Kharazmi University

Research in Sport Medicine and Technology

Print ISSN: 2252 - 0708 Online ISSN: 2588 - 3925

Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

Effects Of Quadriceps Muscle Fatigue On Electromyography Activity Of Lower Limb Muscles During Lifting Load

Masume Fadaei [1] | Mehrdad Anbarian [2*]

1. M.A. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Corresponding Author: Mehrdad Anbarian, anbarian@basu.ac.ir

ARTICLE INFO

Article type:
Research Article

Article history:
Received: 2024/10/11
Revised: 2025/05/27
Accepted: 2025/05/27

Keywords:
Lifting Technique, Ergonomics, Muscle Activity, Muscle Fatigue.

How to Cite:
Masume Fadaei, Mehrdad Anbarian. **Effects Of Quadriceps Muscle Fatigue On Electromyography Activity Of Lower Limb Muscles During Lifting Load**. *Research In Sport Medicine and Technology*, 2025: 23(30): 45-60.

ABSTRACT

Background and Aims: The purpose of this study was to evaluate the effect of quadriceps muscle fatigue on electromyographic activity of selected lower limb muscles during lifting loads using different techniques.

Methods: Surface electromyography activity of the rectus femoris, vastus latralis, vastus medialis, biceps femoris, semitendinous, gastrocnemius medialis and tibialis anterior muscles of 20 able-bodied women were recorded before and after the quadriceps muscle fatigue using leg-press movement, squat, stoop and strudel techniques with 20% of body weight. Analysis of Variance with repeated measures was used for data analyses ($p<0.05$).

Results: After fatigue when lifting the load, the activity of the rectus femoris, vastus medialis, biceps femoris and gastrocnemius medialis in squat and stoop techniques was significantly different compared to before fatigue condition. But no significant difference was observed between the activity of any of the muscles before and after fatigue in the straddle method.

Conclusion: According to the results, it seems that when quadriceps muscle fatigue, the use of straddle technique to lift the load is more appropriate.

Published by Kharazmi University, Tehran, Iran. Copyright(c) The author(s) This is an open access article under e:
CC BY-NC license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

پژوهش در طب ورزشی و فناوری
شاپا چاپی: ۲۲۵۲-۰۷۰۸ شاپا الکترونیکی: ۳۹۲۵-۲۵۸۸
Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

تأثیر خستگی عضلات چهارسررانی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی هنگام برداشتن بار

معصومه فدائی [۱] | مهرداد عنبریان [۲*]

۱.کارشناس ارشد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲.استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

نویسنده مسئول: مهرداد عنبریان anbarian@basu.ac.ir

اطلاعات مقاله:
نوع مقاله: علمی–پژوهشی
دریافت: ۱۴۰۴/۰۷/۲۰
ویرایش: ۱۴۰۴/۰۳/۰۶
پذیرش: ۱۴۰۴/۰۳/۰۶

واژه‌های کلیدی:
روش بلند کردن بار، ارگونومی، فعالیت عضلانی، خستگی عضلانی.

ارجاع:
معصومه فدائی، مهرداد عنبریان. **تأثیر خستگی عضلات چهارسررانی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی هنگام برداشتن بار.** *پژوهش در طب ورزشی و فناوری.* ۱۴۰۴: ۲۳(۳۰):۶۰-۴۵

چکیده

مقدمه و هدف: هدف این مطالعه، ارزیابی تأثیر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی هنگام بلند کردن بار با تکنیک‌های مختلف بود.

روش: فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست‌رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسررانی، نیم‌وتری، دوقلو و درشت‌نئی قدامی ۲۰ زن هنگام بلند کردن بار با تکنیک‌های اسکوات، استوپ و استرادل با ۲۰٪ وزن بدن قبل و پس از خستگی عضلات چهارسرران با استفاده از دستگاه پرس پا، ثبت شد. از روش آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها استفاده شد ($p<0.05$).

یافته‌ها: پس از خستگی، فعالیت عضلات راست رانی، پهن داخلی، دوسررانی و دوقلو در تکنیک‌های اسکوات و استوپ به‌طور معناداری در مقایسه با قبل از خستگی متفاوت بود؛ اما تفاوت معناداری بین فعالیت هیچ‌یک از عضلات قبل و پس از خستگی در روش استرادل مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری نهایی: با توجه به نتایج به نظر می‌رسد که هنگام خستگی عضلات چهارسررانی، استفاده از تکنیک استرادل برای بلند کردن بار مناسب‌تر باشد.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

Extended Abstract:

Background and Objectives: Lifting is a stressful task that can expose individuals to adverse physical conditions such as force application and improper body postures, leading to a range of musculoskeletal disorders (2). These disorders have the potential to cause long-term and serious pain that, in addition to affecting the health and efficiency of the affected individual, also causes significant financial losses. For example, lower back pain caused by manual lifting is one of the most common of these disorders in different societies, even in developed countries, which imposes significant direct and indirect economic costs on different societies annually [3]. The significant prevalence of musculoskeletal disorders caused by manual lifting and carrying of loads in societies has led to the dedication of a wide range of studies to this important problem. It seems that the technique of lifting loads is one of the important issues raised in these recommendations and has been the focus of a wide range of research conducted in this area. Since adopting a correct lifting strategy has a significant impact on reducing the risk of musculoskeletal problems, paying attention to the lifting technique is of particular importance [9]. Among the various lifting methods, squat and stoop have been considered more and straddle less in previous studies, and from a biomechanical perspective, squat has usually been mentioned as a safer method than stoop technique; while some studies have reported contradictory results [10, 11]. Failure to adopt the correct lifting technique and repetition and, as a result, fatigue are important reasons for impairment in this job task. Despite the evidence and documentation showing the effect of fatigue on muscle performance characteristics, researchers are still looking for an appropriate lifting technique following muscle fatigue. The aim of this study was to determine the effect of local fatigue of the quadriceps muscles on the electromyographic activity of selected lower limb muscles during lifting with squat, stoop, and straddle techniques in healthy women.

Materials and Methods: Twenty female students were selected through convenience sampling and participated in this quasi-experimental study. To record the electrical activity of the rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, semitendinosus, gastrocnemius medialis, and tibialis anterior muscles of the dominant

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

leg, a 16-channel electromyography device, model ME6000, with a sampling frequency of 2000 Hz and a bandwidth of 8-500 dB3/HZ was used. The center-to-center distance of the electrodes was 2 cm, and the ground electrode was placed on the tibia. The subjects lifted a weight equivalent to 20% of their body weight in front of their body using the squat, stoop, and straddle techniques. The method and manner of lifting the load was according to the study by Faber et al. (2009) with the feet shoulder-width apart [17]. The technique execution rate was such that lifting the load, holding the load, lowering it, and pausing time were each performed for 3 seconds. Each technique was repeated three times and the average was used for analysis. This process was considered as a pre-test. After the pre-test, the quadriceps muscle fatigue protocol was performed using a leg press machine and performing knee extension movements. After the fatigue protocol, all the steps of the experiments similar to the pre-test were repeated as a post-test. To analyze the raw signals obtained from the surface electrodes, Mega Win 3.0.1 software and a band-pass filter of 8 to 500 Hz were used. Then, the root mean square (RMS) of the filtered data was calculated. To normalize the activity level of each muscle, the values obtained in each of the lifting techniques were divided by the values obtained for the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of that muscle and multiplied by 100. The body was analyzed using the repeated measures analysis of variance method. Then, in follow-up tests, the paired t-test was used to compare muscle activity in the pairs of conditions before and after fatigue and the position of the load relative to the body. The significance level was considered to be $p<0.05$.

Results: According to the results obtained, the rectus femoris (p=0.002), vastus medialis (p=0.028), biceps femoris (p=0.004) and gastrocnemius medialis (p=0.019) muscles showed a significant increase in their activity after fatigue. The rectus femoris (p=0.014), vastus lateralis (p=0.007), vastus medialis (p=0.014) and biceps femoris (p=0.003) muscles had a significant increase in their activity after fatigue; while the gastrocnemius medialis muscle (p=0.004) had a decrease in activity. None of the muscles had a significant change in their activity with the Straddle method before and after the fatigue of the quadriceps muscles.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

Discussion and Conclusion: The findings showed that local fatigue of the quadriceps muscles increased the electromyographic activity of the rectus femoris, latissimus dorsi, biceps femoris, and gastrocnemius medialis muscles during weight lifting in the squat and stop techniques, while no significant difference was observed in the straddle technique. Previous studies have shown that skeletal muscle fatigue causes changes in the characteristics of the electromyographic signal. These changes include a decrease in the median frequency and an increase in the RMS amplitude [19, 20]. It seems that the increase in activity of the studied muscles following fatigue in the two mentioned techniques was probably to increase knee joint stability. In comparing the squat technique with the stop technique, it should be said that despite the increase in muscle activity, especially due to fatigue in both techniques; the pattern of these changes is different in proportion to the different postures of the two techniques compared to each other during the execution of the lifting movement. In examining the other muscles studied, it should be noted that the initiation of the squat technique is controlled by the extroverted activity of the quadriceps muscles, and during the rise, the introverted contraction of the quadriceps muscles and the extroverted contraction of the gluteal and hamstring muscles cause extension in the knee and hip joints and position the trunk in a vertical position. When performing the squat technique, the contraction of the spinal extensor muscles prevents increased flexion in the trunk and also prevents the reduction of the angle of the trunk with the femur. The contraction of the hamstring and gastrocnemius muscles and the interaction of these muscles with the hip and knee extensors are other features of the squat technique. These results are consistent with the study by Huang et al. in 2009 [24]. In this study, an interesting result was the lack of significant increase in muscle activity following fatigue in the straddle technique (despite the greater similarity of this technique to squats compared to stoops). Although no significant changes were observed in any of the muscles, we observed a decrease (even if slight) in activity after fatigue in most of the muscles studied. Notably, there was a decrease of about 9% in the activity of the vastus medialis muscle (from the quadriceps group) after fatigue. In explaining this, it may be stated that the straddle technique allows the individual to bring the pelvis closer to the load compared to the

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

squat technique and to keep the torso in a more upright position compared to the stop technique. Also, the provision of part of the force required to lift the load by the leg muscles in the straddle technique should not be ignored. According to the results of this study, local fatigue of the quadriceps muscles can cause changes in the electromyographic activity of the lower limb muscles when lifting a load with different methods. When lifting a load, fatigue is effective on the squat and stop techniques, but it does not have much effect on the straddle technique. Accordingly, it seems that using the straddle technique for lifting weights may be more appropriate when the quadriceps muscles are fatigued. However, this issue requires more detailed investigation.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

مقدمه

با وجود پیشرفت دانش و فناوری در قرن حاضر و به‌کارگیری ماشین‌های پیشرفته و ربات در محیط‌های شغلی، برداشتن و جابجایی بار هنوز هم در صنایع مختلف مورد استفاده است (۱). بلند کردن بار از وظایف پراسترس است که می‌تواند افراد را در معرض شرایط فیزیکی نامطلوب نظیر اعمال نیرو و وضعیت‌های بدنی نامناسب قرار داده و منجر به طیفی از اختلالات اسکلتی-عضلانی شود (۲). این اختلالات قابلیت ایجاد دردهای طولانی‌مدت و جدی را دارد که افزون بر متأثر کردن سلامتی و کارایی فرد مبتلا، خسارات مالی قابل‌توجه را سبب می‌شود. برای نمونه، کمردرد ناشی از بلند کردن دستی بار، یکی از شایع‌ترین این اختلالات است در جوامع مختلف و حتی کشورهای پیشرفته است که سالانه هزینه‌های اقتصادی قابل‌توجهی را به‌طور مستقیم و غیرمستقیم به جوامع مختلف تحمیل می‌کند (۳). در کشورهای درحال‌توسعه صنعتی نظیر ایران نیز، بسیاری از وظایف در صنایع از طریق جسمانی و حمل دستی بار انجام می‌شود و در نتیجه کارگران در معرض ریسک بالایی از عوامل مؤثر در اختلالات اسکلتی-عضلانی قرار دارند. نظیر سایر جوامع، بیشترین درگیری اختلالات اسکلتی-عضلانی افراد در محیط‌های شغلی مربوط به کمردرد است که به‌طور عمده به حمل دستی بار وابسته است (٤-٦).

شیوع قابل توجه اختلالات اسکلتی-عضلانی ناشی از برداشتن و حمل دستی بار در جوامع منجر به اختصاص طیف وسیعی از مطالعات به این مشکل مهم شده است. با مروری بر پیشینه تحقیق، می‌توان مطالعاتی را مشاهده کرد که از زوایای مختلف به بررسی راه‌های کاهش ریسک ابتلا به کمردرد ناشی از وظایف شغلی و به‌ویژه حمل دستی بار، پرداخته و بر اساس آن توصیه‌هایی ارائه نموده‌اند (۷ و ۸). به نظر می‌رسد که تکنیک برداشتن بار است به‌عنوان یکی از موارد مهمی است که در این توصیه‌ها مطرح و کانون طیف گسترده‌ای از پژوهش‌های انجام‌شده در این حیطه بوده است. ازآنجایی‌که اتخاذ استراتژی صحیح برداشتن بار تأثیر قابل‌توجهی در کاهش ریسک مشکلات اسکلتی-عضلانی دارد، توجه به تکنیک برداشتن بار از اهمیت خاصی برخوردار است (۹). برای برداشتن بار، فرد می‌تواند با ترکیب و تغییر حرکات اندام‌ها و مفاصل بدن نظیر زانوها، ران‌ها و تنه استراتژی یا روش‌های متفاوتی را اتخاذ کند. از جمله عوامل مؤثر در این انتخاب استراتژی برداشتن بار، می‌توان به قابلیت و شرایط فرد، وزن و اندازه جسم مورد نظر، محدودیت‌های فضا و محیط، موانع موجود در مسیر فرد و دفعاتی که وزنه یا بار قرار است جابجا شود اشاره کرد. از میان روش‌های مختلف برداشتن بار، اسکوات و استوپ بیشتر و استرادل کمتر در تحقیقات پیشین موردتوجه بوده است که از منظر بیومکانیکی معمولاً از تکنیک اسکوات به‌عنوان روش ایمن‌تر از استوپ نام برده شده است؛ درحالی‌که برخی از مطالعات نتایج متناقضی را گزارش کرده‌اند (۱۰ و ۱۱).

به‌طور خلاصه از آنچه که اشاره شد، شاید بتوان عدم اتخاذ تکنیک صحیح بلند کردن بار و تکرار که نتیجه آن خستگی است را از دلایل مهم در اختلال در این وظیفه شغلی دانست. خستگی به‌عنوان عدم توانایی فرد برای تولید نیروی موردنیاز یا ناتوانی در حفظ و استمرار نیروی تولیدشده برای انجام فعالیت هدف تعریف می‌گردد (۱۲). بروز خستگی عضلانی موضعی به دلیل تغییر در خصوصیات فیزیولوژیکی و بیومکانیکی، عامل مضری برای بهره‌وری و عملکرد افراد

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

محسوب می‌شود. برای نمونه، گزارش شده است که خستگی عضلانی علاوه بر تأثیر منفی بر هماهنگی حرکات و زمان واکنش عضلات دارد، موجب اختلال در توانایی تولید مجدد زوایای مفاصل اندام تحتانی نیز می‌شود (۱۳). به‌بیان‌دیگر، انجام تکرار وظیفه‌ای برداشتن بار در بروز صدمات ناحیه کمر و پشت مؤثر است که معمولاً به دلیل تغییرات مکانیزم‌های فیزیولوژیکی، بیومکانیکی و توزیع بار ناشی از خستگی نتیجه می‌شود. با وجود مدارک و مستندات مبین تأثیر خستگی بر ویژگی‌های عملکرد عضلانی، محققین کماکان به دنبال یافتن تکنیک مناسب بلند کردن بار متعاقب خستگی عضلانی هستند.

در مقابل آنچه در مورد تأثیر اثبات‌شده خستگی عضلانی بر عملکرد فرد در انجام وظایف شغلی اشاره شد؛ ذکر این نکته ضروری است که اکثر مطالعات معطوف به خستگی عمومی بدن و عضلات تنه و ناحیه ستون فقرات بوده است (۱٤). درحالی‌که مطالعاتی که بر نقش خستگی عضلات اندام تحتانی در حین بلند کردن بار متمرکز شده‌اند محدود است. گروه عضلات چهارسررانی به‌عنوان بازکننده اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که به سبب شرکت در بیشتر فعالیت‌های حرکتی انسان، کلیه حرکات انتقالی بدن و وظایف شغلی از جمله برداشتن بار در معرض خستگی قرار دارند. خستگی این گروه عضلانی می‌تواند بر فعالیت دیگر عضلات اندام تحتانی نظیر عضلات همسترینگ که علاوه بر فلکشن و چرخش زانو در ثبات یا استابیلیتی زانو نیز نقش دارند، هنگام بلند کردن بار مؤثر باشد. با توجه به اینکه تأثیرات خستگی عضلات چهارسررانی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در بلند کردن بار به روش‌های مختلف کمتر مورد توجه بوده است، به نظر می‌رسد، بررسی نقش خستگی موضعی عضلات چهارسررانی، بتواند اطلاعات دقیق‌تری برای بلند کردن بار ارائه دهد. از سوی دیگر در این حوزه مطالعاتی، در جمعیت زنان کارهای اندکی انجام شده و به‌ویژه ضرورت آن در کشور احساس می‌شود. هدف این مطالعه، تعیین تأثیر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی هنگام بلند کردن بار با تکنیک‌های اسکوات، استوپ و استرادل در زنان سالم بود.

روش‌شناسی پژوهش

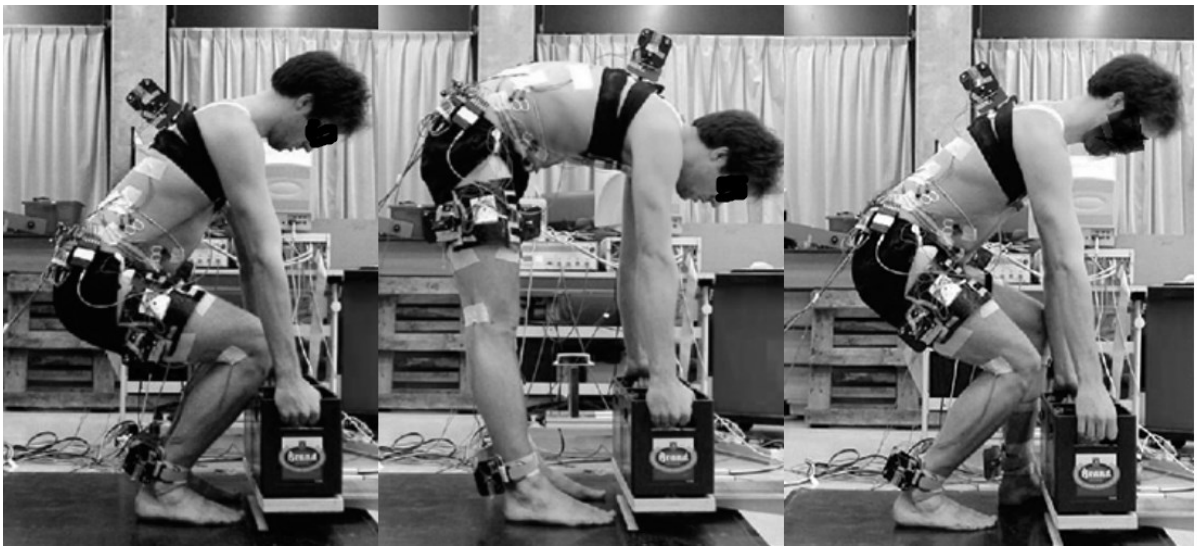
تعداد ۲۰ زن دانشجو با میانگین و انحراف استاندارد سن ۲۳/۸±۲/۱۸ سال، وزن ٥٤/۲±۷/٥٥ کیلوگرم و قد ۱٦٤/۲±٦/٤٤ سانتی‌متر به‌طور نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و در این مطالعه نیمه تجربی شرکت کردند. حجم نمونه با توجه به مطالعات گذشته تعیین شد (۱٤ و ۱٥). معیارهای ورود آزمودنی‌ها به تحقیق شامل عدم سابقه کمردرد حداقل در دو سال گذشته، عدم ابتلا به هرگونه بیماری ارتوپدیکی یا آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی و ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی حداقل در شش ماه قبل از انجام آزمایش‌ها و در نهایت داشتن تمرین و فعالیت منظم ورزشی بود.

آزمودنی‌ها، ابتدا از روند انجام آزمایش‌ها آگاهی کامل یافته و فرم اطلاعات فردی و رضایت‌نامه کتبی را جهت شرکت در مطالعه تکمیل و امضا کردند. در اجرای کلیه مراحل این مطالعه، اخلاق پژوهش بر اساس بیانیه هلسینکی رعایت شد.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله مدل ME6000 ساخت کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز و پهنای باند ۸-۵۰۰ HZ/۳dB استفاده شد. ابتدا، به‌منظور کاهش امپدانس پوست-الکترود، موهای زائد محل نصب الکترودها کاملاً تراشیده شده و با پنبه آغشته به الکل طبی پوست به‌طور کامل تمیز شد. پس از آماده شدن پوست، عمل الکترودگذاری با استفاده از الکترودهای سطحی از جنس کلرید نقره-نقره (Ag/AgCl) مطابق با پروتکل اروپایی SENIAM روی عضلات راست رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خاصره فوقانی و کشکک زانو)، پهن خارجی (۵۰ درصد فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و اپی کندیل خارجی ران)، پهن داخلی (۲۰ درصد پایینی فاصله بین خار خاصره‌ای فوقانی و فضای داخلی زانو)، دو سر رانی (۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ورکی و اپی‌کندیل خارجی درشت‌نی)، نیم‌وتری (۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ورکی و اپی‌کندیل خارجی درشت‌نی)، دوقلوی داخلی (برجستگی داخلی عضله) و درشت‌نئی قدامی (یک‌سوم فوقانی فاصله بین سر فوقانی استخوان نازک‌نی و قوزک داخلی مچ پا) پای غالب آزمونی‌ها انجام شد (۱۶). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکترود زمین بر روی استخوان درشت‌نی قرار گرفت. به‌منظور کاهش آرتیفکت‌های حرکتی، سیم‌های متصل به الکترودها، با استفاده از چسب ضد حساسیت بر روی پوست ثابت شد.

آزمودنی‌ها، یک وزنه معادل ۲۰ درصد وزن بدن به شکلی که مقابل بدن وی قرار داشت را با استفاده از تکنیک اسکوات، استوپ و استرادل انجام دادند. شیوه و نحوه برداشتن بار مطابق با مطالعه فبر و همکاران (۲۰۰۹) با فاصله پاها به‌اندازه عرض شانه‌ها انجام شد (۱۷) (شکل ۱). زاویه زانو حین انجام تکنیک‌ها (به‌ویژه در اسکوات) توسط الکتروگونیامتر بیومتریکس مدل SG150 ساخت کشور فنلاند کنترل شد.



شکل ۱. تکنیک‌های بلند کردن بار: اسکوات (چپ)، استوپ (وسط) و استرادل (راست). (اقتباس از Faber et al. 2009).

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

جهت حفظ آهنگ حرکت طی ثبت فعالیت عضلانی، سرعت انجام حرکت با استفاده از مترونوم تنظیم می‌شد و همچنین پیش از ثبت اطلاعات، آزمودنی‌ها با نحوه اجرای تکنیک‌ها آشنا شده و به هر یک از آن‌ها فرصت داده می‌شد تا بتوانند خود را با ضرب‌آهنگ مترونوم هماهنگ سازند. آهنگ اجرای تکنیک‌ها به‌گونه‌ای بود که بالا بردن بار، نگه‌داشتن بار، پایین آوردن و زمان مکث، هر یک در مدت ۳ ثانیه انجام می‌شد. هر تکنیک سه بار تکرار و میانگین آن برای تجزیه‌وتحلیل استفاده می‌شد. اجرای این فرایند به‌عنوان پیش‌آزمون در نظر گرفته شد.

پس از انجام پیش‌آزمون، پروتکل خستگی عضلات چهارسررانی با استفاده از دستگاه پرس پا و با انجام حرکت اکستنشن زانو انجام شد. ابتدا آزمودنی‌ها با روش اجرای حرکت آشنا شده و با قرار گرفتن در وضعیت مناسب بر روی دستگاه، به‌صورت آزمایشی به انجام آن پرداختند. سپس پروتکل خستگی با استفاده از بار کار به میزان ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه (1RM) هر آزمودنی انجام شد. حرکت اکستنشن زانو تا سطح درماندگی و خستگی ادامه می‌یافت. پس از یک دقیقه استراحت، آزمودنی برای انجام ست دوم آماده می‌شد. درصورتی‌که آزمودنی قادر به انجام حرکت اکستنشن کامل نبود یا به‌طور ارادی، حرکت را به پایان می‌رساند، انجام حرکت در آن ست خاتمه می‌یافت و پس از استراحت، دوباره ست بعدی انجام می‌گرفت تا هر آزمودنی ٤ ست اکستنشن زانو را انجام دهد. برای کنترل زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو تا اکستنشن کامل زانو از الکتروگونیامتر استفاده شد (۱۸). برای تعیین سطح خستگی، از مقیاس درک فشار (Rate of Perceive Effort) ٦ تا ۲۰ رتبه‌ای بورگ استفاده شد. در هر ست از پروتکل خستگی از آزمودنی خواسته می‌شد که از عدد ٦ تا ۲۰ یک عدد را که نشانه ذهنی از خستگی فرد است، بیان کند. عدد ٦ نشان‌دهنده عدم خستگی و عدد ۱۷ الی ۲۰ نشان‌دهنده واماندگی بود. اگر در هر ست عددی بزرگ‌تر از ۱۷ را بیان می‌کردند، به آزمودنی‌ها استراحت بیش‌تری داده می‌شد و در طی استراحت مجدداً از آن‌ها خواسته می‌شد که میزان خستگی خود را بیان کنند. هنگامی‌که این مقیاس به پایین‌تر از ۱۷ می‌رسید، ست دوم پروتکل خستگی دوباره انجام می‌گرفت. اگر آزمودنی‌ها در ست اول و دوم، رتبه بالاتر از ۱۷ را بیان می‌کردند، فوراً پروتکل اتمام یافته و آزمودنی از مطالعه خارج می‌شد. در غیر این صورت ست سوم و به همین ترتیب ست چهارم نیز انجام می‌شد. پس از انجام پروتکل خستگی، کلیه مراحل انجام آزمایش‌ها شبیه مرحله پیش‌آزمون به‌عنوان پس‌آزمون تکرار شد.

برای تجزیه‌وتحلیل سیگنال‌های خام به‌دست‌آمده از الکترودهای سطحی از نرم‌افزار Mega Win 3.0.1 و فیلتر میان‌گذر ۸ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. سپس ریشه میانگین مجذور (Root Mean square-RMS) داده‌های فیلترشده محاسبه شد. برای نرمال‌سازی میزان فعالیت هر عضله، مقادیر به‌دست‌آمده در هر یک از تکنیک‌های بلند کردن بار بر مقادیر به‌دست‌آمده حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximum Voluntary Isometric Contraction-MVIC) آن عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد.

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو–ویلک استفاده شد. برای تعیین اثر تکنیک‌های مختلف بلند کردن، خستگی و وضعیت قرارگیری بار نسبت به بدن از روش آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated Measure) استفاده شد. سپس در آزمون‌های تعقیبی جهت مقایسه فعالیت عضلات در جفت شرایط قبل و بعد از

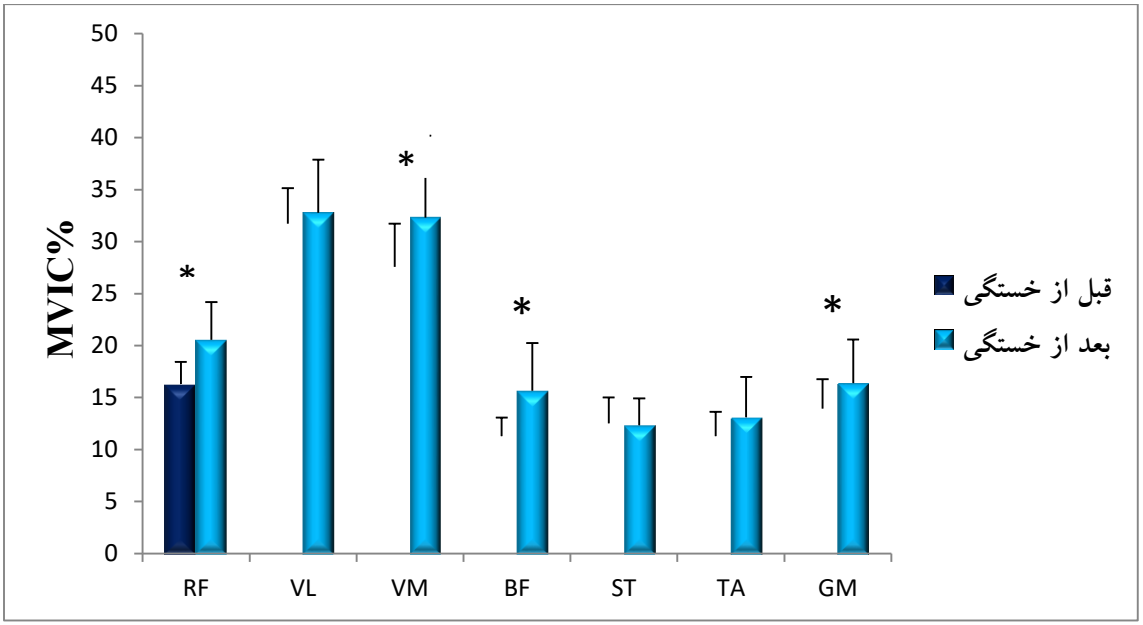
[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

خستگی و موقعیت قرارگیری بار نسبت به بدن از t-test همبسته استفاده شد. سطح معنی‌داری p<۰/۰۵ در نظر گرفته شد. کلیه تجزیه‌وتحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

یافته‌ها

نمودار ۱ مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی حین بلند بار با روش اسکوات را پیش و پس از خستگی عضلات چهارسرانی نشان می‌دهد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، عضلات راست رانی (p=۰/۰۰۲)، پهن داخلی (p=۰/۰۲۸)، دوسررانی (p=۰/۰۰٤) و دوقلوی داخلی (p=۰/۰۱۹) پس از خستگی افزایش معناداری در فعالیت خود نشان دادند.

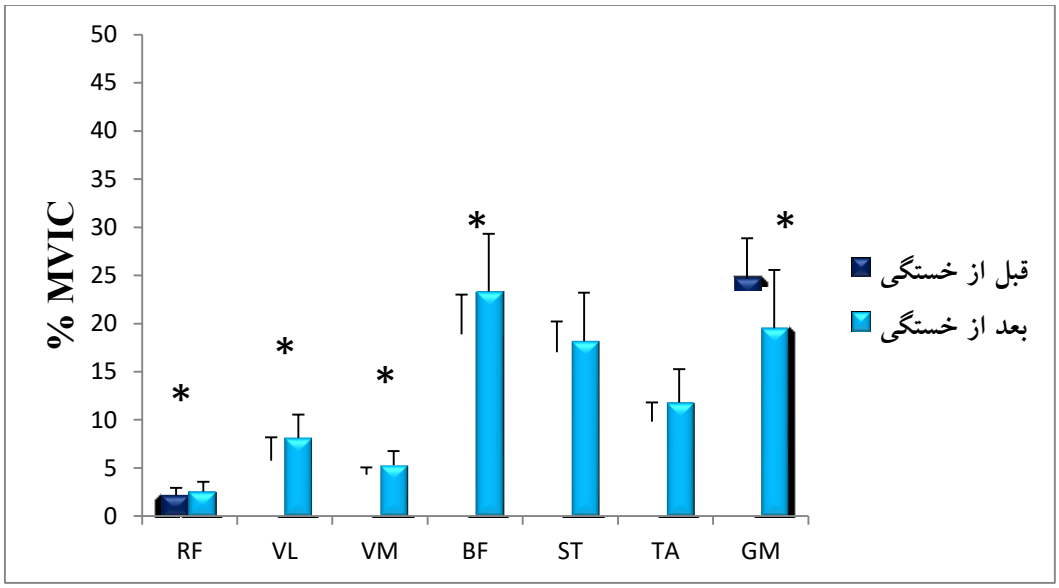


نمودار ۱. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات حین بلند کردن یک وزنه با روش اسکوات پیش و پس از اعمال خستگی عضلات چهارسرانی (RF= راست رانی، VL= پهن خارجی، VM= پهن داخلی، BF= دوسررانی، ST= نیم وتری، TA= درشت‌نئی قدامی، GM= دوقلوی داخلی).

نمودار ۲ مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات منتخب را حین بلند کردن بار با روش استوپ پیش و پس از خستگی را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، عضلات راست رانی (p=۰/۰۱٤)، پهن خارجی (p=۰/۰۰۷)، پهن داخلی (p=۰/۰۱٤) و دوسر رانی (p=۰/۰۰۳) افزایش معناداری در فعالیت خود پس از خستگی داشتند؛ درحالی‌که عضله دوقلوی داخلی (p=۰/۰۰٤) کاهش فعالیت داشت.

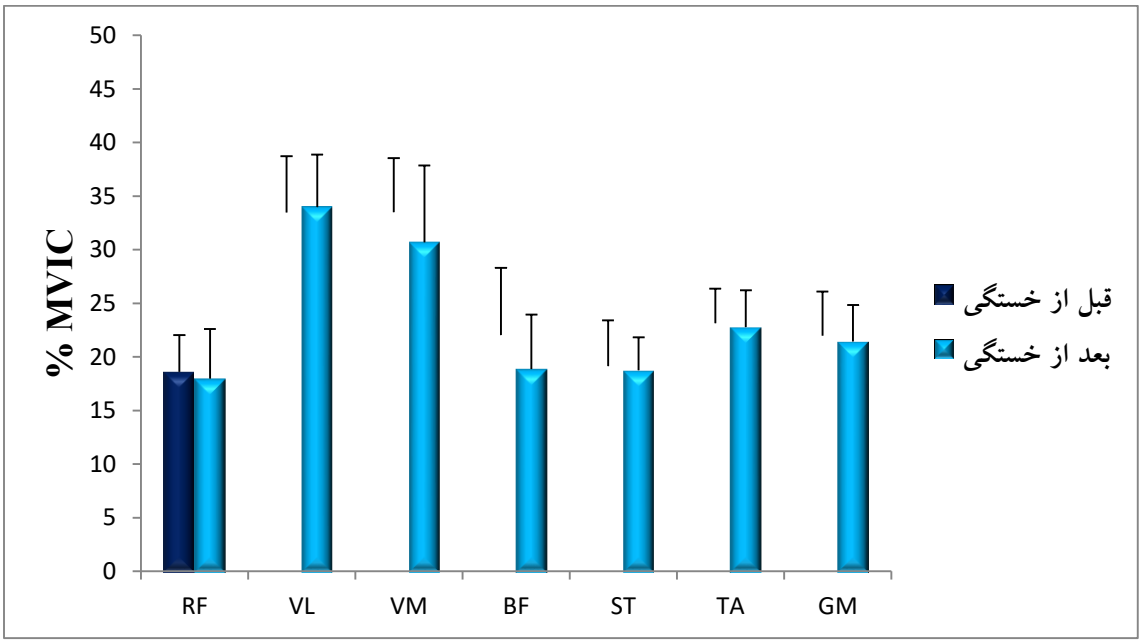
[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]



نمودار ۲. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات حین بلند کردن بار با روش استوپ پیش و پس از اعمال خستگی عضلات چهارسررانی (RF= راست رانی، VL= پهن خارجی، VM= پهن داخلی، BF= دوسررانی، ST= نیم وتری، TA= درشت‌نئی قدامی، GM= دوقلوی داخلی).

نمودار ۳ مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات منتخب را حین بلند کردن بار با روش استرادل در زمان قبل و بعد از خستگی عضلات چهارسررانی را نشان می‌دهد. با توجه به نمودار، هیچ‌یک از عضلات پس از خستگی تغییر معنی‌داری در فعالیت خود نداشته‌اند.



نمودار ۳. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات حین بلند کردن بار با روش استرادل پیش و پس از اعمال خستگی عضلات چهارسررانی (RF= راست رانی، VL= پهن خارجی، VM= پهن داخلی، BF= دوسررانی، ST= نیم وتری، TA= درشت‌نئی قدامی، GM= دوقلوی داخلی).

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این مطالعه، ارزیابی تأثیرات اعمال خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی هنگام بلند کردن بار با سه تکنیک اسکوات، استوپ و استرادل بود. یافته‌ها نشان داد که خستگی موضعی عضلات چهارسررانی موجب افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات راست رانی، پهن داخلی، دوسررانی و دوقلوی داخلی هنگام بلند کردن بار در دو روش اسکوات و استوپ می‌شود درحالی‌که تفاوت معناداری در روش استرادل مشاهده نشد. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که خستگی عضلات اسکلتی موجب تغییر در مشخصه‌های سیگنال الکترومایوگرافی می‌شود. از جمله این تغییرات می‌توان به کاهش در میانه فرکانس و افزایش دامنه RMS اشاره نمود (۱۹ و ۲۰). نتایج این مطالعه نیز افزایش دامنه RMS سیگنال الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در روش‌های اسکوات و استوپ بلند را نشان داد. بر اساس مستندات موجود می‌توان بیان داشت که خستگی عضلات چهارسررانی ممکن است تأثیرات زیان‌آوری بر دو روش مورد بررسی این مطالعه و به‌ویژه تکنیک اسکوات داشته است؛ که ممکن است منجر به بی‌ثباتی در مفصل زانو شود (۲۱). این‌گونه به نظر می‌رسد که افزایش فعالیت عضلات مورد بررسی متعاقب اعمال خستگی در دو روش اشاره شده احتمالاً به‌منظور افزایش ثبات مفصل زانو بوده است. بعلاوه، منطقی است که بیان کرد که تغییرات افزایشی در فعالیت عضلات اندام تحتانی پس از اعمال خستگی عضلات چهارسررانی حین انجام وظیفه بلند کردن بار بر ویژگی‌های کینماتیک و کینتیک اسکوات به‌طور ویژه مؤثر باشد و در آن صورت احتمال اختلالات اسکلتی عضلانی را افزایش یابد (۲۲).

در مقایسه تکنیک اسکوات با استوپ باید گفت که علیرغم افزایش فعالیت عضلات به‌ویژه ناشی از خستگی در هر دو روش؛ الگوی این تغییرات متناسب با پاسچرهای متفاوت دو روش نسبت به یکدیگر حین اجرای حرکت لیفت متفاوت است. در اینجا مقایسه‌ای اجمالی ارائه می‌شود. عضلات چهارسررانی به‌ویژه در بلند کردن بار به روش اسکوات در مقایسه با استوپ حائز اهمیت می‌باشند. در اسکوات، فرد با اکستنشن مفاصل زانو از وضعیت فلکشن است که بار موردنظر را بلند می‌کند، درصورتی‌که در استوپ زانوها تقریباً در طول اجرای حرکت در وضعیت اکستنشن هستند. مرکز ثقل بدن نیز در آغاز تکنیک اسکوات پایین‌تر از تکنیک استوپ است. علاوه بر این، در بلند کردن به روش اسکوات بازوی گشتاوری تنه در محدوده زانو افزایش می‌یابد که این امر موجب افزایش تقاضای به‌کارگیری عضلات چهارسر رانی می‌شود (۲۳) که شاهد فعالیت دامنه بسیار بالاتر عضلات راست رانی، پهن خارجی و پهن داخلی در هردو موقعیت پیش و پس از خستگی در روش اسکوات در مقایسه با استوپ هستیم. افزایش اندک فعالیت عضلات گروه چهارسرران در روش استوپ پس از خستگی مربوط به درگیری عضلات اندک ذکر شده در اجرای حرکت است (فلکشن اندک زانو در ابتدای حرکت و در نتیجه فعالیت کمتر اکستنسورهای زانو). در بررسی سایر عضلات مورد بررسی باید اشاره کرد که شروع تکنیک اسکوات با فعالیت برونگرای عضلات چهارسررانی کنترل می‌گردد و در بالا آمدن، انقباض درون‌گرای عضلات چهارسررانی و انقباض برونگرای عضلات سرینی و همسترینگ باعث ایجاد

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

اکستنشن در مفاصل زانو و ران و قرار گرفتن تنه در وضعیت عمودی می‌شود. هنگام انجام تکنیک اسکوات، انقباض عضلات اکستنسور ستون فقرات باعث جلوگیری از افزایش فلکشن در تنه و نیز جلوگیری از کاهش زاویه تنه با استخوان ران می‌شود. انقباض عضلات همسترینگ، دوقلو و تعامل این عضلات با اکستنسورهای ران و زانو از دیگر ویژگی‌های تکنیک اسکوات است. این نتایج با مطالعه هوانگ و همکاران در سال ۲۰۰۹ همخوانی دارد (۲۴). در مقابل، در کنار فعالیت بالای عضلات تنه و به‌ویژه اکستنسورهای ستون فقرات (در این مطالعه بررسی نشده) که نقش عمده را در این روش دارند؛ عضلات همسترینگ (در اینجا دوسررانی و نیم وتری) و دوقلو در مقایسه با روش اسکوات از فعالیت بیشتری پس از خستگی برخوردار بودند که به الگوی حرکت و بخصوص فلکشن زیاد مفصل ران در استوپ در مقایسه با اسکوات برمی‌گردد.

در این مطالعه، نتیجه جالبی که به دست آمد، عدم افزایش فعالیت معنادار عضلات متعاقب خستگی در تکنیک استرادل (علیرغم شباهت بیشتر این تکنیک به اسکوات در مقایسه با استوپ) بود. هرچند در هیچ‌کدام از عضلات تغییر معنادار مشاهده نشد، ولی در اکثر عضلات موردبررسی شاهد کاهش (ولو اندک) فعالیت پس از خستگی بودیم. نکته قابل توجه، کاهش حدود ۹ درصدی فعالیت عضله پهن داخلی (از گروه چهارسررانی) پس از خستگی بود. در تشریح این امر شاید بتوان این‌گونه بیان کرد که تکنیک استرادل به فرد اجازه می‌دهد که در مقایسه با تکنیک اسکوات، لگن خاصره را به بار نزدیک‌تر کرده و در مقایسه با تکنیک استوپ، فرد تنه را در وضعیت قائم‌تری نگه دارد. همچنین فراهم کردن بخشی از نیروی مورد نیاز بلند کردن بار توسط عضلات ساق پا در روش استرادل را هم نباید از نظر دور داشت.

مطالعه حاضر نیز مانند هر مطالعه دیگری دارای محدودیت‌هایی بود، علیرغم کنترل دامنه حرکتی فلکشن زانو، به نظر یکی از محدودیت‌هایی که باید مدنظر قرار گیرد تفاوت در فلکشن زانو بین برخی از وضعیت‌های مورد مطالعه نظیر اسکوات در مقایسه با روش استوپ در حرکت نسبی احتمالی الکترودها با توجه به جهت فیبرهای عضلانی فعال است . باید در نظر داشت که دامنه سیگنال‌های الکترومایوگرافی ممکن است در چنین مواردی نشان‌دهنده خروجی‌های مکانیکی دقیق و روشن عضلات نباشد؛ بنابراین، کنترل عامل ذکرشده و نیز بررسی متغیرهای کینماتیکی در مطالعات آتی می‌تواند نتایج روشن‌تر در اختیار قرار دهد.

با توجه به نتایج این پژوهش، خستگی موضعی عضلات چهارسررانی می‌تواند موجب بروز تغییرات در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی هنگام بلند کردن بار با روش‌های متفاوت شود. هنگام بلند کردن بار، خستگی بر تکنیک‌های اسکوات و استوپ مؤثر است اما بر تکنیک استرادل تأثیر چندانی ندارد. بر این اساس، به نظر می‌رسد که هنگام خستگی عضلات چهارسر رانی، استفاده از تکنیک استرادل برای بلند کردن بار مناسب‌تر باشد. بااین‌حال، این موضوع نیازمند بررسی‌های دقیق‌تری است.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده اول در رشته بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا است که از سوی کمیته اخلاق زیست پزشکی دانشگاه به شماره ۹۵۷۰ مورد تأیید قرار گرفته است. نویسندگان مقاله مراتب تشکر خود را از کلیه آزمودنی‌ها که با اعلام آمادگی و مشارکت جدی ما را در اجرای این مطالعه یاری نمودند، اعلام می‌دارند.

تعارض منافع

بین نویسندگان هیچ‌گونه تعارض منافع وجود ندارد.

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. doi:10.2486/indhealth.44.604.
2. Russell SJ, Winnemuller L, Camp JE, Johnson PW. Comparing the results of five lifting analysis tools. Appl Ergon, 2007; 38(1): 91-9. doi: 10.1016/j.apergo.2005.12.006.
3. National Research Council and the Institute of Medicine.Musculoskeletal Disorders and the Workplace: Low Back andUpper Extremities. Washington, DC: National AcademyPress, 2001.
4. Choobineh A, Tabatabaee S. Musculoskeleta Problems factory workersof an Iranian rubber factory. J Occup Health 2007; 49:418-23. doi: 10.1539/joh.49.418.
5. Ghaffari MAA, Jensen I, Farshad AA, Vingard E. Occupational Medicine. Low back pain among Iranian industrial workers. 2006;56(7):455–60. doi: 10.1093/occmed/kql062.
6. Mohammadi H, Motamedzade M, Faghih,MA. Manual Material Handling Assessment Among Workers of Iranian Casting Workshops. 2013;19(4):675-81. doi: 10.1080/10803548.2013.11077021.
7. 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. doi:10.1080/00140139.2011.642005.
8. Hwnag SH, Hwang SJ, Kim YE, Kim YH. Contributions of lower extremity joints on the support moment during lifting. J Biomech, 2007; 40 (S327).doi:10.1016/S0021-9290(07)70323-8.
9. Straker L. Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objects, International Journal of Industrial Ergonomics, 2003; 31(3):149–160. doi.org/10.1016/S0169-8141(02)00191-9.
10. 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. doi:10.1016/s0268-0033(99)00031-5.
11. 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.09.034.
12. Derare W. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. Int J Sport Med, 2002; 23(1): 44-9. doi: 10.1055/s-2002-19374.
13. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effect of fatigue on knee proprioception. Clin J Sport Med, 1997; 7: 22-27. doi: 10.1097/00042752-199701000-00005.
14. Banks AD. Progressive Fatigue Effects on Manual Lifting Factors. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, 2009; 19 (5) 361–377. doi: 10.1002/hfm.20170.
15. van den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken AH. Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. PLoS One, 2019; 14(5): e0217044. doi: 10.1371/journal.pone.0217044.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]

16. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst C, Rau G. Development of recommendations for sEMG sensor placement procedures. J Elec Kin, 2000; 10: 361-74. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.

17. Faber GS, Kingma I, Bakker AJM, van Dieën 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.013.
18. Hajilo B, Sepehrian M, Esmaeili H, Anbarian M. The effect of quadriceps muscle fatigue on foot plantar pressure distribution during stance phase of walking. Razi Journal of Medical Sciences, 2014; 21(121): 2-8. [In Persian] URL: https://rjms.iums.ac.ir/article-1-3221-fa.html
19. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 1997; 13:135-163. doi: https://www.bu.edu/nmrc/files/2010/04/078.pdf.
20. Chowdhury SK, Nimbarte AD. Effect of fatigue on the stationarity of surface electromyography signals. International Journal of Industrial Ergonomics, 2017; 61: 120-125. doi: https://doi.org/10.1016/j.ergon.2017.05.004.
21. Kellis E, Kouvelioti V, Ioakimidis P. Reliability of a practicable EMG–moment model for antagonist moment prediction. Neuroscience Letters, 2005; 383 (3): 266–271. doi: 10.1016/j.neulet.2005.04.038.
22. Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R, Horn T. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift, Effect of varying the lumbar posture. Spine, 1994; 12, 687-695. doi: 10.1097/00007632-199403001-00008.
23. Garg A, Herrin GD. Stoop or squat: A biomechanical and metabolic evaluation. IIE Transactions, 1979; 11: 293-302. doi: https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/05695557908974474.
24. Hwang S, Kim Y, Kim Y. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. BMC Musculoskeletal Disorders, 2009; 10:15. doi: 10.1186/1471-2474-10-15.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2026-05-25]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.30.3.1]