

6-6-2020

Parametric Approach for Automatic Generation of Finite Element Model for Dental System

Wei Yi

1. School of Mathematics and Computer, Wuyi University, Wuyishan 354300, China;;3. Fujian Provincial Key Lab of Cognitive Computing and Intelligent Information Processing, Wuyishan 354300, China;

Dengming Zhu

2. Advanced Computing Research Laboratory, Institute of Computing Technology, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;;

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the Artificial Intelligence and Robotics Commons, Computer Engineering Commons, Numerical Analysis and Scientific Computing Commons, Operations Research, Systems Engineering and Industrial Engineering Commons, and the Systems Science Commons

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

Parametric Approach for Automatic Generation of Finite Element Model for Dental System

Abstract

Abstract: Aiming at overcoming the disadvantages of current modeling methods for dental system, such as poor efficiency and lack of personalization, a method for automatic generation of finite element model for personalized dental system is proposed. On the basis of the original 3D dental model, a 3D model of the dental system is created by the technology of solid modeling. According to the configuration parameters of dentition and finite elements, a finite element model of the personalized dental system is generated. Based on Ansys parametric design language, an automatic finite element modeling system of dental system is implemented. By this modeling system, experiments are performed based on the real data of dental system and the results show that this proposed method can automatically generate the finite element model for the personalized dental system efficiently.

Keywords

personalized dental model, solid modeling for dental system, automatic finite element modeling, simulation of dental function

Recommended Citation

Wei Yi, Zhu Dengming. Parametric Approach for Automatic Generation of Finite Element Model for Dental System[J]. Journal of System Simulation, 2017, 29(12): 2945-2952.

一种参数化的牙颌有限元自动建模方法

魏毅^{1,3}, 朱登明²(1. 武夷学院数学与计算机学院, 福建 武夷山 354300; 2. 中国科学院计算技术研究所前瞻研究实验室, 北京 100190;
3. 认知计算与智能信息处理福建省高校重点实验室, 福建 武夷山 354300)

摘要: 针对现有牙颌有限元建模方法存在低效和缺乏个性化的缺点, 提出一种参数化的牙颌有限元自动建模方法。通过实体造型技术对牙颌初始三维几何模型进行处理, 生成牙周膜、牙槽的三维几何模型; 根据齿列的配置参数和单元参数对牙颌模型进行网格划分; 基于Ansys的参数化程序设计语言, 开发了面向牙颌的有限元自动建模系统, 并在真实的牙颌数据集上进行了建模实验。实验结果表明该系统能自动高效地生成个性化牙颌系统的有限元模型。

关键词: 个性化牙颌系统; 牙颌实体造型; 自动有限元建模; 牙颌功能仿真

中图分类号: TP391.9

文献标识码: A

文章编号: 1004-731X(2017)12-2945-08

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201712002

Parametric Approach for Automatic Generation of Finite Element Model for Dental System

Wei Yi^{1,3}, Zhu Dengming²

(1. School of Mathematics and Computer, Wuyi University, Wuyishan 354300, China;

2. Advanced Computing Research Laboratory, Institute of Computing Technology, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;

3. Fujian Provincial Key Lab of Cognitive Computing and Intelligent Information Processing, Wuyishan 354300, China)

Abstract: Aiming at overcoming the disadvantages of current modeling methods for dental system, such as poor efficiency and lack of personality, a method for automatic generation of finite element model for personalized dental system is proposed. On the basis of the original 3D dental model, a 3D model of pericementum and phatnomais created by technology of solid modeling. According to the configuration parameters of dentition and finite elements, a finite element model of the personalized dental system is generated. Based on Ansys parametric design language, an automatic finite element modeling system of dental system is implemented. By this modeling system, experiments are performed based on the real data of dental system and the results show that this proposed method can automatically generate the finite element model for the personalized dental system efficiently.

Keywords: personalized dental model; solid modeling for dental system; automatic finite element modeling; simulation of dental function

引言

牙颌是人的重要器官, 其形态的美观性和功

能的完备性对生活质量有很大影响。以牙颌的咬合功能为例, 咀嚼时牙齿的咬合接触状态和咬合力对咀嚼效率、牙颌健康以及面部发育起到重要作用。咀嚼时存在齿间异常接触或局部咬合力过大的情况会影响牙颌的咀嚼效能, 导致牙周病变、咀嚼肌疲劳和颜面发育不对称等症状。

鉴于牙颌系统的复杂性和活体的不可侵入性,



收稿日期: 2017-02-20 修回日期: 2017-07-30;
基金项目: 国家自然科学基金(61173067, 61379085),
国家 863 计划(2015AA016401), 武夷学院科技项目
(YJ201607);

作者简介: 魏毅(1978-), 男, 福建建瓯, 博士, 讲师,
研究方向为虚拟现实; 朱登明(1973-), 男, 安徽安庆,
博士, 副研究员, 研究方向为自然现象模拟与可视化。

<http://www.china-simulation.com>

• 2945 •

早期主要依靠医生的经验来定性分析牙颌系统的病情。随着先进测量工具的发明和仿真技术的发展,个性化的牙颌有限元建模成为可能。个性化的牙颌有限元模型综合体现了患者牙颌的几何信息、材料信息和运动信息,可应用于牙颌系统咬合分析、牙颌系统运动功能分析、牙颌系统矫形分析、义齿设置与种植等多个领域。

牙颌有限元建模过程可分为三个阶段。1)数据采集:应用 CT 或者 MRI 设备扫描牙颌,得到牙颌部位的影像数据;2)实体建模:处理影像数据,重建牙齿和牙槽的实体三维曲面;3)有限元建模:构造牙周膜的三维模型,确定有限单元参数和材料参数,建立牙齿、牙周膜和牙槽的有限元模型。下面从这三个方面来介绍目前的研究进展。

牙颌是一种复杂的器官组织,其表面形状不规则,内部由多种物质组成,并且不同人的牙颌形态相差很大。为得到个性化的牙颌模型数据,需要采用测量设备对个体的牙颌进行测量。对于牙颌骨或石膏模型,可采用坐标测量机或激光扫描仪获得点云数据^[1];对于活体,可采用非接触式的测量方法。例如使用螺旋 CT^[2]或显微 CT^[3]获取活体牙颌部位的影像数据。显微 CT 的分辨率可达 1 μm ,并且对扫描活体样本的破坏很小。

得到牙颌的影像数据后,使用三维点云重建方法^[4-5]进行模型分割和实体三维曲面重建。理论上可根据影像中牙根与牙槽骨部位的灰度差异自动将牙根从牙槽骨中分割出来,从而建立起牙根的几何模型。但在实际操作中,由于牙根密度与骨皮质密度非常接近,并且部分牙根与骨皮质紧密贴合,因此需要进行手工分割。此外,为得到更好的三维重建效果,可采用 Geomagic Studio^[6]或者 Catia 软件^[7]通过孔洞修复、光顺平滑和简化多边形等技术优化牙齿与牙槽的三维曲面。牙周膜由细胞、基质和纤维组成,对 CT 的作用不敏感,因此难以通过 CT 扫描来直接重建牙周膜的几何模型。目前的方法是通过牙齿的几何模型来估计牙周膜的几何模型,牙周膜的厚度可采用经验值^[8]。

牙齿、牙周膜和牙槽具有不规则的几何形态和不同的材料参数,并且相互包裹层叠。因此从材料学的角度看,牙颌系统是一个典型的复合材料系统。目前对于牙齿和牙槽的材料性能的研究较成熟,但对于牙周膜的材料性能的研究还处于探索阶段^[9]。为简化问题,一般将牙齿、牙周膜和牙槽视为各向同性的材料,并辅以有限元软件进行处理^[4,6,7]。在得到牙颌有限元模型之后,基于该有限元模型可进行牙颌运动分析、咬合力分析和牙齿根部受力分析等。分析结果可用于牙齿矫形^[10]、上下齿列咬合分析^[11]和义齿设计^[12]等多种牙颌疾病的诊断与治疗。

文献[13]基于软件“Mechanical Finder”,提出了一种具有代表性的半自动牙颌有限元建模方法。该方法的输入是牙颌的一组 CT 影像图片,输出是牙颌的有限元模型。该方法在牙颌实体建模阶段的耗时为 30~40h,在牙颌有限元建模阶段的耗时为 50~60h。这说明现有牙颌有限元建模方法的效率不高。文献[14]指出为了在口腔临床诊疗过程中充分发挥牙颌有限元模型作为一种分析工具的作用,研发出一套对应的高效工具软件是一个关键。因此,将建模过程中需要多次重复且能规范化的操作步骤设计成独立模块是提高牙颌有限元建模效率和自动化水平、增加个性化建模功能的一种可行方法^[1]。

牙颌有限元建模过程中的第一阶段(数据采集)涉及硬件扫描设备,第二阶段(实体建模)涉及几何模型的手工分割与修补,因此这两个阶段目前还无法做到完全自动处理。第三阶段(有限元建模)是一种规范化的操作,在一定的约束条件下可以使用算法和模块化处理的思路来实现自动有限元建模。基于以上分析,本文提出一种参数化的牙颌有限元自动建模方法,并应用 Ansys 的参数化程序设计语言 APDL(Ansys Parametric Design Language)开发了个性化的牙颌有限元建模系统。对比实验表明,使用本文提出的自动建模系统,牙颌有限元建模所需的时间不超过 20min,而手工建模方法需要数小时。本研究成果已经被北京大学口腔医院采用。

1 牙颌有限元自动建模系统

自动建模系统采用模块化的设计思想(图 1)。首先通过参数化方法建立牙齿、牙周膜和牙槽的几

何实体模型; 然后设置模型的材料和单元属性, 完成对牙齿、牙周膜和牙槽的网格划分, 并建立应力-应变本构关系; 最后设置参数化的载荷和边界条件, 并对牙颌系统进行有限元分析。

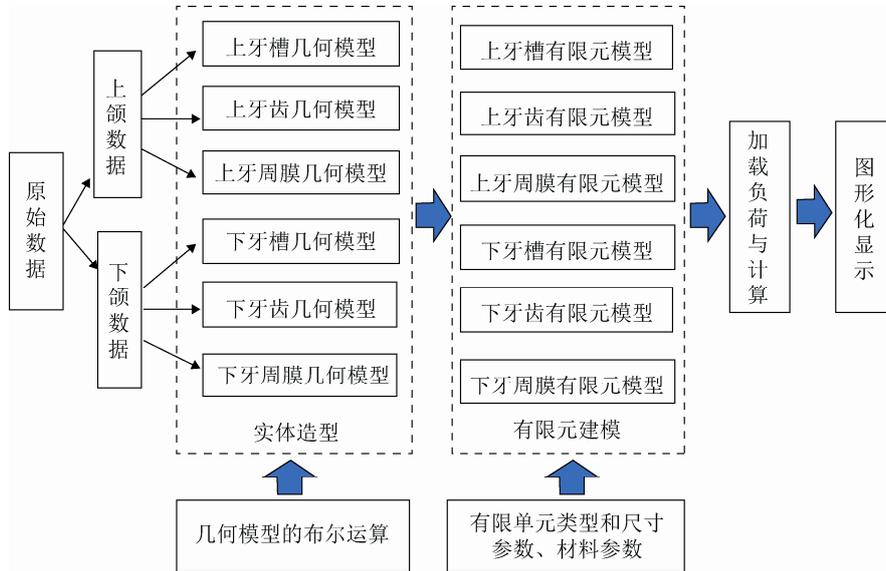


图 1 牙颌有限元自动建模系统
Fig.1 System of automatic generation of finite element model for dental system

1.1 数据预处理

将牙颌的几何模型数据拆分成上颌数据与下颌数据。上颌数据又进一步分为上牙槽和上牙齿的独立实体模型。同理, 下颌数据也进一步分为下牙槽和下牙齿的独立实体模型。按照阿拉伯数字顺序对牙齿和牙槽的模型文件命名, 并将它们放在同一目录下。

1.2 实体造型

实体造型的目的是根据牙槽和牙齿的几何模型, 计算出牙周膜的几何模型, 然后再修正牙槽的几何模型。按照图 2 的思路, 本文提出基于公式(1)~(2)的牙颌实体造型方法。

以第 i 颗下颌牙齿为例, 其对应的牙周膜几何模型 P_i 按照如下公式计算:

$$P_i \triangleq (k_i * T_i - T_i) \cap A \quad (1)$$

式中: A 是下牙槽的几何模型; T_i 是第 i 颗牙齿的几何模型; k_i 是大于 1 的放大系数。

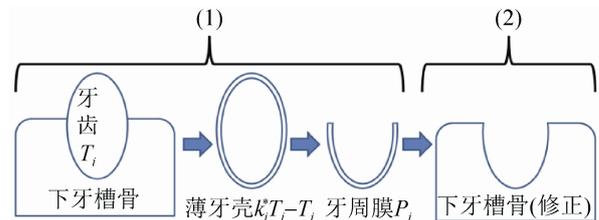


图 2 牙颌实体造型
Fig.2 Solid modeling for dental system

公式(1)的含义是根据指定的放大系数 k_i 放大牙齿的几何模型 T_i , 得到放大的牙齿几何模型 ($k_i * T_i$); 然后将放大的牙齿几何模型减去原始牙齿的几何模型 T_i 得到一个薄牙壳几何模型 ($k_i * T_i - T_i$); 最后将薄牙壳几何模型与下牙槽的几何模型 A 求交, 得到牙周膜的几何模型 P_i 。牙周膜厚度与人的年龄、性别等个体因素相关, 且每颗牙齿上的牙周膜厚度也可能不同, 因此放大系数 k_i 可由用户根据实际情况设置, 缺省值为 1.05。

由于下牙槽几何模型被挖去一部分, 因此下牙槽的几何模型按照公式(2)进行修正, 公式中的 M 为

下颌牙齿的总数。

$$A \triangleq A - \sum_{i=1}^M k_i * T_i \quad (2)$$

在实体造型阶段,建模系统读入经过预处理的牙齿和上下牙槽的几何模型文件,然后按照公式(1)和公式(2)分别求出每颗牙齿对应的牙周膜几何模型和修正后的上下牙槽几何模型。

1.3 有限元建模

本文采用四面体单元剖分颌模型。文献[15]给出了四面体单元的形变方程和应力-应变方程,下面对这组方程做一个简要描述。

如图 3 所示,在 XYZ 坐标系中,空间上的 i 、 j 、 m 、 p 点定义了一个四面体单元。单元体内一个点的位移矢量由 u 、 v 、 w 三个位移分量定义,它们分别沿 xyz 三个坐标轴方向。 u 、 v 、 w 的表达式如下:

$$\begin{aligned} u &= a_{11} + a_{12}x + a_{13}y + a_{14}z \\ v &= a_{21} + a_{22}x + a_{23}y + a_{24}z \end{aligned} \quad (3)$$

$$w = a_{31} + a_{32}x + a_{33}y + a_{34}z$$

式中: a_{11} 到 a_{34} 等 12 个系数可根据 i 、 j 、 m 、 p 四个顶点的约束条件计算出。

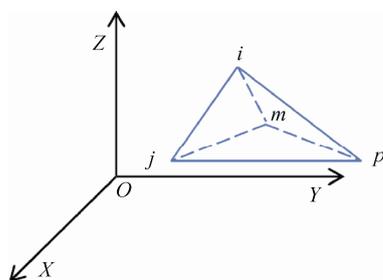


图 3 四面体有限单元
Fig.3 Tetrahedral element

单元内一个点上的 6 个应变分量表示为:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\varepsilon} &= [\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}]^T \\ &= \left[\frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}, \frac{\partial w}{\partial z}, \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}, \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right]^T \end{aligned} \quad (4)$$

用刚度矩阵 \mathbf{D} 将应力分量与应变分量联系起来就得到应力-应变方程:

$$\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}]^T = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (5)$$

刚度矩阵 \mathbf{D} 由牙齿、牙周膜和牙槽的材料参数决定。这些材料参数与个体因素相关,可由用

户设置。缺省值取自文献[16]: 牙齿的弹性模量为 186 00 MPa, 泊松比为 0.31; 牙周膜的弹性模量为 68.9 MPa, 泊松比为 0.45; 牙槽的弹性模量为 13 700 MPa, 泊松比为 0.3。牙齿、牙周膜和牙槽的有限单元尺寸不同。牙槽的有限单元尺寸最大, 牙齿的有限单元尺寸次之, 牙周膜的有限单元尺寸最小。牙槽、牙齿和牙周膜的有限单元尺寸的缺省值分别为 8.0mm、1.0mm 和 0.5mm。

当荷载作用在牙颌上时,上下齿列之间可能会相互咬合并导致牙齿、牙周膜和牙槽骨上出现应力分布。考虑到牙齿表面之间接触情况的复杂性,本文采用如下方案: 1)设置牙颌运动的边界条件。在咬合过程中,上牙颌保持不动,下牙颌能前后运动和上下运动; 2)设置牙齿间的接触关系。牙齿间的接触分为 2 类: 上下接触和左右接触。实际情况中,上下接触在牙齿的咬合中起主导作用,因此本文主要考虑上下之间的面-面接触关系; 3)采用罚函数的方法避免牙齿间的穿透现象。

基于以上技术方案,本文使用 Ansys 的参数化程序设计语言实现了牙颌有限元自动建模系统。该系统根据指定的文件路径自动读入所有的模型数据,然后按照实体造型、有限元建模的顺序依次进行处理,最后以三维图形的方式展示建模结果。

2 实验

在配置了 2.3 GHz 酷睿 5 双核处理器和 8 GB 内存的台式机上进行了实验,实验对象是一具成人的牙颌模型。下面按照数据制备、实体造型、有限元建模与有限元分析的顺序依次进行说明。

2.1 实验数据的制备

首先使用 CT 扫描仪获取人体牙颌部位的影像数据,然后经过手工处理得到所有单颗牙齿和上下牙槽的实体模型(图 4)。需注意的是,在生成实体模型时要对模型表面的曲面网格做优化处理,使网格上的曲线尽可能正交,且网格大小较为均匀,以避免在后续的有限元网格划分时出现单元不封闭、单元畸形等异常情况。

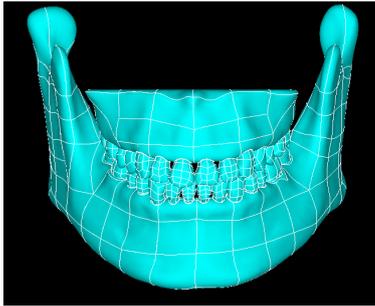
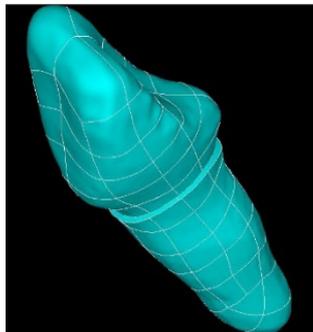


图 4 实验中使用的牙颌几何模型

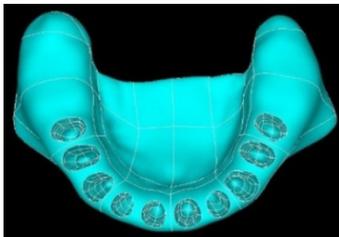
Fig.4 Geometric model of dental system used in experiments

2.2 实体造型

按照 1.2 节所述, 首先设置牙齿的缩放系数为 1.05, 然后通过扩张、相减和相交等几何布尔运算, 生成牙周膜的几何模型。图 5(a)显示了牙周膜环绕牙齿根部的情况, 图 5(b)是挖去牙周膜和牙齿的牙槽几何模型。需注意的是, 当牙齿根部形状较为扭曲时, 可细微调节缩放系数, 以避免生成的牙周膜存在孔洞和局部撕裂的情况。这会导致牙周膜在网格划分时出现畸形网格, 也会导致牙颌系统在计算应力-应变时出现不收敛的问题。



(a) 牙齿及牙周膜的几何模型



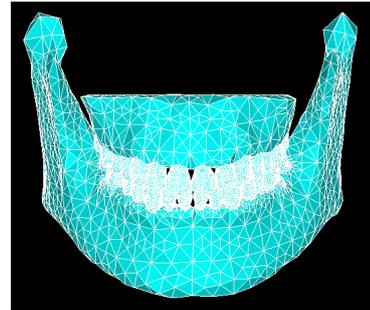
(b) 挖去牙周膜和牙齿的牙槽几何模型

图 5 牙齿、牙周膜和牙槽的几何模型

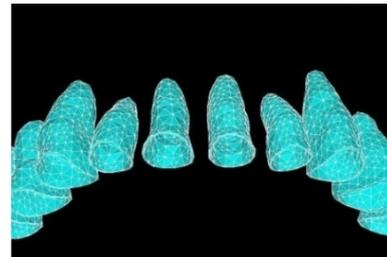
Fig.5 Geometric models of teeth, pericementum and phatnoma

2.3 有限元建模

按照 1.3 节所述的步骤, 进行牙齿、牙周膜和牙槽的有限元网格划分。牙齿、牙周膜和牙槽的单元尺寸与材料参数设为缺省值。图 6 给出了牙颌系统最终的有限元建模结果。



(a) 牙颌系统的有限元模型全貌

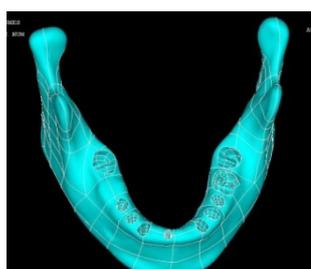


(b) 上牙周膜的有限元模型

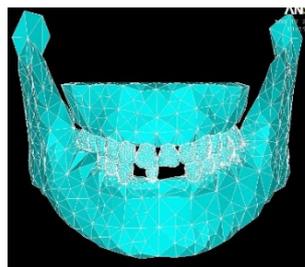
图 6 牙颌系统的有限元模型

Fig.6 Finite element model of dental system

研究牙颌有限元建模方法的目标之一是通过对于颌模型参数化设置或者对于颌模型的局部修改来模拟临床情况, 以得到接近真实值的仿真结果。例如, 通过增加或减少基牙来建立多种缺牙类型的牙颌模型, 或者通过设置种植体的位置和方向来建立不同的种植修复设计模型等, 从而为牙颌的治疗方案设计与治疗效果评估提供指导^[1]。本系统为上述目标的实现提供了一种解决方案。例如, 将下颌的 2 颗门牙从牙颌模型中删除, 然后重新运行一次程序, 就能获得此情况下的牙颌几何模型与对应的有限元模型(图 7)。



(a) 缺失两颗门牙的牙槽几何模型



(b) 缺失两颗门牙的牙颌有限元模型

图 7 缺失两颗门牙的几何模型与有限元模型

Fig.7 Geometric model and finite element model of dental system which lacks two incisors

2.4 效率分析

为分析牙颌有限元自动建模系统的运行效率, 本文依次输入复杂程度递增的牙颌数据, 然后记录建模系统的运行时间, 包括实体造型时间、网格划分时间和总时间。图 8 给出了建模系统处理 10 组牙颌数据的运行时间。图中的横轴表示上下牙槽骨上的牙齿个数, 纵轴表示运行时间, 单位是 s。图 8 中的蓝色曲线表明牙颌系统的建模总时间相对于牙齿个数呈现线性增长, 绿色曲线与红色曲线的对比表明实体造型时间是网格划分时间的 5-6 倍。表 1 第二行给出建模系统处理一具牙颌(有 20 颗牙齿)的时间开销, 其中牙周膜的实体造型时间占到总时间 80% 以上。

为与人工手动建模的效率进行对比, 本文在

Ansys 的图形化界面下进行了人工手动建模实验。手工建模的时间开销如下(表 1 第 3 行): 20 个牙周膜的实体造型时间为 92 min, 平均单个牙周膜的实体造型时间为 4.6 min, 牙齿的网格划分时间为 8 分钟, 牙周膜的网格划分时间为 10 min, 牙槽骨的网格划分时间为 3 min, 总时间为 113 min。相较于自动建模系统处理该牙颌数据所需的 6.18 min, 人工手动建模的效率低了很多。主要原因有两点: 1)Ansys 软件的图形化界面对 Ansys 的 APDL 命令支持不充分, 部分重要的 APDL 命令没有对应的图形化操作; 2)牙颌系统的各部分模型紧密贴合, 导致手工选择操作对象时常常会失误, 例如: 选取牙周膜上的某一个面片, 但鼠标选择时却错误选中与该牙周膜紧挨着的牙槽骨上的另一个面片, 而通过 APDL 却能精准选择该模型的细节部位。

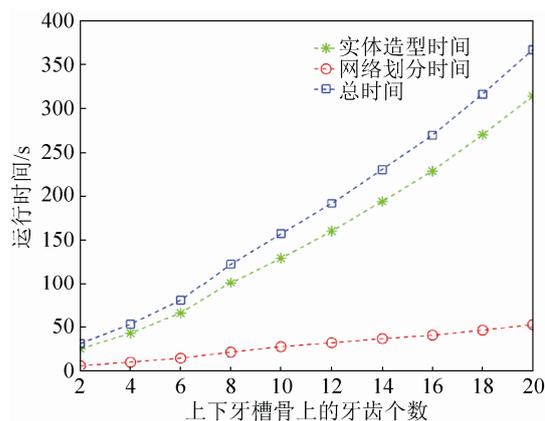


图 8 牙颌有限元建模系统的运行时间

Fig.8 Running time for system of automatic generation of finite element model for dental system

以上分析表明牙颌有限元自动建模系统相较于手工建模方式, 不需要用户进行繁琐的界面操作, 也不必掌握大量 Ansys 操作命令, 提高了牙颌有限元建模的效率, 降低了用户的负担。

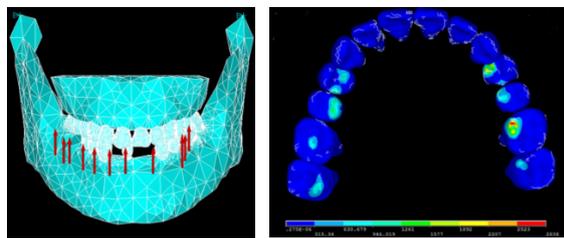
表 1 自动建模时间开销与手工建模时间开销的对比

Tab.1 Comparison between running time for automatic modeling and that for manual modeling

建模	牙周膜实体造型 开销/min	牙齿网格划分 开销/min	牙周膜网格划分 开销/min	上下牙槽骨网格划分 开销/min	总时间/min
自动	5.32	0.34	0.39	0.13	6.18
手工	92.00	8.00	10.00	3.00	113.00

2.5 有限元分析

基于图 7 的有限元模型, 本文进行了上下牙颌的咬合关系分析。根据牙颌运动的生物力学原理, 固定上牙颌不动, 固定下牙颌的左右两个绞点, 使下牙颌可绕绞点转动, 同时在下牙槽上施加一组荷载(图 9(a)中的箭头)。图 9b 是上齿列的应力分布图, 从中可看到左右两侧的磨牙受到的压力大, 切牙受到的压力小, 反映了在此荷载作用下, 上下齿列的咬合关系。



(a) 牙颌上的荷载分布 (b) 上齿列应力分布图

图 9 牙颌系统的受力分析

Fig.9 Mechanical analysis for the dental system

3 结论

本文针对个性化牙颌系统的有限元建模问题, 通过规范化建模过程和模块化设计思想, 提出一种有限元自动建模方法, 并应用 Ansys APDL 语言开发了个性化的牙颌有限元自动建模系统。基于该系统, 用户通过配置牙颌的几何模型、牙颌的材料参数和齿列的参数, 可快速获得不同配置情况下的个性化牙颌有限元模型, 与现有建模方法相比, 提升了建模效率, 降低了建模难度。

参考文献:

- [1] 孙力, 李鸿波, 储冰峰. 牙颌三维有限元建模方法的研究进展[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2010, 11(1): 52-54. Sun Li, Li Hongbo, Chu Bingfeng. The Development of Three-dimensional Finite Element Modeling for Dental System[J]. Chinese Journal of Prosthodontics, 2010, 11(1): 52-54.
- [2] Zanaty H, Beialy A, Mostafa Y, et al. Three-dimensional dental measurements: An alternative to plaster models[J]. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (S0889-5406), 2010, 137(2): 259-265.
- [3] Lee J, Choi J. Quantitative three-dimensional analysis of root canal curvature in maxillary first molars using micro-computed tomography[J]. Journal of Endodontics (S0099-2399), 2006, 32(10): 941-945.
- [4] 狄婧, 孙哲, 尹新芹, 等. 基于 CBCT 图像构建下颌第一前磨牙三维有限元模型术[J]. 临床口腔医学杂志, 2013, 29(9): 530-533. Di Jing, Sun Zhe, Yin Xinqin, et al. Three-dimensional rebuilding of a mandibular first premolar based on the distal images by CBCT[J]. Journal of Clinical Stomatology, 2013, 29(9): 530-533.
- [5] 闫胜咎, 章健, 苏本跃. 不规则复杂牙冠模型的建立及优化分析[J]. 图学学报, 2016, 32(2): 198-204. Yan Shengzan, Zhang Jian, Su Benyue. Modeling and Optimization Analysis of Irregular Complex Dental Crown [J]. Journal of Graphics, 2016, 32(2): 198-204.
- [6] 李九军, 陈凤山. 上颌牙列直丝弓矫治器三维有限元模型的建立[J]. 复旦学报(医学版), 2013, 40(1): 88-91. Li Jiujun, Chen Fengshan. Construction of three-dimensional finite element model of straight wire appliance[J]. Fudan University Journal of Medical Sciences (Medical sciences), 2013, 40(1): 88-91.
- [7] 韦亮, 汤文成. 基于逆向工程的牙周建模及有限元计算方法[J]. 机械制造与研究, 2008, 37(3): 17-20. Wei Liang, Tang Wencheng. Modeling and FEM Analysis of the Periodontal Ligament Based on Reverse Engineering during Orthodontics Treatment[J]. Machine Building and Automation, 2008, 37(3): 17-20.
- [8] Judy Chia-Chun Yuan, Cortino Sukotjo. Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts[J]. Journal of Periodontal and Implant Science (S2093-2278), 2013, 43(2): 51-57.
- [9] 黄辉祥, 汤文成, 吴斌, 等. 基于超弹性模型的牙周膜生物力学响应[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2013, 43(2): 340-344. Huang Huixiang, Tang Wencheng, Wu Bin, et al. Biomechanical response for periodontal ligament based on hyperelastic model[J]. Journal of Southeast University (Natural Science Edition), 2013, 43(2): 340-344.
- [10] 刘展, 牟雁东, 钱英莉, 等. 下颌全牙列-直丝弓矫治器的生物力学建模[J]. 医用生物力学, 2012, 27(5): 556-561. Liu Zhan, Mu Yandong, Qian Yingli, et al. Biomechanical modeling of dentulous mandible-straight wire appliance [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2012, 27(5): 556-561.

(下转第 2963 页)