

一种无创脉搏波检测分析系统的研制

李 婷 虞 钢

(中国科学院 力学研究所, 北京 100080)

摘要 研制了一套无创脉搏信号检测分析系统,系统采用生理压力传感器同时采集两路脉搏波信号,实现了脉搏波信号的实时采集、存储、动态显示、波形波速度分析和诊断报告的打印,能够较全面的评价心血管系统的功能。该系统采用单片机与计算机结合的设计方式,同时具有单片机小型化、便携的特点和计算机强大的数据存储、分析、处理的能力。初步临床实验表明,该系统操作方便,稳定性好,检测的可重复性较好。

关键词 无创检测 脉搏波 脉搏分析

中图分类号 R318.6;R318.04 **文献标识码** A **文章编号** 1001-5515(2008)05-1059-04

Research on a Non-invasive Pulse Wave Detection and Analysis System

Li Ting Yu Gang

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

Abstract A novel non-invasive pulse wave detection and analysis system has been developed, including the software and the hardware. Bi-channel signals can be acquired, stored and shown on the screen dynamically at the same time. Pulse wave can be reshown and printed after pulse wave analysis and pulse wave velocity analysis. This system embraces a computer which is designed for fast data saving, analyzing and processing, and a portable data sampling machine which is based on a singlechip. Experimental results have shown that the system is stable and easy to use, and the parameters are calculated accurately.

Key words Non-invasive detection Pulse wave Pulse wave analysis

1 引言

心血管病是威胁人类健康的主要疾病之一,其病理状态能在脉搏波波形和波速度上表现出来^[1-4],通过对脉搏波的无创检测和分析,可以得到心率、脉压、平均压、脉搏波速度、波形特征参数、心输出量、心博出量、心指数等衡量心血管系统功能的重要参数,因此能在患病初期发现病情,使病情得到及时控制和治疗。

在无创脉搏检测分析领域,近年来国内外已经开展了一些工作并有相应的产品问世,分析目前市场上的这类产品,它们一般功能比较单一,只能进行波形分析或者波速分析;采用基于单片机的设计方式使仪器便于携带,但同时也限制了对信号的处理速度和存储能力;另外,大多数检测脉搏波速度的仪器都需要采集心电信号作为参考信号,即首先记录一对心电-脉搏信号,再记录另一对心电-脉搏信号,

以心电为参照计算两路脉搏信号间的时间差,因此两路脉搏信号并不是同时测得,使计算结果易受心率变化的影响,同时心电测量需要暴露胸部皮肤,也为患者带来不便。

为实现脉搏波形和波速的精确分析,综合评价心血管系统的功能,我们研制了一套能对脉搏波进行同步、多路、高频采集和处理的脉搏检测分析系统。该系统实现了脉搏波的存储、实时动态显示、回放、波形分析、波速分析和诊断报告打印。

2 脉搏波的无创检测原理

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。

假定动脉管为薄壁弹性圆柱管,其壁厚与直径相比可忽略不计,血液均匀的作用在管壁上,其压强

为,血管底部受骨骼支撑,传感器、表皮、血管及骨头之间无摩擦,脉搏压力传感器对血管施加一定的压力,使一部分血管壁呈扁平状态,但并不造成血管闭塞,再假定传感器与血管壁之间的表皮厚度相对于血管直径可以忽略不计,如图1所示。

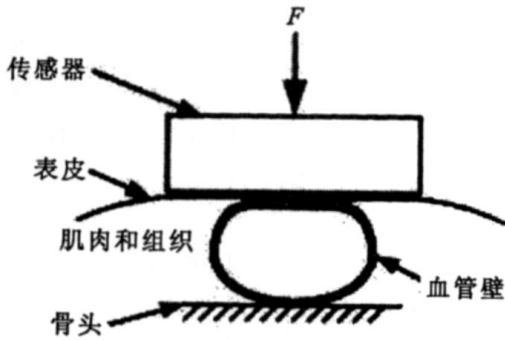


图1 传感器与动脉作用示意图

Fig 1 The interaction between the sensor and the artery

传感器与动脉管壁之间力的作用关系可以用图2中的理想模型来表示,其中 p_1 代表体表动脉血管内的血压, F 代表传感器测量得到的压力,血管壁近似为理想薄膜。从血管的受力分析可知^[5,6],在该状态下,理想薄膜所受张力方向与传感器表面平行,因此不产生任何弯矩。从图中可以看到,压力矢量 F 方向与张力 T 方向相互垂直,因此 F 与 T 相互独立, F 的大小仅取决于动脉压 p_1 和血管扁平区域面积 A :

$$F = p_1 \cdot A \quad (1)$$

在 F 一定的状态下,通常可认为血管扁平区域面积 A 恒定,由式(1)可知,此时传感器检测到的压力 F 与动脉压 p_1 成正比,在一个心动周期内,血压 p_1 随时间变化的波形与传感器检测到的压力 F 随

时间的变化变化波形相似。因此可以把传感器压力 F 随时间变化的波形近似认为是动脉压 p_1 随时间变化的波形。

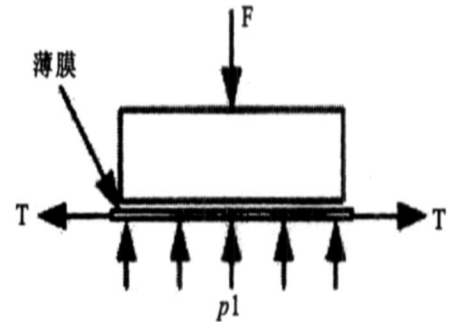


图2 传感器与动脉作用的理想模型

Fig 2 The ideal model of the interaction between the sensor and the artery

3 仪器结构与功能实现

传统的以单片机为核心的检测仪器存储和处理数据能力有限,随着计算机技术和数字信号处理技术的发展,计算机已经具有了强大的存储、分析和处理数据的能力,利用计算机优势开发产品,无疑可以大大的缩短开发周期、节省成本。因此脉搏检测分析系统采用单片机与计算机相结合的方式,基于单片机的数据采集器主要负责数据的采集,而计算机主要负责数据的存储、分析、处理以及与用户的交流。系统操作人员通过安装在计算机内的软件系统对整个系统进行控制。脉搏检测分析系统工作原理如图3所示,采用生理压力传感器同时采集两路脉搏信号,信号通过放大、滤波、A/D转换后,由单片机通过RS-232送往计算机实时显示、存储、分析和处理。

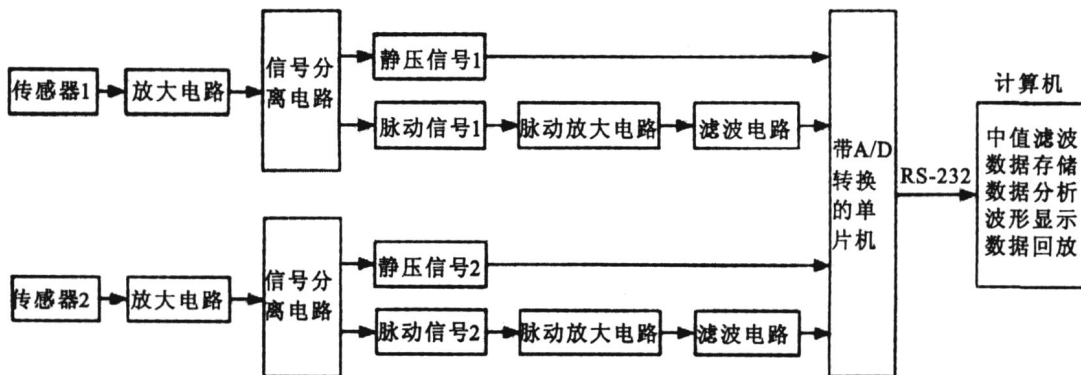


图3 脉搏检测分析系统工作原理图

Fig 3 The principium of the pulse wave detection and analysis system

无创脉搏检测分析系统主要分为四部分:信息管理、数据采集、检查分析、报告打印,系统模块结构如图 4 所示。

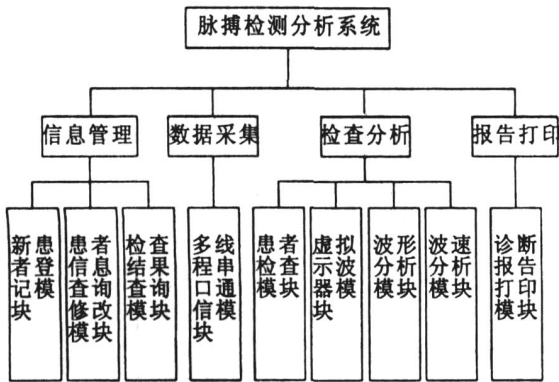


图 4 系统结构图

Fig 4 The framework of the system

(1) 信息管理:包括新患者登记模块、患者信息查询修改模块和检查结果查询模块,三个模块均与数据库连接。新患者登记界面引导患者进行姓名、性别、出生日期、病历号、身高、体重、腰围、臀围、颈桡动脉距、颈股动脉距、颈踝动脉距、病史及用药说明等信息的登记,保存患者信息后自动生成 ID 号;在患者信息查询修改界面只要输入 ID 号或姓名,就能查阅患者基本资料,可修改除姓名、性别、出生日期、病历号、ID 号以外的患者基本信息;在检查结果查询界面中可以查询患者的历次检查结果和诊断报告。

(2) 数据采集:基于单片机的数据采集器以 667 Hz 的采样频率采集两路脉搏信号,通过 RS-232 送往计算机,运用多线程串口通信技术解决了串口读写速度与 CPU 速度严重不匹配的问题,提高了系统效率,使系统在高速串口通信的同时还能相应用户的其它操作。

(3) 检查分析:包括患者检查模块、虚拟示波器模块、波形分析模块和波速分析模块。通过 ID 号进入患者检查界面,系统自动生成检查日期并显示患者姓名和 ID 号,选择检查类别后,点击“开始|停止”按钮就可以对脉搏信号进行检测记录;计算机屏幕以示波器的方式动态显示脉搏波形,实现波形动态显示的关键在于整幅图像的左移及新数据点的绘制和背景色的填充,屏幕上脉搏波幅值大小可以随时调节,只需将鼠标移动到波形曲线上就会自动显示当前点的幅值和时间,采集得到的波形曲线如图

5 所示。



图 5 采集得到的脉搏波曲线

Fig 5 The pulse wave we detected

波形稳定后,再次点击“开始|停止”按钮停止检测,保存波形后可以进行波形和波速分析,波形分析主要包括平均压、心率、波形特征参数、心搏出量、心输出量、外周阻力、心指数的计算,波速分析的关键在于波速参考点的确定(体表距离与两路波形上波速参考点间的时间差之比为波速),本系统通过脉搏波前沿升支内斜率最大值点的个数和位置确定波速参考点。

(4) 报告打印:诊断报告打印模块用于打印患者基本信息、病史及用药情况、脉搏波形曲线以及波形和波速的分析结果。

4 检测性能验证

医学界对于脉搏波速度并没有一个统一的定义,且不同仪器对脉搏波速度(PWV)、心搏出量(SV)、心输出量(CO)、外周阻抗(R)、心指数(CI)等参数的定义和算法各不相同,使得目前市面上各种仪器测得的这些参数之间可比性不大。在这种情况下,稳定性和测量的可重复性便成为评估仪器性能的重要指标,因此我们对建立的系统进行了可重复性实验。

应用上述装置对人体脉搏信号进行了检测分析,实验对象为 166 名志愿者,其中男 84 人,女 82 人,年龄主要分布在 43~83 岁年龄段,每人在相同的条件下检测四次。我们对 166 例检测结果中的平均压(MP)、心率(HR)、脉搏波速度(PWV)、脉搏特征参数(K)、心搏出量(SV)、心输出量(CO)、外周阻抗(R)、心指数(CI)八项参数进行了可重复性分析。分别统计分析每种检测结果的均值、标准偏差、数据偏差率(标准偏差/均值),将数据偏差率作为衡量检测结果可重复性的标志,偏差率越小,则重复性越好,偏差率越大,重复性越差。图 6 为各项参数的偏差分布情况。

对于平均压,偏差率在 5%以内的占 100%;对于心率,偏差率在 5%以内的占 97.0%;对于脉搏波速度,偏差率在 5%以内的占 89.8%;对与波形特征

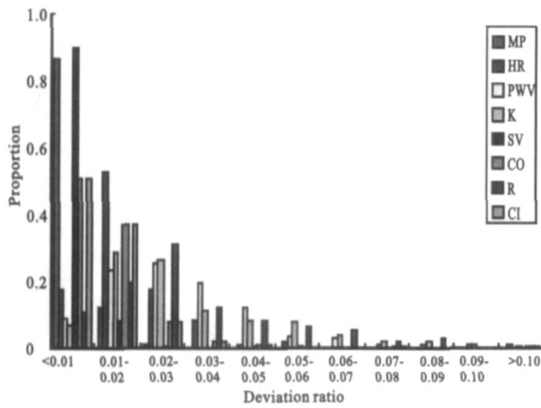


图6 各项参数偏差率分布情况

Fig 6 Distribution of the deviation ratio of the parameters

参数,偏差率在5%以内的占82.5%;对于心搏出量,偏差率在5%以内的占99.4%;对于心输出量,偏差率在5%以内的占98.8%;对于外周阻力,偏差率在5%以内的占82.5%;对于心指数,偏差率在5%以内的占98.8%。初步实验结果表明,仪器检测的重复性较好。

5 结果与讨论

脉搏检测分析系统实现了两路脉搏信号的同步采集、显示、存储、查询、波形波速分析和诊断报告打印,能够较全面的评价心血管系统功能。与同类系统相比具有功能全面、操作方便、分析速度快、存储量大、人机交互性好等特点,系统运行稳定,检测效果良好,达到系统设计要求。

单片机与计算机相结合的方式使系统具有单片机系统小型化的优势以及计算机强大的数据处理优势,只需携带基于单片机的数据采集器和配套的应用软件,在任何一台计算机上都可以进行脉搏信号的检测和分析;另外,这种组合方式还为系统留出了一定的扩充空间,由于一台计算机一般有多个串口,因此可以接入多台数据采集器,实现多个检测者的同时检测。系统程序采用面向对象的模块化设计,各个功能模块独立编写,具有很强的可扩展性和可移植性,能够根据需要随时添加、删除或扩展各项功

能。虚拟示波器技术的运用使系统能够实时动态的显示波形曲线,方便操作者更直观的判断波形的好坏,选择较好的波形进行分析;多线程串口通信技术的应用不但提高了数据的传输速率,还大大的提高了CPU的利用率,实现了高速串口通信和用户其它操作的同时进行。

目前系统只能进行两点脉搏信号的同时检测,因而每次只能对一段血管的脉搏波速度进行计算,若要进行多段血管的波速测量需增加检测次数;另外,波形分析的计算精度与信号采集频率密切相关。因此,如何提高系统效率,在硬件处理速度允许的范围尽可能多的增加信号检测的路数、提高信号的采集频率是系统需要完善的地方。

参 考 文 献

- 1 Liu ZR, Li XX. Theory and Method of hemodynamics. Shanghai: Fudan University Press, 1997:130-243 [柳兆荣,李惜惜. 血液动力学原理和方法. 上海:复旦大学出版社,1997:130-243]
- 2 O'Rourke M F, Pauca A, Jiang XJ. Pulse wave analysis. British Journal of Clinical Pharmacology, 2001; 51(6) 507
- 3 John KJ, Li Ying Zhu, Dorene O'Hara. High pulse wave velocity in hypertensives are associated with increased vascular stiffness and wave reflections. American Journal of Hypertension, 1998; 11(4) 161A
- 4 Kanda T, Nakamura E, Moritani T, et al. Arterial pulse wave velocity and risk factors for peripheral vascular disease. European Journal of Applied Physiology, 2000; 82(1-2) 1
- 5 G. Pressman, P. Newgard. A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 1963; 10 73
- 6 Okino H. Measurement of intraluminal pressure from external pressure with strain transducers. Journal of Applied Physiology, 1964; 19 546
- 7 Zhang L K. Database develop techniques and project examples by Visual C++ 6.0. Beijing: Post & Telecom Press, 2004: 169-205 [张立科. Visual C++ 6.0 数据库开发技术与工程实践. 北京:人民邮电出版社,2004:169-205]
- 8 Gong JW, Xiong GM. Serial communication programming by Visual C++ Turbo C. Beijing: Publication House of Electronics industry, 2004: 80-127 [龚建伟,雄光明. Visual C++ Turbo C 串口通信编程实践. 北京:电子工业出版社,2004: 80-127]

(收稿:2006-09-06 修回:2007-02-07)