

Application of multi-detector computer tomography in establishing a finite element model of sliding mechanics in space-closing with implant anchorage

DAI Hui¹, QI Jian-pin^{1*}, LI Ping², ZHOU Yi-cheng¹, WANG Ren-fa¹

(1. Department of Radiology, Tongji Hospital, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China;

2. Center of Stomatology, Tongji Hospital, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the value of multiple detector computer tomography (MDCT) in establishing a finite element model of sliding mechanics in space-closing with implant anchorage. **Methods** A normally arrayed mandibular teeth model was removed with the first premolar. Then it was scanned by MDCT to get original databases. All the databases were dealt with DICOM standard, Mimics, UG, Geomagic studio software and analyzed with ANSYS software to finally establish a finite element model of sliding mechanics. **Results** One hundred and forty images were obtained with MDCT. Three-dimension finite element model of sliding mechanics in space-closing with implant anchorage was constructed with 258834 nodal points and 420016 units. **Conclusion** It was more efficient and precise to get the databases with MDCT to make the three-dimension finite element model and this model could be used for the analysis of the stress distribution of sliding mechanics in space-closing with implant anchorage under different loading conditions.

[Key words] Computer tomography, X-ray; Finite element; Computer-aided modeling; Tooth

MDCT 在建立种植体支抗滑动关闭拔牙间隙三维有限元模型中的应用

戴 慧¹, 漆剑频^{1*}, 李 平², 周义成¹, 王仁法¹

(1. 华中科技大学附属同济医院放射科, 2. 口腔科, 湖北 武汉 430030)

[摘要] **目的** 探讨利用多层螺旋 CT(MDCT) 建立种植体支抗滑动关闭拔牙间隙三维有限元模型的方法。 **方法** 选择一副全口标准下颌仿真牙, 按正常牙弓的基本要求进行排牙, 排牙完成后从下颌牙列中去除第一前磨牙。使用美国 GE 公司 Lightspeed16 排螺旋 CT 机扫描仿真牙, 采集容积数据。扫描层厚 0.625 mm、层间隔 0.625 mm、重建间隔 0.3mm。应用 Dicom 标准和 Mimics、UG、Geomagic studio 等软件, 再结合 ANSYS 三维有限元专用软件对下颌牙 CT 断层影像进行分析处理, 建立三维有限元模型。 **结果** 获得了 140 层下颌仿真牙的多排螺旋 CT 扫描断层影像数据, 利用所得数据建立了 258834 个节点、420016 个单元的带有种植体支抗的拔除两侧第一前磨牙的下颌组织三维有限元模型。 **结论** 利用多层螺旋 CT 扫描数据建立种植体支抗滑动关闭拔牙间隙三维有限元模型, 可缩短建模时间、提高建模效率和模型的精度。该模型的建立为在不同加载方式下种植体支抗滑动关闭拔牙间隙的应力分析提供初步基础。

[关键词] 体层摄影术, X 线计算机; 有限元; 计算机建模; 牙

[中图分类号] R814.42 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2008)08-1264-03

三维有限元法作为一种与现代计算机技术相结合的理论分析方法, 在口腔生物力学领域具有广泛应用前景, 尤其在正

畸领域的应用正日益受到人们的重视。已有文献报导关于利用种植体支抗滑动关闭拔牙间隙的生物力学方面的研究^[1], 本文主要从基础应力角度研究种植体支抗滑动关闭拔牙间隙三维有限元模型建立的方法。由于牙体牙周组织结构复杂, 形态精细且不规则, 造成数据的采集和建模的困难。随着 MDCT 的出现和发展, 由于其行容积扫描可采集各向同性图像的特点, 使我们获得精确的扫描数据, 故运用 MDCT 获得 DICOM 格式的文件后再行计算机建模在三维有限元分析中

[作者简介] 戴慧(1982-), 女, 浙江瑞安人, 在读博士。研究方向: 中枢神经系统及头颈部影像诊断。E-mail: huizi198208@126.com

[通讯作者] 漆剑频, 华中科技大学附属同济医院放射科, 430030。

E-mail: qijp2k01@yahoo.com

[收稿日期] 2008-01-11 **[修回日期]** 2008-07-22

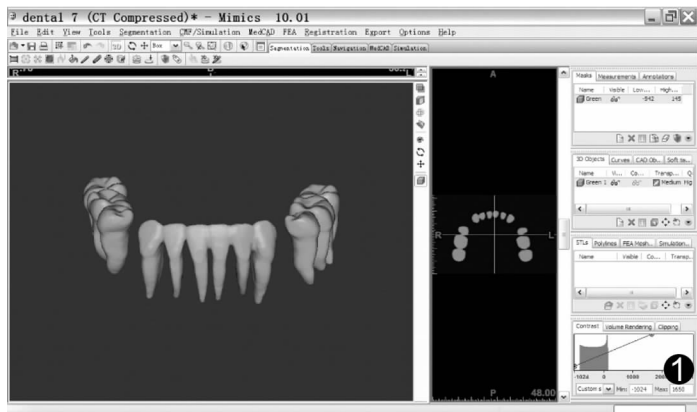


图 1 在 Mimics 10.0 软件中所读取的图像

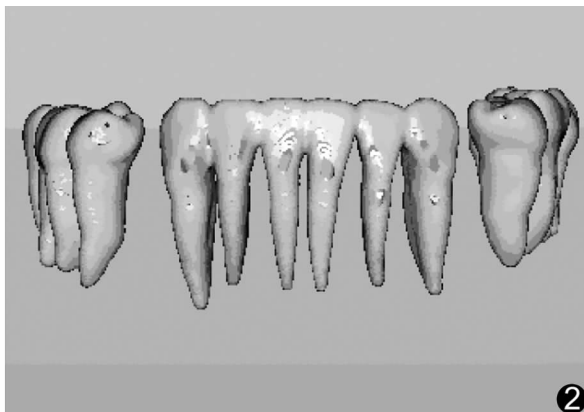


图 2 在 Geomagic Studio 中所修复处理的效果图

是至关重要的。

1 材料与方 法

1.1 标本 选择一副全口标准下颌仿真牙,按正常牙弓的基本要求 进行排牙,排牙完成后从下颌牙列中去 除第一前磨牙。
 1.2 CT 扫描 采用美国 GE 公司 Lightspeed 16 排螺旋 CT,使实验牙的牙体长轴与 CT 扫描床平行。扫描参数:电压 140 kV,电流 70 mA,层厚 0.625 mm,层间隔 0.625 mm,螺距 0.562: 1,按骨算法扫描。原始数据 采集完后按重建间隔 0.3 mm 重建,传至 ADW 4.2 工作站。将重建后的薄层图像以 DICOM 医学数字图像通讯标准 存储。

1.3 CT 图像处 理

1.3.1 运用 Mimics 10.0 软件直接读取 DICOM 格式的断层图像建立三维模型(图 1),建模范围选择实验牙所在层面的所有断层图像。通过干扰过滤后将重建的三维模型图以 STL 格式输出并存储。

1.3.2 将 STL 格式的模型文件导入 Geomagic studio 8.0 软件中,经过封装和三角化流程处理后,再经过补洞、光顺和精简三个步骤进行优化,将虚面模型全部转化为 CAD 三维实体模型(图 2),以 IGES 格式保存。

1.3.3 将文件导入 UG 软件中,在建立好的三维模型的基础上,按照中国人正常颌牙齿的轴倾角和转矩角,并根据中国人临床冠中心的高度及托槽底厚确定托槽槽沟中心点的位置^[2]。利用 UG 软件的自由建模功能,在中心点的位置上建立托槽和弓丝(图 3),在第二前磨牙与第一磨牙牙槽骨之间

建立种植体模型,从而获得了带有种植体的固定矫治器的三维实体模型。

1.3.4 将模型导入 ANSYS 专业软件中,模型中各种材料和组织假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料。给各部分实体分别赋予相应的材料性质^[3,4](表 1),利用网格划分工具进行单元网格的自动划分,共生成 420 016 个单元、258 834 个节点。

表 1 有限元模型中材料性质的参数

材料	弹性模量 (N/mm ²)	泊松比
釉质	8.41 × 10 ⁴	0.33
牙本质	1.83 × 10 ⁴	0.30
牙周膜	6.90 × 10 ⁻¹	0.45
骨	1.37 × 10 ⁴	0.30
托槽	2.0 × 10 ⁴	0.30
弓丝	2.0 × 10 ⁴	0.30

2 结 果

应用 MDCT 扫描获得了高精度的断层图像,再运用 DICOM 医学数字图像通讯标准、Mimics 图像识别分割建模软件、UG、Geomagic studio 和 ANSYS 有限元分析软件,最终建立了含固定矫治器的牙颌三维有限元模型(图 4),获得的牙颌模型在解剖外形、尺寸和物理性质等方面都得到较精确地反映。本研究建立的带有种植体的固定矫治器的三维实体模型与真实临床装置具有较好的几何相似性及生物力学相似性,能为种植体支抗滑动关闭拔牙间隙的三维有限元生物力学分析提供依据。

3 讨 论

3.1 MDCT 的应用 有限元分析方法结果的准确与否与有限元模型的建立密切相关。三维有限元数学模型建立有两个基本要求:一是模型和原物的几何相似性,二是生物力学相似性^[5]。种植体和骨的几何形状及结构参数对其精确求解起决定作用,几何形状与节点数、单元数有关。在关键部位,节点数与单元数目越多,所得的理论



图 3 增加了固定矫治器的三维效果图



图 4 经过处理后在 ANSYS 中所读取的效果图

值就越精确。而节点的数目与 CT 的扫描层厚有关,扫描层厚越薄,节点数越密,几何相似性越好。本研究中采用 16 排螺旋 CT 扫描,扫描层厚为 0.625 mm,重建间隔为 0.3 mm。多排螺旋 CT 采用容积数据采集,保证了图像的各向同性,提高了扫描速度且可直接运用 DICOM 医学数字图像通讯标准。因此,与传统建模方法相比,图像精度和建模效率都有所提高。同时,由于利用仿真牙行 CT 扫描建立三维有限元数学模型,排除了牙槽骨的扫描干扰,真实提供牙根尖的形态,为进一步的应力分析提供良好的基础。

3.2 关于 CT 图像的处理 DICOM 格式是 ACR-NEMA (American College of Radiology-National Electrical Manufacturers Association) 联合颁布的标准。患者完成 CT 检查后产生的大量数据信息可依照 DICOM 标准进行网上传输或文件存取。DICOM 文件提供了非常精细的组织密度信息^[6]。DICOM 存储格式的图像处理软件,如 Mimics 10.0,此类软件可显示和分割 CT、MRI 和超声图像,是介于医学与机械领域之间的一套逆向软件。它不仅可以直接读入 CT 机输出的数据文件,而且还可以改善 CT 图像质量,采用高斯滤波进行图像平滑以减少噪声,同时又采用 sobel 梯度算子检测边缘。此法简化了以往对 CT 扫描产生的二维图像进行处理和转化的繁琐过程,避免了数据和信息的丢失,直接将扫描得到的 CT 数据传入计算机,实现了高度自动化的计算机辅助有限元建模^[7]。将重建的三维模型图以 STL 格式输出并储存。STL 格式即多面体面,通过多面体面的方式来直接重建三维表面形态,采用三角面片无限逼近的方法来表示曲面,三角形面片的数目越多,转化精度越高,它所表示的模型与实际模型越相近^[8],但此种模型是无法在 ANSYS 中进行直接读取的,必须将模型文件导入 Geomagic studio 8.0 软件中,经过封装和三角化流程处理后,再经过补洞、光顺和精简三个步骤进行优化,将虚面模型全部转化为 CAD 三维实体模型,以 IGES 格式保存。然后输入 ANSYS 软件中,经过后期处理,组成种植体支抗滑动关闭拔牙间隙的三维有限元力学分析模型。本研究建立的下牙列模型在解剖外形、尺寸和物理性质等方面都能较精确地描述原形,与实物具有较好的几何相似性及生物力学相似性。

3.3 建立种植体支抗滑动关闭拔牙间隙三维有限元模型的意义 种植体现已成功应用于临床,成为国内、外正畸学者基础研究和临床应用的一个热点^[9]。使用种植体支抗来关闭拔牙间隙与以往正畸种植支抗系统最大不同在于它的种植体不依赖与骨结合进行固位,而是依靠种植体与骨组织之间的机械嵌合力。使用种植体支抗,可以在滑动关闭间隙过程中保持磨牙的前后位置不发生改变,使拔牙间隙能够全部被前牙内收所利用,从而最大限度地利用了拔牙间隙内收前牙,有重

要的临床应用价值。目前关于滑动机制的力值与关闭拔牙间隙时牙齿整体移动之间关系的应力分析的报道较少^[1]。本研究运用 16 排螺旋 CT 技术、Dicom 标准、Mimics 软件、UG 软件、Geomagic studio 软件和 ANSYS 专业软件成功建立下牙列模型,且与实物具有较好的几何相似性及生物力学相似性,能对关闭拔牙间隙时前后多个牙的同时移动进行分析,为种植体支抗滑动关闭拔牙间隙的三维有限元力学分析提供精确的模型。

[参考文献]

- [1] Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005, 127(5): 542-551.
- [2] Fu XF, Wang L, Pu GY. Construction of three-dimensional finite element models of maxillary dentition and MBT straight wire appliance. *Stomatology*, 2006, 26(5): 354-356.
傅晓峰, 王林, 浦广益. 上颌牙列及 MBT 直丝弓矫治器三维有限元模型的建立. *口腔医学*, 2006, 26(5): 354-356.
- [3] Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res*, 2004, 7(2): 98-107.
- [4] David J, Michael G, Glenn T. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. *Angle Orthod*, 2001, 71(1): 127-131.
- [5] Kang P, Zhang Y, Li N, et al. Application of CT in the establishment of the dental mathematic model of three-dimensional finite element. *J Chin Clin Med Imaging*, 2004, 15(6): 356-357.
康鹏, 张扬, 李娜, 等. CT 扫描在局部牙颌三维有限元数学模型建立中的应用. *中国临床医学影像杂志*, 2004, 15(6): 356-357.
- [6] Cheng Q. Recent study about the methods of establishing three-dimensional finite element model. *Stomatology*, 2006, 26(2): 154-155.
陈琼. 三维有限元建模方法的研究现状. *口腔医学*, 2006, 26(2): 154-155.
- [7] Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, et al. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg*, 2002, 30(3): 170-177.
- [8] Bai SZ, Li DC, Zhao YM, et al. Application of multislice helical CT in the construction of three-dimensional finite element model of maxillary bone. *Chinese Journal of Clinical Rehabilitation*, 2006, 10(41): 90-92.
白石柱, 李涤尘, 赵毓民, 等. 多层螺旋 CT 在建立上颌骨三维有限元模型中的应用. *中国临床康复*, 2006, 10(41): 90-92.
- [9] Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, 2005, 75(4): 602-609.