



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236515 A
(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201910653439.7

(22)申请日 2019.07.19

(71)申请人 合肥工业大学

地址 230009 安徽省合肥市包河区屯溪路
193号

(72)发明人 成娟 王平 陈勋 宋仁成 刘羽
李畅

(74)专利代理机构 安徽省合肥新安专利代理有
限责任公司 34101

代理人 陆丽莉 何梅生

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

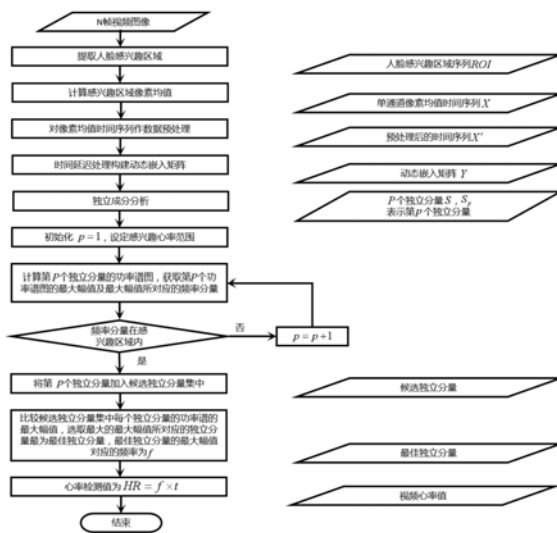
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于近红外视频的非接触式心率检测的方法,其步骤包括:首先获取近红外视频中包含人脸感兴趣区域的图像序列,并计算每帧图像人脸感兴趣区域内所有像素点的像素均值,得到单通道像素均值时间序列;其次对经过预处理的单通道像素均值时间序列进行时间延迟得到动态嵌入矩阵;之后对动态嵌入矩阵采用盲源分离方法进行独立成分分析得到多个独立分量;最后对这些独立分量进行功率谱分析,确定包含心率信息的独立分量并得到心率检测值。本发明提供了一种基于时间延迟的独立成分分析的近红外视频心率检测的新方法,为基于视频的生理参数检测的实际应用提供了解决方案。



CN 110236515 A

1. 一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法,其特征是按如下步骤进行:

步骤1:利用近红外摄像机获取一段包含人脸图像的近红外视频,记所述近红外视频的帧率为F、时长为W;

步骤2:获取所述近红外视频中包含人脸区域的N帧图像,记为 $I = [I_1, I_2, \dots, I_n, \dots, I_N]$;其中, I_n 为第n帧图像, $n = 1, 2, \dots, N$,且 $N = W \times F$;

步骤3:采用人脸特征点检测和跟踪算法对所述第n帧图像 I_n 进行人脸区域的提取,并根据生理比例关系得到第n帧图像 I_n 的人脸感兴趣区域 ROI_n ,从而得到N帧图像的人脸感兴趣区域序列 $ROI = [ROI_1, ROI_2, \dots, ROI_n, \dots, ROI_N]$;

步骤4:计算第n帧图像 I_n 的人脸感兴趣区域 ROI_n 的像素均值 x_n ,从而获得N帧图像的的像素均值所组成的单通道像素均值时间序列 $X = [x_1, x_2, \dots, x_n, \dots, x_N]$;

步骤5:对单通道像素均值时间序列X进行去趋势、幅值归一化以及带通滤波处理,得到预处理后的单通道像素均值时间序列为 $X' = [x'_1, x'_2, \dots, x'_n, \dots, x'_N]$;其中, x'_n 为预处理后的第n帧图像的单通道像素均值;

步骤6:对预处理后的第k帧图像的单通道像素均值 x'_k 进行时间延迟处理,构建M维的延迟矢量 $Y_k^M(T) = [y_k^1(T), y_k^2(T), \dots, y_k^m(T), \dots, y_k^M(T)]^T$, $k = 1 + (M-1)T, 2 + (M-1)T, \dots, N$,其中,M表示嵌入维数,T代表延迟时间, $y_k^m(T)$ 为第m个延迟分量,表示预处理后的第 $k - (m-1)T$ 帧图像的单通道像素均值 $x'_{k - (m-1)T}$,从而得到预处理后的单通道像素均值序列X'的动态嵌入矩阵

$$Y = \begin{bmatrix} y_{1+(M-1)T}^M(T) & y_{2+(M-1)T}^M(T) & \dots & y_k^M(T) & \dots & y_N^M(T) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{1+(M-1)T}^m(T) & y_{2+(M-1)T}^m(T) & \dots & y_k^m(T) & \dots & y_N^m(T) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{1+(M-1)T}^2(T) & y_{2+(M-1)T}^2(T) & \dots & y_k^2(T) & \dots & y_N^2(T) \\ y_{1+(M-1)T}^1(T) & y_{2+(M-1)T}^1(T) & \dots & y_k^1(T) & \dots & y_N^1(T) \end{bmatrix};$$

步骤7:采用盲源分离算法中的独立成分分析方法对动态嵌入矩阵Y进行分解,得到P个独立分量 $S = [S_1, S_2, \dots, S_p, \dots, S_P]$, S_p 表示第p个独立分量, $1 \leq p \leq M$;

步骤8:定义候选独立分量集并初始化为空,初始化 $p = 1$;

步骤9:对第p个独立分量 S_p 进行功率谱分析,得到第p个功率谱图中最大幅值及最大幅值所对应的频率分量,判断第p个功率谱图中的频率分量是否处于所设定的感兴趣的心率范围,若处于,则将第p个独立分量加入所述候选独立分量集中,否则执行步骤10;

步骤10:将 $p+1$ 值赋给p后,并判断 $p > P$ 是否成立,若成立,则表示得到最终的候选独立分量集,否则返回步骤9;

步骤11:比较最终的候选独立分量集中每个独立分量的功率谱的最大幅值,选取最大值所对应的独立分量作为最佳独立分量,且最佳独立分量的最大幅值对应的频率记为f,则心率检测值即为 $HR = f \times t$,t为检测时间。

一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法

技术领域

[0001] 本发明主要涉及医学信息检测技术领域,特别涉及一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法。

背景技术

[0002] 心率作为人体一项重要的生命体征,是指单位时间内心脏搏动的次数,一般是每分钟心脏搏动的次数,是评价心血管功能的一项重要指标,对慢性疾病的诊断、治疗和监护等具有重要意义。

[0003] 目前心率的测量方法多种多样,按照心率检测时是否需要与人体接触可以分为接触式与非接触式两类。接触式检测方法中比较典型的有传统的把脉方法和现代的各种利用与人体接触的传感器、电极来测量心率的方法。接触式心率测量要求心率检测设备与被检测者发生一定的物理接触,这在一定程度上限制了人体的活动,也不适用于皮肤容易过敏的患者(尤其是新生儿)和处于运动过程中的运动员,并且传统的接触式心率测量方法有着设备复杂和操作繁琐的局限性,因此研究更为便捷和低成本的心率测量方法有着重要实际意义。非接触式的心率检测方法能够克服以上所述接触式心率检测方法的缺点,由于不需要与人体接触,在生理信号检测时能够保持信号的自然性。随着视频技术的发展,从人脸视频中提取心率是当前研究的热点。这一技术的原理也称远程光电容积脉搏波描记法(Remote Photoplethysmography, rPPG),利用相机捕捉因血液流动而导致的皮肤颜色的变化,从而提取心率。但是迄今为止,在绝大多数利用视频检测心率的研究中,使用的是彩色视频,然而彩色摄像头并不适用于夜晚环境或者昏暗环境光的情况。

发明内容

[0004] 本发明为克服现有技术的不足之处,提出了一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法,以期能提高基于近红外视频的心率检测方法鲁棒性,从而拓展了rPPG的应用范围,使得在夜晚或者昏暗环境光情况下提取心率成为可能。

[0005] 本发明解决所述技术问题采用的技术方案如下:

[0006] 本发明一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法的特点是按如下步骤进行:

[0007] 步骤1:利用近红外摄像机获取一段包含人脸图像的近红外视频,记所述近红外视频的帧率为 F 、时长为 W ;

[0008] 步骤2:获取所述近红外视频中包含人脸区域的 N 帧图像,记为 $I = [I_1, I_2, \dots, I_n, \dots, I_N]$;其中, I_n 为第 n 帧图像, $n = 1, 2, \dots, N$,且 $N = W \times F$;

[0009] 步骤3:采用人脸特征点检测和跟踪算法对所述第 n 帧图像 I_n 进行人脸区域的提取,并根据生理比例关系得到第 n 帧图像 I_n 的人脸感兴趣区域 ROI_n ,从而得到 N 帧图像的人脸感兴趣区域序列 $ROI = [ROI_1, ROI_2, \dots, ROI_n, \dots, ROI_N]$;

[0010] 步骤4:计算第 n 帧图像 I_n 的人脸感兴趣区域 ROI_n 的像素均值 x_n ,从而获得 N 帧图像的像素均值所组成的单通道像素均值时间序列 $X = [x_1, x_2, \dots, x_n, \dots, x_N]$;

[0011] 步骤5:对单通道像素均值时间序列X进行去趋势、幅值归一化以及带通滤波处理,得到预处理后的单通道像素均值时间序列为 $X'=[x'_1, x'_2, \dots, x'_n, \dots, x'_N]$;其中, x'_n 为预处理后的第n帧图像的单通道像素均值;

[0012] 步骤6:对预处理后的第k帧图像的单通道像素均值 x'_k 进行时间延迟处理,构建M维的延迟矢量 $Y_k^M(T)=[y_k^1(T), y_k^2(T), \dots, y_k^m(T), \dots, y_k^M(T)]^T$, $k=1+(M-1)T, 2+(M-1)T, \dots, N$,其中,M表示嵌入维数,T代表延迟时间, $y_k^m(T)$ 为第m个延迟分量,表示预处理后的第 $k-(m-1)T$ 帧图像的单通道像素均值 $x'_{k-(m-1)T}$,从而得到预处理后的单通道像素均值序列X'的动态嵌入矩阵

$$[0013] \quad Y = \begin{bmatrix} y_{1+(M-1)T}^M(T) & y_{2+(M-1)T}^M(T) & \dots & y_k^M(T) & \dots & y_N^M(T) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{1+(M-1)T}^m(T) & y_{2+(M-1)T}^m(T) & \dots & y_k^m(T) & \dots & y_N^m(T) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{1+(M-1)T}^2(T) & y_{2+(M-1)T}^2(T) & \dots & y_k^2(T) & \dots & y_N^2(T) \\ y_{1+(M-1)T}^1(T) & y_{2+(M-1)T}^1(T) & \dots & y_k^1(T) & \dots & y_N^1(T) \end{bmatrix};$$

[0014] 步骤7:采用盲源分离算法中的独立成分分析方法对动态嵌入矩阵Y进行分解,得到P个独立分量 $S=[S_1, S_2, \dots, S_p, \dots, S_P]$, S_p 表示第p个独立分量, $1 \leq p \leq M$;

[0015] 步骤8:定义候选独立分量集并初始化为空,初始化 $p=1$;

[0016] 步骤9:对第p个独立分量 S_p 进行功率谱分析,得到第p个功率谱图中最大幅值及最大幅值所对应的频率分量,判断第p个功率谱图中的频率分量是否处于所设定的感兴趣的心率范围,若处于,则将第p个独立分量加入所述候选独立分量集中,否则执行步骤10;

[0017] 步骤10:将 $p+1$ 值赋给p后,并判断 $p > P$ 是否成立,若成立,则表示得到最终的候选独立分量集,否则返回步骤9;

[0018] 步骤11:比较最终的候选独立分量集中每个独立分量的功率谱的最大幅值,选取最大值所对应的独立分量作为最佳独立分量,且最佳独立分量的最大幅值对应的频率记为f,则心率检测值即为 $HR=f \times t$,t为检测时间。

[0019] 与已有技术相比,本发明有益效果体现在:

[0020] 心血管和心肺呼吸系统本质上属于非线性动力系统,在非线性动力系统的观点内,观测信号作为非线性时间序列是许多因素相互作用的综合结果,蕴含着参与运动的全部信息变化。在本发明方法中,通过时间延迟构建动态嵌入矩阵,重构状态空间,一方面将观测信号由低维时间序列扩展到高维相空间中,再从高维相空间中获取信号的动力学特征和系统吸引子,充分显露出时间序列中蕴藏的信息;另一方面,独立成分分析的输入需要多通道的数据,而近红外视频的像素均值序列为单通道数据,利用时间延迟构建动态嵌入矩阵重构状态空间可以将单通道数据变成多通道数据,便于与在信号去噪领域有着优秀性能的盲源分离方法相结合,进一步提高了心率检测的准确性。综上所述,时间延迟重构状态空间与独立成分分析的结合很好地解决了欠维数的问题,是一种保证信号的动力学特征和系统吸引子不被破坏,而充分利用信号自身特征来实现观测数据序列的去噪方法。

附图说明

- [0021] 图1为本发明方法的流程图；
- [0022] 图2为本发明人脸ROI区域示意图；
- [0023] 图3为本发明脸部ROI区域单通道像素均值图像；
- [0024] 图4为本发明预处理后得到的单通道像素均值时间序列图；
- [0025] 图5a为本发明FastICA分解后得到的第1个独立分量的图像；
- [0026] 图5b为本发明FastICA分解后得到的第2个独立分量的图像；
- [0027] 图5c为本发明FastICA分解后得到的第3个独立分量的图像；
- [0028] 图6a为本发明FastICA分解后得到的第1个独立分量的功率谱图；
- [0029] 图6b为本发明FastICA分解后得到的第2个独立分量的功率谱图；
- [0030] 图6c为本发明FastICA分解后得到的第3个独立分量的功率谱图。

具体实施方式

[0031] 本实施例中,一种近红外视频的非接触式心率检测方法,如图1所示,首先获取近红外视频中包含人脸感兴趣区域的图像序列,并计算每帧图像人脸感兴趣区域内所有像素点的像素均值,得到单通道像素均值时间序列;其次对经过预处理的单通道像素均值时间序列进行时间延迟得到动态嵌入矩阵;之后对动态嵌入矩阵采用盲源分离方法进行独立成分分析得到多个独立分量;最后对这些独立分量进行功率谱分析,确定包含心率信息的独立分量并得到心率检测值。具体的说,以一段时长为30s的近红外视频数据来说明,是按照如下步骤进行:

[0032] 步骤1:利用近红外摄像机获取一段包含人脸图像的近红外视频,记近红外视频的帧率为 F 、时长为 W 。本实例中的近红外视频数据来自于公共数据集‘DROZY’,其中 $F=30$ 帧/秒, $W=30$ 秒;

[0033] 步骤2:获取近红外视频中包含人脸区域的 N 帧图像,记为 $I=[I_1, I_2, \dots, I_n, \dots, I_N]$;其中, I_n 为第 n 帧图像, $n=1, 2, \dots, N$,且 $N=W \times F$;

[0034] 步骤3:采用人脸特征点检测和跟踪算法对第 n 帧图像 I_n 进行人脸区域的提取,并根据生理比例关系得到第 n 帧图像 I_n 的人脸感兴趣区域 ROI_n ,从而得到 N 帧图像的人脸感兴趣区域序列 $ROI=[ROI_1, ROI_2, \dots, ROI_n, \dots, ROI_N]$,如图2所示,矩形框内的区域为选择的ROI区域,根据大量已有研究表明,脸颊部位提取到的信号受噪声影响更小,更有利于获取精确的心率检测值;

[0035] 步骤4:计算第 n 帧图像 I_n 的人脸感兴趣区域 ROI_n 的像素均值 x_n ,从而获得 N 帧图像的像素均值所组成的单通道像素均值时间序列 $X=[x_1, x_2, \dots, x_n, \dots, x_N]$,如图3所示为脸部ROI区域的单通道像素均值图像;

[0036] 步骤5:对单通道像素均值时间序列 X 进行去趋势、幅值归一化以及带通滤波处理,得到预处理后的单通道像素均值时间序列为 $X'=[x'_1, x'_2, \dots, x'_n, \dots, x'_N]$;其中, x'_n 为预处理后的第 n 帧图像的单通道像素均值。去趋势的目的在于消除传感器在获取数据时产生的偏移对后期计算产生的影响,幅值归一化是为了简化计算,而带通滤波的目的是过滤掉一部分不属于心率范围的高频和低频信号。本实例中,带通滤波采用的是巴特沃斯滤波器,其频率选择范围是0.7-2.5Hz,主要原因是人类心率一般所处的频率范围为0.7-2.5Hz。预

处理后得到的时间序列如图4所示；

[0037] 步骤6:根据相空间重构理论,对预处理后的第k帧图像的单通道像素均值 x'_k 进行时间延迟处理,构建M维的延迟矢量 $Y_k^M(T)=[y_k^1(T),y_k^2(T),\dots,y_k^m(T),\dots,y_k^M(T)]^T$, $k=1+(M-1)T,2+(M-1)T,\dots,N$,其中,M表示嵌入维数,T代表延迟时间, $y_k^m(T)$ 表示第m个延迟分量, $y_k^m(T)$ 即为预处理后的第 $k-(m-1)T$ 帧图像的单通道像素均值 $x'_{k-(m-1)T}$,从而得到预处理后的单通道像素均值序列 X' 的动态嵌入矩阵

$$[0038] \quad Y = \begin{bmatrix} y_{1+(M-1)T}^M(T) & y_{2+(M-1)T}^M(T) & \cdots & y_k^M(T) & \cdots & y_N^M(T) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{1+(M-1)T}^m(T) & y_{2+(M-1)T}^m(T) & \cdots & y_k^m(T) & \cdots & y_N^m(T) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{1+(M-1)T}^2(T) & y_{2+(M-1)T}^2(T) & \cdots & y_k^2(T) & \cdots & y_N^2(T) \\ y_{1+(M-1)T}^1(T) & y_{2+(M-1)T}^1(T) & \cdots & y_k^1(T) & \cdots & y_N^1(T) \end{bmatrix};$$

[0039] 本实例中 $T=1,M=3$;

[0040] 步骤7:采用盲源分离算法中的独立成分分析方法对动态嵌入矩阵Y进行分解,得到P个独立分量 $S=[S_1,S_2,\dots,S_p,\dots,S_P]$, S_p 表示第p个独立分量, $1 \leq p \leq M$ 。本实例中采用的是FastICA(固定点算法)方法进行信号的分解, $P=3$,得到的3个独立分量分别如图5a、图5b、图5c所示;

[0041] 步骤8:定义候选独立分量集并初始化为空,初始化 $p=1$;

[0042] 步骤9:对第p个独立分量 S_p 进行功率谱分析,得到第p个功率谱图中最大幅值及最大幅值所对应的频率分量,判断第p个功率谱图中的频率分量是否处于所设定的感兴趣的心率范围,若处于,则将第p个独立分量加入候选独立分量集中,否则执行步骤10。本实例中,设定的感兴趣范围为0.7-2.5Hz,对应心率为42bpm到150bpm,由图可以看出第2个和第3个独立分量的最大幅值随对应的频率处于感兴趣心率范围内,构成候选独立分量。独立分量的功率谱图分别如图6a、图6b、图6c所示;

[0043] 步骤10:将 $p+1$ 值赋给p后,并判断 $p>P$ 是否成立,若成立,则表示得到最终的候选独立分量集,否则返回步骤9;

[0044] 步骤11:比较最终的候选独立分量集中每个独立分量的功率谱的最大幅值,选取最大值所对应的独立分量作为最佳独立分量,且最佳独立分量的最大幅值对应的频率记为f,则心率检测值即为 $HR=f \times t$,t为检测时间。本实例中,由图6b、图6c可以看出,第3个独立分量为最佳独立分量且最佳独立分量的最大幅值对应的频率为 $f=1.27$, $t=60$,因此心率检测值为 $HR=f \times t=76.2$,而这段视频中受试者的心率真值为76,可以看出非常接近。

[0045] 为了验证该发明中近红外视频心率检测算法的鲁棒性,将得到的心率检测值与公共数据集上得到的心率真值进行比较,并计算相关统计数据,包括平均误差、标准差、均方根误差与平均误差率。表1给出了公共数据集‘DROZY’中19个近红外视频在同一时间片段(30-60s)的统计结果,并和现有近红外视频心率检测研究中经常使用的集合经验模态分解(EEMD)算法的结果进行了对比。

[0046] 表1两种方法得到的心率检测结果的统计数据

统计值	30s 视频数据	
	EEMD	时间延迟 FastICA
[0047] 平均误差 (bpm)	7.5789	3.9474
标准差 (bpm)	7.5005	6.4504
均方根误差 (bpm)	10.5232	7.4162
平均误差率 (%)	12.9707	6.3756

[0048] 从表1可以看出,在平均误差和平均误差率上,时间延迟FastICA算法的结果相比较于EEMD算法的结果分别下降了47.96%与50.85%,在标准差与均方根误差上,时间延迟FastICA算法的结果相比较于EEMD算法的结果也有不同程度的降低。不难发现,本发明中提出的时间延迟FastICA算法在各方面性能都优于EEMD算法,具有更好的鲁棒性。

[0049] 综上所述,本发明中提出的新的近红外视频心率检测方法能够较为准确的从近红外视频中提取心率,具有良好的鲁棒性,为非接触式心率测量提供了更加准确的算法。

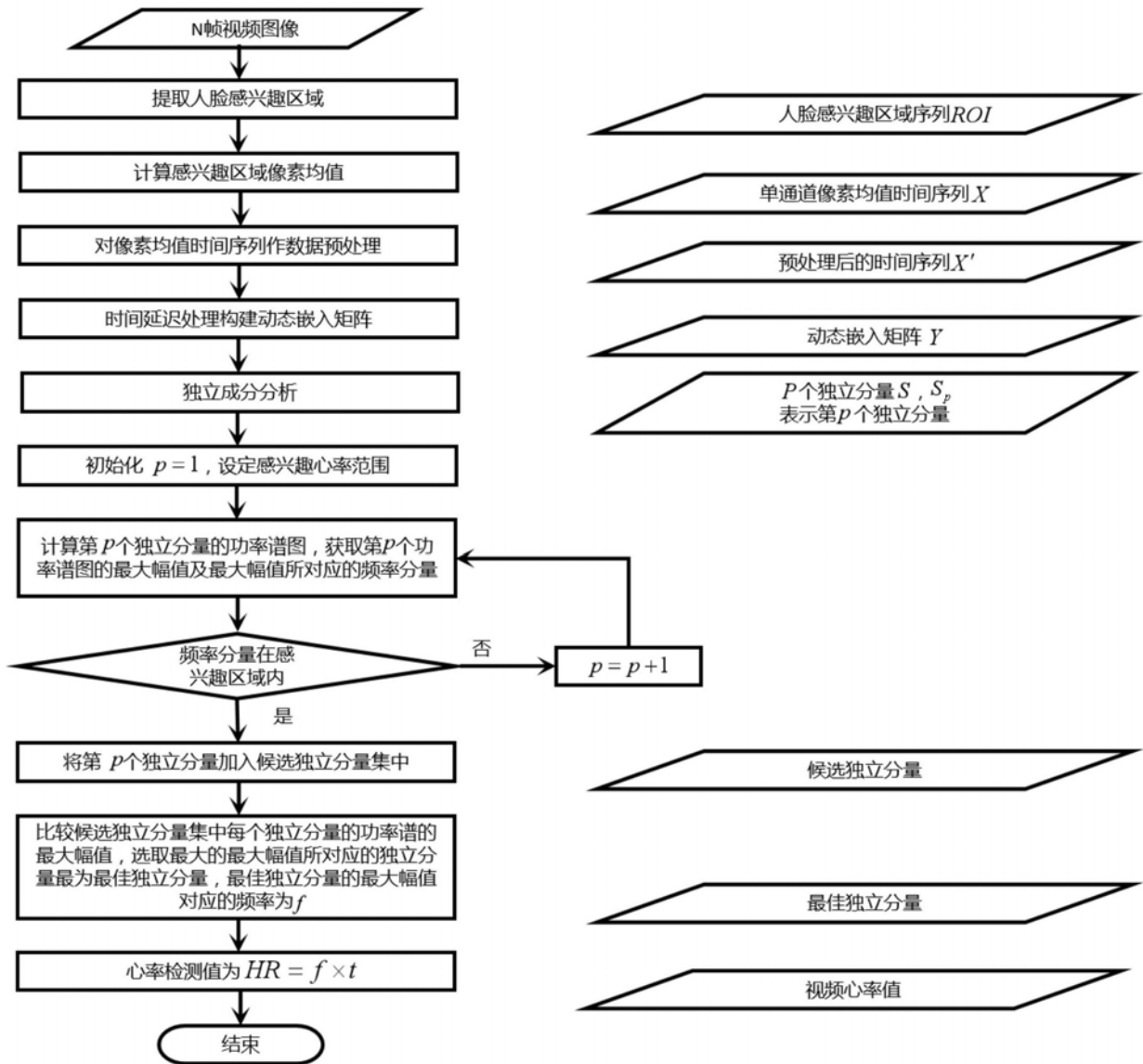


图1



图2

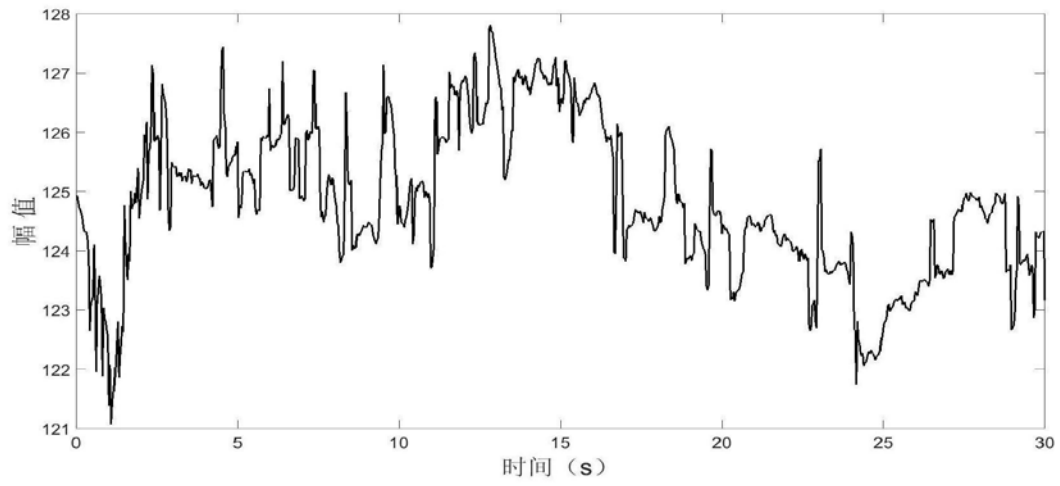


图3

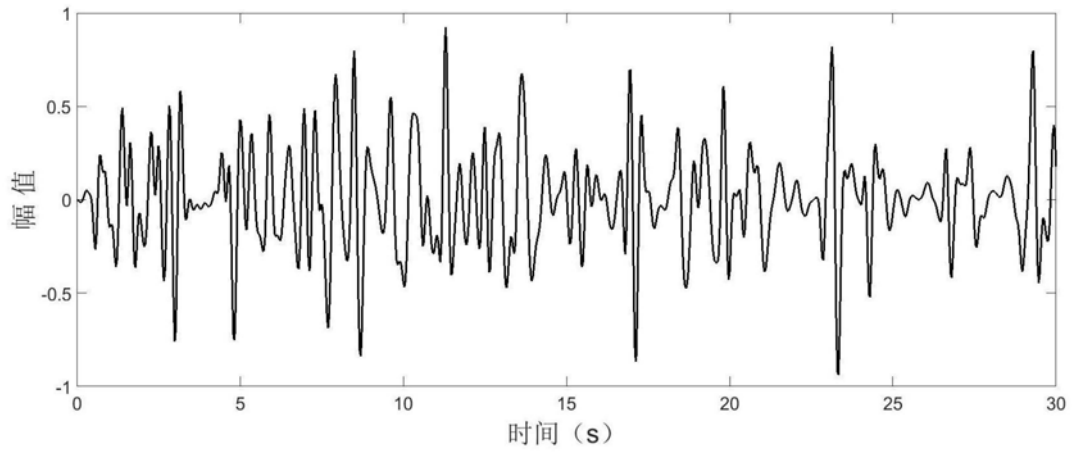


图4

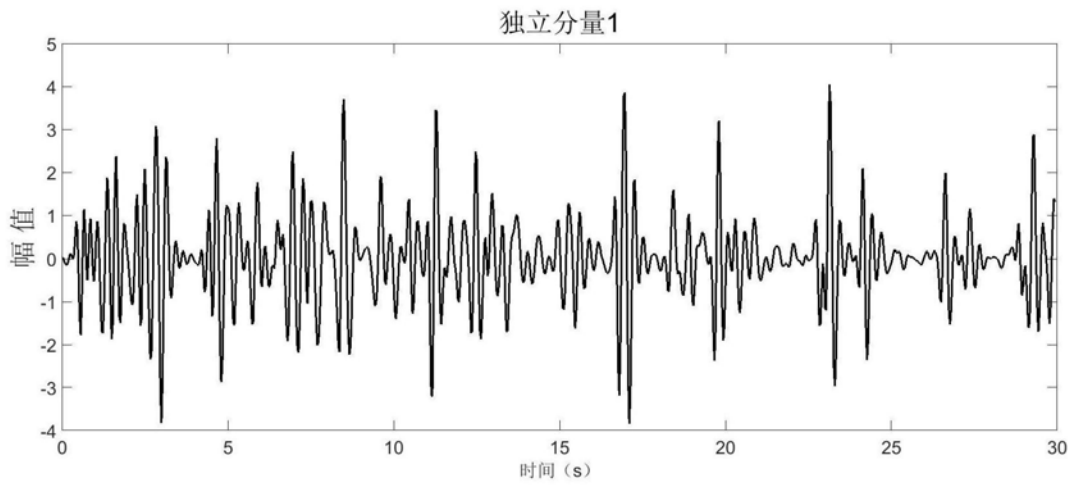


图5a

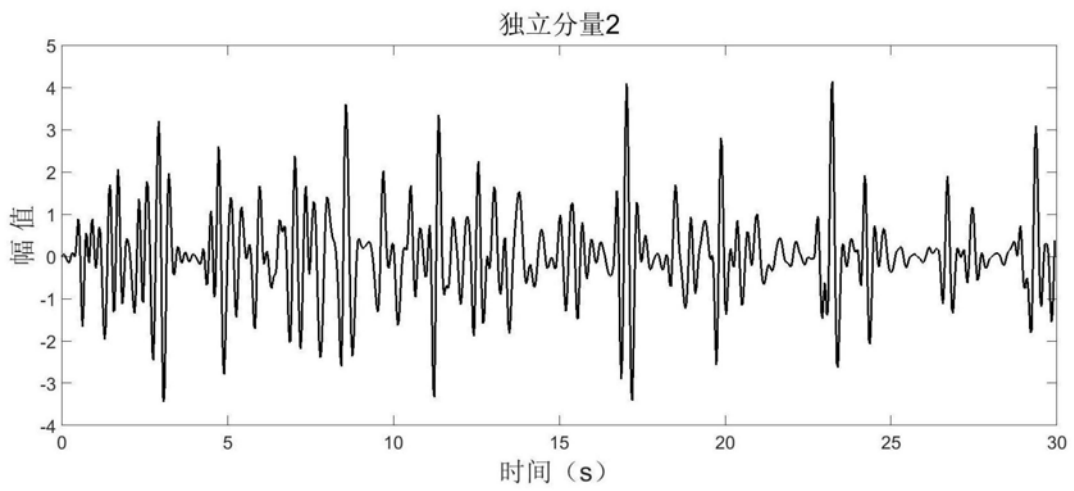


图5b

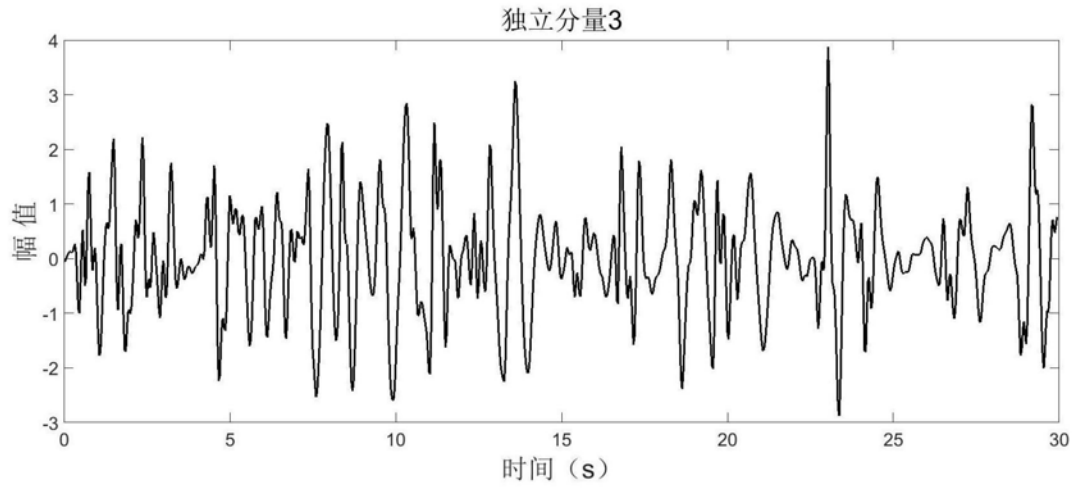


图5c

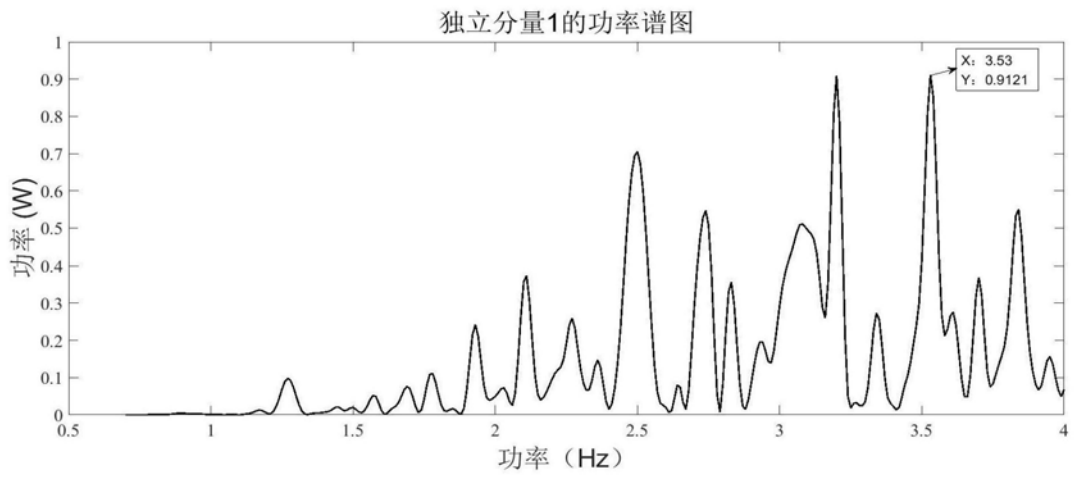


图6a

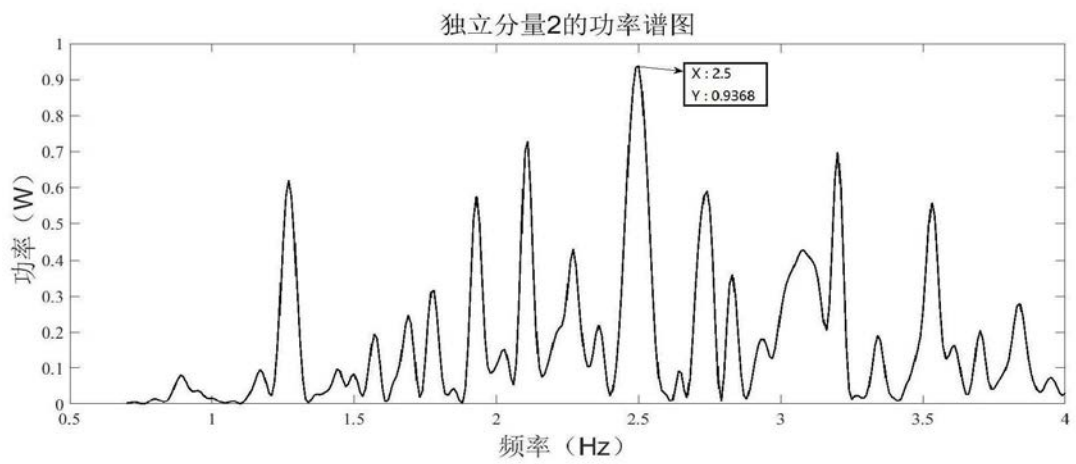


图6b

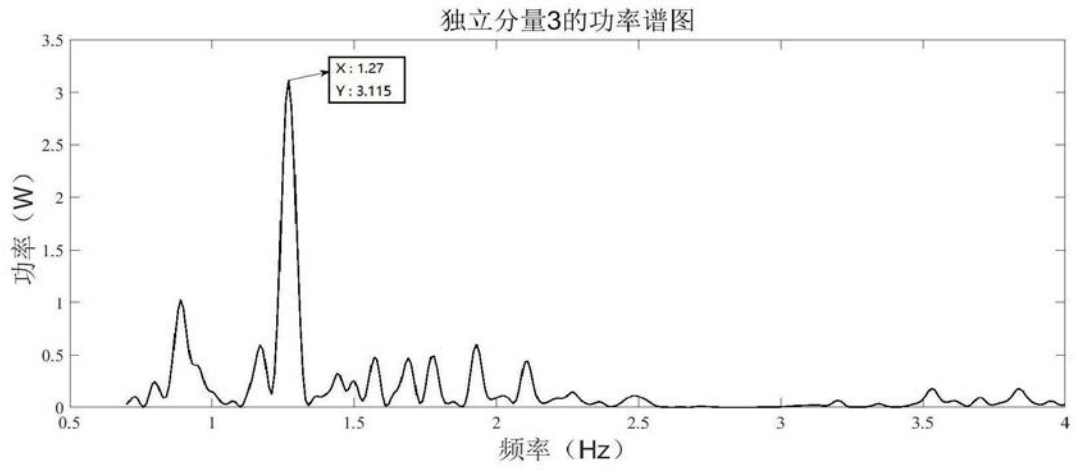


图6c

专利名称(译)	一种基于近红外视频的非接触式心率检测方法		
公开(公告)号	CN110236515A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910653439.7	申请日	2019-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
[标]发明人	成娟 王平 陈勋 宋仁成 刘羽 李畅		
发明人	成娟 王平 陈勋 宋仁成 刘羽 李畅		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02416 A61B5/725 A61B5/748		
代理人(译)	何梅生		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于近红外视频的非接触式心率检测的方法，其步骤包括：首先获取近红外视频中包含人脸感兴趣区域的图像序列，并计算每帧图像人脸感兴趣区域内所有像素点的像素均值，得到单通道像素均值时间序列；其次对经过预处理的单通道像素均值时间序列进行时间延迟得到动态嵌入矩阵；之后对动态嵌入矩阵采用盲源分离方法进行独立成分分析得到多个独立分量；最后对这些独立分量进行功率谱分析，确定包含心率信息的独立分量并得到心率检测值。本发明提供了一种基于时间延迟的独立成分分析的近红外视频心率检测的新方法，为基于视频的生理参数检测的实际应用提供了解决方案。

