

文章编号:1004-7220(2021)02-0169-08

· 专家论坛 ·

脊柱生物力学研究的回顾与展望

欧阳钧, 钱 蕾, 孙培栋

(南方医科大学 基础医学院, 广东省医学生物力学重点实验室, 广州 510515)

摘要: 脊柱生物力学研究是认识脊柱功能、脊柱发病机制和选择脊柱治疗手段的重要基础。从脊柱的基本构成单位椎骨、椎间盘、韧带、脊柱功能单位以及整体脊柱 5 个层面总结归纳这些领域的生物力学基础研究进展和成果, 包括人体标本的体内和体外试验、动物标本的体内和体外试验以及数学模型等不同研究方法的结果。同时, 凝练部分了解尚不充分的生物力学数据, 这将成为未来重要的研究方向。

关键词: 脊柱生物力学; 脊柱功能单位; 椎间盘; 韧带

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.001

Retrospect and Prospect on Researches of Spine Biomechanics

OUYANG Jun, QIAN Lei, SUN Peidong

(Guangdong Provincial Laboratory of Medical Biomechanics, School of Basic Medicine, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

Abstract: The study of spine biomechanics is an important foundation for understanding spine function, spine pathogenesis as well as selection of spinal therapeutic approaches. This review summarizes the basic research progress and results of spine biomechanics from five aspects, including the individual components of spine (such as spinal vertebrae), intervertebral discs, ligaments and functional spinal units and the whole spine. All these studies include the *in vitro* and *in vivo* experiments on human spinal specimens and animal spinal specimens, and the results of different research methods such as the mathematical model. This review also summarizes some of the poorly understood biomechanical data, which would become an important research direction in the future.

Key words: spine biomechanics; functional spinal unit; intervertebral disc; ligament

脊柱相关的临床疾病依然是当今社会影响人类健康和生活质量的主要问题, 如腰痛、坐骨神经痛、成年或青少年脊柱畸形、脊柱肿瘤以及脊柱创伤等。脊柱是人的重要力学支撑与运动结构, 而与这些疾病相关的生物力学问题在很大程度上并没有被认识清楚。因此, 脊柱生物力学研究越来越受到关注。在 PubMed 检索“spine”和“biomechanics”两个关键词, 结果显示, 近 10 年来的相关文献基本

每年都呈稳步增长的趋势。而在中国知网检索“脊柱”和“生物力学”两个关键词, 则显示近 10 年来的文献量有下降的趋势。《医学生物力学》杂志在本期推出“脊柱生物力学专栏”, 希望对国内脊柱生物力学的发展起到积极的推动作用。

脊柱相关基本解剖结构是认识脊柱整体生物力学性质的重要基础。椎骨由前方椎体、后方椎弓板及一系列突起构成, 是韧带和椎旁肌的附着点。

收稿日期: 2021-04-01; 修回日期: 2021-04-13

基金项目: 国家自然科学基金项目(31170903), 广东省医学生物力学重点实验室(2017B030314039)

通信作者: 欧阳钧, 教授, E-mail: jouyang@126.com

研究各部分结构的解剖学描述和生物力学性质,对于认识脊柱整体功能具有重要的意义。

1 椎骨的解剖与生物力学

早在20世纪90年代,脊柱各部位椎骨的解剖学定量研究已经开始被报道^[1]。在随后的20多年间,对于颈椎、胸椎和腰椎的定量解剖学研究有更充分的阐述^[2],对于人种间椎骨差异的研究自2004年以来也引起关注^[3-4]。中国学者在上述领域的研究还应当继续开展,这对于内固定器械的研发具有非常重要的参考价值。

从颈椎至骶骨,椎骨的横截面积逐渐增加,生物力学强度也逐渐增强。早期大量的生物力学研究证实,除椎体的横截面积外,骨密度(bone mineral density, BMD)是与椎体力学强度相关的重要因素之一^[5]。此外,加载速度也是影响椎体力学强度的因素,例如以2.5 m/s速度加载所获得的椎体强度是以10 mm/s准静态速度加载所获得的椎体强度的2倍^[6]。椎体内松质骨的空间架构对椎骨的力学强度也有影响,BMD相同的椎骨因骨小梁结构差异而表现出不同的力学强度^[7]。需要注意的是,在压缩椎体的生物力学测试中,许多试验采用平板压头,而实际情况是椎体上的载荷来自邻近的椎间盘。因此,关注这样的生理边界条件对于该领域的实验和数据分析具有重要意义。

脊柱屈曲时,体质量载荷更多作用于椎体,而后伸时则对后部椎弓产生更大的压力。但是随着年龄增加,特别是60岁以后,椎弓所承受的体质量载荷比例逐渐增加。Adams等^[8]研究认为,这主要是由于椎间盘高度丢失所致。由于体质量载荷随年龄在椎骨前后两部分分配比例的差异,Adams等^[8]提出椎体BMD下降是由于前柱载荷逐渐减少所致。但目前对于该假说尚未有明确的试验验证,椎骨BMD与椎间盘退变的直接相关关系也需要特别关注。

通过非侵入性检查预测骨的力学强度是临床医生所关注的问题。随着计算机断层(computed tomography, CT)扫描和micro-CT扫描等影像技术的进步,椎骨内部松质骨的形态结构和形态计量学在近20年来得到长足进步^[9]。利用这些影像学技术可以对椎骨BMD进行定量研究。双能X线吸收法

(dual-energy X-ray absorptiometry, DXA)作为临床上常用的BMD测量方法,是用于评估骨质疏松性骨折发生概率的重要工具。生物力学实验证实,面积BMD与松质骨力学强度具有一定的相关性,可以作为判断骨力学强度的一个指标。然而,不同骨的BMD与其力学强度的相关性存在差异。例如,股骨面积BMD占其力学强度的70%,而椎骨面积BMD仅占其力学强度的40%^[10]。生物力学CT(biomechanical CT, BCT)分析是临床测量骨强度、评价骨质疏松的一个新指标,其原理是对临床患者现有CT影像进行有限元分析,提供骨强度、BMD等指标,而无需进行另外的检查^[11]。

椎骨的生物力学研究尽管已经非常丰富,但是对于椎骨内部松质骨的结构特征仍需进一步深入了解,特别是年龄变化和骨质疏松的关系。Adams等^[8]提出的年龄相关的椎间盘高度降低导致椎骨BMD降低假说,也需要进一步的实验支撑。此外,从椎体作为椎间盘营养供应来源的角度探讨椎骨与椎间盘的关系,对进一步了解椎间盘衰老与退变具有重要意义。

2 椎间盘的解剖与生物力学

椎间盘是脊柱生物力学最为关注的研究领域之一。早期的解剖学研究主要关注椎间盘的基本结果,以及脊柱不同节段椎间盘高度差异等基础问题。近些年来,学者开始对其内部复杂的结构开展研究。Wade等^[12]在绵羊的腰椎椎间盘超微结构中发现,纤维环中大量的结缔组织纤维束构成三维分叶状结构,插入软骨终板基质中;这种分叶的形态特点增加了纤维束与基质之间的接触面积,是椎间盘抗剪切力的基础结构。Sapiee等^[13]在后续进一步提供了新的证据。

椎间盘衰老和退化伴随着其解剖学形态和力学性质的改变,这也是学者们普遍关注的问题。磁共振成像(magnetic resonance image, MRI)可以观察椎间盘及其内部髓核结构,成为研究椎间盘一个重要手段,也是目前临床判断椎间盘退变的主要诊断方法。有学者利用MRI扫描仪建立磁共振弹性成像(magnetic resonance elastography, MRE)同时测量髓核和纤维环剪切模量的方法,可以用于描述椎间盘的复杂结构,为认识椎间盘力学行为提供了新

方法^[14-15]。

早期的生物力学研究获得了椎间盘在轴向压缩、剪切、弯曲和扭转等方向的刚度,由于椎间关节的存在,椎间盘刚度在不同加载方向上(如前/后方向的剪切)存在显著差异。尽管颈椎挥鞭伤和腰椎座带伤等脊柱牵拉伤存在一定的发病率,但是对于椎间盘的拉伸刚度依然研究较少。椎间盘的黏弹性特征是另外一个生物力学研究重点。Kazarian^[16]较早地描述了腰椎椎间盘的基本蠕变特征,并发现退变的椎间盘较正常椎间盘形变速度快。随后的许多研究丰富了对腰椎椎间盘黏弹性特征的认识,例如6个自由度的刚度对于载荷频率敏感,当载荷频率从1 mHz 增加至1 Hz 时,刚度增加83%。同样,椎间盘刚度也伴随加载速度增加而显著增加^[17]。

纤维环的基本生物力学特征与其在椎间盘中的位置、载荷方向、退变程度均密切相关,椎间盘外纤维环的刚度是内纤维环的2~3倍^[18]。髓核具有流体样的力学性质,这样的性质仅适用于低载荷速率,但是在高载荷速率压缩下,髓核的力学性质更偏向固体^[19]。而对于退变的椎间盘而言,无论载荷的速度高低,髓核的力学特性更偏向固体^[20]。

研究显示,在轴向载荷作用下,髓核对终板产生内部静水压,而对膨出的纤维环产生张力。但是随着年龄的增加和退变的发生,椎间盘内的压力降低,而通过纤维环传导的压力增加^[21]。McNally等^[22]利用压力轮廓测定法对正常和退变的椎间盘进行研究,丰富了对正常椎间盘不同分区载荷特征的认识,也发现椎间盘退变后中心区载荷大幅下降的特点。

在20世纪80年代就有报道,椎间盘营养来自终板的扩散,但是直到2000年以后研究者才从临床和实验观察证实了这一理论^[23]。生物力学研究则进一步解释了营养扩散的机制,其中比较有兴趣的是利用计算机模型和器官培养模型研究椎间盘内压力周期性的正常昼夜变化^[24]。

椎间盘损伤是衰老和退变的一个重要标志。除了椎间盘突出以外,还有终板骨折(见脊柱功能单位部分)、纤维环分层和纤维环撕裂。一项人体标本实验显示,纤维环撕裂可以显著降低椎间盘的扭转刚度^[25]。退变纤维环的高剪切应力是导致椎间盘分层的主要原因^[26]。

随着对椎间盘显微解剖结构和生理功能的深入了解,针对椎间盘的研究进展迅速。这些见解无疑将有助于目前对正常椎间盘功能的理解,并可能阐明损伤和退变机制。未来对椎间盘营养的研究显然很重要,特别是在区分正常和潜在的痛性退变方面。最后,椎间盘的生物力学变化与临床症状之间的联系非常重要,但目前人们对其知之甚少。

3 脊柱韧带的解剖与生物力学

脊柱韧带是连接邻近椎骨的单轴结构。韧带允许脊柱在一定范围内运动,避免损伤邻近的神经结构。脊柱的韧带富含胶原纤维,同时也含有一些弹性纤维、蛋白多糖和水分。胶原的排列方向基本与韧带的轴向一致,但是较宽的韧带如棘间韧带具有更多变的胶原结构,同时脊柱韧带本身具有痛疼感受器^[27]。

1969年,Golub等^[28]首次描述了椎间孔韧带。首先,学者们发现外口区横跨型韧带。横跨型韧带是指在椎间孔内连接椎间孔内周围结构的韧带,存在于70%~90%人类腰椎椎间孔中;主要分为两种,分别为连接椎体和横突之间的体横韧带(上体横韧带和下体横韧带)和除了体横韧带之外的横跨在椎间孔上的横孔韧带(上横孔韧带、中横孔韧带及下横孔韧带)^[29]。随后,有学者对腰椎椎间孔韧带进行拉伸生物力学测试^[30]。研究发现,腰椎椎间孔中存在两种类型的韧带,即放射型韧带和横跨型韧带,而且放射型韧带比横跨型韧带分布更为广泛;放射型韧带连接神经根袖和椎间孔周围结构,与腰痛具有更密切的关系^[31-32]。

腰椎韧带的载荷-位移呈非线性特征,是最早被研究的脊柱韧带。随后,越来越多的颈椎和胸椎韧带的生物力学特性被报道^[33]。在认识脊柱韧带在准静态载荷下的力学性质后,一些学者开始研究韧带的黏弹性特征,载荷速度越快,其载荷-位移曲线约陡峭^[33]。脊柱韧带的应力松弛特征也展现出非线性黏弹性特点^[34]。

脊柱韧带的生物力学性质会随时间以及韧带所承受的载荷而变化。例如,Neumann等^[35]发现,前纵韧带强度与其邻近椎骨BMD相关。研究者在颈椎和腰椎都发现,韧带强度随年龄增长而降低^[33]。Kotani等^[36]还发现一个有趣的现象,与脊柱

固定器械平行的韧带刚度和强度都有所减少,推测与废用性萎缩有关。

脊柱韧带并非一条弹力带,其结构和功能更为复杂。有研究发现,脊柱韧带内具有力学感受器,故可以推断韧带本身并不仅仅是脊柱的一个弹性稳定器,而很可能也扮演着主动的角色^[37]。因此,脊柱韧带的适应性和本体感受特性都应成为未来研究的重点。脊柱韧带更详尽的定量解剖学和生物力学研究,对于建立更精确的脊柱有限元模型具有重要意义。

4 脊柱功能单位的生物力学

脊柱功能单位(functional spinal unit, FSU)是脊柱的基本构成单位,包括两个邻近的椎体、椎间盘、关节突关节和椎骨间的韧带。FSU对压缩载荷的生物力学响应是最早开展研究的领域^[21]。随后,许多学者对颈椎、胸椎和腰椎FSU的运动特征进行广泛研究,包括颈椎和腰椎的主运动和旋转-侧弯耦合运动分析^[38]。

在脊柱运动分析中,首先定义了脊柱的运动范围(range of motion, ROM),即在固定载荷作用下FSU的全部ROM。在FSU侧弯运动分析中的非线性行为导致对中性区(neutral zone, NZ)的定义。NZ代表载荷-位移曲线中的低刚度区,相对于众所周知的ROM而言,NZ也称为关节松弛区。有关不同载荷对NZ影响的研究均发现一个重要特征,即相对于ROM而言,NZ对损伤的敏感度极高^[39-40]。

脊柱肌的主动收缩是FSU的运动动力,故FSU纵向载荷对其生物力学性质具有重要影响。在纵向压缩力作用下,FSU的侧弯运动减少,其原因可能试验中施加的人工载荷增加了关节突关节的接触面积,同时压缩载荷也增加了纤维环的刚度^[41]。在纵向加载的方式中,有一种特殊的方式被称为定向载荷(follower load)。Patwardham等^[42]开展多节段FSU试验测试,通过在每个椎体水平的旋转矢状中心施加压缩预载荷,观察到压缩预载荷可以限制FSU的刚度增加。因此,定向载荷方式是在实验室中模拟生理压缩载荷的有效方法。然而应当注意的是,定向载荷并不能复制所有姿势和运动过程中脊柱肌肉的生理动作。

终板骨折和椎间盘突出是临床常见的脊柱疾

病,也是FSU研究中的两种常见损伤模型。FSU在轴向压缩载荷下,最初的骨折通常发生于终板,这是由于直接与终板接触的髓核的高压力所致^[43]。由于上终板比下终板薄,故上终板通常最先发生骨折。在实验室制作椎间盘突出模型是一项重要工作,不同研究探索了不同方法,包括快速的偏心载荷、长时间的周期载荷或高速的一次性冲击^[43]。这些研究和有限元分析都证实,椎间盘突出是由于纤维环在生理极限运动时受到一个大的压缩载荷所致。

在一系列FSU的模型研究中,椎间盘急性损伤的一些重要特征被发现。所有椎间盘的损伤均会对脊柱产生一些生物力学效应,包括改变FSU各个结构的力学响应或载荷分布^[44]。首先,这些生物力学效应发生改变的程度与椎间盘损伤的程度成正比,例如部分髓核切除比髓核完全切除对FSU运动产生的影响要小^[44]。其次,小创伤也会产生显著的生物学效应。一系列以不同种属动物为模型的研究均表明,即使针刺这样的小创伤,也会导致椎间盘退行性改变^[45]。最后,椎间盘病变愈合的动物实验表明,纤维环自然修复后并不能恢复FSU的生物力学响应,故最大限度地避免纤维环的医源性损伤非常重要。

关节突关节损伤对FSU生物力学行为的影响开展最早。Alumi等^[46]研究发现,只有腰椎的关节突关节全部切除才会发生ROM增加,该结果也获得计算机模型的支持。在颈椎的研究则发现,内侧关节突关节切除25%就会大幅度增加该节段ROM^[47]。这些基础的生物力学研究为临床脊柱外科手术的策略提供实际的指导。

由于椎间盘退变会显著改变FSU轴向压缩的应力分布,故一些团队报道了FSU刚度与椎间盘退变的关系^[21]。Nachemson等^[48]在体外研究中也发现,椎间盘退变可以增加腰椎的旋转运动。但是临床证据充分显示,老年人和腰痛患者ROM较无症状者要小,这个结论似乎与生物力学实验数据相互矛盾。因此,许多学者围绕腰椎FSU的ROM与椎间盘退变关系展开研究。结果显示,退变严重的椎间盘会轻度减少腰椎FSU屈伸和侧弯的运动,同时也轻度增加轴向旋转的运动^[49]。因此,在临床上观察到的腰痛患者ROM减少可能与疼痛有关,而年

龄增长所带来 ROM 减少可能与肌力改变相关,而与脊柱本身的灵活性关系不大。

FSU 的生物力学特征是描述和理解脊柱及其创伤和病变的重要基础。虽然大量研究已经描述了不同脊柱节段的生物力学响应,但是随着一些新技术的发展,如颈椎间盘置换术,对于颈椎和胸椎不同节段间 FSU 的剪切行为需要给与特别的关注与研究^[50]。NZ 作为 FSU 的一个重要非线性参数,对于损伤非常敏感,但是如何实现在体测量依然是一个挑战。有限元模型是目前脊柱生物力学研究领域的一项重要手段,更精细而准确的全脊柱三维刚度信息对于建立有效模型非常重要。同时,BMD 和椎间盘退变对 FSU 的生物力学性质影响颇深。通过体外试验评价和分析这些因素对脊柱生物力学功能的影响,也需要更详尽的信息。而有限元模型如果能够有效整合这些参数,也会提供更准确的分析结果。

5 脊柱的生物力学

脊柱详尽的三维解剖和生理弯曲知识,对于认识其整体的生物力学性质非常重要。骨盆作为脊柱的基础,其本身的解剖参数对于描述整体脊柱的位置,脊柱与骨盆和髋关节的关系是非常重要的。为此,Lafage 等^[51]提出了“矢状平衡”的概念,涉及骨盆、骨盆倾斜角和骶骨斜率等参数,可以充分量化骨盆位置及与髋关节和骶骨的关系^[52]。在这些参数中,骨盆的参数为常量,骶骨斜率和骨盆倾斜度与位置相关。颈椎的参数包括上颈椎(C0~2)曲率、下颈椎(C2~7)曲率、C7 斜率、脊倾角和颈椎垂直偏差。胸椎和腰椎水平分别为后凸角和前凸角^[53-55]。齿突-髌轴角是分析全脊柱平衡的有效参数^[56]。分析这些参数之间的关系,既可以对不同的脊柱形态进行分类,也可以了解在衰老过程中脊柱、骨盆和下肢三者之间的相互代偿机制。Patwardhan 等^[57]研究颈椎(C2~7)在矢状平衡条件下的运动学和动力学响应,证实颈椎矢状平衡失调在多节段融合后加速邻近节段退变的机制中扮演重要角色。

脊柱整体的生物力学功能是提供结构的支撑、运动躯干和保护神经。脊柱本身承受载荷,也在载荷的驱动下运动并维持平衡,但是至今为止,对于

脊柱的功能尚没能形成一个统一的原则,唯一确认的是脊柱是在满足身体平衡的条件下来维持自身的稳定。1992 年,Panjabi^[58-59]提出脊柱稳定系统假说,旨在将骨韧带构成的脊柱被动运动结构与神经肌肉构成的主动运动系统联系在一起。这个假说的前提是脊柱需要在任何时候都维持力学稳定以避免导致疼痛的损伤,而复杂的神经肌肉系统在维持力学稳定中扮演重要角色。虽然这个概念仍然只是一个假说,但应当成为以后研究的一个重要方向。

对于体内脊柱载荷的研究主要集中在轴向压缩方向。由于剪切对椎间盘内的压力影响很小,故不能借助椎间盘内压力来估算其所承受的剪切力。脊柱的剪切载荷和肌力主要来源于数学模型的估算^[60-61]。因此,相关的实验生物力学数据可以为这些模型的验证提供重要支撑。

Rohlmann 等^[62-63]发明了基于遥测技术的脊柱固定器械,并应用于测量体内脊柱的载荷。通过在带有应变片的不同植入器械,可以记录患者体内脊柱固定器械在一定 ROM 内所承受的力和力矩。这种技术可用于前路和后路的脊柱固定器械。更为令人印象深刻的是,该研究团队在互联网上共享了这些数据(www.orthoload.com),使有兴趣的读者可以了解任何患者在任何运动下的器械受力数据。

脊柱稳定性一直是脊柱生物力学所关注的核心问题,虽然不同学者给出不同定义,但是仍然缺乏适用于临床应用的统一观点。力学稳定性是指结构在受到扰动后恢复其原始状态的能力。一个力学不稳定的结构会在压缩载荷下出现局部膨出,这与脊柱的临床问题非常吻合。早期的研究强调,如果没有脊柱肌肉组织的主动收缩运动,脊柱在力学上是不稳定的。现有研究表明,在低的压缩载荷下,人体脊柱是不稳定的。例如,腰椎小于 80 N^[64-65],颈椎小于 12 N^[66]。脊柱稳定系统假说强调了神经肌肉系统的关键作用^[58]。随后,力学稳定性的概念被纳入描述脊柱系统基本功能的数学模型中^[60,67]。此外,这一概念还被用于定义和评估腰痛患者的康复训练^[68]。虽然力学稳定性与脊柱临床问题相关的所有细节尚未得到充分认识,但这仍然是一个活跃且富有成果的研究领域^[69]。

目前许多研究建立了脊柱数学模型的方法,包

括简单的方程模型、肌电图辅助模型、肌骨动力学模型和不同复杂程度的有限元模型^[60,70-71]。伴随计算机能力的增强,这些模型更丰富了对脊柱生物力学特性的了解。然而,任何模型都存在一个有效性验证的问题,需要将预测模型与具有代表性的体内或体外测量的试验数据结果进行比较。

关于整体脊柱的研究,未来仍然有许多可以深入发掘的研究内容,例如:如何更准确地估算脊柱载荷,包括所有脊柱节段的剪切、扭转和弯曲载荷;如何更准确地描述脊柱节段交界区,如枕颈、颈胸、胸腰和腰骶区独特的生物力学特征;如何将 these 特征与临床问题联系起来;经过验证的数学模型能否对临床各种治疗结果进行预测。

6 结论

脊柱的解剖结构复杂,功能特殊,科学技术的不断进步为研究脊柱生物力学提供了更多更丰富的方法和手段;同时,临床治疗手段的改善与突破,特别是脊柱微创外科的大力发展,促使脊柱相关的微创解剖和生物力学研究都需要与时俱进。本期专栏发表了我国学者在脊柱生物力学领域的研究成果,研究方法涉及体外标本实验、有限元仿真分析和动物实验,基本代表国内的脊柱生物力学研究水平。也期待在未来的日子里,国内脊柱生物力学研究能取得更大的进步。

参考文献:

- [1] SCOLES PV, LINTON AE, LATIMER B, *et al.* Vertebral body and posterior element morphology: The normal spine in middle life [J]. *Spine*, 1988, 13(10): 1082-1086.
- [2] FROBIN W, BRINCKMANN P, BIGGEMANN M, *et al.* Precision measurement of disc height, vertebral height and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine [J]. *Clin Biomech*, 1997, 12(Suppl 1): S1-S63.
- [3] TAN SH, TEO EC, CHUA HC. Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans [J]. *Eur Spine J*, 2004, 13(2): 137-146.
- [4] CHEN C, RUAN D, WU C, *et al.* CT morphometric analysis to determine the anatomical basis for the use of transpedicular screws during reconstruction and fixations of anterior cervical vertebrae [J]. *PLoS One*, 2013, 8(12): e81159.
- [5] BRINCKMANN P, BIGGEMANN M, HILWEG D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae [J]. *Spine*, 1989, 14(6): 606-610.
- [6] OCHIA RS, TENCER AF, CHING RP. Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae [J]. *J Biomech*, 2003, 36(12): 1875-1881.
- [7] THOMSEN JS, NIKLASSEN AS, EBBESEN EN, *et al.* Age-related changes of vertical and horizontal lumbar vertebral trabecular 3D bone microstructure is different in women and men [J]. *Bone*, 2013, 57(1): 47-55.
- [8] ADAMS MA, POLLINTINE P, TOBIAS JH, *et al.* Intervertebral disc degeneration can predispose to anterior vertebral fractures in the thoracolumbar spine [J]. *J Bone Miner Res*, 2006, 21(9): 1409-1416.
- [9] EDWARDS MH, DENNISON EM, AIHIE SA, *et al.* Osteoporosis and sarcopenia in older age [J]. *Bone*, 2015, 80: 126-130.
- [10] ROUX C, BRIOT K. Current role for bone absorptiometry [J]. *Joint Bone Spine*, 2017, 84(1): 35-37.
- [11] KEAVENY TM, CLARKE BL, COSMAN F, *et al.* Biomechanical computed tomography analysis (BCT) for clinical assessment of osteoporosis [J]. *Osteoporos Int*, 2020, 31(6): 1025-1048.
- [12] WADE KR, ROBERTSON PA, BROOM ND. On the extent and nature of nucleus-annulus integration [J]. *Spine*, 2012, 37(21): 1826-1833.
- [13] SAPIEE NH, THAMBYAH A, ROBERTSON PA, *et al.* New evidence for structural integration across the cartilage-vertebral endplate junction and its relation to herniation [J]. *Spine J*, 2019, 19(3): 532-544.
- [14] 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.
- [15] BEAUCHEMIN PF, BAYLY PV, GARBOW JR, *et al.* Frequency-dependent shear properties of annulus fibrosus and nucleus pulposus by magnetic resonance elastography [J]. *NMR Biomed*, 2018, 31(10): e3918.
- [16] KAZARIAN LE. Creep characteristics of the human spinal column [J]. *Orthop Clin North Am*, 1975, 6(1): 3-18.
- [17] COSTI JJ, STOKES IA, GARDNER-MORSE MG, *et al.* Frequency-dependent behavior of the intervertebral disc in response to each of six degree of freedom dynamic loading: Solid phase and fluid phase contributions [J]. *Spine*, 2008, 33(16): 1731-1738.
- [18] HOLZAPFEL GA, SCHULZE-BAUER CA, FEIGL G, *et al.* Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus

- fibrosus [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2005, 3(3): 125-140.
- [19] IATRIDIS JC, WEIDENBAUM M, SETTON LA, *et al.* Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc [J]. *Spine*, 1996, 21(10): 1174-1184.
- [20] IATRIDIS JC, SETTON LA, WEIDENBAUM M, *et al.* Alterations in the mechanical behavior of the human lumbar nucleus pulposus with degeneration and aging [J]. *J Orthop Res*, 1997, 15(2): 318-322.
- [21] HIRSCH C, NACHEMSON A. New observations on the mechanical behavior of lumbar discs [J]. *Acta Orthop Scand*, 1954, 23(4): 254-283.
- [22] MCNALLY DS, ADAMS MA. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry [J]. *Spine*, 1992, 17(1): 66-73.
- [23] RAJASEKARAN S, BABU JN, ARUN R, *et al.* ISSLS prize winner: A study of diffusion in human lumbar discs: A serial magnetic resonance imaging study documenting the influence of the endplate on diffusion in normal and degenerate discs [J]. *Spine*, 2004, 29(23): 2654-2667.
- [24] CHAN SC, FERGUSON SJ, GANTENBEIN-RITTER B. The effects of dynamic loading on the intervertebral disc [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(11): 1796-1812.
- [25] 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.
- [26] QASIM M, NATARAJAN RN, AN HS, *et al.* Damage accumulation location under cyclic loading in the lumbar disc shifts from inner annulus lamellae to peripheral annulus with increasing disc degeneration [J]. *J Biomech*, 2014, 47(1): 24-31.
- [27] GILES LG, HARVEY AR. Immunohistochemical demonstration of nociceptors in the capsule and synovial folds of human zygapophyseal joints [J]. *Br J Rheumatol*, 1987, 26(5): 362-364.
- [28] GOLUB BS, SILVERMAN B. Transforaminal ligaments of the lumbar spine [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1969, 51(5): 947-956.
- [29] AKDEMIR G. Thoracic and lumbar intraforaminal ligaments [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 13(3): 351-355.
- [30] GRIMES PF, MASSIE JB, GARFIN SR. Anatomic and biomechanical analysis of the lower lumbar foraminal ligaments [J]. *Spine*, 2000, 25(16): 2009-2014.
- [31] 赵庆豪, 吕海, 丁自海. L5~S1 椎间孔韧带研究进展 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2018, 36(2): 231-233.
- [32] ZHONG E, ZHAO Q, SHI B, *et al.* Morphology and possible clinical significance of the radiating extraforaminal ligaments at the L1-L5 levels [J]. *Spine*, 2017, 42(18): 1355-1361.
- [33] MATTUCCI SF, MOULTON JA, CHANDRASHEKAR N, *et al.* Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012, 10: 216-226.
- [34] TROYER KL, PUTTLITZ CM. Nonlinear viscoelasticity plays an essential role in the functional behavior of spinal ligaments [J]. *J Biomech*, 2012, 45(4): 684-691.
- [35] NEUMANN P, KELLER TS, EKSTROM L, *et al.* Effect of strain rate and bone mineral on the structural properties of the human anterior longitudinal ligament [J]. *Spine*, 1994, 19(2): 205-211.
- [36] KOTANI Y, CUNNINGHAM BW, CAPPUCCINO A, *et al.* The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histologic properties of spinal ligaments. An *in vivo* study [J]. *Spine*, 1998, 23(6): 672-683.
- [37] KITER E, KARABOYUN T, TUFAN AC, *et al.* Immunohistochemical demonstration of nerve endings in iliolumbar ligament [J]. *Spine*, 2010, 35(4): E101-E104.
- [38] PANJABI M, ABUMI K, DURANCEAU J, *et al.* Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model [J]. *Spine*, 1989, 14(2): 194-200.
- [39] OXLAND TR, PANJABI MM. The onset and progression of spinal injury: A demonstration of neutral zone sensitivity [J]. *J Biomech*, 1992, 25(10): 1165-1172.
- [40] ZHU Q, OUYANG J, LU W, *et al.* Traumatic instabilities of the cervical spine caused by high-speed axial compression in a human model. An *in vitro* biomechanical study [J]. *Spine*, 1999, 24(5): 440-444.
- [41] POLLINTINE P, PRZYBYLA AS, DOLAN P, *et al.* Neural arch load-bearing in old and degenerated spines [J]. *J Biomech*, 2004, 37(2): 197-204.
- [42] PATWARDHAN AG, HAVEY RM, CARANDANG G, *et al.* Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine [J]. *J Orthop Res*, 2003, 21(3): 540-546.
- [43] WADE KR, ROBERTSON PA, THAMBYAH A, *et al.* How healthy discs herniate: A biomechanical and microstructural study investigating the combined effects of compression rate and flexion [J]. *Spine*, 2014, 39(13): 1018-1028.
- [44] JOHANNESSEN W, CLOYD JM, O'CONNELL GD, *et al.* Trans-endplate nucleotomy increases deformation and creep response in axial loading [J]. *Ann Biomed Eng*, 2006, 34(4): 687-696.
- [45] MARTIN JT, GORTH DJ, BEATTIE EE, *et al.* Needle puncture injury causes acute and long-term mechanical deficiency in a mouse model of intervertebral disc degeneration [J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(8): 1276-1282.

- [46] ABUMI K, PANJABI MM, KRAMER KM, *et al.* Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies [J]. *Spine*, 1990, 15(11): 1142-1147.
- [47] ZDEBLICK TA, ABITBOL JJ, KUNZ DN, *et al.* Cervical stability after sequential capsule resection [J]. *Spine*, 1993, 18(14): 2005-2008.
- [48] NACHEMSON AL, SCHULTZ AB, BERKSON MH. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc level, and degeneration [J]. *Spine*, 1979, 4(1): 1-8.
- [49] KETTLER A, ROHLMANN F, RING C, *et al.* Do early stages of lumbar intervertebral disc degeneration really cause instability? Evaluation of an *in vitro* database [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(4): 578-584.
- [50] PATWARDHAN AG, HAVEY RM. Biomechanics of cervical disc arthroplasty: A review of concepts and current technology [J]. *Int J Spine Surg*, 2020, 14(s2): S14-S28.
- [51] LAFAGE V, SCHWAB F, PATEL A, *et al.* Pelvic tilt and truncal inclination: Two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity [J]. *Spine*, 2009, 34(17): E599-E606.
- [52] ROUSSOULY P, PINHEIRO-FRANCO JL. Sagittal parameters of the spine: Biomechanical approach [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20 (Suppl 5): 578-585.
- [53] BAO H, LIABAUD B, VARGHESE J, *et al.* Lumbosacral stress and age may contribute to increased pelvic incidence: An analysis of 1625 adults [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(2): 482-488.
- [54] 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.
- [55] AMABILE C, HUEC JC, SKALLI W. Invariance of head-pelvis alignment and compensatory mechanisms for asymptomatic adults older than 49 years [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(2): 458-466.
- [56] HUEC JC, THOMPSON W, MOHSINALY Y, *et al.* Sagittal balance of the spine [J]. *Eur Spine J*, 2019, 28(9): 1889-1905.
- [57] PATWARDHAN AG, KHAYATZADEH S, HAVEY RM, *et al.* Cervical sagittal balance: A biomechanical perspective can help clinical practice [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(Suppl 1): 25-38.
- [58] PANJABI MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement [J]. *J Spinal Disord*, 1992, 5(4): 383-389.
- [59] PANJABI MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis [J]. *J Spinal Disord*, 1992, 5(4): 390-397.
- [60] SHIRAZI-ADL A, EL-RICH M, POP DG, *et al.* Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads: Application of kinematics-based algorithm [J]. *Eur Spine J*, 2005, 14(4): 381-392.
- [61] FILARDI V, SIMONA P, CACCIOLA G, *et al.* Finite element analysis of sagittal balance in different morphotype: Forces and resulting strain in pelvis and spine [J]. *J Orthop*, 2017, 14(2): 268-275.
- [62] ROHLMANN A, BERGMANN G, GRAICHEN F. A spinal fixation device for *in vivo* load measurement [J]. *J Biomech*, 1994, 27(7): 961-967.
- [63] ROHLMANN A, GRAICHEN F, KAYSER R, *et al.* Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in two patients [J]. *Spine*, 2008, 33(11): 1170-1179.
- [64] CRISCO JR, PANJABI MM. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory [J]. *Clin Biomech*, 1992, 7(1): 19-26.
- [65] CRISCO JJ, PANJABI MM, YAMAMOTO I, *et al.* Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment [J]. *Clin Biomech*, 1992, 7(1): 27-32.
- [66] PANJABI MM, CHOLEWICKI J, NIBU K, *et al.* Critical load of the human cervical spine: An *in vitro* experimental study [J]. *Clin Biomech*, 1998, 13(1): 11-17.
- [67] STOKES IA, GARDNER-MORSE MG, HENRY SM. Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: Analysis of contributions of different muscle groups [J]. *Clin Biomech*, 2011, 26(8): 797-803.
- [68] MCGILL SM, KARPOWICZ A. Exercises for spine stabilization: Motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90(1): 118-126.
- [69] OXLAND T. Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions [J]. *J Biomech*, 2016, 49(6): 817-832.
- [70] HAN KS, ZANDER T, TAYLOR WR, *et al.* An enhanced and validated generic thoraco-lumbar spine model for prediction of muscle forces [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(6): 709-716.
- [71] CHRISTOPHY M, FARUK SN, LOTZ JC, *et al.* A musculoskeletal model for the lumbar spine [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2012, 11(1-2): 19-34.