

新型磨牙C形纳米涂层带环性能的三维有限元分析

周珊¹, 王翔¹, 徐旭光², 陆晓丽¹ (哈尔滨医科大学附属第二医院, ¹口腔正畸科, ²口腔外科, 黑龙江省哈尔滨市 150086)

文章亮点:

1 采用三维有限元方法是应用 Abaqus 软件对牙釉质-黏结剂-C形带环(金属体)进行三维实体建模,从物理及数学角度对牙釉质-胶体-C形带环实体进行加载模拟,来预测带环的应力分布与位移量的变化规律。在牙颌组织建模中,不同的组织其力学性能呈现多样性,包括牙齿、牙周膜、牙槽骨等,它们的力学性能并不相同。有学者认为研究材料为各向异性或同性、均质性或非均质性等假设条件的差别,不足以对实验结果产生有意义的影响,没必要加以区分。以往的学术研究也得出同样的结论。因此,本实验为了简化计算,将模型中的牙齿、带环、牙槽骨均简化为均质、各向同性的线弹性体。

2 实验的创新在于在传统带环及直接粘接型颊面管的基础上研发了一种新型磨牙带环(已获得国家专利 ZL2011 10057699.1),并运用三维有限元分析方法预测带环的应力分布情况,结果证明其固位力未达到树脂加强型玻璃离子黏结剂的临床开裂极限,符合临床要求。

关键词:

生物材料; 口腔生物材料; 磨牙带环; 支抗; 三维有限元; 抗剪切力; 抗拉伸力; 纳米涂层

主题词:

正畸支抗; 牙应力分析; 有限元分析

基金资助:

黑龙江省卫生计生厅基金资助(2006-123); 黑龙江省教育厅资助(11531204); 哈尔滨医科大学附属二院青年启动基金资助

摘要

背景: 课题组研发了一种新型磨牙 C 形开口纳米带环(已获得中国国家发明专利,专利号为 ZL2011 10057699.1)来克服传统带环及颊面管的不足,作为临床常用的磨牙固位装置。

目的: 运用三维有限元分析方法从理论上验证新型磨牙 C 形开口纳米带环的抗剪切及抗拉伸力是否符合临床要求。

方法: 运用三维有限元分析方法建立牙槽骨-牙齿-带环的有限元分析模型,给定结点拉伸、剪切载荷,通过数值模拟计算结果,预测带环应力分布情况,从而证明其固位力符合临床要求。模拟正畸临床患者的受力情况,分别在传统带环及新型带环颊面管的三维模型上施加近中方向、远中方向及垂直方向的拉力 20 N,分析在不同方向力作用下黏结剂的受力情况。

结果与结论: 通过三维有限元进行数值模拟,可以看出在同样载荷、同样使用树脂加强型玻璃离子的情况下,C形带环黏结区域所受的应力比传统带环大,但并未达到树脂加强型玻璃离子黏结剂的临床开裂极限,因此从理论上认为 C 形带环能够满足临床要求。

周珊, 王翔, 徐旭光, 陆晓丽. 新型磨牙 C 形纳米涂层带环性能的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(39):6282-6286.

Three-dimensional finite element analysis of capabilities of a new open "C"-shaped molar band with nanocoating

Zhou Shan¹, Wang Xiang¹, Xu Xu-guang², Lu Xiao-li¹ (¹Department of Orthodontics, ²Department of Stomatology, Second Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150086, Heilongjiang Province, China)

Abstract

BACKGROUND: A new open "C"-shaped molar band with nanocoating (patent number: ZL201110057699.1) has been invented to overcome some weakness of traditional bands and buccal tubes, which is used for molar fixation.

OBJECTIVE: Using three-dimension finite element analysis software to theoretically prove that the new band comes up to clinic requirement.

METHODS: We established a finite element model of alveolar bone-tooth-band, and node domains tensile and shear loading were given. Stress distribution of the new bands through numerical simulation was predicted and calculated. Simulation of 20 N orthodontic force was applied in medial direction, distal direction and vertical direction in the three-dimensional model of a new band buccal tube and traditional band, to analyze the stress state in different directions under the force of the binder.

RESULTS AND CONCLUSION: By numerical simulation of three-dimensional finite element, the stress of the new band was higher than that of the traditional band, but it could not reach the clinical cracking limit of resin

周珊, 女, 1973 年生, 黑龙江省哈尔滨市人, 汉族, 2012 年哈尔滨医科大学毕业, 博士, 副主任医师, 主要从事口腔正畸方面的研究。

并列第一作者: 王翔, 男, 1986 年生, 重庆市人, 汉族, 2013 年哈尔滨医科大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事骨及牙组织发育再生研究。

通讯作者: 周珊, 哈尔滨医科大学附属第二医院口腔正畸科, 黑龙江省哈尔滨市 150086

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.39.009
<http://www.crter.org>

中图分类号:R318
文献标识码:A
文章编号:2095-4344
(2014)39-06282-05
稿件接受: 2014-07-13

Zhou Shan, M.D., Associate chief physician, Department of Orthodontics, Second Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150086, Heilongjiang Province, China

Wang Xiang, Master, Physician, Department of Orthodontics, Second Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150086, Heilongjiang Province, China

Zhou Shan and Wang Xiang contributed equally to this work.

Corresponding author: Zhou Shan, Department of Orthodontics, Second Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150086, Heilongjiang Province, China

Accepted: 2014-07-13

reinforced glass ionomer cement. So the new band could theoretically satisfy the clinical requirements.

Subject headings: orthodontic anchorage procedures; dental stress analysis; finite element analysis

Funding: the grant from the Health Bureau of Heilongjiang Province, No. 2006-123; the Youth Initial Fund of the Second Affiliated Hospital of Harbin Medical University; the grant from Heilongjiang Provincial Education Bureau, No. 11531204

Zhou S, Wang X, Xu XG, Lu XL. Three-dimensional finite element analysis of capabilities of a new open "C"-shaped molar band with nanocoating. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2014;18(39):6282-6286.

0 引言 Introduction

在正畸矫正过程中,无论哪种矫治系统,带环都是其中非常重要的一个组成部分,换句话说,在使用固定矫治技术治疗错颌畸形过程中,没有带环是无法完成的。而托槽的出现,承担了带环很大一部分功能,使带环主要以支抗的形式出现在矫治器中。磨牙带环在固定矫治系统中如此重要,但正畸科医生在临床使用带环过程中,却逐渐感受到某些不便之处,传统带环存在一些缺点^[1-4],比如:试戴繁琐、需提前分牙、占用较大间隙及易导致带环磨牙牙周炎症等^[5-6]。因此,有些学者欲使用磨牙颊面管来代替磨牙带环。颊面管可直接黏结至牙面上,操作简便,弥补了带环的一些不足。但它也具有无法克服的缺点,如脱落率相对高,不能在其上制作横腭杆、Nance弓等附件。为解决这些问题,故而课题组发明了一种新型磨牙C形开口纳米涂层带环(已获国家发明专利,专利号为ZL 2011 1 0057699.1)。

C形开口带环由其颊侧面、舌侧面、远中面和近中舌侧段、近中颊侧段共同包绕磨牙牙冠,带环近中舌侧段和近中颊侧段逐渐变薄变圆钝,带环远中面的高度在中央处逐渐变窄,更符合牙冠的生理外形。其中,近中舌侧段和近中颊侧段是根据牙体的轴面外形设计的,其与颊侧面、舌侧面、远中面这3个面合为一个整体,延伸到牙冠近中邻面的颊舌外展隙处,其作用主要为增加带环的固位,增大了黏结面积,减小了患者的异物感。

有限元法是随着电子计算机技术的发展而发展起来的一种现代计算方法,属于力学分析中的数值法,起源于航空工程中的矩阵分析。该方法就是将一个连续的弹性体分割成有限个单元,以其结合体来代替原弹性体,得到整个结合体的特性刚度矩阵,随后对结合体进行力学计算和分析得到每个计算单元的力学特性,并由此组合得到整个结构体的力学特性^[7-8]。有限元法在正畸学领域的应用始于20世纪80年代,而三维有限元法是从二维有限元法发展而来,是生物力学研究中的最重要的研究方法,它可对复杂的几何形状物体进行建模,求得整体和局部的位移值和应力分布规律,并且可依据需要改变加载与边界条件等力学参数,在保持原模型几何形状不变时,可方便地对其应力大小和分布变化规律进行对比分析,是精确、高效实用、方便、低成本的应力分析方法^[9-10]。

断裂力学是固体力学的一个重要分支,在20世纪末取得了巨大的发展,在机械、材料、航空等领域得到了广泛应用^[11]。近年来,内聚区模型在材料或结构断裂仿真中得

到了广泛运用,如疲劳载荷下的蠕变性能、胶接接头和裂纹扩展等多个工程领域。内聚区模型是基于断裂力学中适用于非金属等延性材料断裂的Dagdule模型,认为在断裂区域内存在裂纹面间的摩擦效应及材料的黏结等作用,开创了在有限元分析中对断裂过程中的能量消散过程进行数值模拟的历史,其核心思想是界面应力和界面相对位移有一定的函数关系,即内聚本构关系^[12-13]。这在数学上可用一个垂直于裂纹面的拉应力 t_n 和两个裂纹面内的剪应力 t_s 、 t_t 表示,随着裂纹面相对法向位移 δ_n 和切向位移 δ_s 、 δ_t 的增大,对应的应力逐渐减小,这种应力随着裂纹面相对位移增大而减小的规律即为典型的traction-separation本构曲线。可见,在初始阶段裂纹并未出现,应力随着相对位移的增大而增大,当应力达到开裂水平,材料的承载能力迅速下降。胶在断裂损伤时要吸收一定的能量,常用断裂能来反映材料的力学特性,应力-位移曲线下的面积为材料断裂能 G ,即单位面积材料在断裂破坏过程中所吸收的总能量,可分为法向断裂能和切向断裂能。需要说明的是,由于黏结剂的抗压强度远比抗拉强度大,因此,在单元的法向应力-位移曲线中,当应力为负即为压应力时不存在应变软化。

Abaqus中的Cohesive界面单元即由以上的内聚区模型发展而来。下面从弹性阶段、开裂准则及软化阶段3个方面介绍。在裂纹开裂之前,单元所受到的应力与其相对位移满足线性关系。可用下式表示:

$$t = \begin{Bmatrix} t_n \\ t_s \\ t_t \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{nn} & k_{ns} & k_{nt} \\ k_{ns} & k_{ss} & k_{st} \\ k_{nt} & k_{st} & k_{tt} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \delta_n \\ \delta_s \\ \delta_t \end{Bmatrix} = K\delta \quad (1)$$

其中 t 为应力分量, δ 为相对应的位移分量。 K 为单元的刚度矩阵,对角线上的数值代表相应方向的刚度,对角线外的数值代表不同方向位移与应力的关系,在通常的模拟中,一般取对角线外的数值为零。

随着界面层被拉开相对位移的增大,界面层应力经历了一个上升、达到最高点之后下降、最终降为0的过程。复杂结构中常见的断裂形式是混合型断裂,初始失效判定准则即开裂准则通常基于应力或应变,其中运用广泛的是二次应力准则。假设初始失效发生在3方向的应力率平方和为1时,通常采用名义应力平方准则作为界面单元的开裂准则。其表达式如下:

$$\left\{ \frac{t_n}{t_n^0} \right\}^2 + \left\{ \frac{t_s}{t_s^0} \right\}^2 + \left\{ \frac{t_t}{t_t^0} \right\}^2 = 1 \quad (2)$$

其中 t_n^0 、 t_s^0 和 t_t^0 分别为各个方向单独作用的起裂应力。

混合模式下的失效退化准则通常以能量准则作为标准, 本文采用B-K准则, 其基于法向断裂能 G_n 和切向断裂能 G_s 、 G_t 以及混合模式弯曲试验得到的材料常数 η , 适用于各向同性材料, 其两个方向的断裂能是相同的。B-K准则表达式为:

$$G_n + (G_s - G_n) \left(\frac{G_s}{G_T} \right)^\eta = G_C \quad (3)$$

式中, $G_s = G_s + G_t$ 为切向总断裂能, $G_T = G_s + G_n$ 为总的断裂能。

进入退化阶段后, 界面单元出现损伤, 其刚度将因材料损伤出现不可恢复的退化。通常用一个介于0到1之间的指标 D 来衡量材料损伤的程度。这一指标是有效相对位移 δ_m 的函数,

$$D = \frac{\delta_m (\delta_m^{\max} - \delta_m^0)}{\delta_m^{\max} (\delta_m - \delta_m^0)} \quad (4)$$

其中 δ_m^0 为单元达到开裂水平时对应的临界位移, δ_m^{\max} 为单元最终失效破坏时对应的临界位移。 D 在单元未失效时为0, 损伤开始后从0变化至1。完全失效时为1, 此时单元刚度完全从模型总体刚度矩阵中删除, 意味着此处发生了断裂。

三维有限元法在正畸学领域的应用始于20世纪80年代, 它可以进行正常牙及颌骨有限元模型的建立及应力分析, 牙体缺损、牙列缺损、牙列缺失的应力研究及种植义齿修复等应力分布研究。近几年, 人们将三维有限元法与其他研究方法相结合, 如与动物实验或临床实验相结合, 用于由正畸力引起的牙周组织内生物学反应与牙周组织所受应力变化进行综合分析, 此外动态三维有限元模型的建立, 还可以模拟和预测临床上各种牙移动后的牙周组织受力情况^[14-17]。

1 材料和方法 Materials and methods

设计: 材料观察实验。

时间及地点: 于2010年5月至2011年4月在哈尔滨工业大学材料学院完成。

材料: 新型带环由奥氏体不锈钢1Cr18Ni9Ti制成, 为课题组前期研发。纳米级羟基磷灰石涂层由哈尔滨工业大学材料力学实验室制作。

方法:

建模: 带环为医用口腔正畸材料, 经有关部门判定为第II类医疗器械。在综合考虑带环的外观、机械性能、耐腐蚀性等要求后, 带环材料采用符合GB1220有关规定且适用医疗器械的奥氏体不锈钢1Cr18Ni9Ti制成。假设其为连续均质的各向同性线弹性材料, 材料受力变形为小变形, 弹性模量 2×10^{11} N/m², 泊松比0.26。

实验的主要目的是模拟分析带环和牙齿之间的黏结行为。选择Abaqus软件作为有限元分析系统的主体, 建立输入数据及计算结果处理软件, 以Cohesive黏结单元为基础, 选取第一磨牙和一段牙槽骨来建模分析, 对松质骨、牙周膜等细节并不关注。

参考中国人下颌第一恒磨牙的外形测量数据, 选择牙齿咬合面无明显磨损、形态较标准的人离体左侧下颌第一恒磨牙(来源于哈尔滨医科大学附属第二医院口腔颌面外科因牙周病拔除的牙齿, 患者对实验知情同意)进行切片处理, 牙体高约为18 mm, 牙冠宽度约为11 mm, 通过CT扫描形成点云文件, 再由这些特征点逐步形成三维实体模型(图1)。再根据CT切片形成牙槽骨的一段模型。在牙齿的三维实体模型的基础上, 利用几何操作线性化处理使带环内表面与牙齿外表面形状一致, 即可得到牙槽骨、牙齿、三面带环连接的几何结构图(图2)及新型三面带环的三维实体模型(图3)。

单元属性与网格划分: 将各三维模型通过Hypermesh进行网格划分, 采用正四面体、正六面体中的映射网格划分方式, 将所研究的牙槽骨-牙-带环三维实体模型导入模拟分析软件Abaqus, 把已建好的模型文件转换成文件格式, 将牙槽骨-牙-带环装到一起导入。其中牙齿和牙槽骨采用10节点四面体单元划分, 牙齿的单元尺寸为0.5 mm, 共4 751个节点, 19 746个单元; 牙槽骨的单元尺寸为0.8 mm, 共8 489个节点, 39 795个单元。带环采用8节点的正六面体单元划分, 其中三面带环为1 166个节点, 584个单元。在带环与牙齿之间采用Cohesive界面单元来模拟二者之间的黏结关系, 描述在正畸力的作用下, 黏结剂是否会开裂或开裂到什么程度, 模拟界面的脱黏过程, 其中黏结剂的厚度设定为0.2 mm。界面单元为8节点的COH3D8单元, 单元尺寸为0.2 mm, 三面带环模型的界面单元为2 650个单元, 2 791个节点。

边界条件和载荷: 拟在牙槽骨两端施加三向固定约束。临床上带环的矫形力一般为3-5 N, 最大为10-15 N。而且在离体牙实验中, 用RMGIC黏结带环能承载20 N以上的力。因此, 本次分析分为3个工况, 分别为在带环的颊面管上施加近中方向、远中方向及垂直方向的拉力20 N,

材料的力学参数: 假定牙齿和牙槽骨为均值和各向同性的线弹性材料。带环为奥氏体不锈钢1Cr18Ni9Ti制成。牙齿、牙槽骨与带环的弹性模量分别为 1.86×10^4 , 1.37×10^4 , 2.1×10^5 MPa, 泊松比均为0.3。黏结剂为RMGIC。

根据RMGIC黏结剂的实验数据, 选取效果最差的情况进行有限元分析。拉伸、剪切应力都随着相对位移的增大而增大, 当应力增大至抗拉强度时, 即达到开裂水平, 黏结剂的承载能力迅速下降。在纯拉伸情况下, 黏结剂的临界开裂值为2.5 MPa; 在纯剪切情况下, 黏结剂的临界开裂值约为7.5 MPa。黏结剂的法向断裂能约为0.08 J/m², 切向断裂能约为2.1 J/m²。从中可以看出, 材料的抗剪切能力比抗拉伸能力要强得多。



图1 牙齿三维实体模型

Figure 1 A three-dimensional tooth model



图2 牙齿-牙槽骨-三面带环组合的几何结构图

Figure 2 A three-dimensional model of alveolar bone-tooth-new band

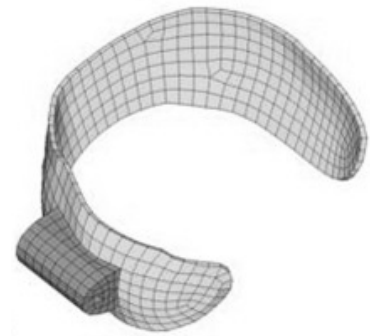


图3 新型三面带环三维实体模型

Figure 3 A three-dimensional model of new band

2 结果 Results

2.1 近中方向断裂过程数值模拟 在近中方向载荷20 N的作用下, 在颊面管与带环过渡位置产生最大拉应力达到26.2 MPa, 牙齿与牙槽骨交界处的拉应力达到4.1 MPa。整个界面单元在颊侧受到剪切作用, 在颊面管两侧的对位位置出现拉应力, 与实际情况一致。最大von-Mises应力为1.44 MPa, 其中法向应力为0.8 MPa, 切向力分别为0.59 MPa和0.68 MPa。根据界面单元的应力平方开裂准则, 其应力状态并未达到RMGIC黏结剂的开裂水平, 这表明在20 N拉力的作用下, 黏结单元不会产生破坏, 从理论上证明三面带环与RMGIC组合满足口腔正畸的使用要求。

2.2 远中方向断裂过程数值模拟 在远中方向载荷20 N的作用下, 在颊面管与带环过渡位置产生最大拉应力达到26.2 MPa, 牙齿与牙槽骨交界处的拉应力达到4.1 MPa, 与近中方向载荷20 N产生的应力状态相当。

整个界面单元在颊侧受到剪切作用, 最大von-Mises应力为1.44 MPa, 其中法向应力为0.98 MPa。由于三面带环在近中侧面缺少约束, 与近中方向0.8 MPa相比, 界面单元的法向拉应力更大。切向力分别为0.76 MPa和0.54 MPa, 应力状态并未达到RMGIC黏结剂的开裂水平, 这表明在20 N拉力的作用下, 黏结单元同样没有产生破坏。

2.3 垂直方向断裂过程数值模拟 在垂直方向上施加20 N载荷, 在颊面管与带环过渡位置产生最大拉应力达到36.4 MPa, 牙齿与牙槽骨交界处的拉应力达到4.1 MPa。

整个界面单元在颊侧受到剪切作用, 最大von-Mises应力为2.6 MPa, 其中界面单元在颊面管下部对位位置产生最大法向拉应力为1.75 MPa, 大于近中、远中方向同样的载荷值引起的法向应力0.8, 0.98 MPa, 这是由于带环在垂直方向的宽度为4 mm, 横向的扭转刚度弱于垂向的扭转刚度。切向应力分别为0.88 MPa和1.25 MPa, 综合起来, 根据界面单元的开裂准则, 并未达到RMGIC黏结剂的开裂水平, 这表明在20 N拉力的作用下, 黏结单元同样没有产生破坏。

3 讨论 Discussion

3.1 新型带环的优势 ①内聚设计与牙冠更密贴。②减小

近中面可减少牙周病的发生。③可焊接正畸附件。④只有三种型号, 操作简便。⑤无需分牙。

3.2 有限元模型与实物的几何相似性 建立合理的有限元模型是有限元法应用的关键。对牙颌复合体进行三维重建常用的方法包括磨片、切片法, 三维测量法, CT胶片处理及直接利用数字CT图像的方法^[18-20], 这3种方法都存在一定的局限性。而电子计算机与放射诊断学的结合为医学影像学的发展开辟了广阔的空间。近几年, 螺旋CT的出现更是一个重大的飞跃^[21]。利用CT扫描技术、数字图像局域网传输及数据处理和CAD软件相结合的方法建立有限元模型, 保证了每一个环节均为数字化操作, 避免了数据丢失。因此, 得到的模型具有良好的几何相似性。

3.3 有限元模型与实际环境的力学相似性 有限元计算结果的有效性在很大程度上取决于模型的力学相似性, 即载荷条件、边界条件和材料的力学特性参数^[22-23]。但要把生物界的复杂性用有限元模型完全表达出来是不可能的。如何把这些复杂性合理简化就成为有限元建模的关键问题。因带环与牙齿结合过程中用胶量的不确定性, 以及无法确定胶的固体力学参数等因素, 为了便于建模及分析, 实验中省略了胶的环节, 而将带环的内表面假设为与牙齿的外表面完全配合的位移固定。由于带环的脱落多取决于带环内表面黏结应力过大而导致胶接失效, 因此通过比较不同带环固定面的应力数值即可以确定带环的稳定性。

3.4 有限元分析软件的选择 由于材料单一, 本实验初步选择利用Solidworks自带工具COSMOSXpress进行带环的应力分析。但由于COSMOSXpres对网格精度的控制只能达到0.1 mm, 而带环的厚度在0.18-0.20 mm之间, 因此COSMOSXpress无法满足应力分析的精度^[24]。而Ansys软件可以根据精度要求选择适当的网格精度, 对于小尺寸模型的力学模拟更为真实有效。

3.5 实验过程的力学合理性 固定矫治器的一个主要特点是能有效控制矫治牙各个方向的移动^[25]。正畸治疗主要是通过施力于矫治牙使其移至需要的位置而建立正常的颌关系。矫治器能使牙齿作近远中向、唇颊舌向及颌向等各个方向的移动, 并且在牙齿移动时能做到控根移动。如当牙齿

近远中移动时,弓丝沿槽沟滑动;前牙唇向移动时,弓丝沿方形末端管滑动。在牙作颌向移动时,弓丝对槽沟壁施以使牙升高或压低的力。在作控根移动时,以上前牙舌向移动为例,弓丝前部作适当的牙根舌向转矩后再嵌入槽沟施以转矩力,使牙根舌向移动及牙冠唇向移动;当同时以后牙作支抗施于前牙舌向移动的颌内牵引力时,则产生前牙倾斜移动即冠舌向移动,根唇向移动。而当此两种力同时施于牙上,并在两个力的大小间作不同的调节时,即可使牙齿作整体移动或只是牙根或牙冠移动的控根移动。

由矫治器的特点和基本原理可以看出,带环受力为3种正交方向合力的1种,即包含了矫治过程中的所有治疗力。支抗的受力点在带环的槽沟和拉钩处,这两个附件都焊在带环颊侧面上,受力情况相似,可以都在带环的拉钩上进行力的加载分析。

3.6 三维有限元预测牙釉质-黏结剂-带环的应力分布情况的讨论 采用三维有限元方法是应用Abaqus软件对牙釉质-黏结剂-C形带环(金属体)进行三维实体建模,从物理及数学角度对牙釉质-胶体-C形带环实体进行加载模拟,来预测带环的应力分布与位移量的变化规律。

在牙颌组织建模中,不同的组织其力学性能呈现多样性,包括牙齿、牙周膜、牙槽骨等,它们的力学性能并不相同。有学者认为研究材料为各向异性或同性、均质或非均质等假设条件的差别,不足以对实验结果产生有意义的影响,没必要加以区分。以往的学术研究也得出同样的结论^[1-11]。因此,本实验为了简化计算,将模型中的牙齿、带环、牙槽骨均简化为均质、各向同性的线弹性体。

本实验中在垂直方向载荷20 N(约2 000 g)时,C形带环的颊面管处受到拉应力达到36.4 MPa,牙齿上与牙槽骨交界处的拉应力达到4.1 MPa,整个界面单元在颊侧受到剪切作用,最大von-Mises应力为2.6 MPa,C形带环在受到垂直向的加载后,颊面管上、下区域均受到拉应力最大,带环的舌侧区域压应力最大,这说明在临床上带环脱落前会受到垂直向的扭矩,而颊面管处的拉应力最大,是C形带环主要的脱落位点。

通过三维有限元进行数值模拟,可以看出在同样载荷、同样使用树脂加强型玻璃离子的情况下,C形带环黏结区域所受的应力比传统带环大,但并未达到树脂加强型玻璃离子黏结剂的临床开裂极限,因此从理论上认为C形带环能够满足临床要求。

作者贡献: 周珊负责带环设计及制作,徐旭光负责带环设计,周珊、陆晓丽负责实验操作及整理数据,周珊对文章负责。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 牙齿供者对实验知情同意。

学术术语: 材料断裂能-即单位面积材料在断裂破坏过程中所吸收的总能量,可分为法向断裂能和切向断裂能。

作者声明: 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和

专利争议,内容及数据真实,文责自负。

4 参考文献 References

- [1] 姜清玲. 粘结型颊面管在固定正畸中的应用[J]. 中国当代医学, 2007,6(12):63-64.
- [2] 尹艳春,侯景秋,彭惠,等. 直接粘结型颊面管在正畸中的应用现状和前景[J]. 国际口腔医学杂志,2010,37(2):214-217.
- [3] 袁元. 直接粘结颊面管与带环颊面管在直丝弓矫治技术中的对比研究[J]. 临床口腔医学杂志,2007,23(4):231-232.
- [4] 刘文,王艳,沈红. 磨牙带环与粘接式颊面管的临床应用比较[J]. 实用口腔医学杂志, 2009,25(1):135-136.
- [5] 周卉,陈文杰. 固定正畸中使用颊面管支抗牙与使用带环支抗牙卫生状况临床研究[J]. 医学研究杂志,2006,35(10):63-64.
- [6] 徐宏志,滕瑜,李阳飞,等. 固定正畸儿童的牙周状况分析[J]. 牙体牙髓牙周病学杂志,2004,14(11):634.
- [7] 蒋孝煜. 有限元法基础[M]. 2版. 北京:清华大学出版社,1992.
- [8] Huiskes R,Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics. The first decade. J Biomech. 1983; 16(6):385-409.
- [9] 魏洪涛,张天夫,曾晨光,等. 牙颌三维有限元模型生成方法的探讨[J]. 白求恩医科大学学报,2000,26(2):150-151.
- [10] Farah JW,Craig RG,Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-514.
- [11] Brian Lawn. 脆性固体断裂力学[M]. 龚江宏译. 北京:高等教育出版社,2010.
- [12] 朱向荣,王金昌. ABAQUS软件中部分土模型简介及其工程应用[J]. 岩土力学,2004,25(2):144-148.
- [13] 周储伟,杨卫,方岱宁. 内聚力界面单元与复合材料的界面损伤分析[J]. 力学学报,1999, 3(3):18-19.
- [14] 周栾慧,彭高峰,杨四维. 正畸支抗种植体的三维有限元研究进展[J]. 口腔医学,2009,29(7):383-384.
- [15] Chen S,Lou H,Guo L, et al. 3-D finite element modelling of facial soft tissue and preliminary application in orthodontics. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2012;15(3): 255-261.
- [16] Montenegro VC,Jones A,Petocz P, et al. Physical properties of root cementum: Part 22. Root resorption after the application of light and heavy extrusive orthodontic forces: a microcomputed tomography study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141 (1):e1-9.
- [17] Wiltshire WA. Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994;106(2):127-130.
- [18] 衡士超,程勇,李波,等. 锥形束CT结合simplant软件在颌面部三维测量中的初步研究[J]. 口腔医学研究,2011,27(1):60-63.
- [19] 周洪,张艳宁,冯耀普,等. 基于X线和激光扫描的颌面部三维重建与手术模拟系统的研究[J]. 华西口腔医学杂志, 2010,29(4):339-343.
- [20] 许菲菲,包宏. 基于复杂图形的三维重建方法及实现[J]. 计算机应用研究,2006,23(4):129-134.
- [21] 童双立. 多层螺旋CT的新进展[J]. CT理论与应用研究, 2005, 14(4): 50-53.
- [22] 刘永军,李宏男,林泉. 有限元计算结果可视化显示[J]. 大连理工大学学报,2002,42(6):728-731.
- [23] 武君胜. 有限元分析计算中的可视化技术及其实现[J]. 计算机辅助工程,1995,4(1):47-51.
- [24] 刘小斌. 基于COSMOSXpress的应力分析[J]. 兰州工业高等专科学校学报,2004,11(2):16-18.
- [25] 杜丽君. 直丝弓与方丝弓矫治器的疗效比较[J]. 中国当代医药, 2012,19(2):183-187.