

文章编号:1004-7220(2017)05-0442-06

# 流体动力学网格划分技术在骨骼有限元建模中的应用

邓达人<sup>1</sup>, 孟春玲<sup>1</sup>, 冯敏山<sup>2</sup>, 张刚<sup>1</sup>

(1. 北京工商大学 材料与机械工程学院, 北京 100048; 2. 中国中医研究院 望京医院, 中医正骨技术北京市重点实验室, 北京 100102)

**摘要:** **目的** 研究一种高质量、高效率的骨骼分网方式。**方法** 结合骨结构的特点,将流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)的分网方法引入到骨生物力学的网格划分中,用六面体单元模拟皮质骨,四面体单元模拟松质骨。**结果** 采用CFD网格划分技术能够划分出高质量的六面体单元,并且较好地模拟骨骼的结构特征,可以实现计算机自动分网,分网花费时间约为传统分网方法的1/5,有限元模型计算结果基本符合尸体实验测量值。**结论** CFD网格划分技术可应用于骨生物力学领域中,为复杂人体骨骼的重构探索了一条有效途径。

**关键词:** 骨生物力学; 皮质骨; 有限元模型; 流体动力学; 网格划分

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.05.008

## Application of CFD mesh generation technology in finite element modeling of skeleton

DENG Da-ren<sup>1</sup>, MENG Chun-ling<sup>1</sup>, FENG Min-shan<sup>2</sup>, ZHANG Gang<sup>1</sup> (1. School of Materials Science and Mechanical Engineering, Beijing Technology and Business University, Beijing 100048, China; 2. Beijing Key Laboratory of Chinese Manipulative Technique, Wangjing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100102, China)

**Abstract:** **Objective** To study high-quality and high efficient meshing methods for skeleton. **Methods** Based on characteristics of bone structure, the mesh generation technology of computational fluid dynamics (CFD) was applied in mesh generation for bone biomechanics. Hexahedron elements and tetrahedron elements were used to simulate cortical bone and cancellous bone, respectively. **Results** By using CFD mesh generation technology, high-quality hexahedral elements could be obtained, the structure characteristics of skeleton could be preferably simulated, and computer automatic meshing could be implemented. The amount of time for meshing bones by the new method was only about 1/5 of that by the traditional method, and the calculation results obtained from the finite element model were basically consistent with the results from the cadaver experiment. **Conclusions** The CFD mesh generation technology can be applied in the field of bone biomechanics, which provides an effective approach to reconstruct complex human skeleton.

**Key words:** Bone biomechanics; Cortical bone; Finite element model; Computational fluid dynamics (CFD); Mesh generation

在人体生物力学分析中,由于人体的解剖结构十分复杂,且构成人体的三维实体表面往往是不规则的自由曲面,故如何建立合理有效的有限元模型一直是一项非常重要而烦琐的工作<sup>[1]</sup>。网格单元质量的好坏将直接决定有限元的计算结果,网格质量可能导致应力计算结果偏差达到7%~100%<sup>[2]</sup>,低质量的网格甚至会导致有限元计算无法完成。

自1972年现代生物力学之父冯元桢首次将有限元法应用到生物力学研究以来,各国研究者先后采用了多种网格划分方法,其中主要有四面体网格自动划分法和六面体映射网格划分法<sup>[3-5]</sup>。田卫军等<sup>[6]</sup>基于逆向技术制作骨盆环四面体有限元模型;曹立波等<sup>[7]</sup>建立及验证儿童假人头有限元六面体模型。作为最简单的三维单元,四面体单元是常应变、常应力单元,计算精度较低,而且对于复杂的接触条件常伴随计算不收敛,无法满足复杂载荷条件下的力学分析;当三维实体表面是十分复杂的自由曲面时,若全部采用六面体单元,人工分区比较困难,不得不对外观做较多简化,网格划分耗时也较长,甚至在曲率变化复杂的畸形表面难以实现。

骨结构分为松质骨和皮质骨,皮质骨硬度和密度均很高,是骨的主要受力部分。同时,骨骼之间的非线性接触问题一直是骨生物力学的重点,皮质骨表面应力梯度较大,故皮质骨需要采用精度比较高的网格。本研究结合骨结构的特点,将流体动力学(computer fluid dynamics, CFD)流体边界层的网格划分技术<sup>[8]</sup>,引入到骨生物力学的骨骼网格划分中。把皮质骨的外表面划分为二维四边形网格,以该网格做参考网格向模型内部映射出若干层三维六面体单元,用六面体单元模拟皮质骨;对于受力较小的松质骨采用四面体单元。二维四边形网格划分曲面时不用考虑人工分区和网格映射,受到曲面曲率变化的影响较小,无需对模型外观做太多简化<sup>[9]</sup>;CFD网格划分法吸收四面体单元分网简单快速和六面体单元计算精度高的特点。研究工作为复杂人体骨骼的重构探索了一条有效途径,为人体骨骼的生物力学分析奠定基础。

## 1 骨模型传统网格划分方法

### 1.1 四面体网格自动划分法

四面体网格划分方法是通过在所选区域内进行

布点,然后将它们联接成四面体,该方法是目前最流行的实体网格划分方法之一,几乎在所有的有限元前处理软件中都可以实现该方法的网格划分<sup>[10]</sup>。但是在网格三角化过程中,使用该方法对所生成的单元形状难以控制,网格计算精度相对较低。如果通过增加网格密度提高精度又会导致计算量大大增加,对研究骨骼之间的接触等复杂问题难以完成计算<sup>[11]</sup>。例如:田卫军等<sup>[6]</sup>基于逆向技术的骨盆环三维重构与结构分析,其有限元模型采用四面体单元,椎体与椎间盘、耻骨联合处以及小关节之间采用GLUE连接,将各个部分的模型粘连成一个整体,无法研究骨骼之间的接触问题<sup>[12]</sup>。

### 1.2 六面体映射网格划分法

六面体网格划分一般采用映射网格划分方法。该方法通过适当的映射函数将待剖分物理域映射到参数空间中形成规则参数区域,然后对规则参数区域进行网格剖分,最后将参数域的网格反向映射回物理空间,从而得到物理域的有限元网格<sup>[9]</sup>。目前常用的网格划分方法中,六面体映射网格划分法的算法简单、计算速度快、单元质量好、单元密度可控,因此在各个领域得到了广泛的应用。

骨骼之间的接触问题一直是骨生物力学的重点,由于该接触问题为非线性问题,皮质骨表面应力梯度较大,故皮质骨需要采用精度比较高的网格;目前而言,六面体单元精度比四面体单元高,因此,皮质骨需要划分为六面体单元,但是六面体分网无法实现类似于四面体的自动分网,当三维实体的表面曲率变化十分复杂时,六面体映射网格划分法需要创建大量的辅助线,剖分模型网格映射的区域十分困难,故不得不对模型外观做较多的简化,划分高质量的六面体单元需耗费大量的时间<sup>[13]</sup>,甚至在曲率变化复杂的畸形表面难以实现。特别在研究畸形骨骼模型时,需要对网格模型进行反复的更改,导致分网的工作量非常大。

## 2 CFD网格划分法

### 2.1 CFD流体边界层分网

骨是一种具有独特结构的高密度结缔组织,大体结构分为松质骨(骨松质)和皮质骨(骨密质),前者分布于骨的内部占全身骨量20%,密度低于皮质骨且富有弹性;后者位于骨外侧,占全身骨量80%,

其硬度和密度均很高,主要用于发挥骨的支撑作用,是骨生物力学研究的重点之一<sup>[14]</sup>。

本研究根据骨结构组成及特点,将 CFD 中流体边界层的网格划分技术引入到骨生物力学中。CFD 网格划分法是利用大型有限元前处理软件 HyperMesh 的 CFD-Tetramesh 功能,将流体管道模型的外表面划分为二维四边形网格,以该二维网格做参考网格,向模型内部映射出若干层三维六面体单元作为流体边界,再将模型内部划分为四面体单元作为流体域<sup>[9]</sup>。因此,在对骨骼进行有限元分网时,可以使用 CFD 网格划分法,将皮质骨的部分采用精度高、不易分网的六面体单元,将松质骨的部分采用精度较低、容易分网的四面体单元。

## 2.2 CFD 网格划分法的分网过程

以某医院提供的枕寰枢复合体模型为研究对象,采集 CT 断层图片,应用 Mimics 医学影像处理软件完成枕寰枢复合体的三维重建并获取点云数据[见图 1(a)]。将枕寰枢复合体的点云数据导入三维建模软件 SolidWorks,进行逆向建模,得出骨骼三维实体模型[见图 1(b)]。使用大型有限元前处理软件 HyperMesh 对骨骼的三维模型进行 CFD 网格划分,将骨骼模型的几何面划分为二维四边形网格

[见图 1(c)];以二维四边形网格为参考,向模型内部映射出 3 层高质量的六面体单元作为皮质骨[见图 1(d)];再将模型其余部分划为四面体单元作为松质骨[见图 1(e)],完成骨骼模型的网格划分[见图 1(f)]。

CFD 网格划分法极大减小了分网的难度,保证了模型内部的网格质量;该方法根据模型的几何面生成二维四边形网格,保留了原模型的几何特征,降低简化对模型精度的影响,由于二维四边形网格划分对象是曲面,划分曲面时无需考虑网格映射,曲面的复杂程度对二维四边形网格划分造成的影响较小,故采用二维四边形网格划分几何面比采用六面体单元划分几何实体的难度小;该方法能够在保持模型几何面形状特征不变的前提下,调整任意位置六面体单元层的厚度和层数,实现模拟皮质骨厚度不均的目的。图 2 所示为枢椎网格模型的上关节面剖视图,该关节面皮质骨的最大厚度被调整为正常厚度的 1.5 倍;此外,通过控制外部六面体层厚度、层数和网格密度以及内部四面体的网格生长率,能够再次调整骨骼模型的网格质量和网格密度。

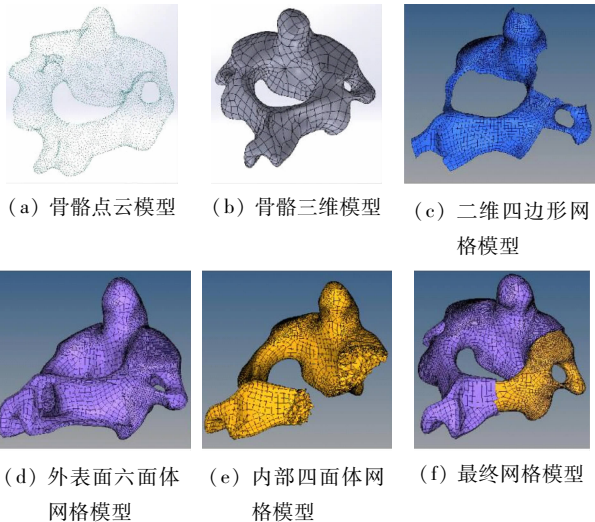


图1 CFD 网格划分法的分网过程

Fig.1 Mesh generation process of the CFD meshing method

(a) Point cloud model of bone, (b) 3D model of bone, (c) 2D quadrilateral mesh model, (d) Hexahedron mesh model of bone surface, (e) Tetrahedron mesh model of bone inside, (f) Complete mesh model

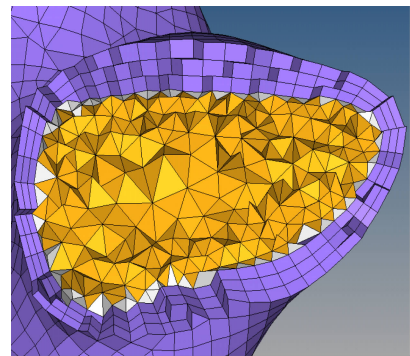


图2 皮质骨厚度调整

Fig.2 Adjustment of cortical bone thickness

采用 CFD 网格划分法对枕寰枢复合体模型的枕骨、寰椎、枢椎等复杂的三维实体进行网格划分,建立的最终模型如图 3 所示。该模型保留了骨骼的几何特征,骨骼接触面网格尺寸为 0.5 mm,其余部分网格尺寸为 1.5 mm,皮质骨厚度为 1 mm,由 3 层尺寸为 0.33 mm 的六面体单元组成;模型包含 103 497 个六面体单元和 617 784 个四面体单元,单元类型包括 C3D20、C3D8、C3D6、C3D4 等。模型的单元质量见表 1。

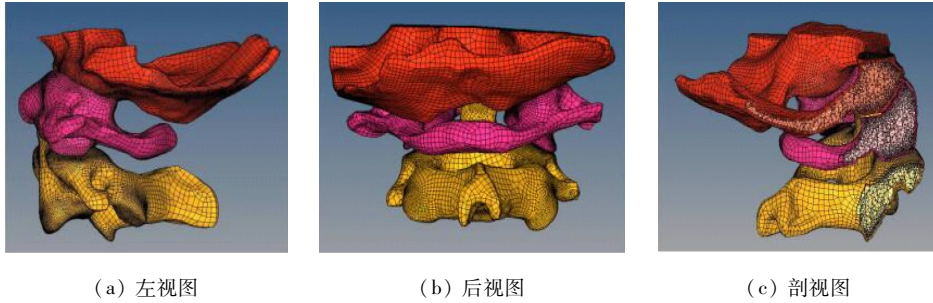


图3 枕寰枢复合体的网格模型

Fig.3 Mesh model of the occipito-atlantoaxial complex (a) Left view, (b) Back view, (c) Section view

表1 枕寰枢复合体模型的网格质量

Tab.1 Mesh quality of the occipito-atlantoaxial complex model

参数	单元类型	
	六面体单元	四面体单元
雅克比	$\geq 0.6, 98\%$ 最小值, 0.36 $\leq 20, 99\%$	$\geq 0.6, 99\%$ 最小值, 0.17 $\leq 10, 99\%$
翘曲率	最大值, 49.28 $\leq 40, 99\%$	最大值, 37.58 $\leq 60, 99\%$
翘曲率	最大值, 64.8 $\leq 8, 99\%$	最大值, 80.76 $\leq 2.5, 99\%$
长宽比	最大值, 13.34 $\geq 50, 98\%$	最大值, 8.64 $\geq 20, 99\%$
最小角	最小值, 19.66 $\leq 140, 99\%$	最小值, 5.19 $\leq 120, 99\%$
最大角	最大值, 154.99	最大值, 160.99

### 3 网格模型验证

#### 3.1 有限元模型的建立

将 HyperMesh 制作的枕寰枢复合体网格模型, 通过大型有限元软件 ABAQUS 进行韧带添加、材料参数赋值、接触定义、设置载荷以及约束条件等, 从而完成有限元模型的建立。

韧带采用非线性弹簧单元模拟, 弹簧加载点的选取参考各韧带的生理解剖部位; 将椎骨材料视为各向同性弹性材料, 分别把骨性结构、软骨以及韧带赋予不同的材料参数, 相关材料参数来源于已发表的文献[15]。根据枕寰枢复合体的生理结构特征, 本模型的接触发生在以下几个部位: 寰枕关节、寰枢关节、寰齿关节以及齿突与横韧带关节处的软骨之

间, 且寰枕关节、寰枢关节分别具有两个侧方关节<sup>[14]</sup>, 故本模型共建立 12 个接触面、6 对接触对, 用于模拟各关节的接触问题; 枢椎椎体下缘采取完全约束, 力矩加载点位于枕骨中上部, 加载点与枕骨做耦合连接。

#### 3.2 模型验证

通过计算枕寰枢复合体有限元模型在 4 种生理载荷下(前屈、后伸、侧屈、轴向旋转)枕寰、寰枢之间的相对运动角度, 并与 Panjabi 等<sup>[16]</sup> 1.5 N·m 载荷下尸体试验数据进行比较, 验证有限元模型的有效性。模型在 4 种生理载荷下计算的枕寰(C0~1)、寰枢(C1~2)间相对运动角度与尸体试验结果见表 2。

表2 骨骼旋转角度的计算结果与尸体试验数据比较

Tab.2 Comparison of calculation results of the skeleton rotation angle with cadaver experiment data

生理运动	节段	旋转角/(°)	
		文献[16]	本文模型
前屈	C0~1	10.8~17.2	16.28
	C1~2	9.8~16.2	15.46
后伸	C0~1	10.8~17.2	15.98
	C1~2	6.0~16.0	15.19
侧屈	C0~1	2.6~8.6	18.90
	C1~2	3.8~19.6	17.81
轴向旋转	C0~1	1.0~10.5	10.42
	C1~2	24.2~46.4	29.23

在 1.5 N·m 载荷作用下, 侧屈运动中寰枕间偏转角度比尸体实验数据大 10.3°; 轴向旋转中, 寰枕间比尸体实验数据大 0.42°, 本模型其他运动结果均位于尸体试验数据范围内。当 1.5 N·m 外载

荷全部施加于模型时,模型整体的最大旋转角度发生在轴向旋转运动。

通过比较有限元模型的计算结果与尸体试验数据,证明采用CFD网格划分法制作的骨骼有限元模型,具有较高的计算精度,能够模拟复杂生理运动下的骨骼运动,对上位颈椎的临床研究具有指导作用。

### 3.3 网格收敛性分析

在有限元模拟运算中,不同的网格尺寸会对有限元计算精度产生较大的影响,网格尺寸越小,计算精度越高;但是过小的网格会大大增加模型的单元数目和模型解算时间步,故在建模中需要综合考虑模拟精度和计算时间成本等要素<sup>[10]</sup>。

通过比较4组不同网格尺寸的枕寰枢复合体有限元模型在相同生理运动条件下(前屈、后伸)的计算结果,验证不同网格尺寸对计算结果的影响。有

表4 有限元模型骨骼旋转角度计算结果与尸体试验数据比较

Tab.4 Comparison of calculation results of skeleton rotation angle with cadaver experiment data

生理运动	节段	旋转角/(°)					
		文献[16]	某医院	1号模型	2号模型	3号模型	4号模型
前屈	C0~1	10.8~17.2	15.80	16.03	16.48	16.28	17.55
	C1~2	9.8~16.2	13.80	14.95	15.54	15.46	16.41
后伸	C0~1	10.8~17.2	15.40	15.81	16.24	15.98	17.28
	C1~2	6.0~16.0	14.00	14.83	15.23	15.19	16.19

通过表4可知:

(1) 模型的网格尺寸越小,计算结果越接近实验值。通过1、2号模型可以发现,随着网格尺寸的减小,模型计算精度逐渐提高,但是随着网格的减小其尺寸变化对计算精度的影响逐渐降低。同时,随着网格尺寸的减小,模型计算的时间成倍增加,大大提高了计算的时间成本。

(2) 由1、3、4号模型可以发现,模型计算结果受到接触面网格尺寸的影响较大。较小的接触面网格尺寸,能够显著提升模型计算精度<sup>[12]</sup>。

## 4 结论

根据骨结构的特点,把CFD流体边界层的网格划分技术引入到骨生物力学的骨骼网格划分中。网格模型外观逼真,较好模拟了骨骼的生理特征;该分网方法综合了四面体网格自动划分法和六面体映射网格划分方法的优点,降低了分网的难度,提高了模

元模型的网格尺寸见表3。

表3 有限元模型的网格参数

Tab.3 Grid parameters of the finite element model

模型编号	网格尺寸/ mm	接触面网格 尺寸/mm	六面体单 元数	四面体单 元数
1	0.5	0.5	276 324	2 056 933
2	1.0	1.0	72 213	491 048
3	1.5	0.5	103 497	617 784
4	1.5	1.5	34 239	143 476

将4组有限元模型的计算结果与Panjabi等<sup>[16]</sup>在1.5 N·m载荷条件下的尸体试验数据及某医院提供的1.5 N·m载荷下尸体试验数据进行比较,具体数据见表4。1~4号模型的收敛时间分别为27、6、8、3 h。

型的网格质量,保证了模型的计算精度;同时受到模型几何面曲率变化的影响较小,保留了原始模型的几何特征,降低了简化对模型精度的影响;此外,可以调节任意位置边界层厚度,满足皮质骨在骨骼不同部位厚度不一致的特点;分网后的模型通过控制外部六面体层厚度、层数和网格密度以及内部四面体的网格生长率,能够再次调整骨骼模型的网格质量和网格密度。研究工作为复杂人体骨骼的重构探索了一条有效途径,为人体骨骼的生物力学分析奠定基础。

## 参考文献:

- [1] 杨生,孟春玲,王鹏,等. 枕寰枢复合体有限元模型的建模研究[J]. 计算机仿真, 2011, 28(1): 268-272.
- [2] SLOTEN J, PERRE G. The influence of geometrical distortions of three-dimensional finite elements, used to model proximal femoral bone [J]. Proc Inst Mech Eng H, 1993,

- 22(2): 31-36.
- [3] 欧阳钧. 骨科生物力学技术的发展及应用[J]. 解剖学杂志, 2011, 34(6): 733-735.
- [4] 原方, 薛清华, 刘伟强. 有限元法在脊柱生物力学应用中的新进展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(5): 585-590.  
YUAN F, XUE QH, LIU WQ. Recent advances about finite element applications in spine biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(5): 585-590.
- [5] 吕文乐, 阮世捷, 李海岩, 等. 6岁儿童全颈有限元模型的构建及验证[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 95-101.  
LÜ WL, RUAN SJ, LI HY, *et al.* Development and validation of finite element model for 6-years-old pediatric neck [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 95-101.
- [6] 田卫军, 李郁. 基于逆向技术的骨盆环三维重构与结构分析[J]. 机电工程, 2014, 31(8): 997-1001.
- [7] 曹立波, 周加冬, 吴俊. Q6儿童假人头部有限元模型的建立及验证[J]. 机械科学与技术, 2016, 35(4): 620-625.
- [8] 纪兵兵, 陈金瓶. ANSYS ICEM CFD 网格划分技术实例详解[M]. 北京: 中国水利水电出版社, 2012: 1-10.
- [9] 王钰栋, 金磊, 洪清泉. Hypermesh&HyperView 应用技巧与高级实例[M]. 北京: 机械工业出版社, 2012: 162-197.
- [10] 石伟. 有限元分析基础与应用教程[M]. 北京: 机械工业出版社 2010: 117-142.
- [11] VICECONTI M, BELLINGERI L, CRISTOFOLINI L, *et al.* A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs [J]. *Med Eng Phys*, 1998, 22(5): 1-10.
- [12] 梁韬, 孟春玲, 尹一恒, 等. 基于 HyperMesh 建立颅底陷入合并寰枕融合畸形的三维有限元模型[J]. 中国临床神经外科杂志, 2016, 21(3): 155-160.
- [13] 蒋小晴. 基于人体有限元模型的汽车前碰撞中驾驶员下肢损伤生物力学研究[D]. 长沙: 湖南大学博士学位论文, 2014: 25-37.
- [14] 贾连顺, 袁文. 颈椎外科学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009: 5-35.
- [15] 王鹏. 枕寰枢复合体有限元分析[D]. 北京: 中国人民解放军军医进修学院博士学位论文, 2008: 11-24.
- [16] PANJABI MM, DVORAK J, CRISCO J III, *et al.* Flexion, extension, and lateral bending of the upper cervical spine in response to alar ligament transactions [J]. *J Spinal Disord*, 1991, 4(2): 157-167.