中国科学: 技术科学 2011 年 第 41 卷 第 12 期: 1640 ~ 1648
www.scichina.com tech.scichina.com
《中国科学》杂志社
SCIENCE CHINA PRESS

坐姿人体垂向振动特性及其两自由度模型

高江华, 侯之超*, 何乐, 夏群生

清华大学, 汽车安全与节能国家重点实验室, 北京 100084
* E-mail: houzc@tsinghua.edu.cn

收稿日期: 2010-08-02; 接受日期: 2011-03-23
国家自然科学基金项目(批准号: 50675110)和汽车安全与节能国家重点实验室自主科研项目(批准号: ZZ080082)资助

摘要 理解坐姿人体的振动特性对于评价、改进各类运载工具的乘坐舒适性具有重要的意义. 迄今针对坐姿中国人体振动特性的公开文献极少. 采用宽带随机白噪声信号与自制座椅传感器, 对 28 名志愿者进行了多种激励水平下的坐姿垂向振动测试, 得到了 1~20 Hz 范围内的视在质量数据. 选择包含框架质量的并联两自由度生物动力学模型描述坐姿人体垂向振动特性, 依据视在质量的实频与虚频信息定义误差函数, 采用 Gauss-Newton 法获得了各志愿者的全部模型参数. 通过对实测数据作质量归一化与平均处理, 给出了 20~25 岁年龄段标准中国人体坐姿垂向振动特性的模型参数与模态参数. 模型给出的视在质量与实验数据高度吻合. 应用统计分析讨论了身高、体重对坐姿人体参数的影响.

关键词
坐姿人体
垂向振动
视在质量
生物动力学模型

1 引言

理解坐姿人体的振动特性, 不但是评价、改进车辆乘坐舒适性的需要, 也将有助于对工程车辆驾乘人员进行健康防护, 降低腰痛等职业病的发病概率. 早在 1930 年代德、英、美等国学者就结合汽车、航空工业的需要而开展了人体振动耐受性与舒适性等研究[1]. 对坐姿人体垂向振动特性的研究可追溯到 1960 年前后 Coermann 和 Von Gierke 等人的工作[2, 3], 有关研究随着技术的进步一直持续至今[4~15]. 基于上述研究, 国际标准化组织先后制定出系列标准[16~18]. 1997 年以来 4 年一度的国际全身振动与人体伤害学术讨论会已举办了 3 届[19].

上述研究以及相关标准均基于欧美人群. 因为人种、生活方式、饮食习惯等方面存在的差异, 这些成果显然难以直接用于东亚人群. 90 年代末韩国学者针对本国人群开展了坐姿人体振动特性研究, 探索建立生物动力学模型[20~22]. 2005 年 Maeda 与 Mansfield 发表了对 12 名日本男性志愿者进行的坐姿人体垂向振动试验, 指出坐姿日本人体垂向视在质量与 ISO 5982-2001 基于欧美人体给出的数据存在明显差异[23].

针对车辆乘坐舒适性的需要, 1986 年冯焕玉[24]采用正弦激励对 10 名志愿者进行了坐姿振动实验, 依据 0~10 Hz 内的平均机械驱动点阻抗而研制出人体动态模拟仪. 1993 年夏群生与房立新[25]采用随机激励得到了坐姿中国人体在 1~25 Hz 范围内的视在质量, 基于视在质量的幅频信息对比研究了若干 2 自由度系统模型, 指出有框架并联 2 自由度模型对于中国人体更为合适. 这一结论与 Wei 与 Griffin 在 1998 年就欧美人体得到的结果[11]一致. 但文献[25]所推荐模型与 ISO 5982-1981[16]不同. 2006 年中国台湾学者

英文版发表信息: Gao J H, Hou Z C, He L, et al. Vertical vibration characteristics of seated human bodies and a biodynamic model with two degrees of freedom. Sci China Tech Sci, 2011, 54: 2776–2784, doi: 10.1007/s11431-011-4461-6

依据欧美人体坐姿垂向振动试验数据, 对包含单自由度至 11 自由度的多种模型进行了对比研究[26].

1996 年中国政府发布了国家标准 GB/T 16440[27]. 该标准非等效采用 ISO5982-1981 标准, 以中国人体试验结果为依据, 给出一种无框架质量的并联三自由度模型描述坐姿、立姿和卧姿状态下的人体垂向振动特性. 该模型既不同于 ISO5982-1981 标准所给出的无框架并联 2 自由度模型, 也不同于 ISO5982-2001 标准[18]给出的混联 3 自由度模型.

综上所述, 针对车辆乘坐舒适性需要 – 激振水平不超过 0.2 g(均方值), 中国学者在 20 世纪八、九十年代即开展了坐姿人体垂向振动特性研究, 起步早于韩、日及加拿大学者, 与欧洲及美国等差距很小. 不过, 除文献[24, 26, 27]外, 迄今尚未见到其他研究性文献公开发表, GB/T 16440-1996 也沿用至今.

有鉴于此, 从 2007 年开始, 本文作者面向乘用车乘坐舒适性的需要, 开展坐姿中国人体垂向振动特性及其模型研究[28~30]. 本文是对一部分研究工作的总结, 主要贡献在于: 1) 以 1980 年代后期出生人群为主, 通过试验得到了不同激励水平下坐姿人体垂向振动的视在质量数据; 2) 根据我们自己以及 Griffin 等学者的研究结果, 选择有框架质量并联 2 自由度模型, 同时应用视在质量的实频与虚频信息识别模型参数, 得到了不同激励水平下该年龄段中国人群的坐姿人体垂向振动模型参数与模态参数. 研究结果对于车辆乘坐舒适性研究与工程车辆振动防护具有意义.

2　视在质量及其实验测定

描述坐姿人体垂向振动特性的主要物理量包括机械驱动点阻抗、座椅面到人体头部的传递率、视在质量等. 视在质量因为直观、便于测量而得到广泛的应用. 坐姿人体垂向振动视在质量的原始定义为

$$M(\omega)=\frac{F(\omega)}{a(\omega)}, \tag{1}$$

试验测定则采用下式计算

$$M(\omega)=\frac{G_{Fa}(\omega)}{G_{aa}(\omega)}. \tag{2}$$

(1)和(2)式中, $F(\omega)$ 与 $a(\omega)$ 分别为在座椅椅面处测得的垂向激振力与垂向加速度的傅立叶变换; $G_{Fa}(\omega)$ 和 $G_{aa}(\omega)$ 分别为对应的力-加速度互功率谱与加速度自功率谱.

试验系统如图 1 所示, 图 2 为测试用座椅实物照片. 参考 ISO 5982-2001 标准, 测试条件统一明确为: 直立坐姿、无靠背、脚平放于振动台上、上臂自然下垂、双手平行放置于身前大腿上.

参考 GB10000-88[31], 座椅框架尺寸设计为 480 mm×400 mm×360 mm、座椅面板尺寸为 500 mm× 400 mm×12 mm 以保证人体落座时重心位于座椅面板中心, 坐深、坐宽和坐高也都满足标准要求. 座椅面板为铝板, 面板与力传感器的支撑底座采用角钢焊接而成, 实测框架结构固有频率高于 80 Hz. 4 个力传感器为组合梁结构剪切式应变力传感器, 量程 200 kg、频带范围 0~20 Hz, 分别位于座椅面板四角下方. 2 个加速度传感器均为压电式加速度计 BK4383, 频带范围 0.01~20 kHz, 分别安装于座椅面板底面中心处和振动台面上. 力传感器弹性元件以上部分, 包括座椅面板, 共重 8.4 kg. 电液伺服振动台为日本鹭宫公司生产的 EVH20-100-10, 最大行程±100 mm、频带范围 1.0~200 Hz.

LabView 产生的宽带随机白噪声信号通过 A/D

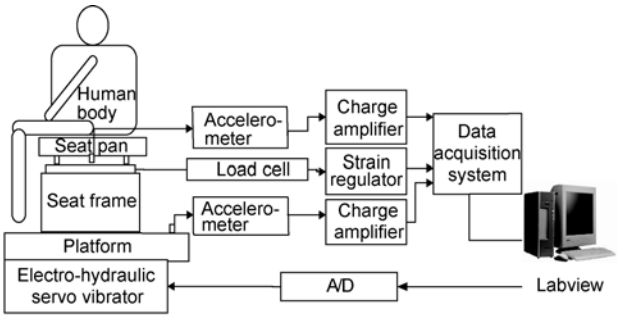

图 1　视在质量测试系统框图[28]

图 2　测试用座椅

转换卡(NI PCI-6221)转换为模拟信号, 控制电液振动台以产生宽带随机激励. 通过监测、调整振动台面未计权加速度均方根值, 实现不同的激振水平(以台面加速度均方根值 a_{rms}^{b} 表示).

3 模型及其参数辨识

本节选定描述坐姿人体垂向振动特性的生物动力学模型, 给出其运动方程, 并对用于识别模型参数的目标函数与算法进行简要介绍.

3.1 坐姿垂向振动模型选择

因为人体结构的复杂性, 对坐姿人体垂向振动特性一般采用包含粘性阻尼的集中参数模型描述, 包括 Coremann 的单自由度模型、Suggs 刚性支撑 2 自由度模型、ISO5982-2001 给出的 3 自由度模型, 以及依据身体结构划分而建立的多自由度模型. 然而, 研究指出, 当自由度数多于 3 时, 增加自由度数对模型精确度的改善十分有限[21]. 此外, 当自由度数太多时, 模型参数识别困难. 大量实验结果显示, 坐姿人体垂向振动的机械驱动点阻抗或视在质量的幅频曲线在 0.5~30 Hz 频段内共振峰数量不超过 2 个. 不同学者的研究[11, 25, 29]均显示, 对于车辆舒适性评价而言, 图3所示含骨架质量 m_0 的并联2自由度模型具有足够的精度. 为此, 本文选择该模型以描述坐姿中国人体垂向振动特性.

图 3 所示模型的动力学方程为

$$M\ddot{y}+C\dot{y}+Ky=f(t), \tag{3}$$

其中 $M=\mathrm{diag}(m_0,m_1,m_2)$, 而

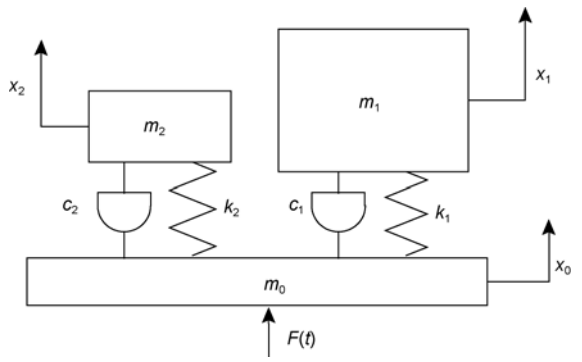

图 3 含框架质量的并联两自由度模型

$$C=\begin{bmatrix} c_1+c_2 & -c_1 & -c_2 \\ -c_1 & c_1 & 0 \\ -c_2 & 0 & c_2 \end{bmatrix},\quad K=\begin{bmatrix} k_1+k_2 & -k_1 & -k_2 \\ -k_1 & k_1 & 0 \\ -k_2 & 0 & k_2 \end{bmatrix},$$

$$f(t)=\begin{bmatrix} F(t) & 0 & 0 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}},\ y=\begin{bmatrix} x_0 & x_1 & x_2 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}.$$

根据定义, 坐姿人体垂向振动视在质量可表示为

$$M(\omega)=\sum_{i=1}^{2}\frac{m_i(k_i+j\omega c_i)}{k_i-m_i\omega^2+j\omega c_i}+m_0. \tag{4}$$

3.2 模型参数识别过程与算法

定义目标函数

$$Q=Q_{\mathrm{Re}}+Q_{\mathrm{Im}}. \tag{5}$$

通过优化寻求目标函数的极小值而确定全部模型参数 χ

$$\chi=\left(m_0,m_1,m_2,c_1,c_2,k_1,k_2\right)^{\mathrm{T}}. \tag{6}$$

(5)式中(n 为频率点数)

$$Q_{\mathrm{Re}}=\sum_{k=1}^{n}\left\{\mathrm{Re}\left[M(\omega_k,\chi)\right]-\mathrm{Re}\left[H(\omega_k)\right]\right\}^2,$$

$$Q_{\mathrm{Im}}=\sum_{k=1}^{n}\left\{\mathrm{Im}\left[M(\omega_k,\chi)\right]-\mathrm{Im}\left[H(\omega_k)\right]\right\}^2,$$

其中, Re 与 Im 分别表示复值函数的实部与虚部; $H(\omega_k)$ 为实测视在质量在频率 ω_k 处的值, 下标 k 为频率点序号; $M(\omega_k,\chi)$ 为依据(4)式计算得到的在频率为 ω_k、模型参数为 χ 时的视在质量.

与仅利用幅频信息的目标函数相比, (5)式所示目标函数提高了模型对视在质量相位的预测精度. 分别依据这两种目标函数识别得到的模型参数存在很大的差异[30].

对(5)式定义的目标函数, 应用 Gauss-Newton 法识别模型参数. 需要指出的是, 该方法对初值依赖性较强. 鉴于试验得到的视在质量曲线普遍具有两个共振峰, 而在共振峰即固有频率附近视在质量曲线主要由对应主振动决定, 因此应用模态理论估计模型参数的初值.

4 坐姿人体垂向振动特性与模型参数

4.1 试验结果与个体模型参数

依据第 2 节定义的条件与要求先后对 28 名志愿者进行了测试. 其中男性 18 名、女性 10 名, 年龄为 20~37 岁、平均年龄 24 岁, 身高为 152~180 cm、平

均身高 168.9 cm, 体重为 42.9~79.5 kg、平均体重为 62.4 kg. 基于均方根表示的激励水平 $a^b_{\rm rms}$ 在 0.5~2.0 m s^{-2} 之间.

实测结果显示, 各志愿者视在质量幅频曲线第 1, 2 共振峰随着激励水平的增大而左移, 显示共振频率随激励幅值的增加而降低; 第 1 共振峰峰值有所增加, 而第 2 共振峰峰值略为降低.

考察模态参数. 当激励水平从 0.5 m s^{-2} 增加到 2.0 m s^{-2} 时, 第一阶固有频率平均值由 5.57 Hz 下降为 4.31 Hz, 第一阶模态阻尼比总体呈现下降趋势; 第二阶固有频率平均值由 12.11 Hz 下降为 9.34 Hz, 第二阶模态阻尼比呈现上升趋势.

激励水平为 $a^b_{\rm rms}$ = 1.0 m s^{-2} 时, 视在质量测试结果如图 4 所示. 针对各志愿者识别得到的模型参数及模态参数见表 1 和 2, 模型与试验结果对比见图 5 和 6.

图 5 显示, 依据模型计算得到的视在质量的幅频曲线与实测数据高度吻合. 从图 6 可以发现, 相频曲

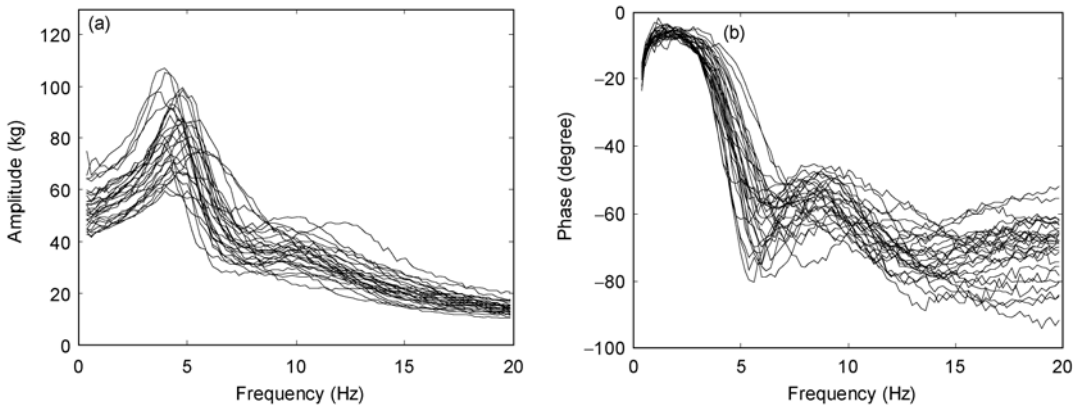

图 4　28 名志愿者视在质量测试结果($a^b_{\rm rms}$ =1.0 m s^{-2})

(a) 幅频曲线; (b) 相频曲线

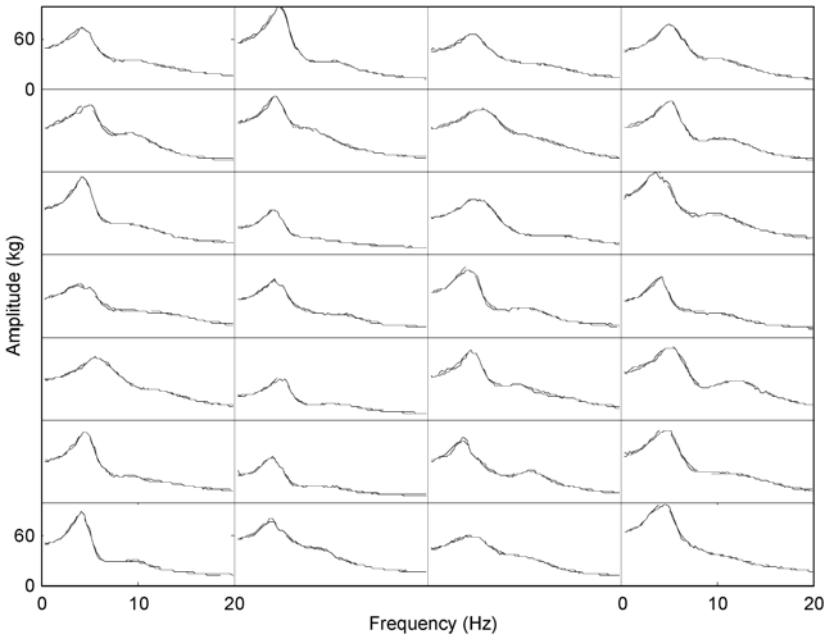

图 5　$a^b_{\rm rms}$ =1.0 m s^{-2} 时视在质量幅频曲线对比

—— 实验曲线, ------ 拟合曲线

表 1　并联两自由度模型参数及其平均值(a^b_{rms} =1.0 m s^{-2})

No.	Weight (kg)	Sex	Age	m_0 (kg)	m_1 (kg)	m_2 (kg)	c_1 (Ns m^{-1})	c_2 (Ns m^{-1})	k_1 (N m^{-1})	k_2 (N m^{-1})	m (kg)
1	62	M	24	5.1	28.2	14.9	533	935	25457	68185	48.2
2	70.6	M	23	8.5	37.0	9.7	577	381	36963	44690	55.2
3	54.3	M	23	6.3	29.2	9.1	719	460	33176	52701	44.7
4	59	M	23	6.1	29.5	11.0	603	450	38358	52653	46.5
5	68.7	M	23	10.7	29.5	13.2	586	451	32003	53546	53.4
6	75	M	23	8.1	23.9	25.6	340	1139	20805	65466	57.6
7	66.4	M	37	5.3	36.2	9.4	1100	416	56636	52983	50.9
8	65.6	M	25	9.5	29.9	13.1	544	546	36225	69108	52.5
9	65	M	24	8.5	30.4	14.8	422	680	27095	56556	53.7
10	75.7	M	24	7.5	36.2	17.1	488	927	28430	50945	60.8
11	79.5	M	23	10.0	43.5	15.4	893	698	33157	71434	68.9
12	53.8	M	25	6.0	29.7	9.8	725	555	25896	62107	45.5
13	58.6	M	23	9.8	32.0	10.2	515	388	27665	48650	52.1
14	58.8	M	24	5.8	34.1	8.4	1001	410	58713	54008	48.3
15	56	M	20	4.1	26.5	20.5	428	1111	26840	80574	51.1
16	70.6	M	24	7.0	34.7	14.8	723	582	44965	94486	56.5
17	61.8	M	24	5.9	27.7	15.3	407	988	26932	60352	49.0
18	77.6	M	22	8.4	44.2	10.8	915	614	41068	47908	63.4
Mean of 17 men (20–25 year old)				7.5	32.1	13.7	613	666	33161	60786	53.4
Mean of all the men				7.4	32.4	13.5	640	652	34466	60353	53.2
19	42.9	F	23	7.3	32.1	3.8	789	162	43371	32479	43.2
20	49.1	F	21	7.0	28.7	8.3	568	372	25674	39089	44.0
21	46.4	F	22	6.0	24.3	12.7	353	603	18932	47172	42.9
22	65.9	F	35	9.0	32.9	14.2	483	631	34902	68373	56.1
23	75.8	F	23	10.5	39.5	14.0	553	648	29590	54345	64.0
24	58.1	F	23	7.6	34.2	8.8	702	268	24921	43843	50.7
25	63.4	F	22	5.3	39.3	11.0	799	507	40055	64513	55.6
26	57.9	F	24	9.2	28.6	10.7	349	462	22842	40358	48.6
27	61.5	F	22	11.0	30.6	13.5	658	524	24918	43498	55.2
28	46.5	F	25	3.9	35.1	4.1	1148	103	37085	18793	43.1
Mean of 9 women (20–25 year old)				7.5	32.5	9.7	658	405	29710	42677	49.7
Mean of all the women				7.7	32.5	10.1	640	428	30229	45246	50.3
Mean of 26 subjects (20–25 year old)				7.5	32.3	12.3	628	576	31967	54518	52.1
Mean of all the subjects				7.5	32.4	12.3	640	572	32953	54958	52.2

说明: $m=m_0+m_1+m_2$.

线与实测数据吻合良好, 只是在 2 Hz 以下频段有一定的误差; 对极少部分志愿者, 10 Hz 以后频段模型给出的相频曲线与实测结果存在很小的差别. 相频曲线在 2 Hz 以下频段变化异常, 主要原因在于振动台老化而降低了低频精度.

从表 1 和 2 可以看出, 各志愿者模型参数存在差异. 鉴于样本参数分布形态未知, 采用非参数检验中的秩和检验法进行统计分析, 阈值取为 0.1. 男性志愿者 m_2, c_2, k_2 要略大于女性(p<0.1), 其余参数无显著差别. 进一步选择适用于自由分布的肯德尔秩相关系数来考察身高、体重与模型物理参数或模态参数之间的相关性, 双边检验阈值取 0.05. 计算显示: 1) 身高、体重与模态参数之间既非秩相关也非线性相关; 2) 就现有样本而言, 无论男女, 身高与模型参数间均没有秩相关性; 3) 女性群体中, 体重与模型参数 m_2, c_2, k_2 有明显的秩相关性, 与 m_2 的线性相关系数

表 2　并联两自由度模型模态参数(a_{rms}^{b} =1.0 m s^{-2})

	f_1 (Hz)	ξ_1	f_2 (Hz)	ξ_2		f_1 (Hz)	ξ_1	f_2 (Hz)	ξ_2
1	4.78	0.3143	10.75	0.4633	18	4.85	0.3396	10.60	0.4265
2	5.03	0.2470	10.80	0.2892	Ave1	5.16	0.3001	10.86	0.3570
3	5.36	0.3652	12.08	0.3314	19	5.85	0.3345	14.80	0.2318
4	5.74	0.2837	11.03	0.2965	20	4.76	0.3310	10.95	0.3269
5	5.24	0.3016	10.14	0.2682	21	4.45	0.2602	9.71	0.3903
6	4.70	0.2412	8.05	0.4400	22	5.18	0.2254	11.05	0.3201
7	6.29	0.3842	11.97	0.2955	23	4.36	0.2556	9.90	0.3706
8	5.54	0.2611	11.56	0.2872	24	4.29	0.3799	11.23	0.2156
9	4.75	0.2325	9.84	0.3715	25	5.08	0.3182	12.19	0.3007
10	4.46	0.2406	8.68	0.4961	26	4.50	0.2155	9.76	0.3514
11	4.39	0.3715	10.84	0.3328	27	4.54	0.3766	9.02	0.3414
12	4.70	0.4132	12.68	0.3561	28	5.17	0.5030	10.76	0.1856
13	4.68	0.2736	10.98	0.2748	Ave2	4.82	0.3200	10.94	0.3034
14	6.61	0.3539	12.77	0.3048	Ave3	5.04	0.3072	10.89	0.3379
15	5.06	0.2538	9.99	0.4326	Annotation: Ave1: mean of the men; Ave2: mean of the women; Ave3: mean of all.				
16	5.73	0.2892	12.72	0.2464					
17	4.96	0.2356	9.98	0.5131					

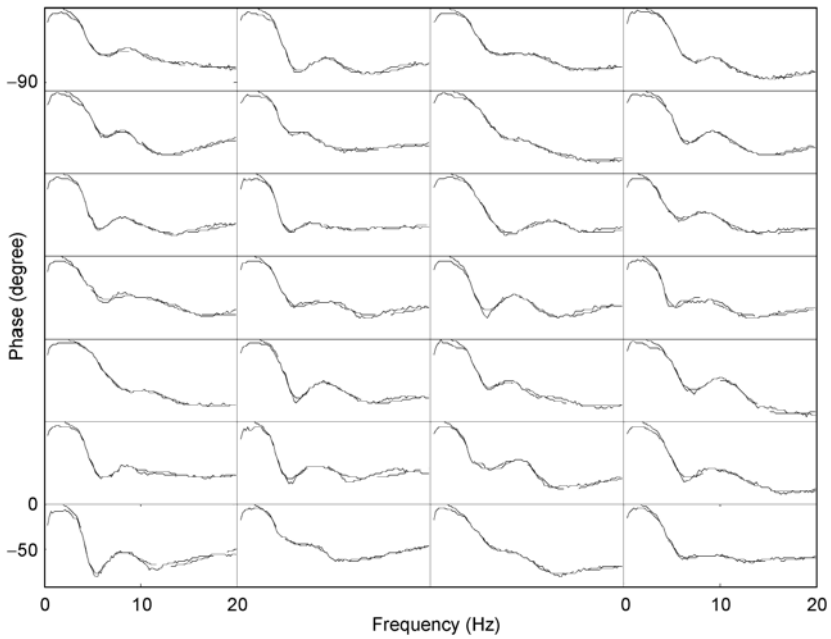

图 6　a_{rms}^{b} =1.0 m s^{-2} 时视在质量相频曲线对比

—— 实验曲线, ------ 拟合曲线

可达 0.7465; 4) 男性群体中, 体重与模型参数 m_0, m_1 有一定的秩相关性.

考察测试与模型预测结果可知, 在 1.0 m s^{-2}激励水平下, 男子第 1 阶固有频率在 4.39~6.61 Hz 范围内变化, 平均值为 5.16 Hz; 女子第一阶固有频率在 4.29~5.85 Hz 内变化, 平均值为 4.82 Hz. 男性志愿者第 2 阶固有频率变化范围为 8.05~12.77 Hz, 平均值为 10.86 Hz; 女性志愿者第 2 阶固有频率变化范围为

9.02~14.80 Hz, 平均值为 10.94 Hz.

4.2 基于归一化视在质量的模型参数

视在质量 $M(f)$ 在零频处的值即为座椅实际承受的部分体重. 可以依据静态体重[25]或接近零频的某 f_1 处的视在质量[11] $M(f_1)$ 定义归一化视在质量 AM_N (相频数据不变). 考虑到实验设备的下截止频率, 本文采用后者, 即取 $f_1 = 1.0$ Hz, 而

$$AM_N = \frac{|M(f)|}{|M(f_1)|},\ f = \omega / 2\pi. \tag{7}$$

依据标 GB-10000-88[31], 标准中国人体体重为 65 kg. 将特定激励水平下视在质量测试结果依据(7)式归一化, 然后平均, 再根据标准人体体重与座椅静态受力比例进行折算, 可得到标准中国人体坐姿垂向振动的视在质量数据. 据此识别出对应的模型参数, 得到的模型可称为归一化模型.

试验显示座椅静态受力约为人体重量的 83%. 依据本文在不同激励水平下得到的实测数据, 按照上述处理, 拟合得到的坐姿人体垂向振动模型参数如表 3 所示. 需要指出的是, 本文实验人群主要为 1980 年后出生的人员, 有关结果对其他年龄段人员的适用性有待验证. 此外, 虽然志愿者年龄一致, 但是本文在 2.0 m s^{-2} 激励水平下得到的模型参数与文献[25]仅利用幅频信息拟合得到的参数存在较大差别.

除归一化模型外, 直接应用各志愿者模型参数的平均值, 可得到平均参数模型. 在 1.0 m s^{-2} 激励水平下, 归一化模型、平均参数模型给出的视在质量与实验数据对比如图 7 所示. 显然, 归一化模型预测的主共振峰值及其频率与实验数据几乎没有差别, 优于平均参数模型; 对于相频曲线, 两模型预测结果彼此相差无几, 在绝大部分频段与实验数据均吻合良好, 显著差异仍然出现在 2 Hz 以下频段. 其原因见 4.1 节中对图 6 讨论所述.

5 结论

本文利用宽带随机激励与自制无靠背刚性座椅(内置力传感器)对 28 名志愿者(平均年龄 24 岁)进行了垂向振动特性试验, 得到了坐姿人体垂向振动的

表 3 标准中国人体坐姿垂向振动模型参数(体重 65 kg)

Input level (m s^{-2})	m_0 (kg)	m_1 (kg)	m_2 (kg)	c_1 (Ns m^{-1})	c_2 (Ns m^{-1})	k_1 (N m^{-1})	k_2 (N m^{-1})
0.5	6.9	36.4	9.7	938	476	42291	54586
0.7	6.8	34.3	11.0	808	561	35275	54937
1.0	7.1	33.7	11.1	714	543	32178	50514
2.0	7.1	31.8	12.6	531	575	25889	43918

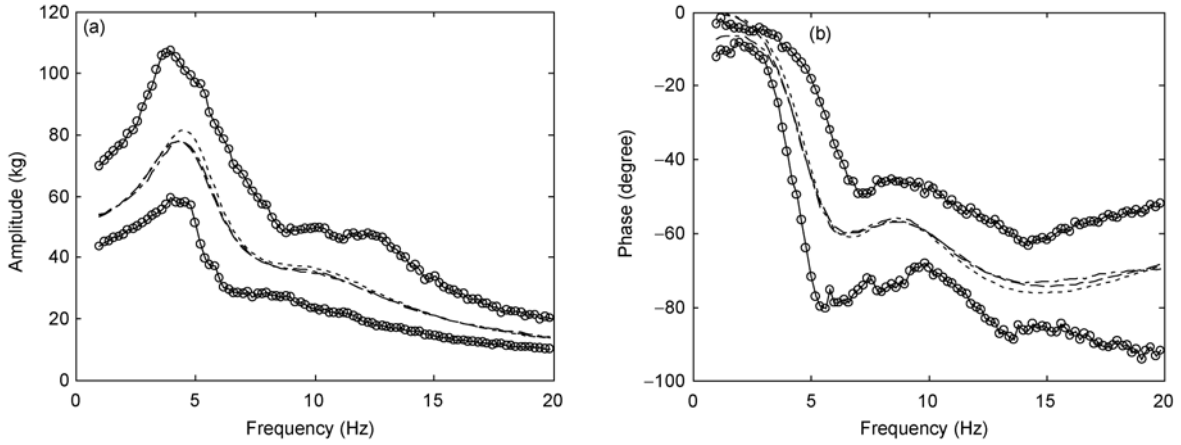

图 7 a^b_{rms} =1.0 m s^{-2} 视在质量曲线

(a) 幅频曲线; (b) 相频曲线, 'O' 实验数据的外包络线

– – – – – – 归一化平均数据, ------ 归一化模型, – – – –平均参数模型

视在质量数据. 采用包含框架质量的并联 2 自由度模型描述坐姿人体垂向振动特性, 基于视在质量的实频与虚频信息构造目标函数, 通过优化得到了各志愿者的全部模型参数, 模型预测结果和实验数据高度吻合. 依据实测数据, 基于质量归一化平均, 给出了 4 种激励水平下特定年龄段中国人体坐姿垂向振动的模型参数. 从统计的角度初步分析了身高、体重等对坐姿人体振动特性的影响. 利用本文方法可以对其他年龄段人群进行振动特性测试并识别对应模型参数, 进而建立标准中国人体坐姿垂向振动模型. 研究结果对于自主开展车辆乘坐舒适性研究与工程车辆振动防护具有意义.

参考文献

1 Lippert S. Human Vibration Research. Oxford: Pergamon Press, 1963

2 Coermann R R. The mechanical impedance of the human-body in sitting and standing position at low-frequencies. Hum Factors, 1962, 4(5): 255–274

3 Goldmann D E, Von Gierke H E. The effects of shock and vibration on man. Report of Naval Medical Research Institute, Bethesda, Maryland, 1960

4 Suggs C W, Abrams C F, Stikeleather L F. Application of a damped spring-mass human vibration simulator in vibration testing of vehicle seats. Ergonomics, 1969, 12: 79–90

5 Muksian R, Nash C D. A model for the response of seated humans to sinusoidal displacements of the seat. J Biomech, 1974, 7: 209–215

6 Sandover J. Measurement of the Frequency Response Characteristics of Man Exposed to Vibration. Ph.D. Thesis, Loughborough University of Technology, 1982

7 Amirouche F M L, Ider S K. Simulation and analysis of a biodynamic human model subjected to low accelerations – correlation study. J Sound Vib, 1988, 123(2): 281–292

8 Fairley T E, Griffin M J. The apparent mass of the seated human body: Vertical vibration. J Biomech, 1989, 22: 81–94

9 Qassem W, Othman M O, Abdul-Majeed S. The effects of vertical and horizontal vibrations on the human body. Med Eng Phys, 1994, 16: 151–161

10 Kitazaki S, Griffin M J. A modal analysis of whole body vertical vibration using a finite element model of the human body. J Sound Vib, 1997, 200(1): 83–103

11 Wei L, Griffin M J. Mathematical models for the apparent mass of the seated human body exposed to vertical vibration. J Sound Vib, 1998, 212(5): 855–874

12 Hinz B, Seidel H, Menzel G, et al. Effects related to random whole-body vibration and posture on a suspended seat with and without backrest. J Sound Vib, 2002, 253(1): 265–282

13 Boileau P E, Rakheja S, Wu X. A body mass dependent mechanical impedance model for applications in vibration seat testing. J Sound Vib, 2002, 253(1): 243–264

14 Toward M G R, Griffin M J. Apparent mass of the human body in the vertical direction: Effect of seat backrest. J Sound Vib, 2009, 327(3-5): 657–669

15 Toward M G R, Griffin M J. Apparent mass of the human body in the vertical direction: Effect of a footrest and a steering wheel. J Sound Vib, 2010, 329(9): 1586–1596

16 ISO5982:1981. Vibration and shock – mechanical driving point impedance of the human body, 1981

17 ISO2631-1:1997. Mechanical vibration and shock – evaluation of human exposure to whole body vibration, 1997

18 ISO5982:2001. Mechanical vibration and shock – range of idealized values to characterize seated-body biodynamic response under vertical vibration, 2001

19 Griffin M J, Bovenzi M. Forward to the 3rd International Conference on Whole-body Vibration Injuries. J Sound Vib, 2006, 298(3): 479

20 Park S J, Park S C, Kim J H, et al. Biomechanical parameters on body segments of Korean adults. Int J Ind Ergonom, 1999, 23: 23–31

21 Kim K S, Lee J H, Kim K J, et al. A nonlinear dynamic model of human body seated on vehicles. In: Inter-Noise. Prague, Czech Republic, August 22-25, 2004

22 Kim T H, Kim Y T, Yoon Y S. Development of a biomechanical model of the human body in a sitting posture with vibration transmissibility in the vertical direction. Int J Ind Ergonom, 2005, 35(9): 817–829
23 Maeda S, Mansfield N J. Comparison of the apparent mass during exposure to whole-body vertical vibration between Japanese subjects and ISO 5982 standard. Ind Health, 2005, 43: 436–440
24 冯焕玉. 两自由度人体振动模型及其在汽车平顺性试验中的应用. 汽车技术, 1986, 5: 19–26
25 房立新. 中国人立姿、坐姿人体振动模型的试验研究. 硕士学位论文. 北京: 清华大学, 1993
26 Liang C C, Chiang C F. A study on biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration. Int J Ind Ergonom, 2006, 36(10): 869–890
27 中华人民共和国国家标准 GB/T 16440-1996. 振动与冲击-人体的机械驱动点阻抗, 1996
28 赵培. 坐姿人体-泡沫坐垫系统参数识别与动力学分析. 硕士学位论文. 北京: 清华大学, 2008
29 Hou Z C, Gao J H, Zhao P. Research on models about apparent mass for seated human body subjected to vertical vibration. In: The 13th APVC. Christchurch, New Zealand, November 22-25, 2009
30 Hou Z C, Gao J H, Zhao P. Optimization algorithms to identify model parameters for apparent mass of seated human body under vertical vibration. In: The 13th APVC. Christchurch, New Zealand, November 22-25, 2009
31 中华人民共和国国家标准 GB-10000-88. 中国成年人人体尺寸, 1988