

文章编号: 1004-7220(2024)04-0718-06

# 冲击力作用下种植体周围骨动态力学响应的数值模拟

马新扬<sup>1,2</sup>, 刁晓鸥<sup>2</sup>, 侯兵<sup>3</sup>, 王丹杨<sup>1</sup>

(1. 西安医学院 口腔医学院, 西安 710021; 2. 空军军医大学 口腔医院, 西安 710032; 3. 西北工业大学 航空学院, 西安 710072)

**摘要:** **目的** 研究种植体周围骨结构在冲击力作用下的动态力学响应和损伤特征。 **方法** 建立种植体周围骨微观结构的有限元模型, 对刚体施加初始速度模拟冲击加载, 采用应力失效准则, 编写用户材料子程序对模型进行失效判断, 分析冲击力作用下骨结构的应力变化及损伤状况。 **结果** 冲击力作用后, 皮质骨应力迅速达到峰值 (16.01 MPa), 而种植体底端骨小梁应力值在冲击后 0.1  $\mu$ s 达到应力峰值 (5.85 MPa); 冲击作用会形成应力波在骨结构内传播, 骨结构损伤随时间发生变化; 冲击能量可被骨小梁通过变形而缓冲和耗散, 骨小梁应力达到屈服极限后出现损伤和破坏, 而皮质骨在冲击作用下未出现损伤破坏。 **结论** 对于冲击损伤患者, 应更加重视骨小梁的结构变化。所建数值模型能将骨的结构力学性能和自身几何特性结合, 较好预测骨的冲击损伤情况。研究结果可为临床承受冲击损伤患者损伤评估和损伤后治疗提供参考。

**关键词:** 冲击力; 种植体; 应力分布; 冲击能量; 有限元分析

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2024.04.022

## Dynamic Mechanical Response of the Peri-Implant Bone Structure Subjected to Impact Load: A Numerical Study

MA Xinyang<sup>1,2</sup>, DIAO Xiaou<sup>1</sup>, HOU Bing<sup>3</sup>, WANG Danyang<sup>1</sup>

(1. College of Stomatology, Xi'an Medical University, Xi'an 710021, China; 2. College of Stomatology, the Air Force Military Medical University, Xi'an 710032, China; 3. School of Aeronautics, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the dynamic mechanical responses and damage characteristics of peri-implant bone structures subjected to impact load. **Methods** A finite element model of the peri-implant bone microstructure was established, and an initial velocity was applied to the rigid body to simulate the impact load. A stress failure criterion was employed and a user-material subroutine was developed to assess failure. Subsequently, bone damage after the impact load was analyzed according to the material subroutine. **Results** After the impact load, the stress on the cortical bone increased rapidly, reaching a peak value (16.01 MPa) immediately. In contrast, the stress on the trabecular bone at the bottom of the implant reached its peak value (5.85 MPa) at 0.1  $\mu$ s. The impact load resulted in stress waves that propagated and diffused within the bone structure, causing changes in the bone structure damage over time. The generated impact energy could be absorbed and dissipated by the trabecular bone through deformation. The deformed trabecular bone experienced damage and failure upon reaching the yield limit, whereas the cortical bone did not experience damage or failure under an impact load. **Conclusions** Structural changes in the trabecular bone should be considered in patients with impact damage. The numerical model established in this study can effectively predict bone impact damage

收稿日期: 2023-12-29; 修回日期: 2024-02-16

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11672327), 陕西省教育厅青年创新团队科学研究计划项目 (23JP157), 西安医学院博士科研启动项目 (2023BS37)

通信作者: 马新扬, 讲师, 主治医师, E-mail: maxinyang1984@126.com

by combining the structural mechanical properties and geometric characteristics of the bones. These findings can serve as a reference for assessing bone damage and post-damage treatment in patients subjected to impact loads in clinical practice.

**Key words:** impact load; dental implants; stress distribution; impact energy; finite element analysis

随着口腔修复技术的更新迭代和医疗政策的惠民化,种植义齿的应用范围得到了快速推广<sup>[1-2]</sup>。义齿在使用过程中,遇到一些如交通事故、体育竞技、意外跌落等特殊场景时,种植体可能会遭受冲击作用,破坏种植体的骨结合,影响种植修复体的使用<sup>[3-4]</sup>。对于受到冲击作用的种植修复体,周围骨结构的力学响应不同于准静态载荷工况,其变形和损伤过程均在冲击载荷作用下产生<sup>[5-6]</sup>。在临床工作中,需要及时诊断冲击后骨损伤状况,并对冲击损伤做出针对性治疗,防止在隐匿的状态下骨结合破坏导致种植体周围骨组织的吸收。因此,模拟冲击作用下骨结构损伤状况,对于遭受冲击损伤患者的诊断和治疗具有重要意义。本文通过建立微观的骨结构和冲击力作用于种植体的数值模型,模拟种植体在承受冲击后其周围骨结构的能量吸收和损伤变化,为临床冲击损伤诊断及损伤后治疗提供理论依据。

## 1 材料和方法

### 1.1 种植体与骨微观结构模型建立

具有孔隙结构的小梁骨在承受冲击作用时可以发挥较好的缓冲作用<sup>[7]</sup>。为了准确反映种植体周围骨结构的冲击力学响应和损伤特点,需要建立微观形态的骨结构模型。选取新西兰大白兔股骨端进行 Micro-CT 扫描<sup>[8]</sup>,将扫描结果以 DICOM 格式导入 Mimics 15.0 中进行三维重建。调整图像的灰度阈值,得到皮质骨和松质骨的轮廓。将每层的图像都编辑成闭合的轮廓,对不同层次的轮廓进行匹配,重建骨结构的三维表面形态。将骨表面模型以 STL 格式导入 Geomagic Studio 13.0 中,对模型表面缺损和变形部位进行修复和平整,设置轮廓线,将每个骨小梁的几何外形边界线转换成模型的轮廓线,并围绕小梁间的孔隙分布,然后将这些轮廓线进行拟合,形成曲面片和格栅,得到 NURBS 曲面的壳体结构。将曲面结构数据以 IGES 格式导入 UGNX 10.0 中,缝合曲面并进行实体转化,得到骨

组织微观实体结构[见图 1(a)]。在 UGNX 10.0 中建立种植体,并装配种植体与骨结构,通过布尔运算减法去除与种植体重叠的骨组织,建立骨-种植体实体结构<sup>[9]</sup>,并以 prt 格式保存。

### 1.2 种植体与骨微观结构有限元模型建立

将骨-种植体实体结构以 prt 格式文件导入 ABAQUS 6.13 中。选取模型表面 1.5 mm 厚度密度较高的结构作为皮质骨,剩余具有孔隙结构为小梁骨。皮质骨和小梁骨的材料参数见表 1。定义模型的接触关系和边界条件,将种植体与骨组织接触面定义为绑定,模拟骨结合[见图 1(b)],同时将骨组织模型两侧( $X$ 、 $Y$ 、 $Z$ )3 个方向的位移限定为 0。

表 1 数值模型各部件材料参数

Tab. 1 Material parameters of the section in simulation model

材料	$E/\text{GPa}$	$\nu$	$\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$
种植体	114	0.3	4.51
皮质骨	18.0	0.3	1.74
小梁骨	0.76	0.3	0.9
刚体结构	120	0.3	7.49

### 1.3 冲击作用力实施与骨损伤模型建立

为了模拟冲击作用力,在 Part 模块中建立刚体结构,使刚体位于种植体上方,给予刚体一定的初始速度,初速度为前期动物实验刚体从一定高度下落至种植体表面的速度(5.0 m/s)<sup>[6]</sup>,平行于种植体长轴对其加载。刚体与种植体表面的接触定义为无摩擦,模拟冲击过程[见图 1(c)]。建模过程中,通过 Fortran 语言编写用户材料子程序,用来判断骨单元结构是否失效,失效的依据为前期动态力学实验所测皮质骨和松质骨的屈服极限<sup>[10]</sup>。在 ABAQUS 6.13 工作窗口中建立动态分析步并调用用户材料子程序,模拟过程中子程序将对冲击加载后的骨结构单元应力(von Mises 应力)进行判断,当应力大于皮质骨和骨小梁的屈服极限(皮质骨 120 MPa,骨小梁 9 MPa)时,单元失效,被子程序删除。在应力的传播过程中模型不断更新,进入下一步运算。模拟分析实验技术路线如图 1(d)所示。

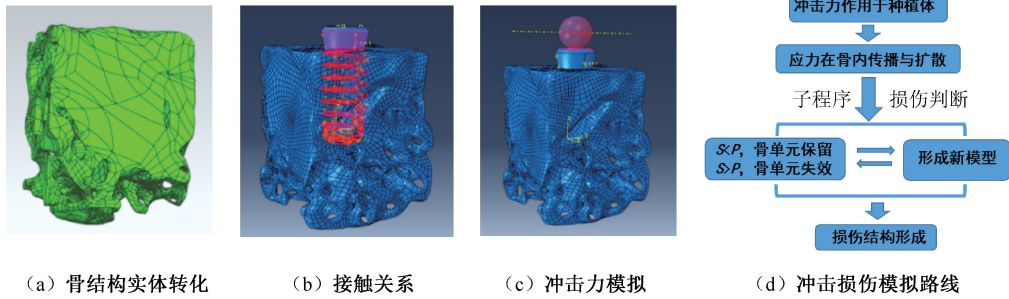


图1 冲击力作用下种植体周围骨微观结构有限元模型建立及损伤模拟技术路线

Fig. 1 Establishing the finite element model with microstructure of the peri-implant bone under impact load and the simulation flow chart of bone damage (a) Translation of bone structure into solid model, (b) Interaction between the bone and the implant, (c) Simulation of impact load, (d) Simulation flow chart of impact damage

注:  $S$  为 von Mises 应力,  $P$  为骨屈服极限。

## 2 实验结果

### 2.1 冲击力作用下种植体周围骨结构的应力分布与损伤特征

冲击力作用下种植体的动态力学响应结果显示,当刚体以一定速度撞击种植体表面后,迅速离开,种植体内应力达到峰值。沿着冲击力方向,应力传导至种植体周围皮质骨,在种植体与皮质骨结合区域,应力出现快速增长达到峰值(16.01 MPa)。随着应力的传播和扩散,皮质骨应力降低,并维持在较低的范围,皮质骨内应力未达到其屈服极限。因此,整个冲击过程中,皮质骨虽然有应力集中,但未出现皮质骨损伤破坏。皮质骨下方骨小梁的力学响应与皮质骨不同。当应力传递至下方的骨小

梁时,骨小梁的应力分布随时间发生变化。由种植体底端骨小梁上应力时程曲线可见,应力波在  $0.1 \mu\text{s}$  到达该点,使其应力明显升高,达到 5.85 MPa 应力峰值[见图 2(a)]。

冲击开始时,种植体底端结合界面处骨小梁出现破坏[见图 2(b)];随着冲击过程的持续,距离种植体较远的底端骨小梁在应力波作用下应力出现叠加而快速增大[见图 2(c)]。当应力波动峰值达到松质骨屈服强度时,骨小梁结构失效,单元被子程序删除,骨小梁结构单元失效数量的增加导致骨组织出现断裂损伤[见图 2(d)]。

### 2.2 冲击作用下骨结构的能量变化

冲击作用与准静态作用不同,骨结构需要在短时间内吸收较多的冲击能量。模拟结果显

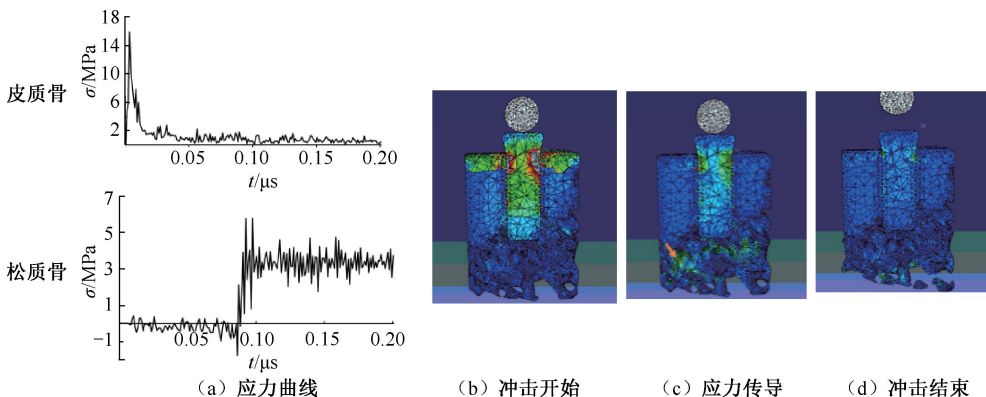


图2 冲击力作用后骨的应力分布与损伤部位

Fig. 2 Stress distributions and positions of the damage in bone after impact load (a) Stress curves, (b) In the beginning of impact, (c) During stress transmission, (d) At the end of impact

示:冲击作用后,骨结构内冲击总能量快速增加,随着冲击过程的持续,冲击能量回落[见图3(a)].冲击能量部分转化为骨结构的应变能,冲击开始时,皮质骨应变能快速上升和回落,对应其弹性应变能的增加和释放过程[见

图3(b)].骨小梁位于皮质骨下方,冲击能量通过皮质骨和种植体传递至骨小梁,骨小梁通过疏松的结构发生持续变形,吸能冲击能力,表现为应变能随着冲击时间的延长逐渐升高[见图3(c)].

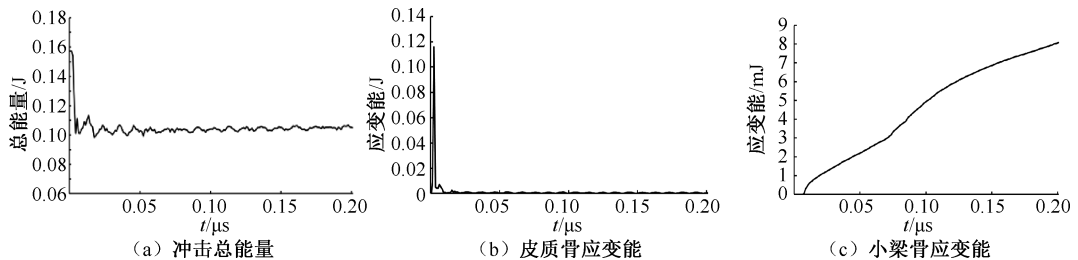


图3 冲击力作用后骨能量变化

Fig.3 Variation of energy in bone after impact load (a) Total energy, (b) Strain energy in cortical bone, (c) Strain energy in cancellous bone

## 3 讨论

### 3.1 模型建立

以往研究表明,具有孔隙的海绵状骨小梁具有较好的应力缓冲作用<sup>[11]</sup>。因此,冲击损伤的模拟研究需要建立皮质骨与微观结构的海绵状小梁骨形态结构。为了构建骨微观模型并使本研究结果对临床具有指导意义,数值模拟模型在构建过程中基于前期所建的实验动物模型。本实验选用新西兰大白兔股骨端作为种植体植入的骨数值模型,可以通过动物实验冲击损伤模拟来验证数值模拟的可靠性,为模拟种植体植入人颌骨后的冲击损伤研究奠定基础。新西兰大白兔干骺线远心端皮质骨较厚,皮质骨下端松质骨密度较高,骨小梁粗大,排列紧密,皮质骨和蜂窝状松质骨与牙槽骨组织结构相似,通常也被设计为种植术植入部位。在建模过程中,为了避免直接扫描种植体形成的伪影影响模型的准确性,选择对未植入种植体的股骨样本进行Micro-CT断层扫描,使用UGNX 10.0软件建立种植体结构,通过模型相减操作装配种植体与骨组织。建模后的骨结构模型虽然无法完全再现种植体植入后骨小梁的结构形态,但是模型模拟了致密的皮质骨和疏松成网状结构的松质骨。通过动物实验对比发现,模拟冲击损伤后的部位和损伤特点与动物实验结果一致,为后期进行人颌骨的冲击模拟损伤奠定了研究基础。在有限元分析中,根据前期动

物实验中的冲击力加载方式选择冲击压缩实验。由于种植体周围骨组织是由致密的皮质骨和疏松的松质骨复合结构组成,骨组织沿着压缩的方向,在强度和韧性方面提供最佳的承载能力,故刚体的冲击作用力方向与种植体平行。将种植体与骨组织结合界面定义为绑定接触关系,模拟种植体与骨组织的结合。骨组织属于应变率敏感材料<sup>[12-13]</sup>。因此,本文以前期实验所测的动态力学数据中骨最大应变对应的应力为骨结构单元失效依据,使用子程序编译,当骨组织到达最大应力时,子程序识别失效单元并将其删除。本研究完整模拟了冲击力作用下种植体周围骨结构的失效和损伤,为种植义齿的冲击损伤模拟提供理论依据。

### 3.2 冲击过程与损伤形成

冲击力作用于种植体后,应力沿着种植体向骨结构传播和扩散,皮质骨应力迅速上升达到峰值后回落,与种植体接触的皮质骨区域产生了应力集中,但由于皮质骨结构密实,断裂强度较大,冲击力未达到其临界破坏值,故未出现结构损伤。皮质骨弹性模量较大,力传导性较好<sup>[14]</sup>,应力快速传导进入下方的小梁骨。小梁骨的应力一部分来自于种植体的直接作用力,这部分结构主要位于种植体下方骨结合界面。当小梁骨承受了较大的应力,达到破坏强度,在骨结合区域出现小梁骨的破坏和断裂,这是最初出现损伤的结构和部位。小梁骨另一部分应力来自皮质骨和种植体的传播和扩散,在种



植体底端远离冲击部位的小梁骨,在应力的叠加作用下出现应力集中。因为松质骨的强度低,密度较小,孔隙较大<sup>[15]</sup>,当应力到达屈服极限时,小梁骨出现了损伤破坏。冲击后损伤结果显示,在远离冲击侧的骨小梁结构也出现了结构断裂和分离[见图2(d)]。因此,在临床上对于冲击损伤的患者,不仅需要重视表面皮质骨的损伤,更要重视小梁骨的损伤情况,及时检查并降低咬合减轻患者的二次损伤。

### 3.3 冲击能量与损伤特征

与天然牙有牙周膜缓冲不同,种植体受到冲击力作用后,骨组织需要通过变形缓冲较大的冲击能量<sup>[16]</sup>。当冲击作用于种植体,冲击物的动能传递至种植体周围的骨组织后,部分能量将转化为骨组织的应变能<sup>[17]</sup>。覆盖于牙槽骨表面的皮质骨,屈服强度较大,可以承受冲击而不发生破坏。但是另一方面,皮质骨密度高,弹性模量较大,厚度较薄,可以通过弹性变形对冲击能量起到一定的缓冲,却无法吸收冲击能量,因此,皮质骨的应变能在冲击后达到峰之后迅速回落[见图3(b)]。当冲击能量以应力波的形式传递至小梁骨,与皮质骨不同,小梁骨密度低,刚度显著低于皮质骨,含有非均匀孔洞其厚度较大。在冲击过程中小梁骨结构产生较大变形<sup>[18]</sup>,甚至发生失效和破坏,这一过程会吸收较大的冲击能量,表现为应变能随着冲击时间的延长而增加的现象[见图3(c)]。冲击的能量吸收与损伤结果提示,对于临床上承受冲击作用的种植体,除了在种植体颈部和底端出现应力集中并可能造成这些部位的骨组织损伤外,在随后的能量和应力波传导中,还会造成其他部位的骨结合界面和周围小梁骨的破坏。因此,需要给患者制订完善的诊疗计划,防止种植体后期出现松动和脱落。

## 4 结论

本实验通过建立冲击力作用下种植体周围骨结构的动态力学响应有限元模型,分析骨结构在冲击过程中的应力分布能量变化和损伤特征,得出结论如下:

(1) 冲击可产生应力波在种植体,皮质骨和小梁骨内传播和扩散,骨结构内应力分布随时间发生变化。皮质骨出现应力集中无损伤破坏,骨小梁在

冲击后出现结构损伤和断裂。

(2) 冲击能量部分转化为骨结构的应变能,被骨吸收和耗散。具有孔隙结构的骨小梁通过变形可吸收较多的冲击能量,变形后应力达到结构的屈服极限后出现损伤和破坏。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**马新扬负责模拟实验、论文撰写、图片编辑与排版;刁晓鸥、王丹杨负责实验数据的整理并协助论文的撰写;侯兵负责论文的修改与指导。

### 参考文献:

- [1] 赵瑞峰,李志文,白石柱.机器人在口腔医学领域的应用[J].机器人外科学杂志,2022,3(5):351-366.
- [2] 朱肖,张杰,周毅."冰淇淋蛋筒技术"在上颌窦穿孔患者种植义齿修复中的应用1例[J].口腔医学研究,2023,39(8):760-762.
- [3] BRANEMARK R, BRANEMARK PI, RYDEVIK B, *et al.* Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review [J]. J Rehabil Res Dev, 2001, 38(2): 175-181.
- [4] ALBREKTSSON T, WENNERBERG A. On osseointegration in relation to implant surfaces [J]. J Clin Implant Dent Relat Res, 2019, 21(Suppl 1): 4-7.
- [5] PROT M, CLOETE TJ, SALETTI D, *et al.* The behavior of cancellous bone from quasi-static to dynamic strain rates with emphasis on the intermediate regime [J]. J Biomech, 2016, 49(7): 1050-1057.
- [6] WU Q, MA L, LIU Q, *et al.* Impact response and energy absorption of human skull cellular bones [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2018(81): 106-119.
- [7] 沈梅洁,王格格,朱彤好,等.骨小梁微结构对牙种植体有限元分析的影响[J].中华口腔医学杂志,2016,51(9):542-545.
- [8] NEWTON J, SAVAGE A, COUPAR N, *et al.* Preliminary investigation into the use of Micro-CT scanning on impact damage to fabric, tissue and bone caused by both round and flat nosed bullets [J]. J Sci Justice, 2020, 60(2): 151-159.
- [9] 马新扬.冲击力作用下种植体周围骨组织损伤特征与咬合力对其影响的模拟分析[D].西安:中国人民解放军空军军医大学,2021.
- [10] MA X, DIAO X, LI Z, *et al.* Simulation analysis of impact damage to the bone tissue surrounding a dental implant [J]. Sci Rep, 2020, 10(1): 6927.
- [11] 雍苓,黄仕禄,刘洪,等.不同骨缺损类型牙种植体的三维

- 有限元分析[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 148-153.
- YONG L, HUANG SL, LIU H, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of dental implants with different bone defects [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 148-153.
- [12] LI S, DEMIRCI E, SILBERSCHMIDT VV. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013(21): 109-120.
- [13] 刘杰, 戴晓锋, 吴华杰, 等. 压缩载荷下不同应变判定皮质骨断裂准确性分析[J]. 医用生物力学, 2023, 38(4): 718-723.
- LIU J, DAI XF, WU HJ, *et al.* Prediction on fracture simulation accuracy of cortical bone using different strain criteria under compression loads [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(4): 718-723.
- [14] BORUAH S, HENDERSON K, SUBIT DL, *et al.* Response of human skull bone to dynamic compressive loading [C]//Proceedings of International Research Council on Biomechanics of Injury conference. Gothenburg: IRCOBI, 2013.
- [15] CHEN PY, MCKITTRICK J. Compressive mechanical properties of demineralized and deproteinized cancellous bone [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(7): 961-973.
- [16] TUCHANTAN L, GODIO-RABOUTET Y, DELTEIL C, *et al.* Study of cerebrospinal injuries by force transmission secondary to mandibular impacts using a finite element model [J]. *J Forensic Sci Int*, 2020(307): 110118.
- [17] 王丽珍, 张宏泉, 樊瑜波. 啄木鸟颅骨及颌骨的材料学特征在头部抗冲击性中的作用[J]. 中国科学:生命科学, 2012(3): 234-239.
- [18] ARAB A, MERDJI A, BENAÏSSA A, *et al.* Finite-element analysis of a lateral femoro-tibial impact on the total knee arthroplasty [J]. *J Comput Methods Programs Biomed*, 2020(192): 105446.