Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2023 / Vol 25 / No 1

OPEN ACCESS

Original Paper

Comparison of Electrical Activity in Selected Lumbopelvic-Hip Muscles during a Single Leg Jump-Cut Maneuver in Football Players with Long-Standing Groin Pain and Healthy Players

Hamidreza Naserpour *[1], Mehdi Khaleghi Tazji (Ph.D)[2], Amir Letafatkar (Ph.D)[2], Hooman Angoorani (Ph.D)[3]

1 Ph.D Candidate in Sports Biomechanics, Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of physical education and sport science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2 Associate Professor, Department of Biomechanic and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3 Associate Professor, Department of Sports Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Abstract

Background and Objective: Long-standing groin pain (LSGP) is a common injury in ball games. This study aimed to compare the electrical activity of selected lumbopelvic-hip muscles during a single leg jump-cut maneuver in football players with LSGP and healthy players.

Methods: In this case-control study, 32 football players were divided into two groups: LSGP (n=16) and healthy (n=16). A force plate was used to determine the heel-contact and heel-off moment. The ground reaction forces and the average of three trials of the electrical activity of selected lumbopelvic-hip muscles during a single leg jump-cut maneuver were recorded bilaterally.

Results: At the heel-contact moment, the rectus abdominis and adductor longus muscles on the dominant side and the multifidus muscle on the opposite side showed significantly higher activity in the LSGP group compared to the healthy group ($P<0.05$). Similarly, at the peak of the vertical reaction force, the rectus abdominis and adductor longus muscles on the dominant side and the multifidus and gluteus medius muscles on the opposite side were significantly more active in the LSGP group ($P<0.05$). At the toe-off moment, the internal oblique, adductor longus, and gluteus medius muscles on the dominant side and the internal oblique, multifidus, and gluteus medius muscles on the opposite side were also more active in the LSGP group compared to the control group ($P<0.05$).

Conclusion: Long-standing groin pain causes changes in the electrical activity of muscle groups during different phases of the single-leg jump-cut maneuver, leading to increased dynamic stability and possibly an increased risk of overuse injuries, chronic injuries, economic consequences, and exclusion from sports activities.

Keywords: Long-Standing Groin Pain, Electromyography, Control Posture, Single Leg Jump-Cut Maneuver, Football.

***Corresponding Author:** Hamidreza Naserpour, E-mail: hamidreza.naserpour@gmail.com

Received 3 Aug 2022
Final Revised 19 Nov 2022
Accepted 19 Nov 2022
Published Online 21 Jun 2023

Cite this article as: Naserpour N, Khaleghi Tazji M, Letafatkar A, Angoorani H. [Comparison of Electrical Activity in Selected Lumbopelvic-Hip Muscles during a Single Leg Jump-Cut Maneuver in Football Players with Long-Standing Groin Pain and Healthy Players]. J Gorgan Univ Med Sci. 2023; 25(1): 54-63. [Article in Persian]

© The author(s)
Owned: Golestan University of Medical Sciences **Publisher:** Deputy of Research and Technology

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

بهار ۱۴۰۲ / دوره ۲۵ / شماره ۱ (پی در پی ۸۵)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب کمری- لگنی- رانی حین مانور پرش برشی تک پا در فوتبالیست‌های مبتلا و غیر مبتلا به درد مزمن کشاله ران

حمیدرضا ناصرپور*[۱]، دکتر مهدی خالقی تازجی[۲]، دکتر امیر لطافت کار[۲]، هومن انگورانی[۳]

[۱] دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزش، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. [۲] دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. [۳] دانشیار، دپارتمان پزشکی ورزشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *درد مزمن کشاله ران یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اندام تحتانی در ورزش‌های توپی است. این مطالعه به منظور مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب کمری- لگنی- رانی حین مانور پرش برشی تک پا در فوتبالیست‌های مبتلا و غیرمبتلا به درد مزمن کشاله ران انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه مورد – شاهدی روی ۳۲ فوتبالیست مرد در دو گروه مبتلا به درد مزمن کشاله ران (۱۶ نفر) و سالم (۱۶ نفر) انجام شد. از صفحه نیرو برای تعیین زمان برخورد و جداشدن پنجه استفاده شد. نیروهای عکس العمل زمین و میانگین سه تکرار فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ناحیه کمری – لگنی - رانی به صورت دو طرفه حین مانور پرش برشی تک پا ثبت گردید.*

یافته‌ها: *فعالیت عضلات راست شکمی و نزدیک کننده طویل در سمت پای غالب و عضله مولتی فیدوس در سمت مقابل لحظه تماس اولیه و فعالیت عضلانی عضلات راست شکمی و نزدیک کننده طویل در سمت پای غالب و عضلات مولتی فیدوس و سرینی میانی سمت مقابل در اوج نیرو عکس العمل عمودی گروه مبتلا به درد مزمن کشاله ران به‌طور معنی‌داری بالاتر بود (P<۰/۰۵). در زمان جدا شدن پنجه نیز فعالیت عضلانی عضلات مورب داخلی، نزدیک کننده طویل و سرینی میانی در سمت پای غالب و مورب داخلی، مولتی فیدوس و سرینی میانی در سمت پای مقابل به طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *درد موجب تغییر فعالیت الکتریکی گروه‌های عضلانی مختلف در فازهای مختلف مانور پرش برشی تک پا می‌گردد. به‌دنبال این تغییرات، پایداری پویا افزایش یافته که می‌تواند ورزشکاران را در معرض آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد قرار دهد و منجر به بروز آسیب‌های مزمن، افزایش پیامدهای اقتصادی و محرومیت از فعالیت‌های ورزشی گردد.*

واژه‌های کلیدی: *درد مزمن کشاله ران ، الکترومایوگرافی ، کنترل پاسچر ، مانور پرش برشی تک پا ، فوتبال*

* نویسنده مسؤول: حمیدرضا ناصرپور ، پست الکترونیکی hamidreza.naserpour@gmail.com

نشانی: تهران، انتهای میرداماد، انتهای خیابان رازان جنوبی، مجموعه شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، کد پستی ۱۵۴۴۷-۳۳۱۱۱، تلفن ۰۲۱-۲۲۲۲۸۰۰۱

وصول ۱۴۰۱/۵/۱۲ اصلاح نهایی ۱۴۰۱/۸/۲۸ پذیرش ۱۴۰۱/۸/۲۸ انتشار ۱۴۰۲/۳/۳۱

مقدمه

درد مزمن کشاله ران یکی از آسیب‌های ناشی از پرکاری در فعالیت‌های حرکتی با ماهیت بارگذاری مداوم است.[۱] فعالیت‌های بدنی با ماهیت تغییر جهت مداوم، مانورهای برشی، دویدن و ضربه زدن موجب استرین گروه عضلانی نزدیک کننده ران می‌گردد که بیش از ۴۵ درصد از آسیب‌های ورزشی فوتبال و هاکی را شامل می‌شود.[۲و۳] این عارضه در صورت عدم تشخیص و درمان زود هنگام به صورت مزمن در آمده و در ۱۵ تا ۳۵ درصد موارد موجب بروز مجدد علایم و نشانگان درد می‌شود.[۴] بروز مجدد این علایم باعث افزایش هزینه‌های درمانی و موجب از دست دادن ورزشکار در طول فصل می‌گردد.[۵]

عضلات نزدیک کننده ران موجب اداکشن ران در زنجیره باز و ثبات صفحه عرضی مفصل ران و لگن در زنجیره حرکتی بسته می‌شود.[۶] لذا هرگونه تغییر در عملکرد این گروه عضلانی به واسطه درد بر الگوهای حرکتی مفاصل مجاور نیز اثرگذار است.[۷و۸] نتایج مطالعات پیشین نشان می‌دهد که در افراد دارای درد مزمن کشاله ران، دامنه حرکتی لگن و ران در تکلیف حرکتی پرش و فرود و همچنین فعالیت الکتریکی گروه عضلات نزدیک کننده ران در مانورهای برشی نسبت به گروه کنترل دچار افزایش معنی‌داری می‌گردند.[۹و۱۰] محققان همچنین کاهش فعالیت عضلانی و هم‌انقباضی

عضلات عرضی شکمی نسبت به مولتی فیدوس در صفحه سهمی و افزایش میزان فعالیت و هم انقباضی عضلات سرینی میانی و نزدیک کننده طویل در صفحه عرضی مفصل ران را در گروه مبتلا به درد نسبت به گروه کنترل حین مانور تغییر جهت مداوم گزارش کردند که موجب تغییراتی در الگوی کنترل پاسچر فرد می‌گردد.[۱۱] این کنترل‌های حرکتی موجب به‌کارگیری مکانیسم‌های جبرانی در جهت تعدیل آنها می‌گردد که حرکات کمری - لگنی - رانی و وضعیت بدنی فرد را تحت تأثیر قرار می‌دهد و منجر به آسیب دیدگی بیشتر و طولانی شدن روند درمان می‌گردد. به طوری که که علیرغم برطرف شدن درد در افراد دارای سابقه درد مزمن کشاله ران، توانایی حفظ موقعیت کمری - لگنی طی آزمون‌های عملکردی در هر دو سمت مبتلا و غیردرگیر در مقایسه با افراد سالم اختلاف معنی‌داری گزارش شده است.[۱۲]

آزمون‌های متفاوتی برای ارزیابی عوامل خطر مرتبط با آسیب اندام تحتانی افراد استفاده می‌شود. از متداول‌ترین این آزمون‌ها در بررسی افراد دارای درد مزمن کشاله ران می‌توان به مانورهای برشی، پرش و فرود، اسکات تک پا و تغییر جهت متوالی اشاره کرد.[۴و۵و۷و۸]

Hanzlíková و همکاران با بررسی تکلیف‌های حرکتی مختلف برای سنجش عوامل خطرزای بیومکانیکی تنه و اندام تحتانی، تکلیف حرکتی پرش و فرود دوپا را به عنوان جامع‌ترین تکلیف حرکتی معرفی کردند؛[۱۳] اما پرش و فرود دو پا برای بررسی آسیب تکلیف‌های حرکتی را که مکانیسم‌های اولیه آسیب آن بارگیری یک طرفه باشند را شناسایی نمی‌کند.[۱۴] Marshall و همکاران نیز در مطالعه خود تکلیف اسکات تک پا را مناسب بررسی عوامل خطر و کنترل زانو معرفی کرده و آن را فاقد ویژگی‌های لازم برای بررسی در مفاصل ران و لگن دانستند.[۱۵] بر اساس پیشینه تحقیق بررسی شده توسط محقق، هر یک از تکلیف‌های حرکتی مورد استفاده به تنهایی قابلیت سنجش بخشی از مکانیسم‌های موثر در این عارضه را دارا بوده و تاکنون مطالعه‌ای با پروتکل تکلیف‌های حرکتی دوگانه با در این زمینه یافت نشد. لذا برای رفع این نقیصه در پژوهش حاضر از تکلیف حرکتی مانور پرش برشی تک پا برای بررسی فعالیت عضلات کمری – لگنی - رانی استفاده شد. مانور پرش برشی دارای دو جز پرش و برش متعاقب از آن است که از آن به عنوان یکی از آزمون‌های بررسی عوامل خطر بیومکانیکی اندام تحتانی استفاده می‌گردد.[۱۶] این مطالعه به منظور مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب کمری- لگنی- رانی حین مانور پرش برشی تک پا در فوتبالیست‌های مبتلا و غیرمبتلا به درد مزمن کشاله ران انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه مورد – شاهدی روی ۳۲ فوتبالیست مرد در دو گروه مبتلا به درد مزمن کشاله ران (۱۶ نفر) و سالم (۱۶ نفر) طی سال‌های ۱۴۰۱-۱۴۰۰ انجام شد.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی (IR.SSRC.REC.1399.100) قرار گرفت. تمامی مراحل پژوهش برای آزمودنی‌ها تشریح و قبل از شروع آزمون، رضایت‌نامه کتبی شرکت در تحقیق توسط نمونه‌ها خوانده و امضا شد.

جامعه آماری تحقیق حاضر شامل مردان سالم و مبتلا به درد مزمن کشاله ران در رشته ورزشی فوتبال بود که نیازمند تغییر مسیرهای مداوم، دویدن، پرش، استارت‌های مکرر، ضربه و حرکات پیچشی بودند. حجم نمونه بر اساس تحقیقات پیشین و با استفاده از نرم‌افزار G-Power (Designed by Keil University- Made in Germany) با توان آماری ۰/۷۷ و اندازه اثر ۰/۷ و خطای آلفا ۰/۰۵ و بتای ۰/۲۲، ۱۶ نفر در نظر گرفته شد.[۸و۱۷] نمونه‌های گروه سالم شامل فوتبالیست‌های حاضر در لیگ یک و دو کشوری بودند. نمونه‌های گروه مورد دارای درد مزمن کشاله ران بودند که با هماهنگی و مراجعه مرکز پزشکی فوتبال ایران (IFMARC) و مراکز فیزیوتراپی ورزشی به صورت داوطلبانه و در دسترس انتخاب شدند.

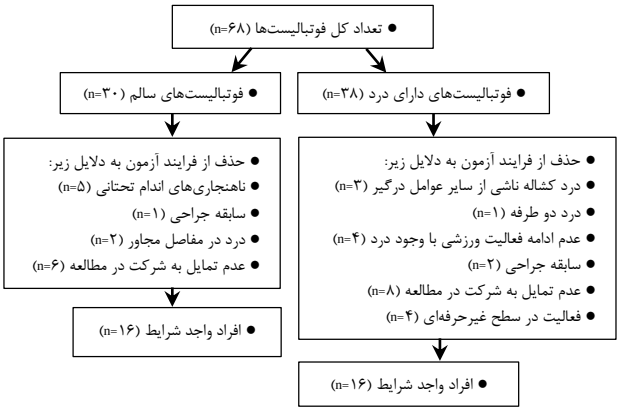
معیارهای ورود به مطالعه در گروه مورد شامل داشتن درد یک‌طرفه در سمت اندام غالب بیش از چهار هفته در قسمت فوقانی سر ثابت عضله نزدیک کننده بر روی استخوان عانه،[۱۸] درد متعاقب فعالیت بدنی،[۱۹] مثبت شدن تست اسکویز (Squeeze-Test)،[۲۰] شرکت در فعالیت بدنی علیرغم وجود درد[۷و۸] بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه در گروه مورد شامل وجود درد در عضلات یا مفاصل مجاور در شش ماه گذشته،[۱۸] سابقه کمردرد در یک سال گذشته،[۷] کوتاهی طول حقیقی پا بیش از یک سانتی‌متر و ناهنجاری‌های اندام تحتانی،[۲۱] وجود سابقه بیماری‌های عصبی - عضلانی در اندام تحتانی،[۲۲] سابقه شکستگی یا دررفتگی لگن، بدخیمی یا بیماری‌های عصبی، مشکلات مفصلی (آرتریت)[۱۸] و برای حذف داده‌های کران افراد با میزان ادارک درد کمتر از ۳ و بالاتر از ۷ از فرآیند آزمون‌گیری[۴] بودند.

معیارهای ورود به مطالعه در گروه سالم شامل منفی شدن تست اسکویز[۲۰] و سلامت عمومی بدن[۸] بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه در گروه سالم شامل وجود سابقه هرگونه مصدومیت اندام تحتانی در یک سال اخیر[۵] بود.

آزمودنی‌ها مختار بودند تا در هر مرحله از پژوهش که شرایط برای ادامه همکاری از قبیل درد و یا عدم تمایل همکاری وجود داشت، از پژوهش خارج شوند.

فلوچارت نحوه انتخاب و پایش نمونه‌ها در شکل یک آمده است.

اندازه‌گیری شدت درد: از آزمون مقیاس ادراک بصری درد (Visual Analog Scale: VAS) برای تعیین میزان درد استفاده شد.



شکل ۱: فلوچارت نحوه انتخاب و پایش نمونه‌ها

این آزمون دارای یک خط افقی ۱۰ سانتی‌متری است که به ده قسمت مساوی تقسیم شده است. در سمت عدد صفر آن کلمه «بدون درد» و در سمت عدد ۱۰ «حداکثر میزان درد قابل تحمل» نوشته شده است. بعد از توضیحات لازم از نمونه‌ها خواسته شد تا میزان درد خود را که در طول روز تحمل می‌کنند؛ با انتخاب اعداد بین صفر (بدون درد) تا ۱۰ (حداکثر درد) علامت‌گذاری کنند.[۲۳]

برای تعیین ویژگی‌های دموگرافیک از جمله قد و وزن نمونه‌ها از یک قدسنج و ترازوی مارک تجاری Seca مدل ۲۲۰ ساخت آلمان استفاده گردید. از یک صفحه نیرو (Force Plate) سه محوره با مارک تجاری Kistler ساخت سوئیس با ابعاد ۶۰ در ۵۰ سانتی‌متر، (Model 9260AA) برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. از نیروی عکس‌العمل زمین برای تعیین زمان برخورد و جدا شدن پنجه و اوج نیروهای عکس‌العمل زمین عمودی استفاده شد. هنگامی که مؤلفه عمودی نیرو عکس‌العمل زمین به بیشتر و کمتر از ۱۰ نیوتن رسید؛ آن لحظه به عنوان زمان برخورد و جدا شدن پنجه از زمین در نظر گرفته شد.[۵] از دستگاه الکترومایوگرافی ۳۲ کاناله مارک تجاری مایون مدل آکتوس (Myon Brand-Actos Model; Made in Switzerland) با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز برای بررسی فعالیت عضلانی عضلات منتخب کمری – لگنی- رانی حین حرکت استفاده شد. هر دو دستگاه به لحاظ زمانی توسط نرم‌افزار Nexus همگام‌سازی شدند.

برای آماده‌سازی ثبت فعالیت الکترومایوگرافی، ابتدا سطح پوست نمونه‌ها توسط پد الکلی یک بار مصرف تمیز و توسط تیغ یک‌بار مصرف تمامی موهای ناحیه مورد نظر تراشیده شد. سپس سطح پوست برای کاهش مقاومت الکتریکی با استفاده از یک سمباده نرم ساییده شد تا رنگ آن به صورتی روشن تغییر رنگ پیدا کند. الکترودهای سطحی با مارک تجاری اینتکو (Intco Brand– Model:SF07; Made in China) و با فاصله ۲ سانتی‌متری مرکز به مرکز الکترودها و در راستای تار عضلانی چسبانیده شد. عضلات منتخب کمر شامل راست شکمی (Rectus Abdominis)، عرضی شکمی / مایل داخلی (Oblique Abdominis)، مولتی فیدوس (Multifidus) و لگنی – رانی شامل نزدیک کننده طویل (Adductor Longus) و سرینی میانی (Gluteus Medius) بودند. الکترودها بر اساس پروتکل‌های SENIAM بر روی عضلات مورد نظر نصب گردید (شکل ۲).[۵و۷]

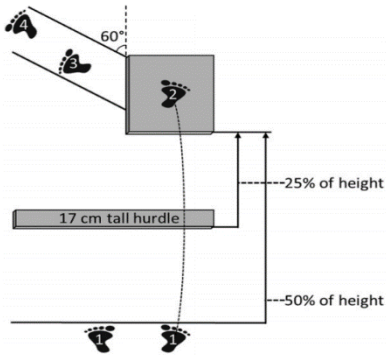
شکل ۲ : موقعیت قرارگیری الکترودهای سطحی بر اساس پروتکل‌های SENIAM

برای بررسی آرایش صحیح الکترودها، سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات مورد نظر با استفاده از تکنیک‌های ارزیابی دستی بررسی و ارزیابی شد.[۲۴]

ابتدا تست‌های حداکثر انقباض ارادی براساس حداکثر تلاش ممکن هر فرد برای گروه‌های عضلانی مختلف برای نرمال‌سازی فعالیت‌های عضلانی انجام شد.[۵و۷] هر تست سه بار تکرار و میانگین مقادیر حداکثر هر تلاش منفرد به عنوان رکورد هر عضله نمونه ثبت شد. در تست حداکثر انقباض ارادی عضلات شکم و برای حذف اثر عضلات خم کننده ران، پاها از مفصل ران ۴۵ درجه خم شدند و سپس از نمونه‌ها خواسته شد تا تنه را ۴۵ درجه نسبت به سطح افق بالا آورده و در همان حالت بدون حرکت نگه دارد و میزان فعالیت الکتریکی عضلات راست شکمی به صورت دو طرفه ثبت گردید. در ثبت فعالیت عضله عرضی شکمی و مورب داخلی هم فرد بالا آمدن همراه با چرخش به طرفین را انجام داد و تست تکرار شد. در تست عضلات مولتی فیدوس نمونه به شکم خوابید و پاهای آن توسط آزمونگر ثابت نگه داشته شد. با اعلام شروع نمونه تنه را از سطح بلند کرد و ثابت نگه داشت تا فعالیت عضلانی عضلات فوق ثبت گردد. در تست عضلات ابداکتور ران نیز نمونه به بغل خوابید و با فرمان شروع سعی کرد تا مقاومت دستی اعمالی توسط آزمونگر را به بالا حرکت دهد و فعالیت این عضلات به صورت دو طرفه ثبت شد. در نهایت برای تست حداکثر انقباض ارادی عضلات نزدیک کننده ران نمونه بر روی لبه میز نشست و پاهای خود را بر روی سکو قرار داد و با فرمان شروع آزمونگر با استفاده از دست مشت شده مانع نزدیک شدن ران‌ها به هم شد و فعالیت عضلات به صورت دوطرفه

ثبت شد.[۵و۷و۲۵]

از مانور پرش برشی تک پا در بررسی میزان فعالیت عضلات منتخب ناحیه کمری – لگنی - رانی استفاده شد.[۲۶] در پروتکل پرش برشی تک پا نمونه به فاصله نیمی از قد خود از لبه نزدیک صفحه نیرو و به فاصله ۱/۴ قد خود از یک مانع به بلندی ۱۷ سانتی‌متر ایستاد. فرد با هر دو پای خود از روی مانع پرید و با پای غالب خود بر روی صفحه نیرو فرود آمد. سپس مانور برشی را با زاویه ۶۰ درجه نسبت به پای غالب انجام داد. نمونه‌ها سه بار این حرکت را با فواصل استراحتی یک دقیقه انجام دادند (شکل ۳).[۲۷]



شکل ۳ : تصویر شماتیک مانور پرش برشی تک پا

داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با استفاده از فیلتر باتروورث (Butterworth) پایین گذر مرتبه چهارم و با فرکانس قطع ۳۰ هرتز و داده‌های الکترومایوگرافی نیز با استفاده از فیلتر باتروورث میان‌گذر ۵۰۰-۲۰ هرتز درجه چهارم فیلتر شدند.[۳۰-۲۸] داده‌های الکترومایوگرافی عضلات منتخب در زمان‌های برخورد (Heel Contact) و جدا شدن پنجه از زمین و همچنین اوج نیروهای عکس‌العمل زمین عمودی مورد پردازش قرار گرفت.[۳۱و۳۲]

میزان فعالیت عضلانی گروه‌های مختلف از طریق محاسبه RMS (Root Mean Square) فعالیت هر عضله با میانگین متحرک ۲۵ میلی‌ثانیه و با استفاده از نرم‌افزار Matlab محاسبه و برای نرمال کردن به حداکثر میزان این مقادیر در تست حداکثر انقباض ارادی عضلات (Maximum Voluntary Contraction: MVC) تقسیم شد.[۷] جابجایی مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در دو راستای قدامی - خلفی و داخلی – خارجی با استفاده از فرمول پاندول معکوس (Inverted Pendulum) Winter به شکل زیر محاسبه گردید.[۲۱]

$$COP\text{-}COM=-KX$$

$$k1=\frac{\rho \times Mh^2}{wh}$$

گشتاور مفاصل در جهت قدامی- خلفی

$$k2=\left(\frac{\rho \times mr^2}{wh}+\frac{0.0572\times Mh^2}{wh}\right)$$

گشتاور مفاصل در جهت داخلی-خارجی

در فرمول فوق ضریب ثابت ρ (۰/۰۵۷۲ برای جهت قدامی- خلفی و ۰/۰۵۳۳ در جهت داخلی خارجی)، k گشتاور مفصل، M جرم بدن، h قد فرد، W وزن بدن، X شتاب مرکز جرم بدن، m جرم بالاتنه و r فاصله مرکز جرم بدن تا سر است.

شتاب مرکز جرم بدن در هر جهت از تقسیم نیروی عکس‌العمل زمین بر جرم بدن و برای محاسبه جرم بالاتنه و فاصله مرکز جرم بدن تا سر از ضرایب Dempster استفاده شد.[۳۳] از نرم‌افزار Matlab برای فیلتر و پردازش داده‌ها و نرم‌افزار Origin pro-2021 برای نمایش آن استفاده شد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-25 تجزیه و تحلیل شدند. از آزمون کلموگراف - اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و از آزمون تی مستقل برای مقایسه نتایج بین گروهی در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

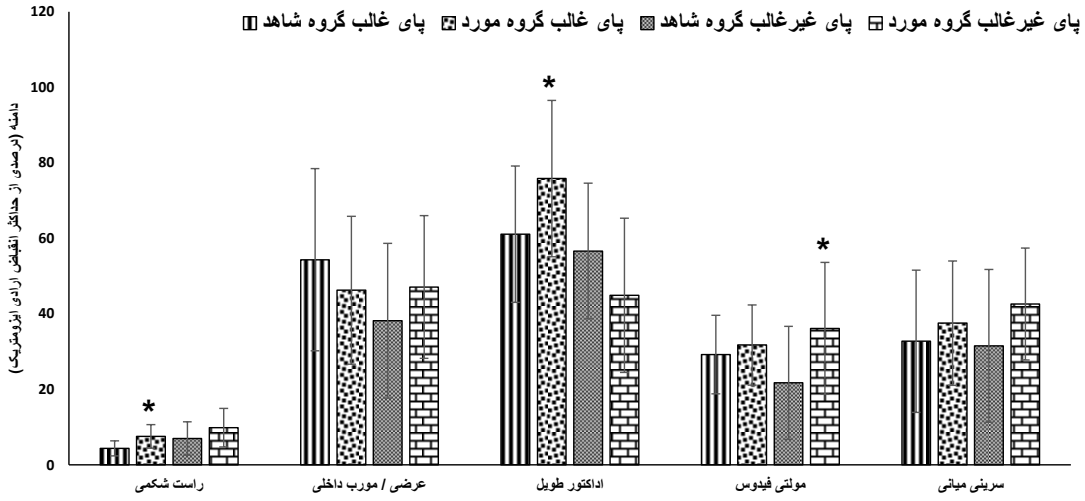
مشخصات دموگرافیک و پایه نمونه‌ها در جدول یک آمده است. تفاوت آماری معنی‌داری بین سن و قد و وزن و شاخص توده بدنی نمونه‌ها وجود نداشت.

نتایج آزمون آماری در بررسی میزان فعالیت عضلانی حین تماس اولیه پاشنه با زمین نشان داد که فعالیت عضلات راست شکمی (P<۰/۰۱۲) و نزدیک کننده طویل (P<۰/۰۲۷) به‌طور معنی‌داری در سمت پای تکیه گاه (غالب) فوتبالیست‌های مبتلا به درد مزمن کشاله ران بالاتر از نمونه‌های سالم بود. در سمت پای غیرتکیه‌گاه (غیرغالب) نیز فعالیت عضله مولتی فیدوس به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود (P<۰/۰۰۸). نتایج آزمون آماری مرتبط با فعالیت عضلانی گروه‌های عضلانی مختلف حین تماس اولیه پا با زمین در نمودار یک آمده است.

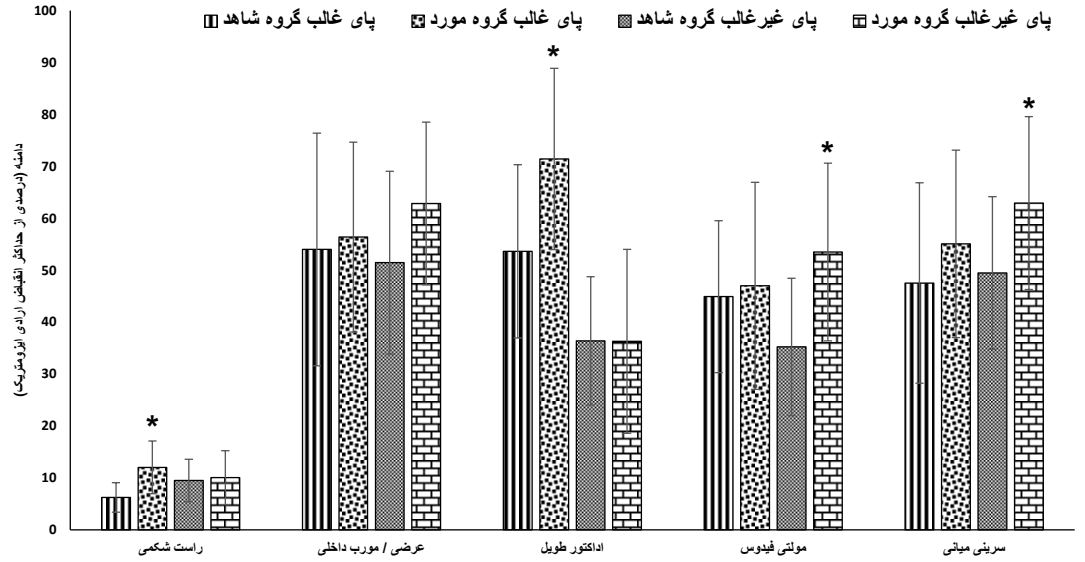
در افراد دارای درد مزمن کشاله ران و در زمان جدا شدن پنجه از زمین (Toe off) نیز فعالیت عضلانی عضلات عرضی شکمی/ مورب

جدول ۱ : میانگین و انحراف استاندارد مشخصات دموگرافیک و ادراک درد فوتبالیست‌های مبتلا و غیر مبتلا به درد مزمن کشاله ران

متغیرها	میانگین و انحراف استاندارد		P-value
	گروه کنترل (n=16)	گروه مبتلا به درد مزمن کشاله ران (n=16)	
سن (سال)	۲۲/۵±۱/۵	۲۳/۱±۴	۰/۲۱
قد (متر)	۱/۸۱±۰/۰۷	۱/۷۹±۰/۰۶	۰/۰۸۱
وزن (کیلوگرم)	۷۹±۸	۸۱±۵	۰/۳۵۲
نمایه توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۲/۱±۴/۷	۲۳/۱±۲/۷۶	۰/۲۱۹
شاخص بصری درد (VAS)	۰	۴/۷±۱/۱	≤۰/۰۰۱*



نمودار ۱ : مقایسه فعالیت الکتریکی گروه‌های عضلانی مختلف حین فاز برخورد اولیه پاشنه پا با زمین در فوتبالیست‌های مبتلا و غیر مبتلا به درد مزمن کشاله ران (* P<۰/۰۵).



نمودار ۲ : مقایسه فعالیت عضلانی گروه های عضلانی مختلف حین اوج نیروهای عکس العمل عمودی زمین در فوتبالیست‌های مبتلا و غیر مبتلا به درد مزمن کشاله ران (* P<۰/۰۵).

جدول ۲ : مقایسه درصد میزان فعالیت عضلانی گروه های عضلانی مختلف حین فاز جدا شدن پنجه از زمین در فوتبالیست‌های مبتلا و غیر مبتلا به درد مزمن کشاله ران

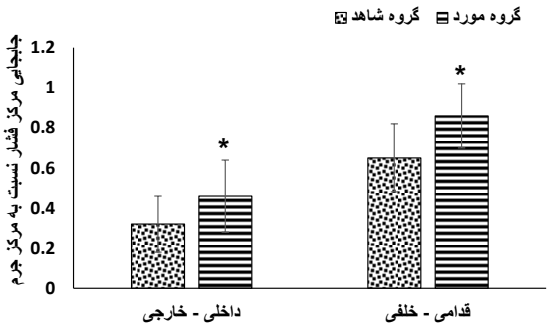
گروه‌های عضلانی	گروه‌ها	سمت غالب			سمت غیرغالب		
		میانگین و انحراف استاندارد	T (30)	P-value	میانگین و انحراف استاندارد	T (30)	P-value
راست شکمی	شاهد	۱۲/۱۵±۶/۷۹	-۱/۷۵۳	۰/۰۹۰	۱۳/۸۰±۷/۷۴	۰/۸۷۶	-۰/۱۵۸
	مورد	۱۷/۸۶±۱۱/۱۱			۱۴/۲۰±۷/۸۲		
عرضی شکمی/ مورب داخلی	شاهد	۲۸/۲۵±۱۵/۵۸	-۲/۸۷۴	*۰/۰۰۷	۲۳/۶۱±۱۰/۹۳	۰/۰۰۱*	-۳/۷۵۷
	مورد	۴۶/۶۹±۲۰/۳۸			۴۱/۰۳±۱۴/۹۸		
نزدیک کننده طویل	شاهد	۱۹/۵۸±۱۰/۶۱	-۲/۰۹۵	*۰/۰۴۵	۳۳/۸۲±۱۴/۸۲	۰/۹۶۳	۰/۰۴۷
	مورد	۳۰/۴۸±۱۷/۸۹			۳۲/۵۶±۱۶/۰۸		
مولتی فیدوس	شاهد	۱۰/۲۲±۴/۳۳	-۱/۸۷۹	۰/۰۷	۸/۴۸±۳/۸۵	≤۰/۰۰۱*	-۵/۰۹
	مورد	۱۴/۴۷±۷/۹۲			۲۳/۲۴±۱۰/۹۴		
سرینی میانی	شاهد	۱۲/۹۸±۸/۷۳	-۲/۲۸۸	*۰/۰۲۹	۹/۲۶±۴/۹۶	≤۰/۰۰۱*	-۳/۹۵۴
	مورد	۲۱/۹۲±۱۲/۹۷			۲۳/۱۷±۱۳/۱۶		

* معنی‌داری در سطح کمتر از ۰/۰۵

داخلی (P<۰/۰۰۷)، نزدیک کننده طویل (P<۰/۰۴۵) و سرینی میانی (P<۰/۰۲۹) در سمت پای تکیه‌گاه (غالب) و مورب داخلی (P<۰/۰۰۱)، مولتی فیدوس (P<۰/۰۰۱) و سرینی میانی (P<۰/۰۰۱) در سمت پای مقابل (غیر غالب) به طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود. نتایج آزمون آماری مرتبط با فعالیت عضلانی گروه‌های عضلانی مختلف در لحظه جدا شدن پنجه از زمین در جدول ۲ آمده است.

در انتها و در لحظه ثبت اوج نیرو عکس العمل زمین در راستای عمودی فعالیت عضلانی دو عضله راست شکمی (P<۰/۰۰۱) و نزدیک کننده طویل (P<۰/۰۰۶) در سمت پای تکیه گاه (غالب) و عضلات مولتی فیدوس (P<۰/۰۰۲) و سرینی میانی (P<۰/۰۲۲) در سمت مقابل در گروه مبتلا به درد مزمن کشاله ران به طور معنی‌داری بالاتر بود. نتایج آزمون آماری مرتبط با فعالیت عضلانی گروه‌های عضلانی مختلف حین اوج نیروی عکس العمل عمودی زمین در نمودار ۲ آمده است.

نتایج آزمون در متغیر تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم نشان داد که این متغیر در هر دو راستای قدامی – خلفی (P<۰/۰۰۱) و داخلی – خارجی (P<۰/۰۱۶) گروه مبتلا به درد به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود (نمودار ۳).



نمودار ۳ : مقایسه تغییرات مرکز فشار به مرکز جرم حین مانور پرش برشی تک پا در فوتبالیست‌های مبتلا و غیر مبتلا به درد مزمن کشاله ران (* P<۰/۰۵).

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، درد کشاله ران می‌تواند موجب افزایش فعالیت الکتریکی گروه‌های عضلانی مختلف و نوسانات مرکز فشار به مرکز جرم حین مانور پرش برشی تک پا گردد. در لحظه تماس پاشنه با زمین فعالیت عضلات راست شکمی و نزدیک کننده طویل در سمت پای تکیه‌گاه و مولتی فیدوس در سمت پای مخالف در افراد مبتلا به طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود. در لحظه تماس پاشنه پا با زمین و با توجه به شتاب رو جلو حرکت، لگن و تنه تمایل به ادامه حرکت رو به جلو از طریق چرخش حول سر استخوان ران و تیلت قدامی لگن دارد. از آنجا که فعالیت سینرژی عضلات شکمی و لگنی موجب افزایش ثبات لگنی در صفحه سهمی می‌گردد؛ به نظر می‌رسد افراد دارای درد مزمن کشاله ران دارای اختلال در حفظ ثبات لگن در صفحه سهمی بوده و با افزایش میزان فعالیت عضلانی این دو گروه عضلانی سعی در برطرف نمودن این نقیصه می‌کنند که می‌تواند فرد را در معرض آسیب‌های ناشی از بارگذاری‌های بیش از حد قرار دهد.[۵] این یافته‌ها منطبق بر افزایش معنی‌دار ۳۲ درصدی میزان نوسانات مرکز فشار به مرکز جرم در راستای قدامی – خلفی بوده که بیانگر کنترل حرکتی پایین‌تر در افراد مبتلا است. با توجه به فلکشن ران در لحظه برخورد و نقش دوگانه عضلات نزدیک کننده ران نیز به نظر می‌رسد که عضلات نزدیک کننده طویل با فعالیت الکتریکی مضاعف خود در این فاز از طریق انقباض برون‌گرا سعی در کاهش میزان شتاب حرکت ران به جلو می‌کند.[۹] این افزایش میزان فعالیت با مطالعه Dupré و همکاران[۹] و مطالعه منصوری‌زاده و همکاران[۷] که افزایش میزان فعالیت الکتریکی گروه نزدیک کننده و شکمی را حین مانورهای برشی و تغییر جهت گزارش کرده بودند؛ همسو بود.

در مطالعه حاضر در زمان جدا شدن پنجه از زمین و کمی قبل از فاز برش جانبی نیز فعالیت الکتریکی عضلات عرضی شکمی / مورب داخلی، نزدیک کننده طویل و سرینی میانی در سمت پای تکیه گاه (غالب) و عرض شکمی / مورب داخلی، مولتی فیدوس و سرینی میانی در سمت پای مقابل (غیرغالب) در افراد مبتلا به درد کشاله ران به طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود. فعالیت الکتریکی عضلات مورب داخلی موجب فلکشن تنه و چرخش به سمت موافق می‌گردد؛ اما فعالیت دوطرفه این عضلات به‌طور خالص موجب حذف جزء چرخشی و نتیجه آن فلکشن خالص تنه خواهد بود که با گشتاور اکستنسوری عضلات مولتی فیدوس در ناحیه کمری – لگنی مقابله می‌کند و با هم انقباضی موجب افزایش ثبات لگنی در صفحه سهمی خواهد شد.[۱۱] فعالیت عضله سرینی میانی روی پای تکیه‌گاه امری ضروری بوده و با ولگوس زانو و بروز آسیب‌های اندام تحتانی در ارتباط است.[۵و۳۴] فعالیت این عضله در سمت تکیه‌گاه و فعالیت عضلات گروه نزدیک کننده ران در سمت مقابل موجب کنترل حرکات صفحه عرضی لگن می‌گردد. در فاز حمایت یگانه و استقرار بر روی یک پا، وزن بدن و گشتاور عضلات نزدیک کننده تمایل به پایین کشیدن لگن حول محور مفصل ران تحمل کننده وزن دارد. لذا بایستی برای ثبات و حفظ تراز افقی لگن، گشتاوری مخالف آن در عضلات دورکننده سمت تحمل کننده وزن ایجاد شود.[۳۵و۳۶] در مرحله جدا شدن پنجه از زمین و با توجه به مانور برشی متعاقب از پرش موجب فشار مضاعفی بر روی گروه عضلات نزدیک کننده ران می‌گردد که توسط گشتاور ابداکتوری سرینی میانی کنترل و خنثی می‌گردد. این افزایش فعالیت عضلانی در جهت تعدیل افزایش ۴۳ درصدی و معنی‌دار مرکز فشار به مرکز

جرم به عنوان سطوح کنترل حرکتی در راستای داخلی - خارجی صورت می‌گیرد. این نتایج با مطالعات منصوری‌زاده و همکاران[11] و مطالعه مروری Kloskowska و همکاران[37] که افزایش میزان فعالسازی عضله سرینی میانی نسبت به گروه نزدیک کننده رانی را گزارش کرده بودند؛ منطبق بود. اگرچه در مطالعه منصوری‌زاده و همکاران[11] تکلیف حرکتی مورد نظر مانور راه رفتن همراه با چرخش بود. این نتایج در باب افزایش دامنه حرکتی یک طرفه لگن با گزارشات Franklyn-Miller و همکاران،[38] van Rensburg و همکاران[19] و McCarthy Persson و همکاران[12] همسو بود. نتایج مطالعه حاضر با مطالعه September و Moodien که اختلاف معنی‌داری در مقایسه مرکز فشار به مرکز جرم بازیکنان راگبی گزارش نکرده بودند؛ مغایر بود.[39] این مغایرت را می‌توان ناشی از نوع وظیفه حرکتی مورد استفاده در دو پژوهش دانست که در مطالعه وی وظیفه حرکتی پرش دو پا بوده و دارای نیازمندی‌های متفاوت به جهت کنترل و ثبات بیشتر به دلیل استفاده از دو پا است.

در مطالعه حاضر در لحظه ثبت اوج نیرو عکس‌العمل زمین در راستای عمودی فعالیت عضلانی دو عضله راست شکمی و نزدیک کننده طویل در سمت پای تکیه گاه (غالب) و عضلات مولتی فیدوس و سرینی میانی در سمت مقابل در گروه مبتلا به درد مزمن کشاله ران به‌طور معنی‌داری بالاتر بود. اوج نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی اندکی پس از زمان برخورد پا با زمین اتفاق می‌افتاد و از آنجایی که مدت زمان تماس پا با زمین اندک است و برای محاسبه میزان فعالیت عضلانی از بازه های ۲۵ میلی‌ثانیه‌ای استفاده شد. لذا نتایج بسیار نزدیک به هم بوده و نتایج تقریباً مشابهی ثبت شد. تنها تفاوت معنی‌دار این لحظه در مقایسه با تماس پاشنه با زمین افزایش معنی‌دار فعالیت عضله سرینی میانی در گروه مبتلا به در مقایسه با گروه شاهد بود. این افزایش فعالیت را می‌توان ناشی از عدم توانایی کنترل لگن در صفحه عرضی و سهمی لگن در گروه مبتلا به درد دانست. از آنجایی که بافت‌های بدن انسان از نوع ویسکوالاستیک بوده و رفتار آن وابسته به میزان بار وارد شده و همچنین مدت زمان اعمال بار است؛ افزایش میزان فعالیت عضلات در بازه‌های کوچک می‌تواند موجب بروز آسیب‌های ناشی از بارگذاری بیش از حد و در نتیجه مزمن شدن روند درمان گردد.[4و5]

از نتایج مطالعه حاضر می‌توان به‌عنوان پیش‌زمینه‌ای برای تحقیقات آینده با پیش زمینه تکالیف دوگانه شناختی و حرکتی استفاده نمود.

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر هم‌ثبتی عضلات عرضی شکمی و مورب داخلی است که تفکیک سهم فعالیت هر یک از آنها به تنهایی امکان‌پذیر نیست. یکی دیگر از چالش‌های روبرو در این پژوهش تک جنسیتی بودن نمونه‌ها و عدم امکان بررسی تفاوت‌های ناشی از مکانیک حرکت به واسطه تغییرات جنسیتی همچون مرکز ثقل پایین‌تر و پهن بودن لگن و اثر آن بر روی بازوی گشتاوری عضلات نزدیک و دور کننده ران نام برد. در انتها می‌توان به عدم ثبت حرکت همزمان با ثبت فعالیت عضلانی اشاره کرد که می‌توانست موجب بازخوردهای حرکتی و تطابق دقیق نیازمندی‌های هر مرحله آن با مراحل ثبت فعالیت عضله گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که درد کشاله ران موجب تغییرات در فعالیت گروه‌های عضلانی مرتبط با کنترل پاسچر شد. این تغییرات در راستای افزایش فعالیت گروه‌های عضلانی مختلف در جهت افزایش ثبات دینامیکی فرد حین مانور پرش برشی تک پا می‌گردد که خود می‌تواند یکی از عوامل زمینه‌ساز در جهت افزایش آسیب‌های ناشی از پرکاری باشد و در طولانی مدت منجر به مزمن شدن آسیب و افزایش تبعات اقتصادی و محرومیت از فعالیت ورزشی در افراد مبتلا گردد. توصیه می‌گردد پژوهشگران با استفاده از این خروجی‌ها به عنوان درون داد به طراحی برنامه‌های درمانی ورزشکاران مبتلا به درد مزمن کشاله ران در جهت رفع و اصلاح عوارض ناخواسته این عارضه بپردازند که زمینه درمان و تشخیص زود هنگام این عارضه را فراهم می‌آورد و از هزینه‌های اقتصادی و انسانی ناشی از دست دادن ورزشکاران در طول فصل ورزشی می‌کاهد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل رساله آقای حمیدرضا ناصرپور برای اخذ درجه دکتری در رشته تربیت بدنی – بیومکانیک ورزش از دانشگاه خوارزمی بود. نویسندگان مقاله از مراکز پزشکی ورزشی که مساعدت لازم برای معرفی ورزشکاران و تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش که صمیمانه ما را در انجام تحقیق یاری نمودند؛ تشکر و قدردانی می‌نمایند. بین نویسندگان تضاد منافع وجود ندارد.

References

1. Sánchez-Migallón V, López-Samanes Á, Del Coso J, Navandar A, Aagaard P, Moreno-Pérez V. Effects of consecutive days of matchplay on maximal hip abductor and adductor strength in female field hockey players. BMC Sports Sci Med Rehabil. 2022 Jan; 14(1): 3. doi: 10.1186/s13102-021-00394-x

2. Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. The epidemiology of groin injury in senior football: a systematic review of prospective studies. Br J Sports Med. 2015 Jun; 49(12): 792-97. doi: 10.1136/bjsports-2015-094705

3. Prasad R, Abdulla O, Robinson P. Athletic Groin Pain. In: Vanhoenacker FM, Maas M, Gielen JLMA, editors. Imaging of Orthopedic Sports Injuries. 2nd ed. New York: Springer. 2021; pp: 327-52.

4. Naserpour H, Shirzad E, Khaleghi Tazji M, Letafatkar A. The comparison of selected kinetic factors during a cross-cutting maneuver in soccer players with athletics groin pain and healthy ones: Implications for injury prevention. Sport Sciences and Health Research. 2020; 12(2): 159-68. doi:

10.22059/sshr.2020.86134

5. Shirzad Araghi E, Naserpour H, Khaleghi Tazji M, Letafatkar A. [Comparing the Timing of Electromyographic Activity of Selected Lumbar-Pelvic Muscles During a Cross-cutting Maneuver in Football Players With Athletic Groin Pain and Healthy Peers]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 11(6): 922-35. doi: 10.32598/SJRM.11.6.6 [Article in Persian]

6. Tyler TF, Silvers HJ, Gerhardt MB, Nicholas SJ. Groin injuries in sports medicine. Sports Health. 2010 May; 2(3): 231-36. doi: 10.1177/1941738110366820

7. Mansourizadeh R, Letafatkar A, Khaleghi-Tazji M. Does athletic groin pain affect the muscular co-contraction during a change of direction. Gait Posture. 2019 Sep; 73: 173-79. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.07.249

8. Mansourizadeh R, Letafatkar A, Franklyn-Miller A, Khaleghi-Tazji M, Baker JS. Segmental coordination and variability of change in direction in long-standing groin pain. Gait Posture. 2020 Mar; 77: 36-42. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.01.013

9. Dupré T, Tryba J, Potthast W. Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements. Sci Rep. 2021 Mar; 11(1): 7223. doi: 10.1038/s41598-021-86666-5

10. De Bleecker C, Vermeulen S, De Blaiser C, Willems T, De Ridder R, Roosen P. Relationship Between Jump-Landing Kinematics and Lower Extremity Overuse Injuries in Physically Active Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis. Sports Med. 2020 Aug; 50(8): 1515-32. doi: 10.1007/s40279-020-01296-7

11. Mansourizadeh R, Letafatkar A, Khaleghi M. [Effect of Gait with Turning on the Muscle Activity of Selected Muscles in Patients with Chronic Groin Pain]. Research in Medicine. 2020; 44(3): 503-11. [Article in Persian]

12. McCarthy Persson U, O'Sullivan RM, Morrissey D, Wallace J. The ability of athletes with long-standing groin pain to maintain a stable lumbopelvic position: A laboratory study. Phys Ther Sport. 2017 Jan; 23: 45-49. doi: 10.1016/j.ptsp.2016.06.008

13. Hanzlíková I, Richards J, Athens J, Hébert-Losier K. Which jump-landing task best represents lower extremity and trunk kinematics of unanticipated cutting maneuver? Gait Posture. 2021 Mar; 85: 171-77. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.02.003

14. Munro A, Herrington L, Comfort P. The Relationship Between 2-Dimensional Knee-Valgus Angles During Single-Leg Squat, Single-Leg-Land, and Drop-Jump Screening Tests. J Sport Rehabil. 2017 Jan; 26(1): 72-77. doi: 10.1123/jsr.2015-0102

15. Marshall BM, Franklyn-Miller AD, Moran KA, King EA, Strike SC, Falvey ÉC. Can a Single-Leg Squat Provide Insight Into Movement Control and Loading During Dynamic Sporting Actions in Patients With Athletic Groin Pain? J Sport Rehabil. 2016 May; 25(2): 117-25. doi: 10.1123/jsr.2014-0274

16. Lapointe AP, Nolasco LA, Sosnowski A, Andrews E, Martini DN, Palmieri-Smith RM, et al. Kinematic differences during a jump cut maneuver between individuals with and without a concussion history. Int J Psychophysiol. 2018 Oct; 132(Pt A): 93-98. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2017.08.003

17. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. Behav Res Methods. 2009 Nov; 41(4): 1149-60. doi: 10.3758/BRM.41.4.1149

18. Cowan SM, Schache AG, Brukner P, Bennell KL, Hodges PW, Coburn P, et al. Delayed onset of transversus abdominus in long-standing groin pain. Med Sci Sports Exerc. 2004 Dec; 36(12): 2040-45. doi: 10.1249/01.mss.0000147587.81762.44

19. van Rensburg LJ, Dare M, Louw Q, Crous L, Cockroft J, Williams L, et al. Pelvic and hip kinematics during single-leg drop-landing are altered in sports participants with long-standing groin pain: A cross-sectional study. Phys Ther Sport. 2017 Jul; 26: 20-26. doi: 10.1016/j.ptsp.2017.05.003

20. Delahunt E, McEntee BL, Kennelly C, Green BS, Coughlan GF. Intrarater reliability of the adductor squeeze test in gaelic games athletes. J Athl Train. 2011 May-Jun; 46(3): 241-45. doi: 10.4085/1062-6050-46.3.241

21. Naserpour H, Khaleghi Tazji M, Letafatkar A. [Immediate Effect of Cryotherapy on the Kinetic Factors Associated with Injury during the Side-Cutting Maneuver in Healthy Male Athletes: Pilot Study]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 9(2): 1-8. doi: 10.22037/jrm.2020.113786.2436 [Article in Persian]

22. Hölmich P, Uhrskou P, Ulnits L, Kanstrup IL, Nielsen MB, Bjerg AM, et al. Effectiveness of active physical training as treatment for long-standing adductor-related groin pain in athletes: randomised trial. Lancet. 1999 Feb; 353(9151): 439-43. doi: 10.1016/S0140-6736(98)03340-6

23. Carlsson AM. Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. Pain. 1983 May; 16(1): 87-101. doi: 10.1016/0304-3959(83)90088-X

24. Karamvisi H, Babakhani F, Barati A. [The Effect of Genu Varum on the Pre-activation ،Muscle Activation Pattern and Time to Stabilization During the Single Leg Jump-Landing]. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2020; 8(4): 63-76. doi: 10.22038/jpsr.2020.36185.1876 [Article in Persian]

25. Konrad P. The abc of emg: A practical introduction to kinesiological electromyography. version 1.0. Scottsdale (USA): Noraxon. 2005; pp: 30-35.

26. Kim JH, Lee KK, Kong SJ, An KO, Jeong JH, Lee YS. Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players. Am J Sports Med. 2014 Aug; 42(8): 1985-92. doi: 10.1177/0363546514531578

27. Cronin B, Johnson ST, Chang E, Pollard CD, Norcross MF. Greater Hip Extension but Not Hip Abduction Explosive Strength Is Associated With Lesser Hip Adduction and Knee Valgus Motion During a Single-Leg Jump-Cut. Orthop J Sports Med. 2016 Apr; 4(4): 2325967116639578. doi: 10.1177/2325967116639578

28. Wells RP, Winter DA. Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. Proceedings of the Special Conference of the Canadian Society for Biomechanics, London, Ontario, Canada. 27-29 October 1980; pp: 92-93.

29. Sadeghi H, Razi M, Ebrahimi Takamejani E, Shariatzade M. [Effect of Lower Limb Muscle Fatigue on Selected Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Gait in Active young men]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2018; 7(1): 225-35. doi: 10.22037/jrm.2018.110668.1444 [Article in Persian]

30. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. J Biomech. 2010 May; 43(8): 1573-79. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.027

31. da Fonseca ST, Vaz DV, de Aquino CF, Brício RS. Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: comparison between genders and influence of activity level. J Electromyogr Kinesiol. 2006 Jun; 16(3): 273-80. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.07.005

32. Santello M, McDonagh MJ. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Exp Physiol. 1998 Nov; 83(6): 857-74. doi:

10.1113/expphysiol.1998.sp004165

33. Dempster WT. The Anthropometry of Body Action. Annals of the New York Academy of Sciences. 1955 Nov; 63(4): 559-85. doi: 10.1111/j.1749-6632.1955.tb32112.x

34. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther. 2010 Feb; 40(2): 42-51. doi: 10.2519/jospt.2010.3337

35. Otten R, Stam S, Langhout R, Weir A, Tak I. The effect of compression shorts on pain and performance in male football players with groin pain - A double blinded randomized controlled trial. Phys Ther Sport. 2019 Jul; 38: 87-95. doi: 10.1016/j.ptsp.2019.04.013

36. Taylor R, Vuckovic Z, Mosler A, Agricola R, Otten R, Jacobsen P, et al. Multidisciplinary Assessment of 100 Athletes With Groin Pain Using the Doha Agreement: High Prevalence of Adductor-Related Groin Pain in Conjunction With Multiple Causes. Clin J Sport Med. 2018 Jul; 28(4): 364-69. doi: 10.1097/JSM.0000000000000469

37. Kloskowska P, Morrissey D, Small C, Malliaras P, Barton C. Movement Patterns and Muscular Function Before and After Onset of Sports-Related Groin Pain: A Systematic Review with Meta-analysis. Sports Med. 2016 Dec; 46(12): 1847-67. doi: 10.1007/s40279-016-0523-z

38. Franklyn-Miller A, Richter C, King E, Gore S, Moran K, Strike S, et al. Athletic groin pain (part 2): a prospective cohort study on the biomechanical evaluation of change of direction identifies three clusters of movement patterns. Br J Sports Med. 2017 Mar; 51(5): 460-68. doi: 10.1136/bjsports-2016-096050

39. September W, Moodien W. Postural sway in rugby players with chronic groin pain. M.Sc Thesis. Stellenbosch University. 2018.