论著

文章编号:1000-5404(2006)11-1246-03

螺纹型牙种植体即刻负载有限元模型的建立

汪 昆[1],李德华[2],周继祥[1],张从纪[1],宋应亮[2],刘宝林[2],李玉龙[3] ([1]第三军医大学西南医院口腔科,重庆 400038;[2]第四军医大学秦都口腔医院口腔种植科,西安 710032;[3]西北工业大学飞机工程系,西安 710072)

提 要:目的 探索一种可行的建立包含真实螺纹形态的牙种植体即刻负载三维有限元模型的方法,为牙种植体即刻负载相关研究提供模型支持。**方法** 采用三维机械设计软件SolidWorks在计算机上建立螺纹型牙种植体、局部下颌骨块三维实体模型,将实体模型导入ABAQUS有限元软件,采用过盈配合法模拟实现即刻负载种植体骨界面初始应力,定义界面摩擦系数。**结果** 在计算机上建立了真实螺纹形态牙种植体、下颌骨块的三维立体即刻负载有限元模型,随着过盈量的增加,界面初始应力相应逐渐增加。**结论** 采用过盈配合法可模拟即刻负载种植体骨界面的初始应力状态,所建即刻负载有限元模型为牙种植体即刻负载研究打下了基础。

关键词:螺纹型牙种植体;三维有限元;过盈配合

中图法分类号:R319;R783 **文献标识码**:A

Establishment of 3-D finite element models of immediately loaded dental implants

WANG Kun[1], LI De-hua[2], ZHOU Ji-xiang[1], ZHANG Cong-ji[1], SONG Ying-liang[2], LIU Bao-lin[2], LI Yu-long[3] ([1]Department of Dentistry, Southwest Hospital, Third Military Medical University, Chongqing 400038, [2]Department of Oral Implantology, Qindu Stomatological Hospital, Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, [3]Department of Aircraft Engineering, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

Abstract: Objective To create 3-D models of immediately loaded screw-type dental implants for finite element analysis by computer. Methods Using the commercial code of SolidWorks, 3-D models of screw-type dental implants and a segment of mandibular bone were generated. By ABAQUS software, the 3-D implant-bone complex was meshed. The interfacial contact of bone and the implants was defined to be a frictional contact with the initial press-fit stress (by Interference Fit Option) to simulate the contact of immediately loaded implants and bone tissue. Results The finite element models of the immediately loaded screw-type implant were successfully created on the computer. As the interference fit got deeper, the interfacial initial press-fit stress got higher values. Conclusion The finite element models of the immediately loaded screw-type implants can be built with this method. The interfacial status of the primary press-fit stress can be simulated by the Interference Fit Options in the finite element software.

Key words: screw type dental implants; three dimensional finite element analysis; interference fit

牙种植体的有限元分析中,模型的建立至关重要,模型的几何相似性、种植体骨界面性质的定义、材料力学性质、边界条件等与计算结果密切相关。用于种植体即刻负载相关研究的有限元模型应能反映出即刻负载的界面特点,具体表现在2个方面:一是即刻负载界面没有发生骨结合,骨组织与种植体为物理接触,在负载条件下两者会发生相对运动(微动);二是为了获得最佳的初期稳定性,即刻负载界面往往存在初始应力(种植体直径大于所制备种植窝的直径所产生),但发生了骨结合的界面没有初始应力。以往的种植体有限元研究模型多为骨结合模型,即种植体骨界面定义为100%结合,界面单元被结合在一起,在载荷下不发生相对位移[1]。虽然Huja[2]、Pierrisnard等[3]相继建立了种植体植入初期的非骨结合有限元模型,用于即刻负载的研究,但这些模型种植体骨界面的定义与即刻负载骨界面性质仍有较大差别,没有反映即刻负载种植体骨界面的重要特征:种植体骨界面存在初始应力。以往在研究牙种植体骨界面力学规律时,往往将牙种植体的螺纹形态简化为柱状表面或对称、非连续的数个齿牙形圆环,这与实际的连续螺纹形态相差甚远[3],势必会影响到界面力学的分析结果。因此,为获得准确的计算结果,有必要建立包含真实螺纹形态的牙种植体有限元模型。本研究旨在探索一种可行的建立包含真实螺纹形态的牙种植体即刻负载三维有限

作者简介:汪 昆(1976-),男,陕西省户县人,硕士,医师,主要从事牙种植体即刻负载方面的研究,发表论文10篇。电话:(023)68765397

收稿日期:2006-01-17;修回日期:2006-03-24

元模型的方法，所建模型界面性质为非骨结合界面并存在初始应力，为牙种植体即刻负载相关研究提供模型支持。

1　材料与方法

1.1　实验设备

自行组装计算机：CPU 1.8 G，内存 1.0 G；软件：SolidWorks 制图软件、ABAQUS 有限元软件（HKS 公司）。

1.2　即刻负载有限元模型的建立

1.2.1　螺纹型牙种植体、下颌骨骨块尺寸　　参照第四军医大学口腔医学院研制的螺纹型牙种植体（MDIC 螺纹型种植体）建立牙种植体模型，种植体直径 3.7 mm、长 13.0 mm、螺距 0.7 mm、V 型螺纹。牙种植体模型上部基台简化为直径 6.0 mm、高 6.0 mm 的圆柱体。下颌骨立方骨块尺寸：10 mm（近远中）×15 mm（高度）×10 mm（颊舌向）。立方体骨块颊舌、上下 4 个外表面画出密质骨层（1.2～1.5 mm 厚不等）。种植体及骨块模型见图 1、2。

1.2.2　实体模型的生成和模型分元　　按照上述尺寸，利用画图软件 SolidWorks 绘出螺纹型牙种植体、下颌骨局部骨块三维立体几何模型；在骨块中绘制出包含螺纹形态的种植窝，此种植窝螺纹尺寸比种植体螺纹稍小，种植体与骨块装配后，螺纹界面产生过盈配合（图 3）。

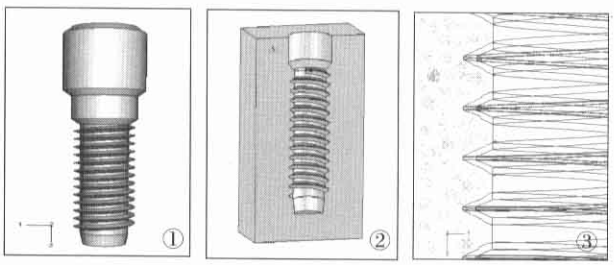


图 1　螺纹型牙种植体模型

图 2　骨块半剖模型

图 3　骨界面过盈配合示意图

分别保存种植体、骨块实体模型文件。将生成的种植体、骨块文件导入 ABAQUS 软件，装配种植体和骨块，使种植体螺纹与骨块内螺纹发生过盈配合。利用该软件自动划分功能进行种植体、局部骨块的单元划分，结合手动调节单元大小数值，使种植体、骨块几何尺寸不受单元划分的影响，整个模型采用四面体单元划分。

1.2.3　模型材料力学参数　　本研究材料力学参数参照 Huang 等[4]的有限元模型参数，模拟Ⅱ类骨质（Lekholm & Zarb 1985 年分类标准）。有关材料力学参数见表 1。

表 1　有限元模型材料力学参数

材料类型	弹性模量（GPa）	泊松比
骨密质	10	0.309
骨松质	0.25	0.225
纯钛	103	0.340

1.2.4　实验假设　　模型中种植体和骨组织假设为连续、均质和各向同性的线弹性材料。

1.2.5　界面接触的定义　　采用库仑摩擦模型模拟非骨结合状态，即界面处 2 种材料组织，在外力作用下可发生相对运动，界面可传递压力，不能传递拉应力，摩擦系数 $\mu=0.3$[5]。

1.2.6　边界条件　　下颌骨局部骨块颊舌面、近远中面、底面给予刚性约束[4]。

1.3　骨界面初始应力的实现

本实验采用过盈配合的方法模拟种植体骨界面的初始应力，即将内螺纹比种植体螺纹小的骨块和种植体配合后，在螺纹界面产生过盈，种植体部分单元“伸入”骨组织单元内，利用 ABAQUS 有限元软件“过盈配合选项”将相互重叠的单元“拉开”至恰好配合状态，界面产生初始应力。

临床上的过盈量（种植体半径与种植窝半径的差值）一般为 0.3 mm 左右[6]，但鲜见报道 0.3 mm 过盈产生的界面应力的确切大小。从理论上讲，种植体骨界面初始应力如果超过骨组织的破坏强度，骨组织即会发生骨折，应力随之部分释放，直至与破坏强度相当。相关组织学研究也显示挤压植入产生的界面最终初始应力应与骨质破坏强度相当[7]。因此，本实验假定所建即刻负载有限元模型的界面初始应力与骨质破坏强度相等，并确定合适的过盈量。具体方法：从 0.02 mm 过盈量开始，逐渐增加过盈量，建立不同过盈量下的有限元模型，观察不同过盈量产生的界面初始应力大小，直到产生的应力与骨质破坏强度相当止，此时的过盈量即为即刻负载模型的合适过盈量，该模型即为本实验最终拟建立的即刻负载有限元模型。

2　结果

2.1　有限元模型

在计算机上建立了真实螺纹形态牙种植体、下颌骨块的三维立体有限元模型。种植体螺纹螺旋形态连续一致，无中断或其他改变，与实体尺寸相同。本实验共建立了 5 个等级过盈量（即 0.02、0.04、0.06、0.08、0.10 mm）的有限元模型。

2.2　界面初始应力

利用过盈配合法成功模拟出骨组织界面的初始应力，此初始应力不单纯由压应力组成，还包括拉应力、剪应力。骨组织初始应力云图显示：种植体骨界面处应力值最大，由骨质界面沿种植体半径方向向骨块模型外部延伸，应力逐渐减小，远界面 2 mm 以上处应力值迅速下降。种植体螺纹齿牙顶处出现应力集中，压应力、拉应力均最大，0.1 mm 过盈模型的个别单元应力值超过 100 MPa，且拉应力值大于压应力值，两螺纹之间骨组织应力较小。表 2 为不同过盈量下螺纹上下面处骨组织应力大小，可见随着过盈量的增加，应力值逐渐增加。其中 0.1 mm过盈时，上下螺纹面压应力、拉应力分别为 17.0、30.0 MPa，两螺纹之间分别为 7.0、17.0 MPa。其他过盈量小于 0.1 mm的模型中上述应力值均相应下降。

表 2　不同过盈量下种植体骨界面应力值（MPa）

过盈配合量	0.1 mm	0.08 mm	0.06 mm	0.04 mm	0.02 mm
压应力	17.0	15.0	10.0	5.0	2.7
拉应力	30.0	26.0	19.0	9.0	6.0
MISES 应力	60.0	14.2	9.2	7.0	3.9

3 讨论

以往牙种植体的三维有限元建模方法是将种植体植入颌骨之中，然后用磨片法、CT 法、或 MRI 法将其断成若干较薄的断层，再将断层片描出轮廓图，用图形数字化仪或激光扫描仪将图形信息转化为数字信息输入计算机，也有用扫描仪直接将断层片输入计算机的方法。但以上方法的最大缺点是在信息转化过程中，往往会出现数据的丢失，牙种植体的螺纹形态等很难准确地表达，因此所建模型的几何相似性较差。本研究利用专业画图软件精确地绘制出种植体实体尺寸，并绘制出骨块内螺纹形态，与种植体螺纹相啮合，然后将实体模型文件导入 ABAQUS 有限元软件，此方法使数据传送过程中的文件数据丢失减少，克服了常规方法的不足，并依靠 ABAQUS 软件强大的自动修复功能，最大限度地保证了模型几何形状的完整性，使得所建模型与实际形状具有高度相似性[8]。

采用计算机自动划分法对装配实体三维模型进行单元划分，并根据种植体的外形特点和研究的重点区域，手动调节、改变单元大小及数目，使种植体骨界面区域网格划分较其他区域细小，结果证实所分单元保持了种植体的螺纹形态，螺纹清晰、连续一致，保证了有限元分析结果的精确性。

本研究中，种植体螺纹齿牙顶处出现应力集中，压应力、拉应力均最大，两螺纹之间骨组织应力较小。从力学角度看，种植体螺纹形态的不规则和螺旋特点是引起界面应力集中的主要原因。种植体螺纹齿牙尖处由于截面的突然缩小，因而在齿牙顶出现应力集中，逐渐远离齿牙顶部则应力分布趋于相对均匀。

临床上为增加即刻负载种植体的初期稳定性，制备种植窝时，终末钻半径一般比种植体半径小，此差值一般为 0.3 mm 左右（如 Straumann、3i 等种植体系），种植体在一定外力作用下被挤压就位，骨界面产生初始应力。本研究在模拟界面初始应力时，没有将过盈量设为 0.3 mm，主要基于 2 点：① 种植体挤压植入过程中，一部分骨组织被挤压产生初始应力，另有部分骨组织被切削破坏，因此实际过盈量小于 0.3 mm。②若将过盈量设为 0.3 mm，则产生的界面应力会远大于骨组织的破坏极限强度，因此需考虑材料的塑性及破坏参数。然而目前对骨组织的本构方程尚不十分清楚，且受有限元软件本身的限制，模拟骨质的破坏过程是非常困难的。因此本研究将骨组织假设为各向同性的线弹性材料，且设定过盈量小于 0.3 mm，在弹性范围模拟初始应力情况。

骨松质抗拉力极限强度为 22 ~ 28 MPa[9]，由骨组织抗压极限强度比抗拉强度大 30%[10] 可知抗压极限强度为 28.6 ~ 36.4 MPa。本研究结果中 0.1 mm 过盈时螺纹上下面压应力为 17 MPa，未达到破坏极限，而拉应力为 30 MPa，达到了骨质抗拉极限强度。若增大过盈量（大于 0.1 mm）则拉应力会超过极限强度，引起骨质破坏，应力不但不会因过盈量的增大而上升，反而会因骨质破坏而下降，因此可以看出，最终界面应力大小与 0.1 mm 过盈所产生的应力值相当，0.1 mm 过盈模型基本模拟了即刻负载骨界面初始应力状态。

综上，本研究探索了一种可行的建立包含真实螺纹形态的种植体即刻负载有限元模型的方法，建立的种植体有限元模型与实体具有高度的相似性；采用过盈配合法可模拟种植体骨界面初始应力状态，所建即刻负载有限元模型为牙种植体即刻负载的进一步实验研究打下了基础。

参考文献：

[1] HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A, *et al*. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis[J]. J Prosthet Dent, 2004, 91(1): 20 - 25.

[2] HUJA S S, QIAN H, ROBERTS W E, *et al*. Effects of callus and bonding on strains in bone surrounding an implant under bending[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1998, 13(5): 630 - 638.

[3] PIERRISNARD L, HURE G, BARQUINS M, *et al*. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002, 17(3): 353 - 362.

[4] HUANG H M, LEE S Y, YEH C Y, *et al*. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach[J]. Clin Oral Implants Res, 2002, 13(1): 65 - 74.

[5] MELLAL A, WISKOTT H W, BOTSIS J, *et al*. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data[J]. Clin Oral Implants Res, 2004, 15(2): 239 - 248.

[6] MEREDITH N, BOOK K, FRIBERG B, *et al*. Resonance frequency measurements of implant stability *in vivo*. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla[J]. Clin Oral Implants Res, 1997, 8(3): 226 - 233.

[7] GAPSKI R, WANG H L, MASCARENHAS P, *et al*. Critical review of immediate implant loading[J]. Clin Oral Implants Res, 2003, 14(5): 515 - 527.

[8] 庄 茁 译. ABAQUS/Standard 有限元软件入门指南[M]. 北京：清华大学出版社，1998：15 - 19.

[9] PAPAVASILIOU G, KAMPOSIORA P, BAYNE S C, *et al*. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function[J]. J Prosthet Dent, 1996, 76(6): 633 - 640.

[10] STEIGENGA J T, AL-SHAMMARI K F, NOCITI F H, *et al*. Dental implant design and its relationship to long-term implant success[J]. Implant Dent, 2003, 12(4): 306 - 317.

（编辑 薛国文）