

## 3D-Nurbs 曲面建模法建立上颌前牙段及其牙周组织的有限元模型

何艳<sup>1</sup>, 李晓智<sup>1</sup>, 陈志雄<sup>2</sup>, 曾明慧<sup>1</sup>, 杨光银<sup>1</sup>, 王汉思<sup>1</sup>

(1. 重庆医科大学附属第一医院口腔矫形科, 重庆 400016; 2. 重庆大学土木工程学院, 重庆 400045)

**[摘要]** **目的:**建立上颌前牙段及其牙周组织的高质量三维有限元模型。**方法:**应用薄层 CT 技术扫描得到的牙齿及牙周组织截面影像的 DICOM 数据, 结合逆向工程软件 Geomagic 及 CAD 生成上颌前牙段及其牙周组织的 iges 曲面模型, 利用 Hypermesh 划分网格并检查单元的质量, 生成可分析的三维有限元实体模型。**结果和结论:**建立了上颌前牙段及其牙周组织(包括牙周膜、牙槽骨)的高质量三维有限元模型, 包括 640 396 个单元, 117 889 个节点。这种新的建模方法简单易行, 适合口腔牙体牙周等复杂组织的建模; 所建模型相似性高, 可供研究分析在各种不同正畸矫治力系统作用下, 上颌前牙段单个牙齿或节段牙齿的生物力学规律。

**[关键词]** 上颌前牙; 有限元模型; 3D-Nurbs

**[中图分类号]** R 783.5 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2007)10-1123-03

### 3D-Nurbs in establishment of three-dimensional finite element model of maxillary anterior dentition segment

HE Yan<sup>1</sup>, LI Xiao-zhi<sup>1</sup>, CHEN Zhi-xiong<sup>2</sup>, ZENG Ming-hui<sup>1</sup>, YANG Guang-yin<sup>1</sup>, WANG Han-si<sup>1</sup> (1. Department of Stomatology, First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China; 2. Department of Civil Engineering, Chongqing University, Chongqing 400045)

**[ABSTRACT]** **Objective:** To search for a new method for establishing high precision 3D finite element model of maxillary anterior dentition segment. **Methods:** Spiral CT (SCT) scanning was used to obtain the data of digital imaging and communications in medicine (DICOM) of teeth and the periodontal tissues; the data were used to construct the iges NURBS model by combining converse engineering software Geomagic and computer-aided design (CAD). The 3D finite element analysis model was created after the unit lattice was meshed and checked by Hypermesh pre-processors. **Results and Conclusion:** We have successfully established the high quality 3D model of maxillary anterior dentition segment and the periodontal tissues (including periodontal ligament and alveolar bone); the model contained 640 396 tetrahedrons and 117 889 nodes. The present method is easy-to-use and is suitable for establishing the model for complex tissues like teeth and periodontal tissues. The established model has a high comparability and provides a good basis for studying the biomechanic behavior of maxillary anterior dentition segment under different orthodontic force systems.

**[KEY WORDS]** maxillary anterior dentition; finite element model; 3D-Nurbs

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2007, 28(10): 1123-1125]

有限元分析法(finite element method, FEM)是近年来理论力学研究的常用方法, 能较好地模拟形态不规则的生物组织, 给出结构内任意部位的应力和位移情况, 特别适合口腔正畸矫治过程中牙齿移动的研究。然而研究作用于牙齿上的力系统及其产生的反应, 比单纯进行力的测量复杂和困难得多<sup>[1]</sup>, 如何模拟牙齿及牙周组织的形态, 建立与实际情况更为接近的力学数字模型是研究的基础和关键所在。牙颌系统的建模过程一般分为三个步骤, 即数据的获取、三维模型的拟合以及有限元前处理。为了获得高精度的有限元模型, 就必须对建模过程中的每个环节进行严格控制。过去常用方法有片磨法、三维测量法及 CT 图像处理法等<sup>[2]</sup>。为了寻求更加高效可靠的建模方法, 国内外学者一直都在不断改进和尝试<sup>[3-6]</sup>, 但到目前为止尚无最佳的方法。本研究根据有限元法的基本原则建模, 应用先进的薄层螺旋 CT 技术, 结合逆向工程软件 Geomagic, 将 3D-Nurbs 曲面建模法引入到牙齿及其牙周组织的三维建模中, 利用流行的专业有限元前处理软件 Hypermesh 划分网格并检查单元的质量, 生成形态逼真、高度相似的三维有限元实体模型, 现介绍如下。

### 1 方法和结果

1.1 建模素材 选择一名牙列完整, 符合正常牙合标准, 牙周组织健康, 无任何口腔疾病的成年女性志愿者作为受试对象, 行三维螺旋 CT 扫描。

1.2 实验设备 64 层螺旋 CT 机(美国 GE 公司 Lightspeed VCT); 计算机工作站: 硬件部分包括 CPU (Opteron 265 × 2)、内存 (Kingston DDR 400 1G × 8)、主板 (TYAN S2992G3NR)、硬盘 (WD 160YD × 2 + X500) 等; 软件部分包括 图形图像软件 Auto CAD2007; 逆向工程软件 Geomagic Studio 8.0 (Raindrop Geomagic, USA); 有限元前处理软件 Hypermesh 7.0 (Altair Engineering, USA); 有限元分析软件 ANSYS9.0 (ANSYS, USA)。

1.3 上颌前牙段及其牙周组织的三维模型的建立

1.3.1 图像数据的获取和处理 采用美国 GE 公司 Light-

**[作者简介]** 何艳, 硕士, 医师。现在西南大学医院口腔科, 重庆 400715。E-mail: heyans3010@126.com

speed 64 层螺旋 CT 扫描机,以普通头部扫描方式进行上颌骨连续横断超薄扫描。扫描时,被测对象取仰卧位,颈部抬高,头部固定,微张口,咬住预先制作的 2 mm 厚塑料片,避免上下牙列接触。确定被测者的咬合平面,使扫描截面与之平行。扫描参数:球管电压 120 kV,电流 280 mA,床进速度 0.8 s/周,层厚 0.6 mm,间隔 0.3 mm。整理扫描得到的 CT DICOM 数据,选取包括上颌前牙段牙齿及其牙周组织的 82 张二维扫描断层图像数据,转换成 BMP 格式,连同原始的 DICOM 格式一并记录在光盘上。

1.3.2 三维牙齿模型的建立 将以 BMP 格式输出的 CT 数据输入到处理数据用的计算机上,在绘图软件 Auto CAD2007 中打开,依据 CT 扫描横断图像建立直角坐标系 XY 轴(X 轴为近远中方向,Y 轴为唇舌向,Z 为 CT 扫描的移动方向)。对各个断层的 CT 图画出轮廓边界形成其轮廓

图,并形成闭合的轮廓曲线。然后根据 CT 片层间隔 0.3 mm,把代表每个 CT 扫描断面的轮廓图在空间中按照各自的 Z 坐标移动到空间位置,使用 Auto CAD2007 的三维建模功能自动建立牙齿及其牙周组织的初步三维模型。

1.3.3 牙周组织模型的建立 在牙齿外轮廓线矢量图的基础上结合缩放等操作生成牙周膜,并添加牙槽骨,牙槽骨采用根据实际的 CT 图片形状加以简化的多面体模型。

1.4 三维模型的曲面化 将 Auto CAD2007 建立的三维模型导入专业逆向工程软件 Geomagic,依据王惠芸的牙体数据<sup>[7]</sup>,对模型进行平滑化和修整,建立上颌前牙段及其牙周组织的 Nurbs 曲面模型。对网格化的模型进行曲面拟合,得到最终的 Nurbs 曲面如图 1。模型表面的黑线是 Nurbs 曲面的分界线。

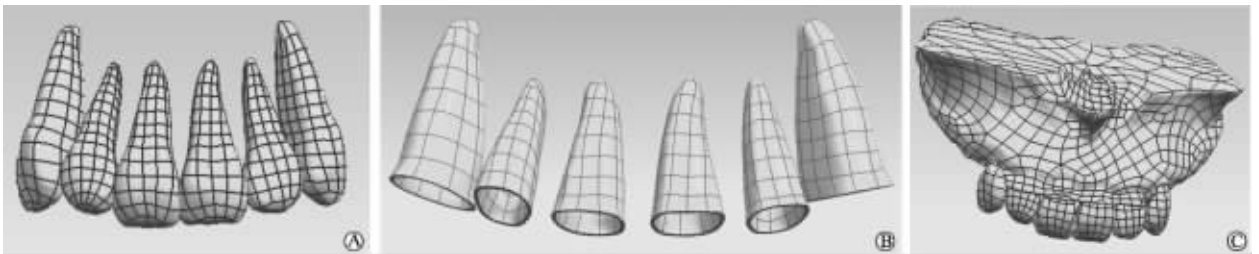


图 1 平滑化后的上颌前牙段及其牙周组织的 Nurbs 曲面模型

Fig 1 Nurbs model of maxillary anterior dentition and periodontal tissue

A: Maxillary anterior dentition; B: Maxillary anterior dentition periodontal ligament; C: Maxillary anterior dentition and periodontal tissue

1.5 上颌前牙段及其牙周组织的有限元模型的建立 将平滑化处理后的 Nurbs 曲面模型保存为 iges 格式的文件,导入有限元前处理软件 Hypermesh 中,对牙体、牙周膜及牙槽骨划分有限元网格。牙体、牙周膜及牙槽骨分别赋予不同的材料力学参数<sup>[8]</sup>见表 1,均假设为连续均质和各向同性的线弹性材料<sup>[9]</sup>。牙周膜厚度为 0.25 mm,其周围牙槽骨为刚性边界。用 Hypermesh 的单元检查与修正功能,保证划分出高质量的网格。上颌前牙段及其牙周组织的有限元模型见图 2。

表 1 牙齿、牙周组织的力学参数

Tab 1 Mechanical properties of tooth, periodontal ligament and alveolar bone

Materials	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Tooth	$2.02 \times 10^4$	0.30
PDL	$6.88 \times 10^{-1}$	0.49
Alveolar bone	$1.37 \times 10^4$	0.30



图 2 上颌前牙段及其牙周组织的有限元模型

Fig 2 Finite element model of maxillary anterior dentition tooth and periodontal tissue

A: Maxillary anterior dentition; B: Maxillary anterior dentition periodontal ligament; C: Maxillary anterior dentition and periodontal tissue

1.6 网格模型的生成 本实验建模单元均采用三棱锥四面体结构,共形成 117 889 个节点,640 396 个单元;其中牙齿有

24 057 个节点, 103 126 个单元; 牙周膜有 21 572 个节点, 62 137 个单元; 牙槽骨有 72 260 个节点, 475 133 个单元。用 Hypermesh 检查单元质量, 建立了精度较高的上颌前牙段及其牙周组织(包括牙周膜、牙槽骨)的三维有限元模型。

## 2 讨 论

2.1 建立高精度三维有限元模型的重要性 建模<sup>[11-13]</sup>是有限元分析的前提, 模型的几何相似性及力学相似性将直接影响到力学分析的结果, 因此, 为提高有限元分析结果的可靠性, 模型的精确程度十分重要。以往口腔医学中三维有限元的建模方法主要是片磨法、三维测量法及 CT 图像处理法, 由于牙齿及牙周组织的体积较小, 几何形状极其复杂, 用传统的方法存在模型精度差、标志点坐标选择不确定、模型不标准或易变形的缺点。建模往往程序复杂, 耗时耗力, 主观性大, 并且建立的模型相似度差, 直接影响到分析结果。本研究采用先进的薄层 CT 图像数据转换的方法, 应用图像处理软件直接存取、传输和处理 CT 数据信息, 简化了建模的程序, 避免反复操作造成的部分数据的失真或丢失。

2.2 3D-Nurbs 曲面建模法 Nurbs 曲面是逆向工程软件中常用的一种曲面构造方案, 与以往的实体建模方式有所不同, 特别适用于创建复杂的曲面造型。Nurbs 是 Non-Uniform Rational B-Splines 的缩写, 使用它可以使以前实体建模难以达到的圆滑曲面的构建变得简单方便, 通过在视窗中交互地调整构成曲面的点来完成复杂曲面造型的构建, 大大扩展了建模能力。

在过去实体建模的方法中, 通常只能用增加面数、段数的方法使构建对象的表面看起来尽量平滑, 缺点是难于创建复杂的曲面对象, 并且由于对象是在一些小的平面基础上构建的, 在渲染时可以看到面的边界, 要得到平滑的曲线边缘, 需增加面数, 这样就会影响计算速度。然而 Nurbs 曲面是自动解析生成的, 计算速度大大加快, 并且可以得到非常令人满意的平滑曲面。

本研究采用的 Nurbs 曲面建模方法, 三维几何模型牙齿的外形、尺寸、各个部位的解剖特征按 CT 数据信息直接制作, 保证了模型牙的外观轮廓的准确性。通过格式转换、接口输入, 牙齿的几何模型三维图像无任何扭曲、变形。由于没有人选取以及目测标记的标志点, 不会发生节点位置的变化或不确定, 因而在此基础上进行的单元划分稳定、可靠, 几何相似性较传统方法明显提高, 并且计算速度也得以提高。

2.3 有限元分析模型的前处理 有限元计算过程包括建立几何模型, 划分网格和进行计算三个主要过程, 其中前处理占了 80% 的时间。前处理的重要内容是对有限元模型进行单元网格划分。在有限元模型中, 分析结果的精确与否与网格划分的情况密切相关。关键部位的节点数与单元数目越多, 分析所得的理论值就越精确。

本研究划分有限元单元时使用了专业的有限元前处理软件 Hypermesh。Hypermesh 是世界领先的各种主流有限元程序的高性能前处理软件, 具有强大的单元检查与修正功能, 能够划分出质量非常高的网格, 可对六面体和四面体进行混合划分, 保证了计算结果的准确性<sup>[14]</sup>。由于 Hypermesh

的强大算法, 使之能划分非常复杂的模型, 特别针对医学领域, 建立非常不规则的器官模型(如牙周膜、韧带); 而如果在有限元软件(如 ANSYS)里面, 往往难以划分, 或者划分出来的单元往往有大量的“坏死”单元, 直接影响到计算的准确性。牙齿模型是一种复杂而且结构不规则的模型, 因此, 本研究采用四面体单元网格, 模型单元划分得更细、节点更多, 提高了计算精度。Hypermesh 的应用使模型的相似性大大提高, 与实体进一步接近。

综上所述, 本研究根据有限元法的基本原则建模, 应用先进的薄层螺旋 CT 技术, 结合逆向工程软件 Geomagic, 将 3D-Nurbs 曲面建模法引入到牙齿及其牙周组织的三维建模中, 利用专业有限元前处理软件 Hypermesh 划分网格并检查单元的质量, 生成形态逼真、高度相似的三维有限元实体模型, 为进一步研究上颌前牙段单个牙齿或节段牙弓及其牙周组织在矫治力作用下的移动规律奠定了基础。利用该新的建模方法不仅可以极大地提高建模速度和精度, 而且使用方便, 为今后牙齿及其牙周等复杂组织的快速精确建模提供了借鉴。

## [参 考 文 献]

- [1] Proffit W R. Contemporary orthodontics[M]. 3 ed. St Louis: Mosby-Year Book Inc, 2000: 260-261.
- [2] 陈 琼. 三维有限元方法的研究现状[J]. 口腔医学, 2006, 26: 154-155.
- [3] Verodonschot N, Fennis W M, Kuijs R, et al. Generation of three-dimensional finite models of restored human teeth using micro-CT techniques[J]. Int J Prosthodont, 2001, 14: 310-315.
- [4] Chang K H, Magdum S, Khera S C. An advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth[J]. Ann Biomed Eng, 2003, 31: 621-631.
- [5] 白石柱, 赵毓民, 邹石泉, 等. 快速建立无牙颌上颌骨及颅骨三维有限元模型的方法探讨[J]. 中华口腔医学杂志, 2005, 40: 515-517.
- [6] Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V, et al. Three-dimensional digital modeling and setup[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006, 129: 605-610.
- [7] 王惠芸. 我国人牙的测定和统计[J]. 中华口腔科杂志, 1959, 7: 149-152.
- [8] Yubo F, Xiaofeng Z, Gaoyan T. Three-dimensional finite element study on periodontal membrane of central maxillary incisor under physiological load[J]. J Biomed Eng, 1999, 16: 23-26.
- [9] 潘燕环, 马 达, 王 幡, 等. 牙周膜动力分析的几个问题[J]. 实用口腔医学杂志, 2004, 20: 661-664.
- [10] 韩 科, 陆汝矜, 吕培军, 等. 人类恒牙的计算机三维建模[J]. 中华口腔医学杂志, 1998, 33: 94-96.
- [11] 戴世强, 邓学奎, 段祝平, 等. 20 世纪理论和应用力学十大进展[J]. 力学进展, 2001, 31: 322-325.
- [12] 魏 斌, 张富强. 牙颌系统三维有限元建模的进展[J]. 口腔材料器械杂志, 2002, 11: 86-87.
- [13] Hirabayashi M, Motoyoshi M, Ishimam T, et al. Stress in mandibular cortical bone during mastication: biomechanical considerations using a three-dimensional finite element method[J]. J Oral Sci, 2002, 44: 1-6.
- [14] 于开平, 周传月, 谭惠丰, 等. HyperMesh 从入门到精通[M]. 北京: 科学出版社, 2005: 7-12.

[收稿日期] 2007-03-27

[修回日期] 2007-05-22

[本文编辑] 孙 岩