

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

* سیده سعادت قمری هویدا؛ دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران (*نویسنده مسئول).

saadatghamari@gmail.com

فریده باباخانی؛ استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، 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 حاجی‌لو؛ دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران. Behrouz.hajiloo@gmail.com

تاریخ پذیرش: ۹۵/۵/۲۳

تاریخ دریافت: ۹۵/۱/۲۱

چکیده

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

روش کار: ۱۵ دانش‌آموز پسر مقطع ابتدایی ۹ تا ۱۱ سال به صورت در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به مدت ۲۰ دقیقه با سرعت $\frac{m}{s}$ ۱/۱ با حمل کوله‌هایی 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. داده‌ها با ANOVA با اندازه‌گیری مکرر تجزیه و تحلیل شد ($p < 0.05$).

یافته‌ها: نتایج آزمون‌های حمل بار نشان داد فعالیت عضلات راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی و دوقلوی داخلی به موازات افزایش وزن کوله‌پشتی به طور معنی‌داری 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 معنی‌دار کاهش پیدا کرد که نشان می‌دهد عضلات فوق‌الذکر به موازات افزایش وزن کوله‌پشتی دچار خستگی عضلانی شده‌اند، اما تغییری در میانه فرکانس عضلات پهن داخلی و درشت نئی قدامی مشاهده نشد که نشان می‌دهد به موازات افزایش وزن کوله‌پشتی در این دو عضله خستگی عضلانی صورت نگرفته 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 در نهایت موجب افزایش ریسک آسیب هنگام حمل بار می‌شود.

کلیدواژه‌ها: نوجوانان، عضلات اندام تحتانی، کوله‌پشتی، الکترومایوگرافی

مقدمه

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 بچه‌ها 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 به صورت صحیح و مناسب مورد استفاده قرار گیرد، مناسب‌ترین وسیله برای حمل وسایل شخصی است؛ زیرا می‌تواند بارها را به‌طور

انسان در زندگی روزمره خود مجبور است در شرایط ویژه و سالی را به شکل‌ها و روش‌های مختلف حمل کند. طریقه حمل صحیح این وسایل، مسئله‌ای است که باید مورد توجه قرار گیرد؛ زیرا روش‌های حمل نامناسب وسایل سنگین به‌طور مکرر می‌تواند سبب ایجاد عوارض جسمانی و تغییر شکل ساختار اسکلتی فرد شود (۱). دانش‌آموزان 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

الکترومایوگرافی عضلات راست شکمی، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ، بخش فوقانی دوزنقه 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 دوزنقه، 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 دادند که 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 داده‌اند و اثرات مضر حمل بار بر ساختار قامتی آن‌ها و هم‌چنین ایجاد خستگی بر اثر حمل کوله‌پشتی، ضروری به نظر می‌رسد 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 می‌دهد (۱۵). به همین دلیل کنترل و به تعویق انداختن خستگی، ضرورت اجتناب ناپذیری است که باید مورد توجه قرار گیرد و این مطالعه می‌تواند 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 داشته‌اند 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

مقارن توزیع کند. درعین حال استفاده از کوله‌پشتی نامناسب و غیر ارگونومیک، نه تنها مفید نیست، بلکه می‌تواند صدمات جبران‌ناپذیری را به ستون فقرات کودکان دانش‌آموز تحمیل کند. این صدمات به‌ویژه در دانش‌آموزان مقطع ابتدایی به دلیل رشد سریع‌تر جسمانی، جدی‌تر هستند (۴). حمل کوله‌پشتی‌های سنگین می‌تواند سبب اختلال در وضعیت و عملکرد بدن شود (۵). ویتفیلد دریافت که حمل کوله‌پشتی سنگین و تنش‌های فیزیکی روزانه بر اثر حمل آن، یکی از عوامل مهم در ایجاد دردهای عضلانی-اسکلتی است (۶). حمل کیف‌های سنگین مدرسه در سنین رشد دانش‌آموزان می‌تواند عوارض جبران‌ناپذیری به دنبال داشته باشد. وقتی کوله‌پشتی سنگین باشد، فرد انحناهای 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 داده‌اند. 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 مدل‌های مختلف کیف‌های مدرسه‌ای پرداخته‌اند. حسینی و همکاران با بررسی تغییرات الکترومایوگرافی عضلات تنه دانش‌آموزان 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

اولیای مدارس از نحوه انجام آزمون‌ها و کاربرد نتایج حاصل، از مدیران مدارس، دانش آموزان داوطلب و والدین آن‌ها رضایت‌نامه کتبی جهت شرکت در پژوهش اخذ شد. آزمودنی‌ها پس از آشنایی با محیط آزمایشگاه و نحوه صحیح راه رفتن بر روی تردمیل، در روز اجرای آزمون‌ها در آزمایشگاه حضور یافتند. آزمون‌ها در چهار روز متفاوت اجرا شد. برای جمع‌آوری فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، الکترودهای سطحی پس از آماده‌سازی و کاهش مقاومت پوست (تمیز کردن پوست با پنبه آغشته به الکل طبی) بر روی عضلات راست رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خار صره 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 خار صره فوقانی و فضای داخلی مفصل زانو)، دوسر رانی (در حداقل خطی که وسط چین گلوئتال را به زانو 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 Research and Development, Enschede) نصب شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر و الکتروود زمین بر روی استخوان درشت‌نی 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 کوله‌پشتی (صفر درصد وزن بدن)، ۲. راه رفتن بر روی تردمیل با حمل کوله‌پشتی معادل ده درصد وزن بدن، ۳. راه رفتن بر روی تردمیل با حمل کوله‌پشتی معادل پانزده درصد وزن بدن و ۴. راه رفتن بر روی تردمیل با حمل کوله‌پشتی معادل بیست درصد وزن بدن. کوله‌پشتی دو بنده‌ای با رنگ مشکی، مدل Scout Easy و وزن ۱/۲۵ کیلوگرم برای همه آزمودنی‌ها انتخاب شد و در همه آزمون‌ها کوله‌پشتی در

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

روش کار

جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی و آزمایشگاهی را دانش‌آموزان پسر مقطع ابتدایی شهرستان همدان تشکیل دادند. پس از هماهنگی با آموزش و پرورش استان همدان تعداد ۱۵ نفر از دانش‌آموزان پسر ۹ تا ۱۱ سال به صورت در دسترس انتخاب شدند. ویژگی‌های آن‌تروپومتریک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. طبق معیارهای ورود به تحقیق، آزمودنی‌ها از کوله‌پشتی برای حمل وسایل مدرسه به طور مداوم استفاده می‌کردند. همچنین، عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی عضلانی، عدم ابتلا به ناهنجاری‌های 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 آزمودنی‌ها متفاوت بود و از نظر قدرت عضلانی همگی در یک سطح نبودند، لذا اوزان مختلف کوله‌پشتی برای هر آزمودنی با توجه به وزن خود آزمودنی انتخاب شد. در مورد سابقه فعالیت ورزشی آزمودنی‌ها، حدود ۷۰ درصد از آن‌ها به غیر از فعالیت‌های ورزشی که در مدرسه انجام می‌شد در هیچ باشگاه ورزشی عضویت نداشتند و ۳۰ درصد باقی مانده در هفته چند ساعتی را به فعالیت‌های ورزشی خارج از مدرسه اختصاص می‌دادند. فرایند آزمون برای آزمودنی‌ها و والدین آن‌ها قبل از آزمون توضیح داده شد. به منظور رعایت اصول اخلاقی در مورد استفاده از آزمودنی‌های نابالغ، پس از آگاه ساختن والدین و

جدول ۱- مشخصات آنتروپومتری آزمودنی‌ها (N=15)

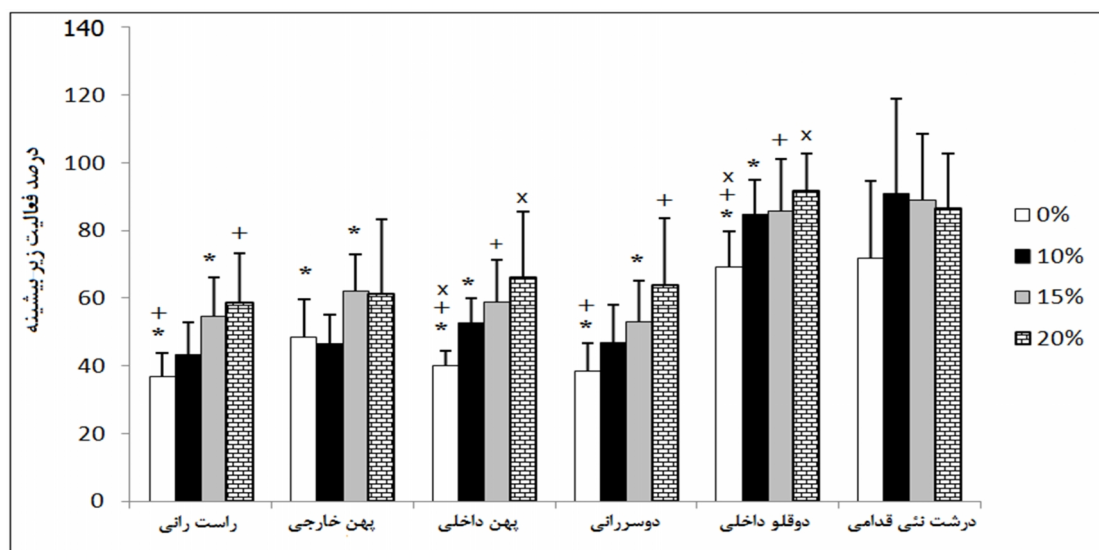
ویژگی	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	شاخص توده بدنی
Mean ± SD	۹ ± ۰/۶۱	۳۳/۸۰ ± ۶/۶۹	۱۳۷/۵۳ ± ۷/۲۵	۱۷/۸۸ ± ۲/۷۵

گرفته شد. با تقسیم RMS به دست آمده برای هر عضله بر مقدار $RMS - Sub_{max}$ و ضرب عدد به دست آمده 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 آزمون‌های مختلف، از تحلیل واریانس (ANOVA) با اندازه گیری مکرر استفاده شد. هر جا بین آزمون‌های مختلف اختلاف معناداری مشاهده شد از آزمون بونفرونی برای تعیین نقاط معناداری استفاده گردید ($p \leq 0.05$).

یافته‌ها

همان طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌گردد، 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

پشت آزمودنی قرار داده شد. آزمون‌ها 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 آزمودنی‌ها 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 دقیقه‌ای، 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 نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز، با پهنای باند ۳dB / ۵۰۰-۸ 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



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

+=P ≤ 0.05 (Mean ± SD), %SubMaximal

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

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 نتیجه گیری

یکی از معمول ترین راه های حمل کتاب و لوازم التحریر به مدرسه، کوله پشتی است و می توان 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، انحنای غیر طبیعی ستون فقرات، افزایش غیر طبیعی انحنای 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 دقیق تری 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 می-شود. 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

بدن با حالت بدون بار، تغییرات ذیل مشاهده شد: افزایش معنادار در فعالیت عضله راست رانی در حالت ۱۵ و (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 وضعیت های ۱۰ (p=۰/۰۰۳)، ۱۵ (p=۰/۰۲۹) و ۲۰ (p=۰/۰۰۵) درصد وزن. این در حالی بود که در فعالیت عضله درشتنی قدامی در هیچ یک از شرایط تغییر معناداری مشاهده نشد.

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد میانه فرکانس (MF) عضلات مورد بررسی را نشان می دهد. 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 می دهد. 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

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 چهارسرانی 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 آزمودنی‌ها 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 آزمودنی‌ها باید بکار برده شود. هم چنین نتایج تحقیق نشان داد که میانه فرکانس عضلات راست رانی، پهن خارجی، دوسرانی 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 می شود. 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 می دهد عضلات مورد بررسی دچار خستگی

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 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 آن‌ها شد. هم چنین تغییرات معناداری در خستگی دوسرانی 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 آزمودنی‌ها تاثیر گذار باشد. گروه عضلات چهارسر رانی به عنوان بازکننده‌های اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های ورزشی شرکت دارند (۲۲، ۲۳). در مرحله تماس (Contact) چرخه راه رفتن، عضلات چهارسر رانی با انقباض اکسنتریکی خود باعث کنترل فلکشن

براساس نتایج پژوهش حاضر، اوزانی معادل ۱۰ تا ۱۵ درصد وزن بدن حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش آموزان مقطع ابتدایی پیشنهاد می‌شود.

تقدیر و تشکر

این پژوهش از پایان نامه کارشناسی ارشد دانشگاه علامه طباطبایی استخراج شده است. نویسندگان این پژوهش وظیفه خود می‌دانند که از کلیه عزیزانی که ما را در اجرای پژوهش یاری کرده‌اند، کمال تشکر و امتنان را داشته باشند.

منابع

1. Namazizade M, Ebrahim Kh, Sarreshteh M, Salehi H. Cinematic effects of carrying backpack on walking and adolescents posture. *Jornal of Harakat*; 2002. 5-23. (Persian).
2. Good gold S, Nielson D. Effectiveness of a school based backpack 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 Industry Health Organization. Backpack and usage ways of that correctly. 2009. (Persian).
5. Ramprasad M, Alias J, Raghuvver 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 postlon 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

عضلانی شده‌اند. از میان عوامل دخیل در به هم خوردن تعامل مناسب بین مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن، به نظر می‌رسد که خستگی رایج‌ترین عامل باشد (۲۸). خستگی عدم توانایی در استمرار تولید نیروی لازم، جهت انجام دادن فعالیت فیزیکی تعریف می‌شود (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 می‌شود (۳۰، ۲۴). خستگی عضلات اطراف یک مفصل، قادر به تغییر الگوی حرکت، اثر بر هم انقباضی عضلات 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 آسیب‌های ناشی از اتفاده مکرر مثل استرس فزاینده را افزایش می‌دهد (۳۱). بنابراین با توجه به اینکه با افزایش بار کوله‌پشتی تغییرات معناداری در میانه فرکانس عضلات مورد بحث در این تحقیق دیده شد می‌توان نتیجه گرفت که تلاش عضلانی اضافی منجر به خستگی عضلات اندام تحتانی شده و آزمودنی‌ها را در معرض ریسک آسیب هنگام حمل بار قرار می‌دهد. از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به عدم اطلاع دقیق از شرایط روحی و روانی آزمودنی‌ها در روز اجرای آزمون، عدم دسترسی به گروه‌هایی با تعداد نمونه زیاد و عدم اطلاع از میزان انگیزش آزمودنی‌ها در روز اجرای آزمون اشاره نمود.

یافته‌های این تحقیق نشان داد که افزایش وزن کوله‌پشتی باعث افزایش معنی‌دار دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی و دوقلوی داخلی شد، هم چنین نتایج نشان داد که حمل بار کوله‌پشتی با اوزان مختلف کاهش معنی‌داری 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 می‌باشد.

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 engineering*; 2000. 28 (4):463-469.
- 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 electromyography changes on trunk muscles of students while carrying scholar bags. *Journal of Harakat*; 2009. 5(21). (Persian).
14. Javadipor M, Fatemi RA. Electromyography 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 measurements. *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, Inc 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, Liloyd 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.

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: Electromyography 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