

低弹性模量钛合金用于钛烤瓷的力学分析

赵彦涛¹, 张玉梅¹, 于振涛², 孔亮¹, 赵敏民¹

(1. 第四军医大学, 陕西 西安 710032)

(2. 西北有色金属研究院, 陕西 西安 710016)

摘要: 钛与烤瓷结合强度的不足制约了临床上钛瓷修复体的应用, 本研究尝试引入低弹性模量钛合金烤瓷的概念, 并用力学计算方法对金瓷界面承受剪切、中部弯曲载荷等破坏条件予以模拟和分析论证。结果表明, 低弹性模量钛合金在承受剪切作用力时界面应力水平低于纯钛 6% 以上, 在承受中部弯曲载荷条件下低弹性模量钛合金需要增加金属基底厚度 (>2 mm) 才能获得较好的刚度和应力分布, 在临床条件下可以满足这一厚度要求。

关键词: 钛合金; 弹性模量; 烤瓷; 应力

中图分类号: TG146.2⁺3

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2009)08-1386-04

Ni-Cr 合金自 20 世纪 30 年代开始应用于口腔修复。因其价格低廉, 力学性能良好, 目前仍是我国最常用的制作烤瓷熔附金属修复体的合金。但是其中的 Ni、Cr、Be、Al 等元素具有细胞毒性、致癌和致突变性, 影响免疫系统功能, 且 Ni、Cr 生物相容性较差, 在口腔中存在明显的腐蚀现象, 常伴随有较高数量的离子析出, 且持续时间很长^[1,2]。随着铸造和加工技术的进步, 具有优越力学及生物学性能纯钛开始用于口腔修复体的制作。然而钛瓷结合力较镍铬合金相对不足, 限制了其在临床烤瓷修复领域的广泛应用。有关研究表明: 许多钛合金同样具有优越的力学性能、生物相容性和耐腐蚀等优点, 而钛合金的力学性能往往比纯钛更为优越^[3,4]。其中包括近年来新开发的低弹性模量钛合金。这类合金的开发源于植入体周围应力屏蔽现象的发现。研究认为, 低弹性模量的植入材料与生物骨弹性模量更加接近, 受力后活体组织内部可以得到合理的应力刺激, 在骨植入材料界面上减少应力集中。目前, 这类新型 β 钛合金的弹性模量仍显著高于人体骨组织; 然而相对于普通钛烤瓷的弹性模量来说, 已经非常接近甚至低于烤瓷材料的弹性模量。因而本研究尝试对不同弹性模量钛合金表面烤瓷的受力情况进行分析, 以期揭示低弹性模量钛合金在改善钛瓷界面应力水平方面的可能性。

利用 Ansys10.0 软件 (ANSYS, Inc., USA) 建立钛烤瓷界面的二维模型, 观察界面范围为 1.5 mm。模型左侧为钛及钛合金层, 右侧为烤瓷层; 分别按照制作修复体轴壁的厚度要求, 金属层设定厚度为 0.5 mm, 烤瓷层设定厚度为 1 mm (图 1)。金瓷界面之间以胶粘连接 (Glue) 方式进行结合; 对于整个模型采用完全扫略方式进行单元划分, 在界面附近采用细化的 PLANE42 单元划分网格, 单元尺寸设定为 0.005 mm; 模型的其它部分则采用相对较大的单元尺寸 0.025 mm; 模型单元和结点数分别为 46 000, 46 431。金属侧底面结点设为固定约束, 在烤瓷边缘施加平行于界面的剪切力载荷, 载荷大小指定为 10 N。分析不

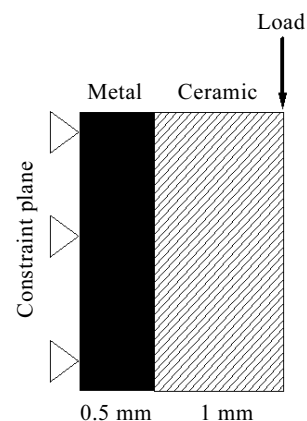


图 1 金瓷熔附界面承受剪切载荷的模型

Fig.1 Shear load model of ceramic-metal interface

1 实验

收到初稿日期: 2008-12-25; 收到修改稿日期: 2009-04-14

基金项目: 第四军医大学“院创新工程项目”(42413JC)

作者简介: 赵彦涛, 男, 1981 年生, 博士生, 第四军医大学口腔医学院, 陕西 西安 710032, 电话: 029-82554095, E-mail: userzyt@sina.com;

通讯作者: 赵敏民, 教授, 电话: 029-82554095

同弹性模量合金^[5,6]（见表 1）金瓷界面上 Von-Mises 应力水平差异。金瓷结合的破坏一般起源于界面的缺陷和微小裂纹的扩展，Von-Mises 应力代表了模型内多个方向上的综合应力水平，可以较好地反映这种缺陷扩展和破坏发生的概率^[7,8]。

模拟三点弯曲试验加载形式，分析烤瓷桥类修复体受到中部弯曲变形载荷时的应力分布规律。建立钛烤瓷界面的二维模型，如图 2 所示。模型长度参考三点弯曲试验设定为 20 mm。模型下层为金属层，厚度为 0.5 mm；上层为烤瓷层，厚度为 1.5 mm。金瓷界面之间以胶粘连接（Glue）方式进行结合；对于整个模型采用完全扫略方式进行单元划分，单元实常数厚度设定为 6 mm，在观察界面附近采用细化单元划分网格，单元尺寸设定为 0.01 mm；加载区域烤瓷层单元尺寸为 0.05 mm，模型的其它部分则采用相对较大的单元尺寸 0.1 mm；初模型的单元和结点数分别为 34 160，34 782。金属底面两端点设为固定约束，自由度为 0，在烤瓷中部 2 mm 区域内施加自周边向中心过渡的梯度压力载荷，加载区域中央载荷大小为 10 MPa，加载区域周边载荷降为 0 MPa。分析不同合金材料结合界面上的应力水平差异，对其承受弯曲载荷条件下的表现及相关影响因素进行分析。

2 结 果

图 3 所示为剪切加载条件下金瓷结合界面的应力分布形式。最大变形及最高 Von-Mises 应力水平出现在加载位置下方的金瓷界面内，符合剪切加载条件下应力应变分布的一般规律。

表 1 是剪切载荷条件下不同弹性模量金属基底与陶瓷结合界面上 Von-Mises 应力最大值与最大变形量。弹性模量最高的 Ti-6Al-4V 合金在金瓷界面上表现出最高的应力水平。随着合金弹性模量的下降，金瓷界面上的应力水平呈下降趋势。与牙科烤瓷材料弹性模量接近的 Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn 合金相对于纯钛的界面应力降低了 6.2%；而弹性模量最低的 Ti-24Nb-4Zr-7.6Sn 合金相对于 Ti-6Al-4V 界面应力水平下降 8.4%。同时，低弹性模量合金基体在受剪切力时，尽管金瓷

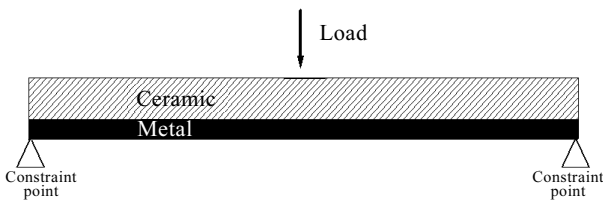


图 2 金瓷熔附界面承受中部弯曲载荷的模型

Fig.2 Middle bending load model of ceramic-metal interface

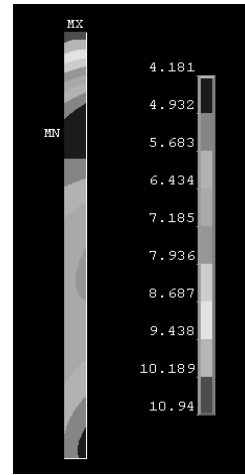


图 3 剪切加载条件下金瓷结合界面的应力分布形式

Fig.3 Stress distribution pattern of ceramic-metal interface under shear load

表 1 剪切载荷下不同金属基底的金瓷结合界面 Von-Mises 应力峰值与最大位移量

Table 1 Peak Von-Mises stress levels and maximum displacements of ceramic-metal interfaces for different metal substrates under shear load

Metal substrate (Yong's modulus/GPa)	Peak equivalent stress level/MPa	Maximum displace- ment/ $\times 10^{-3}$ mm
Pure titanium(105)	11.669	0.108
Ti-6Al-4V(110)	11.801	0.105
Ti-15Nb-5Zr-3Mo(90)	11.302	0.120
IV Gold alloy(90)	11.091	0.131
Ti-13Nb-13Zr(80)	11.091	0.131
Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn(69)	10.94	0.145
Ti-25Nb-1Zr-3Mo-4Sn(58)	10.812	0.165
Ti-24Nb-4Zr-7.6Sn(42)	10.806	0.212

界面应力水平较低，然而其自身变形较大，金瓷界面的整体位移量与合金的弹性模量表现为负相关；弹性模量最低的 Ti-24Nb-4Zr-7.6Sn 合金相对于纯钛界面总体位移量增加了 96%。

图 4 所示为中部弯曲载荷条件下金瓷结合界面的应力分布形式。最高 Von-Mises 应力水平出现在加载位置中部区域的金瓷界面内，这也是中部悬空修复体最大变形所在的位置。表 2 是中部弯曲载荷条件下不同弹性模量金属基底与陶瓷结合界面上 Von-Mises 应力最大值与最大变形量。弹性模量最高的 Ti-6Al-4V 合金在金瓷界面上应力水平最低。随着合金弹性模量的下降，金瓷界面上的位移量增大，应力水平也呈现升高趋势。低弹性模量合金的最大位移量和界面应力均高于纯钛。弹性模量最低的 Ti-24Nb-4Zr-7.6Sn 合金相对于纯钛界面位移增加了 41%，而界面应力水平上升了 168%。

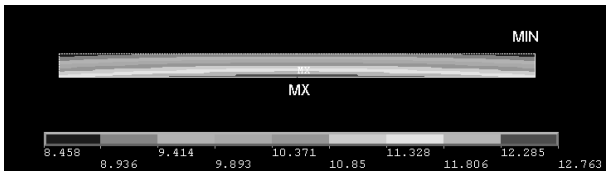


图 4 中部弯曲载荷条件下金瓷结合界面的应力分布形式

Fig.4 Stress distribution pattern of ceramic-metal interface under middle bending load

表 2 中部弯曲变形载荷下不同金属基底的金瓷结合界面 Von-Mises 应力峰值与最大位移

Table 2 Peak Von-Mises stress levels and maximum displacements of ceramic-metal interfaces for different metal substrates under middle bending load

Metal substrate (Yong's modulus/GPa)	Peak equivalent stress level/MPa	Maximum Displa- cement/ $\times 10^{-3}$ mm
Pure titanium(105)	10.687	17.875
Ti-6Al-4V(110)	10.04	17.602
Ti-15Nb-5Zr-3Mo(90)	13.141	18.841
IVGold alloy (90)	15.179	19.646
Ti-13Nb-13Zr(80)	17.933	20.745
Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn(69)	21.437	22.166
Ti-25Nb-1Zr-3Mo-4Sn(58)	28.675	25.201

表 3 是中部弯曲载荷条件下不同金属基底厚度对金瓷结合界面上 Von-Mises 应力最大值与最大变形量的影响规律。金属基底厚度对两种金属界面应力分布都有明显的影响。金属基底厚度 0.5 mm 时金瓷界面应力水平较高，低弹性模量合金的界面应力显著高于纯钛；而当金属基底厚度在 2 mm 以上时，纯钛和 Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn 的金瓷界面应力水平均显著下降，且此时两种材料应力水平非常接近。然而，尽管低弹性模量的钛合金与纯钛界面应力水平基本相当，但其

表 3 不同基底厚度纯钛与钛铌锆钼锡(Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn)合金中部弯曲变形载荷下金瓷结合界面 Von-Mises 应力峰值与最大位移量

Table 3 Peak Von-Mises stress levels and maximum displacements of ceramic-metal interface for pure titanium and Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn substrate, with different thicknesses under middle bending load

Metal thickness/ mm	Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn		Pure titanium	
	Equivalent stress level/ MPa	Maximum displacement/ $\times 10^{-3}$ mm	Equivalent stress level/MPa	Maximum displacement/ $\times 10^{-3}$ mm
	5.0	3.53	1.325	3.502
4.0	4.07	1.721	3.919	1.274
3.0	4.887	2.552	4.835	1.976
2.0	5.691	4.579	6.11	3.726
0.5	17.147	20.125	10.687	17.875

整体位移量在相同金属基底厚度条件下，始终高于纯钛。

3 讨论

在生物材料性能研究中，常用剪切测试来评价界面的结合强度，这是因为剪切作用力是临床修复材料结合界面遭受破坏最常见的作用力形式。尤其对于口腔修复体，在行使口腔各个方向的功能运动时，势必会在金瓷界面上产生较大的剪切作用力。在剪切力作用下，低弹性模量钛合金与烤瓷结合界面上的应力水平较高弹性模量钛合金或纯钛有所降低，降低幅度可达 6% 以上，这对于临床金瓷结合的改善是有价值的。目前的钛烤瓷已经能够用于临床，在现有基础上，金瓷界面承受破坏能力的优化势必对于钛烤瓷的推广起到积极的作用。就目前来说，影响钛烤瓷结合效果的因素很多，要取得理想的修复效果需要克服多个方面的不良影响，与烤瓷材料相匹配低弹性模量合金的引入从力学的角度更加有利于界面应力的均匀分布和传递，是值得尝试和采用的。然而需要指出的是，低弹性模量合金基底部分在受剪切力时，尽管金瓷界面应力水平较低，其自身变形却较大，金瓷界面的整体位移量与合金的弹性模量表现为负相关；弹性模量最低的 Ti-24Nb-4Zr-7.6Sn 合金（42 GPa）相对于纯钛界面总体位移量增加了 96%。这对于低弹性模量钛合金的应用是不利的，引起过大位移量的合金在钛烤瓷修复中的应用可能会在变形约束部位产生较大的应力集中，直接导致修复体关键部位的破坏。

另外一种金瓷修复体会遭遇的破坏载荷是位于桥体悬空部位的弯曲载荷。当金属基底的厚度较薄时，低弹性模量钛合金与烤瓷结合界面上的应力与变形水平都高于纯钛或高弹性模量钛合金。尤其是 Ti-24Nb-4Zr-7.6Sn 合金在观察界面上所产生的应力水平达到了纯钛的 2.68 倍，这对于钛瓷结合界面的稳定是非常不利的。针对中部悬空桥体的抗弯曲能力，对不同金属基底厚度的影响进行了分析。结果发现，在基底的厚度超过 2 mm 的情况下，低弹性模量钛合金的变形量略大于纯钛，而应力水平与纯钛相当或略低于纯钛。可以推测在临床修复体的弯曲部位平均厚度在 2~5 mm 的情况下，低弹性模量钛合金的表现可以达到强度和刚度要求。然而，其足够的金属基底厚度则是需要保证的必要因素。而对于类似低弹性模量的贵金属合金来说，临床上为了减轻修复体质量或降低成本，会在桥体部位降低金属厚度或者采用中空修复形式，这将会给桥体承受较大咬合力的临床情况造成一定的风险因素。纯钛或钛合金本身质量较轻，经济成本较

金钯合金等相对低廉,完全可以采用较厚的金属支撑,减少最大变形量并降低界面应力水平。其实质意义在于通过较厚的桥体金属基底支撑弯曲载荷,使得弯曲变形下产生的不均匀应力,在取得较小变形的情况下在弹性模量相匹配的金瓷界面上获得均匀的分布。

低弹性模量钛合金在降低弹性模量的同时,却保持了良好的生物相容性和机械强度^[3,5],尤其是钛铌锆钼锡合金,Zr, Nb, Mo, Sn 元素已被证实是医用钛合金优良的合金添加元素。Zr, Sn 属于中性元素,在 α Ti 和 β Ti 中均有较大的固溶度,它们能够使钛强化而对塑性的不利影响较小。Mo, Nb 属于 β Ti 稳定元素,在 β Ti 中无限固溶并降低合金 β 相转变温度,对钛产生强化效应,可以改善合金的热加工性能,Nb 还可以改善合金的冷加工塑性。本研究涉及的 Ti-25Nb-3Zr-3Mo-Sn 其弹性模量与烤瓷基本一致,拉伸强度,屈服强度,延展性则与临床表现优越的IV型金合金相当,其密度及价格优势则又较合金非常明显。由于其弹性模量与烤瓷的匹配良好,在烤瓷与金属材料热膨胀系数难以完全匹配的情况下,烤瓷冷却过程中势必在金瓷界面上形成平行于界面方向的剪切应力;根据本研究剪切加载形式下的分析结果,低弹性模量的钛合金在这一过程中可以发挥一部分作用使得与界面剪切方向的收缩或拉伸作用力得到一定程度的缓解。在钛瓷粉的研究中,有学者报道^[9]Sn 元素可在金-瓷界面处聚集形成“锡桥”,既可与氧结合,又可与金属化合,使界面处的电子结构呈连续状。通过分析认为,此“锡

桥”还可能起到阻止氧向钛基底的扩散作用,控制钛表面的继续氧化,同时 SnO₂ 的存在使玻璃基质不易析晶,增大了熔融瓷的流动性和润湿性。

4 结 论

1) 低弹性模量钛合金在受到剪切作用力条件下可以部分地降低金瓷界面应力水平。

2) 对于抵抗弯曲变形要求较高的桥体部位,在正常桥体金属基底 2~5 mm 厚度范围内可以取得良好的刚度效果和理想的界面应力分布。

参考文献 References

- [1] Lin H Y *et al. Dent Mater*[J], 2008, 24(3): 378
- [2] Hu Bin(胡 滨) *et al. Chinese Journal of Stomatology*(中华口腔医学杂志)[J], 2003, 38(2): 140
- [3] Xu Zhixuan(许智轩) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2006, 35(1): 110
- [4] Zha Shuyin(查树银) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2007, 36(1): 20
- [5] Yu Zhentao(于振涛) *et al. Chinese Journal of Rare Metals*(稀有金属)[J], 2007, 31(4): 416
- [6] Liu Jincheng(刘金城) *et al. Journal of Practical Stomatology*(实用口腔医学杂志)[J], 2006, 22(1): 57
- [7] Lanza A *et al. Dent Mater*[J], 2005, 21: 709
- [8] Maceri F *et al. J Biomech*[J], 2007, 40: 2386
- [9] Adachi M *et al. J Dent Res*[J], 1990, 69(6): 1230

Mechanical Analysis of Titanium Alloy with Low Elastic Modulus for Ceramic-Metal

Zhao Yantao¹, Zhang Yumei¹, Yu Zhentao², Kong Liang¹, Zhao Yimin¹

(1. Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China)

(2. Northwest Institute for Nonferrous Metal Research, Xi'an 710016, China)

Abstract: Insufficient bond strength between ceramic and titanium restricts their application in clinic. The attempt of the present study is made to introduce a concept of the titanium alloy with low elastic modulus for simulating and investigating different destroying conditions such as shear load at metal-ceramic interface, middle bending load etc. The results indicate that the interface stress level of titanium alloy with low elastic modulus is 6% lower than that of pure titanium when the alloy is subjected to shear load. On the condition of being subjected to middle bending load, the thickness of titanium alloy substrates of low elastic modulus should be increased to obtain better match between stiffness and stress distribution, which could be well satisfied in clinic (thickness>2 mm).

Key words: titanium alloy; elastic modulus; ceramic; stress

Biography: Zhao Yantao, Candidate for Ph. D., School of Stomatology, Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, P. R. China, Tel: 0086-29-82554095, E-mail: Userzyt@sina.com; Corresponding Author: Zhao Yimin, Professor, Tel: 0086-29-82554095