



The Effect of Fatigue and Ankle Dorsiflexion Restriction on Center of Pressure Parameters in Female Athletes with Dynamic Knee Valgus: A Cross-Sectional Study

Bazgir, Maryam¹; Raeisi, Zahra^{2*}; Yalfani, Ali³

1. MSc, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Arak University, Arak, Iran
2. Assistant Professor, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Arak University, Arak, Iran
3. Professor, Department of Exercise Rehabilitation, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

Received: January 2024; Accepted: December 2024

Keywords

Genu Valgum,
Postural control,
Range of motion,
Dorsiflexion,
Fatigue,

Abstract

Background and Aim: Various variables can put an athlete at risk of injury. This study aimed to investigate the simultaneous effects of fatigue, visual information, and ankle dorsiflexion restriction on center of pressure (COP) fluctuations in female athletes with DKV

Methods: In this cross-sectional study, 40 female athletes with DKV participated and were divided into two groups based on the ankle dorsiflexion restriction. COP fluctuations were evaluated before and after fatigue using a Pedoscan device under both open-eye and closed-eye conditions while maintaining a single-leg stance on the dominant foot. The fatigue protocol involved performing a series of plyometric exercises. Data were analyzed using repeated measures ANOVA ($p \leq 0.05$).

Results: The effect of fatigue (except for the medial-lateral sway) and vision was significant for all variables ($P < 0.005$), and with eyes closed, the percentage of changes in the group without restriction increased compared to the group with restriction. The average speed, anterior-posterior sway, and total CoP trace between groups showed significant differences in fatigued conditions with eyes closed ($P < 0.005$). Additionally, before fatigue with eyes open, medial-lateral sway was significantly greater in the group with restriction ($P = 0.048$).

Conclusion: Using the hip strategy in situations where the primary balance strategy should be the ankle can increase the mechanical load on the knee joint and ligaments, especially in athletes who have limited ankle dorsiflexion. Therefore, it is crucial to pay attention to the range of ankle dorsiflexion to help reduce the risk of knee injuries.

* Corresponding Author: Tel: 09133848636

✉ Email: Z_raisi13@yahoo.com

Orcid Code:0000-0002-6941-7483

Extended Abstract

Introduction

Dynamic knee valgus (DKV) is a common abnormality in female athletes that affects postural control (1) and increases anterior cruciate ligament injury risk (3). This abnormality, by shifting the weight-bearing line toward the lateral compartment of the knee, can influence center of pressure (CoP) sway (4,5).

Ankle dorsiflexion restriction alters biomechanics of proximal joints, changing balance strategies (13). Ankle muscles are crucial for controlling sway through the ankle strategy (9), and dorsiflexion restriction can impair proprioception (15,16). However, research directly examining mechanical restrictions' effects remains limited.

Muscular fatigue is another important factor that reduces postural control, increases sway, and decreases stability (20), with more pronounced effects in individuals with lower extremity abnormalities (8). Vision also plays a key role in postural control; its absence increases reliance on proprioception and challenges stability (21,23). Considering DKV's high prevalence in female athletes and postural control's importance in injury prevention, the aim of this study was to answer the question: How do fatigue, visual information, and ankle dorsiflexion restriction affect CoP sway in female athletes with DKV?

Method

In this cross-sectional study, 40 female athletes with DKV participated. They were divided into two groups based on their ankle dorsiflexion range of motion: with and without dorsiflexion restriction.

Inclusion criteria included female athletes aged 18 to 30, at least three years of regular sports training, the presence of DKV in the single-leg drop landing test, a dorsiflexion restriction of less than 15 degrees (for the restricted group), no history of meniscus, knee ligament, ankle, or hip injuries, no history of surgery or fractures, and no lower limb pain in the past three months (29, 30).

Upon arrival at the laboratory, participants received detailed information about the study, were

introduced to the objectives and procedures, and signed an informed consent form. They then performed a 5-minute warm-up on a treadmill. The participants' ankle dorsiflexion range was measured using the weight-bearing lunge test against a wall with a goniometer, and a range of less than 15 degrees was classified as restricted (32).

The DKV angle was assessed using the myoRESEARCH (MR) software during the single-leg drop landing test from a 30 cm box with the dominant leg (28). A valgus angle greater than 12 degrees was considered DKV (33). CoP fluctuations were measured in a single-leg static balance test under both eyes-open and eyes-closed conditions. Each participant underwent the test twice, before and after the fatigue protocol. The fatigue protocol consisted of a series of plyometric exercises, including 1 minute of jumping jacks, 30 seconds of squat jumps, 1 minute of plank, and 30 seconds of jumping lunges (37).

Data were analyzed using SPSS software version 27. Normality was assessed and confirmed using the Shapiro-Wilk test. A repeated measures ANOVA with Bonferroni post hoc analysis was used to analyze the data ($p \leq 0.05$).

Results

The repeated measures ANOVA results (Table 1) showed significant time effects for all variables except medial-lateral (ML) sway. Post-hoc tests revealed the non-restricted group with eyes closed had significant increases in average speed and total CoP trace after fatigue. This group also showed increased anterior-posterior (AP) sway in both visual conditions after fatigue. Both groups demonstrated significant increases in sway area with eyes open after fatigue. The vision effect was significant for all variables. In the visual condition, despite significant increases in sway in both groups, the percentage change in the non-restricted group was greater than in the restricted group.

Between-group comparisons during fatigue with eyes closed showed significantly higher average speed ($P=0.02$), AP sway ($P=0.025$), and total CoP trace ($P=0.021$) in the dorsiflexion-restricted group. Additionally, a significant difference in ML sway was observed between

groups in the non-fatigued state with eyes open ($P=0.048$), with the dorsiflexion-restricted group showing greater ML sway.

Discussion

The present study aimed to investigate the effects of fatigue, ankle dorsiflexion restriction, and visual conditions on CoP parameters in female athletes with DKV. Results demonstrated that both fatigue (except in ML sway) and visual deprivation significantly impacted balance control.

In single-leg stance tasks, the ankle strategy is predominantly used to maintain balance (39). However, the restricted group initially relied more on the hip strategy for balance maintenance before fatigue and visual deprivation. This finding indicates a compensatory mechanism that the body employs in response to ankle restriction to preserve balance. Consistent with this finding, studies have shown that ankle restriction can be accompanied by compensatory movements at the knee and hip (14,38,41). This compensatory strategy may, in dynamic activities and real-world athletic

conditions over the long term, stress the knee joint and lead to injuries such as ACL tears.

Additionally, fatigue and visual deprivation can be considered as two risk factors affecting balance reduction. Therefore, attention to these risk factors and compensatory mechanisms is essential when designing injury prevention programs.

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Research Ethics Committee of Arak University under the code (IR.ARAKU.REC.1403.056).

Funding

This study has no financial support.

Author's Contribution

All authors read and approved the final manuscript.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgment

The authors sincerely appreciate all the athletes who contributed to this.

Table1. Results of the analysis of repeated measures ANOVA of the study variable

Variable		Mean ± SD				Effect	F	P	η²
		Without Restriction		With Restriction					
		Eyes Open	Eyes Closed	Eyes Open	Eyes Closed				
Total Movement of CoP "AP" (mm)	Before Fatigue	112.31±22.02	330.23±81.96	124.56±30.90	306.42±76.79	Time	15.217	<0.001*	286
						Group	1.362	0.25	0.035
	After Fatigue	128.54±28.04	387.58±98.20	137.21±33.45	320.66±82.93	Eyes	443.453	<0.001*	921
						Time*Eyes*Group	2.391	0.13	0.052
Total Movement of CoP "Lateral" (mm)	Before Fatigue	87.06±20.61	228.98±48.66	103.89±30.51	225.90±44.64	Time	786	0.381	0.02
						Group	0.028	868	0.001
	After Fatigue	86.30±21.70	248.08±43.57	96.57±27.81	230.01±55.84	Eyes	501.984	<0.001*	0.93
						Time*Eyes*Group	319	575	8
Total CoP Trace (mm)	Before Fatigue	150.55±47.84	441.90±104.21	175.25±39.27	409.52±83.76	Time	10.917	<0.002*	0.223
						Group	0.389	0.537	0.01
	After Fatigue	170.44±37.61	502.42±108.40	179.82±39.20	422.58±100.52	Eyes	649.63	<0.001*	945
						Time*Eyes*Group	861	0.359	0.022
Sway Area (mm²)	Before Fatigue	316.73±139.60	1458.48±543.10	355.07±150.89	1371.59±505.78	Time	9.99	<0.003*	0.208
						Group	190	665	5
	After Fatigue	490.23±169.22	1643.34±496.43	523.85±233.61	1497.63±693.56	Eyes	261.264	<0.001*	0.873
						Time*Eyes*Group	92	764	2
Average Speed (mm/s)	Before Fatigue	15.84±3.26	44.15±10.40	17.56±3.99	40.96±8.43	Time	8.744	<0.005*	187
						Group	0.371	0.546	0.01
	After Fatigue	16.99±3.81	50.31±10.80	17.95±3.89	42.30±10.04	Eyes	591.422	<0.001*	0.94
						Time*Eyes*Group	1.624	0.21	0.041

* Significance at $p \leq 0.05$ level



تاثیر خستگی و محدودیت دورسی فلکشن مچ پا بر پارامترهای مرکز فشار در ورزشکاران زن مبتلا به والگوس پویای زانو: یک مطالعه مقطعی

مریم بازگیر^۱، زهرا رئیسی^{۲*}، علی یلفانی^۳

- ۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران
۲- استادیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران
۳- استاد، گروه توانبخشی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت: بهمن ۱۴۰۲؛ پذیرش: آذر ۱۴۰۳

واژگان کلیدی

ژنو والگوم،

کنترل پاسچر،

دامنه حرکتی،

دورسی فلکشن،

خستگی،

چکیده

زمینه و هدف: متغیرهای مختلفی می‌توانند ورزشکاران را در معرض خطر آسیب قرار دهند. هدف از این مطالعه تعیین تاثیر خستگی، بینایی و محدودیت دورسی فلکشن مچ پا بر نوسانات مرکز فشار در ورزشکاران زن مبتلا به والگوس پویای زانو بود.

روش بررسی: در این مطالعه مقطعی، ۴۰ ورزشکار زن مبتلا به والگوس پویای زانو شرکت داشتند که بر اساس محدودیت دورسی فلکشن مچ پا، به دو گروه با و بدون محدودیت تقسیم شدند. نوسانات مرکز فشار قبل و بعد از خستگی با دستگاه پدواسکن در شرایط چشم باز و بسته هنگام حفظ تعادل روی پای غالب در وضعیت تک‌پا ارزیابی شد. پروتکل خستگی شامل مجموعه ای از تمرینات پلایومتریک بود. داده‌ها با استفاده از آزمون آماری آنووا با طرح اندازه‌گیری مکرر تجزیه و تحلیل شدند ($p \leq 0.05$).

نتایج: اثر اصلی خستگی (بجز در نوسانات داخلی-خارجی) و بینایی برای تمامی متغیرها معنی‌دار بود ($P < 0.005$). با بستن چشم‌ها درصد تغییرات در گروه بدون محدودیت نسبت به گروه با محدودیت بیشتر شد. سرعت نوسانات، نوسانات قدامی-خلفی و طول مسیر بین گروه‌ها در شرایط خستگی با چشم بسته تفاوت معنی‌داری داشت ($P < 0.005$). همچنین پیش از خستگی با چشم باز، نوسانات داخلی-خارجی در گروه با محدودیت بطور معنی‌داری بیشتر بود ($P = 0.048$).

نتیجه‌گیری: تکیه بر استراتژی هیپ در تسکین که استراتژی غالب حفظ تعادل در آن مچ پاست، می‌تواند در شرایط پیچیده‌تر در ورزشکاران با محدودیت دورسی فلکشن مچ پا با افزایش بار مکانیکی بر مفصل و رباط‌های زانو همراه گردد. بنابراین، توجه به دامنه دورسی‌فلکشن مچ پا برای کاهش ریسک آسیب‌های زانو ضروری بنظر می‌رسد.

مقدمه

والگوس پویای زانو به عنوان یکی از ناهنجاری‌های شایع در ورزشکاران، می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر کنترل پاسچر داشته باشد (۱). این ناهنجاری که در صفحه فرونتال دیده می‌شود ترکیبی از افزایش نزدیک شدن ران، چرخش داخلی ران و چرخش خارجی استخوان ساق پا است (۲).

افزایش بیش از حد والگوس زانو می‌تواند باعث ایجاد استرس غیرطبیعی بر روی رباط صلیبی قدامی شده و احتمال آسیب را افزایش دهد (۳). در افراد مبتلا به والگوس زانو، خط تحمل وزن به سمت کمپارتمان خارجی زانو جابجا می‌شود که می‌تواند منجر به افزایش نیروهای فشاری در این ناحیه گردد (۴). این تغییرات نه تنها الگوی حرکتی زانو و مچ پا را تحت تأثیر قرار می‌دهند، بلکه با اختلال در نوسانات مرکز فشار نیز همراه هستند، که به عنوان شاخص مهمی برای ارزیابی کنترل پاسچر شناخته می‌شود (۵).

کنترل پاسچر^۱ به عنوان توانایی حفظ تعادل و جهت-یابی در محیط گرانشی تعریف می‌شود (۶). این مکانیسم پیچیده تحت تأثیر عوامل متعددی از جمله راستای اندام تحتانی (۷، ۸)، وضعیت مفاصل (۹) و شرایط فیزیولوژیکی مانند خستگی عضلانی (۱۰) قرار می‌گیرد. نوسانات مرکز فشار که به رفتار فیزیکی بدن در حین حفظ تعادل اشاره دارد به طور مستقیم با کیفیت کنترل وضعیت بدنی، پایداری و توانایی بدن برای مقابله با نیروهای بیرونی مرتبط هستند (۱۱، ۱). از سوی دیگر تغییرات در وضعیت و پارامترهای بیومکانیکی پا مثل محدودیت در دورسی فلکشن می‌تواند بر نوسانات مرکز فشار تأثیرگذار باشد (۱۲).

این محدودیت، اغلب با تغییر استراتژی‌های تعادلی مانند افزایش اتکا به مفاصل پروگزیمال همراه است (۱۳) و می‌تواند با افزایش حرکت والگوس زانو، کاهش خمش زانو و لگن و افزایش نیروهای عکس العمل عمودی زمین به وضعیت تعادلی خود پاسخ دهد (۱۴). در همین راستا تحقیقات پیشین نشان دادند محدودیت دورسی فلکشن می‌تواند باعث اختلال در حس عمقی و تغییرات کینماتیکی شود (۱۵، ۱۶). همچنین مطالعات نشان داده‌اند که عضلات پلانتار و دورسی فلکسور مچ پا از طریق استراتژی‌های خاصی مانند استراتژی مچ پا به کاهش نوسانات مرکز فشار کمک می‌کنند

و نقش مهمی در کنترل پاسچر دارند (۹).

مفصل مچ پا سرشار از گیرنده‌های حس عمقی با عملکردهای خاص و متمایز است و تحریک مکانورسپتورهای پوستی نزدیک و اطراف مچ پا با استفاده از حمایت‌ها می‌تواند منجر به تغییراتی در ساختارهای مسئول حس عمقی شود و به طور بالقوه بر کنترل آن‌ها تأثیر بگذارد (۱۵). برخی شواهد نشان داده‌اند که استفاده از حمایت خارجی مچ پا می‌تواند به دلیل افزایش حمایت پا، کاهش دامنه حرکتی، بهبود حس عمقی مچ پا و حفظ توانایی تعادل، یک مداخله پیشگیرانه موثر باشد (۱۷). با این حال مطالعات کمی درباره تأثیر مستقیم محدودیت دورسی فلکشن بر نوسانات مرکز فشار وجود دارد.

علاوه بر این، خستگی نیز به عنوان یکی از عوامل اثرگذار بر کنترل پاسچر شناخته شده است. خستگی عضلانی می‌تواند عملکرد را در کار و فعالیت‌های روزانه کاهش دهد که منجر به کاهش بهره‌وری و همچنین منجر به خطا در فعالیت‌هایی می‌شود که نیاز به کنترل وضعی ایستا یا پویای خوب دارند و تعداد سقوط‌ها را افزایش می‌دهد (۱۸، ۱۹). شواهد نشان می‌دهند که خستگی عضلات اندام تحتانی، از جمله مچ پا و لگن، می‌تواند باعث تغییر در الگوی فعالیت عضلانی و افزایش نوسانات پاسچرال شود (۲۰). این تأثیرات در افراد دارای ناهنجاری‌های راستایی اندام تحتانی مانند والگوس زانو می‌تواند تشدید گردد (۸). به طور جالب توجه، حتی پس از خسته شدن عضلات لگن، شرکت‌کنندگان در مطالعات تمایل بیشتری به استفاده از عضلات مچ پا برای حفظ تعادل خود نشان دادند (۱۹).

در این میان، بینایی نقش بسزایی در کنترل پاسچر ایفا می‌کند (۲۱). مطالعات نشان داده‌اند که تغییرات در ورودی‌های بصری می‌تواند تأثیرات قابل توجهی بر نوسانات مرکز فشار و کنترل تعادل داشته باشد (۲۲). به طور خاص، در شرایط حذف بینایی (چشم بسته)، افراد به شدت به سیستم‌های حسی جایگزین، مانند حس عمقی و تعادل اندام تحتانی وابسته می‌شوند که می‌تواند منجر به افزایش نوسانات و کاهش پایداری گردد (۲۳). این یافته‌ها تأکید می‌کند بینایی در فرآیندهای پیچیده‌ای مانند حفظ تعادل و پایداری بدن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

¹postural control

سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، سابقه حداقل سه سال فعالیت ورزشی، داشتن والگوس پویای زانو، محدودیت دورسی فلکشن کمتر از ۱۵ درجه در تست لانج (برای گروه با محدودیت دامنه حرکتی) و معیارهای عدم ورود شامل: سابقه آسیب در مینیسک یا رباطهای زانو، سابقه آسیب در مچ پا و لگن، سابقه جراحی یا شکستگی و درد در اندام تحتانی طی سه ماه گذشته بود (۲۹،۳۰).

پروتکل و روش اجرا

در ابتدای حضور آزمودنی‌ها در آزمایشگاه، اطلاعات کامل درمورد مطالعه به آن‌ها داده شد، با اهداف و مراحل کار آشنا شدند و فرم رضایت آگاهانه را امضا کردند. سپس از آن‌ها خواسته شد به مدت ۵ دقیقه روی تردمیل با سرعت دلخواه گرم کنند. پس از اندازه‌گیری قد و وزن (ترازو و قدسنج سکا مدل ۷۸۶ ساخت کشور آلمان) و حداکثر ارتفاع پرش عمودی (تست پرش سارجنت)، دامنه دورسی فلکشن مچ پای آزمودنی‌ها از طریق تست لانج در حالت تحمل وزن رو به روی دیوار و به وسیله گونیامتر اندازه‌گیری و ثبت گردید (۳۱). دامنه حرکتی کمتر از ۱۵ درجه به عنوان محدود در نظر گرفته شد (۳۲). اندازه‌گیری کمی والگوس پویای زانو از طریق نرم افزار نورآکسون با تست فرود تک پا با پای برتر از جعبه ۳۰ سانتی‌متری ثبت (۲۸) و زاویه بیشتر از ۱۲ درجه به عنوان والگوس پویای زانو در نظر گرفته شد (۳۳). اندازه‌گیری نوسانات مرکز فشار در حالت تعادل ایستا تک پا با چشم باز و بسته برای هر فرد، قبل و بعد از پروتکل خستگی ثبت گردید.

جمع‌آوری داده‌ها

ارزیابی والگوس پویای زانو:

به منظور ارزیابی والگوس پویای زانو، ابتدا ۳ مارکر روی نقاط آناتومیکی خارخاصره قدامی، مرکز کشکک و روی پا بین دو قوزک قرار داده شد. سپس از آزمودنی خواسته شد روی جعبه ای به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر قرار بگیرد. دست‌ها به صورت ضربدری روی سینه، پای غالب با زانوی کشیده از سکو آویزان و پای غیرغالب هم‌راستا با لبه سکو قرار گرفت. در ادامه از او خواسته شد روی پای غالبش فرود بیاید و حالت اسکات تک پا را ۳ تا ۵ ثانیه نگه دارد. فرود ۳ بار و با استراحت ۳۰ ثانیه ای بین هر تکرار اجرا شد (شکل ۱، الف و ب). میانگین زاویه سه تکرار صحیح که بیش از ۱۲ درجه بود به

علیرغم وجود مطالعات در زمینه تأثیر والگوس زانو بر تعادل (۱،۴) و ارتباط بین محدودیت حرکتی مچ پا و کنترل پاسچر (۲۴،۲۵)، مطالعات محدودی در زمینه بررسی تأثیر همزمان خستگی، بینایی و محدودیت دورسی فلکشن مچ پا بر پارامترهای مرکز فشار در ورزشکاران زن مبتلا به والگوس پویای زانو وجود دارد. این موضوع از آن جهت حائز اهمیت است که در شرایط واقعی ورزشی، این عوامل به صورت همزمان بر کنترل پاسچر تأثیر می‌گذارند و مطالعه جداگانه آن‌ها نمی‌تواند تصویر کاملی از مکانیسم‌های درگیر در کنترل تعادل و پیشگیری از آسیب ارائه دهد (۲۶). با توجه به شیوع بالای والگوس پویای زانو در ورزشکاران زن به عنوان یکی از مهم‌ترین ریسک فاکتورهای آسیب رباط صلیبی قدامی و اهمیت کنترل پاسچر در عملکرد ورزشی و پیشگیری از آسیب، شناخت دقیق‌تر این تعاملات می‌تواند به طراحی پروتکل‌های تمرینی پیشگیرانه مؤثرتر، ارتقای استراتژی‌های توانبخشی، و کاهش نرخ آسیب‌های ورزشی کمک شایانی نماید (۲۷). بنابراین هدف از انجام مطالعه حاضر پاسخ به این سوال بود که خستگی، بینایی و محدودیت دورسی فلکشن مچ پا چه تاثیری بر نوسانات مرکز فشار در ورزشکاران زن مبتلا به والگوس پویای زانو دارند؟

روش تحقیق

شرکت‌کنندگان

در این مطالعه مقطعی، ۴۰ ورزشکار زن مبتلا به والگوس پویای زانو شرکت داشتند که بر اساس دامنه دورسی فلکشن مچ پا (با معیار ۱۵ درجه) در تست لانج رو به روی دیوار، به دو گروه با و بدون محدودیت دورسی فلکشن مچ پا تقسیم شدند. برای تعیین حجم نمونه، از نرم‌افزار جی پاور با اندازه اثر ۰/۲۵، توان ۰/۸۵ و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. پس از حضور در جلسات تمرینی تیم‌های ورزشی سطح شهر و دانشگاه، آزمودنی‌ها از طریق تست فرود تک پا با پای برتر از جعبه به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر، شناسایی شدند. بدین صورت که ورزشکاران تست فرود بر روی تک پا را انجام می‌دادند و اگر از پنج تکرار انجام شده در سه تکرار راستای کشکک (به سمت داخل بدن) از انگشت شست پا عبور می‌کرد به عنوان فرد دارای والگوس پویا شناسایی (۲۸) و برای شرکت در مطالعه به آزمایشگاه علوم ورزشی دانشگاه اراک دعوت شدند. معیارهای ورود این مطالعه شامل: ورزشکاران زن با دامنه

پروتکل خستگی

پروتکل خستگی مورد استفاده مجموعه‌ای از تمرینات پلايومتریک شامل ۱ دقیقه پروانه، ۳۰ ثانیه اسکات پرشی، ۱ دقیقه پلانک و ۳۰ ثانیه لانج پرشی بود (۳۶). یک ست از پروتکل شامل این مجموعه از تمرینات بود. در طول انجام پروتکل خستگی ضربان قلب با استفاده از ساعت هوشمند پلار مانیتور می‌شد. در پایان هر ست، از آزمودنی خواسته می‌شد سطح خستگی خود را بر اساس مقیاس بورگ (دامنه ۰ تا ۱۰) گزارش دهد به‌طوری که عدد صفر معیار عدم خستگی و عدد ده نشان دهنده خستگی بیشینه بود (۳۷). آزمودنی‌ها این مجموعه تمرین را تا رسیدن به نمره هفت یا بیشتر از مقیاس بورگ و همچنین کاهش حداقل ۲۰ درصدی در حداکثر ارتفاع پرش عمودی، به عنوان ملاک رسیدن به خستگی انجام می‌دادند (۳۶). اگر نمره کمتر از هفت گزارش می‌شد، آزمودنی موظف به انجام یک ست دیگر از همان پروتکل تمرینی بود تا معیارهای فوق حاصل گردد. قابل ذکر است حداکثر ارتفاع پرش عمودی بوسیله تست پرش سارجنت و در ابتدای جلسه پس از ثبت اطلاعات دموگرافیکی آزمودنی‌ها اندازه‌گیری می‌شد. مراحل ارزیابی در شکل (۲) بصورت شماتیک آورده شده است.

تجزیه و تحلیل آماری

اطلاعات بدست آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۷ تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن داده‌ها با آزمون شاپیروویلک ارزیابی و از تست آنالیز واریانس با طرح اندازه-گیری مکرر برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده گردید ($P < 0/05$). در صورت مشاهده تفاوت معنی‌دار از تصحیح بونفرونی جهت مقایسه تفاوت‌های زوجی استفاده شد. همچنین درصد تغییرات متغیرها با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد: $100 \times (\text{پیش آزمون} \div \text{پیش آزمون} - \text{پس آزمون})$.

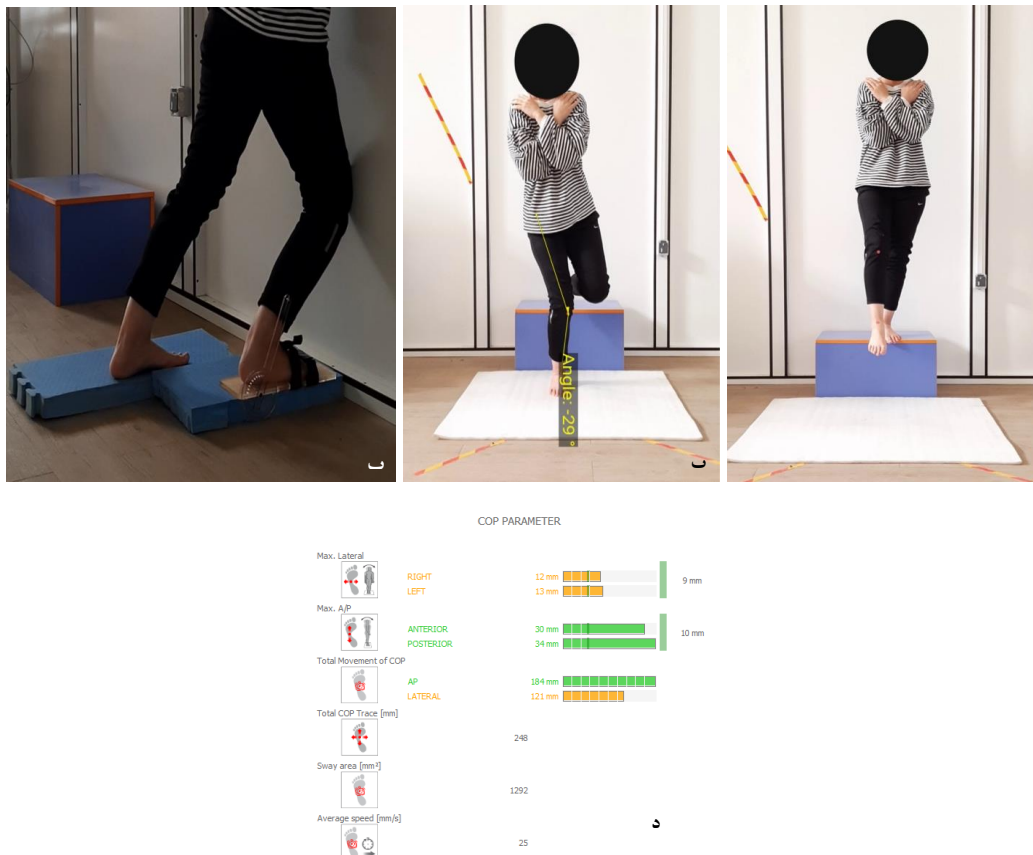
عنوان زاویه والگوس پویا در نظر گرفته شد (۳۳). قابلیت اطمینان این روش اندازه‌گیری در مطالعات پیشین در سطح عالی (۰/۹۱ تا ۰/۹۷ ICC: گزارش شده است (۳۴).

ارزیابی دامنه دورسی فلکشن:

برای ارزیابی دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا از تست لانج در حالت تحمل وزن و گونیامتر مخصوص (قامت پویان، ایران) استفاده شد. در این روش، مرکز گونیامتر روی قوزک خارجی قرار گرفت، سر ثابت در امتداد استخوان کف پای پنجم و سر متحرک در راستای خط میانی استخوان نازک‌نی تنظیم شد (شکل ۱، پ) (۱۶). اندازه‌گیری سه بار تکرار شد و میانگین مقادیر ثبت‌شده، در صورتی که کمتر از ۱۵ درجه بود، به عنوان محدودیت دامنه حرکتی در نظر گرفته شد (۳۲). اندازه‌گیری دورسی فلکشن با لانج تحمل وزن و گونیامتر، با مقادیر ICC بین ۰/۸۵ تا ۰/۹۶، روایی و پایایی مناسبی دارد و نشان‌دهنده قابلیت اطمینان بالای این روش در ارزیابی دامنه حرکتی است (۳۱).

ارزیابی نوسانات مرکز فشار:

برای ارزیابی نوسانات مرکز فشار، آزمودنی‌ها بدون کفش به صورت ایستا تک پا روی صفحه نیرو دستگاه پدواسکن دیپرس (ساخت کشور آلمان) قرار گرفتند. این دستگاه متشکل از ۲۳۰۴ حسگر خازنی با حساسیت بالا و دارای فرکانس ۱۲۰ هرتز برای ثبت مسیرهای نوسانات مرکز فشار است (۳۵). آزمودنی‌ها سه تکرار ۱۵ ثانیه‌ای با پای برتر انجام دادند و بین تکرارها ۳۰ ثانیه استراحت به آنها داده شد. برای هر تکرار، شرکت‌کنندگان موقعیت ایستادن تک پا را به دست آوردند و ارزیاب ۱ تا ۲ ثانیه پس از تثبیت آن‌ها، شروع به ثبت داده کرد. لگن پای غیر ایستا در وضعیت خنثی (۰ درجه)، ران موازی با پای ایستا، دست‌ها روی لگن، زانوی پای ایستا در وضعیت کشیده و زانوی پای غیرایستا در وضعیت ۹۰ درجه خم شده بود و مجاز به لمس پای ایستاده نبود (۷). نمونه‌ای از خروجی نرم‌افزار در شکل (۱، د) آورده شده است.



شکل ۱. (الف، ب) ارزیابی والگوس پویای زانو با تست فرود تک پا از جعبه، (پ) ارزیابی دامنه دورسی فلکشن در حالت تحمل وزن، (د) نمونه ای از خروجی نرم افزار پدواسکن دیرس

نتایج مطالعه

اطلاعات دموگرافیکی آزمودنی‌های شرکت‌کننده همراه با زاویه والگوس زانو و دامنه حرکتی دورسی فلکشن میچ پا در جدول ۱ آورده شده است. مطابق نتایج تست تی مستقل

و همان‌گونه که در جدول مشاهده می‌شود بجز در متغیر دامنه حرکتی دورسی فلکشن میچ پا دو گروه در سایر متغیرها تفاوتی با یکدیگر نداشتند. نتایج آزمون آنووا با طرح اندازه‌گیری‌های مکرر در جدول ۲ ارائه شده است.



شکل ۲. پروسه کلی ارزیابی

جدول ۱. مشخصات دموگرافی، زاویه والگوس و دامنه حرکتی دورسی فلکشن میچ پای آزمودنی‌های شرکت کننده در دو گروه مطالعه

گروه	تعداد	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتیمتر)	شاخص توده بدنی (Kg/m^2)	زاویه والگوس	دامنه دورسی فلکشن
والگوس پویای زانو بدون محدودیت دورسی فلکشن میچ پا	۲۰	20.75 ± 2.63	57.65 ± 6.66	164.45 ± 4.77	21.37 ± 2.20	16.94 ± 0.82	20.46 ± 0.99
والگوس پویای زانو با محدودیت دورسی فلکشن میچ پا	۲۰	21.50 ± 2.28	57.80 ± 8.20	164.05 ± 5.63	21.25 ± 3.13	17.30 ± 0.44	13.31 ± 0.91
p		۰/۰۰۶	۰/۳۲۲	۰/۴۶۳	۰/۲۸۳	۰/۷۰۱	<۰/۰۰۱*

همان گونه که در نتایج جدول ۲ مشاهده می‌گردد اثر زمان برای تمامی متغیرها بجز نوسانات داخلی-خارجی معنی‌دار بود ($P < 0.05$). نتایج تست تعقیبی تصحیح بونفرونی در خصوص مقایسه درون گروهی نشان داد گروه بدون محدودیت دامنه حرکتی دورسی فلکشن در وضعیت چشم بسته در سرعت نوسانات ($P = 0.005$) و طول کل مسیر ($P = 0.005$) پس از خستگی نسبت به قبل از خستگی افزایش معنی‌داری داشته است. همچنین گروه بدون محدودیت دامنه حرکتی، افزایش معنی‌داری را در متغیر نوسانات قدامی-خلفی در هر دو وضعیت با ($P = 0.023$) و بدون اطلاعات بینایی ($P = 0.002$) پس از خستگی نسبت به قبل از آن نشان داد. در متغیر محدوده نوسانات هر دو گروه با محدودیت ($P < 0.001$) و بدون محدودیت ($P < 0.001$) در وضعیت چشم باز پس از خستگی نسبت به قبل از آن افزایش معنی‌داری نشان دادند.

اثر گروه برای هیچ‌یک از متغیرها معنی‌دار نبود ($P > 0.05$). در مقابل اثر بینایی برای تمامی متغیرها معنی‌دار بود ($P < 0.001$). نتایج تصحیح بونفرونی پیرامون مقایسه جفتی درون گروهی نشان داد تمامی پارامترهای مورد بررسی در هر دو گروه و هر دو زمان با و بدون خستگی پس از بستن چشم‌ها افزایش معنی‌داری نسبت به شرایط با چشم باز داشتند ($P < 0.001$). تعامل بینایی*گروه در متغیرهای سرعت ($\eta^2 = 0.2$)

نوسانات قدامی-خلفی ($F = 9.52$, $P = 0.004$), نوسانات قدامی-خلفی ($\eta^2 = 0.17$), طول کل مسیر ($F = 7.79$, $P = 0.008$), و طول کل مسیر ($\eta^2 = 0.23$) معنی‌دار بود. تعامل زمان*گروه تنها در متغیر طول کل مسیر معنی‌دار بود ($\eta^2 = 0.105$). همچنین اثر تعاملی زمان*بینایی در متغیر نوسانات داخلی-خارجی معنی‌دار بود ($\eta^2 = 0.1$). در هیچ‌یک از متغیرها تعامل معنی‌داری بین زمان*گروه*بینایی مشاهده نشد ($P > 0.05$).

مقایسه بین گروه‌ها با تصحیح بونفرونی در ترکیب بینایی و زمان نشان داد در سرعت نوسانات ($P = 0.002$), نوسانات قدامی-خلفی ($P = 0.025$) و طول کل مسیر ($P = 0.021$) بین دو گروه با و بدون محدودیت دورسی فلکشن در زمان خستگی با چشمان بسته تفاوت معنی‌داری وجود دارد. مقایسه میانگین‌ها نشان دهنده افزایش پارامترهای یاد شده در گروه با محدودیت دامنه حرکتی دورسی فلکشن نسبت به گروه بدون محدودیت بود. همچنین در خصوص متغیر نوسانات داخلی-خارجی نتایج تست تعقیبی نشان داد در وضعیت بدون خستگی با چشمان باز بین دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($P = 0.048$). در ادامه مقایسه میانگین‌ها نشان دهنده افزایش معنی‌دار نوسانات داخلی-خارجی در گروه با محدودیت دورسی فلکشن نسبت به گروه بدون محدودیت بود.

تعامل بینایی*گروه در متغیرهای سرعت ($\eta^2 = 0.2$)

جدول ۲. نتایج آزمون آنالیز واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر و درصد تغییرات جهت مقایسه گروه‌های مطالعه

متغیر	میانگین ± انحراف معیار				اثر	F	P	η²
	بدون محدودیت		با محدودیت					
	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	چشم بسته				
۱ - ۲	۱۱۲/۳۱±۲۲/۰۲	۳۳۰/۲۳±۱/۹۶	۱۲۴/۵۶±۳۰/۹۰	۳۰۶/۴۲±۷۶/۷۹	زمان	۱۵/۲۱۷	* <۰/۰۰۱	۰/۲۸۶

				قبل خستگی					
				بعد خستگی					
۰/۰۳۵	۰/۲۵۰	۱/۳۶۲	گروه	۳۲۰/۶۶±۸۲/۹۳	۱۳۷/۲۱±۳۳/۴۵	۳۸۷/۵۸±۹۸/۲۰	۱۲۸/۵۴±۲۸/۰۳		
۰/۹۲۱	<۰/۰۰۱*	۴۴۳/۴۵۴	بینایی	۴/۶۵↑	۱۰/۱۶↑	۱۷/۳۷↑	۱۴/۴۵↑	درصد تغییرات(%)	
۰/۰۵۹	۰/۱۳۰	۲/۲۹۱	زمان*بینایی*گروه						
۰/۰۲۰	۰/۳۸۱	۰/۷۸۶	زمان	۲۲۵/۹۰±۴۴/۶۴	۱۰۳/۸۹±۳۰/۵۱	۲۲۸/۹۸±۴۸/۶۶	۸۷/۰۶±۲۰/۶۱	قبل خستگی	جاذبه داخلی-جانبی (mm)
۰/۰۰۱	۰/۸۶۸	۰/۰۲۸	گروه						
۰/۹۳۰	<۰/۰۰۱*	۵۰۱/۹۸۴	بینایی						
۰/۰۰۸	۰/۵۷۵	۰/۳۱۹	زمان*بینایی*گروه						
				۲۳۰/۰۱±۵۵/۸۴	۹۶/۵۷±۲۷/۸۱	۲۴۸/۰۸±۴۳/۵۷	۸۶/۳۰±۲۱/۷۰	بعد خستگی	
				۱/۸۲↑	۷/۰۵↓	۸/۳۴↑	۰/۸۷↓	درصد تغییرات(%)	
۰/۲۲۳	*۰/۰۰۲	۱۰/۹۱۷	زمان	۴۰۹/۵۲±۸۳/۷۶	۱۷۵/۲۵±۳۹/۲۷	۴۴۱/۹۰±۱۰۴/۲۱	۱۵۰/۵۵±۴۷/۸۴	قبل خستگی	طول کل تبر (mm)
۰/۰۱۰	۰/۵۳۷	۰/۳۸۹	گروه						
۰/۹۴۵	<۰/۰۰۱*	۶۴۹/۶۳۰	بینایی						
۰/۰۲۲	۰/۳۵۹	۰/۸۶۱	زمان*بینایی*گروه						
				۴۲۳/۵۸±۱۰۰/۵۲	۱۷۹/۸۲±۳۹/۲۰	۵۰۲/۴۲±۱۰۸/۴۰	۱۷۰/۴۴±۳۷/۶۱	بعد خستگی	
				۳/۱۹↑	۲/۶۱↑	۱۳/۷۰↑	۱۳/۲۱↑	درصد تغییرات(%)	
۰/۲۰۸	*۰/۰۰۳	۹/۹۹	زمان	۱۳۷۱/۵۹±۵۰۵/۷۸	۳۵۵/۰۷±۱۵۰/۸۹	۱۴۵۸/۴۸±۵۴۳/۱۰	۳۱۶/۷۳±۱۳۹/۶۰	قبل خستگی	محدوده نوسان (mm ^۲)
۰/۰۰۵	۰/۶۶۵	۰/۱۹۰	گروه						
۰/۸۷۳	<۰/۰۰۱*	۲۶۱/۲۶۴	بینایی						
۰/۰۰۲	۰/۷۶۴	۰/۰۹۲	زمان*بینایی*گروه						
				۱۴۹۷/۶۳±۶۹۳/۵۶	۵۲۳/۸۵±۲۳۳/۶۱	۱۶۴۳/۳۴±۴۹۶/۴۳	۴۹۰/۲۳±۱۶۹/۲۲	بعد خستگی	
				۹/۱۹↑	۴۷/۵۳↑	۱۲/۶۷↑	۵۴/۷۸↑	درصد تغییرات(%)	
۰/۱۸۷	*۰/۰۰۵	۸.۷۴۴	زمان	۴۰/۹۶±۸/۴۳	۱۷/۵۶±۳/۹۹	۴۴/۱۵±۱۰/۴۰	۱۵/۸۴±۳/۲۶	قبل خستگی	سرعت موسم (mm/s)
۰/۰۱۰	۰/۵۴۶	۰.۳۷۱	گروه						
۰/۹۴۰	<۰/۰۰۱*	۵۹۱.۴۲۲	بینایی						
۰/۰۴۱	۰/۲۱۰	۱.۶۲۴	زمان*بینایی*گروه						
				۴۲/۳۰±۱۰/۰۴	۱۷/۹۵±۳/۸۹	۵۰/۳۱±۱۰/۸۰	۱۶/۹۹±۳/۸۱	بعد خستگی	
				۳/۲۷↑	۲/۲۲↑	۱۳/۹۵↑	۷/۲۴↑	درصد تغییرات(%)	

* تفاوت معنی دار در سطح ۰/۰۵

بحث

مطالعه حاضر با هدف بررسی اثرات خستگی، محدودیت دورسی فلکشن مچ پا و شرایط بینایی بر پارامترهای مرکز فشار در ورزشکاران زن مبتلا به والگوس پویای زانو انجام شد. یافته‌ها نشان داد که در تکلیف تعادلی ایستای تک‌پا، خستگی (بجز در متغیر نوسانات داخلی-خارجی) و بینایی تاثیر معنی‌داری بر تمام پارامترهای مرکز فشار داشتند و نکته قابل توجه در شرایط حذف بینایی با وجود افزایش نوسانات و تفاوت معنی‌دار در هر دو گروه، درصد تغییرات بیشتر گروه بدون محدودیت نسبت به گروه با محدودیت در تمام پارامترها بود. همچنین گروه با محدودیت ابتدا از استراتژی هیپ برای حفظ تعادل استفاده کردند اما تحت شرایط خستگی و بینایی به استراتژی مچ پا روی آوردند.

محدودیت حرکتی در مفصل مچ پا می‌تواند باعث تغییر در الگوی حرکتی زانو و توزیع فشار شود (۳۸) و با ایجاد تغییر در خطوط گشتاور اندام تحتانی، کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار دهد. سیستم عصبی مرکزی بهترین استراتژی را برای حفظ تعادل با توجه به خواسته‌های مکانیکی کار انتخاب می‌کند که می‌تواند تحت تأثیر اختلال ناشی از خستگی

عضلانی قرار بگیرد (۱۹). نتایج این مطالعه نشان داد در شرایط حذف بینایی و خستگی، استراتژی مچ پا نقش برجسته‌تری در حفظ تعادل داشت، درحالی‌که استراتژی هیپ کمتر مورد استفاده قرار گرفت. این یافته‌ها با پژوهش لابانکا و همکاران (۲۰۲۱) همسو است که نشان دادند در شرایط حذف بینایی، وابستگی به استراتژی‌های کنترلی در سطح مچ پا افزایش می‌یابد و درگیری عضلات پروگزیمال (به‌ویژه در ناحیه هیپ) کاهش پیدا می‌کند (۳۹).

همچنین در شرایط چالش برانگیز خستگی در گروه بدون محدودیت، تمامی پارامترهای مرکز فشار بجز نوسانات داخلی-خارجی افزایش معنی داری داشتند که با پژوهش‌های قبلی، از جمله مطالعه بویاس و همکاران (۲۰۱۳)، همخوانی دارد. آن‌ها نشان دادند که خستگی عضلات پلانتار فلکسور مچ پا باعث افزایش مساحت و سرعت نوسانات پاسچر در وضعیت ایستای تک پا می‌شود در حالی که تأثیرات در جهت داخلی-خارجی محدودتر گزارش شدند (۹). یافته‌های این مطالعه همچنین نشان داد گروه با محدودیت دورسی فلکشن برای حفظ تعادل در تکلیف ایستادن تک پا در شرایط بدون چالش و پیچیدگی به طور معناداری به استراتژی هیپ و نوسانات داخلی-خارجی وابسته بود که در شرایط خستگی،

حرکتی مچ پا در شرایط پویا می‌تواند منجر به افزایش زاویه والگوس زانو شود، زیرا افراد برای جبران کاهش حرکت مچ پا، حرکات جبرانی بیشتری در زانو و لگن ایجاد می‌کنند (۱۴،۴۱).

بنابراین، در حالی که محدودیت دورسی فلکشن ممکن است در تکالیف تعادلی ایستا که استراتژی مچ پا غالب است سودمند باشد، در فعالیت‌های پویا و شرایط واقعی ورزشی می‌تواند منجر به ایجاد استراتژی‌های جبرانی شود که در بلندمدت فشار بیشتری بر ساختارهای داخلی زانو وارد کرده و احتمال بروز آسیب‌هایی مانند سندرم درد کشکی-رانی و پارگی رباط صلیبی قدامی را افزایش دهد.

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر انجام ارزیابی‌ها در شرایط ایستا بود. ممکن است نتایج در شرایط پویا و یا در حین انجام تسک‌های چالشی‌تر متفاوت باشد که نیازمند بررسی بیشتر و دقیق‌تر است. همچنین ارزیابی تغییرات کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی نیز می‌تواند اطلاعات کامل‌تری را ارائه دهد که پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی مورد بررسی قرار بگیرد.

کاربرد بالینی

نتایج این مطالعه نشان داد محدودیت دورسی فلکشن می‌تواند با افزایش پایداری مفصل در تسک‌هایی مثل ایستادن تک پا که استراتژی غالب مچ پا است به کاهش نوسانات در شرایط نبود بینایی کمک کند ولی مکانیسم جبرانی در به‌کارگیری از استراتژی هیپ این گروه می‌تواند با افزایش ریسک آسیب‌های اندام تحتانی همراه باشد. این تغییر در استراتژی جبرانی می‌تواند در تسک‌های پیچیده‌تر، با افزایش بار مکانیکی بر مفاصل و رباط‌ها به‌ویژه رباط صلیبی قدامی، ریسک آسیب را افزایش دهد. از این رو، لازم است به بهبود محدودیت دورسی فلکشن مچ پا برای کاهش ریسک آسیب در تسک‌های عملکردی پرچالش‌تر توجه ویژه‌ای شود.

ملاحظات اخلاقی

این پژوهش زیر نظر کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه اراک با شماره کد (IR.ARAKU.REC.1403.056) به تصویب رسیده است.

حمایت مالی

پژوهش از حمایت مالی برخوردار نبوده است.

وابستگی به این نوسانات کاهش یافت و به استراتژی مچ پا روی آوردند. همانطور که مطالعات پیشین نشان دادند استراتژی مچ پا، که عمدتاً در وظایف تعادل ایستا غالب است، حتی در شرایطی که محدودیت‌هایی در سیستم کنترل تعادل ایجاد می‌شود نیز استراتژی غالب باقی می‌ماند (۹). دلیل این امر می‌تواند مربوط به ماهیت تکلیف تعادلی ایستای تک‌پا باشد که عمدتاً به کنترل حرکات در صفحه ساجیتال وابسته است و در چنین شرایطی، سیستم عصبی-عضلانی تمایل دارد از استراتژی مچ پا به عنوان استراتژی کارآمدتر استفاده کند (۳۹).

همچنین بر اساس یافته‌های مطالعه، حذف بینایی اثر معناداری بر تمامی پارامترهای مرکز فشار داشت. نکته جالب توجه این بود که با وجود افزایش معنادار نوسانات در هر دو گروه، گروه بدون محدودیت دورسی فلکشن در مواجهه با حذف بینایی، درصد تغییرات بیشتری را در نوسانات مرکز فشار نسبت به گروه با محدودیت نشان داد. با توجه به غالب بودن استراتژی مچ پا در این تکلیف، می‌توان گفت پایداری مکانیکی ناشی از محدودیت دورسی فلکشن توانسته است با کاهش آزادی حرکات ناخواسته در مفصل مچ پا پایداری بیشتری برای فرد ایجاد کند. مطابق با یافته‌های ما، ماندا و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند بریس‌های نیمه‌سخت با ایجاد محدودیت حرکتی، پایداری پویا را افزایش داده و شاخص‌های تعادلی را بهبود می‌بخشند (۱۷).

اگرچه یافته‌ها نشان دادند که محدودیت دورسی فلکشن در غیاب اطلاعات بینایی می‌تواند به بهبود کنترل تعادل در شرایط ایستای تک‌پا کمک کند، اما این لزوماً به معنای کاهش خطر آسیب در افرادی که والگوس پویای زانو دارند، نیست. نتایج نشان داد که در گروه دارای محدودیت دورسی فلکشن، هنگام انجام تکلیف ایستادن تک‌پا، استراتژی غالب کنترل تعادل در ابتدا مبتنی بر هیپ بوده است. در حالی که معمولاً حفظ تعادل ایستا با تکیه بر استراتژی مچ پا انجام می‌شود. این تغییر در استراتژی کنترل تعادل ممکن است در شرایط پیچیده‌تر، با افزایش وابستگی به هیپ، باعث تشدید والگوس زانو و افزایش فشار روی رباط صلیبی قدامی شود که می‌تواند ریسک آسیب را افزایش دهد (۴۰). این موضوع احتمالاً نشان‌دهنده یک مکانیسم جبرانی است که بدن در واکنش به محدودیت حرکتی مچ پا برای حفظ تعادل به کار می‌گیرد. مطالعات نشان داده‌اند که محدودیت در دامنه

نقش نویسندگان

همه نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کردند.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از تمامی ورزشکارانی که در انجام پژوهش

حاضرما را یاری نمودند، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌نماییم.

تضاد منافع

هیچ گونه تضاد منافی در پژوهش حاضر وجود ندارد.

References

- Karimi K, Seidi F, Mousavi SH, Alghosi M, Morad NH. Comparison of postural sway in individuals with and without dynamic knee valgus. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2023 3;15(1):75. doi: 10.1186/s13102-023-00686-4
- Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, DiCesare CA, Ford KR. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(2):136-46. PMID: PMC4387721
- Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *Int J Sports Med.* 2012 Jun;33(6):469-73. doi: 10.1055/s-0031-13013314.
- Vaz JR, Stergiou N, Diniz A, Dinis R, Pezarat-Correia P. Postural control is altered in females with excessive medial knee displacement. *Sports Biomech.* 2023 Jul;22(7):848-862. doi: 10.1080/14763141.2020.1767187
- Kuo AD, Speers RA, Peterka RJ, Horak FB. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp Brain Res.* 1998;122(2):185-95. doi: 10.1007/s002210050506
- Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005;40(1):41-46. PMID: PMC1088344.
- Trajković N, Kozinc Ž, Smajla D, Šarabon N. Relationship between ankle strength and range of motion and postural stability during single-leg quiet stance in trained athletes. *Sci Rep.* 2021 3;11(1):11749. doi: 10.1038/s41598-021-91337-6
- Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(7):1150-7. doi: 10.1097/00005768-200207000-00016
- Boyas S, Hajj M, Bilodeau M. Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing. *Gait Posture.* 2013;37(4):547-51. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.014
- Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012;36(1):162-76. doi: 10.1016/j.neubiorev.2011.05.009
- Quijoux F, Nicolai A, Chairi I, Bargiotas I, Ricard D, Yelnik A, Oudre L, Bertin-Hugault F, Vidal PP, Vayatis N, Buffat S, Audiffren J. A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code. *Physiol Rep.* 2021;9(22):e15067. doi: 10.14814/phy2.15067
- Çakır E. The Effect of Foot Postures and Biomechanical Parameters of the Foot-ankle Segment on Static Balance in Amateur Female Futsal Players. *Ann Appl Sport Sci.* 2024;12(3). doi: 10.61186/aassjournal.1432
- Hoch MC, Farwell KE, Gaven SL, Weinhandl JT. Weight-Bearing Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2015;50(8):833-9. doi: 10.4085/1062-6050-50.5.07
- Mason-Mackay AR, Whatman C, Reid D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. *J Sci Med Sport.* 2017 May;20(5):451-458. doi: 10.1016/j.jsams.2015.06.006
- Fontenele RA, Santos CM dos, Hazime FA, Tanuri AM, Danna A dos S, Degani A, et al.

- Adaptations in static balance due to unilateral restriction of the ankle joint: an observational study. *Peer Review*. 2023 19;5(9):63–79. doi: 10.53660/447.prw1209
16. 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. *J Athl Train*. 2014;49(6):723-32. doi: 10.4085/1062-6050-49.3.29
 17. Maeda N, Urabe Y, Tsutsumi S, Numano S, Morita M, Takeuchi T, Iwata S, Kobayashi T. Effect of Semi-Rigid and Soft Ankle Braces on Static and Dynamic Postural Stability in Young Male Adults. *J Sports Sci Med*. 2016 23;15(2):352-7. PMID: PMC4879451.
 18. Swaen GM, Van Amelsvoort LG, Bültmann U, Kant IJ. Fatigue as a risk factor for being injured in an occupational accident: results from the Maastricht Cohort Study. *Occup Environ Med*. 2003;60 Suppl 1(Suppl 1):i88-92. doi: 10.1136/oem.60.suppl_1.i88
 19. Penedo T, Polastri PF, Rodrigues ST, Santinelli FB, Costa EC, Imaizumi LFI, Barbieri RA, Barbieri FA. Motor strategy during postural control is not muscle fatigue joint-dependent, but muscle fatigue increases postural asymmetry. *PLoS One*. 2021 25;16(2):e0247395. doi: 10.1371/journal.pone.0247395
 20. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(4):589-92. doi: 10.1016/j.apmr.2003.06.031
 21. Miao Y, Ge Y, Wang D, Mao D, Song Q, Wu R. Effects of visual disruption on static and dynamic postural control in people with and without chronic ankle instability. *Front Bioeng Biotechnol*. 2024 5;12:1499684. doi: 10.3389/fbioe.2024.1499684
 22. Lee H, Han S, Hopkins JT. Altered Visual Reliance Induced by Stroboscopic Glasses during Postural Control. *Int J Environ Res Public Health*. 2022 12;19(4):2076. doi: 10.3390/ijerph19042076
 23. Andreeva A, Melnikov A, Skvortsov D, Akhmerova K, Vavaev A, Golov A, Draugelite V, Nikolaev R, Chechelnickaia S, Zhuk D, Bayerbakh A, Nikulin V, Zemková E. Postural stability in athletes: The role of sport direction. *Gait Posture*. 2021;89:120-125. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.07.005
 24. Ishida T, Samukawa M, Kasahara S, Tohyama H. The center of pressure position in combination with ankle dorsiflexion and trunk flexion is useful in predicting the contribution of the knee extensor moment during double-leg squatting. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2022 14;14(1):127. doi: 10.1186/s13102-022-00523-0
 25. Reynolds RF, Liedtke AM, Lakie M. Intrinsic ankle stiffness is associated with paradoxical calf muscle movement but not postural sway or age. *Exp Physiol*. 2024;109(5):729-737. doi: 10.1113/EP091660
 26. Benjaminse A, Webster KE, Kimp A, Meijer M, Gokeler A. Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Med*. 2019 Apr;49(4):565-586. doi: 10.1007/s40279-019-01052-6
 27. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Nov 6;17(21):8208. doi: 10.3390/ijerph17218208
 28. Azizi F, Raeisi Z, Ghasemi S. Effects of Sensorimotor Training With Visual Feedback on Knee Joint Alignment in Women With Dynamic Knee Valgus. *PTJ* 2024; 14 (3) :191-200. doi: 10.32598/ptj.14.3.474.3
 29. Dennis JD, Choe KH, Montgomery MM, Lynn SK, Crews BM, Pamukoff DN. Lower extremity coordination strategies to mitigate dynamic knee valgus during landing in males and females. *J Biomech*. 2023 Jul;156:111689. doi: 10.1016/j.jbiomech.2023.111689
 30. Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *J Sport Rehabil*. 2012 May;21(2):144-50. doi: 10.1123/jsr.21.2.144
 31. Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle

- dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther.* 2012 Jun;7(3):279-87. PMID: 22666642
32. Baumbach SF, Brumann M, Binder J, Mutschler W, Regauer M, Polzer H. The influence of knee position on ankle dorsiflexion - a biometric study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014 23;15:246. doi: 10.1186/1471-2474-15-246
 33. Farzaneh Ramezani, Farzaneh Saki. EMG activity of lower extremity muscles in female athletes with and without dynamic knee valgus during single-leg landing. *J Rehab Med.* 2021, 9(4):268-277. doi: 10.22037/JRM.2020.113171.2330
 34. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil.* 2012 Feb;21(1):7-11. doi: 10.1123/jsr.21.1.7
 35. Zarali A, Raeisi Z, Aminmahalati A. The effects of combined exercises, short foot exercises, and short foot exercises with isometric hip abduction on navicular drop, static parameters, and postural sway in women with flat foot: A randomized trial. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2024 25;16(1):233. doi: 10.1186/s13102-024-01019-9
 36. 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. doi: 10.1155/2017/5690519
 37. Fidai MS, Okoroha KR, Meldau J, Meta F, Lizzio VA, Borowsky P, Redler LH, Moutzourous V, Makhni EC. Fatigue Increases Dynamic Knee Valgus in Youth Athletes: Results From a Field-Based Drop-Jump Test. *Arthroscopy.* 2020;36(1):214-222.e2. doi: 10.1016/j.arthro.2019.07.018
 38. Fukaya T, Mutsuzaki H, Okubo T, Mori K, Wadano Y. Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis. *Knee.* 2016;23(4):631-6. doi: 10.1016/j.knee.2016.02.019
 39. Labanca L, Ghislieri M, Knaflitz M, Barone G, Bragonzoni L, Agostini V, Benedetti MG. Muscle synergies for the control of single-limb stance with and without visual information in young individuals. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2021 24;13(1):163. doi: 10.1186/s13102-021-00392-z
 40. Sadeqi S, Norte GE, Murray A, Erbulut DU, Goel VK. Two-to-three times increase in natural hip and lumbar non-sagittal plane kinematics can lead to anterior cruciate ligament injury and cartilage failure scenarios during single-leg landings. *Clin Biomech (Bristol).* 2024;112:106170. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106170
 41. Mason-Mackay AR, Whatman C, Reid D. The effect of ankle bracing on lower extremity biomechanics during landing: A systematic review. *J Sci Med Sport.* 2016;19(7):531-40. doi: 10.1016/j.jsams.2015.07.014