Kharazmi University

Research in Sport Medicine and Technology

Print ISSN: 2252 - 0708 Online ISSN: 2588 - 3925

Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]

[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

Effect of Changing the Muscles Activation Patterns in Prone Hip Extension on Kinematical Variables Affecting the Hamstring Injury

Masoud Sebyani [1]| Hooman Minoonejad [2]| Elham Shirzad [3]| Mohammadhossein Alizadeh [4]

1. Ph.D Student, Tehran University, Tehran, Iran.
2. Ph.D, Tehran University, Tehran, Iran.
3. Ph.D, Tehran University, Tehran, Iran.
4. Ph.D, Tehran University, Tehran, Iran

corresponding author: **Hooman Minoonejad,** h.minoonejad@ut.ac.ir

ARTICLE INFO

Article type:
Research Article

Article history:
Received: April 12, 2023
Revised: April 26, 2023
Accepted: May 17, 2023

Keywords:
Hamstring Injury,
Prone Hip Extension,
Kinematic

How to Cite:
Sebyan, Minoonejad, Shirzad, Alizadeh. Effect of Changing the Muscles Activation Patterns in Prone Hip Extension on Kinematical Variables Affecting the Hamstring Injury. *Research In Sport Medicine and Technology*, 2023: 13(25): 114-129

ABSTRACT

The Prone Hip Extension test (PHE) is used to evaluate the quality of motor control in the lumbopelvic region. Because of the similarity of this test to the walking and running pattern, it seems that muscle interaction in this test is important in hamstring injury. Therefore, this study aimed to investigate the effect of changing the activation patternsof muscles in prone hip extension on kinematical variables affecting hamstring injury. 28 male soccer players participated in this study. The prone hip extension test was used to evaluate and classify subjects, and based on the activation pattern, they were divided into two groups: normal pattern (N=14) and altered pattern (N=14). We used the Myon electromyography device to evaluate the prone hip extension test muscles activation pattern. Also, the kinematic evaluation of running was done on a treadmill at a speed of 20 km/h. Two-dimensional and three-dimensional video analyses were used to extract kinematic data (pelvic tilt, trunk lateral flexion, and trunk flexion). The range of motion in a running cycle and the amount of each variable at the moment of initial foot contact were used. An Independent t-test was used to analyze the data. The results of this research showed that there is a significant difference in the amount of trunk lateral flexion (p= 0/002), and trunk flexion (p= 0/024) at the moment of the initial foot contact and the range of motion of trunk lateral flexion (p=0/019), and trunk flexion (p=0/035) and pelvic tilt (p=0/008) in a running cycle between the changed pattern group and the normal group. The results of this research showed that changing the pattern of muscle activation in the prone hip extension test can increase the risk of a hamstring injury.

Published by Kharazmi University, Tehran, Iran. Copyright(c) The author(s) This is an open access article under e: CC BY-NC license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

پژوهش در طب ورزشی و فناوری

شاپا چاپی: ۰۷۰۸-۲۲۵۲ شاپا الکترونیکی: ۳۹۲۵-۲۵۸۸

Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]

[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

اثر تغییر الگوی فعالیت عضلات در اکستنشن ران در حالت درازکشیده به شکم بر فاکتورهای کینماتیکی موثر بر آسیب همسترینگ

مسعود صبیانی [۱] | هومن مینو نژاد [۲] * | الهام شیرزاد [۳] | محمدحسین علیزاده [٤]

۱. دانشجوی دکتری آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۲. دانشیار گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی ، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۳. استادیارگروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی ، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

٤ استاد گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی ، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

نویسنده مسئول: هومن مینونژاد: h.minoonejad@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله:

نوع مقاله: مقاله پژوهشی

تاریخ دریافت: فروردین ۱۴۰۲

تاریخ ویرایش: فروردین ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: اردیبهشت ۱۴۰۲

واژه‌های کلیدی:

آسیب همسترینگ،

اکستنشن ران به حالت دراز کشیده

به شکم، کینماتیک

ارجاع: صبیانی، مینونژاد، شیرزاد، علیزاده. **اثر تغییر الگوی فعالیت عضلات در اکستنشن ران در حالت درازکشیده به شکم بر فاکتورهای کینماتیکی موثر بر آسیب همسترینگ**. پژوهش در طب ورزشی و فناوری.۱۴۰۲،۱۳(۲۵):۱۲۹-۱۱٤

*این مقاله مستخرج از طرح پژوهشی به شماره ۲۸٦۹۱/۱/۱ در دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران است.

چکیده

آزمون باز کردن ران به‌صورت دمر جهت ارزیابی کیفیت کنترل حرکتی در ناحیه لومبوپلویک استفاده می‌شود. به نظر می‌رسد تعامل عضلات در این آزمون با توجه به اینکه شباهت بسیار زیادی به الگوی راه رفتن و دویدن دارد، در آسیب همسترینگ مهم باشد. لذا هدف از مطالعه حاضر، بررسی اثر تغییر الگوی فعالیت عضلات در اکستنشن ران به‌صورت دمر بر فاکتورهای کینماتیکی موثر بر آسیب همسترینگ است. تعداد ۲۸ نفر فوتبالیست مرد در تحقیق حاضر شرکت کردند. جهت ارزیابی و تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها از آزمون باز کردن ران به‌صورت دمر استفاده شد و بر اساس الگوی فعالیت به دو گروه الگوی نرمال (۱٤ نفر) و الگوی تغییریافته (۱٤ نفر) تقسیم‌بندی شدند. برای ارزیابی آزمون باز کردن ران به‌صورت دمر، از دستگاه الکترومایوگرافی وایرلس برند مایون مورد استفاده شد. همچنین ارزیابی کینماتیکی دویدن، بر روی تردمیل و با سرعت ۲۰ کیلومتر بر ساعت انجام گرفت. از آنالیز دو بعدی و سه بعدی برای استخراج داده‌های کینماتیکی (تیلت لگن، فلکشن جانبی تنه و فلکشن تنه) استفاده شد. دامنه حرکتی در یک سیکل دویدن و میزان هر یک از متغیرها در لحظه برخورد پا با زمین مورد استفاده قرار گرفت. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون تی مستقل استفاده شد. نتایج این تحقیق نشان داد که میزان فلکشن جانبی تنه (p= ۰/۰۰۲) و فلکشن تنه (p= ۰/۰۲٤) در لحظه برخورد پا با زمین و دامنه حرکتی فلکشن جانبی تنه (p= ۰/۰۱۹)، فلکشن تنه (p= ۰/۰۳۵) و دامنه تیلت لگن در یک سیکل دویدن (p= ۰/۰۰۸)، در یک سیکل دویدن در بین گروه الگوی تغییریافته و گروه نرمال تفاوت معنی داری وجود دارد. نتایج تحقیق حاضر نشان که تغییر در الگوی فعالیت عضلات در آزمون اکستنشن ران به حالت دمر می تواند ریسک آسیب همسترینگ را افزایش دهد.

مقدمه

استرین همسترینگ رایج‌ترین آسیب عضلانی در ورزش‌هایی که شامل دویدن‌های سریع، مانند انواع فوتبال، دوومیدانی و ... است(۱). این آسیب شایع‌ترین آسیب عضلانی در ورزش محسوب می‌شود و حدود ۳۷ درصد از تمامی آسیب‌های عضلانی در ورزش فوتبال را تشکیل می‌دهد و نیازمند درمان جدی و باز توانی طولانی‌مدت است(۱).

عوامل خطر داخلی که منجر به افزایش ریسک آسیب همسترینگ می‌شوند شامل آسیب قبلی همسترینگ، افزایش سن، فاکتورهای مرتبط با قدرت، تفاوت در طول دوطرفه عضله همسترینگ و فاکتورهای کنترل حرکتی است(۲-٤). واقعیت این است که هرچند تلاش‌ها و شواهد علمی برای پیشگیری از آسیب همسترینگ بسیار زیاده بوده است، اما در میزان نرخ آسیب بازیکنان غیرحرفه‌ای و حرفه‌ای فوتبال در طول سالیان اخیر، علاوه بر این‌که کاهشی مشاهده نشده است، افزایش چشمگیری نیز داشته است(۵). یکی از دلایلی که افزایش نرخ آسیب را توجیه می کند، می تواند این نکته را یادآور شود که هنوز شواهد علمی قابل‌قبول و مناسبی در زمینه ریسک فاکتورهای داخلی آسیب همسترینگ وجود ندارد(٦).

در طول دهه‌های اخیر راهکارهای درمانی و پیشگیری مشکلات اسکلتی عضلانی، از توسعه تمرینات قدرتی و انعطاف‌پذیری به سمت تمرینات کنترل حرکتی[1] سوق داده‌شده‌اند(۷). تعادل در سیستم حرکتی حاصل عملکرد هماهنگ عضلات سینرژی[2] و آنتاگونیست[3] است. افزایش و یا کاهش فعالیت و تغییر در الگوی فعالیت[4] نیز می‌تواند منجر به تغییر در الگوی حرکتی[5] گردد(۷). در مطالعاتی که بر روی ریسک آسیب همسترینگ انجام‌گرفته‌اند، تا به امروز اکثر مطالعات بر روی فاکتورهای قدرت عضلانی، سازگاری‌های عصبی- عضلانی بعد از رخ دادن آسیب و نقش آن‌ها بر روی رخ دادن آسیب مجدد بوده است(۸-۱۰). مقالات مختلفی به بررسی هماهنگی عضلانی پرداخته‌اند و شواهدی را در راستای اثربخشی مهار عصبی-عضلانی[6] و خاصیت هماهنگی درون عضلانی[7] در آسیب همسترینگ نشان داده‌اند(۱۰, ۱۱). هرچند این تحقیقات به بینش ما در مورد عملکرد همسترینگ افزوده است، اما در تمام این موارد تمرکز بر روی ارزیابی فعالیت عضلات لوکال آن ناحیه (همسترینگ داخلی و خارجی) بوده است.

جهت تضمین هموئستاز و همچنین جلوگیری از اعمال بار بیش‌ازحد بر روی عضله همسترینگ در طول دویدن، فعالیت سینرژیکی کافی و کارآمد در تمام زنجیره عضلات خلفی مایل (POS)[8] ضروری است. همچنین مطالعات نشان داده‌اند در طول دویدن، در کنار همسترینگ، میزان فعالیت و توالی فعالیت عضلات گلوتئال و ناحیه لومبار در انتقال مؤثر نیرو از اندام تحتانی به تنه و برعکس مؤثر می‌باشند(۱۲-۱٤). عضلاتی که در زنجیره POS هستند ثبات

[1] Motor control
[2] Synergy
[3] Antagonist
[4] Activity pattern
[5] Movement pattern
[6] Neuromuscular inhibition
[7] Intra-muscular coordination
[8] Posterior oblique sling

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

تنه را جهت انتقال قدرتمند نیرو از اندام تحتانی به فوقانی در طول دویدن و راه رفتن تأمین می‌کنند. این عضلات در تغییر الگوی راه رفتن نیز می‌توانند مؤثر باشند(۱۵).

آزمون باز کردن ران به‌صورت دمر (PHE)[1]جهت ارزیابی کیفیت کنترل حرکتی در ناحیه لومبوپلویک استفاده می‌شود. با بررسی الگوی فعالیت عضلات همسترینگ، سرینی بزرگ و عضلات بازکننده ناحیه لومبار، محققین به دنبال نگرشی جدید در مورد تعادل همکوشی و غلبه و مهارهای عضلانی در ناحیه خلفی بدن می‌باشند(۱۲). فرض بر این است که اگر در این آزمون عضله سرینی بزرگ نسبت به عضلات همسترینگ و بازکننده ناحیه لومبار سمت مخالف تأخیر در فعالیت داشته باشد، فرد دچار عملکرد نامناسب[2]در فعالیت عضلات ناحیه لومبوپلویک است(۱۶). محققین الگوی فعالیت در این آزمون را به الگوهای حرکتی عملکردی مانند راه رفتن و دویدن مربوط می‌دانند. هرچند مطالعات اخیر به اهمیت بررسی این زنجیره عضلانی در پیشگیری از آسیب‌های مفاصل لومبار و ساکروایلیاک اشاره‌کرده‌اند، به نظر می‌رسد این تعامل در عملکرد عضله همسترینگ نیز مهم باشد(۱۲, ۱۷).

امامی و همکاران در تحقیقی به بررسی میزان فعالیت عضلات درگیر در PHE در افراد دارای آسیب همسترینگ در مقایسه با افراد سالم پرداختند. نتایج این پژوهش، افزایش فعالیت در عضلات سرینی بزرگ و همسترینگ داخلی را به‌صورت معنی‌داری در افراد دارای آسیب همسترینگ، نشان داد(۱۸). مطالعه آینده‌نگر شوئرمن و همکاران به بررسی ارتباط بین الگوی فعالیت درحرکت PHE و ریسک آسیب همسترینگ در بازیکنان فوتبال پرداختند. نتایج این تحقیق نشان داد تأخیر در فعالیت همسترینگ و گلوتئوس نسبت به ارکتور اسپاین باعث افزایش ریسک آسیب همسترینگ می‌شود(۱۲).

همان‌طور که در تحقیقات ذکر شده نشان داده شد، به نظر می‌رسد بین الگوی فعالیت عضلات در PHE و آسیب همسترینگ ارتباط وجود دارد، اما هنوز هیچ مطالعه‌ای به بررسی تفاوت در الگوی فعالیت PHE و مکانیک دویدن که شایع‌ترین مکانیسم آسیب همسترینگ است، نپرداخته‌اند. همچنین مشخص نیست که تغییر در این الگوی فعالیت بر روی چه عواملی اثر می‌گذارد که منجر به افزایش ریسک آسیب همسترینگ می‌شود. در این شرایط مشخص نیست که این آزمون چگونه ریسک آسیب همسترینگ را پیش‌بینی می‌کند. به نظر می‌رسد بررسی این تفاوت‌ها به ما در یافتن الگوهای جبرانی که منجر به آسیب همسترینگ می‌شود کمک کند. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر تغییر الگوی فعالیت عضلات درگیر در PHE بر فاکتورهای کینماتیکی ناحیه لومبوپلویک که مرتبط با آسیب همسترینگ (فلکشن جانبی تنه، فلکشن تنه و تیلت قدامی لگن) هستند، پرداخته است.

روش

با توجه به انجام مقایسه بین دو گروه و توصیف تفاوت‌های بین دو گروه، تحقیق حاضر از نوع علی- مقایسه ای است. این پژوهش فقط دارای یک آزمون است و نمونه های پژوهش در دو گروه الگوی تغییر یافته در آزمون اکستنشن

[1] Prone hip extension
[2] Dysfunction

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

ران در حالت دراز کشیده به شکم[1](PHE) و گروه دارای الگوی نرمال قرار گرفتند. همچنین این تحقیق دارای شناسه کد اخلاق IR.UT.SPORT.REC.1401.009 است.

جامعه آماری این پژوهش را فوتبالیست های دانشگاهی پسر بین سن ۱۸ تا ۳۰ سال تشکیل دادند. آزمودنی‌ها باید حداقل ۳ سال متوالی و به‌صورت ۳ جلسه تمرین منظم در هفته و معیارهای ورود به تحقیق را داشته باشند. لازم به ذکر است که این تعداد نمونه بر اساس مطالعات مشابه قبلی و با استفاده از فرمول آماری مناسب تعیین حجم نمونه، تعیین‌شده است. برای تعیین حجم نمونه، از نتایج مطالعات مشابه قبلی و فرمول آماری استفاده شد. بر این اساس، ضریب اطمینان ۰/۹۵ و توان آزمون ۸۰٪ در نظر گرفته شد. لذا بر اساس انحراف استاندارد و میانگین متغیرهای تحقیق هیگاشی هارا[2]و همکاران (۲۰۱۵)(۱۹) ، تعداد نمونه‌های هر گروه با توجه به فرمول، ۸ نفر محاسبه شد.

$$n = (Z_{1_alpha/2} + Z_{1_beta})^2 (S_1^2 + S_2^2) \div (M_1 - M_2)^2$$

$$((1.96+1.28)^2 ((5.5)^2+(6.7)^2))\div(12.8-2.6)^2 =7.58 \approx 8$$

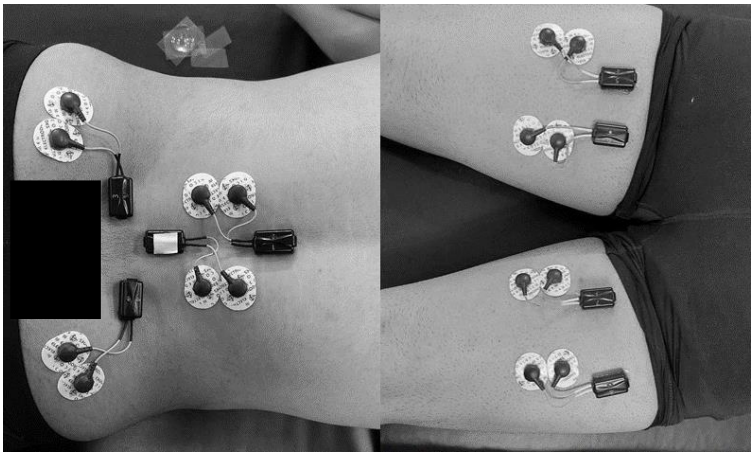
نحوه جذب افراد جهت شرکت در پژوهش حاضر از طریق نصب اطلاعیه و یا معرفی افراد توسط مربی تیم فوتبال دانشگاه تهران بود. تعداد ٤٥ نفر جهت شرکت در پژوهش حاضر اعلام آمادگی کردند که از این بین تعداد ۳۵ نفر، با توجه به معیارهای ورود به مطالعه مورد پذیرش قرار گرفتند. برای انتخاب آزمودنی‌ها از فرم جمع آوری اطلاعات استفاده شد. این فرم شامل اطلاعاتی در ارتباط با ویژگی‌های شخصی (قد، وزن و سن)، سابقه آسیب دیدگی و میزان فعالیت ورزشی در هفته بود. از اطلاعات موجود در فرم با توجه به معیارهای ورود تعیین شده برای انتخاب آزمودنی-های تحقیق استفاده شد. پس از اطمینان از رعایت اخلاق در پژوهش و اخذ فرم رضایت نامه کتبی، افراد دارای شرایط ورود به تحقیق انتخاب شدند. معیارهای ورود شامل: عدم وجود آسیب همسترینگ در ٢٤ ماه اخیر، عدم وجود کمردرد، عدم وجود آسیب دیدگی در اندام تحتانی و یا عدم بهبود کامل آن و عدم وجود ناهنجاری اسکلتی عضلانی مشهود بود(۱۲, ۲۰, ۲۱). برای گروه بندی افراد از آزمون اکستنشن ران به حالت درازکشیده (PHE) استفاده شد. در این آزمون الگوی فعالیت عضلات فعال در حرکت اکستنشن ران مد نظر قرار گرفت. آن‌هایی که که الگوی فعالیت عضلانی آن‌ها در PHE به این صورت باشد که اگر عضلات گلوتئوس بزرگ و همسترینگ سمت موافق زودتر از عضلات ارکتور اسپاین سمت مخالف فعال شوند در گروه الگوی نرمال قرار گرفتند و اگر در غیر این صورت بود، در گروه تغییر یافته قرار گرفتند(۱۲, ۲۲).

[1] Prone hip extension
[2] Higashiara

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

آزمون اکستنشن ران به صورت دراز کشیده:

آزمون PHE جهت ارزیابی الگوی حرکتی در ناحیه لومبوپلویک مورد قبول واقع شده است(۱٤). پایایی و روایی مناسب این آزمون در مطالعات قبلی به‌خوبی نشان داده‌شده است(۱۷). میزان اختصاصی بودن[1]این آزمون۰/٦۳ تا ۰/۷۸تخمین زده شده است(۱٦, ۱۷, ۲۳). در آزمون PHE فرد به شکم بر روی تخت دراز می‌کشید و دست‌ها در کنار بدن قرار گرفتند. در این حالت از فرد خواسته شد، درحالی‌که زانو صاف است، ران را به میزان ۱۰ درجه به اکستنشن ببرد. برای مشخص کردن درجه اکستنشن از گونیامتر استفاده شد. در این آزمون لگن باید در حالت خنثی باقی بماند و در صورت هرگونه حرکتی در لگن و هر حرکت چرخشی در ران رخ دهد، آزمون دوباره اجرا می شد. سرعت بالا آوردن پا در این آزمون ۰/۵ هرتز بود که از طریق مترونوم مشخص شد(۱۲). این آزمون ۳ بار انجام گرفت و الگوی فعالیت عضلات موردنظر استخراج گردید. به علاوه محل اتصال الکترودها، جهت اندازه گیری الگوی فعالیت در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱. محل اتصال الکترودهای الکترومایوگرافی

همچنین برای اینکه فقط اثر تفاوت در الگوی فعالیت عضلات گرفته شود، آزمون های ارزیابی دامنه حرکتی که می توانستند بر روی عملکرد لگن و ران موثر باشند نیز مورد بررسی قرار گرفتند. این آزمون های کلینیکی شامل: انعطاف پذیری همسترینگ (اکستنشن غیرفعال زانو در حالی که ران در زاویه ۹۰ درجه است)، انعطاف پذیری عضلات خاصره ای رانی و راست رانی (آزمون اصلاح شده توماس)، دامنه حرکتی فلکشن ران، چرخش داخلی و خارجی ران، دستابی یک طرفه و دوطرفه دست ها به زمین و توانایی تحمل کششی زنجیره خلفی با استفاده از آزمون اسلامپ[2]مورد ارزیابی قرار گرفتند(۱۲).

[1] Specificity
[2] Slump test

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

پس از این که ارزیابی های اولیه انجام گرفت، ۳ نفر که دارای محدودیت در آزمون های دامنه حرکتی بودند حذف شدند و ۲۸ نفر باقی ماندند(۱۲). تعداد ۱٤ نفر در گروهی که الگوی نامناسبی در آزمون اکستنشن ران در حالت دراز کشیده به شکم داشتند، قرار گرفتند و ۱٤ نفر در در گروه دارای الگوی مناسب قرار گرفتند.

نحوه ارزیابی الگوی فعالیت عضلانی در آزمون PHE:

جهت یافتن الگوی فعالیت عضلات درگیر در PHE از دستگاه الکترومایوگرافی مایون[1]هشت کانال استفاده شد. داده‌های الکترومیوگرافی در آزمون PHE با فرکانس نمونه‌برداری[2] ۲۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند(۱۲). پس از آماده‌سازی سطح پوست، محل اتصال الکترودها بر اساس استاندارد اروپا[3](SENIAM) مشخص شد. عضلات همسترینگ، گلوتئوس بزرگ سمت موافق و ارکتور اسپاین های سطحی لومبار سمت مخالف مورد ارزیابی قرار گرفتند. حداکثر انقباض ارادی هر یک از عضلات قبل از شروع آزمون PHE نیز اندازه‌گیری شد. هر وضعیت حداکثر انقباض سه بار و به مدت پنج ثانیه تکرار و سپس میانگین داده‌ها مورداستفاده قرار گرفت(۱۲). داده‌های اندازه‌گیری شده در طول PHE توسط فیلترینگ بالاگذر[4] ۲۰ هرتز و یک‌سویه سازی[5]در پنجره ۵۰ میلی‌ثانیه ارزیابی شدند(۱۲). داده‌های الکترومیوگرافی پردازش شده در الگوریتم زمانی برای مشخص کردن توالی فعالیت عضلات قرار گرفتند. در این پژوهش از روش فوق با آستانه فعالیت ۳ انحراف استاندارد فعالیت خط زمینه در محدوده زمانی ۰/۱ ثانیه بر اساس فعالیت مجزای هر عضله استفاده شد(۱۲). تمامی ارزیابی‌ها با استفاده از نرم افزار متلب انجام گرفت. همچنین تمامی اندازه گیری ها در سمت پای غالب فرد اندازه گیری شد.آن‌هایی که که الگوی فعالیت عضلانی آن‌ها در PHE به این صورت باشد که اگر عضلات گلوتئوس بزرگ و همسترینگ سمت موافق زودتر از عضلات ارکتور اسپاین سمت مخالف فعال شوند در گروه الگوی مناسب قرار گرفتند و اگر در غیر این صورت بود، در گروه الگویتغییر یافته قرار گرفتند(۱۲, ۲۲). لازم به ذکر است که چهار نوع الگوی فعالیت در آزمون PHE در آزمودنی های پژوهش حاضر مشاهده شد (جدول ۱).

جدول ۱. الگوهای مشاهده شده فعالیت عضلات در آزمون PHE

الگوی مشاهده شده	الگوی مناسب/ تغییر یافته	تعداد
گلوتئوس بزرگ، همسترینگ، ارکتورسپاین سمت مخالف	مناسب	۵
همسترینگ، گلوتئوس بزرگ، ارکتوراسپاین سمت مخالف	مناسب	۹
ارکتوراسپاین سمت مخالف، گلوتئوس بزرگ، همسترینگ	تغییریافته	۷
ارکتوراسپاین سمت مخالف، همسترینگ، گلوتئوس بزرگ	تغییر یافته	۷

[1] myon
[2] Sampling rate
[3] SENIAM
[4] High pass
[5] Rectification

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

آزمون دویدن:

جهت بررسی کینماتیک دویدن در سرعت بالا از ارزیابی کینماتیکی دو بعدی توسط دوربین سرعت بالا ساخت شرکت سونی IMX514 (برای متغیرهای خم شدن توراسیک و خم شدن جانبی توراسیک) و همچنین ارزیابی سه بعدی کینماتیک با استفاده از شتاب سنج (ارزیابی دامنه تیلت قدامی لگن)، استفاده شد. مارکرها بر روی دنده دوازدهم، خار خاصره قدامی فوقانی، برجستگی بزرگ ران، کندیل خارجی زانو، قوزک خارجی مچ پا، استخوان پنجم کف پا، پاشننه، مهره هفتم گردنی و مهره پنجم کمری قرار گرفتند. پس از مارکرگذاری آزمودنی ها و قرارگیری مناسب محل دوربین ها، با توجه به قد آزمودنی ها، آزمون دویدن بر روی تردمیل انجام گرفت. با توجه به این‌که آسیب همسترینگ در سرعت‌های بالای دویدن رخ می‌دهد، سرعت مورداستفاده در این آزمون ۲۰ کیلومتر بر ساعت و بدون شیب بود(شکل ۲) (۲٤). ابتدا جهت گرم کردن، ورزشکار ۱۰ دقیقه بر روی سرعت‌های کمتر شروع به راه رفتن و نرم دویدن می کرد. وقتی‌که به سرعت ۲۰ کیلومتر بر ساعت رسید به تعداد ۳۰ قدم در این سرعت می‌دوید. داده‌های مورد ارزیابی در قدم های بین ۱۵ تا ۲۵ ضبط شدند. همچنین این اندازه گیری ها ۳ بار انجام گرفت و میانگین داده‌ها ثبت شد. جهت جلوگیری از خستگی، آزمودنی بین هر بار دویدن ۵ دقیقه استراحت می کرد.

شکل ۲. آزمون دویدن

استخراج داده های کینماتیکی:

برای ارزیابی داده های کینماتیکی فلکشن تنه و فلکشن جانبی از روش دو بعدی استفاده شد که مطالعات قبلی نشان داده اند، دارای روایی و پایایی مناسبی است(۲۵). جهت ثبت داده های کینماتکی از دو عدد دوربین گوشی آیفون که قابلیت ضبط فرکانس ۱۲۰ هرتز را داشتند استفاده شد(۲۵). برای استخراج اطلاعات حاصل از نرم افزار کینوا[1]استفاده شد و تحلیل داده های مرتبط با کینماتیک در نرم افزار اکسل انجام گرفت. داده های مورد ارزیابی در این پژوهش شامل فلکشن تنه در لحظه برخورد پا با زمین و دامنه حرکتی آن در طول یک چرخه دویدن، فلکشن جانبی تنه در

[1] Kinovea

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

لحظه برخورد پا با زمین و دامنه حرکتی آن در طول یک چرخه دویدن و دامنه حرکتی تیلت قدامی لگن در طول یک چرخه دویدن بودند.

جهت تحلیل داده ها ابتدا لحظه برخورد پا با زمین مشخص شد. برای بدست آوردن لحظه برخورد پا با زمین در صفحه ساجیتال از مارکر متاتارسال پنجم پای راست و در صفحه فرونتال از مارکر پاشنه استفاده شد. ابتدا در نرم افزار کینوا اطلاعات مربوط به موقعیت (X و Y) این مارکرها دنبال شد و اطلاعات به نرم افزار اکسل منتقل شد. زمانی که میزان جابجایی Y مارکرها به کمترین میزان خود رسید، آن نقطه را به عنوان نقطه برخورد با زمین در نظر گرفتیم(۲۵).

برای بدست آوردن دامنه حرکتی زوایای مورد نظر نیاز به بدست آوردن لحظه های مربوط به یک سیکل دویدن داشتیم. برای بدست آوردن یک سیکل دویدن نیز از لحظه برخورد پای غالب با زمین تا برخورد مجدد آن استفاده شد.

برای بدست آوردن زاویه فلکشن تنه از مارکرهای وصل شده به دنده دوازدهم و تروکانتر بزرگ استفاده شد. ابتدا موقعیت این مارکرها در نرم افزار کینوا دنبال شد و داده های مورد نیاز در نرم افزار اکسل قرار گرفت. در وهله اول ابتدا و انتهای سیکل دویدن مشخص شد. سپس با استفاده از روابط مثلثات، میزان زاویه فلکشن تنه نسبت به خط عمود بر زمین در لحظات مورد نظر و دامنه آن اندازه گیری شد. برای بدست آوردن دامنه از تفاضل حداکثر میزان زاویه در یک سیکل دویدن و کمترین میزان آن استفاده شد(۲۵). برای بدست آوردن زاویه فلکشن جانبی تنه از مارکرهای وصل شده به مهره پنجم کمری و مهره هفتم گردنی استفاده شد. ابتدا موقعیت این مارکرها در نرم افزار کینوا دنبال شد و داده های مورد نیاز در نرم افزار اکسل قرار گرفت. در وهله اول ابتدا و انتهای سیکل گام مشخص شد. سپس با استفاده از روابط مثلثات، میزان زاویه فلکشن جانبی تنه نسبت به خط عمود بر زمین اندازه گیری شد. برای بدست آوردن دامنه از تفاضل حداکثر میزان زاویه در یک سیکل دویدن و کمترین میزان آن استفاده شد(۲۵).

جهت بررسی دامنه تیلت قدامی لگن یک سنسور اینرسی وایرلس برند مایون استفاده شد. در مطالعات گذشته نشان داده شده است که این روش قابلیت تکرارپذیری بین و درون آزمونگر[1]خوبی جهت بررسی کینماتیک لگن با خطای ریشه میانگین مربعات[2]کمتر از یک درجه در صفحه ساجیتال و کمتر از سه درجه در صفحه فرونتال و ضریب همبستگی ۰/۹ دارد(۲۶, ۲۷). این وسیله دامنه حرکتی تیلت قدامی و خلفی لگن را نسبت به خط افق در طول دویدن بررسی می کند. سنسور توسط یک چسب دو طرفه بر روی مهره پنجم کمری نصب شد. برای هر فرد تعداد ۳۰ گام در حین دویدن اندازه گیری شد. دامنه زاویه تیلت قدامی لگن در بین گام های ۱۵ تا ۲۵ اندازه گیری شد(۲۶).

به‌منظور تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار آماری SPSS نسخهٔ ۲۲ و اکسل ۲۰۱۹ استفاده شد. به منظور تعیین توزیع نرمال داده‌ها از آزمون شاپیروویلک و همچنین برای تأیید همگنی واریانس بین گروه‌ها از آزمون لون استفاده گردید. پس از تأیید شرایط، به منظور مقایسه آماری نتایج گروه ها و تعیین معنی‌دار بودن تفاوت بین گروه ها از آزمون تی مستقل استفاده شد. سطح معناداری در این تحقیق $P \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شده است.

[1] Intra- and inter- subject repeatability
[2] Root-mean-square error

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

نتایج

خصوصیات مربوط به سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی نمونه‌های مورد آزمایش در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲. اطلاعات سن، قد و وزن آزمودنی‌ها در دو گروه

متغیر	گروه الگوی نرمال میانگین ± انحراف معیار (N=۱۴)	گروه الگوی تغییر یافته میانگین ± انحراف معیار (N=۱۴)	سطح معنی داری
سن (سال)	۲۱/۷۸ ± ۳/۴۲	۲۱/۸۵ ± ۲/۹۳	۰/۴۱
قد (سانتی متر)	۱۷۹/۵۷ ± ۰/۰۷	۱۷۸/۲۱ ± ۰/۰۴	۰/۱۱
وزن (کیلوگرم)	۷۰/۹۶ ± ۸/۰۹	۷۰/۵۳ ± ۶/۰۱	۰/۷۶
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/ متر مربع)	۲۱/۹۴ ± ۱/۱۱	۲۲/۱۷ ± ۱/۱۷	۰/۹۹

در ادامه پژوهش به بررسی تفاوت‌های بین گروهی در متغیرهای پژوهش پرداخته شد. نتایج آزمون لون نشان داد که پیش شرط همگنی واریانس ها برای تمامی متغیرها رعایت شده است($p\geq ۰/۰۵$). همچنین فرضیه نرمال بودن داده ها توسط آزمون شاپیروویلک تایید شد($p\geq ۰/۰۵$).

نتایج آزمون تی مستقل در دو گروه الگوی نرمال و الگوی تغییر یافته در جدول شماره ۳ مشاهده می‌شود.

جدول ۳. نتایج آزمون تی مستقل در دو گروه الگوی نرمال و الگوی تغییر یافته

متغیر	گروه	میانگین	t	sig
دامنه تیلت لگن در یک سیکل دویدن (درجه)	الگوی نرمال	۱۷/۱۸ ± ۲/۴۸	-۲/۸۵	۰/۰۰۸*
	الگوی تغییر یافته	۲۰/۳۸ ± ۳/۳۸		
زاویه فلکشن تنه در لحظه برخورد پا با زمین (درجه)	الگوی نرمال	۸/۸۹ ± ۴/۰۷	-۱/۹۹	۰/۰۲۴*
	الگوی تغییر یافته	۱۴/۸۱ ± ۸/۲۹		
دامنه فلکشن تنه در یک سیکل دویدن (درجه)	الگوی نرمال	۳۱/۴۷ ± ۵/۵۸	-۲/۲۱	۰/۰۳۵*
	الگوی تغییر یافته	۳۵/۷۹ ± ۴/۶۸		
زاویه فلکشن جانبی تنه در لحظه برخورد پا با زمین (درجه)	الگوی نرمال	۸/۸۹ ± ۴/۰۷	-۳/۳۹	۰/۰۰۲*
	الگوی تغییر یافته	۱۴/۸۱ ± ۸/۲۹		
دامنه فلکشن جانبی تنه در یک سیکل دویدن (درجه)	الگوی نرمال	۹/۱۵ ± ۲/۳۳	-۱/۸۶	۰/۰۱۹*
	الگوی تغییر یافته	۱۱/۹۷ ± ۳/۵۱		

*سطح معنی داری ۰/۰۵ می‌باشد.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

همانطور که در جدول ٤ نشان داده شده است، تمامی متغیرهای مورد اندازه گیری، تفاوت معنی داری بین دو گروه سالم و الگوی تغییر یافته وجود دارد (p≤۰/۰۵).

بحث و نتیجه گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تغییر در الگوی فعالیت عضلات در زنجیره POS می تواند ریسک آسیب همسترینگ را افزایش دهد. نتایج نشان داد که تغییر در الگوی فعالیت عضلات در آزمون PHE، تیلت قدامی لگن، فلکشن تنه و فلکشن جانبی تنه را نسبت به گروهی که الگوی فعالیت عضلانی مناسب تری داشتند، افزایش دهد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تغییر در الگوی فعالیت عضلانی در آزمون PHE می تواند بر روی تیلت قدامی لگن موثر باشد. گروهی که الگوی تغییر یافته داشتند، به مراتب دامنه تیلت قدامی بیشتری در سرعت بالای دویدن نسبت به گروه نرمال داشتند (p≤۰/۰۵).

تیلت قدامی لگن به عنوان یک عامل خطر در آسیب های اسکلتی عضلانی فوتبالیست ها شناخته می شود(۲۸). مطالعات قبلی نشان دادند که افزایش تیلت قدامی لگن ممکن است ریسک آسیب همسترینگ را افزایش دهد(۲۹, ۳۰). پیشنهاد شده است که کاهش فعالیت همسترینگ می تواند منجر به کاهش کنترل لگن شود(۳۱). افزایش تیلت قدامی لگن می تواند بر روی عملکرد و ویژگی های ساختاری عضلاتی که به لگن متصل هستند، بخصوص همسترینگ تاثیرگذار باشد(۳۲).

در برخی از مطالعات، محققین به بررسی مقایسه فعالیت عضلات ناحیه مرکزی و کینماتیک لگن در افراد دارای آسیب همسترینگ و بدون آسیب پرداخته‌اند(۲۱, ٢٤). نتایج مطالعه دالی و همکاران (۲۰۱٦)، کاهش در نسبت فعالیت دو سر رانی به گلوتئوس بزرگ سمت مخالف، دوسر رانی به مایل خارجی سمت مخالف، دوسر رانی به ارکتوراسپاین در سمت مخالف و دوسر رانی به راست رانی سمت موافق در گروه آسیب دیده نشان داد. همچنین در گروه آسیب دیده تیلت قدامی لگن و حرکت زانو به سمت داخل افزایش و فلکشن ران در سمت آسیب دیده کاهش یافته بود(٢٤). در مطالعه ای دیگر علیزاده و همکاران به بررسی رابطه بین تیلت قدامی لگن و اثر آن بر روی کینماتیک دویدن پرداختند. در این مطالعه دو گروه فوتبالیست مورد بررسی قرار گرفتند. نتایج این تحقیق نشان داد تیلت قدامی لگن با فلکشن ران و اکستنشن زانو رابطه منفی معنی داری دارد، اما بین تیلت قدامی لگن در حالت ایستا و تغییرات زاویه ای آن حین دویدن رابطه ای وجود نداشت(۳۳). محققین بیان کردند که کاهش دامنه حرکتی ران یک مکانیسم جبرانی است تا فشار از روی همسترینگ برداشته شود. اما از طرفی برای افزایش طول گام، باید دامنه اکستنشن زانو افزایش پیدا کند تا فرد به صورت اقتصادی تر بدود. این افزایش دامنه اکستنشن زانو، می تواند همسترینگ را تحت کشش زیاد به خصوص در عضله نیم وتری قرار دهد و ریسک آسیب این بخش از عضله همسترینگ را افزایش دهد(۳۳, ٣٤).

عضلات ناحیه کمری رانی، موقعیت لگن، کمر و ران را کنترل می کنند. عضلات همسترینگ به طور مستقیم به برجستگی ایسکیال لگن و لبه خارجی ران چسبندگی دارند(۳۵).

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

بنابراین عضلاتی مانند سرینی بزرگ و میانی که موقعیت ران و لگن را کنترل می کنند، تاثیرگذاری بالقوه ای در طول و آسیب همسترینگ دارند. این فرضیه توسط مطالعات گذشته که گزارش دادند عضلات ناحیه لگنی رانی اثرات گسترده ای بر روی طول همسترینگ در حین دویدن- جایی که این عضلات موقعیت زانو را کنترل می کنند- نسبت به سایر عضلات دارند، قابل قبول است(۳۰). عضلات سرینی میانی و بزرگ، دو تا از مهمترین عضلات ناحیه لگنی- رانی هستند که ناحیه ای کلیدی جهت انتقال نیرو بین تنه و اندام تحتانی را فراهم می آورند(۳۶).

شاید یکی از دلایلی که منجر به افزایش تیلت قدامی لگن در ورزشکارانی که الگوی فعالیت نامناسبی در PHE دارند، تاخیر در فعالیت همسترینگ باشد. با توجه به اینکه الگوی فعالیت در این آزمون با الگوهای حرکتی عملکردی مانند راه رفتن و دویدن مشابه است، شاید تاخیر در فعالیت همسترینگ در آزمون PHE منجر به عدم توانایی آن در کنترل تیلت قدامی لگن حین رفتن به عقب پا در فاز نوسان[1]شود که این می تواند دامنه حرکتی تیلت قدامی لگن را افزایش دهد(۳۳). هرچند در تحقیق حاضر فعالیت عضلانی در حین دویدن بررسی نشد و نیازمند تحقیقات بیشتری است تا نقش فعالیت عضلات در حین دویدن مورد بررسی قرار گیرد. پس به نظر می رسد یکی از عواملی که می تواند در توضیح اینکه چرا الگوی فعالیت نامناسب عضلات در آزمون PHE می تواند ریسک آسیب همسترینگ را افزایش دهد، افزایش تیلت قدامی لگن در حین دویدن با سرعت بالا باشد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که میزان فلکشن و فلکشن جانبی تنه در لحظه برخورد پا با زمین و دامنه حرکتی آن در طول یک سیکل دویدن بین دو گروه تفاوت معنی داری داشت ($p\leq ۰/۰۵$).

مطالعات اندکی به بررسی رابطه بین کینماتیک تنه و ریسک آسیب همسترینگ پرداخته اند(۲۰, ۲۱). نتایج مطالعه آینده‌نگر شوئرمن[2]و همکاران نشان داد که بین الگوی حرکت لگن و توراسیک در افراد آسیب‌دیده و گروه کنترل تفاوت معنی‌داری وجود داشت. نتایج این تحقیق نشان داد افزایش خم شدن جانبی تنه و همچنین تیلت قدامی لگن می‌توانند ریسک آسیب همسترینگ را پیش‌بینی کنند(۲۰). هیگاشیهارا[3]و همکاران در یک مطالعه به مقایسه خم شدن ارادی تنه در حین دویدن و دویدن معمولی پرداخته است(۱۹). نتایج آن ها نشان داد که میزان کشش همسترینگ و سرعت افزایش طول به طور معنی داری در گروهی که تنه به سمت جلو خم شده بود، افزایش یافت. همچنین خم شدن به سمت جلو منجر به افزایش تیلت قدامی لگن شده بود. نتایج این مطالعه نشان داد که افزایش خم شدن تنه به سمت جلو می تواند منجر به افزایش ریسک آسیب هسمترینگ از طریق اعمال کشش بسیار زیاد بر روی آن شود(۱۹). شاید یکی از دلایلی که منجر به افزایش خم شدن تنه به سمت جلو می شود، عملکرد نامناسب عضله گلوتئال بزرگ است. نقش مهمی که عضله گلوتئال بزرگ در حین دویدن دارد، کنترل خم شدن تنه به سمت جلو است(۳۶). در صورتی که تاخیری در عملکرد عضله و همچنین میزان فعالیت آن رخ دهد، میزان فلکشن تنه افزایش پیدا می کند(۳۶). ممکن است تاخیر در فعالیت گلوتئال بزرگ در آزمون PHE، ارتباطی با تاخیر در فعالیت این عضله در حین دویدن

[1] Backward swing
[2] Schuermans
[3] Higashihara

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

داشته باشد و منجر به افزایش فلکشن تنه شود. هر چند در مطالعه حاضر الگو و میزان فعالیت این عضلات حین دویدن اندازه گیری نشده است.

مطالعات گذشته نشان داده اند که، عضلات درگیر در زنجیره عضلانی POS در حفظ ثبات مفاصل لگن و ساکروایلیاک به همراه زنجیره عضلانی جانبی[1] و مایل قدامی موثر هستند(۳۷). ناکارآمدی و یا عملکرد ناهماهنگ عضلات در یک زنجیره عضلانی می تواند منجر به بیش فعالی و بکارگیری بیش از اندازه سایر زنجیره های عضلانی شود، به خصوص در ناحیه لگن که حفظ ثبات آن در حین دویدن بسیار ضروری است(۳۸). در تحقیق حاضر شاید یکی از دلایلی که منجر به افزایش خم شدن جانبی تنه در حین دویدن در گروه الگوی تغییر یافته شده است، افزایش یک طرفه فعالیت عضلات ناحیه لگن به خصوص سرینی میانی باشد تا بتواند ثبات لگن را در حین دویدن حفظ کند. عضله سرینی میانی در زنجیره عضلانی جانبی بسیار موثر است(۳۸). نتایج مطالعات اسمیت[2] و همکاران، افزایش فعالیت عضله سرینی میانی را به‌عنوان عاملی که می‌تواند منجر به افزایش ریسک آسیب همسترینگ شود، شناسایی کردند(۳۹). نتایج این تحقیق نشان داد افرادی که آسیب دیده بودند، فعالیت بیشتری را در عضله گلوتئوس میانی نسبت به افرادی که آسیب ندیده بودند داشتند(۳۹). تغییر در کینماتیک لگن به دلیل فعالیت نامتعادل عضلات سرینی میانی در صفحه فرونتال به طبع منجر به تغییر کینماتیک در صفحه فرونتال تنه می شود و می تواند تنه را به جانب خم کند. هر چند در تحقیق حاضر بررسی فعالیت عضلات در حین دویدن و همچنین تیلت جانبی لگن مورد بررسی قرار نگرفت و نیاز است تا در مطالعات آینده مورد بررسی قرار گیرد.

نتایج مطالعه حاضر شاید این نکته را گوشزد کند، ورزشکارانی که دارای نقص در کنترل ناحیه مرکزی و اختلال در الگوی عملکردی ناحیه لگنی- کمری-رانی هستند، مستعد آسیب در عضلات همسترینگ می باشند. بدلیل اینکه در دویدن با سرعت بالا نیاز است تا مرکز ثقل جابجایی افقی سریع، جهت تولید نیرو داشته باشد، یکپارچگی عملکردی عضلات ناحیه مرکزی در راستای اقتصادی دویدن، کاهش ریسک آسیب و دویدن ایمن ضروری به نظر می رسد. با در نظر گرفتن شواهد مکانیسم آسیب همسترینگ، به نظر منطقی می رسد که تکنیک دویدن و ویژگی های بیومکانیکی مرتبط، کنترل عملکردی کافی ناحیه کمری-لگنی-رانی در چرخه دویدن با سرعت بالا باید تاثیر بسیار زیادی بر روی ریسک آسیب همسترینگ بگذارد. در واقع یکپارچگی در زنجیره حرکتی در فاز نوسان یک حمایت کلیدی برای لمس زمین مناسب و تولید نیرو جهت پیشروی است(۲۱). ضعف در کنترل ناحیه مرکزی ممکن است هم ریسک آسیب همسترینگ را افزایش دهد و هم ظرفیت شتاب گیری و اقتصاد دویدن را تحت تاثیر قرار دهد. در کنار افزایش بارهای کششی بر روی عضلات قسمت پشتی ران کاهش کنترل ناحیه مرکزی بارهای وارده بر روی عضلات دو مفصله ناحیه ران (بخصوص همسترینگ) را جهت افزایش کارآمدی کینماتیکی در فازهای نوسان و سکون، افزایش می دهد(۴۰). همچنین نتایج تحقیقات این را نشان داد که استفاده از آزمون PHE و بررسی الگوی فعالیت عضلانی آن می تواند نقش موثری در پیشگیری از آسیب همسترینگ داشته باشد. به علاوه با توجه به اینکه الگوی فعالیت عضلانی یکی از

[1] Lateral muscle sling
[2] Smith

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

فاکتورهای اصلاح پذیر است، باید تمریناتی طراحی شود که بتواند با تغییر این الگو ریسک آسیب همسترینگ را کاهش دهد.

در مطالعات آینده نیاز است تا نقش تغییر الگوی فعالیت عضلانی در آزمون PHE بر روی فعالیت و الگوی فعالیت عضلانی این عضلات (همسترینگ، گلوئیوس بزرگ و ارکتوراسپاین ها)، حین دویدن با سرعت زیاد مشخص شود. همچنین نیاز است تا پروتکل های پیشگیری از آسیب بر اساس تغییر این الگوی عضلانی طراحی شود و تاثیرگذاری آن ها مورد ارزیابی قرار گیرد.

این تحقیق دارای محدودیت هایی نیز بود. اولین محدودیت تعداد کم افراد شرکت کننده در این تحقیق بود. محدودیت دیگر این بود که در شرایط ایده آل تر باید تمامی متغیرها در فاز افزایش شتاب مورد اندازه گیری قرار می گرفتن نه در سرعت ثابت. زیرا در این فاز میزان بار و تنشی که بر روی همسترینگ وارد می شود به مراتب بیشتر از دویدن با سرعت ثابت است. همچنین استفاده از کینماتیک سه بعدی نیز می توانست اطلاعات قابل اعتناتری را به ما ارائه دهد که به دلیل محدودیت ابزاری امکان استفاده از آن وجود نداشت.

نتیجه گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان الگوی نامناسب فعالیت عضلات در آزمون اکستنشن ران به حالت دراز کشیده به شکم می‌تواند با اثرگذاری بر روی کینماتیک لگن، ریسک آسیب همسترینگ را افزایش دهد. بنابراین شاید بدتوان این نتیجه را گرفت که در کنار بهبود فاکتورهای قدرت که بسیار مورد توجه محققین و مربیان قرار گرفته است، بهبود فاکتورهای عصبی–عضلانی و کنترل حرکتی نیز می تواند نقش موثری در کاهش ریسک اُیب همسترینگ داشته باشد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام این تحقیق یاری کردند، تشکر فراوان می شود.

References

1.Porter T, Rushton A.(2015) The efficacy of exercise in preventing injury in adult male football: a systematic review of randomised controlled trials. Sports medicine-open. 1(1):1-12.
2.O'Sullivan L, Tanaka MJ.(2021) Sex-based differences in hamstring injury risk factors. Journal of Women's Sports Medicine.;1(1):20-9.
3.Pizzari T, Green B, van Dyk N.(2020) Extrinsic and intrinsic risk factors associated with hamstring injury. Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries. 83-115.
4.Rudisill SS, Varady NH, Kucharik MP, Eberlin CT, Martin SD.(2022) Evidence-based hamstring injury prevention and risk factor management: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. The American Journal of Sports Medicine.03635465221083998.
5.Ekstrand J, Waldén M, Hägglund M.(2016) Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. British journal of sports medicine. 50(12):731-7.
6.Sebyani M, Alizadeh M.(2020) Review of Effectiveness of Hamstring Injuries Prevention Protocols in Soccer. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 9(3):297-307.(in persian)
7.Sahrmann S. Concepts and principles of movement. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. 2001.
8.Fyfe JJ, Opar DA, Williams MD, Shield AJ.(2013) The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. Journal of Electromyography and Kinesiology. 23(3):523-30.
9.Pellicer-Chenoll M, Serra-Añó P, Cabeza-Ruiz R, Pardo A, Aranda R, González L. (2017)Comparison of conventional hamstring/quadriceps ratio

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

between genders in level-matched soccer players. Revista andaluza de medicina del deporte. 10(1):14-8.
10.Silder A, Thelen DG, Heiderscheit BC.(2010) Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. Clinical Biomechanics. 25(7):681-6.
11.Schuermans J, Van Tiggelen D, Danneels L, Witvrouw E.(2014) Biceps femoris and semitendinosus—teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. British journal of sports medicine. 48(22):1599-606.
12.Lehman GJ, Lennon D, Tresidder B, Rayfield B, Poschar M.(2004) Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. BMC Musculoskeletal Disorders. 5(1):1-5.
13.Schuermans J, Van Tiggelen D, Witvrouw E.(2017) Prone hip extension muscle recruitment is associated with hamstring injury risk in amateur soccer. International journal of sports medicine. 38(0.۷۰۶-۶۹۶:(۹
14.Tateuchi H, Tsukagoshi R, Fukumoto Y, Akiyama H, So K, Kuroda Y, Ichihashi N. (2013) Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty. Journal of Electromyography and Kinesiology. 23.۸-۱۵۱:(۱)
15.Shin S-j, Kim T-y, Yoo W-g.(2013) Effects of various gait speeds on the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles associated with the posterior oblique sling system. Journal of physical therapy science. 25(11):1391-2.
16.Bruno PA, Bagust J. (2007) An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. Clinical Chiropractic.10(2):68-80.
17.Murphy DR, Byfield D, McCarthy P, Humphreys K, Gregory AA, Rochon R.(2006) Interexaminer reliability of the hip extension test for suspected impaired motor control of the lumbar spine. Journal of manipulative and physiological therapeutics.29(5):374-7.
18.Emami M, Arab AM, Ghamkhar L. (2014)The activity pattern of the lumbo-pelvic muscles during prone hip extension in athletes with and without hamstring strain injury. International journal of sports physical therapy. 9(3):312.
19.Higashihara A, Nagano Y, Takahashi K, Fukubayashi T. (2015) Effects of forward trunk lean on hamstring muscle kinematics during sprinting. Journal of sports sciences. 33(13):1366-75.
20.Schuermans J, Danneels L, Van Tiggelen D, Palmans T, Witvrouw E.(2017) Proximal neuromuscular control protects against hamstring injuries in male soccer players: a prospective study with electromyography time-series analysis during maximal sprinting. The American journal of sports medicine. 45(6):1315-25.
21.Schuermans J, Van Tiggelen D, Palmans T, Danneels L, Witvrouw E.(2017) Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? Gait & posture. 57:270-7.
22.Frank C, Page P, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach, Human kinetics. Search in. (2009).
23.Bruno PA, Millar DP, Goertzen DA. (2014) Inter-rater agreement, sensitivity, and specificity of the prone hip extension test and active straight leg raise test. Chiropractic & manual therapies. 22(1):1-8.
24.Daly C, McCarthy Persson U, Twycross-Lewis R, Woledge R, Morrissey D.(2016) The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 26(4):413-20.
25.Dingenen B, Barton C, Janssen T, Benoit A, Malliaras P.(2018) Test-retest reliability of two-dimensional video analysis during running. Physical therapy in Sport. 33:40-7.
26.Bolink S, Naisas H, Senden R, Essers H, Heyligers I, Meijer K, Grimm B.(2016) Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit–stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system. Medical engineering & physics. 38(3):225-31.
27.Buganè F, Benedetti MG, D'Angeli V, Leardini A.(2014) Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. Biomedical engineering online. 13(1):1-15.
28.Woods C, Hawkins R, Maltby S, Hulse M, Thomas A, Hodson A.(2004) The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of hamstring injuries. British journal of sports medicine. 38(1):36-41.

29.Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG.(2007) The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. Journal of biomechanics. 40(16):3555-62.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

30.Schache AG, Bennell KL, Blanch PD, Wrigley TV.(1999) The coordinated movement of the lumbo–pelvic–hip complex during running: a literature review. Gait & posture. 10(1):30-47.
31.Sherry MA, Best TM.(2004) A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 34(3):116-25.
32.Panayi S. (2010) The need for lumbar–pelvic assessment in the resolution of chronic hamstring strain. Journal of bodywork and movement therapies. 14(3):294-8.
33.Alizadeh S, Mattes K.(2019) 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. 66:459-66.
34.Arnold AS, Salinas S, Hakawa DJ, Delp SL.(2000) Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. Computer Aided Surgery. 19(2):108-25.
35.Kumazaki T, Ehara Y, Sakai T.(2012) Anatomy and physiology of hamstring injury. International journal of sports medicine. 33(12):950-4.
36.Lieberman DE, Raichlen DA, Pontzer H, Bramble DM, Cutright-Smith E.(2006) The human gluteus maximus and its role in running. Journal of Experimental Biology. 209(11):2143-55.
37.Snijders C, Vleeming A, Stoeckart R.(1993) Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs: Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. Clinical biomechanics. 8(6):285-94.
38.Agresta CE. The influence of the back functional line on lower extremity frontal plane kinematics and kinematic predictors of loading during running: Temple University; (2015).
39.Smith MMF, Bonacci J, Mendis MD, Christie C, Rotstein A, Hides JA.(2017) Gluteus medius activation during running is a risk factor for season hamstring injuries in elite footballers. Journal of science and medicine in sport. 20(2):159-63.
40.Jeffreys I. (2013) Developing speed: Human Kinetics

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]
[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]

[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114] [DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3] [Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2026-06-27]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1402.21.25.9.3]

[DOI: 10.61186/jsmt.21.25.114]