

# 基于无创动态心输出量测量系统的被动抬腿负荷试验临床应用专家共识

中国医疗保健国际交流促进会重症医学分会

通信作者:张海涛, E-mail: boy8672@126.com; 黄慧玲, E-mail: hhl127@163.com

**【摘要】** 抬腿负荷试验(passive leg raising, PLR)是一种易于操作、可靠的容量评估方法,是自主呼吸患者容量反应性评估的“金标准”,也是评估容量状态和重症心血管患者能否开始 I 期主动康复治疗的有效评估手段。以高分辨率心阻抗图法为基础的无创动态心输出量测量系统(无创动态心排)具有实时、连续、精准监测血流动力学变化的特点。结合无创动态心排的 PLR 在临床具有广泛的应用场景和前景,鉴于此,中国医疗保健国际交流促进会重症医学分会专家委员会邀请国内无创动态心排领域具有丰富经验的专家,在总结国内外既往相关研究和现有的经验基础上,制定中国首部《基于无创动态心输出量测量系统的被动抬腿负荷试验临床应用专家共识》,旨在规范化指导临床实践,为重症患者的个体化治疗和心脏康复方案的制定提供依据。

**【关键词】** 抬腿负荷试验; 无创动态心输出量测量; I 期心脏康复

doi: 10.3969/j.issn.1672-5301.2022.12.002

中图分类号 R54 文献标识码 A 文章编号 1672-5301(2022)12-1062-06

## Expert consensus on clinical application of passive leg raising test based on non-invasive cardiac output measurement system

*China International Exchange and Promotive Association for Medical and Health Care*

*Corresponding author: ZHANG Hai-tao, E-mail: boy8672@126.com; HUANG Hui-ling, E-mail: hhl127@163.com*

**【Abstract】** Passive leg raising (PLR) test accurately predicts the fluid responsiveness in spontaneously breathing patients and determines the timing for phase I cardiac rehabilitation. Non-invasive cardiac output measurement based on high-definition impedance cardiography (HD-ICG) allows for continuous, real-time monitoring of hemodynamic changes. The performance, stability, and usability of HD-ICG enable physiologists to explore new areas of cardiac performance. Experts on cardiac rehabilitation and members of the China International Exchange and Promotive Association for Medical and Health Care prepared this consensus document, which summarized the current knowledge about the indications, contraindications, procedure and interpretations of the PLR test based on non-invasive cardiac output measurement system.

**【Keywords】** Passive leg raising; Non-invasive cardiac output measurement; Phase I cardiac rehabilitation

## 1 概述

抬腿负荷试验<sup>[1]</sup>又称被动抬腿负荷试验(passive leg raising, PLR),是自主呼吸患者容量反应性评估的“金标准”,也是评估容量状态和重症心血管患者能否开始 I 期主动康复治疗的有效评估手段<sup>[2-4]</sup>。双腿从水平位置被动抬高后,因为重力影响,下肢静脉血液加快向中心静脉回流,迅速地增加了回心血量,带来左心室前负荷的增加,依据 Frank-Starling 机制,进而引起每搏输出量(stroke volume, SV)的变化。一旦下肢放平,上述血流动力学效应迅速消失,因此,可以将 PLR 看作可逆的

“自身输液”过程,而不需要额外的液体输入,结合实时监测包括 SV 在内的血流动力学指标,可以准确评估心脏的容量反应<sup>[5]</sup>。

PLR 时效短暂,即使对于自主呼吸、心房颤动、低肺顺应性和小潮气量通气的重症患者依然可以获得满意效果,但要求实时血流动力学评估<sup>[5-7]</sup>。除了监测心率或血压的变化<sup>[7]</sup>,以及股动脉或颈动脉血流多普勒评估<sup>[8]</sup>外,以下的一些检查方法得到了比较满意的结果<sup>[9-11]</sup>。脉搏指示持续心输出量监测(PiCCO)技术常应用于接受主动脉内球囊反搏(intra-aortic balloon pump, IABP)和体外膜肺氧合

(extra-corporeal membrane oxygenation, ECMO)等治疗的心脏重症患者,也可用于PLR中获取心输出量(cardiac output, CO)等数据。以行PLR时CO增加10%为诊断标准,其敏感度达91%(76%~98%),特异度79%(63%~90%),受试者操作特性曲线0.89(0.80~0.95)<sup>[9]</sup>。但对于多数需要开始I期心脏康复的患者和暂无创血流动力学监测指征者而言,其有创性降低了其应用价值。Galarza等<sup>[10]</sup>研究发现生物阻抗法获得的PLR期间CO增加10%和PiCCO法获得的PLR期间CO增加10%具有等效性。需要强调的是,该研究中采用的生物阻抗法获取CO数据的周期是8s,因此在PLR监测的30~60s内可以有效地观察到CO的变化。无创心输出量必须具备实时监测CO的能力才能为PLR提供有效的支撑。

## 2 PLR结合高分辨率心阻抗图的优势

目前无创心输出量测量的方法很多,包括磁共振成像法<sup>[11]</sup>、部分CO<sub>2</sub>重呼吸法<sup>[12]</sup>、脉搏波描记法<sup>[13]</sup>以及心阻抗图法等。心阻抗图法(impedance cardiography, ICG)是根据胸腔阻抗变化测定血流动力学参数的无创测量技术<sup>[14-18]</sup>。该理论认为除主动脉外,胸腔其他组织如肌肉、器官等组织阻抗保持不变,故当心脏舒缩时,胸腔阻抗可随着血流速度、血容量变化而发生改变<sup>[18,19]</sup>。通过对血流流入主动脉前后阻抗变化进行检测,可描记出心阻抗变化图,根据建立的心阻抗变化与血液容量的变化得到每搏量,再将每搏输出量与心率相乘就可获得心输出量<sup>[19,20]</sup>。最初使用的是四环电极和四点电极,但SV的评估受到电极位置及左心室射血时间影响,左心室射血时间需要在静息状态下进行测量;运动会引起阻抗值较大范围波动,在运动中很难准确计算每搏输出量<sup>[20]</sup>。通过对Kubicek等公式进行改进,研究者提出了一种新的心阻抗描记法,即高分辨率ICG(high-definition impedance cardiography, HD-ICG)(PhysioFlow Enduro,美林无创动态心排)。HD-ICG采用六个电极,四个阻抗电极以及一对心电图电极<sup>[14,15]</sup>。与四点电极相比,HD-ICG的六点电极对无创血流动力学测定进行了一个根本性改进,不需要通过测量胸部阻抗和评估胸部几何容积来估计基线胸腔积液量,它主要关注的是胸部阻抗信号随心动周期的变化。其独有的高性能信号过滤和稳定技术,即使在极量运动测试中也能保证准确测量SV和CO<sup>[14,15]</sup>。

由于PLR的最大血流动力学效果发生在抬腿

后1min,所以评估该变化效果的一定是能够实时地追踪CO或SV变化的方法。运用经食道超声、血管多普勒超声虽然有助于在自主呼吸活动的患者中预测容量反应性,但超声技术依赖于操作者的能力,且不能持续实时监测。需要热稀释的肺动脉导管技术能够持续实时监测CO,而其对容量的反应需要6min左右作用,不能用于检测PLR的SV或CO的快速变化。传统阻抗法的每搏量的计算需要基础阻抗,其受呼吸、体位及电极片位置影响很大,因此只用于静息评估,不能动态连续观测及无线传输,同时无专利高频滤波技术,因此抗干扰能力弱。故传统阻抗法无法用于需要实时测量CO的PLR测试。以HD-ICG为基础的动态无创心输出量测量系统具有以下特点:①无线、无创、实时、连续、精准监测动、静态血流动力学变化;参数涵盖心排量、前负荷、心肌收缩力、外周阻力等12项相关参数;具备高频滤波技术专利,防止呼吸、运动、肌肉活动、呼吸机等引起的干扰;②涵盖5个功能:血流动力学阻抗图、血流动力学静息柱状评估图、血流动力学实时趋势变化图、血流动力学平衡图、血流动力学性能图;③准确性高,相关研究显示静息每搏输出量和心输出量的准确性与金标准Swan-Ganz漂浮导管(Ficks法)静息 $r=0.89$ ,运动 $r=0.85$ 。无创动态心排可以采用SV作为判定PLR的核心指标。结合无创动态心排的PLR无论患者是否需要机械通气在多数情况都可方便地进行,除腹内压升高、正接受IABP或ECMO治疗等不适用于PLR的患者和无法应用无创动态心排测量CO的瓣膜病患者。

## 3 基于无创动态心排的PLR的适应证

**3.1** 需要评估容量反应性、明确I期康复安全开始进行节点的重症心血管病患者,包括中重度心衰、休克、不明原因心率加快、怀疑血容量不足、明确I期主动心脏康复起始的安全性、评估前负荷状态需求、预测运动耐量等;

**3.2** 其他具有心肺耐力评估指证但暂不适宜行运动心功能评估的患者(如运动心肺试验)。

## 4 基于无创心输出量测量系统的PLR的禁忌证

**4.1** 严重的心功能不全,不能平卧,或休息时仍有明显胸闷、气促等症状。仍需要静脉应用大剂量正性肌力药物、血管活性药物等;

**4.2** 肺水肿,听诊肺部有较多的湿性啰音;

**4.3** 重度二尖瓣、主动脉瓣狭窄及关闭不全等瓣膜病;

**4.4** 不能配合检查的意识障碍患者,如精神异常;

**4.5** 不能耐受抬腿动作的患者,如腹内压明显升高者、接受 IABP 或 ECMO 治疗者等;

**4.6** 近期频繁出现快速性室性心律失常或放电治疗的埋藏式心脏复律除颤器置入患者。

备注:部分重症患者因气管切开带金属套管,无创心输出量监测阻抗信号不稳定,对临床的指导意义尚需继续观察。

## 5 基于无创动态心排的 PLR 的开展条件

**5.1 基于无创动态心排的 PLR 的场所要求** 可在病房或独立场所进行,环境应安静、安全、舒适。床尾、床两侧可以允许操作者方便地操纵检查床摆放受试者所需体位。应具备三摇床,可实现床头、床尾的快速摇升和摇降。如检查床无法升降床尾,可应用 PLR 专用折叠垫以实现受试者下肢快速抬起。具备与照明电路和其他设备电路独立的电源插座供无创动态心排使用。

**5.2 基于无创动态心排的 PLR 硬件配置** 无创心输出量测量系统,随时可用的除颤监护设备,随时可用的配备完善(包括必要的器材和药品)的抢救车,可选配 PLR 专用折叠垫(选配)。

**5.3 基于无创动态心排的 PLR 人员配置** 掌握基于无创心输出量测量系统的 PLR 的技术人员至少 1 名,可配置 1 名护士或其他经过训练可以辅助摆放体位的人员,有可以随时响应的具备抢救能力的团队。

## 6 基于无创动态心排的 PLR 的准备工作

### 6.1 患者的准备

**6.1.1** 确定适应证并排除禁忌证,评估患者的病情,明确患者有可能完成检查;

**6.1.2** 评估患者的意识状况,应向清醒的患者说明检查的意义、操作的过程和可能的感觉,使患者可配合检查,并知晓在检查时遇不适应主动表达;

**6.1.3** 重症患者或尚未开始 I 期康复的患者应具有稳定的静脉通路,准备好必要的抢救药品和除颤仪;

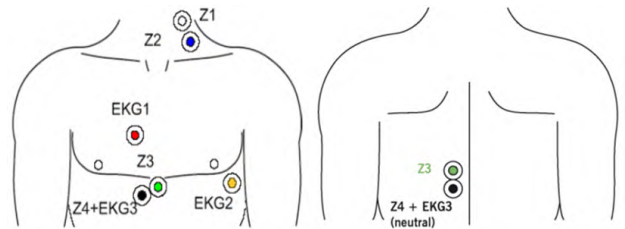
**6.1.4** 清洁皮肤,并给电极粘贴部位实施磨皮,至皮肤微红并有颗粒感,勿过度磨皮损伤皮肤,也不要过轻导致信号质量不佳。

**6.2 操作者的准备** 准备无创动态心排设备,开机后设定为运动模式,输入患者的基本信息,准备好皮肤清洁和皮肤准备物品(棉签,磨砂膏等)。

### 7 基于无创动态心排的 PLR 操作程序

**7.1** 正确粘贴电极和连接无创心排设备(图 1),测

量血压,当信号稳定后进入动态监测模式,并输入血压数值,稳定观察至少 20 s 后定标,监测基础平卧位血流动力学参数 1 min。



注:颈部电极(Z2)(蓝色电极位于胸锁乳突肌与锁骨交界处;白色电极(Z1)位于蓝色电极上 1CM 处);红色电极(EKG1)(胸骨柄);橙色电极(EKG2)放置在肋骨最靠近左心室进行适当的 ECG 信号(V6 位置)。运动测试时绿色和黑色的电极片贴在背部,绿色电极片要与剑突水平一致(静息测试时绿色电极(Z3)放在剑突位置,黑色电极(Z4)放在剑突位置右下 45° 角的位置)

图 1 无创心排电极示意图

**7.2** 摇高床头 45°,使患者处于半卧位,床尾处于放平状态,并立即在测评系统上标记“半卧位”,维持 2-3 min,随后迅速放平床头并摇高床尾 45°,立即标记“抬腿”,抬腿后持续记录 2~3 min;其间观察患者症状,如患者出现表情痛苦、呼吸急促等症状或其他不适主诉,或血流动力学监测见 SV 显著降低,应立即放平床尾并抬高床头,并给予及时对症处理;如患者无明显不适,且血流动力学监测未见显著异常,则可在观察至多 3 min 后放平床尾,立即标记“结束”,继续观察 2~3 min 后结束记录,并使患者恢复舒适体位。被动抬高患者下肢也可由助手实施,整个过程不可使受试者用力以免影响结果(图 2)。检查期间不调整镇静药物、血管活性药物、正性肌力药物的剂量,不调整呼吸机参数,保持其他治疗液体输注速度。

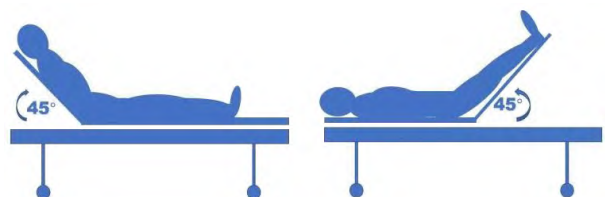


图 2 患者体位示意图

**7.3** 去除患者体表电极,送回病房或继续其他诊疗。

**7.4** 解读血流动力学参数,出具 PLR 报告。

## 8 基于无创心输出量测量系统的 PLR 的结果判定与指标解读

**8.1 基于无创心输出量测量系统 PLR 的指标** 主要指标是 SV 在抬腿负荷试验的 3 分钟内变化趋势(下文简称  $\Delta$ SV),如受试者不能耐受则可以提前结

束,需选取抬腿3分钟内的SV最大值与基线SV比较,故延长时间不会干扰PLR结果。

次要指标包括HR、EDFR及O波振幅。这些指标在SV可以被准确测量的情况下不影响“阳性”或“阴性”结果的判定,但对于综合分析患者的血流动力学现状可以提供额外的信息。

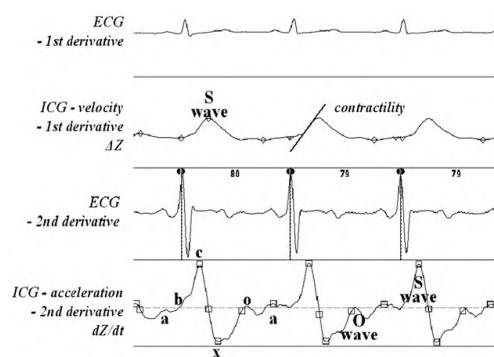
**8.2 阳性标准及临床意义** 阳性标准: $\Delta SV \geq 10\%$ , 计算公式: $\Delta SV = [(SV \text{ 最大值} - \text{静息 SV 平均值}) / \text{静息 SV 平均值}] \times 100\%$ 。静息SV平均值使用平均值及斜率工具,选取静息SV记录期间1 min的间期,由系统自动计算获得;SV最大值由人工选取在抬腿后3 min内测得的最大值。

阳性临床意义:提示心脏储备功能能够耐受补液治疗,心脏康复I期标准流程可安全实施;在心排量监测下保证心率增加20~30次/min,心排量随负荷量上升。

**8.3 阴性标准及临床意义** 阴性标准: $\Delta SV$ 较静息增量 $< 10\%$ 。

阴性临床意义:提示心脏储备功能差,心脏不能承受液体负荷量的增加,需进行积极内科治疗,进一步稳定病情。建议避免做平卧位屈膝屈髋的动作,可取坐位或半卧位;被动运动可做肢体不抬离床面的水平运动;主动运动训练建议结合无创心输出量如SV、CO等指标动态监测情况进行;观察心排量监护下心率增加20~30次/min,SV随负荷量上升,若出现下降,提示运动量偏大,心功能不耐受;建议做肺康复训练,如腹式呼吸、缩唇呼吸、咳嗽训练、主动呼吸循环技术等。

**8.4 PLR检查时O波和舒张早期充盈率(early diastolic filling ratio, EDFR)的意义** a点与心电图上的P波重合,标志着舒张末期充盈的开始,A波为心电图P波后出现的负向波,与心房收缩有关,其峰值对应于多普勒超声心动图的A波。微分波中振幅最大的波称为S波,为高大的正向波,S波在心电图Q波起点后约100 ms出现。S波初始部分的斜率与心脏收缩力相关,S波的高度和宽度与每搏量相关。S波的起点为接近主动脉瓣开口b点标记。c点标志着血液从两个心室流出的最大加速度。从b点上升到c点的斜率与收缩力有关,斜率越陡,心脏收缩力越大。到达c点后,快速减速至x点,即低于基线阻抗的最低点,这时胸腔内液体倒流,大致对应于主动脉瓣关闭。S波增高表示心输出量高,而低振幅S波表示心输出量低。在x点的最低点之后,波形返回到基线,并开始形成与二尖



注:图中显示了ECG和ICG的一阶和二阶导数<sup>[14]</sup>

图3 心阻抗图(ICG)

瓣开放相关的舒张早期波形,称为O波。二尖瓣口最大开放程度可由O波峰值(即o点),该峰值对于多普勒检测中e波峰值。O波与基线的两个交点的距离为O波的时间间隔,表示房室瓣开放,心室充盈开始,可反映舒张早期心室容积变化。一般O波振幅应小于S波振幅的1/3,当其超过S波振幅的1/3时,提示O波增高,高O波代表液体负荷超载,见于收缩性心衰、前负荷增高、主动脉瓣狭窄、二尖瓣关闭不全等。在心力衰竭患者中,静脉回流增加可能超过心脏的收缩储备,在阻抗图上表现为舒张期出现一个大的病理性O波。在处于代偿性心力衰竭的患者中,只有当患者的腿抬高到头部以上时,才可能观察到这种情况,并且当腿放低或患者站起来时,这种情况就会消失。

舒张早期充盈率(early diastolic filling ratio, EDFR)是心室舒张期血流振幅与收缩期血流振幅的比率,反应舒张期液体量与收缩期排血力度的相对关系,间接反映心室充盈压及前负荷。高于正常范围,提示前负荷偏高;低于正常范围,提示液体容量不足。一般处于动态平衡的正常范围33.5~67.0,变化趋势平稳,与肺小动脉楔压意义相一致。

在无创动态心排指导下进行PLR时,可先获得静息的血流动力学指标,校准后即可初步评估,此时可获得并记录阻抗图,阻抗图的O波可以帮助评价前负荷,同时获得的基线EDFR也是前负荷相关指标,当开始动态监测时,可通过实时阻抗图观察O波的变化,实时的EDFR也可以动态观察,但结束记录后因报告篇幅所限,实时的O波变化不会记入报告中。

**8.4.1 PLR阳性时EDFR和O波的意义(表1)** 静息EDFR $> 67$ 且O波增高,提示前负荷增高,心脏储备功能正常;静息EDFR $> 67$ 但O波正常,提示前负荷正常,心脏储备功能正常,心肌收缩力相对下降;

静息 EDFR<67 且 O 波增高,提示前负荷增高,心脏储备功能正常,心肌收缩力正常或增强,可能和强心治疗相关;静息 EDFR<67、O 波正常,提示前负荷正常,心脏储备功能正常。

**8.4.2 PLR 阴性时 EDFR 和 O 波的意义** 一般心肌收缩能力会下降,对应参数 CTI。静息 EDFR>67 且 O 波增高,一般抬腿后 EDFR 和 O 波会继续增加,提示前负荷高,心脏储备功能差;静息 EDFR>67 但 O 波正常,抬腿后 EDFR 和 O 波会继续增加,提示前负荷正常,心脏储备功能差,心肌收缩力减低;静息 EDFR<67 且 O 波增高,抬腿后 O 波会继续增加,EDFR 会增加>67,提示前负荷增高,心脏储备功能差;静息 EDFR<67、O 波正常,提示前负荷正常,心脏储备功能差。

表 1 PLR 检查时 O 波和 EDFR 的意义

		PLR 指标判断		
		O 波	EDFR	意义
阳性 标准	ΔSV≥ 10%	静息增高	静息>67	前负荷增高,心脏储备功能正常
		静息正常	静息>67	前负荷正常,心脏储备功能正常,心肌收缩力相对下降
		静息增高	静息<67	前负荷增高,心脏储备功能正常,心肌收缩力正常或增强
		静息正常	静息<67	前负荷正常,心脏储备功能正常
阴性 标准	ΔSV< 10%	静息增高,抬腿后继续增加	静息>67,抬腿后继续增加	前负荷高,心脏储备功能差
		静息正常,抬腿后继续增加	静息>67,抬腿后继续增加	前负荷正常,心脏储备功能差,心肌收缩力减低
		静息增高,抬腿后继续增加	静息<67,抬腿后继续增加且>67	前负荷增高,心脏储备功能差
		静息正常	静息<67	前负荷正常,心脏储备功能差

**8.5 PLR 实施时心率的变化** PLR 判断结果阳性时,①患者静息心率偏快时,抬腿后心率下降幅度≥10%,提示患者存在血容量不足,心脏储备功能可,应给予充分补液,心脏康复 I 期可实施;②患者静息心率偏快时,试验过程中心率未见明显变化,则提示患者心率偏快可能不是容量不足所致,应积极寻找其他原因;③若患者心率增加≥10 次/min,则说

明患者可能存在心功能不良或容量相对过多,应立即给予抬高床头,置于半坐卧位,并采取其他相应处置。

**8.6 PLR 的报告书写** PLR 的报告可采用书面描述形式或表格式书写。因同时具有无创动态心排的报告,书面报告可以简洁准确地给出结论。书面描述报告应包括:

**8.6.1 定性分析:**给予阳性或阴性的判定。

**8.6.2 SV 变化幅度的计算:**给出静息时平均的 SV、抬腿后最大 SV 的数值,并计算出 ΔSV。

**8.6.3 心率变化的描述:**静息时平均心率,抬腿后心率是否降低/增加,降低/增加幅度。

**8.6.4 描述包括 EDFR、O 波等参数的变化。**

表格式报告可依据上述要求设计并包括以上内容。

PLR 增加前负荷的效应短暂,主要发生在抬腿后 1 min,对观察指标的灵敏度要求高(如 SV 和心输出量),血压、心率等传统指标作为 PLR 过程中判断容量反应性指标的准确性非常有限。无创动态心排可以实时地获得 SV 参数,同时可以综合利用包括外周阻力、左心室前负荷指数等实时参数,同步记录整个 PLR 过程中的血流动力学参数变化,便于在确保安全的情况下准确记录评估 PLR 提供的容量反应性变化,为重症心血管患者开始 I 期主动康复治疗提供有效依据。

**发起专家:**张海涛(中国医学科学院阜外医院)、黄慧玲(中山大学附属第一医院)、张静(华中阜外医院&河南省人民医院)

**主要执笔人:**李虎(中国人民解放军南部战区海军第一医院)、曹娅麟(贵州省人民医院)、黄慧玲(中山大学附属第一医院)

**核心专家:**(按姓氏拼音排序)

程康(西安市人民医院)、洪梅(南京医科大学第二附属医院)、惠海鹏(中国人民解放军总医院第二医学中心)、李真(大连医科大学附属第一医院)、李虔楨(福建医科大学附属协和医院)、刘金印(深圳市美林医疗器械科技有限公司)、孟海燕(山东省立第三医院)、钱钧(安徽省马鞍山市中心医院)、孙艳玲(河南省洛阳市中医院)、徐勇(中国人民解放军总医院)、赵威(北京大学第三医院)

**专家组成员:**(按姓氏拼音排序)

陈亚丽(河北医科大学第二医院)、崔爱东(山东省招远市人民医院)、杨芳(山东省烟台山医院)、李海霞(中国中医科学院广安门医院)、吕林华(中山大学附属第一医院)、刘伟静(上海市第十人民医院)、刘启明(中南大学湘雅二医院)、蒋

峻(浙江大学医学院附属第二医院)、马梅(天津市胸科医院)、彭军(西安交通大学附属儿童医院)、童瑶(深圳市美林医疗器械科技有限公司)、王红宇(山西医科大学第二医院)、王树玲(山东省济南市中心医院)、谢志红(江西省赣州市人民医院)、徐名伟(广东省揭阳市人民医院)、杨秀玲(山东大学齐鲁医院)、张云梅(云南省第一人民医院)、赵明明(广西壮族自治区人民医院)、张金霞(中国人民解放军南部战区总医院)

## 9 参考文献

- [1] Wong DH, Tremper KK, Zaccari J, et al. Acute cardiovascular response to passive leg raising[J]. *Crit Care Med*, 1988, 16(2):123-125. DOI: 10.1097/00003246-198802000-00005
- [2] Cecconi M, Hofer C, Teboul JL, et al. Fluid challenges in intensive care: the FENICE study: A global inception cohort study[J]. *Intensive Care Med*, 2015, 41(9): 1529-1537. DOI: 10.1007/s00134-015-3850-x
- [3] Monnet X, Marik P, Teboul JL. Passive leg raising for predicting fluid responsiveness: a systematic review and meta-analysis[J]. *Intensive Care Med*, 2016, 42(12): 1935-1947. DOI: 10.1007/s00134-015-4134-1
- [4] Cherpanath TG, Hirsch A, Geerts BF, et al. Predicting fluid responsiveness by passive leg raising: A systematic review and meta-analysis of 23 clinical trials[J]. *Crit Care Med*, 2016, 44(5):981-991. DOI: 10.1097/CCM.0000000000001556
- [5] Monnet X, Teboul JL. Passive leg raising: five rules, not a drop of fluid! [J] *Crit Care*, 2015, 19(1): 18. DOI: 10.1186/s13054-014-0708-5
- [6] Aneman A, Sondergaard S. Understanding the passive leg raising test[J]. *Intensive Care Med*, 2016, 42(9):1493-5. DOI: 10.1007/s00134-016-4228-4
- [7] Ram E, Dourov D, Berkenstadt H, et al. Passive leg raising after left ventricular assist device implantation[J]. *ASAIO J*, 2019, 65(7):656-660. DOI: 10.1097/MAT.0000000000000870
- [8] Giroto V, Teboul JL, Beurton A, et al. Carotid and femoral Doppler do not allow the assessment of passive leg raising effects[J]. *Ann Intensive Care*, 2018, 8(1): 67. DOI: 10.1186/s13613-018-0413-7
- [9] Beurton A, Teboul JL, Gavelli F, et al. The effects of passive leg raising may be detected by the plethysmographic oxygen saturation signal in critically ill patients[J]. *Crit Care*, 2019, 23(1):19. DOI: 10.1186/s13054-019-2306-z
- [10] Galarza L, Mercado P, Teboul JL, et al. Estimating the rapid haemodynamic effects of passive leg raising in critically ill patients using bioreactance[J]. *Br J Anaesth*, 2018, 121(3):567-573. DOI: 10.1016/j.bja.2018.03.013
- [11] Gregory TS, Oshinski J, Schmidt EJ, et al. Continuous rapid quantification of stroke volume using magnetohydrodynamic voltages in 3T magnetic resonance imaging[J]. *Circ Cardiovasc Imaging*, 2015, 8(12): 10.1161 / CIRCIMAGING. 115.003282 e003282. DOI: 10.1161/CIRCIMAGING.115.003282
- [12] Gama de Abreu M, Winkler T, Pahlitzsch T, et al. Performance of the partial CO<sub>2</sub> rebreathing technique under different hemodynamic and ventilation/perfusion matching conditions[J]. *Crit Care Med*, 2003, 31(2): 543-551. DOI: 10.1097/01.CCM.0000048624.17994.AB.
- [13] Cottis R, Magee N, Higgins DJ. Haemodynamic monitoring with pulse-induced contour cardiac output (PiCCO) in critical care [J]. *Intens Crit Care Nur*, 2003, 19(5): 301-307. DOI: 10.1016/s0964-3397(03)00063-6.
- [14] Bour J, Kellett J. Impedance cardiography: a rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease[J]. *Eur J Intern Med*, 2008, 19(6):399-405. DOI: 10.1016/j.ejim.2007.07.007
- [15] Charloux A, Lonsdorfer-Wolf E, Richard R, et al. A new impedance cardiograph device for the non-invasive evaluation of cardiac output at rest and during exercise: comparison with the "direct" fick method[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2000, 82(4):313-320. DOI: 10.1007/s004210000226.
- [16] 曹娅麟, 黄慧玲, 李虎, 等. 无创心输出量测量系统指导下6 min步行试验操作规范及临床应用专家建议[J]. *中国心血管病研究*, 2020, 18(10): 869-875.
- [17] 黄慧玲, 惠海鹏, 曹娅麟, 等. 无创血流动力学实践手册 [M]. 北京市:清华大学出版社, 2022.
- [18] Van de Water JM, Miller TW, Vogel RL, et al. Impedance cardiography: the next vital sign technology? [J]. *Chest*, 2003, 123:2028-2033. DOI: 10.1378/chest.123.6.2028.
- [19] Nyboer J, Bagno S, Barnett A, et al. Radiocardiograms: electrical impedance changes in the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds[J]. *J Clin Invest*, 1940, 19: 963.
- [20] Kubicek WG, Kamegis JN, Paterson RP, et al. Development and evaluation of an impedance cardiac output system[J]. *Aero Med*, 1966, 37(12): 8-12.

(收稿日期:2022-10-14)