

在垂直方向和前后方向暴露于全身振动的人体受试者的生物动力学建模

李鑫磊

上海理工大学机械工程学院，上海

收稿日期：2024年10月19日；录用日期：2024年11月12日；发布日期：2024年11月19日

摘 要

本文描述了一项研究，旨在建立一个模型来模拟人体在坐姿下受到垂直和前后方向振动时的生物动力学反应。该模型的设计旨在克服之前模型的局限性，它们只能应对特定的生物动力学响应模式。相比之下，这个新模型考虑了座位到头部的传导率、驱动点机械阻抗和表观质量这三种不同类型的生物动力学响应。通过从文献中选取实验数据，并采用曲线拟合方法，研究人员成功地优化了模型参数，使其更好地匹配实际观测数据。最终的数值模拟结果显示，新模型相比现有模型具有更好的拟合效果。这项研究对于深入理解人体在振动环境下的生物动力学行为，并为相关设备或环境的设计提供更准确的指导，具有重要意义。

关键词

生物动力学，坐姿人体受试者，全身振动，集总参数模型

Biodynamic Modeling of Human Subjects Exposed to Whole-Body Vibrations in Both Vertical and Forward and Backward Directions

Xilei Li

School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Oct. 19th, 2024; accepted: Nov. 12th, 2024; published: Nov. 19th, 2024

Abstract

This paper describes a study aimed at building a model to simulate the biodynamic response of the

human body when subjected to vertical and forward direction vibration in a sitting position. The model was designed to overcome the limitations of previous models, which could only cope with specific modes of biodynamic response. In contrast, the new model takes into account three different types of biodynamic responses: seat-to-head conductivity, drive point mechanical impedance, and apparent mass. By selecting experimental data from the literature and using curve fitting methods, the researchers successfully optimized the model parameters to better match the actual observed data. The final numerical simulation results show that the new model has better fitting effect than the existing model. This research has important implications for a deeper understanding of the biodynamic behavior of the human body in a vibratory environment and for providing more accurate guidance for the design of related devices or environments.

Keywords

Biodynamics, Seated Human Subjects, Whole Body Vibration, Lumped Parameter Model

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

全身低频振动对人体健康和生理功能造成的不良影响越来越受到关注。普遍认知是, 将不必要的振动传递给人体可能导致疲劳和不适感。此外, 剧烈振动还可能引起颈部和脊柱损伤。大量证据表明, 下背部疼痛(LBP)与持续受到全身振动的暴露之间存在正相关关系。Backman 进行了一项涉及 633 名男性司机的健康调查, 结果显示, 司机最常见的抱怨是肩颈疼痛和背部不适。该研究还发现, 40%的公交车司机患有 LBP, 而患病率随着年龄增长而增加。Bovenzi 等人对港口机械操作员的 LBP 进行了研究, 发现腰痛症状的患病率随着暴露时间(驾驶年数)、等效振动量级或累积振动暴露的增加而增加[1]。Rehn 等人的一项横断面研究表明, 各类全地形车辆(ATV)的职业驾驶员, 如森林机械、雪地车和雪地摩托, 主要在颈部和肩部区域表现出显著增加的肌肉骨骼疾病症状风险。该研究表明, 增加的风险与暴露于全身振动和冲击有关。Seidel 等人也得出结论, 人们坐在接近或超过 ISO 暴露限值的振动环境中, 会使他们的肌肉骨骼系统处于危险之中, 特别是 LBP [2]。

为了更好地了解人体受试者在低频全身振动下的生物动力学反应和不良反应, 各种研究人员进行了各种统计和分析研究。统计研究通常涉及测量人体受试者的动力学和生物动力学反应。广义生物动力响应函数有三种类型, 即座椅到头部传导率(STHT)、驱动点机械阻抗(DPMI)和表观质量(APM), 它们被广泛用于表征人体在最常见的振动环境下坐姿的生物动力响应[3]。STHT 函数定义为目标频率范围内头部输出振动电平与座椅输入振动电平的比值。通过考察位移、速度和加速度等不同的响应量, 可以以不同的形式获取这一函数。DPMI 函数定义为被摄体所受到的传递动态力与输入驱动点速度的比值。APM 函数的定义与 DPMI 函数类似。它指定了驱动力与驱动点加速度的比值。STHT 功能可以显示远离驱动点的人体部位的动态行为, 而 DPMI 和 APM 功能可以显示输入点人体负荷的生物动力学特征。所有这三个函数都可以通过计算感兴趣频率范围内的幅度和相位响应来评估。

这项工作的目标是开发一个数学模型, 可以更全面地描述暴露于低频 WBV 的坐姿人类受试者的基本生物动力学行为。本文综合了人体受试者在垂直方向和前后方向上的 STHT、DPMI 和 APM 反应的实验数据。将合成的平均值作为模型参数识别的目标值。推导了模型的运动方程, 并给出了其频域解。最 0

后, 对 STHT、DPMI 和 APM 生物动力函数的幅值和相位响应进行了数值模拟, 并与已有模型进行了比较[4]。

2. 人体坐位测量数据

2.1. 数据来源

人类受试者的生物动力学反应数据来自于各种现场观察和实验测量, 是在不同的测试条件下进行收集。

2.2. 测试条件的变化

测试条件的变化可能涉及内在和外在因素, 例如受试者的质量和人口统计数据、坐姿、脚和手的位置、振动激励类型和水平、座椅靠背角度以及受试者的测量位置等[5]。

2.3. 合成要求

为了确保避免由于上述变量条件的不同而导致测量数据之间存在显著差异, 对于人类受试者坐位生物动力学特性的合成设定了以下要求:

- 依据至少 6 名受试者的测量结果进行研究;
- 被测量的受试者被认为是坐直或直立的姿势, 无论手的位置如何;
- 双脚在同一激励基础上支撑和振动;
- 受试者质量限制在 45~100 kg 范围内;
- 激励水平低于 5 m/s^2 , 在 0~20 Hz 频率范围内报告幅度和相位数据;
- 测量中使用正弦或随机振动激励。

根据上述要求我们选择了以下已发表的测量数据来合成坐着的人体生物动力学特性:

座位到头部的传播率(STHT)数据: Paddan and Griffin, Boileau and Rakheja, Hinz 等驱动点机械阻抗(DPMI)数据: Boileau and Rakheja, Fairley and Griffin, Hinz and Seidel, Holmlund and Lundström 表观质量(APM)数据: Mansfield and Griffin, Toward and Griffin, Fairley and Griffin, Qiu and Griffin。这些数据被用于合成坐着的人体生物动力学特性。根据您的描述, 合成数据是通过对上述数据集进行平均并在感兴趣的频率范围内进行适当的平滑处理得到的。这种方法有助于得到更具代表性和可靠性的数据, 以反映人体在坐位状态下的生物动力学特性[6]。

3. 数学模型开发

3.1. 模型描述

这个模型是一个复杂的系统如图 1, 它以集总参数的方式描述了人体在低频全身振动下的行为。它将人体划分为垂直和前后两个方向的子模型。垂直模型考虑了头颈部、上半身、手臂、内脏和下半身, 而前后模型主要关注主体质量和头部颈部。模型中的部分通过弹簧和阻尼器连接, 以模拟人体不同部位之间的动态关系。在模型中, 忽略了小腿和脚部的质量对全身振动的影响, 因为它们相对贡献较小。同时, 根据模型, 受支撑的腿对全身振动的影响被认为微不足道。这个模型旨在帮助我们更好地理解人体在座位和脚凳上的振动响应[7]。

3.2. 运动方程(EOMs)

模型的 EOMs 由各部件的自由体图导出。垂直模型总共有 5 自由度: 每个部分的垂直位移 $\{Z_1(t), Z_2(t), Z_3(t), Z_4(t), Z_5(t)\}$ 。垂直模型 EOMs 可以用以下耦合微分方程表示:

$$M_1\ddot{Z}_1 + C_1(\dot{Z}_1 - \dot{Z}_0) + K_1(Z_1 - Z_0) - C_2(\dot{Z}_2 - \dot{Z}_1) - K_2(Z_2 - Z_1) - C_{41}(\dot{Z}_4 - \dot{Z}_1) - K_{41}(Z_4 - Z_1) = 0 \quad (1)$$

$$M_2\ddot{Z}_2 + C_2(\dot{Z}_2 - \dot{Z}_{21}) + K_2(Z_2 - Z_1) - C_4(\dot{Z}_4 - \dot{Z}_2) - K_4(Z_4 - Z_2) = 0 \quad (2)$$

$$M_3\ddot{Z}_3 - C_3(\dot{Z}_4 - \dot{Z}_3) - K_3(Z_4 - Z_3) = 0 \quad (3)$$

$$M_4\ddot{Z}_4 + C_3(\dot{Z}_4 - \dot{Z}_3) + K_3(Z_4 - Z_3) + C_4(\dot{Z}_4 - \dot{Z}_2) + K_4(Z_4 - Z_2) + C_{41}(\dot{Z}_4 - \dot{Z}_1) + K_{41}(Z_4 - Z_1) - C_5(\dot{Z}_5 - \dot{Z}_4) - K_5(Z_5 - Z_4) = 0 \quad (4)$$

$$M_5\ddot{Z}_5 + C_5(\dot{Z}_5 - \dot{Z}_4) + K_5(Z_5 - Z_4) = 0 \quad (5)$$

以上微分方程可以用矩阵形式表示:

$$[M]\{\ddot{Z}\} + [C]\{\dot{Z}\} + [K]\{Z\} = \{f_n\} \quad (6)$$

其中 $[M]$, $[C]$ 和 $[K]$ 分别为质量, 阻尼和刚度矩阵, $\{\ddot{Z}\}$, $\{\dot{Z}\}$ 和 $\{Z\}$ 分别表示加速度, 速度和矢量位移。

前后模型共有两个自由度: 前后位移主体部位 $\{X_1(t)\}$ 和头颈部旋转度 $\{\theta(t)\}$ 。系统的 EOMs 前后模型可以用以下微分方程表示:

$$M\ddot{X}_1 + m_5 l_n \ddot{\theta} \cos \theta - m_5 l_n \dot{\theta}^2 \sin \theta + K_b(X_1 + X_0) + C_b(\dot{X}_1 + \dot{X}_0) = 0 \quad (7)$$

$$m_5 l_n^2 \ddot{\theta} + m_5 l_n \ddot{X}_1 \cos \theta - m_5 l_n g \sin \theta + K_t \theta + C_t \dot{\theta} = 0 \quad (8)$$

其中 M 为整个身体的质量 ($M = m_1 + m_2 + m_3 + m_4 + m_5$), l_n 为肩膀与头部重心之间的平均距离, g 为重力加速度 ($g = 9.8 \text{ m/s}^2$) K_t 和 C_t 分别为颈部的转动弹簧和阻尼系数, K_b 和 C_b 分别为主体与靠背之间的弹簧和阻尼系数[8]。

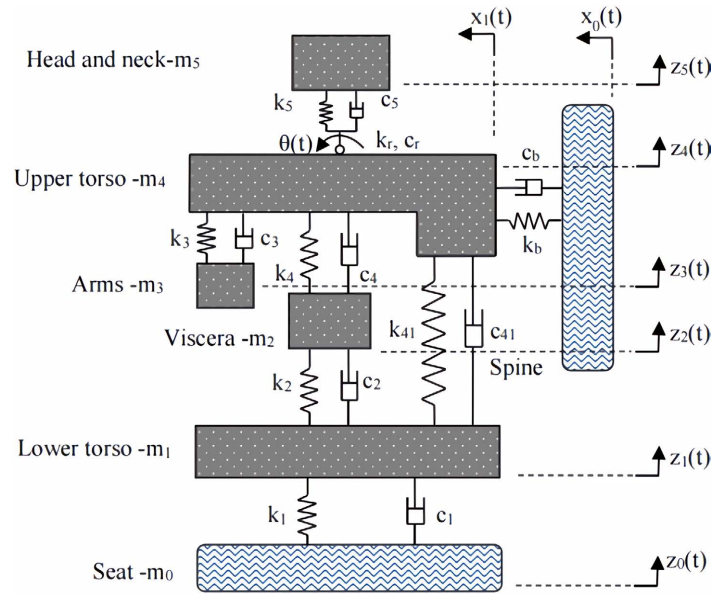


Figure 1. Schematic representation of the model of a sitting human subject in the longitudinal and anteroposterior directions

图 1. 坐姿人体受试者纵向和前后方向的模型示意图

3.3. 频域 EOMs 解

通过对上述 EOMs 进行傅里叶变换, 可以在频域对模型进行解析。垂直模型 EOMs 变换得到:

$$\{Z(j\omega)\} = [-\omega^2[M] + j\omega[C] + [K]]^{-1} \{f_n(j\omega)\} \quad (9)$$

其中 $\{Z(j\omega)\}$ 和 $\{f_n(j\omega)\}$ 分别为 $\{Z\}$ 和 $\{f_n\}$ 的复傅里叶变换向量, j 为虚单位, ω 为角频率。 $\{Z(j\omega)\}$ 包含了 5 个单元的复位移响应与角频率的函数, 它们可以通过 $\{Z_1(j\omega)\}$, $\{Z_2(j\omega)\}$, $\{Z_3(j\omega)\}$, $\{Z_4(j\omega)\}$, $\{Z_5(j\omega)\}$ 表示。 $\{F_n(j\omega)\}$ 中包含了复数的力, 它也是角频率的函数, 它是 $\{(K_1 + j\omega C_1)Z_0(j\omega), 0, 0, 0, 0\}$, 其中 $Z_0(j\omega)$ 是激振力的复数位移。线性化方程的傅里叶变换可表示为:

$$-\omega^2 M X_1(j\omega) - \omega^2 m_5 l_n \theta(j\omega) + (K_b + j\omega C_b)(X_1(j\omega) - X_0(j\omega)) = 0 \quad (10)$$

$$-\omega^2 m_5 l_n^2 \theta(j\omega) - \omega^2 m_5 l_n X_1(j\omega) + m_5 l_n g \theta(j\omega) + (K_t + j\omega C_t) \theta(j\omega) = 0 \quad (11)$$

根据预测定义, 垂直模型的 STH、DPMI 和 APM 生物动力学函数可推导为:

$$\text{STHT}_{-v} = \frac{Z_5(j\omega)}{Z_0(j\omega)} \quad (12)$$

$$\text{DPMI}_{-v} = \left| \frac{(K_1 + j\omega C_1)[Z_0(j\omega) - Z_1(j\omega)]}{j\omega Z_0(j\omega)} \right| \quad (13)$$

$$\text{APM}_{-v} = \left| \frac{\text{DPMI}_{-v}}{j\omega} \right| = \left| \frac{(K_1 + j\omega C_1)[Z_0(j\omega) - Z_1(j\omega)]}{-\omega^2 Z_0(j\omega)} \right| \quad (14)$$

联立方程。(10)和(11)的模拟模型中, 前后模型的 STH、DPMI 和 APM 生物动力学函数可表示如下:

$$\text{STHT}_{-f} = \frac{l_n \theta(j\omega) + X_1(j\omega)}{X_0(j\omega)} \quad (15)$$

$$\text{DPMI}_{-f} = \left| \frac{(K_b + j\omega C_b)[X_1(j\omega) - X_0(j\omega)]}{j\omega X_0(j\omega)} \right| \quad (16)$$

$$\text{APM}_{-f} = \left| \frac{\text{DPMI}_{-f}}{j\omega} \right| = \left| \frac{(K_b + j\omega C_b)[X_1(j\omega) - X_0(j\omega)]}{-\omega^2 X_0(j\omega)} \right| \quad (17)$$

轮毂的前 6 阶模态振型, 由振型图可知, 固有频率随着阶数的增加而增大, 且汽车运行中的工作频率远小于固有频率, 不会产生共振现象。

4. 模型参数辨识

Table 1. Comprehensive data of the mean values of STHT, DPMI, and APM in the vertical direction

表 1. 垂直方向 STHT、DPMI、APM 均值的综合数据

频率 Hz	STHT (abs)		STHT (abs)		APM (Kg)	
	幅值	相位	幅值	相位	幅值	相位
0.5	1.01	-0.2	95	89.5	59	-2.2
0.75	1.00	-0.7	175	89.0	60	-2.3
1.0	1.01	-0.8	310	88.5	60	-3.5
2.0	1.10	-6.0	754	87.5	61	-4.5
3.0	1.16	-10	1255	82	71	-10

续表

4.0	1.28	-17.5	2252	66	81	-15
4.5	1.37	-29	2704	45	80	-23
5.0	1.45	-40	2605	31	76	-31
5.5	1.43	-50	2254	23	67	-43
6.0	1.30	-61	2105	23	53	-55
6.5	1.18	-62	1865	20	48	-60
7.0	1.09	-60	1892	22	44	64
8.0	0.99	-62	1998	21	39	-68
9.0	0.94	-70	2002	20	36	-70
10.0	0.95	-76	2015	16	32	-72
12.0	0.86	-85	1905	17	31	-80
14.0	0.76	-97	1770	18	25	-83
16.0	0.67	-105	1625	19	18	-82
18.0	0.60	-113	1585	20	14	-81
20.0	0.56	-121	1605	20	11	-81

Table 2. Comprehensive data of the mean values of STHT, DPMI, and APM in the anteroposterior direction
表 2. 前后方向 STHT、DPMI、APM 均值的综合数据

频率 Hz	SHTH (abs)		SHTH (abs)		APM (Kg)	
	幅值	相位	幅值	相位	幅值	相位
0.5	1.26	-1	55	83.0	53.0	-8.0
0.75	1.44	-16	148	80.8	57.0	-10.6
1.0	1362	-40	257	76.6	59.5	-12.8
1.25	1.59	-64	392	74.55	63.1	-16.0
1.5	1.41	-85	515	65.4	67.2	-20.2
1.75	1.23	-103	655	59.5	69.6	-24.0
2.0	1.10	-119	850	48.4	70.2	-28.5
2.5	0.86	-135	1010	33.6	62.5	-39.4
2.75	0.71	-144	1068	25.0	58.6	-46.0
3.0	0.53	-159	1095	17.1	54.0	-53.5
3.5	0.41	-168	1083	1.8	45.1	-62.5
4.0	0.29	-175	1061	-7.5	37.7	-75.0
4.5	0.26	-189	1028	-15.5	35.3	-80.5
5.0	0.23	-198	974	-21.5	30.6	-81.0
6.0	0.18	-211	912	-25.8	20.5	-86.2
7.0	0.13	-231	853	-29.0	17.4	-91.0
8.0	0.10	-247	746	-29.8	12.9	-90.2
9.0	0.08	-253	647	-29.3	10.3	-87.0
10.0	0.08	-255	555	-28.0	7.8	-85.0
11.0	0.08	-254	521	-27.2	7.2	-84.0
12.0	0.08	-252	487	-25.7	6.0	-84.0

使用 matlab (版本 2011b)中制定的曲线拟合方法确定模型参数。使用最小绝对残差(LAR)方法和“信任区域”算法[9]。拟合过程涉及一个多变量优化函数的求解,该函数由模型计算值与实验测量的目标值之间的均方差或均方差组成(表 1 和表 2)。在垂直模型中共有 17 个未知参数,可以用 P_v 表示:

$P_v = [C_1, C_2, C_3, C_4, C_{41}, C_5, K_1, K_2, K_3, K_4, K_{41}, K_5, m_1, m_2, m_3, m_4, m_5]T$ 因为 $[m_1, m_2, m_3, m_4, m_5]T$ 是共享数据,因此在前后模型中,未知参数向量可以表示为 $Pf = [C_b, C_t, K_b, k_t, l_n]T$

为了使拟合过程更加有效,参考以往发表的研究,估计了一组内、上、下限值的值。对于所有型号的重量(即 75 kg 的 73.6% = 5.2 kg), 73.6% (即 75 kg 的 73.6% = 5.2 kg)的整体重量(75 kg)为零。由于人体各节段的阻尼系数和刚度系数并不精确,因此其范围比较大。表 3 列出了估计的上限和下限。已确定的模型参数列在表 4 中。

Table 3. Estimates of the population, upper and lower limits of the model parameters identified

表 3. 模型参数识别的总体、上限值和下限值的估计值

模型参数	初始值	下限值	上限值
头部质量 m_5 (kg)	5.5	5	7
上半身质量 m_4 (kg)	22	20	25
手臂质量 m_3 (kg)	6	5	8
脏器质量 m_2 (kg)	10.2	8	12
下躯干质量 m_1 (kg)	11.7	10	15
平均距离 l_n (m)	0.16	0.13	0.19
阻尼系数 C_1 (Ns/m)	2000	500	5000
阻尼系数 C_2 (Ns/m)	1000	400	5000
阻尼系数 C_3 (Ns/m)	300	100	2000
阻尼系数 C_4 (Ns/m)	4000	400	5000
阻尼系数 C_{41} (Ns/m)	4000	500	5000
阻尼系数 C_5 (Ns/m)	400	300	2000
阻尼系数 C_b (Ns/m)	200	10	3000
阻尼系数 C_t (Ns/m)	200	10	2000
刚度系数 K_1 (N/m)	120,000	5000	200,000
刚度系数 K_2 (N/m)	6000	5000	100,000
刚度系数 K_3 (N/m)	10,000	5000	200,000
刚度系数 K_4 (N/m)	7000	5000	100,000
刚度系数 K_{41} (N/m)	160,000	5000	250,000
刚度系数 K_5 (N/m)	300,000	5000	5,000,000
刚度系数 K_b (N/m)	10,000	500	200,000
刚度系数 K_t (N/m)	1000	500	200,000

Table 4. The deterministic value derived from the model

表 4. 从模型得出的确定值

模型参数	确定值	模型参数	确定值
头部质量 m_5 (kg)	5.6	阻尼系数 C_5 (Ns/m)	977.4
上半身质量 m_4 (kg)	20.3	阻尼系数 C_b (Ns/m)	621.9

续表

手臂质量 m_3 (kg)	8.0	阻尼系数 C_t (Ns/m)	18.9
脏器质量 m_2 (kg)	9.2	刚度系数 K_1 (N/m)	120123.3
下躯干质量 m_1 (kg)	10.0	刚度系数 K_2 (N/m)	5300.3
平均距离 l_n (m)	0.19	刚度系数 K_3 (N/m)	13177.7
阻尼系数 C_1 (Ns/m)	2376.4	刚度系数 K_4 (N/m)	9151.1
阻尼系数 C_2 (Ns/m)	675.8	刚度系数 K_{41} (N/m)	128198.6
阻尼系数 C_3 (Ns/m)	145.8	刚度系数 K_5 (N/m)	292010.0
阻尼系数 C_4 (Ns/m)	1797.7	刚度系数 K_b (N/m)	9925.7
阻尼系数 C_{41} (Ns/m)	4023.2	刚度系数 K_t (N/m)	772.4

5. 仿真与对比结果

在确定了所有模型参数后，在 matlab 中模拟了 STH、DPMI 和 APM 生物动力函数的幅度和相位响应。为了评估所述模型的均值(GOF)，使用下式计算均值与均值的比值：

$$GOF=1-\frac{\sqrt{\sum(y_m-y_c)^2/(N-2)}}{\sum y_m/N} \tag{18}$$

其中 y_m, y_c 分别表示目标数据和计算值， N 为测量目标数据点的个数。GOF 值越接近 1，表示效果越好 [10] [11]。

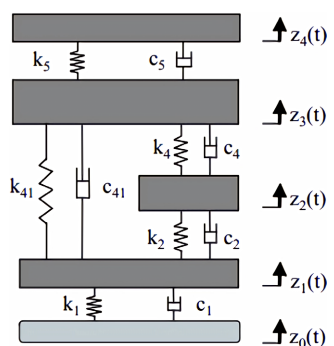


Figure 2. Schematic diagram of the Wan and Schimmels model
图 2. Wan and Schimmels 模型示意图

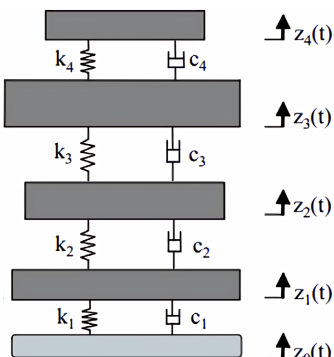


Figure 3. Schematic diagram of the Boileau and Rakheja model
图 3. Boileau and Rakheja 模型示意图

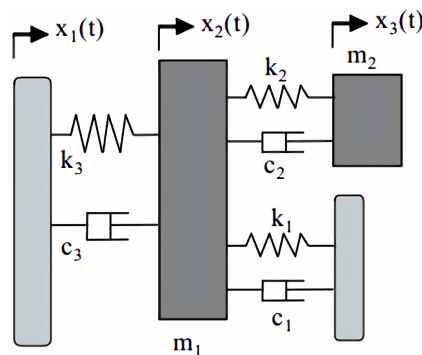


Figure 4. Schematic representation of the Stein *et al.* model

图 4. Stein *et al.*模型示意图

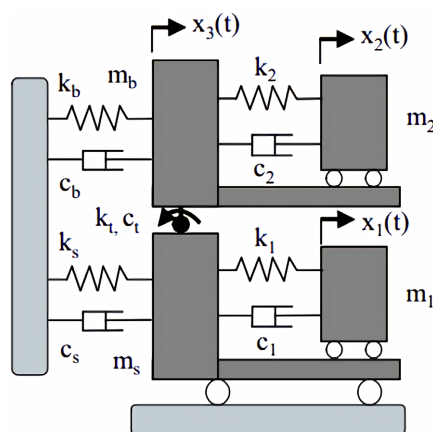


Figure 5. Schematic diagram of the Qiu and Griffin model

图 5. Qiu and Griffin 模型示意图

Table 5. Schematic diagram and parameters of the seat and human subject comparison model

表 5. 座椅与人体主体对比模型的原理图及参数

模型名称	模型参数					
	质量(kg)		刚度(N/m)		阻尼(Ns/m)	
Wan and Schimmels	m_1	36.0	K_1	49,340	C_1	2475.0
	m_2	5.5	K_2	20,000	C_2	330.0
	m_3	15.0	K_{41}	192,000	C_{41}	909.1
	m_4	4.17	K_4	10,000	C_4	200.0
			K_5	134,400	C_5	250.0
Boileau and Rakheja	m_1	12.78	K_1	90,000	C_1	2064
	m_2	8.62	K_2	162,800	C_2	4585
	m_3	28.49	K_3	183,000	C_3	4750
	m_4	5.31	K_4	310,000	C_4	400
Stein <i>et al.</i>	m_1	54	K_1	39,322	C_1	465.9
	m_2	10.4	K_2	9	C_2	8.0
			K_3	1054	C_3	113.1

续表

Qiu and Griffin	m_b	8	K_1	39,886	C_1	359
	m_s	10	K_2	10,924	C_2	542
	m_1	20	K_b	24,610	C_b	0.0
	m_2	35	K_t	10	C_t	112
			K_s	26,646	C_s	0.0

如仿真结果所示,我们选择了四种已有的人体受试者模型进行比较:选择 Wan 和 Schimels 开发的四自由度线性垂直模型(如图 2)进行比较,该模型提供了最高的平均值和 Boileau 和 Rakheja [12]提出的四自由度车辆驾驶员模型(如图 3)进行垂直模型比较;采用 Stein 等人[2]的两自由度前后模型(如图 4)和 Qiu、Griffin 的四自由度前后模型(如图 5)进行前后模型比较。比较模型的原理图和参数如表 5 所示[13]。

6. 讨论

这些模型使用的综合目标数据之间存在一定的差异,因此比较模型的计算 GOF 可能不是原始的呈现值。Stein 模型中所用目标数据的测量条件与合成目标数据的测量条件在前后方向上存在一定的差异。然而, Wan、Boileau 和 Qiu 的模型中使用的目标数据与本研究合成的目标数据非常接近[13]-[15]。

从模拟结果(如表 6)来看,垂直坐姿人体模型在 STHT、DPMI 和 APM 函数的幅值和相位响应方面都比前后坐姿模型表现出更高的平均拟合优度。垂直模型对于 STHT 震级和相位响应的 GOF 分别为 90.84% 和 82.71%,对于 DPMI 震级和相位响应的 GOF 分别为 81.33%和 78.33%,对于 APM 震级和相位响应的 GOF 分别为 87.80%和 86.85%。这表明,在垂直振动下,对于预测坐姿人体的上述生物动力学功能,可以获得更好的整体 GOF。结果还表明,在 5 Hz 左右,三个函数的振幅响应都出现了非常接近的峰值,这表明预测相同主共振频率的可靠性得到了验证。此外,所提出的垂直模型预测了在目标数据中观测到的约 8 Hz 的第二共振频率[16] [17]。Wan 的模型已被发现提供了 STHT 和 APM 功能的良好拟合。但 DPMI 函数拟合较差,幅值响应 GOF 为 76.10%,相位响应 GOF 为 74.87%。STHT 和 APM 函数的峰值约为 4 Hz,而 DPMI 函数的峰值约为 7.5 Hz。此外, Wan 和 Boileau 的模型[18]都不能预测第二共振频率。

值得注意的是,报告中人类受试者在前后方向上的坐姿反应实验数据的数量远远少于垂直方向上的数据。需要更多的测量数据来指导和验证人体在前后方向的建模。还需要注意的是,通常在实验研究中测量的是这三种生物动力学功能的相位响应;然而,在人体建模研究中很少对它们进行评估和分析。

Table 6. Summary of comparison results of five human body models

表 6. 五种人体模型比较结果汇总

位置	模型名称	STHT GOF (%)		DPMI GOF (%)		APM GOF (%)	
		幅值	相位	幅值	相位	幅值	相位
垂直方向	Presented model	90.84	82.71	81.33	78.33	87.70	86.85
	Wan's model	89.27	77.48	76.10	74.87	84.91	86.11
	Boileau's model	75.30	65.98	79.36	68.81	80.19	73.57
前后方向	Presented model	37.09	36.57	80.92	52.68	91.99	81.33
	Stein's model	-	29.86	-	30.32	-	42.53
	Qiu's model	-	39.53	79.59	-	80.85	61.80

7. 结论

本研究成功建立了一个集总参数模型,用于模拟人体在坐姿下暴露于垂直和前后方向全身振动时的生物动力学反应。该模型克服了以往模型的局限性,综合考虑了座椅到头部传导率(STHT)、驱动点机械阻抗(DPMI)和表观质量(APM)这三种不同类型的生物动力学响应。通过从文献中选取实验数据,并采用曲线拟合方法,我们成功地优化了模型参数,使其能够更好地匹配实际观测数据。

数值模拟结果显示,新模型在垂直方向和前后方向上的生物动力学函数(包括 STHT、DPMI 和 APM)的幅值和相位响应方面,均表现出较高的拟合优度。特别是在垂直方向上,模型对于 STHT、DPMI 和 APM 函数的幅值和相位响应的拟合优度分别达到了 90.84%、81.33%和 87.70% (幅值),以及 82.71%、78.33%和 86.85% (相位)。这些结果表明,新模型在预测坐姿人体在全身振动环境下的生物动力学反应方面具有更高的准确性和可靠性。

此外,本研究还发现,在 5 Hz 左右,三个函数的振幅响应都出现了非常接近的峰值,这验证了模型在预测相同主共振频率方面的可靠性。同时,所提出的垂直模型还成功预测了在目标数据中观测到的约 8 Hz 的第二共振频率。

值得注意的是,尽管新模型在垂直方向上的表现优异,但在前后方向上的建模仍需要更多的实验数据来指导和验证。未来,我们将继续收集和分析相关实验数据,以进一步完善和优化模型,并探索其在相关设备或环境设计中的应用潜力。

综上所述,本研究对于深入理解人体在振动环境下的生物动力学行为,并为相关设备或环境的设计提供更准确的指导,具有重要意义。新模型的建立为未来的研究和应用提供了有力的工具和支持。

参考文献

- [1] Äng, B. and Harms-Ringdahl, K. (2006) Neck Pain and Related Disability in Helicopter Pilots: A Survey of Prevalence and Risk Factors. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, **77**, 713-719.
- [2] Ballard, M.T., Madison, A.M. and Chancey, V.C. (2020) Human Response Effects to Whole-Body Vibration in Aviation: A Brief Review. US Army Aeromedical Research Laboratory Report, USAARL-TECHIR-2020-012.
- [3] Blackman, C.G. (2019) Whole Body Vibration of Military Aircrews on mh-60 Seahawk Helicopters: Risk Assessment in Relation to Lower Back Pain. MSc Thesis, UCLA, USA.
- [4] Bhiwapurkar, M., Saran, V. and Harsha, S. (2018) Effects of Posture and Vibration Magnitude on Seat to Head Transmissibility during Exposure to Fore-and-Aft Vibration. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, **38**, 826-838. <https://doi.org/10.1177/1461348418756019>
- [5] Bochnia, M., Morgenroth, K., Dziewiszek, W. and Kassner, J. (2004) Experimental Vibratory Damage of the Inner Ear. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, **262**, 307-313. <https://doi.org/10.1007/s00405-004-0799-8>
- [6] Burström, L., Nilsson, T. and Wahlström, J. (2014) Whole-Body Vibration and the Risk of Low Back Pain and Sciatica: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, **88**, 403-418. <https://doi.org/10.1007/s00420-014-0971-4>
- [7] Chen, Y., Ghinet, S., Price, A., Wickramasinghe, V. and Grewal, A. (2017) Evaluation of Aircrew Whole-Body Vibration Exposure on a Canadian CH-147F Chinook Helicopter. *Journal of the American Helicopter Society*, **62**, 1-11. <https://doi.org/10.4050/jahs.62.022004>
- [8] Desta, M., Saran, V.H. and Harsha, S.P. (2011) Effects of Inter-Subject Variability and Vibration Magnitude on Vibration Transmission to Head during Exposure to Whole-Body Vertical Vibration. *The International Journal of Acoustics and Vibration*, **16**, 88-97. <https://doi.org/10.20855/ijav.2011.16.2283>
- [9] Dewangan, K.N., Shahmir, A., Rakheja, S. and Marcotte, P. (2013) Vertical and Fore-Aft Seat-to-Head Transmissibility Response to Vertical Whole Body Vibration: Gender and Anthropometric Effects. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, **32**, 11-40. <https://doi.org/10.1260/0263-0923.32.1-2.11>
- [10] Dewangan, K.N., Yao, Y. and Rakheja, S. (2022) Seat-to-Head Transmissibility Responses of Seated Human Body Coupled with Visco-Elastic Seats. *Vibration*, **5**, 860-882. <https://doi.org/10.3390/vibration5040051>
- [11] Farrell, P.S.E., Shender, B.S., Goff, C.P., Baudou, J., Crowley, J., Davies, M., et al. (2020). Aircrew Neck Pain

- Prevention and Management. The NATO Science and Technology Organization, TR-HFM-252.
- [12] Forde, K.A., Albert, W.J., Harrison, M.F., Patrick Neary, J., Croll, J. and Callaghan, J.P. (2011) Neck Loads and Posture Exposure of Helicopter Pilots during Simulated Day and Night Flights. *International Journal of Industrial Ergonomics*, **41**, 128-135. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2011.01.001>
 - [13] Gohari, M., Rahman, R.A., Raja, R.I. and Tahmasebi, M. (2012) A Novel Artificial Neural Network Biodynamic Model for Prediction Seated Human Body Head Acceleration in Vertical Direction. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, **31**, 205-216. <https://doi.org/10.1260/0263-0923.31.3.205>
 - [14] Harrison, M.F., Coffey, B., Albert, W.J. and Fischer, S.L. (2015) Night Vision Goggle-Induced Neck Pain in Military Helicopter Aircrew: A Literature Review. *Aerospace Medicine and Human Performance*, **86**, 46-55. <https://doi.org/10.3357/amhp.4027.2015>
 - [15] Hinz, B., Menzel, G., Blüthner, R. and Seidel, H. (2010) Seat-to-Head Transfer Function of Seated Men—Determination with Single and Three Axis Excitations at Different Magnitudes. *Industrial Health*, **48**, 565-583. <https://doi.org/10.2486/indhealth.mswbvi-03>
 - [16] ISO-7096 (2020) Earth-Moving Machinery—Laboratory Evaluation of Operator Seat Vibration.
 - [17] ISO 5982 (2019) Mechanical Vibration and Shock—Range of Idealized Values to Characterize Human Biodynamic Response under Whole-Body Vibration.
 - [18] Wright Beatty, H.E., Law, A.J., Thomas, J.R. and Wickramasinghe, V. (2018) Amplified Pilot Head Vibration and the Effects of Vibration Mitigation on Neck Muscle Strain. *Aerospace Medicine and Human Performance*, **89**, 510-519. <https://doi.org/10.3357/amhp.4989.2018>