

基础研究

维氏显微压痕技术测量人体枢椎硬度

张晓娟^{1,2}, 郭家良^{1,2}, 胡祖圣³, 殷兵^{1,2}, 王建朝^{1,2}, 张英泽^{1,2}(1 河北医科大学第三医院骨科 050051 石家庄市; 2 国家卫生健康委骨科智能器材重点实验室 050051 石家庄市;
3 中国科学技术大学附属第一医院西区骨科 230031 合肥市)

【摘要】目的:探讨成人新鲜尸体枢椎的显微压痕硬度的分布特征及生理意义。**方法:**取 3 具新鲜尸体标本(62 岁男性, 45 岁女性, 58 岁男性)的枢椎, 通过 X 线和定量 CT 检查除外影响骨量的疾病, 将其分为齿状突椎体区和附件区 2 个测量部位, 每个区域使用高精慢速锯精确切取 1 片厚约 3mm 的标本, 3 块枢椎共计 6 片。齿状突椎体区选取上侧、下侧、前侧和后侧四个部位的皮质骨区域以及中部松质骨区; 附件区选取椎弓根、横突、椎板和侧块皮质骨区域以及中部侧块松质区。每块枢椎选取 10 个区域, 合计 30 个区域。标本固定于纯平玻片上, 应用维氏显微硬度测量仪测量标本表面硬度, 每个区域随机选取 5 个有效硬度值, 合计获得 150 个有效压痕硬度值。记录并分析枢椎的显微硬度分布规律。**结果:**枢椎整体硬度变化范围为 17.70~40.60HV, 其中皮质骨硬度范围 17.70~40.60HV, 平均硬度 30.10 ± 4.96 HV; 松质骨硬度范围 20.40~37.40HV, 平均硬度 29.06 ± 4.42 HV; 齿状突椎体区皮质骨平均硬度 30.25 ± 5.06 HV, 松质骨平均硬度 28.78 ± 4.17 HV; 附件区皮质骨平均硬度 29.95 ± 4.90 HV, 松质骨平均硬度 29.33 ± 4.79 HV; 同一部位的皮质骨硬度值均高于该部位的松质骨硬度值。附件区硬度值最高为椎弓根皮质 (32.92 ± 4.06 HV), 组间比较差异具有统计学意义 ($F=3.5832, P=0.014$)。齿状突椎体区硬度值最高为后侧皮质 (33.23 ± 4.80 HV), 组间比较差异具有统计学意义 ($F=3.363, P=0.025$)。**结论:**齿状突椎体区的后侧皮质硬度值与附件区椎弓根皮质硬度值均较高, 可能与枢椎后侧皮质区域和椎弓根区域较其他部位承受着更大的应力有关。

【关键词】枢椎; 骨硬度; 维氏显微压痕技术; 生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2021.02.08

中图分类号: R602 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2021)-02-0152-06

Study on the hardness of human axis by Vickers micro-hardness measurement in vitro/ZHANG Xiaojuan, GUO Jialiang, HU Zusheng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2021, 31(2): 152-157

【Abstract】 Objectives: To measure and analyze the distribution and clinical significance of micro-hardness in the human body. **Methods:** The axis of 3 fresh cadaver specimens (62-year-old male, 45-year-old female, and 58-year-old male) were collected. X-ray and quantitative CT examination were applied to rule out diseases affecting the quality of bone. The axis was divided into two measurement sites: the odontoid and vertebral body area and the attachment area, and 1 specimen of 3mm was collected in each area using high precision fine slowly saw, a total of 6 pieces of 3 epistrophei. In the odontoid and vertebral body area, the cortical bone regions of the upper, lower, anterior and posterior parts and the cancellous bone region in the middle were selected. In the attachment area, the pedicle, transverse process, lamina and lateral mass cortical bone areas and the middle lateral mass cancellous area were selected. 10 areas were selected for each axis, totaling 30. The specimens were fixed on the plain glass slides, and the surface hardness of the specimens was measured by Vickers microhardness tester. 5 effective hardness values were randomly selected from each area, and 150 effective indentation hardness values were obtained in total. Microhardness distribution was recorded and analyzed. The unit was HV(kgf/mm²). **Results:** The overall hardness was 17.70~40.60HV. The hardness of the cortical bone ranged from 17.70 to 40.60HV, with an average hardness of 30.10 ± 4.96 HV; and the hardness of

基金项目: 国家自然科学基金(81572125, 81501934)

第一作者简介: 女(1986-), 博士研究生, 研究方向: 骨骼基础代谢

电话: (0311)87023626 E-mail: zhangxiaojuan86@126.com

通讯作者: 张英泽 E-mail: yzhang@hebmu.edu.cn

the cancellous bone ranged from 20.40 to 37.40HV, with an average hardness of 29.06 ± 4.42 HV. The average hardness of the cortical bone in the odontoid and vertebral body area was 30.25 ± 5.06 HV, and that in the attachment area was 29.95 ± 4.90 HV. The average hardness of cancellous bone in the odontoid and vertebral body area was 28.78 ± 4.17 HV, and 29.33 ± 4.79 HV in the attachment area, and both differences were not statistically significant. The hardness of cortical bone was higher than that of cancellous bone in the same region. The bone micro-hardness values of the three donors' epistrophei in different measuring regions were different, but the variation pattern was consistent with the overall trend. The micro-hardness value of the pedicle cortex in the attachment area was the highest (32.92 ± 4.06 HV), and the difference between the groups was statistically significant ($F=3.5832$, $P=0.014$). The hardness of the posterior cortex of the odontoid and vertebral body area was the highest (33.23 ± 4.80 HV), and the difference between the groups was statistically significant ($F=3.363$, $P=0.025$). **Conclusions:** The hardness of the posterior cortex of the odontoid and vertebral body area and the hardness of the pedicle cortex of the attachment area were both high in values, which may be related to the greater stress on these parts.

[Key words] Axis; Bone hardness; Micro-indentation; Biomechanics

[Author's address] Department of Orthopedics, the Third Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang, 050051, China

枢椎形状较为特殊,其椎体上面向颅侧突出形成齿状突,是寰枢椎与头部绕齿状突旋转的轴;其椎弓根粗壮,参与构成了上关节面,并向下延伸为横突。研究表明,该部位特殊的解剖形态、生物力学特性与骨折的发生密切相关^[1-2]。枢椎损伤占脊柱损伤的 1.3%^[3];尤其是齿状突骨折,约占颈椎骨折的 10%~15%^[4]。目前临床上治疗该部位骨折常采取手术复位联合螺钉内固定技术^[5],手术难度高、危险性大。因此,全面地了解枢椎的解剖结构和生物力学特性显得尤为重要。而目前的研究多集中于枢椎的正常解剖形态、整体生物力学性质、手术术式等相关研究^[1-2],尚缺少微观层面枢椎骨组织生物力学特性,如枢椎微观层面骨硬度的研究。

显微压痕硬度测量技术是衡量材料的微观力学性能的重要参量之一,代表材料自身抵御塑性形变和弹性形变的能力。已有研究证实骨显微硬度能够反映骨组织的微观生物力学性能,不同解剖位置的骨硬度不同^[6]。为此,在“中国人体骨骼显微硬度系列研究”的基础上,笔者采用维氏显微压痕硬度测量技术对新鲜冰冻尸体标本的枢椎进行了测量,旨在阐明枢椎的骨显微硬度的分布特征;探讨硬度与齿状突骨折、数字骨科新技术之间的关系。

1 资料与方法

1.1 一般资料

本研究为“人体骨骼显微硬度系列研究”组成

部分^[7],纳入三具新鲜尸体标本的枢椎(捐赠者 A:男性,62 岁;捐赠者 B:女性,45 岁;捐赠者 C:男性,58 岁)。该研究经河北医科大学第三医院伦理委员会批准(科 2017-003-1),并在国际临床试验注册平台(international clinical trials registry platform,ICTRP)注册(注册号:ChiCTR-BPR-17010818)。调查尸体捐献者的既往病史,3 位捐献者均排除传染性疾病、恶性肿瘤、代谢性骨病以及既往椎骨骨折病史,对本行 X 线摄片和定量 CT 检查排除骨量异常。

1.2 标本制备与数据采集

取出 3 具尸体标本的枢椎,使用手术器械剔除附着软组织,根据枢椎解剖形态划分为齿状突椎体区、附件区。使用微型台锯和 11-1280-250 型高精慢速锯(Buehler Ltd.,美国)于齿状突椎体区的矢状位切取标本 1 片,右侧附件区域沿椎弓根长轴切取标本 1 片(图 1)。3 具尸体标本共计切取 6 片厚约 3mm 的骨骼试样。每个骨组织切片依次经碳化硅粒为 800~4000 目的砂纸打磨抛光,处理后粘贴固定在纯平玻片上并给予标记。所有切片标本均置于-20℃低温恒湿的冰箱中进行密封保存,以减少外界湿度、温度对骨硬度及其他物理性质影响^[8]。

1.3 划分测量区域

齿状突椎体区选取上、前、后、下四个部位的皮质骨区域以及中部松质骨区,共计 5 个测量区域;附件区选取椎弓根皮质、横突皮质、椎板皮质、侧块皮质以及中部侧块松质共 5 个测量区域(图

2)。选取每个测量区域里的感兴趣区进行测量。每个椎体共计 10 个测量区域,3 块椎体共计 30 个测量区域。

1.4 显微硬度测量

试验开始前,将所检测标本浸入林格氏液中 0.5h,确保其再水化,避免水化不足对实验产生干扰^[9];水化后使用吸水纸巾吸除样品表面多余水分,以便进行显微硬度测量。该步骤于河北燕山大学材料学院国家级重点实验室操作进行。使用配备维氏钻石压头的 KB5 型显微硬度计 (BVZ-Video, 德国)在室温下在骨骼试样标本表面进行压痕硬度测试。压痕硬度测试随机进行,每个区域测量多次,确保每个压痕远离骨面边缘,压痕之间的距离在 5 倍压痕对角线长度以上,避免彼此干扰^[10]。本实验采用材料学标准测试方法,使用硬度计配备的顶角为 136° 的正四棱锥形金刚石压头以 50g 的加载力,均速加载 50s 后维持载荷 12s,去除载荷后,得到一个正四棱锥形压痕^[11](图 3)。显微硬度值为载荷除以压痕的表面积,单位为 HV(kgf/mm²)。选取对角线之间差异不超过 10% 的压痕以确保数据的准确性,每个测量区域选取 5 个有效值,该区域 5 个有效压痕硬度值的平均值代表该部位的显微压痕硬度值。3 个椎体标本共获得 150 个有效压痕硬度值。

1.5 统计方法

所得数据用 SPSS 23.0 统计学软件 (IBM 公司,美国)处理,计数资料以均数 $\pm$ 标准差($\bar{x}\pm s$)表示,两组硬度值组间比较采用独立样本 t 检验,多组硬度值组间比较采用单因素方差分析检验,事后多重比较中方差齐的组间比较采用 Turkey 检验,方差不齐的采用 Dunnett T3 检验,显著性水平 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 椎体总体硬度

椎体显微硬度整体分布如下:椎体总体硬度范围为 17.70~40.60HV,其中皮质骨硬度范围 17.70~40.60HV,平均硬度 30.10 ± 4.96 HV;松质骨硬度范围 20.40~37.40HV,平均硬度 29.06 ± 4.42 HV。皮质骨硬度值比松质骨硬度值高 3.44%。

2.2 齿状突椎体区和附件区骨硬度分布

齿状突椎体区和附件区骨显微硬度分布如下:齿状突椎体区皮质骨平均硬度 $30.25\pm$

5.06HV,附件区皮质骨平均硬度 29.95 ± 4.90 HV,组间比较差异无统计学意义;齿状突椎体区松质骨平均硬度 28.78 ± 4.17 HV,附件区松质骨平均硬度 29.33 ± 4.79 HV,组间比较差异无统计学意义。硬度值显示皮质骨硬度值均高于同一部位的松质骨硬度值,附件区和齿状突椎体区的差异分别为 2.05%和 5.11%。

三位捐献者椎体不同测量区域的骨显微硬度值不同,变化规律与整体趋势一致(表 1),组间差异不明显。

2.3 附件区不同部位的皮质骨硬度分布

附件区选取了椎弓根、横突、椎板和侧块共 4 个测量区域的皮质骨进行测量,其硬度值分别为 32.92 ± 4.06 HV、 27.48 ± 5.72 HV、 28.97 ± 4.22 HV、 30.41 ± 4.12 HV,最高为椎弓根皮质,组间比较差异具有统计学意义($F=3.5832, P=0.014$)。

2.4 齿状突椎体区不同部位的皮质骨硬度分布

齿状突椎体区选取了上侧、下侧、前侧和后侧 4 个测量区域的皮质骨进行测量,其硬度值分别为 30.67 ± 4.89 HV、 29.11 ± 3.91 HV、 28.01 ± 5.39 HV、 33.23 ± 4.80 HV,硬度值最高为后侧皮质,组间比较差异具体统计学意义($F=3.363, P=0.025$)。

3 讨论

本研究应用维氏显微硬度测量技术对椎体的不同区域进行了多点测量,首次对椎体显微骨硬度的分布规律进行了系统研究。椎体骨组织根据组织结构的不同分为皮质骨和松质骨,二者的生理层级结构不同。本研究发现椎体的皮质骨硬度值高于松质骨硬度,该现象在脊柱其他部位得到了证实^[12],其中总体皮质骨骨硬度比总体松质骨骨硬度高 3.44%,而附件区和齿状突椎体区的差异分别为 2.05%和 5.11%。既往研究表明^[13],骨组织力学性能受力学载荷的大小、方向、解剖结构、运动、营养等多因素的影响,呈非均质性分布。骨硬度值可以反映该区域在既往一定时期内载荷情况,硬度值越大,提示该区域载荷负重越大;皮质骨的硬度值较高,有利于分散该区域力学载荷进而保护内部脆弱的骨小梁组织^[10]。本研究结果证实了这种观点:不同测量区域的显微硬度值不同,但是皮质骨的硬度高于松质骨;不同捐献者之间呈现了相似的变化规律。

骨组织力学性能的研究是材料生物力学的重

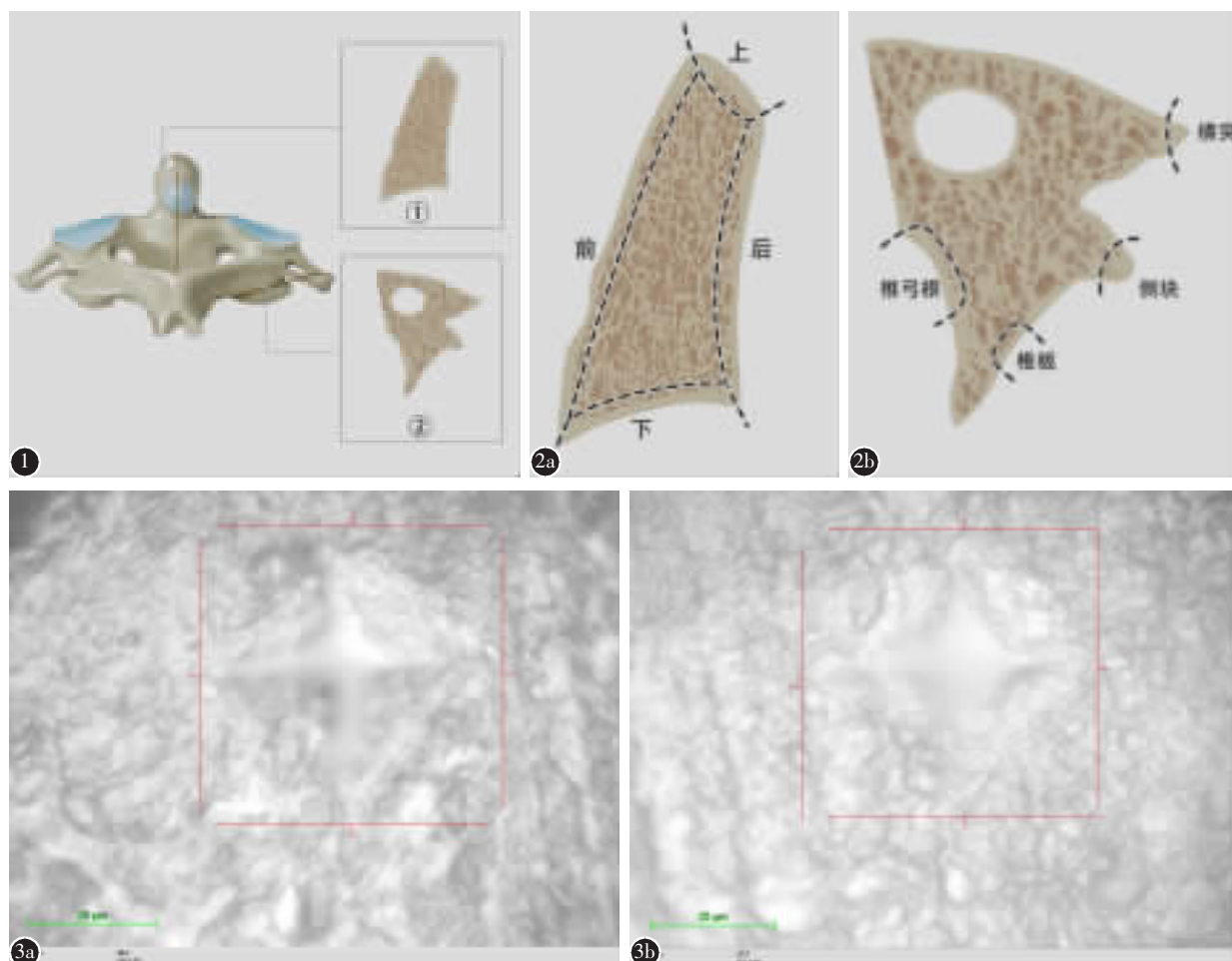


图 1 枢椎骨骼样本采集示意图,①号切片于齿状突椎体矢状位切取,即齿状突椎体区;②号切片沿椎弓根区域长轴切取,即附件区 **图 2** 枢椎不同测量区域划分示意图 **a** 齿状突椎体区选取上、前、后、下侧皮质骨区域以及中部松质骨区 **b** 附件区选取椎弓根皮质、横突皮质、椎板皮质、侧块皮质以及中部侧块松质区 **图 3** 硬度压痕图,红线所示区域为硬度压痕 **a** 松质骨区域硬度压痕 **b** 皮质骨区域硬度压痕

Figure 1 Schematic diagram of the sampling of axis. section ① at the sagittal position of the odontoid and vertebral body area; section ② along the long axis of the pedicle region **Figure 2** Diagram of different measurement regions **a** In the odontoid and vertebral body area, the cortical bone regions of the upper, lower, anterior and posterior parts and the cancellous bone region in the middle were selected **b** In the attachment area, the pedicle, transverse process, lamina and lateral mass cortical bone areas and the middle lateral mass cancellous area were selected **Figure 3** Schematic diagram of hardness indentation, the area shown in the red lines were hardness indentations **a** Cancellous bone **b** Cortical bone

要分支,以骨组织在载荷作用下的力学特性和生物效应为主要的研究对象。骨强度是该领域近年来的研究热点,骨组织的结构特性和材料特性同步影响骨强度的大小^[10,12],目前双能 X 射线测定的骨密度(bone mineral density,BMD)是评价骨骨强度的指标之一,通过 DXA 检查可以获知患者是否存在骨量低下或骨质疏松的可能,但这种定量分析无法综合性预示椎骨力学性能的改变情况,即使两个区域的骨密度值接近,其骨强度也可

能存在差异^[14]。研究证实骨硬度是研究骨组织材料微观力学性能的重要因素之一,代表骨组织抵御弹性、塑性形变的能力,是骨强度的重要衡量因素,显微硬度值的分布能够直观反映骨单元结构水平弹性模量和屈服应力等微观生物力学性能的差异^[6,15]。随着力学性能检测仪器的的发展,人们对骨骼系统的研究从宏观逐步深入到微观。枢椎显微骨硬度分布规律不仅对于解剖学、骨伤的治疗和康复学等领域有着重要的应用价值,而且对于

表 1 不同捐赠者齿状突椎体区和附件区显微硬度值
($\bar{x} \pm s$, HV)

Table 1 The micro-hardness values of different areas among three donors

捐献者 Donors	皮质骨(n=20) Cortical bone		松质骨(n=5) Cancellous bone	
	齿状突 椎体区 Odontoid and vertebral body area	附件区 Attachment area	齿状突 椎体区 Odontoid and vertebral body area	附件区 Attachment area
A	29.78±5.24	29.46±5.87	28.66±4.18	29.14±5.03
B	29.45±4.96	29.14±4.07	28.74±5.32	29.12±6.77
C	31.53±4.97	31.24±4.57	28.94±3.87	29.74±2.96

新兴数字骨科技术衍生的有限元模型分析、3D 打印材料的选择、人工骨的研发、数字化骨科手术等新技术新方法同样有着重要的指导意义。

本研究发现齿状突椎体区的后侧皮质硬度值(33.23±4.80HV)与附件区椎弓根皮质硬度值(32.92±4.06HV)均较同一区的其他部位皮质骨硬度值高,组间比较差异明显。枢椎解剖结构特殊,椎体与齿状突发生了融合,齿状突部位几乎不承担纵向应力,头寰结构受到的应力绝大部分经寰枢关节传递并在枢椎上关节突处分级为前后分力,前分力经椎弓根传至椎体再经脊柱前结构下传,而后分力经枢椎横突孔内后界和峡部传至枢椎下关节突后再沿脊柱后结构下传^[6]。日常生活中,枢椎承担多角度运动的应力,在不同的运动状态下,其后侧皮质区域和椎弓根区域较其他部位承受着更大的应力。研究表明,应力集中常发生于形状和材料的力学性质差异较大的区域^[7]。枢椎不同部位的应力分布的差异通过影响骨的重建从而会影响该部位的骨结构与材料性能,而骨硬度受到组织类型和结构特性的影响^[8];载荷大的区域,骨硬度值高;载荷小的区域,骨硬度值相对较低。相比其他部位,齿状突后侧和附件区椎弓根区域的显微硬度值均较高,代表该区域骨材料较硬,承受应力较高,与既往研究结论一致^[9]。

枢椎骨折的原因较多,其中以齿状突骨折较为常见:暴力作用下枢椎处于过度屈曲或伸展状态,易导致齿状突骨折;老年人从站立或低于身体高度跌落时,齿状突与椎体交界处作为头颈部的旋转中心,在头部做旋转运动时可在该处产生扭矩力,进而出现齿状突骨折^[20];硬度分布显示齿状突后侧硬度值为 33.23±4.80HV,是 10 个测量区域

里硬度值最高部位,该区域应力高,硬度值大,临界区域硬度值差异明显,这可能是齿状突部位好发骨折的一个原因。

目前临床上治疗枢椎部位骨折常采取螺钉固定^[21]。由于枢椎的解剖结构特殊,毗邻关系复杂,周围有重要的神经和血管,对进针点和进针角度的选择很难判断,在术中易导致脊髓、椎动脉及颈神经根的损伤。行该部位的螺钉内固定术,手术难度及危险性较大,所需精确度较高。因此,全面深入了解枢椎解剖学和生物力学,有利于在该区域安全有效地开展固定技术。本研究发现椎弓根和侧块皮质硬度值相对较高,齿状突椎体区的松质骨密度较附件区松质骨密度略高,因此在实施螺钉内固定术时,应避免过多破坏上述区域骨质以期使置入物起到较好的固定和支撑作用。

传统材料获得的 3D 打印人工枢椎模型能够实现个性化术前模拟^[1,22],但该模型与人体复杂生物力学环境下的椎骨在弹性模量、骨硬度等微观力学性能方面都有显著差异,导致术前模拟不能实现真正的“精准化、个体化”。本研究发现枢椎不同区域的骨显微硬度存在差异,代表其不同区域的微观力学性能存在不同,提示我们应该注意枢椎不同部位应力变化导致的骨硬度的差异,以设计研发生物力学性能更符合生理状态下椎体应力传导特性的 3D 打印材料。同时,该分布规律可为模拟人体生理状态下椎骨建模及有限元分析中各部位皮质骨和松质骨材料属性的赋值提供了新的思路。

4 参考文献

- 胡勇, 张蛟, 袁振山, 等. 枢椎前路椎弓根螺钉理想置钉通道的定量解剖学研究[J]. 中华创伤杂志, 2017, 33(8): 731-736.
- 谢东, 王严, 滕海军, 等. 枢椎乳突的测量及临床应用[J]. 中华创伤骨科杂志, 2018, 20(2): 129-135.
- 杨宗西, 孙家元, 刘磊, 等. 2003 年至 2012 年河北医科大学第三医院上颈椎损伤的流行病学研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2017, 19(9): 797-800.
- Eap C, Barresi L, Ohl X, et al. Odontoid fractures anterior screw fixation: a continuous series of 36 cases [J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2010, 96(7): 748-752.
- 黄威, 蔡贤华, 徐峰, 等. 偏向齿状突螺钉内固定术与齿状突螺钉内固定术治疗 II 型齿状突骨折 [J]. 中华创伤骨科杂志, 2015, 17(6): 544-545.
- Currey JD, Brear K. Hardness, Young's modulus and yield stress in mammalian mineralized tissues[J]. J Mater Sci Mater

- Med, 1990, 1(1): 14-20.
7. 殷兵, 胡祖圣, 李升, 等. 人体骨骼显微硬度研究[J]. 河北医科大学学报, 2016, 37(12): 1472-1474.
8. Wang B, Chen R, Chen F, et al. Effects of moisture content and loading profile on changing properties of bone micro-biomechanical characteristics[J]. Med Sci Monit, 2018, 24: 2252-2258.
9. Dall'Ara E, Ohman C, Baleani M, et al. The effect of tissue condition and applied load on Vickers hardness of human trabecular bone[J]. J Biomech, 2007, 40(14): 3267-3270.
10. 王建朝, 殷兵, 李升, 等. 胫骨近端松质骨显微硬度的分布特征[J]. 中华骨科杂志, 2019, 39(19): 1208-1214.
11. Prasad SLA, Mayuram MM, Krishnamurthy R. Response of plasma-sprayed alumin-titania composites to static indentation process[J]. Materials Letters, 1999, 41(5): 234-240.
12. 张晓娟, 殷兵, 王建朝, 等. 人体下腰椎显微骨硬度分布特征研究[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2019, 29(4): 343-347.
13. Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, et al. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review[J]. J Biomech Eng, 2014, 137(1): 0108021-01080215.
14. Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site[J]. J Biomech, 2003, 36(7): 897-904.
15. Donnelly E, Methods for assessing bone quality: a review[J]. Clin Orthop Relat Res, 2011, 469(8): 2128-2138.
16. 侯黎升, 贾连顺, 谭军, 等. 颈椎各结构的解剖学部位研究[J]. 中国临床解剖学杂志, 2005, 23(1): 44-48.
17. Eckstein F, Faber S, Mühlbauer R, et al. Functional adaptation of human joints to mechanical stimuli[J]. Osteoarthritis Cartilage, 2002, 10(1): 44-50.
18. Mammone JF, Hudson SM. Micromechanics of bone strength and fracture[J]. J Biomech, 1993, 26(4-5): 439-446.
19. Teo EC, Paul JP, Evans JH, et al. Biomechanical study of C2 (Axis) fracture: effect of restraint[J]. Ann Acad Med Singap, 2001, 30(6): 582.
20. Ivancic PC. Odontoid fracture biomechanics[J]. Spine, 2014, 39(24): E1403-E1410.
21. 高延征, 高坤, 余正红, 等. “in-out-in”多皮质颈椎椎弓根螺钉在寰枢椎脱位或不稳后路手术中的应用[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2017, 27(1): 55-60.
22. 樊勇, 杨超, 杨红军, 等. 3D 打印和术中导航技术在寰枢椎脱位术中的应用[J]. 中华创伤骨科杂志, 2016, 18(1): 29-34.
- (收稿日期:2020-04-03 修回日期:2021-01-13)
(英文编审 庄乾宇/谭 啸)
(本文编辑 姜雅浩)

消息

欢迎订阅 2021 年《中国脊柱脊髓杂志》

《中国脊柱脊髓杂志》是由国家卫生健康委员会主管,中国康复医学会与中日友好医院主办,目前国内唯一以脊柱脊髓为内容的国家级医学核心期刊。及时反映国内外脊柱脊髓领域的科研动态、发展方向、技术水平,为临床医疗、康复及基础研究工作提供学术交流场所。读者对象为从事脊柱外科、骨科、神经科、康复科、肿瘤科、泌尿科、放射科、基础研究及生物医学工程等及相关学科的专业人员。

本刊为中国科技信息中心“中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊)”,中科院中国科学计量评价研究中心“中国科学引文数据库(CSCD)来源期刊”,“中国精品科技期刊”,入选北京大学“中文核心期刊要目总览”,已分别入编 Chinainfo(中国信息)网络资源系统(万方数据)及以中国学术期刊光盘版为基础的中国期刊网(中国知网),影响因子名列前茅。

2021 年本刊仍为月刊,大 16 开,正文 96 页,每月 25 日出版。全册铜版纸彩色印刷。每册定价 30 元,全年 360 元。全国各地邮局均可订阅,邮发代号 82-457;网上订阅:中国邮政网上营业厅,网址: <http://bk.11185.cn/index.do>,扫右侧二维码即可上网订阅。国外读者订阅请与中国国际图书贸易集团有限公司中文报刊科联系(100044,北京市车公庄西路 35 号),代号:BM6688。

本刊经理部可随时为国内读者代办邮购(免邮寄费)。

地址:北京市朝阳区樱花园东街中日友好医院内,邮编:100029。

电话:(010)64284923;E-mail 地址:cspine@263.net.cn。

