

文章编号:1004-7220(2019)03-0256-06

# 镁基植入体植入兔股骨后周围骨微结构变化趋势

江雄<sup>1</sup>, 哈彤<sup>1</sup>, 高元明<sup>1</sup>, 张阔<sup>3</sup>, 宫赫<sup>1</sup>, 王丽珍<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>1,2</sup>

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100191; 2. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176; 3. 北京大学 医学部, 实验动物科学部, 北京 100191)

**摘要:** **目的** 研究镁基植入体植入兔股骨不同时间点周围骨微结构参数的变化规律。**方法** 将直径 2 mm、长 7 mm 有螺纹及无螺纹的高纯镁 (99.99 wt.%) 钉植入兔股骨髁, 对照组为钻孔组及健康组。在术后 8、12、16 周进行 Micro-CT 扫描和分析, 得到各组微结构参数, 包括: 骨质密度 (BMD)、骨体积分数 (BV/TV)、骨小梁厚度 (Tb.Th)、骨小梁数量 (Tb.N)、骨小梁分离度 (Tb.Sp)。**结果** 8 周时无螺纹镁钉组 BMD、BV/TV 显著高于健康组, Tb.N 显著高于钻孔组与健康组, Tb.Sp 显著低于健康组; 12 周时有螺纹镁钉组 BMD、BV/TV、Tb.N 显著高于钻孔组与健康组, Tb.Th 显著高于健康者, Tb.Sp 显著低于钻孔组与健康组; 16 周时无螺纹镁钉组的 BMD、BV/TV、Tb.N 显著高于钻孔组与健康组, Tb.Sp 显著低于钻孔组与健康组。**结论** 镁基植入体促使周围骨组织的 BMD、BV/TV、Tb.Th、Tb.N 更高, Tb.Sp 更低, 说明其骨整合与骨生长状况良好, 镁基植入体能有效促进骨再生。研究结果为镁基植入体的骨科临床应用提供理论依据。

**关键词:** 镁基植入体; 骨钉; 微结构参数**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.03.006

## Bone Microstructural Changes Around the Magnesium Based-Implant after Implantation in Rabbit Femur

JIANG Xiong<sup>1</sup>, HA Tong<sup>1</sup>, GAO Yuanming<sup>1</sup>, ZHANG Kuo<sup>3</sup>, GONG He<sup>1</sup>, WANG Lizhen<sup>1</sup>, FAN Yubo<sup>1,2</sup>

(1. Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China; 3. Department of Laboratory Animal Science, Health Science Center, Peking University, Beijing 100191, China)

**Abstract: Objective** To study the change patterns of bone microstructural parameters around the magnesium based-implants after implantation in rabbit femur at different implantation time points. **Methods** The threaded and non-threaded high-purity magnesium (HP Mg, 99.99 wt.%) screws, with a 2 mm diameter and a 7 mm length, were implanted into the femoral condyle of the rabbits. The control group was the drilled and healthy group. Micro-CT scanning and analysis were performed at 8<sup>th</sup>, 12<sup>th</sup> and 16<sup>th</sup> week after operation. The obtained microstructural parameters included bone mineral density (BMD), bone volume fraction (BV/TV), trabecular thickness (Tb.Th), trabecular number (Tb.N), trabecular separation (Tb.Sp). **Results** At 8<sup>th</sup> week, BMD and BV/TV in non-

收稿日期:2018-03-30; 修回日期:2018-05-13

基金项目:国家自然科学基金项目(11572029, 11322223)

通信作者:王丽珍,副教授, E-mail:lizhenwang@buaa.edu.cn

threaded magnesium screw group were significantly higher than those in healthy group, Tb.N was significantly higher than that in drilled and healthy group, and Tb.Sp was significantly lower than that in healthy group. At 12<sup>th</sup> week, BMD, BV/TV and Tb.N in threaded magnesium screw group were significantly higher than those in drilled and healthy group, Tb.Th was significantly higher than that in healthy group, and Tb.Sp was significantly lower than that in drilled and healthy group. At 16<sup>th</sup> week, BMD, BV/TV and Tb.N in non-threaded magnesium screw group were significantly higher than those in drilled and healthy group, and Tb.Sp was significantly lower than that in drilled and healthy group. **Conclusions** The magnesium based-implant promoted higher BMD, BV/TV, Tb.Th, Tb.N and lower Tb.Sp of surrounding implant, indicating that osseointegration and bone growth were in good condition. Magnesium based-implant could effectively promote the regeneration of bone. The results provide a theoretical basis for the orthopedic application of magnesium based-implants in clinic.

**Key words:** magnesium based-implant; bone screw; microstructural parameters

在骨科手术中,骨钉无论是单独使用还是与骨板结合使用,均广泛应用于骨内固定<sup>[1]</sup>。用于骨钉的传统植入材料为不锈钢、钛及其合金,其缺点为弹性模量过高会引发“应力遮挡”效应,且在体内几乎不可吸收,还需二次手术取出<sup>[2]</sup>。为了解决传统材料存在的诸多问题,生物可降解材料引起了人们越来越多的重视<sup>[3]</sup>。可降解聚合物虽具备良好的生物相容性,但因其力学强度不够难以用于承重骨修复<sup>[4]</sup>。可降解镁基材料由于其弹性模量接近天然骨组织,较之可降解聚合物具有更高的弹性模量和力学强度<sup>[5]</sup>,故更适用于骨科应用<sup>[6]</sup>。

目前,镁基骨科植入体的研究集中于其降解行为及降解规律<sup>[7-8]</sup>。镁基植入体周围骨微结构参数的定量分析可为植入体植入后内环境变化规律和植入体设计提供依据,对于深入了解植入体植入后周围组织与植入体本身的相互影响极为重要。一方面,镁基植入体生物相容性良好且能诱导骨再生<sup>[9-10]</sup>;另一方面,骨的力学强度与功能不仅与骨量有关,还与骨矿化程度以及其内部松质骨的显微结构尺寸和三维分布等相关<sup>[11-12]</sup>。本文基于 Micro-CT 扫描分析,对植入兔股骨髁的有螺纹组及无螺纹组、钻孔组和健康组在相同部位处的骨微结构参数进行量化研究。

## 1 材料与方法

### 1.1 植入材料

植入材料为高纯镁(99.99wt.%)钉,由东莞宜安科技股份有限公司提供。根据预实验结果,植入体的设计符合兔子股骨髁解剖形态特点。植入体

是尺寸为直径 2 mm、长 7 mm 的有螺纹及无螺纹高纯镁钉[见图 1(a)]。植入前,依次将镁钉放入丙酮、无水乙醇、去离子水中浸泡及超声清洗,最后通过辐照灭菌(25 kGy)。

### 1.2 实验动物与手术过程

实验动物为 36 只 4~5 月龄的雄性新西兰大白兔,体质量(3±0.5)kg。手术前,采用 3% 戊巴比妥钠(1 mL/kg)静脉麻醉后,将兔左右肢股骨髁附近的兔毛剃光,剃毛区域灭菌处理。取大腿下端外侧入路,用刀片纵向切开,暴露股骨外髁,随后用钻头在股骨髁外侧钻一个孔洞,同时滴入生理盐水冲洗伤口,用螺丝刀将有螺纹及无螺纹的镁钉分别拧入左右肢股骨髁外侧[见图 1(b)]孔洞内,最后逐层缝合切口。钻孔组则在左、右肢股骨髁外侧各钻 1 个直径 2 mm、深 7 mm 孔洞后直接缝合切口。术后皮下注射抗生素预防伤口感染,将所有实验兔单独放置兔笼中饲养,不限制其笼内活动,提供充足的水和食物。

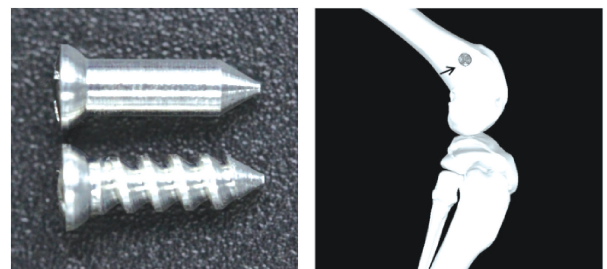


图 1 高纯镁钉和植钉位置  
Fig.1 High-purity magnesium screws and implant position  
(a) Picture of high-purity magnesium screws, (b) Schematic diagram of implant position (black arrow)

### 1.3 实验分组

36只兔分别在术后8、12、16周取材,获得完整的兔左右肢股骨,共72个样本。分组情况如下:实验组包括螺纹组及无螺纹组,于术后8、12、16周各取6个样本,每组共18个样本;对照组包括钻孔组(只钻孔不植钉)及正常的健康组(不做任何手术处理),于术后8、12、16周各取6个样本,每组共18个样本(见图2)。

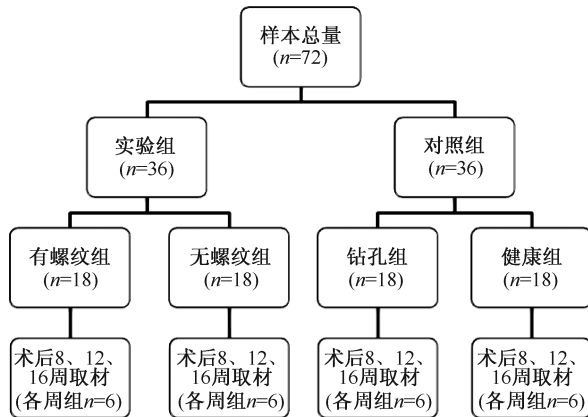


图2 实验分组

Fig.2 Experiment grouping

### 1.4 Micro-CT 扫描与骨微结构参数测定

利用高分辨率 Micro-CT 系统 (Skyscan1076, Skyscan 公司, 比利时) 扫描股骨髁部位。扫描层厚  $9.485\ \mu\text{m}$ , 电压  $70\ \text{kV}$ , 电流  $139\ \mu\text{A}$ , 曝光时间  $1.85\ \text{s}$ 。扫描结束后利用 NRecon 软件对扫描图像进行重建, 利用 DataViewer 软件对重建后的图片进行角度和位置的调整, 利用 CTAn 软件对重建调整后的图像进行骨微结构参数分析。为定量测量镁钉周围骨生长状况, 实验组感兴趣区域 (range of interest, ROI) 选择部位为在植钉部位处画一个内径  $2\ \text{mm}$ , 外径  $3\ \text{mm}$  的圆环, 镁钉正好在圆环内环中, 以避免镁钉部位; 对照组的 ROI 选择部位则为在等同于植钉部位处载入相同尺寸的圆环。所测得的 5 项骨微结构参数的定义与解释如表 1 所示。

### 1.5 统计学分析

利用统计学软件 SPSS 21 对数据进行统计学分析, 使用非参数检验 (Kruskal-Wallis), 显著性水平  $P < 0.05$  及  $P < 0.01$  分别表示有显著与极为显著的差异, 所测数据用均值  $\pm$  标准差表示。

表1 本研究各微结构参数定义<sup>[13]</sup>

Tab.1 Definitions of various microstructural parameters analyzed in this study

参数	缩写	参数定义
骨质密度	BMD	以 3-D ROI 为基础所得到的骨骼矿物质密度 ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
骨体积分数	BV/TV	3-D ROI 骨体积所占的百分比 (%)
骨小梁厚度	Tb.Th	3-D ROI 中骨小梁的平均厚度 ( $\mu\text{m}$ )
骨小梁数量	Tb.N	3-D ROI 中骨小梁的平均数量 ( $\mu\text{m}^{-1}$ )
骨小梁分离度	Tb.Sp	3-D ROI 中骨小梁之间的间隔大小 ( $\mu\text{m}$ )

## 2 结果

通过 Micro-CT 扫描重建, 得到有螺纹组、无螺纹组、钻孔组、健康组在 8、12、16 周时相同部位处股骨髁截面二维 Micro-CT 图片 (见图 3)。各时间点有螺纹组与无螺纹组镁钉周围有骨的聚集, 有螺纹组在紧贴螺纹处骨量较多, 无螺纹组在钉帽与钉尖附近骨量较多; 钻孔组和健康组在等同于植钉部位处的松质骨量很少且稀疏, 其少于有螺纹组与无螺纹组。此外, 有螺纹组镁钉的降解主要发生在螺纹处, 16 周时螺纹形状明显减弱; 无螺纹组镁钉在 12、16 周时开始出现点蚀, 16 周时降解严重, 整体轮廓变形较大。

骨质密度 (bone mineral density, BMD) 结果表明: 在 8 周时无螺纹镁钉组 [ $(0.238 \pm 0.095)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ] 的 BMD 明显高于健康组 [ $(0.045 \pm 0.026)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ], 在 12 周时有螺纹镁钉组的 BMD [ $(0.411 \pm 0.167)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ] 极为明显高于钻孔组 [ $(0.065 \pm 0.013)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ] 和健康组 [ $(0.047 \pm 0.018)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ], 在 16 周时无螺纹镁钉组 [ $(0.396 \pm 0.139)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ] 的 BMD 明显高于钻孔组 [ $(0.099 \pm 0.050)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ] 和健康组 [ $(0.040 \pm 0.018)\ \text{g}/\text{cm}^3$ ]. 各时间点的有螺纹组与无螺纹组之间及钻孔组与健康组之间无显著性差异 [见图 4(a)].

骨体积分数 (BV/TV) 结果表明: 在 8 周时无螺纹镁钉组 [ $(34.38 \pm 7.65)\%$ ] 的 BV/TV 明显高于健康组 [ $(8.06 \pm 2.45)\%$ ], 在 12 周时有螺纹镁钉组的 BV/TV [ $(40.28 \pm 11.86)\%$ ] 极为明显高于钻孔组 [ $(11.01 \pm 2.38)\%$ ] 和健康组 [ $(9.76 \pm 1.38)\%$ ], 在 16 周时无螺纹镁钉组 [ $(43.19 \pm 10.12)\%$ ] 的 BV/TV 极为明显高于钻孔组 [ $(14.29 \pm 4.57)\%$ ] 和健康组 [ $(7.95 \pm 2.05)\%$ ]. 16 周时无螺纹镁钉组

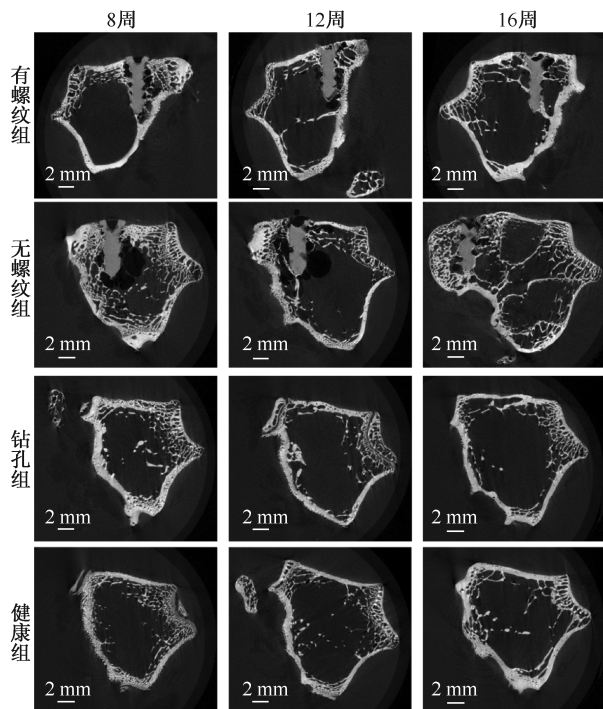


图3 有螺纹组、无螺纹组、钻孔组、健康组在8、12、16周时相同部位处股骨髁截面二维 Micro-CT 图片

Fig.3 2D micro-CT images of femoral condyle section at the same location in threaded, non-threaded, drilled and healthy group at 8<sup>th</sup>, 12<sup>th</sup>, and 16<sup>th</sup> week

[(43.19±10.12)%]的BV/TV明显高于12周时无螺纹镁钉组[(27.96±5.16)%]。各时间点的有螺纹组与无螺纹组之间及钻孔组与健康组之间无显著性差异[见图4(b)]。

骨小梁厚度(Tb.Th)的结果表明:除12周时有螺纹镁钉组的Tb.Th[(259.42±21.45)μm]明显高于健康组[(197.62±11.51)μm],其他各组之间均无显著性差异[见图4(c)]。

骨小梁数量(Tb.N)的结果表明:在8周时无螺纹镁钉组[(1.961±0.402)mm<sup>-1</sup>]的Tb.N明显高于钻孔组[(0.835±0.360)mm<sup>-1</sup>]和健康组[(0.555±0.000116)mm<sup>-1</sup>],在12周时有螺纹镁钉组[(1.544±0.414)mm<sup>-1</sup>]的Tb.N明显高于钻孔组[(0.516±0.129)mm<sup>-1</sup>]和健康组[(0.497±0.088)mm<sup>-1</sup>],在16周时无螺纹镁钉组[(2.217±0.398)mm<sup>-1</sup>]的Tb.N极为明显高于钻孔组[(0.583±0.221)mm<sup>-1</sup>]和健康组[(0.404±0.092)mm<sup>-1</sup>]。16周时无螺纹镁钉组[(2.217±0.398)mm<sup>-1</sup>]的Tb.N极为明显高于12周时无螺纹镁钉组[(1.325±0.224)mm<sup>-1</sup>]。各时间点的有螺纹组与无螺纹组之间及钻孔组与健康组之间无显著性差异[见图4(d)]。

骨小梁分离度(Tb.Sp)的结果表明:在8周时

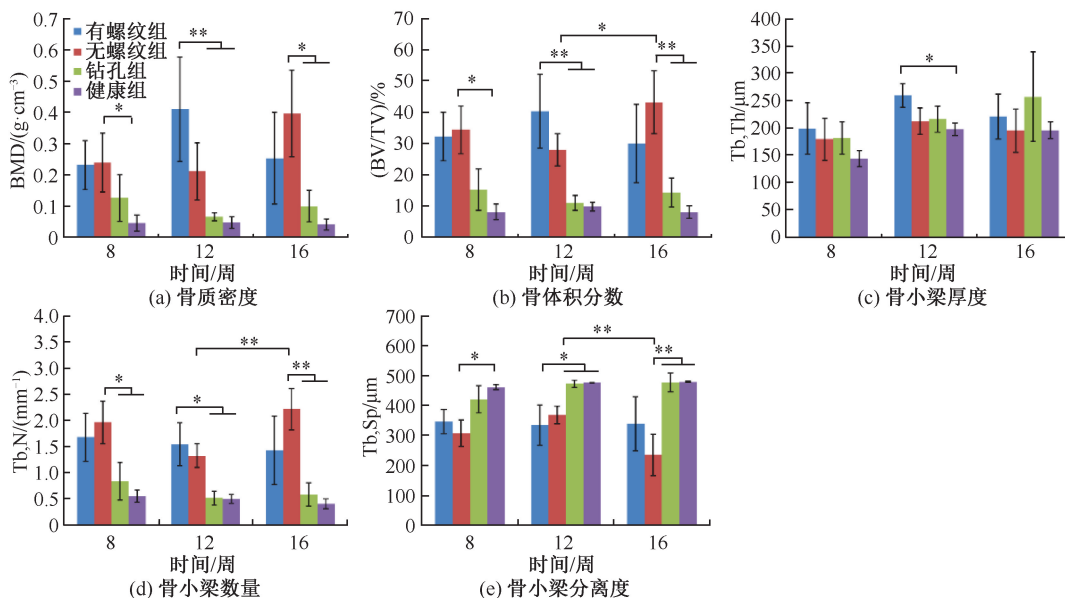


图4 有螺纹组、无螺纹组、钻孔组、健康组在8、12、16周时各项骨微结构参数比较(\* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ )

Fig.4 Comparison of bone microstructural parameters of four groups with threaded, non-threaded, drilled and healthy group at 8<sup>th</sup>, 12<sup>th</sup>, and 16<sup>th</sup> week (a) BMD, (b) BV/TV, (c) Tb.Th, (d) Tb.N, (e) Tb.Sp

无螺纹镁钉组 $[(306.64 \pm 44.36) \mu\text{m}]$ 的 Tb.Sp 明显低于健康组 $[(461.17 \pm 8.60) \mu\text{m}]$ , 在 12 周时有螺纹镁钉组 $[(334.08 \pm 67.18) \mu\text{m}]$ 的 Tb.Sp 明显低于钻孔组 $[(473.08 \pm 11.51) \mu\text{m}]$ 和健康组 $[(476.56 \pm 1.11) \mu\text{m}]$ , 在 16 周时无螺纹镁钉组 $[(234.32 \pm 68.67) \mu\text{m}]$ 的 Tb.Sp 极为明显低于钻孔组 $[(477.05 \pm 31.11) \mu\text{m}]$ 和健康组 $[(479.35 \pm 2.29) \mu\text{m}]$ 。16 周时无螺纹镁钉组 $[(234.32 \pm 68.67) \mu\text{m}]$ 的 Tb.Sp 极为明显低于 12 周时无螺纹镁钉组 $[(368.84 \pm 29.62) \mu\text{m}]$ 。各时间点的有螺纹组与无螺纹组之间及钻孔组与健康组之间无显著性差异[见图 4(e)]。

### 3 讨论

本文定量化测定镁钉周围骨微结构参数的 ROI 方法类似于 Castellani 等<sup>[14]</sup>研究方法。测得的骨微结构参数包括 BMD、BV/TV、Tb.Th、Tb.N、Tb.Sp。BMD 越大, 骨质越好而不疏松; BV/TV 与 Tb.N 越高, 所研究区域内松质骨量越高; Tb.Th 越大, 骨生长越粗壮厚实; Tb.Sp 越小, 骨分布越紧密而不稀疏。综上所述, BMD、BV/TV、Tb.Th、Tb.N 越大, Tb.Sp 越小, 骨的生长状况则越好, 预计其力学强度越高。骨微结构参数是松质骨力学性能的重要决定因素, 例如 BMD 下降 25%, 预计会导致松质骨的硬度和强度下降 44%<sup>[15]</sup>。考虑到松质骨的各向异性, 显然仅靠 BMD 不能完全解释松质骨力学性能的变化, BV/TV、Tb.Th、Tb.N、Tb.Sp 的分析有助于预测松质骨生物力学性能<sup>[16-17]</sup>。本研究结果表明:

(1) 相比健康组, 8 周与 16 周时无螺纹镁钉组的 BMD、BV/TV、Tb.N 明显更高, Tb.Sp 明显更低; 12 周时有螺纹镁钉组的 BMD、BV/TV、Tb.Th、Tb.N 明显更高, Tb.Sp 明显更低。说明 8、16 周时无螺纹镁钉组与 12 周时有螺纹镁钉组周围骨组织比健康组的骨量更大, 分布更紧密、骨质更厚实而不疏松, 骨整合情况良好。设置健康对照组的意义在于用健康正常兔骨作一个基准, 通过测得的结果能够明确直观地探讨镁钉组周围骨生长状况是否达到甚至高于健康组水平, 若是则表明镁基植入体的骨整合与骨生长状况良好而不至于骨质疏松。Cheng 等<sup>[18]</sup>研究表明, 植入兔股骨髁的高纯镁棒在术后 16 周时周围骨组织的 BMD 与 BV/TV 显著高于正

常的骨组织, 镁基植入体的骨整合情况良好。Castellani 等<sup>[14]</sup>将临床常用的钛合金作为对照, 发现植入大鼠股骨的镁合金棒周围骨组织的 BV/TV 在术后 4、12、24 周均显著性高于钛合金棒, 表明镁合金植入体的骨整合情况优于钛合金。

(2) 相比钻孔组, 8 周时无螺纹镁钉组的 Tb.N 明显更高; 12 周时有螺纹镁钉组的 BMD、BV/TV、Tb.N 明显更高, Tb.Sp 明显更低; 16 周时无螺纹镁钉组的 BMD、BV/TV、Tb.N 明显更高, Tb.Sp 明显更低。说明 8 周、16 周时无螺纹镁钉组与 12 周时有螺纹镁钉组周围新生骨生长状况比钻孔组更好, 镁钉组诱导的骨再生速度比钻孔组的骨自愈合速度更快, 镁基植入体能有效促进骨再生。Han 等<sup>[7]</sup>将高纯镁螺钉与 PLLA 螺钉植入到有骨折损伤的兔股骨髁上, 结果显示高纯镁螺钉周围部位以及骨折处的 BMD 在 8、16 周时明显高于 PLLA 螺钉对照组, 表明镁基植入体的骨愈合情况良好, 成骨性能优越。

(3) 16 周时无螺纹镁钉组的 BV/TV、Tb.N 比 12 周时显著更高, Tb.Sp 显著更低; 有螺纹镁钉组、钻孔组、健康组在不同时间点各项骨微结构参数均无显著性差异。说明有螺纹镁钉组、钻孔组、健康组的骨微结构受时间影响较小; 无螺纹镁钉组的 BV/TV、Tb.N、Tb.Sp 受时间影响较大, 在前期 12 周前变化不明显, 在后期 12~16 周变化明显, 后期随时间的增加, 其骨量随之增加, 骨分布更加紧密。

(4) 实验组中的有螺纹组与无螺纹组之间各项骨微结构参数无明显差异, 说明本研究中螺纹结构对镁钉周围骨微结构与骨生长状况的影响较小; 对照组中的钻孔组与健康组之间各项骨微结构参数也无明显差异, 说明钻孔组在术后孔洞周围的骨愈合状况达到健康组水平。

(5) 相比 BMD、BV/TV、Tb.Th、Tb.N 4 项参数, Tb.Th 各组之间差异较小, 说明植钉周围的骨微结构在尺寸上变化不太明显, 而在其他方面如骨量、密度、三维分布上变化显著。

有螺纹组和无螺纹组镁钉周围骨量两者之间虽无明显差异, 但相比钻孔组与健康组, 两者在不同时间点表现为不同的变化趋势, 猜测其原因为: 根据 Wolff 定律, 应力对骨的结构改变、生长和吸收起重大作用, 在载荷较高区域, 骨的质量和密度发

生增长,而在载荷较低区域,骨的质量和密度发生下降<sup>[19-20]</sup>。镁钉植入体内后,由于体内生理环境的复杂性,镁钉在体内降解过程中所处的力学环境也极为复杂,镁钉螺纹结构的有无、降解的快慢导致镁钉结构差异的进一步扩大,可能对镁钉周围应力分布产生一定的影响,从而导致有螺纹组和无螺纹组镁钉周围骨重建过程的差异。本课题组另一项研究结果表明,在8周及12周时有螺纹组镁钉的降解体积分数稍大于无螺纹组,在16周时无螺纹组的降解体积分数超过有螺纹组,两者之间降解体积分数在各时间点均无显著性差异<sup>[21]</sup>。本研究中,有螺纹组镁钉在12周时骨量相比钻孔组和健康组更高,无螺纹组镁钉主要在16周时骨量更高,但两组间在各时间点均无明显差异,说明镁钉周围骨重建为动态的平衡过程,即镁钉周围骨量随时间并非呈线性增加,而是受力学载荷刺激在一段时间内有着一定范围的增减。此外,无螺纹镁钉周围骨量在后期12~16周明显增加,猜测其由于在后期12~16周降解严重,此时必然会伴随着应力环境的改变甚至发生应力集中,较高的力学载荷刺激着骨生长,导致无螺纹组在12~16周骨量明显增加。

#### 4 结论

本文通过将有螺纹及无螺纹的高纯镁钉植入兔股骨髁,以钻孔组和健康组作为对照,量化测量了镁钉植入不同时间点周围的骨微结构参数。结果表明,12周时有螺纹镁钉组与8、16周时无螺纹镁钉组周围骨组织的骨整合情况良好,镁基植入体的成骨性能优异。后续针对镁钉植入不同时间点周围新生骨的力学强度将进行力学测试,以获得镁基植入体周围新生骨的力学强度与其微结构参数间的相关性规律,为镁基植入体的骨科临床应用提供理论依据。

#### 参考文献:

[ 1 ] HAN P, CHENG P, ZHAO C, et al. Comparative study about degradation of high-purity magnesium screw in intact femoral intracondyle and in fixation of femoral intracondylar fracture [J]. *J Mater Sci Technol*, 2016, 33(3): 305-310.

[ 2 ] NAGELS J, STOKDIJK M, ROZING PM. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2003, 12(1): 35-39.

[ 3 ] GODAVITAME C, ROBERTSON A, PETERS J, et al. Biodegradable materials [J]. *Orthop Trauma*, 2017, 31(5): 316-320.

[ 4 ] TAN L, YU X, WAN P, et al. Biodegradable materials for bone repairs: A review [J]. *J Mater Sci Technol*, 2013, 29(6): 503-513.

[ 5 ] 滕继平, 杨志胤, 程佑爽, 等. 三种肋骨骨折内固定材料的生物力学性能比较[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 266-270.

TENG JP, YANG ZY, CHENG YS, et al. Comparative study on biomechanical properties of 3 kinds of rib internal fixators [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 266-270.

[ 6 ] STAIGER MP, PIETAK AM, HUADMAI J, et al. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(9): 1728-1734.

[ 7 ] HAN P, CHENG P, ZHANG S, et al. *In vitro* and *in vivo* studies on the degradation of high-purity Mg (99.99wt.%) screw with femoral intracondylar fractured rabbit model [J]. *Biomaterials*, 2015, doi: 10.1016/j.biomaterials.2015.06.031.

[ 8 ] REIFENRATH J, ANGRISANI N, ERDMANN N, et al. Degrading magnesium screws ZEK100: Biomechanical testing, degradation analysis and soft-tissue biocompatibility in a rabbit model [J]. *Biomed Mater*, 2013, 8(4): 45012-45021.

[ 9 ] ANGRISANI N, REIFENRATH J, ZIMMERMANN F, et al. Biocompatibility and degradation of LAE442-based magnesium alloys after implantation of up to 3.5 years in a rabbit model [J]. *Acta Biomater*, 2016, 44: 355-365.

[ 10 ] YU W, ZHAO H, DING Z, et al. *In vitro* and *in vivo* evaluation of MgF2 coated AZ31 magnesium alloy porous scaffolds for bone regeneration [J]. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2017. doi: 10.1016/j.colsurfb.2016.10.037.

[ 11 ] 张向阳, 梁朝革, 唐献忠, 等. 骨质疏松患者股骨头不同区域骨结构与生物力学分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(1): 77-82.

ZHANG XY, LIANG CG, TANG XZ, et al. Analysis on microstructure and biomechanical properties in different regions of osteoporotic femoral head [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 77-82.

[ 12 ] LV L, MENG G, GONG H, et al. Regional variations in trabecular morphological features of femoral head of patients with proximal femoral fractures [J]. *J Bionic Eng*, 2015, 12(2): 294-303.

[ 13 ] WANG L, NIU X, NI Y, et al. Effect of microstructure of spongy bone in different parts of woodpecker's skull on resistance to impact injury [J]. *J Nanomater*, 2013, DOI: 10.1155/2013/924564.