

文章编号: 1004-7220(2020)01-0064-06

穿戴模拟重力服对微重力环境下人腰椎间盘退变影响

张 帅^{1,2}, 王 宽², 姜成华^{1*}, 牛文鑫^{2*}

(1. 同济大学医学院 生物力学实验室, 上海 200092; 2. 同济大学附属志康康复医院, 上海 201619)

摘要:目的 分析微重力环境下穿戴模拟重力服对人腰椎间盘的生物力学影响。方法 基于健康成年志愿者 CT 影像, 建立人 L4~5 脊柱有限元模型。在腰椎有限元模型空载荷以及加载 4 h 400 N 轴向载荷基础上, 分别模拟微重力环境下无干预和穿戴模拟重力服对腰椎间盘的生物力学影响。结果 微重力环境下, 人腰椎间盘中心孔压、径向位移和含水量随时间推移而增大。微重力环境穿戴模拟重力服情况下, 72 h 后腰椎间盘中心孔压、轴向应力、径向位移和含水量与无干预组相比均有减小。结论 微重力环境下, 穿戴模拟重力服在一定程度上可帮助宇航员对抗微重力造成的对脊柱的不利影响。

关键词: 微重力; 腰椎间盘; 生物力学; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.01.014

Effects of Gravity Loading Countermeasure Garment on Degeneration of Lumbar Intervertebral Disc in Microgravity Environment

ZHANG Shuai^{1,2}, WANG Kuan², JIANG Chenghua^{1*}, NIU Wenxin^{2*}

(1. Biomechanics Lab, Tongji University School of Medicine, Shanghai 200092, China; 2. Yangzhi Rehabilitation Hospital, Tongji University School of Medicine, Shanghai 201619, China)

Abstract: Objective To analyze the biomechanical effects of gravity loading countermeasure garment on human lumbar intervertebral disc in microgravity environment. **Methods** Based on CT images of a healthy adult volunteer, the finite element model of L4-5 vertebrae was established. Through the empty load and 400 N axial loading for 4 hours on lumbar finite element model, the biomechanical effect of the non-intervention and gravity loading countermeasure garment were simulated respectively in microgravity environment. **Results** The central pore pressure, radial displacement and water content of the human lumbar intervertebral disc increased with time in microgravity environment. In the case of wearing gravity loading countermeasure garment, the central pore pressure, axial stress, radial displacement and water content of the lumbar intervertebral disc were reduced after 72 hours of cyclic loading compared with the non-intervention group. **Conclusions** Wearing gravity loading countermeasure garment can help astronauts to prevent the adverse effects of microgravity on the spine to some extent in microgravity environment.

Key words: microgravity; lumbar intervertebral disc; biomechanics; finite element analysis

收稿日期: 2019-09-10; 修回日期: 2019-11-13

基金项目: 国家自然科学基金项目(31870935/31900942), 上海市卫健委科研项目(20184Y0114)

通信作者: 姜成华, 教授, E-mail: jch@tongji.edu.cn; 牛文鑫, 副教授, E-mail: niu@tongji.edu.cn

* 为共同通信作者

腰痛是临床常见疾病之一,与椎间盘退变关系密切。椎间盘退变的发生与上半身载荷及其生物力学效应直接相关^[1]。然而,此类疾病同样会出现在处于微重力环境的宇航员中。据报道,68%航天员在短期飞行中出现腰痛,而且通常在进入太空后的第1~6 d症状较为严重^[2]。另外,有10%宇航员在返航后被查出椎间盘突出^[3],相较于地面相近年龄人群3.5%的椎间盘突出发生率明显较高。同样,在地面进行卧床模拟微重力环境的临床试验中,受试者也出现高比例的腰痛情况^[4]。腰痛严重影响人体的精神状态和体能,降低注意力和工作效率,同时也会影响宇航员返航后的身体恢复以及继续工作的能力^[5-6]。

虽然宇航员的腰痛症状与日常腰痛表现相似,但两者发生的生物力学机制却不尽相同。日常腰痛通常是由异常高载荷、长期循环载荷或振动导致,主要表现为髓核内水分减少,引起髓核内压降低,椎间盘承受载荷能力下降,使得相同载荷下脊柱运动单元的活动范围改变^[7-8]。在微重力环境下,腰椎在长时间内受到的总体载荷远远小于正常重力环境下的力。长期微重力环境使得水分流入椎间盘而长期保持膨胀状态,故返航后宇航员在重力作用下,髓核内压高于普通人;同时,腰部肌肉力量下降引起脊柱稳定性下降,最终导致其椎间盘退变率高于普通人^[9]。过高的椎间盘髓核内压使纤维环应力增大,加快纤维环退变速度,从而导致腰痛^[10]。因此,针对日常腰痛的生物力学常识并不能完全照搬到对宇航员腰痛的认识中来。

Waldie等^[11]提出一种方案,采用穿戴模拟重力服产生额外载荷措施对抗微重力环境的影响,但不恰当的载荷正是造成椎间盘退变的重要原因。因此,不同外加载荷能对抗微重力影响至何种程度,是否会进一步增加退变,需要进一步研究。有限元分析技术有助于深入理解在不同重力环境或不同加载状态下脊柱单元的应力状态^[12-13]。Schmidt等^[14]利用有限元方法,模拟人体24 h内周期性载荷对髓核压力的影响。Fan等^[15]分析不同退变程度腰椎的椎间盘水分变化,结果显示,日间间断卧床休息比一次性卧床休息能更好地恢复椎间盘髓核内压。

本文通过有限元方法分析微重力环境下穿戴

模拟重力服对人腰椎间盘的生物力学影响,为宇航员的健康研究提供生物力学方面的参考。

1 材料和方法

1.1 有限元建模

选择1名37岁成年男性志愿者,身高1.75 m,体质量76 kg,身体健康,无腰椎疾病或相关症状,无外科手术史。采用64排螺旋CT(GE公司,美国)对腰椎横断面进行连续扫描,获得腰椎L4~5的CT影像资料。受试者对试验方案知情同意,试验方案经过同济大学生命与医学伦理委员会批准。通过医学图像处理软件Seg3D对CT图像进行分割,并导入逆向工程软件Geomagic 13.0(Raindrop公司,美国)内光顺并形成曲面,导出IGES文件。随后,在HyperMesh 12.0(Altair公司,美国)中划分网格,连接上下终板构造椎间盘,构建髓核,将网格导入有限元建模与分析软件ABAQUS 6.14(Simulia公司,法国)内。纤维环设定为纤维增强复合材料,纤维以5层的形式嵌入环状基质,位于髓核周围的同心环中。椎间盘上下表面与椎体设置为绑定连接。所建腰椎L4~5模型如图1所示。

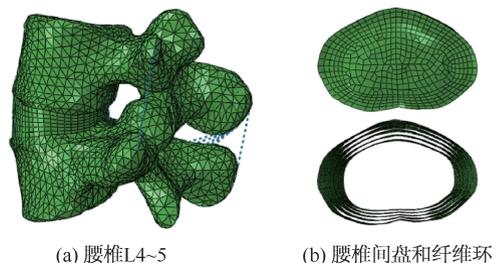


图1 腰椎L4~5三维有限元模型

Fig.1 Three-dimensional finite element model of L4-5 lumbar spine (a) L4-5 lumbar spine, (b) Intervertebral disk and annulus

腰椎有限元模型韧带采用连接器单元,韧带的连接位置以及相应韧带单元的数量均参考文献^[16]。除韧带和关节面之外,所有结构都定义为双相材料,包括固体和饱和液相。纤维环基质和髓核的固相为Neo-Hookean超弹性材料,纤维环中纤维设置为不可压缩。液相渗透率参数设定为随孔隙比变化而变化,计算公式为^[20]:

$$k = k_0 \left[\frac{e(1+e_0)}{e_{0(1+e)}} \right]^2 \exp \left[M \left(\frac{1+e}{1+e_0} - 1 \right) \right] \quad (1)$$

其中: k 为渗透系数; e 为孔隙比; k_0 和 e_0 分别为初始渗透系数和孔隙比; M 为根据测定结果调整的常数。

腰椎有限元模型各组成部分单元类型及材料

表1 腰椎有限元模型各组成部分单元类型及材料属性^[17-19]

Tab.1 Mechanical properties and element types of different parts of lumbar spine model

组成部分	单元类型	超弹性	弹性模量/MPa	泊松比	渗透系数(m^4/Ns)	孔隙比	M
皮质骨	四面体	-	10 000	0.3	1×10^{-20}	0.02	-
松质骨	四面体	-	100	0.2	1×10^{-13}	0.40	-
软骨终板	六面体	-	5	0.1	7×10^{-15}	4.00	10
纤维环	六面体	$C_{10}=0.315, D=0.688$	550	0.3	3×10^{-16}	2.33	12
髓核	六面体	$C_{10}=0.120, D=2.475$	-	-	3×10^{-16}	4.00	10

1.2 模型验证

对模型精度进行验证。固定 L5 下终板,加载 1 kN 轴向载荷 6 h,计算模型椎间盘高度变化,并与文献[21]中的实验测量值进行对比。另一方面,加载 500 N 轴向载荷和 7.5 N·m 力矩,模拟人体腰椎前屈、后伸、侧弯动作,将模型所预计的椎间活动度(range of motion, ROM)与文献[21-23]中的结果进行对比。结果表明,本模型加载 1 kN 轴向载荷 6 h 后,椎间盘高度减少 1.41 mm。相同条件下,Adams 等^[21]的实验得出椎间盘高度减少(1.53±0.34) mm,模拟结果在其测量值区间内。对模型加载 500 N 轴向载荷和 7.5 N·m 力矩,所得 ROM 与文献[22-24]实验中的腰椎 ROM 相比,具有较好一致性。因此,本模型的可靠性得到验证(见图 2)。

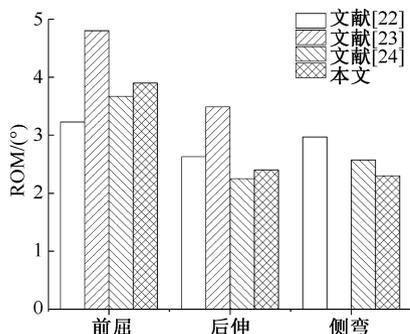


图2 加载 500 N 轴向载荷和 7.5 N·m 前屈、后伸、侧弯载荷后椎间 ROM 对比

Fig.2 Comparison of intervertebral ROM under 500 N axial load and 7.5 N·m flexion, extension, and lateral bending load

1.3 边界及加载条件

选取 L5 下终板底部节点的 6 个自由度进行约束。设置腰椎外表面的边界孔隙压力为 0.25 MPa,模拟在体生物力学环境^[25]。在 L4 上终板建立 1 个

属性见表 1。模型中包含 59 821 个单元,23 101 个节点。通过收敛性测试,模型网格尺寸减小 50%,其主要计算结果误差小于 5%。

参考点,该点位于腰椎旋转中心上,将其与 L4 上终板所有单元节点耦合,将载荷施加到 L4 椎体上方的参考点。

首先,对模型进行预加载 8 h 轴向载荷 100 N 和 16 h 轴向载荷 500 N,模拟重力环境下正常人在 8 h 夜间睡眠及 16 h 日间工作后椎间盘的力学状态。预加载合计 24 h。模型初始状态为加载 24 h 日常载荷后的状态。

然后,对模型加载载荷以模拟微重力环境下宇航员所采取的对抗措施,分析 72 h 后腰椎间盘的力学效应。根据不同的对抗措施设置不同模式的载荷。每天有 8 h 为睡眠时间,16 h 为日间时间,400 N 轴向压缩载荷被用于模拟微重力环境下日间穿戴模拟重力服时所施加的对抗性生理载荷。一般认为,宇航员在太空中每天日间必须施加至少 2 h 以上的对抗性载荷,故模型加载日间额外载荷的时间设定为下限时间的 2 倍,即 4 h。日间对抗性载荷在每日睡眠 8 h 后开始施加^[14]。

模型根据加载条件的不同共分为两组,分别为无干预组和穿戴模拟重力服组。无干预组中,72 h 内模型不加载任何载荷,模拟微重力环境下宇航员未采取任何对抗措施。穿戴模拟重力服组中,72 h 内模型日间加载 4 h 400 N 轴向载荷,模拟微重力环境下宇航员日间穿戴 4 h 模拟重力服。

2 结果

椎间盘中心孔压为模型中髓核中心点的孔压。72 h 后,两组椎间盘中心孔压都明显增高,无干预组、穿戴模拟重力服组髓核中心孔压分别为 0.236、0.209 MPa。和无干预组相比,72 h 后穿戴模拟重

力服组孔压减小 11% [见图 3(a)]。

椎间盘中心轴向应力为模型中髓核中心点的轴向应力。72 h 内, 两组中心轴向应力先降低后增加。72 h 后, 无干预组、穿戴模拟重力服组椎间盘中心轴向应力分别为 11.25、4.08 kPa。和无干预组相比, 穿戴模拟重力服组轴向应力减小了 64% [见图 3(b)]。

在椎间盘中心建立坐标系, 则椎间盘膨胀时径

向位移为正值, 收缩时为负值, 椎间盘初始状态为加载 24 h 日常载荷后的状态。72 h 后, 无干预组、穿戴模拟重力服组椎间盘径向位移分别为 -0.505、-0.520 mm [见图 3(c)]。

椎间盘含水量是通过计算椎间盘所有单元的含水量百分比与其体积之积累加获得。72 h 后, 无干预组、穿戴模拟重力服组椎间盘含水变化量分别增加 4.74%、4.50% [见图 3(d)]。

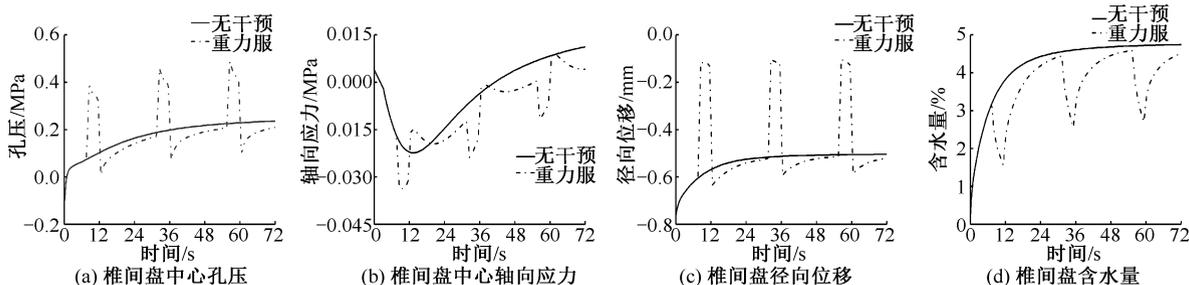


图3 两种工况计算结果

Fig.3 Simulation results of two conditions (a) Pore pressure in the center of intervertebral disc, (b) Axial stress in the center of intervertebral disc, (c) Radial displacement of intervertebral disc, (d) Water content of intervertebral disc

3 讨论与结论

本文重点分析微重力环境下穿戴模拟重力服对人体腰椎间盘的生物力学效应。过高的椎间盘内压使纤维环应力增大, 加快纤维环退变速度, 从而导致腰痛^[12]。Wilke 等^[26]研究发现, 卧床 7 h 后 L4~5 椎间盘内部压强升高了 0.14 MPa。本研究发现, 7 h 后, 无干预组孔压和 Wilke 等^[26]的研究结果接近, 说明微重力环境和卧床具有一定的相似性。Belavy 等^[27]发现, 经历长期卧床的受试者在 180 d 后, 椎间盘形态仍无法恢复至卧床前, 表明微重力下腰椎间盘长期保持较高的内压, 最终可能会导致腰椎间盘退变。和无干预组相比, 穿戴模拟重力服组椎间盘中心孔压减小了 11%, 说明微重力环境下宇航员穿戴模拟重力服具有对抗椎间盘孔压增大的作用。

无干预组椎间盘中心轴向应力呈现先减小再增加的趋势。轴向应力减小的原因可能是预加载载荷消失, 腰椎间盘收缩, 待收缩达到极限后又开始膨胀。Fan 等^[15]研究表明, 正常情况下椎间盘中心轴向应力变化范围为 -0.04~0.02 MPa。拉应力是物体对使物体有拉伸趋势的外力的反作用力。

椎间盘膨胀时纤维环受拉应力, 向径向拉伸, 会使纤维环应力过大出现裂痕, 髓核外突, 椎间盘水分降低, 最终形成椎间盘退变。本模型中穿戴模拟重力服组的应力变化范围和其基本一致。72 h 后, 两组轴向应力均为正值, 说明椎间盘受拉应力, 椎间盘吸水膨胀, 且和无干预组相比, 穿戴重力服组轴向应力减小 64%, 说明穿戴模拟重力服会减少椎间盘长期处于微重力环境造成的拉应力。

由于模拟载荷前进行了预加载, 使得预加载结束时椎间盘处于压缩状态, 且以此状态作为模拟加载前椎间盘的初始状态。72 h 后, 无干预组径向位移较大, 椎间盘处于膨胀状态。和无干预组相比, 穿戴模拟重力服组径向位移减小 3%, 最终形态较接近正常椎间盘大小, 说明微重力环境中穿戴模拟重力服具有维持椎间盘正常形态的作用。Hargens 等^[28]研究认为, 椎间盘在微重力长时间作用下保持膨胀可能会影响其血管功能。本研究认为, 穿戴重力服可以减小椎间盘膨胀, 从而降低腰椎间盘退变的风险。

Gullbrand 等^[8]研究认为, 长期微重力环境使得水分流入椎间盘而保持膨胀状态, 使纤维环应力过大, 最终会导致椎间盘退变^[8]。72 h 后, 无干预组

椎间盘含水量明显增加,说明微重力环境会导致人腰椎间盘突出持续吸水。和干预组相比,穿戴模拟重力服组椎间盘含水量较小。该结果说明穿戴模拟重力服可以抑制椎间盘吸水,从而达到对抗微重力致椎间盘退变的效果。但是,穿戴模拟重力服只能有限地减小吸水量,真正切实解决由于持续吸水导致的纤维环应力增大,仍然需要采取更多的对抗措施。

此前针对微重力环境致宇航员腰椎间盘突出退变的研究较少,本文结果将为制定宇航员对抗微重力环境的措施提供一定理论参考依据。但是,本文的研究对象仅为 L4~5 腰椎,同时未考虑肌肉和血管在模型中的作用,故研究结果具有一定的局限性。在后续研究中,将考虑在模型中加入肌肉、血管以及其他脊柱单元,以更好探讨宇航员在微重力环境下的脊柱生物力学状态。

本文有限元仿真结果显示,微重力环境导致人椎间盘中心孔压、径向位移和含水量均增大,与椎间盘退变密切相关。穿戴模拟重力服在一定程度上会缓解这些问题,可能会帮助宇航员对抗微重力导致的椎间盘退变。

参考文献:

[1] 詹晓彤,陈强,李志勇. 基于 OpenSim 的腰部肌骨系统在体前屈状态下生物力学分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(1): 27-34.
ZHAN XT, CHEN Q, LI ZY. OpenSim-based biomechanical analysis of lumbar musculoskeletal system under forward flexion [J]. J Med Biomech, 2019, 34(1): 27-34.

[2] SAYSON JV, HARGENS AR. Pathophysiology of low back pain during exposure to microgravity [J]. Aviat Space Environ Med, 2008, 79(4): 365-373.

[3] JOHNSTON SL, CAMPBELL MR, SCHEURING R, *et al.* Risk of herniated nucleus pulposus among US astronauts [J]. Aviat Space Environ Med, 2010, 81(6): 566-574.

[4] TREFFEL L, MKHITARYAN K, GELLEE S, *et al.* Intervertebral disc swelling demonstrated by 3D and water content magnetic resonance analyses after a 3-day dry immersion simulating microgravity [J]. Front Physiol, 2016, 7: 605.

[5] HIRAYANAGI K, NATSUNO T, SHIOZAWA T, *et al.* Changes in prevalence of subjective fatigue during 14-day 6 head-down bed rest [J]. Acta Astronaut, 2009, 64(11-12): 1298-1303.

[6] 冯金升,郭志峰,郭立国,等. 航天员腰痛研究的进展[J]. 航天医学与医学工程, 2015, 28(6): 456-459.

[7] URBAN JP, ROBERTS S. Degeneration of the intervertebral disc [J]. Arthritis Res Ther, 2003, 5(3): 120.

[8] GULLBRAND SE, MALHOTRA NR, SCHAER TP, *et al.* A large animal model that recapitulates the spectrum of human intervertebral disc degeneration [J]. Osteoarthritis Cartilage, 2017, 25(1): 146-156.

[9] BELAVY DL, ADAMS M, BRISBY H, *et al.* Disc herniations in astronauts: What causes them, and what does it tell us about herniation on earth? [J]. Eur Spine J, 2016, 25(1): 144-154.

[10] 岳寿伟. 腰痛的评估与康复治疗进展[J]. 中国康复医学杂志, 2017, 32(2): 136-139.

[11] WALDIE JM, NEWMAN DJ. A gravity loading countermeasure skinsuit [J]. Acta Astronaut, 2011, 68(7-8): 722-730.

[12] WANG K, JIANG CH, WANG LJ, *et al.* The biomechanical influence of anterior vertebral body osteophytes on the lumbar spine: A finite element study [J]. Spine J, 2018, 18(12): 2288-2296.

[13] 都斐斐,李俊伟,刘海英,等. 随动载荷对腰椎小关节接触力的影响[J]. 医用生物力学, 2017, 32(4): 363-368.
DU CF, LI JW, LIU HY. *et al.* Effect of follower load on facet joint contact force of lumbar spine [J]. J Med Biomech, 2017, 32(4): 363-368.

[14] SCHMIDT H, SHIRAZI-ADL A, GALBUSERA F, *et al.* Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities: A finite element analysis [J]. J Biomech, 2010, 43(10): 1849-1856.

[15] FAN R, GONG H, QIU S, *et al.* Effects of resting modes on human lumbar spines with different levels of degenerated intervertebral discs: A finite element investigation [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2015, 16(1): 221.

[16] SHARMA M, LANGRANA NA, RODRIGUEZ J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. Spine, 1995, 20(8): 887-900.

[17] SCHMIDT H, BASHKUEV M, GALBUSERA F, *et al.* Finite element study of human lumbar disc nucleus replacements [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2014, 17(16): 1762-1776.

[18] HENDRIK S, MAXIM B, MARCEL D, *et al.* Computational biomechanics of a lumbar motion segment in pure and combined shear loads [J]. J Biomech, 2013, 46(14): 2513-2521.

[19] GALBUSERA F, SCHMIDT H, NOAILLY J, *et al.* Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2011, 4(7): 1234-1241.

- [20] ARGOUBI M, SHIRAZI-ADL A. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression [J]. *J Biomech*, 1996, 29(10): 1331-1339.
- [21] ADAMS MA, DOLAN P, HUTTON WC. Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine [J]. *Spine*, 1987, 12(2): 130-137.
- [22] SASIDHAR V, KOICHI S, GOEL VK, *et al*. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *Spine*, 2006, 31(26): 992-998.
- [23] SCHMIDT H, HEUER F, DRUMM J, *et al*. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(4): 377-384.
- [24] 刘耀升, 陈其昕, 廖胜辉, 等. 腰椎 L4~L5 活动节段有限元模型的建立与验证[J]. 第二军医大学学报, 2006, 27(6): 665-669.
- [25] GALBUSERA F, SCHMIDT H, NEIDLINGER-WILKE C, *et al*. The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(4): 563-571.
- [26] WILKE HJ, NEEF P, CAIMI M, *et al*. New *in vivo* measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life [J]. *Spine*, 1999, 24(8): 755-762.
- [27] BELAVÝ DL, ARMBRECHT G, FELSEBERG D. Incomplete recovery of lumbar intervertebral discs 2 years after 60-day bed rest [J]. *Spine*, 2012, 37(14): 1245-1251.
- [28] HARGENS AR, RICHARDSON S. Cardiovascular adaptations, fluid shifts, and countermeasures related to space flight [J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2009, 169(Suppl 1): S30-S33.

冯元桢先生百年纪念感言

牛文鑫

谨以此文纪念生物力学之父冯元桢先生。冯先生开辟的生物力学学科为我们提供了终身奋斗的方向,是医工交叉解决健康问题研究的指路明灯。本文是本团队承担的国家自然科学基金面上项目“微重力环境致腰椎疾患的生物力学机制及对抗措施的实验及仿真研究”(基金号:31870935)首个执行年度内的研究成果,也为2020年刚启动的国家自然科学基金青年项目“基于椎间载荷最小化的慢性腰痛姿势控制策略研究”(基金号:31900942)提供了参考。载人航天是集国家政治、军事、科技实力为一体的高难度系统工程,其中宇航员在微重力环境下腰痛问题非常棘手,通过生

物力学研究寻找解决方案是我们对载人航天事业的志愿。冯元桢先生早年一腔热血,在国难危亡之际怀有航空报国之志,成为航空航天领域的泰斗。中年,又因为对母亲的一片孝心,冯先生开辟生物力学学科,终成一代宗师。从航空航天到生物力学,貌似毫不相干,但是两者有着必然的联系。今天,冯元桢的创新精神鼓舞我们,用先进的生物力学方法解决航空航天领域的健康问题,是生物力学对航空航天的回馈。“听从自己内心的声音,永不放弃对未知的探索,生命不息,奋斗不止。”冯先生一生的信条激励我们,将生物力学发展好,服务人类健康。