

文章编号:1004-7220(2017)03-0248-08

通过骨支架的数字化建模分析其力学性能与内部流场分布

林柳兰^{1,2}, 张凌峰¹

(1. 上海大学 快速制造工程中心, 上海 200444; 2. 上海市智能制造及机器人重点实验室, 上海 200072)

摘要: **目的** 研究不同骨支架结构的力学性能与内部流场分布, 为模型结构的优劣提供直观上的比较和评判, 为骨支架结构设计提供有效的指导方法。 **方法** 利用 Pro/Engineer 和 MIMICS 等软件重建自然结构骨支架、编织状骨支架和球形孔骨支架, 并通过有限元方法分析 3 种支架的有效弹性模量、应力分布和三维灌注培养下支架内部流场分布。 **结果** 采用相同材料设计得到的自然结构骨支架表现出更小的有效弹性模量; 当 3 种支架受到相同压力时, 自然结构骨支架内部应力峰值更小且应力分布更均匀; 初始流速和流体黏度相同时, 自然结构骨支架表现出更小的内部流速、壁面剪切应力和壁面压力。 **结论** 自然结构骨支架模型具有相对较好的生物力学性能, 在 3 种骨支架中最适合用于骨组织工程中骨支架结构选型。

关键词: 有效弹性模量; 应力分布; 流场分析; 骨组织工程; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.03.007

Analysis on mechanical properties and internal flow field distributions of bone scaffold by digital modeling

LIN Liu-lan^{1,2}, ZHANG Ling-feng¹ (1. *Rapid Manufacturing Engineering Center, Shanghai University, Shanghai 200444, China*; 2. *Shanghai Key Laboratory of Intelligent Manufacturing and Robotics, Shanghai 200072, China*)

Abstract: Objective To study mechanical properties of the bone scaffold with different structure and its internal flow field distributions, so as to provide a direct comparison and judgment on model structure and offer an effective guidance for bone scaffold structure design. **Methods** Bone scaffold with natural, woven and spherical pore structure were reconstructed respectively by using Pro/Engineer and Mimics. The effective elastic modulus for three kinds of scaffolds, as well as their stress distributions and internal flow field distributions under three-dimensional perfusion culture system were analyzed with the finite element method. **Results** The bone scaffold with natural structure showed smaller effective elastic modulus, smaller peak stress and more uniform stress distributions under the same pressure. With the same initial velocity and fluid viscosity, the bone scaffold with natural structure showed smaller internal velocity, wall shear stress and wall pressure. **Conclusions** The bone scaffold with natural structure has better biomechanical properties, which corresponds to the design criteria of bone scaffold in bone tissue engineering.

Key words: Effective elastic modulus; Stress distribution; Flow field analysis; Bone tissue engineering; Micro-CT; Finite element analysis

在骨组织工程中,仿生骨支架构成三维基质,为细胞黏附和组织再生提供微环境^[1]。对仿生骨支架性能要求的研究内容主要包括:良好的生物相容性、降解性;良好的几何形状及内部孔隙结构;具有一定的机械强度和韧性;利于加工和消毒等^[2]。因此,骨支架结构和材料的选择成为骨组织工程的研究重点。

编织结构在研究上较为成熟,是使用广泛的骨替代结构,选择相应的快速成形技术可快速制备^[3]。上海大学快速制造工程中心姚远等^[4]利用UG三维作图软件设计了3类边长为0.4 mm的微单元体,分析有效弹性模量与孔隙率的关系。相比于通过数字化建模软件,通过Micro-CT扫描获得样品二维断层数据,再利用相应建模软件重建样品原型,能够实现样品原型准确还原^[5],模拟仿生骨支架性能。西南交通大学罗品风等^[6]利用Micro-CT构建不同多孔结构陶瓷支架并对其进行液流分布分析,获得良好的生物学评价。

组织工程的另一个研究重点是体外载有种子细胞仿生骨支架的构建^[7]。将体外培养的具有相关功能的活细胞种植于人工合成、具有良好生物活性的仿生骨支架上,并在生物反应器或者其他功能类似的体外构建环境中培养成细胞/支架复合物,再将支架复合物移植到体内组织缺损位置,完成组织缺损的修复及再造。对载有种子细胞的仿生骨支架进行体外动态灌注培养能够有效地改善仿生骨支架的生物性能,而关键在于灌注培养工艺参数的设定^[8]。

本文利用Mimics、Pro/Engineer等软件对自然结构骨支架、编织状骨支架和球形孔骨支架进行模型重建,比较分析3种骨支架的孔隙率、孔径大小、连通率等特征。通过ANSYS Workbench有限元软件对3种支架进行力学性能分析,并分析支架模型内部流场环境的流体动力学(computational fluid dynamics, CFD),对比支架内部流场环境参数,流体的流速、壁面剪切应力和压力分布优劣,优化骨支架结构设计。重建的3类骨支架外形为相同大小的圆柱体,孔隙率都为73%,使结果更可信。

1 研究对象与方法

1.1 自然结构骨支架重建

1.1.1 Micro-CT扫描创建骨支架模型

Micro-CT扫描创建骨支架模型,分辨率可达 $1 \sim 100 \mu\text{m}$ ^[9]。骨支架模型创建的主要过程如下:

(1) 获取二维扫描数据。将大鼠股骨样本置于Skyscan Micro-CT 1172系统中,扫描时保持支架轴面与扫描平面平行,扫描电压 $20 \sim 100 \text{ kV}$,扫描功率 10 W ,层厚 $10 \mu\text{m}$,像素 $420 \mu\text{m} \times 275 \mu\text{m}$,共获取489张连续的Micro-CT图像,以BMP格式输出。

(2) 建立三维实体模型。将二维扫描BMP数据导入Mimics 17.0软件中,选择阈值,得到支架断面图像,获取各个截面有效信息,结合形成三维图像。利用Crop Mask和Edit Masks工具选取圆柱体模型(底面半径 $r = 0.25 \text{ mm}$,高 $h = 0.50 \text{ mm}$)。选择松质骨分布较好的区域进行提取和重建。

1.1.2 骨支架模型修复与优化 图像分割后,在模型边界存在大量的不连续体,即骨碎片。使用三角面片逼近模型结构,会存在如面片法向反向、面片重叠、面片交叉、孔洞等面片错误。因此,利用3-matic软件对这些错误进行优化与修复。选取导出形式为可被ANSYS识别的.msh文件。图1所示为优化前、后的支架模型。模型的三角面片数量为73 356个,支架孔隙率为73%。

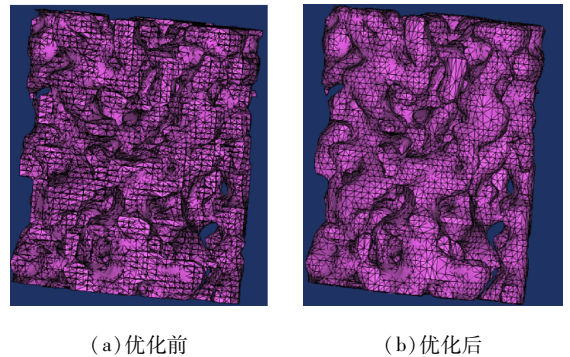


图1 优化前后的骨支架模型

Fig.1 Model of the bone scaffold before and after optimization

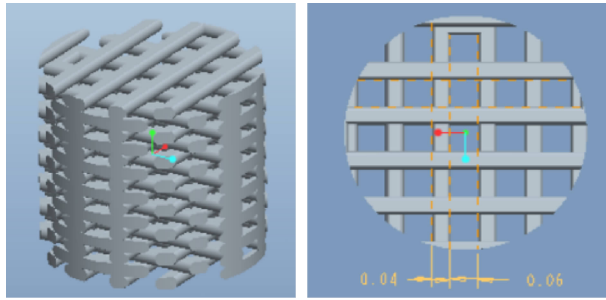
(a) Before optimization, (b) After optimization

1.2 编织状骨支架的设计

图2所示为采用Pro/Engineer设计的编织状圆柱形骨支架结构。圆柱体底面直径 $D = 0.5 \text{ mm}$,高 $h = 0.5 \text{ mm}$ 。平均孔径为 $80 \mu\text{m}$,孔隙率为73%。

1.3 球形孔骨支架的设计

Pro/Engineer设计的球形孔骨支架中球单元体边长为 0.1 mm ,支架孔隙率为73%。如图3(b)所



(a) 轴测图

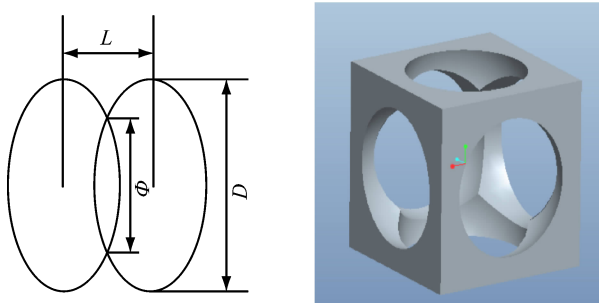
(b) 截面图

图2 编织状骨支架模型

Fig.2 Model of bone scaffold with woven structure

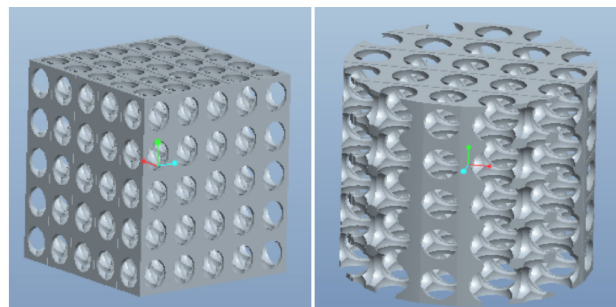
(a) Isometric drawing, (b) Sectional view

示,球单元体由微球体[见图3(a)]经布尔减运算获得。其中, D 为微球直径, L 为两微球中心距, Φ 为连通孔的直径。与编织状骨支架的孔径大小相匹配,取 $D=80\ \mu\text{m}$,则相应的 $L=70\ \mu\text{m}$ 。控制 D 和 L 的大小,调控孔隙率和孔隙连通率,优化三维内部结构。



(a) 微球体

(b) 球单元体



(c) 单元镜像体

(d) 球形孔骨支架

图3 球形孔骨支架模型

Fig.3 Scaffold with spherical macrospores

(a) Microsphere, (b) Micropore unit, (c) Mirroring unit,

(d) Scaffold with spherical macrospores

D 和 L 的关系可用公式表示为:

$$V = \frac{1}{24}\pi D^3(1-\beta)^2(2+\beta) \quad (1)$$

式中: V 为微孔单元体积; $\beta=L/D$ 。 Φ 随着 D 增加而变大,随着 L 减少而变小。则孔隙率为:

$$\eta = \frac{\pi}{6\beta^2} - \frac{\pi(1-\beta)^2(2+\beta)}{4\beta^3} = \frac{\pi}{12\beta^3}(-4+9\beta-3\beta^3) \quad (2)$$

取球形孔骨支架的孔隙率 $\eta=73\%$,则由式(2)计算可得 $\beta=0.874$ 。

通过与立方体样本求交得到骨支架球单元体^[10][见图3(b)];通过镜像转换,可获得目标尺寸的模型[见图3(c)];将立方体支架与圆柱体模型($r=0.25\ \text{mm}$, $h=0.50\ \text{mm}$)求交得到球形孔支架[见图3(d)]。原可控微单元体的孔隙率73%,应用Pro/Engineer软件可测得球形孔骨支架的孔隙率为74.2%,在可接受范围内。

1.4 体网格划分

应用3-matic 9.0软件以四面体单元填充自然结构骨支架三维表面模型内部,使模型具有质量,成为实体。编织状骨支架和球形孔骨支架结构相对规则,应用ANSYS Workbench软件进行体网格划分,网格最大边界尺寸为 $10\ \mu\text{m}$ 。

1.5 有效弹性模量的测定

自然骨的成分由羟基磷灰石和纤维等组成,本实验采用羟基磷灰石作为骨支架的材料,分析骨支架的有效弹性模量。羟基磷灰石材料弹性模量为11.17 GPa,泊松比为0.3^[11]。正常鲜骨在受到1.2%压缩应变时会发生破坏,干燥骨受到0.4%压缩应变时会发生破坏。取0.5%压缩应变作为骨支架的临界值^[12]。通过

$$E_{\text{eff}} = (R/A)/(\Delta L/L) \quad (3)$$

计算骨支架有效弹性模量。式中: R 为反作用力; A 为施加力上的接触面积; $\Delta L/L$ 为轴向应变,其中接触面积可在ANSYS Workbench中求出。

在瞬态分析模块中对3种圆柱体骨支架下底面所有节点的6个自由度进行约束,在上底面加载一个随时间匀速变化的压缩力(见表1)。

1.6 力学性能分析

应用ANSYS Workbench 16.0进行骨支架受力分析。视松质骨骨支架材料为各向同性,松质骨材料弹性模量为11.17 GPa,泊松比为0.3。以体重正常的成年男子静止或缓慢行走一圈为例,股骨头传

表1 压力分布

Tab.1 Pressure distribution

t/s	$X_{\text{轴向力}}/N$	$Y_{\text{轴向力}}/N$	$Z_{\text{轴向力}}/N$
0	0	0	0
1	0	0.2	0
2	0	0.4	0
3	0	0.6	0
4	0	0.8	0
5	0	1.0	0

递的关节力^[13]是人体体重的 2.75 倍,臀肌肌群传递的肌力为人体体重的 1.6 倍,忽略髂胫束肌力,则股骨头与股骨颈处所受压力为:

$$F = 2.75mg \quad (4)$$

式中: F 为股骨头与股骨颈所受压力; m 为体重,

g 为重力加速度。设 $m = 70 \text{ kg}$, $g = 9.8 \text{ m/s}^2$, 则计算可得 $F = 1\ 886.5 \text{ N}$ 。

在 ANSYS Workbench 中,对 3 种圆柱体骨支架下底面所有节点的 6 个自由度进行约束,在上底面加载相应的垂直压应力。

1.7 三维灌注培养下的流体力学分析

流体穿过骨支架时,骨支架的内部会形成一定的流场环境,包括流体的速度、剪切应力和支架受的压力等^[14]。通过建立骨支架有限元分析模型,进行骨支架的流场分析,能够有效模拟真实情况下仿生骨支架在流体穿过时产生的流场环境。对上述 3 种骨支架模型进行布尔减运算,获得流体域。图 4 所示为自然骨结构(NS)、编织状(WS)、球形孔(SMS)骨支架流体域模型。

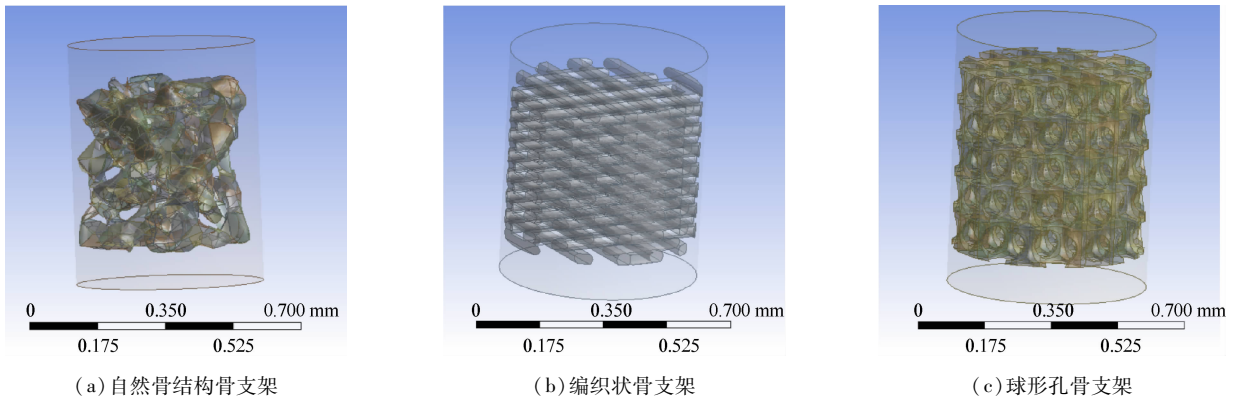


图4 3种骨支架流体域的 CAD 模型

Fig.4 CAD model of the fluid field for 3 kinds of bone scaffolds (a) Bone scaffold with natural structure, (b) Bone scaffolds with woven structure, (c) Bone scaffold with spherical pore

应用有限元分析前处理工具 HyperMesh 对 3 种流场分析模型进行网格划分,网格大小为 $10 \mu\text{m}$,网格形状为四面体网格。

对流场分析模型添加初始条件,出口压力设置为 0;支架壁面(骨支架与流体域接触面)设置为无滑移壁面;操作压力设置为 101.325 kPa ,即在一个大气压下,加速度为重力加速度 9.8 m/s^2 ;流体域为不可压缩且成分均匀的牛顿流体,密度为 $1\ 000 \text{ kg/m}^3$ 。

基于细胞对流体流速在 $1 \sim 1\ 000 \mu\text{m/s}$ 范围内比较敏感,以及灌注培养液黏度集中在 $1.003 \sim 2.100 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 范围内^[15],设置 3 种初始速度($v = 1, 500, 1\ 000 \mu\text{m/s}$)和 3 种流体黏度($\eta = 1.003,$

$1.500, 2.100 \text{ mPa} \cdot \text{s}$)。运用流体分析软件 FLUENT 进行求解。

2 实验结果

2.1 不同结构骨支架的有效弹性模量

在 3 类不同结构骨支架上表面加载一个随时间均匀变化的压缩力。对于自然结构骨支架,随着时间变化,骨支架变形越来越大。当应变达到 0.5% 时(发生轴向 $2.5 \mu\text{m}$ 的压缩位移时),经插值计算,骨支架受压缩力为 417.9 mN ,则自然结构骨支架有效弹性模量为 951 MPa 。

同样地,可以计算得到编织状和球形孔骨支架的有效弹性模量分别为 $1.953, 1.447 \text{ GPa}$ 。

2.2 骨支架受力时的应力分布

分别对3类骨支架轴向加载压缩力,经有限元分析获得 Von Mises 应力峰值(见图5)。自然结构骨支架 Von Mises 应力峰值在0.194~1.746 MPa之间,最大应力约为最小应力的9倍;应力集中区域主要分布在骨小梁连接较细部位及截取骨支架的边缘部位。编织状骨支架 Von Mises 应力峰值在2.75~

21.90 MPa之间,最大应力约为最小应力的8倍;应力集中部位分布较广,在边缘和悬臂处均有出现,编织条连接处应力集中明显。球形孔骨支架的 Von Mises 应力峰值介于自然结构骨支架与编织状骨支架的应力峰值之间,为0.25~2.27 MPa,最大应力约为最小应力的9倍;其主要的应力集中部位在孔与孔的连接处和薄壁处。

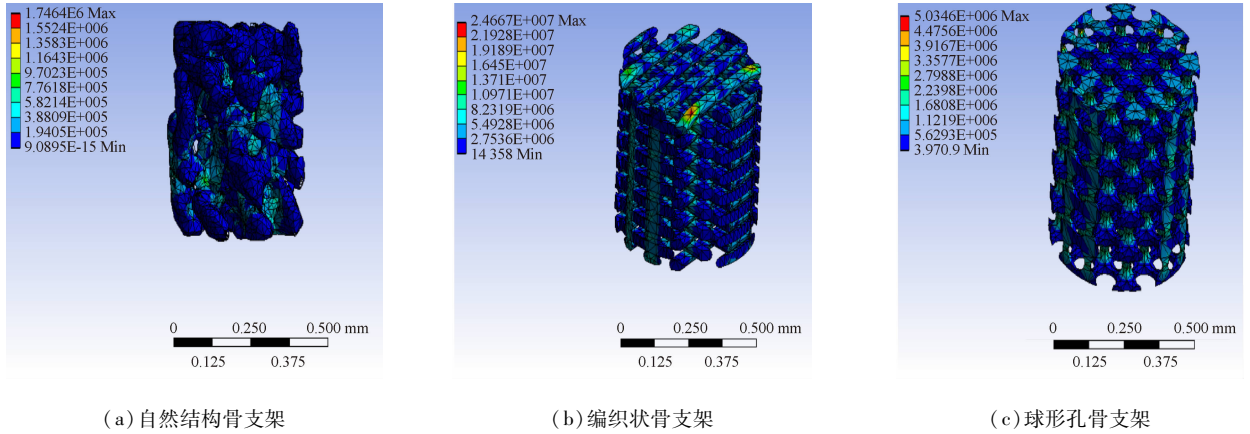


图5 3种骨支架应力峰值分布图

Fig. 5 Peak stress distributions on 3 kinds of bone scaffolds (a) Bone scaffold with natural structure, (b) Bone scaffold with woven structure, (c) Bone scaffold with spherical pore

表2所示为3种骨支架在加载压缩力时, X 、 Y 、 Z 方向上的应力峰值分布。自然结构骨支架在 Z 和 X 方向上受到的应力峰值明显比 Y 方向上的应力峰值大,而 Z 方向上的应力峰值较 X 方向上的应力峰值稍大;编织状骨支架在 X 方向上的应力峰值远远大于 Y 和 Z 方向上的应力峰值,应力集中明显;球形孔骨支架的应力分布情况与自然结构骨支架应力分布情况类似。

表2 3种骨支架各方向应力峰值分布

Tab. 2 Distributions of peak stress in three kinds of bone scaffolds

骨支架	Von Mises 应力峰值/MPa		
	X	Y	Z
自然结构	1.407	1.176	1.746
编织状	21.930	6.415	3.923
球形孔	2.206	0.363	2.276

2.3 流场中流速、壁面剪切应力和壁面压力分布

根据先前设置的3种流体初速度和3种黏度,组合9种初始条件,经过流体仿真,可获得3种骨支

架在9种初始条件下,支架内部产生的最大速度和平均速度(见表3)。在初始速度不变情况下,流体黏度对支架内部流体速度影响不大。随着初始速度增加,骨支架内部流体速度相应增加。流体的最大速度基本保持为初始速度的2~4倍,平均速度基本保持为初始速度的0.4~1.8倍。

表3 3种支架中流体的最大速度和平均速度

Tab. 3 Maximum velocity and mean velocity of fluid in three kinds of bone scaffolds

$v/$ ($\mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\eta/$ ($\text{mPa}\cdot\text{s}$)	$v/(\mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$					
		WS_{\max}	NS_{\max}	SMS_{\max}	WS_{ave}	NS_{ave}	SMS_{ave}
1	1.003	1.978	1.852	1.958	0.592 4	0.455 6	0.689 3
	1.5	1.960	1.849	1.946	0.588 0	0.454 6	0.583 8
	2.1	1.940	1.847	1.937	0.581 7	0.451 0	0.581 2
500	1.003	1 976	1 434	1 729	692.5	430.1	518.8
	1.5	1 734	1427	1 723	697.7	428.1	517.0
	2.1	1 535	1 393	1 716	663.4	417.8	514.8
1 000	1.003	4 642	2 784	3 471	2 027	835.1	1 042
	1.5	4 151	2 743	3 466	1 776	822.9	1 040
	2.1	3 829	2 699	3 456	1 812	809.7	1 037

3 种骨支架在 9 种初始条件下, 支架内部产生的最大和平均壁面剪切应力 (wall shear stress, WSS) 以及支架内部产生的最大和平均壁面压力见表 4。黏度不变时, 随着初始速度增大, 最大和平均 WSS 相应增加。初始速度不变时, 黏度增大, 最大和平均 WSS 增大, 基本成线性关系。黏度不变时,

随着初始速度增大, 最大和平均壁面压力相应增加。初始速度不变时, 黏度增大, 最大和平均 WSS 增大。当黏度和初速度都相同时, 编织状骨支架内部的壁面压力比自然结构骨支架和球形孔骨支架的壁面压力大很多。当初速度较大时 ($v > 500 \mu\text{m/s}$), 球形孔骨支架和自然结构骨支架内部的壁面压力比较接近。

表 4 3 种骨支架壁面最大、平均剪切应力以及压力

Tab.4 The maximum and average wall shear stress and wall pressure for three kinds of bone scaffolds

$v/$ ($\mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	$\eta/$ ($\text{mPa} \cdot \text{s}$)	WSS/mPa						$p/$ mPa					
		WS _{max}	NS _{max}	SMS _{max}	WS _{ave}	NS _{ave}	SMS _{ave}	WS _{max}	NS _{max}	SMS _{max}	WS _{ave}	NS _{ave}	SMS _{ave}
1	1.003	86.21×10^{-3}	5.052×10^{-3}	98.21×10^{-3}	37.15×10^{-3}	1.010×10^{-3}	40.23×10^{-3}	10.93	2.495×10^{-3}	131.5×10^{-3}	4.311	46.13×10^{-3}	44.83×10^{-3}
	1.500	86.41×10^{-3}	7.540×10^{-3}	98.46×10^{-3}	37.42×10^{-3}	1.508×10^{-3}	41.52×10^{-3}	16.40	4.443×10^{-3}	777.1×10^{-3}	7.483	1.135×10^{-3}	353.2×10^{-3}
	2.100	86.50×10^{-3}	1.056×10^{-2}	168.0×10^{-3}	37.23×10^{-3}	2.111×10^{-3}	68.22×10^{-3}	23.15	4.751×10^{-3}	1.086	10.13	1.861×10^{-3}	517.2×10^{-3}
500	1.003	25.17	3.063	124.1	7.453	0.613	40.27	1 731	31.33	38.33	773.6	9.279	11.00
	1.500	35.24	4.222	185.5	10.70	0.845	61.18	2 370	58.70	52.11	915.5	25.45	23.66
	2.100	45.62	5.785	258.9	13.55	1.158	80.39	2 963	98.60	88.82	1 355	38.66	37.02
1 000	1.003	43.38	8.323	251.2	14.56	1.665	88.30	4 276	68.70	87.39	2 175	26.00	24.27
	1.500	62.54	10.51	377.1	18.28	2.103	133.6	5 810	142.1	118.7	2 831	52.30	53.92
	2.100	87.82	12.57	525.8	26.83	2.516	182.4	7 550	769.4	759.9	3 746	174.4	143.2

图 6 所示为当黏度为 $1.5 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 、初速度为 $1 \mu\text{m/s}$ 时, 支架内部壁面压力分布云图。在相同初始条件下, 3 种骨支架呈现不同壁面压力分布; 其中自然结构骨支架最大壁面压力为 4.443 Pa , 远远小

于其他两种结构骨支架。由此可见, 自然结构骨支架因其特殊的内部结构而具有更好的力学性能, 适合骨组织工程中骨支架结构的选型。

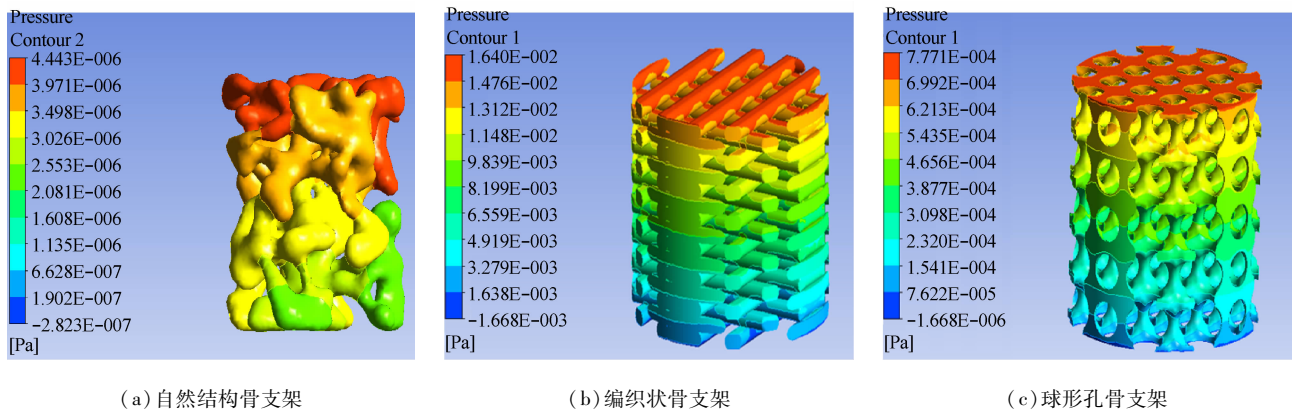


图 6 3 种骨支架内部壁面压力分布云图 (黏度为 $1.5 \text{ Pa} \cdot \text{s}$, 初速度为 $1 \mu\text{m/s}$)

Fig.6 Stress distribution contour of the internal wall for 3 kinds of bone scaffolds (a) Bone scaffold with naural structure, (b) Bone scaffold with woven structure, (c) Bone scaffold with spherical pore

3 讨论

本文建立了具有代表性的自然、编织状和球形孔结构骨支架的三维模型,并应用有限元方法分析3种骨支架的有效弹性模量、力学性能和三维灌注培养下的流体力学性能。

在自然结构骨支架的重建过程中,需要应用FEA模块的robust算法优化骨碎片和修复三角面片错误,防止体网格划分过细导致有限元分析迭代次数增加,延长计算时间,甚至使结果不收敛。

3种骨支架具有相同的孔隙率和几何形状。编织状、球形孔、自然结构骨支架有效弹性模量依次递减。

静力学分析结果表明:对于自然结构骨支架,在单一压缩载荷状态下,载荷会导致广泛多样的组织水平应变。应力分布中蓝色区域的应力较小可以忽略不计,红色部分即应力集中区域主要分布在骨小梁连接较细部位及截取骨支架的边缘部位,是支架最容易塌陷的地方,其他部位应力分布较均匀,应力集中处较少。从X、Y、Z方向上的应力峰值结果看,自然结构骨支架沿其轴向压应力承受能力最低,这可能与骨小梁的分布取向有关,从非轴向的应力峰值大小中可以证明这一点。对于编织状骨支架,其受轴向载荷时,应力集中部位分布较广且应力峰值比自然结构骨支架的应力峰值大很多,特别是在编织条与编织条的交汇处,由于交汇处为直角,易导致应力集中;由于该编织状骨支架模型非轴向的应力较大,故易发生横向垮塌。对于球形孔骨支架,已有文献论证该模型骨支架力学性能优于圆柱形孔骨支架^[16];分析仿真结果可知,球形孔支架的应力峰值介于自然结构骨支架与编织状骨支架的应力峰值之间。该支架在承受压应力方面的能力要优于编织状骨支架且接近于自然结构骨支架,其主要的应力集中部位在孔与孔的连接处和薄壁处。

在3种流体初速度和3种流体黏度组合的9种初始条件下,3种支架显示出不同流速、壁面剪切应力和壁面压力。相同初始条件下,编织状骨支架内部流速峰值和平均值最大,球形孔骨支架次之,这是由于编织状骨支架内部的孔隙分布过于简单,导致流速过快。相同初始条件下,球形孔骨支架的壁面剪切应力较大,由于其内部孔径不均和两微孔单元

之间所夹尖角造成特定部位剪切应力集中。相同初始条件下,编织状骨支架的壁面压力最大,由于编织状骨支架是由编织条逐层累积堆叠而成,其编织条之间的连接不够紧密,易造成压力过大,约为其他两种骨支架壁面压力的100倍。在实际成形骨支架过程中,制备工艺会影响壁面压力大小。相比之下,球形孔骨支架的结果更接近于自然结构骨支架。

良好的仿生骨支架结构必须满足:①在支架内能够产生较小的平均流速,使得支架内部的孔隙分布不能过于简单和规则;②在支架内部产生较小的平均壁面剪切应力,使得支架内部的孔隙结构必须是缓慢过度的,没有结构剧变过大的区域。由本研究结果可知,最适合用于骨组织工程中骨支架结构选型的是自然结构骨支架。

参考文献:

- [1] 崔志香. 生物可降解组织工程支架成型及其结构功能[M]. 北京:国防工业出版社, 2015: 7-8.
- [2] DENRY I, KUHN LT. Design and characterization of calcium phosphate ceramic scaffold for bone tissue engineering [J]. Dent Mater, 2016, 32(1): 43-53.
- [3] NIKZAD M, MASOOD SH, SBARSKI I. Thermo-mechanical properties of a highly filled polymeric composites for fused deposition modeling [J]. Mater Des, 2011, 32(6): 3448-3456.
- [4] 姚远, 俞永伟, 王家伟. 有限元分析在骨支架设计中的应用[J]. 机械设计与制造, 2011(8): 57-59.
- [5] 樊黎霞, 丁光兴, 费玉华, 等. 基于CT图像的长管骨有限元材料属性研究及实验验证[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 102-108.
FAN LX, DING GX, FENG WH, et al. Study and verification test on finite element materials properties of the long bone based on CT images [J]. J Med Biomech, 2012, 27(1): 102-108.
- [6] 罗品风, 智伟, 张静微, 等. 基于Micro-CT不同多孔结构陶瓷支架的建模及其贯通性与液流分布分析[J]. 无机材料学报, 2015, 30(1): 71-77.
- [7] CRUEL M, BENSIDHOUM M, SUDRE L, et al. Study of the effect of mechanical loading on cell cultures in bone tissue engineering [C]//Proceedings of 11th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis. France: ASEM, 2012: 279-283.
- [8] 孙晓江, 戴冠戎, 谢幼专, 等. 灌注型生物反应器中流速对入骨髓间充质干细胞增殖及成骨分化的影响[J]. 医用生物

- 力学, 2012, 27(5): 582-588.
- SUN XJ, DAI KR, XIE YZ, et al. Effect of perfusion flow rate on proliferation and osteoblastic differentiation of human mesenchymal stem cells [J]. J Med Biomech, 2012, 27(5): 582-588.
- [9] 张蒙. 基于 Micro-CT 骨分析软件的设计开发[D]. 西安: 西安电子科技大学硕士学位论文, 2012: 1-5.
- [10] YOUSEFI AM, HOQUE ME, PRASAD RG, et al. Current strategies in multiphasic scaffold design for osteochondral tissue engineering [J]. J Biomed Mater Res, 2014, 103(7): 2460-2482.
- [11] 徐莲云, 侯振德, 赵巍, 等. 羟基磷灰石植入皮下组织不同阶段弹性模量的变化[J]. 天津大学学报, 2010, 43(5): 447-452.
- [12] ROOHANI-ESFAHANI SI, CHEN Y, SHI J, et al. Fabrication and characterization of a new, strong and bioactive ceramic scaffold for bone regeneration [J]. Mater Lett, 2013, 107(15): 378-381.
- [13] NORDIN M, FRONKEL V. 邱适存, 郭霞(译). 肌肉骨骼系统基础生物力学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2008: 142-143.
- [14] CORREIA C, BHUMIRATANA S, SOUSA RA, et al. Sequential application of steady and pulsatile medium perfusion enhanced the formation of engineering bone [J]. Tissue Eng, 2013, 19(10): 1244-1254.
- [15] 陆宇杰. 仿生骨支架的药物缓释方式及内部流场环境影响研究[D]. 上海: 上海大学硕士学位论文, 2014: 30-31.
- [16] LIN LL, HU QX. Design and fabrication of bone tissue engineering scaffold via rapid prototyping and CAD [J]. J Rare Earth, 2007, 25(25): 379-384.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2015年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2014年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)53315397;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn