doi:10.6041/j.issn.1000-1298.2014.05.053

基于骨骼重建机理的连续体结构仿生拓扑优化方法*

开依沙尔·热合曼[1,2]　买买提明·艾尼[1]

(1.新疆大学机械工程学院,乌鲁木齐 830047;2.新疆大学数学与系统科学学院,乌鲁木齐 830046)

摘要:骨重建是一种持续进行的新骨替代旧骨的过程,它通过具有骨吸收能力的破骨细胞和具有骨成形能力的成骨细胞来实现。在陆地脊椎动物中这两种细胞活动是严格平衡的,并且骨的拓扑形状是适应局部力学环境的。本文以 Turing 反应-扩散模型为基础,通过骨成形与骨吸收机理耦合建立了骨重建模型。该模型通过有限元方法和像素单元的添加和删除准则提出了连续体结构仿生拓扑优化计算方法,该方法将结构看成生长的骨骼,将寻找最优拓扑的过程比拟为骨骼的重建过程,应变能密度的均匀分布作为优化准则更新材料分布,直至达到一个平衡状态,并由此获得最优拓扑结构。最后通过典型的算例验证了所提方法的可行性和有效性。

关键词:连续体结构　仿生拓扑优化　骨骼重建　Turing 反应-扩散模型　有限元方法

中图分类号:Q811.6;O241.82　　**文献标识码**:A　　**文章编号**:1000-1298(2014)05-0340-07

引言

连续体结构拓扑优化问题因数学模型的建立困难、所设计的变量多、计算量大而被公认为是当前结构优化领域内具有挑战性的课题之一。在过去的几十年里,连续体结构拓扑优化广泛地应用于建筑、机械、化工、航空航天等工程设计领域[1]。

Bendsøe 等基于均匀化理论的结构拓扑优化设计[2]开创了连续体结构拓扑优化研究的新开端。目前连续体结构拓扑优化方法主要有均匀化方法[2]、实体各向同性材料惩罚法[3](Solid isotropic material with penalization, SIMP)、渐进结构优化方法[4](Evolutionary structural optimization, ESO)、双向渐进结构优化方法[4](Bi-directional evolutionary structural optimization, BESO)、水平集方法[5-6]、独立连续拓扑变量及映射变换方法(Independent continuous mapping, ICM)[7]等。

上述的拓扑优化问题均出自工程应用领域,解决手段也多以数学规划方法为主,而自然界中同样存在自优化现象,如树干中不同木质的分布、动物骨骼中材料的分布等。因此本文着重考虑基于骨重建理论的连续体结构仿生拓扑优化方法。

Wolff 曾指出骨骼具有功能适应性,它根据周围的力学环境调整自身结构和形状,以最少的材料获得最大的结构强度,骨骼的这种功能适应性原理被称作 Wolff 法则[8]。文献[9-14]从骨骼功能适应性原理出发,将骨骼重建过程比拟为待优化的结构,对连续体结构进行拓扑优化设计。文献[15]根据树木生长的自优化现象通过有限元方法提出了计算机辅助形状优化方法。文献[16-21]将应变能密度作为骨骼重建的刺激准则,对骨骼宏观微观结构进行了数值模拟,得到与真实骨骼较相似的结果。

骨骼形成后要在骨细胞的作用下经历旧骨不断被吸收,新骨不断形成的骨重建过程。在骨重建周期中,由成骨细胞引起的骨成形与破骨细胞引起的骨吸收之间的机制是维持完整的骨结构的关键,维持适量的骨量主要依赖于精确的骨成形与骨吸收的动态平衡[22]。文献[23]提出了考虑骨骼应力信息及其成骨细胞和破骨细胞耦合反馈的骨骼功能适应性模型,并指出在合适的外载荷条件下,骨细观结构维持最佳拓扑结构的结论。

反应-扩散模型由 Turing 首先提出[24],并已在生物科学领域中鱼和骨骼内的色素图样数值模拟中被广泛运用[25-27]。Turing 模型由活化因子及抑制因子组成并能相互作用以及独自扩散揭示出这些分子稳定的周期性分布。虽然反应-扩散模型在生物活性骨骼方面的应用有了一些成果[18,28-29],但是在机械刺激下考虑骨的应力信息与反应-扩散方程及骨成形和骨吸收机理耦合的连续体结构仿生拓扑优化方法方面的研究报道不多见。

收稿日期:2013-12-13　修回日期:2014-02-09

*国家自然科学基金资助项目(50775193)

作者简介:开依沙尔·热合曼,博士生,讲师,主要从事结构拓扑优化、数值计算的理论与算法研究,E-mail:kaysar2001@sina.com

通讯作者:买买提明·艾尼,教授,博士生导师,主要从事仿生优化、计算力学研究,E-mail:mgheni@263.net

本文将仿生学与结构优化设计相结合，以骨骼重建为对象，将 Turing 反应-扩散方程和有限元方法耦合提出连续体结构具有仿生骨骼功能的拓扑优化计算方法。该方法中应变能密度的均匀分布作为优化准则更新材料分布，直至达到一个平衡状态并由此获得结构的最优拓扑结果，通过悬臂梁作为数值算例验证方法的有效性，最后给出几个拓扑优化算例。

1　基于 Turing 反应-扩散方程的骨重建模型

以 Turing 反应-扩散模型为基础，通过骨成形和骨吸收活动耦合，建立了骨骼重建模型，将 Turing 反应-扩散系统的两种假想，假设为骨骼成形活化因子和骨骼吸收抑制因子，对骨重建做如下假想（见图 1）：骨的成形及吸收与活化因子（Activator）、抑制因子（Inhibitor）各自的局部浓度成比例；反之局部有效应力又影响活化因子的浓度，当活化因子的局部浓度大于抑制因子时，大量成骨细胞聚集在这局部领域形成新的骨，当抑制因子的局部浓度大于活化因子时，破骨细胞聚集骨被吸收。

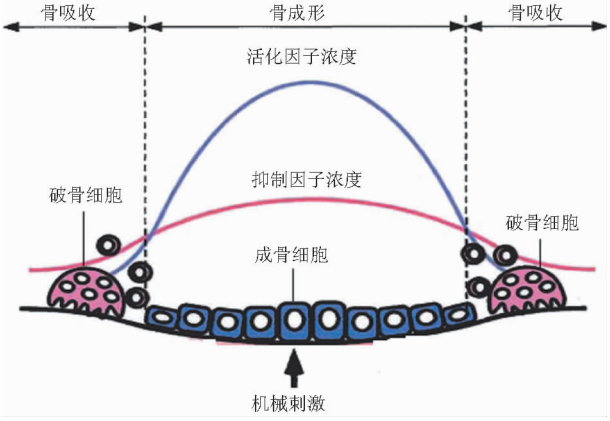

图 1　骨骼重建假想模型

Fig. 1　Hypothetical model of bone remodeling

Kondo 等用 Turing 反应-扩散模型[25]

$$\begin{cases}\dfrac{\mathrm{d}A}{\mathrm{d}t}=C_1A+C_2I+C_3-D_A\dfrac{\mathrm{d}^2A}{\mathrm{d}x^2}-g_AA\\[2ex]\dfrac{\mathrm{d}I}{\mathrm{d}t}=C_4A+C_5-D_I\dfrac{\mathrm{d}^2I}{\mathrm{d}x^2}-g_II\end{cases}\tag{1}$$

模拟了热带的神仙鱼斑图结构，验证了 Turing 反应-扩散模型生物斑图模拟中的有效性。

Tezuka 等将 Turing 反应-扩散模型中添加应力传感器 C_sS_i 加以修正，提出了骨骼重建假想模型 iBone[18]。

$$\begin{cases}\dfrac{\mathrm{d}A_i}{\mathrm{d}t}=C_1A_i+C_2I_i+C_A+D_A\dfrac{\mathrm{d}^2A_i}{\mathrm{d}x^2}-g_AA_i+C_SS_i\\[2ex]\dfrac{\mathrm{d}I_i}{\mathrm{d}t}=C_3A_i+C_I+D_I\dfrac{\mathrm{d}^2I_i}{\mathrm{d}x^2}-g_II_i\end{cases}\tag{2}$$

本研究从 Wolff 的骨骼功能适应原则出发，启发 iBone 模型，将以上 Turing 反应-扩散方程中添加应力项 $C_{SA}\delta_i$、$C_{SI}\delta_i$ 和 C_4I_i、G_A、G_I 建立了骨重建数学模型

$$\begin{cases}\dfrac{\partial A_i}{\partial t}=C_1A_i+C_2I_i+C_A+D_A\nabla^2A_i+g_AA_i+G_A+C_{SA}\delta_i\\[2ex]\dfrac{\partial I_i}{\partial t}=C_3A_i+C_4I_i+C_I+D_I\nabla^2I_i+g_II_i+G_I+C_{SI}\delta_i\end{cases}\tag{3}$$

式中　A_i——第 i 单元中活性因子的局部浓度

I_i——第 i 单元中抑制因子的局部浓度

∇^2——Laplace 算子

D_A、D_I——活性因子 A 和抑制因子 I 的扩散系数

g_A、G_A、g_I、G_I——活性因子 A 和抑制因子 I 的补偿参数

C_1、C_2、C_3、C_4、C_A、C_I——活性因子和抑制因子的反馈参数

C_{SA}、C_{SI}——活性因子和抑制因子应力参数

δ_i——第 i 单元中 Von Mises 应力，通过有限元方法获得

式（3）的系数为 $C_1=0.08$，$C_2=-0.08$，$C_A=0.04$，$C_3=0.05$，$C_4=0$，$C_I=0.1$，$g_A=-0.03$，$G_A=0.03$，$g_I=-0.05$，$G_I=0.06$，$D_A=0.01$，$D_I=0.8$，$C_{SA}=0.04$，$C_{SI}=0$。当有一外力作用于这种模型时，受到激励的骨骼通过沉积和吸收的方式能使模型的形状很快地适应外力。

2　仿生拓扑优化方法

结构的整体刚度最大化设计等价于结构的柔度最小，因此拓扑优化方法中单元对整体刚度的贡献为该单元的应变能密度，通过逐步删除应变能密度最小的单元，使剩余的结构逐步趋于整体刚度最大。

为了实现连续体结构的仿生拓扑优化，骨骼的形成与被吸收功能转化为材料形成和材料被吸收过程，对连续结构提出了新的仿生拓扑优化计算方法。因为骨重建就是骨材料密度经过适当分布达到应变能密度均匀分布状态的过程，因此优化方法中应变能密度的均匀分布作为优化准则更新材料分布，一直到总应变能趋于稳定为止，反复迭代基于 Turing 反应-扩散系统的骨重建模型。

对于二维平面单元，单元 i 的应力矢量 $\boldsymbol{\delta}_i=(\boldsymbol{\delta}_{xx},\boldsymbol{\delta}_{yy},\boldsymbol{\tau}_{xy})$，该单元的 Von Mises 应力为

$$\delta_i=\sqrt{\delta_{xx}^2+\delta_{yy}^2-\delta_{xx}\delta_{yy}+3\tau_{xy}^2}=(\boldsymbol{\delta}_i^{\mathrm{T}}\boldsymbol{T}\boldsymbol{\delta}_i)^{1/2}$$

其中 δ_{xx} 和 δ_{yy} 为 x 方向和 y 方向的正应力，δ_{xy} 为剪应力，$\boldsymbol{T}$ 为系数矩阵

$$\boldsymbol{T}=\begin{bmatrix}1 & -0.5 & 0\\ -0.5 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 3\end{bmatrix}$$

有限元计算中 $\boldsymbol{\delta}_i$ 的计算公式为

$$\boldsymbol{\delta}_i=\boldsymbol{DBu}_i \tag{4}$$

式中 $\boldsymbol{D}$、$\boldsymbol{B}$——传统的弹性量和应变矩阵

$\boldsymbol{u}_i$——第 i 单元节点位移矢量

Fyhrie 等在文献[30]中提到骨组织被认为是一种表面密度分布特征的连续介质,可假设它是一种可自我优化的材料,优化的目的是使表面密度适应有效应力 δ_i,在其工作中有效应力 δ_i 可表示成

$$\delta_i^2=2EU_{SED} \tag{5}$$

式中 E——表面弹性模量

U_{SED}——表面应变能密度

由公式(5)得到应变能密度公式

$$U_{SED}=\frac{\delta_i^2}{2E} \tag{6}$$

本研究中首先对初始设计区域,通过实验室自开发的基于波形法的有限元前后处理软件 FAST_wmg[31](Finite element analysis support tools with wave mesh generator)建立以像素单元为基的有限元网格模型,如图 2 所示。这种像素单元由大小相等的正方形单元组成。其特点是由于各个单元大小和形状都相同,因此单元刚度矩阵只需计算一次就可以,大大缩短了计算时间。拓扑优化时 Von Misses 应力通过公式(4)获取。在此方法中,骨的成形(材料成形)发生在应力集中大($A_i > bI_i$)的区域附近,而在应力很小的区域($A_i < bI_i$)则发生骨吸收(材料被吸收),其中 $b=\dfrac{\sum_{i=1}^{n}A_i}{\sum_{i=1}^{n}I_i}$,如图 2 所示。仿生拓扑优化过程如图 3 所示,由以下几个步骤来完成:

(1)根据给定的初始设计区域建立有限元初始网格模型,设定相应的边界条件和材料参数。

(2)对有限元初始网格模型进行有限元分析,计算各个节点上的有效应力 δ_i 的近似值。

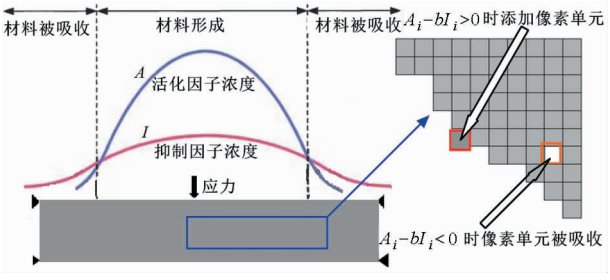

图 2 材料形成与吸收及像素单元的添加和删除准则

Fig. 2 Material formation and absorption decision by using adding and removing pixel elements

(3)由基于 Turing 反应-扩散方程的骨重建模型来计算各个节点上的 A 和 I 的值,并判断且决定增加或删除的单元。

(4)根据增加和删除的单元,决定新的模型。

(5)判断模型形状是否收敛。

(6)如果不收敛,则回到步骤(2)并进行优化计算,直到应变能密度的分布均匀为止。

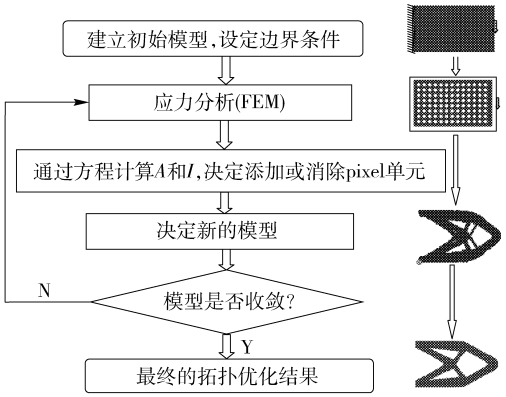

图 3 仿生拓扑优化计算流程图

Fig. 3 Flowchart of bionic-topology optimization

3 数值算例与结果分析

为了验证仿生拓扑优化方法的有效性,首先给出了连续体结构拓扑优化设计中常用的经典算例:悬臂梁结构进行了拓扑优化计算。然后对几种不同边界条件下数值算例进行拓扑优化计算。

将优化问题描述为:在满足材料体积约束的前提下,使结构总应变能最小化。本文所有的算例中材料参数取为:弹性模量 206 000 MPa、泊松比 0.3。模型创建、边界条件设定和结果显式由 Fast_wmg 软件[31]来完成。算例在 Linux 平台下由 C++语言编写的 8 个节点有限元分析程序和基于 Turing 反应-扩散系统的骨重建模型的优化程序反复迭代来完成。

3.1 算例 1

图 4a 为初始设计区域为 160 mm × 100 mm × 1 mm的悬臂梁。结构左端固定,右边界中点作用于集中载荷,其值为 $F=100$ N。初始设计区域被划分为 160 × 100 的像素单元,体积比 V 分别为 50%、45%时,优化计算 50 次循环后的优化结果如图 4b、4c 所示。非局部 Shepard 插值法[32]、BESO 方法[4]与 SIMP 方法[3]所得到的拓扑优化结果如图 5 所示。从图 4、5 可看出本文方法所得到的拓扑优化结果与其它 3 种经典拓扑优化方法的结果很相似。体积比 V 为 50%、45% 时的 Von Misses 应力分布如图 6 所示。从图 6 中可看出结构各个部分几乎具有相同的应力,即满足等应力原则。为了检查本文方

法对网格是否依赖，对初始网格为 40 × 25、80 × 50、240 × 150 的设计区域进行了优化计算，结果如图 7 所示。从图 7 可看出本文方法几乎无网格依赖性，所有的结果都没有出现棋盘格，不过本文方法中对初始设计区域网格剖分较粗时，优化结果出现边界锯齿现象。应变能密度随着迭代次数的演化历程以及体积比随着迭代次数的演化历程图如图 8a 和 8b 所示。从图 8a 可以看出应变能密度最初为 2.091 5 N·mm，迭代第 3 步后达到最大值 3.472 3 N·mm，之后各个迭代下降，到最后 50 步达到最小值 1.444 N·mm。从图 8可看出文中的算法 47 ~ 50 步后收敛到体积比 0.50。

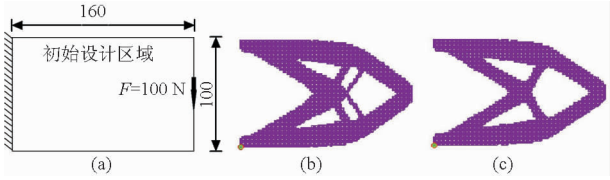

图 4　初始设计区域和不同体积比下的最终拓扑优化结果

Fig. 4　Design domain and different volume fraction topologies of present method

（a）初始设计区域　（b）体积比 V = 50% 拓扑优化结果　（c）体积比 V = 45% 拓扑优化结果

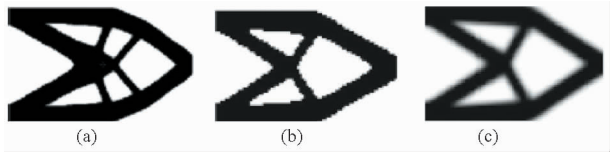

图 5　传统方法获得的拓扑优化结果

Fig. 5　Optimum topologies layout by using traditional techniques

（a）非局部 Shepard 插值法　（b）BESO 方法　（c）SIMP 方法

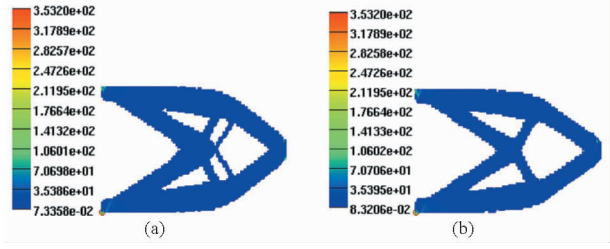

图 6　不同体积比下 Von Misses 应力分布图

Fig. 6　Von Misses stress distribution at different volume fraction

（a）体积比 V = 50%　（b）体积比 V = 45%

3.2　算例 2

图 9a 为初始设计区域为 490 mm × 70 mm × 1 mm的长悬臂梁。结构左右边 4 个角处 4 个端点固定，结构中点作用于集中载荷，其值为 F = 100 N。初始设计区域被划分为 490 × 70 的像素单元，本例中体积比 V 设定为 50%。通过仿生拓扑优化计算经过 10 次、30 次、50 次循环后拓扑结果演化历程如

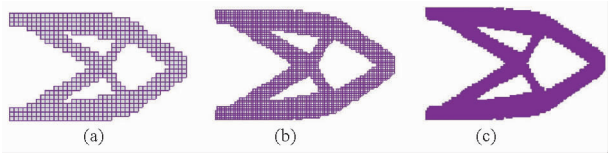

图 7　不同网格节点下的拓扑优化结果

Fig. 7　Optimal solutions obtained with different mesh resolutions

（a）40 × 25　（b）80 × 50　（c）240 × 150

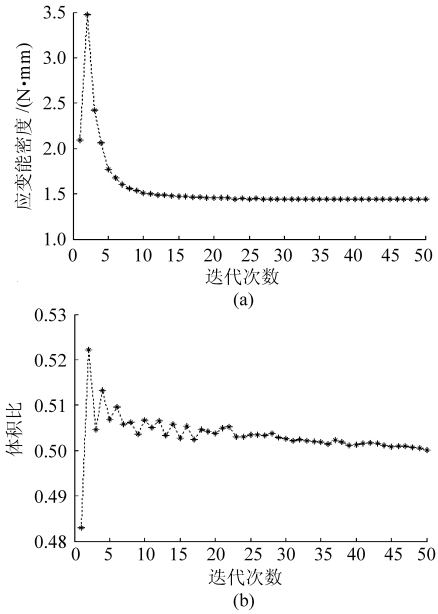

图 8　应变能密度和体积比随着迭代次数的演化历程

Fig. 8　Evolutionary histories of the strain energy density, volume fraction and topology versus iteration

（a）应变能密度　（b）体积比

图 9b、c、d 所示，可看出拓扑优化结果逐步稳定最后达到对称型结构。图 10 为应变能密度以及体积比随着迭代次数的演化历程。从图 10a 可看出应变能密度最初为 1.737 0 N·mm，通过迭代第 2 步后达到最大值 3.537 3 N·mm，之后的各个迭代步骤逐步下降，49 步和 50 步均达到最小值 1.212 3 N·mm。从图 10 综合分析看出本文优化算法通过 30 次迭代步后基本稳定，44 ~ 50 次迭代后拓扑结果几乎保持不变，之后的迭代逐步收敛到体积比 0.50。

3.3　算例 3

初始设计区域为 300 mm × 100 mm × 1 mm的长悬臂梁，边界条件设定为左右两边中间点固定，下边缘中部铅垂方向施加 F = 100 N 集中载荷，如图 11a 所示；上边缘中部铅垂方向施加 F = 100 N 集中载荷，如图 12a 所示；上边缘中部往上方向施加 F_2 = 100 N 集中载荷，下边缘中部往下方向施加 F_1 = 100 N 集中载荷，如图 13a 所示。初始设计区域被划分为 300 × 100 的像素单元，本例中体积比 V 设定为 40%。图 11b、图 12b、图 13b 中给出了通过仿生拓

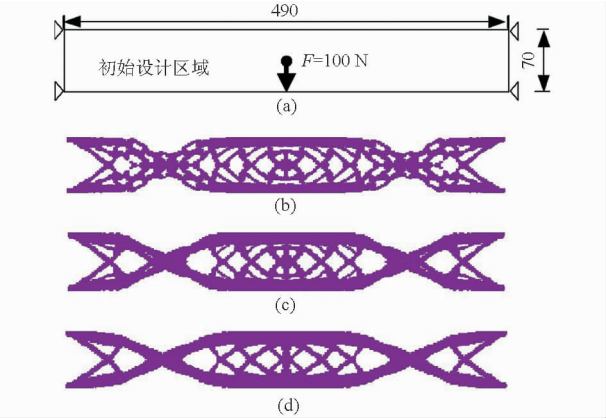

图 9 初始设计区域和拓扑优化随迭代次数的演化历程

Fig. 9 Design domain and evolutionary history of a structure obtained by proposed method

(a) 初始设计区域 (b) 迭代 10 次

(c) 迭代 30 次 (d) 迭代 50 次

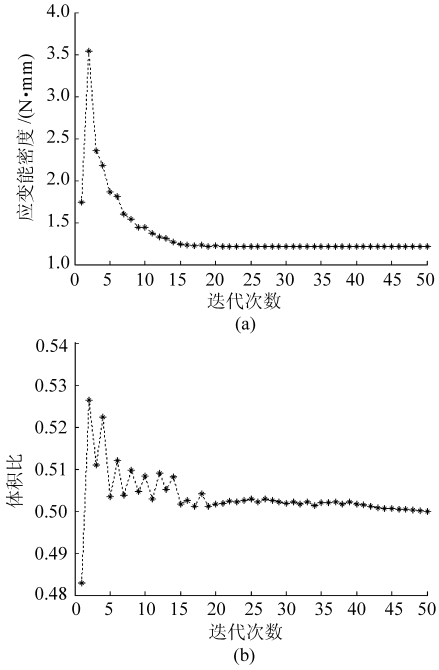

图 10 应变能密度与体积比随迭代次数的演化历程

Fig. 10 Evolutionary histories of the strain energy, volume fraction and topology versus iteration

(a) 应变能密度 (b) 体积比

扑优化计算经过 50 次循环后 3 种边界条件对应的拓扑优化结果。从图 11b ~ 13b 可看出本文拓扑优化计算得到的最终拓扑优化结果具有对称型和规则型。

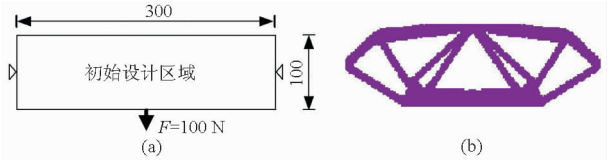

图 11 下面加载荷情况下长悬臂梁模型的初始设计区域和最终拓扑优化结果

Fig. 11 Design domain and final topology of presented method

(a) 初始设计区域 (b) 最终拓扑优化结果

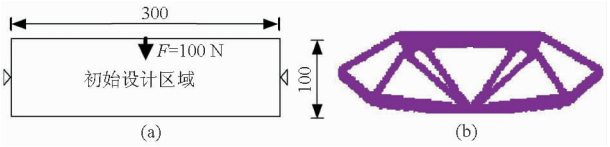

图 12 上面加载荷情况下长悬臂梁模型的初始设计区域和最终拓扑优化结果

Fig. 12 Design domain and final topology of presented method

(a) 初始设计区域 (b) 最终拓扑优化结果

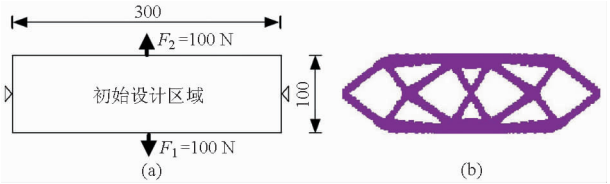

图 13 上下加载荷情况下长悬臂梁模型的初始设计区域和最终拓扑优化结果

Fig. 13 Design domain and final topology of presented method

(a) 初始设计区域 (b) 最终拓扑优化结果

4 结论

(1)将仿生学与结构优化设计相结合以骨骼重建为对象,将 Turing 反应-扩散方程和有限元方法耦合,对二维连续体结构提出了仿生拓扑优化计算方法,该优化方法概念简单,无需求解多变量数学规划、灵敏度分析,具有计算效率高的特点。

(2)应用本文方法对典型的算例进行拓扑优化计算,优化结构与其它传统的几种拓扑优化方法进行比较,验证了文中仿生拓扑优化方法的有效性。

参 考 文 献

1 夏天翔,姚卫星. 连续体结构拓扑优化方法评述[J]. 航空工程进展, 2011, 2(1):1 - 12.
Xia Tianxiang, Yao Weixing. A survey of topology optimization of continuum structure[J]. Advances in Aeronautical Science and Engineering, 2011, 2(1):1 - 12. (in Chinese)

2 Bendsøe M P, Kikuchi N. Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method[J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1988, 71(2):197 - 224.

3 Bendsøe M P, Sigmund O. Topology optimization: theory, methods, and applications[M]. New York: Springer, 2003.

4 Huang X, Xie Y M. Evolutionary topology optimization of continuum structures: methods and applications[M]. United Kingdom: John Wiley & Sons Ltd., 2010.

5 Sethian J A, Wiegmann A. Structural boundary design via level set and immersed interface methods[J]. Journal of Computational Physics, 2000, 163(2): 489 – 528.

6 Wang M Y, Wang X, Guo D. A level set method for structural topology optimization[J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2003, 192(1): 227 – 246.

7 Sui Yunkang, Yang Deqing. A new method for structural topological optimization based on the concept of independent continuous variables and smooth model[J]. Acta Mechanica Sinica, 1998, 14(2): 179 – 185.

8 Wolff J. The law of bone remodeling[M]. Berlin: Springer, 1986.

9 Bagge M. A model of bone adaptation as an optimization process[J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33(11): 1349 – 1357.

10 Tovar A, Niebur G L, Sen M, et al. Bone structure adaptation as a cellular automaton optimization process[C]// Memorias del 45th AIAA/ASME/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics & Materials Conference, 2004: 108 – 115.

11 Xinghua Z, He G, Bingzhao G. The application of topology optimization on the quantitative description of the external shape of bone structure[J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(8): 1612 – 1620.

12 蔡坤, 张洪武, 陈飙松. 基于 Wolff 法则的连续体结构拓扑优化方法[J]. 力学学报, 2006, 38(4): 514 – 521.
Cai Kun, Zhang Hongwu, Chen Biaosong. Wolff's law based topology optimization for continuum structure[J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2006, 38(4): 514 – 521. (in Chinese)

13 Cai K, Chen B S, Zhang H W. Topology optimization of continuum structures based on a new bionics method[J]. International Journal for Computational Methods in Engineering Science and Mechanics, 2007, 8(4): 233 – 242.

14 Rossi Jean-Marie, Wendling-Mansuy. A topology optimization based model of bone adaptation[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2007, 10(6): 419 – 427.

15 Mattheck C. Trees: the mechanical design[M]. Berlin: Springer-Verlag, 1991.

16 倪君杰, 叶红玲, 隋允康. 连续体结构拓扑优化方法在骨骼重建中的应用[J]. 北京生物医学工程, 2009, 28(3): 236 – 241.
Ni Junjie, Ye Hongling, Sui Yunkang. Topological optimization method of continuum structure in bone remodeling[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2009, 28(3): 236 – 241. (in Chinese)

17 陈秉智, 刘书田. 基于应变能准则优化模型的骨骼重建数值模拟[J]. 应用力学学报, 2007, 24(6): 191 – 195.
Chen Bingzhi, Liu Shutian. Strain-energy criterion based simulation for trabecular bone remodeling[J]. Chines Journal of Applied Mechanics, 2007, 24(6): 191 – 195. (in Chinese)

18 Tezuka K, Wada Y, Takahashi A, et al. Computer-simulated bone architecture in a simple bone-remodeling model based on a reaction-diffusion system[J]. Journal of Bone and Mineral Metabolism, 2005, 23(1): 1 – 7.

19 买买提明·艾尼. 用有限元法耦合反应扩散模型的骨重建和仿生拓扑优化方法研究[J]. 新疆大学学报: 自然科学版, 2009, 26(4): 402 – 407.
Mamtimin. Geni. Study on bone remodeling and bionic topology optimization method by using reaction-diffusion model coupled with FEM[J]. Journal of Xinjiang University: Natural Science Edition, 2009, 26(4): 402 – 407. (in Chinese)

20 Mamtimin. Geni, Masanori Kikuchi. Shape optimization of metal welded bellows seal based on the turing reaction-diffusion model coupled with FEM[J]. Key Engineering Materials, 2008, 385: 813 – 816.

21 买买提明·艾尼, 贾丽华, 开依沙尔·热合曼, 等. 受多向载荷骨组织的仿生拓扑优化[C]// 中国力学学会学术大会 2009 论文摘要集(CCTAM2009), 郑州, 2009: 824 – 826.

22 Mow Van C, Huiskes Rik. Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology[M]. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

23 Huiskes R, Ruimerman R, Van Lenthe G H, et al. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone[J]. Nature, 2000, 405(6787): 704 – 706.

24 Turing A M. The chemical basis of morphogenesis[J]. Bulletin of Mathematical Biology, 1990, 52(1): 153 – 197.

25 Kondo S, Asai R. A reaction-diffusion wave on the skin of the marine angelfish Pomacanthus[J]. Nature, 1995, 376(6543): 765 – 768.

26 Sick S, Reinker S, Timmer J, et al. WNT and DKK determine hair follicle spacing through a reaction-diffusion mechanism[J]. Science, 2006, 314(5804): 1447 – 1450.

27 Philip K Maini, Ruth E Baker, Cheng-Ming Chuong. The turing model comes of molecular age[J]. Science, 2006, 314(5804): 1397 – 1398.

28 Yoshinori Matsuura, Shinnosuke Oharu, Duncan Tebbs. On a class reaction-diffusion systems describing bone remodeling phenomena[J]. Nihonkai Mathematical Journal, 2002, 13(2): 17 – 32.

29 Garzón-Alvarado D A, García-Aznar J M, Doblaré M. A reaction-diffusion model for long bones growth[J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2009, 8(5): 381 – 395.

30 Fyhrie D P, Carter D R. A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology[J]. Journal of Orthopaedic Research, 1986, 4(3): 304 – 317.

31 买买提明·艾尼, 王旭飞, 阿布都克力木, 等. 基于波形法的有限元分析辅助软件系统: 中国, 2007 – 0019[P]. 2007, 12.
Mamtimin Geni, Wang Xufei, Abdukeremu, et al. Finite element analysis support tools with wave mesh generator[P]. China: 2007 – 0019, 2007, 12. (in Chinese)

32 Kang Z, Wang Y. Structural topology optimization based on non-local Shepard interpolation of density field[J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2011, 200(49): 3515 – 3525.

Bionic Topology Optimization Method for Continuum Structures Based on Bone Remodeling Mechanism

Kaysar·Rahman[1,2] Mamtimin·Geni[1]

(1. *School of Mechanical Engineering*, *Xinjiang University*, *Urumqi* 830047, *China*
2. *College of Mathematics and System Science*, *Xinjiang University*, *Urumqi* 830046, *China*)

Abstract: Bone remodeling is the process of ongoing replacement of old bone by new. The remodeling process is achieved by bone-resorbing osteoclasts and bone-forming osteoblasts. In terrestrial vertebrates, activities of these two types of cells are strictly balanced and adapt the shape of bone to mechanical stress. A simple bone remodeling model by coupling the bone formation and resorption based on Turing reaction-diffusion system weighed by local mechanical stress was proposed. This model was coupled with finite element method by using the element adding and removing process, and a new bionic topology optimization model was established. The major idea of this approach is to consider the continuum structure to be optimized as a piece of bone, and the process of finding the optimum topology of a structure was equivalent to the bone remodeling process. Uniform distribution of strain-energy density as a guideline updated the material distribution, until equilibrium was reached and then the optimal topology structure was obtained. The effectiveness of the present method is demonstrated by some numerical examples.

Key words: Continuum structure Bionic topology optimization Bone remodeling Turing reaction-diffusion equation Finite element method

(上接第 339 页)

Experiment on Ionized Gas Jet Assisted Cutting of 304 Stainless Steel

Liu Xin Huang Shuai Qu Jiaojiao Xu Wenji

(*Key Laboratory for Precision & Non-traditional Machining*, *Ministry of Education*, *Dalian University of Technology*, *Dalian* 116024, *China*)

Abstract: The ionized air assisted cutting is a cutting method, in which the ionized air is jetted to the cutting zone to achieve a lubricating and cooling effect. Friction and wear tests together with cutting tests of 304 stainless steel were conducted in the atmospheres of air, air jet, ionized air jet and nitrogen plasma jet, respectively. The results prove that the ionized air jet has a favorable cooling and lubricating performance. The friction coefficient decreases by about 46% compared with dry friction. The cutting force and the flank wear decrease by about 24% and 69%, respectively, compared with the dry cutting. The adhesive wear and the build-up edge also decrease significantly, and the friction and wear performance and the machinability of 304 stainless steel are remarkably raised.

Key words: Stainless steel Cutting force Ionized gas jet Friction and wear