

基于指-趾脉搏波传导速度的无创动脉硬化检测系统设计

王开隽¹, 张梅梅¹, 叶继伦^{1,2,3}, 张旭^{1,2,3}, 顾家军¹, 宋学东¹

1. 深圳大学医学院生物医学工程系, 广东 深圳 518060; 2. 广东省生物医学信息检测与超声成像重点实验室, 广东 深圳 518060;

3. 深圳市生物医学工程重点实验室, 广东 深圳 518060

【摘要】本文提出一种新型的无创动脉硬化检测方法,并设计相应的系统。传统仪器多采集肱部、踝部脉搏波计算传导速度,而本文提出的检测方法利用光电容积法采集手指、脚趾人体末梢脉搏波,从而实现计算,并把测量结果命名为指-趾脉搏波传导速度。初步的实验结果表明基于指-趾脉搏波传导速度的无创动脉硬化检测系统的测量重复性良好,与传统的检测仪器测量结果基本一致。传统仪器需要采用充气泵、放气阀和袖带来进行测量,而该系统使用光电容积法,只需连接光电探头即可完成测量,大大减小仪器体积和重量,为实现动脉硬化检测移动化、便携化提供了可能。

【关键词】心脑血管疾病;人体末梢脉搏波;指-趾脉搏波传导速度;无创动脉硬化检测

【中图分类号】R318.6;TN911.23

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)07-0733-06

Design of non-invasive atherosclerosis measurement system based on finger-toe pulse wave velocity

WANG Kai-jun¹, ZHANG Mei-mei¹, YE Ji-lun^{1,2,3}, ZHANG Xu^{1,2,3}, GU Jia-jun¹, SONG Xue-dong¹

1. Biomedical Engineering Department, School of Medicine, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China; 2. Guangdong Key Lab for Biomedical Signal Measurement and Ultrasound Imaging, Shenzhen 518060, China; 3. Shenzhen Key Lab for Biomedical Engineering, Shenzhen 518060, China

Abstract: A new non-invasive atherosclerosis measurement was proposed and the corresponding system was designed in the study. The brachial and ankle pulse waves were collected by traditional instruments to calculate the pulse wave velocity (PWV). However, based on photoplethysmography (PPG), the human peripheral pulse waves of fingers and toes were collected by the proposed method to realize the calculation, and the measurement result was named finger-toe PWV (ftPWV). The elementary experiment results showed that the measurement system based on ftPWV had great repeatability, with measurement results basically consistent with the results of traditional measurement. The inflating pump, discharge valve and cuff are necessary for traditional measurement, but the proposed system based on PPG can complete the measurement just by connecting photoelectric probes, which can greatly reduce the volume and weight of device, providing the possibility to realize mobile and portable arteriosclerosis measurement.

Key words: cardiocerebral vascular disease; human peripheral pulse wave; finger-toe pulse wave velocity; non-invasive atherosclerosis measurement

前言

目前全国的心脑血管病患者近2.9亿,即每5个成年人中就有1个心脑血管病患者。在农村和城市

人数的44.8%和41.9%,均超过40.0%,即每5例死亡中就有2例死于心脑血管疾病^[1]。

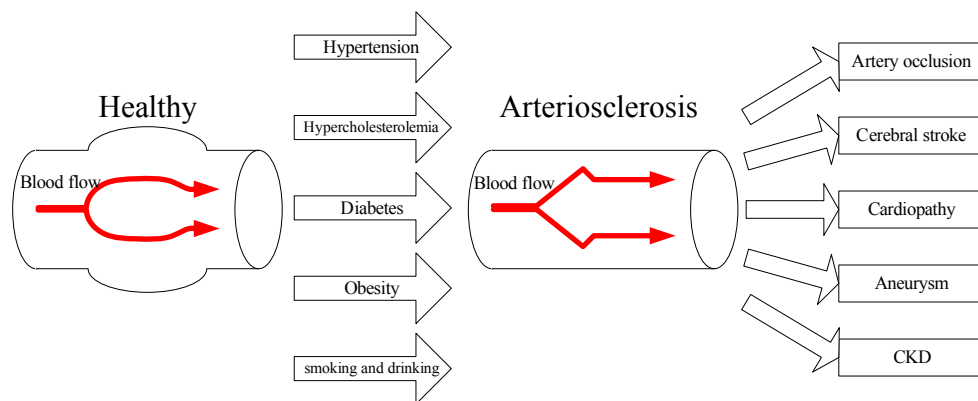
心脑血管病变的关键为动脉血管壁硬化,其早期表现为动脉弹性功能下降(图1)^[2]。动脉弹性用于描述动脉容积随血管内压力变化的比值,取决于血管壁僵硬程度和动脉腔径大小,是动脉舒张功能的表现^[3-4]。及早发现、及时控制和治疗动脉弹性功能下降(动脉硬化)是延缓和避免心脑血管疾病发生的根本措施。目前无创动脉硬化检测方法主要采集人体有明显脉动的部位,如颈部、股部、肱部、腕部和踝部等浅表动脉搏动,两两一组计算不同节段的脉搏波传导速度,并利用这些参数描述动脉血管硬化程度。

【收稿日期】2016-02-17

【基金项目】深圳市科创委基金(ZDSY20120612094855904, JCYY20140418182819121, CXZZ20150504104634510)

【作者简介】王开隽,硕士研究生,研究方向:生命信息监护与支持, E-mail: wangkaijun8@163.com

【通信作者】叶继伦,博士,教授,研究方向:生命信息监护与支持、医疗器械标准化与设计应用, E-mail: yejilun@126.com



CKD: Chronic kidney disease

图1 动脉硬化成因与危害

Fig.1 Factors and harms of arteriosclerosis

1 检测原理

脉搏波中蕴涵着丰富的心脑血管系统生理病理信息^[5]。脉搏波流经两定点间的血管长度除以脉搏波在此节段血管内的传输时间即为此节段血管的脉搏波传导速度。目前可用于计算动脉硬化程度的节段性脉搏波传导速度主要分为两种:

1.1 颈-股脉搏波传导速度

颈-股脉搏波传导速度是反映主动脉僵硬度和预测心脑血管事件的“金标准”^[6]。测量以张力法为原理:压力传感器压在浅表动脉的正上方,把动脉内部的压力直接传导至压力传感器,必要时将重物(如水袋、沙袋)压在传感器上方,使测量部位的动脉尽量扁平,从而使传感器获得更多的动脉压力信息,得到更为准确的结果。该方法对操作人员的要求十分苛刻:压力传感器必须准确放置在检测部位的正上方,操作人员必须将检测部位的动脉压成适当的扁平状,达不到其中任何一个要求都会造成检测结果的不准确。该方法也要求患者暴露腹股沟区域,在一定程度上限制了该方法的临床应用^[7]。

1.2 臂-踝脉搏波传导速度

臂-踝脉搏波传导速度与颈-股脉搏波传导速度显著相关,是心血管事件的独立预测因子^[8-10]。测量以示波法为原理:利用袖带充气挤压测量部位,使该部位的动脉扁平,并在逐步放气的过程中,从袖带压力波提取脉搏波波形。这种方法只能获得逐步放气期间的脉搏波信号,并要求所有袖带的充气放气过程必须一致,不然测得的各部位脉搏波在一个心动周期内无法同步,导致计算结果没有意义。使用该方法测量还必须额外添加心电信号或心音信号测量,通过心动周期判断各检测部位脉搏波的同步性,如不同步则需重复充放气,重新记录脉搏波,增加整

个测量的复杂度和难度。

本研究根据无创测量血氧的原理,利用光电容积法获得人体末梢的光电容积脉搏波,该方法方便易用、对操作人员要求低,能使用较少探头,利用实时连续测量的方法获取脉搏波。本研究选取手指、脚趾这两个人体光穿透性好的人体末梢作为节段检测点进行测量,并将该节段性脉搏波传导速度命名为指-趾脉搏波传导速度(Finger-Toe Pulse Wave Velocity, ftPWV)。

2 研究平台

本研究选取右手中指、左足和右足第2个脚趾这3个部位构成左、右两侧体表长度最长的通路构成测量节段。使用实验室现有的M201型脉搏氧饱和度测量模块记录相应的脉搏波波形(图2)。

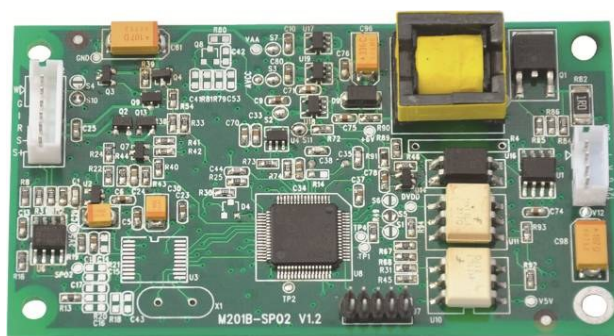


图2 M201脉搏氧饱和度测量模块

Fig.2 Measurement module M201 for blood oxygen saturation spo

2.1 主控板

本研究通过设计一套相应的控制系统(包括主控板和配套的上位机软件)控制3个测量模块数据的同步通讯。主控板用于连接整合3组M201模块,并作为这几路模块与PC软件互联之间的中转缓存,同

时接收多组模块上发的数据包,解包识别,实时上传至PC端。接收到的PC端指令需即时下发至各采集模块,这对主控板的单片机工作频率要求很高,主控板单片机采用STM32F427RCT6(封装LQFP100),主频为180 MHz(图3)。

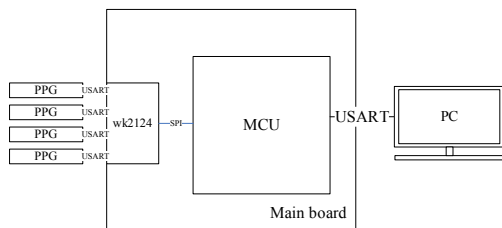


图3 主控板的硬件设计整体框架

Fig.3 Hardware framework of main control board

2.2 WK2124 串口扩展

测量模块通讯接口均采用标准的RS232串口通讯制式,而STM32单片机上没有足够的通讯接口,所以本研究选用一款4通道串口扩展芯片WK2124,芯片的每个子串口都可以通过软件独立开启或关闭,每个子串口的波特率和字符格式(包括数据长度、停止位数、奇偶校验模式)都可以独立设置,芯片使用+3.3 V电源,使用串行外设接口连接实现与STM32单片机的通讯(图4)。

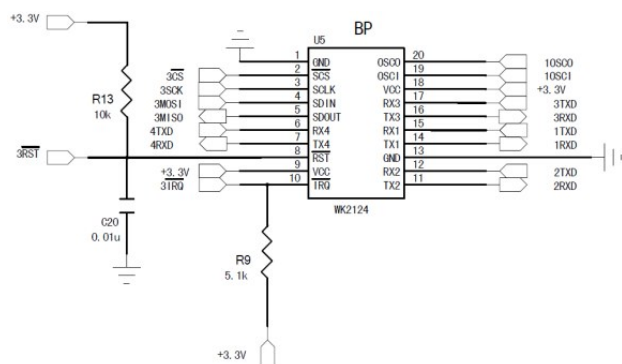


图4 WK2124电路设计

Fig.4 WK2124 circle design

主控板通过串行外设接口读写WK2124寄存器控制芯片工作,实现与多组测量模块的通讯。图5为主程序的流程图。

在单片机外部中断进程中查询WK2124相关寄存器信息,据此判断当前中断的类型和中断来源的子串口,判断是否有数据错误、空中断、中断超时。若无错误,单片机则读取、接收计数寄存器,得到当前接收的先入先出缓存里的数据长度,最后将暂存的数据全部取出,退出外部中断进程(图6)。

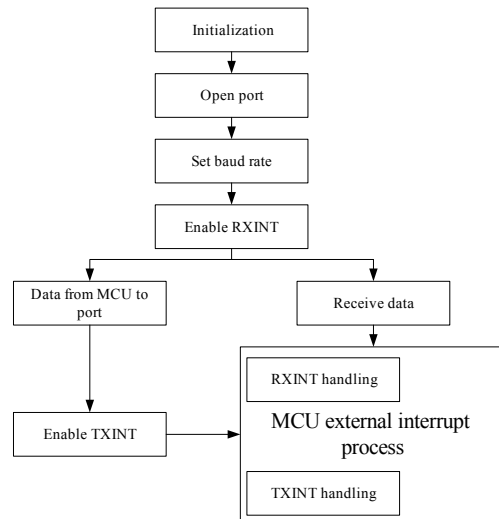


图5 主程序流程图

Fig.5 Flowchart of main program

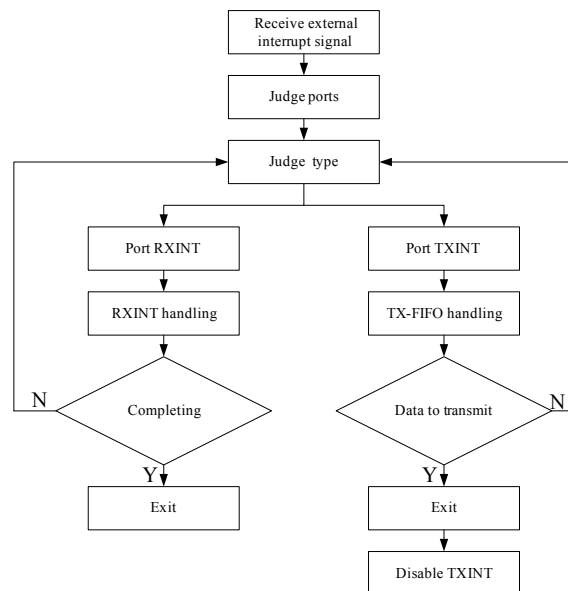


图6 中断处理

Fig.6 Interrupt processing

3 算法实现

3.1 脉搏波信号预处理

ftPWV主要通过脉搏波波峰和波谷这两种指示脉搏波位置和起始点的特征参数计算得到,主要关注波形的极大值、极小值和拐点等分布特性。本研究首先使用Savitzky-Golay滤波器滤除外界干扰引起的随机信号噪声。Savitzky-Golay滤波器是一种特殊的低通滤波器,直接处理来自时间域内的数据平滑问题,而通常的滤波器需先在频域中定义特性后,再转换到时间域^[11]。Savitzky-Golay滤波器不限定长度,非常适合采样频率很低的生物学信号处理。

稳定脉搏波波形分布特性后,采用滑动平均滤

波器滤除仍没有消除的噪声。滑动平均滤波器是有限长度冲击响应滤波器,对任一点的前、后一点与其本身作算法平均,结果作为该点值。应用 Savizky-Golay 滤波器和滑动平均滤波器处理脉搏波波形的前后对比如图7所示。

呼吸、肢体运动都会引起脉搏波基线漂移,使脉搏波失真。本研究使用平滑先验去趋势法进行滤除,该方法计算过程简单、计算量极小,能有效地应用于人体信号的处理^[12-13]。应用平滑先验去趋势法处理脉搏波波形的前后对比如图8所示。

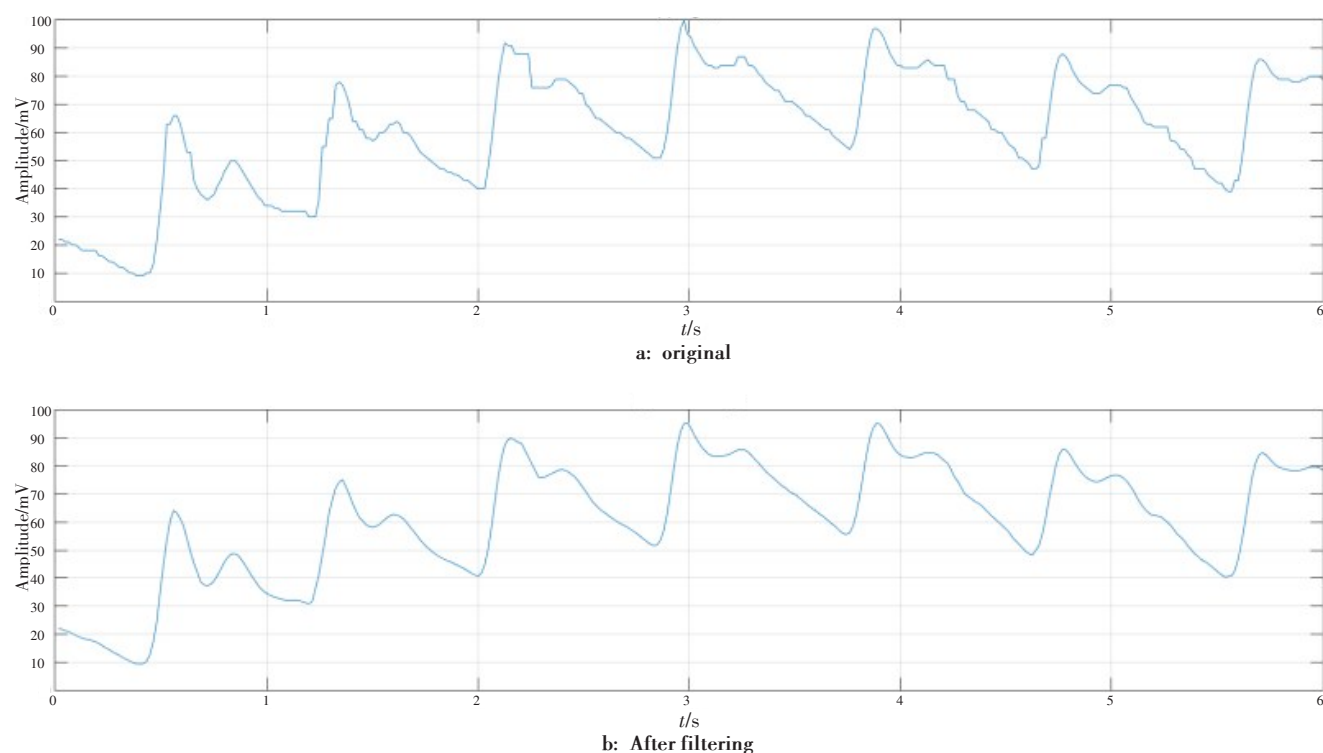


图7 Savizky-Golay 和滑动平均滤波器脉搏波波形的前后对比

Fig.7 Pulse waveform before and after the filtering of Savizky-Golay and moving average filter

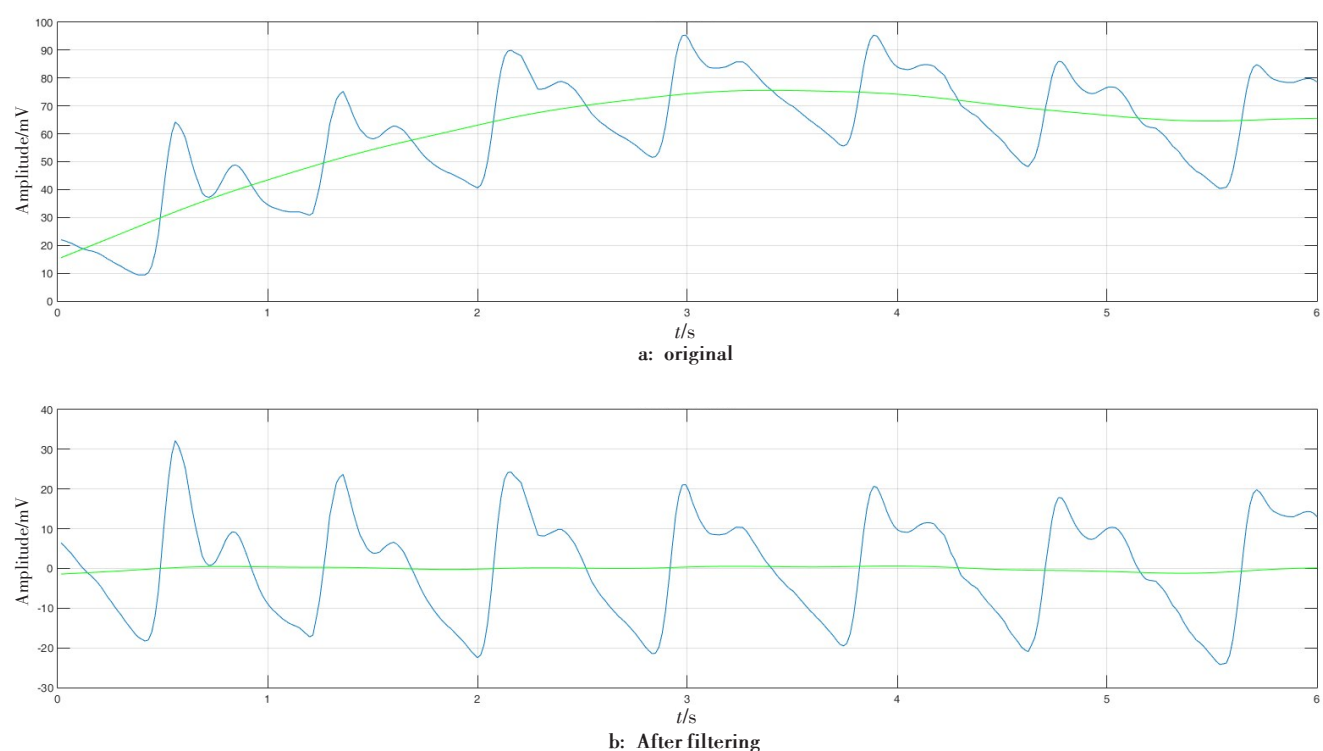


图8 平滑先验去趋势法处理脉搏波波形的前后对比

Fig.8 Pulse waveform before and after the filtering of smoothness priors approach

3.2 利用时域特征点定位脉搏波

脉搏波传导速度是测量点体表距离差与延迟时间的商。区分、统一定位每一路的每一个脉搏波是重点,而选取能指示脉搏波的合适参考点是关键,参考点一般选择波形的特征值点,如波峰点、波谷点、切线的拐点等。波谷点、切线的拐点能够确定波形的起始点或起跳点,理论上是唯一的点位,但实际受静脉搏动、血

压、肌肉活动等内在因素的影响。另外多种噪声的存在也会导致起始点、起跳点的位置出现波动,很难精确分析起始点、起跳点的位置^[14]。波峰点是一个波形的最大值点,特征明显,通过求区域内的极值便可找出,便于定位,和波谷点、切线一样也能够指示波形。因此本研究采用波峰点作为波形定位的参考点,由图9可知波峰点能很好地满足需求。

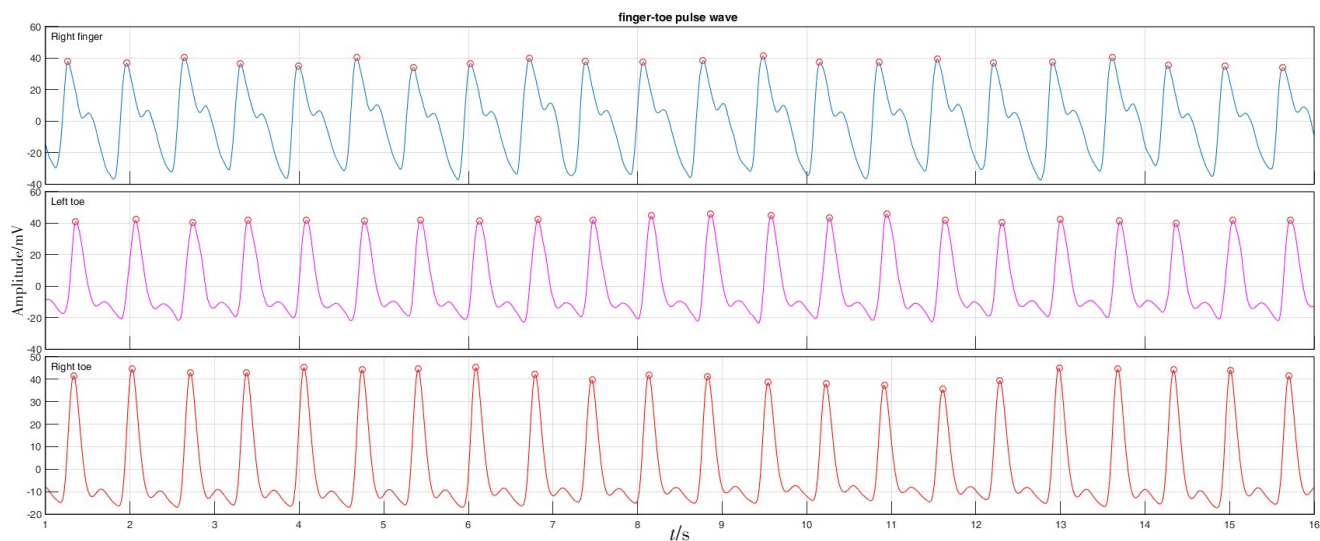


图9 波峰点标示各个脉搏波
Fig.9 Pulse wave labeled by peaks

3.3 验证

随着年龄增大和血管衰老,人体动脉内皮功能损害会导致动脉壁结构和舒缩功能的变化,并引起动脉弹性下降(硬化)^[15]。健康青年和中老年人的心脑血管可分为动脉弹性健康和动脉弹性下降。本研究选取30位50~60岁的无心脑血管疾病史者作为风险潜在组,并选取30位20~30岁的无心脑血管疾病史者作为健康对照组。两组人群年龄差较大,动脉弹性区分明显,适用于评估ftPWV的动脉弹性检测效果。测量结果如表1~表4所示。

相比健康对照组,风险潜在组的ftPWV均增加11.0%以上,增幅明显。左侧ftPWV的 t 值为9.73,右侧ftPWV的 t 值为9.90,均大于 $t_{0.05}$,且 P 值均小于0.05,两组人群的ftPWV存在显著性差异。实验结果表明ftPWV对动脉硬化有较好的敏感性,具备检测动脉硬化的应用价值。

4 结论

本研究提出基于ftPWV的新型无创动脉硬化检测方法,并设计了相应的测量模块。使用示波法需采用充气泵和放气阀进行测量,而本文设计的模块

表1 健康对照组的ftPWV($\bar{x} \pm s$)

Tab.1 The ftPWV of healthy control group (Mean \pm SD)

	Age/years	Left ftPWV/cm \cdot s ⁻¹	Right ftPWV/cm \cdot s ⁻¹
Male	25.5 \pm 1.4	1 191.9 \pm 37.9	1 192.2 \pm 38.8
Female	25.0 \pm 2.7	1 112.8 \pm 20.8	1 120.5 \pm 20.4
All	25.1 \pm 1.7	1 176.1 \pm 47.4	1 177.8 \pm 46.0

ftPWV: Finger-toe pulse wave velocity

表2 风险潜在组的ftPWV($\bar{x} \pm s$)

Tab.2 The ftPWV of potential risk group (Mean \pm SD)

	Age/years	Left ftPWV/cm \cdot s ⁻¹	Right ftPWV/cm \cdot s ⁻¹
Male	54.7 \pm 1.9	1 340.7 \pm 29.3	1 345.0 \pm 30.0
Female	51.7 \pm 2.0	1 246.8 \pm 34.5	1 249.1 \pm 34.9
All	53.7 \pm 2.4	1 309.4 \pm 54.4	1 313.0 \pm 55.5

可通过光电探头测量光电容积脉搏波,体积比传统仪器模块小,顺应健康监护设备小型化的趋势。较之传统的示波法仪器,该模块也能实时连续地记录脉搏波、计算传导速度,具有很好的使用价值和发展前景。本研究最后通过对60人的检测结果初步验证

表3 两组ftPWV对比

Tab.3 Comparison of ftPWV in different groups

	Healthy	Potential risk	Different	Relative difference/%
Left/cm·s ⁻¹	1 176.1	1 309.4	133.3	11.3
Right/cm·s ⁻¹	1 177.8	1 313.0	135.2	11.5

表4 左侧与右侧ftPWV *t* 检验Tab.4 *t* test between left and right ftPWV

Item	Left ftPWV		Right ftPWV	
	Potential risk	Healthy	Potential risk	Healthy
Mean	1 309.4	1 176.1	1 313.02	1 177.8
Variance	2 960.9	2 248.7	3 080.6	2 116.1
<i>n</i>	30	30	30	30
Pearson	-0.082 0		-0.076 1	
df	29		29	
<i>t</i> value	9.731		9.907	
<i>P</i> value	1.219×10 ⁻¹⁰		8.151×10 ⁻¹¹	
<i>t</i> _{0.05}	2.045		2.045	

df: Degree freedom; *t*_{0.05}: Theoretical value of *t*. When *t*>*t*_{0.05}, *P*<0.05, the differences were significant.

了ftPWV在动脉硬化检测中的可行性,下一步还需要做大量的临床实验提高算法的精度、准确度,从而提高检测的质量。

【参考文献】

- [1] 陈伟伟,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告 2014》概要[J]. 中国循环杂志, 2015, 30(7): 617-618.
CHEN W W, GAO R L, LIU L S, et al. The outline of China cardiovascular disease report 2014 [J]. Chinese Circulation Journal, 2015, 30(7): 617-618.
- [2] COHN J N. It starts in the wall [D]. Minnesota: University of Minnesota Medical School, 1999.
- [3] 柳兆荣,李惜惜. 血液动力学原理与方法[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1997: 168-196.
LIU Z R, LI X X. Hemodynamic principles and methods [M]. Shanghai: Fudan University Press, 1997: 168-196.
- [4] 张维忠. 动脉弹性功能临床研究的现状和意义[J]. 中华心血管

病杂志, 2003, 31(4): 243-244.

ZHANG W Z. Current status and significance of the clinical study of arterial elasticity [J]. Chinese Journal of Cardiology, 2003, 31 (4): 243-244.

- [5] 黄克铭,王慧,宗慧英. 血压和动态血压测量[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2001: 78-79.
HUANG K M, WANG H, ZONG H Y. Blood pressure and ambulatory blood pressure measurement [M]. Shanghai: Shanghai Science and Technology Press, 2001: 78-79.
- [6] LAURENT S, COCKCROFT J, VAN BORTEL L, et al. Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications [J]. Eur Heart J, 2006, 27(21): 2588-2605.
- [7] WVKRETOWICZA A, METZLER L, MILEWSKA A, et al. Non-invasively assessed pulsatility of ascending aortic pressure waveform is associated with the presence of coronary artery narrowing [J]. Heart Vessels, 2008, 23(10): 16-19.
- [8] TSUCHIKURA S, SHOJI T, KIMOTO E, et al. Brachial-ankle pulse wave velocity as an index of central arterial stiffness [J]. J Atheroscler Thromb, 2010, 17(6): 658-665.
- [9] TANAKA H, MUNAKATA M, KAWANO Y, et al. Comparison between carotid-femoral and brachial-ankle pulse wave velocity as measures of arterial stiffness [J]. J Hypertens, 2009, 27(10): 2022-2027.
- [10] TURIN T C, KITA Y, RUMANA N, et al. Brachial-ankle pulse wave velocity predicts all-cause mortality in the general population: findings from the Takashima study, Japan [J]. Hypertens Res, 2010, 33(9): 922-925.
- [11] 蔡天净,唐瀚. Savitzky-Golay 平滑滤波器的最小二乘拟合原理综述[J]. 数字通信, 2011, 38(1): 63-64.
CAI T J, TANG H. A survey of least square fitting of Savitzky-Golay smoothing filter [J]. Digital Communication, 2011, 38(1): 63-64.
- [12] KARJALAINEN P. Regularization and Bayesian methods for evoked potential estimation [D]. Finland: University of Kuopio, 1997.
- [13] TARVAINEEN M P, RANTA-AHO P O, KARJALAINEN P A. An advanced detrending method with application to HRV analysis [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2002, 49(2): 172-175.
- [14] 马丽娜. 基于脉搏波的无创动脉硬化检测研究[D]. 大连: 大连理工大学, 2010.
MA L N. A noninvasive detection for arteriosclerosis based on pulse wave analysis [D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2010.
- [15] 邹欣瑾. 基于四肢同步测量动脉硬化的检测方法和临床研究 [D]. 重庆: 重庆大学, 2010: 41.
ZOU X J. Detection methods and clinical research of arteriosclerosis base on measuring four limbs at the same time [D]. Chongqing: Chongqing University, 2010: 41.

(编辑:谭斯允)