

临床论著

高密度表面肌电对青少年特发性脊柱侧凸患者竖脊肌协同活动的评估

黄剑平^{1,2,3}, 姜乃夫^{2,3}, 李沅衡^{2,3}, 王 玮^{2,3}, 陈世雄^{2,3}, 杨万章⁴, 李光林^{2,3}

(1 中国人民大学 100872 北京市; 2 中国科学院人机智能协同系统重点实验室 518055 深圳市;

3 中国科学院深圳先进技术研究院 518055 深圳市; 4 南方医科大学深圳医院康复医学科 518110 深圳市)

【摘要】目的:基于高密度表面肌电(surface electromyography, sEMG)技术,评估青少年特发性脊柱侧凸(adolescent idiopathic scoliosis, AIS)患者竖脊肌在躯干运动中的协同活动。**方法:**将高密度 sEMG 电极阵列沿着脊柱规律分布于 AIS 患者与健康受试者腰背双侧,记录受试者完成对称动作(挺直站立与躯干前倾)时的 sEMG,计算每个通道 sEMG 的均方根值(root mean square, RMS),经平滑后得到受试者背部 sEMG 地形图,通过对 sEMG 均方根值地形图的分析评估受试者竖脊肌的协同活动情况。**结果:**对称性躯干动作时,健康受试者 sEMG 均方根值地形图强活动区域左右对称,而 AIS 患者强活动区域缺乏左右对称性。挺直站立时, AIS 患者凸侧地形图强活动区域能量和的平均强度为 $66.92 \pm 12.05 \mu\text{V}$, 高于凹侧的 $23.77 \pm 4.04 \mu\text{V}$; 躯干前倾时,凸侧强活动区域能量和的平均强度为 $192.25 \pm 87.62 \mu\text{V}$, 高于凹侧的 $95.70 \pm 25.93 \mu\text{V}$ 。对称性躯干动作时,不同 Cobb 角的 AIS 患者凸侧 sEMG 能量不同,随着 Cobb 角的增加而提高,与凹侧 sEMG 能量差值亦随着 Cobb 角的增加而变大;不同 Cobb 角 AIS 患者凸、凹侧对称列 sEMG 能量比值差异最大的位置均在竖脊肌与腰背部肌群肌腹重叠的区域。**结论:** AIS 患者竖脊肌与腰背部肌群在对称性躯干动作时的 sEMG 均方根值地形图凸侧强、凹侧弱,凸侧 sEMG 均方根值随着 Cobb 角的增大而加强。

【关键词】青少年特发性脊柱侧凸;高密度表面肌电;竖脊肌;协同活动

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2021.06.04

中图分类号:R682.3, R741.04 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2021)-06-0502-09

Assessment of coordinated activity of the erector spinae muscles based on high-density surface electromyogram in adolescent idiopathic scoliosis patients/HUANG Jianping, JIANG Naifu, LI Yuanheng, et al/Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2021, 31(6): 502-509, 519

【Abstract】 Objectives: To assess the coordinated activity erector spinae muscles in AIS patient based on high-density surface electromyography (sEMG). **Methods:** A high-density sEMG array was symmetrically attached on lumbar back along spine for both AIS and healthy subjects, and sEMG signals were collected when the subjects performed two kinds of torso movements(upright standing and trunk flexion). For each channel, its root mean square(RMS) values were calculated from the sEMG recordings and were smoothened with interpolation method. Then the RMS values of all the channels were used to create a sEMG topography to analyze the muscle coordination activities. **Results:** Our experimental results demonstrated that during upright standing and trunk flexion tasks, those tense activity regions presented a bilateral symmetry in healthy subjects. For AIS patients, their tense activity regions did not have a bilateral symmetry, which was stronger at convex side than at concave side. In upright standing posture, the average RMS value of the strongest region in AIS patients' convex map was $66.92 \pm 12.05 \mu\text{V}$, greater than $23.77 \pm 4.04 \mu\text{V}$ at the concave side. In trunk flexion posture, the average RMS value of the strongest region in AIS patients' convex map was $192.25 \pm 87.62 \mu\text{V}$, greater than $95.70 \pm 25.93 \mu\text{V}$ at concave. sEMG energy at convex side became higher and the ratio to concave

基金项目:国家自然科学基金国家重大科研仪器研制项目(81927804);国家自然科学基金项目(62001463);国家重点研发计划项目(2019YFC1710400, 2019YFC1710402);广州市科技计划项目(201803010093)

第一作者简介:男(1991-),理学学士,研究方向:脊柱侧凸

电话:(0755)86392219 E-mail:huang.jp@siat.ac.cn

通讯作者:李光林 E-mail:gl.li@siat.ac.cn

got bigger as the increase of Cobb angle. For AIS patients with different Cobb angles, the ratio of those sEMG energy in each column at convex to its symmetrical column at concave showed that the most significant difference was presented at the overlapping region of paraspinal and other muscles belly. **Conclusions:** The RMS maps of the sEMG in AIS patients were significantly different from those in healthy subjects for both tasks of upright standing and trunk flexion, namely, sEMG energy at convex side was higher than that at concave, which became stronger with the increase of Cobb angle.

[Key words] Adolescent idiopathic scoliosis; High-density surface electromyography; Paraspinal muscle; Coordinated activity

[Author's address] 1. Renmin University of China, Beijing, 100872 China; 2. CAS Key Laboratory of Human-Machine Intelligence-Synergy Systems, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen, 518055 China; 3. Shenzhen Institutes of Advanced Technology Chinese Academy of Sciences, Shenzhen, 518055 China

脊柱侧凸是一种脊柱三维畸形,轻则使患者失去平衡与对称美,重则影响患者呼吸、生育等重要功能,甚至危及生命^[1,2]。同样以脊柱三维畸形为特征的青少年特发性脊柱侧凸(adolescent idiopathic scoliosis, AIS)广泛存在于生长发育阶段的青少年中,发生率约为 2%~4%,女性发生率高于男性^[3-5]。AIS 受多种因素的影响,如遗传、骨骼、肌肉等,目前主要基于 X 线影像计算的 Cobb 角对脊柱侧凸进行评估^[6-10]。事实上,除了脊柱的形变,脊柱侧凸还累及患者竖脊肌等,致使竖脊肌生理状态发生较为明显的变化。表面肌电(surface electromyography, sEMG)是神经电生理指标,反映皮下浅层与深层肌肉电活动的总和,常被应用于评估与诊断相关疾病,如利用腰背 sEMG 评估腰背疼痛^[11,12]。采集腰背部 sEMG,对受脊柱侧凸影响的竖脊肌协同活动进行评估,或有助于增加其对脊柱侧凸影响的认识。Odermatt 等^[13]的研究比较了使用支具矫正与自然状态下 AIS 患者腰背部肌群的 sEMG,认为 AIS 患者在使用支具矫正后凸侧 sEMG 会明显增强。考虑到 AIS 患者尚处于生长发育阶段, Cheung 等^[14]比较了 AIS 患者脊柱生长速度与竖脊肌 sEMG 的相关性,结果显示当凸侧竖脊肌 sEMG 强度是凹侧的 1.25 倍时,脊柱发生进行性畸变的概率约为 68.9%;当凸侧竖脊肌 sEMG 强度是凹侧的 2 倍,且脊柱生长速度超过 15mm/年时,概率约为 89%。Gaudreault 等^[15]基于 sEMG 信号属性(如频率)比较了 AIS 患者与健康者的异同,发现患者凸侧顶点的 sEMG 频率峰值与健康者相对应水平比较无显著性差异,而非侧凸顶点的 sEMG 特征与健康者的比较却存在显著性差异。除了无创的 sEMG,也有研究者基于针式肌电(needle electromyography, nEMG)尝试对

竖脊肌的活动进行分析。Stetkarova 等^[16]利用针电极记录了凸侧竖脊肌最高点与凹侧对称点的 nEMG,发现凸侧的动作电位幅值显著高于凹侧。然而,上述研究因碍于肌电采集设备与电极数量限制,仅能记录较少竖脊肌、腰背部肌群活动,难以反映受脊柱侧凸影响的竖脊肌与腰背部肌群协同活动的整体情况。高密度 sEMG 信号采集技术的出现,使得对整个腰背部肌肉协同活动的准确评估成为可能。本研究基于高密度 12×10 阵列电极记录脊柱双侧共 120 通道 sEMG,对 AIS 患者竖脊肌协同活动进行分析,旨在探寻新的评估方法。

1 资料与方法

1.1 研究对象

观察组(AIS 患者)受试者纳入标准:年龄 14~18 岁,认知与沟通功能正常, Cobb 角 10°~30°,且未接受任何关于骨骼、神经方面的手术,除脊柱侧凸外无明显其他健康问题(如斜方肌张力异常),无酒精过敏史等。对照组受试者纳入标准:年龄 22~28 岁,认知与沟通功能正常,无脊柱侧凸与其他健康问题(如腰背疼痛),无酒精过敏史等。本研究共纳入 6 例受试者,其中观察组为合作医院就诊的 AIS 患者,均为未成年女性,且侧凸类型属于腰弯 C 型;对照组 3 例为作者所在单位的成年健康男性硕士研究生,经 Adam 检查无异常(图 1)。两组受试者信息见表 1。经实验人员讲解后,所有受试者均能清晰理解实验内容及相关注意事项,并友好地配合完成了预定动作任务。本研究通过了医学伦理委员会的批准,且所有受试者均签署了知情同意书。

1.2 测试方法

为了评估受试者竖脊肌的协同活动,所有受试者均按先后顺序完成挺直站立与躯干前倾动作。在进行动作任务时,受试者以能接受的较快速度完成。比如,在进行身体前倾动作时,动作启动到动作维持起始点的时间应少于 2s,动作维持的时间保持 3s。每个动作重复 2 次。

实验环境温度设定为 30℃,湿度设定为 75%。使用砂纸与酒精棉片轻轻拭去受试者腰背部区域油脂,确保皮肤阻抗低于 10kΩ。对 120 通道记录电极以 12 行×10 列的阵列形式均匀贴附于受试者由第 7 胸椎、第 4 腰椎以及过双侧肩胛骨最低点铅垂线构成的近似矩形的皮肤区域,电极中心距离为 15~20mm。另外有一个电极贴附于骨性标志尾骨处作为参考电极。肌电采集设备为 REFA 128 通道系统(TMSi 国际,新西兰),采样率设定为 1024Hz。在受试者进行任务时,记录 120 通道单电极分别与参考电极之间的电势差。无受试者退出,完成既定任务后,留观 30min 且无伤害性不良反应即可离开。

1.3 统计分析

对肌电进行 50Hz 的工频干扰消除与 10~350Hz 带通滤波,并利用 matlab 工具箱 eeglab 中独立成分分析算法(ICA)去除心电成分。计算所有通道 sEMG 均方根值(root mean square, RMS),通过最大值最小值进行标准化,利用线性插值法对相邻两点之间的区域进行平滑处理,形成二维均方根矩阵,并以二维地形图的形式进行展示,并对脊柱侧凸患者竖脊肌 sEMG 与 Cobb 角之间的关系进行分析。对竖脊肌左右两侧强活动

区域的肌电取窗长 150ms 与平滑 100ms,计算每个窗长的 RMS,利用配对 *t* 检验对 RMS 序列进行统计分析。数据表述方式为平均值±标准差,显著性水平为 0.05。

2 结果

2.1 肌电信号特征

两组受试者在进行躯干前倾时的左(左列)、右(右列)侧 sEMG 见图 2、3。滤除心电干扰后,对照组左右两侧肌电活动较为均匀;而观察组左右两侧肌电活动则不对称,凸侧的肌电活动明显强于凹侧的;对照组与实验组的肌电频率峰值无明显区别,均出现在 30~40Hz 之间。对照组在 80Hz 左右时开始出现“第二波”小峰,观察组则在 105Hz 左右开始出现“第二波小峰”。进一步示明了对照组与观察组的肌电能量峰值在 30~40Hz 之间。

2.2 地形图

健康受试者完成不同动作任务时,地形图强活动区域发生明显改变,但每个动作的强活动区域出现的位置均较为对称。挺直站立时,竖脊肌左、右两侧均出现了强活动区域,出现在中部偏下的位置(图 4a);躯干前倾时,地形图强活动区域位置出现在类似于倒梯形的 4 个角落,上两个强活动区域靠外侧,下两个强活动区域则更接近中部(图 4b)。

AIS 患者完成不同动作任务时,地形图强活动区域会发生明显改变,且每个动作的强活动区域出现的位置不具备左、右侧对称性,挺直站立与躯干前倾时,患者地形图强活动区域均出现在凸侧(图 4c、d)。



图 1 受试者脊柱情况 a AIS 患者 X 射线影像 b 健康者 Adam 检查

Figure 1 Spine conditions of subjects a The X-ray image of an AIS patient b Adam test of a healthy subject

表 1 受试者信息				
Table 1 Subject characteristics				
	性别 Gender	年龄 Age	Cobb角 Cobb angle	侧凸顶点 Convex apex
病例 1 Patient 1	F	16	16.8°	L2
病例 2 Patient 2	F	16	23.0°	L1
病例 3 Patient 3	F	15	25.0°	L1
对照 1 Healthy 1	M	27	—	—
对照 2 Healthy 2	M	27	—	—
对照 3 Healthy 3	M	25	—	—

两组受试者躯干前倾时强活动区域肌电能量见表 2。对照组受试者左右两侧均无显著性差异 ($P>0.05$)。观察组不同 Cobb 角患者凹凸两侧均存在显著差异 ($P<0.001$)。

2.3 侧凸患者 sEMG 与 Cobb 角的关系

3 例患者挺直站立与躯干前倾时凸凹侧肌电能量和见表 3。在挺直站立和躯干前倾时凸侧强活动区域的 sEMG 能量和 (仅含强活动区域的所

有值)均高于其对称点(凹侧),且凸侧能量随着 Cobb 角度的增大而加强。在挺直站立时凸侧能量总和(包括凸侧的所有值)均高于其对称点,但凸侧能量总和并未随着 Cobb 角度的增大而增加;在躯干前倾时凸侧能量总和均高于与其对称点,且均高于挺直站立时的能量总和,凸侧能量总和随着 Cobb 角度的增大而增加。Cobb 角为 16.8° 、 23° 与 25° 的 AIS 患者在挺直站立时凸、凹侧各对对

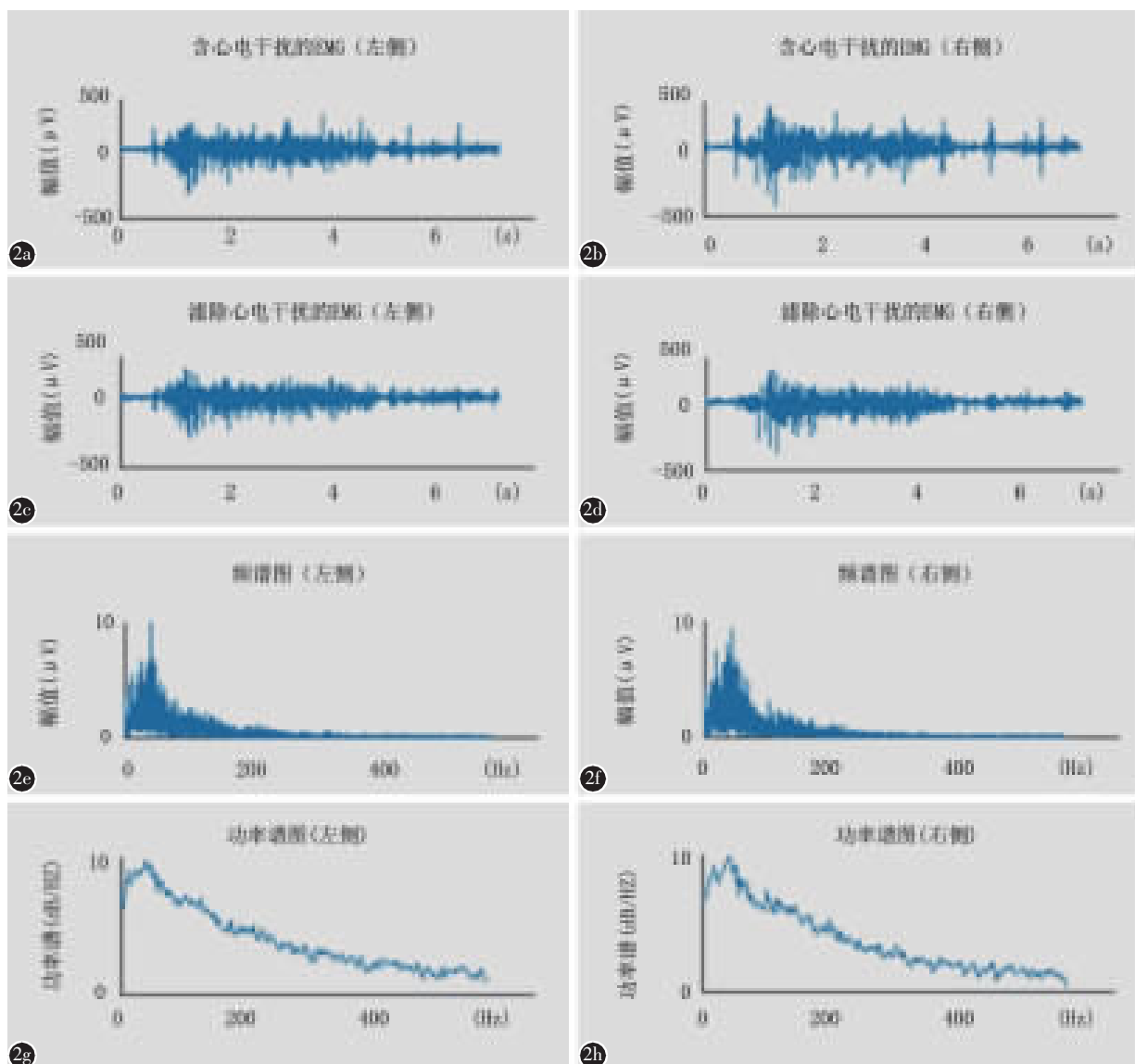


图 2 对照组受试者躯干前倾时左右两侧肌电特性 a、b 左、右侧最强区域含有心电干扰的肌电图 c、d 左、右侧最强区域滤除心电后的肌电图 e、f 左、右侧最强区域肌电频谱图 g、h 左、右侧最强区域肌电功率谱图

Figure 2 The sEMG characteristics of healthy erector spinae muscles of the control group in the trunk flexion condition a, b The strongest sEMG contaminated by ECG in left and right erector spinae muscles, respectively c, d The strongest sEMG without ECG artifact in left and right erector spinae muscles, respectively e, f Amplitude spectrum of sEMG in left and right erector spinae muscles, respectively g, h Power spectrum of sEMG in left and right erector spinae muscles, respectively

称列能量总和的比值（从左往右数，如第 1 列的 RMS 除以第 10 列的 RMS 后取均值并记为“Ⅰ”，以此类推Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ与Ⅴ）分别为 2.12、1.07 与 1.38、2.41、1.34 与 1.51、2.57、1.52 与 1.75、1.95、1.53 与 1.67、1.37、1.18 与 1.36，对称列比值差异最大的为第 3 列及与其对称的第 8 列（图 5a）；Cobb 角为 16.5°、23°与 25°的 AIS 患者在躯干前倾时凸凹侧各对对称列能量总和的比值分别为

1.37、1.32 与 1.2、1.44、1.69 与 1.25、1.65、1.88 与 1.41、1.56、1.79 与 1.4、1.26、1.28 与 1.14，对称列比值差异最大的位置同挺直站立时的一致（图 5b）。

3 讨论

AIS 病因不明，其治疗手段也存在一定的局限性。Cobb 角 10°~45°的患者，通常采用支具治

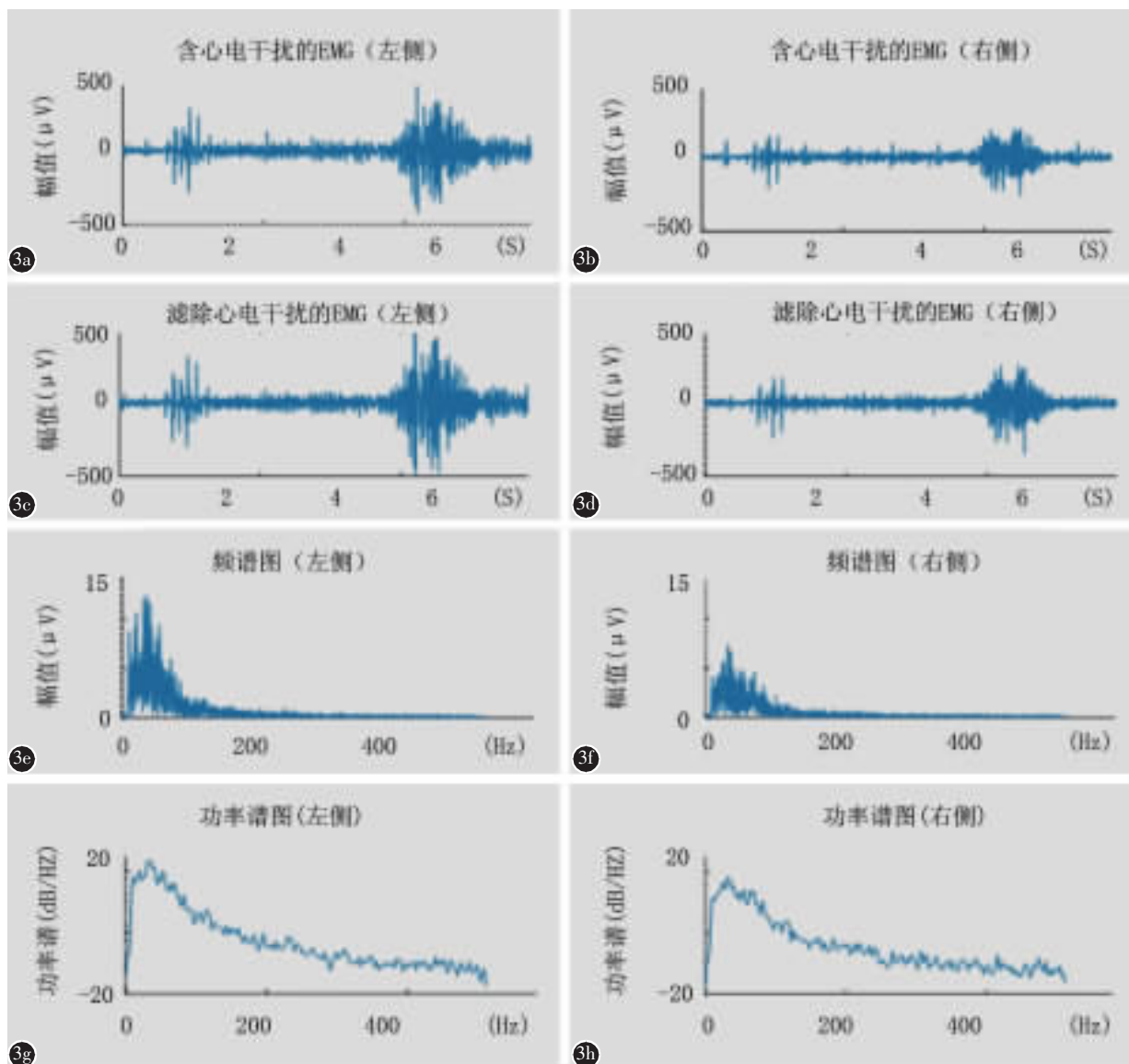


图 3 AIS 患者躯干前倾时左右两侧肌电特性 a、b 左、右侧最强区域含有心电干扰的肌电图 c、d 左、右侧最强区域滤除心电后的肌电图 e、f 左、右侧最强区域肌电频谱图 g、h 左、右侧最强区域肌电功率谱图

Figure 3 The sEMG characteristics of erector spinae muscles of AIS patients in the condition of trunk flexion a, b The strongest sEMG contaminated by ECG in left and right erector spinae muscles, respectively c, d The strongest sEMG without ECG artifact in left and right erector spinae muscles, respectively e, f Amplitude spectrum of sEMG in left and right erector spinae muscles, respectively g, h Power spectrum of sEMG in left and right erector spinae muscles, respectively

表 2 受试者躯干前倾时强活动区域肌电能量 (μV)
Table 2 EMG intensity of strong activity area during torso flexion

	左侧/凸侧 Left/Convex	右侧/凹侧 Right/Concave
对照 1 Healthy 1	48.14 $\pm$ 7.29	49.11 $\pm$ 11.94
对照 2 Healthy 2	75.98 $\pm$ 35.53	80.65 $\pm$ 32.98
对照 3 Healthy 3	55.43 $\pm$ 10.08	58.45 $\pm$ 10.97
病例 1 Patient 1	45.56 $\pm$ 10.80	14.17 $\pm$ 3.88 ^①
病例 2 Patient 2	30.73 $\pm$ 8.77	26.49 $\pm$ 7.35 ^①
病例 3 Patient 3	28.10 $\pm$ 18.30	20.23 $\pm$ 7.90 ^①

注:①与凸侧比较 $P<0.05$

Note: ①Compared with convex, $P<0.05$

疗,佩戴支具时间应 $>18h/d$ ^[17];对于 Cobb 角 $>45^\circ$ 的患者,则需要接受外科手术进行矫正^[18]。不论是何种手段,都可能给处于青少年阶段的患者在生活学习社交等多方面造成严重负面影响。除了利用影像资料从脊柱形变的角度对脊柱侧凸进行评估外,需进一步从受脊柱侧凸累及肌群协同变化角度来完善对脊柱侧凸的认识。脊柱旁肌与腰背部肌群等是人体躯干维持随意姿态时不可或缺的力量输出组织,良好的协同活动实现了躯干的正常自主运动。竖脊肌与腰背部肌群协同活动受脊柱畸变的影响,发生了较为深刻的变化。对脊柱侧凸多角度认知的完善,或为将来开发新的可用于

表 3 AIS 患者挺直站立与躯干前倾时凸凹侧肌电能量和 (μV)

Table 3 Convex and concave EMG intensity of AIS patients during upright standing and torso flexion

	挺直站立/Upright standing				躯干前倾/Torso flexion			
	强活动区域能量和 Summation of EMG energy of strong activity area		单侧能量总和 Summation of EMG energy on single side		强活动区域能量和 Summation of EMG energy of strong activity area		单侧能量总和 Summation of EMG energy on single side	
	凸侧 Convex	凹侧 Concave	凸侧 Convex	凹侧 Concave	凸侧 Convex	凹侧 Concave	凸侧 Convex	凹侧 Concave
病例 1 Patient 1	53.49	27.36	836.28	478.23	125.02	107.78	1655.98	1410.61
病例 2 Patient 2	70.48	19.39	787.7	469.76	160.38	65.94	1757.45	1328.2
病例 3 Patient 3	76.78	24.56	869.88	725.18	291.35	113.39	3457.37	2247.4
$\bar{x}\pm s$	66.92 $\pm$ 12.05	23.77 $\pm$ 4.05	831.29 $\pm$ 41.32	1673.17 $\pm$ 145.08	192.25 $\pm$ 87.62	95.70 $\pm$ 25.93	2290.27 $\pm$ 1012.01	1662.07 $\pm$ 508.58

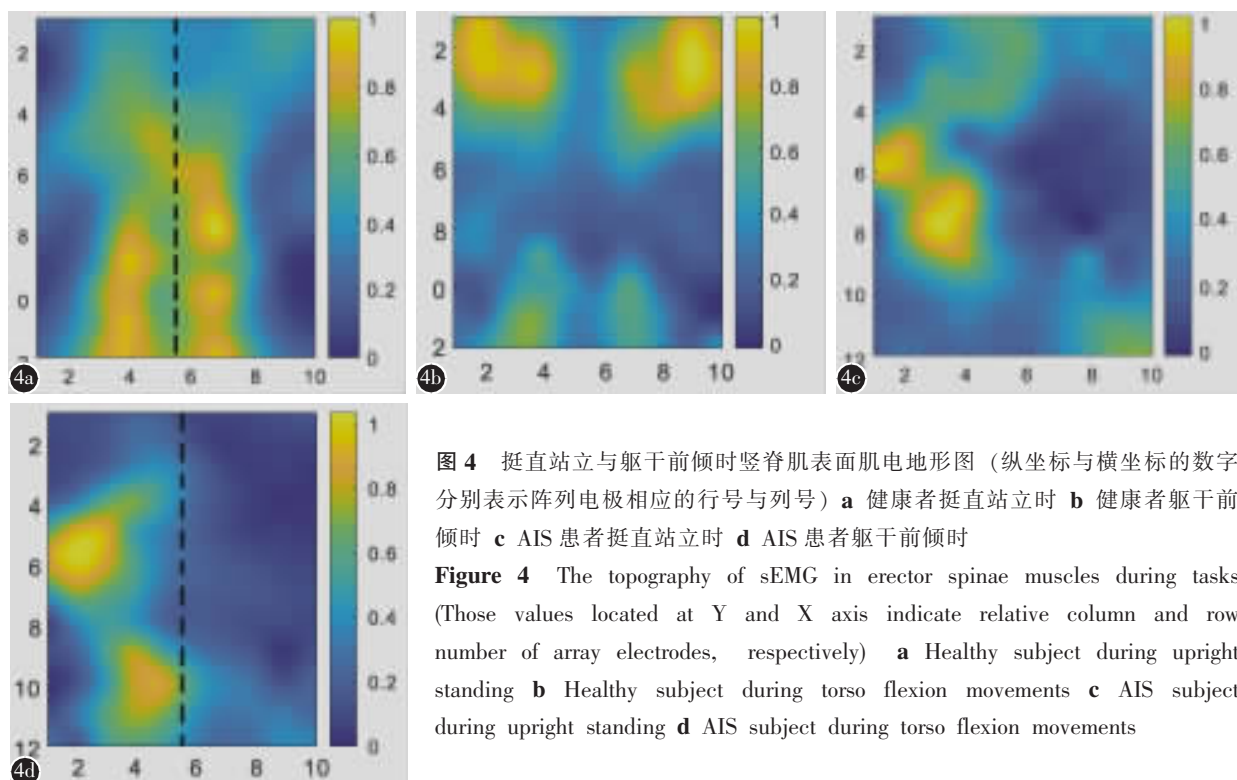


图 4 挺直站立与躯干前倾时竖脊肌表面肌电地形图 (纵坐标与横坐标的数字分别表示阵列电极相应的行号与列号) a 健康者挺直站立时 b 健康者躯干前倾时 c AIS 患者挺直站立时 d AIS 患者躯干前倾时

Figure 4 The topography of sEMG in erector spinae muscles during tasks (Those values located at Y and X axis indicate relative column and row number of array electrodes, respectively) a Healthy subject during upright standing b Healthy subject during torso flexion movements c AIS subject during upright standing d AIS subject during torso flexion movements

干预、治疗 AIS 的方案提供一定参考。

AIS 患者为未成年群体,竖脊肌与脊柱均处于发育阶段。有研究者基于 MRI、超声影像对竖脊肌的宏观发育形态进行了观察,认为凸侧竖脊肌发育状态明显优于凹侧,即凸侧竖脊肌肌腹饱满、体积较大,而凹侧的竖脊肌肌腹平坦、体积较小^[19-21]。凸侧竖脊肌的 sEMG 与竖脊肌的发育状态存在强相关性,即凸侧竖脊肌发育状态越好, sEMG 活动越强;凹侧竖脊肌发育状态欠佳, sEMG 活动较弱。AIS 患者凸、凹侧之间的差异影响着竖脊肌与腰背部肌群之间的协同活动^[16,22,23]。Martínez 等^[24]认为竖脊肌协同活动的异常会降低患者的运动能力,并可能降低患者的运动欲望。此外, AIS 患者发育进程中,将逐渐加大凸、凹侧之间的差异。而凸、凹侧差异越大,对竖脊肌与腰背部肌群协同活动造成的不利影响越大。

本研究受试者纳入标准中,限定了部分条件: AIS 受试者纳入标准中的 Cobb 角介于 $10^{\circ}\sim 30^{\circ}$ 之间。Cobb 角 $<10^{\circ}$ 时,凸凹侧 sEMG 强度差异相对较小,不利于观察凸凹侧躯干后群肌的异常协同活动; Cobb 角 $>30^{\circ}$ 时,患者凹侧部位易出现皮肤“折叠”现象,不利于高密度阵列电极的布置。此外本研究所为研究院,招募志愿者通知仅能被同为研究院的成年人所知晓。规避年龄过大的同时,为了能招募到健康受试者纳入对照组,限定健康受试者纳入标准中的年龄为 22~28 岁。

为了较好地利用表面肌电评估 AIS 患者竖脊

肌与腰背部肌群的协同活动,该研究结合躯干运动与竖脊肌、腰背部肌群,设计了挺直站立与躯干前倾两个相对简易的动作,每个动作均需受试者收缩竖脊肌与腰背部肌群。若脊柱正常,进行上述动作时,左右两侧肌肉应该是协同活动的,即双侧 sEMG 活动强活动区域应该较为对称地出现。反之,两侧协同活动表现为非对称性。

健康受试者 sEMG 均方根值地形图显示了较好的对称性,即脊柱左右两侧肌肉在对称性躯干动作时强活动区域对称出现,而这种对称性在 AIS 患者中并不存在。健康受试者在挺直站立与躯干前倾时,只要使双侧竖脊肌正常协同发力, sEMG 地形图即可显示出较好的左右对称性。而 AIS 患者 sEMG 地形图缺乏左右对称性,表现为凸侧 sEMG 活动高于凹侧的。患者使凸侧肌群发力更大以将躯干往凸侧“回正”(习惯性姿势时弯向凹侧),导致左右侧肌群协同性失衡。虽然患者潜意识自觉维持着“回正”状态,这种通过凸侧更用力的“纠正”方式并未产生患者所预期的效果。长期偏废凸侧肌群更用力,可能导致凸侧肌群疲劳等,或加剧竖脊肌与腰背部肌群协同活动的异常。

进行对称性躯干前倾时, AIS 患者 sEMG 地形图能量因 Cobb 角度的不同而呈现出了规律性的变化。凸侧强活动区域能量随着 Cobb 角度的增大而加强,而凹侧未表现出类似现象,凸、凹两侧强活动区域能量差也随着 Cobb 角度的增加而

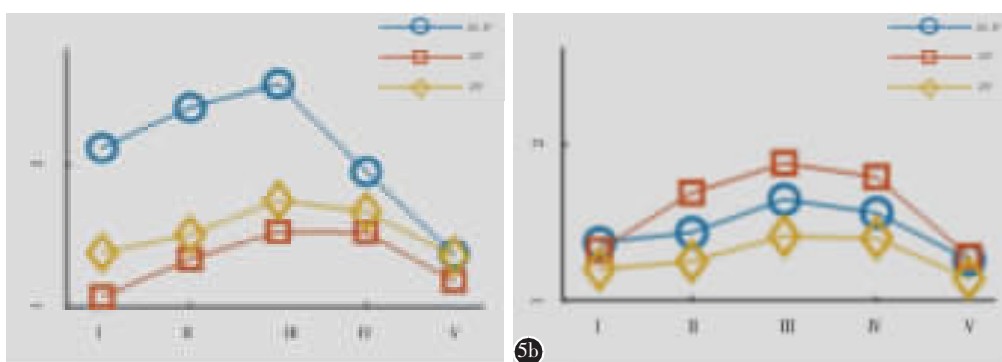


图 5 AIS 患者竖脊肌凹凸侧肌电活动比较 **a** 挺直站立凸侧及凹侧其对称列能量比值 **b** 躯干前倾时凸侧及凹侧其对称列能量比值 (I 表示凸侧第 1 列及其对称第 10 列的比值; II 表示凸侧第 2 列及其对称第 9 列的比值; III 表示凸侧第 3 列及其对称第 8 列的比值; IV 表示凸侧第 4 列及其对称第 7 列的比值; V 表示凸侧第 5 列及其对称第 6 列的比值)

Figure 5 sEMG comparison of erector spinae muscles in AIS patients **a** Indicates the energy of each column at convex and concave sides during upright standing **b** Indicates the energy of each column at convex and concave sides during torso flexion movement [I, II, III, IV, and V indicate the mean ratio of the first(second, third, fourth, and fifth) column at convex side to its symmetrical column namely the tenth(nineth, eighth, seventh, and sixth) column at concave side]

变得更大。凸侧能量总和同凸侧强活动区域能量一样,随着 Cobb 角度的增大而提高,且凸凹两侧 sEMG 能量差随着 Cobb 角度的增加而变得更大。可见 AIS 并非单一地改变竖脊肌生理状态,而是对整个躯干后群肌的协同活动产生了影响。竖脊肌主要控制脊柱矢状位而非冠状位的角度,患者“回正”潜意识在现实中转化为使用腰方肌——控制脊柱冠状位的角度进行代偿,致使凸侧 sEMG 能量高于凹侧。

相比传统的在竖脊肌两侧分别布置单列电极而言,高密度 sEMG 则表现出了多通道优势,既可以全面地比较竖脊肌与腰背部肌群的整体协同性,也可以仅就竖脊肌或腰背部肌群中的特定肌肉进行研究。前者如本研究中,挺直站立与躯干前倾时凸侧能量总和均分别高于凹侧的,后者如凸凹侧对称列 sEMG 能量比值差异最大的解剖位置上对应着竖脊肌与腰背部肌群肌腹的重叠区域。不同 Cobb 角的患者凸、凹侧 sEMG 能量比值曲线表现一致。

理论上对照组受试者应为同年龄范围的健康青少年,然而本研究仅招募到了健康成年人纳入对照组。实验要求暴露受试者腰背部大部分区域,这一涉及身体隐私的操作可能是致使无法招募到健康女性受试者的关键原因。该研究将在后续实验中克服这一困难,如安排女性数据采集人员对受试者采集数据。不同于相对更为流行的胸弯型,本研究中的 AIS 患者均为腰弯型。为了丰富侧凸类型与获得准确的统计推断结论,未来将招募更多侧凸类型与数量的 AIS 患者。同时,本研究涉及的动作种类丰富程度有所欠缺,后续实验中将增加习惯性姿势、非对称性躯干运动及行走等动作,进一步观察与评估 AIS 患者竖脊肌与腰背部肌群的协同活动。

总之,高密度 sEMG 可用于评估 AIS 竖脊肌与腰背部肌群的协同活动。对称性躯干运动时,AIS 患者竖脊肌与腰背部肌群的协同活动不同于健康者,而表现为凸侧强、凹侧弱,凸侧 sEMG 能量随着 Cobb 角的增大而加强等异常协同性。凸、凹侧 sEMG 能量差最大的区域对应竖脊肌与腰背部肌群肌腹重叠区域。该研究有望为进一步了解 AIS 竖脊肌协同活动提供新研究方法,为手法矫正、支具矫正提供参考依据。

4 参考文献

1. Choudhry MN, Ahmad Z, Verma R. Adolescent idiopathic scoliosis[J]. Open Orthop J, 2016, 10: 143-154.
2. 陶有平, 吴继功, 马华松, 等. 支具治疗对青少年特发性脊柱侧凸近期肺功能的影响[J]. 中国矫形外科杂志, 2011, 19(23): 1947-1949.
3. Veis KM, Aboutorabi A, Ebrahimzadeh K, et al. The effect of orthotic interventions on balance performance in adolescent idiopathic scoliosis: a systematic literature review [J]. Assist Technol, 2020, 32(5): 260-267.
4. 杜青, 励建安, 周璇, 等. 青少年特发性脊柱侧凸康复治疗卫生经济学初步研究[J]. 中国康复医学杂志, 2013, 28(7): 615-618.
5. 王彦辉, 陈学明, 袁鑫, 等. 北京市通州区中学生脊柱侧凸流行病学调查[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2018, 28(7): 667-669.
6. Cheung JP, Luk KD. Managing the pediatric spine: growth assessment[J]. Asian Spine J, 2017, 11(5): 804-816.
7. Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ. The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors [J]. Eur Spine J, 2000, 9(3): 178-184.
8. Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, et al. Adolescent idiopathic scoliosis[J]. The Lancet, 2008, 371(9623): 1527-1537.
9. 柯扬, 刘汝落. 青少年脊柱侧弯流行病学研究进展[J]. 中国矫形外科杂志, 2009, 17(13): 990-994.
10. Porter RW. The pathogenesis of idiopathic scoliosis: uncoupled neuro-osseous growth[J]. Eur Spine J, 2001, 10(6): 473-481.
11. Linsiński P. Surface EMG in chronic low back pain[J]. Eur Spine J, 2000, 9(6): 559-562.
12. Jiang NF, Xue JW, Li GL. Assessment of lumbar muscles coordinated activity based on high-density surface electromyography: a pilot study [C]. 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC). Berlin, Germany. 2019. 2238-2241.
13. Odermatt D, Mathieu PA, Beauséjour M, et al. Electromyography of scoliotic patients treated with a brace[J]. J Orthop Res, 2003, 21(5): 931-936.
14. Cheung J, Veldhuizen AG, Halbertsmaet JP, et al. The relation between electromyography and growth velocity of the spine in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis[J]. Spine, 2004, 29(9): 1011-1016.
15. Gaudreault N, Arsénault AA, Larivière C, et al. Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis: an EMG pilot study [J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2005, 6: 14.
16. Stetkarova I, Zamecnik J, Bocek V, et al. Electrophysiological and histological changes of paraspinal muscles in adolescent idiopathic scoliosis [J]. Eur Spine J, 2016, 25 (10): 3146-3153.
17. Aulisa AG, Guzzanti V, Marzetti E, et al. Brace treatment in

(下转第 519 页)

- techniques for the therapy of far lateral disc herniation in middle-aged and elderly patients [J]. *Comput Assist Surg*, 2019, 24(Suppl): 13–19.
13. Liu FB, Cao YW, Feng ZZ, et al. Comparison of three different posterior fixation techniques in transforaminal lumbar interbody fusion for two-level lumbar degenerative diseases: At a mean follow up time of 46 months [J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2016, 141: 1–6.
 14. Liu F, Feng Z, Liu T, et al. A biomechanical comparison of 3 different posterior fixation techniques for 2-level lumbar spinal disorders[J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 24(3): 375–380.
 15. Stang A. Critical evaluation of the Newcastle–Ottawa scale for the assessment of the quality of nonrandomized studies in Meta-analyses[J]. *Eur J Epidemiol*, 2010, 25(9): 603–605.
 16. 曾忠友, 吴鹏, 孙德弢, 等. 两种不同固定方式并椎间融合治疗腰椎双节段病变的临床对比研究[J]. *中国骨伤*, 2015, 28(10): 903–909.
 17. 徐教, 毛克亚, 王岩, 等. 微创经椎间孔腰椎椎体间融合术采用两种不同内固定方式的临床对照研究[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2013, 23(9): 798–803.
 18. 薛剑, 靳安民, 孙小平. 单侧腰椎弓根螺钉及经椎板关节突螺钉固定与双侧固定的比较[J]. *中国组织工程研究*, 2013, 17(9): 1571–1578.
 19. Hu Y, Zhu BK, Kepler CK, et al. A comparison study of three posterior fixation strategies in transforaminal lumbar interbody fusion lumbar for the treatment of degenerative diseases [J]. *Indian J Orthop*, 2019, 53(4): 542–547.
 20. Tuli J, Tuli S, Eichler ME, et al. A comparison of long-term outcomes of translaminar facet screw fixation and pedicle screw fixation: a prospective study[J]. *J Neurosurg Spine*, 2007, 7(3): 287–292.
 21. Goldstein CL, Macwan K, Sundararajan K, et al. Comparative outcomes of minimally invasive surgery for posterior lumbar fusion: a systematic review[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2014, 472(6): 1727–1737.
 22. Kotil K, Akcetin MA, Savas Y. Clinical and radiologic outcomes of TLIF applications with or without pedicle screw: a double center prospective pilot comparative study[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2013, 26(7): 359–366.
 23. Iwatsuki K, Yoshimine T, Aoki M. Bilateral interlaminar fenestration and unroofing for the decompression of nerve roots by using a unilateral approach in lumbar canal stenosis[J]. *Surg Neurol*, 2007, 68(5): 487–492.
 24. Faraj AA, Webb JK. Early complications of spinal pedicle screw[J]. *Eur Spine J*, 1997, 6(5): 324–326.
 25. Gong ZQ, Chen ZX, Feng ZZ, et al. Finite element analysis of 3 posterior fixation techniques in the lumbar spine[J]. *Orthopedics*, 2014, 37(5): 441–448.
 26. Park SH, Park WM, Park CW, et al. Minimally invasive anterior lumbar interbody fusion followed by percutaneous translaminar facet screw fixation in elderly patients [J]. *J Neurosurg Spine*, 2009, 10(6): 610–616.
 27. 谭家昌, 郑立, 赵劲民. 腰椎经椎板关节突螺钉内固定术的应用进展[J]. *微创医学*, 2018, 13(2): 69–72.
 28. 胡勇, 朱秉科. 腰椎椎板关节突螺钉内固定术的研究进展[J]. *中华创伤杂志*, 2016, 32(11): 1046–1049.
- (收稿日期:2021-03-03 修回日期:2021-05-07)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 李伟霞)

(上接第 509 页)

- juvenile idiopathic scoliosis: a prospective study in accordance with the SRS criteria for bracing studies[J]. *Scoliosis*, 2014, 9: 3.
18. Maruyama T, akeshta K. Surgical treatment of scoliosis: a review of techniques currently applied[J]. *Scoliosis*, 2008, 3: 6.
 19. Zapata KA, Wang SS, Sucato DJ, et al. Ultrasonographic measurements of paraspinal muscle thickness in adolescent idiopathic scoliosis: a comparison and reliability study [J]. *Pediatr Phys Ther*, 2015, 27(2): 119–125.
 20. Jiang J, Meng YC, Jin XM, et al. Volumetric and fatty infiltration imbalance of deep paravertebral muscles in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Med Sci Monit*, 2017, 23: 2089–2095.
 21. Zoabli G, Mathieu PA, Aubin CE. Magnetic resonance imaging of the erector spinae muscles in Duchenne muscular dystrophy: implication for scoliotic deformities[J]. *Scoliosis*, 2008, 3: 21.
 22. Barrios C, Tuñón MT, Engström W, et al. Paraspinal muscle pathology in experimental scoliosis [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1989, 108(6): 342–345.
 23. Mannion AF, Meier M, Grob D, et al. Paraspinal muscle fibre type alterations associated with scoliosis: an old problem revisited with new evidence[J]. *Eur Spine J*, 1998, 7(4): 289–293.
 24. Martínez LJ, Ramírez M, Colomina MJ, et al. Muscle dysfunction and exercise limitation in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Eur Respir J*, 2010, 36(2): 393–400.
- (收稿日期:2020-09-03 末次修回日期:2020-12-09)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 卢庆霞)