



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106377241 A

(43)申请公布日 2017.02.08

(21)申请号 201610756590.X

(22)申请日 2016.08.30

(71)申请人 苏州品诺维新医疗科技有限公司  
地址 215000 江苏省苏州市高新区锦峰路8号2号楼2F

(72)发明人 于邦仲

(74)专利代理机构 济南信达专利事务所有限公司 37100

代理人 李世喆

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

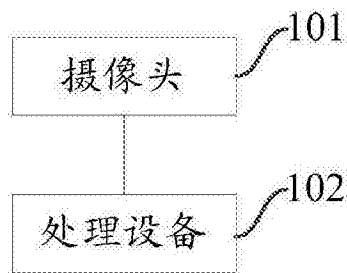
权利要求书3页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法

(57)摘要

本发明提供了一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法,该系统包括摄像头和处理设备;摄像头用于采集被测用户的视频录像;处理设备用于确定该视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定其中的采样区域,并根据采样区域中包括的各像素点的G值,计算采样区域的G值;根据每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据所述时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用该G值变化曲线,确定被测用户的心跳检测结果。由于可以自动采集被测用户的视频录像,并根据该视频录像确定出被测用户的心跳检测结果,故这一检测方式无需人为执行。因此,本方案能够提高检测结果的准确度。



1. 一种心跳检测系统,其特征在于,包括:

摄像头、处理设备,其中,

所述摄像头与所述处理设备相连;

所述摄像头,用于采集被测用户的视频录像;

所述处理设备,用于确定所述视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定所述静态图像中的采样区域,并根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,计算所述采样区域的G值;根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用生成的所述G值变化曲线,确定所述被测用户的心跳检测结果。

2. 根据权利要求1所述的心跳检测系统,其特征在于,

所述采样区域包括:边长固定的正方形区域,其中,所述正方形区域的中心位于被测用户的眉心正上方,且该中心与眉心间的直线距离固定;

所述处理设备,具体用于针对每一帧静态图像均执行:根据预先确定的人脸五官比例特征,对所述静态图像进行人脸识别以确定人脸位置;在所述人脸位置中定位被测用户的眉心;基于定位出的眉心,确定所述正方形区域。

3. 根据权利要求1所述的心跳检测系统,其特征在于,

所述处理设备,具体用于根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,利用第一公式计算所述采样区域的G值;

所述第一公式,包括:

$$G' = \frac{A_0}{A_x} \sum_{i=1}^n G_i$$

其中, $G'$ 为所述采样区域的G值, $n$ 为所述采样区域中包括的像素点的个数, $G_i$ 为所述采样区域中包括的第*i*个像素点的G值, $A_0$ 为预先设置的标准面积大小, $A_x$ 为所述采样区域的面积大小。

4. 根据权利要求1所述的心跳检测系统,其特征在于,

所述心跳检测结果包括心率;

所述处理设备,具体用于利用生成的所述G值变化曲线,根据第二公式计算所述被测用户的心率;

所述第二公式,包括:

$$X = 60 \times N / T$$

其中, $X$ 为所述被测用户的心率,单位为bpm, $N$ 为所述G值变化曲线内的波峰的个数, $T$ 为所述G值变化曲线的持续时间,单位为s。

5. 根据权利要求1至4中任一所述的心跳检测系统,其特征在于,

所述处理设备,进一步用于针对所述G值变化曲线中的每一个目标波峰,均执行:确定经所述目标波峰的顶点的垂线;确定与所述目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线;确定所述垂线与所述顶点连线的交点;以所述顶点连线为基线,以所述目标波峰的顶点与所述交点间的距离为峰高,对所述目标波峰进行归一化处理,以获得所述目标波峰的归一化波峰;判断所述目标波峰是否均满足第三公式和第四公式,若否,从所述G值变化曲线中剔除所述目标波峰;

所述第三公式,包括:

$$\frac{k_1}{m} \sum_{j=1}^m h_j \leq h \leq \frac{k_2}{m} \sum_{j=1}^m h_j$$

所述第四公式,包括:

$$\frac{k_3}{m} \sum_{j=1}^m b_j \leq b \leq \frac{k_4}{m} \sum_{j=1}^m b_j$$

其中, $h$ 为所述目标波峰的归一化波峰的峰高, $m$ 为所述G值变化曲线中包括的波峰的个数, $h_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第 $j$ 个波峰的归一化波峰的峰高, $b$ 为所述目标波峰的归一化波峰的峰宽, $b_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第 $j$ 个波峰的归一化波峰的峰宽, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 均为比例系数。

6. 一种获取心跳变化曲线的方法,其特征在于,包括:

采集被测用户的视频录像;

确定所述视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定所述静态图像中的采样区域,并根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,计算所述采样区域的G值;

根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,

所述采样区域包括:边长固定的正方形区域,其中,所述正方形区域的中心位于被测用户的眉心正上方,且该中心与眉心间的直线距离固定;

所述确定所述静态图像中的采样区域,包括:根据预先确定的人脸五官比例特征,对所述静态图像进行人脸识别以确定人脸位置;在所述人脸位置中定位被测用户的眉心;基于定位出的眉心,确定所述正方形区域。

8. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,

所述计算所述采样区域的G值,包括:利用第一公式计算所述采样区域的G值;

所述第一公式,包括:

$$G' = \frac{A_0}{A_x} \sum_{i=1}^n G_i$$

其中, $G'$ 为所述采样区域的G值, $n$ 为所述采样区域中包括的像素点的个数, $G_i$ 为所述采样区域中包括的第 $i$ 个像素点的G值, $A_0$ 为预先设置的标准面积大小, $A_x$ 为所述采样区域的面积大小。

9. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,

进一步包括:利用生成的所述G值变化曲线,根据第二公式计算所述被测用户的心率;

所述第二公式,包括:

$$X = 60 \times N/T$$

其中, $X$ 为所述被测用户的心率,单位为bpm, $N$ 为所述G值变化曲线内的波峰的个数, $T$ 为所述G值变化曲线的持续时间,单位为s。

10. 根据权利要求6至9中任一所述的方法,其特征在于,进一步包括:

针对所述G值变化曲线中的每一个目标波峰,均执行:确定经所述目标波峰的顶点的垂

线;

确定与所述目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线;

确定所述垂线与所述顶点连线的交点;

以所述顶点连线为基线,以所述目标波峰的顶点与所述交点间的距离为峰高,对所述目标波峰进行归一化处理,以获得所述目标波峰的归一化波峰;

判断所述目标波峰是否均满足第三公式和第四公式,若否,从所述G值变化曲线中剔除所述目标波峰;

所述第三公式,包括:

$$\frac{k_1}{m} \sum_{j=1}^m h_j \leq h \leq \frac{k_2}{m} \sum_{j=1}^m h_j$$

所述第四公式,包括:

$$\frac{k_3}{m} \sum_{j=1}^m b_j \leq b \leq \frac{k_4}{m} \sum_{j=1}^m b_j$$

其中,h为所述目标波峰的归一化波峰的峰高,m为所述G值变化曲线中包括的波峰的个数, $h_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第j个波峰的归一化波峰的峰高,b为所述目标波峰的归一化波峰的峰宽, $b_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第j个波峰的归一化波峰的峰宽, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 均为比例系数。

## 一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,特别涉及一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法。

### 背景技术

[0002] 随着社会节奏的加快和生活水平的提高,人们越来越关注自身的健康状况。其中,人体心脏跳动频率是人体健康状况的重要指标,故需要定期进行心跳检测。

[0003] 目前,由于正常人的脉搏和心跳是一致的,故人们大多采用按压脉搏的方式,通过计算在一分钟时间内的脉搏跳动次数以检测心跳。

[0004] 但是,这一人为检测方式易受到个人因素的影响,如个人对脉搏跳动的感应灵敏度等,故检测结果准确度不高。

### 发明内容

[0005] 本发明提供了一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法,能够提高检测结果的准确度。

[0006] 为了达到上述目的,本发明是通过如下技术方案实现的:

[0007] 一方面,本发明提供了一种心跳检测系统,包括:

[0008] 摄像头、处理设备,其中,

[0009] 所述摄像头与所述处理设备相连;

[0010] 所述摄像头,用于采集被测用户的视频录像;

[0011] 所述处理设备,用于确定所述视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定所述静态图像中的采样区域,并根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,计算所述采样区域的G值;根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用生成的所述G值变化曲线,确定所述被测用户的心跳检测结果。

[0012] 进一步地,所述采样区域包括:边长固定的正方形区域,其中,所述正方形区域的中心位于被测用户的眉心正上方,且该中心与眉心间的直线距离固定;

[0013] 所述处理设备,具体用于针对每一帧静态图像均执行:根据预先确定的人脸五官比例特征,对所述静态图像进行人脸识别以确定人脸位置;在所述人脸位置中定位被测用户的眉心;基于定位出的眉心,确定所述正方形区域。

[0014] 进一步地,所述处理设备,具体用于根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,利用第一公式计算所述采样区域的G值;

[0015] 所述第一公式,包括:

$$[0016] \quad G' = \frac{A_0}{A_x} \sum_{i=1}^n G_i$$

[0017] 其中, $G'$ 为所述采样区域的G值, $n$ 为所述采样区域中包括的像素点的个数, $G_i$ 为所

述采样区域中包括的第*i*个像素点的G值， $A_0$ 为预先设置的标准面积大小， $A_x$ 为所述采样区域的面积大小。

[0018] 进一步地，所述心跳检测结果包括心率；

[0019] 所述处理设备，具体用于利用生成的所述G值变化曲线，根据第二公式计算所述被测用户的心率；

[0020] 所述第二公式，包括：

$$[0021] \quad X = 60 \times N / T$$

[0022] 其中， $X$ 为所述被测用户的心率，单位为bpm， $N$ 为所述G值变化曲线内的波峰的个数， $T$ 为所述G值变化曲线的持续时间，单位为s。

[0023] 进一步地，所述处理设备，还用于针对所述G值变化曲线中的每一个目标波峰，均执行：确定经所述目标波峰的顶点的垂线；确定与所述目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线；确定所述垂线与所述顶点连线的交点；以所述顶点连线为基线，以所述目标波峰的顶点与所述交点间的距离为峰高，对所述目标波峰进行归一化处理，以获得所述目标波峰的归一化波峰；判断所述目标波峰是否均满足第三公式和第四公式，若否，从所述G值变化曲线中剔除所述目标波峰；

[0024] 所述第三公式，包括：

$$[0025] \quad \frac{k_1}{m} \sum_{j=1}^m h_j \leq h \leq \frac{k_2}{m} \sum_{j=1}^m h_j$$

[0026] 所述第四公式，包括：

$$[0027] \quad \frac{k_3}{m} \sum_{j=1}^m b_j \leq b \leq \frac{k_4}{m} \sum_{j=1}^m b_j$$

[0028] 其中， $h$ 为所述目标波峰的归一化波峰的峰高， $m$ 为所述G值变化曲线中包括的波峰的个数， $h_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第*j*个波峰的归一化波峰的峰高， $b$ 为所述目标波峰的归一化波峰的峰宽， $b_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第*j*个波峰的归一化波峰的峰宽， $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 均为比例系数。

[0029] 另一方面，本发明提供了一种获取心跳变化曲线的方法，包括：

[0030] 采集被测用户的视频录像；

[0031] 确定所述视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序，并针对每一帧静态图像均执行：确定所述静态图像中的采样区域，并根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值，计算所述采样区域的G值；

[0032] 根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值，以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序，生成所述视频录像对应的G值变化曲线。

[0033] 进一步地，所述采样区域包括：边长固定的正方形区域，其中，所述正方形区域的中心位于被测用户的眉心正上方，且该中心与眉心间的直线距离固定；

[0034] 所述确定所述静态图像中的采样区域，包括：根据预先确定的人脸五官比例特征，对所述静态图像进行人脸识别以确定人脸位置；在所述人脸位置中定位被测用户的眉心；基于定位出的眉心，确定所述正方形区域。

[0035] 进一步地，所述计算所述采样区域的G值，包括：利用第一公式计算所述采样区域的G值；

[0036] 所述第一公式,包括:

$$[0037] \quad G' = \frac{A_0}{A_x} \sum_{i=1}^n G_i$$

[0038] 其中, $G'$ 为所述采样区域的G值, $n$ 为所述采样区域中包括的像素点的个数, $G_i$ 为所述采样区域中包括的第*i*个像素点的G值, $A_0$ 为预先设置的标准面积大小, $A_x$ 为所述采样区域的面积大小。

[0039] 进一步地,该方法还包括:利用生成的所述G值变化曲线,根据第二公式计算所述被测用户的心率,

[0040] 所述第二公式,包括:

$$[0041] \quad X = 60 \times N/T$$

[0042] 其中, $X$ 为所述被测用户的心率,单位为bpm, $N$ 为所述G值变化曲线内的波峰的个数, $T$ 为所述G值变化曲线的持续时间,单位为s。

[0043] 进一步地,该方法还包括:

[0044] 针对所述G值变化曲线中的每一个目标波峰,均执行:确定经所述目标波峰的顶点的垂线;

[0045] 确定与所述目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线;

[0046] 确定所述垂线与所述顶点连线的交点;

[0047] 以所述顶点连线为基线,以所述目标波峰的顶点与所述交点间的距离为峰高,对所述目标波峰进行归一化处理,以获得所述目标波峰的归一化波峰;

[0048] 判断所述目标波峰是否均满足第三公式和第四公式,若否,从所述G值变化曲线中剔除所述目标波峰;

[0049] 所述第三公式,包括:

$$[0050] \quad \frac{k_1}{m} \sum_{j=1}^m h_j \leq h \leq \frac{k_2}{m} \sum_{j=1}^m h_j$$

[0051] 所述第四公式,包括:

$$[0052] \quad \frac{k_3}{m} \sum_{j=1}^m b_j \leq b \leq \frac{k_4}{m} \sum_{j=1}^m b_j$$

[0053] 其中, $h$ 为所述目标波峰的归一化波峰的峰高, $m$ 为所述G值变化曲线中包括的波峰的个数, $h_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第*j*个波峰的归一化波峰的峰高, $b$ 为所述目标波峰的归一化波峰的峰宽, $b_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第*j*个波峰的归一化波峰的峰宽, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 均为比例系数。

[0054] 本发明提供了一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法,该系统包括摄像头和处理设备;摄像头用于采集被测用户的视频录像;处理设备用于确定该视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定其中的采样区域,并根据采样区域中包括的各像素点的G值,计算采样区域的G值;根据每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据所述时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用该G值变化曲线,确定被测用户的心跳检测结果。由于可以自动采集被测用户的视频录像,并根据该视频录像确定出被测用户的心跳检测结果,故这一检测方式无需人为执行。因此,本发明能够提高检测结果的准确度。

## 附图说明

[0055] 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,下面将对实施例或现有技术描述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的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0056] 图1是本发明一实施例提供的一种心跳检测系统的示意图;

[0057] 图2是本发明一实施例提供的一种获取心跳变化曲线的方法的流程图;

[0058] 图3是本发明一实施例提供的另一种获取心跳变化曲线的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0059] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,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的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。

[0060] 如图1所示,本发明实施例提供了一种心跳检测系统,可以包括:

[0061] 摄像头101、处理设备102,其中,

[0062] 所述摄像头101与所述处理设备102相连;

[0063] 所述摄像头101,用于采集被测用户的视频录像;

[0064] 所述处理设备102,用于确定所述视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定所述静态图像中的采样区域,并根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,计算所述采样区域的G值;根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用生成的所述G值变化曲线,确定所述被测用户的心跳检测结果。

[0065] 本发明实施例提供了一种心跳检测系统,该系统包括摄像头和处理设备;摄像头用于采集被测用户的视频录像;处理设备用于确定该视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定其中的采样区域,并根据采样区域中包括的各像素点的G值,计算采样区域的G值;根据每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据所述时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用该G值变化曲线,确定被测用户的心跳检测结果。由于可以自动采集被测用户的视频录像,并根据该视频录像确定出被测用户的心跳检测结果,故这一检测方式无需人为执行。因此,本发明实施例能够提高检测结果的准确度。

[0066] 详细地,所述处理设备可以为计算机、个人电脑、平板电脑、服务器等电子设备中的任意一种。

[0067] 用户心跳,即为用户心脏的跳动。详细地,人体的右心房收纳全身的静脉血,并通过右心室从肺动脉泵出,且静脉血通过肺中的气体交换,以变成含氧丰富的动脉血,动脉血由肺静脉送至左心房,再通过左心室的主动脉泵向全身各个组织器官,以满足人体正常生理活动的需要。

[0068] 因此,每发生一次心脏跳动时,人体血液中的血红蛋白的氧气携带量起初最大。当

血红蛋白的氧气携带量最大时,人体皮肤对R(red,红)、G(green,绿)、B(blue,蓝)这三个光线通道的光线吸收能力最强。但随着氧合反应的进行,氧气被逐渐消耗,对应地,当血红蛋白的氧气携带量最小时,人体皮肤的光线吸收能力最弱。

[0069] 基于这一实现原理,可以利用摄像头采集针对人体皮肤的视频录像,且随着人体心脏的不断跳动,不同时刻的视频图像中,同一人体皮肤处的颜色值通常存在变化。故可以通过人体皮肤颜色值的周期性变化以间接反映人体心跳情况。

[0070] 详细地,用于反映人体心跳情况的人体皮肤采样区域可以有多种选择,常见的,可以有额头部位、脸颊部位、手指指肚部位、脖颈部位等。

[0071] 因此,在本发明一个实施例中,为了说明一种确定采样区域的可能实现方式,所以,所述采样区域包括:边长固定的正方形区域,其中,所述正方形区域的中心位于被测用户的眉心正上方,且该中心与眉心间的直线距离固定;

[0072] 所述处理设备,具体用于针对每一帧静态图像均执行:根据预先确定的人脸五官比例特征,对所述静态图像进行人脸识别以确定人脸位置;在所述人脸位置中定位被测用户的眉心;基于定位出的眉心,确定所述正方形区域。

[0073] 在本发明一个实施例中,所述采样区域可以为边长为1cm的正方形区域,且该正方形区域的中心可以位于被测用户眉心的正上方,且该中心与眉心间的直线距离可以为3cm。

[0074] 详细地,对于摄像头采集到的视频录像中的每一帧静态图像,该静态图像中通常包括有用户面部。故首先可以根据人脸五官比例特征,对当前帧静态图像进行人脸识别以确定人脸位置,进而确定出眉心。基于确定出的眉心位置,可以将以眉心正上方3cm位置为中心,边长为1cm的正方形区域作为采样区域。

[0075] 当然,采样区域的确定还与用户面部在静态图像中的相对面积大小有关。例如,当用户面部的宽度在当前帧静态图像中的长度为20cm时,可以确定采样区域的中心位于眉心正上方3cm处,成比例地,当用户面部的宽度在当前帧静态图像中的长度为2cm时,可以确定采样区域的中心位于眉心正上方0.3cm处,并以此类推。

[0076] 本发明实施例提出了一种采样区域确定方式,能够快速、准确的对采样区域进行确定,且在确定采样区域的同时,还可以获取被测用户的用户头像信息。因此,在基于采样区域以获得最终的心跳检测结果之后,可以将被测用户的用户头像信息和心跳检测结果进行对应显示。

[0077] 通常情况下,每一个确定出的采样区域中均可以包括多个像素点。举例来说,边长为1cm的正方形区域中可以包括有100个像素点。那么,可以根据采样区域中包括的每一个像素点的颜色值,以确定该采样区域的颜色值。

[0078] 详细地,由于血液中的血红蛋白的氧气携带量发生变化时,人体皮肤对绿光吸收能力的变化情况较红光和蓝光均更为显著,故在本发明一个实施例中,可以根据像素点的G值,以确定相应采样区域的G值。

[0079] 因此,在本发明一个实施例中,为了说明一种根据像素点的G值,以确定相应采样区域的G值的可能实现方式,所以,所述处理设备102,具体用于根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,利用下述公式(1)计算所述采样区域的G值,

[0080]

$$G' = \frac{A_0}{A_x} \sum_{i=1}^n G_i \quad (1)$$

[0081] 其中,  $G'$  为所述采样区域的G值,  $n$  为所述采样区域中包括的像素点的个数,  $G_i$  为所述采样区域中包括的第  $i$  个像素点的G值,  $A_0$  为预先设置的标准面积大小,  $A_x$  为所述采样区域的面积大小。

[0082] 详细地, 由于相邻两帧静态图像间的时间间隔很小, 故同一像素点在相邻两帧静态图像中的G值通常相差不大, 故为了能够提高相邻两帧静态图像间采样区域的G值差异性, 以便于能够准确反映G值变化情况, 故可以利用上述公式 (1) 以计算采样区域的G值。

[0083] 此外, 当用户在摄像头采集视频录像期间存在适量移动, 通常为移动结果造成用户与摄像头之间的直线距离发生改变时, 可能会造成每一帧静态图像中的采样区域的面积大小不能保持基本一致, 故可以基于一个标准面积大小, 对各采样区域的面积大小进行等量换算。

[0084] 举例来说, 假设标准面积大小的采样区域中包括有100个像素点。若上一帧静态图像的采样区域中包括有103个像素点, 且各像素点的G值均为50, 则该采样区域的G值为5000。相应地, 当前帧静态图像的采样区域中包括有105个像素点, 且各像素点的G值均为52, 则该采样区域的G值为5200。因此, 两个采样区域的G值差距为200。

[0085] 对应地, 由于视频采集持续时间较短, 如通常为1min左右, 故还可以默认摄像头采集视频录像期间, 用户与摄像头之间的直线距离保持不变, 即用户面部在每一帧静态图像中所占的面积大小保持不变, 故每一帧静态图像中的采样区域的面积大小保持不变, 相应的, 各采样区域中包括的像素点的个数保持不变。

[0086] 因此, 在本发明一个实施例中, 当各采样区域的面积大小保持不变时, 各采样区域的G值之间具有等效可比性, 故可以不考虑上述标准面积大小, 且可以利用下述公式 (1') 以计算所述采样区域的G值,

$$G' = \sum_{i=1}^n G_i \quad (1')$$

[0088] 其中,  $G'$  为所述采样区域的G值,  $n$  为所述采样区域中包括的像素点的个数,  $G_i$  为所述采样区域中包括的第  $i$  个像素点的G值。

[0089] 由上述内容可知, 人体心脏的周期性跳动, 可以相应引起采样区域的G值的周期性变化, 故可以根据G值变化曲线, 以间接反映出被测用户的心跳情况。其中, 人体心跳情况可以包括心率、心跳稳定性、心血管性能等中的至少一种。

[0090] 因此, 在本发明一个实施例中, 为了说明一种利用G值变化曲线以反映被测用户的心率的可能实现方式, 所以, 所述心跳检测结果包括心率;

[0091] 所述处理设备102, 具体用于利用生成的所述G值变化曲线, 根据下述公式 (2) 计算所述被测用户的心率,

$$X = 60 \times N / T \quad (2)$$

[0093] 其中,  $X$  为所述被测用户的心率, 单位为bpm,  $N$  为所述G值变化曲线内的波峰的个数,  $T$  为所述G值变化曲线的持续时间, 单位为s。

[0094] 详细地, 人体发生一次心脏跳动时, 人体血液中的血红蛋白的氧气携带量最大, 此

时人体皮肤对绿光吸收能力最强,摄像头采集到的视频录像中,当前帧静态图像中的采样区域的G值最小,故在生成的G值变化曲线中对应存在一个波谷位置。相应地,当氧气被逐渐消耗至最大程度时,人体皮肤对绿光吸收能力最弱,故在生成的G值变化曲线中对应存在一个波峰位置。如此循环,在人体发生下一次心脏跳动时,将再次对应于G值变化曲线中的下一个波谷。

[0095] 因此,在G值变化曲线中,相邻两个波峰之间的时间间隔,或,相邻两个波谷之间的时间间隔,可以作为用户心脏连续跳动两次间的时间间隔。基于同样的实现原理,在G值变化曲线中,通过确定一定时间内的波峰的个数或波谷的个数,可以计算用户心率,且这一计算过程可以通过上述公式(2)得以实现。

[0096] 由上述内容可知,人体心脏的跳动可以引起人体皮肤光学特性的变化,故可以通过建立人体皮肤的G值变化曲线,以间接反映人体的心跳情况。由于是基于光学特性,故在摄像头采集视频录像的过程中,人体皮肤有可能还会受到其他光线作用、其他因素的影响。这一影响作用可能会导致形成的G值变化曲线中存在干扰峰。干扰峰的存在会影响检测结果的准确性,故需要对可能存在的干扰峰进行筛除。

[0097] 因此,在本发明一个实施例中,为了说明一种筛除G值变化曲线中干扰峰的可能实现方式,所以,所述处理设备102,进一步用于针对所述G值变化曲线中的每一个目标波峰,均执行:确定经所述目标波峰的顶点的垂线;确定与所述目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线;确定所述垂线与所述顶点连线的交点;以所述顶点连线为基线,以所述目标波峰的顶点与所述交点间的距离为峰高,对所述目标波峰进行归一化处理,以获得所述目标波峰的归一化波峰;判断所述目标波峰是否均满足下述公式(3)和下述公式(4),若否,从所述G值变化曲线中剔除所述目标波峰;

[0098]

$$\frac{k_1}{m} \sum_{j=1}^m h_j \leq h \leq \frac{k_2}{m} \sum_{j=1}^m h_j \quad (3)$$

[0099]

$$\frac{k_3}{m} \sum_{j=1}^m b_j \leq b \leq \frac{k_4}{m} \sum_{j=1}^m b_j \quad (4)$$

[0100] 其中,h为所述目标波峰的归一化波峰的峰高,m为所述G值变化曲线中包括的波峰的个数, $h_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第j个波峰的归一化波峰的峰高,b为所述目标波峰的归一化波峰的峰宽, $b_j$ 为所述G值变化曲线中包括的第j个波峰的归一化波峰的峰宽, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 均为比例系数。

[0101] 详细地,可以利用二阶导数找出G值变化曲线中包括的每个波峰及每个波谷的位置。

[0102] 详细地, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 的具体取值可以根据实际需求进行确定,以达到能够准确筛除干扰峰的效果。例如,在本发明一个实施例中,可以使 $k_1=k_3=0.5$ , $k_2=k_4=1.5$ 。

[0103] 对应地,在本发明一个实施例中,同样可以对G值变化曲线中的每一个波谷进行归一化处理,并基于相同的判断方式,对每一个波谷进行异常峰的判断,以剔除G值变化曲线中的异常峰。

[0104] 在本发明一个实施例中,上述任一所述的心跳检测系统的产品形态可以有多种形

式,比如可以将该系统的外观制造成类似镜子的形态。

[0105] 如图2所示,本发明实施例提供了一种获取心跳变化曲线的方法,可以包括以下步骤:

[0106] 步骤201:采集被测用户的视频录像。

[0107] 步骤202:确定所述视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定所述静态图像中的采样区域,并根据所述采样区域中包括的每一个像素点的G值,计算所述采样区域的G值。

[0108] 步骤203:根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线。

[0109] 在得到G值变化曲线之后,可以进行后续各种所需的处理操作。比如,可以通过分析处理该G值变化曲线,以间接反映被测用户的心跳情况,如可以反映用户心率;还可以对该G值变化曲线进行归一化处理,以筛除其中可能存在的异常峰;以及可以将该G值变化曲线发送至显示设备以进行实时显示,以便于医护人员进行分析查看。在另一种实现方式中,还可以基于该G值变化曲线与其他测试数据,如人体温度变化曲线的结合方式,以综合考察人体生理健康状况等。

[0110] 在本发明实施例中,人体心脏的持续跳动会引起采样区域的G值发生周期性变化,故可以通过G值变化曲线以反映被测用户的心跳情况。因此,G值变化曲线也可以看作心跳变化曲线。

[0111] 详细地,用于反映人体心跳情况的人体皮肤采样区域可以有多种选择,常见的,可以有额头部位、脸颊部位、手指指肚部位等。

[0112] 以额头部位为例,在本发明一个实施例中,所述采样区域包括:边长固定的正方形区域,其中,所述正方形区域的中心位于被测用户的眉心正上方,且该中心与眉心间的直线距离固定;

[0113] 所述确定所述静态图像中的采样区域,包括:根据预先确定的人脸五官比例特征,对所述静态图像进行人脸识别以确定人脸位置;在所述人脸位置中定位被测用户的眉心;基于定位出的眉心,确定所述正方形区域。

[0114] 举例来说,用户面部在静态图像中的相对面积大小为标准大小时,正方形采样区域的边长可以为1cm,正方形区域的中心与眉心间的直线距离可以为3cm。

[0115] 在本发明一个实施例中,所述计算所述采样区域的G值,包括:利用上述公式(1)计算所述采样区域的G值。

[0116] 详细地,由于相邻两帧静态图像间的时间间隔很小,故同一像素点在相邻两帧静态图像中的G值通常相差不大。利用上述公式(1)以计算采样区域的G值,这一实现方式有益于提高相邻两帧静态图像间采样区域的G值差异性,进而准确反映G值变化情况。

[0117] 在本发明一个实施例中,该方法还可以包括:利用生成的所述G值变化曲线,根据上述公式(2)计算所述被测用户的心率。

[0118] 详细地,人体心脏的周期性跳动,可以相应引起采样区域的G值的周期性变化,故可以根据G值变化曲线,以间接反映出被测用户的心跳情况。例如,在G值变化曲线中,通过确定一定时间内的波峰的个数或波谷的个数,可以计算用户心率,且这一计算过程可以通过上述公式(2)得以实现。

[0119] 在本发明一个实施例中,该方法还可以包括:针对所述G值变化曲线中的每一个目标波峰,均执行:确定经所述目标波峰的顶点的垂线;确定与所述目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线;确定所述垂线与所述顶点连线的交点;以所述顶点连线为基线,以所述目标波峰的顶点与所述交点间的距离为峰高,对所述目标波峰进行归一化处理,以获得所述目标波峰的归一化波峰;判断所述目标波峰是否均满足上述公式(3)和上述公式(4),若否,从所述G值变化曲线中剔除所述目标波峰。

[0120] 详细地,可以利用二阶导数找出G值变化曲线中包括的每个波峰及每个波谷的位置。此外, $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ 和 $k_4$ 的具体取值可以根据实际需求进行确定,以达到能够准确筛除干扰峰的效果。

[0121] 此外,在本发明一个实施例中,同样可以对G值变化曲线中的每一个波谷进行归一化处理,并基于相同的判断方式,对每一个波谷进行异常峰的判断,以剔除G值变化曲线中的异常峰。

[0122] 在本发明一个实施例中,对于生成的G值变化曲线,可以进一步将其发送至显示设备,以便于医护人员进行分析查看。

[0123] 如图3所示,本发明一个实施例提供了另一种获取心跳变化曲线的方法,具体包括以下步骤:

[0124] 步骤301:采集被测用户的视频录像。

[0125] 详细地,视频录像的采集时长可以为60s左右。

[0126] 步骤302:确定视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序。

[0127] 详细地,通过确定每一帧静态图像的时间排列顺序,以便于可以根据该时间排列顺序,由每一帧静态图像中的采样区域的G值,以生成一个G值变化曲线。

[0128] 步骤303:针对每一帧静态图像均执行:根据预先确定的人脸五官比例特征,对静态图像进行人脸识别以确定人脸位置,在人脸位置中定位被测用户的眉心,并基于定位出的眉心,确定采样区域。

[0129] 优选地,采样区域可以为边长固定的正方形区域,其中,正方形区域的中心可以位于被测用户的眉心正上方,且该中心与眉心间的直线距离固定。

[0130] 步骤304:根据采样区域中包括的每一个像素点的G值,计算采样区域的G值。

[0131] 详细地,可以利用上述公式(1)计算采样区域的G值。

[0132] 步骤305:根据计算出的每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据确定出的每一帧静态图像的时间排列顺序,生成视频录像对应的G值变化曲线。

[0133] 在本发明一个实施例中,可以利用生成的G值变化曲线,计算被测用户的心率。详细地,可以根据上述公式(2)计算被测用户的心率。

[0134] 步骤306:针对G值变化曲线中的每一个目标波峰,均执行:确定经目标波峰的顶点的垂线,确定与目标波峰相邻的两侧波谷的顶点连线,以及确定垂线与顶点连线的交点。

[0135] 步骤307:以顶点连线为基线,以目标波峰的顶点与交点间的距离为峰高,对目标波峰进行归一化处理,以获得目标波峰的归一化波峰。

[0136] 步骤308:判断目标波峰是否为正常峰,若是,执行步骤309,否则,从G值变化曲线中剔除该目标波峰,得到不包括异常峰的G值变化曲线。

[0137] 详细地,判断目标波峰是否为正常峰的实现方式可以为:判断目标波峰是否均满

足上述公式(3)和上述公式(4),若均满足,可以说明目标波峰为正常峰,若不满足上述公式(3),和/或,上述公式(4),可以说明目标波峰为异常峰。

[0138] 详细地,通过将G值变化曲线中的异常峰进行剔除,可以提高G值变化曲线的准确性。此外,同样可以基于剔除异常峰之后的G值变化曲线,计算被测用户的心率。

[0139] 在本实施例中,需要通过执行步骤306至步骤308,以对G值变化曲线中的每一个目标波峰均进行异常峰判断之后,再继续执行步骤309。

[0140] 步骤309:利用显示设备显示该不包括异常峰的G值变化曲线。

[0141] 详细地,医护人员可以对显示设备上显示的曲线进行分析查看,并根据查看结果进行相应处理。

[0142] 综上所述,本发明的各个实施例至少具有如下有益效果:

[0143] 1、本发明实施例中,提供了一种心跳检测系统,该系统包括摄像头和处理设备;摄像头用于采集被测用户的视频录像;处理设备用于确定该视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序,并针对每一帧静态图像均执行:确定其中的采样区域,并根据采样区域中包括的各像素点的G值,计算采样区域的G值;根据每一帧静态图像中的采样区域的G值,以及根据所述时间排列顺序,生成所述视频录像对应的G值变化曲线;利用该G值变化曲线,确定被测用户的心跳检测结果。由于可以自动采集被测用户的视频录像,并根据该视频录像确定出被测用户的心跳检测结果,故这一检测方式无需人为执行。因此,本发明实施例能够提高检测结果的准确度。

[0144] 2、本发明实施例中,提出了一种采样区域确定方式,能够快速、准确的对采样区域进行确定,且在确定采样区域的同时,还可以获取被测用户的用户头像信息。因此,在基于采样区域以获得最终的心跳检测结果之后,可以将被测用户的用户头像信息和心跳检测结果进行对应显示。

[0145] 3、本发明实施例中,提出了一种确定采样区域的G值的实现方式,能够提高相邻两帧静态图像间采样区域的G值差异性,以便于能够准确反映G值变化情况。

[0146] 4、本发明实施例中,可以对G值变化曲线中可能存在的干扰峰进行筛除,以提高检测结果的准确性。

[0147] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个·····”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同因素。

[0148] 本领域普通技术人员可以理解:实现上述方法实施例的全部或部分步骤可以通过程序指令相关的硬件来完成,前述的程序可以存储在计算机可读取的存储介质中,该程序在执行时,执行包括上述方法实施例的步骤;而前述的存储介质包括:ROM、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质中。

[0149] 最后需要说明的是:以上所述仅为本发明的较佳实施例,仅用于说明本发明的技术方案,并非用于限定本发明的保护范围。凡在本发明的精神和原则之内所做的任何修改、

---

等同替换、改进等,均包含在本发明的保护范围内。

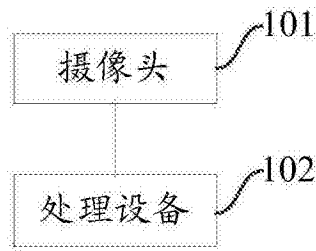


图1

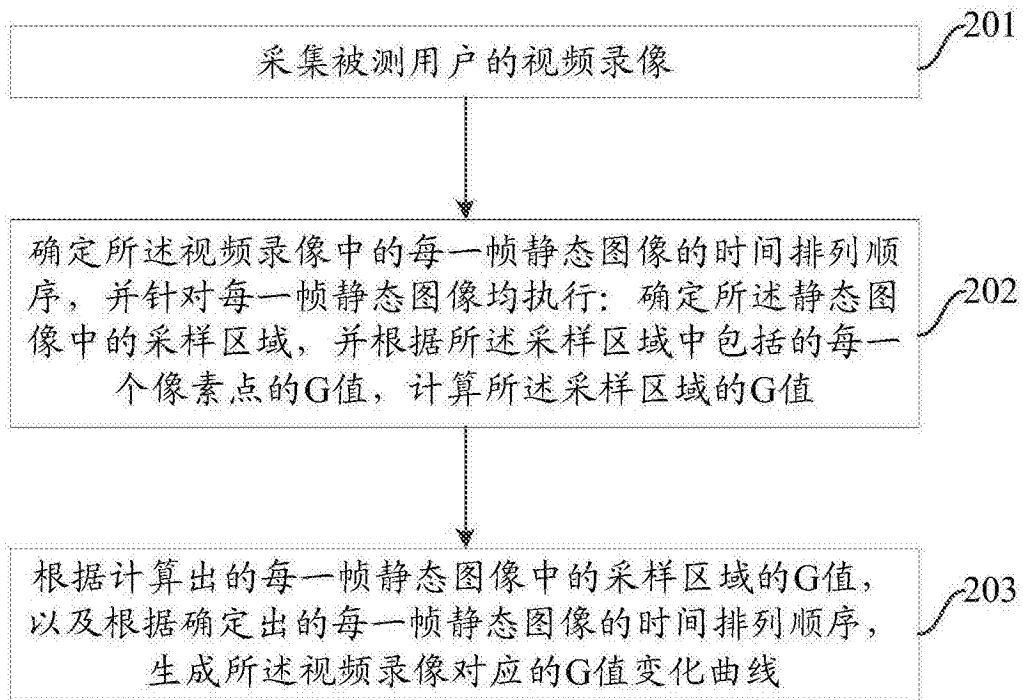


图2

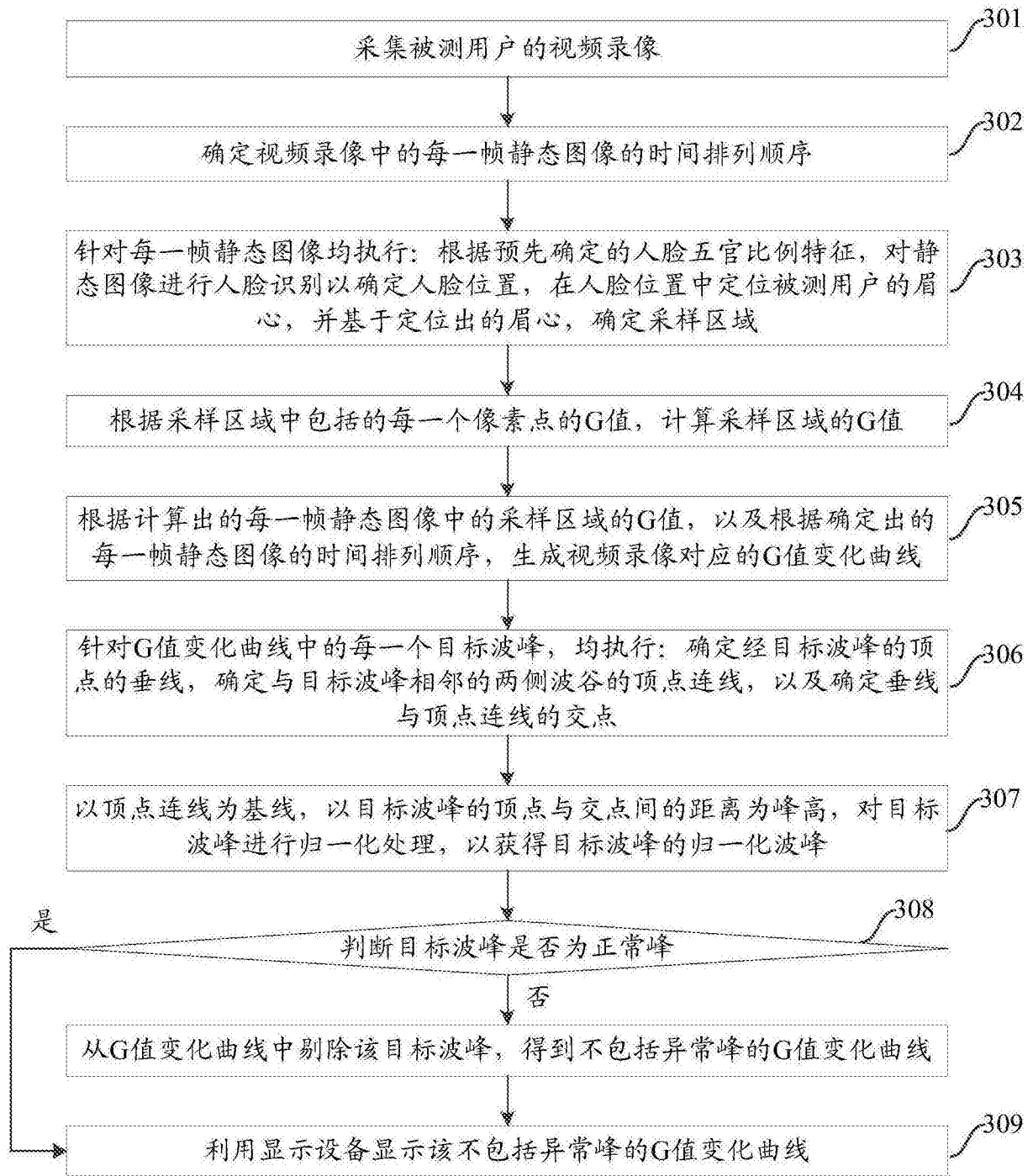


图3

专利名称(译)	一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106377241A</a>	公开(公告)日	2017-02-08
申请号	CN201610756590.X	申请日	2016-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	苏州品诺维新医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州品诺维新医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州品诺维新医疗科技有限公司		
[标]发明人	于邦仲		
发明人	于邦仲		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/72		
其他公开文献	CN106377241B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种心跳检测系统及获取心跳变化曲线的方法，该系统包括摄像头和处理设备；摄像头用于采集被测用户的视频录像；处理设备用于确定该视频录像中的每一帧静态图像的时间排列顺序，并针对每一帧静态图像均执行：确定其中的采样区域，并根据采样区域中包括的各像素点的G值，计算采样区域的G值；根据每一帧静态图像中的采样区域的G值，以及根据所述时间排列顺序，生成所述视频录像对应的G值变化曲线；利用该G值变化曲线，确定被测用户的心跳检测结果。由于可以自动采集被测用户的视频录像，并根据该视频录像确定出被测用户的心跳检测结果，故这一检测方式无需人为执行。因此，本方案能够提高检测结果的准确度。

