

失血性休克脑血流低灌注磁感应相移检测的实验研究

潘文才¹, 种银保¹, 秦明新², 庄伟², 马结实¹, 赵鹏¹

1. 陆军军医大学第二附属医院医学工程科, 重庆 400037; 2. 陆军军医大学生物医学工程系电子工程学教研室, 重庆 400038

【摘要】磁感应相移(MIPS)技术以检测生物组织介电特性为基础,具有非接触、无创、可连续监测等优点,是检测脑缺血非常有效的方法。为验证MIPS技术检测失血性休克脑血流低灌注的有效性,本研究在自研的MIPS检测系统上对20只家兔失血性休克模型进行脑血流灌注检测,同时采用动脉血乳酸(ABL)以及激光多普勒(LDF)脑血流值作为对照指标。选取19只家兔实验数据纳入统计分析。结果显示随着失血性休克发生,脑血流灌注MIPS值由基线(0°)下降到(-5.28±1.99)°, ABL浓度由(3.55±2.24) mmol/L上升到(13.34±6.66) mmol/L, LDF脑血流值基线百分比由100%下降到(59.26±51.57)%, 脑血流灌注MIPS值与ABL浓度具有很高的相关性(相关系数均大于0.816),且MIPS测量值较LDF测量值具有更好的分辨力。结果表明MIPS技术能有效检测失血性休克脑血流低灌注,采用脑血流灌注MIPS指标作为院前检测失血性休克具有可行性。

【关键词】磁感应相移;脑血流灌注;失血性休克;动脉血乳酸;激光多普勒

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)06-0707-07

Experimental study of cerebral hypoperfusion in hemorrhagic shock using magnetic induction phase shift method

PAN Wencai¹, CHONG Yinbao¹, QIN Mingxin², ZHUANG Wei², MA Jieshi¹, ZHAO Peng¹

1. Department of Medical Engineering, the Second Affiliated Hospital of Army Medical University, Chongqing 400037, China; 2. Department of Electronic Engineering, School of Biomedical Engineering, Army Medical University, Chongqing 400038, China

Abstract: Magnetic induction phase shift (MIPS) technology which is based on the dielectric properties of biological tissues is a non-contact and noninvasive method for continuous monitoring. The feasibility of using MIPS for cerebral ischemia detection has been proved. In order to verify whether MIPS technology can effectively detect cerebral hypoperfusion in hemorrhagic shock, the cerebral hypoperfusion MIPS values of 20 rabbits with hemorrhagic shock were detected by homemade MIPS detection system, while the arterial blood lactate (ABL) and laser Doppler (LDF) values of the cerebral blood flow were used as references. The experimental data of 19 rabbits were selected for statistic analysis. The results revealed that with the development of hemorrhagic shock, the cerebral perfusion MIPS value reduced from the baseline (0°) to (-5.28±1.99)°; and that ABL concentration increased from (3.55±2.24) mmol/L to (13.34±6.66) mmol/L; and that the baseline percentage of cerebral blood flow LDF value decreases from 100% to (59.26±51.57)%. The cerebral perfusion MIPS value was proved to be highly correlated with ABL concentration, with all correlation coefficients greater than 0.816, and meanwhile MIPS measurement had better detection resolutions than LDF measurement. The above results show that the MIPS technology can effectively detect cerebral hypoperfusion in hemorrhagic shock. Using cerebral perfusion MIPS is feasible for pre-hospital hemorrhagic shock detection.

Keywords: magnetic induction phase shift; cerebral blood perfusion; hemorrhagic shock; arterial blood lactate; laser Doppler

【收稿日期】2018-02-15

【基金项目】国家自然科学基金(81401487);重庆市社会民生科技创新专项(cstc2016shmszx130082);重庆市脑科学协同创新中心经费

【作者简介】潘文才, 硕士, 助理工程师, 主要研究方向: 失血性休克院前检测和脑血流灌注磁感应相移检测, E-mail: panwencai2010@foxmail.com

【通信作者】赵鹏, 博士, 高级工程师, 主要从事战创伤休克院前急救智能仪器和大型医疗设备质量控制等研究, E-mail: zhaop9@gmail.com

前言

失血性休克是指机体有效循环血容量急剧减少, 组织、器官灌注严重不足, 导致身体机能、代谢严重障碍的危重病理过程。它具有高突发性、高死亡率的特点。据资料显示, 对非控制性的失血性休克患者, 其救治的黄金时间为事发1 h内^[1], 而黄金救治时间一般耗费在院前。目前临床上院前失血性休克的诊断指标主要包括精神状态改变、皮肤湿冷、收缩压下降或脉压差

减少、心率变化等^[2]。心率、皮温等的改变也不是休克的特异性指标,更不能用于失血程度的定量分析^[3],因此,目前院前的抗休克复苏策略往往对患者的救治效果和预后康复产生不利影响。失血性休克过程中组织、器官缺血缺氧,由于神经元细胞死亡的缺血时间约为非神经元细胞的一半,神经细胞对缺血缺氧更为敏感^[4],且神经细胞损伤不可逆,因此在失血性休克诊疗中应重点关注脑组织血流灌注是否得到及时、有效的恢复,避免神经细胞凋亡或脑组织梗死。

研究显示在严重的失血性休克时脑灌注压与休克程度呈负相关^[5]。当脑血管舒张到固定值时,则认为大脑内血管容积不变,由伯努利方程可推导脑血流灌注量与脑灌注压呈正相关,又脑灌注压与休克程度有关,因此脑血流灌注大小在一定程度上反映失血性休克的严重程度。可通过检测脑血流灌注情况来判断失血性休克发展进程,从而指导医护人员在院前制定有效的复苏策略,避免失血性休克患者发生不可逆脑损害,改善预后,提高其救治成功率。目前临床上成熟的脑血流灌注检测方法,包括计算机断层扫描灌注成像(CTPI)、磁共振灌注加权成像(PWI)和数字减影血管造影(DSA)等医学影像方法^[6],以及近年发展起来的经颅多普勒超声、激光多普勒(LDF)等技术。然而,虽然CTPI、DSA等医学影像方法在院内检测脑血流灌注方面表现出优越性,但此类设备存在体型庞大、便携性差、非实时监测等不足,限制其在院前复杂环境下的使用。经颅多普勒超声、LDF等技术虽然具有一定的便携性和可实时监测的优点,但它们或多或少存在缺点,如由于颅内血管分布及血管与超声束之间的角度不能视察,故经颅多普勒超声受操作者经验的影响比较大;LDF技术只能测量局部浅表脑血流,无法对脑全局或

脑深部组织的血流灌注进行有效检测^[7]。磁感应相移(Magnetic Induction Phase Shift, MIPS)是以检测生物组织介电特性(电导率、介电系数)为基础,具有非接触、无创、便携和可连续监护的优点,其应用于检测如脑缺血、脑出血和脑水肿等脑血管疾病一直是国内外学者研究热点^[8-10]。课题组前期研制了MIPS检测系统^[11],在健康志愿者身上探究了MIPS技术检测脑血流灌注的可行性,结果表明MIPS技术在测量脑血流时具有良好的稳定性和可重复性^[12]。进一步,为验证MIPS技术检测失血性休克脑血流灌注的有效性,本研究在自制MIPS检测系统上检测家兔失血性休克模型脑血流灌注,获得脑血流灌注MIPS值随失血性休克发生在时间上的变化关系,利用动脉血乳酸(ABL)、LDF脑血流值作为对照指标,分析三者之间的相关性,并初步探讨脑血流灌注MIPS作为检测失血性休克的一种新指标的可行性。本研究为最终实现院前早期脑血流灌注检测,指导实施更有效的抗休克复苏策略、减少脑伤害、改善预后和提高失血性休克患者救治成功率提供实验数据支撑。

1 材料与方法

1.1 MIPS技术检测原理及其检测失血性休克脑血流灌注可行性分析

MIPS检测原理是采用一定频率的正弦激励信号作用于激励线圈产生交变的主磁场(B),主磁场作用被测物体产生感应电流,感应电流形成扰动磁场(ΔB),扰动磁场的强度与被测物体的电导率相关。检测线圈接收到主磁场和感应磁场的叠加磁场($B + \Delta B$),叠加磁场的相位相对于主磁场的相位发生了偏移,如图1所示。

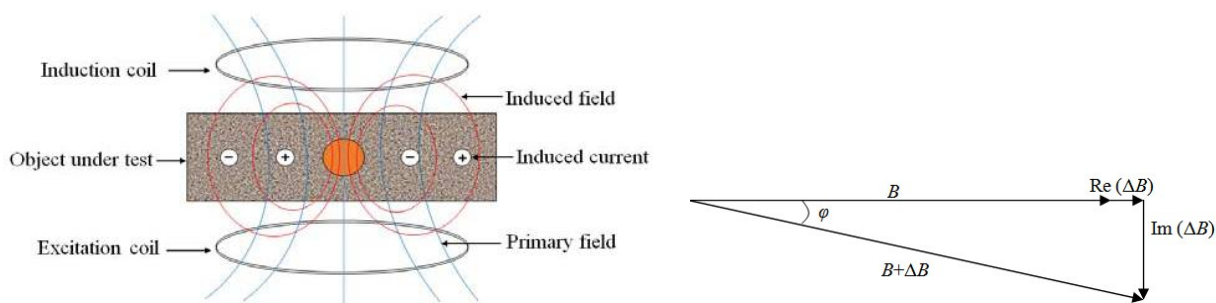


图1 MIPS检测原理图(左)及磁场向量图(右)

Fig.1 Schematic diagram of MIPS detection (left) and vector diagram of magnetic field (right)

MIPS: Magnetic induction phase shift

产生的相位偏移(φ)即是MIPS,相位差的大小与被测物的电导率、激励信号频率等有关^[13],如下:

$$\varphi \approx \left| \frac{\Delta B}{B} \right| \propto \omega \sigma \quad (1)$$

当频率一定时,MIPS值的变化反映的是被测组

组织的电导率变化情况,电导率变化情况又反映被测组织的病理生理状况,因此,可根据MIPS的变化来判断被测组织的病理生理状况。人体在发生严重的失血性休克后,中心血压急剧下降,引起全脑血流灌注不足和全脑缺血,脑组织缺血使大脑的整体电导率变小,电导率变化量与脑血流灌注大小或缺血程度有关。由MIPS检测原理可知,将激励线圈和接收线圈分别置于大脑对侧(即对全脑血流灌注情况进行检测),可通过检测相位差的变化来反映大脑整体电导率的变化,推算出大脑组织的脑血流灌注情况,进而判断出失血性休克的发展进程。

1.2 实验设计

1.2.1 家兔失血性休克实验测量平台 实验测量平台如图2所示,由以下几部分组成:磁感应监护仪(自研),监测家兔失血性休克模型的脑血流灌注MIPS参数,本研究中为获得最佳的MIPS测量效果,磁感应监护系统采用的激励频率为测量系统的特征频率^[14];LDF仪(PeriFlux System 5000, PERIMED),用来监测家兔头部的脑血流,激光探头固定于打磨的颅骨表面,固定位置以“十字缝”交叉点为基点,沿冠状缝向右4~5 mm,再沿矢状缝往后2~3 mm;ABL检测仪(Lactate Scout+, SensLab GmbH),用来测量休克进程中特征点的ABL浓度。由于临床上以ABL作为检测休克的金指标,因此在本研究中采用ABL浓度变化作为判断家兔休克的参照指标;微量注射泵(LSP01-1A, Longerpump),经改进后,实现反抽,用于匀速抽血。

1.2.2 家兔失血性休克模型 根据美国外科医师学会创伤分会规定,失血量占总血量的20%~30%为轻度休克,30%~40%为中度休克,40%以上为重度休克^[15]。资料显示,动物实验研究中通常采用失血量/总血量为25%、35%和45%分别建立轻度、中度和重

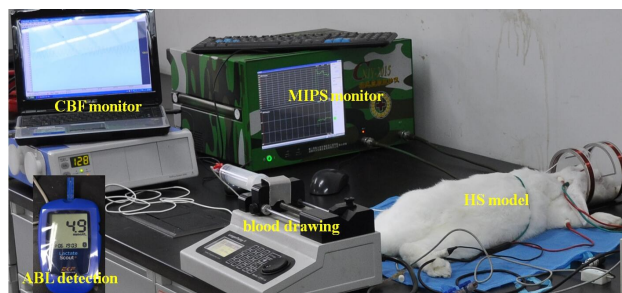


图2 实验测量平台

Fig.2 Experimental measuring platform

ABL: Arterial blood lactate; HS: Hemorrhagic shock

度失血性休克模型^[16]。按MIPS检测原理可知,若MIPS技术能够对轻度休克进行有效检测,那么对更严重程度的休克则具有更好的检测灵敏度。因此,在本研究中只建立一种失血量/总血量为25%的轻度休克模型。实验随机选取20只新西兰雄性大白兔,体质量为 (2.28 ± 0.19) kg。动物麻醉采用25%氨基甲酸乙酯按 $5 \text{ mL}/(\text{kg} \cdot \text{b.w.})$ 经耳缘静脉注射。在充分麻醉情况下,行股动脉插管术,导管与微量注射泵的注射器连接,用于抽血。抽血前经股动脉按 $1250 \text{ U}/(\text{kg} \cdot \text{b.w.})$ 注射肝素钠使家兔全身肝素化。总血量按约占体质量7%计算,则本研究家兔失血性休克模型的失血量=体质量 $\times 7\% \times 25\%$ 。

1.2.3 实验流程 实验流程图如图3所示。实验开始前3 h禁止动物进食,在行股动脉插管等手术前先对家兔进行充分麻醉。手术准备完毕后,开始MIPS和LDF监测。在失血基线时开始抽血,30 min内匀速抽完。实验过程中选取在基线、失血期15 min、失血期30 min、失血后期30 min和失血后期60 min共5个特征点测量ABL浓度值。

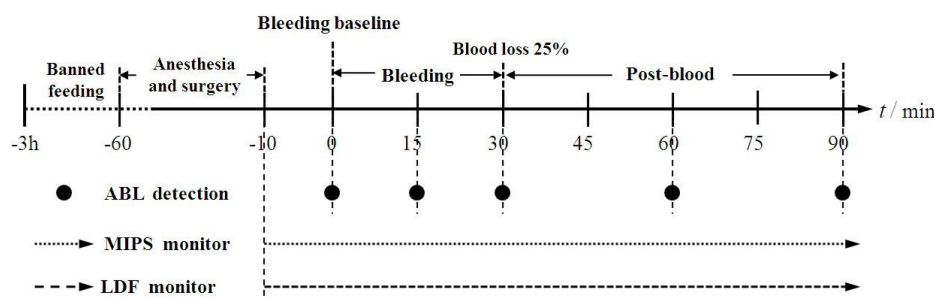


图3 实验流程图

Fig.3 Schematic diagram of experimental process

LDF: Laser Doppler flowmetry

1.3 实验数据分析与处理 首先,选取具有代表性的实验组来说明随休克进程发展各参数的变化趋势,并对

基线、失血期15 min、失血期30 min、失血后期30 min和失血后期60 min共5个特征点的ABL、MIPS、LDF实验

数据作统计学分析。其次,在SPSS 19.0上对ABL、MIPS和LDF在5个特征点上的实验数据分别做重复设计方差分析,分析在5个特征点上各参数测量值是否具有显著性差异,以说明各检测指标对失血性休克的检测分辨力。最后,在SPSS 19.0上对每组在5个特征点的ABL、MIPS和LDF测量数据进行相关性分析,比较它们之间的相关性。通过上述分析与处理,最终验证和探讨MIPS技术检测失血性休克脑血流灌注及脑血流灌注MIPS作为检测失血性休克的指标的可行性。

2 实验结果与分析

在所有20组家兔实验中,排除1组实验效果较差的实验,共19组实验数据纳入结果分析。选取1组具有代表性的实验结果,如图4所示。由图4可以看出,随着休克进程的不断发展,ABL浓度不断上升;从失血基线到失血期30 min(25%失血量),MIPS

测量值和LDF测量值均不断下降,两者下降趋势较为一致,但在失血停止后LDF测量值逐渐上升,而MIPS测量值持续下降。从失血基线开始到失血期30 min,ABL浓度不断升高是由于总血量不断减少,机体血氧供应不足使得血氧浓度不断降低所致,ABL浓度与失血量成正相关。LDF测量值下降是由失血造成脑血流灌注逐渐减少引起。脑血流灌注减少使得脑部整体电导降低,MIPS测量值下降;从停止失血(失血期30 min)到失血后期60 min,在机体得不到液体补充的情况下,由于机体的代偿调节作用,优先保证大脑中枢血液供应,使脑血流灌注得到一定恢复,LDF测量值缓慢上升,但由于机体在一定时间内还处于缺血缺氧,血氧浓度持续降低,故ABL浓度持续升高。而MIPS测量值持续降低,则说明脑部的整体电导持续降低,脑电导率的下降可能与ABL浓度升高、脑脊液调节或其他反应等有关。

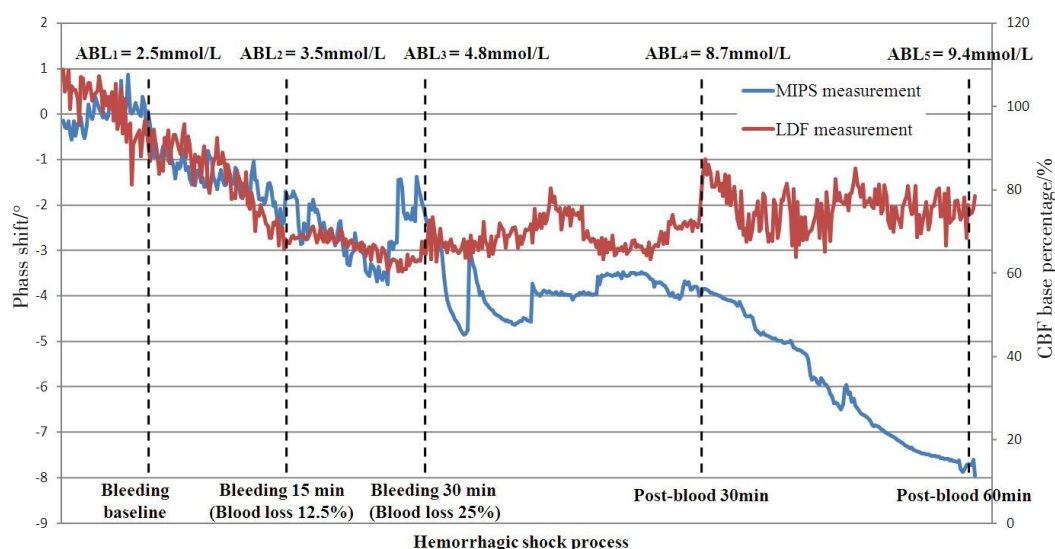


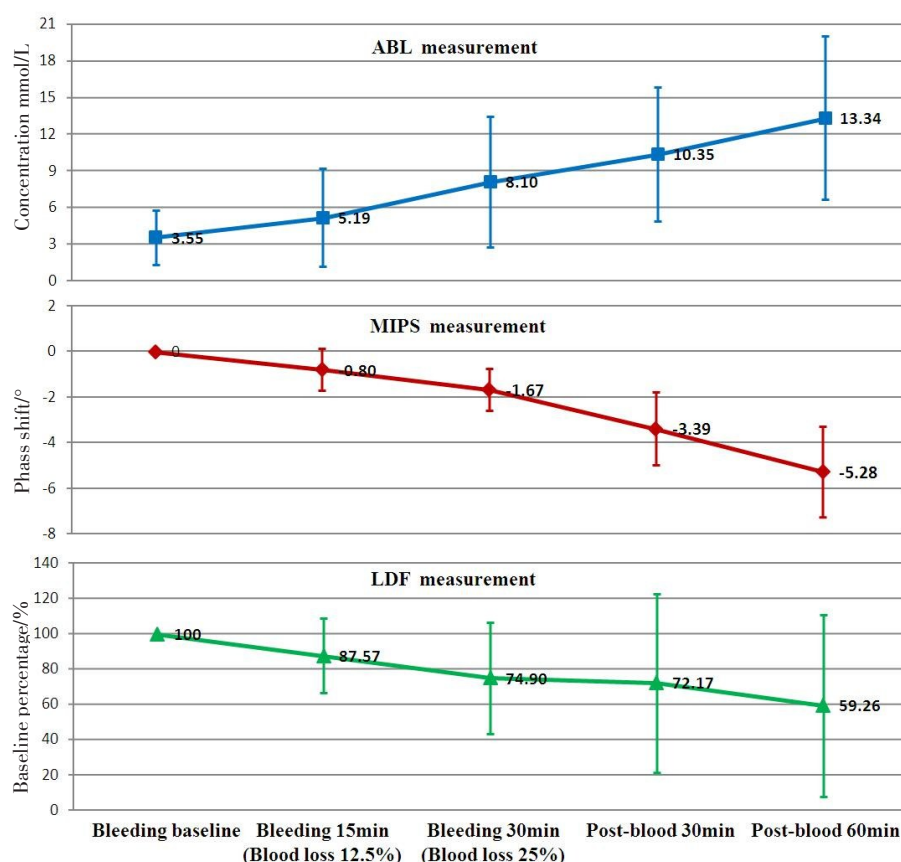
图4 第2组失血性休克实验各参数变化图

Fig.4 Variation tendencies of parameters in the second group of HS experiment

图5展示19组实验在5个特征点上ABL、MIPS和LDF测量数据的平均值。由图5可知,从失血基线到失血后期60 min,ABL浓度由 (3.55 ± 2.24) mmol/L上升到 (13.34 ± 6.66) mmol/L,脑血流灌注MIPS由基线(0°)下降到 $(-5.28 \pm 1.99)^\circ$,LDF脑血流值基线百分比由基线(100%)下降到 $(59.26 \pm 51.57)\%$ 。在失血期30 min之后,LDF测量值存在较大的标准差。

为检验各指标参数在5个特征点上的测量数据是否具有差异性,对所有19组实验的ABL、MIPS和LDF测量数据作重复测量方差分析。结果显示三者的 P 值均小于0.05,在 $P=0.05$ 水平上认为ABL、MIPS和LDF在5个不同特征点中任意两点间的测量值有

统计学差异。但在 $P=0.01$ 水平上, $P_{LDF} > 0.01$,则认为LDF在5个不同特征点中任意两点间的测量值差异不显著。说明ABL浓度、MIPS测量值在检测失血性休克时具有较好的分辨能力,而LDF测量值的检测分辨能力较弱。进一步,为分析ABL、MIPS和LDF测量值之间的相关性,分别对19组实验在5个特征点的测量值分别进行相关性分析,分析结果如表1所示。从表1可看出,所有19组实验中MIPS与ABL均为负相关,相关系数均大于0.816,其中有14组实验在 $P=0.05$ 水平上显著相关;LDF与ABL有14组实验呈负相关,5组实验呈正相关,其中有9组实验在 $P=0.05$ 水平上显著相关;MIPS与LDF有13组实验呈正相

图5 在5个特征点上各参数平均值($n=19$)Fig.5 Mean value of the parameters at five selected moments ($n=19$)

关,6组实验呈负相关,仅有7组实验在 $P=0.05$ 水平上显著相关。由此可知,MIPS与ABL的相关性较CBF与ABL的相关性更好,MIPS与CBF的相关性较差。

综上所述,失血性休克时,脑部MIPS测量值能正确反映脑血流灌注的变化趋势,脑血流灌注MIPS值与ABL浓度具有很好的相关性,且脑血流灌注MIPS值比LDF脑血流值具有更好的检测分辨能力,说明脑血流灌注MIPS可作为检测失血性休克的一种潜在新指标。

3 讨论与结论

当失血性休克发生时,由于机体的有效循环血容量急剧下降,导致动脉血压降低,脑血流灌注不足。大脑是机体最高级神经中枢,耗氧量多却缺乏相应的能量储备,这就导致脑对缺血缺氧耐受能力差^[17]。因此,对于失血性休克患者,在院前1h黄金救治时间内应及时进行有效复苏,并实时关注脑组织血流灌注是否得到有效恢复,以避免神经细胞凋亡或脑组织梗死。然而目前临床上采用的早期休克诊疗方法中往往忽视了对脑血流灌注的监测,这是导致失血性休克具有高死亡率的原因之一。由此可

知,非常有必要在院前的黄金时间内实时监测脑血流灌注,一方面检测脑血流灌注能够反映休克发展进程及严重程度,另一方面检测脑血流灌注对评估大脑神经功能、指导保护神经功能、改善预后具有重要的作用。MIPS技术具有非接触、无创、便携和可连续监护的优点,因此在院前失血性休克脑血流灌注快速检测中具有很好的应用前景。

由于本研究建立的失血性休克模型是全脑缺血模型,MIPS测量值反映的是全脑总体的脑血流灌注情况,而LDF测量值反映的是被测部位局部的脑血流灌注情况,所以MIPS测量值比LDF测量值更能反映失血性休克脑血流灌注的真实情况。该结论体现在:一,重复测量方差分析中 $P_{\text{MIPS}} < P_{\text{LDF}}$,即MIPS检测分辨能力大于LDF检测分辨能力;二,相关性分析中,MIPS测量值与ABL浓度较CBF测量值与ABL浓度具有更高的相关性。综上所述,MIPS技术比LDF技术在测量失血性休克脑血流灌注表现出更好的优越性。

从实验结果可知,随着失血性休克的发生,MIPS值持续降低,说明脑部整体电导率持续降低。在失血期内,由失血引起脑血流灌注减少是导致脑部整体电导率降低主要原因。而在停止失血后,MIPS值

表 1 19组实验在5个特征点的各参数测量值相关性分析结果

Tab.1 Correlation analysis results of the parameters at 5 selected moments in 19 experiments

No.	MIPS & ABL		LDF & ABL		MIPS & LDF	
	<i>P</i> value	Correlation coefficient (<i>r</i>)	<i>P</i> value	Correlation coefficient (<i>r</i>)	<i>P</i> value	Correlation coefficient (<i>r</i>)
R1	0.001	-0.992*	0.050	0.878*	0.068	-0.851
R2	0.003	-0.982*	0.210	0.676	0.199	-0.688
R3	0.001	-0.989*	0.141	-0.754	0.221	0.664
R4	0.003	-0.981*	0.024	-0.926*	0.007	0.968*
R5	0.023	-0.928*	0.012	-0.953*	0.088	0.821
R6	0.010	-0.959*	0.007	-0.967*	0.035	0.905*
R7	0.030	-0.913*	0.908	-0.072	0.561	0.352
R8	0.024	-0.926*	0.851	-0.117	0.935	-0.051
R9	0.004	-0.977*	0.602	-0.318	0.477	0.424
R10	0.003	-0.982*	0.775	-0.178	0.878	0.096
R11	0.004	-0.977*	0.002	-0.984*	0.008	0.966*
R12	0.092	-0.816	0.036	0.902*	0.041	-0.894*
R13	0.038	-0.898*	0.556	0.357	0.207	-0.680
R14	0.054	-0.872	0.368	0.521	0.842	-0.124
R15	0.009	-0.961*	0.015	-0.947*	0.054	0.872
R16	0.059	-0.864	0.046	-0.885*	0.001	0.992*
R17	0.061	-0.861	0.064	-0.856	0.026	0.922*
R18	0.078	-0.836	0.522	-0.385	0.200	0.687
R19	0.013	-0.950*	0.011	-0.956*	0.001	0.990*

*: Related significant at 0.05 level

持续降低,其原因可能是由于ABL浓度升高、脑脊液调节作用,以及大脑其他反应(如自由基生成,表现为ABL浓度升高)等引起的脑部整体电导率持续降低。在发生失血休克时,机体的调节机制引起脑部整体电导率变化是本研究的基础,目前尚未见相关文献报道。此外,本研究虽然采用ABL、LDF测量值作为对照指标,但未与其他临床常用指标(如血压、心率、体温等)进行对比分析,故后续需进一步改进实验方案。

本研究采用MIPS技术对家兔失血性休克模型的全脑血流低灌注进行了检测,脑血流灌注MIPS检测结果符合所建失血性休克模型的休克发展进程,MIPS测量结果与ABL浓度具有很高的相关性,且比LDF脑血流值具有更好的检测分辨力。实验结果说明MIPS技术能够对全局的脑血流灌注进行有效检测,为失血性休克脑血流灌注检测提供了一种新的检测手段。由于MIPS技术具有无创、便携、可连续

监护的优点,有望解决现有CT、DSA等成熟的脑血流检测技术不适用于失血性休克脑血流灌注院前快速检测的难题。本研究主要基于动物实验,面向临床应用还需开展更深入的动物实验研究和临床试验研究。

【参考文献】

- [1] RESTAGUO G, WEIL M H. History of critical care medicine: the past, the present and the future[J]. Intensive Crit Care Med, 2009, 1: 3-17.
- [2] ALI J. Shock: cardiovascular dynamics, endpoints of resuscitation, monitoring, and management [M]//The Surgical Critical Care Handbook: Guidelines for Care of the Surgical Patient in the ICU. World Scientific, 2016: 29-42.
- [3] FEIHL F, WAEBER B, LIAUDET L. The hemodynamics of septic shock: a historical perspective[J]. Curr Vasc Pharmacol, 2013, 11(2): 133-138.
- [4] SONG M, YU S P. Ionic regulation of cell volume changes and cell death after ischemic stroke[J]. Transl Stroke Res, 2014, 5(1): 17-27.
- [5] EROL C, PATRICK M, VOLKER D, et al. Effects of cerebral hypoperfusion on bispectral index: a randomized, controlled animal

- experiment during haemorrhagic shock[J]. Resuscitation, 2010, 81: 1183-1189.
- [6] COPEN W A, LEV M H, RAPALINO O. Brain perfusion: computed tomography and magnetic resonance techniques [J]. Handb Clin Neurol, 2016, 135: 117.
- [7] RAJAN V, VARGHESE B, TON G, et al. Review of methodological developments in laser Doppler flowmetry[J]. Lasers Med Sci, 2009, 24(1): 269-283.
- [8] GONZALEZ C A, VILLANUEVA C, VERA C, et al. The detection of brain ischaemia in rats by inductive phase shift spectroscopy[J]. Physiol Meas, 2009, 30(8): 809.
- [9] GONZALEZ C A, VALENCIA J A, MORA A, et al. Volumetric electromagnetic phase-shift spectroscopy of brain edema and hematoma[J]. PLoS One, 2013, 8(5): e63223.
- [10] JIN G, SUN J, QIN M, et al. A new method for detecting cerebral hemorrhage in rabbits by magnetic inductive phase shift[J]. Biosens Bioelectron, 2014, 52: 374-378.
- [11] JIN G, SUN J, QIN M X, et al. A special phase detector for magnetic inductive measurement of cerebral hemorrhage[J]. PLoS One, 2014, 9(5): e97179.
- [12] 彭斌, 李根, 秦明新, 等. 基于磁感应相移技术测量脑血流实验研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2015, 32(5): 643-649.
- PENG B, LI G, QIN M X, et al. Cerebral blood flow measured by magnetic induction phase shift [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2015, 32(5): 643-649.
- [13] GRIFFITS H, STEWART W R, GOUGH W. Magnetic induction tomography: a measuring system for biological tissues[J]. Ann N Y Acad Sci, 1999, 873(1): 335-345.
- [14] PAN W C, YAN Q G, QIN M X, et al. Detection of cerebral hemorrhage in rabbits by time-difference magnetic inductive phase shift spectroscopy[J]. PLoS One, 2015, 10(5): e0128127.
- [15] American College of Surgeons Trauma Committee. Advanced trauma life support for doctors[G]. 8th ed. Chicago: American College of Surgeons, 2008.
- [16] LU H, ZHENG J, ZHAO P, et al. Buccal partial pressure of carbon dioxide outweighs traditional vital signs in predicting the severity of hemorrhagic shock in a rat model[J]. J Surg Res, 2014, 187(1): 262-269.
- [17] 王晓哲, 白波, 张秋玲. 脑缺血后脑血流量的变化[J]. 泰山医学院学报, 2009, 30(5): 391-394.
- WANG X Z, BAI B, ZHANG Q L. Cerebral blood flow changes after cerebral ischemia[J]. Journal of Tanshan Medical College, 2009, 30(5): 391-394.

(编辑:黄开颜)