维普资讯 http://www.cqvip.com

文章编号：0253-3626(2002)04-0420-04

心血管功能诊断仪的研制

陈春晓[1]，刘建业[1]，衡 彤[2]，王惠南[1]，杨 平[1]

（1. 南京航空航天大学生物医学工程系，南京 210016；2. 四川大学水电工程学院，成都 610065）

【摘 要】目的：通过测量人体的脉搏波，准确获取心血管系统的有关参数。方法：引入修正的Frank弹性腔分室网络理论，得到有关血流动力流变学参数之间的相互关系。采用应变片式压力传感器无创检测脉搏波的不同信息变化，经过放大装置、数据采集分析系统，全方位、多功能地显示各种脉图，从而获到心血管系统的有关参数。结果：系统通过对20例不同年龄层病人进行有创与无创检测对比试验，经分析处理得出与心血管有关的39项参数的测量误差均不大于 1%。结论：该系统实现了有关心血管参数的定性和定量分析，为无创伤检测心血管疾病提供了一种新的手段，为中医诊脉的科学化、客观化提供了一个有力的工具。

【关键词】脉搏；心血管系统；应变片式压力传感器

【中国图书分类法分类号】TP393.02 【文献标识码】A 【收稿日期】2002-02-25

The research of cardiovascular diagnosis and test instrument

CHEN Chunxiao , et al

(Department of Biomedical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics)

【Abstract】*Objective*: To acquire the related cardiovascular parameters by measuring the pulse noninvasively. *Methods*: The modified theory of Frank is introduced to analyse the relationships of the cardiovascular parameters. The cardiovascular system parameters can be achieved through the pulse wave changes. This system includes piezo -film transducer, signal amplifier, data collecting and data analyzing equipment. Varieties of pulse diagram can be showed in omnidirectional and multifunctional ways. *Results*: Twenty people being in different ages are detected by this system and invasive detecting at the same time. The test indicates that the errors are not more than 1%. *Conclusion*:The system realizes the qualitative and quantitative analysis of cardiovascular parameters. It presents a novel method for detecting the cardiovascular diseases and provides a powerful tool for traditional Chinese medicine diagnoses.

【Key words】Pulse ; Cardiovascular system; Piezo-film transducer

脉诊是我国传统医学的主要组成部分和最具特色的诊断方法。大量的研究发现脉搏波的传播特性与心血管系统中的许多生理参数[1]变化密切相关。例如高血压和动脉粥状硬化的初期，虽然患者还没有自觉症状，但血压、血流、血管阻力、血管弹性和血液粘度等一系列心血管血流参数实际上已发生变化[2]，并首先反映在脉搏波的幅值与波形变化之中。

本文讨论了一种新型无创心血管功能测试诊断仪，根据传统中医切脉特点、无创检测桡动脉脉博波，引入Frank弹性腔分室网络理论进行修正，经分析处理得出39项血流动力流变学（亦称血液流变学和血流动力学）参数，从不同方面表征了人体心血管功能，包括：心脏功能、血管状况、血液状态和微循环功能。

1 系统的基本原理

1.1 血流动力流变学理论

人体的血液循环过程反映了血流动力学和血液流变学两种物理学的变化，而这些变化的主要共性基础则是力能的转换，包括心脏力学、血管力学和血液流体力学三个部分。三者在循环过程中互相影响、互相依存而不可分割，从而集中形成了脉搏波动。心血管疾病通常是由占位性病变[3]引起的。占位性病变一旦在血管里形成，必然会改变该血管的几何形态和力学性质，这种改变又必然导致脉搏波传播特性的变异。心血管参数与多种因素有关[4]，如何从无创检测到的脉搏波信号中，准确地识别出占位性病变引起的血管特性的

作者介绍：陈春晓（1969- ），女，博士研究生，主要研究方向：生物医学信号处理。

维普资讯 http://www.cqvip.com

病理偏移（变异），是近年来生物医学领域里的一大热点。长期的研究表明，心血管系统整体性的参数改变，在桡动脉上确实有反映，因而可以说它为我们了解心血管系统的整体性的性状变化开辟了一个无创检测的窗口。本系统通过引入Frank弹性腔分室网络理论，实现了有关心血管参数定性及定量分析。

1.2 Frank 弹性腔分室网络理论

人体血液循环系统是一个充满血液的虎克弹性体管道系统，在这个弹性管道系统中可分成心脏、动脉、毛细血管、静脉和神经体液调节五个腔室，这些腔室相互连接沟通形成网络，血液在此网络中由心脏加压搏出，经动脉至毛细血管，然后由静脉回到心脏，从而形成在机体整体调节下以心脏为中心的周流不息的血液循环，籍以完成机体生命活动的需要。其中，心脏搏出的血量和由静脉回心的血量是完全均等平衡的。心脏收缩加力，推动血液循环，血液经全身循环后回到心脏，力能亦消耗贻尽，而经心脏收缩再次加力，重新循环，这就是Frank弹性腔分室网络理论[5]。由 Frank 弹性腔分室网络理论可以推出以下几个基本公式：

（1）$Cb=Ab+Nb=Mb+Nb=Vb$

（2）$Cb=P/TR\times K$

（3）$TPR=\eta\times TVR$

（4）$PAWP=LEP=LVEP=\frac{\text{二尖瓣关闭时值}}{\text{左室充盈时值}}\times K$

式中：PAWP：肺动脉楔压；LEP：左房压；　LVEP：左心室舒张末压；P：压力；Cb：心搏出血量；Ab：动脉灌流量；Nb：神经体液调节血量；Mb：微循环灌流量；Vb：静脉回心血量；K：换算常数；TPR：总周阻力：η：全血粘度；TVR：血管阻力；TR：总阻力。

1.3 脉搏波波形分析

心脏每收缩舒张一次，即产生一个脉搏波。正常生理状况下典型的脉搏波波形如图1所示。图中包括：bc上升段，左心室开始收缩，主动脉瓣开启，主动脉因射血而压力迅速上升；上升至 c点时，左心室排空量和主动脉排空量相等；射血期后，动脉压开始沿ce段下降，由于主切动脉受到左心室喷血的冲击形成潮波e；随后主动脉瓣关闭，由于血管的回弹，动脉血液由远心端向近心端回流形成重搏波g。由此可以看出，脉搏波包含有丰富的心血管系统的生理病理信息，尤其与动脉阻力、血管弹性密切相关。研究表明，脉博波信息的特征点和曲线具有明确的血流动力学和血液流变学的生理涵义。通过对图形中的各振幅和时值的测定，对以上特征点所对应的横向（时值）、纵向（压力）及其积分（容量面积）进行处理，结合被测者的收缩压、舒张压等参数及Frank弹性腔分室网络理论，进行数据综合分析处理，可得到包括全血粘度在内的血流动力流变学参数。

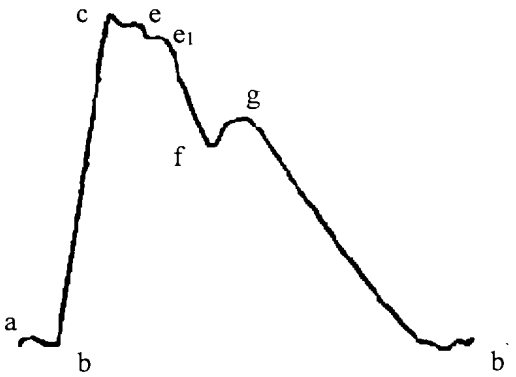


图1 典型脉搏波

2 系统的实现

根据上述图示和公式可知，将血液循环过程中的力学变化信息全部予以采集、处理即可获得心血管系统的有关参数。系统的方框图如图2所示。

2.1 系统的硬件结构

系统的硬件设计主要包括脉搏波的检测、信号放大与预处理几个部份。

2.1.1 脉搏波检测

脉搏波的检测主要通过检测探头摄取人体动脉血管的波动信息。本系统采用的半导体应变片式压力传感器，它的感压结构是金属橡皮组合膜片产生应变的弹性元件，采用铍青铜构成的悬臂梁，内部连接全部采用高纯金丝。检测探头采用液体介质传

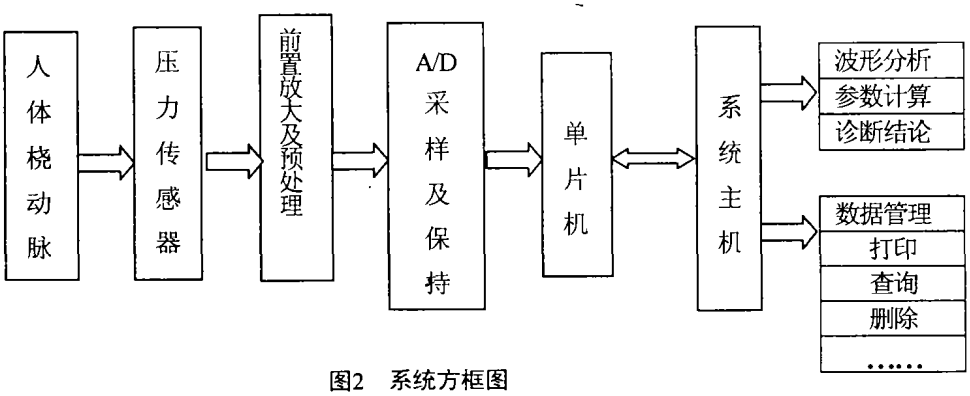


图2 系统方框图

维普资讯 http://www.cqvip.com

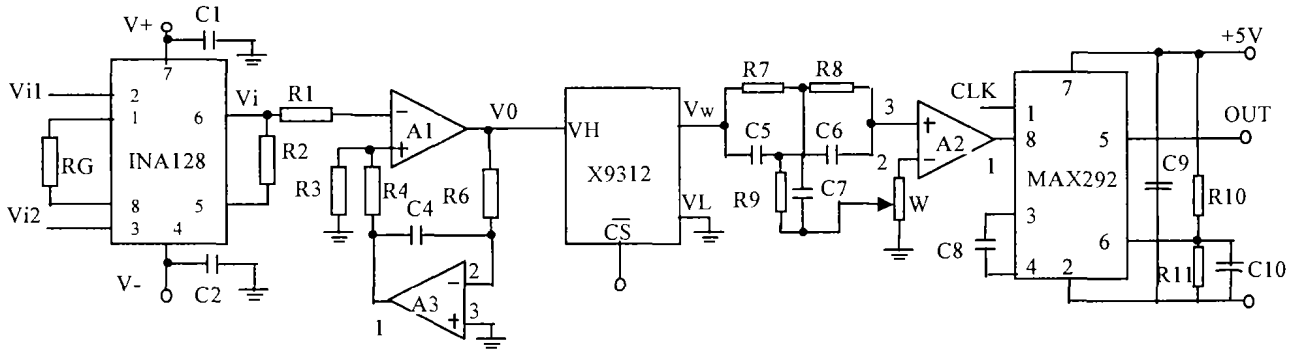


图3 信号放大与预处理原理图

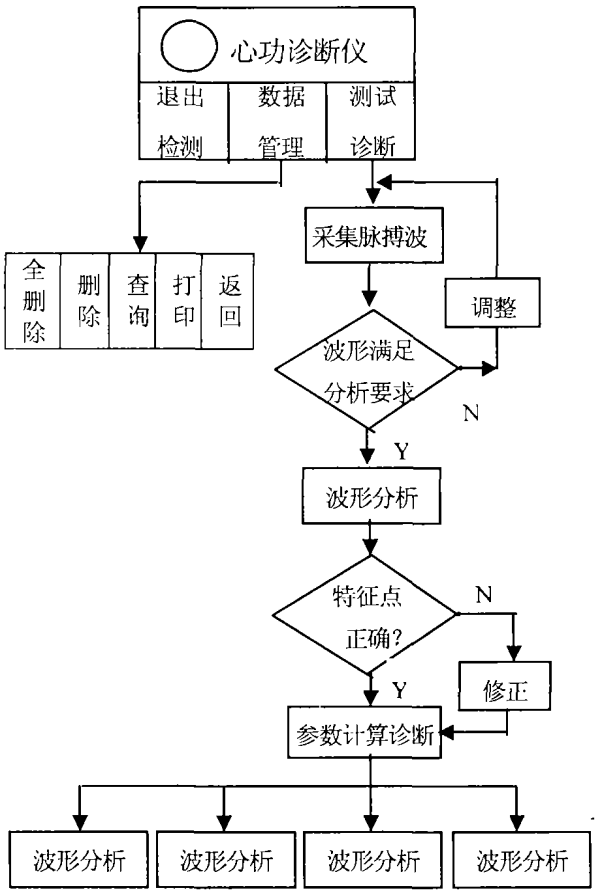


图4 全自动心血管功能诊断仪功能流程图

递脉搏波动压力，其结构和性能具备了很高的灵敏度及很强的过载特性，满足临床使用的要求。

2.1.2 信号放大与预处理

信号放大与预处理系统是本心血管功能测试诊断仪的关键部分，由信号放大电路、基线漂移抑制电路、电可调电位器、低通滤波器及陷波器五部分组成，原理图如图3所示。

（1）信号放大部分利用差分放大器实现将传感器输出的差分信号变为单端输出，并将共模信号抑制掉。差分放大器INA128具有极高的共模抑制比，可使工频噪声、人体静电干扰受到有效抑制。

（2）在信号放大器后，采用了一种新型的抑制基线漂移电路。该电路不仅能进一步滤除人体静电干扰，而且能有效抑制由于人体寒冷、紧张、呼吸颤抖等引起基线漂移。其工作原理是V0通过R6对C4进行充电，其时间常数t为R6C4，若Vi基线电平出现波动，则充电结果会使V3出现等同于Vi基线电平变化的电位，A1将两者相减后得到一个基线较稳定的输出V0。

（3）由于人体脉博波强度相差很大，因此要想得到一个稳定的、幅度大小适中的采样波，必须在仪器中因人而异不停地改变整机放大倍数，为此我们采用美国Xicor公司最新生产的电可调电位器X9312来实现智能程控放大。它借助于单片机对其控制，可方便实现64级连续可调，而且调节的精确性、系统的可靠性和持久性都是其它同类产品无法比拟的。

（4）A2与C5、C6、C7、R8、R9、R7、W构成双T型50HZ陷波器，W可以调节品质因素Q的值，中心点越往上调，Q值越大，反之则越小。在双T电路中，取R7=R8=2R9=R，C5=C6=1/2C7=C，则陷波点f_0=1/（2πRC）=50Hz。

（5）电路中除了通过一个二阶有源带阻陷波器来实现对50Hz滤波外，同时采用MAXIM公司生产的最新型的八阶低通滤波器MAX292来滤除高频噪声。MAX292可以防止在截止频率附近出现的振荡失真。其中C8决定其截止频率，由于人体脉博信号的频率主要分布在0.3Hz ~ 60Hz之间，故选择此级电路的截止频率为60Hz，这样可使60Hz以上噪声以160dB的速度迅速衰减。

维普资讯 http://www.cqvip.com

表1 心血管功能诊断报告单

参数	实测值	标准值
心脏功能		
脉率（PR）	62	
每搏心搏出量（SV）	112.48	92.7
每分心输出量（CO）	6.9675	6~8
心搏指数（SI）	65.747	50~60
心脏指数（CI）	4.0728	3~6
左心室有效泵力（VPE）	2.2688	2.02
左心能量有效利用率（EWK）	0.2876	0.28~0.30
心肌耗氧指数（HOI）	24.126	15~26
心肌耗氧量（HOV）	41.274	24~42
左心搏功指数（LVWI）	102.03	40~78
心肌血液供耗率（CMBR）	1.4354	大于1
心肌血液灌注量（CMBV）	504.81	250~400
心肌血液需要量（CMBN）	338.48	200~400
体外反搏增搏率（SVr）	0	
体外反搏增搏率（RSVr）	0	大于0.3
血液状态	4.6748	5.1
有效血容量（BV）		
全血粘度（N）	3.4110	3~4
还原全血粘度（Nr）	3.5501	3~4
血管状况		
主动脉压差（PP）	46	
平均收缩压（MSP）	121.8	
平均舒张压（MDP）	96.235	
平均动脉压（MAP）	109.02	
血管顺应度（AC）	1.4293	大于1.2
冠状动脉灌注量（CCP）	78.306	60~70
主动脉排空系数（BLK）	0.1972	0.22~0.26
血管弹性扩张系数（FEK）	0.6433	0.25~0.55
总周阻（TPR）	1081.0	800~1300
标准周阻（SPR）	1107.6	1000~1400
左室喷血阻抗（VER）	198.18	160~220
肺动脉楔压（PAWP）	7.6930	6~12
肺血管阻力（PAR）	98.486	100~200
肺动脉压（PAP）	13.847	15~22
微循环功能		
微循环半更新率（MHR）	0.0497	0.04~0.07
微循环半更新时间（MRT）	13.949	11~19
微循环平均滞留时间（MST）	20.128	16~28
参考诊断意见		
高搏血H。SV		
左心作功增高HLVW		
隐性高血压Hid HPT		

通过以上信号放大及预处理电路后，可得到完整性好、失真小、信噪比高的脉搏波波形。

2.1.3 数据采集

本系统采用美国ATMEL公司的AT89系列单片机，控制12位A/D转换；转换结果经高速串口传系统主机。

2.2 系统的软件设计

在建立了相关数理模型，并确立了相应算法后的一个重要问题是其快速、精确的计算，亦即软件实现问题。本系统软件实现的诊断功能流程图如图4所示。程序能对所得到的数十项心血管功能参数分类处理，结合心脏功能参数、血管状况及血液状态进行分析。表1给出了一份实测的诊断报告单。

3 结 论

本系统通过引入Frank弹性腔分室网络理论及采取一系列抗干扰措施，实现了有关心血管参数的定性和定量分析，为无创伤检测心血管疾病提供了一种新的手段。本系统通过对20例不同年龄层病人进行有创与无创检测的对比试验表明，测量误差不大于1%，具有较高的准确性和重复性，有重要的理论意义和实用价值。

参 考 文 献

[1] 柳兆荣. 脉图与脉象的生物力学描述[J]. 力学进展，1986;11(2):114.

[2] Chen W, Kobayashi T, Ichikawa S. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration[J], Medical & Biological engineering & Computing, 2000;38(5): 569-574.

[3] Grundfest W. Overview of medical applications and cardiovascular intervention. Technical Digest,Summaries of papers presented at the Quantum Electronics and Laser Science Conference, 2000; 283.

[4] 陶祖莱. 生物力学导论[M]. 天津科技翻译出版公司，2000; 428-478.

[5] Ventura AG, Reisman S. A study of factors Affecting cardiovascular reactivity, Proceedings of the IEEE 26th Annual Northeast Bioengineering conference (Cat .No.00CH37114), 2000;53-54.