

基于磁感应相移技术测量脑血流实验研究

彭 斌^{1,2}, 李 根^{1,2}, 秦明新², 宁 旭², 潘文才², 庄 伟², 金 贵², 孙 建², 闫庆广²

1. 第三军医大学生物医学工程学院电子学教研室, 重庆 400038; 2. 重庆大学生物工程学院生物医学工程系, 重庆 400044

【摘 要】针对目前监测脑血流的设备和手段的不足,本研究建立了一套基于磁感应相移技术(Magnetic Induction Phase Shift, MIPS)的无创非接触脑血流测量系统。为了明确此系统测得信号所代表的物理含义,首先进行了物理模型实验,采用微型泵和橡胶管分别模拟心脏泵血和血管搏动;为了进一步验证该实验系统检测脑血流的可行性和可靠性,又进行了10名健康志愿者临床实验,并对测得的信号进行小波分析去除整体基线漂移、高通滤波去除呼吸干扰、频谱分析和3次样条差值去除局部基线漂移等信号处理,处理后的信号进行波形面积计算,以便统计分析同一个体的重复性和不同个体之间的差异。物理实验结果表明 MIPS 方法测得的信号代表橡胶管的舒张与收缩,反映了橡胶管搏动的物理机制;志愿者实验结果表明测得的信号波形形状类似于脉搏波,反映了脑血流的周期性变化, MIPS 信号频率在 1 Hz 左右,通过统计分析面积数值发现 10 名健康志愿者的 P 值均大于 0.05,实验中每位健康志愿者的各组测量数据之间没有显著性差异。实验结果表明该系统能够实时监测脑血流的基本变化情况,且系统具有非接触、精度高、灵敏度高、可连续监测等优点,作为一种监测脑血流的新手段,具有潜在的应用价值。

【关键词】非接触;磁感应相移技术;脑血流

【中图分类号】R318.6

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)05-0643-07

Cerebral blood flow measured by magnetic induction phase shift

PENG Bin^{1,2}, LI Gen^{1,2}, QIN Ming-xin², NING Xun², PAN Wen-cai², ZHUANG Wei², JIN Gui², SUN Jian², YAN Qing-guang²

1. Department of Electronics, School of Biomedical Engineering, Third Military Medical University, Chongqing 400038, China; 2. Department of Biomedical Engineering, School of Biomedical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China

Abstract: A system based on magnetic induction phase shift (MIPS) for noninvasive and non-contact measurement of cerebral blood flow was established to solve the problem of inadequate equipment and tools to monitor cerebral blood flow. In order to clarify the physical meaning of signals detected by this system, a physical model experiment was carried out. And a miniature pumps and a rubber tube were used to simulate heart and blood vessel. To further validate the feasibility and stability of this experimental system for measuring cerebral blood flow, 10 healthy volunteers underwent clinical experiment. The detected signals were processed and analyzed by applying Wavelet analysis to remove the whole baseline drift, high-pass filter to remove the breathing interference, spectrum analysis and the Cubic Spline to remove the local baseline drift. And the waveform area of processed signals was calculated to statistically analyze the repeatability of the same individual and differences between different individuals. The physical experiment results showed that signals detected by MIPS represented the diastole and systole of rubber tube, reflecting the physical mechanism of pulsation of rubber tube, while the volunteer experiment results showed that the shape of detected signal waveform was similar with pulse wave, reflecting cyclical changes of cerebral blood flow. The signal frequency of MIPS was about 1 Hz. According to statistical analysis of the waveform area, 10 healthy volunteers' P values were greater than 0.05. There were no significant differences between the measurement data of

【收稿日期】2015-04-09

【基金项目】国家自然科学基金(61372065)

【作者简介】彭 斌(1990-),男,硕士研究生, E-mail: pbin19@qq.com。

【通信作者】秦明新(1960-),男,教授,博士生导师, E-mail: qmingxin@tmmu.edu.cn。

each healthy volunteer. The experiment results show that the system can monitor the changes of cerebral blood flow, with the advantages of non-contact, high-precision, high sensitivity, continuous monitoring, etc. As a new method of monitoring cerebral blood flow, the system has potential application value.

Key words: non-contact; magnetic induction phase shift; cerebral blood flow

前言

脑血管疾病具有发病率高、致残率高、死亡率高和复发率高的特点,是中老年人致死、致残的主要疾病之一。脑血流是评估脑血管疾病最直观、最重要的指标,及时地监测脑血流的变化可有效地预防和诊断脑血管疾病。

近年来,随着现代影像及医学设备的发展,监测脑血流的手段越来越多。Kety-Schmidt法是较为经典的间接测定脑血流的有创方法,但易引起感染等并发症^[1]。氙(^{133}Xe)清除法可获得高分辨率的局部脑血流(regional Cerebral Blood Flow, rCBF)图像和定量值,但耗时较长,步骤烦琐,且有侵入性^[2-3]。脑血流图能反映4支颅内动脉和全脑的脑血流(Cerebral Blood Flow, CBF),但易受外界干扰^[4]。经颅多普勒(Transcranial Doppler, TCD)已用于脑血管疾病诊断、脑血管功能状况评价和危重病人术中脑血流监测,但受本身测量方式的影响,不能对脑血流进行准确测量和长期监护^[5]。激光多普勒成像空间分辨率有限,故发展受到限制。近红外光谱利用波长近红外光的强穿透力,进入生物组织发生透射和散射来测定脑血流,但测得的值偏低,且变异较大^[6]。正电子发射断层扫描(Positron Emission Tomography, PET)具有高分辨率、高准确性、非侵入性、危险性小等优点,但价格昂贵,且必须就近配置生产正电子核素的加速器和标记热室,难以推广^[4]。因此,目前临床还没有一种对脑血流进行长期监护的简便有效的方法。

磁感应相移技术(Magnetic Induction Phase Shift, MIPS)是一种简单的无创非接触检测方法,同时具有可连续监测、非接触、操作简便等优点^[7-10]。它通过一定工作频率范围的激励磁场作用于生物组织,在电磁感应作用下,生物组织产生一个感应磁场,激励磁场与感应磁场之间产生一定的相位移,该相位移的大小与生物组织的电导率变化有关。由于脑血流周期变化,导致大脑整体电导率周期变化,使得MIPS信号也具有周期变化规律,同时,脑血液容量与大脑整体电导率具有相关性,故采用MIPS技术监测脑内血液电导率的周期变化,就可以反映脑血液容量变化,从而实现脑血流的监测。

本研究建立了基于LabVIEW和NI-PXI数据采集系统的磁感应脑血流监测系统,为了测试和评估该系统的性能,首先进行了盐水模拟实验,随后为了进一步分析MIPS监测脑血流的临床可行性和稳定性,对10名健康志愿者做了临床实验研究。

1 材料和方法

1.1 MIPS测量脑血流原理

MIPS是利用磁感应原理,将生物组织放置在激励线圈和检测线圈之间,通有交流电的线圈产生交变的激励磁场 B ,穿过生物组织时,在生物组织内产生感应电流,该电流又产生感应磁场 ΔB ,在检测线圈上可以检测到 ΔB 。当生物组织的电导率 σ 发生变化时,会影响到感应电流的强度和分布,测得的 ΔB 可以反映电导率的变化, B 与 ΔB 的矢量关系如图1所示,可以发现激励磁场和感应磁场之间发生了相移 θ ,通过检测相位移 θ 就可以反映电导率变化。

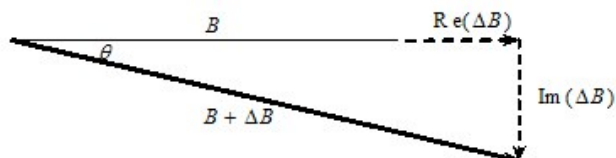


图1 激励磁场与感应磁场矢量关系

Fig.1 Vector relationship between excited magnetic field and inductive magnetic field

利用MIPS方法测量脑血流,就是将头部的局部血管作为容积导体,每一个心动周期内,随着心脏的泵血,局部血管会发生舒张和收缩变化,而由于血液电导率比其他组织要高,所以利用磁感应的方法可以检测到脑血流的变化。

1.2 实验系统

如图2所示,监测系统主要包括以下5个模块:信号发生器、检测传感器、心电采集模块、PXI数据采集系统、LabVIEW软件。

信号发生器输出一路激励信号和一路参考信号,分别输入激励线圈和PXI数据采集卡中,检测传感器

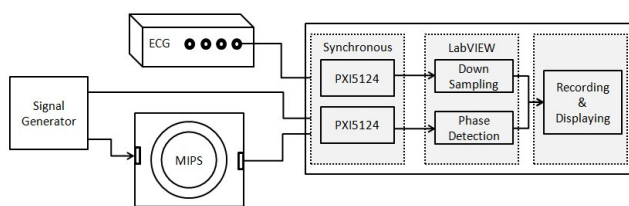


图2 实验系统框图

Fig.2 Block diagram of experimental system

和心电采集模块输出的信号同时输入PXI数据采集卡中,LabVIEW编程实现同步采集、FFT鉴相、心电降采样及存储显示。

1.2.1 信号发生器 采用Tektronix AFG3252信号发生器,产生两路同频正弦信号,一路为激励信号,另一路为参考信号,激励信号和参考信号的初始相位一致。激励源输出的频率和功率可调,信噪比在整个功率范围内达到30 dB~60 dB,满足实验相位测量精度要求。

1.2.2 检测传感器 检测传感器是由两组同心阿基米德螺线构成,用印制电路板印制在同一平面上,外侧为40匝激励线圈,线径为0.25 mm,线间距为0.5 mm;内侧为30匝检测线圈,线径和线间距与激励线圈相同,两组线圈绕向相同。在外侧的激励线圈和内侧的检测线圈之间有一个闭合圆环,起到去耦的作用,需要接地。

1.2.3 心电采集模块 心电采集模块主要采用RM6280C型8道生理信号采集处理系统,该系统可同步采集并输出多种生理信号,且具有波形分析、处理、打印等多种功能。

1.2.4 PXI数据采集系统 PXI是一种由美国国家仪器公司(National Instruments, NI)发布的坚固的基于PC的测量和自动化平台,通过不同的外设模块实现不同的功能。本实验采用PXI-5124数据采集卡与PXI平台相结合,实现数据采集功能,该板卡的最高实时采样率200 MS/s,12位分辨率,带宽150 MHz,单通道板载内存512 M。实验过程中采用带通采样进行数据采集。

1.2.5 LabVIEW软件平台 采用LabVIEW软件编程,LabVIEW是NI公司开发的图形化编程语言。软件主要由4个功能单元组成,分别是采集配置单元、同步采集单元、软件鉴相单元及存储显示单元。采集配置单元主要利用niScope对采集卡进行采样率、采样点数、输入阻抗、放大倍数和耦合方式等参数的配置;同步采集单元利用高速数字化仪特有的niTCI

技术对多板卡进行同步,niTCI可使两板卡的同步精度达到皮秒级别;采用FFT鉴相算法^[11-12],该方法可以有效地抑制高斯白噪声的干扰;存储显示模块主要用于实时显示测量状态及存储数据以便于后期处理,软件显示界面如图3所示。

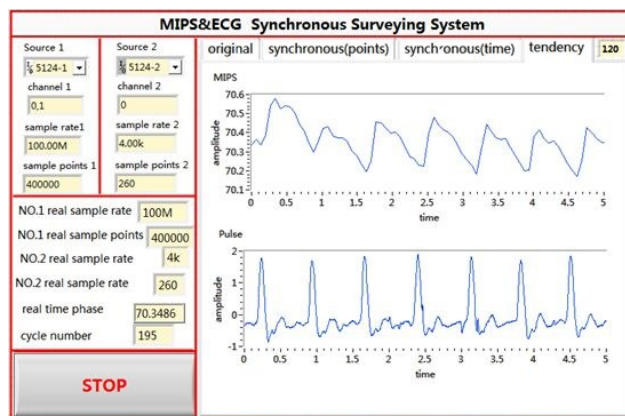


图3 数据采集软件界面

Fig.3 Data acquisition software interface

1.3 实验设计

1.3.1 物理模型实验 鉴于人体结构的复杂性,对人体直接测量的信号会受到呼吸、心率、脑电等生物信号的干扰,为了明确测量到的MIPS信号代表的物理含义,利用如图4所示的微型泵和橡胶管模拟心脏泵血及血管搏动。

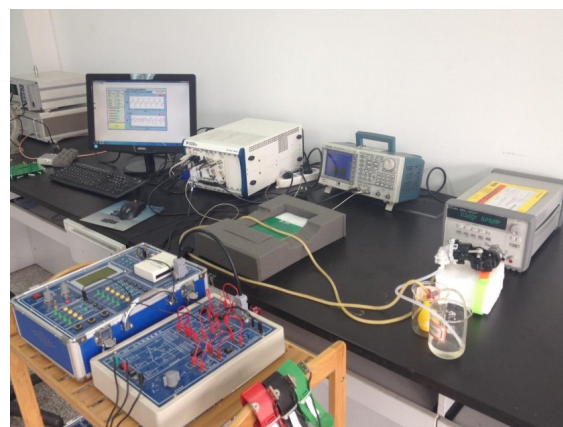


图4 物理模型实验装置

Fig.4 Experimental setups of physical model

微型泵采用2 V~6 V直流供电,橡胶管具有良好的弹性,配备与血液电导率相同的生理盐水。生理盐水盛放在烧杯中,微型泵的输入输出通过橡胶管与烧杯中的生理盐水相连接,将与微型泵输出端相

连的橡胶管穿过检测传感器,信号源输出信号频率设定为 10.7 MHz,然后改变电压值从 2 V~6 V 变化控制微型泵,间隔 1 V,每个电压值重复测量 3 组模拟血管搏动,每组测量 1 min,以 3 组数据的平均值为最终数据。作为对比,在橡胶管的另一端加电压传感器,测量管壁的压力。

激励源方面,参考信号输出为 0.2 V,激励信号输出 5 V,频率均为 10.7 MHz。数据采集系统采样率为 100 MHz,采样点 400 000,放大倍数 20 倍,采用 FFT 法鉴别。

1.3.2 健康志愿者实验 为了验证 MIPS 方法检测脑血流的可行性,对健康人群应用 MIPS 检测方法,实时采集磁感应信号相位变化情况,研究实验系统测量人脑部因血液灌注导致的磁感应信号变化情况,整体实验系统如图 5 所示。根据中国卫生部的《涉及人的生物医学研究伦理审查办法》,在实验开始前与志愿者签订知情同意书,本研究所涉及的电磁场经过测量,最大电场强度为 15 V/m,最大磁场强度为 0.049 A/m,均低于国家电磁辐射防护规定职业暴露标准小于 45 V/m、0.12 A/m 的要求。



图 5 健康志愿者实验装置

Fig.5 Experimental setups of healthy volunteers

选取 10 位健康志愿者,要求如下:(1)年龄范围 18 岁~25 岁;(2)身体健康,无心脏病、高血压等相关病史;(3)体内无植入性医疗器械。

实验前需要测量并记录受试者的基本体征信息,如身高、体质量、头颅周径、心率、血压等。实验前调整参数,激励频率 10.7 MHz,激励电压 5 V 参考电压 200 mV,采集卡前端放大 10 倍,相位差采样率 100 MHz,采样点数 400 000,ECG 采样率 4 KHz,采样点数 260,降采样后采样率为 400 Hz。测量时,要求受试者在静止放松状态下平躺在实验台,后脑勺枕

在利用线圈传感器制作的枕头上,采用肢体导联测量心电。为得到较好的测量结果,开始测量前通过观察测量波形的稳定程度,调整受试者头部位置。开始测量,每人测量 5 组,每组测量 2 min,测量过程中要求被测者适时屏住呼吸 20 s,每测完一组后休息 1 min。将每人每组测得的 MIPS 数据和心电数据存入电脑硬盘。实验后需要再次测量心率、血压。

2 结果

2.1 物理模型实验

图 6 为模拟脑血流实验的 MIPS 测量结果。图 6a 是微型泵在 3 V 电压驱动下的 MIPS 测量和压电传感器测量结果;图 6b 是在 4 V 电压下的测量结果。可以发现,随着电压的增大,微型泵的转动频率增大,单位时间内输出量增加,图中波形的变化符合该变化规律,且 MIPS 信号的波峰领先压电信号波峰,这是由于测量部位不同而导致的。该实验说明 MIPS 测量系统可以反映橡胶管的舒张与收缩。

2.2 健康志愿者实验

2.2.1 信号处理 测得的原始信号包含很多噪声干扰,如呼吸、漂移、振动等,为了方便后期对实验结果进行分析,需要进行信号调理。如图 7 所示为测得原始数据。

通过观察原始信号发现,波形存在整体基线漂移和局部基线漂移。首先采用小波变换去除整体基线漂移,由于 db5 小波形状与 MIPS 信号形状比较相似,故采取 db5 进行 5 层分解,选取低频重构后的第 5 层去除基线漂移,如图 8 所示。

去除整体基线后,如图 9 所示,对比同步测量的心电,可以发现,心电和磁感应信号存在时间差,该结果与模拟实验结果相吻合。

从图 10 发现,去基线后磁感应信号整体无漂移,但从局部看,每个波形之间仍存在漂移,通过对去基线后 MIPS 信号频谱分析发现,局部漂移是由呼吸所引起的。呼吸频率在 0.4 Hz 左右,而 MIPS 信号在 1 Hz 左右,且在 2 Hz、3 Hz 为谐波分量。因此,采用巴特沃斯高通滤波,通过多次试验发现,截止频率为 0.6 Hz 的滤波效果最优。如图 10a 和图 10b 为滤波前后频谱,图 10c 和图 10d 为滤波前后信号。

为了比较 10 个受试者所测结果,需要定量计算波形面积。采用积分法计算,以波形波谷为基准点。从图 10 可以发现,高通滤波后的信号局部仍存在微小漂移,这是由于高通滤波法的局限性所造成

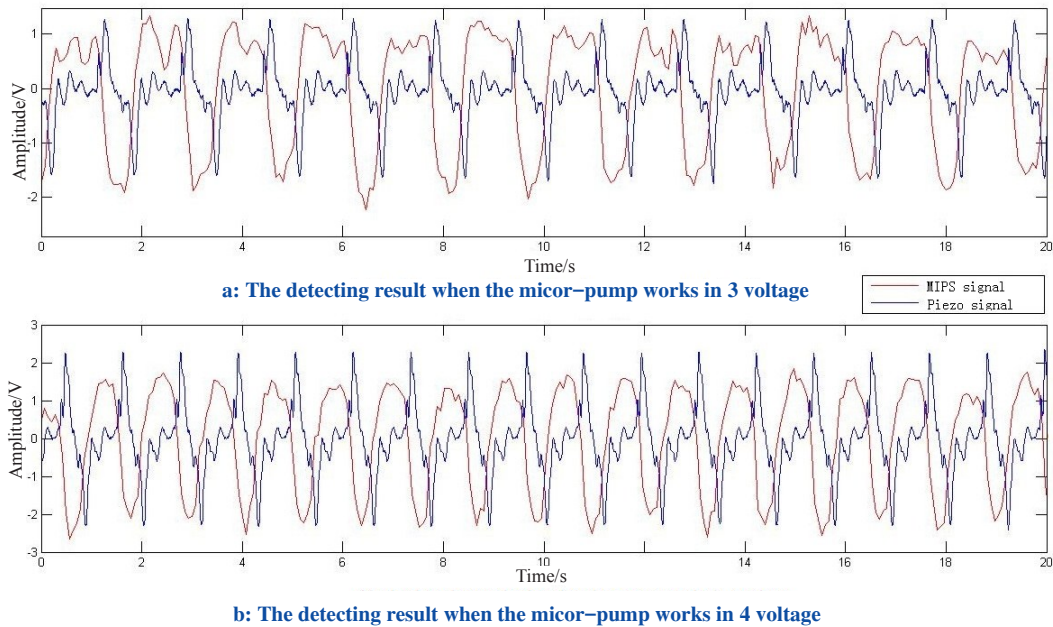


图6 物理模型实验测量结果

Fig.6 Experimental detecting results of physical model

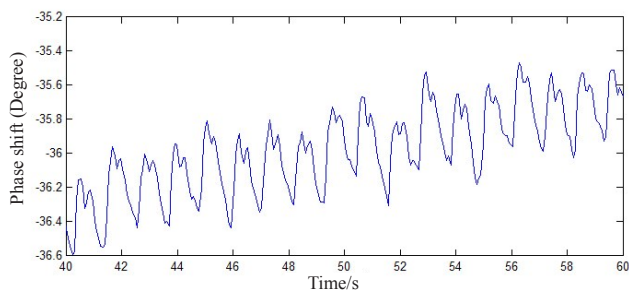


图7 原始信号

Fig.7 Original signals

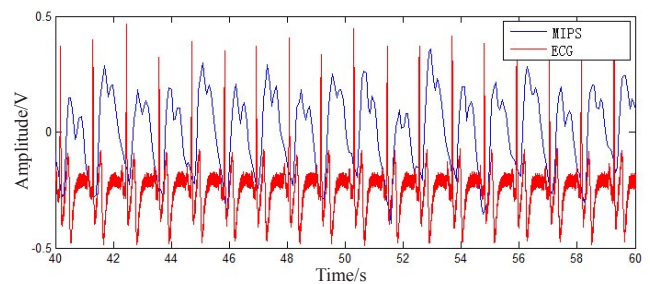


图9 去整体基线后信号与心电信号对比

Fig.9 The signals after removing baseline and electrocardiogram signals

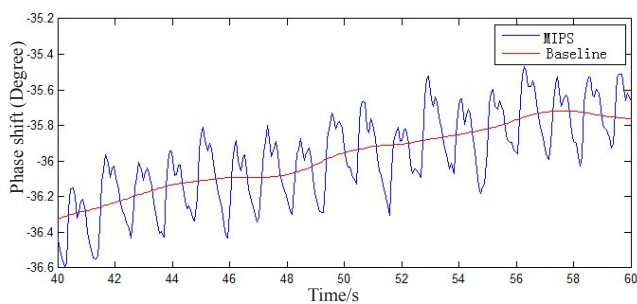


图8 原始信号与整体基线

Fig.8 The original signals and the whole baseline

的,而积分法计算面积,要求波谷在同一水平面上,因此,需要更进一步的去除局部基线^[13]。根据文献报道,采用三次样条差值法可进一步去除基线,过程及结果如图11所示。

2.2.2 统计分析 采取上述波形面积计算方法,分别

计算10名健康志愿者各组所测波形的波形面积,然后求得其波形面积均值。由于该波形反映的是血管搏动,类似于脉搏波。

北京工业大学罗志昌教授^[14]提出了一个以脉搏波面积变化为基础的脉搏波形特征量,从而估算血流量。因此我们可以推断MIPS信号波形的面积可以反映脑血流量的变化,结果如表1所示为10名受试者的波形面积均值,该值是一个无量纲的相对值。

为了分析健康人之间脑血流量联系和差异,对10名志愿者的所测信号波形面积进行了方差分析,显著性水平设为 $\alpha=0.05$,分析结果如表2所示。

由表2可以看出,10名健康志愿者的 P 值均大于0.05,即该实验中每位健康志愿者的各组测量数据之间没有显著性差异。

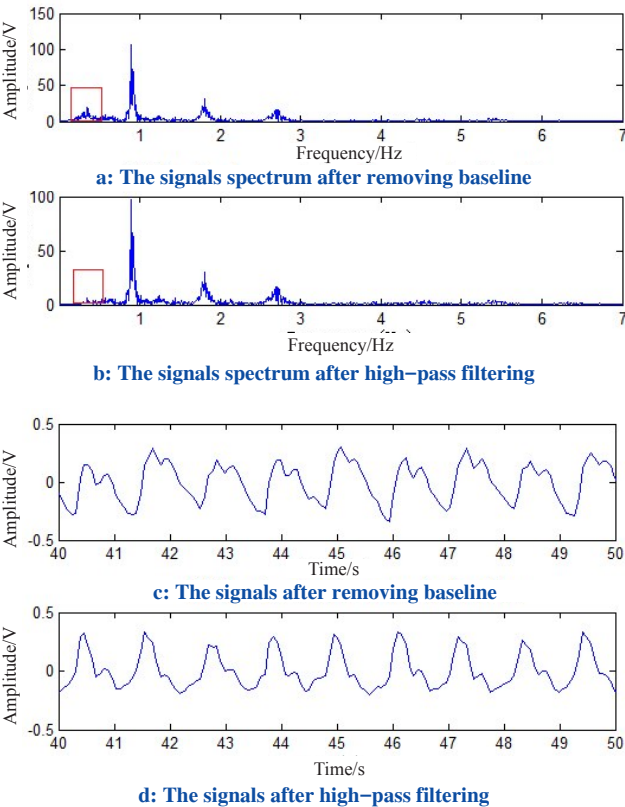


图 10 高通滤波前后信号及其频谱对比

Fig.10 The signal and its spectrum before and after high-pass filtering

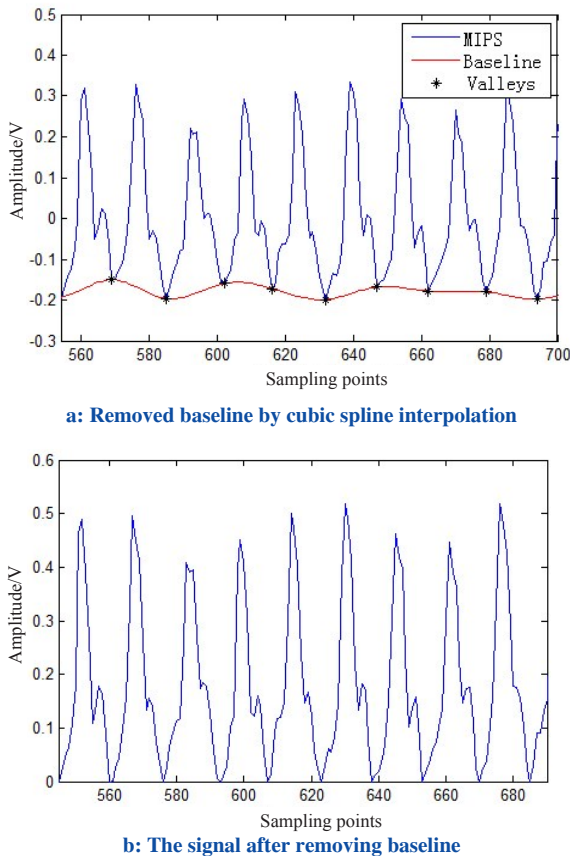


图 11 三次样条插值去除局部基线漂移

Fig.11 Removing partial baseline by cubic spline interpolation

表 1 10 名志愿者所测信号波形面积均值

Tab.1 The waveform area mean of 10 volunteers

Sample	Average area of waveform
No.1	0.0046±0.0007
No.2	0.0254±0.0005
No.3	0.0289±0.0007
No.4	0.0279±0.0008
No.5	0.0097±0.0007
No.6	0.0276±0.0008
No.7	0.0184±0.0003
No.8	0.0425±0.0007
No.9	0.0155±0.0003
No.10	0.0271±0.0006

表 2 10 名志愿者各组波形面积值的方差分析

Tab.2 ANOVA for waveform area mean of 10 volunteers

Sample	F value	P value
No.1	2.121	0.163
No.2	1.946	0.158
No.3	2.566	0.097
No.4	2.217	0.129
No.5	0.712	0.410
No.6	2.086	0.158
No.7	2.063	0.118
No.8	3.156	0.093
No.9	0.615	0.443
No.10	1.016	0.324

3 讨论

3.1 方法讨论

物理模型实验结果表明该方法确实能够反应盐水在橡胶管中的搏动,检测结果与压电传感器的检测结果非常吻合,但两者结果之间产生一个时间差,这是由于测量距离的不同导致的,该结果与预期的结果一致。此外,磁感应检测相位差的每个波形形状局部有差异,该差异可能由以下原因造成:线圈未加电磁屏蔽,存在环境电磁干扰;软件鉴相精度不足;微型泵每搏输出量不够稳定等。

在志愿者实验的整个信号处理过程中,最重要的是去基线漂移,基线漂移包括整体漂移和局部漂移。整体漂移主要是由于测量过程中整体检测系统的漂移;局部漂移可能是由于受试者测量过程中的呼吸、口水吞咽和身体移位等引起的,呼吸是最主要的原因。因此,对于整体漂移,采用小波多尺度分解,可方便地提取出低频基线;对于局部漂移,由于心率是呼吸频率的4.5倍,可以采用高通滤波器滤除,但是,由于高通滤波器的边带特性,呼吸并不能完全滤除。而计算面积时,要求波形波谷在同一水平面上,

因此,采用三次样条差值法可进一步去除基线。滤除呼吸除了采用高通滤波法,也可以采用带通滤波法或者窗函数法,截止频率选择直接影响滤波效果。

3.2 结果讨论

脑血流信号是血管搏动信号,因此,可以推断脑血流波形形状与脉搏波形形状类似,即由一个主峰和一个重脉波组成,且频率与心率相同。通过实验发现,所测得信号符合实验推断。从物理模型实验也可以发现,利用MIPS方法确实可以反映橡胶管的舒张和收缩,且测量不同的部位的波形存在时间差。该结果与健康志愿者实验结果一致,间接证明了该系统所测的信号为脑血管搏动信号。然而仅仅从理论和模拟实验不足以证明该信号为脑血管搏动信号,该信号也有可能是脑脊液搏动信号或体动信号。

通过统计分析10名志愿者所测得的MIPS信号波形面积,说明该测量系统具有一定的稳定性和可重复性。然而不同人之间也有差异,导致该差异的原因可能有:个体性差异的存在、测量误差、环境噪声干扰等。

4 总结与展望

通过本文实验研究,可得到以下几点结论:(1)建立了基于NI-PXI的MIPS测量脑血流实验系统;(2)物理模型实验结果表明,MIPS方法测得的信号代表橡胶管的舒张与收缩,反映的是橡胶管搏动的物理机制;(3)经过一系列的信号处理,可提取出类似于脉搏波的MIPS信号;(4)经过对10个人的面积数据统计分析,表明整个系统对于健康年轻人的检测结果无显著性差异;(5)所建立的基于NI-PXI平台和MIPS方法的实验系统确实可以实时检测脑血流的变化情况。

总而言之,MIPS作为一种检测脑血流变化的新方法是可行的,且该方法具有无创非接触、灵敏度高、操作简单等优点,具有潜在应用价值。然而,本实验研究正处于起步阶段,存在很多不足,如缺乏对照实验、实验系统未进行电磁屏蔽等。下一步将进行对照实验,与临床常用的经颅多普勒检测脑血流的方法做对比;同时,将对检测传感器进行合适的电磁屏蔽,消除电场耦合等。

【参考文献】

- [1] Taudorf S, Berg RM, Bailey DM, et al. Cerebral blood flow and oxygen metabolism measured with the Kety-Schmidt method using nitrous oxide[J]. *Acta Anaesthesiol Scand*, 2009, 53(2): 159-167.
- [2] Obrist W, Wilkinson W. Regional CBF measurement in humans by xenon-133 clearance [J]. *Cerebrovasc Brain Metab Rev*, 1990, 2(4):

- 283-327.
- [3] Sundt Jr TM, Sharbrough FW, Anderson RE, et al. Cerebral blood flow measurements and electroencephalograms during carotid endarterectomy[J]. *J Neurosurg*, 2007, 107(4): 885-886.
- [4] 李继勇. 脑血流的监测方法[J]. 《国外医学》麻醉学与复苏分册, 2002, 23(2): 89-91.
Li JY. Monitoring methods of cerebral blood flow[J]. *Foreign Medical Sciences (Anesthesiology and Resuscitation)*, 2002, 23(2): 89-91.
- [5] 韩珂, 邢英琦, 李兴志. 经颅多普勒超声的临床应用与进展[J]. *中风与神经疾病杂志*, 2008, 25(1): 116-120.
Han K, Xing YQ, Li XZ. The clinical application and progress of TCD[J]. *Journal of Apoplexy and Nervous Diseases*, 2008, 25(1): 116-120.
- [6] 唐玲珊, 石翊颀. 近红外光谱技术与局部脑氧饱和度[J]. *国际麻醉学与复苏杂志*, 2013, 34(10): 914-916.
Tang LS, Shi YS. Near infrared spectroscopy and regional cerebral oxygen saturation[J]. *International Journal of Anesthesiology and Resuscitation*, 2013, 34(10): 914-916.
- [7] 徐林, 秦明新, 王超, 等. 基于磁感应相位移谱方法的脑出血模拟测试系统的性能研究[J]. *生物医学工程与临床*, 2011, 15(6): 505-508.
Xu L, Qin MX, Wang C, et al. Performance of cerebral hemorrhage simulation detection system based on magnetic phase shift spectrum method[J]. *Biomedical Engineering and Clinical Medicine*, 2011, 15(6): 505-508.
- [8] Jin G, Sun J, Qin MX. A special phase detector for magnetic inductive measurement of cerebral hemorrhage[J]. *PLOS ONE*, 2014, 9(5): 1-7.
- [9] 胡晓彦, 秦明新, 焦明克, 等. 磁感应成像系统中相位检测方法研究[J]. *医疗卫生装备*, 2007, 28(4): 11-13.
Hu XY, Qin MX, Jiao MK, et al. Study on technique of phase detection in magnetic induction tomography[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2007, 28(4): 11-13.
- [10] Mahdavi H, Rosell-Ferrer J. Magnetic induction-based sensor for vital sign detection[J]. *IFMBE Pro*, 2014, 41: 1507-1510.
- [11] 胡晓彦, 秦明新, 梁文文, 等. 基于LabVIEW和Matlab混合编程的脑MIT数字鉴相方法的实现[J]. *第四军医大学学报*, 2007, 28(12): 1144-1146.
Hu XY, Qin MX, Liang WW, et al. Implementation of digital phase detection in brain MIT based on programming with LabVIEW and MATLAB[J]. *Journal of the Fourth Military Medical University*, 2007, 28(12): 1144-1146.
- [12] 路艳洁, 席志红, 王姜钊. FFT法与数字相关法在相位测量上的比较[J]. *信息技术*, 2007, 31(12): 105-108.
Lu YJ, Xi ZH, Wang JB. Analysis and comparison between FFT and digital correlation theory in phase difference measurement[J]. *Information Technology*, 2007, 31(12): 105-108.
- [13] 杨琳, 张松, 杨益民. 利用三次样条差值法抑制脉搏波基线漂移[J]. *北京生物医学工程*, 2010, 29(2): 198-200.
Yang L, Zhang S, Yang YM. Removal of pulse waveform baseline drift using cubic spline interpolation[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2010, 29(2): 198-200.
- [14] 罗志昌, 张松, 杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用[M]. 北京: 科学出版社, 2006: 21-31.
Luo ZC, Zhang S, Yang YM. Engineering analysis and clinical application of pulse waveform[M]. Beijing: Science Press, 2006: 21-31.