

· 综 述 ·

# 特发性脊柱侧凸矫形器的生物力学研究进展<sup>△</sup>

于文强<sup>1</sup>, 任富超<sup>1</sup>, 郑坤<sup>1</sup>, 王金武<sup>2\*</sup>

(1. 潍坊医学院康复医学院, 山东潍坊 261053; 2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院骨科, 上海 200011)

**摘要:** 矫形器用于青少年特发性脊柱侧凸 (adolescent idiopathic scoliosis, AIS) 治疗起源于 20 世纪 30~40 年代, 在过去的几十年里, 矫形器治疗已被证明可以改变 AIS 的自然病史, 并减少手术率。虽然矫形器治疗原理已经明确, 但对矫形器施加力的大小、最佳矫形器设计等还不是很清楚。本文通过对过往矫形器生物力学研究进行综述, 为 AIS 保守治疗提供参考。

**关键词:** 脊柱侧凸, 矫形器, 生物力学, 有限元

**中图分类号:** R683.4      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1005-8478 (2022) 17-1582-05

**Advances on biomechanics of orthotic therapy for idiopathic scoliosis // YU Wen-qiang<sup>1</sup>, REN Fu-chao<sup>1</sup>, ZHENG Kun<sup>1</sup>, WANG Jin-wu<sup>2</sup>. 1. School of Rehabilitation Medicine, Weifang Medical University, Weifang 261053, China; 2. Department of Orthopedics, The Ninth People's Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200011, China**

**Abstract:** Application of orthoses for treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) originated in the 1930s to 1940s. During the last few decades, orthotic treatment has been shown to modify the natural history of AIS and reduce the incidence of surgery. Although the biomechanical principles of orthotic treatment are well established, the magnitude of the forces exerted by orthoses and the optimal orthotic design are not well understood. This article reviews the past orthotic biomechanical research to provide a reference for conservative treatment of AIS.

**Key words:** scoliosis, orthoses, biomechanics, finite elements

青少年特发性脊柱侧凸 (adolescent idiopathic scoliosis, AIS) 是一种脊柱和肋骨的复杂三维 (3D) 结构性畸形, 其诊断依据是放射学上的冠状面 Cobb 角  $\geq 10^\circ$ , 主要发生在儿童和青少年<sup>[1, 2]</sup>。患者一般通过亚当斯前弯试验和脊柱侧凸测量仪进行筛查, 如果不测量站立冠状位 X 线片上的 Cobb 角, 就不能做出明确的诊断<sup>[3, 4]</sup>。轻至中度 AIS 一般采用矫形器治疗, 以防止曲度进展并减少畸形<sup>[5]</sup>。矫形器通过三点力学原理对患者进行生物力学作用, 然而矫形器治疗脊柱侧凸畸形的生物力学研究仍不明确, 最佳矫形器设计也没有明确的答案<sup>[6]</sup>。因此, 本文回顾文献, 对特发性脊柱侧凸矫形器的生物力学研究进展进行综述。

## 1 脊柱侧凸矫形器的治疗原理

矫形器治疗矫正是通过三点力学或四点力学原理在患者脊柱上施加相反方向的力和力矩, 改变了脊柱生长中的负荷, 从而通过 Hueter-Volkman 定律促进其正常生长<sup>[7]</sup>。

“三点力学原理”是根据作用力与反作用力、力的分解定律以及杠杆平衡原理, 三点力相互作用而产生矫正作用<sup>[8]</sup>。脊柱侧凸矫形器根据脊柱侧凸引起的三维畸形, 采用多组“三点力”从三维空间矫正畸形。此外施加矫正力的位置和力的向量推动脊柱侧凸的方向会增强或降低矫形器有效性。

Hueter-Volkman 定律即在一个人骨骼成熟之前, 纵向骨生长在相对张力下受到刺激, 在相对压力下受到抑制。脊柱侧凸的凸侧受到压力抑制生长, 凹侧受到张力生长加速, 从而逐渐矫正脊柱侧凸<sup>[9]</sup>。但 Hueter-Volkman 定律应用于 AIS 所需的力大小的阈值和极限尚未划定, 因为脊柱同时承受压力和张力,

DOI:10.3977/j.issn.1005-8478.2022.17.08

**△基金项目:** 国家科技部重点研发计划项目 (编号:2018YFC2002300); 上海市科委项目 (编号:19441908700); 上海交通大学医学院地高大双百人计划项目 (编号:20152224); 上海交通大学医学院转化医学创新基金资助项目 (编号:TM201915); 上海交通大学医学院附属第九人民医院临床研究型 MDT 项目 (编号:201914)

**作者简介:** 于文强, 在读硕士, 研究方向: 3D 打印康复辅具, (电话)18840107814, (电子信箱)yulei19970528@163.com

**\*通信作者:** 王金武, (电话)13301773680, (电子信箱)wangjw-team@shsmu.edu.cn

所以不太可能所有的压力都抑制生长，而所有的张力都刺激生长<sup>[10]</sup>。

## 2 脊柱侧凸矫形器的分类

### 2.1 颈胸腰骶矫形器和胸腰骶矫形器

根据侧弯位置的高低，脊柱侧凸矫形器分为颈胸腰骶脊柱矫形器和胸腰骶脊柱矫形器<sup>[11]</sup>。前者带有颈托或上部结构，对上胸椎及颈椎的侧凸有作用，其代表矫形器为 Milwaukee 矫形器。而后者则没有，且高度只达到腋下，因此也称为腋下型矫形器。常见类型有 Boston 矫形器、Chêneau 矫形器等。

### 2.2 刚性矫形器与柔性矫形器

按矫形器质地软硬可分为刚性矫形器与柔性矫形器。刚性矫形器的代表有 Boston 矫形器、Chêneau 矫形器等。刚性矫形器在脊柱侧凸的治疗中是非常有效的。柔性矫形器的代表有 SpineCor 矫形器。SpineCor 是为了克服刚性矫形器的缺点而开发的，特别是透气性、笨重和物理约束方面的问题<sup>[12]</sup>。

### 2.3 全日型矫形器和夜用型矫形器

根据矫形器佩戴时间可将其分为全日型矫形器和夜用型矫形器<sup>[13]</sup>。每天佩戴 18~23 h，为全日型矫形器，常见的全日型矫形器包括 Chêneau 矫形器、Milwaukee 矫形器等。夜用型矫形器是在睡觉时佩戴，每晚只佩戴 8~10 h。常见的夜用型矫形器包括 Charleston 矫形器、Providence 矫形器。

## 3 特发性脊柱侧凸矫形器的生物力学分析

已有研究证实矫形器对治疗青少年特发性脊柱侧凸是有效的<sup>[14]</sup>。脊柱侧凸矫正的程度与许多因素有关。其中之一是通过矫形器对身体的作用力，青少年特发性脊柱侧凸的治疗失败可能是因为矫形器施加的矫正力不足，但用于最佳曲线矫正的矫正力的大小仍然是未知的。

### 3.1 界面压力测量

特发性脊柱侧凸矫形器的矫正效果可能是多种机制共同作用的结果，假设机制之一是通过矫形器作用在身体上的直接压力，从而矫正脊柱侧凸畸形，Hout 等<sup>[15]</sup>测量了 8 种不同姿势下通过矫形器衬垫作用在身体上的压力，发现胸椎或腰椎垫上平均压力的大小与主弯的矫正程度之间没有显著相关性。显然，界面压力的大小不能解释所实现的矫正量。

Ahmad 等<sup>[16]</sup>首次使用 FSocket 传感器测量了

Chêneau 矫形器在治疗青少年特发性双曲脊柱侧凸患者时的界面压力。结果显示，除俯卧位外，右胸弯的平均峰值压力均高于左胸腰弯，作者认为这是因为在胸部区域的作用力是被肋骨对抗的，而在左胸腰区，只是肌肉和软组织。然而，已发表的数据之间存在着很大的差异，这可能是由于所研究的矫形器的多样性、侧弯类型的不同以及测量方法和仪器的不同所致。

### 3.2 束带张力测量

束带张力似乎对矫形器疗效有相当大的影响。有作者发现，AIS 患者穿着束带张力较低的波士顿矫形器，矫形器界面压力较低，脊柱侧凸更容易发生进展<sup>[17]</sup>。因此，施加足够的矫正力对矫形器治疗的成功至关重要。Wong 等<sup>[18]</sup>发现佩戴胸腰骶矫形器的 AIS 患者束带张力、界面压力和 Cobb 角矫正高度相关。作者认为，束带张力的增加会导致更高的界面压力，从而更好地控制脊柱侧凸。在另一项研究中，Wong 等<sup>[19]</sup>发现，增加密尔沃基矫形器的束带张力会导致胸垫压力的增加。

束带张力的最佳调整仍不清楚，主要仍是凭经验进行的。因此，Mac-Thiong 等<sup>[20]</sup>测量了在 3 种标准束带张力（20、40、60 N）下躯干各区域的矫形器界面压力，结果发现矫形器界面压力和相应的有效面积都随着束带张力的增加而增加。大部分的增加发生在束带张力 20~40 N，但 40~60 N 的界面压力仅略微增加甚至下降。这项研究虽然提供了一些一般原则，但最佳的束带张力调整仍然需要医师和/或矫形师的经验和技能，而且系紧束带也不应以牺牲患者的舒适性和对矫形器的依从性为代价。

## 4 有限元分析在特发性脊柱侧凸矫形器中的应用

有限元模型结合实验技术已经在脊柱研究中使用了将近半个世纪<sup>[21]</sup>。在有限元法中，一个结构（如椎骨）可以分成一系列子域。每个子域可以用一个有限数量的元素来表示，这些元素用共享的节点相互连接。这种方法的优势在于它能精确表示复杂的几何图形，还可以包括不同的材料特性。可以执行不同类型的分析（例如，静态、动态），从这些分析中可以获得其他无法通过实验测量的应力和应变等信息。

### 4.1 分析矫形器生物力学

基于数值模型的矫形器生物力学分析克服了在同一患者上测试多个矫形器设计的效果所需的多次射线曝光的实验限制。一种常见的方法是建立患者躯干的

有限元模型, 并通过将矫形器施加在有限元模型上来模拟矫形器治疗<sup>[22]</sup>。因此, 有限元分析在生物力学研究中得到了广泛的应用。

为找到最佳的矫正模式, Gignac 等<sup>[23]</sup>使用脊柱和肋骨笼的有限元模型进行了矫形器矫正力优化研究, 论证了利用躯干有限元模型对矫形器进行生物力学优化分析的可行性, 为设计新的、更有效的矫形器提供参考。但是该模型没有包括患者的几何形状和矫形器作用于患者身上的力, 而且矫形器对整个躯干的复杂机械作用也没有完全解决。因此 Périé 等<sup>[24]</sup>改进了以前用于矫形器模拟的有限元模型, 测量脊柱侧凸患者佩戴矫形器时的矫形器压力分布。结果显示, 最高压力在5个不同的区域: 右胸、左腰椎、腹部、骨盆的右侧和左侧。表明该有限元模型用于分析矫形器特有的生物力学是可行的。

由于对从矫形器-躯干界面到脊柱的载荷传递机制知之甚少, Périé 等<sup>[25]</sup>建立一个详细的矫形器及其与躯干之间界面的有限元模型和躯干的精细化模型来模拟波士顿支架的治疗。首先, 该模型将腹部和胸部软组织的个性化表示整合到一起, 更真实地表示从矫形器-躯干界面到脊柱和肋骨的负荷转移; 其次, 有限元模型首次包含了矫形器及其与躯干之间界面的明确表示。与直接在脊柱和肋骨上施加力的模型相比, 该模型更充分地表示了矫形器在躯干上的复杂三维动作。

虽然之前已经使用有限元模型研究青少年特发性脊柱侧凸矫形器的生物力学机制, 但没有包括重力, 也没有评估矫形器治疗对脊柱内应力的影响。在此基础上, Clin 等<sup>[26]</sup>提出了一种改进的有限元模型来模拟矫形器矫正。结果显示作用于椎体的总压缩力和弯矩减少, 表明在脊柱侧凸中, 矫形器不能仅仅被看作是对患者躯干施加横向矫正力的一种方法, 还应被看作是支撑脊柱侧凸并防止其在重力作用下弯曲的一种方法。

## 4.2 优化矫形器设计

### 4.2.1 分析矫形器设计的影响因素

由于 Périé 等<sup>[25]</sup>建立的矫形器有限元模型开口和衬垫没有在模型中表示, 几何形状也没有参数化, 因此 Clin 等<sup>[27]</sup>建立一种高效的矫形器虚拟样机设计工具, 改进了该矫形器模型, 并开发一个更真实的仿真过程。结果展示了虚拟样机的可行性, 以及真实地模拟矫形器治疗脊柱侧凸的具体动作的可行性。有了矫形器的详细和参数化表示, 在未来的研究中将有可能测试不同的虚拟样机, 并评估矫形器设计组件(支

撑垫位置、束带张力、矫形器的大小和形状)的生物力学。

对于轻至中度 AIS, 矫形器是最常见的治疗方法。然而, 关于什么才是最好的矫形器设计, 仍然存在许多问题。Clin 等<sup>[28]</sup>使用患者特定的有限元模型比较不同虚拟矫形器产生的即时矫正, 并分析最有影响的设计因素, 评估了15个设计因素对矫形器产生的三维矫正的影响, 共测试了12 288个不同的矫形器。结果表明, 矫形器的效果有很大的变异性。在所调查的15个设计因素中, 影响最大的5个设计因素是矫形器开口的位置(后侧和前侧)、束带张力、粗隆伸展侧、前凸设计和刚性结构。这项研究有助于更好地理解矫形器的生物力学, 使矫形器的设计合理化、最优化。

### 4.2.2 CAD/CAM 与有限元模型结合应用

与数控雕刻机相连的计算机辅助设计和制造系统(CAD/CAM)已被证明在制造支架方面与传统方法(石膏成形技术)一样有效<sup>[29]</sup>。然而, 这种技术不允许在患者佩戴之前验证矫形器的有效性。因此, Desbiens-Blais 等<sup>[30]</sup>将有限元模型与 CAD/CAM 结合, 在制造矫形器前评估其生物力学效率, 以模拟预测矫形器的有效性。

Cobetto 等<sup>[31, 32]</sup>进行两项随机对照试验(RCT), 评估使用 CAD/CAM-有限元模型设计的矫形器与仅使用 CAD/CAM 保守治疗 AIS 的矫形器有效性。结果表明与单纯 CAD/CAM 相比, 使用 CAD/CAM 和有限元模型相结合的新设计平台设计的矫形器具有更高的临床和统计学意义上的3D即时矫形器矫正效果, 另外的优点是矫形器薄了50%, 覆盖体表面积少20%。目前的研究集中在矫形器的即时作用上, 但矫形器治疗的目的是从长远的角度阻止脊柱侧凸畸形的发展。然而有人指出即时矫形器矫正与矫形器治疗的长期疗效之间存在相关性<sup>[33, 34]</sup>。

患者对治疗的依从性是影响矫形器疗效的重要因素<sup>[35, 36]</sup>。压力点、湿度和行动限制导致的负面外观形象和不适可能会影响矫形器的舒适性, 从而使患者的依从性降低。Cobetto 等<sup>[37]</sup>将有限元模型与计算机辅助设计和计算机辅助制造(CAD/CAM)系统相结合优化矫形器设计以提高舒适性和依从性。这项研究证明了在保持生物力学效率的同时将舒适性参数整合到矫形器设计中的可行性。研究表明, 该设计平台在不影响矫正的前提下, 充分整合舒适性参数, 具有改进矫形器设计的潜力。

## 5 小结与展望

特发性脊柱侧凸矫形器实体生物力学研究主要是通过压力传感器直接测量体表压力变化。但脊柱上的有效矫正力可能不同于矫形器-躯干界面上的实际作用力,因此人们对矫形器的生物力学作用仍然知之甚少。随着有限元法的引入,开拓了特发性脊柱侧凸矫形器生物力学研究的新思路。不仅可以用来分析矫形器的生物力学,而且还可以用来优化矫形器设计和在患者佩戴之前验证矫形器的有效性。但有限元模型在仿真、重建技术等方面有一定的局限性。未来随着计算机科学、生物力学、材料学等学科的发展和医工交叉深入研究应用,运用最新技术和成果可设计制造出矫正效果更好、更舒适、更美观的矫形器。

### 参考文献

- [1] Altaf F, Gibson A, Dannawi Z, et al. Adolescent idiopathic scoliosis [J]. *BMJ*, 2013, 346: f2508.
- [2] Yan B, Lu X, Qiu Q, et al. Predicting adolescent idiopathic scoliosis among Chinese children and adolescents [J]. *Biomed Res Int*, 2020, 2020: 1-9.
- [3] Kuznia AL, Hernandez AK, Lee LU. Adolescent idiopathic scoliosis: common questions and answers [J]. *Am Family Physician*, 2020, 101 (1): 19-23.
- [4] Scaturro D, Sire AD, Terrana P, et al. Adolescent idiopathic scoliosis screening: Could a school-based assessment protocol be useful for an early diagnosis [J]. *J Back Musculoskel Rehabil*, 2020, 34 (3): 1-6.
- [5] Richards BS, Bernstein RM, D'Amato CR, et al. Standardization of criteria for adolescent idiopathic scoliosis brace studies SRS Committee on bracing and nonoperative management [J]. *Spine*, 2005, 30 (18): 2068-2077.
- [6] Gesbert JC, Colobert B, Rakotomanana L, et al. Idiopathic scoliosis and brace treatment: an innovative device to assess corrective pressure [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2021, 24 (2): 131-136.
- [7] Sarwark JF, Castelein RM, Maqsood A, et al. The biomechanics of induction in adolescent idiopathic scoliosis: theoretical factors [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2019, 101 (6): e22.
- [8] 怡丽丹,魏见伟,王艾琳,等. 矫形器治疗青少年特发性脊柱侧凸 [J]. *国际骨科学杂志*, 2021, 42 (1): 45-48, 53.
- [9] D'Andrea CR, Alfraihat A, Singh A, et al. Part 1. Review and meta-analysis of studies on modulation of longitudinal bone growth and growth plate activity: a macro-scale perspective [J]. *J Orthop Res*, 2021, 39 (5): 907-918.
- [10] Castro FP. Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkman principle [J]. *Spine J*, 2003, 3 (3): 180-185.
- [11] 鲁德志,王彩萍,刘子凡,等. 特发性脊柱侧弯矫形器的研究进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2020, 28 (13): 1215-1219.
- [12] Rozek K, Potaczek T, Zarzycka M, et al. Effectiveness of treatment of idiopathic scoliosis by SpineCor dynamic bracing with special physiotherapy programme in SpineCor System [J]. *Ortop Traumatol Rehabil*, 2016, 18 (5): 425.
- [13] Buyuk AF, Truong WH, Morgan SJ, et al. Is nighttime bracing effective in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis? A meta-analysis and systematic review based on scoliosis research society guidelines [J]. *Spine Deformity*, 2021, 10 (2): 247-256.
- [14] Weinstein SL, Dolan LA, Wright JG, et al. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis [J]. *Child Care Health Develop*, 2014, 40 (1): 1512-1521.
- [15] Hout J, Rhijn LV, Munckhof R, et al. Interface corrective force measurements in Boston brace treatment [J]. *Eur Spine J*, 2002, 11 (4): 332-335.
- [16] Ahmad A, Osman NA, Mokhtar H, et al. Analysis of the interface pressure exerted by the Chêneau brace in patients with double-curve adolescent idiopathic scoliosis [J]. *J Engin Med*, 2019, 233 (2): 095441191985614.
- [17] Chung CL, Kelly DM, Sawyer JR, et al. Mechanical testing of a novel fastening device to improve scoliosis bracing biomechanics for treating adolescent idiopathic scoliosis [J]. *Applied Bionics Biomech*, 2018, 2018: 1-10.
- [18] Wong MS, Mak AFT, Luk KDK, et al. Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) [J]. *Prosth Orthotics Int*, 2000, 24 (2): 148-162.
- [19] Wong MS, Evans JH. Biomechanical evaluation of the Milwaukee brace [J]. *Prosth Orthotics Int*, 1998, 22 (1): 54.
- [20] Mac-Thiong JM, Petit Y, Aubin C, et al. Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces [J]. *Spine*, 2004, 29 (1): 26-32.
- [21] Fan N, Zang L, Hai Y, et al. Progression on finite element modeling method in scoliosis [J]. *Chin J Orthop Traumatol*, 2018, 31 (4): 391-394.
- [22] Guan T, Zhang Y. Determination of three-dimensional corrective force in adolescent idiopathic scoliosis and biomechanical finite element analysis [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020, 8: 963e1-e13.
- [23] Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, et al. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model [J]. *Eur Spine J*, 2000, 9 (3): 185-190.
- [24] D Périé, Aubin CÉ, Petit Y, et al. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis [J]. *Clin Biomech*, 2004, 19 (2): 190-195.
- [25] D Périé, Aubin CÉ, Lacroix M, et al. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface [J]. *Med Biol Engin Computing*, 2004, 42 (3): 339-344.
- [26] Clin J, Aubin CÉ, Parent S, et al. Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads [J]. *Med Biol*

- Engin Computing, 2011, 49 (7) : 743.
- [27] Clin J, Aubin CÉ, La Be Lle H. Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities [J]. Med Biol Engin Computing, 2007, 45 (5) : 467-473.
- [28] Clin J, Aubin CÉ, Parent S, et al. Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model [J]. Eur Spine J, 2010, 19 (7) : 1169-1178.
- [29] Bidari S, Kamyab M, Ghandhari H, et al. Efficacy of computer-aided design and manufacturing versus computer-aided design and finite element modeling technologies in brace management of idiopathic scoliosis: a narrative review [J]. Asian Spine J, 2021, 15 (2) : 271-282.
- [30] Desbiens-Blais F, Clin J, Parent S, et al. New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis [J]. Clin Biomech, 2012, 27 (10) : 999-1005.
- [31] Cobetto N, Aubin CE, Parent S, et al. Effectiveness of braces designed using computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) and finite element simulation compared to CAD/CAM only for the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a prospective randomized controlled trial [J]. Eur Spine J, 2016, 25 (10) : 3056-3064.
- [32] Cobetto N, Aubin CÉ, Parent S, et al. 3D correction of AIS in braces designed using CAD/CAM and FEM: a randomized controlled trial [J]. Scoliosis Spinal Disord, 2017, 12: 24.
- [33] Yen TC, Weinstein SL. Evaluation of predictors and outcomes of bracing with emphasis on the immediate effects of in-brace correction in adolescent idiopathic scoliosis [J]. Iowa Orthop J, 2019, 39 (2) : 62-65.
- [34] Xu LL, Qin XD, Qiu Y, et al. Initial correction rate can be predictive of the outcome of brace treatment in patients with adolescent idiopathic scoliosis [J]. Clin Spine Surg, 2017, 30 (4) : e475-e479.
- [35] Konieczny RM, Hieronymus P, Krauspe R, et al. Time in brace: where are the limits and how can we improve compliance and reduce negative psychosocial impact in scoliosis patients? A retrospective analysis [J]. Spine J, 2017, 17 (11) : 1658-1664.
- [36] 买硕, 曾岩, 袁磊, 等. 青少年特发性脊柱侧凸支具治疗效果影响因素的研究现状 [J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28 (11) : 942-945.
- [37] Cobetto N, Aubin CÉ, Clin J, et al. Braces optimized with computer-assisted design and simulations are lighter, more comfortable, and more efficient than plaster-cast braces for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis [J]. Spine Deformity, 2014, 2 (4) : 276-284.

(收稿:2021-12-01 修回:2022-05-30)

(同行评议专家: 王明明)

(本文编辑: 宁 桦)