

# 基于 Photoplethysmography 和弹性常数的动脉弹性检测方法<sup>\*</sup>

季 忠<sup>1</sup>, 胡锐兴<sup>1,2</sup>

(1. 重庆大学生物工程学院 重庆, 400030) (2. 中国电子科技集团公司第四十四研究所 重庆, 400060)

**摘要** 针对目前无创动脉弹性检测存在检测费时, 操作不便的问题, 研究一种基于光电容积脉搏波描记法 (photoplethysmography, 简称 PPG) 和弹性常数评估糖尿病患者动脉弹性的检测方法。依据动脉径向振动的压力波方程和弹簧常数模型推导出评估动脉弹性的弹性常数, 研究弹性常数与臂踝脉搏波传播速度 (brachial ankle pulse wave velocity, 简称 baPWV) 的相关性。统计分析结果表明, 基于 PPG 和桡动脉脉搏的弹性常数具有明显的相关关系 ( $p < 0.001, r = 0.85$ )。baPWV 和基于 PPG 的弹性常数具有明显的负相关关系 ( $p < 0.001, r = -0.701$ ); 多元回归分析同样表示两者明显相关。此外, 用  $t$  检验研究实验组和对照组之间弹性常数的差异;  $P < 0.05$  表明两组之间的差异有统计学意义。基于 PPG 的弹性常数法可以有效区分实验组和对照组的动脉弹性特征, 是一种快速、有效的动脉弹性检测方法。

**关键词** 动脉弹性; 光电容积脉搏波描记法; 弹性常数; 臂踝脉搏波传播速度; 糖尿病患者

**中图分类号** R318.6; R-331

## 1 问题的引出

心血管疾病严重威胁着人类健康, 动脉弹性降低在心血管疾病的发生发展中起着重要作用<sup>[1]</sup>。脉搏波传播速度 (PWV) 是目前评估动脉血管弹性的经典指标<sup>[2]</sup>, 其中 baPWV 反映大动脉和中动脉弹性, 但它是一种间接评估动脉弹性的方法, 结果准确性受很多因素影响, 目前国际上还没有关于 PWV 的统一评价准则<sup>[3]</sup>。

弹性常数法是一种直接评估外周动脉弹性的方法。基于动脉壁弹性结构, 外周动脉壁的径向振动被模拟为弹性弹簧, 根据线性关系和胡克定律, 弹簧系数作为弹簧的特征参数表示弹簧的弹性程度, 用弹性常数模拟表示动脉的弹性功能, 一个较低的弹性常数可能意味着动脉弹性的降低。这个推断已经被证实<sup>[4]</sup>。

PPG 可以用来记录血液容积的脉动性, 指端血液容积的脉动性变化反映出心搏功能、血液流动、外周血管和微循环等诸多心血管的重要信息, 这些信息与动脉壁的振动密切相关。PPG 已应用于不同临床生理参数的监控, 如血氧饱和度、心输出量、呼吸、生命体征、睡眠、心律和自主功能等<sup>[5]</sup>。

长期糖尿病患者需要一种方便、有效的手段来监测动脉弹性功能, 一些非侵入性诊断方式, 如计算机断层扫描 (CT)、磁共振成像 (MRI) 和数字减影血管造影, 虽然可以提供关于动脉结构和功能更准确的信息, 但不适合糖尿病人早期动脉弹性检测。与 baPWV 和基于桡动脉的弹性常数法比较, 如表 1 所示, 基于 PPG 的弹性常数法测量方便, 耗时短, 成本低, PPG 波形可快速评估外周动脉弹性。因此, 笔者探索一种快速、有效的基于 PPG 和弹性常数的动脉弹性检测方法。

表 1 3 种动脉弹性检测方法比较

Tab. 1 The comparison of three kinds of methods for detecting arterial elasticity

内容	baPWV	基于桡动脉的弹性常数法	基于 PPG 的弹性常数法
信号来源	心电信号结合肱动脉脉搏, 踝动脉脉搏	桡动脉脉搏波 (因个体差异, 信号获取位置需在操作中调整)	光电脉搏波
测量时间	较长	中等	短
成本	高	中等	低
方便性	不方便	中等	方便

\* 国家自然科学基金资助项目 (81371713); 中央高校基本科研业务费资助项目 (CQDXWL-2012-127)  
收稿日期: 2013-02-21; 修回日期: 2013-04-09

## 2 弹性常数基本理论

基于血液动力学理论,使用充满黏性液体的弹性薄壁圆管模型模拟人体的血管研究动脉壁振动产生的压力波对血液传播的作用<sup>[6]</sup>。动脉壁振动挤压血液,根据流体连续性方程,血液在压力波的作用下沿轴向方向传播<sup>[7]</sup>,如图1所示,动脉壁径向膨胀的压力波方程可以表示为

$$\frac{\partial^2 p(z,t)}{\partial t^2} + b \frac{\partial p(z,t)}{\partial t} + v_0^2 p(z,t) = V_\infty^2 \frac{\partial^2 p(z,t)}{\partial z^2} \quad (1)$$

其中: $p(z,t)$ 为内部流体压力 $p_i(z,t)$ 和静态条件下流体压力 $p_0(z,t)$ 的径向压力差值; $b$ 与动脉壁的动粘度、径向黏性液体、动脉壁的扩张和收缩有关;特征角频率 $v_0$ 与弹性模量、动脉顺应性、动脉壁厚、附着粘液以及血管半径有关; $V_\infty$ 为高频相速度,与动脉壁切变模量有关<sup>[8]</sup>。

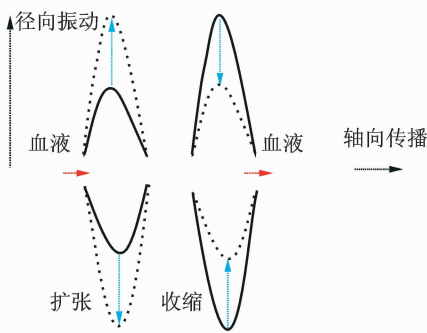


图1 动脉壁扩张(收缩)示意图

Fig. 1 The radial (transverse) vibration of the artery wall

对于固定位置压力波的传播,式(1)可以表示为

$$\frac{d^2 p(t)}{dt^2} + b \frac{dp(t)}{dt} + v_0^2 p(t) = V_\infty^2 \frac{d^2 p(t)}{dz^2} \quad (2)$$

其中: $V_\infty^2 \frac{d^2 p(t)}{dz^2}$ 为动脉弹性腔效应作用的结果<sup>[9]</sup>。

排除因主动脉区域弯曲引起的反射波影响,其余动脉,从主动脉到外周动脉,相对较直,形成的反射波的影响较小,膨胀过程中外周动脉的冲击波主要是由于传播波引起,假定外周动脉传播的压力波表示为

$$p(z,t) = p_0 e^{i(\kappa_p z - \omega t)} \quad (3)$$

其中: $\kappa_p$ 为波形数量; $\omega$ 为角频率。

式(2)可以改写为

$$\frac{d^2 p(t)}{dt^2} + b \frac{dp(t)}{dt} + v_0^2 p(t) = -\kappa_p^2 V_\infty^2 \chi(t) \quad (4)$$

在一个相对小的压力变化范围内,压力与血管

直径之间的关系近似为线性关系,动脉壁径向位移 $\chi(t)$ 与 $p(t)$ 也线性相关<sup>[10]</sup>,对于外周动脉固定位置压力波传播,式(4)表示为

$$\frac{d^2 x(t)}{dt^2} + b \frac{dx(t)}{dt} + v_0^2 x(t) = -\kappa_p^2 V_\infty^2 \chi(t) \quad (5)$$

式(5)类似于描述在外力( $F_w = -\kappa_p^2 V_\infty^2 \chi(t)$ )和阻尼力作用下单位质量弹簧系统,如图2所示,式(5)改写为

$$\frac{d^2 \chi(t)}{dt^2} + b \frac{d\chi(t)}{dt} + \kappa \chi(t) = -\kappa_p^2 V_\infty^2 \chi(t) \quad (6)$$

其中: $\chi(t)$ 为弹簧位移的偏移量,在弹簧模型中,质量为 $m$ 的物体垂直线性地在弹簧系数为 $\kappa$  ( $=v_0^2$ )的理想弹簧上运动。

物理学中,弹性表示物体受外力作用变形后,除去作用力时能恢复原来形状的性质。 $F$ 为施加在弹性体上的力, $\delta$ 为 $F$ 引起的位移。对于一个给定的位移 $\chi(t)$ , $\kappa$ 值越大,恢复力越大,将 $\kappa$ 用于人体动脉壁弹性模型中,评估动脉壁弹性肌肉纤维产生的力的大小,可以反映出动脉弹性。假定图2中质量块,杆以及阻尼叶片质量忽略不计,随着叶片上下移动,黏性液体也就是血液表现出阻尼力,机械能转化为热能。如果叶片转动较慢,假定阻尼力与速度成比例,则有 $F_w = -b v = -b \frac{d\chi}{dt}$ , $b$ 为阻尼常数,弹簧的回复力 $F_\kappa = -\kappa \chi$ 。假定 $F_w$ 和 $F_\kappa$ 有关的重力忽略不计,外力由弹性腔效应引起,导致轴向方向血液的流动和径向动脉壁扩张。

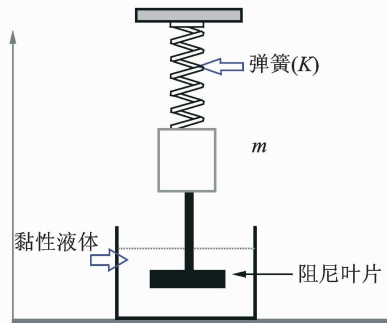


图2 弹簧模型,包括弹簧,质量块和阻尼叶片

Fig. 2 The spring model including a spring, block, and vane (damping force)

图3(a~c)分别为动脉脉搏波形图,波形图的一阶导数,波形图的二阶导数。在主波的峰值点 $c$ 处,阻尼力和由动脉弹性效应引起的外力都为0。式(6)可以简化为

$$\frac{d^2 \chi(t)}{dt^2} = -\kappa \chi(t) \Big|_c \quad (7)$$

动脉壁的弹性常数可以表示为

$$\kappa = \frac{-d^2\chi(t)/dt^2}{\chi(t)} = -\frac{\overline{EF}}{\overline{BD}} = \frac{\overline{EF}}{\overline{BD}} \quad (8)$$

其中: $\kappa$ 为动脉壁的弹性; $\overline{BD}$ 为主波峰值点 C 与平衡位置点 B 的位移,平衡位置点对应于波形一阶导数值最大的点,这一点波速最大; $\overline{EF}$ 为波形二阶导数在点 C 处的振幅。

平衡位置 B 和主波峰值点 C 在计算弹性常数时具有重要意义。

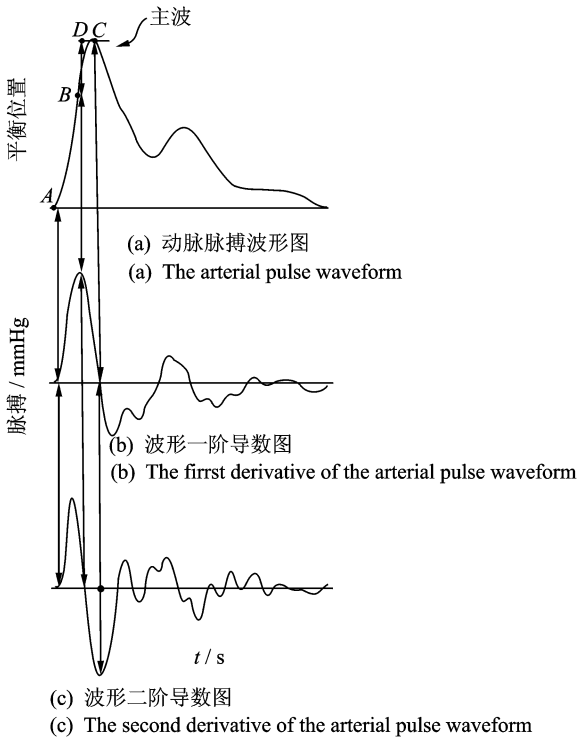


图 3 动脉脉搏波及其导数图

Fig. 3 The arterial pulse waveform and the first and second derivative

### 3 实验

#### 3.1 实验仪器设计

以 Stm32F103 低功耗单片机为核心,设计了一个同步检测桡动脉脉搏信号和 PPG 信号系统,分别采用基于 PVDF(聚偏氟乙烯)压电膜的 HK-2000B 型集成化脉搏传感获取桡动脉脉搏波信号,2HKG-07B 红外光电传感器获取指端容积脉搏波信号,测量示意图和实际测量系统如图 4 所示。

功能模块包括信号采集调理模块,SD 卡数据存储,USB 数据通信模块,TFTLCD 液晶屏(触摸屏),PC 及上位机脉搏分析处理软件。脉搏传感器测量脉搏信号,经过带通滤波和放大及模数转换后传输到处理器中,数据在 SDRAM 中以 txt 格式存



(a) 桡动脉脉搏波和 PPG 信号检测位置示意图  
(a) The detection position of the radial arterial pulse at the PPG of the hand



(b) 实际检测系统  
(b) The practical measurement system

图 4 脉搏波检测

Fig. 4 The measurement system for pulse wave

储,stm32 控制脉搏数据由 USB 传输到上位机脉搏分析软件对脉搏信号分析处理,根据式(8)计算出弹性常数  $\kappa$  值。由于指端容积脉搏波信号的主频不大于 3 Hz,A/D 采样电路的采样频率设在 200 Hz,充分满足脉搏波分析需要。为进一步滤除高频干扰,并保证 A/D 采样电路在 100 Hz 采样时不发生信号混叠,在 A/D 采样电路和放大电路之间加入了频带为 0.1~50 Hz 的带通滤波器。这样既保留了容积脉搏波的主要频谱成分,又阻断了前级放大电路产生的直流电平,保证了采样精度。

在信号采集过程中,由于个体差异,测量桡动脉脉搏波时应适当调整传感器位置来获得最佳波形,也即波幅最大的波形,避免因接触位置不当引起波形的失真,脉搏信号很容易受到干扰而引入高频噪声影响脉搏信号特征点定位。此外,脉搏信号还会受到受试者呼吸和体动的干扰而产生基线漂移,影响后续脉搏信号特征提取及分析工作。因此必须对脉搏信号进行预处理,去除高频噪声和基线漂移,选取连续的 10 个脉搏波形进行研究,过滤掉因肌肉抖动和呼吸等因素干扰引起基线漂移的波形,获取最佳波形分析图如图 5 所示。每个波形计算得到的弹性常数略有不同,为了避免这些误差,在分析中取 5 个波形的弹性常数平均值作为计算结果进行分析。

#### 3.2 实验对象

实验组选取 60 名糖尿病患者,其中男 35 例,女 25 例,年龄在 50~80 岁之间,这些患者应排除有心

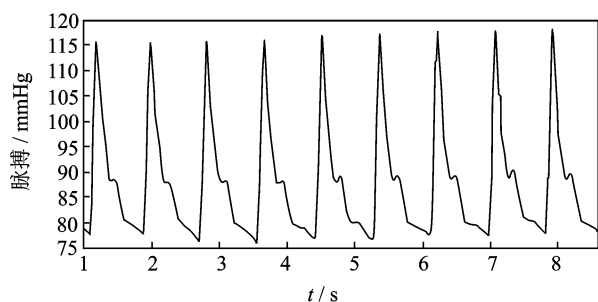


图5 最佳波形分析图

Fig. 5 The optimum pulse wave for analyzing

力衰竭和心律失常(心房纤维性颤动,心房扑动等)病史,这类疾病对PWV测量意义不大。糖尿病的诊断符合美国糖尿病协会(ADA)2002年诊断标准<sup>[12]</sup>。对照组60例,为同期健康体检者,排除高血压、糖尿病、高血脂及冠心病等心血管疾病,其中男33例、女27例,年龄在45~74岁之间。实验组所

表2 实验组和对照组一般情况比较

Tab. 2 The basic characteristic between the experimental group and control group

分组	N	年龄/ 岁	性别 男/女	身高/ cm	体重/ kg	BMI/ (kg·m <sup>-2</sup> )	心率/ bpm	收缩压/ mmHg	舒张压/ mmHg
实验组	60	67.3±7.9 <sup>a</sup>	33/2	166.1±8.2	79.8±10.2	24.7±2.3	74.3±11.3	161±26.7 <sup>a</sup>	97.5±6.4 <sup>a</sup>
对照组	60	55.7±10.9	35/25	165.3±7.52	64.9±10.1	25.3±2.4	73.3±8.8	143.0±22.4	87.0±9.3

BMI: 身体质量指数; 1 mmHg=133.3 Pa; 与对照组比较, a:  $P<0.05$ 。

实验组统计分析表明,基于PPG和桡动脉脉搏波的弹性系数具有明显的相关性( $p<0.001, r=0.85$ ),而PPG信号和桡动脉搏信号的波幅间没有明显的相关关系( $p>0.001, r=0.22$ )。这表明使用PPG信号代替桡动脉搏信号测量外周动脉弹性是可行的。由图6可知,随着baPWV增加,弹性常数减小。通过线性回归可得回归方程式  $y = -76.9x + 1868$ ,  $P<0.001, r = -0.701$  表明弹性

有受试者将接受baPWV,基于PPG和桡动脉脉搏波弹性常数的测量,应用宇峰YF/XGYD-2000动脉硬化检测仪检测实验组受试者baPWV、同时记录四肢血压(SBP、DBP、PP、MAP)以及心率等生理参数,受试者在仰卧休息5 min后接受检测,对照组所有受试者只接受弹性常数的测量。为了避免受试者精神紧张对结果可能造成的干扰,对每位受试者均设定采集2次,取第二次数据为最后结果。

## 4 结果

计量资料以 $\bar{X} \pm s$ 表示,采用SPSS 11.5软件分析。计量资料用Student's *t*检验,相关分析采用Pearson相关,弹性常数值影响因素用多元逐步回归分析; $P<0.05$ 为差别有统计学意义。由表2可见,实验组年龄、血压较对照组高,而性别、BMI、心率、身高及体重差别无统计意义。

常数和baPWV具有明显的负相关关系。因此,笔者用*t*检验分析实验组和对照组弹性常数的差异水平, $p<0.05$ 表明存在显著差异。结果表明与baPWV测量相比,基于PPG的弹性常数方法也可以有效区分正常人和糖尿病患者动脉弹性特征。

表3为实验组受试者基于PPG的弹性常数和临床特征参数之间的多元关系,多元回归分析表明弹性常数与5个临床参数独立相关,校正后 $R^2 = 0.49$ ,标准化回归系数 $\beta$ 体现了多个自变量对因变量的相对作用大小<sup>[11]</sup>,随着年龄、收缩压和baPWV的增加,弹性常数减小,这些结果符合生理特征和之前关于动脉弹性的研究<sup>[12]</sup>,也证实了基于PPG弹性常数模型评估动脉弹性的有效性。

表3 基于PPG的弹性常数和临床特征参数间的多元分析  
Tab. 3 Multivariate analysis between the spring constant computed by PPG and clinical characteristics

变量	$\beta$	<i>P</i>
年龄/岁	-0.521	<0.001
身高/cm	-0.268	不显著
心率/bpm	-0.178	不显著
收缩压/mmHg	-0.435	<0.001
baPWV/(m·s <sup>-1</sup> )	-0.608	<0.001

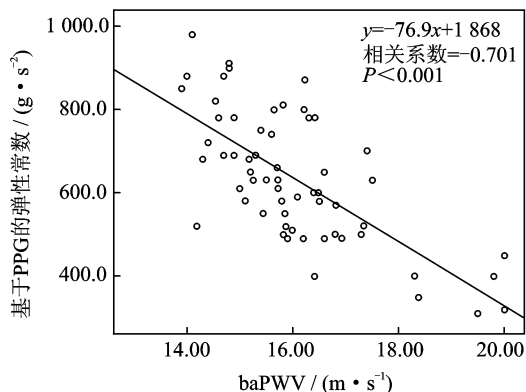


图6 baPWV与基于PPG的弹性常数K的散点图

Fig. 6 Plot of the spring constant of PPG versus baPWV, negative linear trend, and correlation coefficients for the experimental group

## 5 结束语

动脉弹性降低可能引起糖尿病患者的突然死亡如中风或心肌梗塞等<sup>[13]</sup>。研究表明,糖尿病人外周动脉弹性减退可能比中央大动脉更明显<sup>[14]</sup>。因此,及时、有效检测外周动脉弹性将有助于减少心血管并发症的发生风险。基于 PPG 的弹性常数法分析糖尿病患者和健康受试者的动脉弹性表明,糖尿病患者的弹性常数值明显低于健康受试者,且弹性常数与 baPWV 显著相关,在某种程度上,验证了弹性常数法评估动脉弹性的有效性。PPG 信号包含了大量的生理参数信息,若将基于 PPG 的弹性常数法与移动计算、无线传输技术结合,可以组成移动医疗系统<sup>[15]</sup>,这将为心血管疾病患者提供比远程医疗更为方便多样的保健服务。

### 参 考 文 献

- [1] Tsioufis C, Dimitriadis K, Thomopoulos C, et al. Exercise blood pressure response, albuminuria, and arterial stiffness in hypertension[J]. *The American Journal of Medicine*, 2008, 121(10): 894-902.
- [2] Maple-Brown L J, Piers L S, O' Rourke M F, et al. Increased arterial stiffness in remote Indigenous Australians with high risk of cardiovascular disease[J]. *Journal of Hypertension*, 2007, 25(3): 585-591.
- [3] Xu Ying, Wu Yi, Li Jiang, et al. The predictive value of brachial-ankle pulse wave velocity in coronary atherosclerosis and peripheral artery diseases in urban Chinese patients[J]. *Hypertension Research*, 2008, 31(6): 1079-1085.
- [4] Wei Ching-chuan. An innovative method to measure the peripheral arterial elasticity: Spring constant modeling based on the arterial pressure wave with radial vibration[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2011, 39(11): 2695-2705.
- [5] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement[J]. *Physiological Measurement*, 2007, 28(3): R1-R39.
- [6] Lin Wang Y Y, Chao Chungchang, Jun Chengchen, et al. Pressure wave propagation in arteries: a model with radial dilation for simulating the behavior of a real artery[J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1997, 16(1): 51-56.
- [7] Fetis B, Nevo B E, Chen C H, et al. Parametric model derivation of transfer function for noninvasive estimation of aortic pressure[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 1999, 46(6): 698-706.
- [8] Wang Y Y, Lia Wc, Jan M Y, et al. Effect of length on the fundamental resonance frequency of arterial models having radial dilation[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2000, 47(3): 313-318.
- [9] Liu Chuanyi, Wei Chingchuan, Lo Peichen, et al. Variation analysis of sphygmogram to assess cardiovascular system under meditation[J]. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, 2009, 6(1): 107-112.
- [10] VanBavel E, Siersma E P, Spaan J A E. Elasticity of passive blood vessels: a new concept[J]. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 2003, 285(5): 1986-2000.
- [11] Schroeder L D, Sjoquist D L, Stephan P E. Understanding regression analysis[M]. Newbury Park, CA: Sage Publications, 1986: 31-32.
- [12] Yasmin, Brown M J. Similarities and differences between augmentation index and pulse wave velocity in the assessment of arterial stiffness[J]. *QJM-an International Journal of Medicine*, 1999, 92(10): 595-600.
- [13] Aoun S, Blacher J, Safa M E, et al. Diabetes mellitus and renal failure: Effects on large artery stiffness[J]. *Journal of Human Hypertension*, 2001, 15(10): 693-700.
- [14] Jokiniitty J M, Majahalme S K, Kahonen M A, et al. Pulse pressure is the best predictor of future left ventricular mass and change in left ventricular mass: 10 years of followup[J]. *Journal of Hypertension*, 2001, 19(11): 2047-2054.
- [15] Istepanian R S H, Jovanov E, Zhang Yuanting. Guest editorial introduction to the special section on M-health: beyond seamless mobility and global wireless health-care connectivity[J]. *IEEE Transactions on Information Technologies in Biomedicine*, 2004, 8(4): 405-414.



**第一作者简介:**季忠,男,1974年4月生,博士、研究员。主要研究方向为智能测试与诊断、信号处理及创新医疗器械。曾发表《虚拟式流体参量集成测试系统及其实现》(《振动、测试与诊断》2009年第29卷第4期)等论文。

E-mail: jizhong@cqu.edu.cn

