

从生物力学角度看腰椎手术发展

乔 涵, 赵 杰

(上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科, 上海市骨科内植物重点实验室, 上海 200011)

摘要: 外科手术作为腰椎退行性疾病(lumbar degenerative diseases, LDDs)的重要治疗手段,其进展依赖于人们对脊柱生物力学理念的理解与革新。充分认识腰椎衰老退变过程中生物力学改变是理解LDDs发病过程、改革LDDs手术策略,进而采用针对性更强、更微创治疗方法的重要基础。本文阐述LDDs与椎体、椎间盘及椎旁肌退变生物力学之间关系,并按照腰椎手术特点,将腰椎手术发展史大致划分为无内植物时代(1980年前)、内植物时代(1980~1990年)、脊柱融合时代(1990~2010年)及精准微创减压时代(2010年往后),分别凝练各时代重要生物力学研究对腰椎手术发展的意义。从生物力学角度而言,脊柱手术发展史就是随着人们对脊柱生物力学认识不断深入而变革手术策略的发展史。紧跟生物力学研究不断深入,一步一脚印开发更适应脊柱生理生物力学特征的治疗策略,从而指导未来脊柱手术发展方向。

关键词: 脊柱生物力学; 脊柱功能单位; 衰老; 退变; 腰椎手术; 精准微创减压

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.002

Development of Lumbar Surgery from Biomechanical Perspectives

QIAO Han, ZHAO Jie

(Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

Abstract: Lumbar surgical operation is the crucial treatment against lumbar degenerative diseases (LDDs), whose development depends on persistent comprehension and innovation of vertebral biomechanics. The thorough understanding of biomechanical changes during lumbar senescence and degeneration is the important bedrock to grasp LDDs pathogenesis, renovate LDDs surgical strategy, and embrace more precise and minimally invasive treatment against LDDs. Herein, in this review, the intimate crosstalk between LDDs with degenerative biomechanics of vertebrae, intervertebral disc and paravertebral muscles was elucidated, followed by the classification of lumbar surgery history into non-vertebral implant era (before the year 1980), vertebral implant era (during the year 1980–1990), vertebral fusion era (during the year 1990–2010), precise and minimally invasive decompression era (after the year 2010) based on lumbar surgical characteristics in each era. The significance of representative biomechanical studies in each era for lumbar surgery was also concluded. From biomechanical perspectives, the history of spinal surgery is the development history of surgical strategies that has progressed as the continuously in-depth understanding of spinal biomechanics. With the deepening of spinal biomechanical researches, spinal surgeons are expected to develop treatment strategies that are more adapted to physiological and biomechanical characteristics of the spine, thereby guiding the future direction of spinal surgery advancement.

Key words: vertebral biomechanics; functional spinal unit (FSU); senescence; degeneration; lumbar surgery; precise and minimally invasive decompression

腰椎退行性疾病(lumbar degenerative diseases, LDDs)作为最常见的脊柱疾病类型,主要包括腰椎间盘突出、腰椎椎管狭窄、腰椎滑脱和腰椎退变性侧弯,表现为随着年龄自然增长或不良用腰习惯引起的腰部及下肢不适等症状,在导致伤残所致生命年损失(years lived with disability, YLD)病因中排名首位^[1]。研究表明,2017年全球LDDs引起的下腰痛累积病例数量逾5.7亿,导致的疾病负担YLD为6500万,反映了LDDs随着年龄增长而增加,以及全球迅速向老龄化社会的转变^[2]。因此,通过对LDDs的有效治疗,有望减轻全球腰椎退变疾病负担,为应对老龄化社会的到来提供有力手段^[3]。

在LDDs治疗中,外科手术作为有效手段占据着重要地位^[4]。随着LDDs进展,尽管人们认识到脊柱发挥着支撑传递力学载荷、保障躯干运动活动及保护脊髓神经结构等重要的生物力学作用,但仍有诸多外科手术生物力学问题未得到充分认识。而这些与腰椎手术紧密相关的生物力学问题,不仅一方面指导手术方案的制定,另一方面更决定手术治疗的预后。因此,从生物力学角度充分认识腰椎手术发展具有十分重要的意义。

1 LDDs与生物力学

两足直立行走使得人类可同时伸直躯干及下肢,促进人类脊柱形成多个生理性弯曲以维持正常直立姿态及平视,是人类进化史中最具决定性的一步^[5]。生物力学研究证实,脊柱结构的自身特点是导致LDDs高发的病因之一^[6]。其中,腰椎前凸角度随着年龄增加而逐渐丢失,改变椎间盘内轴向von Mises应力分布模式^[7-8]。退变椎间盘的流体压力从髓核转移至纤维环内部,尤其集中于髓核后方的纤维环区域,导致椎间盘后侧及外侧压力显著高于前方^[9]。椎间盘向后突破纤维环突出至椎管内,发生塌陷、高度下降及楔形变,最终促进LDDs^[10-11]。

LDDs退变的另一个重要特征为脊柱功能单位(functional spinal unit, FSU)退变老化,表现为椎体、椎间盘及周围韧带肌肉的解剖及功能失代偿,不能满足躯干的力线平衡以维持中轴骨肌系统的稳定^[12]。FSU退变衰老诱发椎体骨量进行性下降,导致骨性结构承压能力减小,患者罹患骨质疏松性

骨折风险增加^[13];阻碍椎间盘营养供应,椎间盘含水量减少、高度丢失、退变增加,改变腰椎矢状位力线平衡,引起患者下腰痛或髋-脊柱综合征等LDDs临床症状;还可造成腰背肌肌肉萎缩,增加脂肪浸润,最终降低腰背肌肌肉含量及质量,导致肌肉组织力学支撑减弱,加重腰椎不稳定。因此,充分认识FSU退变衰老的生物力学改变有助于理解LDDs治疗模式的理念更新,为LDDs手术决策的制定提供更可靠的理论依据。

1.1 LDDs与椎体骨质疏松生物力学

20世纪80年代开始,已有研究关注脊柱生物力学与椎体骨性解剖学定量参数之间的关系,如椎体前后缘高度、前后径及横径长度、横截面积及骨密度等^[14-15]。其中,骨密度(bone mineral density, BMD)作为椎体力学强度的关键因素,可通过骨小梁结构差异表现出不同生物力学性能,进而影响LDDs^[16]。既往研究表明,BMD高低与腰椎退变程度存在直接相关关系^[17]。有限元分析表明,椎间盘高度塌陷或水分丧失等退变可造成下位椎体形态学异常,如椎体高度降低或发生新鲜骨折^[18]。研究表明,卵巢切除术后(ovariectomy, OVX)伴骨质疏松的女性更易出现椎间盘退变^[19]。同时,LDDs腰椎椎体上下终板1cm内松质骨强度和密度均减低,患者易出现Modic 1型等骨性终板病损,加快椎间盘高度塌陷及磁共振信号减弱,导致临床下腰痛等症状,提示椎体骨BMD影响骨性终板强度及椎间盘退变,进而表现出对LDDs的调控作用^[20-21]。然而,也有研究报道,BMD与椎间盘退变程度存在负性相关关系^[22]。椎间盘作为一个乏血供组织,其营养供应主要依靠终板及纤维环的渗透作用^[23]。Yang等^[24]对90名BMD不同的骨质疏松、骨量减低受试者展开横断面研究,发现受试者BMD减少可提高椎间盘中央厚度,但BMD高低对椎间盘退变并无显著性影响,提示椎体骨质疏松虽然可通过改变椎间盘静水压引起椎间盘终板改变,却无法通过调控椎间盘营养供应等影响椎间盘退变发生。

以上研究说明,尽管LDDs与椎骨BMD生物力学研究已非常丰富,但受病人全身情况复杂性、检验参数敏感性及医学人员主观判断差异性等多种因素影响,尚未有肯定的临床证据证明椎体骨质疏松与LDDs退变程度之间的关系。从生物力学角度

而言,椎骨 BMD 可通过影响脊柱的受力承重模式,改变脊柱稳定性及重塑椎间盘应力分布,进而作用于 LDDs 进展,但这也需要更为全面的研究验证。此外,从骨性终板改变为角度探讨椎体 BMD 与椎间盘退变之间的关系,也为进一步研究椎体骨质疏松生物力学提供了重要切入点。

1.2 LDDs 与椎间盘退变生物力学

椎间盘作为 LDDs 发生退变时最为重要的组织结构,早期生物力学研究主要关注椎间盘基本参数,包括椎间盘形态、高度及成分等^[16]。关于椎间盘退变引起脊柱生物力学改变,还是脊柱生物力学改变引起椎间盘退变的争论已有数十年,仍未达成明确共识^[25-26]。然而,这两种理论并不相互抵触,而是共同以“恶性循环”模式往复推动 LDDs 进展^[27]。其中,椎间盘内压是椎间盘重要的生物力学参数,决定了轴向应力下椎间盘的硬度和高度,可维持纤维环的基本形态,支撑终板结构^[28]。LDDs 时,椎间盘高度塌陷,轴向顺应性降低,但径向内压增加^[28-29]。退变的椎间盘应力分布发生改变并产生压力梯度,引起终板微骨折或 Schmorl 结节^[30]。对于整体脊柱生物力学而言,退变的椎间盘常伴有纤维环张力的降低,导致脊柱活动时椎间盘中立区扩大,进而增加髓核受到的剪切力^[31]。在屈伸及轴向等综合载荷作用下,椎间盘损伤由径向裂缝进展为后外侧的髓核突出,加重椎间盘退变^[32]。

如此,椎间盘退变进一步改变脊柱生物力学性质,椎骨弹性模量减小,关节突关节后伸时刚度增加^[33]。然而有研究表明,L2~3 与 L4~5 节段退变增加可降低椎间关节扭转刚度,考虑与椎间盘内压降低有关^[34]。此外,随着椎间盘退变由 Pfirrmann II 级进展为 III 级,椎体间平移运动显著增加,提示椎间不稳定。但再进展为 V 级时,椎体间屈伸活动度发生显著下降,提示因椎间盘塌陷明显,脊柱活动性丧失^[35]。Fujiwara 等^[36]也研究发现,椎间盘退变可影响脊柱轴向旋转、左右侧屈及前后屈伸等动作,其中对轴向旋转的稳定性影响最大。关节突关节退变进展至 III 级时,椎间各向运动的活动度增加,但更进一步进展至 IV 级时,椎间活动度降低。关节突关节软骨硬化改变同样降低椎间活动度,但骨赘程度对脊柱活动度没有影响。

因此,在脊柱生物力学改变及椎间盘退变的

“恶性循环”进展下,椎间盘内稳态受到影响,发生衰老退变,影响脊柱稳定性,导致 LDDs。如能寻求针对此生物力学改变的有效治疗手段,或可阻断此恶性循环,延缓椎间盘退变及 LDDs 进展。

1.3 LDDs 与肌少症生物力学

肌少症在临床上也称为“骨骼肌衰老”或“少肌症”,指的是由衰老引起的骨骼肌质量下降和肌力减退^[37]。肌肉系统与骨骼系统之间存在紧密沟通,肌少症患者常伴有较低的椎骨 BMD,提示较高的骨质疏松性骨折风险^[38-39]。强壮的腰背肌可降低老年人骨折风险,但同时意味着腰背肌退变较四肢肌肉更快^[40]。此外,正常人体姿态的维持需要肌肉系统的积极参与。年龄相关性骨骼肌衰老(肌少症)可引起脊柱载荷的重新分布,影响脊柱矢状面力线平衡,改变 LDDs 生物力学。

研究人员使用 AnyBody 全脊柱模拟仿真系统,评价不同肌少症程度下脊柱载荷变化^[41]。结果发现,随着竖脊肌和多裂肌强度降低,胸椎轴向载荷增加 36% 至 318 N,上腰椎屈伸剪切力增加 60% 至 176 N,提示核心腰背肌的退变可导致脊柱应力增加,加速 LDDs 进展。多裂肌僵硬,脂肪浸润增加,易导致罹患 LDDs 相关的下腰痛,表现为站立位腰椎前凸减少^[42]。同时,老年人矢状面轴向距离(sagittal vertical axis, SVA)增加,骨盆倾斜角(pelvic tilt, PT)增加,骶骨倾斜角(sacral slope, SS)减少,表现为骨盆后倾,腰椎曲度变直,出现脊柱矢状力线失衡,改变脊柱生物力学^[43-44]。敲除 TSC1 基因建立肌少症动物模型进行生物力学研究,发现椎旁肌肉质量下降可导致小鼠逐渐出现胸腰椎后凸畸形,12 月龄 TSC1mKO 小鼠 Cobb 角较正常组增加 2 倍^[45]。同时,TSC1mKO 小鼠较对照组出现早期椎间盘退变表现,椎间盘高度明显塌陷,椎体楔形变明显,提示可根据肌少症与 LDDs 之间关系,设计靶向分子治疗策略,进而改善脊柱生物力学退变表现。

总体来说,LDDs 与 FSU 退变的生物力学研究非常丰富,已证明 LDDs 与 FSU 退变之间的紧密生物力学联系可往复推动疾病进展。充分认识 FSU 衰老退变的生物力学改变是理解 LDDs 发病过程、改革 LDDs 手术策略,进而采用针对性更强、更微创治疗方法的重要基础。紧跟脊柱生物力学研究不

断深入,一步一脚印开发更适应脊柱生理生物力学特征的治疗策略,从而推动未来脊柱外科技术进步。

2 外科手术与 LDDs 生物力学

自古埃及希腊时代开始,逐步建立了脊柱相关疾病的外科治疗理念。Hippocratic (公元前 460 ~ 370 年)被称为“脊柱外科之父”,他强调脊柱正常结构及功能的重要性,首次讨论下腰痛及坐骨神经痛的可能病因,并自创了脊柱治疗设备如“希波克拉底梯 (Hippocratic Ladder)”、“希波克拉底板 (Hippocratic Board)”等用于纠正脊柱畸形或缓解腰痛症状^[46-47]。1846 年,美国医生 Morton 使用可吸入乙醚,辅助切除 1 名 20 岁病人的颈部血管瘤,开创了无痛下的麻醉外科手术时代,为脊柱手术进一步发展提供了可能^[48]。1909 年,德国医生 Oppenheim 和 Krause 完成了首例腰椎外科手术,但手术取出的椎管内压迫物被病理医师认定为“椎管内内生软骨瘤”,并未发现其与椎间盘之间的关系^[49]。1932 年,美国医生 Mixter 和 Barr 认为所谓的“内生软骨瘤”和破裂突出的椎间盘同源,提出椎间盘突出症这一疾病概念,开创了人类对 LDDs 认识的新纪元^[50]。

按照腰椎手术特点,可将腰椎手术发展史大致划分为:无内植物时代(1980 年前);内植物时代(1980~1990 年);脊柱融合时代(1990~2010 年);精准微创减压时代(2010 年往后)。文献检索表明,在人们对脊柱解剖深入理解的基础上,自 21 世纪初开始有了越来越多的脊柱术式,相关生物力学研究数量也有了指数级的增长。这 4 个时代腰椎手术术式各自有独特鲜明特点,层层递进,密不可分。同时,又与每个阶段人们对腰椎生物力学的认知程度紧密联系在一起。从生物力学角度而言,脊柱手术发展史就是随着人们对脊柱生物力学认识不断深入而变革手术策略的发展史。认识腰椎手术发展与 LDDs 生物力学之间的联系有助于理解腰椎手术理念的变革历程,从而指导未来脊柱手术发展方向。

2.1 1980 年前:无内植物时代

1980 年前,人们对脊柱外科生物力学的认识多基于对脊柱本身解剖结构的探索,引进了髓核、椎

间盘以及退变性腰椎疾病的概念,并据此展开针对 LDDs 的生物力学研究。

此期的生物力学研究多基于对尸体脊柱标本的观察性试验研究。结果表明,在持续的负重压缩载荷下,腰椎椎体终板及软骨下骨板首先发生微骨折。这种微骨折显然与应力有关,也总是先于椎间盘发生形变和断裂破坏,据此得出椎体退变先于椎间盘退变^[51]。椎间盘病变是一个缓慢的过程,呈积累劳损性,常无明显直接诱因发病,由此提出腰椎间盘退行性变 LDDs 的概念。同时,研究发现,持续的积累应力与退变腰椎的不稳定问题密切相关,包括腰椎滑脱及椎间小关节退变^[52]。利用冰冻尸体脊柱行屈伸活动测试,仅在固定钉固定的节段没有椎间盘突出,而其他活动节段都有突出,说明腰椎不稳定是引起椎间盘退变突出的可能原因。

此时脊柱生物力学研究已经关注到椎间盘内压在下腰痛中的作用,发现频繁的重体力劳动与下腰痛的关系,即脊柱应力增加,腰背痛增加。之前的研究只发现站立负重下,椎间盘内压增高,未曾注意体位变化对椎间盘内压的影响,更鲜有研究关注在体的椎间盘内压变化情况。因此,有学者尝试在体直接或间接测量椎间盘内压力变化。Nachemson 等^[53]在椎间盘内直接置入压力传感器,发现无支撑的直立坐位比直立站位椎间盘压力更大。Andersson 等^[54-55]通过经皮电极针定位,利用腰背肌肉电信号反映椎间盘内压力变化,间接测量不同负重姿势下的椎间盘内压变化情况。结果发现,侧屈会加重椎间盘内压力;频繁的负重 20°侧屈,侧屈联合旋转体位可显著增加椎间盘内压力和腹压,加重下腰痛的发作频率和程度;而在椅背倾斜 120°,坐位倾斜 14°时,椎间盘压力最小。同时,Chaffin 等^[56]利用计算机模拟人弯腰持重时的脊柱-骨盆受力活动情况,结果发现,躯干前屈 27°内时,腰椎并不发生曲度变化。往后躯干每前屈 1°,腰椎变化 2°~3°。30% 腰椎曲度、旋转变发生在 L4~5、L5~S1 椎间盘,解释了为什么 85%~90% 椎间盘突出好发于此二节段。以上研究都说明了椎间盘退变生物力学变化在 LDDs 进展中的关键作用,证实持续轴向载荷导致椎间盘退变,高度塌陷,持续屈伸活动导致腰椎间盘退变与突出。

此期的无内植物腰椎手术方式主要包括部分

椎板切除术、部分关节突切除术、髓核次全切除术与髓核全切术^[57]。完全剥离人体脊柱标本上附着肌肉,以上述手术方式(右侧入路)分别处理L4~5椎间隙,观察手术L4~5节段及临椎L3~4、L5~S1节段活动度(range of motion, ROM)变化。结果发现,无论哪种手术方式,对手术节段及临椎稳定性都有影响,其中髓核次全切和全切术影响最大,最易引起上位椎体的滑脱。左侧屈ROM大于右侧屈ROM,因为右侧入路会破坏韧带等软组织,提示腰椎手术应尽量减少椎间盘切除的程度,同时保护椎旁软组织完整,有助于维持脊柱稳定性^[57]。对存在腰椎椎间盘突出尸体标本行部分椎间盘切除术,比较不同方向、大小载荷下完整椎间盘、退变突出椎间盘及部分椎间盘切除术后腰椎标本ROM变化^[58]。结果发现,退变突出椎间盘导致腰椎前屈ROM增加,椎间盘部分切除术后腰椎前屈、侧屈及扭转ROM皆显著增加,提示椎间盘部分切除手术加重了LDDs本身的腰椎不稳定。Hou等^[59]利用新鲜脊柱标本行部分椎间盘切除术,观察术后腰椎活动度特点,也得出同样生物力学研究结论。Panjabi等^[60]进一步比较纤维环损伤、髓核部分切除术后腰椎FSU的生物力学变化,发现较单纯纤维环损伤,髓核部分切除术后FSU双侧关节突关节载荷不平衡,椎体间出现不对称矢状面耦合运动。其中一侧关节突关节受到较大的应力磨损,导致关节突关节软骨退变,关节间隙塌陷,骨赘形成,造成椎间孔狭窄压迫神经根,从而加重腰椎不稳定及LDDs症状。该结果提示,椎间盘手术不仅改变责任FSU运动方式,而且作用于临近关节结构,促使临椎过度活动,最终影响脊柱生物力学稳定。

在无内植物时代,早期的外科医生应用有限的生物力学方法及理念,推演脊柱退变性疾病致病机制。通过单纯修整病变来治疗LDDs,为医学的发展提供了很大帮助。然而,受限于当时粗浅的生物力学认知,出现诸多力学相关术后并发症,影响后期脊柱稳定性。因此,这些术式显得捉襟见肘,成熟的医用结构支撑性植入物亟待出现,脊柱外科迫切需要进一步稳定脊柱结构的手术策略。

2.2 1980~1990年:内植物时代

脊柱内植物的应用最早可追溯到20世纪90年代,可为椎间盘切除术后的脊柱提供固定力,以恢

复稳定。Hadra首次对颈椎骨折及脊柱结核病人使用经棘突铁丝内固定装置^[61]。1948年,King^[62]设计了经关节突关节螺钉,以固定椎间关节达到脊柱稳定,但效果不佳。Harrington^[63]对内植物系统进一步改进,利用Harrington棒治疗特发性脊柱侧弯,揭开了内固定纠正脊柱畸形的序幕。但此时的脊柱连接棒还是直的,未适应脊柱生理性弯曲,并且只能纠正冠状位失衡,对矢状面和水平面作用很小,远期发生失平衡等并发症较多。1959年Boucher^[64]提出椎弓根螺钉技术,但当时人们仍然担心椎弓根钉技术的安全性,使其直到1980年代才开始快速发展。1983年Steffee等^[61]改良经椎弓根脊柱内固定系统,1986年Roy-Camille等^[66]才将椎弓根钉内固定系统广泛推广于临床。

椎弓根螺钉的固定力由其锚定和挤压效应提供。如何改良椎弓根螺钉,提高其固定力一直是脊柱内植物生物力学研究方向。与其他的内固定系统相比,椎弓根钉可提供更强的后路固定支撑及抗扭转应力^[67]。同时,椎弓根钉底部因其微动效应可减少界面区的应力集中,但同时带来内固定拔出的风险。Zindrick等^[68]比较不同直径及置入方法的椎弓根钉抗拔出性能,发现更大直径、全螺纹、斜45°置入的双皮质螺钉可保证最大的抗拔出效应。此外,椎体低BMD具有较高的椎弓根钉失败风险,而用聚甲基丙烯酸甲酯PMMA强化可稳定原本松动的螺钉,抵抗再次拔出可能。Graham等^[69]取L4棘突并“H型”修剪填充于L5~S1棘突间起固定作用,一方面增强L5~S1椎弓根螺钉稳定性,另一方面扩大椎间孔,避免椎间孔塌陷狭窄引起临床症状。

脊柱椎弓根钉棒系统的临床应用建立在三柱理论及矢状面力线平衡的脊柱生物力学基础上。1984年,“Ferguson-Denis”三柱理论首次提出,将脊柱分为前、中、后三柱。椎弓根贯穿并连接三柱,中柱在脊柱稳定性中起重要作用,与前柱共同承载脊柱负重80%^[70-71]。三柱理论首次将脊柱生物力学稳定性与神经功能联系起来,认为双柱骨折会显著影响脊柱力学稳定,造成神经系统并发症,需要手术治疗。三柱理论认为,单纯用椎弓根螺钉进行固定,往往缺乏坚强的前柱支撑,仅能满足短期脊柱稳定的需要,而脊柱长远稳定性堪忧。同时,自

20世纪80年代起,人们逐步认识到脊柱矢状面力线参数在脊柱生物力学中的重要性。Willner等^[72]利用非侵入性脊柱测绘仪观察腰椎前凸及胸椎后凸之间的矢状面关系,借以描述躯体对抗重力、维持平衡、保持平视姿态的能力。Voutsinas等^[73]则分析了骶骨倾斜角与胸腰椎曲度的矢状面力线参数,关注到其与脊柱内固定力线纠正的关系。直到2005年,脊柱矢状面力线参数特点由Roussouly等^[74]进一步归类,描述了腰椎矢状位分型,关注到不同腰椎分型与脊柱生物力学状态的关系,开创了个性化治疗的雏形。借助腰椎矢状位力线特点,观察到LDDs过程中椎间隙高度的丢失,腰椎前凸角度变小,甚至出现广泛后凸畸形与矢状位力线前倾^[75]。针对具有早期LDDs症状的患者,可根据腰椎矢状位参数特点预测其退变趋势,指导建立早期临床诊治策略。

然而,即便此时期脊柱生物力学研究较上时期出现极大进展,并出现可满足大部分稳定需求的内植物装置,但腰椎手术策略进一步发展仍然面临不少问题,如界面失败、内植物失败及交界区失败等。内固定螺钉的体内实验表明,强攻椎弓根螺钉较自攻螺钉具有不同的抗扭矩应力及固定能力,且持续的剪切应力使得螺钉抗拔出性能减少11%^[76]。长节段的椎弓根螺钉固定破坏了脊柱稳定,持续应力下可导致出现螺钉松动、切割,出现椎弓根螺钉界面失败^[77]。此外,研究人员发现,3次插入螺钉后,螺钉的扭矩应力减少到初次75%,出现螺钉物理性断裂,提示反复拔插螺钉易使得椎弓根螺钉疲劳,增加脊柱内植物失败风险^[78]。利用长节段Harrington棒纠正腰椎退变侧弯患者,随访其责任及临近节段退变情况,发现长节段固定之后易出现临椎退变及滑脱,即邻椎病(adjacent segment disease, ASD)^[79]。表现为腰椎固定节段越长,临椎退变滑脱程度越大,证明ASD是在脊柱内固定术后出现的并发症,用于补偿由于椎弓根螺钉过度固定融合导致的活动范围丢失,可对相邻节段施加较大的扭矩,逐渐导致相邻椎间盘出现退变及滑脱进展,表现为交界区失败。

因此,内植物时代的生物力学研究证明,尽管单纯腰椎内固定手术可以稳定减压术后脊柱结构,但是前柱的不融合、无可靠的生物型融合稳定,使

得单纯内固定出现疲劳甚至失败可能性高,脊柱远期稳定性存疑。这就需要更进一步认识腰椎减压固定术后的生物力学改变,以推动内植物手术技术的改良。

2.3 1990~2010年:脊柱融合时代

人们很早就关注到脊柱融合技术对维持脊柱稳定性的重要作用。1911年,美国外科医生Albee完成首例脊柱融合手术,取自体胫骨植骨治疗椎体结核^[80]。随后,脊柱融合技术发展出多种融合形式,从早期的棘突间融合、后外侧融合(posterolateral fusion, PLF),到现在的后路椎间融合(posterior lumbar interbody fusion, PLIF)、经椎间孔后路椎间融合(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)、斜外侧入路椎间融合(oblique lumbar interbody fusion, OLIF)、前路椎间融合(anterior lumbar interbody fusion, ALIF)等。尽管早期PLF技术可协同椎弓根钉达到脊柱融合目的,但因其植骨床要求高、植骨量大、缺乏应力刺激、椎旁软组织创伤大等问题导致脊柱融合率及稳定性欠佳。生物力学研究发现,尽管腰椎椎管减压固定分别联合PLF与PLIF皆可显著缓解患者术后腰腿痛症状,但PLIF融合率92.6%显著高于PLF融合率80.3%,同时PLIF因减少椎旁软组织剥离,术后顽固性腰痛症状更轻^[81]。因此,椎间融合技术作为高应力区的直接椎间融合技术,较后外侧融合技术相比,因有效利用椎间融合器进行前柱支撑,可进一步提高融合效率,达到整体力学稳定。

椎间融合理念与三柱理论及张力带原理相互联系,认为椎间融合器是一种基于支撑-压缩稳定机制的界面固定装置,通过撑开狭窄塌陷的椎间隙,使得原本松弛的关节囊、韧带等后方软组织张力恢复^[82]。在后方张力带持续作用下,FSU与融合器达到立体空间力学稳定,脊柱载荷通过融合器均匀分布在前中柱,起到前柱支撑作用,避免应力集中,实现远期稳定^[83]。研究人员首先利用自体3层皮质骨行椎间融合,发现自体骨块尽管也可以起到有效椎间支撑作用,但在持续应力下,融合骨块塌陷,重新发生脊柱不稳定,往往需要再手术治疗^[84]。因此,椎间融合器发展探索利用先进生物材料进行融合器设计改良,以提高其生物力学性能。Bagby等^[85]应用不锈钢椎间融合器,并在融合器中充分植

骨,在动物实验中报道椎间融合率为88%。随后,研究人员设计钛合金椎间融合器BAK,生物力学研究表明,脊柱内固定联合BAK椎间融合技术可提供高于单纯固定或融合的稳定性力学支撑^[82]。但缺点也十分明显,即严重干扰CT及MRI等影像学检查,限制了其进一步广泛应用。因此,后期研究人员开发出聚醚醚酮(polyetheretherketone, PEEK)椎间融合器,证明其可提供足够强度、恰当刚度的力学稳定,同时抗磨损、抗疲劳,可自然透射线,生物兼容性好,成骨、软骨细胞易长入,更能达到稳定脊柱的作用,得到广泛临床应用^[86]。目前,研究人员已开发出匹配度更高,个性化打印的椎间融合器。生物力学实验证明,椎间融合率及支撑稳定性更好,但其进一步广泛临床推广应用仍需要大量临床研究验证^[87]。

此期的有限元分析比较了单边椎弓根螺钉固定(unilateral pedicle screw, UPS)、双边椎弓根螺钉固定(bilateral pedicle screw, BPS)、UPS联合椎间融合(F-UPS)、BPS联合椎间融合(F-BPS)4种处理后的脊柱各向ROM及von Mises应力变化^[88]。结果发现,单边固定UPS的L4~5 ROM大于双边固定BPS,尤其在屈伸、左右侧屈及轴向旋转体位。后路固定及椎间融合术后,F-UPS L4~5 ROM仍然大于F-BPS L4~5 ROM,提示椎弓根钉固定联合椎间融合可较单独椎弓根钉固定为脊柱提供更好的稳定性。本团队1990年代利用加长单枚斜向融合器一侧置入,取代原先流程化的两枚融合器后前向置入^[89]。生物力学研究表明,在左右扭转动作中,单枚斜向融合器较两枚后前向融合器可提供更稳定的前柱支撑。联合关节突关节螺钉固定后,脊柱屈伸、左侧屈及右侧扭转动作稳定性显著提高,为后期椎间融合器的临床技术应用改良奠定理论基础。

然而,融合技术本身也有局限性,包括术后平背综合征、后方韧带复合体(posterior ligament complex, PLC)破坏及邻椎病(adjacent segment disease, ASD)等。平背综合征指腰椎术后前凸减小,患者躯干前倾,若不屈膝膝关节则无法站直,由此产生进行性加重的腰背痛^[90]。主要原因是融合固定手术破坏脊柱正常的生理弯曲,尤其是长节段融合固定时,由于较难按照脊柱正常的生理弯曲进行充分折弯,造成脊柱矢状面生理弯曲被内植物一

并矫直^[91]。此外,在常规的腰椎后路融合固定手术中,不可避免地损伤脊柱后方软组织结构,造成潜在生物力学不稳定^[92]。研究人员利用有限元技术比较去除PLC全椎板减压术、保留PLC改良椎板减压术以及保留PLC改良椎板减压导航辅助内固定术,发现全椎板减压过程中首先破坏PLC完整性,即“韧带-棘突”张力带作用^[93]。邻近椎间隙角度变化程度明显增大,证明PLC结构缺失是造成新的不稳的重要原因。同时,椎间融合器的刚性作用诱使腰椎后方应力集中于临近节段,出现ASD。破坏责任节段PLC,除了处理节段ROM增加之外,临椎的椎间盘内压也明显增加,说明PLC破坏越彻底,临椎受到剪切压力越大,稳定性越差^[94]。考虑椎间融合牺牲了原本存在于各独立节段之间的相对运动,机体为代偿整体运动功能而增加邻近节段ROM,增大椎间盘应力,诱发ASD^[95]。一项关于接受腰椎融合手术患者的随访研究显示,2年ASD发生率约29%^[96]。基于尸体的生物力学研究表明,行L4~5后路固定及椎间融合之后,L3~4节段屈伸、侧弯及旋转ROM明显增加,但L5~S1节段屈伸、侧弯ROM没有明显差异,旋转ROM明显增加,提示融合内固定后,上方临椎比下方临椎ROM增加更明显,高位临近节段更易出现退变^[96]。

许多学者研究改进方案,以改善术后椎间高度、腰椎前凸的生物力学变化,为合适的外科手术策略设计提供依据。本团队回顾既往528名腰椎后路椎间融合手术病人,纳入89名合适患者分析腰椎融合术后临椎变化特点,发现ASD患者伴有椎间隙高度塌陷及腰椎前凸减小^[98]。进而,提出ASD发生的4个独立危险因素:术后椎间隙相对高度、术后节段前凸大小、随访终末腰椎前凸大小以及融合器高度,证明融合手术中恢复足够的椎间隙高度和腰椎前凸对预防ASD十分重要,可能原因是腰椎前凸的时候竖脊肌做功力臂最小,故达到相同效果的时候对邻椎的应力较小,进而防止ASD发生^[99]。此外,动态非融合技术符合脊柱生理特点,在固定脊柱、重建稳定性的同时保留手术节段的部分活动度,进而实现纵向载荷的三柱共享,有助于减轻ASD节段压力,预防内固定失败。研究人员利用动态固定Topping-off技术辅助TLIF椎间融合手术,发现术后ASD风险显著降低^[100]。动态椎弓根螺钉固

定的有限元分析表明,尽管其对于前屈稳定性不如固定钉,但抗压缩及牵张能力明显强于固定钉^[101]。棘突间装置则可恢复正常腰椎咬合关系,减轻关节突载荷,重建椎间孔高度,协助维持后伸动态稳定性^[102]。然而,也有研究表明,动态非融合技术尽管可延缓手术节段 ASD 进展,却伴有较高的内固定失败风险,以及较大的更上位节段 ASD 发生率^[103]。因此,总体来说,非融合技术作为单一“动”的技术仍难满足人体对“动”的需求,应该控制脊柱 ROM 多大“动”的范围以及分担非融合固定椎间盘多少载荷仍有待进一步的生物力学及临床研究^[104]。

综上所述,1990~2010 年开展的脊柱融合技术生物力学研究表明,尽管融合策略带来有效的脊柱远期稳定,减少了内固定失败带来的危害。但融合手术过程中对自身 PLC 结构破坏、节段运动丧失、邻近节段活动和应力增加、以及整体力线改变将导致 ASD 及再手术的发生。融合手术中维持矢状位力线及脊柱骨盆参数平衡尤为重要。伴随临床快速康复对微创技术的需求以及内镜技术的发展,又将产生一批全新的临床问题,有待生物力学理论指导改进手术方案。

2.4 2010 年往后:精准微创时代

从 1934 年首例单纯髓核摘除手术到 1997 年首例内镜下腰椎间盘切除术 (microendoscopic discectomy, MED)^[105],脊柱外科医生努力在彻底充分减压及减少椎旁软组织损伤之间寻找平衡,精准化、微创化的理念一直贯穿腰椎手术发展过程。尽管微创入路与否对治疗效果远期疗效无明显差异,但由于其对后方软/硬组织破坏越来越小,PLC 保护越来越好,术后顽固性腰痛等手术相关并发症明显减少^[106-107]。研究人员比较微创手术与 PLIF 手术治疗腰椎间盘突出症患者,结果发现,术后 1 年患者治疗临床效果及影像学特点无明显差异,但微创手术患者手术时间短、出血少,术后止痛药服用更少,住院天数更短,有效减轻了患者心理及经济负担^[108]。然而,原有的腰椎结构失稳问题在微创内镜手术中难以得到很好的纠正,微创手术甚至可能加重椎间盘与关节突关节退变之间的恶性循环,造成新的腰椎不稳定^[109]。因此,有学者对内镜下融合 (endoscopic lumbar interbody fusion, Endo-LIF) 技术展开生物力学研究。丁宇等^[110]利用小牛脊柱

尸体标本比较 Endo-LIF 技术联合关节突关节螺钉与椎弓根螺钉技术,观察其对腰椎不稳的生物力学治疗效果。结果证明,Endo-LIF 技术联合内固定较单纯内镜减压可达到椎间融合所需的生物力学要求,且具有较为理想的生物力学性能,有效治疗单节段退变的腰椎失稳。通过有限元分析进一步比较腰椎微创融合系统与腰椎椎弓根钉固定系统生物力学差异,结果发现,二者皆可减少腰椎 ROM,起到良好的腰椎稳定作用^[111]。微创融合技术相对椎弓根钉固定前屈稳定性更高,但后伸、侧屈及旋转稳定性较螺钉固定技术差。然而,也有研究认为,一味地追求微创会制约椎管充分减压,没有临床实际意义。由于内镜下操作空间的限制,往往不能充分恢复椎间高度,达不到撑开稳定。融合器内的植骨量有限,腰椎远期稳定性存疑^[112]。因而,如图 1 所示,对于脊柱外科医生而言,首先追求的应是治疗的安全性及有效性,在二者得到充分保障之后才是治疗的微创性;对于患者而言,首先应得到的治疗效果应是症状的改善至无痛,进而恢复基本生活功能,甚至可以进行适当运动。针对微创椎管减压、稳定破坏、固定融合及活动丢失等问题,皆需要生物力学上的理论支撑,以界定生物力学观念下的



图 1 LDDs 治疗中,需充分权衡脊柱外科医生安全、有效及微创的治疗考量与患者对无痛、正常生活功能及运动能力的预后诉求

Fig.1 In the treatment of LDDs, it is necessary to balance the safe, effective and minimally invasive therapeutic considerations of spine surgeons with painless, normal life function and mobility prognostic appeal of patients

手术范围。在现代精准化、微创化手术理念中,生物力学的理论及方法学支持至关重要,也亟需进一步提升外科学与生物力学融合认知,铺垫出突破性临床进展的契机。如何兼顾平衡脊柱外科手术所能与患者的需求,最大程度上减轻患者临床症状、提高生活质量,应是医生与患者共同的追求。

对于 LDDs,其症状来源主要为椎间盘压迫带来的神经症状以及腰椎结构稳定性丧失造成的失稳症状。从腰椎外科手术而言,应分别予以充分椎管减压面对神经压迫,但本身会导致稳定性不同程度的丧失;或予以固定融合原本失稳的腰椎节段,却可造成腰椎丧失运动能力。虽然目前有微创内镜以及非融合技术可部分程度上保留脊柱运动能力同时椎管减压,但往往对原本腰椎不稳无效且可引起新的不稳定,远未满足人体对症状改善、运动恢复的需求。因此,脊柱外科未来发展仍有赖于生物力学方法学进步以指导手术策略改革,在更好地改善临床症状同时保留脊柱稳定的活动功能(见图 2)。

时重建脊柱稳定,更应兼顾最优最小减压范围如何界定、椎间高度恢复程度如何评判以及内植物的改良与植入细节等生物力学问题。

未来彻底充分认识当前手术方式对腰椎生物力学的影响,进一步设计个体化、精准化手术治疗方案的前提是大数据标本库的建立。无论是既有的有限元分析或大体生物力学测试,仍需构建更完善的脊柱数据系统以囊括关节囊、肌肉及神经根等组织^[115]。此外,其中还应包括更详细的力学数据、全面的 FSU 运动模式,模拟静态(不同姿势)和动态下脊柱-骨盆-下肢的力线关系,进而搭建详尽的生物力学标本数据库,以建立统计分析模型为临床诊治策略建立提供帮助^[116-117]。所获取的标本库数据还应更加贴合真实人体情况,如利用可穿戴设备获取真实腰椎活动数据,对肌肉活动及功能进行实时监测等^[118]。也可开发新的研究手段,借助先进影像学设备进行脊柱生物力学研究,例如功能磁共振分析椎间盘生物组成,通过其推断椎间盘稳定性等生物力学指标变化,为生物力学研究提供无创检查方法^[119]。

脊柱的解剖与功能复杂,同时涉及骨骼、肌肉与神经等重要器官,使其生物力学研究天然具有复杂性。针对 LDDs 椎间盘退变的治疗范式,从早期保守治疗可短时缓解疼痛,到后期手术治疗以牺牲脊柱运动功能为代价解除神经压迫,正逐步朝着更精准、更微创的方向发展。生物力学研究随着科学技术的进步,也必将具备更加完善的手段推动其更真实地反映人体脊柱手术前后的生物力学变化。生物 3D 打印技术为构建个性化复合人工椎间盘提供了可能,并可搭载活性生物材料、细胞及细胞因子进一步优化人工椎间盘构象。目前,已有研究报道利用具有更好生物力学性能的生物 3D 打印椎间盘替代人体生理椎间盘,但大量研究仍处于起步阶段^[120-122]。此外,本课题组临床发现,髓核摘除手术后虽然神经症状改善,但是一旦椎间高度塌陷,易出现腰椎失稳和出口卡压等并发症。而通过对预后较好的病人的随访发现,腰椎磁共振可见这些病人一般能够维持正常椎间高度。据此,采用自体成纤维细胞行椎间盘注射治疗,诱导椎间盘纤维化,以维持椎间高度,延缓椎间退变发生,进而提供与正常生理椎间盘相仿的生物力学能力^[122]。因此,

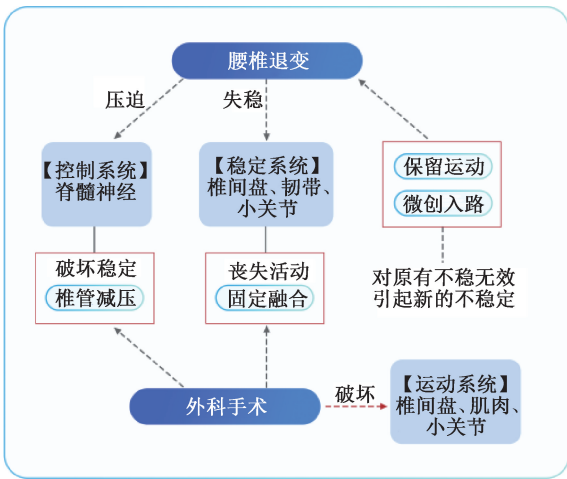


图 2 目前外科手术在 LDDs 治疗中的生物力学掣肘

Fig.2 Current biomechanical constraints of spine surgery in the treatment of LDDs

2.5 生物力学指导未来脊柱手术的发展

生物力学对于未来脊柱手术发展而言,首先要解决的应是手术疗效与力学稳定性之间的矛盾。无论何种手术方式,包括椎板切除术、关节突切除术和椎板成形术,都会不同程度破坏腰椎稳定性^[113-114]。基于对疾病的认识及疗效的评估,在充分去除增生、狭窄的椎管结构以保证手术疗效的同

以脊柱原有结构为基础,最大程度保存腰椎生理功能的细胞生物治疗可能成为腰椎退变治疗的下一个“风口”。

参考文献:

- [1] HARTVIGSEN J, HANCOCK MJ, KONGSTED A, *et al.* What low back pain is and why we need to pay attention [J]. *Lancet*, 2018, 391(10137): 2356-2367.
- [2] WU A, MARCH L, ZHENG X, *et al.* Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017; Estimates from the Global Burden of Disease Study 2017 [J]. *Ann Transl Med*, 2020, 8(6): 299.
- [3] GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017; A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017 [J]. *Lancet*, 2018, 10159: 1789-1858.
- [4] BYDON M, ALVI MA, GOYAL A. Degenerative lumbar spondylolisthesis: Definition, natural history, conservative management, and surgical treatment [J]. *Neurosurg Clin N Am*, 2019, 30(3): 299-304.
- [5] ROUSSOULY P, PINHEIRO-FRANCO JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(Suppl 5): 609-618.
- [6] FILLER AG. Emergence and optimization of upright posture among hominiform hominoids and the evolutionary pathophysiology of back pain [J]. *Neurosurg Focus*, 2007, 23(1): E4.
- [7] ZHU Q, GAO X, GU W. Temporal changes of mechanical signals and extracellular composition in human intervertebral disc during degenerative progression [J]. *J Biomech*, 2014, 47(15): 3734-3743.
- [8] 王峰, 孟宪中, 杜伟, 等. 腰椎前凸的相关研究进展 [J]. *中华骨科杂志*, 2014, 34(9): 968-973.
- [9] GRANT JP, OXLAND TR, DVORAK MF. Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates [J]. *Spine*, 2001, 26(8): 889-896.
- [10] TAKEDA N, KOBAYASHI T, ATSUTA Y, *et al.* Changes in the sagittal spinal alignment of the elderly without vertebral fractures; A minimum 10-year longitudinal study [J]. *J Orthop Sci*, 2009, 14(6): 748-753.
- [11] FROBIN W, BRINCKMANN P, KRAMER M, *et al.* Height of lumbar discs measured from radiographs compared with degeneration and height classified from MR images [J]. *Eur Radiol*, 2001, 11(2): 263-269.
- [12] ROCH PJ, SAUL D, WÜSTEFELD N, *et al.* The impact of bilateral facetectomy on the instantaneous helical axis of the functional thoracic spinal unit T4-5 during axial rotation [J]. *Int Biomech*, 2021, 8(1): 42-53.
- [13] ZOU D, JIANG S, ZHOU S, *et al.* Prevalence of osteoporosis in patients undergoing lumbar fusion for lumbar degenerative diseases: A combination of DXA and hounsfield units [J]. *Spine*, 2020, 45(7): E406-410.
- [14] BRINCKMANN P, BIGGEMANN M, HILWEG D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae [J]. *Spine*, 1989, 14(6): 606-610.
- [15] NIOSI CA, OXLAND TR. Degenerative mechanics of the lumbar spine [J]. *Spine J*, 2004, 4(6 Suppl): 202S-208S.
- [16] 欧阳阳, 钱蕾, 孙培栋. 脊柱生物力学研究的回顾与展望 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 169-176.
- [17] OUYANG J, QIAN L, SUN PD. Retrospect and prospect on researches of spine biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 169-176.
- [17] MARGULIES JY, PAYZER A, NYSKA M, *et al.* The relationship between degenerative changes and osteoporosis in the lumbar spine [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1996, 324: 145-152.
- [18] DAI L. The relationship between vertebral body deformity and disc degeneration in lumbar spine of the senile [J]. *Eur Spine J*, 1998, 7(1): 40-44.
- [19] ZHAO Y, WANG H, LI Z, *et al.* Lumbar disk degeneration in female patients with and without ovariectomy: A case-control study [J]. *World Neurosurg*, 2021, 156: 68-75.
- [20] KELLER TS, HANSSON TH, ABRAM AC, *et al.* Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae. Effects of disc degeneration [J]. *Spine*, 1989, 14(9): 1012-1019.
- [21] LUOMA K, VEHMAS T, KERTTULA L, *et al.* Chronic low back pain in relation to Modic changes, bony endplate lesions, and disc degeneration in a prospective MRI study [J]. *Eur Spine J*, 2016, 25(9): 2873-2881.
- [22] URBAN JP, SMITH S, FAIRBANK JC. Nutrition of the intervertebral disc [J]. *Spine*, 2004, 29(23): 2700-2709.
- [23] DESMOULIN GT, PRADHAN V, MILNER TE. Mechanical aspects of intervertebral disc injury and implications on biomechanics [J]. *Spine*, 2020, 45(8): E457-E464.
- [24] YANG Z, GRIFFITH JF, LEUNG PC, *et al.* Effect of osteoporosis on morphology and mobility of the lumbar spine [J]. *Spine*, 2009, 34(3): E115-121.
- [25] ADAMS MA, DOLAN P, MCNALLY DS. The internal mechanical functioning of intervertebral discs and articular cartilage, and its relevance to matrix biology [J]. *Matrix Biol*, 2009, 28(7): 384-389.
- [26] ADAMS MA, FREEMAN BJ, MORRISON HP, *et al.* Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration [J]. *Spine*, 2000, 25(13): 1625-1636.

- [27] VERGROESEN PP, KINGMA I, EMANUEL KS, *et al.* Mechanics and biology in intervertebral disc degeneration: A vicious circle [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2015, 23(7): 1057-1070.
- [28] VERGROESEN PP, VEEN AJ, ROYEN BJ, *et al.* Intradiscal pressure depends on recent loading and correlates with disc height and compressive stiffness [J]. *Eur Spine J*, 2014, 23(11): 2359-2368.
- [29] MASUOKA K, MICHALEK AJ, MACLEAN JJ, *et al.* Different effects of static versus cyclic compressive loading on rat intervertebral disc height and water loss *in vitro* [J]. *Spine*, 2007, 32(18): 1974-1979.
- [30] MOK FP, SAMARTZIS D, KARPPINEN J, *et al.* ISSLS prize winner: Prevalence, determinants, and association of Schmorl nodes of the lumbar spine with disc degeneration. A population-based study of 2449 individuals [J]. *Spine*, 2010, 35(21): 1944-1952.
- [31] GALBUSERA F, VAN RIJSBERGEN M, ITO K, *et al.* Ageing and degenerative changes of the intervertebral disc and their impact on spinal flexibility [J]. *Eur Spine J*, 2014, 23(Suppl 3): S324-332.
- [32] CALLAGHAN JP, MCGILL SM. Intervertebral disc herniation: Studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(1): 28-37.
- [33] THOMPSON RE, PEARCY MJ, DOWNING KJ, *et al.* Disc lesions and the mechanics of the intervertebral joint complex [J]. *Spine*, 2000, 25(23): 3026-3035.
- [34] DE VISSER H, ROWE C, PEARCY M. A robotic testing facility for the measurement of the mechanics of spinal joints [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2007, 221(3): 221-227.
- [35] MIYAZAKI M, HONG SW, YOON SH, *et al.* Kinematic analysis of the relationship between the grade of disc degeneration and motion unit of the cervical spine [J]. *Spine*, 2008, 33(2): 187-193.
- [36] FUJIWARA A, LIM TH, AN HS, *et al.* The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine [J]. *Spine*, 2000, 25(23): 3036-3044.
- [37] CRUZ-JENTOFT AJ, SAYER AA. Sarcopenia [J]. *Lancet*, 2019, 393(10191): 2636-2646.
- [38] TAGLIAFERRI C, WITTRANT Y, DAVICCO MJ, *et al.* Muscle and bone, two interconnected tissues [J]. *Ageing Res Rev*, 2015, 21: 55-70.
- [39] WU CH, YANG KC, CHANG HH, *et al.* Sarcopenia is related to increased risk for low bone mineral density [J]. *J Clin Densitom*, 2013, 16(1): 98-103.
- [40] SINAKI M, ITOI E, WAHNER HW, *et al.* Stronger back muscles reduce the incidence of vertebral fractures: A prospective 10 year follow-up of postmenopausal women [J]. *Bone*, 2002, 30(6): 836-841.
- [41] IGNASIAK D, VALENZUELA W, REYES M, *et al.* The effect of muscle ageing and sarcopenia on spinal segmental loads [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(10): 2650-2659.
- [42] MASAKI M, IKEZOE T, YANASE K, *et al.* Association of pain history and current pain with sagittal spinal alignment and muscle stiffness and muscle mass of the back muscles in middle-aged and elderly women [J]. *Clin Spine Surg*, 2019, 32(7): E346-352.
- [43] YOKOYAMA K, TANAKA H, ITO Y, *et al.* Analgesic posture and pelvic morphology in patients with lumbar disc herniation [J]. *World Neurosurg* 2021, 147: e411-e415.
- [44] PARK JS, PARK YS, KIM J, *et al.* Sarcopenia and fatty degeneration of paraspinal muscle associated with increased sagittal vertical axis in the elderly: A cross-sectional study in 71 female patients [J]. *Eur Spine J*, 2020, 29(6): 1353-1361.
- [45] HEY HWD, LAM WMR, CHAN CX, *et al.* Paraspinal myopathy-induced intervertebral disc degeneration and thoracolumbar kyphosis in TSC1mKO mice model: A preliminary study [J]. *Spine J*, 2021, doi: 10.1016/j.spinee.2021.09.003.
- [46] MARKETOS SG, SKIADAS P. Hippocrates. The father of spine surgery [J]. *Spine*, 1999, 24(13): 1381-1387.
- [47] SAMARTZIS D, SHEN FH, PEREZ-CRUET MJ, *et al.* Minimally invasive spine surgery: A historical perspective [J]. *Orthop Clin North Am*, 2007, 38(3): 305-326.
- [48] TANG LY, ALSTON TA. Burnett's "Cocaine" for dandruff [J]. *J Anesth Hist*, 2020, 6(3): 172-173.
- [49] GRUBER P, BÖNI T. Sciatica. From stretch rack to microdiscectomy [J]. *Unfallchirurg*, 2015, 118(Suppl 1): 53-65.
- [50] TRUUMEEES E. A history of lumbar disc herniation from Hippocrates to the 1990s [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2015, 473(6): 1885-1895.
- [51] BROWN T, HANSEN RJ, YORRA AJ. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs; a preliminary report [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1957, 39-A(5): 1135-1164.
- [52] HARRIS RI, MACNAB I. Structural changes in the lumbar intervertebral discs, their relationship to low back pain and sciatica [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1954, 36-B(2): 304-22.
- [53] NACHEMSON A. The load on lumbar disks in different positions of the body [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1966, 45: 107-122.
- [54] ANDERSSON GB, ORTENGREN R, NACHEMSON A.

- Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1977, 129: 156-164.
- [55] ANDERSSON BJ, ORTENGREN R. Myoelectric back muscle activity during sitting [J]. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 1974, 3: 73-90.
- [56] CHAFFIN DB. A computerized biomechanical model-development of and use in studying gross body actions [J]. *J Biomech*, 1969, 2(4): 429-441.
- [57] GOEL VK, GOYAL S, CLARK C, *et al.* Kinematics of the whole lumbar spine. Effect of discectomy [J]. *Spine*, 1985, 10(6): 543-554.
- [58] GOEL VK, NISHIYAMA K, WEINSTEIN JN, *et al.* Mechanical properties of lumbar spinal motion segments as affected by partial disc removal [J]. *Spine*, 1986, 11(10): 1008-1012.
- [59] HOU TS, TU KY, XU YK, *et al.* Effect of partial discectomy on the stability of the lumbar spine. A study of kinematics [J]. *Chin Med J*, 1990, 103(5): 396-399.
- [60] PANJABI MM, KRAG MH, CHUNG TQ. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine [J]. *Spine*, 1984, 9(7): 707-713.
- [61] BE H. Wiring of the spinous process in injury and Pott's disease [J]. *Trans AM Orthop Assoc*, 1891, S(1-4): 206-211.
- [62] KING D. Internal fixation for lumbosacral fusion [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1948, 30A(3): 560-565.
- [63] HARRINGTON PR. The history and development of Harrington instrumentation [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1973, 93: 110-112.
- [64] BOUCHER HH. A method of spinal fusion [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1959, 41-B(2): 248-259.
- [65] STEFFEE AD, BISCUP RS, SITKOWSKI DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 203: 45-53.
- [66] ROY-CAMILLE R, SAILLANT G, MAZEL C. Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates [J]. *Orthop Clin North Am*, 1986, 17(1): 147-159.
- [67] ASHMAN RB, GALPIN RD, CORIN JD, *et al.* Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model [J]. *Spine*, 1989, 14(12): 1398-1405.
- [68] ZINDRICK MR, WILTSE LL, WIDELL EH, *et al.* A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 203: 99-112.
- [69] GRAHAM CE. Lumbosacral fusion using internal fixation with a spinous process for the graft: A review of 50 patients with a five-year maximum follow-up [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1979, 140: 72-77.
- [70] DENIS F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries [J]. *Spine*, 1983, 8(8): 817-831.
- [71] FERGUSON RL, ALLEN BL. A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1984, 189: 77-88.
- [72] WILLNER S. Spinal pantograph: A noninvasive anthropometric device for describing postures and asymmetries of the trunk [J]. *J Pediatr Orthop*, 1983, 3(2): 245-249.
- [73] VOUTSINAS SA, MACEWEN GD. Sagittal profiles of the spine [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 210: 235-242.
- [74] ROUSSOULY P, GOLLOGLY S, BERTHONNAUD E, *et al.* Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position [J]. *Spine*, 2005, 30(3): 346-353.
- [75] 陈辰, 张凯, 张锋, 等. 健康成人腰椎椎间隙高度的解剖学分型及临床意义 [J]. *山东大学学报 (医学版)*, 2019, 57: 43-47.
- [76] VANGSNES CT, CARTER DR, FRANKEL VH. *In vitro* evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-self-tapped cortical bone screws [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1981, 157: 279-286.
- [77] BRUNSKI JB, HILL DC, MOSKOWITZ A. Stresses in a Harrington distraction rod: Their origin and relationship to fatigue fractures *in vivo* [J]. *J Biomech Eng*, 1983, 105(2): 101-107.
- [78] ZAND MS, GOLDSTEIN SA, MATTHEWS LS. Fatigue failure of cortical bone screws [J]. *J Biomech*, 1983, 16: 305-311.
- [79] HAYES MA, TOMPKINS SF, HERNDON WA, *et al.* Clinical and radiological evaluation of lumbosacral motion below fusion levels in idiopathic scoliosis [J]. *Spine*, 1988, 13(10): 1161-1167.
- [80] ALBEE FH. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease [J]. *JAMA*, 1911, 57: 885.
- [81] CHENG L, NIE L, ZHANG L. Posterior lumbar interbody fusion versus posterolateral fusion in spondylolisthesis: A prospective controlled study in the Han nationality [J]. *Int Orthop*, 2009, 33(4): 1043-1047.
- [82] KUSLICH SD, ULSTROM CL, GRIFFITH SL, *et al.* The Bagby and Kuslich method of lumbar interbody fusion. History, techniques, and 2-year follow-up results of a United States prospective, multicenter trial [J]. *Spine*, 1998, 23(11): 1267-1278.

- [83] 李福生. 新型钛合金腰椎椎间融合器的生物力学研究[D]. 沈阳: 中国医科大学, 2007.
- [84] BRANTIGAN JW, CUNNINGHAM BW, WARDEN K, *et al.* Compression strength of donor bone for posterior lumbar interbody fusion [J]. *Spine*, 1993, 18(9): 1213-1221.
- [85] BAGBY GW. Arthrodesis by the distraction-compression method using a stainless steel implant [J]. *Orthopedics*, 1988, 11(6): 931-934.
- [86] TOTH JM, WANG M, ESTES BT, *et al.* Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(3): 324-334.
- [87] KANG H, HOLLISTER SJ, LA MARCA F, *et al.* Porous biodegradable lumbar interbody fusion cage design and fabrication using integrated global-local topology optimization with laser sintering [J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135(10): 101013-101018.
- [88] LI J, WANG W, ZUO R, *et al.* Biomechanical stability before and after graft fusion with unilateral and bilateral pedicle screw fixation: Finite element study [J]. *World Neurosurg*, 2019, 123: e228-e234.
- [89] ZHAO J, HAI Y, ORDWAY NR, *et al.* Posterior lumbar interbody fusion using posterolateral placement of a single cylindrical threaded cage [J]. *Spine*, 2000, 25(4): 425-430.
- [90] 梁晶峰. 脊柱融合手术术后生物力学变化的相关并发症[J]. *医疗装备*, 2019, 32(15): 201-203.
- [91] POTTER BK, LENKE LG, KUKLO TR. Prevention and management of iatrogenic flatback deformity [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86(8): 1793-1808.
- [92] NEWELL N, LITTLE JP, CHRISTOU A, *et al.* Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 69: 420-434.
- [93] 陶勇. 保留后方韧带复合体对腰椎后路手术影响的生物力学研究和临床疗效观察[D]. 桂林: 广西医科大学, 2016.
- [94] HUANG YP, DU CF, CHENG CK, *et al.* Preserving posterior complex can prevent adjacent segment disease following posterior lumbar interbody fusion surgeries: A finite element analysis [J]. *PLoS One*, 2016, 11(11): e0166452.
- [95] PARK P, GARTON HJ, GALA VC, *et al.* Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: Review of the literature [J]. *Spine*, 2004, 29(17): 1938-1944.
- [96] MOREAU PE, FERRERO E, RIOUALLON G, *et al.* Radiologic adjacent segment degeneration 2 years after lumbar fusion for degenerative spondylolisthesis [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2016, 102(6): 759-763.
- [97] 丁宇, 阮狄克, 赵卫东, 等. 脊柱融合内固定致邻近节段退变的生物力学机制[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2003, 21(3): 371-374.
- [98] TIAN H, WU A, GUO M, *et al.* Adequate restoration of disc height and segmental lordosis by lumbar interbody fusion decreases adjacent segment degeneration [J]. *World Neurosurg*, 2018, 118: e856-e864.
- [99] Senteler M, Weisse B, Rothenfluh DA, *et al.* Fusion angle affects intervertebral adjacent spinal segment joint forces-Model-based analysis of patient specific alignment [J]. *J Orthop Res*, 2017, 35(1): 131-139.
- [100] FUSTER S, MARTÍNEZ-ANDA JJ, CASTILLO-RIVERA SA, *et al.* Dynamic fixation techniques for the prevention of adjacent segment disease: A retrospective controlled study [J]. *Asian Spine J*, 2021, doi: 10.31616/asj.2020.0585.
- [101] TEMPLIER A, DENNIGER J, MAZEL C, *et al.* Comparison between two different concepts of lumbar posterior osteosynthesis implants: A finite-element analysis [J]. *Eur J Ortho Surg Traumatol*, 1998, 8: 27-36.
- [102] WILKE HJ, DRUMM J, HÄUSSLER K, *et al.* Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure [J]. *Eur Spine J*, 2008, 17(8): 1049-1056.
- [103] Putzier M, Hoff E, Tohtz S, *et al.* Dynamic stabilization adjacent to single-level fusion: part II. No clinical benefit for asymptomatic, initially degenerated adjacent segments after 6 years follow-up [J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(12): 2181-9.
- [104] 林周胜, 陈建庭, 朱青安. 脊柱后路经椎弓根螺钉动态固定系统的临床应用及生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(6): 684-689.
- LIN ZS, CHEN JT, ZHU QA. Advances in clinical application and biomechanical studies of the posterior dynamic transpedicular screw fixation system [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 684-689.
- [105] SMITH M, FOLEY K. Microendoscopic discectomy [J]. *Tech Neurosurg*, 1997, 3: 301-307.
- [106] PATEL PD, KELLY KA, REYNOLDS RA, *et al.* Tracking the volume of neurosurgical care during the coronavirus disease 2019 pandemic [J]. *World Neurosurg*, 2020, 142: e183-e194.
- [107] HARRINGTON JF, FRENCH P. Open versus minimally invasive lumbar microdiscectomy: Comparison of operative times, length of hospital stay, narcotic use and complications [J]. *Minim Invasive Neurosurg*, 2008, 51(1): 30-35.
- [108] NTOUKAS V, MÜLLER A. Minimally invasive approach versus traditional open approach for one level posterior lumbar interbody fusion [J]. *Minim Invasive Neurosurg*, 2010, 53(1): 21-24.

- [109] BASHKUEV M, REITMAIER S, SCHMIDT H. Relationship between intervertebral disc and facet joint degeneration: A probabilistic finite element model study [J]. *J Biomech*, 2020, 102: 109518.
- [110] 丁宇, 朱腾月, 阮狄克, 等. 经皮内镜辅助椎间融合治疗腰椎不稳的生物力学评价[J]. *中国骨与关节杂志*, 2017, 6(10): 724-729.
- [111] 董连峰. 脊柱(腰椎)微创融合系统的建立及生物力学研究[D]. 合肥: 安徽中医药大学, 2019.
- [112] YANG J, LIU C, HAI Y, *et al.* Percutaneous endoscopic transforaminal lumbar interbody fusion for the treatment of lumbar spinal stenosis: Preliminary report of seven cases with 12-month follow-up [J]. *Biomed Res Int*, 2019: 3091459.
- [113] RUSPI ML, CHEHRASSAN M, FALDINI C, *et al.* *In vitro* experimental studies and numerical modeling to investigate the biomechanical effects of surgical interventions on the spine [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2019, 47(4): 295-322.
- [114] TOBERT DG, DAVIS BJ, ANNIS P, *et al.* The impact of the lordosis distribution index on failure after surgical treatment of adult spinal deformity [J]. *Spine J*, 2020, 20(8): 1261-1266.
- [115] QIN DP, ZHANG XG, MING S, *et al.* Effect of different attributes of the mimic human lumbar spine biomechanics material structure change by finite element analysis [J]. *SN Appl Sci*, 2021, 3: 880.
- [116] SAWA AGU, LEHRMAN JN, CRAWFORD NR, *et al.* Variations among human lumbar spine segments and their relationships to *in vitro* biomechanics: A retrospective analysis of 281 motion segments from 85 cadaveric spines [J]. *Int J Spine Surg*, 2020, 14(2): 140-150.
- [117] BUCKLAND AJ, ABOTSI EJ, VASQUEZ-MONTES D, *et al.* Lumbar spine degeneration and flatback deformity alter sitting-standing spinopelvic mechanics-implications for total hip arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2020, 35(4): 1036-1041.
- [118] MJØSUND HL, BOYLE E, KJAER P, *et al.* Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2017, 18(1): 124.
- [119] OGON I, TAKEBAYASHI T, TAKASHIMA H, *et al.* Imaging diagnosis for intervertebral disc [J]. *JOR Spine*, 2020, 3(1): e1066.
- [120] ZHU M, TAN J, LIU L, *et al.* Construction of biomimetic artificial intervertebral disc scaffold via 3D printing and electrospinning [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2021, 128: 112310.
- [121] MARSHALL SL, JACOBSEN TD, EMSBO E, *et al.* Three-dimensional-printed flexible scaffolds have tunable biomimetic mechanical properties for intervertebral disc tissue engineering [J]. *ACS Biomater Sci Eng*, 2021, 7(12): 5836-5849.
- [122] ZHANG F, LIU J, HE X, *et al.* Preclinical evaluation of a novel 3D-printed movable lumbar vertebral complex for replacement: *In vivo* and biomechanical evaluation of goat model [J]. *Biomed Res Int*, 2021: 2343404.
- [123] CHEN C, ZHOU T, SUN X, *et al.* Autologous fibroblasts induce fibrosis of the nucleus pulposus to maintain the stability of degenerative intervertebral discs [J]. *Bone Res*, 2020, 8: 7.