



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110090010 A
(43)申请公布日 2019.08.06

(21)申请号 201910519685.3

(22)申请日 2019.06.17

(71)申请人 北京心数矩阵科技有限公司
地址 100032 北京市西城区德胜街道金丰和商务苑c座412

(72)发明人 沈晓松 谢宇辉

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569
代理人 刘凤玲

(51)Int.Cl.
A61B 5/021(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

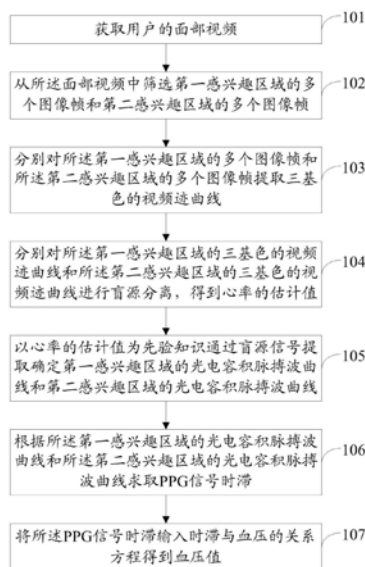
权利要求书3页 说明书12页 附图2页

(54)发明名称

一种非接触式血压测量方法及系统

(57)摘要

本发明公开一种非接触式血压测量方法及系统。该方法包括：获取用户的面部视频；从面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧；分别对第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线；分别对第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的三基色视频迹曲线进行盲源分离，得到心率的估计值；以心率的估计值为先验知识通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线；根据第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞；将PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。本发明的非接触式血压测量方法及系统，能够避免对人体的直接接触和压迫。



1. 一种非接触式血压测量方法,其特征在于,包括:

获取用户的面部视频;

从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧;所述第一感兴趣区域与所述第二感兴趣区域为每个用户的面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

分别对所述第一感兴趣区域的多个图像帧和所述第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线;所述视频迹曲线为按图像帧在视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行盲源分离,得到心率的估计值;

以所述心率的估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线;

根据所述第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞;

将所述PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。

2. 根据权利要求1所述的非接触式血压测量方法,其特征在于,所述时滞与血压的关系方程的构建方法包括:

获取单个用户的多个面部视频以及每个面部视频对应的实际血压值,得到多个样本视频和多个实际血压值;

从每个所述样本视频中筛选第一感兴趣样本区域的多个图像帧和第二感兴趣样本区域的多个图像帧;所述第一感兴趣样本区域和所述第二感兴趣样本区域为提供样本视频的用户面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

分别对所述第一感兴趣样本区域的多个图像帧和所述第二感兴趣样本区域的多个图像帧提取三基色的样本视频迹曲线;所述样本视频迹曲线为按图像帧在样本视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

分别对所述第一感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线和所述第二感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线进行盲源分离,得到样本的心率估计值;

以所述样本的心率估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线;

根据所述第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线求取样本PPG信号时滞;

建立所述样本PPG信号时滞与所述PPG信号时滞对应的实际血压值之间的线性回归方程,得到时滞与血压的关系方程。

3. 根据权利要求1所述的非接触式血压测量方法,其特征在于,所述以所述心率的估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线,具体包括:

分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行带通滤波和三次样条插值,得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线;

以所述心率的估计值为先验知识,分别对所述第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和所述第二感兴趣区域的三基色插值后曲线进行盲源信号提取,得到第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线。

4. 根据权利要求1所述的非接触式血压测量方法,其特征在于,所述从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧,具体包括:

根据所述面部视频的视频图像分析面部的血管分布,确定血管分布量超过预设值且中心距离超过预设距离的两个互不重叠区域,得到第一感兴趣区域和第二感兴趣区域;

选取包含所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的一帧图像作为基准帧;

以所述基准帧为起始帧,选取所述基准帧之后的连续多帧图像;

以所述基准帧为模板,利用模板匹配算法筛选所述连续多帧图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,得到第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧。

5. 一种非接触式血压测量系统,其特征在于,包括:

面部视频获取模块,用于获取用户的面部视频;

图像帧筛选模块,用于从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧;所述第一感兴趣区域与所述第二感兴趣区域为每个用户的面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

三基色视频迹曲线提取模块,用于分别对所述第一感兴趣区域的多个图像帧和所述第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线;所述视频迹曲线为按图像帧在视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

盲源分离模块,用于分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行盲源分离,得到心率的估计值;

脉搏波曲线确定模块,用于以所述心率的估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线;

时滞计算模块,用于根据所述第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞;

血压确定模块,用于将所述PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。

6. 根据权利要求5所述的非接触式血压测量系统,其特征在于,还包括方程构建模块,用于构建所述时滞与血压的关系方程;所述方程构建模块包括:

视频与血压获取单元,用于获取单个用户的多个面部视频以及每个面部视频对应的实际血压值,得到多个样本视频和多个实际血压值;

样本图像帧筛选单元,用于从每个所述样本视频中筛选第一感兴趣样本区域的多个图像帧和第二感兴趣样本区域的多个图像帧;所述第一感兴趣样本区域和所述第二感兴趣样本区域为提供样本视频的用户面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

样本三基色视频迹曲线提取单元,用于分别对所述第一感兴趣样本区域的多个图像帧和所述第二感兴趣样本区域的多个图像帧提取三基色的样本视频迹曲线;所述样本视频迹曲线为按图像帧在样本视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

样本盲源分离单元,用于分别对所述第一感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线和所述第二感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线进行盲源分离,得到样本的心率估计值;

样本脉搏波曲线确定单元,用于以所述样本的心率估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线;

样本PPG信号时滞计算单元,用于根据所述第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线求取样本PPG信号时滞;

线性回归方程建立单元,用于建立所述样本PPG信号时滞与所述PPG信号时滞对应的实际血压值之间的线性回归方程,得到时滞与血压的关系方程。

7.根据权利要求5所述的非接触式血压测量系统,其特征在于,所述脉搏波曲线确定模块包括:

滤波与插值单元,用于分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行带通滤波和三次样条插值,得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线;

盲源信号提取单元,用于以所述心率的估计值为先验知识,分别对所述第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和所述第二感兴趣区域的三基色插值后曲线进行盲源信号提取,得到第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线。

8.根据权利要求5所述的非接触式血压测量系统,其特征在于,所述图像帧筛选模块包括:

感兴趣区域确定单元,用于根据所述面试视频的视频图像分析面部的血管分布,确定血管分布量超过预设值且中心距离超过预设距离的两个互不重叠区域,得到第一感兴趣区域和第二感兴趣区域;

基准帧确定单元,用于选取包含所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的一帧图像作为基准帧;

多帧图像提取单元,用于以所述基准帧为起始帧,选取所述基准帧之后的连续多帧图像;

模板匹配单元,用于以所述基准帧为模板,利用模板匹配算法筛选所述连续多帧图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,得到第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧。

一种非接触式血压测量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量领域,特别是涉及一种非接触式血压测量方法及系统。

背景技术

[0002] 血压(bloodpressure, BP)是指血液在血管内流动时作用于单位面积血管壁的侧压力,它是推动血液在血管内流动的动力。血压是一项很重要的生理指标,会随着人的生理活动变化而变化,例如当人情绪激动时会引起血压升高。目前普遍使用的血压测量设备主要基于示波法和柯式音法,基于这两种原理方法的血压测量设备,需要使用袖带对人体血管进行压迫然后才能测量到人体血压值,依赖于设备对血管的接触和压迫。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种非接触式血压测量方法及系统,避免对人体的直接接触和压迫。

[0004] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0005] 一种非接触式血压测量方法,包括:

[0006] 获取用户的面部视频;

[0007] 从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧;所述第一感兴趣区域与所述第二感兴趣区域为每个用户的面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

[0008] 分别对所述第一感兴趣区域的多个图像帧和所述第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线;所述视频迹曲线为按图像帧在视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

[0009] 分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行盲源分离,得到心率的估计值;

[0010] 以所述心率的估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线;

[0011] 根据所述第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞;

[0012] 将所述PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。

[0013] 可选的,所述时滞与血压的关系方程的构建方法包括:

[0014] 获取单个用户的多个面部视频以及每个面部视频对应的实际血压值,得到多个样本视频和多个实际血压值;

[0015] 从每个所述样本视频中筛选第一感兴趣样本区域的多个图像帧和第二感兴趣样本区域的多个图像帧;所述第一感兴趣样本区域和所述第二感兴趣样本区域为提供样本视频的用户面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

[0016] 分别对所述第一感兴趣样本区域的多个图像帧和所述第二感兴趣样本区域的多

个图像帧提取三基色的样本视频迹曲线；所述样本视频迹曲线为按图像帧在样本视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线；

[0017] 分别对所述第一感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线和所述第二感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线进行盲源分离，得到样本的心率估计值；

[0018] 以所述样本的心率估计值为先验知识，通过盲源信号提取确定第一感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线；

[0019] 根据所述第一感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线求取样本PPG信号时滞；

[0020] 建立所述样本PPG信号时滞与所述PPG信号时滞对应的实际血压值之间的线性回归方程，得到时滞与血压的关系方程。

[0021] 可选的，所述以所述心率的估计值为先验知识，通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光容积脉搏波曲线，具体包括：

[0022] 分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行带通滤波和三次样条插值，得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线；

[0023] 以所述心率的估计值为先验知识，分别对所述第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和所述第二感兴趣区域的三基色插值后曲线进行盲源信号提取，得到第一感兴趣区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光容积脉搏波曲线。

[0024] 可选的，所述从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧，具体包括：

[0025] 根据所述面部视频的视频图像分析面部的血管分布，确定血管分布量超过预设值且中心距离超过预设距离的两个互不重叠区域，得到第一感兴趣区域和第二感兴趣区域；

[0026] 选取包含所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的一帧图像作为基准帧；

[0027] 以所述基准帧为起始帧，选取所述基准帧之后的连续多帧图像；

[0028] 以所述基准帧为模板，利用模板匹配算法筛选所述连续多帧图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域，得到第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧。

[0029] 本发明还公开一种非接触式血压测量系统，包括：

[0030] 面部视频获取模块，用于获取用户的面部视频；

[0031] 图像帧筛选模块，用于从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧；所述第一感兴趣区域与所述第二感兴趣区域为每个用户的面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域；

[0032] 三基色视频迹曲线提取模块，用于分别对所述第一感兴趣区域的多个图像帧和所述第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线；所述视频迹曲线为按图像帧在视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线；

[0033] 盲源分离模块，用于分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行盲源分离，得到心率的估计值；

[0034] 脉搏波曲线确定模块，用于以所述心率的估计值为先验知识，通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光容积脉搏波曲线；

[0035] 时滞计算模块,用于根据所述第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞;

[0036] 血压确定模块,用于将所述PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。

[0037] 可选的,该系统还包括方程构建模块,用于构建所述时滞与血压的关系方程;所述方程构建模块包括:

[0038] 视频与血压获取单元,用于获取单个用户的多个面部视频以及每个面部视频对应的实际血压值,得到多个样本视频和多个实际血压值;

[0039] 样本图像帧筛选单元,用于从每个所述样本视频中筛选第一感兴趣样本区域的多个图像帧和第二感兴趣样本区域的多个图像帧;所述第一感兴趣样本区域和所述第二感兴趣样本区域为提供样本视频的用户面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

[0040] 样本三基色视频迹曲线提取单元,用于分别对所述第一感兴趣样本区域的多个图像帧和所述第二感兴趣样本区域的多个图像帧提取三基色的样本视频迹曲线;所述样本视频迹曲线为按图像帧在样本视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

[0041] 样本盲源分离单元,用于分别对所述第一感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线和所述第二感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线进行盲源分离,得到样本的心率估计值;

[0042] 样本脉搏波曲线确定单元,用于以所述心率样本的估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线;

[0043] 样本PPG信号时滞计算单元,用于根据所述第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线求取样本PPG信号时滞;

[0044] 线性回归方程建立单元,用于建立所述样本PPG信号时滞与所述PPG信号时滞对应的实际血压值之间的线性回归方程,得到时滞与血压的关系方程。

[0045] 可选的,所述脉搏波曲线确定模块包括:

[0046] 滤波与插值单元,用于分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行带通滤波和三次样条插值,得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线;

[0047] 盲源信号提取单元,用于以所述心率的估计值为先验知识,分别对所述第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和所述第二感兴趣区域的三基色插值后曲线进行盲源信号提取,得到第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线。

[0048] 可选的,所述图像帧筛选模块包括:

[0049] 感兴趣区域确定单元,用于根据所述面试视频的视频图像分析面部的血管分布,确定血管分布量超过预设值且中心距离超过预设距离的两个互不重叠区域,得到第一感兴趣区域和第二感兴趣区域;

[0050] 基准帧确定单元,用于选取包含所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的一帧图像作为基准帧;

[0051] 多帧图像提取单元,用于以所述基准帧为起始帧,选取所述基准帧之后的连续多帧图像;

[0052] 模板匹配单元,用于以所述基准帧为模板,利用模板匹配算法筛选所述连续多帧图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,得到第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧。

[0053] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:本发明所公开的非接触式血压测量方法及系统,通过拍摄用户的面部视频来实现血压的测量,从而避免设备对人体的直接接触和压迫,提高血压测量的便捷性。同时,避免设备在人体的安装和拆卸过程,用户只需正对镜头即可,提高了测量效率。

附图说明

[0054] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0055] 图1为本发明实施例1非接触式血压测量方法的方法流程图;

[0056] 图2为本发明实施例2非接触式血压测量方法中感兴趣区域示意图;

[0057] 图3为本发明实施例3非接触式血压测量系统的系统结构图。

具体实施方式

[0058] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0059] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0060] 本发明的原理是基于脉搏波传播速度与血压收缩压之间的相关关系,由于人脸皮下组织的毛细血管含有丰富的光容积变化信号,血管光容积的变化通过环境光反射被摄像机所记录,通过算法计算可以提取出血管的随时间变化的光容积变化信号,即光电容积脉搏波PPG信号,然后利用脉搏波传播速度与血压收缩压之间的相关关系进行血压收缩压的估计。

[0061] 实施例1:

[0062] 图1为本发明实施例1非接触式血压测量方法的方法流程图。

[0063] 参见图1,该非接触式血压测量方法,包括:

[0064] 步骤101:获取用户的面部视频;

[0065] 步骤102:从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧;所述第一感兴趣区域与所述第二感兴趣区域为每个用户的面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

[0066] 步骤103:分别对所述第一感兴趣区域的多个图像帧和所述第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线;所述视频迹曲线为按图像帧在视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

- [0067] 步骤104:分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行盲源分离,得到心率的估计值;
- [0068] 步骤105:以所述心率的估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光容积脉搏波曲线;
- [0069] 步骤106:根据所述第一感兴趣区域的光容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞;
- [0070] 步骤107:将所述PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。
- [0071] 作为一种可选的实施方式,步骤107中时滞与血压的关系方程的构建方法包括:
- [0072] 获取单用户的多个面部视频以及每个面部视频对应的实际血压值,得到多个样本视频和多个实际血压值;
- [0073] 从每个所述样本视频中筛选第一感兴趣样本区域的多个图像帧和第二感兴趣样本区域的多个图像帧;所述第一感兴趣样本区域和所述第二感兴趣样本区域为提供样本视频的用户面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;
- [0074] 分别对所述第一感兴趣样本区域的多个图像帧和所述第二感兴趣样本区域的多个图像帧提取三基色的样本视频迹曲线;所述样本视频迹曲线为按图像帧在样本视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;
- [0075] 分别对所述第一感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线和所述第二感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线进行盲源分离,得到样本的心率估计值;
- [0076] 以所述样本的心率估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线;
- [0077] 根据所述第一感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣样本区域的光容积脉搏波曲线求取样本PPG信号时滞;
- [0078] 建立所述样本PPG信号时滞与所述PPG信号时滞对应的实际血压值之间的线性回归方程,得到时滞与血压的关系方程。
- [0079] 作为一种可选的实施方式,步骤105具体包括:
- [0080] 分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行带通滤波和三次样条插值,得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线;
- [0081] 以所述心率的估计值为先验知识,分别对所述第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和所述第二感兴趣区域的三基色插值后曲线进行盲源信号提取,得到第一感兴趣区域的光容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光容积脉搏波曲线。
- [0082] 作为一种可选的实施方式,步骤102具体包括:
- [0083] 根据所述面试视频的视频图像分析面部的血管分布,确定血管分布量超过预设值且中心距离超过预设距离的两个互不重叠区域,得到第一感兴趣区域和第二感兴趣区域;
- [0084] 选取包含所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的一帧图像作为基准帧;
- [0085] 以所述基准帧为起始帧,选取所述基准帧之后的连续多帧图像;
- [0086] 以所述基准帧为模板,利用模板匹配算法筛选所述连续多帧图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,得到第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧。

[0087] 实施例2:

[0088] 该实施例2中,由于拍摄的面部视频含有人脸抖动、环境光变化以及成像传感器的噪声,盲源分离算法(Blind Source Separation,BSS)或者经验模态分解(Empirical Mode Decomposition,EMD)不足以分离出精度足够的光容积脉搏波PPG信号用于血压的预估,因而引入了盲源提取算法(Blind Source Extraction,BSE),用于提取高精度的光容积脉搏波PPG信号,用于血压值的预估。

[0089] 步骤一、首先需要构建脉搏波时滞与血压的关系方程。拍摄人脸面部视频,得到多个样本视频;测量每个面部视频所属用户的实际血压值,得到多个实际血压值。拍摄过程中保持环境光没有明显变化、人脸保持不动以及摄像机不要发生移动,从而在数据采集阶段减少部分误差。

[0090] 步骤二、以矩形框形状,使矩形框中包含有对比度较高的部分,以提高后续模板匹配算法的准确性。

[0091] 图2为本发明实施例2非接触式血压测量方法中感兴趣区域示意图。

[0092] 参见图2,以虚线矩形框选中的区域作为感兴趣区域ROI的第一帧,两个感兴趣区域分别记为第一感兴趣样本区域ROI₁和第二感兴趣样本区域ROI₂;

[0093] 两个ROI的选择依据的是血管在面部的分布情况,脉搏流动在这两个ROI引发的光学信号更易于测量。

[0094] 步骤三、以ROI₁和ROI₂为基准帧,使用模板匹配算法选择后续的1s-10s(优选为3s)时间长度的视频帧,以矩形框的形状,参考图2中的实线矩形框,选取提取PPG信号的区域视频数据,记为第一感兴趣样本区域的多个图像帧VIDEO₁和第二感兴趣样本区域的多个图像帧VIDEO₂;第一感兴趣样本区域的多个图像帧VIDEO₁为第一感兴趣样本区域内的某个目标区域的连续多帧图像。第二感兴趣样本区域的多个图像帧VIDEO₂为第二感兴趣样本区域内的某个目标区域的连续多帧图像。

[0095] 模板匹配算法使用归一化相关系数匹配法,相似程度计算公式如下:

[0096]

$$R(x,y) = \frac{\sum_{x',y'} T(x',y') \cdot I(x+x',y+y') - \frac{1}{W \cdot H} \sum_{x',y'} T(x',y') \cdot \sum_{x',y'} I(x+x',y+y')}{\sqrt{\sum_{x',y'} T^2(x',y') - \frac{1}{W \cdot H} \left(\sum_{x',y'} T(x',y')\right)^2} \cdot \sqrt{\sum_{x',y'} I^2(x',y') - \frac{1}{W \cdot H} \left(\sum_{x',y'} I(x',y')\right)^2}}$$

[0097] 上述公式中,T表示模板图像,I表示下一帧要匹配的图像,W是模板图像的宽,H是模板图像的高,R表示匹配的结果分数,x和y是下一帧图要匹配的图像位置的坐标,x'和y'为当前要匹配的模版和待匹配的模板要遍历的图像像素坐标。

[0098] 步骤四、以VIDEO₁为原始数据,求取样本视频迹曲线,得到第一感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线R₁、G₁、B₁,以VIDEO₂为原始数据,求取视频迹曲线,得到第二感兴趣样本区域的三基色的样本视频迹曲线R₂、G₂、B₂;

[0099] 其中三基色视频迹样本曲线的计算公式如下:

$$[0100] \quad R_{roin}(t) = \frac{\sum_{\bar{x},\bar{y}} VIDEO_{roin}(t,1,\bar{x},\bar{y})}{\sum_{x,y} 1}$$

$$[0101] \quad G_{roin}(t) = \frac{\sum_{\bar{x}, \bar{y}} VIDEO_{roin}(t, 2, \bar{x}, \bar{y})}{\sum_{x, y} 1}$$

$$[0102] \quad B_{roin}(t) = \frac{\sum_{\bar{x}, \bar{y}} VIDEO_{roin}(t, 3, \bar{x}, \bar{y})}{\sum_{x, y} 1}$$

[0103] 上述公式中,分子代表t时刻时感兴趣区域的像素值总和,分母代表t时刻时感兴趣区域的像素个数。roin为感兴趣区域的编号, \bar{x} 和 \bar{y} 表示感兴趣区域中要遍历的坐标。

[0104] 步骤五、对步骤四中得到的三路样本视频迹曲线 R_{roin} 、 G_{roin} 、 B_{roin} 进行盲源分离(BSS),进而计算获得样本的心率估计值:

[0105] S501:首先对三路样本视频迹曲线做白化处理;

$$[0106] \quad \begin{bmatrix} W_{i1} \\ W_{i2} \\ W_{i3} \end{bmatrix} = V \begin{bmatrix} R_{roin} \\ G_{roin} \\ B_{roin} \end{bmatrix}$$

[0107] 其中V是白化矩阵, W_{i1} 、 W_{i2} 、 W_{i3} 是三路样本视频迹曲线白化后的表示。

$$[0108] \quad V = D^{-\frac{1}{2}} P^T$$

$$[0109] \quad C_x = E \left\{ \begin{bmatrix} R_{roin} \\ G_{roin} \\ B_{roin} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{roin}^T & G_{roin}^T & B_{roin}^T \end{bmatrix} \right\}$$

[0110] 其中D是 C_x 的特征组成的对角矩阵,P是 C_x 的单位特征向量,E表示求期望。 C_x 表示信号的协方差矩阵。

[0111] S502:对S501中计算得到的 W_{i1} 、 W_{i2} 、 W_{i3} 进行盲源分离,使用基于互信息极小化准则,其目标函数为:

$$[0112] \quad Info(Seperate) = \sum_{j=1}^3 H(Seperate_j) - H(Source) - \log |dM|, \text{ 其中}$$

线性变换公式为 $Seperate = dM \cdot Source$

$$[0113] \quad H(en) = -E[\log p(en)]$$

[0114] 上述公式中,info(Seperate)衡量分离信号的互信息与原始信号之间互信息值的差异,dM表示解混矩阵,Seperate表示解混后的三路信号,Seperate_j表示解混后的三路信号其中一路信号,Source表示解混前的信号即 W_{i1} 、 W_{i2} 、 W_{i3} ,en是待求信息熵的输入信号,即Seperate和Source。 $H(\cdot)$ 为信息熵, $p(\cdot)$ 为待求信息熵的输入信号的概率分布。

[0115] S503:经过S502中盲源分离后得到的三路信号为独立成分,从 R_1 、 G_1 、 B_1 分别得到独立成分 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} ,从 R_2 、 G_2 、 B_2 分别得到独立成分 C_{21} 、 C_{22} 、 C_{23} 。在 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 里筛选出与 G_1 的皮尔逊相关系数最高的信号,记为 C_1 ;在 C_{21} 、 C_{22} 、 C_{23} 里筛选出与 G_2 的皮尔逊相关系数最高的信号,记为 C_2 ;

[0116] 其中相关系数计算公式为:

$$[0117] \quad \rho_{C,G} = \frac{E[(C - \mu_x)(G - \mu_y)]}{\sqrt{E(C^2) - E(C)^2} \sqrt{E(G^2) - E(G)^2}}$$

[0118] 上述公式中, $\rho_{C,G}$ 表示相关系数; C 为所计算的独立成分, G 为对应的绿色通道数据, E 代表求期望, μ_x 表示 C 的均值, μ_y 表示 G 的均值。

[0119] S504: 使用巴特沃斯带通滤波器 (butterworth带通滤波器), 对 C_1 和 C_2 进行滤波, 分别求取 C_1 和 C_2 的频谱峰值, 记为 M_1 和 M_2 , 计算 $\frac{M_1 + M_2}{2}$ 作为心率样本的估计值。

[0120] 步骤六、使用butterworth带通滤波器对步骤四中得到的 R_1 、 G_1 、 B_1 、 R_2 、 G_2 、 B_2 进行滤波, 对滤波结果使用三次样条算法进行插值, 得到第一感兴趣样本区域的三基色插值后样本曲线 R_{1f} 、 G_{1f} 、 B_{1f} 和第二感兴趣样本区域的三基色插值后样本曲线 R_{2f} 、 G_{2f} 、 B_{2f} ;

[0121] 其中三次样条插值求解公式为:

[0122] 在每个子区间 $z_k \leq z \leq z_{k+1}$ 中, 插值方程为

$$[0123] \quad g_k(z) = a_k + b_k(z - z_k) + c_k(z - z_k)^2 + d_k(z - z_k)^3$$

$$[0124] \quad a_k = y_k$$

$$[0125] \quad b_k = \frac{y_{k+1} - y_k}{h_k} - \frac{h_k}{2} m_k - \frac{h_k}{6} (m_{k+1} - m_k)$$

$$[0126] \quad c_k = \frac{m_k}{2}$$

$$[0127] \quad d_k = \frac{m_{k+1} - m_k}{6h_k}$$

[0128] 上述公式中, a_k 、 b_k 、 c_k 、 d_k 为插值方程的四个系数, h_k 表示步长, m_k 为二次微分值, 通过求解矩阵方程获得。 z 表示要进行插值的时间坐标, z_k 表示要进行插值的坐标所在子区间的左端点, z_{k+1} 表示要进行插值的坐标所在子区间的右端点, y_k 表示要进行插值的坐标所在子区间的左端点的数据值, 字母 k 表示插值数据所分成子区间的区间编号。

[0129] 步骤七、以步骤S503求得的样本心率的估计值为先验知识, 分别对 R_{1f} 、 G_{1f} 、 B_{1f} 和 R_{2f} 、 G_{2f} 、 B_{2f} 利用盲源提取算法进行盲源信号提取, 得到的信号提取结果记为第一感兴趣区域的样本脉搏波曲线 Res_1 和第二感兴趣区域的样本脉搏波曲线 Res_2 ;

[0130] 其中该步骤中采用的盲源提取算法为改进后的盲源提取算法, 引入自动更新权重算子, 有机结合了基于信号间隔的盲源提取算法和基于负熵的盲源提取算法。改进后的盲源提取算法的目标函数和迭代过程如下:

$$[0131] \quad J(w) = (1 - \rho) E\{Q(w^T(x(t) - bx(t - \tau)))\} - \rho [E\{Q(w^T x(t))\} - E\{G(v)\}]^2$$

$$[0132] \quad w \leftarrow w -$$

$$[0133] \quad \mu_w((1 - \rho) E\{Q'(w^T(x(t) - bx(t - \tau)))\} (x(t) - bx(t - \tau)) - 2\rho (E\{Q(w^T x(t))\} - E\{G(v)\}) E\{Q'(w^T x(t))\} x(t))$$

$$[0134] \quad b \leftarrow b + \mu_b((1 - \rho) E\{Q'(w^T(x(t) - bx(t - \tau)))\} x(t - \tau))$$

$$[0135] \quad \rho \leftarrow \rho - \mu_\rho(-E\{Q(w^T(x(t) - bx(t - \tau)))\} - [E\{Q(w^T x(t))\} - E\{G(v)\}]^2)$$

[0136] 上述公式中, $J(w)$ 是目标函数值, 用于度量提取信号的好坏程度; $Q(\cdot)$ 和 $G(\cdot)$ 均为可微函数, $G(v)$ 是标准正态分布的数据的非二次函数值, v 是零均值和单位方差的高斯变

量, $Q'(\cdot)$ 是函数 $Q(\cdot)$ 的导数, w 是解混向量, $E\{\cdot\}$ 是求期望, ρ 是自动更新权重算子, μ_w 、 μ_b 、 μ_p 为各个参数的学习率。 b 是信号间隔衰减系数, $x(t)$ 是原始信号, τ 是信号时延(间隔), τ 可由先验知识心率估计值得到, 转换公式为:

[0137] $\tau = 60/\text{HR}$

[0138] 上述公式 HR 代表心率估计值。

[0139] 步骤八、计算步骤七中的 Res_1 和 Res_2 的相关图, 求取一个时延周期之内的峰值, 作为 PPG 信号之间的时延。

[0140] 步骤九、由于选取的 ROI 区域不变, 所以两个 ROI 之间的距离不会发生改变, 信号之间的时滞可以等同反映信号的传播速度。因为脉搏波波速与人体收缩压有线性相关的关系, 而时滞可以反映 PPG 信号的传播速度, 所以可以通过信号之间的时滞来对血压收缩压进行回归。收集数据样本, 通过线性回归构建时滞与血压关系方程, 如表 1 为样本数据中的几个样本 PPG 信号时滞与实际血压值的对应关系表。

[0141] 表 1

[0142]

时滞	血压
τ_1	Y_1
τ_2	Y_2
τ_3	Y_3
τ_4	Y_4

[0143] 回归方程为:

[0144] $h_\theta(\tau) = \theta_0 + \theta_1 \tau$

[0145] 求解的损失函数为:

[0146]
$$J(\theta_0, \theta_1) = \frac{1}{2} \sum_{c=1}^{NN} (h_\theta(\tau^c) - y^c)^2$$

[0147] 上述公式中, θ_0 和 θ_1 是回归方程的两个系数, τ 表示输入的时滞, NN 为样本集里样本个数, τ^c 是第 c 个样本的时滞, $h_\theta(\tau^c)$ 表示第 c 个样本预测的血压值, c 为遍历样本集是当前计算的样本标号, 利用梯度下降或者极值法求取最优参数 θ_0 和 θ_1 。

[0148] 步骤一至步骤九为用于利用样本数据构建时滞与血压关系方程的过程。从步骤十开始为实际血压的测量过程。

[0149] 步骤十、在要测取血压的视频中, 以矩形框形状, 参见图 2, 使矩形框中包含有对比度较高的部分, 分别截取两个感兴趣区域的第一帧, 分别记为第一感兴趣区域 ROI_3 和第二感兴趣区域 ROI_4 ;

[0150] 步骤十一、以 ROI_3 和 ROI_4 为基准帧, 使用与步骤三相同的模板匹配算法选择后续的 1s-10s (优选为 3s) 时间长度的视频帧, 以矩形框的形状, 参考图 2 中的实线矩形框, 选取提取 PPG 信号的区域视频数据, 记为第一感兴趣区域的多个图像帧 VIDEO_3 和第二感兴趣区域的多个图像帧 VIDEO_4 ;

[0151] 步骤十二、以 VIDEO_3 为原始数据, 求取视频迹曲线, 得到第一感兴趣区域的三基色视频迹曲线 R_3 、 G_3 、 B_3 , 以 VIDEO_4 为原始数据, 求取视频迹曲线, 得到第二感兴趣区域的三基

色视频迹曲线 R_4 、 G_4 、 B_4 。其中 R 、 G 、 B 的计算公式与步骤四相同；

[0152] 步骤十三、对步骤十二中得到的三路视频迹曲线 R_i 、 G_i 、 B_i 进行盲源分离(BSS)，进而计算获得心率的估计值，计算过程与步骤五相同；

[0153] 步骤十四、使用butterworth带通滤波器对步骤十二中得到的 R_3 、 G_3 、 B_3 、 R_4 、 G_4 、 B_4 进行滤波，对滤波结果使用三次样条算法进行插值，得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线 R_{3f} 、 G_{3f} 、 B_{3f} 和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线 R_{4f} 、 G_{4f} 、 B_{4f} ；

[0154] 步骤十五、以步骤十三求得的心率的估计值为先验知识，分别对 R_{3f} 、 G_{3f} 、 B_{3f} 和 R_{4f} 、 G_{4f} 、 B_{4f} 利用盲源提取算法进行盲源信号提取，得到的信号提取结果记为第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线 Res_3 和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线 Res_4 ；

[0155] 步骤十六、计算步骤十五中的 Res_3 和 Res_4 相关图，求取一个时延周期之内的峰值，作为两路PPG信号之间的时滞 τ 。

[0156] 步骤十七、将步骤十六得到的信号时滞 τ 输入步骤九获得的时滞与血压关系方程，求得血压的收缩压预估值。

[0157] 血压回归方程： $h_0(\tau) = \theta_0 + \theta_1 \tau$

[0158] 其中 θ_0 、 θ_1 为步骤九中所求解结果。

[0159] 本发明的非接触式血压测量方法采用非接触式的测量方式，能够使血压的测量过程免去压迫血管的不适，避免由于操作经验不足而导致的测量误差，以及可以实现血压的长时间连续监控。并且，引入盲源提取算法实现非接触式的光电容积脉搏波PPG信号的提取，计算量少，提取结果精度高，算法鲁棒性高；本申请的盲源提取算法有机结合了基于信号时延的盲源提取算法和基于负熵的盲源提取算法，并且引入一个自动权衡算子，自动权衡两个目标函数的权重，进一步提高分离结果的精度，提高算法的鲁棒性；即使拍摄的面部视频有环境光变化的噪声和人脸运动噪声，使用盲源提取算法也可以分离出精度较高的光电容积脉搏波PPG信号。

[0160] 实施例3：

[0161] 图3为本发明实施例3非接触式血压测量系统的系统结构图。

[0162] 参见图3，该非接触式血压测量系统，包括：

[0163] 面部视频获取模块301，用于获取用户的面部视频；

[0164] 图像帧筛选模块302，用于从所述面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧；所述第一感兴趣区域与所述第二感兴趣区域为每个用户的面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域；

[0165] 三基色视频迹曲线提取模块303，用于分别对所述第一感兴趣区域的多个图像帧和所述第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线；所述视频迹曲线为按图像帧在视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线；

[0166] 盲源分离模块304，用于分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行盲源分离，得到心率的估计值；

[0167] 脉搏波曲线确定模块305，用于以所述心率的估计值为先验知识，通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线；

[0168] 时滞计算模块306，用于根据所述第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞；

[0169] 血压确定模块307,用于将所述PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。

[0170] 可选的,该血压测量系统还包括方程构建模块308,用于构建所述时滞与血压的关系方程;所述方程构建模块308包括:

[0171] 视频与血压获取单元,用于获取单用户的多个面部视频以及每个面部视频对应的实际血压值,得到多个样本视频和多个实际血压值;

[0172] 样本图像帧筛选单元,用于从每个所述样本视频中筛选第一感兴趣样本区域的多个图像帧和第二感兴趣样本区域的多个图像帧;所述第一感兴趣样本区域和所述第二感兴趣样本区域为提供样本视频的用户面部中血管分布量超过预设值且互不重叠的两个区域;

[0173] 样本三基色曲线提取单元,用于分别对所述第一感兴趣样本区域的多个图像帧和所述第二感兴趣样本区域的多个图像帧提取三基色的样本视频迹曲线;所述样本视频迹曲线为按图像帧在样本视频中的时间顺序经过空间滤波形成的曲线;

[0174] 样本盲源分离单元,用于分别对所述第一感兴趣样本区域的三基色的视频迹样本曲线和所述第二感兴趣样本区域的三基色的视频迹样本曲线进行盲源分离,得到样本的心率估计值;

[0175] 样本脉搏波曲线确定单元,用于以所述样本的心率估计值为先验知识,通过盲源信号提取确定第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线;

[0176] 样本PPG信号时滞计算单元,用于根据所述第一感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线和所述第二感兴趣样本区域的光电容积脉搏波曲线求取样本PPG信号时滞;

[0177] 线性回归方程建立单元,用于建立所述样本PPG信号时滞与所述PPG信号时滞对应的实际血压值之间的线性回归方程,得到时滞与血压的关系方程。

[0178] 可选的,所述脉搏波曲线确定模块305包括:

[0179] 滤波与插值单元,用于分别对所述第一感兴趣区域的三基色的视频迹曲线和所述第二感兴趣区域的三基色的视频迹曲线进行带通滤波和三次样条插值,得到第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和第二感兴趣区域的三基色插值后曲线;

[0180] 盲源信号提取单元,用于以所述心率的估计值为先验知识,分别对所述第一感兴趣区域的三基色插值后曲线和所述第二感兴趣区域的三基色插值后曲线进行盲源信号提取,得到第一感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线。

[0181] 可选的,所述图像帧筛选模块302包括:

[0182] 感兴趣区域确定单元,用于根据所述面试视频的视频图像分析面部的血管分布,确定血管分布量超过预设值且中心距离超过预设距离的两个互不重叠区域,得到第一感兴趣区域和第二感兴趣区域;

[0183] 基准帧确定单元,用于选取包含所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的一帧图像作为基准帧;

[0184] 多帧图像提取单元,用于以所述基准帧为起始帧,选取所述基准帧之后的连续多帧图像;

[0185] 模板匹配单元,用于以所述基准帧为模板,利用模板匹配算法筛选所述连续多帧

图像中的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,得到第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧。

[0186] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:本发明所公开的非接触式血压测量方法及系统,通过拍摄用户的面部视频来实现血压的测量,从而避免设备对人体的直接接触和压迫,提高血压测量的便捷性。同时,避免设备在人体的安装和拆卸过程,用户只需正对镜头即可,提高了测量效率。

[0187] 对于实施例公开的系统而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0188] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

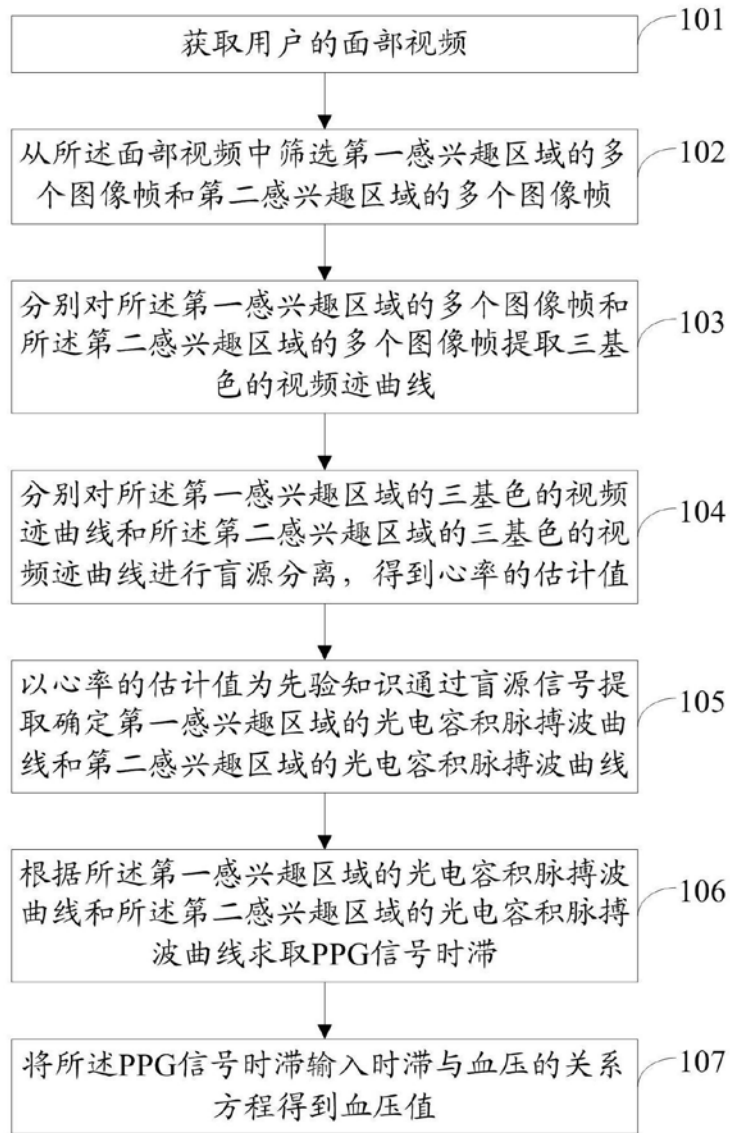


图1

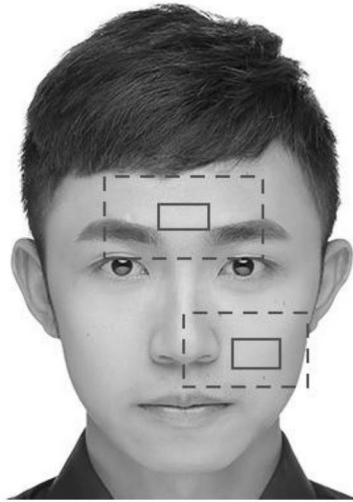


图2

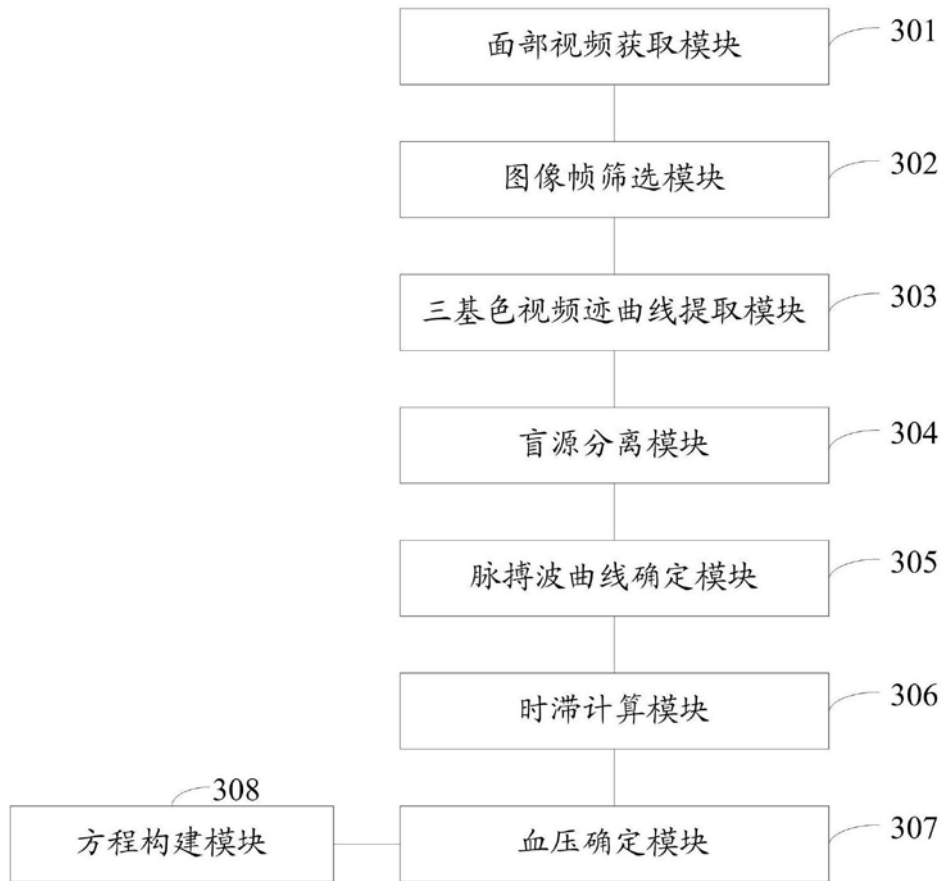


图3

专利名称(译)	一种非接触式血压测量方法及系统		
公开(公告)号	CN110090010A	公开(公告)日	2019-08-06
申请号	CN201910519685.3	申请日	2019-06-17
[标]发明人	沈晓松 谢宇辉		
发明人	沈晓松 谢宇辉		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02108 A61B5/725 A61B5/7267 A61B5/748		
代理人(译)	刘凤玲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种非接触式血压测量方法及系统。该方法包括：获取用户的面部视频；从面部视频中筛选第一感兴趣区域的多个图像帧和第二感兴趣区域的多个图像帧；分别对第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的多个图像帧提取三基色的视频迹曲线；分别对第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的三基色视频迹曲线进行盲源分离，得到心率的估计值；以心率的估计值为先验知识，通过盲源信号提取确定第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线；根据第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的光电容积脉搏波曲线求取PPG信号时滞；将PPG信号时滞输入时滞与血压的关系方程得到血压值。本发明的非接触式血压测量方法及系统，能够避免对人体的直接接触和压迫。

