

文章编号:1004-7220(2019)06-0662-06

脊柱跟随载荷在离体生物力学研究中的应用进展

齐蔚霖, 晏怡果

(南华大学附属第一医院 脊柱外科, 湖南 衡阳 421001)

摘要: 阐述跟随载荷在维持脊柱生物力学中的重要性, 归纳近年来人离体脊柱标本跟随载荷模拟的各种方法及手段。通过与人体脊柱各椎体活动度、椎间盘内压等真实数据对比, 从力学角度分析各类模拟手段的可行性, 总结人体颈椎、胸椎、腰椎离体生物力学实验中最适合的加载载荷及扭矩, 并探讨常规脊柱内固定术式对脊柱生物力学特性的影响。

关键词: 脊柱; 生物力学; 跟随载荷; 三维运动

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.06.015

Advances in Application of Spine Follower Loads in Biomechanical Studies *in vitro*

QI Weilin, YAN Yiguo

(Department of Spine Surgery, the First Affiliated Hospital of University of South China, Hengyang 421001, Hunan, China)

Abstract: The importance of follower loads in maintaining spine biomechanics was described, and the various methods and means of follower load simulations of human spine specimens *in vitro* in recent years were summarized. By comparison with the real data of range of motion (ROM) and intervertebral disc pressure of human vertebral body, the feasibility of various simulation methods was analyzed from the perspectives of mechanics, and the optimal loading load and torque of human cervical, thoracic and lumbar vertebrae biomechanical experiments were summarized. The effects of conventional spinal internal fixation on biomechanical properties of the spine were also discussed.

Key words: spine; biomechanics; follower load; three-dimensional motion

体外生物力学测试是研究脊柱生理生物力学、脊柱损伤、退变机制的重要方法之一, 同时也是脊柱手术方式、内固定器械设计与评估的决定性手段。人的脊柱在体内承受一定的压缩载荷, 如肌肉力及躯体质量, 如何正确模拟体内的压缩载荷环境则显得更为复杂。

1 生理载荷对脊柱生物力学性能有重要影响

正常成人站立和行走时腰椎受压约为 1 kN, 如果负重腰椎受压则会更高。体外实验表明, 当体外腰椎标本施加 80~100 N 垂直载荷时会发生形变。相反, 人体整个腰椎在没有遭遇大位移时却可以支

收稿日期:2018-10-17; 修回日期:2018-12-22

基金项目:湖南省技术创新引导计划临床医疗技术创新引导项目(2017SK50201)

通信作者:晏怡果, 副主任医师, 副教授, E-mail: yan_yiguo@qq.com

持生理压缩载荷,并且所受载荷方向近似沿腰椎曲线的切线方向。Moroney 等^[1]报道表明,颈椎所受压缩载荷在头部放松自然位时约为头部质量的3倍,在屈伸或其他运动时载荷会增加,最大可达到1.2 kN 而不至于损伤颈椎。

但是体外生物力学实验,尤其是多节段颈椎生物力学实验中很少应用压缩载荷^[2-4],其原因之一是没有肌肉的骨韧带颈椎脊柱在小垂直压缩载荷下便会失稳(大约11 N,远远低于体内的载荷承受水平)^[5]。Cripton 等^[6]通过体外模拟脊柱运动加载试验发现,离体脊柱标本轴向承载力远低于其在体内水平。同时受测试技术的影响,压缩载荷可能会影响脊柱的姿势与运动。在矢状面,如果压缩载荷垂直于整个颈椎的水平面时,由于颈椎的内在连接与曲度,压缩载荷被分解为扭矩和剪切力,使得颈椎曲度在小的载荷水平下便会发生较大的变化,进一步加载会损坏标本的软组织或骨结构。这是颈椎在生理幅度压缩载荷下体外测试的一个限制因素。

有学者曾使用胸腰椎有限元模型证明,腰椎节段和骨盆旋转的共同作用增加了骨韧带脊柱压缩载荷承载能力^[7-8]。在此基础上,Patwardhan 等^[9]研究发现,在非常低的垂直压缩载荷下,便可导致骨韧带脊柱系统不稳定;他们使用冠状面腰椎二维脊柱模型模拟人体自身体质量及肌肉张力,验证了在自身体质量压缩载荷下腰椎模型的肌肉活动模式是使得脊柱内部剪切力和弯曲力矩最小化的原因。躯干肌肉的共同作用可使压缩载荷沿着脊柱曲线向下传导,从而使脊柱模型能够承受较大的压缩载荷而不发生损毁。Patwardhan 等^[10]后续使用尸体标本体外进行试验研究,加载路径近似地与腰椎曲线相切,使腰椎承受最大约1.2 kN 压缩载荷而没有出现失稳或损伤。

为了更好模拟体内脊柱运动,使脊柱能够承受较大的压缩载荷而不至于产生过度运动,体外生物力学载荷加载参数及方式应与体内脊柱生理载荷保持一致。脊柱内部的扭矩和剪切力应该保持在一个较小的水平,所产生的内部压缩载荷(跟随载荷, follower load) 的方向必须是相切于脊柱的生理曲线,即通过每个脊柱运动节段的瞬时旋转中心,每个脊柱节段所承受的载荷应为垂直压缩载荷。因

此,在理想的加载方案下,脊柱承受较大的压缩载荷将是可行的。肌肉拉力对维持脊柱的稳定性发挥着重要作用,而与脊柱运动相关的肌肉数量、力量及方向较为复杂,目前体外生物力学实验无法完全模拟各肌肉的运动力学性能。

2 跟随载荷是脊柱生理载荷的有效模拟手段

模拟生理载荷的方法有很多,包括倾斜的载荷钢板、偏心的轴向力加载、跟随载荷等,通过生成轴向载荷在体外单独模拟肌肉拉力^[3,6,11-18]。跟随载荷目前在多节段脊柱生物力学研究中最被接受的加载方法,优势在于脊柱标本能在受到纯力矩作用的同时承受来自轴向的压缩载荷。有研究者发明了跟随载荷这一能避免多节段腰椎过度非正常弯曲的压缩载荷加载方法^[9-10],并将跟随载荷的应用扩展到颈椎^[3]。跟随载荷的建立是基于脊柱肌肉运动的数学模型,即内部肌肉合力的矢量与脊柱各节段旋转运动中心的曲度相切。Patwardhan 等^[10]证实,相比垂直压缩载荷,跟随载荷的应用能显著增加颈椎的稳定性,减少颈椎的柔韧性。目前多节段实体脊柱标本跟随载荷的模拟方法大多为在脊柱两侧安装线缆导向器,通过调节其线缆的位置来优化载荷的传导路径,通过在线缆下端悬挂重物模拟椎旁肌肉及头部质量。

Rohlmann 等^[9]利用三维有限元研究方法,对腰椎(L1~S1)及各节段椎间盘进行建模。通过施加跟随载荷,并添加上半身体质量和肌肉力量,计算腰椎各节段间的旋转角度和椎间盘内压力大小。结果发现,腰椎的整体旋转变范围 $2.2^{\circ} \sim 19.5^{\circ}$,与体内测量值差异为 3.3° 。计算后得到小关节的应力变化介于0~80 N 之间。因此,该研究认为,利用500 N 跟随载荷的加载模式模拟站立,所测得的椎间旋转角度和椎间盘内压力计算值,与以往相关文献记载数据基本相吻合。

Patwardhan 等^[10]将表面应力数据和神经网络的方法应用于体外脊柱测试中,测量各平面的受力情况。采用6具新鲜人类尸体脊柱部分节段(T12~L2)作为实验标本,利用专门定制共同支撑下的4个非轴向应变测量仪(美国宾夕法尼亚州威世核聚变驱动器)进行应力测试。于L1~2节段柔韧性测试

中评估各平面载荷(7.5 N·m 弯曲、拉伸、左旋和右旋)、左右屈曲和刚性情况(在400 N 跟随载荷作用下的弯曲和拉伸)。结果显示,腰椎的承载能力在加载跟随载荷后获得显著提升。虽然加载路径不能完美吻合腰椎各节段的旋转运动中心,但解释了腰椎具有前突的生理曲度却能承受巨大压缩载荷的原因。

Bell 等^[20]把12具新鲜人体颈椎标本分成4组,分别使用跟随载荷(0~100 N)、轴向载荷(0~50 N)和混合载荷(0~150 N)进行加载并计算其活动范围(range of motion, ROM)。结果表明,跟随载荷在中性区有助于增加稳定性,而在弹性区则需要适当的轴向压缩载荷分布以保证稳定性。据此推测,为了更好模拟体内生理载荷情况,在整个运动过程中动态改变压缩载荷方向是必要的。

3 跟随载荷的应用

3.1 跟随载荷在腰椎的应用

腰椎退行性疾病是临床上典型的运动系统慢性常见病和多发病,对于轻中度的椎间盘退变尚无有效治疗手段,最终往往需要手术治疗。腰椎手术方式多种多样,应用跟随载荷模拟脊柱生理载荷进行离体生物力学实验是评估腰椎手术方式的重要手段。后路椎体间融合术(posterior lumbar interbody fusion, PLIF)和经椎间孔腰椎椎体间融合术(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)这两种手术方式如今在临床上被广泛应用。Sim 等^[21]对14具人体标本在400 N 跟随载荷加载下屈伸、左右侧屈及旋转时椎体运动情况及ROM进行观察,并根据实验结果对每个伴有双侧椎弓根螺钉固定的融合节段及邻近节段稳定性进行比较。结果显示,与TLIF术式相比PLIF具有更好的稳定性,尤其是在左右侧屈时。Huang 等^[22]使用三维有限元模型模拟腰椎全椎板切除术和PLIF术式,在400 N 跟随载荷下,应用7.5 N·m 弯矩模拟屈伸、侧向弯曲和扭转,计算椎间盘内压(intervertebral disc pressure, IDP)、韧带张力和ROM。结果显示,PLIF术式相比于全椎板切除术,在屈曲运动时邻近节段ROM、IDP及韧带张力显著减少,推测原因是PLIF术式中保留了后方韧带复合体所致。因此,在腰椎内固定手术中保留后方韧带复合体,可有效预防术后的相

邻椎间盘退变。

椎板间内固定装置作为一个替代方案是目前通过减压手术融合或非融合治疗腰椎管狭窄症的方法之一。该装置要求在对症治疗椎管及椎间孔压迫的同时,限制节段屈伸运动,但仍允许相应节段在一定ROM内的侧弯和轴向旋转。然而在椎板间内固定装置投入临床使用前,其有效性仍有待验证。Hartmann 等^[23]在8具新鲜人体腰椎标本(L2~5)置入椎板间内固定装置,在7.5 N·m 扭矩下加载或不加载400 N 跟随载荷,完成脊柱屈/伸、侧屈及左右旋转运动。结果发现,无论有无跟随载荷加载,标本后伸运动时脊柱ROM都显著减少,这可能增加相邻节段退变的风险。

椎间盘置换在减少椎间盘源性腰痛的同时又能保持脊柱的运动。目前国内关于椎间盘置换术后脊柱生物力学及邻近节段活动特性的研究鲜有报道。Demetropoulos 等^[24]完成了10具人腰椎(L3~5)标本L4/5椎间盘置换。在200 N 跟随载荷、-10~10 N·m 扭矩条件下完成屈伸、侧屈及轴向旋转运动,记录其ROM、L3/4 IDP。结果表明,人腰椎标本置换节段ROM和其相邻节段ROM被置入的人工椎间盘装置保留下来。与此同时,纤维环前部切除可能导致椎间隙松弛,但椎间隙高度及生理前突的恢复抵消了这一现象。

3.2 跟随载荷在胸腰椎的应用

缺少肌肉张力的离体骨韧带胸腰椎标本不能承受体内生理水平的压缩载荷。Stanley 等^[25]应用生理水平跟随载荷,在T2~S1标本进行屈伸运动柔性生物力学测试。当预加载的跟随载荷路径与标本胸腰椎弧度相似时,分析屈伸扭矩下生理载荷的可调节性,以及验证体外胸腰椎标本能否承担生理水平的压缩载荷。在优化后的预加载路径下对标本施加0~800 N 压缩载荷及6、8 N·m 扭矩,完成屈伸运动,观察T2~骶椎、T2~T11、T11~L1及L1~骶椎ROM。优化的方法包括:①将预载荷产生的内部剪切力与弯曲力矩最小化,②使内部合力为压缩力,③使跟随载荷的路径与胸腰椎标本的弧度相近。结果表明,优化后的跟随载荷向量最小化了屈伸运动过程中人为扭矩及剪切力对ROM的影响。该模型允许离体胸腰椎在生理载荷条件下完成不同的临床研究。

在胸腰段椎体各种疾病治疗的过程中胸腰椎椎体切除有时是必不可缺的,例如胸腰椎肿瘤、结核等疾病造成脊柱骨质破坏影响脊柱稳定性,在临床治疗中则需重建脊柱的稳定性。虽然关于胸腰段前路重建联合前路内固定术对脊柱生物力学稳定性的影响已开展多项研究,但前路重建联合后路内固定术对生物力学的影响仍不清楚。Bishop等^[26]对7具新鲜人胸腰段脊柱尸体标本进行测试,分为正常、L1椎体次全切除植骨及其他4种不同的固定技术:前路钢板联合双侧、同侧、对侧固定,或不使用后路椎弓根螺钉固定。使用100 N轴向跟随载荷,在 $\pm 5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 纯力矩作用下进行屈伸、侧弯和轴向旋转并测量弯曲刚度。结果表明,前后联合前路钢板固定与后路双侧椎弓根螺钉固定的屈伸运动刚度显著高于正常脊柱或单纯前路固定,而前路钢板固定、不联合椎弓根固定在屈伸及侧屈方向的刚度与正常标本相比没有显著性差异。所有固定方式与正常脊柱相比,轴向旋转的刚度均有所减少。跟随载荷加载试验可以合理地应用于对胸腰段内固定及手术前后效果的评估,通过测量屈/伸、侧弯和轴向旋转,对胸腰椎前路椎体次全切除和重建生物力学稳定性进行有效评价。

在脊柱矫形术中通常避免不了长节段固定,已达到恢复脊柱生理曲度的目的。但长节段固定必然对脊柱ROM产生影响,加速邻近节段退变的发生发展。Zhu等^[27]对7具脊柱标本(T8~S1)进行T8~L4长节段固定,并对L4~5单节段或L4~5、L5~S1双节段进行全椎间盘置换术,探讨胸腰椎长节段固定术后邻近节段早期退变是否可以通过全椎间盘置换术来进行治疗。7具标本在400 N跟随载荷及 $\pm 5.0 \text{ N}\cdot\text{m}$ 扭矩下完成屈/伸、侧弯和轴向旋转等运动。结果发现,无论单节段还是双节段椎间盘置换,L4~5节段ROM都倾向于减少,但却保留了相当大的ROM及与完整标本相似的运动模式。该结果为胸腰椎长节段融合内固定术后邻近节段退行性变的治疗提供参考及理论依据。

3.3 跟随载荷在颈椎的应用

颈椎间盘置换手术日益普及,力学研究表明生物力学因素会导致相邻节段发生不同程度退变。Cho等^[28]利用跟随载荷加载技术,对颈椎前路双节段人工椎间盘置换、单纯前路椎间盘切除融合及前

路颈椎间盘置换+相邻节段椎间盘摘除并融合,3种术式之间进行多向测试比较,并对其置换后节段及其相邻节段ROM进行生物力学分析。测试结果表明:①双节段融合固定时C4~T1整体ROM减少,而双节段椎间盘置换时C4~T1整体ROM增加。②椎间盘摘除节段融合+相邻节段椎间盘置换并不会增加C4~T1整体ROM。③对于椎间盘摘除节段融合+相邻节段椎间盘置换,手术节段ROM与正常脊柱相比,ROM未见明显差异。④关于相邻节段ROM,单节段融合会增加其ROM,但是对于双节段椎间盘置换及混合单节段融合+椎间盘置换手术,除了C4~5在左右屈曲外,余节段屈曲运动、左右旋转运动ROM均未有明显改变。⑤将C4~T1所有节段的ROM分布情况绘制成图表发现,在颈椎前路双节段人工椎间盘置换组和前路颈椎间盘置换+相邻节段椎间盘摘除并融合,屈伸及左右侧屈时,手术节段C5~6和C6~7整体ROM近似于正常脊柱。对于双节段椎间盘置换组,结合部位ROM有所增加,然而双节段融合组结合部位ROM有所减少。手术相邻节段C4~5或C7~T1的ROM相应会增加或减少,从而代偿手术节段ROM改变。Yu等^[29]开发并验证了一种C3~7节段有限元模型,并使用该模型对一种新型符合终板曲率的人工椎间盘和Prestige LP假体进行生物力学特性的比较,在73.6 N跟随载荷下,应用 $1 \text{ N}\cdot\text{m}$ 弯矩模拟屈伸、侧向弯曲和扭转运动,计算ROM和假体所受压力。结果显示,置入假体后的人颈椎标本在ROM上无明显统计学差异,符合终板曲率的新型假体所受应力明显低于Prestige LP假体,说明新型人工假体是可行且有效的,并可以减少终板上的植入物-骨界面应力,这可能是导致假体沉降的原因之一。颈椎前路钢板(anterior cervical plate, ACP)已被证实能提高即时稳定性和减少植骨块移位、内植物下沉及后凸畸形等并发症,被认为是颈椎前路减压融合术(anterior cervical discectomy and fusion, ACDF)的金标准。Yan等^[30]对15具新鲜人颈椎标本(C3~7)分别随机行刚性板、平移板和旋转板固定,然后在100 N跟随载荷和 $2 \text{ N}\cdot\text{m}$ 扭矩下进行屈伸、侧向弯曲和旋转运动,计算ROM、载荷分配和相邻节段椎间盘内压。结果显示,平移板组和刚性板组中立位置的载荷分配和C4~6节段ROM无统计学差异,但是

平移板组在屈曲运动中能通过移植物维持一个期望的载荷水平;在中立位置,旋转板与刚性板和平移板相比,分担载荷更小,但在屈曲过程中不能维持移植物的载荷。该研究表明,在跟随载荷下,与刚性板和旋转板相比,平移板表现出优异的载荷分享性能。

4 展望

目前跟随载荷在腰椎生物力学测试中逐步得到推广应用,众多的内固定生物力学测试采用了跟随载荷这一加载手段。通过脊柱两侧的线缆传导轴向压缩载荷,能比较完美地模拟屈伸运动下人体肌肉力及身体质量,但对于侧屈及轴向旋转运动,类似模拟方法是否有效仍需进一步验证,或改进加载方法。目前跟随载荷的加载为恒定不变,而在人体运动过程中姿势及力的大小的改变,脊柱所受生理载荷是动态变化的,故采用的跟随载荷也应是动态变化的。这需要进一步探索与研究,以期对脊柱生物力学测试提供更加接近生理载荷状态的测试方法。

参考文献:

- [1] MORONEY SP, SCHULTZ AB, MILLER JA. Analysis and measurement of neck loads [J]. J Orthop Res, 1988, 6(5): 713-720.
- [2] BERNHARDT P, WILKE HJ, WENGER KH, *et al.* Multiple muscle force simulation in axial rotation of the cervical spine [J]. Clin Biomech, 1999, 14(1): 32-40.
- [3] PATWARDHAN AG, HAVEY RM, GHANAYEM AJ, *et al.* Load-carrying capacity of the human cervical spine in compression is increased under a follower load [J]. Spine, 2000, 25(12): 1548-1554.
- [4] NG HW, TEO EC. Influence of preload magnitudes and orientation angles on the cervical biomechanics: A finite element study [J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18(1): 72-79.
- [5] 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.
- [6] CRIPTON PA, BRUEHLMANN SB, ORR TE, *et al.* *In vitro* axial preload application during spine flexibility testing: Towards reduced apparatus-related artefacts [J]. J Biomech, 2000, 33(12): 1559-1568.
- [7] SHIRAZI-ADL A, PARNIANPOUR M. Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression. On mechanisms affecting the postural stability [J]. Spine, 1993, 18(1): 147-158.
- [8] SHIRAZI-ADI A, PARNIANPOUR M. Stabilizing role of moments and pelvic rotation on the human spine in compression [J]. J Biomech Eng, 1996, 118(1): 26-31.
- [9] PATWARDHAN AG, MEADE KP, LEE B. A frontal plane model of the lumbar spine subjected to a follower load: Implications for the role of muscles [J]. J Biomech Eng, 2001, 123(3): 212-217.
- [10] PATWARDHAN AG, HAVEY RM, MEADE KP, *et al.* A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression [J]. Spine, 1999, 24(10): 1003-1009.
- [11] PANJABI MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework [J]. Spine, 1988, 13(10): 1129-1134.
- [12] WILKE HJ, CLAES L, SCHMITT H, *et al.* A universal spine tester for *in vitro* experiments with muscle force simulation [J]. Eur Spine J, 1994, 3(2): 91-97.
- [13] WILKE HJ, ROHLMANN A, NELLER S, *et al.* Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments? A comparison of *in vivo* and *in vitro* load components in an internal fixator [J]. Spine, 2001, 26(6): 636-642.
- [14] MIURA T, PANJABI MM, CRIPTON PA. A method to simulate *in vivo* cervical spine kinematics using *in vitro* compressive preload [J]. Spine, 2002, 27(1): 43-48.
- [15] DIANGELO DJ, FOLEY KT. An improved biomechanical testing protocol for evaluating spinal arthroplasty and motion preservation devices in a multilevel human cadaveric cervical model [J]. Neurosurg Focus, 2004, 17(3): E4.
- [16] ADAMS MA, DOLAN P. Spine biomechanics [J]. J Biomech, 2005, 38(10): 1972-1983.
- [17] GOEL VK, PANJABI MM, PATWARDHAN AG, *et al.* Test protocols for evaluation of spinal implants [J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(Suppl 2): 103-109.
- [18] PANJABI MM. Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects [J]. Clin Biomech, 2007, 22(3): 257-265.
- [19] ROHLMANN A, ZANDER T, RAO M, *et al.* Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing [J]. J Biomech, 2009, 42(10): 1520-1526.
- [20] BELL KM, YAN Y, DEBSKI RE, *et al.* Influence of varying compressive loading methods on physiologic motion patterns in the cervical spine [J]. J Biomech, 2016, 49(2): 167-72.
- [21] SIM HB, MUROVIC JA, CHO BY, *et al.* Biomechanical comparison of single-level posterior versus transforaminal

- lumbar interbody fusions with bilateral pedicle screw fixation: Segmental stability and the effects on adjacent motion segments [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 12(6): 700-708.
- [22] 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.
- [23] HARTMANN F, DIETZ SO, HELY H, *et al.* Biomechanical effect of different interspinous devices on lumbar spinal range of motion under preload conditions [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2011, 131(7): 917-926.
- [24] DEMETROPOULOS CK, SENGUPTA DK, KNAUB MA, *et al.* Biomechanical evaluation of the kinematics of the cadaver lumbar spine following disc replacement with the ProDisc-L prosthesis [J]. *Spine*, 2010, 35(1): 26-31.
- [25] STANLEY SK, GHANAYEM AJ, VORONOV LI, *et al.* Flexion-extension response of the thoracolumbar spine under compressive follower preload [J]. *Spine*, 2004, 29(22): E510-514.
- [26] BISHOP FS, SAMUELSON MM, FINN MA, *et al.* The biomechanical contribution of varying posterior constructs following anterior thoracolumbar corpectomy and reconstruction [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 13(2): 234-239.
- [27] ZHU Q, ITSHAYEK E, JONES CF, *et al.* Kinematic evaluation of one- and two-level Maverick lumbar total disc replacement caudal to a long thoracolumbar spinal fusion [J]. *Eur Spine J*, 2012, 21(Suppl 5): S599-611.
- [28] CHO BY, LIM J, SIM HB, *et al.* Biomechanical analysis of the range of motion after placement of a two-level cervical ProDisc-C versus hybrid construct [J]. *Spine*, 2010, 35(19): 1769-1776.
- [29] YU CC, LIU P, HUANG DG, *et al.* A new cervical artificial disc prosthesis based on physiological curvature of end plate: A finite element analysis [J]. *Spine J*, 2016, 16(11): 1384-1391.
- [30] YAN Y, BELL KM, HARTMAN RA, *et al.* *In vitro* evaluation of translating and rotating plates using a robot testing system under follower load [J]. *Eur Spine J*, 2017, 26(1): 189-199.
- (上接第 649 页)
- International workshop on ambient assisted living. Berlin: Springer, 2012: 216-223.
- [8] 史殿习, 李勇谋, 丁博. 无监督特征学习的人体活动识别 [J]. *国防科技大学学报*, 2015, 37(5): 128-134.
- [9] 吴军, 肖克聪. 基于深度卷积神经网络的人体动作识别 [J]. *华中科技大学学报(自然科学版)*, 2016, 44(S1): 190-194.
- [10] JIANG W, YIN Z. Human activity recognition using wearable sensors by deep convolutional neural networks [C]// *Proceedings of the 23rd ACM international conference on Multimedia*. Brisbane: ACM, 2015: 1307-1310.
- [11] 王忠民, 张琮, 衡霞. CNN 与决策树结合的新型人体行为识别方法研究 [J]. *计算机应用研究*, 2017, 34(12): 3569-3572.
- [12] RONA O CA, CHO SB. Human activity recognition with smartphone sensors using deep learning neural networks [J]. *Expert Syst Appl*, 2016, 59(4): 235-244.
- [13] RAVI D, WONG C, LO B, *et al.* Deep learning for human activity recognition: A resource efficient implementation on low-power devices [C]// *Proceedings of 2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*. San Francisco: IEEE, 2016: 71-76.
- [14] BURG JP. Maximum entropy spectral analysis. [D]. Palo Alto: Stanford University, 1975.
- [15] IGNATOV A. Real-time human activity recognition from accelerometer data using Convolutional Neural Networks [J]. *Appl Soft Comput*, 2018, 62(1): 915-922.
- [16] KWAPISZ JR, WEISS GM, MOORE SA. Activity recognition using cell phone accelerometers [J]. *SigKdd Explor*, 2011, 12(2): 74-82.
- [17] RONA O CA, CHO SB. Deep convolutional neural networks for human activity recognition with smartphone sensors [C]// *Proceedings of International Conference on Neural Information Processing*. Cham: Springer, 2015: 46-53.