DOI: 10.48305/jrrs.2023.26566.0 Published by Vesnu Publications

تأثیر استفاده از کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی: یک مطالعه مقطعی

حامد فدایی[۱]، علی عباسی[۲]، شیدا شورآبادی[۳]، مصطفی ساجدی‌نیا[۱]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: راهکار مناسب برای کاهش اثرات منفی لیفت بر کمردرد، توجه محققان را به خود جلب کرده است. یکی از استراتژی‌های احتمالی که در برابر اثرات ناشی از بارهای وارد شده به ستون فقرات استفاده می‌شود، کمربندهای وزنه‌برداری می‌باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود.

مواد و روش‌ها: ۱۲ ورزشکار مبتلا به کمردرد مزمن به صورت اختیاری در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنی‌ها حرکت لیفت یک جعبه را با فرکانس ۱۰ بار در دقیقه به مدت ۱ دقیقه با و بدون کمربند انجام دادند و اطلاعات کینماتیکی بر اساس مدل سه سگمنتی ستون فقرات با استفاده از سیستم موشن کپچر (Motion Capture) مجهز به ۱۰ دوربین ثبت گردید. هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی این سگمنت‌ها با استفاده از روش وکتور کدینگ اصلاح شده محاسبه شد. به منظور مقایسه داده‌های جمع‌آوری شده در صورت نرمال بودن، از آزمون Paired t در نرم‌افزار SPSS و در داده‌های تغییرپذیری از روش نقشه‌برداری پارامتری آمار (Statistical parametric mapping یا SPM) در نرم‌افزار Matlab با سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ استفاده گردید.

یافته‌ها: برای هماهنگی سگمنت لگن به سگمنت پایین کمر، تفاوت معنی‌داری در الگوی هماهنگی مشاهده شد [فاز کانسنتریک ($P = ۰/۰۳۵$) و فاز اکسنتریک ($P = ۰/۰۴۳$)]. همچنین، هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری بین استفاده و عدم استفاده از کمربند برای هماهنگی سگمنت کمر به سگمنت تحتانی تنه ($P = ۰/۵۴۵$)، سگمنت تحتانی تنه به سگمنت فوقانی تنه ($P = ۰/۴۴۰$) و تغییرپذیری تمام کوپل‌های محاسبه شده وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌ها، شاید استفاده از کمربند باعث شود انتقال حرکت از سگمنت دیستال به پروگزیمال به خوبی صورت گیرد. اگر این فرضیه برقرار باشد، می‌تواند فشار بر روی کمر را کاهش دهد و باعث جلوگیری از آسیب دیدگی و درد در ناحیه کمر گردد. بنابراین، به ورزشکاران دارای کمردرد توصیه می‌شود که در هنگام لیفت بارهای سنگین و به منظور این که انتقال حرکت از سگمنت دیستال به پروگزیمال به طور صحیح صورت گیرد، از کمربند استفاده نمایند.

کلید واژه‌ها: کمردرد مزمن غیر اختصاصی؛ لیفت؛ تغییرپذیری هماهنگی؛ کمربند؛ ستون فقرات

ارجاع: فدایی حامد، عباسی علی، شورآبادی شیدا، ساجدی‌نیا مصطفی. **تأثیر استفاده از کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی: یک مطالعه مقطعی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۰؛ ۱۷: ۲۷-۱۸.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۱/۲۲ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱/۳۰ تاریخ چاپ: ۱۴۰۰/۲/۱۵

مقدمه

برداشتن و حمل شیء، از جمله ضروریات روزمره محسوب می‌شود. همه ما در زندگی روزمره ناگزیر از بلند کردن و حمل اشیای متفاوت هستیم (۱). در طول لیفت و خم شدن به سمت جلو، مرکز تنه جلوتر از ستون فقرات کمری قرار می‌گیرد و سبب تحمیل نیروهای فشاری و برشی بر روی دیسک می‌گردد (۲). همچنین، ماهیت تکراری لیفت، این حرکت را به یکی از دلایل عمده کمردرد (Low back pain یا LBP) تبدیل کرده است (۳). کمردرد یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی- عضلانی در کشورهای صنعتی و غیر صنعتی به شمار می‌رود (۴) و تخمین زده شده است که ۷۰ تا ۸۰ درصد افراد جامعه حداقل در طول یک دوره از زندگی خود آن را تجربه می‌کنند (۵، ۶). کمردرد می‌تواند دلایل زیادی داشته باشد (۷) که شایع‌ترین شکل آن، کمردرد مزمن غیر اختصاصی (Non-specific LBP) است (۸). این عبارت زمانی مورد استفاده قرار

۱- کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران
۲- دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران
۳- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر، کرمان، ایران
نویسنده مسؤول: علی عباسی؛ دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران
Email: abbasi.bio@gmail.com

می‌گیرد که نمی‌توان علت پاتوآناتومیک درد را مشخص نمود. کمردرد مزمن ناشی از تعامل متغیرهای مختلف جسمی، آناتومیک، شغلی، رفتاری و روانی است (۹). بیشتر آسیب‌های منجر به کمردرد مزمن با حجم تمرین و کینماتیک نامناسب ارتباط دارد. فلکشن بیش از حد، نیروی برشی و نیروی فشاری بر روی ستون فقرات همراه با میزان زیاد فشارهای تکرار شونده، باعث کاهش قدرت انقباضی تارهای عضلانی و حس عمقی و منجر به تغییر در کینماتیک لیفت می‌گردد (۱۰). بنابراین، درک بیومکانیک لیفت اهمیت زیادی در توسعه بهینه عضلانی و کاهش آسیب‌های مرتبط با این حرکت دارد (۱۱).

مطالعاتی هرچند کم بر روی کینماتیک لگن و ستون فقرات در طول لیفت افراد سالم و مبتلابه کمردرد انجام شده‌اند. به طور مثال، مقایسه هماهنگی بین تنه و اندام تحتانی افراد سالم و افراد مبتلا به کمردرد مزمن در حرکت لیف، تفاوت معنی‌داری بین هماهنگی مفصلی و تغییرپذیری هماهنگی مفصلی بین کمر- ران و ران- زانو نشان نداد (۱۲). در تحقیق دیگری مشخص شد که فلکشن بیشتر ستون فقرات کمری در طول بلند کردن، عامل خطری برای شروع کمردرد یا متمایزکننده افراد با و بدون کمردرد نیست (۱۳). همچنین، تغییرات حرکتی ستون فقرات فوقانی و تحتانی در شرکت‌کنندگان مبتلا به کمردرد مزمن در طول راه رفتن (۱۴)، دویدن (۱۵)، پارو زدن (Rowing) (۱۶) و ددلیفت (Deadlift) (۱۷) گزارش شده است. با این حال، این پژوهش‌ها ستون فقرات را به عنوان تک سگمنت در نظر گرفتند.

نتایج مطالعات اخیر نشان می‌دهد که قسمت‌های تحتانی و بالایی ستون فقرات می‌توانند در یک زمان حرکات متفاوتی داشته باشند (۲۰-۱۸). در بررسی ورزشکاران با و بدون کمردرد مزمن در حین قایقرانی، تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در روییگ نشان داد که روییگ‌کاران مبتلا به کمردرد مزمن نمی‌توانند الگوی هماهنگی خود و تغییرپذیری آن را با با افزایش شدت پارو زدن تطبیق دهند و انتقال حرکت در زنجیره کینماتیکی از لگن تا ستون فقرات فوقانی سینه‌ای در محل اتصال ستون فقرات به لگن متوقف می‌شود و انتقال حرکت به خوبی صورت نمی‌گیرد (۱۶). بررسی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن که دچار تغییر در کینماتیک ستون فقرات طی راه رفتن بودند، نشان داد که حرکت در صفحه فرونتال در مفصل پایین کمر و تقارن حرکت در صفحه عرضی در مفصل تحتانی سینه‌ای نسبت به گروه شاهد کاهش داشت (۲۱). بنابراین، تحقیقات اخیر پیشنهاد داده‌اند که بررسی ستون فقرات به عنوان یک اندام، نمی‌تواند بیان‌کننده عملکرد بیومکانیکی این ناحیه باشد و بهتر است که ستون فقرات به عنوان سه اندام مجزا مورد بررسی قرار گیرد (۲۲).

از سوی دیگر، با مرور پژوهش‌های صورت گرفته مشاهده می‌شود که اغلب آن‌ها در مورد کینماتیک ستون فقرات و لگن از روش‌های تحلیل خطی سنتی استفاده‌کرده‌اند؛ در حالی که به تازگی روش‌های تحلیل غیر خطی مانند فاز نسبی پیوسته (Continuous relative phase یا CRP) و کدگذاری برداری (Vector coding) به دلیل جزییاتی که در الگوی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل یا سگمنت‌ها ارایه می‌دهند، ترجیح داده می‌شود (۲۳). با توجه به این که کدگذاری برداری ممکن آسان‌تر از زاویه‌های فاز نسبی تفسیر شوند و از آن‌جایی که کدگذاری برداری لزوماً نیازی به رفتار نوسانی بخش‌های قفسه سینه و لگن ندارد و اطلاعات شهودی (Intuitive information) بیشتری را در یک محیط بالینی ارایه می‌کند، این امکان را دارد که به طور مؤثری برای کمی کردن الگوهای حرکتی نسبی بین بخش‌های ستون فقرات استفاده شود (۲۴).

در واقع، کدگذاری برداری، هماهنگی حرکت نسبی بین دو مفصل یا اندام را با زاویه کوپلینگ یا زاویه متناظر از یک بردار اتصال دهنده دو نقطه، زمانی متناوب نسبت به خط افق تعیین می‌کند و می‌تواند به یک الگوی هماهنگی اختصاص داده شود که حرکت بین بخش‌ها را به صورت درون فاز (حرکت در همان جهت: In-phase) یا ضد فاز (حرکت در جهت مخالف: Anti-phase) طبقه‌بندی می‌کند. همچنین، با طبقه‌بندی می‌توان به غالب بودن بخش پروگزیمال یا دیستال در حرکت اشاره کرد (۲۲). یک توالی اکستنشن دیستال به پروگزیمال در لگن، پایین کمر، قسمت تحتانی و فوقانی ستون فقرات سینه‌ای با الگوی هماهنگی درون فاز، نیاز به انتقال بهینه نیروی اندام تحتانی به بالاتنه دارد (۱۶). هرگونه تغییر در این استراتژی کوپلینگ، می‌تواند تقاضاها را برای سایر سگمنت‌ها افزایش دهد، عملکرد را مختل کند و خطر آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد در لگن/ ستون فقرات را افزایش دهد (۲۵). بنابراین، انحراف از راستای ستون فقرات خنثی در حین باربرداری را می‌توان خطری برای کمردرد در آینده دانست (۲۶).

راهکار مناسب برای کاهش اثرات منفی لیفت بر کمردرد، توجه محققان را به خود جلب کرده است. یکی از استراتژی‌های احتمالی که در برابر اثرات ناشی از بارهای وارد آمده به ستون فقرات به مقابله می‌پردازد، کمربندهای وزنه‌برداری است (۲۷). کمربندهای وزنه‌برداری از جمله لوازم و تجهیزات ضروری ورزشکاران برای انجام تمرینات و محافظت از کمر در برابر آسیب‌ها محسوب می‌شوند. این کمربند با ایجاد فشار مناسب در قسمت شکم، سبب استحکام کمر و قسمت‌های عمقی بدن می‌شود و با افزایش فشار و کم شدن فضا در عضلات شکمی، سبب هماهنگی عضلات و مفاصل در زمان انجام حرکت لیفت می‌گردد (۲۸).

در زمینه استفاده از کمربندها از منظر بیومکانیکی، مطالعات متعددی نیروهای وارد بر ستون فقرات و تغییرات فشار درون شکمی را هنگام استفاده از کمربند وزنه‌برداری بررسی کرده‌اند (۲۹) و تأثیر مثبت استفاده از کمربند در افزایش ثبات ستون فقرات و عملکرد بهتر قدرت عضلات اثبات شده، اما تحقیقات بیومکانیکی به خصوص از منظر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در استفاده از کمربند وزنه‌برداری در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی بررسی نشده است. بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر استفاده از کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع کاربردی- مقطعی بود و به روش نیمه تجربی انجام گردید. جامعه آماری تحقیق را دانشجویان مرد ورزشکار پاورلیفتر یا پرورش اندام مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی دانشگاه خوارزمی تهران تشکیل داد که از طریق فراخوان عمومی به صورت داوطلبانه با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند.

حجم نمونه بر اساس معیارهای ورود به صورت هدفمند و با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه 3.1.9.4 (University of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany) با اندازه اثر ۰/۸، توان آزمون ۰/۸، ۱۲ نفر برآورد گردید. پژوهش حاضر در مرکز عصبی توان‌بخشی جواد موفقیان دانشگاه صنعتی شریف طی سال ۱۳۹۹ با رعایت کامل اخلاق در پژوهش انجام گرفت.

http://jrrs.mui.ac.ir

در مطالعه حاضر، منظور از مبتلایان به کمردرد مزمن غیر اختصاصی، بیمارانی بود که در زمان انجام تحقیق به کمردرد مبتلا بودند یا سابقه حملات تکرار شونده کمردرد داشتند، دوره زمانی دردشان، شش ماه یا بیشتر بود و برای دردشان علت خاصی از سوی کادر درمان شناسایی نشد. جهت اندازه‌گیری درد، از مقیاس دیداری درد (Scale analog visual یا VAS) استفاده گردید و افراد با شدت درد بیشتر از ۲ (۳۰)، وارد پژوهش شدند. بیماران به متخصص ارتوپدی ارجاع شدند و توسط یک فیزیوتراپیست با تجربه از نظر معیارهای خروج ارزیابی شدند. معیارهای خروج شامل آسیب جدی ستون فقرات، هرگونه اختلال عملکرد دهلیزی و بینایی یا عصبی، سابقه جراحی ستون فقرات و شکستگی یا ناتوانی در انجام هر یک از وظایف عملکردی بود (۳۱).

قبل از شروع آزمون، تمام مراحل انجام آن برای همه شرکت‌کنندگان شرح داده شد و آزمودنی‌ها پرسش‌نامه ناتوانی عملکردی Oswestry (۳۳، ۳۲)، به منظور ارزیابی میزان ناتوانی ناشی از کمردرد مزمن را پاسخ دادند و فرم رضایت‌نامه رسمی را تکمیل و امضا کردند. تأییدیه اخلاقی توسط هیأت بازنگری نهادی دانشگاه خوارزمی صادر شد. برای ثبت داده های کینماتیکی، از سیستم موشن کپچر (Motion Capture) (Vero2.2/Vicon, Oxford, UK) مجهز به ۱۰ دوربین بر اساس مدل بیومکانیکی سه سگمنتی ستون فقرات با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ فریم بر ثانیه پس از کالیبراسیون استفاده گردید. به منظور ثبت دادهای کینماتیکی به وسیله سیستم آنالیز حرکت، ابتدا ابعاد آنتروپومتریک آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. سپس بر اساس مدل نشانه‌گذاری کلاستر اندام تحتانی و مدل سه سگمنتی ستون فقرات (۲۵)، نشانگرها روی لندمارک‌های بدن آزمودنی نصب و ۵ نشانگر روی جعبه نصب گردید (۳۴) (شکل ۱).

شکل ۱. مکان نشانگرها بر حسب مدل سه سگمنتی ستون فقرات

برای آمادگی قبل از اجرای آزمون، حرکات کششی انتخابی و گرم کردن ۵ دقیقه‌ای بر روی یک سیکل ارگومتر، با سرعتی خودانتخابی و مقاومت متوسط توسط هر شرکت‌کننده انجام شد. آزمودنی‌ها با باز کردن بازوها و آرنج در وضعیت ایستاده و قرارگیری در موقعیتی شبیه T، وضعیت ایستا، پروتکل آزمایشگاهی را آغاز نمودند (۳۵). هنگام اجرای آزمون، هر کوشش به سه فاز لیفت، مکث در حالت ایستاده و پایین آمدن تقسیم شد (۳۶). آزمودنی‌ها به صورت تصادفی با استفاده از قرعه‌کشی به دو گروه تقسیم شدند. در روز اول یک گروه با بستن کمربند و گروه دوم بدون بستن کمربند ده تکرار حرکت لیفت یک جعبه را با (۱۵ درصد وزن بدن) فرکانس ۱۰ بار در دقیقه به مدت یک دقیقه بلند کردند و پایین آوردند. ۲۴ ساعت بعد، همین مقدار بارگذاری را گروه اول بدون کمربند و گروه دوم با کمربند انجام دادند و اطلاعات کینماتیکی ثبت گردید. یک مترونوم الکترونیکی، نشانه شنیدنی را برای شروع هر بلند کردن و پایین آمدن ارایه داد. پس از ثبت اطلاعات، ساختن سری زمانی و لیبل‌گذاری نشانگرها و از بین بردن فواصل بین مسیر، ثبت نشانگرها در نرم‌افزار Nexus نسخه 2.8.1 (UK, Oxford, Vicon Nexus) انجام شد (۲۵).

برای فیلتر داده‌های کینماتیکی، از فیلتر Butterworth پایین‌گذر مرتبه چهارم با تأخیر صفر و فرکانس قطع (Cut-off) ۶ هرتز استفاده گردید. سیکل‌های حرکت لیفت با استفاده از موقعیت عمودی نشانگر قرار داده شده روی خارخاصره ای قدامی فوقانی (Anterior superior iliac spine یا ASIS) آزمودنی‌ها تفکیک شد. مدل سه سگمنتی ستون فقرات شامل لگن (Pelvis یا PL) پایین کمر (Lower back یا LB)، تحتانی سینه‌ای (Lower trunk یا LT)، فوقانی سینه‌ای (Upper trunk یا UT) در نرم‌افزار ProCalc نسخه 2.1.2 (UK, Oxford, Vicon proCalc) ساخته شد و داده‌های کینماتیکی استخراج شدند (۲۵). شروع حرکت لیفت و پایان پایین آمدن جعبه با جدا شدن و تماس مجدد جعبه با فورس پلیت قابل تمایز بود، اما لحظات پایان لیفت و شروع پایین آمدن که آزمودنی در حالت ایستاده بود و جعبه تماسی با فورس پلیت نداشت، با استفاده از داده‌های جابه‌جایی خطی محور Z و به صورت مکمل حرکت Center of pressure (COP) تعیین گردید (۳۶). پس از محاسبه زوایا در نرم‌افزار ProCalc، برای نرمال‌سازی زمانی داده‌های به دست آمده از سیکل‌های حرکتی، از ابتدای فاز اکسنتریک تا انتهای موقعیت اکستنشن زانو به عنوان فاز اول حرکت به ۵۰ نقطه نرمال‌سازی زمانی شد و از موقعیت ابتدای فاز کانسنتریک تا انتهای حرکت و حداکثر فلکشن زانو به عنوان فاز دوم به ۵۰ نقطه زمانی نرمال گردید. بدین ترتیب، تمامی سیکل‌های حرکتی به صد نقطه نرمال شدند. پس از پردازش داده‌ها، هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سه سگمنت ستون فقرات و لگن با استفاده از روش وکتور کدینگ اصلاح شده در نرم‌افزار Matlab (Matlab R2013b, Ntick Inc, Massachusetts, USA) محاسبه شد. همچنین، داده‌های هماهنگی به صورت فراوانی و داده‌های تغییرپذیری به صورت سری زمانی در نمودارها نشان داده شد.

تحلیل وکتور کدینگ: برای محاسبه هماهنگی، از روش کدگذاری بردار اصلاح شده که توسط Needham و همکاران بیان شده است، استفاده شد (۲۵)؛ بدین صورت که برای محاسبه زاویه کوپلینگ در هر لحظه (i) در طول سیکل لیفت، با استفاده از زوایای سگمنت پروگزیمال (p) و سگمنت دیستال (D)، زاویه کوپلینگ (y_i) از طریق رابطه ۱ به دست آمد.

$$y_i = tan^{-1}\left(\frac{\theta_{D(i+1)}-\theta_{(Di)}}{\theta_{p(i+1)}-\theta_{(pi)}}\right)\times\frac{180}{\pi} \qquad \text{رابطه ۱}$$

سپس برای تصحیح زاویه کوپلینگ در مقادیری بین صفر تا ۳۶۰ درجه، از رابطه ۲ استفاده شد.

$$y_i = \begin{cases} y_i + 360 \; y_i < 0 \\ y_i \; y_i \geq 0 \end{cases} \qquad \text{رابطه ۲}$$

به منظور محاسبه میانگین مقادیر عمودی (x_i) و افقی (y_i) زاویه کوپلینگ در هر لحظه (i)، از روابط ۳ و ۴ استفاده گردید که n برابر با تعداد سیکل‌های لیفت مورد محاسبه بود.

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} cos\; y_i \qquad \text{رابطه ۳}$$

http://jrrs.mui.ac.ir

رابطه ۴ $\bar{y}_i = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} sin\, y_i$

سپس میانگین زاویه کوپلینگ نیز از روابط ۵ و ۶ به دست آمد.

رابطه ۵ $\bar{y}_i = tan^{-1}\left(\frac{\bar{y}_i}{\bar{x}_i}\right).\frac{180}{\pi}$

رابطه ۶ $\bar{y}_i = \begin{cases} \bar{y}_i + 360\ \bar{y}_i < 0 \\ \bar{y}_i\ \bar{y}_i \geq 0 \end{cases}$

میانگین طول زاویه کوپلینگ از رابطه ۷ محاسبه گردید.

رابطه ۷ $\bar{r}_i = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2}$

در نهایت، تغییرپذیری با استفاده از رابطه ۸ به دست آمد.

رابطه ۸ $CAV_i = \sqrt{2.(1-\bar{r}_i)}.\frac{180}{\pi}$

به منظور محاسبه هماهنگی، از روش کدگذاری بردار اصلاح شده Needham و همکاران استفاده شد (۲۵). داده‌های خروجی هماهنگی و تغییرپذیری اعدادی بین صفر تا ۳۶۰ درجه هستند که برای تفسیر به ۸ بازه تقسیم می‌شوند. اگر اعداد هماهنگی بین صفر تا ۹۰ درجه باشد، هماهنگی از نوع هم‌فاز (In-phase) است و هر دو سگمنت در جهت مثبت حرکت می‌کنند. حرکت تا ۴۵ درجه با غلبه سگمنت پروگزیمال و بین ۴۵ تا ۹۰ درجه با غلبه سگمنت دیستال می‌باشد. در اعداد ۹۰ تا ۱۸۰ درجه، هماهنگی از نوع ضد فاز (Anti-phase) است و حرکت سگمنت پروگزیمال به سمت منفی یعنی ساعت‌گرد و حرکت سگمنت دیستال به سمت مثبت یعنی پادساعت‌گرد می‌باشد و تا ۱۳۵ درجه سگمنت دیستال غالب است و پس از آن، سگمنت پروگزیمال غالب می‌گردد. مجدد از ۱۸۰ تا ۲۷۰ درجه هماهنگی از نوع In-phase و حرکت هر دو سگمنت در جهت منفی می‌باشد و تا ۲۲۵ درجه با غلبه سگمنت پروگزیمال و از ۲۲۵ تا ۲۷۰ درجه با غلبه سگمنت دیستال حرکت انجام می‌گیرد. در نهایت، از ۲۷۰ تا ۳۶۰ درجه هماهنگی مجدد از نوع Anti-phase می‌باشد؛ یعنی حرکت سگمنت پروگزیمال در جهت مثبت و حرکت سگمنت دیستال در جهت منفی است و از ۲۷۰ تا ۳۱۵ درجه حرکت با غلبه سگمنت دیستال و از ۳۱۵ تا ۳۶۰ درجه با غلبه سگمنت پروگزیمال انجام می‌گردد (۲۵).

از آمار توصیفی میانگین و انحراف معیار برای توصیف داده‌ها و از آزمون Shapiro-Wilk جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. به منظور مقایسه داده‌های جمع‌آوری شده در صورت نرمال بودن داده‌ها، از آزمون Paired t در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ (version 24, IBM Corporation, Armonk, NY) و در داده‌های تغییرپذیری از روش نقشه‌برداری پارامتری آمار (SPM یا Statistical parametric mapping) در نرم‌افزار Matlab استفاده گردید. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد. تمامی محاسبات هماهنگی با استفاده از نرم‌افزار Matlab صورت گرفت.

یافته‌ها

بر اساس معیارهای ورود به تحقیق، ۱۶ نفر به صورت هدفمند انتخاب شدند که ۲ نفر به دلیل ابتلا به بیماری کرونا و ۲ نفر نیز به دلیل ترس از ابتلا به ویروس کرونا، از شرکت در پژوهش انصراف دادند و پس از ریزش، ۱۲ نفر به عنوان آزمودنی در مطالعه شرکت کردند. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارایه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین ± انحراف معیار
سن (سال)	۲۲/۳۸ ± ۳/۷۴
وزن (کیلوگرم)	۸۷/۱۳ ± ۴/۲۱
قد (متر)	۱/۷۶ ± ۰/۰۶
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۵ ± ۱/۳۸
مدت زمان فعالیت ورزشی (سال)	۳/۲۸ ± ۱/۰۲
مدت زمان ابتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی (ماه)	۱۴/۱۳ ± ۱۰/۲۰

نتایج آزمون Shapiro-Wilk نشان داد که توزیع تمامی شاخص‌های اندازه‌گیری شده در تمامی هماهنگی‌ها و تغییرپذیری آن از توزیع نرمال پیروی کرد. نتایج آزمون Paired t برای هماهنگی سگمنت لگن به پایین کمر (PL/LB) در جدول ۲ آمده است. نتایج مربوط به هماهنگی و تغیرپذیری هماهنگی برای سگمنت پایین کمر به تحتانی سینه‌ای (LB/LT) و سگمنت تحتانی سینه‌ای به فوقانی سینه‌ای (LT/UT) در صفحه ساجیتال به دلیل عدم معنی‌دار شدن در جدول ارایه نشده است.

نتایج آزمون Paired t تفاوت معنی‌داری را در الگوی هماهنگی ستون فقرات و لگن نشان داد.

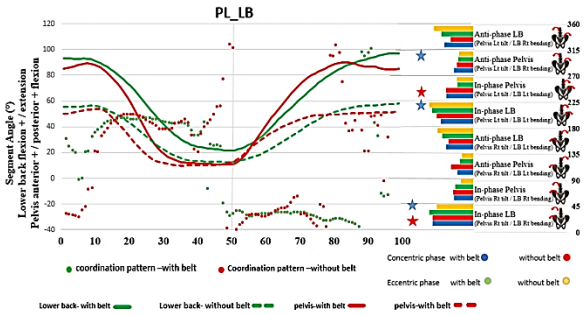
جدول ۲. نتایج آزمون Paired t در فاز کانسنتریک و اکسنتریک برای هماهنگی سگمنت‌های لگن و کمر در صفحه ساجیتال

فاز	استفاده از کمربند	بازه (درجه)	شاخص هماهنگی	مقدار P
کانسنتریک	بله	۴۵–۰	–۶/۷۵ ± ۸/۲۹	*۰/۰۲۰
	خیر			
	بله	۲۷۰–۲۲۵	–۲/۷۵ ± ۱/۵۳	*۰/۰۳۵
	خیر			
اکسنتریک	بله	۴۵–۰	–۷/۵۰ ± ۲/۸۸	*۰/۰۱۴
	خیر			
	بله	۲۲۵–۱۸۰	–۵/۰۰ ± ۲/۹۴	*۰/۰۴۳
	خیر			
	بله	۳۱۵–۲۷۰	۳/۵۰ ± ۲/۰۸	*۰/۰۴۴
	خیر			

*وجود تفاوت معنی‌دار در سطح $P < ۰/۰۵$

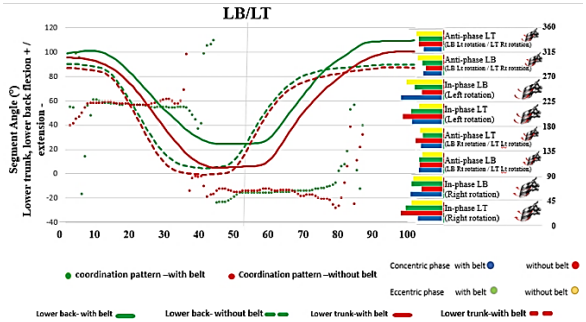
http://jrrs.mui.ac.ir

الگوی هماهنگی ستون فقرات و لگن در حالت با کمربند نسبت به حالت بدون کمربند در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در فاز کانسنتریک بین صفر تا ۴۵ درجه به صورت In-phase با غلبه سگمنت پروگزیمال (LB) (P = ۰/۰۲۰) و در فاز کانسنتریک بین ۲۲۵ تا ۲۷۰ درجه به صورت In-phase با غلبه سگمنت دیستال (PL) (P = ۰/۰۳۵) به طور معنی‌داری کاهش یافت (شکل ۲).



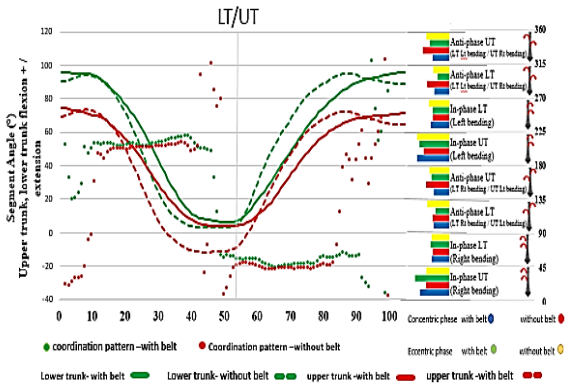
شکل ۲. نمای کینماتیک و هماهنگی کینماتیکی ستون فقرات و لگن در صفحه ساجیتال

شکل ۳ نمای کینماتیک و هماهنگی کینماتیکی پایین کمر به تحتانی سینه‌ای در صفحه ساجیتال را نشان می‌دهد.



شکل ۳. نمای کینماتیک و هماهنگی کینماتیکی پایین کمر به تحتانی سینه‌ای در صفحه ساجیتال

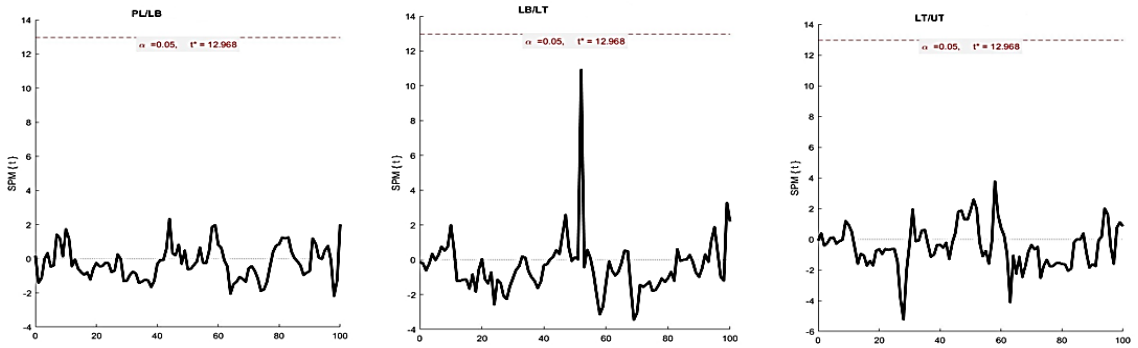
شکل ۴ نمای کینماتیک و هماهنگی کینماتیکی تحتانی سینه‌ای به فوقانی سینه‌ای در صفحه ساجیتال را نشان می‌دهد.



شکل ۴. نمای کینماتیک و هماهنگی کینماتیکی تحتانی سینه‌ای به فوقانی سینه‌ای در صفحه ساجیتال

بررسی نتایج الگوهای هماهنگی ستون فقرات و لگن در حالت با کمربند نسبت به حالت بدون کمربند در فاز اکسنتریک بین صفر تا ۴۵ درجه مشاهده شد که هماهنگی به صورت In-phase با غلبه سگمنت پروگزیمال (LB) (P = ۰/۰۱۴) و در فاز اکسنتریک بین ۱۸۰ تا ۲۲۵ درجه به صورت In-phase با غلبه سگمنت پروگزیمال (LB) (P = ۰/۰۴۳) به طور معنی‌داری کاهش یافت (شکل ۲)؛ در حالی که بین ۲۷۰ تا ۳۱۵ درجه، هماهنگی مجدد از نوع Anti-phase با غلبه سگمنت دیستال (PL) به طور معنی‌داری با افزایش همراه شد (P = ۰/۰۴۴) (شکل ۲).

طبق نتایج آزمون Paired t با استفاده از روش SPM، فرض صفر که عدم وجود تغییرپذیری بین سگمنت‌های ستون فقرات و لگن را بین دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند بیان کرد، تأیید گردید. بنابراین، برای تغییرپذیری هماهنگی سگمنت، PL/LB و LB/LT، LT/UT در صفحه حرکتی ساجیتال (شکل ۵) هیچ‌گونه معنی‌داری آماری را در بین دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند تأیید نکرد. با توجه به شکل‌ها، مشاهده می‌شود که هیچ یک از نقاط تغییرپذیری به سطح معنی‌داری ۰/۰۵ (خط‌چین) نرسید.



شکل ۵. تحلیل آماری Statistical parametric mapping (SPM) برای تغییرپذیری هماهنگی در صفحه ساجیتال

http://jrrs.mui.ac.ir

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر استفاده از کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی انجام شد. فقدان مطالعات مشخص در این زمینه در ایران و سایر کشورها و همچنین، یکسان نبودن پروتکل آزمون، نحوه اجرا و نوع آزمون به کار گرفته شده، موجب شد تا امکان مقایسه و بررسی مستقیم تأثیر نتایج حاضر با تحقیقات مشابه فراهم نباشد. بنابراین، سعی گردید نتایج پژوهش‌هایی که به بررسی الگوهای هماهنگی در ستون فقرات و لگن پرداخته‌اند، با مطالعه حاضر مقایسه شود. الگوهای هماهنگی PL/LB در لیفت تکراری در صفحه ساجیتال نشان داد که در مرحله کانسنتریک بین صفر تا ۴۵ درجه، الگوی هماهنگی In-phase و با غلبه کمر به عنوان سگمان پروگزیمال همراه است که استفاده از کمربند، میزان غلبه کمر را به صورت معنی‌داری کاهش داد. به نظر می‌رسد در صورت استفاده از کمربند در فاز کانسنتریک نسبت به زمانی که از کمربند استفاده نشود، لگن در ابتدای فاز بیشتر و پیشروتر از کمر حرکت می‌کند و توزیع فشار بر روی این سگمنت بیشتر از سگمنت بالایی می‌باشد. غیاثی و همکاران علت آسیب‌های کمر را ضعف نقش تثبیت‌کنندگی لگن و فعالیت بیش از حد ناحیه کمر در افراد آسیب دیده می‌دانند (۳۷). بنابراین، احتمالاً توزیع فشار کمتر در کمر، می‌تواند پتانسیل آسیب‌دیدگی را در این قسمت بین ورزشکاران کاهش دهد.

در تحقیق حاضر مشاهده شد که الگوی هماهنگی PL/LB در صورت استفاده از کمربند نسبت به حالت بدون کمربند در فاز کانسنتریک بین ۲۲۵ تا ۲۷۰ درجه به صورت In-phase با غلبه سگمنت دیستال (لگن) به طور معنی‌داری کاهش یافت. این یافته با نتایج پژوهش غیاثی و همکاران (۳۷) همسو بود. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که نقش لگن در فاز کانسنتریک به عنوان تکیه‌گاهی برای انتقال حرکت از سگمان دیستال به پروگزیمال، با حرکت کمتر این سگمان نسبت به ناحیه کمر ظاهر می‌شود که با توزیع فشار بیشتر در سگمان کمر همراه است (۳۷). به دنبال بستن کمربند در فاز اکسنتریک بین صفر تا ۴۵ درجه کاهش معنی‌دار الگوی هماهنگی به صورت In-phase با غلبه سگمنت پروگزیمال (کمر) نشان می‌دهد که فرد با نزدیک کردن بار و وزنه به بدن و استفاده از نیروی عضلات راست‌کننده ستون فقرات، غلبه سگمان کمر در طول حرکت و بنابراین، احتمال آسیب را کاهش می‌دهد.

الگوهای هماهنگی در فاز اکسنتریک بین ۱۸۰ تا ۲۲۵ درجه در حالت با کمربند نسبت به حالت بدون کمربند به صورت In-phase با غلبه سگمنت پروگزیمال (کمر) به طور معنی‌داری کاهش یافت. شاید استفاده از کمربند، هماهنگی کوپلینگ‌های دیستال را بیشتر از پروگزیمال در زمان شروع و میانه فاز اکسنتریک در صفحه ساجیتال تحت تأثیر و توزیع فشار در سگمنت کمر را کاهش می‌دهد که این مهم می‌تواند پتانسیل آسیب‌دیدگی را در این فاز در سگمنت کمر ورزشکاران مبتلا به کمردرد مزمن کاهش دهد. این یافته با نتایج مطالعه Romanazzi و همکاران که نشان داد هماهنگی In-phase یک الگوی غالب حین اجرای حرکات زنجیره بسته در تمرینات قدرتی است و غلبه اندام دیستال در ابتدای فاز بیشتر از اندام پروگزیمال می‌باشد (۳۸)، همسو بود.

بررسی نتایج الگوهای هماهنگی در فاز اکسنتریک و بین ۲۷۰ تا ۳۱۵ درجه در حالت با کمربند نسبت به حالت بدون کمربند افزایش هماهنگی Anti-phase با غلبه سگمنت دیستال (لگن) را تأیید کرد. افزایش معنی‌دار الگوی هماهنگی Anti-phase با فلکشن کمر و تیلت خلفی لگن همراه با غلبه لگن می‌تواند مربوط به انتهای مرحله اکسنتریک باشد؛ در این مرحله، ورزشکار با تکیه بر لگن کمک می‌کند تا انتقال فلکشن به اکستنشن کمر به خوبی صورت گیرد. این الگو منجر به ریتم کمری- لگنی بهتر و انتقال آسان‌تر حرکت به ستون فقرات می‌شود و فشار کمتری به ستون فقرات کمری وارد می‌کند (۳۷).

بر اساس نتایج مطالعات، در شدت‌های مختلف در باردهی هرمی (Pyramidal loading)، انتقال حرکت از سگمنت دیستال به سگمنت پروگزیمال در صفحه ساجیتال به خوبی صورت نمی‌گیرد و کاهش هماهنگی بیشتری رخ می‌دهد که این عامل، فشار را بر روی کوپلینگ‌های دیستال افزایش می‌دهد و ممکن است منجر به آسیب در این نواحی شود (۳۹). بنابراین، از آن‌جایی که بر اساس نتایج به دست آمده، به نظر می‌رسد که در طول فاز اکسنتریک غلبه کمر نسبت به لگن کمتر باشد، استفاده از کمربند در این فاز احتمالاً می‌تواند فشارهای وارد آمده بر کمر را کاهش دهد و مانع آسیب به کمر شود. برای هماهنگی سگمنت LT/UT و LB/LT هیچ‌گونه معنی‌داری در طول لیفت مشاهده نشد که می‌توان دلیل آن را غیر منعطف بودن سگمنت سینه‌ای به خصوص در لیفت اجسام با جرم پایین دانست (۴۰). همچنین، با توجه به این که افراد مبتلا به کمردرد سعی در انتقال بار از بخش کمری به بخش سینه‌ای برای کنترل درد دارند، این امر با تغییرات کینماتیکی در ریتم ستون فقرات و اکستنشن سریع‌تر بخش سینه‌ای نسبت به افراد سالم انجام می‌گیرد. بنابراین، می‌توان وجود کمربند را مانع این انتقال در افراد مبتلا به کمردرد دانست (۴۱).

تحلیل آماری SPM برای تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها هیچ‌گونه معنی‌داری را نشان نداد که این امر احتمالاً می‌تواند به علت کم بودن تعداد آزمودنی‌ها و پیچیدگی متغیر مورد نظر اتفاق افتاده باشد. تغییرپذیری هماهنگی PL/LB در حرکت لیفت در صفحه ساجیتال نشان داد که در هر دو وضعیت با و بدون کمربند، میزان تغییرپذیری در پایان فاز کانسنتریک و شروع فاز اکسنتریک کاهش یافته است و این کاهش تغییرپذیری به عنوان نوعی سازگاری حرکتی و تفسیری برای کاهش انعطاف‌پذیری تلقی می‌شود و به ثبات چرخه لیفت کمک می‌کند (۴۲). همچنین، تغییرپذیری هماهنگی LB/LT در حرکت ددلیفت در صفحه ساجیتال نشان داد که در هر دو وضعیت با و بدون کمربند، میزان تغییرپذیری در پایان فاز کانسنتریک و شروع فاز اکسنتریک افزایش یافت. این یافته می‌تواند به این علت باشد که این دو موقعیت هر یک شروع‌کننده مراحل بعد از خود هستند و عملکرد سیستم عصبی و بازخوردهای آن می‌تواند بر شرایط آن اثرگذار باشد. بنابراین، می‌توان بیان کرد که در پایان فاز کانسنتریک و شروع فاز اکسنتریک، سرعت حرکت کاهش می‌یابد و این کاهش سرعت باعث افزایش تغییر پذیری می‌شود (۴۲).

همچنین، در هر دو وضعیت با و بدون کمربند، میزان تغییرپذیری هماهنگی LT/UT در حرکت ددلیفت در صفحه ساجیتال در میانه فاز کانسنتریک کاهش یافت. می توان چنین استنباط کرد که خستگی و بار، بر تغییرپذیری هماهنگی که یک استراتژی ضروری حین انجام تکالیف تکراری است، اثر می‌گذارد. همچنین، می‌توان کاهش تغییرپذیری را نوعی سازگاری حرکتی به منظور کنترل حرکت و تفسیری برای کاهش انعطاف‌پذیری دانست (۴۴، ۴۳).

محدودیت‌ها

از جمله محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به نبود مقالات و تحقیقات مشابه

http://jrrs.mui.ac.ir

در ایران و سایر کشورها اشاره کرد که مقایسه فرضیه‌های پژوهش و تفسیر یافته‌ها را دشوار نمود. از دیگر محدودیت‌ها، تعداد کم نمونه‌ها بود که با وجود برنامه‌ریزی و هماهنگی‌های صورت گرفته با ورزشکاران، شیوع ویروس کرونا اجازه ارزیابی در نمونه‌های بیشتر را نداد؛ هرچند تحلیل توان پژوهش نشان داد که این مسأله بر اعتبار نتایج گزارش شده تأثیری نداشته است.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود تأثیر استفاده از کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران سالم و مبتلا به کمردرد مزمن همراه با سنجش فشار داخل شکمی و با تمرکز بر عضلات ثبات دهنده مرکزی بدن و حس عمقی ناحیه ستون فقرات بررسی شود. همچنین، در تحقیق حاضر مردان پرورش‌اندام کار به صورت یک گروه در نظر گرفته شدند. بنابراین، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده به مقایسه مردان و زنان به طور مجزا پرداخته شود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر بر نقش استفاده از کمربندهای وزنه‌برداری بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در لیفت تکراری ورزشکاران مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی تأکید کرد. طبق نتایج به دست آمده، الگوی هماهنگی In-phase در هر دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک برای کوپل PL/LB یک الگوی غالب در حین اجرای حرکت لیفت تکراری است. بررسی هماهنگی سگمنت‌ها در صفحه ساجیتال نشان داد که استفاده از کمربند باعث می‌شود انتقال حرکت از سگمنت دیستال به سگمنت پروگزیمال به خوبی صورت گیرد و این عمل می‌تواند فشار وارد آمده بر کمر را کاهش دهد و احتمالاً باعث جلوگیری از آسیب‌دیدگی و درد در ناحیه کمر گردد. بنابراین، به افراد توصیه می‌گردد در هنگام لیفت بارهای سنگین، به منظور این که انتقال حرکت از سگمنت دیستال به پروگزیمال به طور صحیح صورت گیرد و هر سگمنت همانطور که بر روی سگمنت دیستال خود حرکت می کند، تکیه‌گاهی برای حرکت بیشتر در سگمنت پروگزیمال خود باشد، از کمربند استفاده نمایند.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی مصوب دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. بدین وسیله از زحمات تمام ورزشکارانی که به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی مطالعه: حامد فدایی

تهیه منابع مالی برای مطالعه: حامد فدایی

پشتیبانی علمی و اجرایی پژوهش: حامد فدایی، علی عباسی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی‌نیا

جمع‌آوری اطلاعات: حامد فدایی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی‌نیا

تجزیه و تحلیل و تفسیر نتایج: حامد فدایی، علی عباسی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی نیا

خدمات تخصصی آمار: حامد فدایی

تهیه نسخه خطی: حامد فدایی، علی عباسی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی‌نیا

ارزیابی علمی تخصصی نسخه خطی: حامد فدایی، علی عباسی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی‌نیا

تأیید نسخه نهایی برای ارسال به سایت مجله: حامد فدایی، علی عباسی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی‌نیا

حفظ یکپارچگی فرایند مطالعه از ابتدا تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران: حامد فدایی، علی عباسی، شیدا شورآبادی، مصطفی ساجدی‌نیا

منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس تحلیل بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی با کد اخلاق IR.KHU.REC.1399.020 می‌باشد و بدون حمایت مالی دانشگاه خوارزمی تهران تنظیم گردید. دانشگاه خوارزمی تهران در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان تعارض منافع ندارند.

References

1. Twomey LT, Taylor JR. Physical therapy of the low back. Vol. 18. New York, NY: Churchill Livingstone; 2000.
2. Rohlmann A, Pohl D, Bender A, Graichen F, Dymke J, Schmidt H, et al. Activities of everyday life with high spinal loads. PLoS One 2014; 9(5): e98510.
3. Aasa U, Svartholm I, Andersson F, Berglund L. Injuries among weightlifters and powerlifters: A systematic review. Br J Sports Med 2017; 51(4): 211-9.
4. Habibi E, Fereidan M, Molla Aghababai A, Pourabdian S. Prevalence of musculoskeletal disorders and associated lost work days in steel making industry. Iran J Public Health 1; 37(1): 83-91.
5. Galukande M, Muwazi S, Mugisa BD. Disability associated with low back pain in Mulago Hospital, Kampala Uganda. Afr Health Sci 2006; 6(3): 173-6.
6. Gatchel RJ, Polatin PB, Noe C, Gardea M, Pulliam C, Thompson J. Treatment- and cost-effectiveness of early intervention for acute low-back pain patients: A one-year prospective study. J Occup Rehabil 2003; 13(1): 1-9.
7. GBD 2015 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. Lancet 2016; 388(10053): 1545-602.

8. Duthey B. Background paper 6.24 low back pain. Priority medicines for Europe and the world. Global Burden of Disease; 2013. p. 1-29.
9. Bahr R, Andersen SO, Loken S, Fossan B, Hansen T, Holme I. Low back pain among endurance athletes with and without specific back loading--a cross-sectional survey of cross-country skiers, rowers, orienteerers, and nonathletic controls. Spine (Phila Pa 1976) 2004; 29(4): 449-54.
10. Thornton JS, Vinther A, Wilson F, Lebrun CM, Wilkinson M, Di Ciacca SR, et al. Rowing Injuries: An updated review. Sports Med 2017; 47(4): 641-61.
11. Antwi-Afari MF, Li H, Edwards DJ, Parn EA, Seo J, Wong AYL. Biomechanical analysis of risk factors for work-related musculoskeletal disorders during repetitive lifting task in construction workers. Autom Constr 2017; 83: 41-7.
12. Pranata A, Perraton L, El-Ansary D, Clark R, Mentiplay B, Fortin K, et al. Trunk and lower limb coordination during lifting in people with and without chronic low back pain. J Biomech 2018; 71: 257-63.
13. Saraceni N, Kent P, Ng L, Campbell A, Straker L, O'Sullivan P. To flex or not to flex? Is there a relationship between lumbar spine flexion during lifting and low back pain? A systematic review with meta-analysis. J Orthop Sports Phys Ther 2020; 50(3): 121-30.
14. Needham R, Stebbins J, Chockalingam N. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during gait using marker-based systems: A systematic review. J Med Eng Technol 2016; 40(4): 172-85.
15. Pelegrinelli ARM, Silva MF, Guenka LC, Carrasco AC, Moura FA, Cardoso JR. Low back pain affects coordination between the trunk segments but not variability during running. J Biomech 2020; 101: 109605.
16. Alijanpour E, Abbasi A, Needham RA, Naemi R. Spine and pelvis coordination variability in rowers with and without chronic low back pain during rowing. J Biomech 2021; 120: 110356.
17. Fadaei H. The effect of powerlifting belt on spine and pelvis coordination variability during deadlift with different loading [Research Project]. Tehran, Iran: Kharazmi University; 2020. [In Persian].
18. Kiernan D, Malone A, O'Brien T, Simms CK. A quantitative comparison of two kinematic protocols for lumbar segment motion during gait. Gait Posture 2015; 41(2): 699-705.
19. Leardini A, Biagi F, Merlo A, Belvedere C, Benedetti MG. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2011; 26(6): 562-71.
20. Christe G, Redhead L, Legrand T, Jolles BM, Favre J. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. J Biomech 2016; 49(10): 2060-7.
21. Christe G, Kade F, Jolles BM, Favre J. Chronic low back pain patients walk with locally altered spinal kinematics. J Biomech 2017; 60: 211-8.
22. Needham RA, Naemi R, Hamill J, Chockalingam N. Analysing patterns of coordination and patterns of control using novel data visualisation techniques in vector coding. Foot (Edinb) 2020; 44: 101678.
23. Abbasi A, Yazdanbakhsh F, Tazji MK, Aghaie AP, Svoboda Z, Nazarpour K, et al. A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds. Gait Posture 2020; 79: 139-44.
24. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2013.
25. Needham R, Naemi R, Chockalingam N. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. J Biomech 2014; 47(5): 1020-6.
26. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002; 17(2): 89-98.
27. Nimbarte A, Aghazadeh F, Harvey C. Effect of back belt on inter-joint coordination and postural index. Occup Ergon 2005; 5(4): 219-33.
28. Lariviere C, Caron JM, Preuss R, Mecheri H. The effect of different lumbar belt designs on the lumbopelvic rhythm in healthy subjects. BMC Musculoskelet Disord 2014; 15: 307.
29. Finnie SB, Wheeldon TJ, Hensrud DD, Dahm DL, Smith J. Weight lifting belt use patterns among a population of health club members. J Strength Cond Res 2003; 17(3): 498-502.
30. Hassan Zahraee M, Karimi MT, Mostamand J. Energy consumption during walking among patients with non-specific chronic low back pain, based on physiological cost index. J Res Rehabil Sci 2014; 9(5): 776-84. [In Persian].
31. Hemming R, Sheeran L, van Deursen R, Sparkes V. Non-specific chronic low back pain: differences in spinal kinematics in subgroups during functional tasks. Eur Spine J 2018; 27(1): 163-70.

http://jrrs.mui.ac.ir

32. Majidi A, Hiradasa R, Aghdam H, Shirzad H, Sikaroodi H, Samadi S. Assessment of disability effects of chronic low back pain in NAJA Vali-e- Asr (A) hospital patients before and after a period of medical treatment using Oswestry Disability Questionnaire. J Police Med 2012; 1(3): 150-60. [In Persian].
33. Homs AF, Dupeyron A, Torre K. Relationship between gait complexity and pain attention in chronic low back pain. Pain 2022; 163(1): e31-e39.
34. Boocock MG, Naude Y, Kilby J, Mawston GA. Real-time biofeedback and its ability to affect changes in spinal posture during repetitive lifting. Occup Environ Med 2018; 75(Suppl 2): A268.
35. Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. Ergonomics 1993; 36(7): 749-76.
36. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1996; 101(6): 511-9.
37. Ghiasi F, Nourbakhsh MR, Maroofi N. Analysis of lumbar spine and hip pattern motion while stoop lifting in subjects with and without a history of low back pain. J Mazandaran Univ Med Sci 2007; 17(59): 42-50. [In Persian].
38. Romanazzi M, Galante D, Sforza C. Intralimb joint coordination of the lower extremities in resistance training exercises. J Electromyogr Kinesiol 2015; 25(1): 61-8.
39. Sajedeinia M. Effect of loadings type on coordination variability of spine and pelvis during squat and deadlift [Research Project]. Tehran, Iran: Kharazmi University; 2021.
40. Nussbaum MA, Chaffin DB. Development and evaluation of a scalable and deformable geometric model of the human torso. Clin Biomech 1996; 11(1): 25-34.
41. Wrigley AT, Albert WJ, Deluzio KJ, Stevenson JM. Differentiating lifting technique between those who develop low back pain and those who do not. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2005; 20(3): 254-63.
42. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2009.
43. Ferber R, Pohl MB. Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. J Foot Ankle Res 2011; 4: 6.
44. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik RE. Coordinative variability and overuse injury. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2012; 4(1): 45.

DOI: 10.48305/jrrs.2023.26566.0 Published by Vesnu Publications

The Effect of Lumbar Belt on the Variability of Spine and Pelvis Coordination during Repetitive Lifts in Male Athletes with Chronic Nonspecific Low Back Pain: Cross-sectional Study

Hamed Fadaei[1], Ali Abbasi[2], Sheida Shourabadi[3], Mostafa Sajedinia[1]

Original Article

Abstract

Introduction: Optimizing strategies to reduce the negative effects of lifts on low back pain (LBP) have attracted the attention of researchers. One of the practical strategies to deal with the effects of loads on the spine is lumbar belts. The aim of this study was to investigate the effect of lumbar belts on the coordination variability of spine and pelvis during repetitive lifts in male athletes with non-specific chronic LBP.

Materials and Methods: Twelve male athletes with chronic LBP participated in the study voluntarily. Participants with and without belts lifted the box for one minute at a frequency of 10 times per minute, and cinematic information based on the three-segment model of spine was recorded using a motion capture system equipped with 10 cameras. Coordination and coordination changes for these segments were calculated using a modified vector coding (VC) method. To compare the collected data, if normal, paired t-test was used in SPSS software and in variability data, statistical parametric mapping (SPM) method was used in MATLAB software with the significance level of $P \leq 0.05$.

Results: A significant difference was observed for the coordination of the pelvic segment to the lower back segment [concentric phase ($P \leq 0.035$), eccentric phase ($P \leq 0.043$)]. On the other hand, no significant difference was reported between using and not using belts for the coordination of the lumbar segment to the lower trunk segment ($P = 0.545$), lower trunk segment to the upper trunk segment ($P = 0.440$), and the variability of all calculated couples

Conclusion: According to the findings, using the belt may optimize the transfer of motion from the distal segment to the proximal segment, which can reduce the pressure on the waist and prevent injury and pain in the lumbar region. Therefore, it is recommended that athletes with LBP use a belt when lifting heavy loads in order to transfer movement from the distal to the proximal segment correctly.

Keywords: Chronic non-specific low back pain; Lift; Coordination variability; Belt; Spine

Citation: Fadaei H, Abbasi A, Shourabadi S, Sajedinia M. **The Effect of Lumbar Belt on the Variability of Spine and Pelvis Coordination during Repetitive Lifts in Male Athletes with Chronic Nonspecific Low Back Pain: Cross-sectional Study.** J Res Rehabil Sci 2021; 17: 18-27.

Received date: 10.02.2021 Accept date: 19.04.2021 Published: 05.05.2021

1- Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Karaj, Iran
2- Associate Professor, Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Karaj, Iran
3- MSc Student, Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sports Sciences, Shahid Bahonar University, Kerman, Iran
Corresponding Author: Ali Abbasi; Associate Professor, Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Karaj, Iran; Email: abbasi.bio@gmail.com