MEJDS. 2022; 12:79.

Published online 2022 Aug. **Original Article**

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 M[1], *Seidi F[2], Mousavi SH[3], Karimi K[4]

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/m^2; 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 α=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.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

Copyright © 2022, MEJDS. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

مجله مطالعات ناتوانی ۱۴۰۱؛ (۱۲):۷۹.

انتشار برخط مرداد ۱۴۰۱ مقاله پژوهشی اصیل

مقایسهٔ نوسان پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن 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. کارشناسی‌ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران؛

۲. دانشیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران؛

۳. استادیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران؛

۴. کارشناسی‌ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

*رایانامهٔ نویسندهٔ 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 حیطهٔ پیشگیری از بروز کمردرد است. فرد با استعداد در ابتلا به کمردرد دچار تفاوت‌هایی در کنترل حرکتی درمقایسه با افراد غیرمستعد ابتلا، می‌شود؛ ازاین‌رو، هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسهٔ نوسان پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن بین مردان مستعد و غیرمستعد برای ابتلا به کمردرد در دامنهٔ سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود.

روش‌بررسی: تحقیق حاضر از نوع مشاهده‌ای و مقایسه‌ای بود. جامعهٔ تحقیق را دانشجویان مرد ساکن خوابگاه دانشگاه تهران تشکیل دادند که ۳۳ نفر به‌صورت هدفمند و براساس معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. شرکت‌کنندگان با اجرای آزمون ابداکشن فعال ران و گزارش میزان درد خود، حین اجرای پروتکل ایستادن طولانی‌مدت در دو گروه افراد مستعد (شانزده نفر) و غیرمستعد ابتلا به کمردرد (هفده نفر) قرار گرفتند. مقایسهٔ نوسان پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن با استفاده از دستگاه‌های بایودکس و فوت مدیسنس انجام شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۸ و آزمون‌های تی مستقل و یومن‌ویتنی در سطح معناداری α=۰/۰۵ صورت گرفت.

یافته‌ها: نتایج تحقیق نشان داد، بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در متغیر نوسان قدامی‌خلفی پاسچر (در حالت ایستا و در پویا)، متغیر نوسان داخلی‌خارجی پاسچر (در حالت ایستا و در پویا)، متغیر نوسان پاسچر کلی (در حالت ایستا و در پویا) و متغیر مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد.

نتیجه‌گیری: به‌نظر می‌رسد افراد مستعد ابتلا به کمردرد، پیش از بروز عارضهٔ کمردرد دچار تغییراتی در نوسان پاسچر و مدت‌زمان یک سیکل راه‌رفتن نمی‌شوند و احتمالاً این متغیرها نمی‌توانند در شناسایی افراد مستعد و همچنین پیشگیری از بروز کمردرد به ما کمک کنند.

کلیدواژه‌ها: مستعد ابتلا به کمردرد، نوسان پاسچر، راه‌رفتن، تعادل.

حق انتشار محفوظ است © ۱۴۰۱، مجله مطالعات ناتوانی. این یک مقاله با دسترسی آزاد است که تحت مجوز اختیار_غیرتجاری ۴/۰ بین‌المللی (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.fa) منتشر شده است که به شما اجازه می‌دهد که مواد منتشر شده در این مقاله را با شرط ارجاع مناسب به نسخهٔ اصلی، به‌طور غیرتجاری نسخه‌برداری و توزیع کنید.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

۱ مقدمه

کمردرد[1] از مشکلات بسیار شایع حیطهٔ اسکلتی‌عضلانی 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 تکمیل‌کنندهٔ پزشکی به‌جای درمان‌های دارویی و جراحی دارند. تمرکز بیشتر این رویکردها بر درمان‌های فعال مانند برطرف‌کردن مشکلات روحی‌روانی و پیشرفت در عملکرد است؛ بااین‌حال، تحقیقات کمتری در حیطهٔ پیشگیری از بروز کمردرد وجود دارد که دارای اساس علمی قوی نیستند (۲،۳). یکی از مفاهیم مهم این حیطه استعداد ابتلا به کمردرد[2] است. افراد مستعد ابتلا به کمردرد[3] معمولاً عاری از علائم بالینی کمردرد هستند که پتانسیل تبدیل‌شدن به افراد دارای کمردرد آتی[4] را دارند (۴). به‌طور خاص، برای شناسایی این افراد، ویژگی‌های آن‌ها در سه حوزهٔ راستا[5]، فعالیت عضلانی[6] و الگوهای حرکتی[7] ارزیابی شده است که در هر سه حوزه تفاوت‌هایی را درمقایسه با افراد غیرمستعد نشان داده‌اند (۸ـ۵). افراد مستعد ابتلا به کمردرد کنترل حرکتی ضعیفی در حرکات صفحهٔ فرونتال دارند و هم‌انقباضی[8] افزایش‌یافته در عضلهٔ سرینی میانی در آن‌ها گزارش شده است؛ همچنین، نرخ استراحت[9] عضلهٔ سرینی میانی در این افراد کمتر است. درنهایت 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 غیرمستعدِ ابتلا به کمردرد، به‌وسیلهٔ امتیاز مقیاس دیداری در د[10] طی ایستادن طولانی‌مدت[11] و نیز الگوی هم‌انقباضی عضلهٔ سرینی میانی تعیین می‌شود (۹،۱۰).

تحقیقات زیادی نقص کنترل حرکتی[12] را در افراد دارای کمردرد گزارش کردند (۱۳ـ۱۱). 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 حیطهٔ نقص کنترل حرکتی و به‌طور خاص در مطالعات تغییرات کنترل پاسچرال افراد مستعد ابتلا به کمردرد، تحقیقات کمی وجود دارد و تفاوت‌های مشاهده‌شده اندک بوده و نیاز به پژوهش‌های بیشتر پیشنهاد شده است (۱۸-۱۶). لازم به ذکر است، افراد دارای کمردرد با اختلالات عملکردی متفاوتی ناشی‌از ضعف در کنترل حرکتی ازجمله اختلال در راه‌رفتن روبه‌رو می‌شوند (۲۱ـ۱۹). تغییرات کنترل حرکتی در افراد مبتلا به کمردرد در کمتربودن دامنهٔ حرکتی لگن، کمتربودن بزرگی نیروی عکس‌العمل زمین و تفاوت‌هایی در متغیرهای گام‌برداری (سرعت راه‌رفتن و طول گام) نمود پیدا می‌کند (۲۱)؛ ازاین‌رو، کمردرد و راه‌رفتن تاحد زیادی به یکدیگر مرتبط است (۲۲). این ارتباط در حین فاز تحمل وزن راه‌رفتن، تغییراتی را در راستای اندام تحتانی ایجاد می‌کند (۲۳). لازم به ذکر است که فاز سکون[13] راه‌رفتن به‌علت تحمل وزن راستای اندام تحتانی و سهیم‌بودن بخش بیشتری از یک سیکل راه‌رفتن، نقش پررنگ‌تری دارد (۲۴) و در تحقیقات نیز بیشتر از فاز تاب‌خوردن[14] مطالعه می‌شود (۲۵).

گلگر و کالاهن به بررسی ایستادن طولانی‌مدت 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 حاکی‌از 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 طولانی‌مدت می‌تواند به‌عنوان فاکتور خطری برای ایجاد کمردرد تلقی شود (۲۷). در زمینهٔ تغییرات ایجادشده در الگوی راه‌رفتن 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 راه‌رفتن افراد با و بدون کمردرد را در مسیری پنج‌متری مطالعه کردند که تفاوت‌های معناداری بین دو گروه در پارامترهای راه‌رفتن نظیر طول قدم، زمان قدم و سرعت گام مشاهده شد (۳۰). همچنین، هیکس و همکاران به ارزیابی سرعت راه‌رفتن افراد دارای کمردرد مزمن و افراد بدون کمردرد پرداختند. افراد دارای کمردرد سرعت کمتری را در راه‌رفتن با سرعت ترجیحی در مقایسهٔ با افراد بدون کمردرد ثبت کردند و مشخص شد این افراد دارای عرض گام کمتری در راه‌رفتن‌های سریع هستند (۲۸). با مروری بر پیشینهٔ تحقیقات، در حیطهٔ نقص کنترل حرکتی و به‌طور خاص در مطالعات تغییرات کنترل پاسچرال افراد مستعد ابتلا به کمردرد، پژوهش‌های کمی وجود دارد و تفاوت‌های مشاهده‌شده اندک بوده و نیاز به تحقیقات بیشتر پیشنهاد شده است. ازطرفی، تحقیقات زیادی در حوزهٔ راه‌رفتن به ارزیابی تغییرات متغیرهای زمانی در افراد دارای کمردرد پرداخته است؛ ولی پژوهش مرتبطی در حیطهٔ افراد مستعد ابتلا به کمردرد مشاهده نشد؛ بنابراین، انجام تحقیقی که مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن و نوسان پاسچر افراد مستعد ابتلا به کمردرد را مطالعه کند، ضروری به‌نظر می‌رسد؛ ازاین‌رو، هدف تحقیق حاضر، مقایسهٔ نوسان پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون در حین راه‌رفتن بین افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در دامنهٔ سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود.

[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
[8] Co-contraction
[9] Resting rate
[10] Visual Analogue Scale
[11] Prolonged standing
[12] Motor control deficit
[13] Stance phase
[14] Swing phase

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

۲ روش‌بررسی

پژوهش حاضر از نوع مشاهده‌ای و مقایسه‌ای بود. جامعهٔ آماری تحقیق را دانشجویان مرد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد ساکن خوابگاه‌های دانشگاه تهران، تشکیل دادند. تعیین حجم نمونه به‌منظور مقایسهٔ میانگین‌ها، با استفاده از نرم‌افزار G-Power نسخهٔ ۳/۱ و براساس تحقیقات پیشین (۴،۳۱،۳۲)، با ضریب اطمینان ۰/۹۵، اندازهٔ اثر ۰/۹۵ و توان آزمون ۰/۷ صورت گرفت. با این شرایط، کل حجم نمونه حداقل سی نفر به‌دست 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: محدودهٔ سنی ۱۸ تا ۳۰ سال؛ شاخص تودهٔ بدنی بین ۱۸ تا ۳۰؛ استخدام‌نبودن در شغل نیازمند به ایستادن ساکن طولانی‌مدت در دوازده ماه اخیر؛ وجودنداشتن ناهنجاری‌های اسکلتی‌عضلانی مشهود در تنه، اندام فوقانی یا تحتانی؛ وجودنداشتن اختلالات بینایی، دهلیزی، عصبی‌عضلانی و هر درد تأثیرگذار بر کنترل تعادل فرد؛ نداشتن سابقهٔ کمردرد منجربه یکی از موارد زیر: دریافت مداخلات پزشکی، غیبت از کار برای بیش از سه روز، جراحی‌نشدن ناحیهٔ کمری، لگن و اندام تحتانی. معیارهای خروج از تحقیق شامل گزارش علائم کمردرد در ابتدای پروتکل ایستادن طولانی‌مدت، توانایی‌نداشتن تکمیل پرسش‌نامه، امتیاز بیشتر از ۱۳ در پرسش‌نامهٔ فعالیت بدنی بک[1]، نمرهٔ ۱۳ و بیشتر (کار نسبتاً سنگین) در مقیاس بورگ و تمایل‌نداشتن به اتمام جلسهٔ آزمون بود.

ابزارهای زیر در جمع‌آوری اطلاعات به‌کار رفت.

ـ آزمون ابداکشن فعال ران[2]: این آزمون اولین‌بار توسط وانگ و همکاران[3] 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 ابداکشن ران را انجام دهد. امتیازدهی این آزمون با چهار مقیاس (صفر تا سه) انجام می‌شود: نمرهٔ صفر: شرکت‌کننده به‌راحتی حرکت را انجام می‌دهد و اندام‌های تحتانی، لگن، تنه و شانه‌ها در صفحهٔ فرونتال در یک راستا باقی می‌مانند؛ نمرهٔ یک: شرکت‌کننده ممکن است در شروع حرکت، لرزش خفیفی از خود نشان دهد؛ اما سریع کنترل بدن را دوباره به‌دست می‌آورد؛ نمرهٔ دو: شرکت‌کننده دارای لرزش درخورتوجه در لگن، چرخش شانه‌ها یا تنه، خم‌شدن لگن، یا چرخش داخلی عضو دورکننده است و شرکت‌کننده ممکن است نتواند کنترل حرکت را پس از ازدست‌دادن دوباره به‌دست آورد؛ نمرهٔ سه: شرکت‌کننده همان الگوهای نمرهٔ 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 فاصلهٔ اطمینان ۰/۸۵ تا ۰/۹۵ برابر با ۰/۸۳ گزارش شد (۳۳). دقت[4] این آزمون ۰/۸۵ به‌دست آمد؛ بدین‌معنا که نتیجهٔ آزمون مثبت به‌احتمال زیادی فرد مستعد ابتلا به کمردرد را شناسایی می‌کند؛ همچنین حساسیت[5] آن ۰/۴۱ گزارش شد؛ بدین‌معنا که با یک نتیجهٔ آزمون منفی غیرمستعدبودن فرد با اطمینان زیاد تأیید نمی‌شود (۳۴).

ـ پروتکل ایستادن طولانی‌مدت[6]: پروتکل ایستادن طولانی‌مدت اولین‌بار در سال ۲۰۰۷ توسط گرگوری و کالاگن 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 ۵۰×۴۶ سانتی‌متری بدون خارج‌شدن 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 اجازهٔ 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 کالاگن تکرارپذیری پروتکل ایستادن طولانی‌مدت را عالی عنوان کردند (ICCS>۸۰) و ۸۳ درصد از شرکت‌کنندگان در تحقیق مذکور گزارش شدت درد مشابه داشتند (۱۸). روایی این پروتکل در تحقیقات حیطهٔ استعداد ابتلا به کمردرد زیاد گزارش شد (نبود گزارش کمی) (۲۶،۳۶).

ـ دستگاه فوت مدیسنس[7]: دستگاه فوت مدیسنس توسط شرکت دانش‌سالار ایرانیان اولین‌بار در سال ۲۰۱۱ ساخته شد. این دستگاه دارای ابعاد ۴۸×۴۸ سانتی‌متر و ۲۱۱۶ حسگر با رزولوشن ۰/۸

[1] Baecke physical activity questionnaire
[2] Active hip abduction test
[3] Wong et al
[4] Specificity
[5] Sensitivity
[6] Prolonged standing protocol
[7] Foot Medisense

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

سانتی‌متر مربع و دقت یک نیوتن است که میزان فشار کف پا را به‌صورت 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 پلت‌فرم Emed-R توسط شرکت سازنده ۰/۸۱ و پایایی درون‌آزمودنی آن ۰/۸۲ به‌دست آمد (۳۷).

ـ دستگاه تعادلی بایودکس[1]: 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 به‌صورت 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 قدامی‌خلفی[2]، شاخص ثبات داخلی‌خارجی[3] و شاخص ثبات کلی[4] است (۳۸). مقدار پایایی این دستگاه توسط کچیوپ و همکاران زیاد بود و شاخص ثبات کلی ۰/۹۴، شاخص ثبات قدامی‌خلفی ۰/۹۵ و شاخص ثبات داخلی‌خارجی ۰/۹۳ به‌دست آمد (۳۹). همچنین مقدار روایی آن توسط آرنولد و اشمیت زیاد گزارش شد (۴۰).

ـ پرسش‌نامهٔ فعالیت بدنی بک: این پرسش‌نامه اولین‌بار توسط بک و همکاران در سال ۱۹۸۲ به‌منظور 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 حوزهٔ فعالیت در محل کار، ورزش و اوقات فراغت انجام می‌گیرد. برای هریک از سه خرده‌مقیاس مذکور، یک نمره حاصل می‌شود که نمرهٔ نهایی از مجموع سه نمره به‌دست 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 پرسش‌نامهٔ فعالیت بدنی بک در جوامع ایرانی توسط رفائی و همکاران به تأیید رسید و مقدار ضریب همبستگی درونی[5] به‌دست‌آمده برای این پرسش‌نامه درمجموع 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).

ـ مقیاس بورگ: این مقیاس اولین‌بار 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 تصوری[6] (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 به‌دست آمد (۴۳). 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 تودهٔ بدنی صورت گرفت. سپس، ناهنجاری‌های وضعیتی افراد برای حضور در تحقیق، توسط متخصص حرکات اصلاحی ارزیابی شد. باتوجه به اینکه نمرهٔ بیشتر از ۱۳ در پرسش‌نامهٔ 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 به‌منظور انجام آزمون ابداکشن فعال ران، توسط آزمونگر، برای غربالگری اولیه و مشخص‌کردن افراد مستعد و غیرمستعد، فرا خوانده شدند (۳۴). بعد از مشخص‌شدن افراد مستعد و غیرمستعد، شرکت کنندگان 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 به‌منظور سنجش میزان نوسانات پاسچر اجرا کردند. شرکت‌کنندگان بدون کفش و با چشمان باز درحالی‌که پاها به اندازهٔ 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 نمرهٔ شاخص نوسان در سه مرتبه تکرار آزمون، به‌عنوان امتیاز فرد ثبت شد. سپس، برای اندازه‌گیری مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن با استفاده از دستگاه فوت مدیسنس، فرد در مسیری دوازده‌متری که دستگاه در میانه آن قرار داشت، راه رفت (۴۵). قبل از اجرای این مرحله، از فرد خواسته شد تا با سرعت ترجیحی[7]، طوری‌که هیچ توجهی به دستگاه نکند، راه برود. پس از انجام آزمون‌های مربوط به تعادل و راه‌رفتن، افراد به‌مدت بیست دقیقه روی تخت دراز کشیدند و استراحت کردند. پس از استراحت، از افراد خواسته شد تا احساس واقعی خود را دربارهٔ شدت فعالیتی 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 طولانی‌مدت اجرا گردید. دلیل انجام پروتکل ایستادن طولانی‌مدت بعد از آزمون‌های تعادلی و راه‌رفتن، کنترل اثر خستگی ناشی‌از ایستادن طولانی‌مدت بر فرایند ارزیابی تعادل و راه‌رفتن بود (جلوگیری از اثر سوء خستگی بر نتایج ایستادن طولانی‌مدت و گزارش

[1] Biodex balance system
[2] Anterior/posterior stability index
[3] Medial/lateral stability index
[4] Overall stability index
[5] Intra-class Correlation Coefficient
[6] Rating graphic scale
[7] Preferential (self-selected) velocity

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

درد زودهنگام و غیرواقعی). در این شرایط، برای بار دوم، طبقه‌بندی افراد به دو گروه مستعد و غیرمستعد توسط پروتکل ایستادن طولانی‌مدت براساس گزارش خود فرد از میزان درد با استفاده از مقیاس دیداری درد انجام گرفت. چنانچه، نتایج دو آزمون گروه‌بندی افراد برای مشخص‌کردن افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد متفاوت بود، اطلاعات فرد از تحقیق حذف می‌شد. در انتهای روند اجرایی تحقیق نیز افراد با انجام حرکات کششی فعال به‌مدت 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 نسخهٔ ۲۸ تحلیل شد. در بخش آمار توصیفی، محاسبهٔ میانگین و انحراف معیار همهٔ متغیرها صورت گرفت. بررسی نرمال‌بودن توزیع داده‌ها به‌وسیله آزمون شاپیروویلک انجام شد. در بخش آمار استنباطی، آزمون یومن‌ویتنی برای مقایسهٔ میانگین‌های دو گروه مستقل در متغیرهای نوسان پاسچر و آزمون تی مقایسهٔ میانگین‌های دو گروه مستقل در متغیر مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن، به‌کار رفت. در این تحقیق سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

۳ یافته‌ها

مشخصات شرکت‌کنندگان تحقیق شامل سن، قد، وزن، شاخص تودهٔ بدنی و نمرهٔ فعالیت بدنی در جدول ۱ گزارش شده است. به‌منظور همگن‌بودن گروه‌ها از آزمون تی مقایسهٔ 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 قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی و کلی) و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن در گروه‌های مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان در تحقیق

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

جدول ۲. آماره‌های توصیفی متغیرهای کنترل پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن

متغیر	گروه	موقعیت اندازه‌گیری‌شده	میانگین	انحراف معیار
نوسان پاسچر درجهت قدامی‌خلفی (درجه)	مستعد ابتلا به کمردرد	ایستا	۲/۰۱	۱/۸۵
		پویا	۱/۲۵	۰/۶۷
	غیرمستعد ابتلا به کمردرد	ایستا	۱/۵۱	۰/۷۶
		پویا	۱/۷۴	۱/۲۴
نوسان پاسچر درجهت داخلی‌خارجی (درجه)	مستعد ابتلا به کمردرد	ایستا	۱/۰۶	۰/۹۲
		پویا	۰/۷۲	۰/۲۷
	غیرمستعد ابتلا به کمردرد	ایستا	۰/۹۷	۰/۵۰
		پویا	۱/۰۶	۱/۳۰
نوسان پاسچر کلی (درجه)	مستعد ابتلا به کمردرد	ایستا	۲/۴۸	۱/۸۹
		پویا	۱/۵۸	۰/۶۳
	غیرمستعد ابتلا به کمردرد	ایستا	۱/۹۴	۰/۸۱
		پویا	۲/۲۱	۱/۸۲
مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن (ثانیه)	مستعد ابتلا به کمردرد	–	۰/۵۶	۰/۰۷
	غیرمستعد ابتلا به کمردرد		۰/۵۶	۰/۰۶

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

همچنین، بررسی آزمون نرمالیتی متغیرهای اصلی تحقیق با استفاده از آزمون شاپیروویلک انجام شد که توزیع داده‌های نوسان پاسچر غیرطبیعی و توزیع داده‌های مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن طبیعی بود. به‌منظور مقایسهٔ بین‌گروهی از آزمون یومن‌ویتنی برای متغیرهای نوسان پاسچر و از آزمون تی مقایسهٔ 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 اندازه‌گیری‌شده	میانگین رتبه	مقدار U	مقدار احتمال	توان مشاهده‌شده
نوسان پاسچر درجهت قدامی‌خلفی (درجه)	ایستا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۷/۵۹	۱۲۶/۵۰	۰/۷۳۲	۰/۱۷۱
	ایستا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۶/۴۴			
	پویا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۴/۷۵	۱۰۰/۰۰	۰/۱۹۳	۰/۲۷۲
	پویا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۹/۱۲			
نوسان پاسچر درجهت داخلی‌خارجی (درجه)	ایستا (مستعد ابتلا به کمردرد)	۱۵/۸۸	۱۱۸/۰۰	۰/۵۱۴	۰/۰۶۴
	ایستا (غیرمستعد ابتلا به کمردرد)	۱۸/۰۶			
	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			
	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 قدامی‌خلفی، داخلی‌خارجی و کلی وجود ندارد.

جدول ۴. نتایج آزمون تی مقایسهٔ 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 مشاهده‌شده
مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن (ثانیه)	مستعد ابتلا به کمردرد	۰/۵۶	۰/۰۳ ـ	۰/۹۷۶	۰/۰۵۰
	غیرمستعد ابتلا به کمردرد	۰/۵۶			

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، مقایسهٔ نوسان پاسچر و مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن بین مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در دامنهٔ سنی ۱۸تا۳۰ سال بود. نتایج تحقیق نشان داد، بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد در متغیر نوسان قدامی‌خلفی پاسچر (p=۰/۷۳۲ در حالت ایستا و p=۰/۱۹۳ در حالت پویا)، متغیر نوسان داخلی‌خارجی پاسچر (p=۰/۵۱۴ در حالت ایستا و p=۰/۵۲۵ در حالت پویا)، متغیر نوسان پاسچر کلی (p=۰/۶۹۱ در حالت ایستا و p=۰/۱۸۲ در حالت پویا) و متغیر مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن (p=۰/۹۷۶) تفاوت معناداری وجود ندارد.

حفظ ثبات و جهت‌گیری بدن نیازمند تعامل پیچیده بین سه عامل اسکلتی، عضلانی و عصبی در حیطهٔ کنترل پاسچر است (۴۶). نلسون ـ وانگ و همکاران گزارش کردند، افراد مستعد ابتلا به کمردرد حین ایستادن راهبردهای عصبی‌عضلانی تغییریافته‌ای را قبل از توسعهٔ درد دارند و این موضوع بیانگر تغییر در مشخصه‌های بیومکانیکی در 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 درمقایسه 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 مشاهده‌شده در برخی از پژوهش‌ها اندک است (۱۸، ۴۸ ـ ۱۶) ؛ البته تحقیقی مشاهده نشد که مستقیم و مستقل از تأثیر ایستادن طولانی‌مدت بر این متغیرها (کنترل اثر خستگی ناشی‌از ایستادن طولانی‌مدت)، 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 طولانی‌مدت باهم

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

مقایسه شد. نتایج تحقیق نشان داد، در میزان نوسان مرکز فشار بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود. تنها تفاوت دیده‌شده بین دو جنس این بود که مردان پس از اجرای پروتکل ایستادن طولانی‌مدت، حین اجرای حرکت ایستادن روی یک پا، دامنهٔ 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 طولانی‌مدت، 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 مشاهده‌شده در کنترل پاسچر را می‌توان به تفاوت در جنسیت نسبت داد (۴۹). طبق مطالعهٔ گلگر و کلاهن، کاهش حرکات ریز در ایستادن طولانی‌مدت 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 طولانی‌مدت در پژوهش این محققان بود. به‌عبارتی، به‌نظر می‌رسد، افراد مستعد ابتلا به کمردرد، صرفاً قبل از ایستادن طولانی‌مدت، 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 صفحهٔ نیرو[1] درمقایسه با فوت مدیسنس اشاره کرد.

ازطرفی، فرایند کنترل پاسچر نیازمند بازیابی حسی حرکات کل بدن، ترکیب اطلاعات حسی و حرکتی به‌وسیلهٔ سیستم عصبی مرکزی و اعمال پاسخ‌های مناسب اسکلتی‌عضلانی (ازطریق سیستم عصبی پیرامونی) برای برقراری تعادل بین نیروهای ثبات‌دهنده و مغشوش‌کننده است (۴۶). در این زمینه، در تحقیقی 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، به‌نظر می‌رسد که یافته‌های پژوهش حاضر مبنی‌بر وجودنداشتن 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 مبنی‌بر وجودنداشتن تفاوت در میزان نوسان پاسچر بین مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد از دو دیدگاه بررسی‌شدنی است.

دیدگاه اول: همان‌طورکه به‌طور غیرمستقیم (متغیری به‌غیر 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 عارضهٔ کمردرد به ما کمک 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 متغیرهایی نظیر دامنهٔ حرکتی و مرکز فشار) بین دو گروه افراد مستعد و غیرمستعد متفاوت است و می‌توان تفاوت کنترل حرکتی را به‌عنوان فاکتوری برای شناسایی و پیشگیری از عارضهٔ کمردرد استفاده کرد. در این صورت دلایل احتمالی برای توجیه نتایج پژوهش به‌شکل زیر خواهد بود.

۱. شناسایی‌نشدن افراد مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد با ابزارهای دقیق و اتکا به آزمون‌های کیفی و گزارش خود فرد در طبقه‌بندی آن‌ها: همان‌طورکه در پیشینهٔ 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. نامناسب‌بودن دستگاه استفاده‌شده در اندازه‌گیری متغیرهای مدنظر: روایی 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 صفحهٔ نیرو یا سیستم پروکین[2] 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 طولانی‌مدت یا بعد از اجرای این پروتکل است؛ اما پژوهش حاضر به تفاوت‌های بین این دو گروه مستقل از پروتکل ایستادن طولانی‌مدت و قبل از آن پرداخت و از این پروتکل صرفاً برای طبقه‌بندی شرکت‌کننده‌ها در دو گروه مستعد و غیرمستعد بهره گرفت.

در مطالعهٔ کیف و هیل تغییر در پارامترهای راه‌رفتن بین دو گروه دارای تفاوت معناداری بود (۳۰). در پژوهش مذکور، نمونهٔ تحقیقاتی افراد دارای کمردرد مزمن بودند که علت همسونبودن با پژوهش حاضر را می‌توان در تفاوت نمونه یافت (تفاوت افراد دارای کمردرد و افراد مستعد ابتلا به کمردرد در الگوی راه‌رفتن). در مطالعهٔ بناب و همکاران[3] 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 متفاوت‌بودن دو نمونهٔ تحقیقاتی است؛ زیرا افراد دارای کمردرد حتی دارای نقص تعادل پویا در حرکات روزانه هستند (نظیر راه‌رفتن). همچنین، هیکس و همکاران سرعت کمتر راه‌رفتن افراد دارای کمردرد را درمقایسه 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 نشان‌دهندهٔ وجود تفاوت معنادار در زمان مرحلهٔ تحمل وزن و حمایت دوگانهٔ راه‌رفتن بین دو گروه بود. در تفسیر این تحقیقات، طولانی‌ترشدن مرحلهٔ تحمل وزن را می‌توان راهبرد اجتنابی از درد دانست (۵۱)؛ همان‌طورکه در این پژوهش‌ها ملاحظه شد، در بسیاری از تحقیقات تفاوت در متغیرهای

[1] Force plate
[2] ProKin system
[3] Bonab et al

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

فضایی‌زمانی راه‌رفتن 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. علاوه‌بر 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 ناحیهٔ کمری خود حس نمی‌کنند؛ لذا، تغییری در الگوی راه‌رفتن خود نیز به‌وجود نمی‌آورند؛ بااین‌حال باوجود خلأ بسیار در این زمینه انجام تحقیقات بیشتر ضروری است. ازجمله محدودیت‌های پژوهش حاضر کم‌بودن حجم نمونهٔ تحقیق بود که پیشنهاد می‌شود محققان در پژوهش‌های بعدی از حجم نمونهٔ بیشتری استفاده کنند.

۵ نتیجه‌گیری

باتوجه به پژوهش تحقیق حاضر مبنی‌بر وجودنداشتن تفاوت معنادار در میزان نوسان قدامی‌خلفی، نوسان داخلی‌ـخارجی و نوسان کلی پاسچر در دو گروه مردان مستعد و غیرمستعد ابتلا به کمردرد و نیز وجودنداشتن تفاوت معنادار در مدت‌زمان فاز سکون راه‌رفتن بین دو گروه، به‌نظر می‌رسد این متغیرها پیش از بروز عارضهٔ کمردرد در افراد ایجاد نمی‌شوند و نمی‌توانند به شناسایی افراد مستعد و همچنین پیشگیری از بروز کمردرد کمک کنند.

۶ تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از زحمات اساتید محترم گروه بهداشت و طب ورزشی دانشکدهٔ تربیت‌بدنی 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

تأییدیهٔ اخلاقی و رضایت‌نامه

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

منابع مالی

مقالهٔ حاضر براساس پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد رشتهٔ آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی آقای محمد الغوثی به راهنمایی دکتر فواد صیدی و مشاورهٔ دکتر سیدحامد موسوی است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، در این مقاله تعارض منافعی 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
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, Bouisset 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

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

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, Jafarnezhadgero 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
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.0000000000000148
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

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]

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

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-17]