

专题: 人因振动工程

编者按 纵观历史,人类对自身的研究和探索从未停止,医学、生理学和心理学等始终处于科学研究的前沿。随着近代工业革命以来科技的飞速发展,人类生活和工作的环境受到了越来越多元化与复杂的外部激励的影响。以英国南安普顿大学 Michael J. Griffin 教授为代表的一众学者自上世纪六十年代开始系统地展开人体对振动与冲击响应的研究,相关研究涉及人体生物动力学、机械动力学、振动与声学、人机工程、人因工效、信号处理、心理学、医学、统计学和人工智能等学科领域。经数十年的发展,已经形成了一门新兴交叉学科——人因振动工程。通过人因振动工程研究,科学家们系统建立了声、振激励对人体主、客观响应的研究方法,逐步揭示了人体对声振激励频率、强度等因素的主观敏感程度,定量确定了激励因素对人体声振感知阈值、声振舒适性、人因工效、晕动感知及健康安全的影响规律;定量确定了人体全身振动、手臂振动的动态特性,系统地揭示了振动频率、幅值、方向和多轴组合对人体动态特性的影响规律。人体主、客观响应研究同步并行发展、相互补充促进,构成了人因振动工程领域研究体系,形成了一系列重要研究成果。相关研究成果已经形成了国际标准,如通用性的人体振动舒适性、晕动感知和健康安全的试验评估方法 (ISO 2631-1)、适用于建筑物振动的人体振动感知与舒适性试验评估方法 (ISO 2631-2)、适用于轨道车辆的乘员振动舒适性的试验评估方法 (ISO 2631-4)、适用于冲击激励环境的人体损伤试验评估方法 (ISO 2631-5),此外还形成了一系列用于一般车辆和部分特种车辆座椅动态测试及舒适性实验室测试与评估的一系列标准 (如: ISO 10326-1、ISO 10326-2、ISO 7096、ISO 5007、EN 13490 等)。

本专题从人体全身振动及手-臂系统生物动力学、仰卧人体振动传递特性、多轴激励下座椅振动传递特性、人-椅系统振动特性模型、人因参数几何模型和声品质预测模型等方面,介绍人因振动工程及相关领域的最新研究成果,希望可以促进该领域的进一步发展。

(邱毅 郑旭 浙江大学)

侧倾-垂向双轴激励下的坐姿人体生物动力学特性

林泽峰¹ 林杰威² 郑旭¹ 刘迟¹ 邱毅^{1†}

(1 浙江大学 能源工程学院 杭州 310027)

(2 天津大学 机械工程学院 天津 300354)

2023 年 8 月 31 日收到

2023 年 10 月 28 日定稿

摘要 研究了侧倾-垂向双轴激励下的坐姿人体动力学特性。测取了 8 名被试者在单轴随机侧倾振动下的动力学响应,通过人椅交界面处的角加速度和力矩定义了视在惯量,识别了人体在侧倾方向上位于 1 Hz 和 2.5 Hz 方向的两阶共振。随后引入垂向振动,对侧倾-垂向双轴激励下的人体响应开展频响函数分析与偏相干分析,分析了人体垂向响应与侧倾响应的耦合关系。研究发现,侧倾振动在 0~10 Hz 测试频率范围内对人体动力学响应特性几乎没有影响,垂向振动在两阶侧倾共振频率附近对包括模态频率、视在惯量幅值等侧倾动力学特性几乎没有影响。最后,面向侧倾与垂向振动激励,建立了人体动力学模型并识别了其中的动力学参数,实现了单一模型对双轴激励下人体响应的预测。

关键词 全身振动, 视在惯量, 生物动力学, 双轴振动

PACS 数 43.40

DOI: 10.12395/0371-0025.2023197

Biodynamic characteristics of seated human body under roll-vertical vibration

LIN Zefeng¹ LIN Jiewei² ZHENG Xu¹ LIU Chi¹ QIU Yi^{1†}

(1 College of Energy Engineering, Zhejiang University Hangzhou 310027)

(2 School of Mechanical Engineering, Tianjin University Tianjin 300354)

Received Aug. 31, 2023

Revised Oct. 28, 2023

Abstract This paper presents a study on the biodynamic characteristics of seated human body under roll-vertical vibration. Initially, the dynamic responses of eight subjects under single-axis random roll vibration was measured. The apparent inertia was introduced, defined as the frequency response function between angular acceleration and torque measured at the interface between

† 通讯作者: 邱毅, yiqu@zju.edu.cn

human body and seat. Two-order resonances of human body in the roll direction at 1 Hz and 2.5 Hz were identified. Subsequently, vertical vibrations were combined with the roll ones to investigate the human response under dual-axis roll-vertical vibration. Frequency response function analysis and partial coherence analysis were conducted, and the coupling between the vertical and roll responses of human body was discussed. The study revealed that roll vibration had minimal influences on the dynamic response of seated human body in the vertical direction within 0–10 Hz. Similarly, vertical vibration had negligible impact on human response in the roll direction around the first two resonance frequencies, including modal frequencies and associated modulus of roll apparent inertia. Finally, a dynamic model was established to represent the biodynamic characteristics of human body under combined roll and vertical vibration, and dynamic parameters of the model were identified.

Keywords Whole-body vibration, Apparent Inertia, Biodynamics, Dual-axis vibration

引言

振动广泛存在于人们的日常生活中,以交通活动为代表,振动暴露是影响交通运输装备乘坐舒适性的重要因素。由于舒适性感受具有主观性,获取具有代表性的主观感受指标,有赖于一定数量的人群参与主观评价实验。相关测试的时间和经济成本十分可观,甚至根本难以在产品设计与开发的过程中开展。因此,如果能够建立主观感受与振动加速度等客观参数之间的联系,以此开展振动舒适性设计,就可以在充分考虑人体实际感受的同时,兼顾工程应用中的可行性。而这一目标的实现是以了解、掌握人体在振动暴露下的动力学响应特性为前提的。

振动激励下人体客观动力学响应特性的诸多研究成果有力推动了振动舒适性设计的进步,以单轴平动,尤其是单轴垂向振动激励下的研究成果最为丰富。垂向振动激励下测取的视在质量表明,人体在 4–8 Hz 附近存在一阶共振,部分研究也在 8–10 Hz 与 10–16 Hz 附近观察到较弱的二阶、三阶共振^[1-3]。在水平方向的类似研究通过前后、侧向视在质量识别了人体在 1 Hz 附近与 2.5 Hz 附近的两阶共振^[4]。部分研究还讨论了关于激励强度^[5-6]、被试者条件(如坐姿^[7-8]、性别^[9]等)对人体动力学特性的影响。基于上述研究成果,通过集中质量法^[10-12]、多体动力学^[13]和有限元方法^[14]形成了多种复杂程度与适应性不同的人体动力学模型,实现了振动激励下人体响应的预测。然而,在实际振动环境中,振动绝不会是单一方向的。单轴激励下,人体的交叉轴视在质量有时也会产生明显的幅值^[15-16]。这意味着某一方向的振动激励也会引起人体在其他方向上的响应,多个研究都观察到明显的垂向-前后方向交叉轴视在质量,且在 5 Hz 全身垂向模态频率附近出现峰值^[17-18]。当多轴激励共同作用时,人体的同轴响应与交叉轴响应可能发生耦合,基于此,有学者开展了

多轴振动激励下的人体生物动力学特性研究以及人体生物动力学模型研究。垂向-前后双轴激励下,同轴和交叉轴视在质量与单轴激励下表现出基本一致的频率分布特征,部分实验中会观察到因新激励轴引入而出现的峰值频率前移,如 Mansfield^[19]观察到相比单轴激励,双轴平动激励下的同轴、交叉轴视在质量峰值出现在更低的频率范围;类似地, Qiu^[18,20]观察到了随前后方向激励强度增加,垂向同轴视在质量峰值频率前移的现象。进一步引入侧向激励后就可以对三轴平动激励下的人体动力学特性进行分析。从交叉轴视在质量上看,垂向与侧向激励下的人体响应耦合并不强,因此三轴平动耦合下的人体动力学特性与垂向-前后双轴激励下的表现具有一致性^[21-22]。Mansfield 等^[19,23]比较了平动三个方向:前后、侧向、垂向单轴激励下和两两组合形成的双轴激励及三轴激励下的视在质量,也得到了类似的结论,且认为人体共振频率随激励强度的增加而降低的非线性特征是针对总输入振动量而言的,而非单一轴。基于人体动力学试验测试结果,有研究进一步建立了面向多轴激励的人体动力学模型^[24-25],模型通过使用不同方向上的弹簧、阻尼单元反映了人体在对应方向上的动力学特征,并使用多方向上测取的视在质量进行模型参数识别。

上述研究中,单轴人体动力学特性的研究以平动方向为主,尤其是垂向激励下的研究较为充分。相比之下,对旋转激励下的人体客观动力学特性仍缺乏了解,而转动激励引起的人体主观不适感已被证明是十分明显的,尤其是侧倾激励。Pason 等^[26]对于振动主观舒适度的研究表明,同幅值的侧倾振动将比俯仰振动导致坐姿人体更强烈的不舒适感,Beard 等^[27-28]则确认了侧倾、侧向激励引起的主观不舒适感受。对单轴转动激励下的人体动力学响应研究不够充分,也限制了对转动与平动激励叠加作用的分析 and 考虑,使得转动-平动多轴激励对人体动力学特征的影响效果尚不明确。

本文考虑单轴侧倾振动、侧倾-垂向双轴振动激励, 通过对垂向视在质量与侧倾视在惯量的测量和分析, 识别转动激励下的人体生物动力学特性, 并探究人体垂向响应与侧倾响应间是否存在耦合作用, 从转动激励与多轴激励的角度对现有人体动力学理论进行扩充。在此基础上, 本文将建立面向侧倾、垂向双轴激励的人体动力学模型, 在转动(侧倾)方向上扩展现有人体动力学模型, 同时提供多轴激励下人体动力学建模方法。本文所开展的研究有助于从机理上解释人体主观感受的成因, 为振动舒适性评价、预测和设计提供指导。

1 人体动力学响应测试方法

1.1 试验设备

人体动力学测试实验系统如图 1 所示, 包括六自由度运动平台, 坐垫式加速度传感器、测力台、数据采集系统及计算机、刚性座椅与其他附件等。

运动平台可以提供六轴振动激励, 其运动平台直径 1 m; 各轴运动范围为垂向 ± 16 cm、前后和侧向 ± 30 cm、侧倾和俯仰 $\pm 9^\circ$ 、横摆 $\pm 12^\circ$; 由伺服电机驱动, 能够在垂向峰-峰值 8 cm 的运动条件下提供 $\pm 10 \text{ m/s}^2$ 的振动加速度。

人椅交界面所受到的转矩即为侧倾激励下的人体响应, 通过安装在刚性座椅上表面的测力台进行测量。测力台四角分别安装有四枚精确校准的力传感器, 所测得的电荷信号经电荷放大器输入采集系统。测力台基于 L3010 型力传感器(熙源电子科技有限公司, 扬州, 中国)定制, 并配有专用电荷放大器。角加速度通过两个布置于人椅交界面的两个中心相距 18 cm 的 356B41 型坐垫式加速度传感器(PCB

Piezotronics, Inc., Depew, USA) 测得。在振动台表面还布置有两个 356A26 型加速度传感器, 与座椅表面加速度传感器配合使用, 用于检查座椅刚性。

测试数据通过 Smicenter Scadas Mobil (Siemens, Munich, Germany) 采集。全部实验中采样频率均为 512 Hz, 抗混叠滤波器设置为 40 Hz。

试验使用一高 0.52 m, 宽 0.47 m, 进深 0.41 m 的刚性座椅, 从而将运动平台产生的振动原本地传递至人体。刚性座椅在 10 Hz 以内不存在模态。座椅配有安全带、急停按钮以及靠背, 靠背仅作安全保护之用, 防止被试者后仰跌落, 测试期间不允许被试者倚靠。此外, 还为被试者提供高度可选的脚托, 以保证大腿与座椅表面基本处于平行状态, 即大腿与座椅表面的接触程度为平均^[17]。

1.2 被试者

八名年龄 22~33 岁之间的男性被试者参与了实验, 平均体重 72.1 kg (55~90 kg), 平均身高 176.1 cm (168~188 cm)。被试者在实验过程中被要求全程系紧安全带, 并手握急停按钮, 同时保持正坐姿态、不倚靠靠背, 身体自然坐直, 即上身既不紧绷挺直, 也不过于放松至曲背。同时要求被试者在全部测试中尽量保持身体坐姿不变, 并避免主动的肌肉动作来抑制身体摆动。参与本测试的全部被试者均签署了知情同意书, 该试验由浙江大学科技伦理委员会审批批准。

1.3 试验设计

测试使用 6 组定义于 0.5~10 Hz 的随机激励信号, 方向分别为单轴垂向、单轴侧倾、双轴垂向-侧倾, 强度如表 1 所示。其中, 激励信号 1, 2, 3 用于分析单轴侧倾振动下的人体动力学响应; 激励信号 4,

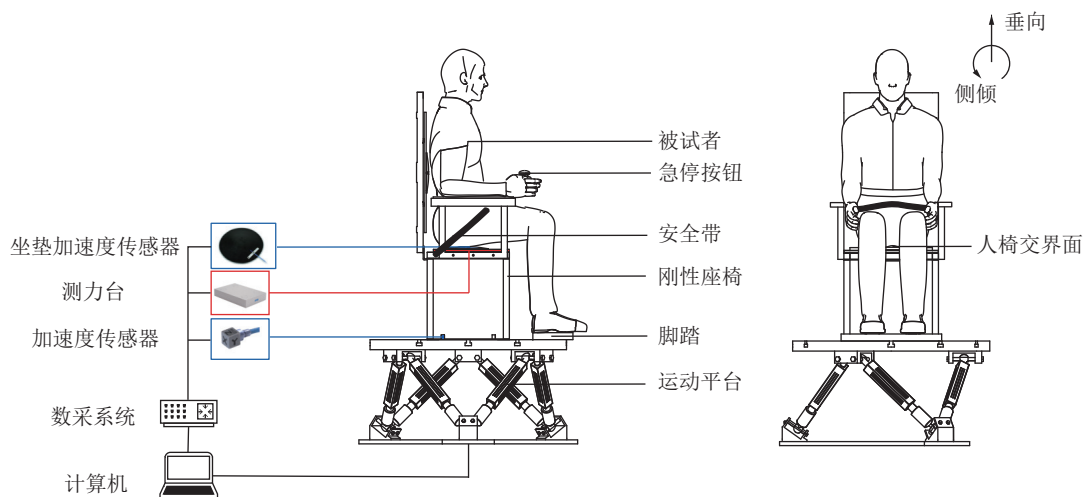


图 1 人体动力学测试系统

5, 6 用于分析侧倾-垂向振动下的人体动力学响应, 激励信号 6 是激励信号 4 和 5 的组合。考虑到平直路面行驶的车辆, 其驾驶室地板发生的侧倾振动一般并不十分强烈, 较平动方向振动引起的不舒适感受也较弱, 因此测试面向轨道车辆、工程机械及重型卡车等应用场景, 选取强度对应于工程机械或重型卡车在颠簸路面如比利时路、破损水泥路等工况下车厢内侧倾振动强度。在信号频率范围内, 其具有大致平坦的功率谱分布, 适用于响应特性的测量。每组信号长 12 秒, 包含最前一秒与最后一秒使用余弦信号进行了调制, 以保护运动平台启停时不产生冲击。

表 1 侧倾-侧向激励下人体响应特性测试用激励信号

激励信号	垂向(m/s ² r.m.s.)	侧倾(rad/s ² r.m.s.)
1	0	1.0
2	0	1.5
3	0	2.0
4	0	2.0
5	2.0	0
6	2.0	2.0

1.4 数据分析方法

人体全身客观响应由人椅交界面处测得的频响函数表示。对于垂向振动, 即视在质量, 定义为

$$M(f) = \frac{G_{a_v F_v}(f)}{G_{a_v}(f)}, \quad (1)$$

其中, $G_{a_v}(f)$ 是人椅交界面处垂向振动加速度的自谱; $G_{a_v F_v}(f)$ 是人椅交界面处垂向力与垂向加速度的互谱。类似地, 本文定义用于侧倾方向人体动力学响应特性分析的视在惯量, 即人椅交界面处的转矩和角加速度之间的频响函数, 表示为

$$I(f) = \frac{G_{a_r M_r}(f)}{G_{a_r}(f)}, \quad (2)$$

其中, $G_{a_r}(f)$ 是人椅交界面处侧倾方向角加速度的自谱, $G_{a_r M_r}(f)$ 是人椅交界面处侧倾方向转矩和角加速度的互谱。与视在质量类似, 视在惯量具有动态转动惯量的物理意义, 可以用来描述转动激励下人体的动力学特性。考虑到本文使用的多轴激励使用信号时长 12 秒, 所计算的频响函数包括垂向视在质量和视在惯量统一使用 0.25 Hz 频域分辨率。

对于多轴振动激励下的人体动力学响应测试, 使用多输入单输出方法 (MISO) 计算视在质量 (或视在惯量) 并开展偏相干分析。以垂向响应作为输出和侧倾响应作为输出的偏相干分析模型如图 2 所示。

应用 MISO 方法的视在质量 (视在惯量) 计算方

法为

$$M_{AA}^F(f) = \frac{G_{a_A F_A} \left(1 - \frac{G_{a_A a_B} G_{a_B F_A}}{G_{a_B a_B} G_{a_A F_A}} \right)}{G_{a_A a_A} (1 - \gamma^2)}, \quad \gamma^2 = \frac{|G_{a_A a_B}|^2}{G_{a_A a_A} G_{a_B a_B}}, \quad (3)$$

其中, $G_{a_A a_B}$ 是 A 方向和 B 方向加速度 (角加速度) 的互谱, $G_{a_A a_A}$ 和 $G_{a_B a_B}$ 分别是 A 方向和 B 方向加速度 (角加速度) 的自谱, $G_{a_A F_A}$ 和 $G_{a_B F_A}$ 分别是 A 方向、 B 方向加速度 (角加速度) 与 A 方向力 (力矩) 的互谱, γ 是 A 方向和 B 方向振动加速度的相干函数。 A 方向振动激励与 A 方向响应的常相干函数表示为

$$\gamma_{AA}^2(f) = \frac{|G_{a_A F_A}(f)|^2}{G_{a_A a_A}(f) G_{F_A F_A}(f)}, \quad (4)$$

B 方向振动激励与 A 方向响应的偏相干函数表示为

$$\gamma_{BA.A}^2(f) = \frac{|G_{a_B F_A, a_A}(f)|^2}{G_{a_B a_B, a_A}(f) G_{F_A F_B}(f)}, \quad (5)$$

其中, $G_{a_A F_A}$ 为 A 方向振动加速度 (角加速度) 与 A 方向力 (转矩) 的互谱, $G_{a_B F_A, a_A}$ 为 A 方向条件输入振动激励与 B 方向振动激励的互谱, $G_{a_B a_B, F_A}$ 为 B 方向条件输入振动激励与 A 方向响应的互谱。

2 单轴侧倾振动激励下的人体动力学响应特性

2.1 单轴侧倾振动激励下的视在惯量

侧倾激励下八名被试者于刚性座椅上的动力学响应特性测试结果即视在惯量如图 3 所示。对于大多数被试者, 都可以在 1 Hz 附近观察到视在惯量的第一个峰值, 也可视作坐姿人体侧倾激励下的一阶共振。在 3 Hz 附近, 可以观察到人体第二阶峰值, 二阶峰值的幅值要远低于一阶峰值。推测一阶模态可能来自于侧倾激励下由脊椎控制的全身摆动, 二阶模态则来自于上身肌肉-骨骼组织与腰椎及坐骨的异相运动。

从图 3 中可以观察到明显的被试者间差异性 (Inter-Subject Variability)。对于不同的被试者, 一阶共振频率存在于 0.75 Hz 至 1.25 Hz 范围内。二阶共振频率的被试者间差异性更为明显, 尤其是对于视在惯量的幅值。二阶共振频率处视在惯量的幅值可能与被试者体重具有相关性。被试者 1、被试者 2、被试者 8 具有全部被试者中最重的坐重, 他们三人也在二阶共振频率处产生了较为显著响应, 如图 4 所示。这一体重与视在惯量幅值的关系暗示了侧倾激励下坐姿人体的二阶模态很可能不是由脊椎摆动

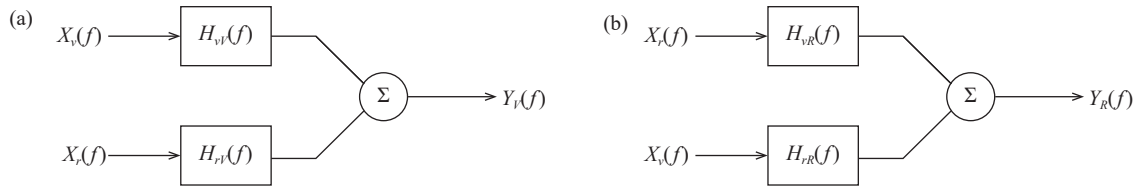


图2 侧倾-垂向振动激励下的人体动力学响应特性分析 MISO 模型 (下标 v, r 分别表示垂向、侧倾振动输入, 下标 V, R 分别表示垂向、侧倾响应输出) (a) 垂向响应输出; (b) 侧倾响应输出

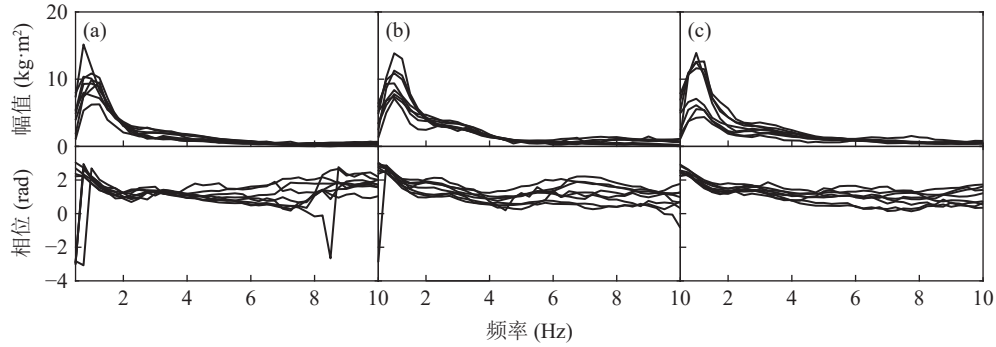


图3 单轴侧倾激励下八名被试者的视在惯量 (a) 1.0 rad/s² r.m.s.; (b) 1.5 rad/s² r.m.s.; (c) 2.0 rad/s² r.m.s.

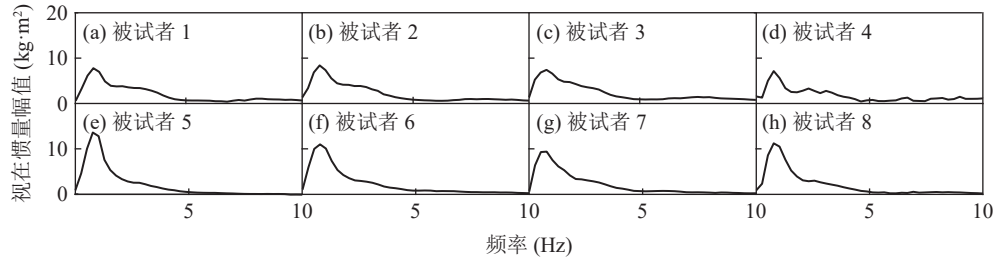


图4 强度为 1.5 rad/s² r.m.s. 单轴侧倾激励下八名被试者的视在惯量

等形式的全身振动所控制, 而是与身体局部的肌肉和脂肪组织有关。此外, 受脊椎控制的一阶模态在其模态频率处, 视在惯量幅值也未呈现相似的规律。相比一阶模态, 视在惯量的二阶峰值较低、共振区更宽, 这对应于骨盆较上身脊椎-肌肉结构更大的阻尼^[29]。利用平均差异系数 (Average Coefficient of Variation, ACV) 来描述被试者间差异性。平均差异系数定义为各频率下八名被试者视在惯量幅值标准差与均值之比的平均值^[30], 表示为

$$ACV = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (M_j^k - \bar{M}_j)^2}}{\bar{M}_j}, \quad (6)$$

其中, n 为 0.5~10 Hz 内的谱线数, 本文采用 0.25 Hz 频率分辨率, 故 $n = 39$; N 为被试者数目, 本文中 $N = 8$; M_j^k 为第 k 名被试者在第 j 个频率处的视在惯量幅值; $\bar{M}_j$ 为八名被试者在第 j 个频率处的视在质量幅值均值。三种振动强度下的平均差异系数分别为 0.27, 0.23, 0.22。这表明被试者间差异性在低振动强

度下更为明显。

2.2 单轴侧倾振动激励下的视在惯量的统计分析

对八名被试者的视在惯量幅值取中位数, 结果如图 5 所示。激励强度对一阶、二阶响应峰值频率和峰值频率处视在惯量幅值影响的统计分析如表 2 所示。在侧倾激励下, 激励强度对模态频率的影响

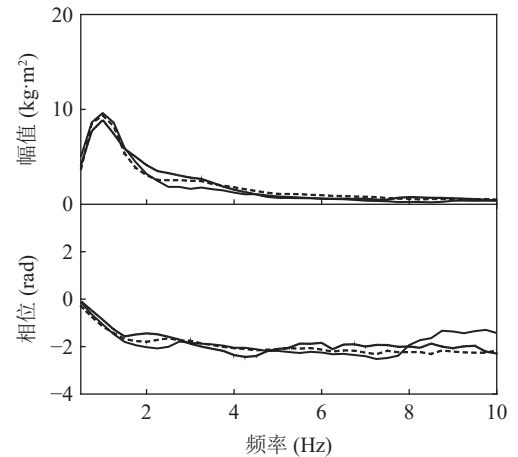


图5 单轴侧倾激励下八名被试者的视在惯量中位数

表 2 激励强度对共振频率和共振频率处视在惯量幅值影响的 Wilcoxon 符号秩检验结果

激励强度	1 rad/s ² r.m.s.	1.5 rad/s ² r.m.s.
1.5 rad/s ² r.m.s.	ns/ns/ns/*	—
2.0 rad/s ² r.m.s.	ns/ns/ns/ns	ns/ns/ns/*

a) ns表示影响不显著,即 $p>0.05$; *表示 $p<0.05$; **表示 $p<0.01$; ***表示 $p<0.005$, Wilcoxon;
b) 由“/”分隔的显著性水平结果,依次为激励强度对一阶共振频率/一阶共振频率处幅值/二阶共振频率/二阶共振频率处幅值的影响。

并不明显,三种测试强度下坐姿人体视在惯量的一阶峰值均出现在 1 Hz 左右。这与垂向激励下人体表现出的非线性特征(即人体共振频率随振动强度增加而前移^[1])有所不同。这一现象意味着在实验所涉及的强度范围内,人体侧倾方向的非线性特征并不强烈,同时也为使用线性弹簧、阻尼所构成的动力学系统对人体侧倾激励下的全身响应特性进行建模提供了理论基础。同时,激励强度对一阶峰值频率处的视在惯量幅值的影响也较为轻微。相比一阶模态,二阶模态的非线性特征相对明显:随振动强度的增加,视在惯量二阶峰值频率前移,峰值频率处幅值增加。相对明显的非线性特征也是肌肉和脂肪组织参

与支配二阶模态的佐证之一。

3 垂向-侧倾双轴振动激励下的人体动力学特性

3.1 垂向-侧倾双轴振动激励下的人体动力学响应

3.1.1 垂向同轴视在质量

八名被试者单、双轴激励下的垂向同轴视在质量如图 6 所示,视在质量中位数如图 7 所示。八名被试者中,尽管存在被试者间差异性,但是除一名被试者一阶共振频率较低、共振区明显较窄外,其余被试者表现出了一致的振动响应规律。单轴垂向视在质量在 5 Hz 附近观察到了一阶共振峰,部分被试者在 7 Hz 附近观察到二阶共振峰。这一结果与文献报告的垂向人体动力学特性一致^[1,14]。侧倾振动引入后,人体垂向动力学特性未发生明显改变,一阶共振出现的频率、视在质量的幅值均无明显变化。对八名被试者的视在惯量一阶峰值频率、峰值频率处幅值开展统计分析, Wilcoxon 符号秩检验的结果均表现出影响不显著 ($p>0.05$)。

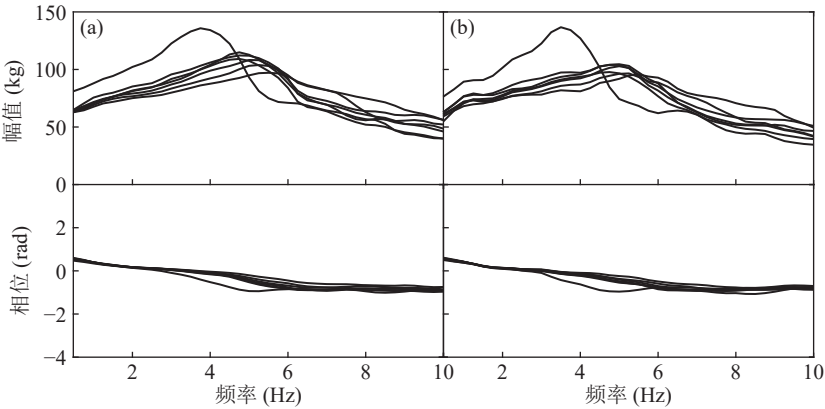


图 6 八名被试者的垂向同轴视在质量 (a) 单轴垂向振动激励; (b) 侧倾-垂向双轴激励

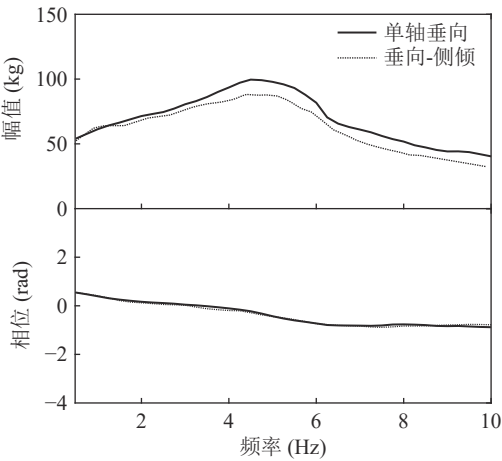


图 7 八名被试者单、多轴垂向同轴视在质量中位数

3.1.2 侧倾同轴视在惯量

八名被试者单、双轴激励下的侧倾同轴视在惯量如图 8 所示,视在惯量中位数结果如图 9 所示。与前文测试结果一致,在 1 Hz 附近观察到明显的一阶共振峰值,部分被试者在 3~4 Hz 附近可以观察到二阶峰值。相比垂向视在质量,侧倾视在惯量的被试者间差异性较为明显。被试者间差异在单轴侧倾激励下的人体动力学响应测试中也有所表现(见 2.1 节)。垂向振动引入后,即垂向-侧倾振动激励相比单轴侧倾振动激励下,视在惯量峰值频率、峰值频率处的幅值均未出现明显变化。 Wilcoxon 符号秩检验证实了垂向激励的引入对于一阶共振频率及共振频率处的视在惯量幅值都没有显著影响 ($p>0.05$)。

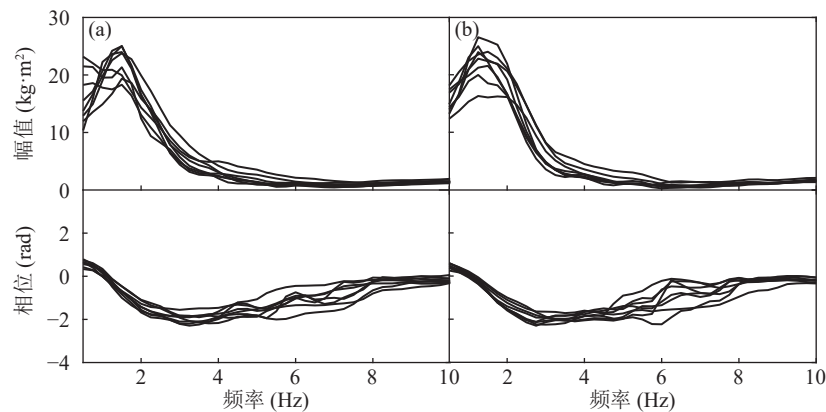


图8 八名被试者侧倾同轴视在惯量 (a) 单轴侧倾激励; (b) 侧倾-垂向双轴激励

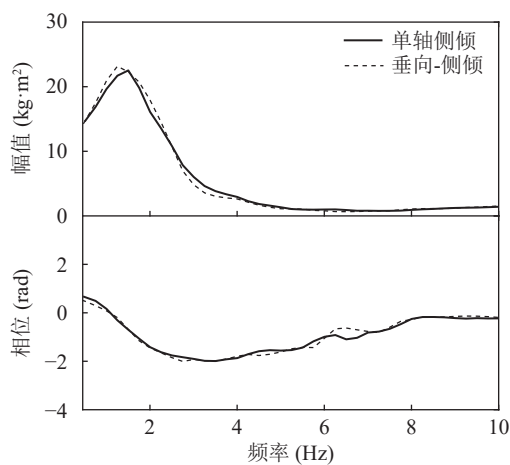


图9 八名被试者单轴侧倾、侧倾-垂向激励下的侧倾同轴视在惯量中位数

宽频范围内垂向激励的引入对视在惯量的影响, 将通过 3.2 节偏相干分析予以进一步讨论。

3.2 垂向-侧倾振动激励下人体动力学响应的偏相干分析

通过比较垂向-侧倾与单轴垂向、单轴侧倾条件下垂向视在质量与侧倾视在惯量的变化 (见图 6—图 9), 可以发现, 侧倾振动激励对于人体垂向一阶模态频率及视在惯量幅值的影响并不显著; 与之类似, 垂向激励对于侧倾响应也影响甚微。由于 3.1 节所应用的统计检验方法仅能考察一阶模态频率及模态频率处的视在质量 (惯量) 幅值所受影响, 本节通过

偏相干分析在整个实验频率范围考察激励轴是否对人体振动响应产生了贡献。

图 10 所示为双轴激励下的偏相干分析结果。图 10(a) 对应图 2(a) 垂向响应输出 MISO 模型。在该模型中, 垂向响应的常相干函数几乎与多重相干函数重合。也就是说, 尽管振动输入为垂向、侧倾两激励轴组合而成, 但垂向响应几乎全部由垂向振动导致, 这意味着侧倾与侧向激励的出现在整个实验测试的频率范围内基本不会对全身垂向响应产生影响。

图 10(b) 对应图 2(b) 以侧倾响应为输出的 MISO 模型。从图中可以观察到, 以侧倾响应作为输出的模型在 3 Hz 以上频率范围多重相干函数亦处于较低水平。这可能与转动响应的测试方法有关。垂向-侧倾这一测试工况中本身存在垂向激励, 即人体也必然产生明显的垂向响应; 3~10 Hz 频率范围远离侧倾共振频率, 而正好覆盖垂向的多个模态频率尤其是 4~5 Hz 的全身模态频率, 这就造成了这一频率范围内人体侧倾响应比垂向响应微弱。而人体的侧倾响应又是通过测力台上两力传感器在垂直方向采集的数据计算得到, 从而导致了在该频率范围所测得的侧倾响应信号多重相干函数较低。理论上讲, 将人体侧倾响应和垂向响应分别测量有助于提升精度, 然而在人椅交界面上通过两个设备严格区分侧倾响应与垂向响应实际上是难以做到的。使用运动分析系统等非测力设备监测人体响应可能有助于区分两种响应, 相关测试手段在三平动轴激励下的人体运

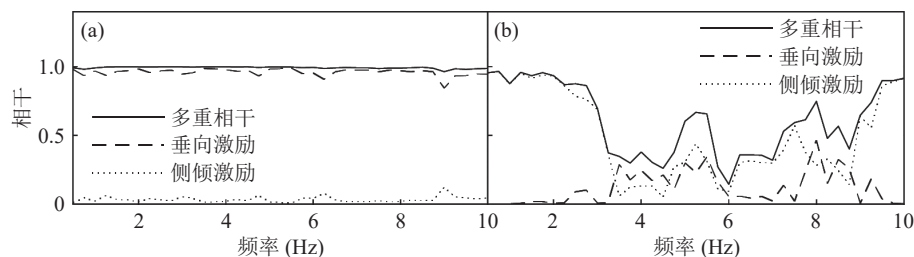


图10 垂向-侧倾激励下人体动力学响应的偏相干分析结果 (a) 以垂向响应作为输出; (b) 以侧倾响应作为输出

动特性分析测试中有所报告^[31]。在 5 Hz 附近, 图 10(b) 中可以看到垂向偏相干函数值与侧倾常相干函数值接近, 但考虑到较低的多重相干函数值, 并不能轻易认定在这一频率范围, 垂向激励对于侧倾响应是有明显贡献的。在 0.5~3 Hz 的低频范围, 由于处于人体侧倾共振频率附近, 侧倾响应十分明显, 多重相干函数依然处在很高的水平, 数据具有较高的分析价值。在这一频率范围, 侧倾常相干函数基本与多重相干函数重合, 垂向偏相干函数处于极低水平。也就是说, 在人体两阶侧倾模态频率附近, 垂向振动对侧倾响应几乎没有贡献。

4 侧倾-垂向人体动力学模型

4.1 模型拓扑

通过集中质量法建立侧倾-垂向方向的坐姿人体动力学模型。由于垂向激励下的人体响应不与侧倾方向耦合, 因此, 反映垂向-侧倾激励下的人体动力学模型只需满足单轴激励下的人体动力学特性并合理设计拓扑即可, 模型垂向自由度无需与侧倾自由度耦合。首先建立模型的侧倾方向自由度, 随后附加垂向自由度, 建立面向侧倾、垂向方向振动响应预测的坐姿人体动力学模型, 模型结构如图 11 所示。

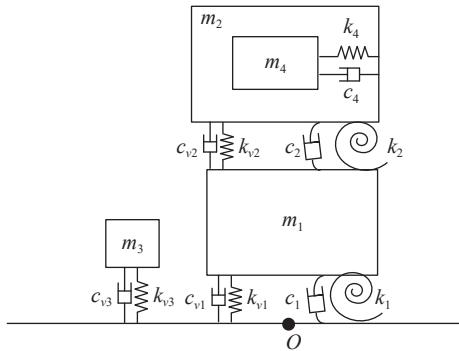


图 11 侧倾-垂向人体动力学模型

首先建立侧倾方向自由度。假设脊椎的摆动和弯曲可以通过有限个刚体结构的转动来实现, 而不需要任何的平动自由度。考虑到脊椎的层状结构, 脊椎在受侧倾激励下的横向弯曲是通过两个代表躯

干结构的串联刚体反映的^[32-33], 两个串联刚体称为上躯干 m_2 和下躯干 m_1 。需要说明的是, 由于惯性参数并不是完全给定而是通过参数识别过程进行调整, 因此上、下躯干这两个模型结构与人体结构并非完全对应。在上、下躯干的刚体之间以及躯干和座椅之间, 通过两组线性扭簧-阻尼单元连接。考虑到视在惯量测试中并没有观察到非线性现象, 这两组弹簧-阻尼单元可以在一定程度上反映椎间盘和大腿-臀部组织在侧倾方向的动力学特征。每一个躯干结构的回转中心即弹簧阻尼单元的连接位置为其几何下边缘中点。考虑到人体是关于中矢面对称的, 躯干结构的重心定义于其几何中心。考虑到二阶侧倾模态与上身肌肉-骨骼结构的水平运动有关, 在代表上躯干的刚体中心, 布置一具有水平自由度的刚体 m_4 表示上身肌肉组织, 其通过水平方向平动弹簧、阻尼单元与上躯干刚体连接。侧倾方向共包含三个自由度, 分别为下躯干侧倾方向转动, 广义坐标定义为 θ_1 ; 上躯干侧倾方向转动, 广义坐标定义为 θ_2 ; 上身肌肉组织侧向平动, 广义坐标定义为 x_4 ; 输入侧倾振动激励的位移定义为 θ_b 。

随后, 建立模型的垂向自由度。与侧倾自由度一致, 模型包含上、下两个串联的集中质量 ($m_2 + m_4$ 和 m_1), 同时还有一集中质量与其并联 (m_3), 形成在垂直方向上混联的三个自由度。这一模型引入的垂向自由度与 ISO 5982-2019^[34] 所推荐的反映人体垂向动力学特性的三自由度混联模型接近, 同时与侧倾方向三自由度匹配。在此基础上, 还需对模型垂向自由度进行说明: (1) ISO 5982-2019^[34] 所推荐模型的各部分并不与人体某部分解剖学结构对应, 因此尽管在侧倾方向上, 本文所给出模型的三个自由度有大致的物理意义, 对应下躯干、上躯干、胸部肌骨结构, 但在垂向方向模型结构与身体结构的对应关系则不明确。(2) 模型垂向第二自由度的质量由对应单轴侧倾人体模型中 m_2 和 m_4 共同组成。模型的垂向第一自由度 (对应刚体 m_1) 广义坐标定义为 z_1 , 第二自由度 (对应刚体 $m_2 + m_4$) 定义为 z_2 , 第三自由度定义为 z_3 , 输入垂向振动激励的位移定义为 z_b 。

由此, 可以建立人体模型的动力学方程。模型侧倾方向动力学方程为

$$\begin{aligned}
 & (\gamma_1 m_1 h_{r1}^2 + m_2 (h_1 + h_{r1})^2) \ddot{\theta}_1 + m_2 (h_1 + h_{r1}) h_{r2} \ddot{\theta}_2 + [k_1 + k_2 + k_4 (h_1 + h_{r1})^2] \theta_1 + [-k_2 + k_4 (h_1 + h_{r1}) h_{r2}] \theta_2 - \\
 & k_4 (h_1 + h_{r1}) x_4 + [c_1 + c_2 + c_4 (h_1 + h_{r1})^2] \dot{\theta}_1 + [-c_2 + c_4 (h_1 + h_{r1}) h_{r2}] \dot{\theta}_2 - c_4 (h_1 + h_{r1}) \dot{x}_4 = k_1 \theta_b + c_1 \dot{\theta}_b, \\
 & (\gamma_2 m_2 h_{r2}^2 + m_2 h_{r2}^2) \ddot{\theta}_2 + m_2 h_{r2} (h_1 + h_{r1}) \ddot{\theta}_1 + (k_2 + k_4 h_{r2}^2) \theta_2 + [-k_2 + k_4 h_{r2} (h_1 + h_{r1})] \theta_1 - k_4 h_{r2} x_4 + \\
 & (c_2 + c_4 h_{r2}^2) \dot{\theta}_2 + [-c_2 + c_4 h_{r2} (h_1 + h_{r1})] \dot{\theta}_1 - c_4 h_{r2} \dot{x}_4 = 0,
 \end{aligned}$$

$$m_4 \ddot{x}_4 + k_4 [x_4 - (h_1 + h_{r1})\theta_1 - h_{r2}\theta_2] + c_4 [\dot{x}_4 - (h_1 + h_{r1})\dot{\theta}_1 - h_{r2}\dot{\theta}_2] = 0, \quad (7)$$

其中, h_{r1} 是下躯干质心与座椅连接点到下躯干质心的距离, h_1 是上下躯干连接点到下躯干质心的距离, h_{r2} 是上躯干质心到上下躯干连接点的距离; $k_{i,i=1,2}$ 和 $c_{i,i=1,2}$ 分别为转动方向刚度和阻尼; k_4 和 c_4 分别为上身肌肉侧向平动刚度和阻尼; $\gamma_{i,i=1,2}$ 为转动惯量计算修正系数, $m_{i,i=1,2}$ 为上、下躯干质量。

模型垂直方向动力学方程为

$$\begin{aligned} m_1 \ddot{z}_1 + (z_1 - z_b)k_{v1} + (\dot{z}_1 - \dot{z}_b)c_{v1} - (z_2 - z_1)k_{v2} - (\dot{z}_2 - \dot{z}_1)c_{v2} &= 0, \\ (m_2 + m_4 + m_l + m_r)\ddot{z}_2 + (z_2 - z_1)k_{v2} + (\dot{z}_2 - \dot{z}_1)c_{v2} &= 0, \\ m_3 \ddot{z}_3 + (z_3 - z_b)k_{v3} + (\dot{z}_3 - \dot{z}_b)c_{v3} &= 0, \end{aligned} \quad (8)$$

其中, $k_{vi, i=1,2,3}$ 、 $c_{vi, i=1,2,3}$ 为垂向自由度刚度及阻尼; m_3 为模型中第三垂向自由度质量。

4.2 模型动力学参数识别

通过比较试验与模型获得的人椅交界面处侧倾视在惯量, 对前文所建立的人体模型中动力学参数进行识别。模型参数识别基于一个最优化问题, 目标函数为

$$\min E(\lambda) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (|M_{p_mod}(f_i)| - |M_{m_mod}(f_i)|)^2 + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (|M_{p_ang}(f_i)| - |M_{m_ang}(f_i)|)^2}, \quad (9)$$

其中, $M_{p_mod}(f_i)$ 和 $M_{p_ang}(f_i)$ 分别为模型预测视在惯量幅值和相位; $M_{m_mod}(f_i)$ 和 $M_{m_ang}(f_i)$ 分别为由实验预测得到的视在惯量幅值和相位; f_i 为离散频率点, 本文中为 0.5~10 Hz 范围内以 0.25 Hz 为间隔的所有频率。目标函数是待识别参数 λ 的函数, λ 表示为 $\lambda = (m_1 \ k_1 \ c_1 \ m_2 \ k_2 \ c_2 \ \gamma_1 \ \gamma_2 \ m_4 \ k_4 \ c_4)^T$ 。

类似地, 模型垂直方向动力学参数由以下最优化问题识别:

$$\min E(\lambda) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (|M_{p_mod}^v(f_i)| - |M_{m_mod}^v(f_i)|)^2 + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (|M_{p_ang}^v(f_i)| - |M_{m_ang}^v(f_i)|)^2}, \quad (10)$$

其中, $\lambda_v = (m_3 \ k_{v1} \ c_{v1} \ k_{v2} \ c_{v2} \ k_{v4} \ c_{v4})^T$ 。

侧倾-垂向人体动力学模型参数识别结果如表 3 所示。模型预测的垂向视在质量、侧倾视在惯量与试验实测结果的比较如图 12 所示, 模型与试验测试所得视在质量(视在惯量)在峰值频率与峰值频率处幅值、相位上对应良好, 垂向、侧倾方向视在质量(视在惯量)的一阶峰值频率和峰值频率处幅值都较为接近。这表明所识别的动力学参数具有一定代表性。由所识别的模型参数可知, 在侧倾旋转方向上,

表 3 垂向-侧倾人体动力学模型动力学参数

惯量		刚度		阻尼	
m_1	27.1 kg	k_1	4.39×10^2 Nm/rad	c_1	52.9 Nms/rad
m_2	12.0 kg	k_2	1.68×10^2 Nm/rad	c_2	106 Nms/rad
m_f	1.50 kg	k_4	3.31×10^2 N/m	c_4	6.28 Ns/m
m_4	2.60 kg	k_{v1}	7.21×10^4 N/m	c_{v1}	1.02×10^3 Ns/m
γ_1	0.165	k_{v2}	1.60×10^4 N/m	c_{v2}	683 Ns/m
γ_2	0.0892	k_{v3}	6.96×10^4 N/m	c_{v3}	129 Ns/m
m_3	15.1 kg				

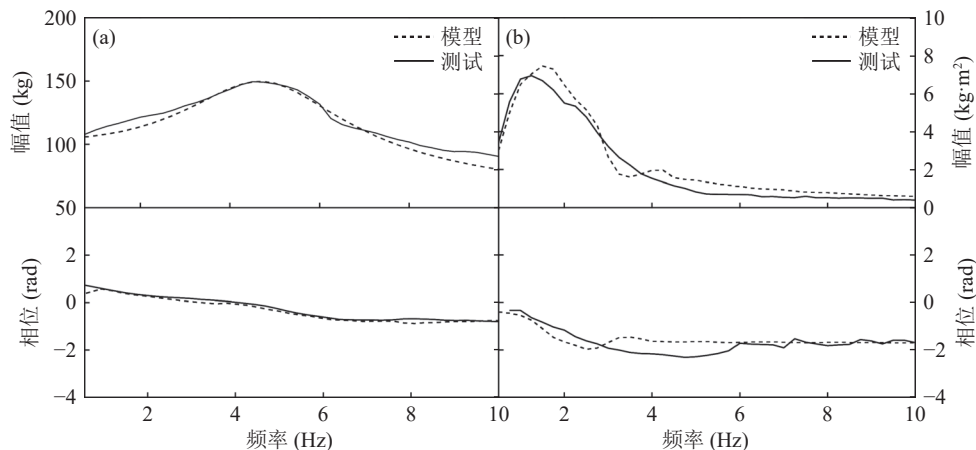


图 12 试验测量和模型预测结果 (a) 垂向视在质量; (b) 侧倾视在惯量

人体下躯干即腰部附近的刚度较上躯干高,但阻尼相对更低;胸部水平运动的刚度和阻尼均很低,这符合人体胸部结构在侧倾激励下产生明显响应的现象,对应于侧倾视在惯量上观察到的二阶峰值。

5 结论

本文从侧倾振动下的人体动力学特性出发,首先测取了单轴侧倾激励下的视在惯量,识别了人体转动方向上的模态频率;随后研究扩展至双轴激励,进一步测取了侧倾-垂向振动激励下的垂向同轴视在质量和侧倾同轴视在惯量,并通过偏相干分析探究了人体垂向、侧倾振动响应间的耦合关系;最后建立了适应于侧倾-垂向激励下响应预测的人体动力学模型。根据本文所开展的侧倾、侧倾-垂向人体动力学响应特性测试结果,获得了以下结论:

(1) 单轴侧倾激励下,人体在 1 Hz 和 2.5 Hz 附近出现两阶共振。人体动力学特性在侧倾方向上的非线性特征不明显。

(2) 对于垂向-侧倾组合激励下,侧倾振动激励对于人体垂向动力学特性在 0~10 Hz 频率范围内几乎不存在影响。与之类似,垂向激励对于两阶全身侧倾模态频率及模态频率下视在惯量幅值的影响也十分微弱。在垂向、侧倾方向的两阶共振频率范围内,人体侧倾、垂向动力学响应的耦合不明显;

(3) 本文建立了六自由度侧倾、垂向人体动力学模型并识别了模型中的动力学参数,模型包含三个侧倾方向自由度以及三个垂向自由度,具有预测侧倾、垂向双轴振动激励下人体动力学响应的能力。

参 考 文 献

- 1 Fairley T E, Griffin M J. The apparent mass of the seated human body: Vertical vibration. *J. Biomech.*, 1989; **22**(2): 81–94
- 2 高江华, 侯之超, 何乐, 等. 坐姿人体垂向振动特性及其两自由度模型. *中国科学: 技术科学*, 2011; **41**(12): 1640–1648
- 3 Kumar V, Saran V H. Biodynamic model of the seated human body under the vertical whole body vibration exposure. *Int. J. Acoust. Vib.*, 2019; **24**(4): 657–664
- 4 Fairley T E, Griffin M J. The apparent mass of the seated human body in the fore-and-aft and lateral directions. *J. Sound Vib.*, 1990; **139**(2): 299–306
- 5 Huang Y, Griffin M J. Nonlinear dual-axis biodynamic response of the semi-supine human body during longitudinal horizontal whole-body vibration. *J. Sound Vib.*, 2008; **312**(1-2): 273–295
- 6 Kuang H, Qiu Y, Liu C, *et al.* A nonlinear biodynamic model of seated human body exposed to vertical vibration with sensitivity analysis. *Mech. Syst. Signal Process.*, 2023; **204**: 110758
- 7 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. Sound Vib.*, 2019; **438**: 543–554
- 8 Mansfield N J, Griffin M J. Effects of posture and vibration magnitude on apparent mass and pelvis rotation during exposure to whole-body vertical vibration. *J. Sound Vib.*, 2002; **253**(1): 93–107
- 9 Nawayseh N, Sinan H A, Alteneiji S, *et al.* Effect of gender on the biodynamic responses to vibration induced by a whole-body vibration training machine. *Proc. Inst. Mech. Eng., Part H: J. Eng. Med.*, 2019; **233**(3): 383–392
- 10 张志飞, 胡正权, 徐中明, 等. 面向振动响应特性的坐姿人体动力学模型. *振动与冲击*, 2016; **35**(4): 104–109
- 11 白先旭, 程伟, 徐时旭, 等. 坐姿人体四自由度动力学模型研究——集中参数模型及其在汽车乘坐舒适性研究中的应用. *工程设计学报*, 2017; **24**(6): 638–647
- 12 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
- 13 Zheng G, Qiu Y, Griffin M J. An analytic model of the in-line and cross-axis apparent mass of the seated human body exposed to vertical vibration with and without a backrest. *J. Sound Vib.*, 2011; **330**(26): 6509–6525
- 14 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
- 15 Nawayseh N, Griffin M J. Non-linear dual-axis biodynamic response to vertical whole-body vibration. *J. Sound Vib.*, 2003; **268**(3): 503–523
- 16 Huang Y, Griffin M J. Nonlinear dual-axis biodynamic response of the semi-supine human body during vertical whole-body vibration. *J. Sound Vib.*, 2008; **312**(1-2): 296–315
- 17 Nawayseh N, Griffin M J. Tri-axial forces at the seat and backrest during whole-body vertical vibration. *J. Sound Vib.*, 2004; **277**(1-2): 309–326
- 18 Qiu Y, Griffin M J. Biodynamic responses of the seated human body to single-axis and dual-axis vibration. *Ind. Health*, 2010; **48**(5): 615–627
- 19 Mansfield N J, Maeda S. Comparison of the apparent masses and cross-axis apparent masses of seated humans exposed to single- and dual-axis whole-body vibration. *J. Sound Vib.*, 2006; **298**(3): 841–853
- 20 Qiu Y, Griffin M J. Biodynamic response of the seated human body to single-axis and dual-axis vibration: Effect of backrest and non-linearity. *Ind. Health*, 2012; **50**(1): 37–51
- 21 Hinz B, Blüthner R, Menzel G, *et al.* Apparent mass of seated men — Determination with single- and multi-axis excitations at different magnitudes. *J. Sound Vib.*, 2006; **298**(3): 788–809
- 22 Mandapuram S, Rakheja S, Boileau P E, *et al.* Apparent mass and head vibration transmission responses of seated body to three translational axis vibration. *Int. J. Ind. Ergon.*, 2012; **42**(3): 268–277
- 23 Mansfield N J, Maeda S. The apparent mass of the seated human exposed to single-axis and multi-axis whole-body vibration. *J. Biomech.*, 2007; **40**(11): 2543–2551
- 24 Wu J, Qiu Y. Modelling of seated human body exposed to combined vertical, lateral and roll vibrations. *J. Sound Vib.*, 2020; **485**: 115509
- 25 Sun C, Liu C, Zheng X, *et al.* An analytical model of seated hu-

- man body exposed to combined fore-aft, lateral, and vertical vibration verified with experimental modal analysis. *Mech. Syst. Signal Process.*, 2023; **200**: 110527
- 26 Parsons K, Griffin M. Vibration and comfort, II. Rotational seat vibration. *Ergonomics*, 1982; **25**(7): 631–644
- 27 Beard G F, Griffin M J. Discomfort caused by low-frequency lateral oscillation, roll oscillation and roll-compensated lateral oscillation. *Ergonomics*, 2013; **56**(1): 103–114
- 28 Beard G F, Griffin M J. Discomfort of seated persons exposed to low frequency lateral and roll oscillation: Effect of seat cushion. *Appl. Ergon.*, 2014; **45**(6): 1547–1557
- 29 Millard M, Uchida T, Seth A, *et al.* Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. *J. Biomech. Eng.*, 2013; **135**(2): 021005
- 30 Nawayseh N, Griffin M J. Tri-axial forces at the seat and backrest during whole-body fore-and-aft vibration. *J. Sound Vib.*, 2005; **281**(3-5): 921–942
- 31 Hinz B, Menzel G, Bluthner R, *et al.* Seat-to-head transfer function of seated men — Determination with single and three axis excitations at different magnitudes. *Ind. Health*, 2010; **48**(5): 565–583
- 32 Matsumoto Y, Griffin M J. Modelling the dynamic mechanisms associated with the principal resonance of the seated human body. *Clinical Biomech.*, 2001; **16**: S31–S44
- 33 Pankoke S, Buck B, Woelfel H. Dynamic FE model of sitting man adjustable to body height, body mass and posture used for calculating internal forces in the lumbar vertebral disks. *J. Sound Vib.*, 1998; **215**(4): 827–839
- 34 ISO 5982: 2019. Mechanical vibration and shock — Range of idealized values to characterize human biodynamic response under whole-body vibration. International Organization for Standardization, 2019