

The Effect of the Heel Wedges on the Electromyography Activities of the Selected Lower Back Muscles During Load Lifting

Mehrdad Anbarian^{1*}, Fatemeh Rajabian², Mohammad Hossein Ghasemi³, Rashid Heidari Moghaddam⁴

1. Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. M.A Student, Department of Physical Education, Islamic Azad University, Borujerdbranch, Borujerd, Iran
3. Ph.D Candidate, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
4. Associate Professor, Department of Ergonomics, School of Public Health and Research Center for Health Sciences, Hamadan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

Article Info

Original Article

Received: 04 Jun 2017;

Accepted: 13 Jan. 2018;

Published Online 2018/01/23

DOI: [10.30699/jergon.5.3.12](https://doi.org/10.30699/jergon.5.3.12)

Use your device to scan
and read the article online



Corresponding Author

Mehrdad Anbarian

Professor, Department of
Sport Biomechanics, Faculty
of Sport Sciences, Bu Ali
Sina University, Hamedan,
Iran

Email:

anbarian@basu.ac.ir

ABSTRACT

Background: The aim of this study was to investigate the effect of the heel wedges on the electromyography activities of the selected left and right lower back muscles during load lifting.

Methods: A total of 17 male subjects voluntarily participated in this quasi-experimental study. The selected subjects lifted a box, weighing 10% of their body weight, above the height of their hip joint, descending as far as the thigh, parallel to the ground, and then ascending to the starting position. The above task was performed nine times in two conditions, including with and without the heel wedges. Using the ME6000 electromyography system, the activity level variables were normalized and the median frequencies of the erector spinae (ES) and the multifidus (MU) muscles were recorded. The subjects also held the box for 30 s in the standing position with stretched hands. The paired t-test was used for the data analysis.

Results: The results showed that during static load lifting using the heel wedge, the median frequency of the right ES muscle changed significantly ($P < 0.05$). Also during dynamic load lifting using the heel wedge, the activities of the left and the right ES muscles as well as the left MU muscle decreased significantly ($P < 0.05$). However, no significant differences between the two conditions were observed for the other variables ($P > 0.05$).

Conclusion: During such occupational tasks, a decrease in the activities of the selected lower back muscles with the heel wedge might result in a delay in the onset of muscle fatigue. The above findings might be used in the design of shoes, suitable for the work environments. However, further investigations are needed in this area in order to provide more accurate results.

Keywords: Heel Wedge; Electromyography Activity; Load Lifting; Erector Spinae Muscles

Copyright © 2018, Journal of Ergonomics. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

How to Cite This Article:

Anbarian M, Rajabian F, Ghasemi M H, Heidari Moghaddam R. The Effect of the Heel Wedges on the Electromyography Activities of the Selected Lower Back Muscles During Load Lifting. J Ergon. 2018; 5 (3) :12-21

مقاله پژوهشی

تأثیر گوئه پاشنه بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب ناحیه کمر، هنگام بلند کردن بار

مهرداد عنبریان^{۱*}، فاطمه رجیبیان^۲، محمدحسین قاسمی^۳، رشید حیدری مقدم^۴

۱. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد، بروجرد، ایران
۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۴. دانشیار، گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان، همدان، ایران

خلاصه

اطلاعات مقاله

زمینه و هدف: هدف از انجام پژوهش پیش رو، بررسی تأثیر گوئه پاشنه بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب سمت راست و چپ ناحیه کمر، هنگام بلند کردن بار بود.

روش کار: هفده مرد جوان در این مطالعه نیمه تجربی داوطلبانه شرکت کردند. آزمودنی‌ها، جعبه‌ای معادل ۱۰ درصد وزن بدن خود را از ارتفاع بالای مفصل ران بلند می‌کردند و با خم کردن زانو تا جایی پایین می‌آمدند که ران به موازات زمین قرار می‌گرفت و دوباره به وضعیت شروع برمی‌گشتند. این وظیفه ۹ بار در دو شرایط همراه و بدون گوئه پاشنه انجام شد. متغیرهای میزان فعالیت نرمالیز شد و فرکانس میانه عضلات ارکتوراسپاین و مولتی‌فیدوس با سیستم الکترومایوگرافی ME6000 ثبت شد. همچنین، آزمودنی‌ها جعبه مذکور را در حالت ایستاده و با دست باز به مدت ۳۰ ثانیه در حالت استاتیک نگه می‌داشتند. از تست t همبسته برای تحلیل داده‌ها استفاده شد ($P < 0.05$).

یافته‌ها: قرار دادن گوئه پشت پاشنه پا هنگام نگه‌داشتن استاتیک بار، تغییر معناداری در میزان فرکانس میانه عضله ارکتوراسپاین سمت راست ایجاد کرد ($P < 0.05$). همچنین گوئه پاشنه، باعث کاهش معنادار میزان فعالیت عضلات ارکتوراسپاین هر دو طرف و همچنین عضله مولتی‌فیدوس سمت چپ، هنگام برداشتن دینامیکی بار شد ($P < 0.05$). برای دیگر متغیرها تفاوت معناداری بین دو وضعیت دیده نشد ($P > 0.05$).

نتیجه گیری: کاهش سطح فعالیت عضلات ناحیه کمر در این تحقیق در وضعیت همراه گوئه پاشنه احتمالاً می‌تواند سبب تأخیر در بروز خستگی هنگام انجام این‌گونه وظایف شغلی شود. این نتایج ممکن است در طراحی کفش برای محیط‌های شغلی مفید باشد، هرچند ارائه نظر قطعی مستلزم انجام مطالعات دقیق بیشتری است.

کلیدواژه‌ها: گوئه پاشنه، فعالیت الکترومایوگرافی، برداشتن بار، عضلات ارکتوراسپاین.

دریافت: ۱۳۹۶/۰۳/۱۴

پذیرش: ۱۳۹۶/۱۰/۲۳

انتشار آنلاین: ۱۳۹۶/۱۱/۰۳

نویسنده مسئول:

دکتر مهرداد عنبریان

استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

پست الکترونیک:

anbarian@basu.ac.ir

برای دانلود این مقاله،
کد زیر را با موبایل خود
اسکن کنید.



مقدمه

ارکتوراسپاین، وزن بار و تکرار حرکت می‌تواند فشار چشمگیری به ستون فقرات تحمیل کند. برای مثال، Rohlmann و همکاران (۲۰۱۴) در مطالعه‌ای تهاجمی، با جایگزینی مهره‌های دارای سیستم تلمتری در بدن بیماران که دچار آسیب مهره‌ای بودند و بررسی فعالیت روزمره آن‌ها نشان دادند که برداشتن بار، بین فعالیت‌های روزمره، بیشترین فشار را به ستون فقرات وارد می‌کند [۵].

در بسیاری از کارخانه‌های دنیا، رعایت اصول ایمنی و برداشتن صحیح وزنه‌ها، جزئی از آموزش‌های اولیه‌ای هستند که باید در محیط کار رعایت شوند [۶]. بااین‌حال، مطالعات مروری اخیر حکایت از ناکارآمدی آموزش فن صحیح لیفت یا

با اینکه در دنیای امروزی بسیاری از فرایندها مکانیزه شده‌اند؛ اما هنوز در صنایع مختلف کارهای زیادی به‌صورت دستی انجام می‌شود. این کارها با عنوان «حمل دستی بار» شناخته می‌شوند [۱]. رایج‌ترین وظیفه در بین فعالیت‌های حمل دستی بار در محیط‌های شغلی، بلند کردن بار است که می‌تواند سبب ایجاد اختلالات اسکلتی - عضلانی مرتبط با کار در کارگران شود [۱، ۲]. مطالعات اپیدمیولوژیک نشان می‌دهد که بروز کمردرد در محیط‌های شغلی یکی از رایج‌ترین اختلالات اسکلتی - عضلانی ناشی از فعالیت‌های حمل دستی بار (به‌ویژه بلند کردن بار) است [۳، ۴]. برداشتن بار بسته به موقعیت مهره‌های کمری، شدت فعالیت عضلات

یکی از مهم‌ترین گروه عضلات ناحیه خلفی تنه، عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای یا ارکتوراسپاین (Erector Spinae) است که در طرفین خط میانی پشت، به صورت یک توده عضلانی قرار گرفته است و در طول ستون مهره‌ای، از جمجمه تا ساکروم، امتداد دارد و عمل اکستنشن ستون فقرات را انجام می‌دهد [۲۲]. با وجود ناشناخته بودن علت دقیق ایجاد کمردرد [۲۳]، یکی از دلایل ایجاد این عارضه، یعنی تغییر و افزایش در الگوی فعالیت عضلات ارکتوراسپاین و در نتیجه افزایش بارهای وارده بر مفاصل این ناحیه همواره توجه پژوهشگران را جلب کرده است [۳]. این در حالی است که روش درست برداشتن بار می‌تواند باعث کاهش انرژی مصرفی و بار وارد بر عضلات شود [۱۲]. افزون بر تغییرات مربوط به وضعیت مچ پا، تحقیقات دیگری نیز آثار استفاده از انواع دیگر مداخلات بر بهبود تکنیکی و کاهش هزینه مصرفی هنگام انجام وظایف کاری را بررسی کرده‌اند. Abdoli و Stevenson (۲۰۰۸) نشان داده‌اند که استفاده از یک وسیله کمکی، گشتاورهای ناشی از وزن بار بر ستون مهره‌ها را کاهش می‌دهد و سبب کاهش فعالیت عضلات ارکتوراسپاین و افزایش فعالیت عضلات ناحیه کتف، بازو و زانو می‌شود [۲۴]. با این حال، آن‌ها اثرات تغییر در وضعیت مچ پا بر مکانیک حرکت در هنگام برداشتن بار را بررسی نکرده‌اند.

اگر این فرضیه درست باشد که افزایش ارتفاع پاشنه باعث تغییر در عملکرد عضلات درگیر هنگام انجام وظایف کاری می‌شود، پرسش مطرح شده این است که آیا تغییر در وضعیت قرارگیری مفصل مچ پا می‌تواند باعث بهبود کارایی تکنیکی فرد حین برداشتن بار به صورت ایستا (Static) یا پویا (Dynamic) شود؟ با پاسخ به این پرسش، می‌توان به طراحی کفش‌های ویژه در حوزه ورزش و ارگونومی (با هدف افزایش کارایی و کاهش ریسک اختلالات اسکلتی-عضلانی ناشی از پرکاری) پرداخت. به همین سبب، هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر گوئه پاشنه بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب ناحیه کمر هنگام بلند کردن بار بود.

بلند کردن بار به افراد برای پیشگیری از بروز کمردرد دارند [۱۷]. از این رو، شاید استفاده از مداخلات مختلفی همچون گوئه‌ها (Wedges) و کفی‌ها (Orthotics) بتواند در بهبود عملکرد حرکتی افراد در محیط‌های شغلی سودمند باشد. کفی‌ها و گوئه‌ها وسایلی هستند که برای تکمیل سطوح اتکای پا (نواحی پاشنه و پنجه) استفاده می‌شوند و برای تصحیح، تغییر شکل، جلوگیری یا بهبود ناهنجاری‌های مختلف ناحیه پا یا حتی تقویت توان مفصلی به کار می‌روند [۸-۱۰]. با اینکه در پژوهش‌های گوناگونی، اثر این گوئه‌ها بر الگوی حرکات پایه‌ای مثل راه رفتن، گزارش شده است [۸، ۱۱]. نقش گوئه‌های پاشنه در فعالیت‌هایی چون حمل بار کمتر بررسی شده است. این در حالی است که اهمیت پوسچر پا بر بیومکانیک حرکات عملکردی ورزشی و وظایف شغلی را همگان قبول دارند [۸-۱۰، ۱۹]. Murley و همکاران (۲۰۰۹) در یک مطالعه مروری بیان کردند که پوسچر و ناهنجاری‌های ساختاری پا و همچنین کفی طبی، بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و کمر مؤثر هستند [۱۰].

برداشتن بار با استفاده از تکنیک اسکات (Squat) در زمره حرکات زنجیره حرکتی بسته است. در نتیجه وضعیت یک مفصل هنگام اجرای این تکنیک، بر حرکت مفاصل دیگر تأثیرگذار است [۱۲]. بنابراین، به نظر می‌رسد که می‌توان با شناسایی و تغییر وضعیت مفاصل مختلف درگیر در حرکت، به تغییر در میزان فعالیت این عضلات دست یافت تا از این طریق بتوان به اهدافی نظیر ایمنی شغلی، پیشگیری از اختلالات عضلانی - اسکلتی و به تأخیر انداختن خستگی عضلانی (موضعی) در محیط شغلی نزدیک شد. به همین منظور، در تحقیقات پیشین موقعیت‌های مختلف مچ پاها (مثل تغییر در ارتفاع پاشنه) از استراتژی‌های مهم استفاده شده برای به کارگیری عضلات انتخابی در انجام تکنیک اسکات و سایر وظایف کاری بوده‌اند [۲۱، ۲۰، ۱۵، ۱۳، ۱۲]. برای نمونه، Sato و همکاران (۲۰۱۲) نشان دادند که تغییر موقعیت مچ پا به سمت پلانتارفلکشن (Plantar Flexion) بیشتر، باعث تغییرات جابه‌جایی کمتر تنه افراد، هنگام اجرای اسکات می‌شود و این وضعیت به کاهش خطر ابتلا به صدمات در ناحیه کمر و پشت کمک خواهد کرد [۱۳]. Kongsgaard و همکاران (۲۰۰۶) نیز افزایش فعالیت عضلات چهارسر ران و خستگی زودرس آن‌ها را هنگام افزایش ارتفاع پاشنه گزارش کردند [۲۱].

روش کار

آزمودنی‌ها

۱۷ مرد که حداقل در یک سال گذشته هیچ سابقه آسیب‌دیدگی در اندام فوقانی و تحتانی نداشته‌اند، به‌عنوان نمونه آماری در دسترس در این مطالعه نیمه‌تجربی شرکت کردند (سن: $22 \pm 1/78$ سال؛ وزن: $68/4 \pm 3/8$ کیلوگرم؛ قد: $175/4 \pm 4/7$ سانتی‌متر؛ پای برتر همه افراد: پای راست). همه آزمودنی‌ها درباره مراحل مختلف انجام آزمایش‌ها توجیه شدند و فرم رضایت‌نامه شرکت در مطالعه را تکمیل کردند. در طول انجام تست‌ها، یک مربی باتجربه، مسئول محافظت از آزمودنی‌ها و پیشگیری از خطرات احتمالی در هنگام انجام تست بود.

ابزار اندازه‌گیری

دستگاه الکترومایوگرافی استفاده شده در این پژوهش از نوع ME6000 (۱۶ کاناله، ساخت کشور فنلاند) بود که از آن برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات ناحیه کمر استفاده شد. داده‌های اندازه‌گیری شده این دستگاه با استفاده از نرم‌افزار مگاوین (Megawin) ارزیابی و پردازش شدند. برای کاهش مقاومت بین پوست و الکترودها، ابتدا موهای زائد محل مدنظر تراشیده و پوست با پنبه و الکل طبی تمیز شد. سپس الکترودهای سطحی و چسبیده یک‌بار مصرف Ag-AgCl که حاوی ژل رسانایی بودند، در آرایش دوقطبی (فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود)، براساس پروتکل اروپایی SENIAM روی عضلات ارکتوراسپاینال کمری (در فاصله ۴-۳ سانتی‌متری زوائد خاری مهره‌های T12 و L3 و به موازات فیبرهای عضلات ارکتوراسپاین کمری) و مولتی‌فیدوس سمت راست و چپ بدن نصب شدند [۲۵]. این عضلات به چند دلیل مهم انتخاب شدند: ۱. اهمیت زیاد عضلات بازکننده ستون فقرات هنگام برداشتن بار؛ ۲. وجود شواهدی در برخی مطالعات پیشین که نشان می‌دادند احتمالاً یکی از دلایل ایجاد عارضه کمردرد تغییر و افزایش در الگوی فعالیت عضلات ناحیه کمر (به‌ویژه عضله ارکتوراسپاین) است؛ ۳. در دسترس بودن این عضلات در الکترومیوگرافی سطحی (دو عضله مهم ناحیه کمر که به راحتی در الکترومیوگرافی سطحی در دسترس هستند). الکتروود خنثی هم روی برجستگی تروکانتر بزرگ استخوان ران نصب شد. الکترودها و کابل‌ها روی پوست ثابت شدند تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند. سیگنال‌های EMG سطحی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰

هرتز جمع‌آوری شدند. همچنین، از یک الکتروگونیاومتر الکترونیکی بایومتریکس (Biometrix) ساخت کشور انگلستان، با دقت ۰/۱ درجه، برای اندازه‌گیری تغییرات زاویه‌ای مفصل زانو استفاده شد.

همچنین، پیش از انجام آزمایش، برای اطمینان از روایی دستگاه و کالیبره کردن دقیق آن، آزمون مقابل انجام شد: گونیامتر الکترونیکی روی یک گونیامتر استاندارد مدرج با دقت یک‌دهم درجه قرار گرفت؛ به نحوی که بازوی گونیامتر الکترونیکی روی بازوی گونیامتر استاندارد منطبق شد. این عمل در زوایای مختلف انجام شد و اندازه‌های دو گونیامتر با هم مقایسه شد. در نتیجه مشخص شد که دستگاه با خطای یک‌دهم درجه روایی دارد. الکتروگونیاومتر با چسب‌های مخصوص دوطرفه، در قسمت خارجی ران و ساق به موازات خطی نصب می‌شد که تروکانتر بزرگ مفصل ران در بالا، اپی‌کندید خارجی ران در وسط، و قوزک خارجی را در پایین به هم وصل کند [۲۶].

روش انجام وظایف آزمودنی

پس از نصب الکترودها و الکتروگونیاومتر و قرارگیری آزمودنی در وضعیت شروع، از آزمودنی خواسته شد تا وظایف برداشتن ایستا و پویای بار را در دو وضعیت، با استفاده از گوه چوبی که پشت پاشنه قرار داده می‌شد و بدون استفاده از آن، اجرا کنند. برداشتن بار به صورت ایستا برای هر وضعیت شامل ۳۰ ثانیه نگاه داشتن بار در وضعیت ایستاده، پاها باز به اندازه عرض شانه، دست‌های کشیده و آرنج صاف در جلوی بدن بود (شکل ۱). هنگام برداشتن دینامیکی بار، جعبه از سطح ۱۰ میلی‌متری بالای ارتفاع مفاصل ران برداشته شد [۲۷]. آزمودنی‌ها صاف ایستادند و سپس از آن‌ها خواسته شد تا بدون خم کردن پشت خود و فقط با خم کردن ران و زانو، با سرعت متوسط و طی زمان تقریبی ۱ و نیم ثانیه (از مترونوم برای کنترل زمان حرکت استفاده شد) جعبه استفاده شده در پژوهش را برداشته و پایین ببرند تا جایی که جعبه در ارتفاع ۵ سانتی‌متری بالای سطح زمین و به موازات آن قرار بگیرد [۲۷] و در این وضعیت ۱ و نیم ثانیه مکث کنند؛ سپس در زمان تقریبی ۱ و نیم ثانیه به وضعیت شروع (ایستادن طبیعی) برگردند (شکل ۱). فاصله بین جعبه و انگشت شست پای افراد موقع رسیدن جعبه به نزدیکی سطح زمین حدوداً ۵ سانتی‌متر بود. در هر کدام از دو وضعیت حمل بار، با استفاده از گوه پاشنه و بدون آن، ۹ بار به طور مداوم حرکت برداشتن بار (به صورت

وزن جعبه استفاده شده برابر ۱۰٪ وزن هر آزمودنی در نظر گرفته شد [۲۷]. ابعاد جعبه ۳۵×۳۲×۲۶ سانتی متر بود و یک دسته در هر طرف داشت که در فاصله ۱۷ سانتی متری بالای سطح آن قرار داشتند [۲۷]. پس از انجام تست‌ها، آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC, Maximum Isometric Voluntary Contraction) برای عضلات ناحیه کمر (برای نرمالیز کردن داده‌های عضلات در وضعیت‌های مختلف) انجام شد. برای انجام این آزمون، آزمودنی، روی میز به شکم دراز می‌کشید، درحالی‌که تنه و پاهای او به میز فیکس بود و علیه حرکت به بالای تنه آزمودنی (کشش یا اکستنشن تنه) مقاومت اعمال می‌شد.



موفق) انجام شد و میانگین متغیرهای مربوط، در ۵ حرکت محاسبه شد. بین تلاش‌های آزمون در هر کدام از دو وضعیت (همچنین بین تعویض آزمون‌ها از حالت نگه‌داشتن ایستا به حالت برداشتن پویا)، دست‌کم ۳۰ دقیقه به آزمودنی‌ها استراحت داده می‌شد تا خستگی انجام تست برطرف شود. نحوه انجام آزمون‌ها نیز در وضعیت‌های با گوه پاشنه و بدون آن، به صورت تصادفی بود تا اثر یادگیری و ترتیب اجرای آزمون روی داده‌های ثبت شده خنثی شود. گوه استفاده شده در پژوهش حاضر از جنس چوب با این ابعاد بود: طول ۷ سانتی متر، عرض ۵ سانتی متر و ارتفاع ۱ سانتی متر با زاویه ۸ درجه، که میان چوب در زیر پاشنه پاها قرار داده می‌شد [۹].

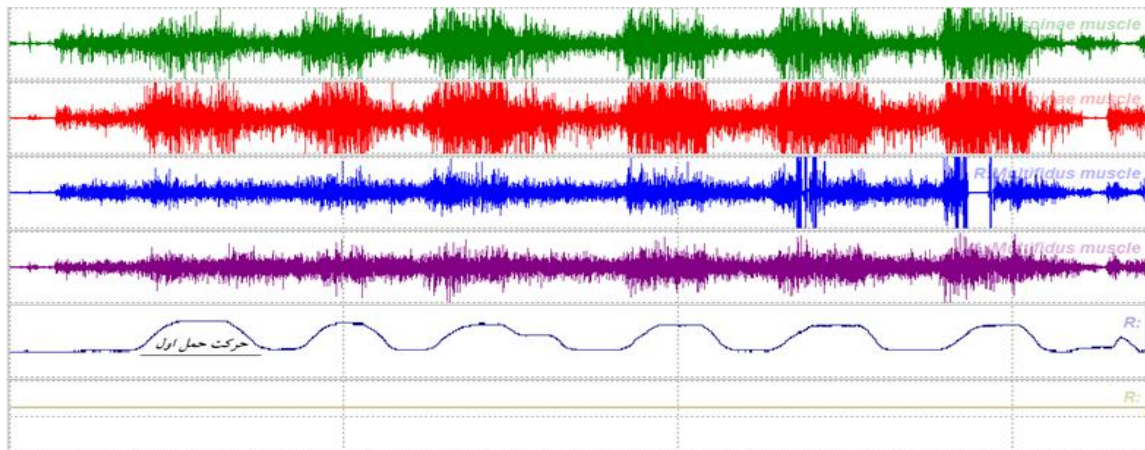


شکل ۱. نحوه قرارگیری آزمودنی‌ها برای انجام آزمایش‌ها

محاسبه و در دو وضعیت همراه و بدون گوه پاشنه مقایسه شد. فرکانس میانه نیز یکی از متغیرهای مهم سیگنال الکترومیوگرافی در حوزه فرکانس است و با سرعت هدایت در بافت عضلانی و نرخ کدگذاری (که یکی از مکانیزم‌های افزایش نیرو در عضله است) مرتبط است [۲۸]. برای محاسبه این متغیر، با استفاده از نرم افزار مگاوین مربوط به دستگاه از سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی با برنامه آنالیز طیف تبدیل سریع فوریر در بازه زمانی کل حرکت استفاده شد. این شاخص نیز در دو وظیفه مختلف برای دو وضعیت با گوه و بدون گوه محاسبه شد.

تجزیه و تحلیل داده‌ها

سیگنال‌های خام از فیلتر میان‌گذر ۵۰۰-۱۰ هرتز عبور داده شد. مقدار RMS (Root Mean Square) با ثابت زمانی ۰/۰۵ ثانیه در بازه زمانی کل حرکت برداشتن بار و ۳۰ ثانیه نگه‌داشتن ایستای بار برای هر عضله محاسبه شد و این مقادیر بر مقدار حداکثر RMS در آزمون MVIC همان عضله تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب شد. بازه زمانی کل حرکت برداشتن بار با استفاده از داده‌های الکتروگونیامتر به طور دقیق مشخص و جداسازی می‌شد (شکل ۲). درنهایت، فعالیت نرمالیز شده عضله به عنوان درصدی از حداکثر فعالیت عضله



شکل ۲. تشخیص زمان آغاز و پایان هر حرکت حمل بار و نحوه دقیق جداسازی با استفاده از داده‌های الکتروگونیامتر

روش تحلیل آماری

برای تحلیل آماری، از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای مقایسه داده‌ها نیز از آزمون آماری تی-تست وابسته استفاده شد و سطح معناداری در تمامی آزمون‌ها برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

مقایسه متغیرهای الکترومیوگرافی عضلات ناحیه کمر در هنگام ۳۰ ثانیه نگهداشتن ایستای بار بین دو وضعیت با گوه و بدون گوه

بین دو وضعیت بدون گوه و با گوه، اختلافی در میزان فعالیت نرمالیز شده عضلات ارکتوراسپاین راست، ارکتوراسپاین چپ، مولتی‌فیدوس راست و مولتی‌فیدوس چپ وجود نداشت ($P > 0/05$). تغییر معناداری هم در مقدار فرکانس میانه عضلات ارکتوراسپاین چپ، مولتی‌فیدوس راست و چپ بین دو وضعیت بدون گوه و با گوه دیده نشد ($P > 0/05$). تنها تغییر معنادار مشاهده شده، مربوط به میزان فرکانس میانه عضله ارکتوراسپاین راست بین دو وضعیت بود ($P = 0/005$ ؛ جدول ۱).

جدول ۱. مقایسه متغیرهای الکترومیوگرافی عضلات ناحیه کمر بین دو وضعیت با گوه و بدون گوه هنگام نگهداشتن ایستایی بار.

متغیر	بدون گوه پاشنه	با گوه پاشنه	مقدار P
میزان فعالیت نرمالیز شده ارکتوراسپاین راست (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/19 \pm 0/08$	$0/21 \pm 0/08$	۰/۰۹۷
میزان فعالیت نرمالیز شده ارکتوراسپاین چپ (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/21 \pm 0/06$	$0/22 \pm 0/086$	۰/۲۶۴
میزان فعالیت نرمالیز شده مولتی‌فیدوس راست (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/24 \pm 0/09$	$0/25 \pm 0/10$	۰/۳۷۲
میزان فعالیت نرمالیز شده مولتی‌فیدوس چپ (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/29 \pm 0/11$	$0/31 \pm 0/12$	۰/۳۲۷=
میزان فرکانس میانه ارکتوراسپاین راست (هرتز)	$72/65 \pm 14/7$	$67/76 \pm 11/6$	*۰/۰۰۵
میزان فرکانس میانه ارکتوراسپاین چپ (هرتز)	$73/24 \pm 14/5$	$72/47 \pm 12$	۰/۶۳۸
میزان فرکانس میانه مولتی‌فیدوس راست (هرتز)	$117/4 \pm 20/1$	$119/1 \pm 15/1$	۰/۵۸۸
میزان فرکانس میانه مولتی‌فیدوس چپ (هرتز)	$116/4 \pm 23/2$	$119/1 \pm 16/9$	۰/۵۶۷
$P < 0/05^*$			

($P=0/001$) وجود دارد؛ اما تغییر معناداری در میزان فعالیت عضله مولتی فیدوس راست بین دو وضعیت دیده نشد ($P>0/05$). همچنین، تغییر معناداری در مقدار فرکانس میانه عضلات ارکتوراسپاین راست، ارکتوراسپاین چپ، مولتی فیدوس راست و مولتی فیدوس چپ بین دو وضعیت بدون گوه و با گوه به چشم نیامد ($P>0/05$ ؛ جدول ۲).

مقایسه متغیرهای الکترومیوگرافی عضلات ناحیه کمر بین دو وضعیت با گوه و بدون گوه هنگام برداشتن دینامیکی بار

نتایج آزمون آماری t وابسته نشان داد که بین دو وضعیت بدون گوه و با گوه اختلاف معناداری در میزان فعالیت نرمالیز شده عضلات ارکتوراسپاین راست ($P=0/002$)، ارکتوراسپاین چپ ($P=0/033$) و مولتی فیدوس چپ

جدول ۲. مقایسه متغیرهای الکترومیوگرافی عضلات ناحیه کمر بین دو وضعیت با گوه و بدون گوه هنگام برداشتن دینامیکی بار.

متغیر	بدون گوه پاشنه	با گوه پاشنه	مقدار P
میزان فعالیت نرمالایز شده ارکتوراسپاین راست (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/36 \pm 0/12$	$0/33 \pm 0/11$	$0/002^*$
میزان فعالیت نرمالایز شده ارکتوراسپاین چپ (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/39 \pm 0/11$	$0/36 \pm 0/11$	$0/033^*$
میزان فعالیت نرمالایز شده مولتی فیدوس راست (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/50 \pm 0/21$	$0/46 \pm 0/25$	$0/435$
میزان فعالیت نرمالایز شده مولتی فیدوس چپ (برحسب درصد از فعالیت بیشینه)	$0/47 \pm 0/15$	$0/43 \pm 0/13$	$0/001^*$
میزان فرکانس میانه ارکتوراسپاین راست (هرتز)	$61/22 \pm 9/6$	$62/09 \pm 10/1$	$0/275$
میزان فرکانس میانه ارکتوراسپاین چپ (هرتز)	$59/26 \pm 8/7$	$60/62 \pm 8/7$	$0/226$
میزان فرکانس میانه مولتی فیدوس راست (هرتز)	$98/65 \pm 12/7$	$95/13 \pm 11/8$	$0/110$
میزان فرکانس میانه مولتی فیدوس چپ (هرتز)	$90/96 \pm 20/2$	$91/45 \pm 16/6$	$0/798$
$P<0/05^*$			

یکی از مهم ترین عوامل اثرگذار بر متغیرهای بیومکانیکی و عملکرد عضلانی حین حرکت اسکات است که در مطالعات پیشین در حوزه ورزشی و توان بخشی نیز بدان توجه شده است [۲۰، ۱۵، ۱۳، ۱۲].

با اینکه پژوهش های متعددی در این زمینه انجام شده است، نگارندگان مقاله حاضر، مطالعه ای نیافته اند که اثر گوه های پاشنه بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دوطرفه ستون فقرات حین برداشتن بار را بررسی کرده باشد؛ اما در مطالعات مرتبط، مثل تحقیق Soares و همکاران (۲۰۱۴) نشان داده شده است که گوه می تواند آثار مثبتی بر الگوی بیومکانیکی راه رفتن داشته باشد [۸]. همچنین، Sato و همکاران (۲۰۱۲) در مطالعه ای نشان داده اند که افزایش ارتفاع پاشنه و ایجاد پلانترفلکشن در مچ پاها باعث تغییرات کمتر جابه جایی تنه افراد هنگام اجرای حرکت اسکات می شود که این مسئله به کاهش خطر ابتلا به صدمات کمک خواهد کرد [۱۳]. بنابراین می توان چنین استنباط کرد که

بحث و نتیجه گیری

نتایج مطالعه پیش رو نشان داد که استفاده از گوه تغییری در میزان فعالیت عضلات ارکتوراسپاین و مولتی فیدوس راست و چپ هنگام نگه داشتن استاتیک بار ایجاد نمی کند. با این حال، استفاده از گوه پشت پا باعث کاهش معنادار میزان فعالیت عضلات ارکتوراسپاین راست و چپ و همین طور مولتی فیدوس چپ در هنگام برداشتن دینامیکی بار شد. برای توضیح تغییرات ایجاد شده، ذکر مجدد این نکته لازم است که برداشتن بار با استفاده از تکنیک اسکات، جزء حرکات زنجیره حرکتی بسته محسوب می شود و حین اجرای این تکنیک، وضعیت یک مفصل بر حرکت مفاصل دیگر تأثیرگذار است [۱۲]. بنابراین، می توان با شناسایی و تغییر وضعیت مفاصل مختلف درگیر در حرکت، به تغییر در میزان فعالیت عضلات درگیر در حرکت دست یافت. به همین منظور، اثر تغییرات ارتفاع پاشنه پا

داشتند. اگرچه مطالعه‌های Trifimow و همکاران (۱۹۹۳) و Zhang و همکاران (۲۰۰۲) به بررسی اثرات گوه پاشنه بر میزان فعالیت عضلات ناحیه کمر نپرداخته و فقط به بررسی فعالیت عضلات اندام تحتانی و تغییرات تکنیکی حرکت اکتفا کرده‌اند؛ اما با توجه به نتایج این دو مطالعه مشخص است که کاهش فعالیت عضلات اصلی درگیر حین برداشتن بار می‌تواند به خستگی دیرتر، تداوم استفاده از تکنیک اسکات و احتمالاً کاهش میزان اختلالات اسکلتی - عضلانی ناشی از کار کمک کند.

افزون بر تغییرات مربوط به وضعیت مچ پا، تحقیقات دیگری نیز آثار استفاده از انواع دیگر مداخلات را بر بهبود تکنیکی و کاهش هزینه مصرفی حین انجام وظایف کاری بررسی کرده‌اند. Abdoli و همکاران (۲۰۰۸) نشان دادند که استفاده از یک وسیله کمکی، از گشتاورهای ناشی از وزن بار بر ستون مهره می‌کاهد و باعث کاهش میزان فعالیت عضلات ارکتوراسپاین و افزایش فعالیت عضلات ناحیه کتف، بازو و زانو می‌شود [۲۴].

استفاده از گوه پاشنه تنها تغییر معناداری در میزان فرکانس میانه عضلات ارکتوراسپاین راست حین نگه‌داشتن ایستای بار ایجاد کرد. هنگام برداشتن دینامیکی بار، تغییر معناداری در میزان فرکانس میانه عضلات ناحیه کمر بین دو وضعیت با گوه و بدون گوه پاشنه مشاهده نشد. فرکانس میانه یکی از متغیرهای مهم سیگنال الکترومایوگرافی در حوزه فرکانس است و با سرعت هدایت در بافت عضلانی و نرخ کدگذاری (که یکی از مکانیزم‌های افزایش نیرو در عضله است) مرتبط است [۲۸]. با در نظر گرفتن تحقیقات بسیار اندکی که در این زمینه انجام گرفته، پژوهش‌های بیشتری برای ارائه نتایج دقیق‌تر و مقایسه نتایج لازم است. Roy و همکاران (۱۹۹۸) نیز به بررسی الکترومایوگرافی حاصل از عملکرد عضلات پستی، هنگام برداشتن بار به صورت دوره‌ای پرداختند و نتایج مطالعه آن‌ها بیانگر آن بود که فعالیت‌های ایستا (ایزومتریک) و پویا (مثل بلند کردن بار)، الگوهای متفاوتی از طیف تغییرات الکترومایوگرافیکی (به‌ویژه در مقادیر MPF) نشان می‌دهند و این می‌تواند به دلیل متفاوت بودن جریان متابولیسمی خستگی در حرکات پویا باشد [۳۰]. با این حال، نتایج تحقیق آن‌ها به شکل غیر کاربردی بیان شد. از آنجا که برداشتن دینامیکی اجسام می‌تواند از عوامل ایجاد کمردرد ناشی از کار باشد [۲۷]، انجام این مطالعه می‌تواند

نتایج مطالعه حاضر با این دو مطالعه همسو است که آثار مثبت استفاده از گوه را نشان داده‌اند. هرچند نوع وظیفه انجام‌شده و متغیرهای بررسی‌شده در آن‌ها با هم متفاوت هستند.

Kongsgaard و همکاران (۲۰۰۶) افزایش فعالیت عضلات چهارسر ران و خستگی زودرس آن‌ها را در وضعیت افزایش ارتفاع پاشنه (با قرار دادن گوه با شیب ۲۵ درجه زیر پا) گزارش کردند. Ribeiro و همکاران (۲۰۰۷) نیز در پژوهشی نشان داده‌اند که میزان فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در پنج موقعیت مختلف پا (موقعیت خنثی، گوه نزولی، صعودی، داخلی و خارجی ۱۰ درجه) هنگام انجام حرکت اسکات تک پا تفاوت معناداری ندارد [۱۵]. در مطالعه Barber و همکاران (۲۰۱۳) که با استفاده از ارتفاع پاشنه ۱، ۳ و ۵ سانتی‌متری انجام شد، فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی افزایش پیدا کرد و به خستگی زودرس این عضلات منجر شد. آن‌ها بیان کرده‌اند که با افزایش ارتفاع پاشنه و ایجاد پلنتارفلکشن در مچ پا، طول عضلات سه‌سر ساقی در وضعیت غیربهبوده قرار می‌گیرد و احتمالاً بر ثبات مفصل زانو تأثیر منفی می‌گذارد [۲۹]. نتایج تحقیقات ذکرشده، با نتایج پژوهش حاضر در تضاد است. نتایج تحقیق حاضر، کاهش میزان فعالیت عضلات ارکتوراسپاین و مولتی‌فیدوس را هنگام استفاده از گوه پاشنه هنگام برداشتن بار نشان داد که این مسئله می‌تواند بر بهبود انجام حرکت و کاهش خستگی ناحیه کمر دلالت داشته باشد. با این حال، نتایج تحقیقات بالا، آثار منفی استفاده از گوه پاشنه را نشان داده‌اند. احتمالاً بررسی عضلات گوناگون (عضلات ناحیه اندام تحتانی در برابر عضلات ناحیه کمر)، استفاده از روش‌های مختلف برای انجام آزمون‌ها به شکل متفاوت و همین‌طور تغییر در نوع وظیفه انجام‌شده (حرکت اسکات دوپا در مقابل حرکت اسکات تک‌پا) باعث ایجاد این تناقضات شده‌اند.

Trifimow و همکاران (۱۹۹۳) در پژوهش خود بیان کرده‌اند که هنگام بروز خستگی عضلات چهارسر ران، زاویه فلکشن و گشتاور در صفحه ساجیتال مفصل زانو کاهش و سرعت زاویه‌ای تنه افزایش می‌یابد و فرد تکنیک برداشتن بار خود را از حالت اسکات به حالت خمیده تغییر می‌دهد. مطالعه Zhang و همکاران (۲۰۰۲) نیز نشان می‌دهد که ضعف عضلات چهارسر ران باعث تغییر تکنیک لیفت شد و افراد با کاهش فلکشن زانوی خود سعی در برداشتن بار

کاهش دهد. این مسئله احتمالاً باعث دیرتر خسته شدن این عضلات، بهبود تکنیک حرکتی فرد و افزایش بازده کاری در انجام این گونه وظایف شغلی شود. در صورتی که تحقیقات آتی نیز نتایج مثبت استفاده از گوه را بر دیگر عضلات بدن و متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی نشان دهد، از نتایج به دست آمده در این پژوهش می‌توان در طراحی کفش برای محیط‌های شغلی و ورزشی یاری جست.

تقدیر و تشکر

از کلیه همکارانی که در انجام این پژوهش ما را یاری نمودند، سپاسگزاریم. تأمین منابع مالی این پروژه بصورت شخصی گزارش گردیده است.

تعارض منافع

بین نویسندگان هیچ‌گونه تعارضی در منافع وجود ندارد

برای شناسایی و جلوگیری از وضعیت‌های خطرزا سودمند باشد. طبق نتایج این مطالعه، با قرار دادن گوه یک سانتیمتری زیر پاشنه پای افراد، می‌توان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین را هنگام برداشتن دینامیکی بار کاهش داد که این امر احتمالاً باعث دیرتر خسته شدن این عضلات در انجام این گونه وظایف شغلی می‌شود. کاهش فعالیت این عضلات می‌تواند با استفاده از تغییرات وضعیتی در مفاصل درگیر در هنگام اجرای حرکت اتفاق بیافتد. در نتیجه با استفاده از نتایج این مطالعه، ممکن است بتوانیم وضعیت‌های بهینه و غیر بهینه مفاصل مج پا را حین برداشتن بار شناسایی و به افراد درگیر در این نوع مشاغل توصیه کنیم. بنا بر نتایج این مطالعه، استفاده از گوه پاشنه می‌تواند فعالیت عضلات ارکتور اسپاین راست و چپ و همین‌طور عضله مولتی‌فیدوس راست را هنگام برداشتن دینامیکی بار

References

1. Lin CJ, Wang SJ, Chen HJ. A field evaluation method for assessing whole body biomechanical joint stress in manual lifting tasks. *Ind Health*. 2006;44(4):604–12. <https://doi.org/10.2486/indhealth.44.604> PMID:17085922
2. Sterud T, Tynes T. Work-related psychosocial and mechanical risk factors for low back pain: a 3-year follow-up study of the general working population in Norway. *Occup Environ Med*. 2013;70(5):296–302. <https://doi.org/10.1136/oemed-2012-101116> PMID:23322920
3. Nordin MA. *Musculoskeletal disorder in the workplace*. Louis. Mosby; 1997.
4. Coenen P, Gouttebauge V, van der Burght AS, van Dieën JH, Frings-Dresen MH, van der Beek AJ et al. The effect of lifting during work on low back pain: a health impact assessment based on a meta-analysis. *Occup Environ Med*. 2014;71(12):871–7. <https://doi.org/10.1136/oemed-2014-102346> PMID:25165395
5. 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. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0098510> PMID:24866883
6. Webster BS, Snook SH. The cost of workers compensation low back pain claims. *J Occup Med*. 1990;32(1):13–5. <https://doi.org/10.1097/00043764-199001000-00007> PMID:2139114
7. Martimo KP, Verbeek J, Karppinen J, Furlan AD, Takala EP, Kuijter PP et al. Effect of training and lifting equipment for preventing back pain in lifting and handling: systematic review. *BMJ*. 2008;336(7641):429–31. <https://doi.org/10.1136/bmj.39463.418380.BE> PMID:18244957
8. Soares DP, de Castro MP, Mendes E, Machado L. Influence of wedges on lower limbs' kinematics and net joint moments during healthy elderly gait using principal component analysis. *Hum Mov Sci*. 2014;38:319–30. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.09.007> PMID:25457428
9. Samimi H, Anbarian M, Kersting UG. The effect of foot wedges on postural sway and lower limb muscle activity. *International Journal of Sport Studies*. 2014;4(12):1442–9.
10. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(2):172–87. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.015> PMID:18922696
11. Van Gheluwe B, Dananberg HJ. Changes in plantar foot pressure with in-shoe varus or valgus wedging. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(1):1–11. <https://doi.org/10.7547/87507315-94-1-1> PMID:14729985
12. Murray N, Cipriani D, O'Rand D, Reed-Jones R. Effects of Foot Position during Squatting on the Quadriceps Femoris: An Electromyographic Study. *Int J Exerc Sci*. 2013;6(2):114–25. PMID:27293497

13. Sato K, Fortenbaugh D, Hydock DS. Kinematic changes using weightlifting shoes on barbell back squat. *J Strength Cond Res.* 2012;26(1):28–33. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318218dd64> PMID:22201687
14. Edwards L, Dixon J, Kent JR, Hodgson D, Whittaker VJ. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. *J Orthop Surg.* 2008;3(2):2. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-3-2> PMID:18186937
15. Ribeiro G, Dionísio V, Almeida G. Electromyographic activity during one-legged squatting under different foot position. *Rev Bras Med Esporte.* 2007;13:36–9.
16. Hung YJ, Gross MT. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(2):93–102. <https://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.2.93> PMID:10322584
17. Labaj A, Diesbourg T, Dumas G, Plamondon A, Mercheri A, Larue C. Posture and lifting exposures for daycare workers. *Int J Ind Ergon.* 2016;54:83–92. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2016.05.003>.
18. Kim M, Yoo WG. Effects of Various Foot Wedge Boards on Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis Muscles during Lunge Exercise. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(3):233–4. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.233>.
19. Frohm A, Halvorsen K, Thorstensson A. Patellar tendon load in different types of eccentric squats. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(6):704–11. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.12.006> PMID:17499407
20. Guiry M. Comparisons of an overhead and single leg squat in barefoot, minimalist, and shod conditions, in Northridge [MSc Thesis] California state university; 2014.
21. Kongsgaard M, Aagaard P, Roikjaer S, Olsen D, Jensen M, Langberg H et al. Decline eccentric squats increases patellar tendon loading compared to standard eccentric squats. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(7):748–54. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.03.004> PMID:16675081
22. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical Basis of Human Movement.* 3rd ed. 2009.
23. Yeung S, Genaidy A, Deddens J, Shoaf C, Leung PC. A participatory approach to the study of lifting demands and musculoskeletal symptoms among Hong Kong workers. *Occup Environ Med.* 2003;60(10):730–8. <https://doi.org/10.1136/oem.60.10.730> PMID:14504360
24. Abdoli-E M, Stevenson JM. The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(3):372–80. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.012> PMID:18093709
25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361–74. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4) PMID:11018445
26. Felson DT, Gross KD, Nevitt MC, Yang M, Lane NE, Torner JC et al. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2009;61(8):1070–6. <https://doi.org/10.1002/art.24606> PMID:19644911
27. Kingma I, Baten CT, Dolan P, Toussaint HM, van Dieën JH, de Looze MP et al. Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(5):337–45. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00011-6](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00011-6) PMID:11595553
28. Cè E, Rampichini S, Agnello L, Limonta E, Veicsteinas A, Esposito F. Combined effects of fatigue and temperature manipulation on skeletal muscle electrical and mechanical characteristics during isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(3):348–55. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.01.012> PMID:22353336
29. Barber LA, Barrett RS, Gillett JG, Cresswell AG, Lichtwark GA. Neuromechanical properties of the triceps surae in young and older adults. *Exp Gerontol.* 2013;48(11):1147–55. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2013.07.007> PMID:23886750
30. Roy SH, Bonato P, Knaflitz M. EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(4):233–45. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(98\)00010-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(98)00010-8) PMID:9779397