# The Effect of Fatigue on the Range of Ground Geaction Force in National Team Wrestlers During Running

**Received:** 2023-05-24**Accepted:** 2023-09-22

**1. Fateme Seyedi**
**2. Reza Farzizadeh**
**3.Hamed Sheikhalizade**

1. Senior Expert in Physical Education and Sports Sciences, Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran
2. Associate Professor, Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
3.Doctoral student of Physical Education and Sports Sciences, Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran

*Correspondence:
Reza Farzizadeh, Associate Professor, Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran
Email: r_farzizadeh@uma.ac.ir
Orcid: 0000-0003-0213-1867

## ABSTRACT

**Background and purpose:** The effect of lower limb muscle fatigue on changes in pressure distribution on the ground reaction range during walking has not been clearly studied. The purpose of this research is to investigate the effect of fatigue on the range of ground reaction force in national team wrestlers during running.
**Methodology:** The method of this research was semi-experimental and laboratory. The statistical sample of the present study was estimated to be 30 people based on the previous results and JPower software, with a power of 98% and a confidence level of 0.05. The statistical population of this research was made up of men with an age range of 18 to 22 who were members of the national wrestling team. A Bartek force plate with a sampling rate of 1000 Hz was used to record the ground reaction force during running. The subjects were given a pre-test, then exercise and fatigue, and after fatigue, a post-test was taken. A t-test was used to analyze the data. The Shapiro-Wilk test was used to check the normality of the data distribution. To analyze the statistical data, a two-way analysis of variance with repeated measures was used. All analyses were done using SPSS software.
Findings: There was no significant difference between the subjects' anthropometric characteristics (P 0.05). The results obtained in the above research showed that there was a significant difference between the peak internal-external force during heel contact with the ground before and after fatigue (p = 0.028). The time to reach the vertical peak when the heel separates from the ground before and after fatigue had a statistically significant difference (p = 0.049). Also, the findings showed that the fatigue factor for the variables impulse and vertical loading rate was not statistically significant. The results showed that internal-external force has a significant difference compared to other vertical components.
Conclusion In general, the mechanics of running on the range of the ground reaction force before and after the fatigue of the wrestlers were significant.

**Keywords:** Debilitating fatigue, ground reaction force, wrestlers, running

**Background and Aims**

Running is one of the basic skills that takes up the most movement activity during the day (1). Also quite an activity. It is complex and involves the cooperation of the nervous, muscular, and skeletal systems (2). The foot is the first contact point of the body with the external environment. It stands and plays an essential role in maintaining balance (3). One of the major and main tasks of the lower body is running. The main role The lower limb is able to absorb the forces resulting from the contact of the foot with the ground, produce forward force, maintain balance, etc. (4). According to Rimmer et al.'s research, controlling body posture in a standing position after fatigue is particularly important. in line with the body The bottom is responsible for absorbing pressure when the foot contacts the ground during running and adjusting the amount of load (5). Running is a behavior. It is a movement that consists of two phases: static and oscillation (6). When the foot hits the ground, a force from the ground moves towards the foot. It is used to reduce acceleration and reach rest, and this force is called the ground reaction force (7). According to the law The third Newton is the amount of ground reaction force equal to the body weight and in the opposite direction to the force that enters the ground. according to Research commands sent from the nervous system, power generation by muscles, and a specific range of motion cause natural running. This means that the occurrence of any disorder in any of these factors causes abnormal running (8). Measurements of ground reaction force during running are one of the tools and criteria used to classify people. is used (9). The ground reaction force is a kinetic detection method for collecting the oscillatory components of the Anatomical aspects such as joints, muscles, and nerves are considered during running (10). Research shows that the variables match. Spatio-temporal running (11) and ground reaction forces (12) are necessary to maintain athletic performance despite fatigue. Studying the state of running after fatigue is of particular importance. (5) Fatigue can reduce the ability to produce power when defined sports activity (13). One of the important obstacles to the optimal performance of sports activities is fatigue, which depends on the type of activity. Several factors can be its causes (14). Fatigue can also affect learning, concentration, and motor performance (15). Also, fatigue has an effect on reaction force (16, 17) by causing fatigue in muscles, changes in kinetics, and Movement kinematics are created (18, 19). Kinetic variables represent mechanical changes related to diseases and changes The lower limb is among the parameters of running, and kinematic variables have special importance (17). Hence the purpose of the study. The purpose of this study was to investigate the effect of fatigue on the range of ground reaction force in national team wrestlers during running. Materials and methods: The method of this research was semi-experimental and laboratory. The statistical sample of the current research is based on previous results and JPower software. A power of 98% and a confidence level of 0.05 were estimated for 30 people. The statistical population of this research was composed of men with an age range of 18 to 22 years. who were members of the national wrestling team. The criteria for entering the current research include being a member of the national wrestling team, and the criteria for exiting the research The abnormal condition in the body structures had a history of surgery and serious injuries in the joints of the lower limbs. Before doing any Measurement, satisfaction of subjects to participate in this study, and their personal information, including age, sports history, and number of sessions sports per week, and a history of illness and injury was recorded in a form. Based on the previous results and Jpower software, the power is 98%, and the level The confidence was estimated at 0.05 for 30 people using a Bertek force plate with a sampling rate

of 1000 Hz to record the ground reaction force. Used during running. The subjects were given a pre-test, then exercise and fatigue, and after fatigue, a post-test. The T test was used for data analysis.

The Shapiro-Wilk test was used to check the normality of the data distribution. To analyze the statistical data, also from the analysis test A two-way variance with repeated measures was used. All analyses were done using SPSS software. 1 Reimer findings: According to the results shown in Table No. 1, there was no significant difference between the anthropometric characteristics of the subjects. (P< 0.05).

Table 1. Mean and standard deviation of height, weight and age of elite wrestlers

| parameters | Before fatigue |
|---|---|
| Age (year) | 19/14±1/98 |
| Weight (kg) | 83/52±10/10 |
| Height (meter) | 1/78±0/04 |

The results obtained in the above research showed that the peak of the internal-external force during heel contact with the ground occurred before and after Fatigue had a significant difference (p = 0.028). The time to reach the vertical peak is when the heel leaves the ground. There was a statistically significant difference between before and after fatigue (p = 0.049).

Table 2. Peak values of forces and time to reach the peak during running before and after fatigue of wrestlers

| variabels | Parameters and after fatigue slow to | and after fatigue slow to | before fatigue | and after fatigue slow to | significance |
|---|---|---|---|---|---|
| The peak of forces (percentage of body weight) | $FX_{HC}$ | 1/99± 7/23 | 2/45± 3/26 | 27/73 | 0/028* |
| | $FX_{PO}$ | -6/00± 1/44 | 3/26± -6/52 | 8/66 | 0/505 |
| | $FZ_{HC}$ | 21/62± 105/42 | 26/91± 101/04 | 4/33 | 0/564 |
| | $FZ_{PO}$ | 6/19±23/47 | 5/34± 21/95 | 6/29 | 0/419 |
| time to peak (ms) | $FX_{HC}$ | 5/00± 21/80 | 7/61± 21/28 | 2/24 | 0/794 |
| | $FX_{PO}$ | 150/71± 376/47 | 140/72± 404/61 | 4/47 | 0/535 |
| | $FZ_{HC}$ | 33/35± 150/09 | 25/92± 144/66 | 3/75 | 0/559 |
| | $FZ_{PO}$ | 39/99±555/09 | 55/94± 503/76 | 10/18 | 0/049 |
| | NEGATIVEFM | -0/14± 0/35 | -0/04± 0/21 | 66/66 | 0/305 |
| free torque | POSITRVEFM | 0/23± 0/43 | 0/19± 0/40 | 7/5 | 0/715 |

The findings showed that the fatigue factor for the variables impulse and vertical loading rate was not statistically significant. Results It showed that the internal-external force p = 0.02 has a significant difference compared to other vertical components. Discuss: The aim of the present study was to compare the effect of fatigue on the range of ground reaction force during running. According to the results, The peak internal-external force achieved during heel contact with the ground after fatigue compared to before fatigue is 27.73%. had increased Also, the time to reach the peak of vertical force during the pushing phase was increased by 10.18%. Variable FX po It indicates the amount of ground reaction force in the internal direction, and its increase is related to the increase of foot supination. is (20) due to the fact that after fatigue, the amount of this variable has increased, so supination values The foot will probably increase, which can lead to poor performance of the ankle joint during the loading response. to be In the heel-toe running pattern, the running cycle consists of lean and swing phases. Intervals of one-sided reliance (one the foot is on the ground) is separated by a double support step (21). In running, the ratio of the support phase to the swing Giving (as opposed to walking) is 40 to 60. Of course, the exact amount depends on the running speed. That is, with an increase The speed is reduced during the support phase and increased during the swing phase. that this increase and decrease in running can affect the earth's reaction forces. The above results were consistent with the studies of Holmans et al. and Dehundt et al.

# تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس العمل زمین در کشتی گیران تیم ملی در طی دویدن

**تاریخ ارسال:**
۱۴۰۲/۰۱/۱۸
**تاریخ پذیریش:**
۱۴۰۲/۰۲/۲۹

**۱- فاطمه سیدی**
کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی وروانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل،
**۲- رضا فرضی زاده**
دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی ، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
**۳- حامد شیخ علیزاده**
انشجوی دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل،

* نویسنده مسئول:
رضا فرضی زاده
دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی ، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ایمیل: r_farzizadeh@uma.ac.ir
اورکید: ۱۸۶۷-۰۲۱۳-۰۰۰۳-۰۰۰۰

## چکیده

چکیده

**اهداف:** اثر خستگی عضلات اندام تحتانی بر تغییرات توزیع فشار بر دامنه عکس العمل زمین در هنگام راه رفتن به روشنی مطالعه نشده است. هدف تحقیق حاضر بررسی تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس¬العمل زمین در کشتی گیران تیم ملی در طی دویدن است.

روش کار: روش این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری مردانی با محدوده سنی ۱۸ تا ۲۲ سال که عضو تیم ملی کشتی بودند. از صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت نیروی عکس العمل زمین طی دویدن استفاده شد. برای پروتکل خستگی از پروتکل وامانده ساز بروس استفاده شد و از آزمون تحلیل واریانس برای تحلیل داده ها استفاده شد .

**یافته ها:** بین ویژگی‌های آنتروپومتری آزمودنی‌ها تفاوت معناداری نشان نداد (P>۰/۰۵). نتایج بدست آمده در پژوهش فوق نشان داد اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد از خستگی دارای اختلاف معناداری بود (p =۰/۰۲۸). زمان رسیدن به اوج عمودی در هنگام جدا شدن پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد خستگی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود (p=۰/۰۴۹). همچنین عامل خستگی بر متغیرهای ایمپالس و نرخ بارگذاری عمودی از لحاظ آماری معنادار نبود. نتایج نشان داد که نیروی . داخلی- خارجی در مقایسه با دیگر مولفه های عمودی دارای اختلاف معناداری می‌باشد.

**نتیجه گیری:** به طور کلی مکانیک دویدن بر دامنه نیروی عکس العمل زمین در قبل و بعد از خستگی کشتی گیران تاثیرگذار بود.

**کلید واژه‌ها:** خستگی وامانده ساز، نیروی عکس العمل زمین، کشتی گیران، دویدن

## مقدمه

دویدن یکی از مهارت¬های پایه است که در طول روز بیشترین فعالیت حرکتی را به خود اختصاص می¬دهد (۱). همچنین فعالیتی کاملا پیچیده است که با همکاری سیستم عصبی، عضلانی و اسکلتی انجام می¬شود(۲). پا نخستین نقطه تماس بدن با محیط خارج درهنگام ایستادن است و در حفظ تعادل نقش اساسی را ایفا می¬کند(۳). از جمله وظایف عمده و اصلی اندام تحتانی دویدن است. اصلی¬ترین نقش اندام تحتانی با انجام اعمال جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین، تولید نیروی جلو¬برنده، حفظ تعادل و ... است(۴). طبق تحقیقات ریمر و همکاران کنترل وضعیت بدن در حالت ایستاده به دنبال خستگی دارای اهمیت ویژه ای هست. راستای اندام تحتانی مسئول جذب فشار در هنگام تماس پا با زمین در حین دویدن بوده و میزان بار را تعدیل می¬بخشد (۵). دویدن یک رفتار حرکتی است که از دو فاز ایستایی و نوسان تشکیل می¬شود(۶). هنگامی که پا با زمین برخورد می¬کند نیرویی از زمین به طرف پا برای کاهش شتاب و رسیدن به استراحت اعمال می¬شود که به این نیروی وارده نیروی عکس العمل زمین می¬گویند(۷). طبق قانون سوم نیوتن مقدار نیروی عکس العمل زمین برابر وزن بدن و در جهت مخالف با نیرویی است که به زمین وارد می¬شود. طبق پژوهشات فرمان¬های ارسال شده از دستگاه عصبی، تولید نیرو توسط عضلات ودامنه حرکتی مشخص موجب دویدن طبیعی می¬شود این بدان معنی ست که بروز هرگونه اختلال در هر یک از این عوامل باعث دویدن غیر طبیعی می¬شود (۸ .(

اندازه¬گیری¬های نیروی عکس العمل زمین در هنگام دویدن یکی از ابزار¬ها ومعیارهایی به شمار می¬رود که برای طبقه بندی افراد مورد استفاده قرار می¬گیرد(۹). نیروی عکس العمل زمین یک روش آشکارسازی کنیتیکی از جمع¬آوری مولفه های نوسانی اجزای آناتومیکی مثل مفاصل، عضلات و اعصاب طی دویدن در نظر گرفته می¬شود(۱۰). پژوهشات نشان می¬دهند تطابق در متغیرهای فضایی¬_ زمانی دویدن (۱۱) و نیروهای عکس العمل زمین(۱۲)، با وجود خستگی برای حفظ عملکرد ورزشی ضروری است. مطالعه وضعیت دویدن به دنبال خستگی، از اهمیت ویژه ای برخوردار است.(۵)خستگی را میتوان کاهش توانایی تولید¬ نیرو هنگام فعالیت ورزشی تعریف کرد (۱۳). یکی از موانع مهم اجرای مطلوب فعالیت های ورزشی خستگی می¬باشد که باتوجه به نوع فعالیت عوامل متعددی می¬تواند عامل آن باشد (۱۴). خستگی همچنین میتواند بر روی یادگیری، تمرکز و اجرای حرکتی تاثیر بگذارد (۱۵). همچنین خستگی برروی نیروی عکس العمل نیز تاثیر گذار است(۱۶, ۱۷) با ایجاد خستگی در عضلات تغیراتی در کنتیک و کینماتیک حرکتی به وجود می¬آید (۱۸, ۱۹). متغیرهای کنیتیکی بیانگر تغییرات مکانیکی هستند که مربوط به بیماری¬ها و تغییرات اندام تحتانی است از میان پارامترهای دویدن متغیرهای کینماتیکی دارای اهمیت ویژه¬ای هستند (۱۷ .(

خستگی پس از فعالیت¬های درمانده ساز پدیده ای است که طی فعالیت های مختلف به وجود آمده و موجب اختلال در عملکرد حرکتی افراد می¬شود. همچنین یکی از عواملی است که الگوهای حرکتی را تحت تاثیر قرار داده و ماهیت آنها را از نظر بیومکانیکی تغیر می¬دهد (۲۲). به دنبال پیشرفت در رشته های ورزشی، کشتی نیز در دهه¬های اخیر حرکت رو به جلویی داشته است. بدون شک می¬توان بخشی از این پیشرفت را مدیون یافته¬های علمی پژوهشات مختلف دانست (۲۳). بر همین اساس داشتن اطلاعات کافی از سطح آمادگی و بدنی کشتی¬گیران مربیان را برای تهیه یک برنامه¬ی تمرینی بهینه یاری می¬کند. با پیشرفت¬های فناوری ورزش به عنوان یک نیاز، ضرورت و یک ارزش در جامعه شناخته می¬شود که به کمک آن می¬توان به رفع فقر حرکتی، قابلیت¬های جسمانی و فکری توسعه بخشید (۲۴). اجرای فعالیت کشتی به نیازهای بدنی خاص مثل خصوصیات بی¬هوازی (قدرت، توان، سرعت، تحمل لاکتات و استقامت بی¬هوازی) و هوازی متکی بوده و به این

علت یک فعالیت شدید به حساب می آید (۲۵). کشتی فعالیتی است که فشارهای زیادی را بر ورزشکاران تحمیل می¬کند همچنین کشتی¬گیران در هنگام اجرای تمرینات باید وضعیت های بدنی مختلف را اتخاذ کنند از این رو انجام تمرینات در مدت زمان طولانی باعث ایجاد تغیراتی در سازگاری عضلات و قدرت عضلات ناحیه تنه و اندام¬های تحتانی می¬شود نتیجه این تغییرات موجب عدم تعادل عضلانی و ایجاد تغییرات وضعیتی در اندام تحتانی و فوقانی کشتی¬گیران است (۲۶, ۲۷). پژوهش¬های گذشته نشان داده است که خستگی مرتبط با دویدن، موجب اختلال در ظرفیت جذب شوک در اندام تحتانی شده و منجر به افزایش خطر آسیب شده است (۲۸). علاوه بر این، خستگی به گونه¬ای بر عملکرد عضلانی تاثیرگذار است که موجب تغییر در هماهنگی حرکتی (۲۸)، دقت کنترل حرکتی (۲۹)، زمان¬های عکس¬العمل عضلانی (۳۰) و قابلیت حس عمقی مفصلی شده است (۳۱). محققین گزارش کرده¬اند که هرگونه تغییر در عملکرد عضلانی متأثر از خستگی، ممکن است توانایی عضلات را در محافظت از بدن در برابر آسیب به خطر بیاندازد (۳۲). نیرو¬ی ¬عکس¬العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این مولفه¬ها (Time to Peak)یا(TTP ، نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد از جمله مهم¬ترین متغییرهای جنبشی هستند که می¬توانند بر روی مکانیک دویدن اثرگذار باشند (۳۳ .(

نرخ بارگذاری با توجه به فرمول آن که نسبت اوج اولیه مولفه عمودی نیروی عکس¬العمل زمین به زمان رسیدن به اوج آن طی فاز تماس پاشنه توسط نرخ بارگذاری عمودی نشان داده می¬شود (۳۴). با توجه به مطالعات مشخص شده است یکی از متغییرهای مهم برای ارزیابی اضافه بار بافت عضلات اسکلتی؛ میزان نرخ بارگذاری می¬باشد(۳۵). میزان این نیروها و نرخ بارگذاری عمودی با آسیب¬های اندام تحتانی در ارتباط می¬باشد (۳۶). افزایش نیروی عکس¬العمل زمین و در کنار آن کاهش زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی باعث افزایش نرخ بارگذاری می¬شود که پیامد آن نیز افزایش اضافه بار عضلات است که به نوبه¬ خود احتمال آسیب را افزایش می¬دهد(۳۷). ایمپالس برابر است با انتگرال نیروهای عکس¬العمل زمین در فاز اتکای دویدن که با اندازه حرکت بدن معادل است(۳۸). گشتاوری که در محور عمودی و در مرکز فشار قرار دارد همان گشتاورآزاد می¬باشد (۳۶). نخودچی و همکاران در تحقیقی برروی تاثیر زانوبند بر کینتیک و کینماتیک کشتیگران دارای آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی بیان نمودند که استفاده از زانوبند نرم نئوپرنی باعث کاهش برخی از ریسک فاکتورهای کینماتیکی موثر در بروز آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی می¬گردد (۳۹). از این رو هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس¬العمل زمین در کشتی گیران تیم ملی در طی دویدن بود.

## مواد و روش ها

روش این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر بر اساس نتایج قبلی و نرم افزار جی پاور با توان ۹۸درصد و سطح اطمینان ۰/۰۵، ۳۰ نفر برآورد شد. جامعه آماری این پژوهش مردانی با محدوده سنی ۱۸ تا ۲۲ سال بودند که عضو تیم ملی کشتی بودند. معیارهای ورود به تحقیق حاضر عضو تیم ملی کشتی بودن و معیارهای خروج از تحقیق شامل داشتن وضعیت غیرطبیعی در ساختارهای بدن داشتن سابقه جراحی و آسیب دیدگی جدی در مفاصل اندام تحتانی بود. قبل از انجام هر گونه اندازه گیری، رضایت آزمودنی¬ها برای شرکت در این مطالعه و اطلاعات شخصی آنها شامل سن، سابقه ورزشی،تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب دیدگی در فرمی ثبت شد. بر اساس نتایج قبلی و نرم افزار جی پاوریا توان ۹۸درصد و سطح اطمینان ۰/۰۵ تعداد ۳۰ نفر برآورد شد. از صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت نیروی عکس العمل زمین طی دویدن استفاده شد. از آزمودنی ها تست پیش آزمون گرفته شد. سپس تمرین و خستگی داده شد و بعد از خستگی تست post test گرفته شد از آزمون T برای تحلیل داده ها استفاده شد. برای انجام خستگی از پروتکل وامانده

ساز بروس استفاده شد (۴۰). به اینصورت که بعد از پیش¬آزمون آزمودنی¬ها با کفش ورزش روی تردمیل رفته و طبق پروتکل وامانده ساز بروس خستگی انجام شد. داده¬های کنتیکی با استفاده از فیلتر باتروورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت شامل حداکثر مقادیر GRF سه بعدی و زمان رسیدن به اوج مولفه های داخلی–خارجی(Fx) ، مولفه قدامی–خلفی ( Fy) و مولفه عمودی (Fz) بود. اوج منحنی عمودی) GRF اوج فعال ([Fz] برای تحلیل بیشتر مورد توجه قرار گرفتند. در جهت داخلی–خارجی، اوج نیروهای داخلی ( FxMS) و خارجی ( FxHC)مورد بررسی قرار گرفت. در جهت قدامی–خلفی، اوج نیروی خلفی ( FyHC) و اوج نیروی قدامی ( FyPO) مورد بررسی قرار گرفت (نمودار ۱). نیرو ها با جرم بدن نرمال شدند و به عنوان درصدی از جرم بدن گزارش گردیدند (۴۴) . ایمپالس با استفاده از روش ذوزنقه¬ای برای محورهایX ، Y و Z به صورت زیر محاسبه می¬شود (۴۵):(

$$Impulse = \Delta t([\frac{(F1+fn)}{2}]+\sum_{i=2}^{n-1} Fi)$$

در فرمول بالا F1 و Fn به ترتیب نیروهای اول و آخر هستند، Δtنیز برابر مدت زمان نمونه¬گیری و n برابر تعداد نقطه¬داده¬های نیروی ثبت شده هستند.

برای نرمال کردن داده ها از روش تقسیم بر وزن آزمودنی ها استفاده شد. برای تحلیل داده ها از ازمون شاپیرو ویلک برای طبیعی بودن آزمودنی ها استفاده شد. جهت تحلیل داده های آماری نیز از آزمون t استفاده شد. تمام تحلیل ها با استفاده از نرم افزارspss انجام گردید.

**یافته ها**

ویژگی‌های آنتروپومتری آزمودنی‌های قد، وزن و سن آزمودنی‌ها در جدول شماره یک گزارش شده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد قد، وزن و سن کشتی گیران نخبه

| واحدها | قبل از خستگی |
|---|---|
| سن (سال) | ۱۹/۱۴ ± ۱/۹۸ |
| وزن (کیلوگرم) | ۸۳/۵۲ ± ۱۰/۱۰ |
| قد (متر) | ۱/۷۸ ± ۰/۰۴ |

نتایج بدست آمده در پژوهش فوق نشان داد اوج نیروی داخلی–خارجی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد از خستگی دارای اختلاف معناداری بود (p =۰/۰۲۸). زمان رسیدن به اوج عمودی در هنگام جدا شدن پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد خستگی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود (p=۰/۰۴۹).

جدول ۲. مقادیر اوج نیرو ها و زمان رسیدن به اوج در طی دویدن در قبل و بعد خستگی

| متغیرها | | پارامترها | قبل از خستگی | بعد از خستگی | میزان تغییر | سطح معناداری |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | اوج نیروها (درصدی از وزن بدن) | $FX_{HC}$ | ۵/۶۶ ± ۲/۴۵ | ۷/۲۳ ± ۱/۹۹ | ۲۷/۷۳ | ٭ ۰/۰۲۸ |
| | | $FX_{PO}$ | ۳/۲۶ ± -۶/۵۲ | ۱/۴۴ ± -۶/۰۰ | ۸/۶۶ | ۰/۵۰۵ |
| | | $FY_{HC}$ | ۵/۶۳ ± -۱۱/۰۹ | ۵/۸۳ ± -۱۰/۲۳ | ۸/۴۰ | ۰/۶۳۱ |
| | | $FY_{PO}$ | ۲۱/۹۵ ± ۵/۳۴ | ۲۳/۴۷ ± ۶/۱۹ | ۶/۹۲ | ۰/۳۹۸ |
| | | $FZ_{HC}$ | ۱۰۱/۰۴ ± ۲۶/۹۱ | ۱۰۵/۴۲ ± ۲۱/۶۲ | ۴/۳۳ | ۰/۵۶۴ |
| | | $FZ_{PO}$ | ۲۱/۹۵ ± ۵/۳۴ | ۲۳/۴۷ ± ۶/۱۹ | ۶/۹۲ | ۰/۴۱۹ |
| | زمان رسیدن به اوج (میلی ثانیه) | $FX_{HC}$ | ۲۱/۲۸ ± ۷/۶۱ | ۲۱/۸۰ ± ۵/۰۰ | ۲/۴۴ | ۰/۷۹۴ |
| | | $FX_{PO}$ | ۴۰۴/۶۱ ± ۱۴۰/۷۲ | ۳۷۶/۴۷ ± ۱۵۰/۷۱ | ۴/۴۷ | ۰/۵۳۵ |
| | | $FY_{HC}$ | ۴۶/۹۰ ± ۴۴/۶۷ | ۵۱/۶۶ ± ۳۲/۲۱ | ۱۰/۱۴ | ۰/۶۹۴ |
| | | $FY_{PO}$ | ۴۷۳/۸۰ ± ۹۹/۹۶ | ۴۷۸/۹۵ ± ۹۶/۰۱ | ۱/۰۸ | ۰/۸۶۶ |
| | | $FZ_{HC}$ | ۱۴۴/۶۶ ± ۲۵/۹۲ | ۱۵۰/۰۹ ± ۳۳/۳۵ | ۳/۷۵ | ۰/۵۵۹ |
| | | $FZ_{PO}$ | ۵۰۳/۷۶ ± ۵۵/۹۴ | ۵۵۵/۰۹ ± ۳۹/۹۹ | ۱۰/۱۸ | ٭ ۰/۰۴۹ |
| گشتاور آزاد | | NEGATIVEFM | ۰/۲۱ ± -۰/۰۴ | ۰/۳۵ ± -۰/۱۴ | ۶۶/۶۶ | ۰/۳۰۵ |
| | | POSITRVEFM | ۰/۴۰ ± ۰/۱۹ | ۰/۴۳ ± ۰/۲۳ | ۷/۵ | ۰/۷۱۵ |

FXHC: اوج نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه به زمین، FXpo: اوج نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین، FYHC: اوج نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه به زمین، FYpo: اوج نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین، FZHC: اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه به زمین، FZpo: اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین، NEGATIVEFM: مینیموم گشتاور آزاد، POSITRVEFM: اوج گشتاور آزاد

٭ سطح معناداری P<۰/۰۵

یافته ها نشان داد که عامل خستگی بر متغیرهای ایمپالس در سه راستا از لحاظ آماری معنادار نبود. نتایج نشان داد که نیروی داخلی- خارجی در مقایسه با دیگر مولفه های عمودی دارای اختلاف معناداری می‌باشد

جدول۲. مقادیر ایمپالس قبل خستگی و بعد خستگی

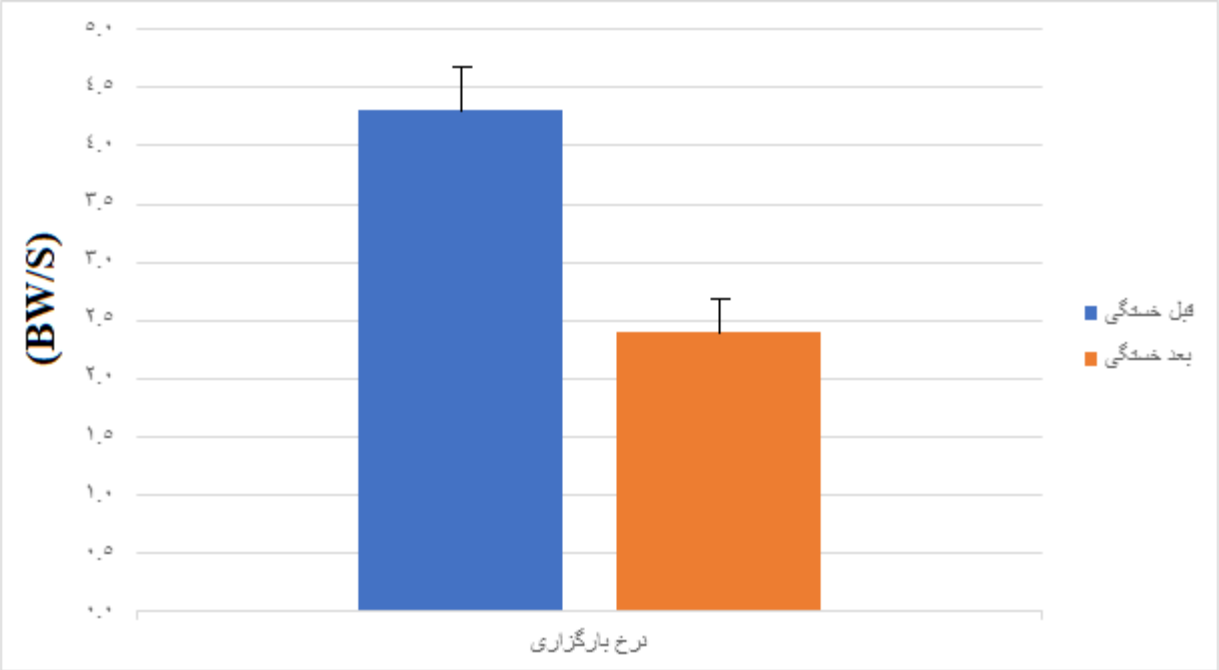
| متغیرها | پارامترها | قبل از خستگی | بعد از خستگی | میزان تغییر | سطح معناداری |
|---|---|---|---|---|---|
| ایمپالس وزن بدن (%BW.S) | $IMP_{FX}$ | ۲۰/۰۴ ± ۱۱/۳۰ | ۱۸/۶۶ ± ۶/۱۴ | ۷/۳۹ | ۰/۶۲۵ |
| | $IMP_{FY}$ | ۴۴/۳۳ ± ۱۲/۹۴ | ۴۸/۷۱ ± ۱۲/۶۴ | ۹/۸۸ | ۰/۲۴۷ |
| | $IMP_{FZ}$ | ۴۱۰/۸۵ ± ۱۳۴/۸۸ | ۴۵۹/۱۴ ± ۱۲۴/۳۲ | ۱۱/۷۵ | ۰/۲۳۵ |

($IMP_{FX}$: ایمپالس راستای داخلی-خارجی، $IMP_{FY}$: ایمپالس راستای قدامی-خلفی، $IMP_{FZ}$: ایمپالس راستای عمودی)

٭ سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایج نشان داده در نمودار ۱ حاکی از آن است که در مولفه نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل زمین در قبل و بعد از خستگی اختلاف معناداری مشاهده نشد.

نمودار ۱. انحراف معیار و نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل زمین در قبل و بعد خستگی وامانده ساز




## نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر مقایسه تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس العمل زمین طی دویدن بود. طبق نتایج به دست آمده اوج نیروی داخلی-¬خارجی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین در بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی ۲۷/۷۳ درصد افزایش یافته بود. همچنین زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در طی فاز هل دادن ۱۰/۱۸ درصد افزایش یافته بود. متغیر fxpoنشان دهنده میزان نیروی عکس¬العمل زمین در راستای داخلی است و افزایش آن با افزایش سوپینیشن پا مرتبط است (۲۰) با توجه به این که بعد از خستگی میزان این متغیر دچار افزایش شده است بنابراین مقادیر سوپینیشن پا احتمالا دچار افزایش خواهد شد که این امر می¬تواند منجر به ضعف عملکرد مفصل مچ پا طی پاسخ بارگذاری شود. براین اساس افزایش سوپینیشن پا می¬تواند موجب اینورشن بیش از حد در مفصل زیر قاپی (همراه با کف پای گود) باعث کاهش فعالیت عضله دوقلو ¬شود (۴۱). فعالیت عضله دوقلو داخلی در افراد با پای سوپینت در مرحله تحمل وزن کمتر از گروه نرمال و در مرحله پایانی سکون بیشتر از گروه نرمال است (۴۲). بنابراین کاهش فعالیت عضله دوقلو در هنگام ایجاد خستگی نسبت به حالت عادی می¬تواند موجب کاهش سرعت در آزمودنی¬های گردد. همچنین گزارش شده است که چرخش پاشنه و تغییر خط کشش تاندون عضله دوقلو و نعلی موجب کاهش نیروی اعمالی این عضلات می¬شود (۴۳). بنابراین نتایج تحقیقات وانگ و همکاران، بیناباجی و همکاران و عزیزپور و همکاران با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد. بنابراین با توجه به نتایج فوق در مورد پیامد خستگی در کشتیگران نخبه می¬توان گفت خستگی با افزایش سوپینیش پا سبب کاهش فعالیت عضله دوقلو می¬شود که این فرایند می¬تواند سرعت افراد و عملکرد مچ را کاهش دهد. همچنین افزایش در اوج نیروی راستای داخلی-خارجی می¬تواند موجب

افزایش نوسان در این راستا شود (۴۴) که پیامد آن نیز کاهش تعادل افراد در این راستا می¬شود. از آنجایی که دویدن در یک زنجیره حرکتی بسته انجام می¬شود، اختلال در اندام تحتانی می¬تواند به اندام¬های بالاتر نیز انتقال پیدا کند. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Wang و همکاران (۴۵) و Beinabaji و همکاران (۴۶) ناهمخوان بود که دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیقات آنها با نتایج تحقیقات حاضر را می¬توان ناشی از تفاوت در جنسیت (آزمودنی های زن)، سن آزمودنی ها (نوجوانان) و سطح فعالیت آزمودنی¬ها (کشتی¬گیران نخبه) دانست.

در این زمینه خستگی به عنوان یک ریسک فاکتور برای بروز آسیب های اندام تحتانی همچون آسیب های لیگامان صلیبی قدامی گزارش شده است (۴۷) و دلیل اصلی آن را احتمالا تغییرات بیومکانیکی حرکت به دنبال خستگی یا مکانیزم¬های جبرانی سیستم عصبی مرکزی دانسته¬اند (۴۷-۵۰). برای مثال در زمینه مکانیزم های جبرانی به دنبال خستگی Padua و همکاران (۵۱) اشاره کرده¬اند که در طول انقباض بیشینه عضله چهارسرانی، هم انقباضی عضلات همسترینگ برای حفظ ثبات دینامیک زانو و پیشگیری از نیروهای برشی وارد بر لیگامان صلیبی قدامی ضروری است و خستگی باعث فعال شدن زود هنگام عضله چهارسرانی و تاخیر در فعال شدن عضالت همسترینگ می¬شود و این تاخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت نی شده و در نتیجه باعث انتقال بار نامناسب و غیرقابل کنترل به مفصل زانو شده و فرد را در معرض بروز آسیب لیگامان صلیبی قدامی قرار می¬دهد (۵۱). در مطالعه ای دیگر نتایج نشان داد که هنگام انجام حرکت پرش- فرود افراد پس از خستگی بیشتر به راهبردهای مچ محور روی می¬آورند و به عضلات مچ پا بیشتر از عضلات زانو متکی می¬شوند و به نظر میرسد این امر پایداری زانو را کاهش و احتمال آسیب لیگامان صلیبی قدامی را افزایش می¬دهد (۴۹).

در الگوی دویدن پاشنه-پنجه، چرخه دویدن شامل مراحل اتکا و تاب دادن است. تناوب¬های اتکای یک طرفه (یک پا روی زمین است) با یک مرحله حمایت دوگانه از هم جدا می¬شود (۲۱). در دویدن نسبت مرحله اتکا با تاب دادن (بر عکس راه¬رفتن) ۴۰ به ۶۰ است. البته میزان دقیق آن به سرعت دویدن بستگی دارد. یعنی با افزایش سرعت، از مرحله اتکا کم شده و به مرحله تاب دادن افزوده می¬شود. که این افزایش و کاهش در دویدن می¬تواند نیروهای عکس¬العمل زمین را تحت تاثیر دهد. اما این نکته را هم باید ذکر کرد هرچقدر زمان اتکا هنگام دویدن افزایش پیدا کند می¬تواند با کاهش نرخ بارگذاری هنگام دویدن همراه باشد (۲۱). احتمال می¬رود در تحقیق حاضر نیز این روند موجب کاهش نرخ¬بازگذاری شود که این کاهش می¬تواند موجب افزایش آسیب شود. نرخ بارگذاری عمودی مقیاسی از ضربه است که به بدن منتقل می¬شود و با آسیب¬های مختلف مرتبط می¬باشد (۵۲). از طرفی افزایش مدت زمان اتکا می¬تواند بدلیل کاهش در سرعت دویدن باشد که افراد با کاهش سرعت، مدت زمان اتکا را افزایش می¬دهند (۵۳, ۵۴). نتایج فوق با مطالعات هالمنز و همکاران و دیهوندت و همکاران همسو بود (۵۴, ۵۵ ).

یکی از محدودیت های این تحقیق مطالعه بر روی مردان می¬باشد و با توجه به تفاوت¬های موجود بین زنان و مردان تعمیم این نتایج بر کل جامعه با مشکل همراه می¬باشد. همچنین به نظر می¬رسد برای بررسی بهتر تاثیر خستگی اگر از فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی نیز در قبل و بعد از خستگی استفاده شود نتایج بسیار مفیدتر می¬توان بدست آورد.

در نهایت با توجه به یافته¬های پژوهش حاضر می¬توان نتیجه گرفت خستگی وامانده ساز در کشتی¬گیران نخبه می¬تواند موجب کاهش تعادل داخلی-خارجی شده و ریسک آسیب را در این افراد بالا ببرد.

## فهرست منابع

1. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. RESEARCH METHODS IN BIOMECHANICS.

2. Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Sports Science and Medicine. 2010;9(2):353.
3. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. The Foot. 2018;37:77-84.
4. حسين تک, حيدر ص, علي ع. بررسي مولفه هاي نيروي عکس العمل زمين و فعاليت الکترومیوگرافي عضلات اندام تحتاني طي مرحله استقرار راه رفتن در مردان فعال با و بدون زانوي پرانتزي در دانشگاه خوارزمي در سال ۱۳۹۶: یک مطالعه توصیفي.
5. Reimer III RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010;13(1):161-6.
6. Kharb A, Saini V, Jain Y, Dhiman S. A review of gait cycle and its parameters. IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management. 2011;13:78-83.
7. Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait & posture. 1999;10(3):264-75.
8. Lovell WW, Winter RB, Morrissy RT, Weinstein SL. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
9. Jenkins J, Ellis C, editors. Using ground reaction forces from gait analysis: Body mass as a weak biometric. International conference on pervasive computing; 2007: Springer.
10. Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. Gait & posture. 2008;28(3):405-11.
11. Barbieri FA, dos Santos PCR, Vitório R, van Dieën JH, Gobbi LTB. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. Gait & posture. 2013;38(4):702-7.
12. Parijat P, Lockhart TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. Ergonomics. 2008;51(12):1873-84.
13. Marchetti PH, Orselli MI, Duarte M. The effects of uni-and bilateral fatigue on postural and power tasks. Journal of applied biomechanics. 2013;29(1):44-8.
14. Mohr M, Krustrup P, Bangsbo J. Fatigue in soccer: a brief review. Journal of sports sciences. 2005;23(6):593-9.
15. Kluka DA. Motor behavior: From learning to performance: Morton; 1999.
16. Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. Human movement science. 2014;34:120-7.
17. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. European spine journal. 2004;13(8):750-4.
18. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. Gait & posture. 2016;48:52-6.
19. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. Journal of Advanced Sport Technology. 2019;3(1):8-21.
20. Keskula DR. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. Physical Therapy. 2004;84(3):291.
21. Novacheck TF. The biomechanics of running. Gait & posture. 1998;7(1):77-95.
22. Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(8):464-73.
23. بهمن م, علي ا. توصيف عملکرد مهارتي کشتي گيران نخبه فرنگي جوانان و بزرگسالان.
24. Zakani A, Shojaedin S. Investigating the relationship between the prevalence of sports injuries and some of its causes in elite student freestyle wrestlers. Journal of research in sports science. 2005;3(9):87-104.
25. Yoon J. Physiological profiles of elite senior wrestlers. Sports Medicine. 2002;32(4):225-33.
26. Amirian S, Mirzaei B, Hosseini H. The comparative study of spinal alignment and trunk injuries in freestyle and Greco-Roman wrestlers. Journal of Exercise Science and Medicine. 2012;4(1):35-47.
27. Ghamari M, Rajabi R, Akbarnejad A, Minoonejad H. The Comparison of Thoracic Kyphosis and Position ofScapula between National Freestyle and Greco–Roman Wrestlers and Non–Athletes. Journal of Exercise Science and Medicine. 2011;3(1):91-107.

28. Abt JP, Sell TC, Chu Y, Lovalekar M, Burdett RG, Lephart SM. Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2011;25(6):1479-85.
29. Chumanov ES, Wille CM, Michalski MP, Heiderscheit BC. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. Gait & posture. 2012;36(2):231-5.
30. HÄkkinen K, Komi PV. Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force- and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. European journal of applied physiology and occupational physiology. 1986;55:588-96.
31. Skinner H, Wyatt M, Hodgdon J, Conard D, Barrack R. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. journal of orthopaedic research. 1986;4(1):112-8.
32. Kellis E, Liassou C. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2009;39(3):210-20.
33. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard PJJob. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. 2016;49(9):1705-10.
34. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IAJG, posture. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. 2005;21(1):24-38.
35. Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JPJTK. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. 2010;17(1):69-76.
36. Zadpoor AA, Nikooyan AAJCb. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. 2011;26(1):23-8.
37. Mahaki M, Shojaedin S, Mimar R, Khaleghi M. The comparsion 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. 2012;4(3):87-106.
38. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
39. Nokhodchi N, Sadeghi H, Ebrahimi Takamjani I. Effect of Soft Neoprene Knee Sleeve on Effective Kinematic Variables on Anterior Cruciate Ligament Tear Risk Factors in Male Wrestlers After Reconstructive Surgery with Hamstring Tendon Autograft. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2019;8(2):37-46.
40. Hoseini Y, Farahpour N. The Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Force, Impulse and Loading Rate during Double-Leg Landing. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2018;7(3):46-53.
41. Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. Gait & posture. 2011;34(1):29-35.
42. اسماعیلی ح, عنبریان م, حاجیلو ب, سنجری م. اثر کوتاه مدت کفی طبی بر فعالیت الکتریکی و هم انقباضی عضلات ساق افراد دچار صافی کف پا. پژوهش در علوم توانبخشي. ۱۳۹۲;۹.-:(2)
43. Neumann D. Neumann Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Rehabititaion. Mosby; 2009.
44. Jafarnezhadgero A, Zivari Kabir M. EFFECT OF AGILITY SHOES ON RUNNING KINETICS IN INDIVIDIUALS WITH GENU VARUS BEFORE AND AFTER FATIGUE PROTOCOL. Studies in Medical Sciences. 2023;33(11):760-7.
45. Arastoee M, Zahednezhad S, Arastoee A, Negahban H, Goharpay S. Measurement of ground reaction forces during walking toward the front and rear of the students with flexible flat foot. J modern rehabilitation School of Medical Sciences. 2012;1(5):1-7.
46. Beinabaji H, Anbarian M, Sokhangoue Y. The effect of flat foot on lower limb muscles activity pattern and plantar pressure characteristics during walking. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2013;8(8):1328-41.

47. Moir G, Sanders R, Button C, Glaister M. The influence of familiarization on the reliability of force variables measured during unloaded and loaded vertical jumps. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005;19(1):140-5.
48. Boham M, DeBeliso M, Harris C, Pfeiffer R, McChesney J, Berning JM. The effects of functional fatigue on ground reaction forces of a jump, land, and cut task. International Journal of Science and Engineering Investigations. 2013.
49. Daoukas S, Malliaropoulos N, Maffulli N. ACL biomechanical risk factors on single-leg drop-jump: a cohort study comparing football players with and without history of lower limb injury. Muscles, Ligaments & Tendons Journal (MLTJ). 2019;9(1).
50. Agres AN, Chrysanthou M, Raffalt PC. The effect of ankle bracing on kinematics in simulated sprain and drop landings: a double-blind, placebo-controlled study. The American journal of sports medicine. 2019;47(6):1480-7.
51. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. Journal of athletic training. 2006;41(3):294.
52. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2011;4(1):57-75.
53. Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. Gait & posture. 2010;32(4):547-51.
54. Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. Experimental brain research. 2004;155(2):173-85.
55. Hallemans A, Ortibus E, Truijen S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. Research in developmental disabilities. 2011;32(6):2069-74.