

Comparison of postural sway and duration of the stance phase of gait between male low back pain developers and non-pain developers aged 18 to 30 years

Alghosi M¹, *Seidi F², Mousavi SH³, Karimi K⁴

Authors' Addresses

1. MSc in Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Sports Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran;

2. Associate professor, Department of Sports Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran;

3. Assistant professor, Department of Sports Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran;

4. MSc in Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Sports Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.

*Corresponding author Email: foadseidi@ut.ac.ir

Received: 2022 June 29; Accepted: 2022 July 20

Abstract

Background & Objectives: Being prone to Low Back Pain (LBP) development is a concept in the field of back pain prevention. Those prone to develop LBP show differences in motor control patterns compared to those who are not. Therefore, the present study aimed to compare postural sway and duration of the stance phase of gait between 18-30 years old men prone to LBP and non-prone to LBP.

Methods: The current study was observational and comparative. The statistical population comprised all the students living in the University of Tehran dormitory. Of whom, 33 individuals were selected purposefully based on inclusion and exclusion criteria. The inclusion criteria were as follows: being 18-30 years old men; having body mass index of 18-30 kg/m²; not working in a job in the last 12 months that required prolonged standing, lacking apparent musculoskeletal disorders in the trunk, upper and lower limbs; lacking any visual, vestibular, nervous, muscular, or pain problems affecting the balance; lacking LBP that causes any of the following outcomes: receiving medical interventions, absence of work for more than 3 days, and surgery in the waist, pelvis, and lower limbs. The exclusion criteria were as follows: report of low back pain at the beginning of long standing protocol, not able to complete the study questionnaire, score more than 13 in the Baecke physical activity questionnaire, score more than 13 in Borg scale (almost heavy work), and reluctant to finish the test. The study participants were divided into two groups: prone to develop low back pain (16 patients) and non-prone to develop LBP (17 patients) by performing active hip abduction test and reporting their pain based on the visual analog scale during the prolonged standing protocol. Postural sway and duration of the stance phase of gait were measured using the Biodex balance system and Foot Medisense device. Data analysis was done using the independent t test and Mann-Whitney U test in SPSS version 28 software, at a significance level of $\alpha=0.05$.

Results: The results showed no significant difference between the prone to LBP group and the non-prone group regarding the anterior-posterior stability index, the medial-lateral stability index, and the overall stability index (in both static and dynamic positions for all indexes) and duration of the stance phase of gait between low back pain developers and non-pain developers.

Conclusion: It seems that people prone to develop LBP do not experience any changes in postural sway and duration of stance phase of gait before the onset of low back pain, and these variables may not be able to help identify those who are prone to develop low back pain.

Keywords: Prone to low back pain, Postural sway, Gait, Balance.

مقایسه نوسان پاسچر و مدت زمان فاز سکون راه رفتن بین مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد ۱۸ تا ۳۰ سال

محمد الغوثی^۱، *فواد صیدی^۲، سیدحامد موسوی^۳، کیمیا کریمی^۴

توضیحات نویسندگان

۱. کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران؛

۲. دانشیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران؛

۳. استادیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران؛

۴. کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

*رابطه نامه نویسنده مسئول: foadseidi@ut.ac.ir

تاریخ دریافت: ۸ تیر ۱۴۰۱؛ تاریخ پذیرش: ۲۹ تیر ۱۴۰۱

چکیده

زمینه و هدف: استعداد ابتلا به کمردرد مفهومی در حیطه پیشگیری از بروز کمردرد است. فرد با استعداد در ابتلا به کمردرد دچار تفاوت هایی در کنترل حرکتی درمقایسه با افراد غیرمستعد ابتلا، می شود؛ ازاین رو، هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه نوسان پاسچر و مدت زمان فاز سکون راه رفتن بین مردان مستعد و غیرمستعد برای ابتلا به کمردرد در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود.

روش بررسی: تحقیق حاضر از نوع مشاهده ای و مقایسه ای بود. جامعه تحقیق را دانشجویان مرد ساکن خوابگاه دانشگاه تهران تشکیل دادند که ۳۳ نفر به صورت هدفمند و براساس معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. شرکت کنندگان با اجرای آزمون ابداعی فعال ران و گزارش میزان درد خود، حین اجرای پروتکل ایستادن طولانی مدت در دو گروه افراد مستعد (شانزده نفر) و غیرمستعد ابتلا به کمردرد (هفده نفر) قرار گرفتند. مقایسه نوسان پاسچر و مدت زمان فاز سکون راه رفتن با استفاده از دستگاه های بایودکس و فوت مدیسنس انجام شد. تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۸ و آزمون های تی مستقل و یومن ویتی در سطح معناداری $\alpha=0/05$ صورت گرفت.

یافته ها: نتایج تحقیق نشان داد، بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در متغیر نوسان قدامی خلفی پاسچر (در حالت ایستا و در پویا)، متغیر نوسان داخلی خارجی پاسچر (در حالت ایستا و در پویا)، متغیر نوسان پاسچر کلی (در حالت ایستا و در پویا) و متغیر مدت زمان فاز سکون راه رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد.

نتیجه گیری: به نظر می رسد افراد مستعد ابتلا به کمردرد، پیش از بروز عارضه کمردرد دچار تغییراتی در نوسان پاسچر و مدت زمان یک سیکل راه رفتن نمی شوند و احتمالاً این متغیرها نمی توانند در شناسایی افراد مستعد و همچنین پیشگیری از بروز کمردرد به ما کمک کنند.

کلیدواژه ها: مستعد ابتلا به کمردرد، نوسان پاسچر، راه رفتن، تعادل.

حین فاز تحمل وزن راه رفتن، تغییراتی را در راستای اندام تحتانی ایجاد می‌کند (۲۳). لازم به ذکر است که فاز سکون^{۱۲} راه رفتن به علت تحمل وزن راستای اندام تحتانی و سهیم بودن بخش بیشتری از یک سیکل راه رفتن، نقش پررنگ‌تری دارد (۲۴) و در تحقیقات نیز بیشتر از فاز تاب‌خوردن^{۱۴} مطالعه می‌شود (۲۵).

گلگر و کالاهن به بررسی ایستادن طولانی مدت افراد پرداختند و به این نتیجه رسیدند که کاهش حرکات در کنترل حرکتی افراد مستعد ابتلا به کمردرد، می‌تواند زمینه‌ای برای بروز کمردرد آتی در نظر گرفته شود (۴). گرگوری و کالاهن نیز در پژوهش خود برای شناسایی مکانیزم‌های مرتبط با ایجاد کمردرد، افراد مستعد و غیرمستعد را مطالعه کردند. نتایج حاکی از افزایش میزان فلکشن کمری و کاهش میزان نیروی برشی بین مهره‌های چهارم و پنجم کمری در طول دو ساعت بود (۲۶). همچنین، در تحقیق سورنسن و همکاران بر افراد مستعد ابتلا به کمردرد مشخص شد، افراد مستعد دارای هایپرلوردوزیس کمری هستند و این وضعیت حین ایستادن طولانی مدت می‌تواند به عنوان فاکتور خطری برای ایجاد کمردرد تلقی شود (۲۷). در زمینه تغییرات ایجادشده در الگوی راه رفتن افراد مبتلا به کمردرد تحقیقات بسیاری صورت گرفته است (۲۸، ۲۹)؛ اما در این زمینه در افراد مستعد خلأ زیادی دیده می‌شود. کیف و هیل در تحقیقی راه رفتن افراد با و بدون کمردرد را در مسیری پنج‌متری مطالعه کردند که تفاوت‌های معناداری بین دو گروه در پارامترهای راه رفتن نظیر طول قدم، زمان قدم و سرعت گام مشاهده شد (۳۰). همچنین، هیکس و همکاران به ارزیابی سرعت راه رفتن افراد دارای کمردرد مزمن و افراد بدون کمردرد پرداختند. افراد دارای کمردرد سرعت کمتری را در راه رفتن با سرعت ترجیحی در مقایسه با افراد بدون کمردرد ثبت کردند و مشخص شد این افراد دارای عرض گام کمتری در راه رفتن‌های سریع هستند (۲۸). با مروری بر پیشینه تحقیقات، در حیطه نقص کنترل حرکتی و به‌طور خاص در مطالعات تغییرات کنترل پاسچرال افراد مستعد ابتلا به کمردرد، پژوهش‌های کمی وجود دارد و تفاوت‌های مشاهده شده اندک بوده و نیاز به تحقیقات بیشتر پیشنهاد شده است. از طرفی، تحقیقات زیادی در حوزه راه رفتن به ارزیابی تغییرات متغیرهای زمانی در افراد دارای کمردرد پرداخته است؛ ولی پژوهش مرتبطی در حیطه افراد مستعد ابتلا به کمردرد مشاهده نشد؛ بنابراین، انجام تحقیقی که مدت زمان فاز سکون راه رفتن و نوسان پاسچرال افراد مستعد ابتلا به کمردرد را مطالعه کند، ضروری به نظر می‌رسد؛ از این رو، هدف تحقیق حاضر، مقایسه نوسان پاسچر و مدت زمان فاز سکون در حین راه رفتن بین افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود.

کمردرد^۱ از مشکلات بسیار شایع حیطه اسکلتی عضلانی در سرتاسر جهان است که افراد حداقل یک‌بار در طول عمر آن را تجربه می‌کنند و امکان دارد باعث ایجاد محدودیت در فعالیت‌های روزمره شود (۱). رویکردهای درمانی کمردرد تأکید بیشتری بر خودمدیریتی، درمان‌های جسمانی، روان‌شناسی و برخی از روش‌های تکمیل‌کننده پزشکی به‌جای درمان‌های دارویی و جراحی دارند. تمرکز بیشتر این رویکردها بر درمان‌های فعال مانند برطرف کردن مشکلات روحی‌روانی و پیشرفت در عملکرد است؛ با این حال، تحقیقات کمتری در حیطه پیشگیری از بروز کمردرد وجود دارد که دارای اساس علمی قوی نیستند (۲، ۳). یکی از مفاهیم مهم این حیطه استعداد ابتلا به کمردرد^۲ است. افراد مستعد ابتلا به کمردرد^۳ معمولاً عاری از علائم بالینی کمردرد هستند که پتانسیل تبدیل شدن به افراد دارای کمردرد آتی^۴ را دارند (۴). به‌طور خاص، برای شناسایی این افراد، ویژگی‌های آن‌ها در سه حوزه راستا، فعالیت عضلانی^۵ و الگوهای حرکتی^۶ ارزیابی شده است که در هر سه حوزه تفاوت‌هایی را در مقایسه با افراد غیرمستعد نشان داده‌اند (۸-۵). افراد مستعد ابتلا به کمردرد کنترل حرکتی ضعیفی در حرکات صفحه فرونتال دارند و هم‌انقباضی^۷ افزایش یافته در عضله سرینی میانی در آن‌ها گزارش شده است؛ همچنین، نرخ استراحت^۹ عضله سرینی میانی در این افراد کمتر است. در نهایت ضعف در هم‌انقباضی الگوی فلکشن و اکستنشن تنه نیز در این افراد مشاهده می‌شود. لازم به ذکر است که وجه تمایز مهم‌تر، بین افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد، به وسیله امتیاز مقیاس دیداری در د^{۱۰} طی ایستادن طولانی مدت^{۱۱} و نیز الگوی هم‌انقباضی عضله سرینی میانی تعیین می‌شود (۹، ۱۰).

تحقیقات زیادی نقص کنترل حرکتی^{۱۲} را در افراد دارای کمردرد گزارش کردند (۱۱-۱۳). در این راستا، ارزیابی نوسان پاسچر، به‌عنوان شاخص مهمی از کنترل حرکتی در افراد دارای کمردرد در تحقیقات متعددی مطالعه شده است (۱۴، ۱۵)؛ اما، در حیطه نقص کنترل حرکتی و به‌طور خاص در مطالعات تغییرات کنترل پاسچرال افراد مستعد ابتلا به کمردرد، تحقیقات کمی وجود دارد و تفاوت‌های مشاهده شده اندک بوده و نیاز به پژوهش‌های بیشتر پیشنهاد شده است (۱۶-۱۸). لازم به ذکر است، افراد دارای کمردرد با اختلالات عملکردی متفاوتی ناشی از ضعف در کنترل حرکتی از جمله اختلال در راه رفتن روبه‌رو می‌شوند (۱۹-۲۱). تغییرات کنترل حرکتی در افراد مبتلا به کمردرد در کمربودن دامنه حرکتی لگن، کمربودن بزرگی نیروی عکس‌العمل زمین و تفاوت‌هایی در متغیرهای گام‌برداری (سرعت راه رفتن و طول گام) نمود پیدا می‌کند (۲۱)؛ از این رو، کمردرد و راه رفتن تا حد زیادی به یکدیگر مرتبط است (۲۲). این ارتباط در

⁸ Co-contraction

⁹ Resting rate

¹⁰ Visual Analogue Scale

¹¹ Prolonged standing

¹² Motor control deficit

¹³ Stance phase

¹⁴ Swing phase

¹ Low back pain

² Low back pain development

³ Low back pain developers

⁴ Pre-clinical low back pain population

⁵ Alignment

⁶ Muscle activity

⁷ Movement pattern

۲ روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع مشاهده‌ای و مقایسه‌ای بود. جامعه آماری تحقیق را دانشجویان مرد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد ساکن خوابگاه‌های دانشگاه تهران، تشکیل دادند. تعیین حجم نمونه به منظور مقایسه میانگین‌ها، با استفاده از نرم‌افزار G-Power نسخه ۳/۱ و براساس تحقیقات پیشین (۴،۳۱،۳۲)، با ضریب اطمینان ۰/۹۵، اندازه اثر ۰/۹۵ و توان آزمون ۰/۷ صورت گرفت. با این شرایط، کل حجم نمونه حداقل سی نفر به دست آمد که باتوجه به احتمال ریزش شرکت‌کنندگان این تعداد به مجموع ۳۳ نفر تغییر کرد. شرکت‌کنندگان تحقیق، به‌طور تصادفی به دو گروه افراد مستعد ابتلا به کمردرد (شانزده نفر) و غیرمستعد ابتلا به کمردرد (هفده نفر) تقسیم شدند. معیارهای ورود به تحقیق عبارت بود از: محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال؛ شاخص توده بدنی بین ۱۸ تا ۳۰؛ استخدام‌نبودن در شغل نیازمند به ایستادن ساکن طولانی‌مدت در دوازده ماه اخیر؛ وجودنداشتن ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی مشهود در تنه، اندام فوقانی یا تحتانی؛ وجودنداشتن اختلالات بینایی، دهلیزی، عصبی-عضلانی و هر درد تأثیرگذار بر کنترل تعادل فرد؛ نداشتن سابقه کمردرد منجر به یکی از موارد زیر: دریافت مداخلات پزشکی، غیبت از کار برای بیش از سه روز، جراحی نشدن ناحیه کمری، لگن و اندام تحتانی. معیارهای خروج از تحقیق شامل گزارش علائم کمردرد در ابتدای پروتکل ایستادن طولانی‌مدت، توانایی نداشتن تکمیل پرسش‌نامه، امتیاز بیشتر از ۱۳ در پرسش‌نامه فعالیت بدنی بک^۱، نمره ۱۳ و بیشتر (کار نسبتاً سنگین) در مقیاس بورگ و تمایل نداشتن به اتمام جلسه آزمون بود.

ابزارهای زیر در جمع‌آوری اطلاعات به‌کار رفت.

۱- آزمون ابداعشکن فعال ران^۲: این آزمون اولین بار توسط وانگ و همکاران^۳ در سال ۲۰۰۹ به‌منظور غربالگری اولیه برای شناسایی افراد مستعد ابتلا به کمردرد استفاده شد که توانایی فرد را برای حفظ راستای صحیح لگن و تنه در طول حرکت اندام تحتانی در موقعیت ناپایدار ارزیابی می‌کند. برای اجرای این آزمون از فرد خواسته می‌شود پاهای خود را در حالت کاملاً کشیده و در راستای تنه قرار دهد و به پهلو دراز بکشد. سپس با حفظ کامل این وضعیت، حرکت ابداعشکن ران را انجام دهد. امتیازدهی این آزمون با چهار مقیاس (صفر تا سه) انجام می‌شود: نمره صفر: شرکت‌کننده به‌راحتی حرکت را انجام می‌دهد و اندام‌های تحتانی، لگن، تنه و شانه‌ها در صفحه فرونتال در یک راستا باقی می‌مانند؛ نمره یک: شرکت‌کننده ممکن است در شروع حرکت، لرزش خفیفی از خود نشان دهد؛ اما سریع کنترل بدن را دوباره به دست می‌آورد؛ نمره دو: شرکت‌کننده دارای لرزش درخورتوجه در لگن، چرخش شانه‌ها یا تنه، خم شدن لگن، یا چرخش داخلی عضو دورکننده است و شرکت‌کننده ممکن است نتواند کنترل حرکت را پس از از دست دادن دوباره به دست آورد؛ نمره سه: شرکت‌کننده همان الگوهای

نمره دو را با شدت بیشتر نشان می‌دهد و قادر به بازپس‌گیری کنترل حرکت نیست و ممکن است مجبور باشد از یک دست روی میز برای حفظ تعادل استفاده کند. پایایی بین آزمونگر این آزمون توسط شاه و همکاران در فاصله اطمینان ۰/۸۵ تا ۰/۹۵ برابر با ۰/۸۳ گزارش شد (۳۳). دقت^۴ این آزمون ۰/۸۵ به دست آمد؛ بدین معنا که نتیجه آزمون مثبت به احتمال زیادی فرد مستعد ابتلا به کمردرد را شناسایی می‌کند؛ همچنین حساسیت^۵ آن ۰/۴۱ گزارش شد؛ بدین معنا که با یک نتیجه آزمون منفی غیرمستعدبودن فرد با اطمینان زیاد تأیید نمی‌شود (۳۴).

۲- پروتکل ایستادن طولانی‌مدت^۶: پروتکل ایستادن طولانی‌مدت اولین بار در سال ۲۰۰۷ توسط گرگوری و کالاکن طراحی شد (۲۶). هدف از انجام پروتکل ایستادن طولانی‌مدت، طبقه‌بندی افراد به دو گروه مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد، براساس گزارش درد در مقیاس دیداری درد است. این مقیاس بیانگر یک خط ۱۰ سانتی‌متری چاپ‌شده روی یک تکه کاغذ است که شرکت‌کننده با نشانگرهایی می‌تواند میزان درد خود را روی آن نشان دهد. عدد ۱۰۰ میلی‌متر بیشترین میزان درد و عدد صفر، وضعیت بدون درد را مشخص می‌کند. درجهت کمی‌سازی این روش، چنانچه فرد در حین ایستادن طولانی‌مدت دردی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر را در مقیاس دیداری درد گزارش کند، مستعد ابتلا به کمردرد در نظر گرفته می‌شود (۳۵).

پروتکل دو ساعت ایستادن در کنار یک میز، به‌حالت معمول، در محدوده‌ای ۴۶×۵۰ سانتی‌متری بدون خارج شدن از این محدوده یا تکیه به میز اجرا می‌شود. موقعیت میز پنج الی شش سانتی‌متر پایین‌تر از آرنج فرد، به‌طوری‌که آرنج نوددرجه خم شده است، تنظیم می‌شود. همچنین، حین ایستادن وزن بین دو پا تقسیم می‌گردد و پاها به‌حالت ضربدری در نخواهد آمد. افراد اجازه استفاده از گوشی موبایل یا قطع پروتکل را ندارند و در صورت ضرورت به قطع ایستادن، پروتکل باید در روز دیگر تکرار شود. حین ایستادن از شرکت‌کنندگان خواسته می‌شود که چهار تکلیف خفیف سی‌دقیقه‌ای را با هدف شبیه‌سازی تکالیف شغلی و تحصیلی به‌طور تصادفی اجرا کنند. این تکالیف شامل مرتب‌کردن پازل، بستن پیچ و مهره، پرکردن فرم و انتظار بدون صحبت‌کردن با کسی است (۳۵). لازم به ذکر است که هر پانزده دقیقه از فرد خواسته می‌شود تا میزان دقیق دردی را که احساس می‌کند، با یک خط عمودی ساده روی مقیاس دیداری درد مشخص کند. وانگ و کالاکن تکرارپذیری پروتکل ایستادن طولانی‌مدت را عالی عنوان کردند (۸۰>ICCS) و ۸۳ درصد از شرکت‌کنندگان در تحقیق مذکور گزارش شدت درد مشابه داشتند (۱۸). روایی این پروتکل در تحقیقات حیطة استعداد ابتلا به کمردرد زیاد گزارش شد (نبود گزارش کمی) (۲۶،۳۶).

۳- دستگاه فوت مدیسنس^۷: دستگاه فوت مدیسنس توسط شرکت دانش‌سالار ایرانیان اولین بار در سال ۲۰۱۱ ساخته شد. این دستگاه دارای ابعاد ۴۸×۴۸ سانتی‌متر و ۲۱۱۶ حسگر با رزولوشن ۰/۸

⁶ Prolonged standing protocol

⁷ Foot Medisense

¹ Baecke physical activity questionnaire

² Active hip abduction test

³ Wong et al

⁴ Specificity

⁵ Sensitivity

پایایی و روایی این مقیاس در جوامع ایرانی توسط دهقان و همکاران نیز گزارش شد (ضریب همبستگی با مقیاس ضربان قلب ۰/۸۵) (۴۴).

روند اجرای تحقیق: پس از اعلام آمادگی توسط شرکت‌کنندگان، در ابتدا اندازه‌گیری قد و وزن افراد برای تعیین شاخص توده بدنی صورت گرفت. سپس، ناهنجاری‌های وضعیتی افراد برای حضور در تحقیق، توسط متخصص حرکات اصلاحی ارزیابی شد. با توجه به اینکه نمره بیشتر از ۱۳ در پرسش‌نامه فعالیت بدنی بک، یکی از معیارهای خروج از تحقیق بود، شرکت‌کنندگان این پرسش‌نامه را تکمیل کردند و افراد دارای امتیاز بیشتر از ۱۳ از تحقیق خارج شدند. افراد از روند دقیق اجرای تحقیق آگاهی پیدا کردند و فرم رضایت‌نامه بین شرکت‌کنندگان توزیع و بعد از تکمیل جمع‌آوری شد. پس از پرکردن فرم رضایت‌نامه و اعلام آمادگی، افراد به منظور انجام آزمون ابداکشن فعال ران، توسط آزمونگر، برای غربالگری اولیه و مشخص کردن افراد مستعد و غیرمستعد، فرا خوانده شدند (۳۴). بعد از مشخص شدن افراد مستعد و غیرمستعد، شرکت‌کنندگان با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج شرکت بایودکس، آزمون‌های مربوط به سنجش نوسانات مرکز جرم را در تمامی جهات انجام دادند. این افراد آزمون ثبات پاسچرال را در دو حالت ایستا و پویا به منظور سنجش میزان نوسانات پاسچرال کردند. شرکت‌کنندگان بدون کفش و با چشمان باز درحالی‌که پاها به اندازه عرض شانه از هم فاصله داشت، روی دستگاه ایستادند. برای انجام آزمون در حالت ایستا، سطح پایداری دستگاه روی حالت استاتیک و برای انجام آزمون در حالت پویا، سطح پایداری دستگاه روی هشت قرار گرفت. آزمون اصلی پس از یک مرتبه اجرای آزمون برای آشنایی با روند اجرا، انجام شد. آزمون‌ها در هر حالت سه مرتبه تکرار شدند. هر آزمون بیست ثانیه به طول انجامید که استراحت بین آن‌ها ده ثانیه بود. میانگین نمره شاخص نوسان در سه مرتبه تکرار آزمون، به عنوان امتیاز فرد ثبت شد. سپس، برای اندازه‌گیری مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن با استفاده از دستگاه فوت مدیسنس، فرد در مسیری دوازده‌متری که دستگاه آن قرار داشت، راه رفت (۴۵). قبل از اجرای این مرحله، از فرد خواسته شد تا با سرعت ترجیحی^۷، طوری‌که هیچ توجهی به دستگاه نکند، راه برود. پس از انجام آزمون‌های مربوط به تعادل و راه‌رفتن، افراد به مدت بیست دقیقه روی تخت دراز کشیدند و استراحت کردند. پس از استراحت، از افراد خواسته شد تا احساس واقعی خود را درباره شدت فعلیتی که انجام داده‌اند، بیان کنند. در این شرایط میزان خستگی افراد براساس مقیاس بورگ مشخص شد. سپس، برای اطمینان از نتایج حاصل از آزمون ابداکشن فعال ران، پروتکل ایستادن طولانی مدت اجرا گردید. دلیل انجام پروتکل ایستادن طولانی مدت بعد از آزمون‌های تعادلی و راه‌رفتن، کنترل اثر خستگی ناشی از ایستادن طولانی مدت بر فرایند ارزیابی تعادل و راه‌رفتن بود (جلوگیری از اثر سوء خستگی بر نتایج ایستادن طولانی مدت و گزارش

سانتی‌متر مربع و دقت یک نیوتن است که میزان فشار کف پا را به صورت ایستا و پویا و زمان‌بندی گام‌برداری را به میلی‌ثانیه نمایش می‌دهد. در این تحقیق با راه‌رفتن شرکت‌کنندگان روی دستگاه زمان فاز سکون اندازه‌گیری شد. روایی دستگاه فوت مدیسنس درمقایسه با دستگاه پلت فرم Emed-R توسط شرکت سازنده ۰/۸۱ و پایایی درون‌آزمودنی آن ۰/۸۲ به دست آمد (۳۷).

– دستگاه تعادلی بایودکس^۱: شرکت آمریکایی بایودکس این دستگاه را در سال ۱۹۶۲ ساخت. برای ارزیابی تعادل ایستا و پویا از سیستم تعادلی بایودکس استفاده شد. این دستگاه قابلیت کمی‌سازی توانایی حفظ ثبات پاسچرال را به صورت یک پا و دو پا در سطوح پایدار و ناپایدار در درجات مختلف (درجات پایداری سطح تماس با پای فرد بین ۱ تا ۱۲) دارد. شاخص‌های ثباتی ارائه‌شده توسط سیستم بیانگر میزان انحرافات صفحه از وضعیت افقی است. این شاخص‌ها شامل شاخص ثبات قدامی خلفی^۲، شاخص ثبات داخلی خارجی^۳ و شاخص ثبات کلی^۴ است (۳۸). مقدار پایایی این دستگاه توسط کچیوپ و همکاران زیاد بود و شاخص ثبات کلی ۰/۹۴، شاخص ثبات قدامی خلفی ۰/۹۵ و شاخص ثبات داخلی خارجی ۰/۹۳ به دست آمد (۳۹). همچنین مقدار روایی آن توسط آرنولد و اشمیت زیاد گزارش شد (۴۰).

– پرسش‌نامه فعالیت بدنی بک: این پرسش‌نامه اولین بار توسط بک و همکاران در سال ۱۹۸۲ به منظور دستیابی به شاخصی معنادار در فعالیت جسمانی تهیه شد. ابزاری برای سنجش فعالیت‌های جسمانی است که طیف زمانی دوازده ماه گذشته را شامل می‌شود و در قالب شانزده سؤال به‌روش نمره‌گذاری لیکرت با تمرکز بر فعالیت بدنی در حوزه فعالیت در محل کار، ورزش و اوقات فراغت انجام می‌گیرد. برای هریک از سه خرده‌مقیاس مذکور، یک نمره حاصل می‌شود که نمره نهایی از مجموع سه نمره به دست می‌آید. افراد با نمره‌های کمتر از ۱۳ افراد کم‌فعالیت، با نمره‌های تا ۱۵ افراد با فعالیت جسمانی مناسب و با نمره‌های بیش از ۱۵، افراد با فعالیت بیش‌ازحد محسوب می‌شوند (۴۱). پایایی و روایی پرسش‌نامه فعالیت بدنی بک در جوامع ایرانی توسط رفائی و همکاران به تأیید رسید و مقدار ضریب همبستگی درونی^۵ به دست‌آمده برای این پرسش‌نامه در مجموع ۰/۸۵ و فعالیت فیزیکی هنگام کار ۰/۹۹، فعالیت فیزیکی هنگام ورزش ۰/۹۸ و فعالیت فیزیکی اوقات فراغت ۰/۹۷ گزارش شد (۴۲).

– مقیاس بورگ: این مقیاس اولین بار توسط بورگ در سال ۱۹۶۲ طراحی شد. از این مقیاس برای نرخ‌گذاری میزان تلاش درک‌شده حین کار فیزیکی استفاده می‌شود. این مقیاس از نوع مقیاس‌های نرخ‌گذاری تصویری^۶ (مقیاس لیکرت) است و از عدد ۶ تا ۲۰ درجه‌بندی شده که شامل وضعیت بدون اعمال فشار تا حداکثر فشار است. در این مطالعه وضعیت میزان خستگی افراد براساس مقیاس بورگ مشخص شد. روایی مقیاس بورگ توسط چن و همکاران ۰/۹۰ به دست آمد (۴۳).

⁵ Intra-class Correlation Coefficient

⁶ Rating graphic scale

⁷ Preferential (self-selected) velocity

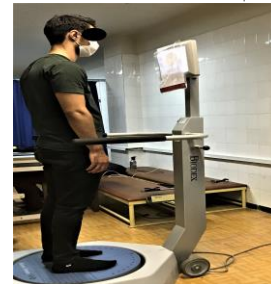
¹ Biodex balance system

² Anterior/posterior stability index

³ Medial/lateral stability index

⁴ Overall stability index

درد زودهنگام و غیرواقعی). در این شرایط، برای بار دوم، طبقه‌بندی افراد به دو گروه مستعد و غیرمستعد توسط پروتکل ایستادن طولانی مدت براساس گزارش خود فرد از میزان درد با استفاده از مقیاس دیداری درد انجام گرفت. چنانچه، نتایج دو آزمون گروه‌بندی افراد برای مشخص کردن افراد مستعد و غیرمستعد ابتدا به کم‌درد متفاوت بود، اطلاعات فرد از تحقیق حذف می‌شد. در انتهای روند اجرایی تحقیق نیز افراد با انجام حرکات کششی فعال به مدت پنج دقیقه عمل سردکردن را انجام دادند.



تصویر ۱. ارزیابی نوسان پاسچر با استفاده از دستگاه بایودکس اطلاعات خام حاصل از اندازه‌گیری متغیرهای تحقیق حاضر، با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۸ تحلیل شد. در بخش آمار

توصیفی، محاسبه میانگین و انحراف معیار همه متغیرها صورت گرفت. بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها به وسیله آزمون شاپیروویلک انجام شد. در بخش آمار استنباطی، آزمون یومن‌وینتی برای مقایسه میانگین‌های دو گروه مستقل در متغیرهای نوسان پاسچر و آزمون تی مقایسه میانگین‌های دو گروه مستقل در متغیر مدت زمان فاز سکون راه رفتن، به کار رفت. در این تحقیق سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

۳ یافته‌ها

مشخصات شرکت‌کنندگان تحقیق شامل سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و نمره فعالیت بدنی در جدول ۱ گزارش شده است. به منظور همگن بودن گروه‌ها از آزمون تی مقایسه میانگین‌های دو گروه مستقل استفاده شد که نشان داد بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود ندارد و گروه‌ها در این متغیرها همگن است.

اطلاعات توصیفی مربوط به متغیر نوسان پاسچر (در جهت‌های قدامی خلفی و داخلی خارجی و کلی) و مدت زمان فاز سکون راه رفتن در گروه‌های مستعد و غیرمستعد ابتدا به کم‌درد در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان در تحقیق

متغیر	گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار	مقدار احتمال
سن (سال)	مستعد ابتدا به کم‌درد	۱۶	۲۴	۳/۰۷	۰/۶۲۱
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	۱۷	۲۴/۴۷	۲/۲۹	
قد (سانتی‌متر)	مستعد ابتدا به کم‌درد	۱۶	۱۸۰/۷۵	۶/۵۷	۰/۸۶۲
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	۱۷	۱۸۰/۴۱	۴/۹۰	
وزن (کیلوگرم)	مستعد ابتدا به کم‌درد	۱۶	۷۶/۴۳	۸/۴۴	۰/۳۲۱
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	۱۷	۸۰/۰۵	۱۱/۹۷	
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	مستعد ابتدا به کم‌درد	۱۶	۲۳/۲۲	۲/۲۴	۰/۱۶۰
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	۱۷	۲۴/۵۵	۳/۰۱	
فعالیت بدنی (نمره پرسش‌نامه فعالیت بدنی بک)	مستعد ابتدا به کم‌درد	۱۶	۹/۸۰	۲/۵۵	۰/۳۱۶
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	۱۷	۱۰/۶۲	۲/۰۱	

جدول ۲. آماره‌های توصیفی متغیرهای کنترل پاسچر و مدت زمان فاز سکون راه رفتن

متغیر	گروه	موقعیت اندازه‌گیری شده	میانگین	انحراف معیار
نوسان پاسچر درجهت قدامی خلفی (درجه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	ایستا	۲/۰۱	۱/۸۵
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	پویا	۱/۲۵	۰/۶۷
نوسان پاسچر درجهت داخلی خارجی (درجه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	ایستا	۱/۵۱	۰/۷۶
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	پویا	۱/۷۴	۱/۲۴
نوسان پاسچر کلی (درجه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	ایستا	۱/۰۶	۰/۹۲
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	پویا	۰/۷۲	۰/۲۷
مدت زمان فاز سکون راه رفتن (ثانیه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	ایستا	۰/۹۷	۰/۵۰
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	پویا	۱/۰۶	۱/۳۰
مدت زمان فاز سکون راه رفتن (ثانیه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	ایستا	۲/۴۸	۱/۸۹
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	پویا	۱/۵۸	۰/۶۳
مدت زمان فاز سکون راه رفتن (ثانیه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	ایستا	۱/۹۴	۰/۸۱
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	پویا	۲/۲۱	۱/۸۲
مدت زمان فاز سکون راه رفتن (ثانیه)	مستعد ابتدا به کم‌درد	-	۰/۵۶	۰/۰۷
	غیرمستعد ابتدا به کم‌درد	-	۰/۵۶	۰/۰۶

همچنین، بررسی آزمون نرمالیتی متغیرهای اصلی تحقیق با استفاده از آزمون شاپیروویلیک انجام شد که توزیع داده‌های نوسان پاسچر غیرطبیعی و توزیع داده‌های مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن طبیعی بود. به‌منظور مقایسه بین گروهی از آزمون یومن‌ویتنی برای متغیرهای نوسان پاسچر و از آزمون تی مقایسه میانگین‌های دو گروه مستقل برای متغیر مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن استفاده شد (جدول‌های ۳ و ۴).

جدول ۳. نتایج آزمون یومن‌ویتنی برای بررسی تفاوت نوسان پاسچر بین مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد

متغیر	موقعیت اندازه‌گیری شده	میانگین رتبه	مقدار U	مقدار احتمال	توان مشاهده شده
نوسان پاسچر درجهت قدامی خلفی (درجه)	ایستا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۷/۵۹	۱۲۶/۵۰	۰/۷۳۲	۰/۱۷۱
	ایستا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۶/۴۴			
نوسان پاسچر درجهت داخلی خارجی (درجه)	پویا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۴/۷۵	۱۰۰/۰۰	۰/۱۹۳	۰/۲۷۲
	پویا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۹/۱۲			
نوسان پاسچر درجهت داخلی خارجی (درجه)	ایستا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۵/۸۸	۱۱۸/۰۰	۰/۵۱۴	۰/۰۶۴
	ایستا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۸/۰۶			
نوسان پاسچر کلی (درجه)	پویا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۵/۹۱	۱۱۸/۵۰	۰/۵۲۵	۰/۱۶۷
	پویا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۸/۰۳			
نوسان پاسچر کلی (درجه)	ایستا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۷/۶۹	۱۲۵/۰۰	۰/۶۹۱	۰/۱۸۴
	ایستا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۶/۳۵			
نوسان پاسچر کلی (درجه)	پویا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۴/۶۹	۹۹/۰۰	۰/۱۸۲	۰/۲۴۴
	پویا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۹/۱۸			

نتایج جدول ۳ نشان می‌دهد، تفاوت معناداری بین میانگین‌های دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در متغیرهای نوسان پاسچر در جهت‌های قدامی خلفی، داخلی خارجی و کلی وجود ندارد.

جدول ۴. نتایج آزمون تی مقایسه میانگین‌های دو گروه مستقل برای بررسی تفاوت بین مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد

متغیر	گروه	میانگین مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن	مقدار تی	مقدار احتمال	توان مشاهده شده
مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن (ثانیه)	مستعد ابتلا به کمردرد	۰/۵۶	۰/۰۳ -	۰/۹۷۶	۰/۰۵۰
	غیرمستعد ابتلا به کمردرد	۰/۵۶			

حین ایستادن راهبردهای عصبی-عضلانی تغییر یافته‌ای را قبل از توسعه درد دارند و این موضوع بیانگر تغییر در مشخصه‌های بیومکانیکی آن‌ها است که می‌تواند به شناسایی زودهنگام این افراد برای جلوگیری از ابتلا به کمردرد در آینده کمک کند (۷). در تحقیقات روی افراد دارای کمردرد مشخص شد، این افراد در مقایسه با افراد بدون کمردرد، دارای افزایش نوسان پاسچر و ضعف در کنترل پاسچر هستند (۴۷)؛ اما، نتایج پژوهش حاضر در راستای تحقیقات پیشین قرار نگرفت و با آن‌ها همخوانی ندارد. شایان ذکر است، نتایج برخی از تحقیقات دیگر تفاوت‌نداشتن متغیرهای کنترل حرکتی بین این دو گروه را نشان می‌دهد؛ همچنین تفاوت‌های مشاهده شده در برخی از پژوهش‌ها اندک است (۱۸، ۴۸-۱۶)؛ البته تحقیقی مشاهده نشد که مستقیم و مستقل از تأثیر ایستادن طولانی مدت بر این متغیرها (کنترل اثر خستگی ناشی از ایستادن طولانی مدت)، نوسان پاسچر را بین این دو گروه مقایسه کند؛ برای مثال، در تحقیق وانگ و همکاران بر افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد، پاسخ‌های بیومکانیکی این دو گروه حین اجرای حرکات عملکردی، پس از اجرای پروتکل ایستادن طولانی مدت باهم

همچنین، نتایج جدول ۴ نشان می‌دهد، تفاوت معناداری بین میانگین‌های دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در متغیر مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن وجود ندارد.

۴ بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه نوسان پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن بین مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود. نتایج تحقیق نشان داد، بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در متغیر نوسان قدامی خلفی پاسچر ($p=0/732$ در حالت ایستا و $p=0/193$ در حالت پویا)، متغیر نوسان داخلی خارجی پاسچر ($p=0/514$ در حالت ایستا و $p=0/525$ در حالت پویا)، متغیر نوسان پاسچر کلی ($p=0/691$ در حالت ایستا و $p=0/182$ در حالت پویا) و متغیر مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن ($p=0/976$) تفاوت معناداری وجود ندارد.

حفظ ثبات و جهت‌گیری بدن نیازمند تعامل پیچیده بین سه عامل اسکلتی، عضلانی و عصبی در حیطه کنترل پاسچر است (۴۶). نلسون-وانگ و همکاران گزارش کردند، افراد مستعد ابتلا به کمردرد

مقایسه شد. نتایج تحقیق نشان داد، در میزان نوسان مرکز فشار بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود. تنها تفاوت دیده شده بین دو جنس این بود که مردان پس از اجرای پروتکل ایستادن طولانی مدت، حین اجرای حرکت ایستادن روی یک پا، دامنه نوسان مرکز فشار بیشتری دارند (۴۸). در پژوهش گلگر و همکاران نیز تغییرات مرکز فشار و انتقال وزن بدن بین پای چپ و راست در افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد نشان داد، تمام شرکت‌کنندگان در طول پروتکل ایستادن طولانی مدت، به‌استثنای مردان مستعد ابتلا به کمردرد که تفاوت‌هایی در برخی از الگوها دارند، دارای افزایش انتقال وزن بدن و کاهش متوسط زمان جابه‌جایی هستند؛ لذا، تفاوت‌های مشاهده شده در کنترل پاسچر را می‌توان به تفاوت در جنسیت نسبت داد (۴۹). طبق مطالعه گلگر و کلاهن، کاهش حرکات ریز در ایستادن طولانی مدت در افراد مستعد ابتلا به کمردرد، می‌تواند زمینه‌ای برای بروز کمردرد آتی در نظر گرفته شود (۴)؛ اما در پژوهش حاضر این تفاوت بین دو گروه معنادار نبود و دلیل آن نیز احتمالاً ارزیابی افراد در حین پروتکل ایستادن طولانی مدت در پژوهش این محققان بود. به عبارتی، به نظر می‌رسد، افراد مستعد ابتلا به کمردرد، صرفاً قبل از ایستادن طولانی مدت، با تفاوت‌هایی در کنترل پاسچر روبه‌رو نمی‌شوند. از دیگر دلایل تفاوت نتایج بین تحقیق گلگر و کلاهن با پژوهش حاضر می‌توان به تفاوت ابزار اندازه‌گیری و احتمالاً حساسیت بیشتر صفحه نیرو در مقایسه با فوت مدیسنس اشاره کرد.

از طرفی، فرایند کنترل پاسچر نیازمند بازیابی حسی حرکات کل بدن، ترکیب اطلاعات حسی و حرکتی به وسیله سیستم عصبی مرکزی و اعمال پاسخ‌های مناسب اسکلتی-عضلانی (از طریق سیستم عصبی پیرامونی) برای برقراری تعادل بین نیروهای ثبات‌دهنده و مغشوش‌کننده است (۴۶). در این زمینه، در تحقیق هوانگ و همکاران پردازش حسی را بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد مقایسه کردند و تفاوتی در پردازش حسی این دو گروه مشاهده نشد. آن‌ها نتیجه گرفتند، احتمالاً اختلال در پردازش حسی، فاکتور خطری برای ایجاد کمردرد نیست (۵۰)؛ بنابراین، به نظر می‌رسد که یافته‌های پژوهش حاضر مبنی بر وجود نداشتن تفاوت معنادار در میزان نوسان پاسچر بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد به‌طور مستقیم یا غیرمستقیم با نتایج این مطالعات همخوانی دارد؛ بنابراین، نتایج تحقیق مبنی بر وجود نداشتن تفاوت در میزان نوسان پاسچر بین مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد از دو دیدگاه بررسی شدنی است.

دیدگاه اول: همان‌طور که به‌طور غیرمستقیم (متغیری به غیر از نوسان پاسچر) در تعداد محدودی از تحقیقات پیشین بیان شده است، تفاوتی در میزان کنترل حرکتی بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد وجود ندارد و احتمالاً متغیر نوسان پاسچر در تحقیق حاضر نمی‌تواند در شناسایی و پیشگیری از عارضه کمردرد به‌کمک کند؛ دیدگاه دوم: براساس سایر تحقیقات ناهمخوان با نتایج پژوهش حاضر، می‌توان عنوان کرد که کنترل حرکتی (در پژوهش حاضر با استفاده از متغیر نوسان پاسچر و در سایر تحقیقات با استفاده از

۱. شناسایی نشدن افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد با ابزارهای دقیق و اتکا به آزمون‌های کیفی و گزارش خود فرد در طبقه‌بندی آن‌ها؛ همان‌طور که در پیشینه تحقیقات بیان شد یکی از ویژگی‌های بارز افراد مستعد ابتلا به کمردرد، افزایش هم‌انقباضی در عضلات سرینی میانی است؛ لذا، استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی برای طبقه‌بندی افراد مستعد یا غیرمستعد می‌تواند در کسب اطمینان از نتایج کمک‌کننده باشد؛

۲. نامناسب بودن دستگاه استفاده شده در اندازه‌گیری متغیرهای مدنظر: رویی و پایایی دستگاه تعادلی بایودکس در تحقیقات مختلف خوب گزارش شده است؛ اما این دستگاه برای سنجش نوسان پاسچر از نوسان چرخشی مرکز ثقل استفاده می‌کند. شاید با استفاده از دستگاه‌های دیگر مانند صفحه نیرو یا سیستم پروکین^۲ که سایر جنبه‌های نوسان پاسچر را می‌سنجند نیز بتوان به نتایج متفاوتی دست پیدا کرد؛

۳. از دلایل دیگر که می‌تواند سبب وجود اختلاف در نتایج تحقیقات باشد، تفاوت‌های بین دو گروه در حین اجرای پروتکل ایستادن طولانی مدت یا بعد از اجرای این پروتکل است؛ اما پژوهش حاضر به تفاوت‌های بین این دو گروه مستقل از پروتکل ایستادن طولانی مدت و قبل از آن پرداخت و از این پروتکل صرفاً برای طبقه‌بندی شرکت‌کننده‌ها در دو گروه مستعد و غیرمستعد بهره گرفت.

در مطالعه کیف و هیل تغییر در پارامترهای راه‌رفتن بین دو گروه دارای تفاوت معناداری بود (۳۰). در پژوهش مذکور، نمونه تحقیقاتی افراد دارای کمردرد مزمن بودند که علت همسوزبودن با پژوهش حاضر را می‌توان در تفاوت نمونه یافت (تفاوت افراد دارای کمردرد و افراد مستعد ابتلا به کمردرد در الگوی راه‌رفتن). در مطالعه بناب و همکاران^۳ تفاوت‌های معنادار در متغیرهای گام‌برداری (سرعت راه‌رفتن و طول گام) افراد مبتلا به کمردرد گزارش شد (به نقل از منبع ۲۱) که با نتایج پژوهش حاضر همسو نیست. دلیل این تفاوت در نتایج، احتمالاً متفاوت بودن دو نمونه تحقیقاتی است؛ زیرا افراد دارای کمردرد حتی دارای نقص تعادل پویا در حرکات روزانه هستند (نظیر راه‌رفتن). همچنین، همکاران سرعت کمتر راه‌رفتن افراد دارای کمردرد را در مقایسه با افراد بدون کمردرد گزارش کردند (۲۸). سانگ و دنیل نیز به بررسی شاخص تقارن حرکتی الگوی راه‌رفتن بین افراد با و بدون کمردرد پرداختند. نتایج پژوهش نشان‌دهنده وجود تفاوت معنادار در زمان مرحله تحمل وزن و حمایت دوگانه راه‌رفتن بین دو گروه بود. در تفسیر این تحقیقات، طولانی‌تر شدن مرحله تحمل وزن را می‌توان راهبردی اجتنابی از درد دانست (۵۱)؛ همان‌طور که در این پژوهش‌ها ملاحظه شد، در بسیاری از تحقیقات تفاوت در متغیرهای

³ Bonab et al

¹ Force plate

² ProKin system

فضایی زمانی راه رفتن بین دو گروه افراد با و بدون کمردرد وجود دارد؛ لذا، این احتمال داده شد که تفاوت‌های مذکور در دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد نیز مشاهده شود؛ اما، نتایج تحقیق این فرضیه را رد کرد. علاوه بر دلایل مذکور، یکی از دلایلی که می‌توان برای توجیه نتایج این فرضیه بیان کرد این است که افراد مستعد ابتلا به کمردرد هنوز دردی در ناحیه کمری خود حس نمی‌کنند؛ لذا، تغییری در الگوی راه رفتن خود نیز به وجود نمی‌آورند؛ با این حال با وجود خلأ بسیار در این زمینه انجام تحقیقات بیشتر ضروری است. از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر کم بودن حجم نمونه تحقیق بود که پیشنهاد می‌شود محققان در پژوهش‌های بعدی از حجم نمونه بیشتری استفاده کنند.

۵ نتیجه‌گیری

باتوجه به پژوهش تحقیق حاضر مبنی بر وجودنداشتن تفاوت معنادار در میزان نوسان قدامی خلفی، نوسان داخلی-خارجی و نوسان کلی پاسجر در دو گروه مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد و نیز وجودنداشتن تفاوت معنادار در مدت زمان فاز سکون راه رفتن بین دو گروه، به نظر می‌رسد این متغیرها پیش از بروز عارضه کمردرد در افراد ایجاد نمی‌شوند و نمی‌توانند به شناسایی افراد مستعد و همچنین پیشگیری از بروز کمردرد کمک کنند.

۶ تشکر و قدردانی

بدین وسیله از زحمات اساتید محترم گروه بهداشت و طب ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، شرکت‌کنندگانی که در این تحقیق ما را یاری کردند و جناب آقای یونس مصدق، تشکر و قدردانی می‌شود.

۷ بیانیه‌ها

تأییدیه اخلاقی و رضایت‌نامه

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورعمل کمیته اخلاق دانشگاه تهران در نظر گرفته شد. همچنین کد اخلاق به شماره IR.UT.SPORT.REC.1400.019 دریافت شد.

منابع مالی

مقاله حاضر براساس پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی آقای محمد الغوثی به راهنمایی دکتر فواد صیدی و مشاوره دکتر سیدحامد موسوی است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، در این مقاله تعارض منافی وجود ندارد.

References

1. Ng JY, Mohiuddin U, Azizudin AM. Clinical practice guidelines for the treatment and management of low back pain: a systematic review of quantity and quality. *Musculoskelet Sci Pract.* 2021;51:102295. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2020.102295>
2. Steffens D, Maher CG, Pereira LSM, Stevens ML, Oliveira VC, Chapple M, et al. Prevention of low back pain: a systematic review and meta-analysis. *JAMA Intern Med.* 2016;176(2):199–208. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2015.7431>
3. Foster NE, Anema JR, Cherkin D, Chou R, Cohen SP, Gross DP, et al. Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *The Lancet.* 2018;391(10137):2368–83. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30489-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30489-6)
4. Gallagher KM, Callaghan JP. Early static standing is associated with prolonged standing induced low back pain. *Hum Mov Sci.* 2015;44:111–21. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.019>
5. Gallagher KM. The relationships of prolonged standing induced low back pain development with lumbopelvic posture and movement patterns. *UWSpace*; 2014.
6. Viggiani D, Gallagher KM, Sehl M, Callaghan JP. The distribution of lumbar intervertebral angles in upright standing and extension is related to low back pain developed during standing. *Clinical Biomechanics.* 2017;49:85–90. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.09.003>
7. Nelson-Wong E, Alex B, Csepe D, Lancaster D, Callaghan JP. Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clinical Biomechanics.* 2012;27(10):994–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.007>
8. Shin SS, Yoo WG. Lumbar movement dysfunction based on movement control impairment classification system in those who do and do not develop transient low back pain during prolonged sitting. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020;43(5):429–36. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.01.004>
9. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? a multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(2):256–63. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.04.009>
10. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to an exercise intervention. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1125–33. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.007>
11. Cregg AC. Changes in spinal posture, muscle activation, center of pressure and discomfort while standing with different footrest heights during a standardized computer task [Thesis for MSc]. [Ontario, Canada]: Faculty of Health Sciences, University of Ontario Institute of Technology; 2018.
12. Hodges P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res.* 2001;141(2):261–6. <https://doi.org/10.1007/s002210100873>
13. Van Dieën JH, Flor H, Hodges PW. Low-back pain patients learn to adapt motor behavior with adverse secondary consequences. *Exerc Sport Sci Rev.* 2017;45(4):223–9. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000121>
14. Hamaoui A, Do MC, Buisset S. Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. *Neurosci Lett.* 2004;357(2):135–8. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2003.12.047>

15. Zemková E, Ďurinová E, Džubera A, Chochol J, Koišová J, Šimonová M, et al. Simultaneous measurement of centre of pressure and centre of mass in assessing postural sway in healthcare workers with non-specific back pain: protocol for a cross-sectional study. *BMJ Open*. 2021;11(8):e050014. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2021-050014>
16. Wall R, Läubli T, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B. Associations between low back muscle activity, pelvic movement and low back discomfort development during prolonged standing – an exploratory laboratory study. *Int J Ind Ergon*. 2019;72:380–9. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2019.07.001>
17. Sorensen CJ, Johnson MB, Norton BJ, Callaghan JP, Van Dillen LR. Asymmetry of lumbopelvic movement patterns during active hip abduction is a risk factor for low back pain development during standing. *Hum Mov Sci*. 2016;50:38–46. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.10.003>
18. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Repeatability of clinical, biomechanical, and motor control profiles in people with and without standing-induced low back pain. *Rehabil Res Pract*. 2010;2010:1–9. <https://doi.org/10.1155/2010/289278>
19. Steele J, Bruce-Low S, Smith D, Jessop D, Osborne N. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(10):1131–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.09.013>
20. Al-Obaidi SM, Al-Zoabi B, Al-Shuwaie N, Al-Zaabie N, Nelson RM. The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. *Int J Rehabil Res*. 2003;26(2):101–8. <https://doi.org/10.1097/01.mrr.0000070750.63544.06>
21. Carvalho AR, Briani RV, Bertor WRR, Svistalski JR, Andrade A, Peyré-Tartaruga LA. Chronic low back pain and walking speed: effects on the spatiotemporal parameters and in gait variability. *Br J P*. 2019;2(4). <https://doi.org/10.5935/2595-0118.20190063>
22. Bird AR, Payne CB. Foot function and low back pain. *The Foot*. 1999;9(4):175–80. <https://doi.org/10.1054/foot.1999.0563>
23. Madadi-Shad M, Jafarnehadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: a double-blind, randomized controlled trial. *Gait & Posture*. 2020;76:339–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.026>
24. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. Second edition. Thorofare, NJ: Slack; 2010.
25. Luximon A. *Handbook of footwear design and manufacture*. Woodhead Publishing; 2013.
26. Gregory DE, Callaghan JP. Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: an investigation of possible mechanisms. *Gait Posture*. 2008;28(1):86–92. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.005>
27. Sorensen CJ, Norton BJ, Callaghan JP, Hwang CT, Van Dillen LR. Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? *Man Ther*. 2015;20(4):553–7. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.001>
28. Hicks GE, Sions JM, Coyle PC, Pohlig RT. Altered spatiotemporal characteristics of gait in older adults with chronic low back pain. *Gait Posture*. 2017;55:172–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.027>
29. Rum L, Brasiliano P, Vannozzi G, Laudani L, Macaluso A. Non-specific chronic low back pain elicits kinematic and neuromuscular changes in walking and gait termination. *Gait Posture*. 2021;84:238–44. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.005>
30. Keefe FJ, Hill RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain*. 1985;21(2):153–61. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(85\)90285-4](https://doi.org/10.1016/0304-3959(85)90285-4)
31. Misir A, Kizkapan TB, Tas SK, Yildiz KI, Ozcamdalli M, Yetis M. Lumbar spine posture and spinopelvic parameters change in various standing and sitting postures. *Eur Spine J*. 2019;28(5):1072–81. <https://doi.org/10.1007/s00586-018-5846-z>
32. Gallagher KM, Abbott L, Callaghan JP. Pain symptoms are reported earlier than quantitative measures of low back pain during prolonged standing. *Work*. 2020;67(1):149–55. <https://doi.org/10.3233/WOR-203260>
33. Shah M, Aaron P, Solomen S. Inter-rater and intra-rater reliability of active hip abduction test for standing induced low back pain. *Physiother Res Int*. 2015;3(5):1258–62. <http://dx.doi.org/10.16965/ijpr.2015.187>
34. Nelson-Wong E, Flynn T, Callaghan JP. Development of active hip abduction as a screening test for identifying occupational low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39(9):649–57. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.3093>
35. Park J. *Assessing pre-existing movement and muscular recruitment differences in prolonged standing, transient low back pain developers compared to non-pain developers* [Thesis for MSc]. [Waterloo, Canada]: University of Waterloo; 2018.
36. Sorensen CJ, Johnson MB, Callaghan JP, George SZ, Van Dillen LR. Validity of a paradigm for low back pain symptom development during prolonged standing. *Clin J Pain*. 2015;31(7):652–9. <https://doi.org/10.1097/AJP.000000000000148>
37. Mosadegh N, Nasiri M, Ghadimi Kalate G, Alghosi M. Cognitive task on stance phase timing of walking in multiple sclerosis patients. *Middle Eastern Journal of Disability Studies*. 2019;9:83. [Persian] <http://jdisabilstud.org/article-1-1086-en.html>
38. Sung ES, Kim JH. Relationship between ankle range of motion and Biodex Balance System in females and males. *J Exerc Rehabil*. 2018;14(1):133–7. <https://doi.org/10.12965/jer.35146.573>
39. Cachupe WJC, Shifflett B, Kahanov L, Wughalter EH. Reliability of biodex balance system measures. *Meas Phys Educ Exerc Sci*. 2001;5(2):97–108. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0502_3
40. Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *J Athl Train*. 1998;33(4):323–7.
41. Baecke JA, Burema J, Frijters JE. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr*. 1982;36(5):936–42. <https://doi.org/10.1093/ajcn/36.5.936>
42. Rafaei P, Lajevardi L, Kamali M, Azad A, Yazdani AH, Amini P. Face validity and test-retest reliability of Persian version of Baecke Physical Activity Questionnaire in patients with low back pain. *Middle Eastern Journal of Disability Studies*. 2017;7:24. [Persian] <http://jdisabilstud.org/article-1-636-en.html>
43. Chen MJ, Fan X, Moe ST. Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. *J Sports Sci*. 2002;20(11):873–99. <https://doi.org/10.1080/026404102320761787>

44. Dehghan H, Parvari R, Habibi E, Marasi MR. Barrasi revaei va payei noskheye Farsi PRE Borg dar do meghyas 0–10 va 6–20 [Checking the validity and reliability of the Persian version of Borg’s RPE in two scales 0–10 and 6–20]. In: The 7th National Professional Health Conference [Internet]. Qazvin; 2013. [Persian]
45. Davis AM, Bridge P, Miller J, Nelson-Wong E. Interrater and intrarater reliability of the Active Hip Abduction Test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(12):953–60. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3684>
46. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: translating research into clinical practice.* Philadelphia, Pennsylvania, United States: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
47. Yodchaisarn W, Puntumetakul R, Emasithi A, Boucaut R, Chatchawan U. Altered postural sway during quiet standing in women with clinical lumbar instability. *J Phys Ther Sci.* 2018;30(8):1099–102. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.1099>
48. Nelson-Wong E, Howarth SJ, Callaghan JP. Acute biomechanical responses to a prolonged standing exposure in a simulated occupational setting. *Ergonomics.* 2010;53(9):1117–28. <https://doi.org/10.1080/00140139.2010.500400>
49. Gallagher KM, Nelson-Wong E, Callaghan JP. Do individuals who develop transient low back pain exhibit different postural changes than non-pain developers during prolonged standing? *Gait Posture.* 2011;34(4):490–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.025>
50. Hwang CT, Van Dillen LR, Haroutounian S. Do changes in sensory processing precede low back pain development in healthy individuals? *Clin J Pain.* 2018;34(6):525–31. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000563>
51. Sung PS, Danial P. A kinematic symmetry index of gait patterns between older adults with and without low back pain. *Spine.* 2017;42(23):1350–6. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002161>