

Research Paper

## Does the Type of Shoes Affect the Electromyography of the Lower Limb Muscles While Descending the Stairs?

S. Abdolali Hoseini<sup>1</sup>, M. Alemzadeh<sup>2</sup>, M. Anbarian<sup>3</sup>,  
S. Ghasemi<sup>4</sup>

1. Master of Science in Sport Biomechanics, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. Assistant Professor of Sport Biomechanic, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran (Corresponding Author)
3. Professor of Sports Biomechanics, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
4. Assistant Professor of Sport Biomechanic, Arak University, Hamedan, Iran

Received Date: 2021/03/01

Accepted Date: 2021/05/15

---

### Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of shoe type on muscles electromyography while descending stairs. The population of this study was 15 students aged 20 to 30 years. Co-contraction and peak muscle activity were recorded. The repeated measure ANOVA test was used. The results showed that in both pre-activity and eccentric phases, the peak activity of tibialis anterior, internal and external gastrocnemius and soleus muscles significantly increased in the barefoot position compared to normal shoes. The co-contraction of the peroneus brevis and gastrocnemius medialis muscles in the pre-activity phase had a significant difference between normal and minimalist shoes. In the eccentric phase, there was a significant difference between the co-contraction of the tibialis anterior and peroneus longus muscles in barefoot and normal shoe states. It seems that the increased co-contraction of agonists and antagonists in barefoot and minimalist shoes compared to normal shoes may be an effective factor in maintaining joint stability.

**Keywords:** Shoes, Electromyography, Descending the Stairs, Co-Contraction

---

- 
1. Email: [abdolalihoseini@yahoo.com](mailto:abdolalihoseini@yahoo.com)
  2. Email: [alemzadeh@basu.ac.ir](mailto:alemzadeh@basu.ac.ir)
  3. Email: [mehrdadanbarian36@gmail.com](mailto:mehrdadanbarian36@gmail.com)
  4. Email: [safouraghasemi@gmail.com](mailto:safouraghasemi@gmail.com)

## Extended Abstract

### Objectives

Descending stairs, which usually involves stepping down one foot per step, is a common locomotor exercise in most sports and is usually designed in exercise protocols to increase neuromuscular skills (1,2). Innovative footwear can increase comfort and improve performance in professional and non-professional athletes (3). Minimalist footwear has been shown to help activate leg muscles and accelerate their loading during running as in barefoot exercise (4). Studies have been carried out on walking, walking up and down stairs and even comparing these tasks in terms of kinetics and kinematics. However, there is a lack of research on muscle activity and muscle contraction in the task of descending stairs in two different phases in various shoe types. The purpose of this study was to investigate the effects of different shoes, especially minimalist shoes, on the activity of the lower limb muscles while descending the stairs.

**Materials and Methods:** In this applied quasi-experimental study, fifteen subjects with an age range of 20 to 30 years were selected via voluntary response sampling. None of the subjects had a history of abnormalities in the structure of their feet, surgery affecting the function of the neuromuscular system, and leg length discrepancy of more than 5 mm. First, the subjects' heights and weights were measured and recorded. An Electromyography device (ME600-T16) made in Finland was used to record the electrical activity of the limbs. A footswitch was used to detect the exact foot-ground contact time and to separate the pre-activity and eccentric phases. In order to reduce the electrical resistance of the skin and easy transfer electrical impulses of the lower limbs muscles (tibialis anterior muscle, fibularis longus muscle, fibularis brevis muscle, gastrocnemius muscle (inner and outer), and soleus muscle), electrodes were installed according to the European protocol, SENIAM (5). Step height in the current study was 30 cm. The task of descending the stairs in 3 positions barefoot, normal shoes, and minimalist shoes was performed by the subjects. At the end of the task, the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) test was used to normalize the data. In the analysis of various movement stages, the duration between 100 milliseconds before foot-ground contact and the contact was considered as a pre-activity stage, and the duration between the foot-ground contact and 100 milliseconds after the contact was considered as the eccentric stage (6). Maximum voluntary isometric contraction (MVIC) and Root Mean Score (RMS) were used to normalize the data. The following equation was used to determine the values of directional co-contraction in the entire movement (7):

$$CI = \frac{\int_{t_0}^{t_f} EMG_{ant} \times dt}{\int_{t_0}^{t_f} [EMG_{ago} + EMG_{ant}] \times dt} \times 100$$

Shapiro-Wilk test was applied to check the normality of data distribution, and repeated measures ANOVA was used to compare the three states of barefoot, normal shoes and minimalist shoes.

## Results

In the pre-activity phase, the results showed that the peak of tibialis anterior muscle activity in the barefoot state was about 70% higher than the peak activity of the muscle in the minimalist shoe state ( $P = 0.013$ ) and 99% higher than the normal shoes ( $P = 0.001$ ). The peak activity of the tibialis anterior muscle in the minimalist shoe state was about 45% higher than the normal shoe state ( $P = 0.001$ ). The peak activity of fibularis longus muscle in the barefoot state increased by about 30% compared to normal shoes ( $P = 0.023$ ). The peak activity of the fibularis brevis muscle in the barefoot state was about 45% higher than in normal shoes ( $P = 0.002$ ) and 30% higher than in minimalist shoes ( $P = 0.011$ ). The peak activity of inner and outer gastrocnemius muscle in the barefoot position increased by about 36% ( $P = 0.011$ ) and 16% ( $P = 0.017$ ) compared to normal shoes ( $P = 0.011$ ), respectively. The peak activity of soleus muscle in the barefoot state increased by about 30% compared to normal shoes ( $P = 0.020$ ). In the eccentric phase of descending the stairs, the results showed that the peak activity of the tibialis anterior muscle in the barefoot state increased by about 26 compared to the normal shoe state ( $P = 0.019$ ). The peak activity of the outer gastrocnemius muscle in the barefoot state showed about 51% increase compared to normal shoes ( $P = 0.002$ ) and 29% increase compared to minimalist shoes ( $p = 0.021$ ). The peak activity of the inner gastrocnemius muscle and soleus muscle in the barefoot position had 16% ( $P = 0.022$ ) and 24% ( $P = 0.037$ ) increase compared to the position of the normal shoe, respectively. There was a significant difference between muscle co-contraction in fibularis brevis muscle and inner gastrocnemius muscle in the pre-activity phase in the normal shoes and minimalist shoes states ( $P = 0.046$ ). The results also showed that there was a significant difference between co-contraction of the tibialis anterior muscle and fibularis longus muscle in barefoot and normal shoe states ( $P = 0.040$ ).

## Conclusion

Minimalist shoes were ranked between barefoot walking and normal shoes in terms of muscle activity. It appears that increased activity of the musculi fibularis and the internal and external gastrocnemius muscles is related to plantar flexion of the foot, which is mechanically less stable. The rate of co-contraction increased in the fibularis brevis and internal gastrocnemius muscles in the pre-activity phase and the tibialis anterior and fibularis longus muscles in the eccentric phase during the barefoot running compared to minimalist and normal

footwear. It seems that the increased mobility of the foot when running barefoot compared to minimalist, and regular shoes reduces foot stability. In addition, the increased co-contraction of agonists and antagonists in barefoot and minimalist shoes compared to normal shoes may be an effective factor in maintaining joint stability. Therefore, physicians or coaches should prescribe the most appropriate trainers for each athlete depending on their needs.

**Keywords:** Shoes, Electromyography, Descending stairs, Co-Contraction

### References

1. Mahaki, M R, S S Shojaedin, R Mimar, and M Khaleghi. 2012. "The Comparison of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee." *Journal of Sports Medicine* 4(3): 87–106.
2. Peng, H.T., Kernozek, T.W., Song, C.Y. (2011). Quadriceps and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Physical Therapy in Sport*. 12(3):127-32.
3. Prado, M. P., & Saito, G. H. (2019). Sports Footwear: Problems and Advances. In *The Sports Medicine Physician* (pp. 571-578). Springer, Cham. Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H.
4. Hosseinijad, E., Eslami, M. (2019). Mechanical energy analysis of barefoot and minimalist running. *Applied Exercise Physiology*. 14(28):265-72. (Persian).
5. Hermens, Hermie J, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, and Günter Rau. 2000. "Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10(5): 361–74.
6. Viitasalo, J. T., Salo, A., & Lahtinen, J. (1998). Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(5), 432-440.
7. Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical biomechanics*, 24(10), 833-841.

## آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثر گذار است؟

سید عبدالعلی حسینی<sup>۱</sup>، محبوبه عالم زاده<sup>۲</sup>، مهرداد عنبریان<sup>۳</sup>، صفورا قاسمی<sup>۴</sup>

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران  
۲. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (نویسنده  
مسئول)

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

۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۲۵

تاریخ ارسال ۱۳۹۸/۱۲/۱۱

### چکیده

هدف از این پژوهش بررسی اثر نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله بود. ۱۵ دانشجوی پسر با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در این پژوهش شرکت کردند. اوج فعالیت عضلات و هم‌انقباضی عضلات منتخب اندازه‌گیری و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد. نتایج نشان داد در هر دو فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک، عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی و خارجی و عضله نعلی در اوج فعالیت عضلانی در وضعیت پابرنه در مقایسه با کفش معمولی افزایش معناداری داشتند. در فاز پیش‌فعالیت، در هم‌انقباضی عضلات نازک‌نی کوتاه/دوقلوی داخلی بین کفش معمولی و کفش مینیمالیست تفاوت معناداری وجود دارد. در فاز اکسنتریک در هم‌انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی/نازک‌نی طویل بین کفش معمولی و وضعیت پابرنه تفاوت معناداری وجود دارد. به نظر می‌رسد نوع کفش بر اوج فعالیت عضلات و هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست مفصل مچ پا اثر گذار است.

**واژگان کلیدی:** کفش، الکترومیوگرافی، پایین رفتن از پله، هم‌انقباضی

1. Email: abdolalihoseini@yahoo.com

2. Email: alemzadeh@basu.ac.ir

3. Email: mehrdadanbarian36@gmail.com

4. Email: safouraghasemi@gmail.com

### مقدمه

پایین آمدن از پله از فعالیت‌های پرکاربرد روزمره است که از دیدگاه بیومکانیکی بحث‌های بسیاری در مورد آن وجود دارد (۱-۳). زمان ایستادن روی یک پا حین بالا رفتن و پایین آمدن از پله بیشتر از راه رفتن عادی است که به ایجاد بار اضافی بر پای تکیه‌گاه منجر می‌شود و خود عاملی برای بی‌ثباتی محسوب می‌شود؛ در نتیجه تغییراتی در عضلات، گشتاورها و زوایای مفصلی به وجود می‌آید که به نیروی عضلانی بیشتری نیاز است (۷-۴). میزان گشتاور فلکسوری و دامنه فلکشن زانو هنگام پایین و بالا رفتن از پله در مقایسه با راه رفتن عادی بیشتر می‌شود (۹، ۸). به طوری که حداکثر گشتاور فلکسوری زانو و ران حین بالا و پایین رفتن از پله به ترتیب سه و پنج برابر بیشتر از راه رفتن عادی است (۵). همچنین شدت فعالیت عضلات اکستنسور زانو، الگوی فراخوانی و زمان شروع فعالیت نیز هنگام پایین رفتن از پله بیشتر از راه رفتن عادی نشان داده شده است (۱۰).

پایین آمدن از پله، که عموماً به صورت فرود تک‌پاست، یکی از تکالیف حرکتی رایج در بیشتر رشته‌های ورزشی است. پایین آمدن از پله با پای برتر با عنوان فرود (۱۱) در پروتکل‌های تمرینات پلايومتریک برای رشته‌های مختلف ورزشی طراحی می‌شود و به منظور افزایش توانایی عصبی-عضلانی اندام تحتانی نیز استفاده می‌شود (۱۲). در ورزش‌هایی که با تغییرات ناگهانی در جابه‌جایی بدن و پرش و فرود همراه‌اند، آسیب‌های مرتبط با فرود تک‌پا رایج است (۱۳). حین اجرای این حرکت نیروی عکس‌العمل زمین افزایش بسیار زیادی دارد که شوک مکانیکی حاصل از آن به وسیله هماهنگی عضلانی جذب می‌شود تا میزان آن در مفاصل کاهش یابد. در صورت نبود هماهنگی عضلانی لازم در جذب این شوک این نیروها بر مفاصل اعمال می‌شوند (۱۳).

در دهه‌های گذشته، کفش‌های ورزشی به میزانی چشم‌گیر تکامل یافته‌اند. نوآوری‌های کفش باعث راحتی بیشتر و بهبود عملکرد ورزشکاران حرفه‌ای و غیرحرفه‌ای می‌شود. ورزشکاران همواره خواستار رسیدن به عملکرد مطلوب‌تر هستند. بدین منظور، فناوری‌های جدید هر سال پیشرفت می‌کنند و دانش تخصصی در مورد کفش ورزشی تکامل می‌یابد؛ بنابراین ضروری است پزشکان، مربیان و متخصصان ورزشی بتوانند متناسب با نیاز و انتظارات ویژه ورزشکار مناسب‌ترین کفش ورزشی را برای او تجویز کنند (۱۴). همچنین نوع کفش عاملی مهم برای جلوگیری از ضربه‌های وارد بر پا و پیشگیری از آسیب محسوب می‌شود، به طوری که بیان شده است کفش‌هایی که سفتی جانبی خفیف تا متوسط دارند، می‌توانند در کاهش خطر آسیب اندام تحتانی مناسب باشند (۱۵). نشان داده شده است کفش‌هایی که به حالت پابره‌نه شبیه‌ترند مانند کفش‌های پنج‌انگشتی که نوعی از کفش‌های مینی‌مال‌اند، هنگام دویدن عضلات پا را بهتر فعال می‌کنند و سرعت بارگذاری در آن‌ها مشابه حالت پابره‌نه است (۱۶).

برای مثال، گویری<sup>۱</sup> در سال ۲۰۱۴ به بررسی اثر استفاده از کفش مینی‌مال، کفش معمولی و وضعیت پابرنه بر تمرینات اسکات تک‌پا و اسکات بالای سر پرداخت و نشان داد دامنه حرکتی مفصل مچ پا و هزینه انرژی مکانیکی در بین این وضعیت‌ها تفاوت معناداری ندارد؛ اما در حرکات مفصل زانو و ران هنگام استفاده از کفش مینی‌مال تفاوت معناداری مشاهده شد (۱۷). همچنین روکا-دالس<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۸) به مقایسه الگوی فعالیت عضلات نازک‌نی طویل و کوتاه در چند نوع کفش پرداختند. آن‌ها نشان دادند الگوی فعالیت این عضلات حین راه رفتن و دویدن در انواع مختلف کفش تغییرات معناداری نشان می‌دهد (۱۸).

تحقیقات نشان داده‌اند درصد فعالیت عضله راست رانی حین بالا و پایین رفتن از پله در مراحل اولیه و انتهای فاز نوسان در مقایسه با راه رفتن بیشتر است (۱۹). عضله دوقلو حین راه رفتن عادی در مراحل اولیه فاز سکون فعال می‌شود و فعالیتش در انتهای فاز خاتمه می‌یابد، اما حین بالا و پایین رفتن از پله در دامنه بیشتری از فاز سکون فعال است و زمان شروع فعالیت عضله نیز زودتر اتفاق می‌افتد. همچنین در مورد فعالیت عضله درشت‌نی قدامی بیان شده است که هنگام بالا و پایین رفتن از پله برای دورنگه‌داشتن پا در مرحله نوسان دامنه فعالیت بیشتری دارد (۱۹).

هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست اطراف مفصل به حمایت مفصل در مقابل گشتاورهای خارجی منجر می‌شود تا بار اضافی وارد شده را کاهش دهد و به افزایش ثبات و پایداری مفصل منجر شود (۲۰). بندیتی<sup>۳</sup> و همکاران در بررسی هم‌انقباضی عضلات دوقلو و درشت‌نی قدامی هنگام بالا رفتن و پایین آمدن از پله نشان دادند عضله دوقلو زودتر فعال می‌شود، اما عضله درشت‌نی قدامی مدت‌زمان بیشتری فعال است (۱۹).

در زمینه راه رفتن، بالا و پایین آمدن از پله و حتی مقایسه بین این تکالیف در زمینه‌های کینتیکی و کینماتیک تحقیقات مختلفی انجام شده است. در عین حال پژوهشی انجام نشده است که فعالیت عضلات و هم‌انقباضی آن‌ها را در تکلیف پایین آمدن از پله در دو فاز متفاوت در کفش‌های مختلف بررسی کند؛ بنابراین هدف از این پژوهش بررسی تأثیر کفش‌های مختلف، به‌ویژه کفش مینی‌مال در فعالیت عضلات اندام تحتانی حین پایین آمدن از پله است. در این پژوهش بر آن شدیم تا به این پرسش پاسخ دهیم: «آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثرگذار است؟»

- 
1. Guiry
  2. Roca-Dols
  3. Benedetti

### روش پژوهش

روش پژوهش حاضر نیمه تجربی و نوع آن کاربردی بود. با استفاده از نرم افزار جی پاور<sup>۱</sup> مشخص شد برای دستیابی به اندازه اثر برابر با ۰/۵ در سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۹۵ به حجم نمونه‌ای دست کم به تعداد ۱۲ نفر نیاز است (۲۱)؛ بنابراین، از بین دانشجویان پسر سالم دانشگاه بوعلی سینای همدان تعداد ۱۵ آزمودنی با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال به شکل تصادفی انتخاب شدند و به صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. هیچ یک از آزمودنی‌ها سابقه ناهنجاری مختلف در پا، جراحی تأثیرگذار بر عملکرد سیستم عصبی-عضلانی، اختلاف طول دو پا به میزان بیشتر از پنج میلی‌متر، استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، سابقه استفاده از هر نوع کفی یا کفش طبی، دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب محیطی نداشتند. پروتکل پژوهش با کد IR.BASU.REC.1398.061 در کمیته اخلاق پژوهش دانشگاه بوعلی سینا تصویب شد و رضایت‌نامه آگاهانه از افراد دریافت شد. نحوه آماده کردن آزمودنی‌ها برای انجام آزمون‌ها بدین صورت بود که ابتدا قد (با استفاده از قدسنج دیواری با دقت ۱ میلی‌متر) و وزن (با استفاده از ترازو سکا<sup>۲</sup> آلمان با دقت ۰/۱ کیلوگرم) آن‌ها ثبت و سپس، پای برتر آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون ضربه به توپ مشخص می‌شد (۲۲). برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی مدل ME600-T16 16 کانال ساخت کشور فنلاند استفاده شد. الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف Ag-AgCl که حاوی ژل رسانایی بودند، به منظور کاهش مقاومت الکتریکی پوست و انتقال آسان‌تر ایمپالس‌های الکتریکی عضلات اندام تحتانی (درشت‌نی<sup>۳</sup>، نازک‌نی<sup>۴</sup>، نازک‌نی کوتاه<sup>۵</sup>، دوقلوی خارجی<sup>۶</sup>، دوقلوی داخلی<sup>۷</sup> و نعلی<sup>۸</sup>) بر اساس پروتکل اروپایی سنایم<sup>۹</sup> (شکل ۱) نصب شدند (۲۴).

- 
1. Power\*G
  2. Seca
  3. Tibialis anterior (TA)
  4. Peroneus Longus (PL)
  5. Peroneus bervis (PB)
  6. Medial Gastrocnemius (GM)
  7. Lateral Gastrocnemius (GL)
  8. Soleus (SO)
  9. Senaim





شکل ۱- موقعیت قرار دادن الکترودها مطابق با پروتکل اروپایی سنیام روی بدن آزمودنی‌ها

همچنین، فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر انتخاب شد. برای تشخیص لحظه دقیق برخورد پا با زمین و جدا کردن فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک، از حسگر الکترونیکی حساس به نیرو (فوت سوئیچ) استفاده شد. در تحلیل مراحل مختلف حرکت از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از لحظه تماس پا با زمین تا لحظه تماس، مرحله پیش‌فعالیت و از لحظه تماس پا با زمین تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از تماس پا با زمین، مرحله اکسنتریک در نظر گرفته شد (۲۵). فوت سوئیچ در ناحیه بند دیستال استخوان متاتارسال اول قرار داده شد. ارتفاع پله استفاده‌شده در این پژوهش ۳۰ سانتی‌متر بود. (۲۶). لبه جلویی جعبه چوبی از محلی که برای فرود علامت‌گذاری شده بود، ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت.

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با انجام حرکات کششی و نرمشی بدن خود را به مدت پنج دقیقه گرم کنند. سپس، با تراشیدن موهای زائد و ضدعفونی با الکل برای نصب الکترودها آماده می‌شدند. پس از نصب الکترودها، برای جلوگیری از جابه‌جایی الکترودها در حین انجام حرکت، یک باند کشی دورتادور الکترودها پیچیده می‌شد. الکترودها زمین نیز روی استخوان درشتنی نصب شد (۲۴). سپس، سیگنال‌های الکترومیوگرافی سطحی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. پس از آنکه آزمودنی در وضعیت شروع قرار می‌گرفت، از او خواسته می‌شد تا تکلیف پایین رفتن از پله را به صورت تصادفی در سه وضعیت پابرهنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال اجرا کند. نحوه انجام آزمون فرود در وضعیت‌های مختلف به صورت تصادفی بود تا اثر یادگیری و ترتیب اجرای آزمون روی داده‌های ثبت‌شده خنثی شود. بعد از تماس پای برتر با زمین، آزمودنی باید حالت تعادل خود را حفظ می‌کرد. فرود قابل‌قبول شامل حفظ تعادل و توانایی پایین آمدن بدون جهش بود (۲۶). هرکدام از سه وضعیت (پابرهنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال) هفت مرتبه انجام شد که سه تکرار صحیح و قابل‌قبول برای تجزیه و تحلیل انتخاب شدند. در انتهای کار، برای نرمال کردن

داده‌ها آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک اجرا شد (۲۷). داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار مگاوین نسخه رایانه تجزیه و تحلیل شدند. جدا کردن مراحل مختلف حرکت با توجه به هم‌زمان کردن داده‌های الکترومیوگرافی و فوت سوئیچ انجام شد. فاز پیش‌فعالیت از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین تا لحظه تماس پا با زمین و فاز اکسنتریک (ترمزی) از لحظه تماس پا با زمین تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس پا با زمین تعیین شد (۲۵). برای پردازش سیگنال‌ها در مراحل مختلف حرکت، ابتدا سیگنال‌های خام از فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۱۰ هرتزی عبور داده شدند (۲۷). در نهایت داده‌های الکترومیوگرافی و فوت سوئیچ از طریق نرم‌افزار مربوط به دستگاه محاسبه شدند. برای نرمال کردن داده‌ها از روش  $MVIC^1$  (یکی از روش‌های پردازش دامنه در حوزه زمان) و تکنیک  $RMS^2$  استفاده شد. در این مرحله حداکثر فعالیت الکتریکی برای هر عضله ثبت خط پایه مقایسه‌ها در نظر گرفته شد. فعالیت عضله در هر فاز حرکت به صورت درصدی از خط پایه بیان می‌شود (۲۷). برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار در کل حرکت از رابطه زیر استفاده شد (۲۸):

$$CI = \frac{\int_{t_0}^{t_f} EMG_{ant} \times dt}{\int_{t_0}^{t_f} [EMG_{ago} + EMG_{ant}] \times dt} \times 100$$

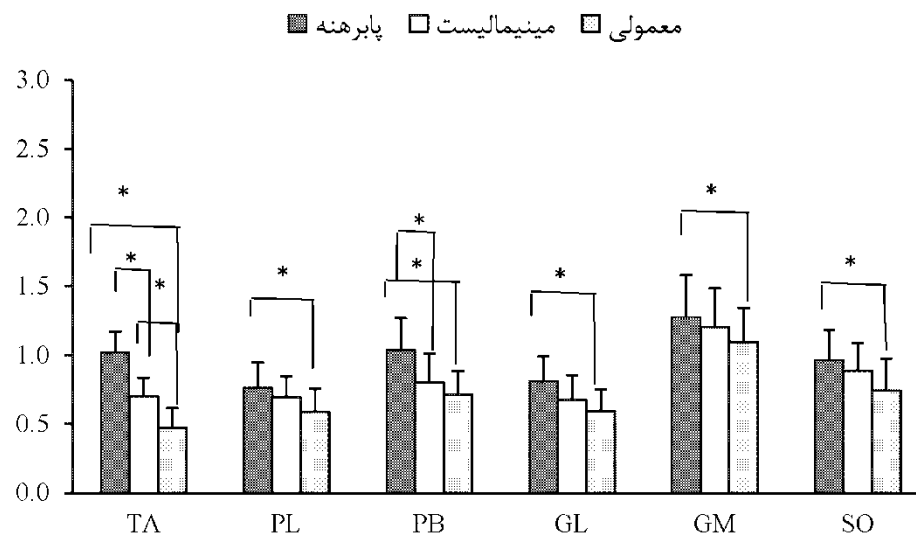
از آزمون آماری شاپیرو-ویلک<sup>۳</sup> برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها و از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری<sup>۴</sup> برای مقایسه وضعیت‌های پابرنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال استفاده شد. همچنین، از آزمون تعقیبی حداقل تفاوت معنادار (LSD)<sup>۵</sup> برای شناسایی تفاوت‌های معنادار در میان وضعیت‌های مختلف کفش استفاده شد. آزمون‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس پی اس<sup>۶</sup> نسخه ۲۴ تحلیل شدند.

## نتایج

آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد در هر دو فاز حرکتی پیش‌فعالیت و اکسنتریک، هنگام پایین رفتن از پله، اوج فعالیت تمام عضلات مورد بررسی دارای توزیع طبیعی بودند ( $P > 0/05$ ). نتایج نشان داد در فاز پیش‌فعالیت پایین رفتن از پله (شکل ۲) اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در وضعیت پابرنه حدود ۷۰ درصد بیشتر از اوج فعالیت این عضله در وضعیت کفش مینی‌مال ( $P = 0/013$ ) و ۹۹ درصد بیشتر از کفش معمولی است ( $P = 0/001$ ) همچنین، اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در

1. Maximum Voluntary Isometric Contraction
2. Root Mean Score
3. Shapiro-Wilk Test
4. Repeated Measures ANOVA
5. Least Significant Difference
6. SPSS

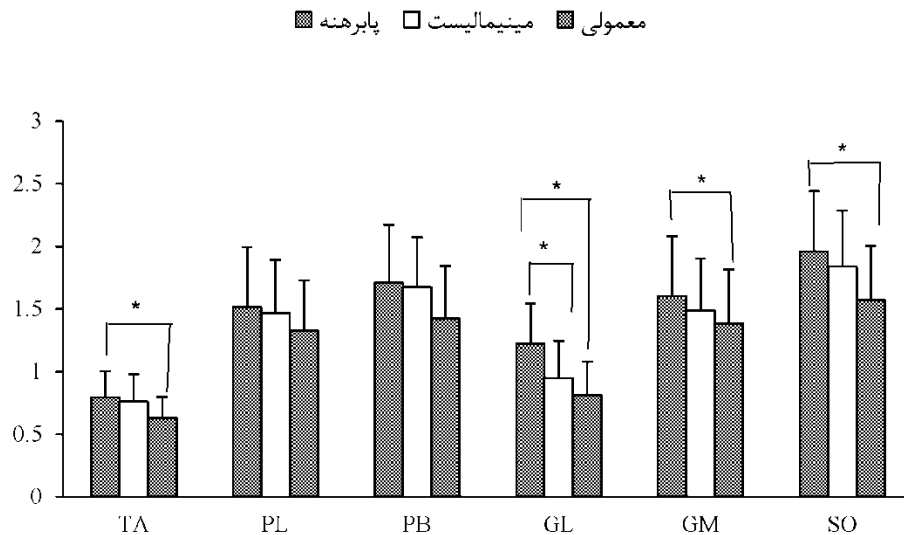
وضعیت کفش مینی‌مال حدود ۴۵ درصد بیشتر از وضعیت کفش معمولی است ( $P=0/001$ ). اوج فعالیت عضله نازک‌نی طویل در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی حدود ۳۰ درصد افزایش داشته است ( $P=0/023$ ). اوج فعالیت عضله نازک‌نی کوتاه در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی ( $P=0/002$ ) حدود ۴۵ درصد و در مقایسه با کفش مینی‌مال ( $P=0/011$ ) ۳۰ درصد افزایش داشته است. اوج فعالیت عضله دوقلوی خارجی و داخلی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی به ترتیب حدود ۳۶ درصد ( $P=0/011$ ) و ۱۶ درصد ( $P=0/017$ ) افزایش داشته است ( $P=0/011$ ). اوج فعالیت عضله نعلی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی حدود ۳۰ درصد افزایش داشته است ( $P=0/020$ ).



شکل ۲- نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای اوج فعالیت عضلانی (فاز پیش‌فعالیت) در سه وضعیت مختلف

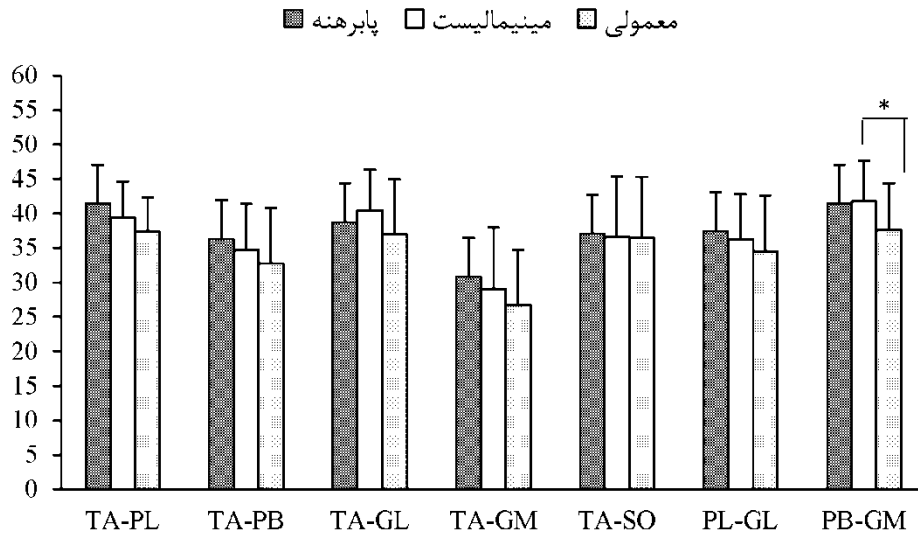
در فاز اکسنتریک پایین رفتن از پله نتایج نشان داد اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در وضعیت‌های پابرهنه، در مقایسه با وضعیت کفش معمولی، حدود ۲۶ درصد افزایش داشته است ( $P=0/019$ ) (شکل شماره ۳). اوج فعالیت عضله دوقلوی خارجی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی ( $P=0/002$ ) حدود ۵۱ درصد و در مقایسه با کفش مینی‌مال ( $P=0/021$ ) ۲۹ درصد افزایش داشته است. اوج فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با

وضعیت کفش معمولی به ترتیب ۱۶ درصد ( $P=0/022$ ) و ۲۴ درصد ( $P=0/037$ ) افزایش داشته است.



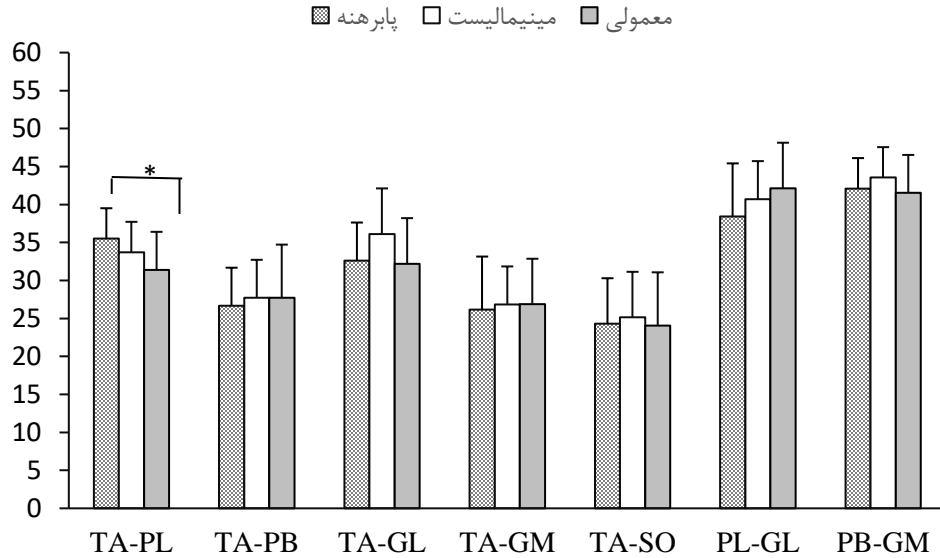
شکل ۳ - نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای اوج فعالیت عضلانی (فاز اکسنتریک) در سه وضعیت مختلف

میزان هم‌انقباضی عضلات هنگام پایین رفتن از پله در دو فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک بررسی شد. نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد میزان هم‌انقباضی عضلات منتخب ناحیه ساق پا در هر دو فاز توزیع طبیعی دارند ( $P>0/05$ ). نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد در میزان هم‌انقباضی عضله‌های نازک‌نی کوتاه/دوقلوی داخلی در مرحله پیش‌فعالیت، تفاوت معناداری بین وضعیت‌های کفش معمولی و کفش مینیمالیست وجود دارد ( $P=0/046$ ) (شکل شماره ۴).



شکل ۴- نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای هم‌انقباضی عضلات (فاز پیش‌فعالیت) در سه وضعیت مختلف

نتایج هم‌انقباضی در فاز اکسنتریک حرکت پایین رفتن از پله در شکل شماره ۵ نشان داده شده است. نتایج نشان دادند در هم‌انقباضی عضله‌های درشت‌نی قدامی/نازک‌نی طویل، بین وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی تفاوت معناداری وجود دارد ( $P=0/040$ ).



شکل ۵- نتایج آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای هم‌انقباضی عضلات (فاز اکسنتریک) در سه وضعیت مختلف

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش بررسی اثر انواع کفش بر میزان هم‌انقباضی عضلات و اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، نازکنی طویل، نازکنی کوتاه، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و نعلی حین پایین رفتن از پله در دو فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک بود. نتایج نشان داد در فاز پیش‌فعالیت بین اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، نازکنی طویل، نازکنی کوتاه، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و نعلی در وضعیت‌های پابرهنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود دارد. در مرحله اکسنتریک نیز بین اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و نعلی در وضعیت‌های پابرهنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود داشت. همچنین نتایج پژوهش نشان داد در مرحله پیش‌فعالیت بین میزان هم‌انقباضی در عضله‌های نازکنی کوتاه/ دوقلوی داخلی در وضعیت‌های کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود دارد. در مرحله اکسنتریک نیز، بین میزان هم‌انقباضی عضله‌های درشت‌نی قدامی/ نازکنی طویل در وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی تفاوت معناداری مشاهده شد.

وضعیت کفش مینی‌مال از نظر میزان فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی حد واسط وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی بود که با نتایج مطالعات جانسون<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۶)، فولر<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۷)، روکا-دالس و همکاران (۲۰۱۸)، سان<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۹)، همسو است (۳۱، ۳۰، ۲۹، ۱۸). ریچ<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهش خود نشان دادند کفش مینی‌مال به دلیل کاهش لایه میانی و حمایتی موجب بی‌ثباتی در پا می‌شود و سبب می‌شود فعالیت عضلات پا برای حمایت و ثبات پا افزایش یابد (۳۲) که همسو با نتایج ماست.

سین کلیر<sup>۵</sup> و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهش خود نشان دادند در هنگام راه رفتن، مچ پا در کفش مینی‌مال در مقایسه با کفش معمولی در وضعیت پلانترفلکشن بیشتری قرار می‌گیرد (۳۳) که از لحاظ مکانیکی ثبات کمتری دارد؛ بنابراین فعالیت عضلات پا افزایش می‌یابد تا میزان بی‌ثباتی پا را کاهش دهد به طوری که می‌توان افزایش فعالیت عضله تیبیالیس قدامی را به نقش ثبات‌دهنده عضله تیبیالیس قدامی در کاهش میزان بی‌ثباتی حاصل از پلانتر فلکشن مچ پا نسبت داد (۳۴). یکی دیگر از دلایل احتمالی را می‌توان اختلال در گیرنده‌های حس عمقی کفپایی در نتیجه پوشیدن کفش دانست و می‌توان گفت نوع کفش عاملی اثرگذار در فعالیت عضلات محسوب می‌شود (۳۵، ۳۶).

جانسون و همکاران (۲۰۱۶) و فرانکلین<sup>۶</sup> و همکاران (۲۰۱۵) با بررسی تأثیر استفاده از کفش مینی‌مال بر ساختار و قدرت عضلات ریز ناحیه پا نشان دادند حجم و سطح مقطع آناتومیکی عضله خم‌کننده کوتاه انگشت شست پا در نتیجه استفاده از این‌گونه کفش‌ها افزایش معناداری می‌یابد (۳۷، ۲۹). در مقابل فرانکلین و همکاران (۲۰۱۸) بیان کردند که در وضعیت پابرهنه یا استفاده از کفش‌های مینی‌مال سطح فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی و نازک‌نی بلند کاهش می‌یابد؛ هرچند که این مسئله در بین افراد جوان و میان‌سال مشاهده شد و برای افراد کهن‌سال تفاوتی وجود نداشت (۳۸).

با مرور مطالعات گذشته در این زمینه، به نظر می‌رسد از دلایل ایجاد این تناقض در نتایج می‌توان به ویژگی‌های مختلف آزمودنی‌ها (جنسیت، سن، سطح فعالیت، تجربه، ساختار پای افراد و غیره)، روش‌های مختلف اجرای حرکت فرود تک‌پا، تغییر در عضلات مورد بررسی و همچنین استفاده از

- 
1. Johnson
  2. Fuller
  3. Sun
  4. Ridge
  5. Sinclair
  6. Franklin

روش‌های مختلف برای تجزیه و تحلیل سیگنال الکترومیوگرافی عضلات اشاره کرد (۳۹،۴۰). روکا-دالس و همکاران (۲۰۱۸) نیز نشان دادند الگوی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات نازک‌نی بلند و کوتاه حین راه رفتن و دویدن به عوامل مختلفی همچون استفاده از انواع مختلف کفش‌های ورزشی (مانند وضعیت پابرهنه، کفش معمولی، مینی‌مال، ناپایدار و غیره)، میزان کنترل پرونیشن پا، میزان سفتی پاپوش، بستگی دارد (۱۸). هال<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۳) نیز بیان کردند که روش‌های دویدن و مزیت‌های استفاده از هر نوع پاپوش از فردی به فرد دیگر متفاوت است؛ بنابراین، نتیجه‌گیری کلی بر اساس آماری خاص نباید به همه افراد تعمیم داده شود (۴۱).

نتایج پژوهش نشان داد بین میزان هم‌انقباضی عضلات نازک‌نی کوتاه/دوقلوی داخلی در فاز پیش‌فعالیت حرکت فرود تک‌پا در وضعیت‌های کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین، در فاز اکسنتریک حرکت فرود تک‌پا بین میزان هم‌انقباضی عضلات درشت نئی قدامی/نازک نئی طویل در وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی تفاوت معناداری مشاهده شد. در همین زمینه، هورساک<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۵) گزارش کردند هنگام راه رفتن با کفش ناپایدار میزان هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو افزایش می‌یابد که علت آن کاهش وضعیت پایداری بدن است (۴۲). به نظر می‌رسد حرکت پذیری بیشتر پا در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش مینی‌مال و کفش معمولی، موجب کاهش ثبات و پایداری در پا می‌شود و از آنجا که فعالیت هم‌زمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف مفصل عاملی برای حفظ ثبات و پایداری مفصل به‌شمار می‌رود (۴۳)، می‌توان آن را یکی از دلایل احتمالی هم‌انقباضی بیشتر در وضعیت پابرهنه و کفش مینی‌مال در مقایسه با کفش معمولی دانست. همچنین بین هم‌انقباضی سایر عضلات در وضعیت‌های مختلف کفش تفاوت معناداری مشاهده نشد که با نتیجه پژوهش چن<sup>۳</sup> (۲۰۱۸) هم-سوست (۴۴). احتمال دارد این تفاوت ناچیز در هم‌انقباضی به این دلیل باشد که بی‌ثباتی ایجادشده برای تحریک پاسخ عصبی-عضلانی و انقباض هم‌زمان عضلات نسبتاً کم باشد و همچنین دلیل احتمالی دیگر را می‌توان این‌گونه ذکر کرد که هنگام فرود، عضلات به‌جای استفاده از هم‌انقباضی از کاهش سرعت استفاده کرده‌اند که روشی طبیعی برای کاهش آسیب حاصل از بی‌ثباتی است (۴۴)، با این حال برای تفسیر دقیق‌تر نتایج، لازم است پارامترهای حرکتی هم‌زمان با داده‌های الکترومیوگرافی جهت جمع‌آوری شوند.

---

1. Hall  
2. Horskak  
3. Chen



کفش‌های ورزشی در دهه‌های گذشته به میزانی چشم‌گیر تکامل یافته‌اند؛ به همین ترتیب دانش ما نیز در مورد کفش ورزشی در حال تکامل است. از طرفی، ورزشکاران نیز خواستار رسیدن به عملکرد مطلوب‌ترند؛ در نتیجه، ضروری است پزشک یا مربی متناسب با نیاز و انتظارات ویژه هر ورزشکار مناسب‌ترین کفش ورزشی را برایش تجویز کند. به‌رحال، برای شناسایی اثرات مثبت یا منفی کاهش یا افزایش مقدار هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی حین استفاده از کفش مینی‌مال به پژوهش‌های بیشتری نیاز است.

#### آنچه تاکنون در مورد موضوع پژوهش می‌دانستیم

در مورد اثر ارتفاع پاشنه کفش‌های مختلف بر فعالیت عضلات در حین راه رفتن پژوهش‌هایی انجام شده بود و همچنین تفاوت فعالیت عضلات در بالا رفتن و پایین آمدن از پله در پژوهش‌های قبلی وجود دارد.

#### مقاله حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطه و موضوع این مطالعه اضافه کرده است؟

سه نوع پوشش پا (نوع کفش) با توجه به سفتی، ضخامت لایه‌های تحتانی و وزنش و نیز تغییراتی که بر کینتیک و کینماتیک مفاصل و الگوی فراخوانی عضلات می‌گذارد، می‌تواند بر میزان هم‌انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست و همچنین اوج فعالیت عضلات اطراف مفصل مچ پا اثرگذار باشد.

#### پیام مقاله

حرکت فرود یا پایین آمدن از پله از حرکات رایج و پرتکرار فعالیت‌های روزمره است و همچنین حرکتی است که در کلینیک‌های توان‌بخشی و باشگاه‌های ورزشی برای تقویت عضلات استفاده می‌شود؛ بنابراین، ورزشکاران، مربیان و درمانگران باید اختلاف فعالیت عضلات را با پوشیدن کفش‌های مختلف هنگام پایین آمدن از پله مدنظر قرار دهند و در برنامه‌های ورزشی و کلینیک‌های توان‌بخشی برای تقویت عضلات از نتیجه این پژوهش استفاده کنند.

#### منابع

1. Joeseeph J, Watson, R. (1967). Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. *Journal of Bone Joint Surgery*, 49, 774-780.
2. Farahpour N, Majlesi M, Hoseinpouri M. [The Effect of Shoe Type and Load Carrying on Electromyographic Activity of Lower Extremity Muscles during Stair Ascent and Descent (Persian)]. *Journal of Sport Biomechanics*. 2019; 5(2):92-101.
3. Farahpour, N., Shayeste, M., Jafarnezhadgero, A. A comparison of squat and leg press training protocols on center of pressure alterations and ground reaction force during step descent. *Journal of Applied Exercise Physiology*, 2018; 13(26): 213-224. doi: 10.22080/jaep.2017.11152.1552.

4. Jevsevar DS, Riley PO, Hodge WA, Krebs DE. (1993). Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. *Phys Ther*, 73(4),229–238.
5. Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, Stern D, Galante JO. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg*, 62(5), 749–757.
6. Demura T, Demura S, Shin S. (2010). Comparison of gait properties during level walking and stair ascent and descent with varying loads. *Health*, 2, 1372-1376.
7. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FG, Scott, OM. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22, 203-210.
8. Hsue BJ, Su FC. (2009). Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder womenduring stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 1071-1078.
9. Yoon JY, An DH, Yoo WG, Kwon YR. (2009). Differences in activities of the lower extremity muscles with and without heel contact during stair ascent by young women wearing high-heeled shoes. *J Orthopedic Science*, 14, 418-422.
10. Sheehy P, Burdett RG, Irrgang JJ, VanSwearingen J. (1998). An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27, 423–429.
11. Mahaki, M R, S S Shojaedin, R Mimar, and M Khaleghi. 2012. “The Comparison of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee.” *Journal of Sports Medicine* 4(3): 87–106.
12. Peng, H.T., Kernozek, T.W., Song, C.Y. (2011). Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Physical Therapy in Sport*. 12(3):127-32.
13. Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*. 30(3):624-35.
14. Prado, M. P., & Saito, G. H. (2019). Sports Footwear: Problems and Advances. In *The Sports Medicine Physician* (pp. 571-578). Springer, Cham. Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H.
15. Helton, Gary L et al. 2019. “Association Between Running Shoe Characteristics and Lower Extremity Injuries in United States Military Academy Cadets.” *The American journal of sports medicine* 47(12): 2853–62.
16. Hosseininejad, E., Eslami,M. (2019). Mechanical energy analysis of barefoot and minimalist running. *Applied Exercise Physiology*.14(28):265-72. (Persian).
17. Guiry, J.M. (2014). Comparison of an overhead and single leg squat in barefoot, minimalist, and shod conditions (Doctoral dissertation, California State University, Northridge).
18. Roca-Dols, A., Losa-Iglesias, M.E., Sánchez-Gómez, R., López-López, D., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Calvo-Lobo, C. (2018). Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 82:126-32.
19. Benedetti MG, Agostini V, Knaflitz M, Bonato P. (2012). Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation. *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*, 117-130.

20. Anbarian M, Esmailie H, HosseiniNejad SE, Rabiei M, Binabaji H. 2012. Comparison of knee joint muscle`s activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*; 8,298-309. [In Persian].
21. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G\* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.
22. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training*. 1998;33(4):319.
23. Soren So, Henning L.(2010). "The navicular position test a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading". *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3): pp:191-199.
24. Hermens, Hermie J, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, and Günter Rau. 2000. "Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10(5): 361–74.
25. Viitasalo, J. T., Salo, A., & Lahtinen, J. (1998). Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(5), 432-440.
26. Hargrave, Melissa D, Christopher R Carcia, Bruce M Gansneder, and Sandra J Shultz. 2003. "Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading during a Single-Leg Landing." *Journal of athletic training* 38(1): 18–23.
27. Murley, George S, and Adam R Bird. 2006. "The Effect of Three Levels of Foot Orthotic Wedging on the Surface Electromyographic Activity of Selected Lower Limb during Gait." *Clinical Biomechanics* 21(10): 1074–80.
28. Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical biomechanics*, 24(10), 833-841.
29. Johnson, A.W., Myrer, J.W., Mitchell, U.H., Hunter, I., Ridge, S.T. (2016). The effects of a transition to minimalist shoe running on intrinsic foot muscle size. *International Journal of Sports Medicine*. 37(02):154-8.
30. Fuller, J.T., Thewlis, D., Tsiros, M.D., Brown, N.A., Hamill, J., Buckley, J.D. (2019). Longer-term effects of minimalist shoes on running performance, strength and bone density: a 20-week follow-up study. *European Journal of Sport Science*. 19(3):402-12.
31. Sun, X., Lam, W.K., Zhang, X., Wang, J., Fu, W. (2020). Systematic review of the role Footwear constructions in running biomechanics: Implications for running-related injury and performance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 19(1):20-37.
32. Ridge, S. T., Olsen, M. T., Bruening, D. A., Jurgensmeier, K., Griffin, D., Davis, I. S., & Johnson, A. W. (2018). Walking in minimalist shoes is effective for strengthening foot muscles.
33. Sinclair, J., Brooks, D., & Stainton, P. (2019). Biomechanical effects of a lightweight, sock-style minimalist footwear design during running: a musculoskeletal simulation and statistical parametric mapping approach. *Footwear Science*, 11(2), 71-83.
34. Demura T, Demura S, Shin S. (2010). Comparison of gait properties during level walking and stair ascent and descent with varying loads. *Health*, 2, 1372-1376

35. Rothschild, C., 2012. Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Strength & Conditioning Journal*, 34(2), pp.8-17.
36. Nigg, B., Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 2009. 1(2): p. 73-79.
37. Franklin, S., Grey, M.J., Heneghan, N., Bowen, L., Li, F.X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*. 42(3):230-9.
38. Franklin, S., Li, F.X., Grey, M.J. (2018). Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & Posture*. 60:1-5.
39. Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21(1):1-12.
40. Hein, T., Grau, S. (2014). Can minimal running shoes imitate barefoot heel-toe running patterns? A comparison of lower leg kinematics. *Journal of Sport and Health Science*. 3(2):67-73.
41. Hall, J.P., Barton, C., Jones, P.R., Morrissey, D. (2013). The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Medicine*, 43(12):1335-53.
42. Hubley-Kozey C, Deluzio KJ, Dunbar M. 2008. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*; 23,71-80.
43. Horsak, B., Heller, M., & Baca, A. (2015). Muscle co-contraction around the knee when walking with unstable shoes. *Journal of electromyography and kinesiology*, 25(1), 175-181.
44. Chen, T. L. W., Wong, D. W. C., Xu, Z., Tan, Q., Wang, Y., Luximon, A., & Zhang, M. (2018). Lower limb muscle co-contraction and joint loading of flip-flops walking in male wearers. *PLoS One*, 13(3), e0193653.

## ارجاع دهی

حسینی سیدعبدالعلی، عالمزاده محبوبه، عنبریان مهرداد، قاسمی صفورا. آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثرگذار است؟. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۳۶-۱۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10209.1472

Hoseini S. A, Alemzadeh M, Anbarian M, Ghasemi S. Does the Type of Shoe Affect the Electromyography of the Lower Limb Muscles While Descending the Stairs? *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 17-36. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10209.1472