

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2006878

# 用于脑血流自调节功能评估的生物阻抗技术研究\*

陈佳,柯丽,杜强,颜莹莹  
(沈阳工业大学电气工程学院 沈阳 110870)

**摘要:**脑血流自动调节(CAR)是血管在神经控制下进行的脑部供血调节过程,通过评估CAR可以判断大脑神经和生理状态。本文对脑生物阻抗检测技术评估大脑自调节进行了研究,在脑血流自调节评估中引进脑血流循环阻力参数和动脉血管弹性参数。在实验中使用干预措施使受试者脑供血系统处于正常调节状态和失常状态。分别测量两种状态下的脑血流阻抗信号,提取阻力参数与弹性参数。对比分析表明血管弹性参数和血流阻力参数变化比分别为8.53%和20.89%,统计学分析显示两个参数在干预前后均存在显著性差异( $P < 0.001$ )。实验验证了脑血流生物阻抗检测可以跟踪脑血流自调节的变化过程,该方法对脑部生理活动和脑神经功能生物阻抗检测的进一步研究具有重要意义。

**关键词:**生物阻抗技术;脑血流阻抗检测;脑血流阻抗信号分析;脑血流自调节功能评估

中图分类号:TH789 文献标识码:A 国家标准学科分类代码:470.40

## Study on bioimpedance technique for the evaluation of cerebral blood flow autoregulation function

Chen Jia, Ke Li, Du Qiang, Yan Yingying

(School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China)

**Abstract:**The cerebral blood flow autoregulation (CAR) is the brain blood supply regulation process of brain vessel under the control of nerve. The nerve and physiological states of the brain can be judged through evaluating the CAR. In this paper, using bioimpedance technique to evaluate CAR is studied. The brain blood flow circulating resistance parameter and artery blood vessel elasticity parameter are introduced in the CAR evaluation. In the experiment, the intervene method was used to make the brain blood supply system of the subjects in normal and abnormal states. The brain blood flow impedance signals were measured in the two states, and the resistance parameter and elasticity parameter were extracted. Comparative analysis shows that the change ratios of the resistance and elasticity parameters are 8.53% and 20.89%, respectively. Statistical analysis shows that these two parameters have significant difference ( $P < 0.001$ ) before and after the intervention. The experiment results verify that the brain blood flow bioimpedance technique can track the change process of CAR, and the proposed method has great significance for the further study of brain physiological activity and brain nerve function using bioimpedance detection.

**Keywords:**bioimpedance technique; brain blood flow impedance detection; brain blood flow impedance signal analysis; cerebral blood flow autoregulation function evaluation

## 0 引言

脑血流自动调节(cerebral blood flow autoregulation, CAR)是一种脑血流稳态机制,其特点是通过调节脑部血管系统保证大脑各区域获取充足的养分,同时在脑灌注

压波动中维持脑血流量稳定,因此对脑部调节功能的评估是一项具有价值的工作<sup>[1]</sup>。生物阻抗检测技术作为一种简单有效的连续监测方法广泛应用到脑部相关检测当中<sup>[2]</sup>。本文对生物阻抗检测技术评估脑血流自调节可行性进行了研究。

脑部自调节机能的相关研究是脑供血研究的重要方

收稿日期:2020-09-07 Received Date: 2020-09-07

\* 基金项目:国家自然科学基金(52077143)、辽宁省自然科学基金计划(2019-ZD-0204)、辽宁省教育厅重点攻关项目(LZGD2020002)资助

面,现有的脑血流检测方法分为静态和动态两种类型,在脑血流自调节的相关研究中需要对脑血流进行连续检测。脑血流自调节的研究中使用的多为无损检测方法,因此有损检测方法本文不做讨论。无损连续检测方法包括超声多普勒技术以及近红外技术<sup>[3-4]</sup>。超声多普勒技术能够对血管内血流速度进行测量,在自调节评估中多用于大脑动脉血流速度的检测<sup>[5]</sup>。而近红外检测技术主要利用反射原理测量脑皮层表面的局部血流情况<sup>[6]</sup>。现有的脑血流自调节评估方法只能检测主动脉或大脑皮层局部的血流参数,通过数学模型推导对自调节能力进行评估<sup>[7]</sup>。但在生理角度上脑血流自调节是大脑供血系统整体实现的,该过程中不同类型的动脉血管都参与调节,因此需要一种能够对大脑整体血流自调节进行评估的检测方法。脑血流阻抗检测技术是根据血液电导率远高于脑组织电导率的特点,通过检测血流引起的脑部阻抗变化来分析脑部血管和供血系统的健康状况<sup>[8]</sup>,目前脑血流阻抗检测多应用于脑血管相关生理状态的检测,通过对脑血管理想模型的研究分析脑血管在不同生理和病理状态下的阻抗特性<sup>[9]</sup>,但现有的研究还没有对脑血流自调节中大脑阻抗特性的分析。脑血流自调节过程的本质是通过调整脑血管直径和弹性来满足脑组织的血液需求,这表明脑血流生物阻抗检测能够评估脑血流自调节功能,并且该方法能够对大脑整体的血流调节能力进行评估。

本文研究了生物阻抗检测技术对脑血流自调节进行评估的可行性。并通过实验对该评估方法进行验证。文章分为以下几个部分:首先针对脑血流自调节过程较为复杂的特点,根据血流调节生理特性描述对血液阻抗有明显的影响的两个调节过程。其次分析大脑自调节过程对灌注后血管扩张的影响,建立脑血流动力学特性与阻抗特性之间的对应关系,提出用于脑血流自调节能力评估的血流阻力参数和血管弹性参数。还分析了适用于脑血流自调节评估的阻抗检测方法,以及满足自调节阻抗特征提取的信号预处理方法。最后通过实验验证该方法的可行性,在实验中对10名受试者进行实验操作和数据采集,利用呼吸控制干预方法影响受试者脑血流自调节能力。对比正常状态和干预状态下阻抗数据提取的脑血流特征值,结果显示干预前后脑血流阻力和弹性参数分别变化8.53%和20.89%,统计学分析表明干预前后两组参数均存在显著性差异( $P < 0.001$ )。实验验证了脑血流生物阻抗检测方法能够对脑阻调节功能进行评估。

## 1 脑血流生物阻抗模型

### 1.1 脑血流自调节血管变化过程

大脑整体脑血流自调节过程非常复杂,主要为不同

类型动脉血管内血流流动的相互影响<sup>[10]</sup>,在进行生物阻抗评估过程中检测结果直观表现自调节引起的阻抗差异,需要提取与血流阻抗特性相关的自调节生理过程作为评估依据,但尚没有相关文献对其进行研究,针对这一问题本文结合脑血流自调节血管变化模型及生物阻抗检测技术的特性,提出以血流阻力和主动脉弹性调整的相关参数作为自调节的评估依据。

在脑血流动力学研究中血管半径、长度和红细胞压积对血流阻力起到决定性作用,而后两个在时间上基本上是不变的,所以血流阻力主要取决于血管半径<sup>[11]</sup>。在脑血流调节过程中小动脉起到主要的调节作用,而大动脉血管主要负责血液分布和存储灌注血液。脑血流自调节提高脑组织供氧量是通过扩张血管直径实现的<sup>[12]</sup>,并且血管半径的微小变化会导致血液流量发生巨大变化,动脉血管分类与小动脉血管调节过程如图1所示。

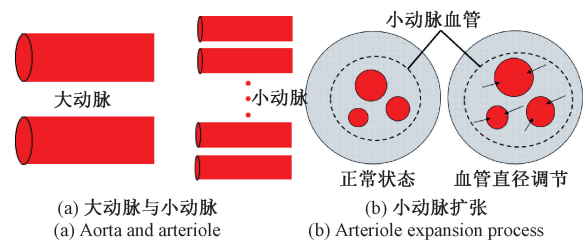


图1 脑血管扩张

Fig. 1 Cerebrovascular expansion

在正常情况下小动脉血管直径处于稳定状态,当脑部需要进行血流调节时小动脉血管会通过血管壁的通道将周围的组织液吸收到血管内部,为血管扩张提供必要空间,这一过程能够在完成血管扩张的同时保证颅内压的稳定如图1(b)所示。血管阻力的降低会使灌注血液快速流过,尤其是小动脉血管(毛细血管前阻力血管)的阻力下降会使得灌注血液快速通过进而降低动脉扩张程度。

脑血管本身的弹性(顺应性)调节是另一个与自调节功能相关联的特性,有一个强大的主动神经过程在其中起到重要作用<sup>[13]</sup>。神经系统通过控制血管的弹性在外部施加的灌注压波动的情况下保证脑部血流稳定,因此完全可以实现自动调节。这就是为什么几乎所有自动调节模型都基于通过动脉弹性进行反馈的概念的原因。

在脑血流调节过程中,脑部耗氧量的增加或短时间缺氧会使神经增加血管弹性,这种情况下相同的灌注压会使得该血管流过更多的血液<sup>[14]</sup>。另一方面,较长时间的缺氧又会导致主动脉血管弹性调节失灵,使得血管弹性稍弱于正常状态如图2所示,这一现象被广泛用于对脑血流自调节评估方法的验证当中<sup>[15-16]</sup>,本文实验部分

使用的干预措施会影响上面提出的两个调节过程,并且干预之后会降低脑部大动脉血管弹性。

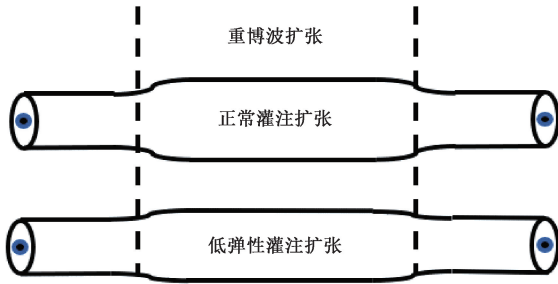


图2 不同弹性下血管灌注扩张程度

Fig. 2 The perfusion expansion degree of the blood vessel with different elasticity

## 1.2 脑血流自调节的血管阻抗分析

目前脑血流阻抗研究的主要对象为大脑动脉血管疾病的检测与评估,相关的脑血流阻抗模型描述了大脑血管的体积扩张与阻抗变化之间的关系,但还没有脑血流自调节过程血流阻抗变化的研究,本节将脑血流阻抗相关模型与脑血流自调节的血流动力学特性相结合,提出脑血流阻抗阻力参数和弹性参数用于评估1.1节描述的两种调节状态,以达到根据两组脑血流阻抗特性参数实现对脑血流自调节评估的目的。

脑血流阻抗变化主要来自于大脑进行灌注时的脑部血管扩张。脑部阻抗变化幅值由脑部血管扩张的体积决定的。将血管的理想化模型看作圆管,根据电阻计算公式在固定频率下阻抗即为电阻<sup>[17]</sup>,则该段血管的阻抗为:

$$Z = \rho \frac{L}{A} = \rho \frac{L^2}{V} \quad (1)$$

其中,  $Z$  为血管自身的阻抗值;  $\rho$  为电导率;  $L$  为该段血管的长度;  $A$  为血管截面积;  $V$  为血管体积。设该段血管在圆柱体的长度不变,容积的变化就是横切面的变化,  $V_1$  为变化后的容积,  $\Delta V$  为容积变化值,则该段血管的阻抗变化为:

$$\Delta Z = \rho \frac{L^2}{V_1} - \rho \frac{L^2}{V} = -\frac{\rho L^2 \Delta V}{V V_1} \quad (2)$$

进一步,由于体积增加量相对于血管本身体积较小,因此设  $V_1 = V$ , 即:

$$\frac{\Delta Z}{Z} = -\frac{\Delta V}{V} \quad (3)$$

通过式(3)推导描述了血管供血过程中体积变化与阻抗变化之间的关系。大脑内部众多的血管在灌注压的作用下血液涌入引起血管膨胀,所有血管的扩张共同作用能够在脑部形成明显的阻抗变化。

脑部血管的扩张发生于动脉血管,脑血流循环的阻力主要来自于小直径血管,而血管弹性变化主要发生在

动脉血管部分,因此通过生物阻抗检测方法评估以上两种调节过程需要获取脑血流循环阻力以及动脉血管弹性的生物阻抗特征<sup>[18]</sup>。为描述血流阻力与弹性对血管扩张的影响引入血管弹性模型:

$$\Delta V = C_a (P_d - P_{ic}) \quad (4)$$

其中,  $\Delta V$  为血管扩张体积;  $C_a$  为血管弹性参数;  $P_d$  为血管内部压力,即灌注压力与血管另一端的压力差;  $P_{ic}$  为颅内压。该公式描述了血管体积扩张量在内外压力差和弹性参数共同作用下的关系。毛细血管前阻力血管为小动脉和微动脉,其直径较细阻力较大,这一部分血管的收缩与扩张决定了脑部大动脉血管整体血液输出端压力<sup>[19]</sup>,血管阻力与血管直径的关系可以表示为:

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (5)$$

其中,  $R$  为血液流动阻力;  $\eta$  为血液黏度;  $L$  为血管长度;  $r$  为血管直径。该方程表明直径较小的小动脉会对流过的血液产生较大的阻力,对其前端的大动脉血管形成较大的反向压力,即由于血液在细小血管内流动较慢而使灌注血液更多的寄存在大动脉血管中,形成更大的扩张过程。针对脑血管扩张这一调节过程,脑血流自调节机能扩张血管直径后毛细血管前阻力血管产生的阻力会显著降低,这会降低前端动脉血管内部压力,同时动脉扩张程度也会降低。因此通过比较灌注阶段脑阻抗变化值与灌注压能够评估血管扩张导致的血流阻力下降。

对于自调节改变动脉血管弹性的生物阻抗评估,由于小动脉直径变化对动脉扩张的影响起到主要作用,因此需要避免血流阻力对动脉血管弹性变化评估的影响。本文在评估动脉血管弹性中使用重搏波阶段的血管灌注产生的阻抗波动与灌注压进行比较分析。由于重搏波的灌注量较小,动脉血管后端阻力变化对重搏波灌注所引起的体积扩张几乎没有影响,重搏波评估动脉弹性已经得到了广泛的应用<sup>[20]</sup>,因此通过分析灌注压与重搏波血流阻抗比值能够评估脑部动脉血管弹性。

## 1.3 脑血流阻力参数与弹性参数

根据1.2节的研究两个脑血流自调节评估参数需要在脑血流阻抗信号中提取灌注压、血管扩张阻抗变化值和重搏波血管扩张阻抗变化值。根据脑血流阻抗相关研究,本文从阻抗波形中提取能反映自调节过程脑血流阻抗变化的特征值,脑血流灌注过程中阻抗下降支拐点到阻抗峰值的 HI、阻抗收缩波的高度(HS)和重搏波高度(HD)分别对应灌注压、血管扩张阻抗变化值和重搏波血管扩张阻抗变化值<sup>[21]</sup>。

脑血流阻抗变化来自于脑部血液的灌注,进行脑血流循环阻力和动脉血管评估中需要知道灌注压的绝对值或相对值,直接的灌注压测量存在很大的难度并且多为有创测量,因此使用灌注压的相对测量值作为灌注压参

考值。本文根据相关研究以脑血流灌注过程中阻抗下降支拐点至阻抗峰值的 HI 作为灌注压的相对参考值,即从灌注开始到阻抗变化率峰值处的阻抗变化量表示灌注强度,该值可以理解为由灌注开始到灌注压达到峰值时脑血流阻抗的变化量。当脑灌注开始后脑血流阻抗开始下降,在样本提取过程中以脑血流阻抗信号的峰值作为每个周期的起始点,该过程使用峰值寻找函数实现,通过峰值点坐标获取参数 HS 的值。再对阻抗信号进行二次求导,确定二阶导为零点的时间坐标,提取对应坐标的阻抗值,计算参数 HI 的值。在每一个样本周期内重搏波位于脑血流阻抗上升阶段,从周期样本尾部向前寻找最小值以及相邻最大值点确定重搏波阻抗变化范围(HD)。完成参数相关时间坐标的定位后再对结果进行核对,对定位出现偏差的样本进行修正,最后计算每一个样本的参数。脑血流自调节生物阻抗评估中的阻抗特性参数在波形中的分布如图 3 所示。

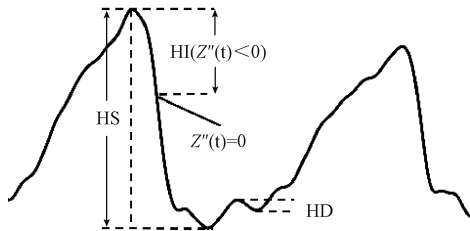


图 3 脑血流阻抗特征参数

Fig. 3 The characteristic parameter of brain blood flow impedance

HS 能够反映大脑血管全灌注过程中动脉血管膨胀的极限,也是灌注量与流出量的差值,阻力减小则流出量增加,因此该值能反映血流阻力变化对各动脉血管扩张的影响。下降支拐点到阻抗峰值的垂直距离与收缩波高度的比值作为脑血流阻力参数(HI/HS),该比值越大表明脑血流动脉后端阻力越小。对于脑血管弹性的评估需要排除动脉血管后端阻力变化影响,这里使用 HD 来评估动脉血管弹性,在脑血流阻抗信号波形中重搏波位于阻抗上升阶段,由于少量血液的二次灌注引起的阻抗下降,由于灌注量较小该阻抗变化值主要反映的是动脉血管的弹性,以重搏波高度与转折波高度的比值(HD/HI)作为血管的弹性参数,该比值越大表明动脉血管弹性越大。

#### 1.4 脑血流生物阻抗检测与信号预处理

根据脑血流阻抗检测方法的相关研究设计了适用于脑血流自调节评估的阻抗检测及信号预处理方法。在脑血流阻抗检测中使用四电极检测方法,外部两个电极作为激励电极,驱动电流注入物体产生分布电位,内部电极对检测激励电流形成的电位差<sup>[22]</sup>,通过计算复数电压与复数电流的比值即可获得检测电极之间的生物阻抗值。

脑血流四电极阻抗测量原理如图 4 所示。

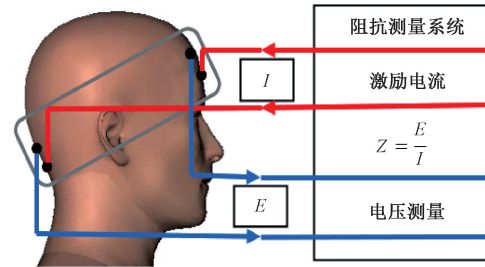


图 4 脑血流阻抗检测原理

Fig. 4 The principle of brain blood flow impedance detection

一般情况下脑部阻抗值( $Z$ )为复数,记做:

$$Z = R + jX_c \quad (6)$$

其中, $Z$ 为阻抗; $R$ 为电阻; $X_c$ 为电抗; $j$ 为虚部的单位。而它的幅值(式(4))和相位角(式(5))是在极域内的:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (7)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left[ \frac{X_c}{R} \right] \quad (8)$$

本文中脑血流阻抗检测使用单一频率(50 kHz)的电流激励信号,阻抗检测结果使用阻抗模值进行表示。

脑血流阻抗信号主要来自于脉搏灌注,而脑血流自调节主要影响阻抗信号的幅值特性,对脑血流信号的频率特性几乎没有影响,因此该信号属于低频信号,有效信息的频率范围主要在 0~20 Hz 之间,大部分的能量主要位于 0~10 Hz<sup>[23]</sup>。由于采集到的脑血流阻抗目标信号微弱,容易受到呼吸波动等引起的基线漂移和工频噪声等干扰,因此要提取脑血流的阻抗相关特征必须首先对采集到的阻抗信号进行预处理,去除阻抗信号内的干扰信号为脑血流阻抗特征分析做准备。

小波变换通过伸缩和平移对脉搏信号逐步进行多尺度细化,最终使得高频处具有较好的时间分辨率,低频处具有较好的频率分辨率。基于以上特性小波在生理信号去噪方面的应用越来越广泛。小波阈值去噪分为软阈值法和硬阈值法。硬阈值去噪能够保留真实信号更多的峰值等信息,软阈值去噪能够得到更加光滑的信号。结合两种方法的优点本文在脑血流自调节阻抗信号的预处理中采用高次逼近阈值处理方法<sup>[24]</sup>。该方法的表达式如下:

$$\hat{d}_{jk} = \begin{cases} d_{jk} \left( 1 - \left| \frac{\lambda}{d_{jk}} \right|^n \right), & |d_{jk}| \geq \lambda \\ 0, & |d_{jk}| < \lambda \end{cases} \quad (9)$$

其中, $d_{jk}$ 为小波参数; $\hat{d}_{jk}$ 为经过阈值处理的小波参数; $\lambda$ 为阈值; $n$ 为可变参数。当 $n=1$ 时与软阈值法相似,当 $n$ 趋近于无穷大时与硬阈值法相似。在实际信号去噪过程中可以通过调节可变参数来满足信号处理的需

要。通过对比本文在进行去噪时  $n$  的取值为 10。方程中阈值  $\lambda$  可以表示为<sup>[25]</sup>:

$$\lambda = \frac{\sqrt{2}\sigma_n^2}{\sigma} \quad (10)$$

其中,  $\sigma$  为噪声方差, 对于噪声未知信号可以根据噪声评估方法获取<sup>[26]</sup>:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} (D_k - \bar{D})^2} \quad (11)$$

其中,  $D_k$  为最小尺度空间的小波系数;  $\bar{D}$  为系数均值;  $N$  为系数的个数。

## 2 实验结果与讨论

在实验中使用 Biopac 的 MP160 (Biopac Systems Inc.) 数据采集系统连续记录受试者脑部血流阻抗值。测量过程使用采集系统的 NICO100C 模块实现脑血流阻抗测量, 阻抗检测中使用的四路输出端通过屏蔽线与医用电极连接 (X-1 型标准固体凝胶银/氯化银电极)。模块的激励电流输出端与脑部外侧两枚电极连接形成激励回路, 激励电流采用低幅交流电 (0.1~1 mA, 50 Hz)。内侧两枚电极连接模块的电压检测端测量脑部电位值并进行采集, 设置信号采样间隔为 2 ms (500 Hz), 最后通过系统配套软件读取并存储阻抗数据。

受试者 10 名, 年龄在 20~30 岁之间。首先在受试者平静状态下采集脑部血流阻抗信号, 完成 10 个心动周期的采集后受试者进行 30 s 屏息, 完成屏息后受试者恢复缓慢呼吸同时采集 10 个心动周期的脑血流阻抗信号。检测过程如图 5 所示。

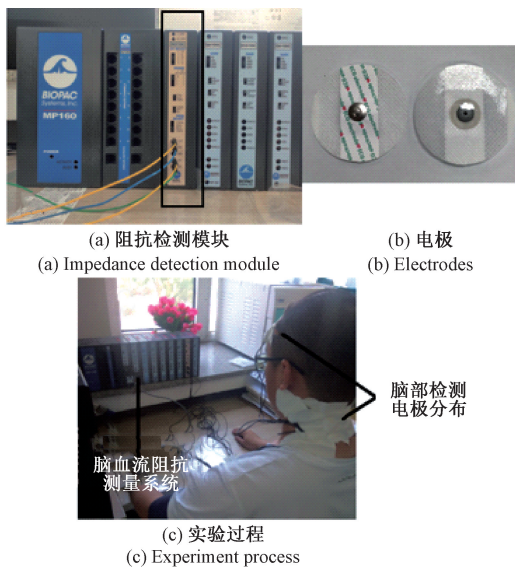


图 5 脑血流阻抗检测实验

Fig. 5 The brain blood flow impedance detection experiment

以一个心动周期为一个样本, 通过实验每一位受试者分别采集 10 个正常和 10 个屏息状态的脑血流阻抗样本数据, 采集过程中通过软件界面观察采集信号, 当信号受到干扰时重新进行实验和测量。实验的总样本数为 200 个, 其中正常状态组 100 个样本, 通过屏息实现脑血流自调节干预组 100 个样本。实验检测每一个样本为一个完整灌注过程的阻抗信号, 该样本完整描述了脑部供血系统的阻抗特性, 每位受试者测量的 20 个信号基本能够表达受试者的脑血流特征。首先对采集的脑血流阻抗信号进行预处理, 通过小波去噪能够很好的滤除阻抗信号中的噪声, 尤其能够很好的去除呼吸产生基线漂移。滤波效果如图 6 所示。

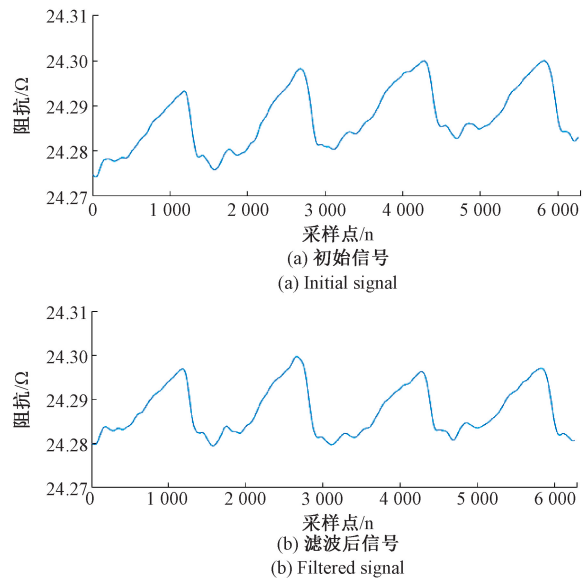


图 6 滤波前后脑血流阻抗信号波形

Fig. 6 The brain blood flow impedance signal waveforms before and after filtering

通过实验对受试者不同状态的脑血流阻抗进行测量, 获取脑血流自调节的阻抗数据。脑血流阻抗信号经过预处理去除基线后两种状态阻抗变化信号如图 7 所示。

两组阻抗变化信号中在重搏波区域存在差异, 正常状态相较于干预后重搏波变化幅度较大, 并且在不考虑灌注压波动的情况下这种差异依然明显, 这是由于动脉在正常状态下弹性特征要好于受到干预的情况, 这一特点与多普勒等脑血流检测方法的实验结果是一致的。由于脑血流阻抗信号受到灌注压的直接影响, 对于脑血流阻力的变化通过阻抗信号无法直接了解, 需要通过脑血流阻力参数做进一步对比。

利用信号处理部分描述的方法分别提取每个心动周期内的 HI, HS 和 HD。脑血流阻力参数在正常状态和屏息状态的结果如图 8 所示。

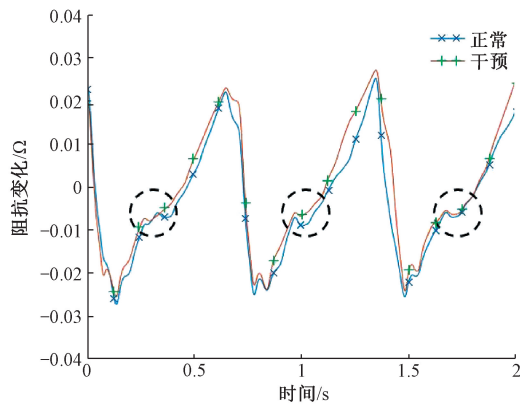


图7 正常与干预后脑血流阻抗变化

Fig. 7 The brain blood flow impedance change values in normal and intervention states

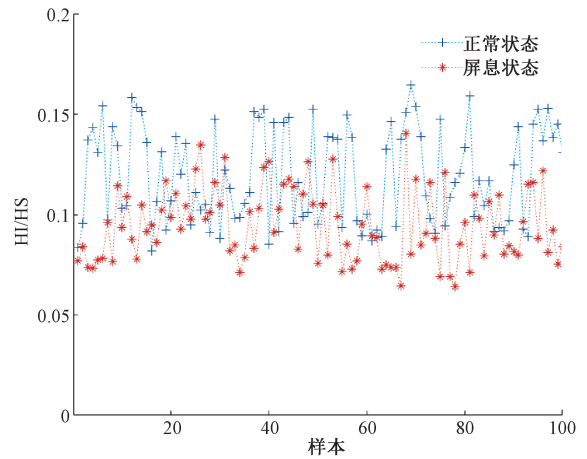


图9 脑血管弹性参数

Fig. 9 The elastic parameter of the brain blood vessel

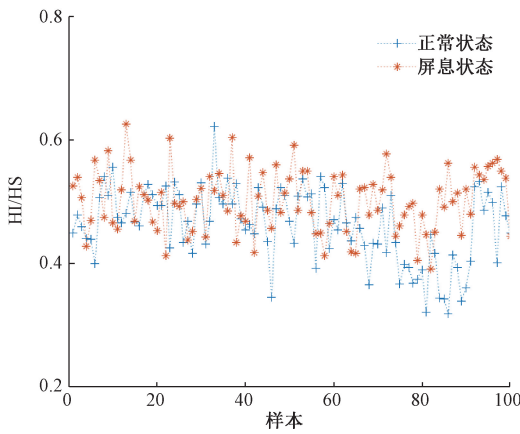


图8 脑血流阻力参数

Fig. 8 The resistance parameter of brain blood flow

其中横坐标为样本编号,每种状态有100个样本,数据分布显示多数情况下屏息状态的脑血流阻力参数要大于正常状态,这表明干预措施有效的改变了脑血流调节机理,脑部供血系统通过调节降低了血流循环的阻力。脑血流动脉弹性参数结果如图9所示。

图9中整体趋势上正常状态下动脉弹性参数要高于屏息状态,该结果表明在干预后的主动脉在二次灌注过程中扩张程度要弱于正常状态,即干预措施会降低主动脉血管弹性。两个参数在不同状态下的平均值计算结果如图10所示。

结果表明两个参数平均值在干预前后有明显变化,阻力参数增加而弹性参数降低,两组参数平均值及变化比如表1所示。

其中阻力参数平均值在干预后上升,而弹性参数平均值在干预后出现下降,其中弹性参数变化比值较为明

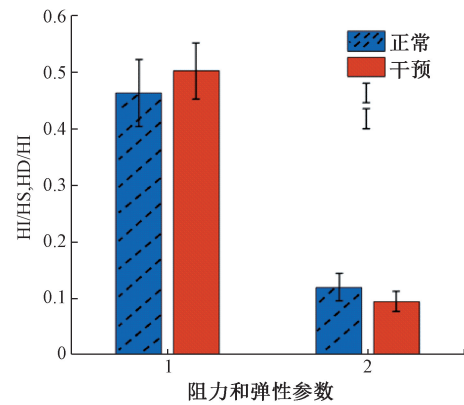


图10 阻力与弹性参数在两种状态下的检测结果。

Fig. 10 The detection results of resistance and elasticity parameters in two states

表1 脑血流生物阻抗参数统计学分析结果

Table 1 Statistical analysis results of brain blood flow bioimpedance parameters

| 参数    | 状态 | 平均值     | 比值/%   |
|-------|----|---------|--------|
| HI/HS | 正常 | 0.462 1 | 8.53   |
|       | 屏息 | 0.501 5 |        |
| HD/HI | 正常 | 0.119 7 | -20.89 |
|       | 屏息 | 0.094 7 |        |

显。对两组脑血流阻抗特性参数进行统计学分析,两者在不同状态下均存在显著性差异( $P < 0.001$ ),以上结果表明脑血流生物阻抗检测能够对脑血流自调节能力进行评估。

### 3 结 论

针对目前脑血流自调节评估方法无法实现大脑整体血流自调节能力的评估问题,将生物阻抗检测技术应用到脑血流自调节评估中,实现脑血流自调节能力的整体评估。本文建立了脑血流自调节过程中血流动力学特性与脑血流阻抗之间的联系,引进脑血流阻抗阻力参数和弹性参数用于对脑血流自调节的评估,并在进行了脑血流阻抗信号的预处理方法研究。在实验中设计了干预措施触发并影响脑血流自调节过程,同时进行脑血流阻抗测量。实验结果显示生物阻抗技术能够区分干预前后脑血流阻力与动脉弹性差异。该方法能够实现对脑血流自调节能力的整体评估,同时也为脑部生理活动和脑神经功能生物阻抗检测的进一步研究提供基础。

#### 参考文献

- [ 1 ] TER LAAN M, VAN DIJK J M C, ELTING J W J, et al. Sympathetic regulation of cerebral blood flow in humans: A review[J]. *British Journal of Anaesthesia*, 2013, 111(3): 361-367.
- [ 2 ] BERA T K. Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: A review[J]. *Journal of Medical Engineering*, 2014;1-28.
- [ 3 ] FANTINI S, SASSAROLI A, TGAVALEKOS K T, et al. Cerebral blood flow and autoregulation: Current measurement techniques and prospects for noninvasive optical methods [J]. *Neurophotonics*, 2016, 3(3): 031411.
- [ 4 ] VERDECCHIA K, DIOP M, LEE A, et al. Assessment of a multi-layered diffuse correlation spectroscopy method for monitoring cerebral blood flow in adults [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(9): 3659-3674.
- [ 5 ] ROBBA C, GOFFI A, GEERAERTS T, et al. Brain ultrasonography: Methodology, basic and advanced principles and clinical applications, a narrative review[J]. *Intensive Care Medicine*, 2019: 1-15.
- [ 6 ] PHAM T, TGAVALEKOS K, SASSAROLI A, et al. Quantitative measurements of cerebral blood flow with near-infrared spectroscopy [J]. *Biomedical Optics Express*, 2019, 10(4): 2117-2134.
- [ 7 ] ACOSTA S, PENNY D J, BRADY K M, et al. An effective model of cerebrovascular pressure reactivity and blood flow autoregulation[J]. *Microvascular Research*, 2018, 115: 34-43.
- [ 8 ] TIBA M H, MCCRACKEN B M, ANSARI S, et al. Novel noninvasive method of cerebrovascular blood volume assessment using brain bioimpedance[J]. *Journal of Neurotrauma*, 2017, 34(22): 3089-3096.
- [ 9 ] KISELEVA A A, LUZHN OV P V, SHAMAEV D M. Verification of mathematical model for bioimpedance diagnostics of the blood flow in cerebral vessels [C]. *International Conference of Artificial Intelligence, Medical Engineering, Education*, Springer, Cham, 2018: 251-259.
- [ 10 ] BRASSARD P, TYMKO M M, AINSLIE P N. Sympathetic control of the brain circulation: Appreciating the complexities to better understand the controversy[J]. *Autonomic Neuroscience*, 2017, 207: 37-47.
- [ 11 ] PAYNE S. Cerebral autoregulation: Control of blood flow in the brain [M]. Cham: Springer International Publishing, 2016.
- [ 12 ] WILLIE C K, TZENG Y C, FISHER J A, et al. Integrative regulation of human brain blood flow[J]. *The Journal of Physiology*, 2014, 592(5): 841-859.
- [ 13 ] FREDERIKSEN S D, HAANES K A, WARFVINGE K, et al. Perivascular neurotransmitters: Regulation of cerebral blood flow and role in primary headaches[J]. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 2019, 39(4): 610-632.
- [ 14 ] AINSLIE P N, OGOH S. Regulation of cerebral blood flow in mammals during chronic hypoxia: A matter of balance[J]. *Experimental Physiology*, 2010, 95(2): 251-262.
- [ 15 ] WILLIE C K, AINSLIE P N, DRVIS I, et al. Regulation of brain blood flow and oxygen delivery in elite breath-hold divers[J]. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 2015, 35(1): 66-73.
- [ 16 ] CHACÓN M, JARA J L, MIRANDA R, et al. Non-linear models for the detection of impaired cerebral blood flow autoregulation [J]. *PLoS one*, 2018, 13(1): e0191825.
- [ 17 ] MUKKAMALA R, HAHN J O, INAN O T, et al. Toward ubiquitous blood pressure monitoring via pulse transit time: Theory and practice[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, 62(8): 1879-1901.
- [ 18 ] AOI M C, KELLEY C T, NOVAK V, et al. Optimization of a mathematical model of cerebral autoregulation using patient data[J]. *IFAC Proceedings Volumes*, 2009, 42(12): 181-186.
- [ 19 ] 刘大为. 临床血流动力学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2013.  
LIU D W. *Clinical hemodynamics* [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2013.
- [ 20 ] RAFATI M, HAVAE E, MOLADOUST H, et al. Appraisal of different ultrasonography indices in patients

- with carotid artery atherosclerosis [J]. EXCLI Journal, 2017, 16: 727.
- [21] 赵轶. 双侧脑血流监护仪的设计与脑血流信号处理方法的研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2006.
- ZHAO Y. Research and development of the bilateral encephaloblood-fluidity signal and monitor [D]. Chongqing: Chongqing university, 2006.
- [22] DOWRICK T, BLOCHET C, HOLDER D. In vivo bioimpedance measurement of healthy and ischaemic rat brain: Implications for stroke imaging using electrical impedance tomography [J]. Physiological Measurement, 2015, 36(6): 1273.
- [23] HLENSCHI C, CORODEANU S, CHIRIAC H. Magnetoelastic sensors for the detections of pulse waves [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2012, 49(1): 117-119.
- [24] 季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究 [J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2): 379-386.
- JI ZH, LIU X. Study on feature points recognition of pulse wave based on waveform feature and wavelet [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(2): 379-386.
- [25] DONOHO D L. De-noising by soft-thresholding [J]. IEEE Transactions on Information Theory, 1995, 41(3): 613-627.
- [26] 鲍文, 周瑞, 李宁, 等. 采用非降采样第二代小波变换的信号降噪方法 [J]. 中国电机工程学报, 2008, 28(20): 82-87.

BAO W, ZHOU R, LI N, et al. Signal denoising using undecimated second generation wavelet transform [J]. Proceedings of the CSEE, 2008, 28(20): 82-87.

### 作者简介



陈佳, 2013 年获沈阳工业大学学士学位。现就读于沈阳工业大学电气工程学院, 攻读博士学位。主要研究方位为生物阻抗检测与成像。

E-mail: 191394134@qq.com

**Chen Jia** received his B. Sc. degree from Shenyang University of Technology in 2013. Currently, he is working towards Ph. D. degree at College of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology. His research interest is bioimpedance measurement and imaging.



柯丽(通信作者), 2000 年获长春理工大学学士学位, 2005 年于中国科学院长春光学精密机械与物理研究所获得博士学位, 现为沈阳工业大学教授, 主要研究方向为生物阻抗测量与成像。

E-mail: keli@sut.edu.cn

**Ke Li** (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Changchun University of Science and Technology in 2000 and Ph. D. from Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences in 2005. She is now a professor in Shenyang University of Technology. Her main research field is biological impedance measurement and imaging.