

文章编号: 1004-7220(2022)05-0960-07

顶骨不同分区骨片材料力学参数差异

汪家文^{1a#}, 李曼^{1a#}, 赵罡², 夏冰^{1a}, 李竹^{1a}, 吴君^{1a}, 谢晓东^{1a},
张冠军^{3*}, 肖朝伦^{1b*}

(1. 贵州医科大学 a 法医学院, b 基础医学院人体解剖学教学实验中心, 贵阳 550004; 2. 贵阳市公安局 云岩分局刑侦大队, 贵阳 550008; 3. 湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 长沙 410012)

摘要:目的 明确顶骨不同分区骨片材料力学参数差异及其与厚度的关系。方法 将左侧顶骨分为上顶、侧顶及后顶 3 个分区并截取各分区骨片, 利用准静态三点弯曲实验对骨片的极限载荷、极限载荷作用下的形变、弯曲强度及弹性模量进行检测, 分析不同分区顶骨的材料力学参数差异, 并探讨骨骼厚度与上述参数的相关性。结果 上顶、侧顶及后顶的厚度依次为上顶>后顶>侧顶($F=21.298, P<0.05$)。极限载荷、弯曲强度及弹性模量在上顶($F=7.082$)、侧顶($F=5.206$)及后顶($F=77.748$)组间差异均具有统计学意义($P<0.05$)。极限载荷依次为上顶>后顶>侧顶。弯曲强度与弹性模量均为侧顶>后顶>上顶。极限载荷作用下的形变在上顶与侧顶两组间比较差异具有统计学意义($P<0.05$)。极限载荷与厚度呈正相关($r=0.683, P<0.05$), 而弯曲强度($r=-0.467$)及弹性模量($r=-0.646$)均与厚度呈负相关($P<0.05$)。结论 顶骨不同分区材料力学参数及厚度均存在差异, 极限载荷与厚度呈正相关, 而弯曲强度与弹性模量均与厚度呈负相关。

关键词: 顶骨; 材料参数; 弹性模量

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.029

Mechanical Parameter Differences in Different Partitions of Parietal Bone

WANG Jiawen^{1a#}, LI Man^{1a#}, ZHAO Gang², XIA Bing^{1a}, LI Zhu^{1a}, WU Jun^{1a},
XIE Xiaodong^{1a}, ZHANG Guanjun^{3*}, XIAO Chaolun^{1b*}

(1a. School of Forensic Medicine, 1b. Experimental Center of Human Anatomy Teaching, Basic Medical College, Guizhou Medical University, Guiyang 550004, China; 2. Yunyan Branch Bureau Criminal Investigation Corps, Guiyang Bureau of Public Security, Guiyang 550008, China; 3. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing of Automobile Body, Hunan University, Changsha 410012, China)

Abstract: Objective To determine mechanical parameter differences in different partitions of parietal bone fragments and their relationship with the thickness. **Methods** The left parietal bones were divided into three partitions, i. e., upper parietal bone (UPB), lateral parietal bone (LPB) and posterior parietal bone (PPB), and the fragments from each partition were intercepted. The ultimate load of the fragments, deformation under ultimate load, bending strength and elastic modulus under ultimate load were detected by quasi-static three-point

收稿日期: 2021-11-26; 修回日期: 2021-12-29

基金项目: 国家自然科学基金项目(81660309), 贵州省科技厅基金资助项目(黔科合平台人才[2018]5779-3), 贵州省普通高等学校青年科技人才成长项目(黔教合 KY 字[2021]157)

通信作者: 张冠军, 副教授, E-mail: zgjhuda@163.com; 肖朝伦, 高级实验师, E-mail: 44154475@qq.com

#为共同第一作者, *为共同通信作者

bending test, and the differences in material mechanical parameters of parietal bones in different partitions were analyzed, as well as the correlation between bone thickness and the parameters above. **Results** The thickness was as follows: UPB>PPB>LPB ($F=21.298$, $P<0.05$). There were significant differences in ultimate load, bending strength and elastic modulus among the UPB ($F=7.082$), LPB ($F=5.206$) and PPB ($F=7.748$, $P<0.05$). The ultimate load was as follows: UPB>PPB>LPB. The bending strength and elastic modulus were as follows: LPB>PPB>UPB. There were significant differences in deformation between the UPB and the LPB ($P<0.05$). The ultimate load was positively correlated with the thickness ($r=0.683$, $P<0.05$), while the bending strength ($r=-0.467$) and elastic modulus ($r=-0.646$) were negatively correlated with the thickness ($P<0.05$).

Conclusions The mechanical parameters and the thickness of materials in different partitions of parietal bone fragments are different. The ultimate load has a positive correlation with the thickness, while the bending strength and elastic modulus have a negative correlation with the thickness.

Key words: parietal bone; material parameters; elastic modulus

创伤性颅脑损伤是国内外法医学者研究的重点和热点,包括颅脑损伤的成伤机制分析、致伤工具推断、死亡原因鉴定等^[1]。目前,研究颅骨成伤机制的实验主要包括尸体颅骨实验、多钢体模型实验及有限元模型虚拟仿真实验^[2-3]。受情感、伦理等因素制约,尸体颅骨标本获取较困难。目前,颅骨生物力学研究大多采用动物模型,但动物颅骨与人体颅骨在解剖结构上差异较大,其结果难以直接应用于人体颅骨成伤机制分析。

随着计算机技术的进步,有限元模型得以迅速发展并应用于各种人体损伤研究^[4-6]。颅脑有限元模型在颅脑损伤生物力学机制分析中行之有效,但现有模型存在颅脑材料参数检测不够完善、模型不够精细等缺陷^[7-8]。研究表明,不同部位的颅骨解剖结构、生物力学特性等均存在差异。颅骨受外力作用后,力在颅骨中的传导与应力、应变改变存在规律性。无论正面或侧面受撞击,均以颞骨最易发生骨折。额骨、颞骨、顶骨的力学性能、厚度及表观密度等微观结构参数均存在矢状对称性^[9-10]。额骨、顶骨、颞骨及枕骨等覆盖范围相对较大,且由于颅骨外观呈类球形,存在一定弧度,因而在构建人体颅骨有限元模型时是否可以将各部位看成单一、均质的结构,仍存在争议^[11-12]。

顶骨在颅盖骨中面积最大,其不同分区的材料力学参数及厚度是否存在差异,鲜有报道。Torimitsu 等^[3]研究发现,女性比男性具有更均匀的顶骨结构,且女性顶骨的侧面(侧顶)比男性侧顶更厚,但该研究没有探讨不同性别侧顶的材料力学差异,也未对靠近枕部的顶骨后部(后顶)进行检测,

后顶是否具有与侧顶、上顶不同的厚度及材料力学参数仍有待研究。颅骨厚度是影响材料力学参数的重要因素之一,是区分颅骨支架骨折阈值的重要组成部分,对颅骨骨折成伤机制分析意义重大。上顶、侧顶及后顶的厚薄并不均一,但目前少见对其厚度的比较研究。

本文针对人尸体顶骨不同分区(上顶、侧顶、后顶)骨片进行极限载荷、极限载荷作用下形变、弯曲强度及弹性模量等材料力学参数检测及厚度测量,以左侧顶骨为例,分析上顶、侧顶及后顶材料力学性能及厚度差异,以及材料力学参数与厚度的关系,为构建更精准的人体颅脑有限元模型提供参考依据。

1 样本与方法

1.1 颅骨来源及分组

颅骨样本来源于贵州医科大学法医司法鉴定中心 2018~2019 年尸体解剖案例截取颅骨骨片样本。样本提取前,本课题组成员将研究目的、样本提取范围及数量、样本处理方法、捐赠者权益保护及福利等内容向家属进行详细告知,获得家属知情同意并签署协议书。研究内容获得贵州医科大学伦理委员会批准。共收集颅骨样本 11 例(均为男性),捐赠者信息及上顶、侧顶、后顶骨片截取数量见表 1。样本提取后均置于 $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ 冰箱冷冻保存备检。

纳入标准:①死因明确;②完整的性别、年龄、身高等颅骨捐赠者信息;③未冷冻保存尸体 2 d 内解剖,冷冻保存尸体 7 d 内解剖。

表 1 颅骨样本捐赠者信息及骨片数量

Tab. 1 Donor information and number of bone fragments of skull sample

序号	年龄/岁	身高/cm	死因	颅骨骨片数量/片		
				左上顶	左侧顶	左后顶
1	36	173	主动脉夹层破裂出血	5	4	1
2	39	157	急性乙醇中毒	6	4	1
3	42	173	冠心病	5	4	1
4	43	173	醉酒后呕吐物误吸	4	4	2
5	43	165	心肌炎猝死	7	3	1
6	53	160	急性出血性坏死性肠炎	4	5	2
7	74	170	急性心包填塞	5	4	1
8	75	156	交通事故致左下肢骨折术后长期卧床继发肺部感染	5	4	1
9	76	153	冠心病	7	6	2
10	77	167	冠心病、高血压性心脏病	4	6	1
11	83	163	冠心病、高血压性心脏病	6	4	1
合计	—	—	—	58	48	14

排除标准:① 颅骨骨折;② 颅骨畸形;③ 颅骨肿瘤或其他疾病;④ 超出纳入标准保存时限尸体。

1.2 颅骨骨片样本制作

使用电动切割机按图 1 所示取材部位对颅骨进行切割,左上顶取自紧贴矢状缝的顶部上侧,左侧顶取自紧贴上颞线的顶骨下侧,左后顶取自紧贴人字缝的顶骨后侧^[3]。切割过程中使用流水持续冲洗切割部位,避免组织过热从而影响其生物力学性能。使用金相砂纸对颅骨骨片双侧切割面进行手工打磨至光滑,得到尺寸为(10±1) mm×(55±5) mm 颅骨骨片样本。所有骨片均在中部位置以垂直于切面方向使用游标卡尺对其宽度进行 3 次测量,求取平均值为骨片样本宽度,并利用(0~10) mm×30 mm 型测厚规测量同前部位的骨片厚度 3 次,取其平均值为骨片厚度。骨片样本制备完毕后置于-20℃冰箱中保存备检。

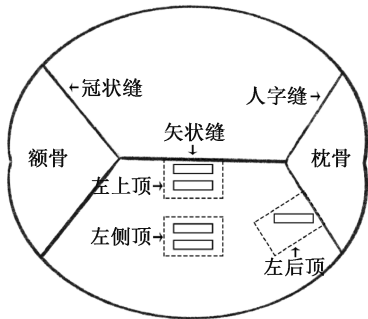


图 1 不同分区顶骨骨片样本取材

Fig. 1 Sample of parietal bone segments in different partitions

1.3 颅骨骨片三点弯曲试验

将骨片置于电子万能材料试验机(wick Z010,

ZwickRoell 公司,德国)三点弯曲底座上,保持支撑梁水平,两梁间距调整为 30 mm。调节压头至刚好接触到颅骨骨片中部表面。预调 3 次达到稳定状态后,采用单轴纵向压缩法进行三点弯曲试验(见图 2)。加载参数设置:预加载力 0.5 N,试验速度 5 mm/min,直至极限应力后面的应力下降至其 70% 时,实验结束。与试验机连接的计算机自动输出全过程力-位移数据。

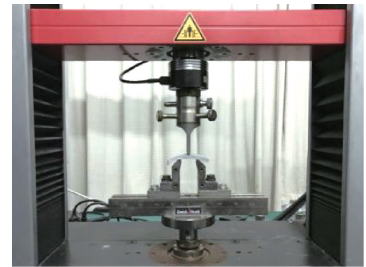


图 2 颅骨骨片三点弯曲试验实景

Fig. 2 Real view of three-point bending test of skull bone fragment

参考 Lee 等^[13]方法,所有骨片的弯曲应力和弯曲应变根据梁理论按以下公式进行计算:

$$\sigma = 3FL / (2WT^2)$$

$$\varepsilon = 6T\delta / L^2$$

式中: σ 和 ε 分别为弯曲应力和弯曲应变; F 为加载载荷; L 为支撑梁跨度; W 为颅骨宽度; T 为颅骨厚度; δ 为与加载载荷对应的试件弯曲挠度。

根据计算得到的数据描绘应力-应变曲线,并将弯曲模量定义为该曲线的最大斜率,弯曲强度则为最大应力。

1.4 统计学分析

使用 SPSS 22.0 对所有数据进行统计分析。对样本进行方差齐性检验,符合正态分布规律后对各组颅骨试样极限载荷、极限载荷作用下的形变、弯曲强度、弯曲模量与厚度组间比较采用单因素方差分析,进一步两两比较采用最小显著差异(least significant difference, LSD)法和 Tamhane's 法,生物力学参数与厚度的相关性采用 Pearson 相关性分析。 $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 顶骨各分区骨片厚度及骨折形态比较

结果表明,左上顶、左侧顶及左后顶厚度组间差异具有统计学意义($F = 21.298, P < 0.05$)。各分区骨片厚度依次为左上顶>左后顶>左侧顶(见图3)。

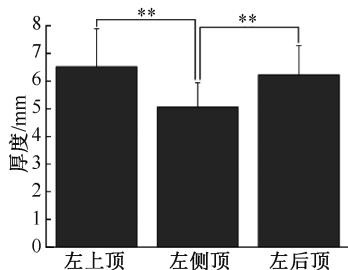


图3 顶骨各分区骨片厚度比较 (** $P < 0.01$)

Fig. 3 Comparison of thickness in each partition of parietal bone segments

顶骨各分区骨片在骨折形态方面均以中部见骨折线最为常见。骨片中部完全断裂只在左上顶

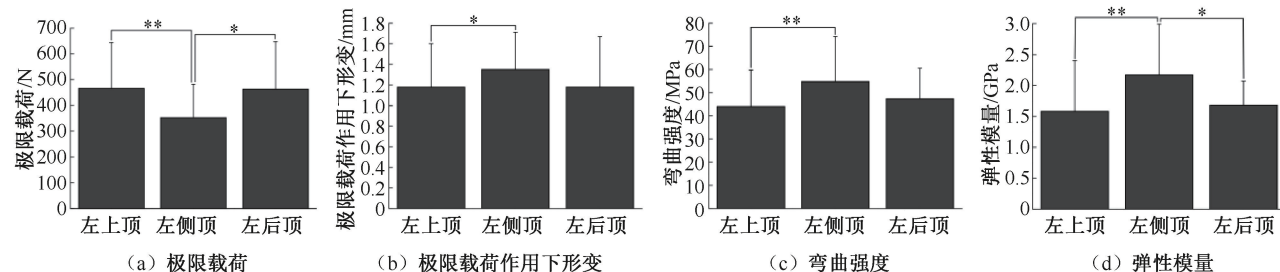


图4 顶骨各分区材料力学参数比较 (* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$)

Fig. 4 Comparison of material mechanical parameter in each partition of parietal bone segments (a) Ultimate load, (b) Deformation under ultimate load, (c) Bending strength, (d) Elastic modulus

2.3 顶骨各分区骨片材料力学参数与厚度的相关性分析

顶骨各分区骨片极限载荷($r = 0.683, P < 0.05$)

见到,未见明显骨折线以左后顶比例最高(见表2)。

表2 顶骨各分区骨片骨折形态比较

Tab. 2 Comparison of fracture morphology in each partition of parietal bone segments

骨折类型	左上顶	左侧顶	左后顶
中部完全断裂	7(12.07%)	0	0
中部见骨折线	44(75.86%)	37(77.08%)	8(57.14%)
中部两侧见骨折线	0(0.00%)	1(2.08%)	1(7.14%)
未见明显骨折线	7(12.07%)	10(20.83%)	5(35.71%)
合计	58	48	14

注:“中部完全骨折”定义为颅骨骨片在试验停止时直接断裂为两部分;“见骨折线”定义为肉眼可明显看到颅骨骨片内板和/或外板见骨骼连续性破坏,产生裂隙;“未见明显骨折线”定义为肉眼未见明显骨骼裂纹。

2.2 顶骨各分区骨片材料力学参数比较

结果表明,除极限载荷作用下的形变外,极限载荷($F = 7.082$)、弯曲强度($F = 5.206$)及弹性模量($F = 7.748$)在左上顶、左侧顶及左后顶组间差异均具有统计学意义($P < 0.05$)。极限载荷大小依次为:左上顶>左后顶>左侧顶;极限载荷作用下的形变表现为左侧顶明显高于左上顶及左后顶;弯曲强度与弹性模量均表现为:左侧顶>左后顶>左上顶。进一步两两比较结果显示,极限载荷作用下的形变仅在左上顶与左侧顶两组间比较差异具有统计学意义($P < 0.05$);极限载荷作用下的形变及弯曲强度均表现为仅在左上顶与左侧顶差异具有统计学意义($P < 0.05$);弹性模量在左上顶与左侧顶、左侧顶与左后顶组间差异具有统计学意义($P < 0.05$),见图4。

与厚度呈正相关,弯曲强度($r = -0.467, P < 0.05$)和弹性模量($r = -0.646, P < 0.05$)均与厚度呈负相关(见表3)。

表 3 顶骨各分区骨片材料力学参数与厚度相关性分析
Tab. 3 Correlation analysis between mechanical parameters and thickness of materials in each partition of parietal bone segments

参数	极限载荷	弯曲强度	弹性模量
<i>r</i>	0.683	-0.467	-0.646
<i>P</i>	0	0	0

3 讨论

不同部位颅骨厚度存在差异已有报道。Thulung 等^[14] 研究发现, 颅骨厚度依次为额骨 > 枕骨 > 顶骨 > 颞骨, 提示颅骨厚度存在部位差异。本文测量了成年人上顶、后顶、侧顶各分区颅骨骨片厚度, 结果表明, 上顶最厚, 后顶次之, 侧顶最薄, 与文献^[15-16] 的研究结果相似。本文认为, 随着成长时期年龄增大, 矢状缝不断融合, 左、右顶骨交界处不断交叉镶嵌, 导致靠近矢状缝的上顶厚度高于后顶及侧顶, 故顶骨不同分区骨片厚度存在差异。

本文比较顶骨不同分区骨片断裂类型, 结果显示, 中部见骨折线最为常见。已有研究表明, 致伤物接触部位产生应力最集中、最易骨折, 与本文结果一致。骨片中部完全断裂仅见于左上顶, 提示在遭受外界暴力作用时, 上顶相较于侧顶和后顶更易发生完全骨折。左后顶未见明显骨折线骨片占比高于左上顶及左侧顶, 表明后顶更不易发生骨折。颅骨骨折与否除受外力大小影响, 与自身骨折阈值密切相关。Torimitsu 等^[3] 研究发现, 颅骨弯曲强度上顶明显低于侧顶, 该结果与本研究一致, 说明上顶的弯曲性能低于侧顶, 提示在遭受外界机械性暴力作用时, 上顶比侧顶更易骨折。

本文测算结果表明, 顶骨各分区弹性模量与弯曲强度规律一致, 即侧顶弹性模量高于后顶、上顶最低。本文推测, 该现象与顶骨的整体发育有关, 上顶靠近矢状缝, 在婴幼儿阶段呈未闭合状态, 后随着年龄增长而逐渐融合, 其结构的内在稳定性可能低于靠近顶骨整体结构中心部位的侧顶。后顶与人字缝及枕骨相邻, 情形与上顶相似^[17-18]。

毛征宇等^[2] 构建颅骨有限元模型并开展头部跌落仿真实验, 结果发现, 部位对颅骨极限载荷存在影响。在相近载荷作用下, 枕骨变形比额骨、顶骨更明显。本文结果表明, 即使同一部位, 不同分

区的颅骨极限载荷也存在差异。本文发现, 极限载荷作用下形变侧顶明显高于上顶, 后顶与上顶组间差异不具有统计学意义, 提示面对同等外界机械性暴力作用时, 侧顶比上顶能够产生更大的形变, 其抗骨折变形能力更强, 而上顶与后顶抗变形能力差异不明显。这与 Bruner 等^[19] 的研究结果相似, 即随着大脑的不断发育增大, 顶骨外侧隆起和正中矢状隆起均增加, 但顶骨侧向曲率变化大于矢状曲率变化, 可能与大脑的发育顶叶区域的横向扩大大于矢状方向, 而大脑的发育往往影响颅骨形态的发育有关。

本文结果表明, 无论颅骨厚度, 还是极限载荷、极限载荷下的形变、弯曲强度及弹性模量, 左上顶与左后顶比较, 差异均不具有统计学意义。Wang 等^[20] 研究表明, 矢状缝与冠状缝在弯曲强度、弹性模量及极限应变方面均不存在生物力学性能差异。该结果虽是针对冠状缝和矢状缝生物力学参数进行检测, 但与本文结果存在一致性。本文发现, 上顶与矢状缝相邻, 后顶与人字缝相邻, 差异均不存在统计学意义, 可能与颅缝相邻的颅骨生物力学性能相似有关。

颅骨厚度与弹性模量等材料力学参数的相关性方面目前已有较多报道, 但结论存在争议^[13, 21-23]。Auperrin 等^[9] 研究表明, 随着颅骨厚度增加, 颅骨表面弹性模量呈增加趋势。Alrbata 等^[24] 研究认为, 皮质骨厚度的增加会导致皮质骨中峰值应力的降低。Gefen 等^[25] 检测不同年龄阶段大鼠颅骨生物力学性能, 结果表明, 老年大鼠颅骨比年轻大鼠厚, 但其弹性模量没有显著的增龄性变化规律。本文结果显示, 颅骨厚度与弯曲强度、弹性模量变化呈负相关, 该结果与本课题组先前研究大鼠颅骨厚度与极限载荷、压缩强度及压缩模量相关性的结论存在差异^[26-28], 推测是研究对象及实验方法不同导致。本文的研究对象及方法为人体颅骨骨片准静态三点弯曲试验, 而针对大鼠颅骨材料力参数检测所用方法为纵向单轴压缩试验。

综上所述, 本研究表明, 上顶、侧顶及后顶各分区骨片的厚度、极限载荷、弯曲强度及弹性模量均存在差异, 且上顶与侧顶差异均具有统计学意义, 但上顶与后顶的差异均不具有统计学意义, 提示在构建颅脑精确有限元模型时, 应将顶骨划分为上

顶、侧顶两个分区进行分别赋值更为合适,以期构建的颅脑有限元模型更精细、更符合实际。

本研究的局限性如下:① 颅骨骨片样本压缩平面及背面均为未经修饰的颅骨外板及内板平面,其为具有一定曲率的凸面与凹面,而非平面。在利用梁理论公式计算弯曲应力和应变时所得数值为近似值而非绝对值。② 收集的颅骨样本为36~83岁成年男性,年龄跨度较大。鉴于颅骨样本数量有限,本文并未对年龄可能产生的影响进行分析,期望后续能够收集到更多不同年龄阶段的颅骨样本,深入探讨年龄对顶骨不同分区的材料力学参数影响。

4 结论

人尸体顶骨上顶与侧顶的极限载荷、极限载荷作用下的形变、弯曲强度、弹性模量及厚度均存在差异且差异均具有统计学意义;极限载荷与厚度呈正相关,弯曲强度与弹性模量均与厚度呈负相关。

参考文献:

- [1] ZHANG G, YAU KK, CHEN G. Risk factors associated with traffic violations and accident severity in China [J]. *Accid Anal Prev*, 2013, 59: 18-25.
- [2] 毛泽宇, 李泽民, 牛文鑫, 等. 不同载荷作用下头部生物力学响应仿真分析 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 532-539.
- [2] MAO ZY, LI ZM, NIU WX, et al. The simulation analysis on biomechanical responses of human head under different loading conditions [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(6): 532-539.
- [3] TORIMITSU S, MAKINO Y, SAITOH H, et al. Differences in biomechanical properties and thickness among frontal and parietal bones in a Japanese sample [J]. *Forensic Sci Int*, 2015, 252: 190.e1-6.
- [4] 艾克白尔·吐逊, 阿吉木·克热木, 谢增如, 等. 两种内固定方式固定青壮年不稳定型股骨颈骨折生物力学特性的有限元分析 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2020, 22(9): 793-798.
- [5] AKRAMI M, CRAIG K, DIBAJ M, et al. A three-dimensional finite element analysis of the human hip [J]. *J Med Eng Technol*, 2018, 42(7): 546-552.
- [6] JIN B, HU YG, HAN L. Establishment of 3D finite element model of meniscus and its mechanical analysis [J]. *Zhongguo Gu Shang*, 2020, 33(8): 766-770.
- [7] CAI ZH, XIA Y, BAO Z, et al. Creating a human head finite element model using a multi-block approach for predicting skull response and brain pressure [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019, 22(2): 169-179.
- [8] ZHOU Z, LI XG, KLEIVEN S, et al. A Reanalysis of experimental brain strain data: Implication for finite element head model validation [J]. *Stapp Car Crash J*, 2018, 62: 293-318.
- [9] AUPERRIN A, DELILLE R, LESUEUR D, et al. Geometrical and material parameters to assess the macroscopic mechanical behaviour of fresh cranial bone samples [J]. *J Biomech*, 2014, 47(5): 1180-1185.
- [10] RAHMOUN J, AUPERRIN R, DELILLE H, et al. Characterization and micromechanical modeling of the human cranial bone elastic properties [J]. *Mech Res Commun*, 2014, 60: 7-14.
- [11] MAO H, ZHANG L, JIANG B, et al. Development of a finite element human head model partially validated with thirty five experimental cases [J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135(11): 111002.
- [12] HAEN P, DUBOIS G, GOUDOT P, et al. Comparative finite element analysis of skull mechanical properties following parietal bone graft harvesting in adults [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2018, 46(2): 329-337.
- [13] LEE JHC, ONDRUSCHKA B, FQLLAND-CHEUNG L, et al. An investigation on the correlation between the mechanical properties of human skull bone, its geometry, microarchitectural properties, and water content [J]. *J Healthc Eng*, 2019: 6515797.
- [14] THULUNG S, RANABHAT K, BISHOKARMA S, et al. Morphometric measurement of cranial vault thickness: A tertiary hospital based study [J]. *J Nepal Med Assoc*, 2019, 57(215): 29-32.
- [15] JUNG YS, KIM HJ, CHOI SW, et al. Regional thickness of parietal bone in Korean adults [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2003, 32(6): 638-641.
- [16] EISOVA S, RANGEL DE LAZARO G, PISOVA H, et al. Parietal bone thickness and vascular diameters in adult modern humans: A survey on cranial remains [J]. *Anat Rec*, 2016, 299(7): 888-896.
- [17] RUENGDIT S, TROY CD, MAHAKKANUKRAUH P. Cranial suture closure as an age indicator: A review [J]. *Forensic Sci Int*, 2020, 307: 110111.
- [18] NIKOLOVA S, TONEVA D, GEORGIEV I, et al. Sagittal suture maturation: Morphological reorganization, relation to aging, and reliability as an age-at-death indicator [J]. *Am J Phys Anthropol*, 2019, 169(1): 78-92.
- [19] BRUNER E, DE LA CUETARA JM, HOLLOWAY R. A bivariate approach to the variation of the parietal curvature in the genus homo [J]. *Anat Rec*, 2011, 294(9): 1548-1556.
- [20] WANG J, ZOU D, LI Z, et al. Mechanical properties of cranial bones and sutures in 1-2-year-old infants [J]. *Med*

- Sci Monit, 2014, 20: 1808-1813.
- [21] KAPUS O, GABA A, SVOBODA Z, *et al.* Relationship between body composition and bone mineral density of the lumbar spine and proximal femur: Influence of years since menopause [J]. Mod Rheumatol, 2014, 24(3): 505-510.
- [22] BAUMER TG, POWELL BJ, FENTON TW, *et al.* Age dependent mechanical properties of the infant porcine parietal bone and a correlation to the human [J]. J Biomech Eng, 2009, 131(11): 111006.
- [23] 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]. J Med Biomech, 2021, 36(4): 560-567.
- [24] ALRBATAA RH, YU W, KYUNG HM. Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: An evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2014, 146(2): 175-182.
- [25] GEFEN A, GEFEN N, ZHU Q, *et al.* Age-dependent changes in material properties of the brain and braincase of the rat [J]. J Neurotrauma, 2003, 20(11): 1163-1177.
- [26] 李曼, 李明杰, 黄江, 等. 大鼠颅骨材料力学和骨质参数的增龄性变化 [J]. 法医学杂志, 2021, 37(1): 1-6.
- [27] 李曼, 李明杰, 李俊豪, 等. 大鼠颅骨生物力学参数的影响因素 [J]. 贵州医科大学学报, 2021, 46(2): 137-142.
- [28] ZHAI X, NAUMAN EA, MORYL D, *et al.* The effects of loading-direction and strain-rate on the mechanical behaviors of human frontal skull bone [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2020, 103: 103597.
-
- (上接第 887 页)
- [29] ZHANG Y, PAUL EM, SATHYENDRA V, *et al.* Enhanced osteoclastic resorption and responsiveness to mechanical load in gap junction deficient bone [J]. PLoS One, 2011, 6(8): e23516.
- [30] LLOYD SA, LEWIS GS, ZHANG Y, *et al.* Connexin 43 deficiency attenuates loss of trabecular bone and prevents suppression of cortical bone formation during unloading [J]. J Bone Miner Res, 2012, 27(11): 2359-2372.
- [31] HUANG Z, ZHOU M, WANG Q, *et al.* Mechanical and hypoxia stress can cause chondrocytes apoptosis through over-activation of endoplasmic reticulum stress [J]. Arch Oral Biol, 2017, 84: 125-132.
- [32] CHANG SH, MORI D, KOBAYASHI H, *et al.* Excessive mechanical loading promotes osteoarthritis through the gremlin-1-NF-kappaB pathway [J]. Nat Commun, 2019, 10(1): 1442.
- [33] XU H, GUAN Y, WU J, *et al.* Polycystin 2 is involved in the nitric oxide production in responding to oscillating fluid shear in MLO-Y4 cells [J]. J Biomech, 2014, 47(2): 387-391.
- [34] XU H, LIU R, NING D, *et al.* Biological responses of osteocytic connexin 43 hemichannels to simulated microgravity [J]. J Orthop Res, 2017, 35(6): 1195-1202.