Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Winter 2026, Volume 12, Issue 2

Comparison of the effect of Frequency Spectrum Fatigue on the Ground Reaction Forces on the Foot During the Change up Change in Healthy Taekwondo athletes and those with ACL Injury

Mohsen Barghamadi[1*], Sara Imani Brouj[2], Nima Moludi[3], Hamed Sheikhalizadeh[2]

1- Assistant Prof. of Sport Biomechanics, Dept. of Physical education and Sport Science, Faculty of Educational Science and psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2- PhD student of Sport Biomechanics, Dept. of Physical Education and Sport Science, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
3- MSc in Sport Physiology, Dept of Physical Education and Sport Science, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

***Corresponding Author:** Mohsen Barghamadi, Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: Barghamadi@uma.ac.ir

Received: 2025/05/29 Accepted: 2025/12/3

Abstract

Introduction: Combat sports, due to the frequent use of upper and lower limb strikes, often induce fatigue, which can reduce both static and dynamic balance. Accordingly, the present study aimed to compare the effects of fatigue on the frequency spectrum of ground reaction forces during the Ap Chagi kick in healthy taekwondo practitioners and those with anterior cruciate ligament injury.

Methods: This study employed a quasi-experimental, laboratory-based design. Participants included 15 male athletes with ACL injury and 15 healthy male athletes. GRF variables were recorded using a force plate, and all force amplitudes were normalised to body weight. The Shapiro–Wilk test was applied to verify the normality of data distribution. Statistical analyses were conducted using a two-way repeated-measures ANOVA with a significance level set at $p \leq 0.050$. All analyses were performed using SPSS version 26.

Results: The main effect of time on the 99.5% power frequency component in the mediolateral direction was significantly lower in the post-test than in the pre-test ($p = 0.048$; $d = 0.175$). Conversely, the main effect of time on the 99.5% power frequency component in the vertical GRF was significantly higher in the post-test compared to the pre-test ($p = 0.036$; $d = 0.052$). Moreover, the time × group interaction revealed that post-test vertical GRF values in the ACL-injured group were 35.76% higher than those in the healthy group ($p = 0.045$; $d = 0.089$).

Conclusion: The findings demonstrate that fatigue induces greater alterations in the frequency characteristics of GRFs in ACL-injured taekwondo practitioners compared to healthy athletes. This pattern reflects a decline in neuromuscular efficiency, reduced functional stability, and slower execution of motor skills. The results highlight the need for targeted training and rehabilitation interventions to improve frequency-domain parameters and enhance dynamic stability in athletes with a history of ACL injury.

Keywords: Up-chuggy, Frequency spectrum of ground reaction force, ACL Injury, Taekwondo.

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی

زمستان ۱۴۰۴، دوره ۱۲، شماره ۲

مقایسه اثر خستگی بر طیف فرکانس نیروی های عکس العمل زمین وارده بر پا هنگام ضربه آپ چاگی در تکواندو کاران سالم و دارای آسیب ACL

محسن برغمدی[1*]، سارا ایمانی بروج[2]، نیما مولودی[3]، حامد شیخ علیزاده[2]

۱- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳- کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

***نویسنده مسئول:** محسن برغمدی، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ایمیل: Barghamadi@uma.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۴۰۴/۰۳/۸ پذیرش مقاله: ۱۴۰۴/۰۹/۱۲

چکیده

مقدمه: ورزش های رزمی علت استفاده زیاد از ضربات دست و پا موجب خستگی می شود که این امر باعث کاهش تعادل ایستا و پویا در افراد می شود. از این رو هدف از این پژوهش مقایسه اثر خستگی بر طیف فرکانس نیروی های عکس العمل زمین وارده بر پا هنگام ضربه آپ چاگی در تکواندو کاران سالم و دارای آسیب ACL بود.

روش کار: این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. در این پژوهش ۱۵ مرد دارای آسیب ACL و ۱۵ مرد سالم شرکت داشتند. متغیرهای نیروی عکس العمل زمین با استفاده از دستگاه صفحه نیرو اندازه گیری شد. دامنه نیروی عکس العمل زمین نسبت به وزن بدن نرمال شد. جهت بررسی نرمال بودن توضیع داده ها از آزمون شاپیرووِیلک استفاده شد. جهت تحلیل داده های آماری نیز از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه های تکراری در سطح معناداری ۰/۰۵۰ استفاده شد. تمام تحلیل ها با استفاده از نرم افزار Spss 26 انجام گردید.

یافته ها: یافته ها نشان داد اثر عامل زمان مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی- خارجی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بود (p=۰/۰۴۸؛ d =۰/۱۷۵). اثر عامل زمان در مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه نیروی عمودی عکس العمل زمین در پس آزمون نسبت به پیش آزمون بیشتر بود (p=۰/۰۳۶؛ d=۰/۰۵۲). نتایج نشان داد اثر تعاملی زمان×گروه در مقادیر مؤلفه نیروی عمودی عکس العمل زمین طی پس آزمون گروه دارای آسیب ACL به اندازه ۳۵/۷۶ درصد بیشتر از پس آزمون گروه سالم بود (p=۰/۰۴۵؛ d=۰/۰۸۹).

نتیجه گیری: این پژوهش نشان داد خستگی در تکواندوکاران با آسیب ACL نسبت به افراد سالم، تغییرات بیشتری در ویژگی‌های فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین ایجاد می‌کند. این وضعیت بیانگر افت کارایی عصبی–عضلانی، کاهش ثبات عملکردی و کندی اجرای مهارت‌ها بوده و بر لزوم مداخلات تمرینی و بازتوانی هدفمند برای بهبود ثبات دینامیکی تأکید دارد.

کلیدواژه ها : آپ چاگی، طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین، آسیب ACL، تکواندو.

مقدمه

در بین رشته های ورزشی، ماهیت ورزش های رزمی به گونه ای است که استفاده زیاد از ضربات دست و پا موجب خستگی می شود. خستگی باعث کاهش تعادل ایستا و پویا در افراد می شود (۱) و این در حالی است که تعادل در ورزش های رزمی از اهمیت ویژه ای برخوردار است. ورزشکاران این رشته ها با خطر بالای برخورد و صدمات بدون برخورد در اندام ها به ویژه اندام تحتانی مواجه هستند. تکواندو به دلیل استفاده از ضربات پا در مقایسه با ضربات دستی (بیش از ۹۰ درصد) از هنرهای رزمی مشابه مانند کاراته و کونگ فو متمایز می شود (۲). تکواندو با حدود ۷۵ تا ۱۲۰ میلیون ورزشکار در بیش از ۱۴۰ کشور، یکی از پرطرفدارترین ورزش ها در جهان است (۳). یکی دیگر از عواملی که می تواند باعث آسیب شود، خستگی در حین تمرین و مبارزه است. فعالیت های تکراری در حین تمرین و مبارزه، سطوح مختلفی از خستگی را ایجاد می کند. خستگی وضعیتی است که باعث آسیب می شود (۴).

مطالعات فیزیولوژیکی نشان داده است که در طول فعالیت های کوتاه مدت و طولانی مدت، انقباض و فعالیت عضلانی تغییر می کند، بنابراین خستگی باعث تغییر در الگوهای حرکتی می شود (۵). یکی از شایع ترین آسیب ها در تکواندو پارگی ACL است. بیان شده است که بیشترین شیوع آسیب در این رشته ورزشی در ۵۲/۱ درصد مسابقات تکواندو رخ می دهد (۶). با توجه به ویژگی اصلی تکواندو، یعنی انجام حرکات روی یک پا، بار سنگینی به زانو وارد می شود که با از دست دادن تعادل، ACL به راحتی در معرض اضافه بار قرار می گیرد و بی احتیاطی ناشی از خستگی باعث آسیب می شود (۱). درصد بالای آسیب دیدگی در این ورزش ضرورت پیشگیری را بیش از پیش نشان می دهد. درک بیومکانیکی رابطه بین عملکرد اندام تحتانی در شرایط خستگی برای پیشگیری و درمان آسیب‌های اندام تحتانی مهم است. خستگی حالت بیومکانیکی مبارزه را تغییر می دهد (۷).

عوامل بالقوه دخیل در فرایند خستگی به دو دستهٔ کلی عوامل مرکزی و عوامل محیطی تقسیم می شوند. عمده تحقیقاتی که تأثیر خستگی را بر فعالیت عضلات سنجیده اند، عضلات اندام تحتانی بدلیل اینکه کنترل کننده مرکز ثقل هستند و تمام حرکات از آن آغاز می شود بیشتر مورد اهمیت بوده است (۸). اختلال در این بخش می تواند به کاهش کارایی عصبی-عضلانی منجر شود و توانایی زنجیرهٔ حرکتی را برای حفظ نیرو و ایجاد ثبات پویا کاهش دهد. در نتیجه به ایجاد الگوهای حرکتی جبرانی، جایگزین و ناکارامد در سایر اندام ها منجر شود. این مسئله ممکن است سبب افزایش فشار مکانیکی بر ساختارهای انقباضی و بافت های غیرانقباضی شود و به تکرار ریز ضربه ها، بیومکانیک غیرطبیعی و صدمه بینجامد (۹). خستگی در ورزشکاران تکواندو ممکن است بر چابکی، کنترل وضعیت بدن و متغیرهای پویا تاثیر بگذارد. با این حال، بیشتر مطالعات تا به امروز فقط نیروی عکس العمل زمین مرتبط با یک تکنیک خاص را بررسی کرده اند مانند لی و هوانگ به بررسی نیروی عکس العمل زمین بین دو پا در طول یک ضربه ۳۶۰ درجه در حین گرم کردن پرداخته‌اند (۱۰, ۱۱). مسابقات تکواندو مستلزم ضربات دقیق و سریع به سمت هدف است، خستگی ناشی از فعالیت عضلانی مانع از بازخورد آوران شده و به حس عمقی مفصل و ویژگی های حرکتی آسیب می رساند (۱۲, ۱۳). تمرین های حداکثری انجام شده در مسابقات تکواندو ممکن است باعث ایجاد خستگی سیستمیک در ورزشکاران شود، لازم است اثرات خستگی بر عملکرد حرکات آپ چاگی ، ثبات وضعیتی هنگام آپ چاگی و سایر متغیرهای سیستماتیک مورد بررسی قرار گیرد. همچنین بررسی تاثیر خستگی بر طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین می تواند برای ورزشکاران تکواندو دارای اهمیت بسزایی باشد. بر این اساس در این پژوهش به بررسی مقایسه اثر خستگی بر طیف فرکانس نیروی های عکس العمل زمین وارده بر پا هنگام ضربه آپ چاگی در تکواندو کاران سالم و دارای آسیب ACL پرداخته شد.

روش کار

روش این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. با استفاده از اطلاعات مربوط به مطالعات پیشین و با استفاده از نرم افزار G*power، حجم نمونه آماری پژوهش حاضر ۱۵ نفر در هر گروه برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی داری ۰/۰۵ حاصل شود. برهمین اساس ۱۵ نفر افراد سالم و ۱۵ نفر دارای آسیب ACL انتخاب شدند. جامعه آماری این پژوهش مردانی با محدوده سنی ۱۸ تا ۲۶ سال بودند که بصورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. هر یک از آزمودنی‌های تحقیق بر اساس معیارهای

ورود شامل: جنسیت مرد، تکمیل فرم رضایت فردی، عدم اختلاف در اندام های تحتانی و همچنین عدم سابقه ابتلا به آسیب های اسکلتی-عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی در گروه سالم بصورت تصادفی ساده انتخاب شدند. همچنین جنسیت ورزشکار مرد، آسیب ACL در یک پا (آسیب در مسابقات تکواندو)، داشتن دامنه حرکتی کامل در مفصل زانو، گذشت شش ماه از جراحی، توانایی راه رفتن مستقل و عدم استفاده از هرگونه بریس یا زانوبند از شرایط ورود به تحقیق بیماران آسیب ACL بود. طبق پرونده پزشکی آزمودنی ها تمامی افرادی که در گروه ACL قرار گرفته بودند پارگی کامل ACL داشتند که به روش جراحی آرتروسکوپی عمل شده بودند. طی فراخوان صورت گرفته تنها ۱۵ نفر از دانشجویان دانشگاه شرایط ورود به تحقیق در گروه آسیب ACL را داشتند، که به صورت هدفمند انتخاب شدند. در نهایت ۱۵ مرد سالم و ۱۵ مرد دارای آسیب ACL به محیط آزمایشگاه دعوت شدند. پای برتر آزمودنی ها توسط آزمون شوت توپ مشخص گردید (۱۴). تمام آزمودنی ها راست پا بودند.

پس از توجیه آزمودنی ها و با رعایت ملاحظات اخلاقی از آزمودنی خواسته شد با بر تن داشتن لباس ورزشی به اندازه ۱۰دقیقه عمل گرم کردن را انجام دهند. سپس آزمودنی های روی صفحه نیرو ایستاده و تکنیک آپ چاگی را اجرا نمودند. هر آزمودنی ۵ مرتبه تکنیک آپ چاگی را به عنوان پیش آزمون انجام داد و در این حین نیروی عکس العمل زمین ثبت شد. سپس پروتکل خستگی انجام شد و پس از آن مجدد داده های نیروی عکس العمل زمین در حین حرکت آپ چاگی ثبت شد. داده های کنتیکی با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز نرمال شدند.

پروتکل خستگی

پروتکل خستگی فیزیکی شامل دویدن با کفش ورزشی روی تردمیل بدون شیب (Horizon Horizon Fitness, Omega GT, USA) بود، در حالی که ضربان قلب به طور مداوم کنترل می‌شد (Polar Polar RS100, Polar Electro Oy, Woodbury, NY). شرکت‌کنندگان آزمون را با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه ۱ کیلومتر در ساعت افزایش یافت. میزان فشار درک شده در پایان هر مرحله با استفاده از مقیاس بورگ (۶-۲۰) نقطه‌ای از شرکت‌کنندگان گرفته شد (۱۵). به محض اینکه شرکت‌کنندگان فشار درک شده ۱۳ یا بالاتر را گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت شد تا امکان دویدن در حالت پایدار فراهم شود. در طول این دوره حالت پایدار، داده‌های فشار درک شده و ضربان قلب هر ۳۰ ثانیه ثبت شد. حداکثر ضربان قلب با استفاده از معادله 220-age تعیین شد (۱۶). پروتکل خستگی با دو دقیقه دویدن در حالت پایدار بیشتر از ۱۷ در مقیاس بورگ یا بیشتر از ۸۰٪ از حداکثر ضربان قلب خاتمه یافت (۱۷). پس‌آزمون‌ها بلافاصله پس از اعمال پروتکل خستگی انجام شد. پروتکل خستگی بر اساس وضعیت توانبخشی افراد شرکت‌کننده در ACLR بود و آزمون‌های اجرا و پروتکل خستگی امکان‌پذیر بودند (۱۸).

معادلات طیف فرکانس

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می شود، مجموع n هارمونیک برابر است با: رابطه (۱)

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega.t + \theta_n)$$

An= دامنه ω۰= فرکانس پایه n= ضریب هارمونیک nΘ= زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص های زیر محاسبه می شوند (۱۹, ۲۰).

رابطه (۲)

$$\int_{.}^{f99.5} p(f)df = ۰.۹۹۵ \times \int_{.}^{f_{max}} p(f)df$$

p= توان محاسبه شده، fmax= حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه ای اتفاق می افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه (۳)

$$\int_{0}^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)\,df$$

fmax= حداکثر فرکانس سیگنال

fmed= میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطه (۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}(when\ p > ۱/۲ \times p_{max})$$

fmax= حداکثر فرکانس سیگنال

fmin= حداقل فرکانس سیگنال

fband = پهنای باند سیگنال

pmax= حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضرور ne برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک ها که مجموع دامنه های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۲۱).

رابطه (۵)

$$\sum_{n=۱}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^۲ + B_n^۲}}{\sum_{n=۱}^{m} \sqrt{A_n^۲ + B_n^۲}} \leq ۰.۹۵$$

جهت بررسی نرمال بودن توضیع داده ها از آزمون شاپیرووِیلک استفاده شد. جهت تحلیل داده های آماری نیز از آزمون آنالیز واریانس با اندازه های تکراری استفاده شد. تمام تحلیل ها با استفاده از نرم افزار spss26 انجام گردید.

یافته‌ها

نتایج مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین و گشتاور آزاد در هنگام حرکت آپ چاگی در تکواندو کاران سالم و دارای آسیب ACL در جدول ۱ نشان داده شده است. یافته ها نشان داد اثر عامل زمان مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بود (p=۰/۰۴۸؛ d =۰/۱۷۵). اثر عامل زمان در مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه نیروی عمودی عکس العمل زمین در پس آزمون نسبت به پیش آزمون بیشتر بود (p=۰/۰۳۶؛ d=۰/۰۵۲). همچنین اثر عامل زمان مولفه هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بود (p=۰/۰۳۶؛ d =۰/۰۵۲) (جدول ۱).

نتایج نشان داد اثر تعاملی زمان×گروه در مقادیر مؤلفه نیروی عمودی عکس العمل زمین طی پس آزمون گروه دارای آسیب ACL به اندازه ۳۵/۷۶ درصد بیشتر از پس آزمون گروه سالم بود (p=۰/۰۴۵؛ d=۰/۰۸۹). بعلاوه اثر تعاملی زمان×گروه در مقادیر مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گشتاور آزاد طی پس آزمون گروه دارای آسیب ACL به اندازه ۴۰/۴۶ درصد بیشتر از پس آزمون گروه سالم بود (p=۰/۰۱۷؛ d=۰/۳۴۶) (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین و گشتاور آزاد در هنگام حرکت آپ چاگی در تکواندو کاران سالم و دارای آسیب ACL

متغیرها	پارامترها	گروه دارای آسیب ACL		گروه بدون آسیب ACL		سطح معناداری		
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	زمان	گروه	زمان×گروه
مولفه ی داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۰/۱۵ ± ۷/۴۹	۱۴/۰۰ ± ۶/۸۴	۱۵/۵۰ ± ۶/۶۸	۱۶/۴۹ ± ۹/۴۴	* ۰/۰۴۸ (۰/۱۷۵)	۰/۳۵۷ (۰/۰۶۶)	۰/۵۷۵ (۰/۰۱۴)
	تعداد هارمونی های ضروری	۲۰/۲۵ ± ۸/۵۸	۱۶/۱۹ ± ۵/۱۳	۱۴/۴۹ ± ۳/۸۴	۱۶/۱۲ ± ۵/۹۱	* ۰/۰۳۶ (۰/۰۵۲)	۰/۳۲۲ (۰/۰۸۴)	۰/۱۸۲ (۰/۱۴۶)
	میانه فرکانس	۲/۵۰ ± ۰/۷۵	۲/۶۲ ± ۰/۹۱	۲/۷۵ ± ۰/۸۸	۲/۳۷ ± ۰/۷۴	۰/۵۴۹ (۰/۰۱۸)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۶۴۲ (۰/۰۴۸)
	پهنای باند فرکانس	۱/۶۳ ± ۰/۷۹	۱/۶۲ ± ۰/۴۴	۱/۷۵ ± ۰/۹۳	۱/۳۷ ± ۰/۴۰	۰/۷۵۱ (۰/۰۱۹)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۳۲۹ (۰/۰۷۳)
مولفه ی قدامی-خلفی نیروی عکس العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۸۰ ± ۱/۴۳	۷/۷۵ ± ۲/۰۲	۷/۰۵ ± ۴/۸۰	۷/۴۰ ± ۴/۵۰	۰/۲۶۳ (۰/۰۸۹)	۰/۱۰۲ (۰/۱۷۹)	۰/۸۳۶ (۰/۰۰۳)
	تعداد هارمونی های ضروری	۱۹/۵۴ ± ۴/۸۹	۲۰/۲۱ ± ۵/۸۸	۱۸/۱۵ ± ۴/۷۲	۱۶/۶۴ ± ۶/۸۳	۰/۴۵۹ (۰/۰۲۹)	۰/۶۴۹ (۰/۰۸۲)	۰/۷۸۹ (۰/۰۰۸)
	میانه فرکانس	۲/۵۰ ± ۰/۷۶	۲/۳۶ ± ۰/۷۵	۲/۶۰ ± ۰/۸۹	۲/۵۰ ± ۰/۷۶	۰/۶۴۵ (۰/۰۱۶)	۰/۶۸۰ (۰/۰۱۳)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)
	پهنای باند فرکانس	۱/۵۰ ± ۰/۷۶	۱/۳۶ ± ۰/۷۵	۱/۶۰ ± ۰/۸۹	۱/۵۰ ± ۰/۷۶	۰/۶۴۵ (۰/۰۱۶)	۰/۵۹۱ (۰/۰۱۱)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)

مولفه ی نیروی عمودی عکس العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۲/۶۱ ± ۵/۸۳	۱۷/۱۲ ± ۴/۴۹	۱۲/۷۲ ± ۴/۴۹	۱۱/۰۱ ± ۴/۱۶	۰/۰۳۷ * (۰/۰۷۲)	۰/۶۲۸ (۰/۰۲۳)	۰/۰۴۵ * (۰/۰۸۹)
	تعداد هارمونی های ضروری	۱۸/۴۶ ± ۶/۳۲	۱۶/۴۶ ± ۵/۶۴	۱۹/۳۲ ± ۸/۴۹	۱۵/۷۴ ± ۴/۶۹	۰/۶۰۲ (۰/۰۳۰)	۰/۵۲۹ (۰/۰۳۱)	۰/۷۳۴ (۰/۰۲۲)
	میانه فرکانس	۲/۵۰ ± ۰/۷۴	۲/۶۲ ± ۰/۸۹	۲/۷۵ ± ۰/۷۳	۲/۶۲ ± ۰/۷۵	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۷۰۱ (۰/۰۱۱)	۰/۶۴۵ (۰/۰۱۶)
	پهنای باند فرکانس	۱/۵۰ ± ۰/۷۴	۱/۶۲ ± ۰/۸۹	۱/۷۵ ± ۰/۷۳	۱/۶۲ ± ۰/۷۵	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۷۰۱ (۰/۰۱۱)	۰/۶۴۵ (۰/۰۱۶)
مولفه های گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۲/۵۹ ± ۵/۶۷	۲۴/۱۲ ± ۹/۴۷	± ۱۰/۳۸ ۱۷/۵۰	۱۴/۳۶ ± ۵/۷۹	۰/۱۵۰ (۰/۱۴۲)	۰/۴۵۰ (۰/۰۴۱)	۰/۰۱۷ * (۰/۳۴۶)
	تعداد هارمونی های ضروری	۱۷/۶۸ ± ۴/۱۷	۱۸/۳۷ ± ۳/۳۹	۱۴/۲۶ ± ۲/۱۵	۱۵/۳۸ ± ۶/۴۶	۰/۰۷۹ (۰/۱۷۹)	۰/۳۴۸ (۰/۰۴۹)	۰/۵۸۷ (۰/۰۲۴)
	میانه فرکانس	۲/۵۰ ± ۰/۷۶	۲/۳۸ ± ۰/۷۵	۲/۳۸ ± ۰/۷۵	۲/۵۰ ± ۰/۷۶	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۷۱۵ (۰/۰۱۹)
	پهنای باند فرکانس	۱/۵۰ ± ۰/۷۶	۱/۳۸ ± ۰/۷۵	۱/۳۸ ± ۰/۷۵	۱/۵۰ ± ۰/۷۶	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۷۱۵ (۰/۰۱۹)

* سطح معناداری کمتر یا مساوی با نیم می باشد ($P<0/05$).

بحث

هدف از تحقیق حاضر مقایسه اثر خستگی بر طیف فرکانس نیروی های عکس العمل زمین وارده بر پا هنگام ضربه آپ چاگی در تکواندو کاران سالم و دارای آسیب ACL بود. یافته های پژوهش حاضر نشان داد که یافته ها نشان داد اثر عامل زمان مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بود. اثر عامل زمان در مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه نیروی عمودی عکس العمل زمین در پس آزمون نسبت به پیش آزمون بیشتر بود. همچنین اثر عامل زمان مولفه هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بود. نتایج نشان داد اثر تعاملی زمان×گروه در مقادیر مؤلفه نیروی عمودی عکس العمل زمین طی پس آزمون گروه دارای آسیب ACL به اندازه ۳۵/۷۶ درصد بیشتر از پس آزمون گروه سالم بود. بعلاوه اثر تعاملی زمان×گروه در مقادیر مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گشتاور آزاد طی پس آزمون گروه دارای آسیب ACL به اندازه ۴۰/۴۶ درصد بیشتر از پس آزمون گروه سالم بود.

پایین بودن مقادیر فرکانسی ۹۹/۵ درصد مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین نوسان کمتر در حین حرکات انتقالی و تعادلی را موجب می شود (۲۰, ۲۲). کاهش نوسان می تواند گواه بر این باشد که فرد در انجام حرکت توانسته کنترل پاسچر بهتری داشته باشد. مطالعات گذشته حاکی از آن است که افزایش در مقدار فرکانس ۹۹/۵ درصد موجب ناپایداری، لرزش و لغزش در الگوی حرکتی می گردد (۲۰, ۲۲). جیانهیا و همکاران بیان نموده اند که کودکان دارای سندرم داون نسبت به همسالان سالم خود در ۵ هارمونی اول خود، طیف قدرت متفاوتی داشتند و دارای فرکانس پایین و تعداد هامونیک ۹۹ درصد تا ۹۹/۵ درصد از کل قدرت بودند (۲۳). مقدار محتوای فرکانس ۹۹/۵ درصد نیروهای عمودی عکس العمل زمین، متغیرهای زیادی را در بررسی عمکردی رفتار کودکان با سندرم داون محیا می کند (۲۳) که با پژوهش فوق همراستا بود. پژوهش فوق نیز گزارش نمود مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه دارای آسیب ACL بعد از خستگی ۳۵/۷۶ درصد افزایش یافته بود که می تواند نشان دهنده این باشد که در این افراد با افزایش خستگی تعادل کاهش می یابد.

در مطالعات انجام شده گزارش شده است که کاهش فرکانس میانه را می توان با افزایش خستگی در ارتباط دانست و کاهش فرکانس میانه به تغییر تارهای نوع دو به نوع یک نسبت داده شده است که در آن انقباض آهسته تر و با نوسانات کمتر در عضله همراه می باشد (۲۱, ۲۴)، که با نتایج تحقیق فوق همراستا نبود. عدم همسو بودن احتمالاً می تواند بدلیل تفاوت در نوع انجام پروتکل باشد. استیرجیو و همکاران بیان نمودند زنان میانسال در مقایسه با زنان جوان در راستای قدامی-خلفی دارای مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد بسیار بالاتری بودند (۲۵). بر این اساس تفاوت سنی با مقادیر طیف فرکانس در جهت-قدامی خلفی قابل بررسی است (۲۵). همچنین گزارش شده

است که کاهش سرعت در حرکات انتقالی مانند پیاده روی می تواند فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد را افزایش دهد (۲۵). بنابراین می تواند اینگونه گفت که افزایش در مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه دارای آسیب ACL با بعد از خستگی می تواند بدلیل کاهش در سرعت انجام حرکت آپ چاگی باشد.

یافته های پژوهش حاضر نشان داد که به طور کلی دامنه هارمونی های ضروری در راستای داخلی-خارجی در گروه دارای آسیب ACL بعد از خستگی کاهش یافته بود. سیگنال نیروی عکس العمل زمین با فرکانس های مختلف توسط گیرنده های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی مرکزی انتقال می یابد و پاسخ به صورت فرکانس به پا منتقل می گردد. بنابراین، فرکانس نیروی عکس العمل زمین ممکن است تا حدودی نشان دهنده عملکرد مؤلفه نوسانی سیستم عصبی حرکتی باشد (۱۹). اگرچه پارامترهای فضایی-زمانی می تواند به طور کلی حرکت آپ چاگی را تشریح کند، از جهات دیگر ممکن است پارامترهای کاملی را در نظر نگیرند، زیرا فقط قادر به درک اثر (مثلاً اندازه) حرکت و نه علت (مثلا نیرو) هستند (۲۶). استفاده از داده های نیروی عکس العمل زمین، Crowe و همکاران گزارش نمودند که تقارن پایدار در محدوده مرکز جرم بدن باید در نظر گرفته شود (۲۷). با استفاده از تجزیه و تحلیل دامنه زمان و فرکانس، Giakas تغییرات و تقارن اندازه گیری شده از نیروی عکس العمل زمین را طی راه رفتن در افراد سالم بررسی کردند (۲۸). این مطالعه راه رفتن انسان را به صورت متقارن بر اساس تحلیل هارونیک تأیید کرد. تجزیه و تحلیل فرکانس حرکاتی تعیین کننده دامنه فرکانس های مربوط به تمامی اجزای سیستم عصبی حرکتی، استخوان ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند است و با یکدیگر برای تولید حرکت هماهنگی دارند (۱۹). پهنای باند پایین نشان دهنده این است که یک یا چند مورد، نوسان حرکت قدامی-خلفی را محدود می کند (۱۹). در پژوهش حاضر تفاوت معناداری در میانه و پهنای فرکانس بین گروه ها نشان داده نشد. در نهایت با توجه به نتایج پژوهش فوق می توان نتیجه گیری کرد که خستگی می تواند کنترل تعادل افراد دارای آسیب ACL تحت تأثیر قرار دهد همچنین کاهش تعادل می تواند موجب کاهش سرعت حرکت آپ چاگی شود.

نتیجه گیری

بر اساس یافته های این پژوهش، می توان نتیجه گرفت که خستگی تأثیر معناداری بر ویژگی های فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین در تکواندوکاران دارای آسیب ACL نسبت به همتایان سالم دارد. افزایش مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه نیروی عمودی و گشتاور آزاد، همراه با کاهش دامنه هارمونی های ضروری در راستای داخلی-خارجی، بیانگر کاهش کارایی سیستم عصبی-عضلانی در حفظ تعادل و کنترل پاسچر پس از خستگی است. این تغییرات می توانند به کاهش ثبات عملکردی و افت سرعت در اجرای مهارت آپ چاگی منجر شوند. همچنین، نتایج نشان داد که الگوی پاسخ فرکانسی در گروه دارای آسیب ACL پس از خستگی، نسبت به گروه سالم، ناپایداری بیشتری را منعکس می کند که احتمالاً ناشی از محدودیت در هماهنگی بین اجزای سیستم حرکتی و کاهش توانایی جبران نوسانات حرکتی است. به طور کلی، این یافته ها بر اهمیت توجه به مداخلات تمرینی و بازتوانی هدفمند برای بهبود مؤلفه های فرکانسی و ارتقای ثبات دینامیکی در ورزشکاران با سابقه آسیب ACL تأکید دارند.

سپاسگزاری

از همه کسانی که ما را در انجام هر چه بهتر این پژوهش یاری نمودند، سپاسگزاریم.

ملاحظات اخلاقی

نویسندگان این مقاله طبق پروتکل های اخلاقی مطالعات هلسینکی عمل نموده و اطلاعات آزمودنی ها شرکت کننده در این مطالعه به طور کاملا ناشناس باقی می ماند و بعد از مطالعه نیز تمامی این اطلاعات محفوظ باقی خواهد ماند. همچنین تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه فرم رضایت نامه شرکت در این مطالعه را پر کرده و تمامی مقاصد مطالعه برای شرکت کنندگان به طور کامل شرح داده شده است. پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد IR.UMA.REC.1402.086 مورد تایید قرار گرفت.

تعارض منافع

هیچگونه تعارض منافعی در این پژوهش وجود ندارد.

References

1. Chen J, Lu SL, editors. Prevention and intervention of sports knee joint injury in adolescents. Proceedings of the 2017 International Conference on Manufacturing Construction and Energy Engineering (MCEE 2017); 2017.
2. Tsai L-C, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2006;36(12):942-53.
3. Altarriba-Bartes A, Drobnic F, Til L, Malliaropoulos N, Montoro JB, Irurtia A. Epidemiology of injuries in elite taekwondo athletes: two Olympic periods cross-sectional retrospective study. BMJ open. 2014;4(2):e004605.
4. Radzak KN, Putnam AM, Tamura K, Hetzler RK, Stickley CD. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. Gait & posture. 2017;51:268-74.
5. Nicol C, Komi P, Marconnet P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance: I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 1991;1(1):10-7.
6. Kang D-K, Kang S-J, Yu Y-J. A biomechanical analysis of 540 o dwihuryeochagi of taekwondo. Korean Journal of Sport Biomechanics. 2013;23(1):19-24.
7. Derrick TR, Dereu D, Mclean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002;34(6):998-1002.
8. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. Journal of athletic training. 2006;41(1):74.
9. Hammer W. Core Stability Relates to Distal Segments.
10. Lee C-L, Huang C, editors. ROTATION MOVEMENT ANLYSIS IN TAEKWONDO POWER BREAKING MOVEMENT OF 360° JUMP BACK KICK. ISBS-Conference Proceedings Archive; 2013.
11. Rostamkhani H, Mirzaei B, Lotfi N, Hadi H. EFFECT OF PLYOMETRIC TRAINING AND SUBSEQUENT DETRAINING ON CHANGES IN FORCE-VELOCITY RELATIONSHIP.
12. Bizid R, Margnes E, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Dupui P, et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. European journal of applied physiology. 2009;106:375-80.
13. Harkins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. Journal of athletic training. 2005;40(3):191.
14. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & posture. 2017;53:236-40.
15. Borg G. Borg›s perceived exertion and pain scales: Human kinetics; 1998.
16. Medicine ACoS. ACSM›s health-related physical fitness assessment manual: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
17. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. Journal of science and medicine in sport. 2014;17(4):419-24.
18. Adams D, Logerstedt D, Hunter-Giordano A, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2012;42(7):601-14.
19. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2012;27(10):1058-63.
20. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2011;26(2):207-12.
21. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of biomechanics. 1983;16(8):591-601.
22. White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. Sports medicine. 2004;34(15):1077-100.
23. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. Research in

developmental disabilities. 2014;35(6):1244-51.
24. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clinical Biomechanics. 2005;20(5):508-16.
25. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clinical biomechanics. 2002;17(8):615-7.
26. Vaughan CL, Davis BL, O›connor JC. Dynamics of human gait: Human Kinetics Publishers; 1992.
27. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. IEEE Transactions on biomedical engineering. 1995;42(3):293-303.
28. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. Gait & Posture. 1997;5(3):189-97.