

بررسی حداکثر قدرت ایزومتریک تولید شده در سه وضعیت استاتیک باربرداری

چکیده

جواد صراف زاده^۱

اسماعیل ابراهیمی تکامجانی^{۱*}

ابوالفضل خسروی^۲

فاطمه حائری^۱

سیده لیلا سید حسینی^۱

۱- گروه فیزیوتراپی

۲- گروه ارتوپدی

دانشگاه علوم پزشکی ایران

زمینه و هدف: در مورد وجود بهترین روش برای باربرداری همچنان تردید وجود دارد. هدف مطالعه حاضر مقایسه توان تولید حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک در سه وضعیت استاتیکی باربرداری با خم شدن کمر (stoop)، نیمه چمباتمه (semi-squat) و ایستاده از آرنج (arm lifting) به عنوان یکی از جنبه‌های موثر در توصیه روش باربرداری مناسب به افراد می باشد.

روش بررسی: این بررسی به صورت شبه تجربی بر روی ۳۰ نفر از زنان سالم با میانگین سنی ۲۲/۳۷ سال انجام گردید. آزمون شونداگان پس از ایستادن بر روی دستگاه Lift Track TM داینامومتر دستگاه را با حداکثر توان به طرف خود می کشیدند. مرتبه اول به عنوان گرم شدن و میانگین اعداد بدست آمده در دو مرتبه بعدی به عنوان مقادیر حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک برای آن وضعیت در نظر گرفته شدند. برای بررسی آماری از نرم افزار SPSS ویراست ۱۰ استفاده به عمل آمد.

یافته‌ها: مقدار نیروی ایزومتریک بدست آمده در وضعیت نیمه چمباتمه بطور معنی داری از دو وضعیت دیگر بیشتر بود ($p < 0/001$) همچنین مقدار این نیرو در وضعیت stoop نیز بیشتر از وضعیت arm lifting بود. ($p < 0/001$)

نتیجه‌گیری: توان تولید بیشتر حداکثر نیروی ایزومتریک در وضعیت semi-squat می تواند به عنوان یکی از موارد مثبت برای توصیه این روش نسبت به دو روش دیگر در نظر گرفته شود. تفاوت‌های ایجاد شده در وضعیت بیومکانیکی و تغییر الگوی فعالیت عضلات در وضعیت‌های متفاوت باربرداری می‌تواند توجیه‌کننده نتایج بدست آمده باشند. به نظر می‌رسد که فعالیت عضله چهار سر رانی در طی بار برداری semi-squat نسبت به دو وضعیت دیگر علت اصلی برای تولید نیروی ایزومتریک بیشتر در این وضعیت باشد. بنابراین، توجه به قدرت مناسب عضلات چهار سر رانی هنگام توصیه این روش بسیار ضروری است.

کلمات کلیدی: حداکثر قدرت ایزومتریک، الگوهای باربرداری، باربرداری با خم شدن کمر، باربرداری نیمه چمباتمه، باربرداری ایستاده از آرنج.

*نویسنده مسئول، نشانی: تهران، میدان محسنی، خیابان فرناز- دانشکده علوم توانبخشی تلفن: ۲۲۲۲۹۰۸۶ و ۲۲۲۲۸۰۵۱ و ۲۲۲۲۷۱۲۴
Email: takamjan@iums.ac.ir

مقدمه

می‌گردد.^{۱،۲} باربرداری (lifting) به عنوان یکی از اصلی‌ترین عوامل ایجادکننده کمر درد شناخته شده است.^{۳-۵} در فعالیت‌های روزانه و شغلی باربرداری بسیار متداول می‌باشد. نیروهای عضلانی و لیگامانی

کمر درد به عنوان یکی از مشکلات شایع در جوامع صنعتی مطرح بوده و هر ساله مبالغ زیادی به خاطر غیبت افراد مبتلا به کمر درد در محل کار خود از دست می رود و یا صرف درمان این مشکل

Stracker با مرور شواهد موجود برای هر یک از وضعیت‌های stoop, squat و semi-squat چنین اظهار نظر نمود که در وضعیت squat نیروهای برشی کمتری بر روی ساختمان‌های کمر و بافت‌های غیرانقباضی ایجاد می‌گردد در حالیکه وضعیت Stoop کمتر ایجاد خستگی می‌نماید و بیشتر مورد استفاده توسط افراد است و وضعیت semi-squat نیز به عنوان نوعی از باربرداری که نکات منفی دو نوع قبلی در آن متعادل‌تر گردیده است، می‌تواند مطرح شود.^{۱۸}

cheng, قدرت ایزومتریک برای باربرداری را با توجه به فاصله جسم مورد نظر از شخص در سه حالت (میان دو پا، جلوتر و عقب تراز محل دو پا) و در وضعیت‌های arm lifting, shoulder lifting, upper body lifting و stoop lifting روی ۲۴ مرد و زن سالم بررسی کرده و نشان داد که بیشترین تاثیر فاصله برای Upper body lifting و کمترین برای arm lifting بوده است. در شرایط مساوی قدرت ایزومتریک در حالت stoop بیشتر از arm lifting بوده است.^{۱۹}

گرچه چنین تحقیقات وسیعی در مورد باربرداری صورت گرفته است اما هنوز با اطمینان کافی و به طور دقیق نمی‌توان یک روش باربرداری را برای همه و در تمامی وضعیت‌های شغلی پیشنهاد نمود. مطالعات EMG نیز گرچه بسیار ارزشمند هستند اما دارای اشکالات تکنیکی در هنگام ثبت (به ویژه در هنگام حرکت) می‌باشند، مانند تحت تاثیر قرار داشتن رابطه EMG-نیرو با متغیرهای متعددی مانند طول عضله و سرعت انقباضی عضله و این که EMG فقط نشان‌دهنده میزان فعالیت در عضله یا گروه‌های عضلانی هستند و نه نشان‌دهنده قدرت نهایی فرد برای انجام یک فعالیت حرکتی (نظیر باربرداری).^{۲۰-۲۲} از طرف دیگر استفاده از بررسی‌های باربرداری در طی وضعیت‌های استاتیک به عنوان ساده‌ترین و معتبرترین بررسی‌ها در این زمینه مطرح می‌باشند.^{۲۳}

مساله "قدرت" یا در واقع مقدار نیرویی که فرد با توجه به وضعیت باربرداری و بیومکانیک ایجاد شده در آن وضعیت دارد، در انتخاب روش باربرداری بسیار مهم است. بنابراین، در این بررسی مسأله ایجاد حداکثر نیروی ایزومتریک ارادی یا (MIVC) Maximum Isometric Voluntary Contraction در سه وضعیت stoop, squat و semi-squat از روشهای باربرداری مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

مناسبی لازم هستند که علاوه بر برداشتن بار، پوسچر فرد را نیز در طی باربرداری حفظ نموده و فرد را از آسیب‌های بافتی محافظت نمایند. علاوه بر "قدرت" و "استقامت کافی" که هر دو لازمه به حداقل رساندن آسیب‌های بافتی هستند، داشتن آگاهی نسبت به وضعیت مطلوب حین کارهای بدنی که با باربرداری همراه است بسیار مهم می‌باشد از این رو نحوه باربرداری بسیار مهم بوده و برای پیشگیری از ضایعات مختلف اسکلتی-عضلانی باید آموزش داده شوند. روشهای مختلفی مانند: باربرداری با زانوهای صاف به همراه خم شدن از کمر یا stoop lifting، بار برداری با کمر صاف و با خم شدن تقریباً کامل زانوها یا squat lifting، باربرداری با کمر تقریباً صاف و با زانوهای نیمه خم یا semi-squat lifting و باربرداری در حالت ایستاده، با کمر و زانوهای صاف و با استفاده از اندام فوقانی یا arm lifting برای باربرداری وجود دارند.^{۷-۹}

مطالعات زیادی در مورد نکات مثبت و منفی هر یک از روشهای یاد شده انجام گرفته است. در اکثر مطالعات دو روش stoop و squat از جنبه‌های گوناگون مورد مقایسه و بررسی قرار گرفته‌اند:

Parker و Kippers (۱۹۸۴)، Tan و پرنیان پور (۱۹۹۳)، Chen و همکاران (۱۹۹۸)، Cholewicki و همکاران (۲۰۰۲) از جمله بررسی‌هایی هستند که افزایش فعالیت اکستنسورهای تنه را متناسب با افزایش دو عامل مقدار بار و زاویه خم بودن تنه نشان داده‌اند.^{۱۳-۱۱} Snijders و همکاران (۱۹۹۸) نشان دادند که با کاهش انحنای کمر فعالیت عضلات شکمی داخلی کاهش و با افزایش انحنای کمر فعالیت عضلات شکمی داخلی و اکستنسورهای تنه افزایش می‌یابند.^{۱۴} شیرازی عدل و پرنیان پور (۱۹۹۹ و ۲۰۰۲) با بررسی‌های خود بر روی انحنای کمر، کمی صاف بودن کمر را در کاهش نیاز عضلانی و کاهش آسیب بر روی ساختمانهای ستون مهره‌ای موثر می‌دانند.^{۱۵،۱۶} Van Dieen و همکاران (۱۹۹۹) نشان دادند که در وضعیت Squat گشتاورها و نیروهای فشاری بیشتر از وضعیت stoop می‌باشند ولی نیروهای برشی کمتر می‌باشند.^۲ Limerick و همکاران (۲۰۰۲) نشان دادند که هر دو وضعیت squat و stoop نیروهایی را به ستون مهره‌ای وارد می‌کنند که ممکن است مناسب نباشند. آنها ایجاد کمی خمیدگی در تنه به جای خمیدگی کامل تنه و استفاده از روش semi-squat را به جای squat توصیه کردند.^{۱۷}

روش بررسی

این مطالعه quasi experimental بر روی ۳۰ نفر از زنان سالم و جوان در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال (میانگین ۲۲/۳۷ سال) که از میان دانشجویان دانشکده توانبخشی و بطور غیراحتمالی و با توجه به معیارهای ورود به بررسی انتخاب شده بودند، انجام گرفت. معیارهای ورود عبارت بودند از: عدم اشتغال به ورزش به صورت حرفه‌ای، عدم وجود سابقه جراحی، شکستگی، در رفتگی و دفرمیتی در ستون مهره‌ای و اندام‌های فوقانی و یا تحتانی، عدم اظهار درد در ناحیه کمر و مفاصل اندام فوقانی و تحتانی در زمان انجام بررسی، عدم اختلاف طول در اندام‌های تحتانی و عدم وجود سابقه هرگونه بیماری عضلانی، نورولوژیک و سیستمیک مانند دیابت یا روماتیسم. در ابتدا برای تمامی افراد مورد مطالعه اهداف بررسی توضیح داده شد و پس از ابراز رضایت آنها، پرسشنامه‌های مشخصات فردی و ثبت اطلاعات تکمیل گردیدند. ساعت اجرای آزمون‌ها بین ساعت ۲ الی ۳ بعدازظهر و محل آنها در کلینیک فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران بود. به آزمون شوندگان توصیه شده بود که از یک هفته قبل از انجام آزمون‌ها نباید از دارویی استفاده کرده باشند. در این بررسی وضعیت بدن در حین باربرداری به عنوان متغیر مستقل و MIVC به عنوان متغیر وابسته در نظر گرفته شد. وسیله مورد استفاده در این بررسی برای ثبت MIVC، دستگاه LIFT TRACK TM ساخت کشور استرالیا بود که آزمون‌شوندگان برای انجام تمامی آزمون‌ها بر روی آن قرار می‌گرفتند. این وسیله دارای یک صفحه تخته ای مدرج با اندازه ۹۰ در ۷۵ سانتیمتر است که توانایی کنترل دقیق محل قرارگیری پاهای آزمون‌شوندگان را در حین اجرای آزمون‌ها در هر مرتبه از آزمون‌ها می‌داد تا تفاوت محل قرارگیری آزمون‌شوندگان خطا ایجاد نکند. قسمت دیگری از این دستگاه یک داینامومتر دیجیتالی است که از یک طرف توسط یک تسمه قوی (lift bar) به محل تعبیه شده در قسمت جلوی صفحه تخته‌ای شکل متصل و از طرف دیگر به یک بازوی آهنی متصل است. مقدار نیروی ایجاد شده توسط آزمون‌شونده در هر مرتبه که آنها بازوی آهنی را به طرف خود یا بالا می‌کشید توسط داینامومتر و به صورت ارقام دیجیتالی نمایش داده می‌شد. از آنجا که تسمه قابلیت باز شدن نداشت و برای هر وضعیت به اندازه مشخصی تعریف می‌گردید،

اعداد خوانده شده در هر بار حداکثر تلاش آزمون‌شونده نشان‌دهنده MIVC بودند. هرگاه آزمون‌شونده می‌توانست نیروی خود را برای سه ثانیه نگه دارد، داینامومتر عدد مربوطه را ذخیره و بر حسب "پوند" نمایش می‌داد و با صدای بوق اعلام می‌کرد. هر آزمون‌شونده بطور تصادفی در یکی از سه وضعیت باربرداری قرار می‌گرفت این سه وضعیت عبارتند از:

وضعیت الف یا خم شدن کمر: باربرداری با زانوهای صاف به همراه خم شدن از کمر یا stoop lifting یا torso lifting که در آن بیمار ۸۰ درجه خم‌شدن به جلو را در تنه ایجاد می‌کرد و سپس اندازه تسمه طوری انتخاب می‌شد که آزمون‌شونده با بازوهای کاملاً صاف بتواند بازوی آهنی را بگیرد. روش تنظیم اندازه تسمه در این وضعیت، برای تعیین اندازه تسمه در وضعیت squat (وضعیت ب) نیز مورد استفاده قرار می‌گرفت بطوری که قبل از شروع این دو وضعیت آزمون‌شونده تسمه برای هر آزمون‌شونده، توسط آزمونگر به روش وضعیت الف تعیین می‌گردید و سپس آزمون‌ها با قرارگیری آزمون‌شونده بطور اتفاقی در یکی از وضعیت‌ها شروع می‌شدند. وضعیت ب یا نیمه چمباتمه: باربرداری با کمر صاف و با خم شدن غیر کامل زانوهای یا semi-squat lifting یا leg lifting که در آن اندازه تسمه به همان اندازه‌ای که به روش وضعیت الف بدست می‌آمد، تعیین می‌شد و سپس آزمون‌شونده طوری چمباتمه می‌زد که گودی کمر در حالت طبیعی باقی بماند و بازوها به صورت کشیده بازوی آهنی را بگیرند.

وضعیت ج یا ایستاده از آرنج: باربرداری در حالت ایستاده معمولی، با کمر و زانوهای صاف و با استفاده از اندام فوقانی یا arm lifting. در این حالت اندازه تسمه طوری انتخاب می‌شد که آزمون‌شونده بازوی آهنی را با ۹۰ درجه خم بودن آرنج و در حالی که بازوها به تنه چسبیده و ساعدها در وضعیت چرخش به خارج قرارگرفته‌اند، بگیرد. آزمودنی بدون آن که به عقب متمایل شود و یا شانه‌ها را حرکت دهد بازوی آهنی را به طرف خود می‌کشید. برای هر آزمون‌شونده، ابتدا وضعیت آزمون (الف، ب و یا ج) بطور تصادفی (با قرعه‌کشی) انتخاب می‌شد و بعد از توضیح نحوه انجام آزمون‌ها برای وی و تنظیم اندازه تسمه، او با پای برهنه و لباس راحت بر روی صفحه تخته‌ای مورد نظر قرار می‌گرفت و آزمون را برای ایجاد MIVC انجام می‌داد.

جدول ۱: شاخص‌های تمایل مرکزی، شاخص‌های پراکندگی و نتایج آزمون K-S برای متغیرهای مورد مطالعه

متغیر	میانگین	مد	انحراف معیار	واریانس	طیف	k-s	توزیع تست
سن (سال)	۲۲/۳۶۶	۲۳/۰۰	۱/۵۱۴	۲/۲۹۲	۱۹-۲۷	۰/۲۵۲	نرمال
وزن (کیلوگرم)	۵۴/۰۳۳	۴۲/۰۰	۷/۹۸۰۵	۶۳/۶۸۹	۴۰-۶۸	۰/۹۹۸	نرمال
قد (سانتی‌متر)	۱۵۹/۰۳۳	۱۶۲/۰۰	۵/۲۹۴۷	۲۸/۰۳۳	۱۴۹-۱۷۲	۰/۹۵۲	نرمال
نیمه چمباتمه (پوند)	۹۱/۳۰۰	۵۲/۰۰	۴۰/۵۱۰۷	۱۶۴۱/۱۱۴	۲۰-۱۹۳	۰/۷۶۱	نرمال
خم شده از کمر (پوند)	۶۷/۱۶۶	۵۱/۰۰	۲۴/۲۵۵۹	۵۸۸/۳۵۱	۳۱-۱۱۶	۰/۳۶۹	نرمال
ایستاده از آرنج (پوند)	۳۱/۳۳۳	۲۷/۰۰	۱۰/۵۳۵۱	۱۱۰/۹۸۹	۱۷-۶۹	۰/۸۴۱	نرمال

نتایج بدست آمده از آزمونهای غیر پارامتریک برای ایجاد MIVC در هر یک از سه وضعیت مشخص کرد که MIVC در وضعیت semi-squat از دو وضعیت stoop ($p < 0/0001$) و Arm lift ($p < 0/0001$) بیشتر بوده است. همچنین مقدار MIVC وضعیت stoop از وضعیت arm lift نیز بطور معنی‌داری بیشتر بوده است ($p < 0/0001$).

بحث

حداقل عواملی که در طی عمل باربرداری مهم می‌باشند عبارتند از: فاصله بار مورد نظر از مرکز ثقل بدن^{۲۳،۲۴} سرعت باربرداری^{۳،۹} زاویه فلکسیون تنه در هنگام باربرداری، پوسچر تنه^{۴،۸} و وزن بار.^۸ با توجه به روش بررسی در این مطالعه و ثبت حداکثر قدرت ایزومتریک در آزمون‌های مورد نظر، از بحث در مورد تأثیر پارامترهای "سرعت" و "وزن بار" صرف نظر می‌گردد. از آنجائی که مقدار حداکثر نیروی ایجاد شده (MIVC) در سه وضعیت مورد آزمون در این بررسی با یکدیگر تفاوت داشته اند به بحث در مورد علل این تفاوتها پرداخته می‌شود. مقدار MIVC در وضعیت semi-squat از دو وضعیت stoop و arm lift بیشتر بوده است. شاید مهم‌ترین علتی که برای این مسئله می‌توان عنوان نمود "تعداد عضلات فعال" در طی بار برداری در هر یک از وضعیت‌های یاد شده باشد که برای وضعیت semi-squat بیشتر از دو وضعیت دیگر است.

مهم‌ترین عضلات در طی بار برداری، که به مقادیر متفاوت در هر یک از وضعیت‌های سه گانه در این بررسی فعال می‌گردیدند، عضلات اکستانسوری پشت یا عضلات ارکتور اسپاین erector spine

هر آزمون سه بار و با فواصل یک دقیقه‌ای برای جلوگیری از خستگی، تکرار می‌گردید و در هر بار عددی که برای سه ثانیه توسط داینامومتر نمایش داده می‌شد ثبت می‌گردید. مرتبه اول به عنوان آمادگی (warm up) و میانگین اعداد ثبت شده در مرتبه دوم و سوم به عنوان عدد نهایی برای تجزیه و تحلیل آماری در نظر گرفته می‌شد. زمان شروع هر نوبت از آزمون‌ها توسط آزمونگر و زمان اتمام آن توسط صدای بوق داینامومتر اعلام می‌گردید. نظارت مستقیم آزمونگر در طی آزمونها وجود داشت تا در صورت ایجاد هرگونه مشکل در حین اجرا، از ادامه آزمون ممانعت بعمل آید. در طی انجام آزمونهای این بررسی هیچگونه ضایعه‌ای برای آزمون‌شوندگان ایجاد نگردید. کلیه اعداد ثبت شده به عنوان داده‌های خام در نظر گرفته شدند و از برنامه نرم‌افزاری SPSS (ویراست ۱۰) به منظور تجزیه و تحلیل این داده‌ها استفاده شد. در بررسی توصیفی داده‌ها، شاخص‌های تمایل مرکزی شامل میانگین و میانه و نیز شاخص‌های پراکندگی شامل انحراف معیار، واریانس و دامنه برای متغیرهای سن، قد، وزن محاسبه شدند. از آزمون Kolmogorov-Smirnov (K-S) به منظور بررسی میزان انطباق توزیع فراوانی متغیرهای یاد شده با توزیع نظری نرمال و از آزمونهای آماری repeated measurement برای بررسی تحلیلی داده‌ها استفاده گردید.

یافته‌ها

با توجه به نتایج به دست آمده از آزمون K-S توزیع متغیرهای این بررسی انطباق قابل قبولی با توزیع نرمال داشتند (جدول شماره ۱).

زاویه ۴۵ درجه، عضلات گلوئال و همسترینگ برای ایجاد چرخش خلفی لگن فعال هستند ولی عضلات ارتکوراسپاین فعالیت زیادی ندارند و میزان مشارکت آنها بسیار کم خواهد بود.^۸ از آنجائیکه در وضعیت stoop در این بررسی نیز ستون مهره‌ای در زوایای آخر خم شدن خود می‌باشد، مشارکت این عضلات برای ایجاد حداکثر نیروی ایزومتریک کمتر از حالت semi-squat می‌تواند باشد. گرچه ریتم کم‌ری- لگنی در بسیاری از منابع مطرح گردیده است اما برخی از محققین این نحوه فعال شدن عضلات کمر و لگن را مورد تردید قرار داده‌اند.^۴ در هر صورت وقتی شخص باربرداری را در این وضعیت با قدرت انجام می‌دهد باید عضلات ارتکوراسپاین را با شدت بیشتری نسبت به وضعیت semi-squat (با فرض یکسان بودن بار خارجی) فعال کند تا همان مقدار را بردارد که در semi-squat بر می‌دارد. در این صورت نیروهای فشاری ایجاد شده به ستون مهره‌ای کم‌ری زیادتر از حالت Semi-squat خواهد بود.^{۲۶} مقایسه فعالیت EMG در دو وضعیت فوق این مطلب را نشان داده است^{۲۷} برای همین بسیاری از محققین وضعیت squat را کم خطرتر از stoop می‌دانند^۸ گرچه عده‌ای دیگر تفاوتی را از این نظر بدست نیاورده‌اند.^{۲۸} ذکر این نکته ضروری است که گرچه با افزایش مقدار زاویه خم شدن تنه فعالیت اکستانسورها نیز افزایش می‌یابد اما مطالعات EMG نیز نشان داده‌اند زمانی که وضعیت فرد در حالتی است که حدود ۸۰ الی ۹۰٪ از کل فلکشن تنه انجام شده است (و حدود ۶۰٪ از فلکشن مفصل ران)، فعالیت عضلات ناحیه کمر کاهش پیدا کرده و تانسیون لیگامانهای خلفی و مقابل هم قرار گرفتن مفاصل آپوفیزیال (در برابر یکدیگر) عوامل اصلی در حمایت از تنه می‌باشند.^{۲۵} این زاویه از فلکشن تنه به نام critical point نامیده می‌شود.^۸ این کاهش فعالیت برای عضلات ناحیه پشت وجود ندارند. چنین پاسخی که به نام Flexion-Relaxation Response نامیده می‌شود^{۲۵} نشان‌دهنده فعال شدن سیستم کنترلی لیگامانی به جای سیستم کنترلی عضلانی است.^۸ Dolan و همکاران (۱۹۹۴) با بررسی بر روی ۱۴۹ مرد و زن چنین افزایش گشتاور را در عوامل پاسیو بدست آوردند و آنها را ناشی از ایجاد کشش بر روی عوامل پاسیو دانستند^۹ بنابراین در وضعیت stoop عوامل لیگامانی می‌توانند ثبات مناسبی را برای ستون مهره‌ای فراهم نموده و به عضلات اکستانسور کمک نمایند.^{۲۶} از طرف دیگر Kong (۱۹۹۶) در حالت‌های باربرداری یک وزنه سنگین (مشابه ایجاد

می‌باشند. این عضلات به عنوان مهم‌ترین عضلات در باربرداری برای بازگرداندن تنه از حالت خم به حالت صاف اولیه مطرح هستند. مقدار نیرویی که این عضلات در وضعیت stoop ایجاد می‌کنند به چند علت می‌تواند کمتر از وضعیت semi-squat باشد: هنگام خم بودن تقریباً کامل ستون مهره‌ای، عضلات اکستانسور دارای بازوی اهرم کوتاهی هستند و از طرف دیگر به خاطر طویل شدن و تحت کشش قرار گرفتن در تمام سگمانهایی که از آنها عبور می‌کنند دچار "عدم کارایی غیر فعال" (Passive Insufficiency) نیز می‌گردند. لذا، این عضلات در حالت خم بودن کامل تنه یا همان وضعیت Stoop، دچار عدم مزیت مکانیکی خواهند بود که از کارایی آنها کم می‌کند.^{۲۶} کاهش توانایی عضلات اکستانسور برای ایجاد نیرو در حالت Stoop یکی از دلایلی است که عمل باربرداری را در این وضعیت توصیه نمی‌کنند. گرچه بر پایه نظریه Gracovetsky (۱۹۸۸) سیستم لیگامانی خلفی و فاسیای پشتی- کمری (TLF) Thoracolumbar fascia در طی باربرداری به اکستانسورهای پشت کمک می‌نمایند، اما می‌توان انتظار داشت که در حین باربرداری در این وضعیت فشار داخل دیسک بین مهره‌ای نیز بسیار بالا رود که این، دلیل دیگری برای عدم توصیه به بار داری در این وضعیت می‌تواند باشد.^{۲۶}

فعالیت عضلات اکستانسوری پشت متناسب با افزایش مقدار بار یا نیروی خارجی و مقدار زاویه فلکشن تنه، افزایش می‌یابد.^{۲۵} در حالت خم بودن تنه به جلو، گشتاور فلکسوری توسط جاذبه ایجاد می‌شود. نیروی اکستانسورهای تنه باید بتواند با چنین گشتاور جاذبه‌ای و همچنین با سایر گشتاورهای فلکسوری مقابله کند.^{۲۶} گشتاورهای فلکسوری سبب افزایش نیروهای فشاری (compression) و برشی (shear) قدامی بر روی ستون فقرات می‌گردند بنابراین، در صورت عدم توانایی عضلات اکستانسوری در کنترل گشتاورهای یاد شده، ستون مهره‌ای می‌تواند آسیب ببیند. به نظر می‌رسد در حین باربرداری stoop مقداری از نیروی ایجاد شده توسط اکستانسورها باید صرف مقابله با گشتاورهای یاد شده بشود و بنابراین مقدار نیرویی که برای بار برداری در این بررسی توسط داینامومتر دستگاه اندازه گیری شده کمتر بوده است.

همچنین بر پایه ریتم کم‌ری- لگنی می‌توان این مسأله را نیز توجیه نمود: بر پایه تئوری مطرح شده برای این ریتم، در طی بازگشت به حالت قائم از حالت خمیده کامل ستون مهره‌ای تا قبل از

در صورت نقص در عضلات چهارسر ران در طی بار برداری در squat، فشار زیادی به ستون مهره‌ای تحمیل خواهد گردید که می‌تواند سبب آسیب به آن گردد. این عضلات باید بتوانند وزن بدن را بطور عمودی جابجا کنند از این رو squat نسبت به stoop انرژی زیادی را طلب می‌کند. همچنین در باربرداری‌های تکراری ایجاد خستگی در وضعیت squat سریعتر از وضعیت stoop است^{۳۱} به همین علت، در اینگونه موارد، الگوی بار برداری از حالت squat به حالت stoop تغییر می‌یابد. افرادی که دچار خستگی عضلات چهارسررانی می‌گردند و یا افرادی که دارای آرتروز ناحیه ران و زانو هستند، برای کاهش استرس‌های وارده به هر یک از این مفاصل، استراتژی stoop را برای بار برداری انتخاب می‌کنند. بسیاری نیز تنها از روی عادت و عدم اطلاع و توجه به نکات مثبت و منفی روشهای بار برداری، یکی از آنها را انتخاب می‌کنند. با توجه به اینکه در مبتلایان به کمر درد به علت‌های گوناگون (مانند تغییر الگوی فعالیت عضلانی عضلات ناحیه کمر)، استفاده از وضعیت squat برای باربرداری اجسام از روی زمین توصیه می‌گردد، توجه به قدرت مناسب اندام تحتانی و به ویژه عضلات چهار سر در برنامه توانبخشی چنین افرادی باید مورد تأکید قرار گیرد.

تغییر مرکز ثقل بدن در هر یک از وضعیتهای یاد شده در این بررسی را نیز می‌توان به عنوان عامل دیگری برای وجود تفاوت در مقدار نیروی ایجاد شده مورد بحث قرار داد: در وضعیت stoop این عضلات باید بتوانند برگشتاور فلکسوری جاذبه‌ای و تغییر در وضعیت تعادلی بدن فرد که به علت تغییر مرکز ثقل بدن به دنبال خم شدن و به جلو افتادن وزن تنه ایجاد گردیده است، غلبه کند^{۲۶} در حالیکه در وضعیت Squat این جابجایی مرکز ثقل به طرف جلو وجود ندارد و وزنه یا بار می‌تواند نزدیک‌تر به مرکز ثقل فرد قرار داشته باشد.^۸ بنابراین نیروهای ایجاد شده توسط عضلات ارکتوراسپاین می‌تواند صرف باربرداری گردند. در این بررسی در مورد وضعیت arm lifting باید گفت که با توجه به اینکه این نوع باربرداری در حالت ایستاده انجام گرفته است عضلات ارکتور اسپاین از نظر بازوی گشتاوری و مزیت مکانیکی در وضعیت مطلوبی قرار دارند اما گرچه هر دو گروه عضلات ارکتور اسپاین و ران و سایر عضلات اندام تحتانی مانند عضلات چهارسر ران برای ایجاد ثبات تنه و اندام تحتانی در حین باربرداری فعال می‌گردند هیچکدام از این دو

نیرو در این بررسی) و خم بودن کامل تنه نقش عضلات را برای حفظ ستون مهره‌ای مهم‌تر می‌داند.^{۳۰} از این رو برای ایجاد حداکثر فعالیت عضلانی در حین بار برداری میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین تعیین‌کننده است و در مقایسه با وضعیت squat یک عدم برتری محسوب می‌شود.

در وضعیت semi-squat مورد نظر در این بررسی، با توجه به حفظ انحنای کمر، عدم مزیت مکانیکی به شرحی که گفته شد، برای این عضلات وجود نداشته و می‌توانند نیروی عضلانی بیشتری را ایجاد کنند اما باید به نیروی تولید شده توسط عضلات اندام تحتانی به ویژه عضله چهار سر توجه نمود زیرا بدون آنها باربرداری در این وضعیت امکان پذیر نیست. عضلات اکستانسوری ناحیه ران و زانوها در هر دوی این وضعیتهای فعال هستند. به ویژه فعالیت عضله چهار سر ران به عنوان یکی دیگر از علل تفاوت‌های بدست آمده در این بررسی مطرح می‌باشد.

Noe و همکاران (۱۹۹۲) با بررسی در دو گروه وزنه برداران و افراد عادی مشخص نمودند که وزنه برداران، عضلات سرینی بزرگ و چهار سر ران را بیشتر و زودتر از افراد عادی فعال می‌کنند تا از این طریق لگن را با ثبات کرده و کارایی ارکتوراسپاین‌ها را افزایش دهند و با کاهش نیاز برای فعالیت عضلانی بیشتر توسط این عضلات خطر نیروهای فشاری را بر روی کمر کم نمایند.^{۳۳} در طی semi-squat با توجه به خم بودن زانوها و انتقال بار بطور تقریباً عمودی، عضلات چهار سر ران بطور موثری در بار برداری دخالت کرده و در افزایش مقدار نیروی ایزومتریک نقش اساسی خواهند داشت. اما در وضعیت stoop این عضلات تنها برای ایجاد ثبات در زانوها فعال هستند. Bruno و همکاران (۲۰۰۰) معتقد هستند که عضلات چهار سر ران قابلیت انجام کار بیشتری نسبت به ارکتوراسپاین‌ها دارند^{۲۹} بنابراین همراه شدن فعالیت عضلات چهارسر در طی Semi-squat می‌تواند علت بیشتر بودن MIVC آن در این بررسی نسبت به دو وضعیت دیگر باشد.

گرچه غالباً وضعیت squat به عنوان یک وضعیت کم‌خطرتر نسبت به وضعیت stoop برای بار برداری توصیه می‌گردد، توان ایجاد MIVC بیشتر، طبق نتایج بدست آمده از بررسی حاضر، می‌تواند یک برتری دیگر برای آن باشد اما مواردی نیز وجود دارند که مانع انتخاب روش squat و یا semi-squat توسط بسیاری می‌گردد:

چهار سر ران بسیار ضروری است و در صورت لزوم تمرینات تقویتی برای آنها باید برنامه‌ریزی گردند. باید توجه داشت توان تولید MIVC بیشتر نمی‌تواند تنها علت برای توصیه یک روش باربرداری باشد بلکه هر یک از روش‌های یاد شده دارای نکات مثبت و منفی بوده که باید بر اساس توان، ویژگی‌های فردی و محدودیت‌ها شغلی و فردی توصیه گردند. مطالعات مشابه بعدی به ویژه در مبتلایان به کمر درد می‌توانند این توان‌ها و محدودیت‌ها را مشخص نمایند تا روشهای باربرداری بصورت اختصاصی‌تر توصیه گردند.

سپاسگزاری: با تشکر از تمامی اساتید محترم دپارتمان فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران و مسئولین محترم اتاق بیومکانیک شهید رجعت دانشکده علوم توانبخشی که در انجام این بررسی ما را یاری نمودند.

گروه بطور اولیه نیرویی را در جهت انجام باربرداری تولید نمی‌کنند و تنها عضلات آرنج، مچ دست و انگشتان دست، که در مقایسه با دو گروه عضلانی یاد شده عضلات ضعیف‌تری هستند، مسئول ایجاد نیرو برای باربرداری هستند. لذا قدرت انجام باربرداری در این وضعیت از دو وضعیت دیگر این بررسی کمتر است. این وضعیت صرفاً می‌تواند در مواردی مفید واقع شود که باری در ارتفاع، بلند شود.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج بدست آمده از بررسی حاضر، توان تولید بیشتر "حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک" در وضعیت semi-squat می‌تواند به عنوان یکی دیگر از موارد مثبت برای توصیه این روش باربرداری نسبت به دو روش stoop و arm lifting در نظر گرفته شود. هنگامیکه این روش باربرداری توصیه می‌گردد، توجه به قدرت مناسب عضلات ناحیه ران و اندام تحتانی و به ویژه عضلات

References

1. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization. A motor approach for the treatment & prevention of low back pain. 2nd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone: 2004.
2. van Tulder MW, Koes BW, Bouter LM. A cost-of-illness study of back pain in The Netherlands. *Pain* 1995; 62: 233-40.
3. van Dieen JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech* 1999; 14: 685-96.
4. McCoy CE, Hadjipavlou AG, Overman T, Necessary JT, Wolf C. Work-related low back injuries caused by unusual circumstances. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 26: 260-5.
5. Ferguson SA, Marras WS. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clin Biomech* 1997; 12: 211-26.
6. McGill SM. Low back disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers: 2002.
7. Straker LM. A review of research on techniques for lifting low-lying objects: 2. Evidence for a correct technique. *Work* 2003; 20: 83-96.
8. Brownstein B, Bronner S. Functional Movement in Orthopedic and Sports Physical therapy: evaluation, treatment & outcome. New York: Churchill Livingstone: 1997.
9. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J Biomech* 1994; 27: 1077-85.
10. Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectrical silence of erectors spine during trunk flexion. *Spine* 1984; 9: 795-6.
11. Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, Hofer H, Willems B. Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. Triaxial torque output and EMG. *Spine* 1993; 18: 2480-90.
12. Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, Lee MY, Chen ML. Myoelectric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back pain patients. *Clin Biomech* 1998; 13: 9-15.
13. Cholewicki J, VanVliet JJ. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech* 2002; 17: 99-105.
14. Snijders CJ, Ribbers MT, de Bakker HV, Stoeckart R, Stam HJ. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 205-14.
15. Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine-lumbar curvature in lifting. *J Spinal Disord* 1999; 12: 436-47.
16. Shirazi-Adl A, Sadouk S, Parnianpour M, Pop D, El-Rich M. Muscle force evaluation & role of posture in human lumbar spine under compression. *Eur Spine J* 2002; 11: 519-26.
17. Limerick BR. Squat, Stoop or something in between? *Int J of Industrial Ergonomics* 2002; 31: 143-8.
18. Straker L. Evidence to support using squat, Semi-squat and Stoop techniques to lift low-lying objects. *Int J of Industrial Ergonomics* 2003; 31: 149-60.
19. Cheng TS, Lee TH. Lifting strengths in different horizontal distances of objects to be lifted. *J Occup Health* 2005; 47: 211-7.
20. Dolan P, Adams MA. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J Biomech* 1993; 26: 513-22.
21. Rosenburg R, Seidel H. Electromyography of lumbar erector spinae muscles-influence of posture, interelectrode distance, strength, and fatigue. *Eur J Appl Physiol* 1989; 59: 104-14.
22. Dolan P, Kingma I, De Looze MP, van Dieen JH, Toussaint HM, Baten CT, et al. An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. *Clin Biomech* 2001; 16: 17-24.
23. Liebensohn C. Rehabilitation of the Spine. 1st ed. Pennsylvania: Baltimore, Williams & Wilkins: 1996; p.146.
24. Bogduk N. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum. 3rd ed. New York: Churchill Livingstone: 1997.
25. Toussaint HM, de Winter AF, de Haas Y, de Looze MP, Van Dieen JH, Kingma I. Flexion relaxation during lifting: Implications for torque production by muscle activity and tissue strain at a lumbo-sacral joint. *J Biomech* 1995; 28: 199-210.
26. Levangie C, Norkin P. Joint Structure and Function: a comprehensive analysis. 3rd ed. Philadelphia: FA Davis; 2001.
27. Higgins M, Fisher T, Elabaum L. Rectus femoris and erector spinae activity during simulated knee-bent and knee-straight lifting. *J Orthop Sports Phys Ther* 1991; 13: 257.
28. Bogduck N. The Lumbar Back Muscles and Their Facia. In: Bogduck N, Twomey LT. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine. 2nd ed. Melbourne: Churchill Livingstone: 1991; p. 113.
29. Burno JC, Minor SD. Functional Lift Capacity. In: Brown LE. Isokinetics In Human Performance. Florida: Human Kinetics Publisher Champaign: 2000; p. 245.
30. Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG, Weinstein JN. Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics. A finite element study based on a two motion segments model. *Spine* 1996; 21: 2197-206.
31. Hagen KB, Hallen J, Harms-Ringdahl K. Physiological and subjective responses to maximal repetitive lifting employing Stoop and squat technique. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1993; 67: 291-7.
32. Noe DA, Mostardi RA, Jackson ME, Porterfield JA, Askew MJ. Myoelectric activity and sequencing of selected trunk muscles during isokinetic lifting. *Spine* 1992; 17: 225-9.

Maximum isometric voluntary contraction produced in three static lifting styles

Sarrafzadeh J¹
Ebrahimi Takamjani A^{1*}
Khosravi A²
Haery F¹
Seyed Hosseini L¹

1- Department of
Rehabilitation,
2- Department of Orthopedic
Surgery

Iran University of Medical
Sciences.

*Corresponding author, School of
Rehabilitation, Farnaz St, Mohseni
Sq., Tehran.
Tel: +98-21-22227124, 22228051,
22229086
Email: takamjan @ iums.ac.ir

Abstract

Background: There is considerable professional debate over which technique is the best for lifting. The aim of this study is to compare three static lifting styles, the stoop, semi-squat and arm lift, using maximum isometric voluntary contraction (MIVC) as one indicator for recommending a lifting style.

Methods: Thirty healthy women (mean age: 22.37 years) participated in this quasi-experimental study. They performed the tests in static postures by standing on the platform of the Lift Track™ and pulling the dynamometer of the instrument with maximum effort in three lifting styles: the stoop, semi-squat and arm lift. The subjects warmed-up by practicing the lifts first. The mean MIVC from the two other sets of lifts were used for statistical analysis by repeated measurements and SPSS (ver.10) software.

Results: There were significant differences between the MIVC of the three lifting styles in this study. The largest MIVC was for the semi-squat lift and was the least was for the arm lift ($p<0.001$). The MIVC of the stoop lift was larger than that of the arm lift ($p<0.001$).

Conclusion: The largest MIVC for the semi-squat lift suggests that this style is useful for lifting objects from the floor. The differences in biomechanical and muscle pattern activity changes could explain these results. It seems that activation of the quadriceps muscles in the semi-squat lift was a main factor for producing more MIVC, so when this style is recommended for lifting, attention to the power of the quadriceps is important.

Keywords: MIVC, Stoop lift, Semi-squat lift, Arm lift, Lifting styles.