



Original Article

Comparison of Common Mechanisms in the Design of Hip Belts in Backpacks on the Coordination between Trunk and Hip Segments during Walking

Faridah Aghahasni Mahabadi¹, Abbas Farjad Pezeshk^{1,*} , Mohammad Yousefi¹ 

¹ Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Sports Sciences Department, University of Birjand, Birjand, Iran

Abstract

Article History:

Received: 03/07/2024

Revised: 28/08/2024

Accepted: 31/08/2024

ePublished: 21/09/2024

***Corresponding author:** Abbas Farjad Pezeshk, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Sports Sciences Department, University of Birjand, Birjand, Iran.
Email: Abbas.Farjad@Birjand.ac.ir

Objectives: Using a backpack with a hip belt limits hip movements and prevents disruption in hip and trunk coordination. Therefore, this study aimed to compare the effect of common mechanisms in the design of hip belts in mountaineering backpacks on the coordination between trunk and pelvis organs during walking.

Methods: This semi-experimental research was conducted on 16 men. Three types of backpacks with different hip belts were used. Participants carried backpacks with a load of 13 kg. The continuous relative phase and its variability were used to analyze the coordination. Descriptive statistics of mean and standard deviation and analysis of variance with repeated measures were used to compare variables in four conditions.

Results: According to the results, there was a difference between the level of coordination in two conditions of without a backpack and a normal backpack, with the normal backpack showing a significant decrease in coordination ($P < 0.05$). The results also indicated that the variability in coordination increased after using backpacks with movable hip belts and cross frames compared to walking without a backpack ($P < 0.05$).

Conclusion: Based on the existing findings, backpacks with a cross-movable frame maintain the antiphase coordination between the trunk and pelvis by allowing freedom of movement in these two organs. It also creates more flexibility by increasing variability in coordination.

Keywords: Backpack, Gait, Hip belt, Trunk and hip coordination



Extended Abstract

Background and Objective

Backpacks are the most suitable means for daily load carriage in a symmetrical and organized manner while walking. The hip belt is one of the ergonomic factors related to the backpack that alleviates pressure from the shoulders and transfers it to the lower extremities, controls the rotational torque forces associated with heavy loads and trunk movement, and enhances comfort for the individual. However, the hip belt may impose physical limitations on the movement of the pelvis relative to the trunk while walking due to its attachment point, resulting in a change in the out-of-phase coordination between the trunk and hips. It seems that new backpacks with cross-frame mechanisms that possess elasticity, as well as movable hip belts designed to follow body movements, can positively affect the coordination between the trunk and hips and reduce the detrimental effects of the hip belt due to the flexibility they provide to pelvic movement. Therefore, the present study aimed to compare the effects of common mechanisms in the design of hip belts of mountaineering backpacks on the coordination between the trunk and hip during walking.

Materials and Methods

The present study was a laboratory-based, semi-experimental investigation with a comparative research design. Sixteen healthy and active men participated in this study through convenience sampling. The inclusion criteria involved the absence of restrictions on activities and load carrying, no musculoskeletal disorders, and a regular body mass index. The data collection tools included Inertial Measurement Unit sensors for measuring kinematic variables, standard scales, and height measuring tools to assess the body type of the participants. This study also utilized three different types of backpacks, which consisted of 1) a backpack with a movable hip belt, 2) a backpack with a cross-frame in the back, and 3) a regular backpack. The backpacks were equipped with weights equivalent to 13 kg, attached via a platform positioned approximately 30 cm above the bottom of the backpack. Each participant walked ten steps along a straight path. Kinematic data were recorded at a rate of 300 Hz and filtered with a cut-off frequency of 6 Hz. Subsequently, data corresponding to the five steps were analyzed. During the data processing phase, after calculating the position and angular velocity of the trunk and pelvis during the stance and swing phases of walking, the coordination between the trunk and pelvis was assessed through the continuous relative phase index and also evaluated for variability in coordination during different phases. The Shapiro-Wilk test was utilized to assess the normality of the data distribution. To evaluate differences between the backpacks, repeated measures ANOVA along with Bonferroni post-hoc tests were conducted at a significance level of 0.05 ($P \geq 0.05$).

Results

The results related to the coordination indices and variability in coordination were initially examined for

normality of data distribution using the Shapiro-Wilk test, and this was confirmed ($P > 0.05$). Based on the continuous relative phase index graphs of coordination under four conditions, the graph related to the no-backpack condition showed a higher shift, indicating greater out-of-phase coordination. However, it appears that in the two walking conditions with the cross-frame backpack and the movable hip belt backpack, the out-of-phase coordination of these two backpacks has increased compared to the regular backpack. The results of the ANOVA test indicated that there were significant differences in coordination and variability in coordination under different conditions with the three types of backpacks as well as without a backpack ($P < 0.05$). The level of coordination during the stance and swing phases between the no-backpack condition and the normal backpack condition showed significant differences, such that coordination significantly decreased in the condition with the regular backpack ($P < 0.05$). The findings also revealed that the variability in coordination between the stance phase of normal walking with the movable hip belt backpack and the swing phase of regular walking with the cross-frame backpack increased significantly ($P < 0.05$).

Discussion

This study was conducted to compare the coordination and variability of coordination between the trunk and pelvis during walking among the common mechanisms in the design of hip belts of different backpacks. Given the natural coordination of the pelvis and trunk during normal walking, a more suitable backpack is the one that does not disrupt this normal coordination. When carrying a backpack, fastening the hip belt allows for better load distribution between the trunk and pelvis (upper body and lower body); however, it restricts pelvic movements, a finding that was confirmed in the present research. According to the results, the coordination index between the trunk and pelvis when using a cross-frame backpack was very close to the no-backpack condition throughout the walking cycle. During the swing phase of walking with a cross-frame backpack, coordination slightly decreased; nonetheless, the antiphase coordination between the trunk and pelvis was still maintained, and the variability in coordination increased, indicating greater flexibility of movement. The statistical results showed that the coordination of the trunk and pelvis in the transverse plane throughout the walking cycle remained in antiphase when using the cross-frame backpack. Therefore, it seems that the spring metal frame that is arranged crosswise in the back frame of the backpack is able to facilitate not only suitable load distribution between the upper and lower body during walking but also to allow for free movement of the trunk and pelvis.

Conclusion

Based on the findings of this study, the backpack with a cross frame and movable hip belt is the most appropriate type of backpack, as it aims to maintain antiphase coordination between the trunk and pelvis by allowing freedom of movement in these body parts. Additionally, by increasing the variability in

coordination, it provides greater flexibility. Therefore, it is recommended to use a backpack with flexibility and elasticity that can ensure freedom of movement for

the pelvis and allow for the tracking of body movements when traversing long paths and during hiking.

Please cite this article as follows: Aghahasani 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

مقایسه‌ی تأثیر مکانیسم‌های رایج در طراحی کمر بند لگنی کوله‌پشتی کوهنوردی بر هماهنگی بین اندام‌های تنه و لگن حین راه رفتن

فریده آقاحسنی مهابادی^۱، عباس فرجاد پزشک^{۱*}، محمد یوسفی^۱

^۱ گروه علوم ورزشی، دانشکده‌ی تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

چکیده

اهداف: استفاده از کوله‌پشتی با کمر بند لگن باعث محدود شدن حرکات لگن و اختلال در هماهنگی لگن و تنه می‌شود؛ لذا هدف این مطالعه مقایسه‌ی تأثیر مکانیسم‌های رایج در طراحی کمر بند لگن در کوله‌پشتی کوهنوردی بر هماهنگی بین اندام‌های تنه و لگن طی راه رفتن بود.

روش کار: روش تحقیق از نوع نیمه‌تجربی بود و پژوهش درباره‌ی ۱۶ نفر از مردان انجام شد. از سه نوع کوله‌پشتی با کمر بند لگن متفاوت استفاده شد. شرکت‌کنندگان کوله‌پشتی‌ها را با بار معادل ۱۳ کیلوگرم حمل کردند. برای بررسی هماهنگی از روش فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن استفاده شد. از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای مقایسه‌ی متغیرها در چهار حالت استفاده شد.

یافته‌ها: با توجه به نتایج، بین میزان هماهنگی در دو وضعیت بدون کوله‌پشتی و با کوله‌پشتی معمولی تفاوت وجود داشت؛ به‌طوری که هنگام حمل کوله‌پشتی معمولی، هماهنگی کاهش معناداری داشت ($P < 0.05$). نتایج همچنین حاکی از این مطلب بود که تغییرپذیری در هماهنگی به دنبال استفاده از کوله‌پشتی‌های دارای کمر بند لگن متحرک و فریم ضربدری نسبت به راه رفتن بدون کوله‌پشتی افزایش پیدا می‌کند ($P < 0.05$).

نتیجه‌گیری: بر اساس یافته‌های موجود، کوله‌پشتی‌هایی که فریم متحرک ضربدری دارند با ایجاد آزادی حرکتی در دو اندام تنه و لگن، هماهنگی آنتی‌فاز بین این دو اندام را حفظ می‌کنند. همچنین، این کوله‌پشتی با افزایش تغییرپذیری در هماهنگی انعطاف‌پذیری بیشتری ایجاد می‌کند.

کلید واژه‌ها: کمر بند لگن، کوله‌پشتی، هماهنگی تنه و لگن، راه رفتن

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۴/۱۳
تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۳/۰۶/۰۷
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۶/۱۰
تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۳/۰۶/۳۱

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

* نویسنده مسئول: عباس فرجاد پزشک، گروه علوم ورزشی، دانشکده‌ی تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.
ایمیل: Abbas.Farjad@Birjand.ac.ir

استناد: آقاحسنی مهابادی، فریده؛ فرجاد پزشک، عباس؛ یوسفی، محمد. مقایسه‌ی تأثیر مکانیسم‌های رایج در طراحی کمر بند لگنی کوله‌پشتی کوهنوردی بر هماهنگی بین اندام‌های تنه و لگن حین راه رفتن. مجله ارگونومی، تابستان ۱۴۰۳؛ ۱۲(۲): ۸۰-۸۹.

مقدمه

افزایش یافته است [۵]؛ در نتیجه کوله‌پشتی‌های ارگونومیک برای به حداقل رساندن ناراحتی و کاهش خطر آسیب ناشی از حمل بار تولید شده‌اند [۶]. در همین راستا، فاکتورهای ارگونومی کوله‌پشتی بروز اختلالات و آسیب‌های مختلف فیزیولوژیکی و بیومکانیکی را کاهش می‌دهند [۷]. از پارامترهای ارگونومی کوله‌پشتی می‌توان به بندها،

کوله‌پشتی مناسب‌ترین وسیله برای حمل وسایل روزانه است؛ زیرا می‌تواند بارها را متقارن نگه دارد [۲، ۱] و امکان حمل اشیای مختلف را به‌صورت سازمان‌یافته می‌دهد [۳]. بنابراین، افراد با استفاده از کوله‌پشتی می‌توانند بار را برای مدت‌زمان طولانی‌تری حمل کنند [۴]. در دهه‌های اخیر، بارهایی که در کوله‌پشتی جابه‌جا می‌شوند

روش کار

مطالعه‌ی حاضر از نوع آزمایشگاهی، نیمه‌تجربی و طرح تحقیق مقایسه‌ای بود. جامعه‌ی آماری این پژوهش مردان سالم و فعال بودند و روش نمونه‌گیری غیراحتمالی و به‌صورت در دسترس بود. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G-power و خطای نوع اول برابر با ۰/۰۵ و توان آزمون برابر با ۰/۸ و اندازه‌ی اثر متوسط $Cohen's F=0/3$ و با در نظر گرفتن احتمال ریزش، برابر با ۱۶ نفر انتخاب شد. میانگین سنی افراد برابر با $21/88 \pm 1/93$ سال، میانگین وزن افراد برابر با $69/94 \pm 8/04$ کیلوگرم و میانگین قد آنان برابر با $178/88 \pm 2/45$ سانتی‌متر بود. مردان سالم با عدم منع فعالیت و حمل بار، بدون هیچ‌گونه ناهنجاری دستگاه اسکلتی-عضلانی با BMI نرمال که فرم رضایت‌نامه‌ی آگاهانه را پر کردند وارد مطالعه شدند. معیارهای خروج از مطالعه ابتلا به بیماری، درد یا آسیب بنابر نظر آزمونگر هنگام انجام دادن مطالعه، ناتوانی در حمل کوله‌پشتی و تحمل نکردن وزن آن و عدم رضایت بود. ابزار جمع‌آوری داده‌ها شامل گیرنده‌های اندازه‌گیری زاویه (IMU) برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیکی و نیز سه نوع کوله‌پشتی بود. ویژگی‌های سه نوع کوله‌پشتی به این صورت بودند:

۱. کوله‌پشتی با کمر بند لگنی متحرک که آزادی حرکتی لگن و امکان تعقیب حرکات لگن را با بهره‌گیری از کمر بند لگنی متحرک در چهار جهت بالا، پایین، چپ و راست فراهم می‌کند؛ ۲. کوله‌پشتی با فریم ضربدری در قاب پشتی که فریم ضربدری از جنس فولاد فنی با قابلیت انعطاف‌پذیری و حالت ارتجاعی دارد که امکان چرخش آزادانه را فراهم می‌کند و همچنین باعث انتقال بار به ناحیه‌ی لگن می‌شود و قاب پشتی‌اش برگرفته از اختراعی ثبت‌شده در امریکا است [۲۵]؛ ۳. کوله‌پشتی معمولی موجود در بازار که امکانات و ویژگی خاصی ندارد. در شکل ۱ انواع کوله‌پشتی آورده شده است.

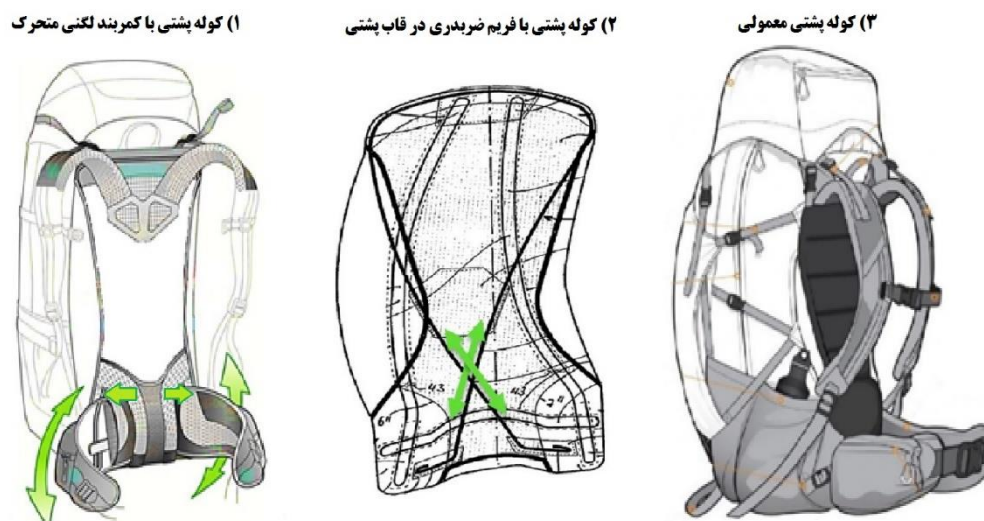
کوله‌پشتی‌ها با بار رایج معادل ۱۳ کیلوگرم حمل می‌شدند [۲۶]. بارهای اعمالی شامل صفحه‌هالترهایی بودند که به‌وسیله‌ی طبقه‌ای متصل‌شده در داخل کوله‌پشتی در ارتفاع تقریباً ۳۰ سانتی‌متر بالاتر از کف کوله‌پشتی قرار می‌گرفتند [۱۳]. تمامی بندهای کوله‌پشتی تغییرپذیر و تنظیم‌شدنی بود که با توجه به ویژگی‌های ظاهری فرد طوری تنظیم می‌شد که کمر بند لگنی در راستای لگن و وسط کمر بند روی استخوان لگن باشد [۲۶]. همچنین، قسمت بالای کوله‌پشتی تقریباً ۱۰ سانتی‌متر پایین‌تر از خط شانه قرار می‌گرفت [۲۷].

گیرنده‌های IMU با بندهای مخصوص روی تنه، لگن، ران، ساق و روی پا بسته شد. هر آزمودنی به مدت ۱۰ دقیقه با کوله‌پشتی جدید آشنا می‌شد و سپس ۱۰ گام را در طول راهرو مستقیم طی می‌کرد. اطلاعات کینماتیکی با نرخ ۳۰۰ هرتز ثبت شد. سپس اطلاعات مربوط به ۵ گام تجزیه و تحلیل شد. گفتنی است که بین استفاده از کوله‌پشتی‌ها برای بازگشت به حالت اولیه ۵ دقیقه زمان استراحت در نظر گرفته می‌شد. همچنین، آزمون راه رفتن در وضعیت مشابه بدون کوله‌پشتی به‌منظور کنترل انجام شد.

سیستم قاب پشتی، ابعاد و اندازه، محل قرارگیری پد حمایت‌کننده‌ی گودی کمر و کمر بند لگنی، بند قفسه‌ی سینه و طبقه‌بندی داخلی اشاره کرد [۴، ۱۰-۸]. امروزه، اتفاق نظر بر این است که توزیع نامناسب بار عامل ایجاد فلج کوله‌پشتی است و از آنجایی که فلج کوله‌پشتی آسیبی در شبکه‌ی بازویی است که ناشی از اعمال فشار از سوی بندهای شانه‌ای کوله‌پشتی است، کمر بند لگنی می‌تواند باعث کاهش ایجاد فلج کوله‌پشتی در افراد شود [۱۱]. کمر بند لگنی در واقع فشار را از ناحیه‌ی شانه‌ها برمی‌دارد و به اندام تحتانی منتقل می‌کند و احساس راحتی بیشتری برای فرد به همراه دارد [۱۴-۱۲]. هنگام بستن کمر بند لگنی، بار از روی شانه به لگن منتقل می‌شود و توزیع فشار را معقول‌تر می‌کند [۱۵]. از سویی گزارش شده است که استفاده از کمر بند لگنی باعث محدود شدن حرکات لگن می‌شود [۱۴] که می‌تواند اختلال در حرکات طبیعی اندام‌ها حین راه‌پیمایی را به دنبال داشته باشد.

یکی از جنبه‌هایی که کوله‌پشتی اثر درخور توجهی در آن دارد راه رفتن است. راه رفتن با کوله‌پشتی فشار مکانیکی لومبوساکرال را افزایش می‌دهد و این فشار اضافی ممکن است ناشی از حرکات ناهماهنگ کوله‌پشتی و تنه [۱۶] یا تغییر در هماهنگی لگن و تنه باشد [۱۷]. استوکس و همکاران [۱۸] نشان دادند که هنگام راه رفتن لگن در جهت مخالف تنه می‌چرخد و این دو بخش هماهنگی آنتی‌فاز دارند. از آنجایی که هماهنگی بین مفاصل و فعالیت عضلات سبب توزیع نیرو در بخش‌های مختلف بدن می‌شود [۱۹] و نیز به دلیل خستگی ناشی از تکرار چرخه‌ی راه رفتن، کاهش این هماهنگی هنگام استفاده از کوله‌پشتی اهمیت زیادی دارد [۲۰]. مایکل هولویجن و همکاران [۲۱] نشان دادند که از بین رفتن و مهار هماهنگی معکوس تنه و لگن باعث فعال شدن بیشتر عضلات دوزنقه و پشت می‌شود تا هماهنگی مناسب لگن و شانه‌ها را فراهم کند. از این‌رو، به این علت که کمر بند لگنی اثر درخور توجهی در برداشتن بار فشاری دارد [۲۲]، وقتی از کوله‌پشتی با کمر بند لگنی استفاده می‌شود، بیشترین محدودیت حرکتی در ناحیه‌ی لگن رخ می‌دهد و متعاقباً مقداری از حرکت کمر محدود می‌شود و محدودیت کمی در چرخش تنه به وجود می‌آید که باعث می‌شود هماهنگی خارج از فاز حرکت تنه و لگن مختل شود [۲۳]. در مطالعه‌ی درباره‌ی بررسی تغییرپذیری هماهنگی تنه و لگن هنگام راه رفتن با کوله‌پشتی دارای کمر بند لگنی عنوان شد که کوله‌پشتی موجب کاهش تغییرپذیری این هماهنگی می‌شود و این تغییرات ممکن است با وقوع کم‌درد مرتبط باشد [۲۴].

با این حال به نظر می‌رسد که کوله‌پشتی‌های جدید با مکانیسم‌های فریم ضربدری با قابلیت ارتجاعی و همچنین کمر بند لگنی متحرک با هدف تعقیب حرکات بدن می‌توانند در بهبود هماهنگی تنه و لگن اثر بگذارند؛ بنابراین، هدف مطالعه‌ی حاضر مقایسه‌ی تأثیر مکانیسم‌های رایج در طراحی کمر بند لگن برای کوله‌پشتی بر هماهنگی بین اندام‌های لگن و تنه هنگام راه رفتن بود.



شکل ۱: انواع کوله‌پشتی‌های به‌کاررفته در این مطالعه

φ_i زاویه‌ی فازی در هریک از داده‌هاست. ω_{inorm} سرعت زاویه‌ای نرمال‌شده و θ_{inorm} زاویه‌ی نرمال‌شده‌ی تنه یا لگن است. سپس زاویه‌ی فازی در بازه‌ی 180° تا -180° محاسبه شد. سپس بر اساس فرمول ۵، فاز نسبی پیوسته محاسبه شد. زاویه‌ی فازی تنه و لگن در هر دیتا پوینت در یک سیکل کامل راه رفتن در شکل ۲ آورده شده است.

$$\theta_{CRP} = \varphi_1 - \varphi_2$$

(فرمول ۵)

θ_{CRP} فاز نسبی پیوسته در هر دیتا پوینت، φ_1 زاویه‌ی فازی اندام بالایی و φ_2 زاویه‌ی فازی اندام پایینی است.

فاز نسبی پیوسته بین صفر تا 180° درجه تعیین شد که 180° درجه هماهنگی آنتی‌فاز را نشان می‌دهد (لگن و تنه در جهت مخالف می‌چرخند)، درحالی‌که فاز نسبی صفر درجه نشان‌دهنده‌ی هم‌فازی یا عدم اختلاف فاز است. سپس داده‌ها به ۱۰۰ درصد چرخه‌ی راه رفتن نرمال شد و با استفاده از داده‌های شتاب زاویه‌ای پا دو فاز اصلی سیکل راه رفتن، که مرحله‌ی استقرار یا حمایت (stance phase) و مرحله‌ی نوسان (swing phase) است، جدا شد. یک سیکل راه رفتن به دو فاز سکون و نوسان تبدیل شد. سپس میانگین‌گیری انجام شد و در نهایت، فاز نسبی پیوسته برای تنه و لگن در دو فاز به دست آمد.

چون تعداد آزمودنی‌ها کمتر از ۲۰ نفر بود، برای تشخیص نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. برای ارزیابی تفاوت بین ۴ حالت (با ۳ نوع کوله‌پشتی متفاوت و بدون کوله‌پشتی) از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و از آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه‌ی چندگانه بین حالت‌های مختلف استفاده شد. سطح معناداری در تمامی آزمون‌ها $P \geq 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج آمار توصیفی و استنباطی مربوط به CRP و VCRP هنگام راه رفتن با سه نوع کوله‌پشتی و بدون کوله‌پشتی در جدول ۱ ارائه

از فیلتر باتروورث (Butterworth) مرتبه‌ی ۲ با فرکانس قطع ۵ هرتز برای کاهش اطلاعات مزاحم داده‌های IMU استفاده شد. در مرحله‌ی پردازش، پنج گام میانی راه رفتن انتخاب و جدا شد. هر گام از برخورد یک پاشنه تا برخورد مجدد همان پاشنه با زمین تعریف شده است. ابتدا و انتهای هر سیکل راه رفتن با توجه به نمودار موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو تعیین شد و بر این اساس اطلاعات مرتبط با تنه و لگن نیز جداسازی شد.

به‌منظور تحلیل هماهنگی تنه و لگن با استفاده از خروجی داده‌های IMU، که موقعیت زاویه‌ای مفاصل است، سرعت زاویه‌ای هر مفصل محاسبه شد (فرمول ۱).

$$\omega_i = \frac{(\theta_{i+1} - \theta_{i-1})}{2 \times dt}$$

(فرمول ۱)

ω_i سرعت زاویه‌ای هر مفصل در لحظه i ام، θ موقعیت زاویه‌ای هر مفصل و θ_{i+1} موقعیت زاویه‌ای هر مفصل در لحظه‌ی $i+1$ یا در لحظه‌ی $i-1$ است.

برای حذف اثرهای دامنه و تفاوت‌ها در ابعاد و مقیاس، سری‌های زمانی داده‌های موقعیت به مقادیر حداکثر و حداقل مربوطه (فرمول ۲) و داده‌های سرعت زاویه‌ای به مقدار حداکثر مطلق سرعت زاویه‌ای (فرمول ۳) در هریک از داده‌ها نرمال شدند، یعنی به بازه‌ی $[-1, 1]$ تغییر مقیاس داده شد.

$$\theta_{inorm} = \left[\frac{2 \times [(\theta_i - \min(\theta_i))]}{\max(\theta_i - \min(\theta_i))} \right] - 1$$

(فرمول ۲)

$$\omega_{inorm} = \frac{\omega_i}{\max\{|\omega_i|\}}$$

(فرمول ۳)

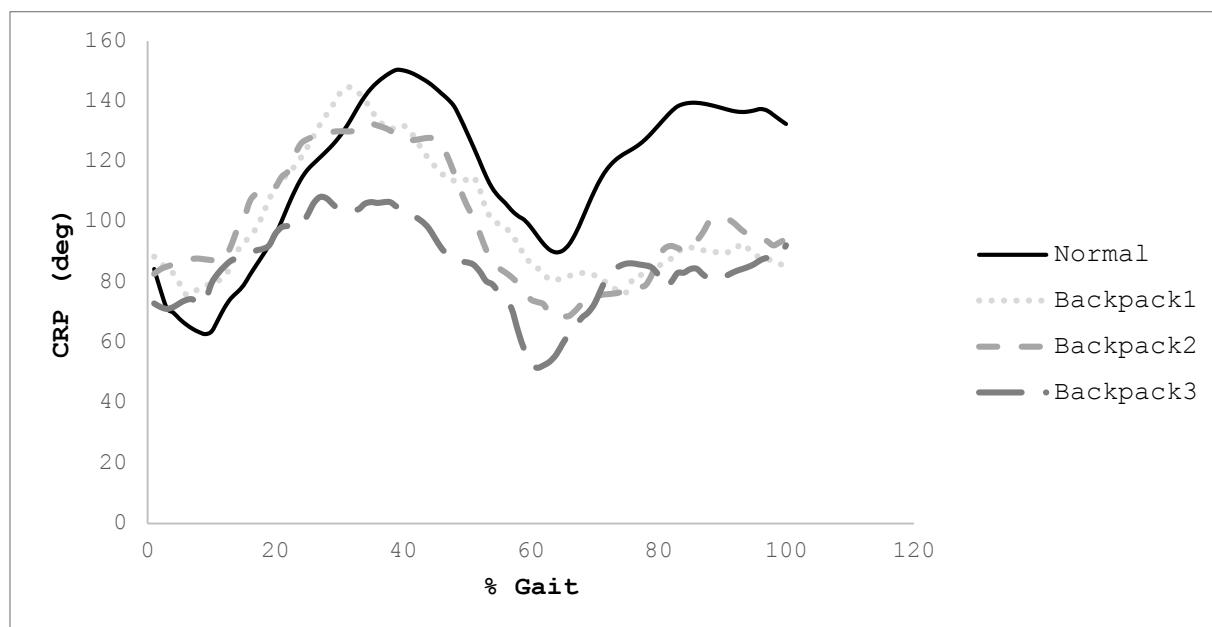
سپس زاویه‌ی فازی (phase angles) با فرمول ۴ محاسبه شد.

$$\varphi_i = \arctan\left(\frac{\omega_{inorm}}{\theta_{inorm}}\right)$$

(فرمول ۴)

شده است. نتایج مربوط به شاخص‌های CRP و VCRP ابتدا از لحاظ نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیروویلک بررسی و تأیید شد ($P > 0.05$). نمودار فاز نسبی پیوسته‌ی اندام‌های لگن و تنه هنگام راه رفتن با سه نوع کوله‌پشتی و بدون کوله‌پشتی در تصویر ۵ ارائه شده است. بر اساس نمودارهای هماهنگی در چهار وضعیت، نمودار مربوط

به وضعیت بدون کوله‌پشتی شیفت بالاتری دارد که نشان‌دهنده‌ی هماهنگی غیرهم‌فازی بیشتر است. باین حال، از دو وضعیت راه رفتن با کوله‌پشتی دارای فریم ضربدری و کمر بند لگن متغیر برمی‌آید که هماهنگی غیرهم‌فاز این دو کوله‌پشتی نسبت به کوله‌پشتی عادی افزایش یافته است.



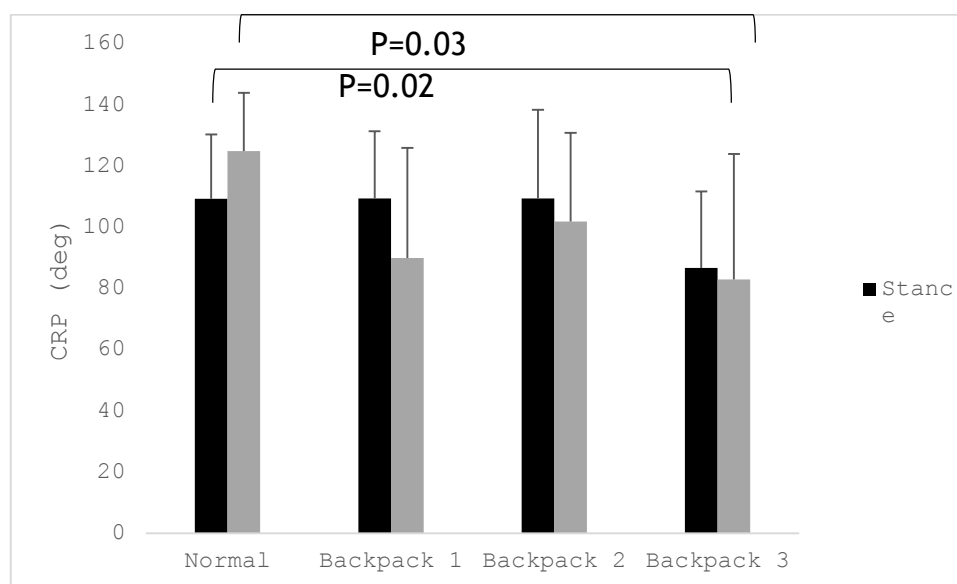
شکل ۲: نمودار CRP اندام‌های تنه و لگن هنگام راه رفتن برحسب درصدی از چرخه‌ی راه رفتن

نتایج آزمون ANOVA در جدول ۱ نشان می‌دهد که بین هماهنگی و بین تغییرپذیری در هماهنگی در وضعیت‌های مختلف با سه نوع کوله‌پشتی و بدون کوله‌پشتی تفاوت معناداری وجود دارد ($P < 0.05$). نمودارهای ارائه‌شده در شکل ۳ نشان می‌دهد که در میزان هماهنگی در دو فاز استقرار و نوسان بین وضعیت بدون کوله‌پشتی و با کوله‌پشتی

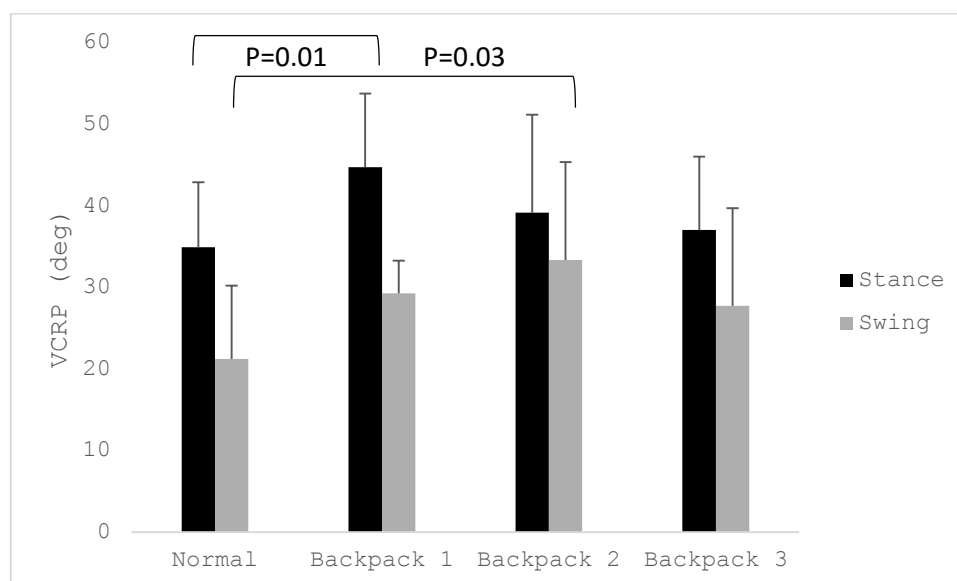
معمولی تفاوت معناداری وجود دارد؛ به‌طوری که هنگام حمل کوله‌پشتی معمولی هماهنگی افت معناداری دارد ($P < 0.05$). نتایج شکل ۴ نیز نشان می‌دهد که تغییرپذیری در هماهنگی در فاز استقرار راه رفتن نرمال با کوله‌پشتی با کمر بند لگن متحرک و در فاز نوسان راه رفتن نرمال با کوله‌پشتی با فریم ضربدری افزایش معناداری پیدا کرده است ($P < 0.05$).

جدول ۱: میانگین، انحراف استاندارد و نتایج آزمون آنالیز واریانس در خصوص هماهنگی (CRP) و تغییرپذیری در هماهنگی (VCRP) بین چهار وضعیت با سه نوع کوله‌پشتی و بدون کوله‌پشتی

وضعیت / متغیر	CRP swing	CRP Stance	VCRP swing	VCRP Stance
بدون کوله‌پشتی	۱۲۵/۲۲± ۱۹/۴۱	۱۰۹/۹± ۲۱/۷۹	۲۱/۲۳± ۹/۳۳	۳۴/۹۲± ۸/۴۴
کوله‌پشتی دارای کمر بند لگنی متحرک	۹۰/۱۲۰± ۳۶/۶۳	۱۰۹/۵۳± ۲۲/۴۸	۲۹/۳۶± ۴/۷۹	۴۴/۷۶± ۹/۰۵
کوله‌پشتی با فریم ضربدری	۱۰۲/۰۳± ۲۹/۷۶	۱۰۹/۵۲± ۲۹/۷۶	۳۳/۳۷± ۱۲/۰۷	۳۹/۱۹± ۱۲/۷۹
کوله‌پشتی معمولی	۸۳/۰۹± ۴۱/۸۷	۸۶/۷۶± ۲۵/۲	۲۷/۷۴± ۱۲/۵۲	۳۷/۰۴± ۹/۶۵
Fنمره‌ی	۲/۸۷	۴/۱۸	۴/۰۴	۵/۶۸
sig	۰/۰۴۷	۰/۰۱	۰/۰۱۳	۰/۰۰۲



شکل ۳: مقایسه‌ی هماهنگی (CRP) بین راه رفتن نرمال با سه نوع کوله‌پشتی در فازهای استقرار و نوسان
تفاوت معنادار بین راه رفتن طبیعی و کوله‌پشتی عادی در فاز استقرار ($P=0/02$)؛ تفاوت معنادار بین راه رفتن طبیعی و کوله‌پشتی عادی در فاز نوسان ($P=0/03$)



شکل ۴: مقایسه‌ی تغییرپذیری هماهنگی (VCRP) بین راه رفتن نرمال با سه نوع کوله‌پشتی در فازهای استقرار و نوسان
تفاوت معنادار بین راه رفتن طبیعی و کوله‌پشتی با فریم متحرک در فاز استقرار ($P=0/01$)؛ تفاوت معنادار بین راه رفتن طبیعی و کوله‌پشتی با فریم ضربدری در فاز نوسان ($P=0/03$)

و نوسان راه رفتن مشاهده شد.

از آنجایی که هنگام راه رفتن هماهنگی تنه و لگن در صفحه‌ی ترنسورس آنتی‌فاز است [۲۸]، کوله‌پشتی‌ای مناسب‌تر است که این هماهنگی نرمال را بر هم نزند. هنگام حمل کوله‌پشتی، دامنه‌ی چرخش لگن کاهش می‌یابد و چرخش معکوس کمتری ایجاد می‌شود که نشان‌دهنده‌ی اتصال سفت‌تر بالاتنه و پایین‌تنه است [۱۴، ۲۹]. از سوی دیگر، بستن کمربند لگنی امکان توزیع بهتر بار را بین تنه و لگن فراهم می‌کند، اما باعث محدود شدن حرکات لگن می‌شود [۱۴]

بحث

این پژوهش با هدف مقایسه‌ی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی تنه و لگن بین مکانیسم‌های رایج در طراحی کمربند لگن کوله‌پشتی‌های مختلف هنگام راه رفتن انجام شده است. نتایج حاصل از این پژوهش نشان از تفاوت انواع کوله‌پشتی‌ها دارد؛ زیرا مکانیسم‌های طراحی آن‌ها در اجزای فریم پشتی و کمربند لگن متفاوت است. این تفاوت در شاخص فاز نسبی پیوسته (CRP) و نیز در شاخص تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته (VCRP) در دو فاز استقرار

که نتایج پژوهش حاضر این موضوع را تأیید می‌کند. از این رو به نظر می‌رسد که هنگام استفاده از کوله‌پشتی دارای کمر بند لگنی متحرک و کوله‌پشتی با فریم ضربدری، علاوه بر توزیع مناسب بار، حرکات لگن هنگام راه رفتن محدود نمی‌شود و کارایی افزایش می‌یابد. هنگام حمل کوله‌پشتی با فریم ضربدری در مرحله‌ی نوسان راه رفتن، CRP به میزان اندکی کاهش یافت، اما همچنان هماهنگی آنتی‌فاز بین تنه و لگن برقرار بود. این تفاوت از نظر آماری معنادار نبود و نتایج آماری نشان داد که هماهنگی تنه و لگن در صفحه‌ی عرضی در طول کل چرخه‌ی راه رفتن (مراحل سکون و نوسان)، وقتی که از کوله‌پشتی با فریم ضربدری در قاب پشتی استفاده می‌شد، آنتی‌فاز بود؛ لذا این موضوع عملکرد اصلی کوله‌پشتی با فریم ضربدری در قاب پشتی را تأیید می‌کند و با اظهارات بافینتون و همکارانش [۲۵] مطابقت دارد. بنابراین، مکانیسم کمر بند لگنی این کوله‌پشتی با تعقیب حرکات بدن، آزادی حرکتی را برای دو بخش تنه و لگن ایجاد می‌کند. نتایج همچنین نشان می‌دهد که هنگام استفاده از کوله‌پشتی معمولی، CRP در تمام چرخه‌ی راه رفتن کاهش به سمت هم‌فازی داشته است که این نتایج با مطالعه‌ی شارپ و همکارانش [۱۲] و سوری و همکاران [۳۰] همسوست.

نتایج این مطالعه نشان داد که بین مکانیسم‌های رایج در طراحی کمر بند لگن کوله‌پشتی در شاخص تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته هنگام راه رفتن تفاوت آماری معناداری وجود دارد. تغییرپذیری هماهنگی از تغییرات الگوهای هماهنگی بین بخش‌های مختلف بدن شکل می‌گیرد و استنباطی از انعطاف‌پذیری سیستم‌های ایجاد الگوهای حرکتی است. تغییرپذیری بیشتر نشان‌دهنده‌ی انعطاف‌پذیری بیشتر بدن برای سازگاری با تغییرات و وضعیت جدید ایجاد شده است [۳۰]. در پژوهش ما، نتایج نشان داد که تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته در هر سه حالت کوله‌پشتی نسبت به حالت بدون کوله‌پشتی افزایش داشته است و این تفاوت در اثر کنترل ثابت بار ایجاد شده است، اما از نظر آماری تفاوت معنادار وقتی ایجاد شد که فرد از کوله‌پشتی با کمر بند لگنی متحرک استفاده می‌کرد؛ بنابراین، هنگام حمل کوله‌پشتی دارای کمر بند لگنی متحرک در کل چرخه‌ی راه رفتن شاهد افزایش معنادار تغییرپذیری هماهنگی بودیم. بنابراین، هماهنگی آنتی‌فاز، که در آن بخش‌های تنه و لگن هم‌زمان در جهات مخالف حرکت می‌کنند، در صفحه‌ی عرضی افزایش می‌یابد تا حرکت زاویه‌ای کل بدن کاهش و کارایی حرکت بهبود یابد. در واقع هر دو رفتار به یک سیستم حرکتی کمتر سازگار اشاره دارند و ممکن است فرد را در معرض خطر سقوط به دلیل فقدان گزینه‌های حرکتی قوی هنگام حرکت در محیطی پیچیده قرار دهند [۲۰]. همچنین، نتایج حاکی از آن است که بین کوله‌پشتی با فریم ضربدری و حالت بدون کوله‌پشتی تفاوت آماری معناداری در شاخص VCRP فاز نوسان هنگام راه رفتن وجود دارد و به نظر می‌رسد این تفاوت با این موضوع که اندام‌ها در زنجیره‌ی حرکتی بسته یا باز باشند مرتبط است؛ بنابراین، این موضوع در افزایش تغییرپذیری فاز نوسان هنگام راه

رفتن با حمل کوله‌پشتی دارای فریم ضربدری تأثیرگذار است و لذا انعطاف‌پذیری سیستم برای انطباق با وضعیت جدید ایجاد شده را ارائه می‌دهد. همچنین، همان‌طور که قبل‌تر نیز اشاره شده بود، این کوله‌پشتی به دلیل مکانیسم فلز فنری در قاب پشتی باعث ایجاد حرکات آزادانه‌ی تنه و لگن می‌شود و ارتباط بین دو بخش تنه و لگن را سخت و سفت نمی‌کند؛ بنابراین، هنگام استفاده از کوله‌پشتی تغییرپذیری هماهنگی افزایش می‌یابد. گزارش شده است که تنوع هماهنگی بیشتر، یعنی اتصال آزادتر بین بخش‌ها یا مفصل‌ها، نشانه‌ی سالم بودن فرد است [۲۱] و لذا افزایش تغییرپذیری باعث انعطاف‌پذیری سیستم برای انطباق با اغتشاش‌ها می‌شود و این استراتژی برای سازگاری با وضعیت جدید به وجود آمده به انعطاف‌پذیری بیشتری نیاز دارد. نتایج حاصل از این پژوهش با مطالعات لافیاندر و همکاران [۱۴] و شنگ چه یین و همکاران [۱۷] سازگار است. نتایج مربوط به میانگین شاخص VCRP نشان می‌دهد که کمترین تغییرپذیری هنگام حمل کوله‌پشتی معمولی رخ می‌دهد؛ لذا با کاهش تعداد الگوهای حرکتی موجود، سیستمی با انعطاف کمتر به وجود می‌آید که ممکن است به اغتشاش‌های خارجی پاسخ مناسبی ندهد.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی، بر اساس یافته‌های موجود، کوله‌پشتی با فریم ضربدری و لگن متحرک بهترین نوع کوله‌پشتی است؛ زیرا با ایجاد آزادی حرکتی در دو اندام تنه و لگن هماهنگی آنتی‌فاز بین آن‌ها را حفظ می‌کند. همچنین، این نوع کوله‌پشتی با افزایش تغییرپذیری هماهنگی انعطاف‌پذیری بیشتری ایجاد می‌کند. براساس شاخص CRP، کمر بند لگن کوله‌پشتی معمولی موجب هم‌فاز شدن حرکت تنه و لگن حین راه رفتن می‌شود؛ از این رو، تغییرپذیری هماهنگی را نیز کاهش می‌دهد. از طرف دیگر، تفاوت بین حالت بدون کوله‌پشتی با کوله‌پشتی معمولی چشمگیرتر بوده است؛ لذا این نوع کوله‌پشتی پیشنهاد نمی‌شود. بنابراین توصیه می‌شود در پیمایش مسیرهای طولانی و کوهنوردی از کوله‌پشتی‌ای با قابلیت انعطاف‌پذیری و حالت ارتجاعی که بتواند آزادی حرکتی لگن و امکان تعقیب حرکات بدن را فراهم کند استفاده شود.

تشکر و قدردانی

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

تضاد منافع

تضاد منافی در این پژوهش وجود ندارد.

سهم نویسندگان

فریده آقاحسنی: جمع‌آوری داده و نگارش مقاله.
عباس فرجاد پزشک: نگارش مقاله و محاسبات هماهنگی.

دانشگاه خوارزمی تهران دریافت شده است (۱۷۰/۱۰۰۰/ک.ا/پ).

محمد یوسفی: ویرایش مقاله و کمک به محاسبات هماهنگی.

حمایت مالی

از منابع مالی در این کار استفاده نشد.

ملاحظات اخلاقی

کد اخلاق مرتبط با پژوهش حاضر از پژوهشکده‌ی علوم حرکتی

REFERENCES

1. Leeworthy VR, Vernon R, Wiley PC. National survey on recreation and the environment (NSRE) 2000. Preliminary estimates from versions. 2001:1-6. [Link]
2. Hong Y, Cheung CK. Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait & posture*. 2003;17(1):28-33. [DOI: [10.1016/S0966-6362\(02\)00050-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00050-4)]
3. Dale JC. School backpacks: preventing injuries. *J Pediatr Health Care*. 2004 ;18(5):264-6. [DOI: [10.1016/j.pedhc.2004.06.007](https://doi.org/10.1016/j.pedhc.2004.06.007)]
4. Hadid A, Gozes G, Atoon A, Gefen A, Epstein Y. Effects of an improved biomechanical backpack strap design on load transfer to the shoulder soft tissues. *J Biomech*. 2018;76:45-52. [DOI: [10.1016/j.jbiomech.2018.05.016](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.016)] [PMID]
5. Talbott NR. The effect of the weight, location and type of backpack on posture and postural stability of children. University of Cincinnati. 2005. [Link]
6. Mououdi MA, Akbari J, Mousavinasab SN. Ergonomic design of school backpack by using anthropometric measurements for primary school students (6–12 years). *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2018;67:98-103. [DOI: [10.1016/j.ergon.2018.05.001](https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.05.001)]
7. Abdelraouf OR, Hamada HA, Selim A, Shendy W, Zakaria H. Effect of backpack shoulder straps length on cervical posture and upper trapezius pressure pain threshold. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(9):2437-40. [DOI: [10.1589/jpts.28.2437](https://doi.org/10.1589/jpts.28.2437)] [PMID]
8. Muslim E, Moch BN, Rasyad BA, Risya PA. The ergonomics design of the military backpack for Indonesian national soldiers using virtual environment model. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*. 2019 ; 508(1): 012108. [DOI: [1757-899X/508/1/012108](https://doi.org/10.1088/1757-899X/508/1/012108)]
9. Mansourian M, Ghasemi MS, Forough B, Dehghan N. Evaluating the effect of an ergonomically designed backpack on foot pressure and comfort perceived by users.[In Persian]. *Iran Occupational Health*. 2018;15(6): 35-45. [Link]
10. Mahachandra M, Prastawa H, Rosyada ZF, Fatmala T. Ergonomics redesign of mountain backpack for female hikers in Indonesia. In: *Proceedings of the International Conference on Industrial Engineering and Operations Management*. 2021:1633-39. [Link]
11. Knapik JJ, Reynolds K, Orr R, Pope R. Load carriage-related paresthesias: Part 1: Rucksack palsy and digitalgia paresthetica. *J Spec Oper Med*. 2016;16(4):74-9. [DOI: [10.55460/7HEK-VMKV](https://doi.org/10.55460/7HEK-VMKV)]
12. Sharpe SR, Holt KG, Saltzman E, Wagenaar RC. Effects of a hip belt on transverse plane trunk coordination and stability during load carriage. *J Biomech*. 2008;41(5):968-76. [DOI: [10.1016/j.jbiomech.2007.12.018](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.12.018)] [PMID]
13. Oberhofer K, Wettenschwiler PD, Singh N, Ferguson SJ, Annaheim S, Rossi RM, Lorenzetti S. 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](https://doi.org/10.1155/2018/4671956)] [PMID]
14. Lafiandra M, Harman E. The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(3):460-7. [DOI: [10.1249/01.mss.000117113.77904.46](https://doi.org/10.1249/01.mss.000117113.77904.46)] [PMID]
15. Liu SR, Wu T, Dai XQ. Effects of Straps and Movements on the Pressure Distribution Induced by a Backpack. *Journal of Fiber Bioengineering and Informatics*. 2019;12(4):205-11. [Link]
16. Pierrynowski MR, Winter DA, Norman RW. Metabolic measures to ascertain the optimal load to be carried by man. *Ergonomics*. 1981;24(5):393-9. [DOI: [10.1080/00140138108924861](https://doi.org/10.1080/00140138108924861)]
17. Cheng CH, Lin KH, Lin JJ, Wang JL. Effect of movement speed on cervical muscle activation pattern in healthy adults: voluntary response index analysis. *J Biomech* . 2007;40(2):S413. [Link]
18. Stokes VP, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J Biomech*. 1989;22(1):43-50. [DOI: [10.1016/0021-9290\(89\)90183-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90183-8)] [PMID]
19. Tazji MK, Ghale-Beig AV, Sadeghi H, Koumantakis GA, Chrysagis N, Abbasi A. Effects of Running-induced Fatigue on the Trunk-pelvis-hip Coordination Variability During Treadmill Running at Different Speeds. *J Musculoskeletal Neuronal Interact*. 2023;23(2):189-95. [PMID]
20. Gardner TB, Hill DR. Illness and injury among long-distance hikers on the Long Trail, Vermont. *Wilderness Environ Med*. 2002;13(2):131-4. [DOI: [10.1580/1080-6032\(2002\)013\[0131:IAIALD\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1580/1080-6032(2002)013[0131:IAIALD]2.0.CO;2)]
21. Hellewijn M. Physiological strain due to load carrying. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1990;61:237-45. [DOI: [10.1007/BF00357606](https://doi.org/10.1007/BF00357606)] [PMID]
22. Stalcup P, Spano S. The Epidemiology and Medical Morbidity of Long-Distance Backpackers in the Sierra Nevada. *Wilderness Environ Med*. 2017;28(4):367-8. [DOI: [10.1016/j.wem.2017.08.015](https://doi.org/10.1016/j.wem.2017.08.015)]
23. Li SS, Chan OH, Ng TY, Kam LH, Ng CY, Chung WC, Chow DH. Effects of backpack and double pack loads on postural stability. *Ergonomics*. 2019;62(4):537-47. [DOI: [10.1080/00140139.2018.1552764](https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1552764)]
24. Korovessis P, Koureas G, Zacharatos S, Papazisis Z. Backpacks, back pain, sagittal spinal curves and trunk alignment in adolescents: a logistic and multinomial logistic analysis. *Spine*. 2005;30(2):247-55. [DOI: [10.1097/01.brs.0000150505.59690.1b](https://doi.org/10.1097/01.brs.0000150505.59690.1b)] [PMID]
25. Buffinton S, Hilger T, Tiblas M, inventors; Deuter Sport GmbH, assignee. Backpack comprising a frame structure for stretching a netting member concave across the back wall. United States patent US 9,271,560. 2016. [Link]
26. Thomas AT. Effects of Pack Weight on Endurance of Long-distance Hikers. 2013. [Link]
27. 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):455-61. [DOI: [10.3233/WOR-172651](https://doi.org/10.3233/WOR-172651)]
28. Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, van Dieën JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*. 2002;27(4):E92-9. [DOI: [10.1097/00007632-200202150-00016](https://doi.org/10.1097/00007632-200202150-00016)] [PMID]
29. Stanford C, Francis P, Chambers H. Changes in upper body and arm kinematics while carrying symmetrical and asymmetrical backpack loads. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2002. [Link]
30. Shojaei I, Suri C, Bazrgari B. The effects of backpack type on lumbo-pelvic coordination during trunk bending and return tasks. *Ergonomics*. 2018;61(10):1355-63. [DOI: [10.1080/00140139.2018.1489070](https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1489070)] [PMID]