

• 基础研究 •

股骨应力-电性和微结构的关系[△]

高俊¹, 赵彦涛^{2*}, 彭宝莹¹, 李齐宏³

(1. 北京信息科技大学机电工程学院, 北京 100192; 2. 中国人民解放军总医院第四医学中心骨科医学部, 北京 100048;
3. 解放军总医院第五医学中心口腔科, 北京 100071)

摘要: [目的] 探讨骨的力-电特性与骨组织微结构之间的联系。[方法] 取6根兔右侧股骨作为试样, 先对试样使用显微断层扫描 (micro computed tomography, Micro-CT) 获得6个感兴趣体积 (volume of interest, VOI) 的密质骨微结构参数, 之后对其施加集中力载荷, 并在骨干表面粘贴电极测量电位曲线。采用已知的拓展指数规律拟合电位曲线, 得到各个曲线的拟合参数, 比较6个VOI间的电位, 分析每个电位曲线拟合参数与骨微结构参数间的关系。[结果] 试样VOI1~VOI6的骨体积 (bone volume, BV) [mm³, (21.40±3.35) vs (22.81±1.77) vs (23.71±4.94) vs (15.87±3.65) vs (22.60±5.61) vs (21.65±3.89), $P=0.031$]、皮质骨平均厚度 (cortical thickness, Ct.Th) [mm, (0.81±0.09) vs (0.82±0.05) vs (0.91±0.19) vs (0.63±0.20) vs (0.94±0.20) vs (0.87±0.25), $P=0.047$]、相对骨表面积 (bone surface/ bone volume, BS/BV) [(3.60±0.43) vs (3.51±0.13) vs (3.49±0.58) vs (5.47±2.42) vs (3.64±0.78) vs (3.52±0.52), $P=0.025$] 差异均有统计学意义。受竖向载荷时, VOI1~VOI6的电位 [mV, (2.53±1.05) vs (2.14±1.51) vs (1.99±0.87) vs (-2.75±1.52) vs (0.56±2.32) vs (-0.57±1.31), $P<0.001$] 与正应力 [MPa, (3.72±0.47) vs (4.28±0.28) vs (3.18±0.49) vs (-5.96±0.54) vs (-6.76±0.48) vs (-6.20±0.35), $P<0.001$] 差异均有统计学意义。根据正应力正负的不同, 将VOI1~VOI3与VOI4~VOI6分为两组进行拟合参数与微结构参数的皮尔森相关分析, 发现Ka与BV、Ct.Th呈显著正相关 ($r=0.75, r=0.59, P<0.05$), Ka与BS/BV呈显著负相关 ($r=-0.71, P<0.05$)。τ_c与骨矿物密度 (bone mineral density, BMD) 呈显著正相关 ($r=0.52, P<0.05$)。[结论] 通过测量骨受载时的表面电位可以预测其不同部位的微结构。

关键词: 股骨, 微结构, 力电特性, 压电电位, 应力松弛

中图分类号: R687 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-8478 (2026) 03-0259-06

Relationship between femoral stress-electrical properties and microstructure // GAO Jun¹, ZHAO Yan-tao^{2*}, PENG Bao-ying¹, Li Qi-hong³. 1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100192, China; 2. Department of Orthopedics, Fourth Medical Center, PLA General Hospital, Beijing 100048, China; 3. Department of Stomatology, Fifth Medical Center, PLA General Hospital, Beijing 100071, China

Abstract: [Objective] To explore the relationship between the mechanical-electrical properties and the microstructure of the femoral bone tissue. [Methods] Six right femurs of rabbits were selected as samples. The micro-structural parameters of the bones in six volume of interest (VOI) were obtained by micro computed tomography (Micro-CT) on the samples. Then, a concentrated force load was applied to the samples, and electrodes were attached to the surface of the diaphysis to measure the potential curves. The potential curves were fitted using the known expansion index law, and the fitting parameters of each curve were obtained. The potentials among the six VOIs were compared, and the relationship between the fitting parameters of each potential curve and the microstructural parameters was analyzed. [Results] The differences in bone volume (BV) among VOI1 to VOI6 [mm³, (21.40±3.35) vs (22.81±1.77) vs (23.71±4.94) vs (15.87±3.65) vs (22.60±5.61) vs (21.65±3.89), $P=0.031$], the average thickness of cortical bone (Ct.Th) [mm, (0.81±0.09) vs (0.82±0.05) vs (0.91±0.19) vs (0.63±0.20) vs (0.94±0.20) vs (0.87±0.25), $P=0.047$], and the relative bone surface/bone volume (BS/BV) [(3.60±0.43) vs (3.51±0.13) vs (3.49±0.58) vs (5.47±2.42) vs (3.64±0.78) vs (3.52±0.52), $P=0.025$] were statistically significant. When subjected to vertical load, the potentials among VOI1 to VOI6 [mV, (2.53±1.05) vs (2.14±1.51) vs (1.99±0.87) vs (-2.75±1.52) vs (0.56±2.32) vs (-0.57±1.31), $P<0.001$] and the normal stress [MPa, (3.72±0.47) vs (4.28±0.28) vs (3.18±0.49) vs (-5.96±0.54) vs (-6.76±0.48) vs (-6.20±0.35), $P<0.001$] were statistically significant. According to the different signs of normal stress, VOI1 to VOI3 and VOI4 to VOI6 were divided into two groups for Pearson correlation

DOI:10.20184/j.cnki.Issn1005-8478.110887

[△]基金项目: 国家自然科学基金项目 (编号: 82151312; 82272493); 北京市自然科学基金项目 (编号: L212066)

作者简介: 高俊, 硕士研究生, 研究方向: 骨组织力电特性, (电子信箱) gaojunbistu@126.com

* 通信作者: 赵彦涛, (电子信箱) userzyt@qq.com

analysis of fitting parameters and microstructural parameters. It was found that Ka was significantly positively correlated with BV and Ct.Th ($r=0.75$, $r=0.59$, $P<0.05$), and Ka was significantly negatively correlated with BS/BV ($r=-0.71$, $P<0.05$), additionally the τ_c was significantly positively correlated with bone mineral density (BMD) ($r=0.52$, $P<0.05$). [Conclusion] Measuring the surface potential of bone under load can predict the microstructure of different parts of the bone.

Key words: femur, microstructure, mechanical-electrical properties, piezoelectric potential, stress relaxation

骨缺损是一种对患者生命质量造成严重影响的常见骨科疾病,但其常规的治疗方法,自体骨与异体骨移植存在来源受限等问题^[1],因此骨组织工程支架作为自体骨与异体骨的替代品受到广泛的研究。骨组织工程支架应当满足力学性能与生物相容性^[2],此外还需要能诱导与骨类似的电微环境^[3]。但目前仍不清楚电微环境促进骨修复的具体机制,这为设计骨组织工程支架造成了困难^[4, 5]。为此,许多学者从骨的力-电效应入手,研究骨电微环境的形成与作用规律。

骨力-电效应自从被发现以来,就在治疗骨科疾病领域受到关注^[6, 7],其包括来源于骨胶原纤维不对称结构的压电效应^[8],与骨受力后微管组织液流动产生的流动电势^[9]。对骨压电效应的研究主要关注动静载荷下力与电位关系^[10-13]。对流动电位的研究主要有力与流动电位的关系^[14],以及液体环境参数对流动电位的影响^[15]。由于压电效应与流动电位共同作用于骨电微环境^[16],两者耦合关系也受到关注^[17]。但由于骨的复杂形状与结构对其物理特性存在影响,目前关于骨骼微结构与骨力-电效应间关系的研究还比较少^[18, 19]。

本研究以完整的兔股骨为对象,对其进行循环的单轴压缩实验并测量其表面6个部位的电压,用指数定律拟合了所测量的电压,使用Micro-CT对皮质骨进行微结构分析,结合有限元方法模拟出各部位应力大小,探究骨的应力-电性与微结构参数之间的联系。

1 材料和方法

1.1 主要材料与仪器

台式Micro-CT机(SKYSCAN1276型, BRUKER公司, 德国); 电子万能试验机(CMT6104型, 山东万辰试验机有限公司, 中国); 数据采集卡(EF721-DAQ, 北京原力辰超导技术有限公司, 中国); 新西兰大白兔6只(年龄2个月左右)由解放军总医院第四医学中心动物中心提供。

1.2 测试样品

对6只兔子实施安乐死后, 收集右侧股骨并剔除表面软组织, 使用福尔马林固定股骨样品。除了

进行Micro-CT扫描与电位检测实验时, 股骨样品均在 -20°C 下冷冻存储。本研究方案得到了解放军总医院实验动物伦理委员会的批准。

1.3 测试方法

1.3.1 Micro-CT

对6根试样进行Micro-CT扫描。扫描设置像素尺寸为 $10\text{ }\mu\text{m}$, 电源电压为 100 kV , 电流为 $200\text{ }\mu\text{A}$, 曝光时间 450 ms 。扫描后使用配套的重建软件NRecon(V1.7.1.6)进行三维重建。重建时设置衰减系数(attenuation coefficient, AC)从0.036到0.085以从CT结果中提取皮质骨, 对每个重建出的试样设置6个感兴趣体积(volume of interest, VOI), 如图1a所示, 其中VOI1在股骨凸侧距髁状突末端 30 mm 处, VOI2与VOI3及VOI1之间的距离均为 5 mm , VOI4~VOI6分布在股骨凹侧与VOI1~VOI3相对位置上, 每个VOI的长宽均为 5 mm , 而厚度由该部位皮质骨厚度决定。使用分析软件CTAn(V1.23.0.2)定量计算每个VOI的BMD、BV、骨表面积(bone surface, BS)、BS/BV、Ct.Th^[20]。

1.3.2 力-电位检测

力-电位检测系统如图1b所示。每根试样在测量前解冻, 然后擦干表面, 根据Micro-CT中所选择的VOI位置, 在试样上对应部位涂上导电银胶并粘贴电极。电极通过DB62端子与采集卡相连, 屏蔽层内侧作为电位参考点, 采集卡的输入阻抗为 $20\text{ M}\Omega$, 采样频率设置为 20 Hz 。采集卡通过无线路由器将采集到的电压信号传输到计算机。将试样夹夹在起电磁屏蔽作用的金属箱内然后放置在试验台上, 股骨头端朝上, 通过计算机控制试验系统, 对试样施加最大 30 N 的竖直向下的载荷 F , 以保证实验中股骨所受的载荷与兔子在正常生理活动下受到的载荷基本一致。同时, 压头材料选用PMMA, 以排除金属压头与试样接触带来的电信号干扰。

每根试样进行3组实验, 每组实验循环加载5次, 组与组间隔 5 min 。加载速率设为 10 mm/min , 每次加载在载荷达到最大后, 保持当前位置进入载荷保持阶段, 时间固定为 5 s , 之后卸载回到初始位置 5 s 后再重新加载。记录每次加载过程的电压曲线,

通过曲线获得 15 次加载阶段参考点电压的峰值，计算 15 个峰值的平均值作为该部位的力-电电位峰值。

1.4 统计学方法

所有数据使用 SPSS 21.0 软件进行统计分析。计量数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示，组内不同 VOI 比较采用单因素方差，两两比较采用 LSD 法；此外，通过皮尔森相关性分析来分析每个试样上每个区域的电位与各微结构参数间的相互关系。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 Micro-CT 扫描与分析结果

各 VOI 的微结构参数见表 1，其中 VOI1~VOI6 的 BV、Ct.Th、BS/BV 3 个参数差异均有统计学意义 ($P<0.05$)。其中 VOI4 的 BV、Ct.Th 显著低于其他区域 ($P<0.05$)，提示该区域力学性能相对薄弱，而 VOI3 的 BMD 与 BV 显著高于其他区域 ($P<0.05$)，表明其具有最优力学特性。VOI1~VOI6 的 BMD、BS 两个参数差异均无统计学意义 ($P>0.05$)。

2.2 力-电位检测

图 1c 给出了电压与载荷的对应关系，加载阶段各

VOI 达到的电位峰值见表 1，电位峰值间差异有统计学意义 ($P<0.05$)。通过 ANSYS 软件仿真试样受载时的各 VOI 应力 (图 1d, 1f)，仿真得到各 VOI 的正应力峰值见表 1，正应力峰值间差异有统计学意义 ($P<0.05$)。

2.3 拟合电压变化曲线

通常用扩展的指数规律来描述加载阶段和载荷保持阶段的力-电电位。加载段的电压随力与时间变化规律可以用式 (1) 来表达 [21]。

$$V(t) = KF_0 \frac{t}{t_0} e^{-(t/\tau_d)^{\beta_1}} \tag{1}$$

式中 t 为时间， $V(t)$ 为所测的压电电位， K 为压电电位和所受载荷间的比例系数， F_0 为所受的最大载荷， t_0 为达到最大载荷的时间， τ_d 为加载阶段的时间常数， β_1 为加载阶段的拓展指数。而载荷保持阶段的规律，用式 (2) 来表达

$$V(t) = V_0 e^{-(t/\tau_c)^{\beta_2}} \tag{2}$$

其中 V_0 为在加载阶段所达到的最大电压， τ_c 为载荷保持阶段的时间常数， β_2 为载荷保持阶段的拓展指数。各 VOI 拟合结果见表 1，其中， K 值差异具有统计学意义 ($P<0.05$)。

表 1. 6 条兔股骨 6 个部位的测量结果 ($\bar{x} \pm s$) 与比较 Table 1. Comparison of measurement results of 6 parts of 6 rabbit femurs ($\bar{x} \pm s$)							
指标	VOI1	VOI2	VOI3	VOI4	VOI5	VOI6	P 值
MicroCT							
BMD (g/cm ³)	1.27±0.04	1.29±0.03	1.32±0.02	1.26±0.10	1.31±0.03	1.31±0.01	0.113
BV (mm ³)	21.40±3.35	22.81±1.77	23.71±4.94	15.87±3.65	22.60±5.61	21.65±3.89	0.031
BS (mm ³)	75.91±5.33	80.06±5.88	80.87±12.12	79.45±12.56	79.02±9.02	74.62±4.26	0.792
Ct.Th (mm)	0.81±0.09	0.82±0.05	0.91±0.19	0.63±0.20	0.94±0.20	0.87±0.25	0.047
BS/BV	3.60±0.43	3.51±0.13	3.49±0.58	5.47±2.42	3.64±0.78	3.52±0.52	0.025
正应力 (MPa)	3.72±0.47	4.28±0.28	3.18±0.49	-5.96±0.54	-6.76±0.48	-6.20±0.35	<0.001
电位峰值 (mV)	2.53±1.05	2.14±1.51	1.99±0.87	-2.75±1.52	0.56±2.32	-0.57±1.31	<0.001
拟合参数							
K	0.52±0.17	0.59±0.11	0.39±0.26	-0.64±0.31	0.07±0.49	-0.11±0.24	<0.001
τ_d	2.07±0.86	2.08±1.24	2.03±0.93	2.63±1.04	3.09±1.48	2.60±0.87	0.486
β_1	1.79±1.09	1.41±0.86	1.14±1.34	1.04±0.55	2.43±1.98	1.38±0.53	0.357
τ_c	2.02±0.29	2.34±0.32	2.30±0.52	1.92±0.56	2.50±0.54	2.04±0.43	0.242
β_2	0.96±0.18	0.93±0.16	0.90±0.19	1.04±0.21	0.94±0.23	1.01±0.20	0.821

2.4 拟合参数与微结构参数的两两相关性分析

同时，在分析微结构参数与力-电特性拟合参数间关系时，为了排除试样各部位间受力差异导致的电压差，分别将各部位的 K 除以仿真得到的对应部位的正应力，得到修正后的拟合系数 K_a ，由于试样凸侧 (VOI1~VOI3) 与凹侧 (VOI4~VOI6) 分别受拉应

力与压应力，因此分别对凸侧与凹侧进行计算，结果如表 2 与表 3 所示，表中 r 为皮尔森相关系数。从表中可以看出 K_a 与 BV、Ct.Th 呈显著正相关 ($P<0.05$)， K_a 与 BS/BV 呈显著负相关 ($P<0.05$)。 τ_c 与 BMD 呈显著正相关 ($P<0.05$)。

表 2. 股骨凸侧 VOI1~VOI3 微结构参数与电压拟合参数之间的两两相关性
Table 2. Correlation coefficient between microstructure and voltage fitting parameters of the convex side

微观参数	拟合参数									
	K_a		τ_d		β_l		τ_c		β_2	
	r 值	P 值	r 值	P 值	r 值	P 值	r 值	P 值	r 值	P 值
BMD/(g/cm ³)	0.300	0.226	0.419	0.083	-0.057	0.821	0.517	0.028	-0.560	0.016
BV/mm ³	0.752	<0.001	0.335	0.174	-0.323	0.192	0.606	0.008	-0.460	0.055
BS/mm ²	0.428	0.076	0.343	0.164	-0.028	0.912	0.446	0.063	-0.205	0.414
Ct.Th/mm	0.586	0.011	0.317	0.200	-0.445	0.064	0.498	0.035	-0.618	0.006
BS/BV	-0.742	<0.001	-0.177	0.483	0.508	0.031	-0.476	0.046	0.470	0.049

表 3. 股骨凹侧 VOI4~VOI6 微结构与电压拟合参数之间的两两相关性
Table 3. Correlation coefficient between microstructure and voltage fitting parameters of the concave side

微观参数	拟合参数									
	K_a		τ_d		β_l		τ_c		β_2	
	r 值	P 值	r 值	P 值	r 值	P 值	r 值	P 值	r 值	P 值
BMD/(g/cm ³)	0.402	0.099	-0.141	0.091	0.194	0.441	0.675	0.002	-0.066	0.794
BV/mm ³	0.830	<0.001	0.011	0.965	0.014	0.957	0.149	0.555	-0.329	0.183
BS/mm ²	-0.076	0.766	0.338	0.169	-0.031	0.903	-0.480	0.044	0.093	0.714
Ct.Th/mm	0.799	<0.001	-0.068	0.788	-0.002	0.995	0.237	0.344	-0.384	0.116
BS/BV	-0.712	<0.001	0.081	0.749	-0.005	0.984	-0.409	0.092	0.302	0.222

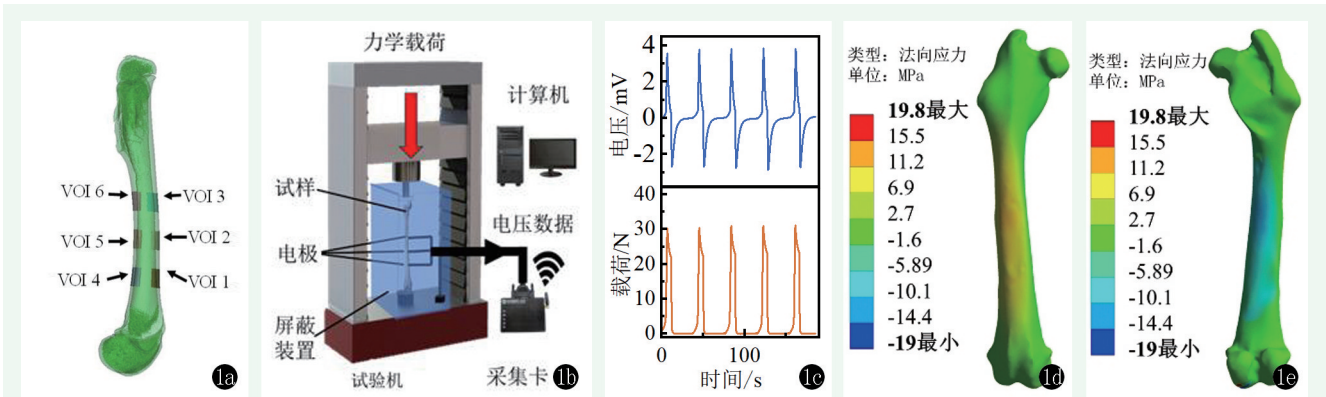


图 1. 兔骨测试。1a: VOI1~VOI6 设置位置; 1b: 力-电位检测系统; 1c: 载荷电压变化规律; 1d: 试样凸侧正应力; 1e: 试样凹侧正应力。
Figure 1. Rabbit femur test. 1a: Position of volume of interested on the sample; 1b: Test device of mechano-electric potential; 1c: Load and voltage variation law; 1d: Sample convex side normal stress; 1f: Sample concave side normal stress.

3 讨 论

骨骼在结构上拥有各向异性与非均质的特征，在股骨上不同部位的皮质骨拥有不同的几何结构，包括曲面形状、厚度以及多种尺度的孔隙结构。这些几何结构使得股骨上不同部位的应力大小、力电特性各不相同。本研究探究了股骨不同部位相对同一参考点的最大电位以及力-电特性与该部位的微观结构之间的相关关系。结果表明，当股骨受载时，其表面各部位

的电位不同，且电位大小与骨微结构相关。即骨的力-电效应会在骨表面形成与骨微结构相关的电场分布，特定的电场分布有可能对生物体内离子移动造成一定的影响，从而在一定程度上解释骨受力时电信号对骨细胞的影响。
不同部位的电位差异可以从两个方面进行考虑，其一是股骨外形导致的在受到载荷时，不同部位的应力与应力梯度不同，相关研究认为，应力梯度对压电电压幅值产生影响^[22]，考虑到有限元方法对模拟股骨受力的有效性^[23]，本研究通过有限元方法对受载

状态进行模拟,发现股骨在受竖直方向载荷时,骨干部位由于与受载部位不在同一直线上,因此不仅受轴向力还受弯矩和剪力,且股骨凸侧主要受张力,凹侧主要受压力,而骨受动态载荷时由于流动电位的影响,压应力较大区域一般体现为负电荷占优势^[24],这解释了骨凹侧的最大电位普遍小于凸侧;另一方面,胶原纤维被认为是骨压电性的主要来源,骨组织结构在微观上的差异导致了在同一根骨上不同部位的胶原纤维数量、长轴方向等特性存在区别,这些区别无疑对不同部位的压电特性造成影响。从式(1)可以看出,压电电位的峰值主要可以用比例系数 K_a 来衡量,结合表2与表3可以得到,BV与 $Ct.Th$ 与该部位的电位幅值呈正相关,这与Oladapo等^[25]通过仿真得出的结论相同;而BS/BV在一定程度上反映了该体积范围内密质骨内部的孔隙数量。孔隙越多,BS/BV越大,对应的结果是 K_a 的减小,这一现象有可能是由胶原纤维含量与有序排列减少导致的。 τ_d 与 τ_c 则表征了电荷泄放的速率,其数值越大,电荷泄放越慢,压电电压的衰减也就越小。从载荷保持阶段的BMD与 τ_d 和 τ_c 的相关关系可以推测皮质骨内BMD的增加将延缓电荷的泄放,而加载阶段同时存在电荷累积与泄放过程,存在较多干扰因素,拟合的微结构参数对该阶段时间常数的预测能力不强。

本研究的局限性:样本量较小,可能会因为存在个体差异致使测量结果受到影响,其次,本研究仅使用了Micro-CT来检查股骨的微观结构,不能全面地表征骨骼的结构成分与胶原纤维取向与排布,可能因此而忽视了一些因素对骨力-电特性的影响。同时,本研究中未考虑完整股骨上存在关节软骨等组织,它们的变形对骨干部分的受力有所影响。

综上所述,探究其力-电特性差异的原因后发现,除了各部位受力不同的影响以外,力-电特性曲线与骨微结构有一定的相关性,电压的幅值及电荷泄放时间随 $Ct.th$ 、BV及BMD的增大而增大,随BS/BV的增大而减小。本研究结果可以为进一步监测活体内骨电信号,通过力-电特性曲线评估骨骼结构,研究骨电信号在骨缺损修复中的作用提供参考。

利益冲突声明 所有作者声明无利益冲突

作者贡献声明 高俊:课题实施和论文写作、采集分析和统计数据;赵彦涛:课题设计、获取研究经费及行政支持;彭宝营:分析和解释数据、论文审阅;李齐宏:课题设计、论文审阅和技术支持

参考文献

[1] Wei HP, Cui JJ, Lin KL, et al. Recent advances in smart stimuli-

responsive biomaterials for bone therapeutics and regeneration [J]. Bone Res, 2022, 10 (1): 1-19. DOI: 10.1038/s41413-021-00180-y.

[2] 王寒,邢辉.3D打印生物工程骨支架的相关研究进展[J].中国矫形外科杂志,2024,32(11):1001-1006. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2024.11.08.

Wang H, Xing H. Research progress in 3D printed bioengineered bone scaffolds [J]. Orthopedic Journal of China, 2024, 32 (11): 1001-1006. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2024.11.08.

[3] Jin ZY, Lu BH, Yan X. Constructing an electrical microenvironment based on electroactive polymers in the field of bone tissue engineering [J]. Int J Polymeric Mater Polymeric Biomater, 2022, 72 (12): 937-967. DOI: 10.1080/00914037.2022.2067537.

[4] Hu ZC, Lu JQ, Zhang TW, et al. Piezoresistive MXene/Silk fibroin nanocomposite hydrogel for accelerating bone regeneration by re-establishing electrical microenvironment [J]. Bioact Mater, 2023, 22: 1-17. DOI: 10.1016/j.bioactmat.2022.08.025.

[5] 刘豪卿,吴程伟,翁文剑,等.电话性骨修复材料研究进展[J].硅酸盐学报,2023,51(10):2544-2552. DOI: 10.14062/j.issn.0454-5648.20230205.

Liu HQ, Wu CW, Weng WJ, et al. Recent development on electroactive biomaterials for bone tissue engineering application [J]. Journal of the Chinese Ceramic Society, 2023, 51 (10): 2544-2552. DOI: 10.14062/j.issn.0454-5648.20230205.

[6] 曹恒,刘明廷,石辉.体外冲击波在治疗早期成人股骨头坏死中的现状[J].中国矫形外科杂志,2017,25(23):2165-2168. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2017.23.12.

Cao H, Liu MT, Shi H. Application of extracorporeal shock wave therapy in treatment of early adult femoral head necrosis [J]. Orthopedic Journal of China, 2017, 25 (23): 2165-2168. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2017.23.12.

[7] Luo SY, Zhang CS, Xiong W, et al. Advances in electroactive biomaterials: Through the lens of electrical stimulation promoting bone regeneration strategy [J]. J Orthop Transl, 2024, 47: 191-206. DOI: 10.1016/j.jot.2024.06.009.

[8] Jinha K, Hanna C. Piezoelectric heterogeneity in collagen type I fibrils quantitatively characterized by piezoresponse force microscopy [J]. ACS Biomater Scie Eng, 2020, 6 (12): 6680-6689. DOI: 10.1021/acsbmaterials.0c01314.

[9] Men, YT, Ren YC, Zhao ZH, et al. Numerical analysis of streaming potential induced by loads in micro-pores of articular cartilage [J]. Comp Meth Biomech Biomed Engin, 2022, 26 (14): 1761-1771. DOI: 10.1080/10255842.2022.2141570.

[10] Minary-Jolandan M, Yu MF. Uncovering nanoscale electromechanical heterogeneity in the subfibrillar structure of collagen fibrils responsible for the piezoelectricity of bone [J]. ACS Nano, 2009, 3 (7): 1859-1863. DOI: 10.1021/nm900472n.

[11] Hou ZD, Fu DH, Qin QH. An exponential law for stretching-relaxation properties of bone piezovoltages [J]. Int J Solids Struct, 2011, 48 (3): 603-610. DOI: 10.1016/j.ijsolstr.2010.10.024.

[12] Hao D, Yan W, Yu JH, et al. Experimental investigation of the

- three-layer porcine articular cartilage's mechano-electrical properties [J]. *Acta Mech Sinica*, 2023, 39 (3) : 22247. DOI: 10.1007/s10409-022-22247-x.
- [13] 刘柱, 武晓刚, 陈维毅. 整体密质骨力-电效应的实验研究 [J]. *科学技术与工程*, 2009, 9 (15) : 4292-4230. DOI: 10.3969/j.issn.1671-1815.2009.15.006.
- Liu Z, Wu XG, Chen WY. Experimental progress of whole compact bone's stress-generated potentials [J]. *Sci Technol Engin*, 2009, 9 (15) : 4292-4230. DOI: 10.3969/j.issn.1671-1815.2009.15.006.
- [14] 刘述伦, 王璠. 数值模拟松质骨中流动电势分布 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30 (2) : 137-142. DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.02.137.
- Liu SL, Wang F. Numerical simulation of streaming potential distribution in cancellous bone [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2015, 30 (2) : 137-142. DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.02.137.
- [15] Martí A, Martí F, Malfeito J, et al. Zeta potential of membranes as a function of pH: optimization of isoelectric point evaluation [J]. *J Membrane Sci*, 2003, 213 (1) : 225-230. DOI: 10.1016/S0376-7388(02)00530-6.
- [16] Mohammadkhah M, Marinkovic D, Zehn M, et al. A review on computer modeling of bone piezoelectricity and its application to bone adaptation and regeneration [J]. *Bone*, 2019, 127: 544-555. DOI: 10.1016/j.bone.2019.07.024.
- [17] Liu JZ, Hou ZD, Chan Q, et al. Experimental study on the coupling between the piezoelectric and streaming potential in wet bone [J]. *J Biomech*, 2023, 147: 111454. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2023.111454.
- [18] Tsuneda H, Matsukawa S, Takayanagi S, et al. Effects of micro-structure and water on the electrical potentials in bone induced by ultrasound irradiation [J]. *Appl Phys Lett*, 2015, 106 (7) : 073704. DOI: 10.1063/1.4909546.
- [19] Balmer TW, Veszter S, Broekmann P, et al. Characterization of the electrical conductivity of bone and its correlation to osseous structure [J]. *Sci Rep*, 2018, 8: 8601. DOI: 10.1038/s41598-018-26836-0.
- [20] 徐亦驰, 尹合勇, 孙振, 等. Micro-CT 评价镁合金材料置入物周围成骨 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2016, 24 (22) : 2077-2082. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2016.22.15.
- Xu YC, Yin HY, Sun Z, et al. Micro-computed tomography for evaluation of bone formation around magnesium alloys versus PLGA implants in rabbits [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2016, 24 (22) : 2077-2082. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2016.22.15.
- [21] Xu LY, Hou ZD, Fu DH, et al. Stretched exponential relaxation of piezovoltages in wet bovine bone [J]. *J Mecha Behav Biomed Mater*, 2015, 41: 115-123. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.10.009.
- [22] 侯振德, 钱民全. 骨动态压电响应的测试研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2002, 21 (6) : 501-505. DOI: 10.3969/j.issn.0258-8021.2002.06.003.
- Hou ZD, Qian MQ. The measurement of dynamic piezoelectricity response of bone [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2002, 21 (6) : 501-505. DOI: 10.3969/j.issn.0258-8021.2002.06.003.
- [23] 李苏皖, 付国建, 谢洋, 等. 骨质疏松患者全髋关节置换术后股骨应力变化的有限元分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2017, 25 (3) : 260-263. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2017.03.15.
- Li SW, Fu GJ, Xie Y, et al. Changes in femoral stress after total hip arthroplasty in patients with osteoporosis: A finite element analysis [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2017, 25 (3) : 260-263. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2017.03.15.
- [24] 武晓刚, 陈维毅. 骨组织电学特性及其临床应用 [J]. *中国组织工程研究*, 2009, 13 (7) : 1342-1345. DOI: CNKI:SUN:XDKF.0.2009-07-047.
- Wu XG, Chen WY. Electrical properties of bone tissue and its clinical application [J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2009, 13 (7) : 1342-1345. DOI: CNKI: SUN: XDKF.0.2009-07-047.
- [25] Oladapo BI, Ismail SO, Kayode JF, et al. Piezoelectric effects on bone modeling for enhanced sustainability [J]. *Mater Chem Phys*, 2023, 305: 127960. DOI: 10.1016/j.matchemphys.2023.127960.

(收稿:2024-12-11 修回:2025-08-11)

(同行评议专家: 李丹, 陈锋)

(本文编辑: 宁桦)