

# 托槽底板金属丝网格密度影响托槽黏结强度的三维有限元分析\*

陈迪

## Three-dimensional finite element analysis of bond strength by bracket base metallic wire mesh space

Chen Di

### Abstract

**BACKGROUND:** Bond strength of the bracket is influenced by many factors in orthodontics, different bracket-base designs exert influences on bond strength, and the present experimental methods are not able to exactly describe the bond strength in view of quantitative research.

**OBJECTIVE:** To construct a three-dimensional finite element model of the bracket-cement-tooth and to analyze the influence of bracket base metallic wire mesh space on bond strength.

**METHODS:** A validated three-dimensional finite element model of the bracket-cement-tooth system was constructed with the ANSYS commercial software based on CT scanning image and standard wire arch bracket values. The stress distribution in different mesh space (0.2 mm and 0.4 mm) of the brackets was calculated under the same the shear force and twist force.

**RESULTS AND CONCLUSION:** 0.2-mm mesh space had a significantly greater peak stress than 0.4-mm space, but the resistance to the destruction was lower than 0.4-mm space. The bigger the mesh space is, the larger the mesh area is, the stronger the resistance to destruction is, the better the bond strength becomes on condition that the retention form of the cement remains intact.

Chen D. Three-dimensional finite element analysis of bond strength by bracket base metallic wire mesh space. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(3):427-430. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

Second Affiliated Hospital of Liaoning Medical University, Jinzhou 121000, Liaoning Province, China

Chen Di★, Master, Physician, Second Affiliated Hospital of Liaoning Medical University, Jinzhou 121000, Liaoning Province, China  
chend11981@126.com

Received: 2010-08-11  
Accepted: 2010-09-07

### 摘要

**背景:** 牙齿正畸领域中托槽黏结质量受很多因素影响, 不同的托槽底面设计会影响托槽的黏结强度, 但目前的实验方法均不能准确量化牙齿的黏结强度。

**目的:** 通过建立托槽-黏结剂-牙齿的三维有限元模型, 分析托槽底板金属丝网格密度对黏结强度的影响。

**方法:** 利用商业有限元软件 ANSYS, 参考 CT 扫描图像并结合标准方丝弓托槽的数值, 建立牙-黏结剂-托槽系统的三维有限元模型。计算分别在相同大小的剪切力和扭转力加载作用下, 0.2 mm 和 0.4 mm 网丝间距的托槽底板的应力分布。

**结果与结论:** 0.4 mm 间距的网丝局部危险应力显著小于 0.2 mm 间距的网丝局部危险应力, 0.4 mm 间距的网底抗破坏能力优于 0.2 mm 间距的网底。说明在保证黏结剂固位型的情况下, 网丝间距越大, 即网孔面积越大, 黏结剂自身抗破坏能力越强, 托槽黏结强度越大。

**关键词:** 托槽底面; 三维有限元; 黏结强度; 黏结剂; 口腔生物材料

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.03.012

陈迪.托槽底板金属丝网格密度影响托槽黏结强度的三维有限元分析[J].中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(3):427-430. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

## 0 引言

在临床应用过程中, 正畸托槽脱落的现象时有发生, 不仅影响矫治进程, 而且直接增加医生的工作强度和患者负担。托槽黏结质量问题有很多影响因素: 不同的黏结剂包括复合树脂、玻璃离子、树脂加强型玻璃离子等<sup>[1-2]</sup>, 不同的托槽材料包括金属托槽、陶瓷托槽等<sup>[3]</sup>, 不同的牙面处理方法包括酸蚀时间、酸蚀剂、封闭剂等<sup>[4]</sup>, 不同的加载方式包括剪切力、拉力、扭转力等<sup>[5]</sup>, 激光的使用<sup>[6]</sup>, 不同的托槽底面设计都会影响托槽的黏结强度<sup>[7-8]</sup>。

美国牙科协会和美国国家标准组织专门成立小组探讨齿科黏结材料的黏结强度的检测方

法问题, 学者们达成了共识<sup>[9-10]</sup>: 目前的实验方法均不能准确量化牙齿的黏结强度。建议结合运用材料破坏机械原理和有限元分析方法来更好地理解托槽黏结强度的影响因素。

本文采用有限元分析方法对外力加载条件下正畸托槽界面的应力分布进行分析。分析中借鉴前人的研究成果, 同时结合本实验的特点, 计算两种网底密度托槽界面的应力分布情况, 观察托槽底面网格密度对黏结强度的影响。

## 1 材料和方法

**1.1 实体模型** 参考CT扫描图像(戴矫治器的患者)结合中国人牙体测量的数据和标准方丝弓托槽的数值建立牙-黏结剂-托槽系统的三维实

辽宁医学院附属第二医院, 辽宁省锦州市 121000

陈迪★, 女, 1981年生, 辽宁省沈阳市人, 汉族, 2009年大连医科大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事托槽的黏结质量研究。  
chend11981@126.com

中图分类号:R318  
文献标识码:B  
文章编号:1673-8225  
(2011)03-00427-04

收稿日期: 2010-08-11  
修回日期: 2010-09-07  
(20100811003/GW·Y)

体模型。

1.2 有限元模型 本文应用大型有限元软件ANSYS建立牙齿-黏结剂-托槽有限元模型，见图1。

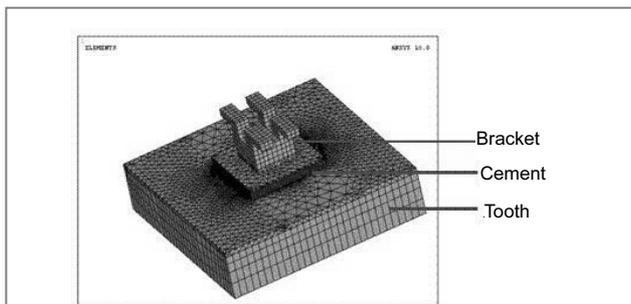


Figure 1 Three-finite element model of tooth-cement-bracket system  
图1 牙齿-黏结剂-托槽有限元模型

ANSYS软件是融结构、流体、电场、磁场、声场分析于一体的大型通用有限元分析软件。它能与多数CAD软件接口，实现数据的共享和交换，是现代产品设计中的高级CAE工具之一。该模型共划分了57 532个单元，71 023个节点。为了建模和计算方便，仅建立了部分牙齿的有限元模型，并且对网底模型进行了简化，将圆柱网丝简化为六面体网丝，牙齿表面圆弧形态简化为平面，这种简化对于本实验的结论没有太大的影响<sup>[11]</sup>。

1.3 边界条件 本文重点是讨论托槽-黏结剂界面的应力分布，牙釉质以外区域对结果影响不大，故在牙体以外区域行刚性约束三维平移。

1.4 实验加载

**剪切力：**在结扎翼中心各施加10 N的剪切力，方向为龈牙合向，与托槽底板平行。

**扭转力：**在托槽结扎翼中心各施加10 N的剪切力，方向分别为牙合龈向和龈牙合向，与托槽底板平行。

以上两种外力分别加载到所建立的不同托槽底面网丝间距的牙-黏结剂-托槽系统的三维有限元模型上，对托槽-黏结剂界面进行应力分析，见图2。

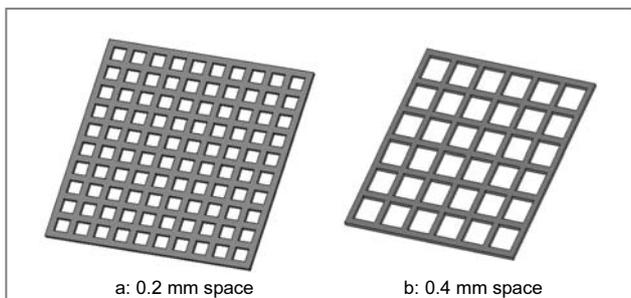


Figure 2 Mesh model of different spaces  
图2 不同间距网底模型

1.5 实验假设及材料力学参数 本实验所涉及材料均假设为连续、均质、各向同性的线弹性体，材料受力变

形为小变形，材料间是完全黏结无空隙。托槽、黏结剂及牙釉质的弹性模量及泊松比的相关参数见如下<sup>[8-10]</sup>。

各部分材料的弹性模量及泊松比的相关参数：

材料和组织	弹性模量 (MPa)	泊松比
黏结剂	11 721	0.21
牙釉质	84 100	0.3
金属托槽	210 000	0.3

模拟口内情况，参考温度设定为37 ℃。

## 2 结果

通过应用大型有限元软件ANSYS，建立三维有限元模型，并在模型上进行剪切力和扭转力加载，得到第一主应力，Von-mises应力和剪应力三种应力分布图及数据结果，见图3~5。

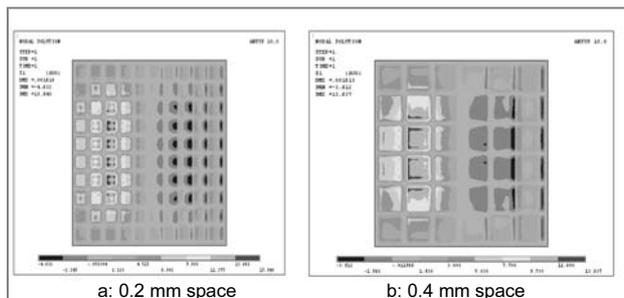


Figure 3 Main stress of the mesh of different spaces  
图3 不同间距网底第一主应力

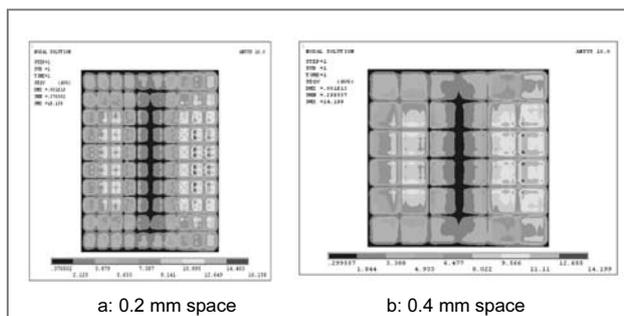


Figure 4 Von-mises stress of the mesh of different spaces  
图4 不同间距网底 Von-mises 应力

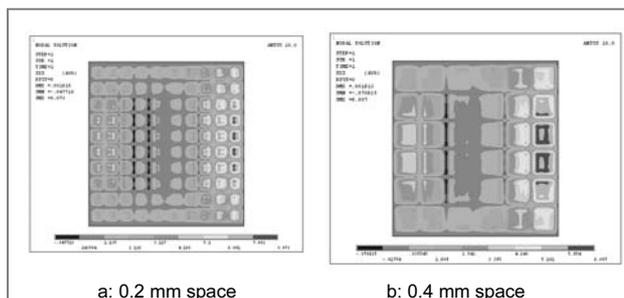


Figure 5 Shear stress of the mesh of different spaces  
图5 不同间距网底剪应力

此过程两种加载方式下托槽-黏结剂界面的最大应力值, 见表1。

表1 托槽黏结剂界面的最大应力值  
Table 1 Peak stress in the interface of teeth and bracket (MPa)

Load	Stress	0.2-mm space mesh	0.4-mm space mesh
Shear force	Main stress	15.948	13.637
	Von-Mises stress	16.158	14.199
	Shear stress	8.073	6.807
Torsion force	Main stress	3.580	3.157
	Von-Mises stress	3.402	2.948
	Shear stress	1.838	1.529

在此破坏过程中, 应力较大的危险部位位于网孔中的黏结剂处。从表1可以得出: 0.4 mm 间距的网丝局部危险应力显著小于 0.2 mm 间距的网丝局部危险应力, 因而 0.4 mm 间距的网底抗破坏能力优于 0.2 mm 间距的网底, 所以 0.4 mm 网丝间距托槽具有更好的黏结强度。

在剪切力作用下, 第一主应力在近龈方应力值大且集中, 且此集中区域由中心向外周应力逐渐减小, 在近殆方应力值小也呈现由中心向外周减小的趋势; Von-Mises 应力在近殆方应力值最大, 在近龈方应力值其次, 在中心部位应力值最小; 剪应力与 Von-Mises 应力分布相似。

在扭转力作用下, 第一主应力在近龈方的远中角和近殆方的近中角应力值较大, 在近龈方的近中角和近殆方的远中角应力值较小; Von-Mises 应力在边缘处应力集中, 越向中心应力值越小; 剪应力与 Von-Mises 应力分布相似。

### 3 讨论

**3.1 实验方法的选择** 目前对正畸托槽黏结质量的研究方法主要有体外黏结强度试验、临床随机对照试验及有限元分析方法, 目前也有国内外学者开始应用无限元应力分析法对模型进行研究<sup>[11]</sup>。

体外黏结实验是研究托槽黏结强度常采用的研究手段, 包括不同黏结剂、牙面的处理方法、力的加载方式及保存方法等方面的比较, 但它有很多不可控制的因素, 如牙面形态和釉质表面结构, 黏结剂层厚度和均一性, 实验者操作的规范性, 环境温度和湿度, 样本的保存等<sup>[12-15]</sup>。它的实验结果是一个统计学均值, 均值间存在25%~35%的均差。

临床随机对照实验是采用十字口腔分割法比较一段时间内实验组和对照组托槽的脱落率, 进行统计学分析得出结论, 但很难做到随机和双盲, 难以达到临床随机同期对照实验的效果; 而且此方法比较的是一段时间

内托槽的脱落率, 无法观察到托槽脱落时的状态, 很容易产生临床不一致性; 由于患者存在个体差异, 不同患者的错牙合类型及严重程度并不相同, 对于实验的基本参数难以做到完全相同。

有限元分析方法可以避免体外粘结实验的不确定性因素, 获得更为准确的结果。有限元法通过对实体模型进行网格划分, 将其划分为由多个单元组成的有限元模型, 每个小单元力学特征的总装效果反映出结构的整体力学特性, 根据口腔各部分组织结构机械性能的不同对各部分组件加以参数定义, 这样就利用计算机建立了可以模拟口腔受力变化的操作平台, 把某一方向, 某一方向的力加载于模型任意部位。有限元分析法与先进的计算机技术相结合, 具有其他方法无可比拟的优点: ①能够给出所需模型任意部位的应力和位移状况。②不仅能给出数值结果, 还能由计算机自动绘出立体图像。③一旦生物医学模型被转化成数字力学模型, 就可以使用同一模型进行各种加载状况的计算, 保证了模型的完全相似。④同一计算程序可以用来对多种不同的模型进行计算分析。⑤由于使用了计算机手段, 庞大数据的处理变得较为容易, 因而不管研究对象的几何形状、材料性质、支持条件和加载方式多么复杂都能进行分析, 迅速得出结果。有限元法是口腔正畸生物力学研究中一种先进、有效和方便的数值分析方法, 由于其具有建模方便, 分析结果形象直观等优点所以本实验采用三维有限元分析方法来研究外力作用下托槽黏结剂界面的应力分布。且近年来随着计算机技术的高速发展使有限元分析过程中的大量数据计算成为可能, 这也为该方法更为广泛的应用提供了条件。

**3.2 结果参数的选择** 物体由于外因(受力、温度变化等)而变形时, 在物体内部各部分之间产生相互作用的内力, 以抵抗这种外因的作用, 并力图使物体从变形后的位置回复到变形前的位置。在所考察的截面某一点单位面积上的内力称为应力。通常将物体内部所研究的点视为一个无穷小的六面体单元, 当单元体边界取向发生改变时, 其上之应力也随之改变。应力是物体在承受外力时内部各点相互作用的结果, 一般情况下, 同一点上不同方向的应力是不同的。同截面相切的力称为剪应力或切应力。第一主应力为三向主应力中最大的一个, 通常为张应力或压应力, Von-Mises 应力是将压应力、拉应力、剪应力的不同分量用数学方法综合起来产生的一个单独的标量。这个标量常用于表示某种材料承受的总应力情况, Von-Mises 应力为按照第四强度理论所计算出的平均应力, 第四强度理论认为形状改变比能是引起材料流动破坏的主要原因, 它是分析复杂应力状态下界面破坏的主要强度理论, 可以作为判断材料哪里会出现磨损或衰竭的可靠指征, 在口腔生物力学中常以此作为该组织的应力指标。

最大应力是黏结失败的关键因素,而平均应力对黏结质量没有太大的意义<sup>[16]</sup>。有研究表明,同种性质的荷载力不管力值是多大,其产生的最大应力与平均应力的比值是一定的。拉力荷载下比值是5,剪切力荷载下比值是1.7,由于最大应力值是平均应力值的几倍,所以它才是黏结失败的决定性因素。所以选择了这3种应力的最大应力作为结果参数。

**3.3 研究样本的选择** 临床上使用的各厂家金属网底托槽的网丝间距数据范围在0.17~0.22 mm之间,为了建模方便选择0.2 mm这个均值作为本实验的一个样本。根据托槽破坏的模式分析,在破坏的两个过程中,第2个过程是网底能增强托槽黏结强度的主要原因,相同的黏结剂嵌入网孔面积不同的托槽底面,最大应力会有差异,作者预测在保证黏结剂固位型的条件下,网孔面积大的托槽所受最大应力越小,黏结剂的抗破坏能力更强,所以选择0.4 mm网丝间距为另一个样本。

**3.4 实验结果分析** 本文讨论了两种网丝间距(0.2, 0.4 mm)的托槽底面。实验结果0.4 mm网丝间距的托槽底面的局部危险应力小,即托槽网孔面积大的托槽对应的黏结剂抗破坏能力强。Wang等<sup>[17]</sup>对六种不同底面设计的托槽进行了黏结强度实验,不同底面网孔面积(mm<sup>2</sup>)托槽黏结强度的排序由大到小:对应的网孔面积为 $5.1 \times 10^{-2} > 3.1 \times 10^{-2} > 2.9 \times 10^{-2}$ ,结果证明网孔面积大的托槽黏结强度越大,与本实验三维有限元分析得到的结论是一致的。固位型和抗力型是保证黏结强度的必不可少的因素,两者缺一不可。三维有限元分析法只能计算应力分布和位移情况,反应抗力型的优劣,但不能反应材料的固位型。网丝间距越大,局部危险应力越小,黏结剂自身抗破坏性能会增加,但是网底对黏结剂的固位力会下降,如何在能够保证固位型的情况下,计算出最大的网丝间距还需做大量的临床实验研究。

本实验对牙齿进行了约束,而实际上牙齿周围存在牙周膜,使得牙齿并不是完全固定的。如何精确的建模,真实的反应口腔的真实情况是今后努力的方向<sup>[18-20]</sup>。三维有限元分析方法可以为托槽底面设计的创新提供更多的突破口,在不久的将来高质量的正畸托槽会相继问世。在保证黏结剂固位型的情况下,网丝间距越大,即网孔面积越大,黏结剂自身抗破坏能力越强,托槽黏结强度越大。

#### 4 参考文献

[1] Rix D, Foley TF. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(1):36-42.  
 [2] Dominey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and primer technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;124(4):410-413.

[3] Soderquist SA, Drummond JL, Evans CA. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129(2):175.e7-175.e12.  
 [4] Cacciafesta V, Sfondrini MF, Calvi D, et al. Effect of fluoride application on shear bond strength of brackets bonded with a resin-modified glass-ionomer. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127(5):580-583.  
 [5] Katona TR, Long RW. Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129(1):60-64.  
 [6] Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, et al. Plasma arc curing of ceramic brackets: An evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;124(3):309-315.  
 [7] Sorel O, El Alam R, Chagneau F, et al. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;122(3):260-266.  
 [8] Knox J, Kraijl B, Hübsch PF, et al. An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stresses generated in a bonded bracket finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(1):43-53.  
 [9] Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets - a finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994;105(6):543-551.  
 [10] Barink M, Van der Mark PC, Fennis WM, et al. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. Biomaterials. 2003;24(8):1427-1435.  
 [11] Yang YY. Shenyang: Zhongguo Yike Daxue. 2005.  
 杨亚因. 正畸托槽黏结质量的三维有限元分析[D]. 沈阳: 中国医科大学, 2005.  
 [12] Newman GV. First direct bonding in orthodontic. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992; 101(2):190-191.  
 [13] Egan FR, Alexander SA, Cartwright GE. Bond strength of rebounded orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996; 109(1):71-77.  
 [14] Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of the new aesthetic brackets. Eur J Orthod. 1999; 21(1):71-77.  
 [15] Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, et al. Effect of the time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 121(3):297-300.  
 [16] Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997; 112(3): 244-251.  
 [17] Wang WN, Li CH, Chou TH, et al. Bond strength of various bracket base designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;125(1):65-70.  
 [18] Kawarizadeh A, Bourauel C, Götz W, et al. Numerical study of tension and strain distribution around rat molars. Biomed Tech (Berl). 2003; 48(4):90-96.  
 [19] Sung SJ, Baik HS, Moon YS, et al. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(4): 441-450.  
 [20] Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 121(3):257-265.

#### 来自本文课题的更多信息--

**作者贡献:** 由作者进行实验设计与实施, 资料收集并成文。

**致谢:** 感谢大连理工大学的王灿博士给予的技术性帮助及指导。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**本文创新性:** ①课题具有理论创新, 检索中国期刊全文数据库及 Medline 数据库目前对于托槽底板的网格密度方向还没有相关研究。②目前国内外三维有限元研究的不是少数, 但是研究关于托槽黏结质量方面的研究很少, 而文章从托槽底板的网丝密度着手, 力求有一些突破。