

网络出版时间: 2019-3-22 16:45 网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/34.1065.R.20190321.1437.012.html>

矩形附件在矫正尖牙扭转中作用的有限元分析

赵金富, 吴定丹, 周容, 何淞, 何林, 黄跃

摘要 目的 通过有限元分析法探究矩形附件在隐形矫治中矫正上颌尖牙扭转的作用。方法 实验分为无附件的空白对照组和不同尺寸及放置方向的矩形附件组, 建立左上颌尖牙、矩形附件及与之相适应的矫治器等有限元模型; 将各组矫治器以尖牙牙体长轴为旋转中心轴, 施加一个 2° 顺时针旋转位移; 在 MENTAT 软件中进行模拟运算, 观察各组模型随附件的改变发生的应力、位移变化。结果 ①无论有无附件, 尖牙位移及牙周膜应力分布趋势一致, 但附件组的尖牙位移值及牙周膜各种应力值均大于未使用附件组, 其中 3 mm 垂直附件组的最大位移值为无附件组的 8.42 倍; ②同尺寸的矩形附件放置方向不同时, 4 mm 和 5 mm 组水平向放置的最大位移值均大于垂直向, 而 3 mm 组两种放置方向相差不大; 当矩形附件水平向放置时, 尖牙最大位移值: 3 mm 组 > 4 mm 组 > 5 mm 组, 而当垂直向放置时变化不大。结论 ①矩形附件的使用不会改变初戴矫治器瞬间尖牙的移动方式, 仅是在矫治器矫正尖牙扭转时起了协同作用; ②矩形附件水平向放置相对垂直向放置更有利于矫治器矫正上颌尖牙的扭转, 随着附件水平宽度的增加, 其协同作用越明显。

关键词 无托槽隐形矫治器; 附件; 尖牙; 扭转; 三维有限元分析

中图分类号 R 783.5

文献标志码 A 文章编号 1000-1492(2019)03-0397-05

doi: 10.19405/j.cnki.issn1000-1492.2019.03.012

无托槽隐形矫治技术理念最早来源于 Kesling^[1] 在 1946 年提出的牙齿正位器, 经过 Nahoum、Ponitz、McNamara、Truax 等众多学者^[2] 几十年的探索, 1999 年美国 Align 公司生产出了第一副隐形矫治器 Invisalign^[3]。从目前的临床应用看来, 周吉等^[4] 研究表明在固定矫治中自锁托槽的扭转性能不如传统结扎式的托槽。为增加牙扭转的矫正效果, Invisalign 公司建议同时配合使用邻面去釉、

2018-10-31 接收

基金项目: 国家自然科学基金(编号: 81300903); 四川省医学会青年课题(编号: Q15017)

作者单位: 西南医科大学附属口腔医院正畸科 泸州 646000

作者简介: 赵金富, 男, 硕士研究生;

黄跃, 男, 副教授, 硕士生导师, 责任作者, E-mail: 171151828@qq.com

附件及过矫治, 以实现并加强矫治器对扭转牙冠的全面包裹, 但附件的选择及放置的位置等往往因医师经验和习惯而异, 其产生的效果是否不同还有待进一步研究。因此, 应用附件是否有利于矫正牙扭转, 有待进一步的生物力学实验论证。该实验以最常用的矩形附件为例, 通过三维有限元分析法探索矩形附件在隐形矫治器矫正上颌尖牙扭转中的作用, 为附件的临床应用提供一定的理论基础。

1 材料与方法

1.1 三维有限元模型的建立 实验分为无附件的空白对照组和不同尺寸及放置方向的矩形附件组。见表 1。将扫描离体左上尖牙后得到的医学数字成像和通信(Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM)文件导入 Mimics17.0 和 Geomagic Studio 2015 软件中进行三维重建和模型修复、简化。并将尖牙模型导入此软件, 建立以牙体重心为坐标原点的坐标系, 以根尖方向为 X 轴、近中方向为 Y 轴、舌侧方向为 Z 轴。在牙冠唇侧正中模拟放置不同尺寸及方向的矩形附件。将牙体组织与附件视为一个整体, 分别通过牙冠、牙根表面的法线方向增厚 0.75 mm、0.25 mm, 通过布尔运算获得矫治器和牙周膜的模型。在 CATIA V5R20 软件中建立上颌骨骨块的模拟实体模型($20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$), 表面为皮质骨, 内部为松质骨, 其中皮质骨的厚度为 2 mm。将上述建立的隐形矫治器-附件-尖牙-牙周膜-牙槽骨模型按实验分组进行装配, 再导入 Hypermesh 软件中分别进行网格划分。然后导入 MSC. Marc. Mentat 2016 软件中, 进行各种材料的参数设定, 见表 2。建立的三维有限元模型见图 1。

表 1 不同放置方向、大小的矩形附件分组

大小(长×宽×厚)	放置方向
3 mm × 2 mm × 1 mm	垂直向
3 mm × 2 mm × 1 mm	水平向
4 mm × 2 mm × 1 mm	垂直向
4 mm × 2 mm × 1 mm	水平向
5 mm × 2 mm × 1 mm	垂直向
5 mm × 2 mm × 1 mm	水平向

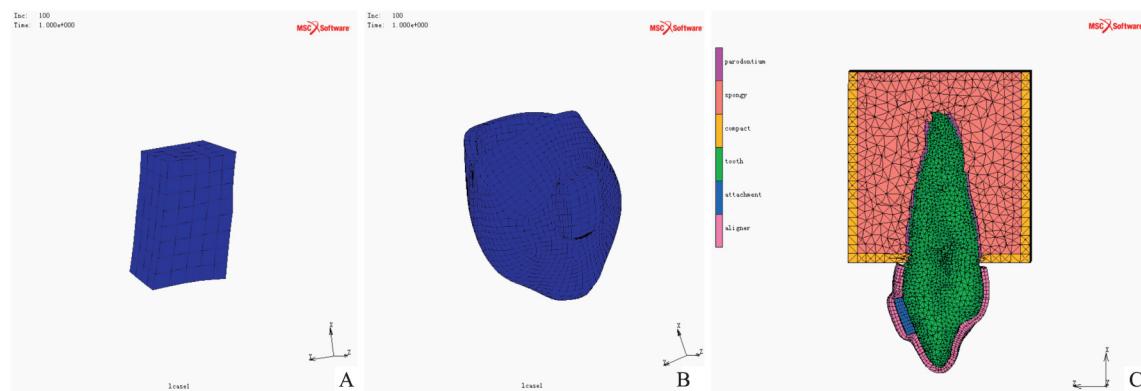


图1 实验模型的三维有限元图
A: 附件; B: 矫治器; C: 矫治器 - 附件 - 尖牙 - 牙周膜 - 松质骨 - 皮质骨

1.2 接触关系及边界限定 将牙槽骨与牙周膜、牙周膜与牙根、附件与牙冠之间均设定为粘结关系。矫治器内表面与牙冠和附件外表面设定为接触关系，摩擦系数为0。将牙槽骨进行三维方向的限定。

1.3 力学加载及运算 将矫治器以尖牙牙体长轴(X轴)为旋转中心轴，施加一个 2° 顺时针旋转位移，即将矫治器向远中扭转 2° ^[5]，模拟临幊上近中扭转尖牙初戴矫治器时的状态。收集结果状态时各组模型随附件的改变发生的应力、位移变化。

表2 实验材料参数^[6]

材料	杨氏模量(MPa)	泊松比
隐形矫治器	816.31	0.30
牙体组织、附件	17 900.00	0.28
牙周膜	6.67	0.45
松质骨	1 370.00	0.30
皮质骨	13 700.00	0.30

2 结果

2.1 矩形附件的有无对隐形矫治器矫正扭转的影响 将无附件组与3 mm垂直矩形附件组对比后表明，两组尖牙位移及牙周膜应力分布趋势一致，但后者的尖牙位移值及牙周膜各种应力值均大于前者。无附件组高应力主要集中在牙颈部，而有附件组的高应力主要集中于附件粘接部位，其次才为牙颈部，且附件粘接部位最大应力值为134.96 MPa，远大于无附件组的10.54 MPa，见图2。可见附件传导了一定的矫治力。各模型最终尖牙的位移分布趋势大致相同，位移值以牙体长轴为中心向牙体表面逐渐增大，其中最大位移均集中在尖牙外形最高点——牙冠近中唇侧近牙颈部区，最小位移发生在牙尖和根

尖区。有附件组尖牙位移值明显较大，其中最大位移值约为无附件组的8.42倍。见图3。两组牙周膜范式等效应力(简称Von Mises应力)总体表现为应力值从牙颈部至根尖区逐渐减小。其中无附件组最大Von Mises应力为0.57 MPa；有附件组为2.99 MPa，见图4。张应力主要分布在牙根近中唇侧、远中舌侧及根尖远中面，压应力主要分布在牙根远中

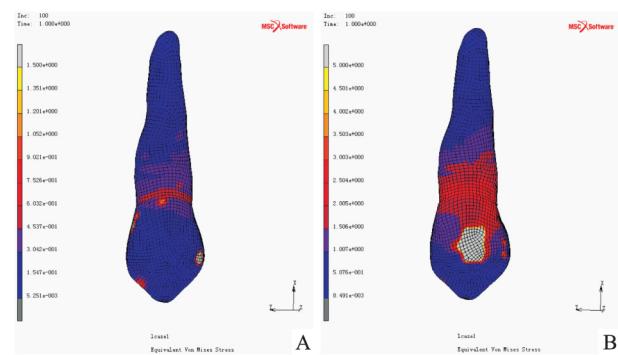


图2 无附件组与有附件组尖牙 Von Mises 应力分布云图
A: 无附件组; B: 有附件组

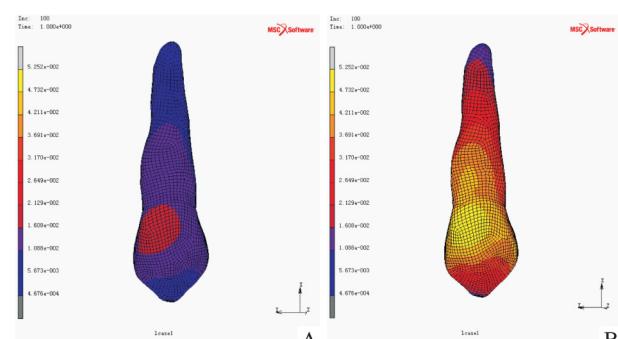


图3 最大值最小值调至一致后的无附件组
与有附件组尖牙位移分布对比图
A: 无附件组; B: 有附件组

唇侧、近中舌侧及根尖近中面。其中有、无附件组最大张应力值分别为 1.04 MPa、0.44 MPa, 最大压应力分别为 1.26 MPa、0.36 MPa, 前者明显大于后者, 见图 5。

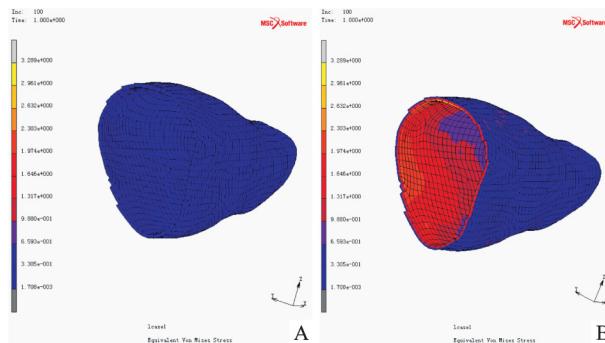


图 4 无附件与有附件组牙周膜 Von Mises 应力分布云图对比

A: 无附件组; B: 有附件组

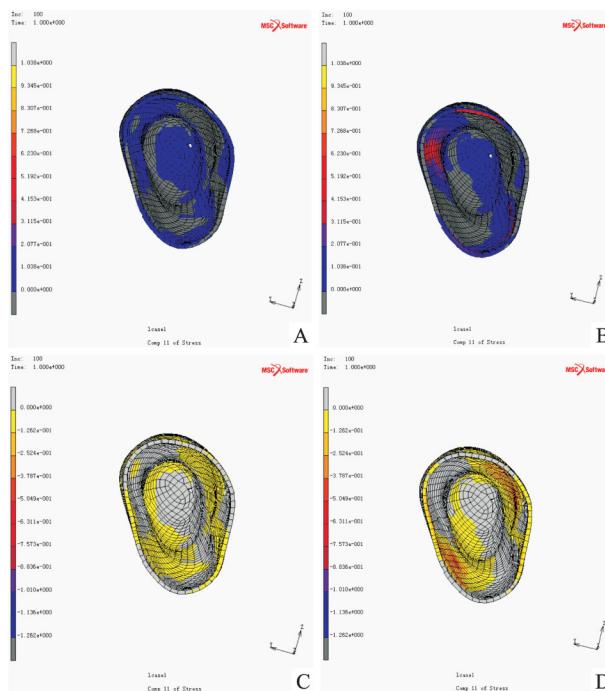


图 5 无附件与有附件组牙周膜第一主应力分布云图对比

A、B: 张应力分布云图; C、D: 压应力分布云图

2.2 不同尺寸及放置方向的矩形附件扭转力学性能的对比 垂直向放置的矩形附件高应力主要集中在在其近中合龈两个转角处。而水平向放置时, 水平宽度为 4 mm、5 mm 时 4 个转角均有高应力集中, 见图 6。各模型尖牙的最大位移值见表 3; 最大 Von Mises 应力值见表 4; 最大张应力、压应力值见表 5。观察同尺寸各垂直、水平向放置的矩形附件组的尖

牙最大位移值、牙周膜 Von Mises 应力分布云图和第一主应力分布云图可以看出 4 mm、5 mm 组水平向放置的矩形附件组尖牙最大位移值、牙周膜各部分应力值和张应力、压应力均大于垂直者, 而 3 mm 组两者差别不大。另外, 当附件垂直向放置时, 尖牙最大位移值、牙周膜 Von Mises 应力和牙周膜各部分张应力、压应力值与附件大小无明显关系; 而当附件水平向放置时, 上述各值均随着附件宽度的增加而增加: 5 mm > 4 mm > 3 mm。

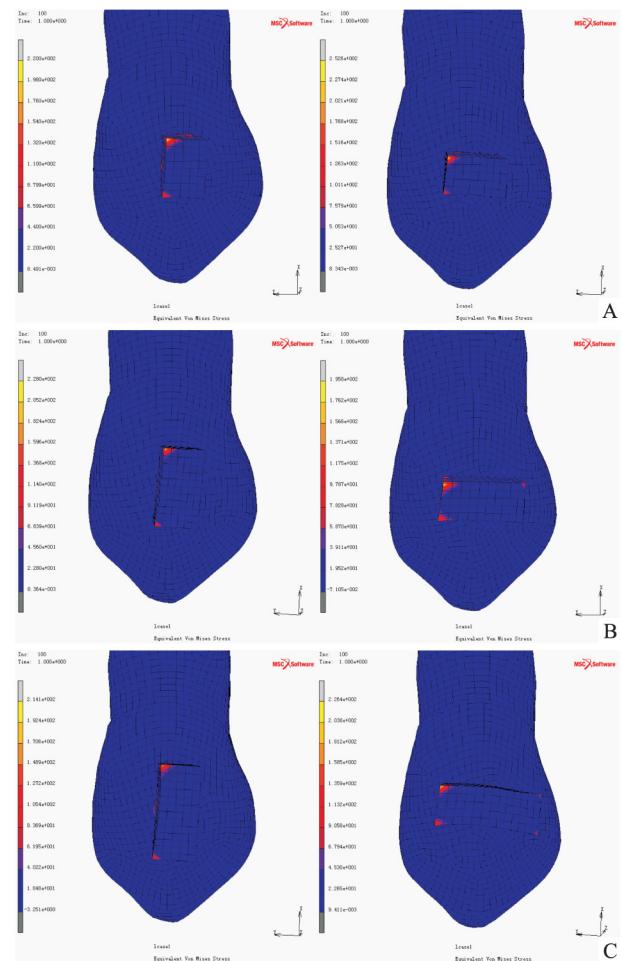


图 6 不同放置方向附件 Von Mises 应力分布图

A: 3 mm 组; B: 4 mm 组; C: 5 mm 组

表 3 不同放置方向矩形附组尖牙最大位移值

大小	方向	最大位移值(μm)
3 mm	垂直向	52.52
	水平向	51.52
4 mm	垂直向	51.51
	水平向	57.27
5 mm	垂直向	51.55
	水平向	59.96

表4 不同放置方向的矩形附件模型组尖牙牙周膜最大 Von Mises 应力值

大小	方向	最大 Von Mises 应力(MPa)
3 mm	垂直向	2.99
	水平向	2.95
4 mm	垂直向	2.93
	水平向	3.23
5 mm	垂直向	2.94
	水平向	3.56

表5 不同放置方向的矩形附件模型组尖牙牙周膜最大张应力、压应力值

大小	放置方向	最大张应力(MPa)	最大压应力(MPa)
3 mm	垂直向	1.04	1.26
	水平向	1.02	1.23
4 mm	垂直向	1.03	1.26
	水平向	1.15	1.41
5 mm	垂直向	1.04	1.27
	水平向	1.25	1.52

3 讨论

3.1 三维有限元模型的建立 既往研究^[7]表明,矫治器初戴瞬间目标牙位所受矫治力最大,之后几乎呈对数衰减。故矫治器初戴时目标牙位的受力情况对矫治目标的实现率有很大影响。本实验通过有限元分析法将矫治器强迫沿尖牙牙体长轴旋转2°,模拟扭转牙初戴矫治器的情况。目前对于附件的研究主要集中在固位力^[8]、脱落率^[9]及表面磨损情况^[10]等方面,而未见对附件物理因素的系统性力学研究。本实验首次通过调整附件的物理因素,观察附件在隐形矫治器矫正上颌尖牙扭转中的作用的变化规律。

3.2 附件的存在对矫治器扭转力学性能的影响 尖牙牙体应力分布云图提示两组模型尖牙的受力情况存在差异:无附件组高应力主要集中在牙根的牙颈部,且应力值从牙颈部至根尖区逐渐减小,这与Rudolph et al^[11]的研究结果一致。说明有附件组中附件也传递了部分矫治力,故尖牙的位移更大,牙根所受阻力也相应增加。在矫治器初戴的瞬间,尖牙发生了一定程度的位移,且其位移方向与矫治器一致——向远中扭转,且旋转中心轴为牙体长轴——与Cai et al^[12]的研究结果一致。但两组位移量大小不同,有附件组矫治器与牙冠绝对位移量较无附件组小,即其强迫位移量较无附件组大,此时“脱套”趋势也就相对较小。有附件组与无附件组牙周膜Von Mises 应力分布趋势一致,应力值均从牙颈部至

根尖区逐渐减小,与尖牙牙根应力分布变化一致,这种应力分布趋势与唐娜等^[13]对使用隐形矫治纠正扭转切牙时的研究结果一致。这可能是在初戴时矫治器发生形变,使尖牙即刻受力并发生一定的强迫位移,牙根位置的改变会造成牙周膜的变形、产生相互作用力,故牙周膜的应力分布与尖牙牙根应力分布趋势相匹配。

3.3 附件的变化对矫治器矫正扭转的影响 本实验显示4 mm、5 mm 组水平向放置矩形附件均较垂直向放置更有利于尖牙的扭转,而3 mm 组两者并没有太大区别。当附件存在时,矫治器相对牙冠向远中舌向扭转,此时矫治器与附件接触最紧密处为附件近中垂直面与附件唇面交界的棱,故该处尖锐的转角有明显的高应力集中。当矫治器与附件近中垂直面呈一定角度时,附件的远中唇面转角处也会与矫治器发生接触,当附件水平放置时,水平宽度较垂直者更宽,其远中接触区可能与牙冠直接受矫治器作用区相近,所以产生远中合龈两个转角的应力集中,对扭转力的表达有协同作用。但3 mm 组两种方向效果差别不大,且水平向放置时远中合龈两个转角处高应力集中不明显,故协同作用不明显。当附件大小不变时,将其水平向放置传递至尖牙牙冠的矫治力更大,尖牙在初戴矫治器时发生的被迫扭转位移更大,传递至牙周膜的应力也相应增大。

综上所述,在应用隐形矫治器纠正尖牙扭转时,初戴矫治器时尖牙即刻发生了一定的扭转位移,牙周膜所受张、压应力明显;矩形附件的使用不会改变初戴矫治器瞬间尖牙的移动方式,仅是在矫治器矫正尖牙扭转时起了协同作用;矩形附件水平向放置相对垂直向放置更有利于矫治器矫正上颌尖牙的扭转,随着附件水平宽度的增加,其协同作用越明显。

本实验通过牙冠表面增厚形成的矫治器仿真模型在附件存在处的棱、角则相对更锐利,与附件的匹配度更高,故两者之间力的传导效率与实际存在一定的误差,后续实验可通过CT扫描获得矫治器实体模型,但还需克服与牙列装配时坐标统一的难题。

参考文献

- [1] Kesling H D. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment [J]. Am J Orthod Oral Surg, 1946, 32(5): 285–93.
- [2] Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment [J]. Aust Dent J, 2017, 62(Suppl 1): 58–62.
- [3] Melkos A B. Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method [J]. Med Sci Monit, 2005, 11

- (5):139-42.
- [4] 周吉,白蕊,黄跃等.传统与被动自锁托槽扭转性能的有限元分析[J].安徽医科大学学报,2018,53(7):1134-8.
- [5] Simon M,Keilig L,Schwarze J,et al.Treatment outcome and efficacy of an aligner technique-regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization[J].BMC Oral Health,2014,14:68.
- [6] Hemanth M,Deoli S,Raghubeer H P,et al.Stress induced in the periodontal ligament under orthodontic loading(Part I):A finite element method study using linear analysis[J].J Int Oral Health,2015,7(8):129-33.
- [7] Simon M,Keilig L,Schwarze J,et al.Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners:incisor torque, premolar derotation, and molar distalization[J].Am J Orthod Dentofacial Orthop,2014,145(6):728-36.
- [8] 刘倩.附件对无托槽隐形矫治器固位力的影响及牙齿移动效率三维测量系统的建立[D].西安:第四军医大学,2013.
- [9] 艾冬青.隐形矫治粘接附件脱落率研究及原因分析[A].中华口腔医学会口腔正畸专业委员会、中国国际科技交流中心.2017年国际正畸大会暨第十六次全国口腔正畸学术会议论文汇编[C].中华口腔医学会口腔正畸专业委员会、中国国际科技交流中心,2017:1.
- [10] Barreda G J,Dzierewianko E A,Munoz K A,et al.Surface wear of resin composites used for Invisalign(R) attachments[J].Acta Odontol Latinoam,2017,30(2):90-5.
- [11] Rudolph D J,Willes P M G,Sameshima G T.A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement[J].Angle Orthod,2001,71(2):127-31.
- [12] Cai Y,Yang X,He B,et al.Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment[J].BMC Oral Health,2015,15(1):106.
- [13] 唐娜,赵志河,王军,等.无托槽隐形矫治技术生物力学效应的有限元法研究[J].医用生物力学,2010,25(6):399-405.

Three-dimensional finite element analysis of the role of rectangular attachment in correcting canine torsion

Zhao Jinfu,Wu Dingdan,Zhou Rong,et al

(Dept of Orthodontics,Hospital of Stomatology,Southwest Medical University,Luzhou 646000)

Abstract Objective To explore the role of rectangular attachment in correcting maxillary canine torsion in clear aligner by finite element analysis. **Methods** There were blank control group without attachments and rectangular attachment group with different sizes and directions in this experiment. The three-dimensional finite element model of the left maxillary canine, rectangular attachment with different situation according to the rectangular attachment group and the models of clear aligners were established. Two degrees clockwise rotation of the tooth axis was applied to the clear aligner. The simulation was performed in the MSC. Marc. Mentat software to observe the changes in stress and displacement of each model with the change of the attachment. **Results** ① The trend of canine displacement and periodontal membrane stress distribution was consistent with or without the attachment, but the canine displacement values and periodontal membrane stress values of the rectangular attachment group were larger than those of the blank control group. The maximum displacement value of the canine with 3 mm-vertical rectangular attachment was 8.42 times of that without the attachment. ② When the rectangular attachments of the same size were placed in different directions, the maximum displacement values of the horizontal placement of the 4 mm and 5 mm groups were larger than the vertical direction, and the two placement directions of the 3 mm group were not much different; When the attachment was placed horizontally, the maximum displacement of the canine was 3 mm > 4 mm > 5 mm, but it did not change much when placed vertically. **Conclusion** ① The use of rectangular attachments do not change the way of movement of instant canines. It only plays a synergistic role when the appliance corrects the torsion of the canine. ② The horizontal attachment of the rectangular attachment is more favorable to correct maxillary canine torsion. The synergy is more obvious as the horizontal width of the attachment increases.

Key words clear aligner; attachment; canine; torsion; three-dimensional finite element analysis