

基于人脸视频信息的脉象分析

张晴晴, 葛 红, 朱定局

(华南师范大学 计算机学院, 广东 广州 510631)

[摘 要] **目的:**尝试通过摄像头采集人脸视频信息,实现对脉象的分析. **方法:**在自然光照条件下通过普通摄像头采集人脸视频,根据光电容积脉搏波描记法(PPG),对人脸区域通过独立成分分析(ICA)以及 RGB 通道分离方法处理后,找到与人体脉搏波最为接近的一组分量作为 PPG 脉搏波信号. **结果:**本实验方法与临床把脉有较高吻合度,准确率为 83.8%. **结论:**通过对 PPG 脉搏波信号的进一步分析,提出了基于 PPG 脉搏波信号获取人体脉象信息的方法.

[关键词] 光电容积脉搏波(PPG); 独立成分分析(ICA); 脉象; 人脸视频

[中图分类号] R318.6 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1000-9965(2016)05-0430-06

doi:10.11778/j.jdxb.2016.05.015

Analysis of the pulse condition based on facial video

ZHANG Qingqing, GE Hong, ZHU Dingju

(School of Computer Science, South China Normal University, Guangzhou 510631, China)

[Abstract] **Aim:** An algorithm obtaining pulse condition from facial videos is presented. **Methods:** The facial videos are gotten with ordinary camera of computer under natural light. According to the principle of photoelectric plethysmography(PPG), PPG pulse wave can be extracted from the facial videos by means of independent component analysis(ICA) and RGB channel separation. The PPG pulse wave contains various physiological information such as heart rate, heart rate variability, blood pressure, blood oxygen saturation, and so on. **Results:** Comparing with the cilinical pulse condition, the accuracy of the experiment was 83.89%. **Conclusion:** Based on the knowledge of pulse-taking dagnostic and the information of PPG pulse wave, several important features of pulse condition are calculated, and the dagnostic results are given.

[Key words] photoelectric plethysmography(PPG); independent component analysis(ICA); pulse condition; facial video

[收稿日期] 2015-05-30

[基金项目] 广东省重大项目产学研合作项目(C88008)

[作者简介] 张晴晴(1990-),女,研究方向:人工智能

通信作者:葛 红,副教授,研究方向:人工智能, Mobile:18620528980, E-mail: 1583552581@qq.com

脉象是脉搏的形势与动态,是中国古代判断人体病症的主要依据. 当今医学对于人体脉象的检测主要有两种方式,一是通过手指放至人体桡动脉处感受脉搏的变化,即传统中医把脉的方法,二是通过传感器代替手指从而感知桡动脉处脉搏的搏动变化^[1-4],前者需要专业的中医人员进行检测,后者大多是把适当的传感器置于被测部位,将脉搏的搏动转换为电信号,再输入放大电路,将微弱的信号用计算机处理,再对脉搏波进行分析诊断,此方法需要复杂的仪器设备且价格昂贵,不方便携带及家庭使用. 本文尝试通过分析普通计算机摄像头采集的人脸视频信息,获得人体脉象特性,旨在实现利用普通计算机系统检测人体健康状况.

麻省理工学者 poh^[5]提出了一种非接触式测量人体脉搏的方法并提取了呼吸率及心率易变性等其他人体生理参数^[6]. 浙江工业大学万铮结等^[7]提出使用欧拉视频放大算法来处理人脸视频图像从而检测心率. 梁凯等^[8]提出通过同态滤波对图像预处理及目标检测和跟踪技术相结合来实现动态对象的心率检测. 以上研究均未提出脉象的检测方法,本文结合中医脉诊的信息特征对脉搏波进行了进一步的处理和分析,提取脉搏波的脉宽、脉力、脉长及脉势等特征,使用 K 近邻算法(KNN)进行脉象分类,提出了基于人脸视频信息的脉象分析方法,并通过实验验证该方法的可行性和有效性.

本文将首先对人体基本脉象进行详细分析,然后阐述基于人脸视频信息的脉象分析的原理,并根据本组实验结果,对提出的分析方法进行总结,对方法的不足之处提出进一步研究方向.

1 脉象分析

中医脉象是当今中医辨别人体疾病的重要手段,脉搏波与人体脉象有密切关联,人体有“浮、沉、迟、数、虚、实、弦、弱、促、结、代、常脉”等 11 种常见脉象. 心室收缩与舒张时,血液射入血管或收回心室引起管壁有节律地振动,此种振动沿着血管末梢传播至桡动脉形成脉搏波. 若心室搏动有间歇桡动脉则出现促、结、代脉. 心脏有节律的跳动产生的脉搏波中的脉宽、脉力、脉长、脉势等可反应脉搏的“位、数、行、势”特征变化,从而可分析人体的各种脉象^[9-10]. 脉搏波与各脉象的关联如下表 1 所示^[11].

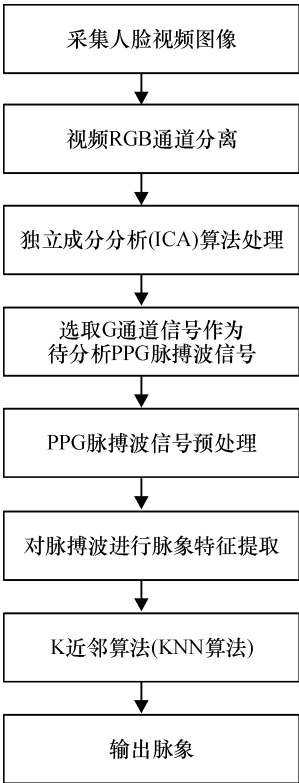
表 1 脉搏波与脉象关联表

Table 1 The correlation between pulse wave and pulse condition

脉象	脉力	脉宽	脉率/ (次·min ⁻¹)	脉势	有无心室 搏动间歇
浮脉	正常	正常	60~90	渐降型	无
沉脉	正常	正常	60~90	渐升型	无
迟脉	正常	正常	<60	从容和缓,节律均匀	无
数脉	正常	正常	>90	从容和缓,节律均匀	无
虚脉	弱	正常	60~90	从容和缓,节律均匀	无
实脉	足且实	偏大	60~90	高大满实型	无
弦脉	正常	偏小	60~90	端直而长,挺然指下	无
促脉	正常	正常	>90	来去急数	有,止无定数
代脉	弱	偏大	60~90	渐降型	有,止无定数
结脉	正常	偏大	60~90	渐升型	有,止无定数
常脉	正常	正常	60~90	从容和缓,节律均匀	无

2 光电容积脉搏波描记法 (PPG) 信号的脉象检测算法

基于人脸视频信息的脉象分析方法,是通过普通的电脑摄像头实时地采集人脸视频图像,获得脉搏波信号进行脉象分析,具体算法流程如下:



2.1 独立成分分析(ICA)算法

ICA 是 20 世纪 90 年代提出的,起初是神经网络

络研究中的一个重要问题,是一个解决问题的新方法.有许多应用方面,包括特征识别、信号分离.这种方法是通过线性分析从一组未知源信号的混合信号中分离出相互统计独立的源信号.主成分分析(PCA)和奇异值分解(SVD)是基于信号二阶统计特性的分析法,其目的是用于去除图像各个分量之间的相关性,它们主要应用于图像数据的压缩^[12-13].而ICA则是基于信号高阶统计特性的分析方法,经ICA分解出的各信号分量之间是相互独立的.正是因为这一特点,使ICA在信号处理领域受到了广泛的关注^[14].

给定随机变量的一组观测 $(x_1(t), x_2(t), x_3(t))$,其中 t 是时间或样本标号.假设它们由独立成分线性混合而产生:

$$\begin{cases} x_1(t) = a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) + a_{13}s_3(t) \\ x_2(t) = a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) + a_{23}s_3(t) \\ x_3(t) = a_{31}s_1(t) + a_{32}s_2(t) + a_{33}s_3(t) \end{cases}$$

$$\text{令 } \mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}, \mathbf{A} \text{ 是一个未知矩阵. 在本组}$$

观测仅能观测到 $x_i(t)$ 的情况下,独立分量分析就要同时估计出矩阵 \mathbf{A} 和 $s_i(t)$.并且假设观测到的独立成分 $x_i(t)$ 数目与 $s_i(t)$ 数目相同.

2.2 光电容积脉搏描记法(PPG)信号原理

PPG是一种利用活体组织对光吸收检测血液容积变化的一种无创检测方法.当一定波长的光照射到面部时,光束穿过皮肤组织,其中皮肤、肌肉、组织及血液会吸收部分光,当人的心脏收缩和舒张时,人体血管中的血液容积会发生变化则吸收的光强也会随之发生变化,而此时皮肤、肌肉、组织等对光的吸收不变.如此接收到的光强度会随着心脏的跳动而发生周期性的变化,形成光电容积脉搏波反应出心脏跳动的变化.PPG已应用于人体循环系统、呼吸系统,可检测人体血压、血氧、血糖、心率、呼吸率和呼吸容量等人体生理参数^[15-17].

2.3 KNN 算法

KNN算法是一种简洁而有效的非参数分类方法,是最简单的机器学习算法之一.采用测量不同特征值之间的距离进行分类.它的原理是存在一个样本数据集合,称训练样本集,且样本集中每个数据都存在标签,即知道样本集中每一数据与所属分类的

对应关系.输入没有标签的新数据后,将新数据的每个特征与样本集中数据对应的特征进行比较,然后提取与样本集中特征最相似数据的进行分类标签.一般来说,只选择样本数据集中前 K 个最相似的数据,通常 K 值为不大于20的整数.最后选择 K 个最相似数据中出现次数最多的分类,作为新数据的分类.此方法的优点是精度高、对异常值不敏感且无数据输入设定.KNN算法已被应用于文本分类、聚类分析、预测分析、模式识别及图像识别等领域^[18-20].

2.4 基于 PPG 脉搏波信号的脉象分析算法设计

典型的一个周期的 PPG 脉搏波信号如图 1 所示:

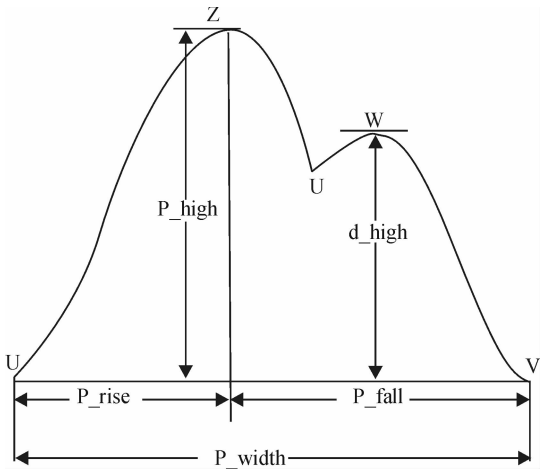


图 1 PPG 脉搏波信号特征点分析图

Fig. 1 The feature points of PPG pulse wave

横轴为时间,纵轴为血液容积的大小变化.U点是脉搏波信号的最低点,此时心脏进入收缩阶段,大量血液射入主动脉,人体血管中的血容积增加,是波形的最低点,即射血的开始.Z点是信号的顶点,此时血管内血容积量达到最大值.W点是信号降支中的局部顶点,对应于返流血液遇到已关闭的主动脉瓣反射后的最大射血量(部分个体拐点不明显或没有).V点是心脏收缩期结束,代表射血结束.

为了从 PPG 脉搏波信号中提取出所需的脉象特征数据,分析研究发现 PPG 脉搏波信号与脉象特征密切相关的特征点如下:

- P_high 代表 Z 点的高度,即可代表脉搏波的力度;
- P_rise 为脉搏波上升支的宽度,代表脉搏波上升的快慢;
- P_fall 代表脉搏波下降支的宽度,即脉搏

波下降的快慢;

- P_width 为 1 个周期脉搏波的宽度;
- d_high 为重搏波的力度;
- P_rate 为 1 min 内脉搏的跳动次数;
- flag 代表脉搏波是否出现心室搏动间歇.

具体的算法步骤如下:

(1) 对 PPG 脉搏波信号进行滤波预处理. 在对脉搏波进行算术平均滤波后, 发现对脉搏波进行特征提取时, 重搏波及噪声引起的脉搏波信号细微的变化会影响 U 点与 Z 点的提取. 可选取合适的阈值 H 及设定特殊的规则过滤掉这些干扰点. 为了消除比较大的干扰影响, 对样本点进行分段处理, 求出每个段的最大值, 然后求这些最大值的平均值, 最后设定一定的比例作为阈值, 本文阈值为平均值的 $2/5$, 即

$$H_1 = \frac{2}{5n} \sum_{j=1}^n \text{MAX}(j)$$

其中 n 为待分析样本点的分段数, $\text{MAX}(j)$ 是 j 分段的 U 点的最小值或 Z 点的最大值. 也可以采取同样的方法选取阈值 H_2 , 可消除较小的干扰的影响. 如图 1 所示, 重搏波 W 点前的 U 点 (使用阈值 H_2) 不是脉搏波的波谷, 而 U 点和 V 点是脉搏波的波谷, 根据脉搏波具有每一个波峰前对应一个波谷的特点, 可过滤掉重搏波 U 点的干扰.

(2) 采集 PPG 脉搏波信号的 n 个样本点的集合

$$(\mathbf{x} = (x_1, x_2, x_3, \dots, x_n))$$

n 为样本个数, x_i 表示输入样本的值.

(3) 定位 U 点与 Z 点. 假设从 U 点到 V 点为一个脉搏波周期, 则 n 个样本中包含有 N 个周期的脉搏波, 对于这 N 个周期的脉搏波, 可定位每个脉搏波的 U 点与 Z 点, 求取其在向量中的坐标, 即:

$$\begin{cases} \mathbf{u} = (u_1, u_2, u_3, \dots, u_N) \\ \mathbf{z} = (z_1, z_2, z_3, \dots, z_N) \end{cases}$$

其中 N 为脉搏波的周期数, u_i, z_i 分别为第 i 个周期脉搏波的波谷 U 点与脉搏波波峰 Z 点在向量中的坐标.

(4) 求取 PPG 脉搏波信号的特征点. 假设则求取脉搏波各特征点的公式如下:

$$P_{\text{rise}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i - u_i$$

$$P_{\text{fall}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N u_{i+1} - z_i$$

$$P_{\text{width}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N u_{i+1} - z_i$$

$$P_{\text{high}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{z_i} - x_{u_i}$$

flag 为在一个正常脉宽或大于正常脉宽即 P_{width} 的值的范围内, 若连续存在 $P_{\text{high}} < H$, 则表示心室搏动有间歇, 令 $\text{flag} = 1$, 否则 $\text{flag} = 0$.

P_{rate} 为 1 min 内脉搏波的周期数, 单位为次/min.

(5) 将提取的脉搏波特征值输入 KNN 算法输出结果. 具体计算过程如下:

- ① 将所有属性的特征值归一化;
- ② 计算已知类别数据集中的点与当前点之前的距离, 本文采用欧氏距离;
- ③ 按照距离递增次序排序;
- ④ 选取与当前距离最小的 K 个点;
- ⑤ 确定前 K 个点所在类别的出现频率;
- ⑥ 返回前 K 个点出现频率最高的类别作为当前点的预测分类.

3 结果及分析

为了降低光源与强度对实验的影响, 本实验在室内进行, 并以普通日光灯和自然光作为光源, 光强度选择正常生活学习所需要的强度, 使用普通电脑的摄像头, 被测试者静坐于电脑前, 露出前额, 停留约 1 min, 且禁止较大的活动. 使用 OpenCV 定位人脸, 然后提取人的额头部分, 对每一帧视频进行 RGB 3 色通道分离, 每一通道取空间均值. 假设采集视频区域的尺寸为 $M * N$, 在 RGB 色彩空间模型中, 每一个像素点用一组 (R, G, B) 数据表示, RGB 通道的分量为 $(R, 0, 0), (0, G, 0), (0, 0, B)$. 每一帧中任一通道均值求法如下:

$$\bar{x}_k = \frac{\sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^N x_k}{M \times N}, (k = 1, 2, 3)$$

其中 x_k 为对应分量的有效值. 这样就可以得到观测信号 $[\mathbf{x}(t) = (\bar{x}_1(t), \bar{x}_2(t), \bar{x}_3(t))]$, t 为视频帧的时间序列. 然后使用 ICA 盲源分离出独立信号, 选取 G 通道信号作为脉搏波信号, 然后经算术平均滤波过滤后, 得到一组相对干净的一维信号. 对此一维信号

再进行干扰点的过滤,提取信号中各特征点的特征值.用此种方法预先采集 11 种脉象(在 20~40 岁、40~60 岁及 60~80 岁及 80 岁以上 4 个年龄阶段)类别信息及脉搏波各特征值数据,每个年龄段每种脉象选取 10~20 人(包含不同性别),每人采样 2~3 次,保证每个年龄阶段每种脉象采集 20~50 种不同的脉搏波特征值数据,按年龄段分成 4 组,将每组数据集分成 10 份,每次 9 份用来训练,1 份用来测试,最终取 10 次测试的平均值作为每组数据的最终结果,各年龄段的最终结果如表 2 所示:

表 2 $K=17$ 时 KNN 算法分类结果

Table 2 Table 2 The KNN algorithm classification results when $K=17$

组别	年龄/岁	正确率/%
1	20~40	87.5
2	40~60	84.1
3	60~80	83.4
4	80 以上	80.3
平均		83.8

每组的准确率均在 80% 以上,表明该方法与传统把脉方法具有一致性.随着年龄的增长,算法的正确率随之降低,这是由于 PPG 信号会随着年龄的变化而变化,在分析 PPG 脉搏波信号时需加入年龄对 PPG 信号采集的影响.对于不同的样本集 K 的最优取值不同,可采取交叉验证的方式选取,且算法中对脉搏波中干扰点过滤时阈值的选择,数据采集时光源强度的不同,也会对实验的结果造成一定的影响.

4 结语

通过摄像头采集人脸视频信息,从而实现对脉象信息的特征分析,反映了脉象中“位、数、形、势”的变化并输出了 11 种脉象.最终结果与临床的脉象有较高的吻合度,准确率达 83.8%,说明了本文所提出的脉象特征和脉象分析方法能够有效地实现脉象分析.因该方法只需用计算机的普通摄像头,基于人脸视频信息就可分析人体脉象,对于家庭日常保健养生和远程医疗具有一定的应用前景.

本文的不足之处在于未研究不同光源和光的强度对检测结果的影响,且人体有 29 种脉象,本实验只检测出 11 种特征明显的脉象,如何消除光源与光强度的影响提取更精确的脉搏波,捕捉脉搏波更细

微的变化,并分析出人体 29 种脉象是实验的下一步研究目标.

[参考文献]

[1] 庞瑜丹,柳建敏,张理兵. 中医脉象仪研究进展[J]. 北京生物医学工程,2014,33(1):101-107.

[2] 周 鹏,高雄飞,张玉满,等. 基于驻极体传声器的脉象检测系统和方法[J]. 传感技术学报,2015,28(3):374-380.

[3] 刘聪颖,李 文,樊改荣,等. 中医脉象仪加压检测方法的研究初探[J]. 中华中医药杂志,2013,28(3):685-687.

[4] 申 林. 一种野战便携式脉象检测仪的研制[J]. 中国医疗设备,2014,29(12):119-124.

[5] POH M Z, MCDUEF D J, PICARD R W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation [J]. Opt Express. 2010,18(10):10762-10774.

[6] POH M Z, MCDUEF D J, PICARD R W. Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam[J]. IEEE transactions on biomedical engineering. 2011,58(1):7-11.

[7] 万铮结. 基于人脸视频图像的心率检测研究[D]. 浙江:浙江工业大学,2014.

[8] 梁 凯,雷楚楚,李兴民,等. 基于视频图像的动态非接触式心率检测研究[J]. 信息系统工程,2015,3(20):131-132.

[9] 王东升,陈方平. 从脉搏波看脉象形成的机理[J]. 中国中医急症,2004,13(1):119-124.

[10] 燕海霞,王忆勤,宫爱民,等. 从血液动力学角度探讨中医脉象形成机制的研究现状及思考[J]. 时珍国医国药,2010,21(8):2016-2018.

[11] 张文娟,李德华,李德心,等. 常见二十九种脉象图的临床研究[C]//第二次全国中西医结合诊断学术研讨会论文集. 丽江:全国中西医结合诊断学术研讨会,2008:95-101.

[12] 姜 虹. 主成分分析的图像压缩与重构[J]. 电子设计工程,2012,20(5):126-128.

[13] RANADE A, MAHABALARO S S, KALE S. A variation on SVD based image compression[J]. Image and vision computing,2007,25(6):771-777.

[14] 吴 微,彭 华,张 帆. FastICA 和 RobustICA 算法在盲源分离中的性能分析[J]. 计算机应用研究,2014,31(1):95-99.

[15] 张列亮,朱 娟,徐 磊. 光电容积脉搏波临床应用研

- 究进展[J]. 临床麻醉学杂志, 2013, 29(11): 1132 – 1134.
- [16] WANG Q, YANG P, ZHANG Y. Artifact reduction based on Empirical Mode Decomposition (EMD) in photoplethysmography for pulse rate detection[C] // Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Buenos Aires: 2010 Annual International Conference of the IEEE, 2010: 959 – 962.
- [17] GAILITE L, SPIGULIS J, LIHACHEV A. Multilaser photoplethysmography technique[J]. Lasers in medical science, 2008, 23(2): 189 – 193.
- [18] Shengyi Jiang, Guansong Pang, Meiling Wu. An improved K-nearest-neighbor algorithm for text categorization [J]. Expert Systems Applications, 2012, 29(1): 1503 – 1509.
- [19] GOVINDARAJAN M, CHANDRASEKARAN R M. Evaluation of k-Nearest Neighbor Classifier Performance for Direct Marketing [J]. Expert Systems Applications, 2010, 37(1): 253 – 258.
- [20] Wan Chin Heng, Lee Lam Hong, Rajprasad Rajkumar, Dina Isa. A hybrid text classification approach with low dependency on parameter by integrating K-nearest neighbor and support vector machine[J]. Expert Systems Applications, 2012, 39(15): 11880 – 11888.

[责任编辑:陈咏梅]