

文章编号:1004-7220(2025)05-1114-08

·骨与关节·

# 关节软骨分层结构逆力-电特性实验研究

赵乐<sup>1</sup>, 杨政彪<sup>1</sup>, 张萌<sup>1</sup>, 陈静<sup>1</sup>, 李鹏翠<sup>2</sup>, 王艳芹<sup>1</sup>, 薛艳茹<sup>1\*</sup>, 武晓刚<sup>1\*</sup>, 卫小春<sup>1\*</sup>, 陈维毅<sup>1</sup>

(1. 太原理工大学 人工智能学院, 太原 030024; 2. 骨与软组织损伤修复山西省重点实验室, 太原 030001)

**摘要:**目的 分析关节软骨分层结构逆力-电效应及其影响因素。方法 将软骨样品根据其生理厚度分为3层(上层、中层、下层分别约为0.4、1.0、0.6 mm),通过无接触外加电场的测试方法分析各影响因素对关节软骨逆向力-电效应的影响。结果 在电场间距减小、含水率升高、离体时间减少的情况下,正常分层软骨在无接触电场中所产生的位移分别增大约18、10、15  $\mu\text{m}$ ;在模拟关节炎的缺损情况下,随缺损深度增加和缺损半径增大,整个关节软骨的偏转挠度减小约7  $\mu\text{m}$ 。结论 3层软骨的逆力-电效应不同,在含水率90%、电场间距7 mm、离体12 h后表现为偏转挠度中层最大。

**关键词:** 关节软骨; 逆力-电效应; 外加电场; 关节缺损; 偏转挠度

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.05.004

## Experimental Study on Reverse Mechano-Electric Characteristics of Layered Structure of Articular Cartilage

ZHAO Le<sup>1</sup>, YANG Zhengbiao<sup>1</sup>, ZHANG Meng<sup>1</sup>, CHEN Jing<sup>1</sup>, LI Pengcui<sup>2</sup>, WANG Yanqin<sup>1</sup>, XUE Yanru<sup>1\*</sup>, WU Xiaogang<sup>1\*</sup>, WEI Xiaochun<sup>2\*</sup>, CHEN Weiyi<sup>1</sup>

(1. College of Artificial Intelligence, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China; 2. Shanxi Provincial Key Laboratory for Repair of Bone and Soft Tissue Injury, Taiyuan 030001, China)

**Abstract:** **Objective** To analyze the reverse mechano-electric effect of the layered structure of articular cartilage and its influencing factors. **Methods** The cartilage samples were classified according to their physiological thickness (approximately 0.4 mm for the upper layer, 1 mm for the middle layer, and 0.6 mm for the lower layer). Through a non-contact external electric field testing method, how different influencing factors affected the reverse mechano-electric effect of articular cartilage was analyzed. **Results** When the electric field spacing decreased, water content increased, and *in vitro* time decreased, the displacement of normal layered cartilage in a non-contact electric field increased by 18, 10, 15  $\mu\text{m}$ , respectively. In the case of simulated arthritis defects, as the defect depth and radius increased, the overall deviation deflection of articular cartilage gradually decreased by about 7  $\mu\text{m}$ . **Conclusions** The three-layer cartilage differed in their reverse mechano-electricity effects, showing the greatest deflection in the middle layer at 90% water content, under 7 mm electric field spacing, and after 12 hours *ex vivo*.

**Key words:** articular cartilage; reverse mechano-electric characteristics; external electric field; joint defects; deflection

收稿日期:2025-02-05; 修回日期:2025-03-24

基金项目:国家自然科学基金项目(12272250,12372310,82172503),国家自然科学基金区域创新发展联合基金集成项目(U23A6009,U21A20353), 博士后基金项目(2020M680913),山西省留学归国基金项目(2022081,2022199),山西省基础研究计划(202203021212254)

通信作者:薛艳茹,讲师,E-mail:xueyanru@tyut.edu.cn;武晓刚,教授,E-mail:wuxiaogangtyut@163.com;卫小春,教授,E-mail:weixiaochun11@126.com

\*为共同通信作者

骨关节炎已经成为全球老年人中最常见的疾病之一, 患病人数逐年上升, 发病率逐年增加<sup>[1]</sup>。作为关节的重要组成部分, 关节软骨损伤会引发以软骨退变、软骨下骨硬化、骨赘形成及关节内炎症为特点的骨性关节炎。关节软骨因其特殊的生理结构, 在老化、病变和损伤后, 相较于人体其他组织自愈能力低下<sup>[2]</sup>。作为一种缺乏血管、淋巴管和神经的特殊结缔组织, 关节软骨为关节提供了耐磨性、承载力和缓震作用等基本的生物力学功能<sup>[3]</sup>。在结构上, 关节软骨由表层区、中层区和深层区 3 个高度结构化的区域以及钙化软骨区构成, 而在不同区域具有不同方向上的基质分布和软骨细胞群<sup>[4-5]</sup>。

通过机械应力转换成电能使材料变形称为压电效应, 或正压电效应<sup>[6]</sup>。这一过程与材料自身结构内部偶极子的重新定向(即极化现象)有关, 晶体材料在机械应力下发生瞬时变形, 晶胞内的原子位置发生偏移, 这种现象会导致晶体对称中心的丢失, 并通过有序的偶极子分布引起电荷的积累<sup>[7]</sup>。当材料受到外部机械刺激(如拉伸、压缩、弯曲)时, 内部会形成高的净偶极矩, 进而产生电信号。反之, 逆压电效应是指施加电场引起材料机械变形的现象<sup>[8]</sup>。由于生物体内几乎所有生物组织都具有压电性质, 包括骨、软骨、肌腱、皮肤和毛发<sup>[9]</sup>, 其压电性质来源于生物组织内部胶原蛋白的存在<sup>[10]</sup>, 因此分层软骨的力-电特性也有待更进一步的研究。近年来, 组织工程学中植入压电材料和电场刺激来治疗骨关节炎已经成为新的有效方法。力-电效应和电场刺激骨细胞再生在骨重建领域的广泛应用, 为软骨再生修复提供了新的思路和方法<sup>[11]</sup>。这种性质对生物组织功能有重要影响, 直接参与组织再生机制, 并负责调节细胞行为(生物电)。虽然内源性或外源性电场刺激人体组织(例如骨和软骨)影响细胞功能的机制尚不完全清楚, 但是其中一些过程已经被确定, 电信号直接参与组织再生机制, 并负责调节细胞行为, 参与人体正常生理活动。例如, 最显著的影响包括: 细胞膜静息电位的改变、细胞膜上电压门控通道的激活( $\text{Ca}^{2+}$ 、 $\text{K}^{+}$ 、 $\text{Na}^{+}$ 通道等)、信号通路的激活(丝裂原活化蛋白激酶信号通路等)、蛋白的重排列及重组(促肌动蛋白重排、促动蛋白激酶的运动)、细胞骨架的分裂重组、对生物

能释放过程的影响(腺苷三磷酸 ATP 生产的增加、腺苷二磷酸 ADP 的回收运动等)<sup>[12-13]</sup>。

本文对分层关节软骨逆压电效应及其相关影响因素开展研究。采用外加无接触电场对分层软骨产生的位移进行分析, 探究了不同影响因素对分层关节软骨逆力-电效应的作用机制; 通过拟合相关实验数据, 进一步分析偏转挠度与变量的线性关系。

## 1 材料方法

### 1.1 软骨试件制备

将新鲜猪后腿关节的软骨组织分离取样: 在干净的工作台上去除软骨周围的肌肉、韧带组织, 解剖关节囊, 暴露关节软骨部分, 观察软骨表面, 用手术刀和手持镊子在软骨标本光滑、无裂纹的位置切割。将试样切割成  $15\text{ mm} \times 5\text{ mm}$  矩形块, 厚度为  $(2 \pm 0.5)\text{ mm}$ [见图 1(a)]。根据软骨自身结构分别从上至下取各软骨整体的 20%、50%、30%, 分别作为软骨上层、中层、下层[见图 1(b)]。取样后, 用打磨机研磨软骨, 控制试样的厚度, 实验样品厚度分别为  $(0.4 \pm 0.02)$ 、 $(1 \pm 0.05)$ 、 $(0.6 \pm 0.05)\text{ mm}$ 。缺损软骨采用整体软骨用麻花钻进行打孔处理, 模拟软骨损伤, 以半径为 0.5、1、1.5、2 mm 对分层软骨进行穿刺损伤处理, 分别以从上至下 20%、45%、70%、85%、100% 缺损深度对软骨进行损伤处理[见图 1(c)]。此外, 为了消除试件差异的影响, 对获得的样本进行分组, 每组包括上层、中层和下层各 3 个样本( $n=9$ )。每组标本均取自关节软骨同一部位, 尽量消除不同位置取样带来的影响。将制备好的软骨标本浸泡在 0.9% NaCl(或纯水、PBS)中, 并在  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  下冷冻储存, 试验前将试件在室温下解冻。

### 1.2 实验装置

实验装置包括直交流耐压测试仪、高倍工业电子显微镜、计算机显示器、软骨固定装置和铜极电场板[见图 1(d)]。将关节软骨标本置于由两个电极板产生的外电场中, 通过胶水将软骨试件垂直固定在底座上, 使其与两电极板平行。将极板连接到高压稳态直流电源。利用电子显微镜和数字图像处理技术, 观察和计算软骨标本自由端位移。将制备好的未经极化处理的软骨标本固定在固定装置上之后, 采用外置高压耐久测试装置, 通过铜极电

场板施加不同的直流、交流电场[见图 1(e)]。采用电子显微镜捕捉软骨标本非固定端的位移,并将这些变化实时传输到计算机显示器上。首先在显

示器中选择适当的观测点并对其进行预校准,接着在实验中可以通过确定软骨的位移计算出挠度和屈曲。

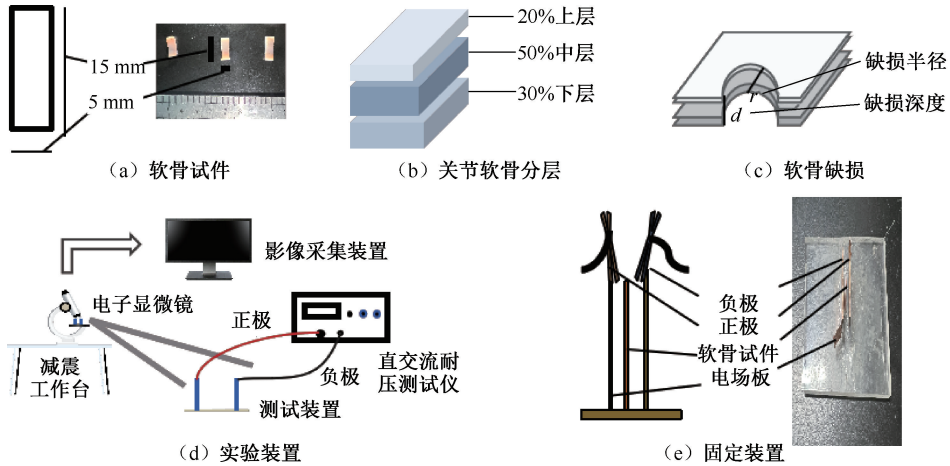


图1 软骨试件模型及实验装置

Fig. 1 Cartilage specimen model and experimental setup (a) Cartilage specimen, (b) Cartilage layered structure, (c) Cartilage defect, (d) Experimental device, (e) Fixation device

### 1.3 试验方法

在实验前重复记录每个样品的直径和厚度,取5次测量结果的平均值作为最终尺寸参数。在温度22℃、湿度40%的条件下,将样本经3种液体环境(0.9% NaCl、PBS、纯水)的溶液分别浸泡12、18、24、30 h后测定其含水率,并选取含水率为90%、80%和70%的样本进行实验。正式测试时,将分层软骨试件连接固定在装置内,场间距为7 mm,分别在交流、直流电压下,施加500、600、700、800、900、1 000 V电压强度,测量上层、中层、下层在装置中的位移距离,记录偏转挠度,测量3次取平均值。

通过调整含水率、离体时间、场间距、液体环境等影响因素,观察正常关节软骨分层结构在电场作用下的位移变化,探究其逆力-电效应;同时,在不同缺损半径及缺损深度条件下,对整体软骨在无接触电场中的位移进行测量。

### 1.4 数据检验

为评估实验数据的统计意义,使用Prism 8.0.2进行统计分析。所有测量值以(平均值±标准差)表示。统计方法采用单因素方差分析和双因素方差分析,并通过Tukey多重比较检验比较组间的显著差异。以 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义的判定标准。

## 2 实验结果

### 2.1 正常关节软骨分层结构逆力-电特性

将正常分层关节软骨连接固定在装置内,场间距为7 mm,分别在交流、直流电压下,施加500、600、700、800、900、1 000 V电压强度,测量位移。各层关节软骨在电场中的位移随电压的增大呈明显的线性递增趋势。其中,中层软骨在电场中偏转的位移相较于其他两组最大,达到了 $34.912 \mu\text{m}$ 。此外,直流电场中软骨的位移普遍大于交流电场中的位移[见图2(a)]。

### 2.2 环境变量对关节软骨分层逆力-电特性的影响

**2.2.1 含水率的影响** 将含水率为90%、80%、70%的分层软骨,连接固定在装置内,场间距为7 mm,在交流、直流电压下,施加800 V电压强度,测量上层、中层、下层软骨在装置中的位移距离。随着含水量的降低,分层软骨在电场中产生的位移偏转减小,中层软骨减小的速率最快;在含水量为70%时,上层关节软骨的挠度最大,下层次之,而中层关节软骨的挠度最小,与90%含水量情况完全相反[见图2(b)]。

**2.2.2 场间距的影响** 将分层软骨连接固定在装置内,场间距分别为7、9、11 mm,分别在交流、直流

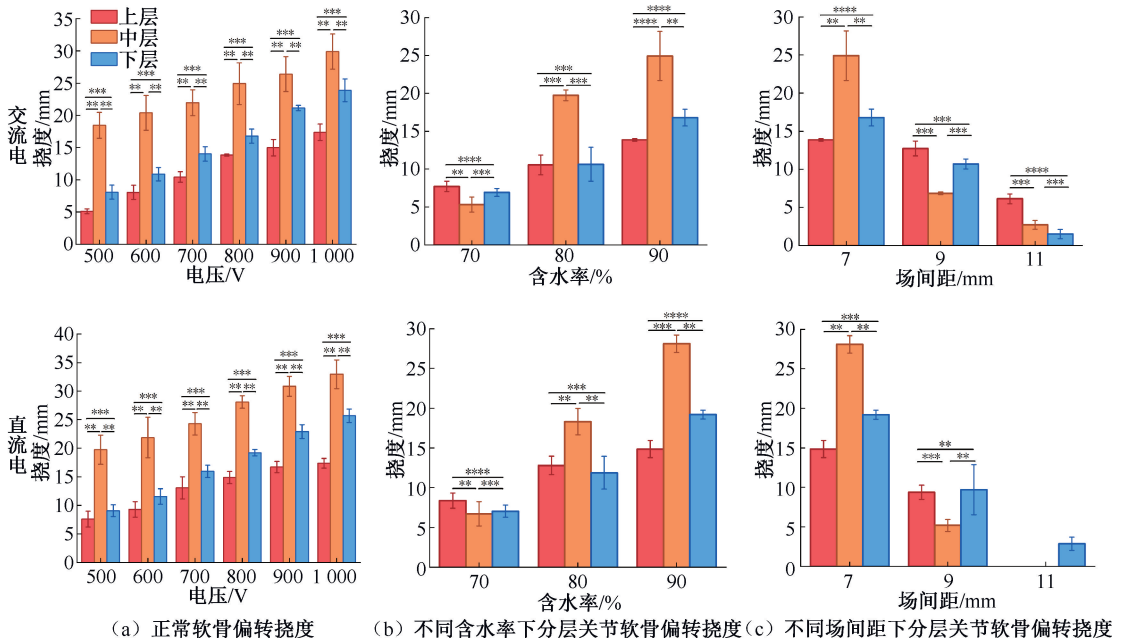


图 2 不同电场下关节软骨偏转挠度

**Fig. 2** Deflection magnitude of cartilage under different voltages (a) Deflection magnitude of normal cartilage under different voltages, (b) Deflection magnitude of layered articular cartilage under different water contents, (c) Deflection magnitude of layered articular cartilage under different interspace distances

注: \*  $P < 0.1$ , \*\*  $P < 0.01$ , \*\*\*  $P < 0.001$ , \*\*\*\*  $P < 0.0001$ 。

电压下,施加 800 V 电压强度,测量位移。随着场间距的增大,分层软骨在电场中产生的位移偏转减小,中层软骨减小的速率最快;在交流电场间距为 9 mm 的情况下,下层关节软骨偏转位移减小  $9.73 \mu\text{m}$ ,甚至高于中层关节软骨的挠度 [见图 2(c)]。

**2.2.3 液体环境的影响** 将经过 0.9% NaCl、纯水和 PBS 的溶液浸泡 18 h 后含水率为 90% 的分层软骨连接固定在装置内,施加 800 V 电压强度,测量上层、中层、下层软骨在装置中的位移距离。在 3 种不同的液体环境浸泡后,0.9% NaCl 组与 PBS 组相差不大,纯水组相较于其他两组有略微减小 [见图 3(a)]。

**2.2.4 离体时间的影响** 将浸泡 12、18、24、30 h 后含水率为 90% 的分层软骨连接固定在装置内,施加 500、600、700、800、900、1 000 V 电压强度,测量上层、中层、下层软骨在装置中的位移距离。随着离体时间的延长,分层软骨在电场中产生的位移偏转减小,中层软骨减小的速率最快 [见图 3(b)]。

## 2.3 缺损对关节软骨整体及分层逆力电特性的影响

**2.3.1 缺损深度的影响** 将整体厚度约为 2 mm 的关节软骨,由上到下分别进行 20%、45%、70%、85%、100% 缺损深度的造模,缺损半径为 2 mm,模拟不同缺损深度关节软骨对其逆力-电效应的影响。后将其连接固定在装置内,场间距为 7 mm,在交流电压下,施加 800 V 电压强度,测量各个试件在装置中的位移距离。结果显示,整体缺损型关节软骨随着缺损深度的增加,在电场中的位移逐渐减小 [见图 4(a)]。

**2.3.2 缺损半径的影响** 首先将关节软骨进行分层,再分别对 3 层软骨进行 0.5、1、1.5、2 mm 缺损半径的造模,模拟不同分层结构缺损程度对其逆力电效应的影响。后将其连接固定在装置内,场间距为 7 mm,在交流电压下,施加 800 V 电压强度,测量各个试件在装置中的位移距离。结果显示,分层缺损型关节软骨随着缺损半径的增大,其在电场中的位移呈反比例增长 [见图 4(b)]。

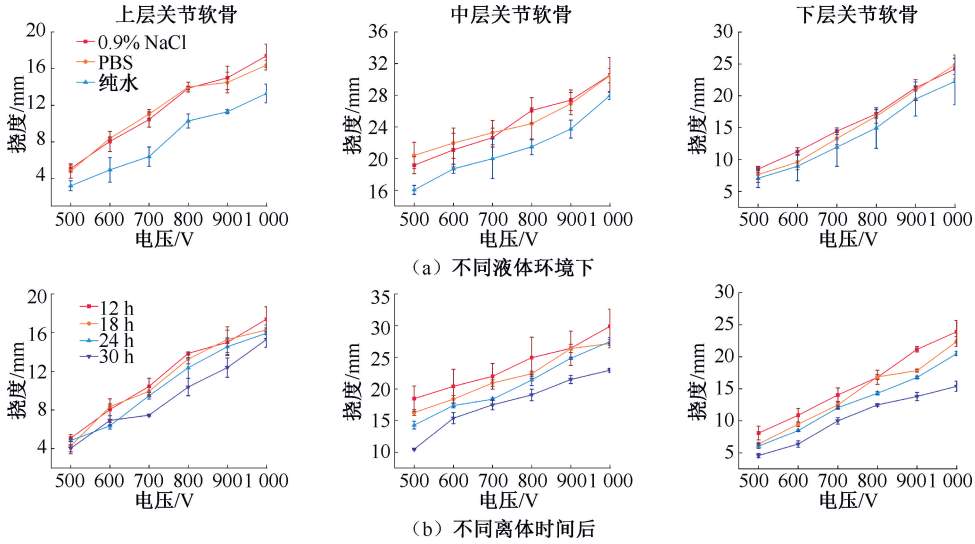


图3 分层关节软骨在不同条件下偏转幅度

Fig. 3 Deflection Magnitude of layered articular cartilage under different conditions (a) Under different liquid environments, (b) After different *in vitro* periods

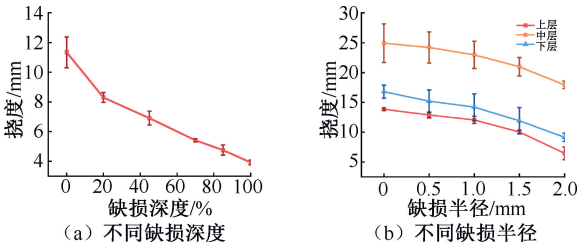


图4 不同电压下缺损型关节软骨偏转幅度

Fig. 4 Deflection magnitude of defective articular cartilage under different voltages (a) At different depths of defect, (b) With different radii of defect

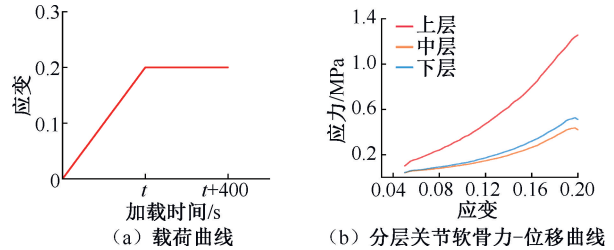


图5 关节软骨弹性模量实验

Fig. 5 Experiment on elastic modulus of articular cartilage (a) Load curve, (b) Layered articular cartilage force-displacement curve

2.4 软骨压缩特性试验

将含水率为70%、80%、90%的软骨试件置于Instron 3343 万能试验机上(Instron 公司, 美国), 并对其进行无侧限压缩加载试验, 加载速率如图5(a)所示。控制压缩的速度为0.2 mm/s, 压缩试件厚度的20%, 随后保持压头位移不变, 持续400 s。同样试件在测试前均浸泡在生理盐水中, 并在测试前擦干表面的水分。

本文发现, 各层软骨的应力-应变曲线都呈非线性指数关系[见图5(b)]。选取曲线的直线部分拟合3层软骨的弹性模量, 计算不同含水率下分层关节软骨的弹性模量。结果表明, 上层、中层、下层软骨平均弹性模量分别为5.17、5.99、6.75 MPa(见表1)。

表1 分层关节软骨弹性模量

Tab. 1 Elastic modulus of layered articular cartilage 单位: MPa

含水率/%	上层	中层	下层
90	5.17	5.99	6.75
80	5.98	6.97	7.52
70	6.02	7.35	7.58

2.5 压电系数拟合

压电效应可以通过一些参数来量化, 包括压电电荷常数、压电电压系数和力电耦合系数。当在压电材料表面施加电场(电压)时, 材料内部的电偶极矩因电场作用发生拉伸; 为抵抗这种变化, 压电材料会沿电场方向产生伸长变形。这种通过电场作用诱发机械形变的过程被称为“逆压电效应”<sup>[14]</sup>。逆压电效应实质上是电能转化为机械能的过程<sup>[15]</sup>。

本文发现,上层、中层、下层软骨平均弹性模量分别 5.17、5.99、6.75 MPa,在电场中软骨所受到的力为:

$$F = Eq \quad (1)$$

式中: $E$  为电场强度; $q$  为软骨中受到电场力的电偶所表示的电荷量。

研究指出,软骨在电场中的偏转挠度与软骨自身的惯性矩和外界所受电场力显著相关,软骨在电场中的偏转挠度可以被表示为<sup>[16]</sup>:

$$w = \frac{Fl^3}{8E_p I} \quad (2)$$

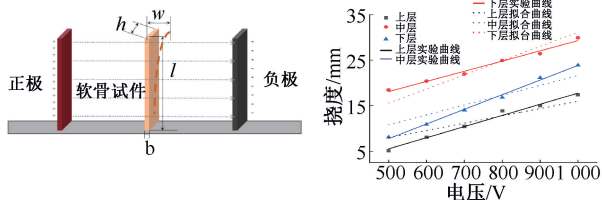
式中: $I$  和  $E_p$  分别为软骨试件的惯性矩和弹性模量。根据惯性矩的定义可知,惯性矩可以被描述为<sup>[17]</sup>:

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (3)$$

式中: $b$  为软骨厚度; $h$  为软骨试样的宽度[见图 6(a)]。则软骨在电场中挠度的关系:

$$w = \frac{Fl^3}{8E_p I} = \frac{Eqql^3}{8E_p \frac{bh^3}{12}} = \frac{3Eqql^3}{2E_p bh^3} = \frac{3ql^3}{2d_{33}bh^3} \quad (4)$$

在温度 22 ℃、湿度 40% 的条件下,将经 0.9% NaCl 溶液浸泡 18 h 后含水率达 90% 的分层软骨样本,于场间距 7 mm、交流电压作用下进行实验,所得实验曲线经拟合后如图 6(b) 所示。结果显示,上层、中层、下层软骨在电场中受电场力作用的电偶电荷量分别为 0.814 59、4.602 69、3.603 C。



(a) 分层关节软骨示意图 (b) 分层关节软骨力-电拟合曲线

图 6 分层关节软骨数据拟合

Fig. 6 Fitting of layered articular cartilage data (a) Schematic diagram of layered articular cartilage, (b) Fitting curve of layered articular cartilage mechano-electrical response

### 3 讨论

本文针对关节软骨在各因素影响下的力-电效应变化开展研究,结果对于理解关节软骨基本理化

性质具有重要意义。在骨科临床实践和骨修复材料的设计研发中,这些发现强调了综合考虑环境因素及缺损情况对软骨整体性能的影响。关节软骨独特的结构和成分组成使其不同区域的逆力-电效应表现出高度的异质性<sup>[18]</sup>。关节软骨与深度相关逆力-电效应的研究对临床上骨关节炎疾病的治疗和诊断具有重要意义<sup>[19]</sup>。目前针对软骨逆力-电机制的研究,主要包括逆压电效应和电致伸缩效应。然而在实验中离子扩散现象难以避免,这会导致软骨两侧形成离子浓度差,并引发 pH 值等微环境参数的改变,最终导致软骨出现挠曲变形<sup>[20]</sup>。当含水量低于 50% 时对软骨试件加载易使样品发生断裂,不利于实验的进行。

由于 37 ℃ 的实验温度会影响试件的固定及位移测量,故本文设置室温为 24 ℃,更便于实验的操作。干燥失重法:取样将水分烘干,通过水分烘干前后的重量计算出水分的含量。实验过程中实时测量样品重量变化,干燥完成后,依据测试结果计算得出含水率。测量其质量随着时间的变化而确定其含水率,结果发现,软骨的含水率在 5 min 后下降至约 90%。在未来的研究中,将在模拟关节腔的液体环境及温度下进行实验改进。此外,当软骨组织的含水量降低时,软骨内部胶原纤维的顺应性变差,纤维之间的交联增加导致整个胶原网络变“硬”,在相同的电压加载下,胶原纤维变得不易产生弯曲,软骨应变位移降低,逆力-电系数也随之发生改变,这可能会导致试验测得的位移要略小于实际生理性软骨的位移<sup>[21]</sup>。由于实验中施加的电压较大,在测试装置中不可避免会产生温度的变化。Pelletier 等<sup>[22]</sup>研究发现,在外接电压从 500 V 上升至 1 000 V 的过程中,软骨试件周围温度上升幅度在 1 ℃ 以内,整体升温幅度较小,对软骨试样的影响几乎可以忽略不计。因此,本文未考虑在不同外接电压下软骨试件周围通电前后温度变化情况。此外,在施加外接电压的过程中,受耐高压测试仪自身精度限制,实际施加电压会产生不超过 1 V 误差,导致产生的位移有些许偏差;在取样过程中,软骨试件取样是人工切割打磨所得,不可避免会出现误差现象,导致每组样品尺寸并不完全一致,故采用取平均值的方法来减少这种误差<sup>[23]</sup>。对于缺损型关节软骨,在 20%、85% 缺损深度条件下,有突变

的逆势增长,推测缺损破坏与软骨结构的层级有关,例如到下层关节软骨时,其逆力-电效应会产生变化<sup>[24]</sup>。对于Ⅱ型胶原对逆力-电效应的影响,推测是正相关的关系,在相同条件下,中层关节软骨所受影响最大,推测原因是胶原蛋白成分中Ⅱ型胶原含量最大。

在关节软骨弹性模量的测量实验中,将软骨的含水率设定为变量。与既往研究结果对比发现,本实验软骨弹性模量测量值低于干燥状态下整层人体关节软骨铅垂轴模量(27.85 MPa)<sup>[25]</sup>。王宁宁<sup>[26]</sup>研究发现,在60  $\mu\text{m}/\text{min}$  加载速率下,所测猪上层、中层和下层关节软骨模量分别为0.23、0.43、1.545 MPa。Sakai等<sup>[27]</sup>研究发现,在加载速率为10 N/s时,人体软骨弹性模量由上到下分别为0.44、0.52、1.5 MPa。本文发现,在加载速率为0.2 mm/s下,上层、中层、下层软骨弹性模量分别为5.17、5.99、6.75 MPa。在不同加载速率下,随着加载速率的增大,分层关节软骨的弹性模量也在增加<sup>[25-27]</sup>。本文推测,软骨的黏弹性模量影响较大。同时,在含水率变化的情况下,关节软骨的弹性模量变化较大,推测与温度等实验条件相关。

目前鲜有关于分层软骨力-电参数测量的研究。本文参考了骨的力-电参数,并对两者进行对比分析。相较于正常生理范围内骨的压电系数0.7~2.3 pC/N<sup>[28]</sup>,本文所测量的软骨逆压电系数要远远高于骨,这是因为在测量的过程中考虑了电致伸缩效应,并没有完全将两者分开。同时,软骨的含水量远远高于干骨,造成实验过程中电压施加下的位移比干重下的位移大。与以往正向压电效应相比,压电电压系数的典型值在10~50 mV·m/N量级<sup>[29]</sup>,与载荷速率和方向密切相关。本文发现,软骨逆力-电实验受环境变量的影响较大,且实验环境与正常人体活动时的组织生理环境存在较大差异<sup>[30]</sup>,但该结果仍然具有一定的参考价值。

逆力-电效应在软骨修复中扮演着重要的角色,其影响主要通过电刺激来实现,体现在以下几个方面:① 促进软骨细胞增殖。电刺激可以促进软骨细胞的增殖,加速软骨组织的再生和修复过程。通过适当的电刺激,可以激活软骨细胞的生长和分化,促进新软骨组织的形成;② 增加软骨基质合成。电刺激可以促进软骨细胞合成软骨基质的活性,增

加胶原蛋白和硫酸软骨素等重要成分的合成,从而促进软骨组织的修复和再生;③ 改善软骨细胞功能。电刺激可以提高软骨细胞的代谢活性,改善细胞功能和生物学活性,促进软骨组织的健康和稳定;④ 减少炎症反应。适当的电刺激可以减少软骨损伤区域的炎症反应,缓解疼痛和肿胀,有助于软骨修复过程的顺利进行。综上所述,电刺激对软骨修复有多方面的影响,通过促进软骨细胞的增殖、增加软骨基质的合成、改善细胞功能、减少炎症反应等机制,有助于促进软骨组织的再生和修复,提高软骨损伤的康复效果。在临床实践中,电刺激可以作为一种有效的辅助治疗手段,用于促进软骨损伤的愈合和修复。

## 4 结论

本文对分层关节软骨逆力-电效应及其相关影响因素(含水率、电场间距、液体环境和离体时间)开展研究,采用外加无接触电场分析分层软骨所产生的位移,探究不同影响因素对分层关节软骨逆力-电效应的作用;通过对相关实验数据的拟合,分析偏转挠度与变量的线性关系,得出以下结论:

(1) 随着电场强度的增加,软骨逆向力-电效应所产生的偏转挠度越大。软骨自身的惯性矩与厚度密切相关,二者共同作用导致软骨在电场中的偏转挠度变化。

(2) 随着含水量的降低,分层软骨在电场中产生的位移偏转减小;随着场间距的增大,分层软骨在电场中产生的位移偏转减小;在3种不同的液体环境浸泡后,0.9% NaCl组与PBS组相差不大,纯水组相较于其他两组有略微减小;随着离体时间的延长,分层软骨在电场中产生的位移偏转减小。

(3) 整体缺损型关节软骨随着缺损深度的增加,在电场中的位移逐渐减小;分层缺损型关节软骨随着缺损半径的增大,其在电场中的位移呈反比例增长。

在未来的研究中,关于关节软骨逆力-电效应,应开展更深层次的研究,如电刺激对软骨细胞的增殖分化、相关生长因子表达的促进作用。继续探索更大范围内电刺激对软骨逆向力-电效应的影响,找到最佳电刺激范围,以获得更加全面的数据为临床治疗修复关节软骨提供参考。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:赵乐进行文献检索,并撰写论文初稿;薛艳茹、杨政彪、卫小春审阅并修改论文;张萌、陈静、李鹏翠和王艳芹为本实验提供研究材料、实验样品和技术支持;武晓刚和陈维毅负责监督和领导研究活动的规划和执行。

## 参考文献:

- [ 1 ] BHUTADA S, HOYLE A, PIUZZI NS, *et al.* Degradomics defines proteolysis information flow from human knee osteoarthritis cartilage to matched synovial fluid and the contributions of secreted proteases ADAMTS5, MMP13 and CMA1 to articular cartilage breakdown [ J ]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2025, 33(1) : 116-127.
- [ 2 ] FELSON DT, ZHANG Y, NAIMARK A, *et al.* The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study [ J ]. *Arthritis Rheum*, 2010, 38(10) : 1500-1505.
- [ 3 ] HUNZIKER EB. Articular cartilage repair: Are the intrinsic biological constraints undermining this process insuperable? [ J ]. *Osteoarthritis Cartilage*, 1999, 7(1) : 15-28.
- [ 4 ] ZHOU ZY, CUI J, WU SL, *et al.* Silk fibroin-based biomaterials for cartilage/osteochondral repair [ J ]. *Theranostics*, 2022, 12(11) : 5103-5124.
- [ 5 ] HU WW, HSU YT, CHENG YC, *et al.* Electrical stimulation to promote osteogenesis using conductive polypyrrole films [ J ]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2014(37) : 28-36.
- [ 6 ] CLARK CC, WANG W, BRIGHTON CT, *et al.* Up-regulation of expression of selected genes in human bone cells with specific capacitively coupled electric fields [ J ]. *Orthop Res*, 2014, 32(7) : 894-903.
- [ 7 ] LEPIIK L, OLIVEIRA KMC, BHAVSAR MB, *et al.* Electrical stimulation in bone tissue engineering treatments [ J ]. *Trauma Emerg Surg*, 2020, 46(2) : 231-244.
- [ 8 ] BRIGHTON CT, WANG W, CLARK CC, *et al.* The effect of electrical fields on gene and protein expression in human [ J ]. *J Bone Joint Surg Am*, 2008, 90(4) : 833-848.
- [ 9 ] KAPAT K, SHUBHRA QTH, ZHOU M, *et al.* Piezoelectric nano-biomaterials for biomedicine and tissue regeneration [ J ]. *Adv Funct Mater*, 2020(30) : 1909045.
- [ 10 ] KWON HJ, LEE GS, CHUN HG, *et al.* Electrical stimulation drives chondrogenesis of mesenchymal stem cells in the absence of exogenous growth factors [ J ]. *Sci Rep*, 2016(6) : 39302.
- [ 11 ] CURRY EJ, LE TT, DAS R, *et al.* Biodegradable nanofiber-based piezoelectric transducer [ J ]. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 2020, 117(1) : 214-220.
- [ 12 ] ZIMMERMANN J, SAHM F, ARBEITER N, *et al.* Experimental and numerical methods to ensure comprehensible and replicable alternating current electrical stimulation experiments [ J ]. *Bioelectrochemistry*, 2023 (151) : 108395.
- [ 13 ] BECKER RO, SPADARO JA. Electrical stimulation of partial limb regeneration in mammals [ J ]. *Bull N Y Acad Med*, 1972, 48(4) : 627-641.
- [ 14 ] ZUZZI DC, DE CAMPOS CICCONE C, NEVES LMG, *et al.* Evaluation of the effects of electrical stimulation on cartilage repair in adult male rats [ J ]. *Tissue Cell*, 2013, 45(4) : 275-281.
- [ 15 ] VACA-GONZALEZ JJ, GUEVARA JM, MONCAYO MA, *et al.* Biophysical stimuli: A review of electrical and mechanical stimulation in hyaline cartilage [ J ]. *Cartilage*, 2019, 10(2) : 157-172.
- [ 16 ] LEPIIK LP, FROEMEL D, SLAVICI A, *et al.* Effects of electrical stimulation on rat limb regeneration, a new look at an old model [ J ]. *Sci Rep*, 2015(5) : 18353.
- [ 17 ] ZHANG J, DING C, REN L, *et al.* The effects of static magnetic fields on bone [ J ]. *Prog Biophys Mol Biol*, 2014, 114(3) : 146-152.
- [ 18 ] WIELAND DC, KRYWKA C, MICK E, *et al.* Investigation of the inverse piezoelectric effect of trabecular bone on a micrometer length scale using synchrotron radiation [ J ]. *Acta Biomater*, 2015(25) : 339-346.
- [ 19 ] PAPACHRONI KK, KARATZAS DN, PAPAVALASSILIOU KA, *et al.* Mechanotransduction in osteoblast regulation and bone disease [ J ]. *Trends Mol Med*, 2009, 15(5) : 208-216.
- [ 20 ] HOUSMANS BAC, VAN DEN AKKER GGH, NEEFJES M, *et al.* Direct comparison of non-osteoarthritic and osteoarthritic synovial fluid-induced intracellular chondrocyte signaling and phenotype changes [ J ]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2023, 31(1) : 60-71.
- [ 21 ] HIEMER B, KROGULL M, BENDER T, *et al.* Effect of electric stimulation on human chondrocytes and mesenchymal stem cells under normoxia and hypoxia [ J ]. *Mol Med Rep*, 2018, 18(2) : 2133-2141.
- [ 22 ] PELLETIER R, HIGGINS J, BOURBONNAIS D, *et al.* Addressing neuroplastic changes in distributed areas of the nervous system associated with chronic musculoskeletal disorders [ J ]. *Phys Ther*, 2015, 95(11) : 1582-1591.
- [ 23 ] ANTAL A, TERNEY D, KÜHNEL S, *et al.* Anodal transcranial direct current stimulation of the motor cortex ameliorates chronic pain and reduces short intracortical inhibition [ J ]. *J Pain Symptom Manage*, 2010, 39(5) : 890-903.

- [J]. *J Biomech*, 2018(79): 31-38.
- [ 8 ] 连子瞻, 孙彬, 于善江, 等. 前交叉韧带重建术后短期内移植体黏性变化[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(3): 535-541. LIAN ZZ, SUN B, TU SJ, *et al.* Short-term changes of graft viscosity after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(3): 535-541.
- [ 9 ] YAO J, WEN CY, ZHANG M, *et al.* Effect of tibial drill-guide angle on the mechanical environment at bone tunnel aperture after anatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Int Orthop*, 2014, 38(5): 973-981.
- [10] YAO J, WEN C, CHEUNG JTM, *et al.* Deterioration of stress distribution due to tunnel creation in single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions [J]. *Ann Biomed Eng*, 2012, 40(7): 1554-1567.
- [11] BOYD SK, MÜLLER R, ZERNICKE RF. Mechanical and architectural bone adaptation in early stage experimental osteoarthritis[J]. *J Bone Miner Res*, 2002, 17(4): 687-694.
- [12] CASTANEDA S, ROMAN-BLAS JA, LARGO R, *et al.* Subchondral bone as a key target for osteoarthritis treatment [J]. *Biochem Pharmacol*, 2012, 83(3): 315-323.
- [13] RADIN EL, ROSE RM. Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986(213): 34-40.
- [14] AU AG, RASO VJ, LIGGINS AB, *et al.* A three-dimensional finite element stress analysis for tunnel placement and buttons in anterior cruciate ligament reconstructions [J]. *J Biomech*, 2005, 38(4): 827-832.
- [15] TAYLOR M, TANNER KE, FREEMAN MA. Finite element analysis of the implanted proximal tibia: A relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration [J]. *J Biomech*, 1998, 31(4): 303-310.
- [16] GOKLER DJ, FARAGO D, SZEKENYI G, *et al.* The effect of sterilization and storage on the viscoelastic properties of human tendon allografts [J]. *J Biomech*, 2021(127): 8.
- [17] SHEMESH M, ASHER R, ZYLBERBERG E, *et al.* Viscoelastic properties of a synthetic meniscus implant [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2014(29): 42-55.
- [18] CHAKRABORTY S, MONDAL D, MOTALAB M. Constitutive modeling of the human anterior cruciate ligament (ACL) under uniaxial loading using viscoelastic prony series and hyperelastic five parameter Mooney-Rivlin model [C]//Proceedings of 11<sup>th</sup> International Conference on Mechanical Engineering (ICME). Dhaka: Bangladesh University of Engineering and Technology, 2016.
- [19] KEENAN KE, PAL S, LINDSEY DP, *et al.* A viscoelastic constitutive model can accurately represent entire creep indentation tests of human patella cartilage [J]. *J Appl Biomech*, 2013, 29(3): 292-302.
- [20] CASTILE RM, JENKINS MJ, LAKE SP, *et al.* Microstructural and mechanical properties of grafts commonly used for cruciate ligament reconstruction [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2020, 102(22): 1948-1955.
- [21] MARIESWARAN M, JAIN I, GARG B, *et al.* A review on biomechanics of anterior cruciate ligament and materials for reconstruction [J]. *Appl Bionics Biomech*, 2018: 4657824.

(上接第 1121 页)

- [24] 赵淑芝, 张延峰, 李润, 等. 人体半月板和关节软骨弹性模量的实验[J]. *吉林工业大学学报*, 1994(2): 59-61.
- [25] 刘志动, 高丽兰, 张春秋, 等. 关节软骨不同层区的率相关性研究[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(2): 141-145. LIU ZD, GAO LL, ZHANG CQ, *et al.* Loading rate-dependent property of different layers for articular cartilage [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(2): 141-145.
- [26] 王宁宁. 缺损型关节软骨多孔弹性力学行为的研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2018.
- [27] SAKAI N, HAGIHARA Y, FURUSAWA T, *et al.* Analysis of biphasic lubrication of articular cartilage loaded by cylindrical indenter [J]. *Trib Inter*, 2012, 46(1): 225-236.
- [28] BARBOSA F, FERREIRA FC, SILVA JC, *et al.* Piezoelectric electrospun fibrous scaffolds for bone, articular cartilage and osteochondral [J]. *Int J Mol Sci*, 2022, 23(6): 2907.
- [29] DONG H, WANG Y, YU JH, *et al.* Experimental investigation of the three-layer porcine articular cartilage's mechano-electrical properties [J]. *Acta Mech Sinica*, 2023(39): 622247.
- [30] 朱鸿源, 王璿, 苗润, 等. 细胞力学 2023 年度研究进展[J]. *医用生物力学*, 2024, 39(5): 787-795. ZHU H Y, WANG J, MIAO R, *et al.* Research progress of cell mechanics in 2023 [J]. *J Med Biomech*, 2024, 39(5): 787-795.