

文章编号 1006-8147(2021)03-0296-05

论著

不同表面结构个性化根形种植体的应力分布分析

苏毅^{1,2}, 隋磊¹, 吴陈炫³

(1.天津医科大学口腔医院修复科,天津 300070;2.联勤保障部队天津康复疗养中心,天津 300381;3.天津医科大学口腔医院牙周科,天津 300070)

摘要 目的:通过三维有限元法对不同表面结构个性化根形种植体进行应力分析。方法:建立多孔联通表面结构和光滑连续表面结构的两组个性化根形种植体及4类骨组织模型。分别施加垂直向力、侧向力、组合合力,分析不同表面结构个性化根形种植体周围骨组织的 Von-Mises 等效应力、等效应变。结果:在相同载荷及骨质条件下,光滑连续表面结构的个性化根形种植体周围骨组织承受的应力、产生的应变,均高于多孔联通表面结构个性化根形种植体周围骨组织。结论:多孔联通表面结构的个性化根形种植体较光滑连续表面结构的个性化根形种植体周围骨组织承受的应力,产生的应变更符合骨组织的力学适应性。

关键词 表面结构;个性化根形种植体;应力分布

中图分类号 R783.4

文献标志码 A

The stress distribution analysis of custom made root-analogue implant with different surface structures

SU Yi^{1,2}, SUI Lei¹, WU Chen-xuan³

(1.Department of Prosthodontics, Hospital of Stomatology, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China; 2.Tianjin Rehabilitation Center of Joint Logistic Support Force, Tianjin 300381, China; 3.Department of Periodontology, Hospital of Stomatology, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China)

Abstract Objective: To analyze the stress of custom made root-analogue implant with different surface structures by three-dimensional finite element analysis. **Methods:** Two groups of personalized root implants with the interconnected porous surface structure and the smooth continuous surface structure, and four types of bone tissue models were established. The equivalent stress and strain of Von-Mises on bone tissue around implants with different surface structures were analyzed by applying the vertical force, the oblique force, and the combination occlusal force. **Results:** The stress and strain of the bone tissue around the personalized root implant with the smooth continuous surface structure were higher than those of the bone tissue around the personalized root implant with the interconnected porous surface structure under the same load and bone mass condition. **Conclusion:** Compared with the smooth continuous surface structure, the resulting change of the stress and strain of the bone tissue around the personalized root implant with the interconnected porous surface structure is consistent with the mechanical adaptability of the bone tissue.

Key words surface structure; custom made root-analogue implant; stress distribution

个性化根形种植体(custom made root-analogue implant, CMRAI)是按照患者欲拔除牙齿的牙根形态而设计的种植体,能基本匹配患者拔牙窝的形态,依靠指压和敲击即可就位,无需逐级预备植入孔^[1-2]。CMRAI的材质一般为钛及钛合金,其虽然具有良好的生物相容性,但弹性模量远大于骨组织,易产生应力遮蔽效应,同时常规CMRAI的表面为连续表面,与周围骨组织间的物理锁结作用不强。如在CMRAI表面引入多孔联通结构,则可降低种植体的弹性模量,同时增强物理锁结,从而有效缓解应力遮蔽^[3-5],并提高种植体与周围骨组织的结合力。此外,研究表明,多孔结构表面可促进骨细胞的黏附、增殖与分化^[6],故多孔联通结构也更有利于周

围新生骨组织生成。本课题组前期对具有多孔联通表面结构的CMRAI的制备及表面性能进行了初步探讨^[7],然而其对种植体-骨界面的应力分布的影响仍有待深入研究。

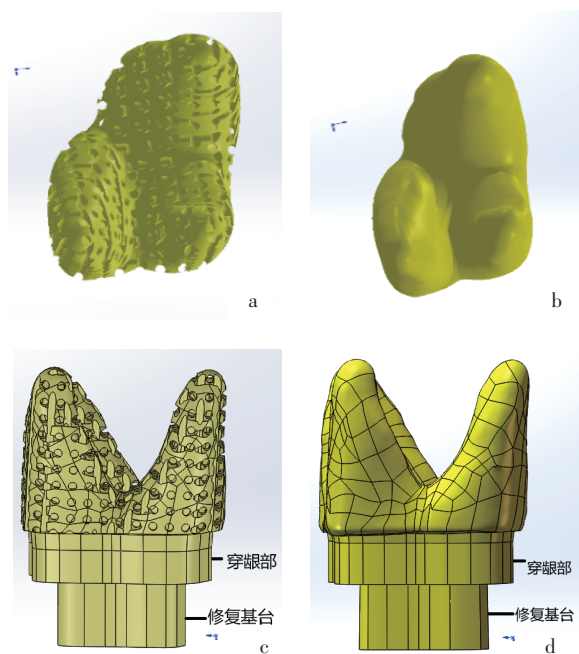
本研究旨在通过三维有限元分析方法对比多孔联通表面结构的CMRAI与常规的光滑连续表面结构的CMRAI周围骨组织的应力分布、应力峰值及等效应变,以期为CMRAI的设计及临床应用提供理论依据。

1 材料和方法

1.1 种植体模型构建 以志愿者颌面部CBCT断层扫描图像为样本,层厚间距为0.25 mm,共320层界面断层图像。将CBCT影像导入Mimics软件,提取拟拔除牙齿(左上第一磨牙)的三维数据,进行三维重建。使用逆向工程软件Geomagic Wrap对牙根

作者简介 苏毅(1982-),女,主治医师,硕士在读,研究方向:口腔修复学及口腔种植材料;通信作者:吴陈炫, E-mail: wcxwu001@126.com。

表面进行优化,导入建模软件 SolidWorks,命名为“光滑连续表面结构 RAI 模型”,简称“光滑模型”。然后在此基础上应用线性草图阵列功能从 3 个轴向(X、Y、Z)上制备多个直径、深度为 0.5 mm 的圆柱体,圆柱体之间的边距为 0.5 mm。每一个方向上的镂空圆柱体均互相平行,所得模型命名为“多孔联通表面结构 RAI 模型”,简称“多孔模型”。计算出“光滑模型”表面积为 868.387 mm²,”多孔模型”的表面积为 947.535 mm²。之后以体部上端为基准面,向种植体中心等距缩进 0.5 mm 并添加高度为 3 mm 穿龈部。再以种植体穿龈部上端为基准面,绘制高度为 4 mm,颊侧肩台宽度为 1.0 mm,近远中及腭侧肩台宽度为 0.5 mm 的修复基台,见图 1。



注:a:多孔模型底面观;b:光滑模型底面观;c:多孔模型侧面观;d:光滑模型侧面观

图1 多孔模型和光滑模型的底面观和侧面观

Fig 1 Bottom view and side view of porous model and smooth model

1.2 颌骨模型构建 分别以光滑模型和多孔模型为中心,构建近远中方向为 18 mm,颊舌方向为 17 mm,总高为 17 mm 的 I、II、III、IV 类上颌骨骨块模型(图 2)。I 类骨:均质密质骨(弹性模量 13.7 GPa);II 类骨:2 mm 厚密质骨包绕骨小梁密集排列的松质骨(弹性模量 5.5 GPa);III 类骨:1 mm 厚密质骨包绕骨小梁密集排列的松质骨(弹性模量为 1.6 GPa);IV 类骨:1 mm 厚密质骨包绕骨小梁疏松排列的松质骨(弹性模量 0.69 GPa),所有类型骨组织的泊松比均为 0.3^[8]。设定种植体材料为 Ti-6Al-4V(弹性模量 114 GPa,屈服强度为 850~900 MPa,泊松比 0.34^[9])。

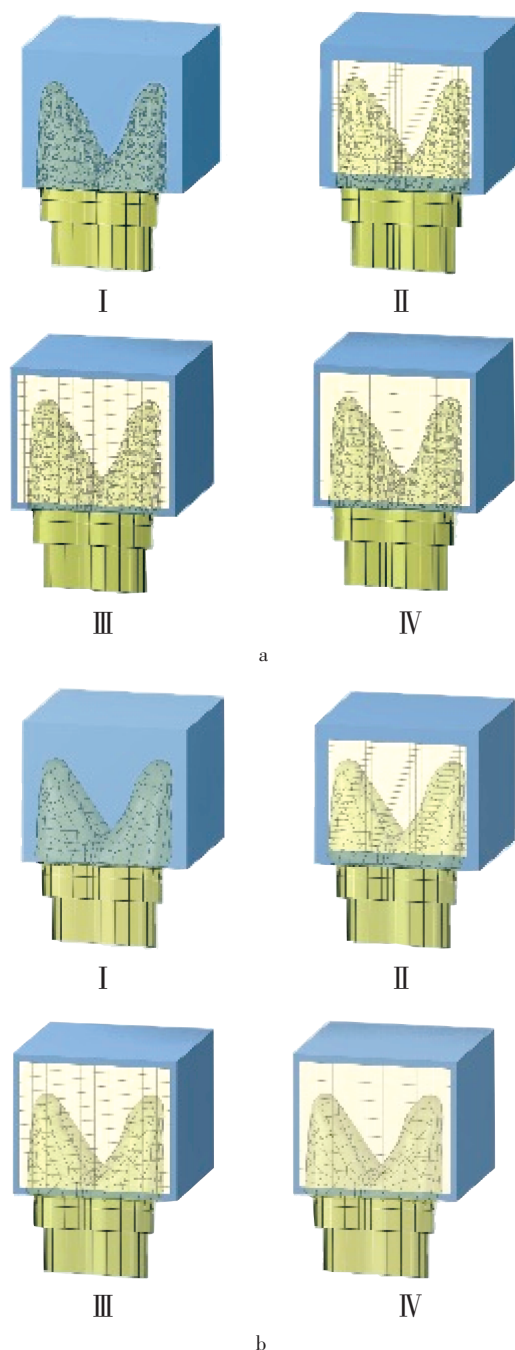


图2 多孔模型(a)及光滑模型(b)与 I~IV 类骨块模型装配矢状面视图

Fig 2 Sagittal views of the four configurations of porous model(a) and smooth model(b)

1.3 模型网格划分 全局采用一阶四面体单元划分各组模型。骨-种植体界面、基台-穿龈部界面、穿龈部-植入体界面网格单元尺寸设置为 0.15 mm;密质骨-松质骨界面及密质骨外表面网格单元尺寸设置为 1.0 mm。

1.4 接触面关系及边界约束设定 设受载荷时种植体与周围骨组织无相对滑动,即二者之间设定为绑定接触,忽略摩擦力影响,同时设颌骨外表面上的所有节点和单元自由度为 0。

1.5 负荷加载设定 垂直力施加于基台中央,方向与牙体长轴垂直,力值为 300 N^[10]。侧向力施加于基台中央:侧向力一由颊侧向舌侧与牙体长轴成 45°,力值为 150 N,可分解为垂直向 106.1 N,由颊侧向舌侧 106.1 N;侧向力二由舌侧向颊侧与牙体长轴成 45°,力值为 150 N,可分解为垂直向 106.1 N,由舌侧向颊侧 106.1 N。组合殆力施加于基台中央:与基台表面成 75°夹角,合力值为 118.2 N,可分解为垂直向为 114.6 N,颊-舌向为 17.1 N,远-近中向为 23.4 N^[11]。

1.6 指标观测 观测种植体-颌骨模型在 4 种载荷下的 Von-Mises 等效应力及等效应变分布云图。

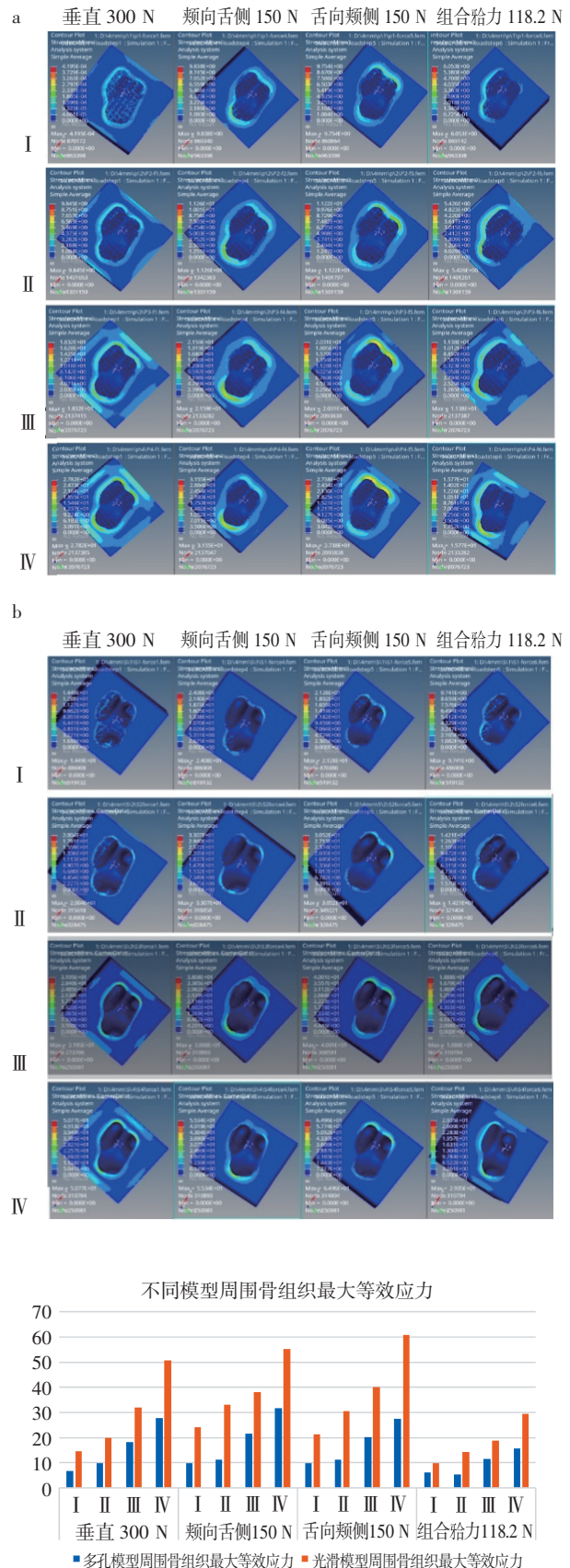
2 结果

不同模型中应力分布的模式相似。各载荷下,最大 Von-Mises 等效应力值均出现于密质骨中,呈环形分布;最大等效应变出现于松质骨中。种植体周围骨组织最大等效应力、等效应变,出现于Ⅳ类骨中。在相同载荷加载下,种植体周围骨承受的应力、产生的应变由Ⅰ类骨至Ⅳ类骨逐渐增大。在同一模型中,垂直力加载时种植体周围骨承受应力小于侧向力加载时种植体周围骨承受的应力。在多孔模型中,垂直力加载与侧向力加载时种植体周围骨组织产生的应变较为接近。在光滑模型中,垂直力加载时种植体周围骨组织产生的应变小于侧向力加载。在相同载荷及骨质条件下,光滑模型周围骨组织承受的应力、产生的应变均高于多孔模型周围骨组织,见表 1、2,图 3、4。

表 1 不同模型周围骨组织等效应力(Mpa)

Tab 1 The equivalent stress on the bone tissue around of different model(Mpa)

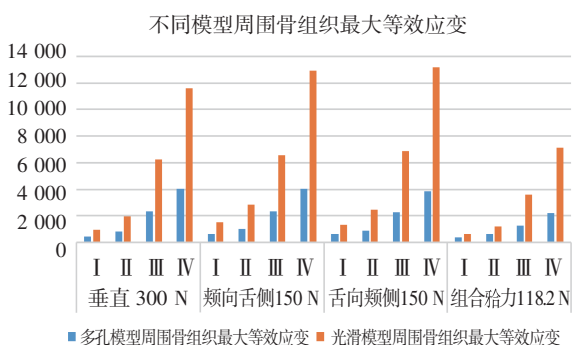
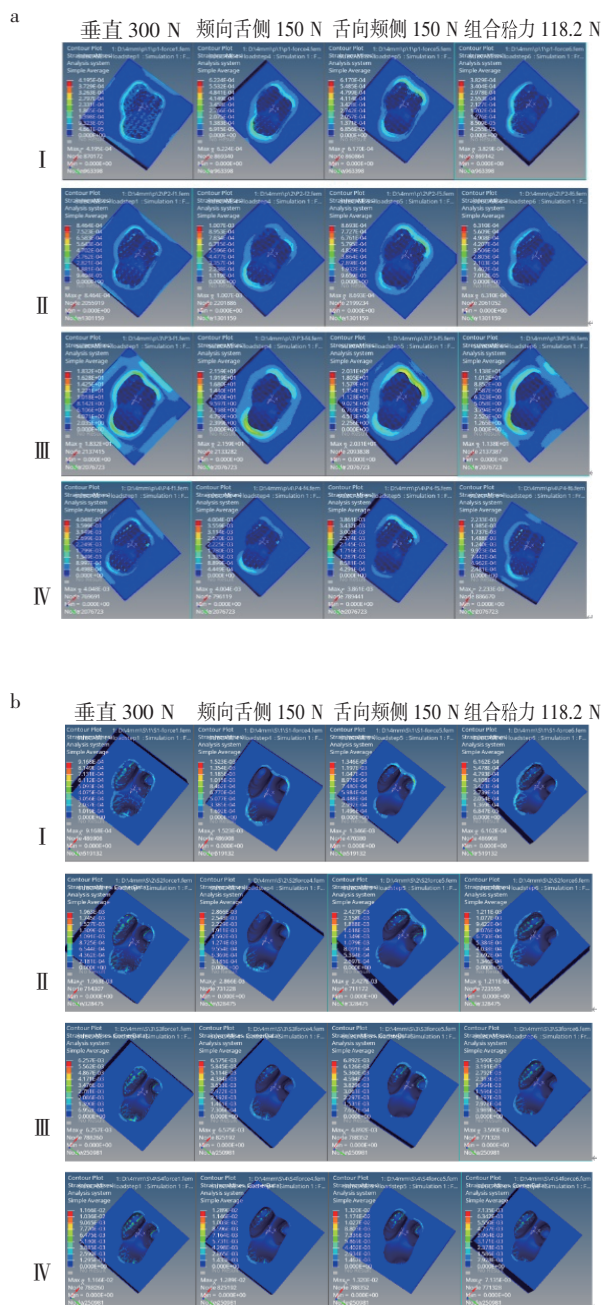
		多孔结构 种植体周 围密质骨 应力	多孔结构 种植体周 围松质骨 应力	光滑结构 种植体周 围密质骨 应力	光滑结构 种植体周 围松质骨 应力
垂直 300 N	I	6.63		14.50	
	II	9.85	5.37	20.04	12.46
	III	18.32	4.26	31.95	11.55
	IV	27.82	3.22	50.77	9.28
颊向舌侧 150 N	I	9.84		24.08	
	II	11.26	6.39	33.07	18.20
	III	21.59	4.36	38.08	12.14
	IV	31.55	3.19	55.34	10.27
舌向颊侧 150 N	I	9.75		21.28	
	II	11.22	5.52	30.52	15.40
	III	20.31	4.21	40.01	12.72
	IV	27.38	3.07	64.96	10.51
组合殆力 118.2 N	I	6.05		9.74	
	II	5.43	4.01	14.21	7.69
	III	11.38	2.34	18.88	6.63
	IV	15.77	1.78	29.35	5.68



注:a:多孔模型周围骨组织等效应力;b:光滑模型周围骨组织等效应力

图 3 不同模型周围骨组织最大等效应力(MPa)

Fig 3 The maximum equivalent stress on the bone tissue around of different model(MPa)



注:a:多孔模型周围骨组织等效应变;b:光滑模型周围骨组织等效应变

图4 不同模型周围骨组织最大等效应变

Fig 4 The maximum equivalent strain on the bone tissue around of different model

表2 不同模型周围骨组织等效应变

Tab 2 The equivalent strain on the bone tissue around of different model

		多孔结构 种植体周 围密质骨 应变	多孔结构 种植体周 围松质骨 应变	光滑结构 种植体周 围密质骨 应变	光滑结构 种植体周 围松质骨 应变
垂直 300 N	I	419.5		916.8	
	II	622.8	846.4	1 268.0	1 963.0
	III	1 159.0	2 309.0	2 021.0	6 257.0
	IV	1 760.0	4 048.0	3 212.0	11 620.0
颊向舌侧 150 N	I	622.4		1 523.0	
	II	712.1	1 007.0	2 092.0	2 866.0
	III	1 366.0	2 363.0	2 409.0	6 575.0
	IV	1 996.0	4 004.0	3 501.0	12 890.0
舌向颊侧 150 N	I	617.0		1 346.0	
	II	710.0	869.3	1 931.0	2 427.0
	III	1 285.0	2 281.0	2 351.0	6 892.0
	IV	1 732.0	3 861.0	4 109.0	13 200.0
组合给力 118.2 N	I	382.9		616.2	
	II	343.3	631.0	898.8	1 211.0
	III	720.0	1 266.0	1 195.0	3 590.0
	IV	997.6	2 233.0	1 857.0	7 135.0

3 讨论

应力是参与骨代谢的重要因素,一般认为骨细胞是可将力学信号传递给效应细胞的力学感受细胞,而成骨细胞、破骨细胞则是力学效应细胞。在应力刺激下,骨组织可利用骨组织间隙液的流动,将自身所承受的应力传递给位于骨基质陷窝中的骨细胞,骨细胞将接收到的机械力学信号转化为生物化学信号,引发细胞反应,并将信号传递给效应细胞,进而使成骨细胞、破骨细胞发挥其生物学效应来影响骨吸收和重建^[12]。种植体在行使功能过程中,通过将应力传递至周围骨组织,引起种植体周围骨组织骨吸收、形成及改建等生物学行为,最终影响种植修复的远期成功率。在多根牙区,应用 CMRAI 可使应力的传导更接近天然牙,使种植体周围牙槽骨的应力分布更加合理^[13-14]。同时,表面为多孔结构的钛种植体降低了其自身的弹性模量,将进一步影响种植体生物力学性能。

通过三维有限元分析可以看到,在模型中,应力主要集中在种植体颈部周围的密质骨。这是因为密质骨弹性模量较松质骨大,是应力主要承载部分。当承受力学载荷刺激时,密质骨的形变小于松质骨,对力的传导能力相对较差,这与临床常见的边缘骨吸收位置相一致。因此许多学者认为边缘牙槽嵴吸收可能与种植体颈部应力集中相关。多孔模型周围骨组织承受的应力明显小于光滑模型周围骨组织承受的应力。因此表面为多孔结构的种植体有助于预防牙颈部骨吸收。

种植体通过向周围骨组织传递咀嚼力,对骨组织产生良好的力学刺激以促进骨改建,防止因应力

太小导致的骨吸收^[15]。然而,种植体传递给周围组织的应力并非越大越好。临床研究表明:传导至种植体周围骨组织的应力值超过骨组织的承受阈值时,会导致成骨细胞和破骨细胞的平衡被破坏,破骨细胞大量增生;引起骨组织的吸收,最终导致种植体松动、脱落,种植修复失败^[16]。因此,种植体传递给周围骨组织的应力不能超过其生理承受范围,以避免因应力过大所致的骨改变或病理性骨折。

Frost 描述了骨组织的微应变区域,以及各区域对应的力学适应性。这5个区域包括急性失用区、适应区、轻度过负荷区、病理性过负荷区、自发性骨折区。当骨组织应变低于100微应变(应力低于1~2 Mpa)时,处于急性失用区,此时骨组织发生废用性吸收,骨量减少。当骨组织的等效应变开始升高至1 000~1 500微应变(应力约为20 Mpa)时,骨组织处于适应区,在此范围内应变可促进骨组织生成。当骨组织的应变持续升高达3 000微应变(应力约为60 Mpa)时,骨组织处于轻度过负荷区,在此区域内骨组织可形成微观疲劳损伤,此时也接近骨骼的屈服强度。当骨组织的应变持续增加超过3 000微应变时,骨组织处于病理性过负荷区,此时未修复的微观疲劳损伤开始累积,当应变大于10 000微应变时,将发生病理性骨折^[12,16]。因此,骨组织承受的应力介于1~60 Mpa并且产生的等效应变在100~3 000微应变之间是适宜骨组织改建的。

本实验中,多孔模型在Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ类骨中,光滑模型在Ⅰ、Ⅱ类骨中承受多种载荷加载时,其周围骨组织承受的等效应力均在1~60 Mpa之间,等效应变均在100~3 000微应变之间,此时多孔模型及光滑模型所传递的应力已然有利于骨改建。多孔模型在Ⅳ类骨中,光滑模型在Ⅲ类骨中,承受载荷加载时其周围的骨组织的承受的等效应力虽小于60 Mpa,但是等效应变大于3 000微应变。此时等效应变超出了骨组织的承受阈值,处于病理性负荷区。此外,光滑模型在Ⅳ类骨中,产生的应变甚至可引发骨组织的自发性骨折。

有限元分析是一种精确的结构分析方法,但本研究存在一定的局限性。首先,笔者将种植体、骨组织均假设为连续性、均匀性、各向同性且符合线弹性假设及小变形条件的材料,然而实际上因人体骨组织力学性能和结构复杂,颌骨也并非完全均匀也不是各向同性的。其次,种植体与周围骨之间不能达到理想的100%骨结合状态^[17]。再次,个别位置的应力集中尚不能排除数值计算的奇异性引起的误差。因此本研究的数据结果与体内实际情况尚有一定差距。即便如此,由于在本研究中两种个性化根形种植体周围骨质条

件采用了相同的建模方法,在相同假设条件下进行了比较,因此比较的结果仍有实际指导意义。本研究证实了多孔联通表面结构的个性化根形种植体较光滑连续表面结构的个性化根形种植体周围骨组织承受的应力,产生的应变均更小,且更符合骨组织的力学适应性,可适用于更多的骨质条件。

参考文献:

- [1] Mangano F G, Franco M D, Alberto C, et al. Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: a 1-year prospective study on 15 patients[J]. *Lasers Med Sci*, 2014, 29(4):1321
- [2] Nair A, Prithviraj D, Regish K, et al. Custom milled zirconia implant supporting an ceramic zirconia restoration: a clinical report [J]. *Kathmandu Univ Med J*, 2013, 11(44):328
- [3] Wang X, Xu S, Zhou S, et al. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: a review[J]. *Biomaterials*, 2016, 83(6):127
- [4] Savadi R C, Agarwal J, Agarwal R S, et al. Influence of implant surface topography and loading condition on stress distribution in bone around implants: a Comparative 3D FEA[J]. *J Indian Prosthodont Soc*, 2011, 11(4):221
- [5] 甘雪琦,肖宇,马瑞阳,等. 牙种植体的生物力学研究[J]. *华西口腔医学杂志*, 2019, 37(2):115
- [6] Xue W, Krishna B V, Bandyopadhyay A, et al. Processing and biocompatibility evaluation of laser processed porous titanium[J]. *Acta Biomater*, 2007, 3:1007
- [7] 蔡彦坤. 具有多孔表面的个性化根形种植体的设计[D]. 天津医科大学, 2018
- [8] Demenko V, Linetsky I, Nesvit V, et al. FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2014, 1716(16):1751
- [9] Baggi L, Cappelloni I, Girolamo M D, et al. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis [J]. *J Prosthet Dent*, 2008, 100(6):422
- [10] 皮昕. 口腔解剖生理学. 第十五章咀嚼[M]. 第7版, 北京: 人民卫生出版社, 320
- [11] Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, et al. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection[J]. *J Dent Res*, 2011, 90(10):1211
- [12] Carl E. 口腔种植修复学. 第五章骨对力学负荷的反应[M]. 陈刚, 马攀, 朱一博译. 江苏: 凤凰科学技术出版社, 2019:96
- [13] Mangano F G, Cirotti B, Sammons R L, et al. Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report[J]. *Lasers Med Sci*, 2012, 27(6):1241
- [14] 彭伟, 周乐峰, 徐旭, 等. 多根牙种植体初期稳定性的有限元分析[J]. *浙江工业大学学报*, 2016, 44(3):283
- [15] Park C H, Lee C S, Kim Y J, et al. Improved pre-osteoblast response and mechanical compatibility of ultrafine-grained Ti-13Nb-13Zr alloy[J]. *Clin Oral Implants Res*, 2011, 22(7):735
- [16] Frost H M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians[J]. *Angle Orthodontist*, 2004, 74(1):3
- [17] 运新跃, 高平. 牙种植体的三维有限元研究进展[J]. *天津医科大学学报*, 2004(s1):176

(2020-11-20 收稿)