

اثر وضعیت قرار گیری پا بر فعالیت عضلات شانه و تنه هنگام بلند کردن بار از زمین

چکیده

آرزو نوری^{۱*}، نادر فرهپور^۲، مهدی مجلسی^۲

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد، بروجرد، ایران.
۲. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.

دریافت: ۱۳۹۵/۲/۲۵ پذیرش: ۱۳۹۵/۷/۷

هدف: این مطالعه با هدف بررسی اثر وضعیت قرار گیری پا بر فعالیت عضلات شانه و تنه هنگام بلند کردن بار از زمین اجرا شد.

روش‌ها: ۱۶ نفر دانشجوی دختر رشته تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی همدان به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی BTS FreeEMG ۳۰۰ و الکترودهای سطحی فعالیت عضلات دوسربازوی، سه سربازوی، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی، دلتوئید خلفی، دوزنقه و راست کننده ستون فقرات حین بلند کردن جعبه به وزن ۱۵ درصد وزن بدن در سه حالت قرار گیری پا (پای صاف، پای خمیده و یک پا روی پله) اندازه گیری شد. اطلاعات RMS هرعضله طی اجرای هر مهارت به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید. از آزمون آماری Repeated Measure برای تجزیه و تحلیل داد ها در نرم افزار SPSS ۱۶ و سطح معناداری ($p < 0.05$) استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد بین میزان فعالیت عضلات دوسربازوی، سه سربازوی، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی، دلتوئید خلفی، دوزنقه و راست کننده ستون فقرات در سه حالت قرار گیری پا اختلاف معنی داری وجود ندارد، اما بین شدت فعالیت عضلات مختلف کمربند شانه ای و راست کننده ستون فقرات تفاوت معنی داری وجود دارد ($P = 0.001$). حداکثر شدت فعالیت به ترتیب شامل راست کننده ستون فقرات، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی، دوزنقه، دلتوئید خلفی، دوسربازوی، سه سربازوی بود. همچنین مقایسه انتگرال فعالیت عضله EL3 اختلاف معنی داری را در سه حالت بلند کردن وزنه نشان نداد ($p > 0.05$).

نتیجه گیری: نوع بلند کردن شیء از زمین تغییر معنی داری در شدت فعالیت عضلات مختلف نداشته است.

کلید واژگان: وضعیت قرار گیری پا، فعالیت الکترومایوگرافی، بلند کردن بار از زمین

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد، بروجرد، ایران
تلفن: ۰۹۱۸۳۸۴۴۷۴۹

Email: a67.noori@gmail.com

مقدمه

نیرو از سوی فرد باشد (۲). در حقیقت، تقریباً یک سوم از همه شغل‌های صنعتی حداقل شامل یکی از فعالیت‌های حمل دستی بار می‌باشند (۳). رایج‌ترین فعالیت از بین فعالیت‌های حمل دستی بار در محیط‌های کاری، کارهای روزمره و فعالیت‌های ورزشی بلند کردن بار و جابجایی آن می‌باشد. تاکنون مطالعات زیادی در مورد الگوی بهینه بلند کردن بار انجام شده است که بسیاری از آنها به مقایسه دو الگوی اساسی بلند کردن بدون خم کردن زانو و بلند کردن بار با خم

امروزه با وجود مکانیزه شدن فرایندها، هنوز کارهای زیادی به صورت دستی در صنایع مختلف انجام می‌شود که این کارها تحت عنوان حمل دستی بار نامیده می‌شوند (۱). حمل دستی بار شامل هر فعالیتی است که در آن بلند کردن، پایین آوردن، هل دادن، کشیدن، حمل کردن و نگه داشتن اشیاء انجام شود و نیاز به اعمال

کردن زانو اختصاص داشته است (۴).

بلند کردن بار می‌تواند سبب ایجاد اختلالات اسکلتی، عضلانی مرتبط با کار در کارگران گردد (۱). در طول بلند کردن بار و خم شدن به سمت جلو، مرکز ثقل تنه در جلوی ستون فقرات کمری قرار می‌گیرد که سبب تولید نیروهای فشاری و برشی بر روی دیسک‌های ستون مهره می‌گردد؛ بعلاوه تحمل هر شخص برای بار دریافتی روی ستون فقرات، به مواردی چون وضعیت اندامی، جنسیت، سن، میزان بار اعمالی و تغییرات آناتومیکی فرد بستگی دارد (۵).

کمر درد و بروز آسیب‌های اسکلتی ناشی از حمل بار از شیوع بالایی برخوردار است. در حدود ۴۰ درصد از کل مشاغل که به شکل بلند کردن، پایین آوردن، کشیدن یا هل دادن بار است، ستون فقرات را تحت فشارهای مکانیکی قرار می‌دهند. کارگران در مراکز کار به ویژه در انبارها، مراکز تولیدی به دلیل جابه‌جایی اجسام نسبتاً سنگین و یا حمل بار سبک با تکرار بالا در معرض کمر دردهای حاد و مزمن قرار دارند. کمر درد هزینه‌های مالی و خسارات اقتصادی سرسام‌آوری را بر دولت‌ها تحمیل می‌کند که اکثر این هزینه‌ها صرف درمان و زمان‌های کاری از دست رفته کارگران می‌گردد و کمتر صرف پیشگیری از آسیب‌های ستون فقرات می‌شود (۶). هر ساله تعداد زیادی از افراد به علت درد کمر ناشی از برداشتن بار ناچار به انجام عمل‌های جراحی، محدود کردن فعالیت‌های بدنی و ترک بعضی از فعالیت‌ها می‌شوند (۷).

به‌طور کلی بیشتر مطالعات انجام شده به بررسی الگوی بلند کردن بار و به دست آوردن نیروها و گشتاورها پرداخته‌اند؛ بطور مثال Splitoser و همکاران بارگیری ستون مهره هنگام بلند کردن اجسام در پوسچر زانو زده را مطالعه کردند و نتایج حاصل از این تحقیق حاکی از این بود که سنگینی وزنه و ارتفاع نهایی قرار دادن بار بر نیروهای عمودی، برشی قدامی - خلفی و جانبی وارد بر ستون مهره تأثیر دارد. Abdoli و همکاران اثرات استفاده از یک وسیله کمکی بر گشتاورهای سه بعدی ناحیه کمری و الکترومیوگرافی آن در شکل آزاد بلند کردن بار در حالت نامتقارن را بررسی کرده و نتایج حاصل از مطالعه آنها نشان داد که استفاده از این وسیله کمکی گشتاورهای ناشی از وزن بار بر روی ستون مهره را کاهش داده و نیز باعث کاهش در فعالیت عضلات ارکتور اسپاینا و افزایش فعالیت عضلات ناحیه کتف، بازو و زانو می‌شود (۸) و بعضی از مطالعات هم نحوه فعالیت عضلانی و میزان درگیری عضلات تنه و بخصوص کمر در حین

بلند کردن بار را بررسی کرده‌اند؛ تحقیق Blache و همکاران نیز از معبود تحقیقاتی است که به بررسی میزان فعالیت عضلات سطحی شانه در طی بلند کردن بار از زمین پرداخت. در این مطالعه فعالیت عضلات دلتوئید، لاتیسیموس دورسی و سینه‌ای بزرگ هنگام بلند کردن جعبه حاوی سه بار مختلف مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد عملکرد عضلات سطحی شانه با توجه به موقعیت مفصل گلنوهومرال متفاوت بود و فعالیت عضله دلتوئید قدامی بیشتر از عضلات میانی و خلفی بود (۹). به‌طور کلی تاکنون مطالعه‌ای درباره میزان فعالیت عضلات شانه و بازو هنگام بلند کردن بار از زمین انجام نشده است. همچنین درک کامل نقش یک عضله در یک حرکت مستلزم این است که فعالیت عضله در حرکت مورد نظر ارزیابی و بررسی شود. با توجه به اینکه عضلات شانه از عضلات درگیر در بلند کردن بار از زمین می‌باشند، بررسی وضعیت قرارگیری پاها بر فعالیت عضلات شانه و راست‌کننده ستون فقرات می‌تواند میزان فعالیت هر یک از این عضلات را نسبت به وضعیت قرارگیری پاها مشخص کند. لذا این پژوهش، میزان فعالیت عضلات شانه و تنه را هنگام بلند کردن بار از زمین در وضعیت‌های مختلف قرارگیری پا را مورد بررسی قرار می‌دهد بنابراین با توجه به اهداف پژوهش فرض بر این است که وضعیت قرارگیری پا بر فعالیت عضلات شانه و تنه هنگام بلند کردن بار از زمین تأثیر گذار است؟

روش شناسی

این مطالعه از نوع مقطعی (Cross sectional) و نیمه تجربی است که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی انجام پذیرفت. جامعه آماری این پژوهش دانشجویان دختر رشته تربیت‌بدنی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان بودند که از بین آنها تعداد ۱۶ نفر (سن: 21 ± 3 سال، قد: 167 ± 12 سانتی‌متر و جرم 66 ± 8 کیلوگرم) به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. شرکت‌کنندگان در این پژوهش فاقد سابقه آسیب‌دیدگی و احساس درد در مفاصل اندام فوقانی و تحتانی در یک سال گذشته بودند. همچنین آزمودنی‌ها رضایت‌نامه جهت شرکت در آزمون را تکمیل و سپس مراحل انجام آزمایشات و چگونگی اندازه‌گیری متغیرها به‌طور کامل برای آزمودنی‌ها تشریح شد.

در این مطالعه به‌منظور اندازه‌گیری میزان فعالیت الکتریکی عضلات

فرد حرکت آبداکشن را در برابر مقاومت اجرا کرد و مقاومت در میچ دست اعمال شد. جهت اجرای MVIC عضله دلتوئید خلفی آزمودنی حرکت اکستنشن شانه با آرنج ۹۰ درجه در برابر مقاومت انجام می‌داد. جهت اجرای MVIC عضله دوزنقه، آزمودنی حرکت نزدیک کردن کتف‌ها را با آبداکش ۹۰ درجه بازو و آرنج ۹۰ درجه در برابر مقاومت انجام می‌داد (۱۲). جهت اجرای MVIC دوسربازویی از آزمودنی خواسته شد آرنج خود را حدود ۹۰ درجه تا کند، در حالی که ساعد در وضعیت سوپینیشن (کف دست به سمت بالا) بود، حرکت فلکشن را در برابر مقاومت اجرا کرده و مقاومت در میچ دست اعمال شد. برای اجرای MVIC سه سربازویی همین حرکت را با اکستنشن آرنج انجام می‌داد (۱۳). همچنین به منظور اجرای MVIC عضله راست کننده ستون فقرات آزمودنی به صورت دمر روی تخت قرار می‌گرفت، به شکلی که تنه از لبه تخت بیرون بود و در برابر مقاومت سعی بر انجام حرکت اکستنشن تنه می‌کرد (۱۴). در این پژوهش برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک (Shapiro-Wilk test) استفاده شد. جهت تحلیل آماری داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ و آزمون Repeated measure در سطح معناداری ($p > 0/05$) استفاده شد.

نتایج

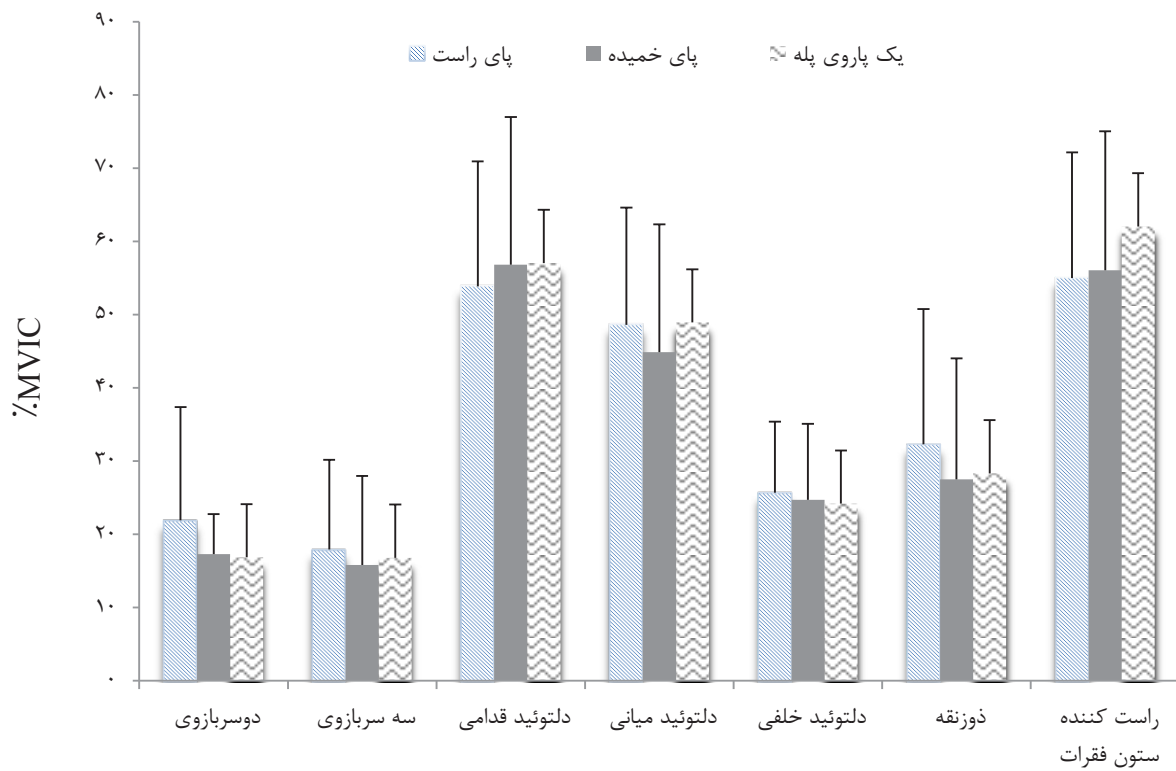
نتایج نشان داد اختلاف معنی‌داری بین میزان فعالیت عضلات مورد بررسی در این پژوهش (دوسربازویی، سه سربازویی، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی، دلتوئید خلفی، دوزنقه و راست کننده ستون فقرات) در سه حالت قرارگیری پا وجود نداشت (شکل ۱). نتایج تحلیل واریانس نشان داد که شدت فعالیت عضلات مختلف نسبت به یکدیگر اختلاف معنی‌داری را نشان داده‌اند ($P = 0/001$ ، $F = 22/27$). از بین عضلات منتخب عضله دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی و راست کننده ستون مهره‌ای، به طور معنی‌داری شدت فعالیت بیشتری را نسبت به سایر عضلات نشان داده‌اند ($p < 0/05$). همچنین نتایج نشان داد که تعامل بین نوع بلندکردن بار و فعالیت عضلانی معنی‌دار نبود. به بیان دیگر در هر سه نوع بلندکردن اشیا شدت فعالیت عضلات نسبت به یکدیگر تغییری نکردند ($p = 0/74$ ، $F = 0/65$ ، $\eta^2 = 0/066$). بررسی انتگرال فعالیت عضله L3 اختلاف معنی‌داری را در سه

اندام فوقانی و تنه از دستگاه الکترومیوگرافی BTS FreeEMG ۳۰۰ استفاده شد. الکترودها روی عضلات دوسر بازویی، سه سر بازویی، دلتوئید قدامی، میانی و خلفی، دوزنقه و نگهدارنده ستون فقرات مهره سوم کمری (L3) چسبانده شد. برای چسباندن الکترودها کلیه توصیه‌های انجمن بین‌المللی الکترومیوگرافی رعایت شد (۱۰). برای این منظور ابتدا در محل‌های مورد نظر برای نصب الکترودها موهای سطوح تراشیده شد و پوست با پنبه آغشته به الکل ایزوپروپیل ۵ درصد تمیز گردید. جهت قرارگیری الکترودها به موازات تارهای عضلات بود.

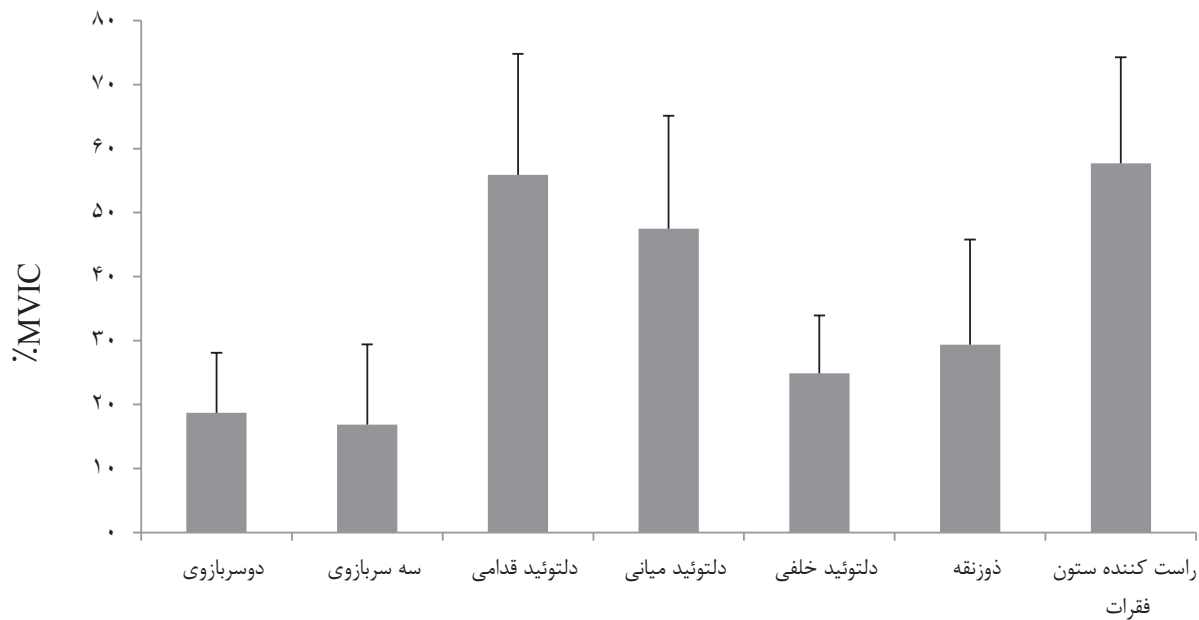
فرکانس ثبت سیگنال‌های EMG ۱۰۰۰ هرتز، فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده یکبار مصرف Ag-AgCl بودند. همچنین برای حذف نویز ناشی از فرکانس برق شهری از فیلتر ناتچ (Notch filter) برای حذف فرکانس ۵۰ هرتز استفاده شد. نسبت CMRR برابر ۱۰۰ دسی‌بل، Gain دستگاه برابر ۱۰۰۰ بود. فاصله بین مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود.

وظایف حرکتی آزمودنی‌ها در این پژوهش شامل سه حالت بود. حالت اول: آزمودنی‌ها جعبه‌ای به وزن ۱۵ درصد وزن خود را از زمین در حالی که پاها در وضعیت عادی و با زانوی دارای اکستنشن کامل بود، بلند کرده و روی میز می‌گذاشتند، حالت دوم: بلند کردن وزنه همراه با فلکشن ۹۰ درجه زانو و حالت سوم: یکی از پاها روی سکویی به ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر قرار می‌گرفت و آزمودنی جعبه را بلند کرده و روی میز قرار می‌داد. هر سه حالت اشاره شده ۹ بار تکرار شد و فعالیت عضلات از ابتدای شروع به حرکت ثبت شد.

برای نرمالایز کردن سیگنال‌های الکترومیوگرافی، اطلاعات RMS هر عضله طی اجرای هر مهارت به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید. همچنین برای انتگرال فعالیت عضلات از روش سطح زیر منحنی سیگنال اندازه‌گیری استفاده شد؛ به این صورت که در طول یک دوره زمانی خاص مقادیر ولتاژ سیگنال، در بازه زمانی مشخص ضرب شد (۱۱) جهت اجرای MVIC عضله دلتوئید قدامی، آزمودنی دست راست خود را در صفحه ساجیتال ۴۵ درجه بالا آورد، فرد حرکت فلکشن را در برابر مقاومت اجرا کرد و مقاومت در میچ دست اعمال شد. جهت اجرای MVIC عضله دلتوئید میانی آزمودنی دست راست خود را در صفحه فرونتال ۴۵ درجه بالا آورد،



شکل ۱. عملکرد عضلات منتخب در سه حالت قرار گیری پا



شکل ۲. فعالیت عضلانی در هنگام بلند کردن بار

سه حالت قرار گیری پا به ترتیب از بیشترین فعالیت به کمترین فعالیت شامل عضلات راست کننده ستون فقرات، دلتوئید قدامی،

حالت بلند کردن وزنه نشان نداد ($p=0/52$) (جدول ۱) همچنین نتایج نشان داد که میزان شدت فعالیت عضلانی در هر

با نتایج تحقیقات Abdoli و همکاران، Sadeghi و همکاران و Ghalebeigipoor همخوانی نداشت (۸ و ۱۷ و ۱۸). علت این اختلاف احتمالاً به این دلیل بود که تحقیقات مورد نظر میزان فعالیت عضلات کمری را در حالت‌های مختلف مانند حالت نامتقارن بلند کردن بار (۸)، افزایش میزان بار و مقاومت (۱۷) مورد بررسی قرار داده بودند. اما در تحقیق حاضر اثر نوع حالت قرارگیری پا بر میزان فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات و انتگرال فعالیت عضله L3 مورد بررسی قرار گرفته بود.

یکی دیگر از اهداف این تحقیق بررسی تعامل بین نوع قرارگیری پا و میزان فعالیت عضلانی بود. نتایج نشان داد که تعاملی بین نوع بلند کردن و فعالیت عضلانی معنادار نبود. به بیان دیگر در هر سه نوع بلند کردن اشیا شدت فعالیت عضلات نسبت به یکدیگر تغییری نکردند. این مطلب نشان‌دهنده این است که در هر سه حالت قرارگیری پا میزان تغییرات شدت فعالیت عضلات مشابه بوده است و بیشترین فعالیت مربوط به عضلات راست‌کننده ستون فقرات و دلتوئید میانی بیشتر از سایر عضلات بود. تحقیقی که تعامل اثر قرارگیری پا و میزان فعالیت عضلانی را مورد بررسی قرار داده باشد پیدا نشد.

از آنجا که مفصل شانه پر تحرک‌ترین مفصل بدن محسوب می‌شود، می‌توان گفت ثبات مفصل شانه به نوعی قربانی تحرک بالای این مفصل شده است. لذا، نقش عضلات برای تأمین ثبات خصوصاً در حین حرکت بسیار حائز اهمیت می‌باشد. Nakhaie و همکاران در مقاله‌ای مروری به بررسی فعال شدن عضلات کمریند شانه‌ای در حین انقباض فلکسورهای انگشتان (گریپ) با جستجو در بانک‌های اطلاعاتی پرداختند (۱۹). نتایج اغلب مطالعات نشان داد که گریپ شدید دست فعالیت برخی از عضلات شانه را افزایش می‌دهد. بنابراین نیروی گریپ دست می‌تواند فعالیت عضلات کمریند شانه‌ای را حین انجام فعالیت‌های مختلف تغییر دهد.

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج تحقیق حاضر نحوه قرارگیری پا که در تحقیق حاضر مورد بررسی قرار گرفته است. تأثیر آنچنانی بر میزان درگیری عضلات ناحیه شانه ندارد. بنابراین میزان فعال شدن عضلات کمریند شانه‌ای در حین انقباض فلکسورهای انگشتان در هنگام بلند کردن بار می‌تواند در تحقیقات بعدی مورد بررسی قرار گیرد.

جدول ۱. مقایسه انتگرال فعالیت عضله EL3 در سه حالت قرارگیری پا

| حالت قرارگیری پا | میانگین | انحراف معیار | معنی‌داری |
|------------------|---------|--------------|-----------|
| پای صاف | ۶۸۲/۰۴ | ۳۲۹/۲۳ | ۰/۵۲ |
| پای خم | ۵۵۸/۷۱ | ۲۴۱/۰۴ | |
| پا روی پله | ۶۱۰/۵ | ۳۳۴/۰۵ | |

دلتوئید میانی، دوزنقه، دلتوئید خلفی، دوسربازوی، سه سربازوی بودند (شکل ۲).

بحث

هدف از این مطالعه بررسی اثر وضعیت قرارگیری پا بر فعالیت عضلات شانه و تنه هنگام بلند کردن بار از زمین بود. نتایج پژوهش نشان داد که بین فعالیت عضلات کمریند شانه‌ای (دوسربازوی، سه سربازوی، دلتوئید قدامی، دلتوئید میانی، دلتوئید خلفی، دوزنقه و راست‌کننده ستون فقرات) در سه حالت قرارگیری پا (پای صاف، پای خمیده و یک پاروی پله) تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. نتایج به دست آمده این پژوهش با نتایج khanmohammadi و همکاران، Blache و همکاران که به بررسی میزان فعالیت عضلات سطحی شانه در طی بلند کردن بار از زمین پرداختند همخوانی داشت. Blache و همکاران نشان دادند عملکرد عضلات سطحی شانه با توجه به موقعیت مفصل گلهومرال متفاوت بود و فعالیت عضله دلتوئید قدامی بیشتر از عضلات میانی و خلفی بود. khanmohammadi و همکاران به بررسی الگوهای فراخوانی عضلات شانه در حرکات ترکیبی پویا در افراد سالم پرداختند، نتایج نشان داد که توالی فعالیت عضلات در دو الگوی حرکتی با یکدیگر متفاوت است (۱۵ و ۱۶).

با توجه به اینکه در هر فعالیت، شدت انقباض عضلات باید متفاوت باشند بنابراین، نتایج در این قسمت قابل انتظار بود. در کل دو عضله دلتوئید قدامی و راست‌کننده ستون فقرات نسبت به عضلات دیگر شدت فعالیت بیشتری را نشان داده‌اند و دو عضله دوسربازوی و سه سربازوی نسبت به عضلات دیگر شدت فعالیت کمتری را نشان داده‌اند.

یکی دیگر از اهداف این تحقیق مقایسه انتگرال فعالیت عضله L3 در سه حالت قرارگیری پا بود که نتایج نشان داد اختلاف معنی‌داری در انتگرال فعالیت عضله L3 وجود ندارد. یافته‌های پژوهش حاضر

References

- 1- Lin CJ, Wang SJ, Chen HJ. A field evaluation method for assessing whole body biomechanical joint stress in manual lifting tasks. *Industrial Health*. 2006; 44(4):604-12.
- 2- Crowl D. *Human Factors Methods for Improving Performance in the Process Industries*. Center for Chemical Process Safety/AIChE. Available from: http://www.knovel.com/web/portal/browse/display?_EXT_KNOVEL_DISPLAY_boon_kid=1787.
- 3- Boston JR, Rudy TE, Mercer SR, Kubinski JA. A measure of body movement coordination during repetitive dynamic lifting. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. 1993, 1(3): 137-44.
- 4- Van Dieen JH, Hoozmans MJM, Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique, *Clin Biomech*, 1999; 14, 685-696
- 5- Graham RB, Agnew MJ, Stevenson JM. Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low back physical demands during an automotive assembly task: Assessment of EMG response and user acceptability. *Appl Ergon* 2009; 40:936– 942
- 6- Videman. T, M. Nurminen, J. D. G. Troup. Lumbar spinal pathology in cadaveric material in relation to history of back pain, occupation, and physical loading. *Spine*, 1990;15:728–740.
- 7- Karwowski W, Shumate C. Iscriminatability of load heaviness: implications for the psychophysical approach to manual lifting. *Ergonomics*, 1992;729-744.
- 8- Abdoli-E. M, J. Stevenson. The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3Ddynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clinical Biomechanics*, 2008; 23: 372–380
- 9- Blache Y., Dal Maso F., Desmoulins L. Plamondon, A. Begon, M. Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight and phase. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2015; 25 355–362
- 10- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J electromyogr Kines* 2000;10(5):361-74
- 11- Talebian moghaddam S, khanmohammadi R, surface electromyography. praised publication , First Edition.2011
- 12- Hodder JN, Keir PJ. Obtaining maximum muscle excitation for normalizing shoulder electromyography in dynamic contractions. *J Electromyogr Kines* ,2013;23(5):1166-73
- 13- Fekri Rad M, Naimi S, Khademi Kalantar Kh, Ghasemi M , Akbarzadeh Bagheban A Immediate effect of whole body vibration on maximalisometric contraction of biceps brachei in different contraction forces *J Rehab Med* , Volume,2016; 4(4) ,pp: 65–79
- 14- Hoseinifar M, Ghiasi F, Akbari A. The relationship between Lumbar and thoracic curves with body mass index and low back pain in students of Zahedan university of medical sciences. *Journal of Medicine Science* , 2007;7(6),pp: 984-990
- 15- Khanmohammadi R, talebian S, shadmehr A, Entezari E. shoulder muscle recruitment patterns during dynamic complex movements in healthy subjects . *mrj*. 2008; 2 (2) :33-39
- 16- Blache, Y, Dal Maso,A, Desmoulins, L. Plamondon, A, Begon. b. Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight and phase. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2015; 25 355–362
- 17- Sadeghi M, Shadmehr A, Talebian S, Samadi V. The effect of increasing resistant level on reaction time and electromyographic activity of trunk muscles during combined trunk motion. *ZJRMS*. 2011; 13 (5) :23-30
- 18- Ghalebeigipoor M, Ataee G R, Bahrpeyma F, Fatourae N. Development and Evaluation of a New Weight Lifting Aid Vest. *mrj*. 2013; 7 (4) :67-77
- 19- Nakhaie N, Nodehi -Moghadam A, Bakhshi E, Goghatin Alibazi R, Habebe 5. Review Paper: Activation of Shoulder Girdle Muscles during Gripping Task: a Systematic Review of Literature. *PTJ*. 2014; 4 (1):3-8.

The Effect of Foot Position on the Muscles Activity of the Shoulder and Trunk Muscles in Load Lifting

Arezoo Noori^{1*},
Nader Farahpour²,
Mahdi Majlesi²

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Brojerd branch, Brojerd, Iran.

2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan branch, Hamedan, Iran

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Brojerd branch, Brojerd, Iran
Tel: 09183844749
Email: a67.noori@gmail.com

Abstract

Received: May 14, 2016 Accepted: Sep. 28, 2016

Objective: This study aimed to investigate the effects of leg positioning on the activity of shoulders and body while lifting weights.

Methods: Employing an electromyography set (BTS free EMG 300) and surface electrodes, the activity of such muscles as biceps, triceps, anterior, medial and posterior deltoid, trapezius and erector spinae, while lifting a weight weighing %15 of body mass, in three leg positions (straight, bending and a leg on a step), were measured. Each muscle's RMS data, during performing the skills, were divided by the amount of maximum voluntary isometric contraction (MVIC) then multiplied by 100. Repeated Measure was used to analysis the data at the significance level of ($p < 0.05$) in SPSS 16.

Results: The results showed no significant difference among the activity of such muscles as biceps, triceps, anterior, medial and posterior deltoid, trapezius and erector spinae in three different positions. However, there existed a significant difference between the different pectoral gridle and erector spinae muscles in terms of their intensity of activity ($p = 0.01$). The maximum of intensity of activity was respectively assigned to erector spinae, anterior deltoid, medial deltoid, trapezius, posterior deltoid, biceps and triceps. Moreover, the comparison of the activity of the muscle L3 in the three different leg positions in lifting a weight did not show a significant difference ($p = 0.05$).

Conclusion: The way of lifting the object does not lead to a significant difference in the intensity of the activity of different muscles.

Keywords: Legs position, Muscle activity, Electromyography, Load lifting

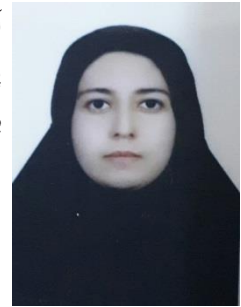
بیش از ۶۰ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی و ۱۰ مقاله نمایه شده در مجلات انگلیسی زبان می باشد.

آقای مهدی مجلسی، از سال ۱۳۸۵ عضو هیأت علمی تمام وقت گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان می باشد. در حال حاضر ایشان علاوه بر تدریس دروس حرکت شناسی و بیومکانیک در رشته تربیت بدنی، در سمت معاون آموزشی دانشکده علوم انسانی و



مسئول آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی این دانشگاه مشغول به فعالیت است. کسب عنوان مقاله برتر در جشنواره فرهیختگان در سال ۱۳۹۴، انتخاب به عنوان مدرس و پژوهشگر برتر در دانشگاه آزاد اسلامی همدان در طی چند سال اخیر از جمله افتخارات ایشان می باشد. چاپ بیش از ۱۳ مقاله در مجلات معتبر داخلی و خارجی و ارائه چندین مقاله در همایش های داخلی و خارجی را در کارنامه پژوهشی خود دارد. تعادل و کنترل، تجزیه و تحلیل راه رفتن در جمعیت های کلینیکی، تجزیه و تحلیل مهارت های ورزشی از جمله علایق پژوهشی ایشان می باشد.

آرزو نوری لیسانس علوم ورزشی از دانشگاه پیام نور سنندج، ارشد بیومکانیک تربیت بدنی از دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد



پروفسور نادر فرهپور، در سال ۱۹۹۶ درجه دکتری خود در رشته بیومکانیک را از دانشگاه مونترال دریافت کرد و در سال ۱۹۹۷ نیز در گروه اورتوپدی دانشکده پزشکی همان دانشگاه دوره فوق دکتری را تکمیل نمود. در سال ۲۰۰۶ نیز هیئت علمی گروه حرکت شناسی در دانشگاه اوتاوا در



کشور کانادا گردید. در حال حاضر ایشان استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا و عضو هیئت علمی نیمه وقت دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان می باشد. زمینه تحقیقاتی ایشان، تجزیه و تحلیل راه رفتن در جمعیت های کلینیکی، عملکرد عضلات تنه در بیماران اسکولیوز، بیومکانیک مفصل شانه در ورزشکاران و تعادل و کنترل پوسچر می باشد. ایشان دارای