

脊柱外科与工程力学

雷 伟, 吴子祥 (第四军医大学西京医院全军骨科研究所 陕西 西安 710033)

【关键词】脊柱/外科学; 人体工程; 力学; 临床应用

【中图分类号】R682 【文献标识码】A

0 引言

骨骼最基本的功能就是传递力学载荷, 发挥支撑及运动功能。脊柱是人体的中轴骨, 是人体的脊梁, 是一个具有多个复杂关节连接的系统, 其功能发挥依赖于完整的骨性结构和正常的负重力线。所以, 任何创伤、退变、炎症、肿瘤及畸形等疾病所引起的脊柱骨质结构破坏或力线异常, 都将会导致其正常生理功能丧失, 从而产生相应的临床症状。脊柱外科手术最根本的目的就是消除病因, 重建脊柱稳定和恢复脊柱生理曲度。随着脊柱重建理念的更新及内固定器械的不断改进, 越来越多的工程力学原理和技术也被应用于脊柱外科, 用以解决脊柱骨性结构破坏或力学异常所导致脊柱不稳定等方面的问题^[1-3]。因此, 脊柱外科与工程力学的结合越来越紧密。脊柱外科的核心手术技术包括减压、固定和融合三个方面。每一个过程中都包含着大量的工程力学原理, 与脊柱的稳定重建密切相关, 尤其在脊柱固定、脊柱融合和椎体强化方面, 借鉴了大量的工程学原理, 目前已经发展到一个比较成熟的阶段, 而脊柱的稳定重建离不开对构成脊柱的椎体、椎间盘和小关节突等结构的再处理。

1 椎弓根螺钉固定技术 - 杠杆原理

1.1 椎弓根螺钉固定技术 根据“三柱”理论, 脊柱可以分为前、中、后三柱, 在脊柱的运动过程中, 每一柱都承担相应的应力。由于椎弓根螺钉能够从椎体后方, 穿过椎弓根, 直达椎体前方, 将椎体的前、中、后三柱贯穿固定, 获得立体三维空间的稳定, 因此, 椎弓根螺钉技术较椎板钩、前路钢板等其它固定方式有更强的力学稳定性。椎弓根螺钉与金属棒及横向连接器的组合, 其力学原理类似于建筑工程学中脚手架固定, 它可以通过对螺钉施加不同方向的载荷而获得对椎体间撑开、加压及旋转等功能。

1.2 椎弓根螺钉固定技术的临床应用 椎弓根螺钉技术已经成为脊柱手术中最常用、最重要、最核心的技术, 在稳定重建中具有不可缺少、不可替代的作用, 是脊柱外科领域划时代的技术。目前, 每年有近 20 万例脊柱疾病患者在手术中需要使用椎弓根螺钉技术, 螺钉年使用量近百万根, 并且以每年 30% 的速度增加。椎弓根螺钉技术力学优点体现最为突出并在临床上大量应用的就是在椎体滑脱复位和脊柱侧弯矫正的过程中。治疗方法是通过手术复位, 重建脊柱生物力线, 恢复正常生理曲度。手术方案是采用两组椎弓根螺钉或三组椎弓根螺钉进行复位。表面上, 两种方法都是通过螺钉提拉作用, 完成椎体复位, 但实质上, 其应用的工程力学原理各有不同。两组螺钉固定原理为悬臂梁结构, 它是以一个支点对另外一个支点进行提拉, 在工程学中最典型的应用是单臂起重机的工作原理; 三组螺钉固定原理则是工字梁结构, 它是通过两个支点对位于中央的力点进行提拉, 工作原理与龙门吊车极为类似。因此, 在椎体严重的滑脱复位过程中, 三组螺钉固定方法疗效优于两组螺钉固定方法的力学原理即在于此^[1-2]。

除了提拉复位作用以外, 椎弓根螺钉还可以完成加压、撑开、去旋转等功能, 这在脊柱侧弯的矫形过程中极为重要。脊柱侧弯在力学上主要表现为承载力线改变, 同时存在矢状面、冠状面和水平面的力学平衡丧失, 是一个三维立体畸形。因此在畸形矫正过程中, 需要同时应用加压、撑开、去旋转等方法, 恢复脊柱力线, 纠正力学失衡。在现有的种类繁多的脊柱内固定器械中, 仅有椎弓根螺钉能够提供这种三维空间矫正性能, 因此, 椎弓根螺钉技术已经成为脊柱侧弯畸形矫正中不可缺少的技术^[3-4]。

1.3 椎弓根螺钉固定技术存在问题 在临床工作中, 由于骨质疏松常引起椎弓根螺钉固定能力下降, 螺钉松动脱出, 进而导致手术失败。随着脊柱内固定手术的广泛开展, 多种原因导致的术后翻修病例也越来越多。如何处理翻修时椎弓根螺钉固定强度下降的问题, 也成为困扰脊柱外科医师的棘手问题。因此, 如何解决因脊柱骨质条件不佳和手术操作失误所导致的椎弓根钉固定强度下降, 已成为脊柱内固定研究领域的当务之急。椎弓根螺钉固定的关键取决于

收稿日期 2007-12-14; 接受日期 2007-12-20

作者简介: 雷 伟, 博士, 博士生导师, 教授, 主任医师, 外科学教研室副主任, 骨科科主任。Tel: (029) 84771011 Email: leiwei@fmmu.edu.cn

能否得足够的骨-螺钉界面把持力,而且,这种把持力要持续到椎体间达到坚固的骨性融合为止。影响螺钉固定稳定的因素不外乎两个,一个是螺钉本身,另一个是椎体。在螺钉方面,影响因素包括螺钉外形、直径、长度以及螺钉的置入方向、位置等;在椎体方面,影响因素则包括骨质密度、骨质强度等,如骨质疏松。任何引起椎体力学强度下降的病因均会导致拧入其中的螺钉把持力下降。因而,螺钉固定稳定的核心因素就是钉道骨质-螺钉螺纹的界面情况。

1.4 膨胀式椎弓根螺钉的研发设计及临床应用 工程学专家提出的方法是使用膨胀螺钉,同时强化处理墙面,从矛盾的双方面着手,解决螺钉松动的问题。由此,我们也考虑能否将此理念用于解决脊柱内固定不稳的难题。通过对椎弓根螺钉固定的关键因素进行了细致分析,西京医院骨科在国内外率先提出椎弓根螺钉稳定应着眼于螺钉早期机械性稳定,远期生物性稳定的原则,并研发出国内首个膨胀式椎弓根螺钉系列产品。大量的实验研究证明,膨胀式椎弓根螺钉通过膨胀加压的作用,使螺钉周围骨质致密化,提高了螺钉的初始固定强度。3 mo后,骨质长入膨胀螺钉的膨胀间隙内,达到了“钉中有骨,骨中有钉”的远期稳定效果,很好地解决了椎体骨质疏松所导致的内固定不稳或不能固定的难题。从2006年8月开始临床使用膨胀式椎弓根螺钉治疗植钉条件不佳的患者300余例,结果螺钉植入体内后无松动、断裂迹象,螺钉-骨界面密合性好,疗效满意。

2 椎体间融合与非融合技术-张力带原理与万向轴头结构

正常椎间盘承受抗压、弯曲、剪切三维空间载荷。当椎间盘发生退变后,蠕变率与初始松弛率增加,达到平衡所需时间缩短和平衡时的载荷减小,椎间盘缓冲和传递载荷的功能相应减弱,进一步加重椎间盘的退变、突出,压迫神经产生症状。手术的目的就是将退变的椎间盘切除,解除脊髓、神经根受到的压迫。术后重建椎间隙高度、恢复脊柱生理曲度的技术主要可以分为椎体间融合技术与非融合技术。

2.1 椎体间融合技术-椎间融合器 传统的椎体间融合技术是采用自体或异体骨块,将其嵌入摘除椎间盘后的椎体间隙,从而获得椎体间融合。其缺点在于增加了手术创伤和交叉感染的风险。随着工业技术及材料学的发展,越来越多的脊柱外科医师在考虑,能否寻求一种能够替代自体骨或异体骨的材料。20世纪70年代中期至80年代初期,一种中空、带孔的金属圆柱体开始用于治疗赛马的颈椎病。该内置物

可产生一种支撑作用,维持了椎间隙的高度,接受该方法治疗后的马颈椎活动基本正常,因而美国马外科中心将本术式定为马颈椎稳定的标准手术。随后,许多学者考虑能否将这项技术应用于人类脊柱疾病的治疗,并对其进行了外形、材料等物理特性的改进,最后产生了目前的适用于人体的椎体间融合器。椎体间融合器技术主要采用“牵张-压缩”张力带效应和椎体间界面内固定的原理。脊柱椎体间融合器置入椎间隙时可牵张残余的纤维环及周围软组织,又可以对收缩的反作用力产生压缩作用加固融合器,且融合器的固有螺纹与上下位椎体紧密嵌插,如此形成一个自成一体自动加压固定系统。脊柱椎体间融合器技术特点在于完美地解决了脊柱手术节段所需要的早期制动和后期的骨性融合这一基本要求。早期是通过嵌入椎节螺纹的抗剪力效应和上下两端拱石状结构的抗旋转作用,而后期则由于中空内腔充满碎骨粒,再通过周壁上空隙内外沟通,而逐渐获得骨性融合,维持脊柱前中后三柱良好的稳定性。早期临床上应用的椎体间融合器是不可吸收性的,多为金属和多聚碳纤维两种材料,融合后期产生应力遮挡,在一定程度上影响骨融合后的强度等不良反应,因此,目前国内外致力于各种生物型椎间融合器的研究。它具有更好的刚度和弹性系数,对影像学评估干扰更小等诸多优势。已有研究表明,在屈伸、轴向旋转及侧屈的生物力学特性及节段稳定性方面,可吸收性椎间融合器的临床效果等于或优于非可吸收性椎间融合器^[1,3]。

2.2 椎体间非融合技术-人工椎间盘 在医学上,只有生理性的重建解剖结构才是最为合理的。尽管采用椎体间融合技术治疗椎间盘源性疾病获得良好的手术效果,但由于椎体间融合技术改变了脊柱的生物力学特性,使原本能够活动的脊柱节段丧失运动功能,因而导致其周围组织和邻近椎间盘应力增加,加重了邻近椎间盘的退化与病变。近年来,国内外学者致力于探求合适的人工假体替代退变椎间盘的全部或其中一部分,以求恢复椎间盘的解剖和功能,随之诞生出人工椎间盘置换技术。替换退变的全部椎间盘者,称为人工全椎间盘置换;只替换退变的髓核者,称作人工髓核置换^[2-4]。

Fernstrom等在上世纪50年代后期即提出人工腰椎间盘假体技术,其设计及种类不断创新。人工腰椎间盘置换术作为腰椎融合之外治疗椎间盘源性疼痛的另一合理的选择,目的是使退变椎间盘引起的疼痛得到长期缓解,重建椎间隙高度以保护神经组织,保留脊柱运动以避免晚期关节突关节及邻近

节段的病变。随着人工椎间盘研究的不断深入,美国和欧洲的临床应用已经证实,人工腰椎间盘置换术短期内可以恢复脊柱的运动学和载荷特性,恢复脊柱功能单位的稳定性和运动能力。这项技术彻底改变了传统的“切除-固定-融合”的手术理念,更符合人体的解剖学和运动生理学。

人工髓核置换可以分为原位成形髓核假体和预制成形髓核假体。原位成形髓核假体的设计原理是向椎间盘间隙内注入可塑型的聚合物,并使其在椎间盘原位的间隙内塑型成为髓核假体。所用材料主要有硅橡胶和聚氨基甲酸乙酯。该技术的主要优点在于其操作通过纤维环上很小的切口即可进行,因此降低了植入物脱出的风险,并存在开展经皮微创手术的潜在可能。而且,这种设计具有更好的应力分布和植入物稳定性。预制成形假体是在体外用粘弹性材料制成一定形状的假体,假体在植入体内之前已经固定成形。相对于原位成形髓核假体,预制成形髓核假体的优点是,更可靠的聚合物性能和更好控制的生物组织相容性。

3 椎体成形术及后凸成形术 - 混凝土技术

经皮椎体成形术是近年来脊柱外科发展的一项新的微创技术。它是通过椎弓根或直接向椎体内注入人工骨方法,以达到增强椎体强度和稳定性、防止塌陷及缓解腰背部疼痛,甚至部分恢复椎体高度的目的。其原理就是模拟混凝土填塞技术,通过骨水泥固化,到达增强椎体力学强度及防止椎体进一步塌陷的目的。自法国介入放射学家 Galibert 等(1984)首次应用经皮椎体成形术治疗椎体血管瘤以来,该项技术在欧美及我国迅速普及,主要治疗椎体转移瘤和骨质疏松症引起的椎体压缩骨折。尽管十几年来经皮椎体成形术取得了比较满意的结果,但由于直接注入骨水泥不能抬升骨折椎体的终板,因此无法恢复椎体高度及改善后凸畸形残留,而且向椎体内直接注入骨水泥需要很高的压力,容易引起骨水泥漏出,造成神经受压等严重并发症。针对这个问题,1999年美国骨科医生研制出一种可膨胀球囊,先经皮经椎弓根将球囊置入椎体,球囊膨胀使骨折椎体复位,放气退出球囊,再注入骨水泥,称之为椎体后凸成形术。与经皮椎体成形术相比,经皮椎体后凸成形术能纠正病椎的后凸畸形,并在椎体内形成一个空腔,可在低压下注入粘稠度较高的骨水泥,明显降低了骨水泥渗漏率,提高了临床疗效。

椎体成形术及后凸成形术临床上最常用的填充

物是聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥(PMMA),但 PMMA 有固化时大量放热,发生渗漏后有灼伤邻近组织(尤其是脊髓和神经)的可能,同时也烧伤骨细胞,不能与骨组织生物连接、不可生物降解等诸多问题。理想的填充材料应具备^[4-5]:①可注射性;②迅速凝固,并具有足够的力学强度;③具有生物活性和骨传导性;④凝固温度低;⑤有良好的显影性;⑥可缓慢的生物降解。因此,目前临床又进一步发展出羟基磷灰石陶瓷、磷酸三钙陶瓷、自固化磷酸钙骨水泥、硫酸钙骨水泥等,其中,又以硫酸钙骨水泥生物相容性最好,体内吸收快并能够诱导骨形成。椎体成形术和后凸成形术均可迅速缓解疼痛,强化椎体力学强度,是一种安全、有效、简便的治疗方法。但其作为一项新技术,尚有值得深入研究的问题。椎体后凸成形术中骨水泥的灌注量和分布情况,选择适量的骨水泥并使其均匀充填空腔,既恢复了椎体刚度,又不至严重干扰脊柱正常的力学机制是今后的研究热点。其次,寻找成骨效果更好,生物相容性更佳的注射材料,也将是未来研究的重点。

在脊柱外科临床中,工程学与医学结合的例子仍有很多,借助工程力学原理和技术,医学得到了迅猛发展,解决了很多临床工作中遇到的难题,很好地提高了患者生活质量。通过将工程学中膨胀螺钉用于脊柱外科获得成功这一事例,我们深刻地体会到:优秀的脊柱外科医生,应该将生物学和工程学有机结合,才能很好的解决脊柱稳定的难题;学者型的骨科医生,更应该具备敏锐的观察力和强劲的创新力,才能成为一名与时俱进的临床专家。

(本文为第四军医大学西京医院精湛医术谈内容)

【参考文献】

- [1] Inceoglu S, Ehlert M, Akbay A, et al. Axial cyclic behavior of the bone-screw interface[J]. Med Eng Phys, 2006 28(9): 888-893.
- [2] Lei W, Wu ZX. Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae[J]. Eur Spine J, 2006 15(3): 321-326.
- [3] Vena P, Franzoso G, Gastaldi D, et al. A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: biomechanical compatibility of an interspinous device[J]. Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2005, 8(1): 7-16.
- [4] 雷伟, 崔康, 胡蕴玉, 等. 以纤维蛋白胶为载体复合 BMP 和 bFGF 的注射型骨修复材料诱导异位成骨的实验研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2004 12(10): 765-767.
- [5] Mwale F, Iordanova M, Demers CN, et al. Biological evaluation of chitosan salts cross-linked to genipin as a cell scaffold for disk tissue engineering[J]. Tissue Eng, 2005 11(1-2): 130-140.

编辑 许昌泰