



Original Article

The Impact of Eccentric Contraction Caused by Lowering the Load from Different Heights on Postural Control Strategies in Low Back Pain Patients and Healthy People

Majid Shahbazi¹ , Javad Sarrafzadeh^{2*} , Saeed Akhlaghi³ , Hossein Negahban^{1,4} 

¹ Department of Physical Therapy, School of Paramedical Sciences, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

² Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

³ Department of Biostatistics, School of Health, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

⁴ Orthopedic Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Abstract

Article History:

Received: 16 January 2025

Revised: 03 March 2025

Accepted: 05 March 2025

ePublished: 20 March 2025

***Corresponding author:** Javad Sarrafzadeh, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Email: Shahbazim2@mums.ac.ir

Objectives: Balance control is a crucial issue in patients with low back pain. Despite existing studies, the mechanism of balance control in patients with low back pain, especially under different loading conditions at various heights, remains unclear. Therefore, this study aimed to investigate the effect of height on balance during loading.

Methods: In this cross-sectional study, 54 low back pain patients and 20 healthy male individuals participated. Balance control was assessed using a force plate system. The participants were randomly instructed to lower the load from above the head to waist level and from waist level to the ground. The load was approximately 10% of the participants' body weight. The P value was established 5% level of significance.

Results: The results showed that during lifting from above the head to waist level and from waist level to the ground, there were significant differences ($P < 0.05$) in variables such as medial-lateral and anterior-posterior velocity, total mean velocity, and center of pressure displacement in the anterior-posterior direction between the two groups. Intra-group comparisons of variables in healthy individuals and low back pain patients indicated significant differences ($P < 0.05$) in all variables except anterior-posterior velocity in healthy individuals. Both groups exhibited increased postural sway while lowering at a lower height.

Conclusion: The present study demonstrates that both healthy individuals and low back pain patients display less balance when loading at a lower height with a flexed lumbar spine, indicating that considering these findings could contribute to rehabilitation, determining occupational conditions, and preventing workplace-related accidents.

Keywords: Balance control, Eccentric contraction, Low back pain, Postural control, Load height, Force plate, Load, Center of pressure



Extended Abstract

Background and Objective

Workplace environments and occupational tasks expose individuals to chronic lower back pain, a major cause of disability with significant costs. Approximately 50% to 80% of adults experience this condition at some point in their lives. Physical factors, such as excessive compressive forces, repetitive movements, and awkward postures, are among the most important risk factors. Patients with lower back pain exhibit alterations in proprioception, trunk muscle control, and postural balance, which can lead to pain, disability, and the chronification of symptoms. Carrying and placing loads poses a challenge to balance maintenance, potentially leading to postural instability. Studies have shown that placing loads, especially from a low height, applies greater forces and torques on the spine, increasing the risk of injury. However, limited research has examined the influence of different load-lowering heights on balance, particularly in patients with lower back pain. This study aims to investigate this effect. The first hypothesis states that placing a load from a lower height elicits greater balance responses in patients with lower back pain. The second hypothesis is that healthy individuals also demonstrate greater balance fluctuations under these conditions.

Materials and Methods

Participants

This cross-sectional study included 54 men with chronic non-specific lower back pain and 20 healthy men. The mean age of the participants in the lower back pain group was 33.37 ± 9.23 years, while it was 31.75 ± 7.43 years in the healthy group. The sample size was determined based on the average velocity of the center of pressure (CoP) displacement, with a confidence level of 97.5% and a power of 95%. Participants were selected through non-random convenience sampling from patients at a physiotherapy clinic and healthy individuals from the university. The inclusion criteria were chronic lower back pain for more than 12 weeks without pain radiating down the leg. Individuals with cognitive impairment, radicular pain, neurological symptoms, spinal surgery, cardiovascular problems, and the use of medications affecting balance were excluded from the study. Healthy participants were required to lack a history of chronic lower back pain or postural control exercises in the past two years. The age range for all participants was between 18 and 55 years. Before participating, all individuals were explained the test, and then an informed consent form was signed. This research was designed and conducted according to the principles of the Declaration of Helsinki, and ethical approval was obtained from the Ethics Committee of the University.

Instruments and Method

A Kistler 9260AA6 force plate system was used to assess variables related to the CoP and to examine balance control. The system recorded data at a sampling frequency of 100 Hz. Initially, participants were familiarized with the test protocol to ensure the correct performance of the tasks. The test consisted of two motor tasks in which participants had to transfer a box from overhead to waist level and then from waist level

to the ground. To maintain standardization, the box was suspended using a rope at the level of the anterior superior iliac spines. In this test, participants were assessed in two positions: 1) overhead: arms were extended and elbows were completely straight, and waist level: the box was in front of the subject without contact with the body. Each individual stood barefoot on the force plate with a pelvic-width distance between their heels. They had to keep their knees and elbows straight when lowering the box. The weight of the box was equivalent to 10% of each subject's body weight. Each test was performed in triplicate, and the recorded data were averaged. To prevent fatigue, a one-minute rest period was allowed between each repetition.

Data Processing

The data recorded from the force plate were processed using MATLAB software (R2018a). To examine posture control, eight center-of-pressure-related variables were calculated, including the mean and standard deviation of CoP displacement and velocity in both the anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions, the total phase plane portrait, and the phase plane portrait in each of the AP and ML directions.

Statistical Analysis

Statistical analyses were performed using SPSS software version 20. Quantitative data were described using mean and standard deviation, while qualitative data were presented using frequency and percentage. The normality of the data distribution was assessed using the Kolmogorov-Smirnov test. Paired t-tests and Wilcoxon signed-rank tests were used to compare within-group data, and independent t-tests and Mann-Whitney U tests were employed to compare between-group data. The significance level was determined at 0.05.

Results

The mean and standard deviation of the demographic characteristics of the participants are presented in table 1. No significant differences were observed between the two groups ($P > 0.05$).

Between-group comparison: During load placement, the ML and AP velocity and displacement variables of the CoP showed a significant difference in reduced fluctuation in patients compared to the healthy group ($P < 0.05$) (Tables 2 and 3).

Within-group comparison: In both groups, increased fluctuation was observed when placing the load at a lower level. In patients, all variables were significantly different ($P < 0.05$) except for the AP velocity in the healthy group (Tables 4 and 5). Based on previous studies, the mean total velocity is the most reliable indicator of postural control, especially in challenging tasks for patients with lower back pain.

Discussion

This study showed that the CoP fluctuation was significantly different between patients and healthy individuals when placing a load from high and low heights. In both groups, the fluctuation was greater when placing the load from a lower height. This increased fluctuation may be due to the effect of eccentric muscle contractions, changes in movement kinematics, and the

additional load placed on the musculoskeletal system. Moreover, in the between-group comparison, patients showed reduced CoP fluctuation, likely due to different control strategies in these individuals. Light loads can improve trunk proprioception and reduce postural fluctuation. This study was limited by its single-sex sample and the use of a standardized external load (10% of body weight), potentially impacting the observed results. Future research should expand the range of

lifting heights and directly assess spinal forces.

Conclusion

The present study indicated that both healthy individuals and those with lower back pain exhibited reduced balance during loading at lower heights when the back was flexed. It appears that considering these findings for rehabilitation, determining occupational conditions, and preventing accidents during work could be beneficial.

Please cite this article as follows: Shahbazi M, Sarrafzadeh J, Akhlaghi S, Negahban H. The Impact of Eccentric Contraction Caused by Lowering the Load from Different Heights on Postural Control Strategies in Low Back Pain Patients and Healthy People. *Iran J Ergon.* 2025; 12(4): 324-335 DOI:10.32592/IJE.12.4.324

بررسی تأثیر انقباض اکسنتریک ناشی از پایین گذاشتن بار از ارتفاع‌های مختلف بر راهبردهای کنترل تعادل در بیماران کمردرد و افراد سالم

مجید شهبازی^۱ ID، جواد صراف‌زاده^۲ ID، سعید اخلاقی^۳ ID، حسین نگهبان^۴ ID

^۱ گروه فیزیوتراپی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

^۲ گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توان بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

^۳ گروه آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

^۴ مرکز تحقیقات ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

چکیده

اهداف: یکی از مباحث مطرح در بیماران کمردرد کنترل تعادل است. با وجود مطالعاتی که تاکنون انجام شده است، مکانیسم کنترل تعادل در بیماران کمردرد، به‌خصوص در شرایط بارگذاری در ارتفاع‌های مختلف، هنوز شناخته نشده است. بنابراین، این مطالعه با هدف بررسی تأثیر ارتفاع بر تعادل در حین بارگذاری انجام شده است. **روش کار:** در این مطالعه مقطعی، ۵۴ بیمار کمردرد و ۲۰ فرد سالم مرد شرکت داشتند. ارزیابی کنترل تعادل با صفحه نیرو انجام شد. بیماران پایین گذاشتن بار از بالای سر تا سطح کمر و از سطح کمر تا زمین را به‌صورت تصادفی انجام دادند. میزان بار حدود ۱۰ درصد وزن شرکت‌کنندگان بود. سطح معنی داری ۵ درصد در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که در مقایسه بین گروهی در حین گذاشتن بار از بالای سر تا سطح کمر و از سطح کمر تا سطح زمین متغیرهای سرعت در جهت داخلی خارجی و قدامی خلفی و کلی و جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی خلفی اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($P < 0.05$). نتایج مقایسه درون‌گروهی متغیرها در افراد سالم و بیماران کمردرد نشان داد تمام متغیرها، به‌جز سرعت در جهت قدامی خلفی در افراد سالم اختلاف معنی‌داری دارند ($P < 0.05$). در حین گذاشتن بار در سطح پایین، هر دو گروه افزایش نوسان داشتند.

نتیجه‌گیری: مطالعه حاضر نشان می‌دهد که هر گروه از افراد سالم و کمردرد در حین بارگذاری در ارتفاع پایین‌تر، درحالی‌که کمر خم شده باشد، تعادل کمتری را نشان می‌دهند که به نظر می‌رسد در نظر گرفتن این یافته‌ها جهت توان بخشی، تعیین شرایط شغلی و پیشگیری از حوادث در حین کار می‌تواند کمک‌کننده باشد.

کلید واژه‌ها: کمردرد، کنترل تعادل، کنترل وضعیت، انقباض اکسنتریک، ارتفاع بار، صفحه نیرو، بار، مرکز فشار

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۱۰/۲۷

تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۳/۱۲/۱۳

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۱۲/۱۵

تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۳/۱۲/۳۰

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

* نویسنده مسئول: جواد صراف‌زاده، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توان بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

ایمیل: Shahbazim2@mums.ac.ir

استناد: شهبازی، مجید؛ صراف‌زاده، جواد؛ اخلاقی، سعید؛ نگهبان، حسین. بررسی تأثیر انقباض اکسنتریک ناشی از پایین گذاشتن بار از ارتفاع‌های مختلف بر راهبردهای کنترل تعادل در بیماران کمردرد و افراد سالم. مجله ارگونومی، زمستان ۱۴۰۳؛ ۱۲(۴): ۳۲۴-۳۳۵

مقدمه

محل کار و وظایف شغلی اغلب افراد را در معرض خطرات اختلالات اسکلتی-عضلانی مانند کمردرد مزمن قرار می‌دهد. کمردرد مزمن را می‌توان به‌عنوان درد کمری یا کمری خاجی به‌صورت روزانه یا تقریباً روزانه به مدت حداقل سه ماه یا بدون درد رادیکول پروگزیمال آن تعریف کرد [۱]. کمردرد یکی از علل اصلی ناتوانی با هزینه مستقیم و

غیرمستقیم قابل توجه است [۲]. مطالعات نشان می‌دهد که ۵۰ تا ۸۰ درصد از بزرگسالان در جمعیت عمومی در مرحله‌ای از زندگی خود از این عارضه رنج می‌برند و ۱۵ تا ۳۰ درصد در هر زمان به کمردرد مبتلا می‌شوند [۳، ۴]. عوامل خطر اصلی فیزیکی برای کمردرد مزمن، نیروهای فشاری بیش‌ازحد یا مکرر ستون فقرات در طول بلند کردن،

خم شدن تنه، حرکات تکراری و وضعیت‌های نامناسب هستند [۱]. پیچیدگی و ماهیت چندبعدی عوامل خطر کمردرد یک چالش مهم برای استراتژی‌های مدیریت ریسک با هدف به حداقل رساندن سطح مواجهه است [۲]. یکی از جنبه‌های مهمی که در بیماران کمردرد دچار مشکل می‌شود، موارد مرتبط با کنترل وضعیت است. مشاهده شده است که افراد مبتلا به کمردرد دچار تغییر در حدت حس عمقی لومبوساکرال، اختلال در کنترل عضلات تنه و تغییر تعادل وضعیتی هستند [۵، ۶]. حفظ تعادل برای انجام کارهای روزانه بدون افتادن ضروری است [۳، ۷]. همچنین، نشان داده شده است که کاهش کنترل وضعیتی در بیماران کمردرد می‌تواند به درد، ناتوانی، عود آسیب و مزمن شدن علائم بیماران کمردرد منجر شود [۸، ۹] و می‌تواند شیوع کمردرد در آینده را پیش‌بینی کند [۹]. باوجود انجام مطالعات متعدد در زمینه کنترل وضعیت، مکانیسم‌های مرتبط با کنترل وضعیت ضعیف در افراد مبتلا به کمردرد هنوز به‌طور کامل درک نشده است [۱۰]. علل مختلفی می‌توانند کنترل وضعیت را در افراد به چالش بکشند. برای مثال، می‌توان به عواملی مانند اختلال در کیفیت آوران‌های حس عمقی، شرایط ستی، خستگی موضعی عضلات، اعمال بار خارجی به بدن و ارتفاعی که بار خارجی به بدن اعمال می‌شود، اشاره کرد [۱۱]. بسیاری از فعالیت‌های روزانه و شغلی مستلزم حمل بار هستند که می‌تواند بدن را در شرایط ناپایدار قرار دهد. علاوه بر این، حرکاتی مانند جابه‌جایی مواد یا راهپیمایی‌های نظامی نیز ممکن است تعادل بدن را تحت تأثیر قرار دهند. از این‌رو، بررسی بیشتر درمورد اینکه چگونه و چرا کنترل تعادل تحت تأثیر بارهای خارجی و به‌خصوص در شرایط دینامیک و در ارتفاع‌های مختلف قرار می‌گیرد، ضروری است [۱۱، ۱۲].

معیارهای روانی، فیزیولوژیکی و بیومکانیکی برای توسعه راهنمای شیوه‌های کاری مؤسسه ملی ایمنی و بهداشت حرفه‌ای (National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)) برای بلند کردن دستی استفاده شده است. معادله بلند کردن NIOSH جنبه‌های مختلفی از یک کار بلند کردن را در نظر می‌گیرد که در میان آن‌ها مکان عمودی اولیه بار یکی از مهم‌ترین موارد است که می‌تواند میزان فشار کار را تحت تأثیر قرار دهد [۱۳، ۱۴]. عنوان شده است که حداکثر بار روی کمر و نیروی برشی قدامی خلفی هنگام بلند کردن جعبه‌ها در ارتفاع نزدیک‌تر به زمین مشاهده شده است [۱۴]. پایین گذاشتن بار یکی از شایع‌ترین فعالیت‌های روزمره است که در طی روز انجام می‌شود و بیش از دوسوم ضایعات اسکلتی-عضلانی در حین پایین گذاشتن بار اتفاق می‌افتد [۱۵]. به‌علت انقباض اکسنتریکی که در حین انجام پایین گذاشتن بار انجام می‌شود. به نظر می‌رسد که افراد در حین پایین گذاشتن بار از ارتفاع‌های مختلف که نیرو و حرکات متفاوتی در مفاصل ایجاد می‌کند [۱۴]، استراتژی تعادلی متفاوتی را در گذاشتن بار از ارتفاع‌های مختلف نشان دهند. گزارش شده است که در طول حرکات پایین آوردن بار (کنترل اکسنتریک)، نیروهای فشاری و همچنین گشتاورهای قابل‌توجه بیشتری در مقایسه با بار بلند کردن بر ستون فقرات کمری اعمال

می‌شود و مشخص شده است که شرایط پایین آوردن بار، فرد را در معرض خطر بالای اختلال کمر قرار می‌دهد [۱۶].

بنابراین، این مطالعه با هدف بررسی تأثیر ارتفاع پایین گذاشتن بار بر تعادل، به‌ویژه در بیماران کمردرد، انجام شده است. درحالی‌که تحقیقات متعددی در زمینه ارگونومی و تأثیر حمل بار بر وضعیت تعادل وجود دارد، پژوهش‌های محدودی به بررسی دقیق تأثیر ارتفاع‌های مختلف پایین گذاشتن بار بر پاسخ‌های تعادلی، به‌ویژه در بیماران کمردرد، پرداخته‌اند. بنابراین، مطالعه حاضر این شکاف پژوهشی را بررسی می‌کند.

فرضیه اول این مطالعه این است که پایین گذاشتن بار از ارتفاع پایین به دلیل تفاوت‌های بیومکانیکی آن با پایین گذاشتن بار از ارتفاع بالا [۱۴]، تأثیر بیشتری بر پاسخ‌های تعادلی، به‌ویژه در بیماران کمردرد، دارد. فرضیه دوم بیان می‌کند که افراد سالم نیز هنگام پایین گذاشتن بار در ارتفاع پایین، نوسانات تعادلی بیشتری نشان می‌دهند.

روش کار

شرکت‌کنندگان

در این مطالعه مقطعی، ۵۴ بیمار مرد در محدوده ستی ۳۳.۳۷±۹.۲۳ سال مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی و ۲۰ مرد سالم در محدوده ستی ۳۷.۴۳±۳۱.۷۵ سال وارد مطالعه شدند. بازه زمانی جمع‌آوری داده‌ها از بهمن ۱۳۹۴ تا اردیبهشت ۱۳۹۷ بود. حجم نمونه براساس فرمول و با توجه به میانگین سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در مطالعات مشابه، با سطح اطمینان ۹۷/۵ درصد و توان ۹۵ درصد، ۲۰ نفر برای هر گروه محاسبه شد. با این حال، برای در نظر گرفتن احتمال ریزش نمونه‌ها، تعداد بیشتری از بیماران انتخاب شدند و در نهایت، ۵۴ بیمار در گروه کمردرد و ۲۰ فرد سالم در مطالعه باقی ماندند [۱۷]. روش نمونه‌گیری در این مطالعه از نوع غیرتصادفی و در دسترس بود. بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی از میان افرادی که به کلینیک فیزیوتراپی دانشکده توان‌بخشی مراجعه کرده بودند و شرایط ورود به مطالعه را داشتند، انتخاب شدند. پس از ارزیابی اولیه، در صورتی که بیماران معیارهای ورود را داشتند و تمایل به شرکت در مطالعه نشان می‌دادند، با اخذ رضایت‌نامه آگاهانه وارد مطالعه شدند. گروه سالم به روش دعوت داوطلبانه از میان دانشجویان و کارکنان دانشگاه که شرایط ورود را داشتند، انتخاب شدند. ابتدا یک فراخوان عمومی ارائه شد و سپس افراد براساس معیارهای ورود و خروج بررسی شدند. در نهایت، شرکت‌کنندگان سالمی که با گروه بیماران از نظر سن و شاخص توده بدنی (BMI) مطابقت داشتند، به‌عنوان گروه کنترل وارد مطالعه شدند. معیار ورود بیماران شامل داشتن کمردرد برای بیش از ۱۲ هفته بدون درد پا، وجود درد موضعی بین مهره یک کمری و چین‌های باسن بود. معیارهای خروج بیماران شامل وجود اختلال شناختی قابل توجه (از طریق معاینه بالینی و مصاحبه تعیین می‌شد)،

(ASIS) آویزان شد. در این مطالعه، قبل از شروع حرکت، جعبه در دو موقعیت قرار می‌گرفت. جعبه درحالی که آرنج‌ها صاف بودند و زاویه‌ای حدود ۲۰ درجه با خط جاذبه می‌ساختند، به‌طوری‌که بازوها بین گوش‌ها و گوشه‌های دهان قرار می‌گرفتند، بالای سر نگه داشته می‌شد (شکل ۲). همچنین، جعبه در سطح کمر و در مقابل لندمارک استخوانی ASIS نگه داشته می‌شد، به‌طوری‌که هیچ‌گونه تماسی با بدن نداشت (شکل ۳). هر آزمون سه بار تکرار شد. مقادیر میانگین متغیرهای مرکز فشار پس از سه تکرار محاسبه شدند. در طی آزمون‌ها، آزمودنی‌ها با پای برهنه روی صفحه نیرو می‌ایستادند. فاصله بین پاشنه‌ها برابر با عرض لگن بود. به شرکت‌کنندگان آموزش داده شد که مستقیماً به دیوار مقابل نگاه کنند. قبل از انجام آزمایش، به بیماران دستور داده شد که تاحداً امکان بی‌حرکت و آرام در وضعیت ایستاده بمانند. شرکت‌کنندگان با فرمان آزمونگر شروع به گذاشتن بار می‌کردند. در طول آزمایش، شرکت‌کنندگان باید آرنج و زانوی خود را صاف نگه می‌داشتند و جعبه را با سرعت معمولی و انتخابی خود حرکت می‌دادند. وزن جعبه و محتویات آن حدود ۱۰ درصد وزن شرکت‌کنندگان بود. در طول آزمایش‌ها، هیچ بخشی از بدن شرکت‌کننده، به‌جز دست‌ها، برای گرفتن جعبه را لمس نمی‌کرد. برای جلوگیری از خستگی شرکت‌کنندگان، یک دقیقه استراحت بین آزمون‌ها در نظر گرفته شد. قبل از شروع آزمون و قرار گرفتن فرد روی دستگاه، صفحه نیرو تنظیم می‌شد.



شکل ۱. موقعیت بار در نزدیک سطح زمین

درد رادیکولار، علائم عصبی، عوارض جدی ستون فقرات (به‌عنوان مثال، تومور یا عفونت)، جراحی ستون فقرات گذشته، اختلالات قلبی-عروقی، مشکلات بینایی اصلاح‌نشده، ناهنجاری اسکلتی-عضلانی راستای قامت شدید، ورزش حرفه‌ای، مشکلات شانه و هرگونه شرایط درگیری سیستم تعادلی گوش، بینایی یا عصبی که بر تعادل تأثیر می‌گذاشت، نمره پرسش‌نامه ناتوانی Oswestry کمتر از ۱۵ (Oswestry Disability Index (ODI)) پرسش‌نامه‌ای معتبر برای ارزیابی ناتوانی ناشی از کمردرد است. این ابزار شامل ۱۰ بخش مرتبط با عملکرد روزمره است و براساس نمره‌دهی ۰ تا ۵، میزان ناتوانی را به‌صورت درصدی تعیین می‌کند. نمره بالاتر نشان‌دهنده ناتوانی بیشتر است) و یا موارد دیگر مانند مصرف داروهایی که روی سیستم تعادلی تأثیر می‌گذارند و می‌توانند در آزمایش اختلال ایجاد کنند، بود. برای افراد سالم، معیارهای ورود شامل نداشتن کمردرد یا کمردرد مکرر در ۲ سال گذشته که مانع از کار آن‌ها می‌شد، نداشتن سابقه قبلی تمرینات کنترل وضعیت بدن، شباهت به شرکت‌کنندگان مبتلا به کمردرد از نظر شرایط سن و شاخص توده بدنی، راستای قامت طبیعی ستون فقرات و نداشتن مشکل شانه بود. علاوه بر معیارهای اولیه خروج، شرکت‌کنندگانی که در طول مطالعه دچار تشدید درد، عدم تحمل آزمون‌ها یا عدم همکاری در اجرای پروتکل شدند، از مطالعه خارج گردیدند. کلیه شرکت‌کنندگان اعم از بیماران و افراد سالم از افراد بین ۱۸ تا ۵۵ سال انتخاب می‌شدند. پیش از آغاز مطالعه، تمامی شرکت‌کنندگان اطلاعات کاملی درباره اهداف، روش‌ها و مداخلات پژوهش دریافت و سپس فرم رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل و امضا کردند. این مطالعه مطابق با اصول اخلاقی اعلامیه هلسینکی اجرا شد و تأییدیه اخلاقی از کمیته اخلاق دانشگاه اخذ گردید.

روش اجرا

در این مطالعه یک سیستم صفحه نیرو (Kistler 9260AA6) برای ارزیابی عینی کنترل وضعیتی تعادل با اندازه‌گیری حرکات مرکز فشار (CoP) استفاده شد. فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز برای اندازه‌گیری حرکات مرکز فشار مورد استفاده قرار گرفت. قبل از جمع‌آوری داده‌ها، آزمونگر روش آزمایش را برای شرکت‌کننده توضیح می‌داد و شرکت‌کنندگان یک‌بار (قبل از آزمون واقعی) آزمون را انجام می‌دادند تا با پروتکل‌های مطالعه آشنا شوند. با توجه به اهداف مطالعه برای ارزیابی کنترل وضعیتی، از دو وظیفه مختلف استفاده شد شامل (۱) پایین گذاشتن بار از بالای سر تا سطح کمر و (۲) پایین گذاشتن بار از سطح کمر تا سطح زمین (شکل ۱) که به‌صورت تصادفی افراد آزمون‌ها را انجام می‌دادند. برای یکسان کردن سطح شروع و پایان حرکت وزنه در قسمت کمر افراد متناسب با اندازه قد آن‌ها در طی آزمون‌ها، جسمی با طناب از سقف در جلوی افراد در سطح ستون فقرات ایلیاک فوقانی قدامی

(نسخه a ۲۰۱۸ R) انجام شد. برای ارزیابی کنترل پاسچر در این مطالعه هشت متغیر محاسبه شدند. متغیرهای مورد بررسی شامل (۱) جابه‌جایی مرکز فشار (mm)، (۲) سرعت (mm/s)، (۳) صفحه فاز (arbitrary unit) در جهت قدامی خلفی، (۴) جابه‌جایی مرکز فشار (mm)، (۵) سرعت (mm/s)، (۶) صفحه فاز (arbitrary unit) در جهت داخلی خارجی، (۷) صفحه فاز (arbitrary unit) و (۸) میانگین جابه‌جایی سرعت (mm/s) به صورت میانگین در هر دو جهت و به طور کلی بودند. نوسانات مرکز فشار در جهت میانی (ML) و قدامی خلفی (AP) ثبت شد. الگوی مرکز فشار با استفاده از متغیرهای جابه‌جایی و سرعت (و ترکیب آن‌ها) توصیف شد. پارامترهای مرکز فشار شامل میانگین سرعت کل، انحراف معیار سرعت در هر دو جهت داخلی خارجی و قدامی خلفی، کل پرتو صفحه فاز و پرتو صفحه فاز در جهت داخلی خارجی و قدامی خلفی بود.

تحلیل آماری

برای انجام آمار توصیفی، از میانگین و انحراف معیار برای داده‌های کمی و از فراوانی و درصد برای داده‌های کیفی استفاده شد. برای بررسی توزیع نرمال همه داده‌ها، آزمون کولموگروف-اسمیرنوف مورد استفاده قرار گرفت. برای مقایسه درون گروهی و بین گروهی، به ترتیب آزمون t زوجی و معادل ناپارامتریک آن، آزمون ویلکاکسون و آزمون t مستقل و هم‌تای ناپارامتریک آن، آزمون من‌ویتنی، استفاده شد. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۰؛ شیکاگو، ایلینوی، ایالات متحده آمریکا) تجزیه و تحلیل شدند. هر آزمون آماری دارای سطح معنی‌داری ۵ درصد است.

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار مشخصات فردی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در جدول ۱ ارائه شده است. با توجه به نتایج جدول، p-value مربوط به مقایسه متغیرهای ذکر شده بین دو گروه نشان‌دهنده عدم وجود اختلاف معنی‌دار ($P > 0.05$) است. به این ترتیب، تفاوت‌های مورد نظر بین دو گروه از نظر این متغیرها در سطح آماری معنی‌دار نبوده است.

مقایسه بین گروهی: متغیرهای سرعت در جهت قدامی خلفی و جابه‌جایی داخلی خارجی در حین بار گذاشتن از سطح کمر تا زمین دارای توزیع نرمال نبودند و همچنین متغیر سرعت در جهت داخلی خارجی در حین گذاشتن بار از بالای سر تا سطح کمر توزیع نرمال نداشت. نتایج نشان داد که در مقایسه بین گروهی بین افراد سالم و کمردرد در حین گذاشتن بار از بالای سر تا سطح کمر و از سطح کمر تا سطح زمین، بین متغیرهای سرعت در جهت داخلی خارجی و قدامی خلفی و کلی و جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی خلفی اختلاف معنی‌داری به شکل کاهش نوسان در بیماران مبتلا به کمردرد وجود داشت ($P < 0.05$) (جدول‌های ۲ و ۳).



شکل ۲. موقعیت بار در بالای سر



شکل ۳. موقعیت بار در سطح کمر

پردازش داده‌ها

تجزیه و تحلیل داده‌ها به صورت آفلاین با استفاده از برنامه متلب

جدول ۱. جمعیت شناختی شرکت کنندگان (میانگین $\pm$ انحراف معیار)

متغیرها	کمردرد	سالم	P-value
سن	$23/3 \pm 9/4$	$31/3 \pm 7/4$	۰/۶۶
وزن	$78/5 \pm 15$	$77/8 \pm 8/6$	۰/۸۱۸
قد	$174/9 \pm 7/6$	$175/6 \pm 5/3$	۰/۷۱
شاخص توده بدنی	$35/6 \pm 4/4$	$25/2 \pm 2/6$	۰/۶۶۸

جدول ۲. مقایسه کنترل وضعیتی افراد سالم با کمردرد در حین گذاشتن بار از سطح کمر تا زمین

متغیرها	بیماران کمردرد	سالم	P-value
قدامی خلفی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	$17/46 \pm 4/99$	$17/4 \pm 5/93$	۰/۹۶۵
سرعت (mm/s)	$55/4 (19/09)$	$67/7 (42/92)$	$< 0.001^{\dagger}$
صفحه فاز (arbitrary unit)	$9/01 \pm 2/14$	$10/51 \pm 2/45$	۰/۰۱۲
داخلی خارجی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	$5/22 (3/03)$	$6/16 (3/36)$	۰/۷۶۴
سرعت (mm/s)	$44/81 \pm 17/7$	$63/44 \pm 27/96$	۰/۰۱*
صفحه فاز (arbitrary unit)	$19/06 \pm 4/56$	$19/41 \pm 5/51$	۰/۷۸۵
کلی			
صفحه فاز (arbitrary unit)	$22/28 \pm 5/26$	$23/84 \pm 7/49$	۰/۴
میانگین جابه‌جایی سرعت (mm/s)	$0/66 \pm 0/23$	$0/91 \pm 0/37$	۰/۰۱۱*

* آزمون t مستقل، † آزمون آزمون من‌ویتنی U

جدول ۳. مقایسه کنترل وضعیتی افراد سالم با کمردرد در حین گذاشتن بار از بالای سر تا سطح کمر

متغیرها	بیماران کمردرد	سالم	P-value
قدامی خلفی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	$12/97 \pm 3/82$	$13/26 \pm 3/92$	۰/۷۷۷
سرعت (mm/s)	$53/97 \pm 15/77$	$78/5 \pm 25/09$	$< 0.001^*$
صفحه فاز (arbitrary unit)	$7/54 \pm 1/46$	$9/04 \pm 2/04$	۰/۰۰۱*
داخلی خارجی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	$5/17 \pm 1/24$	$5/1 \pm 1/4$	۰/۸۴۱
سرعت (mm/s)	$28/28 (7/57)$	$38/25 (24/64)$	۰/۰۰۷†
صفحه فاز (arbitrary unit)	$15/12 \pm 3/7$	$15/91 \pm 3/31$	۰/۴۰۱
کلی			
صفحه فاز (arbitrary unit)	$17/06 \pm 3/63$	$18/86 \pm 3/8$	۰/۰۶۶
میانگین جابه‌جایی سرعت (mm/s)	$0/49 \pm 0/11$	$0/8 \pm 0/3$	$< 0.001^*$

* آزمون t مستقل، † آزمون آزمون من‌ویتنی U

مقایسه درون‌گروهی: نتایج مقایسه درون‌گروهی متغیرها در

افراد سالم و بیماران کمردرد نشان داد تمام متغیرها، به‌جز سرعت، در جهت قدامی خلفی در افراد سالم اختلاف معنی‌داری دارند ($P < 0.05$). در حین گذاشتن بار در سطح پایین هر دو گروه افزایش نوسان داشتند (جدول‌های ۴ و ۵).

قابل‌ذکر است که صلواتی و همکاران قبلاً پایداری معیارهای مرکز

فشار را بررسی کرده‌اند [۱۸]. آن‌ها نشان دادند که در تمام موقعیت‌های کنترل پاسجر، میانگین سرعت کل دارای قابلیت اطمینان بالا تا بسیار بالا بود و به نظر می‌رسد اندازه‌گیری میانگین سرعت کل قابل‌اعتمادترین و حساس‌ترین متغیر کنترل وضعیتی در بیماران کمردرد، به‌ویژه در عملکردهای با چالش بالا باشد [۱۹، ۲۰].

جدول ۴. مقایسه کنترل وضعیت بیماران کمردرد در طول گذاشتن بار از ارتفاع‌های مختلف

متغیرها	کمر تا سطح زمین	بالای سر تا سطح کمر	P-value
قدامی خلفی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	۱۷/۴۶ ± ۴/۹۹	۱۲/۹۷ ± ۳/۸۲	< ۰/۰۰۱ *
سرعت (mm/s)	۵۵/۴ (۱۹/۴)	۵۱/۵۵ (۱۸/۴۴)	۰/۰۰۳ [†]
صفحه فاز (arbitrary unit)	۹/۰۱ ± ۲/۱۴	۷/۵۴ ± ۱/۴۶	< ۰/۰۰۱ *
داخل خارجی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	۵/۲۲ (۰/۰۳)	۵/۱۲ (۱/۶۵)	۰/۰۸۳
سرعت (mm/s)	۴۲/۸ ± ۱۴/۴۶	۳۷/۹۴ ± ۶/۹۶	< ۰/۰۰۱ *
صفحه فاز (arbitrary unit)	۱۹/۰۶ ± ۴/۵۶	۱۵/۱۲ ± ۳/۷	< ۰/۰۰۱ *
کلی			
صفحه فاز (arbitrary unit)	۲۲/۲۸ ± ۵/۲۶	۱۷/۰۶ ± ۳/۶۳	< ۰/۰۰۱ *
میانگین جابه‌جایی سرعت (mm/s)	۰/۶۲ ± ۰/۱۶	۰/۴۹ ± ۰/۱۱	< ۰/۰۰۱ *

* آزمون تی زوجی، † آزمون ویلکاکسون

جدول ۵. مقایسه کنترل وضعیت افراد سالم در طول گذاشتن بار از ارتفاع‌های مختلف

متغیرها	کمر تا سطح زمین	بالای سر تا سطح کمر	P-value
قدامی خلفی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	۱۷/۴ ± ۵/۹۳	۱۳/۲ ± ۴/۰۲	۰/۰۳۴*
سرعت (mm/s)	۸۳/۲۲ ± ۳۲/۴۸	۷۸/۵ ± ۲۵/۰۹	۰/۳۹۵
صفحه فاز (arbitrary unit)	۱۰/۵۱ ± ۲/۴۵	۹/۰۴ ± ۲/۰۴	۰/۰۱۳*
داخلی خارجی			
جابه‌جایی مرکز فشار (mm)	۴/۶۴ ± ۲/۰۴	۵/۱ ± ۱/۴	۰/۰۱۷*
سرعت (mm/s)	۴۹/۹۱ (۳۵/۷۵)	۳۸/۲۵ (۲۴/۶۴)	۰/۰۰۲ [†]
صفحه فاز (arbitrary unit)	۱۹/۴۱ ± ۵/۵۱	۱۵/۸۱ ± ۳/۳۶	۰/۰۳۲*
کلی			
صفحه فاز (arbitrary unit)	۲۳/۸۴ ± ۷/۴۹	۱۸/۸۶ ± ۳/۸	۰/۰۱۲*
میانگین جابه‌جایی سرعت (mm/s)	۰/۹۱ ± ۰/۳۷	۰/۸ ± ۰/۳	۰/۰۱۷*

* آزمون تی زوجی، † آزمون ویلکاکسون

بحث

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که نوسان مرکز فشار در بیماران و افراد سالم در حین گذاشتن بار از ارتفاع بالا (از بالای سر تا سطح کمر) و از ارتفاع پایین (از سطح کمر تا سطح زمین) تفاوت معنی‌داری با هم دارند. در بیماران و افراد سالم در حین بار گذاشتن از ارتفاع پایین‌تر، میزان نوسان افزایش بیشتری را نشان می‌داد. همچنین در مقایسه بین افراد سالم و بیماران، تفاوت معنی‌داری مشاهده شد که در طی آن، بیماران کاهش نوسان مرکز فشار را نسبت به افراد سالم نشان دادند.

دلایل مختلفی می‌توانند افزایش نوسان مرکز فشار در هنگام بارگذاری از ارتفاع پایین را در هر دو گروه سالم و بیمار توضیح دهند. سیستم تعادل از اطلاعات سه منبع حسّی اصلی (بصری، دهلیزی و حسّ عمقی) برای ایجاد پاسخ‌های عضلانی که تعادل را حفظ می‌کنند، استفاده می‌کند [۲۱، ۲۲]. در افراد مبتلا به کمردرد مزمن، آسیب به ساختارهای حسّ عمقی ممکن است باعث پاسخ‌های

عضلانی نامناسب و به نقص در کنترل وضعیت، تغییر موقعیت تنه و اختلال در تعادل منجر شود [۲۳]. نشان داده شده است که افراد مبتلا به کمردرد، کنترل حرکت تغییر یافته عضلات عمقی تنه را نشان می‌دهند که به تغییر و یا کاهش استراتژی‌های کنترل وضعیت منجر می‌شود. این رفتارهای کنترل وضعیت مشاهده شده به عنوان یکی از عوامل احتمالی در ایجاد اختلال پیشنهاد شده است [۲۴]. به خوبی شناخته شده است که افزایش ارتفاع هنگام بلند شدن از زمین و کاهش وزنه بلند شده، از شدت گشتاور خارجی در ستون فقرات کمری می‌کاهد [۲۵]. هنگام بلند کردن بار از سطح زمین، مقدار بار روی کمر عمدتاً توسط گشتاورهای ناشی از بار خارجی و وزن قسمت بالایی بدنه تعیین می‌شود [۱۴]. بنابراین، با کاهش ارتفاع قرار دادن بار، خم شدن تنه به جلو افزایش می‌یابد و این وضعیت به دلیل وزن بخش بالایی بدن، گشتاور گرانشی اضافی ایجاد می‌کند [۱۴]. همچنین، خم شدن به جلو به افزایش فاصله افقی بین بار و مهره‌های L5/S1 منجر می‌شود و افزایش شیب تنه بازوی لحظه‌ای تنه را افزایش می‌دهد و

حین انجام کار دوگانه در مواردی که نیاز به کنترل وضعیتی حداقلی است، نتیجه انتقال به کنترل خودکار بیشتر وضعیت بدنی است. براساس این فرضیه، تمرکز بر کنترل وضعیت در این شرایط ممکن است فرایند نسبتاً خودکار را تضعیف کند که به کاهش کارایی و افزایش نوسان منجر می‌شود. باین حال، هنگامی که فرد با یک وظیفه شناختی ثانویه روبه‌رو می‌شود، تمرکز او از حفظ تعادل و کنترل وضعیت بدن به انجام آن وظیفه شناختی منتقل می‌شود. این جابه‌جایی توجه می‌تواند فرایند کنترل خودکار حرکات بدن، که برای حفظ تعادل ضروری است، را تحت تأثیر قرار دهد. در نتیجه، این تغییر تمرکز ممکن است باعث کاهش نوسانات بدنی شود [۳۲].

محدودیت‌ها

در این مطالعه، همه آزمودنی‌ها مرد بودند که این امر می‌تواند تعمیم‌پذیری نتایج را مختل کند. بار خارجی مورد استفاده در این مطالعه ۱۰ درصد وزن افراد بود؛ اگر بار از ۱۰ درصد وزن شرکت‌کننده تجاوز کند، نتایج ممکن است متفاوت باشد. در این مطالعه، دو ارتفاع بررسی شده است؛ اگر ارتفاع‌های دیگر نیز بررسی می‌شد، تحلیل نتایج می‌توانست به شکل بهتری انجام شود. از آنجایی که نیروهای وارد به ستون فقرات کمری در حین انقباضات از ارتفاع‌های مختلف به صورت مستقیم در این مطالعه بررسی نشده است، تفسیر نتایج با احتیاط براساس یافته‌های مطالعات دیگر انجام شده است.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این مطالعه نشان داد که تعادل افراد سالم و بیماران کم‌درد می‌تواند تحت تأثیر ارتفاع‌های مختلف گذاشتن بار قرار گیرد. در این مطالعه، ارتفاع‌های بارگذاری از بالای سر تا سطح کمر و از سطح کمر تا سطح زمین است. با توجه به مجموعه داده‌هایی که از سیستم حس عمقی، وسیتبولار و بینایی وارد سیستم عصبی مرکزی می‌شوند، در این دو وضعیت بارگذاری نشان داده شد که بدن در حین بارگذاری در وضعیت خم شده به جلو دارای نوسان مرکز فشار بیشتری نسبت به بار گذاری از بالای سر است. بنابراین با توجه به این یافته‌ها، به نظر می‌رسد که توجه به استفاده از شیوه‌های بارگذاری مناسب و توصیه به حفظ استقامت بدن و جلوگیری از خم شدن می‌تواند مفید باشد. همچنین، ممکن است توجه به وضعیت‌های بارگذاری مختلف، مانند بارگذاری از بالای سر یا از سطح کمر، به منظور انتخاب بهترین روش‌های تمرین و بارگذاری برای افرادی که دارای مشکلات تعادل یا کم‌درد هستند، ضروری باشد. همچنین، توصیه می‌شود که در محیط‌های صنعتی و شغلی، راهکارهای ارگونومیک برای کاهش نیاز به خم شدن مکرر و کنترل بهتر بارگذاری و ارتفاعی که بارگذاری انجام می‌شود، مدنظر قرار گیرد. علاوه بر این، تحقیقات آینده می‌توانند تأثیر سایر عوامل مانند وزن بار و ویژگی‌های فیزیکی افراد را بر تعادل در شرایط بارگذاری متفاوت بررسی کنند.

این‌ها از عوامل افزایش بار روی ساختارهای ستون فقرات کمری خواهند بود [۲۶]. عنوان شده است که مکان عمودی بار مهم‌تر از جسم برداشته شده است [۲۶]. با توجه به اختلال در عملکرد عضلات ناحیه کمری، این بار اضافی تنه به دنبال خم شدن به جلو می‌تواند میزان اطلاعات صحیحی که در دسترس سیستم عصبی مرکزی قرار می‌گیرد را تحت تأثیر قرار دهد. یکی دیگر از عوامل مؤثر بر افزایش نوسان بدن در این مطالعه، ماهیت انقباض اکسنتریک عضلات در این فعالیت است. مطالعات نشان داده‌اند که در طول انقباض اکسنتریک، نیروهای بیشتری ایجاد می‌شود [۲۷]. بار بیشتری بر سیستم اسکلتی-عضلانی وارد می‌کند و انقباضات اکسنتریک نیز با کنترل ضعیف نیرو، تغییر در کینماتیک حرکت و خروجی حرکتی متغیر همراه هستند [۲۸]. بنابراین، نگهداشتن و کنترل حرکت یک جسم احتمالاً به یک استراتژی کنترلی خاص نیاز دارد و از پیچیدگی بیشتری بر خوردار است [۲۹]. درواقع، داده‌ها نشان می‌دهند که هم فعال شدن آنتاگونیست در طی پایین گذاشتن بار، بیشتر بوده است [۲۸]. از طرفی با توجه به اینکه آوران‌های بینایی یکی از منابع اصلی تأمین اطلاعات سیستم عصبی مرکزی برای کنترل تعادل هستند [۲۱]، با توجه به وضعیت خم شرکت‌کنندگان در حین پایین گذاشتن بار از سطح پایین و تحت تأثیر قرار گرفتن دامنه بینایی افراد، به نظر می‌رسد این عامل نیز می‌تواند در توضیح نتایج به دست آمده در این مطالعه استفاده شود. وضعیت سر و به دنبال آن موقعیت سیستم وسیتبولار نیز می‌تواند به عنوان یکی دیگر از عوامل تأثیر گذار بر نتایج به دست آمده در این مطالعه باشد [۳۰].

یافته‌های این مطالعه نشان دادند که در مقایسه بین افراد سالم و بیماران، تفاوت معنی‌داری وجود دارد؛ به طوری که بیماران در مقایسه با افراد سالم کاهش نوسان مرکز فشار را نشان دادند. یکی از دلایل احتمالی برای این کاهش نوسان در وضعیت ایستاده و در حین قرار دادن بار از بالای سر، میزان باری است که در این تحقیق اعمال شده است. بار خارجی ۱۰ درصد از وزن شرکت‌کننده بود. بارهای سبک ممکن است حس عمقی تنه را بهبود بخشند و خطای تغییر موقعیت آن را کاهش دهند که در نهایت به کاهش نوسان وضعیتی هنگام قرار دادن بار از بالای سر کمک می‌کند [۳۱]. درحالی که در وضعیت خم شده علاوه بر وزن بار، گشتاور اضافه وزن تنه هم به ناحیه کمری افزوده می‌شود و این به افزایش نوسان مرکز فشار در این وضعیت با توجه به توضیحات قبل منجر می‌گردد. همچنین، دو مکانیسم دیگر برای کاهش نوسان می‌توان بیان کرد:

الف. استراتژی سفت شدن (Stiffening Strategy): این استراتژی به کنترل قوی‌تری از نوسان وضعیتی منجر می‌شود. براساس تحقیقات قبلی، اگر بدن به عنوان یک پندول معکوس مدل سازی شود، افزایش فرکانس و کاهش تغییرپذیری نوسان ممکن است به افزایش سفتی مچ پا مرتبط باشد که این امر با افزایش ثابت سفتی و افزایش فعالیت عضلانی در ناحیه مچ پا بیان می‌شود.

ب. فرضیه عمل محدود شده (Constrained Action Hypothesis): این فرضیه پیشنهاد می‌کند که کاهش نوسان در

تشکر و قدردانی

از دانشگاه علوم پزشکی ایران، به عنوان حامی مالی این پژوهش، که با پشتیبانی ارزشمند خود امکان انجام این مطالعه را فراهم نمود، صمیمانه قدردانی می‌کنیم. همچنین از تمامی داوطلبان و شرکت‌کنندگان محترم که با مشارکت فعال و ارزشمند خود به پیشبرد اهداف علمی این پژوهش کمک کردند، سپاسگزاریم.

تضاد منافع

نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ‌گونه تضاد منفعی در ارتباط با این مطالعه وجود ندارد.

مشارکت‌های نویسندگان

مفهوم‌سازی: مجید شهبازی و جواد صراف‌زاده

مدیریت داده‌ها: مجید شهبازی

تحلیل: سعید اخلاقی

تحقیق: مجید شهبازی

ملاحظات اخلاقی

این مطالعه مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام شده و توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی ایران تأیید شده است (کد اخلاق: IR.IUMS.REC.1394.9211342215). تمامی شرکت‌کنندگان قبل از ورود به مطالعه، فرم رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل کرده‌اند.

حمایت مالی

این مطالعه با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شده است.

REFERENCES

- Shigaki L, Vieira ER, de Oliveira Gil AW, Araújo CGA, Carmargo MZ, Sturion LA, et al. Effects of holding an external load on the standing balance of older and younger adults with and without chronic low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2017;40(4):284-292. [DOI: [10.1016/j.jmpt.2017.01.007](https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2017.01.007)] [PMID]
- Shojaei I, Salt EG, Hooker Q, Bazrgari B. Mechanical demands on the lower back in patients with non-chronic low back pain during a symmetric lowering and lifting task. *J Biomech.* 2018;70:255-261. [DOI: [10.1016/j.jbiomech.2017.06.032](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.032)] [PMID]
- Tsao H, Galea MP, Hodges PW. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain.* 2008;131(Pt 8): 2161-2171. [DOI: [10.1093/brain/awn154](https://doi.org/10.1093/brain/awn154)] [PMID]
- Shahbazi M, Sarrafzadeh J, Fatemi TS, Hafizi L. Effect of thoracic kinesio taping on acute lumbar and leg pain in a pregnant woman: A case report. *Sports Orthopaedics and Traumatology.* 2022;38(3): 326-333. [DOI: [10.1016/j.orthtr.2021.06.004](https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2021.06.004)] [PMID]
- Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J.* 2008;17(9):1177-1184. [DOI: [10.1007/s00586-008-0709-7](https://doi.org/10.1007/s00586-008-0709-7)] [PMID]
- Rafsanjani Deh Qazi H, Mohseni-Bandpei MA, Rahmani N. Sonoelastography and lumbopelvic muscle stiffness in patients with low back pain: A systematic review. *Galen Med J.* 2023;12:e2465. [DOI: [10.31661/gmj.v12i.2465](https://doi.org/10.31661/gmj.v12i.2465)] [PMID]
- Carver S, Kiemel T, Jeka JJ. Modeling the dynamics of sensory reweighting. *Biol Cybern.* 2006;95(2):123-134. [DOI: [10.1007/s00422-006-0069-5](https://doi.org/10.1007/s00422-006-0069-5)] [PMID]
- Hlaing SS, Puntumetakul R, Khine EE, Boucaut R. Effects of core stabilization exercise and strengthening exercise on proprioception, balance, muscle thickness and pain related outcomes in patients with subacute nonspecific low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2021;22(1):998. [DOI: [10.1186/s12891-021-04858-6](https://doi.org/10.1186/s12891-021-04858-6)] [PMID]
- Azadinia F, Ebrahimi-Takamjani I, Kamyab M, Parnianpour M, Asgari M. A RCT comparing lumbosacral orthosis to routine physical therapy on postural stability in patients with chronic low back pain. *Med J Islam Repub Iran.* 2017;31:26. [DOI: [10.18869/mjiri.31.26](https://doi.org/10.18869/mjiri.31.26)] [PMID]
- Rojhani-Shirazi Z, Rezaeian T. The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on postural control in patients with chronic low back pain. *J Med Life.* 2015;8(Spec Iss 2):19-27. [PMID]
- Qu X, Nussbaum MA. Effects of external loads on balance control during upright stance: experimental results and model-based predictions. *Gait Posture.* 2009;29(1): 23-30. [DOI: [10.1016/j.gaitpost.2008.05.014](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.014)] [PMID]
- Yiou E, Artico R, Teyssedre CA, Labaune O, Fourcade P. Anticipatory postural control of stability during gait initiation over obstacles of different height and distance made under reaction-time and self-initiated instructions. *Front Hum Neurosci.* 2016;10:449. [DOI: [10.3389/fnhum.2016.00449](https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00449)] [PMID]
- Ghezelbash F, Shirazi-Adl A, Plamondon A, Arjmand N. Comparison of different lifting analysis tools in estimating lower spinal loads—Evaluation of NIOSH criterion. *J Biomech.* 2020;112:110024. [DOI: [10.1016/j.jbiomech.2020.110024](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110024)] [PMID]
- Hoozemans MJ, Kingma I, de Vries WH, van Dieën JH. Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics.* 2008;51(7): 1053-1063. [DOI: [10.1080/00140130801958642](https://doi.org/10.1080/00140130801958642)] [PMID]
- Larivière C, Gagnon D, Loisel P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clin Biomech.* 2002;17(2): 89-98. [DOI: [10.1016/s0268-0033\(01\)00106-1](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00106-1)] [PMID]
- Davis KG, Marras WS, Waters TR. Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. *Clin Biomech.* 1998;13(3): 141-152. [DOI: [10.1016/s0268-0033\(97\)00037-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(97)00037-5)] [PMID]
- Della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture.* 2006;24(3):349-355. [DOI: [10.1016/j.gaitpost.2005.10.009](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.10.009)] [PMID]
- Salavati M, Hadadi MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait Posture.* 2009;29(3):460-464. [DOI: [10.1016/j.gaitpost.2008.11.016](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.016)] [PMID]
- Salavati M, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Jafari AH, Kazemnejad A, et al. Effect of dual-tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. *Spine.* 2009;34(13): 1415-1421. [DOI: [10.1097/BRS.0b013e3181a3a917](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181a3a917)] [PMID]
- Mostafaei N, Yazdi MJS, Negahban H, Goharpey S, Mehravar M, Pirayeh N. Responsiveness of static and dynamic postural balance measures in patients with anterior cruciate ligament reconstruction following physiotherapy intervention. *Arch Bone Jt Surg.* 2017;5(3): 153-167. [PMID]
- Allum JH, Bloem BR, Carpenter MG, Hulliger M, Hadders-Algra M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait Posture.* 1998;8(3): 214-242. [DOI: [10.1016/s0966-6362\(98\)00027-7](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(98)00027-7)] [PMID]
- Pirayeh N, Kazemi K, Rahimi F, Mostafaei N, Shaterzadeh-Yazdi MJ. The effect of balance training on functional

- outcomes in patients with knee osteoarthritis: a systematic review. *Med J Islam Repub Iran*. 2022;36:107. [DOI: [10.47176/mjiri.36.107](https://doi.org/10.47176/mjiri.36.107)] [PMID]
23. Berenshteyn Y, Gibson K, Hackett GC, Trem AB, Wilhelm M. Is standing balance altered in individuals with chronic low back pain? A systematic review. *Disabil Rehabil*. 2019 Jun;41(13):1514-1523. [DOI: [10.1080/09638288.2018.1433240](https://doi.org/10.1080/09638288.2018.1433240)] [PMID]
 24. Alsufiany MB, Lohman EB, Daher NS, Gang GR, Shallah AI, Jaber HM. Non-specific chronic low back pain and physical activity: A comparison of postural control and hip muscle isometric strength: A cross-sectional study. *Medicine*. 2020;99(5):e18544. [DOI: [10.1097/MD.00000000000018544](https://doi.org/10.1097/MD.00000000000018544)] [PMID]
 25. Kingma I, Bosch T, Bruins L, van Dieën JH. Foot positioning instruction, initial vertical load position and lifting technique: effects on low back loading. *Ergonomics*. 2004;47(13):1365-1385. [DOI: [10.1080/00140130410001714742](https://doi.org/10.1080/00140130410001714742)] [PMID]
 26. Plamondon A, Larivière C, Delisle A, Denis D, Gagnon D. Relative importance of expertise, lifting height and weight lifted on posture and lumbar external loading during a transfer task in manual material handling. *Ergonomics*. 2012;55(1):87-102. [DOI: [10.1080/00140139.2011.634031](https://doi.org/10.1080/00140139.2011.634031)] [PMID]
 27. Hody S, Croisier JL, Bury T, Rogister B, Leprince P. Eccentric muscle contractions: risks and benefits. *Front Physiol*. 2019;10:536. [DOI: [10.3389/fphys.2019.00536](https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00536)] [PMID]
 28. Turpin NA, Martinez R, Begon M. Shoulder muscle activation strategies differ when lifting or lowering a load. *Eur J Appl Physiol*. 2020;120(11):2417-2429. [DOI: [10.1007/s00421-020-04464-9](https://doi.org/10.1007/s00421-020-04464-9)] [PMID]
 29. Duchateau J, Enoka RM. Neural control of lengthening contractions. *J Exp Biol*. 2016;219(Pt 2):197-204. [DOI: [10.1242/jeb.123158](https://doi.org/10.1242/jeb.123158)] [PMID]
 30. Adamo DE, Pociask FD, Goldberg A. The contribution of head position, standing surface and vision to postural control in young adults. *J Vestib Res*. 2013;23(1):33-40. [DOI: [10.3233/VES-130473](https://doi.org/10.3233/VES-130473)] [PMID]
 31. Lin YH, Sun MH. The effect of lifting and lowering an external load on repositioning error of trunk flexion-extension in subjects with and without low back pain. *Clin Rehabil*. 2006;20(7):603-608. [DOI: [10.1191/0269215506cr971oa](https://doi.org/10.1191/0269215506cr971oa)] [PMID]
 32. Salihu AT, Hill KD, Jaberzadeh S. Effect of cognitive task complexity on dual task postural stability: a systematic review and meta-analysis. *Exp Brain Res*. 2022;240(3):703-731. [DOI: [10.1007/s00221-021-06299-y](https://doi.org/10.1007/s00221-021-06299-y)] [PMID].