

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2413560

生物阻抗法评估肺循环血流调节功能的研究*

贾静^{1,2}, 杜强¹, 柯丽¹, 任自艳¹, 位俊梅¹

(1. 沈阳工业大学电气工程学院 沈阳 110870; 2. 营口理工学院电气工程学院 营口 115014)

摘要:右心灌注情况对肺循环的正常功能至关重要。通过评估右心灌注可以判断肺循环健康状态。肺循环血流调节是指肺动脉在右心室血流灌注变化期间,为维持适当的右心室-肺动脉耦合关系而进行的肺循环供血调节过程。旨在利用生物阻抗技术研究右心灌注期间心血管血流调节情况,评估肺循环过程中动脉弹性和血流阻力参数的变化。基于生物阻抗技术检测区域血流,利用肺血流阻抗舒张波波幅与重搏波深度的比值、最大收缩波变化速率表征动脉弹性参数和血流阻力参数。最后探讨急性运动条件下的肺血流阻抗参数变化,并与静息条件下的肺血流阻抗参数变化进行对比。相对于静息状态,急性运动条件下动脉血管弹性和血流阻力变化比分别为77.78%、11.46%,统计学分析显示两个参数在运动前后均存在显著性差异($P < 0.001$)。生物阻抗技术可以有效检测肺循环过程中肺动脉血流调节变化,通过分析肺血流阻抗图量化动脉血管弹性与血流阻力指标,实现右心室-肺动脉耦合血流调节功能的评估。生物阻抗技术可以有效检测肺循环过程中右心室血流调节变化,通过分析肺血流阻抗图量化弹性与阻力指标,实现对血流调节功能的评估。该方法为无创肺循环活动生物阻抗检测奠定基础。

关键词:生物阻抗技术;右心室-肺动脉耦合;循环系统;肺血流阻抗图;血流灌注

中图分类号: TH789 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 470.40

Research on the bioelectrical impedance method for assessing the regulation of pulmonary circulation blood flow

Jia Jing^{1,2}, Du Qiang¹, Ke Li¹, Ren Ziyang¹, Wei Junmei¹

(1. School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China;

2. College of Electrical Engineering, Yingkou Institute of Technology, Yingkou 115014, China)

Abstract: The right heart perfusion is essential for the normal functioning of the pulmonary circulation. Assessing right heart perfusion provides critical insights into the health status of the pulmonary circulation. Pulmonary blood flow regulation refers to the adjustment of blood supply by the pulmonary artery during changes in right ventricular perfusion to maintain proper right ventricular-pulmonary artery coupling. This study aims to investigate cardiovascular blood flow regulation during right ventricular perfusion using bioimpedance technology and to assess changes in arterial elasticity and flow resistance parameters in the pulmonary circulation. Regional blood flow is assessed using bioimpedance technology, characterizing arterial elasticity and flow resistance parameters through the ratio of diastolic wave amplitude to the depth of the rebound wave and the rate of change of the maximum systolic wave. The discussion focuses on changes in pulmonary blood flow impedance parameters under acute exercise conditions, comparing them with changes in pulmonary blood flow impedance parameters at rest. Compared with the resting state, the changes in arterial elasticity and flow resistance under acute exercise conditions were 77.78% and 11.46%, respectively. Statistical analysis revealed significant differences in both parameters before and after exercise ($P < 0.001$). Bioimpedance technology effectively detects changes in pulmonary arterial blood flow regulation during pulmonary circulation. By analyzing the pulmonary blood flow impedance waveform to quantify arterial vascular elasticity and flow resistance, facilitating the assessment of right ventricular-pulmonary artery coupling and flow regulation. Bioimpedance technology effectively detects changes in right ventricular flow regulation during pulmonary circulation. By analyzing the pulmonary blood flow impedance graph to quantify the indices of elasticity and resistance, the function of blood flow regulation can be assessed. This method

收稿日期: 2024-12-03 Received Date: 2024-12-03

* 基金项目: 国家自然科学基金(52077143)项目资助

establishes a foundation for non-invasive bioimpedance assessment of pulmonary circulation dynamics.

Keywords: bioimpedance technology; right ventricular-pulmonary arterial coupling; circulatory system; pulmonary blood flow impedance graph; blood flow perfusion

0 引 言

心肺联动机制是循环系统运行的关键,有效促进机体正常生理功能。右心灌注能力是指右心室向肺循环输送血液的能力,这一能力对于了解心脏功能、诊断心血管疾病、维持正常肺循环至关重要^[1-2]。通过肺动脉血流调节确保肺部的灌注适应身体需求。因此,研究右心灌注期间肺循环血流调节对于理解心血管疾病的病理生理机制、指导临床治疗决策具有重要意义^[3-4]。生物阻抗技术作为一种简单有效的方法,广泛应用到胸腔相关参数检测中^[5-6]。本研究对生物阻抗技术评估肺循环血流调节可行性进行了研究。

早在 20 世纪 70 年代,Suga 等^[7]首次使用导电导管测量左心室的瞬时压力和容积指标,并以负荷独立的方式对心室收缩功能参数进行定量评估。但是这种方法需要进行前负荷变化的操作,难度高、费用昂贵、且具有侵入性,存在技术挑战。此后,反映心室弹性参数的心室收缩末期弹性(end-systolic elastance, E_{es})与反映心室后负荷参数的有效动脉弹性(effective arterial elastance, E_a)之比被认为是衡量左心-主动脉耦合或右心-肺动脉耦合的金标准。右心室-肺动脉耦合关系表明心肺之间的相互作用和适应关系,反映了右心室的泵血能力与肺动脉之间的协调程度。通过检测肺循环血流调节情况,可以反映右心室-肺动脉耦合情况。为了获得准确的结果,心室-动脉血流指标的检测必须是连续的。非侵入性检测方法是首选,也是研究的重点。近年来的研究集中于利用超声心动图评估技术,寻找能够无创等效 E_{es}/E_a 的替代指标。超声心动图通过发射和接收高频超声波,利用超声波在心脏组织中反射的原理,生成心脏结构和功能的实时图像。将三尖瓣环收缩位移(tricuspid annular plane systolic excursion, TAPSE)用于评估右心室的收缩功能,肺动脉收缩压(pulmonary artery systolic pressure, PASP)用于评估后负荷,用 TAPSE/PASP 模拟侵入性 E_{es}/E_a 之间的关系^[8-9]。尽管 TAPSE/PASP 被认为是一种有效替代指标,但是 TAPSE/PASP 比值在不同疾病范围内得到的研究结论需要更多数据支撑。

血液的电导率远大于人体组织的电导率,生物阻抗检测技术通过无创手段对胸腔区域电阻抗的变化进行测量,从而获得相关区域的血流动力学参数^[10]。Kuang 等^[11]认为胸腔阻抗是由胸内多个血管血流变化共同导致的结果,通过胸腔血管容量与阻抗关系方程,可分

离出主动脉、左侧肺部大血管、右侧肺部大血管、左心室、右心室的阻抗变化分量。不同电极配置下的生物阻抗测量值存在显著差异^[12]。通过特定电极配置对肺水肿进行针对性测量的研究,验证了在感兴趣区域进行阻抗测量的有效性^[13]。在此基础上,采用特定电极配置方法,对个体肺部 5 个不同区域的电阻抗变化进行同步测量,研究结果表明,该方法与医疗肺功能测试仪在肺功能参数上具有良好的一致性^[14]。验证了胸腔区域阻抗法检测肺功能参数的有效性。

Olano 等^[15]通过生物阻抗检测技术测量了心脏的血流阻抗变化速率和基础血流阻抗,代入相关公式,得到基于阻抗心动图法(impedance cardiography, ICG)的 E_{es}/E_a 值。比较 ICG 方法与超声心动图法计算得到的 E_{es}/E_a 值,结果显示两种方法在评估左心室与主动脉耦合关系方面具有良好的相似性和高度相关性。证明了使用阻抗变化相关的数学模型进行左心室-主动脉耦合关系评估的可行性。肺循环始于右心室,通过肺动脉将血液送往肺部。肺血流阻抗图能够反映肺循环状态。然而,通过阻抗技术来评估肺循环过程中的血流调节研究甚少,目前还缺乏有效的方法来通过肺血流阻抗信号获取肺循环血流调节的信息。

本研究提出一种利用无创生物阻抗检测技术对肺循环血流调节信号检测和表征的方法。首先针对肺循环过程较为复杂的特点,根据血流调节生理特性,描述右心灌注血流调节过程,分析右心后负荷改变对肺动脉血管扩张的影响,根据血管顺应性描述模型,建立了右心血流动力学特性与阻抗之间的对应关系,利用肺血流阻抗舒张波波幅与重搏波深度的比值、最大收缩波变化速率表征动脉血管弹性参数和血流阻力参数,提出将动脉血管弹性和血流阻力作为肺循环血流调节能力评估的量化指标。分析了适用于肺循环血流调节能力评估的阻抗检测电极配置方法,以及满足信号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 5 名受试者进行实验操作和数据采集,通过短期急性运动影响受试者肺循环血流状态。对比静息状态和急性运动状态下肺循环血流阻抗信号中的特征值。结果显示运动后动脉血管弹性和血流阻力参数变化比分别为 77.78%、11.46%,统计学分析显示两个参数在运动前后均存在显著性差异($P < 0.001$)。实验表明生物阻抗技术能够为肺循环血流调节功能评估提供血管特性信息,是一种有前景的无创评估心肺耦合能力方法。

1 肺循环血流生物阻抗模型

1.1 肺循环血流调节的分析

右心-肺动脉耦合时,右心室能够有效地将血液泵入肺循环,保持良好右心灌注状态^[16]。心脏与血管之间相互调节,当右心后负荷压力增高,心肌代偿性收缩增强以维持有效循环,心肌结构发生变化,肺动脉随之发生相应的变化。将人体胸腔假设为一导电均匀的圆柱形导体,右心和肺动脉简化为平行于人体轴线的弹性搏动管道^[11],根据泊肃叶定律,血管内径的微小变动可引发血流量的显著变化。血管等效与动脉血管调节过程如图1所示。

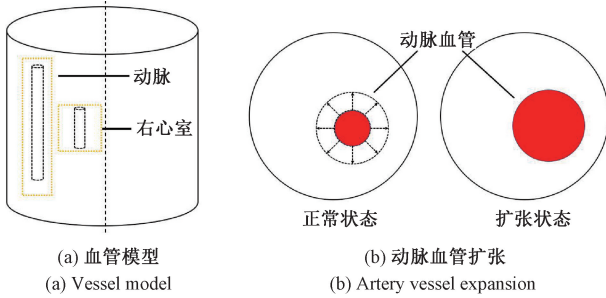


图1 血管状态

Fig.1 Vascular condition

短期急性运动或其他生理应激状态下,肺动脉压升高,右心后负荷增加,右心室会通过增加收缩力以维持较高的血流量,肺动脉血管发生扩张^[17],随着状态逐渐平稳,血流量和右心后负荷逐渐恢复到基线水平。在适应负荷过程中右心室自动调节内在机制已得到实验验证^[18]。实验采取的短期急性运动措施,再现了上述的调节过程。如图2所示,短期急性运动下随着后负荷的增加,右心收缩力增加引起肺动脉扩张,从而保持正常的肺循环状态。

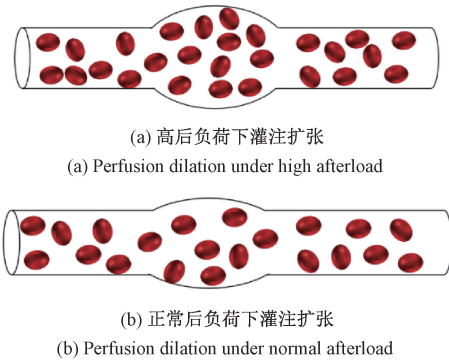


图2 不同阻力下血管灌注扩张程度

Fig.2 Degree of vascular dilation under different resistance conditions

1.2 理论推导

肺循环血流阻抗变化主要来自于右心室进行灌注时的肺动脉血管扩张,右心室收缩程度影响阻抗变化幅值。由于血液的电导率高于人体组织的电导率,测量区域的阻抗由传输阻抗决定^[19]。根据阻抗基本公式^[20],即:

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

其中, Z 为血管自身的阻抗值, ρ 为电导率, L 为血管长度, A 为血管截面积, V 为血管体积。

设定血管长度保持不变,血管半径发生变化导致体积发生变化,变化后的体积为 V_1 ,变化的体积为 $\Delta V = V_1 - V$,该段血管的阻抗变化值为:

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

进一步得出:

$$\frac{\Delta Z}{Z} = -\frac{\Delta V}{V_1} \quad (3)$$

体积变化量相对于基础体积很小,将其忽略,则 $V_1 = V$ 。得到:

$$\frac{\Delta Z}{Z} = -\frac{\Delta V}{V} \quad (4)$$

由此可见,在血流灌注过程中,阻抗相对变化量与体积相对变化量成正比,负号表示容积的增加反映阻抗的下降。

E_{es}/E_a 作为右心室-肺动脉耦合指标^[21],可表示为:

$$\frac{E_{es}}{E_a} = \frac{SV}{ESV} \quad (5)$$

其中, SV 为每搏输出量, ESV 为心室收缩末期容积,式(5)将 E_{es}/E_a 转化为血液体积之间的比值。根据式(4)和(5)对比发现,以血液体积为中间量,利用阻抗变化情况对右心灌注血流状态进行评估成为可能。生物阻抗技术在血流检测方面表现出高度的敏感性。

基于弹性腔理论,描述动脉腔体积变化与压力之间的关系^[22]为:

$$\Delta V = C \cdot \Delta p \quad (6)$$

其中, C 表示顺应性,为衡量动脉血管弹性的重要指标。 ΔV 为动脉腔体积变化, Δp 为压力变化,反映血管内压力差。

依据右心室-肺动脉之间的适应性耦合关系,在 E_{es} 和 E_a 两个评估参数的基础上,寻找能反映肺动脉血流调节状态的生物阻抗特征参数。

1.3 弹性参数与阻力参数

根据前述的分析,为实现肺循环期间肺血流调节状态评估,需要在血流阻抗波形图中提取反映右心血流灌注过程中阻抗变化的特征值。

用肺血流阻抗舒张波波幅与重搏波深度的比值 HD/h 、最大收缩波变化速率 HC/t 分别表征肺动脉弹性指标和血流阻力指标,从而基于这两个参数实现肺循环血流调节情况的评估。

图3所示为肺循环血流阻抗及阻抗微分特性参数的波形分布。利用肺血流图的波幅、上升速率、形态等综合分析,能够敏感反映出在收缩期和舒张期血流容积动态变化情况。采用颠倒相位法描绘阻抗信号。

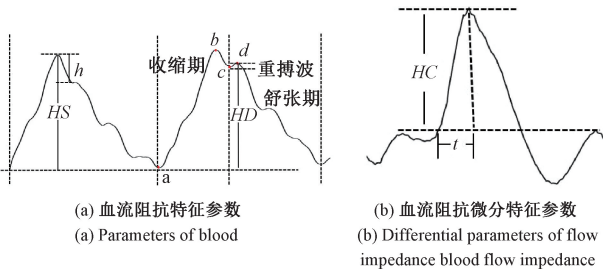


图3 肺血流阻抗/微分信号

Fig. 3 Pulmonary blood flow impedance/differential signals

在图3(a)中, a 点为收缩波起点,血液从右心室快速流入肺动脉, b 点为肺血流收缩波最高点, c 点为舒张期起点,此刻肺动脉瓣关闭, d 点对应重搏波顶点。 HS 为正向的最大波形,由右心室收缩产生。 HD 为舒张波波幅,为从基线到重搏波波顶高度。 h 为重搏波深度,即阻抗下降支拐点到 b 点高度,反映肺动脉压力水平。图3(b)为血流阻抗微分波形 C , C 波一般为第一心音后的一个高大向上的波峰, HC 表示最大右室射血速率, t 为 C 波起始点到最高点的时间^[23]。 HC/t 反映最大射血速率变化值。

当右心室后负荷升高,会引起右心室代偿性收缩增强,从而使更多的灌注血液泵入肺动脉中,导致肺动脉血管扩张。理论上,任何反映右心室收缩功能的参数都可以取代 $TAPSE$ 作为 E_s 的新替代品^[24-27]。肺循环血流调节过程,对于血管弹性的评估,需要排除后端负荷的影响。在心室舒张期,动脉血管面临的后负荷一般较低,重搏波反应肺动脉扩张后的弹性回缩。重搏波幅度已被广泛认可为反映心脏弹性状态的重要指标^[28-30]。肺血流重搏波常不明显,所以本研究选用舒张波波幅 HD 与重搏波深度 h 实现血管弹性评估,即用 HD/h 作为评估血管弹性指标。

肺动脉加速时间 (pulmonary artery acceleration time, PAAT) 反映了从心脏收缩开始到肺动脉血流达到最大速度所需的时间。利用肺动脉加速时间作为 E_a 的替代品,对肺血管负荷变化具有很好的响应^[31-32]。 $PAAT$ 缩短,反映肺动脉血流速度会更快达到峰值。急性运动下,后负荷增大,右心室通过增加收缩力的方式维持正常的右心室-肺动脉耦合,导致肺动脉血流速度快速上升。因此,可以通过寻找与肺动脉血流速度变化相关的参数评估血流阻

力。 HC 对应右心室收缩期的血流速度峰值,此刻右心室将血液最强烈地泵入肺动脉,导致血流速度达到最大值。 HC/t 系肺血流阻抗收缩波最大变化速率,反映肺血管对后负荷变化的响应。选用反映肺动脉血流速度变化情况的收缩波变化速率 (HC/t) 为血流阻力参数。

肺循环阶段,血流阻抗开始变化,在样本提取过程中使用峰值寻找函数寻找各波峰值点坐标,获取波形振幅参数。对阻抗波形进行二次求导,得到 c 点坐标,确定 h 高度。在合适窗口大小,寻找拐点相邻最大值从而确定 d 点坐标,得到 HD 高度。 HC 为阻抗微分信号中最大正向波振幅。通过寻找 C 波与基线交点从而确定 C 波起始点到 C 波最高点的时间 t 。标定好参数对应的坐标后,修正偏差定位,确定样本参数。

1.4 信号采集与去噪

从解剖学可知,胸腔内部包括主动脉、肺部大动脉和心脏等,胸腔阻抗信号来自整个心血管系统,而不是单一的肺动脉血流或主动脉血流^[11]。在研究分析和总结前人工作的基础上,利用测量电流进入人体的深度随电极间距不同而变化的规律以及在胸、背部前后向放置对称电极可检测到部分组织信息这一事实,在肺循环血流阻抗测量中使用四电极检测方法。肺血流阻抗图是由于右心泵血作用产生的,反映了右心泵血过程血液在肺循环中的流动特征,携带能够反映右心室功能和肺循环的生理、病理信息。电极配置方式采用前胸后背放置,电压检测电极置于激励电极的内侧。前电压检测电极置于右锁骨中线与第二肋骨附近;前电流激励电极位于前电压检测电极上方 ≥ 3 cm 处;后电压检测电极置于背部第八胸椎水平的右肩胛线与腋后线之间;后电流激励电极位于后电压检测电极下方 ≥ 3 cm 处^[33]。通过计算电压与电流的比值即可获得肺血流生物阻抗值,肺血流四电极阻抗测量原理如图4所示。

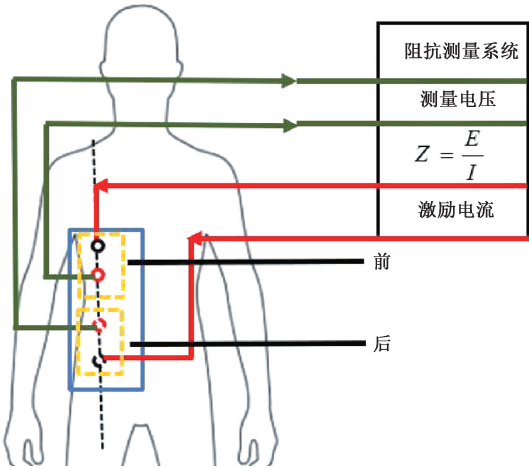


图4 肺血流阻抗检测原理

Fig. 4 Principle of pulmonary blood flow impedance detection

人体组织细胞包括细胞内液、细胞外液和细胞膜,其中细胞内液、细胞外液电化学性质接近于电阻,而细胞膜等效为电容,通常用 R - C 三元件生物电阻抗模型来表示人体生物组织。将胸腔血流阻抗值 (Z) 记为复数,即:

$$Z = R + jX_c \quad (7)$$

其中, Z 为阻抗, R 为电阻, X_c 为电抗, j 为虚部单位,幅值和相角为:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (8)$$

$$\theta = \arctan \frac{X_c}{R} \quad (9)$$

本研究中肺血流阻抗检测使用 50 kHz 的电流激励信号,阻抗检测结果使用阻抗模表示。

肺血流阻抗信号是微弱的人体生理信号,频率一般在几百赫兹以下。肌电干扰、呼吸干扰、工频干扰都会影响信号的采集^[34]。因此要提取肺血流阻抗的相关特征需要对采集到的阻抗信号进行预处理,降低或者消除噪声,为肺血流阻抗特征分析做准备。

小波变换是时域和频域的局部化分析,通过伸缩和平移运算,对信号逐步进行多尺度细化,使其在高频部分具有较高的时间分辨率,低频部分具有较好的频率分辨率,小波变换可以将血流信号分解成多个尺度的分量,然后对每个分量进行阈值处理,达到信号特征提取和降噪等目的,弥补了短时傅里叶变换冗余量大,分析窗形状和大小固定不变的缺点^[35-36]。

阈值选取是小波去噪的关键步骤。分为硬阈值去噪和软阈值去噪。硬阈值函数^[37]的数学表达式为:

$$\overline{w_{ij}} = \begin{cases} w_{ij}, & |w_{ij}| \geq T \\ 0, & |w_{ij}| < T \end{cases} \quad (10)$$

软阈值函数^[38]的数学表达式为:

$$\overline{w_{ij}} = \begin{cases} \text{sign}(w_{ij}), & (|w_{ij}| - T), |w_{ij}| \geq T \\ 0, & |w_{ij}| < T \end{cases} \quad (11)$$

其中, w_{ij} 为去噪前的小波系数, $\overline{w_{ij}}$ 为去噪后的小波系数, T 为给定阈值, $\text{sign}()$ 为符号函数。

阈值的选择满足:

$$T = \sigma_n \sqrt{2 \ln N} \quad (12)$$

其中, σ_n 为噪声标准方差, N 为信号的长度。

硬阈值函数有间断点,它只是简单地保留或者去除信号。软阈值在进行阈值判别的同时也用阈值 T 对信号进行衰减。软阈值方法处理的信号连续性比硬阈值法处理的信号好些,信号更平滑。因此选择软阈值方法降噪。

2 实验结果与讨论

使用美国 Biopac 的 MP160 (Biopac Systems Inc.) 生理记录仪完成对肺血流阻抗信号的连续采集。测量过程

使用采集模块 NICO100C 实现肺血流阻抗信号的采集,阻抗检测使用的四电极法利用屏蔽线与医用电极连接。模块的激励电流输出端与胸腔前后外侧两枚电极连接形成激励回路,激励电流的频率为 50 kHz,峰峰值为 1 mA。前后内侧两枚电极连接模块的电压检测端测量胸腔检测区域电位,信号采样频率为 2 000 Hz,通过系统配套软件读取并存储阻抗及微分数据。

受试者 5 名,全部为男性,年龄在 20~30 岁之间,各志愿者均自愿参加实验。受试者的身体健康状况良好,无心血管疾病或相关患病史。采集被试者静息状态下肺血流阻抗信号 20 s。然后被试者进行急性高强度蹲起练习,重复运动 20 次,采集急性运动后肺血流阻抗信号 20 s。

一个心动周期为一个单元样本,表示一个完整的右心搏动过程的阻抗信号,完整描述右心泵血至肺动脉的过程。选取每一位受试者 10 个静息状态和 10 个急性运动状态的肺血流阻抗样本数据。本次实验选取的总样本数为 100 个,其中静息状态组 50 个样本,急性运动状态组 50 个样本。通过小波对采集到的血流阻抗信号进行滤波、去噪后效果如图 5 所示。

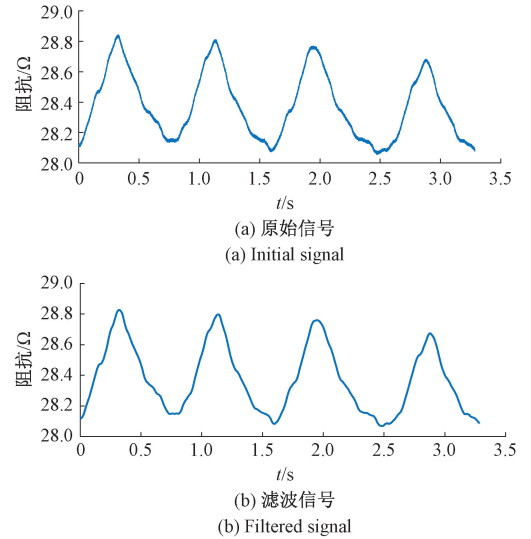
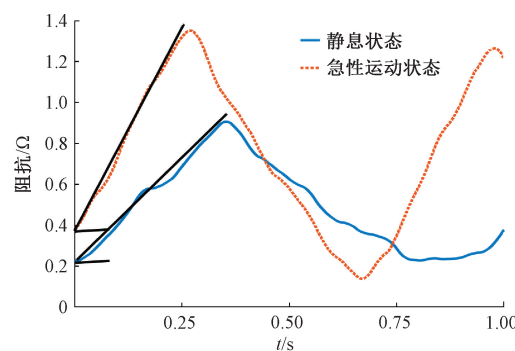


图5 滤波前后肺血流阻抗波形

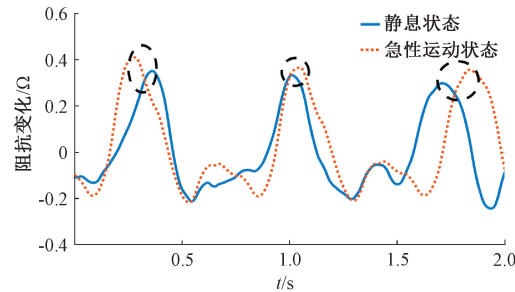
Fig. 5 Pulmonary blood flow impedance waveforms before and after filtering

通过实验对受试者不同状态下的肺血流阻抗进行测量,获取肺循环期间肺动脉血流调节的相关数据。血流阻抗信号经过预处理去噪后分别在静息与急性运动两种状态下阻抗变化及阻抗微分变化信号如图 6 所示。

由图 6(a)可见,运动后上升支更陡峭,收缩期和舒张期波幅增加。由图 6(b)可见,运动后的微分信号变化幅度较大。这是由于在运动下,心肌收缩力增加,血流速度加快。肺血流阻抗/阻抗微分图直观反映右心泵血入



(a) Comparison of pulmonary blood flow impedance



(b) Comparison of pulmonary blood flow impedance

图 6 肺血流信号不同状态对比

Fig. 6 Comparison of different states of pulmonary blood signals

肺动脉过程,对于血管弹性和血流阻力的评估,需要进一步对特征点进行处理。

选取波形连贯且特征点明显的 5 位被测试者数据,每位 10 个心动周期,提取不同状态下每个心动周期内的 HD 、 h 、 HC 和 t 。血管弹性参数 HD/h 和血流阻力参数 HC/t 在静息状态和急性运动状态下的结果分别如图 7、8 所示。

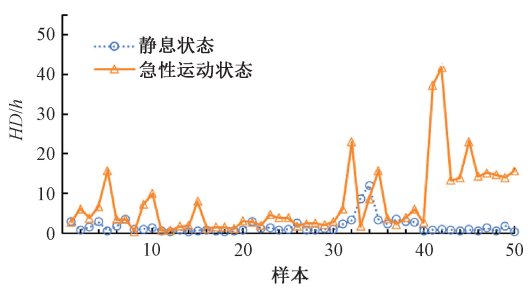


图 7 弹性参数

Fig. 7 Elastic parameter

图 7 表明血管弹性情况,可见急性运动状态下血管弹性参数整体要高于静息状态,即急性运动措施增强了血管弹性。急性运动时心脏的负荷增加,为维持右心室-肺动脉耦合,右心室需要增强收缩力,以便将血液有效地泵入肺动脉,动脉血管弹性扩张,以适应右心室高强度的

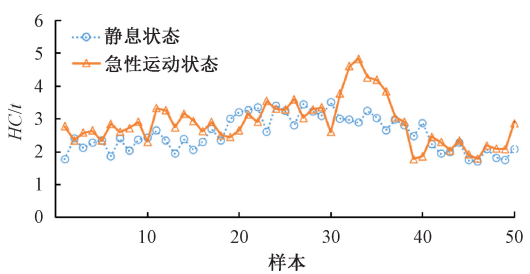


图 8 阻力参数

Fig. 8 Resistance parameter

泵血。其中,3 号样本数据可见弹性参数在静息状态和急性运动状态下改变较小。反映不同个体心血管适应能力的差异。同样的急性运动,对不同个体的影响度不同。考虑由于 3 号样本为运动爱好者,其心血管系统已经适应了较高的运动强度和负荷,使其在急性运动后血管弹性变化不明显。4 号样本数据静息组出现离群数据,反映在同样的实验流程下,4 号样本气息紊乱后迅速调整状态,以保持规律呼吸。

图 8 对比静息状态和急性运动状态的阻力参数,其中横坐标为样本数,选取 50 个样本,通过数据分布可见急性运动状态下的阻力参数多数情况大于静息状态下的阻力参数。静息状态下,右心室的后端负荷较小,其做功也很少。急性运动后右心室后负荷阻力参数增加,右心室做功增强。由此可见,急性运动措施增加了血流阻力,改变了肺循环心肺血流相互作用关系。

弹性参数和阻力参数在两种状态下的对比如图 9 所示。急性运动后的弹性参数和血流阻力参数都增加。其中弹性参数相较于血流阻力参数而言增加的更加剧烈。因为急性运动后右心泵血能力和动脉血管弹性都增强以适应供血需求,心肺通过适应性机制(如血管扩张)限制了血流阻力的显著增加。急性运动状态的误差棒较长,表明急性运动后采集到的数据因个体差异变化较大,与个体体质相关。相较于静息状态,急性运动状态更能显示个体弹性参数和阻力参数的差异性。

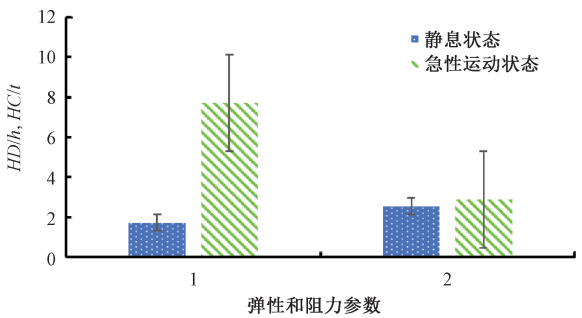


图 9 弹性参数和阻力参数在两种状态下的对比

Fig. 9 Comparison of elastic and resistance parameters in two states

肺血流阻抗两组参数统计学分析如表 1 所示。根据不同状态下各参数平均值对比发现,急性运动后的弹性参数和阻力参数相较于静息状态分别变化 77.78% 和 11.46%。急性运动后弹性参数比阻力参数变化比值更大。对两组肺循环血流阻抗特性参数进行统计学分析,阻力参数组和弹性参数组在运动前后存在显著性差异 ($P<0.001$),综上所述,生物阻抗技术能够对肺循环血流调节功能进行评估。

表 1 肺血流阻抗参数统计学分析结果
Table 1 Statistical analysis results of pulmonary blood flow impedance parameters

参数	状态	平均值	比值/%
HD/h	静息	1.715 4	77.78
	运动	7.719 5	
HC/t	静息	2.548 0	11.46
	运动	2.877 7	

3 结 论

肺循环血流调节能力评估在临床实践中应用广泛,特别是肺动脉高压疾病领域。已有的方法对操作者素质要求较高,不利于推广应用。生物阻抗技术作为一种无创、无害和成本低廉的检测心功能的方法一直被研究。将生物阻抗检测技术应用在肺循环血流调节功能的评估,达到右心室-肺动脉耦合功能高效、简易评估的目标。

以血液体积参数为中间量,分析肺循环期间血流调节特性,建立了右心室-肺动脉耦合参数与肺血流阻抗之间的联系,在肺循环血流调节功能评估中引入弹性参数和阻力参数,并研究了肺循环血流阻抗的检测方法及信号预处理方法。通过设计对比实验,改变右心灌注状态,获取血流阻抗信号。实验结果表明利用生物阻抗技术能够区分运动前后血管弹性参数和血流阻力参数,表明生物阻抗检测技术可以用来评估肺循环期间血流调节状态,该方法建立了肺循环血流调节与阻抗之间的联系,且是无创、连续、易于执行的,为无创肺循环活动生物阻抗检测研究奠定基础。

参考文献

[1] JOSHI M, TRAN P, BARBER T M, et al. The role of the vasculature in heart failure[J]. Current Heart Failure Reports, 2023, 20(3):179-190.

[2] TELLO K, NAEIJE R, DE MAN F, et al. Pathophysiology of the right ventricle in health and disease: An update[J]. Cardiovascular Research, 2023,

119(10):1891-1904.

[3] HAMEED A, CONDLIFFE R, SWIFT A J, et al. Assessment of right ventricular function-a state of the art[J]. Current Heart Failure Reports, 2023, 20(3):194-207.

[4] TADIC M, CUSPIDI C. Right ventricle in arterial hypertension: Did we forget something? [J]. Journal of Clinical Medicine, 2022, 11(21):6257.

[5] 王琦,尹鑫铭,李晓捷,等. 肺部电阻抗成像电极阵列优化方法研究[J]. 电子测量与仪器学报,2022,36(6):55-65.

WANG Q, YIN X M, LI X J, et al. Optimization of electrode array for lung electrical impedance imaging[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2022,36(6):55-65.

[6] 王琦,张涛,徐超炜,等. 多尺度注意力融合与视觉 Transformer 方法优化的电阻抗层析成像深度学习方方法[J]. 仪器仪表学报,2024,45(7):52-63.

WANG Q, ZHANG T, XU CH W, et al. Optimized learning method for electrical impedance tomography with multi-scale attention fusion and vision Transformer[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2024, 45(7):52-63.

[7] SUGA H, SAGAWA K, SHOUKAS A. Load independence of the instantaneous pressure-volume ratio of the canine left ventricle and effects of epinephrine and heart rate on the ratio[J]. Circulation Research, 1973, 32(3):314-322.

[8] CHEN X, ZHANG P G, LOU L, et al. Application of an echocardiographic index to characterize right ventricular-pulmonary arterial coupling in heart failure[J]. ESC Heart Failure, 2024, 11(3):1290-1304.

[9] BOK Y, KIM J Y, PARK J H. Prognostic role of right ventricular-pulmonary artery coupling assessed by TAPSE/PASP ratio in patients with acute heart failure[J]. Journal of Cardiovascular Imaging, 2023, 31(4):200-206.

[10] ANAND G, YU Y, LOWE A, et al. Bioimpedance analysis as a tool for hemodynamic monitoring: Overview, methods and challenges[J]. Physiological Measurement, 2021, 42(3):3TR01.

[11] KUANG M X, XIAO Q J, CUI CH Y, et al. Mechanism of the formation for thoracic impedance change [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2010, 38(3):1007-1016.

[12] SANTHOSH S, JULIET A V, KRISHNAN G H. Impact

- of electrodes separation distance on bio-impedance diagnosis [J]. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 2021, 14(1):141-146.
- [13] RAISIS A, MOSING M, SACKS M, et al. Breath-by-breath assessment of acute pulmonary edema using electrical impedance tomography, spirometry and volumetric capnography in a sheep (*Ovis Aries*) model[J]. *Frontiers in Veterinary Science*, 2024, 11:1402748.
- [14] ZHANG Y P, SONG CH X, HE W, et al. Regional pulmonary ventilation assessment method and system based on impedance sensing information from the pentapulmonary lobes [J]. *Sensors*, 2024, 24(10):3202.
- [15] OLANO R D, ESPECHE W G, SALAZAR M R, et al. Evaluation of ventricular-arterial coupling by impedance cardiography in healthy volunteers [J]. *Physiological Measurement*, 2019, 40(11):115002.
- [16] HEMNES A R, CELERMAJER D S, D'ALTO M, et al. Pathophysiology of the right ventricle and its pulmonary vascular interaction [J]. *European Respiratory Journal*, 2024, 64(4):2401321.
- [17] 赵菁,郑哲,高晓麟. 运动性心律失常与猝死[M]. 郑州:河南科学技术出版社,2017.
- ZHAO J, ZHENG ZH, GAO X L. Exercise-induced cardiac arrhythmias and sudden death[M]. Zhengzhou: Henan Science and Technology Press, 2017.
- [18] MEINERT KRAUSE J P, MECHELINCK M, HEIN M, et al. Intrinsic mechanisms of right ventricular autoregulation[J]. *Scientific Reports*, 2024, 14(1):9356.
- [19] WANG T W, CHEN W X, CHU H W, et al. Single-channel bioimpedance measurement for wearable continuous blood pressure monitoring[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70:1-9.
- [20] HERNANDEZ-URREA M, CASANELLA R, JAVIERRE C, et al. An easy-to-use hand-to-hand impedance-based sensor to obtain carotid pulse arrival time [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2023, 23(5):5362-5369.
- [21] RAKO Z A, KREMER N, YOGESWARAN A, et al. Adaptive versus maladaptive right ventricular remodelling[J]. *ESC Heart Failure*, 2023, 10(2):762-775.
- [22] ASMAR R, STERGIOU G, DE LA SIERRA A, et al. Blood pressure measurement and assessment of arterial structure and function: An expert group position paper[J]. *Journal of Hypertension*, 2024, 42(9):1465-1481.
- [23] 沈文锦,徐成斌. 现代心功能学[M]. 北京:人民军医出版社,2002.
- SHEN W J, XU CH B. Xian dai xin gong neng xue[M]. Beijing: People's Military Medical Publisher, 2002.
- [24] IACOVIELLO M, MONITILLO F, CITARELLI G, et al. Right ventriculo-arterial coupling assessed by two-dimensional strain: A new parameter of right ventricular function independently associated with prognosis in chronic heart failure patients[J]. *International Journal of Cardiology*, 2017, 241:318-321.
- [25] NOCHIOKA K, ROCA G Q, CLAGGETT B, et al. Right ventricular function, right ventricular-pulmonary artery coupling, and heart failure risk in 4 US communities: The atherosclerosis risk in communities (ARIC) study [J]. *Jama Cardiology*, 2018, 3(10):939-948.
- [26] PRINS K W, ARCHER S L, PRITZKER M, et al. Interleukin-6 is independently associated with right ventricular function in pulmonary arterial hypertension[J]. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 2018, 37(3):376-384.
- [27] JENTZER J C, ANAVEKAR N S, REDDY Y N, et al. Right ventricular pulmonary artery coupling and mortality in cardiac intensive care unit patients[J]. *Journal of the American Heart Association Cardiovascular and Cerebrovascular Disease*, 2021, 10(7):019015.
- [28] 陈佳,柯丽,杜强,等. 用于脑血流自调节功能评估的生物阻抗技术研究[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(2):189-196.
- CHEN J, KE L, DU Q, et al. Study on bioimpedance technique for the evaluation of cerebral blood flow autoregulation function[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(2):189-196.
- [29] CHEN X, ZHANG P G, LOU J, et al. Application of an echocardiographic index to characterize right ventricular-pulmonary arterial coupling in heart failure [J]. *ESC Heart Failure*, 2024, 11(3):1290-1304.
- [30] VASSILEV D. Aortic elasticity and cardiovascular risk stratification: A narrative review on the current understanding[J]. *Journal of Vascular Diseases*, 2024, 3(1):88-101.
- [31] PESTELLI G, FIORENCIS A, TREVISAN F, et al. New measures of right ventricle-pulmonary artery coupling in heart failure: An all-cause mortality echocardiographic study [J]. *International Journal of Cardiology*, 2021, 329:234-241.

[32] LI Q M, ZHANG M. Echocardiography assessment of right ventricular-pulmonary artery coupling: Validation of surrogates and clinical utilities[J]. International Journal of Cardiology, 2024, 394:131358.

[33] MOBARAK M, KADIR M A, RABBANI K S. Probing deep lung regions using a new 6-electrode tetrapolar impedance method[J]. Journal of Electrical Bioimpedance, 2023, 13(1):116-124.

[34] LI X H, NI R Y, JI ZH. ICG signal denoising based on ICEEMDAN and PSO-VMD methods[J]. Physical and Engineering Sciences in Medicine, 2024, 47(4):1547-1556.

[35] 李肃义,林君. 一种综合小波变换的心电信号消噪算法[J]. 仪器仪表学报,2009,30(4):689-693.
LI S Y, LIN J. ECG signal denoising using a combined wavelet transform algorithm [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009,30(4):689-693.

[36] 梁国祥,韩亮. 使用多特征融合的心律失常分类方法[J]. 电子测量与仪器学报,2024,38(7):109-115.
LIANG G X, HAN L. Method on arrhythmia classification utilizing multi-feature fusion[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2024, 38(7):109-115.

[37] DORJAI S, KHANNA N, GANDHI S K. A note on wavelet packet summation methods[J]. Integral Transforms and Special Functions, 2024:1-11.

[38] MOHGUEN O. Noise reduction and QRS detection in ECG signal using EEMD with modified sigmoid thresholding[J]. Biomedizinische Technik, 2024, 69(1):61-78.

作者简介



贾静,2011 年于辽宁石油化工大学获得学士学位,2014 年于东北石油大学获得硕士学位,现就读于沈阳工业大学电气工程学院,攻读博士学位。主要研究方向为医学电磁工程及医疗仪器。

E-mail:462989091@qq.com

Jia Jing received her B.Sc. degree from Liaoning Petrochemical University in 2011, received her M.Sc. degree from Northeast Petroleum University in 2014. Now she is pursuing her Ph.D. degree at School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology. Her main research interests include medical electromagnetic engineering and medical instrumentation.



杜强(通信作者),1998 年于长春理工大学获得学士学位,2008 年于长春理工大学获得硕士学位,2013 年于沈阳工业大学获得博士学位,现为沈阳工业大学副教授,主要研究方向为生物电磁学和生物电磁成像。

E-mail:duqiang@sut.edu.cn

Du Qiang (Corresponding author) received his B.Sc. degree from Changchun University of Science and Technology in 1998, received his M.Sc. degree from Changchun University of Science and Technology in 2008, received his Ph.D. degree from Shenyang University of Technology in 2013. Now he is an associate professor at Shenyang University of Technology. His main research interests include bioelectromagnetics and bioelectromagnetic imaging.