

人体动脉脉搏波传输检测 系统的设计与应用

附属第一医院内科 韩阳 孙坚 黄元伟

浙江大学液压研究所 首山雄 路甬祥

内容提要 作者根据人体动脉脉搏波传输的生物力学原理,设计和研制了包括心功能常用指标在内的一台雏型脉搏波传输检测系统。对设计过程中出现的基本问题,如传感器的定位、消除人为误差及多道传感器频响的一致性等进行探讨,并介绍了传感器的加压系统、静态和动态特性的补偿及多路微弱信号放大和数据存储。通过对正常和某些患心血管疾病的人体测试,表明该仪器设计合理,提供具有临床意义的参数较多。该系统具有一定的开拓性,而且它对脉搏波时域和频域分析得到的一些参数,有助于某些心脏病发生和发展的诊断和预测。

关键词 脉搏波传输检测系统/仪器和设备; 脉搏/仪器和设备;
动脉硬化/诊断

人体动脉脉搏波传输系统的检测,是在人体体表可以触摸到动脉脉搏的部位,用多只压力传感器同步检测记录得一组相关脉搏波图形的方法。主要用于研究心血管系统流体动力学,以便更好地了解血液循环系统的生理机能和病理机制。除能精确地无创伤检测心脏功能参数之外,特别对动脉硬化的程度可作定量分析,这对动脉硬化所引起的心脑血管疾病的预测及早期诊断意义重大。由于该方法是以大动脉作为传输线理论分析依据,故理论性强,并且测试自动化、操作简便、方法新颖,现介绍如下。

1 人体动脉脉搏波传输的检测系统

人体动脉脉搏波传输检测系统的设计是本研究项目的基本内容。必须解决好以下三个问题:①多只脉搏传感器如何定位在所检测的部位,并排除或减轻因人体移动和呼吸所造成的伪差;②如何根据被测对象的

胖瘦和血管的深浅,控制好各个传感器对人体表面所施加的压力或相同或不同;③多只传感器的灵敏度、频率响应等性能参数的一致性,和多路微弱信号放大及数据存储等^[1]。在本研究工作的初期我们将脉搏波的检测点数首先限制在2点,即2个道程(A道和B道)。

1.1 脉搏波传感器固定装置和加压系统

我们研究制作了5种不同的脉搏波传感器固定装置。第一种固定装置适用于肢体,检测左右上肢的桡动脉、肱动脉、腋动脉的脉搏波;第二种用于检测左右颈动脉的脉搏波;第三种用于检测左右颞浅动脉及其额支的脉搏波;第四种适用于检测足背动脉的脉搏波;第五种用于检测股动脉的脉搏波。

在每一种固定装置上都有一个加压用的气囊,经一条十分柔软的直径3mm的橡皮管与一个气球相连接,人工挤压气球可对气囊进行加压。由气囊、气球、胶管和气门阀

各一个组成一个脉搏波传感器加压调节系统。因为由人工调节,故只是静态的压力调节系统。进一步的研究将需要动态的压力调节系统。气球与气囊间采用直径3mm柔软的橡皮管相连接,是为了消除加压部分机械移动对气囊和脉搏传感器的影响。

从应用的情况看,脉搏波压力传感器固定装置和气囊加压系统的使用效果是比较好的。

1.2 脉搏波传感器静态特性和动态特性的补偿 为求脉搏传感器性能一致,我们尽可能采用好的脉搏波传感器,并对每一传感器的静态性能和动态性能加以补偿校正。静态补偿的是脉搏传感器的静态灵敏度以及静态的线性度。动态补偿的是脉搏传感器的频率响应特性。两种补偿通过计算机软件实现,方法如下。

1.2.1 静态特性的补偿:如图1所示, P_i

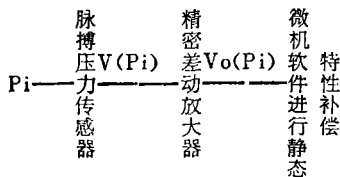


图1 脉搏波传感器静态特性补偿

为施加于脉搏波传感器的标准压力,且 $0 < P_i < 53.2\text{kPa}$, $V(P_i)$ 为脉搏波传感器的输出电压, $V_o(P_i)$ 是经放大器输出的电压,

$$V_o(P_i) = K \times V(P_i) \dots\dots\dots (1)$$

K 是精密差动放大器的输出电压放大倍数,是一常数。令

$$G(P_i) = V(P_i)/P_i \dots\dots\dots (2)$$

若 $G(0 < P_i < 53.2\text{kPa})$ 为常数,则该脉搏传感器是线性的,否则就是非线性的。为了校正这种非线性失真,我们做如下运算。

$$\begin{aligned} VL(P_i) &= V_o(P_i)/G(P_i) \\ &= K \cdot V(P_i)/G(P_i) \\ &= K \cdot [P_i \cdot G(P_i)]/G(P_i) \\ &= K \cdot P_i \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

这样一来 $VL(P_i)$ 就是线性的了。

如果用12位的 A/D 对脉搏信号 $V_o(P_i)$

进行变换,并定义整数变量数组 $S(4095)$, 数组元数 $S(I)$, $I = 0 \sim 4095$

$$S[4095 V_o(P_i)/V_{o\max}] = VL(P_i) \dots\dots\dots (4)$$

作为校正表(4096个单精度整数)存贮在磁盘中,其中

$$V_{o\max} = V_o(54.5\text{kPa}) \dots\dots\dots (5)$$

在内存中定义2个单精度数组: $A(4095)$, $B(4095)$, 分别对应 A 通道和 B 通道, $V_{oa}(t)$, $V_{ob}(t)$ 分别是 A 通道和 B 通道所采集到的脉搏信号, $S_a(I)$, $S_b(I)$ 分别是 A 通道和 B 通道所用脉搏传感器的校正表,令 $V_{La}(t)$, $V_{Lb}(t)$ 分别是 A 通道和 B 通道不存在非线性失真时的脉搏信号,那么

$$V_{La}(t) = S_a[4095 V_{oa}(t)/V_{o\max}] \dots\dots\dots (6)$$

$$V_{Lb}(t) = S_b[4095 V_{ob}(t)/V_{ob\max}] \dots\dots\dots (7)$$

到此脉搏波传感器静态特性包括静态灵敏度和静态非线性的失真的补偿就完成了。

1.2.2 动态特性的补偿: 动态特性的补偿,目前只限于对频率特性的补偿。获得每一只脉搏传感器的频率特性曲线是必须的,这是由脉搏传感器制造厂家提供的。频率特性补偿过程:将 $V_{La}(t)$, $V_{Lb}(t)$ 分别进行 FFT 变换,然后根据脉搏波传感器的频率特性曲线,对 FFT 变换所得到的频谱分量进行加权运算,完成补偿。

除脉搏传感器的补偿外,还有一个十分重要的问题即温度补偿。因为脉搏传感器接触的是人体,而采用一般的温度补偿方法,只能对环境温度的变化起到一定补偿作用,因此,温度补偿是一个有待解决的问题。

1.2.3 脉搏波数据的压缩与存贮: 虽然人体脉搏波信号的频率分量一般在 30Hz 以内,但为了要研究人体动脉脉搏波传输的时相关系,脉搏波信号的数字化采样频率就不应取得太低。我们取采样频率为 1kHz。另外,人心率的下限一般取 30 次/min,为了能

在一次脉搏数据采集时间内至少采集到2个心动周期,一次采集数据的时间就不能短于6s,即一次数据采集不得少于6000个数据/每道。为了保存实测数据以备反复分析研究,必须将这样众多的数据存盘。因此数据存盘前必须加以压缩,且必须能完全恢复。数据存盘前的压缩方法如下:

原始: $V_{(0)}, V_{(1)}, V_{(2)}, \dots, V_{(6000)}$

压缩: $V_{(0)}, V_{(1)} - V_{(0)}, V_{(2)} - V_{(1)}, \dots, V_{(6000)} - V_{(5999)}$

这样增量 $V_{(n)} - V_{(n-1)}$ 就可以4 bit存贮,而原始数据的数值范围是0~4095,存贮时需要16 bit,所以数据被压缩了原四分之一。

1.2.4 模数变换及计算机接口: 模数变换器采用MAS-1202十二位高精度A/D,变换时间2 μ s,这样就可省去采样保持器。假如有16路模拟信号需要变换,则第1路与第16路模拟信号的采样时间差仅32 μ s。这样,相对于1ms的采样间隔来说,这16路的模拟信号几乎是同时采样的,也就是说同步的。

为了能使各路模拟信号采样的时间尽可能地接近,充分发挥A/D变换器的速度,A/D的输出数据首先被缓冲存贮器缓冲存贮,然后再发往IBM-PC/XT主机。

计算机接口是专门设计的并行口,采用TIL 117光电耦合器进行隔离,四个口地址是2FOH-2F3H。

1.2.5 计算机软件系统: 计算机软件系统可以分为两大类:一类是为分析研究脉搏波数据、方便操作和观察数据而编写的人机接口软件;另一类就是数据处理的各种软件。人机接口软件采用8087编译BASICA写成,具有方便、灵活、多样的特点,虽然是用BASICA,但因采用了编译,故仍然具有一定的速度。数据处理类软件均采用8088和8087汇编语言写成,因而具有运算速度快,便于数据的实时处理等特点。

人体动脉脉搏波传输的检测系统由上述脉搏波传感器及其加压系统、脉搏信号放大、模数变换及计算机软硬件系统等组成。

2 人体动脉脉搏波传输系统的应用

2.1 人体动脉脉搏波传输系统的时间图与动脉硬化及血管畸变 同步检测人体8个部位的脉搏波(如图2),以左桡动脉的脉搏波

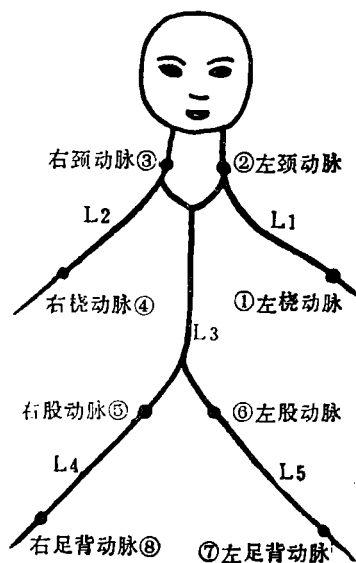


图2 时间图脉搏波检测部位

为参考波,通过计算机测量出其余各点脉搏波相对于参考波的延迟时间,人工量出有关各点的实际距离或长度(L_1, L_2, L_3, L_4, L_5),并输入计算机,这样就完成了一个时间图的测量。时间图与动脉硬化及血管畸变的关系,是通过统计分析处理,并与其它临床检测方法所得结果进行对照完成的。根据我们所做384例(123例正常人,176例高血压,23例冠心病,62例风心等其它疾病患者)检测数据的分析结果,可以得到以下两个具有重要实用价值的结论。

2.1.1 正常情况下,左右桡动脉脉搏波的时差在5ms以内,超过这一数值则表明左右腋动脉和左右桡动脉之一有比较严重的畸变,特别是可能有左右肢血管的狭窄或有动脉瘤。

2.1.2 从颈总动脉分岔处到颞浅动脉额支的时差在 35 ± 5 ms时,表明该段血管弹性正常,当时差 < 25 ms时,则表明该段血管硬化程度比较严重,这与临床表现如舒张压增高、眼底动脉硬化程度及血粘度检查结果相

一致。一般认为,血管的硬化有全身性的,也有局部性的,但作为头部血管的硬化将预示脑内血管可能有硬化,故这一无创检测脉搏波时差的方法可以应用于中风预报。

因为脉搏波沿动脉血管的传播速度与该动脉血管的硬化程度直接关联,动脉血管硬化程度越严重,则脉搏波传播速度越快,因而时间图的分析具有物理概念明确,数据分析相对比较容易,临床实用价值大,而且对脉搏传感器性能要求不高,有可能开发成功便携式个人诊断仪。

2.2 脉搏波波形的时域分析 如图3所示,

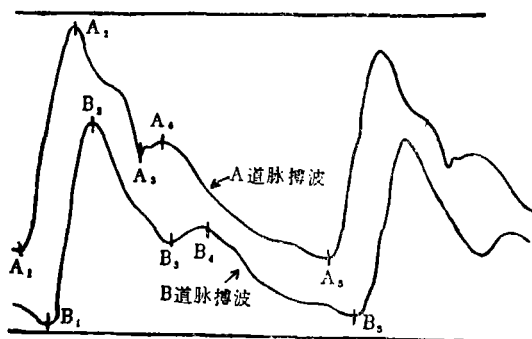


图3 两道脉搏图及采样关键点

示,在A道和B道脉搏波波形上,人工或由

计算机自动找出5个关键点,根据对脉搏波沿动脉弹性管道传播的理论分析,可提出许多可能有用的参数,并把这些参数与临床检测如心功能、心电图等某些指标作对应分析,观察它们的相关性和自身离散性,从而筛选出那些对诊断心血管疾病较为敏感而又稳定的参数。图4是一个病例时域分析结果的输出报告,报告中大部分参数的临床意义尚在探索中,故暂用英文字符代替。图4前半部分的参数直接从图3中5个关键点测得。 T_{1a} 中的T表示时间,1表示第1段时间即 A_1 到 A_2 的时距,a则表示A道。 T_{2a} 为 A_2 到 A_3 的时距, T_{12a} 则为 A_1 到 A_3 的时距。 DT_1 为 A_1 与 B_1 的时间差, DT_2 则为 A_2 与 B_2 的时间差,反映两个检测部位脉搏波传输时间。 H_{1a} 则表示 A_2 点的相对高度,是无量纲参量,余以此类推。 S_{1a}/S_{2a} 表示 A_1 到 A_2 的面积与 A_2 到 A_3 的面积比,而point后的数字不代表任何意义,是传感器放置的位置记号。临床上常用的指标如SVa即为A道测得的每搏量,相应的符号CO为心排量,TPR为外周阻力,AC为动脉顺应性,SI为每搏指数, P_m 为平均动脉压,K为测得的

Name	Sex	Age	Health	Date	Time	Sample-rate	
MAO A-ZHU	19.5	F	67	H	11-10-1989	15:21:22	1kHz 8081
T1a=145ms	T2a=183ms	T3a=46ms	T4a=489ms	T12a=327ms	T34a=535ms		
T1b=128ms	T2b=192ms	T3b=49ms	T4b=487ms	T12b=320ms	T34b=536ms		
DT1=21ms	DT2=12ms	DT3= 4ms	DT4= 6ms	DT5= 14ms	DT21=0.5608		
H1a=1299	H1b=1453	DH a=38	DHb=56	Ta=862	Tb=836		
T1a/Ta=0.168	T2a/Ta=0.212	T3a/Ta=0.053	T4a/Ta=0.567	T12a/Ta=0.379			
T1b/Tb=0.150	T2b/Tb=0.224	T3b/Tb=0.057	T4b/Tb=0.569	T12b/Tb=0.374			
S1a/S2a=0.357	S3a/S4a=0.436	Ssa/Sda=2.964	H2a/H1a=0.393	H3a/H1a=0.423			
S1b/S2b=0.338	S3b/S4b=0.428	Ssb/Sdb=2.866	H2b/H1b=0.356	H3b/H1b=0.394			
SVa=86.30ml/beat	COa=6.01L/min	TPRa=1.48PRU	ACa=1.41ml/mmHg				
SVb=85.52ml/beat	COb=5.95L/min	TPRb=1.49PRU	ACb=1.40ml/mmHg				
SIa=56.38ml/M ^	Pma=127.49mmHg	Ka=0.41780	CIa=3.84L/min/M ^				
SIb=55.87ml/M ^	Pmb=127.66mmHg	Kb=0.42065	CIb=3.78L/min/M ^				
H=165cm	W=51kg	Ps=163mmHg	Pd=102mmHg	HR=69.60 beat/min			
ERa=18.7	ERb=16.4	La/Ta=0.2766	Lb/Tb=0.2765	Points=8081			

图4 一个病例的脉搏波时域分析结果报告单

心功常数, CI为心指数。从图4可以看出, 不论A道或B道测出的参数均十分接近, 特别是经过计算等处理的常数指标值, 则更加接近。

2.3 脉搏波的频域分析 目前主要采用傅里叶频谱分析, 重点研究脉搏波基波及其各次谐波(2~64次谐波)的能量比, 包括将各次谐波分化为不同的谐波群, 分析它们的能量比值, 其结果再与临床检查结果相对照, 筛选出那些有用的谐波组合群^[2]。临床检测分析结果证明, 谐波群组合能量比 $E_{1\sim 9}/E_{10\sim 64}$ 为:

$$E_{1\sim 9}/E_{10\sim 64} = \frac{E_1 + E_2 + \dots + E_8 + E_9}{E_{10} + E_{11} + \dots + E_{63} + E_{64}}$$

它对提示动脉硬化发生和发展十分灵敏, 是一项具有重要临床应用价值的参数。我们发现正常人谐波组合的能量比一般均在25以上。如果存在动脉硬化如Ⅰ期高血压, 就可发现能量比值偏低, 约在20以下。如果合并有肺心病或心功能不全, 则可低至10以下。尽管该参数对个体较稳定, 但在群体中尚有较大的离散性。因此, 我们还需对这参数作些修改, 以便定量地用于诊断。

参 考 文 献

1. 吕维雪, 医疗器械 1986, 10(6): 42
2. Lee CT, et al. IEEE Trans Biomed Eng 1983; 30(6): 348
(1991年1月7日收稿, 同年12月26日修回)

DEVICE AND CLINICAL APPLICATION OF HUMAN ARTERIAL PULSE WAVE TRANSMISSION SYSTEM

Han Yang, et al

Medical Department of the First Affiliated Hospital

A prototype device for measuring hemodynamic parameters and evaluating heart function has been developed on the basis of the theory of pressure pulse wave transmission in human arterial system. Such practical problems have been solved as location of sensors, diminuation of artificial error and coordination of frequency response in multichannel sensor. Meanwhile, supplement of static and dynamic characteristics with fixed pressure to the sensors was analyzed and the approach to amplification of multichannel faint signal and data reservation were discussed. Some significant parameters the device has provided such as the time domain and frequency domain analysis of the pressure pulse wave, can help to predict the occurrence and development of certain heart diseases.

KEY WORDS Detection instrument of pulse wave transmission
/instrum; Pulse/instrum, Arteriosclerosis/diag