

## 基于压力波的人体脉搏波传播速度无创检测研究

李 婷 虞 钢\*

(中国科学院力学研究所,北京 100080)

**摘 要:** 脉搏波传播速度的变化往往是血管弹性程度发生变化的最早体征,因此脉搏波速度的检测对动脉硬化等疾病的诊断有较高的参考价值,其检测精度主要取决于波速参考点的提取算法。在分析实际采集的脉搏压力波信号特征的基础上,对波峰、波足等特征点进行了识别,并提出了一种根据脉搏波前沿内斜率最大值点的个数和位置确定唯一波速参考点的新算法。临床实验证明,新方法能够有效地提取脉搏波速度,有助于动脉血管弹性程度的辅助诊断。

**关键词:** 脉搏波速度;波速参考点;波速分析

### Research of Method for Pulse Wave Velocity Analysis Based on Pressure Wave Detection

LI Ting, YU Gang\*

(Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080)

**Abstract:** Pulse wave velocity (PWV) is a prominent marker of arterial stiffness and is an valuable factor to diagnose arteriosclerosis. The precision of the PWV detection is determined by the PWV reference point extraction algorithm. In this work the wave peaks and feet were distinguished after the wave characters were investigated in detail. A new algorithm determining the unique PWV reference point by the number and positions of current maximum gradient points was proposed. Experimental results showed that the presented algorithm could be used to calculate the PWV accurately and it is proved to be a good assistant method to assess blood vessel stiffness.

**Key words:** pulse wave velocity; PWV reference point; PWV analysis

中图分类号 R318.04; 文献标识码 A 文章编号 0258-8021(2007)03-0321-05

## 引言

在心血管系统中,心脏周期性射血引起的血液压力脉动和血管壁振动在动脉血管系中的传播称为脉搏波在动脉中的传播。人体脉搏波传播速度(PWV)的大小在很大程度上依赖于血管的物理特性和几何特性,特别是与动脉血管壁的弹性特性密切相关<sup>[1]</sup>。研究发现,血管弹性程度越好,PWV 越小,随着年龄的增长或其他原因引起动脉硬化时,动脉管壁发生的变异将使其弹性模量增大,从而使 PWV 增大<sup>[2,3]</sup>,与舒张压和收缩压相比,PWV 与心血管病发病率和死亡率的相关性更大<sup>[4]</sup>。因此,PWV 在心

血管系统评价中得到了广泛的应用,目前已经成为评价动脉血管弹性程度的重要标准。

二十世纪 20 年代以来,国际上在 PWV 检测方面做了大量的研究,并有相应的产品问世<sup>[5]</sup>,国内在这方面的研究工作还比较少。目前,国际上检测 PWV 的方法主要分为基于压力波的检测方法、基于超声多普勒的检测方法和基于核磁共振的检测方法。超声法和核磁共振法的计算量大,仪器成本高;基于压力波的检测方法计算量少,仪器成本相对较低,其检测精度取决于波速参考点的选择和提取。

在基于压力波的检测中,一般以每个波的起始点或斜率最大值点作为波速参考点。事实上,对于

收稿日期:2006-07-03,修回日期:2007-04-12。

\*通讯作者。 E-mail: gyu@imech.ac.cn

一些皮肤松弛的老年人,波形起始点往往容易被前一舒张期末的噪声淹没而不易提取;另外,对应于一个脉搏波通常有多个斜率最大值点,波速参考点只需要一个,而相关文献中并没有提到如何得到最终参考点。针对这个问题,本研究提出了一种在脉搏波前沿升支中由斜率最大值点的个数和位置确定惟一波速参考点的算法,实验证明,该算法抗干扰能力强,稳定性好。

## 1 脉搏信号检测平台

在临床上,通常采集人体某些骨骼附近体表动脉处的脉搏波,如桡动脉、颈动脉、踝动脉等,主要由于这些部位容易暴露、组织结构好(表层皮肤和肌肉都较薄,血管下方为坚硬的骨头,检测时血管不易滑动,因此容易得到精确的脉搏信号。

为实现脉搏信号的检测,自行研制了脉搏信号检测平台,其结构见图1。

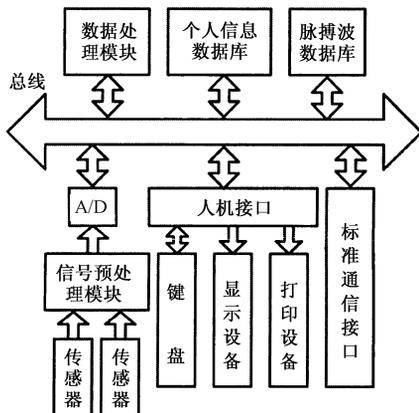


图1 脉搏信号检测平台结构图

Fig.1 The framework of the pulse wave detection system

脉搏信号检测平台由生理压力传感器、信号预处理电路、A/D转换电路、人机接口、标准通信接口、数据处理模块和数据构成。其工作原理如下:压力传感器同时采集两路脉搏信号,放大,滤波,模数转换后由标准通信接口送往计算机,计算机实现脉搏信号和患者基本信息的数据存储,并通过键盘、鼠标、显示设备和打印设备实现人机交互,计算机内配有相应的脉搏分析软件系统,实现数据的处理。采集到的脉搏信号见图2。

## 2 脉搏波传播速度分析

脉搏波速度PWV定义为两脉搏测量点间的体表距离 $x$ 与脉搏传播时间 $t$ 的比值,即

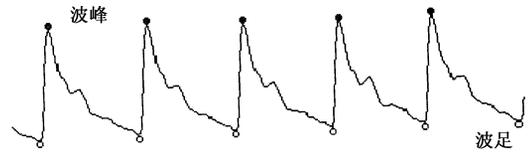


图2 采集得到的脉搏信号

Fig.2 The pulse wave detected

$$PWV = \frac{x}{t} \quad (1)$$

计算脉搏速度的关键在于脉搏波传播时间 $t$ 的计算。同时测得的相隔一定距离的两路脉搏波对应参考点间的时间差即为脉搏波的传播时间 $t$ 。

### 2.1 波速参考点提取

提取波速参考点前,首先对采集到的脉搏信号进行中值滤波,滤除信号中的脉冲干扰,然后提取每个脉搏波的波峰点和波足点(如图2所示),将波速参考点的搜索范围限定在波足和波峰之间,即波形的前沿升支范围内,最后根据该段信号中斜率最大值点的个数和位置确定最终波速参考点。

#### 2.1.1 中值滤波

信号中的脉冲干扰极易被识别为斜率最大值点,而中值滤波可以有效地抑止脉冲噪声。因此,在识别波形特征点前,首先对信号进行中值滤波。在每1.5ms采样一次的情况下,滤波器长度取11,即将每个数据点的值用其对称邻域内11个点中小居于中间的值代替。

#### 2.1.2 波峰点提取

统计分析采集到的脉搏波信号发现,虽然每个脉搏波的波峰值大小并不相同,但它们总是在一个范围内波动的,波动范围基本不会超过最大波形高度的0.3倍,因此可以认为波峰是在整段波形的最大值附近、大于其领域内所有点的点。通过对大量脉搏波测量数据的分析,认为把此邻域长度定义为90个数据点可以有效地抑制波值附近的小波动,准确地识别波峰点。假设采集到的脉搏波为数字信号序列 $P[j]$ ,其中 $j \in [0, N]$ ,则实际波峰 $P[j_p]$ 的判定条件为

$$\begin{cases} (\max\{P[j]\} - P[j_p]) \\ P[j_p] - P[j], j \in [j_p - 45, j_p + 45] \end{cases} \quad (2)$$

式中, $\max\{P[j]\} - \min\{P[j]\} \times 0.3$ 为波峰点所在位置。

信号序列的最大值 $\max\{P[j]\}$ 和最小值 $\min\{P[j]\}$ 通过搜索比较整个序列中的所有信号点获得。

### 2.1.3 波足点提取

从统计分析采集到的脉搏波信号发现,虽然每个脉搏波的波足值大小并不相同,但它们总是在一个范围内波动的,波动范围基本不会超过最大波形高度的 0.3 倍,因此可以认为波足是在整段波形的最小值附近、小于其领域内所有点的点。通过对大量脉搏波测量数据的分析,认为把此领域长度定义为 90 个数据点可以有效地抑制波足附近的小波动,准确地识别波足点。假设采集到的脉搏波为数字信号序列  $P[j]$ ,其中  $j \in [0, N]$ ,则实际波足  $P[j_i]$  的判定条件为

$$\begin{cases} (P[j_i] - \min\{P[j]\}) \\ P[j_i] \leq P[j], j \in [j_i - 45, j_i + 45] \end{cases} \quad (3)$$

式中,  $\min\{P[j]\} = (\max\{P[j]\} - \min\{P[j]\}) \times 0.3$ ,  $j_i$  为波足点所在位置。

在具体实现上,可以利用特征点之间的关系,简化计算。考虑到同一个脉搏波的波足一定出现在波峰的前部,而波峰识别先于波足识别,因此在识别波足时可以利用已经识别所得的波峰,从波峰点开始,向前搜索,将搜索得到的第一个满足波足条件的数据点确定为波足点。利用波峰辅助搜索波足算法的时间仅为不利用波峰直接搜索波形算法的 1/3。

### 2.1.4 波速参考点确定

斜率最大值点的范围限定在脉搏波的前沿升支范围内,因此对于每一个脉搏波只需从波足和波峰之间的数据点中搜索斜率最大的点即可。在实际判定中,第  $i$  个脉搏波上升沿中斜率最大值点  $P[j_{\max,s_i}]$  的判定准则为

$$P[j_{\max,s_i}] - P[j_{\max,s_i} + 1] = \max\{P[j] - P[j + 1]\} \quad j \in [j_i, j_{p_i}] \quad (4)$$

式中,  $j_{\max,s_i}$  为第  $i$  个脉搏波上升沿中斜率最大值点的位置,  $j_i$  为第  $i$  个脉搏波的波足位置,  $j_{p_i}$  为第  $i$  个脉搏波的波峰位置。

实际提取所得每个脉搏波上升沿中斜率最大值点一般有几个到十几个,而计算脉搏波速度的参考点只需一个,必须根据已提取的多个斜率最大值点,最终确定一个惟一的波速参考点。若以  $j_{\max,s_i}[1]$ ,  $j_{\max,s_i}[2]$ , ...,  $j_{\max,s_i}[n]$  表示第  $i$  个脉搏波上升沿内斜率最大值点的位置,  $j_{\max,s_i}[k]$  表示其中第  $k$  个斜率最大值点的位置,  $k \in [1, n]$ , 确定最终参考点的具体做法是:

当  $n \leq 8$  时,以数据序列的位置重心  $\bar{j}_{\max,s_i} = \frac{1}{n}$

$\sum_{k=1}^n j_{\max,s_i}[k]$  作为最终参考点位置;

当  $n > 8$  时,采用拉依达判定准则确定最终参考点位置。

(1) 计算  $j_{\max,s_i}[1], j_{\max,s_i}[2], \dots, j_{\max,s_i}[n]$  的平均值

$$\bar{j}_{\max,s_i} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n j_{\max,s_i}[k] \quad (5)$$

(2) 计算各点与平均位置点偏差的绝对值

$$p_i[k] = \left| \bar{j}_{\max,s_i} - j_{\max,s_i}[k] \right| \quad (6)$$

(3) 计算  $j_{\max,s_i}[1], j_{\max,s_i}[2], \dots, j_{\max,s_i}[n]$  序列的标准偏差

$$s_i = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n \left( \bar{j}_{\max,s_i} - j_{\max,s_i}[k] \right)^2}{n(n-1)}} \quad (7)$$

(4) 剔除偏差过大的点

若测量数据的误差符合正态分布,则数据落入  $p_i[k] \leq 2s_i$  范围的概率为 95.4%,因此可以认为超出此范围的点误差过大,应去除。具体作法为:若  $p_i[k] > 2s_i$ , 去除  $j_{\max,s_i}[k]$ , 回到第一步重新计算,直到剩下的所有数据点满足  $p_i[k] \leq 2s_i$  为止。

(5) 将最终  $\bar{j}_{\max,s_i}$  值作为参考点的位置

## 2.2 脉搏速度分析

对于同时测得的两路脉搏波信号,若第一路脉搏波中完整波形的个数为  $n_1$ ,第二路脉搏中完整波形的个数为  $n_2$ ,两路波形中每一对完整脉搏波都对应着一个时间差,因此对应于完整波形对的时间差个数为  $n = \min(n_1, n_2)$ ,实际测得的这  $n$  个时间差并不相同,而真实的脉搏波传播时间只有一个。这些测量值只是真实传播时间的一个反映,它们受到被测者情绪或者肌肉和血管的当时状态的影响而产生波动。考虑到它们中的大部分只是在一个小范围内波动,只是偶尔有一些波动较大的时间差,因此对这  $n$  个时间差进行处理,去掉误差较大的值,最终得到一个最接近真实脉搏传播时间的值。

若第一对脉搏波的时间差为  $t_1$ ,第二对脉搏波的时间差为  $t_2, \dots$ ,第  $n$  对脉搏波的时间差为  $t_n$ ,最终  $t$  的确定方式如下:

(1) 求序列  $t_1, t_2, \dots, t_n$  的平均值  $t$

$$t = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n t_i \quad (8)$$

(2) 求序列中每个时间差  $t_i$  对于均值  $t$  的偏差的绝对值

$$p[i] = |t_i - t| \quad (9)$$

(3) 求序列  $t_1, t_2, \dots, t_n$  的标准偏差  $t$

$$t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (t - t[i])^2}{n(n-1)}} \quad (10)$$

(4) 剔除误差较大的时间差

若  $|p[i]| > 2t$ , 则认为偏差过大, 剔除  $t_i$ , 回到第一步重新计算

若  $|p[i]| \leq 2t$ , 则进入下一步。

(5) 确定最终的  $t_f$

若最终剩余时间差序列为  $t_1, t_2, \dots, t_m$ , 则

$$t_f = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m t_i - t_d \quad (11)$$

式中,  $t_d$  为两路信号通过系统的延迟时间差。

### 3 实验验证

目前, 医学上对于脉搏波速度并没有一个统一的定义, 不同检测方法对脉搏波速度的定义和算法各不相同, 使得目前市面上各种仪器测得的脉搏波速度之间可比性不大。在这种情况下, 稳定性和测量的可重复性便成为了评价检测方法的重要指标。为验证本研究提出的检测方法对 PWV 检测的可重复性, 进行了可重复性实验。实验对象为 166 个志愿者, 其中男 84 人, 女 82 人, 在相同的实验条件下对每个样本进行 4 次 PWV 测量。实验证明, 即使波足特征不明显, 通过本方法也可以很好地提取波速参考点, 并不影响 PWV 的计算精度。

定义 4 次测量值的标准偏差与均值之比为偏差率, 越小说明测量的可重复性越好。对实验结果的偏差率进行了统计分析, 分为三个年龄组:

(1) 20~59 岁年龄组, 共 46 人, 其中男 19 人, 女 27 人;

(2) 60~69 岁年龄组, 共 56 人, 其中男 29 人, 女 27 人;

(3) 70~89 岁年龄组, 共 64 人, 其中男 36 人, 女 28 人。

各年龄组 PWV 偏差率的具体分布情况见图 3~图 5, 总体偏差率的分布见图 6。

从检测结果(图 3~图 5)可以看出, 各年龄组 PWV 检测的偏差率分布趋势相同, 主要分布在 0.03 以下, 其次是 0.03~0.05; 从总体检测情况来看, PWV 测量的总体偏差率主要分布在 0.03 以下, 偏

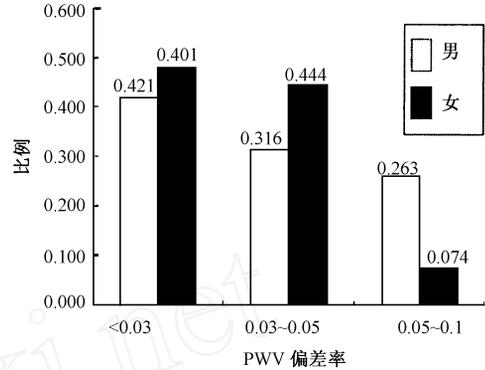


图 3 PWV 检测偏差率分布(20~59 岁年龄组)  
Fig. 3 The distribution of PWV deviation ratio(20~59 age group)

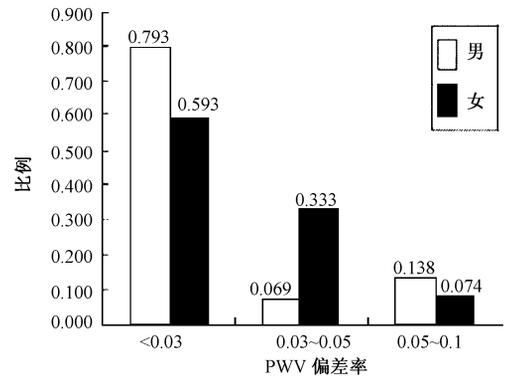


图 4 PWV 检测偏差率分布(60~80 岁年龄组)  
Fig. 4 The distribution of PWV deviation ratio(60~69 age group)

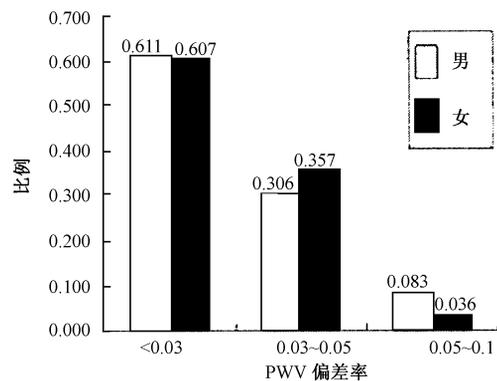


图 5 PWV 检测偏差率分布(70~89 岁年龄组)  
Fig. 5 The distribution of PWV deviation ratio(70~89 age group)

差率在 0.05 以下的样本数约占总样本数的 90%。由于人体是一个相当复杂的时变系统, 不同时刻测得的 PWV 值不仅与血管壁本身的物理性质有关, 还与被测者当时的情绪以及血管壁周围组织、神经、肌肉的状态有关, 这使得 PWV 不是一成不变, 而是在

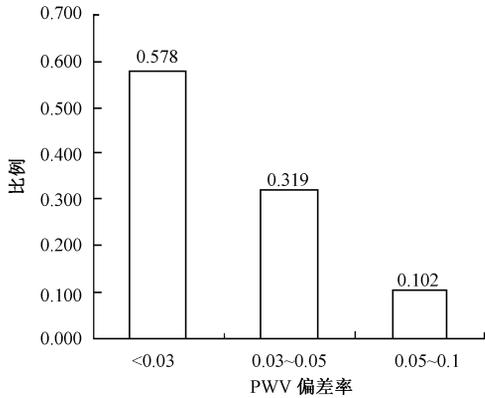


图 6 PWV 检测的总体偏差率分布(男 84 人,女 82 人)

Fig. 6 The total distribution of PWV deviation ratio(84 men and 82 women)

一个小范围内波动,因此,本方法对 PWV 的检测结果比较真实地反映了血管的弹性程度,且检测的可重复性基本满足临床检测的要求。

### 4 结论

PWV 是评价血管弹性程度的重要指标,本研究提出了根据脉搏波前沿升支内斜率最大值点的个数和位置确定惟一波速参考点的算法。实验证明,该

算法在波足特征不明显的情况下也能很好地确定惟一波速参考点,PWV 计算结果能够反映血管的弹性程度,基本满足临床检测的需要。

### 参考文献

[ 1 ] 柳兆荣,李惜惜.血液动力学原理和方法[M].上海:复旦大学出版社,1997. 179 - 180.

[ 2 ] John KI, Li Ying zhu, Dorene O 'Hara. High pulse wave velocity in hypertensives are associated with increased vascular stiffness and wave reflections[J]. AJH, 1998, **11** (4) :161A.

[ 3 ] Womersley J. Mathematical theory of oscillating flow in an elastic tube[J]. J Physiol, 1955, **127**(2) :37 - 8p.

[ 4 ] Tine WH, Joergen J, Susanne R, et al. Pulse wave velocity and cardiovascular disease in a general population[J]. AJH, 2005, **18** (5) :A14.

[ 5 ] Barnes W, Smith D, Levy J, et al. Non-invasive characterization of arterial system function[J]. AJH, 2004, **17**(5) :S56.

[ 6 ] Pressman G, Newgard P. A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1963, **10**(4) :73 - 81.

[ 7 ] Kanda T, Nakamura E, Moritani T, et al. Arterial pulse wave velocity and risk factors for peripheral vascular disease [J]. Eur J Appl Physiol, 2000, **82**(1 - 2) :1 - 7.