

中文摘要

无托槽隐形矫治器近中移动上颌磨牙的三维有限元研究

研究目的:

建立无托槽隐形矫治器近中移动上颌磨牙的三维有限元模型,研究无托槽隐形矫治器在使用常规步距 0.25 mm 近中移动磨牙过程中,设计不同角度远中倾斜备抗或水平粘接长臂牵引钩使用不同力值牵引,分析对目标磨牙应力分布、位移趋势的影响。本文的研究结果可为正畸医生临床应用无托槽隐形矫治器近中移动磨牙的方案设计提供有价值的参考。

研究方法:

选取一位个别正常殆成年志愿者,身体健康,无遗传病史及系统性疾病史,口腔检查牙体及牙周情况未见明显异常。志愿者拍摄 CBCT 扫描,并应用 Mimics 20.0 进行原始数据提取,再使用 Geomagic Studio 2015 和 Unigraphics NX1911 建立上颌牙列、上颌骨、牙周膜,矫治装置的三维有限元模型 3D 模型。虚拟去除 16 牙体及牙周膜结构,并在空缺处充填上颌骨组织结构,形成使用隐形矫治器长距离近中移动磨牙的三维模型。使用 Ansys Workbench 2019 进行三维有限元模型的分析,模拟临床实际情况施加载荷并通过力学分析计算结构在载荷作用下的变形,从而确定组织结构的应力分布情况和牙齿的初始位移趋势。

本实验的移动步距均设计为 0.25 mm,共设计七个工况:工况 A:第二磨牙直立于牙槽骨中,颊侧设计附件,单侧矫治器长度缩短 0.25 mm;工况 B:在工况 A 的基础上,第二磨牙初始位置更改为远中倾斜 2°;工况 C:在工况 A 的基础上,第二磨牙初始位置更改为远中倾斜 5°;工况 D:在工况 A 的基础上,第二磨牙初始位置更改为远中倾斜 8°;工况 E:第二磨牙直立于牙槽骨中,舌侧设计附件,单侧矫治器长度缩短 0.25 mm。在牙齿颊面设计长臂牵引钩,金属臂末端受到竖直向下的 150 g 力牵引;工况 F:在工况 E 的基础上,力值设置为 200 g;工况 G:在工况 E 的基础上,力值设置为 250 g。观察比较各工况目标磨牙及主要支抗牙的牙根、牙周膜应力分布及牙齿初始位移趋势。

研究结果:

成功建立右上颌第一磨牙缺失,使用隐形矫治器近中移动第二磨牙的三维有

限元模型，包括上颌牙列、上颌骨、牙周膜，隐形矫治器、附件、长臂牵引钩。

七个工况中，牙根及牙周膜的最大等效应力均出现于第二磨牙，分别集中分布在远中颊根颈 1/3 的近中侧和牙齿远中颊侧牙颈部位置。

在近远中向上，各工况第二磨牙均呈现近中倾斜移动趋势，第二前磨牙则呈现远中倾斜位移趋势。远中倾斜备抗对磨牙位移趋势影响不明显，但水平粘接牵引钩设计可有效减小磨牙近中倾斜位移趋势，效果与牵引力值正相关。

在颊舌向上，远中倾斜备抗对牙齿移动趋势无影响，牙齿仅存在微量颊舌向初始位移。水平粘接牵引钩设计加大了第二磨牙及第二前磨牙腭向初始位移趋势，随着力值增加，趋势更加明显。

在殆龈向上，远中倾斜备抗的牙齿呈现明显的伸长趋势，解释为磨牙近中直立导致。第二磨牙颊面水平粘接牵引钩使牙齿颊侧伸长，牙齿出现转矩减小的位移趋势。其余同象限牙齿也出现同类型位移，腭尖压低，颊尖伸长。

研究结论：

1、应用无托槽隐形矫治器近中移动上颌磨牙过程中，牙根最大主应力集中于磨牙远中颊根的近中面，牵引力处于一定范围时可使牙齿受力均匀，最大应力减小。力值较大时，应力集中于颊侧牙颈部，应注意牙根发生吸收的风险。

2、研究数据表明，磨牙先备抗后近移的矫治设计在初始位置仅表现出轻微的控牙能力提升效果，但在完整临床矫治过程中具有一定的应用价值。

3、水平粘接长臂牵引钩的方案设计能有效控制磨牙轴倾度，具有不依赖种植钉、可后期粘接并随时调整的优点，但是将较大幅度增加支抗消耗。

4、牵引设计将产生额外牙齿移动，本实验中应用于上颌第二磨牙，出现磨牙及支抗牙颊尖伸长、腭向倾斜等位移趋势，存在骨开窗、骨开裂及牙弓宽度缩窄等风险，临床医生需考虑此过程产生的影响。

5、为确保在安全范围施力并保证牙齿的移动效果，严谨的复诊检查至关重要。在需要长距离平移磨牙时，应考虑减少步距或设计磨牙分步移动。

关键词：

无托槽隐形矫治器，有限元分析，第二磨牙，近中移动

Abstract

Three-dimensional finite element analysis of maxillary molar mesial movement by clear aligners

Objective:

The three-dimensional finite element model of maxillary molar mesial movement by clear aligners was established. In this study, clear aligners were designed with different distal tilt angles or long-arm traction hooks to pull with varying values of force during a conventional stride of 0.25mm in molar mesial movement, and their effects on the stress distribution and displacement trend of target molars were analyzed. The results of this paper can provide a valuable reference for orthodontists to apply clear aligners in the clinical application of molar mesial movement.

Method:

Select an adult volunteer with an individual normal bite, in good health, no genetic or systemic diseases history, and no obvious abnormalities in dental examination and periodontal condition. The volunteer took CBCT scans, applied Mimics 20.0 for raw data extraction, and then used Geomagic Studio 2015 and Unigraphics NX1911 to build a 3D model of maxillary dentition, maxilla, periodontal membrane, and orthodontic device. Virtually remove 16 tooth bodies and periodontal membrane structures, and fill the gaps with maxillary tissue structures to form a three-dimensional model of using clear aligners to move molars over long distances. Ansys Workbench 2019 was used for 3D finite element model analysis, simulated clinical realities of applied loads, and calculated the deformation of the structure under load through mechanical analysis to obtain the stress distribution of the tissue structure and the initial displacement trend of the teeth. The step distance of this experiment was designed to be 0.25mm, and seven configurations were designed. Configuration A: The second molar was upright in the alveolar bone, the buccal side was designed with an attachment, and the length of the clear aligner was shortened by 0.25mm; Configuration B: Based on configuration A, the initial position of the second molar was changed to a distal inclination of 2°; Configuration C: Based on configuration A, the initial position of the second molar was changed to a distal inclination of 5°; Configuration C: Based on configuration A, the initial position of

the second molar was changed to a distal inclination of 8°; Configuration E: The second molar was upright in the alveolar bone, the lingual side was designed with an attachment, and the length of the clear aligner was shortened by 0.25mm. A long-arm traction hook was designed on the buccal surface of the teeth, and the end of the metal arm was pulled by a force of 150g downward; Configuration F: Based on configuration E, the force value was set to 250g; Configuration G: Based on configuration E, the force value was set to 300g. The root, periodontal membrane stress distribution, and initial displacement trend of the target molar under different configurations were observed and compared.

Result:

A three-dimensional finite element analysis model of the maxillary first molar missing and using clear aligners to complete the maxillary second molar mesial movement was successfully established, including maxillary dentition, maxilla, periodontal membrane, invisible appliance, attachment, and long-arm traction hook.

Among the seven configurations, the maximum equivalent stress of the root and periodontal membrane appeared in the second molar, which was concentrated in the mesial side 1/3 of the distal buccal root and the neck position of the distal buccal side of the teeth.

In the sagittal direction, the second molar showed a mesial inclination movement trend in all configurations, and the second premolar showed a tendency of displacement of distal inclination. The distal inclination resistance had no obvious effect on the molar displacement trend, but the horizontal bonding traction hook design could effectively reduce the mesial inclination displacement trend of the molar, and the effect was positively correlated with the traction value.

In the horizontal direction, distal tilt resistance had no effect on the tooth movement tendency, there was only a slight shift of horizontal direction to the initial displacement of the teeth. The horizontal bonding traction hook design increases the trend of palate tilt of the second molar and the second premolar to the initial displacement, and the trend becomes more pronounced with the increase of the force.

In the vertical direction, the teeth with distal tilt show a clear tendency to elongate, which is explained by the mesial erection of the second molar. The horizontal bonding traction hook of the second molar's buccal surface elongates the tooth's buccal side, and the tooth has a tendency with reduced torque. The rest of the teeth in the quadrant

also show the same type of displacement, with the palate tip depressed and the buccal tip elongated.

Conclusion:

1. During the use of clear aligners to complete the mesial movement of a maxillary molar, the maximum principal stress of the root is concentrated on the mesial surface of the distal buccal root of the molar. When the traction force is within a suitable range, it can make the teeth evenly stressed and reduce the maximum stress. When the force value is high, the stress is concentrated in the buccal neck of the teeth, the risk of root absorption should be considered.

2. The research data show that the orthodontic design of distal tilting the teeth before mesial movement only shows a slight improvement effect of tooth control ability in the initial position, but it may have important application value in the complete clinical correction process.

3. The design of horizontal bonding of long-arm traction hook can effectively control the inclination of the molars shaft, which has the advantages of no implantation nails, can be bonded later and adjusted at any time, but will greatly increase the anchor consumption.

4. The traction design will produce additional tooth movement, which is applied to maxillary second molars in this experiment, and there is a tendency of displacements such as the molar and premolars buccal elongation, palate tilt, etc. There are risks such as bone fenestration, bone cracking, and narrowing of the width of the dental arch, and the doctor should consider the impact of this process.

5. In order to ensure that the force is applied in a safe range and to the movement effect of the teeth can be achieved, rigorous follow-up examination is essential. When long-distance translational molars are required, consideration should be given to reducing the step distance or designing step-by-step movement.

Keywords:

Clear aligner, Finite element analysis, Second molar, Mesial movement

关于学位论文使用授权的声明

本人完全了解吉林大学有关保留、使用学位论文的规定，同意吉林大学保留或向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅；本人授权吉林大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或其他复制手段保存论文和汇编本学位论文。

（保密论文在解密后应遵守此规定）

论文级别： ☒ 硕士 ☐ 博士

学科专业： 口腔医学（口腔正畸学）

论文题目： 无托槽隐形矫治器近中移动上颌磨牙的三维有限元研究

作者签名： 

指导教师签名： 

2023 年 5 月 26 日

缩略语表

缩略词	英文	中文
FEA	Finite Element Analysis	有限元分析法
CBCT	Cone Beam Computed Tomography	锥形束计算机断层扫描
CA	Clear Aligners	无托槽隐形矫治器
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	医学数字影像和通讯
MIMICS	Materialise's Interactive Medical Image Control System	Materialise 公司交互式医学图像控制系统
NURBS	Non-Uniform Rational B-Splines	非均匀有理 B 样条曲线

目 录

第 1 章 绪论.....	1
1.1 三维有限元研究进展	1
1.1.1 有限元分析法发展历程	1
1.1.2 有限元分析法在正畸领域研究进展	1
1.1.3 有限元分析法在正畸领域的优势与不足.....	2
1.2 无托槽隐形矫治研究进展	3
1.2.1 无托槽隐形矫治发展背景	3
1.2.2 无托槽隐形矫治的力学特点	4
1.2.3 无托槽隐形矫治目前的优势与不足	4
1.2.4 无托槽隐形矫治的适应证	5
1.3 磨牙近中移动研究背景	6
1.3.1 需要磨牙近中移动的原因	6
1.3.2 固定矫治器近中移动磨牙的临床方法.....	6
1.3.3 无托槽隐形矫治器近中移动磨牙的临床方法	7
1.4 本研究实际意义和研究方法.....	7
第 2 章 建立无托槽隐形矫治器近中移动上颌磨牙的三维有限元模型	8
2.1 建模材料.....	8
2.1.1 实验设备及软件.....	8
2.1.2 实验数据采集	8
2.2 建立口腔组织结构及矫治装置的三维有限元模型.....	8
2.2.1 上颌双侧牙列及上颌骨的数据提取	8
2.2.2 建立牙列、上颌骨及牙周膜曲面模型.....	9

2.2.3 建立无托槽隐形矫治器、附件和长臂牵引钩的模型	9
2.2.4 建立三维有限元模型	9
2.2.4.1 材料力学性能参数与网格划分	10
2.2.4.2 边界条件设定	11
2.2.4.3 建立坐标系	11
2.3 结果	12
2.4 讨论	12
2.5 结论	13
第 3 章 近中平移上颌第二磨牙过程中两种牙轴控制方法的力学效应研究	14
3.1 材料与方法	14
3.1.1 实验模型	14
3.1.2 旋转中心、长臂牵引钩及位移标识点设定	14
3.1.3 工况设计	14
3.1.4 评估和分析内容	16
3.2 结果	16
3.2.1 牙列初始位移趋势	16
3.2.2 牙齿近远中向初始位移趋势	19
3.2.2.1 右上颌第二磨牙近远中向位移趋势	19
3.2.2.2 右上颌前磨牙近远中向位移趋势	20
3.2.2.3 右上颌前牙近远中向位移趋势	21
3.2.3 牙齿颊舌向位移趋势	22
3.2.3.1 右上颌第二磨牙颊舌向位移趋势	22
3.2.3.2 右上颌前磨牙颊舌向位移趋势	23
3.2.4 牙齿垂直向位移趋势	24

3.2.4.1 右上颌第二磨牙骀龈向位移趋势	24
3.2.4.2 右上颌前磨牙骀龈向位移趋势	25
3.2.5 牙根 Von-Mises 应力分布	25
3.2.6 牙周膜 Von-Mises 应力分布	29
3.3 讨论	31
3.3.1 第二磨牙初始位移分析	32
3.3.2 支抗牙初始位移分析	32
3.3.3 牙根、牙周膜等效应力	33
3.3.4 磨牙远中倾斜备抗法的临床应用	34
3.3.5 隐形矫治器近中移动磨牙时长臂牵引钩的应用	35
3.3.6 本研究局限性	36
3.4 结论	36
第 4 章 全文总结	38
参考文献	39
作者简介及在学期间所取得的科研成果	46
致谢	47

第 1 章 绪论

1.1 三维有限元研究进展

1.1.1 有限元分析法发展历程

有限元分析(FEA, Finite Element Analysis)是一种应用数学模型来模拟、简化并解决复杂物理问题的方法,最早被应用于航空航天领域^[1]。其基本思想由 Richard Courant 在 20 世纪 40 年代首次提出^[2],于 1973 年被首次应用于口腔医学领域^[3],自此逐渐被越来越多的专业人员关注并应用于研究口腔组织结构的复杂生物力学原理及应力分布情况,帮助医生明确各组织结构的作用及其对外界受力的反应。

有限元分析法通过将完整的结构分散成有限个单元,构建形成网格模型模拟复杂的三维结构,并根据研究结构真实的形状、弹性模量、泊松比等属性,赋予模型相同的物理性能,进而模拟出组织结构在不同施力情况下的应力分布、应变和位移,在分析生物力学方面的研究中展现出重要价值^[4,5],并逐渐被应用于医学领域的各个学科。在正畸领域首次应用于 1980 年^[6],用于研究在不同载荷下的牙体受力情况、位移趋势,并分析牙周膜应力分布情况。1989 年,周书敏^[7]应用有限元分析法分析不同载荷下牙周支持组织的应力分布,自此有限元分析法开始被国内学者广泛应用于口腔医学领域的研究中,在口腔正畸学、口腔修复学、口腔种植学以及颌面外科学均有重要的研究成果^[8-12]。

近年来,得益于计算机技术和影像学的发展,有限元分析从最初的二维有限元模型变为三维有限元模型分析^[13],从单颗牙齿模型分析变为整个矫治系统力学分析,数据采集方法也从原始的三维测量等方法变为 CT 扫描采集数据,模型更加清晰复杂,具有更高的还原性和精确性,目前已经成为一种常用的理论力学分析方法。

1.1.2 有限元分析法在正畸领域研究进展

三维有限元分析法在正畸领域常用来模拟复杂的生物组织结构,研究它们的受力变化,以便更好的明确这些结构在行使功能或治疗过程中如何协同发挥作用,帮助医生更有效地设计治疗方案,是目前较为常用的分析方法之一。根据以

往的研究表明,通过三维有限元分析法在一定程度上可以还原口腔组织、口腔临床材料的物理性能,分析施加在口腔组织结构的应力分布以及位移情况^[4-5]。

胥鹏飞^[14]等建立牙周炎患者三维有限元模型,分析隐形矫治器压低前牙时牙周膜应力分布,认为使用中等硬度矫治器配合较小步距有利于牙周健康的维护。徐子卿^[15]建立三维有限元模型模拟舌侧矫治滑动内收上颌前牙,研究前牙的转矩控制及牙弓形态变化,为临床舌侧正畸提供数据基础。马璇^[16]等建立三维模型研究下颌唇挡的临床作用,认为可能造成磨牙远中倾斜、下切牙唇倾等问题,为临床治疗中下颌唇挡的适应证提供依据。姜金刚^[17]等通过建立矫治力模型研究垂直关闭曲和 Omega 曲的矫治力,为两种矫治曲的临床使用提供理论参考,林青^[18]等通过建立上颌组牙扩弓三维有限元模型,研究了隐形矫治扩弓过程每颗牙的应力分布,为临床医生的支抗及固位设计提供参考。Cortona^[19]等对使用无托槽隐形矫治器扭转下颌第二前磨牙过程中不同附件及步距的影响进行研究,认为扭转步距为 1° 或 2° 优于 3°。Kim^[20]等通过研究下颌尖牙附件设计,认为无托槽隐形矫治系统中舌侧附件较颊侧附件更能控制尖牙的转矩。Inoue^[21]等利用有限元分析研究不同热压膜材料产生正畸力的区别,认为材料弹性模量与正畸力正相关。施则安^[22]等建立有限元模型研究微种植体在隐形矫治内收压低上前牙的作用,比较不同牵引下的效果差异,认为植体位于中切牙之间更利于转矩控制,位于中切牙和侧切牙之间更利于压低前牙,均能减少过山车效应发生的可能。

1.1.3 有限元分析法在正畸领域的优势与不足

有限元分析法具有操作简便,得出结论快速、可重复等优点,而且对于牙体及牙周膜等难以直接测量应力的口腔组织,有限元分析法可以模拟分析其受力分布、观测牙齿位移趋势,对于口腔结构在生理过程中或治疗过程中的复杂生物力学问题可以快速高效的得出结果。此外,虚拟理想模型的应用避免了其他因素的干扰,而且不依赖于大量样本,这在医学领域中优势十分明显。医学研究常面临两个问题:(1)临床中患者情况各不相同,治疗方案的设计“量体裁衣”,治疗效果受到多方面的影响,尽管设计严格的病例选择标准,各学者研究结果依旧常-彼此冲突不得定论。(2)对于比较新的领域,临床样本严重缺少,难以研究得出普适性结论。而使用有限元分析法通过建立虚拟的理想模型,仅需少量样本数

据即可得出具有高重复性、低误差率的结果^[23,24]，为临床医生治疗设计提供理论基础。

但受到目前计算机技术的限制，有限元分析法仍存在一些不足之处亟待解决：口腔活体组织具有动态性、各向异性的特点，通过此种研究方法建立的三维模型并不能完全还原口腔结构的受力反应以及生理或病理变化。口腔临床材料结构也十分复杂，在口腔环境中其物理性能常发生变化，并不能被实验完全模拟。另外，目前最为普及的建模方法是通过锥形束计算机断层扫描 (Cone Beam Computed Tomography, CBCT)扫描获得原始数据^[25-27]，虽然具有高精确性的特点，但仍然无法准确分离牙周膜等结构，实验中常通过后期构建平均厚度的牙周膜而存在误差，因此得出的结论仍需临床验证。相信随着技术的发展，有限元分析技术将得到逐步完善，通过更加精确、真实的三维模型解决口腔领域的难题。

1.2 无托槽隐形矫治研究进展

1.2.1 无托槽隐形矫治发展背景

1945 年，Kesling 提出了隐形矫治的概念，即通过使用热塑性压膜材料小范围移动牙齿，可以完成传统固定矫治后的咬合调整^[28]。经过学者们的多年研究探索，随着新材料的发明和数字化的发展，Invisalign 公司于 1997 年将新型热压膜材料和计算机技术相结合，推出了商业化的无托槽隐形矫治器 (Clear Aligners, CA)，使用数字化技术精确控制牙齿移动，相较于传统固定矫治器更加美观、舒适，可以更好的满足人们日益增长的在正畸过程中的美观需求^[29,30]。随后时代天使公司与技术团队在 2002 年协作开发了国产无托槽隐形矫治系统，正雅等其他国产隐形矫治系统也相继出现^[31]。最初无托槽隐形矫治技术仅应用于治疗简单正畸病例，且临床效果存在争议。近年来材料和技术飞速发展，关于隐形矫治力学、附件设计、牙齿移动方式，支抗保护等方面的相关研究也越来越多^[32-37]，各隐形矫治公司也不断推出各种专利产品和附加装置以提高牙齿移动实现效率，目前 CA 逐渐具有更广泛的适应证^[38,39]，被越来越多的医生和患者接受并大量应用于临床，给医生带来全新矫治理念的同时也提升了患者矫治体验，但仍存在矫治设计研究缺少、力学机制不明的问题。

1.2.2 无托槽隐形矫治的力学特点

CA 由热压膜弹性材料制作,目标位的矫治器与初始位的牙列存在少量差异,在佩戴到牙齿上的过程中发生弹性形变而产生作用力,使牙齿发生移动。因材料特殊的物理性能,隐形矫治器的施力模式与传统固定矫治器存在很大差别。

不同于传统固定矫治器具有较为稳定持续的矫治力,隐形矫治器在矫治过程中存在明显的力值衰减,初戴时应力超过安全范围但衰减迅速^[40],如此大的力值被部分学者认为对患者牙周健康存在影响。受到材料刚度限制,隐形矫治器对牙齿的控制能力较差^[41-43],在需远距离平移牙齿或内收前牙时牙齿容易失去控制出现不希望的倾斜移动,存在骨开窗、骨开裂以及垂直向失控出现“过山车效应”的风险。同时,隐形矫治中牙齿移动是通过矫治器的缩短实现,此过程中无论何种支抗设计,支抗牙难以避免受到较大的拉力而出现倾斜,导致整个矫治系统失控。

隐形矫治器完整包裹整个牙列,通过数字化设计牙齿的移动,这使其施力特点具有如下优点:(1)可以在三维方向上精准施力^[44],减少牙齿往复移动;(2)对于部分牙齿移动类型,隐形矫治的施力方向更接近牙齿阻抗中心,在前牙压低过程中的优势十分明显;(3)通过设计牙齿移动顺序,使多数牙齿保持不动,可以更好的利用组牙支抗^[45,46],在实现牙齿的序列化远中移动时比固定矫治器更简单高效^[47]。无托槽隐形矫治技术需要临床医生具有一定的经验,可以预见到矫治过程中可能存在的问题并选择合适的应对方法,了解矫治器施力特点并在方案设计过程中利用其优势,并使用过矫正设计、支抗增强方法弥补其控制不足的问题,使用 Power arm, Bite ramp, 微种植体,颌间牵引等装置辅助进行一些较难实现的牙齿移动^[36,37]。

1.2.3 无托槽隐形矫治目前的优势与不足

CA 相较于传统固定矫治器更加满足了人们的美观需求,同时具有佩戴舒适、复诊间隔长,疗效可预见的特点,降低了矫治装置给患者生活带来的不便影响,提高了患者的矫治意愿和依从性^[48-49]。因其具有可自由摘戴的特点,患者更易于清洁牙齿控制牙菌斑,被多数学者认为可以降低牙周、牙体疾病出现的可能^[50-53]。

然而有一些学者持相反观点,隐形矫治器在初戴的一段时间以及摘戴的过程

中对牙齿施力很大,一些学者认为可能对牙周产生不良影响^[54,55]。同时,关于CA的矫治效率一直存在争议^[56,57],在此方面相关研究众多,但研究结果存在不小的差异,这说明其矫治效率受到多方面的影响,高度依赖于医生方案设计、患者依从性等,矫治效果难以保证。由于弹性材料本身物理性质的限制,对牙齿的控制能力有限,难以实现牙齿的控根移动或整体移动,需要精确的治疗设计和严谨的复诊处理。研究表明,CA在简单矫治病例中的应用可以取得良好的治疗效果,但是对于涉及牙齿大角度扭转、长距离整体移动等复杂病例,其矫治效果不如固定矫治可靠^[58,59]。

1.2.4 无托槽隐形矫治的适应证

无托槽隐形矫治最初被认为仅适用于简单病例的矫治,伴随着经验技术的提升和科技的发展,其适应范围不断扩大,被一些学者认为与固定矫治适应证无明显不同,一些经验丰富的医生已将无托槽隐形矫治技术应用于各种复杂的错颌畸形病例^[39,40,60]。根据正畸学者的实验研究和临床医生的经验总结,隐形矫治对不同病例的矫治难度存在较大差异,无托槽隐形矫治擅长的牙齿移动包括:推磨牙向远中^[61,62],压低前牙^[63]等,其特殊的施力方式在这些类型的病例中存在优势,破坏性更小。不擅长的牙齿移动包括:牙齿重度扭转,磨牙大量前移,牙齿伸长^[47]等,同时牙齿短小,形态异常也会加大隐形矫治的难度,需要医生具有丰富的经验,做好复诊监控,合理应用种植钉、片段弓等辅助装置达成理想的矫治效果。

由于医生之间矫治技术以及隐形矫治经验的差异,临床常根据病例的可预测性对CA的适应证进行分类以适用于不同的医生,对于经验不足的医生,选择其优势适应证是提高矫治成功率的关键。高度可预测病例为最易完成的病例,标准包括临床冠高度足够,固位良好;拥挤度或散在间隙小于4mm,且可以通过非拔牙矫治方法治疗;下切牙减数;牙性反颌;Ⅰ度深覆颌。中度可预测病例包括需要牙齿控根移动的Ⅰ度深覆颌;推磨牙远中移动小于4mm;牙齿松动度达到或超过Ⅰ度;轻度开颌,需设计前牙伸长的非拔牙病例;中度开颌,拔牙内收前牙的病例。低度可预测病例需要医生具有丰富的矫治经验,包括前磨牙或下尖牙重度扭转;拔牙矫治双颌前突深覆颌病例;拔除前磨牙,后牙近移大于2mm;临床牙冠高度不足;正畸-正颌联合治疗病例。

目前隐形矫治器技术仍在快速发展，其相关理论体系不断完善，也逐渐产生了更加先进的材料和技术。临床医生需要正确认识隐形矫治技术，了解其材料特性及施力特点，并且根据自己经验选择合适的适应证，对矫治过程中可能出现的问题及风险做到预测或能及时发现做好应对措施，使矫治事半功倍^[64]。

1.3 磨牙近中移动研究背景

1.3.1 需要磨牙近中移动的原因

临床需要磨牙近中移动的主要原因包括拔牙矫治中磨牙近中移动，以及应用正畸方法治疗恒牙早失或先天缺牙。

临床中有患者存在先天缺牙，以第二前磨牙的缺失最为常见，除此之外也有患者因龋病等因素造成恒牙早失。第一磨牙作为最早萌出的牙，承担主要的咬合负荷，容易出现牙体损伤或者龋坏，从而导致残根、残冠、根尖周疾病等，严重者需设计拔除^[65,66]。当出现牙齿缺失，临床可以通过多种方式治疗，如联冠修复、种植牙修复及正畸治疗。正畸方案需整体近中向移动后牙关闭缺牙间隙，虽耗时较长，但不损伤牙体组织且无种植体植入，成为部分患者的首选。需要注意的是，在选择正畸方案以前需确认第二磨牙无异常，并检查第三磨牙牙胚情况，规划好病例完成时的咬合状态。

在正畸拔牙病例的方案设计中，多数情况下拔牙选择为第一前磨牙，磨牙仅需短距离近中移动。但在中、弱支抗设计的病例中，或者因患牙优先拔除原则而选择拔牙位置靠后的情况下，磨牙则需要长距离的近中移动。

1.3.2 固定矫治器近中移动磨牙的临床方法

长距离的磨牙近中移动常通过直丝弓矫治技术使用滑动法、关闭曲法完成，因牙齿解剖结构和固定矫治系统施力特点，磨牙移动过程中始终存在近中向及舌向倾斜的趋势，为了使牙齿更趋近于整体移动，临床医生常采取以下措施：牙体移动过程中，做好复诊监督并反复整平 Spee 曲线；使用粗、硬不锈钢方丝在三维方向上控制牙齿；通过灵活使用外源性牵引提供近中移动的力并控制牙轴及转矩；弯制后倾弯，摇椅弓等^[67,68]。经过多年的实践和研究，直丝弓矫治技术已有较为完善的理论体系和操作技巧，此类型病例对于固定矫治装置已经不再困难。

1.3.3 无托槽隐形矫治器近中移动磨牙的临床方法

近中移动磨牙对于无托槽隐形矫治技术而言一直是一大难题，有专家学者提出各种方式用于在磨牙近中移动过程中控制牙轴保持直立，减少倾斜移动导致矫治系统失控的可能。临床常用的方法包括：先进行远中倾斜备抗，再开始近中移动；颊、舌面分别设置水平、垂直矩形附件，增强各个方向上对牙体的控制；在近中移动的过程中逐步施加远中倾斜的作用力；使用 Power arm 配合微种植支抗控制牙轴；水平粘接长臂牵引钩，与对颌牙齿设置颌间牵引等。此外，还可以通过减小矫治器步距，延长佩戴矫治器时间等方式降低牙齿近中倾斜移动的可能。以上方法在临床应用中并非总能取得理想的效果，而目前正畸学者们对于使用 CA 近中移动磨牙的研究很少，本研究通过三维有限元研究的方式分析远中备抗法和长臂钩牵引法的临床作用，为临床医生处理此类型病例提供理论参考。

1.4 本研究实际意义和研究方法

磨牙近中移动的矫治需求常出现在部分拔牙矫治病例以及恒牙早失病例中。前者是因为拔牙矫治方案中，前牙达到理想位置后需要后牙近中移动关闭间隙。后者则是因遗传、龋坏、损伤等因素造成缺牙。正畸治疗此类患者的难点在于磨牙近中平移关闭间隙，正畸医生需控制其倾斜移动的趋势，以往多使用直丝弓矫治技术达成目标。

近年来无托槽隐形矫治技术快速发展，人们对于美观的需求也日益增高，越来越多的患者倾向于选择无托槽隐形矫治，但隐形矫治系统受限于其材料的物理性能，对牙齿的控制能力弱于传统固定矫治系统，长距离移动磨牙过程中常常出现牙齿倾斜失控，延长患者的矫治时间。有正畸医生提出几种临床技巧辅助磨牙的近中移动，虽产生了一些成功病例，但仍然缺少相关的实验研究证明这些方法在近中移动磨牙过程中的实际力学作用效果。本实验使用有限元分析法，建立上颌单侧第一磨牙缺失，使用隐形矫治器近移第二磨牙的模型，验证两种临床常见牙轴控制方法的力学效果，分别是在牙齿开始近中移动之前，对目标磨牙进行远中倾斜备抗；以及使用长臂牵引钩粘接于牙齿颊面，通过牵引对牙齿施加扭矩。对比不同备抗角度以及不同牵引力值对牙齿近移过程中位移趋势以及应力分布的影响，为临床无托槽隐形矫治技术的方案设计提供理论依据。

第2章 建立无托槽隐形矫治器近中移动上颌磨牙的三维有限元模型

2.1 建模材料

2.1.1 实验设备及软件

计算机配置：使用 Precision 7820 塔式工作站，操作系统为 Windows10 64 位，中央处理器为英特尔（至强） 金牌 6234（24.75MB 缓存，8 核，16 线程，3.30GHz 至 4.00GHz Turbo，130W），内存 64 GB，显卡为 NVIDIA RTX A4500，硬盘为 M.2 512GB PCIe NVMe Class 40 固态硬盘。

处理软件：医学建模软件 Mimics 20.0（Materialise，比利时），逆向工程软件 Geomagic Studio 2015（3D Systems，美国），机械制图软件 Unigraphics NX 1911（Siemens，德国）；Ansys Workbench 2019（ANSYS，美国）

扫描设备：CBCT: Kodak 9500 Come Beam 3D System (Carestream, Rochester, NY, USA)

2.1.2 实验数据采集

选择一名个别正常殆成年志愿者（女性，23 岁），志愿者身体健康，对此实验研究知情同意并愿意配合，临床检查如下：

全口恒牙列牙数正常，无智齿，尖牙、磨牙均 I 类关系，覆殆、覆盖正常，中线对正，牙列拥挤度处于正常范围。口腔卫生良好，牙周、牙体及关节检查均无明显异常。X 线检查显示无埋伏牙及智齿牙胚，颌骨骨质致密未见异常，牙根及牙槽骨无明显吸收。无正畸史，无系统性疾病史，无遗传病史。

志愿者保持自然站立姿态，头部稳定不动，使用 CBCT 对志愿者颌面部进行扫描，扫描结果以 DICOM 格式数据储存。

2.2 建立口腔组织结构及矫治装置的三维有限元模型

2.2.1 上颌双侧牙列及上颌骨的数据提取

将数据采集阶段获得的 DICOM 数据经过 Mimics 20.0 进行数据采集。根据

各组织灰度阈值差异，将各部分组织进行分离，得到志愿者上颌骨及上颌牙列的原始数据，去除右上第一磨牙及其牙周膜，以骨质修补“拔牙窝”，再对其余组织区域手工编辑去除无关影像数据，修补残缺部分。对模型进一步精化处理，并将得到的结果以 STL 格式储存。

2.2.2 建立牙列、上颌骨及牙周膜曲面模型

将 Mimics 提取的 STL 文件导入 Geomagic Studio 2015 中处理，删除多余组件，降低噪音，对表面使用光滑命令和曲面修复，将表面进一步精修，去除钉状物和不符合逻辑的异常结构，少量添加轮廓线，将上颌骨向内偏移 1.2 mm 建立骨皮质与骨松质界限。根据文献显示，牙周膜厚度并非均匀一致，在牙根周围各处存在差异，一般为 0.15-0.38 mm。受技术限制 CBCT 扫描数据难以精确截取，以往研究中常将其厚度设置为 0.25 mm，本研究亦遵循此设定。将上颌 13 颗牙牙根向外侧偏移 0.25 mm，轮廓修整后获得牙周膜模型。最终建立上颌骨、上颌牙列及牙周膜的 NURBS 曲面模型并将结果以 STP 格式储存。

2.2.3 建立无托槽隐形矫治器、附件和长臂牵引钩的模型

使用三维制图软件 Unigraphics NX1911 建立长臂牵引钩三维简化模型，数据来源于临床应用的正畸用双向长臂牵引钩数据（可丽尔医疗科技（常州）有限公司）。臂简化设计为长 8 mm，高 1 mm，厚 0.5 mm 矩形。附件临床可根据需要在三维方向上改变形状、大小和位置，本研究中设置为长 3 mm、高 2 mm、厚 1 mm 的水平矩形附件，位置设置在牙冠临床冠颊面近中侧。国内外存在多种无托槽隐形矫治器，膜片材料、制作工艺、厚度均有所不同，本实验研究以隐适美公司无托槽隐形矫治器作为数据来源，将膜片厚度设置为均匀一致的 0.75 mm。使用 Unigraphics NX1911 处理邻牙间隙后，提取牙冠及附件外表面作为隐形矫治器的内表面，向外扩展 0.75 mm 得到无托槽隐形矫治器模型，根据临床中隐形矫治器边缘的延伸位置设置矫治器切割线，使隐形矫治器包裹牙冠而去除冠根分界线以下的部分，精细修整后形成无托槽隐形矫治器的模型。

2.2.4 建立三维有限元模型

将上述建立的口腔组织模型、矫治装置模型进行装配（图 2.1），将结果以

SLDPRT 格式导入 Ansys Workbench 2019 生成最终三维有限元模型，并根据实验组设计，对各部分模型位置分别进行调整，建立有限元工况模型共七个。

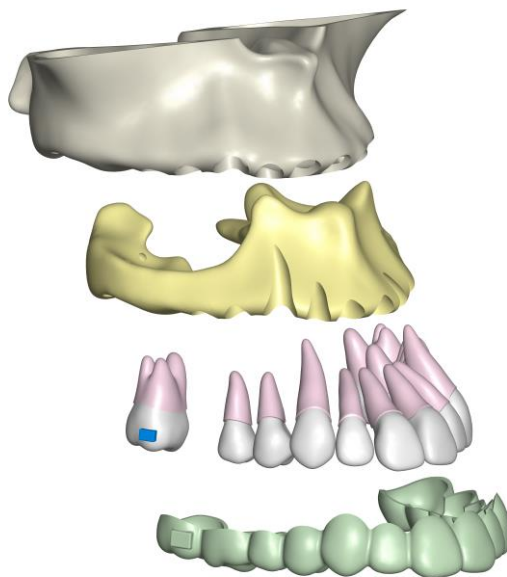


图 2.1 口腔组织模型和矫治装置模型装配图

2.2.4.1 材料力学性能参数与网格划分

本研究中将模型的不同部分的性能参数，按照其对应的组织结构或临床材料的物理性能进行设定，具体性能参数^[19,20,69-73]见表 2.1。将牙齿、牙槽骨、牙周膜、隐形矫治器、附件设置为连续、均质的各向同性线弹性材料，长臂牵引钩设置为刚性材料。实验建立的三维有限元模型由十节点四面体形状元素划分成网格结构，各工况的单元数和节点数见表 2.2。

表 2.1 材料的力学参数

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
骨皮质	1.37×10^4	0.30
骨松质	1.37×10^3	0.30
附件	12.5×10^3	0.36
矫治器	528	0.36
牙齿	1.96×10^4	0.30
牙周膜	0.68	0.45
长臂牵引钩	2.3×10^5	0.30

表 2.2 有限元模型的单元数和节点数

	单元数/个	节点数/个
工况 A	340415	585247
工况 B	340674	585653
工况 C	340467	585890
工况 D	340399	585155
工况 E	348448	598670
工况 F	348488	598670
工况 G	348488	598670

2.2.4.2 边界条件设定

如图 2.2 所示，以上颌骨截断面设为约束固定面，避免在加力过程中模型整体位移。接触关系设置：牙齿与牙周膜、牙周膜与牙槽骨、长臂牵引钩与牙面、附件与牙面均设置为绑定接触关系；隐形矫治器与附件表面、隐形矫治器与牙面设置为面-面接触关系，摩擦系数设为 0.2^[69]。

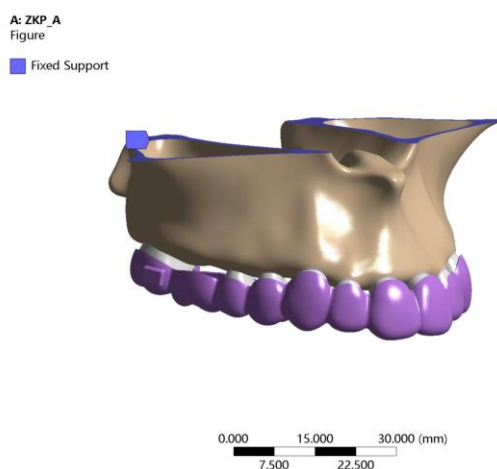


图 2.2 上颌骨截断面作为固定约束面

2.2.4.3 建立坐标系

实验中模拟情况为患者单侧缺失第一磨牙，需近中移动第二磨牙的情况，三维模型非对称，建立完整上颌模型作为研究对象。建立坐标系如图 2.3 所示：除去全局坐标系外，为右上颌每颗牙齿单独建立坐标系，设定近远中向为 X 轴，近中向为正方向；设定唇（颊）腭向为 Y 轴，腭向为正方向；设定牙体长轴为 Z

轴，根方为正方向。

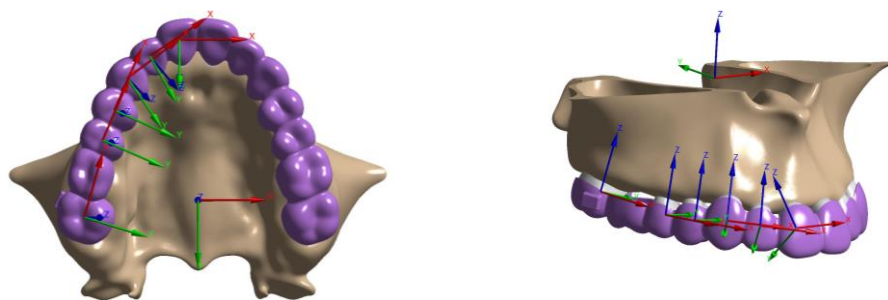


图 2.3 坐标系建立

2.3 结果

本实验中，以个别正常殆志愿者作为数据来源，CBCT 扫描其颅面部获得牙列及上颌骨数据，通过多种软件的应用，成功构建使用无托槽隐形矫治技术近中移动磨牙的三维有限元模型，模型精确度高，真实可信。

2.4 讨论

CBCT 具有图像分辨率高、扫描快速、放射剂量低的特点，在口腔医院的治疗中的应用越来越广泛。作为一种精确的辅助检查方法，CBCT 在多种疾病的检查诊断中都发挥着至关重要的作用，包括牙周病、埋伏牙、牙列畸形和颌骨疾病等。通过 CBCT，口腔医生可以更好地了解患者的牙齿、牙槽骨、颌骨状况，得知病变区域的深度和范围，从而更好地为患者制定相应的治疗方案，有效治疗口腔疾病，在各种口腔医学领域的研究中发挥着重要作用。本实验通过 CBCT 扫描志愿者颅面部获得原始数据，并通过灰度阈值差异快速精准地分离各组织结构。

FEA 可以利用数学方法模拟分析真实的物理系统，关键在于建立高精度、高还原度的三维模型，常见建模方式包括：DICOM 数据建模法、三维测量法、模型转换法^[74]等。本实验中应用的是 DICOM 数据建模法，得益于 CBCT 的广泛应用，此种方式不需要复杂繁琐的操作流程，却可以获得更高真实性的模型数据。通过 CBCT 对患者颅面部进行扫描获得初始数据，能较为精确的区分牙齿、颌骨等口腔组织结构，快速、低成本地获得精确真实的口腔结构数据。再通过 Mimics 软件进行图像处理，对 DICOM 数据进行编辑优化，实现初始结构数据的模型重

建。结合使用几种建模和制图软件,获得精确真实、可信度高的三维有限元模型。

本实验所取模型上颌第二磨牙根分叉较小,可能对牙齿移动情况预测存在影响,目前尚无研究详细说明根分叉高度与正畸牙移动的关系。实验中尽可能做到真实模拟口腔组织结构和临床材料,然而受限于技术现状仍有不足之处。无托槽隐形矫治器的生产方式是使用热弹性材料通过在 3D 模型上压膜获取,矫治器在各个部位的厚度是不均匀的。此外,牙周膜、骨皮质的真实厚度也非在各处均匀一致,因 CBCT 扫描精度限制不能实现完全准确分离。本实验中对于这些难以真实还原的组织结构,应用平均值模拟建立模型:通过牙冠及附件向外扩展 0.75 mm 生成矫治器模型;牙根向外扩展 0.25 mm 生成牙周膜模型;上颌骨向内偏移 1.2 mm 生成骨皮质界限。因此存在一定的实验误差。

2.5 结论

本实验通过 CBCT 扫描获得原始数据,使用多种软件尽可能还原口腔组织及矫治装置结构,获得具有高还原度的三维有限元模型,为后续实验研究打下基础。

第3章 近中平移上颌第二磨牙过程中两种牙轴控制方法的力学效应研究

3.1 材料与方法

3.1.1 实验模型

采用第2章实验建立的三维有限元模型。

3.1.2 旋转中心、长臂牵引钩及位移标识点设定

牙齿受外力作用发生转动，所围绕的点即为旋转中心。不同隐形矫治系统在方案设计中，对牙齿倾斜移动所围绕的旋转中心位置设定不尽相同，一般处于临床冠中心略偏下的位置。本实验工况 B、C、D 中设计的牙齿旋转，其旋转中心的位置均为临床冠中心下方 1.5 mm 处。在牙齿倾斜移动过程中，旋转中心越靠近牙根则牙齿倾斜移动趋势越小，是常用的牙齿控制能力评价标准。本研究中计算牙冠位移量与牙根位移量的比值，结果绝对值越大则旋转中心越靠近根尖，说明控制牙轴能力越好^[75]。

牵引钩结构数据来源于临床常用正畸用双向长臂牵引钩，结合官方数据测量各部分长度创造模拟简化模型，金属臂设置为长 7 mm，宽 1 mm，厚 0.5 mm，方向为水平向近中方向，金属臂距牙面高度 1.5 mm。粘接底座为直径 2.5 mm 圆形，剪裁去除直径 3 mm 圆形矫治器结构，位置设定为颊面中心。临床应用防止磨牙近中倾斜时常与下颌对应牙位挂三角牵引，合力方向为竖直向下略向舌侧倾斜。

本实验中主要研究上颌第二磨牙的位移趋势，位移标识点设定为牙冠近中颊尖、近中舌尖、远中颊尖、远中舌尖、腭根根尖、近中颊根根尖、远中颊根根尖 7 个点，其余牙齿各自以其牙尖及根尖点作为标识，切牙牙冠使用切缘中点，以此判定牙齿的位移量和位移方向。

3.1.3 工况设计

工况 A：第二磨牙颊侧设计附件，初始位置直立于牙槽骨中，矫治器加力使磨牙近中移动，单侧矫治器长度缩短 0.25 mm；

工况 B: 在工况 A 的基础上, 第二磨牙初始位置更改为向远中倾斜 2° ;

工况 C: 在工况 A 的基础上, 第二磨牙初始位置更改为向远中倾斜 5° ;

工况 D: 在工况 A 的基础上, 第二磨牙初始位置更改为向远中倾斜 8° ;

工况 E: 第二磨牙舌侧设计附件, 初始位置直立于牙槽骨中, 矫治器加力使磨牙近中移动, 单侧矫治器长度缩短 0.25 mm。在颊侧去除部分矫治器, 牙面粘接长臂牵引钩, 金属臂末端受到竖直向下 (向舌侧偏斜 2°) 的 150 g 力牵引;

工况 F: 在工况 E 的基础上, 力值设置为 200 g;

工况 G: 在工况 E 的基础上, 力值设置为 250 g。

以上工况设计见图 3.1。



图 3.1 各个工况的三维有限元模型

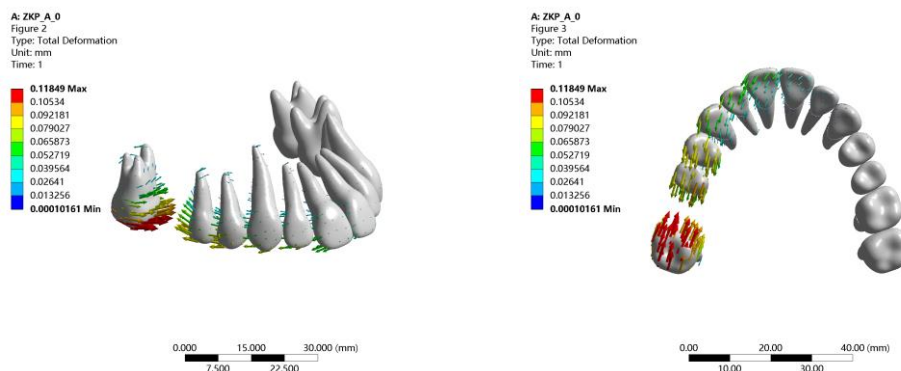
3.1.4 评估和分析内容

观察对比各工况中右上颌第二磨牙和第二前磨牙牙根、牙周膜的应力分布、最大应力变化以及牙齿在三维方向上的初始位移。通过计算牙齿冠、根位移距离比值分析两种控制牙轴方法的实际力学效果,对这两种矫治设计防止磨牙在近中移动过程中发生倾斜移动的能力进行评估,同时分析对其他牙齿的影响。

3.2 结果

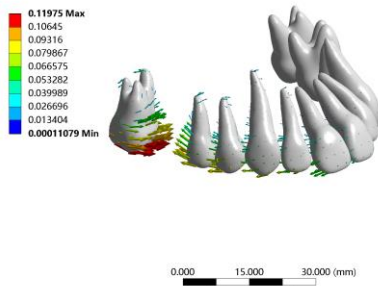
3.2.1 牙列初始位移趋势

观察七个工况整体上的牙列初始位移趋势(图 3.2),在远中倾斜备抗分组即工况 A、B、C、D 中第二磨牙均呈现近中倾斜移动趋势(图 3.3),牙根与牙冠位移方向相反。右上颌其他牙齿虽然未设计牙齿移动,但呈现出倾斜移动趋势,距离第二磨牙越近远中倾斜的趋势也越大,第二前磨牙倾斜趋势最为明显,而左上颌牙齿受影响极小。支抗牙初始位移方向为远中向略偏腭向,基本指向缺牙间隙,前牙区域的腭向倾斜更为明显。同时,右上颌其他牙齿还出现了近中颊向扭转的初始位移趋势。随着牙齿远中倾斜备抗角度增加,虽然矫治器缩短距离依旧为 0.25 mm,但最大初始位移量逐渐增加,支抗牙初始位移也随之增加。在牵引组即工况 E、F、G 中,可见牙列最大初始位移量减少但随着牵引力增加而增加,第二磨牙近中倾斜位移趋势减小,牙冠更倾向于水平向近中移动(图 3.3)。第二前磨牙初始位移量明显增加,方向更加偏向舌向,近中颊向扭转趋势也明显增加。同象限其他牙齿依旧呈现倾斜位移趋势,且随着牵引力值的增加初始位移变大,越靠近缺牙间隙的牙齿受到牵引力的影响越大。

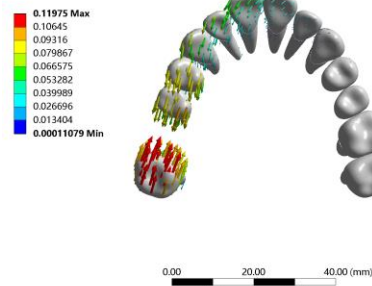


A. 工况 A 牙列位移趋势云图

B: ZKP_B_2
Figure 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

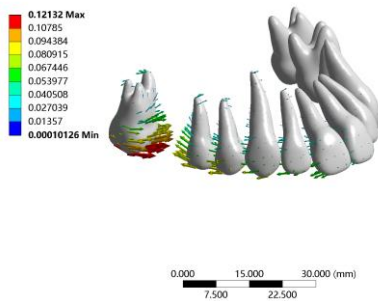


B: ZKP_B_2
Figure 3
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

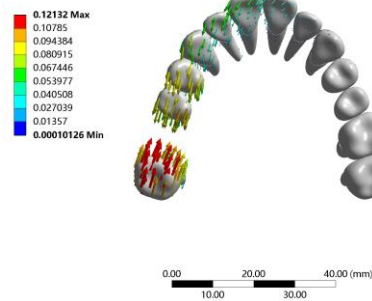


B. 工况 B 牙列位移趋势云图

C: ZKP_C_5
Figure 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

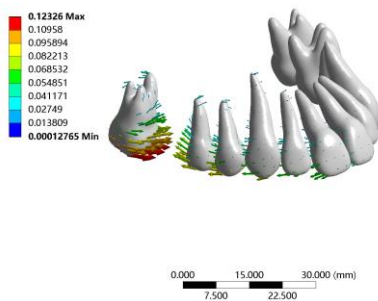


C: ZKP_C_5
Figure 3
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

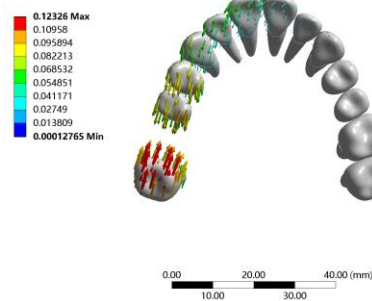


C. 工况 C 牙列位移趋势云图

D: ZKP_D_8
Figure 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

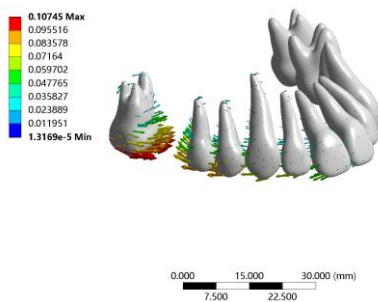


D: ZKP_D_8
Figure 3
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

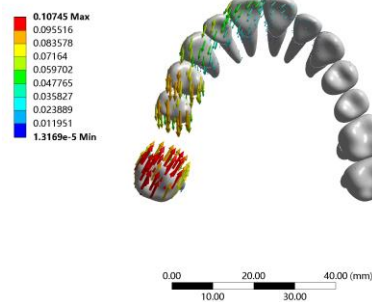


D. 工况 D 牙列位移趋势云图

E: ZKP_E_0_T_150g
Figure 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2



E: ZKP_E_0_T_150g
Figure 3
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 2



E. 工况 E 牙列位移趋势云图

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：<https://d.book118.com/926132231033010054>