



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110384491 A

(43)申请公布日 2019. 10. 29

(21)申请号 201910774697.0

G06T 7/00(2017.01)

(22)申请日 2019.08.21

(71)申请人 河南科技大学

地址 471000 河南省洛阳市涧西区西苑路
48号

(72)发明人 李振伟 贾蒙丽 杨晓利 白永杰
许梦莹

(74)专利代理机构 洛阳公信知识产权事务所
(普通合伙) 41120

代理人 周会芝

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

G06K 9/46(2006.01)

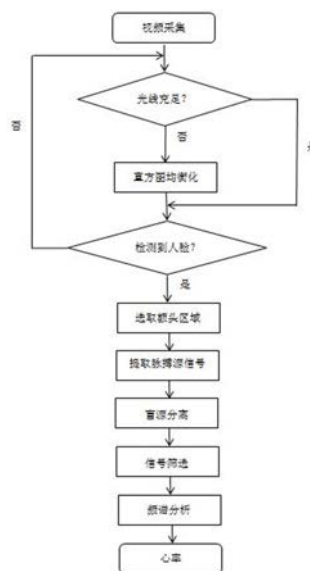
权利要求书2页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

一种基于普通摄像头的心率检测方法

(57)摘要

本发明涉及生物医学工程技术领域,具体的说是一种基于普通摄像头的心率检测方法。首先使用普通摄像头采集人脸正面视频图像,利用人脸检测算法和人脸跟踪技术将人脸区域从图像中提取出来,选取并定位额头作为感兴趣区域,将感兴趣区域提取出来,作为采集信号的区域;然后利用基色分离和独立成分分析等技术,从感兴趣区域中提取脉搏源信号,并利用小波滤波对其进行处理,得到纯净的脉搏波;最后利用离散傅里叶变换算法将信号从时域变换到频域,得到能量谱后进行分析并计算出心率值。本发明有效地提高了检测效率和受测者的使用体验,适用于长时间的心率监测和疾病预防。



1. 一种基于普通摄像头的心率检测方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤1)、采用直方图均衡化的方法对摄像头采集到的包含人脸的视频进行光照补偿,采用AdaBoost算法对光照补偿后的视频进行人脸检测并将人脸区域分隔提取,以得到视频中每一帧人脸区域的图像,对每一帧人脸区域的图像的额头区域进行截取,得到视频中每一帧额头区域的图像;

步骤2)、对步骤1)中得到的每一帧额头区域的图像进行算法处理,得到脉搏波源信号,具体过程如下:

a、基色分离,对步骤1)中得到的每一帧额头区域的图像进行RGB三通道分离,对每一帧额头区域图像的每一个通道的像素值进行求和后除以总像素数,得到每一帧额头区域图像的每一个通道对应的一个数值,将得到的所有数值按照时间先后顺序连接,即得到R、G、B三个时域上的信号;

对于第t帧额头区域图像,假设额头区域的尺度为 $M \times N$,利用叠加平均法对区域内所有像素点的三个分量 x_r, g_r, b_r 分别取均值,则每帧图像不同通道的像素值为:

$$\bar{x}_t = \frac{\sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N x_t}{M \times N},$$

经上述处理后即可得到第t帧额头区域图像的观测信号 $\bar{X}_t$,且 $\bar{X}_t = (\bar{x}_r(t), \bar{x}_g(t), \bar{x}_b(t))$,其中的t为视频帧的时间序列;

b、独立成分分析

采用ICA算法对R、G、B三个时域上的信号进行盲源分离,并从分离出的信号中选取与绿色信号关联性最大的分量作为PPG信号,具体过程如下:

首先对观测信号去均值处理以简化ICA算法,然后对去均值后的观测信号进行白化处理,以去除混合信号中数据的相关性以及简化独立分量的提取过程,白化处理需要先求原矩阵的协方差矩阵,然后进行特征值分解,对一个n维向量X,它的协方差矩阵 $\text{cov}(X)$ 可以用下面的公式计算: $\text{cov}(X) = E[(X - E(X)) * (X - E(X))^T]$,

求协方差矩阵的特征值矩阵L和特征向量Q,求得白化矩阵M:

$$M = Q * L^{-0.5} * Q^T,$$

矩阵经白化之后为:

$$X'' = M * X,$$

假设心脏作用下产生的颜色变化信号是 $s_1(t)$,人脸晃动引起的颜色变化信号是 $s_2(t)$,光照引起的颜色变化信号为 $s_3(t)$,根据上面假设混合过程,可以得到下面的公式:

$$\begin{cases} r'' = a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) + a_{13}s_3(t) \\ g'' = a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) + a_{23}s_3(t) , \\ b'' = a_{31}s_1(t) + a_{32}s_2(t) + a_{33}s_3(t) \end{cases}$$

改写成矩阵式: $x(t) = As(t)$, 其中的

$$x(t) = [r''(t); g''(t); b''(t)]^T, s(t) = [s_1(t), s_2(t), s_3(t)]^T,$$

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$
 是混合系数矩阵;通过ICA算法找到一个各个分量相互独立的

矩阵 W ,使之成为 A^{-1} 的近似矩阵,从而得到 $\hat{s}(t) = Wx(t)$, 其中 $\hat{s}(t)$ 为对源信号 $s(t)$ 的近似;

步骤3)、将步骤2)中得到的脉搏波源信号通过小波滤波处理得到血液容积脉搏波;

步骤4)、通过离散傅里叶变换将步骤3)中提取到的脉搏波信号从时域变换到频域,观察正常的心率范围0.7-4Hz的信号,取该范围内能量最大时对应的频率作为该段时间的平均心率,选取频率位于心跳频带内的能量最高点对应的频率作为心跳频率 f_h , 则心率HR为 $HR = 60f_h$ 。

一种基于普通摄像头的心率检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程技术领域,具体的说是一种基于普通摄像头的心率检测方法。

背景技术

[0002] 近几年,视频图像处理涉及到医学领域,应用于医疗诊断和日常健康监测等各个环节,为医学的进步发挥了强大的辅助作用。心率是人体新陈代谢和功能活动重要的生理参数之一。传统的心率测量最准确的方法是心电图法,但心电图法需将电极粘在受测者皮肤上,这种方法使用起来较复杂不太方便,而且这种方法需要和皮肤直接接触,会引起受测者的反感,因此在使用方面受到很大的限制,不适用于普通场景下的心率检测。而非接触式的心率检测只需借助普通摄像头就可以自动地监测心率,具有操作简单、成本低等特点。

[0003] PPG即光电容积脉搏波描记法,是一种利用光电手段在活体组织中无创检测血液容积变化的方法,它通过测量经活体组织吸收后的反射光强度,描记血液容积脉冲(BVP)信号后计算心率。傅明哲等人最早提出利用普通网络摄像头的非接触式心率检测方法。该方法利用独立成分分析(ICA)将三个平均的颜色踪迹分离为三个基源信号,通过分析第二个基源信号的功率谱估计心率。以上方法要求测试者处于合作情况以及需要光线充足的情况下测量。而在光线较弱时,这种方法很难提取出干净的BVP信号,会包含多余的噪声,因此并不能很好地解决不同环境光真实场景下的非接触式心率检测问题。

发明内容

[0004] 本发明旨在提供一种基于普通摄像头的心率检测方法,以实现心率的无创连续非接触测量,并且成本低、操作简便、性能稳定、重复性好。

[0005] 为了解决以上技术问题,本发明采用的技术方案为:一种基于普通摄像头的心率检测方法,包括以下步骤:

步骤1)、采用直方图均衡化的方法对摄像头采集到的包含人脸的视频进行光照补偿,采用AdaBoost算法对光照补偿后的视频进行人脸检测并将人脸区域分隔提取,以得到视频中每一帧人脸区域的图像,对每一帧人脸区域的图像的额头区域进行截取,得到视频中每一帧额头区域的图像;

步骤2)、对步骤1)中得到的每一帧额头区域的图像进行算法处理,得到脉搏波源信号,具体过程如下:

a、基色分离,对步骤1)中得到的每一帧额头区域的图像进行RGB三通道分离,对每一帧额头区域图像的每一个通道的像素值进行求和后除以总像素数,得到每一帧额头区域图像的每一个通道对应的一个数值,将得到的所有数值按照时间先后顺序连接,即得到R、G、B三个时域上的信号;

对于第t帧额头区域图像,假设额头区域的尺度为 $M \times N$,利用叠加平均法对区域内所有像素点的三个分量 x_r, g_r, b_r 分别取均值,则每帧图像不同通道的像素值为:

$$\bar{x}_t = \frac{\sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N x_t}{M \times N},$$

经上述处理后即可得到第t帧额头区域图像的观测信号 $\bar{X}_t$ ，且

$$\bar{X}_t = (\bar{x}_r(t), \bar{x}_g(t), \bar{x}_b(t)), \text{其中的} t \text{为视频帧的时间序列};$$

b、独立成分分析

采用ICA算法对R、G、B三个时域上的信号进行盲源分离，并从分离出的信号中选取与绿色信号关联性最大的分量作为PPG信号，具体过程如下：

首先对观测信号去均值处理以简化ICA算法，然后对去均值后的观测信号进行白化处理，以去除混合信号中数据的相关性以及简化独立分量的提取过程，白化处理需要先求原矩阵的协方差矩阵，然后进行特征值分解，对一个n维向量X，它的协方差矩阵cov(X)可以用下面的公式计算： $\text{cov}(X) = E[(X - E(X)) * (X - E(X))^T]$ ，

求协方差矩阵的特征值矩阵L和特征向量Q，求得白化矩阵M：

$$M = Q * L^{-0.5} * Q^T,$$

矩阵经白化之后为：

$$X'' = M * X,$$

假设心脏作用下产生的颜色变化信号是 $s_1(t)$ ，人脸晃动引起的颜色变化信号是 $s_2(t)$ ，光照引起的颜色变化信号为 $s_3(t)$ ，根据上面假设混合过程，可以得到下面的公式：

$$\begin{cases} r'' = a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) + a_{13}s_3(t) \\ g'' = a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) + a_{23}s_3(t) \\ b'' = a_{31}s_1(t) + a_{32}s_2(t) + a_{33}s_3(t) \end{cases}$$

改写成矩阵式： $x(t) = As(t)$ ，其中的

$$x(t) = [r''(t); g''(t); b''(t)]^T, s(t) = [s_1(t), s_2(t), s_3(t)]^T,$$

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \text{是混合系数矩阵;通过ICA算法找到一个各个分量相互独立的}$$

矩阵W，使之成为 A^{-1} 的近似矩阵，从而得到 $\hat{s}(t) = Wx(t)$ ，其中 $\hat{s}(t)$ 为对源信号 $s(t)$ 的近似；

步骤3)、将步骤2)中得到的脉搏波源信号通过小波滤波处理得到血液容积脉搏波；

步骤4)、通过离散傅里叶变换将步骤3)中提取到的脉搏波信号从时域变换到频域,观察正常的心率范围0.7-4Hz的信号,取该范围内能量最大时对应的频率作为该段时间的平均心率,选取频率位于心跳频带内的能量最高点对应的频率作为心跳频率 f_h ,则心率HR为 $HR = 60 f_h$ 。

[0006] 有益效果

本发明针对接触式心率测量的操作复杂和肢体束缚问题,提出一种基于人脸视频的心率检测方法。该技术无需利用电极或者传感器接触人体,只借助普通摄像头即可自动监测心率。有效地提高了检测效率和受测者的使用体验,适用于长时间的心率监测和疾病预防;本发明采用了独立成分分析,并对信号进行去均值和白化处理,简化独立分量的提取过程,有效的提高了运算速度,使非接触式心率检测技术具有更好的使用体验,具有成本低、操作简便、性能稳定、重复性好等特点,为未来物联网中智能医疗的发展奠定了良好的基础,且对宇航员的生理监测具有重要的意义,提高了该技术的实际意义。

附图说明

[0007] 图1为心率测量方法的流程图;

图2为人脸检测流程图;

图3为实施例中第一分量的滤波结果;

图4为实施例中第二分量的滤波结果;

图5为实施例中第三分量的滤波结果;

图6为实施例中第一分量的频谱图;

图7为实施例中第二分量的频谱图;

图8为实施例中第三分量的频谱图。

具体实施方式

[0008] 如图1所示,本发明的一种基于普通摄像头的心率检测方法,首先进行人脸检测,接着选取额头作为感兴趣区域以减少眼睛、眉毛、头发等对信号提取的干扰,接着提取脉搏源信号、信号去噪,最后计算出心率,具体包括以下步骤:

步骤1)人脸检测

使用AdaBoost算法将摄像头所拍视频图像中的人脸部分分割出来检测,过程如图2所示,从而获得视频中每一帧人脸区域的图像。由于光照变化会影响人脸检测的效果,在人脸检测之前,需要对图像进行光照补偿。直方图均衡化可以消除光照条件变化带来的影响。因此在进行人脸检测之前,采用直方图均衡化的方法对人脸视频进行光照补偿。

[0009] 采用AdaBoost算法对光照补偿后的视频进行人脸检测并将人脸区域分隔提取,以得到视频中每一帧人脸区域的图像,对每一帧人脸区域的图像的额头区域进行截取,得到视频中每一帧额头区域的图像;

步骤2)、脉搏波源信号提取

对步骤1)中得到的每一帧额头区域的图像进行基色分离、独立成分分析算法处理,得到脉搏波源信号,具体过程如下:

a、基色分离,因人脸的颜色变化反映了心跳的过程,所以首先要做的就是将颜色变化的信号提取出来。

[0010] 对步骤1)中得到的每一帧额头区域的图像进行RGB三通道分离,对每一帧额头区域图像的每一个通道的像素值进行求和后除以总像素数,得到每一帧额头区域图像的每一个通道对应的一个数值,将得到的所有数值按照时间先后顺序连接,即得到R、G、B三个时域上的信号;

对于第t帧额头区域图像,假设额头区域的尺度为 $M \times N$,利用叠加平均法对区域内所有像素点的三个分量 x_r, g_r, b_r 分别取均值,则每帧图像不同通道的像素值为:

$$\bar{x}_t = \frac{\sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N x_t}{M \times N},$$

经上述处理后即可得到第t帧额头区域图像的观测信号 $\bar{X}_t$,且

$$\bar{X}_t = (\bar{x}_r(t), \bar{x}_g(t), \bar{x}_b(t)), \text{其中的} t \text{为视频帧的时间序列};$$

b、独立成分分析

采用ICA算法对R、G、B三个时域上的信号进行盲源分离,并从分离出的信号中选取与绿色信号关联性最大的分量作为PPG信号,具体过程如下:

首先对观测信号去均值处理以简化ICA算法,然后对去均值后的观测信号进行白化处理,以去除混合信号中数据的相关性以及简化独立分量的提取过程,白化处理需要先求原矩阵的协方差矩阵,然后进行特征值分解,对一个n维向量X,它的协方差矩阵 $\text{cov}(X)$ 可以用下面的公式计算: $\text{cov}(X) = E[(X - E(X)) * (X - E(X))^T]$,

本方法得到了一个 3×3 的协方差矩阵,求协方差矩阵的特征值矩阵L和特征向量Q,求得白化矩阵M:

$$M = Q * L^{-0.5} * Q^T,$$

矩阵经白化之后为:

$$X'' = M * X,$$

假设心脏作用下产生的颜色变化信号是 $s_1(t)$,人脸晃动引起的颜色变化信号是 $s_2(t)$,光照引起的颜色变化信号为 $s_3(t)$,根据上面假设混合过程,可以得到下面的公式:

$$\begin{cases} r'' = a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) + a_{13}s_3(t) \\ g'' = a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) + a_{23}s_3(t) \\ b'' = a_{31}s_1(t) + a_{32}s_2(t) + a_{33}s_3(t) \end{cases}$$

改写成矩阵式: $x(t) = As(t)$,其中的

$$x(t) = [r''(t); g''(t); b''(t)]^T, s(t) = [s_1(t), s_2(t), s_3(t)]^T,$$

$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$ 是混合系数矩阵;ICA算法的目的就是找到一个各个分量相互

独立的矩阵W,使之成为 A^{-1} 的近似矩阵,从而得到 $\hat{s}(t) = Wx(t)$, 其中 $\hat{s}(t)$ 为对源信号 $s(t)$ 的近似;

通过对额头区域进行基色分离、独立成分分析处理,得到脉搏波源信号;

步骤3)、信号去噪

将步骤2)中得到的脉搏波源信号通过小波滤波处理得到血液容积脉搏波。由于采用普通摄像头采集一段时间视频图像的过程中,难免会因为外界因素的影响(摄像头不稳定、光线强度等),引入噪声,从而使采集到的信号被污染,影响后面的处理。另外,PPG信号中除了有心率信号,还含有一系列的低频噪声,如由于呼吸、身体的颤动以及骨骼肌收缩等导致的低频噪声,因而想要提高信噪比,获得更为直观的血液容积脉搏波波形,需要对源信号进行去噪处理。本方法借助小波变换对信号去噪。去噪就是为了将最优的信号从含有大量噪声的数据中分离出来。本方法所需的信号是低频信号,具体过程如下:

a、分解层数选择:

在小波分解中,选择分解层数是很重要的。分解层数越大,对噪声和信号的区分效果越明显,但重构信号失真也会越大,而且影响去噪的效果,选择合适的分解层数为最优。

[0011] b、阈值选择:

阈值选择直接关系着信号去噪的效果。阈值过小,不能完全去除噪声;阈值过大,需要的信号也会被滤除,出现失真,因此应选择合适的阈值以达到最好的滤波效果。阈值处理分为软阈值法和硬阈值法。软阈值处理去噪效果更平滑和理想,因此选择软阈值法。

[0012] c、小波函数选择:

选择不同的小波基函数会直接影响去噪效果。小波基函数的选择要考虑正交性、紧支性、对称性、平滑性、消失矩阶数等因素,由于采集到的数据是离散的,为了进行离散小波变换,选择sym8作为小波基函数。

[0013] 本实施例ICA三个分量的去噪效果如图3、图4、图5所示,从中可以看出,和绿色通道混合信号最相关的是ICA第二分量,所以本方法选择第二个ICA分量进行分析。

[0014] 步骤4)、心率值提取

对步骤3)得到的血液容积脉搏波进行傅里叶变换,得到功率谱,通过分析功率谱估计出心率。具体过程如下:

傅里叶变换是一种线性的积分运算,通常用于将时域信号转化为频域信号。假设有连续周期信号 $x(t)$, 并且对于任意的 t 有 $x(t + T_0) = x(t)$, 令 $w_0 = \frac{2\pi}{T_0} = 2\pi f_0$,

$x(t)$ 的傅里叶级数可以表示为:

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(nw_0 t) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(nw_0 t) \quad \text{。其中}$$

$$a_n = \frac{2}{T_0} \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} x(t) \cos(nw_0 t) dt (n = 0, 1, 2, \dots),$$

$$b_n = \frac{2}{T_0} \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} x(t) \sin(nw_0 t) dt (n = 1, 2, 3, \dots), \quad a_n \text{ 和 } b_n \text{ 称之为傅里叶系}$$

数, 周期 T_0 是基波周期, w_0 是基波弧度频率。

[0015] 本方法使用离散傅里叶变换将步骤3)中提取到的脉搏波信号从时域变换到频域。由于正常的心率范围为0.7-4Hz, 现在只观察心率范围频率的信号, 取该范围内能量最大时对应的频率作为该段时间的平均心率, 这就是在频域上计算心率的方法。选取频率位于心跳频带内的能量最高点对应的频率作为心跳频率 f_h , 则心率HR为 $HR = 60 f_h$ 。

[0016] 如图6、图7、图8是ICA三分量的脉搏源信号的功率谱图, 从中可以看出, 0.7-4Hz范围内三分量功率谱中能量最高点对应的频率分别为1.09、1.211、1.09, 计算出心率HR1=1.09×60=65.4≈65、HR2=1.211×60=72.66≈73、HR3=1.09×60=65.4≈65, 通过血压器测量的心率为74, 所以第二个ICA分量最好。

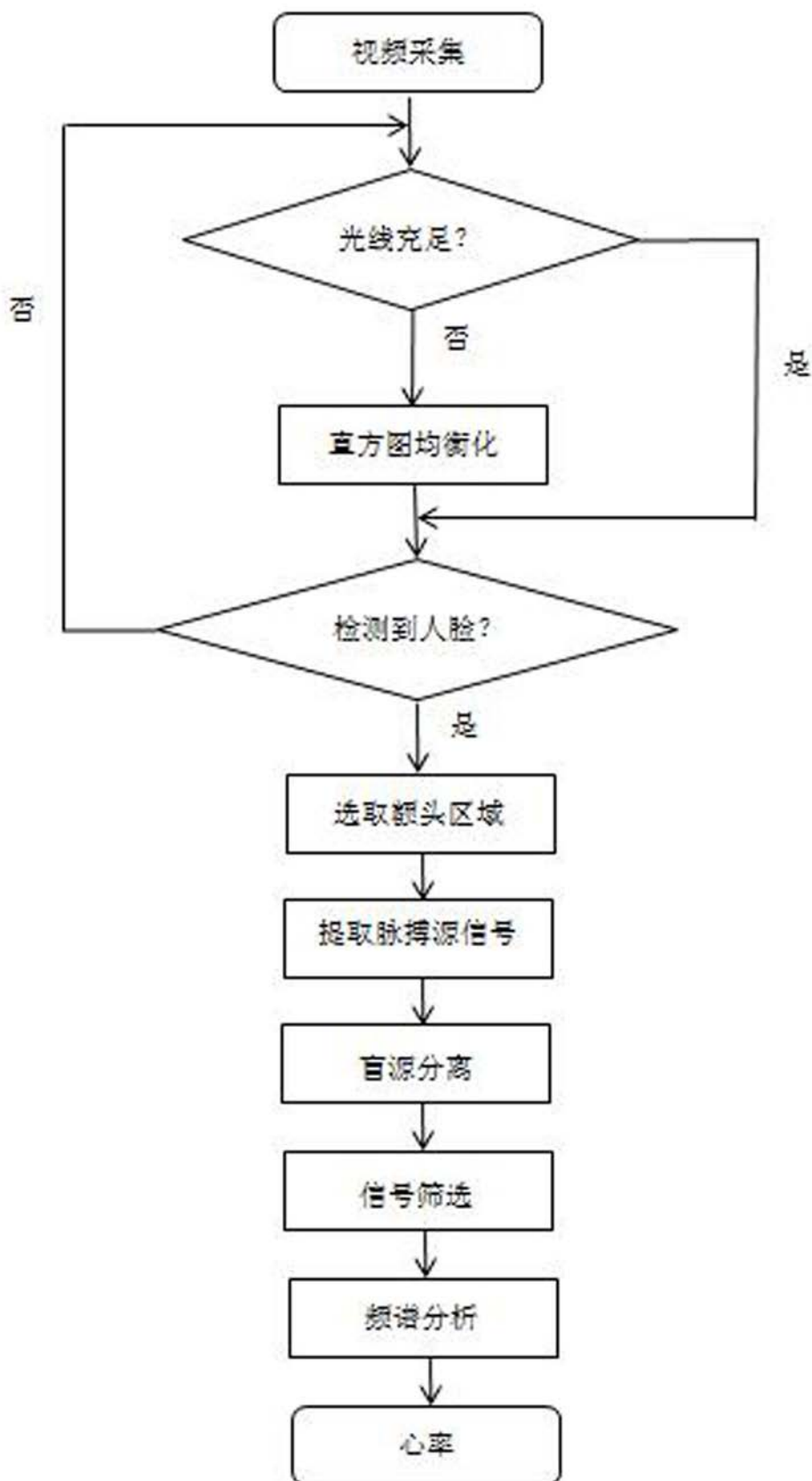


图1

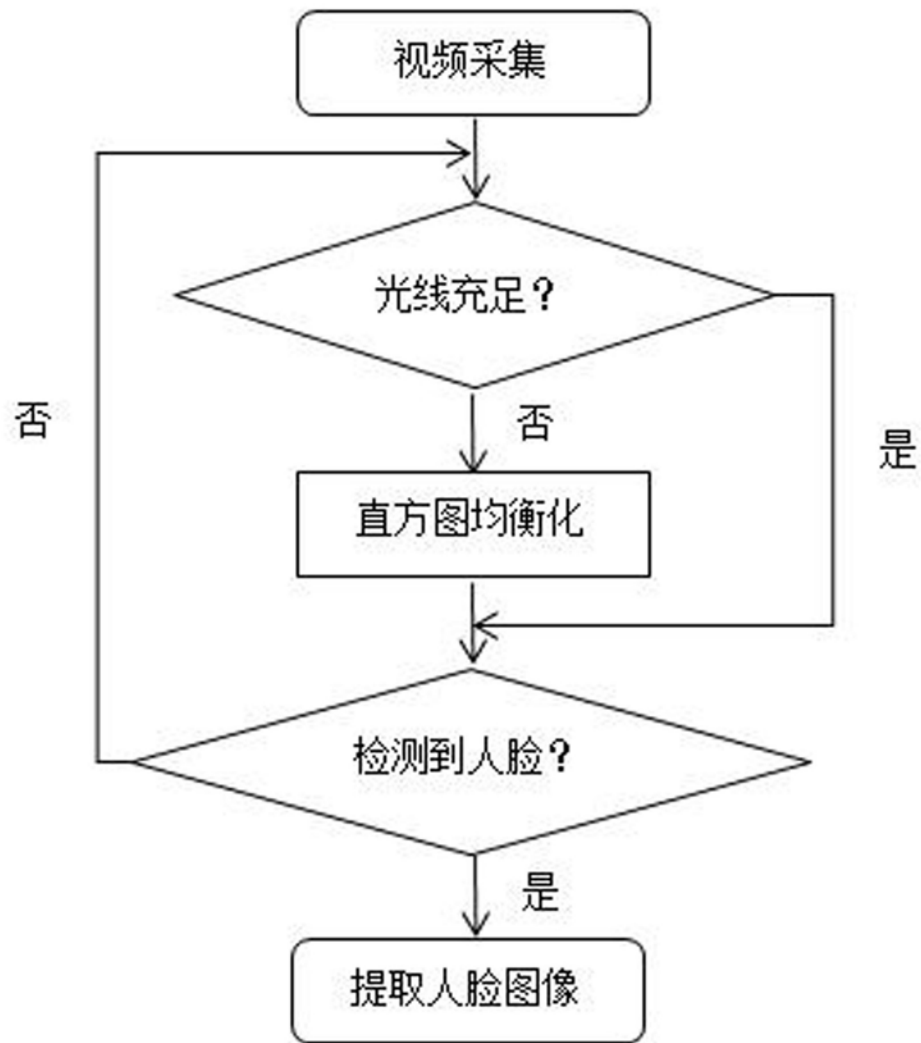


图2

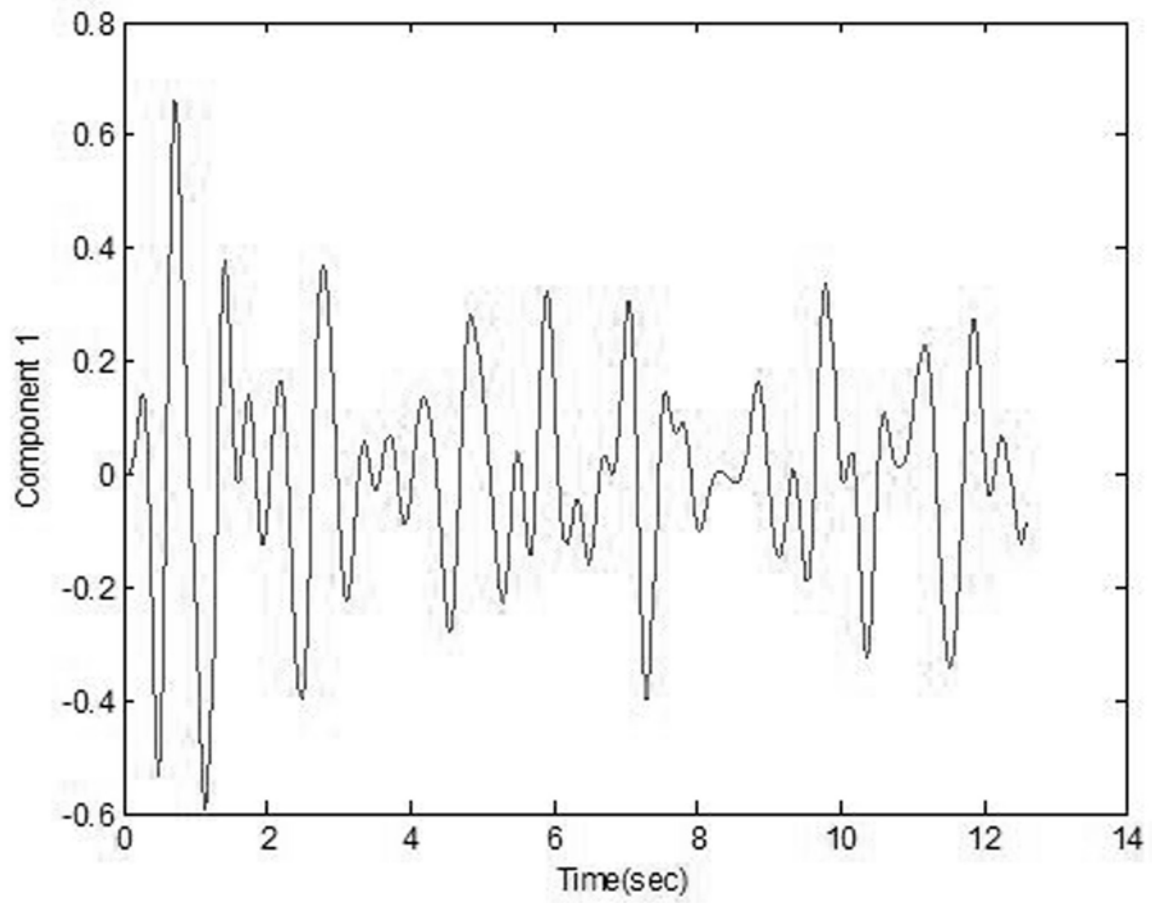


图3

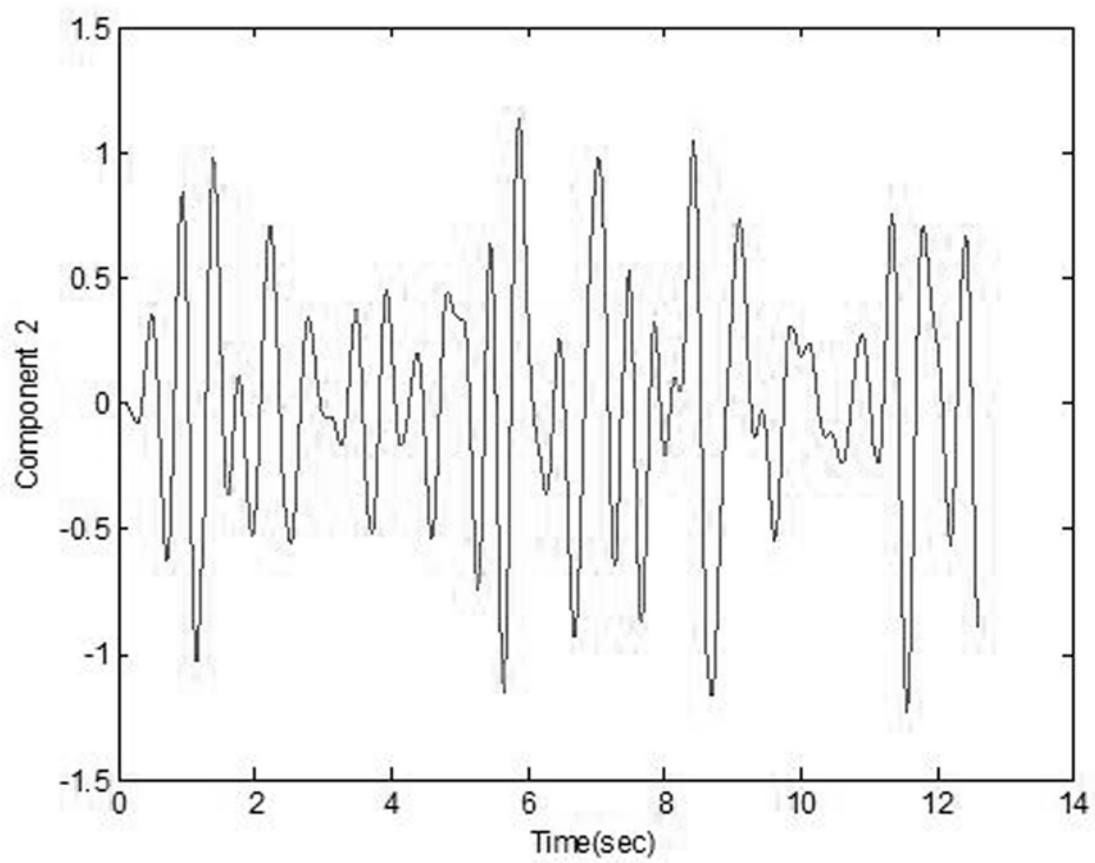


图4

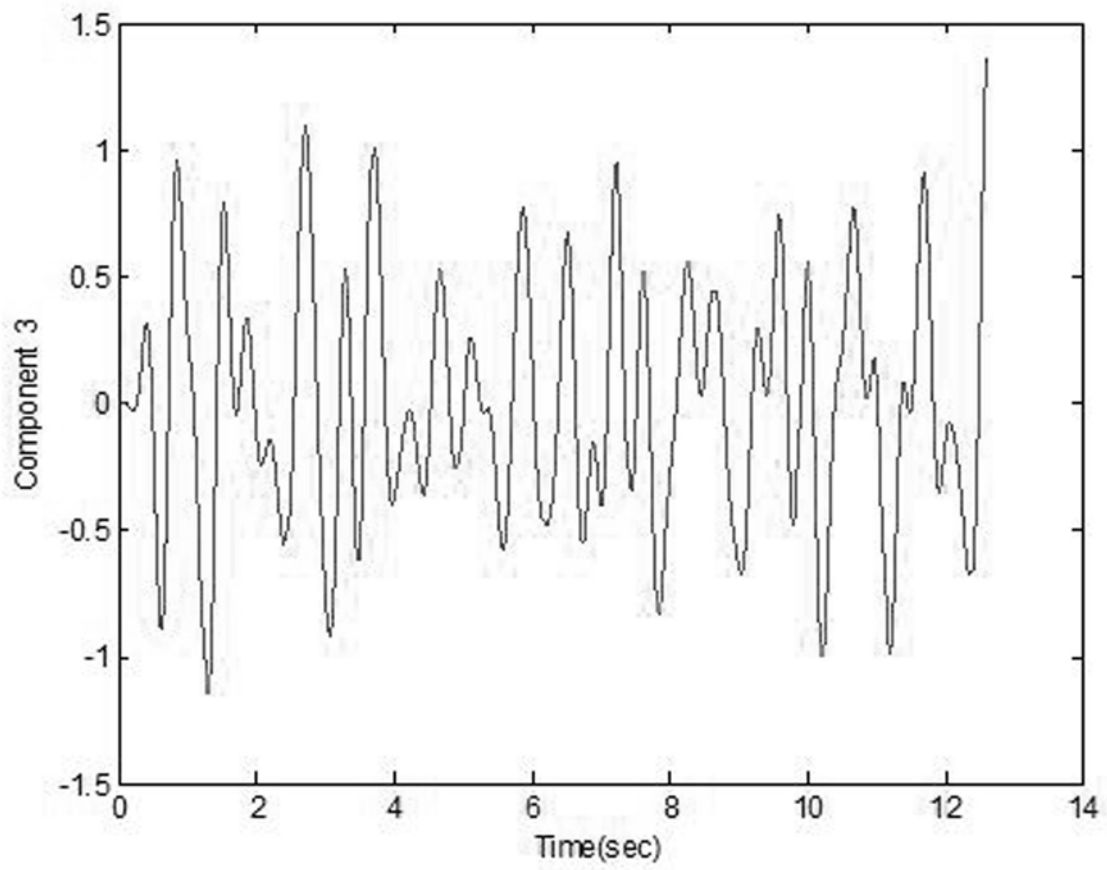


图5

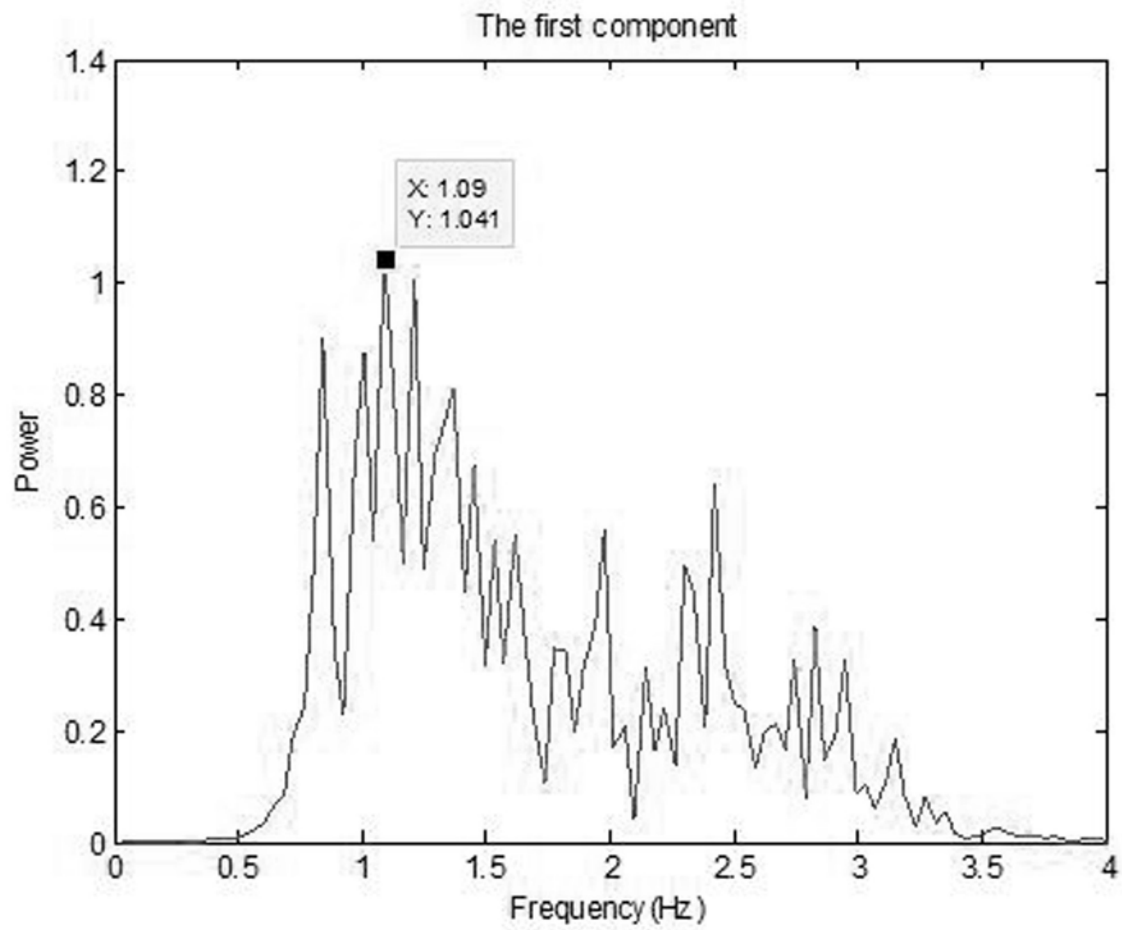


图6

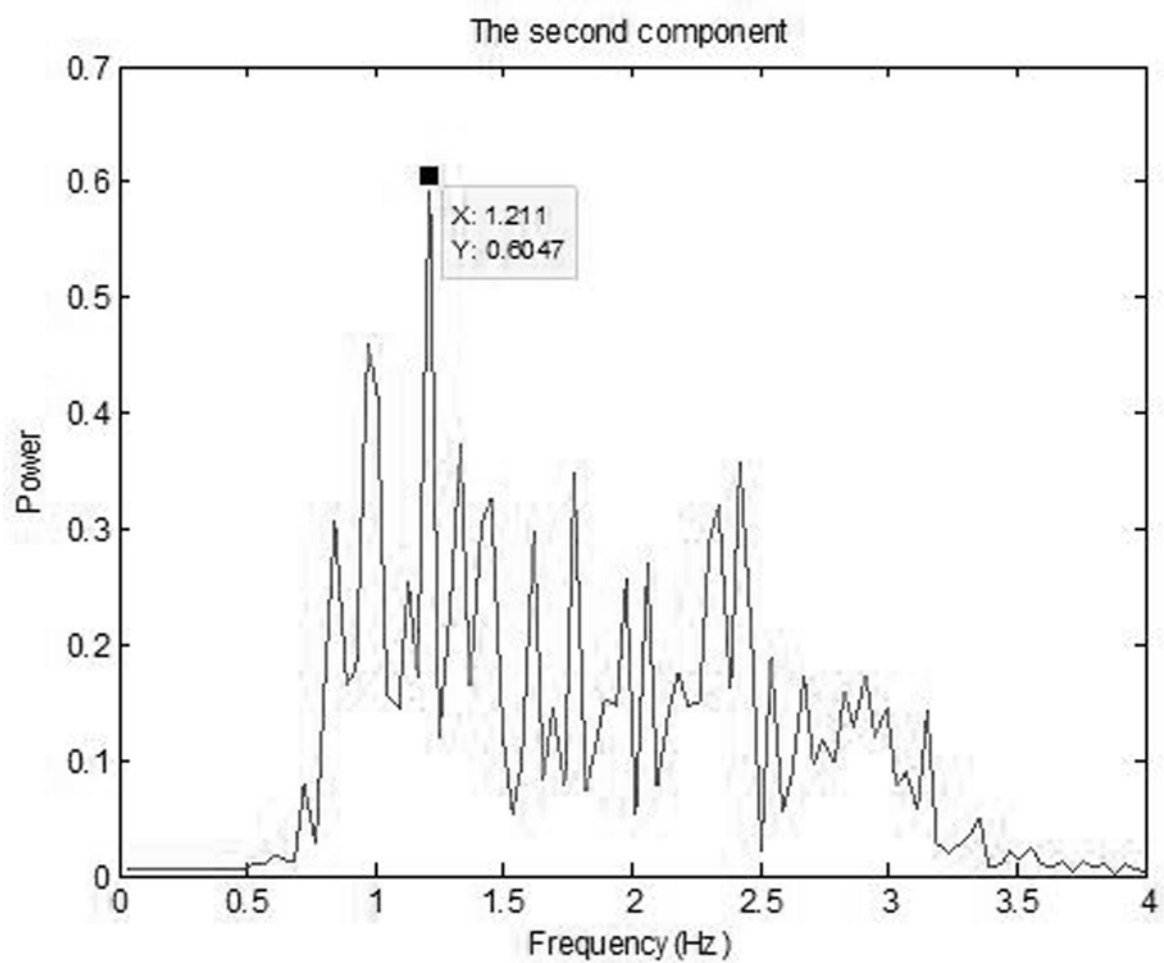


图7

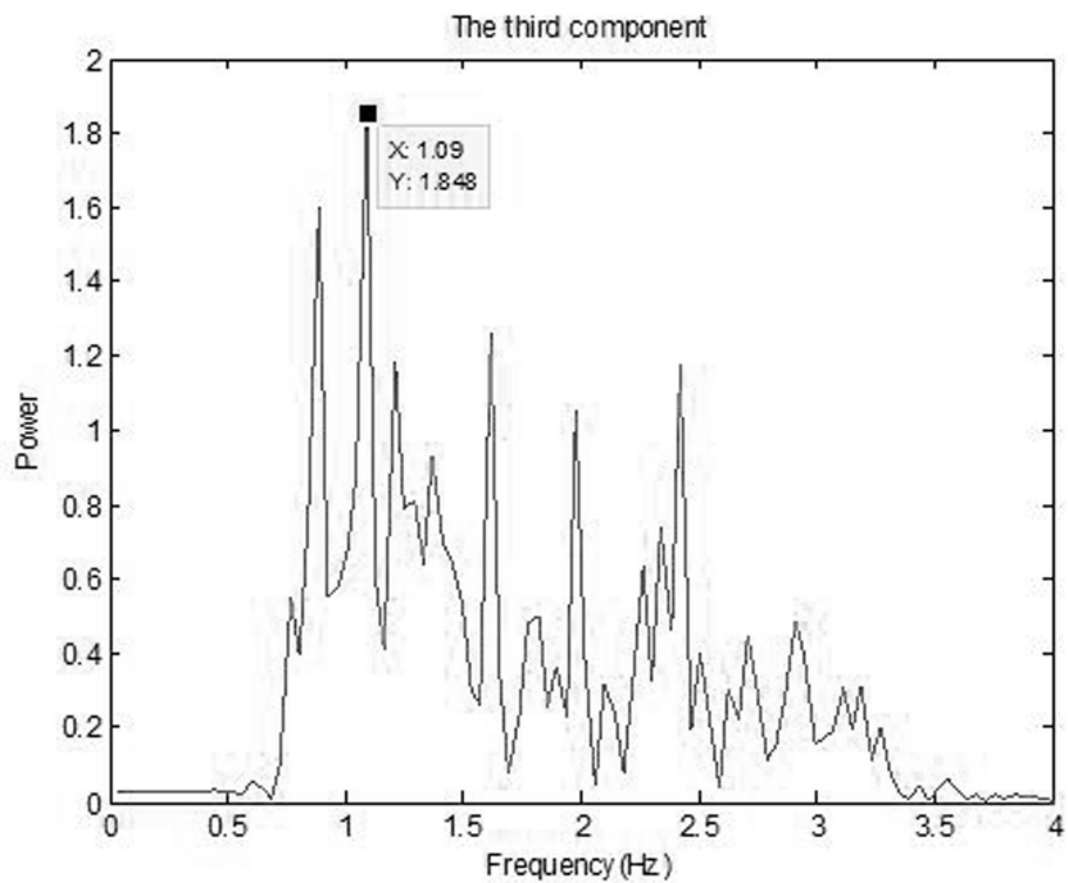


图8

专利名称(译)	一种基于普通摄像头的心率检测方法		
公开(公告)号	CN110384491A	公开(公告)日	2019-10-29
申请号	CN201910774697.0	申请日	2019-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	河南科技大学		
申请(专利权)人(译)	河南科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	河南科技大学		
[标]发明人	李振伟 杨晓利 白永杰 许梦莹		
发明人	李振伟 贾蒙丽 杨晓利 白永杰 许梦莹		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 G06K9/00 G06K9/46 G06T7/00		
CPC分类号	A61B5/0077 A61B5/024 A61B5/72 A61B5/7253 G06K9/00281 G06K9/4647 G06K9/4652 G06T7/0012 G06T2207/30048		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及生物医学工程技术领域，具体的说是一种基于普通摄像头的心率检测方法。首先使用普通摄像头采集人脸正面视频图像，利用人脸检测算法和人脸跟踪技术将人脸区域从图像中提取出来，选取并定位额头作为感兴趣区域，将感兴趣区域提取出来，作为采集信号的区域；然后利用基色分离和独立成分分析等技术，从感兴趣区域中提取脉搏源信号，并利用小波滤波对其进行处理，得到纯净的脉搏波；最后利用离散傅里叶变换算法将信号从时域变换到频域，得到能量谱后进行分析并计算出心率值。本发明有效地提高了检测效率和受测者的使用体验，适用于长时间的心率监测和疾病预防。

