

Accepted Manuscript

Accepted Manuscript (Uncorrected Proof)

Title: The effect of acute lower limb fatigue on three-dimensional pelvic kinematics and lumbar curvature during unanticipated block among Adolescent Female Volleyball Players

Authors: S . H. hoseini¹, M. gheitasi², S. M. hoseini³

- 1 .Master's degree in Sports Pathology and Corrective Movements, Health and Sports Rehabilitation Department, Faculty of Sports and Health Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.
- 2 .Doctor of Sports Pathology and Corrective Movements, Health and Sports Rehabilitation Department, Faculty of Sports Sciences and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
- 3 .Doctor of Sports Pathology and Corrective Movements, Health and Sports Rehabilitation Department, Faculty of Sports Sciences and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

Corresponding: Mahdi gheitasi ' Doctor of Sports Pathology and Corrective Movements, Health and Sports Rehabilitation Department, Faculty of Sports Sciences and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

mehdi.gheitasi@gmail.com

To appear in: Sport Medicine Studies

Receive Date: 08 November 2022

Revise Date: 17 February 2023

Accept Date: 24 May 2023

First Publish Date: 24 May 2023

This is a “Just Accepted” manuscript, which has been examined by the peer-review process and has been accepted for publication. A “Just Accepted” manuscript is published online shortly after its acceptance, which is prior to technical editing and formatting and author proofing. Journal of Sport Medicine Studies provides “Just Accepted” as an optional service which allows authors to make their results available to the research community as soon as possible after acceptance. After a manuscript has been technically edited and formatted, it will be removed from the “Just Accepted” Website and published as a published article. Please note that technical editing may introduce minor changes to the manuscript text and/or graphics which may affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.

Please cite this article as:

Hosseini, S. H., Gheitasi, M., Hosseini, S. M. The effect of acute lower limb fatigue on three-dimensional pelvic kinematics and lumbar curvature during unanticipated block among Adolescent Female Volleyball Players. *Studies in Sport Medicine*, 2023; (): -. doi: 10.22089/smj.2023.13794.1638

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

عنوان: اثر خستگی حاد اندام تحتانی بر کینماتیک سه بعدی لگن و انحنای کمر حین دفاع پیش بینی
نشده در دختران نوجوان والیبالیست

نویسندگان: سیده هانیه حسینی^۱، مهدی قیطاسی^{۲*}، سید محمد حسینی^۳

۱. کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲. دکتر تخصصی آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
۳. دکتر تخصصی آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

*نویسنده مسئول: مهدی قیطاسی، دکتر تخصصی آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

ایمیل: mehdi.gheitasi@gmail.com

نشریه: مطالعات طب ورزشی

تاریخ دریافت: ۱۷ آبان ۱۴۰۱

تاریخ بازنگری: ۲۸ بهمن ۱۴۰۱

تاریخ پذیرش: ۰۳ خرداد ۱۴۰۲

تاریخ اولین انتشار: ۰۳ خرداد ۱۴۰۲

این نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» مقاله است که پس از طی فرآیند داوری، برای چاپ، قابل پذیرش تشخیص داده شده است. این نسخه در مدت کوتاهی پس از اعلام پذیرش به صورت آنلاین و قبل از فرآیند ویراستاری منتشر می‌شود. نشریه مطالعات طب ورزشی گزینه «پذیرفته شده پیش از انتشار» را به عنوان خدمتی به نویسندگان ارائه می‌دهد تا نتایج آنها در سریع‌ترین زمان ممکن پس از پذیرش برای جامعه علمی در دسترس باشد. پس از آنکه مقاله‌ای فرآیند آماده‌سازی و انتشار نهایی را طی می‌کند، از نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» خارج و در یک شماره مشخص در وبسایت نشریه منتشر می‌شود. شایان ذکر است صفحه آرایی و ویراستاری فنی باعث ایجاد تغییرات صوری در متن مقاله می‌شود که ممکن است بر محتوای آن تاثیر بگذارد و این امر از حیطة مسئولیت دفتر نشریه خارج است.

لطفا این گونه استناد شود:

Hosseini, S. H., Gheitasi, M., Hosseini, S. M. The effect of acute lower limb fatigue on three-dimensional pelvic kinematics and lumbar curvature during unanticipated block among Adolescent Female Volleyball Players. *Studies in Sport Medicine*, 2023; (): -. doi: 10.22089/smj.2023.13794.1638

Abstract

Muscle fatigue can be an effective factor in the occurrence of sports injuries. The aim of this study was to investigate the effect of acute lower limb fatigue on three-dimensional pelvic kinematics and lumbar curvature during unanticipated block among adolescent female volleyball players. In this semi-experimental study, given the inclusion criteria, 16 adolescent female volleyball players were selected through a convenience sampling method. In the pre-test phase, the lumbar curvature of the participants was measured by a flexible ruler, and then each subject performed three unanticipated single leg jump-landing maneuvers and the data was recorded by a motion analysis device. Then the intervention of volleyball-specific lower-limb fatigue protocol was applied and the players were re-evaluated. The Shapiro-Wilk test was used to check the homogeneity of variances, the dependent t-test was used to analyze the data, and MATLAB software used to analyze the kinematic data. The results represented, a significant difference in the increase of anterior tilt and external rotation of the pelvic at the initial contact and the decrease of anterior tilt and increase internal rotation of the pelvic at the peak of landing after applying the fatigue protocol ($P \leq 0.05$). However, no significant difference was observed in other kinematic variables ($P \geq 0.05$). According to the results, it seems that the kinematic changes observed after applying the lower limb fatigue protocol can increase the risk of anterior cruciate ligament injury in volleyball players.

Keywords: Fatigue, Pelvic kinematic, Volleyball, Lordosis, ACL injury

چکیده

خستگی عضلانی می‌تواند عاملی اثرگذار در بروز آسیب‌های ورزشی باشد. با توجه به ارتباط مستقیم بخش‌های پروگزیمال و دیستال زنجیره حرکتی، مطالعات اندکی به بررسی اثر این عامل، بر تغییرات کینماتیکی سه بعدی لگن و انحنای کمر در بروز آسیب لیگامنت متقاطع قدامی پرداخته‌اند. بنابراین هدف از این مطالعه بررسی اثر خستگی حاد اندام تحتانی بر کینماتیک سه بعدی لگن و انحنای کمر حین دفاع پیش‌بینی نشده در دختران والیبالیست نوجوان بود. در این مطالعه نیمه تجربی ۱۶ والیبالیست دختر نوجوان، به صورت در دسترس و بر اساس معیارهای ورود انتخاب شدند. در مرحله پیش‌آزمون ابتدا انحنای کمری شرکت‌کنندگان به وسیله‌ی خط‌کش منعطف اندازه‌گیری شده و سپس هر آزمودنی سه مانور پرش-فرود تک پای پیش‌بینی نشده را اجرا و داده‌ها توسط دستگاه آنالیز حرکتی ثبت شد. سپس مداخله پروتکل خستگی اندام تحتانی ویژه والیبال توسط هر آزمودنی انجام و مجدداً مورد ارزیابی قرار گرفتند. از آزمون شاپیروویلیک جهت بررسی همگنی واریانس‌ها و از آزمون تی وابسته جهت تحلیل داده استفاده شد، همچنین جهت تجزیه و تحلیل داده‌های کینماتیکی از نرم افزار متلب استفاده گردید. بر اساس نتایج این مطالعه تفاوت معنی‌داری در افزایش تیلت قدامی و چرخش خارجی لگن در برخورد اولیه و کاهش تیلت قدامی و افزایش چرخش داخلی لگن در اوج فرود پس از اعمال پروتکل خستگی مشاهده شد ($P \leq 0/05$). اما در دیگر متغیرهای کینماتیکی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P \geq 0/05$). با توجه به نتایج به نظر می‌رسد تغییرات کینماتیکی مشاهده شده پس از اعمال پروتکل خستگی اندام تحتانی می‌توانند خطر بروز آسیب لیگامنت متقاطع قدامی را در والیبالیست‌ها افزایش دهند.

کلیدواژه‌ها: خستگی، کینماتیک لگن، والیبال، لوردوز، آسیب ACL

مقدمه

والیبال به عنوان یک ورزش رقابتی با احتمال بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی با ریسک بالا طی سال‌های اخیر مورد توجه محققین قرار گرفته است (۱). به دلیل حجم بالای پرش و فرود های مکرر طی یک مسابقه در تکالیف حرکتی خاص از جمله اسپک و دفاع ۶۰٪ از کل آسیب‌های ورزشی به اندام تحتانی اختصاص پیدا می‌کند (۱-۴). بیش از نیمی از کل آسیب‌های ثبت شده و آسیب‌های مفصل زانو را حرکت فرود به خود اختصاص داده است (۵). که به صورت حاد و به علت دفاع و حمله بدون برخورد با بازیکن دیگر رخ می‌دهد (۶). یکی از شایع‌ترین آسیب‌های زانو که در دو دهه اخیر میزان آسیب و بازسازی آن در نوجوانان ۱۳ تا ۱۷ سال به طور چشم‌گیری افزایش یافته آسیب رباط لیگامنت متقاطع قدامی (ACL) می‌باشد (۷،۸)، به طوری که از ۲۰۰,۰۰۰ آسیب ثبت شده در ایالات متحده ۲۰,۰۰۰ تا ۸۰,۰۰۰ آسیب، دختران دبیرستانی را شامل می‌شود (۹،۱۰). به نظر می‌رسد بازیکنان در این برهه‌ی سنی از نظر اسکلتی-عضلانی نابالغ بوده و این درست زمانی است که سازگاری های مرتبط با ورزش صورت می‌گیرد که می‌تواند یکی از دلایل عمده آسیب در این گروه سنی باشد (۱۱).

با توجه به اینکه والیبال جزء ۳ ورزش برتر در ارتباط با آسیب‌های ورزشی نوجوان قرار دارد، توجه به ریسک فاکتور و مکانیسم های آسیب‌زا در این دوره‌ی حساس به شناسایی بازیکنان در معرض خطر و در نتیجه پیشگیری از آسیب‌های ورزشی کمک می‌کند (۱۱،۱۲). آسیب ACL اتیولوژی چند عاملی دارد و احتمالاً از تعامل عوامل خطر ساز تعدیل پذیر^۲ و تعدیل ناپذیر^۳ مختلفی ناشی می‌شود، یکی از عواملی که به طور بالقوه قابل تغییر است و در سال‌های اخیر مورد توجه محققین قرار گرفته، نقش خستگی عصبی-عضلانی^۴ است (۱۳). در فعالیت‌های ورزشی خستگی پدیده‌ای چند وجهی و پیچیده بوده (۱۴) که نشان دهنده‌ی کاهش عملکرد های حسی و شناختی می‌باشد (۱۵) و به‌طور کلی به‌عنوان کاهش توانایی عضلات در تولید نیروی مطلوب گفته می‌شود و باعث تغییرات عصبی-عضلانی مانند کاهش قدرت عضلات (۱۶)، کاهش توانایی بدن برای حفظ ثبات (۱۷)، تغییر در فعال‌سازی عضلات (۱۸)، حس عمقی (۱۹) و عدم تقارن حرکتی در مفصل زانو می‌شود (۲۰).

کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی به دلیل خستگی می‌تواند منجر به تغییر قرارگیری وضعیت لگن و تنه و راستای این نواحی شود (۲۱). یوکوتا و همکاران در سال (۲۰۱۸) اثر خستگی بر انحنا کمر و تیلت قدامی لگن را مورد بررسی قرار داده و گزارش دادند که خستگی می‌تواند منجر به افزایش درجه این نواحی شود (۲۲). همچنین نتایج مطالعات انجام شده توسط ماس و همکاران (۲۰۱۸) و لسی و همکاران (۲۰۱۵) نیز نشان دهنده‌ی افزایش تیلت قدامی لگن در صفحه‌ی ساجیتال و دراپ لگن در صفحه‌ی فرونتال بود (۲۱،۲۳). تغییرات راستای بدن ویژگی‌های پاسچرال و بروز عدم تقارن در دستگاه اسکلتی-عضلانی در افراد ورزشکار و غیر ورزشکار دیده می‌شود، اعتقاد بر این است که ورزشکارانی که دارای تغییرات در راستای بدن و انحرافات پاسچرال هستند ممکن است نسبت به سایر ورزشکاران در معرض خطر آسیب‌دیدگی بیشتری قرار بگیرند (۲۴). نوع فعالیت ورزشی و میزان شدت آن بر انحنا ی ستون فقرات در صفحه ساجیتال تأثیر می‌گذارد (۲۵). در والیبال تکالیف ویژه حرکتی

¹ Anterior Cruciate Ligament (ACL)

² Modifiable Risk Factors

³ Non- Modifiable Risk Factors

⁴ Neuromuscular fatigue

منجر به هایپراکستنشن^۵ های تکراری در ناحیه کمری می‌شود که می‌تواند باعث اعمال فشارهای نامتعارف در ستون مهره‌ها و همچنین تغییر پاسچر در بازیکنان شود که این امر موجب شده ۱۶ درصد از بازیکنان نخبه والیبالیست نوجوان در معرض آسیب‌ها و مشکلات ناحیه کمر قرار بگیرند (۲۷،۲۶). بررسی های صورت گرفته نشان داده‌اند که والیبالیست‌ها در انحنای ستون مهره‌های خود دارای افزایش در میانگین عددی هستند که احتمالاً این امر می‌تواند به دلیل افزایش انحنای لوردوز کمری^۶ ناشی از انجام الگوهای حرکتی مکرر در تمرینات این بازیکنان باشد (۲۸). از نظر بیومکانیکی هایپرلوردوزیس^۷ کمری با تغییر مرکز ثقل و افزایش تیلت قدامی لگن^۸ همراه است (۲۹)، طبق اصل واکنش زنجیره‌ی حرکتی با توجه به محل قرارگیری عضلات مشترک بین مفاصل لگن، ران و زانو هرگونه تغییر در زاویه لگن منجر به تغییرات کینماتیکی در مفاصل مجاور آن خواهد شد (۳۰). راستای صحیح مجموعه کمری-لگنی باعث حفظ ثبات ناحیه مرکزی تنه شده که اجازه‌ی انتقال و کنترل نیرو و حرکت را به قسمت‌های دیستال زنجیره‌ی حرکتی می‌دهد (۳۱)، تغییرات پاسچرال و اختلال در عملکرد این مجموعه کینماتیک اندام تحتانی را در حرکات دینامیک تغییر داده و موجب اداکشن و چرخش داخلی مفصل ران و والگوس دینامیک مفصل زانو شده که این عوامل باعث افزایش استرس و فشار به لیگامنت‌های زانو خواهد شد و آن‌ها را در معرض آسیب قرار می‌دهد (۳۲،۳۳). همان‌طور که قبلاً بیان شد اکثر آسیب‌های گزارش شده در هنگام بروز خستگی و در مکانیسم فرود از پرش اتفاق می‌افتد، که باعث تغییرات بیومکانیکی در کاهش جذب ضربه و تثبیت مفصل زانو شده (۳۵،۳۴) و عملکرد ورزشکاران را به میزان زیادی تحت تأثیر قرار می‌دهد (۳۶).

در حالی که بیشتر توجه تحقیقات پیشین به بررسی اثر خستگی بر کینماتیک اندام تحتانی در وظایف حرکتی مختلف بوده است مطالعات اندکی به بررسی تأثیر انحنای کمر و کینماتیک لگن بر آسیب ACL و به طور خاص در نوجوانان پرداخته‌اند که شکاف تحقیقی بزرگی محسوب می‌شود. بنابراین هدف تحقیق حاضر اثر خستگی حاد اندام تحتانی بر کینماتیک سه بعدی لگن و انحنای کمر حین دفاع پیش بینی نشده در دختران نوجوان والیبالیست است.

مواد و روش‌ها

طرح تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی و مطالعه‌ای یک گروهی همراه با اعمال مداخله پروتکل خستگی اندام تحتانی در مراحل پیش-پس آزمون می‌باشد. جامعه آماری این مطالعه را بازیکنان دختر نوجوان والیبالیست باشگاه‌های استان تهران با محدوده سنی ۱۳ تا ۱۶ سال (میانگین \pm انحراف استاندارد، سن: $15/1 \pm 0/24$ سال، قد: $164/50 \pm 0/15$ سانتی‌متر، وزن: $57/46 \pm 2/43$ کیلوگرم، شاخص توده بدن: $20/38 \pm 0/65$) تشکیل دادند. نمونه‌های این مطالعه ۱۶ دختر والیبالیست نوجوان بودند که بر اساس معیارهای ورود شامل داشتن سابقه فعالیت ورزشی در رشته والیبال طی سه سال اخیر، نداشتن سابقه هرگونه آسیب‌دیدگی طی ۱۲ ماه گذشته، عدم سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی (مچ، زانو، ران، لگن)، نداشتن اختلالات مزمن اندام تحتانی از جمله بی‌ثباتی مزمن مچ پا یا سندروم درد کشککی رانی^۹، عدم انجام هرگونه فعالیت بدنی شدید تا ۴۸

⁵ Hyperextensions

⁶ Lumbar lordosis

⁷ Hyperlordosis

⁸ Anterior pelvic tilt

⁹ Patellofemoral pain syndrome

ساعت قبل از اجرای پروتکل خستگی، عدم ابتلا به بیماری‌های مفصلی در اندام تحتانی مانند استئوآرتریت^{۱۰} و همچنین عدم وجود اختلالات پاسچرال قابل توجه به ویژه در نواحی کمری- لگنی- رانی، زانوها، مچ و کف پا وارد مطالعه شدند. در این پژوهش با استفاده از نرم افزار تعیین حجم نمونه جی پاور و با توجه به تحقیقات پیشین تعداد ۱۶ آزمودنی شرکت داده شدند (۳۷-۳۹).

پس از اطلاع‌رسانی و هماهنگی با باشگاه‌ها و تیم‌های والیبال بانوان استان تهران، آزمودنی‌ها به آزمایشگاه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه شهید بهشتی مراجعه کردند. شرکت‌کنندگان در طی یک جلسه که قبل از آزمون اصلی برگزار شد فرم رضایت‌نامه فردی، رضایت‌نامه والدین، اطلاعات فردی و دموگرافی را تکمیل و با نحوه انجام آزمون و اهداف آن آشنا شدند.

در جلسه اصلی آزمون، شرکت‌کنندگان ابتدا تمرینات مرتبط با گرم کردن را انجام داده و سپس پای غالب آزمودنی‌ها به وسیله حرکت شوت فوتبال تعیین و حداکثر پرش عمودی آن‌ها توسط دستگاه پرش عمودی سارجنت ثبت شد. در مرحله‌ی پیش آزمون ابتدا انحنای کمری آزمودنی‌ها به وسیله‌ی خط‌کش منعطف که با روایی ۰.۸۸ و پایایی ۰.۸۲ توصیف شده (۴۰) در حالت ایستاده و مطابق با روش یوداس^{۱۱} و با استفاده از فرمول $\text{Arctang } \frac{2h}{l}$ محاسبه شد (۴۰)، بدین منظور فرد در حالتی که بازوها و دست‌ها در کنار بدن در حالت آویزان بودند کاملاً صاف ایستاده و در ابتدا مهره‌ی T۱۲ آزمودنی مشخص و علامت زده شد (لبه‌ی تحتانی دنده دوازدهم را پیدا کرده و با انتهای دیستال انگشتان به صورت دو طرفه و همزمان به سمت بالا و داخل حرکت کرده تا زمانی که بافت‌های نرم ناپدید شوند و محل تلاقی دو انگشت با مهره به عنوان مهره T۱۲ تعیین می‌شود) سپس مهره‌ی S۲ مشخص شد (به وسیله‌ی دو فرورفتگی خارخاصره خلفی- فوقانی^{۱۲}). در مرحله بعد خط‌کش منعطف را روی دو نقطه مشخص شده قرار داده و پس از منطبق شدن روی انحنای کمری، لندمارک‌های مورد نظر روی خط- کش منعطف علامت زده شدند، سپس بدون هیچ تغییری روی کاغذ قرار گرفته و منحنی ترسیم شد و دو نقطه‌ی مشخص شده را با خط صاف به هم متصل کرده و از وسط آن خطی عمود بر انحنای رسم شد (۴۰). سپس شرکت‌کنندگان در محیط تعیین شده جهت ارزیابی کینماتیکی سه بعدی قرار گرفتند، از دستگاه جهت‌دهی تصادفی حرکت که دارای دو چراغ در سمت چپ و راست است و روشن شدن آن به صورت تصادفی می‌باشد جهت شبیه‌سازی بیشتر به شرایط تمرینی و مسابقه استفاده شد، به این منظور که آزمودنی‌ها در مرکز محدوده مشخص شده ایستاده و طی سه کوشش متوالی با روشن شدن هر کدام از چراغ‌ها با برداشتن یک گام به پهلو به آن سمت حرکت کرده و مانور پرش و فرود تک پا که مشابه با حرکت دفاع والیبال بود را انجام دادند، در اجرا، مانوری قابل قبول بود که آزمودنی روی پای غالب حرکت فرود را انجام دهد، سپس پروتکل خستگی عملکردی اندام تحتانی ویژه والیبال اعمال شده و بلافاصله انحنای کمری آزمودنی‌ها ثبت و شرکت‌کنندگان مجدداً جهت انجام پس آزمون در مرکز محیط آزمون قرار گرفته و مانور پرش و فرود تک پا را طی سه کوشش به وسیله دستگاه جهت‌دهی تصادفی انجام دادند.

لازم به ذکر است این مطالعه با توجه به ملاحظات اخلاقی ارائه شده توسط کمیته اخلاق دانشگاه شهید بهشتی تایید شده و با کد اخلاقی IR.SBU.REC.1400.137 انجام شده است.

¹⁰ Osteoarthritis

¹¹ Youdas

¹² Posterior superior iliac spine

جمع آوری داده های کینماتیکی

در این پژوهش جهت جمع آوری اطلاعات کینماتیکی از دستگاه سه بعدی آنالیز حرکت^{۱۳} هشت دوربین ساخت کشور آمریکا با نرخ نمونه برداری ۲۴۰ هرتز استفاده شد. همچنین از مارکرهای رفلکسی قطر ۹ میلی متر که با استفاده از روش مارکرگذاری هلن هایز^{۱۴} به صورت دو طرفه در سطح پوست و در محل خار خاصه‌های قدامی فوقانی^{۱۵}، خار خاصه خلفی فوقانی^{۱۶}، ساکروم^{۱۷}، اپی کندیل خارجی و داخلی فمور^{۱۸}، قسمت میانی خارجی ران^{۱۹}، قسمت میانی خارجی ساق^{۲۰}، قوزک داخلی و خارجی پا^{۲۱}، سر استخوان متاتارس دوم^{۲۲} و قسمت خلفی پاشنه پا^{۲۳} قرار گرفتند (۴۱). جهت تعیین لحظه فرود^{۲۴} (برخورد اولیه پا با سطح زمین) از مختصات محل قرارگیری مارکر سر متاتارسال دوم در محور Z در فریمی که حداقل فاصله مکانی را با سطح زمین داشت، استفاده شد. همچنین در این مطالعه جهت فیلتر کردن داده ها از فیلتر پایین گذر باثروت^{۲۵} با قطع شش هرتز استفاده گردید (۴۲).

پروتکل خستگی اندام تحتانی

قبل از اجرای پروتکل خستگی ابتدا حداکثر پرش عمودی هر آزمودنی به وسیله دستگاه پرش عمودی سارجنت اندازه گیری شد (۱۷)، در ابتدا از آزمودنی ها خواسته شد در حالت ایستاده و ساکن بالاترین نقطه‌ی مورد را لمس کنند و سپس ۳ پرش عمودی را انجام داده و بالاترین رکورد به عنوان حداکثر ارتفاع پرش فرد در نظر گرفته شد، تفاضل بین حداکثر ارتفاع در حالت ایستاده و پرش عمودی به عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت شد. در مرحله بعد جهت تعیین فاصله‌ی دو پا در حرکت لانج برای هر آزمودنی از طول اندام تحتانی آن‌ها استفاده گردید. پروتکل خستگی اندام تحتانی استفاده شده در این تحقیق از نوع عملکردی ویژه والیبال بود که شامل چندین سیکل تکراری تا رسیدن به خستگی می باشد (۱۷). هر سیکل از این پروتکل به ترتیب شامل سه ایستگاه، تمرین چابکی اصلاح شده سمو^{۲۶}، ۱۰ حرکت لانج ثابت، ۱۰ پرش عمودی سریع متوالی می باشد. ایستگاه اول که تمرین چابکی اصلاح شده سمو است، در یک مربع ۳/۶ و ۵/۷ متر انجام می شود و شامل مجموعه‌ای از حرکات سرعتی روبه جلو، دویدن به عقب به صورت مورب و حرکت پابکس به پهلو می باشد. بلافاصله پس از اتمام ایستگاه سمو آزمودنی ایستگاه لانج ثابت را آغاز می نمود، آزمودنی ۵ بار با پای راست و ۵ بار با پای چپ با فاصله برابر با طول اندام تحتانی ثبت شده به سمت جلو حرکت نموده، تکه‌های نوار روی زمین به عنوان فاصله رسیدن بین مبدأ و هدف عمل می کنند. آزمودنی‌ها باید لانج را با سرعت یک لانج در هر دو ثانیه انجام دهند. برای دستیابی به هدف معین حرکت لانج باید با ۹۰ درجه فلکشن مفصل ران و زانو در پای جلو همراه با حفظ تنه به صورت قائم و برگرداندن پا پس از اتمام حرکت به نقطه

¹³ Motion analyze

¹⁴ Helen Hayes

¹⁵ Anterior superior iliac spine

¹⁶ Posterior superior iliac spine

¹⁷ Sacrum

¹⁸ lateral and medial femoral epicondyle

¹⁹ lateral mid thigh

²⁰ lateral mid shank

²¹ medial and lateral malleolus

²² second metatarsal head

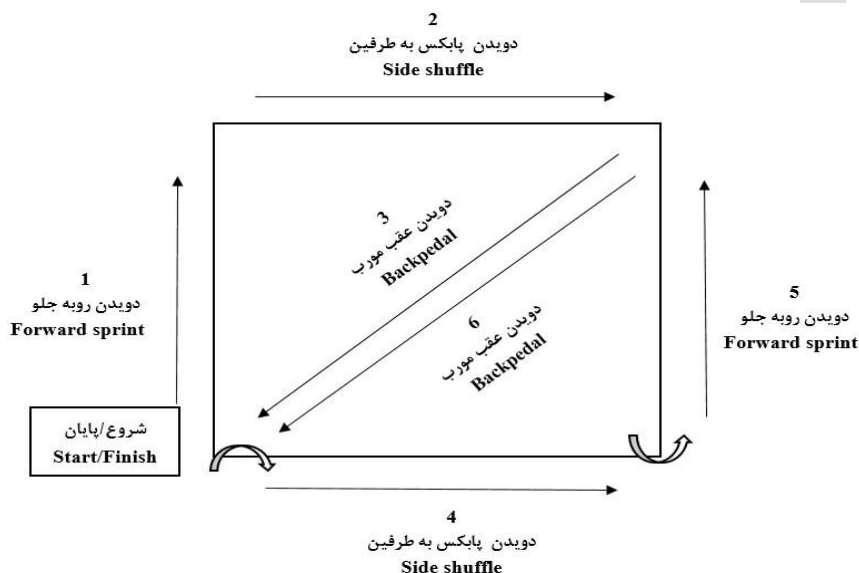
²³ posterior calcaneus

²⁴ Initial contact

²⁵ Butterworth

²⁶ Semo agility drill

شروع باشد. ایستگاه پرش عمودی نیز بلافاصله پس از اتمام ایستگاه لانج شروع می‌شود، آزمودنی ۱۰ پرش عمودی سریع برابر با ۵۰٪ حداکثر ارتفاع پرش ثبت شده توسط دستگاه پرش سارجنت را به صورت پرش و فرود جفت‌پا، در نزدیکی دیوار شروع می‌کند، دست‌ها و بازوها در بالای سر و به سمت دیوار (مشابه حرکت دفاع) باید قرار بگیرد، آزمودنی‌ها در طی انجام پروتکل خستگی باید به طور مستمر مورد تشویق کلامی قرار بگیرند (۱۷). پس از انجام سه ایستگاه یک سیکل از پروتکل خستگی تکمیل می‌شود سپس آزمودنی بلافاصله به نقطه شروع سیکل و ایستگاه اول بازگشته و سیکل جدید را شروع و این چرخه تا زمان رسیدن به خستگی ادامه پیدا می‌کند. در این آزمون جهت تعیین خستگی آزمودنی‌ها از روش اندازه‌گیری زمان پایه^{۲۷} استفاده شد، برای اندازه‌گیری زمان پایه از شرکت‌کنندگان خواسته شد دو بار با حداکثر توان و شدت بالا پروتکل را اجرا کنند، سپس بهترین زمان کسب شده در این دو اجرا به عنوان زمان پایه برای هر آزمودنی ثبت شد. سیکلی که در آن آزمودنی ۵۰٪ نسبت به زمان پایه خود، افزایش زمان داشته باشد به عنوان نقطه خستگی فرد در نظر گرفته شد (۱۷).



شکل ۱ - جدول چابکی SEMO

روش آماری

در این پژوهش جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک و جهت مقایسه داده‌ها در مراحل پیش آزمون و پس آزمون از آزمون تی وابسته استفاده گردید. همچنین جهت تجزیه و تحلیل داده‌های کینماتیکی از نرم افزار متلب ورژن ۲۰۱۹ استفاده شد. در این مطالعه سطح معنی‌داری ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر و یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. به منظور تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۶ استفاده شد.

نتایج

اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان حاضر در تحقیق در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

²⁷ Baseline time

جدول ۱- اطلاعات دموگرافیک آزمودنی های مورد مطالعه (n=16)

متغیرها	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	۰/۲۴ ± ۱۵/۱
قد (سانتی متر)	۰/۱۵ ± ۱۶۴/۵۰
وزن (کیلوگرم)	۲/۴۳ ± ۵۷/۴۶
شاخص توده بدنی (BMI)	۰/۶۵ ± ۲۰/۳۸

جدول ۲- اطلاعات متغیرهای کینماتیکی پیش و پس از اعمال پروتکل خستگی در لگن در زمان برخورد اولیه (n=16)

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد		آماره- آزمون	درجه- آزادی	سطح معنی- داری
	پس آزمون	پیش آزمون			
تیلت قدامی لگن (بر حسب درجه)	-۱۰/۴ ± ۸۶/۴۸	-۱۴/۴ ± ۸۱/۵۲	۵/۴۱	۱۵	*۰/۰۰
دراپ لگن (بر حسب درجه)	۱۱/۹۴ ± ۶/۷۷	۱۲/۱۹ ± ۵/۳۰	-۰/۲۵	۱۵	۰/۸۰
روتیشن لگن (بر حسب درجه)	۶/۶۲ ± ۶/۶۶	-۰/۶۹ ± ۵/۱۶	۵/۷۸	۱۵	*۰/۰۰

توجه ۱- علامت چرخش داخلی لگن (+) و علامت چرخش خارجی لگن (-) می باشد.
*تفاوت معنی داری مشاهده شد ($P \leq 0/05$)

همانطور که در جدول شماره ۲ مشاهده می گردد نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که خستگی بر افزایش تیلت قدامی و چرخش خارجی لگن در برخورد اولیه اثر معنی داری داشته ($P \leq 0/05$) در صورتی که در متغیر کینماتیکی افزایش دراپ لگن تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($P \geq 0/05$).

جدول ۳ - اطلاعات متغیر کینماتیکی انحنای کمر پیش و پس از اعمال پروتکل خستگی در وضعیت استاتیک (n=16)

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد		آماره آزمون	درجه آزادی	سطح معنی داری
	پس آزمون	پیش آزمون			
انحنای کمر (بر حسب درجه)	± ۹/۶۱	± ۱۳/۸۸	-۱/۰۵	۱۵	۰/۳۱
	۳۳/۶۱	۳۶/۱۲			

همانطور که در جدول شماره ۳ مشاهده می‌شود نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که خستگی بر افزایش انحنای کمر در وضعیت استاتیک اثر معنی‌داری نداشته است ($P \leq 0/05$).

جدول ۴- اطلاعات متغیر های کینماتیکی پیش و پس از اعمال پروتکل خستگی در لگن در زمان اوج فرود
(n=16)

سطح معنی داری	درجه آزادی	آماره آزمون	میانگین \pm انحراف استاندارد		متغیر
			پس آزمون	پیش آزمون	
*0/00	۱۵	-۵/۳۰	-۹/۴۰ \pm ۵/۹۰	-۱۶/۵۶ \pm ۵/۹۲	تیلت قدامی لگن (بر حسب درجه)
۰/۲۱	۱۵	-۱/۳۰	۳/۵۲ \pm ۷/۲۳	۱/۶۵ \pm ۷/۹۰	دراپ لگن (بر حسب درجه)
*0/00	۱۵	-۳/۰۳	۵/۴۶ \pm ۶/۰۹	۰/۵۰ \pm ۶/۶۶	روتیشن لگن (بر حسب درجه)

توجه ۲- علامت چرخش داخلی لگن (+) و علامت چرخش خارجی لگن (-) می‌باشد.
* تفاوت معنی داری مشاهده شد ($P \leq 0/05$)

همانطور که در جدول شماره ۴ مشاهده می‌شود نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که خستگی بر کاهش تیلت قدامی و افزایش چرخش داخلی لگن در اوج فرود اثر معنی‌داری داشته ($P \leq 0/05$) در حالی که در افزایش دراپ لگن تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر انحنای کمر و کینماتیک سه بعدی لگن جهت پیش بینی آسیب ACL در دختران نوجوان والیبالیست می‌باشد. نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی بر افزایش تیلت قدامی و چرخش خارجی لگن در برخورد اولیه و کاهش تیلت قدامی و چرخش داخلی لگن در اوج فرود اثر معنی‌داری داشته است اما در سایر متغیرهای کینماتیکی افزایش دراپ لگن و انحنای کمر اثر معنی‌داری مشاهده نشد.

در بررسی آسیب های مفصل زانو همواره باید به این اصل مهم توجه داشت، که کینماتیک بخش های پروگزیمال و دیستال زنجیره‌ی حرکتی ارتباط مستقیمی با مفصل زانو داشته و از این رو می‌توانند اثرات قابل توجهی بر بیومکانیک این مفصل داشته باشند (۴۳). بنابراین ثبات ناحیه کمری-لگنی یک عامل کلیدی در کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی به شمار می‌رود. مطالعات بیومکانیکی گذشته نشان از رابطه مستقیم بین افزایش تیلت قدامی لگن و آسیب ACL داشته است (۴۴). در مطالعه‌ی حاضر پس از اعمال پروتکل خستگی برخلاف اوج فرود در برخورد اولیه افزایش تیلت قدامی لگن در شرکت‌کنندگان مشاهده شد که با نتایج یوکوتا^{۲۸} و همکاران و ماس^{۲۹} و همکاران همسو بود (۲۳،۲۲). موقعیت مفصل لگن به وسیله تعادل

²⁸ Yokota

بین عضلات قدامی و خلفی آن تثبیت می‌شود (۲۲)، به نظر می‌رسد پس از اعمال پروتکل خستگی، عضلات فلکسور ران دچار سفتی شده و مطابق با نظریه کندال این عامل منجر به تیلت قدامی لگن در حالت ایستاده می‌شود (۴۵). افزایش تیلت قدامی لگن سبب افزایش استرچ و تضعیف عضلات همسترینگ و گلوئتال^{۳۰} و همچنین تغییر گشتاور لحظه‌ای عضلات گلوئتال می‌گردد (۴۶). از نظر بیومکانیکی ضعیف شدن عضلات همسترینگ امکان جابه جایی قدامی درشت‌نی را افزایش داده و تغییر گشتاور عضلات گلوئتال نیز افزایش والگوس داینامیک مفصل زانو و کاهش فلکشن مفصل ران را در پی خواهد داشت (۹) به طوری که مشاهده شده با افزایش تیلت قدامی لگن حتی در وضعیت ایستاده مفصل ران تا ۱۰ درجه کاهش فلکشن داشته است (۴۷) که این کاهش در زمان فرود می‌تواند نیروی واکنش عمودی زمین^{۳۱} که موجب افزایش بارگذاری ACL می‌شود را افزایش دهد. لازم به ذکر است عضلات همسترینگ علاوه بر کنترل جابه جایی قدامی تیبیا در جلوگیری از ژنورکوراتوم^{۳۲} ایستا و پویا نیز نقش مهمی ایفا می‌کنند (۴۸)، که در صورت تغییر در عملکرد این عضله در نتیجه افزایش تیلت قدامی لگن و خستگی ممکن است این پاسچر نامناسب در زمان فرود در ورزشکاران مشاهده شود که مطابق با نظریه لودون^{۳۳} و همکاران می‌تواند ریسک آسیب ACL را در ورزشکاران زن افزایش دهد (۴۹). در مطالعه‌ی حاضر افزایش ژنورکوراتوم را بررسی نکردیم اما این احتمال وجود دارد که در زمان فرود در نتیجه افزایش تیلت قدامی لگن به دنبال خستگی، زانوها دچار هایپراکستنشن شوند. همچنین مطابق با اصل واکنش زنجیره حرکتی گزارش شده است تیلت قدامی لگن موجب پرونیشن مفصل ساب تالار نیز می‌شود (۴۸)، که ترکیب این ریسک فاکتورها در نتیجه افزایش تیلت قدامی ناشی از خستگی عضلانی احتمال آسیب لیگامنت متقاطع قدامی افزایش خواهد یافت اما با این حال درجه‌ی دقیقی از تیلت قدامی لگن که بتواند بر آسیب ACL اثر بگذارد قابل بحث است (۴۸). از سوی دیگر نتایج به دست آمده در این فاکتور کینماتیکی ناهمسو با برخی از نتایج دیگر از جمله وایت^{۳۴} و همکاران بود (۵۰)، که کاهش تیلت قدامی لگن را در شرایط غیر قابل پیش‌بینی و پس از خستگی مشاهده کردند. به نظر می‌رسد دلیل این ناهمسویی تفاوت در جنسیت آزمودنی‌های مطالعه باشد، زیرا زنان در زمان فرود گاه‌ا استراتژی‌های عصبی عضلانی و کینماتیکی آسیب‌زایی را در نتیجه خستگی نسبت به مردان اتخاذ می‌کنند.

پژوهشگران بر این باور هستند که لوردوز کمر با تیلت قدامی لگن همراه است، همچنین دریافتند که هرگونه تغییر در زاویه‌ی تیلت قدامی لگن به طور بالقوه زاویه لوردوز کمر را در وضعیت ایستاده تغییر خواهد داد (۵۱، ۲۲)، این همبستگی موجود، هرچند ضعیف ولی حائز اهمیت است به این دلیل که قرارگیری انحنای کمر در یک موقعیت نامطلوب علاوه بر اینکه موجب آسیب در این ناحیه شده (۵۲، ۵۳) به عنوان یک بخش پروگزیمال نیز می‌تواند بیومکانیک اندام تحتانی را تغییر داده و ریسک آسیب ACL را افزایش دهد (۴۹، ۴۴). افزایش انحنای کمر مشاهده شده در این پژوهش اگرچه در سطح معنی‌داری نبود ولی نشان دهنده تغییرات کینماتیکی قابل توجهی است که پس از اعمال پروتکل خستگی اندام تحتانی می‌تواند اثرات نامطلوبی بر زنجیره حرکتی داشته باشد. نتایج به دست آمده در این پارامتر با نتایج یوکوتا و همکاران همسو است (۲۲) دلیل این امر می‌تواند این باشد که خستگی اندام تحتانی با تأثیر بر تیلت قدامی لگن و افزایش آن، انحنای لوردوز کمر را تغییر داده و در نتیجه

²⁹ maas

³⁰ Gluteal muscles

³¹ Vertical ground reaction force(VGRF)

³² Genu recurvatum

³³ Loudon

³⁴ Whyte

منجر به افزایش آن می‌شود. اما در مطالعه هارت^{۳۵} و همکاران کاهش لوردوز کمر پس از خستگی عضلات پاراسپاینال گزارش شد (۵۴)، به نظر می‌رسد این تضاد، مرتبط با فعالیت حرکتی مورد ارزیابی باشد، که در نتیجه خستگی عضله مذکور، حین دویدن مرکز فشار قدامی و مرکز فشار جرم جابه جا شده (۵۵،۵۶) و در نتیجه آزمودنی‌های مورد مطالعه وضعیت خمیده به جلو و یک استراتژی کنترل پاسچر را در پاسخ به اختلال تعادل نشان دادند (۵۶) اگرچه در آن مطالعه فعالیت عضلانی بررسی نشد اما به نظر می‌رسد خستگی موضعی و پاسچر تغییر یافته با افزایش فعالیت عضله‌ی آنتاگونیست با عضله‌ی راست شکمی در افراد سالم مرتبط باشد (۵۶).

یکی دیگر از پارامترهای کینماتیکی اثرگذار بر آسیب‌های اندام تحتانی، حرکات لگن در صفحه فرونتال می‌باشد، که ارتباط معنی‌داری با آسیب ACL در زنان ورزشکار دارد (۵۷). مشاهده شده است در فعالیت‌هایی که بازیکنان به طور نامتقارن روی یک پا فرود می‌آیند لگن را به همان سمت متمایل کرده و در نتیجه زاویه اداکشن مفصل ران نیز افزایش خواهد یافت، تفسیر احتمالی موجود در ارتباط با این تغییر کینماتیکی این است که دراپ لگن و اداکشن هیپ در لحظه فرود موجب افزایش نیروی واکنش عمودی زمین و نیروی جانبی زمین شده که این عوامل به نوبه‌ی خود می‌توانند گشتاور والگوس مفصل زانو را افزایش داده و در نتیجه ریسک آسیب ACL را افزایش دهند (۵۸). در این پژوهش افزایش دراپ لگن در برخورد اولیه و در اوج فرود پس از اعمال پروتکل خستگی در سطح معنی‌داری نبود اما در هر دو موقعیت فرود، افزایش هرچند مختصر تیلت جانبی لگن در صفحه فرونتال مشاهده شد که با نتایج مختلفی از جمله لسی^{۳۶} و همکاران و بنجامین^{۳۷} و همکاران همسو می‌باشد (۵۹،۶۰). عضلات مرکزی بدن همواره در ثبات بدن نقش مهمی ایفا می‌کنند، در فرود های تک پا عضلات ابدکتور هیپ با مربع کمبری فعالیت می‌کند تا لگن موقعیت خود را به طور افقی حفظ کرده و از اداکشن بیش از حد مفصل ران جلوگیری کند، بنابراین به نظر می‌رسد افزایش دراپ لگن در تحقیق حاضر و مطالعات پیشین می‌تواند به دلیل کاهش فعال سازی عضلات ابدکتور هیپ در نتیجه خستگی باشد که منجر به افت لگن و جابه جایی جانبی احتمالی تنه در سطح فرونتال شده است (۶۰)، گرچه در این مطالعات دامنه حرکتی مفصل مچ پا پس از خستگی بررسی نشد اما از اثرات احتمالی دیگر بر تیلت جانبی لگن در پژوهش‌های صورت گرفته می‌توان به دامنه حرکتی مچ پا و وضعیت پا اشاره کرد (۶۱) در میان فعالیت‌های مختلف حرکتی از جمله اسکات و فرود یکی از نیازهای اساسی، حرکت فلکشن در مفاصل ران، زانو و دورسی فلکشن مچ پا^{۳۸} می‌باشد، در صورت کاهش دامنه حرکتی در هر یک از بخش‌های اندام تحتانی در صفحه‌ی ساجیتال حرکات جبرانی را در صفحات حرکتی فرونتال و عرضی خواهیم داشت (۶۱). به طور دقیق زمانی که دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا کاهش یافته و محدود شود حرکات جبرانی در مفاصل و صفحات حرکتی دیگر از جمله چرخش داخلی تیبیا، افزایش چرخش داخلی و اداکشن ران و دراپ لگن را مشاهده خواهیم کرد که ترکیب این عوامل مختلف حرکتی منجر به والگوس داینامیک مفصل زانو در صفحه فرونتال خواهد شد (۶۲،۶۳) که در مطالعات مختلف به اثر منفی این متغیر در آسیب ACL اشاره شده است. از سوی دیگر در مطالعه‌ی پاترک^{۳۹} و همکاران کاهش دراپ لگن پس از خستگی عضلانی در صفحه فرونتال مشاهده شد (۶۴) که این ناهمسوئی می‌تواند به دلیل غیرقابل پیش بینی بودن جهت حرکت در مطالعه‌ی ما باشد، در مطالعاتی که از مانورهای

³⁵ Hart

³⁶ Lessi

³⁷ Benjamin

³⁸ Ankle dorsiflexion

³⁹ Patrek

غیرقابل پیش بینی استفاده می‌شود فرصت استفاده از یک استراتژی عصبی-عضلانی از پیش برنامه ریزی شده که موجب بهبود ثبات و تکنیک در مفاصل می‌شود وجود ندارد (۶۵) و در مقابل بازیکن باید بلافاصله پس از شناسایی محرک در کوتاه‌ترین زمان ممکن حرکت را به نمایش بگذارد (۶۶)، غیرقابل پیش بینی بودن جهت حرکت و محدودیت زمان و ترکیب این عوامل با خستگی می‌تواند سبب شود که بازیکنان در زمان فرود الگوی کنترل عصبی-عضلانی و بیومکانیکی نامطلوب و آسیب‌زایی را اتخاذ کنند (۶۷،۶۸).

همانطور که در ابتدای بحث اشاره شد زنجیره حرکتی یک سیستم چند بخشی متصل به هم است که اغلب در یک توالی پروگزیمال به دیستال فعالیت می‌کند تا به طور صحیح به حرکت مورد نظر دست یابد (۶۸) از این رو توجه به روابط تنه و اندام تحتانی طی فعالیت های داینامیک در پیشگیری از آسیب‌های ورزشی بسیار مهم می‌باشد. سومین پارامتر مورد ارزیابی در ارتباط با لگن، روتیشن این مفصل می‌باشد. افزایش چرخش داخلی پس از پروتکل خستگی در آزمودنی‌های حاضر در مطالعه مشاهده شد، که با نتایج لسی و همکاران همسو بود، به نظر می‌رسد افزایش چرخش داخلی در نتیجه اعمال خستگی عضلانی می‌تواند به دلیل کاهش قدرت یا تغییر در فعال سازی چرخاننده‌های خارجی مفصل ران حین فرود افتاده باشد (۷۰،۶۹). چنین استراتژی حرکتی می‌تواند زنان را در معرض خطر بالای آسیب های زانو قرار دهد. برخلاف اوج فرود، لگن در برخورد اولیه افزایش چرخش خارجی را در پس آزمون نشان داد، می‌توان چنین استنباط کرد که در الگوی راه رفتن تنه و لگن خلاف جهت یکدیگر حرکت می‌کنند تا سر را در فضا ثابت نگهدارند (۷۱) بنابراین سیستم مرکزی می‌تواند ورودی دهلیزی و بینایی قابل اعتمادی جهت حفظ ثبات پاسچر فرد به دست آورد (۷۲) که در زمان فرود نیز به نظر می‌رسد این تغییر کینماتیکی به دلیل یک تلاش محافظتی جهت حفظ پاسچر و ثبات عمودی و همچنین کاهش بار وارده بر مفصل زانو اتفاق افتاده باشد. علی‌رغم اینکه تغییرات کینماتیکی این صفحه حرکتی می‌تواند اثرات نامطلوبی بر راستای اندام تحتانی داشته باشد اما متأسفانه مطالعات محدودی در این باره در دسترس است، بنابراین توصیه می‌شود مطالعات آینده حتماً به بررسی این مهم در گروه‌های مختلف ورزشی بپردازند.

نتایج پژوهش حاضر نشان دهنده‌ی اثرات قابل توجه ترکیب خستگی با شرایط غیرقابل پیش بینی بر تغییر کینماتیک سه بعدی لگن و انحنای کمر بود که بیشتر در صفحات حرکتی ساجیتال و عرضی مشاهده شد و به نظر می‌رسد ترکیب این عوامل احتمالاً منجر به استراتژی های حرکتی خطرناک در اندام تحتانی در زمان فرود در دختران نوجوان والیبالیست شود که می‌تواند ریسک آسیب‌های مفصل زانو را در آنها افزایش دهد.

پیام مقاله

پژوهش انجام شده می‌تواند سبب افزایش بینش و آگاهی از کینماتیک لگن و انحنای کمر و اثر متقابل آنها بر آسیب های اندام تحتانی شده و در برنامه‌های پیشگیری از آسیب‌های ACL موثر واقع شود.

تشکر و قدردانی

از کلیه شرکت‌کنندگانی که ما را در این پژوهش همراهی کردند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

1. [Devetag F, Mazzilli M, Benis R, La Torre A, Bonato M. Anterior cruciate ligament injury profile in Italian Serie A1-A2 women's volleyball league. J Sports Med Phys Fitness. 2018;58\(1-2\):92-7.](#)
2. [Bere T, Kruczynski J, Veintimilla N, Hamu Y, Bahr R. Injury risk is low among world-class volleyball players: 4-year data from the FIVB Injury Surveillance System. British journal of sports medicine. 2015;49\(17\):1132-7.](#)
3. [Bahr MA, Bahr R. Jump frequency may contribute to risk of jumper's knee: a study of interindividual and sex differences in a total of 11 943 jumps video recorded during training and matches in young elite volleyball players. British journal of sports medicine. 2014;48\(17\):1322-6.](#)
4. [Fatahi A, Yousefian Molla R, Ameli M, Khezri D. The Effect of Combined and Core Stability Training Program with Protective Measures on Selected Variables of Physical Fitness of Junior and Young Volleyball Players during the Coronavirus Pandemic. Journal of Sport Biomechanics. 2021;7\(3\):162-71. \(Inpersian\)](#)
5. [Paz GA, de Freitas Maia M, Santana HG, Miranda H, Lima V, Willson JD. Knee frontal plane projection angle: a comparison study between drop vertical jump and step-down tests with young volleyball athletes. Journal of sport rehabilitation. 2019;28\(2\):153-8.](#)
6. [Haymo JMV, Deol NS. Comparison of landing technique between male and female volleyball players. 2018.](#)
7. [Zahradnik D, Jandacka D, Holcapek M, Farana R, Uchtyl J, Hamill J. Blocking landing techniques in volleyball and the possible association with anterior cruciate ligament injury. Journal of Sports Sciences. 2018;36\(8\):955-61.](#)
8. [Schaver AL, Grezda K, Willey MC, Westermann RW. Radiographic Cam Morphology of the Hip May Be Associated with ACL Injury of the Knee: A Case-Control Study. Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation. 2021;3\(4\):e1165-e70.](#)
9. [Wetters N, Weber AE, Wuerz TH, Schub DL, Mandelbaum BR. Mechanism of injury and risk factors for anterior cruciate ligament injury. Operative Techniques in Sports Medicine. 2016;24\(1\):2-6.](#)
10. [Stone EE, Butler M, McRuer A, Gray A, Marks J, Skubic M, editors. Evaluation of the Microsoft Kinect for screening ACL injury. 2013 35th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society \(EMBC\); 2013: IEEE.](#)
11. [Wasser JG, Tripp B, Bruner ML, Bailey DR, Leitz RS, Zaremski JL, et al. Volleyball-related injuries in adolescent female players: an initial report. The Physician and Sportsmedicine. 2021;49\(3\):323-30.](#)
12. [Westbrook AE, Taylor JB, Nguyen A-D, Paterno MV, Ford KR. Effects of maturation on knee biomechanics during cutting and landing in young female soccer players. Plos one. 2020;15\(5\):e0233701.](#)
13. [Bourne MN, Webster KE, Hewett TE. Is fatigue a risk factor for anterior cruciate ligament rupture? Sports medicine. 2019;49\(11\):1629-35.](#)
14. [Halson SL. Monitoring training load to understand fatigue in athletes. Sports medicine. 2014;44\(2\):139-47.](#)
15. [Enoka RM, Duchateau J. Translating fatigue to human performance. Medicine and science in sports and exercise. 2016;48\(11\):2228.](#)

16. [Farzami A, Anbarian M. The effects of fatigue on plantar pressure and balance in adolescent volleyball players with and without history of unilateral ankle injury. Science & Sports. 2020;35\(1\):29-36.](#)
17. [Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. Journal of Athletic Training. 2008;43\(2\):164-71.](#)
18. [McNeal JR, Sands WA, Stone MH. Effects of fatigue on kinetic and kinematic variables during a 60-second repeated jumps test. International journal of sports physiology and performance. 2010;5\(2\):218-29.](#)
19. [Proske U. Exercise, fatigue and proprioception: A retrospective. Experimental brain research. 2019;237\(10\):2447-59.](#)
20. [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.](#)
21. [Lessi GC, Dos Santos AF, Batista LF, de Oliveira GC, Serrão FV. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2017;32:9-14.](#)
22. [Yokota Y, Sonoda T, Tashiro Y, Suzuki Y, Kajiwara Y, Zeidan H, et al. Effect of Capacitive and Resistive electric transfer on changes in muscle flexibility and lumbopelvic alignment after fatiguing exercise. J Phys Ther Sci. 2018;30\(5\):719-25.](#)
23. [Maas E. Musculoskeletal loading and adaptation in novice runners. 2018.](#)
24. [Grabara M. Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes. Biology of sport. 2015;32\(1\):79-85.](#)
25. [Grabara M, Hadzik A. Postural variables in girls practicing volleyball. Biomedical Human Kinetics. 2009;1:67-71.](#)
26. [JEEVANATHAN K, RAJALAKSHMI I. CORRELATION OF ABDOMINAL MUSCLE ACTIVITY AND LOW BACK PAIN DURING DROP JUMP PERFORMANCE AMONG WOMAN BASKETBALL AND VOLLEYBALL PLAYERS.](#)
27. [Clarsen B, Bahr R, Heymans M, Engedahl M, Midtsundstad G, Rosenlund L, et al. The prevalence and impact of overuse injuries in five Norwegian sports: Application of a new surveillance method. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2015;25\(3\):323-30.](#)
28. [Borzabad FK, Venkatesh C. Relationship between flexibility of spinal column and volume of chest expansion among volleyball players. IJRAR-International Journal of Research and Analytical Reviews \(IJRAR\). 2020;7\(1\):158-62--62.](#)
29. [Oakley PA, Ehsani NN, Harrison DE. Non-surgical reduction of lumbar hyperlordosis, forward sagittal balance and sacral tilt to relieve low back pain by Chiropractic BioPhysics® methods: a case report. Journal of physical therapy science. 2019;31\(10\):860-4.](#)
30. [Alizadeh S, Mattes K. How anterior pelvic tilt affects the lower extremity kinematics during the late swing phase in soccer players while running: A time series analysis. Human Movement Science. 2019;66:459-66.](#)
31. [Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. Am J Sports Med. 2007;35\(7\):1123-30.](#)
32. [Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. Br J Sports Med. 2005;39\(6\):347-50.](#)

33. [De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche LV, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. Phys Ther Sport. 2018;30:48-56.](#)
34. [Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. Am J Sports Med. 2005;33\(7\):1022-9.](#)
35. [Shokrian F, Khezry D, Matin Homayi H, Fattahi A. Comparing the Electrical Activity of Selected Ankle Muscles in Athletes During Landing from Different Heights. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2000;11\(1\):98-113. \(Inpersian\)](#)
36. [Murillo-Escobar J, Jaramillo-Munera YE, Orrego-Metaute DA, Delgado-Trejos E, Cuesta-Frau D. Muscle fatigue analysis during dynamic contractions based on biomechanical features and Permutation Entropy. Math Biosci Eng. 2020;17\(3\):2592-615.](#)
37. [Wong TL, Huang CF, Chen PC. Effects of Lower Extremity Muscle Fatigue on Knee Loading During a Forward Drop Jump to a Vertical Jump in Female Athletes. J Hum Kinet. 2020;72:5-13.](#)
38. [Kim N, Lee SY, Lee SC, Rosen AB, Grindstaff TL, Knarr BA. Effect of isolated hip abductor fatigue on single-leg landing mechanics and simulated ACL loading. Knee. 2021;31:118-26.](#)
39. [Xia R, Zhang X, Wang X, Sun X, Fu W. Effects of Two Fatigue Protocols on Impact Forces and Lower Extremity Kinematics during Drop Landings: Implications for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. J Healthc Eng. 2017;2017:5690519.](#)
40. [Youdas JW, Hollman JH, Krause DA. The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. Physiotherapy theory and practice. 2006;22\(5\):229-37.](#)
41. [Pascual Huerta J, Ropa Moreno JM, Kirby KA, Garcia Carmona FJ, Orejana Garcia AM. Effect of 7-degree rearfoot varus and valgus wedging on rearfoot kinematics and kinetics during the stance phase of walking. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2009;99\(5\):415-21.](#)
42. [Khazae Z, Gheitasi M, Barati AH. Effect of Lower Extremity Fatigue on Knee Joint Kinematics During Landing Maneuvers in Adult Soccer Players. SJRM. 2021;10\(3\):562-73. \(Inpersian\)](#)
43. [Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. Sports Med. 2011;41\(7\):541-57.](#)
44. [Hertel J, Dorfman JH, Braham RA. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. J Sports Sci Med. 2004;3\(4\):220-5.](#)
45. [Kendall F, McCreary E, Provance P. Muscles Testing and Function Baltimore. MD: Williams & Wilkins. 1993;126.](#)
46. [Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. Journal of biomechanics. 1999;32\(5\):493-501.](#)
47. [Ross JR, Nepple JJ, Philippon MJ, Kelly BT, Larson CM, Bedi A. Effect of changes in pelvic tilt on range of motion to impingement and radiographic parameters of acetabular morphologic characteristics. The American journal of sports medicine. 2014;42\(10\):2402-9.](#)
48. [Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2009;17\(7\):705-29.](#)

49. [Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996;24\(2\):91-7.](#)
50. [Whyte EF, Richter C, O'connor S, Moran KA. The effect of high intensity exercise and anticipation on trunk and lower limb biomechanics during a crossover cutting manoeuvre. Journal of sports sciences. 2018;36\(8\):889-900.](#)
51. [Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996;24\(3\):130-5.](#)
52. [Christie HJ, Kumar S, Warren SA. Postural aberrations in low back pain. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1995;76\(3\):218-24.](#)
53. [Roncarati A, McMullen W. Correlates of low back pain in a general population sample: a multidisciplinary perspective. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 1988;11\(3\):158-64.](#)
54. [Hart JM, Kerrigan DC, Fritz JM, Ingersoll CD. Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. Journal of athletic training. 2009;44\(5\):475-81.](#)
55. [Madigan ML, Davidson BS, Nussbaum MA. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. Human movement science. 2006;25\(6\):788-99.](#)
56. [Wilson EL, Madigan ML, Davidson BS, Nussbaum MA. Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. Gait & Posture. 2006;23\(3\):348-54.](#)
57. [Leppänen M, Rossi MT, Parkkari J, Heinonen A, Äyrämö S, Krosshaug T, et al. Altered hip control during a standing knee-lift test is associated with increased risk of knee injuries. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2020;30\(5\):922-31.](#)
58. [Ueno R, Navacchia A, DiCesare CA, Ford KR, Myer GD, Ishida T, et al. Knee abduction moment is predicted by lower gluteus medius force and larger vertical and lateral ground reaction forces during drop vertical jump in female athletes. Journal of biomechanics. 2020;103:109669.](#)
59. [Weeks BK, Carty CP, Horan SA. Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. BMC musculoskeletal disorders. 2015;16\(1\):1-9.](#)
60. [Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2010;40\(2\):82-94.](#)
61. [Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. A literature review. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2020;17\(21\):8208.](#)
62. [Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing–lunge ankle-dorsiflexion range of motion. Journal of athletic training. 2014;49\(6\):723-32.](#)
63. [Lima YL, Ferreira VMLM, de Paula Lima PO, Bezerra MA, de Oliveira RR, Almeida GPL. The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. Physical Therapy in Sport. 2018;29:61-9.](#)
64. [Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. Journal of athletic training. 2011;46\(1\):31-42.](#)
65. [Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. Clinical biomechanics. 2008;23\(1\):81-92.](#)

66. [Schmidt RA, Wrisberg CA. Motor learning and performance: A situation-based learning approach: Human kinetics; 2008.](#)
67. [Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. Medicine and science in sports and exercise. 2001;33\(7\):1176-81.](#)
68. [Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. Sports Medicine. 2011;41\(7\):541-57.](#)
69. [Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36\(6\):926-34.](#)
70. [Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2005;35\(5\):292-9.](#)
71. [Roberts A. Gait analysis: normal and pathological function J. Perry and JM Burnfield Pp. 576. Thorofare: SLACK Incorporated, 2010. ISBN: 978-1-55642-766-4. \\$92.95. The British Editorial Society of Bone and Joint Surgery; 2010.](#)
72. [Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. Experimental brain research. 1990;82\(1\):97-106.](#)