DOI: 10.48305/jrrs.2023.42227.1073 Published by Vesnu Publications

بررسی اثر کمربند وزنه‌برداری بر الکترومایوگرافی بخشی از عضلات تنه و لگن دانشجویان ورزشکار دختر دارای هایپرلوردوز در حرکات اسکات و ددلیفت: مطالعه نیمه تجربی

صالحه باقری[1]، فریده باباخانی[2]، رامین بلوچی[2]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: دختران تحت تأثیر بیشترین ناهنجاری در ناحیه ستون فقرات قرار دارند. این ناهنجاری‌ها به علت ضعف سیستم عضلانی- اسکلتی، باعث بروز پاسچر غیر بهینه در ناحیه لومبوساکرال در این گروه به خصوص ورزشکاران می‌گردد. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب با کمربند در تکالیف اسکات هالتر با وزنه و ددلیفت با وزنه در دانشجویان دختر ورزشکار با و بدون هایپرلوردوز کمری بود.

مواد و روش‌ها: فعالیت الکتریکی عضلات منتخب در ۳۴ نفر از دانشجویان دختر ورزشکار ۲۵ تا ۱۸ ساله دانشگاه علامه طباطبایی تهران در دو گروه با و بدون هایپرلوردوز، در دو حرکت اسکات و ددلیفت با و بدون کمربند ثبت گردید. جهت مقایسه درون گروهی فعالیت عضلات از آزمون Wilcoxon و به منظور مقایسه بین گروهی از آزمون Mann-Whitney U استفاده شد.

یافته‌ها: استفاده از کمربند حین تکالیف اسکات و ددلیفت در گروه هایپرلوردوز نسبت به شرایط بدون کمربند در فعالیت گلوتئوس ماکزیموس ($P \leq ۰/۰۰۱$) و اکسترنال ابلیک ($P = ۰/۰۰۹$) تفاوت معنی‌داری را ایجاد کرد، اما در فعالیت عضله ارکتوراسپاین در هر دو حرکت بین وضعیت‌های با و بدون کمربند تفاوت معنی‌داری در این گروه یافت نشد (به ترتیب $P = ۰/۱۵۶$ و $P = ۰/۱۴۹$). بستن کمربند با تفاوت معنی‌دار فعالیت عضله ارکتوراسپاین بین دو گروه در حین حرکات اسکات ($P = ۰/۰۳۴$) و ددلیفت ($P = ۰/۰۱۴$) همراه بود.

نتیجه‌گیری: کمربند می‌تواند اثر مفیدی در ایجاد بهینه زوایای مفصلی، عملکرد عضلانی و کاهش درد زنان دانشجوی ورزشکار دارای هایپرلوردوز و سالم داشته باشد.

کلید واژه‌ها: کمربند وزنه‌برداری؛ هایپرلوردوز؛ ددلیفت؛ اسکات

ارجاع: باقری صالحه، باباخانی فریده، بلوچی رامین. **بررسی اثر کمربند وزنه‌برداری بر الکترومایوگرافی بخشی از عضلات تنه و لگن دانشجویان ورزشکار دختر دارای هایپرلوردوز در حرکات اسکات و ددلیفت: مطالعه نیمه تجربی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۲؛ ۱۹: ۱۹۱-۱۸۱.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۷/۲۱ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۸/۱۲ تاریخ چاپ: ۱۴۰۲/۹/۱۲

مقدمه

یکی از رایج‌ترین ناهنجاری‌های غیر ساختاری بدن در صفحه ساجیتال، وضعیت لوردوتیک است. مهم‌ترین علل افزایش قوس کمر (Hyperlordosis)، عدم تعادل عضلانی می‌باشد که در قسمت کمری- لگنی ستون فقرات موجب آسیب‌های جدی در آن ناحیه می‌شود (۱). هایپرلوردوز نشان دهنده یک وضعیت نامناسب است که امکان دارد با آنتی‌ورژن لگن و هایپراکستنشن زانوها همراه باشد (۲). هایپرلوردوز یکی از ناهنجاری‌های سندرم متقاطع تحتانی به شمار می‌رود که در آن عضلات ارکتور اسپاین و فلکسورهای هیپ کوتاه یا سفت و عضلات شکمی و اکستنسورهای هیپ ضعیف یا کشیده می‌شوند. لوردوز طبیعی در ناحیه کمر از فشارهای بیش از حد در این ناحیه محافظت و به عنوان یک جذب‌کننده شوک عمل می‌کند. هر نوع تغییر در راستای ستون فقرات، موجب می‌شود شخص پاسچر خوب را از دست بدهد و در سراسر بدن دچار بی‌تعادلی شود. برای داشتن پاسچر مناسب، باید تعادل بین قدرت و انعطاف‌پذیری در عضلات قدامی و خلفی حفظ گردد (۲). عملکرد عضلات را با توجه به قدرت و

۱- کارشناس ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
۲- دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: فریده باباخانی؛ دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
Email: farideh.babakhani@atu.ac

طول آن‌ها می‌توان بررسی کرد. به طور مثال، در وضعیت هایپرلوردوز عضلات شکم در قدام کشیده و عضلات گلوتئال، همسترینگ، فلکسورهای ران و عضلات ستون فقرات کمری کوتاه می‌شوند (۲).

طبیعی بودن لوردوز یک ویژگی کلیدی و مهم در حفظ تعادل بدن در صفحه ساجیتال است (۳). در هایپرلوردوز به موجب افزایش تنش در قسمت تحتانی، ستون فقرات در معرض تحمل بیشترین وزن بالا تنه قرار دارد و ممکن است تحت خطرات گوناگون قرار گیرد (۳). عدم تعادل عضلانی و ضعیف شدن عضلات، منجر به کوتاهی و کشیدگی عضلانی می‌شود که ممکن است در تعادل کل بدن و راه رفتن اثر بگذارد (۴). هایپرلوردوز می‌تواند یک مکانیسم جبران ضعف عضلات گلوتئال باشد؛ این ضعف با ایجاد تنش (Tension) در لگن، باعث ناپایداری لگن و اغلب لگن تیلت قدامی (Anterior pelvic tilt) می‌شود (۴). ایجاد و حفظ پاسچر خوب در حالت ایستاده، عمل مشکلی است که به تعادل و تنظیم اطلاعات حسی، بینایی و... از سراسر بدن و آگاهی مغز از موقعیت بدن در محیط نیاز دارد (۵). لوردوز مخصوص و منحصر به ستون فقرات انسان است که مقدار آن بسته به عملکرد عضلات و سلامتی دیسک‌ها تعیین می‌شود(۶). مشخص شده است که قبل از انجام هر نوع حرکتی در اندام تحتانی، همواره فعالیت عضلات تنه افزایش می‌یابد و به همین منظور، وجود ضعف در ناحیه تنه به علت هایپرلوردوز، باعث تأخیر در فعالیت عضلات اندام تحتانی و اختلال در تعادل می‌شود (۷). یکی از تمرینات مقاومتی با وزنه آزاد، اسکات است که علاوه بر تقویت عضلات اندام تحتانی، باعث Overloading ستون فقرات می‌شود (۹). اسکات از پشت به دلیل نحوه بارگذاری اندام تحتانی و القای الگوی تنش- کشش که در بسیاری از ورزش‌ها رایج است، محبوبیت زیادی دارد (۱۰). ددلیف یک تمرین چند مفصله و یک آزمون مهم برای قدرت کلی بدن می‌باشد که هر عضله بزرگ و کوچک بدن را در برمی‌گیرد و عضلات را با سطح مقطع عرضی بزرگی وارد عمل می‌کند و همچنین، به طور مؤثری قدرت اکستنسورهای زانو و لگن و ثبات کمری- لگنی را بهبود می‌بخشد (۱۱). اسکات و ددلیفت از انواع تمرینات مقاومتی پایه‌ای هستند که در برنامه‌های بهبود آمادگی جسمانی ورزشکاران قرار می‌گیرد (۱۲). بهترین زاویه شیب لگن در حین انجام اسکات مشخص نشده است، اما اسکات با کمی پوستریور پلویک تیلت (posterior pelvic tilt) کارامدترین روش برای لیفت است که منجر به کاهش لوردوز و کاهش بارهای فشاری (Compressive loads) بر دیسک‌های بین مهره‌ای می‌شود (۱۴، ۱۳). گفته می‌شود وضعیت لوردوتیک باعث کاهش کشش عناصر خلفی ستون فقرات کمری و در نتیجه، کاهش تنش بر آن می‌شود و همچنین، فعالیت عضلات شکم ممکن است در حمایت از ستون فقرات کمری نقش داشته باشند که اسکات با کمی شیب خلفی لگن و با کاهش لوردوز، موجب کمترین بارهای فشاری روی دیسک‌های بین مهره‌ای می‌شود، اما وجود یک زاویه نرمال برای ناحیه لومبوساکرال در حین لیفت کردن اسکات، موجب به حداقل رساندن خطر کمردرد در افراد شده است (۱۴).

در بسیاری از حرکات ترکیبی تنه، خطر آسیب ستون فقرات وجود دارد که فعالیت‌های روزمره نیز اغلب مستلزم تکرار حرکات می‌باشد. بنابراین، ممکن است استفاده از وسایل حمایتی (Supportive devices) در پیشگیری از بروز آسیب‌های ستون فقرات مؤثر باشد (۱۵). کمربندها (Lumbar braces) باعث نگهداری بدن در یک تراز مناسب و حمایت از مناطق آسیب‌پذیر می‌شوند و با ایجاد یک اثر دارونما، به مغز یادآوری می‌کنند که در حین بلند کردن وزنه باید احتیاط کرد و این تأثیر دارونما حتی هنگامی که کمربند به درستی بسته نشده باشد، همچنان قابل توجه است (۸). یکی دیگر از آثار مهم کمربندها، محدودیت حرکت ستون فقرات و کاهش بارهای (Loads) تنه است (۱۶). یکی از مکانیسم‌های احتمالی مهم در طی استفاده از این کمربندهای حمایتی، تقویت حس عمقی از طریق یک بازخورد لمسی است که باعث ارتقای حس امنیت افراد می‌شود (۱۵). از سوی دیگر، احتمالاً فشار وارده توسط کمربند به شکم باعث می‌شود فرد برای تغییر وضعیت ستون فقرات کمری خود مجبور به کاهش لوردوز خود شود (۱۵). از آن‌جایی که کمربندها بر اساس اصول مکانیکی مختلفی طراحی شده‌اند، تأثیر آن‌ها نیز بر تحرک ستون فقرات و لگن، عضلات کمر و زوایای مهره‌های ستون فقرات کمری می‌تواند متفاوت باشد (۱۷). بررسی الکترومایوگرافی (Electromyography یا EMG) نشان داد که تکرارهای متعدد ددلیفت در صورت بستن کمربند هیچ تأثیری بر فعالیت ارکتور اسپاین ندارد (۱۸). همچنین، به نظر می‌رسد نتوان کمربند کمری را به افراد دارای اضافه وزن مبتلا به هایپرلوردوز توصیه نمود؛ چرا که تمایل آن‌ها را به افزایش زاویه لوردوز افزایش می‌دهد (۱۹). اگرچه اسکات اغلب برای بهبود قدرت اندام تحتانی و کنترل عصبی- عضلانی به کار می‌رود، اما تفاوت‌های جنسیتی به طور چشمگیری می‌تواند عملکرد عضلانی را در تمرین تغییر دهد و حین اسکات عمیق، زنان در زنجیره خلفی عضلانی فعالیت بیستری نشان دادند (۲۰).

داده‌های سینماتیکی ۹ زن در حرکت اسکات نشان داد که زن‌ها تنه و لگن خود را کمتر خم می‌کنند و دچار تحمل وزن بیشتر در ستون فقرات می‌شوند (۲۱). زنان ورزشکار در معرض خطر بیشتری از شیوع آسیب‌های کمری و کمردرد قرار دارند (۲۲) بنابراین، بر اساس تفاوت‌های جنسیتی و جهت بررسی دقیق‌تر اثر یک ابزار حمایت‌کننده خارجی مانند کمربند در افراد دارای هایپرلوردوز و لوردوز کمری طبیعی بهتر بود نمونه‌گیری فقط در زنان صورت گیرد تا اثر مداخله‌گری همچون جنسیت مهار شود. در این راستا، هدف از انجام پژوهش حاضر، یافتن یک روش مناسب برای بهینه‌سازی و کاهش فعالیت عضلانی آسیب‌زا در نتیجه بار اضافی و همچنین، بهبود عملکرد زنان ورزشکار در حرکات اسکات و ددلیفت بود؛ چرا که از جمله حرکات پایه‌ای تمرینات مقاومتی هستند. به جهت این که زنان ورزشکار دارای هایپرلوردوز ممکن است نسبتاً بیشتر در معرض تشدید این بارها قرار گیرند، برای مطالعه انتخاب شدند.

مواد و روش‌ها

جهت اجرای تحقیق ابتدا پژوهشگر در یک فراخوان از کلیه دانشجویان زن رشته تربیت بدنی ورزشکار دانشگاه علامه طباطبائی که دارای شرایط ورود به پژوهش بودند، دعوت به عمل آورد. سپس کلیه داوطلبانی که با معیارهای مطالعه حاضر به ویژه از نظر میزان قوس کمری و آمادگی جسمانی مطابقت داشتند، غربال شدند. پس از آن در مکان آزمایشگاه برگه رضایت‌نامه و اطلاعات فردی در اختیار آن‌ها قرار گرفت.

تحقیق حاضر از نظر زمانی یک نوع پژوهش مرحله‌ای و از جهت روش جزء مطالعات نیمه تجربی و از نظر موضوع یک تحقیق کاربردی بود که با تصویب کمیته اخلاق دانشگاه علامه طباطبایی تهران، در طول حدود یک ماه در ساعات صبح تا ظهر و در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی انجام شد. در رابطه با حجم نمونه، با فرض ۰/۰۵ = α و ۰/۸۰ = β،

http://jrrs.mui.ac.ir

۳۴ دانشجوی دختر دانشگاه علامه طباطبائی در دو گروه با و بدون هایپرلوردوز کمری به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. همچنین، قبل از مشارکت، فرم رضایت‌نامه آگاهانه مصوب دانشگاه در اختیار آن‌ها قرار گرفت.

معیارهای ورود شامل داشتن هایپرلوردوز بیشتر از ۸ درجه (۲۰) در گروه هایپرلوردوز و داشتن لوردوز طبیعی کمر در گروه بدون هایپرلوردوز، داشتن آمادگی جسمانی مطلوب بر اساس سابقه ورزشی آن‌ها و توده بدنی نرمال بین ۱۸ تا ۲۵ کیلوگرم بر مترمربع بدون سابقه ضربه حاد به ستون فقرات بود. معیارهای عدم ورود به مطالعه سابقه کمردرد حاد و مزمن طی ۵ سال اخیر، دارای علایم پاتولوژیک مانند اسپاسم و خشکی کمر، سرخوردگی مهره در ستون فقرات که بر اساس خوداظهاری فرد و آزمون‌های تشخیصی (Spinal extension و Spinal flexion test)، ارزیابی الگوهای حرکتی، دامنه حرکتی و وضعیت بدنی تعیین شد. هرگونه سابقه جراحی و شکستگی و نارسایی اسکلتی- عضلانی (Musculoskeletal failure) و در صورت عدم تمایل به ادامه همکاری در طرح یا در صورت عدم اجرای صحیح حرکات، غیبت و شرکت فرد در رقابت‌های ورزشی سنگین به طور هم‌زمان با دوره تحقیق، فرد از مطالعه خارج شد.

برای اندازه‌گیری لوردوز لومبار، زواید خاری مهره T12 و S1 علامت‌گذاری شد. سپس آزمونگر با استفاده از خط‌کش منعطف (Flexi curve) انحنای قوس لومبار را ثبت کرد. نقاطی از آن که در تماس با قسمت میانی زواید بود با ماژیک علامت‌گذاری و بدون تغییر در شکل خط‌کش منعطف، از بدن آزمودنی جدا گردید و روی کاغذ سفید قرار داده شد. سپس انحنای محدب آن ترسیم و نقاط علامت‌گذاری شده ثبت شد. دو نقطه روی کاغذ با یک خط مستقیم به هم وصل و از وسط آن، خط عمودی به انحنا رسم شد و به وسیله فرمول، شاخص قوس انحنا محاسبه شد. به طور طبیعی شاخص محاسبه شده برای لوردوز طبیعی کمری در زنان و مردان باید ۲/۵ ± ۷/۸ باشد (۲۳)، اما اگر شاخص محاسبه شده بیشتر از این دامنه باشد، آزمون مثبت در نظر گرفته می‌شود و بیانگر وجود هایپرلوردوزیس کمری می‌باشد. از یک کمربند چرمی مخصوص وزنه‌برداری ساخت ایران که دارای درجه‌بندی اندازه توسط یک سگک جهت تناسب با تفاوت‌های فردی بود، استفاده شد که در ستون فقرات تحتانی و حدود نواحی T7 تا L1 با درجه سفتی مناسب جهت انجام حرکات بسته شد (۳۰-۲۴).

در مطالعه حاضر برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گلوتئوس ماکزیموس، اکسترنال ابلیک، ارکتورستون فقرات از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله (الکترومایوگرافی ۱۶، شرکت مدبویا، ایران) و دستگاه کالیبره شده که سیگنال‌های آن با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و پهنای باند ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز بود و از الکترودهای سطحی نقره- کلرلید یک‌بار مصرف مد RG-F (ساخت شرکت اسکین تکت، آلمان) جهت ثبت کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی در راستای فیبرهای عضلانی استفاده شد. الکترودها به وسیله یک رابط هدایت‌کننده ژلی شامل ترکیباتی مانند کلرید نقره که دریافت‌کننده امواج از سطح پوست آزمودنی هستند، در تماس با پوست فرد قرار گرفت. اندازه سطح تماس الکتریکی هر الکترود ۱ سانتی‌متر مربع و بدون خطر ایجاد هرگونه حساسیتی بود. جهت ایجاد یک مقاومت مناسب و بهینه بدون ایجاد هرگونه آسیب، از وزنه‌ای تقریبا معادل ۱۵ درصد وزن هر فرد استفاده شد (۳۱).

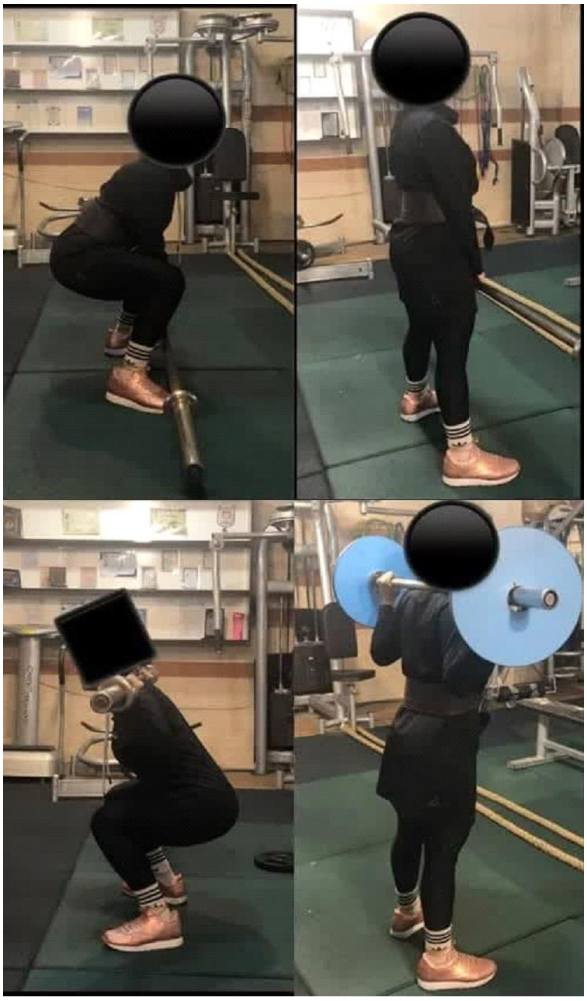
جهت کاهش دادن مقاومت در سطح پوست افراد، موهای پوست روی عضلات منتخب تراشیده شد و پوست به وسیله پنبه الکلی پاک گردید (۳۲). الکترودهای دو قطبی با قطر ۱ سانتی‌متر به طور مرکز به مرکز با فاصله ۲ سانتی‌متر بر بطن عضله قرار گرفت (۳۳). برای عضله گلوتئوس ماکزیموس، الکترودها وسط خط بین استخوان خاجی و تروکانتر بزرگ قرار گرفتند که این موقعیت با بیشترین برجستگی وسط باسن، بالاتر از نمای تروکانتر بزرگ مطابقت داشت. برای عضله ارکتور اسپایندو انگشت لترال به مهره L1، برای عضله اکسترنال ابلیک در هر سمت در ۱۵ سانتی‌متری از خط وسط بدن که از ناف عبور می‌کرد، قرار گرفتند. الکترود مرجع روی مهره C7 گردنی قرار داده شد. الکترودها روی عضلات سمت غالب بدن در رأس تارهای عضلانی بر پایه پروتکل surface EMG for a non-invasive assessment of muscles (SENIAM) قرار گرفت. جهت اطمینان از ثبات و اعتبار بیشتر آزمون، چسب مخصوص در حین تست روی الکترودها و پوست چسبانده شد.

جهت معارفه و درک هرچه بیشتر آزمودنی‌ها با شرایط مربوط به آزمون و اجرای صحیح حرکات اسکات و ددلیفت، آموزش‌های لازم عملی و بصری نزد آن‌ها ارایه و در انتها هر آزمودنی برای اطمینان از درک کامل مطلب هر حرکت را به صورت آزمایشی انجام داد و ایرادات بررسی و رفع و زوایای مربوط به انجام تکالیف حرکتی توسط گونیامتر یکسان‌سازی شد؛ به این صورت که آزمون شونده جهت اجرای اسکات با فاصله پاها به اندازه عرض شانه ایستاد و میله هالتر را کمی پایین‌تر از شانه و روی عضله تراپزیوس فوقانی و دلتوید خلفی قرار داد. جهت به حداقل رسیدن نیروهای وارد بر ستون فقرات، تنه صاف و پاها تقریباً اندازه عرض شانه یا کمی بیشتر باز و متمایل به خارج بود. همچنین، جهت ثبات و فشار بیشتر هالتر، شانه‌ها در ناحیه تراپزیوس کمی منقبض شدند (۳۴). هالتر در سراسر طول دلتوید خلفی، زیر مهره C7 گردنی قرار گرفت. ساعدها موازی و دست‌ها در وضعیت پرونیشن کنار شانه‌ها و زیر هالتر قرار گرفتند. مچ‌ها در سراسر حرکت اکستند بودند. فرد با خم کردن زانوها حرکت اسکات را تا هنگامی که استخوان ران با زمین موازی شد، ادامه داد. در حین اجرا، کنترل روی عدم انحراف داخلی زانوها و در یک راستا بودن سر و گردن بود تا جایی که فرد توانست ثبات وضعیتی کافی را نشان دهد ستون فقرات فوقانی کمری با ایجاد و حفظ انقباض مناسب عضله و قفسه سینه با حرکت رو به جلو و بالا، باعث کاهش نیروهای برشی روی دیسک‌های مهره‌ای شد. در نهایت، آزمودنی با حفظ یک موقعیت خنثی و لوردوتیک بهینه در ستون مهره‌ها یک اسکات ایمن را اجرا نمود (۳۴).

برای انجام ددلیفت در حالی که هالتر جلوی پاها و روی زمین قرار داشت، پاها اندازه عرض شانه باز بود. فرد با بازوهای کاملاً کشیده و دست‌ها بازتر از عرض شانه در حالی که ساعدها در حالت پرونیشن قرار داشت، با خم کردن مفاصل ران و زانو اقدام به گرفتن هالتر کرد. ستون فقرات در وضعیت خنثی و استخوان ران به موازات زمین بود. شانه‌ها به طور مستقیم بالای هالتر یا کمی جلوتر قرار گرفت و از هرگونه انحنای بیش از حد ستون فقرات جلوگیری شد. هالتر نزدیک به بدن و بدون تماس با ساق پا نگهداشته شد. زاویه تنه حدود ۳۰ تا ۴۵ درجه نسبت به کف زمین و نگاه به سمت روبه‌رو و سر و گردن و ستون فقرات و باسن در یک راستا بودند. با فشردن پاها به زمین، آزمودنی مفاصل لگن و زانوها را اکستند و بدن را صاف کرد. بازدم زمانی رخ داد که میله هالتر از زانو گذشت و هم‌زمان قفسه سینه به سمت بالا و بیرون نگهداشته شد. در طول بالا آوردن، کتف‌ها به سمت عقب جمع شد و با اکستنشن فعال لگن، میله هالتر در مقابل ران‌ها قرار گرفت و با وضعیت خنثی ستون فقرات، بخش اول حرکت به پایان رسید. مجدد با خم شدن مفاصل لگن و زانو و مچ پا، هالتر به سمت پایین حرکت داده شد تا در موقعیت اولیه در تماس با زمین قرار گرفت (۳۵). برای

http://jrrs.mui.ac.ir

انجام حرکت ددلیفت وزنه‌های هالتر، ۱۵ درصد وزن بدن فرد انتخاب گردید (۳۶). نحوه انجام دو حرکت در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱. ابتدای حرکت ددلیفت با کمربند (بالا چپ)، انتهای حرکت ددلیفت (بالا راست)، ابتدای حرکت اسکات (پایین چپ) و انتهای حرکت اسکات (پایین راست)

برای معادل‌سازی مفروضات حاصل از تحقیق، درصدی از بیشینه انقباض ایزومتریک ارادی (Maximal voluntary isometric contraction یا MVIC) قبل از آغاز مطالعه از یک منبع استاندارد (دستگاه الکترومایوگرافی) جهت مقایسه تغییر فعالیت‌های الکترومایوگرافی بین عضلات آزمودنی‌ها استفاده شد. همچنین، از تست عضلانی دستی (Manual muscle test) معتبر جهت ارزیابی MVIC عضلات منتخب استفاده گردید (۳۲). ابتدا برای آشنایی بیشتر نمونه‌ها با روش کار، برای هر نمونه یک تست MVIC انجام گرفت. سپس در دو مرحله تست MVIC برای هر کدام از عضلات در مدت زمانی ۵ ثانیه اعمال شد که جهت جلوگیری از خستگی، بین تکرارها استراحت یک دقیقه‌ای منظور شد (۳۷). جهت اندازه‌گیری MVIC عضله مورب خارجی، از چرخش تنه به سمت راست و چپ استفاده شد. آزمودنی در حداکثر فلکشن و چرخش به راست قرار گرفت و آزمونگر نیرویی را در جهت باز شدن و چرخش به چپ تنه وارد می‌کند (۲۰).

برای عضله گلوتئوس ماکزیموس، آزمودنی در حالی که مفصل ران او در صفحه فرونتال در وضعیت نوترال قرار داشت، به صورت دمر خوابید. از او درخواست شد که برای حفظ ثبات با دست لبه تخت را نگهدارد. آزمونگر با یک دست لگن او را ثابت و با دست دیگر در برابر اکستنشن مفصل ران مقاومت ایجاد کرد. در حین انجام تست، از آزمودنی درخواست گردید با حداکثر توان، پای خود را با حفظ زاویه ۹۰ درجه فلکشن در مفصل زانو در برابر مقاومت آزمونگر بلند کند (۳۱).

برای عضله ارکتوراسپاین فرد به صورت دمر در حالی که تنه او از تخت بیرون بود، دراز کشید و دست‌ها به حالت ضربدری جلوی سینه قرار گرفت. پاها به وسیله تسمه ثابت و از فرد درخواست شد تنه را بالا بیاورد و موازی با سطح زمین نگهدارد (۳۷). الکترودها جهت اندازه‌گیری فعالیت عضله ارکتور اسپاین در بالای کمربند قرار داده شد. سپس آزمودنی یک بار با و یک بار بدون کمربند حرکات را انجام داد.

اندازه مجذور مربعات ریشه دوم (Root mean square یا RMS) فعالیت ایزومتریک ثبت شده عضله توسط دستگاه الکترومایوگرافی با حذف کردن ۳ ثانیه از اول و آخر و محاسبه ۴ ثانیه میانی فعالیت و همچنین، برای تحلیل سیگنال‌های خام استفاده شد. سپس داده‌های خام حاصل از پژوهش در نرم‌افزار LabVIEW (National Instruments, Austin, TX) و نسخه SPSS ۲۱ (version 21, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با تقسیم کردن RMS بر میزان MVIC عضلات، میزان فعالیت عضلات با درصدی از MVIC مشخص گردید (۴۲-۳۸).

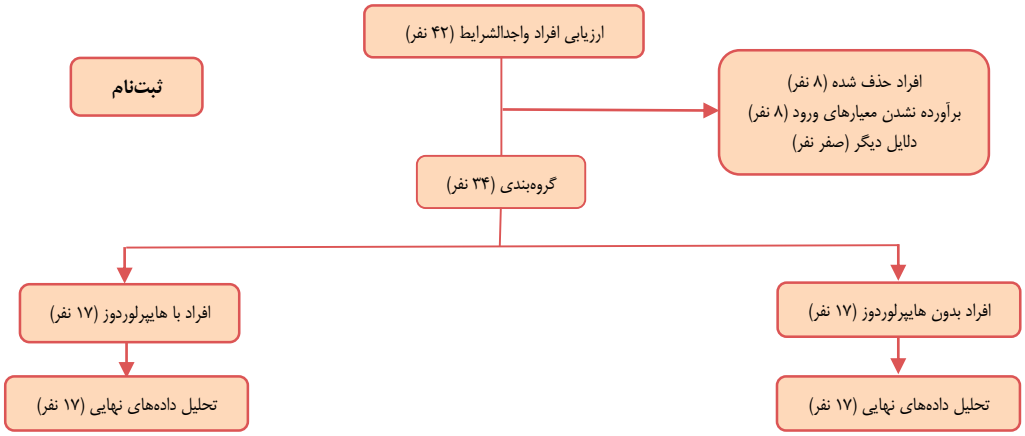
به منظور بررسی، تجزیه و تحلیل آماری داده‌های خام به دست آمده، از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای توصیف ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها از میانگین و انحراف معیار و جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. نتایج نشان داد که توزیع داده‌ها در متغیرهای اندازه‌گیری نرمال نیست. بنابراین، برای مقایسه درون‌گروهی از آزمون Wilcoxon و برای مقایسه بین گروهی از آزمون Mann-Whitney U استفاده گردید. همچنین، مقادیر اندازه اثر Cohen's d، ۰/۸، ۰/۵ و ۰/۲ به ترتیب به عنوان اندازه اثر «بزرگ، متوسط و کوچک» در نظر گرفته شد. پس از جمع‌بندی داده‌های خام در نرم‌افزار اکسل Excel، کلیه محاسبات در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

ارزیابی افراد واجد شرایط از بین ۴۲ نفر انجام گرفت که ۳۴ نفر وارد مطالعه حاضر شدند (شکل ۱). همه افراد در هر دو گروه مورد بررسی مشارکت ۱۰۰ درصد داشتند. بررسی ویژگی‌های دموگرافیک نشان داد که تفاوت معنی‌داری در میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی افراد بین دو گروه وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۱).

بر مبنای نتایج آزمون Wilcoxon، تفاوت معنی‌داری در میانگین فعالیت عضلات مورد بررسی مشاهده نشد و کمربند وزنه‌برداری بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب زنان دانشجوی ورزشکار دارای لوردوز طبیعی حین تکالیف حرکتی اسکات و ددلیفت تأثیر نداشت (جدول ۲).

http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۱. فلوچارت روند اجرای مطالعه

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک نمونه‌های دو گروه مورد بررسی

متغیر	زنان بدون لوردوز کمری (۱۷ نفر)	زنان با لوردوز کمری (۱۷ نفر)	مقدار P
سن (سال)	۲۳/۰۰ ± ۱/۶۳	۲۲/۰۱ ± ۲/۴۹	۰/۳۹۰
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۳۴ ± ۴/۴۳	۶۷/۸۳ ± ۶/۹۱	۰/۶۱۳
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۸۲ ± ۳/۵۶	۱۶۸/۷۰ ± ۵/۴۹	۰/۵۰۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۱/۲۰ ± ۱/۷۰	۲۲/۷۹ ± ۰/۳۷	۰/۳۴۲

آزمون Independent t، $P < ۰/۰۵$ اختلاف معنی‌دار
داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

نتایج آزمون Wilcoxon بیانگر وجود تفاوت معنی‌دار در فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئوس ماکزیموس ($P = ۰/۰۰۱$) و اکسترنال ابلیک (۰/۶۱ = اندازه اثر، $P = ۰/۰۰۹$) در حرکت ددلیفت در دو حالت با و بدون کمربند وزنه‌برداری در زنان دانشجوی ورزشکار دارای هایپرلوردوز بود. مقدار فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئوس ماکزیموس و اکسترنال اوبلیک در طول حرکت اسکات، کاهشی را در وضعیت بدون کمربند نسبت به با کمربند نشان داد، اما نتایج معنی‌دار نبود. همچنین، مقدار فعالیت عضله ارکتور اسپاین در دو حرکت اسکات و ددلیفت در وضعیت‌های با و بدون کمربند معنی‌دار مشاهده نشد (جدول ۳).

نتایج آزمون Mann-Whitney U حاکی از بیشتر بودن فعالیت عضله ارکتوراسپاین بدون بستن کمربند در افراد با هایپرلوردوز نسبت به افراد بدون هایپرلوردوز حین اسکات بود ($P = ۰/۰۱۸$)، اما در میزان فعالیت سایر عضلات حین انجام حرکت اسکات در شرایط با و بدون کمربند وزنه‌برداری بین دو گروه تفاوتی مشاهده نشد. همچنین، فعالیت عضلات ارکتور اسپاین ($P = ۰/۰۴۵$) و گلوتئوس ماکزیموس ($P = ۰/۰۳۸$) در افراد با هایپرلوردوز نسبت به افراد بدون هایپرلوردوز حین ددلیفت به طور معنی‌داری بیشتر بود، اما میزان فعالیت سایر عضلات حین حرکت ددلیفت در شرایط با و بدون کمربند وزنه‌برداری بین دو گروه مورد بررسی تفاوتی مشاهده نشد (جدول ۴).

با توجه به مقادیر اندازه اثر به دست آمده، در حالت بدون کمربند اندازه اثر متوسطی در سطح فعالیت عضله ارکتور اسپاین (۰/۶۰ = اندازه اثر) در حرکت اسکات و عضلات گلوتئوس ماگزیموس (۰/۵۶ = اندازه اثر) و اکسترنال اوبلیک (۰/۵۴ = اندازه اثر) در حرکت ددلیفت بین دو گروه هایپرلوردوز و بدون هایپرلوردوز مشاهده شد. همچنین، در حالت با کمربند، اندازه اثر متوسط در سطح فعالیت عضلات ارکتور اسپاین (۰/۶۴ = اندازه اثر) و گلوتئوس ماگزیموس (۰/۵۹ = اندازه اثر) در حرکت ددلیفت بین دو گروه یافت گردید (جدول ۵).

جدول ۲. مقایسه اثر کمربند بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب در زنان دانشجوی ورزشکار بدون هایپرلوردوز حین تکالیف حرکتی اسکات و ددلیفت

عضله	نوع حرکت	بدون کمربند (MVIC) (میانگین ± انحراف معیار)	با کمربند (MVIC) (میانگین ± انحراف معیار)	Z	مقدار P	اندازه اثر
ارکتور اسپاین	اسکات	۲۴/۳۷ ± ۲۲/۷۱	۲۴/۶۸ ± ۲۵/۰۵	−۰/۱۱۸	۰/۹۰۶	۰/۰۴
	ددلیفت	۲۲/۸۳ ± ۲۲/۷۷	۱۶/۳۴ ± ۱۶/۴۴	−۱/۱۶۰	۰/۲۴۶	۰/۳۱
گلوتئوس ماکزیموس	اسکات	۳۴/۷۷ ± ۲۸/۷۰	۳۲/۰۶ ± ۲۷/۲۴	−۱/۱۱۲	۰/۲۶۶	۰/۰۷
	ددلیفت	۲۴/۳۸ ± ۱۸/۹۳	۲۰/۴۵ ± ۱۲/۵۱	−۱/۱۶۰	۰/۲۴۶	۰/۲۶
اکسترنال اوبلیک	اسکات	۳۶/۵۴ ± ۲۶/۲۷	۴۰/۰۲ ± ۲۸/۶۷	−۰/۵۹۲	۰/۵۵۴	۰/۱۴
	ددلیفت	۳۹/۰۰ ± ۲۹/۶۸	۳۹/۶۷ ± ۲۸/۰۲	−۰/۲۱۳	۰/۸۳۱	۰/۰۱

*$P<۰/۰۵$؛ **اندازه اثر متوسط Cohen's d (۰/۵)

MVIC: Maximal voluntary isometric contraction

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۳. مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب زنان دانشجوی ورزشکار حین تکالیف حرکتی اسکات و ددلیفت با و بدون کمربند وزنه‌برداری

شرایط آزمون	عضله	گروه	اسکات				ددلیفت			
			MVIC	آماره U	Z	مقدار P	MVIC	آماره U	Z	مقدار P
بدون کمربند	ارکتور اسپاین	بدون هایپرلوردوز	۲۴/۳۷ ± ۲۲/۷۱	۷۶	-۲/۳۵۹	*۰/۰۱۸	۲۲/۸۳ ± ۲۲/۷۷	۷۶	-۲/۱۸۵	۰/۴۱۴
		هایپرلوردوز	۱۹/۲۱ ± ۳۷/۴۳	۱۰۳	-۱/۴۲۹		۲۶/۲۴ ± ۱۵/۵۴	۱۰۳	-۱/۳۲۰	
	گلوتئوس	بدون هایپرلوردوز	۳۴/۷۷ ± ۲۸/۷۰	۱۰۹	-۱/۲۲۳	۰/۲۲۱	۲۴/۳۸ ± ۱۸/۹۳	۱۰۹	-۱/۷۵۱	۰/۳۸۰
	ماکزیموس	هایپرلوردوز	۴۳/۵۸ ± ۲۶/۱۰	۹۶	-۱/۶۷۱		۳۶/۲۳ ± ۲۲/۷۸	۹۶	-۱/۵۸۷	
	اکسترنال اوبلیک	بدون هایپرلوردوز	۳۶/۵۴ ± ۲۶/۲۷	۱۰۲	-۱/۴۶۴	۰/۱۴۳	۳۹/۰۰ ± ۲۹/۶۸	۱۰۲	-۱/۸۰۲	۰/۳۴۴
		هایپرلوردوز	۴۶/۷۲ ± ۱۷/۸۶	۱۰۴	-۱/۳۹۵		۵۴/۱۳ ± ۲۶/۲۷	۱۰۴	-۱/۴۱۵	
با کمربند	ارکتور اسپاین	بدون هایپرلوردوز	۲۴/۶۸ ± ۲۵/۰۵	۶۹	-۲/۲۸۴	۰/۱۰۵	۱۶/۳۴ ± ۱۶/۴۴	۶۹	-۲/۳۴۷	*۰/۰۴۵
		هایپرلوردوز	۳۵/۳۴ ± ۱۷/۴۳	۸۰	-۱/۱۳۷		۲۶/۶۱ ± ۱۵/۳۷	۸۰	-۱/۴۸۹	
	گلوتئوس	بدون هایپرلوردوز	۳۲/۰۶ ± ۲۷/۲۴	۱۰۲	-۱/۱۸۵	۰/۳۰۵	۲۰/۴۵ ± ۱۲/۵۱	۱۰۲	-۱/۴۴۳	*۰/۰۳۸
	ماکزیموس	هایپرلوردوز	۳۶/۹۸ ± ۲۳/۶۹	۸۹	-۲/۰۱۸		۲۸/۹۵ ± ۱۶/۰۳	۸۹	-۱/۵۷۰	
	اکسترنال اوبلیک	بدون هایپرلوردوز	۴۰/۰۲ ± ۲۸/۶۷	۱۰۱	-۲/۱۴۲	۰/۴۲۵	۳۹/۶۷ ± ۲۸/۰۲	۱۰۱	-۲/۲۸۴	۰/۶۸۹
		هایپرلوردوز	۴۱/۱۵ ± ۱۳/۱۹	۹۴	-۱/۷۲۸		۳۹/۷۱ ± ۲۳/۸۵	۹۴	-۱/۳۰۲	

*P < ۰/۰۵

MVIC: Maximal voluntary isometric contraction

جدول ۵. مقادیر اندازه اثر در سطح فعالیت هر عضله بین دو گروه هایپرلوردوز و بدون هایپرلوردوز در دو حالت بدون کمربند و با کمربند

شرایط آزمون	عضله	اندازه اثر اسکات	اندازه اثر ددلیفت
بدون کمربند	ارکتور اسپاین	**۰/۶۰	۰/۱۷
	گلوتئوس ماگزیموس	۰/۳۲	**۰/۵۶
	اکسترنال اوبلیک	۰/۴۵	**۰/۵۴
با کمربند	ارکتور اسپاین	۰/۴۹	**۰/۶۴
	گلوتئوس ماگزیموس	۰/۱۹	**۰/۵۹
	اکسترنال اوبلیک	۰/۰۴	۰/۰۱

**اندازه اثر متوسط Cohen's d (۰/۵)

بحث

پژوهش حاضر به بررسی و مقایسه اثر کمربند وزنه‌برداری روی فعالیت الکتریکی عضلات منتخب حین حرکات اسکات و ددلیفت در زنان دانشجوی ورزشکار با و بدون هایپرلوردوز پرداخت. در گروه بدون هایپرلوردوز، کمربند بر روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در هر دو تکلیف حرکتی اسکات و ددلیفت اثر معنی‌داری نداشت. همچنین، استفاده از کمربند در گروه هایپرلوردوز تنها فعالیت عضلات گلوتئوس ماکزیموس و اکسترنال ابلیک را در تکلیف حرکتی ددلیفت به طور معنی‌داری کاهش داد. همچنین، فعالیت عضله ارکتور اسپاین هم در هر یک از دو گروه در هر دو حرکت و هر دو شرایط تفاوت معنی‌داری را نشان نداد؛ هرچند در اسکات بدون استفاده از کمربند، فعالیت این عضله در گروه هایپرلوردوز به طور معنی‌داری بیش از گروه بدون هایپرلوردوز شد و در ددلیفت با استفاده از کمربند، فعالیت عضلات ارکتور اسپاین و گلوتئوس ماکزیموس به طور معنی‌داری در گروه هایپرلوردوز بیشتر از گروه بدون هایپرلوردوز به دست آمد. بنابراین، به نظر می‌رسد در زنان ورزشکار بدون هایپرلوردوز، استفاده از کمربند حرکات اسکات و ددلیفت ممکن است در کاهش فعالیت عضلات مورد بررسی در مطالعه حاضر ارزش افزوده‌ای ایجاد نکند، اما در زنان ورزشکار دارای هایپرلوردوز، با توجه به تغییرات ثبت شده در تحقیق، شاید پیشنهاد استفاده از این کمربند برای کاهش فعالیت عضلانی برخی از عضلات بتواند سودمند باشد. نتایج پژوهش‌ها در مورد تأثیر کمربندهای کمری بر فعالیت عضلات تنه نتایج متناقضی به دنبال داشته است (۲۷). ملاحظات مکانیکی در ستون فقرات کمری از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است؛ چرا که مهره‌های کمر و دیسک‌های بین‌مهره‌ای آن بیشترین بارهای مکانیکی را در ستون فقرات تجربه می‌کنند و میزان قدرت و یا حتی ضعف و آتروفی عضلات می‌توانند با تغییر در میزان لوردوز کمر مؤثر باشند (۶). در مقابل، نتایج این هدف استفاده از یک کمربند محافظتی در حرکت ددلیفت و مشابه آن بلند کردن بار اضافی در حرکت شبیه‌سازی شده که تقریباً به مدت ۵ دقیقه تکرار شد، کاهش فعالیت عضله ارکتور اسپاین در افراد سالم را گزارش کردند (۴۲). پس از بررسی تغییرات ایجاد شده در فعالیت عضلانی حین استفاده از کمربند، گزارش شد که هنگام استفاده از آن، زاویه مهره‌های (L1 و S1) درجه کمتر بود و به نظر می‌رسید فشار وارد آمده به ستون فقرات کاهش داشت و کمربند لگنی از مفاصل فوقانی کمر به خوبی حمایت می‌کند و موجب محدودیت حرکات لگن می‌شود. در هایپرلوردوز عضلات فلکسور ران و عضلات اکستنسور کمر کوتاه می‌شوند (۴۴، ۴۳). در این شرایط، به علت افزایش تنش‌ها وارد بر این عضلات (Muscle tension) به خصوص عضله ارکتور اسپاین کمری، استفاده از کمربند می‌تواند راهکار مناسبی برای جلوگیری از تحمیل تنش بیش از حد (Over-stressing) باشد (۴۵).

افزایش فعالیت عضلات گلوتئوس ماکزیموس و اکسترنال ابلیک از دو منظر در افراد با هایپرلوردوز توجیه‌پذیر است. مورد اول رابطه طول- تنش است؛ عضله اکسترنال ابلیک در حرکت ددلیفت نسبت به حرکت اسکات به مدت طولانی‌تری در وضعیت کوتاه شده قرار می‌گیرد و مورد دوم بر پایه نظریات Anders و Hübner، ضعف عضلات ناحیه شکمی و اکستنسورهای ران که موجب تیلت قدامی لگن و افزایش لوردوز افزایش یافته می‌شود (۴۶). آن‌ها در استفاده از الکترومایوگرافی دینامیک عضلات بیان کردند که تغییر بیومکانیکی ستون فقرات با استفاده از یک کمربند مخصوص وزنه‌برداری، موجب کاهش فعالیت تارهای

http://jrrs.mui.ac.ir

عضلانی می‌شود و در نهایت این عامل از ایجاد نیروهای برشی و فشاری در افراد با هایپرلوردوز که اغلب در صدر این نوع آسیب‌های ساختاری قرار دارند، ممانعت می‌کند. با این حال، در افراد با هایپرلوردوز در هر دو حرکت اسکات و ددلیفت، فعالیت عضله ارکتور اسپاین در صورت عدم استفاده از کمربند تفاوت معنی‌داری را نشان نداد، اما طی اجرای ۸ ست ۲۰ تکراری حرکت ددلیفت هنگام بستن کمربند، افزایش فشار بین عضلانی ارکتور اسپاین گزارش گردید. با این حال، در مقایسه با تحقیق Lee و Kang که بیان کردند این شرایط تأثیری بر فعالیت عضلات پاراسپانیال ندارد (۴۷)، می‌تواند ناهمسو باشد.

در یک پژوهش، فعالیت عضلات ۷ مرد دارای کمردرد و لوردوز افزایش یافته و سنجش فعالیت ایزومتریک عضله در حین لیفت عضلات عرضی شکم، مورب شکمی و راست شکمی هنگام پوشیدن کمربند فعالیت قابل توجهی داشتند که این اتفاق منجر به افزایش فشار داخل شکمی و کمری و تثبیت ستون فقرات شد (۴۸). از جنبه‌های مختلف مانند تفاوت‌های جنسی، تفاوت‌های آنتروپومتریک و آمادگی جسمانی، کیفیت ابزار و دستگاه‌ها، نتایج مطالعه حاضر با دیگر تحقیقات می تواند متفاوت باشد. برای مثال، داده‌های الکترومایوگرافی پژوهش Cholewicki و همکاران که روی ۱۱ آزمون شونده مرد در حرکت اسکات با وزنه‌های ۱۰ و ۲۰ کیلوگرمی با و بدون کمربند انجام شد، حکایت از آن داشت که در طول وظایفی مانند بلند کردن بارهای تکراری با کنترل تنفس صحیح و فشار ناشی از کمربند، فعالیت عضلات پشت به صورت قابل توجهی کاهش داشت، اما فعالیت عضلات شکمی از جمله ارکتور اسپاین و راست شکمی افزایش یافت (۴۹). بنابراین، ادعای مزایای ناشی از کمربند در محل اشیاء همچنان بحث‌برانگیز است؛ چرا که محفظه قفسه سینه‌ای و فشار کمربند روی آن امکان ارایه متفاوتی از اثرات کمربند را فراهم می‌کند (۵۰). اثر کمربند حمایتی لگنی در افراد دارای درد ساکروایلیالک که باعث کمردرد ۱۵ تا ۲۰ درصد بیماران است، بررسی گردید. نتیجه این که استفاده از کمربند، باعث فشردگی مفصل ساکروایلیلک و کاهش نیروی بارگذاری رباط‌های بین استخوانی و خلفی و ساکروسیپنوس و ساکروتوبروس شد. همچنین، آن‌ها بیان کردند که انواع کمربندهای لگنی باعث می‌شوند استخوان‌های نامنظم به سمت بیرون و خارج بچرخند که در نهایت، منجر به فشردگی و کاهش تحرک مفصل ساکروایلیاک می‌شود هرچند اثرات درمانی و مکانیسم‌های درمانی به موقعیت کمربندها بستگی دارد (۵۱).

صدمات و عیوب مزمن یا حاد مکانیکی در ساختارهای استخوانی، موجب کاهش ثبات ستون فقرات می‌شود و برای حفظ یک سطح ثبات نرمال، عضلات تنه باید تغییر ایجاد شده بر اساس عارضه را جبران کند و سال‌ها این سؤال مطرح است که آیا بستن کمربند شکمی یا افزایش فشار شکمی می‌تواند ثبات لازم را فراهم کند یا خیر؟ (۴۸) در این رابطه، مطالعه‌ای حرکت اسکات در ۹۰ درصد یک تکرار بیشینه را با و بدون کمربند در عضلات مختلف از جمله گلوتئوس ماکزیموس و ارکتور اسپاین بررسی کرد (۵۲) که با نتایج تحقیق حاضر همسو بود و تفاوت معنی‌داری برای هر عضله وجود نداشت، اما می‌توان ادعا کرد که سرعت حرکت با استفاده از کمربند به طور چشمگیری بیشتر بود. در این راستا، می‌توان اظهار داشت که احتمالاً هنگام استفاده از کمربند نیروهای فشاری دیسک‌های ستون فقرات کاهش و ایمنی بالا می‌رود و موجب افزایش ثبات بالاتنه می‌شود و خطر خمیدگی را کاهش می‌دهد، اما ممکن است منجر به ضعف عضلات شکمی شود.

محدودیت‌ها

نتایج پژوهش حاضر تنها به دختران ورزشکار غیر باردار که فاقد هر نوع اختلال عضلانی- اسکلتی باشند، قابل تعمیم است و در صورت انجام روی زنان غیر ورزشکار، انتظار می‌رود نتایج متفاوتی به دست آید. در مطالعه حاضر بر روی دو حرکت اسکات و ددلیفت سنتی تأکید بود که با مقدار معینی وزنه انجام شده باشند و قابل تعمیم بر روی حرکات مختلف بدنسازی با استفاده از وزنه‌های کمتر یا بیشتر نمی‌باشد. انتخاب دانشجویان دختر با آمادگی جسمانی بهتر، با هدف اطمینان از توانایی شرکت‌کنندگان در تحمل بار هالتر، انجام تکنیک صحیح، عدم آسیب ایشان در حین تحقیق بود. پژوهش حاضر تنها روی زنان دارای شاخص توده بدنی در محدوده طبیعی انجام شد. انجام مطالعه روی زنان با شاخص توده بدنی بالاتر به دلیل وجود چربی بیشتر در ناحیه شکم، با اختلال در ثبت فعالیت عضله اکسترنال ابلیک همراه می‌باشد. در تحقیق حاضر، فعالیت کلیه عضلات مرکز از جمله عضلات مولتی‌فیدوس و کوادراتوس لومباروم و عضلات رکتوس ابدامینوس و اینترنال ابلیک بررسی نشد و تنها گروهی از عضلات منتخب که دسترسی ساده‌تری برای ثبت فعالیت در الکترومیوگرافی سطحی داشتند، مورد بررسی قرار گرفتند. همچنین، عدم استفاده از هالتر با وزنه‌های متنوع و متفاوت جهت انجام حرکت با بار و وزنه تخصصی‌تر برای هر فرد و در نهایت، ثبت سیگنال عضله اکسترنال ابلیک به دلیل شاخص توده بدنی تعیین شده و مناسب ورود به تحقیق به علت تفاوت‌های آنتروپومتریک افراد و وجود چربی بیشتر در ناحیه شکم در بعضی آزمون شوندگان از محدودیت‌های پژوهش بود.

پیشنهادها

انجام مطالعه‌ای با جامعه آماری بزرگ‌تر در هر دو جنس و در سنین مختلف با ثبت فعالیت سایر عضلات ناحیه مرکزی مطلوب خواهد بود. همچنین، می‌توان تأثیر انواع کمربند را بر سطح فعالیت و نیز بر الگوی هماهنگی عضلات اندام تحتانی در حین حرکات با بارهای سنگین‌تر در افراد با سایر اختلالات پاسچرال بررسی کرد. پیشنهاد می‌گردد اثر انواع کمربند در حین تمرینات با رویکرد استقامتی، قدرتی و تمرینات ترکیبی ارزیابی شود تا تأثیر آن بر جلوگیری از آسیب احتمالی عضلات در صورت بروز خستگی و در حرکات با مقاومت کم و تکرار بالا مشخص گردد. انجام تحقیقات مشابه در افراد غیر ورزشکاری که در معرض انجام حرکات سنگین یا تکراری در روز هستند مانند زنان خانه‌دار یا مردان کارمند می‌تواند در شناسایی مکانیسم‌های آسیب عضلات مرکز و بروز کمردردهای مکانیکی مفید باشد.

نتیجه‌گیری

فعالیت عضلات اکسترنال ابلیک و گلوتئوس ماکزیموس با کمربند در زنان دارای هایپرلوردوز کاهش داشت. در دو گروه کاهش فعالیت عضله ارکتور اسپاین در دو حرکت اسکات و ددلیفت مشاهده شد، اما معنی‌دار نبود. به نظر می‌رسد در زنان ورزشکار دارای هایپرلوردوز استفاده از کمربند وزنه‌برداری تأثیر مطلوبی بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گلوتئوس ماکزیموس و ارکتور اسپاین و اکسترنال ابلیک در حرکات اسکات و ددلیفت دارد؛ در حالی که در زنان ورزشکار بدون هایپرلوردوز، استفاده از این کمربند مزیت خاصی به دنبال ندارد. با توجه به معنی‌دار نبودن فعالیت عضلات مورد بررسی در زمان استفاده از کمربند بین دو گروه با و بدون هایپرلوردوز، تمرکز بر تکنیک صحیح حرکات و پروتکل‌های

http://jrrs.mui.ac.ir

اصلاحی قبل از اقدام به تمرین با بار سنگین، منطقی‌تر از انجام حرکات با استفاده از کمربند بدنسازی به نظر می‌رسد. به بیان دیگر، توجه به راستای صحیح پاسچر و جلوگیری از بروز هایپرلوردوز در زنان ورزشکار شاید مهم‌ترین اصل در تنظیم سطح فعالیت عضلات پاراورتبرال، گلوتئوس ماکزیموس و اکسترنال ابلیک در حرکات اسکات و ددلیفت باشد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از آقای دکتر محمدرضا هاتفی و کلیه افرادی که در اجرای این طرح همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید. همچنین، از مسؤولان آموزش و آزمایشگاه دانشکده در جهت نیل به هدف مربوطه سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی پروژه: صالحه باقری
جذب مالی برای انجام پروژه: صالحه باقری
خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی پروژه: صالحه باقری، فریده باباخانی
فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه: صالحه باقری، فریده باباخانی
جمع‌آوری داده ها: صالحه باقری، فریده باباخانی
تحلیل و تفسیر نتایج: صالحه باقری، فریده باباخانی، رامین بلوچی
آمار: صالحه باقری
تنظیم دست‌نوشته: صالحه باقری، فریده باباخانی، رامین بلوچی
ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی: صالحه باقری، فریده باباخانی، رامین بلوچی
تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: صالحه باقری، فریده باباخانی، رامین بلوچی

منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس تحلیل ثانویه بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی با شماره ۲۹۱۳۶۰۰ و کد اخلاق: IR.ATU.REC.1401.053، بدون حمایت مالی تنظیم گردید.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

References

1. Aali S, Reza Zadeh F. Effect of spinal stabilizing exercises on lumbar hyperlordosis by stabilizerTM pressure bio-feedback unit. Studies in Sport Medicine. 2013; 5(14): 135-50.
2. Czaprowski D, Stoliński Ł, Tyrakowski M, Kozinoga M, Kotwicki T. Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. Scoliosis and spinal disorders. 2018; 13(1): 6.
3. Rezvankhah N, Alizadeh MH. The effect of four months of detraining following eight months of corrective exercises on lumbar lordosis of schoolgirls. Annals of applied sport science. 2013; 1(2): 19-24.
4. Filiz MB, Toraman NF, Kutluk MG, Filiz S, Doğan ŞK, Çakır T, Yaman A. Effects of lumbar lordosis increment on gait deteriorations in ambulant boys with Duchenne Muscular Dystrophy: A cross-sectional study. Brazilian Journal of Physical Therapy. 2021; 25(6): 749-55.
5. Kamali M, Ghasemi B, Moradi MR, Bagherian-Dehkordi S. Comparing the effect of two kinds of the traditional and the NASM corrcetive exercises training protocols on the correction of hyperlordosis in female students. Journal of research in rehabilitation sciences. 2015; 11(2): 155-63.
6. Sparrey CJ, Bailey JF, Safaee M, Clark AJ, Lafage V, Schwab F, Smith JS, Ames CP. Etiology of lumbar lordosis and its pathophysiology: a review of the evolution of lumbar lordosis, and the mechanics and biology of lumbar degeneration. Neurosurgical focus. 2014; 36(5): E1.
7. Golestani, N., Seidi, F., Minoonejad, H. Comparison of Lower Extremity Function in Non-Athlete Females with and without the Lumbar Hyper Lordosis. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine, 2019; 8(2): 56-66.
8. McCoy MA, Congleton JJ, Johnston WL, Jiang BC. The role of lifting belts in manual lifting. International Journal of Industrial Ergonomics. 1988; 2(4): 259-66.
9. Yavuz HU, Erdağ D, Amca AM, Aritan S. Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. Journal of sports sciences. 2015; 33(10): 1058-66.
10. Fletcher IM, Bagley A. Changing the stability conditions in a back squat: the effect on maximum load lifted and erector spinae muscle activity. Sports biomechanics. 2014; 13(4): 380-90.
11. Martín-Fuentes I, Oliva-Lozano JM, Muyor JM. Electromyographic activity in deadlift exercise and its variants. A systematic review. PloS one. 2020; 15(2): e0229507.
12. Liao WS. Kinetic, kinematic and electromyographic changes during anterior-posterior pelvic tilt while squat lifting. New York University; 1996. [PhD Thesis]
13. Delitto RS, Rose SJ. An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. Physical therapy. 1992; 72(6): 438-48.
14. Choe K. Kinetic Differences between a back squat and deadlift in collegiate aged lifters. California State University, Fullerton; 2017.
15. Samadi V, Talebian S, Olyaei G, Sadeghi M. Effects of wearing a lumbosacral support on velocity and torque of lumbar spine during three-dimensional trunk motion. Koomesh. 2011; 13(13): 134-41.
16. Warren LP, Appling S, Oladehin A, Griffin J. Effect of soft lumbar support belt on abdominal oblique muscle activity in nonimpaired adults during squat lifting. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2001; 31(6): 316-23.

17. Lee YH, Chen CY. Belt effects on lumbar sagittal angles. Clinical biomechanics. 2000; 15(2): 79-82.
18. Eash, PE. Brandenburg and et al. The Effect of Lumbar-Supporting Welght Belts on the Electromyographic Activity and fatigability of the Erector Spinae Muscles during Multiple Repetitions of the Conventional Style Deadlift. Master of Education. Department of Kinesiology and Physical Education. Northern Illinois University. Accessed September 11, 2021. https://espace.library.uq.edu.au/view/UQ:0b52c0d
19. Molimard J, Bonnaire R, Han WS, Convert R, Calmels P. In-silico pre-clinical trials are made possible by a new simple and comprehensive lumbar belt mechanical model based on the Law of Laplace including support deformation and adhesion effects. PloS one. 2019; 14(3): e0212681.
20. Barrett KB, Sievert ZA, Bennett HJ. A comparison of squat depth and sex on knee kinematics and muscle activation. J Biomech Eng. 2023; 145(7): 071010.
21. Graci V, Van Dillen LR, Salsich GB. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. Gait Posture. 2012; 36(3):461-6.
22. Ebrahimi Varkiani M, Ordibehesht A, Alizadeh MH, Moradi Shahpar F, Hakemi L. Incidence of Low Back In-juries Among Iranian Athletes in 12 Disciplines of Olympic Sports. Physical Treatments. 2021; 11(1): 25-30. [Internet]. Medicine; 1988
23. Hatefi MR, Haddad Nejad M, Babakhani F, Ashrafi Zadeh M. [Clinical Evaluations in Musculoskeletal Disorders], 1st Ed., Publisher: Hatmi Publications; 2020.
24. Rahimi Gh H, Hasanpour M. [Investigating the effect of 8 weeks of corrective movements on the lumbar arch of female students aged 19-25 years with scoliosis in Lorestan University]. Harakat Magazine, 2006; 30: 69-86. https://ensani.ir/fa/article/journal-number/21688/
25. Chen WH, & Hsieh SS. (2010). Effects of Trunk Belt on the Dynamics of Rowers, 2010; 48: 21-37.
26. Mahdavinejad R, Badihi M. Effects of 8-week selective corrective exercises program on the correction of lumbar lordosis and improving the balance in female karate athletes in Isfahan. Razi Journal of Medical Sciences. 2020; 27(10): 50-62.
27. Hubner A, Niemeyer F, Schilling K, Anders C. Effects of an abdominal belt on trunk muscle activity during treadmill walking. Biomech Open Lib. 2017; 1: 7-15.
28. Blanchard TW, Smith C, Grenier SG. In a dynamic lifting task, the relationship between cross-sectional abdominal muscle thickness and the corresponding muscle activity is affected by the combined use of a weightlifting belt and the Valsalva maneuver. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2016; 28: 99-103.
29. Mahdizadeh R. The effect of core muscle stability on lumbar lordosis angle of university girl students. Manage Sport Movem Sci 2013; 3(5): 117-27. [In Persian].
30. Mirzaie, Z., Seidi, F., Rajabi, R., khoshro, F. The effectiveness of an eight week exercise program on lumbopelvic stability of women with lumbar hyperlordosis deformity. Journal for Research in Sport Rehabilitation, 2019; 6(12): 1-10.
31. Hatefi M, Balochi R, Babakhani F. [Electromyography analysis of selected lower extremity muscles in the squat with Different hip rotations]. 2021; 19(1): 95-104.
32. Salehi K, Babakhani F, Balochi R. Comparison of the electromyographic activity of selected muscles during one-repetition maximum in sumo and conventional deadlift among national-level powerlifters: A cross-sectional study. J Res Rehabil Sci. 2020; 16(1): 80-6.
33. Reilly T, Davies S. Effects of a weightlifting belt on spinal loading during performance of the dead-lift. InSport, Leisure and Ergonomics 2013 (pp. 136-139). Taylor & Francis.
34. Renfro GJ, Ebben WP. A review of the use of lifting belts. Strength & Conditioning Journal. 2006; 28(1): 68-74.
35. Ronai P. The deadlift. ACSM's Health & Fitness Journal. 2020; 24(2): 31-6.
36. Torabi Nia E, Babakhani F, Baluchi R. Selected muscles electromyography activity in kyphosis corrective exercises with and without head retraction. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2019; 8(3): 188-98.
37. Smith EB, Rasmussen AA, Lechner DE, Gossman MR, Quintana JB, Grubbs BL. The effects of lumbosacral support belts and abdominal muscle strength on functional lifting ability in healthy women. Spine. 1996; 21(3): 356-66.
38. Mahdavinejad R, Badihi M. Effects of 8-week selective corrective exercises program on the correction of lumbar lordosis and improving the balance in female karate athletes in Isfahan. Razi Journal of Medical Sciences. 2020; 27(10): 50-62.
39. Magnusson M, Pope MH, Hansson T. Does a back support have a positive biomechanical effect? Applied Ergonomics. 1996; 27(3): 201-5.
40. Izraelski J. Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda approach. The journal of the Canadian chiropractic association. 2012; 56(2): 158.
41. Hatefi M, Babakhani F, Ashrafizadeh M. The effect of static stretching exercises on hip range of motion, pain, and disability in patients with non-specific low back pain. J Exp Orthop. 2021; 8(1): 55.
42. Lee YH, Chen CY. Belt effects on lumbar sagittal angles. Clinical biomechanics. 2000; 15(2): 79-82.
43. Zhao Z, Gao L, Simpson B, Campbell J, Mansfield N. Simulation of abdominal belt effects on IAP and spinal compressive force with musculoskeletal human model. InProceedings of the 7th International Digital Human Modeling Symposium 2022 (Vol. 7, No. 1). University of Iowa.
44. Foad Seidi, Reza Rajabi, Esmaeil Ebrahimi Takamjani, Ali Akbar Jadedian. [The Relationship between Abdominal and Hip Extensor Muscle Strength with Lumbar Lordosis]. Journal of Movement Sciences and Sport, 2007; 5(10): 25. magiran.com/p666147

45. Heydari Z, Aminian G, Biglarian A, Shokrpour M, Mardani MA. Comparison of the modified lumbar pelvic belt with the current belt on low back and pelvic pain in pregnant women. Journal of biomedical physics & engineering. 2022; 12(3): 309.
46. Anders C, Hübner A. Influence of elastic lumbar support belts on trunk muscle function in patients with non-specific acute lumbar back pain. PloS one. 2019; 14(1): e0211042.
47. Lee YH, Kang SM. Effect of belt pressure and breath held on trunk electromyography. Spine. 2002; 27(3): 282-90.
48. Toyohara R, Hiramukai T, Kurosawa D, Hammer N, Ohashi T. Numerical analysis of the effects of padded pelvic belts as a treatment for Sacroiliac joint dysfunction. Bio-Medical Materials and Engineering. 2023; 34(4): 305-18.
49. Cholewicki J, Simons AP, Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. Journal of biomechanics. 2000; 33(11): 1377-85.
50. Zink AJ, Whiting WC, Vincent WJ, MCLAINE AJ. The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2001; 15(2): 235-40.
51. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2012; 26(4): 1169-78.
52. McGill SM. On the use weight belts. NSCA Hot Topics Series. WWW. nsca-lift. org. 2005 Mar.

DOI: 10.48305/jrrs.2023.42227.1073 Published by Vesnu Publications

Investigating the Effect of a Weightlifting Belt on the Electromyographic Activity of Core and Pelvic Muscles in Female Student-Athletes with Lumbar Hyperlordosis during Squat and Deadlift Movements: A Quasi-Experimental Study

Saleheh Bagheri[1], Farideh Babakhani[2], Ramin Balouchi[2]

Original Article

Abstract

Introduction: Women exhibit the highest prevalence of spinal abnormalities. Due to musculoskeletal deficits, these anomalies lead to suboptimal lumbosacral posture in this demographic, particularly among female athletes. This study aimed to investigate the effects of using a weightlifting belt on the electromyographic (EMG) activity of selected muscles during squat and deadlift exercises in women with and without lumbar hyperlordosis.

Materials and Methods: Surface EMG was used to record the muscle activity of 34 female athletes (aged 18–25 years) from Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran. Participants were divided into two groups: those with lumbar hyperlordosis (n = 17) and a healthy control group (n = 17). EMG data were collected during squat and deadlift exercises, both with and without a belt. Intra-group and inter-group analyses were performed using the Wilcoxon and Mann–Whitney U tests, respectively.

Results: In the hyperlordosis group, the use of a belt during squat and deadlift movements resulted in significant differences in gluteus maximus ($P \leq 0.001$) and external oblique ($P = 0.009$) activity compared to the no-belt condition. However, no significant differences were observed in erector spinae activity between the belt and no-belt conditions for either movement ($P = 0.156$ and $P = 0.149$, respectively). Notably, significant inter-group differences were found in erector spinae activity when using a belt during both the squat ($P = 0.034$) and deadlift ($P = 0.014$) exercises.

Conclusion: The findings suggest that using a belt may positively influence joint kinematics and muscle function, while reducing discomfort in both female student-athletes with hyperlordosis and healthy individuals.

Keywords: Weightlifting belt; Lumbar hyperlordosis; Deadlift; Squat

Citation: Bagheri S, Babakhani F, Balouchi R. **Investigating the Effect of a Weightlifting Belt on the Electromyographic Activity of Core and Pelvic Muscles in Female Student-Athletes with Lumbar Hyperlordosis during Squat and Deadlift Movements: A Quasi-Experimental Study.** J Res Rehabil Sci 2023; 19: 181-91.

Received date: 13.10.2023 Accept date: 03.11.2023 Published: 02.12.2023

1- Department of Sports Pathology and Corrective Movements, School of Physical Education, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
2- Associate Professor, Department of Sports Pathology and Corrective Movements, School of Physical Education, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Farideh Babakhani; Associate Professor, Department of Sports Pathology and Corrective Movements, School of Physical Education, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran, Iran; Email: farideh.babakhani@atu.ac