修改的周期。

6. 如权利要求1所述的方法,其中所述光学体积描记图信号的异常值周期通过以下操作被移除:将所述光学体积描记图信号的每个周期分割成多个均等大小的矩形重叠窗口、识别所述多个矩形重叠窗口的基频、计算与理想时间周期的绝对偏差、将所述理想时间周期的较高值指示为错误检测到的周期、使用k均值聚类来移除错误检测到的异常值。

7. 如权利要求1所述的方法,其中包括收缩时间,舒张时间,33%、75%脉冲高度处的脉冲宽度B33、B75,原始信号的总脉冲宽度,以及高斯RMS宽度、经拟合的高斯曲线的 $C_1$ 和 $C_2$ 、和模式参数b1和b2在内的时域特征被从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取用于使用机器学习技术来估计所述用户的血压。

8. 一种用于光学体积描记图PPG信号的噪声清除以用于估计用户的血压BP的系统,所述系统包括:

- a. 与移动通信设备相耦合的图像捕获设备,被适用于从所述用户提取光学体积描记图信号;

- b. 上采样模块,被适用于对经提取的光学体积描记图信号进行上采样;
  - c. 滤波模块,被适用于对经上采样的光学体积描记图信号进行滤波;
  - d. 基线漂移移除模块,被适用于移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期中的不均匀基线漂移;
  - e. 异常值移除模块,被适用于根据k均值聚类来移除所述光学体积描记图信号的异常值周期;
  - f. 信号建模模块,被适用于利用两个高斯函数的和来对所述光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模;以及
  - g. 特征提取模块,被适用于从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取时域特征以用于估计所述用户的血压。
9. 如权利要求12所述的系统,其中与所述移动通信设备相耦合的所述图像捕获设备(202)具有用于提取所述光学体积描记图信号的发光源,并且其中与所述移动通信设备相耦合的所述图像捕获设备将光学体积描记图信号提取为30fps的视频流。
10. 如权利要求12所述的系统,其中与所述移动通信设备相耦合的所述图像捕获设备在捕获的视频的YCbCr颜色空间的Y域中提取所述光学体积描记图信号,并且其中所述光学体积描记图信号被提取为时间序列数据,其中第n帧处的光学体积描记图信号值由第n帧的Y组分的平均值表示。
11. 如权利要求12所述的系统,其中经提取的光学体积描记图信号通过使用线性内插被上采样,并且其中所述经上采样的光学体积描记图信号被移位至它的零均值并且被应用到具有0.5Hz和5Hz截止频率的四阶巴特沃兹带通滤波器。
12. 如权利要求12所述的系统,其中所述经上采样和滤波的光学体积描记图信号的长度为k的每个周期F中的不均匀基线漂移是通过构建第二向量T被移除的,该第二向量T形成长度k的线段,所述第二向量T具有与每个周期F的端点相同的端点以及在中间使用线性回归构建的k-2个均等分布的点,其中向量 $F_1 = F - T$ 表示具有零基线的经修改的周期。
13. 如权利要求12所述的系统,其中所述光学体积描记图信号的异常值周期通过以下操作被移除:将所述光学体积描记图信号的每个周期分割成多个均等大小的矩形重叠窗口、识别所述多个矩形重叠窗口的基频、计算与理想时间周期的绝对偏差、将所述理想时间周期的较高值指示为错误检测到的周期、使用k均值聚类来移除错误检测到的异常值。
14. 如权利要求12所述的系统,其中包括收缩时间,舒张时间,33%、75%脉冲高度处的脉冲宽度B33、B75,原始信号的总脉冲宽度,以及高斯RMS宽度、经拟合的高斯曲线的 $C_1$ 和 $C_2$ 、和模式参数b1和b2在内的时域特征被从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取用于使用机器学习技术来估计所述用户的血压。
15. 一种具有在其上实施的计算机程序的非暂态计算机可读介质,所述计算机程序用于执行包括以下各项的方法:
- a. 使用与移动通信设备相耦合的图像捕获设备从所述用户提取光学体积描记图信号;
  - b. 使用上采样模块对经提取的光学体积描记图信号进行上采样;
  - c. 使用滤波模块对经上采样的光学体积描记图信号进行滤波;
  - d. 使用基线漂移移除模块来移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期中的不均匀基线漂移;

e. 使用异常值移除模块根据k均值聚类来移除所述光学体积描记图信号的异常值周期;

f. 使用信号建模模块,利用两个高斯函数的和来对所述光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模;以及

g. 使用特征提取模块从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取时域特征以用于估计所述用户的血压。

## 用于光学体积描记图信号的噪声清除的方法和系统

[0001] 优先权请求

[0002] 本申请要求于2015年4月27日提交的印度申请号为No.1684/MUM/2015的优先权，前述申请的全部内容通过引用被合并于此。

### 技术领域

[0003] 本申请一般涉及生物医学信号处理，并且更具体地涉及用于使用移动通信设备捕获的光学体积描记图(PPG)信号的噪声清除的方法和系统。

### 背景技术

[0004] 近期已经见证了世界范围内的通信技术的巨大增长。因此，通信设备已经开始大规模地替换手动人力。具体地，诸如智能电话之类的通信设备以及在其中嵌入的用于生理感测的应用在发达国家和发展中国家都快速地流行起来。基于智能电话的生理感测应用向老人以及年青人提供了在无需拥有专用临床设备的情况下在家中经常地检测众多生理数据来进行指示性和预防性测量的机会。

[0005] 为了支持各种生理感测应用，现在的智能电话被装备有多种内置传感器，例如加速度计、麦克风、相机。加速度计和麦克风能够被利用以测量诸如呼吸速率和心率之类的某些生理参数，而智能电话的相机可被用于使用光学体积描记术来估计若干生命数据，该光学体积描记术是测量毛细血管中的瞬时血流量的非侵入性技术。由于毛细血管血流量在心脏收缩期间增加并且在心脏舒张期间减少。因此，人体的光学体积描记图(PPG)信号本质上是周期性的，其基频指示了心率。光学体积描记图(PPG)还被用于测量包括心率、血压、呼吸速率、血氧饱和度和一些ECG参数在内的若干生理数据。

[0006] 现有技术文献描述了用于根据光学体积描记图估计心脏收缩( $P_s$ )血压和心脏舒张( $P_d$ )血压的各种方案。一些现有技术文献使用PPG和ECG信号的组合来测量脉搏传导时间以估计血压。在另一途径中，与麦克风同步的光学体积描记图信号也能够用于实现此目的。重要的是注意到：一些现有技术文献提出一组时域光学体积描记图特征来使用机器学习技术估计 $P_s$ 和 $P_d$ ；估计血压的一种间接途径可以是使用光学体积描记图特征经由Windkessel模型中的R和C参数来进行。

[0007] 用于使用光学体积描记图测量血压的大多数现有方案仅能够当它们被应用在干净和没有噪声的光学体积描记图信号上时被采用。然而，这样的方案在光学体积描记图信号是使用诸如智能电话之类的通信设备捕获的时候出现了实际约束。智能电话通常以30fps捕获视频，得出了经提取的光学体积描记图信号的非常低的采样率，与临床设备的100Hz或更多相比该采样率是30Hz。除此之外，在使用智能电话捕获光学体积描记图信号的同时的环境光也影响信号质量。一点点手指移动或者甚至指压的变化能够大幅影响光学体积描记图信号质量，因而时域的信号变得更加易损并且更不可靠。因此，使用智能电话捕获的光学体积描记图信号本质上是杂乱的。尽管它们已经被成功地用于使用频域分析确定心率，但像血压之类的其他间接标记符需要时域分析，而信号需要被变得十分干净来进行时

域分析。现有的在先技术方案示出了使用滤波器对捕获的光学体积描记图信号进行噪声清除,这可能不足以进行详尽的噪声清除以及不足以移除不希望的频率。进而,这样的滤波可能不足够用于估计诸如血压之类的生命数据。

[0008] 因此,鉴于上文提到的背景技术,显然希望有用于光学体积描记图信号的噪声清除以估计用户的血压的方法和系统。

### 发明内容

[0009] 本公开的实施例呈现了关于由发明者在传统系统中认识到的上述技术问题的解决方案的技术改进。例如,在一个实施例中,用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的方法。该方法包括从用户提取光学体积描记图信号以及对经提取的光学体积描记图信号进行上采样。另外,该方法包括:对经上采样的光学体积描记图信号进行滤波并且然后移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期中的不均匀基线漂移。接着,该方法包括:根据k均值聚类来移除光学体积描记图信号的异常值周期,利用两个高斯函数的和来对光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模,并且然后从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取时域特征以用于估计用户的血压。

[0010] 在另一实施例中,提供了用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的系统。系统包括与移动通信设备相耦合的图像捕获设备、上采样模块、滤波模块、基线漂移移除模块、异常值移除模块、信号建模模块、和特征提取模块。

[0011] 在又一实施例中,提供了具有在其上实施的计算机程序的非暂态计算机可读介质,所述计算机程序用于执行用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的方法。该方法包括从用户提取光学体积描记图信号以及对经提取的光学体积描记图信号进行上采样。另外,该方法包括:对经上采样的光学体积描记图信号进行滤波并且然后移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期中的不均匀基线漂移。接着,该方法包括:根据k均值聚类来移除光学体积描记图信号的异常值周期,利用两个高斯函数的和来对光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模,并且然后从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取时域特征以用于估计用户的血压。

[0012] 应当理解上述一般描述以及下面的详细描述是示例性的并且仅仅是解释性的而不限制所要求保护的发明。

### 附图说明

[0013] 被并入本公开并且构成本公开的一部分的附图示出了示例性实施例,并且与说明书一起用来解释所公开的原理。

[0014] 图1示出了描述用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的方法的流程图。

[0015] 图2示出了描述用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的系统架构的框图。

[0016] 图3示出了用于移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期中的不均

匀基线漂移的图形表示。

[0017] 图4示出了用于利用两个高斯函数的和对光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模的图形表示。

[0018] 图5示出了用于比较原始提取的光学体积描记图信号和模型化的光学体积描记图信号的图形表示。

[0019] 图6A和6B示出了描述用于使用光学体积描记图信号估计用户的血压的训练阶段和测试阶段的框图。

## 具体实施方式

[0020] 示例性实施例是参考附图进行描述的。在图示中,标号最左侧的(一个或多个)数字指示标号首次出现的图示。在方便的时候,相同的标号被用于贯穿这些图示以指代相同或类似的部分。尽管这里描述了所公开的原理的示例和特征,在不背离所公开的实施例的精神和范围的情况下的修改、改编和其他实现方式是可能的。以下具体描述意图被视为仅是示例性的,而真正的范围和精神由所附权利要求来指示。

[0021] 公开的实施例仅仅是本发明的示例,其可以用各种形式来实施。

[0022] 本发明使能用于光学体积描记图(PPG)信号的噪声清除以用于估计用户的血压(BP)的方法和系统。

[0023] 在本发明的实施例中,用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的系统(200)包括与移动通信设备(204)耦合的图像捕获设备(202);上采样模块(206);滤波模块(208);基线漂移移除模块(210);异常值(outlier)移除模块(212);信号建模模块(214);和特征提取模块(216)。

[0024] 参考图1,图1是示出了用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的方法的流程图。

[0025] 方法始于步骤102,使用与移动通信设备(204)相耦合的图像捕获设备(202)来从用户提取光学体积描记图信号。在步骤104,经提取的光学体积描记图信号通过使用上采样模块(206)被上采样。在步骤106,通过使用滤波模块(208),经上采样的光学体积描记图信号被滤波。在步骤108,通过使用基线漂移移除模块(210),经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期的不均匀基线漂移被移除。在步骤110,通过使用异常值移除模块(212),光学体积描记图信号的异常值周期根据k均值聚类(k-means clustering)被移除。在步骤112,通过使用信号建模模块(214),光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期被利用两个高斯函数的和进行建模。方法结束于步骤114,通过使用特征提取模块(216),时域特征被从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取以用于估计用户的血压。

[0026] 参考图2,图2是示出了用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压的系统架构的框图。

[0027] 在本发明的另一实施例中,与移动通信设备(204)相耦合的图像捕获设备(202)被适用于从用户提取光学体积描记图信号。光学体积描记图信号是从用户外部身体部位中提取的,该外部身体部位是从包括但不限于以下各项的群组中选择的:手指、耳朵、和脚趾。在特定实施例中,光学体积描记图信号是从用户的前额中提取的。移动通信设备(204)以反射

模式捕获光学体积描记图信号。移动通信设备(204)是从包括以下各项的群组中选择的:智能电话、移动电话、膝上型计算机、平板计算机、和个人数字助理。

[0028] 与移动通信设备(204)相耦合的图像捕获设备(202)是相机并且具有发光源,该发光源用于从用户外部身体部位中提取光学体积描记图信号,该外部身体部位是从包括但不限于以下各项的群组中选择的:手指、耳朵、脚趾、和前额;因而获得自用户的外部身体部位反射的光的视频序列。光学体积描记图信号的周期性特性是由于每个视频帧的兴趣区域(R01)中变化的红色强度引起的。然而,Android API提供Y CbCr颜色空间中的相机预览信息。因此到RGB域的另外实时转换产生了移动通信设备(204)中的额外计算,这可降低所捕获的视频的帧速率。由于强度信息被载送在Y CbCr的发光部分中,与移动通信设备(204)相耦合的图像捕获设备(202)在所捕获的视频的Y CbCr颜色空间的Y域中提取光学体积描记图信号。与WxH分辨率的视频的第一帧相对应的光学体积描记图信号的值由此帧的平均Y值表示:

$$[0029] \quad PPG(l) = \frac{\sum_{i=1}^W \sum_{j=1}^H Y_{ij}}{W * H}$$

[0030] 在本发明的另一实施例中,光学体积描记图信号被提取为时间序列数据,其中第n帧处的光学体积描记图的信号值由第n帧的Y组分的平均值表示。

[0031] 在本发明的另一实施例中,上采样模块(206)被适用于对经提取的光学体积描记图信号进行上采样。经提取的光学体积描记图信号通过使用线性内插被上采样为统一的采样率。与移动通信设备(204)相耦合的图像捕获设备(202)以30fps从用户的外部身体部位提取光学体积描记图信号作为视频流,获得与临床设备(100Hz或者更多)相比非常低的经提取的光学体积描记图信号的采样率(30Hz)。线性内插被应用于经提取的光学体积描记图信号用于将经提取的光学体积描记图信号上采样至统一的采样率。

[0032] 在本发明的另一实施例中,滤波模块(208)被适用于对经上采样的光学体积描记图信号进行滤波。

[0033] 光学体积描记图信号包含缓慢变化的DC噪声成分和若干高频噪声成分。然而,基于人体的心率(60-90bpm),基频存在于1到1.5Hz之间。经上采样的光学体积描记图信号被移位至它的零均值并且被应用至具有0.5Hz和5Hz截止频率的四阶巴特沃兹(Butterworth)带通滤波器以移除不希望的频率成分。

[0034] 参考图3,图3是用于移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号的每个周期的不均匀基线漂移的图形表示,其中如图3A中可见,使用移动通信设备(204)捕获的典型光学体积描记图波形的形状对于时域分析太过嘈杂。

[0035] 在本发明的另一实施例中,基线漂移移除模块(210)被适用于移除经上采样和滤波的光学体积描记图信号中的每个周期的不均匀基线漂移。根据图3A,光学体积描记图信号可能不具有固定的基线。另外,单个光学体积描记图周期的两端可能经常未对齐。光学体积描记图信号的不相等基线是错误特征计算的主要原因。针对同一采样的光学体积描记图信号,如果F是包含周期中的所有k个采样的向量,形成该周期的两个端点之间的线段的第二向量T被构建,中间的k-2个均等分布的数值是使用线性内插生成的。向量F<sup>1</sup>=F-T表示具有零基线的经修改的周期。针对所有其他光学体积描记图周期也进行相同的处理。使用上

采样模块(206)和滤波模块(208)对光学体积描记图信号的预处理并且此后使用基线漂移移除模块(210)对嘈杂信号的基线移除算法的效果被示出在图3B中,这使得它更清楚地用于进一步分析。

[0036] 在本发明的另一实施例中,异常值移除模块(212)被适用于通过k均值聚类移除光学体积描记图信号中的异常值周期。

[0037] 复合特征集包括从原始光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号的每个周期提取的特征的组合。因此,在将这些特征应用于ANN结构之前针对由于对波谷的不准确检测导致的异常值周期的移除是必要的。光学体积描记图信号的异常值周期是通过将光学体积描记图信号的每个周期分割成多个均等大小的矩形重叠窗口来进行移除的。如果信号被假设是静止的,所有窗口的频谱中的主峰位置的均值指示它的基频 $f_c$ ,所以理想时间周期成为 $T_{cideal} = 1/f_c$ 。因此识别出多个矩形重叠窗口的基频。另外,与理想时间周期的绝对偏差被计算,将理想时间周期的较高值指示为错误检测到的周期。针对所有周期,与理想时间周期的绝对偏差为 $\Delta T_c = |T_c - T_{cideal}|$ 。较高数值的 $\Delta T_c$ 指示错误检测到的周期。k均值聚类( $K=2$ )方法被用于移除这些异常值周期。首先,针对所有 $\Delta T_c$ 进行直方图分析以初始化聚类中心,随后是对聚类密度的2均值聚类和估计来移除异常值。具有最大条目的直方图箱块(bin)的中心被视为一个聚类的初始中心( $C1$ )。另一聚类的初始中心( $C2$ )是离 $C1$ 的最远数据点。k均值算法被用于取得最终的聚类中心。与具有更低Xie-Beni指标的中心相对应的条目被视为是紧密的并且那些周期被用于特征提取。

[0038] 参考图4,示出了使用两个高斯函数的和来对光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模的图形表示。

[0039] 在本发明的另一实施例中,信号建模模块(214)被适用于利用两个高斯函数的和对光学体积描记图信号在移除异常值周期之后的剩余周期进行建模。如前所述,使用移动通信设备(204)捕获的光学体积描记图信号是极度倾向噪声的并由于此而包含若干不规则性。因此,数学建模可确保更好的信号实现进行分析。给定一组均匀隔开的单值数据,它们能够准确地通过高斯函数的和来进行逼近。根据图3B,光学体积描记图周期紧密地遵循高斯形状。然而它在本质上是非对称性的并且包含两个峰值,其中主要并且主导的峰值表示心脏收缩峰值并且较小的峰值表示心脏舒张峰值。因此,作为单个高斯函数的替代,两个高斯函数的和可以更准确地拟合该形状。如果 $\{x_k: k=1, 2, \dots, N\}$ 是一组均等分布的数据点,其具有相对应的光学体积描记图信号幅度 $\{PPG_k: k=1, 2, \dots, N\}$ ,那么对 $PPG_k$ 的逼近是利用 $y_k$ 完成的, $y_k$ 以下式给出:

$$[0040] \quad y_k = a_1 e^{\frac{-(k-b_1)^2}{2c_1^2}} + a_2 e^{\frac{-(k-b_2)^2}{2c_2^2}} \quad \text{for } k = 1, 2, \dots, N$$

[0041] 通过优化常数 $a_1, b_1, c_1, a_2, b_2, c_2$ 以使得以下等式中的成本函数( $h_k$ )变得最小:

$$[0042] \quad h_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (PPG_k - y_k)^2}$$

[0043] 使用两个高斯曲线的和拟合的典型光学体积描记图周期被示出在图4中。均方根误差(RMSE)是统计学中用于测量曲线拟合的良度的常用工具,通常更低的值指示更好的拟合。原始周期和(利用2高斯曲线拟合的)经建模的周期之间的RMSE被发现是1.5%。然而,针

对相同的周期,如果利用单个高斯或Weibull函数进行拟合,RMSE分别变成8.3%和3.6%。针对更加复杂的性能分析,第二波形被考虑,包含光学体积描记图脉冲的不同可能形状并且将它们中的每一者利用两个高斯函数进行拟合。

[0044] 参考图5,图5是用于比较原始提取的光学体积描记图信号与经建模的光学体积描记图信号的图形表示。能够看出所提出的曲线拟合方法针对整个信号有效。实际光学体积描记图信号和经建模的光学体积描记图信号之间的RMSE变得小于2.5%,这指示它以受推荐的准确度拟合任何类似的PPG信号的可行性。常数参数a指示波峰的高度,b是波峰的中心的位置并且c控制波形的宽度,因此这些模型参数中的一些参数被用作附加PPG特征用于分析。

[0045] 在本发明的另一实施例中,特征提取模块(216)被适用于从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取时域特征以用于估计用户的血压。包括收缩时间( $T_s$ );舒张时间( $T_d$ );脉冲高度( $T_c$ )的33%处的脉冲宽度( $B_{33}$ );75%处的脉冲宽度( $B_{75}$ );原始信号的总脉冲宽度以及高斯RMS宽度;在R7特征空间中创建复合特征向量的拟合高斯曲线的 $C_1$ 、 $C_2$ ;以及模式参数b1和b2的时域特征被从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取以用于使用机器学习技术来估计用户的血压。

[0046] 在本发明的另一实施例中,根据以下等式:

$$P_s = P(t|t = T_s)$$

$$[0047] \quad = P_d e^{-T_s/RC} + \frac{I_0 T_s C \pi R^2}{T_s^2 + C^2 \pi^2 R^2} (1 + e^{-T_s/RC})$$

$$[0048] \quad P_d = P(t|t = T_c) = P_s e^{-T_d/RC}$$

[0049] 收缩( $P_s$ )和舒张( $P_d$ )血压 $I_0$ 、收缩时间( $T_s$ )、舒张时间( $T_d$ )、R和C。 $T_s$ 和 $T_d$ 能够根据PPG信号计算。假设人体的心输出量(CO)被固定在每分钟5升。 $I_0$ 可根据下式计算:

$$[0050] \quad I_0 = \frac{C_o T_c}{60 \int_0^{T_s} \sin\left(\frac{\pi t}{T_s}\right) dt}$$

[0051] 由于R和C与光学体积描记图特征不具有任何数学关系。基于人工神经网络(ANN)的机器学习方法被用于从光学体积描记图特征中估计R和C。使用光学体积描记图信号对R和C以及后续的用户的气压的估计还具有训练和测试阶段。

[0052] 参考图6A,图6A是示出用于使用光学体积描记图信号估计用户的气压的训练阶段的框图。

[0053] 在本发明的另一实施例中,针对R和C的训练模型被创建,其中具有已知血压的100个左右的用户被用于训练阶段。对于这些用户,地面实况(ground truth)血压值(602)、收缩( $P_s$ )血压和舒张( $P_d$ )血压是已知的。R和C是使用地面实况血压值(602)通过反向收缩( $P_s$ )血压和舒张( $P_d$ )血压等式来计算(604)的。这些用户的收缩时间( $T_s$ )、舒张时间( $T_d$ )和CO能够使用相应的光学体积描记图信号(606)来测量。针对R和C的训练模型(610)是通过离线地运行人工神经网络(ANN)(608)生成的并且所生成的针对R和C的序列模型被存储。

[0054] 参考图6B,图6B是示出了用于使用光学体积描记图信号估计用户的气压的测试阶段的框图。

[0055] 在本发明的另一实施例中,测试阶段在用户的移动通信设备(204)上实时运行以用于使用光学体积描记图信号来估计用户的血压。在训练阶段生成的针对R和C的训练模型被存储在移动通信设备(204)中,其中应用的测试阶段在移动通信设备(204)中运行。当用户在他的移动通信设备(204)上运行应用时,光学体积描记图信号被从用户提取。收缩时间( $T_s$ )、舒张时间( $T_d$ )和 $l_0$ 被计算。根据光学体积描记图特征(612)和训练序列(614)来估计/预测(616)针对用户的R和C。在估计R和C后,使用收缩( $P_s$ )血压和舒张( $P_d$ )血压公式来计算(618)收缩( $P_s$ )血压和舒张( $P_d$ )血压。

[0056] 所示出的步骤被提出体解释示出的示例性实施例,并且应当预计到进行的技术发展将改变特定功能被执行的方式。这些示例在这里被呈现用于描述而非限制性目的。另外,功能构建块的边界在这里被随意定义以便于进行描述。替换的边界可被定义,只要特定的功能及其关系被正确被执行。基于这里包含的教导,替换例(包括这里所述的那些事物的等同、扩展、变体、衍生等等)将对于相关领域的技术人员是显而易见的。这样的替换例落入所公开的实施例的范围和精神。另外,词语“包括”、“具有”、“含有”和“包含”以及其他类似形式意图在含义上是等同的并且是开放式的,跟随这些词语中的任何一个词语之后的一个或多个项目并不意图是这样的一个或多个项目的排他性列出,或者并不意图仅限制为所列出的一个或多个项目。还必须注意,如这里以及所附权利要求中使用的那样,单数形式的“一”、“一个”、“该”包括复数引用,除非上下文以其他方式清楚地指出。

[0057] 另外,一个或多个计算机可读存储介质可被采用以实现与本公开相一致的实施例。计算机可读存储介质指代可在其上存储由处理器可读的数据或信息的任何类型的物理存储器。因此,计算机可读存储介质可存储以供由一个或多个处理器执行的指令,包括用于使得(一个或多个)处理器执行与这里描述的实施例相一致的步骤或阶段的指令。术语“计算机可读介质”应当被理解为包括有形物品并且排除载波和瞬时信号,即是非暂态的。示例包括随机接入存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、易失性存储器、非易失性存储器、硬件驱动、CD ROM、DVD、闪存驱动、盘、以及任何其他已知的物理存储介质。

[0058] 公开和示例意图仅被视为示例性的,其中所公开的实施例的真实范围和精神由所附权利要求指示。

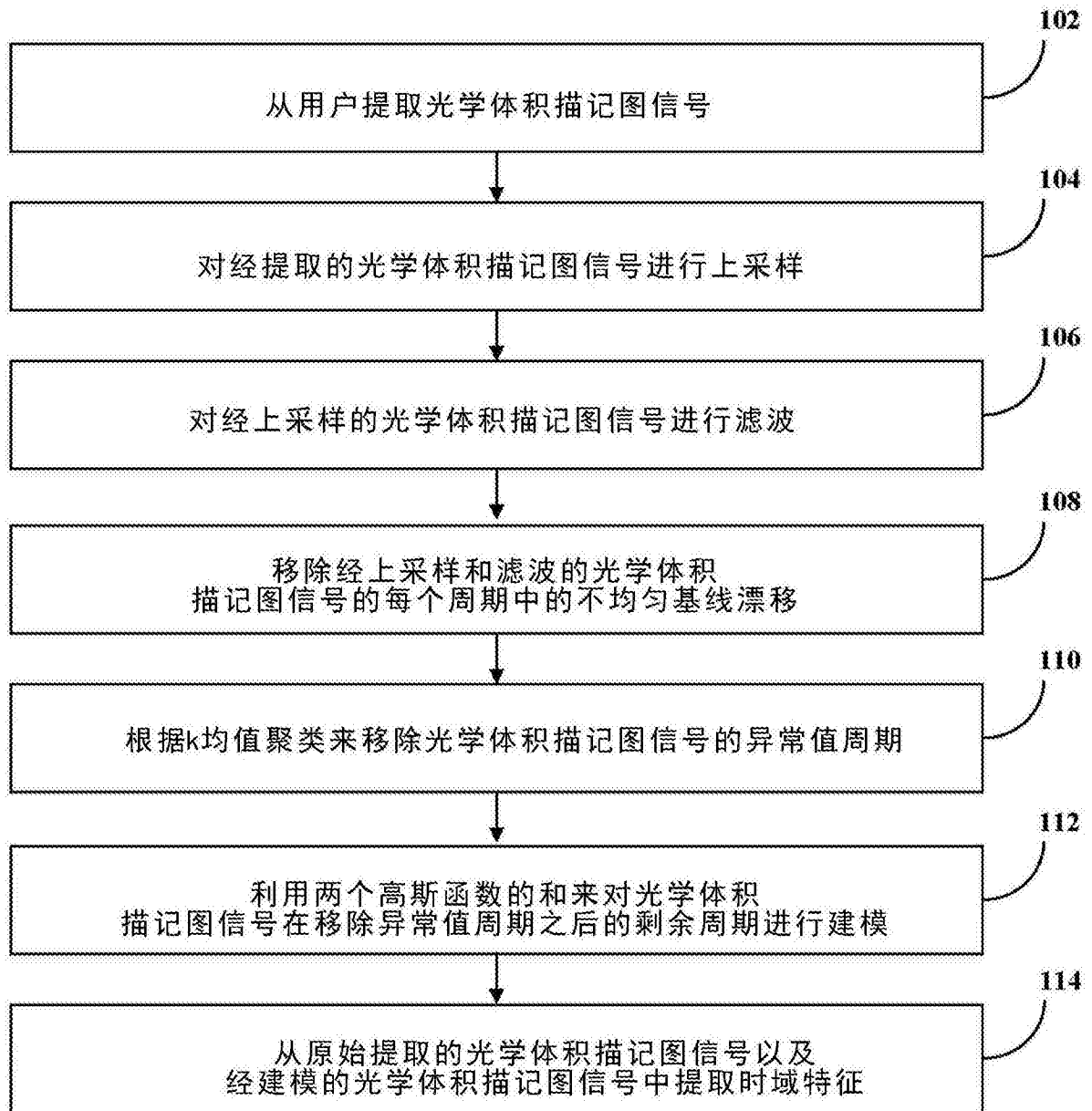


图1

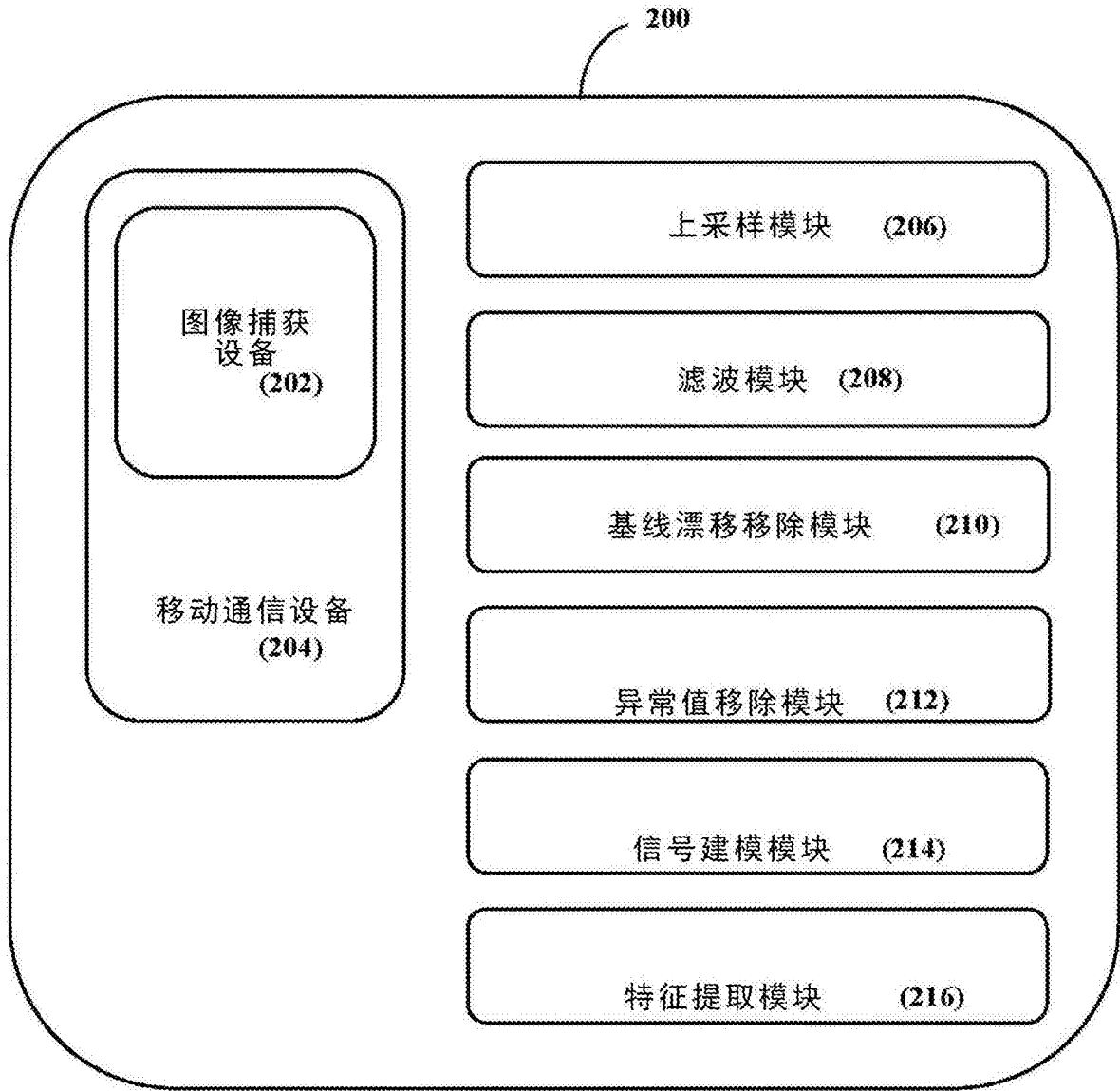


图2

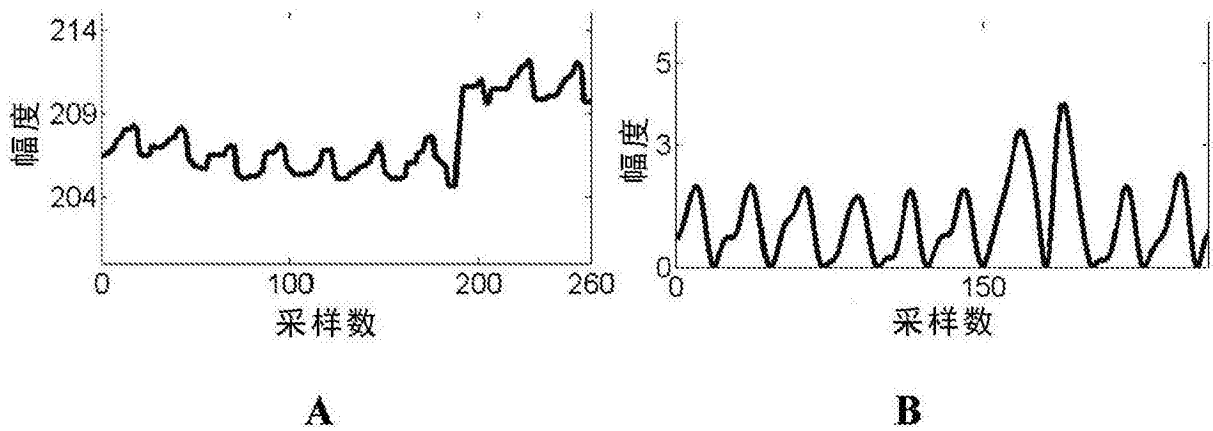


图3

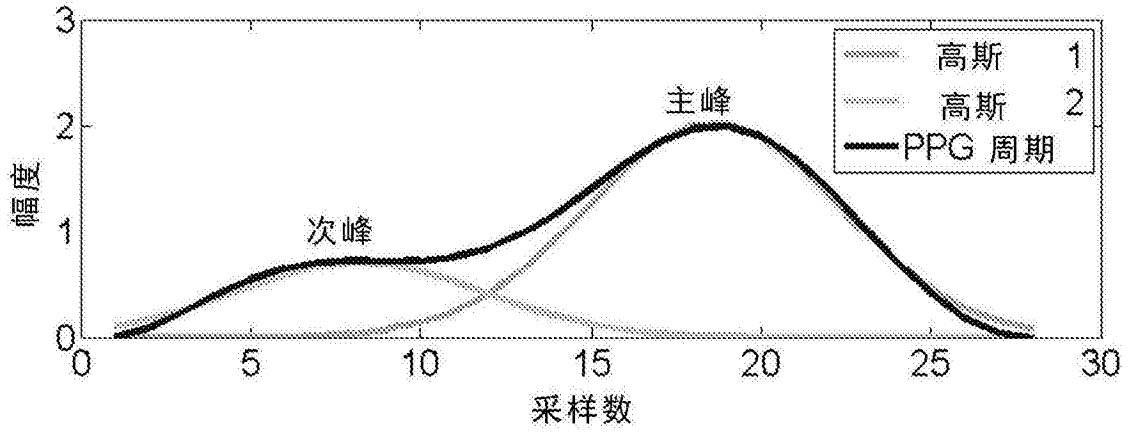


图4

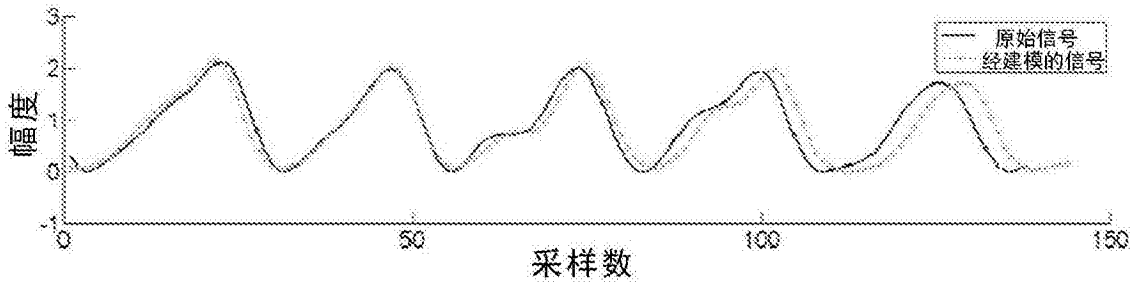


图5

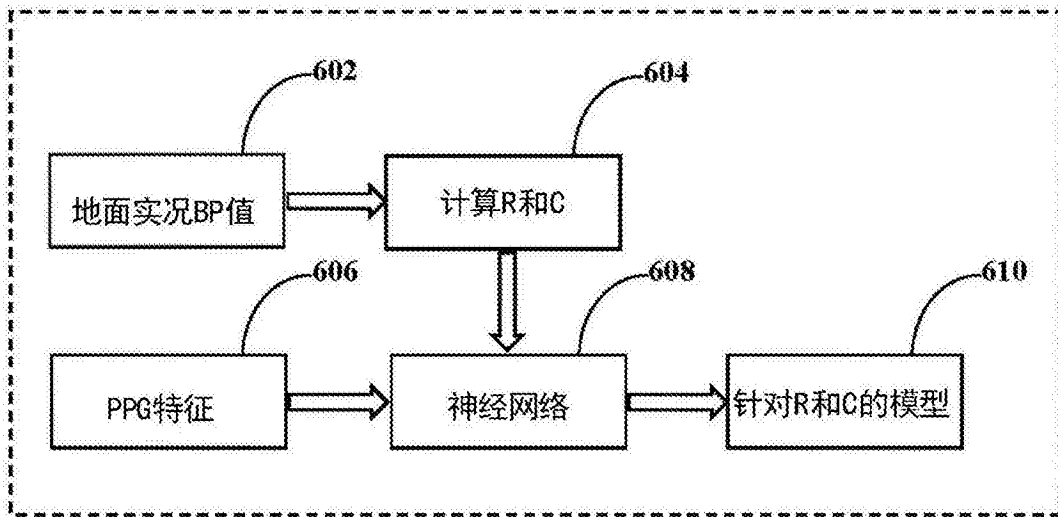


图6A

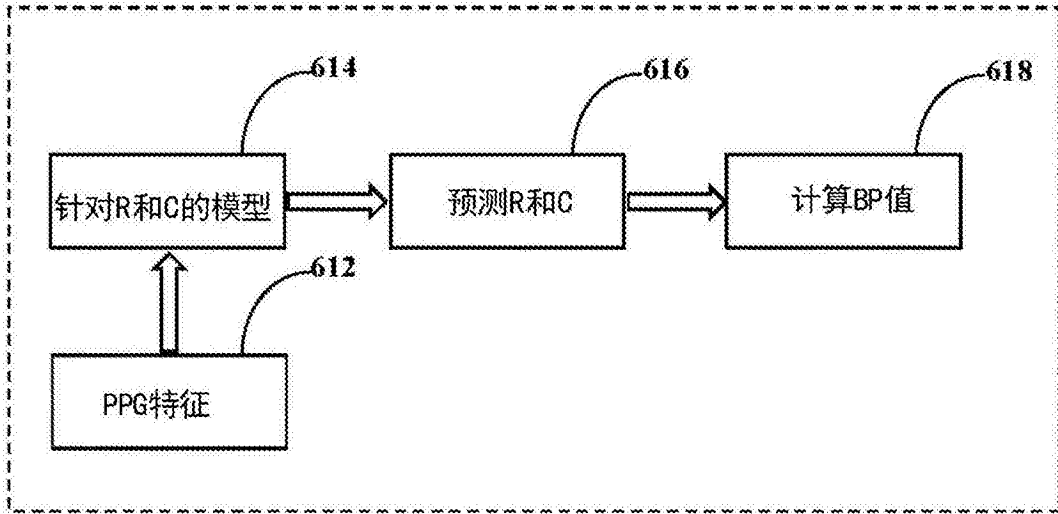


图6B

专利名称(译)	用于光学体积描记图信号的噪声清除的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN106073743A</a>	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201610158745.X	申请日	2016-03-18
申请(专利权)人(译)	塔塔顾问服务有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	塔塔顾问服务有限公司		
[标]发明人	洛汗班纳吉 雅尼班杜塔周赫礼 阿尼努达辛哈 艾维克戈塞 亚潘帕尔		
发明人	洛汗·班纳吉 雅尼班·杜塔·周赫礼 阿尼努达·辛哈 艾维克·戈塞 亚潘·帕尔		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00 H04L29/08 H04M1/02		
CPC分类号	A61B5/02255 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 H04L67/12 H04M1/0202 H04M1/026 A61B5/02438 A61B5/14551 A61B5/6898 A61B5/7264 A61B5/0059 A61B5/0077 A61B5/021 A61B5 /02116 A61B5/7246 A61B5/7278 G06T5/002 G06T5/20 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207 /20182 G06T2207/30104		
代理人(译)	李晓冬		
优先权	1684MUM2015 2015-04-27 IN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供了用于光学体积描记图信号的噪声清除的方法和系统。方法和系统被公开用于光学体积描记图信号的噪声清除以用于估计用户的血压；其中光学体积描记图信号被从用户中提取；经提取的光学体积描记图信号被上采样；经上采样的光学体积描记图信号被滤波；每个周期的不均匀基线漂移被从经上采样和滤波的光学体积描记图信号中移除；光学体积描记图信号的异常值周期被移除并且光学体积描记图信号的剩余周期被建模；并且时域特征被从原始提取的光学体积描记图信号以及经建模的光学体积描记图信号中提取以用于估计用户的血压。

