

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.07.015

生物力学与材料

个性化头部生物力学模型的开发及验证

李海岩^{1,2}, 曹祎帆^{1,2}, 贺丽娟^{1,2}, 吕文乐^{1,2}, 崔世海^{1,2}, 阮世捷^{1,2}

1. 天津科技大学机械工程学院, 天津 300222; 2. 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222

【摘要】本文提出了一种个性化头部生物力学模型建模方法,并对所生成模型进行了有效性验证。该方法以图斯特50th百分位头部生物力学模型为基础,基于目标模型头部CT数据,采用三维点云配准和自由网格变形法,实现具有详实脑组织结构的个性化头部生物力学模型的快速建模。通过重构经典尸体试验,发现该方法构建的个性化头部生物力学模型在运动学和生物力学响应方面与尸体试验结果高度一致,且与通过逆向工程方法开发的头部生物力学模型并无明显差异,验证了本文方法所开发模型的有效性。因此,本文方法可用于快速构建具有详细解剖学结构的个性化头部生物力学模型,为损伤生物力学、临床医学和法医鉴定等领域的数字化需求提供基础计算分析工具。

【关键词】头部生物力学模型;个性化建模;自由网格变形;有限元法

【中图分类号】R318.01

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)07-0883-07

Personalized biomechanical modeling of the human head and validation

LI Haiyan^{1,2}, CAO Yifan^{1,2}, HE Lijuan^{1,2}, LÜ Wenle^{1,2}, CUI Shihai^{1,2}, RUAN Shijie^{1,2}

1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin 300222, China

Abstract: The study presents a method for the personalized biomechanical modeling of the human head and validates the generated model. Based on the TUST 50th percentile head biomechanical model, the method utilizes head CT data of the target model, and employs three-dimensional point cloud registration and free-form deformation techniques to rapidly develop a personalized head finite element model with detailed brain tissue structures. By reconstructing classic cadaver tests, it is found that the personalized head biomechanical model created by the proposed method shows a good consistency with the results of cadaver tests in kinematic and biomechanical responses. Furthermore, no significant differences are observed when compared with the head biomechanical model developed using reverse engineering method, thus verifying the effectiveness of the developed model. Consequently, the proposed method can be used to quickly construct personalized head biomechanical models with detailed anatomical structures, providing a fundamental computational analysis tool for researches in injury biomechanics, clinical medicine, and forensic identification.

Keywords: head biomechanical model; personalized modeling; free-form deformation; finite element method

前言

在安全和医疗领域,人体有限元模型得到广泛应用,扮演着不可或缺的重要角色^[1]。在安全领域,它被广泛应用于评估各类事故和碰撞对人体的影响,并评估和降低工人在危险工作环境中的受伤风险,以提高工作场所的安全性。在医疗领域,人体有

限元模型被用来获得人体组织和器官在不同条件下的应力和应变,医生和研究人员能够优化治疗和手术方案,从而最大限度地降低手术风险^[2-3]。随着我国数字化经济的快速发展,高生物逼真度的人体模型将在许多领域发挥基础计算工具的作用和价值。

人体有限元模型的构建过程中,头部是最复杂的部位之一。头部生物力学模型的精确建立对于模拟和评估与头部相关的安全和医疗问题具有重要意义。1971年,Hardy等创建了第一个人体头部有限元模型^[4]。随着研究的深入和试验条件的改善,人体头部有限元模型的结构和材料也得到了进一步的优化。Ruan等^[5]以美国50th百分位男性头部CT数据为基础,创建了一个包含颅骨和主要脑组织结构的头

【收稿日期】2024-04-10

【基金项目】国家重点研发计划(2018YFC0807203-1);国家自然科学基金(81471274, 81371360)

【作者简介】李海岩,博士,教授,主要研究方向:损伤生物力学与汽车安全,E-mail: lihaiyan@tust.edu.cn

部有限元模型,奠定了头部有限元模型研究的基础。2006年芦俊鹏等^[6]根据人体脑部的螺旋CT扫描图像,利用图形处理、三维重建和有限元网络划分技术,逆向建立了国内第一个基于人体解剖学结构的头部三维有限元模型。包永涛等^[7]以中国95th百分位男性头部的螺旋CT扫描图像为基础,创建了国内最早的具有详细解剖学结构的国人男性95th百分位头部有限元模型。随着头部有限元模型建模方法不断优化,研究人员陆续开发出一系列能够真实反映颅脑损伤机理的头部有限元模型,这些模型与早期的头部有限元模型相比,拥有更逼真的解剖学结构,可以应用于碰撞损伤机理、交通事故再现、法医鉴定等研究领域^[8-11]。然而,在这些领域的研究中,现有的头部生物力学模型虽然可以真实地反映颅脑损伤机理,但是无法准确反映头部个体间的差异。因此,需要开发一种参数化建模方法来满足对头部生物力学模型个性化的需求。

目前国内已知的参数化建模方法主要包括缩放和基于统计学的参数化有限元建模法。白中浩等^[12]利用缩放法基于Hybrid III 50th男性假人模型,建立了中国50th百分位男性假人模型。Yang等^[13]则基于THUMSD-F05模型,利用缩放法建立了代表中国5th百分位女性人体特征的人体有限元模型。这些方法通过计算模型的比例因子,按比例缩放有限元模型,实现了快速构建不同百分位头部有限元模型的目的。另一种方法是基于统计学的参数化有限元模型,李志刚等^[14]基于多个头部CT数据,采用径向基函数网格变形法建立了具有统计学意义的头部有限元模型,并能根据头部的几何形态快速生成多个代表不同年龄的有限元模型,后续在该方法的基础上,进一步开发了对不同部位具有统计学意义的有限元模型^[15-17]。Liu等^[18]基于上述方法,利用网格变形对Hybrid III头部有限元模型进行变形,生成了大量的头部有限元模型,用来分析青少年颅脑形态对大脑冲击反应的影响。综上所述,这两种方法现已被广泛使用,但是二者都存在一定的局限性。缩放方法虽然能够简单地改变模型尺寸,但实际上并未改变几何形态和深层脑组织形态,并不能真正满足对个性化建模的要求。基于统计学的参数化有限元模型虽然改变了几何形态,但仅依赖统计学数据对模型进行变形,并无法做到模型深层脑组织的变形,由于生物力学响应在很大程度上受到深层脑组织几何形态的影响,因此,这种方法构建的模型并不能真正地做到个性化,且适用其方法的有限元模型的颅脑结构简单并不能像头部生物力学模型一样满足相关研究的要求。

本文详细阐述了一种满足人体解剖学原理的个性化建模方法,该方法综合考虑了头部生物力学模型的皮肤厚度、颅骨厚度、面部几何形态及脑组织几何形态等关键参数,从而实现了模型的精确建模。此外,本文还通过重构相关的尸体试验对所构建模型的生物力学响应进行了验证,并与基于逆向工程方法构建的头部生物力学模型响应进行对比,证明该个性化建模方法构建模型的有效性和实用性。

1 模型建立

1.1 方法概述

本研究以拟构建的个性化模型(以下简称:目标模型)的头部CT扫描数据为基础,首先,将其导入Matlab软件进行图像增强、阈值分割,获得皮肤表面几何数据、颅骨表面几何数据以及脑组织表面几何数据,并以三维点云数据导出。然后,使用迭代最近点(Iterative Closest Point, ICP)算法,通过局部和全局的对称和旋转,将基础头部模型调整到与三维点云模型在同一个基准面内,基础模型采用图斯特50th百分位头部模型(TUST IBMs 50th Head)^[19],其结构如图1所示。最后,使用自由变形(Free-Form Deformation, FFD)技术,快速生成目标模型,具体开发流程如图2所示。

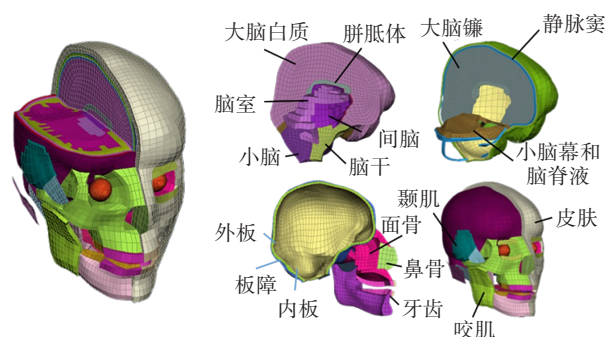


图1 50th百分位成人男性头部模型结构

Figure 1 Structure of TUST IBMs 50th percentile head of an adult male

1.2 三维点云提取及配准

将目标模型的CT图像在Matlab软件中进行预处理并提取不同脑组织的点云模型,预处理内容包括分割、形态学操作、连通区域分析等。鉴于颅脑不同脑组织的灰度值差异,设定了特定的分割阈值:大脑区域为226~455 HU,皮肤区域为-706~132 HU,颅骨区域则为63~1 176 HU。使用isosurface函数,仅提取不同脑组织的表面点云,即提取一个等值面。在这个过程中,从分割完成后不同脑组织的CT数据中提取出数值为0.5的等值面,并将其转化为点云数据,以STL格式保存。该方法能够有效地减少数据

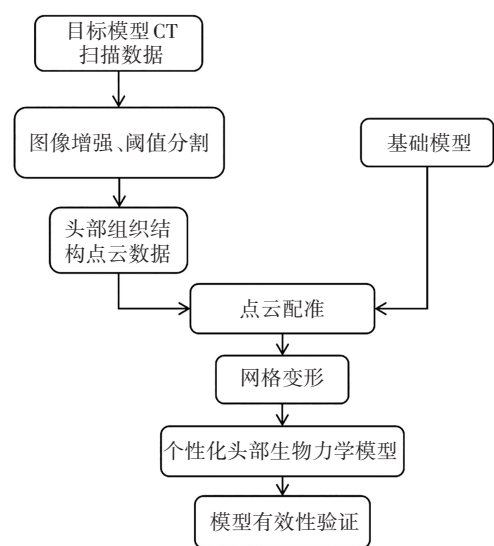


图2 头部个性化生物力学模型开发流程
Figure 2 Flowchart of the personalized biomechanical modeling of the head

点云模型的数据量,以优化内存。

为确保网格变形的准确性,需提取皮肤表面点云、颅骨整体点云以及脑组织表面点云等关键点云数据。由于所提取的点云数据与基础模型位于不同的坐标系,需对模型进行配准处理。配准采用ICP算法,通过迭代优化刚性变换(旋转和平移),将点云模型与基础模型置于相同的坐标系内,配准方法如下:首先以法兰克福平面和头部质心坐标为标准,分别在基础模型和点云模型内定义颅脑内部代表颅脑不同坐标位置的8个配准点,以控制颅脑模型空间位置上的6个面,配准点位置选择如图3所示。然后,在前处理软件 ANSA (BETA 公司, version 22.0.0) 中根据 ICP 配准所求的旋转和平移矩阵,对点云模型进行相应的刚性变换以确保模型在相同坐标系下进行后续的分析、计算或可视化等操作。ICP 算法求解过程如下^[20-21]。

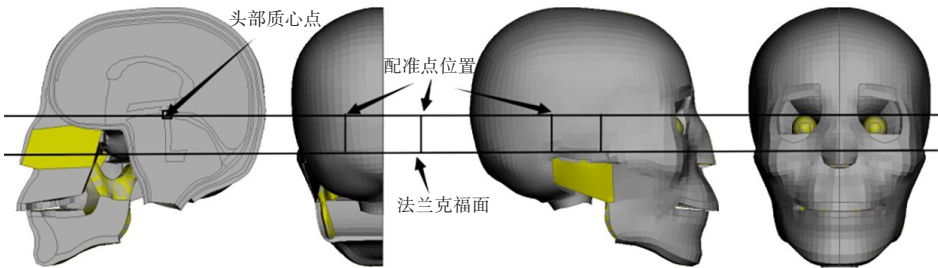


图3 配准点位置
Figure 3 Registration point locations

设 X 为基础模型节点集合, P 为目标模型的CT点云集合:

$$X = \{x_1, x_2, x_3, \cdots, x_i\} \tag{1}$$

$$P = \{p_1, p_2, p_3, \cdots, p_i\} \tag{2}$$

其中, x_i 和 p_i 表示为对应的坐标点。

$$E(\boldsymbol{R}, \boldsymbol{t}) = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} \left\| \boldsymbol{x}_i - \boldsymbol{R} \boldsymbol{p}_i - \boldsymbol{t} \right\|^2 \tag{3}$$

其中, N_p 表示点云的数量,目标函数 $E(\boldsymbol{R}, \boldsymbol{t})$ 为所有对应点之间的欧式距离的平方和,结合式(3)求解旋转矩阵 \boldsymbol{R} 和平移矩阵 \boldsymbol{t} 。

采用迭代求解的方法逐步缩小距离误差,最终得到使误差方程最小的旋转矩阵 \boldsymbol{R} 和平移矩阵 \boldsymbol{t} 。点云模型按照求得的旋转矩阵 \boldsymbol{R} 和平移矩阵 \boldsymbol{t} 进行旋转和平移,使基础模型和点云模型在统一的全局坐标系下。

1.3 网格变形

FFD 变形法^[22-23],也被称为自由变形方法或自由

网格变形法,该方法是通过建立一个六面体控制体,并将所需变形的基础模型放入其中,从而建立起基础模型表面的变形点与控制体的控制点数学映射,随后可以通过调整控制体上的控制点,做到对基础模型的变形,头部生物力学模型控制体如图4所示。其基本原理如下所示。

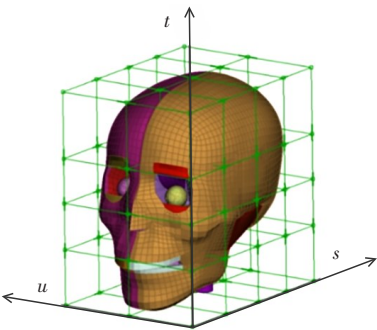


图4 头部生物力学模型控制体
Figure 4 Head biomechanical model control body

首先将六面体控制体分成 $l \times m \times n$ 个六面体格子,每个格子的顶点为控制顶点。对于基础模型上任意一个点 p ,设其坐标参数为 $(s, t, u)^T$,则该点的计算公式如下:

设 $\vec{S}, \vec{T}, \vec{U}$ 是坐标系 STU 的 3 个坐标, p_0 是局部坐标系 STU 的坐标原点。

$$t = \frac{(\vec{S} \times \vec{U}) \cdot (p - p_0)}{(\vec{S} \times \vec{U}) \cdot \vec{T}} \quad (4)$$

$$u = \frac{(\vec{S} \times \vec{T}) \cdot (p - p_0)}{(\vec{S} \times \vec{T}) \cdot \vec{U}} \quad (5)$$

在变形中通过移动控制点使基础模型发生变形, p 点变形完成后的新坐标位置为 Q ;

$$Q(s, t, u) = \sum_{i=0}^l \sum_{j=0}^m \sum_{k=0}^n B_{i,l}(s) B_{j,m}(t) B_{k,n}(u) P_{i,j,k} \quad (6)$$

其中, $P_{i,j,k}$ 为在变形之后控制顶点的新坐标位置。

$$B_{i,l}(s) = \frac{l!}{i!(l-i)!} s^i (l-s)^{l-i} \quad (7)$$

$$B_{j,m}(t) = \frac{m!}{j!(m-j)!} t^j (l-t)^{m-j} \quad (8)$$

$$B_{k,n}(u) = \frac{n!}{k!(n-k)!} u^k (l-u)^{n-k} \quad (9)$$

式(7)、(8)、(9)为 Bernstein 基函数,可计算出物体在变形之后基础模型表面变形点的新坐标位置。

本研究使用了 ANSA 与 Matlab 相结合来实现对头部生物力学模型的网格变形。首先利用 Matlab 结合上述公式计算出基础模型表面变形点与控制体控制点之间的映射关系,随后通过带入目标点云数据位置,计算出完成网格变形所需要的控制体控制点位置,最后在 ANSA 中将所有控制点移动到求得的相应位置,完成对生物力学模型的变形。变形过程中为了减少变形的误差,保证变形后模型的网格质量,选取基础模型构建网格时的网格控制点作为基础模型表面变形点,这些网格控制点在保证基础模型生理曲度的同时决定了网格的拓扑范围,因此选择它们作为变形点可以减少 FFD 网格变形法引起的网格质量降低。在变形过程中,为了保证头部生物力学模型能真实反映出皮肤厚度以及颅骨厚度,参考 Kriging 变形法^[24],对目标模型进行分层变形,依次由脑组织、颅骨、皮肤由内到外依次进行变形,变形流程如图 5 所示。

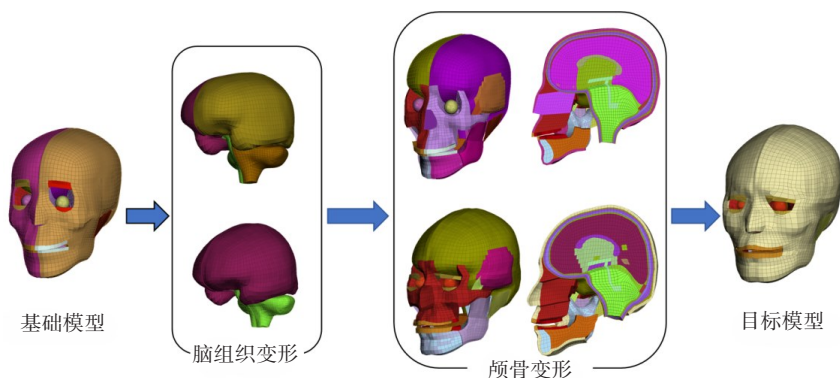


图5 基于 FFD 变形法的各部位变形对比图

Figure 5 Comparison of deformation in various regions based on free-form deformation method

在完成变形后,通过比较变形前后模型的雅可比、最小长度和翘曲率等相关参数,全面评估目标模型的单元质量。若结果显示单元质量未达到基础模型的标准则重新调整控制点与变形点的映射关系,只有当模型的单元质量达到基础模型的水平时,输出最终的个性化头部生物力学模型,完成目标模型的开发。模型单元质量要求见表 1。

2 模型的验证

应用目标模型,即经过个性化变形生成的头部

表 1 单元质量参数

Table 1 Element quality parameters

质量控制参数	质量要求
翘曲率/ $^{\circ}$	<40
长宽比	<10
歪斜度/ $^{\circ}$	<60
最小长度/mm	>1
雅可比	>0.5
最小内角/ $^{\circ}$	>35
最大内角/ $^{\circ}$	<150

个性化生物力学模型, 重构经典尸体试验验证其有效性, 并与基于逆向工程方法开发的头部生物力学模型(TUST IBMs Head)进行比较, 验证该方法的有效性和可行性。

2.1 重构试验设置

本研究重构 Nahum 1977 年的 37 号尸体试验^[25], 该试验使用的尸体头部与目标模型年龄、尺寸相近。试验设置如下: 头部模型向前旋转, 使法兰克福平面与水平面夹角呈 45°。载荷施加方向平行于水平面且指向头部质心点, 力的大小为文献中提供的输入力曲线, 如图 6 所示。

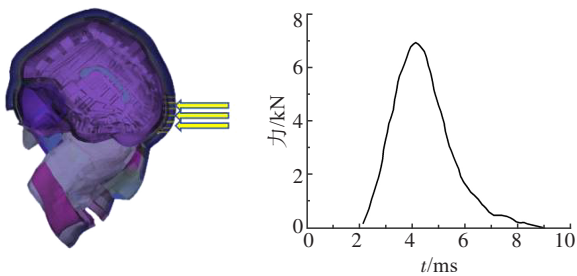


图6 试验设置及输入力曲线
Figure 6 Experimental setup and input force curve

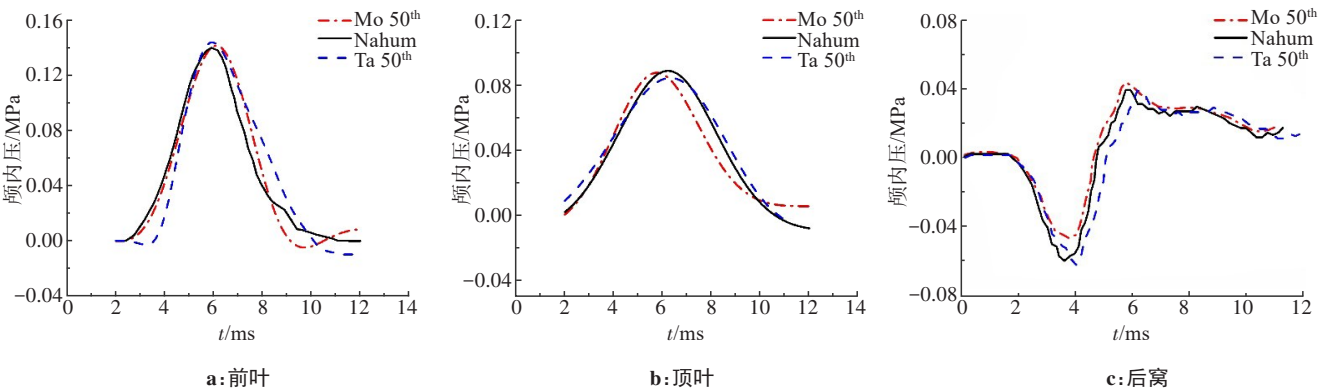


图7 大脑前叶、顶叶和后窝处颅内压
Figure 7 Intracranial pressures at the frontal lobe, parietal lobe, and posterior fossa

综合上述不同生物力学指标的关系, Mo 50th与 Ta 50th头部生物力学模型可以很好地描述尸体试验中颅内压的变化, 证明两个头部生物力学模型具有较好的真实性。综合图 8, 对比 Mo 50th与 Ta 50th头部生物力学模型脑组织最大 von Mises 应力与最大主应变, 二者在应力最大处数值上表出较高的一致性。因此, 以脑组织最大生物力学响应作为试验结果, 使用该参数化建模方法构建的头部生物力学模型与基于逆向工程方法建立的头部生物力学模型在功能上并无明显的差异性,

2.2 试验结果

图 7 为采用两种模型重构尸体试验得到的颅内压力变化曲线。图中 Mo 50th代表目标模型, Ta 50th代表基于逆向工程方法建立的 50th头部生物力学模型。试验结果表明, 两种模型颅内压-时间变化趋势与 Nahum 尸体试验结果趋向一致。在颅内压数值方面, 前叶及后窝区域, Mo 50th个性化头部生物力学模型呈现的颅内压峰值略高于 Nahum 尸体试验和 Ta 50th头部生物力学模型的结果。相比之下, 在顶叶区域, 所有仿真试验结果与 Nahum 尸体试验结果极为相近。说明 Mo 50th与 Ta 50th头部生物力学模型都具有较高的仿真度, 可以准确地模拟真实的颅脑结构和功能。

图 8 展示了仿真试验中 Mo 50th与 Ta 50th头部生物力学模型脑组织的最大 von Mises 应力与最大主应变的分布情况。从云图可见, 脑组织的最大 von Mises 应力与最大主应变主要集中于撞击侧的脑白质前叶区域, 且这两个参数的数值大小相近。此外, 脑组织的最大 von Mises 应力与最大主应变的大小关系与颅内压的变化趋势相吻合, 具体表现为 Mo 50th有限元模型的数值略高于 Ta 50th有限元模型。

进一步证明了该方法的有效性和可行性。

3 讨论及分析

基于自由网格变形法的个性化建模方法, 可以在保证模型生物力学特性基础上, 满足大多数头部生物力学模型个性化变形的需求, 且变形的模型与使用相同 CT 图像的基于逆向工程方法建立的模型在生物力学响应方面并无明显的差异。但在一些细节上还需要进一步深入讨论。从重构试验结果

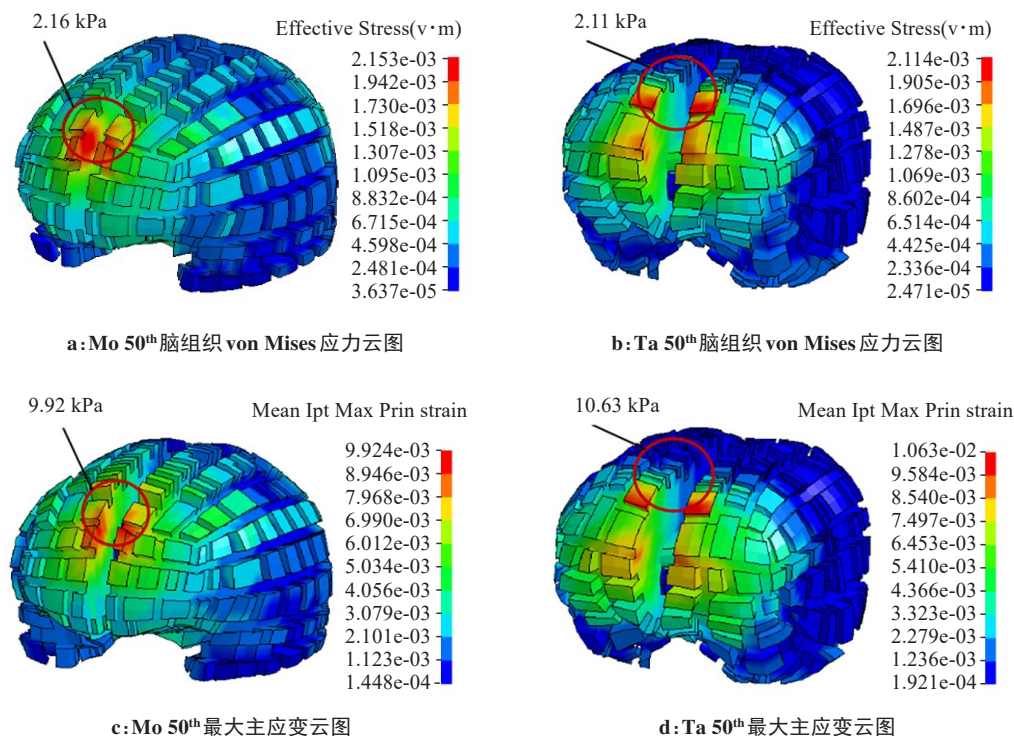


图8 脑组织 von Mises 应力与最大主应变云图

Figure 8 von Mises stress and maximum principal strain cloud maps of brain tissues

上看,基于逆向工程方法建立的头部生物力学模型的数值略高于尸体试验。对比尸体试验样本参数与生物学模型的具体参数,发现选取模型的颅骨尺寸略大于 Nahum 37 号尸体试验所使用的尺寸,结合相关研究可知,在相同撞击载荷下,小尺寸头部的颅内压力高于大尺寸头部,因此,该数值上的差异被认为是合理的^[26]。传统方式构建的头部生物力学模型与个性化头部生物力学模型之所以存在微小的差距,原因在于虽然个性化建模方法可以控制颅骨整体的厚度,但是无法控制3层颅骨厚度的比例,即该方法只能通过改变外板外侧及内板内侧的变化来控制颅骨厚度,由于进行个性化的基础模型的板障厚度在颅骨厚度中所占比例相对较高,板障的实质为松质骨,其所占比例越小颅骨的硬度越高。因此,个性化后的模型所受的损伤会略高于传统方式构建的头部生物力学模型。

在深层脑组织层面,Mo 50th与 Ta 50th模型的形态表现出了一定的差异,原因在于该个性化变形方法还无法做到对深层脑组织的精准复刻,Mo 50th头部白质部分实际上仅改变了基础模型白质的轮廓,未能完全真实反映CT数据中白质的具体分布,导致二者在白质处受力分布并不完全相同。在网格变形方面,由于人体结构的差异性,部分变形点的选取需要人工进行干预,这种干预可能会引入主观因素,使得变形过程的准确性和效率受到一定影响。未来应持

续推进工具升级、相关算法开发和优化等工作。

4 结论

本研究提出一种针对具有详细解剖学结构的头部生物力学模型个性化建模方法。采用该方法构建的个性化头部生物力学模型在生物逼真度上与逆向工程方法所建立的生物力学模型高度一致。该方法可广泛用于不同头有限元模型的个性化建模,有效地解决了构建个性化模型所面临的时间长、尺寸限制等问题,展现出高度的实用性和广泛的应用潜力。未来,可以基于本文方法,进一步拓展到对整个人体或其他重要器官的个性化变形,这将为安全和医疗领域提供更深入的研究和评估工具,有助于改善车辆碰撞安全性、设计人体工程学产品以及预测和防治各种损伤等方面的研究。

【参考文献】

- [1] 王沐楠. 人体组织有限元模型构建、分析及辅助医疗[M]. 北京: 科学出版社, 2017.
Wang MN. Construction and analysis of finite element models of human tissues and assisted medical care[M]. Beijing: Science Press, 2017.
- [2] 曾绍禹, 李珊, 杨向红, 等. 下颌三维有限元建模与动态载荷下的应力分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2023, 40(5): 647-652.
Zeng SY, Li S, Yang XH, et al. Three-dimensional finite element modeling of the jaw and a stress analysis under dynamic loading[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2023, 40(5): 647-652.
- [3] 周陶勇, 杨永盛, 鲁宁, 等. 膝关节骨性关节炎患者膝关节三维有限元建模及力学分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2024, 41(3):

- 382-388.
Zhou TY, Yang YS, Lu N, et al. Three-dimensional finite element modeling and mechanical analysis of knee joint in patients with mild knee osteoarthritis[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2024, 41(3): 382-388.
- [4] Ross DT, Meaney DF, Sabol MK, et al. Distribution of forebrain diffuse axonal injury following inertial closed head injury in miniature swine[J]. Exp Neurol, 1994, 126(2): 291-299.
- [5] Ruan JS, Khalil T, 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.
- [6] 芦俊鹏, 张建国, RUAN J, 等. 人体颅脑三维有限元模型构建[J]. 微计算机信息, 2006, 22(22): 211-212.
Lu JP, Zhang JG, RUAN J, et al. A development of 3-D FEM for cranium brain based on CT[J]. Control & Automation, 2006, 22(22): 211-212.
- [7] 包永涛, 李海岩, 赵玮, 等. 第95百分位人体头部有限元模型的构建及分析[J]. 天津科技大学学报, 2010, 25(4): 48-51.
Bao YT, Li HY, Zhao W, et al. Development and analysis of the 95th percentile human head finite element model[J]. Journal of Tianjin University of Science & Technology, 2010, 25(4): 48-51.
- [8] 胡敏, 羊盼, 成惠林, 等. 汽车与行人碰撞中头部有限元模型关键参数研究[J]. 森林工程, 2014, 30(6): 89-93.
Hu M, Yang F, Cheng HL, et al. Parameters study on head finite element model during vehicle collision accident [J]. Forest Engineering, 2014, 30(6): 89-93.
- [9] 阮世捷, 李超, 崔世海, 等. 颅骨厚度对颅内生物力学响应的影响[J]. 医用生物力学, 2021, 36(4): 560-567.
Ruan SJ, Li C, Cui SH, et al. The influence of skull thickness on intracranial biomechanical response [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2021, 36(4): 560-567.
- [10] 李海岩, 李鑫杰, 崔世海, 等. 乘员与安全气囊初始距离对轻度脑损伤的影响[J]. 汽车工程, 2020, 42(7): 882-886.
Li HY, Li XJ, Cui SH, et al. Effects of initial distance between occupant and airbag on occupant mild traumatic brain injury [J]. Automotive Engineering, 2020, 42(7): 882-886.
- [11] 李海岩, 刘文港, 崔世海, 等. 钝器致伤案例的有限元法重构及量化评价[J]. 法医学杂志, 2022, 38(4): 452-458.
Li HY, Liu WG, Cui SH, et al. Reconstruction and quantitative evaluation of blunt injury cases by finite element method[J]. Journal of Forensic Medicine, 2022, 38(4): 452-458.
- [12] 白中浩, 曹立波, 余志刚. 中国50百分位人体与标准试验假人正面碰撞响应差异的研究[J]. 汽车工程, 2008, 30(11): 993-997.
Bai ZH, Cao LB, Yu ZG. A research on the difference of frontal impact response between 50th percentile chinese male and hybrid III 50th percentile male[J]. Automotive Engineering, 2008, 30(11): 993-997.
- [13] Yang J, Mayer C, Pal S, et al. Analysing differences of dynamic responses and injury risks of 5th percentile female occupants during frontal impact using FE-human body models representing eastern (Chinese) and western (US/EU) human body dimensions[C]//2016 IRCOBI Asia Conference Proceedings. Zurich, Switzerland: IRCOBI, 2016: 69-71.
- [14] 李志刚, 胡敬文, 张金换, 等. 基于统计学的参数化儿童头部有限元模型的建立及碰撞事故再现[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2012, 52(11): 1631-1637.
Li ZG, Hu JW, Zhang JH, et al. Development of a parametric pediatric head finite element model based on statistics and accident reconstruction [J]. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2012, 52(11): 1631-1637.
- [15] Klein KF, Hu JW, Reed MP, et al. Development and validation of statistical models of femur geometry for use with parametric finite element models[J]. Ann Biomed Eng, 2015, 43(10): 2503-2514.
- [16] Zhu F, Jiang BH, Hu JW, et al. Computational modeling of traffic related thoracic injury of a 10-year-old child using subject-specific modeling technique[J]. Ann Biomed Eng, 2016, 44(1): 258-271.
- [17] Yuan QQ, Jiang BH, Zhu XM, et al. A fast methodology for generating skeletal FEM with detailed human geometric features based on CPD and RBF algorithms[J]. Sci Rep, 2023, 13(1): 8864.
- [18] Liu JC, Jin JJ, Eckner JT, et al. Influence of morphological variation on brain impact responses among youth and young adults [J]. J Biomech, 2022, 135: 111036.
- [19] Zhao W. Biomechanical exploration of brain injury mechanisms and injury assessment method evaluations[D]. Tianjin: Tianjin University of Science and Technology, 2012.
- [20] 杨现辉, 王惠南. ICP算法在3D点云配准中的应用研究[J]. 计算机仿真, 2010, 27(8): 235-238.
Yang XH, Wang HN. Application research of ICP algorithm in 3D point cloud alignment[J]. Computer Simulation, 2010, 27(8): 235-238.
- [21] Yao ZW, Zhao QX, Li XF, et al. Point cloud registration algorithm based on curvature feature similarity[J]. Measurement, 2021, 177: 109274.
- [22] 王荣, 白鹏. 基于FFD与网格重构的飞翼无人机外形优化设计[J]. 航空科学技术, 2018, 29(10): 43-47.
Wang R, Bai P. Aerodynamic design optimization for a flying-wing UAV based on FFD and grid reconstruction[J]. Aeronautical Science & Technology, 2018, 29(10): 43-47.
- [23] 郭际香, 蒲晓蓉, 章毅. 三维空间中的Dirichlet自由变形算法[J]. 电子科技大学学报, 2007, 36(3): 573-575.
Guo JX, Pu XR, Zhang Y. Dirichlet free-form deformation in three-dimensional space[J]. Journal of University of Electronic Science and Technology of China, 2007, 36(3): 573-575.
- [24] Kleijnen JP. Kriging metamodeling in simulation: a review[J]. Eur J Oper Res, 2009, 192(3): 707-716.
- [25] Nahum AM, Smith R, Ward CC. Intracranial pressure dynamics during head impact[C]//21st Stapp Car Crash Conference. Warrendale, PA, USA: SAE International, 1977: 770922.
- [26] 赵玮, 阮世捷, 李海岩, 等. 基于有限元模型的人体头部尺寸对颅内响应影响的探讨[J]. 生物医学工程学杂志, 2012, 29(5): 960-966.
Zhao W, Ruan SJ, Li HY, et al. Effects of head dimensions on intracranial responses based on finite element model[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2012, 29(5): 960-966.

(编辑: 薛泽玲)