DOI: 10.22122/jrrs.v13i4.2896 Published by Vesnu Publications

تأثیر تغییر کیفوز سینه‌ای بر طول بازوی گشتاور بار خارجی هنگام برداشتن بار با دو تکنیک اسکات و استوپ در مردان

مهدی نعمتی معز[۱]، علی عباسی[۲]، سید فرهاد طباطبایی قمشه[۳]، فرشته افتخاری[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: طول بازوی گشتاور بار خارجی، یکی از عوامل تأثیرگذار بر میزان نیروی وارد شده بر ستون فقرات می‌باشد و یکی از تغییراتی است که صرف نظر از نوع تکنیک برداشتن بار، می‌تواند در کاهش خطر ابتلا به کمردرد تأثیرگذار باشد. تغییر در میزان کیفوز سینه‌ای هنگام برداشتن بار، یکی از عوامل مؤثر بر طول بازوی گشتاور بار خارجی در نظر گرفته می‌شود.

مواد و روش‌ها: در تحقیق حاضر از ۱۲ آزمودنی مرد درخواست شد تا با استفاده از دو تکنیک اسکات و استوپ در حالی که وضعیت کیفوز سینه‌ای خود را در شروع حرکت فاز اکستنشن افزایش، کاهش و یا بدون تغییر قرار می‌دهند، جعبه‌ای به جرم ۱۰ و ۲۰ درصد جرم بدن خود را از روی زمین بردارند. جهت محاسبه فاصله عرضی بین جعبه و مهره پنجم کمری، از سیستم آنالیز حرکتی استفاده گردید.

یافته‌ها: یافته‌های به دست آمده حاکی از تأثیر معنی‌دار نوع تکنیک ($P < ۰/۰۰۱$)، ارایه دستورالعمل تغییر در کیفوز سینه‌ای ($P = ۰/۰۳۹$) و جرم جعبه ($P = ۰/۰۰۱$) بر طول بازوی گشتاور بار خارجی بود. روابط معنی‌داری بین تکنیک و دستورالعمل ($P = ۰/۰۱۲$)، تکنیک و جرم ($P = ۰/۰۲۶$)، دستورالعمل و جرم ($P = ۰/۰۲۹$) و هر سه عامل تکنیک، دستورالعمل و جرم ($P = ۰/۰۰۶$) وجود داشت.

نتیجه‌گیری: طول بازوی گشتاور خارجی با نوع تکنیک، جرم بار خارجی، الگوی حرکتی و پوسچر ستون فقرات در ارتباط است. به کارگیری تکنیک اسکات، افزایش طول بازوی گشتاور بار خارجی را به همراه دارد و افزایش جرم جعبه به طور کلی و افزایش کیفوز سینه‌ای در تکنیک اسکات، باعث کاهش طول بازوی گشتاور می‌گردد.

کلید واژه‌ها: کیفوز، برداشتن بار، کمردرد، دامنه حرکت مفصل

ارجاع: نعمتی معز مهدی، عباسی علی، طباطبایی قمشه سید فرهاد، افتخاری فرشته. **تأثیر تغییر کیفوز سینه‌ای بر طول بازوی گشتاور بار خارجی هنگام برداشتن بار با دو تکنیک اسکات و استوپ در مردان.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۴): ۲۰۸-۲۰۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۵/۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۶/۲۷

مقدمه

با وجود پیشرفت‌های چشمگیر صنعتی، برداشتن بار هنوز هم به عنوان یکی از عوامل خطرزای بروز کمردرد مطرح بوده و یکی از عوامل اصلی بروز این مشکل در کشورهای پیشرفته گزارش شده است (۱). بروز این عارضه سالانه خسارات اقتصادی قابل توجهی را به کشورهای مختلف تحمیل می‌کند. بنابراین، توصیه‌های مختلفی برای کاهش احتمال بروز کمردرد در افرادی که برداشتن بار به عنوان بخشی از فعالیت شغلی آن‌ها می‌باشد، مطرح گردیده است. اولین و شاید مهم‌ترین نکته حایز اهمیت در این توصیه‌ها، تکنیک برداشتن بار است که همواره طیف گسترده‌ای از حجم پژوهش‌ها در این حیطه را به خود اختصاص می‌دهد. از میان تکنیک‌های مختلف برداشتن بار، تکنیک اسکات (Squat) تکنیک ایمنی معرفی شده است و توصیه به استفاده از این تکنیک در متون علمی مشاهده می‌گردد (۲). در نقطه مقابل این روش، تکنیک استوپ (Stoop) قرار دارد که همواره به عنوان یک تکنیک آسیب‌زا مطرح شده است (۳).

تحقیقات زیادی در زمینه مقایسه دو نوع تکنیک برداشتن بار صورت گرفته است (۷-۴) که نتایج آن‌ها با دلایل پیشنهاد تکنیک اسکات به عنوان تکنیکی با خطر آسیب کمتر، در تناقض و تضاد است (۸)؛ به طوری که حتی نتایج به دست آمده از برخی پژوهش‌ها، نیروهای وارد شده به ستون فقرات در تکنیک اسکات را بیشتر از تکنیک استوپ عنوان کرده است. Dreischarf و همکاران تنها اختلاف ۴ درصدی

۱- دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- دانشیار، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی، تهران، ایران
۴- استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
نویسنده مسؤول: مهدی نعمتی معز
Email: nemati80@gmail.com

بین اسکات و استوپ در نیروهای وارد شده به بخش کمری را گزارش کردند. همچنین، به این نتیجه رسیدند که اندکی بعد از لیفت بار و هنگامی که تنه مقداری صاف می‌شود، بخش کمری ستون فقرات حداکثر نیروی وارد شده را تجربه می‌کند (۹). Kingma و همکاران در مقایسه نیروهای وارد شده بین دو تکنیک اسکات و استوپ، نیروهای موازی حاصل از نیروی عکس‌العمل را در تکنیک استوپ بیشتر و نیروهای موازی حاصل از عملکرد عضلات را در تکنیک اسکات بیشتر از تکنیک دیگر بیان نمودند. همچنین، آزمودنی‌ها در تکنیک اسکات، گشتاور و نیروی فشاری بزرگ‌تری را نسبت به دو تکنیک استوپ و تکنیک بینابینی تجربه می‌کنند (۲). بنابراین، توجه به شاخص‌های دیگر به غیر از نوع تکنیک، نظر پژوهشگران را به خود جلب نموده است (۱۰).

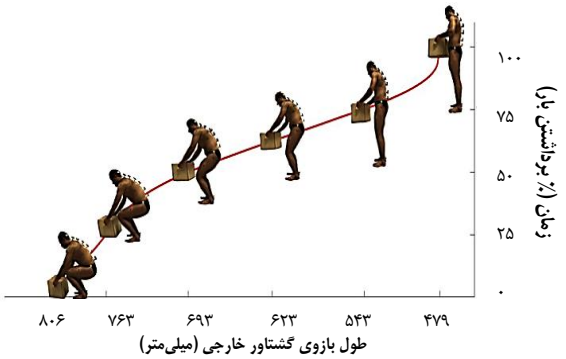
فاصله عرضی بین جسم و بدن فرد، یکی از عوامل تأثیرگذار در نیروهای وارد شده به ستون فقرات می‌باشد (۱۱) و حتی به عنوان یکی از دلایل توجیه‌کننده نیروهای وارده بیشتر در تکنیک اسکات نسبت به تکنیک استوپ مطرح شده است. طول بازوی گشتاور عضلات ستون فقرات نسبت به طول بازوی گشتاور بار خارجی بسیار کوچک‌تر است و حتی با افزایش زاویه فلکشن تنه در برخی از سطوح، کوچک‌تر نیز می‌شود (۱۲). بنابراین، هنگام برداشتن و حمل بار برای غلبه بر گشتاور تاکننده بار خارجی، عضلات باید نیروی بیشتری برای حفظ ثبات و حرکت ستون فقرات تولید نمایند. از طرف دیگر، یکی از عوامل اعمال فشار به اجزای ستون فقرات و افزایش احتمال بروز کمردرد، نیروی حاصل از انقباض عضلات احاطه‌کننده ستون فقرات است (۱۳). بنابراین، کاهش فاصله عرضی منجر به کاهش گشتاور تاکننده، کاهش نیروی عضلانی و در نهایت، کاهش نیروهای وارد شده به ستون فقرات می‌گردد. علاوه بر نوع تکنیک و به عبارت دیگر، تغییر در الگوی حرکتی اندام تحتانی که می‌تواند بر طول بازوی گشتاور بار خارجی تأثیرگذار باشد، تغییرات در الگوی حرکات ستون فقرات نیز می‌تواند در کاهش طول بازوی گشتاور و به دنبال آن، کاهش فشار وارد شده به ستون فقرات مؤثر باشد (۱۴).

در اغلب مطالعات بیومکانیکی، از انعطاف‌پذیری و حرکات بخش سینه‌ای صرف نظر شده است و به عنوان یک بخش یکپارچه در نظر گرفته می‌شود، اما تأثیر و تعامل بخش سینه‌ای بر بخش‌های دیگر همواره در بررسی‌های توازن ایستای ستون فقرات در صفحه ساجیتال مورد مطالعه قرار گرفته است و حتی در بسیاری از اعمال جراحی با هدف اصلاح ناهنجاری‌های مربوط به تغییر شکل، مد نظر قرار می‌گیرد (۱۵). بنابراین، تغییرات در الگوی حرکتی بخش سینه‌ای در حرکتی مانند برداشتن بار، می‌تواند متغیرهای بیومکانیکی پویا و در نتیجه، طول بازوی گشتاور خارجی را تحت تأثیر قرار دهد. به صورت کلی، مردان بیشتر با فعالیت‌های حمل بار سر و کار دارند و عدم توجه به تفاوت‌های جنسیتی در برخی از پژوهش‌ها، بیانگر این امر است (۲۲-۱۶). هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی تغییرات در الگوی حرکتی بخش سینه‌ای در فاصله بین جعبه و بدن آزمودنی‌های مرد هنگام استفاده از دو تکنیک استوپ و اسکات با استفاده از دو جرم جعبه ۱۰ و ۲۰ درصد جرم بدن بود. فرضیه این مطالعه بر تأثیر متغیرهای مستقل نوع تکنیک، الگوی حرکتی بخش سینه‌ای و جرم جعبه بر متغیر وابسته طول بازوی گشتاور بار خارجی استوار بود.

مواد و روش‌ها

در این پژوهش، ۱۲ آزمودنی مرد از دانشجویان دانشگاه خوارزمی به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. حجم نمونه با توجه به مطالعات گذشته تعیین گردید (۲۸-۲۲، ۲). معیارهای ورود به تحقیق شامل داشتن سن بین ۲۰ تا ۳۵ سال، شاخص توده بدنی کمتر از ۳۰ کیلوگرم بر مترمربع و قد بین ۱/۷۰ تا ۱/۸۵ متر بود (۳۳-۲۹). سابقه کمردرد در دو سال گذشته و ابتلا به کمردرد مزمن (کمردردی که بیش از سه ماه تداوم داشته باشد) (۳۵، ۳۴)، داشتن طول پای نابرابر بیشتر از یک سانتی‌متر (۳۶)، داشتن فعالیت ورزشی بیش از سه جلسه در هفته (۳۷) و ابتلا به هرگونه بیماری ارتوپدیک و عصب‌شناختی نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد.

طبق پژوهش‌های انجام شده، مقدار طبیعی انحناهای طبیعی ستون فقرات در حالت ایستا دارای پراکندگی به نسبت بالایی است و افراد با داشتن اندازه کیفوزهای متفاوت در گروه طبیعی قرار دارند (۴۲-۳۸). این امر باعث دشواری تعیین ستون فقرات نرمال گردیده است (۴۶-۴۲). بنابراین، داشتن دامنه حرکتی طبیعی در هر سه صفحه حرکتی (۴۹-۴۷) و توانایی اجرای دستورالعمل‌ها [افزایش کیفوز به میزانی که چانه با سینه تماس پیدا کند (۵۰)] نیز جزء معیارهای ورود به مطالعه بود. تحقیق حاضر با کد ۶۴/۸۰۱ مورد تأیید کمیته اخلاق دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی قرار گرفت. تمام آزمودنی‌ها حداقل دو ساعت پس از بیدار شدن از خواب شبانه در آزمایشگاه حاضر شدند و با مراحل مختلف اجرای آزمایش‌ها آشنایی پیدا کردند و از آن‌ها رضایت‌نامه برای شرکت در مطالعه اخذ شد. جهت ثبت طول بازوی گشتاور جعبه از شش دوربین (Vicon Motion System Ltd، شرکت Oxford، انگلستان) با رزولوشن ۴ مگاپیکسل و حداکثر فرکانس نمونه‌برداری ۳۷۰ هرتز و فرکانس نمونه‌گیری ۱۲۰ هرتز استفاده گردید. برای محاسبه این متغیر، ۱۰ نشانگر با قطر ۹ میلی‌متر در غالب یک کلاستر ۵ عددی که به مهره پنجم کمری (۲) و ۵ نشانگر که به گوشه‌ها و مرکز جعبه با استفاده از چسب دوطرفه متصل شده بود، مورد استفاده قرار گرفت (شکل ۱).



شکل ۱. نمای نرمال شده بر حسب زمان فاصله بین مرکز جعبه و کلاستر مهره پنجم کمری یکی از آزمودنی‌ها (هنگام برداشتن جعبه با تکنیک اسکات بدون ارایه دستورالعمل)

به آزمودنی‌ها فرصت داده شد تا برای آشنایی با حرکت و دستیابی به سرعت ثابت، در اجرای حرکت لیفت به تمرین بپردازند و این مرحله تا زمانی که آزمودنی‌ها به هماهنگی لازم برای اجرای حرکت آماده شوند، ادامه داشت. با توجه به دستورالعمل‌های ارایه شده، آزمون‌ها را می‌توان به سه بلوک

www.mui.ac.ir

تقسیم کرد؛ بلوک اول آزمون‌هایی هستند که بدون ارایه دستورالعمل اجرا شدند و آزمودنی‌ها به صورت طبیعی به اجرای لیفت پرداختند. بلوک دوم آزمون‌هایی که با ارایه دستورالعمل افزایش کیفوز سینه‌ای انجام شدند و در آن آزمودنی‌ها باید در تمام طول مدت اجرا، تماس بین چانه و قفسه سینه را حفظ می‌کردند. بنابراین، معیار حفظ کیفوز منوط به تماس بین چانه و سینه آزمودنی‌ها بود (۵۰) و به صورت یک معیار کلی برای همه آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد. در بلوک سوم، آزمودنی‌ها قبل از برداشتن جعبه در حالی که چانه خود را در تماس با سینه قرار داده بودند، باید در ابتدای حرکت با جدا کردن چانه از سینه حرکت را آغاز می‌کردند و به عبارت دیگر، جدا شدن جعبه از زمین با حرکت بخش سینه‌ای ستون فقرات صورت می‌گرفت. تمامی بلوک‌های توضیح داده شده با استفاده از دو تکنیک استوپ و اسکات و با جعبه‌هایی به جرم ۱۰ و ۲۰ درصد جرم بدن آزمونی‌ها اجرا می‌گردید. بنابراین، در هر یک از آزمون‌های اجرا شده، سه متغیر مستقل مشارکت داشت (نوع دستورالعمل، تکنیک لیفت و جرم جعبه) که در مجموع، هر آزمودنی باید ۱۲ آزمون را اجرا می‌کرد و از آن‌جایی که هر آزمون سه بار تکرار می‌شد، ۳۶ تکرار برای هر آزمودنی ثبت گردید.

جهت جلوگیری از تأثیر دستورالعمل‌ها در اجرای طبیعی (اجرای لیفت بدون ارایه دستورالعمل)، چهار آزمون بلوک اول در ابتدا و به صورت تصادفی (با توجه به نوع تکنیک و جرم جعبه) اجرا شد (۲)، اما در دو بلوک دیگر (شامل ۸ آزمون) که با ارایه دستورالعمل همراه بود، حرکات به صورت تصادفی انجام گرفت (با توجه به دستورالعمل ارایه شده، نوع تکنیک و جرم جعبه). دستورالعمل اجرای تکنیک‌ها و تغییر در کیفوز سینه‌ای به صورت دیداری و شنیداری و با نمایش فیلم صورت گرفت و به آزمودنی‌ها برای هماهنگی و آشنایی با دستورالعمل‌ها فرصت تمرین داده شد. سرعت حرکت آزمودنی‌ها به وسیله مترونوم تنظیم گردید؛ به طوری که آزمودنی جعبه را در عرض سه ثانیه برمی‌داشت و تا ارتفاع خار خاصره قدامی- فوقانی بالا می‌آورد و پس از یک ثانیه مکث، در عرض سه ثانیه بر روی زمین می‌گذاشت. پس از اتمام مجموعه تکرارهای هر تکنیک در هر حالت، بین یک تا سه دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

پس از جمع‌آوری داده‌ها و قرار دادن در نرم‌افزار Nexus نسخه ۲/۵ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK)، ابتدا و انتهای حرکت به صورت دیداری مشخص گردید. پس از اعمال فیلتر پایین‌گذر ۶ هرتز مرتبه چهارم Butterworth (بدون تأخیر فازی)، فواصل عرضی بین نشانگر مرکزی جعبه و نشانگر مرکزی کلاستر مهره پنجم کمری با استفاده از نرم‌افزار Excel به دست آمد. برای تمام کوشش‌های هر آزمون پس از نرمال‌سازی زمانی ۱۰۱ (صفر تا ۱۰۰) داده استخراج گردید. سپس میانگین نقاط متناظر همه کوشش‌های هر آزمون با استفاده از رابطه ۱ محاسبه گردید و در نهایت، برای هر یک از سطوح فاکتورها (۲*۳*۲) نمودار میانگینی با ۱۰۱ داده ارایه شد.

رابطه ۱

[۳۶ = (تعداد آزمودنی‌ها) ۱۲× (تعداد کوشش‌های هر آزمون) ۳]

برای مقایسه تأثیر تغییرات در الگوی حرکتی بخش سینه‌ای بر نمودار میانگین فاصله عرضی بین جعبه و بدن آزمودنی‌ها، از آزمون مدل مختلط خطی (Linear mixed model) با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. از تصحیح Bonferroni جهت مقایسه جفتی متغیرها در آزمون تعقیبی استفاده گردید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ (version 23, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

میانگین سن، قد و وزن آزمودنی‌ها به ترتیب ۳/۰ ± ۲۶/۴ سال، ۰/۰۵ ± ۱/۷۲ متر و ۶ ± ۷۸ کیلوگرم بود. به طور کلی و بدون در نظر گرفتن شاخص‌های دستورالعمل و جرم جعبه، نوع تکنیک تأثیر معنی‌داری بر فاصله عرضی بین جعبه و بدن آزمودنی‌ها بر میانگین کل فاز حرکت داشت ($P < ۰/۰۰۱$) (جدول ۱). به عبارت دیگر، هنگامی که صرف نظر از سطوح ارایه دستورالعمل و جرم، تمامی داده‌ها بر اساس نوع تکنیک به دو گروه تقسیم می‌شوند، تکنیک اسکات به طور کلی میانگین طول بازوی گشتاوری بزرگ‌تری نسبت به تکنیک استوپ دارد (جدول ۲).

جدول ۱. آزمون نوع سوم اثرات ثابت

منبع	مقدار F
تکنیک	۱۲۰/۵۷**
دستورالعمل	۳/۲۴*
جرم	۱۰/۲۶*
تکنیک * دستورالعمل	۴/۴۶*
تکنیک * جرم	۴/۹۶*
دستورالعمل * جرم	۳/۵۵*
تکنیک * دستورالعمل * جرم	۵/۱۱*

$P < ۰/۰۱^{**}$ ،$P < ۰/۰۵^{*}$

تأثیر نوع تکنیک (اسکات و استوپ)، دستورالعمل اجرای تکنیک (نرمال، افزایش و کاهش کیفوز سینه‌ای)، جرم جعبه (۱۰ و ۲۰ درصد جرم بدن) و تعامل بین عامل‌های تکنیک و دستورالعمل، تکنیک و جرم، دستورالعمل و جرم و هر سه عامل تکنیک، دستورالعمل و جرم

میانگین فاصله عرضی در تکنیک اسکات حدود ۵۴ میلی‌متر بیشتر از میانگین تکنیک استوپ بود. مقایسه بین دستورالعمل‌های ارایه شده، صرف نظر از نوع تکنیک و جرم جعبه، تفاوت معنی‌داری را بین این سه نوع دستورالعمل (نرمال، افزایش و کاهش کیفوز) نشان داد ($P = ۰/۰۳۹$) (جدول ۲)؛ به طوری که در آزمون تعقیبی، این معنی‌داری حاصل تفاوت ۱۵ میلی‌متری میانگین دو حالت نرمال و دستورالعمل ارایه افزایش کیفوز سینه‌ای است ($P = ۰/۰۳۵$) و دستورالعمل کاهش کیفوز، تفاوت معنی‌داری با حالت طبیعی ($P = ۰/۹۸۶$) و افزایش کیفوز ($P = ۰/۳۶۵$) نداشت (شکل ۲). این در حالی است که میانگین دستورالعمل نرمال و کاهش کیفوز تفاوت بسیار ناچیزی را با یکدیگر نشان داد و اختلاف این دو با یکدیگر حدود ۵ میلی‌متر گزارش گردید. میانگین دستورالعمل افزایش کیفوز و کاهش کیفوز حدود ۹ میلی‌متر با یکدیگر تفاوت داشت. جرم جعبه صرف نظر از نوع تکنیک و ارایه و عدم ارایه دستورالعمل نیز تأثیر معنی‌داری را بر میانگین فاصله عرضی بین بدن آزمودنی‌ها و جعبه نشان داد ($P = ۰/۰۰۱$) و هنگام استفاده از جعبه سبک‌تر (ده درصد جرم بدن)، این فاصله ۱۶ میلی‌متر بیشتر بود (جدول ۲).

تعامل معنی‌داری بین عامل‌های تکنیک با دستورالعمل ($P = ۰/۰۱۲$)، تکنیک با جرم ($P = ۰/۰۲۶$)، دستورالعمل با جرم ($P = ۰/۰۲۹$) و هر سه عامل تکنیک، دستورالعمل و جرم ($P = ۰/۰۰۶$) مشاهده گردید. به عبارت دیگر، هنگامی‌که مداخله دو عامل تکنیک و دستورالعمل صرف نظر از جرم جعبه، مداخله تکنیک با جرم صرف نظر از دستورالعمل و مداخله دستورالعمل و جرم صرف نظر از تکنیک مد نظر قرار گیرد، نتایج معنی‌دار می‌باشد.

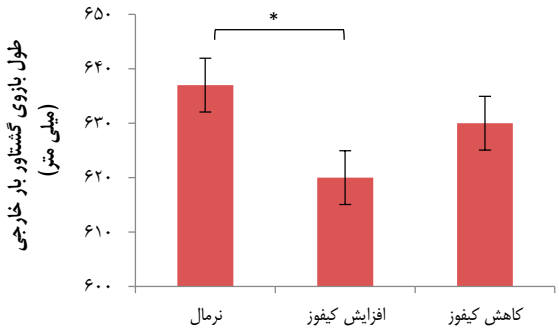
www.mui.ac.ir

جدول ۲. نتایج آزمون تعقیبی سطوح هر عامل

عامل‌ها	سطوح عامل‌ها		میانگین اختلاف (میلی‌متر)	خطای استاندارد (میلی‌متر)	درجات آزادی	فاصله اطمینان ۹۵ درصد	
						کرانه پایین (میلی‌متر)	کرانه بالا (میلی‌متر)
تکنیک	اسکات	استوپ	۵۴/۲۴۵**	۴/۹۴۰	۱۲۰۰	۴۴/۵۵۳	۶۳/۹۳۷
	نرمال	افزایش کیفوز	۱۵/۲۸۶*	۶/۰۵۰	۱۲۰۰	۰/۷۸۱	۲۹/۷۹۱
دستورالعمل	نرمال	کاهش کیفوز	۵/۹۱۲	۶/۰۵۰	۱۲۰۰	-۸/۵۹۳	۲۰/۴۱۶
	افزایش کیفوز	کاهش کیفوز	-۹/۳۷۴	۶/۰۵۰	۱۲۰۰	-۲۳/۸۷۹	۵/۱۳۰
جرم	۱۰ درصد	۲۰ درصد	۱۶/۰۹۹*	۴/۹۴۰	۱۲۰۰	۶/۴۰۷	۲۵/۷۹۱

*P < ۰/۰۵۰، **P < ۰/۰۰۱

شامل دو نوع تکنیک (اسکات و استوپ)، ارایه دستورالعمل (نرمال، افزایش و کاهش کیفوز سینه‌ای) و جرم جعبه (۱۰ و ۲۰ درصد جرم بدن هر آزمودنی)



شکل ۲. تأثیر کلی ارایه دستورالعمل‌های نرمال، افزایش کیفوز و کاهش کیفوز سینه‌ای بر طول بازوی گشتاور بار خارجی بدون در نظر گرفتن نوع تکنیک (اسکات و استوپ)، ارایه دستورالعمل (نرمال، افزایش و کاهش کیفوز سینه‌ای) و جرم جعبه (۱۰ و ۲۰ درصد جرم بدن هر آزمودنی)، *P < ۰/۰۵۰

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد که نوع تکنیک لیفت، جرم جعبه و دستورالعمل افزایش کیفوز سینه‌ای، بر طول بازوی گشتاور بار خارجی تأثیرگذار می‌باشد. فلکشن زانو به عنوان یکی از دلایل افزایش بازوی گشتاور بار خارجی هنگام به کارگیری تکنیک اسکات مطرح شده است (۲)؛ در حالی که در تکنیک استوپ فرد با زانوهای تقریباً صاف (۵۱) بر روی بار خم می‌شود و باعث نزدیک‌تر شدن مهره‌های کمری به بار و کاهش بازوی گشتاور بار خارجی می‌گردد (۵۲). نتایج تحقیق حاضر نیز فاصله بیشتر بین جعبه و بدن را در تکنیک اسکات نشان می‌دهد. در این تکنیک، بیشترین میزان فاصله در مراحل اولیه برداشتن بار اتفاق می‌افتد که زانوها دارای حداکثر فلکشن برای رسیدن اندام فوقانی به جعبه می‌باشند. بیشترین نیروی وارد شده به ستون فقرات (۹) و حداکثر عملکرد تنفسی (۵۳)، زمان کوتاهی پس از برداشتن بار رخ می‌دهد و به نوعی بین این متغیرها رابطه علی و معلولی برقرار است. Dreischarf و همکاران با استفاده از فن‌آوری حسگرهای تله‌متری داخل مهره‌ای (Telemeterized vertebral body replacement)، نشان دادند هنگامی که آزمودنی‌ها بار خارجی را در قسمت جانبی بدن خود لیفت می‌کنند، با کاهش فشارهای وارد شده به ستون فقرات در مقایسه با زمانی که همان بار را در قسمت قدامی بدن لیفت می‌کنند، مواجه هستند. نتایج مطالعه آن‌ها به نوعی در راستای تبیین نقش طول بازوی گشتاور بار خارجی نسبت به بدن و میزان نیروهای وارد شده به ستون فقرات است (۹). Faber و همکاران نیز با تقسیم بار خارجی به دو قسمت و تغییر موقعیت آن از قسمت قدامی به قسمت جانبی بدن، نتایج مشابهی را گزارش کردند (۲۲).

نتایج تحقیق حاضر حاکی از کوچک‌تر بودن طول بازوی گشتاور هنگام برداشتن جعبه سنگین‌تر بدون توجه به شاخص‌های نوع تکنیک و دستورالعمل بود. به نظر می‌رسد که برای کاهش گشتاور تاکننده به ستون فقرات و به دنبال آن کاهش گشتاور اکستنسوری (۵۴)، آزمودنی‌ها با افزایش جرم جعبه اقدام به نزدیک‌تر کردن جعبه به بدن می‌نمایند. افزایش جرم طبق نتایج پژوهش Mavor و Graham، باعث افزایش ثبات ستون فقرات می‌گردد و نظریه افزایش احتمال آسیب هنگام جابه‌جایی اجسام با جرم کم را قوت می‌بخشد (۵۵). به عبارت دیگر، افراد هنگام برداشتن اجسام سبکی مانند قلم از روی زمین، بیشتر در معرض خطر بروز آسیب و کمردرد قرار می‌گیرند و علاوه بر نقش سیستم اعصاب مرکزی (۵۶)، جرم جسم به صورت مکانیکی (۵۵) بر ثبات ستون فقرات تأثیر می‌گذارد و افزایش بار با افزایش ثبات ستون فقرات همراه است. نتایج مطالعه Lee نشان داد که آزمودنی‌ها هنگام لیفت جعبه با جرم بالا، از استراتژی مچ پا برای حفظ پوسچر مناسب استفاده می‌کنند. در استراتژی مچ پا فرد سعی در کنترل تعادل خود با استفاده از حرکت مرکز ثقل بدن حول مفصل مچ پا دارد که هنگام برداشتن وزنه‌های سنگین این استراتژی همراه با نزدیک نگهداشتن بار با بدن مشاهده می‌شود (۲۷). به نوعی استراتژی مچ پا در شرایطی مورد استفاده می‌گیرد که حفظ وضعیت تعادل تنها نیاز به فعالیت عضلات پلانتار و دورسی فلکسورها دارد (۵۷) و به نظر می‌رسد با افزایش بار و به دنبال آن، افزایش ثبات ستون فقرات و نزدیک‌تر کردن بار خارجی به بدن، این استراتژی جهت حفظ تعادل مورد استفاده قرار می‌گیرد.

نتایج پژوهش حاضر تفاوت معنی‌داری را بین دستورالعمل افزایش کیفوز سینه‌ای و وضعیت بدون ارایه دستورالعمل نشان داد؛ به گونه‌ای که فاصله بین جعبه و بدن در هنگام افزایش کیفوز کمتر از وضعیت نرمال بود. الگوی تغییرات فاصله در دو تکنیک مورد بررسی صرف نظر از مقدار کمی آن، متفاوت است و زمان رخداد حداکثر فاصله عرضی در تکنیک استوپ با تأخیر بیشتری نسبت به تکنیک اسکات اتفاق می‌افتد. به عبارت دیگر، با توجه به اولویت استفاده از اندام تحتانی در تکنیک اسکات (۵۸)، در

برداشتن بار و رابطه بین فلکشن زانو و فاصله عرضی، حداکثر فاصله در مراحل اولیه برداشتن بار حادث می‌شود و در تکنیک استوپ با توجه به استفاده از ستون فقرات و مفصل ران به عنوان مولد اصلی حرکت (۵۹)، حداکثر فاصله با تأخیر زمانی بیشتری نسبت به تکنیک اسکات اتفاق می‌افتد. Gill و همکاران با تغییر در فاصله بین بار و بدن آزمودنی‌ها، بخش سینه‌ای را به عنوان تطابق دهنده تغییرات در این فاصله تبیین نمودند (۲۵). بنابراین، بخش سینه‌ای ستون فقرات می‌تواند تطابق دهنده طول بازوی گشتاور بار خارجی نیز مطرح گردد. در دستورالعمل دوم ارایه شده در پژوهش حاضر، آزمودنی‌ها سعی در حفظ کیفوز سینه‌ای در کل زمان حرکت داشتند. این دستورالعمل در تکنیک اسکات منجر به کاهش فاصله بین جعبه و بدن آزمودنی‌ها شد و این کاهش، تأثیر کیفوز بخش سینه‌ای در تغییرات طول بازوی گشتاور بار خارجی را تبیین می‌کند. از طرف دیگر، این تفاوت در جعبه سبک‌تر بیشتر بود و به عبارت دیگر، هنگام برداشتن بار سنگین‌تر شاید جرم بار بالقوه باعث افزایش کیفوز سینه‌ای شود.

نتایج مطالعه Maduri و همکاران نشان داد که هنگام استفاده از تکنیک استوپ و در فاز اکستنشن، میزان کیفوز کمری با افزایش جرم افزایش می‌یابد (۲۳). تغییرات بازوی گشتاور بار خارجی با افزایش کیفوز سینه‌ای در تکنیک استوپ، پیچیده‌تر از تکنیک اسکات می‌باشد و شاید بخشی از این پیچیدگی مربوط به تغییرپذیری حرکتی است که در برخی از پژوهش‌ها نیز به آن اشاره شده است (۶۰). به کارگیری الگوهای متفاوت برای اجرای تکنیک خاصی از سوی افراد، می‌تواند عامل این پیچیدگی‌ها باشد (۶۱). به نظر می‌رسد که هنگام برداشتن جعبه سبک‌تر بدون ارایه دستورالعمل، بخش سینه‌ای ستون فقرات دارای دامنه حرکتی قابل توجهی نیست، اما با افزایش جرم جعبه، این بخش مشارکت بیشتری داشت و بر طول بازوی گشتاور تأثیر گذاشت.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم اندازه‌گیری کمی کیفوز سینه‌ای با توجه به محدودیت در ابزار اندازه‌گیری دینامیک کیفوز سینه‌ای و از طرف دیگر، رعایت اخلاق پزشکی (استاندارد طلایی، استفاده از رادیوگرافی است) اشاره نمود. بنابراین، در مطالعه حاضر به ارایه دستورالعمل و کنترل اجرای آن به صورت دیداری اکتفا گردید.

پیشنهادها

در تحقیق حاضر تغییرات طول بازوی گشتاور بار خارجی در حالی مورد بررسی قرار گرفت که با ارایه دستورالعمل در الگوی حرکتی بخش سینه‌ای تغییرات اعمال شد. به نظر می‌رسد در پژوهش‌های آینده با اجرای پروتکل‌های خستگی، به صورت دقیق‌تری بتوان به بررسی تأثیرات تغییر الگوی حرکتی بخش سینه‌ای ستون فقرات بر بازوی گشتاور بار خارجی هنگام اجرای لیفت پرداخت.

نتیجه‌گیری

تکنیک اسکات منجر به افزایش طول بازوی گشتاور بار خارجی نسبت به تکنیک استوپ می‌گردد و جرم بار خارجی نیز در این متغیر تأثیرگذار است و با افزایش جرم، طول بازوی گشتاور کاهش می‌یابد. ارایه دستورالعمل افزایش کیفوز سینه‌ای نیز باعث کاهش طول بازوی گشتاور در تکنیک اسکات می‌گردد، اما در تکنیک استوپ شرایط پیچیده‌تری را فراهم می‌آورد که در این زمینه نیاز به مطالعات گسترده‌تری می‌باشد.

تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر برگرفته از پروژه رساله مقطع دکتری می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از مدیریت و کارکنان مرکز تحقیقات فن‌آوری‌های توان‌بخشی عصبی هوشمند جواد موفقیان تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

مهدی نعمتی معز، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، علی عباسی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، سید فرهاد طباطبایی قمشه، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، فرشته افتخاری، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله را بر عهده داشتند.

منابع مالی

پژوهش حاضر از هیچ منابع مالی استفاده ننموده است.

تعارض منافع

هیچ کدام از نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

References

1. Miwa S, Yokogawa A, Kobayashi T, Nishimura T, Igarashi K, Inatani H, et al. Risk factors of recurrent lumbar disk herniation: A single center study and review of the literature. J Spinal Disord Tech 2015; 28(5): E265-E269.
2. Kingma I, Bosch T, Bruins L, van Dieen JH. Foot positioning instruction, initial vertical load position and lifting technique:

effects on low back loading. Ergonomics 2004; 47(13): 1365-85.
3. Natarajan RN, Lavender SA, An HA, Andersson GB. Biomechanical response of a lumbar intervertebral disc to manual lifting activities: A poroelastic finite element model study. Spine (Phila Pa 1976) 2008; 33(18): 1958-65.
4. Kuijer PP, van Oostrom SH, Duijzer K, van Dieen JH. Maximum acceptable weight of lift reflects peak lumbosacral extension moments in a functional capacity evaluation test using free style, stoop and squat lifting. Ergonomics 2012; 55(3): 343-9.
5. Straker L. Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objectsInt J Ind Ergon 2003; 31(3): 149-60.
6. Hagen K, Sorhagen O, Harms-Ringdahl K. Influence of weight and frequency on thigh and lower-trunk motion during repetitive lifting employing stoop and squat techniques. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1995; 10(3): 122-7.
7. Hwang S, Kim Y, Kim Y. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. BMC Musculoskelet Disord 2009; 10(1): 15.
8. van Dieen JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. Stoop or squat: A review of biomechanical studies on lifting technique. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999; 14(10): 685-96.
9. Dreischarf M, Rohlmann A, Graichen F, Bergmann G, Schmidt H. In vivo loads on a vertebral body replacement during different lifting techniques. J Biomech 2016; 49(6): 890-5.
10. Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A. Quantitative studies of back loads in lifting. Spine 1976; 1(3): 178-85.
11. Pryce R, Kriellaars D. Body segment inertial parameters and low back load in individuals with central adiposity. J Biomech 2014; 47(12): 3080-6.
12. Jorgensen MJ, Marras WS, Gupta P, Waters TR. Effect of torso flexion on the lumbar torso extensor muscle sagittal plane moment arms. Spine J 2003; 3(5): 363-9.
13. Farrag AT, Elsayed WH, El-Sayyad MM, Marras WS. Weight knowledge and weight magnitude: Impact on lumbosacral loading. Ergonomics 2015; 58(2): 227-34.
14. Iwasaki R, Yokoyama G, Kawabata S, Suzuki T. Lumbar extension during stoop lifting is delayed by the load and hamstring tightness. J Phys Ther Sci 2014; 26(1): 57-61.
15. Kim HJ, Bridwell KH, Lenke LG, Park MS, Song KS, Piyaskulkaew C, et al. Patients with proximal junctional kyphosis requiring revision surgery have higher postoperative lumbar lordosis and larger sagittal balance corrections. Spine (Phila Pa 1976) 2014; 39(9): E576-E580.
16. Kingma I, Faber GS, van Dieen JH. Supporting the upper body with the hand on the thigh reduces back loading during lifting. J Biomech 2016; 49(6): 881-9.
17. Coenen P, Kingma I, Boot CR, Twisk JW, Bongers PM, van Dieen JH. Cumulative low back load at work as a risk factor of low back pain: A prospective cohort study. J Occup Rehabil 2013; 23(1): 11-8.
18. Xu X, Chang CC, Faber GS, Kingma I, Dennerlein JT. Estimation of 3-D peak L5/S1 joint moment during asymmetric lifting tasks with cubic spline interpolation of segment Euler angles. Appl Ergon 2012; 43(1): 115-20.
19. van Dieen JH, Faber GS, Loos RC, Kuijer PP, Kingma I, van der Molen HF, et al. Validity of estimates of spinal compression forces obtained from worksite measurements. Ergonomics 2010; 53(6): 792-800.
20. Kingma I, Faber GS, van Dieen JH. How to lift a box that is too large to fit between the knees. Ergonomics 2010; 53(10): 1228-38.
21. Faber GS, Kingma I, Kuijer PP, van der Molen HF, Hoozemans MJ, Frings-Dresen MH, et al. Working height, block mass and one- vs. two-handed block handling: the contribution to low back and shoulder loading during masonry work. Ergonomics 2009; 52(9): 1104-18.
22. Faber GS, Kingma I, Bakker AJ, van Dieen JH. Low-back loading in lifting two loads beside the body compared to lifting one load in front of the body. J Biomech 2009; 42(1): 35-41.
23. Maduri A, Pearson BL, Wilson SE. Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(5): 807-14.
24. Faber GS, Chang CC, Kingma I, Dennerlein JT. Lifting style and participant's sex do not affect optimal inertial sensor location for ambulatory assessment of trunk inclination. J Biomech 2013; 46(5): 1027-30.
25. Gill KP, Bennett SJ, Savelsbergh GJ, van Dieen JH. Regional changes in spine posture at lift onset with changes in lift distance and lift style. Spine (Phila Pa 1976) 2007; 32(15): 1599-604.
26. Graham RB, Costigan PA, Sadler EM, Stevenson JM. Local dynamic stability of the lifting kinematic chain. Gait Posture 2011; 34(4): 561-3.
27. Lee TH. The effects of load magnitude and lifting speed on the kinematic data of load and human posture. Int J Occup Saf Ergon 2015; 21(1): 55-61.
28. van Dieen JH, Kingma I, van der Bug P. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. J Biomech 2003; 36(12): 1829-36.
29. Zemp R, List R, Gulay T, Elsig JP, Naxera J, Taylor WR, et al. Soft tissue artefacts of the human back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. PLoS One 2014; 9(4): e95426.
30. Boocock MG, Mawston GA, Taylor S. Age-related differences do affect postural kinematics and joint kinetics during repetitive lifting. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2015; 30(2): 136-43.
31. van Dieen JH, Creemers M, Draisma I, Toussaint HM, Kingma I. Repetitive lifting and spinal shrinkage, effects of age and

lifting technique. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1994; 9(6): 367-74.
32. Han KS, Rohlmann A, Zander T, Taylor WR. Lumbar spinal loads vary with body height and weight. Med Eng Phys 2013; 35(7): 969-77.
33. Burgess-Limerick R, Abernethy B. Qualitatively different modes of manual lifting. Int J Ind Ergon 1997; 19(5): 413-7.
34. Apkarian AV, Baliki MN, Geha PY. Towards a theory of chronic pain. Prog Neurobiol 2009; 87(2): 81-97.
35. Frank A. Low back pain. BMJ 1993; 306(6882): 901-9.
36. Betsch M, Rapp W, Przibylla A, Jungbluth P, Hakimi M, Schneppendahl J, et al. Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography. Eur Spine J 2013; 22(6): 1354-61.
37. Craig CL, Marshall AL, Sjostrom M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. Med Sci Sports Exerc 2003; 35(8): 1381-95.
38. Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. J Spinal Disord Tech 2005; 18(1): 40-7.
39. Bernhardt M, Bridwell KH. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. Spine (Phila Pa 1976) 1989; 14(7): 717-21.
40. Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Takeda N. A longitudinal study of congruent sagittal spinal alignment in an adult cohort. Spine (Phila Pa 1976) 2004; 29(6): 671-6.
41. Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. J Bone Joint Surg Am 2005; 87(2): 260-7.
42. Lee CS, Chung SS, Kang KC, Park SJ, Shin SK. Normal patterns of sagittal alignment of the spine in young adults radiological analysis in a Korean population. Spine (Phila Pa 1976) 2011; 36(25): E1648-E1654.
43. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. Spine (Phila Pa 1976) 2005; 30(3): 346-53.
44. Smith A, O'Sullivan P, Straker L. Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. Spine (Phila Pa 1976) 2008; 33(19): 2101-7.
45. Dolphens M, Cagnie B, Coorevits P, Vleeming A, Danneels L. Classification system of the normal variation in sagittal standing plane alignment: A study among young adolescent boys. Spine (Phila Pa 1976) 2013; 38(16): E1003-E1012.
46. Dolphens M, Cagnie B, Coorevits P, Vleeming A, Vanderstraeten G, Danneels L. Classification system of the sagittal standing alignment in young adolescent girls. Eur Spine J 2014; 23(1): 216-25.
47. Gomez T, Beach G, Cooke C, Hrudey W, Goyert P. Normative database for trunk range of motion, strength, velocity, and endurance with the Isostation B-200 Lumbar Dynamometer. Spine (Phila Pa 1976) 1991; 16(1): 15-21.
48. Hasten DL, Lea RD, Johnston FA. Lumbar range of motion in male heavy laborers on the Applied Rehabilitation Concepts (ARCON) system. Spine (Phila Pa 1976) 1996; 21(19): 2230-4.
49. Ng JK, Kippers V, Richardson CA, Parnianpour M. Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values. Spine (Phila Pa 1976) 2001; 26(1): 53-60.
50. Schinkel-Ivy A, DiMonte S, Drake JD. Repeatability of kinematic and electromyographical measures during standing and trunk motion: how many trials are sufficient? J Electromyogr Kinesiol 2015; 25(2): 232-8.
51. Straker LM. A review of research on techniques for lifting low-lying objects: 2. Evidence for a correct technique. Work 2003; 20(2): 83-96.
52. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. J Biomech 1994; 27(8): 1077-85.
53. Lamberg EM, Hagins M. Breath control during manual free-style lifting of a maximally tolerated load. Ergonomics 2010; 53(3): 385-92.
54. Dolan P, Earley M, Adams MA. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. J Biomech 1994; 27(10): 1237-48.
55. Mavor MP, Graham RB. Exploring the relationship between local and global dynamic trunk stabilities during repetitive lifting tasks. J Biomech 2015; 48(14): 3955-60.
56. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996; 11(1): 1-15.
57. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture 1995; 3(4): 193-214.
58. Sheppard PS, Stevenson JM, Graham RB. Sex-based differences in lifting technique under increasing load conditions: A principal component analysis. Appl Ergon 2016; 54: 186-95.
59. Zhang X, Buhr T. Are back and leg muscle strengths determinants of lifting motion strategy? Insight from studying the effects of simulated leg muscle weakness. International Journal of Industrial Ergonomics 2002; 29(3): 161-9.
60. van Dieen JH, Dekkers JJ, Groen V, Toussaint HM, Meijer OG. Within-subject variability in low back load in a repetitively performed, mildly constrained lifting task. Spine (Phila Pa 1976) 2001; 26(16): 1799-804.
61. Plamondon A, Lariviere C, Denis D, St-Vincent M, Delisle A. Sex differences in lifting strategies during a repetitive palletizing task. Appl Ergon 2014; 45(6): 1558-69.

DOI: 10.22122/jrrs.v13i4.2896 Published by Vesnu Publications

The Effect of Thoracic Kyphosis Variations on the Moment Arm of External Load during Lifting with Squat and Stoop Techniques in Men Volunteers

Mehdi Nematimoez[1], Ali Abbasi[2], Syed Farhad Tabatabaii-Ghomsheh[3], Fereshteh Eftekhari[4]

Original Article

Abstract

Introduction: The spinal loads depend on moment arm of the object, and regardless of the lifting technique, it can be effective in reducing the risk of low back pain. However, thoracic kyphosis variations during lifting can affect the moment arm of the external load.

Materials and Methods: In this study 12 men volunteers recruited for lifting a box with tow techniques (squat and stoop), three instructions (increased, decreased, and normal thoracic kyphosis), and two masses (10% and 20% of body mass). We used motion analysis system for calculation of the transverse distance between a box and fifth lumbar vertebral.

Results: Lifting techniques ($P < 0.001$), kyphosis instructions ($P = 0.039$), and box masses ($P = 0.001$) had significant effects on the moment arm of external load. The interaction between lifting techniques and kyphosis instructions ($P = 0.012$), lifting techniques and box masses ($P = 0.026$), kyphosis instructions and box masses ($P = 0.029$), and finally between all three factors ($P = 0.006$) were also significant.

Conclusion: Lifting technique and mass of the external load influenced moment arm. Using squat technique was associated with an increase in the length of the moment arm, but in general, the increase in the mass of the box, and thoracic kyphosis in squat technique make it reduce.

Keywords: Kyphosis, Lifting, Low back pain, Joint range of motion

Citation: Nematimoez M, Abbasi A, Tabatabaii-Ghomsheh SF, Eftekhari F. **The Effect of Thoracic Kyphosis Variations on the Moment Arm of External Load during Lifting with Squat and Stoop Techniques in Men Volunteers.** J Res Rehabil Sci 2017; 13(4): 201-8.

Received: 27.07.2017 Accepted: 18.09.2017

1- PhD Student, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran
2- Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran
3- Associate Professor, Department of of Ergonomic, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran
4- Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, School of Education and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran
Corresponding Author: Mehdi Nemati-Moez, Email: nemati80@gmail.com