

文章编号:1004-7220(2020)01-0057-07

# 正畸与咬合力作用下大鼠牙槽骨内液体流动的数值模拟

罗睿<sup>1</sup>, 焦飞<sup>1</sup>, 孙青<sup>1</sup>, 赵振达<sup>2</sup>, 冷慧杰<sup>2</sup>, 霍波<sup>1</sup>

(1.北京理工大学 宇航学院, 力学系, 生物力学实验室, 北京 100081; 2.北京大学第三医院 骨科, 北京 100191)

**摘要:**目的 研究正畸力和动态咬合力作用下牙槽骨内的液体流动情况,为阐明牙槽骨结构重建的调控机理提供基础数据。方法 构建正畸牙齿移动的大鼠动物模型,利用 micro-CT 技术扫描并三维重建得到牙齿-牙周韧带-牙槽骨整体及第1磨牙近中牙根根尖及颈缘处牙槽骨的真实几何结构。计算正畸力或咬合力作用下牙槽骨的应变分布,并以此为基础,利用流固耦合的数值模拟方法,分析咬合与正畸加载下不同位置处牙槽骨内液体的流动情况。结果 正畸及咬合力作用下,牙槽骨内液体流速主要分布在0~10  $\mu\text{m/s}$ ,流体剪切应力(fluid shear stress, FSS)主要分布在0~10 Pa,高流速及高 FSS 出现在孔隙内的固液交界面上。根尖处牙槽骨表面 FSS 水平高于颈缘处牙槽骨。结论 正畸力及咬合力的联合作用在牙槽骨不同位置引起不同水平 FSS,进而可能刺激牙槽骨骨小梁表面的细胞发生响应,并最终调控牙槽骨结构重建和发生正畸牙移动。研究结果可为牙齿正畸的临床治疗提供理论指导。

**关键词:**牙槽骨;骨小梁;流固耦合;孔隙结构;流体剪切应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.01.013

## Numerical Simulation on Fluid Flow within Rat Alveolar Bone under Orthodontic and Occlusal Loading

LUO Rui<sup>1</sup>, JIAO Fei<sup>1</sup>, SUN Qing<sup>1</sup>, ZHAO Zhenda<sup>2</sup>, LENG Huijie<sup>2</sup>, HUO Bo<sup>1</sup>

(1. Biomechanics Lab, Department of Mechanics, School of Aerospace Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China; 2. Department of Orthopaedics, Peking University Third Hospital, Beijing 100191, China)

**Abstract:** **Objective** To study fluid flow within alveolar bone under orthodontic and occlusal loading, so as to provide references for understanding the regulatory mechanism of bone remodeling during orthodontics. **Methods** An animal model for orthodontic tooth movement on rats was first constructed. The finite element model of tooth-periodontal ligament-alveolar bone was established based on micro-CT images and the strain field in alveolar bone under orthodontic or constant occlusal loading was analyzed. Then finite element model of alveolar bone was constructed from the bone near the cervical margin or apical root of mesial root. The fluid flow in this model under orthodontic and cyclic occlusal loading was further predicted by using fluid-solid coupling numerical simulation. **Results** The fluid velocity within alveolar bone cavity mainly distributed at 0-10  $\mu\text{m/s}$ , and the fluid shear stress (FSS) was mainly distributed at 0-10 Pa. FSS on the surface of alveolar bone near the apical root was higher than that close to the cervical margin. **Conclusions** FSS at different levels could be produced at different location within alveolar bone cavity under orthodontic and cyclic occlusal loading, which might further activate biological response of bone cells on the surface of trabeculae and finally regulate the remodeling of alveolar bone and orthodontic movement of tooth. The results provide theoretical guidance for the clinical treatment of orthodontics. **Key words:** alveolar bone; trabecula; fluid-solid coupling; porous structure; fluid shear stress (FSS)

收稿日期:2019-04-30; 修回日期:2019-05-12

基金项目:科技部重点研发计划(2018YFF0300800),国家自然科学基金项目(11572043)

通信作者:霍波,教授,E-mail: huobo@bit.edu.cn

在正畸牙移动、牙齿发育等生理活动中,牙槽骨结构重建极为活跃。这种骨组织结构重建行为主要包含成骨细胞主导的骨形成和破骨细胞主导的骨吸收两个过程。其中,成骨细胞的分泌物矿化为骨基质,最终形成新骨;成熟的破骨细胞会吸收分解矿物质,导致骨矿含量减少。研究表明,这种结构的重建行为受到力学因素的调控,最终使骨适应其所处的力学环境<sup>[1-2]</sup>。牙槽骨的结构重建受到正畸力或咬合力的调控,具体表现为牙槽骨内骨小梁主要沿着咬合力方向排列,而正畸力作用下牙齿一侧的牙槽骨发生骨吸收,另一侧发生骨形成,导致牙齿沿正畸方向移动。事实上,牙槽骨内成骨细胞及骨细胞都可以感受到其表面骨髓液流动引起的流体剪切应力(fluid shear stress, FSS)刺激,从而产生生物学响应<sup>[3-6]</sup>。为了明确力学作用在牙槽骨内的传导过程,阐明其对牙槽骨结构重建的调控机理,首先需要对外力刺激下牙槽骨内的液体流动情况进行深入研究。

受限于在体测量实验技术的缺乏,数值模拟是研究骨内液体流动的有效方法。已有研究通过构建松质骨理想模型或以 micro-CT 技术为基础,对股骨的真实几何结构进行三维重建,并使用流固耦合的数值模拟方法计算和分析骨内液体流动<sup>[7-8]</sup>。但目前鲜有研究关注骨重建极为活跃的牙槽骨,在咬合力和正畸力作用下牙槽骨内液体力学参量的空间分布和动态变化还不明确,从而难以预测牙槽骨内骨组织细胞所处的力学微环境,以及对骨组织的结构重建进行准确预测。

本文首先构建正畸牙齿移动的大鼠动物模型,利用 micro-CT 扫描并三维重建,得到牙齿-牙周韧带-牙槽骨整体及牙槽骨两个不同位置处松质骨的真实几何结构。利用有限元方法分析正畸力或咬合力作用下牙槽骨的应变分布,并以此为基础,利用流固耦合数值模拟方法得到动态咬合力与正畸力作用下不同位置处牙槽骨内部液体的流动情况。

## 1 材料和方法

### 1.1 动物模型

在北京大学医学部实验动物科学部购得 1 只 6~8 周龄 SPF 级雌性 SD 大鼠进行正畸实验,动物

许可证号为 SCXK(京)2016-0010。实验前在温度(20±2)℃、相对湿度 40%~50%、12 h 光照及 12 h 黑暗的环境下适应性饲养 1 周。实验前后分别使用 Co<sup>60</sup> 灭菌饲料与动物奶粉喂养大鼠。将大鼠麻醉后以仰卧位固定于手术台上,使用镍钛拉簧正畸移动大鼠上颌右侧第 1 磨牙。正畸力为 0.8 N,持续 20 d[见图 1(a)]。镍钛拉簧的一端通过结扎丝固定在第 1、2 磨牙之间,另一端通过光固化树脂固定在切牙的固位槽中。正畸实验结束后,大鼠第 1 磨牙向切牙方向移动 0.21 mm。实验过程中所有操作均符合实验动物伦理委员会制定的标准。

### 1.2 牙齿-牙周韧带-牙槽骨的有限元模型

使用 micro-CT 扫描大鼠的上颌骨,将图片导入 Mimics 软件后,对其右侧第 1 磨牙处牙齿及牙周组织进行三维重建,红色区域为颈缘处牙槽骨,蓝色区域为根尖处牙槽骨[见图 1(b)]。首先,构建牙齿-牙周韧带-牙槽骨整体有限元模型[见图 1(c)]。研究表明,牙釉质与牙本质、密质骨与松质骨之间的差异对牙齿移动的计算结果几乎没有影响,推测原因是牙槽骨与牙齿的弹性模量远大于牙周韧带<sup>[9-10]</sup>。因此,为了简化运算,该模型忽略牙釉质与牙本质、密质骨与松质骨之间的差异,且未考虑松质骨内的孔隙结构,假设牙周韧带充分填充于牙槽骨与牙齿之间。牙齿、牙周韧带、牙槽骨被假设为均质、各向同性的线弹性材料,弹性模量分别为 20 GPa、0.7 MPa 和 2 GPa,泊松比分别为 0.3、0.45 和 0.3<sup>[11-12]</sup>。牙槽骨的底部及远中截面设置为固定约束,不同组织间通过绑定接触连接。模拟正畸实验时,在第 1 磨牙远中面结扎丝位置施加 0.8 N 线载荷;模拟大鼠咬合时,对牙齿咬合面施加 4 N 垂直向下集中力<sup>[13]</sup>。图 1(d)所示为近中牙根在正畸力作用下沿正畸方向的正应力分布。定义正应力大于 50 kPa 区域为拉力区;正应力小于 -50 kPa 区域为压力区。结果表明,拉力区位于近中牙根远中上半部,压力区则位于近中颈缘和整个根尖处。后续计算中将以此为基础,决定牙槽骨受到的正畸加载方向。图 1(e)、(f)分别显示咬合力或正畸力作用下牙槽骨的应变分布。将咬合或正畸加载下牙槽骨节点按应变大小排序,取前 1% 节点的平均应变作为牙槽骨真实模型咬合或正畸位移加载的幅值,分别为 0.65 与 0.167。

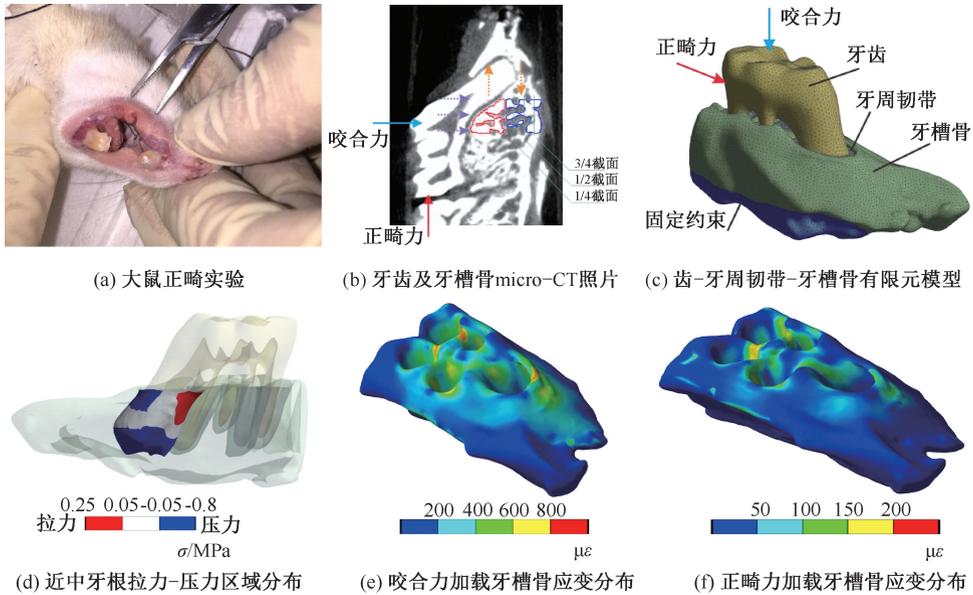


图1 牙齿-牙周韧带-牙槽骨有限元模型建立及模拟结果

Fig.1 Finite element analysis on tooth-periodontal ligament-alveolar bone (a) Orthodontic experiment, (b) Micro-CT image of alveolar bone and tooth, (c) Finite element model of tooth-periodontal ligament-alveolar bone, (d) Tension-compression area of mesial root, (e) Strain distribution of alveolar bone under occlusal loading, (f) Strain distribution of alveolar bone under orthodontic loading

### 2.3 不同位置处牙槽骨真实结构的有限元模型

牙槽骨结构复杂,包含许多小孔隙和复杂曲面。由于计算量的限制,无法对牙槽骨整体进行计算。因此,在第1磨牙近中牙根远中侧颈缘及根尖处分别截取体积约为  $1.5\text{ mm} \times 1.5\text{ mm} \times 1\text{ mm}$  松质骨作为研究对象[见图1(b)]。这两个位置处的牙

槽骨结构差异很大,颈缘处牙槽骨相比根尖处牙槽骨,骨量更多,骨小梁间隙较小。将两个位置处的松质骨在3-Matic软件中生成体网格,再导入COMSOL中进行计算。其中,颈缘处及根尖处牙槽骨分别含有  $3.6 \times 10^5$ 、 $5.5 \times 10^5$  个四面体单元[见图2(a)、(b)]。

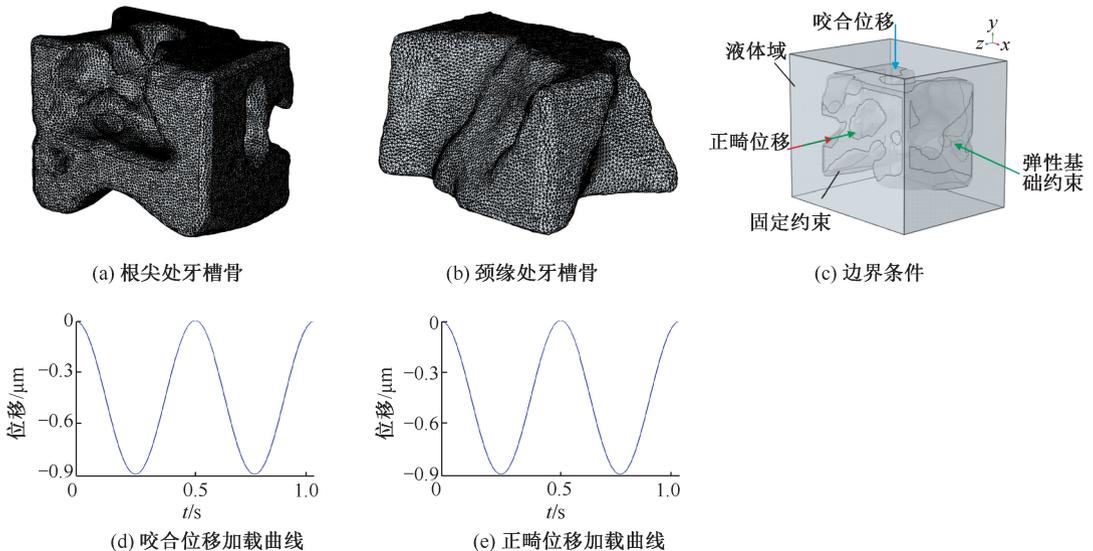


图2 牙槽骨真实结构的有限元模型

Fig.2 Finite element model of alveolar bone (a) Alveolar bone near apical root, (b) Alveolar bone near cervical margin, (c) Boundary condition, (d) Displacement loading along occlusal direction, (e) Displacement loading along orthodontic direction

设定松质骨弹性模量 3 GPa、泊松比 0.3, 为均匀、各向同性的线弹性材料<sup>[11,14]</sup>。研究表明, 低应变率下将骨髓液黏度系数设为常数(85 Pa·s), 或使用实验获取的随应变率变化的黏度系数对松质骨内液体流动进行计算, 两者结果无差异。因此, 本文假设骨髓液为密度 1 g/cm<sup>3</sup>、动力黏度系数 85 Pa·s 牛顿流体<sup>[8,15]</sup>。牙槽骨真实模型的边界条件如图 2(c) 所示。取松质骨边界向外 250 μm 大小的立方体作为松质骨所处的充满骨髓液的流体域。正畸过程中, 牙槽骨会受到牙齿咬合产生的咬合力, 颈缘处牙槽骨近中面会受到正畸引起的拉力, 根尖处牙槽骨会受到压力。因此, 对固体域的底部施加固定约束, 顶部施加幅值为 0.9 μm、频率为 2 Hz 正弦时变咬合位移, 其中频率参考大鼠咬合的频率<sup>[16-17]</sup> [见图 2(d)]。对两处牙槽骨的近中面分别施加拉伸或压缩位移载荷, 选择在 0.24 s 内将正畸位移加至 0.18 μm, 之后维持恒定位移加载至 1 s。为避免载荷加载速度突变, 在 0.24 s 附近对位移加载速度进行平滑处理 [见图 2(e)]。正畸拉伸位移加载

与其大小相同、方向相反。对固体域的其余侧面施加弹性系数为 3 GPa 弹性基础约束, 以模拟其周围牙槽骨对模拟区域的力学作用; 流体域的 6 个面为允许流体自由进出的开边界。为避免边界影响, 选取牙槽骨边界向内 50 μm 范围内的数据进行分析。

## 2 结果

### 2.1 正畸力及动态咬合力作用下牙槽骨内的液体流动

图 3 所示为根尖及颈缘处牙槽骨固体应力与流线( $t=0.875$  s)及骨小梁表面 FSS 分布。两个位置处牙槽骨内液体的流速主要分布在 0~10 μm/s。根尖处牙槽骨的最大流速为 15 μm/s, 颈缘处牙槽骨的最大流速为 11 μm/s。域内液体主要沿咬合力加载的方向流动, 靠近咬合力加载面处的液体具有更大流速。忽略边界影响, 牙槽骨的固体应力主要分布在 2 MPa, 在部分狭窄的区域能达到 8 MPa。牙槽骨表面 FSS 主要分布在 0~10 Pa, 内部孔隙骨表面的 FSS 较大。

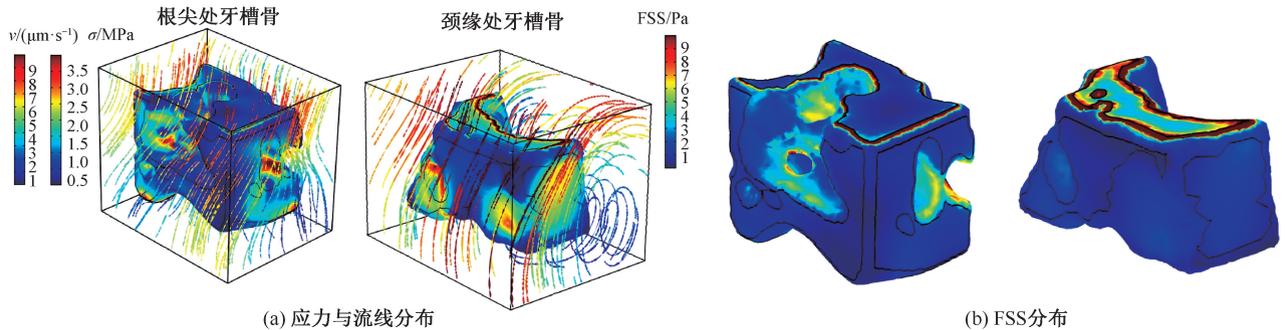


图 3 牙槽骨内液体流动( $t=0.875$  s)

Fig.3 Fluid flow within alveolar bone (a) Distributions of von Mises stress and streamline, (b) Distributions of FSS

为了更加直观地观察骨组织内部的液体流动情况, 图 4 展示了根尖处牙槽骨沿咬合方向 1/4、1/2、3/4 截面内液体流速及 FSS 分布。不同截面内孔隙大小、数量存在差异。高 FSS 及高流速主要出现在牙槽骨内部孔隙的固液交界面上。骨表面的高 FSS 在 5 Pa 左右, 部分区域能达到 7~8 Pa。牙槽骨内液体的流速在 3~9 μm/s 之间。根尖处牙槽骨在 1/4 截面内存在较多大面积孔隙, 内部最大 FSS 为 7 Pa, 最大流速为 12.94 μm/s。1/2 截面内部最大 FSS 为 7 Pa, 最大流速为 10.08 μm/s。3/4 截面内部孔隙较少, 面积较小, 其内部最大 FSS 为

8 Pa, 最大流速为 10.01 μm/s。

### 2.2 根尖及颈缘处牙槽骨表面 FSS 对比

图 5 定量地比较两个位置处牙槽骨表面 FSS。FSS 峰值出现在每个周期 1/4 时刻。根尖处牙槽骨 FSS 平均峰值为 2.2 Pa, 75、50、25 分位点 FSS 分别为 3.3、1.9、0.9 Pa。颈缘处牙槽骨 FSS 平均峰值为 1.3 Pa, 75、50、25 分位点 FSS 分别为 1.7、1.1、0.7 Pa。可以看出, 无论是平均值还是 4 分位点, 根尖处牙槽骨表面 FSS 都大于颈缘处牙槽骨, 说明根尖处牙槽骨表面 FSS 水平高于颈缘处牙槽骨。本课题组的体外细胞力学实验结果表明, 破骨细胞会

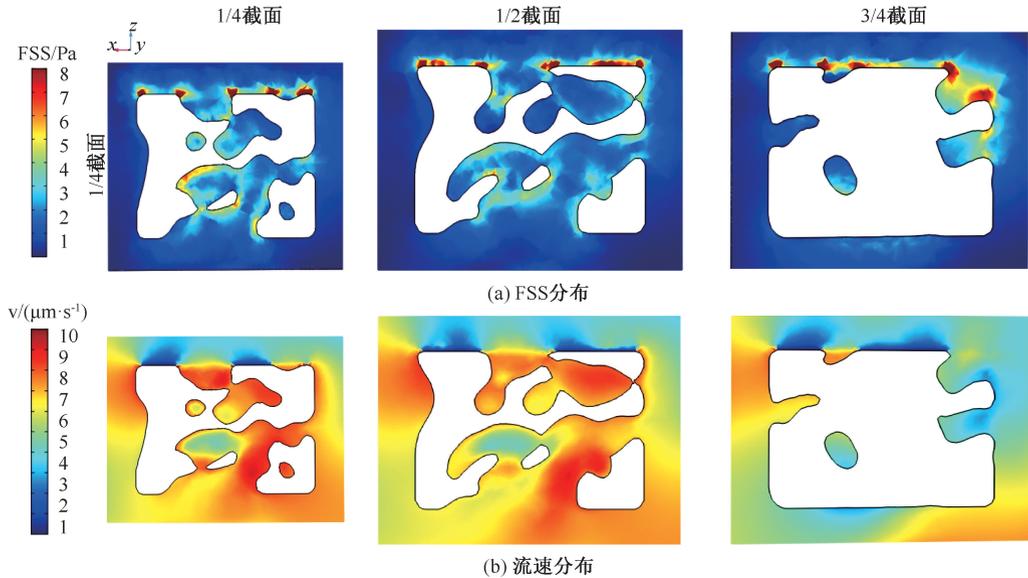


图4 根尖处牙槽骨沿咬合方向不同截面内液体流速及流体剪应力分布

Fig.4 Distribution of fluid velocity and FSS in different sections of alveolar bone near apical root along occlusion direction

(a) Distributions of FSS, (b) Distribution of fluid velocity

向小于 0.1 Pa 低 FSS 区域迁移;在 1~3 Pa FSS 刺激下,成骨细胞将产生响应<sup>[18-19]</sup>,并且高于生理值 3 Pa 时 FSS 会降低骨细胞中连接蛋白 (Connexin 43) 表达,并影响信号分子的传递<sup>[20]</sup>。

到 1~3 Pa FSS。根尖处有 10% 区域在超过 1/2 时间内受到 FSS>3 Pa,而颈缘处牙槽骨只有 1% 区域。由此推测,咬合力与正畸力作用引起的 FSS 会刺激牙槽骨小梁表面的成骨细胞发生响应,根尖处牙槽骨表面的成骨细胞相对于颈缘处牙槽骨,更容易被力学加载激活。

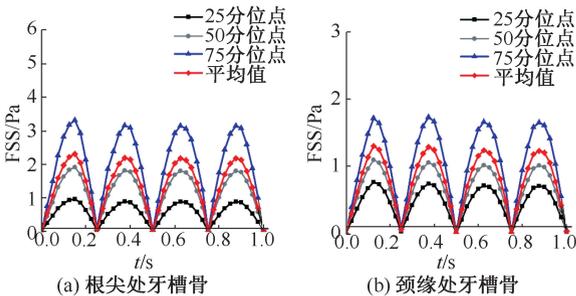


图5 牙槽骨表面平均流体剪应力及 4 分位点随时间的变化

Fig.5 Variation of quartile and average FSS on trabecular surface with time (a) Alveolar bone near apical root, (b) Alveolar bone near cervical margin

因此,对两个不同位置处牙槽骨表面 FSS<0.1 Pa、FSS=0.1~1 Pa、FSS=1~3 Pa、FSS>3 Pa 节点数占比进行比较(见图 6)。在加载周期的绝大部分时间里,牙槽骨表面几乎没有 FSS<0.1 Pa 区域。根尖及颈缘处牙槽骨表面分别有 30% 和 50% 的区域在超过 1/2 时间内受到 0.1~1 Pa FSS 刺激,有 40% 和 30% 的区域在超过 1/2 时间内受

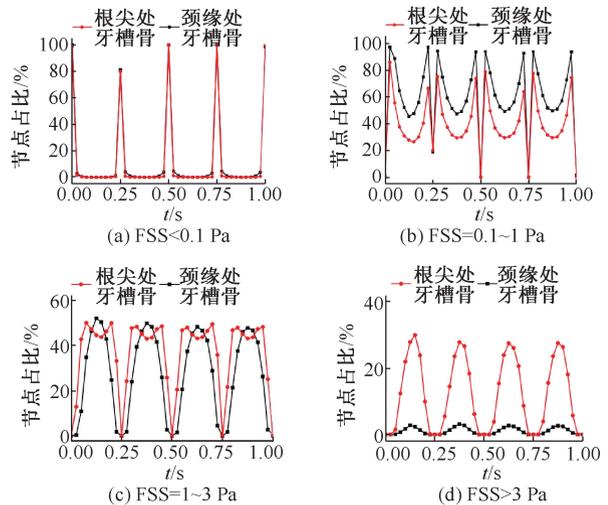


图6 牙槽骨不同 FSS 阈值内节点占所有节点比例随时间的变化  
Fig.6 Proportion of the nodes with FSS in different range over loading duration (a) FSS<0.1 Pa, (b) FSS=0.1-1 Pa, (c) FSS=1-3 Pa, (d) FSS>3 Pa

## 4 讨论与结论

牙槽骨的孔隙结构较为复杂,受限于计算量,很难对整体牙槽骨真实模型进行计算。因此,本文首先建立牙齿-牙周韧带-牙槽骨有限元模型,得到咬合或正畸加载下牙槽骨的应变作为后续计算的边界条件。选取第1磨牙近中牙根颈缘及根尖处的牙槽骨建立有限元模型,通过流固耦合数值模拟方法得到牙槽骨内的液体流动情况。该方法应用于牙槽骨真实的孔隙结构,在保证计算结果准确性的前提下节省了计算资源。计算结果表明,正畸及咬合作用下牙槽骨内液体主要沿着咬合加载的方向流动,流速主要分布在 $0\sim 10\ \mu\text{m/s}$ ,靠近咬合力加载面处的液体具有更大流速。牙槽骨的固体应力主要分布在2 MPa,骨表面FSS主要分布在 $0\sim 10\ \text{Pa}$ ,高FSS及高流速主要出现在牙槽骨内部孔隙的固液交界面上。

在正畸力及咬合力作用下,根尖及颈缘处牙槽骨都会有一部分区域受到利于成骨细胞响应的 $1\sim 3\ \text{Pa}$  FSS。观察发现,骨内液体主要沿动态咬合加载方向流动,正畸加载在恒定后对域内液体的流动没有影响。因此,本文推测牙槽骨骨小梁表面的成骨细胞会在咬合力引起的流体刺激下产生生物学响应,以参与骨形成过程。事实上咬合调整是牙周炎治疗中的常用方法,能显著改善牙齿动度及附着水平,部分患者在咬合调整后牙槽骨骨密度有增长的趋势,并且会形成新的骨小梁<sup>[21]</sup>。此外,研究表明,给实验组大鼠戴上金属顶盖使其无法咬合持续8周后,相比于对照组,实验组大鼠牙槽骨的骨体积率、骨小梁厚度、骨小梁数目都会减小,骨小梁间隙逐渐升高<sup>[22]</sup>,表明牙齿咬合对维持牙槽骨内骨重建活动的动态平衡至关重要。本文计算结果还发现,根尖处牙槽骨表面FSS水平大于颈缘处牙槽骨,且有更多的区域在更长时间内受到超过响应阈值的FSS。推测根尖处牙槽骨相比于颈缘处牙槽骨,其表面的成骨细胞更容易被激活参与到骨重建过程中,这可能是根尖处牙槽骨孔隙更多、结构连通性更好而导致。

本文应用流固耦合的数值模拟方法,计算得到牙槽骨两个不同位置处固体应力、液体流速、FSS等关键参数的分布。结果表明,正畸力及咬合力的联

合作用会在牙槽骨根尖与颈缘处引起不同水平FSS,从而刺激牙槽骨骨小梁表面的成骨细胞或破骨细胞发生相应响应,最终调控牙槽骨结构重建及正畸牙移动。

### 参考文献:

- [1] LEBLANC AD, SCHNEIDER VS, EVANS HJ, et al. Bone mineral loss and recovery after 17 weeks of bed rest [J]. *J Bone Miner Res*, 1990, 5(8): 843-850.
- [2] HAAPASALO H, SIEVANEN H, KANNUS P, et al. Dimensions and estimated mechanical characteristics of the humerus after long-term tennis loading [J]. *J Bone Miner Res*, 1996, 11(6): 864-872.
- [3] SMALT R, MITCHELL FT, HOWARD RL, et al. Induction of NO and prostaglandin E2 in osteoblasts by wall-shear stress but not mechanical strain [J]. *Am J Physiol*, 1997, 273(4 Pt 1): E751-758.
- [4] 郭萌萌, 余洋, 叶重阳, 等. 流体剪应力对成骨分化不同阶段细胞 Piezo1 基因表达的影响 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(6): 537-543.  
GUO MM, YU Y, YE CY, et al. Effects of fluid shear stress on gene expression of Piezo1 in the cells during osteogenic differentiation [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(6): 537-543.
- [5] OWAN I, BURR DB, TURNER CH, et al. Mechanotransduction in bone: Osteoblasts are more responsive to fluid forces than mechanical strain [J]. *Am J Physiol*, 1997, 273(3 Pt 1): C810-815.
- [6] YOU J, YELLOWLEY CE, DONAHUE HJ, et al. Substrate deformation levels associated with routine physical activity are less stimulatory to bone cells relative to loading-induced oscillatory fluid flow [J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(4): 387-393.
- [7] BIRMINGHAM E, GROGAN JA, NIEBUR GL, et al. Computational modelling of the mechanics of trabecular bone and marrow using fluid structure interaction techniques [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(4): 814-826.
- [8] METZGER TA, KREIPKE TC, VAUGHAN TJ, et al. The *in situ* mechanics of trabecular bone marrow: The potential for mechanobiological response [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(1), doi: 10.1115/1.4028985.
- [9] BOURAUUEL C, FREUDENREICH D, VOLLMER D, et al. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models [J]. *J Orofac Orthop*, 1999, 60(2): 136-151.
- [10] VOLLMER D, BOURAUUEL C, MAIER K, et al. Determination of the centre of resistance in an upper human canine

- and idealized tooth model [J]. *Eur J Orthod*, 1999, 21(6): 633-648.
- [11] KAWARIZADEH A, BOURAUUEL C, JAGER A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens [J]. *Eur J Orthod*, 2003, 25(6): 569-578.
- [12] GONZALES C, HOTOKEZAKA H, ARAI Y, *et al.* An *in vivo* 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar [J]. *Angle Orthod*, 2009, 79(4): 703-714.
- [13] RO JY. Bite force measurement in awake rats: A behavioral model for persistent orofacial muscle pain and hyperalgesia [J]. *J Orofac Pain*, 2005, 19(2): 159-167.
- [14] ABE H, HAYASHI K, SATO M. Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs [M]. Tokyo, Springer, 1996.
- [15] METZGER TA, SHUDICK JM, SEEKELL R, *et al.* Rheological behavior of fresh bone marrow and the effects of storage [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2014, 40: 307-313.
- [16] KHAN J, BENOLIEL R, HERZBERG U, *et al.* Bite force and pattern measurements for dental pain assessment in the rat [J]. *Neurosci Lett*, 2008, 447(2-3): 175-178.
- [17] KIM SH, SON CN, LEE HJ, *et al.* Infliximab partially alleviates the bite force reduction in a mouse model of temporomandibular joint pain [J]. *J Korean Med Sci*, 2015, 30(5): 552-558.
- [18] LU XL, HUO B, CHIANG V, *et al.* Osteocytic network is more responsive in calcium signaling than osteoblastic network under fluid flow [J]. *J Bone Miner Res*, 2012, 27(3): 563-574.
- [19] WEINBAUM S, COWIN SC, ZENG Y. A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses [J]. *J Biomech*, 1994, 27(3): 339-360.
- [20] LI X, LIU C, LI P, *et al.* Connexin 43 is a potential regulator in fluid shear stress-induced signal transduction in osteocytes [J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(12): 1959-1965.
- [21] 姚霜, 徐明, 王文红, 等. 调整咬合在牙周炎患者修复前正畸治疗中的应用[J]. *口腔颌面修复学杂志*, 2004, 5(3): 198-200.
- [22] 周国锋, 项立新, 黎红. 咬合功能减退对大鼠下颌骨影响的三维显微结构观察[J]. *中华口腔医学杂志*, 2013, 48(1): 53-57.

## 冯元桢先生百年纪念感言

霍 波

最早知道冯元桢先生的名字,是我在北京航空航天大学读本科的时候,系里从事生物力学研究的马和中老师在课上提到冯先生对生物力学的创立和发展做出了重要的贡献。后来到清华读博士,导师郑泉水教授让我研究牙本质的本构关系,才开始系统地阅读冯先生的著作。在看他的生物力学三部曲《血液循环》、《活组织的力学特性》、《运动、流动、应力和生长》时,令我印象最深的是书中行文的流畅和生动,而我此前从未见到学术著作可以写得如此深入浅出。生物力学作为一个交叉且新生的学科方向,信息庞杂而头绪众多。但在此三卷本的巨著中,冯先生谙熟地应用数学和力学理论将不同生理系统

的研究成果加以介绍和分析,仿佛这些文字由他的笔尖自然地流淌出来,又与书中扉页的国画和印章相得益彰,呈现出科学与艺术结合之美。第一次见到冯先生,是在2002年他访问中国科学院力学研究所的座谈会上。他谈到自己转向生物力学研究时,事先并不知道结果会怎样,只是做就是了,但一旦决定做一件事,就会投入全部精力来完成它。

转眼间我从事生物力学研究已经20余年了,冯先生学以致用、勇于创新、不懈求索的精神一直鼓舞着我,是我从事学术研究的榜样和人生楷模。

斯人已逝,遗响犹存!谨以此短文悼念冯元桢先生!