

# Sport Medicine Studies

Sport Sciences Research Institute of Iran

Quarterly Journal of Sport Medicine Studies

Fall 2023/ Vol. 15/ No. 37/ Pages 37-56

## The Effect of Acute Lower Limb Fatigue on Three-Dimensional Pelvic Kinematics and Lumbar Curvature during Unanticipated Block among Adolescent Female Volleyball Players

S. H. Hosseini<sup>1</sup>, M. Gheitasi<sup>2\*</sup> , S. M. Hosseini<sup>3</sup>

1. MA in Department of Health and Sport Rehabilitation, Faculty of Sport Science and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.
2. Associate Professor, Department of Health and Sport Rehabilitation, Faculty of Sport Science and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor, Department of Health and Sport Rehabilitation, Faculty of Sport Science and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

**Received:** 2022/11/08

**Accepted:** 2023/05/24

Hosseini, S. H; Gheitasi, M; & Hosseini, S. M. (2023). The Effect of Acute Lower Limb Fatigue on Three-Dimensional Pelvic Kinematics and Lumbar Curvature during Unanticipated Block among Adolescent Female Volleyball Players. *Sport Medicine Studies*, 15(37), 37-56. In Persian. 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 was used to analyze the kinematic data. The results indicated 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 of 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



**Copyright:** © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

\* Corresponding Author: Mehdi Gheitasi, Tel: 09123547613, E-mail: [m\\_gheitasi@sbu.ac.ir](mailto:m_gheitasi@sbu.ac.ir), <https://orcid.org/0000-0002-1582-0859>

## **Extended Abstract**

### **Background and Purpose**

ACL injury and reconstruction significantly increased among 13-17-year-old adolescents during the two recent decades (1,2). Identifying injury risk factors and formulating strategies for injury prevention can be addressed as the main components to prevent sports injuries (3,4). One of the most important risk factors for injury that has attracted the attention of researchers in recent years is the role of neuromuscular fatigue (5). Decreased activity of the muscles of the lower limbs due to fatigue can lead to a change in the position of the pelvic and trunk and the alignment of these areas (6). These factors will increase the pressure on the knee ligaments and cause them to be injured (7,8). Given the direct relationship between proximal and distal segments of the kinetic chain, 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.

### **Materials and Methods**

This study was conducted based on a single-group pre-post design using an intervention. The statistical population included the adolescent female volleyball players aged 13-16 years who played in the clubs in Tehran province. The samples of this study were 16 adolescent female volleyball players (age=15/1±0/24, height= 164/50±0/15, weight= 57/64±2/43, bmi=20/38±0/65) selected through entry criteria. A meeting was held before the main test, during which the players completed individual and parent consent forms, as well as individual and demographic information. Further, they got familiar with test procedure and objectives. In the pre-test stage, the lumbar curvature of the participants was first measured in accordance with the Youdas method using a flexible ruler, and then the players were positioned in a designated environment for 3D kinematic assessment and performed a single-leg jump-landing maneuver, which is similar to volleyball block. This procedure repeated three consecutive times. Furthermore, the maneuvers in which the subjects landed on the dominant leg were accepted. Then, the functional fatigue protocol of the lower limb specific to volleyball which included three modified SEMO agility test stations, 10 fixed jumps and 10 consecutive vertical jumps was applied and the players were re-evaluated. The kinematic data were collected using a 3D motion analyzer equipped with eight cameras (USA) at a sampling rate of 240 Hz. Further, the reflex markers of 9 mm diameter were placed bilaterally on skin surface, anterior and posterior superior iliac spines, sacrum, lateral and medial femoral epicondyle, lateral mid thigh, lateral midshank, medial and lateral malleolus, second metatarsal head, and posterior calcaneus according to the Helen Hayes marker set. The moment of landing (initial contact of the foot with the ground) was obtained by considering the coordinates of the second metatarsal head marker position along the z-axis in the frame with the minimum spatial distance from the ground. Furthermore, Butterworth=6 Hz low-pass filter was utilized to filter the data. The data were examined for normality through employing the Shapiro-Wilk test and statistically analyzed by using SPSS 26 software. The dependent t-test and MATLAB 2019 software were respectively applied for the data comparison in the pre- and post-test stages, and kinematic data analysis. In this study, a significance level of 95% with  $\alpha \leq 0.05$  was considered.

## Findings

Based on the results of dependent t-test, fatigue led to a significant increase in anterior tilt and external rotation of pelvic at the initial contact ( $P=0.00$ ) and decrease in anterior tilt and increase of internal rotation of pelvic at the landing peak ( $p=0.00$ ). However, in other kinematic variables (pelvic drop at initial contact and peak landing and lumbar curvature ),there was no significant difference after fatigue ( $P\geq 0.05$ ).

**Table 1. Mean  $\pm$  Standard deviation of kinematic data in pre- and post- fatigue at the initial contact**

Variable	Pre-test	Post-test	T	DF	P
Anterior pelvic tilt	-10/86 $\pm$ 4/48	-14/81 $\pm$ 4/52	5/41	15	*0/00
Pelvic drop	11/94 $\pm$ 6/77	12/19 $\pm$ 5/30	-0/25	15	0/80
Pelvic rotation	6/62 $\pm$ 6/66	-0/69 $\pm$ 5/16	5/78	15	*0/00

**Note 1.** In the present study pelvic internal rotation were considered positive (+) and pelvic external rotation were Assumed negative (-). \* Indicates significant difference,  $P\leq 0.5$

## Conclusion

Based on the literature review, fatigue has always been considered as one of the kinematic and kinetic risk factors in the lower limbs. The results of the present study showed the significant effects of the combination of fatigue with unanticipated conditions on the three-dimensional kinematic change of the pelvic and lumbar curvature, which was mostly observed in the sagittal and transverse planes. It seems that the combination of these factors may lead to dangerous movement strategies in the lower limbs during landing in adolescent female volleyball players which can increase the risk of knee joint injuries in them.

## The Message of the Article

The research conducted can increase insight and awareness of hip kinematics and lumbar curvature and their mutual effect on lower limb injuries and be effective in ACL injury prevention programs.

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

## References

1. Zahradnik D, Jandacka D, Holcapek M, Farana R, Uchytíl 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. Bourne MN, Webster KE, Hewett TE. Is fatigue a risk factor for anterior cruciate ligament rupture? *Sports medicine*. 2019;49:1629-35.

6. 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.
7. Hewett T, Zazulak B, Myer G, Ford K. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *British journal of sports medicine*. 2005;39(6):347-50.
8. 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. *Physical therapy in sport*. 2018;30:48-56.

# مطالعات طب ورزشی

پژوهشگاه تربیت بدنی

فصلنامه مطالعات طب ورزشی

پاییز ۱۴۰۲، دوره ۱۵، شماره ۳۷، صفحه‌های ۵۶-۳۷

## اثر خستگی حاد اندام تحتانی بر کینماتیک سه‌بعدی لگن و انحنا کمر حین دفاع پیش‌بینی نشده در دختران نوجوان والیبالیست

سیده هانیه حسینی<sup>۱</sup>، مهدی قیطاسی<sup>۲\*</sup>، سید محمد حسینی<sup>۳</sup>

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. دانشیار، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. (نویسنده مسئول)
۳. استادیار، گروه تندرستی و بازتوانی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

Hosseini, S. H; Gheitasi, M; & Hosseini, S. M. (2023). The Effect of Acute Lower Limb Fatigue on Three-Dimensional Pelvic Kinematics and Lumbar Curvature during Unanticipated Block among Adolescent Female Volleyball Players. *Sport Medicine Studies*, 15(37), 37-56. In Persian. DOI: 10.22089/SMJ.2023.13794.1638

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۸/۱۷

پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۰۳/۰۳

### چکیده

خستگی عضلانی می‌تواند عاملی اثرگذار بر 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 سه‌بعدی لگن و انحنا کمر در بروز آسیب لیگامنت متقاطع قدامی پرداخته‌اند؛ بنابراین هدف این مطالعه، بررسی اثر خستگی حاد اندام تحتانی بر کینماتیک سه‌بعدی لگن و انحنا کمر حین دفاع پیش‌بینی نشده در دختران والیبالیست نوجوان بود. در این مطالعه نیمه تجربی، ۱۶ والیبالیست دختر نوجوان به صورت دردسترس و براساس معیارهای ورود انتخاب شدند. در مرحله پیش‌آزمون، ابتدا انحنا کمری شرکت‌کنندگان به وسیله خط‌کش منعطف اندازه‌گیری شد. سپس هر آزمودنی سه مانور پرش-فرود تک‌پای پیش‌بینی نشده را اجرا کرد و داده‌ها توسط دستگاه آنالیز حرکتی ثبت شد. سپس مداخله پروتکل خستگی اندام تحتانی ویژه والیبالیست توسط هر آزمودنی انجام و مجدد ارزیابی شد. از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی همگنی واریانس‌ها و از آزمون تی وابسته برای تحلیل داده استفاده شد. همچنین به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های کینماتیکی از نرم‌افزار متلب استفاده شد. براساس نتایج این مطالعه، تفاوت معناداری 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 معناداری مشاهده نشد ( $P \geq 0/05$ ). با توجه به نتایج به نظر می‌رسد، تغییرات کینماتیکی مشاهده شده پس از اعمال پروتکل خستگی اندام تحتانی می‌تواند خطر بروز آسیب لیگامنت متقاطع قدامی را در والیبالیست‌ها افزایش دهد.

واژگان کلیدی: خستگی، کینماتیک لگن، والیبالیست، لوردوز، آسیب ACL.



Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

\* Corresponding Author: Mehdi Gheitasi, Tel: 09123547613, E-mail: m\_gheitasi@sbu.ac.ir  
<https://orcid.org/0000-0002-1582-0859>

## مقدمه

والیبال به عنوان یک ورزش رقابتی با احتمال بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی با ریسک زیاد، طی سال‌های اخیر مدنظر محققان قرار گرفته است (۱). به دلیل حجم زیاد پرش و فرودهای مکرر طی یک مسابقه در تکالیف حرکتی خاص از جمله اسپیک و دفاع، ۶۰ درصد از کل آسیب‌های ورزشی به اندام تحتانی اختصاص پیدا می‌کند (۱-۴). حرکت فرود بیش از نیمی از کل آسیب‌های ثبت شده و آسیب‌های مفصل زانو را 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 به‌طور چشمگیری افزایش یافته است، آسیب رباط لیگامنت متقاطع قدامی (ACL) است (۷،۸)؛ به‌طوری‌که 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 برهه سنی از نظر اسکلتی-عضلانی نابالغاند و این درست زمانی است که سازگاری‌های مرتبط با ورزش صورت می‌گیرد که می‌تواند یکی از دلایل عمده آسیب در این گروه سنی باشد (۱۱). با توجه به اینکه والیبال جزو سه ورزش برتر در ارتباط با آسیب‌های ورزشی نوجوان قرار دارد، توجه به ریسک فاکتور و مکانیسم‌های آسیب‌زا در این دوره حساس به شناسایی بازیکنان در معرض خطر و در نتیجه پیشگیری از آسیب‌های ورزشی کمک می‌کند (۱۱،۱۲). آسیب ACL اتیولوژی چندعاملی دارد و احتمالاً از تعامل عوامل خطر ساز تعدیل پذیر<sup>۲</sup> و تعدیل ناپذیر<sup>۳</sup> مختلف ناشی می‌شود. یکی از عواملی که به‌طور بالقوه تغییر یافته است و در سال‌های اخیر مدنظر محققان قرار گرفته است، نقش خستگی عصبی-عضلانی<sup>۴</sup> است (۱۳). در فعالیت‌های ورزشی خستگی پدیده‌ای چندوجهی و پیچیده بوده (۱۴) که نشان‌دهنده کاهش عملکردهای حسی و شناختی است (۱۵). 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 فعال سازی عضلات (۱۸)، حس عمقی (۱۹) و نبود 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 اثر خستگی بر انحنا کمر و تیلت قدامی لگن را بررسی کردند و گزارش دادند که خستگی می‌تواند منجر به افزایش درجه این نواحی شود (۲۲). همچنین نتایج مطالعات ماس و همکاران (۲۳) و لسی و همکاران (۲۱) نشان‌دهنده افزایش تیلت قدامی لگن در صفحه ساجیتال و دراپ لگن در صفحه فرونتال بود. تغییرات راستای بدن ویژگی‌های پاسچرال و بروز نبود تقارن در دستگاه اسکلتی-عضلانی در افراد ورزشکار و غیرورزشکار دیده می‌شود. اعتقاد بر این است، ورزشکارانی که دارای تغییرات در راستای بدن و انحرافات پاسچرال هستند، ممکن است نسبت به سایر ورزشکاران در معرض خطر آسیب دیدگی بیشتری قرار بگیرند (۲۴). نوع فعالیت ورزشی و میزان شدت آن بر انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال تأثیر می‌گذارد (۲۵). در والیبال تکالیف ویژه حرکتی منجر به هایپراکستنشن<sup>۵</sup> های تکراری در ناحیه کمری می‌شود

1. Anterior Cruciate Ligament (ACL)
2. Modifiable Risk Factors
3. Non- Modifiable Risk Factors
4. Neuromuscular Fatigue
5. Hyperextensions

که می‌تواند باعث اعمال فشارهای نامتعارف در ستون مهره‌ها و همچنین تغییر پاسچر در بازیکنان شود؛ این امر موجب می‌شود که ۱۶ درصد از بازیکنان نخبه والیبالیست نوجوان در معرض آسیب‌ها و مشکلات ناحیه کمر قرار بگیرند (۲۶،۲۷). بررسی‌ها 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<sup>۱</sup> ناشی از انجام الگوهای حرکتی مکرر در تمرینات این بازیکنان باشد (۲۸). از نظر بیومکانیکی، هایپرلوردوزیس<sup>۲</sup> کمری با تغییر مرکز ثقل و افزایش تیلت قدامی لگن<sup>۳</sup> همراه است (۲۹)، طبق اصل واکنش زنجیره 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 می‌شود که اجازه انتقال و کنترل نیرو و حرکت را به قسمت‌های دیستال زنجیره حرکتی می‌دهد (۳۱)، تغییرات پاسچرال و اختلال در عملکرد این مجموعه کینماتیک اندام تحتانی را در حرکات داینامیک تغییر می‌دهد و موجب اداکشن و چرخش داخلی مفصل ران و والگوس داینامیک مفصل زانو می‌شود. این عوامل باعث افزایش استرس و فشار به لیگامنت‌های زانو خواهد شد و آن‌ها را در معرض آسیب قرار می‌دهد (۳۲،۳۳). همان‌طور که بیان شد، اکثر آسیب‌های گزارش شده هنگام بروز خستگی و در مکانیسم فرود از پرش اتفاق می‌افتد که باعث تغییرات بیومکانیکی در کاهش جذب ضربه و تثبیت مفصل زانو می‌شود (۳۴،۳۵) و عملکرد ورزشکاران را به میزان زیادی تحت‌تأثیر قرار می‌دهد (۳۶).

درحالی‌که 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 به‌طور خاص در نوجوانان پرداخته‌اند که شکاف تحقیقی بزرگی محسوب می‌شود؛ بنابراین هدف تحقیق حاضر، بررسی اثر خستگی حاد اندام تحتانی بر کینماتیک سه‌بعدی لگن و انحنای کمر حین دفاع پیش‌بینی‌نشده در دختران نوجوان والیبالیست بود.

## روش پژوهش

طرح تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و مطالعه‌ای یک‌گروهی همراه با اعمال مداخله پروتکل خستگی اندام تحتانی در مراحل پیش‌آزمون-پس‌آزمون بود. 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:  $164/5 \pm 0/15$  سانتی‌متر، وزن:  $57/2 \pm 46/43$  کیلوگرم، شاخص توده بدن:  $20/38 \pm 0/65$ ) جامعه آماری این مطالعه را تشکیل دادند. نمونه‌های این مطالعه ۱۶ دختر والیبالیست نوجوان بودند که براساس معیارهای ورود شامل داشتن سابقه فعالیت ورزشی در رشته والیبالیست طی سه سال اخیر، نداشتن سابقه هرگونه آسیب‌دیدگی طی ۱۲ ماه گذشته، نداشتن سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی (مچ، زانو، ران، لگن)، نداشتن اختلالات مزمن اندام تحتانی از جمله بی‌ثباتی مزمن مچ پا یا سندرم درد کشکی رانی<sup>۴</sup>، انجام‌ندادن هرگونه فعالیت بدنی شدید تا ۴۸ ساعت قبل از اجرای پروتکل خستگی، مبتلانشدن به بیماری‌های مفصلی در اندام تحتانی مانند استئوآرتریت<sup>۵</sup> و همچنین نبود اختلالات پاسچرال قابل توجه به ویژه در نواحی کمری-لگنی-رانی، زانوها، مچ و کف پا وارد مطالعه شدند.

1. Lumbar Lordosis
2. Hyperlordosis
3. Anterior Pelvic Tilt
4. Patellofemoral Pain Syndrome
5. Osteoarthritis

در این پژوهش با استفاده از نرم‌افزار تعیین حجم نمونه جی‌پاور و با توجه به تحقیقات پیشین، 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 طی یک جلسه که قبل از آزمون اصلی برگزار شد، فرم رضایت‌نامه فردی، رضایت‌نامه والدین، اطلاعات فردی و دموگرافی را تکمیل کردند و با نحوه انجام آزمون و اهداف آن آشنا شدند.

در جلسه اصلی آزمون، شرکت‌کنندگان ابتدا تمرینات مرتبط با گرم کردن را انجام دادند و سپس پای غالب آزمودنی‌ها به وسیله حرکت شوت فوتبال تعیین و حداکثر پرش عمودی آن‌ها توسط دستگاه پرش عمودی سارجنت ثبت شد. در مرحله پیش‌آزمون، ابتدا انحنای کمری آزمودنی‌ها به وسیله خط‌کش منعطف که با روایی ۸۸ درصد و پایایی ۸۲ درصد توصیف شده بود (۴۰)، در حالت ایستاده و مطابق با روش یوداس<sup>۱</sup> و با استفاده از فرمول  $4 \text{Arctang } 2h/l$  محاسبه شد (۴۰)، بدین منظور فرد در حالتی که بازوها و دست‌ها در کنار بدن در حالت آویزان بودند، کاملاً صاف ایستاد و در ابتدا مهره T۱۲ آزمودنی مشخص و علامت زده شد (لبه تحتانی دنده دوازدهم پیدا شد و با انتهای دیستال انگشتان به صورت دو طرفه و هم‌زمان به سمت بالا و داخل حرکت کرد؛ تا زمانی که بافت‌های نرم ناپدید شوند. محل تلاقی دو انگشت با مهره به عنوان مهره T۱۲ تعیین شد) سپس مهره S۲ مشخص شد (به وسیله دو فرورفتگی خارخاصره خلفی - فوقانی<sup>۲</sup>). در مرحله بعد، خط‌کش منعطف روی دو نقطه مشخص شده قرار داده شد و پس از منطبق شدن روی انحنای کمری، لندمارک‌های مدنظر روی خط‌کش منعطف علامت زده شد. سپس بدون هیچ تغییری روی کاغذ قرار گرفت، منحنی ترسیم شد و دو نقطه مشخص شده با خط صاف به هم متصل شد و از وسط آن خطی عمود بر انحنای رسم شد (۴۰). سپس شرکت‌کنندگان در محیط تعیین شده برای ارزیابی کینماتیکی سه‌بعدی قرار گرفتند. از دستگاه جهت‌دهی تصادفی حرکت که دارای دو چراغ در سمت چپ و راست است و روشن شدن آن به صورت تصادفی است، برای شبیه‌سازی بیشتر به شرایط تمرینی و مسابقه استفاده شد؛ بر این اساس، آزمودنی‌ها در مرکز محدوده مشخص شده ایستادند و طی سه کوشش متوالی با روشن شدن هرکدام از چراغ‌ها با برداشتن یک گام به پهلو به آن سمت حرکت کردند و مانور پرش و فرود تک پا که مشابه با حرکت دفاع والیبال بود را انجام دادند، در اجراء، مانوری قابل قبول بود که آزمودنی روی پای غالب حرکت فرود را انجام دهد. سپس پروتکل خستگی عملکردی اندام تحتانی ویژه والیبال اعمال شد، بلافاصله انحنای کمری آزمودنی‌ها ثبت شد و شرکت‌کنندگان مجدد برای انجام پس‌آزمون در مرکز محیط آزمون قرار گرفتند و مانور پرش و فرود تک پا را طی سه کوشش به وسیله دستگاه جهت‌دهی تصادفی انجام دادند.

این مطالعه با توجه به ملاحظات اخلاقی ارائه شده توسط کمیته اخلاق دانشگاه شهید بهشتی تأیید شد و با کد اخلاقی IR.SBU.REC.1400.137 انجام شد.

جمع‌آوری داده‌های کینماتیکی: در این پژوهش برای جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی از دستگاه سه‌بعدی آنالیز حرکت<sup>۳</sup> هشت دوربین ساخت کشور آمریکا با نرخ نمونه‌برداری ۲۴۰ هرتز استفاده شد. همچنین از مارکرهای رفلکسی قطر ۹ میلی‌متر استفاده شد که با استفاده از روش مارکرگذاری هلن‌هایز<sup>۴</sup> به صورت دو طرفه در سطح پوست و در محل خار خاصره‌ای قدامی

1. Youdas
2. Posterior Superior Iliac Spine
3. Motion Analyze
4. Helen Hayes

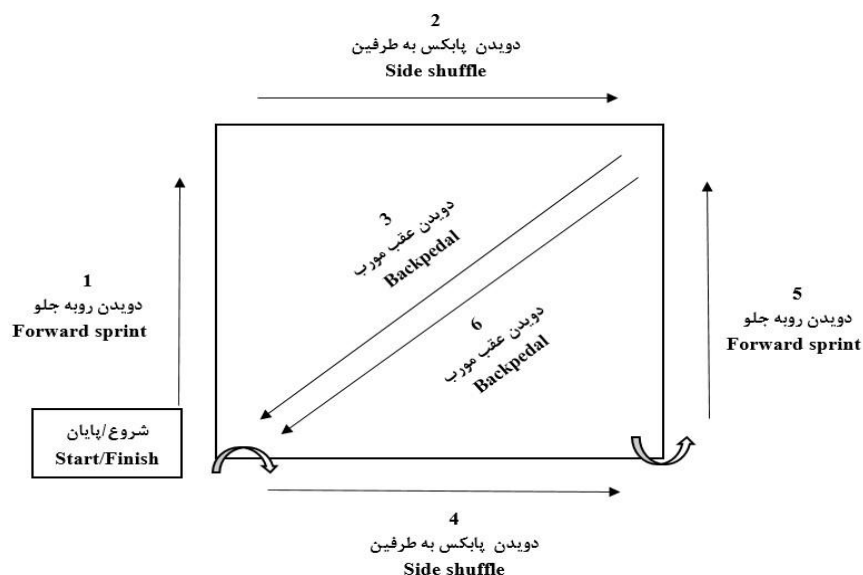


فوقانی<sup>۱</sup>، خار خاصره خلفی فوقانی<sup>۲</sup>، ساکروم<sup>۳</sup>، اپی کندیل خارجی و داخلی فمور<sup>۴</sup>، قسمت میانی خارجی ران<sup>۵</sup>، قسمت میانی خارجی ساق<sup>۶</sup>، قوزک داخلی و خارجی پا<sup>۷</sup>، سر استخوان متاتارس دوم<sup>۸</sup> و قسمت خلفی پاشنه پا<sup>۹</sup> قرار گرفتند (۴۱). برای تعیین لحظه فرود<sup>۱۰</sup> (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 برای فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر پایین‌گذر باثروت<sup>۱۱</sup> با قطع شش هرتر استفاده شد (۴۲).

پروتکل خستگی اندام تحتانی: قبل از اجرای پروتکل خستگی، ابتدا حداکثر پرش عمودی هر آزمودنی به وسیله دستگاه پرش عمودی سارجنت اندازه‌گیری شد (۱۷)، در ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته شد در حالت ایستاده و ساکن بالاترین نقطه پرش را لمس کنند و سپس سه پرش عمودی را انجام دهند. بالاترین رکورد به‌عنوان حداکثر ارتفاع پرش فرد در نظر گرفته شد. تفاضل بین حداکثر ارتفاع در حالت ایستاده و پرش عمودی به‌عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت شد. در مرحله بعد برای تعیین فاصله دو پا در حرکت لانج برای هر آزمودنی از طول اندام تحتانی آن‌ها استفاده شد. پروتکل خستگی اندام تحتانی استفاده‌شده در این تحقیق از نوع عملکردی ویژه والیبال بود که شامل چندین سیکل تکراری تا رسیدن به خستگی بود (۱۷). هر سیکل از این پروتکل به ترتیب شامل سه ایستگاه، تمرین چابکی اصلاح شده سمو<sup>۱۲</sup>، ۱۰ حرکت لانج ثابت، ۱۰ پرش عمودی سریع متوالی است. ایستگاه اول که تمرین چابکی اصلاح‌شده سمو است، در یک مربع  $\frac{3}{6}$  و  $\frac{5}{7}$  متر انجام می‌شود و شامل مجموعه‌ای از حرکات سرعتی روبه‌جلو، دویدن به عقب به‌صورت مورب و حرکت پابکس به پهلو است. بلافاصله پس از اتمام ایستگاه سمو آزمودنی ایستگاه لانج ثابت را آغاز می‌کند. آزمودنی ۵ بار با پای راست و ۵ بار با پای چپ با فاصله برابر با طول اندام تحتانی ثبت‌شده به سمت جلو حرکت کرد. تکه‌های نوار روی زمین به‌عنوان فاصله رسیدن بین مبدأ و هدف عمل می‌کنند. 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 شروع باشد. ایستگاه پرش عمودی نیز بلافاصله پس از اتمام ایستگاه لانج شروع می‌شود. آزمودنی ۱۰ پرش عمودی سریع برابر با ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع پرش ثبت‌شده توسط دستگاه پرش سارجنت را به‌صورت 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 طی انجام پروتکل خستگی باید به‌طور مستمر تشویق کلامی شوند (۱۷). پس از انجام سه ایستگاه یک سیکل از پروتکل خستگی تکمیل می‌شود. سپس آزمودنی بلافاصله به نقطه شروع سیکل و ایستگاه اول بازمی‌گردد و سیکل جدید را شروع

1. Anterior Superior Iliac Spine
2. Posterior Superior Iliac Spine
3. Sacrum
4. Lateral And Medial Femoral Epicondyle
5. Lateral Midthigh
6. Lateral Midshank
7. Medial And Lateral Malleolus
8. Second Metatarsal Head
9. Posterior Calcaneus
10. Initial Contact
11. Butterworth
12. Semo Agility Drill

می‌کند و این چرخه تا زمان رسیدن به خستگی ادامه پیدا می‌کند. در این آزمون برای تعیین خستگی آزمودنی‌ها از روش اندازه‌گیری زمان پایه<sup>۱</sup> 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 کسب‌شده در این دو اجرا به‌عنوان زمان پایه برای هر آزمودنی ثبت شد. سیکلی که در آن آزمودنی ۵۰٪ نسبت به زمان پایه خود افزایش زمان داشته باشد، به‌عنوان نقطه خستگی فرد در نظر گرفته شد (۱۷).



شکل ۱ - جدول چابکی SEMO  
Figure 1 - SEMO agility table

در این پژوهش برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک و برای مقایسه داده‌ها در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون از آزمون تی وابسته استفاده شد. همچنین برای تجزیه و تحلیل داده‌های کینماتیکی از نرم‌افزار متلب ورژن ۲۰۱۹ استفاده شد. در این مطالعه سطح معناداری ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. به‌منظور تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۶ استفاده شد.

## نتایج

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

### 1. Baseline Time

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

Table 1- Demographic information of the studied subjects (n=16)

متغیرها	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	0.24±15.1
قد (سانتی‌متر)	0.15±164.5
وزن (کیلوگرم)	2.43±57.46
شاخص توده بدنی (BMI)	0.65±20.38

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

Table 2- Information on kinematic variables before and after applying the fatigue protocol in the pelvis during the initial impact (n=16)

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد		آماره آزمون	درجه آزادی	سطح معنا-داری
	پیش آزمون	پس آزمون			
تیلت قدامی لگن (برحسب درجه)	-10.86±4.48	-14.81±4.52	5.41	15	*0.000
دراپ لگن (برحسب درجه)	11.94±6.77	12.19±5.30	-0.25	15	0.80
روتیشن لگن (برحسب درجه)	6.62±6.66	-0.69±5.16	5.78	15	*0.000

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

همان‌طور که در جدول شماره دو مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که خستگی بر افزایش تیلت قدامی و چرخش خارجی لگن در برخورد اولیه اثر معناداری داشت ( $P \leq 0/05$ )؛ در صورتی که در متغیر کینماتیکی افزایش دراپ لگن تفاوت معناداری 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)

Table 3 - Information on the kinematic variable of lumbar curvature before and after applying the fatigue protocol in a static position (n=16)

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد		آماره آزمون	درجه آزادی	سطح معناداری
	پیش آزمون	پس آزمون			
انحنای کمر (برحسب درجه)	33.61±9.61	36.12±13.88	-1.05	15	0.31

همان‌طور که در جدول شماره سه مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که خستگی بر افزایش انحنای کمر در وضعیت استاتیک اثر معناداری نداشت ( $P \geq 0/05$ ).

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

Table 4- Information on kinematic variables before and after applying the fatigue protocol in the pelvis at the peak of landing (n=16)

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد		آماره آزمون	درجه آزادی	سطح معناداری
	پیش آزمون	پس آزمون			
تیلت قدامی لگن (برحسب درجه)	-16.56 $\pm$ 5.92	-9.40 $\pm$ 5.90	-5.30	15	*0.000
دراپ لگن (برحسب درجه)	1.65 $\pm$ 7.90	3.52 $\pm$ 7.23	-1.30	15	0.21
روتیشن لگن (برحسب درجه)	0.50 $\pm$ 6.66	5.46 $\pm$ 6.09	-3.30	15	*0.000

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

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

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر انحنای کمر و کینماتیک سه‌بعدی لگن برای پیش‌بینی آسیب ACL در دختران نوجوان والیبالیست بود. 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 معناداری داشت، اما در سایر متغیرهای کینماتیکی افزایش دراپ لگن و انحنای کمر اثر معناداری مشاهده نشد.

در بررسی آسیب‌های مفصل زانو همواره باید به این اصل مهم توجه داشت که کینماتیک بخش‌های پروگزیمال و دیستال زنجیره حرکتی ارتباط مستقیمی با مفصل زانو دارد؛ از این رو می‌تواند اثرات درخور توجهی بر بیومکانیک این مفصل داشته باشد (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 مطالعه حاضر پس از اعمال پروتکل خستگی برخلاف اوج فرود در برخورد اولیه افزایش تیلت قدامی لگن در شرکت‌کنندگان مشاهده شد که با نتایج مطالعات یوکوتا<sup>۱</sup> و همکاران و ماس<sup>۲</sup> و همکاران همسو بود (۲۲، ۲۳). موقعیت مفصل لگن به وسیله تعادل 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

1. Yokota
2. Maas

لگن سبب افزایش استرچ و تضعیف عضلات همسترینگ و گلوئتال<sup>۱</sup> و همچنین تغییر گشتاور لحظه‌ای عضلات گلوئتال می‌شود (۴۶). از نظر بیومکانیکی ضعیف شدن عضلات همسترینگ امکان جابه‌جایی قدامی درشت‌نی را افزایش می‌دهد 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 است 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<sup>۲</sup> را که موجب افزایش بارگذاری ACL می‌شود، افزایش دهد. گفتنی است، عضلات همسترینگ علاوه بر کنترل جابه‌جایی قدامی تیبیا در جلوگیری از ژنورکورواتوم<sup>۳</sup> 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<sup>۴</sup> و همکاران می‌تواند ریسک آسیب ACL را در ورزشکاران زن افزایش دهد (۴۹). در مطالعه حاضر افزایش ژنورکورواتوم 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 درجه دقیقی از تیلت قدامی لگن که بتواند بر آسیب ACL اثر بگذارد، قابل‌بحث است (۴۸). از سوی دیگر نتایج به دست آمده در این فاکتور کینماتیکی، با برخی از نتایج دیگر از جمله وایت<sup>۵</sup> و همکاران ناهمسو بود (۵۰) که کاهش تیلت قدامی لگن را در شرایط پیش‌بینی‌نشده و پس از خستگی مشاهده کردند. به نظر می‌رسد، دلیل این ناهمسویی تفاوت در جنسیت آزمودنی‌های مطالعه باشد؛ زیرا زنان در زمان فرود گاهی 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 زاویه تیلت قدامی لگن به‌طور بالقوه زاویه لوردوز کمر را در وضعیت ایستاده تغییر خواهد داد (۲۲، ۵۱). 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 می‌شود (۵۲، ۵۳)، به‌عنوان یک بخش پروگزیمال نیز می‌تواند بیومکانیک اندام تحتانی را تغییر داده و ریسک آسیب ACL را افزایش دهد (۴۴، ۴۹). افزایش انحنای کمر مشاهده‌شده در این پژوهش در سطح معناداری نبود، ولی نشان‌دهنده تغییرات کینماتیکی درخور توجهی بود که پس از اعمال پروتکل خستگی اندام تحتانی می‌تواند اثرات نامطلوبی بر زنجیره حرکتی داشته باشد. نتایج به‌دست‌آمده در این پارامتر با نتایج مطالعه یوکوتا و همکاران (۲۲) همسوست؛ زیرا خستگی اندام تحتانی با تأثیر بر تیلت قدامی لگن و افزایش آن، انحنای لوردوز کمر را تغییر می‌دهد و در نتیجه منجر به افزایش آن می‌شود، اما در مطالعه هارت<sup>۶</sup> و همکاران، کاهش لوردوز کمر پس از خستگی عضلات پاراسپاینال گزارش شد (۵۴). به نظر می‌رسد این تضاد، مرتبط با فعالیت حرکتی ارزیابی‌شده باشد که در نتیجه خستگی عضله مذکور، حین دویدن مرکز فشار

1. Gluteal Muscles
2. Vertical Ground Reaction Force (VGRF)
3. Genu Recurvatum
4. Loudon
5. Whyte
6. Hart

قدامی و مرکز فشار جرم جابه جا شده است (۵۵،۵۶)؛ در نتیجه آزمودنی‌های مورد مطالعه وضعیت خمیده به جلو و یک استراتژی کنترل پاسچر را در پاسخ به اختلال تعادل نشان دادند (۵۶). در آن مطالعه فعالیت عضلانی بررسی نشد، اما به نظر می‌رسد خستگی موضعی و پاسچر تغییر یافته با افزایش فعالیت عضله آنتاگونیست با عضله راست شکمی در افراد سالم مرتبط باشد (۵۶).

یکی دیگر از پارامترهای کینماتیکی اثرگذار بر آسیب‌های اندام تحتانی، حرکات لگن در صفحه فرونتال است که ارتباط معناداری با آسیب ACL در زنان ورزشکار دارد (۵۷). مشاهده شده است در فعالیتهایی که بازیکنان به‌طور نامتقارن روی یک پا فرود می‌آیند، لگن را به همان سمت متمایل می‌کنند 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 می‌شوند که این عوامل به نوبه 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 معناداری 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<sup>۱</sup> و همکاران و بنجامین<sup>۲</sup> و همکاران همسوست (۲۱، ۵۹). عضلات مرکزی بدن همواره در ثبات بدن نقش مهمی ایفا می‌کنند. در فرودهای تک پا عضلات ابدکتور هیپ با مربع کمری فعالیت می‌کند تا لگن موقعیت خود را به‌طور 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). 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<sup>۳</sup> است. در صورت کاهش دامنه حرکتی در هریک از بخش‌های اندام تحتانی در صفحه ساجیتال حرکات جبرانی را در صفحات حرکتی فرونتال و عرضی خواهیم داشت (۶۱). به‌طور دقیق زمانی که دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا کاهش یابد و محدود شود، حرکات جبرانی در مفاصل و صفحات حرکتی دیگر از جمله چرخش داخلی تیپا، افزایش چرخش داخلی و اداکشن ران و دراپ لگن را مشاهده خواهیم کرد که ترکیب این عوامل مختلف حرکتی منجر به والگوس دینامیک 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 مطالعه پاترک<sup>۴</sup> و همکاران، کاهش دارپ لگن پس از خستگی عضلانی در صفحه فرونتال مشاهده شد (۶۴) که این ناهم‌سویی می‌تواند به دلیل پیش‌بینی‌نشده‌ی جهت حرکت در مطالعه حاضر باشد. در مطالعاتی که از مانورهای پیش‌بینی‌نشده‌ی استفاده می‌شود، فرصت استفاده از یک استراتژی عصبی-عضلانی از پیش برنامه‌ریزی 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

- 
1. Lessi
  2. Benjamin
  3. Ankle Dorsiflexion
  4. Patrek

زمان ممکن حرکت را به نمایش بگذارد (۶۶). پیش‌بینی‌نشده 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 (۶۵،۶۷).

همان‌طور که در ابتدای بحث اشاره شد، زنجیره حرکتی یک سیستم چندبخشی متصل به هم است که اغلب در یک توالی پروگزیمال به دیستال فعالیت می‌کند تا به‌طور صحیح به حرکت مدنظر دست یابد (۶۸)؛ از این رو توجه به روابط تنه و اندام تحتانی طی فعالیت‌های داینامیک در پیشگیری از آسیب‌های ورزشی بسیار مهم است. سومین پارامتر مورد ارزیابی در ارتباط با لگن، روتیشن این مفصل است. افزایش چرخش داخلی پس از پروتکل خستگی در آزمودنی‌های حاضر در مطالعه مشاهده شد که با نتایج مطالعه 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 چرخنده‌های خارجی مفصل ران حین فرود اتفاق افتاده باشد (۶۹،۷۰). چنین استراتژی حرکتی می‌تواند زنان را در معرض خطر بالای آسیب‌های زانو قرار دهد. برخلاف اوج فرود، لگن در برخورد اولیه افزایش چرخش خارجی را در پس‌آزمون نشان داد و می‌توان 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 قابل‌اعتمادی برای حفظ ثبات پاسچر فرد به دست آورد (۷۲) که در زمان فرود نیز به نظر می‌رسد این تغییر کینماتیکی به دلیل یک تلاش محافظتی به‌منظور 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، متأسفانه مطالعات محدودی در این باره در دسترس است؛ بنابراین توصیه می‌شود در مطالعات آینده به بررسی این مهم در گروه‌های مختلف ورزشی پرداخته شود.

نتایج پژوهش حاضر نشان‌دهنده اثرات درخور توجه ترکیب خستگی با شرایط پیش‌بینی‌نشده بر تغییر کینماتیک سه‌بعدی لگن و انحنای کمر بود که بیشتر در صفحات حرکتی ساجیتال و عرضی مشاهده شد. به نظر می‌رسد ترکیب این عوامل احتمالاً منجر به استراتژی‌های 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

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

## تشکر و قدردانی

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

## منابع

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. (in Persian).
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. (in Persian).
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. (in Persian).
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*. Champaign: 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.