

文章编号: 1004-7220(2023)05-0905-05

无托槽隐形矫治器力学平台测量系统的误差分析

张佳徐, 胡 炜

(北京大学口腔医学院(口腔医院)正畸科; 国家口腔医学中心; 国家口腔疾病临床医学研究中心;
口腔生物材料和数字诊疗装备国家工程研究中心, 北京 100081)

摘要:目的 探究无托槽隐形矫治器力学平台的测量误差来源,为后续优化力学测量平台的使用提供参考。方法 以原始模型 3D 打印树脂牙并组装形成力学测量平台的装配模型,对装配模型进行扫描,分别以原始模型(A组)和装配模型(B组)使用热压膜材料压制无设计量的隐形矫治器,通过对A、B组模型进行重叠分析和牙弓宽度测量,比较两组模型的匹配程度。使用力学平台测量两组矫治器戴入后树脂牙的三维受力,比较两组牙齿受力情况的差异。结果 测量和重叠分析结果显示,A、B组模型平均存在 $-0.126\sim 0.188$ mm 偏差。利用原始模型和装配模型制作的无设计量隐形矫治器戴入力学平台后,每个树脂牙均在三维方向上受到一定的力,使用原始模型制作的矫治器产生的力更大。除33和32唇舌向受力以及32、31和46垂直向受力,其余位点在两组矫治器戴入时牙齿受力差异均有显著的统计学意义($P<0.05$)。结论 装配模型与原始模型之间存在差异,产生一定的系统误差。为了减小安装过程导致的误差,需要在装配完力学平台后对树脂牙列进行三维扫描,并在装配模型基础上设计加工隐形矫治器。

关键词: 隐形矫治器; 力学测量平台; 误差分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.009

Error Analysis on Force Measurement System for Clear Aligners

ZHANG Jiaxu, HU Wei

(Department of Orthodontics, Peking University School and Hospital of Stomatology; National Center for Stomatology; National Clinical Research Center for Oral Diseases; National Engineering Research Center for Oral Biomaterials and Digital Diagnostic Equipment, Beijing 100081, China)

Abstract: **Objective** To investigate errors of force measurement system for clear Aligners and provide references for optimizing the use of this system. **Methods** The original model was three-dimensional (3D) printed and assembled to form the assembly model of the force measurement system, then the assembly model was scanned. The original model (Group A) and the assembly model (Group B) were used to manufacture clear Aligners with no activation by thermoforming material respectively. Overlapping analysis and measurement of arch width were performed on Group A and B models, so as to compare whether two groups of models matched well. The force measurement system was used to measure the 3D force of the resin teeth after the clear Aligners were put on, and the differences of dental force between two groups were analyzed. **Results** The result of overlapping analysis and measurement of arch width showed that there was an average deviation of -0.126 mm to 0.188 mm in Group A and B models. When the clear Aligners made by the original model or assembly model were put on the force measurement system, a certain amount of 3D forces would be measured. The clear Aligners made by the original model produced larger forces than that made by the assembly model. Significant differences of the forces between two groups could be observed in most sites after the clear Aligners were put on, except the labial & lingual forces of tooth 33 or 32, and vertical forces of tooth 32, 31 or 46. **Conclusions** The discrepancy

收稿日期: 2023-02-15; 修回日期: 2023-04-19

通信作者: 胡炜, 主任医师, E-mail: orthodwh@163.com

between the original model and the assembly model will cause certain systematic errors. In order to reduce the errors generated in installation procedure, it is necessary to perform 3D scanning of the resin dentition after assembling the force measurement system, and to design clear Aligners based on the assembly model.

Key words: clear Aligners; force measurement system; error analysis

无托槽隐形矫治器是近年来迅速发展的矫治器系统,使用 CAD/CAM 系统设计每副矫治器的少量变形对牙齿产生矫治力,并通过连续佩戴多副矫治器逐步移动牙齿至目标位置^[1]。随着技术进步和临床需求增加,无托槽隐形矫治器的适应证较早期的简单病例已有所扩展,并逐渐用于较复杂的牙颌畸形。然而,研究发现,隐形矫治器对牙齿的移动效率约为 50%,有时不能很好达到预期的治疗效果^[2]。在复杂病例中,隐形矫治器对牙齿的控制能力尚不如固定矫治器,也更易出现复发^[3]。无托槽隐形矫治器作为一种覆盖式矫治器,施力方式和特点与传统的固定矫治器不同,对其生物力学机制还需进一步探究和明确,有助于指导临床应用。

目前,有关隐形矫治器的生物力学研究包括多个方面,如矫治器材料力学性能分析^[4-5]、有限元模拟加力分析^[6-7]、传感器实际测力分析^[8-9]等。在以往的研究中,使用力学测量平台实时测量戴入隐形矫治器后树脂牙三维方向的受力和力矩,用于分析牙齿的受力情况。研究发现,即使未设计位移量的隐形矫治器戴入后仍可对力学平台上的树脂牙施加一定的力,与预想的零加力设计不符^[10-11]。该结果说明,未设计位移量的隐形矫治器与力学平台上安装的树脂牙之间不匹配,存在一定的偏差。本文将力学平台装配后树脂牙列进行扫描获得装配模型,以原始模型和装配模型分别制作无位移设计量的隐形矫治器,分别测量两种矫治器戴入后的牙齿受力情况,以探究力学测量平台在安装过程中可能产生的误差。

1 材料和方法

1.1 实验仪器

如图 1 所示,隐形矫治器力学测量平台(组装)包括 14 个分离的 3D 打印树脂牙经装配组成的下颌牙列模型、14 个 Nano17 多轴 F/M 传感器(IFPSMC3/4, ATI Industrial Automation 公司,美国)和力学测量软件(无锡时代天使生物科技有限公

司)。Nano17 传感器各方向的力量程为 ± 50 N,精度为 12.5 mN。传感器通过六角螺钉与多轴 F/M 换能器连接,并将数据实时传输到计算机。当隐形矫治器戴入时,连接传感器的计算机在 20 s 周期内每秒收集并记录 1 次三维方向的力和力矩。力学测量软件的可视化窗口用于实时观察力和力矩的变化并记录实时测量值。为每颗牙建立坐标系以描述牙齿在三维方向的受力, X 轴平行于牙齿近远中方向, F_x 表示牙齿受到的近远中向力,正值为近中向力,负值为远中向力; Y 轴平行于牙齿唇/颊舌向, F_y 表示牙齿受到的唇/颊舌向力,正值为唇/颊向力,负值为舌向力; Z 轴平行于牙长轴并通过牙的阻抗中心, F_z 表示牙齿受到的垂直向力,正值为合向力,负值为龈向力。

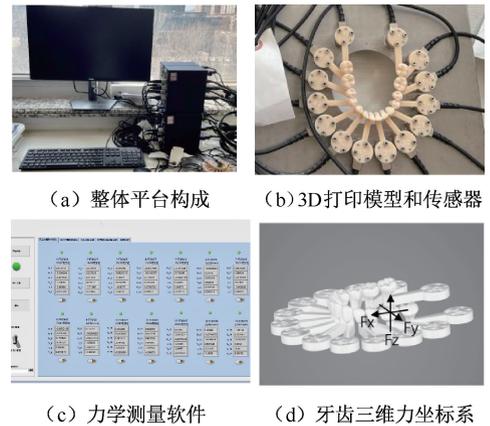


图 1 力学测量平台

Fig. 1 Force measurement system (a) Overall platform composition, (b) 3D-printed model and sensors, (c) Force measurement software, (d) 3D coordinate axis for dental forces

注:力学测量平台由 3D 打印模型、传感器、换能器、计算机、力学测量软件组成。

1.2 矫治器设计与制作

以原始模型使用 3D 打印机 (Objet30 Pro, Stratasys 公司,以色列) 打印 14 颗树脂牙并逐个装配组成下颌模型,在左下尖牙(33)、右下第 1 前磨牙(44)处颊侧设计有固位附件。对装配后的模型

使用口腔扫描仪(TRIOS, 3Shape 公司, 丹麦) 进行扫描。使用 OrthoDS_D 软件 5.3(无锡时代天使生物科技有限公司) 以原始模型(A 组) 和装配模型(B 组) 分别设计无位移量的隐形矫治器, 每组包括 10 副矫治器, 通过 0.75 mm 厚的热压膜材料(Duran 公司, 德国) 加工制成。

1.3 模型重叠与比较

将 A、B 组模型 STL 数据导入 Geomagic Studio 12 (Geomagic 公司, 美国), 使用最佳拟合进行两组模型的重叠, 并使用偏差分析功能比较重叠结果。此外, 使用数字化模型分析软件 Fusion Analyser(北京朗视仪器股份有限公司) 分别在两组模型的尖牙牙尖、第一前磨牙牙尖、第一磨牙近中颊尖定点并测量牙弓前段、中段、后段宽度, 重复测量 3 次并取均值, 以比较两组模型的匹配程度。所有测量均由同一名研究者进行。

1.4 矫治力的测量及数据分析

每组矫治器戴入前均对力学测量平台进行校准和清零。依次将 A、B 组隐形矫治器戴入测量平台的树脂牙上, 使矫治器完全就位, 测量并记录矫治器戴入后所产生的三维力。所有操作均由同一名研究者进行。

使用 SPSS 27.0 (IBM 公司, 美国) 进行分析。经过正态性检验, 两组测量数据均服从正态分布。同时进行方差齐性检验, 当数据满足方差齐性时, 采用独立样本 t 检验比较原始模型组与装配模型组的矫治器所产生的矫治力之间的差异, 不满足方差齐性时使用 t' 检验进行校准。

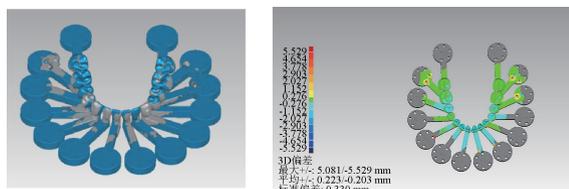
2 结果

2.1 模型重叠和测量

由重叠 A、B 两组模型的结果可见, 存在差异的部位主要位于各牙的唇、颊侧面。以原始模型为标准, 进行偏差分析, A、B 组模型平均偏差为 $-0.126 \sim 0.188$ mm (见图 2)。此外, 牙弓宽度测量: A 组模型牙弓前、中、后段的宽度均值分别为 26.82、37.50、42.34 mm, 而 B 组模型牙弓前、中、后段的宽度均值分别为 26.96、37.64、42.40 mm。

2.2 力学平台测量

使用力学平台测量 A、B 组矫治器戴入后, 各牙所受三维力的情况如下:



(a) 最佳拟合模型重叠结果 (b) 模型重叠偏差分析结果

图 2 A、B 组模型重叠及牙弓宽度测量结果

Fig. 2 Results of overlapping for models in group A and B and measurement of dental arch width

(a) Best fit of model overlapping, (b) Deviation analysis of model overlapping

注: 图 2(a) 中蓝、灰色部分分别为 A、B 组模型。

(1) A 组, 使用原始模型加工的无位移量隐形矫治器, 戴入后在各牙均可测量到三维受力。近远中向最大力为 37 处 5.30 N 近中向力, 颊舌向最大力为 42 处 2.56 N 舌向力, 而垂直向力大多在 1 N 以内。

(2) B 组, 使用装配模型加工的无位移量隐形矫治器, 戴入后在各牙产生的三维方向力较 A 组明显减小, 近远中向最大力为 37 处 1.79 N 近中向力, 而颊舌向最大力为 33 处 2.08 N 舌向力, 垂直向力大多在 0.5 N 以内。

A、B 组矫治器戴入后, 各牙的三维力测量值见表 1 和图 3。独立样本 t 检验结果显示, 除 33 和 32 唇舌向力以及 32、31 和 46 垂直向力外, 在其余位点, A、B 组的力值差异均有统计学意义 ($P < 0.05$)。

3 讨论

无托槽隐形矫治器的原理是设计位移量后, 矫治器与牙齿之间的不匹配产生了力的作用。无位移量的矫治器理论上与模型匹配, 不存在变形, 从而不对牙齿施加力。然而, 实验结果表明, 即使未设计位移量的隐形矫治器也对力学平台上树脂牙施加了三维方向的力。经初步分析, 这可能与树脂牙的 3D 打印, 装配和矫治器加工过程中的误差有关。

实验中所使用的树脂牙通过 3D 打印制作而成。3D 打印是基于计算机辅助设计数字模型并个性化制作的先进技术, 可制作形状相对复杂的物体, 目前已广泛用于口腔领域^[12]。目前 3D 打印的常用技术包括立体光刻 (stereolithography, SLA)、数

表1 A、B组隐形矫治器产生矫治力比较($n=10$)

Tab. 1 Comparison of the orthodontic forces produced by clear Aligners in group A and group B

单位:N

受力	牙位	A组	B组	牙位	A组	B组	牙位	A组	B组
F_x	37	5.30±0.94	1.79±0.61*	32	0.10±0.08	-0.10±0.04*	44	2.13±0.16	0.94±0.16*
F_y		0.42±0.08	0.08±0.09*		-0.44±0.37	-0.25±0.12		-2.34±0.36	-1.72±0.26*
F_z		1.07±0.40	0.31±0.32*		-0.02±0.13	-0.08±0.13		-0.98±0.34	0.44±0.21*
F_x	36	1.56±0.42	0.79±0.38*	31	0.80±0.13	-0.04±0.12*	45	0.94±0.13	0.38±0.18*
F_y		-1.68±0.12	-0.12±0.14*		-1.74±0.19	-1.16±0.23*		-0.28±0.20	-0.47±0.16*
F_z		-1.21±0.47	-0.47±0.47*		-0.41±0.18	-0.30±0.24		0.51±0.14	-0.10±0.11*
F_x	35	-1.20±0.24	0.27±0.16*	41	-1.22±0.12	0.02±0.09*	46	1.22±0.18	0.52±0.38*
F_y		0.52±0.17	-0.25±0.23*		-1.95±0.26	-1.01±0.18*		-0.07±0.20	0.11±0.13*
F_z		-0.36±0.24	-0.03±0.17*		-0.01±0.13	-0.24±0.10*		-0.55±0.24	-0.35±0.41
F_x	34	0.48±0.17	0.03±0.14*	42	-0.67±0.12	0.11±0.11*	47	1.89±0.54	0.93±0.52*
F_y		-1.98±0.21	-1.01±0.18*		-2.56±0.24	-0.80±0.27*		0.43±0.14	0.23±0.04*
F_z		0.70±0.17	0.08±0.16*		-0.29±0.12	-0.42±0.14*		0.52±0.27	0.19±0.31*
F_x	33	0.49±0.15	-0.07±0.14*	43	1.01±0.16	0.40±0.18*			
F_y		-2.38±0.36	-2.08±0.33		-1.88±0.40	-0.31±0.35*			
F_z		-1.41±0.27	-0.49±0.25*		-1.27±0.23	-0.62±0.18*			

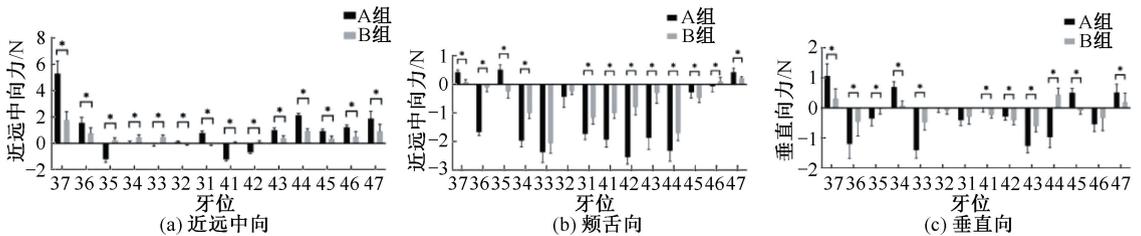
注: * $P<0.05$ 。31~37和41~47为国际牙科联合会牙位记录法所标识的牙齿位置,例如37为左下第二磨牙,47为右下第二磨牙。

图3 三维力测量结果

Fig. 3 Results of three-dimensional force measurement (a) In mesiodistal direction, (b) In buccoligual direction, (c) In vertical direction

注: * $P<0.05$ 。近远中向受力,正值为近中向力;颊舌向受力,正值为唇/颊向力;垂直向受力,正值为合向力。

字光处理(digital light processing, DLP)和材料喷射(polyjet)。真实度是指打印模型与原始模型的接近程度,可重复性是打印机重复打印相同尺寸物体的能力,两者可用于评价3D打印的精确度^[13]。Faruk等^[14]使用模型重叠的方法评价了3种打印技术的精度,DLP、SLA、Polyjet打印机打印模型的准确度为46.2、51.6、58.6 μm , Polyjet模型的可重复性(30.4 μm)优于其他两种技术,无论是哪种打印技术的精度都在临床上可接受的范围之内。本文认为,与装配误差相比,3D打印的误差对测量结果的影响可基本忽略。

模型三维重叠和测量结果可知力学平台装配后的树脂牙列模型(B组)与原始牙列模型(A组)存在一定差异。目前,逆向工程软件中有不同的对齐技术可用于模型的重叠,包括基于1个参考点、

n 个参考点的重叠、基于整个数据集的最佳拟合算法重叠,其中最佳拟合算法常用于模型匹配度分析的研究中^[14-15]。本实验采用最佳拟合进行A、B组模型重叠(见图2),最佳拟合和偏差分析结果说明两组模型之间存在差异,平均偏差在-0.126~0.188 mm,差异较大的部位位于中后牙段的颊面。牙弓宽度测量的结果也显示,B组模型的牙弓宽度平均偏大0.1 mm,这与模型重叠结果基本一致,直接说明两组模型间存在差异。

本文还发现,与用原始模型加工的矫治器(A组)对比,B组大部分位点牙齿的受力减小,差异均有统计学意义。该结果说明,装配模型制作出的矫治器与树脂牙更加贴合,产生的力也相应减小。树脂牙模型的装配由单独的树脂牙通过连接杆与相应传感器固定,并逐次形成最终的牙列模

型,在装配过程中,均可能使树脂牙位置发生少量的变化;装配后的模型与原始模型上牙齿位置就会产生偏差,使用原始模型制作的矫治器与平台上树脂牙不匹配,降低了力学平台测量的准确性。

从本研究结果还可知,即使是B组,位于牙列前端的中切牙、侧切牙表现为受到一定程度的舌向力,位于牙列后端的第二磨牙表现为受到一定程度的近中力,这可能来自于矫治器热成型加工过程中的收缩,对最前端和最后端的牙产生相应的力。热成型是将热塑性材料加工至成型温度,形成特定形状的制造工艺。Johal等^[16]使用4种热塑性材料制作热成型保持器,并通过分别扫描保持器和模型上8个位于切牙和磨牙的标志点,计算两者间的匹配程度;结果均观察到保持器与模型间存在差异,且大多数标志点处观察到保持器的收缩情况。因此,研究者应关注隐形矫治器热成型过程的收缩可能会对矫治力产生影响,这也是力学平台测量中通常会产生误差的原因之一。但矫治器在加工过程的收缩很难避免,也很难进行人为控制。

4 结论

本文主要探究无托槽隐形矫治器力学平台的测量误差来源。力学平台装配过程中的偏差是导致力学测量误差的来源之一,通过对装配后的模型进行扫描可以减小这一误差。

参考文献:

- [1] BARONE S, PAOLI A, RAZIONALE AV, et al. Computational design and engineering of polymeric orthodontic Aligners; Computational design and engineering of polymeric orthodontic Aligners [J]. *Int J Numer Methods Biomed Eng*, 2017, 33(8): e2839.
- [2] KRAVITZ ND, KUSNOTO B, BEGOLE E, et al. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 135(1): 27-35.
- [3] PITHON MM, BAIÃO FCS, SANT' ANNA LID DE A, et al. Assessment of the effectiveness of invisible Aligners compared with conventional appliance in aesthetic and functional orthodontic treatment: A systematic review [J]. *J Investig Clin Dent*, 2019, 10(4): e12455.
- [4] DALAIE K, FATEMI SM, GHAFARI S. Dynamic mechanical and thermal properties of clear Aligners after thermoforming and aging [J]. *Prog Orthod*, 2021, 22(1): 15.
- [5] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 无托槽隐形矫治器各参数对尖牙压低移动治疗的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(1): 60-65. CAI YQ, YANG XX, HE BW. Effects on canine intrusion treatment with different Invisalign parameters [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 60-65.
- [6] CHENG Y, GAO J, FANG S, et al. Torque movement of the upper anterior teeth using a clear Aligner in cases of extraction: A finite element study [J]. *Prog Orthod*, 2022, 23(1): 26.
- [7] 白煜, 赵贺剑, 杨富刚, 等. Power Arm 在隐形矫治器联合微种植钉整体内收上前牙中的作用 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 79-84. BAI Y, ZHAO HJ, YANG FG, et al. The role of power arm by combined use of clear Aligner and miniscrew in en-masse retraction of maxillary anterior teeth [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(1): 79-84.
- [8] 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): 728-736.
- [9] LIU L, HE B, ZHUANG J, et al. Force measurement system for invisalign based on thin film single force sensor [J]. *Measurement*, 2017, 97: 1-7.
- [10] ZHU Y, HU W, LI S. Force changes associated with differential activation of en-masse retraction and/or intrusion with clear Aligners [J]. *Korean J Orthod*, 2021, 51(1): 32-42.
- [11] LIU Y, HU W. Force changes associated with different intrusion strategies for deep-bite correction by clear Aligners [J]. *Angle Orthod*, 2018, 88(6): 771-778.
- [12] TIAN Y, CHEN C, XU X, et al. A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications [J]. *Scanning*, 2021: 9950131.
- [13] CAMARDELLA LT, DE VASCONCELLOS VILELLA O, BREUNING H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017, 151(6): 1178-1187.
- [14] EMIR F, AYYILDIZ S. Accuracy evaluation of complete-arch models manufactured by three different 3D printing technologies: A three-dimensional analysis [J]. *J Prosthodont Res*, 2021, 65(3): 365-370.
- [15] REVILLA-LEÓN M, ÖZCAN M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry [J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(2): 146-158.
- [16] JOHAL A, SHARMA NR, MCLAUGHLIN K, et al. The reliability of thermoform retainers: A laboratory-based comparative study [J]. *Eur J Orthod*, 2015, 37(5): 503-507.