

生理参数变化对中医脉波图影响规律的研究

王学民^{1,2}, 王 玥¹, 陆小左³, 张玉满¹, 宋 鹏¹, 周 鹏^{1,2}

(1. 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072; 2. 天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072;
3. 天津中医药大学中医学院, 天津 300193)

摘 要: 为探索中医脉象的形成与人体循环系统及血管生理参数之间的联系, 在心血管双弹性腔模型基础上, 借助 Simulink 仿真外周阻力、血管顺应性、血液流动惯性变化对脉波图时域特性的影响规律, 并利用中医脉象模拟系统, 通过改变血液粘度、血管弹性、外周阻力及取脉压力, 实测和验证 Simulink 仿真结果, 建立心血管生理参数与理论模型之间的联系。实验结果表明, 血液粘度变化对外周血管阻力有一定影响, 血管弹性与顺应性直接相关, 同时脉诊的取脉过程也会对血液惯性造成影响, 继而改变输出波形。该成果为中医脉诊在动脉硬化、高血粘等疾病早期客观化诊断领域提供了理论支持。

关键词: 中医脉象; 脉波图; 双弹性腔; Simulink 仿真; 脉波图模拟实验; 时域参数

中文引用格式: 王学民, 王 玥, 陆小左, 等. 生理参数变化对中医脉波图影响规律的研究[J]. 计算机工程, 2014, 40(12): 306-311.

英文引用格式: Wang Xuemin, Wang Yue, Lu Xiaozuo, et al. Study on Influence Rules of Traditional Chinese Medicine Pulse Wave Graph with Physiological Parameters Change[J]. Computer Engineering, 2014, 40(12): 306-311.

Study on Influence Rules of Traditional Chinese Medicine Pulse Wave Graph with Physiological Parameters Change

WANG Xuemin^{1,2}, WANG Yue¹, LU Xiaozuo³, ZHANG Yuman¹, SONG Peng¹, ZHOU Peng^{1,2}

(1. School of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2. Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detection Technology and Instrumentation, Tianjin 300072, China;

3. School of Traditional Chinese Medicine, Tianjin University of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 300193, China)

[Abstract] In order to explore the relationship between formation of pulse condition and body's vascular physiological parameters, which is based on models of cardiovascular dual elastic Chambers, this paper takes advantage of Simulink to simulate the influences of peripheral resistance, arterial compliance and the inertia flow of blood on the pulse wave graph's time-domain features. With the traditional Chinese medicine pulse simulation system, a simulation experiment, which changes blood viscosity, vascular elasticity, peripheral resistance and pressure to gain pulse, is further designed to test and verify Simulink results and also establishes a connection between the physiological parameter and the theoretical model. The study shows that the change of blood viscosity has an effect on peripheral resistance and the vascular elasticity is closely related to arterial compliance. Meanwhile, the pulse-taken process has an effect on output waveform which means it is related to the inertia flow of blood. The research results provide theoretical support for TCM early objective diagnosis of diseases such as arteriosclerosis and hyper viscosity of blood.

[Key words] Chinese medical pulse; pulse wave graph; dual elastic chambers; Simulink simulation; simulation experiment of pulse wave graph; time-domain parameter

DOI: 10.3969/j.issn.1000-3428.2014.12.058

1 概述

脉诊是中国传统医学的重要组成部分^[1], 随着

中医客观化进程的不断推进, 专家学者对中医脉象本质及其应用的研究也更加深入。脉象的形成与人体的血液循环有着密切的联系^[2]: 血液以心脏搏动

基金项目: 国家自然科学基金资助项目“中医脉图形成及影响因素研究”(81173202)。

作者简介: 王学民(1961-), 男, 副教授、博士, 主研方向: 人体信息检测, 医学成像技术; 王 玥, 学士; 陆小左, 教授、博士; 张玉满, 学士; 宋 鹏, 助教、硕士; 周 鹏, 副教授、博士。

收稿日期: 2014-02-10

修回日期: 2014-03-09

E-mail: wangyue4873@sina.com

的压力作为动力,在血管内振荡传播,由于传播过程受到血管弹性、血液粘度、外周阻力等多方面的影响,产生周期性扩张与收缩,继而形成脉象^[3]。

可见,脉象可以表征血液循环系统的健康状况^[4]。在目前的中医客观化研究中,多借助传感器采集脉搏波图以记录脉搏搏动的信息^[5]。因此,探索生理参数改变对脉波图的影响,对于动脉硬化、高血粘等疾病的早期诊断有着实际意义。

本文在心血管双弹性腔模型基础上,仿真生理参数变化对中医脉波图的影响规律,并利用中医脉象模拟系统实测和验证 Simulink 的仿真结果。

2 基于双弹性腔模型的脉波图仿真

心血管系统建模的方法有很多^[6],其中,生理参数模型包括弹性管模型和弹性腔模型。前者从人体心血管系统的分布参数性质进行考虑,将动脉血管假设为均匀直管,但由于其认为血液是密度为 ρ 的理想流体,且忽略了血液粘度,因此无法进行实际的验证^[7]。故选用双弹性腔模型作为基础。双弹性腔模型是在 Windkessel 模型基础上,将主动脉及其分支模拟为 2 个单弹性腔相串联^[8]。双弹性腔电路模型如图 1 所示。

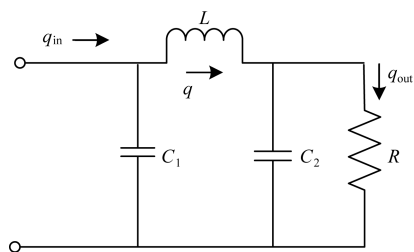


图 1 双弹性腔电路模型

在图 1 中,电容 C_1 和 C_2 分别表征主动脉弓及其主要分支的集总顺应性以及腹主动脉及外周血管总顺应性,电感 L 表征主动脉中的集总血液惯性效应, R 则代表外周血管床的总阻力^[9]。通过推导,得知模型三阶微分方程的表达式为:

$$\frac{d^2 q_{out}}{dt^2} + \frac{1}{RC} \frac{dq_{out}}{dt} + \left(\frac{1}{LC_2} + \frac{1}{LC_1} \right) q_{out} = \frac{1}{LRC_1 C_2} q_{in}$$

其中, C_1, C_2 为代表顺应性的电容容值; L 为表征集总血液惯性的电感值; R 为外周阻力的阻值; q_{in} 表示单位时间内从心脏流入动脉弹性腔的血液流量; q_{out} 表示单位时间内从动脉弹性腔经微动脉与毛细血管流入静脉腔的血液流量^[10]。

利用 Matlab 中的 Simulink 工具箱仿真血液在

血管中振荡波动的状态,以标准的平脉作为输入信号进行仿真,仿真结果如图 2 所示。

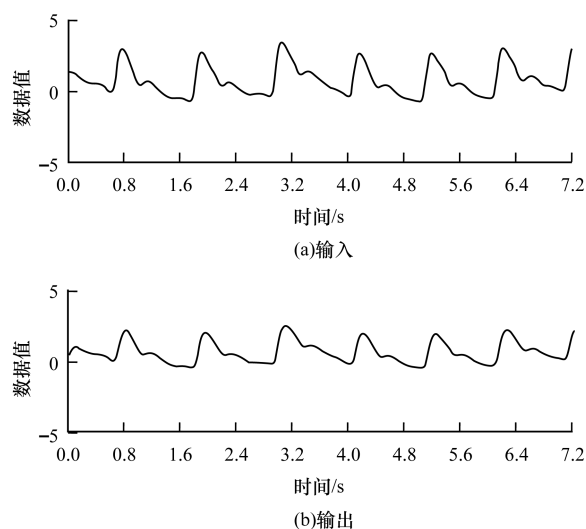


图 2 平脉仿真结果

由仿真结果可以看到,输出波形的整体形态和趋势与输入保持一致,仅有一定的时延,可以用以反映不同参数条件下脉搏波的变化。

为了清晰地反映脉波图输出情况,本文模拟实验中选取了以下与实验密切相关脉波图时域参数进行提取并加以分析^[11]:主波高度 h_1 ,其主要反映的是左心室射血功能和动脉的顺应性(弹性)的好坏;潮波高度 h_3 ,主要与动脉血管的顺应性相关;降中峡高度 h_4 ,反映血管外周阻力状态;重搏波高度 h_5 ,与人体主动脉顺应性相联系;主波升支与基线的夹角,即上升角 α ;主波升支与降支的夹角,即主波角 θ ;阻力系数 h_4/h_1 ,反映了血管弹性与血液粘性;弹性系数 h_5/h_1 ,反映了血管弹性和血流状况。

由于影响脉象信息的变量很多,本文采用单一变量法进行仿真,即在输入端加以标准的平脉信号,改变某一参数取值,观察输出信号的变化。同时,由于受到脉波图模拟实验的仪器限制,即只能更换不同硬度的模拟外周血管,因此没有进行对于表征主动脉顺应性 C_1 变化的仿真。

2.1 R 值的改变

取 $C_1 = 1.05, C_2 = 0.18, L = 0.0105, R$ 值递增,其输出脉象波形对比如图 3 所示。

在模型中, R 反映外周血管床的总阻力,故当 R 逐渐变大时,血管对血液的阻碍作用增大,血液流速降低,血液从心室搏出后的传输距离增加,其衰减程度不断增大。从图 3 可以发现,上升角 α 有变大的趋势,而主波角 θ 逐渐减小,同时主波峰变大。

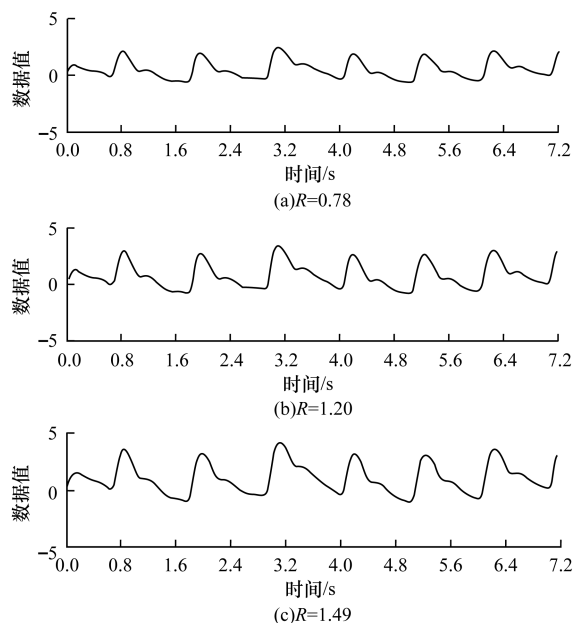


图 3 输出波形比较 1

2.2 C_2 值的改变

取 $C_1 = 1.39$, $L = 0.021$, $R = 1.49$, C_2 值递增, 其波形走势对比如图 4 所示。

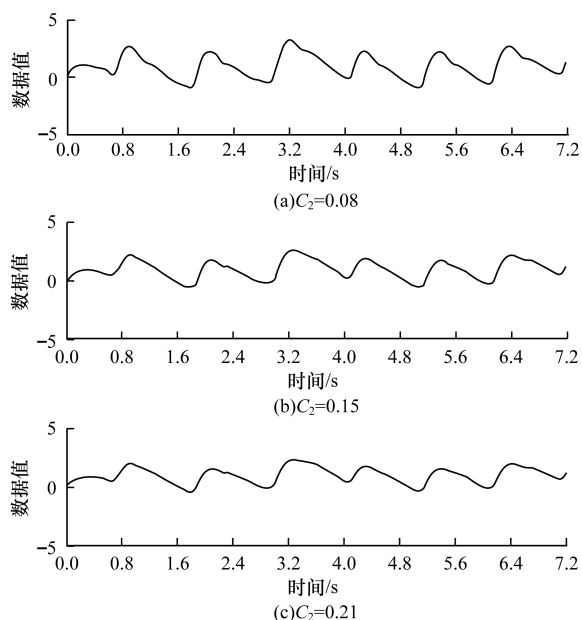


图 4 输出波形比较 2

C_2 标志着腹主动脉及外周血管的总顺应性, 从图 4 可以看出: 顺应性降低, 收缩压有所减小, 即主波峰高度不断降低, 同时重搏波位置提前且与主波不断融合, 严重时甚至超过主波, 主波角 θ 呈增大的趋势。

2.3 L 值的改变

取 $C_1 = 1.05$, $C_2 = 0.18$, $R = 1.20$, L 值递增, 其波形走势对比如图 5 所示。

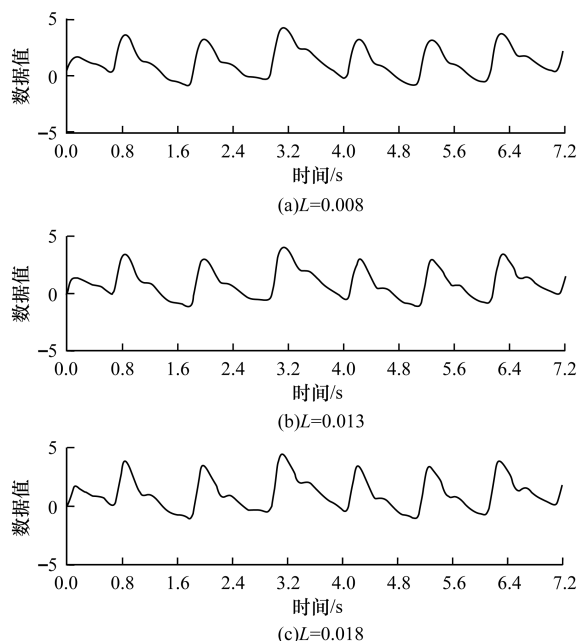


图 5 输出波形比较 3

L 标志着血液流动惯性, L 增大时预示着血管内血液的惯性增大, 即对于血管的冲击力增强。由于 L 的正常范围浮动较小, 为了看到更加清晰的效果, 在仿真的过程中增大取值的梯度。由仿真脉图发现: 当 L 增大时, 主波峰高度 h_1 变大, 同时主波角 θ 变小。

3 脉波图模拟实验验证

本文使用天津大学中医工程实验室研发的中医脉象模拟系统^[12], 通过改变外周阻力、血液粘度、人造脉管硬度和取脉压力 4 个变量模拟人体生理参数的变化, 实验中使用中医脉象综合诊断系统^[13]采集脉波图, 实验同样采用单一变量法进行。

中医脉象模拟系统结构如图 6 所示, 包括油池、机械泵、模拟瓣膜、模拟脉管、人造脉管、外周阻力调节阀、回心调节阀几部分, 其在整体设计上模拟了血液循环系统, 可以通过程序设置产生 26 种脉象。在实验中, 通过调节外周阻力阀和回心调节阀实现外周阻力变化, 通过更换油池中的模拟血液实现血液粘度改变, 通过更换桡动脉脉管达到改变血管硬度的目的。

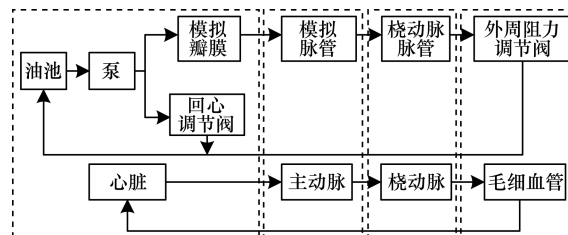


图 6 中医脉象模拟系统结构

实验主要选取平脉、涩脉及滑脉 3 种常见脉象作为模拟系统输出信号。中医脉象综合诊断系统采

样率为 1 024 Hz,采样时间 20 s。

3.1 血液粘度对脉波图的影响

实验调配了 3 种不同粘度的模拟血液进行实验,使用标准粘度计测得粘度 η 分别为 34.5 mpas, 41 mpas 及 55 mpas,3 组输出波形如图 7 所示。时域参数如表 1 所示。

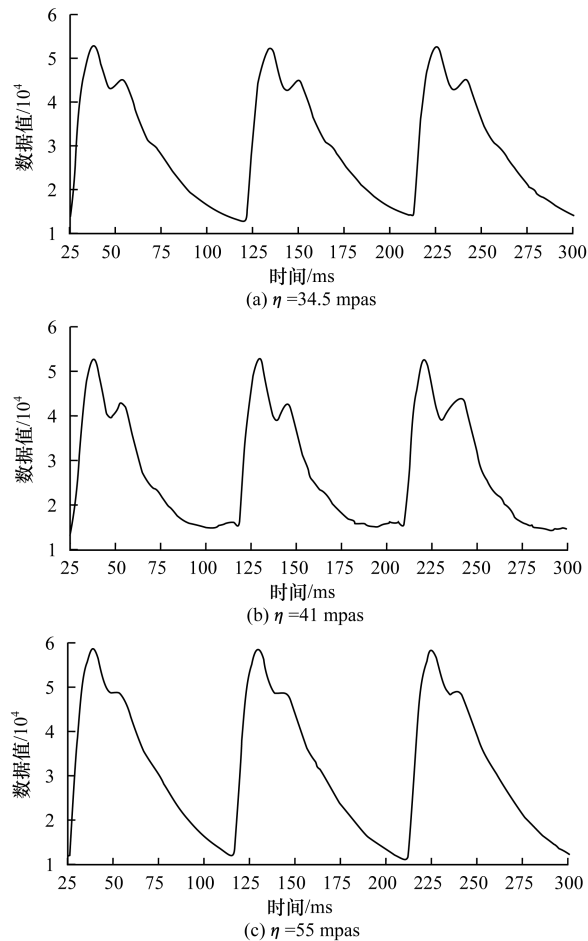


图 7 模拟血液粘度时输出的滑脉波形

表 1 血液粘度改变时的时域参数

项目	$\eta = 34.5 \text{ mpas}$	$\eta = 41 \text{ mpas}$	$\eta = 55 \text{ mpas}$
h_1/mm	13.69	14.34	16.03
h_3/mm	5.57	5.36	8.26
h_4/mm	0.97	1.29	2.65
h_5/mm	3.26	3.44	2.02
$\alpha/(\text{ }^\circ)$	74.90	75.25	76.94
$\theta/(\text{ }^\circ)$	57.04	52.54	55.22
h_4/h_1	0.07	0.09	0.17
h_5/h_1	0.24	0.24	0.13

由图 7 可知,当血液粘度不断增大时,主波峰 h_1 不断升高,同时,上升角 α 有递增的趋势, h_4 增大, h_4/h_1 增大。这与改变 R 外周阻力值的仿真结论一致,说明血液粘度增加会导致外周阻力的变化。粘度不断增大的过程中,降中峡的高度有所增加,上升角增大,预示着外周阻力的增大。

3.2 血管硬度对脉波图的影响

实验选取了 3 种弹性不同的人造脉管,其弹性模量 E (无量纲)利用 instron 拉压试验机测定,分别为 0.298 23,0.772 21 和 1.277 59, E 越大材料刚度越大,即弹性越差。在粘度为 41 mpas 的模拟血液条件下,对应输出的波形如图 8 所示。时域参数如表 2 所示。

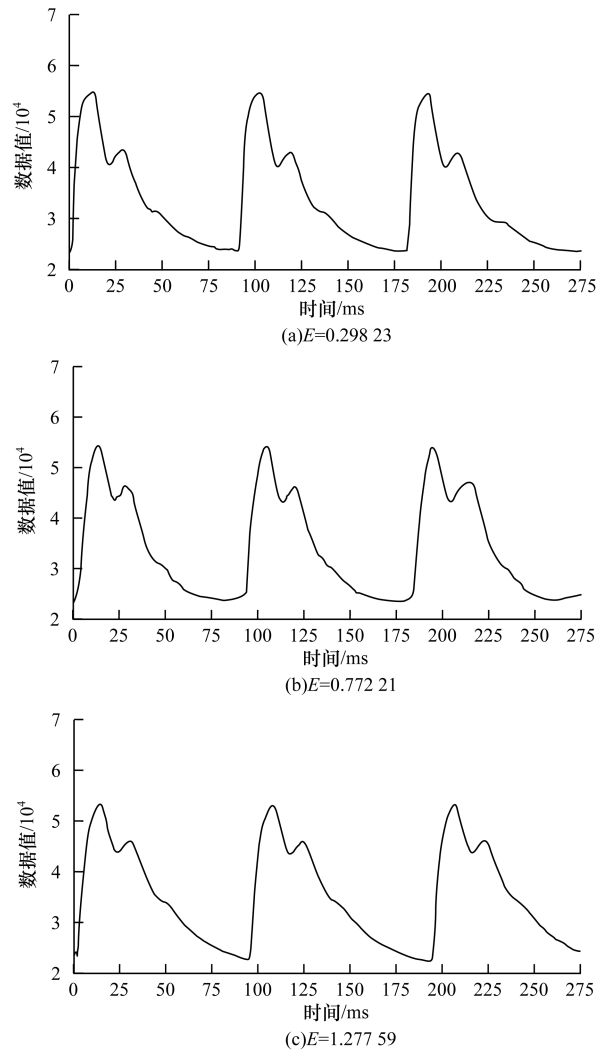


图 8 输出平脉波形 1

表 2 人造脉管弹性改变时的时域参数

项目	$E = 0.298 \ 23$	$E = 0.772 \ 21$	$E = 1.277 \ 59$
h_1/mm	12.71	11.51	6.78
h_3/mm	5.03	8.70	9.39
h_4/mm	7.13	6.24	2.97
h_5/mm	2.20	0.94	0.39
$\alpha/(\text{ }^\circ)$	75.66	75.27	66.83
$\theta/(\text{ }^\circ)$	53.23	52.44	76.76
h_4/h_1	0.56	0.54	0.44
h_5/h_1	0.17	0.08	0.06

由图 8 可知,随着血管弹性不断下降,主波峰 h_1 减小,潮波高度 h_3 上升,同时弹性系数 h_5/h_1 不断减小。这与改变 C_2 腹主动脉及外周血管的总顺应性

的值结论一致,说明桡动脉血管弹性的变化预示着腹主动脉及外周血管顺应性的改变,同时血管弹性的变化可以在脉波图中体现^[14]。

3.3 外周阻力对脉波图的影响

中医脉象模拟系统中有外周阻力调节阀,通过调节此按钮可以增大或减小模拟血液的流通面积。使用 41 mpas 模拟血液和弹性模量为 0.608 38 的人造脉管,调节旋钮,模拟外周阻力增大。输出波形图如图 9 所示,图中可以发现波形的变化趋势与 2.1 节的实验结果类似。时域参数如表 3 所示。

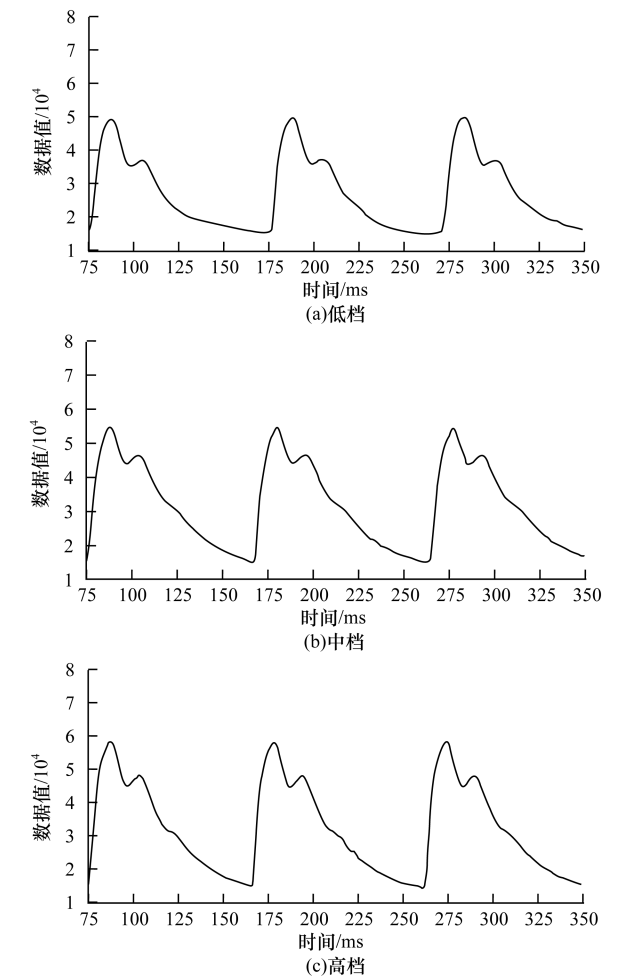


图 9 输出平脉波形 2

表 3 外周阻力改变时的时域参数

项目	低阻	中阻	高阻
h_1/mm	6.78	10.53	13.27
h_3/mm	5.03	7.11	10.29
h_4/mm	2.58	4.63	6.64
h_5/mm	0.88	0.63	0.75
$\alpha/(\text{ }^\circ)$	75.40	70.38	68.52
$\theta/(\text{ }^\circ)$	97.16	76.76	47.95
h_4/h_1	0.38	0.44	0.50
h_5/h_1	0.13	0.06	0.06

由图 9 可知,随着外周阻力不断增强,主波 h_1 、潮波高度 h_3 、降中峡 h_4 有上升趋势,同时 h_4/h_1 有增

大趋势, θ 显著下降。这与改变 R 外周阻力值的变化规律是一致的。

3.4 取脉压力对脉波图的影响

为了控制血液流速,可以在取脉过程中改变压力的大小。故在上述 3 组实验中,使用梯度加压的方法观察输出波形的变化,梯度为 20 gf。以第 2 组实验的结果为例,在不断加压的过程中,41 mpas 下的平脉波形变化如图 10 所示。

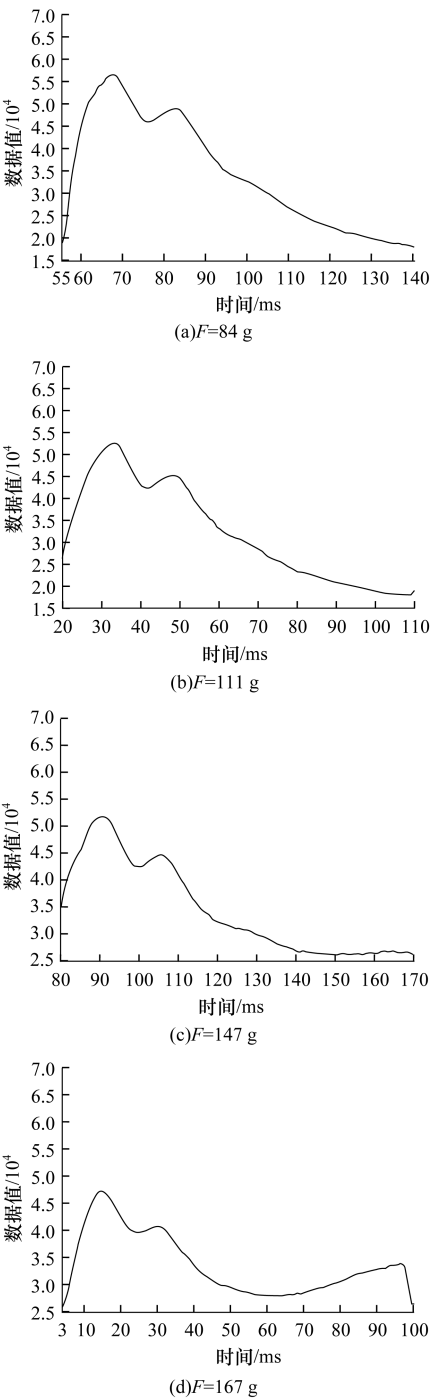


图 10 输出平脉波形 3

当取脉压力过大时,波形出现失真。时域参数如表 4 所示。由图 10 发现,随着取脉压力的增大,

脉管发生形变,主波高度 h_1 、潮波高度 h_3 、降中峡 h_4 显著下降, h_4/h_1 有减小趋势, θ 有减小趋势。这与改变 L 血液流动惯性的值的结果相一致。从双弹性腔的角度解释,心脏单位时间的射血量相同而血流惯性大时,血液对血管壁的压强增大,故而血液的流动状况变差。而从中医脉诊的浮、中、沉取过程来看,随着取脉压力的不断加大,血管受到压迫,血液流动变得困难^[15]。由此可见,这 2 个角度的分析是基本统一的。

表 4 取脉压力改变时的时域参数

项目	$F = 84\text{ g}$	$F = 111\text{ g}$	$F = 146\text{ g}$	$F = 167\text{ g}$
h_1/mm	14.74	12.71	9.99	7.30
h_3/mm	12.52	9.69	7.78	5.49
h_4/mm	9.96	7.13	5.91	3.52
h_5/mm	1.22	2.20	0.97	1.13
$\alpha/(\text{^\circ})$	75.16	75.66	71.44	71.09
$\theta/(\text{^\circ})$	65.20	63.74	53.23	52.15
h_4/h_1	0.67	0.56	0.59	0.49
h_5/h_1	0.08	0.17	0.10	0.15

4 结束语

本文利用双弹性腔模型讨论了外周阻力、血管顺应性、血液流动惯性对脉波图的时域特性影响规律,应用中医脉象模拟系统,改变血液粘度、血管弹性、外周阻力,通过比对变化趋势与时域参数的结果,明确了理论模型与实际参数之间的联系,体现在血液粘度的变化会影响外周阻力,粘度增大时阻力系数 h_4/h_1 增大,且主波峰 h_1 与上升角 α 增大;血管弹性则与外周血管顺应性是相一致的,弹性差则血管的顺应性就差,体现在时域指标上主波峰 h_1 变小,重搏波峰值变高,与主波融合,同时弹性系数 h_5/h_1 下降;在取脉压力变化中,发现脉波图变化的趋势与仿真中血液惯性 L 仿真结果相类似,在中医脉诊手法与模型中找到了联系。此外,通过提取脉波图的主要参数,总结了会显著受到生理参数变化影响的典型时域特征变化规律。在进一步临床实验的基础上,可以为中医脉诊快速实现动脉硬化、高血粘等疾病的早期诊断提供思路和依据。

参考文献

[1] 燕海霞,王忆勤,宫爱民,等.从血液动力学角度探讨中医脉象形成机制的研究现状及思考[J].时珍国医国药,2010,21(8):2016-2018.

[2] 郭 睿,王忆勤,燕海霞,等.中医常见脉象的血液动力学参数分析[J].上海中医药大学学报,2012,24(6):26-29.

[3] 寿小云.中华脉学诊病理原理及临床应用[C]//全国第十一次中医诊断学术年会论文集.北京:[出版者不详],2010.

[4] Bilton K, Smith N, Walsh S, et al. Investigating the Reliability of Contemporary Chinese Pulse Diagnosis[J]. Australian Journal of Acupuncture and Chinese Medicine, 2010,5(1):3.

[5] Zhang Dongyu, Zuo Wangmeng, Zhang Hongzhi, et al. Wrist Blood Flow Signal-based Computerized Pulse Diagnosis Using Spatial and Spectrum Features [J]. Journal of Biomedical Science and Engineering, 2010, 3(4):361-366.

[6] Yamamoto Y, Saito M, Ikenaga Y, et al. Experimental Study on the Pulse Wave Propagation in a Human Artery Model [C]//Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics. Tokyo, Japan: [s. n.], 2010:571-572.

[7] 罗志昌,张 松,杨益民.脉搏波的工程分析与临床应用[M].北京:科学出版社,2005.

[8] Zheng Ying, Mayhew J. A Time-invariant Visco-elastic Windkessel Model Relating Blood Flow and Blood Volume[J]. Neuroimage, 2009, 47(4):1371-1380.

[9] 冯 敏,黄晓阳,苏茂龙,等.基于双弹性腔的左心循环系统的建模与仿真[J].厦门大学学报:自然科学版,2012,51(4):676-676.

[10] 孙 磊.心血管系统仿真建模与脉搏波分析研究[D].杭州:浙江大学,2008.

[11] 李 想.基于中医脉象的动脉硬化症早期诊断方法研究[D].天津:天津大学,2011.

[12] 天津大学.中医教学用模拟人系统:中国, CN101013534[P]. 2007-08-08.

[13] 芜湖圣美孚科技有限公司.中医脉象采集系统:中国, CN202920160U[P]. 2013-05-08.

[14] Cohn J N, Finkelstein S, McVeigh G, et al. Noninvasive Pulse Wave Analysis for the Early Detection of Vascular Disease[J]. Hypertension, 1995, 26(3):503-508.

[15] 黄晓昱,汤伟昌,李 睿,等.三部脉象同步检测与单部脉象检测结果的比较研究[J].中国中医基础医学杂志,2005,11(3):210-211,234.

编辑 顾逸斐