Journal of Research in Sport Rehabilitation
Vol 11. No 22. Autumn & Winter 2024
19-33

WWW.RSR.BASU.AC.IR

The activity of rectus femoris and vastus medialis muscles of soccer players by simulated soccer test during landing: A Clinical Trial Study

Nazarian, Ali Bagher*[1]; Barati, Amir.Hossein[2]; Letafatkar, Amir[3]; Jamshidi, Ali Ashraf [4]; Abasi, Ali[5]

1. Assistant Professor in Corrective exercises and Sports injuries, University of Payame-Noor, Tehran, Iran
2. Associate Professor in Sports Medicine, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Shahid Beheshti, Tehran, Iran.
3. Associate Professor in Corrective exercises and Sports injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Kharazmi, Tehran, Iran
4. Associate Professor, Physical Therapy Department, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
5. Assistant Professor in sports biomechanics, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Kharazmi, Tehran, Iran

Received 27 February 2023; Accepted 23 August 2023

Keywords

Quadriceps

Fatigue

Landing

CST90

Abstract

Background and Aim: This study aimed to investigate the activity of soccer players' rectus femoris and vastus medialis muscles by simulated soccer tests during landing.

Methods: The timing and activity of rectus femoris and vastus medialis muscles of soccer players (15 subjects) during different periods of the test (i.e., before the test, immediately after 1st and 2nd half of the test) were investigated. A surface electromyography device (ME6000) was used to collect data during single leg drop (before the game, after the first and the second half time). Descriptive and repeated measures of ANOVA were used to analyze data.

Results: The results of this study show that fatigue affects the timing of muscles, but in different periods of the test, it wasn't significant (P>0.05, F=2.95, F=2.82). Significant differences were observed for the feed-forward activity of vastus medialis (P≤0.05, F=4.55), but for rectos, femoris, it wasn't significant (P>0.05, F=1.68,(but significant differences weren't observed for feedback activity of rectos femoris and vastus medialis (P>0.05, F=2.46, F=0.55).

Conclusion: Our results show that fatigue doesn't affect the timing of muscles during different periods of the test, but a difference was found for the feedforward activity of the vastus medialis muscle. Regarding the results, a comprehensive investigation of the effects of fatigue on the rectus femoris and vastus medialis muscles and their effects on the knee joint during long-term studies is suggested.

* Corresponding Author: Tel: 09166607457
✉ Email: a.bnazarian@pnu.ac.ir
ORCID: 0000-0001-5793-2675

Extended Abstract

Introduction

Football is a contact sport characterized by high demands at the professional level, with a notable risk of injury (1). The knee joint plays a crucial role in various movements in this field. It mutually influences other body regions, such as hip and ankle joints (2), making it more susceptible to fatigue for various reasons. Electromyography studies assist in evaluating the compatibility and changes resulting from muscle activity by focusing on the electrical activity of muscles (10). Based on this, researchers aim to directly and indirectly investigate the effects of fatigue on muscle electrical activity. However, assessing fatigue effects in real competition conditions is often impractical, leading to simulated evaluation tests (27, 28). As a result, to match and better understand the physical demands of the participants in the soccer competition, soccer-specific sports protocols (SSEPs) were developed and divided based on the activity on the treadmill or free running. Finally, Bendiksen et al. designed the Copenhagen Soccer Test 2012, incorporating football-specific movements and skills into the protocol to simulate real football conditions and enhance protocol validity. This included specific football movements and better ball handling to support the protocol's realism (3). Therefore, this study aimed to examine the activity of the rectus femoris and vastus medialis muscles in football players during various time intervals of a simulated football test during landing drop tasks.

Methodology

In the present study, repetitive measurements were taken to assess the timing and electromyographic activity of the rectus femoris and vastus medialis muscles in 15 football players. Measurements were conducted before the start of the activity, after the end of the first half, and immediately after the 90-minute activity. A 16-channel electromyography device was utilized to examine the activity of the dominant leg muscles of the participants. Electromyographic signals during the landing task on one leg were recorded on a 40-centimeter platform, and a foot switch synchronized with the device was used to determine the times of foot impact. To participate in the test, each player individually, at the designated time, and after preparing the electrode installation site, fixing them with medical glue, and doing the standard warm-up. Initially, three maximum isometric voluntary contraction tests (MVIC) with a 60-second rest interval between two contractions were taken from each person, and the electrical activity of the muscle was recorded before the main activity. The precise moment of foot-ground contact was identified using the synchronized foot switch, providing accurate data for the analysis of muscle activity during the landing task. The normalized electrical activity of the muscles was calculated in 3 different repetitions of the task, and by taking the average between the electrical activities, the final activity was calculated for each muscle.

Furthermore, the feed-forward and feedback activities of the muscles were calculated. Megawin 1.3 and MATLAB software were used to analyze data. After normalization, the average muscle activity, initial and end times of the muscle activity relative to the moment of contact with the foot switch, and the electrical activity in the time before and after the impact were calculated. Descriptive statistics and analysis of variance with repeated measures were used to analyze the data.

Results

The results of this study show that fatigue affects the timing of muscles, but in different periods of the test, it was not significant ($P>0.05$, $F=2.95$, $F=2.82$) (Table 1). Regarding the feed-forward activity of the muscles, significant differences were observed for vastus medialis ($P\leq0.05$, $F=4.55$). However, for rectos femoris, it wasn't significant ($P>0.05$, $F=1.68$). Also significant differences were not observed for feedback activity of rectos femoris and vastus medialis ($P>0.05$, $F=2.46$, $F=0.55$), (Table 1).

Table 1: Descriptive and inferential results

Variable		Mean±SD	F	Sig. P	Effect size
Soccer player	Age (yr)	25.4±3.8			
	Height (cm)	177±3.6			
	Weight (kg)	69.8±4.6			
Muscle activity(timing)	Rectus femoris	91033364.6	2.95	0.06	0.17

	vastus medialis		846670.6	2.82	0.07	0.16
Feed-forward activity	Rectus femoris	Pre-game	25±3.2	1.68	0.2	0.1
		First half	60±10			
		Second half	23±2.2			
	vastus medialis	Pre-game	62±5.7	4.55	0.01	0.24
		First half	169±21			
		Second half	41±2.6			
Feedback activity	Rectus femoris	Pre-game	52±44	0.55	0.58	0.03
		First half	74±8			
		Second half	55±4			
	vastus medialis	Pre-game	120±10	2.46	0.1	0.15
		First half	183±17			
		Second half	90±5			

Discussion

Results showed a delayed onset of muscle activity at the end of the first half, but the differences were not significant at different time intervals. Considering that a group of muscles plays a role in providing stability, generating force, and maintaining joint alignment, it can be inferred that the changes in muscle activity patterns, their recruitment order, and alterations in the time interval between the onset of contraction and ground contact suggest that the nervous system consistently maintains the total muscle contraction time and minimizes the risk of joint injuries. Therefore, it's recommended that coaches incorporate neuro-muscular exercises during fatigue and prevent injuries.

A significant difference was observed in the feed-forward activity of the vastus medialis muscle, but there were no significant differences in the feedback of the rectus femoris muscle. The neuromuscular system plays a crucial role in activating muscles and preventing injuries, functioning both in a feed-forward and feedback manner. Based on its experiences, the nervous system pre-activates muscles and prevents imbalances during landings, avoiding potential injury. Additionally, preliminary muscle activity leads to predicted postural adjustments, placing the body in a state that maintains balance during large forces and provides proximal stability for distal movements.

Consequently, muscle activity controls the forces and loads acting on the joints (26). Given that the neuro-muscular recruitment pattern significantly influences the knee joint, which provides dynamic stability and stability during movement, the quadriceps muscles undergo reflexive and anticipatory contractions to increase joint stability and prevent injury. On the one hand, muscles' feed-forward and feedback activities play a crucial role in muscle contractions and joint stability, ensuring the absorption of forces generated during landings (48). As a result, trainers in team training programs should pay more attention to these mechanisms for precise and effective training.

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles were considered in this article.

Funding

This research did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Author's Contribution

Conceptualization, methodology, investigation, writing, data collecting and analysis: corresponding author, review the article: all authors.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgment

The authors would like to thank the soccer players who participated in this study, as well as the faculties of physical education and sport sciences at Isfahan and Tehran Kharazmi Universities.

نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱۱، شماره ۲۲، پاییز و زمستان ۱۴۰۲
۳۳-۱۹

WWW.RSR.BASU.AC.IR

فعالیت عضلات راست رانی و پهن داخلی فوتبالیست‌ها در زمان‌های مختلف آزمون شبیه‌سازی شده فوتبال حین فرود: یک کارآزمایی بالینی

علی باقر نظریان[1*]، امیرحسین براتی[2]، امیر لطافتکار[3]، علی اشرف جمشیدی[4]، علی عباسی[5]

۱- استادیار، حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران
۲- دانشیار، پزشکی ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۳- دانشیار ، حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۴- دانشیار، گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۵- استادیار ، بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت ۱۸ بهمن ۱۴۰۱؛ پذیرش ۱ شهریور ۱۴۰۲

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این مطالعه بررسی فعالیت عضلات راست رانی و پهن داخلی فوتبالیست‌ها در زمان‌های مختلف آزمون شبیه‌سازی شده فوتبال حین فرود تک پا بود.

روش بررسی: در تحقیق حاضر زمان‌بندی و فعالیت الکتریکی عضلات راست رانی و پهن داخلی ۱۵ نفر فوتبالیست (سن: ۳/۸±۲۵/۴، قد: ۳/۶±۱۷۷/۳، وزن: ۴/۶±۶۹/۸)، در ۳ زمان مختلف تست) CST90 قبل از اجرای تست، بلافاصله بعد از پایان نیمه اول و پایان ۹۰ دقیقه)، سنجیده شد. از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله جهت ثبت سیگنال‌ها در هنگام تکلیف فرود تک پا بر روی صفحه‌ی خازنی هماهنگ با دستگاه و برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزارهای مگاوین، متلب و SPSS استفاده شد. از آمار توصیفی و استنباطی (تحلیل واریانس اندازه‌گیری‌های تکراری) داده‌ها در سطح ۰/۰۵ مورد سنجش قرار گرفتند.

نتایج: نتایج این تحقیق نشان داد که زمان آغاز فعالیت عضلات، در پایان نیمه‌ی اول با تأخیر همراه بود، ولی تفاوت آن‌ها در زمان‌های مختلف معنادار نبود (F =۲/۸۲، F=۲/۹۵، P>۰/۰۵) در ارتباط با فعالیت فیدفوروارد عضله پهن داخلی در زمان‌های مختلف تفاوت معناداری مشاهده شد(F =۴/۵۵، P≤۰/۰۵)، اما در مورد عضله راست رانی، تفاوت معنادار نبود (F =۱/۶۸، P>۰/۰۵)؛ همچنین در ارتباط با فعالیت فیدبکی عضلات راست رانی و پهن داخلی، تفاوت معنادار مشاهده نشد (F =۰/۵۵، F=۲/۴۶، P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: براساس یافته‌های تحقیق، خستگی بر زمان آغاز فعالیت عضلات تاثیر نداشت اما باعث تغییر در فعالیت فیدفوروارد عضله پهن داخلی فوتبالیست‌ها شد. با توجه به اهمیت موضوع، بررسی جامع‌تر اثرات خستگی بر عضلات راست رانی و پهن داخلی و تاثیر آن‌ها بر مفصل زانو در تحقیقات طولانی‌مدت پیشنهاد می‌گردد.

واژگان کلیدی

چهار سر ران

خستگی

فرود

آزمون فوتبال کپنهاگ

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۶۶۶۰۷۴۵۷
✉ پست الکترونیکی: a.bnazarian@pnu.ac.ir

مقدمه

فوتبال یکی از پرطرفدارترین ورزش‌ها در دنیا می‌باشد و به دلیل برخوردهای مختلفی که در این ورزش وجود دارد، بازیکنان در معرض آسیب قرار دارند. این ورزش نوعی فعالیت برخوردی پیچیده می‌باشد و با نیازهای تکنیکی، تاکتیکی و فیزیولوژیکی بالا در سطح حرفه‌ای، خطر آسیب در آن چشمگیر است (۱). مفصل زانو نقش مهمی را در حرکات مختلف بدن داشته و تاثیر متقابلی را بر سایر مفاصل بدن از قبیل هیپ و مچ پا دارد (۲) و یکی از نواحی بدن بوده که در فوتبال بیشتر در معرض آسیب قرار می‌گیرد و به‌طور مکرر با ضایعات اسکلتی– عضلانی، رباط، مینیسک و غضروف همراه می‌باشد. در این مفصل ساختار و موقعیت مناسب رباطها، کپسول مفصلی و مینیسک به‌طور قابل ملاحظه ای در تامین پایداری سهیم می‌باشند، اما باتوجه به میزان نیروهای اثرگذار بر مفصل، این میزان ثبات کافی نیست (۳). خستگی عضلانی به عنوان یکی از عوامل برهم زننده کنترل عصبی – عضلانی مطرح می‌باشد و به نظر می‌رسد با شروع خستگی در عضلات اندام‌های تحتانی و تغییرات به وجود آمده در فعالیت آن‌ها، توانایی ایجاد عکس العمل مناسب برای حفظ تعادل و ثبات وضعیت کمتر شده و ممکن است در بی‌ثباتی و کاهش تعادل در هنگام فعالیت‌ها نقش داشته باشد (۴،۵). از طرفی نقش حیاتی سیستم عصبی عضلانی در حفظ ثبات داینامیک مفصل و حمایت از بدن در پیشگیری از آسیب‌دیدگی مشخص شده و خستگی عصبی عضلانی می‌تواند در مختل نمودن کنترل و ثبات اثر داشته باشد (۴)، به طوری که زمان خستگی، توانایی ایجاد عکس العملهای عضلانی بهینه برای تامین ثبات مفصل زانو افت می‌کند (۵). اثر خستگی عضلانی در هنگام مسابقه‌ی فوتبال، به‌ویژه در انتهای بازی بیشتر قابل مشاهده می‌باشد و محققین بیان کردند که در اواخر مسابقه، اگر چه بازیکنان توانایی اجرای فعالیت ورزشی را با شدت‌های پایین‌تر دارند، اما توانایی اجرای بیشینه‌ی حرکات را نداشته و چنین وضعیتی با کاهش حداکثر نیرو یا توان بیشینه و با افت عملکرد و احتمال آسیب همراه می‌باشد (۶) و نشان دهنده این است که فعالیت ورزشی شدید و خستگی، احتمالاً ثبات پویای زانو را تحت تأثیر قرار داده و کاهش کنترل حرکتی در اجرا و سستی مفصل را به همراه دارد (۷). همچنین ساندون و همکاران در سال ۲۰۱۹ نتیجه گرفتند که یکی از علتهای بی ثباتی مفصل زانو آسیب ACL بوده و یازتوانی ناقص این رباط که در ثبات زانو نقش دارد می تواند برگشت به شرایط بازی را برای بازیکنان با مشکل مواجه کند و این وضعیت در حین خستگی می‌تواند میزان آسیب‌دیدگی را به همراه نقص در ثبات، بالا برده و فعالیت‌های ورزشی افراد را کاهش دهد (۸).

برای تعیین فعالیت الکتریکی عضله در طول انقباض از روش الکترومایوگرافی استفاده می‌شود (۹). این مطالعات کمک می‌کنند تا با تمرکز بر روی فعالیت‌های الکتریکی عضلات درگیر، میزان سازگاری و یا تغییرات ناشی از آن را در عضلات ارزیابی نمود (۱۰) به طوری که در مطالعه‌ای مشخص شد در اثر خستگی فعالیت عضله چهار سر ران(پهن خارجی و داخلی) حدودا ۴۰ درصد کاهش می‌یابد (۱۱). رهنما و همکاران (۲۰۰۳)، در تحقیقی میزان فعالیت الکتریکی عضلات چهار سر ران و همسترینگ را متعاقب خستگی بررسی نمودند و در نتایج بدست آمده حداکثر گشتاور برونگرای عضلات در تمام سرعت‌های زاویه‌ای با کاهش چشمگیری همراه بود(۱۲). حاجیلو و همکاران در سال ۲۰۱۴ تأثیر خستگی بر فعالیت الکتریکی برخی از عضلات اطراف زانو در مرحله‌ی ایستادن را بررسی نمودند و نتیجه گرفتند که فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی و راست رانی بعد از خستگی با کاهش همراه بود، همچنین مشخص شد که در زنجیره جنبشی بسته به دنبال خستگی، کاهش چشمگیری در انقباض درون‌گرای عضلات، با وجود کاهش ناچیز در میانه طیف فرکانس مشاهده شد و این وضعیت بخصوص در عضلات پهن داخلی، راست رانی و پهن خارجی وجود داشت (۱۳). از طرف دیگر مطابق مطالعه طالبیان و همکاران (۲۰۰۸) در زنجیره جنبشی باز، الگوی زمان‌بندی فعالیت عضلات به‌صورت پهن خارجی، پهن داخلی و راست رانی بوده و به عبارت دیگر فعالیت عضلات قبل از شروع حرکت، حدودا ۲۰۰ تا ۷۰ میلی ثانیه زودتر شروع شده و این الگو بعد از خستگی تغییر کرده و سبب تأخیر زمانی در شروع فعالیت سه عضله بازکننده زانو شد و الگوی فعالیت به‌صورت پهن خارجی، راست رانی و پهن داخلی تغییر نمود (۱۴). نظریان و همکاران در دو مطالعه فعالیت عضلات فوتبالیست‌ها را در زمان‌های مختلف بازی فوتبال بررسی کرده و نتیجه گرفتند که در پایان نیمه اول

فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو، دو سر رانی، نعلی و سرینی میانی با تاخیر همراه بوده و در مدت زمان طولانی‌تری فعالیت آن‌ها شروع شد، اما تفاوت بین آنها معنادار نبود ولی در مورد فعالیت فیدبکی عضله نعلی و سرینی میانی در زمان‌های مختلف تفاوت معناداری مشاهده کردند (۱۵،۱۶). در تحقیق دیگری مشخص شد که فعالیت الکتریکی عضلات بعد از تست خستگی مختص فوتبال کاهش یافته و ۱۸ تا ۳۰ درصد این کاهش بین ۱۵ دقیقه‌ی ابتدایی بازی و ۱۵ دقیقه‌ی پایانی نیمه‌ی دوم مشاهده شد و پژوهشگران بیان نمودند که افت فعالیت الکتریکی عضلات ناشی از خستگی، به‌طور چشمگیری با افت عملکرد همراه بود (۱۲).

نوری و همکاران (۲۰۱۶)، در پژوهشی اثر خستگی عملکردی بر زمان‌بندی فعالیت الکتریکی عضلات را حین تکلیف پرش - فرود تک‌پا در ورزشکاران سنجیدند و نتیجه گرفتند که در زمان آغاز فعالیت عضلات راست رانی، پهن داخلی و دوسر رانی، بین دو زمان قبل و بعد از خستگی تفاوت قابل ملاحظه‌ای مشاهده نشد (۱۷). پژوهشگران دیگری اثرات منفی شروع خستگی با افزایش فعالیت الکتریکی عضلات چهار سر ران (۱۸،۱۹) را در مطالعات گوناگون تائید نموده، اما بعضی از آنها اختلافی در اندازه‌های عملکردی و بیومکانیکی بین گروه‌ها مشاهده نکردند (۲۰،۲۱). تغییرات ایجاد شده در زمان انقباض عضلات و همچنین فعالیت آن‌ها می‌تواند اثرات شدیدی بر عضلات و مفاصل داشته باشد. به عنوان نمونه در مطالعات بیان شده که فعال شدن زودهنگام عضلاتی مانند چهار سر ران به قدری مخرب است که حتی عضلات همسترینگ را وادار می‌کند تا در دوره زمانی بسیار زیاد بتوانند درشتنی را ثابت نموده و عضلات همسترینگ به قدری با تأخیر وارد عمل می‌شوند که جابجایی رانی درشتنی اتفاق افتاده و فرد دچار آسیب دیدگی ACL می‌گردد (۲۲،۲۳). با توجه به فعالیت عضلات مختلفی از جمله راست رانی و پهن داخلی که به‌طور مستقیم بر روی مفصل زانو اثرگذار هستند، ضروری به نظر می‌رسد که در ارزیابی جنبه‌های عملکردی ثبات زانو، از فعالیت این عضلات بررسی دقیق صورت گیرد، زیرا مشخص شده که کنترل عصبی-عضلانی و ساختار عضلات ران در تأمین ثبات مورد نیاز زانو نقش دارند (۲۴) و با توجه به تأثیر خستگی در مختل نمودن ثبات و از طرفی اثرات زیان‌آور آن در افزایش خطر آسیب، به دلیل کاهش توان و فعالیت عضلانی زانو، احتمال اختلال در عملکردهای ورزشکاران و اجراهای ورزشی وجود دارد (۲۵،۲۶) و بنابراین، بررسی عامل خستگی در تحقیقات از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. بر این اساس پژوهشگران در پی یافتن اثرات خستگی به‌صورت مستقیم و غیرمستقیم بر فعالیت الکتریکی عضلات هستند اما در بسیاری از اوقات بررسی اثر خستگی در شرایط مسابقه واقعی امکان‌ناپذیر بوده و با آزمون‌های شبیه‌سازی شده ارزیابی‌هایی صورت گرفته است. اگرچه شرکت در مسابقه‌ی فوتبال از اعتبار میدانی بالایی برخوردار است، اما ماهیت بازی به‌گونه‌ای است که غالباً تعیین فشارهای جسمانی در طی مسابقه مشکل و یا غیر ممکن می‌باشد (۲۷،۲۸). در نتیجه به‌منظور مطابقت دادن و درک بهتر نیازهای جسمانی شرکت‌کنندگان در مسابقه‌ی فوتبال، پروتکل‌های ورزشی ویژه‌ی فوتبال[1] (SSEPs) توسعه داده شد و بر اساس فعالیت بر روی تردمیل[2] و یا دوهای آزاد[3] تقسیم‌بندی شدند. به‌عنوان نمونه در سال ۱۹۹۱ بانگسبو و همکاران تست خستگی فوتبال را که از لحاظ زمان، شدت و ویژگی‌های حرکتی مشابه با بازی فوتبال بود را طراحی نمودند (۲۹).

بیشاپ و همکاران نیز در سال ۱۹۹۹، با همکاری دانشجویان دانشگاهی، پروتکل با نیمرخ جسمانی فوتبالیست‌های حرفه‌ای متشکل از دو نیمه‌ی ۴۵ دقیقه‌ای را طراحی کردند (۳۰). مشابه آزمون LIST[4]، آزمون هوازی میدانی ویژه‌ی فوتبال[5] ($SAFT^{90}$) شامل دوهای رفت و برگشت در مسیر ۲۰ متری و متناسب با خستگی ناشی از مسابقه‌ی فوتبال شبیه‌سازی شد (۳۱). ویلیامز و همکاران آزمون ۹۰ دقیقه‌ای توپی استقامتی و سرعتی[6] دیگری تحت عنوان ($BEAST^{90}$) را که از دو نیمه‌ی ۴۵ دقیقه‌ای تشکیل و ۱۵ دقیقه ریکاوری غیرفعال بین دو نیمه وجود داشت را طراحی نمودند(۳). راسل و همکاران در سال ۲۰۱۱ آزمون شبیه‌سازی شده‌ی مسابقه‌ی فوتبال[7] (SMS) را با اضافه نمودن فعالیت‌هایی مانند دریبل، شوت، حرکات به سمت عقب، حرکات جانبی، جاگینگ افزایشی و دوره‌های با شدت

[1]. Soccer – Specific Exersice Protocol
[2]. Treadmill - Based
[3]. Free - Running
[4]. Loughbrough Intermittent Shuttle Test
[5]. Soccer – Spesific Aerobic Field Test ^{90}
[6]. Ball Sport Endurance and Sprint Test ^{90}
[7]. Soccer Match Stimulation.

زیاد را طراحی نمودند (۳۲). در نهایت بندیکسن و همکاران در سال ۲۰۱۲، آزمون فوتبال کپنهاگ[1]، معروف به آزمون نود دقیقه‌ای فوتبال کپنهاگ (CST^{90}) که از دو نیمه‌ی ۴۵ دقیقه‌ای و بر اساس داده‌های بازیکنان فوتبال بود را طراحی نمودند. در این آزمون حرکات و مهارت‌های متناسب با فوتبال گنجانده شد، ضعف‌های موجود در آزمون‌های شبیه‌سازی شده قبلی برطرف و شرایط واقعی فوتبال شبیه سازی شد و به‌منظور حمایت بیشتر از روایی پروتکل، حرکات ویژه‌ی فوتبال، تعداد تغییرات در شدت فعالیت و کار با توپ اضافه شد (۳۳). در نهایت با توجه به اینکه در مطالعات قبلی اثرات خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از پروتکل‌هایی متفاوت از شرایط عملی فوتبال مانند تست‌های خستگی زنجیره جنبشی باز و بسته (عضلات به صورت منفرد یا گروهی) و عمدتاً با استفاده از تردمیل و دوچرخه‌ی کارسنج صورت گرفته، بنابراین ویژگی‌های گوناگون و چند جهتی مربوط به مسابقه‌ی فوتبال در آن‌ها به خوبی شبیه‌سازی نشده بود (۳۴،۳۵)، اما با توجه به نظر محققین، در این تست ورزشکاران فعالیت-های ارادی داشته، در شرایط واقعی فوتبال قرار گرفته و در واقع نیازهای عملکردی آن‌ها در این تست به خوبی شبیه‌سازی شده است (۳۶،۳۷). بنابراین در این پروتکل بازیکنان فوتبال شرایط واقعی خستگی ناشی از فوتبال را در شدت‌ها و سرعت‌های مختلف تجربه نموده و نسبت به سایر شرایط خستگی ایجاد شده برای ورزشکاران وضعیت دقیق‌تر و واقعی‌تری را نمایان کرده است. بنابراین هدف از این تحقیق بررسی فعالیت عضلات راست رانی و پهن داخلی فوتبالیست‌ها در زمان‌های مختلف آزمون شبیه‌سازی فوتبال حین تکلیف فرود بود.

روش تحقیق

در تحقیق حاضر با اندازه‌گیری‌های مکرر، زمان‌بندی و فعالیت الکتریکی عضلات راست رانی و پهن داخلی فوتبالیست‌ها در زمانهای مختلف (قبل از بازی، پایان نیمه اول و پایان بازی) حین تکلیف فرود سنجیده شد. جهت برآورد حجم نمونه (با در نظر گرفتن توان ۹۰ درصد، سطح معنی‌داری ۵ درصد و اندازه اثر ۰/۵) از نرم‌افزار Gpower استفاده شد و لذا حداقل حجم نمونه لازم با بررسی نرم‌افزار جی پاور ۱۱ نفر به دست آمد اما با توجه به‌سختی آزمون و احتمال ریزش نمونه‌ها(بدلیل خستگی شدید واحتمال آسیب دیدگی)، در نهایت تعداد ۱۵ نفر از فوتبالیست‌ها با سابقه‌ی قهرمانی کشوری انتخاب و در تحقیق شرکت کردند (جدول ۱). معیارهای انتخاب آزمودنی‌ها شامل: بازیکنان فوتبال دارای جلسات و ساعات تمرینی یکسان، حضور مستمر و منظم در تمرینات و مسابقات فوتبال، سن کمتر از ۳۰ سال، عدم ابتلاء به بیماری، نداشتن سابقه‌ی درد و جراحی زانو، نداشتن سابقه‌ی شکستگی استخوان‌های اندام تحتانی، نداشتن سابقه ژنتیکی پوکی استخوان و ... بودند، همچنین اگر آزمودنی قادر به ادامه ی فعالیت نبود و در مراحل ابتدایی یا هنگام اجرای تست با مشکلی در اجرا مواجه می شد، از ادامه ی فعالیت ممانعت به‌عمل آورده و ازگروه حذف می‌شد. لازم به ذکر است که این تحقیق دارای کد اخلاق به شماره: IR.SSRI.REC.1397.293 از پژوهشگاه علوم ورزشی بوده و به شماره R000038055UMIN000033415 در سامانه کارآزمایی بالینی ثبت شده است.

ابزارهای اندازه‌گیری

از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله[2](ساخت کشور فنلاند) جهت بررسی فعالیت عضلات پای برتر آزمودنی‌ها استفاده شد. روی هر عضله و در امتداد تارها، ۲ الکترود بر روی عضله (طبق دستورالعمل سنیام) و یک الکترود به‌عنوان مرجع بر روی بخش فوقانی و داخلی استخوان درشت‌نئی نصب شد. الکترودهای ثبات بین مرکز عصب-گیری عضله و تاندون انتهایی موازی با تارهای عضلانی نصب شدند (۳۸). به منظور شناسایی بهتر عضله، از انقباضات هم‌طول به روش دستی[3] استفاده شد و قبل از نصب الکترودها آماده‌سازی سطح بین پوست و الکترود (تراشیدن موهای زائد، سنباده زدن و شستشو با الکل) انجام شده و بعد از نصب توسط چسب طبی، ثابت شدند تا در حد امکان از ایجاد آرتیفکت‌های حرکتی توسط الکترودها و کابل‌های آن جلوگیری شود. داده‌ها با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز به‌وسیله سیستم الکترومایوگرافی سطحی ثبت شدند. سیگنال‌های الکترومیوگرافی در این تحقیق در حین تکلیف فرود بر روی یک پا از روی سکوی ۴۰ سانتیمتری ثبت و از

[1]. Copenhagen Soccer Test

[2]. ME 6000, Mega Electronics Ltd. FIN-70211 KUOPIO

[3]. Manual Muscle Testing

یک فوت سوییچ هماهنگ با دستگاه (حساس به لمس که به‌عنوان یکی از کانال‌های دستگاه تعریف شده و با بقیه‌ی کانال‌ها هم‌زمان بود) برای مشخص شدن زمان‌های برخورد پا استفاده و لحظه‌ی دقیق تماس پا با زمین مشخص شد. سیگنال این کانال در لحظه‌ی فرود تغییر رفتار موج داده و این لحظه به‌صورت چشمی تعیین و به‌عنوان لحظه‌ی فرود در نظر گرفته شد (۳۹). پس از ثبت کردن، آنالیز سیگنال‌های الکترومایوگرافی انجام شد که در حوزه زمان‌بندی شامل: تعیین زمان شروع و پایان سیگنال بود. فاصله زمانی بین شروع انقباض تا لحظه‌ی تماس و نقطه‌ای که فعالیت عضلات بالاتر از ۳ انحراف استاندارد از خط زمینه بود و تا ۲۵ میلی ثانیه در این حد باقی ماند به عنوان زمان اغاز فعالیت و زمان پایان فعالیت نیز جایی در نظر گرفته شد که فعالیت عضلات به پایین‌تر از میانگین به‌علاوه ۳ انحراف استانداردِ فعالیت خط زمینه افت کند و تا ۲۵ میلی ثانیه در این حد باقی بماند (۴۰). زمان‌های آغاز و پایان فعالیت عضله به‌وسیله برنامه نوشته شده، در نرم‌افزار متلب محاسبه شد، سپس سیگنال خام الکترومیوگرافی بین نقاط آغاز و پایان فعالیت تحت پردازش در حوزه زمان قرار گرفته و به‌وسیله الگوریتم RMS[1] (محاسبه ریشه میانگین مربعات) با ثابت زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه و به‌وسیله نرم‌افزار مگاوین نسخه ۳/۱ پردازش شد. عدد حاصل از پردازش به‌وسیله RMS، منعکس‌کننده میانگین توان[2] سیگنال بوده که سطح فعالیت[3] عضلات را نشان می‌دهد (۴۱). در این پژوهش مرجع نرمال کردن فعالیت الکتریکی، حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی[4] بود. بدین منظور فعالیت الکتریکی به‌دست آمده از تکلیف فرود بر روی یک پا بر فعالیت الکتریکی حاصل از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک در بازه زمانی یکسان تقسیم شده و به‌صورت درصدی از حداکثر فعالیت الکتریکی بیان شد (۴۲). فعالیت الکتریکی نرمال شده عضلات در ۳ تکرار مختلف تکلیف فرود بر روی یک پا محاسبه و با گرفتن میانگین بین فعالیت‌های الکتریکی، فعالیت نهایی برای هر عضله محاسبه شد (۴۲). فعالیت فیدفورواردی عضلات در بازه زمانی بین ۱۶۰- میلی‌ثانیه تا ۴۰+ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین، و فعالیت فیدبکی عضلات نیز در بازه زمانی ۴۰+ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین تا ۱۴۰+ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین محاسبه شد (۴۰).

روش اجرای پروتکل خستگی CST^{90}

در این پژوهش از پروتکل CST^{90} (آزمون فوتبال کپنهاگ) استفاده شد. این آزمون شامل دو نیمه‌ی ۴۵ دقیقه‌ای و بر اساس داده‌های منطبق با وضعیت فوتبالیست‌ها در مسابقه‌ی واقعی فوتبال طراحی و الگوهای حرکتی مختص فوتبال در آن گنجانده شده است. به‌منظور ارزیابی دوره‌های خستگی، این آزمون به ۱۸ دوره‌ی ۵ دقیقه‌ای تقسیم شد (هر دوره شامل راه رفتن، دوی نرم[5]، دوی آهسته، دویدن با سرعت متوسط، دو مرحله دوی سریع، دویدن به سمت عقب، دویدن به کنار و عقب بود). همچنین در این آزمون فعالیت‌ها در سه سطح با شدت‌های آهسته، متوسط و بالا تقسیم‌بندی شده است. روایی آزمون توسط بندیکسن و همکاران (۲۰۱۲)، بررسی شده و مورد تائید قرار گرفت. به‌منظور تایید بیشتر روایی پروتکل، حرکات ویژه‌ی فوتبال، تعداد تغییرات در شدت فعالیت و کار با توپ در آن گنجانده شد (۳۳).

روش اجرای آزمون

پس از اخذ رضایت‌نامه، در جلسه‌ای جداگانه آزمودنی‌ها با شیوه اجرای تست همراه با تماشای فیلم آشنا شده و برای تعیین پای برتر از آزمون ضربه زدن به توپ، بالا رفتن و پایین آمدن از پله استفاده و پایی که حداقل در ۲ آزمون استفاده شد به‌عنوان پای برتر تعیین شد (۲۲). به منظور شرکت در تست، هر آزمودنی به صورت انفرادی در زمان تعیین شده، حاضر و پس از آماده کردن محل نصب الکترودها و ثابت نمودن آن‌ها با چسب طبی و گرم کردن استاندارد زیر نظر محقق، ابتدا ۳ بار آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) با فاصله زمانی استراحت ۶۰ ثانیه بین دو انقباض) از هر نفر گرفته شد. سپس فعالیت الکتریکی عضله‌ی مورد نظر قبل از شروع فعالیت اصلی و در حین فرود تک پا ثبت شد. پس از چک کردن و متصل نمودن ضربان سنج و گام شمار، آزمودنی به مدت ۴۵ دقیقه زیر نظر محقق تست را اجرا نموده و در حین آزمون و در

1. Root Mean Square
2. Power
3. Activity or activation level
4. Maximum Voluntary Isometric Contraction
5. Jogging

هر لحظه میزان ضربان قلب اعلام و ثبت می‌شد. بلافاصله بعد از ۴۵ دقیقه نیمه اول، در سریع‌ترین زمان ممکن ۳ بار آزمودنی تست فرود را اجرا و فعالیت الکتریکی عضلات ثبت شد. بعد از ۱۵ دقیقه استراحت آزمودنی نیمه‌ی دوم تست را شروع و تا پایان ۹۰ دقیقه آن‌را انجام داده و در نهایت در پایان بازی نیز ۳ بار فعالیت الکتریکی عضله در حین فرود تک پا ثبت شد.

روش اجرای فرود تک پا

آزمودنی در حالتی متعادل نزدیک به لبه سکو (ارتفاع ۴۰cm) به گونه‌ای قرار می‌گرفت که پای غالب در حالت معلق (پاشنه پا در تماس با لبه جلویی سکو) قرار گرفته و به لبه جلویی سکو تکیه داشت. این حالت با کنترل مرکز ثقل، حرکات افقی بدن را محدود می‌کند. وزن آزمودنی به‌صورت کامل به‌وسیله پای غیربرتر تحمل می‌شد. آزمودنی به‌صورت کاملاً عمودی و متعادل، بدون خم کردن، پایین آوردن تنه و حالت پرشی بر روی پای غالب، عمل فرود را با شنیدن صدای آزمونگر به ترتیب با انتقال وزن بدن خود به جلو و همچنین حفظ وضعیت متعادل خود، انجام داده و وضعیت مورد نظر به مدت ۵ ثانیه حفظ می‌شد (۳۹).

روش‌های آماری

برای تحلیل داده‌ها، از نرم‌افزار مگاوین ۳/۱ و متلب استفاده شد. بعد از نرمال‌سازی، میانگین فعالیت بدست آمده، بررسی و زمان‌های آغاز و پایان فعالیت نسبت به لحظه‌ی تماس با فوت سوییچ و همچنین فعالیت الکتریکی در زمان قبل و بعد از برخورد (RMS) محاسبه و در نهایت وارد SPSS (نسخه ۲۴) شدند. در سطح آمار توصیفی از شاخص‌هایی نظیر میانگین، انحراف معیار و جداول توزیع فراوانی مربوط به ویژگی‌های دموگرافیک(سن، قد، وزن و ...) و در بخش آمار استنباطی از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل داده‌ها استفاده شد. ضمناً پیش‌فرض تساوی کوواریانس‌ها با آزمون کوریت موخلی ارزیابی و ضریب اتا نیز گزارش شد (جداول ۲ تا ۴). همچنین سطح معنی‌داری آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج مطالعه

مشخصات آنتروپومتریک و اطلاعات توصیفی فاکتورهای اندازه‌گیری شده‌ی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است و اطلاعات توصیفی و استنباطی مربوط به تحقیق در جداول ۲ تا ۴ ذکر شده است.

نتایج تحقیق نشان داد که شروع فعالیت عضلات در پایان نیمه‌ی دوم نسبت به قبل از بازی و پایان بازی، طولانی‌تر بوده است و علیرغم تفاوت مشاهده شده در زمان‌های مختلف، تفاوت معناداری بین آنها وجود نداشت (جدول ۲؛ $P>0/05$).

در این مورد زمان آغاز فعالیت عضلات در پایان نیمه‌ی دوم طولانی‌تر از سایر زمان‌ها (قبل از بازی و پایان بازی)، بود (جدول ۲). همچنین نتایج مربوط به آزمون آنالیز واریانس تکراری مربوط به زمان آغاز فعالیت الکتریکی عضلات در جدول ۲ ارائه شده است و نتایج نشان داد که با وجود تفاوتهای مشاهده شده در زمان انقباض عضلات مختلف در زمانهای مختلف، اما تفاوت آماری معناداری بین آن‌ها مشاهده نشد (جدول ۲، $P>0/05$).

مقادیر توصیفی زمان آغاز فعالیت عضلات، برقرار بودن آزمون کرویت موخلی و آزمون آنالیز واریانس تکراری در جدول ۲ ارائه شده است. بر اساس جدول ۳، تفاوت معناداری در فعالیت فیدفوروارد عضله پهن داخلی مشاهده شد ($P\geq0/05$)، اما در مورد عضله راست رانی این تفاوت معنادار نبود ($P<0/05$). در جدول ۴ مقادیر توصیفی فعالیت فیدبکی عضلات در زمانهای مختلف آورده شده است، و تغییرات ایجاد شده در فعالیت فیدبک عضلات راست رانی و پهن داخلی در زمان‌های مختلف از لحاظ آماری معنادار نبود ($P<0/05$)، (جدول ۴).

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که زمان شروع فعالیت عضلات راست رانی و پهن داخلی در پایان نیمه‌ی اول با تأخیر همراه بود و دیرتر وارد عمل شدند، اما تفاوت آنها در زمان‌های مختلف (قبل از بازی، پایان نیمه اول و پایان نیمه دوم) از لحاظ آماری معنادار نبود (جدول ۲). این نتیجه با یافته‌های نوری و همکاران (۲۰۱۶)، بهرنس و همکاران (۲۰۱۳)، زبیس و همکاران ۲۰۱۱، همخوان بود (۱۷،۴۳،۴۴).

جدول ۱- مشخصات و اطلاعات توصیفی متغیرهای اندازه گیری شده ی آزمودنی‌ها (میانگین± انحراف معیار)

تعداد (نفر)	سن (yr)	قد (cm)	وزن (kg)	سابقه بازی(yr)	جلسات تمرین هفتگی	تعداد گام	مسافت طی شده (Km)	ضربان قلب فعالیت	BMI (kg / m2)
۱۵ نفر	۲۵/۳±۴/۸	۱۷۷ ۳±/۶	۶۹/۴±۸/۶	۱۱/۳±۲/۱	۳/۰±۸/۵	/۱۰۶۸±۹/۱ ۱۱۲۷۷	۶/۰±۷۸/۶۷	۱۶۶/۶±۸/۷	۲۲/۱ ± ۳/۳

جدول ۲- مقایسه زمان آغاز فعالیت الکتریکی عضلات

آماره عضلات	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	آزمون کوریت موخلی	مقدار F	مقدار P	ضریب اتا
راست رانی	۱۸۲۰۶۷۲۹/۲	۲	۹۱۰۳۳۳۶۴/۶	۰/۰۰۷	۲/۹۵	۰/۰۶	۰/۱۷
خطا	۸۶۳۸۹۹۳۸/۱	۲۱/۱	۴۰۸۱۸۴۰/۷				
پهن داخلی	۱۶۹۱۳۳۴۱/۳	۲	۸۴۶۶۷۰/۶	۰/۰۰۶	۲/۸۲	۰/۰۷	۰/۱۶
خطا	۸۳۸۱۱۸۲۳/۹	۲۰/۷	۴۰۴۵۴۵۰/۸				

جدول ۳- نتایج استنباطی فعالیت فیدفوروارد عضلات

آماره عضلات	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	آزمون کوریت	قبل از بازی	پایان نیمه اول	پایان نیمه دوم	مقدار F	مقدار P	ضریب اتا
راست رانی	۰/۰۱۳	۲	۰/۰۰۶	۰/۰۰	۲۵ ± ۳/۲	۶۰ ± ۱۰	۲۳ ± ۲/۲	۱/۶۸	۰/۲	۰/۱
خطا	۰/۱	۱۴/۶	۰/۰۰۷							
پهن داخلی	۰/۱۴	۲	۰/۰۷	۰/۰۰	۶۲ ± ۵/۷	۱۶۹ ± ۲۱	۴۱ ± ۲/۶	۴/۵۵	۰/۰۱*	۰/۲۴
خطا	۰/۴۳	۱۴/۶۶	۰/۰۳							

*وجود تفاوت آماری معنی‌دار

جدول ۴- نتایج توصیفی و استنباطی مربوط به فعالیت فیدبکی عضلات

آماره عضلات	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	آزمون کوریت	قبل از بازی	پایان نیمه اول	پایان بازی	مقدار F	مقدار P	ضریب اتا
راست رانی	۰/۰۰	۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۴	± ۴۴ ۵۲	۷۴ ± ۸	۵۵ ± ۴	۰/۵۵	۰/۵۸	۰/۰۳
خطا	۰/۱۱	۱۷/۸	۰/۰۰۶							
پهن داخلی	۰/۰۶۷	۲	۰/۰۳۴	۰/۰۰۴	± ۱۰ ۱۲۰	± ۱۷ ۱۸۳	±۹۰ ۵	۲/۴۶	۰/۱	۰/۱۵
خطا	۰/۳۸۳	۱۷/۸	۰/۰۲۱							

*وجود تفاوت آماری معنی‌دار

در تحقیقی بعد از اعمال خستگی، تغییرات قابل‌توجهی در زمان‌بندی عضله چهار سر ران اتفاق افتاد و مشخص شد که قبل از اعمال خستگی، عضلات پهن خارجی، پهن داخلی و راست رانی با زمانی حدود ۲۰۰ تا ۷۰ میلی ثانیه زودتر وارد عمل شدند، اما الگوی بعد از خستگی با تغییراتی همراه بود و سبب تأخیر زمانی در شروع فعالیت هر سه عضله اکستنسور زانو شد، به طوری که الگوی فعالیت به‌صورت پهن خارجی، راست رانی و پهن داخلی تغییر نمود (۴۴). نوری و همکاران (۲۰۱۶) نیز در تحقیقی نتیجه گرفتند که خستگی عملکردی بر زمان‌بندی فعالیت عضلات چهار سر ران و همسترینگ در هنگام تکلیف پرش- فرود تک پا اثر گذاشته و مشخص شد که این عامل باعث تأخیر در زمان آغاز فعالیت عضلات دوسر رانی و پهن داخلی شده، در صورتی که محققین در زمان آغاز فعالیت عضلات راست رانی بین قبل و بعد از خستگی، تفاوت قابل ملاحظه‌ای را مشاهده نکردند (۱۷). با توجه به اینکه زمان‌بندی مناسب فعالیت عضلات عمل کننده بر روی مفصل زانو، الگوهای مناسب را برای کنترل حرکت و حفظ وضعیت مفصل در مانورهای آسیب‌زا فراخوانی می‌کند، در صورت نبود زمان‌بندی مناسب فعالیت عضلات، مفصل در معرض صدمه

قرار می‌گیرد (۴۵). از طرفی فعالیت متوازن عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف زانو برای ایجاد ثبات، نشان‌دهنده اهمیت حسی-حرکتی عضلات بوده و باید به صورتی تنظیم شوند که بتوانند کاملاً هماهنگ، در زمان مناسب، در مدت مناسب و با ترکیب درستی از نیروها وارد عمل شوند. لازم به ذکر است که فعال شدن زود هنگام عضلاتی مانند چهارسر ران به اندازه‌ای مخرب است که حتی عضلات همسترینگ را مجبور می‌کند تا در دوره زمانی بسیار طولانی وارد عمل شده و در نتیجه این عضلات به‌اندازه‌ای با تأخیر وارد عمل می‌شوند که انتقال رانی درشت‌نی رخ داده و فرد در معرض آسیب ACL قرار می‌گیرد؛ بنابراین چگونگی و زمان فعال شدن عضلات فعال در مفصل زانو، بر توانایی این مفصل در بهینه کردن سفتی آن، جذب و پراکنده نمودن نیروها اثرگذار بوده و بدین طریق از آسیب لیگامانها جلوگیری می‌کند (۲۳،۴۶). به بیان دیگر می‌توان گفت که حفظ ثبات دینامیک مفصل زانو توسط عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش نسبت به بارهای اعمال شده بر مفصل است و هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات دهنده زانو شود، ابتدا ثبات زانو و در مرحله بعدی آسیب ACL را به همراه دارد. همچنین با توجه به نقش محافظتی مستقیم و غیرمستقیم عضلات چهار سر ران در رابطه با آسیب ACL و مقاومت در برابر نیروهای اثرگذار بر روی درشت‌نی، ثبات دینامیک در مفصل زانو تأمین شده و انقباض هم‌زمان این عضلات در حفظ ثبات مفصل بسیار مؤثر می‌باشد (۴۵).

بنابراین با توجه به اینکه در حرکات پرش- فرود، شوک حاصل از جهش به اندام‌های تحتانی انتقال می‌یابد و عضلات با فعال‌سازی به‌موقع، در جذب شوک وارده نقش اساسی دارند، هرگونه تأخیر در آغاز فعالیت آنها بعد از خستگی، می‌تواند باعث برهم خوردن نسبت چهار سر ران به همسترینگ و اعمال نیروی نامناسب شود و اگر هم انقباضی مناسب حتی چند میلی ثانیه قبل از برخورد با زمین وجود نداشته باشد، نیروی عکس‌العمل زمین بار بیش از حدی در کلیه صفحات مخصوصاً صفحه سهمی بر درشت‌نی وارد نموده و می‌تواند در بی‌ثباتی مفصل نقش داشته باشد (۴۴)؛ بر این اساس با توجه به اینکه الگوهای فعال شدن عصبی- عضلانی یکی از زمینه‌های تحقیق در حوزه‌ی آسیب دیدگی ACL می‌باشد و برنامه‌های کنترل حرکتی که توسط سیستم عصبی صادر می‌شوند نقش مهمی در فعال‌سازی حرکات در حین انجام فعالیت‌های مختلف را دارند، آغاز فعالیت به‌موقع عضلات مفصل زانو پیش از تماس پا با زمین، نقش مهمی در ایجاد ثبات و استحکام این مفصل، به هنگام فرود بعد از پرش را داشته و آغاز فعالیت این عضلات، پیش از تماس پا با زمین، نشان از وجود یک استراتژی کنترل حرکتی مرکزی می‌باشد که آن‌ها را برای جذب نیروهای تماسی هنگام فرود، آماده می‌کند (۴۷). در مجموع می‌توان چنین نتیجه گرفت که مجموعه‌ای از عضلات در تأمین ثبات، تولید نیرو و حفظ راستای مفصل نقش دارند و سیستم عصبی با قابلیتی که دارد در موقعیت‌های مختلف مانند مواجهه با خستگی، استراتژی و برنامه‌ریزی خاصی را طراحی می‌نماید و می‌توان احتمال داد که تغییر در الگوی فعالیت عضلات این مطالعه، ترتیب فراخوانی آن‌ها و همچنین تغییرات ایجاد شده در فاصله‌ی زمانی بین شروع انقباض تا تماس با زمین (در مراحل مختلف آزمون) نشان از این دارد که سیستم عصبی کل زمان انقباض عضلات را به‌صورت پایسته حفظ نموده و از این منظر با چنین تغییراتی ماهیت اصلی و وظیفه‌ی نهایی خود یعنی حفظ ثبات را در ناحیه‌ی مورد نظر، ایجاد نموده و میزان آسیب و سستی مفصل را به حداقل می‌رساند؛ بنابراین توصیه می‌شود مربیان و تمرین‌دهندگان ورزشی در برنامه‌های تمرینی، تمرینات عصبی- عضلانی را هنگام خستگی و قبل از رسیدن به آثار نامطلوب آن گنجانده و از این طریق با افزایش تحمل عضلات ورزشکاران، ثبات مفصل را تقویت نموده و در کاهش میزان آسیب‌های مفصل و عضلات ورزشکاران و هزینه‌های جبران‌ناپذیر آن پیشگیری لازم را داشته باشند.

در ارتباط با فعالیت فیدفورواردی عضله پهن داخلی در زمان‌های مختلف تست ویژه‌ی فوتبال، تفاوت معناداری مشاهده شد اما در مورد عضله راست رانی معنادار نبود، همچنین درباره فعالیت فیدبکی عضلات در زمان‌های مختلف، تفاوت قابل ملاحظه‌ای مشاهده نشد. سیستم عصبی عضلانی نقش حیاتی در فعال‌سازی عضلات و پیشگیری از بروز آسیب برعهده دارد و به صورت فیدفورواردی و فیدبکی آنها را فعال می‌نماید. در مکانیسم فیدفورواردی سیستم عصبی- عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌نماید، در واقع سیستم عصبی بر

اساس تجربیات خود، عضلات را از قبل فعال نموده و از بر هم خوردن تعادل، هنگام فرود و ایجاد آسیب جلوگیری می‌کند. همچنین فعالیت عضلانی مقدماتی (در مرحله‌ی فیدفوروارد)، منجر به تغییرات وضعیتی پیش‌بین[1] شده و بدن را در حالتی قرار می‌دهد که تعادل آن را هنگام بروز نیروهای بزرگ مانند دویدن، پرتاب کردن و لگدزدن حفظ نموده و ثبات بخش پروگزیمال را برای حرکات دیستال فراهم می‌کند، به این ترتیب فعالیت‌های عضلات با تولید گشتاورهای عکس‌العملی، نیروها و بارهای وارده بر مفاصل را کنترل می‌نماید (۲۶). با توجه به اینکه الگوی فراخوانی عصبی – عضلانی، تأثیرگذار بر مفصل زانو، مسئول فراهم کردن سفتی و ثبات دینامیک آن در هنگام حرکت می‌باشند، بنابراین عضلات چهار سر ران و همسترینگ دستخوش هم انقباضی رفلکسی و مقدماتی می‌شوند تا با افزایش سفتی مفصل، باعث جلوگیری از آسیب شوند. از طرفی فعالیت فیدفوروارد و فیدبکی عضلات نقش حیاتی و مهمی در انقباضات عضلانی و همچنین ثبات مفاصل بدن را بر عهده دارند، به‌طوری که در حرکت فرود و قبل از تماس پا با زمین، عضلات اندام تحتانی به‌صورت فیدفوروارد فعال می‌گردند تا نیروهایی که در هنگام تماس ایجاد می‌شوند را جذب کنند (۴۸)؛ بنابراین تغییرات ایجاد شده در فعالیت فیدفوروارد و فیدبکی عضلات در زمان‌های مختلف آزمون را می‌توان به نوع تارهای عضلانی، عملکرد متفاوت آن‌ها بر روی یک یا چند مفصل، درگیری عضلات در شرایط مختلف و همچنین نقش آن‌ها در تأمین ثبات یا ایجاد حرکت نسبت داد. در نهایت با توجه به اینکه در هنگام فرود، اولین نیروی عکس العمل ماکزیمم زمین در بازه‌ی زمانی ۱۸-۱۰ میلی ثانیه بعد از برخورد پا با زمین رخ می دهد و پژوهشگران اظهار نمودند که آسیب ACL تقریباً ۱۷ تا ۵۰ میلی ثانیه بعد از برخورد اولیه پا با زمین و در لحظه فید فوروارد رخ می‌دهد و منجر به آسیب متقاطع قدامی در این زمان می گردد (۷)؛ در نتیجه تمرین دهندگان در برنامه‌های تیم‌ها می‌بایست بر روی مکانیسم‌های فیدفوروارد و فیدبک عضلات توجه دقیق داشته باشند و از طریق بالا بردن تحمل بازیکنان در تمرینات، می‌توان هم در حفظ ثبات مفصل و هم در پیشگیری از آسیب لیگامان‌های زانو اقدام نمود. لازم به ذکر است که سالم بودن شرکت‌کنندگان و همچنین بررسی مقطعی از محدودیته‌ای تحقیق حاضر بوده، لذا بررسی طولانی‌مدت تحقیقات مشابه با جامعه‌ی آماری متنوع پیشنهاد می‌گردد.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج مطالعه نشان داد که در دوره‌های مختلف پروتکل خستگی CST^{90} (قبل از شروع تست، بعد از ۴۵ دقیقه و پایان بازی)، اگرچه شروع فعالیت عضلات در پایان نیمه‌ی اول با تأخیر همراه بود و دیرتر وارد عمل شدند، با وجود این تفاوتی در زمان‌های مختلف بین آنها مشاهده نشد اما در ارتباط با فعالیت فیدفوروارد عضله پهن داخلی در زمان‌های مختلف تفاوت وجود داشت. با توجه به اهمیت موضوع، بررسی جامع‌تر اثرات خستگی بر عضلات راست رانی و پهن داخلی و تاثیر آنها بر مفصل زانو در تحقیقات درازمدت پیشنهاد می‌گردد.

پیروی از اصول اخلاق در پژوهش

اصول اخلاقی در این پژوهش از قبیل اخذ رضایت نامه شرکت در تست‌ها، مجوز کمیته اخلاق و ثبت در سامانه کارآزمایی بالینی (R000038055UMIN000033415) صورت گرفته است.

حمایت‌های مالی

این پژوهش از حمایت مالی برخوردار نبوده است.

نقش نویسندگان

مفهوم‌سازی، روش‌شناسی، بررسی، نگارش، جمع‌آوری داده‌ها و تحلیل آماری و نوشتن پژوهش: نویسنده مسئول؛ ویرایش پژوهش: تمام نویسندگان.

تضاد منافع

نویسندگان این پژوهش هیچگونه تضاد منافعی ندارند.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی بازیکنان فوتبال شرکت‌کننده در این پژوهش و مساعدت‌های دانشکده‌های تربیت بدنی دانشگاه اصفهان و خوارزمی تهران تشکر و قدردانی می‌شود.

[1] Anticipatory Postural Adjustment

References:

1. Carling C, Gall F L, and Reilly T P. Effect of Physical Efforts on Injury in Elite Soccer. International Journal of Sports Medicine. 2010; 31(3): 180-185.
2. Ghorbani M, KazemiA.SH, Babakhani F. The Effect of Fatigue on the Time to Stability in Jumping and Landing in Football Players Who Have Undergone Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Journal of Rehabilitation Sciences and Research. 2022; 9: 167-172.
3. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: Current theory and implications for clinicians and scientists. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2001; 31(10):546-66.
4. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. Journal of Athletic Training. 2004; 39(3):247-253.
5. Greig M, Wlker-Johnson C. The influence of soccer-specific fatigue on functional stability. Physical Therapy in Sport. 2007; 8:185–190.
6. Rahnama N, Reilly T, Lees A, GrahamSmith P. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. Journal of Electromyography Kinesiology. 2006; 16(3): 257-263.
7. Benjaminse A, Habu A, Sell TC, Abt JP, Fu FH, Myers JB, and Lephart SM. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopic. 2007; 432-437.
8. Sandon A, Engström B, Forssblad M. High risk of further ACL injury in a 10-year follow-up study of ACL-reconstructed soccer players in the Swedish National Knee Ligament Registry. Arthroscopy. 2019.
9. Martinez-Valdes, E., Farina, D., Negro, F., Del Vecchio, A., & Falla, D. Early Motor Unit Conduction Velocity Changes to High-Intensity Interval Training versus Continuous Training. Medicine and science in sports and exercise, 2018; 50(11), 2339–2350.
10. Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC. USA. Version 1. 2005.
11. Delextrat A, Baker J, Cohen D. and Clarke N. Effect of a simulated soccer match on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio in amateur female players. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2011.
12. Rahnama N, Reilly T, Lees A. and Graham-Smith P. Muscle Fatigue Induced by Exercise Simulating the Work rate of Competitive Soccer. Journal of Sports Sciences. 2003; 21: 933-942.
13. Hajiloo B, Anbariyan M, Esmaeili H, Sadeqi S. Effect of local fatigue quadriceps muscle on electromyography activity of knee muscle during stance phase of walking. Sport Medicine. 2014; 6(1): 73-88. (Persian).
14. Talebian S, Fakhari Z, Mehrdad S. The changes of motor control strategy following fatigue in extensor muscles of knee. Modern Rehabilitation. 2008; 1(4): 27-35.
15. Nazarian, A.B, Barati, A.H, Letafatkar, A, Jamshidi, A, Abasi, A Effects of fatigue on electromyography activity of biceps femoris, gastrocnemius and soleus muscles of soccer players. Koomesh Journal. 2019; 21(1): 33-40.
16. Nazarian AB, Letaafatkar A, Barati AH, Jamshidi AA, Abbasi A. Effect of CST90 fatigue protocol on timing and electromyography activity of gluteus medius muscle of soccer players. Journal of Research on Sports Rehabilitation, 2017; 4: 11-20.
17. Noori M, Minoonejad H, Seydi F. The effect of functional fatigue on timing of electromyography activity of quadriceps and hamstring muscles during single leg jump-landing task in female athletes. Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences. 2016; 21: 73-82.
18. Augustsson J, Thomee R, Linden C, Folkesson M, Tranberg R, Karlsson J. Single leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports. 2006; 16: 111-120.

19. Augustsson J, Thomee R, Karlsson J. Ability of a new hop test to determine functional deficits after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2004; 12: 350-356.
20. Orishimo KF, Kremenic IJ. Effects of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 2006; 22:245–254.
21. Mclean SG, Samorezov JE. Fatigue-Induced ACL Injury Risk Stems from a Degradation in Central Control. Medicine Sciences in Sport and Exercise. 2009; 1661-1672.
22. Schmidt S, Moffat M, Gutierrez G. Effect of knee joint cooling on the electromyography activity of lower extremity muscles during a plyometric exercise. J Electromyogr Kinesiol, 2010; 20: 1075-1081.
23. Kimura J. Electro diagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice: Oxford University press 2013.
24. Melnyk M, Gollhofer A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy. 2007; 15(5): 525–532.
25. Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, Ebersole KT. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2006; 21:1090–1097.
26. Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Multi-segment coordination: Fatigue effects. Medicine Science Sports Exercise. 2001; 33:1157–1167.
27. Rollo I, Impellizzeri FM, Zago M, and Laia FM. Effects of 1 versus 2 games a week on physical and subjective scores of sub elite soccer players. International Journal of Sports Physiology and Performance. 2014; 9: 425–431.
28. Stolen T, Chamari K, Castagna C, and Wilsoff U. Physiology of Soccer: An Update. Sports Medicine. 2005; 35(6): 501-536.
29. Bangsbo J, Norregaard L. and Thorsoe F. Activity profile of competition soccer. Canadian Journal of Sport Sciences. 1991; 16(2): 110-116.
30. Bishop N, blanning AK, robson PI, Walsh NP and Gleeson M. The effects of carbohydrate supplementation on immune response to a soccer specific exercise protocol. Journal of sports sciences. 1999; 17: 787-796.
31. Small K, Mcnaughton LR, Greig M, Lohkamp M, and Lovell R. Soccer fatigue, sprinting, and hamstring injury risk. International Journal of Sports Medicine. 2009; 30: 573-578.
32. Russell M, Benton D, and Kingsley M. The effects of fatigue on soccer skills performed during a soccer match simulation. International Journal of Sports Physiology and Performance. 2011; 6 (2): 221-233.
33. Bendiksen M, Bischoff R, Randers MB, Mohr M, Rollo I, Suetta C, Bangsbo J, Krustrup P. The Copenhagen soccer test: physiological response and fatigue development. Med Sci Sports Exerc. 2012; 44: 1595-1603.
34. Greig M. The influence of soccer-specific fatigue on peak isokinetic torque production of the knee flexors and extensors. Am J Sports Med. 2008; 36: 1403-1409.
35. Jones RI, Ryan B, Todd AI. Muscle fatigue induced by avsoccer match-play simulation in amateur Black South African players. J Sports Sci. 2015; 33: 1305-1311.
36. Lovell R, Midgley A, Barrett S, Carter D, Small K. Effects of different half-time strategies on second half soccer- specific speed, power and dynamic strength. Scand J Med Sci Sports. 2013; 20: 180-189.
37. Marshall PWM, Lovell R, Jeppesen GK, Andersen K, Siegler JC. Hamstring muscle fatigue and central motor output during a simulated soccer match. Plus One. 2014; 9: 102753.
38. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau Gn. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor Placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology.2000; 10 (5):361-74.
39. Kocheily Y, Jamshidi AA, Sanjari MA, Maroufi N, Bagheri H, Sedigh A, Jamshidian P. ″A comparison of lower extremity muscles

activity among healthy subjects and individuals after ACL reconstruction during drop landing. ″Sci J Rehabil Med. 2016; 9: 103-110. (Persian).
40. Pourmahmoudian P, Minoonejad P, Jamshidi A.A. Investigation of the Pattern and Activity of Quadriceps and Hamstring Muscles in Drop from Different Heights in Collegiate Male Athletes. J Rehab Med. 2017; 5(4): 1-9.
41. Ahmadi P, Ltafatkar A. Comparing the effect of lumbo- pelvic general and selected exercises on pain, movement control and gluteal and tensor fascia lata muscles electromyography in subjects with lumbar movement controlling impairment. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences and Health Services. 2018; 40(3): 7-15.
42. Letafatkar A, Rajabi R, Ebrahimi Tekamejani E, Minoonejad H. Effects of perturbation training on quadriceps and hamstring electromyography ratios. Koomesh. 2014; 15: 469-481. (Persian).
43. Behrens M, Mau-Moeller A, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. PlOS one. 2013; 8: 56988.
44. Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Alkjær T, Suetta C, Mortensen P, et al. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2011; 21:833-840. 94
45. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. Sports Medicine. 2008; 38:893-916.
46. Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of Neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. J Electromyogr Kinesiology. 2000; 10: 159-170.
47. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Noncontact ACL injuries in female athletes: an international Olympic committee current concepts Statement. British Journal of Sports Medicine. 2008; 42: 394-412.
48. Afsharnejad T, Khorsandi M, Tari M. Concurrent activity of medial and lateral gastrocnemius muscle during plantar flexion submaximal isometric contraction. Motor Sciences and Sport Managements Researches. 2012; 2(3): 19-32.