

基于3D打印的无托槽隐形正畸矫治器矫治力研究

张焱^{1,2}, 刘红忠¹, 周宏志², 刘登科³, 张国川³

(1. 西安交通大学, 陕西 西安 710049; 2. 西安交通大学苏州研究院, 江苏 苏州 215123;
3. 湖南理工学院, 湖南 岳阳 414006)

摘要: 采用3D打印技术与数字化医疗技术制造的无托槽隐形正畸矫治器, 能为口腔错颌畸形患者提供个性化治疗。建立高仿真度的口腔上颌数字实体模型, 采用状态非线性有限元分析法, 获得隐形矫治器作用下双侧中切牙舌向平移0.35 mm时前牙相关组织的应力分布及位移趋势, 最后通过电阻应变片测量法进行矫治力实验研究。

关键词: 无托槽隐形正畸矫治器; 光固化3D打印; 矫治力; 电阻应变片; 有限元分析

中图分类号: R783.5

文献标识码: A

文章编号: 1672-5298(2022)02-0001-06

Orthodontic Force of Invisible Orthodontic Appliance Without Bracket Based on 3D Printing

ZHANG Yan^{1,2}, LIU Hongzhong¹, ZHOU Hongzhi²,
LIU Dengke³, ZHANG Guochuan³

(1. Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;
2. Suzhou Research Institute, Xi'an Jiaotong University, Suzhou 215123, China;
3. Hunan Institute of Science and Technology, Yueyang 414006, China)

Abstract: The invisible orthodontic appliance without bracket manufactured by 3D printing technology and digital medical technology can provide personalized treatment for patients with oral malocclusion. A high simulation oral maxillary digital solid model was established, and the state nonlinear finite element analysis method was used to obtain the stress distribution and displacement trend of anterior teeth when the lingual translation of bilateral central incisors was 0.35 mm under the action of invisible appliance, finally, the experimental study of orthodontic force was carried out by measuring the resistance strain gage.

Key words: invisible orthodontic appliance without bracket; light-curing 3D printing; orthodontic force; resistance strain gage; finite element analysis

无托槽隐形正畸矫治器是基于光固化3D打印技术的新型正畸矫治器具。与传统的固定式托槽矫治器相比, 其制作流程简单高效, 操作方便, 佩戴起来安全舒适, 深受临床医生和错颌畸形患者喜爱^[1,2]。隐形矫治器由医用高分子材料膜片热压而成, 其力学性能由材料本身的特性、膜片厚度以及矫治位移量共同决定^[3]。隐形矫治器通过形变产生回弹力, 促使畸形牙齿小范围移动逐步实现正畸矫正效果, 单步矫治位移量为0.25~0.33 mm^[4]。

矫治力决定了矫治效果和患者佩戴时的舒适度, 是隐形矫治器极其重要的性能指标。覃思文^[5]等利用三维有限元分析方法对无托槽隐形矫治器远中移动上颌尖牙的应力化趋势进行初步探索, 结果表明无托槽隐形矫治器远中移动上颌尖牙0.25~0.45 mm时, 牙体、牙周膜及牙槽骨的最大应力与移动距离可能存在对数回归关系。增加过矫治量对牙体、牙周膜及牙槽骨的应力变化影响较大, 需要对移动距离之间进行精确计算与设计。Lombardo^[6]等发现双层复合材料的隐形矫治器最大应力为单层的1/4, 且在热压成型过程中会消除0.05 mm厚度的分离层, 与牙列贴合更紧密, 增加隐形矫治器的固位力。李晓玮^[7]等采用位移传感器得到0.2~0.6 mm位移设计量下隐形矫治器的矫治力平均值分别为8.047 N、9.250 N、10.189 N、11.821 N、12.247 N。研究结果表明, 矫治器的矫治力与位移量正相关, 建议上中切牙舌向平移时, 单步位移量不要超过0.5 mm。而Rossini^[8]等研究矫正器治疗(CAT)在控制正畸牙齿移动方面的疗效, 得出的结论是, 位移量至少是1.5 mm时, 上颌磨牙移动趋势显示出最高的可预测性(88%)。杨晓丽^[9]对上颌中切牙的

收稿日期: 2021-10-10

基金项目: 湖南省自然科学基金面上项目(2021JJ30302); 湖南省教育厅科学研究重点项目(20A216)

作者简介: 张焱, 男, 博士, 高级工程师。主要研究方向: 激光加工和3D打印

转矩力作用下的切牙应力分布和位移趋势进行研究, 结果表明, 不同加载方式内收上颌中切牙时其移动方式不同, 在矫治器切牙唇侧颈部和腭侧切缘区域增加合适的压力点, 可以实现牙齿的转矩移动.

本文在确保隐形矫治器实物和数字化模型精准程度较高的前提条件下, 采用有限元分析法和电阻应变片法相结合的方式, 对上颌中切牙舌向移动时前牙的应力分布及位移趋势进行研究.

1 仿真分析

1.1 方法和模型

基于志愿者颅骨 CBCT 的数据逆向重建口腔真实牙颌模型, 并对此模型的牙冠和光栅扫描石膏模型获得的牙冠数据进行拟合, 建立包含牙根、牙槽骨、临床牙冠、牙周膜以及隐形矫治器的上颌口腔三维数字化实体模型. 志愿者头颅骨 CBCT 的 DICOM 格式扫描数据如图 1 所示, 生成的牙颌模型如图 2 所示.

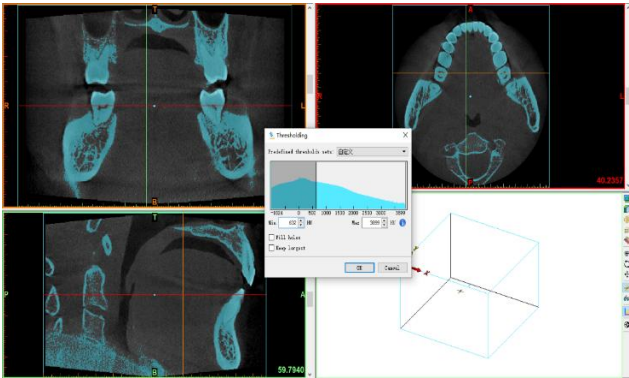


图 1 阈值调整图



图 2 牙齿和牙槽骨

隐形矫治器几何模型有扫描法和覆形法两种构建方式^[10]. 本文采取覆形法获得等厚度的隐形矫治器模型. 参照文献[11~13], 各组织的模型均设置为线弹性材料, 相关材料参数见表 1.

医学领域中骨组织解剖结构形状整体比较复杂, 采用三维实体单元的有限元分析结果更可靠^[14]. 为了能够得到比较精确的数据结果, 将所有模型划分为四面体为主的混合网格, 并对接触区域网格进行再加密, 划分结果如图 3 所示, 模型网格数量见表 2.



图 3 有限元模型

表 1 材料参数

材料	杨氏模量 / MPa	泊松比
牙齿	18600	0.3
牙槽骨	13700	0.3
牙周膜	0.66	0.46
隐形矫治器	2050	0.36

表 2 模型网格数量

模型	单元数	节点数
上颌牙列	4803	7380
牙槽骨	54489	89229
牙周膜	4971	10041
隐形矫治器	110252	188640
总模型	360150	627713

1.2 结果与分析

1.2.1 上颌前牙及牙周膜等效应力分布

上颌两中切牙位移量相同, 双侧牙齿应力分布大致相似. 上颌前牙及牙周膜的等效应力分布如图 4~6 所示.

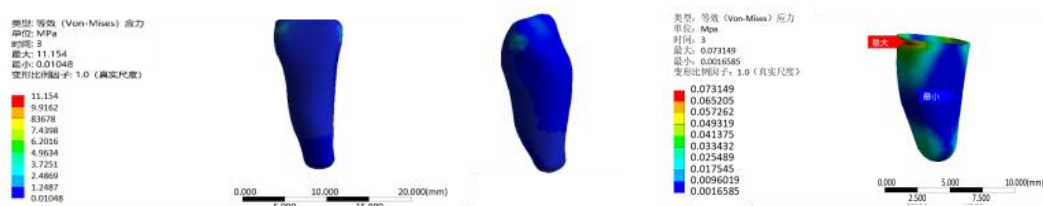


图4 中切牙及牙周膜等效应力分布

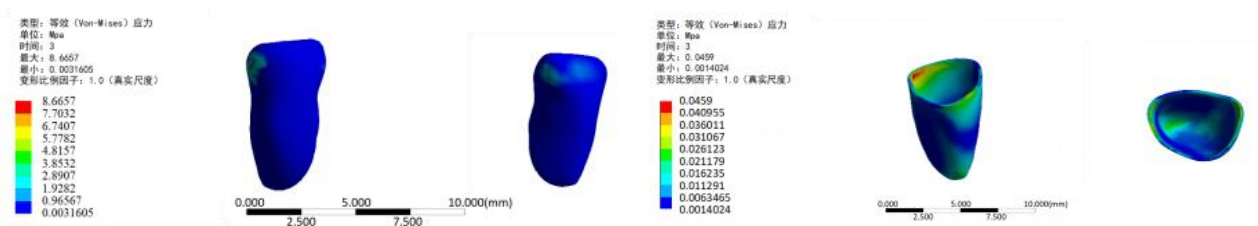


图5 侧切牙及牙周膜等效应力分布

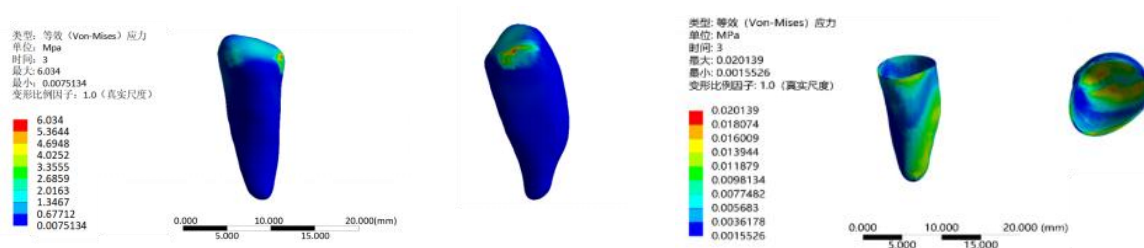


图6 尖牙及牙周膜等效应力分布

结果显示, 上颌中切牙近中侧和远中侧的牙冠切缘部分都出现较大的等效应力集中区域, 且远中侧等效应力区域范围明显大于近中侧. 中切牙的牙周膜舌侧颈部和唇侧颈部区域有等效应力集中, 唇侧和舌侧的根部 1/3 区域均存在等效应力集中, 根尖区域无明显应力分布. 侧切牙的受力情况与中切牙相似, 但牙冠舌侧窝区域有部分应力集中. 侧切牙牙周膜舌侧面颈部偏近中区域有应力集中, 舌侧面根尖底部接触区域应力较大. 尖牙牙冠的唇舌两侧都存在应力集中区域, 其中舌侧顶部区域受力较为明显, 且冠方远中侧应力大于近中侧. 尖牙牙周膜颈部以下 2/3 区域的远中面与唇侧有应力集中区域, 且根尖底部存在应力集中. 尖牙存在近中向扭转并伴有压低趋势.

1.2.2 上颌中切应变及位移趋势

上颌中切应变及位移趋势如图 7 和图 8 所示.

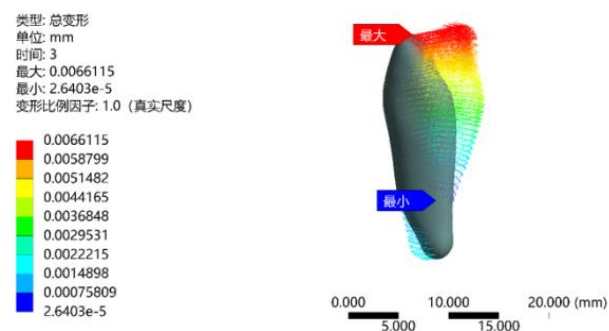


图7 上颌中切牙总变形矢量方向

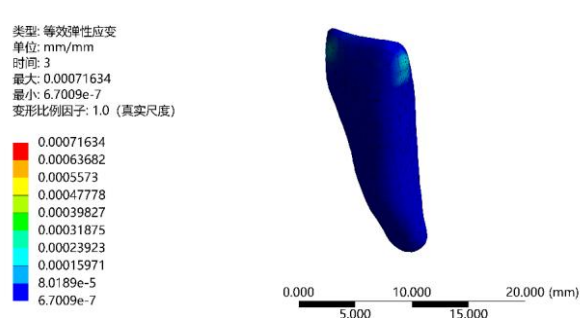


图8 上颌中切牙等效弹性应变

由图 7 可知, 隐形矫治器双侧中切牙舌向整体平移 0.35 mm 的位移量作用下, 上颌中切牙的运动趋势为

舌向倾斜移动. 最大变形量在牙冠与矫治器接触区域, 即冠方 1/3 到顶部区域, 变形量最大为 0.0067 mm, 最小变形量区域位于牙根根尖 1/3 处, 该处即为中切牙倾斜移动时的转动中心.

由图 8 可知, 中切牙最大等效微应变量为 716.34, 近中 1/3 牙冠和远中 1/3 牙冠点位的微应变远高于其他点位, 根尖点几乎为零, 分布规律和等效应力分布趋势相同. 选取中切牙牙体表面 10 个特殊节点, 如图 9 所示. 利用探针获取牙体 10 个节点的等效应力应变以及位移趋势, 所得数据结果见表 3 和表 4. 从表 3 可知, 中切牙牙冠 1/3 处的应力和应变最大, 冠方舌侧窝点和顶点受力较小, 根尖点的应变最小几乎为零.

表 3 中切牙特征点等效应力应变		
特征点	等效应力/ MPa	等效微应变
冠方切缘顶点	0.77841	53.8
近中 1/3 牙冠点	1.6852	250.7
远中 1/3 牙冠点	2.6052	166
冠方舌侧窝点	0.31503	16.1
冠方舌侧顶点	0.20322	12.1
冠方唇侧 1/2 中点	0.60794	25.4
冠方唇侧面顶点	0.17341	10.6
近中牙根 1/3 点	0.0891	6.60
远中牙根 1/3 点	0.15213	6.93
根尖点	0.0295	1.73

表 4 中切牙特征点各方向位移(单位: mm)				
特征点	X 位移	Y 位移	Z 位移	总位移
冠方切缘顶点	3.52E-04	6.27E-03	-1.28E-03	6.41E-03
近中 1/3 牙冠点	6.40E-04	5.33E-03	-1.18E-03	5.67E-03
远中 1/3 牙冠点	1.01E-05	5.21E-03	-6.95E-04	5.31E-03
冠方舌侧窝点	3.00E-04	4.76E-03	3.66E-05	4.38E-03
冠方舌侧顶点	2.84E-04	3.82E-03	6.15E-04	3.84E-03
冠方唇侧 1/2 中点	2.85E-04	5.10E-03	-1.89E-03	5.36E-03
冠方唇侧面顶点	2.40E-04	3.27E-03	-2.08E-03	4.31E-03
近中牙根 1/3 点	3.58E-05	-4.53E-04	-4.48E-04	5.99E-04
远中牙根 1/3 点	9.23E-06	-4.47E-04	6.52E-05	3.87E-04
根尖点	-8.32E-05	-1.92E-03	6.72E-05	1.90E-03

由表 4 还可知, 中切牙体 10 个特征点的总位移趋势从冠方到根部递减, 根尖点比根部 1/3 区域的位移量要大. X 向的位移量明显要比 Y、Z 方向的位移量小. 从图 10 可知, 中切牙体 Y 方向在近中牙根 1/3 点以上的位移量都是正数, 以下位移为负数, 说明中切牙存在舌向倾斜移动, 转动中心大致位于牙根 1/3 的区域; X 向的位移接近于零, Z 方向的位移为少量负值, 提示中切牙在垂直方向有根向压紧趋势. 这是因为在设置边界条件时, 第二磨牙和矫治器的接触面设定为绑定接触, 可以模拟后牙区施加固位力, 这样能够有效防止牙齿的伸长趋势.

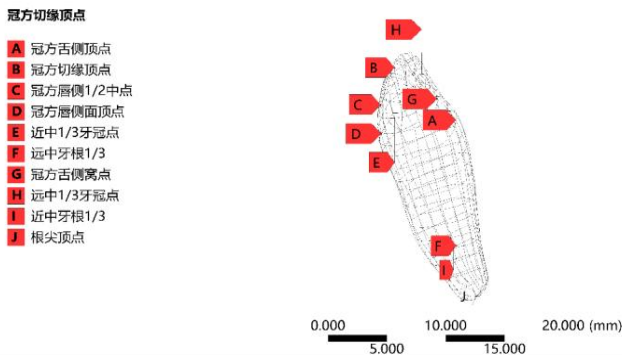


图 9 中切牙观测点位

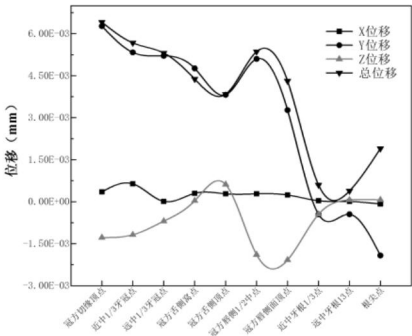


图 10 中切牙观测点位移

2 实验研究

2.1 实验材料及设备

除材料本身的弹性模量和应力松弛以外, 矫治器的位移量、厚度都与矫治力的大小相关. 本文通过电阻应变片法测量隐形矫治器作用下上颌双侧中切牙整体平移 0.35 mm 时中切牙应变大小.

主要实验设备: 静态电阻应变仪(图 11), 型号 CM-1L-8, 秦皇岛市信恒电子科技有限公司; 应变片(图 12), 型号 BX120-0.5AA, 浙江黄岩测试仪器厂.

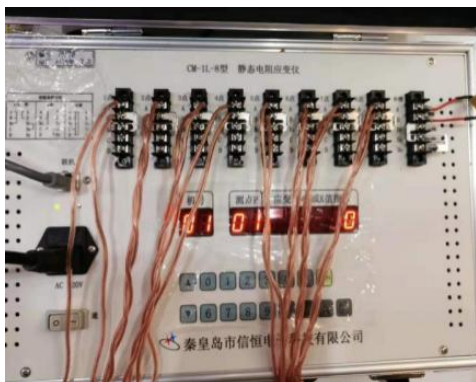


图 11 静态电阻应变仪

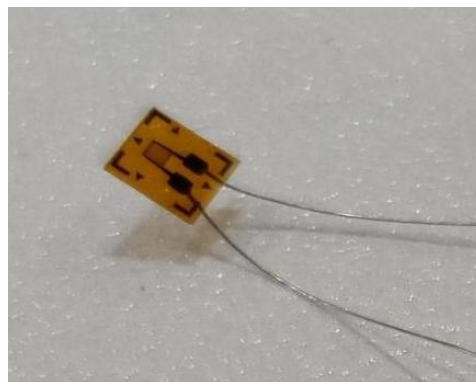


图 12 电阻应变片

2.2 实验内容和步骤

根据中切牙牙冠解剖特点, 将中切牙唇面分为 9 个区域^[15], 选取冠方近中、中、远中与唇面中 1/3 分别为 1, 2, 3 号观测区, 牙冠舌侧面选取舌窝为 4 号点, 舌面隆突最高点为 5 号点, 如图 13 所示. 将隐形牙套分为 0.5 mm、0.625 mm、0.75 mm、1 mm 四个组, 每组六个模型分别编号 1~6.

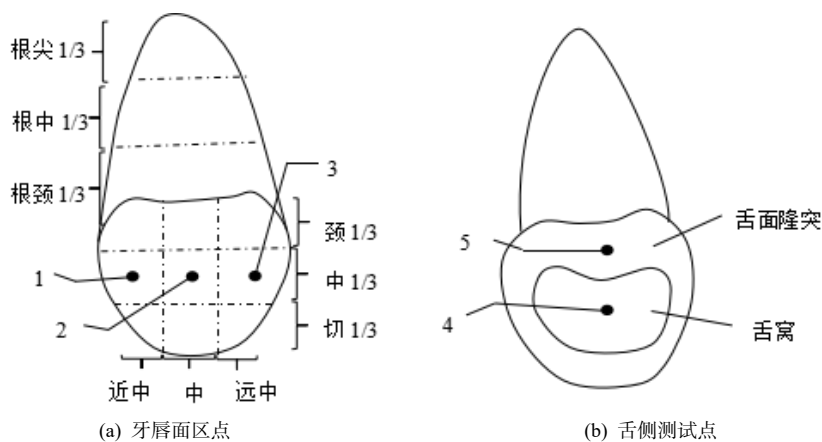


图 13 测试点

根据惠斯通电桥平衡原理, 将应变片的接线端与应变仪相连, 电路接线方式有 1/4 桥、半桥以及全桥三种接线方式. 本次实验采用的是 1/4 桥, 不考虑测试环境温度影响, 测试所得应变即为真实应变大小. 对 0.5 mm、0.625 mm、0.75 mm 和 1 mm 四种不同厚度的矫治器进行测量, 每组实验样本为 6 个, 依次记录共测得 120 个应变值. 实验平台如图 14 所示.



图 14 实验平台

2.3 实验结果与分析

实验结果数据采用均数 \pm 标准差($\bar{x} \pm s$)表示, 并使用 SPSS 24.0 软件进行统计分析, 结果见表 5、图 15 和图 16.

表 5 四种厚度隐形矫治器中切牙各部位的应变

测试点	0.5 / mm	0.625 / mm	0.75 / mm	1 / mm	P 值
1	432 \pm 122.256	1231 \pm 103.235	1654 \pm 133.782	2762 \pm 236.534	0.023
2	386 \pm 89.763	1132 \pm 79.376	1683 \pm 67.354	2601 \pm 132.578	0.031
3	489 \pm 136.253	1302 \pm 65.343	1832 \pm 256.122	3072 \pm 146.326	0.014
4	213 \pm 57.326	763 \pm 132.564	862 \pm 78.233	1864 \pm 256.376	0.052
5	530 \pm 118.257	1269 \pm 93.394	1762 \pm 121.356	2869 \pm 212.324	0.028
总平均值	410 \pm 104.771	1139 \pm 94.782	1558.6 \pm 131.369	2633.6 \pm 196.828	0.000

由表 5 和图 15 可知, 0.5 mm、0.625 mm、0.75 mm、1 mm 四种不同厚度隐形矫治器在上颌中切牙舌向平移 0.35 mm 的位移量条件下, 随着膜片厚度增加, 1, 2, 3, 5 这四个点上的应变增加, 中切牙唇面远中区域的应变量大于近中区域的应变量, 其差异具有统计学意义($P < 0.05$), 舌侧 4 号点平均应变量最小. 结合有限元分析结果, 可以确定矫治力的大小与膜片厚度有关, 而作用方式不变.

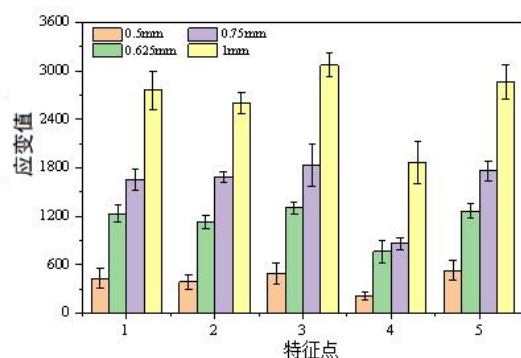


图 15 四种厚度隐形矫治器中切牙各部位的应变

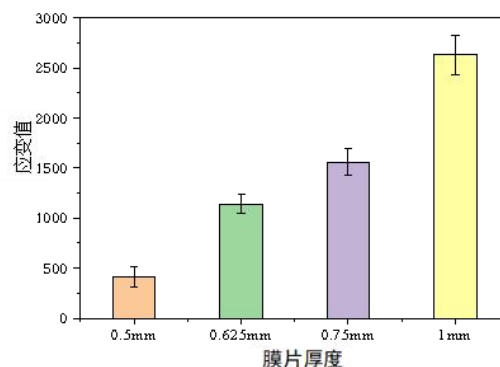


图 16 四种不同厚度隐形矫治器中切牙总体应变

从图 16 可看出, 矫治器膜片越厚, 中切牙的应变值也越大, 1 mm 厚度的 Scheu 膜片在 0.35 mm 的位移量作用下, 微应变达到最大 2600, 0.5 mm 膜片的微应变最小只有 410 左右, 0.625 mm 和 0.75 mm 的膜片中切牙冠方总的微应变相似. 树脂牙颌模型只有牙冠部分, 且为一个整体, 相对于矫治器, 材料本身的力学特性基本不会产生附加应变, 因此测量得到的应变值即为不同厚度的隐形矫治器在上颌中切牙牙冠不同接触区域下的真实应变大小. 测量结果显示, 矫治器中切牙唇侧牙冠面远中测试点的应变要大于近中测试点, 这与有限元理论分析的结果一致. 而膜片越薄其舒适感越好, 推荐正畸临床选用 0.75 mm 的膜片.

3 结束语

本文采用实测法和有限元理论分析法, 共同对隐形矫治器作用下上颌双侧中切牙舌向整体平移 0.35 mm 时的矫治力大小进行研究, 得到以下结论:

(1) 状态非线性算法求解隐形矫治器作用下, 上颌中切牙舌向平移 0.35 mm 时, 隐形矫治器前牙部分唇侧有较大变形, 后牙区的变形量较小; 上颌中切牙的等效应力最大, 其次为尖牙; 中切牙的牙周膜压应力集中分布在舌侧颈部及唇侧根部 1/3 区域, 张应力集中分布在舌侧根部 1/3 区域以及唇侧颈部区域; 上颌中切牙有舌向倾斜移动的趋势, 旋转中心位于牙根底部 1/3 处.

(下转第 30 页)