

# 均值滤波和形态学在振荡脉搏波提取中应用<sup>①</sup>

张笑东<sup>1,2</sup>, 蒲宝明<sup>2</sup>, 霍红<sup>1,2</sup>, 李相泽<sup>3</sup>, 李姣姣<sup>4</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院大学, 北京 100049)

<sup>2</sup>(中国科学院 沈阳计算技术研究所, 沈阳 110168)

<sup>3</sup>(东北大学, 沈阳 110819)

<sup>4</sup>(中国石油管道公司, 廊坊 065000)

**摘要:** 目前, 市场上 85% 以上的电子血压计均采用振荡法进行血压测量, 振荡法血压测量的关键步骤就是从原始的采集信号中提取出纯净振荡脉搏波用于血压计算. 本文将采用自己研制的基于上气式的血压数据采集装置进行数据采集, 针对采集过程中由于电机振荡、呼吸以及身体移动和电子元器件温度变化等因素所引起的高频噪声和基线漂移, 提出了滑动均值滤波和数学形态学结合的去噪方法. 经过实验验证表明, 该方法有效地去除了振荡脉搏波中的高频噪声和基漂信号; 通过信号频谱分析表明, 明显降低了信号高频段的幅值, 信噪比得到了良好的改善, 提高了血压测量的精度.

**关键词:** 血压; 振荡法; 振荡脉搏波; 滑动均值滤波与数学形态学

## Application of Average Filter and Morphology in Oscillation Pulse Wave Extraction

ZHANG Xiao-Dong<sup>1,2</sup>, PU Bao-Ming<sup>2</sup>, HUO Hong<sup>1,2</sup>, LI Xiang-Ze<sup>3</sup>, LI Jiao-Jiao<sup>4</sup>

<sup>1</sup>(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

<sup>2</sup>(Shenyang Institute of Computing Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110168, China)

<sup>3</sup>(Northeastern University, Shenyang 110819, China)

<sup>4</sup>(Petro China Pipeline Company, Langfang 065000, China)

**Abstract:** At present, in the market, more than 85% of the electronic sphygmomanometers adopt oscillometric method to measure blood pressure. The key step of oscillometric method is to extract the pure oscillation pulse wave from the original signals, which is used for the measurement of blood pressure. This paper will use the self-made device based on the flation of blood pressure data acquisition to collect data. In the view of the high frequency noise and baseline drifting caused by the motor oscillation, respiration and body movement, electronic component temperature changes and so on, method of combination of moving average filter and mathematical morphology is proposed. The experimental result shows that this method can effectively eliminate the high frequency noise and drift signal in the oscillation pulse wave. The signal spectrum analysis shows that it clearly reduces the amplitude of high frequency signal, makes the SNR get a good improvement, and improves the accuracy of blood pressure measurement.

**Key words:** blood pressure; oscillometric method; oscillation pulse wave; moving average filter and mathematical morphology

随着社会的发展及生活水平的提高, 人们的饮食结构和以前相比发生了明显变化. 血压是反应人体心血管系统状态的一项重要生理参数, 准确的血压值可以为日常健康监测和临床诊断提供重要的依据<sup>[1]</sup>. 由于水银血压计进行血压测量时具有一定的主观性, 而

且会带来汞污染, 因此电子血压计(或各类监护仪的无创血压检测模块)越来越多地应用于临床.

当前, 临床上各类电子血压计广泛采用振荡法(Oscillometric Method), 即利用袖带在充气或放气过程中检测源于血管壁的搏动振荡波, 并找出其与动脉血

① 收稿时间:2015-05-26;收到修改稿时间:2015-06-27

压之间的固有关系, 进而达到测量血压的目的. 至今, 以日本为主的国际主流方法均采用基于上气的腕式振荡法进行血压测量, 其优点是测量时间短, 手腕感觉舒适, 缺点是测量的过程中有电机工作引起的高频噪声<sup>[2]</sup>, 呼吸变化和身体位移以及在加压过程中肌肉组织出现形变而带来的基线漂移, 因此所提取的振荡脉搏具有重复性差和非线性的特点, 一般的数字信号处理方法对其进行分析处理时存在一定的局限性.

针对于在处理基于上气的腕式血压测量中振荡脉搏提取存在的缺点, 本文提出了滑动均值滤波和数学形态学结合的方法, 以期在有效去除噪声过程中保留原信号的全局和局部特征, 滑动均值滤波所选取的窗口半径比较小, 数学形态学滤波所选取的结构元素较短, 因此整个方法的计算量较小, 耗费时间也较短. 实验结果表明, 该方法是有效的、实用的.

## 1 原理和步骤

### 1.1 滑动均值滤波原理

滑动均值滤波是离散信号中的一种有用而简单的变换, 它是计算离散序列中的两个或者多个顺序的数值的滑动平均(MovingAverage), 从而形成一个新的离散平均值序列<sup>[3]</sup>. 具体来说, 滑动均值滤波就是相当于有一个固定半径为  $R$  的滑动窗口, 沿着离散序列滑动, 每滑动一个采样间隔, 滑动窗口前面进入一个新的数据, 滑动窗口后面进入一个旧的数据, 在窗口之中始终有  $(2R+1)$  个新的离散数据序列. 每次在滑动后吧窗口中的  $(2R+1)$  个数据进行算术平均, 就可得到一组经过滑动平均滤波的新序列, 其表达式为:

$$Y[n] = \frac{1}{2R+1} \sum_{k=n-R}^{n+R} X[k] \quad (1)$$

其振幅函数为<sup>[4]</sup>:

$$D_L(e^{j\theta}) = \frac{\sin(\theta L / 2)}{L \sin(\theta / 2)}, \quad L=2R+1 \quad (2)$$

公式(2)为该频率响应的振幅函数, 其中  $R$  为滑动窗口半径. 图 2 为其函数曲线. 如图 2 所示, 可以看到滑动均值滤波相当于一个低通滤波器, 滤除了较高频率的信号, 起到了平滑数据的作用. 图中实线表示的是滑动窗口半径  $R=5$  时的函数曲线, 虚线表示的是  $R=10$  时的函数曲线, 可以看出窗口宽度和通带成反比. 而且单个振荡脉搏波的频谱图与图 2 中的曲线形状非常相似, 因此滑动均值滤波对振荡脉搏波信号的

衰减很小. 利用这个特点我们在抑制噪声的同时也可以保留住有用的振荡脉搏波信号, 从而提升信噪比. 从另外一个角度思考, 滑动窗口内的数据进行均值处理时, 有用信号会一直在积累, 而噪声却是随机的不会积累, 这样有用信号就会得以突显.

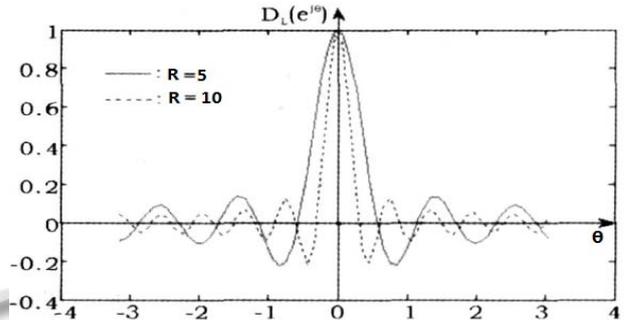


图 1 滑动均值滤波器频率响应的振幅函数曲线

### 1.2 数学形态学原理

数学形态学是在数字图像处理方法和理论基础之上建立起来的, 其主要内容就是在图像的基本特征描述过程中设计出一套变换、概念和算法.

数学形态学包括 2 种基本运算: 腐蚀运算和膨胀运算, 由此引出开运算、闭运算以及开闭的级联组合运算. 形态运算分为二值形态变换和多值形态变换, 全部形态变换的基础包括 7 中基本运算<sup>[5]</sup>, 即: 腐蚀、膨胀、开运算、闭运算、击中、细化和粗化. 振荡脉搏波信号是关于时间的一维信号, 本文将对数学形态学在一维信号处理中的定义过程进行介绍. 如果待处理的一维信号为  $s(n)$ , 其定义域为:  $S=\{0, 1, \dots, N-1\}$ , 结构元素为  $g(n)$ , 定义域  $G=\{0, 1, 2, M-1\}$ , 且  $N>M$ , 则腐蚀运算定义为:

$$(s \ominus g)(n) = \min_{m=0,1,\dots,M-1} \{s(n+m) - g(m)\} \quad (3)$$

膨胀运算定义为:

$$(s \oplus g)(n) = \max_{m=0,1,\dots,M-1} \{s(n+m) + g(m)\} \quad (4)$$

由腐蚀和膨胀运算可以组成开、闭运算, 分别为:

$$(s \circ g)(n) = ((s \ominus g) \oplus g)(n) \quad (5)$$

$$(s \bullet g)(n) = ((s \oplus g) \ominus g)(n) \quad (6)$$

通常而言, 数学形态学的开运算可以消除孤立的点, 闭运算用于弥合裂缝或者将 2 个相邻的区域连接起来, 用于抑制信号下方的波谷噪声. 在实际问题的应用中, 通常采用形态开、闭的级联形式, 传统的开闭和闭-开运算为<sup>[6]</sup>:

$$S_{oc}(s, g) = s \circ g \bullet g \tag{7}$$

$$S_{co}(s, g) = s \bullet g \circ g \tag{8}$$

由于形态开具有反扩展性，形态闭具有扩展性，在实际的处理信号输出过程中会产生统计偏移现象，为减小这种输出偏移，可选  $s$  取不同长度的结构元素，构成广义的开-闭和闭-开形态滤波器<sup>[7]</sup>，即：

$$S_{co}(s, g_1, g_2) = s \circ g_1 \bullet g_2 \tag{9}$$

$$S_{oc}(s, g_1, g_2) = s \bullet g_1 \circ g_2 \tag{10}$$

相对于传统的形态滤波，广义形态滤波器可以更为有效地去除振荡脉搏波中的基漂噪声信号。

### 1.3 振荡脉搏波提取步骤

如图 2 所示，首先，采集原始的静压信号；其次，根据(1)式对原始的静压信号进行滑动均值滤波处理，选取  $R=3$  作为滑动均值滤波半径，每一次对  $(2R+1)$  个元素取算术平均值作为新元素，从而滤除在数据采集过程中由于电机振动引起的高频噪声；第三，对均值滤波处理后的信号应用巴特沃斯滤波(本文不做详述)得到含有基漂信号的振荡脉搏波；第四，选取了 3 个振荡脉搏波波长的平均值作为结构元素  $g_1$  的窗口宽度，选取了 5 个振荡脉搏波波长的平均值作为结构元素  $g_2$  的窗口宽度，根据(9)式和(10)式对含有基漂信号的振荡脉搏波的进行广义形态滤波得到纯净的振荡脉搏波；第五，为提高最后计算的精度，根据(1)式，选取  $R=3$  作为滑动均值滤波半径，每一次取  $(2R+1)$  个元素取算术平均值作为新元素，对得到的振荡脉搏波应用滑动均值滤波，滤除单片机在计算过程中产生的高频热噪声，使其平滑。

表 1 巴特沃斯滤波系数

巴特沃斯滤波系数			
a	0.34431	0	-0.34431
b	1	-1.2845	0.31137

## 2 实验结果及分析

### 2.1 信号来源

为了验证所提方法的有效性，本文采用自行研制的基于上气式的血压数据采集装置，在腕部采集桡动脉处的静压信号。图 3 是本实验装置的结构框图。

本装置采用 430 芯片为核心，产生统一的时序来驱动每个工作模块。逻辑驱动电路用于产生电机工作信号和电磁阀工作信号，采用瑞士 INTERSEMA 的

MS5536 医疗专用压力传感器。整个系统还包括 IV 变换、程控放大、滤波和 A/D 等模块，获得袖带中压力信号经过以上模块处理后，传送到单片机进行数据处理。图 4 为基于上气式的血压数据采集装置的实物图。采用该装置在桡动脉处可以获得一段时间内原始的静压信号，该装置每次实验将采集 2300 个人体原始血压数据进行实验和算法分析。



图 2 振荡脉搏波的提取步骤图

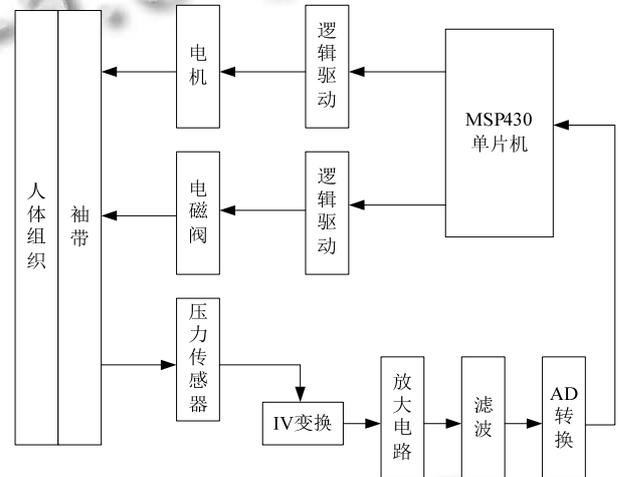


图 3 数据采集装置结构框图

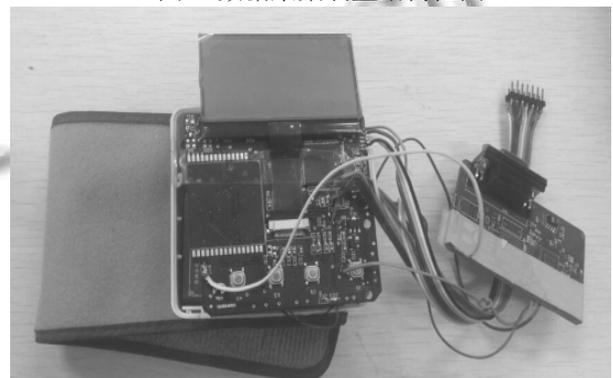


图 4 基于上气式的数据采集装置实物图

图 5 为实验在人体桡动脉处采集的原始静压值信号，经过放大后从图中我们可看到静压信号中存在着由于电机高频振动所引起的高频噪声信号；图 6 为经过巴特沃斯处理后所提取出来的原始振荡脉搏波，从图中我们可以看出原始的振荡脉搏波信号中存在着由于呼吸以及充气过程人体肌肉组织发生的弹性形变和

电子元器件温度变化等因素所带来的基线漂移。它们都是混合在振荡脉搏波中的噪声，降低了振荡脉搏波提取的准确度，从而导致血压计算精度的降低，因此需要从脉搏波信号中消除。

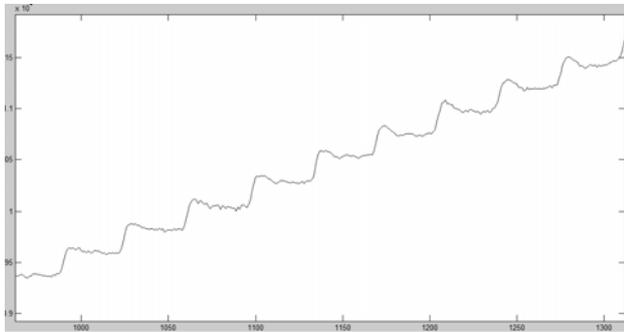


图 5 数据采集装置采集的原始静压信号

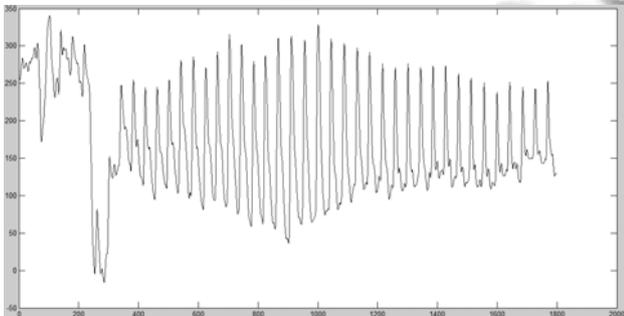


图 6 巴特沃斯滤波后带有基漂信号的振荡脉搏波

### 2.2 实验结果

在实验过程中选取  $R=3$  作为滑动均值滤波半径, 根据(1)式对图 5 中信号进行处理. 图 7 为经过滑动均值滤波之后的静压信号经过放大之后的图形. 由于高频噪声的消除效果不能明显地从图 5 和图 7 的对比效果中得到, 所以对信号进行 FFT 变换, 通过信号的频谱进行评价. 图 9 为图 5 中的静压信号经过 FFT 变换得到的频谱图, 图 10 为图 7 中的静压信号经过 FFT 变换得到的频谱图, 其中纵轴代表信号的幅值, 纵轴代表信号的频率. 由于人体脉搏信号的频率小于 10Hz, 一般在 1Hz 左右, 所以大于 10Hz 认为是高频噪声, 从原始信号的频谱(图 9)中可以看到: 虽然采集装置的滤波电路已经消除一部分噪声, 但所采集的人体静压信号中仍然存在高频噪声, 且分布在 10~100Hz. 从原始静压信号频谱(图 9)和处理后的信号频谱(图 10)对比可以明显地看出: 经过本文所提的滑动均值滤波方法处理之后的信号, 在 10~100Hz 之间的高频噪声消除了, 因此本文所用的方法对振荡脉搏波提取过程中高频噪

声的消除具有良好的效果.

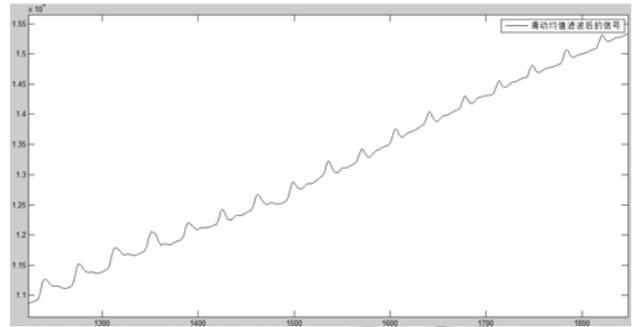


图 7 滑动均值滤波后的原始静压信号

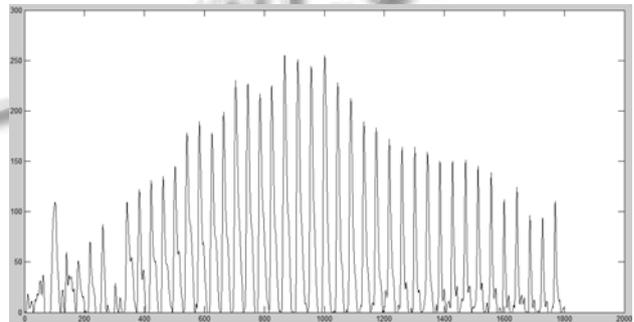


图 8 纯净的振荡脉搏波

实验中在从图 7 的信号中提取振荡脉搏波过程中应用的是巴特沃斯滤波, 滤波系数如表 1, 此方法不是本文的重要论述内容, 不予赘述. 从图 6 的处理结果来看, 巴特沃斯处理所得到的振荡脉搏波, 仍然存在基漂信号, 将大大影响计算的精度, 因此为了去除基漂信号, 并保证振荡脉搏波的形态不发生变化, 选取了 3 个振荡脉搏波波长的平均值作为结构元素  $g_1$  的窗口宽度, 选取了 5 个振荡脉搏波波长的平均值作为结构元素  $g_2$  的窗口宽度, 根据式 9 和式 10 来对图 6 中含有基漂信号的振荡脉搏波进行广义形态滤波处理, 处理所得到的信号由于计算过程中电子元器件的温度变化, 存在有高频热噪声, 因此又再一次应用前面验证通过的有效消除高频噪声的滑动均值滤波方法对其进行处理, 窗口半径  $R=2$ . 从而得到如图 8 所示的纯净的振荡脉搏波, 从图 6 和图 8 的对比效果来看, 本文提出的去基漂信号的效果明显, 所得到的纯净振荡脉搏波符合血压计算要求.

为了进一步验证本文所提方法的实际有效性, 最终我们将本文所提的方法与利用振荡脉搏波进行血压计算的算法结合, 将其植入到上气血压测量的设备之中, 并利用此设备与听诊法对 30 名的志愿者同时进行血压测

量, 测量结果如表 2. 表 2 中的数据均采用平均值±标准差的方式表达. 由表 2 可知, 两种测量方法的收缩压、舒张压的误差平均值与标准差依次为(3.8 ± 3.9)mmHg 和 (3.1 ± 3.6)mmHg, 可见其误差平均值<5mmHg, 误差的标准差<8mmHg, 符合 AMMI 标准<sup>[8]</sup>.

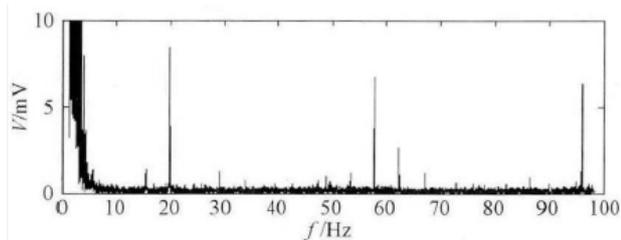


图 9 原始静压信号频谱图

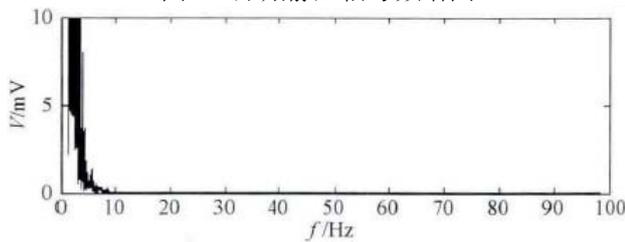


图 10 滑动均值滤波后的静压信号频谱图

表 2 测量结果比较

测量方法	收缩压(mmHg)	舒张压(mmHg)
上气测量	110 ± 9.1	72.4 ± 8.1
听诊法	106 ± 8.0	75.6 ± 7.9
两种方法误差比较	3.8 ± 3.9	3.1 ± 3.6

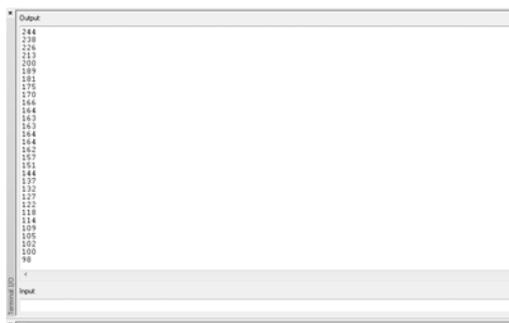


图 11 IAR 下模拟终端打印数据图

### 3 结语

本文通过分析振荡法血压测量的关键步骤, 提出了对振荡脉搏波提取过程中应用滑动均值滤波和数学形态学原理, 来消除振荡脉搏波提取过程中存在的高频噪声和基漂信号. 利用自行研制的基于上气式的脉搏信号采集装置所采集的人体血压数据进行实验验证, 同时将此方法植入到实际的上气式血压测量装置中, 对 30 个个体进行实际的血压测量, 并和听诊法的结果进行对比. 实验结果表明, 该方法有效地消除了振荡脉搏波提取过程中所存在的高频噪声和基漂信号, 同时具有实际可应用性, 对振荡法无创血压测量精度的提高具有重要的意义.

#### 参考文献

- 1 户鹏飞. 基于 ARM 的双袖带逆向血压测量及网络通信[硕士学位论文]. 秦皇岛: 燕山大学, 2014.
- 2 辅皋鸣, 巫琦. 电子血压计的发展. 医疗装备, 2012.
- 3 胡松. 滑动平均滤波在微弱脉冲信号检测中的应用. 计算机与数字工程, 2007.
- 4 Moclellan JH, Schafer RW, Yoder MA. 信号处理引论. 北京: 电子工业出版社, 2005.
- 5 唐常青, 吕宏伯, 等. 数学形态方法及其应用. 北京: 科学出版社, 1990.
- 6 Marago P, Schafer RW. Morphological filters. IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing, 1987.
- 7 白银钢, 于盛林, 李建国. 一类新的广义形态开和广义形态闭滤波器. 中国图像图形学报, 2009.
- 8 罗岩, 陈勇. 就示波法进行血压测量的有关问题的探讨. 医疗保健器具, 1999, (6): 14-16.