پژوهش در علوم ورزشی شماره۱۹، تابستان ۱۳۸۷، صص۱۴۱-۱۲۷

تأثیر ارتفاع نیمکت بر تغییرات الکترومیوگرافی عضلات تنه دانش‌آموزان به هنگام نشستن

دکتر حسن دانشمندی [۱]، امین عیسی نژاد [۲]، دکتر علی اصغر نورسته [۳]

۱و۳. استادیار دانشگاه گیلان

۲. مربی دانشگاه لرستان

تاریخ دریافت مقاله:۸۶/۳/۲۷ تاریخ پذیرش مقاله:۸۷/۴/۲

چکیده

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر میز و نیمکت‌هایی با ارتفاع یکسان بر فعالیت عضلانی، عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و مالتی فیدوس دانش آموزان در وضعیت نشستن بوده است. آزمودنی‌ها (۲۴نفر) که سالم و فاقد هرگونه ناهنجاری و بیماری‌های عضلانی ـ اسکلتی بودند، بصورت تصادفی هدف دار از دانش‌آموزان پسر مقطع راهنمایی انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به دو گروه تقسیم شدند که ۱۳ نفر از آنها در گروه غیر نرمال (سن۰/۳±۱۴/۱ سال، قد ۴/۸±۱۷۲/۸ سانتی‌متر، وزن ۹/۴±۶۶/۷ کیلوگرم و (kg/m^2) BMI: ۳/۸±۱۹/۸) با ارتفاع بلند نیمکت برای آنها و ۱۱ نفر در گروه نرمال (سن ۰/۹±۱۳/۸ سال، قد ۵/۴±۱۵۵/۶ سانتی متر، وزن ۹/۸±۴۷/۹ کیلوگرم و (BMI: ۳/۳±۳/۳(kg/m^2)) با ارتفاع مناسب نیمکت برای آنها، بر اساس استاندارد مقیاس نسبتی و معیارهای ارگونومی قرار گرفتند. آزمودنی‌های هر دو گروه در موقعیت شبیه‌سازی شده همانند کلاس درس روی نیمکت مورد استفاده در تحقیق حاضر به مدت ۳۰ دقیقه نشستند و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست کننده ستون فقرات ناحیه کمری و مالتی فیدوس آنها با روش الکترومیوگرافی سطحی به ترتیب در ۲ دقیقه ابتدایی و انتهایی دوره نشستن آنان ثبت و برای تعیین فعالیت عضلانی مقادیر میانگین RMS محاسبه شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون آماری t - جفت شده استفاده شد. نتایج تحقیق نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین مقادیر RMS عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و مالتی فیدوس گروه نرمال در پیش آزمون و پس آزمون وجود ندارد، اما در گروه غیر نرمال بین مقادیر RMS عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و مالتی فیدوس تفاوت معنی‌داری

مشاهده شده بود (P≤۰/۰۵)، که می‌تواند نشانگر افزایش تنش و خستگی در عضلات عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و مالتی فیدوس باشد.
نتایج نشان داد که ارتفاع بلند نیمکت مورد استفاده دانش‌آموزان منجر به افزایش فعالیت عضلانی در عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و مالتی فیدوس آنها شده و همچنین خستگی و احساس ناراحتی را برای آنان در پی داشته باشد. نتایج تحقیق بر ضرورت استفاده از نیمکت‌های استاندارد و متناسب با ابعاد بدنی دانش‌آموزان به منظور کاهش خستگی عضلانی و عوارض جانبی ناشی از آن، همانند کمر درد و بروز تغییر شکل وضعیتی ستون فقرات تاکید دلالت دارد.

کلید واژه‌های فارسی: الکترومیوگرافی، پاسچر نشستن، فعالیت عضلانی، عضله مالتی فیدوس کمری، عضله راست کننده ستون فقرات کمری.

مقدمه

با توجه به عوارض و خطرات ناشی از قرارگرفتن در پاسچرهای نامناسب که می‌تواند ناشی از ابعاد غیر استاندارد میز و نیمکت باشد، توجه به پاسچر[1] بدنی کودکان و دانش‌آموزان، به دلیل تأثیرپذیری خیلی زیاد آنها نسبت به محیط آموزشی اهمیت بالایی برخوردار است و همچنین ارائه دستورالعمل‌های لازم برای قرار گرفتن پاسچرهای مناسب و استفاده از وسایل و تجهیزاتی که سبب فراهم شدن این امر گردند مهم تلقی می‌شود و مانع از عوارض جسمانی بعدی در دانش‌آموزان خواهد شد(۱). پارسل و همکاران[2] (۱۹۹۹) یافتند که تنها ۲۰ درصد از ۷۴ دانش‌آموزی را که آنها مورد مطالعه قرار داده بودند دارای میز و نیمکت‌های متناسب با ابعاد آنتروپومتریکی خود بودند(۲)، همچنین دانشمندی و عیسی نژاد (۱۳۸۴)، نشان دادند که میز و نیمکت‌های رایج مورد استفاده دانش‌آموزان متناسب با ابعاد آنتروپومتریکی آنان و معیارهای ارگونومیکی طراحی نشده‌اند، آنچنان که ۴۹/۳ درصد از دانش‌آموزان از ارتفاع بلند میز و نیمکت خود ابراز ناراحتی کرده بودند(۳). در پاسچرهای ایستادن و نشستن، به ویژه نشستن، عضلات تنه نقش اصلی و مهمی را در کنترل وضعیت تنه برعهده دارند و پاسچرهای نامناسب سبب بروز خستگی و فعالیت بیشتری در این عضلات می‌شوند(۴). بر این اساس

1. Posture
2. Parcell et al

تحقیقات ارگونومیکی که تناسب تجهیزات مورد استفاده مستمر افراد با معیارهای ارگونومیکی و شاخص‌های آنتروپومتریکی را مورد بررسی قرار داده باشند می‌تواند به شکلی بهتر و موثرتر برای بهبود وضعیت بدنی بسیاری از مردم به کار گرفته شوند(۵). عدم تناسب میز و نیمکت‌های مورد استفاده دانش‌آموزان در مدارس می‌تواند سبب بروز خستگی و درد در ناحیه کمر، پشت، ران و گردن در آنها شود(۶). مقصود از نشستنگاه فراهم نمودن تکیه‌گاهی ثابت برای بدن است که الف) در مدت زمانی طولانی راحت‌تر باشد. ب) از نظر روانی رضایت بخش باشد. ج) برای انجام وظیفه یا فعالیتی که می‌بایست صورت پذیرد حالت مناسبی داشته باشد(۵). ارتفاع نامناسب و غیر استاندارد صندلی می‌تواند روی پاسچر اثرگذار باشد، به عنوان مثال ارتفاع کوتاه صندلی موجب می‌شود که فرد برای اینکه در یک وضعیت مناسب نسبت به سطح کار یا تابلوی روبروی خود قرار گیرد، حالت لوردوتیک[1] به خود گرفته و نشان داده شده است که فعالیت عضلانی در ناحیه عضلات راست کننده ستون فقرات کمری افزایش پیدا می‌کند یا در هنگام استفاده از صندلی بلند برای اینکه فرد برای در وضعیت راحت قرارگیرد، پاسچر کیفوتیک به خود گرفته و بنابراین سبب افزایش فعالیت عضلانی در ناحیه عضلات پشتی و عضله راست شکمی می‌شود(۷). نتایج تحقیقات نشان می‌دهند که اخیراً مشکلات جسمانی و سلامتی در بین دانش‌آموزان در حال افزایش است، تجربه دانش‌آموزان نشان می‌دهد که این مشکلات ناشی از میز و صندلی مدارس است (۸،۹ و۱۰). خم و راست شدن انحنای ستون فقرات کمری در طول نشستن، مرتبط با کشش بیش از حد ساختارهای خلفی پشت شناخته شده است، همچنین سبب افزایش فعالیت در عضلات پارا اسپینال شده و سبب بروز فتق دیسک در بین مهره‌های کمری و کمردرد می‌شود(۱۱و۱۲). از اصلی‌ترین عوامل خطرناک که افرادی را که در وضعیت نشسته مشغول فعالیت هستند را تهدید می‌کند می‌توان به نیروی ثابت اعمال شده بر عضلات ناحیه کمری و خم شدن کمر به سمت جلو اشاره کرد(۴،۸ و۱۳). میز و صندلی‌هایی که افراد به طور سنتی از آنها استفاده می‌کنند، سبب افزایش نیروی اعمال شده بر ستون

1. Lordotic

فقرات و مشکلاتی در نشستن برای افراد می‌شوند، هنگام استفاده از ابعاد میز و نیمکت‌های با ابعاد یکسان برای افرادی که دارای ویژگی‌های آنتروپومتریکی متفاوتی هستند، افراد قد بلند با مشکلات بیشتری مواجه می‌شوند (۱۴). تحقیقات نشان داده‌اند که فعالیت الکترومیوگرافی[1] عضلات راست کننده ستون فقرات کمری _ پشتی و مالتی فیدیوس هنگامی‌که فرد در وضعیت نشسته به سمت جلو خم می‌شود نسبت به وضعیت راست نشستن به طور معنی‌داری کاهش پیدا می‌کند(۱۵،۷و۱۶). برای بیشتر افراد تحمل نشستن بدون استفاده از پشتی صندلی برای حمایت از پشت و عدم حمایت از دست‌ها، برای بیشتر از مدت زمان کوتاهی مشکل است(۱۷و۲). همچنین پاسچرهایی که فرد به هنگام نشستن در یک وضعیت ثابت و ساکن برای مدت زمان طولانی به خود می‌گیرد سبب قطع متعادل جریان خون در عضلات در حال انقباض می‌شوند(۱۸). حتی شیب پشتی صندلی می‌تواند بر روی فعایت و خستگی عضلانی به هنگام نشستن اثرگذار باشد آنچنان‌که میلتون مارا (۲۰۰۴) که به بررسی اثر زوایای مختلف (۹۰ و ۱۰۰ درجه) در پشتی صندلی اتومبیل پرداخته بود، نشان داد که پشتی صندلی با شیب ۱۰۰ درجه سبب کاهش معنی‌داری در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و عضله پشتی بزرگ خواهد شد(۱۹). بنابراین با توجه تاثیر منفی استفاده از میز و نیمکت‌هایی که اصول ارگونومی در آنها رعایت نشده است بر روی وضعیت بدنی افراد به ویژه دانش‌آموزان که در سن رشد قرار داشته و از تاثیرپذیری بیشتری نسبت به تجهیزاتی که مورد استفاده قرار می‌دهند برخوردارند، هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر ارتفاع نیمکت بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست کننده ستون فقرات کمری[2] و مالتی فیدیوس[3] در دانش آموزان بوده است.

روش تحقیق

تعداد ۲۴ نفر از دانش‌آموزان پسر مقطع راهنمایی به صورت غیرتصادفی هدف‌دار انتخاب شدند. معیار انتخاب آزمودنی‌ها، برخورداری از سلامت کامل در ناحیه ستون

1. Electromyography Activity
2. Lumbar Erector Spine Muscles
3. Multifidus Muscles

فقرات و عدم ملاحظه ناهنجاری‌های اسکلتی از قبیل(کج گردنی، کیفوزیس، لوردوزیس و اسکولیوز) در آنها بوده است. آزمودنی‌ها براساس استانداردهای ارگونومی ارائه شده برای ارتفاع نیمکت مورد استفاده برای آنها در مدارس و بر اساس فرمول مقیاس نسبتی[1] (۲)، که ابعاد میز و نیمکت به عنوان ضریبی از طول قد ایستاده فرد در نظر گرفته می‌شود، با ضرب کردن طول قد افراد در مقادیر ۳۸ درصد و ۲۵ درصد به ترتیب برای به‌دست آوردن ارتفاع استاندارد میز و نیمکت و مقایسه آنها با ابعاد میز و نیمکت مورد استفاده در تحقیق حاضر و با توجه در دو گروه نرمال و غیر نرمال بودن ارتفاع میز و نیمکت برای آنان قرار گرفتند(۲). ۱۳ نفر از آزمودنی‌ها در گروه غیر نرمال (سن۱۴/۱±۰/۳ سال، قد۱۷۲/۸±۴/۸ سانتی‌متر، وزن ۶۶/۷±۹/۴ کیلوگرم و(kg/m^2) BMI:۱۹/۸±۳/۸) که ارتفاع نیمکت برای آنها بلند بود و ۱۱ نفر در گروه نرمال (سن۱۳/۸±۰/۹ سال، قد۱۵۵/۶±۵/۴ سانتی‌متر، وزن ۴۷/۹±۹/۸ کیلوگرم و(kg/m^2) BMI: ۲۳/۳±۳/۳) با ارتفاع نیمکت برای آنها بر اساس معیارهایی که در بالا ذکر گردید مناسب بود قرار گرفتند. اطلاعات مربوط به سلامتی دانش‌آموزان از طریق پرسشنامه و ارزیابی وضعیت ستون فقرات آنان از طریق آزمون صفحه شطرنجی جمع‌آوری گردید. لازم به ذکر است که در ابتدا برای اطمینان از دقت نسبی و مطلق در اندازه‌گیری‌ها، ۵ نفر از آزمودنی‌ها به صورت تصادفی انتخاب شدند و در دو روز مختلف ۲ بار از آنها اندزه‌گیری به عمل آمد تا میزان تکرار پذیری اندازه‌گیری متغییرها مشخص گردد (جدول،۱).

برای جلوگیری از به وجود آمدن نویز[2] و اختلال در اندازه‌گیری متغیرها، ابتدا موهای زائد نواحی مورد نظر تراشیده شد و سپس پوست نواحی مورد نظر با الکل تمیز گردید. الکترودها برای عضله مولتی فیدیوس در۲ سانتی‌متری قسمت جانبی فضای بین مهره‌های ۴ و۵ کمری متصل شده (Macinosh, et al 1986) و الکترودها برای عضله راست کننده ستون فقرات کمری در ۳ سانتی‌متری جانبی سومین مهره کمری متصل شدند (McGill 1993) شکل (۱). بعد از اتصال الکترودهای Ag/Agcl آزمودنی‌ها به مدت

1. Scale Portion
2. Noise

۳۰ دقیقه در وضعیت نشسته روی نیمکت به تماشای یک برنامه آموزشی پرداختندو سیگنال‌های الکترومیوگرافی برای عضلات مورد نظر در ۲ دقیقه اول و پایانی کار توسط یک دستگاه کامپیوتر ثبت شد. برای محاسبه فعالیت عضلانی، مقادیر Root Mean Squre (**RMS**) به دست آمده از سیگنال خام الکترومیوگرافی محاسبه و استخراج گردید.

شکل ۱. نحوه اتصال الکترودها به نواحی مورد نظر

برای بررسی میزان خطای مطلق و نسبی اندازه‌گیری متغییرها از آزمون‌های SEM[1]، ICC[2] استفاده شد و جهت بررسی و تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به دست آمده از روش‌های آمار توصیفی شامل(میانگین، انحراف معیار) استفاده شد. برای بررسی تفاوت در میانگین RMS عضلات راست کننده ستون فقرات کمری و مالتی فیدوس در ۲ دقیقه ابتدایی و انتهایی دوره نشستن استفاده شد از آزمون t جفت شده ($P<۰/۰۵$).

1. Standard Error of mean
2. Intra class correlation

نتایج تحقیق

نتایج مربوط به تعیین اعتبار و روایی(ICC,SEM) روش‌های اندازه‌گیری متغییرها در جدول (۱) مشاهده می‌گردد.

همچنین نتایج مربوط به مشخصات فردی آزمودنی‌ها در گروه‌های نرمال و غیر نرمال در جدول شماره ۲ و نتایج مربوط به میانگین مقادیر RMS در قبل و بعد از نشستن در جدول شماره ۳ مشاهده می‌گردد.

جدول۱. آزمون‌های تکرارپذیری مطلق و نسبی روش‌های اندازه‌گیری متغیرهای مورد مطالعه

متغییر	عضله	ICC	SEM	
RMS	راست کننده ستون فقرات کمری	۰/۹۹	گروه نرمال	۹۳/۱۲۴
			گروه غیر نرمال	۴۸/۴۳
	مولتی فیدیوس کمری	۰/۹۹	گروه نرمال	۱۳۴/۸۲
			گروه غیر نرمال	۲۵۲/۵۳

جدول۲. مشخصات فردی آزمودنی‌ها در گروه های نرمال و غیر نرمال

متغیرها / آزمودنی‌ها	تعداد	سن (سال)	قد (cm)	وزن (Kg)	BMI (kg /m²)
نرمال	۱۱	۱۴/۰۹ ± ۰/۳	۱۷۲/۸۱±۴/۷۹	۶۶/۷۲ ± ۹/۳۸	۲۳/۳۲ ±۳/۳۴
غیر نرمال	۱۳	۱۳/۸۴±۰/۸۹	۱۵۵/۶۱ ± ۵/۴۰	۴۷/۹۲ ± ۹/۷۹	۱۹/۷۶± ۳/۸۱

*معنی داری در سطح۰/۰۵ ≥P

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد RMS آزمودنی ها در گروه های نرمال و غیر نرمال در قبل و بعد از ۳۰ دقیقه نشستن ($X \pm SD$)

عضله	گروه	متغیر	شروع آزمون	پس از آزمون	t	df	معنی داری*
راست کننده ستون فقرات کمری	نرمال	RMS (µvs)	۳۷۱۹/۵۴±۱۱۹۵/۵۷	۳۹۰۶/۴۵±۱۲۹۵/۵۸	-۲/۰۰۷	۱۰	۰/۰۷۳
	غیر نرمال	RMS (µvs)	۲۴۰۰/۹۲۱±۱۶۳۲/۰۵	۲۶۳۵/۶۹±۱۶۳۴/۱۴	-۴/۸۴۷	۱۲	۰/۰۰۰*
مولتی فیدیوس کمری	نرمال	RMS (µvs)	۳۶۶۴/۲۷±۱۱۷۷/۵۸	۳۹۰۷/۳۶±۷۴۶/۲۹	-۱/۸۰۳	۱۰	۰/۱۰۲
	غیر نرمال	RMS (µvs)	۲۲۴۳/۹۲±۱۷۱۱/۷۴	۳۶۷۲/۰۷±۱۴۳۰/۷۵	-۵/۶۵۵	۱۲	۰/۰۰۰*

*معنی‌داری در سطح ۰/۰۵ ≥P

بحث و نتیجه‌گیری:

پاسچرهای متفاوتی که ظاهراً مشابه به نظر می‌رسند، ممکن است منجر به تغییر فعالیت عضلانی و تولید نیروهای خیلی متفاوتی در سیستم اسکلتی فرد شوند (۲۰). نشستن طولانی مدت روی صندلی‌های مرسوم و رایج که زاویه‌ای ۹۰ درجه‌ای را بین ران و تنه تشکیل می‌دهند مرتبط با کمردرد شناخته شده‌اند (۲۴-۱۱،۲۱). دراین وضعیت، چرخش خلفی لگن سبب صاف شدن قوس کمری همانند حالت ایستادن خواهد شد(۲۱ و ۲۵). خم و راست شدن قوس کمری ستون فقرات در طول نشستن مرتبط با کشش بیش از حد ساختارهای لیگامنتی قسمت خلفی پشت شناخته شده است که سبب افزایش فعالیت در عضلات پاراسپینال و فتق دیسک خواهد شد (۱۱ و ۱۲). نشستن طولانی مدت به علت تغییرات پاسچری و کاهش دوره‌های استراحت سیستم عضلانی راست کنندهٔ ستون فقرات، سبب ناراحتی و درد در اندام مختلف بدن می گردد (۱۹).

همان‌گونه که در نتایج تحقیق حاضر ذکر شد عدم تناسب بین ویژگی‌های آنتروپومتریکی دانش‌آموزان با میز و نیمکت‌هایی که آنها مورد استفاده قرار می‌دهند سبب شده دانش‌آموزانی که ارتفاع صندلی آنها بلندتر ارتفاع استاندارد صندلی است که متناسب با ویژگی‌های آنتروپومتریکی آنان باشد برای قرار گرفتن در یک وضعیت راحت، زانوهای آنها باز شده و زاویه بین تنه و رانها بیش تر از ۹۰ درجه می‌شود، در این وضعیت بیشترین وزن توسط برآمدگی استخوان و رگ تحمل می‌شود و بخشی از

زاویه قائمه بین رانها و تنه با خمش مفصل لگن تامین می‌گردد (زاخاروف، ۱۹۸۹) نشان داد که برای حفظ قوس طبیعی ستون فقرات، زاویه بین ران و تنه باید حداقل ۱۱۰ درجه باشد، در وضعیت نشستن، لوردوزیس کمری تا حدود ۳۸ درجه کاهش پیدا می‌کند که حدود دوسوم این صاف شدگی از چرخش لگن (۲۸ درجه) و یک سوم آن از صاف شدن قوس کمری بدست می‌آید (۱۰ درجه) (۲۶). و این تغییر در زوایای بین مفاصل بدن مرتبط برای قرارگرفتن دریک وضعیت راحت مرتبط با افزایش فعالیت در ناحیه عضلات راست کننده ستون فقرات و عضلات پارا اسپینال تشخیص داده شده است (۲۷).

در تحقیق حاضر نیز آزمودنی‌هایی که نیمکت برای آنان بلند بود افزایش معنی‌داری را در در مقادیر RMS از خود نشان دادند، که نشانه خستگی و افزایش فعالیت عضلانی در آنها می‌باشد که با نتایج پارک و همکارن همخوانی دارد (۲۸). این عدم تناسب سبب قرارگرفتن دانش‌آموزان در پاسچرهای متفاوتی می‌گردد، دانش‌آموزان تقریباً ۲۵ درصد زمان نشستن در کلاس را در وضعیت خم کردن تنه به جلو (بیش از ۲۰ درجه) به سر می‌برند (۲۹). فعالیت الکترومیوگرافی در عضلات مالتی فیدیوس، مورب داخلی شکم و راست کننده‌های ستون فقرات پشتی به طور معنی‌داری در وضعیت Slumped Sitting نسبت به راست نشستن کمتراست و کاهش فعالیت الکترومیوگرافی در عضلات راست کننده ستون فقرات نشان دهنده پاسخ عضلات پشت به flexion Relaxation است و به نظر می‌رسد کاهش فعالیت عضلانی در این وضعیت وابسته به عملکرد ساختارهای غیرفعال نگه‌دارنده پاسچر بر خلاف نیروی جاذبه در این وضعیت می‌باشد (۳۰). سولیوان وهمکاران (۲۰۰۲) یافتند که بین عضلات پایدار کننده کمری _ لگنی و حفظ پاسچر راست نگه داشتن ستون فقرات ارتباط دقیقی وجود دارد و آنان گزارش کرده‌اند که ارتباط نزدیکی بین سازگاری پاسچرهای غیرفعال و کاهش فعالیت عضلات پایدار کننده کمری _ لگنی وجود دارد. محققان گمان می‌برند که سیستم کنترل عصبی ممکن است سطوح فعالیت حرکتی در عضلات پایدار کننده کمری _ لگنی را تنظیم کند که این خود به نوع پاسچر و مقدار بار اعمال شده بر ساختارهای غیرفعال کمری _ لگنی وابسته است (۳۰). اما در گروه نرمال به علت نشستن در پاسچر

مناسب به علت دست‌یابی مطلوب به سطح میز افزایش معنی‌داری در سطح فعالیت عضلانی را از خود نشان نداده بودند و احتمالا ساختارهای لیگامنتی و غیر عضلانی بار اعمال شده بر ناحیه کمری _ لگنی را تحمل کرده و از انقباض بیش از حد عضلات پایدار کننده کمری _ لگنی جلوگیری به عمل آورده‌اند (۳۰). به علت اینکه ارتفاع میز و نیمکت‌ها برای گروه غیرنرمال بلند بوده است، آنها برای قرار گرفتن در یک وضعیت مطلوب که کمتر احساس ناراحتی کنند در یک و ضعیت راست نشستن قرار می‌گیرند و قوس کمری ستون فقرات در آنها افزایش پیدا می‌کند (۳۱). که در این وضعیت ساختارهای ناحیه کمری _ لگنی سبب توانایی پایداری ستون فقرات را نداشته و برای تحقق این امر عضلات پایدار کننده(مالتی فیدوس و راست کننده ستون فقرات کمری) وارد عمل شده و فعالیت بیش از حدی را از خود نشان می‌دهند(۳۰ و۳۱). در مطالعه صورت گرفته توسط سولیوان و همکاران (۲۰۰۲) که به مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مالتی فیدیوس، راست کنندۀ ستون فقرات پشتی و مورب داخلی شکم در سه حالت ایستادن، راست نشستن و نشستن در وضعیت راحت (خم شدن تنه به سمت جلو) پرداخته شده بود نشان داده شد که در وضعیت راحت نشستن در مقایسه با راست نشستن فعالیت عضلانی در عضلات مالتی فیدوس، راست کننده ستون فقرات و مورب داخلی شکم کاهش معنی‌داری را از خود نشان می‌دهد و درحالت راحت ایستادن نسبت به راست ومستقیم ایستادن، نیز این کاهش مشاهده شده بود (۳۰). ولی کاهش فعالیت عضلات بازکننده ستون فقرات دراین پاسچرها منجر به افزایش فعالیت در عضلات خم کننده تنه از قبیل عضله راست شکمی می‌شود . یافته‌های تحقیق سولیوان و همکاران (۲۰۰۲) پیشنهاد می‌کنند که اصلاح پاسچری در وضعیت ایستادن و نشستن سبب کاهش فعالیت در عضلات ثابت کننده ستون فقرات و لگن در مقایسه با پاسچرهای راست نشستن و ایستادن خواهد شد. کاهش کارایی عضلات تنه منجر به افزایش بار اعمال شده به دیسک‌های بین مهره‌ای در ناحیه کمر و همچنین کشیدگی لیگامنت‌های نواحی پشت و کمر خواهد شد (۳۰).

مارشال و همکاران (۱۹۹۹) نشان دادند هنگامی که میز ونیمکت مورد استفاده دانش‌آموزان براساس معیارهای ارگونومیکی طراحی شده بود عضله پشتی بزرگ فعالیت

عضلانی کمتری داشته (میز دارای شیب به سمت جلو بوده و حمایت کننده‌های پشتی و زانو در نیمکت‌ها به کار گرفته شده بود)، همچنین خم شدن گردن(میانگین ۳۴/۴ درجه) آزمودنی‌ها کمتر و به‌طور معنی‌داری زاویه مفصل ران بیشتر از ۱۰۷ درجه‌ای در مقایسه با هنگام استفاده از میز و نیمکت‌های سنتی (خم شدن گردن، ۳۸/۷ درجه و زاویه مفصل ران، ۹۵/۵ درجه) مشاهده شده بود(۳۲).

بنابراین با توجه به شیوع بالای کمردرد در دانش‌آموزانی که از میز و نیمکت‌های غیراستاندارد استفاده می‌کنند و ارتباط عملکرد عضلات مالتی فیدیوس کمری با کمردرد در پاسچرهای متفاوت، با توجه به نتایج مشاهده شده در تحقیق حاضر می‌توان بیان داشت که افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مالتی فیدیوس کمری سبب افزایش خستگی دراین عضلات می‌شود و می‌توان تشخیص داد که عدم دقت و رعایت در استانداردسازی میز ونیمکت‌های مورد استفاده دانش‌آموزان با معیارهای ارگونومیکی و ویژگی‌های آنتروپومتریکی، می‌تواند زمینه نامساعدی را برای بروز کمردرد و ناراحتی‌های سیستم عضلانی اسکلتی دانش‌آموزان را فراهم آورد.

با توجه به نتایج تحقیق دانشمندی و عیسی نژاد(۱۳۸۴) که نشان دهنده شیوع بالای کمردرد و نارضایتی از میز و نیمکت در بین دانش‌آموزان بود (۳). مطالعات نشان داده‌اند که بین فعالیت عضلانی و قدرت عضلانی در عضلات بازکننده تنه در ناحیه پشت با فلکشن تنه ارتباط وجود دارد، یعنی افزایش در فلکشن تنه سبب افزایش فعالیت عضلانی در عضلات بازکننده پشت خواهد شد (۳۳، ۳۴و ۳۵).

با توجه به نتایج به‌دست آمده از تحقیق اکیکوموتو و همکاران (۲۰۰۲) و مقایسه آن با نتایج به‌دست آمده از این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که ارتفاع بلند میز و نیمکت که سبب قرارگیری فرد دریک وضعیت کیفوتیک می‌شود سبب افزایش خستگی و فعالیت عضلانی در عضلات مذکور خواهد شد اما در گروه کنترل به علت دسترسی مناسب به میز و دارا بودن تناسب ویژگی‌های آنتروپومتریکی با ابعاد میز ونیمکت سبب قرارگیری آنها در پاسچر راست نشستن خواهد شد و مشاهده تفاوت غیرمعنی‌دار دراین گروه نسبت به گروه آزمایش مورد تایید قرار می‌گیرد. هرچند عدم وجود پشتی مناسب در میز ونیمکت‌های مورد استفاده در مدارس ایران سبب می‌شود که دانش‌آموزان نتوانند

درست به پشت تکیه دهند و استراحت کنند. با مقایسه نتایج تحقیقات ذکر شده با تحقیق حاضر می‌توان به این نکته اشاره کرد که اگر پشتی مناسبی در صندلی طراحی شود، همان‌گونه که مخصوص و همکاران (۲۰۰۳) نشان دادند که استفاده از یک پشتی و حمایت کننده کمری مناسب در صندلی سبب کاهش فعالیت عضلانی و کاهش فشردگی دیسک‌های بین مهره‌ای که ممکن است در غیراین صورت پتانسیل بالقوه‌ای را برای ابتلاء به کمردرد در افراد استفاده کننده از این وسایل داشته باشد، می‌توان از افزایش فعالیت عضلانی و ابتلاء به کمردرد در بین دانش‌آموزان جلوگیری به عمل آورد (۳۶).

هنگام نشستن، کاهش لوردوزیس کمری مرتبط با کمردرد و افزایش فشار درون دیسکی شناخته شده است و سبب تغییر تنش در لیگامنت‌های بین مهره‌ای خواهد شد، (مخصوص و همکاران، ۲۰۰۳) بنابراین استفاده از نیمکت‌هایی که سبب قرارگرفتن فرد در یک وضعیت کیفوتیک با کاهش لوردوزیس کمری می‌شوند سبب افزایش فشار درون دیسکی و سبب تغییر در توزیع بار بین دیسک و مفاصل اپی فیزیال به وسیله تغییر تنش در لیگامنت‌های بین مهره‌ای خواهد شد. با کاهش لوردوزیس فشار نشستن براستخوان‌های دنبالچه و ورک افزایش یافته و منجر به درد در ناحیه کمر خواهد شد (۳۶).

اسمو و همکاران (۲۰۰۳) با بررسی تاثیر میز و صندلی‌های قابل تنظیم در مقابل میز و صندلی غیرقابل تنظیم با ابعاد آنتروپومتریکی افراد نتیجه گرفته‌اند که بهبود معنی‌دار در لوردوزیس کمری وکاهش معنی‌داری در کیفوزیس و اسکولیوزیس در افرادی که از میز و نیمکت‌های قابل تنظیم استفاده کرده بودند می‌شود، نشان داده شد که فعالیت الکترومیوگرافی در عضلات بازکننده پشت به‌طور معنی‌داری کاهش یافته و همچنین ابراز درد و ناراحتی در نواحی کمر، پشت و گردن و بازوها از سوی دانش‌آموزان کاهش یافته بود (۱۴). بنابراین با توجه به همخوانی نتایج تحقیق حاضر با تحقیقات مرتبط با آن می‌توان اذعان کرد که عدم رعایت استانداردهای لازم در ابعاد میز و نیمکت و هچنین ارتفاع نامناسب نیمکت برای دانش‌آموزان می‌تواند سبب بروز خستگی و افزایش فعالیت عضلانی در ناحیه کمر و ستون فقرات آنان گردد و برای جلوگیری از بروز این مشکلات

بر لزوم استفاده از میز و نیمکت‌های با ابعاد قابل تنظیم در مدارس برای افراد مختلف تا کید می‌شود. بنابراین می‌توان اظهار کرد که افزایش در فعالیت عضلات پایدار کننده کمری _ لگنی می‌تواند زمینه ساز بروز و شیوع بالای کمردرد در بین دانش‌آموزان باشد. با این حال بررسی کمردرد دانش‌آموزان از طبقه اهداف مطالعات و تحقیقات این پژوهش خارج است و اثبات همچین احتمالات و استنتاجاتی از نتایج حاضر، تحقیقات اختصاصی دیگری را می‌طلبد.

منابع:

۱. استیفن فیزنت، انسان آنتروپومتری (۱۳۷۵). ارگونومی وطراحی، ترجمه: چوبینه، علیرضا، موعودی، محمد امین، انتشارات کتاب ماد، چاپ اول.

2. Parcells, R.N., Stommel, M., Hubbard, R.P., 1999. Mismatch of classroom furniture and student body dimension: empirical findings and health implication .J. Adolescent health 24, 256-273.

۳. دانشمندی، حسن؛ عیسی نژاد، امین (۱۳۸۴). تناسب تجهیزات مورد استفاده دانش‌آموزان با معیارهای‌ارگونومیکی و ویژگی‌های آنتروپومتریکی آنان، پژوهش در علوم ورزشی، سال سوم، شماره هفتم، ۳۲-۲۵.

4. Bernard, B.P.1997. Musculoskeletal disorders and work place factors Washington, Dc:us department of health and human service.
5. Cyriax, J.H. 1987, Textbook of orthopaedic medicine, 7 th edition (London: Ballieve Tindall).
6. Gordon, A., Jerome, J., Congleton, J., Steven, M, Alfred, A., Amendola, R., Larry, R. 2005. Postural versus chair design impacts upon inter face pressure. J Applied Ergonomics.
7. Lengsfeld, M., Frank, A., Vandeursen, D.L., Eriss, P. 2000. Lumbar spine curvature during office chair sitting. Med Eng & Physics, 22: 665-669.
8. Chaffin, D.B., Andersson, G.B., Martin, B.J. 1997.Text book of occupational biomechanics, third edition, John wiley & sons Inc, ISB 0-471-24697-2.
9. Mandal, A.C. 1991. Investigation of the lumbal flexion of the seated man. Int J Ind Ergo ,8:75 -87
10. Troussier, B,. Tesniere, C., Fauconnier, J., Grison, J., Javin, R., Phelip, X. 1999. Comparative study of low different kinds of school furniture among children. Ergo, 42(3): 516-526.

11. Schoberth, H. 1981. Sitzhalten. Sitzschaden. Sitzmobel. Springer. Berlin 1962 referred to in Mandal A.C: The seated man (Homo Sedens): The seated work: position. Theory and practice. Applied Ergo 12(l) 19-26.
12. Nachemson, A.L. 1981. Disc pressure measurements. Spine, 6(1):93-97.
13. Wilder, D.G., Pope, M.H. and Frymoyer, J.W., 1988, the biomechanics of lumbar disc herniation and the effect of overload and instability, J Spinal Disorders, 1, 16-32
14. Anderson, G.B.J. 1987. Biomechanical aspects of sitting; an application to VDT terminals. Behavior and information technology, 6(3), 257-269.
15. Snijders, C., Bakker, M,. Vleeming, A., 1995. Oblique abdominal muscle activity in standing and in sitting bon hard and soft seat. Clin Biomech, 10; 73-78.
16. Reinecke, S.M., and Hazard, R.G., 1994. Continuous passive lumbar motion in seating. Hard facts about soft machine. The ergonomics of seating. Philadelphia: Taylor and Francis ,157-164.
17. Graf, M., Guggen Buhl, U. and Krugger, H.1993. Investigation on the effects of seat shape and slope on posture, comfort and back muscles activity. Int J Industrial Ergonomics,12(1-2), 91-103.
18. Millton, G.S. 2003. Effects of Automobile seating posture on trunk muscle activity, a thesis, for Master of Science in industrial engineering, University of Sierra Leone, May 2004.
19. Mulhearn, S., Gegorge, K.1999. Abdominal muscle endurance and its association with posture and low back pain; an initial investigation in male and female elite gymnasts. Physiotherapy, 85. 210- 216.
20. Williams, R.A. 1981. The lumbar spine mechanical diagnosis and therapy. Waikanae. New Zealand. Wright & Carman Limited,
21. Anderson, G.B.J, and Ortengren, R.1974, Myoelectric back muscle activity during sitting .Scand J Rehabil Med, supplement, 3. 73-90.
22. Kapandji, I.A., l974. The Physiology of the Joints. New York, N Y. Churchill Livingston Incorporated, 3, 120-125
23. Drury, C.G., Francher, M, 1985. Evaluation of a forward-sloping chair. Applied Ergo 16(1):41 47,
24. Bendix, T. Bloch, I. 1986. How should a seated workplace with a tiltable chair be adjusted? Applied Ergo. 17(2):127-135,
25. Zacharkow, P.T.D. 1988. Posture: sitting, standing, chair design and exercise. Charles C Thomas, publisher, ISBN; 21; 28220-5.
26. Marras, W. 1992. Overview of electromyography in ergonomics. From: selected topics in surface Electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives; 2-4.
27. Park, M.Y., Kim, J.Y., Shin, J.H. 2000. Ergonomics design and evaluation of a new VDT works station chair with key board-mouse support, Int J Industrial Ergo, 26, 537-584.
28. Sam, M., Peter, B., David, S. 2004. Classroom posture and self-reported back and neck pain in school children. Applied Ergonomics, 35; 113-120.

29. Peter, B.D., Kristy, M.G., Michelle, K., Shaun, C.L., Nia, E.M., Kaven, V.R. 2002. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain- free population. Spine: 27; 11; 1238-1244.

۳۰. مارک، اس، ساندرز و ارنست، ج، مک موریک (۱۳۷۸). ارگونومی(عوامل انسانی در طراحی مهندسی)، ترجمه: افضلی، محمد رضا، انتشارات نشر علوم دانشگاهی.

31 .Marschall, M., Harrington, A.C, Steel, J.R. 1995. Effect of work station design on sitting posture in young children. Ergo, 38, 1932-1940.

32. Sparto, P.J., Parnianpour, M. 2001. Generalizability of trunk muscle EMG and spinal force. IEEE Eng Med & Bio Magazine, 20(6), 72-81.

33. Keller, T.S., Roy, A.L. Posture-dependent isometric trunk extension and flexion strength in normal male and female subjects. J Spinal Disorders and Techniques. 15 (4), 312-318.

34. Makhsous., M., Fang, L., Ronald, W.H., Matthew, H., Li-qun, Z., 2003 Seating with adjustable Ischial and back support: Biomechanical changes. Spine, 28(11).1113-1122.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی