

综述

椎体拴系术治疗脊柱侧凸的研究进展

Advancement of vertebral body tethering in scoliosis

邱 鑫,朱 锋,刘树楠

(香港大学深圳医院 518000 深圳市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2021.05.12

中图分类号:R682.3 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2021)-05-0464-07

非融合技术在控制和矫正脊柱畸形的同时可保持脊柱生长能力,近年来在治疗青少年严重脊柱侧凸时得到越来越多的应用。椎体拴系术(vertebral body tethering, VBT)属于非融合技术中的脊柱生长调节非融合术(growth-modulation fusionless surgery)^[1],其利用一种由椎体螺钉和系绳组成的置入系统,固定在凸侧的椎体上,在 Hueter-Volkman 定律的作用下,通过系绳对椎体的凸侧施加机械压缩力限制凸侧的生长,而患者的剩余生长潜力将促使凹面进一步生长,并将在脊柱的生长发育期间将进一步产生矫正效果,从而控制畸形进展,并期望避免脊柱融合手术。VBT 由于其非融合的特性,并将“古老”的前路技术“回炉重制”,再一次展现了前路技术的优势,自其分别于 2010 年^[2]、2018 年^[3]被先后报道应用于特发性脊柱侧凸(idiopathic scoliosis, IS)和综合征型脊柱侧凸以来,已成为脊柱侧凸矫形技术中的热点话题之一。笔者就 VBT 在治疗脊柱侧凸的相关进展综述如下。

1 VBT 发展历史

VBT 采用胸腔镜、微创手术或开放手术下的前入路和(或)后入路进行的,多采用胸腔镜下的前路手术入路。在 20 世纪 90 年代,广泛使用胸腔镜下前路胸椎间盘手术治疗脊柱疾病^[4],前路内固定术也成功地应用于脊柱侧凸,术后 5 年的结果与开放式前后路技术相当^[5],且其可能的优点包括:失血量更少、脊髓损伤的风险更低以及不损伤椎旁肌等^[6]。二十年后,矫形效果强且稳定的椎弓根螺钉技术得到广泛应用,胸腔镜下手术的使用也逐渐减少了,但其仍然被用于严重和僵硬的脊柱畸形以及其他有特殊适应证的前路松解和脊柱融合的病例^[7]。Padhye 等^[8]的一项 Meta 分析研究纳入 530 例 AIS 患者,纳入文献大部分发表于 2008 年以前,研究表明与开胸手术相比,前路胸腔镜手术有相似的并发症发生率、失血量、手术时间、矫正率和

融合节段;与后路融合术相比,前路胸腔镜手术有相似的失血量和矫正率,具有更高的并发症发生率和手术时间,但约减少 2.7 个融合节段。

VBT 属于脊柱生长调节非融合手术(growth-modulation fusionless surgery)^[9,10],亦被分类为脊柱生长友好型内置物(growth friendly spine implants)技术中的凸侧压缩(compression-based)技术^[1],即通过在凸侧采取手术措施限制脊柱凸侧的生长并促进凹侧生长。脊柱生长调节技术这一类技术的发展,最早为在 20 世纪 50 年代末出现的椎体骑缝钉技术(vertebral body stapling, VBS),以及后续的前路镍钛形状记忆合金(shape memory alloy, SMA)和温度敏感型形状记忆金属合金(Nitinol)骑缝钉固定术。但骑缝钉因为跨越了活动的椎间盘,承受的应力较大,故而易松动、脱出乃至断裂^[11,12],且限制脊柱的轴向旋转和侧向弯曲功能^[13]。为降低应力,减少脱钉风险,保留脊柱活动性,骑缝钉后被改进为具有半限制性、强韧但具有活动性的 VBT 使用的系绳,限制纵向生长但仍允许固定节段一定程度的椎间活动。此外,一种新型的脊柱生长调节术即后路动态脊柱畸形矫形术(posterior dynamic deformity correction device, PDDC)亦走向临床使用^[14]。

VBT 在由 Newton 等^[15]于 2002 年报道的动物模型研究中取得良好结果后,在 2010 年由 Crawford 和 Lenke 等^[16]首次报道了 1 例 8.5 岁的病例,术中使用了由椎弓根螺钉和聚乙烯系带组成的 Dynesys 弹性内固定系统(Zimmer spine)。在当时, Dynesys 系统通常用于成人脊柱手术,该装置当时被美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration, FDA)批准作为传统腰椎融合术金属棒的替代品,但在欧盟其被批准在后路非融合手术中使用。2018 年,使用 Dynesys 系统在儿童脊柱侧凸患儿开展 VBT 的临床试验已在 ClinicalTrials.gov 登记(注册号: NCT03506334)。在 2019 年,美国 FDA 在人道主义器械豁免政策(humanitarian device exemption)规定下,批准了基于 The Tether-Vertebral Body Tethering System 的 VBT 技术在有限范围内使用^[16]。此外, Wong 等^[17]在 2014 年开始使用其自行改进的 MIScoli tethering device,此装置在 Dynesys 系统基础之上改进。

基金项目:广东省深圳市知识创新计划项目(编号:JCYJ2018-0306173518936)

第一作者简介:男(1994-),硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(0755)86913399 E-mail:qiuxinfrank@163.com

通讯作者:朱锋 E-mail:aaronzhu@hku.hk

胸腔镜前路椎体拴系术 (anterior vertebral body tethering, AVBT) 亦被称为前路脊柱生长拴系术 (anterior spinal growth tethering, ASGT)^[18-20]。此外, Baroncini 等^[21]认为“VBT”此名称只描述了生长调节过程, 忽略了术中矫正的可能性, 故将其改名为动态脊柱侧凸矫正术 (dynamic scoliosis correction, DSC)。

2 VBT 手术可行性的基础研究

2.1 生物力学研究

椎体通过软骨内成骨和膜内成骨生长, 骨骼纵向生长受到多种因素的调控, 其中最主要的就是压力。Guo 等^[22]提出, 椎体不对称生长的病理机制是不成比例的软骨内生长和膜内生长。脊柱侧凸的大体和镜下病理研究表明凸侧椎弓根变短, 而凹侧椎弓根及椎板变厚、脊椎转向凹侧, 脊柱存在不对称生长。脊柱侧凸一旦形成, 机械力将起着重要的作用, 在凹侧产生压应力使得凹侧椎间隙受压变窄, 相反, 在脊柱的凸侧产生张应力。Hueter-Volkman 定律^[23]认为骨骺所受压力增加, 骨的生长就会受到抑制; 骨骺所受压力减小, 骨的生长就会加速, 即骨骼纵向发育在机械压力下被抑制生长, 而在牵引力下被刺激生长。在脊柱侧凸病人中, 压应力使凹侧椎体的软骨细胞的生长、分化、成熟和退化提前并加速, 从而使凹侧的椎体生长提前终结, 而凸侧则相反, 由此造成脊柱侧凸两侧的不对称生长并加重脊柱畸形。Hueter-Volkman 定律并已应用于当前的生长调节干预措施中, 如儿童下肢畸形矫正的常用的骨骺阻滞术^[24]。

在 IS 的自然演变过程中, 凹侧的生长速度低于凸侧的生长速度, 而不对称的脊柱生长和生物力学的不平衡, 在 Hueter-Volkman 定律产生的效应作用下, 可能导致 IS 的进行性加重^[25]。脊柱生长调节非融合手术同样基于

Hueter-Volkman 定律, 目的是下调凸侧的生长, 上调凹侧的生长。故此, IS 的治疗关键可能为纠正椎体生长不对称, 同时保持脊柱活动性和长期功能。椎体骑缝钉技术 (vertebral body stapling) 已应用于脊柱畸形矫正中, 旨在予以凸侧加压进而抑制凸侧生长, 以期控制畸形。

VBT 技术为在每个椎体都使用螺钉固定, 并在螺钉之间使用一根拉紧柔韧的系绳相连。简而言之, VBT 的柔性系绳结合了两种基本效果: 通过整体的矫正维持形成支具类似的支撑效果, 以及在凸侧终板实现有效的凸侧骨骺阻滞。VBT 在最初的手术期间即可获取一定的畸形矫正, 并根据 Hueter-Volkman 原理来控制患者的脊柱生长潜力并使得凹侧生长速度快于凸侧, 在控制畸形进展的同时实现在后续脊柱生长过程中的自我矫正 (图 1)。

2.2 动物模型研究

Braun 等^[26]的小鼠和 Aronsson 等^[27]的山羊脊柱侧凸动物模型的研究表明, 椎体的力学负荷可以调节脊柱的生长, 非融合性手术策略在进行性脊柱侧凸的顶椎产生的压缩力和牵张力可根据 Hueter-Volkoff 定律, 发挥调节脊柱的相对和绝对生长的能力。此外, 脊柱生长调节非融合手术已经在各种动物模型中进行了测试。

在动物模型中对 VBT 的研究表明系绳可改变未成熟脊柱的生长。在 2002 年, Newton 等^[15]利用未成熟猪模型, 通过单侧不对称性的系绳诱导脊柱侧凸, 发现在生长过程中系绳改变了脊柱的冠状面和矢状面形态, 进而首次证实了通过系绳可以调节椎体生长的概念。

针对放置系绳后对椎间盘的影响, Newton 等^[28]在牛模型发现 VBT 术后椎间盘的形态、含水量与对照椎间盘相似, 没有表现出大体退变的形态学迹象, 仅会影响蛋白多糖合成、胶原类型分布和椎间盘厚度的变化。这在 Upasani 等^[29]的研究中得到了进一步证实, 该研究发现这

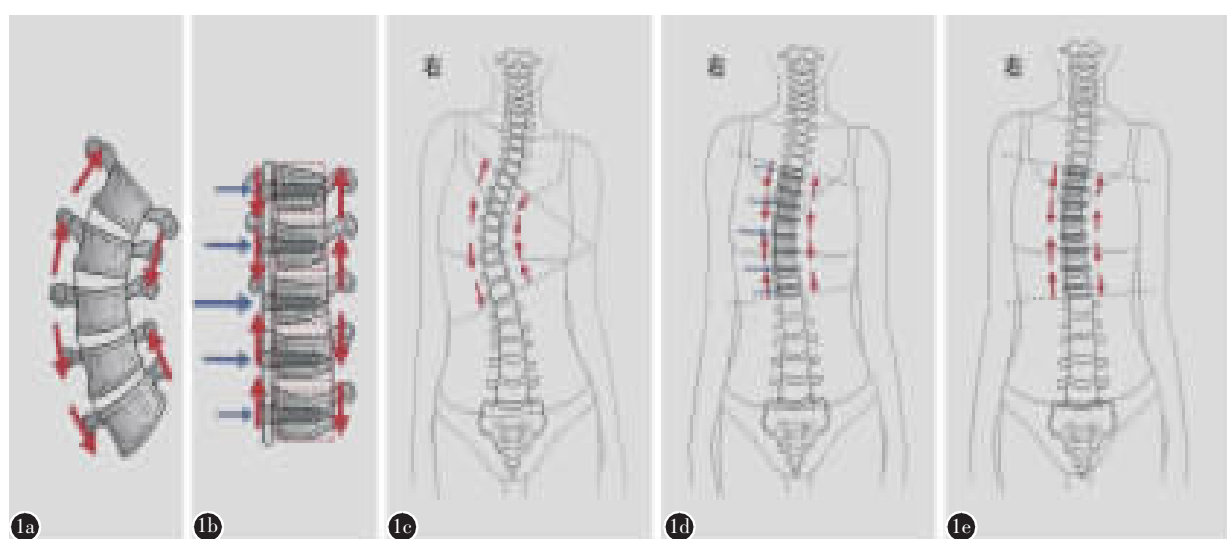


图 1 VBT 手术示意图 a 脊柱侧凸的自然史中, 在脊柱的凸侧产生张应力, 在凹侧产生压应力, 生长速度: 凸侧>凹侧 b VBT 基于 Hueter-Volkman 定律, 系绳对椎体的凸侧施加机械压缩力限制凸侧的生长, 而患者的剩余生长潜力将促使凹侧进一步生长 c 脊柱侧凸进展中, 生长速度: 凸侧>凹侧 d 脊柱侧凸 VBT 术后, 生长速度: 凸侧<凹侧 e 在 VBT 术后长期随访中, 期望生长速度: 凸侧≈凹侧

些变化可能代表了对柔性系绳产生的压缩力的继发性代谢反应。此外, Hunt 等^[10]发现 VBT 在山羊模型中可改变椎间盘内的活性细胞密度, 减少固定节段椎体终板的血管, 但不减少临近椎间盘的血管, 此研究虽未观察到明显的椎间盘退变, 但细胞和组织学变化的含义尚不清楚。此外, 针对 VBT 对骨骺的影响, Chay 等^[11]对猪脊柱侧凸模型行 VBT 术, 发现行 VBT 术与否对正常骨骺的生长潜力无影响。这一研究在 Newton 等^[12]的研究中得到了证实, 该研究表明系绳侧的骨骺生长板变薄, 但未出现明显的骨骺闭合。为了更好地了解各种非融合性手术策略及其对周围组织的影响, 进一步的研究是必要的。

此外, Braun 等^[13]应用 VBT 治疗山羊脊柱侧凸模型, 结果显示 VBT 较椎体骑缝钉技术具有更佳的矫形效果和更强的抗拔出能力。Braun 等^[14]又比较了二者三维矫形能力, 发现 VBT 在冠状面上的矫形能力优于椎体骑缝钉技术, 但对于矢状面和水平面的矫形能力较弱。

3 VBT 的临床应用

3.1 手术方式

首先, 患者在全麻下使用双腔支气管插管单肺通气, 右侧胸弯病人麻醉后被置于左侧卧位, 胸弯凸面朝上(若为左侧胸弯则取右侧卧位)。消毒麻醉后, 术前隔离右肺使左肺通气。通常于腋前线建立 1 或 2 个入路, 约 1cm 的观察孔位于 T5~T6 肋间隙, 约 3cm 的操作孔位于 T8~T9 肋间隙。胸腔镜下通常可观察到 T4 到 L2, 但 T12 因为横膈的遮挡需开放的腹膜后微创入路才可操作。此外, 腰椎系绳采用单独的腹膜后入路, 于直视下操作^[15]。

通常使用电凝钩或超声刀暴露椎体, 并对节段性血管进行解剖、暴露和结扎, 节段性血管结扎前后需观察术中神经电生理监测信号的变化。若为右侧胸弯患者, 因左侧节段性血管较右侧离主动脉更近, 左侧入路下结扎左侧节段性血管需更小心。

The Tether-Vertebral Body Tethering System 由椎体锚定钉(vertebral body anchor)、椎体螺钉(vertebral body screw)、紧定螺钉(set screw)以及连接的系绳(cord)组成。椎体锚定钉为第一步置于椎体表面的圆形植入物, 为椎体螺钉提供额外的固定。椎体螺钉置入椎体内并在顶端连接系绳, 并为系绳牵拉椎体提供支撑点。系绳为柔性的聚乙烯绳索(polyethylene ligaments), 术中置入椎体螺钉顶端的 U 型结构内, 系绳包含中间的功能区(functional zone), 为最终保留在体内提供支撑; 两端的牵拉工作区(work zone), 为术中辅助拉紧系绳; 两末端的导入区(introduction zone), 在最初协助系绳穿过椎体螺钉顶端 U 型结构。

在置入内固定物前, 需要在胸腔镜下沿腋后线再做 2 或 3 个 15mm 的入路, 在充分暴露椎体后, 于透视下置钉, 置钉点位于椎体和肋骨头连接处的前外侧, 需避开椎间孔和椎管。置入的螺钉既可以是单皮质的, 也可以是双皮质的, 螺钉的直径约为 6.0 或 6.5mm, 螺丝的长度约为 35 至

40mm。置入过程中将持续使用透视监测, 以确保螺钉的合适长度, 并避免损伤对侧血管。完成置入相应节段的螺钉后, 将系绳依次穿过椎体螺钉顶端 U 型结构。在置入中, 在系绳末端施加较小的张力以避免可能的过度矫正, 并在顶椎区施加最大张力。此外, 系绳两末端需留出 2~3cm, 以备在因过度矫正而需二次手术中重新调整系绳。两种方法可拉紧系绳, 第一种为系绳穿过椎体顶端后逐次从胸腔取出, 使用外部设备拉紧系绳; 第二种为使用抓钳紧拉系绳后抵住螺钉底部并旋转, 在获得足够的系绳张力后使用紧定螺钉锁定, 目前常用后者。此外, 术后需放置胸管, 通常在观察 3d 以上无气胸等并发症情况下可拔管。

3.2 适应证和禁忌证

VBT 适应证目前仍然存在争议, 因其技术原理为基于调节脊柱生长, 在行 VBT 手术前首先应当评估脊柱的剩余生长潜力, 尤其是凹侧的生长潜力大小, 并考虑侧凸的角度和柔韧性。典型的 VBT 应用指征为骨骼不成熟且为进行性发展的主胸弯和/或主腰弯 $\geq 40^\circ$, Risser 征为 ≤ 3 , Sanders 分级 < 5 的患者被认为骨骼不成熟^[16]。Newton 倾向于将 Sanders 分级为 3 或 4 分的患者视为拥有“理想”的生长潜力, 并适于行 VBT^[17], 并认为适应证的基本原则为有支具治疗失败风险的患者以及在支具治疗后仍有畸形进展风险的患者适于行 VBT^[17], Samdani 等^[18]的回顾性研究亦支持此观点。Baroncini 等^[19]在完成 90 例 VBT 后, 依据其侧凸 Cobb 角大小及其柔韧性将患者进行分类, 此分类适用于 Cobb 角在 $40^\circ \sim 70^\circ$ 之间的骨骼未成熟患者(Risser 征 ≤ 4 和/或 Sanders 分级 ≤ 7)(表 1)。

早期 VBT 的应用多用于主胸弯, 但腰弯并不是 VBT 的禁忌证, 后期针对 VBT 在腰弯的应用, Baker 等^[40]、Miyajiri 等^[41]、Braun 等^[42]分别报道了 4 例、3 例、10 例; 针对 VBT 在胸腰双主弯的应用, Ergene 等^[43]、Baker 等^[40]、Herzog 等^[44]、Miyajiri 等^[36]分别报道了 9 例、2 例、3 例、2 例。

针对 IS 患者行 VBT 的绝对禁忌证是骨骼成熟^[17], 此外, Samdani 等^[45]认为脊柱后凸大于 40° 是相对禁忌证, 因为 VBT 将“拴系”住脊柱前方导致有加重脊柱后凸的风险。非 IS 患者不是 VBT 的绝对禁忌证, 如 Newton 等^[12]报道了 3 例患者综合征型脊柱侧凸, 但应慎重评估, 因为为 IS 相比, 综合征型脊柱侧凸可能因其原发疾病导致相对不可预期的不良结果。左侧胸弯亦并不是绝对的禁忌证, 但临床医生必须意识到潜在的病理联系^[46]并仔细评估, 且其相对于右侧胸弯, 手术操作难度更大。

3.3 临床疗效

VBT 技术首次报道的病例为 8.5 岁的男性患儿, 术后其胸弯由 40° 被矫正为 25° , 48 个月后随访为 6° ^[2]。现今最大数量的病例报道为 Miyajiri 等^[36]于 2020 年发表的 57 例患者, Lenke 分型为 1 型 48 例、2 型 6 例、3 型 1 例、5 型 1 例、6 型 1 例, 平均手术年龄为 12.7 岁, 其中 95% 是女性, 术前 Sanders 分级、Risser 分级分别为 3.3、0.05, 平均随访

表 1 符合 VBT 手术适应证的患者分类

类型/ Benging像	柔软指数> 50%且 Cobb 角<30°	柔软指数< 50%但 Cobb 角<30°	柔软指数< 50%且 Cobb 角<30°
类型 1 (腰弯)	非常适合	适合	不适合,可以考 虑在麻醉下重 新评估柔韧性
类型 2 (双主弯)	非常适合	适合	同上,可考虑行 松解术
类型 3 (长胸弯)	适合	适合	边界候选人,可 考虑行松解术
类型 4 (短胸弯)	适合	边界候选人,可 考虑行松解术	不适合
类型 5(合并大 角度代偿弯的 主弯)	不适合	不适合	不适合

时间为 40.4 个月,术前、术后即刻、术后 1 年、最终随访的主弯角度分别为 51°、24.6°、16.3°、23°,大多数患者在随访时达到骨骼成熟且平均 Risser 征为 4.3。现今随访时间最长的报道为 Wong 等^[17]于 2019 年发表一项随访时间大于 4 年的单中心研究,为 5 例 9~12 岁的女性主胸弯脊柱侧凸患者,系绳固定了 7~8 个椎体,平均出血量 136ml,平均手术时间 205min,术前主胸弯 Cobb 角平均为 40.1°,术后 4 年矫正率为 0%~133.3%,其中 2 例处于开放状态的骨盆三角软骨患者获得了较大的矫正率,在 2 年和 4 年分别获得了完全矫正和 121.5%的矫正率(表 2)。

Qiu 等^[47]回顾了 62 例来自多中心注册的行脊柱后路融合术(posterior spinal fusion, PSF)和 20 例行 VBT 的患者,所有患者均为 Lenke 1 型或 2 型,主胸弯为 35°~60°,腰弯<35°,Risser 征 0 级或 Sanders 分级≤4,主要为 12 岁左右的白人女性,VBT 组、PSF 组的矫正率分别为 59%、43%,且二者在人口统计学、临床和影像学资料和健康相关生活质量指标(health-related quality of life, HRQOL)方面没有统计学差异。Newton 等^[48]在 VBT 队列、PSF 队列分别纳入 23 例、26 例患者,VBT 和 PSF 术后均获得畸形矫正,但 PSF 组的 2 年矫正效果维持较好,干预后二者术后随访结果没有差异。但与 PSF 相比,VBT 矫正率更低(VBT 为 43%,PSF 为 69%),且翻修次数多,但大多数患者行 VBT 后避免了最终行 PSF。

此外,Newton 等^[3]以随访时主弯<35°且最终未行融合手术定义为临床治疗成功,Miyanji 等^[36]、Newton 等^[3]、Hoernschemeyer 等^[49]、Newton 等^[48]分别报道为 77%(44/57)、59%(10/17)、69%(20/29)、43%(12/28)。

3.4 并发症

各学者报道的并发症发生率不尽相同,Miyanji 等^[36]报道 57 例患者的手术并发症发生率为 28.1%,非计划手术和翻修手术率为 15.8%。Wong 等^[17]报道的 5 例随访大于 4 年的患者共发生并发症 20 次,其中轻度 16 次,中度 4 次。3 例患者发生的 4 次中度并发症包括肺炎、远端失代偿、侧凸进展和过度矫正,其中 2 例需要行 PSF。

VBT 的并发症主要包括:与置入物相关的为过度矫

正、系绳断裂、螺钉拔出等,如术中系绳在顶椎区施加张力过大导致过度矫正;与胸腔镜手术入路相关的为伤口感染、血气胸、乳糜胸、肺不张、肺炎和胸腔积液等,如胸腔镜手术时损伤肺实质和节段性血管;以及文献报道的输尿管损伤^[50],现今尚未有术后神经并发症的报道。VBT 的翻修手术主要包括因过度矫正而移除系绳,因系绳断裂而更换系绳,因远端侧凸进展而增加腰椎系绳,因侧凸进展而行 PSF。

Newton 等^[3]认为与以前的 X 线片相比,两个相邻螺钉之间的角度明显增大表示可能为出现系绳断裂,但其不一定是 VBT 手术将失败的迹象,原因可能为 VBT 已为 IS 提供可靠的总体的畸形矫正,而可能不需要翻修手术。Hoernschemeyer 等^[49]研究发现在 14 例系绳断裂的患者中,50%(7/14)的患者在临床上获得了成功,36%(5/14)的患者临床治疗失败但没有接受额外的手术,仅 14%(2/14)的患者接受了 PSF。

4 小结与展望

VBT 的主要优点为充分利用患者的剩余生长潜力,并在脊柱的生长发育期间产生持续自我矫正效果,从而控制脊柱侧凸的发展,且不需要反复行生长撑开棒延长术,并为胸腔镜微创手术且可不损伤椎旁肌将更快地恢复正常日常生活。但其矫正效果和并发症必须进行长期评估,以及评估其对被“拴系”住的节段的椎管发育、椎间盘和椎旁肌等的长期影响。接受 VBT 的手术时机、生长潜能和 Cobb 角的大小等都是必须进一步明确的因素,以确定该技术的理想适应证。此外,对其固定节段、术中矫正程度、三维矫正效果等均需进一步评估。

VBT 在非融合性脊柱侧凸手术治疗方面显示出令人鼓舞的早期结果,现今数据表明这可能是一种安全有效的方法,其与支具和脊柱融合术相比有很多优势。然而,VBT 的矫正和控制畸形进展效果有限,且对于脊柱剩余生长潜力的影响未知,对于患者而言,这可能并不是一个“一劳永逸”的解决方案。此外,VBT 尚未有随访至骨骼发育成熟阶段的病例报道,因此需要乐观的怀疑态度,尽管前景看好,但对这项技术的真正有效性和长期风险的进一步审查仍然至关重要。

5 参考文献

- Skaggs DL, Akbarnia BA, Flynn JM, et al. A classification of growth friendly spine implants[J]. J Pediatr Orthop, 2014, 34(3): 260-274.
- Crawford CH, Lenke LG. Growth modulation by means of anterior tethering resulting in progressive correction of juvenile idiopathic scoliosis: a case report[J]. J Bone Joint Surg Am, 2010, 92A(1): 202-209.
- Newton PO, Kluck DG, Saito W, et al. Anterior spinal growth tethering for skeletally immature patients with scoliosis: a retrospective look two to four years postoperatively [J]. J Bone

表 2 VBT 手术的有效性和安全性的文献报道

文献	n	性别 男:女	手术年龄	术前 Sander 征	术前 Risser 分级	拴系 节段	随访时间(月)	主弯 Cobb 角(°)			翻修 数量	并 发 症 数 量
								术前	术后即刻	随访		
Crawford	1	1:0	8.50	NR	NR	NR	48.00	40.00	25.00	6.00	NR	NR
Samdani	11	3:8	12.3±1.6	3.4±1.1	0.6±1.1	7.8±0.9 (7~9)	24.00	44.2±9	20.3±11.0	13.5±11.6	2	4
Samdani	32	9:23	12 (10~15)	3.19 (2~6)	0.42 (0~3)	7.7 (7~11)	14.43 (12~24)	42.8±8.0 (31~66)	21.0±8.5 (8.9~47)	17.9±11.4 (-9~40.5)	2	4
Boudissa	6	1:5	11.2±1.2 (9~12)	6人三角 软骨开放	5人为 0; 1人为 1	NR	21.6 (18~24)	45±10 (35~60)	38±7 (30~50)	38±7 (30~50)	NR	NR
Cebeci	12	0:12	12.2 (11~13)	NR	NR	NR	14.9 (7~36)	46 (35~59)	22 (12~26)	25.9 (6~40)	NR	2
Cobet	20	NR	12 (8~14)	NR	0~1	NR	>24	59±10 (41~75)	37±7 (26~49)	23±8 (8~39)	NR	NR
Newton	17	6:11	11±2 (9~14)	NR	全为 0	NR	30 (24~48)	52±10 (40~67)	31±10 (2~50)	27±20 (28~57)	10	NR
Ergene Kalp	56	3:53	12.6 (10~16)	NR	NR	7.9 (5~11)	NR	NR	NR	NR	1	6
Wong	5	0:5	11.7 (9.3~12.9)	2.6 (2~5)	NR	7~8	48.00	40.06 (37.2~44.00)	29.04 (18.2~42.10)	32.16 (-12.40~58)	2	20
Alanay	31	2:29	12.1±1.5 (9.6~14.4)	3 (1~7)	0 (0~4)	7.5±0.8	27.1 (12~62)	47±7.6	21.88±6.4	13.80	2	16
Baker	17	5:12	12.9±1.4	NR	-0.2 (-2~3)	7±0.9	33.2±8.9	45±7 (35~60)	27±9 (10~40)	20±26 (-40~25)	4	9
Hoern- schemey	29	3:26	12.7±1.5 (10.2~16.7)	NR	15人为 0 或 1,9 人为 3	7.2±1.4	38.4 (26.4~62.4)	50±7	21±9	9±17	6	16
Miyanji	57	3:54	12.7 (8.2~16.7)	3.3(1.2)	0.5(0~3)	胸椎 7.3, 腰椎 5.5	NR	51.0 (31~81)	24.6 (0~57)	23.0 (-18~57)	9	16
Newton	28	16:7	12±2 (9~15)	13人为 2, 15人为 3	25人为 0; 3人为 1	7±0.5	40.8±13.2 (24~60)	53±8 (41~67)	34±8 (16~50)	33±18 (25~62)	9	21
Pehli- vanoglu	21	6:15	11.1 (9~14)	3.1 (2~4)	0.42 (0~2)	NR	27.4 (24~39)	48.2 (44~52.1)	16.2 (14.6~18.1)	10.1 (7.7~11.2)	1	2
Baroncini	25	2:23	14.50	5.30	2.50	11.70	NR	NR	NR	NR	NR	4
Baroncini	90	10:80	14.6±1.8	5.1±2	2.3±1.7	9.4±2.6	NR	55.7±13.5	NR	NR	NR	6

注:NR 为“未报道”

- Joint Surg Am, 2018, 100(19): 1691-1697.
- Newton PO, Wenger DR, Mubarak SJ, et al. Anterior release and fusion in pediatric spinal deformity: a comparison of early outcome and cost of thoracoscopic and open thoracotomy approaches[J]. Spine, 1997, 22(12): 1398-1406.
 - Newton PO, Upasani VV, Lhamby J, et al. Surgical treatment of main thoracic scoliosis with thoracoscopic anterior instrumentation[J]. JBJS, 2008, 90(Suppl 2): 233-248.
 - Gitelman Y, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Pulmonary function in adolescent idiopathic scoliosis relative to the surgical procedure: a 10-year follow-up analysis[J]. Spine, 2011, 36(20): 1665-1672.
 - Lonner BS. Emerging minimally invasive technologies for the management of scoliosis[J]. Orthop Clin North Am, 2007, 38(3): 431-440.
 - Padhye K, Soroceanu A, Russell D, et al. Thoracoscopic anterior instrumentation and fusion as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis: a systematic review of the literature [J]. Spine Deformity, 2018, 6(4): 384-390.
 - Cheung ZB, Selverian S, Cho BH, et al. Idiopathic scoliosis in children and adolescents: emerging techniques in surgical treatment[J]. World Neurosurg, 2019, 130: e737-e742.
 - Jain V, Lykissas M, Trobisch P, et al. Surgical aspects of spinal growth modulation in scoliosis correction [J]. Instr Course Lect, 2014, 63: 335-344.
 - Stücker R. Results of treatment of progressive scoliosis with SMA staples[J]. Orthopade, 2009, 38(2): 176-180.
 - Haber LL, Adams TM, Briski DC, et al. Long-term results of spine stapling for AIS to skeletal maturity and beyond[J]. J Pediatr Orthop, 2020, 40(1): e37-e41.
 - Puttlitz CM, Masaru F, Barkley A, et al. A biomechanical assessment of thoracic spine stapling[J]. Spine, 2007, 32(7): 766-771.
 - Floman Y, El-Hawary R, Lonner BS, et al. Vertebral growth

- modulation by posterior dynamic deformity correction device in skeletally immature patients with moderate adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Spine Deform*, 2021, 9(1): 149–153.
15. Newton PO, Fricka KB, Lee SS, et al. Asymmetrical flexible tethering of spine growth in an immature bovine model [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2002, 27(7): 689–693.
16. Sancar F. Tether device for treating pediatric idiopathic scoliosis[J]. *JAMA*, 2019, 322(15): 1442.
17. Wong HK, Ruiz JNM, Newton PO, et al. Non-fusion surgical correction of thoracic idiopathic scoliosis using a novel, braided vertebral body tethering device: minimum follow-up of 4 years[J]. *JB JS Open Access*, 2019, 4(4): e0026.
18. Senkoylu A, Riise RB, Acaroglu E, et al. Diverse approaches to scoliosis in young children[J]. *Efort Open Rev*, 2020, 5(10): 753–762.
19. Newton PO, Saito W. Successes and failures following spinal growth tethering for scoliosis – a retrospective look 2 to 4 Years later [C]. *Scoliosis Research Society Annual Meeting*, 2016.
20. Newton PO, Yang Y, Jeffords ME, et al. Anterior spinal growth tethering leads to asymmetric growth of the apical vertebra and scoliosis correction without fusion[J]. *J Orthop Res*, 2017, 35.
21. Baroncini A, Rodriguez L, Verma K, et al. Feasibility of single-staged bilateral anterior scoliosis correction in growing patients[J]. *Global Spine J*, 2021, 11(1): 76–80.
22. Guo X, Chau WW, Chan YL, et al. Relative anterior spinal overgrowth in adolescent idiopathic scoliosis –result of disproportionate endochondral –membranous bone growth? Summary of an electronic focus group debate of the IBSE[J]. *Eur Spine J*, 2005, 14(9): 862–873.
23. Stokes IA, Spence H, Aronsson DD, et al. Mechanical modulation of vertebral body growth: implications for scoliosis progression[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 1996, 21(10): 1162–1167.
24. Bouchard M, Guided G. Novel applications in the hip, knee, and ankle[J]. *J Pediatr Orthop*, 2017, 37(Suppl 2): S32–36.
25. Stokes IA, Burwell RG, Dangerfield PH. Biomechanical spinal growth modulation and progressive adolescent scoliosis: a test of the "vicious cycle" pathogenetic hypothesis: summary of an electronic focus group debate of the IBSE[J]. *Scoliosis*, 2006, 1: 16.
26. Braun JT, Hines JL, Akyuz E, et al. Relative versus absolute modulation of growth in the fusionless treatment of experimental scoliosis[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2006, 31(16): 1776–1782.
27. Aronsson DD, Stokes IA, Rosovsky J, et al. Mechanical modulation of calf tail vertebral growth: implications for scoliosis progression[J]. *J Spinal Disord*, 1999, 12(2): 141–146.
28. Newton PO, Farnsworth CL, Faro FD, et al. Spinal growth modulation with an anterolateral flexible tether in an immature bovine model: disc health and motion preservation [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2008, 33(7): 724–733.
29. Upasani VV, Farnsworth CL, Chambers RC, et al. Intervertebral disc health preservation after six months of spinal growth modulation[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2011, 93(15): 1408–1416.
30. Hunt KJ, Braun JT, Christensen BA. The effect of two clinically relevant fusionless scoliosis implant strategies on the health of the intervertebral disc: analysis in an immature goat model[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2010, 35(4): 371–377.
31. Chay E, Patel A, Ungar B, et al. Impact of unilateral corrective tethering on the histology of the growth plate in an established porcine model for thoracic scoliosis[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2012, 37(15): E883–889.
32. Newton PO, Glaser DA, Doan JD, et al. 3D visualization of vertebral growth plates and disc: the effects of growth modulation[J]. *Spine Deform*, 2013, 1(5): 313–320.
33. Braun JT, Akyuz E, Ogilvie JW, et al. The efficacy and integrity of shape memory alloy staples and bone anchors with ligament tethers in the fusionless treatment of experimental scoliosis[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87(9): 2038–2051.
34. Braun JT, Akyuz E, Udall H, et al. Three-dimensional analysis of 2 fusionless scoliosis treatments: a flexible ligament tether versus a rigid-shape memory alloy staple [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2006, 31(3): 262–268.
35. Parent S, Shen J. Anterior vertebral body growth-modulation tethering in idiopathic scoliosis: surgical technique[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2020, 28(17): 693–699.
36. Miyanji F, Pawelek J, Nasto LA, et al. Safety and efficacy of anterior vertebral body tethering in the treatment of idiopathic scoliosis[J]. *Bone Joint J*, 2020, 102-b(12): 1703–1708.
37. Newton PO. Spinal growth tethering: indications and limits[J]. *Ann Transl Med*, 2020, 8(2): 27.
38. Samdani AF, Ames RJ, Kimball JS, et al. Anterior vertebral body tethering for immature adolescent idiopathic scoliosis: one-year results on the first 32 patients [J]. *Eur Spine J*, 2015, 24(7): 1533–1539.
39. Baroncini A, Trobisch PD, Migliorini F. Learning curve for vertebral body tethering: analysis on 90 consecutive patients [J]. *Spine Deform*, 2021, 9(1): 141–147.
40. Baker CE, Kiebzak GM, Neal KM. Anterior vertebral body tethering shows mixed results at 2-year follow-up[J]. *Spine Deform*, 2021, 9(2): 481–489.
41. Miyanji F, Nasto L, Karimi F, et al. Anterior vertebral body tethering for the treatment of idiopathic scoliosis: feasibility, outcomes, and complications[J]. *Eur Spine J*, 2018, 27: S654–S655.
42. Braun J, Croitoru D. Complications and additional procedures

个案报道

中枢神经系统表面铁沉积症合并腰椎管内病变 1 例报道

Superficial siderosis of the central nervous system with lesion in the lumbar spinal canal: a case report

吴月林^{1,2}, 梁钊铨^{1,2}, 黄子祥², 王业杨², 张 力^{1,2}

(1 南方医科大学第二临床医学院 510515 广州市; 2 广东省第二人民医院脊柱骨科 510317 广州市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2021.05.13

中图分类号: R744.8, R687.3 文献标识码: B 文章编号: 1004-406X(2021)-05-0470-05

中枢神经系统表面铁沉积症 (superficial siderosis of the central nervous system, SSCNS) 是一组由慢性蛛网膜下腔出血导致含铁血黄素沉积于中枢神经系统表面引起的罕见疾病, 以神经感觉性耳聋、小脑共济失调、锥体束征为典型临床表现。本文报道了 1 例手术治疗 SSCNS 合并椎管内病变病例, 结合文献, 探讨其可能的病因、症状特点及诊治要点。

临床资料 患者女性, 51 岁。主因“双下肢麻木、乏力进行性加重 4 年余”于 2020 年 10 月 27 日入住广东省第二人民医院脊柱骨科。患者 4 年前无明显诱因出现双下肢乏力、麻木, 需助行器辅助下行走, 无踩棉花感, 无双下肢

放射痛, 无肌肉萎缩; 患者逐渐出现会阴部麻木, 大小便失禁, 并伴有听力下降, 曾在外院诊断“腰椎椎管内病变: 血管瘤?”, 在外院仅行椎管减压手术治疗, 未予切除病变组织及病理检查。

体格检查: 意识神志清楚, 听力丧失, 无眼震。四肢肌肉未见明显萎缩, 双膝关节平面以下皮肤感觉减退, 会阴部感觉明显减退, 球海绵体反射消失, 肛门括约肌松弛。双下肢肌力 4 级。双下肢肌张力明显增高。双侧肱二头肌、肱三头肌、桡骨膜、膝反射、踝反射均亢进。双侧 Hoffmann 征、Babinski 征阳性, 踝阵挛阳性。指鼻试验和快速轮替试验均为阳性。

实验室检查: 血常规、血生化、凝血功能、肿瘤指标等检查无特殊异常。

影像学检查: 头颅 MRI: 双侧额颞岛叶、双侧小脑半球及脑干边缘可见多发线状稍短 T1 短 T2 信号影。颈椎、

第一作者简介: 男 (1996-), 硕士在读, 研究方向: 脊柱骨科
电话: (020) 89169610 E-mail: yuelin_wu1996@163.com
通讯作者: 张力 E-mail: tension_zh@163.com

- after anterior vertebral tethering (AVT) for AIS: an eight year experience [C]. Scoliosis Research Society Annual Meeting, 2019.
43. Ergene G. Early-term postoperative thoracic outcomes of videothoroscopic vertebral body tethering surgery [J]. Turk Gogus Kalp Damar Cerrahisi Derg, 2019, 27(4): 526-531.
44. Herzog J, Bhamber N, Lui D, et al. Anterior vertebral body tethering for adolescent idiopathic scoliosis: one-year results on the first 17 patients [J]. Spine J, 2017, 17(11): S330.
45. Samdani AF, Ames RJ, Kimball JS, et al. Anterior vertebral body tethering for idiopathic scoliosis two-year results [J]. Spine, 2014, 39(20): 1688-1693.
46. Goldberg CJ, Moore DP, Fogarty EE, et al. Left thoracic curve patterns and their association with disease [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1999, 24(12): 1228-1233.
47. Qiu C, Talwar D, Gordon J, et al. Patient-reported outcomes are equivalent in patients who receive vertebral body tethering versus posterior spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis [J]. Orthopedics, 2021, 44(1): 24-28.
48. Newton PO, Bartley CE, Bastrom TP, et al. Anterior spinal growth modulation in skeletally immature patients with idiopathic scoliosis: a comparison with posterior spinal fusion at 2 to 5 years postoperatively [J]. J Bone Joint Surg Am, 2020, 102(9): 769-777.
49. Hoernschemeyer DG, Boeyer ME, Robertson ME, et al. Anterior vertebral body tethering for adolescent scoliosis with growth remaining: a retrospective review of 2 to 5-year postoperative results [J]. J Bone Joint Surg Am, 2020, 102(13): 1169-1176.
50. Rathbun JR, Hoernschemeyer DS, Wakefield MR, et al. Ureteral injury following vertebral body tethering for adolescent idiopathic scoliosis [J]. J Pediatr Surg Case Rep, 2019, 46.

(收稿日期: 2021-02-01 修回日期: 2021-04-10)
(本文编辑 彭向峰)