

# 新型医用锆合金静力加载有限元研究

胡丽娟, 王子璇, 强媛媛, 林家茂, 石进, 姚美意, 谢耀平  
(上海大学 材料研究所, 上海 200072)

**摘要:** 采用有限元方法探究材料弹性模量对种植体及骨组织应力应变分布的影响, 同时根据牙科制造商和临床统计数据, 建立种植体和下颌骨模型; 通过拉伸试验获得制备的Zr30Ti、Zr22Nb相关材料参数, 并选择弹性模量为110 GPa的Ti6Al4V和30 GPa的Zr24Nb作为对比; 骨组织采用更接近真实特性的正交异性材料模型; 施加垂直和倾斜载荷, 根据ISO14801标准, 倾斜角度为30°。研究均以Ti6Al4V为参照, 结果表明: 种植体弹性模量降低对其在倾斜载荷下的承载能力不利, Zr30Ti(76 GPa)、Zr22Nb(59 GPa)、Zr24Nb(30 GPa)的应力增幅分别为2.98%、5.47%、14.55%, 但最大应力仍小于其强度(分别为952、611、800 MPa)。种植体传递的应力主要由皮质骨承担, 倾斜载荷下Zr30Ti、Zr22Nb、Zr24Nb在皮质骨中产生的最大应力增幅分别为17.59%、31.92%、79.14%, 皮质骨过载风险随种植体弹性模量降低而增加, 但其中Zr30Ti、Zr22Nb在皮质骨中产生的应力仍小于皮质骨强度, 具有良好的应用安全性。种植体向皮质骨传递的应力随弹性模量的降低数值增大且更为均匀, 倾斜载荷下Zr30Ti、Zr22Nb、Zr24Nb在种植体-骨界面的皮质骨平均Mises应力增幅分别为12.75%、122.94%、155.11%, 界面上种植体-骨的应力差降低幅度分别为16.82%、29.45%、65.41%。弹性模量较低的种植体内部变形区较大, 倾斜载荷下Zr30Ti、Zr22Nb、Zr24Nb种植体颈部的内部最大应变分别是Ti6Al4V的2倍、2.6倍、4.9倍, 且与骨组织模量差较小, 种植体和皮质骨在界面处的变形更协调, 从而促进应力向皮质骨传递, 减小界面应力差。随着弹性模量的降低, 松质骨植入位置底部的应力逐渐减小、整体应力向上部集中, Zr30Ti、Zr22Nb锆合金种植体的松质骨应力分布更为均匀。

**关键词:** 口腔种植; 有限元分析; 医用锆合金; 弹性模量; 应力分布

中图法分类号: TG146.4<sup>14</sup>

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2025)09-2301-12

## 1 引言

钛因其良好的生物相容性、耐腐蚀性、低密度已作为牙种植体广泛用于替代缺失的牙齿, Ti6Al4V因其更好的机械性能也是纯钛的理想替代品<sup>[1]</sup>。实际应用中牙种植体周围的骨组织通过骨重塑来适应机械负荷<sup>[2]</sup>。然而, 钛及其合金(110 GPa)的弹性模量相比于骨骼(10~30 GPa)过高, 从而导致金属植入物和骨组织间的“应力屏蔽”效应, 进而引发骨结合不良和植入物松动<sup>[3]</sup>。此外, Ti6Al4V在口腔种植后会释放有毒的Al和V金属离子, 危害人体健康<sup>[4-5]</sup>。因此, 锆合金因其优异的耐腐蚀性、良好的力学性能、在体内可形成骨状磷灰石层以及具有较低磁化率, 作为骨科植入替代材料受到越来越多的关注<sup>[6]</sup>。目前对植入锆合金的研究主要围绕添加 $\beta$ 相稳定元素以获得弹性模量更低的含 $\beta$ 相锆合金, 研究较为广泛的医用锆合金包括Zr-Ti系及Zr-Nb系<sup>[7-9]</sup>。对于Zr-Ti系合金, Zr和Ti2种元素属于同一主族, 具有相似的物理化学性质和晶体结构, 并且可以形成无限固溶体, 十分

便于进行合金成分设计。Hsu等人<sup>[10]</sup>对比了铸态Zr-xTi( $x=10, 20, 30, 40$ , wt%)合金的力学性能, 发现Zr-Ti合金不仅抗弯强度高于纯锆, 还具有良好的延展性; 弹性模量范围在68 GPa(Zr-30Ti)至78 GPa(Zr-40Ti), 显著低于纯钛, 有望成为新型口腔种植材料。当Zr和Ti的原子比接近1:1时(Zr-30wt%Ti), 固溶强化的效果最大<sup>[11]</sup>。对于Zr-Nb系合金, Zr和Nb是同一周期相邻元素,  $\beta$ -Nb和 $\beta$ -Zr晶体结构相同, 点阵参数和原子半径相近, 因此Zr-Nb合金的点阵畸变小, 相应地弹性模量较其他体系更低。Nb是锆合金最常用的 $\beta$ 相稳定元素, 当Nb含量大于22wt%时合金可由单一 $\beta$ 相组成, 兼具较低的弹性模量和高延展性及适度的强度<sup>[12]</sup>。尽管已有较多对于新型医用锆合金作为骨科和牙科材料的研究, 并进行了相关的体外测试<sup>[6,13]</sup>, 但距离真正的临床应用还需要更深入的研究和审查。

由于外部载荷形成的应力应变控制着人体骨组织的力学响应, 生物力学的影响对于预测成功植入具有重要作用。临床应用中, 植入物面临复杂的生物力学问题, 而

采用复杂的活体实验很难去了解生物力学过程<sup>[14]</sup>。动物研究可以直接观察到骨组织对种植体植入后的应力表现出的生物力学反应,但很难评估内部的应力应变。尽管一些实验的方法,如应变仪,可以精确控制载荷的大小来评估表面应变,但无法评估应变仪之外的区域<sup>[15]</sup>。有限元方法是模拟宏细观材料力学性能演化的有效方法,在生物医学领域有着广泛的应用<sup>[16-17]</sup>。有限元作为一种数值模拟方法,允许研究者在进行体内实验之前对所研究的问题进行初步评估,可用于观察种植体及骨组织的应力应变分布及细节,从而研究种植体材料的生物力学性能,预测骨组织的生物力学行为。在实现研究向临床应用转化的漫长过程中,有限元方法加速了进程并提供深入细致的研究结果及规律。因此,有限元分析在牙科材料的选择中起到重要作用,并且在其他新型替代材料(如PEEK、氧化锆)的生物力学性能研究得到较多的应用<sup>[17-19]</sup>。然而,在种植牙的生物力学行为研究中,生物体的复杂性和动态性使得使用计算机无法完全复制每个细节<sup>[20]</sup>。因此采用静态加载的方式对植入物和骨组织的强度和稳定性进行分析及初步评估植入物应用的可行性,同时减少了计算的复杂性。在新型医用锆的牙科种植体研究中同样应当进行模拟真实口腔环境的生物力学性能研究,以对其应用潜力进行全面评估。考虑到实际咀嚼食物过程中牙齿的运动规律主要包括轴向的压碎运动和侧向的磨碎运动,作用在牙齿上的载荷相应地有垂直载荷和倾斜载荷<sup>[21]</sup>。因此,本研究采用三维有限元方法模拟2种锆合金种植体在垂直和倾斜两种载荷条件下的应力分布,并与传统较高弹性模量的Ti6Al4V、更低弹性模量的一种锆合金<sup>[22]</sup>进行对比分析,研究种植体弹性模量变化对力学性能的影响,从而为这类合金的应用补充相关数据。

## 2 实验

基于本课题组的研究,制备了Zr-30(wt%)Ti合金。合金的制备工艺过程如下:采用真空非自耗电弧炉熔炼得到约60 g的铸锭。为保证合金成分的均匀性,将锭子反复重熔6次。合金锭经热压(650 °C)、热轧(650 °C)、真空淬火(650 °C,保溫15 min)获得1.2 mm厚的板状样品。

淬火态样品参照《GB/T 228.1-2021 金属材料拉伸试验第1部分:室温试验方法》进行拉伸试验。首先,使用线切割得到3组拉伸平行样,将切割得到的淬火态样品依次使用400#、800#、1200#、1500#和2000#的砂纸进行打磨以及酒精超声清洗。烘干后的样品在室温下进行拉伸,拉伸速率为6 mm/min,拉伸过程中使用引伸计,结果作为种植体材料属性参数。

参照士卓曼(Straumann)种植系统,使用Solidworks

软件建立种植体系统模型,包括基台、种植体、骨组织(种植体简称为IM)。尽管目前主流的种植牙结构是两段式<sup>[22-23]</sup>,为了减少潜在失效的多样性,本研究种植体的几何模型采用一段式且仅考虑材料特性的影响。针对下颌磨牙的骨内种植治疗,选取标准ITI(Institute Straumann, Waldenburg, Switzerland)种植体为参照,种植体的几何参数如图1所示。种植体相关参数如表1所示。

骨组织由皮质骨和松质骨组成,内部是松质骨,外部覆盖一层厚度 $H_2=2$  mm的皮质骨(皮质骨简称为CO,松质骨简称为CA)。骨组织的建模仿照下颌骨截面,并将其近似为方形,但具体的几何尺寸则参考临床的统计数据<sup>[24]</sup>,如表1和图1所示。

对于骨内种植体材料,考虑到处于较小的应变状态,可近似为各向同性、均匀线弹性模型<sup>[25]</sup>。本研究计算所使用的材料中以Ti6Al4V和Zr24Nb作为对照材料,材料参数取自文献[19,22],以做更全面的分析。Zr22Nb材料参数来自本课题组工作,各种植体材料的属性如表2所示。为方便表达,后文均以1#、2#、3#和4#来代表

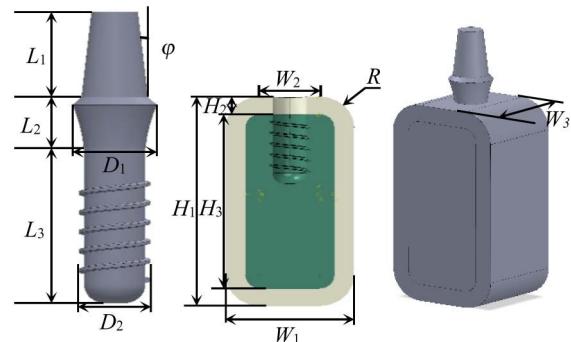


图1 种植体及骨组织几何模型示意图

Fig.1 Schematic diagram of the geometric model of the IM and bone tissue

表1 模型几何参数

Table 1 Model geometry parameters

Part	Parameter	Value
Implant	Abutment height, $L_1$ /mm	5.5
	Implant neck height, $L_2$ /mm	2.8
	Length of internal bone segment, $L_3$ /mm	10
	Conventional neck diameter, $D_1$ /mm	4.8
	Body diameter, $D_2$ /mm	4.1
	Abutment angle, $\phi$ (°)	6
Bone	Mandibular height, $H_1$ /mm	24
	Cortical bone thickness, $H_2$ /mm	2
	Cancelloous bone height, $H_3$ /mm	20
	Mandibular width, $W_1$ /mm	13
	Alveolar ridge width, $W_2$ /mm	6
	Radius of edge fillet, $R$ /mm	10

表2 种植体的材料属性

Table 2 Material properties of implant

Material	E/GPa	$\nu$	UTS/MPa
Ti6Al4V <sup>[19]</sup> (1#)	110	0.35	1100
Zr30Ti (2#)	76	0.35	952
Zr22Nb (3#)	59	0.35	611
Zr24Nb <sup>[22]</sup> (4#)	30	0.35	800

Ti6Al4V、Zr30Ti、Zr22Nb 和 Zr24Nb 各种植体模型。

下颌骨的材料属性显著影响其对外部载荷的力学响应。由于径向和切向的弹性模量相近并且明显小于纵向,故可认为骨组织材料属性为正交各向异性<sup>[25]</sup>。对于正交各向异性材料,默认材料至少有2个正交的对称平面,并且材料属性独立于每个平面的方向,因此骨组织的材料本构中有9个弹性常数,具体形式为<sup>[26-29]</sup>:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix} \quad (1)$$

对于正交各向异性材料,弹性模量分量和弹性常数之间存在定量关系<sup>[30-31]</sup>:

$$C_{11} = E_1(1 - \mu_{23} \times \mu_{32})\gamma \quad (2)$$

$$C_{22} = E_2(1 - \mu_{13} \times \mu_{31})\gamma \quad (3)$$

$$C_{33} = E_3(1 - \mu_{12} \times \mu_{21})\gamma \quad (4)$$

$$C_{12} = E_1(\mu_{21} + \mu_{31} \times \mu_{23})\gamma \quad (5)$$

$$C_{13} = E_1(\mu_{31} + \mu_{21} \times \mu_{32})\gamma \quad (6)$$

$$C_{23} = E_2(\mu_{32} + \mu_{12} \times \mu_{31})\gamma \quad (7)$$

$$C_{44} = G_{12} \quad (8)$$

$$C_{55} = G_{13} \quad (9)$$

$$C_{66} = G_{23} \quad (10)$$

$$\gamma = \frac{1}{1 - \mu_{12} \times \mu_{21} - \mu_{23} \times \mu_{32} - \mu_{31} \times \mu_{13} - 2 \times \mu_{21} \times \mu_{32} \times \mu_{13}} \quad (11)$$

由表3中的骨组织材料参数(表中弹性模量和泊松比的下标x,y,z与上式中的下标1,2,3对应,同时与模型的坐标系相对应)可计算出骨组织的刚度系数并用于计算,如表4所示。

由于种植体系统由多个部件组成,装配体之间存在多个相互配合的接触界面。对于本研究,接触界面主要为种植体-骨界面、皮质骨-松质骨界面。为了模拟种植体植入后的长期性能,假定种植体和骨组织之间实现完全的骨结合,本研究将皮质骨和松质骨模型间的接触类型设置为绑定约束(Tie),即假定骨组织间不发生相对位移。选取大小为250 N的载荷,施加于假设为咬合接触面的种植体基台组合模型顶部<sup>[34-35]</sup>。加载方向有2种:

表3 骨组织材料属性

Table 3 Material properties of bone tissues<sup>[32]</sup>

Bone tissue	E/GPa	Poisson's ratio	G/GPa
CO	$E_x=12.6$	$\nu_{xy}=0.3$ $\nu_{yx}=0.3$	$G_{xy}=4.85$
	$E_y=12.6$	$\nu_{yz}=0.253$ $\nu_{zy}=0.39$	$G_{yz}=5.7$
	$E_z=19.4$	$\nu_{xz}=0.253$ $\nu_{zx}=0.39$	$G_{xz}=5.7$
CA	$E_x=1.148$	$\nu_{xy}=0.055$ $\nu_{yx}=0.01$	$G_{xy}=0.068$
	$E_y=0.27$	$\nu_{yz}=0.01$ $\nu_{zy}=0.055$	$G_{yz}=0.068$
	$E_z=1.148$	$\nu_{xz}=0.322$ $\nu_{zx}=0.322$	$G_{xz}=0.434$

表4 骨组织材料刚度矩阵系数

Table 4 Stiffness matrix coefficients for bone tissue materials<sup>[33]</sup>

Stiffness matrix coefficient	CO	CA
$C_{11}$	17379.48	1281.69
$C_{22}$	17379.48	270.22
$C_{33}$	27016.27	1281.69
$C_{12}$	7687.17	16.95
$C_{13}$	9775.99	412.87
$C_{23}$	9775.99	8.35
$C_{44}$	4850.00	68.00
$C_{55}$	5700.00	434.00
$C_{66}$	5700.00	68.00

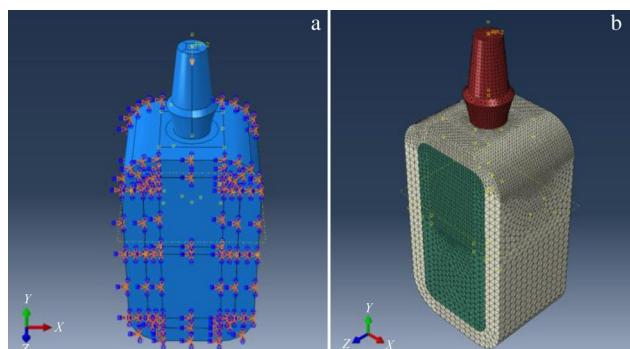


图2 加载方向与网格示意图

Fig.2 Loading direction (a) and schematic diagram of the mesh (b)

沿种植体轴向;沿颊舌向(模型中的x轴方向),倾斜角度参考ISO 14801 牙科植入物疲劳测试标准,选取为30°。加载方向与网格示意图见图2。

基于二次四面体单元对模型进行网格划分,通过网格优化确定骨组织网格尺寸约为1 mm,种植体网格尺寸约0.3 mm。对接触界面网格进行优化,确定接触界面处

种植体部分网格尺寸为 0.2 mm, 骨组织部分网格尺寸为 0.15 mm。模型网格单元数如表 5 所示。

### 3 实验结果

#### 3.1 种植体及骨组织的应力分布

垂直载荷下各组模型中种植体的 Mises 应力分布如图 3 所示, 应力分布趋势相似, 应力集中与最大应力位置均为种植体颈部区域。同样, 各组模型中皮质骨和松质骨具有相似的应力分布。皮质骨与松质骨上表面边缘均存在应力集中, 松质骨的第一螺纹处相较其他位置也表现出较高的应力。相比其他材料, 仅弹性模量为 30 GPa 的 4# 模型 (Zr24Nb) 在骨组织出现一定的应力分布区扩大。

各模型结果的差异主要表现在最大应力值。如表 6 所示, 垂直加载条件下, 1#(110 GPa)、2#(76 GPa)、3#(59 GPa)、4#(30 GPa) 种植体的最大应力分别为 75、77、79、85 MPa, 在皮质骨中产生的最大 Mises 应力分别为 86、89、91、98 MPa, 在松质骨中产生的最大 Mises 应力差别不大, 分别为 4.63、4.57、4.51、4.23 MPa, 种植体传递的应力主要由皮质骨承受。种植体和皮质骨的应力集中程度和最大应力值均随着弹性模量的降低而增加, 松质骨则呈现相反的趋势。

表 5 模型单元数

Table 5 Number of elements in the model

IM	CO	CA	Total
134 174	97 194	176 777	408 145

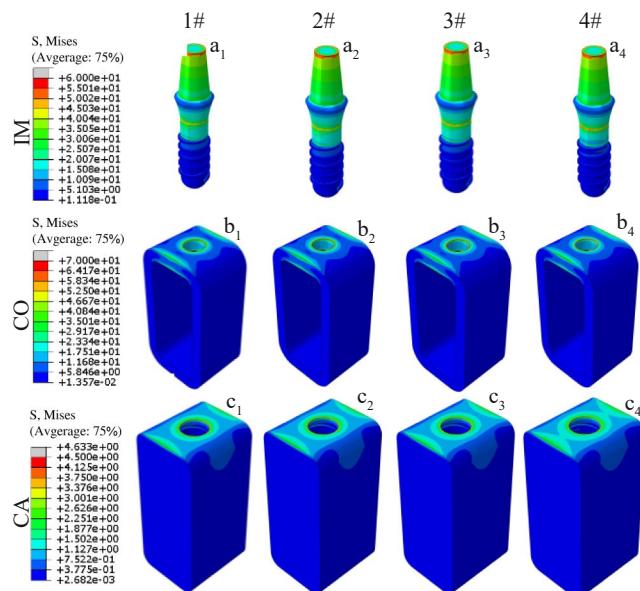


图 3 垂直加载下种植体、皮质骨、松质骨 Mises 应力分布

Fig.3 Distributions of Mises stress of IM ( $a_1-a_4$ ), CO ( $b_1-b_4$ ), and CA ( $c_1-c_4$ ) under vertical loading conditions

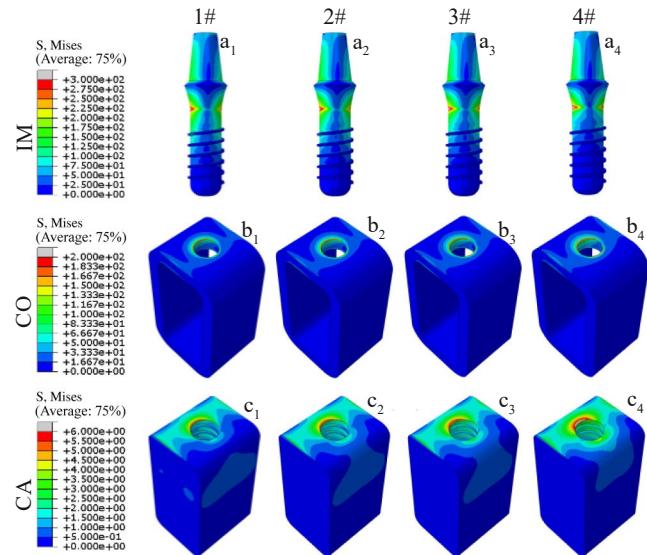


图 4 倾斜加载的种植体、皮质骨、松质骨 Mises 应力分布

Fig.4 Distributions of Mises stress of IM ( $a_1-a_4$ ), CO ( $b_1-b_4$ ), and CA ( $c_1-c_4$ ) under oblique loading conditions

倾斜载荷下各组模型的应力分布相似(图 4)。骨组织应力明显集中在一侧, 种植体则在沿加载方向的两侧均存在应力集中。1#种植体的颈部应力区可达到第三螺纹, 2#、3#则在第二、三螺纹间, 4#仅在第一螺纹。同时, 1#、2#、3#、4#种植体在倾斜载荷下的最大应力分别为 336、346、355、385 MPa。随着植入材料的弹性模量降低, 种植体颈部的应力集中程度增加。

对于种植体在皮质骨内表面产生的大于 50 MPa 的应力区范围, 1#产生的相应应力区大小约为皮质骨厚度的 1/2, 2#产生的相应应力区大小约等于皮质骨厚度, 3# 和 4#产生的相应应力区进一步横向扩大。对于松质骨表面大于 2 MPa 的应力区, 相比于 1#, 2#, 3#, 4# 种植体产生的应力区明显扩大。对于松质骨植入位置螺纹间内表面, 2#, 3#, 4# 的应力(2~3 MPa)的范围逐渐扩大。如表 6 所示, 与垂直载荷的规律相同, 种植体和皮质骨的最大应力值随着弹性模量的降低而增加。然而, 1#、2#、3#、4# 种植体在松质骨产生的最大应力值分别为 6.57、6.56、6.57、6.79 MPa, 则是先减小后增加, 种植体弹性模量为 76 GPa 时最小。在 2 种载荷条件下, 骨组织中的应力主要由皮质骨承担。倾斜加载在种植体和皮质骨所产生的最大应力要明显高于垂直加载, 各种植体的最大应力约为垂直载荷下的 4.5 倍, 1#、2#、3# 及 4# 模型中皮质骨的最大应力约为垂直载荷下的 2.6 倍、2.9 倍、3.2 倍、4.1 倍, 应力增加幅度逐渐增大。

不论是垂直加载还是倾斜加载, 颊舌向(模型中的 x 轴方向)的应力在路径 A-B 的前 3 个节点内迅速降低, 这是由于在接触面使用了不发生相对位移的绑定约束从而导致第 1 个单元内的应力梯度较大, 得到的结果较为保

表6 种植体、皮质骨、松质骨的最大Mises应力

Table 6 Maximum Mises stress in IM, CO, and CA

Load	E/GPa	IM/MPa	CO/MPa	CA/MPa
Vertical	110	75.25	86.33	4.63
	76	77.44	89.23	4.57
	59	79.26	91.54	4.51
	30	85.36	98.40	4.23
Oblique	110	336.1	223.4	6.57
	76	346.0	262.7	6.56
	59	354.5	294.7	6.57
	30	385.0	400.2	6.79

守。然而,应力在经历较为迅速的降低后逐渐趋于平缓。垂直载荷下,皮质骨在颊舌向路径A-B的第3个节点后的应力范围为5~25 MPa;倾斜载荷下,皮质骨在颊舌向路径A-E的第3个节点后的应力范围为0~80 MPa;并且种植体弹性模量的降低使得皮质骨应力有所增加(图5b、5e)。相比于颊舌向,近远中方向(模型中的z轴方向)的应力变化整体较为和缓,垂直加载(路径C-D)和倾斜加载(路径C-F)的应力均小于100 MPa,倾斜加载产生的最大应力(位置C)仅比垂直加载高约13%(图5c、5f)。然而,倾斜加载在颊舌向产生的最大应力(位置A)比垂直加载高2.7~4.5倍。一方面,2种加载条件下的应力集中位置不同,垂直加载时应力集中处位于近远中方向(位置C),而倾斜加载时则位于颊舌向(位置A);另一方面,垂直加载时应力在皮质骨植入部位边缘的分布相比于倾斜加载更为均匀,倾斜加载时应力集中在皮质骨的一侧,因此这种载荷工况对于皮质骨是一种更为恶劣的情况,

但种植体应依然保持良好的性能,以适应实际口腔应用中可能出现的不良载荷条件。然而,对于皮质骨表面的应力变化,各模型间的差异较小,明显的差异主要在于皮质骨与种植体接触界面以及皮质骨最大应力,产生差异的原因可能是由于皮质骨表面为自由表面,而皮质骨与种植体间存在完全约束的接触。

### 3.2 种植体及骨组织的最大应力分析

在倾斜载荷下,种植体的最大应力较高,并随着模量的降低应力相应增加,但均小于各材料的抗拉强度,且最大应力占其强度的百分比均小于60%(图6)。2种载荷条件下,最大Mises应力均随着弹性模量的降低而增加,并且倾斜载荷下的变化更为明显(图7a、7d)。考虑到骨组织可近似为脆性材料<sup>[31]</sup>,当最大主应力达到或超过材料的抗拉强度或抗压强度时,脆性材料往往会发生突然破坏,因此对皮质骨的最大主应力进行分析。2种载荷条件下,皮质骨中的最大压应力值均大于最大拉应力值。垂直载荷下,最大拉应力范围为-150~100 MPa;倾斜载荷下,最大拉应力范围为-700~500 MPa(图7b、7e)。由前述对Mises应力的分析表明,在皮质骨植入部位的边缘存在较大的应力集中,这是由于几何模型在此处为直角,存在奇异点(即计算应力值趋于无穷大)。为了克服计算问题并得到更具代表性和真实性的结果,在排除了0.1%的奇异节点后对最大主应力进行了统计。垂直载荷下,相比于1#、2#、3#、4#种植体在皮质骨的最大Mises应力略有降低,最大Mises应力范围为35.96~39.29 MPa,最大拉应力范围为-43.68~-39.20 MPa;倾斜载荷下,2#、3#、4#种植体在皮质骨产生的最大Mises

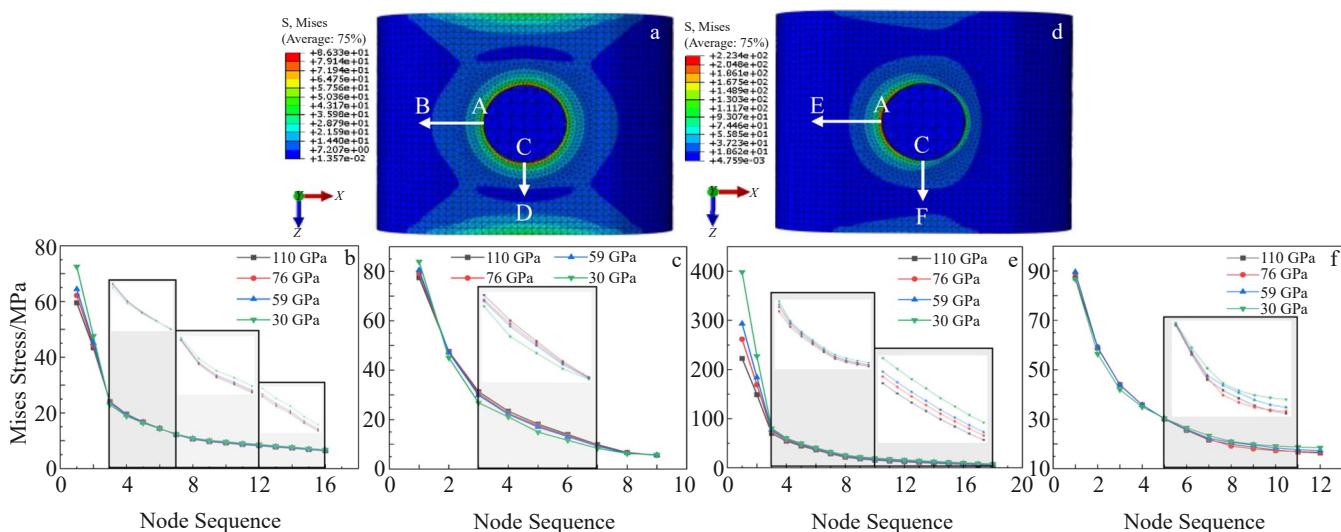


图5 垂直载荷下皮质骨颊舌向(A-B方向)及近远中方向应力(C-D方向)的应力;倾斜载荷下皮质骨颊舌向(A-E方向)及近远中方向应力(C-F方向)的应力

Fig.5 Mises stress distribution in CO under vertical loads (a) and Mises stress in buccolingual direction (A-B direction) (b) and mesial-distal direction (C-D direction) (c); Mises stress distribution in CO under oblique loads (d) and Mises stress in buccolingual direction (A-E direction) (e) and mesial-distal direction (C-F direction) (f)

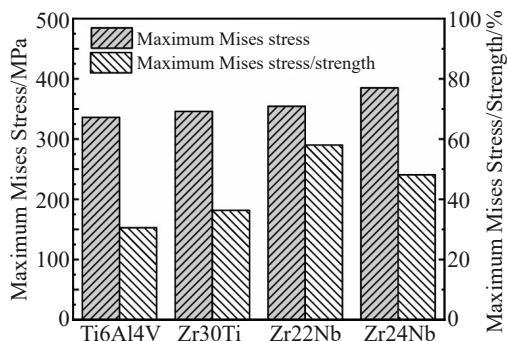


图 6 倾斜载荷下种植体的最大 Mises 应力及其与材料强度的百分比

Fig.6 Maximum Mises stress in the IM and its percentage relative to the material strength under oblique load

应力相比于 1# 增加, 最大 Mises 应力范围为 99~123 MPa, 最大拉应力范围为 -188~130 MPa(图 7b、7e)。垂直载荷和倾斜载荷下皮质骨的最大 Mises 应力均随弹性模量的降低而增加并呈现轻微的非线性特点。对于皮质骨中的主应力, 最大压应力值随着植入材料弹性模量的降低而增加, 最大拉应力值在垂直加载时随着

弹性模量增加而减小, 倾斜加载时则随弹性模量的增加而增加(图 7c、7f)。这是由于 2 种载荷条件下皮质骨的最大拉应力位置不同, 如图 8c<sub>1</sub>~8c<sub>4</sub> 和图 9c<sub>1</sub>~9c<sub>4</sub> 所示。

### 3.3 种植体弹性模量对种植体-骨界面应力的影响

垂直加载时, 种植体-皮质骨界面处的应力集中位于皮质骨上下两端, 同时是皮质骨发生几何突变的位置。皮质骨上端应力集中处的 Mises 应力是皮质骨中的最大值, 随着弹性模量的减小而增加。1#、2#、3#、4# 种植体在皮质骨下端的最大 Mises 应力值分别为 71、68、62、60 MPa, 随着种植体弹性模量的降低而逐渐减小。对于与皮质骨下端接触的种植体内部, 大于 23 MPa 的应力区横穿种植体, 2#、3# 种植体内该应力区范围逐渐缩小, 4# 种植体内该应力区已不明显(图 8a<sub>1</sub>~8a<sub>4</sub>)。对于最大主应力的分布, 各模型间没有明显差别, 但最大拉应力均随着弹性模量的降低而增加(图 8c<sub>1</sub>~8c<sub>4</sub>)。各种种植体内部应变均为压应变, 1#、2#、3#、4# 种植体内部的应变分别约为  $-2.9 \times 10^{-5}$ 、 $-4.8 \times 10^{-5}$ 、 $-6.8 \times 10^{-5}$ 、 $-1.2 \times 10^{-4}$ , 压应变随着弹性模量的降低而增加(图 8b<sub>1</sub>~8b<sub>4</sub>)。

倾斜加载时, 皮质骨中应力集中区域主要位于上端, 并且该区域大于 50 MPa 的应力区明显随着种植体弹性

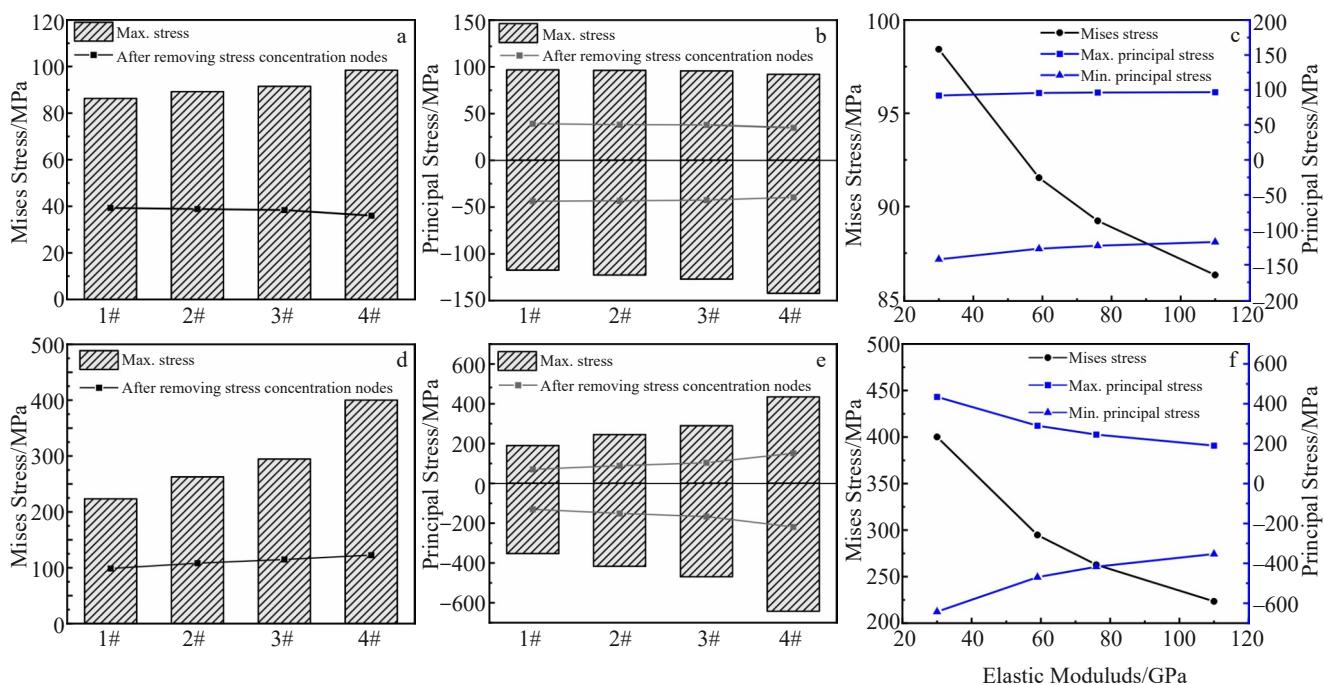


图 7 垂直载荷下皮质骨的最大 Mises 应力及去除奇异节点后的最大应力; 最大最小主应力及去除奇异节点后的最大应力值; 最大应力与弹性模量的关系; 倾斜载荷下皮质骨的最大 Mises 应力及去除奇异节点后的最大应力; 最大最小主应力及去除奇异节点后的最大应力值; 最大应力与弹性模量的关系

Fig.7 Maximum Mises stress and maximum stress after removing stress concentration nodes (a), maximum and minimum principal stresses and maximum stress after removing stress concentration nodes (b) and relationship between maximum stress and elastic modulus (c) in CO under vertical loads; maximum Mises stress and maximum stress after removing stress concentration nodes (d), maximum and minimum principal stresses and maximum stress after removing stress concentration nodes (e) and relationship between maximum stress and elastic modulus (f) in CO under oblique loads

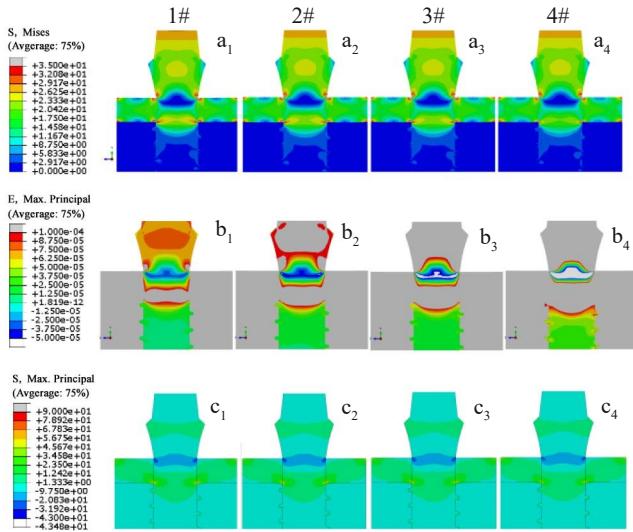


图8 垂直加载下种植体-骨组织界面应力应变分布图

Fig.8 Stress-strain distribution at the IM-bone interface under vertical loads: (a<sub>1</sub>-a<sub>4</sub>) Mises stress; (b<sub>1</sub>-b<sub>4</sub>) maximum principal strain ; (c<sub>1</sub>-c<sub>4</sub>) maximum principal stress

模量的降低而扩大。同时,种植体两侧大于150 MPa的高应力区随着种植体弹性模量的降低明显缩小,应力集中程度增加(图9a<sub>1</sub>~9a<sub>4</sub>)。种植体两侧的最大拉压应力同样随着种植体弹性模量的降低而增加,3#、4#种植体内部大于100 MPa的压应力区表现出扩大趋势(图9c<sub>1</sub>~9c<sub>4</sub>)。2#、3#、4#种植体的内部出现最大主应变值大于 $1 \times 10^{-5}$ 的压应变区,3#种植体内最大主应变值大于 $1.7 \times 10^{-3}$ 的应变区出现横向扩大的趋势,4#种植体内该应变区已在种植体内部横向分布。1#、2#、3#、4#种植体的内部最大主应变分别为 $-1.4 \times 10^{-5}$ 、 $-2.8 \times 10^{-5}$ 、 $-3.7 \times 10^{-5}$ 、 $-6.9 \times 10^{-5}$ ,倾斜载荷下2#、3#和4#种植体颈部内的最大应变分别是1#的2倍、2.6倍、4.9倍。

垂直载荷下,1#、2#、3#、4#种植体在种植体-皮质骨界面的皮质骨上下两端排除边缘应力集中单元后的应力差大小分别约为10.7、10.8、11、11.7 MPa,相应种植体上下两端的应力差大小约为13.2、7.7、7.8、9.0 MPa。当植入材料为Ti6Al4V时,种植体-皮质骨界面两侧的应力差十分明显。当植入材料的弹性模量降低时,界面应力差明显减小,且2#、3#、4#模型的整体应力值相较于1#模型减小显著。然而,对4#模型( $E=30$  GPa),界面两侧皮质骨和种植体的应力相比2#( $E=76$  GPa)和3#( $E=59$  GPa)模型均有所增加(图10b)。

倾斜载荷下,随着植入材料弹性模量的降低,界面的种植体一侧应力减小,骨组织一侧应力增加,界面两侧的应力差明显减小(图10c)。1#、2#、3#、4#种植体-骨界面处的种植体平均Mises应力值分别为181、165、153、121 MPa,皮质骨的平均Mises应力分别为49、55、60、

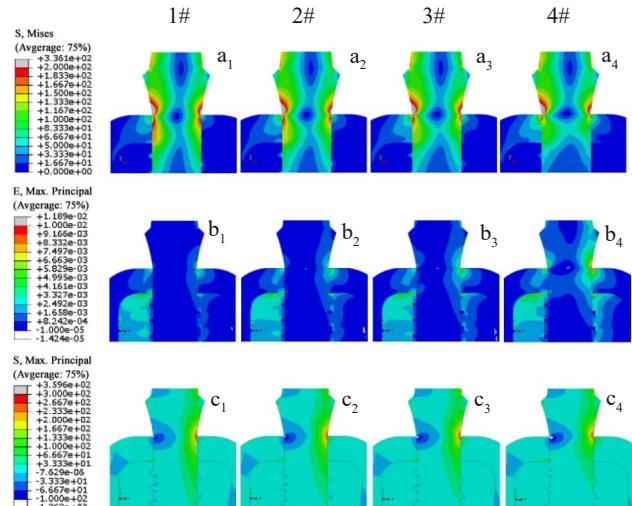


图9 倾斜加载下种植体-骨组织界面应力应变分布图

Fig.9 Stress and strain distribution at the IM-bone interface under oblique loads: (a<sub>1</sub>-a<sub>4</sub>) Mises stress; (b<sub>1</sub>-b<sub>4</sub>) maximum principal strain ; (c<sub>1</sub>-c<sub>4</sub>) maximum principal stress

76 MPa,种植体和皮质骨的应力差分别为132、110、93、46 MPa。种植体和皮质骨的应力变化随弹性模量的降低变化趋势不同,种植体应力降低而皮质骨应力增加,界面两侧的应力差相应降低,界面上的平均应力及界面两侧应力差随种植体弹性模量的变化而呈明显的非线性变化(图10d、10e)。

倾斜载荷作用下,随着种植体材料弹性模量的降低,种植体的高位移区逐渐向颈部移动,种植体骨内段的位移分布均匀性降低(图11a<sub>1</sub>~11a<sub>4</sub>)。1#、2#种植牙植入的松质骨受压侧内表面位移大于 $7.5 \times 10^{-3}$  mm,随着种植体弹性模量降低该区域向受压侧颈部收缩,最大位移增加,但松质骨植入部位底部的位移随着种植体弹性模量的降低而减小,3#、4#种植体在松质骨底部产生的位移已小于 $7.5 \times 10^{-3}$  mm(图11b<sub>1</sub>~11b<sub>4</sub>)。1#模型种植体在松质骨内产生的Mises应力区主要是受压侧和受拉侧下部分,下端螺纹和底部应力较大;当种植体材料弹性模量减小到30 GPa(4#)时,应力区主要位于松质骨上侧,下端螺纹和底部应力较小;螺纹间的应力分布由从底部向顶部减小变为从底部向顶部增加。1#、2#、3#、4#种植体植入位置上下两端松质骨的应力差约为2、3.5、3.5、5.8 MPa,植入手位第一螺纹两侧的松质骨应力差约为2、1.5、1.5、1 MPa,在各组模型中,2#与3#模型的种植体在松质骨中产生更均匀的整体应力分布(图11c<sub>1</sub>~11c<sub>4</sub>)。

#### 4 讨论与分析

本研究采用有限元方法研究了Ti6Al4V和新型生物医用锆合金用作一件式种植体及相应骨组织的应力状

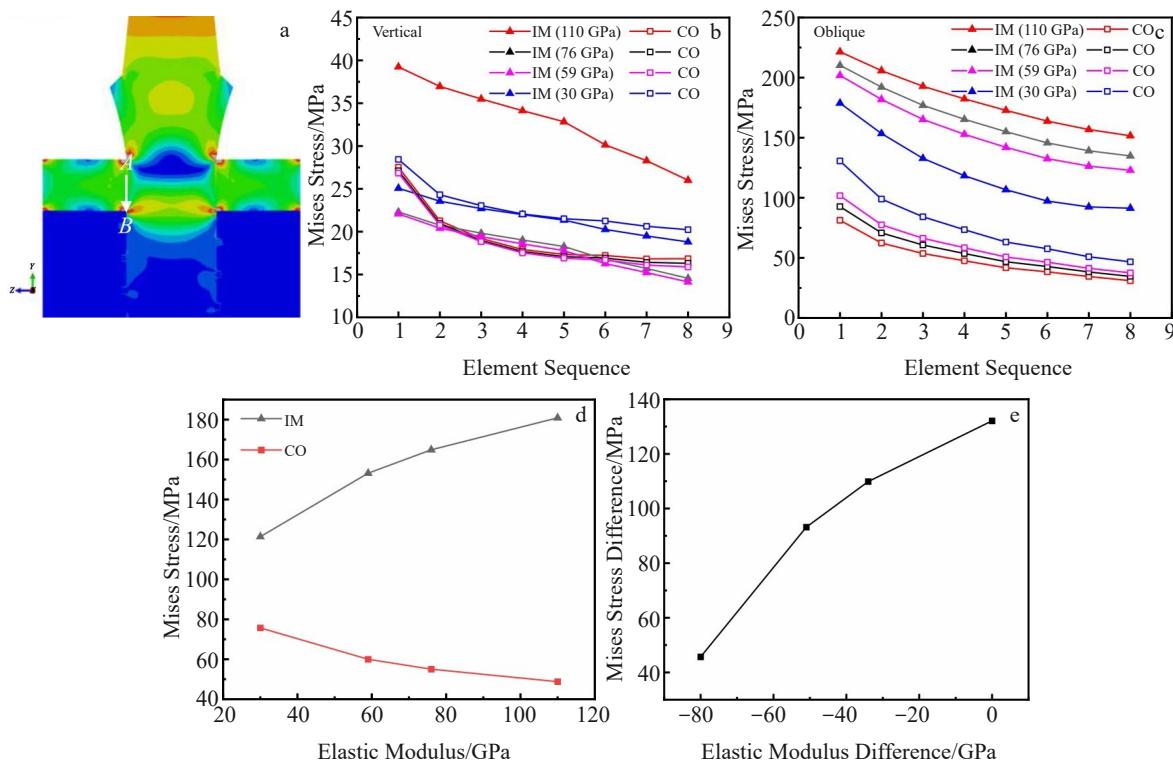


图10 单元应力提取示意图;垂直加载的种植体-皮质骨界面应力;倾斜加载的种植体-皮质骨界面应力;种植体和皮质骨应力与种植体材料弹性模量的关系;界面两侧种植体和皮质骨应力差与弹性模量差(以Ti6Al4V/110 GPa为参照)的关系

Fig.10 Schematic diagram of stress extraction from elements (excluding edge elements at the top and bottom, taking the average stress at integration points of the 8 nearest elements from top to bottom) (a); Mises stress at the interface between IM and CO under vertical loads (b) and oblique loads (c); relationship between Mises stress in IM and CO and elastic modulus of IM material (taking the average stress at interface of each model group in Fig.10c) (d); relationship between Mises stress difference in IM and CO on both sides of the interface and difference in elastic modulus (with Ti6Al4V/110 GPa as reference) (e)

态,以评估锆合金用作牙科植入材料的应用潜力。根据材料力学,种植义齿可简化为单端固定的悬臂梁,其中骨组织给予其固定的约束力。其自由端施加的横向载荷分量使其固定端拥有最大的弯矩。纯弯曲的一维等截面梁的刚度为:

$$k = EA/L \quad (12)$$

其中,  $E$  为弹性模量,  $A$  和  $L$  分别是梁的截面积和长度。几何模型相同的条件下,种植体弹性模量对其生物力学的影响本质上也是对其刚度的影响。刚度反映了构件抵抗弹性变形的能力,是力-位移曲线的斜率。故而,较低模量的种植体自由端的位移较大,高位移区向种植体颈部扩大,进一步使得弹性模量较低的材料在颈部变形较大,从而在颈部及周围骨组织中产生较高的应力,并且皮质骨承担了骨组织中的绝大部分应力,这一现象与大多数文献相似<sup>[18,36-38]</sup>。这也是多数研究专注于种植体及其部件几何结构的原因。若要改善低模量材料的抗变形能力,增大其直径是一种行之有效的方法,尤其是与皮质骨接触的位置。对于种植体的应力集中部位,据其他研究

报道,较为常用的两段式种植牙的应力集中位置同样为种植体的颈部<sup>[35-41]</sup>。此外,体外实验表明,不论是一段式还是两段式种植体,断裂均发生在种植体的颈部区域<sup>[42-43]</sup>。由此可以推断种植体颈部的应力集中是由其悬臂梁的结构特性所决定的,也是种植体失效的关键位置。根据 Tretto 等<sup>[37]</sup>对钛替代材料用作一段式和两段式种植牙的生物力学行为相关研究,将弹性模量低于种植体的材料用作基台将会促进力向种植体的传递,在相同的钛基台下,两件式种植体的应力要小于一件式。因此,本研究采用的一段式种植体模型得到的应力要高于使用钛基台的情况,评估结果相对较为保守。

在种植体的应力状态分析中可以看到,4种材料的种植体应力集中均位于颈部与皮质骨上表面边缘接触的地方,这可能是因为模型中使用的绑定约束限制了骨组织和种植体之间的相对运动,却不影响种植体上端未约束部分的变形。相比于同样大小的垂直载荷,倾斜载荷作用下弹性模量较低的种植体更易产生较大的应力。Korabi 等<sup>[44]</sup>虽然使用了允许接触面相对滑动的摩擦接

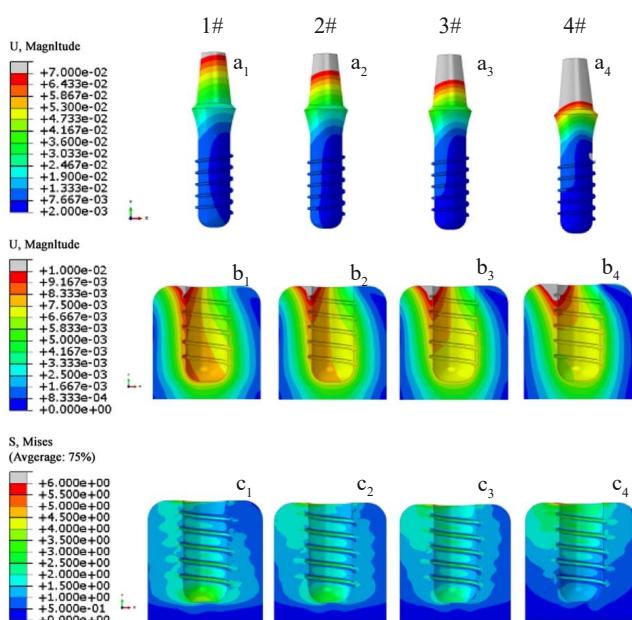


图11 种植体、松质骨位移及松质骨Mises应力分布

Fig.11 Displacement distribution in the IM ( $a_1-a_4$ ) and CA ( $b_1-b_4$ );  
Mises stress distribution in CA ( $c_1-c_4$ )

触,但其结果表明弹性模量较低的材料承载能力仍然较差;在横向载荷的作用下,相比于钛及更高模量的材料更易发生破坏,垂直载荷下的承载能力并不受种植体弹性模量的显著影响。然而,在一个咀嚼周期中,种植义齿需要承受相当一部分时间的倾斜载荷,这一点在相关的疲劳研究中得到充分体现<sup>[45-46]</sup>。因此,较低模量的种植体在倾斜载荷下的力学性能是十分重要的。本研究结果显示4种种植体的最大Mises应力并未超过其极限强度,锆合金在具有低于钛的弹性模量的同时具有足够的力学性能。

Frost等人<sup>[47]</sup>基于大量医学相关基础研究建立了应力刺激与骨组织的反馈,当作用在骨组织上的Mises应力为20~60 MPa时,应力刺激骨生长;当作用在骨组织上的Mises应力为60~120 MPa时,骨组织因过载造成病理性骨吸收;超过120 MPa时,骨组织可能会发生断裂。所以对植入材料的应用评估还需包括骨组织的安全性。去除奇异节点后,垂直加载下钛种植体在皮质骨产生的Mises应力约为39 MPa,倾斜加载下的Mises应力为98.74 MPa。根据临床研究,超负荷是种植体周围表面的边缘骨质流失的主要原因之一,而皮质骨易受超负荷影响,因此临床随访患者口腔中种植体的骨质流失开始于皮质骨并逐渐向松质骨扩大,最终引发并发症影响种植体的稳定性<sup>[48-49]</sup>。同样地,本研究结果显示,1#模型的种植体在皮质骨会造成病理性骨吸收,这与临幊上发生的钛种植体周围骨边缘存在骨吸收的情况一致,但目前骨吸收是不可避免且轻微骨吸收是可接受的<sup>[9,50-51]</sup>。垂直

加载时,2#、3#种植体在皮质骨产生的最大Mises应力分别为39和38 MPa;倾斜加载时,最大Mises应力为108和115 MPa。然而,4#种植体(30 GPa)倾斜加载时在皮质骨产生的应力为123 MPa,该应力大小在发生断裂的边缘(见表7)。相比之下,2#(76 GPa)和3#(59 GPa)种植体仍在安全使用范围内。考虑到骨组织的脆性,拉应力超过屈服强度会导致种植失败<sup>[52]</sup>,因此对皮质骨的最大拉压应力也进行了分析。排除应力奇异节点后,垂直加载时钛在皮质骨产生的拉压应力最大,分别为39和-44 MPa;倾斜加载时,4#(30 GPa)种植体在皮质骨产生的拉压应力最大,分别为130和-188 MPa,同样已经非常接近骨组织的拉伸和压缩强度,然而2#(76 GPa)和3#(59 GPa)在皮质骨产生的最大拉压应力分别为76、-129和89、-143 MPa,均低于皮质骨的强度(抗拉强度为130 MPa,压缩强度为190 MPa<sup>[18]</sup>(见表6))。从Mises应力和主应力2种应力评估结果看,2#(76 GPa)和3#(59 GPa)种植体具有良好的使用安全性。尽管如此,需要强调的是种植体较低的弹性模量在倾斜加载时会引起应力的增加,使得种植体颈部及周围皮质骨的过载风险增加。

目前,牙科植入物的研究致力于减弱“应力屏蔽”效应的影响,即期望骨组织受到更多的应力刺激,实现更好的骨结合。理想的种植体材料应当实现良好的载荷传递,减小种植体-骨界面应力差<sup>[14]</sup>。在两种加载方向下,随着弹性模量的降低,皮质骨上端的应力集中及最大应力值增加,而底部的应力变化情况则相反。Piotrowski等<sup>[22]</sup>对Zr24Nb在垂直载荷下的有限元生物力学模拟中出现了与本研究相同的现象,但皮质骨界面上端并未出现应力集中。这是由于Piotrowski等的几何模型中种植体植入骨组织的位置较深,种植体颈部完全位于骨组织中,皮质骨上端和种植体的接触面积较大,刚度也更大。然而,皮质骨底部应力分布的改善本质上仍与材料弹性模量相关。在相同的载荷条件下,较“柔软”的低模量材

表7 2种载荷条件下皮质骨中的最大应力(排除0.1%应力奇异节点)

Table 7 Maximum stress in CO under two loading conditions (excluding 0.1% stress singular nodes) (MPa)

Material	Vertical			Oblique		
	Mises stress	Principal stress		Mises stress	Principal stress	
Ti6Al4V	39.29	39.2	-43.68	98.74	60.45	-111.7
Zr30Ti	38.84	38.17	-43.25	108.2	76.34	-129.42
Zr22Nb	38.37	37.93	-42.54	114.9	88.96	-142.84
Zr24Nb	35.96	34.87	-39.57	122.5	129.81	-187.77

料更易发生变形,因此在皮质骨底部的几何不连续处产生更大的变形,另一方面,种植体和骨组织的模量差减小,变形更为协调,界面两侧的应变差更小、应变区分布相对更为均匀。此外,材料泊松比相同的情况下,较低模量种植体在与皮质骨上端接触位置内部的较大应变沿横向分布。这是由于种植体发生了压缩变形,垂直载荷下内部应变区向下扩大,横向载荷分量下表现为明显的应变横向扩大,从而促使种植体在皮质骨区域内的整体应变增加,有利于应力向皮质骨的传递。由于变形协调性增加,皮质骨界面上平均应力增加的同时种植体的平均应力减小,进而界面的应力差非线性减小。以1#种植体作为标准,倾斜载荷下对于种植体最大Mises应力,2#、3#、4#种植体的应力增幅分别为2.98%、5.47%、14.55%,但最大应力仍小于其强度(分别为952、611、800 MPa)(见表2);对于界面种植体的平均Mises应力,相应的应力降低幅度分别为8.85%、15.33%、32.90%;对于界面皮质骨的平均Mises应力,相应的应力增幅分别为12.75%、122.94%、155.11%,其最大应力增幅分别为17.59%、31.92%、79.14%;对于界面的应力差,相应的应力降低幅度分别为16.82%、29.45%、65.41%(见表8)。由此可见降低弹性模量对于促进应力向骨组织的传递效果非常明显。虽然种植体的应力增加幅度较小,但材料的强度还是一个重要的判断标准,其中2#和3#种植体以较小的种植体应力增幅获得较大的界面应力差减幅。需要强调的是,这种非线性特点仅限于基台和种植体相连的一段式种植体。由上述讨论可知,与种植体模量相同的基台相比,更高模量的基台会使种植体及周围骨的应力更高。然而,结合种植体弹性模量对其本身承载能力的影响特性,种植体应在满足其对咀嚼负载需求的前提下适当降低其弹性模量以实现更好生物力学性能,这与吕越等<sup>[53]</sup>观点一致。而2#和3#种植体能够满足这一要求,并且对于皮质骨具有良好的使用安全性。此外,若要改善皮质骨上端应力随弹性模量降低而增加的现象,在植入骨组织时适当增加植入深度是一种方法。

表8 种植体的最大应力、界面上种植体和皮质骨平均应力及应力差增幅

Table 8 Increase of maximum stress in the IM as well as average stress and stress difference at the IM-CO interface

Material	Maximum stress		Average stress at interface	
	IM	IM	CO	Stress difference
Zr30Ti	2.98	-8.85	12.75	16.82
Zr22Nb	5.47	-15.33	122.94	29.45
Zr24Nb	14.55	-32.90	155.11	65.41

倾斜条件下,弹性模量为30 GPa的4#种植体在松质骨植入位置底部的应力集中消失,与Korabi等<sup>[44]</sup>观察到剪切应变明显减弱的植入物模量(23 GPa)相似。当横向载荷分量存在时,弹性模量降低,种植体的变形向颈部集中、底部的变形减小,所以Zr24Nb在松质骨的应力耗散集中于植入位置的上部。然而,钛种植体则相反,且在松质骨底部存在较为明显的应力集中。Primoradian等<sup>[54]</sup>利用弹性模量与松质骨相近的有机玻璃并通过光弹性试验获得了倾斜加载时钢植入物(190~210 MPa)在有机玻璃中的应力分布,结果显示应力集中在植入位置上部的一侧和底部,并且钛植入物的有限元结果显示长度为10 mm的种植体(不同螺距)在松质骨内产生的最大应力为7~8 MPa,实验与模拟研究均与本研究结果较为一致。Zhang等<sup>[55]</sup>对种植体骨内段的中间部分应用了低刚度的多孔结构,进而获得了相比固体钛种植体更均匀的应力分布以及更小的应力。这种方法实际上是在较高和较低模量种植体对松质骨产生的2种应力响应间取得平衡。相似地,2#、3#种植体的刚度介于1#和4#种植体,因此在松质骨中产生的应力分布情况则介于两者之间,植入位置界面的上部和下部没有明显的应力差距,在植入位置的周围均有应力分布,螺纹间的应力分布区域大小相近,没有出现前两者螺纹间应力分布区域逐渐减小的现象,整体的应力分布更为均匀。2#、3#种植体产生均匀的应力耗散对于松质骨是有利的。此外,倾斜载荷下应力分布更均匀的2#种植体在松质骨顶端应力集中处产生的Mises应力最小。

## 5 结 论

1) 对于一段式种植体,弹性模量较低的种植体在倾斜载荷下的承载能力明显减弱,在骨组织中产生的应力更大。但Zr30Ti和Zr22Nb种植体及骨组织中的最大应力仍小于其强度,承载较大的皮质骨也具有良好的应用安全性。

2) 随着弹性模量的降低,一段式种植体颈部内部的应变区扩大,变形协调性增加,两者共同促进了种植体向皮质骨的应力传递,减小了种植体-骨组织的界面应力差。

3) 种植体弹性模量的降低促使松质骨中的应力向上部集中,中等弹性模量的材料(Zr30Ti和Zr22Nb)在松质骨中产生的应力分布更均匀。

## 参 考 文 献

- [1] Niinomi M, Nakai M, Hieda J. *Acta Biomaterialia*[J], 2012, 8(11): 3888
- [2] Sato E, Shigemitsu R, Mito T et al. *Computers in Biology and Medicine*[J], 2021, 129: 104173
- [3] Geetha M, Singh A K, Asokamani R et al. *Prog Mater Sci*[J],

- 2009, 54: 397
- [4] Wang Shengnan(王胜难), Cui Yue(崔跃), Yuan Zhishan(袁志山) et al. *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2015, 44(2): 509
- [5] Sun Chunchun(孙纯纯), Guo Zhijun(郭志君), Zhang Jinyong(张金勇) et al. *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2022, 51(3): 1111
- [6] Mehjabeen A, Song T, Xu W et al. *Advanced Engineering Materials*[J], 2018, 20(9): 1800207
- [7] Luo Cong(罗聪). *Research on Preparation, Microstructure and Mechanical Properties of New Biomedical Zirconium Alloy*[D]. Nanjing: Southeast University, 2024
- [8] Liu Yangyang(刘杨杨). *Investigation on Mechanical Properties and Bio-corrosion Resistance of Zr-2.5Nb Alloy Processed by Laser Shock Peening*(激光冲击Zr-2.5Nb合金的力学性能及生物耐腐蚀性能的研究)[D]. Shenyang: Northeastern University, 2021
- [9] Jiang J, Zhou C, Zhao Y W et al. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2020, 112: 104048
- [10] Hsu H C, Wu S C, Sung Y C et al. *Journal of Alloys & Compounds*[J], 2009, 488(1): 279
- [11] Zhou Yunkai, Jing Ran, Ma Mingzhen et al. *Chinese Physics Letters*[J], 2013, 30(11): 3
- [12] Kondo R, N mura N, Suyalatu et al. *Acta Biomaterialia*[J], 2011, 7(12): 4278
- [13] Cali M, Zanetti E M, Oliveri S M et al. *Dental Materials*[J], 2018, 34(3): 460
- [14] Jiang X Y, Yao Y T, Tang W M et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*[J], 2020, 108(8): 1634
- [15] Matsuzaki M, Ayukawa Y, Sakai N et al. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*[J], 2018, 20(4): 393
- [16] Bataineh K, Al Janaideh M. *Clin Implant Dent Relat Res*[J], 2019, 21(6): 1206
- [17] Jiang Songji(江崧骥), Wu Yin(吴音), Si Wenjie(司文捷). *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2015, 44(S1): 387
- [18] Fabris D, Moura J P A, Fredel M C et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*[J], 2022, 110(1): 79
- [19] Lopez C A V, Vasco M A A, Ruales E et al. *Journal of Oral Implantology*[J], 2018, 44(6): 409
- [20] Vadiraj B, Rao P K, Kiran K K. *Materials Today: Proceedings*[J], 2023, 76: 564
- [21] Li Hongbo(李鸿波), Yao Yueming(姚月玲). *Chinese Journal of Prosthodontics*(口腔颌面修复学杂志)[J], 2007, 8(3): 164
- [22] Piotrowski B, Baptista A A, Patoor E et al. *Materials Science and Engineering C*[J], 2014, 38: 151
- [23] Wang Rong(王蓉). *Mechanical Behavior of Dental Implant in Mandible and New Load-transfer Method by 3D FEA*(下颌牙种植体力学行为及3D FEA新型载荷传递方式的有限元分析)[D]. Chengdu: Sichuan University, 2005
- [24] Huang Jia(黄佳), Zheng Yang(郑旸), Song Xiaomeng(宋晓萌) et al. *Stomatology*(口腔医学)[J], 2020, 40(5): 5
- [25] Eijden T M V. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*[J], 2000, 11(1): 123
- [26] Lin D, Li Q, Li W et al. *J Mech Behav Biomed Mater*[J], 2009, 2(5): 410
- [28] Ding X, Liao S H, Zhu X H et al. *Materials & Design*[J], 2015, 84(5): 144
- [29] Huang H L, Hsu J T, Fuh L J et al. *Computers in Biology & Medicine*[J], 2010, 40(5): 525
- [30] Zhang Chengxun(张成勋). *Study on Efficient Meshless Method for Mechanical Analysis of Orthotropic Materials*(正交各向异性材料力学分析的高效无网格法研究)[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2023
- [31] Dhattrak P, Girme V, Shirsat U et al. *Bio Nanoscience*[J], 2019, 9: 652
- [33] Ziaie B, Khalili S M R. *Prostheses*[J], 2021, 3(4): 300
- [34] Zhang Jianguo(张建国), Chen Chen(陈晨), Hu Fengling(胡凤玲) et al. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*(中国组织工程研究)[J], 2022, 26(4): 585
- [35] Gao Wenbo(高文波), Ma Zongmin(马宗民), Li Shuxian(李淑娴) et al. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*(中国组织工程研究)[J], 2022, 26(6): 875
- [36] Prados-Privado M, Martínez-Martínez C, Gehrke S A et al. *Biology*[J], 2020, 9(8): 224
- [37] Tretto P H W, Santos M B F D, Spazzin A O et al. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*[J], 2020, 23(8): 372
- [38] Menacho-Mendoza E, Cedamanos-Cuenca R, Díaz-Suyo A. *The Saudi Dental Journal*[J], 2022, 34(7): 579
- [39] Avağ C, Akkocaoğlu M. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*[J], 2023, 124(1): 101298
- [40] Qin S Q, Gao Z. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*[J], 2023, 26(12): 1499
- [41] Kumar S C, Kapoor R, Khan D. *Materials Today: Proceedings*[J], 2022, 56: 1143
- [42] Wang K, Geng J, Jones D et al. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*[J], 2016, 63: 164
- [43] Shemtov-Yona K, Rittel D. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2016, 62: 1
- [44] Korabi R, Shemtov-Yona K, Rittel D. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*[J], 2017, 5(19): 935
- [45] Yu Yang(俞洋). *Study on Connection Stability and Fatigue Performance of Dental Implants*(牙种植体连接稳定性及疲劳性能研究)[D]. Shenyang: Northeastern University, 2018
- [46] Jiang Yang(姜杨). *Study of the Mechanical Properties of Denture and the Method of Evaluating Its Life Span*(义齿力学特性及其寿命的评估方法研究)[D]. Wuxi: Jiangnan University, 2021
- [47] Frost H M. *Angle Orthod*[J], 2004, 74(1): 3
- [48] Jakub K, Barbara L, Joseph N et al. *Coatings*[J], 2021, 11(7): 865
- [49] Tomas A, Pentti T, Luis A P et al. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*[J], 2022, 24(4): 532
- [50] Jimbo R, Halldin A, Janda M et al. *Int J Oral Maxillofac*

- Implants*[J], 2013, 28(4): e171
- [51] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S et al. *Journal of Oral Rehabilitation*[J], 2005, 32(4): 279
- [52] Alemanyeh D B, Jeng Y R. *Materials*[J], 2021, 14(22): 6974
- [53] Lv Yue(吕 越), Xu Kan(徐 侃), Wang Liqiang(王 立 强) et al. *Journal of Medical Biomechanics(医用生物力学)*[J], 2017,
- 32(4): 5
- [54] Pirmoradian M, Naeeni H A, Firouzbakht M et al. *Comput Methods Programs Biomed*[J], 2020, 187: 105258
- [55] Zhang J Y, Zhang X, Chen Y et al. *Materials*[J], 2021, 14(22): 6918

## Finite Element Study on Static Loading of New Medical Zirconium Alloys

Hu Lijuan, Wang Zixuan, Qiang Yuanyuan, Lin Jiamao, Shi Jin, Yao Meiyi, Xie Yaoping

(Institute of Materials, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

**Abstract:** The effect of material elastic modulus on stress and strain distribution in implants and bone tissue was investigated. Utilizing dental manufacturer and clinical statistical data, implant and mandible bone models were established. Material parameters for prepared Zr30Ti and Zr22Nb alloys were obtained through tensile testing, with Ti6Al4V (elastic modulus: 110 GPa) and Zr24Nb (elastic modulus: 30 GPa) selected as contrasting materials. Bone tissue was modeled using orthotropic material properties closer to real characteristics. Vertical and oblique loads were applied according to ISO 14801 standards, with a tilt angle of 30°. All studies were referenced against Ti6Al4V. Results show that the decrease in implant elastic modulus detrimentally affects its load-bearing capacity under oblique loads, with stress increments for Zr30Ti (76 GPa), Zr22Nb (59 GPa), and Zr24Nb (30 GPa) of 2.98%, 5.47%, and 14.55%, respectively. However, maximum stresses still remain below their strengths (952, 611, and 800 MPa). The stress transmission from implants is primarily borne by cortical bone, with maximum stress increments in cortical bone under oblique loads for Zr30Ti, Zr22Nb, and Zr24Nb of 17.59%, 31.92%, and 79.14%, respectively. The risk of cortical bone overloading increases with decrease in implant elastic modulus, but the stresses generated by Zr30Ti and Zr22Nb within cortical bone remain below cortical bone strength, ensuring favorable application safety. The stress transmitted from implants to cortical bone increases and becomes more uniform with decrease in elastic modulus, with average Mises stress increments at the implant-bone interface for Zr30Ti, Zr22Nb, and Zr24Nb under oblique loads of 12.75%, 122.94%, and 155.11%, respectively; while the stress difference at the interface for implant-bone decreases by 16.82%, 29.45% and 65.41%, respectively. This is attributed to larger deformation zones within implants with lower elastic modulus, where under oblique loads, the internal maximum strains in the neck region of Zr30Ti, Zr22Nb, and Zr24Nb implants are 2 times, 2.6 times, and 4.9 times greater than that of Ti6Al4V, respectively, with minimal differences in modulus between implants and bone tissue, promoting more coordinated deformation at the interface. Thereby, this can promote stress transfer to cortical bone and reduce interfacial stress difference. With decrease in elastic modulus, the stress at the bottom of cancellous bone implant sites gradually decreases, and the overall stress is concentrated in the upper part. The stress distribution of the cancellous bone in Zr30Ti and Zr22Nb zirconium alloy implants is more uniform.

**Key words:** dental implant; finite element analysis; medical zirconium alloy; elastic modulus; stress distribution

Corresponding author: Hu Lijuan, Ph. D., Assistant Researcher, Institute of Materials, Shanghai University, Shanghai 200072, P. R. China, Tel: 0086-21-56335353, E-mail: lijuanhu@shu.edu.cn