

自适应脉搏波信号主峰定位方法

赵海[†], 江理成, 陈星池, 王世艺

(东北大学 计算机科学与工程学院, 沈阳 110004)

摘要: 脉搏波信号主峰对于人体生理参数的分析与诊断起到关键的作用. 针对脉搏波信号主峰定位问题, 提出自适应脉搏波主峰定位方法. 预先去除脉搏波信号中的工频干扰和基线漂移, 结合快速傅里叶变换与被测试者心率计算出脉搏波信号的单周期步长. 在单周期步长内, 仅采用幅度差值法即可定位脉搏波信号主峰. 实验结果表明, 所提出方法的查全率和查准率有显著提高, 当潮波值和主峰值近似时, 所提出方法能够避免单周期多主峰定位, 减少主峰错误定位的数量, 具有一定实用价值.

关键词: 快速傅里叶变换; 小波变换; 自适应; 主峰定位; 单周期步长

中图分类号: TN911.37

文献标志码: A

Research on adaptive peak location of pulse wave signals

ZHAO Hai[†], JIANG Li-cheng, CHEN Xing-chi, WANG Shi-yi

(School of Computer Science and Engineering, Northeastern University, Shenyang 110004, China)

Abstract: Pulse signal peak plays a significant role on the analysis and diagnosis of human physiological parameters. This paper proposes an adaptive pulse signal peak location method to deal with peak location of the pulse signal. The power frequency noise and baseline drift are removed previously in the pulse signal. Then fast Fourier transform(FFT) combines heart rate from the volunteers to calculate the single period step of the pulse signal. In a single period step of the pulse signal, the pulse signal peak can be located only with the amplitude difference. Experimental results show that, the peak detecting recall and precision of the method are improved significantly. Moreover, when the value of tide wave is similar to that of pulse peak, the method can avoid locating multiple peaks in a single period and decrease the error rate of peak position, which embodies the high practicality.

Keywords: fast Fourier transform; wavelet transform; adaptive; peak location; the single period step

0 引言

严峻的社会竞争压力使人体长期处于亚健康状态, 容易引发心脏病、高血压以及糖尿病等疾病. 为了及时发现病因和准确作出诊断, 需要获取准确的生理参数, 随时对自身健康状态进行监测和诊断. 将从脉搏波中提取的人体生理病理信息作为诊断的重要依据, 在自动识别和划分脉搏波的研究中, 识别主峰波峰和波谷是获取其他生理参数的重要任务.

脉搏波信号主峰定位作为脉搏信号分析的基础, 近10年国内外学者已经进行了大量的研究, 国内学者对脉搏波主峰定位的研究取得了巨大突破. 最初以时域特征提取算法^[1]作为传统的脉搏波主峰定位方法, 其思想是将脉搏信号的最大值作为主峰点. 随

后, 基于动态差分阈值的脉搏波信号峰值检测算法^[2]被提出. 该方法突破了传统的思想, 通过设置动态阈值来提取脉搏波主峰位置和脉搏峰值, 但对于异常的脉搏波信号依然存在误差. 在优化脉搏波数据^[3]方面, 研究者采用最小二乘法将异常的脉搏波拟合成正常的脉搏波数值, 最后定位脉搏波主峰的位置. 与此同时, 国外学者也通过不同的方法实现脉搏波主峰定位, Aboy等^[4]提出了一种脉搏波信号自动划分方法, 该方法的特点是首次将心率引入脉搏波信号划分中, 通过频域估计平均心率. 其他国外研究者还提出了利用小波技术实现脉搏波信号自动划分的方法^[5], 指出如果某一时刻该复信号的实数部分出现负数峰值的同时虚数部分出现正数峰值, 则该时刻脉搏波信号

收稿日期: 2017-01-03; 修回日期: 2017-04-02.

基金项目: 国家自然科学基金项目(60973022); 国家科技支撑计划项目(2012BAH82F00); 辽宁省科学技术计划项目(2015401039); 沈阳市科技专项项目(F15-199-1-03).

责任编委: 陈家伟.

作者简介: 赵海(1974—), 男, 教授, 博士生导师, 从事车联网、体域网、无线传感器网络等研究; 江理成(1993—), 男, 硕士生, 从事体域网的研究.

[†]通讯作者. E-mail: zhaoh@mail.neu.edu.cn

上出现“主峰波峰点”.该方法只提出了理论依据,并没有从CSL数据或MIT-BIH数据库中使用大量脉搏波信号数据对理论依据进行检验,但是对脉搏波主峰定位的研究起到了推动作用.

本文提出采用自适应脉搏波信号主峰定位方法来获取脉搏波信号的主波峰值点.将单周期步长与动态阈值法所提出的极值和差值法相结合,可以快速地获取主峰值点.对于异常的脉搏波信号,该方法可以克服设置分段阈值的缺陷,提高脉搏波主峰获取的准确性,对于脉搏波信号获取主峰值方法的扩充和提升具有重要意义.

1 信号采集及预处理

本文采用HKG-07L蓝牙红外线脉搏波传感器作为指尖脉搏波的采集设备,使用sym8小波去除脉搏波信号中的工频干扰和基线漂移.

设脉搏波信号为 $x(n)$,通过sym8小波对脉搏波信号进行8层正交分解,则脉搏波信号的分解表达式为

$$x(n) = D_2^{(j)}(x(n)) + A_2^{(j)}(x(n)). \quad (1)$$

其中: j 为分解层数,本文取 $j = 8$, $D_2^{(j)}$ 为小波的细节系数,它包含第 j 层的高频成分; $A_2^{(j)}$ 为小波的趋近系数,它包含第 j 层的低频成分.

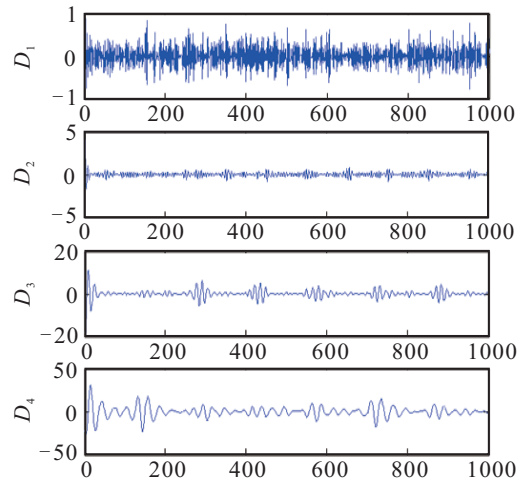
工频信号干扰在脉搏波信号中主要为高频噪声.经过sym8小波分解后得到8层高频系数,如图1(a)所示, $D_1 \sim D_4$ 为前4层的高频系数,可以看出层数越低的高频系数受到噪声影响越大.通过在不同层脉搏波小波系数上设置相应的软阈值可以消除工频干扰.图1(b)所示为软阈值设置后的高频系数.其中小波软阈值的设置公式为

$$\begin{cases} w_{j,k} = \text{sgn}(w_{j,k})(w_{j,k} - \lambda), & |w_{j,k}| \geq \lambda; \\ \lambda = \sigma\sqrt{2\ln N}. \end{cases} \quad (2)$$

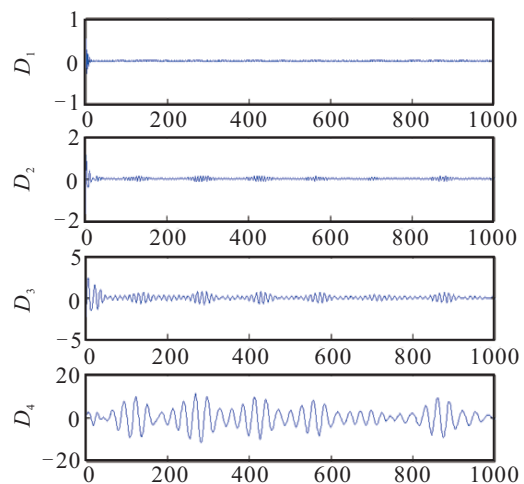
其中: σ 为脉搏波信号的均方差值, $w_{j,k}$ 为第 j 层的小波高频系数, N 为脉搏波信号的采样值个数.

根据软阈值设置,通过消除不同层级的工频噪声和采用小波重构形成脉搏波信号.结果表明,对 D_1 、 D_2 、 D_3 和 D_4 层分别设置软阈值能够更好地起到滤除高频噪声的效果.如将此时的高频系数 $D_1 \sim D_4$ 与趋近系数 A_4 重构,形成不含高频噪声的脉搏波信号,则去除工频噪声后的脉搏波信号波形的毛刺基本消失.

在消除工频干扰之后,将脉搏波信号进行基线漂移^[6]去除.掺杂在脉搏波信号中的基线漂移属于一种低频成分.将去除工频干扰后的脉搏波信号进行



(a) 设置软阈值前



(b) 设置软阈值后

图1 软阈值处理高频系数

sym8小波分解成7层,根据每一层低频分量的趋势和文献[7-9],小波分解后的第7层低频分量接近人体基线的频率.将低频分量的最后一层置零,对信号进行小波重构,可得到去基线漂移后的脉搏波信号的主峰基本上保持同一高度.

2 自适应主峰定位算法

2.1 单周期步长计算

在时域上,单周期中的脉搏波有且只有一个主波峰且主峰之间的间距为脉搏波的一个瞬时周期.根据时域特征提取算法,脉搏波信号可以通过频域估计出平均心率和获取瞬时周期.针对该思想,采用自适应主峰定位方法,利用快速傅里叶变换(FFT)^[10]将脉搏波时域信号转化为频域信号,估算出平均周期作为单周期步长.将单周期步长作为获取脉搏波主峰位置的滑动窗口对脉搏波的主峰进行准确定位.单周期步长获取过程如下.

设定FFT转换参数,假设采样的脉搏波信号 $x(n)$ 的采样点个数为 N ,采样频率为 F_s ,其中 N 点序列

$x(n)$ 的离散傅里叶变换可表示为

$$\begin{cases} X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{nk}, k = 0, 1, \dots, N-1; \\ W_N^{nk} = e^{-j2\pi nk/N}. \end{cases} \quad (3)$$

其中 j 为虚数单位,为序列中每个点进行FFT变换后的值,该值为复数.

1) 心率计算^[11-12]. 对脉搏波时域信号进行快速傅里叶变换后,得到对应的模值. 通过采用幅度和频率公式对模值和采样点进行转换,形成幅度-频率曲线图,如图2所示. 频谱的频率是表示图像的变化剧烈程度,幅度为采样点频率所占的比例. 从图2中可以提取出在脉搏波信号中不同的幅度所对应频率位置. 在医学中,正常的心率范围在40~120 B/min之间. 人体测量的心率HR计算公式为

$$HR = 60F_{\max}, \quad (4)$$

其中 F_{\max} 代表频域图中幅度最高所对应的频率值.

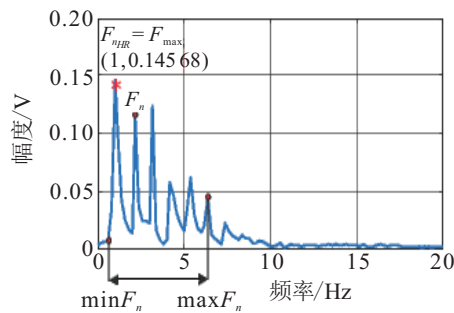


图2 脉搏波信号频域图

2) 单周期步长计算^[13]. 根据心率值进行定位,找出正常范围内心率值所对应的位置. 如图2所示,在正常心率范围($\min(F_n), \max(F_n)$)内检测出在频域图内的最高幅度值. 获取能量最大的值所对应的频率,即星号所标记的位置. 单周期步长

$$\text{step} = \frac{N}{n_{HR}}, \quad (5)$$

其中 n_{HR} 为能量最高所对应点的位置,即该脉搏波信号计算出心率值所对应的点.

2.2 自适应主峰定位

自适应脉搏波信号主峰定位方法是根据脉搏波主波峰的幅度和差分值大的特点,以单周期步长为滑动窗口^[14-15],用幅度差值确定脉搏波信号主波的位置. 通过单周期步长设置,可以近似地将脉搏波信号分成小段,使每个小段有且只有一个主波峰,以降低脉搏波主峰所造成数量上的误差. 采用自适应脉搏波信号主峰定位方法,可以有效地缩短脉搏波主峰值和数量上的检测时间. 具体检测步骤如下.

Step 1 取脉搏波的波峰和波谷. 假设脉搏波的

信号从初始点开始采集,取经过预处理的700点中脉搏波信号作为采样信号. 对脉搏波信号数据进行求导,如果两个导数 d_1 和 d_2 满足 $d_1d_2 < 0$ 且 $d_1 < 0, d_2 > 0$,则该两点之间存在极小值,反之则存在极大值. 将得到的极大值和极小值依次排列在一起,记为

$$\text{local} = [\text{local}_1, \text{local}_2, \dots, \text{local}_n]. \quad (6)$$

Step 2 初始主峰定位. 基于FFT获取的单周期步长小于脉搏波瞬时周期. 从初始值开始对脉搏波设置一倍单周期步长,依次对单周期采样点范围内的极值进行差值运算,如果满足

$$\begin{cases} \text{reduce} = \max\{|\text{local}_n - \text{local}_{n-1}|\}, \\ \text{local}_n - \text{local}_{n-1} > 0, \end{cases} \quad (7)$$

则 n 所对应的位置即为主波峰点,其中 reduce 为波峰与波谷的幅值差. 如果 $\text{local}_n - \text{local}_{n-1} < 0$,则 $n-1$ 所对应的位置为主波峰点. 如图3所示,第1个幅值差 Reduce_1 所对应波峰点的峰值为主峰值.

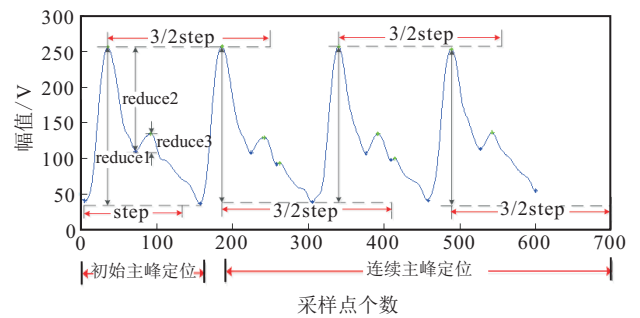


图3 自适应脉搏波主峰定位

Step 3 连续主峰定位. 如图3所示,以初始主波峰作为初始值,设置1倍单周期步长无法得到下一个周期的主峰位置,而设置1.5倍单周期步长,既能将第2个周期的主峰的位置划分在该范围内,又能排除第3个周期的主峰位置. 以前一周期的主峰值为初始值,在1.5倍单周期步长的范围内,找出幅值差最大所对应的峰值为下一个周期的主峰值. 如果两个主峰间距小于单周期步长,则自适应脉搏波主峰值的检测结束.

3 实验验证及分析

本文采用查准率 P_e 和查全率 R_e 来评价识别算法的性能. 设TP为正确检测获取脉搏波信号主峰点的数量,FP为错误检测获取脉搏波信号主峰点的数量,FN为未正确检测获取脉搏波信号主峰点的数量.

$$\begin{cases} P_e = \frac{TP}{TP + FP}, \\ R_e = \frac{TP}{TP + FN}. \end{cases} \quad (8)$$

P_e 表示识别真正脉搏波信号主峰点所占的比

例, P_e 越高表示该方法获取主峰的准确性越高. R_e 表示该方法获取全部真正脉搏波信号主峰点的数量所占的比例, R_e 越高表示真正脉搏波信号的主峰值获取漏掉的数量越少.

随机抽取 10 份不同的脉搏波信号, 其中每份脉搏波时序序列为 40 000 个点. 采用自适应脉搏波信号主峰定位方法、分段差分阈值方法和极值法分别定位脉搏波信号的主波峰, 结果如表 1 所示.

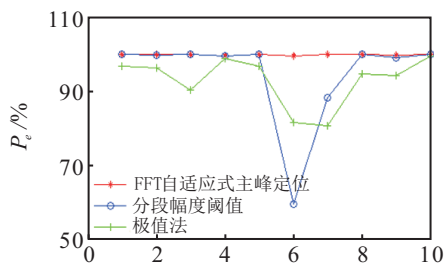
表 1 脉搏波信号峰值检测结果

脉搏波编号	实际主峰值	自适应主峰定位法			分段幅度阈值法			极值法		
		TP	FN	FP	TP	FN	FP	TP	FN	FP
1	273	273	0	0	270	0	3	266	26	9
2	328	328	0	0	325	1	2	300	5	11
3	288	288	0	0	288	0	0	285	5	30
4	280	279	1	0	279	1	0	260	18	3
5	248	248	0	0	248	0	0	244	12	8
6	209	207	1	1	209	142	14	200	146	45
7	248	248	0	0	240	32	32	232	45	55
8	278	278	0	0	278	0	0	278	0	15
9	299	299	0	0	298	3	0	299	18	18
10	261	261	0	0	261	0	0	261	1	2

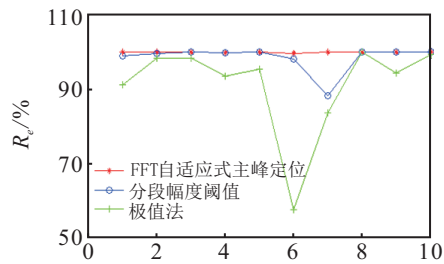
研究脉象资深的中医专家对具体的脉搏波信号能够指出精确的脉搏波主峰值点. 结合中医专家指出的实际脉搏波主峰值和 3 种方法检测的脉搏波主峰值, 绘制出查准率和查全率比较图, 如图 4 所示. 在正常平滑稳定的脉搏波中, 3 种方法获取的主峰值能够达到中医专家指出的实际主峰值要求.

常的脉搏波信号都能稳定在 90% 以上, 取得了良好的识别效果.

正常脉搏信号的每个心动周期仅包括主峰、潮波峰和重播波波峰. 而第 2 层脉搏波信号为编号 6, 属于异常脉搏波信号. 如图 5 所示, 在单搏动周期内出现无规则峰值. 对于异常的脉搏波信号, 即患有高血压的病人潮波一般高于主波^[2]. 与正常的脉搏波相比, 该异常的脉搏波主峰比潮波略高一点. 本文提出的方法可以自适应地检测出不同类型脉搏波信号的单周期步长, 并计算 1.5 倍单周期步长以划分出下一个周期的主峰范围, 从而能够将下一周期的潮峰排除. 而分段差分阈值方法设置的阈值无法自适应将主峰划分出来, 需要根据具体脉搏波的形态学特征设定阈值, 因此许多潮波被错误地识别出, 从而造成巨大的误差.



(a) 查准率比较



(b) 查全率比较

图 4 准确率比较

对于异常的脉搏波信号, 极值法获取的主峰值识别的偏差较大, 漏查和错查的数量偏高, 对获取主峰值的准确性产生了较大影响. 分段幅度阈值方法在编号 6 和编号 7 的异常脉搏波信号造成查准率偏低且比较明显, 说明对特殊的脉搏波信号主峰计算存在误差. 自适应脉搏波信号主峰定位方法对正常和异

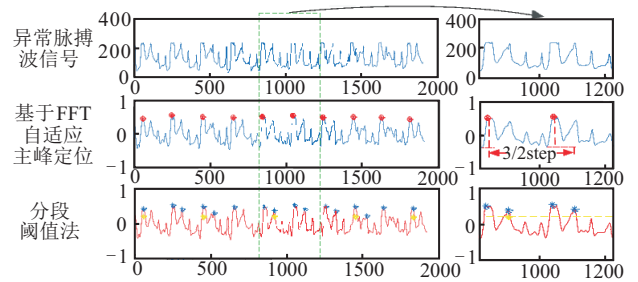


图 5 异常脉搏波主峰定位

4 结论

在没有预设阈值前提下, 本文提出了一种自适应脉搏波信号主峰定位方法. 该方法结合脉搏波信号

的频域值与被测试者个体心率公式, 获得单周期步长, 运用单周期步长自适应定位单周期内的脉搏波主峰值. 该方法实现了一种可根据不同测试者自身心率特征自适应定位脉搏主峰的功能. 实验结果表明, 自适应方法查准率和查全率分别提高了 5.7% 和 39.97%, 17.9% 和 41.7%, 为未来的脉搏波分析提供了新的思路和方向.

参考文献(References)

- [1] 唐铭一, 李凯, 马小铁. 脉搏波信号时域特征值提取与算法的研究[J]. 计算机与现代化, 2010, 15(4): 17-22.
(Tang Y M, Li K, Ma X T. Research on pulse wave signal and time domain in feature extraction algorithm[J]. Computer and Modernization, 2010, 15(4): 17-22.)
- [2] 张爱华, 王平, 丑永新. 基于动态差分阈值的脉搏波信号峰值检测算法[J]. 吉林大学学报: 工学版, 2014, 44(3): 847-853.
(Zhang A H, Wang P, Chou Y X. Peak detection of pulse signal based on dynamic difference threshold[J]. J of Jilin University: Engineering and Technology Edition, 2014, 44(3): 847-853.)
- [3] 付伟, 赵宇, 王丽婷, 等. 脉搏数据优化研究[J]. 计算机工程与应用, 2015, 11(1): 1-6.
(Fu W, Zhao Y, Wang L T, et al. Research of optimizing pulse wave data[J]. Computer Engineering and Applications, 2015, 11(1): 1-6.)
- [4] Aboy M, McNames J, Thong T, et al. An automatic beat detection algorithm for pressure signals[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 2005, 52(10): 1662-1670.
- [5] Joshi A, Chandran S, Jayaraman V K, et al. Arterial pulse system: Modern methods for traditional indian medicine[C]. The 29th Annual Int Conf on the IEEE. Lyon: IEEE, 2007: 608-611.
- [6] 庞宇, 邓璐, 林金朝, 等. 基于形态滤波的心电信号去除基线漂移方法[J]. 物理学报, 2014, 63(9): 4280-425.
(Pang Y, Deng L, Lin J C, et al. A method of removing baseline drift in ECG signal based on morphological filtering[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(9): 420-425.)
- [7] Sanyal A, Baral A, Lahiri A. Application of framelet transform in filtering baseline drift from ECG signals[J]. Procedia Technology, 2012, 4(4): 862-866.
- [8] Adewale Emmanuel Awodeyi, Stephen R, Mohammad Ghavami, et al. Median based method for baseline wander removal in photoplethysmogram signals[C]. 2014 Int Conf on Bioinformatics and Bioengineering. Boca Raton: IEEE, 2014: 311-314.
- [9] Ruan H, Zhang L, Luo Y R, et al. GNSS carrier phase tracking with discrete wavelet transform filtering under ionospheric scintillation[J]. IEEE Communications Letters, 2017, 21(2): 394-397.
- [10] Dai W C, Donald Donglong Chen, Ray C C, et al. Area-time efficient architecture of FFT-Based montgomery multiplication[J]. IEEE Trans on Computers, 2017, 66(3): 375-388.
- [11] 黄海诚. 基于PPG信号的运动状态下心率检测[D]. 南京: 东南大学生物科学与医学工程学院, 2016: 1-90.
(Huang H C. Heart rate monitoring from photoplethysmographic signals during motion state[D]. Nanjing: School of Biology Sciences & Medical Engineering, Southeast University, 2016: 1-90.)
- [12] 徐礼胜, 靳雁冰, 王琦文, 等. 多传感器融合的穿戴式心率监测系统[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2015, 47(5): 97-103.
(Xu L S, Jin Y B, Wang Q W, et al. Multi-sensor fusion for wearable heart rate monitoring system[J]. J of Harbin Institute of Technology, 2015, 47(5): 97-103.)
- [13] Hans-Peter Bernhard, Bernhard Eitzlinger, Andreas Springer. Error characterization of duty cycle estimation for sampled non-band-limited pulse signals with finite observation period[C]. The 24th European Signal Processing Conf(EUSIPCO). European: IEEE, 2016: 2136-2140.
- [14] Nallathambi G, Principe J C, Euliano N R. Pulse based signal processing for systolic peak recognition[C]. The 25th Int Workshop Machine Learning for Signal Processing(MLSP). Boston: IEEE, 2015: 1-6.
- [15] Elgendi M, Norton I, Brearley M, et al. Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical condition[J]. PloS One, 2013, 8(10): 1-11.

(责任编辑: 孙艺红)