

doi:10.11835/j.issn.1000-582X.2014.01.007

## 便携式动脉硬化无创检测仪设计

李松浓<sup>1,2</sup>, 何 为<sup>1</sup>, 余传祥<sup>1</sup>, 林海涛<sup>3</sup>, 李哲明<sup>1</sup>

(1. 重庆大学 输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400044; 2. 国网重庆市电力公司 电力科学研究院, 重庆 401123; 3. 四川宇峰科技发展有限公司, 四川 绵阳 621000)

**摘 要:**针对现有动脉硬化检测仪价格昂贵和体积大的缺点,设计了一种基于 ARM 和 WinCE 的便携式动脉硬化无创检测仪,并对该仪器进行了临床评估实验。该仪器以嵌入式系统为硬件平台,通过信号测量电路获取桡动脉和肱动脉脉搏波信号,并将信号送入 ARM 处理器。根据动脉弹性腔理论和示波法原理,基于 LabVIEW for WinCE 设计系统软件以实现脉搏波信号分析,并计算出 11 项动脉硬化评判因子,然后根据这些因子自动评判受试者的动脉硬化程度。临床评估实验结果表明:该仪器能准确评价受试者的动脉硬化程度,具有较好的稳定性和可靠性,其稳定性最大相对标准误差为 4.37%,与对照仪器测量结果的相关系数均高于 0.85( $P < 0.001$ )。

**关键词:**无创医疗;电子医疗仪器;心血管系统;动脉硬化;脉搏波分析

中图分类号:R318.6

文献标志码:A

文章编号:1000-582X(2014)01-039-07

## Design of portable noninvasive detecting instrument for arteriosclerosis

LI Songnong<sup>1,2</sup>, HE Wei<sup>1</sup>, YU Chuanxiang<sup>1</sup>, LIN Haitao<sup>3</sup>, LI Zheming<sup>1</sup>

(1. State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, China; 2. Electric Power Research Institute, State Grid Chongqing Electric Power Company, Chongqing 401123, China; 3. Sichuan Yufeng Science and Technology Development Co., Ltd., Mianyang, Sichuan 621000, China)

**Abstract:** The existing detecting instruments for arteriosclerosis are usually expensive and bulky. To overcome their disadvantages, a novel portable noninvasive detecting instrument for arteriosclerosis based on advanced RISC machines (ARM) and WinCE is developed and its clinical assessment experiment is carried out. Its hardware platform is an embedded system. The pulse wave signals of radial artery and brachial artery are acquired by signal measurement circuit and transmitted to ARM processor. On the basis of arterial Windkessel model and oscillometric theory, pulse wave signals analysis is performed by custom-designed software based on LabVIEW for WinCE platform, and 11 arterial stiffness assess factors are calculated. Subject's degree of arteriosclerosis is evaluated automatically by this instrument according to these factors. The results of clinical experiment show that the instrument can accurately evaluate degree of arteriosclerosis and keep good stability and reliability. The maximum relative error of stability is 4.37%, and the correlation coefficient with the consulted instrument is higher than 0.85 ( $P < 0.001$ ).

收稿日期:2013-08-05

基金项目:国家自然科学基金面上项目(50877082);中央高校基本科研业务费资助项目(CDJXS11150024);科技型中小企业技术创新基金项目(11C26215103472)

作者简介:李松浓(1980-),男,重庆大学博士研究生,主要从事智能信息处理研究,(E-mail)lxpecoli@sina.com。  
何为(联系人),男,重庆大学教授,博士生导师,(Tel)023-65105242;(E-mail)hewei@cqu.edu.cn。

**Key words:** noninvasive medical procedures; electronic medical equipment; cardiovascular system; arteriosclerosis; pulse waveform analysis

血管性疾病是当今人类致死和致残的主要疾病。目前,中国每年死于该类疾病的人数约占中国年总死亡人数的 50%,在幸存患者中致残率高达七成,同时中国每年用于该类疾病的花费高达数百亿元。研究表明,作为慢性病的心血管疾病,若能在临床发病前的早期阶段,及时准确地检测出心血管参数的变化,预测出心血管疾病的危险因素,将是最终降低心血管疾病发生率的唯一出路<sup>[1]</sup>。因此,研制出一种能用于检测早期阶段动脉血管状态变化的仪器,具有很强的临床应用价值和社会意义。

基于临床应用考虑,研究者近几年多倾向于采用基于动脉弹性腔理论和示波法原理的技术来实现对动脉血管状态变化的早期无创检测<sup>[2-4]</sup>。天津大学赵学玲等 2008 年设计了基于 ARM 的无创心血管功能检测系统,能同时测量 10 项心血管参数,并进行了 30 人的初步实验<sup>[5]</sup>。2008 年澳门大学 Li 等实现了一种基于嵌入式平台的移动式脉搏波分析仪,并在其课题组范围内进行了评估测试<sup>[6]</sup>。瑞士 CSEM 研究所 Josep Solà 等 2011 年通过安置于胸腔的传感器测量出中心动脉的脉搏波传递时间,用此来评估动脉硬化状态<sup>[7]</sup>。澳大利亚 Artech medical 公司研制的 Sphygmocor device<sup>®</sup> 在桡动脉压力波中利用传递函数计算中央动脉压、脉搏波传播速度(pulse wave velocity, PWV)和主动脉弹性,以此来评估血管内皮功能<sup>[8]</sup>。匈牙利 TensioMed 公司设计的 Arteriograph 通过充放气臂部袖带记录到的压力脉搏波,采用脉搏波分析技术估算主动脉 PWV<sup>[9]</sup>。法国 Artech 公司研制的 Complior System<sup>®</sup> 通过安置在体表动脉处的两个压力传感器测量从颈部到股部的 PWV<sup>[10]</sup>。笔者课题组从 2002 起开展该课题研究,研制出 YF/XGYD 系列动脉硬化检测仪<sup>[11-12]</sup>,该仪器已经通过了临床论证测试。

但是现有仪器或者体积较大、价格昂贵,或者测量参数单一,均不适合社区医院、卫生院和巡回医疗车等基层医疗机构使用。针对这些缺点,笔者按照体积小、性价比高、操作简便以及多参数测量的设计原则,设计了一种基于 ARM 和 WinCE 的便携式无创动脉硬化检测仪(portable noninvasive detecting instrument for arteriosclerosis, PNDIA)。该仪器通过对分别安置于人体上臂肘关节附近和腕部的袖带同时充气,分析在放气过程中所测的脉搏波波形和袖带压力变化曲线,自动计算得出评判动脉血管状态的动脉硬化因子,并在打印报告中给出诊断参考。

## 1 动脉硬化评判因子及算法

PNDIA 各项测量参数的算法原理是以将人体血液循环系统等效为一个集总参数电路的假设为基础<sup>[13]</sup>,它用有限数量的分立元件来模拟血液循环系统的分布特性,将电压等效为血压,电流等效为血流,电阻等效为血流阻力,电感等效为血流惯性,电容等效为血管中的动脉顺应性。临床研究表明, PWV 和动脉硬化指数(arterial stiffness index, ASI)与动脉硬化程度有密切的相关性<sup>[14]</sup>,因此,笔者在 PNDIA 中主要采用这两项指数作为评判病人动脉硬化程度的评判因子。

### 1.1 PWV 算法原理

按照公式(1)来计算 PWV:

$$PWV = \Delta L / \Delta t, \quad (1)$$

式中: $\Delta L$  为臂部肱动脉处袖带中心点到腕部桡动脉处袖带中心点的距离, PNDIA 通过身高进行估算; $\Delta t$  为脉搏波传播通过这段距离的时间。为了计算  $\Delta t$  需要先求得脉搏波的起跳点( $D$  点),根据最值原理,分别找出同一个心动周期中肱动脉和桡动脉脉搏波的波峰点和波谷点(图 1 中,肱动脉和桡动脉脉搏波的峰值点和波谷点分别为  $B_1$ 、 $B_2$ 、 $A_1$ 、 $A_2$ ),并连接波峰点和波谷点为一直线(图 1 中,肱动脉和桡动脉分别为  $A_1B_1$ 、 $A_2B_2$ ),然后在肱动脉脉搏波波形曲线上找到一个到直线段  $A_1B_1$  距离最大的点,将该点设为起跳点(图 1 中的  $D_1$  点),用相同的方法找出桡动脉脉搏波波形曲线上的起跳点(图 1 中的  $D_2$  点),最后计算脉搏波从  $D_1$  点到  $D_2$  点的传播时间得到  $\Delta t$ 。

### 1.2 ASI 算法原理

图 2 右上小图表示 PNDIA 在袖带放气过程中( $P_C$  为袖带放气曲线)获得的脉搏波振荡曲线。为了计算 ASI,首先要确定最大脉搏波的峰值  $P_{MAX}$ ,然后在  $P_{MAX}$  前后分别找到最接近  $80\% P_{MAX}$  的脉搏波波峰(图 2 中  $P_1$ 、 $P_2$ ),  $P_1$  和  $P_2$  分别对应袖带放气曲线  $P_C$  上的点  $P_{1C}$  和  $P_{2C}$ ,最后,由公式  $ASI = k \times (P_{1C} - P_{2C})$  得到 ASI,其中  $k$  是由受试者的年龄、身高和体重得出的修正系数。

### 1.3 其他动脉硬化评判因子算法原理

图 2 中  $P_1$  所指处为脉搏波拐点(重搏波切迹),此点大致可将心动周期  $T$  划分为收缩期  $T_S$  和舒张期  $T_D$ 。PNDIA 在一个心动周期  $T$  中进行采样,用采样率除以在一个心动周期中得到的采样点数可计算出心率( $HR$ );用在收缩期  $T_S$  中的采样点数除

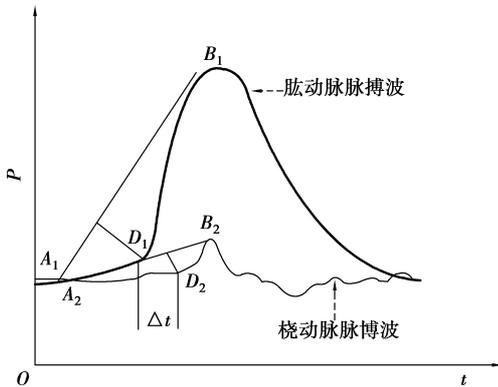


图 1 PWV 计算原理示意图

以采样率,可计算得出左心室收缩时间(ET)。收缩压  $P_S$  和舒张压  $P_D$  基于改进的示波法计算得出,其他检测参数,如平均压  $P_M$ 、脉压  $P_P$ 、每搏心输出量  $S_V$ 、每分心输出量  $CO$  及血管外周阻力 TRP 的计算方法见公式(2)~(6)。

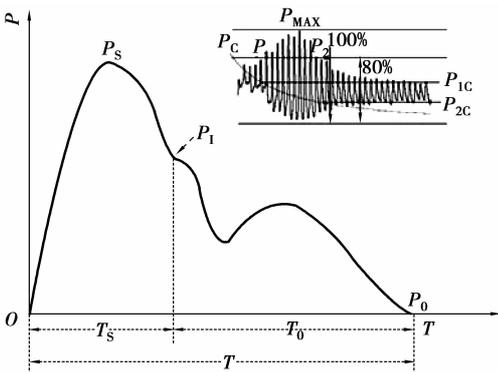


图 2 ASI 及其他参数计算原理示意图

$$P_M = P_D + \frac{\int_0^T p(t) dt}{T} \quad (\text{mmHg}), \quad (2)$$

$$P_P = P_S - P_D \quad (\text{mmHg}), \quad (3)$$

$$S_V = -6.6 + 0.25 \times (T_S - 35) - 0.62 \times HR + 40.4 + BSA - 0.51 \times A \quad (\text{mL}), \quad (4)$$

其中<sup>[15]</sup>:  $BSA = 0.007184 \times W^{0.425} \times H^{0.725}$

$$CO = S_V \times HR / 1000 \quad (\text{L/min}), \quad (5)$$

$$TRP = k \times P_M / CO \quad (\text{dyne} \cdot \text{s/cm}^5), \quad (6)$$

其中:k 值是由受试者的年龄(A)、身高(H)和体重(W)得出的修正系数。

## 2 仪器的硬件设计

PNDIA 的硬件架构如图 3 所示。整台仪器以一块基于 ARM11 的嵌入式硬件平台为核心,包括模拟信号检测和处理电路、数字电路、充/放气自动控制电路、液晶触摸显示屏、电源管理等。

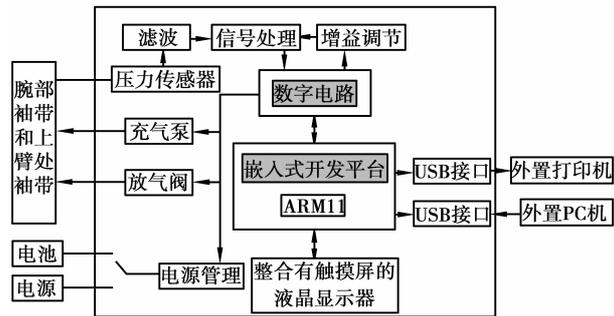


图 3 PNDIA 的硬件架构

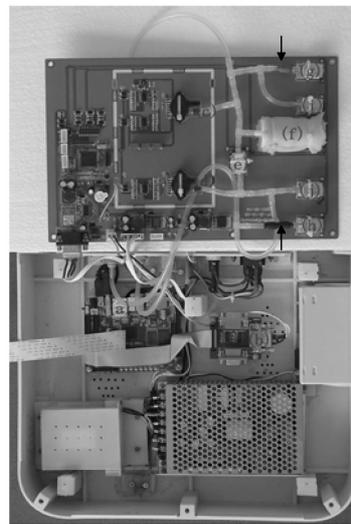


图 4 PNDIA 内部硬件组成

### 2.1 嵌入式模块

采用 RISC 架构的 ARM (Advanced RISC Machines) 微处理器具有性能高、体积小、功耗低、成本低的优点,是目前嵌入式系统行业非常流行的处理器芯片。整台仪器的核心采用一块嵌入式开发平台(飞凌 S3C6410 开发板,OK6410-B)(图 4(a)),该开发平台采用 Samsung S3C6410 处理器(ARM1176JZF-S 内核),256MB DDR SDRAM,2GB Nand Flash。Nand Flash 上固化了嵌入式操作系统 WinCE 以及动脉硬化参数分析软件并同时用来存储测量数据,DDR SDRAM 则用于运行 WinCE 及上述分析软件。该嵌入式系统平台具有多种类型的硬件接口。其中,通过一块串口扩展板(图 4(b))连接自行研发的脉搏波信号测量电路板上的 RS232 串口;含有一个使用 Mini-USB 插座的 USB Slave 接口,其可用于 PNDIA 与 PC 机间的数据交换;并且,通过一个 38 路的 GPIO 接口来连接一块 7 寸整合有触摸屏的液晶显示屏(群创 AT070TN83,800×480 像素)。

### 2.2 模拟信号检测与处理电路

PNDIA 在人体上臂靠近肘关节的肱动脉处和

腕部的桡动脉处分别绑置大小不同的袖带,并通过充放气来获取脉搏波信号,笔者采用美国 Motorola 公司生产的 MPX5050DP 压力传感器来作为模拟信号前端采集器,该传感器具有线性度好、方差小、精度高及抗干扰的优点,能获得失真小的脉搏波信号,提高了在 ARM 中所加载软件计算各种动脉硬化评判因子的可靠性。在压力传感器的信号输出之后增加了一个电压跟随器用以消除因传感器阻抗不同、带负载能力不同所造成的信号异常情况。

压力传感器输出的信号中混合有脉搏波信号、袖带压信号及由其生成的直流分量,并同时伴随有大量的噪声。研究发现人体脉搏波信号绝大部分集中在 0~12 Hz,而肱动脉和桡动脉处的脉搏波信号频率范围主要在 0.6~6.4 Hz。PNDIA 通过 3 组滤波器将传感器输出的信号滤除噪声并分离为袖带压信号、肱动脉信号和桡动脉信号,如图 4 上部电路板中白色矩形框内所示,最上端的一组由截止频率为 0.6 Hz 高通滤波器和截止频率为 6.4 Hz 低通滤波器共同构成的带通滤波器将传感器(图 4(c))获取的肱动脉处信号滤去噪声获得肱动脉脉搏波信号;中间的一组截止频率为 0.5 Hz 低通滤波器将传感器(图 4(c))获取的信号滤去脉搏波信号和干扰信号后得到袖带压信号,同时在其前端置一个  $1 \mu\text{F}$  电容来滤除直流分量;最下端的一组带通滤波器(同第一组)从传感器(图 4(d))获取的信号中滤波获得桡动脉脉搏波信号。

经过滤波器处理后输出的脉搏波信号仍然比较微弱,笔者在滤波器后设计了增益调节电路来调整信号的幅度,从而使输出信号波形幅值被调整到满足心血管参数分析的范围之内,同时也便于仪器中模/数转换芯片 ADC 进行可靠准确的采样。同时仪器采用一个电平调整电路将脉搏波信号的电平提升到 0~3.3 V 用以满足 ADC 芯片的模数转换电压范围。另外,为了保护 ADC 芯片不会因为基线漂移引起电压幅值超过 3.3 V 而损坏,设计了一对稳压管对经过电平调整后的信号进行钳位。

### 2.3 数字电路和电机充放气控制电路

基于设计要求和成本控制,在数字电路和电机充放气控制电路(图 4 上部电路板中白色矩形框外部)中采用 C8051F020 微处理器中的一个片内 12 位 SAR ADC 将上述模拟信号检测和处理电路中得到的模拟信号转换成数字信号,并通过 RS232 串口上传给嵌入式开发平台,应用其上固化的动脉硬化参数分析软件实时显示测量中的脉搏波形,并在测量结束后自动计算得出受试者各项心血管动力学参

数。测量过程中,根据动脉硬化参数分析软件中的设置,通过 C8051F020 微处理器来控制袖带的自动充放气,当 C8051F020 中相应的 I/O 端口给出低电平时,电磁阀接通电源,同时阻断阀(图 4(e))导通,充气泵(图 4(f),MINI PUMP KPM27D)同时对两个袖带充气到预设的压力值( $\geq 180 \text{ mmHg}$ ),并由动脉硬化参数分析软件自动判断血管是否阻断,若阻断,则 C8051F020 中相应的 I/O 端口给出一个高电平信号,断开充气泵电源,停止充气,同时闭合阻断阀,阻断两个袖带气路的联系。在放气过程中,由于只有在袖带压力高于 40 mmHg,并且放气速度控制在 3~6 mmHg/s 时所获取的生理信号对分析软件有应用价值,因此,通过实验研究,分别在电磁阀 g&h(图 4)之前安装了毛细玻璃管节流阀(图 4 中箭头处),并且通过软件设置,首先分别导通电磁阀 g&h(图 4)将袖带中气压缓慢释放到 40 mmHg,以便获取所需的生理信号,然后再分别导通电磁阀 i&j(图 4)迅速将袖带气压从 40 mmHg 释放到 0 mmHg。

## 3 仪器的软件设计

PNDIA 采用嵌入式实时多任务操作系统 WinCE 6.0 R3,它延伸了台式机 Windows 操作系统的外部特征,在内部用嵌入式实时操作系统的技术来实现 Win32 API 的子集,支持强大的通讯和图形显示功能<sup>[16]</sup>。动脉硬化参数分析软件是在该操作系统上用 LabVIEW Touch Panel Module 8.5.1 For WinCE 开发而成,其主要功能模块如下:

人机交互界面模块。人机交互界面如图 5 所示,主要实现受试者信息输入、控件选择和测试结果输出显示等功能,图 5(a)为受试者 ID 输入界面;图 5(b)为受试者 ID 输入完成后测量准备界面,在该界面上可查看受试者姓名、性别、年龄、身高、体重及袖带加压上限等值,并且点击测量按钮框可开始进行测量;图 5(c)为测量结果显示界面,该界面上显示了受试者的各项检测参数值及动脉脉搏振荡波形,并且可在该界面中点击不同的按钮框实现重新测量、打印、复位及查看电池剩余电量等功能。

数据采集模块。利用 LabVIEW 中 VISA (virtual instrument software architecture)函数编程来实现同硬件的串口通信,并且使用自定义的协议保证通信安全。在串口通信前,需在 MAX (NI measurement & automation explorer)中将通信双方的波特率、数据位、停止位、奇偶校验位和流控制

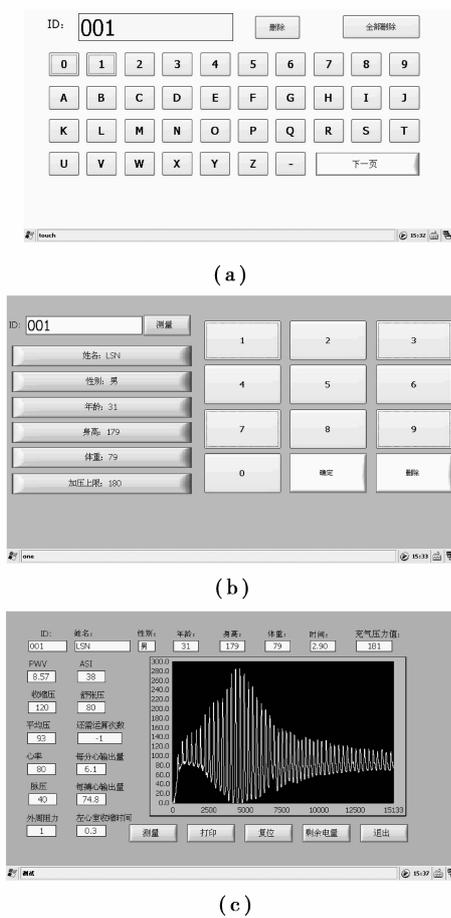


图 5 PNDIA 软件界面

5 个参数设置相同。软件中波特率设置为 38 400 bit/s。

信号预处理模块。软件中通过滑动平均滤波处理和合理性检查消除硬件电路滤波后脉搏波信号中仍然存在的随机干扰、奇异邻波及奇异尖峰。

检测参数计算模块。通过 LabVIEW 中各种函数编程,按照前述算法计算出受试者的各项动脉硬化检测参数,并以 ASI 作为主要指标来评判受试者是否动脉硬化,其判断流程图如图 6 所示,图 5(c)中显示该受试者 ASI 值为 38, PWV 为 8.57 m/s,根据动脉硬化判断流程图, PNDIA 在打印报告中给出该受试者无动脉硬化的诊断。

记录功能模块。将受试者信息及其各项检测参数存储在 Nand Flash 上或通过 USB 接口传输到外置打印机打印。

## 4 实验分析与结果

依照国家《医疗器械临床试验规定》,对 PNDIA 的稳定性和可靠性进行了前期可行性实验测试。

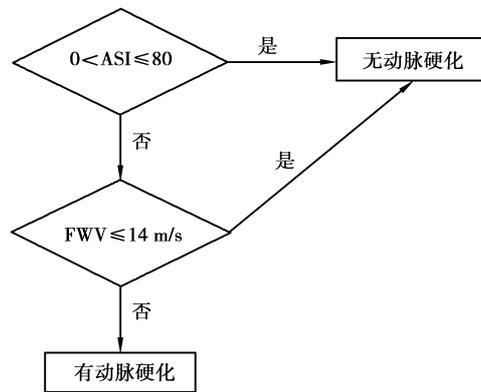


图 6 动脉硬化判断流程图

### 4.1 稳定性实验

为了评估 PNDIA 的稳定性,选取了项目组一名健康成员(男性,31 岁)作为受试者。在同一天 08:30—11:30、13:30—17:10 两个时间段内,以 20 min 为间隔,共测量 22 次。在每次测试前,受试者需要静息 10 min,并且不能抽烟和喝茶及咖啡等饮料。测试时,受试者采用坐姿,分别在其左臂肱动脉和桡动脉处绑置大小不同的两个袖带。在记录好受试者的身高、年龄、体重等个人资料后开始测量,测量过程中,受试者需要放松并保持安静,整个测量过程大约 3 min。这样得到 22 组数据,每组 11 项参数。对这名受试者的测量结果进行了统计学分析。表 1 是稳定性实验结果,由表 1 可以看出,各检测参数的相对标准误差均在 1%~5% 之间,实验表明笔者开发的仪器稳定性良好。

### 4.2 可靠性实验

为了评估 PNDIA 的可靠性,选取了 30 名受试者作为研究对象。对照仪器采用目前临床上使用广泛的 OMRON BP-203RPE III 动脉硬化检测装置,该仪器测量时,需要受试者平躺在检测床上,在受试者左右臂肱动脉处以及左右下肢踝关节处各绑置一个袖带,采用同时充放气的方式测量受试者的心血管参数,并且通过 PWV 和踝臂指数(ABI)等参数来判断受试者的动脉血管状态。整个实验均在一间室温 26 ℃、通风良好的实验室开展。在受试者静息 15 min 后,首先用传统的血压听诊法(Auscultatory)测量这名受试者的收缩压和舒张压;然后静息 15 min,用 PNDIA 测量一次;最后再次静息 15 min,用 OMRON 动脉硬化检测装置对该名受试者再测量一次;并且在测量过程中,受试者需要放松并保持安静。测试完成后,用 SPSS 软件对数据进行了线性回归分析,显著性水平设置为 0.01。

表 1 稳定性实验结果

检测参数	平均值	标准差	相对标准误差/%
PWV/(m · s <sup>-1</sup> )	9.11	0.44	1.03
ASI	40.23	6.11	3.24
P <sub>S</sub> /mmHg	131.09	8.91	1.45
P <sub>D</sub> /mmHg	87.36	6.56	1.60
P <sub>M</sub> /mmHg	102.18	6.07	1.26
P <sub>P</sub> /mmHg	43.73	8.97	4.37
HR/(beats · min <sup>-1</sup> )	79.77	2.40	0.64
S <sub>V</sub> /(mL · b <sup>-1</sup> )	75.68	8.48	2.39
CO/(L · min <sup>-1</sup> )	6.03	0.66	2.33
ET/s	0.27	0.03	2.54
TRP/1 000	1.13	0.08	1.59

另外,PNDIA 和对照仪器均判断出其中两名受试者动脉血管硬化并且血管中有斑块形成,用彩色多普勒超声诊断仪测量这两名受试者的颈总动脉内-中膜厚度(intima-media thickness, IMT)均大于 0.8 mm,同时发现有斑块生成,如表 3 所示,进一步验证了 PNDIA 的可靠性。

表 3 两名动脉硬化受试者的测量结果

性别	女	男
年龄	66	60
IMT/cm (plaque/cm <sup>2</sup> )	0.96 (右:0.75×0.14,0.25 ×0.12,左:1.25×0.19)	0.95 (右:0.89×0.18, 左:0.70×0.16)
ASI	195	206
ABI	0.35	0.27

听诊法和 PNDIA 获得的收缩压和舒张压散点图如图 7 所示,通过计算,得出相关系数  $r=0.95$ ,双侧 Pearson 检验  $P=0<0.001$ ,有统计学意义,说明两种方法测得的血压值高度相关。

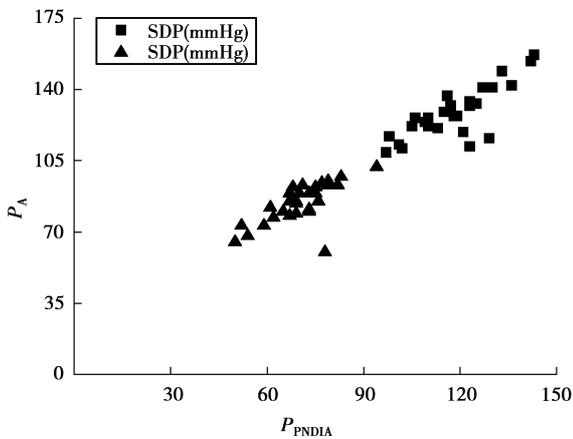


图 7 收缩压和舒张压的散点图

表 2 列出了 PNDIA 和对照仪器对应检测参数的测量结果,测量结果用均值(Mean)±标准差(SD)表示。从表 2 可知,PNDIA 同对照仪器具有优良的相关性,其中 PWV 的相关系数为 0.96,而 PWV 是评判动脉硬化状态的最重要指标之一,实验表明 PNDIA 具有良好的可靠性。

表 2 PNDIA 和对照仪器的测量结果

检测参数	P <sub>S</sub> /mmHg	P <sub>D</sub> /mmHg	PWV/(m · s <sup>-1</sup> )
PNDIA	118.53±12.16	70.33±9.44	12.06±2.80
对照仪器	119.77±12.13	71.40±9.81	12.56±2.66
相关系数 $r$	0.91	0.88	0.96

## 5 结 语

笔者设计并实现了一套基于 ARM 和 WinCE 的便携式动脉硬化无创检测仪。实验表明,该仪器重复性好,性能稳定,与同类仪器相比,具有体积小、重量轻、操作方便、成本低等优点,特别适合基层医疗机构用于动脉硬化程度和心血管功能的快速无创检测。随着进一步临床试验的开展和 ARM 处理器性能的提高,在下一步研究中,计划设计智能专家系统和网络通信模块,使该仪器能通过对比临床病例数据库,自动分析测量参数,智能化地判断病人心血管状态并且给出详尽的专家建议,而且能通过网络通信模块将病人检测记录同步上传到医生办公室电脑中进行保存。

### 参考文献:

[1] 王宏宇,张瑞岩,罗建方,等. 中国血管病变早期检测技术应用指南(2011 第二次报告)[J]. 心血管病学进展, 2011,32(3):318-323.  
WANG Hongyu,ZHANG Ruiyan,LUO Jianfang,et al. Chinese guideline for early vascular disease detection (2011 second report)[J]. Advances in Cardiovascular Diseases,2011,32(3):318-323.

[2] Liu S H,Wang J J,Wen Z C. Extraction of an arterial stiffness index from oscillometry [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2007, 27 (3): 116-123.

[3] Westerhof N, Lankhaar J W, Westerhof B E. The arterial Windkessel [J]. Medical and Biological Engineering and Computing,2009,47(2):131-141.

[4] 赵学玲. 基于脉搏波的无创心血管检测技术若干关键问题研究[D]. 天津:天津大学,2009.

- [5] 赵学玲,陈小红,刘瑾,等. 基于 ARM 的无创心血管功能检测系统[J]. 纳米技术与精密工程,2008,6(5):388-393.  
ZHAO Xueiling, CHEN Xiaohong, LIU Jin, et al. Non-invasive cardiovascular monitoring system based on ARM[J]. Nanotechnology and Precision Engineering, 2008,6(5):388-393.
- [6] Li B N, Fu B B, Dong M C. Development of a mobile pulse waveform analyzer for cardiovascular health monitoring[J]. Computers in Biology and Medicine, 2008,38(4):438-445.
- [7] Solà J, Chételat O, Sartori C, et al. Chest pulse-wave velocity: a novel approach to assess arterial stiffness [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011,58(1):215-223.
- [8] Boutouyrie P. New techniques for assessing arterial stiffness[J]. Diabetes & Metabolism, 2008,34(Sup1):21-26.
- [9] Segers P, Kips J, Trachet B, et al. Limitations and pitfalls of non-invasive measurement of arterial pressure wave reflections and pulse wave velocity[J]. Artery Research, 2009,3(2):79-88.
- [10] Boutouyrie P, Briet M, Collin C, et al. Assessment of pulse wave velocity[J]. Artery Research, 2009,3(1):3-8.
- [11] 陈义清,何为. 用示波法计算动脉顺应性的研究与实现[J]. 重庆大学学报:自然科学版,2005,28(9):35-38.  
CHEN Yiqing, HE Wei. Research and realization of calculating artery compliance using oscillometric method [J]. Journal of Chongqing University: Natural Science Edition, 2005,28(9):35-38.
- [12] 何为,余传祥. 心血管动力学参数测量原理和临床应用[M]. 北京:科学出版社,2010
- [13] 何为,肖汉光,刘兴华. 上肢动脉系统的三段式电网络建模与仿真[J]. 重庆大学学报,2012,35(5):83-88.  
HE Wei, XIAO Hanguang, LIU Xinghua. Modeling and simulation of the upper limb artery system using three-section electric network model [J]. Journal of Chongqing University, 2012,35(5):83-88.
- [14] Fu M R, Cammen T J, Hofman A, et al. Arterial stiffness and risk of coronary heart disease and stroke: the rotterdam study[J]. Circulation, 2006,113(2):657-663.
- [15] Rietzschel E R, Boeykens E, De B M L, et al. A comparison between systolic and diastolic pulse contour analysis in the evaluation of arterial stiffness [J]. Hypertension, 2001,37(6):15-22.
- [16] 竺乐庆,张三元,幸锐. 基于 ARM 与 WinCE 的掌纹鉴别系统[J]. 仪器仪表学报,2009,30(12):2624-2628.  
ZHU Leqing, ZHANG Sanyuan, XING Rui. Palmprint identification system based on ARM and WinCE[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009,30(12):2624-2628.

(编辑 王维朗)