

正常与 3D 打印下颌骨的模型建立与数值对比分析

李素丽^{1,2}, 杨来侠¹, 卢秉恒²

(1. 西安科技大学, 西安, 710054;

2. 西安交通大学, 机械制造系统工程国家重点实验室, 西安, 710049)

摘要: 为研究在不同咬合方式和不同咬合力下颌骨的受力情况, 基于已有的头部 CT 数据, 通过医疗软件 Mimics 提取下颌骨并建立三维模型, 并对下颌骨进行重画网格、构造轮廓线、构造曲面片、构造格栅、拟合曲面等分析. 通过对正常的下颌骨以及 3D 打印钛合金植入物修复的下颌骨进行对比分析. 研究在不同咬合方式和不同咬合力的情况下, 下颌骨的受力情况, 分别得到下颌骨不同部位加载下的应力和位移分布情况. 结果表明, 在 3D 打印钛合金植入物修复的下颌骨上加载成年男性前, 后牙所能承受的最大咬合力时, 下颌骨所受到的应力均小于正常下颌骨所受到的应力.

关键词: 下颌骨; 咬合力; 应力; 数值分析

中图分类号: TG 457

文献标识码: A

doi: 10.12073/j.hjxb.20200514001

0 序言

近年来, 随着科技的发展和 innovation, 3D 打印技术在医疗行业发挥着自己的重要力量, 目前已经成功将此项技术运用到下颌骨的手术中了, 取得了很大的成效. 而下颌骨作为面部能活动且唯一能活动的部分, 位于面下部, 总体呈现弓形, 下颌骨分为体部和升支部, 两侧体部在正中联合, 是构成面部的重要组成部分^[1]. 如果下颌骨断裂或者缺损, 这将给病患带来极其严重的影响和不便, 造成病患一些基本生理功能损伤, 因此对缺损下颌骨进行修复具有重要的意义.

目前利用 3D 打印技术修复下颌骨具有以下优点: ①在手术之前医生可以对患者进行个性化的修复计划与设计. ②出血量的多少一直是影响手术能否顺利进行的关进, 采用 3D 打印技术进行修复, 手术中出血量得到了很好地控制, 减轻了病患的痛苦. ③可以利用“镜像技术”对缺损部位进行观察和修复, 由此可以精准而高效地模拟出模型. ④减轻

了患者在术后恢复的过程中所承担的痛苦, 也使得下颌骨的生理功能和解剖形态的恢复质量有较大提高, 很大程度地恢复了患者的口腔功能^[2].

由于传统方法具有一定的缺陷和不足, 3D 打印下颌骨的修复和重建需要计算机辅助技术、三维重建技术以及有限元分析技术等, 在近些年来得到了很大程度的发展, 这都给手术操作带来一定程度的便利, 给患者带来了福音, 使得下颌骨缺损的个性化和多元化功能性修复重建的技术得到了大幅度的发展和完善, 但由于个性化要求, 实际操作过程中仍以医生经验为主, 能为医生提供具体模型的咬合方式及咬合力分析较少. 文中基于 3D 打印技术, 进行下颌骨的数据提取以及模型建立, 并对其数值分析, 重点研究在不同咬合方式和不同咬合力的情况下, 下颌骨的受力情况, 分别得到下颌骨不同部位加载下的应力和位移分布情况, 为修复和重建下颌骨的临床应用提供有力的技术依据和参考价值^[3-6].

1 下颌骨模型的建立

将 CT 数据 (DCM 格式) 导入 Mimics, 如图 1 所示为头部 CT 导入后的 3 个视图, 可以更清楚的了解头部的结构^[3].

由于在 CT 的断层图片中, 不同部位的灰度值

收稿日期: 2020-05-14

基金项目: 陕西省教育厅 2019 年度服务地方科学研究计划 (项目编号: 19JC026), 西安科技大学优秀青年科技基金项目 (项目号: 2018YQ3-06), 中央军委装备发展部科研订购局 2017 年准备预研基金 (项目号: 6140923030903).

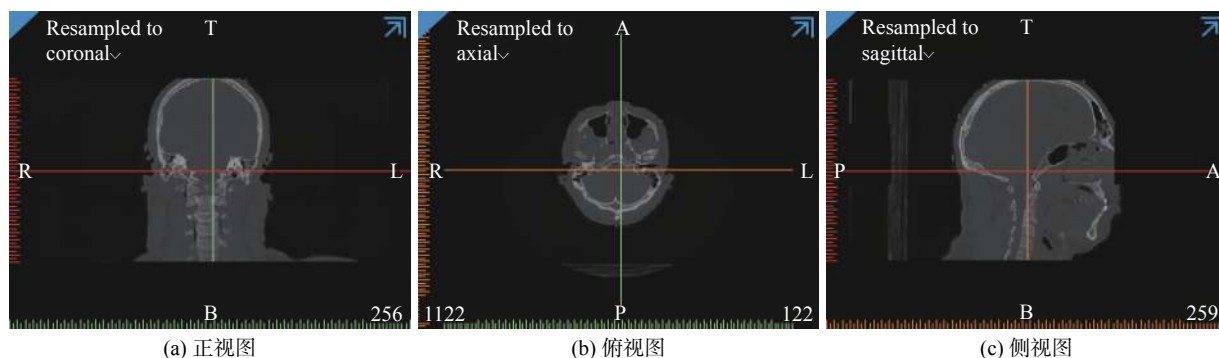


图 1 头骨导入 Mimics 三个视图

Fig. 1 Skull imports three views of Mimics. (a) elevation; (b) top view; (c) side view

不一样. 利用 Segment 中的 threshold(阈值) 功能显示其灰度, 通过设定阈值, 实现下颌骨的提取, 其中阈值最大值为 3 617, 最小值为 255, 这样能够保证所有不同部位之间不会有相连, 使下颌骨与上颌骨、颅骨、脊椎等部分完全分开.

采用网格自适应来处理骨头表面一些孔, 尖锐及不规则的地方, 进行处理后再使用此项功能. 这时, 会发现左下角出现当前三角形的数量为 31 360, X , Y , Z 三轴的坐标分别为 122.564 2, 90.199 1 mm 和 105.007 4 mm. 图 2 为完整的下颌骨模型, 可见下颌骨表面的三角块大小不一, 差别很大, 利用重画网格功能, 对其进行修改. 使下颌骨表面的三角形网格的数量和大小都更为均匀, 利于后面的精确曲面处理甚至是有限元分析. 图 3 为重画网格之后的下颌骨模型.

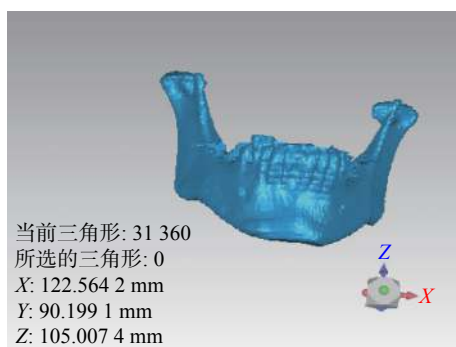


图 2 未处理的下颌骨

Fig. 2 Unprocessed mandible

采用绘制、收缩等方法对轮廓线进行修改和调整. 图 4 为划分曲面片的下颌骨模型, 有曲面片为 247 个, 三角形为 8 288 个. 通过拟合曲面片得到一个完成的下颌骨三维模型, 如图 5 所示. 经过各种处理后下颌骨各坐标尺寸为: $X = -118.810 6$ mm, $Y = -88.155 0$ mm, $Z = -104.448 3$ mm.

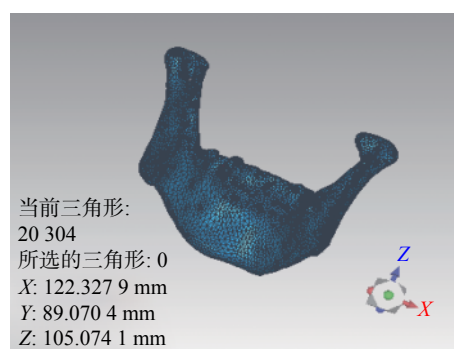


图 3 重画网格的下颌骨模型

Fig. 3 Redrawing the mesh model

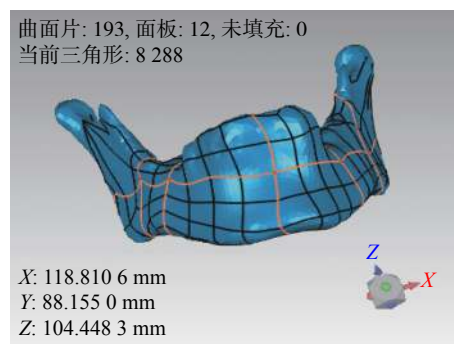


图 4 构造曲面片的下颌骨模型

Fig. 4 Curved slices constructed model

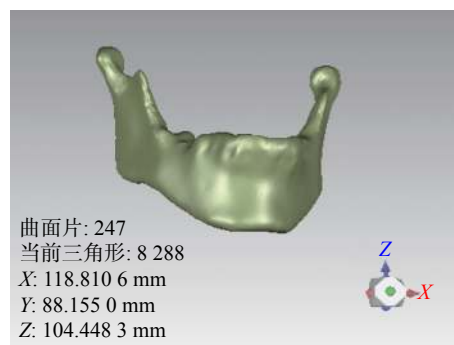


图 5 拟合曲面的下颌骨模型

Fig. 5 Mandible with fitted surface

2 下颌骨有限元对比分析

2.1 咬合方式分析

目前牙齿咬合有三种加载方式^[3-8]: ①模拟正中垂直咬合加载. 门齿 (俗称门牙) 是哺乳类动物的第

一类牙齿, 居于牙列中间的切齿, 上下各有 4 个, 适合切咬食物. ②模拟前牙垂直咬合加载, 上下的左侧尖牙到右侧的尖牙隶属于前牙的范畴内. ③模拟后牙侧方垂直咬合. 尖牙之后的两颗牙齿是前磨牙, 就是体积相对较小的后牙, 在之后是磨牙. 具体如图 6 所示.

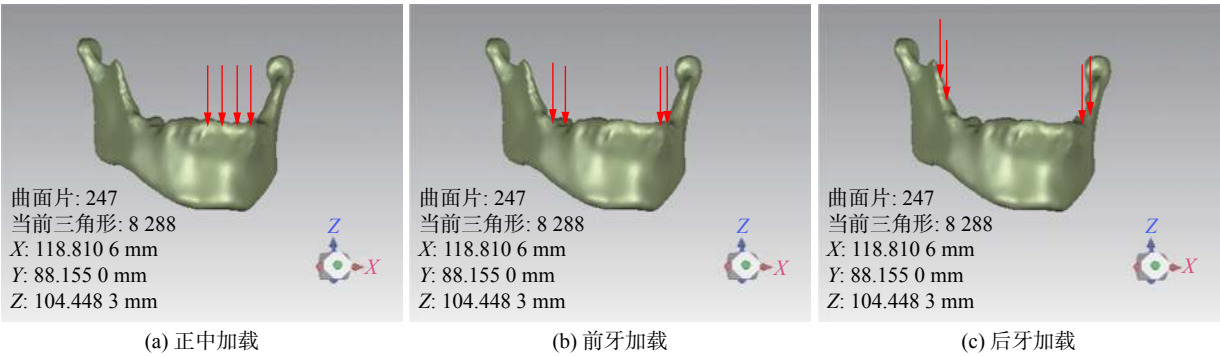


图 6 下颌骨模型加载方式示意图

Fig. 6 Schematic diagram of loading mode. (a) median loading; (b) anterior loading; (c) posterior loading

2.2 咬合力分析

普通成年男子的后牙咬合力大小约为 49 kg 左右, 前牙咬合力为 29 kg 左右; 普通成年女子的后牙咬合力大小约为 42 kg, 前牙咬合力约为 27 kg.

一对磨牙的最大咬合力竟可达 72 kg, 口腔中 32 颗牙齿的总咬合力大约为 140 kg 左右. 但在日常生活中, 咀嚼食物时候所需要的力只要 10~25 kg^[3-10]. 咬具体食物时候所需要的力如表 1 所示^[8].

表 1 食物咬合力大小 (kg)
Table 1 Food bite force

压缩饼干	坚果	干枣	硬水果糖	烧饼	苹果	核桃仁	馒头
35.0	25.0	21.9	17.6	14.8	12.0	7.3	3.0

2.3 接触面分析

目前下颌骨缺损后, 采用 3D 打印钛合金进行修复, 各部位所受应力的大小, 所以需要设定钛合金和骨头之间的接触类型. 设定骨头和植入体之间的接触面为 Frictional (有摩擦), 摩擦系数设为 0.2, 钛板与骨头之间的接触面也设定为 Frictional (有摩擦), 摩擦系数设为 0.2, 其余两者之间的摩擦力设定为默认的 Bonded (绑定)^[9].

2.4 约束条件设定

对咬肌、颞肌、翼内肌和翼外肌附着处的单元进行约束, 防止模型转动, 产生刚性运动. 并且假设下颌骨模型中各组织为连续、均质、各向同性的弹性材料, 如表 2 所示^[9].

2.5 正常下颌骨有限元分析

分别以正中, 前牙和后牙 3 个部位进行垂直于

表 2 下颌骨各组织力学属性

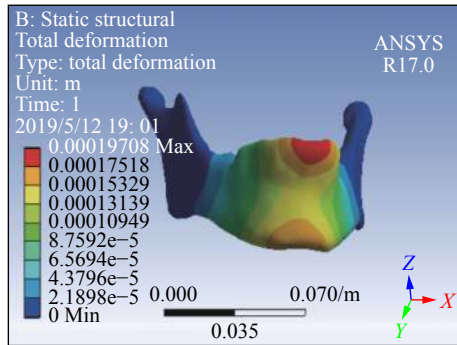
Table 2 mechanical properties of the mandible tissues

名称	弹性模量 $E/10^4$ Pa	泊松比 γ
骨密质	1.37	0.3
松质骨	0.185	0.3
牙齿	2.0	0.3

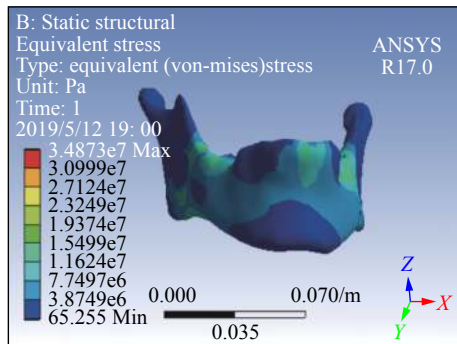
牙面不同大小的咬合力加载, 在咬坚果类食物时候, 前牙的咬合力需要 250 N 左右, 为保证缺损处 3D 打印钛合金植入物的可靠性, 分别设定前牙咬合力为 290 N 和 219 N, 后牙的咬合力为 460 N 和 219 N, 对应力云图和位移云图进行分析, 如果应力大于 3D 打印钛合金植入物的许用应力, 位移致使 3D 打印钛合金植入物开裂变形, 说明 3D 打印钛合金植入物不可以使用, 否则该植入体是安全的^[11-12].

2.5.1 正中加载方式

正中加载方式下应力和位移云图如图 7 和图 8 所示. 由应力云图得知, 正中加载方式下, 能承受的最大咬合力为 290 N, 但是加载到前牙的应力的范围在 62.255 Pa ~ 34.900 MPa 之间, 位移的范围在 0 ~ 0.2 mm 之间, 其中应力主要集中在下颌骨的下颌体以及下颌角部分, 这证明, 正中咬合的时候, 由于受力面较小, 导致所受的应力比较大, 一旦人体的下颌体及下颌角等前部位发生损伤或者断裂, 尽量避免此种咬合及咀嚼方式. 当咬合力为 219 N 时, 下颌骨的应力范围在 49.278 Pa ~ 26.335 MPa 之间, 位移的范围在 0 ~ 0.15 mm 之间. 此次分析对以后下颌骨的分析 and 对比, 提供重要的理论依据.



(a) 位移云图



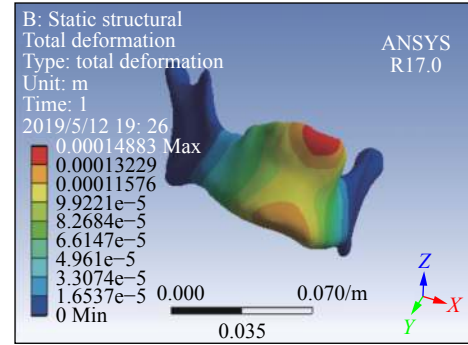
(b) 应力云图

图 7 正中加载方式下加载 290 N 的分析结果

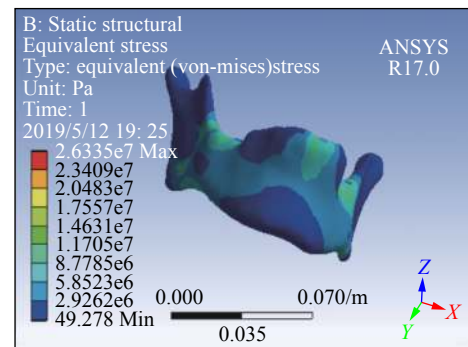
Fig. 7 Analysis results of loading 290 N under median loading mode. (a) displacement nephogram; (b) stress nephogram

2.5.2 前牙加载方式

前牙加载方式下位移与应力云图如图 9, 图 10 所示. 由应力云图和位移云图可知, 前牙加载方式下加载 290 N 的时候, 应力范围在 58.345 Pa ~ 30.900 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 0.16 mm 之间. 其中应力主要集中在下颌角部分, 前牙咬合时, 由于受力面积比较大, 这样会使所受应力小于前牙咬



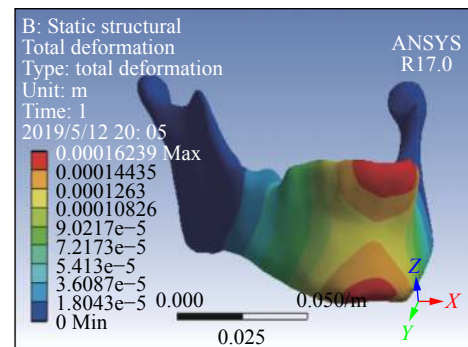
(a) 位移云图



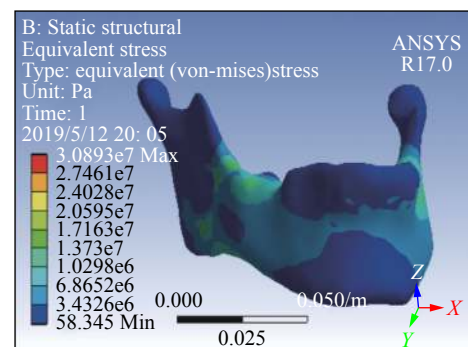
(b) 应力云图

图 8 正中加载方式下加载 219 N 的分析结果

Fig. 8 Analysis results of loading 219 N under median loading mode. (a) displacement nephogram; (b) stress nephogram



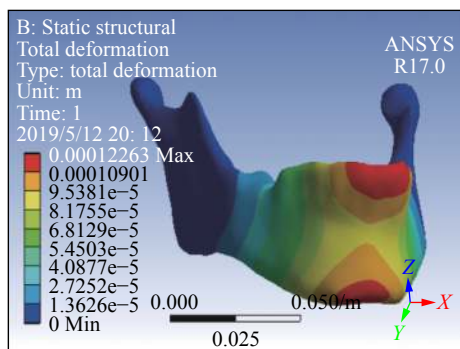
(a) 位移云图



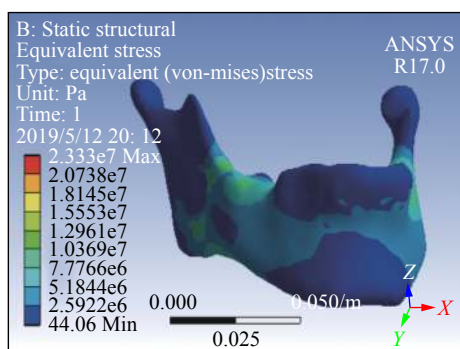
(b) 应力云图

图 9 前牙加载方式下加载 290 N 的分析结果

Fig. 9 Analysis results of loading 290 N under the loading mode of anterior teeth. (a) displacement nephogram; (b) stress nephogram



(a) 位移云图



(b) 应力云图

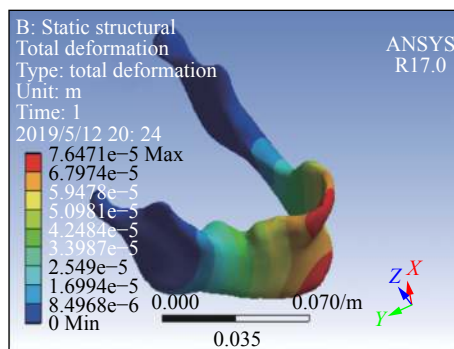
图 10 前牙加载方式下加载 219 N 的分析结果

Fig. 10 Analysis results of loading 219 N under the loading mode of anterior teeth. (a) displacement nephogram; (b) stress nephogram

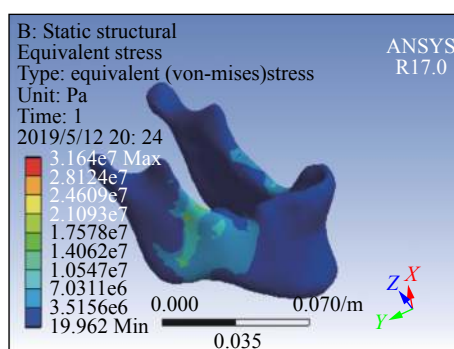
合时的力, 如果有下颌骨损伤或者断裂的情况出现, 患者应该尽量选择用这种咬合方式, 避免使用前牙咬合方式, 减轻下颌骨的受力, 防止出现二次损伤. 由应力云图和位移云图可知, 前牙加载方式下加载 219 N 的时候, 应力范围在 44.06 Pa ~ 23.3 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 0.12 mm 之间. 此次分析对以后下颌骨植入物的分析和对比, 提供重要的理论依据.

2.5.3 后牙加载方式

后牙加载方式下应力与位移云图如图 11、图 12 所示. 由应力云图和位移云图可知, 后牙加载方式下加载 460 N 的时候, 应力范围在 19.962 Pa ~ 31.600 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 76 μm 之间. 当加载力为 219 N 的时候, 应力范围在 11.090 Pa ~ 17.600 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 42 μm 之间, 可见后牙本身能够承受的咬合力比前牙大很多, 前牙能承受最大的咬合力为 290 N, 而后牙能承受的咬合力高达 460 N, 所以说, 如果下颌骨发生损伤或者断裂, 尽量减少使用前牙或正中进行咬合或者咀嚼.



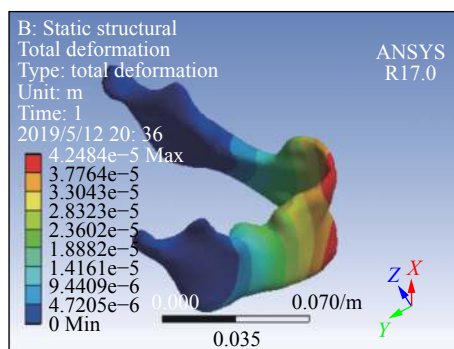
(a) 位移云图



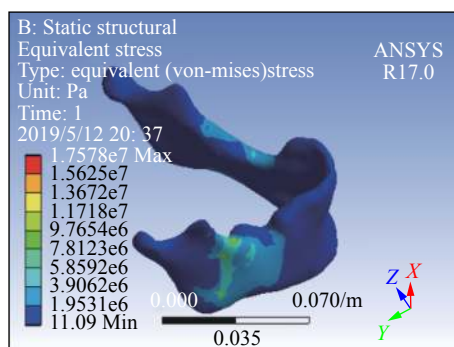
(b) 应力云图

图 11 后牙加载方式下加载 460 N 的分析结果

Fig. 11 Analysis results of loading 460 N under the loading mode of posterior teeth. (a) displacement nephogram; (b) stress nephogram



(a) 位移云图



(b) 应力云图

图 12 后牙加载方式下加载 219 N 的分析结果

Fig. 12 Analysis results of loading 219 N under the loading mode of posterior teeth. (a) displacement nephogram; (b) stress nephogram

2.6 3D 打印钛合金植入物分析

由于前牙和后牙缺损最为常见, 文中需要利用 Solidworks 模拟下颌骨的骨折以及断裂破损, 用来分析 3D 打印技术修补的下颌骨与正常下颌骨的对

比情况, 得出 3D 打印技术修补的下颌骨可以完全满足要求, 对于医院医生选用钛合金植入物有很重要的参考意义^[13-14]. 其中钛合金 3D 打印植入物的性能参数如表 3 所示.

表 3 钛合金性能参数
Table 3 performance parameters of titanium alloy

抗拉强度 R_m/GPa	比强度 $Po/(\text{N}\cdot\text{m}^{-2})$	密度 $\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^3)$	弹性模量 E/MPa	导热系数/ $K/(\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1})$	泊松比 μ	抗拉强度 R_m/MPa	规定非比例延伸 强度 R_p/MPa	断后伸长率 $A(\%)$	断面收缩率 $Z(\%)$
1.0	23.5	4.5	1.1×10^5	8.0	0.3	≥ 895.0	≥ 825.0	≥ 10.0	≥ 25.0

正中加载方式下加载 290 N 的时候, 应力范围在 33.761 Pa ~ 12.4 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 14 μm 之间. 如图 13, 图 14 所示. 前牙加载方式下加载 290 N 的时候, 应力范围在 28.531 ~ 9.590 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 10 μm 之间. 如图 15, 图 16 所示. 后牙加载方式下加载 460 N 的时候, 应力范围在 30.11 Pa ~ 831.5 MPa 之间, 位移范围在 0 ~ 2 μm 之间, 如图 17, 图 18 所示. 可见: 钛合金修复的下颌骨所受的应力要比正常下颌骨的小很多, 完全不影响患者进行正常食用任何食物. 为此采用 3D 打印钛合金植入物进行修复是一种很好的治疗方法.

由于后牙部分相对受力比较大, 所以是植入缺损的下颌骨病患应该尽量使用此种方式进行咀嚼和咬合食物.

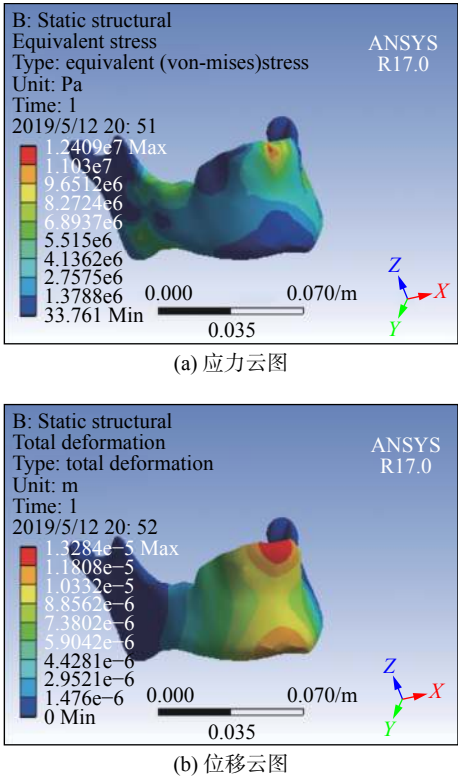


图 13 正中加载方式下加载 290 N 的分析结果
Fig. 13 Analysis results of loading 290 N under median loading mode. (a) stress nephogram; (b) displacement nephogram

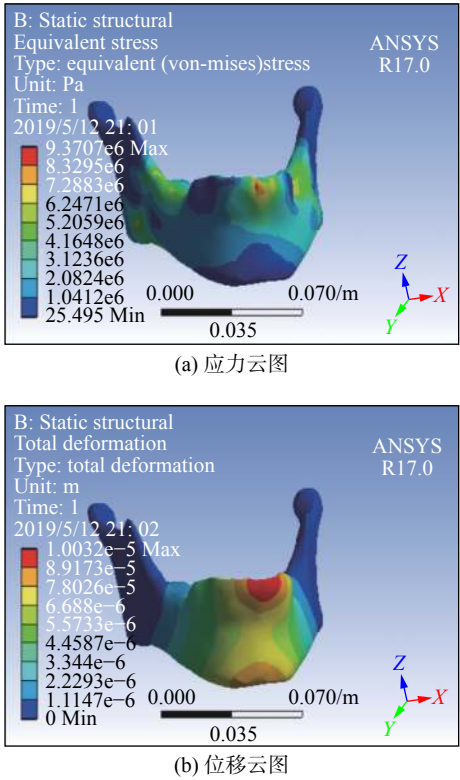
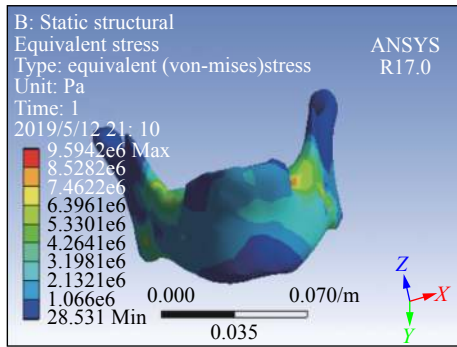


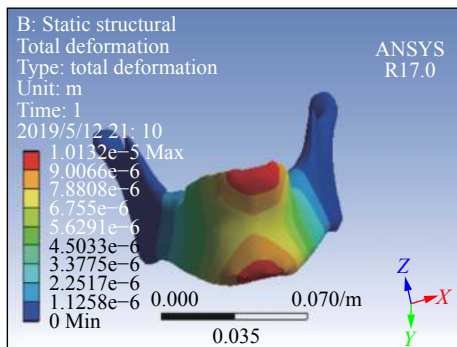
图 14 正中加载方式下加载 219 N 的分析结果
Fig. 14 Analysis results of loading 219 N under median loading mode. (a) stress nephogram; (b) displacement nephogram

3 分析

将正常的下颌骨和 3D 打印钛合金植入物的下颌骨分别都进行了分析, 得到了在各种咬合情况下, 不同咬合力, 下颌骨各个部分的应力云图和位移云图. 图 19 为正常下颌骨和钛合金下颌骨三种加载情况下, 分别加载不同的力, 所受到最大应力的折线图.

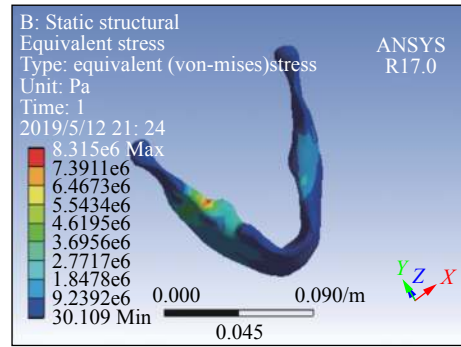


(a) 应力云图

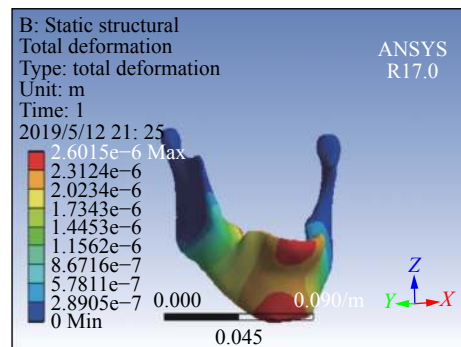


(b) 位移云图

图 15 前牙加载方式下加载 290 N 的分析结果
Fig. 15 Analysis results of loading 290 N under the loading mode of anterior teeth. (a) stress nephogram; (b) displacement nephogram

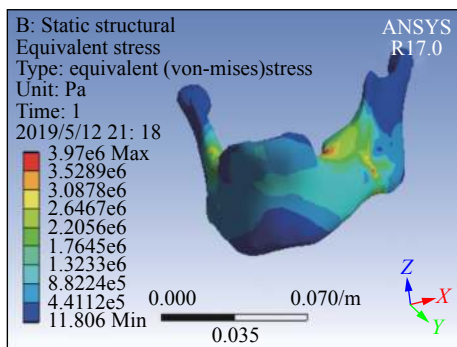


(a) 应力云图

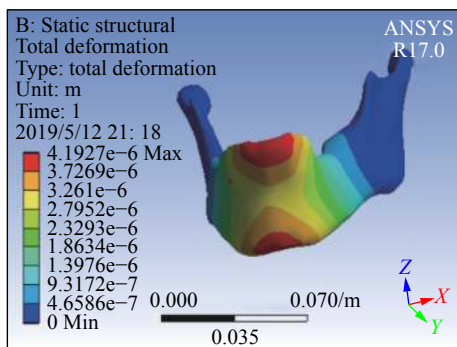


(b) 位移云图

图 17 后牙加载方式下加载 460 N 的分析结果
Fig. 17 Analysis results of loading 460 N under the loading mode of posterior teeth. (a) stress nephogram; (b) displacement nephogram

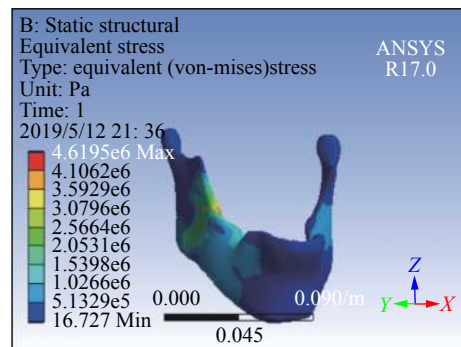


(a) 应力云图

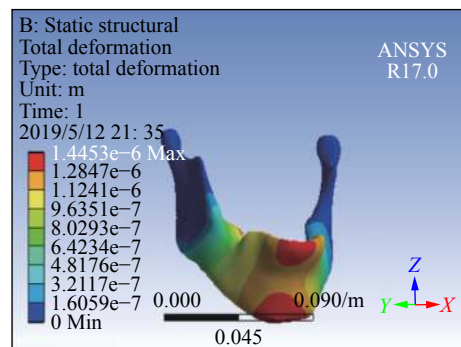


(b) 位移云图

图 16 前牙加载方式下加载 219 N 的分析结果
Fig. 16 Analysis results of loading 219 N under the loading mode of anterior teeth. (a) stress nephogram; (b) displacement nephogram



(a) 应力云图



(b) 位移云图

图 18 后牙加载方式下加载 219 N 的分析结果
Fig. 18 Analysis results of loading 219 N under the loading mode of posterior teeth. (a) stress nephogram; (b) displacement nephogram

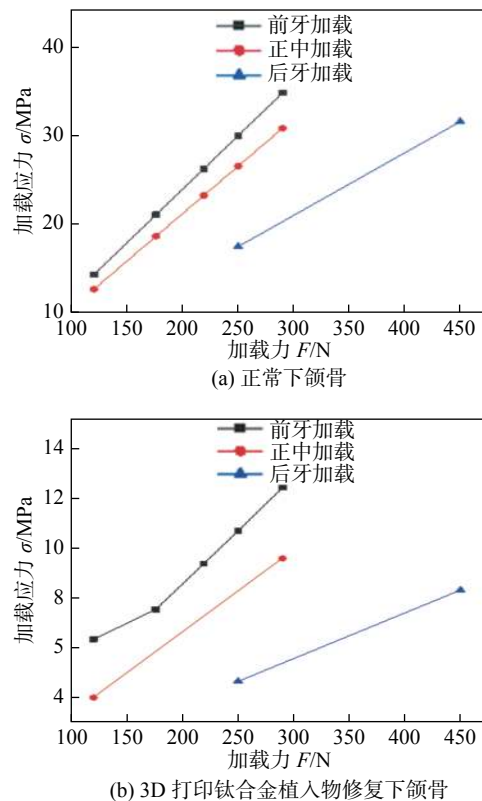


图 19 正常下颌骨和 3D 打印钛合金受应力的折线图

Fig. 19 Normal mandible and 3D printed titanium alloy stress line figure. (a) normal mandible; (b) 3D printed titanium alloy mandible

4 结论

(1) 正常下颌骨在正中加载方式下所受到的最大应力为 34.870 MPa, 在前牙加载方式下所受到的最大应力为 30.890 MPa, 在后牙加载方式下所受到的最大应力为 31.640 MPa.

(2) 无论是前牙加载, 正中加载还是后牙加载, 在相同咬合力下, 钛合金植入物小于正常下颌骨所受到的应力, 因此下颌骨更不容易产生应力集中.

(3) 无论是正常下颌骨还是 3D 打印钛合金植入物修复下颌骨, 在相同咬合力下, 后牙加载承受的应力小, 所以是植入缺损的下颌骨病患应该尽量使用此种方式进行咀嚼和咬合食物.

参考文献

[1] Zuo H S, Li H, Qi L, *et al.* Formation mechanism of defects in aluminum alloy during micro-droplet deposition[J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2013, 42(8): 1596 – 1600.

[2] Yang G, Qi L, Luo J, *et al.* Uniform droplet spray forming slightly

soluble drop key online testing system[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(3): 590 – 597.

- [3] 张晓萍, 颜永年. 熔融堆积成形过程温度场的模拟研究 [J]. 中国机械工程, 2000, 11(10): 1101 – 1104.
- Zhang Xiaoping, Yan Yongnian. Simulation study of temperature field in the process of melting accumulation[J]. China Mechanical Engineering, 2000, 11(10): 1101 – 1104.
- [4] 王天明, 金烨, 习俊通. FDM 工艺过程中丝材的粘结机理与热学分析 [J]. 上海交通大学学报, 2006, 40(7): 1230 – 1234.
- Wang Tianming, Jin Ye, Xi Juntong. Bonding mechanism and thermal analysis of wire during FDM process[J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2006, 40(7): 1230 – 1234.
- [5] 李素丽, 魏正英, 卢秉恒. 基于 ANSYS 的车身柔性件点焊装配应力分析 [J]. 焊接学报, 2014, 35(11): 14 – 18.
- Li Suli, Wei Zhengying, Lu Bingheng. Stress analysis of spot welding assembly of body flexible parts based on ANSYS[J]. Transactions of the China Welding Institution, 2014, 35(11): 14 – 18.
- [6] Wang A, Xu C, Zhang C, *et al.* Experimental investigation of the properties of electrospun nanofibers for potential medical application[J]. Journal of Nanomaterials, 2015, 40(7): 1230 – 1238.
- [7] 李素丽, 魏正英, 卢秉恒. 高温钛合金微滴沉积成形有限元分析 [J]. 郑州大学学报:工学版, 2014, 4: 124 – 128.
- Li Suli, Wei Zhengying, Lu Bingheng. Finite element analysis of droplet deposition forming of high temperature titanium alloy[J]. Journal of Zhengzhou University (Engineering Science), 2014, 4: 124 – 128.
- [8] Orme M, Smith R. Enhanced aluminum properties by means of precise droplet deposition[J]. Journal of Manufacturing Science and Engineering, 2000, 122(3): 484 – 493.
- [9] Li S, Wei Z, Du J, *et al.* The fusion process of successive droplets impinging onto a substrate surface[J]. Applied Physics A, 2015, 120(1): 35 – 42.
- [10] Li S, Wei Z, Du J, *et al.* A numerical analysis on the metal droplets impacting and spreading out on the substrate[J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2017, 46(4): 893 – 898.
- [11] Wei P, Wei Z, Li S, *et al.* Splat formation during plasma spraying for 8 mol% yttria-stabilized zirconia droplets impacting on stainless steel substrate[J]. Applied Surface Science, 2014, 321: 538 – 547.
- [12] Luo Q B, Huang C Z, Orme M. Study on stable delivery of charged uniform droplets for freeform fabrication of metal parts[J]. Science China Technological Sciences, 2011, 54(7): 1833 – 1840.