مجله علوم پزشکی رازی دوره ۲۶، شماره ۱۰، دی ۱۳۹۸ http://rjms.iums.ac.ir

مقاله پژوهشی

تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی توسط آنالیز ویدئویی در حین اجرای شیرجه روی تخته‌فنر

محمدعلی سیدحسینی: دکتری حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه تهران، پردیس بین‌الملل کیش، کیش، ایران

امیرحسین براتی: دانشیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران (*نویسنده مسئول). ahbarati20@gmail.com

الهام شیرزاد عراقی: استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مهدیه آکوچکیان: استادیار، دانشگاه تهران، پردیس بین‌الملل کیش، کیش، ایران

چکیده

زمینه و هدف: ورزش شیرجه هر دو خطر «برخورد با سرعت زیاد» و «عوامل تکراری مزمن» را داراست. پرش از تخته‌فنر با پاسچر ضعیف یا حجم زیاد شیرجه‌ها می‌تواند خطر آسیب‌های مزمن پرکاری را افزایش دهد. هدف از این مطالعه تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی توسط آنالیز ویدئویی در حین اجرای شیرجه روی تخته‌فنر است.

روش کار: مارکرهای غیرفعال یا بازتابی روی سطح خلفی بدن آزمودنی‌ها نصب شد. دوازده شیرجه‌روی نخبه، تکنیک «شیرجه فرشته» را به یکی از دو روش پیشروی سنتی (TRD) یا پرشی (HPF) بر روی تخته فنر ۱m اجرا کردند. ناراستایی‌های دینامیک مچ پا، زانو و لگن در حین اجرای شیرجه ارزیابی شد. ارتباط الگوی پیشروی روی تخته فنر با ناراستایی‌های پویای مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در صفحه‌ی فرونتال و هر گام با استفاده از «معادلات برآوردگر تعمیم یافته» (GEE) با «تابع پیوند همانی» (IF) و «توزیع نرمال» (ND) انجام شد.

یافته‌ها: نتایج مدل‌سازی GEE نشان داد که میانگین ناراستایی‌های دینامیک مفاصل به طور معناداری در گروه HPF بالاتر از TRD بود.

نتیجه‌گیری: راستای پاسچر اندام تحتانی تحت تأثیر الگوی پیشروی بود. راستای هیپ، زانو و به ویژه مچ پا به عنوان یک عامل خطر بالقوه برای صدمات اندام تحتانی از اهمیت قابل توجهی برخوردار است. به مربیان پیشنهاد می‌شود که پس از شناخت نقاط بحرانی در عملکرد شیرجه‌روها، برای «ثبات پاسچر دینامیک» و «تمرینات اصلاحی» برنامه‌ریزی کنند.

تعارض منافع: گزارش نشده است.

منبع حمایت کننده: حامی مالی نداشته است.

کلیدواژه‌ها

آسیب‌های ورزشی،

سلامت ورزشکار،

مربیگری،

ناراستایی،

هردل

تاریخ دریافت: ۹۸/۰۴/۲۲

تاریخ پذیرش: ۹۸/۰۹/۰۹

شیوه استناد به این مقاله:

Seyed Hoseini MA, Barati AH, Shirzad Araghi E, Akoochakian M. Determination of risk factors for lower extremity injury by video analysis during springboard diving. Razi J Med Sci. 2019;26(10):95-106.

*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 3.0 صورت گرفته است.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

Razi Journal of Medical Sciences.2019;26(10):95-106. http://rjms.iums.ac.ir

Original Article

Determination of risk factors for lower extremity injury by video analysis during springboard diving

Mohammad Ali Seyed Hoseini, PhD in Corrective Exercises and Sport Injuries, University of Tehran, Kish International Compus, Kish, Iran

Amir Hossein Barati, Associate Professor, Faculty of physical education and Sport Sciences, University of Shahid Beheshti, Tehran, Iran (*Corresponding author). ahbarati20@gmail.com

Elham Shirzad Araghi, Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Iran

Mahdieh Akoochakian, Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Kish International Compus, Kish, Iran

Abstract

Background: Competitive diving has both a high speed impact and chronic repetitive character. Jumping from the springboard with poor posture or the sheer volume of dives can increase risk of chronic overuse injuries. The purpose of this study was to evaluate the relationship between dynamic lower extremity malalignments and elite divers' approach the 1 m springboard.

Methods: Passive or reflective markers were attached to posterior surface of the subjects' bodies. Twelve elite divers performed "Forward Diving Straight" with one of the Traditional (TRD) or Hurdle pre-flight (HPF) approach on the 1m springboard. Their dynamic malalignments of ankle, knee and hip were evaluated during diving performance. The relationship between approach pattern and dynamic malalignment of ankle, knee, and hip in the frontal plane at each step was determined using “Generalized Estimating Equation” (GEE) with the “Identity Function” and the “Normal Distribution”.

Results: The results of GEE modeling showed that the mean dynamic joints malalignments were significantly higher on HPF than TRD group.

Conclusion: The postural alignment of lower extremity is affected by the approach pattern. The malalignment of the hip, knee, and especially ankle have substantial interest as potential risk factors for lower extremity injuries. Trainers and coaches are advised to planning for “dynamic postural stability” and “corrective exercises” after recognizing critical points in divers’ performance.

Conflicts of interest: None

Funding: None

Keywords

Athletes’ Health,

Coaching,

Hurdle preflight,

Malalignment,

Sports Injuries

Received: 13/07/2019

Accepted: 30/11/2019

Cite this article as:

Seyed Hoseini MA, Barati AH, Shirzad Araghi E, Akoochakian M. Determination of risk factors for lower extremity injury by video analysis during springboard diving. Razi J Med Sci. 2019;26(10):95-106.

*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

مقدمه

شواهدی وجود دارد مبنی بر این که «دامنه‌ی حرکتی»، یک عامل خطرزای آسیب اندام تحتانی است (۱)، اگر چه به دلیل وجود تفاوت در روش اندازه‌گیری، برخی پژوهشگران بر خلاف این را گزارش کرده‌اند (۲). آسیب‌های وارده در حین شیرجه می‌تواند در نتیجه‌ی اضافه بار فاجعه انگیز مفاصل در حین یک شیرجه با اجرای بسیار ضعیف باشد یا اغلب در اثر بارهای تکراری در سطح کمتر نیرو باشد مثلاً در حین یک شیرجه‌ی موفق (۳). این گونه تأثیرات ممکن است ریسک فاکتورهای فردی را برای تغییرات پاسچرال توسعه دهد و به نوبه‌ی خود زمینه‌ساز بروز آسیب شود (۴).

در مورد ورزش شیرجه و حرکت شیرجه‌رو بر روی تخته فنر نیز چالش‌هایی ویژه وجود دارد. برای اجرای تکنیک‌های شیرجه، توان Power بسیار بالای گروه‌های عضلانی حرکت دهنده‌ی مفاصل لگن، زانو و مچ پا مورد نیاز است (۵). پرکاری، ممکن است در اجرای صحیح و مطلوب تکنیک اختلال ایجاد کند. رویکرد رو به جلو به منظور افزایش انرژی پتانسیل تخته فنر که متعاقباً به شیرجه‌رو برمی‌گردد، اجرا می‌شود. دو روش برای اجرای رویکرد رو به جلو وجود دارد؛ رویکرد «سنتی Traditional» و رویکرد «پرش پیش از هردل Hurdle Pre-Flight (HPF)» یا «دپار پرشی Hurdle Flight» (۶، ۷). رویکرد سنتی را شیرجه‌رو با حداقل سه گام سریع به جلو اجرا می‌کند و در ادامه یک پا را از تخته جدا می‌کند که اغلب به عنوان پای هردل شناخته شده است. انتخاب شیرجه‌رو برای استفاده از رویکرد پرشی به یکی از دو روش «پرش با یک پا Leap-off» یا «پرش با دو پا» در حین آخرین گام او است. هر دو نوع رویکرد باید به گام هردل منتهی شوند (۸) (شکل ۱).

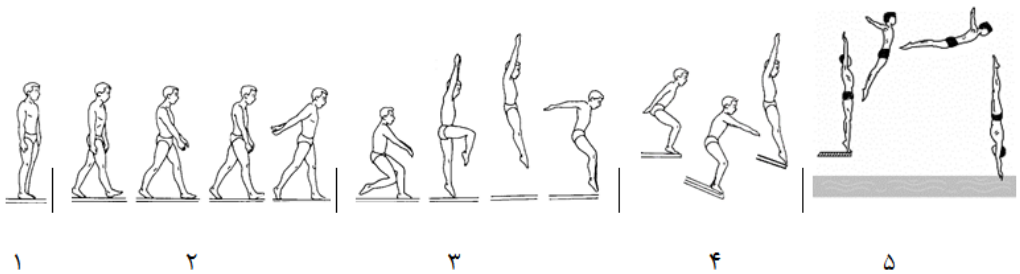
«آنالیز ویدئویی»، به عنوان یکی از روش‌های بررسی ناراستایی‌های پویای مفاصل در حین اجرای تکنیک‌های ورزشی، با چالش‌هایی مواجه است؛ اجرای تکنیک‌ها در چند صفحه‌ی حرکتی، ارزیابی آن‌ها را دشوار می‌کند، به همین دلیل مطالعات ناراستایی‌های پویای مفاصل، در اکثر موارد بر روی الگوهای عملکردی شبیه‌سازی شده مانند «انواع اسکوات» (۱۱-۹) و «انواع پرش-فرود» (۱۲، ۱۳) انجام شده است و سپس نتایج این پژوهش‌ها به عملکرد تکنیکی برخی ورزشکاران تعمیم داده شده است.

تناقض در نتایج پژوهش‌های مختلف پیرامون ارتباط بین اجرای تکنیک و پاسچر، این نکته را یادآور می‌شود که علیرغم ارزشمند و مفید بودن همه‌ی پژوهش‌ها، اما برای درک بهتر شرایط ورزشکاران و تدوین مناسب‌ترین پروتکل تمرین برای توسعه‌ی عملکرد، بهتر است در کنار شبیه‌سازی الگوهای عملکردی، به دنبال یافتن راه‌هایی مناسب برای ارزیابی مستقیم تکنیک و عملکرد ورزشکاران باشیم.

بنابراین در مطالعه‌ی حاضر، بررسی واقعی و نه شبیه‌سازی شده‌ی تکنیک شیرجه فرشته (A101) را در حین پیشروی روی تخته فنر، با هدف تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های مفاصل هیپ، زانو و مچ پا را در «گام هردل و تیک- آف» مورد بررسی قرار دادیم.

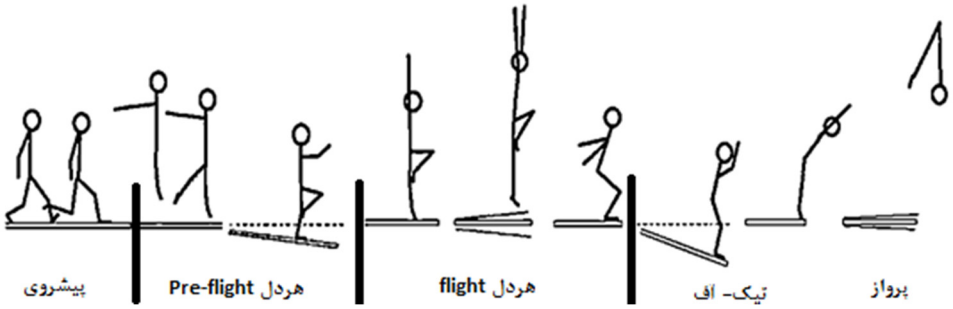
روش کار

مطالعه‌ی حاضر از نوع پژوهش‌های همبستگی است



شکل ۱- الگوی پیشروی «سنتی»

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]



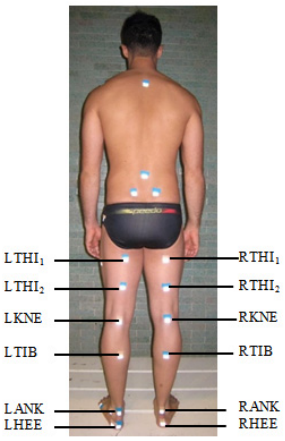
شکل ۲- الگوی پیشروی «پرشی»

که به منظور دست‌یابی به اطلاعات کامل و دقیق از طریق تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی توسط آنالیز ویدئویی در حین اجرای شیرجه روی تخته‌فنر ۱m توسط شیرجه‌روهای مرد نخبه انجام شد. آزمودنی‌های این تحقیق را ۱۲ ورزشکار از شیرجه‌روهای برتر مسابقات لیگ کشوری سال ۹۶-۱۳۹۵ تشکیل دادند که به اردوی تیم ملی دعوت شدند. ویژگی‌های شیرجه‌روهای دعوت شده به تیم ملی دارای میانگین سنی و انحراف استاندارد ۴±۲۰، وزن ۹±۷۰ کیلوگرم، قد ۷±۱۷۲ سانتی‌متر، شاخص توده‌ی بدنی ۲±۲۳، درصد چربی زیر پوستی ۲±۱۳، ویژگی اندومورفی ۰/۳±۱/۵، مزومورفی ۰/۷±۵/۵ و اکتومورفی ۳±۱. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، ویژگی‌های آنتروپومتریک، پاسچر ایستا و پیشینه‌ی آسیب‌های ورزشی شیرجه‌روها بررسی شد. آزمودنی‌ها فاقد ناراستایی در پاسچر ایستا و فاقد آسیب در زمان اجرای پژوهش بودند. اندازه‌گیری‌ها در یک روز و با حمایت «فدراسیون شنا، شیرجه و واترپلو» و «دانشگاه تهران» در استخر مجموعه‌ی ورزشی آزادی تهران انجام شد. اطلاعات لازم جهت شرکت در فرایند تحقیق برای آن‌ها توضیح داده شد.

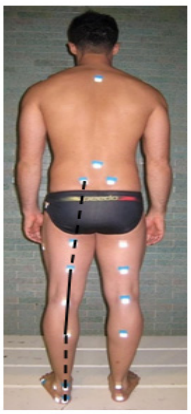
عدم ارزیابی مرحله «نزدیک شدن»، به عنوان یکی از مراحل «پیشروی»، یکسان نبودن مدت زمان اجرای تکنیک توسط آزمودنی‌ها، تغییر فاصله‌ی آزمودنی با دوربین در حین اجرای آزمون به عنوان محدودیت‌های این تحقیق محسوب می‌شوند.

مارکرگذاری: با توجه به هدف پژوهش حاضر -مبنی بر تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی توسط آنالیز ویدئویی در حین اجرای شیرجه روی تخته‌فنر، مراحل «هردل و تیک-آف» مورد نظر بوده است. بر این اساس، مارکرهای بازتاب‌دهنده‌ی نور یا غیرفعال (Passive Markers) پیش از شروع آزمون، مطابق با شکل ۳ و ۴ روی سطح خلفی بدن آزمودنی‌ها نصب شد.

با استفاده از نرم افزار KINOVEA مختصات x و y هر مارکر تخمین زده شد. برای به دست آوردن زوایای حرکتی مفاصل در صفحه‌ی فرونتال توسط فرمول‌های



شکل ۳- مارکرگذاری اندام تحتانی برای اندازه‌گیری انحرافات مفاصل هیپ، زانو و مچ پا از راستای آناتومیک ایستا



شکل ۴- مارکرهای لینک شده برای تعیین ناراستایی‌های مچ پا، زانو و هیپ

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

داده شده در نرم‌افزار اکسل و از مختصات فوق حاصل شد. با توجه به مارکرگذاری انجام شده مطابق با شکل فوق، زوایای حرکت مچ، زانو، هیپ و تنه در سطح فرونتال استخراج شد.

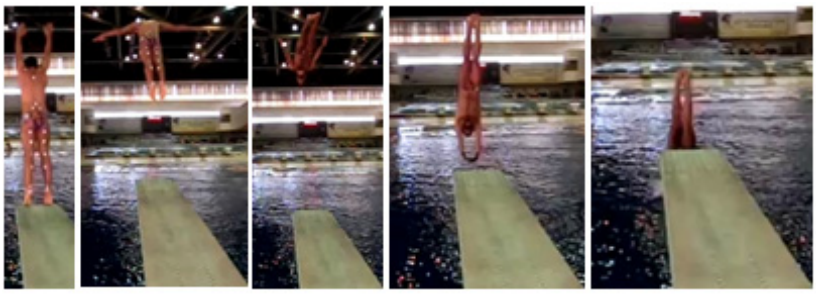
شیرجه: در این مطالعه هشت شیرجه‌رو هردل را به صورت «پرشی» (HPF) (شکل ۵) و چهار شیرجه‌رو، هردل را به روش «سنتی» (TRD) (شکل ۶) اجرا کردند. پس از اجرای هردل و تماس هر دو پا با جلوی تخته‌فنر، شیرجه‌روها تیک-آف، تکنیک فرشته و فرود به آب را انجام دادند.

داده‌برداری کینماتیک: به منظور ثبت داده‌های کینماتیکی از دوربین Casio Exilim EX-ZR200 استفاده شد و تصاویر به صورت دو بعدی با فرکانس ۱۲۰ تصویر در ثانیه ضبط گردید. دوربین در ابتدای راستای طولی تخته فنر قرار گرفت تا تکنیک مورد نظر را در صفحه‌ی فرونتال ضبط نماید. دوربین در نمای خلفی به موازات محدوده‌ی ساکروم قرار داده شد، طوری که تمام بدن آزمودنی در حین اجرای تکنیک دیده شود. فاصله‌ی دوربین از شیرجه‌رو به صورتی تنظیم شد که ضمن کاهش پرسپکتیو، اندازه‌ی تصویر در مقدار مطلوب حفظ شود. برای رهگیری اندام‌ها به وسیله‌ی دوربین از مارکرهای بازتابی استفاده شد.

داده‌پردازی کینماتیک: پس از اتمام تصویربرداری، فیلم‌ها از طریق نرم‌افزار KINOVEA مورد بررسی قرار گرفت که پیش از این روایی و پایایی آن تأیید شده است (۱۴، ۱۵). اپراتور با دنبال کردن Tracking هر مارکر در هر فریم از تصویر، محل دقیق مارکرها را به نرم افزار نشان داد. پس از اتمام این مرحله، کالیبراسیون تصویر انجام شد. در این مرحله، مقدارهای طولی معین به نرم افزار معرفی شد تا با استفاده از

۳- گام تیک-آف

شکل ۵- اجرای شیرجه با الگوی پیشروی «پرشی»



شکل ۶- اجرای شیرجه فرشته (فرود صاف)

جدول ۱- نامگذاری ناراستایی بر اساس حرکت مفصل در صفحه‌ی فرونتال

مفاصل	ناراستایی		مارکرهای لینک شده برای تعیین هر زاویه
	عدد منفی	عدد مثبت	
مچ پای راست	اورژن	اینورژن	RTIB – RANK – RHEE
مچ پای چپ	اینورژن	اورژن	LTIB – LANK – LHEE
زانوی پای راست	ولگوس	واروس	RTIB – RKNE - $RTHI_2$
زانوی پای چپ	واروس	ولگوس	LTIB – LKNE - $LTHI_2$
لگن راست	اداکشن	ابداکشن	$RTHI_2$ - $RTHI_1$ - RPSIS
لگن چپ	ابداکشن	اداکشن	$LTHI_2$ - $LTHI_1$ - LPSIS

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

روابط مثلثاتی، مختصات x و y همه‌ی مارکرهای تصویر محاسبه شود. سپس مختصات طولی و عرضی کلیه مارکرهای دنبال شده توسط نرم افزار مشخص گردید و داده‌ها از نرم‌افزار استخراج شد. مثل همه‌ی نرم‌افزارهای آنالیز حرکت، اولین خروجی این نرم‌افزار مجموعه‌ای از داده‌های مبتنی بر x و y هر مارکر بر حسب زمان است، که بر اساس زمان طی شده در تکنیک و تعداد مارکرها، این داده‌ها بسیار زیاد است. سپس زوایای مفصلی ثبت شده توسط داده‌پردازی کینماتیک به شرح جدول زیر تفسیر گردید.

تجزیه و تحلیل آماری: داده‌ها برای متغیرهای کیفی با فراوانی و درصد و برای متغیرهای کمی با میانگین (انحراف معیار) خلاصه و گزارش شد. همچنین نرمال بودن متغیرهای کمی مورد استفاده در تحلیل با استفاده از شاخص‌های توصیفی نظیر چولگی و کشیدگی، آزمون شد. تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی توسط آنالیز ویدئویی در حین اجرای شیرجه، روی تخته‌فنر در هر یک از گام‌ها، با استفاده از «معادلات برآوردگر تعمیم یافته GEE » با «تابع پیوند همانی Normal Distribution» و «توزیع نرمال Normal Distribution» انجام شد. ناراستایی‌های پویای مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در صفحه‌ی فرونتال در تکرارها و گام‌های مختلف با استفاده از معادلات برآوردگر تعمیم یافته با «تابع پیوند لوجیت Logit Function» و توزیع برنولی Bernoulli distribution مقایسه شد. در ضمن متغیرهای کیفی به صورت نشانگر در مدل وارد می‌شوند. دلیل استفاده از این مدل‌های پیشرفته، «تکرار اندازه‌گیری» در شیرجه‌روهای مرد نخبه بود که در تکرارها و گام‌های مختلف اندازه‌گیری شدند. برای لحاظ کردن همبستگی اندازه‌گیری‌ها از این تحلیل با استفاده از ساختار کواریانس متقارن مرکب Compound Symmetry استفاده شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار $SPSS_{25}$ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

چهار ناراستایی مفاصل در هر یک از گروه‌های TRD و HPF نسبت به دیگری در گام هردل بالاتر بود. اما

جدول ۲- نتایج مدل‌سازی GEE برای مقایسه‌ی ناراستایی‌های پویای مفاصل مچ پا، زانو و لگن در الگوهای پیشروی HPF و TRD به تفکیک گام‌ها

گام	الگوی پیشروی		ناراستایی	میانگین اختلافات (I-J)	خطای استاندارد	df	Sig.	فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت	
								حد پایینی	حد بالایی
هردل پرواز	پرشی	سنتی	ابداکشن هیپ راست	-۲/۳۵۶۶	۰/۸۱۸۴۱	۱	۰/۰۰۴	-۳/۹۶۰۶	-۰/۷۵۲۵
	پرشی	سنتی	اداکشن زانوی راست	۲/۵۷۵۸	۰/۵۶۵۸۴	۱	۰/۰۰۰	۱/۴۶۶۸	۳/۶۸۴۸
	پرشی	سنتی	اورژن مچ چپ	-۱/۹۷۷۴	۰/۵۴	۱	۰/۰۰۰	-۳/۰۵	-۰/۹۰
تیک-آف	پرشی	سنتی	اورژن مچ راست	۳/۴۳۲۸	۱/۱۹۳	۱	۰/۰۰۴	۱/۰۹	۵/۷۷
	پرشی	سنتی	اینورژن مچ راست	۷/۱۹۴۲	۳/۳۸۱	۱	۰/۰۳۳	۰/۵۶	۱۳/۸۲
	پرشی	سنتی	اورژن مچ چپ	۳/۲۸۶۵	۱/۴۰	۱	۰/۰۱۹	۰/۵۳	۶/۰۳

نتایج مدل‌سازی GEE نشان داد که:

میانگین «اورژن مچ پای راست» در گام تیک-آف، به طور معناداری (P=۰/۰۰۴) در گروه پرشی (۶/۸۳±۱/۰۲) نسبت به گروه سنتی (۳/۴۰±۰/۶۰) بالاتر بود.

میانگین «اینورژن مچ پای راست» در گام تیک-آف، به طور معناداری (P=۰/۰۳۳) در گروه پرشی (۱۴/۸۹±۳/۳۱) نسبت به گروه سنتی (۷/۷۰±۰/۶۵) بالاتر بود.

میانگین «اورژن مچ پای چپ» در گام تیک-آف، به طور معناداری (P=۰/۰۱۹) در گروه پرشی (۱۱/۰۰±۱/۱۳) نسبت به گروه سنتی (۷/۷۱±۰/۸۲) بالاتر بود.

میانگین «اورژن مچ پای چپ» در گام هردل، به طور معناداری (P=۰/۰۰۰) در گروه سنتی (۷/۹۳±۰/۴۶) نسبت به گروه پرشی (۵/۹۵±۰/۲۸) بالاتر بود.

نتایج مدل‌سازی GEE نشان داد که میانگین «اداکشن زانوی راست» در گام هردل، به طور معناداری (P=۰/۰۰۰) در گروه پرشی (۹/۱۳±۰/۵۴) نسبت به گروه سنتی (۶/۵۶±۰/۱۵) بالاتر بود.

نتایج مدل‌سازی GEE نشان داد که میانگین «ابداکشن هیپ راست» در گام هردل، به طور معناداری (P=۰/۰۰۴) در گروه سنتی (۴/۵۷±۰/۷۵) نسبت به گروه پرشی (۲/۲۲±۰/۳۲) بالاتر بود.

نتایج مدل‌سازی GEE نشان داد که میانگین مقادیر عددی شش مورد از ناراستایی‌های اندام تحتانی، در دو گروه HPF و TRD دارای اختلاف معنادار بود. دو مورد از ناراستایی‌های گروه TRD در گام «هردل پرواز» نسبت به گروه HPF به طور معنادار بالاتر بود؛ در حالی که چهار مورد از ناراستایی‌های گروه HPF نسبت به TRD به طور معناداری بالاتر بود.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

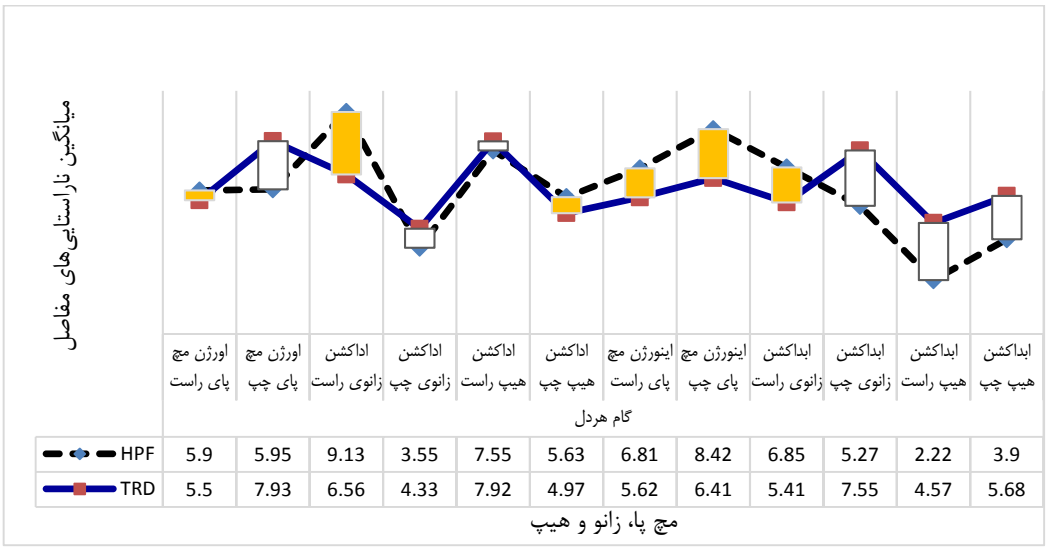
جدول ۳- نتایج توزیع ناراستایی‌های پویای مفاصل مچ پا، زانو و لگن به تفکیک گام‌ها و الگوهای پیشروی HPF و TRD

گام	ناراستایی	الگوی پیشروی	میانگین	خطای استاندارد	فاصله اطمینان ۹۵٪	
					حد پایینی	حد بالایی
هردل پرواز	اداکشن زانوی راست	پرشی	۹/۱۳	۰/۵۴	۸/۰۷	۱۰/۲۰
		سنتی	۶/۵۶	۰/۱۵	۶/۲۶	۶/۸۶
	اورژن مچ چپ	پرشی	۵/۹۵	۰/۲۸	۵/۳۹	۶/۵۲
		سنتی	۷/۹۳	۰/۴۶	۷/۰۲	۸/۸۴
	ابداکشن هیپ راست	پرشی	۲/۲۲	۰/۳۲	۱/۵۸	۲/۸۵
		سنتی	۴/۵۷	۰/۷۵	۳/۱۰	۶/۰۵
تک- آف	اورژن مچ راست	پرشی	۶/۸۳	۱/۰۲	۴/۸۲	۸/۸۵
		سنتی	۳/۴۰	۰/۶۰	۲/۲۱	۴/۵۹
	اینورژن مچ راست	پرشی	۱۴/۸۹	۳/۳۱	۸/۳۹	۲۱/۳۹
		سنتی	۷/۷۰	۰/۶۵	۶/۴۱	۸/۹۸
	اورژن مچ چپ	پرشی	۱۱/۰۰	۱/۱۳	۸/۷۸	۱۳/۲۲
		سنتی	۷/۷۱	۰/۸۲	۶/۰۹	۹/۳۳

فقط سه مورد از این اختلافات معنادار بود: میانگین «اورژن مچ پای چپ» و «ابداکشن هیپ راست» در الگوی TRD در مقایسه با HPF به صورت معناداری بالاتر بود؛ در مقابل میانگین «اداکشن زانوی راست» در الگوی HPF نسبت به TRD به طور معنادار بالاتر بود. یافته‌ها نشان می‌دهد که فرود با ولگوس دینامیک زانو، ممکن است ضربه‌ی وارد شده به مفصل زانو را در مرحله‌ی کاهش شتاب فرودها، افزایش دهد. بنابراین، ولگوس دینامیک زانو در هنگام فرود ممکن است یکی از عوامل بیومکانیکی باشد که توانایی فرد را برای کاهش ضربات وارد شده به زانو کاهش می‌دهد. برخی از محققان گزارش کرده‌اند که مفاصل زانو و لگن جذب کننده‌ی اصلی ضربه در هنگام فرود هستند (۱۸-۱۶).

در گام تیک-آف ناراستایی‌های دینامیک اورژن مچ پای راست، اینورژن مچ پای راست و اورژن مچ پای چپ، در الگوی HPF نسبت به TRD به طور معنادار بالاتر بود. بر این اساس راستای مچ پای شیرجه‌روها در گام تیک- آف بیش از هردل تحت تأثیر قرار گرفت.

میلر و همکاران (۱۹)، مطالعه‌ای با حضور ۱۱ شیرجه‌روی ورزیده در سطح دانشگاهی انجام دادند که با هر دو روش تکنیکی «سنتی» و «هردل پیش از پرواز» مورد بررسی قرار گرفتند. در مطالعه‌ی دوم شیرجه‌های اجرا شده توسط ۹ زن در سطح ملی با هم مقایسه شد. شیرجه‌ها با HPF در پیشروی، دارای



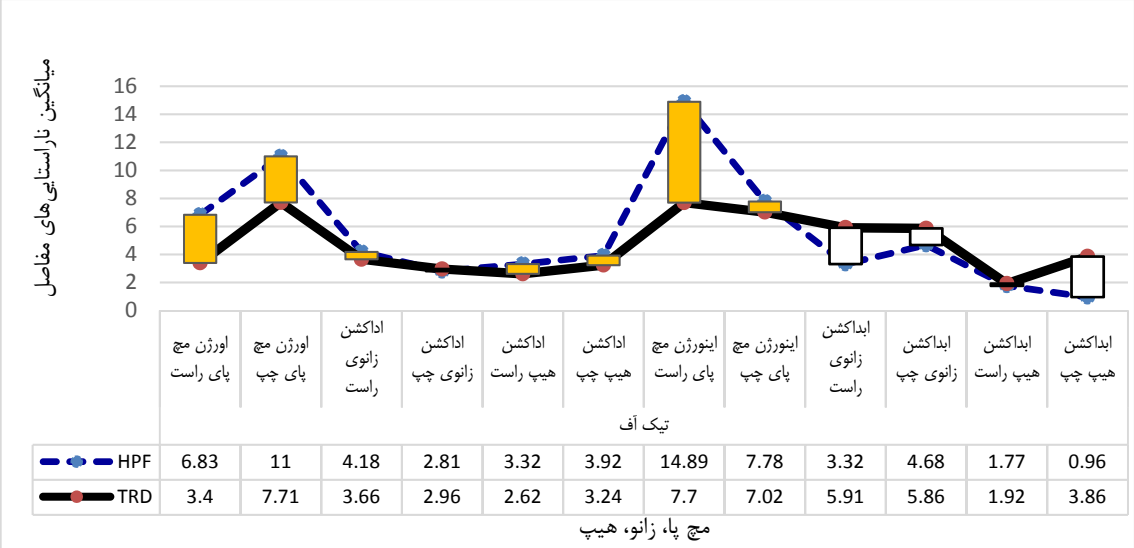
نمودار ۱- نتایج توزیع ناراستایی‌های مچ پا، زانو و هیپ به تفکیک الگوی پیشروی در گام هردل

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

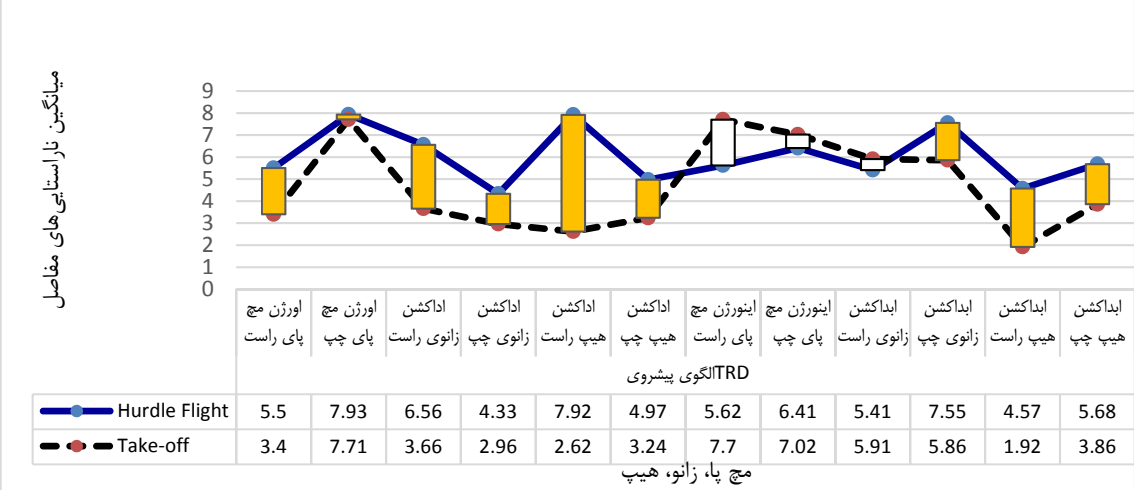
گام‌های پایانی کوتاه‌تر و مدت زمان پرواز هردل طولانی‌تری بودند. تفاوت‌های زمان به نفع تکنیک‌های HPF از گام پایانی پیشروی کم شد یعنی از پرش هردل تا پرش شیرجه. اگرچه شیرجه‌روهای سطح دانشگاهی هنگام اجرای HPF، دارای زمان‌های طولانی‌تر پرش شیرجه بودند، به نظر می‌رسد که هزینه‌های این تکنیک‌ها از مزایای بالقوه‌ی آن‌ها فراتر می‌رود.

هم‌چنین یافته‌های سولتود و همکاران (۲۰) نشان داد که رویکرد HPF به برخی شیرجه‌روها کمک کرد، نه همه، بنابراین تفاوت‌هایی معنادار بین انواع پیشروی وجود ندارد. رویکرد HPF در کاهش Vx در مرحله تماس رو به پایین مفید بوده است و شاید با تمرین بیشتر Vx هنگام تیک-آف نیز کاهش یابد. اعتقاد بر این است که آزمودنی‌های بیشتر و یا زمان‌های تمرین طولانی‌تر، مزایای معنادار آماری برای رویکرد HPF نشان دهند.

در الگوی پیشروی TRD، گام هردل بیش از گام تیک-آف، شیرجه‌رو را درگیر چالش ناراستایی دینامیک مفاصل کرد؛ در الگوی پیشروی TRD، میانگین ناراستایی‌های هشت مفصل، در گام هردل نسبت به الگوی تیک-آف بالاتر بود (نمودار ۳). این می‌تواند برای مربیان و شیرجه‌روها دارای اهمیت باشد که برای حفظ راستای دینامیک اندام تحتانی، زمان بیشتری را در حین تمرینات اختصاص دهند.

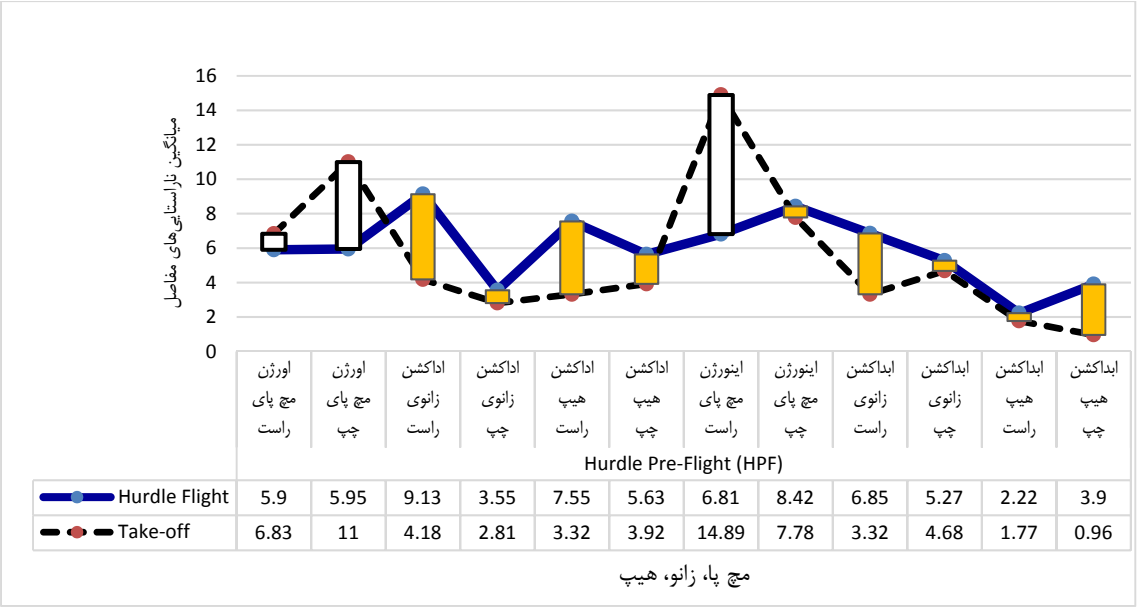


نمودار ۲- نتایج توزیع ناراستایی‌های مچ پا، زانو و هیپ به تفکیک الگوی پیشروی در گام تیک-آف



نمودار ۳- نتایج توزیع ناراستایی‌های مچ پا، زانو و هیپ به تفکیک گام در گروه TRD

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]



نمودار ۴- نتایج توزیع ناراستایی‌های مچ پا، زانو و هیپ به تفکیک گام در گروه HPF

در الگوی پیشروی HPF نیز، گام هردل بیش از گام تیک-آف، شیرجه‌رو را درگیر چالش ناراستایی دینامیک مفاصل کرد؛ اما مقادیر ناراستایی مچ پا در گام تیک-آف نسبت به سایر ناراستایی‌های این گروه بالاتر بود. میانگین ناراستایی‌های مچ پا در گروه HPF به طور معناداری نسبت به گروه TRD بالاتر بود. گرچه الگوی HPF به منظور افزایش ارتفاع پرش شیرجه‌رو استفاده می‌شود اما در صورتی که ورزشکار در حفظ راستای دینامیک مفاصل به حد کافی توانایی نداشته باشد، به نظر می‌رسد الگوی پیشروی HPF می‌تواند یک عامل خطر جدی برای آسیب‌های مچ پای شیرجه‌روها باشد.

بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، گام هردل بیش از تیک-آف راستای دینامیک اندام تحتانی شیرجه‌روها را در هر دو الگوی پیشروی تحت تأثیر قرار داد. این که گام Hurdle در عملکرد شیرجه‌رو دارای اهمیت است، هم از نظر جنبه‌های عملکردی (۲۱) و هم از نظر اهمیت به عنوان یک ریسک فاکتور (۲۲)، پیش از این در سایر مطالعات نیز به آن اشاره شده است. با توجه به این که شیرجه‌رو در Take-off، از سطح اتکای وسیع‌تری برخوردار است، به نظر می‌رسد در صورت بروز چالش در راستایی پاسچرال، امکان حفظ و تداوم ثبات پاسچرال نسبت به HF راحت‌تر بوده است. اما به خصوص در الگوی پیشروی HPF، راستای دینامیک مچ پا به شدت تحت تأثیر اجرای تیک-آف بود، که می‌تواند به دلیل اهمیت دستیابی به پرش بلند پیش از اجرای تکنیک و هم‌چنین تأثیر قابل توجه Take-off بر مچ پا و ارتفاع پرش باشد.

درودگر و همکاران (۲۳)، پس از بررسی تأثیر وضعیت قرارگیری پا بر ارتفاع پرش عمودی درجا، آزمون پرش سارجنت را در چهار وضعیت مختلف قرارگیری پا اجرا کردند. در مقایسه‌ی میانگین ارتفاعات پرش در چهار وضعیت مختلف قرارگیری پا در کلیه‌ی آزمودنی‌ها، وضعیت آزاد پرش، بیشترین میانگین ارتفاع را به خود اختصاص داد. پس از وضعیت آزاد پرش، بیشترین ارتفاع پرش به ترتیب این چنین بود: پرش از وضعیت ۱۵ درجه‌ی چرخش داخلی دو پا، پرش از وضعیت نرمال یعنی ۱۵ درجه چرخش خارجی پاها و سپس پرش از وضعیت چرخش داخلی ۳۰ درجه‌ای پاها. این نتیجه احتمالاً به دلیل عادت رفتاری فرد به وضعیت ترجیحی قرارگیری پاها هنگام پرش بوده است. این موضوع اهمیت وضعیت جبرانی را در اجرای عملکردهای ورزشی یادآور می‌شود. اما شواهدی در دست نیست که تأیید کند ورزشکار دارای وضعیت‌های جبرانی، در دستیابی به اوج عملکرد ورزشی موفق بوده است. در پژوهش حاضر نیز گرچه شیرجه‌روها با رعایت مقررات و در نظر گرفتن اصول کلی، تکنیک منتخب را اجرا کردند اما در حقیقت اجرای تکلیف مورد نظر در وضعیت آزاد حرکتی انجام شده است؛ در نتیجه ممکن

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

است همانند نتایج پژوهش درودگر و همکاران، اجرای شیرجه‌روها از وضعیت راستایی اندکی فاصله گرفته باشد، اما احتمالاً بر حسب تجربیات قبلی، در این وضعیت به نتیجه‌ای بهتر دست یافته‌اند. این که بهترین عملکرد ورزشکاران، الزاماً در راستای ایده‌آل اجرا نشده است، احتمالاً موید این نکته است که برای دستیابی به امتیاز بالاتر الزاماً به حفظ راستای دینامیک نیاز نیست اما به نظر می‌رسد برای دستیابی به اوج اجرا و عملکرد مطلوب، ناگزیریم راستای پاسچر دینامیک را حفظ کنیم (۲۴).

برخی پژوهشگران بین آسیب‌ها با راستای زانو (فاصله‌ی بین زانوها در حین ایستادن که به عنوان یک مقیاس واروم/ ولگوم درشتنی استفاده شده است)، چرخش داخلی/ خارجی هیپ یا طول درشتنی (۲۵)، نابرابری طول ساق، انحراف لگن، راستای زانو (فاصله بین زانوها در هنگام ایستادن) یا وضعیت پشت پا (۲۶)، زاویه‌ی Q زنان فوتبالیست (۲۷) ارتباطی ندیدند. پژوهشگران دریافتند تعادل دینامیک و استاتیک به طور ناخوشایند تحت تأثیر تغییرات در ورودی‌های محیطی ثانویه است تا این که تحت تأثیر آسیب مفصل (۲۸) و تغییرات در ثبات سطح شخص ایستاده (۲۹) باشد؛ این می‌تواند هشداری باشد برای سلامت ورزشکاران زیرا ممکن است ورزشکار علیرغم وجود اختلال در راستایی مفاصل، تحت تأثیر ورودی‌های محیطی ثانویه، عملکردی قابل قبول داشته باشد در حالی که مفاصل در معرض خطر آسیب‌های ناشی از پرکاری قرار گرفته‌اند. در مقابل بیانون و همکاران (۳۰) دریافتند که در زنان واروم افزایش یافته‌ی درشتنی، عامل خطر برای اسپرین مچ پاست. و یا در مطالعه‌ای دیگر افزایش واروس زانو با آسیب شین‌اسپلینت در ارتباط بود. یک مطالعه‌ی اپیدمیولوژیک نیز نشان داد که بیش از نیمی از ورزشکاران با یک آسیب ACL، ولگوس دینامیک زانو را به عنوان راستای زمان آسیب گزارش کردند (۳۱). اگر چه مکانیسم دقیق آسیب‌ها همچنان در حال بررسی است اما هنگامی که ورزشکاران یک‌چنین ناراستایی دارند، نیاز دارند که برای اصلاح دینامیک آن آگاه شوند به طوری که خطر آسیب تا حد ممکن کاهش یابد (۳۲).

با توجه به این که مورفی و همکاران (۳۳)، گزارش کردند که نیروهای متقابل مفصلی و ساختارهایی که باید آن‌ها را مقاوم کند (برای مثال سطوح مفصلی، لیگامنت‌ها و ساختار عضلانی) با راستای آناتومیک مفاصل و سیستم اسکلتی در ارتباط است، بنابراین راستای هیپ، زانو و مچ پا سهم قابل توجهی را به عنوان عامل خطر بالقوه برای آسیب اندام تحتانی داراست. نتایج این مطالعه نیز به تأثیرپذیری این مفاصل در حین عملکرد شیرجه‌روها روی تخته فنر اشاره می‌کند و هم‌چنین نشان می‌دهد آن چه به عنوان زمان‌های بحرانی در حفظ راستای دینامیک شیرجه‌روها گزارش شد، احتمالاً نه با انجام مطالعات شبیه‌سازی شده بلکه با ارزیابی عملکردی قابل پیش‌بینی و اصلاح می‌باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که رویکرد HPF به برخی شیرجه‌روها کمک کرد، نه همه، بنابراین تفاوت‌هایی معنادار در خصوص تأثیر الگوی پیشروی بر ناراستایی‌های اندام تحتانی به عنوان عامل خطر آسیب وجود دارد. ناراستایی‌های کمتری در مچ پا، زانو و هیپ در گروه TRD نسبت به HPF دیده شد. اعتقاد بر این است که آزمودنی‌های بیشتر و یا زمان‌های تمرین طولانی‌تر، مزایای معنادار آماری برای رویکرد HPF نشان دهند. به نظر می‌رسد لازم است که مربیان علاوه بر ارزیابی عملکرد شیرجه‌رو در صفحه‌ی ساجیتال و از نمای جانبی، به وضعیت حرکتی مفاصل در صفحه‌ی فرونتال نیز توجه کنند و همان طور که به راستای اندام در نمای جانبی اهمیت میدهند، در نمای قدامی و خلفی هم. به نظر می‌رسد در صورتی که شیرجه‌روها با آمادگی جسمانی بهتر، پیشروی را روی تخته فنر انجام دهند، ضمن برخورداری از تمرینی ایمن‌تر، احتمال کسب موفقیت آن‌ها بیشتر است.

همچنین، به مربیان توصیه میشود که تمرینات بهبود دهنده ثبات دینامیک و تمرینات اصلاحی را پس از شناخت زمان‌های پرخطر در حین پیشروی شیرجه‌رو روی تخته فنر، طراحی کنند، تا از این طریق، ضمن کاهش دامنه‌ی ناراستایی‌های دینامیک و پیشگیری از وقوع آسیب‌های ناشی از پرکاری اندام تحتانی، منجربه بهبودی عملکرد شیرجه‌روها شوند.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

نتایج حاصل از این مطالعه می‌تواند به شناخت بهتر عوامل خطرزای بروز آسیب‌های اندام تحتانی در شیرجه‌روهای نخبه کمک کند؛ هم‌چنین پیش‌بینی می شود تصویری روشن‌تر از ارتباط بین پاسچر (ناراستایی پویا) شیرجه‌روهای نخبه و کیفیت عملکرد تکنیکی آنان ارائه‌ی شود. با توجه به شناخت زمان‌های پرخطر در حین پیشروی شیرجه‌رو روی تخته فنر، شایسته است که مربیان در طول فصل آماده‌سازی، با تمرینات بهبود دهنده ثبات دینامیک، ضمن بهبودی عملکرد شیرجه‌روها، دامنه‌ی ناراستایی‌های دینامیک را به حداقل برسانند و از وقوع آسیب‌های اندام تحتانی پیشگیری کنند. به نظر می‌رسد اجرای پیشروی با الگوی HPF نسبت به TRD نیاز به آمادگی جسمانی بالاتری دارد که پیش‌نیاز اجرای شیرجه‌روهاست.

References

1. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, et al. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. Am J Sports Med. 1999;27:585–93.
2. Twellaar M, Verstappen FT, Huson A. Physical characteristics as risk factors for sports injuries: a four year prospective study. Int J Sports Med. 1997;18:66–71
3. Harrison SM, Cohen R.C.Z., Cleary PW, Barris S, Rose G. Force on the body during elite competitiveplatform diving. Ninth International Conference on CFD in the Minerals and Process Industries. December 2012. CSIRO, Melbourne, Australia. 10-12.
4. Silva CC, Teixeira AS, Goldberg TBL. O esporte e suas implicações na saúde óssea de atletas adolescentes. Rev Bras Med Esporte. 2003;l9(6):426-32.
5. Ying Liu. A studt of the leg joints muscle stremgths ratios for diving athletes. ISBS 2005, P 526/ Beijing, China.
6. Miller DI, Osborne M, Jones IC. Springboard oscillation during hurdle flight. J Sports Sci. 1998;16(6):571-583.
7. Miller DI, Zecevic A, Taylor GW. Hurdle preflight in springboard diving: a case of diminishing returns. Res Quart Exer Sport. 2002;73(2), :134-145.
8. Hons B. Functional analysis of stability and variability in multiple forward somersaulting dives from the 3m springboard., Cherie Anne Walker., A thesis submitted in fulfilment of the requirement for the degree of Doctor of Philosophy Discipline of Exercise and Sport Science Faculty of Health Sciences The University of Sydney September 2017.
9. 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 Athletic Train. 2014;49(6):723–732.
10. Lee A, Raina S, Kulić D. Automated Assessment of Dynamic Knee Valgus and Risk of Knee Injury During the Single Leg Squat; Published online 2017 Nov 14.
11. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Shiozawa J, Toda Y, Yamada K. Dynamic knee valgus alignment influences impact attenuation in the lower extremity during the deceleration phase of a single-leg landing; US National Library of MedicineNational Institutes of Health. 2017. Published: June 20, 2017; https://doi.org/10.1371/journal.pone.0179810.
12. Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker S, Borsa PA. Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control; Scand J Med Sci Sports. 2008;18:55–61.
13. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Timothy E. Maturation Leads to Gender Differences in Landing Force and Vertical Jump Performance; AJSM PreView, 2005. published on December 28, 2005 as doi:10.1177/0363546505281916.
14. Elwardany SH, El-Sayed WH, Ali MF. "Validity of Kinovea Computer Program in Measuring Cervical Range of Motion in Frontal Plane". Med J Cairo Uni. 2016;84(1):579-587.
15. Puig-Diví A, Padullés-Riu JM, Busquets-Faciaben A, Padullés-Chando X, Escalona-Marfil C, Marcos-Ruiz D. Validity and Reliability of the Kinovea Program in Obtaining Angular and Distance Dimensions; Open Access Library Journal, September 2015. 2: e1916.
16. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clin Biomech. 2003;18(7):662-669.
17. Brown TN, O'Donovan M, Hasselquist L, Corner B, Schiffman JM. Lower limb flexion posture relates to energy absorption during drop landings with soldier-relevant body borne loads. Appl Ergon. 2016;52:54-61.
18. McNitt-Gray JL. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. J Biomech. 1993; 26:1037-1046.
19. Miller DI, Zecevic A, Taylor GW. Hurdle Preflight in Springboard Diving: A Case of Diminishing Returns. (Biomechanics). Res Quart Exer Sport. 2013:134-145.
20. Sultvedt SM, Hinrichs RN. The Effect Of A Hurdle Preflight Approach On Takeoff Velocities In Springboard Diving. Med Sci Sports Exer. 2005;37(5):S124–S125.
21. Walker CA. Functional analysis of stability and variability in multiple forward somersaulting dives

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]

from the 3m springboard. A thesis submitted in fulfilment of the requirement for the degree of Doctor of Philosophy Discipline of Exercise and Sport Science Faculty of Health Sciences. September 2017. The University of Sydney.

22. Barss P, Djerrari H, Leduc BE, Lepage Y, Dionne CE. Risk factors and prevention for spinal cord injury from diving in swimming pools and natural sites in Quebec, Canada: a 44-year study. Accid Anal Prev. 2008 Mar;40(2):787-97.

23. Doroudgar A, khayambashi KH, Zolaktaf V. The Effect of Foot Placement on Vertical Jump Performance. J Sport Med. 2009;1(2):37-90.

24. Elphinston J. Stability, Sport and Performance Movement, Great technique without injury; First published in 2008 by Lotus Publishing; Apple Tree Cottage, Inlands Road, Chichester, PO 18 8RJ and North Atlantic Books; POBox 12327, Berkeley, California 94712.

25. Milgrom C, Shlamkovitch N, Finestone A. Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. US National Library of MedicineNational Institutes of Health, 1991. Foot Ankle. 1991;12:26–30.

26. Twellaar M, Verstappen FT, Huson A, et al. Physical characteristics as risk factors for sports injuries: a four year prospective study. Int J Sports Med. 1997;18:66–71.

27. Soderman K, Alfredson H, Pietila T, et al. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. US National Library of MedicineNational Institutes of Health. 2001. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2001;9:313–21.

28. Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in determining reach deficits in subjects with chronic ankle instability. J Athl Train. 2003;37:501–506.

29. Riemann BL, Caggiano NA, Lephart SM. Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. J Sport Rehabil. 1999;8:171–183.

30. Beynnon BD, Renstrom PA, Alosa DM, et al. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. J Orthop Res. 2001;19.

31. Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T, et al. Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes. J Sport Sci Med. 2010;9669675.

32. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am J Sport Med. 2005;33:492-501.

33. Murphy DF, Connolly DAJ, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Br J Sports Med. 2003.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-09-03]