The Effect of Fatigue Due to Backpack Carriage with Different Weights on Shear and Vertical Components of Walking Ground Reaction Forces in Healthy Students

Behmaram S (M.Sc. Student)[1], Jalalvand A (Ph.D.)[2*], Jahani MR (Ph.D. Candidate)[3]

[1]M.Sc. Student, Department of sport biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran
[2]Associate Professor, Department of sport biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran
[3]Ph.D. Candidate, Department of sport biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran

Abstract

Introduction: The risk factors of fatigue while carrying bags with different weights in students are unknown. Therefore, this study aimed to investigate the effect of fatigue due to carrying backpacks with different weights on the kinetic parameters of gait in students.

Methods: This study was quasi-experimental research. The statistical population of this study consisted of healthy male students. To investigate the effects of fatigue due to backpack carriage, backpacks with7.5, 10, 12.5%, and 15% body weight were used before and after fatigue. The fatigue protocol consisted of 10-minute walking and carrying a backpack with 10 percent of body weight. Kistler force plates were used to measure the ground reaction forces. For statistical analysis, paired sample t-test was used through SPSS v. 20.

Results: Fatigue in the healthy group increased propulsive force (10 and 12.5% BW), braking force, vertical force of the first peak of Fz1, whereas it decreased Fz2 valley force (with 7.5 and 10 BW) (P≤0/05). The carrying load increased the second peak of Fz3 in most levels after fatigue (P≤0/05). In addition, the carrying load increased the valley (Fz2) by a 15% level compared to other levels after fatigue (P≤0.05).

Conclusion: Muscle fatigue caused by carrying a backpack changes the reaction forces of the ground, so it is considered an important risk factor for secondary effects such as abnormalities or injuries in the lower extremities. Therefore, students, parents, and primary school teachers are advised to pay special attention to the weight of the backpack.

Keywords: Fatigue, Kinetics, Children

Sadra Med Sci J 2023; 11(1): 65-76.
Received: Dec. 3rd, 2020
Accepted: Feb. 4th, 2023

[*]Corresponding Author: **Jalalvand A.** Associate Professor, Department of sport biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran, jalalvand_ali@yahoo.com

مقاله پژوهشی
(Original Article)

مجـــــله علـــــوم پزشکی صدرا
دوره ۱۱، شماره ۱، زمستان ۱۴۰۱، صفحات ۶۵ تا ۷۶
تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۰۹/۱۳ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۱۵

تأثیر خستگی ناشی از حمل کوله با وزن‌های مختلف بر مؤلفه‌های برشی و عمودی نیروهای عکس‌العمل راه‌رفتن در دانش‌آموزان سالم

سوده بهمرام[۱]، علی جلالوند[۲*]، محمدرضا جهانی[۳]

[۱]کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران
[۲]استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران
[۳]دانشجوی دکتری، بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران

چکیده

مقدمه: عوامل خطرزای خستگی هنگام حمل کوله با وزن‌های مختلف در دانش‌آموزان ناشناخته است؛ از این‌رو هدف مطالعه‌ی حاضر بررسی تأثیر خستگی ناشی از حمل کوله با وزن‌های مختلف بر پارامترهای کینتیکی راه‌رفتن در دانش‌آموزان است.

روش‌ها: این پژوهش از نوع نیمه‌تجربی بوده و جامعه‌ی آماری این پژوهش را دانش‌آموزان پسر سالم تشکیل داده‌ند. به‌منظور بررسی اثرات خستگی ناشی از حمل کوله، از کوله‌پشتی‌هایی در وزن‌های ۷/۵، ۱۰، ۱۲/۵و ۱۵ درصد وزن بدن قبل و بعد از خستگی استفاده شد. پروتکل خستگی شامل راه‌رفتن ده دقیقه‌ایی حمل کوله با ده درصد وزن بدن بود. برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین از صفحه‌ی نیرو کیستلر و برای تحلیل آماری آزمون تی زوجی استفاده شد (SPSS, v.20).

یافته‌ها: خستگی باعث افزایش نیروی جلوبرنده (۱۰ و ۱۲/۵ درصد وزن بدن)، افزایش نیروی ترمززننده، افزایش قله‌ی اول نیروی عمودی و کاهش نیروی دره (با ۷/۵ و۱۰ درصد وزن بدن) شد ($P \leq ۰/۰۵$)؛ حمل بار باعث افزایش قله‌ی دوم در بیشتر سطوح بعد از خستگی شد ($P \leq ۰/۰۵$) و همچنین سبب افزایش دره (Fz2) در سطح پانزده درصد در مقایسه با بقیه‌ی سطوح بعد از خستگی شد ($P \leq ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: خستگی عضلانی ناشی از حمل کوله سبب تغییر نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود، بنابراین ریسک‌فاکتوری مهم برای اثرات ثانویه مانند ناهنجاری یا آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی تلقی می‌شود. از این‌رو به دانش‌آموزان، والدین و معلمان مدارس ابتدایی توصیه می‌شود به وزن کیف‌های مدرسه‌ی دانش‌آموزان توجه ویژه‌ای داشته باشند.

واژگان کلیدی: خستگی، کینتیک، کودکان

* نویسنده مسئول: **علی جلالوند**، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران ،
jalalvand_ali@yahoo.com

مقدمه

بسیاری از دانش‌آموزان برای حمل وسایل و تجهیزات مدرسه از کیف‌های کوله‌پشتی استفاده می‌کنند. حمل کوله‌پشتی با وزن نامناسب سبب تغییرات بیومکانیکی در پاسچر و الگوی راه‌رفتن دانش‌آموزان می‌شود (۱). به‌دلیل ساختار آناتومیکی بدن انسان، تغییرات بیومکانیکی ایجادشده در پاسچر و الگوی راه‌رفتن در حین حمل کوله‌پشتی امری بدیهی است (۲)، بنابراین اگر وزن کیف‌های کوله‌پشتی نامتناسب باشد، این تغییرات به‌دلیل ضعف اسکلتی‌عضلانی دانش‌آموزانِ در حال رشد، می‌توانند بیش از حد مجاز باشند و سبب تغییر در پاسچر فرد و درنهایت بروز مشکلات و ناهنجاری‌های اسکلتی‌عضلانی، بروز کمردرد، خستگی زودرس بدنی و... شوند (۲, ۳). بررسی‌ها نشان می‌دهد که مدت زمان حمل کیف و کوله‌پشتی طی مسیر رفت یا برگشت از مدرسه (نه جمع هر دو) برای دانش‌آموزان ایرانی در مقطع دبستان ۱۰/۵ دقیقه و در مقاطع راهنمایی و دبیرستان به ترتیب ۱۴/۵ و ۱۹/۵۴ دقیقه است (۴) که پیامدی جز ایجاد خستگی زودرس بدنی در پی نخواهد داشت. در اثر این خستگی زودرس بدنی، عملکرد سیستم‌ها تغییر می‌کند و هماهنگی آن‌ها مختل می‌شود؛ در نتیجه باعث تغییراتی در بیومکانیک حرکات مختلف و کنترل حرکتی می‌شوند (۵). ارتباط بین حمل بار و خستگی ناشی از آن به‌ویژه در کودکان هنوز به‌خوبی مشخص نیست، اما با بررسی این عوامل می‌توان به درک بهتری از تأثیر متقابل آن‌ها بر یکدیگر دست یافت. افزون‌بر وزن کوله، خستگی هنگام حمل کوله نیز از عوامل مخاطره‌ساز در هنگام حمل آن است. خستگی عضلانی، کاهش موقت در ظرفیت انجام کار و اختلال در بازده نیرو است که به کاهش عملکرد یا کاهش ظرفیت تولید نیروی عضلانی می‌انجامد (۶). خستگی با تغییرات در سطوح مختلف مسیر حرکتی و تغییر در الگوهای تخلیه آوران‌های عضلانی همراه است (۷) که این مسئله باعث تغییر عملکرد عضلات اندام تحتانی می‌شود (۸). همچنین خستگی عضلانی می‌تواند به اختلال در هماهنگی، تغییر عملکرد و بیومکانیک حرکات مختلف و کنترل حرکتی منجر شود (۹) که این امر باعث تغییر در مکانیک اندام تحتانی می‌شود و ریسک آسیب‌دیدگی را بالاتر می‌برد (۱۰). عضلات، افزون‌بر انجام حرکات در مفصل در جذب شوک حاصل از نیروهای وارده نیز دخیل هستند (۱۱) که با کاهش توانایی عضله در تولید نیرو و ناکارآمدی آن در اثر خستگی، توانایی جذب شوک واردشده پایین آمده و ریسک آسیب بالاتر می‌رود؛ بنابراین خستگی با ایجاد تغییراتی که در مکانیک اندام‌ها ایجاد می‌کند، الگوی نابهینه به‌وجود آورده که این الگوها در بروز و شیوع آسیب‌های اندام تحتانی دخیل هستند (۱۲). از این‌رو بررسی تغییرات مکانیکی اندام‌ها حین خستگی ناشی از حمل کوله می‌تواند دریچه‌ایی را به‌سوی شناسایی ریسک‌فاکتورهای منتج به آسیب‌ها بگشاید. از این رو بر آن شدیم باتوجه‌به بر اهمیت خستگی ناشی از حمل کوله و تلفیق با وزن آن که از عوامل مهم و و اثرگذار در بروز پاتولوژی‌های اسکلتی‌عضلانی دانش‌آموزان است (۱۳, ۱۴)، به بررسی تأثیر خستگی ناشی از حمل کوله با وزن‌های مختلف بر پارامترهای کینتیکی راه‌رفتن در دانش‌آموزان بپردازیم.

روش‌ها

جامعه‌ی آماری این پژوهش را دانش‌آموزان دبستانی (هشت تا یازده‌ساله)؛ شامل پایه‌های دوم، سوم، چهارم و پنجم مقطع ابتدایی در شهر همدان تشکیل داده‌اند. آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی از بین دانش‌آموزان آموزش‌وپرورش شهر همدان که شرایط ورود به مطالعه را داشته و حاضر به شرکت در مطالعه بودند (پرکردن رضایت‌نامه) انتخاب شدند. برای محاسبه‌ی حجم نمونه از نرم‌افزار جی‌پاور با توان آزمون آماری ۰/۶۷ و ضریب تأثیر ۰/۸۰ و سطح آلفا ۰/۰۵ استفاده شد که نمونه‌ی آماری ۲۱ نفر برآورد گردید (۱۵، ۱۶). در این مطالعه از پرسش‌نامه‌ی جمعیت‌شناختی و پرسش‌نامه‌ی سلامت

عمومی[1] به‌منظور بررسی شرایط سلامتی عمومی و ورود آزمودنی به پژوهش استفاده شد (۱۷).

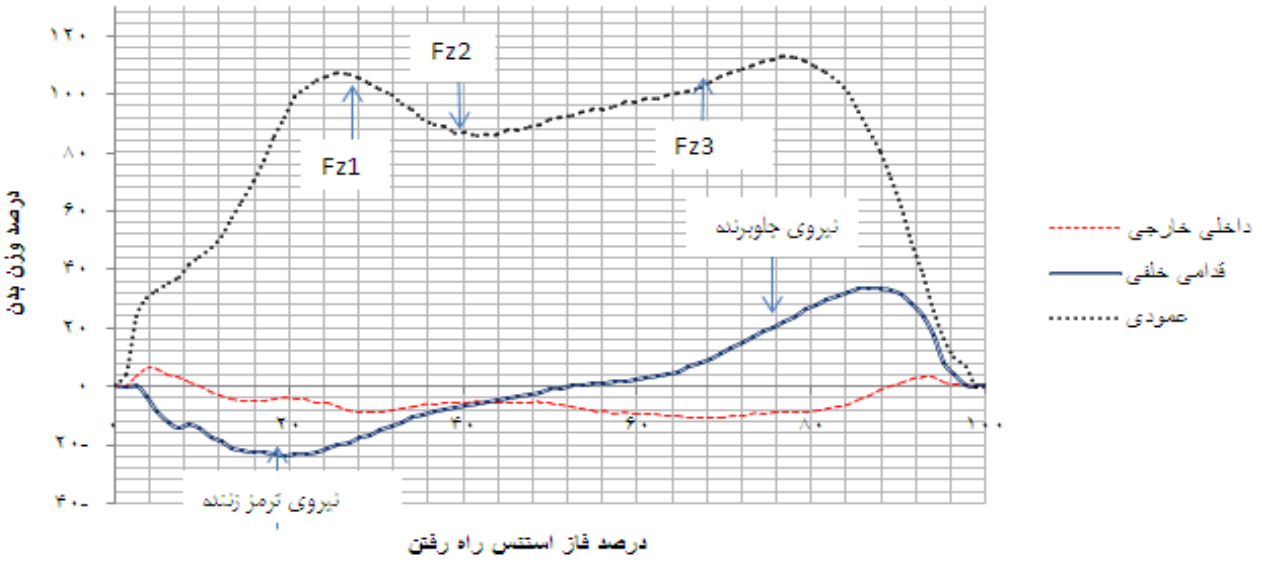
۱- ملاحظات اخلاقی

طرح این مطالعه در کمیته‌ی اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان با کد IR.UMSHA.REC.1396.650 تأیید شده است.

۲- ابزار و روش اجرا

آزمودنی‌ها با اعلام موافقت در شرکت در آزمون پس از انجام معاینات لازم و شناسایی، وارد آزمایشگاه شدند و در طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون به‌صورت داوطلبانه و با رضایت والدین شرکت کردند. معیارهای ورود به مطالعه‌ی نمونه‌ها به شرح زیر است: نداشتن محدودیت برای راه‌رفتن، نداشتن سابقه‌ی ضربه، آسیب یا عمل جراحی و شکستگی در اندام تحتانی و نداشتن سابقه‌ی استفاده از هر نوع کفی یا کفش طبی. این اطلاعات از طریق پرسش‌نامه‌ی عمومی و نیز به‌صورت شفاهی از آزمودنی‌ها دریافت شد (۱۸, ۱۹). برای بررسی اثرات خستگی ناشی از حمل کوله از کوله‌پشتی در وزن‌های ۷/۵، ۱۰ ، ۱۲/۵ و ۱۵ درصد وزن بدن قبل و بعد از خستگی استفاده گردید و برای این منظور، از راه‌رفتن همراه با حمل کوله در سالن ورزشی به‌منظور ایجاد خستگی القایی استفاده شد. پروتکل خستگی شامل راه‌رفتن ده دقیقه‌ایی حمل کوله با میانگین وزنی ده درصد وزن بدن آزمودنی‌ها بود. برای درک شدت میزان خستگی، مقیاس اصلاح‌شده‌ی بورگ به کاربرده شد؛ مقیاس درک فشار تکنیکی است برای کمی‌کردن شدت فعالیت ورزشی یا تنظیم شدت فعالیت ورزشی و سطح خستگی (۲۰). برای تنظیم وزن کوله از وسایل مورد استفاده روزمره‌ی دانش‌آموزان شامل کتاب و دفتر، بطری آب، نوشت‌افزار، خوراکی و سایر ملزومات به‌شکلی متعادل در صفحات فرونتال و ساجیتال در درون کوله استفاده شد؛ به‌طوری که ضخامت کوله طبیعی باشد و برای تنظیم دقیق وزن آن، از وزنه‌های کوچک در وزن‌های متفاوت استفاده کردیم. در این پژوهش پای برتر (پای غالب هر فرد؛ پایی که با آن به توپ ضربه زده می‌شود، تعریف می‌گردد) بررسی شد. پس از کالیبراسیون سیستم‌ها، آزمودنی‌ها اقدام به راه‌رفتن با وزن‌های مختلف ۷/۵، ۱۰ ، ۱۲/۵ و ۱۵ درصد وزن بدن به‌صورت تصادفی کردند. با درنظرگرفتن وزن‌های مختلف حمل کوله در این پژوهش، هر شرکت‌کننده باید هشت بار به صورت تصادفی حمل کوله در چهار وزن مختلف (یعنی برای هر وزن دو کوشش) را داشته باشد. در هر یک از متغیرهای مدَنظر، میانگین دو کوشش در وزن‌های مختلف برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام حمل کوله از صفحه‌ی نیرو Kistler (۴۰۰*۶۰۰ میلی‌متر) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. داده‌های کینتیکی با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث با برش فرکانس ۲۰ هرتز هموار (۲۱) و همه‌ی داده‌های متغیرهای نیروی عکس‌العمل نیز به وزن کل (وزن شخص+ وزن کوله) نرمال‌سازی شدند و در ادامه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در جهت‌های قدامی-خلفی (Fx)، جهت داخلی-خارجی (Fy) و جهت عمودی (Fz)، زمان رسیدن به مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل، نرخ بارگذاری (نرخ توسعه‌ی نیرو) و گشتاور آزاد هنگام راه‌رفتن محاسبه شدند. از صفحه‌ی نیروی سه‌محوره برای اندازه‌گیری تماس آغازین پا با صفحه‌ی نیرو، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل و نرخ بارگذاری استفاده شد. تماس پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از ده نیوتن فراتر رود. بازه‌ی فاز استقرار پای غالب از لحظه‌ی تماس پاشنه‌ی پا با زمین تا جداشدن پنجه‌ی پا بود (شکل۱ و ۲).

[1] General Health Questionnaire



شکل ۱. اجزاء مختلف هر یک از مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل عمودی (FZ3,FZ2,FZ1)، قدامی و خلفی (Fy)، داخلی‌خارجی (Fx) در سه محور حرکتی هنگام فاز استقرار راه‌رفتن

شکل ۲. نمایی از کودک در حال راه‌رفتن و حمل کوله‌پشتی

مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل هنگام راه‌رفتن در جهت قدامی-خلفی شامل یک اوج (حداکثر) و یک قعر (حداقل)، در جهت داخلی-خارجی شامل یک اوج (قله) و یک قعر (دره) و در جهت عمودی شامل دو اوج (قله) و یک قعر (دره) بودند (۲۲, ۲۳).

نرخ بارگذاری به‌صورت حداکثر نیروی ثبت‌شده‌ی عکس‌العمل عمودی زمین بر زمان رسیدن به آن هنگام راه‌رفتن تعریف می‌گردد. نرخ بارگذاری نرمال‌سازی شده به‌صورت زیر محاسبه می‌شود (۲۴).

$$RFD = \left[\frac{peak\ Fz(N)/body\ wight\ (N)}{time\ to\ peak\ Fz}\right]$$

گشتاور آزاد پا به‌وسیله‌ی نرم‌افزار و بر اساس فرمول زیر محاسبه شد و سپس بر اساس قد و وزن آزمودنی‌ها نرمالایز گردید (۲۵):

$$\text{Free moment} = Mz + (Fx \times COPy) - (Fy \times COPx)$$

Mz گشتاور حول محور عمودی است، COPx, y مؤلفه‌های افقی مرکز فشار هستند، Fx وFy نیز مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین‌اند. مؤلفه‌های گشتاور آزاد شامل یک اوج (گشتاور آبداتوری) و یک قعر (گشتاور اداکتوری) بودند.

۳- روش آماری

از آزمون شاپیرو-ویلک[1] برای بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک استفاده شد. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری تی زوجی در نرم‌افزار SPSS 20.0 (SPSS Inc , Chicago, IL,USA) و سطح معناداری ($p< ۰/۰۵$) صورت گرفت .

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیروویک نشان داد که توزیع داده‌ها نرمال است. مشخصات دموگرافی کودکان سالم شرکت‌کننده در این پژوهش پس از انجام معاینات لازم در جدول ۱ نشان‌داده شده است.

میانگین و انحراف استاندارد نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل سطح (Fx) در آزمودنی‌ها حین راه‌رفتن در قبل و بعد از خستگی القایی ناشی از حمل کوله با وزن‌های مختلف را در جدول ۲ می‌توان مشاهده کرد. همان‌طوری که می‌بینیم، هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در میانگین نیروی داخلی‌خارجی عکس‌العمل زمین در آزمودنی‌ها حین راه‌رفتن در قبل و بعد از خستگی القایی مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$)، بنابراین نتایج مبین تأثیر نداشتن خستگی القایی بر این مؤلفه از نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان سالم است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافی کودکان سالم شرکت‌کننده در مطالعه

متغیرها	میانگین+ انحراف استاندارد	حداکثر	حداقل
سن (سال)	۸/۸۳ ± ۰/۵۷۷	۱۰	۸
قد (سانتی‌متر)	۱۳۴/۲۵ ± ۵/۳۹	۱۴۳	۱۲۵
جرم (کیلوگرم)	۲۸/۲۳ ± ۳/۵۰	۳۲	۲۲

میانگین و انحراف استاندارد نیروی ترمززننده (FMin Y) و جلوبرنده (FMax Y) عکس‌العمل سطح در دانش‌آموزان سالم حین راه‌رفتن در قبل و بعد از خستگی القایی با وزن‌های مختلف را در جدول ۳ می‌توان دید. همان‌طوری که مشاهده می‌شود، اختلاف معنی‌داری در میانگین نیروی جلوبرنده‌ی عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم حین راه‌رفتن هنگام حمل کوله با ۱۰ و ۱۲/۵ درصد وزن بدن در قبل و بعد از خستگی القایی وجود دارد ($P=/۰۱۶$ ۰ و $P=۰/۰۵$). بنابراین نتایج حاکی از تأثیرگذاری خستگی القایی بر افزایش این مؤلفه‌ها از نیروهای عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم هستند. نتایج حاکی از اختلاف معنی‌داری است در میانگین نیروی ترمززننده‌ی عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم حین راه‌رفتن هنگام حمل کوله با ۷/۵ و ۱۰ درصد وزن بدن در قبل و بعد از خستگی القایی ($P=۰/۰۰۵$ و $P=۰/۰۴۰$). این نتایج نیز مبین تأثیرگذاری خستگی القایی بر افزایش این مؤلفه از نیروهای عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم بعد از خستگی القایی بود (نمودار ۱ و ۲).

[1] Shapiro-Wilks

میانگین و انحراف استاندارد نیروی عمودی عکس‌العمل سطح (قله‌ی اول Fz1، قله‌ی دوم Fz3 و دره Fz2) در دانش‌آموزان سالم حین راه‌رفتن در قبل و بعد از خستگی القایی ناشی از حمل کوله با وزن‌های مختلف را در جدول ۴ می‌توان دید (نمودار ۳ و ۴).

همان‌طوری که مشاهده می‌شود، اختلاف معنی‌داری بین میانگین‌های قله‌ی اول Fz1 عکس‌العمل عمودی زمین در دانش‌آموزان سالم حین راه‌رفتن هنگام حمل کوله با ۷/۵ و ۱۰ درصد وزن بدن در قبل و بعد از خستگی القایی وجود دارد (P=۰/۰۱۹ P=۰/۰۲۶). بنابراین نتایج مبین تأثیرگذاری خستگی القایی بر افزایش این مؤلفه از نیروهای عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم بوده است.

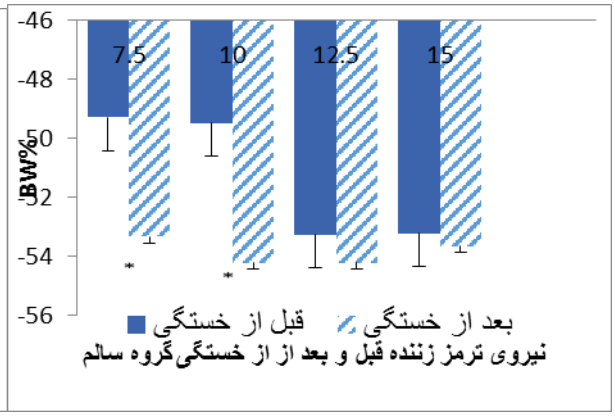
همچنین نتایج حاکی از اختلاف معنی‌داری در میانگین دره Fz2 عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم حین راه‌رفتن هنگام حمل کوله با۷/۵ و ۱۰ درصد وزن بدن در قبل و بعد از خستگی القایی است (P=۰/۰۴۹ وP=۰/۰۲۷). این نتایج نیز نشان از تأثیرگذاری خستگی القایی بر کاهش این مؤلفه از نیروهای عکس‌العمل زمین در دانش‌آموزان سالم بعد از خستگی القایی است.

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد نیروی داخلی‌خارجی عکس‌العمل سطح (درصد وزن بدن) در دانش‌آموزان سالم

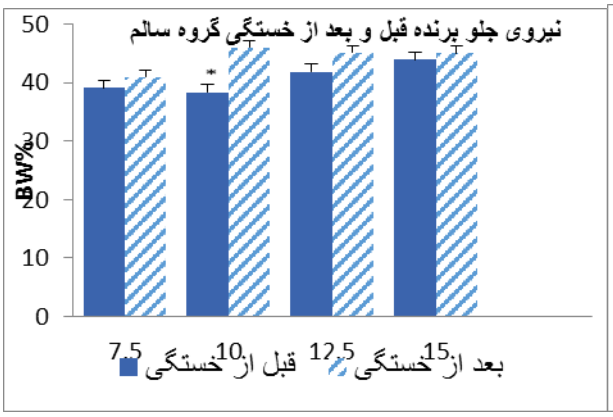
مداخله	داخلی		P-value	خارجی		P-value
	قبل از خستگی	بعد از خستگی		قبل از خستگی	بعد از خستگی	
٪ **۷/۵**	-۳/۴۴±۱/۴۲	-۳/۳۳±۱/۷۷	۰/۷۱۴	۱۲/۰۰۵±۲/۱۱	۱۲/۹۸±۲/۳۹	۰/۲۹۲
٪ **۱۰**	-۳/۵۹±۰/۹۸	-۳/۱۹±۱/۲۹	۰/۲۰۰	۱۲/۰۴±۱/۷۸	۱۲/۰۸±۱/۹۱	۰/۹۴۹
٪ **۱۲/۵**	-۳/۶۵±۱/۳۲	-۳/۷۲±۱/۷۳	۰/۸۹۴	۱۱/۵۰±۱/۵۶	۱۱/۷۷±۲/۱۶	۰/۷۲۷
٪ **۱۵**	-۴/۱۶±۱/۳۹	-۳/۲۳±۱/۱۵	۰/۰۹۳	۱۱/۳۷±۲/۰۵	۱۲/۰۴±۱/۴۱	۰/۲۳۶

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد نیروی ترمززننده و جلوبرنده‌ی عکس‌العمل سطح (درصد وزن بدن) دانش‌آموزان سالم

مداخله	جلوبرنده		P-value	ترمززننده		P-value
	قبل از خستگی	بعد از خستگی		قبل از خستگی	بعد از خستگی	
٪ **۷/۵**	۳۹/۸۹±۹/۳۱	۴۱/۰۲±۶/۹۹	۰/۵۴۷	-۴۹/۵۱±۵/۴۵	-۵۳/۷۷±۸/۵۱	*۰/۰۰۵
٪ **۱۰**	۳۸/۸۵±۴/۶۹	۴۵/۵۶±۶/۲۵	*۰/۰۱۶	-۵۰/۰۱±۵/۲۴	-۵۴/۴۰±۷/۴۸	*۰/۰۴۰
٪ **۱۲/۵**	۴۲/۶۹±۸/۶۹	۴۶/۴۴±۹/۱۲	*۰/۰۵	-۵۳/۶۰±۶/۸۸	-۵۴/۳۳±۷/۷۲	۰/۵۶۷
٪ **۱۵**	۴۴/۱۹±۶/۳۹	۴۵/۸۴±۶/۸۷	۰/۳۶۸	-۵۳/۵۱±۷/۲۷	-۵۳/۸۸±۷/۲۹	۰/۷۰۷



نمودار ۱. نیروی جلو برنده‌ی عکس‌العمل سطح

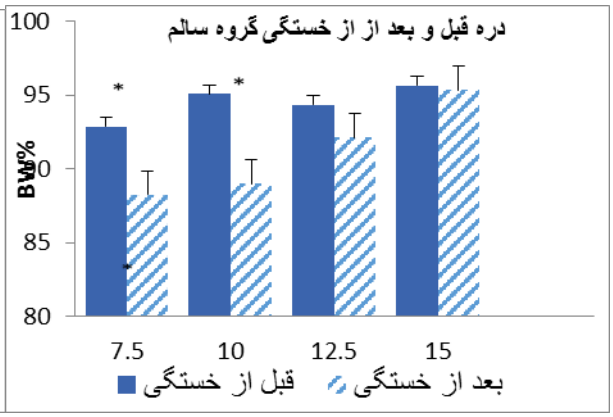


نمودار ۲. نیروی ترمز زننده‌ی عکس‌العمل سطح

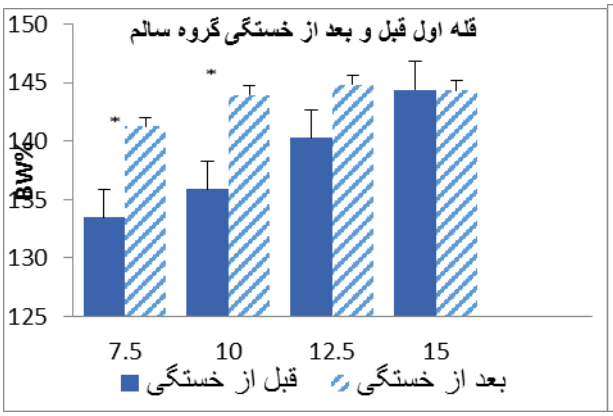
جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد نیروهای عمودی عکس‌العمل سطح (نیوتن بر وزن بدن)

مداخله	قله‌ی اول Fz1		P-value	قله‌ی دوم Fz3		P-value	دره Fz2		P-value
	قبل از خستگی	بعد از خستگی		قبل از خستگی	بعد از خستگی		قبل از خستگی	بعد از خستگی	
٪ **۷/۵**	۱۳۳/۰۰±۱۴/۸۲	۱۴۰/۵۳±۱۶/۴۷	*۰/۰۲۶	۱۳۶/۴۴±۱۱/۳۷	۱۳۳/۷۷±۸/۱۰	۰/۱۴۳	۹۲/۲۶±۸/۶۲	۸۷/۹۲±۱۰/۶۴	*۰/۰۴۹
٪ **۱۰**	۱۳۵/۵۰±۱۰/۱۸	۱۴۳/۰۲±۱۴/۰۸	*۰/۰۱۹	۱۳۸/۰۳±۱۰/۴۱	۱۳۹/۰۴±۹/۱۴	۰/۴۲۸	۹۴/۴۱±۷/۰۸	۸۸/۷۸±۷/۸۶	*۰/۰۲۷
٪ **۱۲/۵**	۱۳۹/۹۴±۱۵/۴۱	۱۴۵/۵۹±۱۴/۶۶	۰/۰۶۵	۱۴۱/۳۶±۱۳/۴۸	۱۴۰/۹۶±۷/۶۴	۰/۸۵۳	۹۳/۷۳±۱۰/۵۶	۹۰/۹۶±۹/۰۷	۰/۲۱۴
٪ **۱۵**	۱۴۳/۵۵±۱۵/۷۳	۱۴۴/۴۲±۱۳/۱۶	۰/۶۹۲	۱۴۳/۴۰±۱۰/۹۱	۱۴۳/۸۴±۹/۴۱	۰/۷۴۰	۹۵/۳۹±۶/۸۱	۹۴/۳۷±۸/۹۰	۰/۵۷۲

*F=Force, z=Vertical Components



نمودار ۳. قله‌ی اول نیروی عمودی عکس‌العمل سطح



نمودار ۴. قعر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر خستگی ناشی از حمل کوله با وزن‌های مختلف بر مؤلفه‌های برشی و عمودی نیروهای عکس العمل راه‌رفتن در دانش‌آموزان سالم است. سرعت راه‌رفتن به‌دلیل تفاوت در قد و جثه آزمودنی‌ها و در هنگام حمل کوله به‌صورت خودانتخابی از سوی آزمودنی تعیین شد تا بر پارامترهای هدف اثر نگذارد (۲۶). یافته‌های این پژوهش نشان داد که خستگی در دانش‌آموزان سالم باعث افزایش نیروی جلوبرنده در کوله با ۱۰ و ۱۲/۵ درصد وزن شده است. همچنین خستگی ناشی از حمل کوله به افزایش نیروی ترمززننده، افزایش نیروی عمودی قله‌ی اول Fz1، کاهش نیروی عمودی در قعر (دره) Fz2 در کوله با ۷/۵ و ۱۰ درصد وزن بدن و افزایش نیروی عمودی در دره Fz2 در کوله با ۱۵ درصد وزن بدن منجر شده است و در مجموع حمل بار در دانش‌آموزان سالم باعث افزایش قله‌ی دوم در بیشتر سطوح بعد از خستگی شده است.

حمل بار می‌تواند باعث تغییرات کنتیکی مفاصل در طی حرکت شده و مکانیک آن را تغییر دهد (۲۷). افزون‌بر این، می‌تواند آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی بر افراد در حال رشد وارد کند که در مدت طولانی، باعث آسیب‌های پرکاری و مزمن خواهد شد (۲۸). این نوع حمل بار که در کودکان وجود دارد، افزون‌بر صفحه‌های اپی‌فیزی، می‌تواند باعث صدمه به محل اتصال تاندون عضلات شود (۲۹). تحقیقات گذشته نشان داده‌اند یکی از مهم‌ترین نیروهای واردشده بر بدن، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین است که به دلیل تکرارشونده‌بودن این مؤلفه و همچنین اینکه از بزرگی این نیرو به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو و ران یاد شده‌است، بسیار مسأله‌ی مهم و درخور توجهی است (۳۰).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که خستگی در دانش‌آموزان سالم باعث افزایش نیروی جلوبرنده و ترمززننده در کوله با ۷/۵، ۱۰ و ۱۲/۵ درصد وزن شده است که با نتایج لی و همکاران (۲۰۰۶) و مک اینتش و همکاران (۲۰۰۶) هم‌سو

بود (۳۱ و۳۲) و با نتایج گودینی و همکاران (۱۳۹۸) هم‌خوانی نداشت. از جمله دلایل، اختلاف در نوع پروتکل اجراشده در زمان حمل کوله‌پشتی در کودکان بود که در این تحقیق در سراشیبی اندازه‌گیری شده بود (۲۷). درباره‌ی نیروی ترمززننده به‌دلیل اینکه این قله‌ی نیرویی در تماس ابتدایی پا با زمین در مرحله‌ی تماس پاشنه[1] اتفاق افتاده و کودک ضربه‌ی ابتدایی را وارد می‌کند، پس این افزایش نیرو یک ریسک‌فاکتور احتمالی می‌تواند باشد. پروتکل‌های خستگی راهبردهای کنترل حرکتی را دچار تغییر می‌کند و باعث افزایش نیروی برشی قدامی و فشار بر رباط متقاطع قدامی و افزایش ریسک آسیب می‌گردند (۳۳). در ادامه‌ی نتایج می‌بینیم که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین قله‌ی اول Fz1 افزایش، نیروی عمودی در قعر (دره) Fz2 در برخی سطوح درصد وزن کوله کاهش و در برخی افزایش داشته است که این سطوح به ترتیب درکوله با ۷/۵ ، ۱۰ و ۱۵ درصد وزن بدن بوده است. در ابتدا نیروی افزایش‌یافته در قله‌ی اول که با نتایج تحقیق لی و همکاران که از افزایش قله‌ی نیروی عمودی خبر داده بودند هم‌سو بود (۳) و با نتایج هانگ و لی (۲۰۰۱) ناهم‌سو بود که از جمله‌ی دلایل تفاوت در نتایج این پژوهش، نرمال‌سازی مقادیر نیروی عمودی تنها با وزن بدن هر شرکت‌کننده بود؛ درحالی‌که در بررسی پژوهش حاضر این مقادیر با وزن کل (وزن شرکت‌کننده + وزن کوله‌پشتی) نرمال‌سازی شده است (۳۴). از جمله دلایل احتمالی که می‌تواند توجیهی برای افزایش قله‌ی اول نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به‌دلیل خستگی باشد، افزایش درصدی وزن کوله است که بعد از مدتی راه‌رفتن کودک را دچار خستگی مزمن کرده و نرخ هماهنگی بین عضلات کاهش پیدا می‌کند و باعث می‌شود که در شروع راه‌رفتن ضربه و فشار بیشتری به‌دلیل خستگی اعمالی و همچنین متوازن‌نبودن پخش وزن کوله بر روی اندام تحتانی را در حین تماس پاشنه با زمین اعمال شود (۳۵). در برخی تحقیقات نشان داده شده است که افزایش وزن کوله و به‌دنبال آن، هماهنگ نبودن عضلات، اثراتی بر تغییرات پاسچرال و الگوی راه‌رفتن دانش‌آموزان داشته و باعث افزایش ریسک آسیب‌پذیری و ایجاد تغییرشکل‌های ساختار قامتی به‌خصوص در کودکانی که در سن رشد هستند، شده است (۳۶). در ادامه همچنین کاهش میزان نیروی عمودی را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که خستگی رخ‌داده به‌دلیل حمل بار می‌تواند در عضلاتی که به‌صورت موافق با عملکرد چهارسر رانی در حین راه‌رفتن هستند، تغییراتی ایجاد و از میزان بار انتقالی به مفاصل و عضلات اندام تحتانی بکاهد. بنابراین، باتوجه‌به اینکه در شرایط خستگی، اختلال و کاهش در عملکرد عضلات را می‌توان دید، قدرت تولید نیروی عضلات در کودکان حین راه‌رفتن کاهش پیدا می‌کند؛ بنابراین نیروی کمتری به زمین وارد شده و در نتیجه به کاهش عملکرد عضله‌ی چهارسررانی در لحظه‌ی تماس پا با زمین در مرحله‌ی دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین منجر می‌شود (۳۷). ازآن‌جاکه متغیرهای ذکرشده به وزن مرکب (شخص و بار) نرمال شده‌اند و مقادیر آن‌ها نیز با افزایش وزن کوله و خستگی ایجادشده در حین راه‌رفتن تغییراتی داشته، روشن است که اثرات اعمال بار بر پشت کودک وجود دارد که نباید از نظر دور بماند؛ زیرا فشاری اضافی برای بافت‌های بدن کودکان می‌تواند ضایعاتی را به‌دنبال داشته باشد.

نتیجه‌گیری

براساس نتایج پژوهش حاضر، می‌توان بیان کرد که فاکتور خستگی عضلانی که همیشه در تحقیقات گوناگون مهم و خطرزا و ایجادکننده‌ی آسیب در افراد بوده است، در این پژوهش نیز نقش مهمی را ایفا کرده است. خستگی ناشی از حمل بار در درازمدت می‌تواند باعث اثرات ثانویه مانند ناهنجاری یا آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی شود. بنابراین به دانش‌آموزان، والدین، معلمان تربیت بدنی و مسئولان مدارس ابتدایی توصیه می‌شود تا توجه ویژه‌ای به وزن، نوع و مدت زمان حمل کیف‌های مدرسه‌ی دانش‌آموزان داشته باشند و به‌عنوان پیشنهاد باید سعی بر این باشد که وزن

[1] Heel Contact

کوله‌پشتی کاملاً متناسب با وزن کودک باشد یا از تجهیزات کمکی مانند کوله‌پشتی‌های چرخ‌دار استفاده کرد.

تقدیر و تشکر

این مطالعه مستخرج از پایان نامه ی دوره ی کارشناسی ارشد خانم سوده بهمرام در رشته بیومکانیک ورزشی است. از تمامی شرکت‌کنندگان در این پژوهش به‌خاطر همکاری با گروه تحقیق که اجرای پژوهش حاضر را امکان‌پذیر نمودند، نهایت قدردانی و سپاس به‌عمل می‌آید.

تضاد منافع

هیچ گونه تعارض منافع از سوی نویسندگان بیان نشده است.

منابع

1. Hong Y, Brueggemann G-P. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. Gait & posture. 2000; 11 (3): 254-9.
2. Babakhani F. The effect of backpack load on the posture of children and its relationship to trunk muscle activity during walking on a treadmill. 2011.
3. Letafatkar A, Daneshmandi H, Hadadnezhad M, Abdolvahabi Z. Advanced Corrective Exercises: From Theory to Application. Tehran Avayezohor. 2010: 65-87.
4. Daneshmandi H, Rahmani-Nia F, Hosseini SH. Effect of carrying school backpacks on cardio-respiratory changes in adolescent students. Sport Sciences for Health. 2008 Dec 10; 4.
5. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological 1991.
6. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clinical biomechanics. 2009; 24 (4): 327-40.
7. Taylor JL, Butler JE, Gandevia S. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. European journal of applied physiology. 2000; 83 (2-3): 106-15.
8. Iles J. Evidence for cutaneous and corticospinal modulation of presynaptic inhibition of Ia afferents from the human lower limb. The Journal of physiology. 1996; 491 (1): 197-207.
9. Oatis CA, Craik R. Gait analysis: theory and application: Mosby; 1994.
10. Warden SJ, Hurst JA, Sanders MS, Turner CH, Burr DB, Li J. Bone adaptation to a mechanical loading program significantly increases skeletal fatigue resistance. Journal of bone and mineral research. 2005; 20 (5): 809-16.
11. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Human movement science. 2000; 19 (2): 139-51.
12. Rothgangel AS, Braun SM, Beurskens AJ, Seitz RJ, Wade DT. The clinical aspects of mirror therapy in rehabilitation: a systematic review of the literature. International Journal of Rehabilitation Research. 2011; 34 (1): 1-13.
13. Singh T, Koh M. Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. Gait Posture. 2009; 29 (1): 49-53.
14. Connolly BH, Cook B, Hunter S, Laughter M, Mills A, Nordtvedt N, et al. Effects of backpack carriage on gait

parameters in children. Pediatr Phys Ther. 2008; 20 (4): 347-55.

15. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007; 39 (2): 175-91.

16. Romero-Morales C, Martín-Llantino PJ, Calvo-Lobo C, Palomo-López P, López-López D, Pareja-Galeano H, et al. Comparison of the sonographic features of the Achilles Tendon complex in patients with and without achilles tendinopathy: A case-control study. Physical Therapy in Sport. 2019; 35: 122-6.

17. Goldberg DP, Hillier VF. A scaled version of the General Health Questionnaire. Psychological medicine. 1979; 9 (1): 139-45.

18. Talbott SM, Talbott JA, Hantla D. Effect of Univestin (Scutellaria baicalensis root & Acacia catechu heartwood) on Post-Exercise Muscle Soreness and Range of Motion in Healthy Adults. The FASEB Journal. 2018; 32: lb376-lb.

19. Barghamadi M, Abdollahpour Darvishani M, Behboodi Z. The effect of core stability and strength training on knee pain and function in elderly women with osteoarthritis. Research on Biosciences and Physical Actiuity. 2017; 4 (6): 1-9.

20. Franklin B, Whaley M, Howley E, Balady G. American College of Sports Medicine: ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia; 2000.

21. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & posture. 2017; 53: 236-40.

22. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports medicine. 1991; 12 (5): 326-37.

23. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2012;226 (8): 579-88.

24. Hoseini Y, Farahpour N. The Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Force, Impulse and Loading Rate during Double-Leg Landing. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2018 Sep 23; 7(3): 46-53.

25. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009; 1 (1): 19.

26. Wendt JD, Whitton MC, Brooks FP, editors. Gud wip: Gait-understanding-driven walking-in-place. 2010 IEEE Virtual Reality Conference (VR); 2010: IEEE.

27. Ahmadi-Goodini F, Khaleghi-Tazji M, Letafatkar A. The Effect of Backpack Carriage in Different Weights and Gradients on Ground Reaction Force Parameters of 10-12 Year Old Schoolchildren’s Gait in Tehran, Iran. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2020 Apr 1; 16(1): 17-23.

28. Birrell SA, Hooper RH, Haslam RA. The effect of military load carriage on ground reaction forces. Gait & posture. 2007; 26 (4): 611-4.

of sports medicine. 2007; 35 (2): 235-41.

34. Hong Y, Li J, editors. Movement Kinematics of Treadmill Walking Under Load Carriage in 6-year-old children–A preliminary report. ISBS-Conference Proceedings Archive; 2001.

35. Orantes-Gonzalez E, Heredia-Jimenez J. Does schoolbag carriage equally affect obese/overweight and healthy-weight children? Applied Ergonomics. 2020; 90: 103236.

36. Scheer V, Vieluf S, Bitter N, Christ L, Heitkamp H-C. The Optimal Weight Carriage System for Runners: Comparison Between Handheld Water Bottles, Waist Belts, and Backpacks. Frontiers in physiology. 2020; 11: 1217.

37. Gil-Cosano J, Orantes-Gonzalez E, Heredia-Jimenez J. Effect of carrying different military equipment during a fatigue test on shooting performance. European Journal of Sport Science. 2019; 19 (2): 186-91.

29. Birrell SA, Haslam RA. The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters. Ergonomics. 2009; 52 (10): 1298-304.

30. Niu W, Feng T, Jiang C, Zhang M. Peak vertical ground reaction force during two-leg landing: a systematic review and mathematical modeling. BioMed research international. 2014; 2014.

31. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. Journal of biomechanics. 2006; 39 (9): 1621-8.

32. McIntosh AS, Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR. Gait dynamics on an inclined walkway. Journal of biomechanics. 2006; 39 (13): 2491-502.

33. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. The American journal

Cite this article as:
Behmaram S, Jalalvand A, Jahani MR. The Effect of Fatigue Due to Backpack Carriage with Different Weights on Shear and Vertical Components of Walking Ground Reaction Forces in Healthy Students. Sadra Med Sci J 2023; 11(1): 65-76.