

颅脑有限元模型的研究进展及应用

张丙淑, 随力

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘要:有限元法(finite element method, FEM)是随着电子计算机的发展而迅速发展起来的一种数值分析方法,同时也是一种比较先进的生物力学研究方法。FEM 早期应用于工程科学技术领域,近几年来,生物医学工程领域已经广泛应用 FEM 进行脑方面的研究。随着交通、运输业的发展,颅脑损伤发生的概率越来越高,严重威胁着人类的身体健康。通过建立颅脑有限元模型,可以很好地研究颅脑损伤的生物力学机制。总结颅脑有限元模型的建立、发展和应用,并对未来的研究方向进行展望。

关键词:有限元法; 颅脑模型; 颅脑损伤

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.013

Research progress and application of head finite element model

ZHANG Bing-shu, SUI Li (*School of Medical Instrumentation and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*)

Abstract: The finite element method (FEM) is a technology for numerical analysis which based on the development of the electronic computer, and also a more advanced biomechanical research method. Early FEM was applied in the fields of engineering science and technology. In recent years, FEM has been widely used for brain research in biomedical engineering. With the rapid development of traffic and transportation, the high incident of craniocerebral injury has become a serious threat to human health year by year. The biomechanical mechanism of craniocerebral injury can be well researched by establishing the finite element model of human head. In this review, establishment, development and application of human head finite element model are summarized, and the future research direction is discussed as well.

Key words: Finite element method (FEM); Head model; Craniocerebral injury

有限元法(finite element method, FEM)是一种借助计算机技术发展起来的数值分析工具,高效且应用广泛。FEM 的基本思想是将实体对象分割成有限个小单元,根据不同领域的需求推导出每一个小单元的作用方程,组合整个实体的单元并构成系统方程组,最后将系统方程组求解。自从 20 世纪 50 年代 FEM 的概念被提出至今, FEM 的理论和应用都得到了迅速而广泛的发展。FEM 从最初的工

程科学技术领域发展到了生物医学、激光超声、机电工程、汽车产品开发、物流运输、建筑等多个领域,并被应用到流体力学、传热学、电磁学、生物力学等多个学科研究中。在产品的设计、科学计算与分析中, FEM 均得到了有效应用,将诸多复杂设计、分析问题成功解决,故其已发展为工程分析、设计的重要工具^[1]。

大脑是人体最重要的器官,同时也是最复杂的

器官,医学研究者对脑部疾病的治疗与研究从未间断,同时也是科学家不懈研究的一个重要领域。随着交通、运输业的发展,颅脑损伤的发生率、死亡率和致残率都越来越高,严重威胁着人类的身体健康。为了探讨颅脑损伤的生物力学机制,研究人员开发了动物模型、物理模型、尸体模型^[2],但是都有一定的局限性。随着计算机技术的发展,颅脑有限元模型成为研究颅脑损伤的损伤情况和受伤机制不可或缺的手段。通过颅脑有限元模型,能够很好地分析颅脑损伤的受力情况,对颅脑损伤的预防与治疗具有重要的意义。本文综述了颅脑有限元模型的建立、发展及应用,并对未来的发展做出展望。

1 颅脑有限元模型的建立与发展

颅脑有限元模型的建立最早可以追溯到20世纪70年代,学者把脑简化为规则的几何体(如球形、椭圆形固体)构建颅脑有限元模型,结构相对简单,精确性低,真实性差。Hardy等^[3]首先建立颅骨二维有限元模型模拟人类大脑的反应行为。1974年,Chan等^[4]把脑简化为包含核心的线性黏弹性固体球壳。1975年,Ward^[5]构建了第一个三维有限元模型来模拟尸体头部试验,颅骨为刚体材料,脑脊液为线弹性材料;其研究指出,颅内压大于235 kPa会导致严重伤害,173~235 kPa会导致中度损伤,低于173 kPa会导致轻微或者无损伤。1977年,Khalil等^[6]将头皮简化为一个封闭式的椭圆形外壳,里面充满的液体即为脑组织。1980年,Hosey等^[7]研发的模型仅仅包括头皮、三层颅骨、脑脊液和脊柱。直到20世纪90年代,计算机技术和CT、MRI技术的迅速发展使得基于人类头部实际几何结构的颅脑三维有限元模型的建立成为了可能,人们将大脑的CT、MRI数字化图像导入有限元软件中,通过图像轮廓线建立三维颅脑有限元模型。例如,Krabbel等^[8]利用二维正常头颅的CT图像建立三维有限元模型;Willinger等^[9]根据成人18层头颅MRI图像构建了三维颅脑有限元模型,其研究指出,当颅内Von Mises等效应力在15~20 kPa时会导致脑震荡,达到26 kPa时,会导致严重的轴索损伤。

在过去的几十年里,基于医学影像数据和FEM建立的颅脑有限元模型在几何结构的复杂程度、材料参数和边界条件定义等方面都取得了巨大的进

步。1993年,Ruan等^[10]构建了国际知名的韦恩州立大学脑损伤模型,颅骨、脑脊液采用六面体单元,头皮、硬脑膜、大脑镰采用四面体壳单元,模型由6 080个节点构成。1995年,Zhou等^[11]在Ruan的基础上对脑组织的白质和灰质进行了区分,加入了桥静脉。2003年,King等^[12]在Zhou等^[11]的基础上构建了更加完善的颅脑有限元模型,结构形态趋近于解剖形态,面部精度有很大的提高。该模型数据来源于50百分位美国人头型,节点数为281 800,面部的密质骨与松质骨为弹塑性材料。1997年,Kang等^[13]研发了ULP(University Louis Pasteur of Strasbourg)模型,头皮、脑脊液、颅面骨、脑镰、脑幕的材料性质都是各向同性、均匀,为了估计颅骨的骨折,颅骨选用弹性脆性材料,总质量4.7 kg;其研究指出,剪切应力为11.0~16.5 kPa时,会产生严重脑损伤。1998年,Remmler等^[14]基于冠状缝过愈合头部CT图像信息,建立了有4 215个三角形壳单元的三维有限元模型。2002年,Kleiven等^[15]研发了KTH(Kungliga Tekniska Högskolan)模型,采用均匀、各向同性、非线性黏弹性本构模型。2013年,Tse^[16]结合CT图像技术建立50百分位新加坡华人头部有限元模型,包括脑组织的主要结构有颅骨和脑膜,颅骨为3层骨板结构,模型各组织材料属性为弹性材料,模型由483 711个节点和403 176个线性六面体单元组成。Mao等^[17]基于具有美国人平均身高和体重的成年男性的CT和MRI成像扫描的数据构建有限元模型,该模型的结构与真实大脑解剖结构很接近,包括150 074个六面体单元、352个五面体单元、60 828个四面体单元、45 140个四边形壳体单元、1 436个三角形壳体单元和22个一维梁元件。皮质骨和松质骨为弹塑性材料模型,皮肤膜(包括大脑镰、小脑幕、硬脑膜、蛛网膜和软脑膜)为弹性材料。脑组织被定义为黏弹性材料,表现了最佳的鲁棒性。在现有的颅脑有限元模型中,文献中常提到的还有Takhounts研发的模拟损伤监测有限元模型^[18]。

相对国际上知名实验室在颅脑有限元方面的研究,中国国内的发展起步较晚。1998年,张彤等^[19]基于有限元软件和螺旋CT断层图像,采用轮廓线矢量图建立具有生物力学动态的上颌骨复合体有限元模型,由4 595个节点组成,各组织为各向同性的

线弹性材料,网格划分准确,形态相似性好,模型可以进行任意的切割、旋转。2008年,许伟等^[20]建立了基于人体解剖学结构的颅脑三维有限元模型,包括了人体主要的解剖结构,整个模型由66 624个节点、49 607个实体单元和11 514个壳单元组成,头部模型质量为4.4 kg,生物组织材料是典型的载荷速率相关的黏弹性材料。2009年,裴永生等^[21]根据人体头部螺旋CT医学影像建立头部几何模型,采用六面体单元网格划分,节点个数为53 436。

成人与儿童的颅脑结构因生理结构的不同,生物力学响应存在明显区别,国内外有学者建立儿童颅脑模型研究儿童生物力学响应,但是总体上不是很成熟。2013年,曹立波^[22]构建3岁儿童具有高度解剖学细节的有限元模型,由于缺乏儿童颅脑组织材料属性,模型中各部分材料借鉴了以往的文献。2014年,吴祖河等^[23]根据真实成人头颅CT图像数据建立颅脑有限元模型,结构包括头皮、颅骨、脑脊液和脑组织。采用六面体自由网格划分各部分,单元总数达到了 1.2×10^7 个,真实性好,精确度高,避免了MRI图像重建方法耗时长、计算量大的缺点。2015年,赵波涛^[24]基于50百分位志愿者头部CT图像构建三维颅骨有限元模型,材料定义方面参考已经发表的文献数据。羊玢等^[25]在Tse^[16]建立的模型上增加脑脊液层,采用流体技术模拟其静液压流体腔,改进后的有限元模型有良好的生物逼真度,更适合进行头部碰撞脑损伤机制的研究。

首先,建立颅脑模型需要对各部分组织赋予生物力学材料属性。由于颅脑组织结构复杂,目前大部分研究均将颅脑组织视为均质、各向同性的线、黏弹性材料,参数主要包括弹性模量、体积弹性模量、泊松比、密度等。其次,有限元模型的有效性是进行有限元分析的关键环节,否则将其用于车辆事故中人体动力学响应和致伤机制的研究不能得出正确的结论。目前常用的模型验证方法有Nahum等^[26]和Trosseille等^[27]经典尸体头部碰撞试验、Hardy等^[28]颅脑位移试验、Allsop等^[29]面部撞击试验和Nyquist等^[30]鼻骨撞击试验。表1对近年来颅脑模型的结构、材料属性、模型的验证方法等进行相关的总结。

2 颅脑有限元模型的应用

有关颅脑有限元模型的分析开始于头部碰撞损

伤的研究,用来探讨外力撞击对大脑的影响,尤其是汽车碰撞对人体大脑的损伤机制。利用颅脑有限元模型能很好地分析颅脑损伤的受力情况,为碰撞事故中颅脑损伤生物力学研究奠定了基础,对颅脑损伤的预防与治疗有着重要的意义。颅脑损伤研究中作用于人体头部的载荷通常有直接碰撞、静态加载和惯性加速度冲击载荷3种形式。这些载荷作用导致颅脑结构变形,同时引起脑的不同类型应力;当应力值超过一定限度时,就会引起各种类型的损伤。

1994年,Ruan等^[32]建立了颅面骨复合体三维有限元模型,基于非线性动力分析,研究不同方向的外力对脑组织和脑脊液的影响,研究结果表明,大脑的黏弹性对颅内压的影响较小,速度比质量对大脑冲击的影响大。2003年,Kleiven^[33]基于三维颅脑有限元模型探讨上矢状窦旁桥静脉在冲击中承受张力与冲击方向之间的关系。2004年,Horgan^[34]根据颅脑有限元模型,发现神经组织的短期剪切模量对颅脑内额叶压力和模型的Von Mises响应具有最大的影响。2006年,Kimpara等^[35]研发了大脑-脊髓复合体三维有限元模型,模拟整个中枢神经系统的生物力学行为,研究约束条件与中枢神经系统损伤之间的关系。基于角加速度提出冲击性脑损伤的两个标准,即旋转损伤标准和旋转头部损伤标准。2013年,樊伟^[36]基于交通事故过程再现建模得出头部的碰撞速度、碰撞加速度和碰撞接触力等参数,基于THUMS人体有限元模型和ANSYS软件对颅脑加速度的损伤过程进行再现。采用Von Mises应力为计算值,通过颅脑撞击加速伤时应力波的传播和应力分布特点发现碰撞处颅骨的应力相对集中,且当颅骨撞击部位的应力集中区域的应力值达到颅骨断裂的耐受极限时颅骨会发生断裂,这一发现对颅脑损伤生物力学的深入研究具有重要的参考价值。2014年,Salman等^[37]基于MRI图像和三维重建技术构建高分辨率有限元模型,模拟爆炸冲击波对大脑局部创伤的影响。模型被施加峰值为0.3 MPa的冲击波,根据应力波的传播方向及产生的应变振幅,通过最大压力和最大应力的分布图准确地研究动态负荷下脑损伤的力学机制。2015年,Tse等^[38]基于颅脑有限元模型研究面部损伤与外伤性脑损伤间的关系,模拟了导致面部损伤的9种情况,面部骨折情况下应力波在面部骨骼和脑内的传播路径,根据人体

表1 近几年颅脑有限元模型的结构、单元数目、材料属性、验证方法、局限性与不足

Tab.1 Structures, unit numbers, material properties, validation methods, limitations and shortcomings of head finite element models in recent years

作者	单元数目	模型结构	脑组织材料	颅骨材料	验证方法	局限性与不足
Zhou ^[10] (1995)	22 995	头皮、颅骨、硬脑膜、大脑镰、小脑幕、软脑膜、脑脊液、静脉窦、脑室、灰、大脑、小脑、脑干、桥静脉	黏弹性	线弹性	Nahum、Trosseille 头部撞击试; Yoganandan 颅骨骨折试验	面部结构简单; 验证有效性时, 对撞侧压力偏高
Kang ^[13] (1997)	13 208	颅骨、脑镰、脑幕、蛛网膜下腔、头皮、大脑、小脑、脑干和脑脊液	黏弹性	弹性脆性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	面部结构简单; 模型结构的精确性不足; 存在退化的六面体单元
King ^[12] (2003)	341 500	头皮、3层结构的颅骨、硬脑膜、软脑膜、矢状窦、横窦、脑脊液、灰质、白质、大脑镰、小脑幕、大脑半球、脑干、胼胝体、小脑、第3脑室及桥静脉、面骨	黏弹性	弹塑性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	模型网格过多, 计算效率低; 模型缺少下颌下软组织
Kleiven ^[15] (2002)	18 400	颅骨内、外骨板、板障、头皮、大脑、小脑、脊髓、硬脑膜、小脑幕、大脑镰、桥静脉	超弹性	线弹性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	面部结构简单; 模型结构的精确性不足; 颅骨-脑接触条件的局限性; 存在退化的六面体单元
Horgan ^[31] (2003)	50 000	松质骨、皮质骨、脑脊液、头皮、大脑、小脑、脊髓、硬脑膜、小脑幕、大脑镰、枕骨大孔、软脑膜	超弹性	线弹性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	面部结构简单; 没有构建脑室; 验证有效性时, 对撞侧压力偏高; 皮肤为壳单元, 不能模拟皮肤变形
Takhounts ^[18] (2003)	7 852	脑、颅骨、大脑镰、硬脑膜、脑脊液、脑干、小脑、脑室	黏弹性	线弹性	Nahum 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	结构简单, 没构建头皮; 验证有效性时, 对撞侧压力偏高
许伟 ^[20] (2008)	61 121	头皮、颅骨、硬脑膜、脑脊液、软脑膜、大脑、小脑、脑室、脑干、大脑镰、小脑幕	黏弹性	线弹性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	面部结构简单; 验证有效性时, 对撞侧压力偏高; 存在退化的六面体单元
裴永生 ^[21] (2009)	46 919	颅骨、面骨、大脑、小脑、脑干、大脑镰	线弹性	线弹性	Nahum 头部撞击试验	无头皮、脑脊液; 模型结构的精确性不足; 颅骨-脑接触条件的局限性
Tse ^[16] (2013)	483 711	脑组织、牙齿、密质骨、松质骨、面部颅骨、硬脑膜、软脑膜、软骨、颅骨	线弹性	线弹性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	无头皮、脑脊液、硬脑膜下腔和蛛网膜; 模型结构的精确性不足; 单元数量多, 计算量大
曹立波 ^[22] (2013)	124 652	大脑、胼胝体、小脑、脑干、脑镰、脑幕、脑脊液、软脑膜和蛛网膜、硬脑膜、颅骨和头皮	黏弹性	弹性	儿童跌落事故重建	儿童大脑的材料属性只能参考部分文献; 缺乏儿童尸体试验
Mao ^[17] (2013)	270 552	大脑、小脑、脑干、胼胝体、脑室、丘脑、桥梁静脉、脑脊液、颅、面骨、皮肤、硬脑膜、大脑镰、小脑幕、软脑膜、蛛网膜	黏弹性	弹塑性	Nahum、Trosseille 头部撞击试验; Hardy 颅脑位移试验	需要进一步的材料测试和颅脑损伤事故重建; 颅骨-脑接触条件的局限性
赵波涛 ^[24] (2015)	383 894	3层颅骨、面骨、窦、头皮、头部和面部软组织、脑以及脑脊液	黏弹性	弹塑性	Nahum 头部撞击试验; Allsop 面部撞击试验; Nyquist 鼻骨撞击试验	CT扫描数据的精度有待提高; 松质骨用实体单元来模拟对模拟结果带来一定的影响
羊玢 ^[25] (2016)	—	脑组织、牙齿、密质骨、松质骨、面部颅骨、硬脑膜、软脑膜、软骨、颅骨、脑脊液	黏弹性	黏弹性	Nahum 头部撞击试验	无头皮、模型结构, 并不非常接近真实颅脑的解剖结构, 需要进一步的完善

生物力学参数(颅内压力、Von Mises 综合应力和剪切应力)评估颅面骨折和颅内损伤,这有助于更好地诊断未预期的脑损伤,从而降低与面部创伤相关的发病率和死亡率。

交通事故类型复杂,常伴有不同的受力方式,从而使颅脑的力学响应不同。其次,成人与儿童的颅脑结构因生理结构的不同,生物力学响应也存在明显区别。目前很多研究集中在再现事故过程和损伤过程,侧重于分析交通事故中颅脑损伤机制和受力情况。2011年,Pei等^[39]基于有限元模型对颅脑侧面碰撞过程进行仿真,通过分析颅脑碰撞过程中各个时期的应力,得出头部所能承受的损伤外力的极限。2013年,戴继明^[40]在事故重建的基础上利用MADYMO软件对颈部力与力矩进行分析,并通过建立有颈部力和无颈部力两种模型,研究颈部力对行人头部线性加速度、角加速度的影响,进而分析颈部对颅脑损伤的影响;结果表明,头部与上半身之间存在着强烈的耦合关系,由于颈部作用力而引起头部边界条件以及动力学响应的改变,会使颅脑损伤参数有较大差别。2016年,羊玢等^[41]基于有限元模型模拟鼻骨斜碰撞、鼻外侧软骨正面碰撞、牙齿正面碰撞、下颌骨碰撞和颧骨外侧斜碰撞5种交通事故场景,探讨应力波在颅骨和脑内的传播路径,获得颅内压力、Von Mises 综合应力和剪切应力等生物力学响应参数的分布规律。结果显示,鼻骨斜碰撞颅内压力峰值、Von Mises 应力超过了大脑耐受阈值;颧骨外侧斜碰撞最大横向剪切应力促使脑组织产生了较大的剪切变形,存在严重脑损伤风险。

钝器击打、创伤滑倒或摔跌所造成的颅脑损伤是法医检验和鉴定研究的重大课题,FEM在钝力性颅脑损伤预测中的高度准确性与实用价值。2009年,Motherway等^[42]根据有限元模型,重建头部遭钝器击打的案例,对模型施加相应的虚拟载荷,经FEM预测的骨折部位与实际解剖发现的骨折部位相符。2012年,陈兴武等^[43]基于HyperMesh和MADYMO软件建立混合人体模型与刚性面模拟地面的地板模型,以接触刚度、接触阻尼系数和滑倒时模型的转动角速度为参数,输出滑倒过程头部与地面碰撞应力应变与时间历程曲线,研究头部与地面碰撞时应力的分布及冲击对冲伤的变化规律,为揭示头部摔跌或滑倒伤机制具有重要意义。

关于头盔在防止骑自行车者头部受伤方面的有效性存在一些争议。对于头盔是否对头部有保护作用,同样可以利用FEM进行评估。2014年,Post等^[44]利用韦恩州立大学脑损伤模型和Hybrid III头部模型评估脑震荡损伤的风险。使用线性冲击器在5个不同位置冲击Hybrid III头部模型,每个方向的速度为5.5 m/s,得到的加速度负荷曲线用来分析脑损伤模型的脑变形,为研究头盔对大脑是否有保护作用提供新的方法和思路。2016年,Fahlstedt等^[45]建立了脑-头盔模型,在自行车交通事故重建的基础上,评估头盔在自行车事故中对大脑的保护效果,展现了戴和不戴头盔两种情况下大脑损伤的应力、应变分布规律。研究发现,戴头盔比不戴头盔脑组织中的应变减少高达43%,导致震荡的风险降低高达54%;颅骨中的应力从80 MPa断裂水平下降到13~16 MPa,颅骨骨折风险降低高达98%。

目前,FEM已经被广泛应用于生物医学各个领域,它替代了大部分实验研究。除了上述颅脑有限元模型的应用,颅脑有限元模型在其他方面的研究也扮演着重要的角色。Olovsson等^[46]构建人脑有限元模型,采用气体分子动力学颗粒法模拟脑血肿引起的颅内压变化,获得脑组织内压力分布情况和颅内压力最大值,为颅内压探头的植入提供准确的位置;根据脑有限元模型,置入扩散源后,分析肿瘤随时间推移的扩散情况,预测肿瘤的发展;殷涛等^[47]模拟真实人体颅脑电特性分布的有限元模型,反映出磁刺激下人体颅脑内产生的真实感应电磁场分布,提高仿真研究的精度和可靠性;Rangarajan等^[48]通过建立有限元模型阐述了婴儿摇晃综合征中视网膜锯齿缘处出血及视网膜点状脱落的机制,并提出了区分视网膜交通致伤与虐待致伤的方法;柯丽等^[49]建立了一个由头皮层、颅骨层、脑脊液层、脑实质层组成的4层复杂球颅脑模型,可以很好地显示出人体头部各组织的电磁特性差异。

3 展望

在过去的几十年中,FEM用于人体脑部领域的研究已取得了重要的进展,颅脑有限元模型日趋接近人体真实解剖结构,所赋材料属性日益多样化,与临床结合更加紧密。但颅脑的结构十分复杂,人与人之间的差异性也很大,颅脑有限元模型的构建虽

然取得了一定成就,但是建立与真实颅脑组织结构、解剖形态十分符合的模型仍非常困难,这也是制约颅脑疾病的受力情况研究的重要因素。根据已有的研究成果,颅脑有限元模型未来的研究趋势主要在以下几个方面:①我国在颅脑有限元模型方面的研究起步较晚,现有模型大部分基于欧美人的尺寸数据构建,故要努力构建属于中国人尺寸的有限元模型;②现有的模型面部结构基本都较为简单,未来需要在面部结构上进行改进;③改进颅脑的精度,优化网格的划分,合理地添加材料特性和边界条件;④探讨更多组织的力学性质,为法医学鉴定提供依据。随着未来计算机技术及相关软件不断发展,FEM技术必将在有关脑部研究中大放光彩,但在开展相关研究的同时亦需了解其局限性,因地制宜合理地建立模型,对其进行合理的材料赋值并添加边界条件。总之,随着FEM的发展,其构建的颅脑模型会更智能化、计算量更少,其应用的领域会更多,应用前景更广阔。

参考文献:

- [1] 刘文芳,王菲,王德斌,等.有限元法在颅脑损伤中的应用现状[J].医学综述,2013,19(21):3926-3928.
- [2] 赵玮,阮世捷,李海岩.应用于头部损伤生物力学研究的三维有限元模型发展概况[J].中国生物医学工程学报,2011,30(1):110-119.
- [3] HARDY CH, MARCAL PV. Elastic analysis of a skull [J]. J Appl Mech, 1971, 40(4): 245-259.
- [4] CHAN HS. Mathematical model for closed head impact [C]//Proceedings of 18th Stapp Car Crash Conference. New York: SAE, 1974: 557-579.
- [5] WARD CC, THOMPSON RB. The development of a detailed finite element brain model [C]//Proceedings of 19th Stapp Car Crash Conference. New York: SAE, 1975: 641-674.
- [6] KHALIL TB, HUBBARD RP. Parametric study of head response by finite element modelling [J]. J Biomech, 1977, 10(2): 119-132.
- [7] HOSEY RR, LIU YK. A homeomorphic finite element model of the human head and neck [C]//Proceedings of International Conference on Finite Elements in Biomechanics. Tucson: [s. n.], 1980: 851-870.
- [8] KRABBEL G, APPEL H. Development of a finite element model of the human skull [J]. J Neurotrauma, 1995, 12(4): 735-742.
- [9] WILLINGER R, TALEB L, KOPP CM. Modal and temporal analysis of head mathematical models [J]. J Neurotrauma, 1995, 12(4): 743-754.
- [10] RUAN JS, KHALIL T, KING AI. Finite element modeling of direct head impact [C]//Proceedings of 37th Stapp Car Crash Conference. New York: SAE, 1993: 69-81.
- [11] ZHOU C, KHALIL TB, KING AI. A new model comparing impact responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain [C]//Proceedings of 39th Stapp Car Crash Conference. Pennsylvania: SAE, 1995: 121-137.
- [12] KING A, YANG K, ZHANG L, et al. Is head injury caused by linear or angular acceleration [C]//Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impact. Lisbon: [s. n.], 2003: 1-12.
- [13] KANG HS, WILLINGER R, DIAW B, et al. Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling [C]//Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference. Orlando: SAE, 1997: 329-338.
- [14] REMMLER D, OLSON L, EKSTROM R, et al. Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: 1. Methodology, development and validation of the cranial finite element model [J]. Med Eng Phys, 1998, 20(8): 607-619.
- [15] KLEIVEN S, HARDY WN. Correlation of an FE model of the human head with local brain motion-consequences for injury prediction [C]//Proceedings of 46th Stapp Car Crash Conference. New York: SAE, 2002: 123-144.
- [16] TSE KM, TAN LB, LEE SJ, et al. Development and validation of two subject-specific finite element models of human head against three cadaveric experiments [J]. Int J Numer Method Biomed Eng, 2013, 30(3): 397-415.
- [17] MAO HJ, ZHANG LY, JIANG BH, et al. Development of a finite element human head model partially validate with thirty five experimental cases [J]. J Biomech Eng, 2013, 135(11): 111002-111015.
- [18] TAKHOUNTS E, EPPINGER R. On the development of the SIMon finite element head model [C]//Proceedings of 47th Stapp Car Crash Conference. California: SAE, 2003: 107-133.
- [19] 张彤,刘洪刚,王延荣,等.上颌骨复合体三维有限元模型的建立[J].中华口腔医学杂志,2000,3(5):374-376.
- [20] 许伟,杨济匡.研究颅脑交通伤的有限元模型的建立及验证[J].生物医学工程学报,2008,25(3):557-561.
- [21] 裴永生,阮世捷,李海岩,等.头部撞击损伤的有限元模型建立[J].燕山大学学报,2009,33(5):405-410.
- [22] 曹立波,高海涛,冒浩杰.三岁儿童头部有限元模型的建立及验证[J].汽车工程,2013,35(1):56-65.
- [23] 吴祖河,刘光启,王婕,等.TES的人体头部3维有限元模型构建[J].清华大学学报,2014,54(9):1220-1224.

- [24] 赵波涛. 车辆碰撞事故中颅骨有限元精细建模及碰撞伤害研究[D]. 吉林: 吉林大学硕士学位论文, 2015.
- [25] 羊玢, 范李晖, 胡敏, 等. 汽车碰撞事故中人体头部损伤有限元模型的研究[J]. 汽车工程, 2016, 38(2): 168-174.
- [26] NAHUM AM, SMITH R, WARD CC. Intracranial pressure dynamics during head impact [C]//Proceedings of 21st Stapp Car Crash Conference. Pennsylvania: SAE, 1977: 339-366.
- [27] TROSSEILLE X, TARRIÉRE C, LAVASTE F. Development of a FEM. of the human head according to a specific test protocol [C]//Proceedings of the 36th Car Crash Conference. Seattle: SAE, 1992: 235-253.
- [28] HARDY WN, FOSTER CD, MASON MJ, *et al.* Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray [J]. Stapp Car Crash J, 2001: 337-368.
- [29] ALLSOP, DL, WARNER, CY, WILLE, MG, *et al.* Facial impact response: A comparison of the Hybrid III dummy and human cadaver [C]//Proceedings of 32nd Stapp Car Crash Conference. Atlanta: SAE, 1988: 306-312.
- [30] 羊玢, 曹立波, 陈宇. 颅脑有限元模型演化规律及其生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 576-588.
- YANG B, CAO LB, CHEN N. Advance in evolution and biomechanical mechanism for finite element model of human brain [J]. J Med Biomech, 2014, 29(6): 576-588.
- [31] HORGAN TJ, GILCHRIST MD. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics [J]. Int J Crashworthiness, 2003, 8(4): 353-366.
- [32] RUAN JS, KHALIL TB, KING AI. Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis [J]. J Biomech Eng, 1994, 116(1): 44-50.
- [33] KLEIVEN S. Influence of impact direction on the human head in prediction of subdural hematoma [J]. J Neurotraum, 2003, 20(4): 365-379.
- [34] GILCHRIST M, HORGAN TJ. Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations [J]. Int J Crashworthiness, 2004, 9(4): 401-418.
- [35] KIMPARA H, NAKAHIRA Y, IWAMOTO M, *et al.* Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model [C]//Proceedings 50th Stapp Car Crash Conference. Michigan: SAE, 2006: 509-544.
- [36] 樊伟. 基于交通事故再现技术的颅脑撞击加速伤研究[D]. 重庆: 重庆理工大学硕士学位论文, 2013.
- [37] SALMAN YM, EL-DAKHAKHNI WW, MEKKY W, *et al.* Development of a high resolution human brain finite element model for restructuring traumatic brain injury [C]//Proceedings of 7th Cairo International Biomedical Engineering Conference. Cairo: [s. n.], 2014: 11-13.
- [38] TSE KM, TAN LB, LEE SJ, *et al.* Investigation of the relationship between facial injuries and traumatic brain injuries using a realistic subject-specific finite element head model [J]. Accid Anal Prev, 2015, 79: 13-32.
- [39] PEI YS, WU DD, XIE JJ, *et al.* The research of finite element analysis of human side impact [C]//Proceedings of the 9th International forum of automotive traffic safety. Changsha, 2011: 265-269.
- [40] 戴继明. 汽车行人碰撞中颈部对头部动力学响应及颅脑损伤的影响[D]. 长沙: 湖南大学硕士学位论文, 2013: 47-48.
- [41] 羊玢, 曹立波, 李鹏, 等. 面部碰撞对行人创伤性脑损伤影响的生物力学研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(1): 63-70.
- [42] MOTHERWAY J, DOODY MC, CURTIS M, *et al.* Head impact biomechanics simulations: A forensic tool for reconstructing head injury [J]. Leg Med, 2009, 11(S1): 220-222.
- [43] 陈兴武, 李杰, 张雨滑, 等. 倒致颅脑损伤的有限元仿真研究[J]. 广东公安科技, 2012, 20(4): 20-21.
- [44] POST A, ROUSSEAU P, KENDALL M, *et al.* Determination of high-risk impact sites on a Hybrid III head form by finite element analysis [J]. J Sport Eng Tech, 2014, 229(1): 17-27.
- [45] FAHLSTEDT M, HALLDIN P, KLEIVEN S. The protective effect of a helmet in three bicycle accidents-A finite element study [J]. Accid Anal Prev, 2016, 91: 135-143.
- [46] OLOVSSON L. Corpuscular method for airbag deployment simulation in LS-DYNA [C]//Proceedings of the 6th European LS-DYNA Users Conference. Gothenburg: [s. n.], 2007: 61-70.
- [47] 殷涛, 赵琛, 刘志朋. 一种模拟真实人体颅脑电特性分布的有限元仿真模型[P]. 中国: 10347031.4, 2014-07-21.
- [48] RANGARAJAN N, KAMALAKANNAN SB, HASIJA V, *et al.* Finite element model of ocular injury in abusive head trauma [J]. J AAPOS, 2009, 13(4): 364-369.
- [49] 柯丽, 高彦照, 杜强, 等. 四层复杂球颅脑模型的构建[J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(1): 55-62.