

文章编号:1004-7220(2013)03-0000-00

不同骨密度下人体脊柱着陆冲击响应的数值模拟

周双珍^{1,2}, 张雄¹, 马红磊²

(1. 清华大学 航天航空学院, 北京 100084; 2. 中国航天员科研训练中心, 北京 100094)

摘要: **目的** 用数值模拟方法探讨人体骨密度改变对人体脊柱着陆冲击响应的影响。**方法** 通过人体扫描 CT 图片构建人体头骨、颈椎、胸椎、腰椎、尾椎、骨盆、韧带的三维物质点模型,并将这些模型固定连接作为人体脊柱模型固定置于利用 MPM3D 程序构建的长方体椅背物质点模型上,构建人体脊柱着陆冲击模型。在椅背上施加加速度载荷,模拟人体脊柱仰卧于椅背受到着陆冲击载荷的情况。通过改变脊柱骨骼密度及对应骨骼弹性模量模拟计算不同骨密度下人体脊柱的着陆冲击响应。**结果** 正常骨骼密度时,人体脊柱的整体损伤评价 γ 值为 1.589 3;骨密度分别减小 2%、4%、6%、8%、10% 时,对应人体脊柱的整体损伤评价 γ 值分别为 1.608 6、1.634 7、1.641 0、1.662 5、1.680 5。**结论** 在受到相同的冲击载荷时,人体骨骼密度越小,人体对冲击载荷的响应越大,越容易受伤。

关键词: 着陆冲击; 骨密度; 弹性模量; 物质点法; 数值模拟

中图分类号: R 318.01

文献标志码: A

Numerical simulation on response of human spine with different bone mineral density to landing impact

ZHOU Shuang-zhen^{1,2}, ZHANG Xiong¹, MA Hong-lei² (1. School of Aerospace, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 2. China Astronaut Research and Training Center, Beijing 100094, China)

Abstract: Objective To study the effect of bone mineral density (BMD) change on response of human spine to landing impact by numerical simulation. **Methods** The three-dimensional material point model of human head skull, cervical vertebrae, thoracic, lumbar vertebra, pelvis, ligament and disc was constructed from the computed tomography (CT) scanned images, and they were attached together as a human spine model and placed on the back rest of the chair, which was constructed by the MPM3D program. The acceleration loading was applied on the back rest of the chair to simulate the landing impact loading when the human spine model was laid on the back of the chair. The different responses of human spine to landing impact were simulated by changing the BMD and the corresponding elastic modulus. **Results** The general risk of injury γ value of normal BMD was 1.589 3, and when the BMD was reduced by 2%, 4%, 6%, 8%, 10%, respectively, γ values were 1.608 6, 1.634 7, 1.641 0, 1.662 5, 1.680 5, correspondingly. **Conclusions** Under the same landing impact loading, the smaller the bone mineral density, the larger the response of human spine to landing impact loading, and human body is more vulnerable to injuries.

Key words: Landing impact; Bone mineral density; Elastic modulus; Material point method; Numerical simulation

着陆冲击对人体影响及其防护措施方面的研究一直受到国内外相关学者的关注。Stapp^[1]利用火箭车进行 +G_x 载荷下人体的冲击实验,测试人体对

冲击载荷的耐受情况。Brown 等^[2]利用 Daisy 线性减速度器模拟不同受试者不同体位的着陆冲击响应,研究 Apollo 舱着陆时可能遇到的应急着陆情况。

收稿日期:2012-12-07; 修回日期:2013-01-08

基金项目:国家重点基础研究发展计划(2010CB832701), 国家自然科学基金资助项目(10872107,60971094)。

通信作者:张雄,教授,博士研究生导师, E-mail: xzhang@tsinghua.edu.cn。

王玉兰^[3]利等用冲击塔进行人体 + G_x 着陆冲击实验,结果表明良好的束缚系统有利于减少人体的着陆冲击响应;刘炳坤^[4]等利用冲击塔改变人体纵轴与冲击方向进行人体半仰卧位着陆冲击实验,探讨着陆冲击的最佳体位。近40年来有关冲击着陆载荷对人体影响方面的研究都是基于实验研究;然而人体实验研究存在诸多问题,尤其是人体长期太空生活后骨骼参数改变的着陆冲击响应实验难以在地面实施。今后载人航天的重点在于长期飞行,而长期飞行的失重环境对人体的骨骼系统有很大影响,会引起骨密度丢失,可能会产生骨质疏松等问题。因此,研究人体骨密度丢失后在受到着陆冲击载荷下的响应,对整个载人航天系统的安全性设计有积极的指导作用。

数值模拟是人体冲击响应研究的理想工具,但是由于人体几何结构复杂,且数据量大,将人体作为整体进行数值模拟对计算机硬件和计算算法均有一定要求。目前还没有将人体整体构建力学模型进行着陆冲击响应问题的数值模拟研究。

本文通过人体CT扫描图像构建了人体头骨、颈椎、胸椎、腰椎、尾椎、骨盆、韧带等的三维物质点模型,旨在用数值模拟的方法研究人体长期在太空生活骨密度丢失后随飞行器返回地面时人体的动态响应特点,为载人航天长期飞行任务整个系统的安全性设计提供参考。

1 数据和方法

1.1 物质点法

使用三维显式物质点法软件 MPM3D。该软件已经过大量的算例验证^[5-6],可用于碰撞冲击问题的研究。

物质点法的核心是采用拉格朗日物质点离散物质区域,通过欧拉背景网格求解动量方程、计算空间导数。物质点法的基本原理详见文献[6]。

1.2 人体脊柱着陆冲击模型

人体骨骼通过骨关节连接构成骨骼系统,是人体的支架,有承重、维持体形和保护内脏等功能。人体受冲击载荷时,载荷一般集中在人体骨骼上,经常会造成骨折,折断端戳刺内脏器官会引起内出血,危及生命安全;又由于航天器着陆时人体一般是卧姿,故在研究人体脊柱着陆冲击响应时,所构建的模型

主要包括人体上半身的骨骼系统和椅背;人体骨骼与椅背固定连接,人体脊柱着陆冲击模型如图1(a)所示,夹角 α 为 50° 。着陆冲击加速度载荷施加椅背上,加速度幅值为 $9.2G$,作用时间 50ms ,加速度曲线如图1(b)所示。

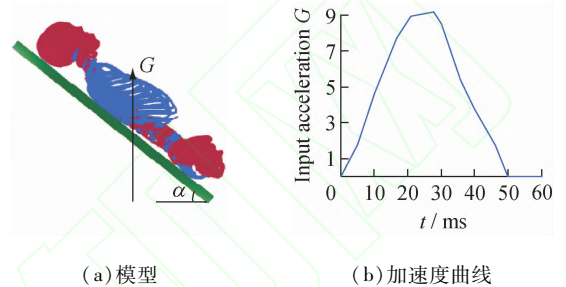


图1 人体脊柱着陆冲击模型(a)及加载加速度曲线(b)

Fig.1 The human spine landing impact model (a) and curve of acceleration loading (b)

人体脊柱模型包括:头骨、颈椎、胸椎、肋骨、腰椎、尾椎、骨盆和韧带。人体脊柱的三维物质点模型采用文献[6]中描述的方法通过人体CT扫描图片构建,椅背为长方体,椅背的三维物质点模型利用MPM3D程序构建。人体脊柱着陆冲击物质点模型数据见表1。构建骨骼密度分别降低2%、4%、6%、8%、10%的人体脊椎模型,模型的几何形状及所使用的材料本构模型没有变化,但是质点质量和材料弹性模量随骨密度的变化而产生变化。骨密度改变后的模型质点质量是直接原模型质点质量分别减少2%、4%、6%、8%、10%而得到。

由于人体骨骼结构复杂,数据量大,头骨和颈椎C1~3的原始质点间距为 $441.4\ \mu\text{m} \times 441.4\ \mu\text{m} \times 1\ \text{mm}$ 、颈椎C4~7及胸部胸椎T1~10的原始质点间距为 $964.8\ \mu\text{m} \times 964.8\ \mu\text{m} \times 1\ \text{mm}$ 、胸部胸椎T11~12、腰椎、尾椎及骨盆的原始质点间距为 $976.6\ \mu\text{m} \times 976.6\ \mu\text{m} \times 1\ \text{mm}$ 。为了减小数据模型规模,保持骨骼结构的生物逼真度,保证计算精度,采用不同的体以不同的粒子间距进行离散,头骨和胸椎的质点离散间距为 $1.5\ \text{mm} \times 1.5\ \text{mm} \times 1.5\ \text{mm}$,颈椎、腰椎、韧带及椎间盘的质点离散间距为 $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$,骨盆的质点离散间距为 $2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm}$,椅背的质点离散间距为 $4\ \text{mm} \times 4\ \text{mm} \times 4\ \text{mm}$ 。模型的离散方式经过简单模型的计算验证,对结果精度基本没有影响^[6]。

表1 不同骨密度人体脊柱着陆冲击物质点模型数据

Tab.1 Detailed data of the human spine landing impact model with different BMD

	粒子数	m/g					
		正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%	减10%
头骨	222 409	1 576.33	1 544.80	1 513.28	1 481.75	1 450.22	1 418.70
颈椎	107 134	201.69	197.66	193.62	189.59	185.55	181.52
胸椎	301 233	1 420.39	1 391.98	1 363.57	1 335.17	1 306.76	1 278.35
腰椎	275 160	436.603	427.87	419.14	410.41	401.67	392.94
骨盆	97 972	1 154.03	1 130.95	1 107.87	1 084.79	1 061.71	1 038.63
韧带	150 715	177.898	177.90	177.90	177.90	177.90	177.90
椎间盘	29 346	48.72	48.72	48.72	48.72	48.72	48.72
椅背	147 552	8 889.03	8 889.03	8 889.03	8 889.03	8 889.03	8 889.03

骨骼材料特性参数参考文献[7-10]数据(见表2),弹性模量由下式获得^[11]:

$$E = \alpha \rho^\beta \quad (1)$$

式中: ρ 为骨骼密度(kg/m^3); E 为材料的弹性模量(MPa); $\alpha = 1\ 90\ 4$, $\beta = 1.64$ 。

表2 不同骨密度人体脊柱骨骼材料参数

Tab.2 Material parameters for human spine with different BMD

	E/GPa					ν	
	正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%		减10%
头骨	6.50	6.30	6.08	5.87	5.67	5.47	0.21
颈椎	5.37	5.20	5.02	4.86	4.68	4.52	0.29
胸椎	3.26	3.20	3.09	2.98	2.88	2.78	0.29
腰椎	4.20	4.08	3.95	3.81	3.68	3.55	0.29
骨盆	4.20	4.08	3.95	3.81	3.68	3.55	0.29

椎间盘采用线性黏弹性材料进行描述,体积模量为4 MPa,剪切模量为2 MPa,损耗模量为1.4 MPa,损耗因子为 $1\ ms^{-1}$,密度为 $1.66 \times 10^3\ kg/m^3$ 。韧带采用弹性材料本构进行描述,弹性模量为11.4 MPa,泊松比为0.4,密度为 $1.18 \times 10^3\ kg/m^3$ 。椅背采用弹性材料本构进行描述,弹性模量为1 kPa,泊松比为0.4,密度为 $1 \times 10^3\ kg/m^3$ 。

所有骨骼的失效均基于最大主应变/剪应变失效模型,设定最大主应变、最小主应变和最大剪应变阈值,当粒子的应变达到3个值中的任何一个就认为粒子失效。本研究中,头骨和胸椎的最大主拉应

变设为0.07,最小主应变设为-0.07,剪应变设为0.07。颈椎、腰椎、骨盆及韧带的最大主拉应变设为0.1,最小主应变设为-0.1,剪应变设为0.1。粒子失效后既不能承受压力也不能承受拉力。

2 结果

由于人体加速度响应是研究人体冲击响应的一个重要指标,在模拟计算得到各时刻人体各部位加速度值的基础上,提取各部位加速度的响应峰值,以便于后续分析。

为了直观了解人体各部位加速度响应随骨密度变化的情况,图2所示为头部(Head)、颈椎(Cerv)、胸部(Throx)、腰椎(Lumbar)及骨盆(Pelv)加速度峰值随着骨密度变化的曲线。

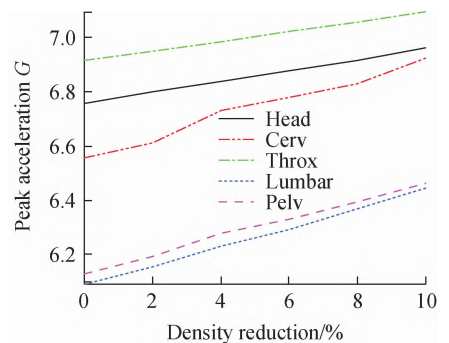


图2 人体各部位加速度峰值随着骨密度变化曲线

Fig.2 Variation of peak acceleration for different parts of human body with BMD change

由图2可知,人体各部位的加速度响应峰值随

骨密度的减小而增大,颈椎的加速度响应峰值随骨密度的减小呈非线性变化,整体上是增大的趋势。人体各部位加速度响应峰值随骨密度变化可用最小二乘法拟合出公式(见表3),表中 x 表示骨骼密度的减少比例值。由关系式可适当对骨骼密度的变化值作延伸,预测骨骼密度减小对人体各部位加速度响应峰值的影响。

表3 人体各部位加速度响应峰值随骨密度变化关系式
Tab.3 Relationship of the acceleration peak for different parts of human body and BMD change

	加速度峰值与骨密度减少比例的关系式	相关系数
头骨	$a_{hp} = 2.04914x + 6.75658$	0.99909
颈椎	$a_{cp} = 23854.16667x^4 - 4596.52778x^3 + 263.0625x^2 - 0.4749x + 6.55379$	0.99670
胸椎	$a_{tp} = 1.80129x + 6.91262$	0.99981
腰椎	$a_{lp} = 3.54429x + 6.08752$	0.99868
骨盆	$a_{pp} = 3.29414x + 6.13411$	0.99654

文献[12]中利用 γ 因子来衡量人体随骨密度变化的冲击响应情况。按式(2)计算人体头部、颈椎、胸部、腰椎及骨盆随骨密度变化的 γ 值(见表4)。

$$\gamma = \sqrt{\left(\frac{G_x}{G_{xlim}}\right)^2 + \left(\frac{G_y}{G_{ylim}}\right)^2 + \left(\frac{G_z}{G_{zlim}}\right)^2} \quad (2)$$

式中: G_{xlim} 为人体左右向耐受限值,取 $G_{xlim} = 17G$, G_{ylim} 为人体胸背向耐受限值,取 $G_{ylim} = 35G$, G_{zlim} 为人体头盆向耐受限值,取 $G_{zlim} = 18G$ 。

表4 人体各部位随着骨密度变化的 γ 值
Tab.4 γ value of the different part of human body with different BMD

	γ					
	正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%	减10%
头骨	0.3195	0.3211	0.3242	0.3256	0.3281	0.3305
颈椎	0.3466	0.3593	0.3649	0.3626	0.3642	0.3700
胸椎	0.3154	0.3182	0.3221	0.3259	0.3300	0.3342
腰椎	0.3114	0.3112	0.3187	0.3180	0.3273	0.3282
骨盆	0.2964	0.2988	0.3048	0.3089	0.3129	0.3176
整体	1.5893	1.6086	1.6347	1.6410	1.6625	1.6805

由表4可知,人体各部位的综合 γ 值随骨密度的减小而增大,但是颈椎和腰椎的 γ 值随骨密度的减小呈非线性变化。

3 讨论

在地面很难以实验的方式来研究人体骨密度改变的着陆冲击响应问题,用数值模拟方法研究人体骨密度改变后的着陆冲击响应问题是一个非常好的方式,但是模拟的物理过程是否正确则依赖于所构建的力学模型是否真实有效。本文所构建的人体脊柱几何模型具有较好的生物逼真度,材料模型参考文献提供的数据,材料参数通过总结前人的研究成果进行计算调整,计算结果具有参考价值。

从计算结果可以看出,在输入载荷相同的情况下,随着骨密度的减小人体各部位的胸背向分加速度、头盆向分加速度及合加速度响应均增大,但是人体头骨、颈椎、腰椎及骨盆部位的左、右向分加速度呈非线性变化,这种非线性可能是由于人体的振动造成;随着骨密度的减小人体头骨、胸部、骨盆及整体综合的 γ 因子均增大,但是颈椎和腰椎的 γ 值随骨密度的减小呈非线性变化,这种非线性可能是由于颈椎和腰椎的振动响应及人体结构的非线性引起。

人体动态响应越大,冲击载荷对人体的不利影响越大,故骨密度越小人体承受冲击载荷的能力越弱。考虑人体长期太空飞行骨密度丢失的情况,建议针对长期在空间站生活的人员,在其返回着陆时,通过减振或其他方式尽量减小作用于人体的冲击载荷并增强人体的冲击防护,以免着陆冲击给人体造成伤害。

由于人体骨骼相对于肌肉和软组织是主要的承力体,在模型中增加肌肉和软组织会增加计算量,本研究没有考虑人体肌肉及软组织,可能会增大人体的振动响应。

4 结语

构建不同骨密度的人体脊柱着陆冲击模型,在构建人体脊柱模型时采用不同的质点间距离散不同的体,在不影响计算精度的情况下减小模型规模,提高计算效率。计算人体骨骼密度分别减小2%、4%、6%、8%和10%后人体的着陆动态响应变化,

结果表明随着骨骼密度的减小,人体脊柱对相同着陆冲击的响应增大,人体更容易受伤。

参考文献:

- [1] Stapp JP. Human tolerance to deceleration summary of 166 Runs [J]. *J Aviat Med*, 1951, 22(1): 42-45.
- [2] Brown WK, Rothstein TD, Foster LP. Human response to predicted Apollo landing impacts in selected body orientations [J]. *Aerospace Med*, 1966, 37(4): 394-398.
- [3] 王玉兰, 成自龙, 韩延方. 人体对胸背向(+Gx)着陆冲击反应特点的研究[J]. *航天医学与医学工程*, 1992, 5(2): 96-100.
- [4] 刘炳坤, 王宪民, 王玉兰, 等. 不同体位着陆冲击时人体的动态响应[J]. *航天医学与医学工程*, 2001, 14(2): 120-122.
- [5] Lian YP, Zhang X, Zhou X, *et al.* Numerical simulation of explosively driven metal by material point method [J]. *Inter J Impact Eng*, 2011, 38(4): 238-246.
- [6] 周双珍. 人体冲击响应的物质点法数值模拟技术研究[D]. 北京: 清华大学硕士学位论文, 2012.
- [7] 杨济匡, 姚剑峰. 人体颈部动力学响应分析有限元模型的建立和验证[J]. *湖南大学学报: 自然科学版*, 2003, 30(4): 40-46.
- [8] Deng YC, Kong W, Ho HJ. Development of a finite element human thorax model for impact injury studies [C]// *Proceedings of International Congress & Exposition*. Michigan, USA: SAE International, 1999, doi:10.4271/1999-01-0715.
- [9] 谭军, 万卫平, 王鸣鹏, 等. 应用三维有限元法分析正常人腰椎椎体的应力分布[J]. *第二军医大学学报*, 1997, 18(6): 566-568.
- [10] Phillips ATM, Pankaj P, Howie CR, *et al.* Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(7): 739-748.
- [11] Austman RL, Milner JS, Holdsworth DW, *et al.* The effect of the density-modulus relationship selected to apply material properties in a finite element model of long bone [J]. *J Biomech*, 2008, 41(5): 3171-3176.
- [12] Jackson KE, Fasanella EL, Boitnott RL. Occupant responses in a full-scale crash test of the Sikorsky ACAP Helicopter [C]// *Proceedings of the Vertical Flight Society's 58th Annual Forum and Technology Display*. Montreal, Canada: [s. n.], 2002.