



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20190117

种植体长度与直径对下颌骨牙齿种植影响的有限元分析

阮世捷, 李长杰, 李海岩, 崔世海, 贺丽娟
(天津科技大学现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222)

摘要: 基于活实体数据, 采用计算机图像处理、逆向工程技术得到上下颌骨及牙列的几何模型, 构建出有限元模型, 并进行有效性验证. 利用构建的高仿真度上下颌骨及牙列有限元模型, 探讨种植体长度、直径对牙齿种植的影响. 结果表明: 下颌骨碰撞仿真实验得出的接触力-时间曲线与尸体实验得出的曲线走势相同, 接触力峰值与尸体碰撞得出的峰值相近. 牙齿种植仿真实验得出了种植体应力分布云图, 种植体、皮质骨、松质骨最大应力, 下颌骨-种植体相对最大位移. 通过比较数据可以得出, 种植体直径的增加比长度增加更有利于牙齿种植的稳定.

关键词: 活实体 CT 扫描; 下颌骨; 牙齿种植; 有限元模型

中图分类号: R318.01; R783.6 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6510(2020)04-0047-06

Finite Element Analysis of the Effect of Implant length and Diameter on Mandibular Dental Implant

RUAN Shijie, LI Changjie, LI Haiyan, CUI Shihai, HE Lijuan
(International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: Based on living CT scan image, geometric data of the upper and lower jaw and dentition were obtained through computer image analysis and reverse engineering technology, and then a finite element model was constructed and validated against available cadaver data. A high bio-fidelity finite element model of the mandible, maxilla and upper and lower dentition was used to analyze the effects of implant length and diameter on dental implant. The results showed that time-history and the peak of the contact force obtained from the mandible collision simulation closely matched those of cadaveric experiments. Stress distribution, maximum stress of the implant, compact and cancellous bones and maximum relative displacement between the implant and mandible were obtained through dental implant simulations. By comparing data, it can be concluded that the increase of implant diameter is more conducive to the stability of dental implants than the increase of implant length.

Key words: live CT scan; mandible; dental implant; finite element model

计算机与有限元方法的结合推动了人体损伤生物力学的发展, 损伤过程可以通过计算机有效地进行模拟. 牙齿的损伤不仅会影响牙齿的整体美观, 而且很大程度上削弱了牙齿的咀嚼功能. 因此, 牙齿种植在口腔修复上显得越来越重要. 据统计^[1], 下颌骨牙齿种植的成功率高达 95%, 上颌骨牙齿种植的成功率高达 90%, 但由于牙齿种植的研究很难在具体案

例中进行操作, 所以通常要借助动物实验和有限元方法进行分析. 关于牙齿种植已经有很多文献进行有限元方面的研究. Chang 等^[2]利用拓扑优化得到的新型种植体, 减少了传统种植体 17.3% 的材料, 并通过有限元仿真方法证明了新型种植体和传统种植体力学性能相差不大. Yang 等^[3]证明功能梯度生物材料的种植体可以有效地减少种植体-骨界面处发生最大

收稿日期: 2019-04-10; 修回日期: 2019-08-22

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81471274, 81371360)

作者简介: 阮世捷(1954—), 男, 广东人, 教授; 通信作者: 李海岩, 教授, lihaiyan@tust.edu.cn

应力的应力差异. Sevimay 等^[4]分析了骨质量对牙齿种植的影响, 结果表明皮质骨厚度越小, 皮质骨上最大 Von-Mises 应力越小. 为了使有限元分析更加准确并符合真实物理情况, 需要有限元模型具有较高的仿真度. 在构建人体有限元模型时, 电子计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 技术给高仿真度提供了保证^[5]. 例如, 颜功兴等^[6]利用螺旋 CT 技术, 构建出上颌骨及牙列三维有限元模型; 雷涛等^[7]利用 CT 技术, 构建出人体下颌骨有限元模型, 并模拟了下颌骨撞击过程. 然而大量文献中, 关于牙齿种植的研究多聚焦在仿真实验结果上, 对于模型的有效性验证重视度不够, 从而降低了仿真实验的可靠性^[8]. 为了使仿真结果更加真实有效, 本文将利用 CT 技术, 构建以六面体结构为主的上下颌骨及牙列有限元模型, 以确保有限元模型与真实结构在形态学上的相似; 通过检查构建模型网格质量, 提高仿真计算精度; 同时模拟尸体实验^[9], 对比仿真实验和尸体实验数据, 分析模型的有效性. 最后, 利用验证过的有限元模型进行牙齿种植仿真, 验证、分析种植体长度、种植体直径这两个关键因素对牙齿种植的影响.

1 材料与方法

1.1 上下颌骨及牙列有限元模型构建

对一名成年男性志愿者颌部进行 CT 扫描, 将获取的 CT 图像导入医学影像控制系统 Mimics 中, 利用 Mimics 进行区域生成、擦除、布尔运算等操作命令处理, 生成上下颌骨、上下牙列的三维结构, 并以 STL (stereolithography, 光固化造像术) 格式导出. 将 STL 文件导入逆向工程软件 Geomagic Studio12 中, 对生成的上下颌骨、上下牙列的三维结构去噪声处理, 提高模型各部分光滑度, 以符合真实的解剖学结构. 对光滑处理后的模型构造曲面片, 生成上下颌骨及牙列几何模型, 以 IGS (initial graphics exchange specification, 初始图形交换规范) 格式导出; 将几何模型导入有限元分析前处理软件 Hypermesh 中, 根据几何模型, 构建出以六面体单元为主的有限元模型, 有限元模型构造过程及上下颌骨及牙列有限元模型如图 1 所示. 构建的有限元模型源自活体 CT 影像, 包括上颌骨皮质骨、上颌骨松质骨、下颌骨皮质骨、下颌骨松质骨、9 颗上牙、7 颗下牙以及上下牙龈等结构. 上牙由 2 颗中切牙、2 颗侧切牙、2 颗尖牙、2 颗第一前磨牙、1 颗第二前磨牙组成. 下牙由 2 颗中

切牙、2 颗侧切牙、2 颗尖牙、1 颗第一前磨牙组成.

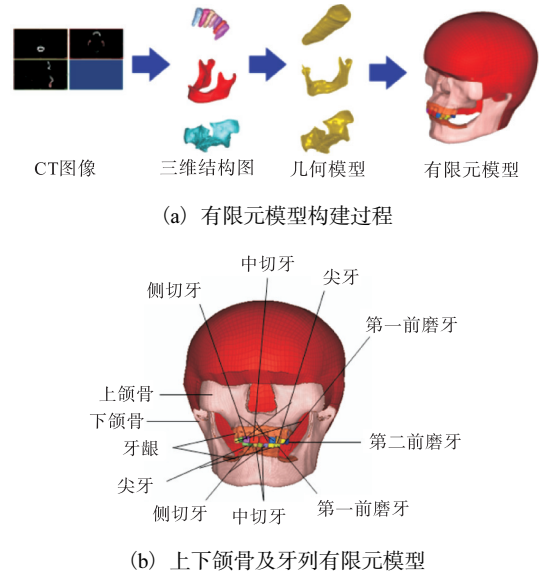


图 1 有限元模型构建过程及上下颌骨及牙列有限元模型
Fig. 1 Process of constructing the finite element model of the upper and lower jaw bones and the dentition

构建的有限元模型共包括 36 857 个壳单元和 92 610 个六面体单元, 节点共 114 238 个. 网格质量通过如下参数得以保证: 实体单元大部分为六面体网格, 单元雅克比全为正值, 且全部大于 0.2, 雅克比小于 0.7 的单元个数占总单元个数的 13%. 单元二面夹角小于 20°的单元占总单元数的 2%, 单元二面夹角大于 160°的单元占总单元数的 3%. 对于六面体单元, 理想二面夹角为 90°, 一般认为单元二面角偏离理想二面角不超过 70°, 使得有限元网格具有高度的精确度^[10]. 这些网格质量参数为本文构建的有限元模型在计算精确度方面提供良好的保证.

1.2 仿真实验中材料参数

假设模型中的各部分材料是各向同性的、均匀的、线弹性的. 牙齿、松质骨、皮质骨等材料力学属性参考以往生物材料测试实验数据^[2], 见表 1.

表 1 上下颌骨及牙列、小锤、义齿的材料力学属性
Tab. 1 Material mechanical properties of maxillary mandible, dentition, hammer and denture

结构	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(kg·m ⁻³)
牙齿	18 600	0.31	1 800
松质骨	1 370	0.30	700
皮质骨	13 700	0.30	1 740
牙龈	19.6	0.30	600
种植体	110 000	0.35	4 510
种植体基台	218 000	0.33	8 500
牙冠	82 800	0.35	2 480
小锤	210 000	0.30	7 850

1.3 有限元模型仿真实验设置

1.3.1 下颌骨有限元模型有效性验证

Craig 等^[11]将 10 具拥有完整人体下颌骨的尸体放置于试验台上进行碰撞实验,试验台上分别安装测力传感器和测量位移的传感器.尸体实验:将一个质量为 2.8 kg、截面为圆形的小锤分别从 300、400、500 mm 的相对高度垂直下落,获得一定的速度后,撞击到固定在试验台上的下颌骨.

为了节省前期小锤获得速度的计算时间,参照尸体实验,在有限元仿真实验中对下落小锤分别施加 2.425、2.8、3.13 m/s 的速度,模拟小锤从 300、400、500 mm 的相对高度处下落所获得的速度.下落方向垂直于下颌骨中切牙所在平面,调整下落小锤的位置,使小锤与下颌骨颏隆凸位置发生接触.边界条件根据尸体实验中对下颌骨的固定方式,对下颌头、下颌支后端面施加 X 轴、Y 轴、Z 轴方向的约束和 XOY 平面、XOZ 平面、YOZ 平面上的约束,使整个下颌骨不能发生平动和转动.加载条件和边界条件如图 2 所示.碰撞有限元模型中的材料力学属性参考表 1.

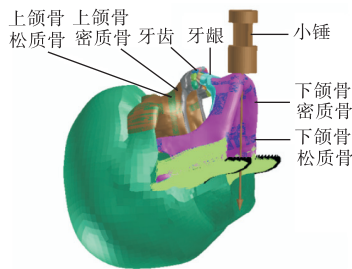


图 2 下颌骨碰撞模型的加载条件与边界条件

Fig. 2 Loading and boundary conditions of mandibular collision model

1.3.2 下颌骨牙齿种植有限元仿真

本文对尖牙部位进行牙齿种植,探讨种植体直径、种植体长度对牙齿种植的影响,牙齿种植模型如图 3 所示.临床研究发现,圆柱型种植体的长度小于 7 mm 时,种植体不能提供足够的支持固定能力,种植体直径小于 3 mm 时,种植体强度不足,容易折断.参考以往研究中常用的种植体结构和几何尺寸,构建种植体几何模型(图 3(a)).在探究种植体直径影响时构建了 5 种模型,即种植体长度为 12 mm,种植体直径分别为 3.6、3.8、4.0、4.2、4.4 mm.探究种植体长度的影响时构建了 8 种模型,即种植体直径为 4.0 mm,种植体长度分别为 9、10、11、12、13、14、15、16 mm.边界条件和加载条件如图 3(b)所示,在下颌骨下端面进行 6 个自由度的约束,在种植体牙冠中心

部位施加竖直方向 200 N 和水平方向 40 N 的力^[2].牙冠材料为长瓷石,种植体基台材料为 Co-Cr 合金,种植体材料为纯钛,材料力学属性见表 1.

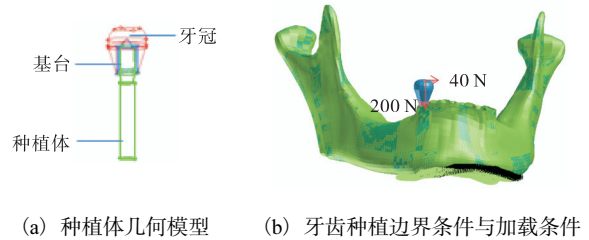


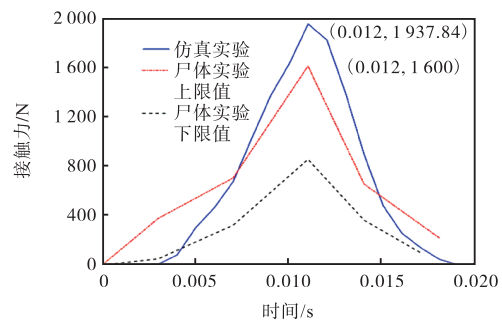
图 3 牙齿种植模型

Fig. 3 Dental implantation model

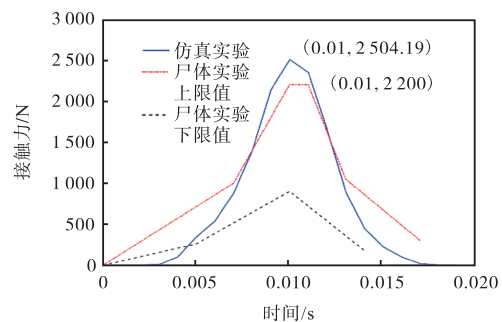
2 结果

2.1 碰撞仿真接触力-时间曲线及下颌骨最大位移量

小锤与下颌骨碰撞过程中小锤与下颌骨的接触力随时间变化的曲线如图 4 所示.表 2 为尸体实验接触力最大值与仿真实验接触力峰值的对比.300 mm 高度下,仿真实验接触力峰值 1 937.84 N,尸体实验接触力最大值为 1 600 N,仿真实验结果比尸体实验结果高 21.12%,同理,400 mm 和 500 mm 高度下,仿真实验结果比尸体实验结果分别高 13.92%、2.93%.分析仿真实验中下颌骨最大位移量可知,300、400、500 mm 的高度下,下颌骨最大位移依次为 0.59、2.23、4.075 mm.



(a) 300 mm



(b) 400 mm

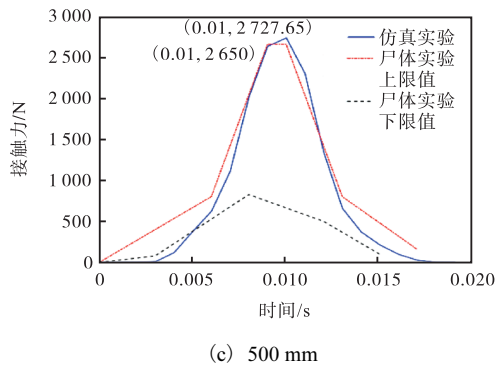


图4 下颌骨碰撞过程中接触力-时间曲线

Fig. 4 Contact force-time curve during mandibular collision

表2 仿真实验与尸体实验数据对比

Tab. 2 Comparison of simulated experiment and cadaveric experiment data

小锤下落高度/mm	接触力峰值/N		仿真实验相对尸体实验偏差/%
	仿真实验	尸体实验	
300	1 937.84	1 600	21.12
400	2 504.19	2 200	13.92
500	2 727.65	2 650	2.93

2.2 碰撞过程中能量变化

下颌骨碰撞仿真中,能量随时间变化的曲线如图5所示.从图5中可以看出,总能量在碰撞中基本保持不变.动能先减少后增加,内能先增加后减少,最后保持不变.沙漏能基本接近于零.

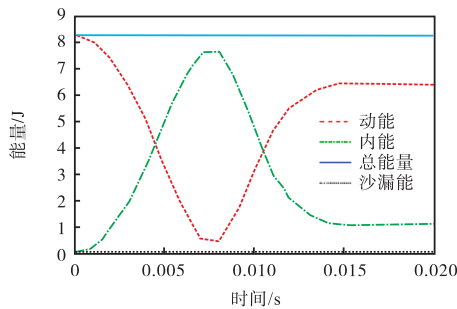


图5 仿真实验能量守恒检查

Fig. 5 Energy conservation check of the simulation experiment

2.3 牙齿种植仿真结果

图6反映了种植体直径在3.6~4.4 mm变化时,皮质骨的应力分布变化;以及种植体长度在9~16 mm变化时,皮质骨的应力分布变化情况.

从图6中可以看出:位于种植体颈部附近的皮质骨出现应力集中,下颌切迹处的皮质骨出现应力集中.对比两处应力集中部位的颜色所对应的应力值,种植体颈部附近的皮质骨应力更大.

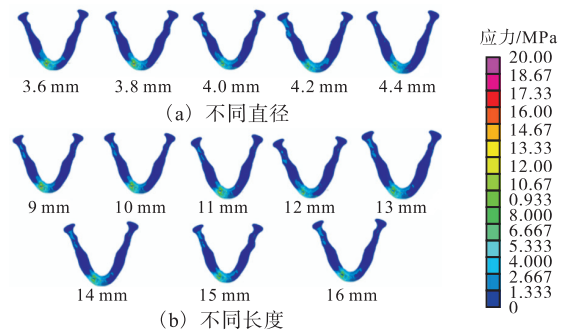


图6 下颌骨皮质骨 Von-Mises 应力分布

Fig. 6 Von-Mises stress distribution of the mandibular cortical bone

种植体 Von-Mises 应力分布如图7所示.图7反映了种植体直径在3.6~4.4 mm变化时以及种植体长度在9~16 mm变化时,种植体 Von-Mises 应力分布变化情况.由图7可知:种植体颈部出现应力集中,种植体的 Von-Mises 应力随直径的增大而减小,随长度的增大而减小.

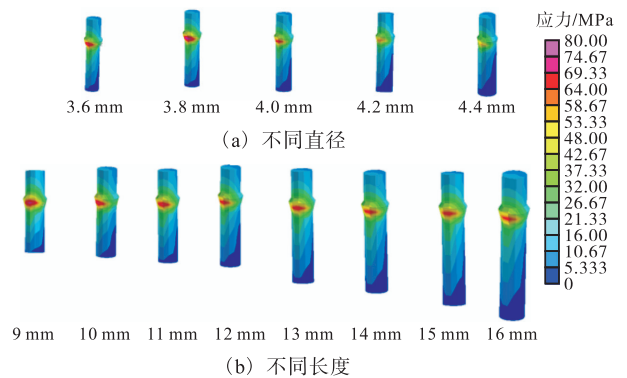


图7 种植体 Von-Mises 应力分布

Fig. 7 Von-Mises stress distribution of the implant

种植体长度变化和种植体直径变化时,仿真实验中皮质骨、松质骨、种植体的 Von-Mises 应力最大值和下颌骨-种植体相对最大位移见表3、表4.

表3 种植体长度变化仿真结果

Tab. 3 Simulation results of implant length variation

长度/mm	Von-Mises 应力最大值/MPa			下颌骨-种植体相对最大位移/mm
	皮质骨	松质骨	种植体	
9	24.352	5.392	85.356	0.026 73
10	23.006	4.998	82.733	0.026 12
11	21.545	4.673	80.159	0.025 34
12	20.953	4.427	78.916	0.025 10
13	20.312	4.235	77.504	0.025 07
14	19.744	4.118	76.774	0.025 03
15	19.199	4.016	76.093	0.025 02
16	19.057	3.944	75.801	0.024 93

表4 种植体直径变化仿真结果

Tab. 4 Simulation results of implant diameter variation

直径/mm	Von-Mises 应力最大值/MPa			下颌骨-种植体
	皮质骨	松质骨	种植体	相对最大位移/mm
3.6	22.888	4.279	88.912	0.025 70
3.8	21.167	4.294	79.097	0.024 85
4.0	20.953	4.427	78.916	0.025 10
4.2	18.203	4.363	69.770	0.024 83
4.4	16.811	4.963	69.352	0.023 81

3 讨论

3.1 下颌骨模型有效性

由图4可知:下颌骨接触力-时间曲线成正弦波的分布情况,这与以往的尸体实验得出的结果是一致的^[12]. 随小锤下落高度的增加,小锤与下颌骨间的接触力不断增大,仿真实验曲线与尸体实验曲线走势基本一致,峰值存在差异. 由表2可知:小锤在300 mm高度下落,仿真实验曲线中的峰值相对于尸体实验的最大值相差21.12%,400 mm条件下相差13.92%,500 mm条件下相差2.93%,仿真实验得出的曲线基本介于尸体实验上限值曲线与下限值曲线之间. 仿真实验与尸体实验的结果略有不同,原因是尸体实验模型和仿真模型存在差异. 尸体实验中,用于碰撞的下颌骨具有完整的软组织结构,仿真实验模型缺少肌肉、脂肪、皮肤等软组织结构. 碰撞过程中,软组织结构吸收一部分能量,导致仿真实验中的接触力变得更大,但软组织结构的吸能效果有限,随着外部能量的增加,软组织的吸能效果带来的差距愈来愈小.

从位移的变化来看,小锤下落高度越高,下颌骨最大位移越大. 与尸体实验相比,仿真实验中下颌骨的最大位移量更小. 仿真实验的位移变化为0.59~4.075 mm,尸体实验撞击位置的位移在1.2~4.4 mm变化^[11]. 尸体实验中的软组织结构是导致这一现象出现的原因. 软组织结构相对颌骨更易发生变形,尸体实验中,传感器装置对位移的测量包括了软组织的位移变化量. 仿真实验由于缺少软组织结构,位移变化量相对尸体实验更小.

由图5可知:在碰撞过程中,碰撞物与颌骨接触,碰撞物的动能转化成颌骨的内能,之后碰撞物回弹,一部分内能又转化成动能,两总能量都基本保持不变,沙漏能相对总能量不足5%,符合能量守恒定律^[8]. 因此,本次仿真实验计算结果具有正确性.

3.2 长度和直径对牙齿种植影响程度分析

与真实牙齿不同,种植体与牙槽骨直接接触,缺

少牙周膜缓冲,在种植体颈部附近的骨组织容易出现骨吸收现象,进而引起种植体松动甚至脱落^[13]. 种植体颈部出现应力集中,种植体颈部周围的皮质骨出现应力集中,这与以往的研究结果相同^[14]. 从表3和表4中可以看出,种植体长度为9 mm时皮质骨 Von-Mises 应力最大,最大值为24.352 MPa,种植体直径为3.6 mm时皮质骨 Von-Mises 应力最大,最大值为22.888 MPa,远小于皮质骨的屈服极限140~170 MPa^[15],因此在牙齿种植时,皮质骨上不会出现损伤. 只考虑种植体直径影响时,种植体长度为12 mm保持不变. 当种植体直径为4.4 mm时,松质骨应力最大,最大值为4.963 MPa. 考虑种植体长度的影响时,种植体直径为4.0 mm保持不变. 当种植体长度为9 mm时,松质骨应力最大,最大值为5.392 MPa,而松质骨的屈服应力为53 MPa^[16],因此种植过程中松质骨上不会发生失效. 只考虑直径影响,种植体直径在3.6 mm时,种植体 Von-Mises 应力最大,最大值为88.912 MPa. 只考虑长度影响因素,种植体长度在9 mm时,种植体 Von-Mises 应力最大,最大值为85.356 MPa. 种植体的材料采用钛金属,钛的屈服应力为869~896 MPa^[17],种植体最大应力远小于屈服应力,种植体上不会发生失效,一般认为,种植体的失效形式为疲劳损伤. 种植体直径在3.6 mm时,下颌骨-种植体相对位移为0.025 7 mm,种植体长度在9 mm时,下颌骨-种植体相对位移为0.026 73 mm,下颌骨-种植体间的位移不超过0.1 mm时,牙齿种植具有较高的成功率^[18]. 综上可知,各仿真结果中,应力与位移都在合理范围内.

只考虑种植体直径的影响时,种植体直径与皮质骨应力、种植体应力、下颌骨-种植体的最大位移成负相关的关系,种植体直径从3.6 mm变化到4.4 mm,皮质骨应力减小了26.55%,种植体应力减小22.0%,下颌骨-种植体的最大位移减小7.35%. 种植体直径与松质骨应力成正相关的关系,种植体直径从3.6 mm变化到4.4 mm,松质骨应力增加15.99%. 可以看出,种植体直径的增加可有效降低下颌骨皮质骨和种植体上的应力集中,但会导致松质骨应力的增加. 究其原因,种植体直径的增加虽然有利于种植体与下颌骨接触面积的增加,但是也导致下颌骨横向厚度减小. 皮质骨厚度基本不受种植体直径变化影响,种植体直径增大,导致松质骨厚度减小,从而使下颌骨松质骨应力增大. 种植体直径的增加使种植体与下颌骨的接触面积变大,下颌骨与种植体的结合变得

更加稳定,导致种植体上的应力减小。

在只考虑种植体长度的影响时,随着种植体长度的增加,皮质骨应力、松质骨应力、种植体应力、下颌骨-种植体相对位移减小。种植体长度从 9 mm 增加到 16 mm 时,平均每增加 1 mm 的长度,皮质骨应力减少 3.11%,松质骨应力减少 3.84%,种植体应力减少 1.60%,下颌骨-种植体相对位移减少 0.96%。因此,种植体长度的增加可以减低皮质骨、松质骨、种植体上的应力集中,有利于牙齿种植的稳定。种植体直径和长度增加都可以降低下颌骨皮质骨应力分布,种植体直径每增加 0.2 mm,皮质骨上最大 Von-Mises 应力降低 2 MPa,种植体长度增加 1 mm 才能达到相同效果,因此种植体直径比种植体长度降低应力集中的效果更显著。

4 结 论

(1)通过 CT 技术构建的下颌骨有限元模型可以较好地模拟尸体碰撞实验,验证了模型的有效性。

(2)种植体长度和直径的增加可以减小种植体和下颌骨皮质骨上的应力集中,可以减小下颌骨-种植体相对最大位移量。种植体直径与种植长度相比,种植体直径的影响效果更加显著。

参考文献:

- [1] Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: Periodontal aspects[J]. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1992, 68(4): 655-663.
- [2] Chang C L, Chen C S, Huang C H, et al. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method[J]. Medical Engineering & Physics, 2012, 34(7): 999-1008.
- [3] Yang J, Xiang H J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(11): 2377-2385.
- [4] Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M A, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown[J]. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005, 93(3): 227-234.
- [5] 于涛,刘文涛,朱淑亮,等. 基于牙齿 CT 图像的三维实体重建及有限元分析[J]. 武汉理工大学学报, 2015, 37(3): 117-123.
- [6] 颜功兴,李琦. 人体上颌骨及牙列三维有限元模型的建立[J]. 中国民康医学, 2006, 18(20): 768-769.
- [7] 雷涛,涂文斌,王婷婷,等. 人下颌骨撞击伤三维有限元模拟及生物力学分析[J]. 重庆医学, 2016(2): 151-155.
- [8] Burkhart T A, Andrews D M, Dunning C E. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue[J]. Journal of Biomechanics, 2013, 46(9): 1477-1488.
- [9] Vollmer D, Meyer U, Joos U, et al. Experimental and finite element study of a human mandible[J]. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2000, 28(2): 91-96.
- [10] Liao Z, Chen J, Zhang Z, et al. Computational modeling of dynamic behaviors of human teeth[J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(16): 4214-4220.
- [11] Craig M, Bir C, Viano D, et al. Biomechanical response of the human mandible to impacts of the chin[J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41(14): 2972-2980.
- [12] 薄斌,周树夏,曹建广,等. 人尸体下颌骨撞击实验研究[J]. 实用口腔医学杂志, 1997, 13(4): 269-271.
- [13] 沈丹. 下无牙颌四枚种植体覆盖义齿的三维有限元分析[D]. 重庆:重庆医科大学, 2017.
- [14] Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M A, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown[J]. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005, 93(3): 227-234.
- [15] John J, Rangarajan V, Savadi R C, et al. A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/or ring and magnetic attachment[J]. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2012, 12(1): 37-44.
- [16] Van Staden R C, Guan H, Johnson N W, et al. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique[J]. Clinical Oral Implants Research, 2008, 19(3): 303-313.
- [17] Long M, Rack H J. Titanium alloys in total joint replacement: A materials science perspective[J]. Biomaterials, 1998, 19(18): 1621-1639.
- [18] Brunski J B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface[J]. Advances in Dental Research, 1999, 13(1): 99-119.

责任编辑:周建军