Iranian Journal of Ergonomics

Iran J Ergon, 2025; 13(2): 83-93 DOI:10.53208/IJE.13.2.83

https://journal.iehfs.ir/

Original Article

Comparison of the Effect of Different Backpack Hip Belt Styles on Postural Control Indices and Center of Pressure Changes during Standing and Walking

Saeed Ilbeigi[1*], Zahra Karimi[1], Abbas Farjad Pezeshk[1]

[1] Department of Sport Sciences, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

Article History:
Received: 06 May 2025
Revised: 18 August 2025
Accepted: 20 August 2025
ePublished: 22 September 2025

***Corresponding author:**
Saeed Ilbeigi, Department of Sport Sciences, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

Email: silbeigi@birjand.ac.ir

Abstract

Objectives: Backpacks equipped with hip belts are among the most common and essential tools for carrying loads during long treks and mountaineering. The use of a hip belt facilitates appropriate load distribution between the upper and lower body and minimizes muscular energy expenditure. However, it may also restrict movement. This study aimed to examine the effect of three different hip belt designs in backpacks, namely 1) movable hip belt, 2) cross-frame structure, and 3) conventional design, on postural alignment control indices and center of pressure (COP) changes during standing and walking.

Methods: This semi-experimental study was conducted on 20 male physical education students aged 19 to 25 years. Three types of backpacks were used to measure postural control indices and COP changes: (1) backpack with a movable hip belt, (2) backpack with a cross-frame in the back panel, and (3) conventional backpack. Participants carried the backpacks on a level, flat surface with a standard load of 13 kg. A control walking test was also performed without any backpack under similar conditions. COP data in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions were recorded at a sampling rate of 1000 Hz. The device was fully calibrated before the test. Data were processed using MATLAB software, and a Butterworth filter with a cutoff frequency of 10 Hz. Output variables, including COP path, COP area, velocity of COP (VCOP), and sway, were calculated using standard formulas and analyzed in SPSS software. The Shapiro-Wilk test was used to assess data normality. Repeated measures ANOVA was employed to compare the three backpack types, and Bonferroni post-hoc tests were used for pairwise comparisons.

Results: The results showed no statistically significant differences in terms of COP area during standing and walking among the different backpack conditions. In terms of COP displacement (P=0.009) and COP velocity (P=0.009), significant differences were found only during eyes-closed standing in the AP direction. Pairwise comparisons revealed a significant difference between the conventional backpack and the one with a movable hip belt. Regarding COP sway (P=0.030), a significant difference was observed among the three backpacks only during eyes-closed standing in the ML direction. However, no statistically significant differences were found between any two backpacks in post-hoc comparisons.

Conclusion: Based on the findings, the backpack with a movable hip belt was the most effective among the three designs, as it resulted in the lowest COP sway, COP velocity, and COP displacement. Furthermore, the impact of hip belt design becomes more apparent in tests with higher complexity. However, it is important to note that reduced COP sway does not necessarily indicate improved postural control or motor performance, and it may reflect a restriction in the responsiveness of the neuromuscular system.

Keywords: Backpack, Center of pressure changes, Hip belt, Postural control, Walking

Copyright © 2025 Iranian Journal of Ergonomics. 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 cite

Extended Abstract

Background and Objective

A backpack is a common tool used in daily, educational, and athletic activities, playing a key role in load carriage. Backpacks equipped with hip belts are particularly important due to their ability to distribute weight evenly between the trunk and pelvis, thereby reducing pressure on the spine and enhancing comfort and safety during activities, such as hiking. However, improper design of these belts may restrict pelvic movement and ultimately impair motor performance. While some studies suggest that hip belts reduce center of pressure (COP) variability and improve balance, others argue that they restrict movement. Given the lack of consensus and the limited number of comparative studies on different hip belt designs, this research aimed to examine the effects of three design types, namely mobile belt, cross-frame, and standard model, on biomechanical indicators, including center of pressure variations and postural control, during standing and walking.

Most previous research has focused on the effects of load weight or its placement in backpacks; however, few studies have examined the influence of different hip belt design mechanisms. The present study aimed to fill this gap by investigating the effects of three distinct hip belt designs on postural control and COP indicators under both static and dynamic conditions. The primary objective was to compare the impact of these three common designs on COP parameters, including path length, area, velocity, and fluctuations, along the anterior–posterior and medial–lateral axes during standing with eyes open and closed, as well as during walking.

Materials and Methods

This quasi-experimental study with a comparative approach was conducted on 20 young male physical education students. Three types of backpacks with different hip belt designs were used, each containing a standardized 13-kilogram load. The load in all backpacks was placed approximately 30 centimeters from the base of the pack to ensure similar load distribution. The shoulder straps and hip belts of each backpack were adjustable, such that the top of the backpack was positioned about 10 centimeters below the shoulder line. Before testing began, adjustments were made according to the anatomy of each participant to ensure that the center of the hip belt aligned with the iliac crest (pelvic bone). The specifications of the three backpack models were as follows:

1) **Backpack with a mobile hip belt**: Designed to allow pelvic mobility by enabling the belt to follow the natural movements of the pelvis through a flexible, movable hip belt mechanism.
2) **Backpack with a cross-frame in the back panel**: Equipped with a cross-frame made of spring steel, providing flexibility and elasticity. This design allowed free rotational movement and facilitated load transfer to the pelvic region.

Participants performed a series of tests, including standing (with eyes open and closed) and walking on a flat surface. The COP data were collected using a force plate at a sampling rate of 1,000 Hz and were subsequently processed in MATLAB software using a Butterworth filter. The outputs included COP path length, COP area, COP velocity, and COP fluctuations. Data analysis was conducted in SPSS software 22 using normality tests, repeated measures analysis of variance, and Bonferroni post hoc tests for pairwise comparisons. Each test was performed three times, and the average of the three trials was used for analysis.

Results

No statistically significant differences were observed in COP area and COP velocity among the three backpack designs during walking and standing with eyes open. However, during standing with eyes closed, a significant difference was found in the anterior–posterior axis for both COP displacement ($p = 0.009$) and COP velocity ($p = 0.009$) between the backpack with a mobile hip belt and the standard model. Additionally, in the medial–lateral axis, COP fluctuations underwent a significant difference among the three models ($p = 0.030$); however, pairwise comparisons revealed no statistically significant differences. Numerically, the backpack with a mobile hip belt recorded the lowest values in most indicators (fluctuations, displacement, and velocity of COP), indicating better postural stability.

Discussion

The results indicated that differences between hip belt designs became more evident during more complex static tasks, such as standing with eyes closed. Specifically, the mobile belt design led to a significant reduction in COP fluctuations and displacement, compared to the standard model, suggesting a relative improvement in postural stability. However, under walking conditions—where neuromuscular performance is typically high—no significant differences were observed. This may be attributed to factors, such as the short walking distance, natural control of participants over their walking speed, and the simplicity of the walking task for healthy individuals.

No significant changes were observed in the medial–lateral direction, even under static conditions, as fluctuations in this axis are naturally smaller and more effectively regulated by the intrinsic control mechanisms of the body. The findings of this study were partially consistent and partially inconsistent with those of previous research. For example, the results aligned with those of a study performed by Golriz et al., who reported a reduction in COP fluctuations. However, they did not align with the findings of a study conducted by Kim et al., who emphasized the influence of load weight and carrying method as more critical factors.

Conclusion

Based on the findings of this study, it can be concluded that the backpack with a mobile hip belt demonstrated superior performance in COP indicators, such as reduced fluctuations and COP velocity, under specific conditions, particularly during standing with eyes closed. However, in many situations, no statistically significant differences were observed among the different backpack designs.

Therefore, it is not possible to confirm the absolute superiority of one design across all movement conditions. Impact of hip belt design may become more evident in more complex situations or among specific populations, such as individuals with postural disorders. It is recommended that future studies incorporate natural walking paths, inclined surfaces, longer load-carrying durations, and more diverse samples to assess the functional effectiveness of these designs more accurately.

Please cite this article as follows: Ilbeigi S, Karimi Z, Farjad Pezeshk A. Comparison of the Effect of Different Backpack Hip Belt Styles on Postural Control Indices and Center of Pressure Changes during Standing and Walking. *Iran J Ergon*. 2025; 13(2): 83-93. DOI:10.53208/IJE.13.2.83

مجله ارگونومی
دوره ۱۳، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۴، صفحات: ۹۳-۸۳
DOI: 10.53208/IJE.13.2.83
https://journal.iehfs.ir/
UMSHA Press

مقاله پژوهشی

مقایسه تاثیر انواع طراحی‌های کمربند لگنی در کوله‌پشتی بر شاخص‌های کنترل پاسچر و تغییرات مرکز فشار در وضعیت ایستادن و راه رفتن

سعید ایل بیگی[1*]، زهرا کریمی[1]، عباس فرجاد پزشک[1]

[1] گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۴/۰۲/۱۶
تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۴/۰۵/۲۷
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۴/۰۵/۲۹
تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۴/۰۶/۳۱

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

* **نویسنده مسئول:** سعید ایل بیگی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

ایمیل: silbeigi@birjand.ac.ir

چکیده

اهداف: برای حمل وسایل در پیمایش مسیرهای طولانی و کوهنوردی، کوله‌پشتی دارای کمربند لگنی از مهم‌ترین و رایج‌ترین وسایل به‌شمار می‌رود. استفاده از کمربند لگنی باعث توزیع مناسب بار بین تنه و لگن (بالاتنه و پایین‌تنه) و صرف حداقل انرژی عضلانی می‌شود، اما می‌تواند باعث محدودشدن حرکات نیز شود. این مطالعه، با هدف بررسی تاثیر سه نوع طراحی متفاوت کمربند لگنی در کوله‌پشتی (مدل دارای کمربند متحرک، مدل با فریم ضربدری و مدل معمولی)، شاخص های کنترل راستای قامت و تغییرات مرکز فشار طی ایستادن و راه رفتن پرداخته شده است.

روش کار: روش این تحقیق از نوع نیمه تجربی بود و روی ۲۰ نفر از مردان دانشجوی تربیت بدنی در بازه‌ی سنی ۱۹ تا ۲۵ سال انجام شد. برای اندازه‌گیری شاخص‌های کنترل پاسچر و تغییرات مرکز فشار از سه نوع کوله‌پشتی (۱- کوله‌پشتی با کمربند لگنی متحرک، ۲-کوله‌پشتی با فریم ضربدری در قاب پشتی و ۳-کوله‌پشتی معمولی) استفاده شد. شرکت‌کنندگان کوله‌ها را در سطح هموار و بدون شیب با بار رایج معادل ۱۳ کیلوگرم حمل کردند. همچنین آزمون راه‌رفتن در شرایط مشابه بدون کوله‌پشتی به منظور کنترل انجام شد. اطلاعات مرکز فشار در دو محور قدامی-خلفی (AP) و داخلی-خارجی (ML) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. دستگاه پیش از شروع آزمون به‌صورت کامل کالیبره گردید و داده‌ها توسط نرم‌افزار MATLAB و فیلتر باترورث با فرکانس قطع ۱۰ هرتز پردازش شدند. خروجی‌ها شامل مسیر COP، مساحت COP، VCOP و sway با استفاده از فرمول‌های استاندارد محاسبه شدند. در نهایت، داده‌ها به نرم‌افزار SPSS منتقل شدند. جهت سنجش نرمالیتی توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای مقایسه سه نوع کوله‌پشتی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری و برای مقایسه دوبه‌دو، از آزمون بونفرونی استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که بین حالت‌های مختلف کوله‌پشتی در شاخص مساحت مرکز فشار، هیچ تفاوت آماری طی ایستادن و راه‌رفتن وجود ندارد. در شاخص تغییرات مرکز فشار (P=۰/۰۰۹) و سرعت حرکت مرکز فشار (P =۰/۰۰۹)، تنها در ایستادن با چشم بسته در راستای قدامی-خلفی تفاوت به لحاظ آماری مشاهده شد. در مقایسه دوبه‌دو نیز میان دو کوله‌پشتی معمولی و کوله‌پشتی دارای کمربند لگنی متحرک تفاوت مشاهده شد. همچنین، در شاخص نوسانات مرکز فشار (P=۰/۰۳۰) تنها در ایستادن با چشم بسته در راستای داخلی- خارجی میان سه نوع کوله‌پشتی تفاوت معناداری مشاهده شد. در این حالت در مقایسه دوبه‌دو اما تفاوتی به لحاظ آماری میان هیچ دو کوله‌پشتی مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: بر اساس یافته‌های موجود، کوله‌پشتی با کمربند لگنی متحرک بهترین نوع کوله‌پشتی میان سه کوله‌پشتی بود، زیرا کمترین نوسانات مرکز فشار، سرعت حرکت مرکز فشار و تغییرات مرکز فشار مختص به این کوله‌پشتی بود. علاوه بر این می‌توان گفت تفاوت‌های کمربند لگنی در تست‌هایی با پیچیدگی بالاتر نمایان می‌شود. با این حال، باید توجه داشت که کاهش نوسانات مرکز فشار لزوما به معنای بهبود در کنترل پاسچر یا عملکرد حرکتی نیست و ممکن است نشان‌دهنده محدودیت در پاسخ‌پذیری سیستم عصبی-عضلانی نیز باشد.

کلید واژه‌ها: کمربند لگن، کوله‌پشتی، کنترل پاسچر، تغییرات مرکز فشار، راه رفتن

استناد: ایل بیگی، سعید؛ کریمی، زهرا؛ فرجاد پزشک، عباس. مقایسه تاثیر انواع طراحی‌های کمربند لگنی در کوله‌پشتی بر شاخص‌های کنترل پاسچر و تغییرات مرکز فشار در وضعیت ایستادن و راه رفتن. مجله ارگونومی، تابستان ۱۴۰۴؛۱۳(۲): ۹۳-۸۳

مقدمه

کوله‌پشتی یکی از رایج‌ترین وسایل برای حمل بار در فعالیت‌های روزمره، آموزشی و ورزشی به‌شمار می‌رود. با افزایش علاقه به

فعالیت‌هایی مانند کوه‌پیمایی، طبیعت‌گردی و سفرهای طولانی، نیاز به کوله‌پشتی‌هایی که راحتی، پایداری و ایمنی را برای کاربران فراهم کنند، بیشتر از گذشته احساس می‌شود. یکی از مهم‌ترین اجزای طراحی ارگونومیک کوله‌پشتی‌ها، کمربند لگنی است که با انتقال بخشی از بار از روی شانه‌ها به لگن، نقش مهمی در کاهش فشار وارده به ستون فقرات و بهبود تعادل بدن ایفا می‌کند [۱]. تحقیقات نشان داده‌اند که استفاده از مکانیزم‌های مختلف در طراحی این کمربند می‌تواند تاثیرات متفاوتی بر شاخص‌های کنترل پاسچر و تغییرات مرکز فشار (COP) طی راه رفتن داشته باشد [۲، ۱]. با افزایش تقاضا برای فعالیت‌های خارج از منزل مانند کوهنوردی، نیاز به کوله‌پشتی‌های ارگونومیک افزایش یافته است. علاوه بر این، از عوامل مهم ارگونومیکی موثر در طراحی کوله‌پشتی می‌توان به بندهای شانه‌ای، کمربند لگنی، سیستم قاب پشتی، ابعاد و اندازه، محل قرارگیری پدهای حمایت‌کننده‌ی گودی کمر، بند قفسه‌ی سینه و طراحی داخلی برای توزیع بهتر بار اشاره کرد. اگرچه کمربند لگنی می‌تواند فشار را کاهش دهد، اما طراحی نامناسب آن ممکن است باعث محدود شدن دامنه حرکات ناحیه لگن شود و عملکرد حرکتی فرد را تحت تاثیر قرار دهد. از سوی دیگر، طراحی غیراصولی بندهای شانه، قاب پشتی یا توزیع نابرابر بار نیز می‌تواند منجر به بروز درد، خستگی عضلانی و آسیب‌های اسکلتی‌ـعضلانی شود. فلج موقت شبکه بازویی (Backpack Palsy)، یکی از اختلالاتی است که در اثر فشار بیش از حد بندهای شانه‌ای گزارش شده است. این موارد نشان می‌دهد که طراحی ارگونومیک موثر نقش حیاتی در بهبود تجربه حمل بار دارد [۲]. مطالعات نشان داده‌اند که بستن کمربند لگنی موجب انتقال وزن بار از روی شانه‌ها به لگن شده و به توزیع مناسب‌تر فشار کمک می‌کند [۳، ۲]. با این‌حال، برخی از پژوهش‌ها نیز حاکی از آن هستند که کمربند لگنی می‌تواند دامنه‌ی حرکات لگن را محدود کند و درنتیجه، منجر به ایجاد اختلال در حرکت طبیعی اندام‌ها هنگام راه‌رفتن شود. بنابراین، طراحی بهینه‌ی کمربند لگنی در کوله‌پشتی‌ها، نقشی اساسی در بهبود عملکرد حرکتی و کاهش فشارهای وارد شده بر بدن دارد. در این ارتباط، مطالعات نشان داده‌اند که استفاده از کمربند لگنی می‌تواند تا ۳۰ درصد از نیروی عمودی وارد شده بر شانه‌ها را کاهش دهد و آن را به لگن منتقل کند [۳]. علاوه بر این، کمربند لگنی با نزدیک نگه‌داشتن بار به مرکز جرم بدن، از تغییرات بیش از اندازه در پاسچر بدن جلوگیری کرده و تعادل فرد را در حین حرکت افزایش می‌دهد [۴]. طراحی کمربند لگنی در کوله‌پشتی‌ها بر اساس مکانیسم‌های مختلفی انجام می‌شود که هر یک تاثیرات متفاوتی بر کنترل پاسچر و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن دارند. حفظ پاسچر مناسب در هنگام حمل کوله‌پشتی، یکی از عوامل موثر در جلوگیری از خستگی عضلانی و آسیب‌های اسکلتی-عضلانی است. این امر به ویژه در فعالیت‌هایی نظیر کوه‌پیمایی که شامل مسیرهای طولانی و ناهموار است، از اهمیت بیشتری برخوردار می‌شود. تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که نوع طراحی کوله‌پشتی و میزان باری که حمل می‌شود، بر فاکتورهای بیومکانیکی و فیزیولوژیکی بدن تاثیرگذار هستند [۵،۳]. برای مثال، در مطالعه‌ای که توسط Kim و همکاران انجام شد، مشخص گردید که نحوه حمل کوله‌پشتی و وزن بار داخل آن تاثیر قابل‌توجهی بر تغییرات مرکز فشار و کادنس افراد دارد [۶] همچنین، Golriz و همکاران گزارش کردند که افراد هنگام استفاده از کوله‌پشتی‌های مجهز به کمربند لگنی، احساس تعادل بیشتری داشته و نوسانات مرکز ثقل آن‌ها نسبت به افرادی که از کوله‌پشتی‌های معمولی استفاده می‌کنند، کمتر است. در طراحی کمربند لگنی مکانیسم‌های مختلفی مورد استفاده قرار می‌گیرند که هرکدام تاثیر متفاوتی بر شاخص‌های بیومکانیکی بدن دارند. برخی از این مکانیسم‌ها قادر به کاهش تغییرات مرکز فشار و نوسانات پاسچر هستند [۷]، در حالی که برخی دیگر تاثیر کمتری دارند [۸]. بنابراین، نیاز به تحقیق و بررسی مکانیسم‌های مختلف طراحی کمربند لگنی در کوله‌پشتی‌ها به‌منظور یافتن بهترین روش برای افزایش تعادل و کاهش فشار وارده به بدن وجود دارد. تحقیقات پیشین عمدتا به بررسی تاثیر وزن بار یا موقعیت آن بر شاخص‌های پاسچرال و حرکتی پرداخته‌اند، در حالی که مطالعات محدودی به صورت مقایسه‌ای به تحلیل اثرات انواع طراحی‌های کمربند لگنی پرداخته‌اند [۶، ۹]، این در حالی است که انتخاب مکانیسم مناسب در طراحی کمربند لگنی می‌تواند به طور قابل توجهی بر کارآیی کوله‌پشتی، میزان راحتی کاربران و پیشگیری از آسیب‌ها موثر باشد [۱۰]. مطالعات قبلی، نتایج متناقضی را درباره اثرات کمربند لگنی بر مرکز فشار و کنترل پاسچر گزارش کرده‌اند. به عنوان مثال، برخی پژوهش‌ها نشان داده‌اند که استفاده از کمربند لگنی باعث کاهش نوسانات COP و بهبود تعادل می‌شود [۶]، در حالی که برخی دیگر به محدودیت‌های حرکتی ناشی از آن اشاره کرده‌اند [۱۱]. با توجه به اینکه، بیشتر پژوهش‌ها بر تاثیر وزن یا محل بار تمرکز داشته‌اند و مطالعات محدودی به‌صورت مقایسه‌ای بین مکانیسم‌های مختلف طراحی کمربند لگنی پرداخته‌اند و علاوه بر این، یافته‌های موجود در زمینه اثر کمربند لگنی بر کنترل پاسچر نتایج متناقضی ارائه داده‌اند [۱۱،۱۲، ۶]، بر همین اساس، هدف مطالعه حاضر، بررسی و مقایسه تاثیر سه مکانیسم رایج در طراحی کمربند لگنی در کوله‌پشتی‌ها بر شاخص‌های مرکز فشار و کنترل پاسچر در حین ایستادن و راه رفتن است. این تحقیق تلاش دارد با ارائه داده‌های کاربردی، گامی در جهت بهینه‌سازی طراحی کوله‌پشتی‌ها برای استفاده در شرایط روزمره و فعالیت‌های تخصصی بردارد.

روش کار

مطالعه حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طراحی آزمایشگاهی و رویکرد مقایسه‌ای بود. جامعه آماری پژوهش را مردان جوان، سالم و فعال از دانشجویان رشته تربیت‌بدنی تشکیل دادند. روش نمونه‌گیری به صورت غیراحتمالی و در دسترس انجام شد. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power و با در نظر گرفتن سطح معناداری (P≤۰/۰۵)، توان آزمون ۰/۸ و اندازه اثر متوسط Cohen's f =۰/۳، برابر با ۲۰ نفر تعیین گردید. با لحاظ احتمال ریزش آزمودنی‌ها. میانگین سنی آزمودنی‌ها ۲۱/۸۸ ±۱/۹۳ سال، میانگین وزن ۶۹/۹۴ ±۸/۰۴ کیلوگرم و میانگین قد آن‌ها ۱۷۸/۸۸±۲/۵۴ سانتی‌متر بود.

ملاک‌های ورود به مطالعه شامل؛ سلامت کامل اسکلتی–عضلانی، BMI نرمال، نداشتن منع پزشکی برای فعالیت بدنی و حمل بار و تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه بود. ملاک‌های خروج از مطالعه شامل؛ بروز بیماری، درد یا آسیب حین آزمون به تشخیص پژوهشگر، ناتوانی در حمل کوله‌پشتی، یا انصراف از ادامه همکاری بود.

در این پژوهش از سه نوع کوله‌پشتی با طراحی‌های متفاوت استفاده شد که همگی حاوی بار استاندارد ۱۳ کیلوگرمی بودند [۱۴ ، ۱۳]. بار در داخل کوله‌پشتی‌ها در ارتفاع حدود ۳۰ سانتی‌متر از کف کوله قرار داده شد تا توزیع بار مشابه باشد [۷]. بندهای شانه‌ای و کمربند لگنی در هر کوله‌پشتی قابل تنظیم بودند؛ به‌طوری‌که، قسمت بالای کوله پشتی تقریبا ۱۰ سانتی‌متر پایین‌تر از خط شانه قرار می‌گرفت و پیش از شروع آزمون، با توجه به آناتومی فرد تنظیم شدند تا مرکز کمربند لگنی در محل ایلیاک کرست (استخوان لگن) قرار گیرد [۷، ۱۴].

مشخصات سه مدل به شرح زیر است:

۳) کوله‌پشتی با کمربند لگنی متحرک: فراهم کردن آزادی حرکتی لگن و امکان تعقیب حرکات لگن با بهره‌گیری از کمربند لگنی متحرک، این کوله ساخت کشور ایران می‌باشد.

۴) کوله‌پشتی با فریم ضربدری در قاب پشتی: کوله دارای فریم ضربدری از جنس فولاد فنری (Spring steel) با قابلیت انعطاف‌پذیری و حالت ارتجاعی که امکان چرخش آزادانه را فراهم می‌کند و همچنین باعث انتقال بار به ناحیه لگن می‌شود. قاب پشتی برگرفته از اختراع ثبت شده در امریکا است [۱۵، ۱۶].

۵) کوله‌پشتی معمولی: کوله‌پشتی موجود در بازار که دارای کمربند لگنی معمولی است و امکانات و ویژگی خاصی ندارد (شکل ۱).

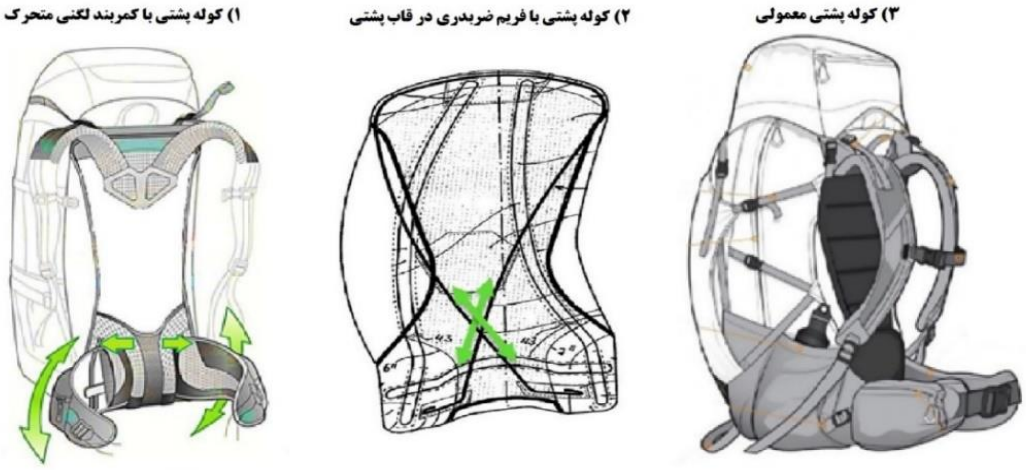
پس از کسب موافقت از کمیته اخلاق برای نمونه‌گیری و شروع به کار، اهداف پژوهش برای شرکت‌کنندگان در پژوهش توضیح داده شد. موافقت کتبی با در اختیار دادن رضایت‌نامه به نمونه‌های پژوهش اخذ شد. در ابتدا پرسش‌نامه‌ی اطلاعات دموگرافیک توسط شرکت‌کنندگان تکمیل شد. سپس بر اساس روش نمونه‌گیری تصادفی نمونه‌های پژوهش انتخاب شدند.

سپس قد و وزن آزمودنی‌ها به ترتیب با متر نواری و ترازوی دیجیتال اندازه‌گیری شد و آزمودنی‌ها حدود ۷ دقیقه گرم کردند و سپس آزمون را شروع کردند.

برای اندازه‌گیری مرکز فشار از دستگاه فورس پلیت (ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان) استفاده شد. این دستگاه دایره‌ای‌شکل، دارای قطر ۶۰ سانتی‌متر و دقت اندازه‌گیری تا ۰/۰۱ نیوتن می‌باشد. اطلاعات مرکز فشار در دو محور قدامی-خلفی (AP) و داخلی-خارجی (ML) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. دستگاه پیش از شروع آزمون به‌صورت کامل کالیبره گردید و داده‌ها توسط نرم‌افزار MATLAB و فیلتر باترورث با فرکانس قطع ۱۰ هرتز پردازش شد.

خروجی‌ها شامل مسیر COP، مساحت COP، VCOP و sway با استفاده از فرمول‌های استاندارد محاسبه شدند. درنهایت، داده‌ها به نرم‌افزار SPSS منتقل شدند.

آزمون ها شامل راه رفتن شروع با پای برتر و ایستادن روی فورس پلیت به صورت چشم باز و چشم بسته به مدت ۳۰ ثانیه انجام شد [۱] (شکل ۲).



شکل ۱. انواع کوله‌پشتی‌ها

برای این‌کار فرد در سه تکرار ابتدا در زمان ۱۵ ثانیه عمل ایستادن با کوله پشتی‌های مختلف را انجام داد و سپس با سرعت دلخواه به ترتیب با پای راست و پای چپ روی دستگاه عمل راه رفتن را انجام داد. برای افزایش دقت اندازه‌گیری و کاهش تاثیر خطاهای تصادفی، هر آزمون در سه بار تکرار متوالی برای هر یک از آزمودنی‌ها و برای هر یک از شرایط آزمایش (سه نوع کوله‌پشتی) انجام شد.

این تکرارها شامل؛ سه بار راه رفتن با هر کوله‌پشتی و سه بار ایستادن (در حالت چشم باز و چشم بسته) با هر کوله‌پشتی بودند، که در پایان میانگین داده‌های حاصل از این سه تکرار برای هر وضعیت محاسبه و در تحلیل‌های آماری وارد شد.

شکل ۲. نحوه پوشیدن کوله پشتی‌ها توسط آزمودنی‌ها

همزمان اطلاعات توزیع فشار توسط دستگاه جمع‌آوری گردید. از شرکت‌کنندگان خواسته شد حین راه رفتن پای برتر خود را بدون هیچ‌گونه کنترل ارادی و تنظیم خاص روی دستگاه قرار دهند تا اختلالی در فرایند راه رفتن آن‌ها ایجاد نشود. چنانچه هنگام عبور از روی صفحه‌ی فورس پلیت اصلاحاتی (به هم خوردن ریتم راه رفتن، تنظیم آگاهانه گام هنگام رسیدن به فورس پلیت و تغیر ناگهانی سرعت راه رفتن) در نحوه‌ی راه رفتن شرکت‌کننده ایجاد شود، آن کوشش، کوششی نادرست قلمداد می‌شد و آزمودنی دوباره به اجرای یک کوشش دیگر می‌پرداخت. برای هر آزمودنی دست کم سه کوشش صحیح ثبت و در تحلیل‌های بعدی استفاده شد. بدین صورت که آزمودنی‌ها سه نوع کوله‌پشتی بر دوش انداخته سپس چهار نوع آزمون را اجرا کردند. ضمنا هر آزمودنی سه تکرار را برای هر آزمون اجرا کرد. بین هر تکرار آزمودنی سه دقیقه استراحت وجود داشت تا از تاثیر خستگی بر آزمون جلوگیری شود [۱]. برای کنترل اثر ترتیب، ترتیب قرارگیری آزمون‌ها با قرعه تصادفی تعیین شد. دمای محیط بین ۲۲ تا ۲۴ درجه سانتی‌گراد حفظ شد. آزمودنی‌ها پیش از هر آزمون، استراحت کافی (حدود ۲ دقیقه) داشتند. بار در همه کوله‌پشتی‌ها به‌صورت یکنواخت و در ارتفاع یکسان قرار داده شد.

روش تجزیه و تحلیل داده‌ها:

در این پژوهش، در هر یک از سه تکرار متوالی برای هر وضعیت آزمایشی (راه رفتن و ایستادن با هر یک از سه نوع کوله‌پشتی)، داده‌های زیر به‌عنوان متغیرهای وابسته ثبت و تحلیل شدند:

الف) در آزمون راه‌رفتن: تغییرات مرکز فشار (COP) در دو راستای قدامی – خلفی (AP) و داخلی – خارجی (ML)، مساحت تغییرات مرکز فشار (COP Area)، سرعت حرکت مرکز فشار (COP Velocity)در دو راستا و نوسانات مرکز فشار (COP Sway) در دو راستای مذکور ثبت شد.

ب) در آزمون ایستادن (چشم باز و چشم بسته): میانگین تغییرات مرکز فشار در دو راستا، سرعت نوسان مرکز فشار و نوسانات مرکز فشار در راستاهای AP وML و در نهایت مساحت نوسان به ترتیب زیر محاسبه و ثبت شد.

اطلاعات مربوط به موقعیت مرکز فشار (Center of Pressure - COP) در دو راستای قدامی-خلفی (x) و داخلی-خارجی (y) از داده‌های فورس‌پلیت استخراج شدند. فرمول‌های مورد استفاده برای محاسبه شاخص‌های مختلف به شرح زیر است:

ابتدا داده‌ها در قالب اکسل استخراج شد. سپس وارد نرم افزار متلب گردید. داده‌ها با استفاده از فیلتر باترورث با فرکانس قطع ۱۰ فیلتر شدند. در نهایت خروجی‌ها از داده‌های خام با استفاده از فرمول‌های زیر استخراج شدند:

رابطه ۱ $Coppathx(i) = |Copx(i) - Copx(i-1)|$

رابطه ۲ $Coppathx = \sum_{n=1}^{n} Coppathx$

رابطه ۳ $Coppathy(i) = |Copy(i) - Copy(i-1)|$

رابطه ۴ $Coppathy = \sum_{n=1}^{n} Coppathy$

از روابط ۱، ۲، ۳ و ۴ تغییرات مرکز فشار محاسبه می‌شود که نشان‌دهنده فاصله و جهتی است که مرکز فشار از نقطه ابتدایی تا انتهایی طی می‌کند.

به‌عبارت دیگر: برای محاسبه محدوده حرکتی مرکز فشار، از مساحت بیضی پوشاننده ۹۵ درصد نقاط COP استفاده شد:

$$COP\ Area = \pi \times SDx \times Sdy$$

که در آن:

- SDx : انحراف معیار داده‌های COP در محور قدامی–خلفی و SDy انحراف معیار داده‌های COP در محور داخلی-خارجی

رابطه ۵:

$$Coplength = \sum_{n=1}^{n} \left(\sqrt{\left((Copx(i) - Copx(i-1)\right)^2 + \left(Copy(i) - Copy(i-1)\right)^2}\right)$$

رابطه ۵ مساحت مرکز فشار را محاسبه می‌کند که نشان‌دهنده کل مساحت محصور شده توسط مسیری است که مرکز فشار در یک دوره زمانی طی کرده است.

رابطه ۶:

$$VCopx(i) = \left| \frac{Copx(i) - Copx(i-1)}{\frac{1}{200}} \right|$$

رابطه ۷

$$VCopx = \sum_{n=1}^{n} \left(\frac{VCopx}{n-1}\right)$$

رابطه ۸

$$VCopy(i) = \left| \frac{Copy(i) - Copy(i-1)}{\frac{1}{200}} \right|$$

رابطه ۹

$$VCopy = \sum_{n=1}^{n} \left(\frac{VCopy}{n-1}\right)$$

و در مجموع:

محاسبه طول مسیر مرکز فشار (Path Length) و میانگین سرعت(VCOP) COP

$$COP\ Path=\sum_{i=1}^{n-1}(x_{i+1}-x_i)^2+(y_{i+1}-y_i)^2$$
$$COPPath/T= VCOP$$

که در آن:

- x_و yi: مختصات COP در نمونه‌ی i
- T: مدت زمان آزمون (ثانیه)
- n: تعداد کل نمونه‌ها

بود.

روابط ۶، ۷، ۸ و ۹ سرعت حرکت مرکز فشار را محاسبه می‌کنند، که نشان‌دهنده سرعت و جهت حرکت مرکز فشار در طول زمان است.

رابطه ۱۰

$$Swayx(i) = |Copx(i) - mean(Copx)|$$

رابطه ۱۱

$$Swayx = \sum_{n=1}^{n}(\frac{Swayx}{n})$$

رابطه ۱۲

$$Swayy(i) = |Copy(i) - mean(Copy)|$$

روابط ۱۰،۱۱ و ۱۲ نیز نوسانات مرکز فشار را در طول زمان محاسبه می‌کند [۱۶]. به‌عبارت دیگر:

برای بررسی نوسان COP در هر راستا از انحراف معیار داده‌های x و y استفاده شد.

اطلاعات خروجی شامل مساحت COP، تغییرات مسیر COP، سرعت COP و نوسانات در دو راستا استخراج و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB پیش‌پردازش شدند. از فیلتر پایین‌گذر Butterworth با فرکانس قطع ۱۰ هرتز استفاده شد. داده‌های نهایی در SPSS نسخه ۲۵ تحلیل شدند. آزمون Shapiro-Wilk برای نرمال بودن داده‌ها و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر (Repeated Measures ANOVA) برای مقایسه استفاده شد. آزمون Bonferroni برای مقایسه زوجی بین شرایط مختلف در سطح معناداری (P≤۰/۰۵) استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج آمار توصیفی پراکندگی متغیرهای مرکز فشار، شامل؛ تغیرات مرکز فشار، مساحت مرکز فشار، سرعت تغیرات مرکز فشار و نوسانات مرکز فشار هنگام راه رفتن با سه نوع کوله پشتی در جدول ۱ ارائه شده است. پیش‌نیازهای آماری شامل نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون Shapiro–Wilk و برابری واریانس‌ها (با آزمون ماخلی)، قبل از اجرای ANOVA بررسی و تایید شد (P≥۰/۰۵).

جدول ۱. تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی متغیرهای مرکز فشار در کوله‌پشتی‌های مختلف طی ایستادن و راه رفتن (*میانگین±انحراف معیار*)

مدل و نوع کوله‌پشتی	مساحت مرکز فشار ایستا(cm^2)	مساحت مرکز فشار پویا(cm^2)	VCOP ایستا (cm/s)	VCOP پویا (cm/s)	Sway قدامی خلفی ایستا (cm)	Sway داخلی خارجی ایستا (cm)	Sway قدامی خلفی پویا(cm)	Sway داخلی خارجی پویا(cm)
کوله‌پشتی معمولی	۰/۰۰۱± ۰/۰۰۱	۰/۰۲± ۰/۰۳	± ۰/۱۲ ۰/۴۸	± ۱۹/۲۲ ۳/۳۱	± ۰/۳۲ ۰/۱۸	± ۰/۴۰ ۰/۲۲	۰/۳۱± ۲/۶۶	۰/۳۱± ۱/۱۷
کوله‌پشتی دارای کمربند لگنی متحرک	± ۰/۰۰۰۸ ۰/۰۰۰۵	۰/۰۳± ۰/۰۳	± -۰/۲۶ ۰/۳۱	± ۱۸/۵۹ ۳/۰۶	± ۰/۲۰ ۰/۰۸	± ۰/۲۴ ۰/۰۹	۰/۳۶± ۲/۶۸	۰/۳۱± ۱/۱۵
کوله‌پشتی با فریم ضربدری	۰/۰۰۰۵± ۰/۰۰۱	۰/۰۳± ۰/۰۳	± ۰/۱۰ ۰/۴۵	± ۲۱/۱۹ ۲/۳۵	± ۰/۲۶ ۰/۲۲	± ۰/۲۹ ۰/۱۵۱	۰/۳۴± ۲/۷۰	۰/۲۶± ۱/۲۰

علاوه بر این، نمودار زیر مقایسه گرافیکی میانگین شاخص‌های مرکز فشار (COP) در سه نوع کوله‌پشتی را در هشت متغیر اصلی نشان می‌دهد. این متغیرها شامل مساحت مرکز فشار، سرعت حرکت مرکز فشار (VCOP) و نوسانات (Sway) در شرایط ایستاده و راه رفتن هستند.

علاوه بر این، نتایج آزمون ANOVA در بین متغیرهای تحقیق و مقایسه این شاخص‌ها در دو حالت ایستاده و راه رفتن نتایج زیر مشاهده شد. با توجه به نتایج مشاهده شده تفاوت معناداری بین هیچکدام از شاخص‌ها در شرایط مختلف کوله‌پشتی مشاهده نشد (P>۰/۰۵). با توجه به جدول ۲ بین مساحت نوسان در کوله‌پشتی‌های مختلف حین ایستادن و راه رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد (P<۰/۰۵). با توجه به جدول ۳ بین سرعت مرکز فشار در کوله‌پشتی‌های مختلف حین ایستادن و راه رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵). با توجه به جدول ۴ بین نوسانات مرکز فشار در کوله‌پشتی‌های مختلف حین ایستادن و راه رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵).

جدول ۲. نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای شاخص مساحت مرکز فشار حین ایستادن و راه رفتن

شاخص	آزمون ماخلی	شاخص/ منابع	درجه آزادی	مقدار F	مقدار P
مساحت مرکز فشار طی ایستادن	۰/۵۴۲	بین گروهی	۲	۲/۰۶۹	۰/۱۴۳
مساحت مرکز فشار طی راه رفتن	۰/۰۰۳	بین گروهی	۲	۰/۱۶۰	۰/۸۵۳

جدول ۳. نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای شاخص سرعت مرکز فشار حین ایستادن و راه رفتن

شاخص	آزمون ماخلی	شاخص/ منابع	درجه آزادی	مقدار F	مقدار P
سرعت حرکت مرکز فشار طی ایستادن با چشم باز در راستای قدامی- خلفی	۰/۲۱۱	بین گروهی	۲	۰/۶۹۹	۰/۴۵۵
سرعت حرکت مرکز فشار طی ایستادن با چشم باز در راستای داخلی- خارجی	۰/۲۷۹	بین گروهی	۲	۰/۹۵۹	۰/۳۱۴
سرعت حرکت مرکز فشار طی راه رفتن شروع با پای برتر در راستای قدامی- خلفی	۰/۰۴۲	بین گروهی	۲	۰/۳۳۳	۰/۴۶۵
سرعت حرکت مرکز فشار طی راه رفتن شروع با پای برتر در راستای داخلی- خارجی	۰/۷۱۵	بین گروهی	۲	۰/۹۱۶	۰/۶۵۱

جدول ۴. نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای شاخص نوسانات مرکز فشار حین ایستادن و راه رفتن

شاخص	آزمون ماخلی	شاخص/ منابع	درجه آزادی	مقدار F	مقدار P
نوسانات مرکز فشار طی ایستادن با چشم باز در راستای قدامی- خلفی	۰/۳۶۸	بین گروهی	۲	۱/۶۸	۰/۲۰۲
نوسانات مرکز فشار طی ایستادن با چشم باز در راستای داخلی- خارجی	۰/۶۱۰	بین گروهی	۲	۰/۶۹۳	۰/۵۰۸
نوسانات مرکز فشار طی راه رفتن شروع با پای برتر در راستای قدامی- خلفی	۰/۱۵۹	بین گروهی	۲	۱/۰۸	۰/۳۵۱
نوسانات مرکز فشار طی راه رفتن شروع با پای برتر در راستای داخلی- خارجی	۰/۸۲۸	بین گروهی	۲	۰/۰۹۴	۰/۹۱۰

بحث

مطالعه‌ی حاضر با عنوان مقایسه‌ی مکانیسم‌های رایج در طراحی کمربند لگنی در کوله‌پشتی روی شاخص‌های کنترل پاسچر و تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن و ایستادن انجام شد. هدف کلی از انجام این تحقیق، مقایسه‌ی متغیرهای تغییرات مرکز فشار در دو راستای قدامی- خلفی و داخلی- خارجی، مساحت تغییرات مرکز فشار، سرعت تغییرات مرکز فشار در دو راستای ذکر شده و همچنین نوسانات مرکز فشار در دو راستا میان سه کوله‌پشتی با مکانیسم‌های مختلف در طراحی کمربند لگنی بود.

با توجه به نتایج به‌دست آمده، بین مکانیسم‌های رایج در طراحی کمربند لگنی کوله‌پشتی در شاخص تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن تفاوتی وجود ندارد. تنها در وضعیت ایستادن در راستای قدامی- خلفی تفاوت به لحاظ آماری مشاهده شد ($P\leq ۰/۰۵$).

تغییرات مرکز فشار یکی از پارامترهای سنجش کنترل پاسچر و تعادل حین راه رفتن نیز محسوب می‌شود. با توجه به این‌که هیچ تفاوتی میان سه نوع کوله‌پشتی در حالت راه رفتن دیده نشد، می‌توان گفت کمربند لگنی اثری بر شاخص تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن ندارد. نتایج مطالعه حاضر همسو با نتایج مطالعات Buffinton و همکاران [۱۵]، Vennila و Aruin [۱۷]، Sozzi و همکاران [۱۸] و Hong و همکاران [۵] بود و آن‌ها نیز نتیجه گرفتند که دو نوع کمربندی لگنی تاثیری بر بیومکانیک راه رفتن ندارد. این نتایج با نتایج مطالعه Kim و همکاران، که گزارش دادند نوع حمل کردن کوله‌پشتی بر تغییرات مرکز فشار تاثیر می‌گذارد، ناهمسو بود. همچنین، سونیا ساهلی و همکاران نیز طی پژوهشی گزارش کردند که نوع حمل کوله‌پشتی و میزان بار درون آن بر مرکز فشار و عدم کنترل پاسچر اثرگذار است که ناهمسو با نتایج مطالعه حاضر بود [۶].

در خصوص عدم مشاهده تفاوت آماری معنادار بین انواع کوله‌پشتی در شرایط راه رفتن، چند عامل موثر قابل بررسی است. نخست، آزمون راه رفتن در مسیر صاف، هموار و کوتاه (۱۰ متر) انجام شد که ممکن است پیچیدگی حرکتی کافی برای تحریک تفاوت‌های مکانیکی طراحی کوله‌پشتی‌ها را فراهم نکرده باشد. دوم، کنترل سرعت راه رفتن توسط آزمودنی‌ها به‌صورت یکنواخت و نسبتا طبیعی انجام شده است؛ این موضوع می‌تواند نقش تطبیقی سیستم عصبی‌ـعضلانی را تقویت کرده و تفاوت‌های مکانیکی را کمرنگ کند. سوم، وظیفه حرکتی راه رفتن در افراد جوان، سالم و فعال احتمالا آن‌قدر ساده و تثبیت‌شده است که تفاوت در طراحی کوله‌پشتی‌ها در بازه‌های زمانی کوتاه تاثیر مشهودی بر شاخص‌های مرکز فشار نداشته است. در واقع، سطح عملکرد آزمودنی‌ها آن‌قدر بالا بوده که تغییرات جزئی ناشی از طراحی کوله‌پشتی به‌راحتی جبران شده‌اند. این عوامل می‌توانند به‌صورت ترکیبی مانع از آشکار شدن تفاوت‌های آماری در شرایط راه رفتن شده باشند.

در وضعیت ایستادن، در راستای قدامی- خلفی تفاوت به لحاظ آماری مشاهده شد. اما در ایستادن با چشم بسته در راستای داخلی- خارجی و چشم باز تفاوتی میان سه کوله پشتی دیده نشد.

باتوجه به این‌که یکی از سیستم‌های موثر در کنترل پاسچر در بدن انسان سیستم بینایی می‌باشد [۱۶] می‌توان گفت با بستن چشم‌ها و عدم استفاده از بینایی، کنترل پاسچر حین حمل کوله‌پشتی بسیار تحت تاثیر قرار می‌گیرد. به طور کلی میانگین تغییرات مرکز فشار حین ایستادن به دلیل عدم حرکت آزمودنی‌ها بسیار نزدیک به صفر بود اما با این حال میانگین تغییرات مرکز فشار حین ایستادن با چشم بسته در کوله پشتی‌های معمولی ۰/۰۰۰۱۱ ± ۰/۰۰۸۸ اما در کوله پشتی دارای کمربند لگنی ۰/۰۰۰۴۳± ۰/۰۰۰۶ بود که می‌توان دریافت میزان تعادل و حفظ پاسچر در کوله‌پشتی‌های دارای کمربند لگنی متحرک بیشتر بوده است. در مقایسه دوبه‌دو نیز تنها میان دو کوله‌پشتی معمولی و کوله‌پشتی دارای کمربند لگنی متحرک، تفاوت به لحاظ آماری مشاهده شد.

علاوه بر این، شاخص سرعت حرکت مرکز فشار همانند شاخص تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن تفاوتی میان سه نوع کوله‌پشتی به لحاظ آماری مشاهده نشد و کمربند لگنی از لحاظ آماری تاثیری بر شاخص سرعت حرکت مرکز فشار در کوله‌پشتی‌ها ندارد. با این حال سرعت حرکت مرکز فشار در تست ایستادن با چشم بسته در راستای قدامی خلفی میان کوله‌پشتی‌ها تفاوت معناداری دیده شد. مطابق آنچه در شاخص تغییرات مرکز فشار گفته شد با عدم استفاده از سیستم بینایی [۱۷] توسط آزمودنی‌ها، کنترل پاسچر و حفظ تعادل در آن‌ها دچار اختلالاتی می‌شود به همین دلیل در این حالت تفاوت دیده شده است. یکی از دلایل عدم وجود تفاوت در راستای داخلی- خارجی را می‌توان به علت عدم تغییرات ملموس مرکز فشار در این راستا دانست.

در نهایت، نتایج تحقیق نشان داد که در شاخص نوسانات مرکز فشار نیز طی راه رفتن تفاوتی به لحاظ آماری میان سه نوع کوله پشتی مشاهده نشد، که می‌توان یافت کمربند لگنی روی شاخص نوسانات مرکز فشار حین راه رفتن تاثیری در کوله‌پشتی‌ها ندارد. در تست ایستادن تنها در ایستادن با چشم بسته، که نسبتا تست پیچیده‌تری محسوب می‌شود، در راستای داخلی- خارجی تفاوت به لحاظ آماری دیده شد و می‌توان گفت که کمربند لگنی اثر معناداری در شاخص نوسانات مرکز فشار حین ایستادن با چشم بسته در راستای داخلی- خارجی داشته است. میانگین نوسانات مرکز فشار در راستای داخلی خارجی در کوله پشتی معمولی ۰/۴۰۶±۰/۲۲۹ کوله پشتی دارای کمربند لگنی متحرک ۰/۰۹۳± ۰/۲۴۹ و کوله پشتی با فریم ضربدری ۰/۲۹۰± ۰/۱۵۱ بود. با توجه به میانگین‌ها نیز می‌توان دریافت که نوسانات مرکز فشار در کوله‌پشتی‌های دارای کمربند لگنی به مراتب کمتر از کوله‌پشتی معمولی بوده است. در مقایسه دوبه‌دو اما تفاوتی به لحاظ آماری میان هیچ دو کوله‌پشتی مشاهده نشد. برخی از یافته‌ها با نتایج مطالعاتی مانند Golriz و همکاران [۷] که بهبود تعادل با استفاده از کمربند لگنی را گزارش کرده‌اند، همخوانی دارد. در مقابل، تفاوت نتایج با پژوهش‌هایی مانند Kim و همکاران [۶] یا Son و همکاران [۱۱] ممکن است ناشی از تفاوت در نوع طراحی کوله‌پشتی، روش آزمون (ایستا در مقابل دینامیک)، جمعیت نمونه (جوان سالم در برابر جمعیت بالینی) یا پارامترهای اندازه‌گیری باشد.

در مجموع، یافته‌های مطالعه نشان دادند که تنها در شرایط ایستادن با چشم بسته، تفاوت معناداری در برخی شاخص‌های مرکز فشار) تغییرات و سرعت COP در راستای قدامی-خلفی و نوسانات در راستای داخلی–خارجی بین کوله‌پشتی‌ها مشاهده شد ($P<0/05$)، در حالی که در سایر شرایط، تفاوتی معنادار گزارش نشد. اندازه اثر برای این مقایسه‌ها در بازه ۰/۱۷ تا ۰/۲۸ ($partial\ \eta^2$) قرار گرفت که نشان‌دهنده اثر متوسط تا نسبتا قوی طراحی کمربند لگنی در شرایط تعادل محدود است. عدم تفاوت آماری در راستای داخلی–خارجی (ML) در بیشتر شرایط، می‌تواند ناشی از این باشد که نوسانات در این راستا به‌صورت طبیعی کمتر است و کنترل آن از طریق مکانیزم‌های داخلی بدن به‌ویژه در آزمودنی‌های سالم و جوان به‌خوبی انجام می‌شود. همچنین، سطح صاف و بدون شیب، زمان کوتاه آزمون و ثبات حرکتی آزمودنی‌ها از دیگر عواملی هستند که ممکن است حساسیت آزمون به تفاوت‌های طراحی را کاهش داده باشند.

مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی است؛ از جمله: استفاده از نمونه‌ای محدود به مردان جوان و سالم (تعمیم‌پذیری محدود)، انجام آزمایش‌ها در مسیر و محیط آزمایشگاهی ثابت، که با شرایط واقعی مانند کوه‌پیمایی متفاوت است و استفاده از فقط یک سطح بارگذاری (۱۳ کیلوگرم) بدون بررسی سطوح مختلف وزن می تواند مورد توجه قرار گیرد.

توصیه می‌شود مطالعات آینده با جامعه‌های متنوع‌تر (جنسیت، سن، سطح آمادگی بدنی)، در محیط‌های واقعی و با بارهای متغیر انجام گیرند تا یافته‌ها دقیق‌تر و قابل‌تعمیم‌تر باشند. به طور کلی می‌توان گفت که کمربند لگنی در کوله‌پشتی‌ها حداقل به طور ذهنی احساس راحتی و حفظ و کنترل پاسچر بیشتری به افراد می‌دهد. علاوه بر این می‌توان گفت کوله‌پشتی دارای کمربند لگنی متحرک میان سه کوله پشتی به لحاظ کنترل پاسچر و حفظ تعادل از دیگر کوله‌پشتی‌ها برای آزمودنی‌ها بهتر بود. از طرفی، با توجه به اینکه در تست ایستادن با چشم بسته، بهبود معناداری در شاخص‌های تعادل و کنترل پاسچر در کوله پشتی دارای کمربند لگنی نسبت به کوله‌پشتی معمولی مشاهده شد، می‌توان گفت با افزایش پیچیدگی وظیفه اثرات کمربند لگنی در کوله‌پشتی‌ها مشهود می‌شود. همانطور که مطالعه [۱۷] گزارش کرد تنها در راه رفتن های بالای دو کیلومتر می‌توان تفاوت‌های معناداری میان دو نوع کوله پشتی معمولی و کوله پشتی دارای کمربند لگنی مشاهده کرد.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های این پژوهش، می‌توان گفت که کوله‌پشتی دارای کمربند لگنی متحرک، در شرایط خاصی از جمله ایستادن با چشم بسته، عملکرد بهتری در برخی شاخص‌های مرکز فشار مانند کاهش نوسانات و سرعت حرکت COP نسبت به سایر طراحی‌ها نشان داد. با این حال، در بسیاری از شرایط، تفاوت آماری معناداری بین مدل‌های مختلف کوله‌پشتی مشاهده نشد.

بنابراین، نمی‌توان برتری مطلق یک طراحی را در همه شرایط

حرکتی تایید کرد. تاثیر نوع طراحی کمربند لگنی ممکن است در موقعیت‌های پیچیده‌تر یا در جمعیت‌های خاص (مانند افراد دارای اختلالات پاسچرال) آشکارتر شود. پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده، از مسیرهای طبیعی، سطوح شیب‌دار، مدت زمان طولانی‌تر حمل بار و نمونه‌های متنوع‌تر استفاده شود تا کارایی واقعی طراحی‌ها با دقت بیشتری مورد ارزیابی قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

از تمام افرادی که در انجام این مقاله به تیم پژوهش یاری رساندند تشکر می‌کنیم.

تضاد منافع

تضاد منافعی در این پژوهش وجود ندارد.

مشارکت‌های نویسندگان

زهرا کریمی: جمع‌آوری داده و نگارش مقاله؛ سعید ایل بیگی: نگارش مقاله و محاسبات؛ عباس فرجاد پزشک: ویرایش مقاله و کمک به محاسبات هماهنگی.

ملاحظات اخلاقی

کد اخلاق مرتبط با پژوهش حاضر از پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی تهران دریافت شده است (۱۰۰۰/۱۷۰ ک.ا.پ).

حمایت مالی

از منابع مالی در این طرح استفاده نشده است.

REFERENCES

1. Aghahasni Mahabadi F, Farjad Pezeshk A, Yousefi M. Comparison of common mechanisms in the design of hip belts in backpacks on the coordination between trunk and hip segments during walking. Iran J Ergon. 2024;12(2):80-89. [DOI: 10.32592/IJE.12.2.80]
2. Kasović M, Zvonar M, Gomaz L, Bolčević F, Anton V. The influence of a school bag carriage on the pattern changes in plantar pressure during walking among schoolchildren in the first grade. Kinesiology. 2018;50(2):188-193. [Link]
3. Martin J, Kearney J, Nestrowitz S, Burke A, van der Weyden MS. Effects of load carriage on measures of postural sway in healthy, young adults: A systematic review and meta-analysis. Appl Ergo. 2023;106:103893. [DOI: 10.1016/j.apergo.2022.103893] [PMID]
4. Matur F, Alnamroush F, Büyüksaraç B. Impact of backpack load during walking: an EMG and biomechanical analysis. Med Biol Eng Comput. 2025;63(5):1427-1433. [DOI: 10.1007/s11517-024-03280-z] [PMID]
5. Hong Y, Li JX, Fong DT. Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. J Electromyogr Kinesiol. 2008;18(6):990-966. [DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.06.013] [PMID]
6. Kim KH, Ann J, Jang SH. Analysis of the effect of backpack design with reduced load moment arm on spinal alignment. Int J Environ Res Public Health. 2019;16(22):4351. [DOI: 10.3390/ijerph16224351] [PMID]
7. Golriz S, Hebert JJ, Bo Foreman K, Walker BF. The effect of shoulder strap width and load placement on shoulder-backpack interface pressure. Work. 2017;58(4):455-461. [DOI: 10.3233/WOR-172651] [PMID]
8. Pau M, Pau M. Postural sway modifications induced by backpack carriage in primary school children: a case study in Italy. Ergonomics. 2010;53(7):872-881. [DOI: 10.1080/00140139.2010.489965] [PMID]
9. Genitrini M, Dotti F, Bianca E, Ferri A. Impact of backpacks on ergonomics: biomechanical and physiological effects: a narrative review. Int J Environ Res Public Health. 2022;19(11):6737. [DOI: 10.3390/ijerph19116737] [PMID]
10. Kistner F, Fiebert I, Roach K. Effect of backpack load carriage on cervical posture in primary school children. Work. 2012;41(1):99-108. [DOI: 10.3233/WOR-2012-1289] [PMID]
11. Son M, Hyun S, Beck D, Jung J, Park W. Effects of backpack weight on the performance of basic short-term/working memory tasks during flat-surface standing. Ergonomics. 2019;62(4):548-564. [DOI: 10.1080/00140139.2019.1576924] [PMID]
12. Balkó Š, Tufano JJ, Jelínek M, Svoboda Z, Błaszczyszyn M, Vaverka F. Influence of school backpack load on plantar foot pressure during walking in 9–11-year-old girls. Cent Eur J Public Health. 2022;30(3):185-189. [DOI: 10.21101/cejph.a7109] [PMID]
13. Thomas AT. Effects of pack weight on endurance of long-distance hikers [Thesis, Master of Science in Human Factors & Systems]. Embry-Riddle Aeronautical University. 2013. [Link]
14. Oberhofer K, Wettenschwiler PD, Singh N, Ferguson SJ, Annaheim S, Rossi RM, et al. The influence of backpack weight and hip belt tension on movement and loading in the pelvis and lower limbs during walking. Appl Bionics Biomech. 2018;2018(1):4671956. [DOI:10.1155/2018/4671956] [PMID]
15. Buffinton S, Hilger T, Tiblas M. Backpack comprising a frame structure for stretching a netting member concave across the back wall. United States patent US9271560. 2016. [Link]
16. Agarwal P, Sharma A, Rai RH, Bansal N, Sharma N, Sidiq M, Vajrala VK, Shaphe MA, Esht V, Malhotra N, Kashoo FZ. Exploring the impact of backpack carrying on plantar pressure and gait patterns in children: a systematic review. J Bodywork Mov Ther. 2025;42:875884. [DOI: 10.1016/j.jbmt.2025.02.009] [PMID]
17. Vennila K, Aruin AS. Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. Exp Brain Res. 2011;212(3):385-397. [DOI: 10.1007/s00221-011-2738-4] [PMID]
18. Sozzi S, Decortes F, Schmid M, Crisafulli O, Schieppati M. Balance in blind subjects: cane and fingertip touch induce a similar extent and promptness of stance stabilization. Front Neurosci. 2018;12:639. [DOI: 10.3389/fnins.2018.00639]