

基于示波法测量血压的算法改进^①

王维维^{1,2}, 蒲宝明², 李生金^{1,2}, 贺宝岳^{1,2}

¹(中国科学院研究生院, 北京 100049)

²(中国科学院沈阳计算技术研究所, 沈阳 110168)

摘要: 示波法血压测量的关键是脉搏波的提取以及收缩压、舒张压的判定。就此两方面, 改进并实现了非线性的形态滤波器, 从脉搏波和袖带压的混合信号中滤得脉搏波, 并结合波形特征法和 S 判别法, 实现了收缩压舒张压的判定。通过验证, 较单纯的归一化比例系数法, 该算法明显提高了测量结果的准确性与重复性。

关键词: 示波法; 形态滤波; 血压判定; 波形特征法; S 判别法

Algorithm Improvement of Blood Pressure Measurement Based on Oscillography

WANG Wei-Wei^{1,2}, PU Bao-Ming², LI Sheng-Jin^{1,2}, HE Bao-Yue^{1,2}

¹(Graduate University, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

²(Shenyang Institute of Computing Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110168, China)

Abstract: The crucial factors of blood pressure measurement based on oscillography are the extraction of pulse waves and the determination algorithm. So this paper improved the nonlinear filter based on morphology, to extract pulse waves successfully. We combined wave characteristics and sphygmo-oscillographic method, realizing the determination algorithm of blood pressure. Experiments prove this algorithm effectively improved the measurement accuracy and repeatability than normalization coefficient method.

Key words: oscillography; filter based on morphology; blood pressure measurement; wave characteristic; sphygmo-oscillographic method

血压作为反映人体生理状态的一个重要参数, 它的准确测量, 成为医疗工作者研究的热点。整体来说, 血压测量包括直接测量和间接测量。

直接测量方法是将导管连接压力传感器, 直接插入大动脉或心脏来检测血压信号。与间接测量相比, 直接测量更准确, 但它技术要求高, 给被测者造成的痛苦更大, 故此方法只会用在一些特殊的场合, 如正在做大手术的病人等情况。

间接测量方法根据测量对象的不同而分为五大类: 基于心音、压力、血流量、时间、频移的测量方法。基于心音的测量方法的典型代表是听诊法, 又称柯氏音法。我们通常所用的水银血压计就是基于此种方法。它通过辨别动脉血流受阻后的血流声音来确定血压, 它的主要缺点是测量过程受医生主观因素及噪

声干扰且水银血压计携带不方便。基于压力测量的典型代表是示波法, 又称振荡法。它以脉搏波技术为基础的。它通过辨别动脉血流受阻后的袖带内气体的压力振荡波来确定血压。它的优点是排除了医生的主观因素及噪声的影响, 缺点是对运动干扰敏感。基于血流量的测量方法的典型代表是光电容积法。基于时间的测量方法的典型代表是脉搏波速度法。由于基于血流量和时间的测量方法是脉搏波技术的延伸, 理论研究不如基于压力的示波法成熟, 故本论文采用的血压测量方法为示波法^[1]。

论文首先介绍示波法测血压的基本原理, 通过原理介绍得出滤波和特征压的判定是血压测量的两个重要方面。对于滤波算法, 本论文在形态滤波这种非线性滤波思想的基础上, 针对血压信号结构元素的特征,

① 收稿时间:2011-05-24;收到修改稿时间:2011-06-15

改进实现了一种快速简单的滤波算法。对于血压的判定算法,较流行的是特征系数法,它的缺点是个体适应性差,本论文提出具有更好个体适应性的基于 S 判别法与波形特征法相结合的血压判定算法。最终论文通过此滤波算法与血压判定算法实现了血压的准确判定。

示波法测血压原理:

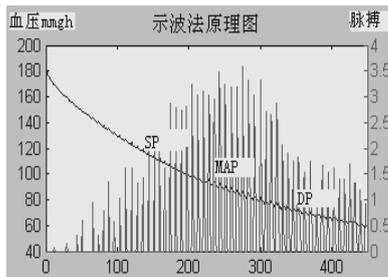


图 1 示波法测血压原理图

传统的示波法原理如图 1 所示,其横坐标为采样个数,左边的纵坐标为袖带压的度量,右边纵坐标为脉搏波的波动幅度的度量,两个纵坐标的单位均为 mmHg。在将袖带压加到一定值(180mmHg)后,随袖带缓慢放气的过程中,记录袖带压和脉搏波的混合信号。在图 1 中即为带波动的斜线。从此混合信号中将二者分离并存储。得到脉搏波信号即为图中峰值包络近似抛物线的波动信号。由于脉搏波信号相对袖带压信号很小,故图中混合信号可近似为分离得到的袖带压信号。脉搏波波动最大点对应的袖带压记为平均压(MAP),脉搏波信号左端的一个特征点对应的袖带压记为收缩压(SP),脉搏波信号右端的一个特征点对应的袖带压为舒张压(DP)。

故可知示波法的关键在于将混合信号分离和特征点的断定,对应滤波及血压判定算法。下面将分别详细阐述二者。

2 滤波

传统的滤波器多采用线性滤波器(包括各种有限长冲击响应滤波器及无限长冲击响应滤波器),其通带和阻带之间的过渡带希望越窄越好,这就要求滤波器的阶数要高,增大了计算量,降低了程序的执行速度。另外,如何确定系统需要的通带或阻带的截止频率,也是线性滤波器的一个设计难点。基于以上矛盾,本论文研究基于非线性思想的数学形态滤波器。

数学形态滤波器的基本思想是用结构元素作为探针,在待分析对象上移动,来考察其结构特征。它是基于集合论的数学方法,其基本运算为:膨胀、腐蚀、开启、闭合。因此设计数学形态滤波器的关键是结构元素的选取及运算的选取与实现。下面就通过这三方面阐述前人对于形态滤波器在一维血压信号中的研究成果,并在此基础上提出我们的快速算法的实现。

2.1 结构元素的选取

滤波器的滤波效果和所选择的结构元素的宽度及幅度有关^[2]。结构元素的选取应该遵循两个设计原则:第一,结构元素的宽度(元素个数)应不小于待滤除干扰的宽度。但结构元素过宽,也会使计算量增大,并使有用信号失真。故一般结构元素的宽度选为稍大于待滤除干扰信号的宽度的值。根据示波法的原理,本滤波器的职责是从血压和脉搏波的混合信号中,滤除脉搏波信号。因此结构元素的宽度应为稍大于脉搏波信号的宽度。本论文设计采样频率选为 10HZ,正常心率为 75 次/min,因此结构元素的宽度选为 5 即可满足要求。第二,结构元素的幅度按待处理的信号的形状特征来处理。在待分析信号采样数较多,结构元素宽度较窄的情况下,可选结构元素幅度为 0,这也符合血压信号的波形特征。因此,结构元素最终选为: [0,0,0,0,0]。

2.2 运算的选取

设 H、K 分别为 $f[n]$ 和 $g[m]$ 的定义域, $H=\{0,1,\dots,N-1\}$ 和 $K=\{0,1,\dots,M-1\}$,一般 $N \gg M$ 。在本课题中, $f[n]$ 指包含血压和脉搏波的混合数字信号, $g[m]$ 指结构元素序列 [0,0,0,0,0]。

$f[n]$ 与 $g[m]$ 的腐蚀运算^[3]定义为:

$$(f \ominus g)(n) = \min_{m=0,1,\dots,N-1} \{f(n+m) - g(m)\} \quad (1)$$

$f[n]$ 与 $g[m]$ 的膨胀运算定义为:

$$(f \oplus g)(n) = \max_{m=0,1,\dots,N-1} \{f(n-m) + g(m)\} \quad (2)$$

在以上两个运算中 $g[m]$ 中 m 的取值范围均为 $K=\{0,1,\dots,M-1\}$ 。在腐蚀运算中, $f[n+m]$ 中 $n+m$ 的取值范围为 $H=\{0,1,\dots,N-1\}$,故 n 的取值范围为 $H'=\{0,1,\dots,N-M\}$ 。同样在膨胀运算中, n 的取值范围为 $H'=\{0,1,\dots,N+M-2\}$ 。

$f[n]$ 与 $g[m]$ 的开运算即为二者先做腐蚀运算再做膨胀运算,闭运算的顺序恰好相反。我们所说的形态滤波即是基于开运算或闭运算,开运算用于滤除

正脉冲干扰, 闭运算用于滤除负脉冲干扰。因为最后需要研究的是脉搏波的峰值包络形状, 所以采用开运算来滤除脉搏波峰值。

2.3 滤波算法的初步实现

选取好结构元素和运算公式后, 接下来就要应用二者, 实现滤波。因为形态滤波是基于集合的, 具有先天的并行运算的优势。因此我们采用并行运算来实现滤波^[4]。已知系统中原始混合信号长度为 450, 结构元素宽度(width)为 5。先定义一个与结构元素同宽的模板。为保存腐蚀运算后的结果, 实现膨胀运算, 模板宽度必须不小于结构元素宽度, 考虑空间代价, 一般选择二者宽度相等。具体算法实现如下:

第一步, 此模板保存结构元素与原始混合信号腐蚀运算的前 5 个结果。应用模板元素和结构元素进行膨胀运算, 实现混合信号第 5 个数据的开运算结果。需要注意的是此步会用到混合信号的前 9 个数据, 只实现第 5 个数据的膨胀运算, 因为膨胀运算是向前 5 个(包括自身)数据作比较, 故前 4(width-1)个数据膨胀运算结果可赋值为原始混合信号的相应位置的值。

第二步, 计算结构元素与原始混合信号的腐蚀运算的下一个结果, 将模板元素左移一位, 最后一位保存刚刚计算出的腐蚀运算结果, 应用更改后的模板元素与结构元素进行膨胀运算, 实现混合信号的下一个数据的开运算。

第三步, 重复第二步, 直到计算出原始混合信号的第 446 个(450-width+1)开运算的结果。因为原始混合信号的最后 4 个数据无法计算腐蚀运算, 因此在此将其赋值为原始混合信号的相应位置的值。

第四步, 将原始信号与开运算所得到的结果信号作差, 即得到脉搏波信号。

2.4 快速滤波算法的改进实现

从之前的形态滤波的实现中, 得到如下启发: 因为针对血压信号, 结构元素幅度为 0, 所以所谓的腐蚀运算可简化为比较此元素与其后 4 个(width-1)元素, 选此 5 个数据中的最小值。膨胀运算可简化为比较此元素与其前 4 个元素, 选此 5 个数据中的最大值。

因此我们的快速算法不需要定义复杂的膨胀运算、腐蚀运算及结构元素, 而只需一个宽度为 5 的模板(model^[5])。

第一步, 模板的初始值保存为原始混合信号的前 5 个数字序列分别与其后 4 个数字序列比较后的最小

值, 如 model^[1]为混合信号的第 1 到 5 个数字序列比较后的最小值, model^[2]为混合信号的第 2 到 6 个数字序列比较后的最小值, 依此类推。滤波后的第 5 个血压信号为模板的 5 个元素的最大值, 前 4 个血压数字信号仍为原始混合信号。

第二步, 将模板左移一位, 模板最后一位保存未滤波的第一个混合信号与其后 4 个信号比较后的最小值, 模板的 5 个元素最大值即为下一个滤波得到的血压信号。

第三步, 重复第二步, 直到滤波得到所有血压信号, 注意最后四个血压信号仍为原始混合信号。

第四步, 将原始混合信号与滤波得到的血压信号做差, 即得到脉搏波信号。

不难发现此算法简化了程序设计, 提高了程序的实时运行速度。应用此算法, 用 matlab 仿真, 得到如下效果图: 可看出滤波后得到脉搏波的包络近似抛物线形状, 符合滤波设计需求。

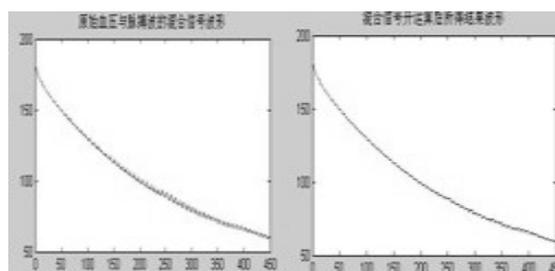


图2 滤波前混合信号与滤波后血压信号图

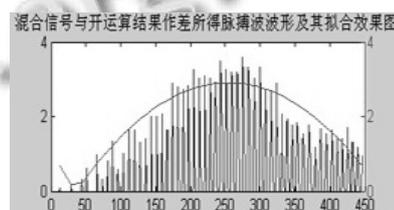


图3 滤波得到的脉搏波

3 收缩压、舒张压的判定算法

基于示波法测量收缩压、舒张压的方法大致分为波形特征法和幅度系数法^[5]。波形特征法是通过判断脉搏波包络线的拐点来判断收缩压、舒张压, 由于其包络拐点不明确而很少采用。幅度系数法是包括归一化比例系数法和 S 判别法^[6]。归一化比例系数法规定收缩压、舒张压对应的脉搏波峰幅值与最大脉搏波波峰成一定的比例系数, 分别为 ks、kd, 此方法的难点

是比例系数 k_s 、 k_d 随个体的差异较大。S 判别法认为：对脉搏波最大波峰 A_m 对应的脉搏波进行积分，再除以脉搏周期，得 A_s ，最大波峰 A_m 左边，波动幅度为 A_s 的脉搏波峰值对应的袖带压定为收缩压，最大波峰 A_m 右边，波动幅度为 $(A_m - A_s)$ 的脉搏波峰值对应的袖带压定为舒张压。经验证以上算法在满足 AAMI 测量标准的前提下，均会存在一些误差。

因此我们提出一种改进算法。考虑到个体差异导致特征系数 k_s 、 k_d 难以确定，我们选用 S 判别法。在兼顾 S 判别理论的基础上，加入较易实现的波形特征法——差分比值法。

所谓差分比值法^[7]，就是记录脉搏波峰 $peak(i)$ 的与其相邻峰值 $peak(i-1)$ 的相对差值 $rd = [peak(i) - peak(i-1)] / peak(i-1)$ ，选此相对差值最大的点为脉搏波的波形特征点。单纯依靠此波形特征法，易于实现，但它的的一个缺点是在脉搏波峰值很小时，峰值相对误差 rd 会偏大，导致收缩压的判定偏高，舒张压的判定偏低。

因此我们实现将 S 判别理论与差分比值法结合。具体测量方法如下：以收缩压判定算法为例（舒张压判定算法与此类似），按 S 判别法确定收缩压特征峰值后，选特征峰值附近五个峰值，分别计算其与相邻峰值的差分比值，选此比值最大的峰值对应的袖带压为收缩压。具体流程图如下图 4：

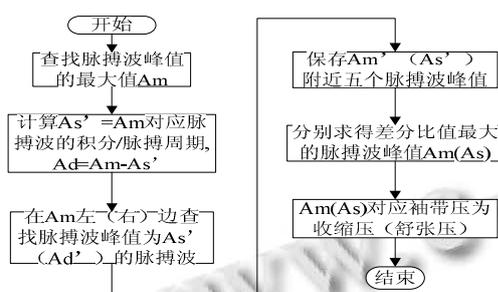


图 4 收缩压舒张压判定流程图

4 结语

应用以上介绍的形态学滤波的改进算法，在准确提取脉搏波包络的基础上，简化了程序的设计思想，加快了程序执行的速度。

在 S 判别法的基础上，加入差分比值法的设计思想，充分考虑了个体脉搏波的波形特征的差异性，有效的克服了单纯的归一化比例系数法个体适应性差的缺点。

将此算法应用到本实验室设计开发的血压测试仪中，通过血压模拟仪验证，结果显示其较单纯的归一化比例系数法，其准确性及重复性都得到很大提高。对血压的准确测量，具有较大的参考价值。

参考文献

- 1 全晓丽.心血管动力学参数检测方法的研究.重庆:重庆大学,2006.
- 2 张建成,新杰.形态滤波在实时信号处理中应用的研究.传感技术学报,2007,20(4):828-831.
- 3 孙圣和,春晖.一种噪声污染的心电信号形态滤波方法.仪器仪表学报,1998,19(1):76-79.
- 4 王宏.无创血压测量中若干关键技术问题的研究及仪器设计.天津:天津大学精仪学院,2006.
- 5 许怀湘,房兴业,许志.采用示波原理间接测量血压方法的进展.航天医学与医学工程,2000,13(3):231-234.
- 6 Sapinski. Standard algorithm for blood pressure measurement by sphygmo-oscillographic method. Medical and Biological Engineering and Computing, 1996:82-83.
- 7 全晓莉,何为,张维维.利用示波法原理测量血压的一种新方法.航天医学与医学工程,2006,19(1):71-73.

(上接第 157 页)

- 3 周锦程,王丹,余泉,等.基于领域工程的构件化可扩展管理信息系统.计算机系统应用,2010,19(12):34-38.
- 4 庄晋林,布辉.基于领域分析的工程项目管理应用框架研究.人民黄河,2010,32(11):1-6.
- 5 胡阔见,魏长江.基于构件的领域工程实现.计算机工程与科学,2008,30(4):92-94.
- 6 梁海华,朱淼良.一种用于多 Agent 系统的领域工程方法.计

算机工程,2008,34(11):64-68.

- 7 邹津,赵晓峰,梁婷婷,等.基于领域工程的特种作战指挥系统建模研究.无线电工程,2009,39(10):5-7.
- 8 宋旭东,杨莉国.基于领域工程的应急决策支持系统.大连交通大学学报,2009,30(5):82-84.
- 9 宋旭东,杨莉国.基于领域工程的社区信息化系统构件开发方法研究.计算机工程与设计,2009,30(8):1938-1940.