

不同类型腹部支撑对腹型肥胖者腰背部肌群表面肌电信号的影响

https://doi.org/10.12307/2022.347

尚琬迪¹, 王兴泽^{1, 2}, 危小焰¹

投稿日期: 2020-12-23

送审日期: 2020-12-25

采用日期: 2021-01-30

在线日期: 2021-07-15

中图分类号:

R459.9; R319; R-331

文章编号:

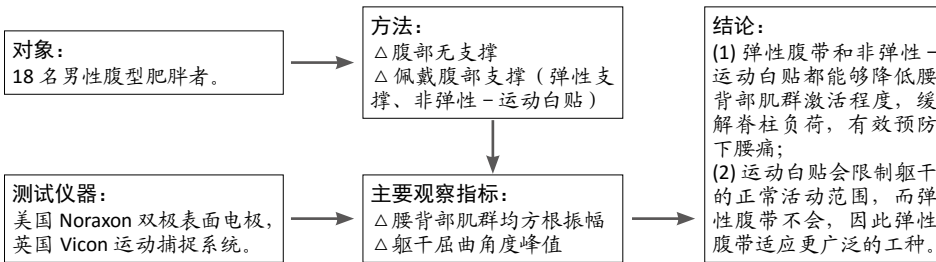
2095-4344(2022)11-01656-06

文献标识码: A

文章快速阅读:

文章特点一

△腹型肥胖者佩戴弹性和非弹性腹部支撑能否降低腰背部肌群激活程度, 预防下腰痛? 能否将腹部支撑推广到人们的日常生活中?



文题释义:

弹性腹带: 由尼龙、氯丁橡胶、氨纶、涤纶、粘胶、二烯弹力纤维制成。试验中将腰带原有的背侧支撑佩戴在受试者的腹侧, 增大腹侧的支撑面积, 同时为了适应肌电信号的采集, 将背侧支撑裁剪为“口”型挖口。

表面肌电信号: 肌肉收缩时伴随的电信号, 能够直接提供肌肉的电学信息, 反映肌肉的收缩力量、协调性及疲劳程度, 是在体表无创检测肌肉活动的重要方法, 可为临床康复治疗提供客观、准确、可靠的检测和评定指标。

摘要

背景: 国内外许多学者研发了多种腰痛防护带, 经过生物力学研究及临床应用等一系列实验, 并无合适的防护带可以为腹型肥胖人群带来明确的益处。

目的: 探究不同类型腹部支撑对腹型肥胖人群躯干屈曲角度峰值及腰背部肌群表面肌电信号的影响。

方法: 招募18名成年男性腹型肥胖者, 在躯干屈伸(非负重)和屈伸搬重物(负重)过程中, 每位受试者均佩戴无支撑、弹性腹带和非弹性-运动白贴三种腹部支撑, 采用Noraxon双极表面肌电设备采集多裂肌、腰部竖脊肌、胸部竖脊肌的肌电信号, 利用Vicon红外摄像头采集躯干屈伸时的运动轨迹。试验方案经上海体育学院伦理委员会批准, 批号: 102772020RT091。

结果与结论: ①多裂肌: 在非负重-伸展阶段, 与无支撑和弹性腹带支撑相比, 运动白贴支撑降低了多裂肌激活程度($P < 0.05$)。在负重-伸展阶段, 与无支撑和运动白贴相比, 弹性腹带支撑显著降低了多裂肌激活程度($P < 0.05$)。②腰部竖脊肌: 在非负重-屈曲阶段, 与运动白贴相比, 弹性腹带显著降低了腰部竖脊肌激活程度($P < 0.05$)。在负重-伸展和屈曲阶段, 与无支撑和运动白贴相比, 弹性腹带均降低了腰部竖脊肌激活程度($P < 0.05$)。③胸部竖脊肌: 在非负重-屈曲阶段, 与无支撑条件相比, 弹性腹带显著降低了胸部竖脊肌激活程度($P < 0.05$)。在负重-屈曲阶段, 弹性腹带和运动白贴均降低了胸部竖脊肌激活程度($P < 0.05$)。在负重-伸展阶段, 与无支撑相比, 运动白贴和弹性腹带降低了胸部竖脊肌激活程度($P < 0.05$); 与运动白贴相比, 弹性腹带降低了胸部竖脊肌激活程度($P < 0.05$)。④运动白贴支撑时的躯干屈曲角度峰值小于无支撑与弹性腹带支撑时($P < 0.05$)。⑤结果表明, 弹性腹带和非弹性-运动白贴均降低了腹型肥胖者腰背部肌群的激活程度, 可能会减缓脊柱受压, 预防腹型肥胖人群下腰痛的发生, 而且弹性腹带不会限制躯干的正常活动范围, 适用范围更广。

关键词: 腰部支撑; 弹性腹带; 运动白贴; 腹型肥胖; 表面肌电; 运动学; 下腰痛

Effects of different types of abdominal support on lumbar-back muscle surface electromyography signals in people with abdominal obesity

Shang Wandī¹, Wang Xingze^{1, 2}, Wei Xiaoyan¹

¹School of Sports Science, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; ²School of Physical Education, Huzhou University, Huzhou 313000, Zhejiang Province, China

Shang Wandī, Master candidate, School of Sports Science, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China

Corresponding author: Wei Xiaoyan, Professor, School of Sports Science, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China

¹上海体育学院运动科学学院, 上海市 200438; ²湖州师范学院体育学院, 浙江省湖州市 313000

第一作者: 尚琬迪, 女, 1993年生, 陕西省宝鸡市人, 汉族, 上海体育学院在读硕士, 主要从事下腰痛的生物力学研究。

通讯作者: 危小焰, 教授, 上海体育学院运动科学学院, 上海市 200438

https://orcid.org/0000-0002-3714-8298 (尚琬迪)

资金支持: 国家重点研发计划(2020YFC2007205), 项目参与者: 危小焰

引用本文: 尚琬迪, 王兴泽, 危小焰. 不同类型腹部支撑对腹型肥胖者腰背部肌群表面肌电信号的影响 [J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(11):1656-1661.



Abstract

BACKGROUND: Scholars at home and abroad have developed various lumbar protective belts on prevention of low back pain. Following series of experiments in biomechanical studies and clinical applications, no suitable belts can provide definite benefit for people with abdominal obesity.

OBJECTIVE: To investigate the effects of several types of abdominal supports on trunk range of motion and surface electromyography of back muscles among subjects with abdominal obesity.

METHODS: Eighteen adult males with abdominal obesity were recruited. Different types of abdominal supports, no taping, elastic abdominal belt and non-elastic athletic white taping were randomly selected during flexion-extension phase of trunk at non-weight-bearing and heavy lifting (weight-bearing). Noranxon bipolar surface electromyography device was used to collected electromyography activities of back muscles, including the multifidus, lumbar erector spinae and thoracic erector spinae muscles. Kinematics of trunk was recorded with a Vicon T40 motion capture system. The protocol was approved by the Ethics Committee of Shanghai University of Sport (approval No. 102772020RT091).

RESULTS AND CONCLUSION: Multifidus: Compared with no taping and elastic abdominal belt, multifidus values of athletic white taping were significantly reduced during extension phase of non-weight-bearing ($P < 0.05$). Additionally, during extension phase of weight-bearing, multifidus values of elastic abdominal belt were significantly lower than no taping and athletic white taping ($P < 0.05$). Lumbar erector spinae: Compared with athletic white taping, lumbar erector spinae values of elastic abdominal belt were significantly decreased during flexion phase of non-weight-bearing ($P < 0.05$). Compared with no taping and athletic white taping, lumbar erector spinae values of elastic abdominal belt were significantly reduced during extension phase of non-weight-bearing and weight-bearing ($P < 0.05$). Thoracic erector spinae: Compared with no taping, thoracic erector spinae values of elastic abdominal belt were significantly reduced during flexion phase of non-weight-bearing ($P < 0.05$). Compared with no taping, thoracic erector spinae values of athletic white taping and elastic abdominal belt were significantly reduced during flexion phase of weight-bearing ($P < 0.05$). Compared with no taping, thoracic erector spinae values of athletic white taping and elastic abdominal belt were significantly reduced during extension phase of weight-bearing ($P < 0.05$), and compared to athletic white taping, thoracic erector spinae values of elastic abdominal belt were significantly reduced ($P < 0.05$). The maximum flexion angle in subjects supported by elastic abdominal belt was less than that in no taping and elastic abdominal belt ($P < 0.05$). The results suggest that both athletic white taping and elastic abdominal belt significantly reduce muscle activation of the back muscles in people with abdominal obesity, thereby potentially slowing spinal load and preventing occurrence of low back pain. Moreover, the elastic abdominal belt will not restrict the normal range of motion of the trunk, allowing for a wider application.

Key words: lumbar support; elastic abdominal belts; athletic taping; abdominal obesity; surface electromyography; kinematics; low back pain

Funding: the National Key Project, No. 2020YFC2007205 (to WXY)

How to cite this article: SAHNG WD, WANG XZ, WEI XY. Effects of different types of abdominal support on lumbar-back muscle surface electromyography signals in people with abdominal obesity. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2022;26(11):1656-1661.

0 引言 Introduction

非特异性下腰痛是45岁以下人群中最常见的疾病^[1],给卫生系统带来昂贵的医疗和社会经济负担^[2]。躯干反复进行屈伸运动或长时间维持某种固定姿势会加剧累积性伤害,从而引发下腰痛等肌肉骨骼系统疾病^[3-5]。肥胖也是全球普遍存在的健康问题,是下腰痛的危险因素之一^[6]。腹型肥胖者腹肌力量差,导致躯干屈肌和伸肌力量不平衡,其腰背部肌群需要承受比普通人更大的负荷来维持身体的力学平衡,因此更易发生劳损。而且腹部脂肪累积使脊柱代偿性过度前凸,以此来抵消施加于腰椎的屈曲力矩,导致脊柱负荷增加,成为椎间盘损伤的前兆^[7-8]。

虽然目前国内外许多学者研发了多种腰痛防护带,以及人体的外骨骼架等躯干外部辅具,但尚无一种腰带因得到广泛认可而被大量用于腹型肥胖人群^[9-11]。而且前人研究中所使用的腰带大部分为腹侧较窄而背侧较宽,较窄的腹侧支撑不仅无法充分支撑腹型肥胖者较弱的腹肌,长期佩戴还会严重挤压其腹腔脏器。因此,此次研究以市场购买的腰带为原料,为了增大腹腔内压和腹部刚度,同时避免腹腔内容物受到严重挤压,作者将腰带原有的较宽的背侧佩戴在受试者的腹部,为了适应肌电信号的采集,将背侧裁剪为“口”型挖口;考虑到运动白贴与皮肤的贴合度更高,无弹性,且具有一定的固定支撑效果^[12],因此也以此为材料制作成非弹性腹带。通过对腹型肥胖者佩戴弹性和非弹性腹部支撑,旨在探究不同类型腹部支撑能否降低腰背部肌群激活程度,为预防下腰痛提供理论依据和可行方法,最终将腹部支撑推广到人们的日常生活中。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 前瞻性研究,采用单因素重复测量方差分析不同类型腹部支撑对表面肌电信号和躯干运动学的影响。

1.2 时间及地点 于2019年12月至2020年9月在上海体育学院运动健身科技省部共建教育部重点实验室完成。

1.3 对象 招募18名无腰痛病史的成年男性腹型肥胖受试者,平均年龄(40.61±9.80)岁,平均身高(171.44±4.34)cm,平均体质量(73.48±3.83)kg,平均腰围(91.06±2.31)cm。试验开始前,参与者填写基本信息并签署知情同意书。试验方案经上海体育学院伦理委员会批准,批号:102772020RT091。

纳入标准:腰围≥90cm;年龄18-60岁,愿意配合者;生命体征稳定;知情且同意参加试验。

排除标准:测试前3个月有背部疼痛;骨盆或脊柱手术史、脊柱侧凸;神经系统疾病;高血压;皮肤过敏或任何干扰正常测试的状况。

1.4 材料 腹部支撑类型介绍见表1。

表1 | 腹部支撑类型

Table 1 | Types of abdominal supports

项目	运动白贴	弹性腹带
厂家	彪盛贸易有限公司(上海)	彪盛贸易有限公司(上海)
批号	LPQS 0001-2018	GB/T29868-2913
型号	LP657	LP919
材质	基布, 100% 棉胶, 聚苯乙烯, 氯化锌	42% 锦纶, 30% 粘纤, 16% 二烯类弹性纤维, 12% 聚酯纤维
适应证	剧烈运动、搬重物	体育运动、久坐久站搬重物
功能	支撑、固定关节肌肉; 限制不正确的关节活动	稳定腰椎、支撑保护肌肉
不良反应	极少发生不良反应, 皮肤敏感者慎用	极少发生不良反应, 皮肤敏感者慎用

实验仪器：美国 Noraxon 表面肌电测试系统，型号：MyoResearch3 3.14.28，采样频率 2 000 Hz，采集腰背部肌群均方根振幅；英国 Vicon 运动捕捉系统，型号：T40，采样频率 200 Hz，采集躯干运动学数据；中国哑铃片，质量 15 kg，厚度 4.2 cm，直径 39 cm，用于负重。

1.5 方法

1.5.1 腹部支撑的设计基础 作者以市场买到的腰带为基础，将腰带原有的腹侧裁剪为 2 个 3 cm 宽的“口”型挖口，将其佩戴在受试者的背部，将腰带原有的背侧支撑佩戴在腹部，命名为“弹性腹带”。基于以上基础，又选取无弹性的运动白贴，以此来探究非弹性和弹性腹部支撑对躯干屈曲角度峰值及腰背部肌群表面肌电信号的影响。以上的设计基于以下理论：

将腰带的背侧佩戴在腹侧的基础：躯干和骨盆区域可视为一个圆柱体，横膈膜在顶端，骨盆底肌在下方，腹肌包裹在前侧，背肌加强后侧^[13]，而且下腰痛不仅与脊柱、椎间盘的受力情况有关，还与腹部负荷、腹内压有关，由于腹型肥胖人群腹肌力量弱，因此无法产生足够的腹内压来稳定脊柱，此时腰背部肌群代偿收缩，久而久之形成累积性劳损，易患下腰痛。针对此类人群，若能找到适当的腹部支撑，便可以增加腹部刚度，在躯干重新建立一个近似圆柱体的压力空间，增大腹腔内压，预防下腰痛的发生。腰带腹侧支撑面积较窄，这种类型的腰带虽然可以增加腹内压，但如果长期挤压腹腔内容物，对腹部脏器损害较大。所以如果增大腹侧的支撑面积，从前向后将腹部支撑侧拉紧，将压力均匀地施加在腹侧，不仅能更充分地增大腹内压，而且对腹部脏器损伤较小，因此本研究将腰带较宽的背侧佩戴在受试者的腹侧。

“口”型挖口的设计基础：腰带的背部支撑面积较大，会覆盖下背部肌群的肌电电极，这会改变电极与肌纤维的相对方向，改变电极与肌肉之间的压力，因此可能影响肌纤维信号输出，研究者无法确定发生变化的肌电信号是佩戴腰带引起的还是腰带对电极施加压力引起^[14]。也有学者在弹性装置上制作适合电极大小的切口，以此来消除压力对信号的影响^[15]，但作者认为此方法并不适合此次研究，因为研究使用双极表面电极，而且采集躯干两侧的肌电信号，因此会出现背部支撑大部分为切口造成的空隙，而且切口之间连接的部分可能也会使电极移动，影响信号采集，因此作者将弹性腹带的背侧设计为“口”型挖口。

1.5.2 佩戴方法 腹部支撑底部均平齐髂前上棘，见图 1。

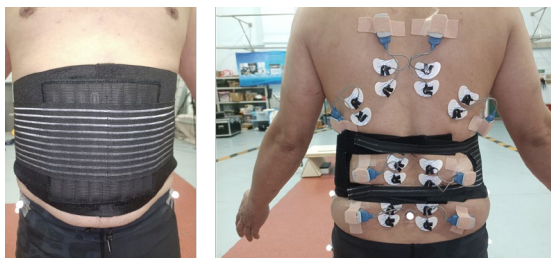


图 1 | 弹性腹带的正面和背侧
Figure 1 | Front and dorsal sides of the elastic abdominal belt

由于运动白贴无弹性，因此在自然拉力下进行^[16]，见图 2。



图 2 | 运动白贴的贴敷方法
Figure 2 | Method of applying athletic taping

1.5.3 试验准备 登记受试者基本信息，要求每名受试者先更换统一的短裤和试验鞋，而后由一名试验人员指导受试者热身 5 min，并讲解动作要求及试验过程中的注意事项，随后带领受试者熟悉动作。试验人员在受试者的躯干、骨盆、下肢等骨性标志上粘贴红外反光球，共 15 个。

采用一次性 Ag-Cl 双电极，电极位置始终由同一位经验丰富的研究人员进行标记，并根据国际标准进行定位。选取的腰背部肌肉分别为躯干两侧多裂肌、腰部竖脊肌、胸部竖脊肌^[17]。放置电极前，首先刮除目标区域皮肤汗毛，使用体积分数 75% 医用乙醇擦拭皮肤，并使用医用胶布固定电极，防止运动时脱落。随后测试肌肉的最大自主等长收缩信号，同步采集表面肌电信号，以用于肌电标准化处理^[18]。

1.5.4 试验方案 将 3 种支撑条件(无支撑、弹性腹带、非弹性-运动白贴)与负重条件(屈伸-非负重、屈伸-负重)组成 6 种测试条件。在测试前，每位受试者以随机抽签的方式决定测试条件的顺序，而后受试者依次完成 6 种测试条件的采集。重复测量 3 次，每次休息 2 min，不同动作之间休息 5 min。

1.5.5 动作要求

屈伸-非负重：受试者直立，双足分开与肩同宽，双手交叉抱于胸前，膝盖伸直。从直立位开始，将节拍器(手机 APP)的速度设定为 60 拍/min(4/4 拍)，要求受试者 4 s 从直立位将躯干屈曲到最大角度，随后在 4 s 内匀速地返回直立位。测试前，实验人员指导受试者练习动作，直至受试者能掌握动作并控制屈伸速度。

屈伸-负重：在屈伸-非负重的动作基础上搬 15 kg 的哑铃片。将哑铃片放在一个高度可调节的凳子上，确保凳子高度加哑铃片的厚度(4.2 cm)约与地面到受试者的膝关节中心点距离相等。

1.6 主要观察指标 利用 Vicon 系统来同步三维运动学和表面肌电信号。对采集的运动学数据进行滤波分析和阶段划分，运动学的截止频率为 6 Hz。采用美国 C-Motion 公司研发的 V3D 三维步态分析软件(版本：3.21.0)建立人体 3D 模型，分别建立躯干、骨盆和大腿等环节，根据躯干在空间坐标系中的绝对角度来确定躯干达到屈曲角度峰值的时刻，以此划分屈伸运动的阶段。躯干从直立位达到屈曲角度峰值的阶段定义为躯干的屈曲阶段，从屈曲峰值角度到直立位的阶段定义为伸展阶段。

利用 MATLAB 软件对原始肌电信号进行 10-500 Hz 的带通滤波处理^[19]，然后进行全波整流。选取均方根振幅值计算，

均方根振幅值代表肌肉激活程度，其数值越大表明肌肉激活越多。将双侧肌肉的均方根振幅取平均值，以代表双侧肌肉激活^[20]。将肌电信号标准化为最大自主等长收缩的百分比。

具体参数如下：①均方根振幅值^[21] = $\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N EMG(i)^2}$ ，其中，i 为表面肌电信号开始时间，N 为表面肌电信号结束时间。

②躯干屈曲角度峰值：为躯干在空间坐标系中的绝对角度。

1.7 统计学分析 所有数据采用SPSS 25.0软件进行统计分析。采用单因素重复测量方差分析不同类型的腹部支撑对表面肌电信号和躯干运动学差异。采用 Bonferroni 事后检验来确定个体的差异。所有数据以 $\bar{x} \pm s$ 的形式表示，设 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 参与者数量分析 共纳入男性腹型肥胖受试者 18 名，受试者无脱落，将全部测试结果纳入分析。

2.2 受试者表面肌电信号数据

2.2.1 支撑条件对多裂肌均方根振幅值的影响 在屈曲阶段，非负重时，不同支撑条件对多裂肌均方根振幅值的影响无显著差异 ($P > 0.05$)；负重时，与无支撑相比，运动白贴支撑时的多裂肌均方根振幅值显著增加 ($P < 0.05$)，见表 2。在伸展阶段，非负重时，与无支撑和弹性腹带支撑相比，运动白贴支撑时多裂肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)；负重时，与无支撑和运动白贴支撑相比，弹性腹带支撑时多裂肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)，见表 2。

表 2 | 不同支撑条件对受试者多裂肌激活特征的影响 ($\bar{x} \pm s, \mu V$)
Table 2 | Effect of different support conditions on activation characteristics of the multifidus muscle

组别	屈曲		伸展	
	非负重	负重	非负重	负重
无支撑	26.68±12.97	44.30±15.41	47.11±11.82	72.60±17.45
运动白贴支撑	29.36±12.44	48.67±14.48 ^a	40.26±12.43 ^a	71.96±18.68
弹性腹带支撑	29.31±11.49	47.72±15.40	46.12±17.11 ^b	65.71±13.25 ^{ab}
P 值	0.061	0.030	0.004	0.006

表注：与无支撑比较，^a $P < 0.05$ ；与运动白贴支撑比较，^b $P < 0.05$

2.2.2 支撑条件对腰部竖脊肌均方根振幅值的影响 在屈曲阶段，非负重时，与运动白贴相比，弹性腹带支撑时腰部竖脊肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)；负重时，不同支撑条件对腰部竖脊肌均方根振幅值的影响无显著差异 ($P > 0.05$)，见表 3。

表 3 | 不同支撑条件对受试者腰部竖脊肌激活特征的影响 ($\bar{x} \pm s, \mu V$)
Table 3 | Effect of different support conditions on activation characteristics of the lumbar erector spinae

组别	屈曲		伸展	
	非负重	负重	非负重	负重
无支撑	16.29±7.79	37.61±12.67	30.96±10.21	59.61±17.50
运动白贴支撑	19.21±6.26	39.53±11.27	31.50±11.15	56.72±16.17
弹性腹带支撑	16.83±5.87 ^b	36.69±11.01	27.70±10.50 ^{ab}	50.05±13.59 ^{ab}
P 值	0.011	0.163	0.007	0.002

表注：与无支撑比较，^a $P < 0.05$ ；与运动白贴支撑比较，^b $P < 0.05$

在伸展阶段，无论是负重还是非负重下，与无支撑和运动白贴支撑相比，弹性腹带支撑时腰部竖脊肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)，见表 3。

2.2.3 支撑条件对胸部竖脊肌均方根振幅值的影响 在屈曲阶段，非负重时，与无支撑条件相比，弹性腹带支撑时胸部竖脊肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)；负重时，弹性腹带和运动白贴支撑时胸部竖脊肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)，见表 4。在伸展阶段，非负重时，不同支撑条件对胸部竖脊肌均方根振幅值的影响有显著差异 ($P < 0.05$)，运动白贴支撑与弹性腹带支撑时胸部竖脊肌均方根振幅值的影响有显著差异 ($P > 0.05$)；负重时，与无支撑相比，运动白贴和弹性腹带支撑时胸部竖脊肌均方根振幅值显著降低 ($P < 0.05$)，弹性腹带支撑时胸部竖脊肌均方根振幅值低于运动白贴支撑时 ($P < 0.05$)，见表 4。

表 4 | 不同支撑条件对受试者胸部竖脊肌激活特征的影响 ($\bar{x} \pm s, \mu V$)
Table 4 | Effect of different support conditions on activation characteristics of the thoracic erector spinae

组别	屈曲		伸展	
	非负重	负重	非负重	负重
无支撑	22.39±11.81	53.17±13.68	19.02±8.13	55.70±14.97
运动白贴支撑	19.68±10.46	47.01±11.80 ^a	17.99±7.30	50.62±13.05 ^a
弹性腹带支撑	16.97±7.20 ^a	45.12±11.95 ^a	16.02±5.77	46.20±10.24 ^{ab}
P 值	0.008	0.004	0.037	0.001

表注：与无支撑比较，^a $P < 0.05$ ；与运动白贴支撑比较，^b $P < 0.05$

2.3 受试者躯干运动学数据 无论是负重还是非负重下，与无支撑条件相比，运动白贴支撑时躯干屈曲角度峰值显著减小 ($P < 0.05$)；与弹性腹带相比，运动白贴支撑时躯干屈曲角度峰值显著减小 ($P < 0.05$)，见表 5。因此，不同类型支撑对躯干屈曲角度峰值的影响表现为无支撑 > 弹性腹带支撑 > 运动白贴支撑。

表 5 | 受试者不同支撑条件下躯干屈曲角度峰值的比较 ($\bar{x} \pm s, ^\circ$)
Table 5 | Comparison of maximum flexion angles of the trunk by different support conditions

条件	无支撑	运动白贴支撑	弹性腹带支撑	P 值
非负重	103.34±8.91	93.15±7.64 ^{ab}	99.04±9.01	0.001
负重	82.27±5.38	78.27±7.94 ^{ab}	80.16±7.67	0.012

表注：与无支撑比较，^a $P < 0.05$ ；与运动白贴支撑比较，^b $P < 0.05$

2.4 不良事件及材料宿主反应 所有参与者试验过程中未发生任何不良事件。

3 讨论 Discussion

研究从腹部支撑的生物力学效应出发，通过增加腰带的腹部支撑面积来增大腹腔内压，期望在不影响躯干正常活动范围的前提下降低腰背部肌群激活程度，从而为预防和缓解下腰痛提供理论依据。研究表明，腰背部肌群激活程度减小时其产生的力矩也减小，从而降低脊柱的压力负荷，预防下腰痛^[22]。目前研究普遍认为腹腔内压增加是腹带缓解腰背部肌群激活程度的机制，尽管此次研究没有直接测量腹腔内压，但作者的发现与普遍认为的理论机制一致。

在躯干屈伸运动时,作者观察到弹性腹带降低了腰背部肌群的激活程度,这在胸部竖脊中最明显,因为躯干屈伸任务的所有阶段其激活程度均降低。然而, LAVENDER 等^[23]发现他们设计的腰带增加了竖脊肌激活程度。结果不一致的原因,一方面可能是此次研究设计的腰带为腹侧窄而背侧宽,腹侧没有充分支撑;另一方面是受试者类型的不同,此次研究中腹型肥胖者腹肌力量弱,不足以提供躯干运动时所需的腹内压,从而导致腰背部肌群代偿收缩。如果通过增加肌肉激活来提供躯干屈伸时所需的腹腔内压,会使肌肉疲劳,导致肌肉能效暂时下降,久而久之易造成肌肉劳损,而且脊柱旁肌群激活增加会压迫椎间盘^[24]。同样地,此次研究发现非弹性-运动白贴也降低了多裂肌和胸部竖脊肌激活程度,但腰部竖脊肌激活程度未受其影响。GRANATA 等^[25]比较了弹性和非弹性腰带的作用,发现只有弹性腰带降低了竖脊肌的激活程度,而非弹性腰带未影响肌肉激活,可能由于他们使用皮革类的非弹性腰带,与躯干的适应性较差,因此无法充分支撑固定躯干^[26],而此次研究使用运动白贴,在固定支撑的基础上也与人体贴合度良好。此外,作者在不同运动阶段发现了不同的结果,在躯干屈曲阶段时,与无支撑相比,佩戴腹部支撑时多裂肌激活程度有增大的趋势,但在伸展阶段时显著降低。屈曲和伸展阶段出现结果不一致的原因可能是躯干前屈时腹部肌群活动较强,背侧肌群活动较弱,后伸时背侧腰椎旁肌激活最多,而且躯干后伸时腰部肌肉的激活程度明显大于躯干前屈时,表明向心运动时腰部肌肉激活程度大于离心运动时^[27]。

另一方面,此次研究结果发现,运动白贴支撑时的躯干屈曲角度峰值减少,这可能导致惯性负荷和躯干伸展力矩降低,因此减少了腰背部肌群激活程度^[28]。运动白贴支撑限制了躯干的正常活动范围,这与前人的研究结果一致^[29-34]。以往的研究在弹性腰带的背侧和腹侧加入钢板,导致腰椎活动明显受限,改变了人体正常的腰椎-骨盆节律。虽然此次研究在腹带中未插入钢板,但可能由于运动白贴无弹性,导致被覆盖的部位无法随意运动,也限制了躯干正常活动范围,因此运动白贴不适合躯干活动范围较大的职业。因为躯干屈曲角度较大时抬起重物的距离延长,伸展躯干的速度加快,导致地面反作用力的垂直分量增大,致使下背部损伤风险增加^[35]。虽然佩戴腹部支撑后没有明显限制躯干活动范围,但长期应用即使是很小的效果也有可能缓解腰椎负荷,预防下腰痛。

当然研究也存在一定的局限,基于设计基础部分提到的理论,对未改造的腰带没有进行对照试验,而且参与者人群也不包括下腰痛患者;未涉及步行、坐-站和躯干侧屈等人体的日常动作模式,只是在生物力学实验室模拟职工的工作环境,而且未探究长时间佩戴腹部支撑的效应,因此还需要大样本、长期观察,以便更好地指导临床。未来的研究应以更广泛的数据库为基础,逐步完善以上的局限。不过作者设计的腹部支撑已初步达到了预想结果,随着关于腰痛外部辅

助实验的不断深入,这种腹部支撑装置可能成为腹肌力量较弱人群预防下腰痛的良好选择。

作者贡献: 试验设计为危小焰、尚琬迪,危小焰、尚琬迪及王兴泽参与试验实施、资料收集,尚琬迪撰写成文,危小焰审核。

经费支持: 该文章接受了“国家重点研发计划(2020YFC2007205)”的资助。所有作者声明,经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

机构伦理问题: 试验方案经上海体育学院伦理委员会批准,批号:102772020RT091

知情同意问题: 受试者对试验知情同意并签署了知情同意书。

写作指南: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明: 该文统计学方法已经上海体育学院生物统计学专家审核。

前瞻性临床研究数据开放获取声明: 文章作者同意:①可以在一定范围内开放研究参与者去标识的个体数据。②可以在一定范围内开放共享文章报告结果部分的去标识个体基础数据,包括正文、表、图及附件。③可以在一些情况下开放研究方案和知情同意书等相关文档。④全文开放获取数据的时间是从文章出版后即刻,并无终止日期。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] MELLOH M, ELFERING A, KÄSER A, et al. What is the best time point to identify patients at risk of developing persistent low back pain? *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2015;28(2):267-276.
- [2] ALONSO-GARCÍA M, SARRIA-SANTAMERA A. The Economic and Social Burden of Low Back Pain in Spain: A National Assessment of the Economic and Social Impact of Low Back Pain in Spain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2020;45(16):E1026-E1032.
- [3] CHOLEWICKI J, IVANCIC PC, RADEBOLD A. Can increased intra-abdominal pressure in humans be decoupled from trunk muscle co-contraction during steady state isometric exertions? *Eur J Appl Physiol.* 2002;87(2):127-133.
- [4] HOOGENDOORN WE, BONGERS PM, DE VET HC, et al. Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2000; 25(23):3087-3092.
- [5] 杨立杰, 欧阳林, 陈鼎伟, 等. 下腰疼痛的生物力学分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2020,24(33):5267-5271.
- [6] DAI H, ALSALHE T, CHALGHAF N, et al. The global burden of disease attributable to high body mass index in 195 countries and territories, 1990-2017: An analysis of the Global Burden of Disease Study. *PLoS Med.* 2020;17(7):e1003198.
- [7] YANG L, MU L, HUANG K, et al. Abdominal adipose tissue thickness measured using magnetic resonance imaging is associated with lumbar disc degeneration in a Chinese patient population. *Oncotarget.* 2016; 7(50):82055-82062.

- [8] HOWARTH SJ, CALLAGHAN JP. Compressive force magnitude and intervertebral joint flexion/extension angle influence shear failure force magnitude in the porcine cervical spine. *J Biomech.* 2012;45(3):484-490.
- [9] MYUNG E, NETO J, MURTA G, et al. ANAMT Technical Guideline (DT 05): prevention of occupational low back pain through back belts, lumbar support or braces. *Rev Bras Med Trab.* 2020;16(4):524-531.
- [10] AMMENDOLIA C, KERR MS, BOMBARDIER C. Back belt use for prevention of occupational low back pain: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005;28(2):128-134.
- [11] CANADIAN TASK FORCE ON PREVENTIVE HEALTH CARE. Use of back belts to prevent occupational low-back pain. Recommendation statement from the Canadian Task Force on Preventive Health Care. *Can Med Assoc J.* 2003;169(3):213-214.
- [12] BOONKERD C, LIMROONGREUNGRAT W. Elastic therapeutic tape: do they have the same material properties? *J Phys Ther Sci.* 2016;28(4):1303-1306.
- [13] MIYAMOTO K, IINUMA N, UEKI S, et al. Effects of abdominal belts on the cross-sectional shape of the trunk during intense contraction of the trunk muscles observed by computer tomography. *Clin Biomech.* 2008;23(10):1220-1226.
- [14] JORGENSEN MJ, MARRAS WS. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. *Clin Biomech.* 2000;15(4):292-294.
- [15] FU W, LIU Y, ZHANG S, et al. Effects of local elastic compression on muscle strength, electromyographic, and mechanomyographic responses in the lower extremity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(1):44-50.
- [16] YEN SC, FOLMAR E, FRIEND KA, et al. Effects of kinesiotaping and athletic taping on ankle kinematics during walking in individuals with chronic ankle instability: A pilot study. *Gait Posture.* 2018;66(1):118-123.
- [17] HUEBNER A, FAENGER B, SCHENK P, et al. Alteration of Surface EMG amplitude levels of five major trunk muscles by defined electrode location displacement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(2):214-223.
- [18] ESCAMILLA R, LEWIS C, PECSON A, et al. Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health.* 2016;8(4):372-379.
- [19] PERCHTHALER D, HAUSER S, HEITKAMP HC, et al. Acute effects of whole-body vibration on trunk and neck muscle activity in consideration of different vibration loads. *J Sports Sci Med.* 2015;14(1):155-162.
- [20] LUDVIG D, PREUSS R, LARIVIERE C. The effect of extensible and non-extensible lumbar belts on trunk muscle activity and lumbar stiffness in subjects with and without low-back pain. *Clin Biomech.* 2019;67(1):45-51.
- [21] MOKHTARINIA H, GHAMARY J, MALEKI-GHAHFAROKHI A, et al. The new "Tehran Back Belt": Design then testing during a simulated sitting task improved biomechanical spine muscle activity. *Health Promot Perspect.* 2019;9(2):115-122.
- [22] KINGMA I, FABER GS, SUWARGANDA EK, et al. Effect of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(22):E833-839.
- [23] LAVENDER S, SHAKEEL K, ANDERSSON G, et al. Effects of a lifting belt on spine moments and muscle recruitments after unexpected sudden loading. *Spine (Phila Pa 1976).* 2000;25(12):1569-1578.
- [24] HEALEY EL, BURDEN AM, MCEWAN I M, et al. The impact of increasing paraspinal muscle activity on stature recovery in asymptomatic people. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(4):749-753.
- [25] GRANATA KP, MARRAS WS, DAVIS KG. Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. *Clin Biomech.* 1997;12(2):107-115.
- [26] YH L, SM K. Effect of belt pressure and breath held on trunk electromyography. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002;27(3):282-290.
- [27] 陈岚岚, 韩晓鸣, 胡飞锋, 等. 不同方式躯干运动时腰部肌肉表面肌电信号特征研究 [J]. *杭州师范大学学报 (自然科学版)*, 2019, 18(5): 555-560.
- [28] MARRAS WS, JORGENSEN MJ, DAVIS KG. Effect of foot movement and an elastic lumbar back support on spinal loading during free-dynamic symmetric and asymmetric lifting exertions. *Ergonomics.* 2000;43(5):653-668.
- [29] CHOLEWICKI J. The effects of lumbosacral orthoses on spine stability: what changes in EMG can be expected? *J Orthop Res.* 2004;22(5):1150-1155.
- [30] KAWCHUK G, EDGEcombe T, WONG A, et al. A non-randomized clinical trial to assess the impact of nonrigid, inelastic corsets on spine function in low back pain participants and asymptomatic controls. *Spine (Phila Pa 1976).* 2015;15(10):2222-2227.
- [31] SHAHVARPOUR A, PREUSS R, SULLIVAN MJL, et al. The effect of wearing a lumbar belt on biomechanical and psychological outcomes related to maximal flexion-extension motion and manual material handling. *Appl Ergon.* 2018;69(1):17-24.
- [32] LARIVIERE C, CARON JM, PREUSS R, et al. The effect of different lumbar belt designs on the lumbopelvic rhythm in healthy subjects. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014;15(1):307.
- [33] GIORCELLI RJ, HUGHES RE, WASSELL JT, et al. The effect of wearing a back belt on spine kinematics during asymmetric lifting of large and small boxes. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26(16):1794-1798.
- [34] BATALLER-CERVERO AV, RABAL-PELAY J, ROCHE-SERUENDO LE, et al. Effectiveness of lumbar supports in low back functionality and disability in assembly-line workers. *Ind Health.* 2019;57(5):588-595.
- [35] KATSUHIRA J, SASAKI H, ASAHARA S, et al. Comparison of low back joint moment using a dynamic 3D biomechanical model in different transferring tasks wearing low back belt. *Gait Posture.* 2008;28(2):258-264.

(责任编辑: GW, ZN, ZJP)