Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

January and February 2023. Volume 11. Num 6

Research Paper

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

*Elham Shirzad Araghi[1, 2], Hamidreza Naserpour[3], Mehdi Khaleghi Tazji[3], Amir Letafatkar[3]

1. Department of Biomechanics and Sports Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.
2. Department of Corrective Exercise and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tehran, Tehran, Iran.
3. Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation 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 (Persain)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 11(6):922-935. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.6

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.6

CC BY NC

ABSTRACT

Background and Aims Athletic groin pain (AGP) is one of the most common injuries among athletes. It causes the use of compensatory mechanisms to adjust pain and affects lumbar-pelvic and hip movements, which leads to prolonging the pain healing process. This study aims to compare the timing of electromyographic activity in selected lumbar-pelvic muscles during a cross-cutting maneuver in football players with AGP and healthy peers.

Methods In this quasi-experimental study, 28 football players in the second division league of Iran participated in two groups of control (n=14) and AGP (n=14). The timing of electromyography activity in the gluteus medius, adductor longus, rectus abdominis, multifidus, and transverse abdominis/internal oblique during a cross-cutting maneuver was recorded bilaterally with a one-minute interval since the time of foot-ground contact in two groups.

Results The time for the onset of activity in the gluteus medius muscle in the dominant foot (P=0.033) and in the multifidus muscle in the opposite foot (P= 0.023) for the AGP group was significantly delayed in compared to the control group; however, the rectus abdominis muscle in the dominant foot was activated significantly earlier and before the heel contact with the ground (P=0.001).

Conclusion It seems that AGP changes the timing of electromyographic muscle activity in football players. These changes and compensatory mechanisms may put the athletes at the potential risk of lower limb injuries. It is recommended to find solutions to reduce the effects of AGP and the resulting changes.

Keywords Electromyography, Athletic groin pain, Cross-cutting maneuver, Football.

Received: 25 Aug 2021
Accepted: 06 Sept 2021
Available Online: 21 Jan 2023

Corresponding Author:
Elham Shirzad Araghi, PhD.
Address: Department of Biomechanics and Sports Technology, Sport Science Research Institute, Tehran. Iran.
Tel: +98 (21) 61118916
E-Mail: eshirzad@ut.ac.ir

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Athletic groin pain (AGP) is one of the most common injuries among athletes in sports involving repeated accelerations, kicking, and constant change of direction. It leads to the use of compensatory mechanisms to modulate it and affects lumbar-pelvic and hip movements, which prolongs the treatment process. So far, no study have been conducted to evaluate the timing and feed-forward and feed-backward mechanisms in people with AGP; therefore, this study aims to compare the timing of electromyographic activity of selected lumbar-pelvic muscles during a cross-cutting maneuver in football players with AGP and healthy players.

Materials and Methods

In this quasi-experimental study, 28 football players in the second division league of Iran participated in two groups of control (14 healthy players with a mean age of 22±1.5 years, a height of 1.78±0.05 m, and a weight of 77±10 kg) and AGP (14 players with AGP and a mean age of 22.5±2 years, a height 1.75±0.06 m and a weight 75±7 kg). Inclusion criteria for the players with AGP were: having on-sided pain in the adductor muscles of the groin, groin pain after training, positive adductor squeeze test, lack of pain in the adjacent muscles or hip joint in the past 6 months, and participating in sport sessions despite being in pain) for healthy players, inclusion criteria were: no history of lower limb injuries in the past year, negative adductor squeeze test, and general health.

Exclusion criteria were: History of low back pain in the past year, neurological symptoms in the lower limbs, history of hip fracture or dislocation, and arthritis.

The visual analog scale (VAS) was used to assess the pain. A force plate was used to measure the ground reaction force (GRF) with a frequency of 1000 Hz. When the vertical GRF exceeded 10 N, the time was considered as the time of foot-ground contact. A 32-channel electromyography (EMG) device (Myon, Switzerland) was used to measure the activity of selected lumbar-pelvic muscles before and after foot-ground contact with a frequency of 1000 Hz. Both devices were time-synchronized by Nexus software The selected muscles were abdominal muscles (gluteus medius, rectus abdominis, multifidus, transverse abdominis/internal oblique) and hip muscle (adductor longus). The electrodes were attached to the muscles according to the SENIAM protocol after skin preparation. The timing of muscle activity was evaluated during cross-cutting maneuvers. After the contact of the dominant foot with the force plate, the subject performed the maneuvers at 60 degrees related to the dominant foot, three times with a one-minute rest interval.

The GRF data were filtered with a fourth-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 30 Hz. The EMG data were filtered with a fourth-order 20-500 Hz band-pass Butterworth filter. The EMG data were recorded at 60 ms before and after the foot-ground contact. To determine the onset of the muscle activity, the mean and standard deviation of the EMG amplitude relative to the baseline was used. In this method, the EMG data was first filtered and rectified. Then, three standard deviation of the mean baseline muscle activity was considered as the threshold for the onset muscle activity. When the electrical activity of the muscles exceeded the baseline threshold and continued for 25 ms, that moment was considered as the time for the onset of muscle activity.

MATLAB 2021 software was used to filter and process the GRF and EMG data. ORIGIN 2021 software was used to plot the output. For data analysis in SPSS software version 25, Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality of the data and independent t-test and Mann-Whitney U test were used to compare the results between the two groups. The significance level was set at 0.05.

Results

The result indicated that the time for the onset of activity in the medius muscle in the dominant foot (P=0.033) and in the multifidus muscle in the opposite foot (P= 0.023) for the group with AGP was significantly delayed in comparison with the control group; however, the rectus abdominis muscle of the dominant foot was activated significantly earlier and before the heel contacted with the ground (P=0.001).

Discussion

According to the findings of the present study, AGF leads to changes in the time for the onset of muscle activity and feed-forward and feed-backward mechanisms in the neuromuscular system. These related changes and compensatory mechanisms may put the athletes at the further potential risk of lower limb injuries. It is necessary to conduct more studies on the timing and feed-forward and feedback mechanisms of people with AGF using different motor tasks and provide solutions to reduce the pain and the resulting changes.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the ethics committee from the Research Ethics Committees of Sport Sciences Research Institute (SSRI). Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committees of Sport Sciences Research Institute (SSRI) (Code: IR.SSRC.REC.1400.020).

Funding

This study was extracted from the PhD. academic research opportunity thesis of Hamidreza Naserpour under the supervision of Elham Shirzad Araghi at Biomechanics and Sports Technology Department, Sport Science Research Institute, Tehran. Iran. This study is part of a research project , which has been accepted and funded by Sport Sciences Research Institute (SSRI) research center.

Authors' contributions

All authors contributed equally in preparing all parts of the research.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We are grateful to the sports medicine centers that provided the necessary assistance to introduce the athletes and all the participants in the research.

مقاله پژوهشی

مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب کمری–لگنی حین مانور برش جانبی متقاطع در فوتبالیست‌های سالم و مبتلا به درد قدامی کشاله ران

*الهام شیرزاد عراقی[۲،۱]، حمیدرضا ناصرپور[۳]، مهدی خالقی تازجی[۳]، امیر لطافت‌کار[۳]

۱. گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.
۲. گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۳. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation 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 (Persain)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 11(6):922-935. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.6

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.6

CC BY

چکیده

مقدمه و اهداف درد قدامی کشاله ران یکی از آسیب‌های متداول در میان ورزشکاران است که موجب به‌کارگیری مکانیسم‌های جبرانی در جهت تعدیل آن شده است. این درد، حرکات کمری-لگنی و ران را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد و منجر به طولانی‌شدن روند درمان درد می‌شود. هدف از مطالعه حاضر، مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب کمری–لگنی حین مانور برش جانبی متقاطع در فوتبالیست سالم و مبتلا به درد قدامی کشاله ران بود.

مواد و روش‌ها در مطالعه نیمه‌تجربی حاضر، ۲۸ فوتبالیست (گروه سالم (۱۴ نفر) و گروه مبتلا به درد کشاله ران (۱۴ نفر) لیگ دو کشوری شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سرینی میانی، نزدیک‌کننده طویل ران، راست شکمی، مولتی فیدوس، عرضی شکمی/مایل داخلی به‌صورت دوطرفه به فاصله ۶۰ میلی ثانیه از زمان برخورد پا با زمین، حین مانور برش جانبی متقاطع در هر ۲ گروه ثبت و زمان شروع فعالیت نسبت به لحظه برخورد پا با زمین بین ۲ گروه محاسبه شد.

یافته‌ها نتایج نشان داد زمان آغاز فعالیت عضله سرینی میانی در پای تکیه‌گاه (P=۰/۰۳۳) و عضله مولتی فیدوس در پای مقابل تکیه‌گاه (P=۰/۰۲۳) گروه دارای درد قدامی کشاله ران در مقایسه با گروه کنترل به‌طور معناداری با تأخیر همراه است، اما در پای تکیه‌گاه عضلات راست شکمی در مقایسه با گروه کنترل به‌طور معناداری زودتر و قبل از تماس پاشنه پا با زمین فعال شده‌اند (P=۰/۰۰۱).

نتیجه‌گیری به‌نظر می‌رسد عامل درد کشاله ران موجب تغییر در زمان‌بندی شروع فعالیت عضلانی می‌شود. این در بازیکنان فوتبال تغییرات و مکانیسم‌های جبرانی حاصل از آن می‌تواند فرد را در معرض خطر آسیب‌های بالقوه اندام تحتانی قرار دهد. بنابراین توصیه می‌شود محققان با درنظر گرفتن نتایج تحقیق حاضر و استفاده از بازخوردهای لازم، راه‌کارهایی را در جهت کاهش اثرات درد و تغییرات ناشی از آن ارائه دهند.

کلیدواژه‌ها الکترومیوگرافی، درد قدامی کشاله ران، مانور برش جانبی متقاطع، فوتبال

تاریخ دریافت: ۰۳ شهریور ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۱۵ شهریور ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۰۱ بهمن ۱۴۰۱

* **نویسنده مسئول:**
دکتر الهام شیرزاد عراقی
نشانی: تهران، دانشگاه تهران، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی.
تلفن: ۶۱۱۱۸۹۱۶ (۲۱) ۹۸+
رایانامه: eshirzad@ut.ac.ir

مقدمه

فعالیت‌های بدنی بخش جدایی‌ناپذیری از برنامه روزمره انسان است. به همین دلیل، بروز آسیب در آن امری اجتناب‌ناپذیر است [۱]. اندام تحتانی در حین فعالیت‌های تحمل‌کننده وزن، مسئول جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بارهای وارد بر بدن است [۲]. مفصل ران عمدتاً مسئول تحمل وزن تنه و انتقال آن از لگن به اندام تحتانی بوده و به‌دلیل تحرک بالا و بارگذاری مداوم در طول فعالیت‌های روزمره مستعد آسیب‌دیدگی است. براساس مطالعات انجام‌شده، آسیب‌های ورزشی اغلب در حین پیشروی به سمت جلو، پرش و یا حرکات برشی[1] اتفاق می‌افتد [۳]. حرکات برشی و پرشی یکی از اجزای اساسی اجرای موفقیت‌آمیز در فعالیت‌های ورزشی می‌باشد. به‌عنوان مثال در یک بازی فوتبال هر بازیکن معمولاً بین ۲۰۳±۷۲۶ بار، حرکت برش را انجام می‌دهد [۳، ۴].

درد قدامی کشاله ران یکی از آسیب‌دیدگی شایع اندام تحتانی در میان ورزشکاران رشته‌های ورزشی فوتبال، راگبی و هندبال که در حرکات خود نیازمند تغییر مسیرهای مداوم، دویدن، پرش، استارت‌های مکرر، ضربه و حرکات پیچشی می‌باشند، است [۵، ۶]. میزان شیوع این عارضه در فوتبال در حدود ۴۵ درصد گزارش شده است. این میزان موجب از دست دادن بیش از نیمی از ۲۲ بازی در طول فصل می‌شود و هزینه‌ای بالغ بر ۱/۷ میلیون دلار استرالیا به‌علت از دست دادن بازیکنان در بردارد [۵، ۷]. درد کشاله ران تأثیر معناداری بر عملکرد ورزشکار در زندگی روزمره، عملکرد ورزشی و کیفیت زندگی فرد دارد [۸] و حرکات کمری-لگنی و ران را تحت تأثیر قرار می‌دهد که منجر به طولانی‌شدن روند درمان درد می‌شود [۹]. افراد مبتلا به این عارضه دارای فعالیت انتخابی متفاوتی هستند که موجب به‌کارگیری مکانیسم‌های جبرانی در جهت تعدیل آن‌ها می‌شود که بر کیفیت کلی حرکت آن‌ها تأثیر می‌گذارد [۱۰]. هرگونه تغییر در وضعیت و عملکرد به‌واسطه درد در مفصل ران و لگن، به‌علت قرار گرفتن در بخش میانی بدن و ارتباط اساسی آن با اندام‌ها و مفاصل مجاور می‌تواند بر راستا و الگوهای حرکتی، تأثیرگذار باشد [۱۰، ۱۱].

الگوی فراخوانی و زمان‌بندی مناسب فعالیت عضلانی اطراف مفصل از منظر بیومکانیکی اهمیت بسزایی دارد و عاملی برای حفظ ثبات و پایداری مفصل به‌شمار می‌رود. سیستم عصبی با به‌کارگیری ۲ مکانیسم فیدبکی[2] و فید فورواردی[3] الگوی فراخوانی فعال‌سازی عضلات بعد و یا قبل از وارد شدن محرک را کنترل می‌کند. به‌عبارت دیگر، سیستم عصبی در مکانیسم فید فورواردی با استفاده از تجربیات قبلی، سیستم عصبی-عضلانی را قبل از شروع محرک فعال می‌کند تا از آسیب فرد جلوگیری شود [۱۲].

1. Cutting Movement
2. Feed Back
3. Feed Forward

طبق شواهد موجود، الگوی انقباضی عضلات تنه، لگن و ران در افراد دارای درد کشاله ران با افراد سالم متفاوت است [۱۳-۱۵]. در این افراد، میزان نسبت فعال‌سازی و زمان‌بندی شروع فعالیت عضلات کنترل‌کننده حرکات لگنی به‌واسطه درد، دستخوش تغییر می‌شود. این موضوع، موجب تغییر الگوی اقتصاد دویدن، افزایش انحرافات لگن و ریسک فاکتورهای بروز آسیب اندام تحتانی می‌شود [۱۶]. شناسایی تغییرات و مکانیسم‌هایی که به‌واسطه درد به‌وجود می‌آید، امری ضروری به‌نظر می‌رسد [۱۰، ۱۱]. برای پی‌بردن به نقص‌های کنترل حرکتی و استراتژی‌های آن بررسی الگوی به‌کارگیری عضلات در طی حرکت ضروری است. باوجوداین و براساس دانش و بررسی نگارندگان پژوهش حاضر، مطالعه‌ای با موضوع بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلانی افراد مبتلا به عارضه درد قدامی کشاله ران در مانورهای برشی یافت نشد.

بنابراین هدف از پژوهش حاضر مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب کمری-لگنی حین مانور برش جانبی متقاطع در فوتبالیست‌های سالم و مبتلا به درد قدامی کشاله ران بود.

مواد و روش‌ها

در این تحقیق نیمه‌تجربی[4]، مدل تحقیق مقایسه‌ای و نوع کاربردی بود. تمامی مراحل تست برای همه آزمودنی‌ها تشریح و قبل از شروع تست‌ها، رضایت‌نامه کتبی شرکت در تحقیق توسط آزمودنی‌ها امضا شد. مطالعه حاضر مطابق با اعلامیه اخلاق هلسینکی ۲۰۰۸ بوده و کلیات آن توسط کمیته ملی اخلاق در مطالعات زیست پزشکی تأیید شده است.

جامعه آماری تحقیق حاضر مردان سالم و مبتلا به درد کشاله قدامی رشته ورزشی فوتبال که نیازمند تغییر مسیرهای مداوم، دویدن، پرش، استارت‌های مکرر، ضربه و حرکات پیچشی می‌باشد، بود. نمونه براساس تحقیقات پیشین و با استفاده از نسخه ۳ نرم‌افزار جی‌پاور[5] طراحی شده و توسط دانشگاه کیل[6] کشور آلمان با توان آماری ۰/۶۵ و اندازه اثر ۰/۵ و خطای ۰/۳۴، ۱۴ نفر درنظر گرفته شد [۱۱، ۱۷]. خروجی نرم‌افزار فوق به پیوست شماره ۱ ضمیمه شده است. آزمودنی‌ها شامل فوتبالیست‌های حاضر در لیگ دو کشوری بودند. در گروه دارای درد قدامی کشاله ران با هماهنگی و مراجعه کلینیک تخصصی پزشکی ورزشی ایفمارک[7] و مراکز فیزیوتراپی ورزشی به‌صورت داوطلبانه و دردسترس انتخاب شدند. معیارهای ورود به تحقیق برای گروه دارای درد قدامی کشاله ران عبارت‌اند از: داشتن درد کشاله قدامی یک‌طرفه بیش از ۴ هفته در قسمت فوقانی سر ثابت عضله نزدیک‌کننده بر روی استخوان عانه [۱۸]، درد کشاله

4. Semi-Experimental Study
5. G-Power
6. Keil University
7. IFMARK

ران پس از فعالیت بدنی [۱۹]، مثبت‌شدن تست اسکویز[۸] [۲۰]، عدم وجود هرگونه درد در عضلات مجاور یا مفصل ران در ۶ ماه گذشته [۱۸]، شرکت در ورزش و فعالیت بدنی علی‌رغم وجود درد [۱۰، ۱۱]. برای گروه سالم، عدم وجود سابقه هرگونه مصدومیت اندام تحتانی در یک سال اخیر [۱۰، ۱۱]، منفی‌شدن تست اسکویز [۲۰] و سلامتی عمومی بدن [۱۱] بود.

معیارهای خروج از تحقیق نیز شامل سابقه کمردرد در یک سال گذشته [۱۰]، سابقه بیماری‌های عصبی-عضلانی در اندام تحتانی [۲۱]، سابقه شکستگی یا دررفتگی لگن، بدخیمی یا بیماری‌های عصبی، مشکلات مفصلی (آرتریت) بود [۱۸].

از آزمون مقیاس بصری درد[۹] برای تعیین میزان درد استفاده شد. این مقیاس برای اندازه‌گیری شدت درد ادراک‌شده توسط فرد بود و دارای یک خط افقی ۱۰ سانتی‌متری می‌باشد که به ۱۰ قسمت مساوی تقسیم شده است. در سمت عدد صفر آن کلمه «بدون درد» و در سمت عدد ۱۰ «حداکثر میزان درد قابل‌تحمل» نوشته شده است. بعد از توضیحات لازم از آزمودنی‌ها خواسته شد تا میزان درد خود را که در طول روز تحمل می‌کنند با انتخاب اعداد بین صفر (بدون درد) تا ۱۰ (درد غیرقابل‌تحمل) علامت‌گذاری کنند [۲۲]. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی و درد آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

از یک صفحه نیرو[۱۰] ۳ محوره با مارک تجاری کیستلر[۱۱] مدل ۹۲۶۰AA۶ با ابعاد ۶۰ در ۵۰ سانتی‌متر ساخت کشور سوئیس جهت ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. از نیروی عکس‌العمل زمین جهت تعیین زمان برخورد پا با زمین استفاده شد. هنگامی‌که مؤلفه عمودی نیرو عکس‌العمل زمین به بیشتر از ۱۰ نیوتن می‌رسید، این لحظه به‌عنوان زمان برخورد پا با زمین درنظر گرفته می‌شد [۲۳]. از دستگاه الکترومیوگرافی ۳۲ کانال مارک تجاری مایون مدل آکتوس[۱۲] ساخت کشور سوئیس با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جهت بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلانی عضلات منتخب کمری-لگنی قبل و بعد از برخورد پا با زمین استفاده شد. هر ۲ دستگاه به‌لحاظ زمانی توسط نرم‌افزار نکسوس[۱۳] همگام‌سازی[۱۴] شدند.

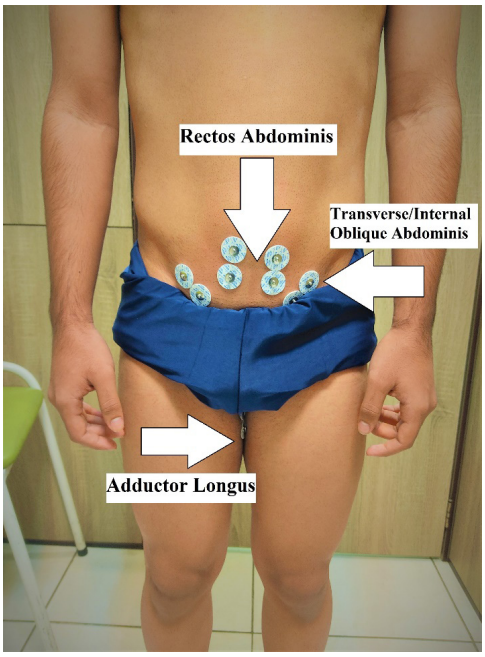
جهت ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب ناحیه کمری-لگنی ابتدا سطح پوست آزمودنی‌ها توسط پد الکلی تمیز و توسط تیغ یک‌بار مصرف تمامی موهای ناحیه موردنظر تراشیده شد؛ سپس به‌منظور کاهش مقاومت الکتریکی پوست با استفاده از یک سمباده نرم سطح پوست ساییده شد تا رنگ آن به‌صورتی روشن تغییر رنگ پیدا کند. الکترودهای سطحی با مارک تجاری اینتکو[۱۵] مدل SF-07 ساخت کشور چین و با فاصله ۲ سانتی‌متری مرکز به مرکز الکترودها و در راستای تار عضلانی، چسبانیده شد. عضلات منتخب کمر شامل (راست شکمی[۱۶]، عرضی شکمی/مایل داخلی[۱۷]، مولتی فیدوس[۱۸]) و لگنی (نزدیک‌کننده طویل[۱۹] و سرینی میانی[۲۰]) بود. الکترودها براساس پروتکل‌های سنیام[۲۱] بر روی عضلات مورد نظر نصب شد. (تصویر شماره ۱) [۱۰]. جهت بررسی آرایش صحیح الکترودها، سیگنال‌های الکترومیوگرافی عضلات موردنظر با استفاده از تکنیک‌های ارزیابی دستی، بررسی و ارزیابی شد [۲۴].

از میان تکالیف و حرکات برشی، مانور برش جانبی متقاطع که یکی از تست‌های متداول در بررسی ریسک فاکتورهای بروز آسیب اندام تحتانی می‌باشد، استفاده شد [۲۵]. در مانور برش جانبی متقاطع آزمودنی پس از برخورد پای غالب خود بر روی صفحه نیرو، مانور برشی را با زاویه ۶۰ درجه نسبت به پای تکیه‌گاه انجام می‌داد. آزمودنی ۳ بار این حرکت را با فواصل استراحتی ۱ دقیقه انجام می‌داد. (تصویر شماره ۲). به‌منظور همسانی شرایط آزمون و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی برش آزمودنی در اثر تمرکز روی سرعت انجام مانور، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود مسیر را طی کنند و در زمان عبور به صفحه نیرو نگاه نکنند. آزمودنی چند بار مسیر را به‌طور آزمایشی طی می‌کرد. اگر فرد طی آزمون به صفحه نیرو نگاه می‌کرد و یا پای خود را به‌طور کامل بر روی صفحه نیرو قرار نمی‌داد، آزمون مجدداً تکرار می‌شد [۳، ۲۵].

داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با استفاده از فیلتر باترورث[۲۲] پایین گذر مرتبه چهارم و با فرکانس قطع ۳۰ هرتز و داده‌های الکترومیوگرافی نیز با استفاده از فیلتر باترورث میان‌گذر ۲۰-۵۰۰ هرتز درجه چهارم فیلتر شدند [۲۶-۲۸]. داده‌های الکترومیوگرافی عضلات منتخب در ۶۰ میلی‌ثانیه قبل و بعد از زمان برخورد پا با زمین توسط الکترودهای سطحی ثبت شد [۲۹، ۳۰].

جهت تعیین شروع فعالیت الکتریکی عضلات از روش ریاضیاتی میانگین و انحراف‌معیار دامنه فعالیت نسبت به خط پایه استفاده شد. در این روش، ابتدا سیگنال فیلتر و یک‌سویه شده و ۳ برابر انحراف‌معیار از میانگین میزان فعالیت الکتریکی عضلات در خط زمینه به‌عنوان آستانه شروع فعالیت عضلانی درنظر گرفته شد. هرگاه میزان فعالیت الکتریکی عضلات از آستانه تعریف‌شده فراتر رفت و به‌مدت ۲۵ میلی ثانیه ادامه داشت، آن لحظه به‌عنوان

8. Squeez Test
9. Visual Analog Scale (VAS)
10. Force Plate
11. Kistler
12. Actos
13. Nexus
14. Sync
15. INTCO
16. Rectus Abdominis
17. Oblique Abdominis
18. Multifidus
19. Adductor Longus
20. Gluteus Medius
21. SENIAM
22. Butterworth

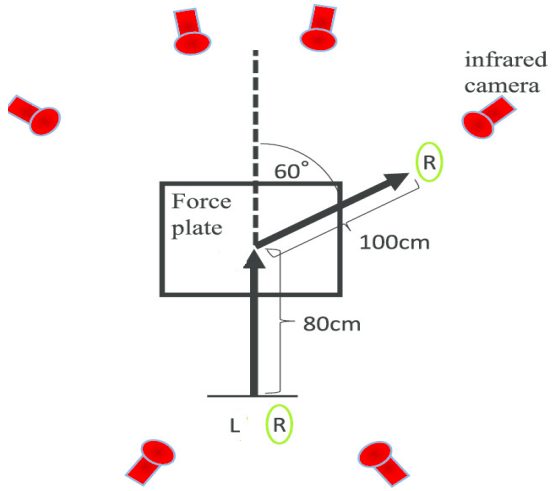


تصویر ۱. موقعیت قرارگیری الکترودهای سطحی براساس پروتکل‌های سنیام

زمان شروع فعالیت عضلانی درنظر گرفته شد [۱۸، ۳۱]. میزان دامنه خطای مطلق اندازه‌گیری در گروه های عضلانی مختلف با ۹۵ درصد اطمینان برابر با (۳/۵-۵/۷) و میزان پایایی درون آزمون‌گر برابر با (۷۹/۴-۸۴/۶) بود.

از نسخه ۲۰۲۱ نرم‌افزار متلب[23] برای فیلترکردن و محاسبات داده‌های صفحه نیرو و الکترومیوگرافی و از نسخه ۲۰۲۱ نرم‌افزار اوریجین پرو[24] ساخت کشور ایالات متحده آمریکا جهت نمایش و ارائه اطلاعات استفاده شد. در انتها از آمار توصیفی میانگین و انحراف‌معیار برای توصیف داده‌ها استفاده شد. با استفاده از

23. Matlab
24. Origin Pro



تصویر ۲. شماتیک مانور برش جانبی متقاطع

طب توانبخشی

نسخه ۲۵ نرم‌افزار SPSS و آزمون شاپیرو-ویلک[25] جهت بررسی نرمال‌بودن داده‌ها و به‌منظور مقایسه نتایج بین گروه‌های سالم و مبتلا به درد قدامی کشاله از آزمون تی مستقل[26] و یو-من-ویتنی[27] در سطح معناداری ۵ درصد استفاده شد.

یافته‌ها

مشخصات جمعیت‌شناختی و میزان ادراک درد آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است. آزمون تی‌مستقل نشان داد که تفاوت معناداری بین سن و قد و وزن و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها وجود ندارد.

نتایج آزمون شاپیرو ویلک نشان داد زمان‌بندی فعالیت عضلات در سمت پای تکیه‌گاه دارای توزیع نرمال و در سمت مقابل توزیع غیرنرمال دارند، بنابراین نتایج آزمون تی‌مستقل مرتبط با زمان‌بندی فعالیت عضلات در سمت پای تکیه‌گاه در تصویر شماره ۳ و نتایج آزمون یو-من-ویتنی مرتبط با زمان‌بندی فعالیت عضلانی در سمت مقابل پای تکیه گاه در جدول شماره ۲ ارائه شد.

آزمون آماری تی‌مستقل نشان داد در گروه دارای درد قدامی کشاله ران و در پای تکیه‌گاه (غالب) عضلات راست شکمی در مقایسه با گروه کنترل به‌طور معناداری زودتر و قبل از تماس پاشنه پا با زمین فعال شده‌اند (P=۰/۰۰۱). این آزمون همچنین نشان داد فعالیت عضله سرینی میانی در گروه کنترل نسبت به

25. Shapiro-Wilk Test
26. Independent T-Test
27. Mann–Whitney U test

جدول ۱. میانگین و انحراف‌معیار مشخصات جمعیت‌شناختی و ادراک درد آزمودنی‌ها (n=۱۴)

نام متغیر	میانگین±انحراف‌معیار		سطح معناداری
	کنترل	مبتلا به درد قدامی کشاله ران	
سن (سال)	۲۲±۱/۵	۲۲/۲±۵	۰/۱۷
قد (متر)	۷۸/۰۵±۱/۰	۷۵/۰۶±۱/۰	۰/۰۶۱
وزن (کیلوگرم)	۱۰±۷۷	۷۵±۷	۰/۵۵۲
شاخص توده بدنی	۲۳/۲±۵/۷	۲۴/۱±۲/۷۶	۰/۵۳۹
شاخص بصری درد	۰	۴/۰±۸/۹	<۰/۰۰۱

طب توانبخشی

گروه دارای درد قدامی کشاله ران به‌طور معناداری زودتر و قبل از برخورد پاشنه پا با زمین اتفاق می‌افتد (P=۰/۰۳۳). در فعالیت سایر عضلات تفاوت معناداری یافت نشد.

نتایج آزمون آماری یو-من-ویتنی نیز نشان داد عضله مولتی‌فیدوس در سمت مقابل پای تکیه نیز به‌طور معناداری دیرتر در گروه مبتلا به درد قدامی کشاله ران در مقایسه با گروه کنترل فعال شده است (P=۰/۰۲۳). در زمان‌بندی شروع فعالیت سایر عضلات، تفاوت معناداری یافت نشد.

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه زمان‌بندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب کمری-لگنی حین مانور برش جانبی متقاطع در فوتبالیست‌های سالم و مبتلا به درد قدامی کشاله ران بود. نتایج آزمون آماری تفاوت معناداری در زمان‌بندی فعال‌سازی عضله سرینی میانی در ۲ گروه آزمودنی نشان داد. کارکرد عضله سرینی میانی حین ایستایش روی پای تکیه‌گاه از اهمیت زیادی برخوردار بوده است و رابطه نزدیکی با ولگوس زانو و بروز آسیب‌های اندام تحتانی دارد [۳۲، ۳۳]. کارکرد طبیعی و به‌موقع این عضله در حفظ ثبات عرضی لگن ضروری است، زیرا به هنگام ایستادن بر روی یک پا، وزن بدن تمایل به پایین کشیدن لگن حول محور مفصل ران تحمل‌کننده وزن و ایجاد یک گشتاور نزدیک‌کننده[28] دارد، بنابراین برای اینکه لگن افقی باقی بماند، باید گشتاوری مخالف با این گشتاور نزدیک‌کننده توسط عضلات

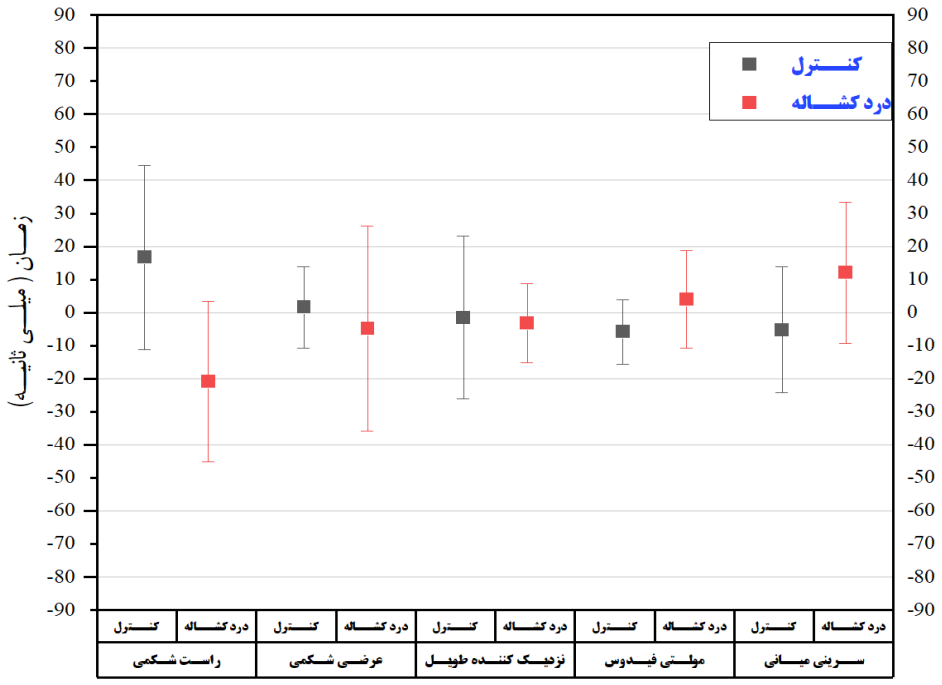
28. Adductor

جدول ۲. نتایج آزمون یو-من-ویتنی زمان‌بندی شروع فعالیت عضلانی سمت پای مقابل تکیه‌گاه آزمودنی‌ها (n=۱۴)

نام عضله	زمان‌بندی شروع فعالیت (میلی ثانیه)				
	گروه	میانگین رتبه	مجموع رتبه	یو-من-ویتنی	سطح معناداری
راست شکمی	کنترل	۱۶/۳۲	۲۲۸/۵۰	۷۲/۵	۰/۲۴۱
	مبتلا به درد قدامی کشاله ران	۱۲/۶۸	۱۷۷/۵		
عرضی شکمی/مایل داخلی	کنترل	۱۵/۶۴	۲۱۹	۸۲	۰/۴۶۲
	مبتلا به درد قدامی کشاله ران	۱۳/۳۶	۱۸۷		
نزدیک‌کننده طویل	کنترل	۱۵/۵	۲۱۷	۸۴	۰/۵۲۰
	مبتلا به درد قدامی کشاله ران	۱۳/۵	۱۸۹		
مولتی فیدوس	کنترل	۱۱	۱۵۴	۴۹	۰/۰۲۳*
	مبتلا به درد قدامی کشاله ران	۲۵۲	۱۸		
سرینی میانی	کنترل	۱۳/۸۶	۱۹۴	۸۹	۰/۶۷۹
	مبتلا به درد قدامی کشاله ران	۱۵/۱۴	۲۱۲/۵		

*معناداری در سطح ۰/۰۵

طب توانبخشی



تصویر ۳. میانگین و انحراف‌معیار زمان‌بندی شروع فعالیت عضلانی سمت پای تکیه‌گاه (غالب) آزمودنی‌ها (n=۱۴)

*معناداری در سطح ۰/۰۵، ** علامت منفی و مثبت به ترتیب بیانگر فید فوروارد و فیدبک است.

طب توانبخشی

دورکننده سمت تحمل‌کننده وزن ایجاد شود [۳۴، ۳۵]. در افراد مبتلا به درد قدامی کشاله ران، شروع فعالیت عضله سرینی میانی در سمت تحمل‌کننده وزن به‌طور معناداری با تأخیر و پس از برخورد پا با زمین می‌باشد که موجب تأخیر در تعدیل گشتاور نزدیک‌کننده می شود و افتادگی لگن در سمت مقابل در لحظه برخورد می‌شود و می‌تواند تا ۱۳ درصد اقتصاد حرکت را تحت‌تأثیر قرار دهد [۱۶]. این نتایج با یافته‌های براماه و همکاران و فرانکلین میلر و همکاران که افزایش ریسک فاکتورهای بروز آسیب‌های زانو متعاقب افتادگی لگن را گزارش کرده بودند، همسو بود. با این تفاوت که در مطالعه براماه و همکاران تسک موردنظر دویدن و در مطالعه فرانکلین میلر مانور تغییر جهت مداوم بود [۱۶، ۳۶]. به‌نظر می‌رسد ورزشکاران دارای درد قدامی کشاله ران نمی‌توانند به‌طور مؤثر از مکانیسم فید فورواردی لازم جهت ثبات عرضی لگن استفاده کند. این تفاوت در کارکرد موجب افزایش بروز ریسک فاکتورهای آسیب تحتانی در این گروه می‌شود.

کنترل عصبی–عضلانی در صفحه ساجیتال[29] (تیلت قدامی و خلفی) لگن حین حرکات انسان نقش مهمی در نگهداری وضعیت بدن و پیشگیری از آسیب دارد [۳۷]. در گروه دارای درد قدامی کشاله ران، شروع فعالیت عضله راست شکمی قبل از برخورد پا با زمین و در سمت پای تکیه‌گاه فعالیت عضله مولتی‌فیدوس به‌طور معناداری با تأخیر همراه بود. کووان و همکاران نشان دادند که ارتباط معناداری میان تأخیر در شروع فعالیت عضلات شکمی و کشیدگی عضلات نزدیک‌کننده ران وجود دارد [۱۸]. نقش فعالیت عضله راست شکمی به‌منظور جلوگیری از تیلت قدامی و پایداری تنه است [۳۸, ۳۹]. منصوری‌زاده و همکاران اظهار کردند، افراد مبتلا به درد قدامی کشاله ران دارای فعالیت عضلانی انتخابی متفاوتی هستند که موجب به‌کارگیری مکانیسم‌های جبرانی در جهت تعدیل آن‌ها می‌شود [۱۰]. یکی از مکانیسم‌های جبرانی افراد مبتلا به درد در سمت تحمل‌کننده وزن و دارای تأخیر و ضعف عملکرد عضلات دورکننده ران، خم کردن تنه به سمت دارای درد برای کاهش گشتاور اداکتوری ناشی از وزن می‌باشد که این امر توسط فعالیت یک‌طرفه عضلات کمری و شکمی صورت می‌گیرد [۳۹].

در تحقیقات قبل، اطلاعات جامعی در مورد فعالیت زمان‌بندی عضله مولتی‌فیدوس در گروه‌ها و تسک های حرکتی متناظر یافت نشد. باوجوداین، به‌نظر می‌رسد عضلات مولتی‌فیدوس نیز با اعمال گشتاور اکستنسوری[30] و در نقش سینرژی حرکتی سعی بر حذف نقش عضلات خم‌کننده تنه (عضلات شکمی) و تثبیت تنه دارد که فعالیت فید فورواردی عضله راست شکمی با مکانیسم جبرانی مقابله با درد در افراد مبتلا مرتبط باشد. باوجوداین، مطالعات مشابهی جهت بررسی یافته‌های پژوهش حاضر با آن یافت نشد.

29. Sagittal

30. Extensor

در افراد سالم، فعالیت فیدفورواردی و کنترل حرکتی لازم نقش مهمی در جهت تعدیل اثرات منفی نیروهای خارجی وارد بر بدن قبل از برخورد با زمین ایفا می‌کند.

باتوجه‌به الگوی فراخوانی عضلات سرینی میانی و راست شکمی در ثبات لگن در صفحات عرضی و ساجیتال در لحظه برخورد پا با زمین، به‌نظر می‌رسد درد موجب تغییرات مهمی در این الگوهای حرکتی در غالب مهار و یا کاهش عملکرد عضلات سرینی و راست شکمی در افراد مبتلا به درد قدامی کشاله ران می‌شود؛ می‌توان آن را نتیجه تغییر در برنامه‌های حرکتی سوپر اسپاینال دانست. باتوجه‌به اینکه تاکنون نقش این الگوها در برنامه‌های حرکتی در افراد مبتلا به درد قدامی کشاله ران مشخص نشده است؛ بنابراین نمی‌توان به‌طور قطع از این تغییرات به‌عنوان استراتژی‌های محافظتی و یا نارسایی و یا هر دو یاد کرد[۴۰].

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به جنسیت آزمودنی‌ها اشاره کرد. باتوجه‌به اینکه تفاوت‌های جنسیتی همچون مرکز ثقل پایین‌تر، لگن پهن‌تر و همچنین تفاوت در مکانیک پرش و برش در ۲ هر جنس متفاوت است، بنابراین دور از انتظار نیست که نتایج پژوهش حاضر برای زنان قابل تعمیم نباشد. از سوی دیگر، در محدودیت‌های پژوهش پیش‌رو می‌توان به این نکته اشاره کرد که میزان هم ثبتی ۲ عضله عرضی شکمی و فیبرهای تحتانی مایل داخلی بسیار بالا بوده که امکان تفکیک هریک از آن‌ها به تنهایی میسر نیست. بدین ترتیب فعالیت ثبت‌شده در این ناحیه به‌طور کلی با عنوان عضله عرضی شکمی گزارش شد.

درانتها نیز باید خاطر نشان کرد که اگرچه الکترومیوگرافی یکی از ابزارهای غربالگری در دست پژوهشگران و محققان پزشکی درزمینه تشخیص خستگی، شروع و تعیین شدت فعالیت عضله است؛ اما بااین‌حال، دارای محدودیت‌هایی خارج از کنترل محقق می‌باشد؛ برخی از این محدودیت‌ها ناشی از تفاوت‌های فردی همچون رسانایی پوست و ضخامت چربی زیرپوستی و زاویه فیبر عضلانی می‌باشد. بنابراین همواره می‌بایست در تفسیر اطلاعات حاصل از الکترومیوگرافی جوانب احتیاط را رعایت کرد.

باتوجه‌به اهمیت موضوع، نیاز است که تحقیقات بیشتری با وظایف حرکتی متفاوت در حوزه زمان‌بندی و مکانیسم‌های فیدفورواردی و فیدبکی افراد مبتلا به درد قدامی کشاله ران انجام شود. بنابراین توصیه می‌شود محققان با درنظر گرفتن نتایج تحقیق حاضر و استفاده از بازخوردهای لازم، راهکارهایی در جهت کاهش اثرات درد و تغییرات ناشی از آن را ارائه دهند.

نتیجه‌گیری

براساس یافته‌های پژوهش حاضر، عامل درد کشاله ران موجب تغییرات در زمان‌بندی شروع فعالیت عضلانی در مکانیسم فیدفورواردی و فیدبکی سیستم عصبی عضلانی شد. این تغییرات و مکانیسم‌های جبرانی حاصل از آن می‌تواند فرد را در معرض خطر آسیب‌های بالقوه اندام تحتانی قرار دهد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته ملی اخلاق در مطالعات زیست پزشکی درنظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1400.020دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از دوره فرصت مطالعاتی دکتری آقای حمیدرضا ناصرپور با راهنمایی سرکار خانم دکتر الهام شیرزاد گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی می‌باشد.

مشارکت‌نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله، مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنا بر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از مراکز پزشکی ورزشی که مساعدت‌های لازم جهت معرفی ورزشکاران و تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش داشتند، قدردانی می‌شود.

References

[1] Naserpour H, Mirjani M. [The prevalence and etiology of ankle injury in professional karate players in Iran (Persain)]. Journal of Sport Biomechanics. 2019; 4(4):2-15. [DOI:10.32598/biomechanics.4.4.2]

[2] Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of Athletic Training. 2003; 38(1):18-23. [PMID]

[3] 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 (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 9(2):1-8. [Link]

[4] Khaleghi M, Sadeghi H, Hosseini AA, Memar R. [Effects of selected four weeks training on hip and knee kinematics local dynamic stability during vertical jump in active young men (Persian)]. Sport Medicine Studies. 2018; 8(22):35-52. [DOI:10.22089/smj.2017.2989.1166]

[5] Ekstrand J, Hilding J. The incidence and differential diagnosis of acute groin injuries in male soccer players. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports. 1999; 9(2):98-103. [DOI:10.1111/j.1600-0838.1999.tb00216.x] [PMID]

[6] Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. The epidemiology of groin injury in senior football: A systematic review of prospective studies. British Journal of Sports Medicine. 2015; 49(12):792-7. [DOI:10.1136/bjsports-2015-094705] [PMID]

[7] Harøy J, Clarsen B, Thorborg K, Hölmich P, Bahr R, Andersen TE. Groin problems in male soccer players are more common than previously reported. American Journal of Sports Medicine. 2017; 45(6):1304-8. [DOI:10.1177/0363546517737749] [PMID]

[8] Dooley K, Drew M, Schultz A, Snodgrass S, Pizzari T, McGann T, et al. High prevalence of groin pain identified in elite basketball U20s athletes and its impact on function and quality of life. Journal of Science and Medicine in Sport. 2018; 21(1):S88. [DOI:10.1016/j.jsams.2018.09.201]

[9] 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. Physical Therapy in Sport. 2017; 23:45-9. [DOI:10.1016/j.ptsp.2016.06.008] [PMID]

[10] Mansourizadeh R, Letafatkar A, Khaleghi-Tazji M. Does athletic groin pain affect the muscular co-contraction during a change of direction. Gait and Posture. 2019; 73:173-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.07.249] [PMID]

[11] 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 and Posture. 2020; 77:36-42. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.01.013] [PMID]

[12] Nazarian A, Letafatkar A, Barati A, Jamshidi AA, Abasi A. [Effect of CST90 fatigue protocol on timing and electromyography activity of gluteus medius muscle of soccer players (Persian)]. Journal for Research in Sport Rehabilitation. 2016; 4(8):11-20. [Link]

[13] Dupré T, Tryba J, Potthast W. Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements. bioRxiv. 2020; 1-13. [DOI:10.1101/2020.08.04.235713]

[14] Matsunaga N, Aoki K, Kaneoka K. Comparison of modular control during sidestepping with versus without groin pain. International Journal of Sport and Health Science. 2019; 17:114-8. [DOI:10.5432/ijshs.201831]

[15] Kloskowska PM, Maria P. The biomechanical determinants of sports related groin pain in athletes [PhD dissertation]. London: Queen Mary University of London; 2016. [Link]

[16] Bramah C, Preece SJ, Gill N, Herrington L. Is there a pathological gait associated with common soft tissue running injuries? American Journal of Sports Medicine. 2018; 46(12):3023-31. [DOI:10.1177/0363546518793657] [PMID]

[17] Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. Behavior Research Methods. 2009; 41(4):1149-60. [DOI:10.3758/BRM.41.4.1149] [PMID]

[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. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2004; 36(12):2040-5. [DOI:10.1249/01.MSS.0000147587.81762.44] [PMID]

[19] Janse van Rensburg L, 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. Physical Therapy in Sport. 2017; 26:20-6. [DOI:10.1016/j.ptsp.2017.05.003] [PMID]

[20] Delahunt E, McEntee BL, Kennelly C, Green BS, Coughlan GF. Intrarater reliability of the adductor squeeze test in gaelic games athletes. Journal of Athletic Training. 2011; 46(3):241-5. [DOI:10.4085/1062-6050-46.3.241] [PMID] [PMCID]

[21] 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. The Lancet. 1999; 353(9151):439-43. [DOI:10.1016/S0140-6736(98)03340-6] [PMID]

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

[23] Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012; 15(2):159-63. [DOI:10.1016/j.jsams.2011.07.012] [PMID]

[24] Karamvisi H, Babakhani F, Barati AH. [The effect of genu varum on the pre-activation muscle activation pattern and time to stabilization during the single leg jump-landing (Persain)]. Journal of Paramedical Sciences and Rehabilitation. 2020; 8(4):63-76. [DOI:10.22038/jpsr.2020.36185.1876]

[25] 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. The American Journal of Sports Medicine. 2014; 42(8):1985-92. [PMID]

[26] Wells RP. Assessment of signal and noise in the kinematics of normal pathological and sporting gaits. n Proc. Special Conf. Can. Soc. Biomech. 1980; 92-3. [Link]

[27] 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. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2018; 7(1):225-35. [DOI:10.22037/jrm.2018.110668.1444]

[28] De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Journal of Biomechanics. 2010; 43(8):1573-9. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.01.027] [PMID]

[29] 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. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2006; 16(3):273-80. [DOI:10.1016/j.jelekin.2005.07.005] [PMID]

[30] Santello M, McDonagh MJ. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Experimental Physiology. 1998; 83(6):857-74. [DOI:10.1113/expphysiol.1998.sp004165] [PMID]

[31] Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 1996; 101(6):511-9. [PMID]

[32] Earl JE, Hertel J, Denegar CR. Patterns of dynamic malalignment, muscle activation, joint motion, and patellofemoral-pain syndrome. Journal of Sport Rehabilitation. 2005; 14(3):216-33. [DOI:10.1123/jsr.14.3.216]

[33] Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2010; 40(2):42-51. [DOI:10.2519/jospt.2010.3337] [PMID]

[34] 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. Physical Therapy in Sport. 2019; 38:87-95. [DOI:10.1016/j.ptsp.2019.04.013] [PMID]

[35] 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. Clinical Journal of Sport Medicine. 2018; 28(4):364-9. [DOI:10.1097/JSM.0000000000000469] [PMID]

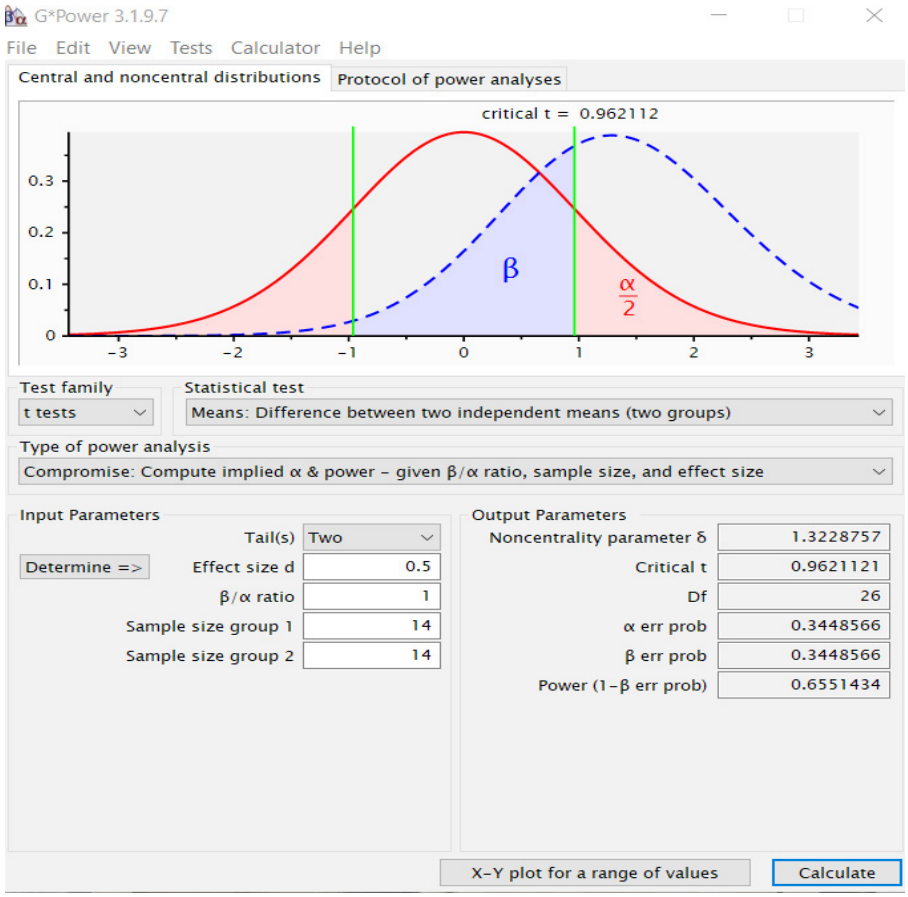
[36] Franklyn-Miller A, Richter C, King E, Gore S, Moran K, Strike S, et al. Athletic groin pain (part 2): A prospective cohort study on the biomechanical evaluation of change of direction identifies three clusters of movement patterns. British Journal of Sports Medicine. 2017; 51(5):460-8. [DOI:10.1136/bjsports-2016-096050] [PMID] [PMCID]

[37] Morelli V, Espinoza L. Groin injuries and groin pain in athletes: Part 2. Primary Care-Clinics in Office Practice. 2005; 32(1):185-200. [DOI:10.1016/j.pop.2004.11.012] [PMID]

[38] Saeterbakken AH, Fimland MS. Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. European Journal of Applied Physiology. 2012; 112(5):1671-8. [DOI:10.1007/s00421-011-2141-7] [PMID]

[39] Neumann DA. Kinesiology of the Hip: A focus on muscular actions. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2010; 40(2):82-94. [DOI:102519/jospt20103025] [PMID]

[40] Yousefi M, Sadeghi H, Ilbiegi S, Ebrahimabadi Z, Kakavand M, Wikstrom EA. Center of pressure excursion and muscle activation during gait initiation in individuals with and without chronic ankle instability. Journal of Biomechanics. 2020; 108:109904. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2020.109904] [PMID]



ضمیمه شماره ۱. خروجی نرم افزار G-power
T Tests - Means: Difference Between Two Independent Means (Two Groups)

طب توانبخشی

This Page Intentionally Left Blank