

仿骨小梁力学性能的多孔结构拓扑优化设计

郭新路¹, 刘蓉¹, 王永轩²

(1. 大连理工大学 生物医学工程学院, 辽宁 大连 116024; 2. 大连大学附属中山医院 骨科实验室, 辽宁 大连 116001)

摘要:目的 基于动物骨小梁结构设计多孔植入物, 阐述骨小梁结构的力学性能特点, 说明使用仿骨小梁多孔结构植入物在临床治疗中的重要意义。方法 基于动物骨小梁结构的各向异性力学性能, 利用拓扑优化技术进行多孔结构设计。根据骨功能原理提出分区、分块重建原则, 利用 Micro-CT 图像重建动物骨小梁模型结构; 根据代表体元法对模型施加边界约束和外载荷, 以求解的力学性能作为优化的目标函数, 利用拓扑优化中的变密度法和均匀化方法进行多孔结构设计及优化。结果 骨小梁结构具有各向异性的力学特点。求解发现, 松质骨的体积分数在同一截面的边缘到中间主压力位置呈现递增趋势; 泊松比无明显变化规律, 均匀分布在 0.17 ~ 0.30 之间; 而弹性模量和剪切模量在松质骨主压力位置明显大于其他位置; 基于上述结果进行拓扑优化设计, 结果显示, 优化后模型的泊松比分布在 0.17 ~ 0.30, 弹性模量误差在 14% 以下, 最小的仅为 3%, 剪切模量误差范围在 8% 以下, 基本符合最初的设计目标。结论 利用拓扑优化方法设计的多孔结构具有与动物松质骨相同的各向异性特点, 同时减少应力集中现象, 可以实现特定性能的多孔结构设计, 为后续设计临床应用的多孔植入物提供一种合理有效的方法。

关键词: 骨小梁; 多孔结构; 代表体元法; 力学分析; 拓扑优化

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.05.004

Topology Optimization of Bionic Porous Structure Based on Biomechanical Properties of Trabecular Bone

GUO Xinlu¹, LIU Rong¹, WANG Yongxuan²

(1. School of Biomedical Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116024, Liaoning, China;

2. Orthopedic Laboratory, Affiliated Zhongshan Hospital of Dalian University, Dalian 116001, Liaoning, China)

Abstract: **Objective** Based on structure of animal trabecular bone, implants with porous structure were designed to describe mechanical properties of trabecular structure and explain significance of bionic trabecular porous implants in clinical treatment. **Methods** Based on anisotropic mechanical properties of animal trabecular bone, a porous structure was designed using the topology optimization method. The principles of partition and block reconstruction were first proposed according to bone function theory. The trabecular structure was then reconstructed based on micro-CT images. The boundary constraint and external load were applied on this model according to the respective-volume-element (RVE) method. Taking the solved mechanical properties as objective functions of optimization, the porous structure design and optimization were conducted using the variable density method and the homogenization method. **Results** The trabecular bone possessed the anisotropic mechanical properties. It was found that the volume fraction showed an increasing trend from the edge to the middle across the same section of trabecular bone. But there was no obvious regular pattern in Poisson's ratio, which was evenly distrib-

uted in the range between 0.17 and 0.30. As to the values of elastic modulus and shear modulus, they were both significantly higher in the main pressure position compared with those in the other positions. After topography optimization based on these mechanical properties, the Poisson's ratio of the optimized model was in the same range as the animal trabecular bone. The elastic modulus error was less than 14%, with the minimum being only 3%. In addition, the shear modulus error was below 8%, which ultimately complied with criteria of the original goal. **Conclusions** The designed porous structure based on topology optimization had the same anisotropic characteristics as animal trabecular bone, while reducing the stress concentration phenomenon, which could achieve the specific design for porous structure, thus providing a reasonable and effective method for clinical porous implants.

Key words: trabecular bone; porous structure; representative-volume-element (RVE) method; mechanical analysis; topology optimization

股骨头坏死、骨肉瘤、粉碎性骨折及重大撞击产生的骨创伤等都会产生大面积的骨缺损,通过骨自身的恢复机制难以实现骨缺损部位的生长,故必须利用外部植入物进行修复。为了符合生物骨小梁的特性,需要将植入物设计为多孔结构^[1-5]。

传统的多孔结构设计方法通常有构造实体几何法和基于图像的建模方法,前者是一种基于计算机辅助设计(computer aided design, CAD)技术的方法。例如:Sharma 等^[6-7]利用该方法设计了两种多孔结构,并进行动物实验,发现该多孔结构应用于细胞附着生长实验中出现细胞分布不均匀的现象,推测该设计方法仅适用于小尺寸结构设计;Ciurana 等^[8]基于 CAD 结构的方法提出一种参数化的建模方法,设计得到的多孔结构模型具有结构简单、便于加工等特点,但难以控制该结构的力学性能。随着影像学技术在医疗领域的深入应用,基于医学图像的建模方法也成为研究骨小梁结构的重要方式。例如:Podshivalov 等^[9]利用 Micro-CT 图像重建得到与骨小梁结构高度相似的多孔支架,并利用仿真实验分析其性能;Engelke 等^[10]对股骨中的骨小梁结构进行重建,进而提出利用骨强度预测骨质疏松病人骨折的风险。尽管这种图像重建方法得到的多孔结构保留了原始结构的真实性,但梁结构微细、孔小且无明显变化规律,难以应用于实际加工。Coelho 等^[11]以渗流性能为设计目标,利用拓扑优化方法得到各向同性的支架模型,并应用于股骨近端内部结构设计;张冬云等^[12]则对多孔材料单元网格结构进行拓扑优化设计。总体来说,目前的方法偏重于基于材料的结构设计,缺少对骨小梁力学性能

的考虑,在实际应用中存在一定的局限性。

事实上,骨小梁的力学性能要求是多孔结构植入物设计的重要决定因素之一,但骨小梁的内部力学性能很难直接通过生物力学实验方法获取。为了分析骨小梁的等效力学性能,通常选取不同的代表体元描述不同位置骨小梁的性能。这种方法通过人为选取特征胞元,并在胞元上施加外载荷和约束,进而求出复杂结构的等效性能^[13-14]。

为了解决骨小梁结构的复杂多变、难以加工等问题,本文首先以图像建模为基础得到骨小梁模型,然后通过代表体元法与有限元方法相结合分析其力学性能,最后以骨小梁的各向异性力学性能作为目标,利用拓扑优化技术设计多孔结构,为研究和制备临床应用的多孔结构植入物奠定基础。

1 材料与方法

1.1 材料

本文主要研究仿骨小梁力学性能的多孔结构优化设计,需要通过 Micro-CT 首先得到清晰的骨小梁原始三维图像,故选取体型较大的动物作为实验材料。大连大学附属中山医院动物房从 1 月龄开始饲养的健康雄性小猪 1 头,在 6 个月时处死,截取股骨近端作为离体样本,以适应 Micro-CT 扫描要求。

1.2 图像处理与模型重建

1.2.1 松质骨图像获取 为获取具有清晰骨小梁结构的松质骨图像,通常采用组织切片或 Micro-CT 扫描技术。基于组织的切片方法可以得到单层具有清晰骨小梁结构的图像,但其过程复杂,而且损

坏了实验材料。Micro-CT的空间分辨率很高,可以达到微米级,在不破坏样本的前提下可以得到具有清晰内部微结构的骨小梁图像。本文骨小梁图像来源于大连大学附属中山医院的Micro-CT设备(Inveon Multimodality System, Siemens Medical Solutions公司,美国),空间分辨率为 $9.41\ \mu\text{m}$;采集软件为Inveon Acquisition Workplace 1.5,重建软件为Inveon Reconstruction Workplace 4.1。试验采用猪股骨结构,其股骨头内部的骨小梁沿着主压力方向生长,故通过Micro-CT扫描重建直接得到的原始三维重建图像中骨小梁方向与坐标轴方向不一定一致,这时需要通过三维旋转和三维剪切操作,使主力线方向与 X 、 Y 、 Z 坐标轴方向平行,并截取感兴趣区域的数据转换为DICOM格式文件输出,以便后续的结构化处理和有限元分析。

1.2.2 松质骨图像处理 利用图像处理算法对骨小梁结构的图像进行处理,主要包括预处理(窗宽窗位的调整)、阈值分割和区域增长。首先,对图像进行窗宽窗位的调整,在 $500\sim 1\ 200\ \text{HU}$ 时可以得到具有清晰骨小梁结构的松质骨图像;其次,对图像进行阈值分割操作,通过多次调整,将阈值最小值定为 $650\ \text{HU}$,由于阈值最大值对骨的分割基本无影响,故不做调整;最后,对图像进行区域增长操作,去除模型中的孤立点和孤立不连接的结构,获得较为清晰的梁-孔结构。

1.2.3 松质骨模型重建 Wolff定律指出,骨骼的生长会受到力学刺激影响而改变其结构,表现为骨小梁趋向于沿主压力方向排列。因此,对于不同位置处的松质骨,它们的结构模式与力学性能以及疏密程度会存在差异。基于此,提出分层、分区域重建松质骨模型的方法。

首先,将股骨头按照主压力方向的高度不同分为5层,每层都是一个圆柱体,层厚为 $2\ \text{mm}$;其次,确定每一层的截取半径,由于股骨头类似球形,因而每一层圆柱体的截取半径各不相同,第1层(最上层)的截取半径为 $7.5\ \text{mm}$,第2、3层的截取半径为 $10.5\ \text{mm}$,第4、5层的截取半径为 $12\ \text{mm}$;最后,确定每层的模型数量。按照不同的位置从每层截取长度、宽度和高度分别为 $2\ \text{mm}$ 的模型(高度即为层厚 $2\ \text{mm}$)。由于每层半径大小不同,分区后从每一层得到的模型数量分别为5、7、7、9、9,共37块。

图1所示为内部截取分层结构以及第1层中间位置的 $2\times 2\times 2$ 松质骨的单胞模型。

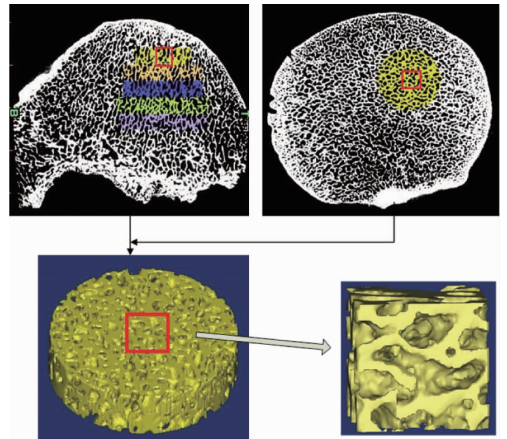


图1 内部分层结构及松质骨单胞模型
Fig. 1 Internal hierarchical structure and cancellous bone cell model

1.2.4 松质骨模型的体网格划分与导出 体网格的划分是有限元分析的基础。使用ANSYS 15.0对松质骨图像进行三维重建以及体网格划分。ANSYS划分之后得到兼容性较好并可以进行光滑处理以及过滤孤立点的模型结果,设定单元类型为Solid 185单元,导出数据为.cdb格式,以便后续模型处理以及力学性能分析。

1.3 有限元分析

1.3.1 代表体元法 代表体元法^[16]的基本思想是从待操作的样本中选取小的体积元进行计算,求得它们等效的物理性能,然后将整体结构等效为代表体积元的周期性排列,进而得到与代表体元拥有相同物理性能的整体结构。图2所示为复合材料结构受外载荷示意图, a 、 b 、 c 分别为代表体元3个边的长度。当对复合材料施加外载荷 P 时, x 、 y 、 z 3个方向的位移分别为 m 、 t 、 r ,其值可由边界约束条件计算得出。

若外载荷 P 平行于边长 a 的方向,且在此方向的长度变化为 δ (可通过有限元计算得到),则此方向平均应变 ε 和应力 σ 分别为:

$$\varepsilon = \delta/a \quad (1)$$

$$\sigma = P/bc \quad (2)$$

由此可得弹性模量为:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{P/bc}{\delta/a} = \frac{Pa}{bc\delta} \quad (3)$$

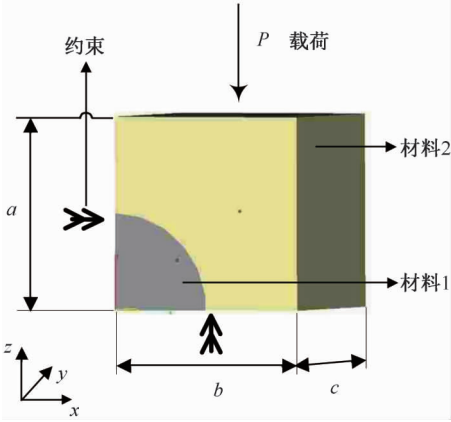


图2 外载荷施加示意图

Fig.2 Schematic diagram of load application

以此类推,可以得到各方向的弹性模量。

根据应变与泊松比的关系,可以对泊松比进行求解:

$$v_{xy} = -\varepsilon_{xy}/\varepsilon_x \quad (4)$$

式中: ε_x 和 ε_{xy} 分别为在 x 方向施加外载荷时 x 和 y 方向上的应变, v_{xy} 是 x 与 y 方向应变计算所得的泊松比,其余泊松比的数值也可依此方法进行求解。

另外,由弹性力学可知,剪切模量 G 与弹性模量 E 以及泊松比 ν 之间有如下关系:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (5)$$

本文通过式(3)~(5)分别求得模型的3个弹性模量、泊松比和剪切模量。

骨小梁结构复杂且为典型的各向异性结构,上述式(3)~(5)主要适用于各向同性材料,由于本文中截取的骨小梁结构模型较小,因而可以在该部分将骨小梁单胞结构简化为各向同性材料,以便于计算弹性模量、泊松比和剪切模量等参数,进而作为单胞模型的优化重建目标函数。

1.3.2 材料常数设定 松质骨由大量的梁结构组成,故将材料常数设为梁结构的材料常数。就单个骨小梁结构而言,其材料属性与密质骨接近,故设定骨小梁的弹性模量为 18.5 GPa,泊松比为 0.3^[17-18]。

1.3.3 边界条件施加 按照代表体元法的约束施加要求对模型施加约束,分别限制 x 、 y 、 z 方向的位移,约束施加的 APDL 命令如下所示:

$$\left. \begin{aligned} m(0, y, z) &= 0 \\ m(a, y, z) &= \text{constank} = \delta_1 \\ t(x, 0, z) &= 0 \\ t(x, b, z) &= \text{constank} = \delta_2 \\ r(x, y, 0) &= 0 \\ r(x, y, c) &= \text{constank} = \delta_3 \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

定义 $x = 0$ 、 $y = 0$ 和 $z = 0$ 的面分别在各方向的位移为 0; δ_1 、 δ_2 、 δ_3 的值由 ANSYS 求解得到。

通过 APDL 命令以节点力的方式对模型施加外载荷。每个节点的外载荷 $P_i = 10$ Pa,模型受到的总的外载荷 P 为单个节点的外载荷 N_i 与施加载荷的节点数量 P_i 的乘积:

$$P = P_i \times N_i \quad (7)$$

1.3.4 模型等效性能的求解 基于上述代表体元法的约束和外载荷施加原理,利用代表体元法求解模型的 9 个等效性能,包括等效弹性模量 E_x 、 E_y 、 E_z ,等效泊松比 v_{xy} 、 v_{yz} 、 v_{zx} 和等效剪切模量 G_{zx} 、 G_{yz} 、 G_{xy} 。

1.4 多孔结构优化重建方法

1.4.1 拓扑优化方法介绍 在进行多孔结构优化时,主要采用拓扑优化的方法。拓扑优化方法可以将复杂问题转化为数学问题,只需要给定目标函数和约束条件,通过选择合理的优化方法便可以对特定性能的结构进行求解。拓扑优化方法多种多样,综合考虑功能和使用范围,选择采用变密度法和均匀化方法。变密度法通过引入固体各向同性材料惩罚模型^[19] (solid isotropic microstructures with penalization, SIMP)将结构优化问题转化为设计域内的材料分布问题,插值模型如下:

$$E_{ijkl}(x) = \rho(x)^p E_{ijkl}^0 \quad p > 1 \quad (8)$$

$$p \geq \max \left\{ 15 \frac{1 - \nu}{7 - 5\nu}, \frac{3(1 - \nu)}{2(1 - 2\nu)} \right\} \quad (9)$$

式中: E_{ijkl} 是 4 阶弹性模量张量, $\rho(x)$ 为密度函数; $\rho(x)^p$ 为密度插值幂函数; E_{ijkl}^0 是设计材料的原始弹性张量; p 为密度惩罚系数,当 $p > 1$ 时,中间密度的刚度单元被“惩罚”,使得其数量大大降低; ν 为单元材料的泊松比。

引入拓扑优化设计中的均匀化方法求解迭代过程中的优化模型的等效性能。均匀化方法^[20]以摄动理论为基础,具有十分严格的数学基础,它是通过求解定义于一个单胞上的偏微分方程组来求

解微结构的等效性能。引入拓扑优化方法中的均匀化方法,根据松质骨的力学性能和特点,主要用于求解迭代过程中优化模型结构的等效弹性模量,以便于后续优化设计中更新目标函数,得到更好的优化结构:

$$\int_Y \left(E_{ijkl} - E_{ijmn} \frac{\partial \chi_m^{kl}(y)}{\partial y_n} \right) \frac{\partial v_i}{\partial y_j} dy = 0 \quad (10)$$

$$\forall \chi_m^{kl}(y) \in V_\Omega$$

$$E_{ijkl}^H = \frac{1}{|Y|} \int_Y \left(E_{ijkl} - E_{ijmn} \frac{\partial \chi_m^{kl}(y)}{\partial y_n} \right) dy \quad (11)$$

式中: Y 为单胞域; $\chi_m^{kl}(y)$ 是符合上式的广义位移函数; v_i 表示单胞中定义连续函数; E_{ijkl} 表示单胞中材料的弹性常数; i, j, k, l 表示坐标编号(编号取值范围:二维取1或2;三维取1,2或3); E_{ijmn} 表示 y_n 处的4阶弹性模量, m, n 同样是坐标编号; V_Ω 表示设计域。通过式(10)求解得到广义位移函数 $\chi_m^{kl}(y)$, 然后通过式(11)求解得到模型的等效弹性模量 E_{ijkl}^H 。

1.4.2 多孔结构优化重建模型 以单元密度作为设计变量,基于 SIMP 插值模型和均匀化方法建立优化模型:

$$\left. \begin{aligned} & \text{find } \rho_e, \quad e = 1, 2, \dots, N \\ & \min f(\rho_e) = (E_x - \bar{E}_x)^2 + (E_y - \bar{E}_y)^2 + \\ & \quad (E_z - \bar{E}_z)^2 + (G_{xy} - \bar{G}_{xy})^2 + \\ & \quad (G_{yz} - \bar{G}_{yz})^2 + (G_{zx} - \bar{G}_{zx})^2 + \\ & \quad (v_{xy} - \bar{v}_{xy})^2 + (v_{yz} - \bar{v}_{yz})^2 + \\ & \quad (v_{zx} - \bar{v}_{zx})^2 \\ & \text{s. t } V \leq V^{\text{upp}} \\ & E(x) = \rho(x)^p E^0 \\ & \text{Homogenization} \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

式中: ρ_e 为单元密度,具体可以参考 SIMP 方法; N 为单元的总数目; $f(\rho_e)$ 为目标函数, $\bar{E}_x, \bar{E}_y, \bar{E}_z, \bar{G}_{xy}, \bar{G}_{yz}, \bar{G}_{zx}, \bar{v}_{xy}, \bar{v}_{yz}, \bar{v}_{zx}$ 则为设计迭代过程中实时值; V^{upp} 为设计的体积上限; $E(x) = \rho(x)^p E^0$ 为引入的密度插值函数, Homogenization 为均匀化方法的控制方程。

1.4.3 多孔结构优化重建流程 引入拓扑优化的变密度法和均匀化方法对多孔结构进行设计,主要包括前处理、优化迭代以及后处理3个步骤。

前处理过程首先确定设计域和非设计域,之后主要包括建立几何模型、网格划分以及边界条件和载荷的施加。优化迭代主要包括优化参数的设定、设计变量初始化赋值、计算结构等效性能以判断是否停止迭代、进行灵敏度分析以更新设计变量、判断是否收敛。之后对求解得到的结果进行后处理。拓扑优化的基本流程如图3所示。

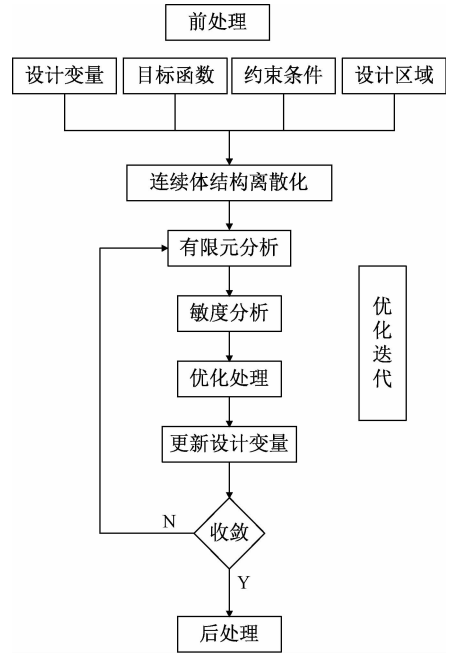


图3 拓扑优化流程图

Fig.3 Flow chart of topology optimization

通过上述方法对多孔结构进行优化重建。基于前面计算所得弹性模量等力学结果作为目标函数,设定 $30 \times 30 \times 30$ 单位结构体网格划分以及110 GPa载荷(随实验选用材料改变)等条件,通过编程迭代求解,最终得到多孔结构的优化重建模型。

2 结果与分析

2.1 体积分数分布

对重建之后的多个模型的体积分数求解发现,同层之间,体积分数的值从同一截面的边缘到中间主压力位置呈现递增的趋势;不同层之间,越靠近上层体积分数的值越大,体积分数的具体分布如图4(a)所示。

2.2 力学性能参数分布

对结构的各方向求解泊松比。本文取 zx 方向

泊松比为例,从计算结果可以发现,泊松比均分布在0.17~0.30[见图4(b)],小于或等于材料本身的泊松比,符合实际情况。然而,泊松比的分布杂乱无章,并没有一定的规律,其他两个方向的泊松比值分布的规律与该方向的结果规律相类似。

各层结构弹性模量 E_z 的具体分布如图4(c)所示。分析发现,主压力方向即 z 方向弹性模量 E_z 存在以下的分布规律:同层之间,越靠近主压力

的方向, E_z 越大;不同层之间,越靠近上层, E_z 也越大;同时,弹性模量 E_x 和 E_y 也具有这种分布规律。

通过计算求解发现,剪切模量 G_{zx} 与弹性模量 E_z 的分布规律相近。同层之间,距离主压力方向越近的位置, G_{zx} 越大;不同层之间,越靠近上层表面皮质骨的位置, G_{zx} 越大;同时, G_{yz} 、 G_{xy} 与 G_{zx} 有相同的变化规律。剪切模量 G_{zx} 具体分布如图4(d)所示。

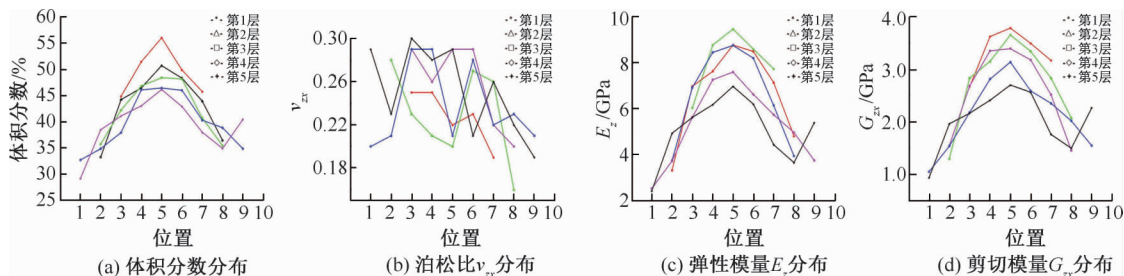


图4 各层重建模型测量结果分布图

Fig. 4 Measured results of reconstruct models in each layer (a) Distribution of volume fraction, (b) Distribution of Poisson's ratio v_{zx} , (c) Distribution of elastic modulus E_z , (d) Distribution of shear modulus G_{zx}

2.3 力学性能对比

通过分析模型每个方向的力学性能,验证模型力学性能是否存在各向异性。结果发现, E_x 、 E_y 、 E_z 各不相同,故松质骨模型呈各向异性,并且主压力方向

即 z 方向的弹性模量最大;同时, G_{zx} 、 G_{yz} 和 G_{xy} 各不相同,并且 G_{zx} 最大。因此,松质骨的力学性能存在各向异性。图5所示为作为示例表示的第4层模型弹性模量和剪切模量的具体分布。

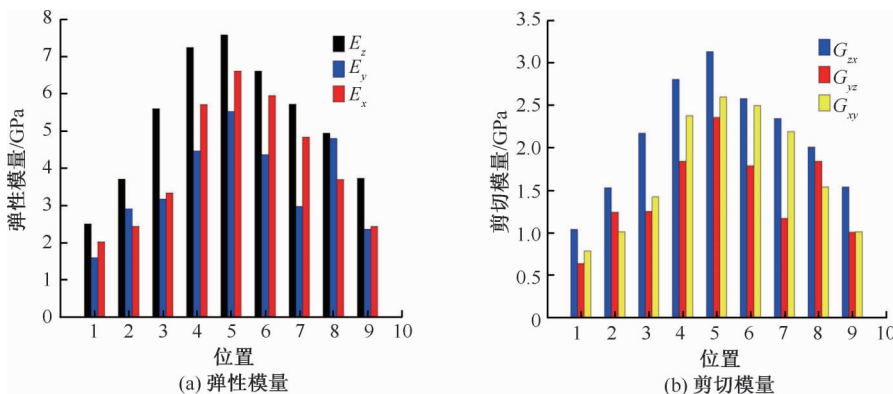


图5 第4层各模型结构力学性能参数对比

Fig. 5 Comparison of mechanical property parameters of each structure in the fourth layer (a) Elastic modulus, (b) Shear modulus

2.4 模型重建结果

股骨头内部的骨小梁结构并不完全是沿着主压力方向生长,其中靠近边缘的骨小梁的生长方向以及骨小梁的间隙受皮质骨影响较大,从而使得边缘骨小梁较为分散且强度较差。考虑到主压力方向的骨小梁结构对股骨头整体的力学性能影响最

大,并且主压力方向的骨小梁结构体积分数与内部整体结构的骨小梁的体积分数最为接近,故主要以股骨头内部主压力方向的3组力学参数数据作为目标函数进行多孔重建,数据如表1所示。

以表1中3组数据为目标函数,经过拓扑,优化重建得到3个多孔结构模型单元(见图6)。

表1 模型重建目标函数

Tab. 1 Objective function for reconstructed models

E_x	E_y	E_z	v_{xy}	v_{yz}	v_{zx}	G_{xy}	G_{yz}	G_{zx}	V_m/V
2.04	1.61	2.52	0.28	0.24	0.20	0.80	0.65	1.05	0.33
4.30	3.83	6.98	0.21	0.17	0.23	1.78	1.64	2.84	0.44
8.74	8.22	9.65	0.25	0.23	0.22	3.50	3.34	3.95	0.56

对重建得到的多孔结构模型进行有限元分析。表2所示为弹性模量的结果对比,其中 E_x 、 E_y 、 E_z 是

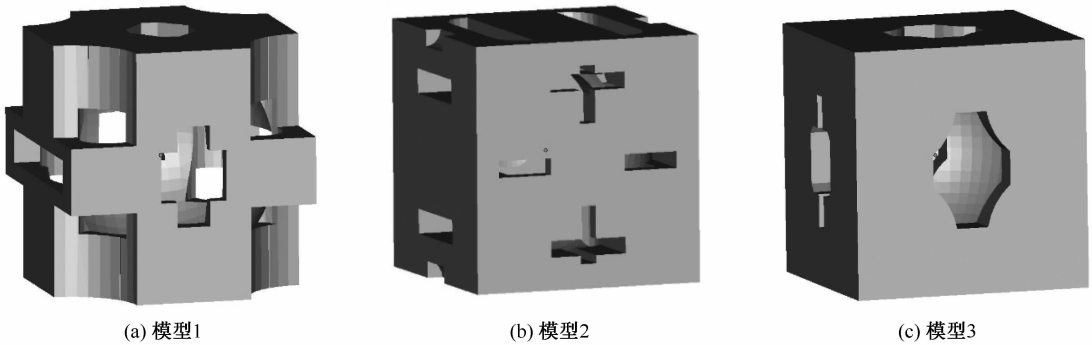


图6 以力学参数数据为目标函数重建的多孔结构模型单元

Fig. 6 Reconstructed porous structures based on the objective function of mechanics parameters (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3

表2 弹性模量对比

Tab. 2 Comparison of elastic modulus

E_x	E_{x1}	E_y	E_{y1}	E_z	E_{z1}
2.041	2.102	1.609	1.389	2.519	2.356
4.302	4.726	3.825	4.257	6.975	6.402
8.735	8.342	8.217	8.035	9.645	9.281

表3 泊松比对比

Tab. 3 Comparison value of Poisson ratio

v_{xy}	v_{xy1}	v_{yz}	v_{yz1}	v_{zx}	v_{zx1}
0.28	0.29	0.24	0.21	0.20	0.22
0.21	0.23	0.17	0.21	0.23	0.22
0.25	0.23	0.23	0.21	0.22	0.20

表4 剪切模量对比

Tab. 4 Comparison of shear modulus

G_{xy}	G_{xy1}	G_{yz}	G_{yz1}	G_{zx}	G_{zx1}
0.797	0.851	0.649	0.574	1.049	0.965
1.778	1.921	1.635	1.759	2.835	2.624
3.494	3.391	3.340	3.320	3.953	3.867

3 讨论与总结

本文以松质骨力学性能作为目标,基于图像分

析方法重建松质骨结构,利用拓扑优化方法设计具有特定性能的多孔结构,对今后科研及临床应用骨植入物具有重要的研究意义。首先,本文基于股骨近端的 Micro-CT 图像通过重建得到松质骨模型,这保证了后续有限元分析结果的准确性。之后,研究松质骨体积分数、弹性模量等参数的变化趋势,并且对松质骨结构的力学性能分布进行分析,得到上述松质骨参数与力学性能之间的关系。从分析结果来看,松质骨结构的力学性能是各向异性的,并且同一截面主压力方向的值最大。以此为基础,利用拓扑优化方法对特定性能结构进行设计。对优化结构的分析表明,结构满足最初的设计要求,应力分布均匀,同时数据量大大降低;但是模型中大部分存在的是方形孔,这可能不利于之后细胞的生长,推测是没有将原始结构的生理参数加入优化模型导致。今后工作将会对原始结构的生理参数等进行重点研究,完善优化模型,使其达到更好的设计效果。综上所述,基于拓扑优化方法对多孔结构进行设计,是研究松质骨力学性能以及未来临床设计和应用骨植入物的合理有效方法。

参考文献:

- [1] 吴天琦, 杨春喜. 可用于骨修复的 3-D 打印多孔支架研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2016, 30(4): 509-513.
- [2] 冯辰栋, 夏宇, 李祥, 等. 3D 打印多孔钛支架微观孔隙结构和力学性能[J]. 医用生物力学, 2017, 32(3): 256-260. FENG CD, XIA Y, LI X, *et al.* Micro-pore structure and mechanical properties of porous titanium scaffold using 3D print technology [J]. J Med Biomech, 2017, 32 (3): 256-260.
- [3] MERLI M, MERLI I, RAFFAELLI E, *et al.* Bone augmentation at implant dehiscences and fenestrations. A systematic review of randomised controlled trials [J]. Eur J Oral Implantol, 2016, 9(1): 11-32.
- [4] SHIBATA Y, TANIMOTO Y, MARUYAMA N, *et al.* A review of improved fixation methods for dental implants. Part II; Biomechanical integrity at bone-implant interface [J]. J Prosthodont Res, 2015, 59(2): 84-95.
- [5] JASMAWATI N, DJUANSJAH JRP, KADIR MRA, *et al.* Porous magnesium scaffolds for bone implant applications: A review [J]. Adv Mat Res, 2015, 1125(1): 437-440.
- [6] SHARMA C, DINDA AK, POTDAR PD, *et al.* Fabrication and characterization of novel nano-biocomposite scaffold of chitosan-gelatin-alginate-hydroxyapatite for bone tissue engineering [J]. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 2016, 64: 416-427.
- [7] ZHANG J, NIE J, ZHANG Q, *et al.* Preparation and characterization of bionic bone structure chitosan/hydroxyapatite scaffold for bone tissue engineering [J]. J Biomater Sci Polym Ed, 2014, 25(1): 61-74
- [8] CIURANA J. Designing, prototyping and manufacturing medical devices: An overview [J]. Int J Comput Integ M, 2014, 27(10): 901-918.
- [9] PODSHIVALOV L, GOMES CM, ZOCCA A, *et al.* Design, analysis and additive manufacturing of porous structures for biocompatible micro-scale scaffolds [J]. Procedia Cirp, 2013, 5(1): 247-252.
- [10] ENGELKE K, RIETBERGEN BV, ZYSSET P. FEA to measure bone strength: A review [J]. Clin Rev Bone Miner Metab, 2016, 14(1): 26-37.
- [11] COELHO PG, FERNANDES PR, Rodrigues HC. Multi-scale modeling of bone tissue with surface and permeability control [J]. J Biomech, 2011, 44(2): 321-329.
- [12] 张冬云, 曹玄扬, 徐仰立, 等. 多孔材料单元网格结构的拓扑优化设计方法: CN105589994A [P]. 2016.
- [13] 徐冰, 王晓明, 梅玉林. 两种五零能模式材料单胞构型及其性能分析[J]. 固体力学学报, 2015, 36(4): 290-296.
- [14] 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.
- [15] BORNEMANN R, KOCH EM, WOLLNY M, *et al.* Treatment options for vertebral fractures an overview of different philosophies and techniques for vertebral augmentation [J]. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2014, 24(1): 131-143.
- [16] AMIRMALEKI M, SAMEI J, GREEN DE, *et al.* 3D micro-mechanical modeling of dual phase steels using the representative volume element method [J]. Mech Mater, 2016, 101: 27-39.
- [17] BEVILL G, ESWARAN SK, GUPTA A. Influence of bone volume fraction and architecture on computed large-deformation failure mechanisms in human trabecular bone [J]. Bone, 2006, 39(6): 1218-1225.
- [18] LANGTON CM, WILLE ML. Application of ultrasound transit time spectroscopy to human cancellous bone for derivation of bone volume fraction *in-vitro* [J]. J Acoust Soc Am, 2015, 137(4): 2285-2285.
- [19] ROZVANY GIN, BENDSOE MP, KIRSCH U. Layout optimization of structures [J]. Appl Mech Rev, 2013, 48(2): 41-119.
- [20] ROSSOW MP, TAYLOR JE. A finite element method for the optimal design of variable thickness sheets [J]. AIAA J, 2012, 11(11): 1566-1569.