

牵引治疗严重脊柱畸形中骨密度变化的研究进展

胡坤全^{1, 2} 阿尖措²

¹青海大学临床医学院,青海西宁 810001; ²青海红十字医院脊柱外科,青海西宁 810000

【摘要】 牵引治疗严重脊柱畸形过程中，脊柱受力方式与患者日常活动水平发生改变，使骨组织所受的机械刺激随之调整。相关问题在近年来逐渐受到关注，发现[牵引相关力学环境改变可能与骨重塑及骨密度变化有关](#)。因此，本文就近年来牵引治疗与骨密度相关证据进行归纳总结，从牵引生物力学、基线骨密度、骨重塑及临床证据等层面进行综述，以期对牵引期骨密度监测及矫形治疗提供参考。

【关键词】 脊柱畸形； 牵引治疗； 骨密度； 骨重塑； 生物力学

【中图分类号】 R681

严重脊柱畸形患者矫治常需术前牵引改善脊柱柔韧性，以提高矫正率并降低手术风险^[1]。牵引通常持续数周甚至数月，期间患者日常活动水平下降，脊柱形态逐渐延长，其力学环境也随之变化，可能影响骨重塑平衡及骨密度变化^[2-3]。牵引结束后患者通常进入以内固定为主的矫形阶段，骨组织将承担着更高的力学负荷，因此牵引前后的骨状态值得关注^[4]。

牵引阶段依赖针道提供稳定把持力，若骨状态较差，牵引实施范围可能相应收窄，提示关注牵引期骨密度变化及其监测的必要性^[5]。已有研究显示，不同脊柱侧弯人群间骨密度存在差异，并与多种风险因素相关^[6-7]。目前牵引治疗研究多集中于牵引方式、矫形效果及并发症，对骨密度的系统性观察相对较少，且现研究方法学差异较大，研究结果可比性有限^[8-9]。同时，骨密度下降是否增加针道相关并发症、螺钉松动及骨固定物界面稳定性不足的风险，目前证据仍不足。所以本文围绕不同牵引方式及其力学特点，结合基线骨状态与骨密度评估方法，对力学刺激与骨重塑相关规律进行归纳，并从骨密度变化和牵引期风险监测角度进行综述。

1 牵引的生物力学特点

1.1.1 不同牵引方式的力学差异

目前治疗严重脊柱畸形的常见牵引方式主要有头环重力牵引（Halo-gravity traction, HGT）、传统及改良头盆牵引（Halo-pelvic traction, HPT）、临时内撑开技术（Temporary internal distraction, TID）和颅骨股骨牵引（Halo-femoral traction, HFT）等。不同牵引方式主要在牵引力、时程、力传递路径以及患者活动水平所带来的动态成分方面存在差异。前两者决定总机械负荷，力传递路径影响应力分布，动态成分则影响骨组织所受机械刺激。

HGT多采取逐步加量并持续牵引的方式，患者仍可保留端坐、站立或日常活动，因此保留一定的动态成分。传统及改良HPT通过头环与骨盆环构成闭合框架，牵引力经骨性结构传递，力传递路径更固定，刚性更高，表现为较高牵引力和较低动态成分的特征^[10]。头颅脊柱骨盆有限元模型显示，随牵引位移增加，重度畸形模型的固定点应力逐渐上升，提示牵引力可能向骨性固定点集中^{Error: Reference source not found}。改良HPT则进一步调整力传递路径、时程及患者体位活动方式，以改善长期牵引的耐受性和依从性^{Error: Reference source not found}。HFT借助头端与股骨端双向施力，分阶段渐进加量并根据矫正效果调整牵引力，使力学环境持续改变^{Error: Reference source not found}。TID虽不属于传统外部牵引，但可通过内部纵向撑开改变畸形节段受力与控制方式，利用脊柱组织粘弹性实现逐步矫正^[15]。目前不同牵引方式对骨密度影响的直接比较证据仍不足，尚不能依据上述力学差异判断其骨重塑效应的大小。

1.2 牵引参数与临床适用条件

现有研究对牵引力度的表达方式并不统一，可采用牵引力或重量（N 或 kg）、体重百分比或牵引距离来量化。HGT 有限元模型中多以牵引力为参数，在 HPT 模型中则采用单周期牵引距离或总牵引距离，观察 Cobb 角、脊柱应力、脊髓应力及固定点反作用力的变化，结果提示随牵引力参数增加，矫形程度相应变化，同时可能伴随骨界面或神经结构应力升高^[16-17]。此类证据更适合解释牵引力与力学安全边界的关系，不能直接作为临床依据。临床研究更关注牵引递增、时程及患者耐受性，其中 HGT 最优时程仍存在争议，有研究认为矫形获益多集中于前 1-2 周，之后趋于平台期^[18]，说明持续牵引仍需结合考虑矫形收益、神经安全和界面耐受等。

力传递路径和施力方向的变化可引起椎间盘前后部及前纵韧带受力重分布^[19]。对于明显侧方失平衡或旋转畸形患者，在纵向牵引基础上加入侧向控制力，可能获得更佳的矫形效果^[20]。此外，动态成分容易被忽视，研究发现单向持续牵引与多方向施力形成的应力分布不同^[21]，压缩与牵引状态的转换能够改变脊柱形态与内部应力分布^[22]。但不同受力状态下神经风险及柔韧性评估结果不相同，患者活动水平及动态负荷在牵引过程中的实际变化仍需进一步量化研究^[23]。

2 基线骨状态与骨密度评估

2.1 基线骨状态

牵引治疗前，严重脊柱畸形患者多存在低骨密度倾向，提示其骨组织承载能力可能低于正常人群，并可能影响牵引界面耐受和后续固定稳定性^[6-7]。低骨密度可持续至骨骼成熟期及峰值骨量形成阶段，且与侧弯严重程度相关^[24]，提示其更可能反映长期存在的基础骨状态。因此，牵引前进行基线骨密度评估有助于风险分层。

青少年特发性脊柱侧弯患者的骨微结构聚类研究识别出不同骨表型^[25]，提示骨密度指标不足以解释个体风险差异时，可结合骨结构特征进行补充。不同病因患者的骨状态存在异质性，神经肌肉性脊柱侧弯患者常伴随骨与肌肉系统异常^[26]，部分罕见骨病也可明显改变骨组织基础状态^[27]。另外，临床研究提示低骨密度与螺钉松动风险增加相关^[5]。因此，基线骨密度可能与牵引及后续固定稳定性相关，但其与牵引固定点耐受及相关并发症之间的因果关系仍需直接临床研究验证。

2.2 影像及骨代谢评估方法

牵引前骨状态的影像学评估应根据不同方法的适用场景选择。其中骨密度评估仍是主轴，骨质量或强度相关指标主要用于补充。双能 X 线吸收测定法（Dual-energy X-ray Absorptiometry, DXA）可作为起始筛查工具，其优势在于获取方便、重复性较好。但 DXA 测得的是投影面积骨密度，在严重脊柱畸形人群中，易受体位、旋转畸形及牵引状态影响，对椎体局部承载能力的解释存在局限性^[8]。定量计算机断层扫描（Quantitative Computed Tomography, QCT）可提供椎体体积骨密度，有利于发现侧弯的局部骨量差异^[9]；而椎体 CT 值作为机会性筛查指标，在不增加额外检查的前提下反映椎体松质骨状态^[28]。由于 QCT 辐射剂量较高，不适合用于高频重复监测，所以有研究采用 MRI 椎体骨质量（Vertebral bone quality, VBQ）评分作为骨质量的补充指标^[29]，但不能直接替代骨密度测量。因此，牵引前骨状态评估应在统一测量标准的前提下，结合临床场景合理选择影像评估方法。

除了影像学评估外，血液骨代谢标志物可以补充反映骨状态变化，其中 I 型前胶原氨基端前肽（PINP）和 I 型胶原 C 端肽 β 异构体（ β -CTX-I）分别为骨形成和骨吸收的参考标志物^[30]。其可为牵引期骨重塑的动态观察提供补充信息，但在严重脊柱畸形牵引患者中的应用价值仍需进一步验证。

3 力学刺激与骨重塑

3.1 力学刺激与骨重塑的理论基础

骨组织具有较强的力学适应性，其质量与结构的动态平衡受机械环境调控。骨的适应过程不单纯是骨量增加，而是围绕着骨承载能力来维持与调控^[31]。所以分析机械刺激时不仅要关注刺激强度，还要关注暴露时间、受力路径和动态刺激等因素。在 Wolff 定律基础上，Frost 于 1987 年提出机械稳态假说，强调骨重塑对机械刺激不是线性关系，而是会受阈值与有效作用范围约束，刺激不足时骨吸收倾向增强，处于适宜区间时骨重塑相对平衡，超过一定范围后则容易促进骨形成及结构强化^[32]。总结研究发现，压应力、拉伸力及流体剪切力对成骨细胞的作用均表现出强度和时间的依赖性，动态机械刺激可能有利于骨密度及骨力学性能的维持^[33]。

在细胞层面，骨细胞通常被认为是机械刺激的主要感受器，可通过 SOST、Wnt/ β -catenin 及 RANKL/OPG 等通路参与调节成骨与破骨过程^[34]。骨细胞对机械刺激的反应具有阈值特征和空间异质性，其本质与骨内液体流动、压力梯度和流体剪切应力在局部区域的分布不均有关^[35-36]。上述规律为分析牵引场景下骨密度变化提供了理论参照，但不能直接证明牵引导致骨密度下降，其临床意义仍需结合直接证据进一步讨论。

4 牵引期间骨密度变化及风险评估

4.1 牵引前后骨密度变化

牵引治疗严重脊柱畸形期间，椎体骨密度可作为观察骨状态变化的量化指标之一。现有研究多采用牵引前后两时间点比较，能够反映总体变化，但对牵引期间骨密度随时间变化的情况仍反映不足。现有回顾性研究观察术前接受 HPT 约 3.88 ± 1.31 个月前后的影像与骨密度变化，结果显示牵引后主弯 Cobb 角、胸椎后凸及身高均较牵引前改善；腰椎 QCT 测得椎体骨密度平均下降 $17.90 \pm 15.58 \text{ mg/cm}^3$ ，且骨密度下降幅度与畸形改善程度呈正相关^[37]。另一项同样采用 QCT 评估测量出牵引后椎体骨密度降幅约 23%，多元线性回归结果显示，牵伸长度即牵引前后躯干纵向测量距离变化量与骨密度下降相关（ $B=8.621$ ， $P=0.041$ ），矫形率亦与骨密度变化相关（ $B=-530.904$ ， $P=0.024$ ）^{Error: Reference source not found}。由于现有临床研究缺乏中期连续观察，牵引过程中骨密度变化的动态特征及其影响因素仍有待进一步明确。

4.2 牵引受力与骨重塑变化

在 HPT 中，牵引力经骨性固定点和外架结构传递至脊柱各节段，有限元研究提示，随着牵引位移增加，骨盆针及颅针周围应力水平同步升高，并伴随针道微小形变，固定点可能成为重要承载单元^[11]。这类研究说明头盆环牵引过程中，固定点、外架与椎体之间的受力分配随之改变，但其结果反映的是特定模型条件下的力学变化，不能直接说明骨组织在长期牵引中的代谢反应。

从骨组织所受机械刺激来看，牵引产生的轴向拉伸与站立、步行等日常活动产生的动态压缩及多方向载荷并非同一种力学刺激。基础研究表明，骨细胞对机械刺激的反应与刺激形式、强度、持续时间及动态特征有关，动态机械刺激可通过抑制 SOST 并激活 Wnt/ β -catenin 信号等通路参与成骨，而机械卸载模型提示动态负荷不足可能经 RANKL/OPG 轴及炎症相关改变促进骨吸收^[34]。然而，机械卸载模型不能等同于临床牵引，不能据此认为持续轴向拉伸必然造成骨密度下降。不同牵引方式应结合其受力特点和牵引过程来理解，不适合直接比较其骨重塑风险。HPT 具有局部固定点受力集中和外架构成的持续轴向牵引的特点^[11]；HGT 多采用渐进式牵引并可根据方案保留一定活动，在矫形进入平台期后，持续牵引更接近低动态刺激的延长阶段^[38]。HFT 则表现为较高牵引强度与较短牵引周期并存^[14]。上述差异提示，不同牵引方式可能形成不同的骨重塑力学背景，但其对骨密度变

化的实际影响仍需通过统一测量口径和连续随访进一步验证。

在临床管理上，对于牵引前已存在低骨密度或骨质疏松的患者，风险评估后还应重视牵引全程及后续矫形阶段的骨状态管理，包括评估继发性骨质疏松原因及钙、维生素 D 等相关代谢异常，并结合年龄、病因、骨折风险和后续矫形计划采取个体化干预^[39]。现有研究提示，改善骨状态可能有助于降低部分内固定机械性并发症，但相关证据主要来自成人手术患者^[40]，其对严重脊柱畸形牵引效果及牵引相关并发症的作用仍缺乏直接验证。

5 小结与展望

目前，严重脊柱畸形牵引治疗的研究多围绕牵引方式、矫形效果及并发症展开，部分研究结合有限元分析等方法探讨牵引过程中力学环境变化。虽然骨密度可能与脊柱结构稳定性、内固定把持力及矫形风险相关，但牵引过程中骨密度变化仍缺乏充分关注，且测量标准不统一导致结果之间难以比较。适用于牵引矫形过程的骨密度监测与风险评估体系还未成熟，其临床应用价值仍需要进一步验证。需要重点指出的是，目前有关牵引期骨密度动态变化的直接临床证据仍较有限，部分机制解释主要来源于有限元研究、动物实验及卸载模型，尚不能直接推导为确定性临床结论。

未来研究应进一步明确牵引前、中、后等关键时间节点，统一影像检查的测量口径，以提高不同研究结果的可比性。接着有必要开展大样本前瞻性研究，进一步分析骨密度变化与牵引效果、并发症及内固定稳定性之间的关系。在临床应用中尝试把骨密度变化与针道并发症、神经功能变化及骨界面稳定性等指标联合分析，以探索牵引期间多维风险识别。促进临床与生物力学、影像学及工程学等多学科协作，有望推动相关研究从经验观察逐步走向规范化评估。

参考文献

- [1] Sun Yan, Zhang Yong, Ma Haoning, et al. Halo-pelvic traction in the treatment of severe scoliosis: a meta-analysis[J]. *Eur Spine J*, 2023, 32(3): 874-882.
- [2] Shimizu T, Lenke L G, Cerpa M, et al. Preoperative halo-gravity traction for treatment of severe adult kyphosis and scoliosis[J]. *Spine Deform*, 2020, 8(1): 85-95.
- [3] Huang Xianming, Xiu Peng, Shu Yi, et al. The effect of halo-pelvic traction on bone mineral density of vertebrae and corresponding risk factors[J]. *Orthop Surg*, 2023, 15(11): 2918-2926.
- [4] Reed L A, Mihas A, Butler R, et al. Halo gravity traction for the correction of spinal deformities in the pediatric population: a systematic review and meta-analysis[J]. *World Neurosurg*, 2022, 164: e636-e648.
- [5] Wu Qinfan, Huang Jiahu, Cao Yun. Risk factors for pedicle screw loosening: a comprehensive review[J]. *J Orthop Surg Res*, 2025, 20(1): 914.
- [6] Yang Yuqi, Han Xiaoli, Chen Zhengquan, et al. Bone mineral density in children and young adults with idiopathic scoliosis: a systematic review and meta-analysis[J]. *Eur Spine J*, 2023, 32(1): 149-166.
- [7] Yang Yuqi, Chen Zhengquan, Huang Zefan, et al. Risk factors associated with low bone mineral density in children with idiopathic scoliosis: a scoping review[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2023, 24(1): 48.
- [8] Lee J S, Kim K, Jeon Y K, et al. Effects of traction on interpretation of lumbar bone mineral density in patients with Duchenne muscular dystrophy: A new measurement method and diagnostic criteria based on comparison of dual-energy x-ray absorptiometry and quantitative computed tomography[J]. *J Clin Densitom*, 2020, 23(1): 53-62.
- [9] Sarioglu O, Gezer S, Sarioglu F C, et al. Evaluation of vertebral bone mineral density in scoliosis by using quantitative computed tomography[J]. *Pol J Radiol*, 2019, 84: e131-e135.
- [10] Zhao Deng, Zhang Zhong, Hu Zhengjun, et al. Multistage correction of severe kyphoscoliosis and pulmonary compromise in adults through combined halo-pelvic traction and posterior spinal techniques[J]. *Sci Rep*, 2025, 15(1): 24318.

- [11] Yang Wanzhong, Guo Wei, Yang Jie, et al. The establishment and biomechanical analysis of finite element model for halo-pelvic traction in scoliosis correction[J]. *Front Physiol*, 2025, 16: 1670376.
- [12] Yang Yunfei, Huang Lijun, Zhao Guofeng, et al. Clinical effects of modified halo-pelvic traction in patients with severe spinal deformities and respiratory disorders[J]. *J Orthop Surg Res*, 2025, 20(1): 617.
- [13] Zhao Yiwei, Du You, Yang Yang, et al. Staged short-term modified halo-pelvic traction and posterior spinal fusion versus posterior vertebral column resection for severe rigid kyphoscoliosis: a multicenter comparative study[J]. *Spine J*, 2026, 26(3): 602-611.
- [14] Qiao Jun, Xiao Lingyan, Xu Leilei, et al. Skull-femoral traction after posterior release for correction of adult severe scoliosis: efficacy and complications[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018, 19(1): 277.
- [15] Fletcher N D, Bautista A G, Murphy J S, et al. Halo gravity traction and temporary internal distraction[J]. *Semin Spine Surg*, 2025, 37(4): 101213.
- [16] 富荣昌, 杨晓峰, 李现政. 最佳 Halo 重力牵引治疗 Lenke3 型脊柱侧凸的生物力学分析[J]. *中国组织工程研究*, 2024, 28(18): 2901-2905.
- [17] 李峰, 富荣昌, 陈永浩, 等. 头盆环牵引的最佳牵引量生物力学分析[J]. *医用生物力学*, 2024, 39(6): 1123-1129.
- [18] Menon V K, Unnikrishnan R, Murugan C, et al. Strategies and manoeuvres for severe rigid scoliosis[J]. *J Clin Orthop Trauma*, 2025, 70: 103165.
- [19] Chen Hongyu, Wu Tianchi, Pan Shengfa, et al. Finite element analysis of a new preoperative traction for cervical kyphosis: suspensory traction[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2024, 62(9): 2867-2877.
- [20] Jie Yi, Zhang Mingwen, Li Mengyao, et al. A mathematical analysis of a biomechanical model for an innovative spinal decompression and correction system for the conservative treatment of scoliosis[J]. *Bioengineering (Basel)*, 2025, 12(5): 509.
- [21] 武泓序, 刘轩宇, 王韬宇, 等. 引入肌肉单元的脊柱侧弯有限元仿真: 双向载荷的矫形效果验证[J]. *中国组织工程研究*, 2026, 30(9): 2172-2181.
- [22] Abdollah V, Parent E C, Su A, et al. The effects of axial loading on the morphometric and T2 characteristics of lumbar discs in relation to disc degeneration[J]. *Clin Biomech (Bristol)*, 2021, 83: 105291.
- [23] Ma Jibin, Wang Jian, Yang Yuming, et al. Biomechanical study of spinal cord and nerve root in idiopathic scoliosis: based on finite element analysis[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2024, 25(1): 717.
- [24] Li Xue, Hung V W Y, Yu F W P, et al. Persistent low-normal bone mineral density in adolescent idiopathic scoliosis with different curve severity: a longitudinal study from presentation to beyond skeletal maturity and peak bone mass[J]. *Bone*, 2020, 133: 115217.
- [25] Yang K G, Lee W Y, Hung A L, et al. Distinguishing risk of curve progression in adolescent idiopathic scoliosis with bone microarchitecture phenotyping: a 6-year longitudinal study[J]. *J Bone Miner Res*, 2024, 39(7): 956-966.
- [26] Morales Ciancio R A, Gagliardi M J, Tucker S, et al. Distal fusion in Duchenne scoliosis: the relevance of preoperative pelvic obliquity. A case series study[J]. *Spine Deform*, 2023, 11(5): 1261-1270.
- [27] Toga A, Watanabe K, Suzuki S, et al. Gorham-Stout disease resulting in spinal deformity treated by fusion surgery combined with everolimus therapy: a case report[J]. *JBS Case Connect*, 2021, 11(1): e20.00296.
- [28] 周科, 廖冬发, 夏宁, 等. 椎体 CT 值评估骨密度及诊断骨质疏松研究进展[J]. *临床军医杂志*, 2025, 53(2): 209-214.
- [29] Yang Dandan, Li Yi, Tian Jiangyu, et al. MRI-based vertebral bone quality score as a novel bone status marker of patients with adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Sci Rep*, 2024, 14(1): 12518.

- [30] Bhattoa H P, Vasikaran S, Trifonidi I, et al. Update on the role of bone turnover markers in the diagnosis and management of osteoporosis: a consensus paper from the European Society for Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis, Osteoarthritis and Musculoskeletal Diseases (ESCEO), International Osteoporosis Foundation (IOF), and International Federation of Clinical Chemistry and Laboratory Medicine (IFCC)[J]. *Osteoporos Int*, 2025, 36(4): 579-608.
- [31] Bolamperti S, Villa I, Rubinacci A. Bone remodeling: an operational process ensuring survival and bone mechanical competence[J]. *Bone Res*, 2022, 10(1): 48.
- [32] Frost H M. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal[J]. *Anat Rec*, 1987, 219(1): 1-9.
- [33] 熊婉琦, 李振豪, 崔焱, 等. 生物力学作用对成骨细胞生物特性的影响[J]. *中国组织工程研究*, 2024, 28(21): 3407-3412.
- [34] Buck H V, Stains J P. Osteocyte-mediated mechanical response controls osteoblast differentiation and function[J]. *Front Physiol*, 2024, 15: 1364694.
- [35] Li M C M, Chow S K H, Wong R M Y, et al. The role of osteocytes-specific molecular mechanism in regulation of mechanotransduction: a systematic review[J]. *J Orthop Translat*, 2021, 29: 1-9.
- [36] Yang Fengjian, Yu Weilun, Huo Xuyang, et al. Effects of osteocyte shape on fluid flow and fluid shear stress of the loaded bone[J]. *Biomed Res Int*, 2022, 2022: 3935803.
- [37] Zheng Bin, Zhao Deng, Yu Panfeng, et al. The impact of halo-pelvic traction on deformity correction and bone mineral density in patients with severe spine deformity[J]. *J Orthop Surg Res*, 2025, 20(1): 791.
- [38] Bauer J M, Yang S, Yaszay B, et al. Pediatric halo use: indications, application, and potential complications[J]. *J Pediatr Soc North Am*, 2024, 9: 100129.
- [39] Kato S, Rocos B, Yoshida G, et al. AO Spine clinical practice recommendations: evaluation, implications and management of osteoporosis in adult spinal deformity[J]. *Global Spine J*, 2026, 16(2): 854-861.
- [40] Lechtholz-Zey E A, Gettleman B S, Ayad M, et al. The effect of osteoporosis on complications and reoperation rates after surgical management of adult thoracolumbar spinal deformity: a systematic review and meta analysis[J]. *Global Spine J*, 2024, 14(8): 2420-2439.