اثر حمل کوله‌پشتی با بارهای مختلف بر فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن در دانش آموزان مقطع ابتدایی شهرستان همدان

* **سیده سعادت قمری هویدا:** دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران (*نویسنده مسئول). saadatghamari@gmail.com

فریده باباخانی: استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبایی. تهران، ایران.Farideh – Babakhani@yahoo.com

مهرداد عنبریان: دانشیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران. M _ anbarian@yahoo.com

بهروز حاجی لو: دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران. Behrouz.hajiloo@gmail.com

تاریخ دریافت: ۹۵/۱/۲۱ تاریخ پذیرش: ۹۵/۵/۲۳

چکیده

زمینه و هدف: هدف تحقیق، ارزیابی اثر حمل کوله پشتی با اوزان مختلف بر تغییرات الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن در دانش‌آموزان پسر مقطع ابتدایی بود.

روش کار: ۱۵ دانش آموز پسر مقطع ابتدایی ۹ تا ۱۱ سال به صورت در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به مدت ۲۰ دقیقه با سرعت ۱/۱ $\frac{m}{s}$ با حمل کوله هایی معادل صفر، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن بدن بر روی تردمیل راه رفتند. در حین راه رفتن بر روی تردمیل ، فعالیت عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسررانی، دوقلوی داخلی و درشت نئی قدامی به مدت ۱۰ ثانیه هر پنج دقیقه یکبار و در مجموع ۴ بار ثبت شد. داده ها با ANOVA با اندازه گیری مکرر تجزیه و تحلیل شد ($p<۰/۰۵$).

یافته‌ها: نتایج آزمون های حمل بار نشان داد فعالیت عضلات راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی و دوقلوی داخلی به موازات افزایش وزن کوله پشتی به طور معنی داری افزایش پیدا کرد، اما تغییری در فعالیت عضله درشت نئی قدامی مشاهده نشد. همچنین میانه فرکانس عضلات راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی و دوقلوی داخلی به موازات افزایش وزن کوله به طور معنی دار کاهش پیدا کرد که نشان می هد عضلات فوق الذکر به موازات افزایش وزن کوله پشتی دچار خستگی عضلانی شده اند ، اما تغییری در میانه فرکانس عضلات پهن داخلی و درشت نئی قدامی مشاهده نشد که نشان می‌دهد به موازات افزایش وزن کوله پشتی در این دو عضله خستگی عضلانی صورت نگرفته است است.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج می‌توان گرفت که تلاش عضلانی بیشتر با اضافه شدن بار کوله، منجر به افزایش فعالیت عضلانی و در نتیجه خستگی عضلات اندام تحتانی و درنهایت موجب افزایش ریسک آسیب هنگام حمل بار می‌شود.

کلیدواژه‌ها: نوجوانان، عضلات اندام تحتانی، کوله پشتی، الکترومایوگرافی

مقدمه

انسان در زندگی روزمره خود مجبور است در شرایط ویژه وسایلی را به شکل‌ها و روش‌های مختلف حمل کند. طریقه حمل صحیح این وسایل، مسئله‌ای است که باید موردتوجه قرار گیرد؛ زیرا روش‌های حمل نامناسب وسایل سنگین به‌طور مکرر می‌تواند سبب ایجاد عوارض جسمانی و تغییر شکل ساختار اسکلتی فرد شود (۱). دانش آموزان در دوران تحصیل خود وسایل آموزشی مدرسه را به شکل‌ها و روش‌های مختلفی حمل می‌کنند. کیف‌های آن‌ها اغلب حاوی کتاب‌ها و دیگر لوازم آموزشی مدرسه بوده و در کارایی و سلامت آنان مؤثر است (۲). تجهیزات غیراستاندارد و یا بار اضافه ممکن است در اوج دوران رشد، ریسک آسیب‌پذیری عضلات و ستون فقرات را افزایش دهد. به علاوه مشخص شده است که اگر بچه ها در سنین پایین درد کمر را گزارش دهند در دوران بزرگسالی به مراتب درد کمر را بیشتر تجربه خواهند کرد (۳). کوله‌پشتی معمول‌ترین وسیله حمل وسایل مورد نیاز مدرسه است. به عبارتی کیف یا کوله‌پشتی همراه همیشگی کودکان در طول سال تحصیلی و حتی در طی زندگی روزمره است. تحقیقات نشان می‌دهند که کوله‌پشتی، اگر به‌صورت صحیح و مناسب مورد استفاده قرار گیرد، مناسب‌ترین وسیله برای حمل وسایل شخصی است؛ زیرا می‌تواند بارها را به‌طور

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

متقارن توزیع کند. درعین‌حال استفاده از کوله‌پشتی نامناسب و غیر ارگونومیک، نه‌تنها مفید نیست، بلکه می‌تواند صدمات جبران‌ناپذیری را به ستون فقرات کودکان دانش‌آموز تحمیل کند. این صدمات به‌ویژه در دانش آموزان مقطع ابتدایی به دلیل رشد سریع‌تر جسمانی، جدی‌تر هستند (۴). حمل کوله پشتی های سنگین می تواند سبب اختلال در وضعیت و عملکرد بدن شود (۵). ویتفیلد دریافت که حمل کوله پشتی سنگین و تنش های فیزیکی روزانه بر اثر حمل آن، یکی از عوامل مهم در ایجاد دردهای عضلانی-اسکلتی است (۶). حمل کیف های سنگین مدرسه در سنین رشد دانش آموزان می تواند عوارض جبران ناپذیری به دنبال داشته باشد. وقتی کوله‌پشتی سنگین باشد، فرد انحنای ستون فقرات پشتی را بیشتر کرده و یا سر و تنه را به جلو خم می‌کند تا بتواند وزن آن را تحمل کند. به‌علاوه ممکن است پشت فرد بیش‌ازحد به عقب متمایل شود و گودی کمر او زیاد می‌شود و وضعیت بدنی او تغییر شکل پیدا کند. این فشار وارده بر روی عضلات گردن و پشت موجب فعالیت بیش‌از اندازه آن‌ها شده و در نتیجه باعث خستگی و آسیب پذیرتر شدن نواحی گردن، شانه‌ها و پشت نسبت به فشارها و ضربه‌های وارده خواهد شد (۴). مطالعات بسیاری جنبه‌های فیزیولوژی و پاتولوژی حمل کوله‌پشتی را مورد بررسی قرار داده اند. هم‌چنین، بررسی این موضوع به‌ویژه در سال‌های اخیر مورد توجه متخصصان بیومکانیک بوده است (۷-۱۱)، از آن جمله می‌توان به آثار منفی حمل کوله‌پشتی‌های سنگین بر بیومکانیک راه رفتن اشاره کرد (۸،۱۲). برخی محققان نیز به مطالعه تغییرات الکترومایوگرافی عضلات بالاتنه هنگام حمل مدل های مختلف کیف های مدرسه ای پرداخته اند. حسینی و همکاران با بررسی تغییرات الکترومایوگرافی عضلات تنه دانش آموزان هنگام حمل کیف‌های رایج مدرسه‌ای، کوله‌پشتی را به عنوان بهترین نوع کیف مدرسه‌ای پیشنهاد کردند؛ زیرا حمل آن ناهمسانی فعالیت عضلانی و نیز فشار ناشی از حمل کیف‌های مدرسه‌ای را به حداقل می‌رساند (۱۳). جوادی پور و همکاران نیز تغییرات الکترومایوگرافی عضلات راست شکمی، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ، بخش فوقانی ذوزنقه و ارکترواسپاین دانش آموزان پسر دوازده ساله در حمل کیف با وزن‌های معادل ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن بدن فرد را مطالعه کردند و گزارش کردند که هنگام حمل کیف با وزن‌های مختلف، با افزایش وزن کیف بیشترین سطح فعالیت به ترتیب بخش فوقانی ذوزنقه، عضله ارکترواسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و راست شکمی وارد می‌شود (۱۴). گیل کیم و همکاران در تحقیقی تأثیر افزایش وزن کوله‌پشتی بر عضلات اندام تحتانی زنان مسن حین راه رفتن بر روی تردمیل را مطالعه کردند. نتایج آنان نشان داد که به‌موازات افزایش وزن کوله‌پشتی فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و نعلی بیشتر از عضلات دوسر رانی و نیمه وتری بود. هم‌چنین نشان دادندکه افزایش فعالیت عضلات اطراف مچ پا باعث بروز خستگی می‌شود. با توجه به این موضوع که قشر عظیمی از جامعه را دانش آموزان مقاطع ابتدایی تشکیل داده اند و اثرات مضر حمل بار بر ساختار قامتی آن ها و هم چنین ایجاد خستگی بر اثر حمل کوله پشتی، ضروری به نظر می رسد که با نگاه عمیق بیومکانیکی و آسیب شناسی به عملکرد عضلات این افراد پرداخت. در تحقیقات متعددی بیان شده که خستگی و استفاده بیش از حد از عضله، سبب ایجاد اختلال و کاهش کارایی عصبی- عضلانی شده و الگوی فعالیت عضله را تغییر می دهد (۱۵). به همین دلیل کنترل و به تعویق انداختن خستگی، ضرورت اجتناب ناپذیری است که باید مورد توجه قرار گیرد و این مطالعه می تواند بینش جدیدی در حوزه الکترومایوگرافی و خستگی عضلانی در دانش آموزان مقاطع ابتدایی ایجاد نموده و با توجه به نتایج حاصله نقاط ضعف و قوت را شناسایی و در نهایت در بهبود سلامت دانش آموزان گام جدیدی برداشته شود. با مروری بر مطالعات پیشین، مشاهده می‌شود که اکثر آنها تکیه بر فعالیت عضلات بالاتنه داشته اند و نقش عضلات اندام تحتانی که در تحمل و انتقال وزن و به ویژه در راه رفتن و کنترل پاسچر کلیدی است (۱۶) کمتر مورد توجه بوده است (۷)؛ بنابراین، کمبود

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

اطلاعات درباره آثار حمل کوله پشتی بر بیومکانیک اندام تحتانی احساس می شود. با این رویکرد، هدف این مطالعه تعیین اثر حمل کوله پشتی با بارهای مختلف بر فعالیت الکترومایوگرافی و خستگی عضلانی، عضلات منتخب اندام تحتانی دانش آموزان مقطع تحصیلی ابتدایی بود تا بدین وسیله ریسک فاکتورهای احتمالی آن شناسایی و جهت رفع آن ها اقدامات احتیاطی به عمل آید.

روش کار

جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی و آزمایشگاهی را دانش آموزان پسر مقطع ابتدایی شهرستان همدان تشکیل دادند. پس از هماهنگی با آموزش و پرورش استان همدان تعداد ۱۵ نفر از دانش آموزان پسر ۹ تا ۱۱ سال به صورت در دسترس انتخاب شدند. ویژگی های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. طبق معیارهای ورود به تحقیق، آزمودنی‌ها از کوله پشتی برای حمل وسایل مدرسه به طور مداوم استفاده می‌کردند. همچنین، عدم ابتلا به بیماری های عصبی عضلانی، عدم ابتلا به ناهنجاری های ستون فقرات و اسکلتی بر اساس انجام تست نیویورک (ابزار اندازه‌گیری استاندارد شده‌ای که توسط دانشگاه ایالتی واشنگتن تدوین شده و وضعیت طبیعی و تغییر شکل‌های بدنی فرد را از دید جانبی، خلفی و روبرو مورد ارزیابی قرار می‌دهد)، از دیگر معیارها بود. با توجه به این که رده سنی آزمودنی هامتفاوت بود و از نظر قدرت عضلانی همگی در یک سطح نبودند، لذا اوزان مختلف کوله پشتی برای هر آزمودنی با توجه به وزن خود آزمودنی انتخاب شد. در مورد سابقه فعالیت ورزشی آزمودنی ها، حدود ۷۰ درصد از آن ها به غیر از فعالیت های ورزشی که در مدرسه انجام می شد در هیچ باشگاه ورزشی عضویت نداشتند و ۳۰ درصد باقی مانده در هفته چند ساعتی را به فعالیت های ورزشی خارج از مدرسه اختصاص می دادند. فرایند آزمون برای آزمودنی‌ها و والدین آن‌ها قبل از آزمون توضیح داده شد. به منظور رعایت اصول اخلاقی در مورد استفاده از آزمودنی های نابالغ، پس از آگاه ساختن والدین و اولیای مدارس از نحوه انجام آزمون‌ها و کاربرد نتایج حاصل، از مدیران مدارس، دانش آموزان داوطلب و والدین آن ها رضایت نامه کتبی جهت شرکت در پژوهش اخذ شد. آزمودنی ها پس از آشنایی با محیط آزمایشگاه و نحوه صحیح راه رفتن بر روی تردمیل، در روز اجرای آزمون ها در آزمایشگاه حضور یافتند. آزمون ها در چهار روز متفاوت اجرا شد. برای جمع‌آوری فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، الکترودهای سطحی پس از آماده سازی و کاهش مقاومت پوست پوست (تمیز کردن پوست با پنبه آغشته به الکل طبی) بر روی عضلات راست رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خاصره فوقانی و کشکک زانو)، پهن خارجی (۵۰ درصد فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و اپی کندیل خارجی ران)، پهن داخلی (۲۰ درصد پایینی فاصله بین خار خاصره فوقانی و فضای داخلی مفصل زانو)، دوسر رانی (در حدفاصل خطی که وسط‌چین گلوتئال را به‌زانو وصل می‌کند)، دوقلوی داخلی (برجستگی داخلی عضله) و عضله درشت‌نئی قدامی (یک‌سوم فوقانی فاصله بین سر فوقانی استخوان نازک‌نی و قوزک داخلی مچ پا) مطابق پروتکل اروپایی SENIAM (SENIAM-European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Researchand Development, Enschede) نصب شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر و الکترود زمین بر روی استخوان درشت نی نصب شد (۱۶). جهت انجام آزمون اصلی، آزمودنی‌ها بر روی تردمیل (بدون شیب) با سرعت ۱/۱ متر بر ثانیه به مدت ۲۰ دقیقه راه رفتند (۱۲). هر آزمودنی در چهار آزمون مجزا شرکت نمود: ۱. راه رفتن بر روی تردمیل بدون کوله پشتی (صفر درصد وزن بدن)، ۲. راه رفتن بر روی تردمیل با حمل کوله پشتی معادل ده درصد وزن بدن، ۳. راه رفتن بر روی تردمیل با حمل کوله پشتی معادل پانزده درصد وزن بدن و ۴. راه رفتن بر روی تردمیل با حمل کوله پشتی معادل بیست درصد وزن بدن. کوله پشتی دو بنده ای با رنگ مشکی، مدل Scout Easy و وزن ۱/۲۵ کیلوگرم برای همه آزمودنی ها انتخاب شد و در همه آزمون ها کوله پشتی در

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

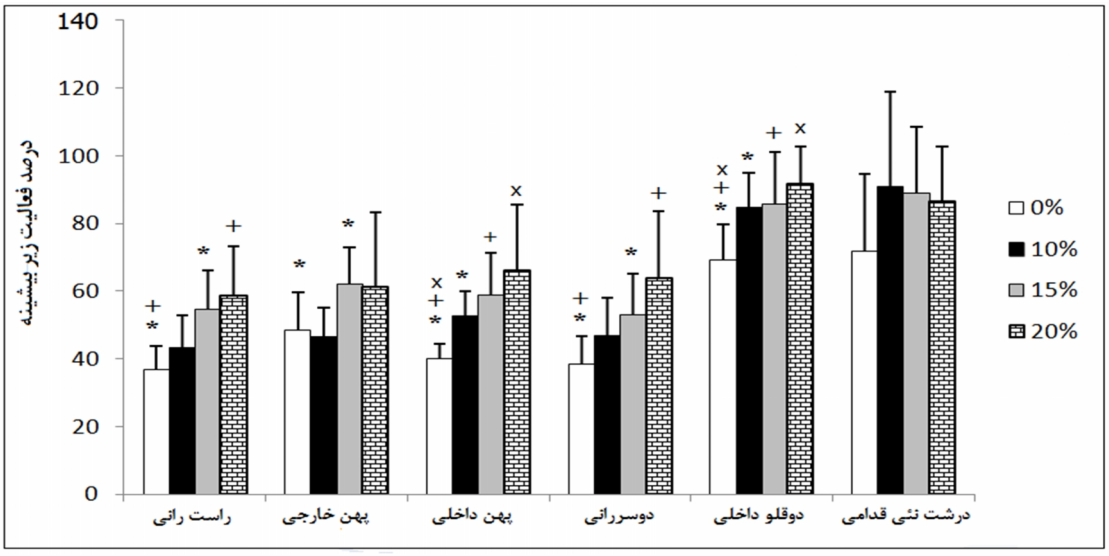
جدول ۱- مشخصات آنتروپومتری آزمودنی‌ها (N=15)

ویژگی	سن(سال)	وزن(کیلوگرم)	قد(سانتی متر)	شاخص‌توده بدنی
Mean ± SD	۹ ± ۰/۶۱	۳۳/۸۰ ± ۶/۶۹	۱۳۷/۵۳ ± ۷/۲۵	۱۷/۸۸ ± ۲/۷۵

پشت آزمودنی قرار داده شد. آزمون ها به صورت یک روز در میان اجرا شد و در هر بار آزمون، آزمون شونده پس از سه دقیقه راه رفتن آزمایشی برای تطابق با سرعت تردمیل و شرایط آزمایش وارد مرحله آزمایش شد. در حین راه رفتن بر روی تردمیل در مدت زمان بیست دقیقه، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات پایین تنه آزمودنی ها به مدت ده ثانیه هر پنج دقیقه یکبار و در مجموع چهار بار در مدت بیست دقیقه راه رفتن بر روی تردمیل، جهت تجزیه و تحلیل ثبت شد (۱۲). سپس بعد از اجرای هر آزمون ۲۰ دقیقه ای، هر آزمودنی مسافت ۱۵ متری را ۳ بار، بصورت راه رفتن سریع جهت محاسبه زیر بیشینه هر عضله طی کرد. فعالیت عضلانی از طریق دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله ME6000 (ساخت کشور فنلاند) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز، با پهنای باند ۸-۵۰۰Hz / ۳dB ثبت شد. برای نرمال‌سازی داده‌های سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی، از روش زیر بیشینه راه رفتن سریع با پای برهنه (Sub_{max}) هر آزمودنی استفاده شد (۱۷). سپس ریشه مجذور میانگین (RMS) داده‌ها پس از یک فیلتر میان گذر ۵۰۰-۱۰ هرتز گرفته شد. با تقسیم RMS به‌دست‌آمده برای هر عضله بر مقدار RMS- Sub_{max} و ضرب عدد به‌دست‌آمده در ۱۰۰، درصد فعالیت هر عضله محاسبه شد. برای محاسبه خستگی بوجود آمده در طی راه رفتن، میانه فرکانس سیگنال الکترومایوگرافی عضلات مورد مطالعه طی ۱ دقیقه در نقاط زمانی مختلف بیست دقیقه راه رفتن با استفاده از روش fast fourier transform به وسیله نرم افزار مگاوین محاسبه شد. برای مقایسه میانگین مقادیر EMG بین آزمون های مختلف، از تحلیل واریانس (ANOVA) با اندازه گیری مکرر استفاده شد. هر جا بین آزمون های مختلف اختلاف معناداری مشاهده شد از آزمون بونفرونی برای تعیین نقاط معناداری استفاده گردید ($p \leq ۰/۰۵$).

یافته‌ها

همان طور که در نمودار ۱ مشاهده می گردد، با افزایش میزان بار یا وزن کوله پشتی، افزایش معنی داری در دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مورد بررسی دیده می‌شود. در مقایسه راه رفتن در وضعیت‌های حمل بار ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن



نمودار ۱- میانگین و انحراف استاندارد فعالیت زیر بیشینه عضلات، با حمل بارهای مختلف طی راه رفتن

$^{x\,+*}$=P ≤ 0.05 (Mean ± SD), %SubMaximal

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد میانه فرکانس عضلات، با حمل بارهای مختلف در طی راه رفتن

بار	راست رانی	پهن خارجی	پهن داخلی	دوسررانی	دوقلو داخلی	درشت نی قدامی
٪۰	۹۹/۵۸±۲۳/۲۲	۱۰۲/۳۳±۲۳/۲۶	۷۹/۸۳±۱۵/۰۹	۱۲۷/۶۶±۲۸/۷۶	۱۲۲/۸۳±۳۴/۸۷	۱۲۲/۶۶±۳۴/۷۹
٪۱۰	۸۷/۴۱±۲۲/۱۳	۱۱۵/۷۵±۳۱/۱۴	۷۴/۸۳±۱۴/۳۶	۱۰۶/۵۰±۲۴/۵۱	۱۳۹/۵۸±۳۰/۰۱	۱۱۵/۰۸±۲۲/۳۵
٪۱۵	۷۲/۵۰±۱۲/۵۶	۷۸/۵۰±۱۱/۹۵	۶۹/۵۰±۱۶/۱۷	۹۰/۵۰±۲۴/۱۹	۱۲۳/۰۱±۲۹/۶۵	۱۱۲/۸۳±۳۴/۱۱
٪۲۰	۶۷/۶۶±۱۳/۵۳	۸۲/۴۱±۱۹/۲۰	۶۵/۶۶±۱۹/۱۸	۷۰/۲۵±۱۵/۴۳	۶۵/۶۶±۱۷/۰۵	۱۳۴/۸۲±۳۱/۴۶

بدن با حالت بدون بار، تغییرات ذیل مشاهده شد: افزایش معنادار در فعالیت عضله راست رانی در حالت ۱۵ (p=۰/۰۱۰) و ۲۰ (p=۰/۰۱۳) درصد وزن بدن؛ افزایش فعالیت عضله پهن خارجی در ۱۵ درصد وزن بدن (p=۰/۰۰۴)؛ افزایش فعالیت عضله پهن داخلی در ۱۰ (p=۰/۰۰۵)، ۱۵ (p=۰/۰۰۸) و ۲۰ (p=۰/۰۰۹) درصد وزن بدن؛ افزایش فعالیت عضله دوسر رانی در حالت های ۱۵ (p=۰/۰۴۹) و ۲۰ (p=۰/۰۱۸) درصد وزن بدن و افزایش فعالیت عضله دوقلوی داخلی در وضعیت‌های ۱۰ (p=۰/۰۰۳)، ۱۵ (p=۰/۰۲۹) و ۲۰ (p=۰/۰۰۵) درصد وزن. این در حالی بود که در فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در هیچ یک از شرایط تغییر معناداری مشاهده نشد.

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد میانه فرکانس (MF) عضلات مورد بررسی را نشان می‌دهد. نتایج نشان داد که میانه فرکانس عضله راست رانی در حمل کوله پشتی با ۱۵ (p=۰/۰۳۳) و ۲۰ (p=۰/۰۲۳) درصد وزن بدن نسبت به شرایط بدون بار کاهش معناداری را داشته است. در میانه فرکانس عضله پهن خارجی در ۱۵ درصد وزن بدن نسبت به شرایط بدون بار (p =۰/۰۱۷) و ۱۰ (p =۰/۰۱۲) درصد وزن بدن با کاهش معناداری مشاهده شد. میانه فرکانس عضله دوسر رانی در شرایط ۱۵ (p=۰ /۰۱۴) و ۲۰ (p =۰/۰۰۲) درصد وزن بدن نسبت به حالت بدون بار، و در شرایط ۱۰ درصد وزن بدن نسبت به ۲۰ درصد (p =۰/۰۳۲) کاهش معنی داری را نشان می‌دهد. میانه فرکانس عضله دوقلوی داخلی در شرایط ۲۰ درصد وزن بدن نسبت به شرایط بدون بار (p =۰/۰۰۳)، ۱۰ درصد (p =۰/۰۰۱) و ۱۵ درصد وزن بدن (p =۰/۰۰۱) کاهش معنی داری را در پی داشته است که نشان دهنده خسته شدن عضلات فوق الذکر در اثر افزایش بار کوله پشتی می باشد در حالی که عضلات پهن داخلی و درشت‌نی قدامی کاهش یا افزایش معنی داری در میانه فرکانس خود با حمل بارهای مختلف متحمل نشدند.

بحث و نتیجه‌گیری

یکی از معمول ترین راه های حمل کتاب و لوازم التحریر به مدرسه، کوله پشتی است و می‌توان این وسیله را یکی از همراهان همیشگی کودکان در طول سال تحصیلی دانست. از طرفی، استفاده نادرست از این وسیله می تواند صدمات جبران ناپذیری به پاسچر و به ویژه ستون فقرات کودکان تحمیل کند. درد گردن، کمر درد، انحناهای غیر طبیعی ستون فقرات، افزایش غیر طبیعی انحناهای ستون فقرات و حتی در مواردی آسیب به رشته های عصبی از جمله این آسیب ها و مشکلات به شمار می روند (۱۸). تحقیقات نشان داده است که رابطه قوی بین استفاده از کوله پشتی های سنگین و نامناسب با آسیب های اسکلتی-عضلانی وجود دارد که عامل مهمی برای افزایش دردهای و پشت در دانش آموزان بوده است(۱۹). بنابراین شناسایی عملکرد عضلانی قادر است اطلاعات دقیق‌تری جهت پیشگیری از ابتلا به اختلالات اسکلتی-عضلانی به دست دهد. اکثر تحقیقاتی که فعالیت عضلانی را بررسی کرده اند به عضلات بالاتنه معطوف بوه و تعداد بسیار اندک به عضلات اندام تحتانی و به ویژه در حرکات دینامیکی پرداخته اند که به اهم آن‌ها اشاره می‌شود. الخباز و همکاران (۷) در بررسی اثرات سنگینی وزن کوله پشتی بر فعالیت عضلات تنه و پایین تنه پسران دانشجو نشان دادند که حمل کوله پشتی با اوزان مختلف تاثیر معناداری بر فعالیت عضلانی دوسر رانی، پهن داخلی و بازکننده ستون فقرات نداشت و تنها فعالیت

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

عضلانی عضله راست شکمی متناسب با افزایش وزن کوله پشتی به صورت غیر متقارن افزایش یافت. نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های آنان مطابقت نداشت. شاید بتوان تفاوت در سن آزمودنی‌ها و نوع حرکت مورد بررسی را علت این اختلاف در نتایج مطرح کرد. الخباز و همکاران حمل کوله پشتی در اوزان مشابه این تحقیق در ۴ وضعیت ایستادن بررسی کردند، در حالیکه این تحقیق علاوه بر تعیین اثر خستگی، آزمایشات را در وضعیت دینامیکی راه رفتن بررسی کرد چراکه بیشترین زمان حمل کوله توسط دانش آموز در حال حرکت است. همچنین کاترینا و همکاران (۲۰) در بررسی اثرات بار کوله پشتی بر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی در زنانی که به طور تفریحی کوله‌هایی با اوزان مختلف در فواصل طولانی حمل می کنند، نشان دادند که افزایش بار کوله پشتی تغییرات معناداری در فعالیت عضلانی عضلات دوقلوی داخلی و پهن خارجی به موازات افزایش بار ایجاد کرد اما در خستگی عضلات فوق به موازات افزایش وزن تغییرات معناداری دیده نشد. افزایش مسافت و فاصله نیز تغییرات معناداری در عضلات پهن خارجی، دوقلوی داخلی و نیمه وتری ایجاد کرد و موجب افزایش فعالیت آن ها شد. هم چنین تغییرات معناداری در خستگی دوسررانی و درشت نی قدامی ایجاد کرد.

نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد که به موازات افزایش وزن کوله پشتی، فعالیت عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی و دوقلوی داخلی به طور معنی داری افزایش یافت که با نتایج تحقیق کاترینا و همکاران (۲۰) و سیونگ و همکاران (۲۱) هم خوانی دارد. اما تغییر معنی داری در عضله درشت نی قدامی دیده نشد که احتمال دارد نوع پروتکل و شرایط آزمون و حتی پابرهنه بودن آزمودنی ها تاثیر گذار باشد. گروه عضلات چهارسر رانی به عنوان بازکننده های اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که در فعالیت های حرکتی و اجرای مهارت های ورزشی شرکت دارند(۲۲، ۲۳). در مرحله تماس (Contact) چرخه راه رفتن، عضلات چهارسر رانی با انقباض اکسنتریکی خود باعث کنترل فلکشن زانو، پایین کشیدن مرکز جرم بدن و جذب نیروهای تماسی شده و در نتیجه پیشگیری از آسیب دیدگی مفاصل اندام تحتانی می شود (۱۵). عضلات چهارسررانی در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نیز نقش مهمی بر عهده دارند (۲۴). بنابراین، خستگی این گروه عضلانی در اثر فعالیتهای مکرر روزانه یا فعالیت‌های ورزشی مختلف، ممکن است بر متغیرهای راه رفتن موثر باشد (۲۵). بنابراین افزایش در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات چهار سر منعکس کننده این حقیقت است که باید تلاش عضلانی بیشتری توسط آزمودنی ها برای غلبه بر بار کوله پشتی اعمال گردد. عضله دوقلوی داخلی در طول مرحله استقرار (فاز استانس) راه رفتن موجب حمایت زانو می شود، در حقیقت موجب کاهش شتاب استخوان تیبیا برای برخورد اولیه پا به زمین شده و هم چنین توان زیادی در فاز انتهایی مرحله استقرار با پلنتارفلکشن مچ پا تولید می کند(۲۶). لذا افزایش در فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلوی داخلی نشان می دهد که تلاش عضلانی بیشتری برای غلبه بر بار کوله پشتی توسط آزمودنی ها باید بکار برده شود. هم چنین نتایج تحقیق نشان داد که میانه فرکانس عضلات راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی و دوقلوی داخلی به موازات افزایش وزن کوله پشتی به طور معنی داری کاهش یافت اما تغییر معناداری در میانه فرکانس عضلات درشت نی قدامی و پهن داخلی دیده نشد. کاهش کمتر میانه فرکانس عضله پهن داخلی به دلیل نسبت بالای تارهای نوع یک در این عضله می باشد که باعث شده است این عضله مقاومت بیشتری نسبت به خستگی و در نتیجه کاهش کمتری در میانه فرکانس خود داشته باشد (۲۷). خستگی عضلانی در سیگنال الکترو- مایوگرافی بوسیله افزایش در دامنه سیگنال و کاهش در میانه فرکانس سیگنال مشخص می‌شود. نتایج مطالعه حاضر نیز نشان از افزایش در دامنه و کاهش در فرکانس سیگنال را داشت که حاکی از خستگی عضلانی است. با افزایش درصد حمل بار میانه فرکانس سیگنال کاهش پیدا کرده است که نشان می‌دهد عضلات مورد بررسی دچار خستگی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

عضلانی شده اند. از میان عوامل دخیل در به هم خوردن تعامل مناسب بین مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن، به نظر می رسد که خستگی رایج ترین عامل باشد (۲۸). خستگی عدم توانایی در استمرار تولید نیروی لازم، جهت انجام دادن فعالیت فیزیکی تعریف می شود (۲۹). خستگی باعث کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی- عضلانی می شود (۲۴،۳۰). خستگی عضلات اطراف یک مفصل، قادر به تغییر الگوی حرکت، اثر بر هم انقباضی عصلات مفصل و تغییر در حس وضعیت مفصل است که افزایش ریسک آسیب دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۲۴). میزراهی و همکاران بیان کردند که سیستم اسکلتی – عضلانی خسته قادر به حذف نیروهای برخوردی نیست، هم چنین احتمال بروز آسیب های ناشی از اتفاده مکرر مثل استرس فراکچر را افزایش می‌دهد (۳۱). بنابراین با توجه به اینکه با افزایش بار کوله پشتی تغییرات معناداری در میانه فرکانس عضلات مورد بحث در این تحقیق دیده شد می توان نتیجه گرفت که تلاش عضلانی اضافی منجر به خستگی عضلات اندام تحتانی شده و آزمودنی ها را در معرض ریسک آسیب هنگام حمل بار قرار می دهد. از محدودیت های این مطالعه می توان به عدم اطلاع دقیق از شرایط روحی و روانی آزمودنی ها در روز اجرای آزمون، عدم دسترسی به گروه هایی با تعداد نمونه زیاد و عدم اطلاع از میزان انگیزش آزمودنی ها در روز اجرای آزمون اشاره نمود.

یافته های این تحقیق نشان داد که افزایش وزن کوله پشتی باعث افزایش معنی دار دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی و دوقلوی داخلی شد، هم چنین نتایج نشان داد که حمل بار کوله پشتی با اوزان مختلف کاهش معنی داری در میانه فرکانس عضلات راست رانی، پهن خارجی، دوسر رانی و دوقلوی داخلی ایجاد کرده است که حاکی از خسته شدن این عضلات متاقب حمل بار می باشد. براساس نتایج پژوهش حاضر، اوزانی معادل ۱۰ تا ۱۵درصد وزن بدن حداکثر وزن مجاز کوله پشتی یرای دانش آموزان مقطع ابتدایی پیشنهاد می شود.

تقدیر و تشکر

این پژوهش از پایان نامه کارشناسی ارشد دانشگاه علامه طباطبایی استحراج شده است. نویسندگان این پژوهش وظیفه خود می دانند که از کلیه عزیزانی که ما را در اجرای پژوهش یاری کرده اند، کمال تشکر و امتنان را داشته باشند.

منابع

1. Namazizade M, Ebrahim Kh, Sarreshteh M, Salehi H. Cinematic effects ofcarrying backpack on walking and adolescents posture. Jornal of Harakat; 2002. 5-23.(Persian).
2. Good gold S, Nielson D. Effectiveness of a school based backpackpack health promotion program: Backpack intelligence. Ios press; 2003. 21(2):113-123.
3. Lueder R, Rice V. Physical development in children and adolescents and age related risks. Ergonomics 2007.
4. Petroleum Iindustry Health Organization. Backpack and usage ways of that correctly. 2009. (Persian).
5. Ramprasad M, Alias J, Raghuveer AK. Effect of Backpack Weight on Postural Angles in Preadolescent Children, Indian Pediatrics; 2010. 47: 575-580.
6. Whittfield J, Legg SJ, Hedderley DI. Schoolbag Weight and Musculoskeletal Symptoms in New Zealand Secondary Schools. Applied Ergonomics; 2005. 36:193-198.
7. Al- khabbaz YS,Shimada T, Haseqawa M. The effect of backpack heaviness on trunk - lower extremity muscle activities and trunk posture. Gait & posture; 2008 . 28(2):297-302.
8. Simon X, Hsiang M, Gary A. The effect of a suspended- load backpack on gait. Gait & posture; 2009. 29(1):151-153.
9. Tarkeshwar S, Michael K. Effects of backpack load posltlon on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. Gait & posture; 2009. 29(1):49-53.
10. Chow D, Kwod M. The effect of load carriage on the gait of girls adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. Engineering & physics; 2006. 28(5):430-437.
11. Chow D, Pope J, Lai A. Effect of backpack load placement on pulmonary capacities of normal

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

school children during upright stance. international of industrial Ergonomics; 2009. 39(5):703-707.

12. Hong Y, Li J. Effect of prolong walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. Journal of Electromyography and Kinesiology; 2008. 18(6):990-996.

13. Hosayni SH, Dastmanesh S, Daneshmandi H. Investigating electromayography changes on trunk muscles of students while carrying scholar bags. Journal of Harakat; 2009. 5(21). (Persian).

14. Javadipor M, Fatemi RA. Electromayography changes in trunk muscles of student bodys at 12 years old on carrying bag with different weight. Journal of pazhuhesh dar olume varzeshi; 2010. 55-56. (Persian).

15. Winter D. Biomechanics of normal and pathological gait: Implications for understanding human locomotor control. Journal motor behavior; 1989.21(4): 337- 55.

16. Winter DA, Yack HJ. Emg profiles during normal human walking stride- to stride and inter – subject variability. Electroencephalography and clinical neurophysiology; 1987. 67(5):402-11.

17. Murley G, Menz H, Landorf K, Bird A. Reliability of lower limb electromyography during over ground walking: A comparison of maximal - and sub maximal normalisation techniques. Journal of Biomechanics; 2010. 43(4):749-756.

18. Hoiden H. Health schools and students. Tehran; 1996. [Persian].

19. Bauer DH, Freivalds A. Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical mea – surements. Journal work; 2009. 32(3):339-350.

20. Katrina M, Simpson BJ, Munro JR. Backpack load effects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged carriage. Journal of electromyography and kinesiology; 2011. 782- 788.

21. Seong GK, Chan WN, Min SY. The effect of increase in baggage weight on elderly womens lower extremity muscle activation during gait. Gerontology and geriatrics; 2014. 59 (3):574-576.

22. Hamill J, Kathleen M. Biomechanical basis of human movement". 3rd edition, Williams & wilkins 2009.

23. Neuman D. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation. 1st ed, Mosby, 1nc 2002.

24. Parijat P, Lockhart T. effects of Quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait & posture; 2008. 28(4):568-573.

25. Heiden T, Lioyd T, Acklond T. Knee joint kinematics and muscle co – contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clinical biomechanics; 2009. 24(10):833- 841.

26. Perry J. Gait analysis normal and pathological function]. Therefore, NJ: slak, Inc; 1992.

27. Anbariyan M, Hajilo B, Sepehri M, Sadaghi S, Esmaeli H. The effect of local exhaust of quadriceps muscles on co – contracting knee muscles in walking.. Journal of elmi pezeshkiye jondi shapor; 2015. 14(3). (Persian).

28. Granacher U, Wolf I, Wehrle A, Bridenbaugh S, Kressig R. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual – task conditions in young and older adults. Journal of neuro engineering and rehabilitation; 2010. 7:56-56.

29. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. Neuroscience and biobehavioral reviews; 2012. 36(1):162-180.

30. Cifrek M, medved V, Tonkovic S, ostojic S. Surface Emg based muscle fatigue elevation in biomechanics. Clinical biomechanics; 2009. 34(14):337-340.

31. Mizarahi J. Related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. Annals of biomedical engineeing; 2000. 28 (4):463-469.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

Effect of carrying backpack with different loads on electromyography activity of selected lower limb muscles during walking in elementary school students in Hamedan city

***Seyedeh Saadat Ghamari Hoveyda**, MA student in Sport Injury and Corrective Exercises, AllamehTabatabai University, Tehran, Iran (*Corresponding author). saadatghamari@gmail.com
Farideh Babakhani, Assistant Professor, AllamehTabatabai University, Tehran, Iran.
farideh – Babakhani@yahoo.com
Mehrdad Anbarian, Associate Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran. M _ anbarian@yahoo.com
Behrouz Hajiloo, PhD Candidate in Sport Biomechanics, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran. Behrouz.hajiloo@gmail.com

Abstract

Background: The purpose of this study was to assess the effects of carrying backpack with different loads on electromyography activity of selected lower limb muscles and fatigue during walking in elementary school students.

Methods: Fifteen 9 to 11 years elementary school students were selected through convenient sampling method. Subjects walked on the treadmill at a speed of 1.1 meters per second for 20 minutes while carrying backpacks under different conditions: no weight, 10, 15 and 20% of their body weight. While walking on the treadmill for twenty minutes, electromyography activity of rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, medialis gastrocnemius and tibialis anterior muscles were recorded for 10 seconds every five minutes (4 trials). Data were analyzed by ANOVA with repeated measures ($p<0.05$).

Results: Electropmyography activity of rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris and medialis gastrocnemius significantly increased with increasing backpack load, but no change was observed for tibialis anterior muscle activity. The median frequency of rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris and medialis gastrocnemius decreased with increasing backpack load, but no change was observed vastus medialis and tibialis anterior muscles.

Conclusion: According to the results, it can be concluded that increasing muscles activity with increasing backpack load may lead to fatigue, consequently increase risk of injury during carrying school backpack.

Keywords: Adolescent, Lower limb muscles, Backpack, Electromyography

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]