پژوهش در علوم ورزشی شماره ۷، پاییز ۱۳۸۹، صص ۶۴-۵۵

تغییرات الکترومیوگرافی عضلات تنهٔ دانش‌آموزانِ پسرِ دوازده سال، متعاقب حمل کیف با وزن‌های مختلف

مرتضی جوادی پور[۱]، دکتر عبدالحمیدحبیبی[۲]، *روح الله فاطمی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۳/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۱۴

چکیده

استفاده از تجهیزات غیراستاندارد موجب تغییر شکل عضلات و آسیب‌های جبران‌ناپذیر در دانش‌آموزان خواهد شد. عوارضی نظیر اسکولیوز، افتادگی شانه و لوردوز از عوارض ثانویهٔ حمل کیف‌های سنگین در مدارس است. ارائهٔ دستورالعمل‌های لازم برای قرار گرفتن پوسچرهای مناسب و استفاده از وسایل و تجهیزاتی که سبب فراهم شدن این امر می‌گردند مهم تلقی می‌شود و مانع از عوارض جسمانی بعدی در دانش‌آموزان خواهد شد. هدف از این پژوهش، مطالعهٔ تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت الکتریکی) عضلات راست شکمی، بخش فوقانی سینه‌ایِ بزرگ، بخش فوقانی ذوزنقه و ارکترو اسپاین دانش‌آموزان پسر دوازده سال در حمل کیف با وزن‌های۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد بود. جامعهٔ آماری، دانش‌آموزانِ پسر دوازده سالهٔ مقطع راهنمایی شهرستان اهواز و ۱۲ نفر که دست برتر آنها راست بود و از سلامت جسمانی برخوردار بودند به عنوان نمونهٔ آماری انتخاب شدند. ابزارهای مورد استفاده، دستگاه الکترومیوگرافی و سیستم تله‌متریک بود. نتایج تحلیل فرضیه‌ها با استفاده از روش آزمون t مستقل نشان داد که در حمل کیف با وزن‌های مختلف، با افزایش وزن کیف بیشترین سطح فعالیت را به ترتیب بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه، عضلهٔ ارکترو اسپاین، بخش فوقانی عضلهٔ سینه‌ایِ بزرگ و عضلهٔ راست شکمی دارا هستند. این یافته‌ها پیشنهاد می‌کند که فشارهای فیزیولوژیکی وابسته به حمل کیف مدرسه بر روی عضلات تنه می‌تواند با کاهش بارِ کیف به ۱۰ تا ۱۵ درصدِ وزن بدن دانش‌آموز، به حداقل برسد.

کلیدواژه‌های فارسی: الکترومیوگرافی، سطح فعالیت الکتریکی، عضلهٔ راست شکمی، عضلهٔ ارکترو اسپاین، بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه و بخش فوقانی عضلهٔ سینه‌ایِ بزرگ.

---

۱ و ۳. کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی دانشگاه شهید چمران اهواز E-mail: rfatemi77@yahoo.com
۲. استادیار دانشگاه شهید چمران اهواز

مقدمه

ناهنجاری‌های اسکلتیِ مرتبط با حملِ کیف ناشی از تأثیر هم‌زمان عواملی چون اضافه‌وزن، اندازه و شکل کیف و مدت‌زمان حمل کیف توسط دانش‌آموز می‌باشد(۱). بر طبق آمارهای موجود ۷۵ درصد از دانش‌آموزان ابتدایی و راهنمایی فرانسه و ایتالیا کیفی را حمل می‌کنند که از ۱۰ درصد وزن بدنشان سنگین‌تر است و استفاده از کیف مدرسه، به‌خصوص کیف سنگین، ارتباطی مستقیم با کمردرد دارد(۲-۴). تجهیزات غیراستاندارد و با بار اضافه ممکن است در اوج دوران رشد، ریسک آسیب‌پذیری عضلات و ستون فقرات را افزایش دهد. به‌علاوه، 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(۶،۵). همچنین افتادگی شانه به‌علت ضعف عضلهٔ ذوزنقه، نمونه‌ای شایع از این عوارض، متعاقبِ حمل کیف سنگین است(۵). یافته‌ها حاکی از افزایش فلکشن ستون فقرات، کاهش سطح فعالیت عضلهٔ ارکترو اسپاین و افزایش سطح فعالیت راست شکمی و افزایش ضربان قلب همگام با افزایش بار می‌باشد(۷). همچنین تکرار حرکات یا حفظ وضعیت‌های طولانی مدت خصوصاً در راستای غیرطبیعی و با نیروی خارج از توان، به عادات حرکتی غلط می‌انجامد که خود از عوامل ایجادکنندهٔ ناهنجاریهای اسکلتی است(۸). الکترومیوگرافی سطحی (EMG)، روشی غیرتهاجمی است که معمولاً در پژوهش‌های انسانی برای بررسی‌های عصبی- عضلانی و به‌منظور مطالعهٔ خستگی موضعی عضلانی استفاده می‌شود(۹،۱۰).

در طول فعالیت‌های طولانی مدت و دائمی بازو، بخش فوقانی ذوزنقه نقش اصلی را در ثبات کمربند شانه‌ای ایجاد می‌کند و به کرات افزایش در سیگنال‌های EMG مربوط به خستگی را نشان می‌دهد(۱۱،۱۲). از سوی دیگر، تحقیقات نشان داده‌اند که هرچه محل قرارگیریِ بار بالاتر باشد سطح فعالیت الکتریکی این عضلات به طور برجسته‌ای بیشتر خواهد بود. تفاوت‌های موجود در EMGهای دو نوع، اساساً به‌علت تفاوت‌های موجود در گشتاور و نیروهای برخاسته از شتاب خطی و زاویه‌ای بار و بالاتنهٔ انسان است(۱۳).

عده‌ای تا ۱۰ درصدِ وزن فرد و بعضی تا ۲۰ درصد وزن فرد را پیشنهاد کرده‌اند و هر کدام توجیهاتی برای این مقدار بیان داشته‌اند(۹،۱۳)، اما محدوده‌ای که اغلب پژوهش‌ها پیشنهاد کرده‌اند، بین۱۰ تا ۱۵ درصد وزن فرد است(هونگ و همکاران (۲،۷). پیشنهاد وزن کیف به اندازهٔ ۱۰ درصد وزن بدن اولین بار توسط وول و کلیمت ارائه شد(۱۴)؛ بنابراین ارائهٔ دستورالعمل‌های لازم برای قرار گرفتن پوسچرهای مناسب و استفاده از وسایل و تجهیزاتی که

سبب فراهم شدن این امر می‌شوند مهم تلقی می‌شود و مانع از عوارض جسمانی بعدی در دانش‌آموزان خواهد شد(۱۵).

مسئلهٔ اصلی پژوهش حاضر این است که وضعیت حمل کیف مدرسه – کوله‌پشتی- با وزن‌های متفاوت (۱۰، ۱۵و ۲۰ درصد وزن فرد) که توسط دانش‌آموزان حمل می‌شود بر میزان تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت الکتریکی) عضلات تنهٔ دانش‌آموزان چه تأثیری دارد و بیشترین سطح فعالیت متوجه کدام گروه از عضلات می‌باشد؟

روش تحقیق

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی و کاربردی می‌باشد. جامعهٔ آماری این تحقیق را کلیهٔ دانش‌آموزان پسر ۱۲ تا ۱۳ سال مقطع راهنمایی ناحیهٔ یک شهرستان اهواز تشکیل دادند که در سال تحصیلی ۸۸-۸۷ مشغول به تحصیل بودند. نمونهٔ مقدماتی شامل ۱۰۰ نفر دانش‌آموز پسر بود که بر اساس فراخوان اولیه جهت شرکت در تحقیق داوطلب شدند. پرسشنامهٔ محقق-ساخته نشان داد که آزمودنی‌ها هیچ‌گونه درد و ناراحتی و سابقهٔ عمل جراحی ندارند و سلامت آنها محرز شد. در پایان، ۱۲ نفر از آن‌ها (میانگین سن ۱/۴±۱۲/۵۸ ، قد ۱۱/۳±۱۴۶/۸۳ و وزن ۷/۷±۴۰/۹۱) که دست برترشان راست بود و تمایل به همکاری داشتند از دانش‌آموزان مورد نظر بطور تصادفی نمونه گیری به عمل آمد و از بین دانش‌آموزان، ۱۲ نفر که دست برتر آنها راست بود و از والدین خود رضایت‌نامه دریافت کرده بودند، برای انجام آزمون انتخاب شدند.

ابزارهای اندازه‌گیری این تحقیق سیستم انتقال تله متریک[1] بود که ساخت شرکت MIE[2] و شامل یک دستگاه سیار جهت انتقال سیگنال‌های الکترومیوگرافی از راه دور است که انتقال‌دهندهٔ امواج EMG یا ECG می‌باشد. این سیستم انتقال‌دهنده به کمربندی خاص متصل است که جهت استفاده به کمر فرد مورد مطالعه متصل می‌شود. به‌علت وزن سبک آن و شرایط قابل تنظیم کمربند، در حین حرکات سریع نیز مشکلی برای فرد ایجاد نمی‌کند. این وسیله برای مواردی که فرد در تحقیق باید در مسافتی خاص تحرک داشته باشد طراحی شده است. این سیستم انتقالی قادر است به‌طور هم‌زمان اطلاعات ۸ کانال مختلف را به سیستم دریافت‌کنندهٔ خود برساند. برد قابل استفاده از این سیستم ۱۰۰ متر است که در صورت استفاده از آنتن‌های خاص می‌توان آن‌را افزایش داد. منبع تغذیهٔ این سیستم انتقال‌دهنده یک

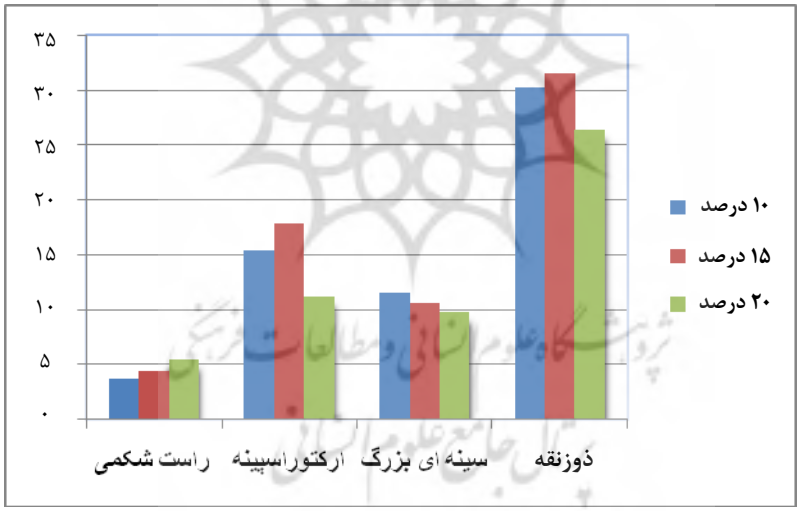
1. MMT8 Biomedical Telemetry System
2. Medical research Ltd

باتری ۹ ولت می‌باشد. این سیستم انتقالی بی‌سیم MMT8 دارای ۸ سوکت درون‌ده برای هشت کانال ثبت سیگنال می‌باشد که سوکت‌های ۱ تا ۴ در سمت راست و سوکت‌های ۵ تا ۸ آن در سمت چپ قرار دارند. بعد از نصب سیستم انتقال بی‌سیم MMT8 به کمر فرد مورد آزمون و محکم کردن آن نوبت به اتصال کابل‌ها، سیستم پری آمپلی‌فایر و سیم‌های آن به الکترودها بود.
دستگاه الکترومیوگرافی MRT8: این دستگاه دریافت‌کننده، قسمتِ اصلی عملگر و برگردانِ (Decoder) سیگنال‌های الکترومیوگرافی فرستاده‌شده توسط سیستم تله‌متریک محسوب می‌شود. این سیستم با یک پورت ۲۵ پین به سیستم کامپیوتری متصل و سیگنال‌های مربوط در نرم‌افزار مخصوص ثبت می‌شود. متر نواری با دقت ۰/۱ میلی‌متر برای اندازه‌گیری قد آزمودنی‌ها، ترازوی پزشکی SECA ساخت آلمان با دقت ۰/۱ گرم برای اندازه‌گیری وزن آزمودنی‌ها.
ابتدا لیدها به آمپلی‌فایر 4k متصل شد. الکترودها و سیم‌ها کاملاً با چسب ضد حساسیت بر روی سطح پوست ثابت شد تا بروز نویز و حرکت را به حداقل برساند. از لحاظ جهت نیز الکترودها را به موازات رشته‌های عضلانی قرار داده و برای هدایت بهتر از ژل الکترود نیز استفاده شد. نحوهٔ الکترودگذاری روی عضلات مورد مطالعه بر مبنای روش Deluca و Bassamajian روی محل عصب‌دهی عضله و تاندون انتهایی آن به‌طور موازی با فیبرهای عضله قرار می‌گرفت(۱۶). محل قرارگیری الکترودها برای عضلات فوق بدین صورت بود که:
عضلهٔ ارکترو اسپاین: در محاذات مهره‌های L3 و L4 بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه، در وسط فاصلهٔ بین زائدهٔ خاری و هفتمین مهرهٔ گردنی و لبهٔ خلفی زائدهٔ آکرومیون و در راستای خط ذوزنقه‌ای قرار می‌گرفت. بخش میانی عضلهٔ راست شکمی، در محاذات ناف، الیاف میانی عضلهٔ راست شکمی، بخش فوقانی عضلهٔ سینه‌ای بزرگ، روی بخش استرنال و روی ۱/۳ فاصله بین توبروزیتی بزرگ زائدهٔ گزویفوئید در وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن بازو(۱۷).
آزمودنی‌ها برای انجام آزمون حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی در وضعیت‌های مختلف آماده شدند. ذکر این نکته ضروری است که آزمون انقباض ایزومتریک ارادی به‌عنوان دادهٔ مرجع برای مقایسه با وضعیت انقباض عضله در وضعیت حمل بار انجام می‌شد. به‌منظور انجام انقباضات ایزومتریک ارادی حداکثر یک روند مشخص در نظر گرفته شد به این صورت که قبل از گرفتن انقباض ایزومتریک، حداکثر ۳ ثانیه فعالیت عضله در سطح پایه حفظ می‌شد. سپس انقباض ایزومتریک حداکثر گرفته می‌شد که مدت زمان این انقباض ۵ ثانیه بود. پس از آن ۳ ثانیه زمان استراحت داده می‌شد تا عضله به سطح پایه برگردد(۶).

آزمون حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی به‌عنوان دادهٔ مرجع برای مقایسه با وضعیت انقباض عضله در وضعیت حمل بار انجام شد. از آمار توصیفی برای طبقه‌بندی و تنظیم داده‌ها و تعیین شاخص مرکزی (میانگین) و شاخص پراکندگی (انحراف معیار) استفاده گردید. در قسمت آمار استنباطی، برای تعیین تأثیر حمل کیف با وزن‌های مختلف بر روی تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت) عضلات تنه از آزمون t همبسته استفاده شد. همچنین برای مقایسهٔ عضلات برای تعیین بیشترین سطح فعالیت عضلات در حمل کیف با افزایش وزن، از آزمون t همبسته استفاده گردید.

نتایج و یافته‌ها

نمودار ۱ نشان می‌دهد که در حمل کیف با درصدهای مختلف وزن بدن، بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه بیشترین و عضلهٔ راست شکمی کمترین فعالیت را دارد. همچنین بیشترین فعالیت در حمل کیف با ۱۵ درصد وزن فرد در عضلهٔ ذوزنقه اتفاق می‌افتد.



نمودار ۱. میزان فعالیت عضلات راست شکمی، ارکتورو اسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه در حمل کیف با وزن‌های ۱۰ ، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد

با توجه به جدول ۱ می‌بینیم که بین میانگین سطح فعالیت عضلهٔ راست شکمی در حمل کیف با وزن‌های ۱۰ و ۱۵ درصد وزن و نیز ۱۵ و ۲۰ درصدِ وزن فرد در سطح خطای ۰/۰۵ تفاوتی معنی‌دار وجود ندارد، ولی بین میانگین سطح فعالیت این عضله در حمل کیف با وزن‌های ۱۰ و

۲۰ درصدِ وزن فرد تفاوتی معنی‌دار وجود دارد. همچنین درعضلات ارکترو اسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه با توجه به سطح معنی‌داری جدول ۱ می‌بینیم که بین میانگین سطح فعالیت این عضلات در هر سه حالت اختلافی معنی‌دار وجود دارد.

جدول ۱. نتایج آزمون t برای مقایسهٔ تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت) عضلات راست شکمی، ارکترو اسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه در حمل کیف با وزن‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد.

عضله	درصد فعالیت	میانگین	انحراف معیار	مقدار آمارهٔ t	درجهٔ آزادی	سطح معنی‌داری
راست شکمی	۱۰ و ۱۵	-۰/۶۵	۱/۸۳	-۱/۲۴	۱۱	۰/۲۴۰*
	۱۵و۲۰	-۱/۰۸	۲/۳۰	-۱/۶۲	۱۱	۰/۱۳۲
	۱۰ و۲۰	-۱/۷۴	۱/۸۸	-۳/۲۰	۱۱	۰/۰۰۸
ارکترو اسپاین	۱۰ و ۱۵	-۲/۴۸	۰/۶۶	-۱۲/۸۸	۱۱	<۰/۰۰۱
	۱۵و۲۰	۶/۶۰	۱/۵۸	۱۴/۴۵	۱۱	<۰/۰۰۱
	۱۰ و۲۰	۴/۱۲	۲/۰۱	۷/۰۸	۱۱	<۰/۰۰۱
بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ	۱۰ و ۱۵	۰/۹۴	۰/۷۷	۴/۲۵	۱۱	۰/۰۰۱
	۱۵و۲۰	۰/۸۰	۰/۴۶	۶/۰۵	۱۱	<۰/۰۰۱
	۱۰ و۲۰	۱/۷۵	۰/۹۹	۶/۱۳	۱۱	<۰/۰۰۱
بخش فوقانی ذوزنقه	۱۰ و ۱۵	-۱/۳۶	۱/۹۲	-۲/۴۴	۱۱	۰/۰۳۲
	۱۵و۲۰	۵/۱۵	۲/۲۳	۷/۹۷	۱۱	<۰/۰۰۱
	۱۰ و۲۰	۳/۷۹	۲/۶۴	۴/۹۶	۱۱	<۰/۰۰۱

*داده ها در سطح آلفای ۰/۰۵ آنالیز شده اند.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، مطالعهٔ تغییرات الکترومیوگرافیِ (سطح فعالیت الکتریکی) عضلات راست شکمی، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ، بخش فوقانی ذوزنقه و ارکترو اسپاینِ دانش‌آموزان پسر دوازده سال در حمل کیف با وزن‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد بود. به‌طور کلی تغییرات الکترومیوگرافی عضلات و از جمله عضلهٔ سینه‌ای بزرگ به الگوی حرکتی عضله وابسته است(۱۸). یافته‌های این پژوهش نشان داد که در مقایسهٔ سطح فعالیت عضلات با سه وزن ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد، به ترتیب بیشترین فعالیت را عضلات ذوزنقه، ارکتوراسپینه، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و راست شکمی دارا هستند که بیشترین میزان این فعالیت در عضلهٔ ذوزنقه و هنگام حمل با ۱۵٪ وزن فرد اتفاق می‌افتد. چون آزمون در حالت ایستا انجام گرفت در تمام طول آزمون (۱۵ ثانیه) تنه در وضعیتی قرار گرفت که وزن کیف موجب تمایل تنه به سمت

جلو شده که این وضعیت در مقابل حرکت اکستنشن مقاومت ایجاد می‌کند و در نتیجه عضلات اکستنسور بیشتر در معرض فعالیت قرار می‌گیرند(۱۹).

نتایج حاصل از این پژوهش تغییرات الکترومیوگرافی را نشان داد و در این تغییرات با افزایش بار از ۱۰ درصد به ۲۰ درصد، سطح فعالیت الکتریکی عضلهٔ سینه‌ای بزرگ کاهش پیدا می‌کند. از دلایلی که می‌توان برای این کاهش برشمرد این است که با افزایش بار به وزن کیفی که در حالت کوله‌پشتی حمل شده، انحنای کمر نیز افزایش پیدا می‌کند که به نوبهٔ خود موجب برداشته شدن فشار از روی عضلهٔ سینه‌ای بزرگ خواهد شد و فعالیت این عضله را در بارهای بیشتر کاهش می‌دهد(۱۹، ۲۰). اما داده‌های به‌دست آمده بین حمل کیف با ۱۰ و ۲۰ درصد وزن فرد تفاوتی معنی‌دار را نشان داد که در تبیین این نتیجه می‌توان گفت که انقباض ناچیزِ عضلهٔ شکمی در پاسخ به تمایل شیب تنه به سمت عقب و ناشی از بار زیاد کیف است(۲۱). از آنجا که حمل کیف در وضعیت ایستا و زانوها نیز در حالت صاف بود، به‌عنوان عکس‌العمل طبیعیِ بدن، انحنای کمر از کیفوز به لوردوز تبدیل می‌شود که موجب بالا رفتن فعالیت عضلهٔ ارکترو اسپاین می‌شود(۱۹).

در طول آزمون، فعالیت عضلهٔ شکمی به‌طور پیش‌رونده‌ای افزایش پیدا می‌کند و این افزایش بدون تناسب با افزایش بار اتفاق می‌افتاد. بیشترین افزایش در فعالیت الکتریکی عضلات هنگامی اتفاق می‌افتاد که وزن کیف ۲۰ درصد وزن فرد باشد(۹، ۱۳، ۲۱، ۲۲). با توجه به نتایج به‌دست آمده می‌توانیم افزایشی در سطح فعالیت بخش فوقانی ذوزنقه تا افزایش ۱۵ درصدی وزن کیف مشاهده کنیم، ولی هنگامی که وزن کیف به ۲۰ درصد وزن فرد رسید، شاهد کاهش این فعالیت هستیم. یکی از دلایل این افزایش‌ها این است که سیستم‌های بند کیف عملاً فشاری بر کتف‌ها وارد می‌کند که باعث مقاومت کتف‌ها در مقابل پایین کشیدن آن است و همان‌طور که می‌دانیم بخش فوقانی عضلهٔ ذوزنقه در بالا کشیدن کتف نقش اساسی دارد (۲۲).

همچنین مشاهده شد که با افزایش وزن کیف، فشار وارده از بخش ۱ ذوزنقه به بخش‌های پایین‌تر آن منتقل و موجب فعالیت عضلات پایین‌ترِ تنه می‌شود و این امر نیز به نوبهٔ خود فعالیت این عضله را کاهش می‌دهد(۲۲). علت دیگر برای این کاهش فعالیت، مقاوت تنه در مقابل حرکت اکستنشن است و چون عضلهٔ ارکترو اسپاین نقشی مهم در اکستنشن تنه دارد سطح فعالیت آن در هنگام حمل کیف در وضعیت کوله‌پشتی بالا می‌رود. از دیگر احتمالات می‌توان به فعال شدن عضلهٔ جناغی چنبری برای تعدیل فعالیت عضلات گردن اشاره کرد(۲۳). از موضوعات دیگری که باید به آن اشاره کرد این است که پژوهش‌ها تمایلِ سر به جلو را هنگام

حمل کوله‌پشتی در کودکان نشان می‌دهد. از آنجا که عضلهٔ ذوزنقه علاوه بر کتف در حرکات گردن نیز فعال است و نقش اکستنسور گردن را ایفا می‌کند دچار انقباض می‌شود، در حالی‌که عارضهٔ سر به جلو به هنگام حمل کوله‌پشتی شایع است(۲۲).

اگرچه مطالعات حاکی از آن است که حالت دوبل و حالت آویزان از جلو و کوله‌پشتی تغییری معنی‌دار در سطح فعالیت عضلات در مقایسه با حمل ۱۵ درصد وزن فرد در حالت ایستاده نشان نداد، فعالیت عضلهٔ ارکترو اسپاین در حالت حمل با کوله‌پشتی در مقایسه با حمل با حالت آویزان از جلو و آویزان بر شانه کاهش پیدا کرد. در حالتی که کیف به‌صورت کوله‌پشتی حمل می‌شد عضلهٔ راست شکمی سطح فعالیت بیشتری از عضلهٔ ارکترو اسپاین نشان داد. این پژوهش بهترین حالت حمل کیف را حمل به‌صورت کوله‌پشتی توصیه می‌کند. باری که به صورت کوله‌پشتی است، حداکثر EMG نرمال‌سازی شده از ماهیچهٔ ارکترو اسپاین را به‌طور میانگین ۳٪ در حین فشار بار متقارن کاهش می‌دهد(۲۴،۲۵).

به‌عنوان یک نتیجه‌گیری کلی می‌توانیم بیان کنیم که در حمل کیف به‌صورت دوطرفه بر دوش، چون سیستم‌های بند کیف موجب فشار بر روی کتف‌ها به سمت پایین می‌شوند، مقاوت در مقابل این پایین رفتن به عهدهٔ عضلات اکستنسور تنه و فعالیت بیشتر متوجه این عضلات خواهد شد. برآیند تمامی این فعالیت‌ها این است که با افزایش وزن کیف، فعالیت فلکسورها کمتر از اکستنسورها افزایش پیدا می‌کند(۲۶) که اختلال در عمل‌کرد این عضلات نقش اصلی را در بروز ناهنجاری‌های اسکلتی، به‌خصوص افتادگی شانه‌ها و لوردوز دارد، بنابراین می‌توان با تقویت صحیح و تمرینات ویژه برای این عضلات از عوارض بعدی جلوگیری کرد. همچنین نتایج تحقیق، حداکثر وزن مناسب کیف مدرسه را در حدود ۱۵ درصدِ وزن دانش‌آموز پیشنهاد می‌کند.

منابع:

1. Chansirinukor W, Wilson, D Grimmer K, and Dansie B. (2001). Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture. Australian Aust J Physiother 47; 110-116.
2. Sahrmann S.A. (2002). Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome. mosby, Missouri 194; 3-12.
3. Pincat, W. W. (2005). Www. Spinal Colum & school bag.com.
4. Haselgrove C, Straker L, Smith A, O'Sullivan P.P, Nick S. (2008). Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are

associated with spinal pain in adolescents: an observational study. Aust J Physiother 54: 193–200.

5. McCarthy B, and Vaishnav A. (2003). Legislature takes up issue of student loads: Bill filed to limit weight of public schools' books, The Boston Globe Retrieved January 24, 2006, legislature takes up issu of student loads.
6. Lueder R and Rice V. (2007). Physical development in children and adolescents and age related risks, in: Ergonomics for Children: Designing Products and Places for Toddler to Teens, R. Lueder and V.J. Berg Rice, eds, New York: Taylor & Francis, , pp. 499–507.
7. Devroey C. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. Lab of Occup Biomech and Ergonom, Kinesiol Depart, K.U.-Leuven, Belgium,: pages 728 – 742.
8. Sahrmann S.H. (2002). Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome.mosby , Missouri; pp3-12-194.
9. Madeleine P, Farina D, Merletti R, Arendt-Nielsen L. (2002). Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. Eur J Appl Physiol 87;327–336.
10. Bobet J, Norman R.W. (2005).Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. University of Waterloo Biomechanics Laboratories, Depart of Kinesiol N2L 3G1 Waterloo Ontario Canada.
11. Piscione J, Didier G. (2006). Effect of mechanical compression due to load carrying on shoulder muscle fatigue during sustained isometric arm abduction: an electromyographic study. Eur J Appl Physiol 97: 573–581.
12. Hagg G.M, Luttmann A, Jager M. (2000). Methodologies for evaluating electromyographic Weld data in ergonomics. J Electromyogr Kinesiol 10:301–312
13. Denise H.B. (2008). Backpack load limit recommendation middle school students based on physiological and psychophysical measurements. The Harold and Inge Marcus Department of Industrial and Manufacturing Engineering, The Pennsylvania State University, University Park, PA, USA.
14. Voll H, Klimt F. (1977). Strain in children caused by schoolbags. Offentliche Gesundheitswesen 39; 369-378.
15. Jacobs K, R. Lockhart H.Y, O'Hara M. (2007). Book bags for children, in: Ergonomics for Children: Designing Products and Places for Toddler to Teens, R. Lueder and V.J. Berg Rice, eds, Taylor & Francis, New York, pp. 499– 507.
16. Deluca C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanic: J Appl Biomechanic 13; 135-63.

17. Winters J.M, Stark L. (1998). Estimated mechanical properties of synergistic muscle joint. J Biomech 21: 1027-42.

۱۸.لاسجوری، غلامحسین(۱۳۸۱). مقایسهٔ سه آزمون بارفیکس، شنای سوئدی و بارفیکس اصلاح‌شده و مطالع عملکرد عضلات موثر در آن‌ها به روش الکترومیوگرافی، پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان.

۱۹.کهریزی، صدیقه(۱۳۸۳). بررسی بومکانیکی تأثیر وزن بار خارجی و وضعیت تنه و زانو بر روی الگوی برانگیختگی عضلات تنه، وضعیت انحنای کمر،بارهای فشاری و برشی، گشتاور خارجی روی کمر در وضعیت استاتیک. پایان‌نامه دکتری، دانشکده فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس.

20. Steven G.W, Peter J.M. (2006).Abdominal and erector spine muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity**.** Physical Rehabilitation Research Unit, School of Physiotherapy, Auckland University of Technology, Private Bag. Auckland, New Zealand.

21. Tomoaki S, Masashi H, Yusuf S.S.M. (2008).The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. Department of Occupational Therapy, Kansai Sougou Rehabilitation Colleague, Awaji, Japan.

22. Patrick C. (2006). "Spinal conditions", in: Campbell S.K., Linden D.W.V. and Palisano R.J.(Eds), Physical Therapy For Children, pp. 337 – 338, 3rd ed., Saundets, Philadelphia, PA.

23. Haselgrove C, Straker L, Smith A, O'Sullivan P, Perry M, Nick Sloan. (2008). Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are associated with spinal pain in adolescents: an observational study. Aust J Physiother 54: 193–200.

24. Motmans R.R., Tomlow S.D.V. (2006). Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. Product Ergonomics Research Centre, Katholieke Hogeschool Limburg, Belgium Department of Health Care, Hogeschool Antwerpen, Belgium.

25. James S.T. (1999). Effect of Lifting Belts on Trunk Muscle Activation during a Suddenly Applied Load.Human Factors: The J Hum Fact Ergonom Soci, 41(4): 670-676.

26. Patrick C. (2006). Spinal conditions. Campbell S.K., Linden D.W.V. and Palisano R.J, Physic Therap for Child; pp. 337 – 338.