

慢性非特异性腰痛患者躯干肌的等速力学特征和肌电信号研究*

陈景洲¹ 王惠娟¹ 石真润¹ 范建中^{1,2}

摘要

目的:探讨慢性非特异性腰痛的潜在致病原因,为日后治疗慢性腰痛提供临床支持。

方法:招募31例慢性非特异性腰痛患者,了解其疼痛程度(NRS)和Oswestry腰背功能障碍指数(ODI),同时收集在30°/s、60°/s和90°/s角速度下躯干屈伸肌群的峰力矩值(PT),并实时记录运动过程中双侧腹直肌和竖脊肌的均方根值(RMS)。

结果:NRS和ODI呈正相关关系($r=0.817, P=0.045$)。30°/s($t=-3.256, P=0.003$)、60°/s($t=-3.970, P=0.001$)和90°/s($t=-2.722, P=0.011$)时屈肌PT明显少于伸肌,比值分别为0.8:1、0.72:1、0.81:1。躯干屈曲和伸展时,肌肉与速度均存在交互效应($P=0.001$)。双侧竖脊肌的RMS在躯干伸展时随着角速度的加快而出现显著下降:①左侧竖脊肌,30°/s时的RMS明显大于90°/s($P=0.001$),60°/s时的RMS明显大于90°/s($P=0.048$);②右侧竖脊肌,30°/s时的RMS明显大于90°/s($P=0.002$),60°/s时的RMS明显大于90°/s($P=0.033$)。

结论:慢性非特异性腰痛患者躯干屈肌和伸肌PT的比值在低速30°/s和60°/s时与正常健康人相似。双侧竖脊肌的肌电信号在躯干伸展时随着运动角速度的增加而出现下降趋势。

关键词 慢性非特异性腰痛;等速运动;躯干肌;峰力矩;表面肌电

中图分类号:R493,R323.3 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2021)-01-0051-06

The isokinetic mechanical characteristics and electromyogram of trunk muscles in people with chronic non-specific low back pain/CHEN Jingzhou, WANG Huijuan, SHI Zhenrun, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2021, 36(1): 51—56

Abstract

Objective: To collect the isokinetic torques and surface electromyographic activities of trunk flexors and extensors of chronic non-specific low back pain(CNLBP) sufferers, analyzing the variation of peak torques(PT) and root mean square(RMS) of bilateral rectus abdominis and erector spinae, for the purpose of investigating the mechanism of low back pain.

Method: Thirty-one volunteers were recruited. Numerical rating scale(NRS) and Oswestry disability index(ODI) were recorded as baseline information. Meanwhile, the torques of trunk flexors and extensors were collected at 30°/s, 60°/s and 90°/s, synchronizing with taking surface electromyographic activities.

Result: NRS and ODI had a positive correlation($r=0.817, P=0.045$). The EMG differences of trunk flexors and extensors were statistical significant difference at 30°/s ($P=0.003$), 60°/s ($P=0.003$) and 90°/s($P=0.001$). There were significant interaction effects($P=0.001$) among different muscles and different velocities when trunk flexion and extension. Bilateral RMS of erector spinae were statistical significant difference when trunk flexion among 30°/s, 60°/s and 90°/s.

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2021.01.009

*基金项目:南方医科大学临床研究启动计划重点项目(LC2016ZD020)

1 南方医科大学南方医院康复理疗科,广州市,510515; 2 通讯作者

第一作者简介:陈景洲,男,硕士,主管治疗师;收稿日期:2019-06-28

Conclusion: Under 60°/s, the ratios of PT of trunk flexors to extensors of CNLBP sufferers were approximately the same as healthy person. The RMS of bilateral erector spinae presented a decrease trend with increasing of isokinetic velocity.

Author's address Southern Hospital, Southern Medical University, Guangzhou, 510515

Key word chronic non-specific low back pain; isokinetic movement; trunk muscles; peak torque; surface electromyography

慢性非特异性腰痛(chronic non-specific low back pain, CNLBP)是指病程持续12周以上,病因不明的、除脊柱特异性疾病及神经根性疼痛以外原因所引起的肋缘以下、臀横纹以上及两侧腋中线之间区域内的疼痛与不适,伴或不伴大腿牵涉痛^[1]。疼痛为其首要症状,继而出现腰背功能下降,严重者日常生活和工作均受到不同程度影响。据统计,全球各地的CNLBP平均发病率可达18.3%^[2]。然而,因一部分腰痛患者发病后,因工作或经济原因无法寻求医疗诊治,导致这部分数据无法进行统计^[3]。对于社会而言,CNLBP会导致直接和间接的经济损失^[4];而对于个人,CNLBP除了会导致收入减少外,还会增加患者提前退休的概率,同时引起一系列认知行为问题。有研究证实了躯干深层肌肉和腰痛的关系,但关于躯干表浅肌群和腰痛关系的生物力学研究较少^[5],同时缺少躯干等速屈伸时的肌电信号研究。CNLBP的发病机制尚未完全清楚,但一般认为可能与机械性因素、化学性因素及社会心理学因素有关,目前针对CNLBP相对有效的循证治疗手段有药物治疗、物理治疗、针灸和认知行为疗法等。本文以此为背景,希望通过结合等速测试和表面肌电测试,观察CNLBP患者躯干肌的力学特征及肌电信号的变化,发现其中的异常变化,为日后制定更加合适的康复方案提供依据。

1 资料与方法

1.1 一般资料

通过我科病房、门诊及广告宣传招募合适的CNLBP患者。纳入标准:①年龄20—60岁;②符合慢性非特异性腰痛的诊疗标准^[6];③无腰部受伤史;④愿意接受相关测试。排除标准:①不稳定高血压者;②关节不稳者;③呼吸系统疾病者;④肿瘤者;⑤结核;⑥脊椎侧弯者。剔除标准:①疼痛数值评定量表(numerical rating scale, NRS)得分少于2分;②

受试者要求退出、试验中出现严重不良事件等;③测试结束后疼痛加剧。

1.2 评估方法

获取受试者一般人口学信息,包括年龄、性别、身高、体重等,后进行疼痛数值评定量表、Oswestry腰背功能障碍指数、等速和表面肌电测试。

1.2.1 疼痛数值评定量表:一种常用的自我疼痛评估量表,分值为0—10分,分值越高代表疼痛程度越严重。其测试信度为0.95,最小可检测变化值为1.33分^[7-8],故本研究选择疼痛程度NRS得分大于2分的受试者进行数据分析。

1.2.2 Oswestry腰背功能障碍指数(Oswestry disability index, ODI):用于评估腰痛患者功能障碍程度,共由10个问题组成,每个问题分值为0—5分,总分50分,分数越高代表功能障碍越严重,其测试信度为0.948^[9]。

1.2.3 等速测试:可用于肌力测试和训练,具有客观性、安全性和可重复性等特点,可对力量进行数据化。在众多测试参数之中,以峰力矩(peak torque, PT)的重复测试信度最高,为等速测试的黄金指标。本研究采用德国产IsoMed 2000等速肌力测试系统及躯干屈伸测试附件(D&R Ferstl GmbH, Germany),该设备具有较高的测试信度,相关操作流程按照说明书进行。等速测试体位如下:测试者放松坐于测试座椅上,运动轴心与第4腰椎棘突平行,双足置于踏板上,固定双下肢,机器自动调整至合适位置,最后使用骨盆带固定骨盆,测试者双手置于固定手柄上。测试模式为向心一向心收缩和重力补偿,测试顺序为30°/s、60°/s和90°/s,每种速度均重复10次屈—伸收缩,活动范围为-30°—30°。每种速度正式测试前均有5次的亚极量收缩作为热身,组间休息时间以参加者自我感受为导向,不超过3min。选取每组测试的第2至10次收缩的PT平均值进行统计分析。

1.2.4 表面肌电:用于评估肌肉的募集程度和同步性,同时能够实时、准确在非入侵性状态下反映肌肉的电生理活动,具有良好的特异性和灵敏性,可定量反映肌肉放电和疲劳程度。同时对主动肌和拮抗肌进行监测时,能动态观察二者在关节活动中的变化情况。均方根值(root mean square, RMS)作为表面肌电信号的时域指标,主要反映运动单位募集数量的变化,其数值变化通常与肌肉收缩力大小等有关^[10]。本研究统一采用Ag/AgCl电极,导电区域直径为10mm,同时准备酒精局部脱脂和刮毛刀等减少皮肤与电极间的抗阻。研究采用芬兰Mega Electronics公司生产的ME6000—T8肌电信号采集系统与配套软件Mega Win 2.4进行数据同步收集和后期处理,表面电极片放置位置如下:①肚脐旁左/右腹直肌体表解剖投影区域;②左/右髂嵴与第4腰椎棘突连线的竖直线体表解剖投影区域,距后正中中线约2cm,电极间距为2cm。为实现等速测试和表面肌电的同步采集,正式测试过程中,表面肌电信号一直同步采集并保存于电脑。选取每组测试的第2—10次收缩的RMS平均值进行统计分析。

本研究经我院伦理委员会审查通过,所有受试者均签署知情同意书。

1.3 统计学分析

研究数据使用SPSS 24.0软件包行后期处理,计量资料使用均数±标准差表示。Pearson相关测试用于分析NRS和ODI的相关性,Shapiro-Wilk正态性检验结果示各计量数据均符合正态分布,配对样本 t 检验用于分析躯干屈肌和伸肌PT的差异水平,使用单因素重复测量方差分析检验不同速度下屈肌和伸肌PT的组内差异,使用重复方差分析检验左/右腹直肌和竖直肌的RMS差异,当不满足球形检验时采用Geisser-Greenhouse ϵ 校正系数来校正自由度,附加亚组检验(Post-Hoc, Bonferroni),以 $P<0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果

2.1 一般信息

试验共招募31例受试者,其中两例受试者NRS评分低于2分,故有29例受试者适合行进一步数据分析(其中有2例受试者因汗液较多造成电极片易

脱落,肌电信号无法采集)。29例受试者男女比例为18:11,平均年龄、身高、体重分别为 27.9 ± 4.9 岁、 168.3 ± 8.3 cm、 62.0 ± 11.2 kg。

2.2 NRS与ODI的相关性

NRS的平均值为 2.97 ± 0.94 分,区间为2—6分,ODI平均值为 7.0 ± 2.52 分,区间为3—12分。Pearson相关联系测试显示NRS和ODI呈强正相关($r=0.817, P=0.045$)。

2.3 躯干屈曲和伸展肌群PT比较

对屈曲/伸展PT进行配对 t 检验,结果示 $30^\circ/\text{s}$ 时($t=-3.256, P=0.003<0.05$), $60^\circ/\text{s}$ 时($t=-3.97, P=0.001$), $90^\circ/\text{s}$ 时($t=-2.722, P=0.011<0.05$),屈肌PT明显低于伸肌。躯干屈曲肌群PT在速度为 $30^\circ/\text{s}$ 、 $60^\circ/\text{s}$ 和 $90^\circ/\text{s}$ 时无显著性差异($F=1.241, P=0.291$),躯干伸展肌群PT在速度为 $30^\circ/\text{s}$ 、 $60^\circ/\text{s}$ 和 $90^\circ/\text{s}$ 时无显著性差异($F=0.843, P=0.436$),见表1。

2.4 躯干屈曲和伸展时,腹直肌和竖直肌的RMS

躯干屈曲时肌肉(腹直肌和竖直肌)、左/右侧和角速度三因素间存在交互效应($F(1.076, 27.99)=35.514, P=0.000<0.001$),肌肉和角速度间亦存在交互效应:①左侧为固定因素时 $F(1.038, 27)=33.273, P=0.000<0.001$;②右侧为固定因素时 $F(1.033, 26.860)=32.173, P=0.000<0.001$ 。亚组比较未发现显著性单独效应。

躯干伸展时肌肉、左/右侧和角速度三因素间存在交互效应($F(1.088, 28.296)=94.491, P=0.001$),肌肉和角速度间亦存在交互效应:①左侧为固定因素时 $F(1.038, 28.161)=82.724, P=0.000<0.001$;②右侧为固定因素时 $F(1.140, 29.641)=90.095, P=0.001$ 。

附加post-hoc组间比较:①左侧竖直肌, $30^\circ/\text{s}$ 和 $90^\circ/\text{s}$ 间有显著性差异($P=0.001$), $60^\circ/\text{s}$ 和 $90^\circ/\text{s}$ 间有显著性差异($P=0.048<0.05$);②右侧竖直肌, $30^\circ/\text{s}$ 和 $90^\circ/\text{s}$ 间有显著性差异($P=0.002<0.01$), $60^\circ/\text{s}$ 和 $90^\circ/\text{s}$ 间有显著性差异($P=0.033<0.05$),见表2。

表1 不同运动速度下屈曲/伸展PT比较 ($\bar{x}\pm s, N\cdot m, n=29$)

动作	$30^\circ/\text{s}$	$60^\circ/\text{s}$	$90^\circ/\text{s}$	F 值	P_1 值
屈曲	80.0 ± 43.7	73.9 ± 36.9	76.1 ± 38.6	1.241	0.291
伸展	100.0 ± 47.3	102.0 ± 57.5	93.5 ± 58.8	0.843	0.436
t 值	-3.256	-3.970	-2.722		
P_2 值	0.003	0.001	0.011		

注: P_1 为单因素重复测量方差分析; P_2 为配对样本 t 检验

表2 不同运动速度下屈曲/伸展RMS比较 (x±s, μV, n=27)

	屈曲			伸展		
	30°/s	60°/s	90°/s	30°/s	60°/s	90°/s
左侧腹直肌	194.0±145.5	192.8±156.2	189.2±143.1	28.0±21.7	29.3±16.2	25.3±12.5
右侧腹直肌	205.4±165.5	202.8±160.3	183.8±151.1	27.7±19.6	29.8±18.3	26.6±14.7
左侧竖直肌	40.0±22.2	40.0±19.4	37.4±24.1	145.0±69.3	128.7±64.9	114.2±60.4
右侧竖直肌	39.3±20.1	42.2±32.2	40.4±27.3	138.0±59.4	128.4±67.4	109.2±55.0
F值		35.514			94.491	
P值		0.001			0.001	

3 讨论

慢性非特异性腰痛的病因复杂,至今尚无确切的致病机制,这就导致临床的治疗难度加大,无法行针对性有效治疗,为解决疼痛,往往需要多学科协助处理。目前尚无任何治疗手段可以完全治愈疼痛,现存的干预手段只能缓解疼痛或减轻由疼痛导致的功能障碍^[4]。本文发现,疼痛与功能障碍呈正相关性,疼痛的严重性可预测患者的功能障碍程度。患者对于疼痛的定位一般比较模糊,疼痛可涉及单侧或双侧,也可是区域性疼痛。疼痛是驱使腰痛患者就诊求医的最主要原因,他们的首要诉求是缓解疼痛。由此看来,只要治疗可缓解患者的疼痛,就可有效改善他们的身体功能,提高生活质量,疼痛成为慢性非特异性腰痛治疗的“关键点”。

脊柱的生理曲度依靠骨性结构和韧带、肌肉等软组织维持,腰椎的稳定性依赖于躯干屈伸肌群肌力的大小及其比值的稳定。躯干屈伸主要依靠表浅肌群腹直肌和竖直肌,其可产生较大的动作力矩,因此可对抗施加在躯干的外力,维持脊柱的姿势。同时,躯干活动时,为了维持躯干的稳定性,除了表浅肌肉的募集,深层肌肉如多裂肌、腹横肌、横突棘肌、棘间肌等也需募集,经证实CNLBP患者深层肌肉的募集时间较正常人延长,且耐力也出现下降^[11]。CNLBP与躯干双侧深层肌肉的不均衡有关,本文研究目的为观察等速运动时,躯干表浅肌群的力学特征和表面肌电信号变化。结果显示运动角速度为30°/s、60°/s和90°/s时躯干屈曲PT显著少于伸展肌群PT,两者比值分别为0.8:1、0.72:1、0.81:1。该比值与健康人群相似,但模式有异于笔者过去研究结果^[12]。在正常健康人群,躯干屈曲和伸展肌群PT只在角度为60°/s以下时存在显著性差异,这可能说明CNLBP患者躯干屈曲/伸展肌群之间同样保持平衡

状态。随着运动速度的加快,为了保持躯干的稳定性,运动中枢自动调节两者收缩的强度,使其保持于一定的比值,以预防症状的加重。当运动速度超过身体可承受的阈值时,两者力量不足导致腰部稳定性下降,诱发或加重腰痛。研究同时发现等速角速度低于90°/s时,躯干屈曲和伸展PT虽有轻微下降趋势,但无显著性差异。合理的解释可能是等速测试根据测试速度的不同可分为肌力和耐力测试,一般使用低于60°/s角速度测试最大肌力,大于180°/s角速度则用于测试肌肉功率及耐力^[13]。不同的角速度会募集不同类型的肌肉纤维,且影响肌纤维收缩的比例^[14]。从结构和功能分类,骨骼肌肌纤维可分为Ⅰ型慢肌纤维(缓慢有氧代谢)、Ⅱa型快肌纤维(快速有氧代谢—糖酵解)、Ⅱx型快肌纤维(快速糖酵解),不同功能的骨骼肌,三者的比例不同,运动或制动可诱发三者间的转化^[15]。Ⅰ型肌纤维富含线粒体和毛细血管网,收缩速度慢,主要负责耐力运动。Ⅱ型肌纤维收缩速度快,易疲劳,主要负责力量运动。等速运动角速度为低速时,主要募集较多的Ⅱ型纤维,可提供较大力矩,随着运动速度的加快,募集的肌纤维类型发生改变,导致力矩下降,角速度低于90°/s尚不会改变肌纤维募集模式。

躯干屈曲时,表面肌电信号提示肌肉和角速度间存在交互反应。然而,当角速度为单独因素行数据分析时,RMS的变化无显著性意义。躯干屈曲时,腹直肌为主动肌,竖直肌为拮抗肌,表面肌电信号与等速峰力矩同时证明了角速度低于90°/s时,无论是肌力还是肌肉电生理活动都无显著性差异。但躯干伸展时,RMS随着速度的加快会出现下降趋势。等速角速度的变化引起CNLBP患者竖直肌收缩强度下降,产生该现象可能是由于疼痛影响神经—肌肉的兴奋性^[16],表面肌电可灵敏检测细微变化,

当运动速度为低速时,躯干稳定性可,可募集较多肌纤维进行抗阻活动。随着运动速度的加快,躯干稳定受到挑战,拮抗肌活动增强。CNLBP患者腰背部的肌肉横截面积虽无明显减少,但其脂肪比例会提高,肌纤维比例则减少^[17-18],加上CNLBP患者肌肉会发生募集延迟现象^[19],所以,随着速度的加快,竖直肌的肌电信号出现下降,而其拮抗肌肌电信号应上升。但由于生物力学的改变,CNLBP患者的腹直肌不随运动速度变化而变化,这可能是CNLBP患者的致病原因之一。表浅的腹直肌虽在躯干伸展时保持离心收缩保护因伸展肌群肌力下降导致稳定性下降的躯干,但因肌力下降或肌肉募集方式发生改变,无法随着运动速度加快而激活更多的运动单位。

研究结果同时表明,左/右侧腹直肌和竖直肌在屈曲或伸展时,无论是在何种角速度下,向心或离心收缩,双侧肌肉的募集强度均保持一致。本文假设CNLBP患者双侧躯干肌活动时存在显著性差异,长期双侧运动不平衡影响脊柱稳定性,继而导致或加剧疼痛。但研究结果与笔者的假设相斥,可能是因为本文选取疼痛程度为轻度至中度的患者,该类人群躯干表浅肌群左/右侧亦可保持同步收缩,且强度一致。这与Lariviere等^[20]的发现一致,CNLBP患者躯干肌肌电信号和正常健康人群无明显差异。然而,Lima等^[21]研究发现CNLBP患者腰背肌行功能活动时肌电信号与健康人群相比显著增加。也可能是因为等速腰背测试附件设计的特殊性,使左/右侧躯干屈曲和伸展肌群可保持同步收缩与放松。如此看来,慢性非特异性患者的致病机制既涉及躯干的表浅肌群,亦包括深层肌群,不仅仅是简单力学因素的改变导致,同时也可能是运动模式改变或肌肉收缩延迟所致,未来仍需进一步研究。

本研究不足之处:①限于试验条件,所纳入的受试者数量有限;②未对受试者的身体质量指数进行严格筛选,因皮下脂肪可影响表面肌电信号的传导;③未同时观察躯干表浅旋转肌群等速力学特征,还需要进一步研究。

4 结论

慢性非特异性腰痛患者疼痛与腰背功能障碍呈正相关性。研究结果表明其躯干屈曲肌群和伸展肌

群峰力矩比值在低速30°/s和60°/s时与正常健康人相似。躯干屈曲时,腹直肌肌电信号不随角速度变化而变化,但躯干伸展时,慢性非特异性腰痛患者竖直肌肌电信号随着角速度的增加而呈下降趋势。

参考文献

- [1] Chou R, Qaseem A, Snow V, et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society[J]. Ann Intern Med, 2007, 147(7):478—491.
- [2] Hoy D, Bain C, Williams G, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain[J]. Arthritis Rheum, 2012, 64(6):2028—2037.
- [3] Ferreira ML, Machado G, Latimer J, et al. Factors defining care-seeking in low back pain—a meta-analysis of population based surveys[J]. Eur J Pain, 2010, 14(7):741—747.
- [4] Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain[J]. Lancet, 2017, 389(10070):736—747.
- [5] Lemaire A, Ripamonti M, Ritz M, et al. Relationships between hip muscles and trunk flexor and extensor muscles in chronic low back pain patients: a preliminary study[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2013, 16 Suppl 1: 161—163.
- [6] 中国康复医学会脊柱脊髓专业委员会专家组. 中国急/慢性非特异性腰痛诊疗专家共识[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2016, 26(12):1134—1138.
- [7] Alghadir AH, Anwer S, Iqbal A, et al. Test-retest reliability, validity, and minimum detectable change of visual analog, numerical rating, and verbal rating scales for measurement of osteoarthritic knee pain[J]. J Pain Res, 2018, 11: 851—856.
- [8] Childs JD, Piva SR, Fritz JM. Responsiveness of the numeric pain rating scale in patients with low back pain[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2005, 30(11):1331—1334.
- [9] 吴大江,徐锡明,魏显招,等. 简体中文版功能评分指数在下腰痛患者中的应用及信度效度测量[J]. 中国骨科临床与基础研究杂志, 2014, 6(01):13—20.
- [10] Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, et al. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2010, 20(3):375—387.
- [11] 张珊珊,吴文,韩秀兰,等. 慢性腰痛患者深层多裂肌EMG信号时频特征变化[J]. 中国康复医学杂志, 2019, 34(6):642—647.
- [12] 陈景洲,石真润,范建中. 躯干肌在不同速度等速运动中的特征[J]. 中国康复理论与实践, 2019, 25(04):373—376.

- [13] 黄志平,尹彦,刘敏,等. 等速肌力测试与训练技术的研究进展[J]. 体育科技, 2011, 32(04):52—58.
- [14] Fan JZ, Liu X, Ni GX. Angular velocity affects trunk muscle strength and EMG activation during isokinetic axial rotation[J]. Biomed Res Int, 2014, 2014:623191.
- [15] Metaxas TI, Mandroukas A, Vamvakoudis E, et al. Muscle fiber characteristics, satellite cells and soccer performance in young athletes[J]. J Sports Sci Med, 2014, 13(3): 493—501.
- [16] Dube JA, Mercier C. Effect of pain and pain expectation on primary motor cortex excitability[J]. Clin Neurophysiol, 2011, 122(11):2318—2323.
- [17] Hultman G, Nordin M, Saraste H, et al. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain[J]. J Spinal Disord, 1993, 6(2):114—123.
- [18] Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, et al. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects[J]. Eur Spine J, 2000, 9 (4):266—272.
- [19] Suehiro T, Ishida H, Kobara K, et al. Altered trunk muscle recruitment patterns during lifting in individuals in remission from recurrent low back pain[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2018, 39:128—133.
- [20] Lariviere C, Forget R, Vadeboncoeur R, et al. The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses[J]. Eur J Appl Physiol, 2010, 109(4):577—590.
- [21] Lima M, Ferreira AS, Reis F, et al. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks[J]. Gait Posture, 2018, 61:250—256.

(上接第50页)

- [7] 陆晓. 心脏康复的演变与进展[J]. 中国康复医学杂志, 2017, 32(1):4—9.
- [8] Lavie CJ, Arena R, Swift DL, et al. Exercise and the cardiovascular system: clinical science and cardiovascular outcomes[J]. Circ Res, 2015, 117(2):207—219.
- [9] Gwinn N, Leman R, Kratz J, et al. Chronotropic incompetence: a common and progressive finding in pacemaker patients[J]. Am Heart J, 1992, 123(5):1216—1219.
- [10] Serova M, Andreev D, Giverts I, et al. A new algorithm for optimization of rate-adaptive pacing improves exercise tolerance in patients with HFpEF[J]. Pacing Clin Electrophysiol, 2020, 43(2):223—233.
- [11] Udo EO, van Hemel NM, Zuithoff NP, et al. Risk of heart failure- and cardiac death gradually increases with more right ventricular pacing[J]. Observational Study, 2015, 185:95—100.
- [12] Mahfouz RA, Mesbah, Ammar AS, et al. Ventricular dyssynchrony based on echocardiographic variables and exercise tolerance After right ventricular pacing: impact of alternative septal lead locations[J]. Echocardiography, 2020, 37(2):310—316.
- [13] Zhuang L, Mao Y, Wu L, et al. Effects of right ventricular septum or His-bundle pacing versus right ventricular apical pacing on cardiac function: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials[J]. J Int Med Res, 2018, 46(9):3848—3860.
- [14] 宿燕岗. 心血管植入型电子器械的国内外现状及展望[J]. 中华心律失常学杂志, 2019, 23(1):8—11.
- [15] Kaye GC, Linker NJ, Marwick TH, et al. Effect of right ventricular pacing lead site on left ventricular function in patients with high-grade atrioventricular block: results of the protect-pace study[J]. Randomized Controlled Trial, 2015, 36(14):856—862.
- [16] Mizukami A, Narsue Y, Matsue Y, et al. Implications of right ventricular septal pacing for medium-term prognosis: propensity-matched analysis[J]. Int J Cardiol, 2016, 220: 214—218.
- [17] Cheng LT, Zhang JM, Wang ZF, et al. Recent approaches to His-Purkinje system pacing[J]. Chin Med J (Engl), 2019, 132(2):190—196.
- [18] Sharma PS, Dandamudi G, Herweg B, et al. Permanent his-bundle pacing as an alternative to biventricular pacing for cardiac resynchronization therapy: a multicenter experience[J]. Heart Rhythm, 2018, 15(3):413—420.
- [19] Deshmukh A, Lakshmanadoss U, Deshmukh P, et al. Hemodynamics of his bundle pacing[J]. Card Electrophysiol Clin, 2018, 10(3):502—509.
- [20] Besnier F, Labrunée M, Pathak A, et al. Exercise training-induced modification in autonomic nervous system: an update for cardiac patients[J]. Ann Phys Rehabil Med, 2017, 60(1):27—35.
- [21] Fiuza-luces C, Santos-Lozano A, Joyner M, et al. Exercise benefits in cardiovascular disease: beyond attenuation of traditional risk factors[J]. Nat Rev Cardiol, 2018, 15 (12):731—743.