

## · 专家笔谈 ·

## 浅谈正畸临床矫治新技术——球托止动定位轻力5s系统

贺红<sup>1</sup> 吉利<sup>2</sup>

1. 口腔系统重建与再生全国重点实验室 口腔生物医学教育部重点实验室 口腔医学湖北省重点实验室  
武汉大学口腔医学院 武汉大学口腔医院正畸一科 武汉 430079;
2. 中山大学附属第一医院口腔科 广州 510080

**[摘要]** 达成精确的转矩表达和稳定的支抗控制是正畸治疗的关键因素，患者在治疗过程中对口腔健康与矫治感受的重视程度日益增长，球面自锁托槽（球托）在一定程度上满足了这两个方面的需求。球面自锁托槽的球面结构可以降低因佩戴矫治器而引起口腔溃疡的概率，并能减少生物膜附着，降低牙龈和牙周疾病的发生概率。与方形托槽相比，球面自锁托槽的脱落率降低了95%。止动定位系统是球面自锁托槽的核心创新点，主要由螺纹系统、螺丝系统和弓丝系统组成。得益于止动定位系统，球面自锁托槽可以去除余隙角，精准表达转矩，使用止锁螺丝时可增强支抗稳定性。止动定位系统搭配了3种特制的细方丝（0.152 4 mm×0.635 0 mm、0.203 2 mm×0.584 2 mm、0.254 0 mm×0.558 8 mm），用轻力排齐的同时可以表达转矩，控制牙根。球托矫治器以黏膜刺激小、脱落率低、转矩表达精准、支抗保有率高、细方丝轻力矫治等特点引起了广泛关注。

**[关键词]** 球面自锁托槽；球托；止动定位系统；去除余隙；控制支抗；轻力矫治；精准转矩表达

**[中图分类号]** R783.5 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/gjkq.2024032



开放科学（资源服务）  
标识码（OSID）

**Discussion of an innovating orthodontic technique: a spherical bracket, lock-hook and light force treatment system**He Hong<sup>1</sup>, Ji Li<sup>2</sup>

1. State Key Laboratory of Oral & Maxillofacial Reconstruction and Regeneration, Key Laboratory of Oral Biomedicine Ministry of Education, Hubei Key Laboratory of Stomatology, School & Hospital of Stomatology, Wuhan University, Dept. of Orthodontics 1, School & Hospital of Stomatology, Wuhan University, Wuhan 430079, China; 2. Dept. of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510080, China

Correspondence: He Hong, Email: drhehong@whu.edu.cn

**[Abstract]** Precise torque expression and stable anchorage control are key points in orthodontic treatment. The concern of patients' quality of life and oral health during orthodontic treatment is increasing. However, most orthodontic instruments cannot achieve the goals mentioned above. A spherical bracket exhibits advantages in these aspects and mitigates these problems to a certain extent. The spherical surface decreases the ulcer rate. Biofilm formation is inhibited, thereby reducing the probability of gum and periodontal disease occurrence. The bonding failure rate of the spherical bracket is lower than that of other self-ligating brackets by 95%. The lock-hook system is the most innovative aspect of the spherical bracket. The system contains thread, screw, and arch wire systems. The lock-hook system benefits torque expression because of its mitigating function. Furthermore, it improves the stability of anchorage when the lock screw is applied. The arch wire system containing three unique wires (0.152 4 mm×0.635 0 mm, 0.203 2 mm×0.584 2 mm, 0.254 0 mm×0.558 8 mm) can be used by orthodontist to control torque with light force during alignment. Therefore, the spherical bracket has gained increasing interest because of its outstanding performance such as comfort, low bonding failure rate, accurate

torque expression, stable anchorage, and light force.

**[Key words]** spherical bracket; obrace; lock-hook system; play mitigation; anchorage control; light force treatment; precise torque expression

**[收稿日期]** 2023-10-16; **[修回日期]** 2023-12-20

**[作者简介]** 贺红, 教授, 博士, Email: drhehong@whu.edu.cn

**[通信作者]** 贺红, 教授, 博士, Email: drhehong@whu.edu.cn

理想的正畸矫治器应当满足以下条件：1) 不会影响咬合和口腔卫生；2) 不会损伤口腔组织；3) 轻力，但可对抗咬合力带来的影响；4) 不会脱落；5) 复诊周期内施加的力值可控；6) 支抗控制良好<sup>[1]</sup>。也有学者<sup>[2]</sup>提出，自锁托槽的制造商在制作托槽时应该在患者感受和牙齿的精准移动这两点上有所创新和突破。目前极具创新性的球托5s矫治器满足了上述条件中的多个要求，在正畸矫治中有着不可忽视的优点和发展前景。

球面自锁托槽（也称球形托槽，下文简称球托）5s矫治器主要以独特的球面结构为公众所熟知，光滑的球面结构可以减轻矫治器对患者口腔黏膜的刺激，有利于保护患者的口腔健康，改善矫治过程中患者的生活质量<sup>[3]</sup>。此外，该矫治器独特的外形设计使得微生物不易在其上定植。对比球面托槽和方形托槽的菌斑指数，可以发现方形托槽的菌斑指数更高，即球面托槽更利于口腔卫生状况的维持<sup>[4]</sup>。球形托槽的外形已具有许多优势，而其更为核心的技术特点在于其特有的止动定位轻力5s系统。该系统具有稳定的支抗控制、精准的转矩表达、轻力的排齐，以及便捷的弓丝系统等临床优势，显示出良好的临床应用效果<sup>[5]</sup>。该矫治器在一定程度上改善了目前自锁托槽存在的诸多问题，但部分操作异于传统的自锁托槽。笔者通过阐述球托5s矫治新技术以及矫治器的特点，期为广大医师在临床治疗中的选择和应用提供参考。

## 1 球托5s矫治器的特点

### 1.1 易于清洁

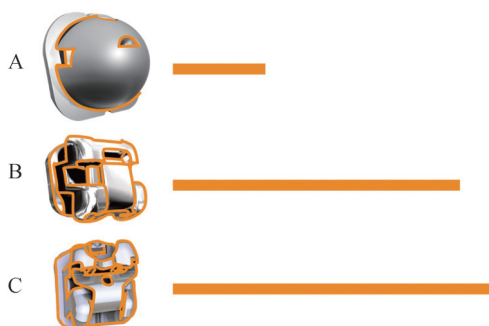
球形的外观设计是球托5s矫治器的一大创新，也是该矫治器和其他自锁托槽区别最明显的地方。圆润且封闭一体的外形使得食物不容易在托槽上面残留，即便有少许残留，也很容易清理干净（图1）。因为该外形设计相对于传统方形托槽整体的外形线更短，因此更易于清洁（图2）。根据笔者课题组在临床收集的数据，球面托槽的清洁效率较传统方形托槽提升88%，有利于维持患者的口腔卫生。还有研究<sup>[4]</sup>表明：球面托槽较方形托槽更易通过刷牙的方式清理干净，能减少生物膜附着，在龈沟液炎症因子等判断口腔卫生程度的指标上要优于方形托槽。有学者<sup>[6]</sup>认为：粗糙、不规则的表面会促进菌斑的形成和成熟，而球托的外形规则、平整且表面光滑，与传统的方形托槽相

比，不易于形成菌斑斑块，有利于患者维持良好的口腔卫生环境。



图 1 球托5s矫治器与方形托槽的口腔内卫生状况

Fig 1 Oral hygiene comparison between conventional bracket and spherical 5s bracket



A: 球托5s矫治器；B: Damon Q；C: Empower 2。

图 2 对比起其他自锁托槽，球托5s矫治器的外形线（橙色线）更短

Fig 2 Compared to other self-ligating brackets, the outline (orange line) of spherical 5s bracket is shorter

### 1.2 矫治体验舒适

球托5s矫治器的外形给患者带来的良好矫治体验，并不局限于利于患者维持良好的口腔卫生环境这一方面。以往自锁托槽上结扎翼、弹片、盖板等结构与黏膜接触的位置会产生较大的应力，从而在一定程度上损伤黏膜，一般表现为红肿、溃疡、糜烂等症状，可以导致患者在矫治期间的生活质量下降<sup>[7-8]</sup>。曾有学者<sup>[2,9]</sup>尝试制作了个性化的半球形塑料帽安装于方形托槽上，用一个相对平整光滑的表面替代托槽本身凹凸不平的表面，从而降低了矫治器对黏膜的损伤。球托5s矫治器则是采用半球面的外观设计，减轻矫治器对患者口腔黏膜造成的刺激，改善患者在矫治过程中的生活质量，给患者带来舒适的矫治体验<sup>[3,10]</sup>。通过有限元实验分析方形自锁托槽、结扎托槽和球托5s矫治器对口腔黏膜造成的应力，结果发现：方形自锁托槽和结扎托槽对黏膜产生的应力约为球托5s矫治器的2倍（图3示）<sup>[10]</sup>。

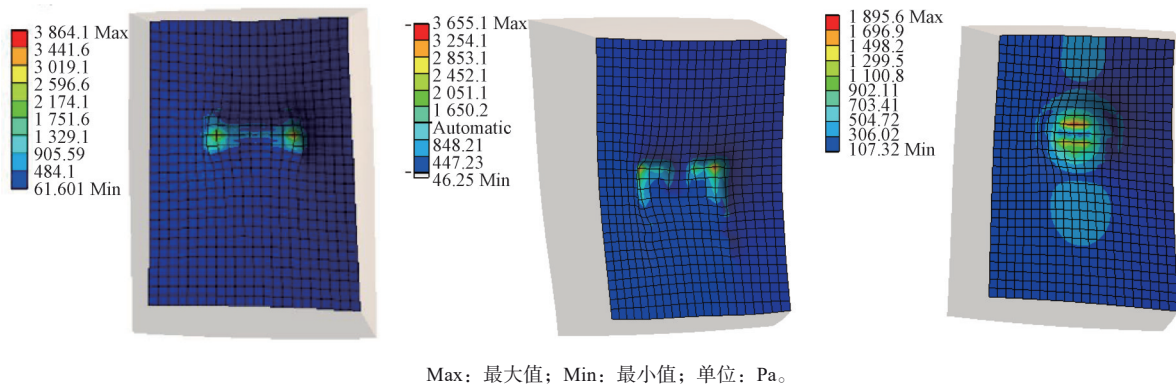
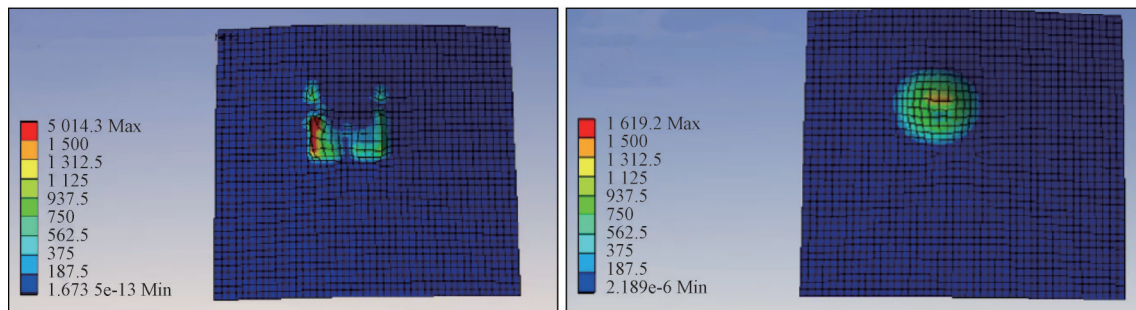


图 3 有限元实验分析方形自锁托槽(左)、结扎托槽(中)、球托5s矫治器(右)对口腔黏膜造成的应力

Fig 3 Finite element analysis of self-ligating bracket (left), conventional bracket (middle), and spherical 5s bracket (right) regarding stress on oral mucosa

正畸矫治器在矫治过程中给患者带来的疼痛感和不舒适感是患者对正畸治疗犹豫的原因之一<sup>[3]</sup>,由此可见,托槽设计应该考虑到改善患者的佩戴感受<sup>[2]</sup>,减少矫治器给患者口腔黏膜造成的刺激而导致的疼痛问题。除了考虑到患者自身的感受之外,口腔本身便是机体极为敏感的部分<sup>[11]</sup>,口腔健康与全身健康有着密切的联系<sup>[12]</sup>,与心脏病等其他疾病密切相关,所以维护口腔健康至关重要。球托5s矫治器通过独特的球面设计解决了矫治器对患者口腔组织刺激较大的问题。该矫治器的表面并非标准的球形,而是综合考虑了牙冠近远中弧度、牙冠龈向弧度、牙弓弧度、唇颊功能运动弧度后调整得出的球面弧度,可以降低对口腔黏膜的刺激<sup>[3]</sup>。

通过有限元实验对比分析方形自锁托槽、球托5s矫治器和结扎托槽对口腔黏膜造成的应力可以发现:方形自锁托槽和结扎托槽对黏膜产生的静态应力约为球托5s矫治器的2倍(如图3所示)<sup>[10]</sup>。而在矫治器和口腔黏膜发生滑动的时候,结扎托槽会对口腔黏膜造成更大面积以及更严重的损伤(如图4、5所示)<sup>[10]</sup>。该设计使得球托5s矫治器在与唇颊黏膜组织产生多种角度接触时不会对黏膜组织造成过大的应力,从而减少89.3%的口腔溃疡发生率,保护患者的口腔健康;同时给患者带来舒适感,提升90%的舒适度<sup>[3,10]</sup>。在患者同时佩戴了传统方形托槽和球托矫治器的分口试验中,患者对球托矫治器满意度更高,且向他人分享的意愿更高<sup>[3]</sup>。



Max: 最大值; Min: 最小值; 单位: Pa。

图 4 有限元实验分析结扎托槽(左)和球托5s矫治器(右)在口腔黏膜上水平滑动1 mm对口腔黏膜造成的应力应变情况

Fig 4 Finite element analysis of conventional bracket (left) and spherical 5s bracket (right) regarding stress and strain on oral mucosa with 1 mm horizontal sliding

### 1.3 不易脱落

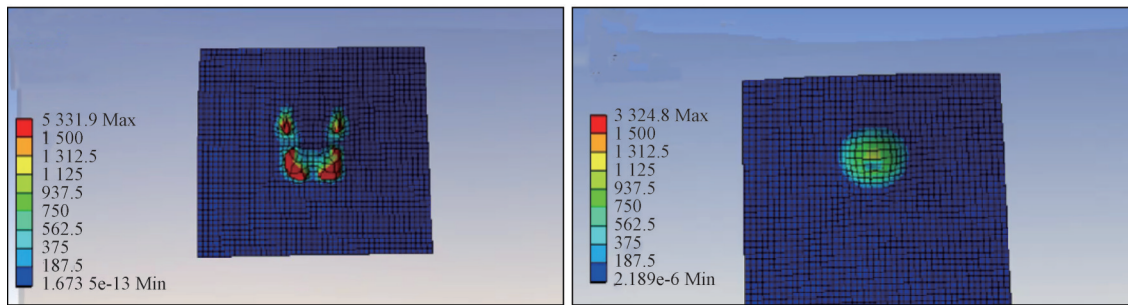
球托5s矫治器的脱落率相较于传统方形托槽更低。传统的金属托槽脱落率通常在1.15%到17.87%之间<sup>[13-18]</sup>。研究<sup>[19]</sup>显示,在保证最终矫治效果的前提下,发生托槽脱落至少会延长0.3个月的矫治时间。由此可见,粘接稳定性是矫治器性能

的重要判断指标之一。

笔者所在课题组采用分口试验研究球托5s矫治器和传统方形自锁托槽在直接粘接情况下的脱落率,收集了384个样品进行了为期13个月的临床观察和Kaplan-Meier生存分析,结果见图6:球托5s矫治器和方形自锁托槽的脱落率比值为1:18

(0.52% : 9.38%), 可见球托5s矫治器在脱落率方面相比于传统的方形自锁托槽有极大的优势, 其

托槽脱落率降低了95%。



Max: 最大值; Min: 最小值; 单位: Pa。

图 5 有限元实验分析结扎托槽 (左) 和球托5s矫治器 (右) 在口腔黏膜上垂直滑动2 mm对口腔黏膜造成的应力应变情况

Fig 5 Finite element analysis of conventional bracket (left) and spherical 5s bracket (right) regarding stress and strain on oral mucosa with 2 mm vertical sliding

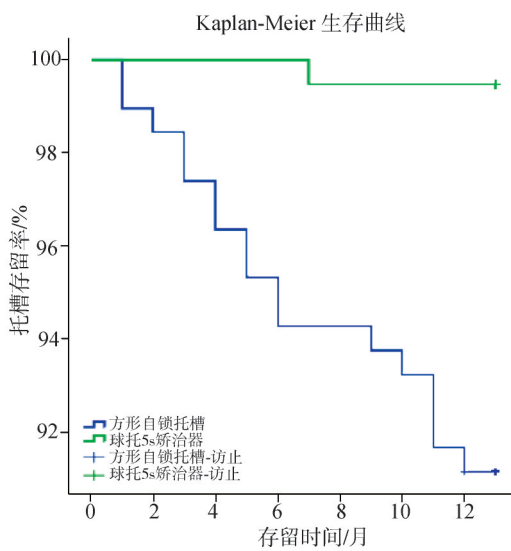


图 6 方形自锁托槽 (蓝线) 和球形托槽 (绿线) 在13个月中的存留曲线  
Fig 6 The bonding failure rate of self-ligating bracket (blue) and spherical bracket in 13 months

在数字化的间接粘接中, 常会使用树脂底板进行角度补偿, 在此情况下球托5s矫治器有着良好的粘接表现。在脱落的样本中, 多数是粘接剂内部发生的断裂。这些研究说明球托5s矫治器的低脱落率与其和树脂底板良好的粘接性能有一定的联系<sup>[20]</sup>。

此外, 球托5s矫治器的低脱落率与其外形也有很大关系。牙齿、粘接剂和托槽之间产生的剪切力是造成托槽脱落的主要原因<sup>[21-22]</sup>。患者在进食的时候, 矫治器跟随牙齿不可避免地会与食物发生碰撞, 而来自食物的冲击力作用于矫治器上时, 会使得牙齿、粘接剂和托槽之间产生剪切力, 从而使托槽有一定的脱落概率。通常约束力作用在接触处, 会沿接触处的公法线方向指向受力物体。

根据受力分析 (图7), 对于方形托槽来说, 当食物冲击力作用于其侧面上时, 力和侧壁几乎呈垂直状态, 食物冲击力 $F$ 会几乎全部转化为底板与粘接剂之间的剪切力。而食物冲击力 $F$ 作用在球托5s矫治器的表面后转化为剪切力的是其中的一个分力 $F_2$ ,  $F_2$ 的力值必定小于 $F$ 的力值, 因此达成“卸力”的效果; 并且 $F_1$ 相当于给球托5s矫治器和粘接剂之间施加了一个正压力, 增大了接触面的最大静摩擦力, 使得矫治器和粘接剂之间更不易发生相对移动。有研究<sup>[23]</sup>指出圆弧型的外形可以分散应力, 从而改善矫治器的脱落问题。

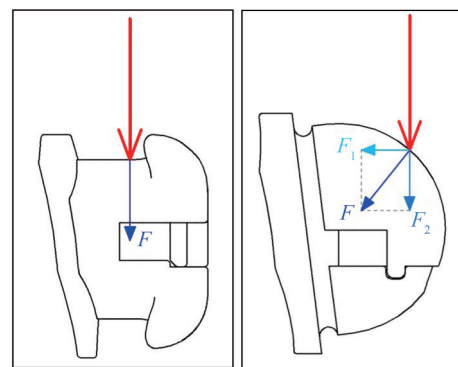


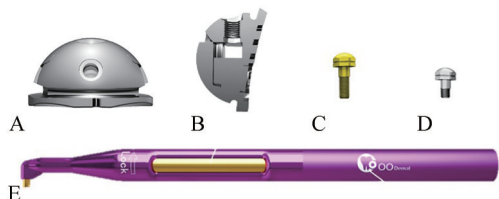
图 7 其他自锁托槽 (左) 和球托5s矫治器 (右) 受到食物冲击力后二维平面上的静力学分析

Fig 7 The static mechanical analysis of other self-ligating bracket (left) and spherical 5s bracket (right) in two dimensions after applying force

#### 1.4 止动定位系统的优势

球托5s代表着正畸的5个关键节点: 排齐、整平、支抗控制、关闭间隙和精细调整。该矫治器通过分解步骤, 快速、轻力、安全、精准、舒适地完成矫治。区别于传统的自锁矫治器, 球托5 s

矫治器使用了止动定位系统,有两大主要创新点。一是在矫治器的龈方存在有螺纹孔,螺纹孔连通托槽表面和槽沟。与螺纹孔相匹配的螺丝有两种,一种是定位螺丝,长度较长,完全拧紧后可进入槽沟与弓丝发生接触;另一种是牵引螺丝,长度较短,完全拧紧后不会进入槽沟和弓丝发生接触,可将其视为牵引钩(图8)。二是使用了全新的弓丝系统,即使用镍钛方丝代替了传统的镍钛圆丝。在球托5s矫治系统中共有6种弓丝,①②③号丝是超弹性镍钛丝,④号丝是铜镍钛丝,⑤⑥号丝是不锈钢丝。①至⑥号丝的尺寸分别是:0.152 4 mm×0.635 0 mm、0.203 2 mm×0.584 2 mm、0.254 0 mm×0.558 8 mm、0.355 6 mm×0.635 0 mm、0.406 4 mm×0.635 0 mm、0.482 6 mm×0.635 0 mm,其中①②③号丝是球托5s矫治系统所独有的弓丝。



A、B: 螺纹孔; C: 定位螺丝; D: 牵引螺丝; E: 专用扳手。

图8 球托5s矫治器螺纹孔、牵引螺丝、定位螺丝以及螺纹系统专用扳手

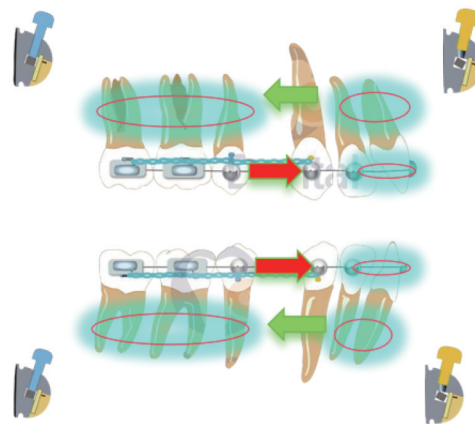
Fig 8 The thread of spherical 5s bracket, hook screw, lock screw, and dedicated tool

1.4.1 稳定的支抗控制 球托5s矫治器通过特有的螺纹系统,可以提供稳定的支抗控制。该矫治器龈方的螺纹孔允许与其匹配的螺丝拧入其中。牵引螺丝可以在托槽上固定住当作牵引钩使用,而定位螺丝可以进入槽沟内和弓丝发生接触,产生极强的最大静摩擦力,使得托槽和弓丝形成相对静止的状态,从而实现支抗的稳定控制。

在临床上使用时,利用螺纹扳手将定位螺丝从球托5s矫治器龈方的螺纹孔拧入,定位螺丝将和弓丝发生紧密接触,使得弓丝和槽沟之间的最大静摩擦力远大于正畸的矫治力。通过这种方式,可以较为自由地设计支抗牙。例如,在拔除第一前磨牙的病例中,需要拉尖牙向后时,可以使用定位螺丝锁死第二前磨牙,从而给后牙区提供强支抗。

在上述例子中,如果医师在临床操作时希望更进一步增加后牙支抗,可以将中切牙和侧切牙同时拧紧定位螺丝,配合第二前磨牙上的定位螺丝,此时相当于前牙区和后牙区共同作为尖牙的支抗牙,极大增强了支抗的稳定性。后牙区的第

一前磨牙(或第二前磨牙)、第一磨牙以及第二磨牙作为尖牙的第一重支抗,前牙区的中切牙和侧切牙作为尖牙的第二重支抗,这也就是球托5s矫治系统里的“双重支抗”的概念(图9)。



第二前磨牙、第一磨牙、第二磨牙作为尖牙的第一重支抗,中切牙、侧切牙作为尖牙的第二重支抗;红圈示支抗;箭头示受力方向。

图9 “双重支抗”示意图

Fig 9 Demonstration of “double anchorage”

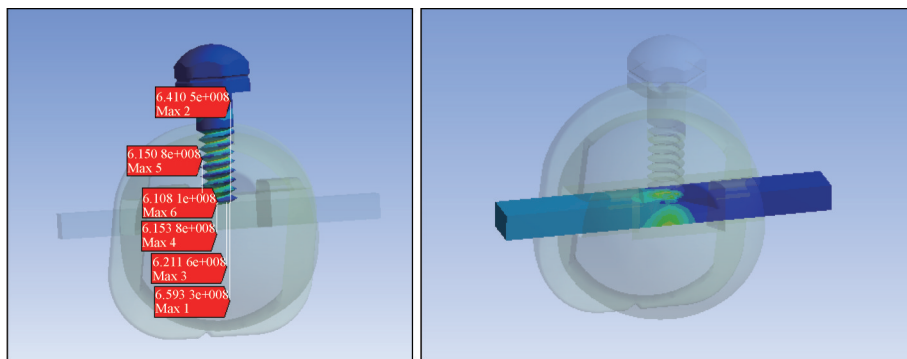
球托5s矫治器在支抗控制方面的表现良好,但其支抗仍需要和支抗钉支抗作出区分。支抗钉固定于颌骨中,可以定义为绝对支抗。而对于球托5s矫治器,应用止动螺丝锁死弓丝后,可承受的拉拔力约为37 N,远远大于正畸所提倡的轻力矫治力值,可以保证弓丝被锁死后在正常的矫治力作用下托槽与弓丝不会发生相对运动。值得注意的是,由于托槽是粘接在牙冠上的,而牙体则是生长在牙槽骨之中,牙根位于牙槽骨内就会有移动的潜力,所以即便托槽相对于弓丝不会移动,也不代表此时是绝对支抗。通过定位螺丝将全牙弓和弓丝锁紧后,牙弓仍可能相对于颌骨发生移动。虽然球托5s矫治器做不到绝对支抗,但其加强支抗的方式是无创的,相对于支抗钉是非常明显的优势。当矫治病例处于应用支抗钉较为模糊的界线时,球托5s矫治器为临床医师提供了一个可以减少患者创伤的选择方案。

1.4.2 精准的转矩表达 在临床使用上,如果可以去除余隙,就可以为医师的工作带来便利。在球托5s矫治技术中,定位螺丝可以进入槽沟内和弓丝发生接触,去除弓丝在槽沟内的余隙角,理论上可以使得转矩达到精准表达的效果,实现对牙根的精准控制。

对于普通的被动自锁托槽而言,以槽沟位0.558 8 mm×0.711 2 mm的托槽为例,0.457 2 mm×

0.635 0 mm 不锈钢方丝的余隙角为 14.88°，而 0.482 6 mm×0.635 0 mm 不锈钢方丝的余隙角为 11.46°<sup>[24-25]</sup>。而对于主动自锁托槽而言，由于弹片的材料性能等原因，对传统弓丝系统中不锈钢弓丝的固定也无法达到百分之百的效果。5s 球托本身作为一个被动自锁托槽，在应用了定位螺丝

后可以将其看成一个主动自锁托槽，而且由于对弓丝加压的定位螺丝是刚体，从而解决了一般的主动自锁托槽弹片较软的问题，使得该加力部件可以完全将弓丝与槽沟之间的余隙角去除，从而可以精准地将托槽设计好的转矩表达出来(图10)。



左：定位螺丝锁死弓丝后，定位螺丝的应力应变情况；右：利用定位螺丝去除余隙时，弓丝的受力情况。

图 10 定位螺丝应力和弓丝受力的有限元分析

Fig 10 Finite element analysis of lock screw and arch wire in locked situation regards of stress

### 1.5 便捷、轻力的弓丝系统

正畸矫治过程中，一般遵循“由圆到方，由细到粗，由软到硬”的弓丝更换原则。在错殆畸形矫治早期，拥挤度和错位度都较大的情况下，容易形变的细丝会更容易放入槽沟之中，因此初始牙齿排齐时常使用弹性更好、截面半径小的镍钛圆丝。另外，从牙体及牙周组织的健康角度出发，初始使用较细的镍钛圆丝能避免正畸力过大引起的牙齿疼痛和牙根吸收。随着患者的适应，矫治期间逐步换成更粗的镍钛圆丝，直至牙列排齐整平。在矫治后期，由于关闭间隙以及控制牙根的需要，方形的不锈钢丝成为更好的选择。

球托5s矫治系统改变了弓丝的使用方法，提倡在整个治疗中最多使用3根丝完成矫治，分别是排齐丝、过渡丝和终末丝。实现方法是使用镍钛方丝替代镍钛圆丝，使得较为柔软细小的镍钛丝在排齐整平阶段也可以对牙根进行控制，从而节省后期调整的时间。相对于传统的弓丝更换原则，此种方式减少了弓丝更换的次数，使临床医生的操作更为便捷。对患者来说，同样可以节省复诊时间。

除了弓丝使用方法的改进，球托5s矫治器弓丝系统的另一优势是轻力施力，即对牙齿的施力属于轻力。从20世纪开始，随着研究的深入，推荐的转矩矫治力有逐渐降低的趋势。Reitan<sup>[26]</sup>于1957年就提出转矩力应不大于1.3 N；Hemanth

等<sup>[27]</sup>于2015年通过三维有限元模拟实验，运用较为简单的线性模型测算出转矩力应小于1 N；在进一步研究中，Hemanth等<sup>[28]</sup>改进了模型，将牙周膜的材料性质设定为非线性，使得其更加贴近实际的牙周膜性质，得出转矩力应小于0.8 N的结论。使用较轻的力量矫治牙齿，其目的是减轻牙根吸收的程度以及玻璃样变出现的概率。虽然目前尚无研究显示更重的矫治力会导致更多的玻璃样变，但有研究<sup>[29-30]</sup>指出：使用较重的初始力值增加到某一力值，比使用较轻的初始力值增加到某一力值造成的玻璃样变要更多。

对于转矩力大小的影响因素主要有如下几点：弓丝尺寸、槽沟尺寸、弓丝旋转角度、弓丝硬度、牙齿形态以及结扎方式<sup>[31-32]</sup>，其中弓丝和槽沟的尺寸以及弓丝的硬度对转矩力大小起到非常关键的作用。在弓丝尺寸上，截面积越小的弓丝表达出来的形变力越小。镍钛材料弹性模量较不锈钢材料小，硬度更低。综合这些因素，球托5s弓丝系统的①号丝（尺寸为0.152 4 mm×0.635 0 mm的镍钛方丝）比0.406 4 mm×0.635 0 mm的不锈钢方丝表达出来的力值要轻许多。表达转矩时更小的初始力值会更加利于患者的牙周健康，所以使用①号丝开始表达转矩会更有优势。和传统的0.304 8 mm镍钛圆丝相比，①号丝的优势是在排齐牙列的过程中能表达转矩。通过对比①号丝和0.304 8 mm镍钛圆丝（传统①号圆丝）的挠度曲线可以发现：

①号丝所产生的形变力更加柔和,且表达的力值 依旧足以排齐牙齿(如图11所示)。

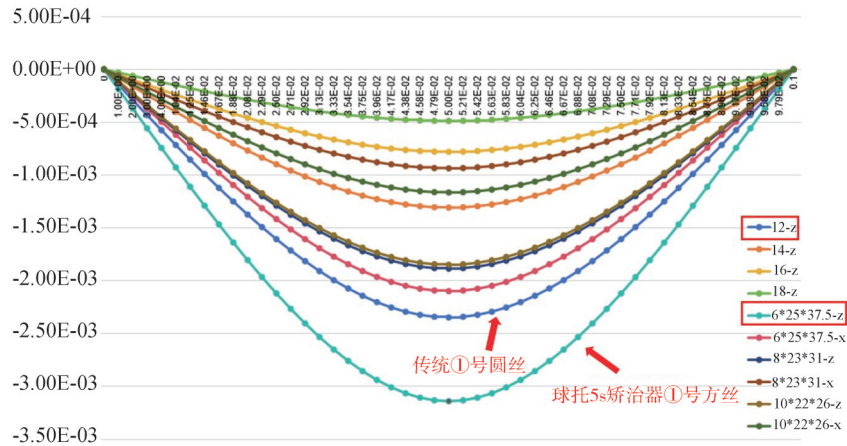


图 11 弓丝挠度曲线

Fig 11 Deflection of arch wires

对于扁平状的①号丝,若直接将其应用在普通自锁托槽的0.457 2 mm和0.558 8 mm的槽沟之中,会产生极大的余隙角,从而限制了转矩的表达。研究<sup>[33-35]</sup>表明,0.457 2 mm槽沟系统托槽的转矩控制会优于0.558 8 mm槽沟系统的托槽,因为0.457 2 mm的托槽会更早地用上全尺寸弓丝。球托5s矫治器通过定位牵引系统使得的槽沟尺寸可变,拧入定位螺丝时相当于改变槽沟的尺寸,让槽沟去匹配弓丝的尺寸,从而更早地用上全尺寸弓丝。当拧入定位螺丝与弓丝发生接触时,可以在一定程度上将①号丝视为全尺寸弓丝,通过这种方式使①号丝在释放轻力的同时保证了转矩的有效表达,而且柔软的①号丝在矫治前期错位度较大的情况下易于入槽。由此可见,球托5s矫治

器和弓丝系统只有相互搭配才能让5s矫治技术的优势最大化。

## 2 临床实例细节展示与使用分享

### 2.1 排齐整平

运用球托5s矫治器可以快速进行排齐整平,这是止动牵引系统和特有的弓丝系统共同作用的结果。利用止动牵引系统,可以快速便捷地完成扩弓,并且在排齐整平阶段对牙根进行控制(图12)。在矫治前期,球托5s矫治器特有的细方丝为利用弓丝控制牙齿转矩和排齐扭转牙提供了可能。柔软的细方丝也保证矫治力施力轻柔,从而达到安全健康地控制牙根以及快速移动牙齿的效果<sup>[29]</sup>。



左: 初诊; 中: 拔除14、25牙; 右: 排齐3个月。

图 12 细方丝排齐牙列

Fig 12 Treatment of aligning with 5s arch wires system

在图13所示的2个临床病例中,均存在个别牙扭转不齐的现象。此种情况下,一般会运用舌侧扣对扭转错位的尖牙施加一对力偶将其矫正归位。在这2个病例中,并未使用舌侧扣,而是使用一根细方丝完成了对扭转牙的矫治。

利用球托5s矫治器搭配定位螺丝使得牙齿和弓丝可以保持相对静止的特点,临床使用中衍生出了一些使用方法,比如定位扩弓(图14)。在图14所示的使用球托5s矫治器的病例报告中,对于前牙段牙列拥挤的患者,采用定位螺丝止锁第一

前磨牙，将所需牙弓长度的弓丝预留固定，让弓丝形变的回弹力缓慢释放，通过牙弓自行调整扩展宽

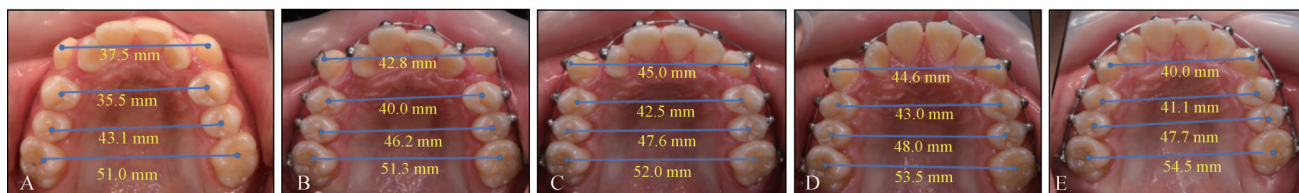
度达到扩弓效果，且过程中无需更换弓丝<sup>[5]</sup>。采用这种方法进行扩弓，临床操作更加简单便捷且可控。



A: 病例1排齐前; B: 病例1排齐2个月; C: 病例2排齐前; D: 病例2排齐2.5个月。

图 13 细方丝矫正扭转牙

Fig 13 Treatment of rotation with 5s arch wires system



A~E分别为初诊和第1、2、3、5个月时牙弓形态及测量值。

图 14 定位扩弓

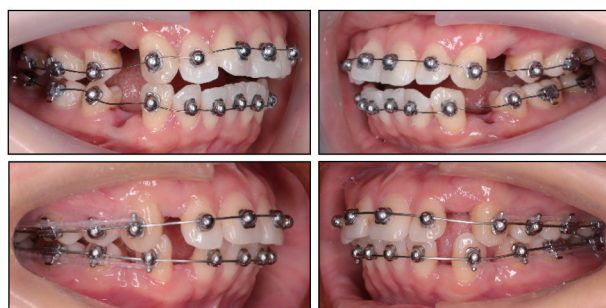
Fig 14 Expansion with 5s lock-hook system

### 2.2 支抗控制与关闭间隙

牵引是正畸矫治中的一大治疗手段，各式各样的牵引都有其独特的作用。正畸医生在临床上结合不同的患者情况，可以作出不同的牵引设计。对比传统的直丝弓矫治器，球托5s矫治器在支抗控制方面有一定优势。使用螺纹扳手将定位螺丝从球托5s矫治器龈方的螺纹孔拧入，定位螺丝会和弓丝发生紧密接触，使得弓丝和槽沟之间的最大静摩擦力远大于正畸矫治力。通过这种方式，可以增强支抗的稳定性，并且可以较为自由地设计支抗牙。

如图15所示，该病例拔除了4个第一前磨牙，运用两步法第一步向远中内收前牙。此时先采用颌内牵引，利用后牙作为支抗牙，通过橡皮链的形变弹力牵引尖牙以关闭间隙。此种情况下，通常自锁矫治器采用8字结扎将第二前磨牙、第一磨牙和第二磨牙结扎起来，利用3颗牙齿去对抗尖牙内收带来的反作用力，主要由尖牙远中移动消耗拔牙间隙。但在牵引过程中，后牙仍然会不可避免地往近中移动，消耗部分拔牙间隙。应用球托5s矫治器时，通常会使用定位螺丝将第二前磨牙上的托槽和弓丝锁紧，尖牙上拧入牵引螺丝，然后将橡皮链挂在尖牙和第一磨牙上，从而使尖牙远中移动关闭拔牙间隙。来自尖牙的反作用力使第

一磨牙有向近中倾斜的趋势，但由于第二前磨牙和弓丝已被锁死，该趋势难以转化为实际的牙冠移动量，从而精准高效地保有支抗，让拔牙间隙基本被尖牙消耗。如图16所示，对比内收尖牙前后的口扫模型以及口内殆面照，可以看出在尖牙远中移动的过程中，第一磨牙基本没有发生近中移动。



左: 右侧位照; 右: 左侧位照; 上: 牵引前; 下: 牵引6个月。

图 15 利用止动定位轻力5s系统内收尖牙(侧位照)

Fig 15 The oral view of canine distalization with 5s lock-hook system

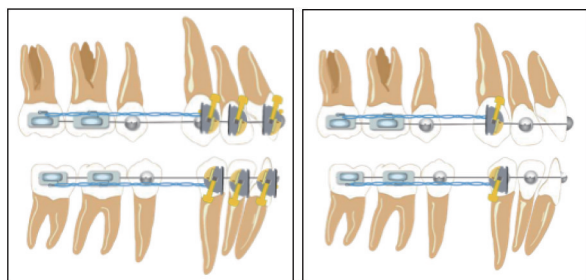
在临床治疗中，若需要后牙进行一定程度的移动，根据计算得出的后牙移动量来决定在前牙区止锁牙齿的数量，以对前牙支抗进行不同程度增强(如图17)，然后采用滑动法一步内收。但由于患者个体之间存在较大差异，对于后牙移动量与前牙止锁牙齿数量的关系仍不清晰，还需进一步探讨。



左: 内收尖牙前 (殆面照); 中: 内收尖牙后 (殆面照); 右: 内收尖牙前后口扫模型对比, 重叠平面为“上唇的第二皱襞”, 灰色为刚拔除第一前磨牙时模型, 橙色为内收尖牙后模型。

图 16 利用止动定位轻力5s系统内收尖牙对比图

Fig 16 The oral view and digital models (pre-treatment and post-treatment) comparison of canine distalization with 5s lock-hook system



左: 止锁前牙13—23, 前牙支抗得到最大程度增强; 右: 止锁尖牙, 前牙支抗得到一定程度增强。

图 17 5s止动系统滑动法一步关闭拔牙间隙

Fig 17 Demonstration of applying 5s lock-hook system in one-step sliding retraction technique

球托5s矫治器在安氏Ⅱ类病例中更能体现出自身优势。这种矫治器对上颌磨牙的控制较强, 在调整磨牙关系与关闭间隙中有一定的优势, 但仍存在局限性。首先, 在使用了止锁后牙的方式增强后牙支抗后, 在做尖牙和前牙内收时有可能

会造成一定程度的前牙唇倾, 在后期精细调整时需要使用止锁前牙的方式对前牙的牙根和牙冠进行调整。其次, 目前球托5s矫治器的止锁方式为定位螺丝和弓丝的“点一面”接触, 在错位度大、拥挤度大的病例中, 可能会在矫治器和螺丝内部造成较大的局部应力, 从而对止锁性能和力值表达造成一定影响, 后续仍需对接触方式进行改进。

### 2.3 精细调整

在精细调整阶段, 球托5s矫治系统可以帮助医生对牙根进行控制。图18所示病例的上前牙较为舌倾, 将上前牙排齐唇倾后, 牙体仍然较为直立, 牙根贴近骨皮质, 因此需对其进行转矩控制。使用球托5s矫治器, 将0.482 6 mm×0.635 0 mm的⑥号丝入槽后, 拧入定位螺丝去除余隙, 牙根可以有效地表达出根舌向转矩。通过锥形束CT (cone beam computed tomography, CBCT) 检查可见, 应用定位螺丝后, 牙根精准地被向内收回到牙槽骨内 (图19、20)。



左: 初始状态; 中: 排齐唇倾后; 右: 止动表达后。

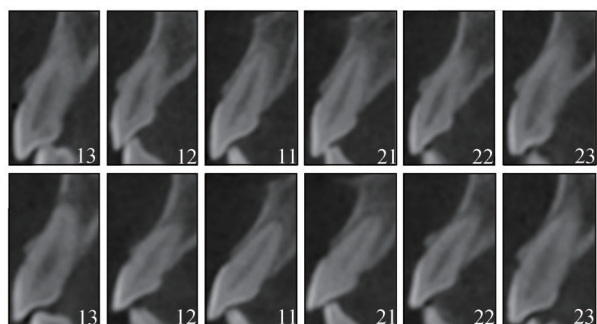
图 18 利用定位螺丝止动表达转矩, 控制牙根 (口内照)

Fig 18 Torque changed after applying lock screw in lock-hook system (oral view)

基于这个特点, 在一些临床病例中, 利用球托5s矫治器可以很方便地进行控根移动, 并且对单颗牙的转矩表达不会过多地影响到邻近牙齿。例如, 通过CBCT发现患者牙根贴近骨皮质, 若直接进行排齐可能会导致骨开窗或骨开裂, 或者担心进行较强的转矩控制时牙根进一步吸收的风险

增加时<sup>[31]</sup>, 可以在排齐前期先进行转矩表达。医师需要的操作也比较简单便捷, 只需要使用配备的螺纹扳手将定位螺丝拧入所需控根牙齿的托槽上锁紧弓丝, 就能去掉余隙, 充分而精确地表达出托槽本身携带的转矩数据, 控制牙根进入理想的牙槽骨位置, 且无需担心转矩被过度表达。需

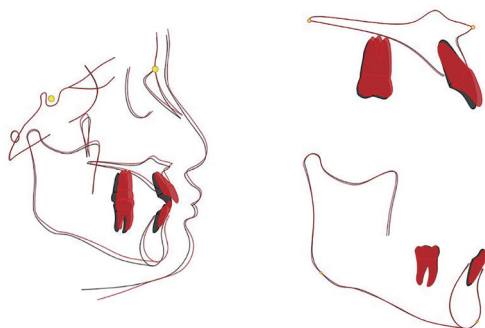
要注意的是，此时球托5s矫治器需搭配特有的弓丝系统使用，以达到最佳效果。若使用传统的弓丝系统可能出现如下问题：采用较细的圆丝无法起到表达转矩的作用；采用不锈钢方丝时，在患者牙列错位和拥挤度较大的情况下，弓丝入槽会是一个难题。为解决这些问题，球托5s矫治系统应用3根细的镍钛方丝（0.152 4 mm×0.635 0 mm、0.203 2 mm×0.584 2 mm、0.254 0 mm×0.558 8 mm）取代了传统排齐整平用的镍钛圆丝，让其在易于入槽的同时还具备了控制牙齿转矩的能力。



上：止锁前；下：止锁后。

图 19 止锁前后上颌前牙CBCT

Fig 19 Treatment view of pre-lock and post-lock CBCT of maxillary anterior teeth



黑色：内收前；红色：内收后。

图 20 止锁前后的头测量重叠图

Fig 20 Superimposition of cephalometric film of pre-lock and post-lock

### 3 展望

球托5s矫治技术目前仍属于较新的矫治技术，其独特的定位牵引系统和球面外观使得它在临床上有着精准、轻力、便捷以及舒适的优势，但目前对其研究仍然有限，更多的理论支撑和临床数据支持有待进一步研究与完善。随着研究的深入，球托5s矫治器的技术原理和临床应用会有更多的验证并开发出更先进的使用方法，有望在临床广

泛应用。

利益冲突声明：作者声明本文无利益冲突。

### 4 参考文献

- [1] Proffit WR, Fields HW, Larson BE, et al. Contemporary orthodontics[M]. 6th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby, 2018: 310-326.
- [2] Pires LPB, de Oliveira AHA, da Silva HF, et al. Can shielded brackets reduce mucosa alteration and increase comfort perception in orthodontic patients in the first 3 days of treatment? A single-blind randomized controlled trial[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2015, 148(6): 956-966.
- [3] 吉利, 廖春晖. 球面自锁托槽在正畸患者中的应用及满意度分析[J]. *口腔医学研究*, 2020, 36(增刊): 57-60.  
Ji L, Liao CH. The application and satisfaction analysis of spherical self-ligating bracket used in orthodontic patients[J]. *J Oral Sci Res*, 2020, 36(Suppl): 57-60.
- [4] 郭龙妹, 吉利, 张玲, 等. 球面和方形自锁托槽对牙周指数及龈沟液炎性因子的影响[J]. *医药论坛杂志*, 2022, 43(9): 1-6, 10.  
Guo LM, Ji L, Zhang L, et al. Effects of spherical self-ligating bracket and square self-ligating bracket on periodontal indices and inflammatory cytokine levels[J]. *J Med Forum*, 2022, 43(9): 1-6, 10.
- [5] 吉利, 陈正, 陈彬, 等. 止锁扩弓非拔牙矫治技术治疗重度牙列拥挤1例并文献复习[J]. *精准医学杂志*, 2021, 36(4): 295-298.  
Ji L, Chen Z, Chen B, et al. Clinical effect of the non-extraction orthodontic technique of locking and arch expansion in treatment of severe crowding: a case report and literature review[J]. *J Precis Med*, 2021, 36(4): 295-298.
- [6] Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature[J]. *J Clin Periodontol*, 1995, 22(1): 1-14.
- [7] Baricevic M, Mravak-Stipetic M, Majstorovic M, et al. Oral mucosal lesions during orthodontic treatment[J]. *Int J Paediatr Dent*, 2011, 21(2): 96-102.
- [8] Pereira BR, Tanaka OM, Lima AA, et al. Metal and ceramic bracket effects on human buccal mucosa epi-

- thelial cells[J]. *Angle Orthod*, 2009, 79(2): 373-379.
- [9] de Lima Mendonça S, Praxedes Neto OJ, de Oliveira PT, et al. Comparison of friction produced by two types of orthodontic bracket protectors[J]. *Dental Press J Orthod*, 2014, 19(1): 86-91.
- [10] 郭龙妹, 吉利, 陈太聪, 等. 球面托槽和传统托槽作用下口腔黏膜的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(5): 888-893.
- Guo LM, Ji L, Chen TC, et al. Biomechanical study of oral mucosa under the effect of spherical and conventional brackets[J]. *J Med Biomechan*, 2023, 38(5): 888-893.
- [11] Żukowski P, Maciejczyk M, Waszkiel D. Sources of free radicals and oxidative stress in the oral cavity [J]. *Arch Oral Biol*, 2018, 92: 8-17.
- [12] Andreeva VA, Egnell M, Galan P, et al. Association of the dietary index underpinning the Nutri-score label with oral health: preliminary evidence from a large, population-based sample[J]. *Nutrients*, 2019, 11(9): 1998.
- [13] Mohammed RE, Abass S, Abubakr NH, et al. Comparing orthodontic bond failures of light-cured composite resin with chemical-cured composite resin: a 12-month clinical trial[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2016, 150(2): 290-294.
- [14] Ward JD, Wolf BJ, Leite LP, et al. Clinical effect of reducing curing times with high-intensity LED lights [J]. *Angle Orthod*, 2015, 85(6): 1064-1069.
- [15] Dominguez GC, Tortamano A, Lopes LV, et al. A comparative clinical study of the failure rate of orthodontic brackets bonded with two adhesive systems: conventional and self-etching primer (SEP)[J]. *Dental Press J Orthod*, 2013, 18(2): 55-60.
- [16] Hitmi L, Muller C, Mujajic M, et al. An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2001, 120(4): 406-415.
- [17] Bazargani F, Magnuson A, Löthgren H, et al. Orthodontic bonding with and without primer: a randomized controlled trial[J]. *Eur J Orthod*, 2016, 38(5): 503-507.
- [18] Krishnan S, Pandian S, Rajagopal R. Six-month bracket failure rate with a flowable composite: a split-mouth randomized controlled trial[J]. *Dental Press J Orthod*, 2017, 22(2): 69-76.
- [19] Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, et al. Factors influencing treatment time in orthodontic patients[J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2006, 129(2): 230-238.
- [20] Ji L, Chen Z, Liao CH, et al. Effects of customized resin base on bonding strength of spherical self-ligating brackets[J]. *J Orofac Orthop*, 2022, 83(2): 108-116.
- [21] Elsaka SE, Hammad SM, Ibrahim NF. Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with *in vitro* bond strength tests[J]. *Prog Orthod*, 2014, 15(1): 33.
- [22] Shyagali TR, Bhayya DP, Urs CB, et al. Finite element study on modification of bracket base and its effects on bond strength[J]. *Dental Press J Orthod*, 2015, 20(2): 76-82.
- [23] Hardalupas Y, Taylor AMKP, Wilkins JH. Experimental investigation of sub-millimetre droplet impingement on to spherical surfaces[J]. *Int J Heat Fluid Flow*, 1999, 20(5): 477-485.
- [24] 辜岷, 白丁, 梁芮, 等. 正畸方丝转矩余隙角的研究 [J]. *临床口腔医学杂志*, 2004, 20(3): 171-173.
- Gu M, Bai D, Liang R, et al. Study on torsional play angle of orthodontic rectangular arch wires[J]. *J Clin Stomatol*, 2004, 20(3): 171-173.
- [25] 姜春苗, 安舒, 王军. 正畸治疗过程中影响转矩的因素[J]. *国际口腔医学杂志*, 2011, 38(1): 115-118.
- Jiang CM, An S, Wang J. Review on the factors affecting torque expression in orthodontic treatment [J]. *Int J Stomatol*, 2011, 38(1): 115-118.
- [26] Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics[J]. *Am J Orthod*, 1957, 43(1): 32-45.
- [27] Hemanth M, Deoli S, Raghuv eer HP, 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): 129-133.
- [28] Hemanth M, Deoli S, Raghuv eer HP, et al. Stress induced in periodontal ligament under orthodontic loading (part II): a comparison of linear versus non-linear fem study[J]. *J Int Oral Health*, 2015, 7(9):

114-118.

[29] von Böhl M, Kuijpers-Jagtman AM. Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions[J]. *Eur J Orthod*, 2009, 31(1): 30-36.

[30] Tomizuka R, Shimizu Y, Kanetaka H, et al. Histological evaluation of the effects of initially light and gradually increasing force on orthodontic tooth movement[J]. *Angle Orthod*, 2007, 77(3): 410-416.

[31] Agarwal A, Mahajan S, Verma S, et al. Evaluation of the stress induced in tooth, periodontal ligament & alveolar bone with varying degrees of bone loss during various types of orthodontic tooth movements [J]. *J Clin Diagn Res*, 2016, 10(2): ZC46-ZC52.

[32] Sifakakis I, Pandis N, Makou M, et al. Torque expression of 0.018 and 0.022 inch conventional brackets[J]. *Eur J Orthod*, 2013, 35(5): 610-614.

[33] Kumar AA, Sekar S, Kumar SS, et al. Computation and collation of torque expression in 0.018 inch and 0.022 inch preadjusted bracket slots on passive insertion of full-size archwire: a finite element study [J]. *J Pharm Bioallied Sci*, 2022, 14(Suppl 1): S143-S147.

[34] Pai VS, Pai SS, Krishna S, et al. Evaluation of slot size in orthodontic brackets: are standards as expected[J]. *J Indian Orthod Soc*, 2011, 45(4): 169-174.

[35] Dettlerline DA, Isikbay SC, Brizendine EJ, et al. Clinical outcomes of 0.018-inch and 0.022-inch bracket slot using the ABO objective grading system [J]. *Angle Orthod*, 2010, 80(3): 528-532.

( 本文编辑 吴爱华 )

### • 专家简介 •



贺红，博士，教授，主任医师，博士研究生导师，武汉大学口腔医学院正畸教研室主任，武汉大学口腔医院正畸一科主任。中华口腔医学会正畸专业委员会候任主任委员、中国医师协会睡眠医学专业委员会副主任委员，国际牙医师学院（International College of Dentists, ICD）院士、英国皇家爱丁堡牙外科学院正畸院士及考试委员会委员、世界正畸医师联盟理事、香港大学牙医学院名誉教授。主持国家自然科学基金5项及省部级科研项目7项，主编主译著作5部，参编参译著作10余部，以第一作者或通信作者发表相关学术论文130余篇。



吉利，硕士，中山大学副教授、中山大学附属第一医院副主任医师、硕士研究生导师。广东省民营牙科协会副会长、广东省口腔正畸工程技术研究中心主任、中华口腔正畸学会专业会员、中华口腔医学会会员，世界牙科正畸学会、RW（Roth-Williams）国际正畸学会会员。球面托槽发明人、止动定位正畸系统发明人，已申请包括美国和欧洲在内的国际国内专利136项。主持省部级基金项目6项，参编著作4部，以第一作者或通信作者在国内外学术期刊上发表论文20余篇。