

竖直坐姿人体头部振动响应的有限元法研究

卢壮旗¹, 姜辉², 董瑞春¹, 朱帅¹, 张开峰¹, 高翔¹

(1. 山东理工大学机械工程学院, 255000 淄博; 2. 山东水利职业学院机电工程系, 276826 日照)

摘要:为探究全身振动环境下头部不同部位的响应特点, 创建了具有详细骨骼和肌肉软组织的全人体有限元模型, 采用模态法与随机响应法计算了各节段模型和坐姿乘员模型的垂向第一阶共振频率与头椅振动传递率, 并对比实验和模拟研究, 对模型进行了调校与验证。研究发现: 在垂向振动激励下竖直坐姿人体在 5.7 Hz 附近出现明显的共振现象, 头部垂向(Z 向)响应在矢状面内的最值位于后枕部, 后枕部的头椅传递率较头顶处大 10%, 比额头处大 23%, 而在冠状面内头部不同位置 Z 向响应几乎相同; 前后向(X 向)响应的最值位于头顶处, 且矢状面和冠状面内的响应峰值关于此点对称, 不同位置 X 向响应差异达到 119%。通过垂向的模态振型分析发现坐姿人体不仅有垂向和前后位移, 头部还有转动, 导致头部在矢状面内存在复杂的耦合振动, 从而出现上述的振动分布规律。

关键词:振动响应; 有限元法; 竖直坐姿人体; 模态分析; 随机响应分析; 头椅振动传递率

中图分类号: R318.01

文献标志码: A

文章编号: 1000-4939(2025)05-1191-08

Finite element method study on the vibration response of the human head in an upright sitting position

LU Zhuangqi¹, JIANG Hui², DONG Ruichun¹, ZHU Shuai¹, ZHANG Kaifeng¹, GAO Xiang¹

(1. College of Mechanical Engineering, Shandong University of Technology, 255000 Zibo, China;

2. Department of Mechatronics Engineering, Shandong Water Conservancy Vocational College, 276826 Rizhao, China)

Abstract: To investigate the response behavior of the human head under whole-body vibration. The seated human finite element model with detailed skeletal and muscular soft tissues is created. The vertical first-order resonant frequencies of each segment model were calculated using modal method, and the seat-to-head transmissibility of the seated human finite element model was calculated using the random response method. The model was tuned and validated by comparing it with experimental and simulation studies. It is found that the upright sitting human under vertical vibration excitation shows an obvious resonance phenomenon around 5.7 Hz, and the maximum value of the vertical (Z-direction) response of the head in the sagittal plane is located in the posterior occipital region, where the seat-to-head transmissibility is 10% larger than that at the crown of the head, and 23% larger than that at the forehead. The Z-directional respon-

收稿日期: 2024-07-12

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 52005305); 山东省自然科学基金资助项目 (No. ZR2019BEE071; ZR2021QE203); 中国博士后科学基金资助项目 (No. 2019M652443)

通信作者: 董瑞春, 副教授。E-mail: dongrcn@163.com

引用格式: 卢壮旗, 姜辉, 董瑞春, 等. 竖直坐姿人体头部振动响应的有限元法研究[J]. 应用力学学报, 2025, 42(5): 1191-1198.

LU Zhuangqi, JIANG Hui, DONG Ruichun, et al. Finite element method study on the vibration response of the human head in an upright sitting position[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2025, 42(5): 1191-1198.

ses of the head in different positions within the coronal plane are almost identical. The maximum value of the fore-and-aft (X -direction) response is located at the top of the head, and the peak response in the sagittal and coronal planes is symmetrical about this point. In addition, the maximum difference of X -directional response at different positions reaches 119%. Finally, the modal vibration analysis in the vertical direction reveals that the seated human body has not only vertical and fore-and-aft displacements, but also head rotation. These lead to the existence of complex coupling vibration of the head in the sagittal plane, resulting in the above-mentioned vibration distribution pattern. This paper provide reference and theoretical basis for the vibration test, model creation and vibration comfort evaluation of the head of the vehicle's occupant.

Key words: vibration response; finite element method; upright seated human body; modal analysis; random response analysis; seat-to-head transmissibility

车辆行驶过程中,路面和发动机产生的振动经过悬架与车身,最终通过车辆座椅传递到人体,影响乘坐舒适性。此外,长时间处于这种振动环境中的乘员,更容易出现健康问题,比如颈肩和腰椎类疾病、神经衰弱综合征、心血管类疾病、消化类疾病以及视力障碍等疾病^[1-2]。因此,为提高乘坐舒适性,减少振动对人体的伤害,人体在振动激励下的动态响应特性受到了学者们的格外关注。

动态等效质量和传递函数通常是研究人体振动响应特性的主要参数。其中,动态等效质量主要用于研究人-椅之间的动态相互作用,而传递函数是座椅到人体不同部位的传递过程,可用于研究人体不同部位的动态响应特点。例如,ZHANG等^[3]分析了模型创建时的多种辨识参数,以头椅传递率和表观质量作为模型评估参数。PADDAN等^[4]应用坐姿人体头部与座椅的振动传递率探究了座椅靠背对人体动态响应的影响。ZHAO等^[5]以头椅振动传递率作为座椅优化的评价指标。YU等^[6]以座椅到头部的振动传递率作为人体动态响应的评价指标创建了一种48自由度人体动力学模型。VALENTINI等^[7]通过创建的三维脊椎和头骨模型探究了头部-臀部振动传递率在3个方向上的响应特点。上述研究对坐姿人体头部的动态响应提出了重要的见解,但是对坐姿人体头部不同部位动态响应规律的研究很少。

可能由于输出位置不同,不同研究中头部振动响应存在较大差异。例如,有些学者研究额头处^[8-11]的响应,也有作者研究头顶^[12]或者口腔^[4]等位置的响应。但由于受试者之间的差异和实验条件的不同也会对实验结果产生一定的影响^[13],所以应用不同文献的数据来分析头部不同部位的响应规律可能会存在较大的偏差。为了探明坐姿人体头部不

同位置的动态响应规律,本研究创建并验证生物力学特性下具有详细骨骼和肌肉软组织的人体有限元模型,采用模态分析和随机响应分析的方法,以模态振型和振动传递率的形式详细量化竖直坐姿人体头部在矢状面和冠状面内的振动响应规律,为坐姿人体头部响应测试、模型创建以及振动舒适评价提供参考和理论依据。

1 研究方法

本研究的思路:首先,创建完整的竖直坐姿人体有限元模型;其次,对模型进行有效性验证;第三,进行随机响应分析以及头部不同位置的头部-座椅振动传递率计算;第四,对结果进行分析讨论;最后,对本研究进行总结。

1.1 竖直坐姿人体有限元模型的创建

本研究获得丰田汽车公司的许可后,与其共同创建坐姿人体有限元模型。模型中详细的骨骼几何数据通过计算机断层扫描(CT)获得,受试者为一名身高179 cm,体质量80 kg的成年男性,部分建模已在本课题组前期的文章中进行了描述^[14]。

如图1所示,在ANSA软件中创建肌肉软组织 and 体腔以及皮肤,模型中的韧带根据解剖描述采用四边形壳单元和线单元创建。由骨骼、皮肤和体腔组成的封闭空间用肌肉软组织等效替代,并用四面体单元填充。为了降低计算量,对扫描获得的整体模型进行合理的简化,将耳朵、眼睛、舌头等效替换为软组织,将心、肺、肝、肾、胃、肠等内脏器官简化为一个胸腔腔整体,并划分为四面体网格。同时,将上臂、前臂、股部以及小腿等部分的皮肤刚性化,以避

免模态分析时出现较多的局部模态。为了方便描述头部不同位置的响应,分别在头部的矢状面和冠状面内取等距节点,矢状面内共取 24 个节点,如图 1 (b)所示,3 个较重要的位置用较大标记点表示,绿色、蓝色和黄色标记点分别表示额头、头顶和后枕部,以头顶为零点位置,从鼻根部至后枕部节点编号分别为 -11、-10、…、-1、0、1、…、12。冠状面内共取 19 个点,如图 1 (c)所示,同样以头顶处为零点位置,编号的绝对值向两侧逐渐增大。

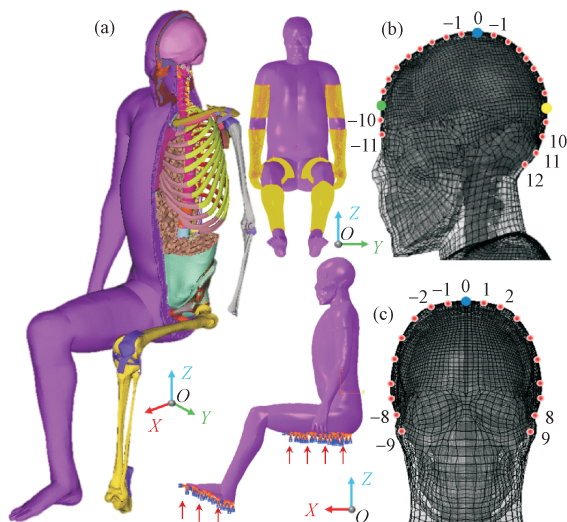


图1 竖直坐姿人体有限元模型

Fig. 1 Finite element model of an upright seated human

1.2 材料属性

各部分骨骼和软组织均为线弹性材料,通过文献[15-24]对模型参数进行调校,其中四边形韧带单元类型为仅承受拉伸载荷的膜单元。

表1 人体模型材料特性

Tab. 1 Material properties of the human body model

部位	杨氏模量/ MPa	泊松比	密度/ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	厚度/ 面积	单元类型	参考文献
皮质骨	10 000	0.3	1 700	1 ~ 2 mm	S4	[15]
松质骨	100	0.2	1 100		C3D4	[15]
棘突	3 500	0.25	1 400		C3D4	[15]
肋软骨	300	0.1	1 100		C3D4	[15]
肋椎韧带	20	0.3	1 000	1 mm	M3D4	[16]
终板	500	0.25	1 200	1 mm	S4	[15]
髓核	1	0.49	1 020		C3D8	[15]
纤维环	4.2	0.45	1 050		C3D8	[15]
纤维	750	0.3	1 000		T3D2	[15]

续表 1

部位	杨氏模量/ MPa	泊松比	密度/ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	厚度/ 面积	单元类型	参考文献
全身皮肤	0.15	0.46	1 100	1 mm	S4	[17-19]
肌肉软组织	0.1	0.49	1 060		C3D4	[17-18,20]
等效内脏	0.01	0.49	1 060		C3D4	[17,21]
耻骨联合	27	0.4	1 040		C3D8	[22]
棘突韧带	8	0.3	1 100	30 mm^2	M3D4	[15,17]
黄韧带	15	0.3	1 000	40 mm^2	M3D4	[15,17]
棘间韧带	10	0.3	1 000	40 mm^2	M3D4	[15,17]
囊韧带	7.5	0.3	1 000	1 mm	M3D3	[15,17]
骶韧带	20	0.3	1 000		T3D2	[15,17]
前纵韧带	7.8	0.3	1 000	63.7 mm^2	C3D4	[15,17]
后纵韧带	10	0.3	1 000	20 mm^2	M3D4	[15,17]
骶髂骨间韧带	20	0.3	1 000	300 mm^2	T3D2	[17]
骶棘韧带	304	0.3	1 000	30 mm^2	M3D4	[23]
骶结节韧带	326	0.3	1 000	50 mm^2	M3D4	[23]
骶髂前韧带	125	0.3	1 000	100 mm^2	M3D4	[23]
骶髂后韧带	150	0.3	1 000	100 mm^2	M3D4	[23]
膝关节韧带	60	0	1 000		C3D8	[24]

1.3 随机响应分析

在进行随机响应分析之前,需要对模型进行模态分析,提取足够的模态。如图 1 所示,根据之前研究中人体与座椅的接触分析^[17],对臀部与座椅的接触面以及脚与车身的接触面进行约束,作为振动激励的位置。

应用创建的坐姿人体有限元模型进行随机响应分析,在垂直方向上采用 0 ~ 20 Hz 的宽带白噪声激励^[11,25-27],在 ABAQUS 软件中设定 $0.05(\text{m}\cdot\text{s}^{-2})^2\cdot\text{Hz}^{-1}$ 的振幅,人体的全局阻尼比等效为 0.3。人体头部响应的加速度交叉谱密度与输入加速度的自谱密度之比即为振动传递率 $T_i(f)$ 。

$$T_i(f) = \frac{G_{ai}(f)}{G_a(f)} \quad (1)$$

其中: $T_i(f)$ 是沿着 $i(i = X, Y, Z)$ 方向的振动传递率; $G_{ai}(f)$ 是沿着 i 方向在头部预测的加速度交叉谱密度;由于源振动是单一 Z 向激励,因此原加速度自谱密度 $G_a(f)$ 省略了 Z 向的标注。

2 研究结果

2.1 网格收敛性分析

网格尺寸对运动响应影响相对较小,但可以通过网格收敛性分析来确定网格的最佳数量,以此来权衡模型的求解精度和计算量。本研究对坐姿人体有限元模型的网格尺寸进行收敛性验证,将原模型的网格尺寸逐渐细化,直到实现结果参数的收敛,即2个相邻的模型之间容差小于5%。经收敛性分析,最终确定的模型包含2 463 949个单元和624 763个节点。

2.2 坐姿人体模型的有效性验证

模型的验证从模态验证和传递率验证2个方面进行。在车辆振动时,脊椎是人体上半身承重以及缓冲功能的重要组成部分。为了验证整个坐姿人体模型的有效性,本研究对拆分为不同程度的模型分别进行验证。首先对不同节段的脊柱模型进行模态验证。L3-L4、L3-L5、L1-L5、T12-pelvis、T1-pelvis、C1-L5等模型的局部节段已经在本课题组前期发表的文献中进行了验证^[14],其他节段以及整个坐姿人体的模态验证如表2所示。

表2 不同模型的第1阶垂向共振频率对比

Tab. 2 Comparison of first-order vertical resonance frequencies of different models

模型	共振频率/Hz		描述
	本研究	文献	
头骶模型	5.10	4.70 ^[7]	T11与L5间施加7个等效内脏质量
上半身模型	5.38	5.28 ^[25]	上半身等效多体模型
全人体模型	5.77	5.60 ^[28]	无靠背、扶手竖直坐姿受试者
		5.72 ^[17]	坐姿人体有限元模型
		6.47 ^[29]	无靠背、扶手竖直坐姿受试者

此外,本研究通过对坐姿人体有限元模型设定相同的条件,计算垂向(Z向)头椅振动传递率,如图2所示,本研究预测的结果基本在各研究的样本区间内^[8-11]。另一方面,该传递率的曲线走势以及峰值频率(5 Hz左右)与之前研究^[15,17,25,27-28,30]中的表观质量的曲线走势一致。因此,本研究创建的模型可用于乘员头部振动响应规律的研究。

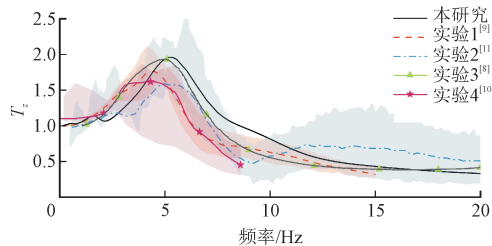
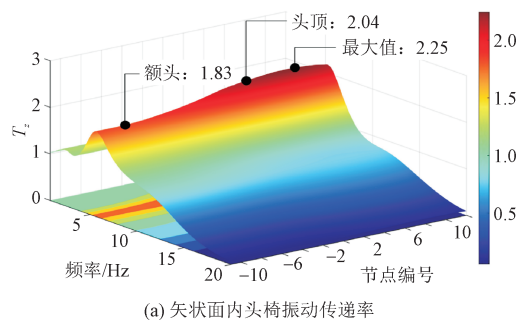


图2 额头位置的垂向头椅振动传递率与相同条件下的实验结果对比

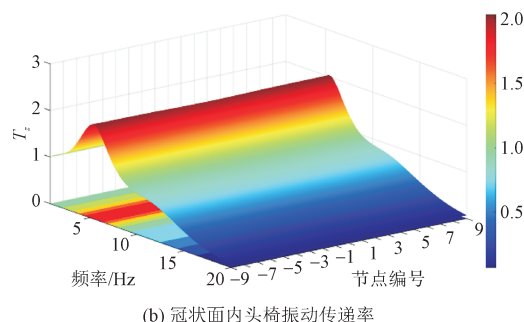
Fig. 2 Comparison of the vertical seat-to-head transmissibility at the forehead with others under the same conditions

2.3 头椅振动传递率

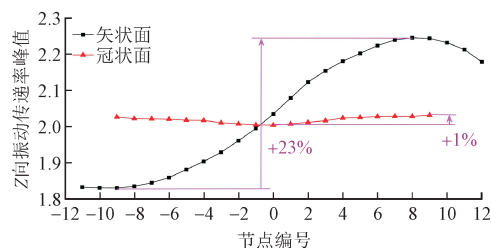
图3为垂向激励下头部不同位置与座椅的垂向振动传递率(T_z)。可以发现头部矢状面和冠状面内的响应特点相似,其峰值均分布在5.7 Hz左右。



(a) 矢状面内头椅振动传递率



(b) 冠状面内头椅振动传递率



(c) 不同位置响应峰值

图3 垂向头椅振动传递率

Fig. 3 Vertical seat-to-head transmissibility

如图3(a)和图3(c)所示,在矢状面内,头部的Z向响应峰值自鼻根部向后枕部逐渐增大。而在冠状面内不同位置的Z向响应峰值变动很小(图3b和图3c),上下浮动在1%以内。这表明头部Z向振动

响应的差异主要与前后位置偏移量有关,而左右位置偏移量对其影响很小。

矢状面内 Z 向振动传递率峰值差别较大,最大值是最小值的 123%。其中,最小值(1.83)位于额头位置,最大值(2.25)出现在枕骨上侧,靠近两块顶骨与枕骨交界处。此外,最大值较头顶处的值增加了 10%。所以,前人通常研究的头顶处响应并不是 Z 向头椅振动传递率的最大值。

图 4 为头部 43 个节点的前后向振动传递率(T_x)在垂向激励下计算所得,其响应峰值同样分布在 5.7 Hz 左右。

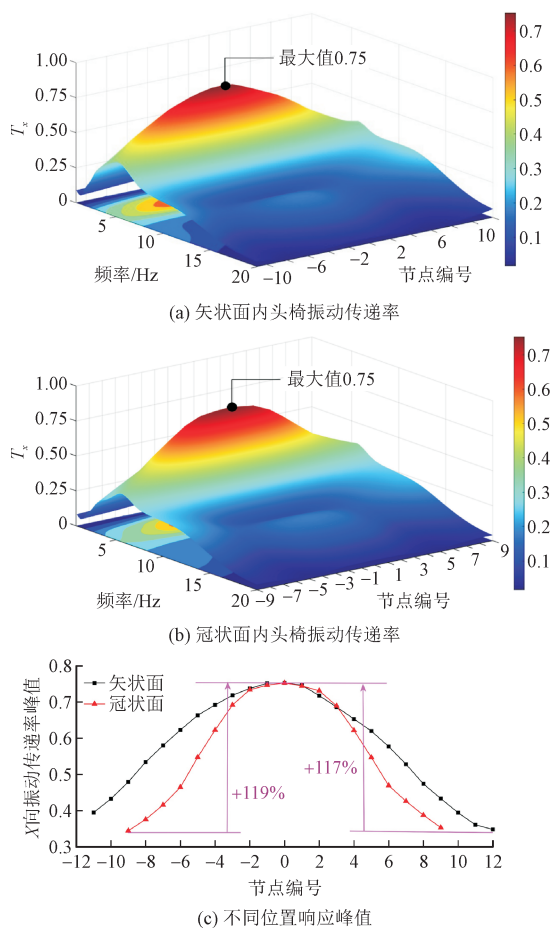


图 4 前后向振动传递率

Fig. 4 Fore-aft seat-to-head transmissibility

如图 4 (a) 所示,可以观察到在冠状面内的前后向(X 向)响应呈现出关于头顶点对称的特点。头椅振动传递率峰值的最大值为 0.75,出现在头顶位置。这与 Z 向响应有所不同,且不同位置响应差异更大,最大值是最小值的 219%。在矢状面内,随着预测位置的前后偏移量增大, X 向响应峰值呈现减小的趋势,最大值是最小值的 217%。这说明头部不同位置的选择,对垂向激励下的 X 向响应影响

很大。

通过随机响应预测的头部不同位置的头椅传递率可以看出,各方向上的响应情况并不相同。 Z 向响应峰值最大达到了 2.25, X 向响应峰值最大为 0.75,而 Y 向响应最大值仅为 0.05,这表明 Z 向与 X 向振动存在明显的耦合性,而与 Y 向振动耦合极小。因此,没有讨论头部 Y 向的响应。

图 5 是垂向响应峰值频率附近的两阶主要垂向模态振型和振型位移图,展示了模型变形前后的情况。该两阶模态振型也是垂向参与因子最大的两阶振型,其模态频率分别为 5.77、5.02 Hz。在坐姿人体垂向主要模态振型中,垂向运动最为明显,在整个传递路径中,各椎骨的 Z 向位移均为同向运动。而在次要模态振型中,随着脊椎的生理弯曲变化,各节段 Z 向位移的具体表现有一定差异,但均为同向运动。

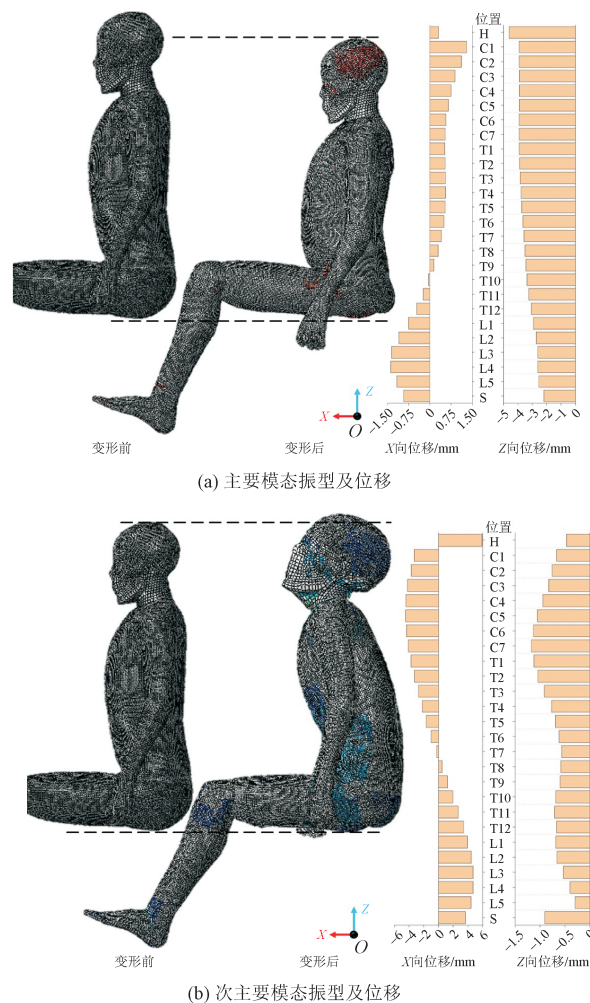


图 5 坐姿人体的垂向模态振型及位移

Fig. 5 Vertical vibration modes and displacement of the seated human body

各节段的 X 向运动与脊椎生理弯曲之间的联系

更为密切,图5(a)主要振型中颈椎和胸椎的屈曲致使椎骨向前运动,而腰椎段的伸展运动致使椎骨向后运动,这与图5(b)次要振型中的 X 向位移情况相反,但都能观察到颈部脊椎弯曲幅度较大。在垂向模态中颈部的弯曲导致头部发生转动,这也对头部响应特点造成了一定影响,脊椎的弯曲位移以及头部的转动最终产生了上述振动分布规律。

3 结果讨论

脑组织被外部坚硬的头骨包裹,对于头骨表面的振动响应研究来说,可以将头部假设为刚体。刚体上不同位置的角位移保持一致,但位移受转动中心以及测量位置的影响。在坐姿人体垂向共振模态中,人体的振型呈现出脊柱的垂向屈伸以及头部的旋转运动,最终产生了上述头部不同位置的振动响应特点。虽然本研究预测的 X 向头椅振动传递率与FRITZ^[8]和RAHMATALLA等^[10]的实验研究很吻合(图6),但是发现与另外一些研究存在较大差异^[9,11]。本研究发现,垂向激励下,有研究的最大 X 向振动传递率甚至远大于 Z 向传递率(图2和图6)。这种差别也远大于本研究中不同测量位置的差别(119%)。

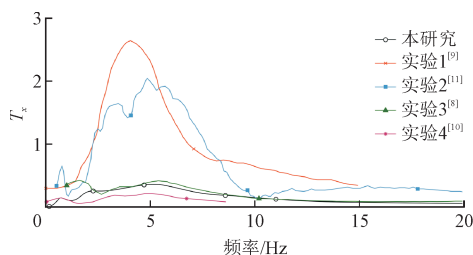


图6 额头处前后向振动传递率与相同条件下的实验结果对比

Fig. 6 Comparison of the fore-aft seat-to-head transmissibility at the forehead with others under the same conditions

可能导致这种头部振动响应差别的原因总结为以下几个方面。

1) 坐姿。本研究中人体模型是竖直坐姿,可以将脊椎简化为一根竖直杆^[26],人体上半身的重心在竖直杆的轴线上。在垂向振动激励下整个杆沿着垂向(轴线)运动,虽然由于脊椎的生理弯曲导致坐姿人体还发生屈曲运动,但是腰部与颈胸部的屈曲方向相反^[31-32],致使整个脊椎的 X 向运动相互抵消(图5),所以在头部的前后响应较小。但是当坐姿人体前倾或后倾时,由于重心不在轴线上,致使在垂

向激励下整个杆(脊椎或上半身)发生前倾或后倾,最终使得头部出现很大的前后响应,这也与之前重心前移或后移导致很大 X 向响应的研究吻合^[26]。这可能是文献结果出现较大 X 向响应的原因之一(图6)。因为有研究发现振动实验中虽然被试者被指定保持一定的坐姿,但是被试者出现的不自主移动会改变姿势,致使结果有较大的差别^[4]。

2) 测量位置。例如,有研究通过咬合传感器测量口部的响应^[4],也有通过捆绑头带^[8-11]或佩戴头盔^[12]来测量额头或头顶处的响应。这种不同位置响应的差别如本研究中的图3和图4所示,竖直坐姿人体头部不同位置的 X 向响应差异达119%。

3) 数据采集方式。表3总结了图6中各数据采集方式,可归为两类:加速度传感器采集与光学标记采集。加速度传感器存在自身坐标系难以保持与全局坐标系平行、自身惯性以及与皮肤的弹性连接等问题,这些问题将影响测量结果^[10],例如,采集额头位置响应时存在额头表面与人体冠状面不平行的问题,导致传感器坐标系与全局坐标系不平行,从而可能致使采集的振动传递率数据存在误差。光学标记采集方式不存在上述加速度传感器采集中的问题,但存在易受测量环境影响,再加上这种设备昂贵的造价限制了其在头部振动测试中的使用。虽然不同的数据采集方式是造成同类型研究产生差异(图6)的原因之一,但这种差异是否达到了不可忽视的地步还需进一步实验验证。

表3 数据来源情况

Tab. 3 Data source information

方案	试验对象	数据采集形式
本研究	有限元模型	仿真分析
实验1 ^[9]	真人受试者	加速度传感器
实验2 ^[11]	真人受试者	加速度传感器
实验3 ^[8]	刚体模型	未知
实验4 ^[10]	真人受试者	光学标记点

4) 其他原因。是否有神经主动参与肌肉控制也可能是造成不同研究之间存在差异的原因。有研究表明,人体在实验前收到扰动提醒,会显著降低头部的线性加速度^[33],所以不同研究中实验开始前的预留时间以及受试者紧张程度也会对结果产生影响。而图6中实验3^[8]使用假人模型,与本模型同属被动模型,不存在肌肉主动控制,这也可能是不同研究之间产生差异的原因。此外,被试者身高和体质量

等个体差异也对头部响应造成不同程度的影响^[4]。

通过上述结果分析和讨论发现,坐姿、测量位置、数据采集方式、肌肉主动控制和被试者个体差异等都会对头部振动响应产生影响。不同的实验测量法以及模型模拟法研究坐姿人体头部响应都存在优缺点。本研究建议制定详细的研究标准,使得头椅振动传递率的测量、研究以及相关实验更加规范化、标准化。

人体振动舒适性评价标准是基于人体座椅界面处的振动响应进行评价的。然而,本研究发现在垂向振动激励下竖直坐姿人体头-椅振动传递率在共振频率附近出现非常大的峰值,传递率峰值约为2(图3a)。这说明人体头部振动响应要比人体座椅界面处的响应要大一倍,所以建议在振动舒适性评价中要适当考虑人体本身的振动响应。例如,在振动舒适性评价中,对4~6 Hz范围内的垂向振动加以重点关注,或者人椅界面处振动响应的加权值可以参考头椅振动传递率来制定。

本研究只对单独坐姿人体的动态特性(特别是坐姿人体的头部动态响应特点)进行基础研究,并没有考虑靠头枕、靠背和车辆对其振动影响,但本研究可为后续进一步耦合座椅以及耦合车辆系统的研究提供研究基础和参考。

4 结 论

本研究创建并验证了坐姿人体有限元模型,研究发现在垂向振动激励下竖直坐姿人体头部Z向响应在矢状面内的最值位于后枕部,而在冠状面内头部不同位置Z向响应几乎相同;X向响应的最值位于头顶处,矢状面和冠状面内的响应峰值关于此点对称,并且不同位置X向响应差异达到119%。坐姿人体垂向模态振型中不仅脊椎有垂向和前后位移,头部还有转动,导致头部出现上述的振动分布规律。此外,本研究综合分析了影响头部振动响应的主要因素,可为后续头部响应的测量、模型创建以及振动舒适性评价提供参考。

参考文献:

- [1] COYTE J L, STIRLING D, DU H P, et al. Seated whole-body vibration analysis, technologies, and modeling: a survey[J]. IEEE transactions on systems, man, and cybernetics: systems, 2016, 46(6): 725-739.
- [2] 潘晓勇, 周德林, 何佩珠, 等. 全身振动对机体不良影响的职业流行病学研究[J]. 工业卫生与职业病, 1992, 18(3): 142-145.
- [3] PAN Xiaoyong, ZHOU Delin, HE Peizhu, et al. Occupational epidemiological study—effects of whole-body vibration on human body[J]. Industrial health and occupational diseases, 1992, 18(3): 142-145 (in Chinese).
- [4] ZHANG S G, SHI W K, CHEN Z Y. Modeling and parameter identification of seated human body with the reference vector guided evolutionary algorithm[J]. Advances in mechanical engineering, 2021, 13(11): 1-11.
- [5] PADDAN G S, GRIFFIN M J. The transmission of translational seat vibration to the head—I. vertical seat vibration[J]. Journal of biomechanics, 1988, 21(3): 191-197.
- [6] ZHAO Y L, BI F R, KHAYET M, et al. Study of seat-to-head vertical vibration transmissibility of commercial vehicle seat system through response surface method modeling and genetic algorithm[J]. Applied acoustics, 2023, 203: 109216.
- [7] YU Z Z, ZHAO Q H, YANG J, et al. Uncoupled spatial biodynamic model for seated humans exposed to vibration—development and validation[J]. International journal of industrial ergonomics, 2021, 85: 103171.
- [8] VALENTINI P P, PENNISTRÌ E. An improved three-dimensional multibody model of the human spine for vibrational investigations[J]. Multibody system dynamics, 2016, 36(4): 363-375.
- [9] FRITZ M. Three-dimensional biomechanical model for simulating the response of the human body to vibration stress[J]. Medical and biological engineering and computing, 1998, 36(6): 686-692.
- [10] WANG W P, RAKHEJA S, BOILEAU P É. Effect of back support condition on seat to head transmissibilities of seated occupants under vertical vibration[J]. Journal of low frequency noise, vibration and active control, 2006, 25(4): 239-259.
- [11] RAHMATALLA S, DESHAW J. Effective seat-to-head transmissibility in whole-body vibration: effects of posture and arm position[J]. Journal of sound and vibration, 2011, 330(25): 6277-6286.
- [12] MANDAPURAM S, RAKHEJA S, BOILEAU P É, et al. Apparent mass and head vibration transmission responses of seated body to three translational axis vibration[J]. International journal of industrial ergonomics, 2012, 42(3): 268-277.
- [13] SMITH S D, SMITH J A. Head and helmet biodynamics and tracking performance in vibration environments[J]. Aviation, space, and environmental medicine, 2006, 77(4): 388-397.
- [14] RAKHEJA S, DEWANGAN K N, DONG R G, et al. Whole-body vibration biodynamics—a critical review: experimental biodynamics[J]. International journal of vehicle performance, 2020, 6(1): 1-51.
- [15] 郭云强, 刘忠, 杨先海, 等. 坐姿人体动态特性的有限元法研究[J]. 应用力学学报, 2023, 40(6): 1445-1452.
- [16] GUO Yunqiang, LIU Zhong, YANG Xianhai, et al. The dynamic characteristics of sitting human body studied by finite element method[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2023, 40(6): 1445-1452 (in Chinese).
- [17] KONG W Z, GOEL V K. Ability of the finite element models to

- predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration [J]. *Spine*, 2003, 28(17):1961-1967.
- [16] LITTLE J P, ADAM C J. Effects of surgical joint destabilization on load sharing between ligamentous structures in the thoracic spine; a finite element investigation [J]. *Clinical biomechanics*, 2011, 26(9):895-903.
- [17] DONG R C, HE L, DU W, et al. Effect of sitting posture and seat on biodynamic responses of internal human body simulated by finite element modeling of body-seat system [J]. *Journal of sound and vibration*, 2019, 438:543-554.
- [18] GRUJICIC M, PANDURANGAN B, ARAKERE G, et al. Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants [J]. *Materials & design*, 2009, 30(10):4273-4285.
- [19] HENDRIKS F M, BROKKEN D, VAN EEMEREN J T W M, et al. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin [J]. *Skin research and technology*, 2003, 9(3):274-283.
- [20] HOOF J, MARKWIJK R, VERVER M, et al. Numerical prediction of seating position in car seats [J]. *SAE international journal of materials and manufacturing*, 2004, 113(5):881-885.
- [21] DONG R C, GUO L X. Human body modeling method to simulate the biodynamic characteristics of spine *in vivo* with different sitting postures [J]. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 2017, 33(11):15-50.
- [22] GARCÍA J M, DOBLARÉ M, SERAL B, et al. Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations [J]. *Journal of biomechanical engineering*, 2000, 122(5):516-522.
- [23] MAO N F, SHI J, HE D W, et al. Effect of lordosis angle change after lumbar/lumbosacral fusion on sacrum angular displacement; a finite element study [J]. *European spine journal*, 2014, 23(11):2369-2374.
- [24] BARBEAU R, WEISSER T, DUPUIS R, et al. Assessment of the impact of sub-components on the dynamic response of a coupled human body/automotive seat system [J]. *Journal of sound and vibration*, 2019, 459:114846.
- [25] WU J, QIU Y, SUN C. Modelling and analysis of coupled vibration of human body in the sagittal and coronal planes exposed to vertical, lateral and roll vibrations and the comparison with modal test [J]. *Mechanical systems and signal processing*, 2022, 166:108439.
- [26] DONG R C, GUO Q J, YUAN W, et al. The finite element model of seated whole human body for vibration investigations of lumbar spine in complex system [J]. *IEEE access*, 2020, 8:125046-125055.
- [27] LIU C, QIU Y, GRIFFIN M J. Finite element modelling of human-seat interactions; vertical in-line and fore-and-aft cross-axis apparent mass when sitting on a rigid seat without backrest and exposed to vertical vibration [J]. *Ergonomics*, 2015, 58(7):1207-1219.
- [28] KITAZAKI S, GRIFFIN M J. Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture [J]. *Journal of biomechanics*, 1998, 31(2):143-149.
- [29] GAO K Z, LI C Y, XIAO Y, et al. Finite element modeling and parameter identification of the seated human body exposed to vertical vibration [J]. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 2021, 20(5):1789-1803.
- [30] LIN Z F, ZHANG J H, LI M, et al. Biodynamic response of seated human body to roll vibration; effect of armrest support [J]. *Journal of sound and vibration*, 2022, 529:116939.
- [31] HINZ B, SEIDEL H, BRÄUER D, et al. Bidimensional accelerations of lumbar vertebrae and estimation of internal spinal load during sinusoidal vertical whole-body vibration; a pilot study [J]. *Clinical biomechanics*, 1988, 3(4):241-248.
- [32] BAIG H A, DORMAN D B, BULKA B A, et al. Characterization of the frequency and muscle responses of the lumbar and thoracic spines of seated volunteers during sinusoidal whole body vibration [J]. *Journal of biomechanical engineering*, 2014, 136(10):101002.
- [33] BOYNTON A M, TRUONG T E, LUTTMER N G, et al. Axial muscle activation provides stabilization against perturbations while running [J]. *Human movement science*, 2023, 89:103096.

(编辑 李坤璐)