

ORIGINAL RESEARCH PAPER

# The Effectiveness of Active Insoles In Reducing The Impacts of Fatigue on Standing Stability and Balance Among Military Forces: A Biomechanical Evaluation

Zanyar Karimi<sup>1</sup>, Firouz Valipour<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Ergonomics, School of Public Health, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

<sup>2</sup>Occupational Health Department, Faculty of Health, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 29-09-2023

Accepted: 26-12-2023

## ABSTRACT

**Introduction:** Fatigue, caused by prolonged standing activities, affects postural stability through disrupting somatosensory system functions. The application of sub-threshold mechanical vibration can enhance the sensitivity of the mechanical receptors in the sole of the feet. Improved sensory function leads to better movement control and balance. Therefore, this study investigated the effectiveness of vibration-based active insoles in reducing the impacts of fatigue on postural stability among military forces.

**Material and Methods:** Each of the 20 healthy male participants of the study completed three standing balance tests: 1) on both legs, 2) on one leg, and 3) on one leg with a cognitive secondary task for two states of the vibration system (on and off), before and after a fatigue protocol, on a force plate. The activity of leg muscles was also monitored by electromyography (EMG). The mean as a linear index (amount) and the sample entropy (SaEn) as a non-linear index (structure) related to the resultant distance of the body's center of pressure (CoP<sub>RD</sub>) displacements, as well as the normalized percentage of the muscle activity level (linear envelope), were used for statistical analyses.

**Results:** Significant changes in most of the postural and muscular parameters were recorded after the fatigue protocol for the off-mode of the vibration system. Meanwhile, running the vibration system of active insoles was accompanied with no significant differences in the amount and structure of the CoP<sub>RD</sub> displacements, as well as the activity level of the lateral gastrocnemius and soleus muscles after fatigue, compared to the measurements before fatigue.

**Conclusion:** The findings confirm the effectiveness of applying sub-threshold mechanical vibration to the sole of the foot in improving standing balance by reducing the negative effects of fatigue on postural stability parameters. Therefore, it is suggested that the use of active insoles can be an effective, feasible, and accessible ergonomic intervention to address fatigue among military forces.

**Keywords:** Active insoles, Mechanical vibration, Fatigue, Postural stability, Military forces

## HOW TO CITE THIS ARTICLE

Karimi Z., Valipour F. The Effectiveness of Active Insoles In Reducing The Impacts of Fatigue on Standing Stability and Balance Among Military Forces: A Biomechanical Evaluation. *J Health Saf Work*. 2024; 13(4): 797-816.

## 1. INTRODUCTION

Standing activities that are maintained for long periods among military forces can lead to general and local muscle fatigue. Deteriorated muscular function and disruption in the somatosensory system, caused by fatigue, significantly impact

standing postural stability and balance, and also increase movement incoordination. As a result, the efficiency of the musculoskeletal system for sensitive motor tasks, which is crucial for military personnel, is remarkably declined.

In the presence of fatigue, sensory feedback from mechanical receptors in the sole of the foot can

\* Corresponding Author Email: [firouzvalipour@gmail.com](mailto:firouzvalipour@gmail.com)

play an important role in neuromuscular control of postural stability during standing and walking. Accordingly, applying sub-threshold mechanical vibration to the sole of the foot through shoe insoles (active insoles) has been recently introduced to improve postural stability. Active insoles use the stochastic resonance phenomenon, in which detection of a sub-threshold somatosensory input signal is enhanced by adding white noise.

Long-term standing activities, which are inevitable among military staff, lead to general and local muscle fatigue. Considering the importance of fatigue-induced negative outcomes for the postural control system and the potential role of vibratory stimulation in postural stability improvement, no study has examined active insoles in this occupational group. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effectiveness of active insoles in reducing the impacts of fatigue on standing stability and balance among military forces.

## 2. MATERIAL AND METHODS

**Participants and procedure:** Twenty male subjects from military forces, with a mean age of 24.1 (SD = 3.79), participated in this study. Each participant completed a series of standing balance tests (a total of 12 tests), which were conducted before (6 tests) and after (6 tests) a fatigue protocol. The duration of the standing test was 30 seconds, with a 1-minute interval for each mode of the vibrating insoles (on and off) in three standing postures: 1. on both legs, 2. on one leg, and 3. on one leg while performing a secondary cognitive task. Following a 3-minute warm-up walk (0% incline), the fatigue protocol was a loaded walk on a treadmill (speed of 4 km/h for 30 minutes) with the incline being increased by 3% every 5 minutes (up to 15%). Subsequently, the fatigue protocol was followed by a cool-down period of a 2-minute walk at 0% incline. The weight of the backpack was adjusted to 15% of each participant's weight. The standard N-Back test was used as the secondary cognitive task.

**Instruments:** A force platform acquired 3D ground reaction forces and moments (AMTI, Watertown, MA, USA), sampled at 100 Hz. Data obtained from the force plate was used to assess the center of pressure (CoP) displacements in the anterior–posterior (AP) and mediolateral (ML) directions. Electromyography (EMG) signals were measured with an 8-channel wireless EMG

system (Myon AG, Schwarzenberg, Switzerland) at a sampling frequency of 1000 Hz from the lateral gastrocnemius (LG), soleus (S), and tibialis anterior (TA) muscles (unilaterally and in the dominant leg).

**Active insoles:** The static parts of the insoles were specifically constructed for each participant based on their foot scan by a CNC system from EVA foam. Six vibrating actuators, with a thickness of 2.7 mm and a diameter of 8 mm, were installed in pairs at three locations of the insoles: the heel, the first metatarsal head, and the fifth metatarsal head. A specific control box was developed to generate a squared signal at a frequency range of 0–1000 Hz and an amplitude of 0–2 mm. A white noise of 1.2 mm in amplitude and low-pass filtered to 120 Hz was added to the main signal. The vibrating system was powered by two Li-ion batteries (3.7 volts).

**Data processing:** Analyses of raw EMG signals and CoP displacements were done offline in MATLAB. CoP time series were initially passed through a digital low-pass filter with a cut-off frequency of 10 Hz. Furthermore, the resultant distance (RD) was determined for the CoP data ( $CoP_{RD}$ ) from the CoPAP (AP: anterior–posterior) and CoPML (ML: mediolateral) time series. The raw EMG signals were band-pass filtered (10–300 Hz), full-wave rectified, and down-sampled to 100 Hz. In order to create linear envelopes, a low-pass filter with a cutoff frequency of 2.5 Hz was applied. In the last stage, EMG envelopes were normalized to their corresponding MVC (maximum voluntary contraction) envelopes. The mean of  $CoP_{RD}$  and the activity level of considered muscles (%MVC) were calculated in each 30-second interval of the recordings. In order to assess the structure of  $CoP_{RD}$  displacements, a nonlinear analysis in the form of sample entropy (SaEn) method was also conducted. The higher values of SaEn are interpreted as a lower degree of regularity (or more complexity) in a time series data, which means more unpredictability. In each 30-second recording of  $CoP_{RD}$ , a SaEn index was determined. A three-factor repeated measures analysis of variance (RM-ANOVA) was performed to analyze the effect of active insoles on the lower leg muscles' activity and CoP displacements parameters. The within factors were: standing conditions (both legs, one leg, and one leg with the secondary task), time (before/after fatigue), and vibration system mode (on/off). Bonferroni adjustments were used for pairwise comparisons.

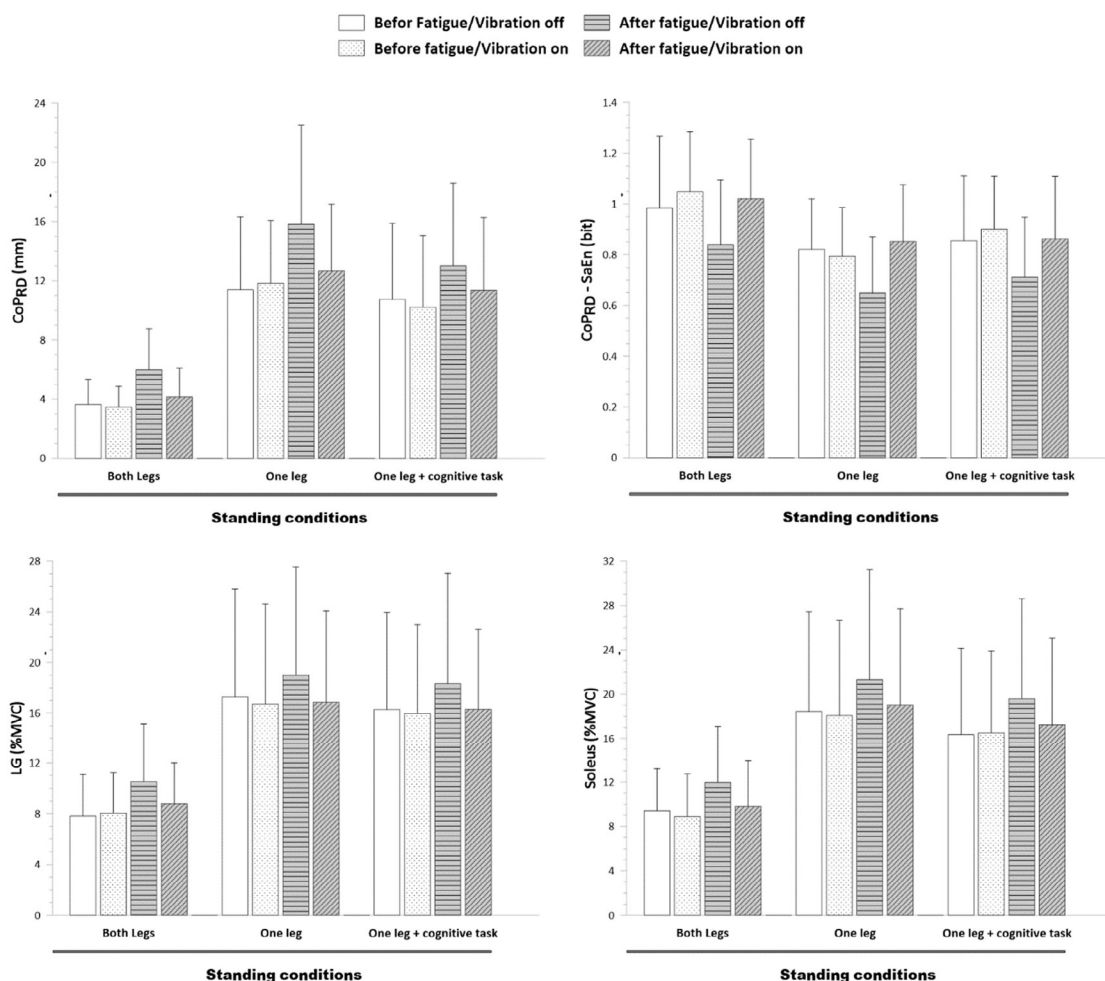


Fig. 1: Mean (SD) related to the amount (mean) and structure (SaEn index) of  $CoP_{RD}$  displacements and EMG activity of LG and S muscles during 3 standing tests (on both legs, on one leg, and on one leg with cognitive task) before and after fatigue for 2 modes of the vibration system (off/on).

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

According to the RM-ANOVA analysis, the effects of standing conditions ( $p = 0.000$ ) ( $p = 0.001$ ), fatigue ( $p = 0.000$ ) ( $p = 0.002$ ), vibration mode ( $p = 0.029$ ) ( $p = 0.020$ ), and the interaction of time and vibration mode ( $p = 0.000$ ) ( $p = 0.008$ ) were found to be statistically significant on the amount (mean) and structure (SaEn) of  $CoP_{RD}$  displacements. Pairwise comparisons revealed that the presence of vibration after fatigue preserved the amount and structure of CoP displacements analogous to the pre-fatigue scores ( $p$ -values  $> 0.05$ ) (Figure 1) (for the mean of  $CoP_{RD}$  displacements in two standing conditions: on both legs and on one leg) and for SaEn in all three standing conditions. In the off-mode of the vibration system, both CoP parameters significantly changed (higher mean

and lower SaEn) after fatigue compared to before fatigue ( $p$ -values  $< 0.05$ ). Furthermore, while standing on one leg (with or without a cognitive secondary task), compared to standing on both legs ( $p$ -values  $< 0.001$ ), a significantly higher mean and lower SaEn of  $CoP_{RD}$  displacements were observed.

Regarding the EMG activity (%MVC) of LG and S muscles, significant main effects of standing conditions ( $p = 0.000$ ) ( $p = 0.000$ ), fatigue ( $p = 0.000$ ) ( $p = 0.000$ ), vibration mode ( $p = 0.034$ ) ( $p = 0.014$ ), and the interaction of time and vibration mode ( $p = 0.001$ ) ( $p = 0.000$ ) were confirmed. The activity level of plantar flexor muscles (LG and S), which increased significantly after the fatigue protocol in the off-mode of the vibration system, was found to be unchanged when mechanical vibration was added to the soles during all standing conditions

(p-values > 0.05) (Figure 1). Additionally, one-legged standing tests (with or without the cognitive secondary task) demonstrated significantly higher activity of LG and S muscles compared to standing on both legs (p-values < 0.001).

Overall, with the presence of fatigue, the study results confirmed a significant improvement in postural stability and balance during standing tests under the influence of applying mechanical vibration to the sole of the feet, using active insoles.

#### 4. CONCLUSIONS

The findings of the present study provided sufficient evidence to confirm the effectiveness of applying sub-threshold mechanical vibration to the sole of the feet, thereby increasing postural stability after a fatigue protocol in a laboratory setting among military forces. Thus, it is suggested that using active insoles has the potential to improve balance abilities when experiencing fatigue, and it can be considered as an effective, feasible, and accessible ergonomic intervention.

## اثربخشی کفی فعال در کاهش اثرات خستگی بر ثبات و تعادل ایستادن میان نیروهای نظامی: یک ارزیابی بیومکانیکی

زانبار کریمی<sup>۱</sup> و فیروز ولی پور<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup>گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران  
<sup>۲</sup>گروه بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله (عج)، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۷/۰۷، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۰/۰۵

### مکیده

**مقدمه:** خستگی بدنی ناشی از فعالیت‌های سرپایی طولانی‌مدت، که بین نیروهای نظامی رایج است، با اختلال در کارایی سیستم حسی-پیکری ثبات وضعیتی و کنترل حرکتی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. اعمال ارتعاش مکانیکی زیر آستانه می‌تواند موجب تقویت حساسیت گیرنده‌های مکانیکی کف پا و بهبود کنترل حرکتی و تعادل گردد. لذا، در این پژوهش اثربخشی کفی فعال مبتنی بر ارتعاش مکانیکی در کاهش اثرات خستگی بر ثبات وضعیتی بین نیروهای نظامی بررسی شد.

**روش کار:** هر یک از ۲۰ مرد جوان و سالم شرکت‌کننده مطالعه، آزمون‌های تعادل ایستادن را در سه وضعیت؛ (۱) با هر دو پا، (۲) روی یک پا و (۳) روی یک پا همراه وظیفه ثانویه شناختی برای دو حالت روشن و خاموش بودن سیستم ارتعاش کفی فعال قبل و بعد از پروتکل خستگی روی صفحه نیروسنج انجام دادند. فعالیت عضلات ساق نیز توسط دستگاه الکترومیوگرافی ثبت گردید. شاخص خطی میانگین (مقدار) و شاخص غیرخطی آنتروپی نمونه (ساختار) برای فاصله برآیند جابجایی‌های مرکز فشار بدن و همچنین درصد نرمال‌سازی شده سطح فعالیت عضلات (پوش خطی سیگنال) برای تحلیل‌های آماری استفاده شد.

**یافته‌ها:** تغییرات معنی‌دار در بیشتر پارامترهای وضعیتی و عضلانی بعد از خستگی نسبت به قبل از آن برای حالت "خاموش" سیستم ارتعاش کفی فعال ثبت شد. اما، اثرات روشن بودن سیستم ارتعاش به صورت عدم تفاوت معنی‌دار در مقدار و ساختار فاصله برآیند جابجایی‌های مرکز فشار بدن و همچنین سطح فعالیت مشابه عضلات گاستروکنمیوس خارجی و سولئوس بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی مشاهده گردید.

**نتیجه‌گیری:** یافته‌های ارزیابی بیومکانیکی ما مؤید اثربخشی اعمال ارتعاش مکانیکی زیر آستانه به کف پا برای بهبود تعادل ایستادن از طریق کاهش پیامدهای منفی خستگی بر پارامترهای ثبات وضعیتی است. بنابراین، پیشنهاد می‌شود استفاده از کفی فعال توسط نیروهای نظامی با فعالیت‌های سرپایی طولانی‌مدت می‌تواند یک مداخله ارگونومیک مؤثر، قابل اجرا و در دسترس باشد.

**کلمات کلیدی:** کفی فعال، ارتعاش مکانیکی، خستگی، ثبات وضعیتی، نیروهای نظامی

\* پست الکترونیکی نویسنده مسئول مکاتبه: [firouzvalipour@gmail.com](mailto:firouzvalipour@gmail.com)

## مقدمه

انجام وظایف سرپایی طولانی مدت (ایستادن/راه رفتن) از رایج‌ترین شکل‌های فعالیت فیزیکی بین افراد شاغل در بخش‌های نظامی است (۱). کارکنان نظامی همزمان با حمل کوله‌پشتی‌های سنگین (۲) و استفاده از پوتین‌های محدودکننده (۳) ساعت‌ها در وضعیت ایستاده و قائم به سر می‌برند. مطابق با مطالعات قبلی، بروز خستگی عضلانی یکی از شایع‌ترین پیامدهای ناشی از این نوع وظایف حرکتی است (۴، ۵). انقباض‌های تکراری و استاتیک عضلات طی ایستادن (۶) و فعالیت عضلانی عمومی پیوسته حین راه رفتن یا دویدن (۷) می‌تواند به کاهش حداکثر ظرفیت انقباضی عضلات و همچنین رسیدن سطح مصرف انرژی به بالاتر از حد آستانه تجمع اسیدلاکتیک خون منجر شود. در این حالت، خستگی فیزیولوژیک حاصل‌شده عملکرد عضلانی و کارکرد گیرنده‌های حسی-پیکری را دچار اختلال می‌کند (۸).

پیامدهای منفی خستگی بر تعادل و ثبات وضعیتی به‌صورت کاهش در توانایی‌های کنترل وضعیتی، افزایش تغییرپذیری و ناهماهنگی‌های حرکتی و بروز لرزش‌های بدنی ناخواسته گزارش شده است (۹-۱۱). در چنین حالتی از کاهش تطابق وضعیتی، کارایی سیستم اسکلتی-عضلانی برای انجام وظایف حساس حرکتی، که برای نیروهای نظامی از اهمیت بالایی برخوردار است، به‌صورت قابل توجه می‌تواند کاهش یابد (۸).

حفظ تعادل و ثبات وضعیتی به توانایی سیستم عصبی مرکزی در تفسیر اطلاعات به‌دست‌آمده از سیستم‌های بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری بستگی دارد و بر همین اساس فعالیت عضلات را از طریق پاسخ‌های بازخوردی یا ارادی تنظیم می‌کند (۱۲). سیستم حسی-پیکری با انواع حسگرها (لمس، فشار، ارتعاش و حس عمقی) و فراهم کردن اطلاعات از عضلات، تاندون‌ها، رباط‌ها، مفاصل و همچنین ساختارهای جلدی و زیر جلدی نقش مهمی در شکل‌دهی الگوهای حرکتی ایفا می‌کنند (۱۳). بازخوردهای حسی از گیرنده‌های مکانیکی کف پا در کنترل عصبی-عضلانی ثبات وضعیتی و تعادل بدن طی

ایستادن و راه رفتن نقش حیاتی ایفا می‌کنند، چراکه پا تنها قسمتی از بدن است که در تماس مستقیم با محیط است (۱۴). گیرنده‌های مکانیکی کف پا اطلاعات توزیع فشار زیر پا را به سیستم عصبی مرکزی می‌دهند که برای کنترل وضعیت بدن و هماهنگی آن با محیط اطراف ضروری است (۱۵).

از دیدگاه نوروفیزیولوژیک، خستگی از دو مسیر ثبات وضعیتی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. نخست با ایجاد اختلال در تبادل یونی در عضله و به دلیل تولید متابولیت‌ها<sup>۱</sup> (کاهش PH) توانایی تولید پیوسته نیرو توسط عضلات را کاهش می‌دهد (۱۶). ثانیاً، انقباضات مکرر عضلانی باعث کاهش انتقال‌دهنده‌های عصبی، افزایش حد آستانه تحریک‌پذیری حسگرهای عمقی (وضعیت و حرکت) و تأخیر در بازخوردهای حسی می‌شود (۱۷). در نتیجه، خستگی می‌تواند مانعی برای بازخوردهای حسی و کنترل حرکتی کارآمد باشد (۸). در چنین شرایطی، اطلاعات حسگرهای مکانیکی (لمس، فشار و ارتعاش) کف پا اهمیت بیشتری پیدا می‌کند (۱۵).

هدف مداخلات ارگونومیک همواره به تأخیر انداختن یا کاهش تأثیرات منفی خستگی عضلانی بر کارکردهای حرکتی بوده است (۱۸). در این راستا برای فعالیت‌های سرپایی طولانی‌مدت یکی از اقدامات رایج پیشنهاد استفاده از کفی است (۱۹، ۲۰). کارکرد استاتیک کفی تطابق با ساختار آناتومیک کف پا و حفظ شکل طبیعی آن است (۲۱) که موجب توزیع مناسب فشارها، حفظ شکل طبیعی قوس‌ها در بلندمدت و کاهش تنش‌ها در کف پا می‌گردد (۲۲).

اخیراً اعمال ارتعاش مکانیکی زیر آستانه<sup>۲</sup> به کف پا از طریق کفی به‌عنوان یک روش مؤثر برای بهبود تعادل و ثبات وضعیتی در هنگام ایستادن و راه رفتن معرفی شده است که این اعمال ارتعاش به کف پا از طریق کفی به‌صورت کارکرد فعال برای کفی تعریف می‌شود (کفی فعال)<sup>۳</sup> (۲۳). کفی فعال از پدیده تشدید تصادفی<sup>۴</sup> بهره

1. Metabolites
2. Sub-threshold Mechanical Vibration
3. Active Insoles
4. Stochastic Resonance

رضایت‌نامه کتبی که توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله تأیید شده بود، وارد آزمایش می‌شدند.

#### بازگردآوری داده

نیروها و گشتاورهای عکس‌العمل زمین زیر پاها به کمک یک عدد صفحه نیروسنج AMTI ساخت کشور آمریکا (ابعاد  $50 \times 50$  سانتی‌متر) و با فرکانس نمونه‌گیری ۱۰۰ هرتز ثبت شدند. از اطلاعات ثبت‌شده صفحه نیروسنج برای سنجش جابجایی‌های مرکز فشار بدن ( $CoP^1$ ) در راستاهای قدامی-خلفی ( $CoP_{A-P}$ ) و داخلی-خارجی ( $CoP_{M-L}$ ) استفاده شد. به‌منظور پایش فعالیت عضلات ساق شامل گاستروکنمیوس خارجی<sup>۲</sup>، سولئوس<sup>۳</sup> و تیبیالیس قدامی<sup>۴</sup> در پای غالب آزمودنی‌ها از دستگاه الکترومایوگرافی ( $EMG^5$ ) سطحی بی‌سیم ۸ کانال ساخت شرکت Myon سوئیس با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز کمک گرفته شد. از نرم‌افزار Cortex برای همگام‌سازی این تجهیزات در ثبت داده‌ها استفاده شد.

#### کفی فعال

نمونه اولیه کفی فعال طراحی شده برای این مطالعه دو بخش اصلی دارد: بخش استاتیک و بخش سیستم ارتعاشی (شکل ۱). بخش استاتیک همان کفی تراش داده‌شده از فوم EVA<sup>۶</sup> با درجه‌ی سفتی متوسط است که توسط دستگاه تراش خودکار (CNC)<sup>۷</sup> مطابق با اسکن استاتیک و دینامیک پا برای هر فرد جداگانه تهیه شد. سیستم ارتعاشی برای کفی فعال طراحی شده در این مطالعه نیز دارای ۳ بخش اصلی است: محرک‌های ارتعاشی<sup>۸</sup>، مرکز کنترل و منبع تغذیه (۳۲). موتورهای ارتعاشی مکانیکی با قطر ۸ میلی‌متر، ارتفاع یا ضخامت ۲/۷ میلی‌متر، سرعت ۹۰۰۰ rpm<sup>۹</sup>، جریان مرجع ۸۰-۲۰ میلی‌آمپر و ولتاژ

1. Center of Pressure
2. Lateral Gastrocnemius
3. Soleus
4. Anterior Tibialis
5. Electromyography
6. Ethylene-vinyl Acetate
7. Computer Numerical Control
8. Vibrating Actuator
9. Revolution Per Minute

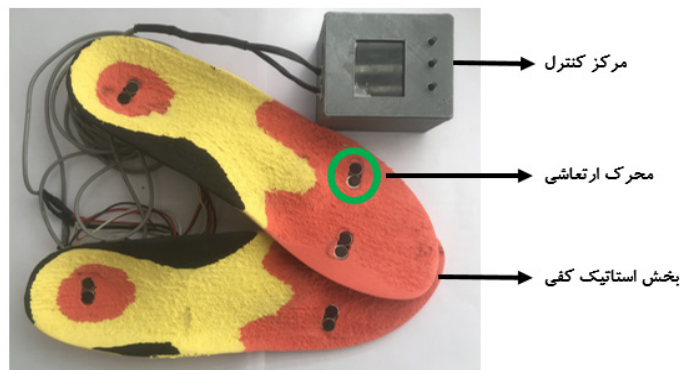
می‌گیرد که طی آن یک سیگنال نویز (برای مثال نویز سفید) به یک سیگنال ورودی حسی-پیکری ضعیف (برای مثال ارتعاش) اضافه می‌گردد و سیگنال حسی حاصل (ارتعاش ضعیف همراه نویز) می‌تواند شانس بیشتری برای فراتر رفتن از حد آستانه تحریک گیرنده‌های مربوطه را داشته باشد (۲۴). پدیده تشدید تصادفی می‌تواند توانایی یک سیستم حسی را برای تشخیص محرک‌های ضعیف بهبود ببخشد (۲۵). در نتیجه، دادن ارتعاش مکانیکی به کف پا، حساسیت گیرنده‌های مکانیکی پوستی در کف پا را افزایش می‌دهد که برای کنترل تعادل ایستادن حین بروز خستگی عضلانی ضروری است (۲۶، ۲۷). در همین راستا، تحت تأثیر ارتعاش مکانیکی زیر آستانه که از طریق کفی به کف پا اعمال شده بود بهبود ثبات وضعیتی از طریق افزایش حساسیت سیستم حسی-پیکری در افراد مسن (۲۸-۳۰) و جوان (۲۸، ۳۱) گزارش شده است.

علی‌رغم اجتناب‌ناپذیر بودن فعالیت‌های سرپایی بین کارکنان نظامی و پیامدهای خستگی بدنی حاصل از آن برای ثبات و تعادل وضعیتی ایستادن، تاکنون مطالعه‌ای علمی در رابطه با اثربخشی استفاده از کفی فعال برای این گروه شغلی انجام نشده است. بنابراین، پژوهش حاضر سعی دارد اثربخشی کفی فعال کفش در کاهش پیامدهای خستگی برای ثبات و تعادل ایستادن را از طریق ارزیابی بیومکانیکی در آزمایشگاه میان نیروهای نظامی بررسی کند.

## روش کار

شرکت‌کنندگان:

تعداد ۲۰ نفر مرد سالم و شاغل در بخش‌های مختلف نیروهای نظامی کشور برای شرکت در این مطالعه با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از نبود سابقه درد بالینی و مشکلات سلامتی در یک سال گذشته، نبود اختلالات اسکلتی-عضلانی، نورولوژیک و قلبی-عروقی، عدم ابتلا به بیماری‌های خاص (مانند دیابت و ...) و شاخص توده‌ی بدنی نرمال (۱۸/۵ - ۲۴/۹). افراد پس از پر کردن



شکل ۱: کفی فعال ساخته شده برای پژوهش حاضر

### روند انجام آزمایش

طبق پروتکل آزمایش تعریف شده در مطالعه حاضر ابتدا مراحل و جزییات آزمون‌ها برای فرد شرکت کننده تشریح می‌شد. سپس در مرحله اول مطابق با راهنمای جامع SENIAM<sup>2</sup> محل دقیق الکترودهای دستگاه ثبت سیگنال‌های EMG روی عضلات موردنظر تعیین شد (۳۳). الکترود گذاری به صورت پاسیو<sup>۳</sup> و حالت بایپلار<sup>۴</sup> بود. برای عضله گاستروکنمیوس خارجی الکترود در یک سوم فاصله بین سر استخوان فیبولا<sup>۵</sup> و پاشنه جایگذاری شد. الکترود عضله سولئوس در دو سوم فاصله بین کندیل داخلی استخوان ران و قوزک داخلی پا نصب گردید. در نهایت برای عضله تیبیالیس قدامی الکترود در یک سوم خطی که سر استخوان فیبولا را به قوزک داخلی مچ پا وصل می‌کند نصب شد.

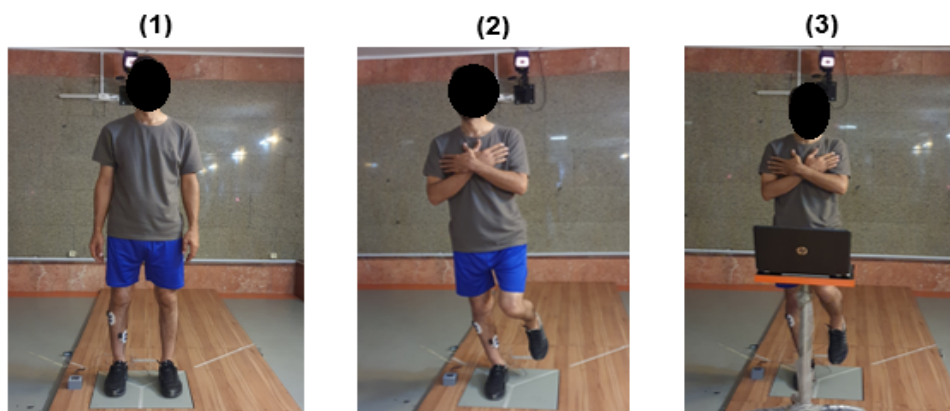
پس از مراحل آماده سازی پوست (حذف موهای بدن، سایش ملایم پوست همراه با اعمال ژل رسانا) و نصب الکترودها، برای هر یک از عضلات در وضعیت مناسب از بدن، میزان حداکثر انقباض ارادی (MVC) آن‌ها ثبت شد. آزمون‌های MVC برای هر عضله دو بار و هر بار به مدت ۵ ثانیه انجام می‌شد که طی آن فرد حداکثر انقباض را برای آن عضله موردنظر در مقابل مقاومت دستی انجام

مرجع ۳/۳-۲/۵ ولت به عنوان محرک ارتعاشی کفی فعال استفاده گردید. مجموعه‌های دوتایی از این موتورهای ارتعاشی در سه قسمت از کفی قرار داده شد: زیر پاشنه، زیر سر متاتارس<sup>۱</sup> اول و زیر سر متاتارس پنجم که در همه‌ی این نقاط ما بیشترین تجمع گیرنده‌های مکانیکی کف پا را داریم (۲۸). در هر کفی تعداد ۶ موتور ارتعاشی جایگذاری گردید که از طریق سیم به مرکز یا جعبه کنترل متصل می‌شوند. جهت تنظیم نوع و سطح ارتعاش یک مدار الکترونیکی اختصاصی برای این مطالعه طراحی گردید. وظیفه این مدار تولید سیگنال تحریکی اصلی برای محرک‌های ارتعاشی، امکان اضافه کردن نویز به سیگنال اصلی و تنظیم شدت ارتعاش متناسب با سطح آستانه تحریک هر فرد است. دو عدد باتری قابل شارژ لیتیوم یون ۱۸۰۰ میلی‌آمپر (۳/۷ ولت) مسئولیت تأمین جریان مدار را بر عهده دارند که به صورت سری به هم متصل شده‌اند. سیگنال اصلی که توسط مرکز کنترل سیستم ارتعاشی تولید می‌گردد یک سیگنال مربعی در محدوده‌ی فرکانسی ۰ تا ۱ کیلوهرتز و دامنه ۰ تا ۲ میلی‌متر بوده که شدت آن برحسب درصد (بین ۱ تا ۱۰۰) قابل تنظیم بود (۳۲). همچنین امکان اضافه کردن نویز سفید به سیگنال اصلی برای سیستم فراهم شده بود. نویز سفید با دامنه ۱/۲ میلی‌متر بود که از فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع ۱۲۰ هرتز عبور داده شده است (۳۲).

2. Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles  
3. Passive  
4. Bipolar  
5. Fibula  
6. Maximum Voluntary Contraction

1. Metatarsus





شکل ۲: آزمون‌های تعادل ایستادن با کفی فعال: (۱) ایستادن با هر دو پا، (۲) ایستادن روی یک پا و (۳) ایستادن روی یک پا همراه با وظیفه ثانویه شناختی

می‌داد. در این راستا، برای عضلات پلانتر فلکسور<sup>۱</sup> پا (گاستروکنمیوس خارجی و سولئوس) یک آزمون MVC انجام شد که طی آن فرد در برابر اعمال مقاومت دستی بر روی شانه‌ها به سمت پایین سعی می‌کرد روی پنجه پا بالا بیاید (۳۴). طی آزمون MVC عضله تیبیالیس قدامی، فرد در حالت ایستاده حرکت دورسی فلکسیون<sup>۲</sup> پا را در برابر مقاومت دستی که به پشت پا اعمال می‌شد انجام می‌داد (۳۵).

پس از اتمام آزمون‌های MVC، فرد در حالت نشسته کفی‌های فعال را همراه کفش مناسب می‌پوشید و فرد آزمون‌گر با استفاده از جعبه کنترل سیستم کفی فعال و بر اساس بازخورد فردی به تعیین سطح آستانه‌ی تحریک حس ارتعاش کف پای فرد شرکت‌کننده اقدام می‌کرد. سطح ۹۰ درصدی این مقدار آستانه تعیین شده برای هر فرد بعداً طی آزمون‌های ایستاده تعادل برای میزان ارتعاش اعمالی به کف پا استفاده می‌شد (۲۴). در ادامه، فرد شرکت‌کننده مطابق شکل ۲، آزمون‌های تعادل ایستادن قبل از پروتکل خستگی بر روی صفحه نیروسنج را انجام می‌داد که شامل (۱) ایستادن با هر دو پا، (۲) ایستاده با یک پا و (۳) ایستادن با یک پا همراه با وظیفه ثانویه شناختی بودند. دو آزمون ایستادن ۳۰ ثانیه‌ای (با فاصله یک دقیقه) برای حالت‌های سیستم ارتعاشی روشن و خاموش کفی فعال در هر نوبت انجام می‌شد (جمعاً ۶

آزمون).

در مرحله بعد، فرد شرکت‌کننده پروتکل خستگی مطالعه را انجام می‌داد. به این منظور، فرد درحالی که یک کوله‌پشتی پر شده (با وزنی معادل ۱۵ درصد وزن خودش) را حمل می‌کرد، باید برای مدتی مشخص بروی تردمیل با سرعت ۴ کیلومتر بر ساعت راه می‌رفت. ابتدای پروتکل خستگی ۳ دقیقه گرم کردن بود، سپس هر ۵ دقیقه ۳ درجه شیب سطح راه رفتن افزایش داده می‌شد و تا سطح ۱۵ درجه این کار تکرار می‌شد (۲۵ دقیقه) و درنهایت نیز ۲ دقیقه فرایند سرد کردن بود. ضربان قلب فرد حین راه رفتن روی تردمیل توسط نمایشگر آن پایش می‌شد (۳۱).

در مرحله پایانی از آزمایش این مطالعه و بعد از اتمام پروتکل خستگی، فرد شرکت‌کننده آزمون‌های تعادل ۳۰ ثانیه‌ای مشابه با آزمون‌های قبل از پروتکل خستگی را تکرار می‌کرد (جمعاً ۶ آزمون). لازم به ذکر است که از آزمون استاندارد N-Back با درجه سختی متوسط به‌عنوان وظیفه ثانویه شناختی استفاده شد.

#### پردازش داده‌ها

نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۸ برای پردازش داده‌های خام استفاده شد. سری‌های زمانی  $CoP_{A-P}$  و  $CoP_{M-L}$  توسط فیلتر دیجیتالی پایین گذر<sup>۳</sup> با فرکانس آستانه (قطع)<sup>۴</sup> ۱۰ هرتز فیلتر شدند. از آنجایی که ۹۵٪

3. Digital Low Pass Filter  
4. Cutoff Frequency

1. Plantar Flexor  
2. Dorsiflexion

(انحراف از معیار سری زمانی موردنظر) به دست می‌آید (۴۱). مقادیر بالای SaEn نشان‌دهنده‌ی درجه‌ی پایین نظم (بی‌نظمی بالا) یا غیرقابل‌پیش‌بینی بودن بیشتر در یک سری زمانی است (۴۰). برای هر یک از سیگنال‌های ۳۰ ثانیه‌ای  $CoP_{RD}$  نیز شاخص SaEn محاسبه شد.

#### تحلیل آماری داده‌ها

از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ برای انجام تحلیل‌های آماری استفاده شد. با توجه به توزیع نرمال داده‌ها (آزمون Shapiro-Wilk)، برای بررسی تأثیر کفی فعال کفش در کاهش اثرات خستگی بر هر یک از متغیرهای وابسته (جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  و فعالیت عضلات ساق پا)، آزمون تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری (Repeated Measures ANOVA) انجام شد. فاکتورهای درون فردی عبارت بودند از زمان (قبل و بعد از خستگی)، وضعیت سیستم ارتعاش کفی فعال (روشن و خاموش) و نوع آزمون ایستادن (۳ حالت ایستادن با دوپا، یک‌پا و یک‌پا با وظیفه ثانویه شناختی). برای مقایسه‌های زوجی، از آزمون Bonferroni استفاده شد. مقادیر  $p \leq 0.05$  به‌عنوان سطح معنی‌داری برای همه آزمون‌ها در نظر گرفته شد.

#### یافته‌ها

مشخصات دموگرافیک شرکت‌کنندگان مطالعه حاضر در جدول شماره ۱ خلاصه شده است. تغییرات مقادیر شاخص خطی میانگین و شاخص غیرخطی SaEn مربوط به جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  طی آزمون‌های ایستادن قبل و بعد از خستگی و برای هر دو حالت روشن و خاموش بودن سیستم ارتعاش کفی فعال به ترتیب در شکل‌های ۳ و ۴ ارائه شده است. مطابق با نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری (جدول ۲)، برای هر دو متغیر میانگین و شاخص SaEn جابجایی‌های  $CoP_{RD}$ ، اثر معنی‌دار نوع ایستادن، زمان اندازه‌گیری، وضعیت کفی و همچنین اثر متقابل وضعیت کفی و زمان اندازه‌گیری مشاهده شد. نتایج مقایسه‌های چندگانه نشان داد که در دو حالت ایستادن با هر دوپا و ایستادن روی یک‌پا، روشن بودن

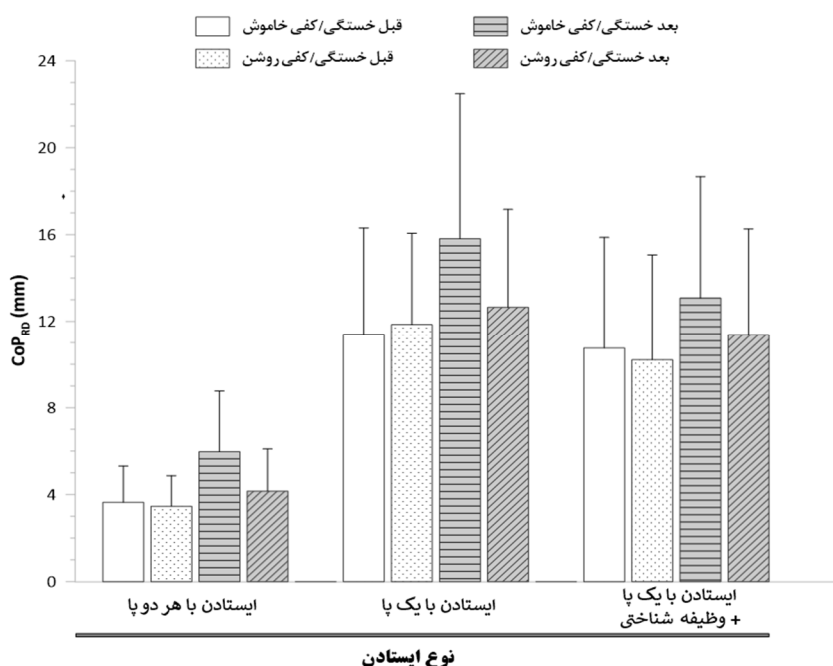
نوسانات وضعیتی حین ایستادن در سطح فرکانسی حداکثر تا ۵ هرتز هستند چنین رویکرد فیلتری موجب از دست رفتن اطلاعات حیاتی نمی‌شود (۳۶). با ترکیب سری زمانی‌های  $CoP_{A-P}$  و  $CoP_{M-L}$  سری زمانی جدید فاصله‌ی برآیند<sup>۱</sup> (RD) جابجایی‌های  $CoP$  محاسبه شد ( $CoP_{RD}$ ) (۳۷). سیگنال‌های EMG خام نیز ابتدا توسط فیلتر میان‌گذر<sup>۲</sup> با محدوده‌ی فرکانسی ۱۰-۳۰۰ هرتز فیلتر شدند. در ادامه بعد از یک‌سویه<sup>۳</sup> کردن کامل فرکانس نمونه‌گیری آن‌ها به ۱۰۰ هرتز کاهش داده شد. درنهایت پوش خطی<sup>۴</sup> سیگنال‌های EMG که بهترین نمایشگر منحنی تغییرات تنش<sup>۵</sup> عضلات است توسط یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۲٫۵ هرتز ایجاد شد و نسبت به مقادیر MVC برای هر یک از عضلات نرمال‌سازی شدند (۳۸). درنهایت میانگین جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  و سطح فعالیت ( $\%MVC$ ) هر یک از عضلات ساق برای هر ثبت ۳۰ ثانیه محاسبه گردید.

به‌منظور بررسی دقیق‌تر اطلاعات ثبت‌شده برای سیگنال‌های  $CoP_{RD}$  تحلیل غیرخطی آنتروپی که به‌منظور تخمین ترتیب زمانی نوسانات در یک سری زمانی توسعه پیدا کرده‌اند (۳۹) نیز انجام شد. جهت کمی کردن درجه‌ی نظم یا قابلیت پیش‌بینی در این پژوهش از تکنیک آنتروپی نمونه<sup>۶</sup> (SaEn) استفاده گردید. برای یک سری زمانی به طول  $N$ ، لگاریتم منفی نسبت احتمال اینکه یک پنجره به طول  $m$  نقطه (داده) در طول سری زمانی و درون یک محدوده‌ی تعریف‌شده ( $r$ ) به تعداد مشخصی تکرار شود به احتمال اینکه همان پنجره به طول  $m+1$  نقطه در همان محدوده‌ی موردنظر دارای تعداد مشخصی تکرار باشد برابر با SaEn است (بدون در نظر گرفتن پنجره اول در تعداد موارد مشابه) (۴۰). توصیه می‌گردد که تخمین‌های مناسب از SaEn در یک سری زمانی فیزیولوژیک برای پارامترهای  $m=2$  و  $r=0.2 SD$

1. Resultant Distance
2. Band Pass Filter
3. rectifying
4. Linear Envelope
5. Tension
6. Sample Entropy

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک افراد شرکت کننده

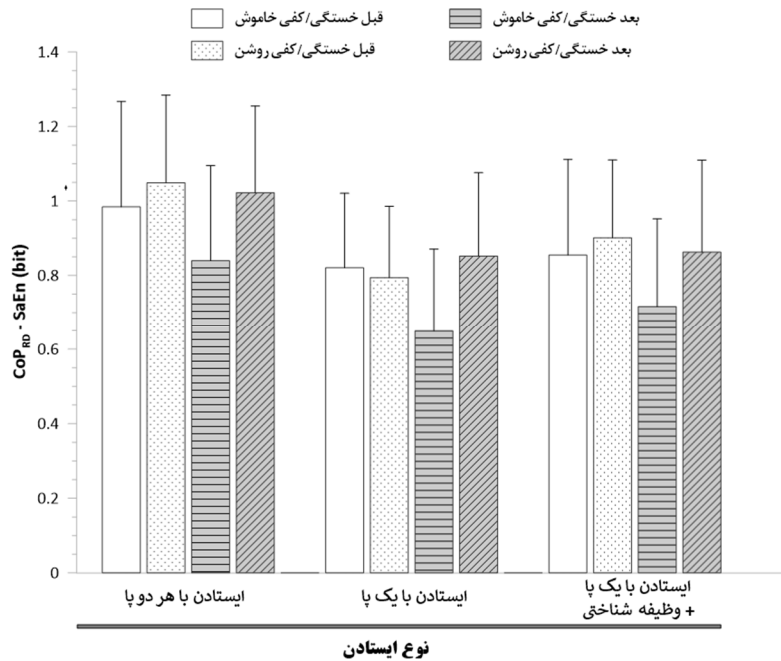
مشخصات دموگرافیک	تعداد افراد	انحراف معیار $\pm$ میانگین
سن (سال)	۲۰	۲۴/۳ $\pm$ ۱/۷۹
قد (سانتیمتر)	۲۰	۱۷۸/۴ $\pm$ ۸۵/۶۴
وزن (کیلوگرم)	۲۰	۷۴/۷ $\pm$ ۳۵/۱۱
شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۲۰	۲۲/۲ $\pm$ ۲۴/۱۳
سابقه کار نظامی (سال)	۲۰	۵/۳ $\pm$ ۰۵/۴۲



شکل ۳: میانگین (انحراف از معیار) جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  طی آزمون‌های ایستادن قبل و بعد از خستگی برای حالت‌های روشن و خاموش بودن کفی فعال

همچنین بعد از خستگی نسبت به قبل از آن (در هر سه حالت ایستادن و درحالی‌که کفی فعال خاموش بود) به صورت معنی‌داری بیشتر بود ( $P \text{ values} \leq 0/001$ ). آزمون‌های زوجی برای شاخص SaEn نشان داد که روشن بودن سیستم ارتعاش کفی فعال در هر سه حالت ایستادن موجب حفظ سطح پیچیدگی جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  شده است به طوری که کاهش معنی‌داری که در حالت خاموش بودن کفی فعال بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی ثبت شده بود ( $p \text{ values} \leq 0/05$ ) برای حالت روشن بودن کفی فعال مشاهده نگردید. شاخص SaEn جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  در حالت

سیستم ارتعاشی کفی فعال بعد از خستگی به صورت معنی‌دار موجب کاهش (متوسط ۲۴ درصد) جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  نسبت به وضعیت خاموش آن شده بود ( $p \text{ values} \leq 0/05$ ) به طوری که با اندازه‌گیری‌های قبل از خستگی تفاوت معنی‌داری نداشت. برای حالت سوم ایستادن (با یک پا همراه وظیفه ثانویه شناختی)، اگرچه جابجایی‌ها کمتر بود، ولی تفاوت‌ها معنی‌دار نبودند ( $p = 0/082$ ). میانگین جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  در حالت ایستادن با یک پا ( $p = 0/000$ ) و ایستادن با یک پا همراه وظیفه ثانویه ( $p = 0/001$ ) نسبت به ایستادن با هر دو پا و



شکل ۴: میانگین (انحراف از معیار) شاخص SaEn جایجایی های  $CoP_{RD}$  طی آزمون های ایستادن قبل و بعد از خستگی برای حالت های روشن و خاموش بودن کفی فعال

جدول ۲: نتایج حاصل از آزمون تحلیل واریانس اندازه های تکراری (RM-ANOVA) جهت بررسی تأثیر نوع ایستادن (ن: ایستادن: ایستادن با دو پا، یک پا و یک پا با وظیفه ثانویه شناختی)، زمان (قبل و بعد از پروتکل خستگی) وضعیت سیستم ارتعاشی کفی فعال (روشن و خاموش) و اثرات متقابل آن ها بر هر یک از متغیرهای وابسته مطالعه

متغیر	ن. ایستادن	زمان	کفی	ن. ایستادن*زمان	کفی*زمان	ن. ایستادن*کفی	ن. ایستادن*کفی*زمان
میانگین $CoP_{RD}$	F	۴۶.۶۲۸	۵.۵۸۸	۱.۰۲۲	۲۹.۷۰۱	۰.۱۵۷	۱.۱۶۳
	P	۰.۰۰۰*	۰.۰۲۹*	۰.۳۶۹	۰.۰۰۰*	۰.۸۵۵	۰.۲۲۳
	ES	۰.۷۱۰	۰.۶۸۴	۰.۰۵۱	۰.۲۲۷	۰.۰۰۸	۰.۰۵۸
$SaEn$ $CoP_{RD}$	F	۱۰.۳۹۷	۱۳.۴۶۸	۰.۹۳۵	۰.۳۷۵	۰.۳۷۵	۰.۲۸۸
	P	۰.۰۰۱*	۰.۰۰۳*	۰.۴۰۱	۰.۰۰۸*	۰.۶۹۰	۰.۶۸۱
	ES	۰.۲۵۴	۰.۴۱۵	۰.۰۴۷	۰.۰۱۹	۰.۳۱۲	۰.۰۲۰
تیبیالیس قدامی	F	۳۴.۰۴۹	۳۴.۸۳۸	۰.۷۹۵	۱.۳۴۶	۰.۲۲۱	۰.۱۷۶
	P	۰.۰۰۰*	۰.۰۰۰*	۰.۴۵۹	۰.۲۸۹	۰.۸۰۲	۰.۸۳۹
	ES	۰.۶۴۲	۰.۶۴۷	۰.۰۴۰	۰.۰۹۳	۰.۰۱۲	۰.۰۰۹
گاسترو-کنمیوس خارجی	F	۳۵.۵۸۹	۲۹.۴۱۴	۱.۳۵۸	۱۶.۱۸۱	۰.۳۹۷	۰.۱۶۳
	P	۰.۰۰۰*	۰.۰۰۰*	۰.۲۶۹	۰.۰۰۱*	۰.۶۷۵	۰.۸۵۰
	ES	۰.۶۵۲	۰.۶۰۸	۰.۰۶۷	۰.۴۶۰	۰.۰۲۰	۰.۰۰۸
سولئوس	F	۱۴.۳۱۳	۶۰.۲۸۴	۰.۰۲۷	۱۹.۵۶۰	۰.۰۹۴	۰.۲۶۳
	P	۰.۰۰۰*	۰.۰۰۰*	۰.۹۷۳	۰.۰۰۰*	۰.۹۱۱	۰.۶۹۸
	ES	۰.۴۳۰	۰.۷۶۰	۰.۰۰۱	۰.۵۰۷	۰.۰۰۵	۰.۰۱۹

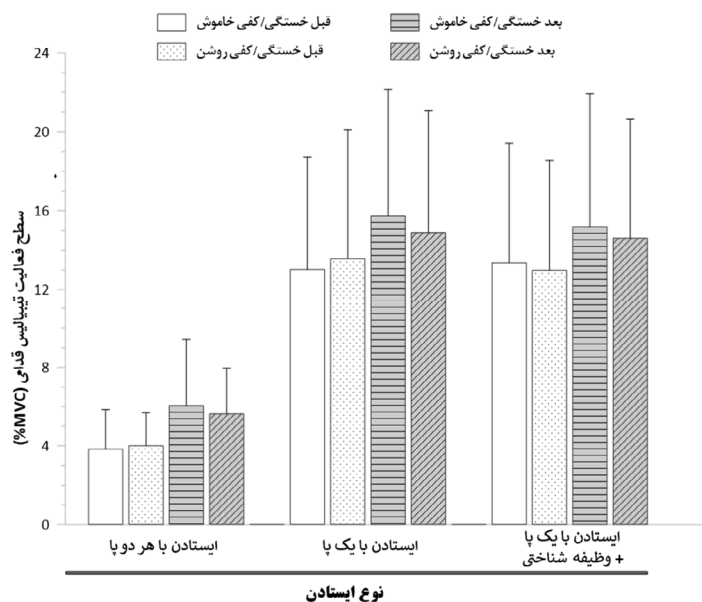
\*  $p \leq 0.05$ , ES: Effect Size, SaEn: Sample Entropy

تغییرات سطح فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس خارجی و سولئوس، به ترتیب، در شکل های ۵، ۶ و ۷ نشان داده شده است. برای عضله

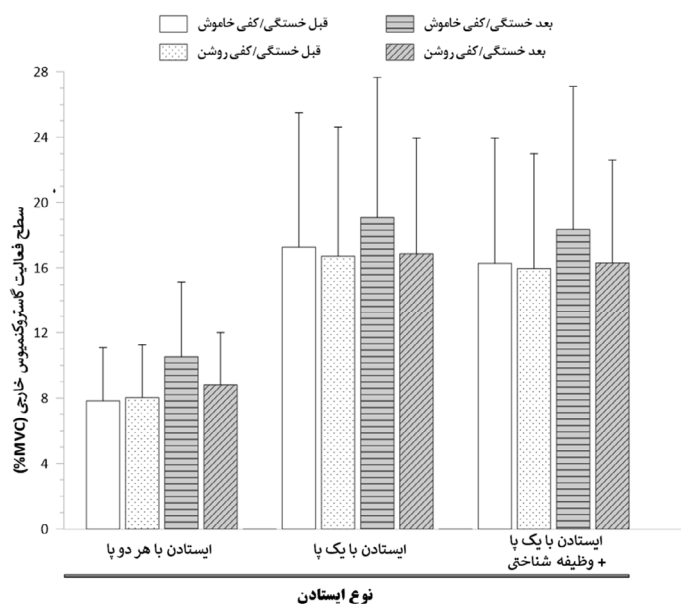
ایستادن با هر دو پا نسبت به ایستادن روی یک پا با  $(p = ۰.۰۲۷)$  و بدون  $(p = ۰.۰۰۰)$  وظیفه شناختی به صورت معنی داری بالاتر بود.

(در هر سه حالت ایستادن و برای هر دو وضعیت کفی) سطح فعالیت عضله تیبیالیس قدامی به صورت معنی داری بیشتر بود ( $P \text{ values} \leq 0/001$ ). برای عضلات پلاتار فلکسور پا یعنی گاستروکنمیوس و سولئوس اثر معنی دار نوع ایستادن، زمان اندازه گیری،

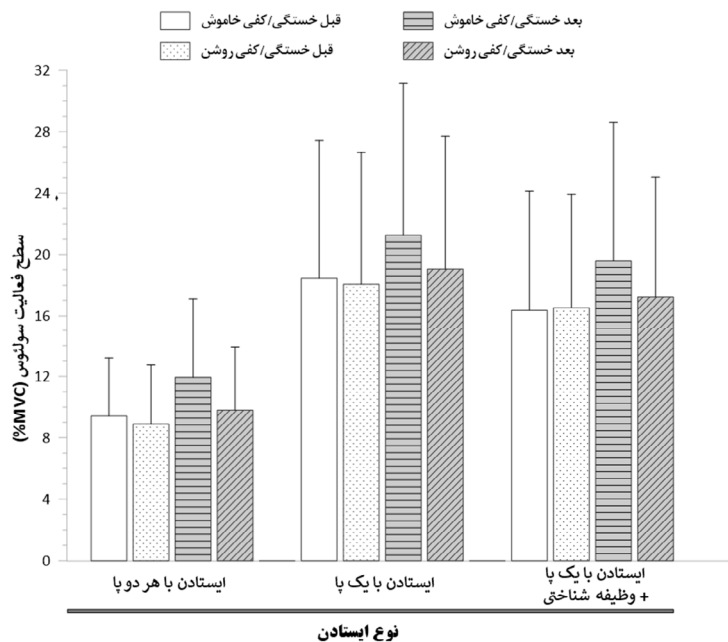
تیبیالیس قدامی تنها اثر معنی دار نوع ایستادن و زمان اندازه گیری مشاهده شد (جدول ۲). در حالت ایستادن روی یک پا با ( $p = 0/000$ ) و بدون ( $p = 0/000$ ) وظیفه ثانویه نسبت به ایستادن روی هر دو پا و همچنین در اندازه گیری های بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی



شکل ۵: میانگین (انحراف از معیار) سطح فعالیت عضله تیبیالیس قدامی طی آزمون های ایستادن قبل و بعد از خستگی برای حالت های روشن و خاموش بودن کفی فعال



شکل ۶: میانگین (انحراف از معیار) سطح فعالیت عضله گاستروکنمیوس خارجی طی آزمون های ایستادن قبل و بعد از خستگی برای حالت های روشن و خاموش بودن کفی فعال



شکل ۷: میانگین (انحراف از معیار) سطح فعالیت عضله سولئوس طی آزمون‌های ایستادن قبل و بعد از خستگی برای حالت‌های روشن و خاموش بودن کفی فعال

شد. نتایج این ارزیابی بیومکانیکی نشان داد که در هر سه حالت ایستادن (با هر دو پا، روی یک پا و روی یک پا همراه وظیفه ثانویه شناختی)، سطح میانگین جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  تحت تأثیر پروتکل خستگی به صورت معنی‌داری نسبت به قبل از آن بیشتر بود (شکل ۳). همزمان، استفاده از کفی فعال از طریق اعمال ارتعاش مکانیکی زیر آستانه به کف پا، خصوصاً برای دو حالت ایستادن با هر دو پا و ایستادن روی یک پا، موجب کاهش جابجایی‌های  $CoP_{RD}$  بعد از خستگی و نگهداشتن سطح میانگین آن تقریباً نزدیک به مقادیر قبل از خستگی شده بود (بهبود ثبات وضعیتی) (شکل ۳). طبق نتایج دو مطالعه مروری سیستماتیک، اثربخشی مداخلات مبتنی بر ارتعاش زیر آستانه در افراد مسن (۴۲) و مبتلابه دیابت (۲۳) به صورت مثبت نوسانات وضعیتی کمتر طی ایستادن (بهبود تعادل) تأیید شده است. اخیراً نیز، ناحیه جابجایی‌های  $CoP$  کوچک‌تر برای ایستادن روی یک پا در افراد جوان (۲۶، ۳۱) حین استفاده از ارتعاش مکانیکی زیر آستانه گزارش شده است. بنابراین، به‌طور کلی می‌توان پیشنهاد

وضعیت کفی و اثر متقابل وضعیت کفی و زمان اندازه‌گیری مشاهده شد (جدول ۲). مطابق با آزمون‌های زوجی برای هر دو عضله روشن بودن سیستم ارتعاش کفی فعال مانع افزایش معنی‌دار سطح فعالیت در آزمون‌های بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی شده بود (در هر سه حالت ایستادن) ( $p \text{ values} > 0.05$ ). این در حالی است که در وضعیت خاموش کفی فعال ما شاهد افزایش معنی‌دار سطح فعالیت هر دو عضله بعد از خستگی نسبت به قبل از آن بودیم ( $p \text{ values} \leq 0.001$ ). برای هر دو عضله، صرف‌نظر از زمان اندازه‌گیری و وضعیت کفی فعال، ایستادن روی یک پا با و بدون وظیفه ثانویه شناختی نسبت به ایستادن روی هر دو پا با سطح فعالیت بالاتری همراه بود ( $p \text{ values} \leq 0.001$ ).

### بحث

مطالعه آزمایشگاهی حاضر با هدف بررسی اثربخشی استفاده از کفی فعال در جبران کاهش توانایی‌های تعادلی ناشی از خستگی عمومی بدنی میان نیروهای نظامی انجام

موجب افزایش آستانه درک گیرنده‌های حسی نسبت به حالت نرمال می‌گردد (۴۷). همچنین، نشان داده شده است که تقویت سیگنال‌های ورودی موجب بازیابی تعادل و تقویت توانایی‌های عملکردی سیستم کنترل وضعیتی بدن می‌شود (۲۴، ۱۴). ارتعاش مکانیکی زیر حد آستانه حسی می‌تواند موجب تقویت سیگنال‌های ورودی شود که سیستم حسی باید با آستانه درک افزایش یافته کشف کند (۲۵، ۴۸). در این راستا، مکانیسم اصلی اثر کفی فعال مطالعه حاضر در بهبود ثبات وضعیتی ایستادن بعد از خستگی می‌تواند به دلیل بازیابی توانایی سیستم حسی یا به عبارت دیگر جبران حساسیت کاهش یافته ناشی از خستگی آن از طریق اعمال ارتعاش مکانیکی زیر حد آستانه به کف پا و تقویت سیگنال‌های ورودی حسی آن باشد.

نکته دیگری که باید اینجا بحث شود، مربوط به عدم تأثیر روشن بودن سیستم ارتعاش مکانیکی کفی فعال در اندازه‌گیری‌های مقدار و ساختار نوسانات  $CoP_{RD}$  قبل از خستگی است (شکل‌های ۳ و ۴). به صورت مشابه، مطالعات متعدد قبلی نیز بهبود توانایی‌های تعادلی و ثبات ایستادن را که در افراد مسن یا مبتلایان به دیابت برای اعمال ارتعاش زیر آستانه مشاهده شده بود، برای افراد جوان و گروه‌های کنترل سالم گزارش نکردند (۴۹-۵۱). در واقع، این نتایج نشان می‌دهد که اثربخشی کفی‌های فعال فقط برای افرادی حاصل می‌گردد که کارکرد سیستم حسی آن‌ها دچار اختلال شده باشد. در این مطالعه نیز برای افراد جوان شرکت کننده قبل از خستگی، که کارکرد سیستم حسی آن‌ها دچار اختلال نشده بود، تأثیر معنی‌دار روشن بودن سیستم ارتعاش کفی فعال بر مقدار و ساختار نوسانات  $CoP_{RD}$  مشاهده نگردید.

تغییرات (کاهش) سطح فعالیت عضلات وضعیتی اندام تحتانی سومین بخش شواهد تکمیلی را برای اثربخشی کفی فعال در این آزمایش ارائه کردند. سطح فعالیت هر سه عضله ساق پا (تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس خارجی و سولئوس) تحت تأثیر پروتکل خستگی افزایش معنی‌داری را نشان دادند (شکل‌های ۵-۷). افزایش دامنه

داد که استفاده از کفی فعال به واسطه‌ی تقویت درک سیگنال‌های ورودی حسی یک مداخله با پتانسیل بالا برای بهبود ثبات وضعیتی ایستادن در مقابل تأثیرات خستگی بدنی است.

تحلیل ساختار تغییرات در سری‌های زمانی  $CoP_{RD}$  به کمک شاخص SaEn شواهد حمایتی بیشتر برای تأثیرات مثبت استفاده از کفی فعال ارائه کرد. اصولاً در یک سیستم فیزیولوژیک سالم (مانند انسان)، تغییرپذیری (یا نوسانات) هدفمند و ریز در رفتارها و فعالیت‌های عادی (شامل ایستادن، راه رفتن، ضربان قلب و تنفس) به صورت نویز یا اختلال تفسیر نمی‌شوند، بلکه پیچیدگی عملکرد سیستم کنترل کننده آن‌ها را نشان می‌دهد (۴۳). همچنین، گزارش شده است که شرایط خاص مانند افزایش سن، اختلال نورولوژیک، درد و خستگی می‌تواند پیچیدگی ساختاری در تغییرات حرکتی را کاهش دهد (۴۴، ۴۵). در این راستا، این ایده مطرح شده است که برای هر خروجی حرکتی در یک سیستم سالم (نوسانات وضعیتی انسان حین ایستادن)، پیچیدگی ساختاری بالا در هر سری زمانی ثبت شده از آن (سیگنال‌های  $CoP$ ) نشان‌دهنده انعطاف‌پذیری سالم آن است (۴۶). یک سیستم حسی - حرکتی سالم یا منعطف، پیچیدگی ساختاری غنی دارد و برعکس.

شاخص SaEn می‌تواند جهت ارزیابی پیچیدگی ساختاری برآیند خروجی حرکتی انسان، همچون نوسانات وضعیتی به شکل جایجایی‌های  $CoP_{RD}$ ، استفاده شود به طوری که کاهش مقادیر آن نشان از تحلیل رفتن انعطاف‌پذیری و پیچیدگی ساختاری دارد (۳۹، ۴۰). در این راستا، نتایج ما به روشنی نشان داد که سطح پیچیدگی ساختاری سیگنال‌های  $CoP_{RD}$  که در اثر خستگی در هر سه حالت ایستادن کاهش یافته بود (مقادیر کمتر شاخص SaEn)، حین استفاده از کفی فعال و روشن بودن سیستم ارتعاش مکانیکی زیر آستانه آن، تقریباً در حد مقادیر ثبت شده قبل از خستگی بازیابی شد (شکل ۴). گزارش شده است که انجام تمرینات بدنی سنگین، مانند پروتکل خستگی مطالعه حاضر، به صورت فوری

(سطح فعاليت) در کنار کاهش فرکانس سيگنال‌هاى EMG دو نشانه اصلى براى بروز خستگى عضلانى هستند (۳۵). نقش مؤثر روشن بودن سيستم ارتعاش مكانيكى كفى فعال در آزمون‌هاى ايستادن بعد از خستگى اين مطالعه نيز به صورت عدم افزايش معنى‌دار فعاليت عضلات پلانتر فلکسور پا (گاستروکنيوس خارجى و سولئوس) نسبت به مقادير قبل از آزمون آن‌ها مشاهده شد (شکل‌هاى ۶ و ۷). در يك مطالعه آزمایشگاهی نيز، همزمان با اعمال يخ (جهت اختلال در ورودى‌هاى حسی) به كف پا، اعمال ارتعاش مكانيكى زير آستانه توسط كفى نسبت به حالت عدم اعمال آن موجب کاهش فعاليت عضلات ساق حين ايستادن روى يك پا شده بود (۲۶).

اصولاً، علاوه بر ورودى‌هاى حسی مختلف (بينايى، شنوایى، لمس و حس عمقى)، نوسانات وضعيتى حين ايستادن و همچنين فعاليت عضلانى مربوط به اين نوسانات به صورت ويژه تحت تأثير ميزان توجه آگاهانه‌اى است كه به فرآيند كنترل وضعيت اختصاص داده مى‌شود (۵۲). هر چه ميزان توجه بيشتر، فرآيند كنترل وضعيت ايستادن غير خودكارتر و درنتيجه نوسانات بدنى بيشتر است كه طبيعتاً با فعاليت عضلانى گسترده‌تر و بيشتر براى كنترل بدن نيز همراه خواهد بود (۳۹). يكي از عامل‌هاى افزايش توجه به فرآيند كنترل وضعيت ايستادن، مى‌تواند خستگى بدنى باشد. خستگى عضلانى علاوه بر کاهش توانايى عضله در توليد نيرو با تجمع متابوليت‌ها و ايجاد اختلال در ارسال پيام‌هاى حس عمقى (وضعيت و تغييرات طول عضله) از عضلات به سيستم عصبى مركزى موجب کاهش دقت و كارايى حركتى مى‌شود (۸-۱۰). درنتيجه بدن با اختصاص توجه بيشتر براى حفظ وضعيت و كنترل تعادل نيازمند فعاليت عضلانى بيشتر است. پيشنهاد شده است كه تقويت ورودى‌هاى سيستم حسى-حركتى با كمك ارتعاش زير حد آستانه مى‌تواند در بهبود مسيرهاى بازخوردى، تقويت همگام‌سازى عصبى و همچنين افزايش حساسيت سيستم عصبى مركزى نقش داشته باشد (۲۵، ۵۳). اين افزايش حساسيت سيستم عصبى مركزى مى‌تواند، در کنار اختلال در مسيرهاى

حسى عضلات، با تمرکز بر ورودى‌هاى حسى خاص (براى مثال حس‌هاى پيكرى پا) (۵۴) موجب کاهش نيازمندى توجه آگاهانه به فرآيند كنترل وضعيت ايستادن و خودكار شدن اين فرآيند شود. درنتيجه اين تغييرات، ما مى‌توانيم شاهد کاهش سطح فعاليت عضلانى مربوطه نيز باشيم، همان‌طور كه در مطالعه كنونى نيز تحت تأثير كفى فعال، عدم افزايش فعاليت عضلات پلانتر فلکسور پا بعد از خستگى مشاهده شد (شکل‌هاى ۶ و ۷).

نكته ديگرى كه بايد موردتوجه قرار گيرد، تفاوت بين انواع مختلف ايستادن در اين مطالعه است. به صورت بنيادى، ايستادن با يك پا نسبت به ايستادن با هر دوپا، به دليل حمايت پايه‌اى كمتر، براى سيستم كنترل وضعيت چالشي‌تر بوده و نيازمند توجه بيشتر است. اين امر مى‌تواند منجر به نوسانات بدنى بالاتر (مقدار بيشتر با پيچيدگى ساختارى كمتر) و همچنين فعاليت عضلانى بيشتر شود كه در نتايج اين آزمایش نيز به صورت ميانگين جابجايى‌هاى  $CoP_{RD}$  بيشتر، شاخص SaEn كمتر نوسانات و سطح فعاليت بالاتر هر سه عضله (تيبالييس قدامى، گاستروکنيوس خارجى و سولئوس) نمايان بود (شکل‌هاى ۳-۷).

اگرچه وجود وظيفه ثانويه به‌عنوان عاملى براى کاهش توجه به فرآيند كنترل وضعيت معرفى شده است (۵۵)، اما در اين مطالعه، در وضعيت ايستادن روى يك پا، انجام وظيفه ثانويه شناختى با وجود مقدار نوسانات  $CoP_{RD}$  و سطح فعاليت عضلانى كمتر در مقايسه با حالت بدون وظيفه ثانويه، تفاوت‌ها معنى‌دار نبود (شکل‌هاى ۳-۷). دليل احتمالى براى اين نتايج مى‌تواند بي‌ثباتى بالا در حالت ايستادن روى يك پا باشد كه تاثيرات مثبت گزارش شده (۵۶) براى وظيفه ثانويه شناختى در کاهش توجه به فرآيند كنترل وضعيت در حالت ايستادن روى هر دو پا را كم‌رنگ‌تر مى‌كند. به عبارت ديگر، توجه فرد بيشتر معطوف به حفظ تعادل است تا موفقيت در انجام وظيفه ثانويه.

نكته پايانى كه بايد بحث شود عدم تاثيرگذاري قابل توجه ارتعاش مكانيكى زير آستانه در تغيير (كاهش)



توصیه می‌شود که مطالعات تکمیلی در محیط‌های واقعی کار و برای سایر گروه‌های شغلی که وظایف کاری آن‌ها نیازمند فعالیت‌های سرپایی خسته‌کننده است، انجام شود.

### نتیجه گیری

یافته‌های پژوهش حاضر شواهد کافی برای تأیید اثربخشی اعمال ارتعاش مکانیکی زیر آستانه به کف پا در زمینه افزایش ثبات وضعیتی بعد از خستگی در شرایط آزمایشگاهی میان نیروهای نظامی را ارائه کرد. بر همین اساس، می‌توان پیشنهاد کرد که استفاده از کفی فعال پتانسیل کافی جهت بهبود توانایی‌های تعادلی حین خستگی را دارد. نتایج این مطالعه از اهمیت کاربردی بالایی برای افراد شاغل در بخش‌های نظامی برخوردار است، چراکه بروز خستگی بدنی طی فعالیت‌های سرپایی طولانی مدت آن‌ها (مانند پست‌های نگهبانی، وظایف پایشی و ...) اجتناب‌ناپذیر است. با توجه به ارتباط بالای خستگی با بی‌ثباتی وضعیتی و پیامدهای منفی احتمالی این بی‌ثباتی بر عملکرد وظایف حساس حرکتی، استفاده از کفی‌های فعال توسط نیروهای نظامی می‌تواند یک مداخله ارگونومیک مؤثر، قابل اجرا و در دسترس باشد.

سطح فعالیت عضله تیبیالیس قدامی بعد از خستگی است (شکل ۵). توجیه احتمالی برای این مشاهدات می‌تواند مربوط به الگوی نوسانات یا جابجایی‌های مرکز جرم بدن<sup>۱</sup> باشد. به‌طور رایج ما حین ایستادن (خصوصاً روی یک‌پا) شاهد تمایل بیشتر مرکز جرم بدن برای حرکت به سمت جلو هستیم. در این حالت برای جبران گشتاور فلکسوری که حول مفصل مچ پا به‌عنوان مرکز چرخش بدن ایجاد می‌شود نیازمند فعالیت متناوب و گسترده‌تر عضلات پشت ساق یا همان پلانترفلکسورها هستیم درحالی‌که سطح فعالیت عضلات قدامی ساق (تیبیالیس قدامی) کمتر دچار چالش می‌شود (۵۷). این تفاوت در الگوی فعالیت احتمالاً در تأثیرپذیری آن‌ها نسبت به کفی فعال نیز مؤثر باشد. عضلات پلانترفلکسور در فرآیند کنترل وضعیت بیشتر نقش داشته و تأثیرپذیری بیشتری را نیز نشان دادند (شکل‌های ۶ و ۷).

از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به محدود بودن جامعه مورد مطالعه (۲۰ نفر شاغل در بخش‌های نظامی با آمادگی جسمانی بالا و وضعیت بدنی سالم) و انجام آزمون‌ها در شرایط کنترل‌شده‌ی آزمایشگاه اشاره کرد. این موضوع موجب محدودیت در تعمیم‌پذیری نتایج به سایر گروه‌های شغلی و محیط‌های واقعی کار می‌شود.

#### 1. Center of Mass

### REFERENCES

- Andersen KA, Grimshaw PN, Kelso RM, Bentley DJ. Musculoskeletal lower limb injury risk in army populations. *Sports medicine-open*. 2016;2(1):1-9.
- Walsh GS, Low DC. Military load carriage effects on the gait of military personnel: A systematic review. *Applied ergonomics*. 2021;93:103376.
- Hill CM, DeBusk H, Knight AC, Chander H. Influence of military-type workload and footwear on muscle exertion during static standing. *Footwear Science*. 2017;9(3):169-80.
- Weeks SR, McAuliffe CL, DuRussel D, Pasquina PF. Physiological and psychological fatigue in extreme conditions: the military example. *Pm&r*. 2010;2(5):438-41.

- Ojanen T, Kyröläinen H, Igenia M, Häkkinen K. Effect of prolonged military field training on neuromuscular and hormonal responses and shooting performance in warfighters. *Military medicine*. 2018;183(11-12):e705-e12.
- Wall R, Garcia G, Läubli T, Seibt R, Rieger MA, Martin B, et al. Physiological changes during prolonged standing and walking considering age, gender and standing work experience. *Ergonomics*. 2020;63(5):579-92.
- Lung C-W, Liao B-Y, Peters JA, He L, Townsend R, Jan Y-K. Effects of various walking intensities on leg muscle fatigue and plantar pressure distributions. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021;22(1):1-9.
- Paillard T. Effects of general and local fatigue

- on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2012;36(1):162-76.
9. Nardone A, Tarantola J, Giordano A, Schieppati M. Fatiguelffectsonbodybalance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 1997;105(4):309-20.
  10. Cortes N, Onate J, Morrison S. Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*. 2014;39(3):888-93.
  11. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14(6):641-6.
  12. Kars H, Hijmans JM, Geertzen JH, Zijlstra W. The effect of reduced somatosensation on standing balance: a systematic review. *Journal of diabetes science and technology*. 2009;3(4):931-43.
  13. Alfuth M, Rosenbaum D. Effects of changes in plantar sensory feedback on human gait characteristics: a systematic review. *Footwear Science*. 2012;4(1):1-22.
  14. Viseux F, Lemaire A, Barbier F, Charpentier P, Leteneur S, Villeneuve P. How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. *Neurophysiologie Clinique*. 2019;49(3):263-8.
  15. Wang T-Y, Lin S-I. Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clinical biomechanics*. 2008;23(4):493-9.
  16. Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological reviews*. 2008.
  17. Allman BL, Rice CL. Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. *Muscle & nerve*. 2002;25(6):785-96.
  18. Lu L, Megahed FM, Cavuoto LA. Interventions to mitigate fatigue induced by physical work: A systematic review of research quality and levels of evidence for intervention efficacy. *Human Factors*. 2021;63(1):151-91.
  19. Palazzo F, Nardi A, Tancredi V, Caronti A, Lebone P, Padua E, et al. Effect of textured insoles on postural control during static upright posture following lower limb muscle fatigue. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2017;59(2):246-52.
  20. Speed G, Harris K, Keegel T. The effect of cushioning materials on musculoskeletal discomfort and fatigue during prolonged standing at work: A systematic review. *Applied ergonomics*. 2018;70:300-14.
  21. Qu X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. *Applied ergonomics*. 2015;46:38-43.
  22. San Tsung BY, Zhang M, Mak AFT, Wong MWN. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of rehabilitation research and development*. 2004;41(6A):767.
  23. Giri HS, Borkar P. Effects of sensory stimulation on balance and postural control in diabetic neuropathy: systematic review. *International Journal of Research in Medical Sciences*. 2021;9(7):2090.
  24. Priplata A, Niemi J, Salen M, Harry J, Lipsitz LA, Collins J. Noise-enhanced human balance control. *Physical review letters*. 2002;89(23):238101.
  25. Wells C, Ward LM, Chua R, Inglis JT. Touch noise increases vibrotactile sensitivity in old and young. *Psychological Science*. 2005;16(4):313-20.
  26. Chen W-M, Li J-W, Geng X, Wang C, Chen L, Ma X. The potential influence of stochastic resonance vibrations on neuromuscular strategies and center of pressure sway during single-leg stance. *Clinical Biomechanics*. 2020;77:105069.
  27. Zwaferink JB, Hijmans JM, Schrijver CM, Schrijver LK, Postema K, van Netten JJ. Mechanical noise improves the vibration perception threshold of the foot in people with diabetic neuropathy. *Journal of Diabetes Science and Technology*. 2020;14(1):16-21.
  28. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *The lancet*. 2003;362(9390):1123-4.
  29. Wanderley FS, Albuquerque-Sendín F, Parizotto NA, Rebelatto JR. Effect of plantar vibration stimuli on the balance of older women: a randomized controlled trial. *Archives of Physical medicine and rehabilitation*. 2011;92(2):199-206.
  30. Lipsitz LA, Lough M, Niemi J, Trivison T, Howlett H, Manor B. A shoe insole delivering subsensory vibratory noise improves balance and gait in healthy elderly people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2015;96(3):432-9.
  31. Moon J, Pathak P, Kim S, Roh S-g, Roh C, Shim Y, et al. Shoes with active insoles mitigate declines in balance after fatigue. *Scientific reports*. 2020;10(1):1-11.

32. Hijmans JM, Geertzen JH, Schokker B, Postema K. Development of vibrating insoles. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2007;30(4):343-5.
33. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*. 1999;8(2):13-54.
34. Karimi Z, Azghani MR, Allahyari T. Lower leg swelling and muscle co-contraction during prolonged standing: an unstable footwear evaluation. *Footwear Science*. 2017;9(2):103-10.
35. Karimi Z, Azghani MR, Allahyari T, KHALKHALI H. Evaluating the Fatigue Rate of Lower Leg Muscles during Prolonged Standing: A Comparison between Stable and Unstable Footwear. *International Journal of Occupational Hygiene*. 2017;9(2):78-84.
36. Maurer C, Peterka RJ. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of neurophysiology*. 2005;93(1):189-200.
37. Karimi Z, Mazloumi A, Sharifnezhad A, Jafari AH, Kazemi Z, Keihani A, et al. Nonlinear analysis of postural changes related to the movement interventions during prolonged standing task. *Ergonomics*. 2023;66(7):939-53.
38. Karimi Z, Mazloumi A, Sharifnezhad A, Jafari AH, Kazemi Z, Keihani A, et al. Determining the interactions between postural variability structure and discomfort development using nonlinear analysis techniques during prolonged standing work. *Applied Ergonomics*. 2021;96:103489.
39. Anderson N, Button C. Development of static postural control: an overview and summary of entropy analysis. *Journal of Motor Learning and Development*. 2017;5(1):126-47.
40. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American journal of physiology-heart and circulatory physiology*. 2000;278(6):H2039-H49.
41. Montesinos L, Castaldo R, Pecchia L. On the use of approximate entropy and sample entropy with centre of pressure time-series. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2018;15(1):1-15.
42. Aboutorabi A, Arazpour M, Bahramizadeh M, Farahmand F, Fadayevatan R. Effect of vibration on postural control and gait of elderly subjects: a systematic review. *Aging clinical and experimental research*. 2018;30(7):713-26.
43. Sánchez CC, Murillo FDB, Hernández FJM. Non-linear tools and methodological concerns measuring human movement variability: an overview. *European Journal of Human Movement*. 2014(32):61-81.
44. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human movement science*. 2011;30(5):869-88.
45. Srinivasan D, Mathiassen SE. Motor variability in occupational health and performance. *Clinical biomechanics*. 2012;27(10):979-93.
46. Otero-Siliceo E, Arriada-Mendicoa N. Is it healthy to be chaotic? *Medical hypotheses*. 2003;60(2):233-6.
47. Davranche K, Pichon A. Critical flicker frequency threshold increment after an exhausting exercise. *Journal of Sport and Exercise Psychology*. 2005;27(4):515-20.
48. Collins JJ, Priplata AA, Gravelle DC, Niemi J, Harry J, Lipsitz LA. Noise-enhanced human sensorimotor function. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2003;22(2):76-83.
49. Wang C-C, Yang W-H. Using detrended fluctuation analysis (DFA) to analyze whether vibratory insoles enhance balance stability for elderly fallers. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2012;55(3):673-6.
50. Dettmer M, Pourmoghaddam A, Lee B-C, Layne CS. Effects of aging and tactile stochastic resonance on postural performance and postural control in a sensory conflict task. *Somatosensory & motor research*. 2015;32(2):128-35.
51. Dettmer M, Pourmoghaddam A, Lee B-C, Layne CS. Do aging and tactile noise stimulation affect responses to support surface translations in healthy adults? *Current Gerontology and Geriatrics Research*. 2016;2016.
52. Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental brain research*. 2007;181:1-11.
53. Mendez-Balbuena I, Manjarrez E, Schulte-Mönting J, Huethe F, Tapia JA, Hepp-Reymond M-C, et al. Improved sensorimotor performance

- via stochastic resonance. *Journal of Neuroscience*. 2012;32(36):12612-8.
54. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental brain research*. 2004;156(4):505-12.
55. Polskaia N, Richer N, Dionne E, Lajoie Y. Continuous cognitive task promotes greater postural stability than an internal or external focus of attention. *Gait & posture*. 2015;41(2):454-8.
56. Potvin-Desrochers A, Richer N, Lajoie Y. Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. *Gait & posture*. 2017;57:40-5.
57. de Brito Silva P, Oliveira AS, Mrachacz-Kersting N, Laessoe U, Kersting UG. Strategies for equilibrium maintenance during single leg standing on a wobble board. *Gait & posture*. 2016;44:149-54.