

# 有限元方法在眼眶生物力学中的应用进展

桑泽曦, 余进海, 徐柒华, 王耀华, 廖洪斐

引用: 桑泽曦, 余进海, 徐柒华, 等. 有限元方法在眼眶生物力学中的应用进展. 国际眼科杂志, 2024, 24(1): 62-66.

基金项目: 国家自然科学基金项目 (No. 82060181); 江西省教育厅科学技术研究项目 (No. GJJ210201)

作者单位: (330006) 中国江西省南昌市, 南昌大学附属眼科医院 江西省眼科疾病临床医学研究中心 江西省眼科学重点实验室

作者简介: 桑泽曦, 在读硕士研究生, 研究方向: 眼眶病、甲状腺相关眼病。

通讯作者: 廖洪斐, 毕业于江西医学院, 教授, 博士研究生导师, 主任医师, 研究方向: 眼眶病、甲状腺相关眼病. [lhzf@126.com](mailto:lhzf@126.com)

收稿日期: 2023-04-07 修回日期: 2023-11-27

## 摘要

有限元方法 (FEM) 是力学研究中常用的数学方法, 将物体划分为离散且相互作用的有限单元。在医学研究中, 有限元分析 (FEA) 可模拟难以开展的生物力学实验。眼眶手术极具挑战性且具有陡峭的学习曲线, 给眼科医生带来了巨大挑战。FEM 可模拟分析眼眶组织的力学特性, 为眼眶相关疾病的诊断和治疗提供了新的方法。随着技术的发展, FEM 在眼眶疾病的诊疗中愈发成熟, 并成为眼眶生物力学研究的热门领域。本文综述了眼眶 FEM 的最新进展, 包括建立眼眶 FEA 模型、模拟眼眶结构以及在眼眶相关疾病中的应用情况。此外, 还讨论了 FEM 的局限性和未来的研究方向。眼眶 FEA 作为一种辅助诊疗数字化工具, 将随着技术的发展逐渐释放其在眼眶疾病诊疗方面的潜力。

关键词: 有限元; 眼眶疾病; 生物力学; 三维重建; 眶骨骨折  
DOI: 10.3980/j.issn.1672-5123.2024.1.12

## Research progress of finite element method in the biomechanics of the orbit

Sang Zexi, Yu Jinhai, Xu Qihua, Wang Yaohua, Liao Hongfei

Foundation items: National Natural Science Foundation of China (No. 82060181); Scientific Research Foundation of the Education Office of Jiangxi Province (No. GJJ210201)

Affiliated Eye Hospital of Nanchang University; Jiangxi Clinical Research Center for Ophthalmic Disease; Jiangxi Provincial Key Laboratory for Ophthalmology, Nanchang 330006, Jiangxi Province, China

Correspondence to: Liao Hongfei. Affiliated Eye Hospital of Nanchang University; Jiangxi Clinical Research Center for Ophthalmic Disease; Jiangxi Provincial Key Laboratory for Ophthalmology, Nanchang 330006, Jiangxi Province, China. [lhzf@126.com](mailto:lhzf@126.com)

Received: 2023-04-07 Accepted: 2023-11-27

## Abstract

• The finite element method (FEM) is a widely employed mathematical technique in mechanical research that divides an object into discrete and interacting finite elements. Medically, finite element analysis (FEA) enables the simulation of biomechanical experiments that are challenging to conduct. Orbital surgery poses significant challenges to ophthalmologists due to its inherent difficulty and steep learning curve. FEM enables the simulation and analysis of the mechanical properties of orbital tissue, offering a novel approach for diagnosing and treating orbital-related diseases. With technological advancements, FEM has significantly matured in the diagnosis and treatment of orbital diseases, becoming a popular area of research in orbital biomechanics. This paper reviewed the latest advancements in orbital FEM, encompassing the development of orbital FEA models, simulation of orbital structure, and its application in orbital-related diseases. Additionally, the limitations of FEM and future research directions are also discussed. As a digital tool for auxiliary diagnosis and treatment, orbital FEA will progressively unlock its potential for diagnosing and treating orbital diseases alongside technological advancements.

• KEYWORDS: finite element; orbital disease; biomechanics; three-dimensional reconstruction; orbital fracture

Citation: Sang ZX, Yu JH, Xu QH, et al. Research progress of finite element method in the biomechanics of the orbit. *Guoji Yanke Zazhi (Int Eye Sci)*, 2024, 24(1): 62-66.

## 0 引言

有限元方法 (finite element method, FEM) 起源于工程力学领域, 用于解决物体受力后的形变和应力分布问题。20 世纪 70 年代, FEM 开始被应用于骨科、颌面外科等医学领域, 直到 20 世纪 80 年代时, FEM 逐渐被应用于解释或模拟眼眶的结构<sup>[1]</sup>。其原理是基于微积分和数值计算方法, 通过将整体划分为离散的元素, 并对每个元素进行数学建模和计算, 最终获取系统中的物理量<sup>[2]</sup>。在眼眶生物力学中, 有限元分析 (finite element analysis, FEA) 可以用来研究眼眶骨骼和软组织上的应力和形变, 以及各种活动 (如眼球运动、撞击和疾病进展) 中眼眶应力和载荷的分布<sup>[3-4]</sup>。

眼眶组织结构精密复杂是眼眶手术并发症较多的重要原因之一。利用 FEM 对现有技术进行补充不仅有助于增加眼眶手术的精准性及安全性, 而且能提高人才培养效率、激发医疗技术的再次创新。FEM 相较于传统在活体

或标本上进行生物力学分析,表现出了独特的优势(如高效、无创、可重复、个性化等)<sup>[5]</sup>。现已有诸多研究将 FEM 应用于眼眶结构的解析以及疾病的诊疗实践。本文旨在概述 FEM 在眼眶生物力学中的研究现状,介绍其实现方法,指出其挑战和局限,并讨论该技术在这一领域的未来前景。

## 1 眼眶 FEA 实现方法

FEA 是利用 FEM 解决特定问题的实践过程。眼眶生物力学实验中的 FEA 基本操作方法包括以下步骤<sup>[5-8]</sup>:模型建立、网格化、确定材料属性、设定边界条件、求解后分析。

**1.1 模型建立** 首先需要创建眼眶结构的数字模型。这个过程使用计算机辅助设计 (computer-aided design, CAD) 软件进行模型的构建。在研究眼眶生物力学时,模型构建通常基于高质量的二维图像,如计算机断层扫描 (computed tomography, CT)、磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 和光学相干层析成像 (optical coherence tomography, OCT) 等。这些模型由眶骨、眼球和其他软组织结构(眼外肌、眶内脂肪和视神经)构成,并作为 FEA 的基础。

**1.2 网格化** 在计算机辅助工程 (computer-aided engineering, CAE) 软件中,将得到的模型进行离散化,转换为小的、简单的、相互连接的几何单元。根据需要可以调整网格的质量,但这与机器负载呈正相关。网格的质量对 FEA 结果的准确性产生重要影响,因此生成高质量的网格以准确捕获结构的几何形状和特性非常重要。

**1.3 确定材料属性** 根据组织本身的特性,使用 CAE 软件将不同的材料属性分配至相应的模型中。如骨组织被视为线性弹性材料,其杨氏模量和泊松比是重要参数,分别用于衡量材料的硬度和对横向变形的抵抗力;软组织被视为黏弹性材料,其参数设置更为复杂,应确保所使用的材料属性在模型中准确无误,以尽可能还原眼眶在不同载荷条件下受力的实际情况。

**1.4 设定边界条件** 设定边界条件,并在模型的特定表面施加约束条件,分为位移约束和力约束两种类型。其中,位移约束指模型的某个表面沿特定方向被限制,即不能移动;力约束则是对模型的某个表面施加特定的力。通过调整边界条件,可以评估不同条件下眼眶组织的受力情况和应变状态,以便更好地理解眼眶的生物力学行为。

**1.5 求解后分析** 在 CAE 软件中设定好各项参数后,通过数值计算得出眼眶模型在设定条件下的受力及位移等信息。结果可多次生成,结合实验和评估眼眶组织的稳定性及形变情况。

通过以上步骤可以对眼眶部的复杂结构进行力学分析。临床上多使用 FEM 对眼眶的静态结构进行分析,若进行动态结构或流体力学的分析则会根据不同的应用场景和研究目标会有所差异。

## 2 眼眶解剖结构的 FEA

眼眶结构复杂,由多块骨骼、软组织以及神经血管等构成,保护并支撑眼球和周围的组织。探究眼眶的解剖结

构以及生理性改变对眼眶疾病或全身相关性眼病的诊疗具有重要作用。

眶骨模型的建立多采用 CT 扫描数据进行三维建模<sup>[9]</sup>,Weaver 等<sup>[10]</sup>对 27 例不同形态的眶骨进行建模,并对固定位置施加相同外力后发现,不同的眶骨形态对于眼球的保护呈现不同的态势。建立眼眶骨折的 FEA 模型有助于了解其发病机制并预防骨折的发生,Schaller 等<sup>[11]</sup>通过建立眼眶骨折的瞬态模型,发现在眼眶爆裂性骨折中,液压和屈曲机制相互作用,最终导致眶壁结构的破坏,并且使结构的破坏呈现出多种形式。在此基础上,Zmuda 等<sup>[12]</sup>为增加模拟的准确性,在眶骨模型中加入了眶内软组织,相较于单纯眶骨模型,具有软组织的模型可以承受更大负荷,表明眶内软组织可以承受撞击的部分动能,从而缓解骨质部分因受力产生的形变。结合既往眶骨 FEA 模型,Moura 等<sup>[8]</sup>通过动态模拟发现,液压机制中的应力分布主要影响眶内壁,而屈曲机制则显示出对眶底部的高应力效应。此外,眶内软组织在液压机制中的动能吸收显著高于屈曲机制。通过 FEA 技术,研究人员对眼眶骨折的两种经典发病机制进行了验证,并对具体受力对象和场景有了形象的呈现。显然,这比以往的活体或标本试验更具有可操作性和直观性。

眼眶软组织在受力时表现出复杂的非线性变形行为,其应力-应变关系不是线性的。因此,建立针对非线性材料的模型需要考虑其特殊的材料特性<sup>[13]</sup>。然而,为了简化操作流程并保持参数的一致性,一些研究将软组织视为线性材料,并赋予特定的数值<sup>[12,14]</sup>。Schutte 等<sup>[14]</sup>研究表明,眶内脂肪对眼球静态和动态位置的稳定起着重要作用,眶内脂肪应该根据其与其与肌锥的关系分为锥内脂肪和锥外脂肪,同时这两者在材料参数上存在一定的差异性。眼球运动是一个复杂的过程,涉及多个肌肉和神经协调运作,眼动模拟有助于更好地理解眼球运动的机制。

Karami 等<sup>[15]</sup>首次采用眼外肌的原始超弹性模型进行主动眼动模拟,当肌肉收缩或拉伸时,刚度和弹性系数都会随着长度的变化而变化,从而更好地反映眼球运动的真实机制,提高眼动模拟的准确性和可靠性。进一步地,Jafari 等<sup>[16]</sup>建立了一个更为逼真的眼球内转模型,通过 FEA 发现在眼球内转时,视神经 (optic nerve, ON) 对眼球的牵引力是导致内转受限的原因,该研究证实了既往的结论,即眼球的内转角度会因 ON 而限制在 40 度以内,这一发现有助于深入理解 ON 和眼球运动之间的关系。此外,Wang 等<sup>[17]</sup>发现眼球在水平运动时视神经鞘 (optic nerve sheath, ONS) 所产生的应力与周围结缔组织结构的硬度密切相关。对于 ON 或 ONS 的 FEA 还有助于确定神经纤维的早期损伤,并阐明利用其预防 ON 相关疾病的可能性<sup>[18-19]</sup>。

眼眶前瞻性的生物力学分析在实践中往往很难开展,然而利用 FEM 可以克服因标本或伦理带来的诸多阻碍。随着计算机算力的提升以及算法的优化,眼眶 FEA 模型将在临床或教学中更具指导意义。既往文献针对眼眶部分组织的参数见表 1<sup>[11,14,16]</sup>。

表1 眼眶组织在FEA模型中的具体参数

| 组织   | 弹性模量(Pa)             | 泊松比  |
|------|----------------------|------|
| 眼眶骨  | $1.1 \times 10^{10}$ | 0.33 |
| 锥内脂肪 | 300                  | 0.48 |
| 锥外脂肪 | 1000                 | 0.48 |
| 眼外肌腱 | $5 \times 10^7$      | 0.48 |
| 眼球   | $5 \times 10^5$      | 0.40 |

### 3 FEA在眼眶疾病中的应用

**3.1 FEA在眼眶骨折中的应用** 眼眶骨折是一种常见的创伤性疾病,可导致眼眶内容物和眼球受损,严重时还可能危及患者生命。因此,对于眼眶骨折的治疗和修复一直是医学研究的热点。

上文中提到FEM可以对眼眶骨折进行静态与动态模拟,研究骨折的发生机制并预测疾病的严重程度,此外,FEM还可以对眼眶骨折整复术进行指导。目前对于眼眶骨折植入物的选择多种多样,现多采用可吸收材料和钛网植入物(titanium mesh implant,TMI)<sup>[20]</sup>。Foletti等<sup>[21]</sup>建立了TMI状态的眼眶FEA模型,通过对眶缘的钝性打击发现在二次损伤中TMI可能会对眶内容物以及眼球造成伤害,因此要权衡使用TMI进行修复的风险性。此外相较于刚性材料,AI-Sukhun等<sup>[22]</sup>建立了可吸收植入物的模型,模拟发现其在骨折面承受了更高的拉伸应力,允许骨折面发生更多弯曲,进而加速骨愈合。利用FEA还可以对不同材料以及形态的补片进行分析,以达到个性化植入物受力和耐久的最佳状态<sup>[23]</sup>。在复合型眼眶骨折中,Li等<sup>[24]</sup>利用眶颧颌骨折患者的模型对两种不同的固定方法进行力学分析,结果发现2点(颧额缝及眶下缘)固定和3点(颧额缝、眶下缘及颧上颌缝)固定都提供了良好的稳定性,提出2点固定可以作为一种减少切口、缩短手术时间和降低成本的方法。同时,Nagasao等<sup>[25]</sup>指出眶下缘的固定点位相较其他点位表现出了更差的稳定性,因此在眶下缘处对骨折的颧骨进行固定时,应确保种植体(如钛钉等)的稳定性,以防复发。针对眼眶种植体,Xing等<sup>[26]</sup>模拟了不同尺寸种植体在眼眶FEA模型中的受力情况后发现相对于种植体的长度,其直径更为重要,宽度更大的种植体可以更好地分散外力,但同时也要选择眼眶边缘骨密度更大的位置。

**3.2 FEA在外伤性视神经病变中的应用** 目前认为外伤性视神经病变(tramatic optic neuropathy,TON)的致病机制主要是由颅面部受到的外力作用于ON,通过骨骼的形变传导而导致<sup>[27]</sup>。利用FEM评估视神经管受力和力传导模式,可以帮助临床医生明确病因并进行正确诊断。Huempfer-Hierl等<sup>[28]</sup>通过模拟不同应力下的前额冲击发现,即使是微小的冲击也会在视神经孔中引起应力传递,导致前颅底微小骨折,并最终导致间接性TON。此外,Imajo等<sup>[29]</sup>对前额骨的不同区域施加冲击,结果表明,当额窦的前壁和后壁以及眶上壁发生断裂时,视神经管具有高度受损的可能性。除额部外,Nagasao等<sup>[30]</sup>将眼眶分为8个区域,分别对不同区域进行等量冲击后发现在眶上切迹与内眦区受到撞击最易发生视神经管的骨折。因此,当

发现患者出现上述部位的损伤,尤其是伴有昏迷的患者时,应及早作出判断,保留早期进行预防性ON减压的可能性,以最大可能地避免患者后期视力不可逆性损伤的出现。

**3.3 FEA在甲状腺相关性眼病中的应用** 甲状腺相关性眼病(thyroid associated ophthalmopathy,TAO)会诱导一系列免疫反应导致眶内软组织增生以及纤维化,严重者会并发甲状腺功能异常视神经病变(dysthyroid optic neuropathy,DON),极大影响患者视觉功能<sup>[31]</sup>。DON的病因通常是由于ON受到直接的压迫以及牵张力的增加。Fisher等<sup>[7]</sup>研究利用OCT对TAO患者的视神经乳头(optic nerve head,ONH)进行FEA,结果发现相较于正常人,由于TAO患者的眼眶结构改变,其ONH在凝视过程中发生形变的风险显著增高,进而诱发类青光眼的ON损伤。眶减压手术是针对中重度TAO的有效手段<sup>[32]</sup>。借助FEM,Jeong等<sup>[33]</sup>对1名单纯下直肌增粗的患者设计了个性化手术方案,根据应力的最佳状态确定开眶的位置以及形状大小,以最大限度地减少眼外肌损伤。Krause等<sup>[34]</sup>在下外双壁眶减压手术中,通过回顾性FEM发现在进行眶壁减压时应考虑去除眶下裂以及泪腺孔周围骨质,以达到最佳程度的压力释放,并减少二次手术的可能性。

**3.4 FEA在其他眼眶疾病中的应用** 单侧先天性小眼球的患者会伴随眶骨的发育延迟,导致面部畸形。在眼眶内植入自膨胀水凝胶是一种刺激眶骨发育的有效方法<sup>[35]</sup>。Song等<sup>[36]</sup>对1例2岁患者模拟了水凝胶在眶内膨胀的过程,发现水凝胶在肌锥中的浅位点所产生的生物应力和眼眶骨移位比深位点更大,更适合放置。对于其他类似伴有眼眶畸形的患者,FEM结合3D打印及计算机导航技术可以使手术的精准度进一步提高,降低损伤的风险<sup>[37]</sup>。

Le Fort截骨术是一类用于面部重建的颌面外科手术,适用于矫正面部畸形和改善咬合功能等问题,但同时也会改变眼眶结构。Juliet等<sup>[38]</sup>在颅骨的FEA模型中评估了在Le Fort 1截骨术不同截骨角度向眼眶传递的应力,以此来降低手术导致的眼眶解剖变异。相较于Le Fort 1截骨术,Le Fort 3截骨术更为复杂,危险性更大。Aizezi等<sup>[39]</sup>模拟了Le Fort 3截骨模型,解释了其损伤视神经管进而导致失明的机制。

FEA在眼眶生物力学研究中的应用为我们提供了更好地了解各种眼眶疾病机制的机会。随着技术的进一步发展,期待更多眼眶疾病应用这项技术,以帮助改善现有的治疗策略。

### 4 不足与展望

FEM相较于传统实体生物力学分析具有独特的优势,但同时也存在一定的局限性<sup>[5,17,34,36,40]</sup>:(1)CAD-CAM软件具有较高的应用壁垒,且眼眶区域解剖结构复杂,构建详细的眼眶FEA模型需要结合眼科学、图像处理及计算机建模等方面拥有丰富的专业知识;(2)眼眶FEA模型的精度受限于影像学资料的质量,影像资料中的组织缺损、噪点、伪影需要进行二次手动编辑校准,这可能会限制FEA结果的准确性和可靠性;(3)没有建立眼眶FEA模型的标准化方法,不同的研究人员可能使用不同的参

数、假设和建模技术,这可能会导致结果不一致,并限制研究之间的可比性;(4)FEA模型的建立通常处于一种理想的状态下,如材料均匀一致,接触关系简单,边界清楚等,这种假设与实际情况可能存在较大差异;(5)FEA通常可以帮助临床医生进行方案指导和结果验证,但FEA的结果并不总是直接转化为临床实践,因此需要更多的研究验证FEA的结果并将其转化为临床应用。

随着计算机技术的迭代以及医工交叉的逐渐深化,眼眶FEA有望在未来取得以下进展<sup>[41-45]</sup>:(1)借助更加先进的成像技术以及生物力学实验,可以得到不同患者的个性化数据,如骨密度、不同组织的参数,使FEA更加精细化、个性化;(2)对宏观及微观组织共同建模,包括眼眶大体结构以及脉管神经系统,更加全面地了解眼眶FEA模型;(3)集成多学科技术,如生物打印以及扩展现实技术,优化眼眶疾病的手术规划以及治疗效果;(4)结合人工智能技术,进行自动化眼眶FEA模型的开发和分析过程,利用机器学习算法,结合大量的眼球和眼眶周围组织的数据,建立预测模型,进而预测个体的组织数值参数。

## 5 小结

眼眶在有限元生物力学方面的研究有着广阔的前景,其使用患者特定的模型研究眼睛和周围组织的生物力学效应,提高临床医生对创伤、手术和疾病变化对眼眶组织造成影响的认识,以及帮助设计植入物和手术方案。作为实现生物力学研究的重要手段,该领域研究的进一步深入将会更好地提供最佳临床决策,为广大患者提供更精准优质的治疗。

## 参考文献

[1] Takizawa H, Sugiura K, Baba M, et al. Structural mechanics of the blowout fracture: numerical computer simulation of orbital deformation by the finite element method. *Neurosurgery*, 1988,22(6 Pt 1):1053-1055.

[2] Krings W, Marcé-Nogué J, Karabacak H, et al. Finite element analysis of individual taenioglossan radular teeth (Mollusca). *Acta Biomater*, 2020,115:317-332.

[3] Foletti JM, Martinez V, Graillon N, et al. Development and validation of an optimized finite element model of the human orbit. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*, 2019,120(1):16-20.

[4] Huempfner - Hierl H, Schaller A, Hemprich A, et al. Biomechanical investigation of naso - orbitoethmoid trauma by finite element analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2014,52(9):850-853.

[5] Lewis GS, Mischler D, Wee H, et al. Finite element analysis of fracture fixation. *Curr Osteoporos Rep*, 2021,19(4):403-416.

[6] 李岩, 吴鹏森, 马越, 等. 有限元生物力学分析对眶颧颌骨折不同内固定方式稳定性的评价. *中华实验眼科杂志*, 2020,38(11):916-922.

[7] Fisher LK, Wang XF, Tun TA, et al. Gaze-evoked deformations of the optic nerve head in thyroid eye disease. *Br J Ophthalmol*, 2021,105(12):1758-1764.

[8] Moura LB, Jürgens PC, Gabrielli MAC, et al. Dynamic three-dimensional finite element analysis of orbital trauma. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2021,59(8):905-911.

[9] Weaver AA, Loftis KL, Tan JC, et al. CT based three-dimensional measurement of orbit and eye anthropometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2010,51(10):4892-4897.

[10] Weaver AA, Loftis KL, Duma SM, et al. Biomechanical modeling

of eye trauma for different orbit anthropometries. *J Biomech*, 2011,44(7):1296-1303.

[11] Schaller A, Huempfner - Hierl H, Hemprich A, et al. Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures - A transient finite element analysis. *J Cranio Maxillofac Surg*, 2013,41(8):710-717.

[12] Zmuda Trzebiatowski MA, Kłosowski P, Skorek A, et al. Nonlinear dynamic analysis of the pure buckling mechanism during blow-out trauma of the human orbit. *Sci Rep*, 2020,10(1):15275.

[13] Schoemaker I, Hoefnagel PPW, Mastenbroek TJ, et al. Elasticity, viscosity, and deformation of orbital fat. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2006,47(11):4819-4826.

[14] Schutte S, van den Bedem SPW, van Keulen F, et al. A finite-element analysis model of orbital biomechanics. *Vision Res*, 2006,46(11):1724-1731.

[15] Karami A, Eghtesad M, Haghpanah SA. Prediction of muscle activation for an eye movement with finite element modeling. *Comput Biol Med*, 2017,89:368-378.

[16] Jafari S, Lu YT, Park J, et al. Finite element model of ocular adduction by active extraocular muscle contraction. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2021,62(1):1.

[17] Wang XF, Fisher LK, Milea D, et al. Predictions of optic nerve traction forces and peripapillary tissue stresses following horizontal eye movements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2017,58(4):2044-2053.

[18] Hua Y, Tong JF, Ghate D, et al. Intracranial pressure influences the behavior of the optic nerve head. *J Biomech Eng*, 2017,139(3):10.

[19] Lee C, Rohr J, Sass A, et al. *In vivo* estimation of optic nerve sheath stiffness using noninvasive MRI measurements and finite element modeling. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020,110:103924.

[20] 余进海, 徐柒华, 王耀华, 等. 眼眶爆裂性骨折修复材料的应用研究进展. *中华眼科杂志*, 2019,55(11):876-880.

[21] Foletti JM, Martinez V, Haen P, et al. Finite element analysis of the human orbit. Behavior of titanium mesh for orbital floor reconstruction in case of trauma recurrence. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*, 2019,120(2):91-94.

[22] Al-Sukhun J, Penttilä H, Ashammakhi N. Orbital stress analysis, Part IV: use of a "stiffness-graded" biodegradable implants to repair orbital blow-out fracture. *J Craniofac Surg*, 2012,23(1):126-130.

[23] Sharma N, Welker D, Aghlmandi S, et al. A multi-criteria assessment strategy for 3D printed porous polyetheretherketone (PEEK) patient-specific implants for orbital wall reconstruction. *J Clin Med*, 2021,10(16):3563.

[24] Li Y, Wu PS, Liu SY, et al. Finite element analysis of 2- and 3-point internal fixation methods for the treatment of zygomaticomaxillary complex fracture. *J Craniofac Surg*, 2020,31(8):2208-2212.

[25] Nagasao M, Nagasao T, Imanishi Y, et al. Experimental evaluation of relapse-risks in operated zygoma fractures. *Auris Nasus Larynx*, 2009,36(2):168-175.

[26] Xing Z, Chen LS, Peng W, et al. Influence of orbital implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Craniofac Surg*, 2017,28(2):e117-e120.

[27] 孙时英, 赵玉萍, 牛建军, 等. 外伤性视神经病变的机制及治疗. *国际眼科杂志*, 2010,10(5):908-909.

[28] Huempfner-Hierl H, Bohne A, Wollny G, et al. Blunt forehead trauma and optic canal involvement: finite element analysis of anterior skull base and orbit on causes of vision impairment. *Br J Ophthalmol*, 2015,99(10):1430-1434.

[29] Imajo K, Nagasao T, Aizezi N, et al. Frontal bone fracture patterns

suggesting involvement of optic canal damage. *J Craniofac Surg*, 2018,29(7):1799-1803.

[30] Nagasao T, Morotomi T, Kuriyama M, et al. Biomechanical analysis of likelihood of optic canal damage in peri-orbital fracture. *Comput Assist Surg*, 2018,23(1):1-7.

[31] 廖洪斐, 余进海. 甲状腺相关性眼病治疗现状. *中华眼科杂志*, 2022,58(8):635-640.

[32] 徐贺, 吴桐, 孙丰源, 等. Graves 眼病眼眶减压术术式选择及并发症的研究进展. *国际眼科杂志*, 2021,21(9):1576-1579.

[33] Jeong BC, Lee C, Park J, et al. Identification of optimal surgical plan for treatment of extraocular muscle damage in thyroid eye disease patients based on computational biomechanics. *Front Bioeng Biotechnol*, 2023,10:969636.

[34] Krause M, Neuhaus MT, Sterker I, et al. Consideration of specific key points improves outcome of decompression treatment in patients with endocrine orbitopathy: pre-/ post-OP comparison and biomechanical simulation. *Eur J Med Res*, 2022,27(1):92.

[35] Hou ZJ, Yang Q, Chen T, et al. The use of self-inflating hydrogel expanders in pediatric patients with congenital microphthalmia in China. *J AAPOS*, 2012,16(5):458-463.

[36] Song DY, Zhang JW, Yuan BW, et al. A finite element analysis model is suitable for biomechanical analysis of orbital development. *J Craniofac Surg*, 2021,32(7):2546-2550.

[37] Rana M, Essig H, Rücker M, et al. Development and demonstration of a novel computer planning solution for predefined correction of enophthalmos in anophthalmic patients using prebended 3D titanium-meshes—a technical note. *J Oral Maxillofac Surg*, 2012,70(11):e631-e638.

[38] Juliet M, Parameswaran A, Peadar M, et al. Does angulation of osteotome during pterygomaxillary dysjunction for a Le Fort I osteotomy influence stress transmission to the orbit? A finite element simulation in normal and cleft maxillae. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2021,59(4):407-412.

[39] Aizezi N, Nagasao T, Morotomi T, et al. Separation patterns of orbital wall and risk of optic canal injury in Le Fort 3 osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*, 2018,46(5):795-801.

[40] Chen H, Zhu ZG, Li JT, et al. Finite element analysis of an intramedullary anatomical strut for proximal humeral fractures with disrupted medial column instability: a cohort study. *Int J Surg*, 2020,73:50-56.

[41] Soliman MM, Chowdhury MEH, Islam MT, et al. A review of biomaterials and associated performance metrics analysis in pre-clinical finite element model and in implementation stages for total hip implant system. *Polymers*, 2022,14(20):4308.

[42] Fleps I, Morgan EF. A review of CT-based fracture risk assessment with finite element modeling and machine learning. *Curr Osteoporos Rep*, 2022,20(5):309-319.

[43] Sajjadinia SS, Carpentieri B, Shriram D, et al. Multi-fidelity surrogate modeling through hybrid machine learning for biomechanical and finite element analysis of soft tissues. *Comput Biol Med*, 2022,148:105699.

[44] Schipani R, Nolan DR, Lally C, et al. Integrating finite element modelling and 3D printing to engineer biomimetic polymeric scaffolds for tissue engineering. *Connect Tissue Res*, 2020,61(2):174-189.

[45] 陈维毅, 李晓娜, 高志鹏. 眼力学研究进展. *医用生物力学*, 2016,31(4):340-346.