

创伤性颅脑损伤频响特性研究综述

徐盛康¹, 李桂兵¹, 赵辉², 李奎²

(1. 湖南科技大学 机电工程学院, 湖南 湘潭 411201; 2. 陆军军医大学 交通医学研究所, 重庆 400042)

摘要: 频率在创伤性颅脑损伤(tramatic brain injury, TBI)的生物力学响应中扮演着重要角色,冲击载荷可因共振行为而放大大脑局部变形,加剧神经功能障碍。本文总结了颅脑损伤频响特性的主要研究方法和进展,重点探讨不同数学方法在颅脑损伤频响特性中的应用,以及颅脑损伤频响特性的研究现状,并进一步提出深化颅脑损伤频响特性研究的建议。结果表明,有限元法、降阶模型法和流固耦合法在颅脑损伤频响特性研究中均具可行性,但现有研究对颅脑固有频率尚未达成有效共识,且未将颅脑损伤的频响特性与评价准则进行结合,故基于频响特性完善颅脑损伤力学评价仍是研究的重点。

关键词: 创伤性颅脑损伤; 频响特性; 数学模型; 固有频率; 损伤准则

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.028

Review on Frequency Response Characteristics of Traumatic Brain Injury

XU Shengkang¹, LI Guibing¹, ZHAO Hui², LI Kui²

(1. School of Mechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, Hunan, China; 2. Institute for Traffic Medicine, Army Medical University, Chongqing 400042, China)

Abstract: Frequency plays an important role in biomechanical responses of traumatic brain injury (TBI). Impact loading can amplify brain deformation and aggravate neurological dysfunction due to resonance behavior. This review summarized the main research methods for frequency response characteristics of brain injury. Specifically, different mathematical method for the study of frequency response characteristics of brain injury, as well as current understanding on frequency response characteristics were investigated. Then some suggestions for further researches on frequency response characteristics of brain injury were put forward. The results show that finite element method, reduced order model and fluid-solid coupling model are feasible in the study of frequency response characteristics of brain injury. However, there is still a lack of unified understanding about the natural frequency of brain injury, and frequency response characteristics have not been applied in brain injury criteria. Therefore, improving mechanical evaluation of brain injury based on frequency response characteristics is still the research focus.

Key words: traumatic brain injury (TBI); frequency response characteristics; mathematical model; natural frequency; injury criteria

创伤性脑损伤 (traumatic brain injury, TBI) 是造成青少年伤亡的重要原因。全世界每年有超过 5 000 万人患有 TBI, 俨然成为世界范围的公共卫生难题^[1]。TBI 会给患者带来不同程度的神经功能障碍^[2]。导致 TBI 的原因有很多种, 包括车辆碰撞、高空落物、运动撞击、子弹或其他军事爆炸物碎片, 其中因车辆碰撞导致的参与者颅脑损伤在各类 TBI 损伤中占据较高比例^[3]。据统计, 全球每年因交通事故导致的死亡人数超过 130 万, 其中颅脑损伤是最常见的交通伤类型^[4]。

TBI 力学机制与评价一直是损伤生物力学领域的研究重点, 主要探究外界载荷引起的颅脑力学响应特性及其与损伤结局之间的量化关系^[5], 从 1960 年被提出的头部耐受曲线 (Wayne State University tolerance curve, WSUTC) 开始^[6], 经过不断发展已经产生了多种 TBI 评价准则。目前 TBI 评价准则主要包括基于运动学及动力学响应的评价准则和基于组织生物力学响应的评价准则两大类, 前者主要包括头部损伤标准 (head injury criterion, HIC)^[7]、脑损伤耐受度广义加速度准则 (generalized acceleration model for brain injury threshold, GAMBIT)^[8]、旋转损伤标准 (rotational injury criterion, RIC)^[9]、头部碰撞能量准则 (head impact power, HIP)^[10] 和脑损伤标准 (brain injury criterion, BrIC)^[11] 等, 后者主要包括累计应变损伤测量 (cumulative strain damage measure, CSDM)、颅内压、最大主应变 (maximum principal strain, MPS) 和应变率等^[12-13]。但是, 现有 TBI 评价准则都是基于力学响应的时域信息进行构建, 颅脑损伤力学响应信号属于典型非平稳随机信号, 需要从时变频域联合分析才能充分提取响应信号的全面特征信息。因此, 明确 TBI 力学响应频域特性对 TBI 评价准则具有重要意义。

本文围绕 TBI 力学响应频响特性的研究方法、研究进展及现有认识等展开综述, 并针对现有研究的不足和瓶颈问题提出研究展望, 为完善颅脑损伤评价体系的研究与发展提供参考和借鉴。

1 TBI 力学响应频域特性研究方法

1.1 基于有限元头部模型的频响特性研究

尸体实验受到伦理问题限制, 且存在因样本稀

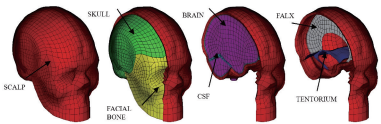

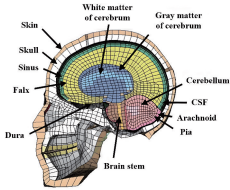
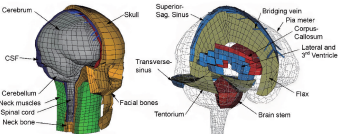

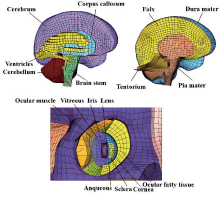
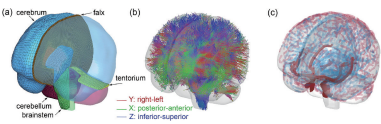
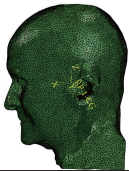
缺、样本差异等因素造成实验灵活性和准确性不足的问题。基于有限元的数值模拟成为 TBI 力学响应研究的重要手段, 目前国内外常见的头部有限元模型如表 1 所示。频响特性研究中, 通常利用有限元模型计算颅脑固有频率和相应模态振型, 分别提取实特征值和复特征值计算结构的实模态和复模态, 复模态包含实部和虚部, 实部代表该阶模态的阻尼, 虚部代表结构的圆频率。Fonville 等^[14] 分别对整体头部的脑组织、约束颅骨的脑组织和单独脑组织 3 种不同条件的模态进行分析, 并使用 Lanczos 算法^[15] 计算主要振型。结果显示, 整体头部和约束颅骨的脑组织模态几乎相同, 前 3 阶基本模态频率分别为 22.3、23.7 和 24.0 Hz, 而单独脑组织前 3 阶模态频率分别为 13.9、14.2 和 14.9 Hz。整体头部的脑组织和单独脑组织的第 1 基本模态对应的振型均为扭转, 第 2 基本模态对应的振型分别为矢状剪切和小脑横向扭转, 第 3 基本模态对应振型分别为双侧顶叶在扭转作用下的剪切应变, 以及颞叶和顶叶在扭转作用下的剪切应变。

Yang 等^[16] 建立精细化头颈模型以探究振动载荷下的颅脑损伤频域响应, 通过复本征值分析不同阻尼对颅脑损伤频域特性的影响, 从而对共振频率和模型的振型响应进行研究。结果证实, 无阻尼的前 3 阶模态频率分别为 35.25、62.40、72.51 Hz; 阻尼因子为 0.1 时, 前 3 阶模态频率分别为 34.50、57.72、74.56 Hz; 阻尼因子为 0.2 时, 前 3 阶模态频率分别为 34.23、57.59、74.43 Hz, 前 3 阶振型分别为头部前后伸-屈曲、横向屈曲和轴向旋转。前 3 种模态中头部各部分协同共振, 当处于更高阶模态下, 大脑会出现独立的共振现象。低频共振主要产生平移和旋转损伤, 而高频共振产生剪切损伤, 共振频率会随着阻尼因子的增加而降低, 当阻尼因子超过 0.2 时变化不大。前 20 阶模态中, 存在 6 阶模态无阻尼固有频率低于阻尼固有频率的现象; 但随着阶数增大, 这种现象变得不明显。Yang 等^[16] 认为, 这与模型的建模方法和材料特性有关。

总体而言, 共振频率受颅脑各部位固有频率影响, 在 15、30 Hz 附近更易导致颅脑损伤。此外, 有限元模型材料和建模方法差异, 以及计算接口不同均会对共振频带产生影响^[16]。应当指出, 几何结构也对颅脑固有频率起着至关重要的作用, 而国人脑

表 1 国内外头部有限元模型

Tab. 1 Head finite element models at home and abroad

模型	构型图	模型	构型图	模型	构型图
SUFHEM ^[18]		WSUHM ^[17]		THUMS ^[19]	
KTH ^[20]		GHMBC ^[22]		AHB5PH ^[23]	
WHIM ^[21]		FE Model ^[24]			

注:文献[23,24]分别为国人模型和新加坡华人模型。

组织及颅骨三维结构与欧美人存在明显差异,在进行颅脑损伤频响特性研究时应该注意这方面的差异。由于有限元模型存在计算时间长、成本高和精确度浮动较大的问题,引入其他研究方法显得尤为必要。

1.2 基于脑-颅骨系统降阶模型的频响研究

与精细化的有限元模型相比,降阶模型用较低的阶数表征了系统的整体特征,能够大幅降低计算成本,用较少的特征捕捉系统能量的整体变化。目前,主流的脑-颅骨系统的降阶模型主要通过弹簧和阻尼器的组合进行模拟。早期比较经典的降阶模型有 Alem 等^[25]建立的头颈降阶系统(线性弹簧和扭转弹簧组合)、Low 等^[26]建立的带有扭转弹簧的双质量大脑模型、Willinger 等^[27]建立的大脑平移运动集总模型、Zou 等^[28]开发的耦合了大脑平移和旋转运动的脑-头骨模型、Yanaoka 等^[29]采用线性弹簧建立的大脑机械响应模型,以及 Takahashi 等^[30]提出的基于弹簧与黏壶单元的脑-颅骨模型,但上述这些降阶模型均未涉及颅脑损伤频响特性研究。

Laksari 等^[31]首次建立了基于志愿者头部磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)数据的颅脑动态降阶模型,并对其在有无约束下的运动学和

动力学特征进行研究。由于大脑在冲击响应过程中存在平移和旋转的运动耦合,Laksari 等^[31]利用主成分分析(principal component analysis, PCA)对经过简化处理的单自由度动力学模型进行分析,以研究脑-颅骨系统的结构特征和频响特性。研究发现,头部具有低频共振特性,且无论是轻微撞击还是较高能量撞击,只要撞击频率在共振频率附近,就会发生明显的脑-颅骨系统相对位移,这也是 TBI 重要原因,这种相对位移跟颅骨运动频率高度相关,而对系统旋转加速度没那么敏感。

模型降阶的常用模态分析方法包括本征正交分解法(proper orthogonal decomposition, POD)、动态模态分解法(dynamic mode decomposition, DMD)等,其中 POD 是 PCA 在更一般函数空间的推广,DMD 对于瞬态运动等强非线性状态捕捉能力较强,而 POD 采用的能量排序法会造成相位信息丢失^[32]。Laksari 等^[33]利用 DMD 分解研究了脑-颅骨系统的频响特性,通过对橄榄球运动员头部碰撞损伤重建的位移场进行模态分解^[34],发现大脑的平均位移振幅均在 28 Hz 附近出现峰值,前 33 Hz 频带蕴含了 75% 脑组织变形总能量。同时,通过脑组织不同区域的频响差异发现在脑室区域尤其是胼胝

体各模态应变差异较大,这可能是深度脑组织更易遭受脑震荡风险的重要力学机制(见图1)。

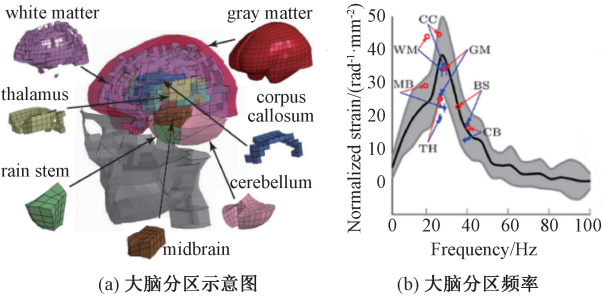


图1 大脑分区与不同部位频率^[32]

Fig. 1 Brain subarea and frequency of different parts^[32]

(a) Schematic of brain subareas, (b) Frequencies of brain subareas

注:CC、GM、BS、MB、WM、TH、CB 分别为胼胝体、灰质、脑干、中脑、白质、丘脑、小脑。

Gabler 等^[35]使用线性弹簧和阻尼器平行组合的 Voigt 模型建立了代表脑-颅骨单自由度力学降阶系统。通过加载涵盖不同加速度和速度幅度的旋转脉冲信号,对比分析大脑-颅骨的相对位移大小和有限元头部模型的最大主应变响应关系,发现颅脑损伤与颅脑自然周期的脉冲持续时间相关,在载荷脉冲中等持续时间下颅脑呈现共振行为。Gabler 等^[36]进一步提出了基于3自由度耦合的2阶脑-颅骨降阶模型(见图2),通过增加自由度、加载不同加速度和速度的旋转脉冲信号进行研究,发现脑-颅骨系统在颅脑共振周期附近存在明显的共振行为,此时的损伤受加速度和速度等多种因素共同作用。

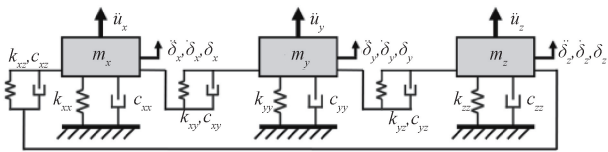


图2 3自由度耦合降阶模型^[36]

Fig. 2 Three-degree of freedom coupled reduced order model^[36]

总体而言,引入降阶模型会显著提高计算效率,且降阶模型所得到的结果与有限元分析相差不大,通过降解模型和有限元均得到最易导致颅脑损伤的频带范围为15~30 Hz,但降阶模型法在大冲击载荷下测量精度会急速下降,并且丢失应力分布信息。

1.3 基于流固耦合的脑-脑脊液-颅骨的简化数学模型频响研究

脑脊液在颅脑损伤的空化效应中扮演了重要角色^[37]。Baroudi 等^[38-40]在文献[41,42]对脑-颅骨系统的固相耦合模态分析的基础上增加了脑脊液(cerebrospinal fluid, CSF)建模,通过构造弹性颅骨-脑脊液-颅脑系统和刚性颅骨-脑脊液-颅脑系统两种流固耦合模型(见图3),对颅脑损伤频响特性进行研究。Baroudi 等^[38-40]提出了一种用于分析理想化人头模型流固耦合系统的势流,并对纳维-斯托克斯方程进行偏微分方程求解。同时,Baroudi 等^[38-40]利用图3模型求解黏滞耦合固-流问题,探讨脑脊液压缩性、动态黏度和厚度对固有频率和振型的影响。结果表明,刚性头骨和弹性头骨的共振频率高度相似,第1阶均在26 Hz附近,第2阶均在37 Hz附近,第3阶均在44 Hz附近,这与有限元分析结果基本相同。此外,该研究发现,脑脊液厚度对固有频率有很大影响,随着脑脊液厚度增大,脑-脑脊液-颅骨系统的固有频率显著降低,主要原因在于颅骨对系统刚度的贡献远大于脑脊液厚度对质量增加的贡献。Baroudi 等^[43]通过模拟脑-脑脊液-颅骨系统的流体声速证明脑脊液的不可压缩性在模态分析中的作用。虽然声速区间在传统流体-结构中通常采取近似不可压缩性假设,但是在TBI动力学模拟中不应忽略,这在后续颅脑损伤频响特性研究中应当重视。

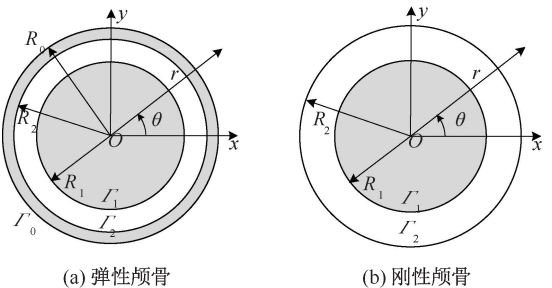


图3 脑-脑脊液-(弹性/刚性)颅骨简化系统^[39]

Fig. 3 Brain-cerebrospinal fluid-(elastic/rigid) skull simplified system^[39] (a) Elastic skull, (b) Rigid skull

注: $\Gamma_0 \sim \Gamma_2$ 为颅骨、脑脊液、脑组织相互间的边界接触, $R_0 \sim R_2$ 为3个部位的半径。

总体而言,基于头部流固耦合模型频响研究所用的势流技术是通过线性化方程进行微分求解,能

充分显示撞击时颅内组织损伤的耦合特性,同时能极大降低计算成本。但是,基于流固耦合法进行的颅脑损伤频响研究使用的是线性模态,这与颅脑碰撞损伤产生的非线性力学响应存在一定的误差。

2 TBI 力学响应频域特性研究进展

1948年, Békésy^[44]首次提出颅骨在声场中的共振响应,其共振频率为 1.8 kHz,但该实验标本取自干燥尸体。随后, Franke 等^[45]研究发现,新鲜头骨共振频率相较于干燥头骨更低,最低共振频率分别为 800、500 Hz。Hodgson 等^[46]通过机械阻抗分析实验得到头部的共振频率约为 300 Hz, Stalnaker 等^[47]对未经防腐处理的新鲜尸体头部进行电磁激振器实验,结果发现其谐振频率为 166、820 Hz。Willinger 等^[48]通过分析志愿者受中等程度冲击的头部动态振动,得到人体头部的固有频率约为 150 Hz。对比上述实验结果可以发现,头骨的共振频率基本在 300 Hz 以上,当把颅骨与大脑当成复合结构进行分析时,其共振频率从 300 Hz 快速下降到远低于颅骨共振频率的范围。

降阶模型方面, Laksari 等^[31]将颅骨-大脑动力学近似于 1 个欠阻尼系统,最终发现头部在 (15±2.9) Hz 附近会产生明显的共振行为。Gabler 等^[35]利用脑-颅骨单自由度力学降阶系统发现,大脑的固有频率为 22.3~27.5 Hz,当颅脑自然周期的脉冲持续时间接近 36~45 ms 时,大脑变形同时取决于速度和加速度大小,这与共振有关。Laksari 等^[32]得到 28、42 Hz 的模态频率,虽然该项研究基于有限元模拟得到,但其计算模型通过尸体实验和志愿者实验数据进行验证,保证了模型较高的生物保真度。Gabler 等^[36]研究证实,在颅脑自然周期附近脑-颅骨系统的固有频率为 21.6~29.3 Hz。在有限元模型模拟颅骨-大脑系统方面, Ward 等^[49]研究表明,大脑基本频率为 23、43 Hz。Ruan 等^[50]研究认为,大脑的第 1 固有频率在 49~72 Hz 之间。Yang 等^[16]研究发现,不同阻尼因子下头部第 1 模态频率均在 35.25 Hz 附近。Fonville 等^[14]研究显示,整体头部和约束在颅骨的脑组织共振频率均为 22.3~24.0 Hz,单独脑组织共振频率为 13.9~14.9 Hz。流固耦合模拟脑-脑脊液-颅骨系统方面, Baroudi 等^[38-40]得到头部的共振频率在 26~44 Hz

之间。

颅脑损伤响应频带的发展见表 2。研究者虽然对颅脑损伤力学响应频域特性进行了一定探索,但是现有研究对颅脑固有频率仍未达成共识。

表 2 颅脑损伤频带发展

Tab. 2 Frequency band development of brain injury

方法	参考文献	共振频带/Hz	
尸体实验	[44]	1 800	
	[45]	800	
	[46]	300	
	[47]	166	
	[48]	150	
	有限元法	[49]	23
		[49]	43
		[50]	49~72
[16]		35.25	
降阶模型法	[14]	22.3~24.0、13.9~14.9	
	[31]	15.0±2.9	
	[35]	22.3~27.5	
	[32]	28	
	[36]	21.6~29.3	
流固耦合法	[38-40]	26~44	

3 总结与展望

本文针对颅脑损伤的频响特性研究进行了综述,主要从 TBI 力学响应的时域和频域特性差异展开,接着对现有频率特性进展进行阐述,重点对当前可行的 3 类数学模型频响特性研究方法进行总结。得到的主要结论如下:

(1) 颅脑损伤的力学响应信号与频域特性密切相关。Willinger 等^[27]研究证实,颅骨低频振动(低于 200 Hz)可能引起脑深部损伤,而高频振动对脑浅表结构影响较大,这可能是颅脑损伤新的力学机制。同时,颅脑损伤频域响应与固有频率存在极高的相关性,而国人与欧美人的颅骨和脑组织三维结构存在明显区别,其固有频率应具有较大差别。因此,为了更好地开发国人颅脑损伤防护技术与方法,应重视推进国人头部有限元模型的开发,并与颅脑损伤频响特性相结合。

(2) 由于尸体实验受限于样本和伦理要求,而物理实验对设备要求较高,且精细化效果较差,因而采用数学模型进行频域研究是很有必要的。有限元法、降阶模型法和流固耦合法仍是目前 3 种较为稳定可靠的研究方法。

(3) 目前针对频域响应与颅脑损伤力学标准相结合的研究较为匮乏,将频响特性与颅脑损伤的运动学和组织学评价方法相结合,有望为颅脑损伤力学准则提供新的参考。

(4) 虽然线性模态理论在流体力学频响特性研究中应用较为成熟,但针对碰撞这类强非线性冲击响应问题,颅脑损伤力学响应的线性假设就给DMD在颅脑损伤模态分解中的应用带来了一定局限性。因此,由线性向非线性过渡的模态分解技术是当前颅脑损伤频响特性研究的一个重要需求。

参考文献:

- [1] POPESCU C, ANGHELESCU A, DAIA C, *et al.* Actual data on epidemiological evolution and prevention endeavours regarding traumatic brain injury [J]. *J Med Life*, 2015, 8(3): 272.
- [2] MACDONALD C, JOHNSON A, NELSON E, *et al.* Functional status after blast-plus-impact complex concussive traumatic brain injury in evacuated United States military personnel [J]. *J Neurotrauma*, 2014, 31(10): 889-898.
- [3] GABLER L, CRANDALL J, PANZER M. Investigating brain injury tolerance in the sagittal plane using a finite element model of the human head [J]. *Int J Automot Eng*, 2016, 7(1): 37-43.
- [4] World Health Organization. Global status report on road safety 2015; Summary [R]. Geneva: WHO, 2015.
- [5] SCHMITT K, NIEDERER P, MUSER M, *et al.* Trauma biomechanics [M]. Berlin: Springer, 2010.
- [6] MCELHANEY J, ROBERTS V, HILYARD J. Handbook of human tolerance [M]. Tokyo: Japan Automobile Research Institute, 1976.
- [7] ADMINISTRATION N. Federal motor vehicle safety standards; Occupant crash protection; Final rule [J]. *Fed Regist*, 1996, 230(27): 60206-60221.
- [8] NEWMAN J. A generalized acceleration model for brain injury threshold [C]//Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Zurich: IRCOBI, 1986: 121-131.
- [9] KIMPARA H, IWAMOTO M. Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts [J]. *Ann Biomed Eng*, 2012, 40(1): 114-126.
- [10] NEWMAN J, SHEWCHENKO N. A proposed new biomechanical head injury assessment function—The maximum power index [R]. 2000.
- [11] TAKHOUNTS E, CRAIG M, MOORHOUSE K, *et al.* Development of brain injury criteria (BrIC) [J]. *Stapp Car Crash J*, 2013, 57: 243.
- [12] CLOOTS R, VAN DOMMELEN J, KLEIVEN S, *et al.* Multi-scale mechanics of traumatic brain injury: Predicting axonal strains from head loads [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2013, 12(1): 137-150.
- [13] WRIGHT R, RAMESH K. An axonal strain injury criterion for traumatic brain injury [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2012, 11(1): 245-260.
- [14] FONVILLE T, SCAROLA S, HAMMI Y, *et al.* Resonant frequencies of a human brain, skull, and head [M]//Multiscale biomechanical modeling of the brain. Pittsburgh: Academic Press, 2022: 239-254.
- [15] LANCZOS C. An iteration method for the solution of the eigenvalue problem of linear differential and integral operators [J]. *J Res Natl Bur Stand*, 1950, 45(4): 255-282.
- [16] YANG B, SHI Z, WANG Q, *et al.* Frequency spectrum of the human head-neck to mechanical vibrations [J]. *J Low Freq Noise V A*, 2017, 37(3): 611-618.
- [17] ZHANG L, YANG K, DWARAMPUDI R, *et al.* Recent advances in brain injury research: A new human head model development and validation [J]. *Stapp Car Crash J*, 2001, 45: 369.
- [18] FERNANDES F, DE SOUSA R, RÉMY WILLINGER, *et al.* Finite element analysis of helmeted oblique impacts and head injury evaluation with a commercial road helmet [J]. *Struct Eng Mech*, 2013, 48(5): 661-679.
- [19] IWAMOTO M, NAKAHIRA Y, TAMURA A, *et al.* Development of advanced human models in THUMS [C]//Proceedings of 6th European LS-DYNA Users' Conference. Gothenburg: [s. n.], 2007: 47-56.
- [20] HO J, KLEIVEN S. Dynamic response of the brain with vasculature: A three-dimensional computational study [J]. *J Biomech*, 2007, 40(13): 3006-3012.
- [21] ZHAO W, JI S. Incorporation of vasculature in a head injury model lowers local mechanical strains in dynamic impact [J]. *J Biomech*, 2020, 104: 109732.
- [22] YANAOKA T, DOKKO Y. A parametric study of age-related factors affecting intracranial responses under impact loading using a human head/brain FE model [C]//Proceedings of 2013 IRCOBI Conference. Gothenburg: IRCOBI, 2013: 444-455.
- [23] ZHAO W, RUAN S, LI H, *et al.* Development and validation of a 5th percentile human head finite element model based on the Chinese population [J]. *Int J Veh Saf*, 2012, 6(2): 91-109.
- [24] YANG B, TSE K, CHEN N, *et al.* Development of a finite element head model for the study of impact head injury

- [J]. *Biomed Res Int*, 2014, DOI:10.1155/2014/408278.
- [25] ALEM N. Simulation of head injury due to combined rotation and translation of the brain [C]//Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference. Michigan: SAE, 1974; 3826-3835.
- [26] LOW T, STALNAKER R. A lumped parameter approach to simulate the rotational head motion [C]//Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference. Birmingham: IRCOBI, 1987; 203-215.
- [27] WILLINGER R, TALEB L, KOPP C. Modal and temporal analysis of head mathematical models [J]. *J Neurotrauma*, 1995, 12(4): 743-754.
- [28] ZOU H, KLEIVEN S, SCHMIEDELER J. The effect of brain mass and moment of inertia on relative brain-skull displacement during low-severity impacts [J]. *Int J Crashworthines*, 2007, 12(4): 341-353.
- [29] YANAOKA T, DOKKO Y, TAKAHASHI Y. Investigation on an injury criterion related to traumatic brain injury primarily induced by head rotation [C]//Proceedings of SAE 2015 World Congress & Exhibition. Detroit: SAE, 2015.
- [30] TAKAHASHI Y, YANAOKA T. A study of injury criteria for brain injuries in traffic accidents [C]//Proceedings of 25th ESV Conference. Detroit: National Highway Traffic Safety Administration, 2017.
- [31] LAKSARI K, WU L, KURT M, *et al.* Resonance of human brain under head acceleration [J]. *J R Soc Interface*, 2015, 12(108): 20150331.
- [32] SCHMID P. Dynamic mode decomposition of numerical and experimental data [J]. *J Fluid Mech*, 2010, 656: 5-28.
- [33] LAKSARI K, KURT M, BABAEI H, *et al.* Mechanistic insights into human brain impact dynamics through modal analysis [J]. *Phys Rev Lett*, 2018, 120(13): 138101.
- [34] JOVANOVIĆ M, SCHMID P, NICHOLS J. Sparsity-promoting dynamic mode decomposition [J]. *Phys Fluids*, 2014, 26(2): 024103.
- [35] GABLER L, JOODAKI H, CRANDALL J, *et al.* Development of a single-degree-of-freedom mechanical model for predicting strain-based brain injury responses [J]. *J Biomech Eng*, 2018, 140(3): 031002.
- [36] GABLER L, CRANDALL J, PANZER M. Development of a second-order system for rapid estimation of maximum brain strain [J]. *Ann Biomed Eng*, 2019, 47(9): 1971-1981.
- [37] OEHMICHEN M, MEISSNER C, KÖNIG H. Brain injury after gunshot wounding: Morphometric analysis of cell destruction caused by temporary cavitation [J]. *J Neurotrauma*, 2000, 17(2): 155-162.
- [38] BAROUDI A, RAZAFIMAHERY F. Theoretical and numerical investigations of frequency analysis of two circular cylinders oscillating in an incompressible viscous fluid [J]. *Int J Appl Mech*, 2014, 6(5): 1450049.
- [39] BAROUDI A, RAZAFIMAHERY F, RAKOTOMANANA L. Three-dimensional modal analysis of an idealized human head including fluid-structure interaction effects [J]. *Acta Mechanica*, 2012, 223(9): 1899-1915.
- [40] BAROUDI A, RAZAFIMAHERY F, RAKOTOMANANA L. Parametric modal analysis of the brain-CSF-skull system: Influence of the fluid-structure interaction [J]. *Eur J Comput Mech*, 2009, 18(1): 55-66.
- [41] SEBASTIAN R, BARBARA H, HORST P. Modal description—A better way of characterizing human vibration behavior [J]. *J Sound Vib*, 2006, 298(3): 810-823.
- [42] WILLINGER R, BOURDET N, FISCHER R, *et al.* Modal analysis of the human neck *in vivo* as a criterion for crash test dummy evaluation [J]. *J Sound Vib*, 2005, 287(3): 405-431.
- [43] BAROUDI A, RAZAFIMAHERY F, RAKOTOMANANA L. Study of a spherical head model. Analytical and numerical solutions in fluid-structure interaction approach [J]. *Int J Eng Sci*, 2011, 51:1-13.
- [44] BÉKÉSY VG. Vibration of the head in a sound field and its role in hearing by bone conduction [J]. *J Acoust Soc Am*, 1948, 20(6): 749-760.
- [45] FRANKE E. Response of the human skull to mechanical vibrations [J]. *J Acoust Soc Am*, 1956, 28(6): 1277-1284.
- [46] HODGSON V, GURDJIAN E, THOMAS L. The determination of response characteristics of the head with emphasis on mechanical impedance techniques [C]//Proceedings of 11th Stapp Car Crash Conference. Anaheim: SAE, 1967.
- [47] STALNAKER R, FOGLE J, MCELHANEY J. Driving point impedance characteristics of the head [J]. *J Biomech*, 1971, 4(2): 127-139.
- [48] WILLINGER R, TALEB L, KOPP C. Modal and temporal analysis of head mathematical models [J]. *J Neurotrauma*, 1995, 12(4): 743-754.
- [49] WARD C, THOMPSON R. The development of a detailed finite element brain model [C]//Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference. San Diego: SAE, 1975; 641-674.
- [50] RUAN J, KHALIL T, KING A. Human head dynamic response to side impact by finite element modeling [J]. *J Biomech Eng*, 1991, 113(3): 276.