DOI:10.16016/j.2097-0927.202312101

基于电阻抗成像技术的 HP 动作肺通气实时评估研究

高志君,王 航,王春晨,秦义隆,曹新生,杨 琳 710032 西安,空军军医大学航空航天医学系航空航天人机工效学教研室

[摘要] **目的** 探索电阻抗断层成像技术(electrical impedance tomography,EIT)用于实时精准监测 HP 动作中呼吸环节的可行性以及肺通气整体及局部关键参数。**方法** 2023 年 9 月纳入 12 名空军军医大学健康男性大学生受试者,于抗荷生理训练仪中进行 HP 动作 30 s 各 3 次,期间进行 EIT 及眼水平动脉压测量,用于分析肺通气整体及局部参数[吸气量(inspiratory volume,IV)、呼气均匀性(expiratory uniform,EU)、呼气流速(expiratory speed,ES)、通气中心(center of ventilation,COV)、左右肺通气比(right-to-left lung ventilation ratio,RtoL)等]与抗荷动作(anti-G straining maneuver,AGSM)抗荷能力之间的关系。**结果** HP 动作期间眼水平收缩压为(148.82±22.75)mmHg,明显高于平静呼吸(PJ)期间眼水平收缩压[(95.17±8.51)mmHg,$P<0.001$]。从整体肺通气来看,与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间 IV 明显增大($P<0.001$)。按照 d 值(即眼水平收缩压均值升高值 = $SBP_{HP}-SBP_{PJ}$)>60、30~60、<30 mmHg 将受试者分为 3 组,吸气量比值(IV_{HP}/IV_{PJ})在 d>60 mmHg 组最大,而在 d<30 mmHg 组最小,差异有统计学意义($P<0.01$);受试者 HP 动作期间 EU 明显减小,呼气更均匀,差异有统计学意义($P<0.05$),呼气均匀性比值(EU_{HP}/EU_{PJ})在各组无统计学差异;HP 动作期间 ES 明显更快,差异有统计学意义($P<0.001$),呼气流速比值(ES_{HP}/ES_{PJ})在各组无统计学差异;HP 动作期间吸气时间[(0.77±0.32)s]、呼气时间[(1.59±0.21)s]均明显缩短,差异均有统计学意义($P<0.001$,$P<0.01$)。从局部肺通气来看,与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间 COV 明显更小,通气中心偏向腹侧,差异有统计学意义($P<0.001$);RtoL 减小,通气分布偏向左肺,差异有统计学意义($P<0.05$)。**结论** EIT 可对 HP 动作期间肺整体及局部通气进行实时成像,在 AGSM 训练及监测中具有很大的应用前景。

[关键词] 电阻抗断层成像技术;HP 动作;肺通气;通气中心;吸气量

[中图法分类号] R332.3;R445.9;R852.21 [文献标志码] A

Real-time evaluation of pulmonary ventilation of HP movements based on electrical impedance tomography: an observational study

GAO Zhijun, WANG Hang, WANG Chunchen, QIN Yilong, CAO Xinsheng, YANG Lin Department of Aerospace Ergonomics, Faculty of Aerospace Medicine, Air Force Medical University, Xi'an, Shaanxi Province, 710032, China

[**Abstract**] **Objective** To explore the feasibility of electrical impedance tomography (EIT) for real-time and accurate monitoring of respiration during HP anti-G movements and the key parameters of pulmonary ventilation. **Methods** Twelve healthy male students in our university were enrolled in September 2023 and subjected in this study. HP anti-G movements were performed 3 times each for 30 s in the anti-G physiological training apparatus, during which EIT and ophthalmic horizontal arterial pressure were measured to analyze the relationship of the global and local parameters of pulmonary ventilation, including inspiratory volume (IV),

[基金项目] 陕西省重点研发计划项目(2023-YBSF-130)

[通信作者] 曹新生,E-mail:caoxinsh@fmmu.edu.cn

2097-0927/Copyright © 2024, 陆军军医大学(第三军医大学)。这篇开放获取文章遵循 CC BY 许可协议(https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

expiratory uniform (EU), expiratory speed (ES), center of ventilation (COV) and right-to-left lung ventilation ratio (RtoL) with anti-G ability of anti-G straining maneuver (AGSM). **Results** The average eye horizontal systolic blood pressure (SBP) at the eye level was 148.82±22.75 mmHg during HP anti-G movements, which was significantly higher than that during quiet breathing (PJ) (95.17±8.51 mmHg, $P<0.001$). From the global pulmonary ventilation, the participants had significantly increased IV during HP anti-G movements ($P<0.001$). According the d value (mean increase of eye horizontal $SBP=SBP_{HP}-SBP_{PJ}$), the subjects were divided into 3 groups, with the d value of >60, 30~60 and <30 mmHg, respectively. The inspiratory volume ratio (IV_{HP}/IV_{PJ}) was the highest in the >60 mmHg group and the smallest in the <30 mmHg group ($P<0.01$). The subjects had significantly decreased EU and more evenly expiration ($P<0.05$), but no change was seen in the expiratory uniformity ratio (EU_{HP}/EU_{PJ}) among the 3 groups. ES was obviously faster during HP anti-G movements ($P<0.001$), and the expiratory speed ratio (ES_{HP}/ES_{PJ}) had no significant difference among the 3 groups. The inspiratory time and expiratory time were 0.77±0.32 and 1.59±0.21 s, respectively, and both of them were notably shorter during HP anti-G movements ($P<0.001$, $P<0.01$). From the local pulmonary ventilation, COV during HP anti-G movements was significantly smaller than that during PJ ($P<0.001$), and the ventilation center deviated to the ventral side, and RtoL was decreased and the ventilation distribution deviated to the left lung ($P<0.05$). **Conclusion** EIT can perform real-time imaging of pulmonary global and local ventilation during HP anti-G movements, and it has a great application prospect in AGSM training and monitoring.

[**Key words**] electrical impedance tomography; HP anti-G movements; pulmonary ventilation; center of ventilation; inspiratory volume

Supported by the Project of Key R&D Plan of Shaanxi Province (2023-YBSF-130). Corresponding author: CAO Xinsheng, E-mail: caoxinsh@fmmu.edu.cn

随着航空航天技术的快速发展,战斗机飞行性能的日益提升,以及在自由空战及体系对抗等新型训练模式下,飞行员常处于高加速度、高加速度增长率环境中[1],使得由+Gz 引起的意识丧失(G-induced loss of consciousness,G-LOC)发生率显著增加,对飞行安全构成严重威胁[2-4]。

目前提高飞行员+Gz 耐力,对抗 G-LOC 发生,保障飞行安全主要从装备以及飞行员自身两方面入手。抗荷动作(anti-G straining maneuver,AGSM)由飞行员自主调动,有利于心血管系统的快速代偿,且响应快,在加速度作用前期即可起到防护作用[1,5],对于防护 G-LOC 发生十分必要。其要点是全身肌肉紧缩用力(尤其是下肢及腹部肌肉)并配合正确而有效的呼吸动作。

现阶段 AGSM 呼吸动作主要通过监测飞行员面罩呼吸压力所计算的呼吸曲线来进行评估[6-8],但是面罩呼吸压力测量系统仅能间接反映飞行员的肺通气及胸内压,无法直观监测飞行员在做 AGSM 时的肺功能(肺通气量、呼吸流率、呼吸肌用力程度等),而这些肺功能信息能够直接反映飞行员呼吸深度是否达到规范要求(即是否建立足够高的胸膜腔内压)。因此,在 AGSM 训练中迫切需要一种能够实时监测与评估飞行员 AGSM 呼吸动作的新技术。

鉴于空气(非良导体)与人体组织(良导体)具有明显的生物电阻抗特性差异,所以利用这种差异可实现人体肺通气及功能的评价。生物电阻抗成像技术(electrical impedance tomography, EIT)正是根据不同组织具有不同电阻抗特性的原理,通过体表电极向人体施加安全电流并检测体表电压信号,重构出人体内部电阻抗分布图像,实现肺通气量的实时动态成像[9],且 EIT 具有设备便携、无创无辐射和成像速度快等优势[10]。因此,有望用来实时精准评估飞行员 AGSM 的呼吸动作。

HP 动作是我军最常用的抗荷动作,经研究,其与外军最常用的 L1 动作具有相同的抗荷效果,且飞行员主诉更加易学,不易疲劳[11-12]。本研究的目的是探索 EIT 监测评估 HP 动作的可行性,并建立适当算法来筛选关键指标,从而表征 HP 动作期间的呼吸动作。

1 资料与方法

1.1 研究对象

本试验于 2023 年 9 月进行,选择空军军医大学

12 名健康大学生为研究对象,之前未接触过抗荷动作训练,为初学者。均为男性,年龄(20.83±1.62)岁,身高(178.92±5.63)cm,体质量(70.50±7.58)kg。纳入标准:无吸烟史,无任何呼吸系统疾病,且最近一次体检报告肺功能及胸部影像学检查均正常。所有受试者在研究前被告知研究方案并签署书面知情同意书。本研究由空军军医大学第一附属医院医学伦理委员会批准(KY20232381-F-1)。

1.2 方法

在正式试验开始前由 1 名航空航天医学系专业教员(熟练掌握 AGSM)指导所有受试者(即初学者)学会 HP 动作,其动作要领参考文献[10]:吸气时,口张开至最大程度的 2/3 左右,发出汉语拼音“H”(喝)进行中等量的快速吸气,在 0.5 s 内完成,随后双唇微张至较小缝隙形成呼气节门,立即以口发出汉语拼音“P”(泼)而用力呼气,持续 2.0 s,然后接着进行下一个呼吸周期,并要求全身肌肉持续用力收缩(特别是腹部及下肢肌肉)。随后,受试者反复练习 AGSM,直至完全学会,并通过专业教员的检验。

根据受试者胸围尺寸选择长短相一致的 EIT 电极带(分布有 16 个等距橡胶电极),使用酒精棉片对 EIT 电极带及体表进行消毒后,于电极带涂抹生理盐水,然后将 EIT 电极带水平放置在受试者第 4、5 肋间,并将采集盒与电极带连接,使用肺部 EIT 成像仪[VenTOM-100,点奇生物医疗科技(苏州)有限公司,中国]进行肺通气实时成像。肺部 EIT 成像仪采用蓝牙方式传输数据,采集设备体积为 12 cm×8 cm×3 cm,电极数为 16,采集帧率为 20 Hz,激励电流为 700 μA,成像速度为 20 帧/s。连接连续血压测量仪(FMS-8,德力凯)硬件设备(袖带、指套、高度校准器),进行生理校正及反流校正,得出每名受试者确切的心水平血压,随后将圆柱形器件(心水平高度)置于眼水平位置,依据校准器流体静力学换算得出的血压即为眼水平连续血压,硬件连接如图 1 所示。

受试者坐于抗荷生理训练仪(GD-KHXLY-1.1 型)中,嘱其平静呼吸,采集 2 min 基线数据,取眼水平收缩压较为平稳 20 s 进行分析;随后进行 HP 动作 30 s 各 3 次,期间进行 EIT 测量,间隔至少 5 min,保证其恢复静息,取 5~25 s 眼水平收缩压均值变化最大的一次进行分析。

AGSM 抗荷能力由眼水平收缩压升高值(d)来反映,其计算方式为:HP 动作期间 5~25 s 眼水平收缩压均值(SBP_{HP})减去平静呼吸(PJ)20 s 眼水平收缩压均值(SBP_{PJ}),即 $d= SBP_{HP}-SBP_{PJ}$,单位为 mmHg。

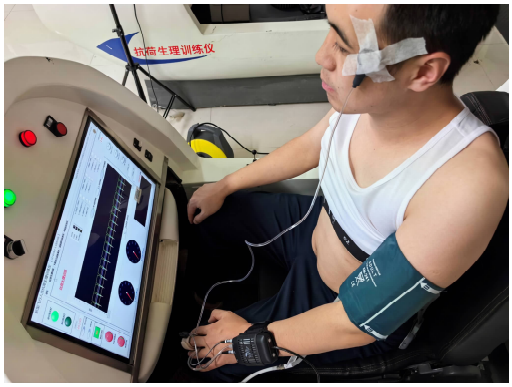


图 1 连续血压测量仪连接方法

1.3 EIT 数据处理

基于 Matlab R2022a(the MathWorks Inc,Natick,MA,USA)开展 EIT 数据分析,采用 EIDORS 2.8 平台完成肺部 EIT 图像重构,重构方法采用 GREIT(the Graz consensus reconstruction algorithm for EIT,GREIT)算法[13]。基于真实成年男性 CT 图像构建有限元模型,然后计算重构矩阵。重构的 EIT 图像由 32×32 像素组成。选择平静呼吸状态下的呼气末时刻作为参考帧,重构整个实验期间的肺部 EIT 图像。本研究所采用的 EIT 关键参数如下所述。

1.3.1 吸气量(inspiratory volume,IV) 呼气始 EIT 图像减去吸气始 EIT 图像,反映了吸气量的变化。采用 5 次以上呼吸周期吸气量的均值作为最终值,计算公式如下。

$$IV_i=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(\Delta Z_{i,Exp,n}-\Delta Z_{i,Ins,n})$$

其中,IV_i 是 EIT 图像中的像素 i,反映吸气量的变化;N 为纳入分析的呼吸次数,在本研究中为 ≥5;$\Delta Z_{i,Ins,n}$ 和 $\Delta Z_{i,Exp,n}$ 分别是吸气始和呼气始原始 EIT 图像的像素值。如果 $IV_i<0$,则将 0 赋值于 IV_i。

1.3.2 呼气均匀性(expiratory uniform,EU) 通过计算每个呼气期间单位时间内呼气量的变化得出,反映了平静呼吸及抗荷动作期间呼气的均匀性。采用 5 次以上呼吸周期呼气均匀性的均值作为最终值,单位时间定义为 200 ms,计算公式如下。

$$EU=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\left(\cdots,\frac{std(\cdots,\rho^{n}_{\Delta t,m},\cdots)}{mean(\cdots,\rho^{n}_{\Delta t,m},\cdots)},\cdots\right)$$

其中,$\rho^{n}_{\Delta t,m}$ 为第 n 个呼吸周期内第 m 个单位时间内的全局阻抗变化;N 为纳入分析的呼吸次数,在本研究中为≥5。

1.3.3 呼气流速(expiratory speed,ES) 通过计算每个呼气期间呼气量与呼气时间的比值得出,反映平静呼吸及抗荷动作期间呼气的流速。采用 5 次以上呼

吸周期呼气均匀性的均值作为最终值。

$$ES=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\left(\frac{\rho^{n}VT}{t_{exp}^{n}}\right)$$

其中,$\rho^{n}VT$ 为第 n 个呼吸周期内的潮汐阻抗变化;N 为纳入分析的呼吸次数,在本研究中为≥5。

1.3.4 通气中心(center of ventilation,COV) COV 的变化反映 AGSM 所引起的腹背侧垂直方向上的区域性通气分布变化(相对阻抗值在前后坐标中的加权位置)[14],计算公式如下。

$$COV=\sum(y_i\times TV_i)/\sum TV_i\times 100\%$$

其中,TV_i 是 fEIT 图像中像素 i 的阻抗变化,y_i 是像素高度和像素 i 缩放,因此图像底部(背侧)为 100%,顶部(腹侧)为 0%。计算 AGSM 呼吸动作≥5 次呼吸的平均值作为最终值。

1.3.5 左右肺通气比(right-to-left lung ventilation ratio,RtoL) RtoL 的变化反映了 AGSM 所引起的左右肺的区域性通气分布变化,计算公式如下。

$$RtoL=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\left(\frac{ROI1+ROI3}{ROI2+ROI4}\times 100\%\right)$$

其中,ROI 1~4 是特定定制感兴趣区(region of interest,ROI)的区域阻抗变化,$ROI1$、$ROI3$ 为右上区和右下区的区域阻抗变化、$ROI2$、$ROI4$ 为左上区和左下区的区域阻抗变化;N 为纳入分析的呼吸次数,在本研究中为≥5。

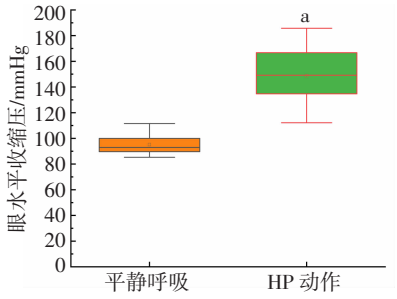
1.4 统计学分析

使用 SPSS 25.0 完成统计分析。正态性分析采用 Shapro-Wilk 检验,符合正态分布的计量资料以 $\bar{x}\pm s$ 表示,采用配对样本 t 检验比较平静呼吸和 HP 呼吸动作的肺通气参数,采用单因素 ANOVA 检验比较 3 个分组的肺通气参数,$P<0.05$ 被认为差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 平静呼吸及 HP 动作期间的眼水平收缩压比较

受试者平静呼吸期间眼水平收缩压为(95.17±8.51)mmHg,HP 动作期间眼水平收缩压为(148.82±22.75)mmHg,HP 动作期间眼水平收缩压明显升高,差异有统计学意义($P<0.001$,图 2)。

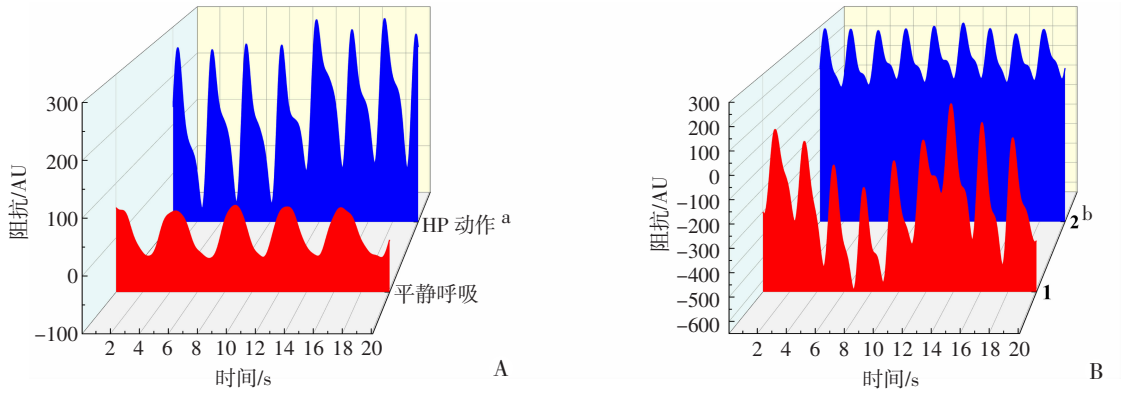


a:$P<0.001$,与平静呼吸比较

图 2 受试者平静呼吸、HP 动作期间眼水平收缩压比较
($n=12$,$\bar{x}\pm s$)

2.2 EIT 阻抗-时间曲线比较

受试者在进行 HP 动作时阻抗-时间曲线与平静呼吸相比具有明显差异($P<0.001$,图 3A),不同被试在进行 HP 动作时阻抗-时间曲线具有明显差异($P<0.001$,图 3B),EIT 可反映出肺通气量的变化,实现实时肺通气影像的监测。



a:$P<0.001$,与平静呼吸期间阻抗值比较;b:$P<0.001$,与 1 号受试者阻抗值比较;AU:任意单位

A:1 名受试者平静呼吸、HP 动作期间阻抗-时间曲线;B:2 名受试者 HP 动作期间阻抗-时间曲线

图 3 受试者 EIT 阻抗-时间曲线

2.3　平静呼吸及 HP 动作期间的 IV 比较

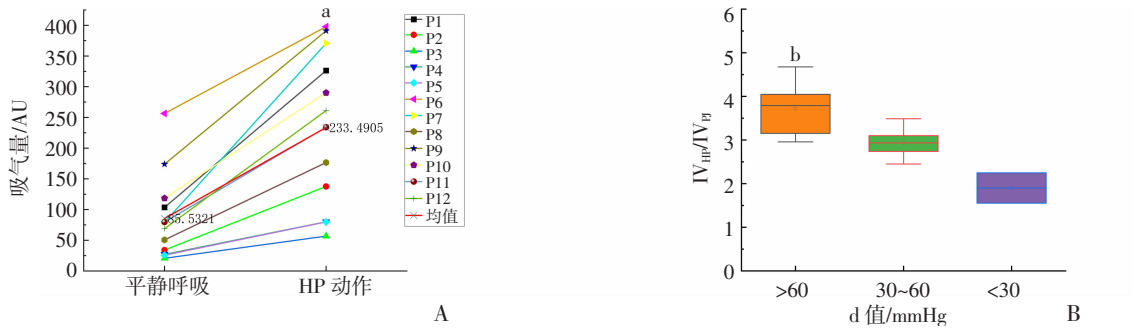
与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间吸气量(IV)均明显增大,差异有统计学意义(P<0.001,图 4A)。按照 d>60、30~60、<30 mmHg 将受试者分为 3 组,吸气量比值(IV_{HP}/IV_{PJ})在 d>60 mmHg 组最大,在 d<30 mmHg 组最小,差异有统计学意义(P<0.01,图 4B)。

2.4　平静呼吸及 HP 动作期间的 EU 比较

与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间呼气均匀性值(EU)明显减小,呼气更均匀,差异有统计学意义(P<0.05,图 5A)。呼气均匀性比值(EU_{HP}/EU_{PJ})在各组差异无统计学意义(图 5B)。

2.5　平静呼吸及 HP 动作期间的 ES 比较

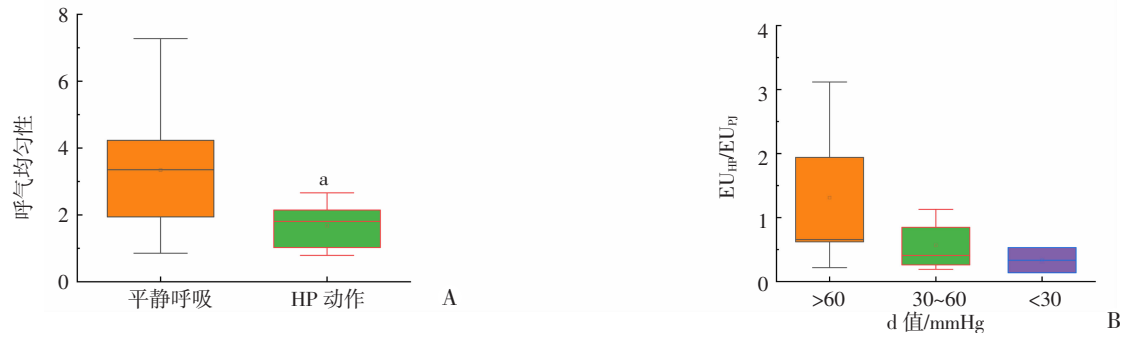
与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间呼气流速(ES)明显快,差异有统计学意义(P<0.001,图 6A)。呼气流速比值(ES_{HP}/ES_{PJ})在各组差异无统计学意义(图 6B)。



a:P<0.001,与平静呼吸期间吸气量均值比较;b:P<0.01,与 d<30 mmHg 组比较;AU:任意单位

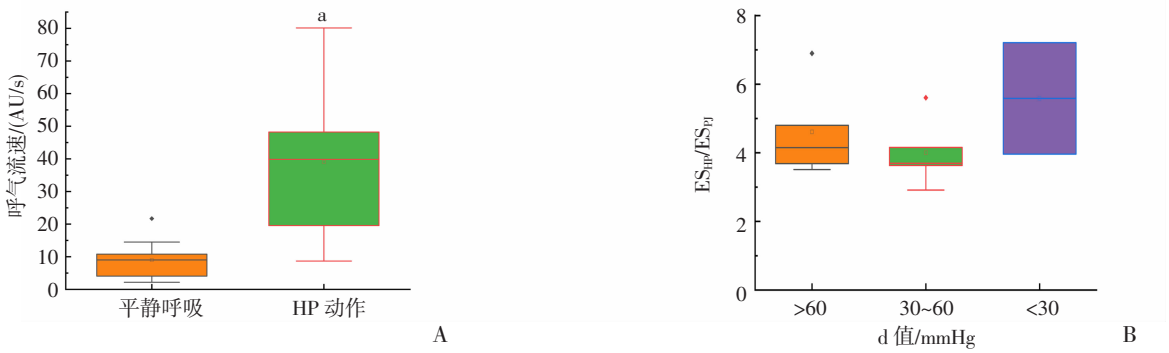
A:平静呼吸及 HP 动作期间的 IV 点线图　P1~P12 分别代表 12 名受试者,85.532 1、233.490 5 分别代表 12 名受试者在平静呼吸及 HP 动作期间的 IV 均值;B:不同分组之间 IV_{HP}/IV_{PJ} 箱线图

图 4　受试者平静呼吸、HP 动作期间吸气量及不同分组吸气量比值　(n=12,$\bar{x}\pm s$)



a:P<0.05,与平静呼吸比较

图 5　受试者平静呼吸、HP 动作期间呼气均匀性(A)及不同分组均匀性比值(B)　(n=12,$\bar{x}\pm s$)



a:P<0.001,与平静呼吸比较

图 6　受试者平静呼吸、HP 动作期间呼气流速(A)及不同分组呼气流速比值(B)　(n=12,$\bar{x}\pm s$)

2.6 平静呼吸及 HP 动作期间的呼吸时间比较

与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间吸气和呼气时间均明显缩短,差异均有统计学意义($P<0.001$、$P<0.01$,表 1);HP 动作要求的呼气时间为 2.00 s,但初学者呼气时间均较短,差异有统计学意义($P<0.001$,表 1)。

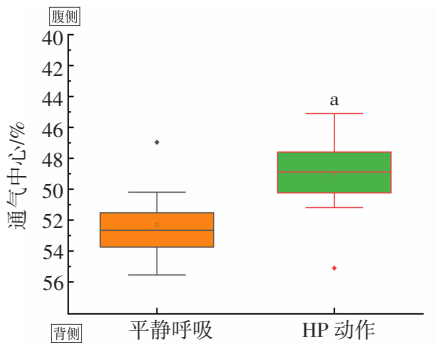
表 1 受试者平静呼吸及 HP 动作期间呼吸时间(s,$\bar{x}\pm s$)

呼吸状态	吸气时间	呼气时间
平静呼吸	1.50±0.36	2.40±0.76
HP 动作	0.77±0.32	1.59±0.21[a]
t	6.985	3.542
P	<0.001	<0.01

a:$P<0.001$,与标准时间 2.0 s 比较

2.7 平静呼吸及 HP 动作期间的 COV 比较

与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间通气中心(COV)明显更小,通气中心偏向腹侧,差异有统计学意义($P<0.001$,图 7)。

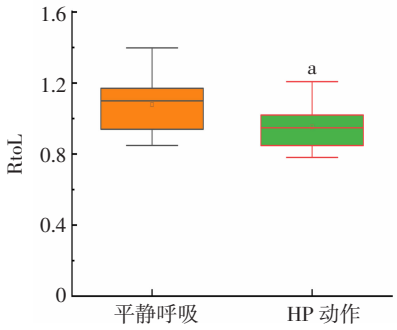


a:$P<0.001$,与平静呼吸比较

图 7 受试者平静呼吸、HP 动作期间通气中心均值($n=12$,$\bar{x}\pm s$)

2.8 平静呼吸及 HP 动作期间的 RtoL 比较

与平静呼吸相比,受试者 HP 动作期间 RtoL 减小,通气分布偏向左肺,差异有统计学意义($P<0.05$,图 8)。



a:$P<0.05$,与平静呼吸比较

图 8 受试者平静呼吸、HP 动作期间左右肺通气比均值($n=12$,$\bar{x}\pm s$)

3 讨论

3.1 抗荷动作及其现状

抗荷动作(AGSM)是当飞行活动中出现高加速度及高加速度增长率时,飞行人员采用的一种主动对抗+Gz 的方法。AGSM 的核心要点在于全身肌肉紧缩用力(尤其是下肢及腹部肌肉)并配合正确而有效的呼吸动作,其作用机理为:腹部及下肢肌肉收缩用力,可以抑制+Gz 作用时人体血液向下肢和腹腔转移,并在心脏搏出血液到头部之前使蓄积在这些部位的血液快速挤压回胸部血管,保证充足的中心循环血量;其次可以增加小动脉的紧张度,从而增加外周阻力,使血压升高,进而提高抗荷耐力[15-16];正确有效的呼吸动作可增加吸气量,提高胸内压,使动脉压升高,进而提高 G 耐力。BURNS 等[17]研究证实,做 AGSM 呼吸动作时,胸内压与眼水平动脉压呈直线相关,眼水平动脉压随胸内压的升高而升高;但在实际高机动飞行和 AGSM 训练中,由于高载荷暴露和心理紧张,飞行员呼吸极易转变为频率快、吸气量少的浅快方式[12]。此外,飞行员做 AGSM 时,如果吸气或换气时胸内压降低时间过长,或者用力呼气时胸内压升高时间过长而妨碍血液回流,均可导致动脉压降低,从而影响 AGSM 的效果[18]。因此 AGSM 具有较高的技巧性,需要飞行员进行训练,从而达到熟练掌握的程度。

目前,国内飞行员常用的抗荷动作是 HP 动作,我校特医中心在调查了 111 名飞行员抗荷生理训练情况后发现,发生过黑视、灰视的飞行员共计 73 名(76.0%),而其中有 44 名未接受过 AGSM 训练[19]。本课题组前期调查了 594 名中国空军机组人员因+Gz 暴露引发的视觉症状及 G-LOC 发生率,其中 302 名出现过+Gz 暴露相关症状,包括 110 名(18.5%)视力模糊,231 名(38.9%)出现灰视,111 名(18.7%)出现黑视,49 名(8.2%)出现过 G-LOC,在+Gz 暴露期间,78.5%的机组人员穿着了抗荷服,而只有 43.1%的机组人员进行了 HP 动作[20]。从调查结果来看,目前 HP 动作训练及实施情况不尽如人意。究其原因,一方面存在飞行员主观意愿上不重视,不想做 AGSM;另一方面则是抗荷动作训练过程中监测与评估指标较为简单,无法做到实时精准监测与评估。本研究正是从后一原因考虑,探索 EIT 肺通气实时成像技术用于实时精准监测 HP 动作中呼吸环节的可行性以及肺通气整体及局部关键参数。

3.2 EIT 用于抗荷动作呼吸环节的肺通气整体及局部参数

从 EIT 整体肺通气来看:①HP 动作期间受试者 EIT 阻抗-时间曲线与平静呼吸有很大差异,HP 动作期间阻抗值更大,反映出肺通气量更大,但是对于初学者来说,HP 动作亦存在明显差异。1 号在 HP 动作期间肺通气极不稳定,先是呼气末肺阻抗越来越小,接着升高,又再次下降,即残气量经历了下降-升高-下降的变化,且吸气末阻抗变化范围也极大,由此建立的胸内压波动幅度大;但 2 号在 HP 动作期间肺通气较稳定,吸气末及呼气末肺阻抗变化很小,由此建立的胸内压较稳定,呼吸动作较 1 号更加标准。因此,EIT 阻抗-时间曲线可作为监测、指导初学者进行正确而有效的呼吸动作的重要参考。②与平静呼吸相比,HP 动作期间受试者吸气量(IV)明显更大($P<0.001$),这与 HP 动作要求受试者进行中等量快速吸气相一致,分组结果显示吸气量比值(IV_{HP}/IV_{PJ})在 d>60 mmHg 组最大,而在 d<30 mmHg 组最小,差异有统计学意义($P<0.01$),随着眼水平收缩压差值的增大,IV_{HP}/IV_{PJ} 亦随之增大,印证了胸内压随吸气量的增加而升高,进而使眼水平动脉压升高的研究[21],同时说明对于初学者来说,快速吸气量在很大程度上影响了胸内压的建立。因此,在初学者 AGSM 训练中应着重观察其快速吸气量(IV)的大小。③与平静呼吸相比,HP 动作期间受试者呼气均匀性(EU)明显减小,呼气更均匀($P<0.05$),呼气流速(ES)明显更快,($P<0.001$)。这与 HP 动作要求受试者双唇微张形成呼气节门,发出汉语拼音"P"(泼)而用力呼气相关,双唇微张形成呼气节门,由于呼气节门大小固定,使得受试者呼气均匀性较平静呼吸更好,用力呼气导致呼气流速较平静呼吸增快。因此,呼气均匀性(EU)、呼气流速(ES)这 2 个指标可用于评价 HP 动作呼气环节。④HP 动作吸气时间为(0.77±0.32)s,略慢于标准要求的 0.5 s,呼气时间为(1.59±0.21)s,快于标准要求的 2.0 s,差异有统计学意义($P<0.001$),结合吸气量(IV)分析,对于初学者来说,呼吸浅快是 AGSM 训练中较为突出的问题。

从 EIT 局部肺通气来看:①HP 动作期间受试者通气中心(COV)较平静呼吸明显更小,通气中心更加偏向腹侧($P<0.001$);其原因可能为:HP 动作期间主要为胸式呼吸,由于用力呼吸,肋间外肌等肌肉收缩程度增大,带动胸廓充分扩张,而胸腔背部中央为脊柱,两侧被强大的竖脊肌,背阔肌、斜方肌等肌肉包裹,使其扩张程度受限,肺组织向腹侧扩张程度更大,使得反映腹背侧肺通气分布变化的指标 COV 更小,通气中心更加偏向腹侧,因此 COV 大小可作为反映肋间外肌等胸部呼吸肌用力收缩大小的一个灵敏指标。②HP 动作期间受试者 RtoL 较平静呼吸减小,通气分布由平静呼吸时偏向右肺转变为偏向左肺($P<0.05$),即平静呼吸右肺通气量略大于左肺,而 HP 动作期间左肺通气量大于右肺;其原因可能为:心脏解剖位置偏左,且正常人右肺略大于左肺,气管分出左、右主支气管,左主支气管细而长,走行较倾斜,经左肺门入左肺,右主支气管粗而短,走行较陡直,经右肺门入右肺[22],故平静呼吸时正常人右肺通气量略大于左肺,而在 HP 动作期间用力呼吸使膈肌(主要呼吸肌)上下运动增大,吸气时膈肌下降更多,心脏下移,左肺扩张幅度更大;呼气时膈肌上抬更高,心脏上移,压迫左肺,使左肺残气量较平静呼吸更少,造成 HP 动作期间左肺通气量大于右肺。因此,RtoL 大小可作为反映膈肌等呼吸肌用力收缩大小的一个灵敏指标。

目前,世界上绝大多数国家在 AGSM 训练中均使用呼吸面罩通过吸气、呼气压力来反映其呼吸动作是否标准,存在最大的问题就是无法反映肺部通气量。林榕等[12]使用呼吸功能自动分析仪检测 10 名男性健康志愿者在安静状态下及做抗荷动作时的呼吸频率、呼气量、吸气量、呼气流率峰值、吸气流率峰值和最大通气量等肺通气参数,但存在设备不便携,无法做到实时动态成像,特别是在载人离心机或实战中高载荷条件下无法判断飞行员是否发生加速度性肺不张,以及是否建立足够胸内压等情况。而本研究所采用的 EIT 技术可以实现肺部实时动态成像,现阶段已被广泛用于实时评估整体及区域性肺通气和通气受限等领域,如机械通气患者呼气末正压(positive end-expiratory pressure,PEEP)滴定、围手术期肺通气监测以及指导肺部物理治疗等[23-24]。因此,本研究使用 EIT 技术监测 HP 动作验证其在监测 HP 动作呼吸环节中的可行性,并通过建立适当算法筛选出关键指标对 HP 动作进行了探索,结果表明,EIT 技术可以达到实施精准监测 HP 动作的目的,整体通气参数可以表征 HP 动作,局部通气参数可以反映呼吸肌用力情况。

本研究存在以下几点不足:①样本量较小,影响实验的信度和效度,下一步需要进行大样本量研究以验证其有效性。②该实验为基于地面+1.0Gz 环境下进行的 HP 动作,未在载人离心机高载荷条件下进行验证,下一步需要于载人离心机中进行实验来验证 EIT 技术的可行性。③只考虑了呼吸动作对 HP 动作的影响,未将肌肉收缩指标一同纳入研究。

本研究探讨了 EIT 技术实时精准监测与评估 HP 呼吸动作的可行性,结果表明:从整体通气来看,EIT 可对肺通气进行实时成像,并能反映 HP 动作期间肺通气量的大小;相较于平静呼吸,HP 动作期间吸气量(IV)更大,呼气均匀性(EU)更好,呼气流速(ES)更快;从局部通气来看,相较于平静呼吸,HP 动作期间通气中心(COV)偏向腹侧,RtoL 更小,通气分布偏向左侧,均与呼吸肌(肋间外肌、膈肌等)用力收缩有关。EIT 技术作为一种实时肺功能成像技术,具有无创无辐射、设备便携、成像速度快等优势,在 AGSM 训练及监测中具有很大的应用前景。

参考文献:

[1] BURNS J W, IVAN D J, STERN C H, *et al*. Protection to +12Gz[J]. Aviat Space Environ Med, 2001, 72(5): 413-421.

[2] 罗正学, 余志斌. 航空航天医学基础[M]. 西安: 第四军医大学出版社, 2018.
LUO Z X, YU Z B. Fundamentals of aerospace medicine [M]. Xi'an: Fourth Military Medical University Press, 2018.

[3] METZLER M M. G-LOC due to the push-pull effect in a fatal F-16 mishap[J]. Aerosp Med Hum Perform, 2020, 91(1): 51-55. DOI: 10.3357/AMHP.5461.2020.

[4] SLUNGAARD E, MCLEOD J, GREEN N D C, *et al*. Incidence of G-induced loss of consciousness and almost loss of consciousness in the royal air force[J]. Aerosp Med Hum Perform, 2017, 88(6): 550-555. DOI: 10.3357/AMHP.4752.2017.

[5] 徐艳, 张立辉, 马月欣, 等. 抗荷动作研究进展及其在 G-LOC 防护中的必要性[J]. 中华航空航天医学杂志, 2012, 23(1): 62-68. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2012.01.020.
XU Y, ZHANG L H, MA Y X, *et al*. Research progress on anti-G straining maneuver and its indisensability in G-LOC protection[J]. Chin J Aerosp Med, 2012, 23(1): 62-68. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2012.01.020.

[6] YANG P, FRIER B C, GOODMAN L, *et al*. Respiratory muscle training and the performance of a simulated anti-G strainingmaneuver[J]. Aviat Space Environ Med, 2007, 78(11): 1035-1041.

[7] 王海霞, 颜桂定, 耿喜臣, 等. 飞行员抗荷动作训练器的研制[J]. 航天医学与医学工程, 2010, 23(5): 359-363. DOI: 10.16289/j.cnki.1002-0837.2010.05.009.
WANG H X, YAN G D, GENG X C, *et al*. Development of a training apparatus for pilot anti-G straining maneuver[J]. Space Med Med Eng, 2010, 23(5): 359-363. DOI: 10.16289/j.cnki.1002-0837.2010.05.009.

[8] 徐艳, 耿喜臣, 李宝辉, 等. HP 动作对抗推拉效应的离心机训练方法[J]. 中华航空航天医学杂志, 2013, 24(1): 18-23, 封 4. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2013.01.004.
XU Y, GENG X C, LI B H, *et al*. Approach of push-pull effect protection training on centrifuge by performing HP maneuver[J]. Chin J Aerosp Med, 2013, 24(1): 18-23, 封 4. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2013.01.004.

[9] 杨琳, 徐灿华, 史学涛, 等. 一种基于多频电阻抗断层成像系统的校准方法研究[J]. 医疗卫生装备, 2014, 35(1): 1-5. DOI: 10.7687/J.ISSN1003-8868.2014.01.001.
YANG L, XU C H, SHI X T, *et al*. Calibration method based on multi-frequency electrical impedance tomography system[J]. Chin Med Equip J, 2014, 35(1): 1-5. DOI: 10.7687/J.ISSN1003-8868.2014.01.001.

[10] 张超, 吴佳铭, 代萌, 等. 基于 EIT 技术监测体姿改变对肺通气影响的实验研究[J]. 医疗卫生装备, 2018, 39(4): 6-10. DOI: 10.7687/j.issn1003-8868.2018.04.006.
ZHANG C, WU J M, DAI M, *et al*. Experimental study on effect of body position on lung ventilation determined by electrical impedance tomography[J]. Chin Med Equip J, 2018, 39(4): 6-10. DOI: 10.7687/j.issn1003-8868.2018.04.006.

[11] 耿喜臣, 金朝, 徐艳, 等. 新的抗荷动作: HP 与 PHP 动作抗荷效果的评价[J]. 中华航空航天医学杂志, 2002, 13(4): 209-213. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2002.04.001.
GENG X C, JIN C, XU Y, *et al*. Centrifuge evaluation of the +Gz protection of the new anti-G straining maneuver: HP and PHP maneuver[J]. Chin J Aerosp Med, 2002, 13(4): 209-213. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2002.04.001.

[12] 林榕, 吴三元, 施维茹, 等. 做 HP 和 L-1 抗荷动作时的肺通气参数比较[J]. 中华航空航天医学杂志, 2014, 25(1): 31-35. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2014.01.008.
LIN R, WU S Y, SHI W R, *et al*. Comparison of pulmonary ventilation parameters in performing HP and L-1 anti-G maneuvers[J]. Chin J Aerosp Med, 2014, 25(1): 31-35. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2014.01.008.

[13] ADLER A, ARNOLD J H, BAYFORD R, *et al*. GREIT: a unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images[J]. Physiol Meas, 2009, 30(6): S35-S55. DOI: 10.1088/0967-3334/30/6/S03.

[14] FRERICHS I, HAHN G, GOLISCH W, *et al*. Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography[J]. Acta Anaesthesiol Scand, 1998, 42(6): 721-726. DOI: 10.1111/j.1399-6576.1998.tb05308.x.

[15] GILLINGHAM K K. High-G stress and orientational stress: physiologic effects of aerial maneuvering[J]. Aviat Space Environ Med, 1988, 59(11 Pt 2): A10-A20.

(下转 1896 页)

156. DOI: 10.1038/ijos.2012.45.

[17] XIE Q, BEDRAN-RUSSO A K, WU C D. *In vitro* remineralization effects of grape seed extract on artificial root caries[J]. J Dent, 2008, 36(11): 900-906. DOI: 10.1016/j.jdent.2008.07.011.

[18] LYNGSTADAAS S P, WOHLFAHRT J C, BROOKES S J, *et al*. Enamel matrix proteins; old molecules for new applications[J]. Orthod Craniofac Res, 2009, 12(3): 243-253. DOI: 10.1111/j.1601-6343.2009.01459.x.

[19] DELGADO S, GIRONDOT M, SIRE J Y. Molecular evolution of amelogenin in mammals[J]. J Mol Evol, 2005, 60(1): 12-30. DOI: 10.1007/s00239-003-0070-8.

[20] NARANI N, OWEN G R, HAKKINEN L, *et al*. Enamel matrix proteins bind to wound matrix proteins and regulate their cell-adhesive properties[J]. Eur J Oral Sci, 2007, 115(4): 288-295. DOI: 10.1111/j.1600-0722.2007.00467.x.

[21] ZHONG B, PENG C, WANG G H, *et al*. Contemporary research findings on dentine remineralization[J]. J Tissue Eng Regen Med, 2015, 9(9): 1004-1016. DOI: 10.1002/term.1814.

[22] EDMUNDS D H, WHITTAKER D K, GREEN R M. Suitability of human, bovine, equine, and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions[J]. Caries Res, 1988, 22(6): 327-336. DOI: 10.1159/000261132.

[23] LIPPERT F, CHURCHLEY D, LYNCH R J. Effect of lesion baseline severity and mineral distribution on remineralization and progression of human and bovine dentin caries lesions[J]. Caries Res, 2015, 49(5): 467-476. DOI: 10.1159/000431039.

[24] WHITE D J. The application of *in vitro* models to research on demineralization and remineralization of the teeth[J]. Adv Dent Res, 1995, 9(3): 175-193; discussion 194-197. DOI: 10.1177/08959374950090030101.

[25] BERG R A, SIMON J C, FRIED D, *et al*. Optical changes of dentin in the near-IR as a function of mineral content[J]. Proc SPIE Int Soc Opt Eng, 2017, 10044: 100440M. DOI: 10.1117/12.2256745.

(收稿:2023-12-21;修回:2024-04-09)

(编辑 刘秋池)

(上接1889页)

[16] 翟佳, 刘秋红, 姚永杰. 正加速度暴露对人体心率变异性的影响[J]. 陆军军医大学学报, 2024, 46(1): 33-38. DOI: 10.16016/j.2097-0927.202309107.
ZHAI J, LIU Q H, YAO Y J. Effect of positive acceleration exposure on heart rate variability[J]. J Army Med Univ, 2024, 46(1): 33-38. DOI: 10.16016/j.2097-0927.202309107.

[17] BURNS J W, PARNELL M J, BURTON R R. Hemodynamics of miniature swine during +Gz stress with and without anti-G support[J]. J Appl Physiol, 1986, 60(5): 1628-1637. DOI: 10.1152/jappl.1986.60.5.1628.

[18] GILLINGHAM KK, KRUTZ R W. Effects of the abnormal acceleratory environment of flight[J]. Aeromed Rev, 1974(10): 1-92.

[19] 王全, 李洁, 王海霞, 等. 歼击机飞行员抗荷生理训练情况调查[J]. 中华航空航天医学杂志, 2017, 28(3): 200-202. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2017.03.009.
WANG Q, LI J, WANG H X, *et al*. Investigation on physiological training of fighter pilots against load[J]. Chin J Aerosp Med, 2017, 28(3): 200-202. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1007-6239.2017.03.009.

[20] CAO X S, WANG Y C, XU L, *et al*. Visual symptoms and G-induced loss of consciousness in 594 Chinese Air Force aircrew: a questionnaire survey[J]. Mil Med, 2012, 177(2): 163-168. DOI: 10.7205/milmed-d-11-00003.

[21] COTE R, TRIPP L, JENNINGS T, *et al*. Effect of inspiratory volume on intrathoracic pressure generated by an L-1 maneuver[J]. Aviat Space Environ Med, 1986, 57(11): 1035-1038.

[22] 丁自海. 人体解剖学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2010.
DING Z H. Human anatomy[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2010.

[23] 中国卫生信息与健康医疗大数据学会重症医学分会标准委员会, 北京肿瘤学会重症医学专业委员会, 中国重症肺电阻抗工作组. 肺电阻抗成像技术在重症呼吸管理中的临床应用中国专家共识[J]. 中华医学杂志, 2022, 102(9): 615-628. DOI: 10.3760/cma.j.cn112137-20211201-02680.
Critical Care Medicine Branch of Chinese Standards Committee of Health Information and Big Data Association, Critical Care Medicine Committee of Beijing Association of Oncology, Severe Pulmonary Electrical Impedance Tomography Working Group in China. Clinical application of pulmonary electrical impedance tomography in severe respiratory management: consensus of experts in China[J]. Natl Med J China, 2022, 102(9): 615-628. DOI: 10.3760/cma.j.cn112137-20211201-02680.

[24] JIMENEZ J V, WEIRAUCH A J, CULTER C A, *et al*. Electrical impedance tomography in acute respiratory distress syndrome management[J]. Crit Care Med, 2022, 50(8): 1210-1223. DOI: 10.1097/CCM.0000000000005582.

(收稿:2023-12-19;修回:2024-02-22)

(编辑 李 玥)