Iranian Journal of
Rehabilitation Research in Nursing
Summer 2020, Volume 6, Issue 4

Iranian Nursing Association

Research Paper

Comparision the Timing of Lower Limb Muscles Activity in the Stance Phase of Running Between Athletes with Reconstructed Anterior Cruciate Ligament and Healthy

Amin Mardazad [1], Nader Farahpour [2,*], Yasin Hoseini [3]

[1] MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
[2] Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
[3] Assistant Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Literature and Humanities, Malayer University, Hamedan, Iran
*** Corresponding author:** Nader Farahpour, Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran. E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

How to Cite this Article:
Mardazad A, Farahpour N, Hoseini Y. Comparison the Timing of Lower Limb Muscles Activity in the Stance Phase of Running Between Athletes with Reconstructed Anterior Cruciate Ligament and Healthy. *J North Khorasan Univ Med Sci*. 2020;**6**(4):59-69.
DOI: 10.29252/ijrn-06047

Received: 05 Nov 2019
Accepted: 09 Mar 2020
Keywords:
Running
Anterior Cruciate Ligament
Electromyography
© 2020 Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing

Abstract
Introduction: After reconstructing the anterior cruciate ligament, to prevent re-injury of the ligament, evaluation of neuromuscular function is of clinical importance in coordinating the onset time and time to peak of lower limb's muscles activity. Aim: Therefore, the purpose of this study was to compare the timing of muscle activity in the stance phase of running between athletes with reconstructed anterior cruciate ligament and healthy subjects.
Methods: This study was a semi-experimental and applied type. Ten athletes with reconstructed anterior cruciate ligament who at least one year had passed since their surgery, as experimental group and ten healthy subjects as the control group of Hamedan city were volunteered to participate in the study. The control group, in terms of age, height, and weight, were homological with the experimental group. The surface electromyography system was used to quantify the onset time and time to peak of the lower limb's muscle activity. Multivariate MANOVA, with a significance level of $P < 0.05$, was used for statistical analysis.
Results: In the experimental group, the onset of the activity in tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, gluteus medius ($P = 0.001$), as well as the time to peak in tibialis anterior, vastus lateralis, vastus medialis, gluteus medius, semitendinosus ($P = 0.001$) and biceps femoris ($P = 0.045$), were delayed.
Conclusions: During the stance phase of running, the experimental group displayed a delay in the activation onset and a longer time to peak in the lower limb's muscles. It is not clear if these changes are due to a neuromuscular adaptation or proprioception related damage. A more comprehensive study is recommended to clarify this aspect. It is recommended to assess the possible link between these delays with the reoccurrence of anterior cruciate ligament rupture.

Extended Abstract

OBJECTIVE

Anterior cruciate ligament rupture is more common knee injury in athletes and, in addition to joint mechanical instability, due to disturbance of the knee proprioception system, it causes poor balance and loss of athletic performance [2]. After reconstructed anterior cruciate ligament, the amount of activity and lifestyle changes [6], and there is often the risk of osteoarthritis and meniscus tear in these people [7]. Regarding the mechanism of anterior cruciate ligament rupture, it is believed that excessive mechanical loading at the knee simultaneous with rapid deceleration, abrupt change of direction during landing

Copyright *© 2020 The Author(s); Published by Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing. This is an open access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits others to copy and redistribute material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.*

or running, are important risk factors for this injury [8, 9]. In maneuvers accompanied by changes in acceleration and direction of movement, the lower extremities may be in a locked position. In these conditions, excessive ankle pronation, internal tibial torsion, Knee valgus and external rotation of the thigh occurs that the anterior cruciate ligament is overloaded suddenly and these are the leading causes of ligament rupture [10]. Muscles are responsible for the distribution and absorption of these dynamic loads on the lower limbs [15]. At this stage, the nervous-muscular system decreases the mechanical forces applied to the knee by controlling the duration of the activity, the intensity of exercise, and the onset of use [16]. In the running, the lower extremity is continuously subjected to mechanical load stress, and this loading becomes more severe with fatigue and loss of muscle function. During running slowly, the loads fall below the physiological threshold level. However, sometimes due to mechanical conditions and inadequate muscle response when performing the maneuvers, the total exceeds overtime interval, and the rupture of the anterior cruciate ligament occurs [12]. When the anterior cruciate ligament is damaged or replaced by a graft, many of the primary mechanoreceptors and neural connections are not restored. In addition to the mechanical function of the anterior cruciate ligament, this ligament provides essential sensory information for understanding the joint status and detecting threshold motion and muscle reflex stability to maintain collective balance [44]. After reconstructing the anterior cruciate ligament, to prevent re-injury of the ligament, evaluation of neuromuscular function is of clinical importance in coordinating the onset time and time to peak of lower limb's muscles activity. Therefore the purpose of this study was to compare the timing of muscle activity in the stance phase of running between athletes with reconstructed anterior cruciate ligament and healthy subjects.

MATERIALS AND METHODS

This study was a semi-experimental and applied type. Ten athletes with reconstructed anterior cruciate ligament who at least one year had passed since their surgery, as experimental group and ten healthy subjects as the control group of Hamedan city were volunteered to participate in the study. The control group, in terms of age, height, and weight, were homological with the experimental group. Surface electromyography system was used to quantify the onset time and time to peak of lower limb's muscles (tibialis anterior muscle, medial gastrocnemius muscle, lateral gastrocnemius muscle, vastus medialis muscle, vastus lateralis muscle, semitendinosus muscle, biceps femoris muscle and gluteus medius muscle) activity in the stance phase of running. For both groups, each subject runs three times on an 18 m path in the lab at an average speed of 2.5 m / s (9 km / h). Running gear was calculated based on the kinematic data from the cameras. Each repetition of the tests was allowed if the individual moved at a specified speed and landed on the force plate device with the leg reconstructed. Multivariate MANOVA, with a significance level of $P< 0.05$, was used for statistical analysis.

RESULTS

In the experimental group, the onset of the activity in tibialis anterior muscle, medial gastrocnemius muscle, vastus medialis muscle, vastus lateralis muscle, gluteus medius muscle ($P = 0.001$) as well as the time to peak in tibialis anterior muscle, vastus lateralis muscle, vastus medialis muscle, gluteus medius muscle, semitendinosus muscle ($P = 0.001$) and biceps femoris muscle ($P = 0.045$) were delayed.

CONCLUSION

During the stance phase of running, the experimental group displayed a delay on the activation onset and a longer time to peak in the lower limb's muscles. These delays may be related to the recurrence of anterior cruciate ligament or the occurrence of osteoarthritis. It seems that people with anterior cruciate ligament surgery due to proprioception abnormalities during injury as well as residual proprioception abnormalities after surgery and neuromuscular system changes have delayed onset of activity and time to peak muscle activity. Therefore, delays in the start of the event and the time to peak of the productive force of these muscles are risk factors. Periodically, Muscle rehabilitation should be taken seriously to increase muscle strength and coordination and Improvement proprioception receptors in these patients after surgery. It is not clear if these changes are due to a neuromuscular adaptation or proprioception related damage. A more comprehensive study is recommended to clarify this aspect. It is recommended to assess the possible link between this delay with the reoccurrence of anterior cruciate ligament rupture and occurrence osteoarthritis.

Ethical Considerations

This research was confirmed by the Ethics Committee of Medical Studies of the University of Medical Sciences Hamedan on 2/3/1394 with number 1199/9/35/16 / p. Subjects signed a consent form to participate in the study after being informed of the purpose and method of the research. Also, the information of the participants in this study was kept confidential.

Funding or Supports

There was also no funding or supports.

Author's Contributions

Mr. Amin Mardazad Navi: He did Writing and preparing the initial and final drafting, statistical analysis, submitting and paper revision, and laboratory work. Mr. Nader Farhpour: He did the initial idea of studying and checking the initial draft of the article. MR. YASIN HOSSEINI: He did the initial design of studying and paper revision and laboratory work.

Conflict of Interest

The authors of the article do not declare any conflict of interest.

Applicable Remark

This study will be useful for the rehabilitation of people after anterior cruciate ligament surgery and can also help people during running to prevent anterior cruciate ligament injury and osteoarthritis and ultimately a healthy lifestyle

Acknowledgments

This article is the result of Mr. Amin Mardazad's thesis with the supervisor of Dr. Nader Farahpour approved by the University of Bu Ali Sina Hamadan. This research was confirmed by the Ethics Committee of Medical Studies of the University of Medical Sciences Hamedan on 2/3/1394 with number 1199/9/35/16 / p. We appreciate all the relevant Officials as well as all the athletes who participated in the study. Medical Studies of University of Medical Sciences Hamedan on 2/3/1394 with number 1199/9/35/16 / p. We appreciate all the relevant Officials as well as all the athletes who participated in the study.

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
تابستان ۱۳۹۹، دوره ۶، شماره ۴
DOI: 10.29252/ijrn-06407

مقایسه زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در مرحله اتکای دویدن بین ورزشکاران با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی و سالم

امین مردآزاد [۱]، نادر فرهپور [۲،*]، یاسین حسینی [۳]

[۱] کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
[۲] استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
[۳] استادیار دانشکده ادبیات و علوم انسانی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه ملایر، همدان، ایران

* **نویسنده مسئول**: نادر فرهپور، استادیار، استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران. ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۰۸/۱۴ **تاریخ پذیرش مقاله:** ۱۳۹۸/۱۲/۱۹

چکیده

مقدمه: پس از بازسازی رباط متقاطع قدامی، به‌منظور جلوگیری از آسیب مجدد این رباط، ارزیابی عملکرد سیستم عصبی-عضلانی در هماهنگ‌سازی زمان شروع و رسیدن به اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی از اهمیت کلینیکی برخوردار است. بدین منظور هدف از مطالعه حاضر مقایسه زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در مرحله اتکای دویدن بین ورزشکاران با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی و ورزشکاران سالم بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و کاربردی می‌باشد. ۱۰ نفر از ورزشکاران با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی که حداقل یک سال از جراحی آن‌ها گذشته بود، به‌عنوان گروه تجربی و ۱۰ نفر از ورزشکاران سالم به‌عنوان گروه کنترل بطور داوطلبانه از استان همدان شرکت کردند. گروه کنترل به لحاظ سن، قد و وزن با گروه تجربی همسان بود. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی لحظه شروع فعالیت و زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی اندازه‌گیری شدند. داده‌های دو گروه با استفاده از تحلیل واریانس چندمتغیره در سطح معناداری $P < ۰/۰۵$ مورد مقایسه قرار گرفتند.

یافته‌ها: در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی شروع به فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی و سرینی میانی ($P = ۰/۰۰۱$) و نیز زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، پهن خارجی، سرینی میانی، نیم‌وتری ($P = ۰/۰۰۱$) و دوسررانی ($P = ۰/۰۴۵$) درمقایسه با ورزشکاران سالم بطورمعناداری با تأخیر همراه بود.

نتیجه گیری: در مرحله اتکا دویدن زمان شروع به فعالیت و زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی گروه تجربی با تأخیر همراه بود که عامل ریسک محسوب می‌گردد. توانبخشی عضلات با هدف افزایش نیرو و هماهنگی عضلانی و تقویت گیرنده‌های حسی در این افراد باید جدی گرفته شود. بطور واضح مشخص نیست این تغییرات ناشی از سازگاری عصبی عضلانی یا آسیب مرتبط با حس‌های عمقی می‌باشد. توصیه می‌شود ارتباط بین این تأخیر با پارگی مجدد رباط صلیبی بررسی شود.

کلیدواژه‌ها: دویدن، رباط متقاطع قدامی، الکترومایوگرافی

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

پارگی رباط متقاطع قدامی زانو Anterior Cruciate Ligament (ACL) در ورزشکاران بسیار شایع است [۱] و علاوه‌بر بی ثباتی مکانیکی مفصل، به دلیل ایجاد اختلال در سیستم حسی-عمقی زانو، موجب ضعف تعادل و افت عملکرد ورزشی فرد می‌گردد [۲]. این آسیب در ورزشکاران جوان ۱۵ تا ۲۵ ساله شیوع بیشتری دارد [۳]. نرخ آسیب رباط متقاطع قدامی ۳/۷ در هر ۱۰۰۰ ساعت مسابقه است [۴]. تحقیقات نشان می‌دهند که ۷۰ درصد از آسیب‌های رباط متقاطع قدامی، غیر برخوردی و ۳۰ درصد آن‌ها در اثر برخورد مستقیم با حریف

است [۵]. پس از بازسازی رباط متقاطع قدامی میزان فعالیت و شیوه زندگی فرد تغییر می‌کند [۶] و غالباً در این افراد ریسک بروز استئوآرتریت و پارگی مینیسک وجود دارد [۷].

در خصوص مکانیزم پارگی رباط متقاطع قدامی عقیده بر این است بارگذاری مکانیکی بیش از حد در زانو همزمان با کاهش سریع شتاب، تغییر جهت ناگهانی متعاقب فرود یا در دویدن از عوامل بسیار مهم خطرساز این آسیب محسوب می‌شود [۸, ۹]. در مانورهایی که با تغییر شتاب و جهت حرکت همراه هستند، ممکن است اندام‌های پایینی در یک موقعیت قفل شده قرار گیرند. در این حالت، پرونیشن بیش از حد مچ پا، چرخش داخلی ساق، والگوس زانو و چرخش خارجی ران رخ می دهد که فشار ناگهانی زیادی بر رباط متقاطع وارد می‌سازد و از عوامل اصلی پارگی این رباط محسوب می‌شوند [۱۰]. در مقایسه با راه رفتن، دویدن با دامنه حرکتی بزرگتر فلکشن تنه، چرخش تنه و لگن، فلکشن ران، فلکشن زانو، و دورسی فلکشن مچ پا همراه است [۱۱]. در دویدن، به طور پی در پی، اندام تحتانی زیر فشار بار مکانیکی قرار می‌گیرد و با بروز خستگی و افت عملکرد عضلات این بارگذاری شدیدتر می‌شود. در هنگام دویدن آهسته بارهای وارده زیر سطح آستانه فیزیولوژیک قرار می‌گیرند. اما، گاهی به‌دلیل شرایط مکانیکی و پاسخ عضلانی ضعیف در لحظه اجرای مانورهای یاد شده مجموع بارهای وارده در یک بازه زمانی بیش از حد تحمیل مفصل شده و پارگی رباط متقاطع قدامی رخ می‌دهد [۱۲].

اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی فاز استقرار دویدن، در ابتدا دوره استقرار (لحظه تماس پاشنه) و در انتهای دوره استقرار (لحظه فشار پنجه) به اندام تحتانی اعمال می‌شود [۱۳]. در دونده‌های با الگوی تماس پاشنه نیروی عکس العمل عمودی زمین تا ۳ برابر وزن بدن به مفاصل اندام تحتانی وارد می‌شود [۱۴]. دراین میان، عضلات وظیفه توزیع و جذب بخشی از این بارهای دینامیکی در اندام تحتانی را به‌عهده دارند [۱۵]. در این مرحله، سیستم عصبی-عضلانی با کنترل مدت زمان فعالیت، شدت فعالیت و لحظه شروع فعالیت؛ نیروهای مکانیکی وارد بر زانو را کاهش می‌دهد [۱۶]. غالباً، عضلات در مرحله تحمل وزن با انقباض اکسنتریک و کار منفی انرژی مفصل را کاهش می‌دهند. این انرژی ابتدا در عضله ذخیره شده و سپس بلافاصله در انقباض کانسنتریک برای فشار رو به جلو آزاد می‌گردد [۱۷]. باندهای الاستیکی تاندون- عضله حدوداً تا ۵۰ درصد هزینه انرژی را کاهش می‌دهند [۱۸, ۱۹]. هنگام رخ دادن خستگی عضلانی که منجر به افت عملکرد سیستم عصبی- عضلانی می‌شود وظیفه کنترل حرکات اندام‌ها توسط عضله به خوبی انجام نمی‌گیرد؛ بعبارت دیگر ثبات مفصلی به خطر می‌افتد [۲۰]، در نتیجه فشارهای مکانیکی عمدتاً به رباط وارد می‌گردد و آن را دچار آسیب می‌سازد [۲۱]. درمقایسه با گروه کنترل، افراد با سابقه بازسازی رباط متقاطع قدامی، هنگام راه رفتن فعالیت کمتری را در عضله پهن خارجی نشان می‌دهند که ممکن است مربوط به بروز اختلالات حسی-عمقی باشد [۲۲]. زنان با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی طی دویدن بر روی تردمیل با سرعت آهسته تفاوت معناداری را در فعالیت عضلات اندام تحتانی خود نشان ندادند [۲۳]. در مطالعه‌ای دیگر بر روی آقایان با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی طی دویدن با سرعت متوسط تفاوت معناداری در فعالیت عضلات چهارسر، همسترینگ و دوقلو یافت نشد؛ همچنین در خانم‌ها با سابقه بازسازی رباط متقاطع قدامی نتایج مشابه در فعالیت عضلات چهارسر، همسترینگ و دوقلو مشاهده گردید [۲۴]. از طرف دیگر، افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی خود طی دویدن با شدت‌های بالاتر افزایش معنادار در فعالیت عضلات همسترینگ خود نشان دادند [۲۵]. حدوداً تا ۶ سال پس از جراحی رباط ضربدری، حدود ۶۰٪ از افراد دچار استئوآرتریت می‌شوند. هنوز مکانیزم بروز استئوآرتریت بخوبی شناسایی نشده است. تصور می شود تخریب سیستم حسی-عمقی زانو و تغییر مکانیک این مفصل منجر به بروز نوعی سازگاری عصبی-عضلانی گردد که جذب نیروی عکس العمل زمین بموقع صورت نپذیرفته و فشار مکانیکی زیاد در بروز استئوآرتریت و پارگی مجدد این رباط مؤثر باشد. یکی از مکانیزم های کنترل این نیروها مربوط به لحظه شروع و رسیدن به اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی است. در بررسی متون علمی، هیچ گزارشی در زمینه تغییرات ناشی از جراحی رباط متقاطع قدامی در هماهنگی و زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام دویدن یافت نشد. هدف از مطالعه حاضر ارزیابی تغییرات ناشی از جراحی رباط ضربدری قدامی در زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در فاز استقرار دویدن بود. فرضیه این مطالعه عبارت بود از اینکه در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی در فاز استقرار دویدن زمان آغاز و اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی با تأخیر همراه است.

روش کار

این مطالعه از نوع نیمه تجربی و کاربردی بود. از بین فوتبالیست‌های استان همدان با حداقل سه سال سابقه ورزش تیمی تعداد ۱۰ مرد (سن: ۱/۳۴ ± ۲۲/۱ سال، قد: ۶/۱۵ ± ۱۷۶/۴ سانتی‌متر، جرم: ۹/۳۵ ± ۷۲/۴ کیلوگرم) یک سال پس از جراحی رباط متقاطع قدامی به‌عنوان گروه تجربی و همچنین ۱۰ مرد سالم (سن: ۱/۶۵ ± ۲۱/۹ سال، قد: ۴/۹۰ ± ۱۷۵/۳ سانتی‌متر، جرم: ۷/۲۷ ± ۶۷/۱ کیلوگرم) به عنوان گروه شاهد در این مطالعه بصورت داوطلبانه شرکت کردند. گروه کنترل به لحاظ سن، قد و وزن با گروه تجربی همسان بود. فقدان سابقه شکستگی استخوان اندام تحتانی و نداشتن ناهنجاری اسکلتی– عضلانی ازجمله اختلاف طول پاها، کجی ستون فقرات، افتادگی شانه و یا ضعف سیستم عصبی عضلانی و داشتن جراحی رباط متقاطع قدامی طی دو سال گذشته در گروه تجربی با گرفت همسترینگ، معیارهای ورود آزمودنی‌ها در مطالعه بود. داشتن درد در بخشی از بدن، خستگی به دلیل فعالیت فیزیکی شدید طی ۷۲ ساعت قبل از آزمایشات و یا داشتن شاخص توده بدنی بالای ۲۵ و داشتن هر نوع سابقه جراحی در گروه شاهد معیار خروج آزمودنی‌ها از مطالعه بود. آزمودنی‌ها پس از کسب اطلاع از اهداف و روش تحقیق رضایت نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا کردند.

با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی ۱۶ کاناله ۳۰۰ BTS free EMG ساخت کشور ایتالیا با الکترودهای دوقطبی از جنس کلرید نقره – نقره (Ag-AgCl)با فاصله مرکز تا مرکز ۱۷ میلی متر و با فرکانس نمونه برداری ۱۲۰۰ هرتز، فرکانس فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، پهن داخلی، پهن خارجی، نیم‌وتری، دوسررانی و سرینی میانی در فاز استقرار دویدن ثبت گردید.

قبل از نصب الکترودها، موهای روی پوست در محل نصب الکترودها تراشیده شد و با الکل طبی تمیز گردید. نصب الکترودها بر اساس پروتکل SENIAM بود. لحظه آغاز و پایان مرحله استقرار نیز با استفاده از یک دستگاه صفحه نیروی کیستلر (۱۰۰۰ هرتز) به ابعاد ۴۰ × ۶۰ سانتیمتر (ساخت کشور سویس) تعیین شد. در هر تماس پا با زمین اولین و آخرین فریم (لحظه) نمایش نیروی عکس العمل در صفحه نیرو به ترتیب به عنوان لحظه‌های آغاز و پایان مرحله استقرار در نظر گرفته شد. با توجه به همزمانی دستگاه‌های الکترومیوگرافی و صفحه نیرو، اطلاعات صفحه نیرو امکان تفکیک فعالیت عضلات در مرحله استقرار را فراهم می‌ساخت.

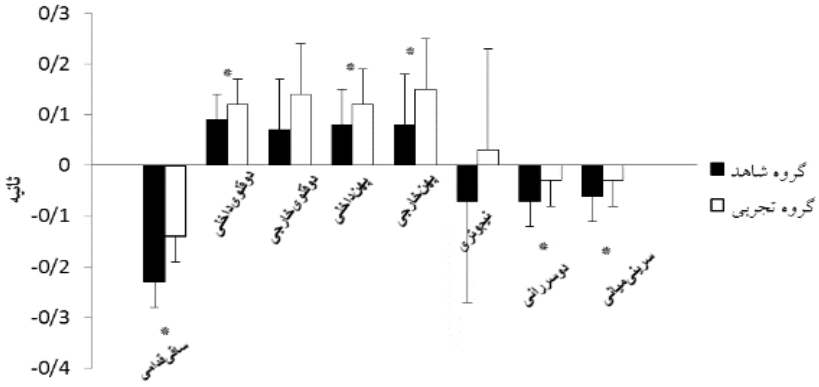
برای هر دو گروه هر آزمودنی سه بار در یک مسیر ۱۸ متری در طول آزمایشگاه با میانگین سرعت ۲/۵ متر بر ثانیه (معادل ۹ کیلومتر در ساعت) می‌دوید. سرعت دویدن بر اساس داده‌های کینماتیکی بوسیله دستگاه تصویربرداری محاسبه گردید. هر تکرار آزمایش در صورتی پذیرفته می‌شد که فرد با سرعت تعیین شده حرکت کند و با پایی که رباط آن بازسازی شده روی دستگاه صفحه نیرو فرود بیاید.

با استفاده از نرم افزار Motion Lab و تکنیک Linear envelop میزان فعالیت (تنش) عضله براساس زمان، استخراج و به نرم افزار اکسل منتقل گردیدند. با استفاده از تکنیک Linear envelop میزان تنش عضله در بازه زمانی فعالیت عضله، مشخص می‌شود به این ترتیب که عدد ۱۰۰ در این تکنیک نماینگر حداکثر فعالیت عضله می‌باشد. در نمودار Linear envelop نقطه‌ی ۱۰ درصدی نسبت به اوج سیگنال هر فعالیت زمان شروع فعالیت عضله در نظر گرفته شد [۲۶].

ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو- ویلک مورد بررسی قرار گرفت. همه داده‌ها از توزیع طبیعی برخوردار بودند. برای مقایسه بین گروهی از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیره MANOVA استفاده شد. سطح معنا داری P< ۰/۰۵ درنظر گرفته شد. کلیه عملیات آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد. این پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۱۳۹۴/۳/۲ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹پ مورد تأیید قرار گرفت.

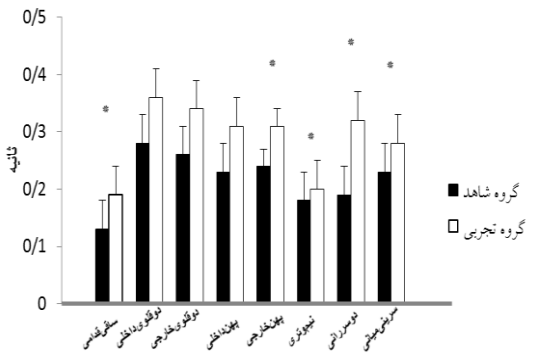
یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر نشان داد، زمان شروع به فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی و سرینی میانی در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی در مقایسه با گروه شاهد با تأخیر همراه بود (P < ۰/۰۰۱) (نمودار ۱). بعبارت دیگر؛ درصد اختلاف میانگین بین دو گروه برای زمان شروع فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی ۶۴ درصد، دوقلوی داخلی ۲۵ درصد، پهن داخلی ۳۳ درصد، پهن خارجی ۴۷ درصد، سرینی میانی ۵۰ درصد و دوسررانی ۵۷ درصد، تأخیر در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی نشان داد.



نمودار ۱. زمان شروع به فعالیت عضلات در دو گروه شاهد و تجربی (Mean ± SD).

همچنین زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات درشت‌نی‌قدامی، پهن‌خارجی، نیم‌وتری، وسرینی‌میانی (P = ۰/۰۰۱) و دوسررانی (P = ۰/۰۴۵) در گروه تجربی به طور معناداری بیشتر از گروه شاهد بود. اختلاف بین گروهی در عضلات دوقلوی‌داخلی (P-۰/۰۶۷)، دوقلوی‌خارجی (P = ۰/۰۵۶) و پهن‌داخلی (P = ۰/۰۸۰) معنادار نبود (نمودار۲). بعبارت دیگر؛ درصد اختلاف میانگین بین دو گروه برای زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی ۳۲ درصد، پهن خارجی ۲۳ درصد، نیم‌وتری ۱۱ درصد، سرینی میانی ۱۸ درصد و دوسررانی ۴۱ درصد، تأخیر در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی نشان داد.



نمودار ۲. زمان اوج فعالیت عضلات بین در گروه شاهد و تجربی (Mean ± SD).

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در مرحله اتکا دویدن بین ورزشکاران با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی و ورزشکاران سالم است. نتایج این مطالعه نشان داد که زمان شروع به فعالیت و زمان رسیدن به اوج فعالیت در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی در مقایسه با افراد سالم طی دویدن با تأخیر همراه است.

نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه پاتراس و همکاران (۲۰۰۹)، لوک و همکاران (۲۰۰۲)، پاتراس و همکاران (۲۰۱۲) و اسوانیک و همکاران (۱۹۹۹) ناهمسو است [۲۳-۲۵, ۲۷]. پاتراس و همکاران (۲۰۰۹) در فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن خارجی و دوسررانی پای افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی که تحت گرفت تاندون پتلا قرار گرفته بودند هنگام دویدن روی تردمیل به مدت ۱۰ دقیقه با سرعت متوسط نسبت به پای کنترل تغییر معناداری مشاهده نکردند؛ که از دلایل ناهمسو بودن نتایج این تحقیق با مطالعه حاضر می‌توان به تفاوت در مدت زمان دویدن، تفاوت در سطح دویدن (دویدن روی تردمیل)، مقایسه اندام بازسازی شده با اندام سالم و استفاده از گرافت تاندون پتلا جهت بازسازی در پروتکل تحقیق پاتراس و همکاران (۲۰۰۹) اشاره کرد. لوک و همکاران نشان دادند هنگام دویدن در سرعت‌های متوسط و پایین (۳,۴۸ متر بر ثانیه) فعالیت عضله دوقلوی داخلی، دوسررانی و پهن خارجی بین اندام سالم و اندام گروه متشکل از آقایان و خانم‌ها با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی تغییری معناداری نخواهد داشت که علت این نتایج ناهمسو را می‌توان متفاوت بودن پروتکل‌های اجرایی با تحقیق حاضر دانست. پاتراس و همکاران (۲۰۱۲) نشان دادند فعالیت عضله دوسررانی و پهن خارجی بین اندام با گرافت تاندون پتلا جهت بازسازی رباط متقاطع قدامی و اندام سالم به مدت ۱۰ دقیقه دویدن روی تردمیل با سرعت متوسط تغییر معناداری ندارد اما در همین افراد باشدت بالا دویدن منجر به فعالیت بیشتر دوسررانی در اندام تحت جراحی می‌شود که علت این نتایج ناهمسو را می‌توان متفاوت بودن پروتکل‌های اجرایی با تحقیق حاضر دانست. اسوانیک (۱۹۹۹) نشان دادند اوج فعالیت عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی و نیم‌وتری زنان با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی با گرافت تاندون پتلا هنگام دویدن با سرعت ۲,۰۸ متر بر ثانیه در مقایسه با گروه کنترل تفاوت معناداری ندارد که از جمله تفاوت‌های موجود با تحقیق حاضر می‌توان به سرعت دویدن، نوع گرفت و جامعه زن در تحقیق اسوانیک و همکاران (۱۹۹۹) اشاره کرد که منجر به نتایج ناهمسو می‌شود. باتوجه به نتایج تحقیق حاضر و تحقیقات اشاره شده استدلال ما چنین است که احتمالاً در دویدن با شدت متوسط به پایین به مدت کوتاه‌تر در افراد با گرفت همسترینگ سازگاری عصبی – عضلانی بهتری رخ نمی‌دهد.

فعالیت عضلات در اواخر فاز نوسان نقش مهمی در آماده سازی برای تماس پا با زمین بازی می‌کند [۲۸] در واقع شروع فعالیت به موقع عضلات قبل از تماس با زمین در فعالیت راه رفتن یا دویدن با افزایش میزان حساسیت دوک‌های عضلانی باعث تأمین ثبات مورد نیاز در مفصل می‌گردد [۲۹]. محققان نشان دادند فعالیت عضلات سرینی چرخش داخلی ران را در حرکات تحمل وزن کاهش می‌دهد که ممکن است در جلوگیری از والگوس زانو مؤثر باشد و بنابراین در پیشگیری از آسیب رباط متقاطع قدامی مؤثر است [۳۰]. همچنین محققان نشان داده‌اند تأخیر در شروع فعالیت عضلات ارکتوراسپاین، گلوتئوس مدیوس و مایل داخلی شکمی ممکن است موجب جابه جایی بیش از حد مرکز ثقل بدن و افزایش بار و اعمال گشتاورهای بیشینه به مفصل زانو حین فرود شود [۳۱]. ریمان و همکاران (۲۰۰۲)، رضایی و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند بدلیل اختلالات حسی، شروع فعالیت گلوتئوس مدیوس، ارکتوراسپاین و مایل داخلی در افراد با بازسازی رباط متقاطع قدامی هنگام فرود آمدن در مقایسه با افراد سالم با تأخیر همراه است. این تأخیر عامل مهمی در وقوع آسیب رباط متقاطع قدامی است [۳۱, ۳۲].

نتایج زمان شروع به فعالیت عضله سرینی میانی در تحقیق حاضر هنگام دویدن با یافته‌های تحقیق رضایی و همکاران (۲۰۱۶) و ریمان و همکاران (۲۰۰۲) هنگام فرود همسو می‌باشد که نشان دهنده نقش مشترک این عضله در جلوگیری از ایجاد والگوس زانو هنگام اجرای مانورهای ورزشی با ریسک بالا می‌باشد.

انقباض همزمان عضلات همسترینگ و چهارسر در طول مانورهای ورزشی، مانع وارد شدن نیروی برشی به رباط متقاطع قدامی می‌شود. نیروی انقباض عضله چهارسر موجب جابجایی قدامی ساق نسبت به ران می‌شود که نیروی انقباض عضله همسترینگ مانع این جابجایی می‌شود و از اعمال نیروی کششی به رباط متقاطع قدامی پیشگیری می کند [۳۳]. در زوایای فلکشن بیشتر از ۴۰ درجه زانو هنگام فرود انقباض عضله چهار سر برای زانو نقش محافظتی و جذب کنندگی دارد [۳۴]. نشان داده شده است که کم شدن فعالیت عضلات همسترینگ در اواخر فاز نوسان، باعث افزایش ایمپالس ترمزی حین فرود می‌شود [۲۸]. بنابراین باتوجه به نتایج گریفین و همکاران (۲۰۰۰) تأخیر در فعالسازی بموقع همسترینگ در برابر انقباض معنادار چهارسر سبب عدم پایداری زانو و احتمالاً افزایش ریسک آسیب رباط متقاطع قدامی می‌گردد [۳۵]. رباط متقاطع قدامی تا حد ۸۵٪ مقاومت زانو در برابر انتقال قدامی ساق در ۲۰ تا ۳۰ درجه فلکشن زانو را فراهم می‌کند [۳۶]. نتایج تحقیق حاضر درمورد تأخیر شروع به فعالیت عضلات همسترینگ همسو با نتایج تحقیق گریفین و همکاران (۲۰۰۰) می‌باشد. باتوجه به تحقیقات صورت گرفته بنظر می‌رسد تأخیر در شروع فعالیت عضله همسترینگ در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی عاملی برای آسیب مجدد این رباط باشد.

در شرایطی که عضله چهارسر ضعیف باشد، افراد از فلکشن زانو خودداری می‌کنند و در عین حال وزن بدن را روی پاها تحمل می‌کنند. بمنظور جلوگیری از فلکشن زانو، افراد باید حرکات مفاصل دیگر را تغییر دهند [۳۷]. باتوجه به تحقیقات صورت گرفته و تحقیق حاضر بنظر می‌رسد تأخیر در شروع فعالیت عضلات چهارسر ممکن است به دلیل کاهش جذب نیروی ناشی از فرود ظرفیت تحمل بار در افراد پس از جراحی رباط متقاطع قدامی را با کاهش مواجه کند.

عضله نعلی در برابر بار اعمال شده بر رباط متقاطع قدامی مقاومت می کند و انقباض دوقلو باعث افزایش بار وارده به رباط متقاطع قدامی می شود. درواقع هر دو عضله دوقلو و نعلی طی فاز استقرار راه رفتن فعال می‌باشند، هر دو عضله در حرکت به سمت جلو در فاز استقرار نقش دارند، اما طی مرحله میانه فاز استقرار عضله نعلی به کاهش شتاب ساق

هنگام شتاب روبه جلو بدن، کمک می‌کند [۳۷]. در ۷۵ درصد فاز استقرار در طول راه رفتن فعالیت زیاد دوقلو سبب ایجاد نیروی کشش قدامی روی رباط متقاطع قدامی می‌شود [۳۸]. از طرف دیگر رادولف و همکاران (۲۰۰۱) نشان دادند که طی راه رفتن و جاکینگ عضلات افراد مبتلا به پارگی و یا آسیب رباط متقاطع قدامی ازجمله دوقلو داخلی زودتر از افراد سالم شروع به فعالیت می‌کند که می‌تواند مکانیسمی جبرانی باشد [۳۹]. بیولی و همکاران (۲۰۰۹) نشان دادند در حرکات برشی فعالیت زودتر عضله درشت‌نی قدامی در افراد مبتلا به آسیب رباط متقاطع قدامی نسبت به افراد سالم می‌تواند بعنوان بخشی از زنجیره کینماتیکی اندام تحتانی از طریق تأمین ثبات درشت‌نی بر ثبات زانو تأثیر بگذارد و سبب ثبات زانو شود [۴۰]. باتوجه به تحقیقات صورت گرفته و تحقیق حاضر بنظر می‌رسد تأخیر در شروع فعالیت عضلات ساقی قدامی و دوقلوی داخلی ثبات مفصل زانو در افراد با سابقه جراحی رابط متقاطع قدامی را به خطر بیاندازد؛ همچنین ازجمله علل تفاوت نتایج بین تحقیقات اشاره شده و تحقیق حاضر می‌توان به تفاوت در وظیفه حرکتی و جامعه آماری اشاره کرد.

زمان اوج فعالیت بعنوان یکی از پاسخ‌های عضلانی ممکن‌است با عملکرد عضلات در حفظ ثبات مفصل زانو قبل، حین، و بعد از اجرای حرکات مرتبط باشد [۴۱]. از طرفی فعال شدن زودتر عضله نیم غشایی قبل از فرود در زنان، محافظت کمتری از رباط متقاطع قدامی می‌کند چون اوج فعالیت عضلانی منطبق با (اوج) نیروی برشی ساقی‌رانی نیست [۴۲]. رضایی و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند تأخیر در زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات سرینی میانی، ارکتوراسپاین و مایل داخلی در افراد با بازسازی رباط متقاطع قدامی در حرکت فرود آمدن نسبت به افراد سالم بیشتر است که این تأخیر ناشی از اختلالات حسی است [۳۲]. باتوجه به تحقیق رضایی و همکاران (۲۰۱۶) و کولینگ و استیل (۲۰۰۱) در تحقیق حاضر تأخیر مشاهده شده در اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، پهن خارجی و نیم‌وتری و دوسررانی و سرینی میانی احتمالاً یک نقطه ضعف برای رباط متقاطع قدامی در افراد با سابقه جراحی است و این تأخیر یک فاکتور خطر برای آسیب مجدد رباط متقاطع قدامی به‌شمار می‌رود [۳۲, ۴۲]. در واقع رباط متقاطع قدامی توسط تعداد محدودی از گیرنده‌ها که عمدتاً شامل گیرنده‌های رافینی و پایانه‌های آزاد عصبی هستند، عصب دهی می‌شوند. گیرنده‌های رافینی به عنوان گیرنده‌های کشش عمل می‌کنند در حالی که پایانه های آزاد عصبی به عنوان گیرنده خطر عمل می‌کنند که نقش مهمی را در درمان هموستازیس سرتاسر رباط ایفا می‌کنند. گیرنده‌های مکانیکی این رباط به عملکرد حسی عمقی کمک می‌کند و این اطلاعات را در مورد تغییرات موقعیت زانو فراهم می‌کند حفظ قطعه‌های ساختاری رباط متقاطع قدامی آسیب دیده در طی عمل جراحی می تواند به حفظ مقدار بیشتری از عملکرد حسی عمقی در مفصل زانو کمک کند، بنابراین نتیجه جراحی بهتر می‌شود [۱]. همچنین هس و همکاران (۲۰۰۲) اظهار کردند عدم بهبودی کامل عملکرد زانو پس از جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی در نتیجه نقص ساختارهای حسی و حرکتی است [۴۳] و این نقایص حسی ممکن است همیشگی باشد، زیرا هنگامی که رباط متقاطع قدامی آسیب می‌بینند یا توسط گرافت جایگزین می‌شود، تعداد زیادی از مکانورستپسورهای اولیه و اتصالات عصبی دیگر بازگردانده نمی‌شوند. علاوه بر عملکرد مکانیکال بافت برای رباط متقاطع قدامی، این رباط اطلاعات حسی مهمی را برای درک وضعیت مفصل و تشخیص آستانه حرکت و ثبات رفلکسی عضلانی برای حفظ ثبات مفصل فراهم می‌آورد [۴۴]. به عبارت دیگر سیستم عصبی مرکزی نتیجهٔ حرکت و اغتشاش را پیش بینی و از طریق به کار گرفتن راهبرد حرکتی مناسب سعی دارد بر آن غلبه کند [۴۵]. از این رو بدن تلاش می‌کند ارتعاشات را از طریق انقباضات عضلانی از قبل تنظیم شده توسط سیستم عصبی مرکزی به حداقل برساند تا نیروهای ضربه را در یک سطح یا فرکانس ثابت در گام بعدی دویدن حفظ کند و حتی به حداقل رساندن آسیب‌ها قادر کند [۱۱]. سیستم عصبی مرکزی با استفاده از انقباض عضله نیروی عکس العمل زمین را بدون توجه به سفتی و استحکام کفی کفش و سطح نسبتاً ثابت نگه می‌دارد که ناشی از پیش بینی سیگنال ورودی نیروی عکس العمل و سازگارسازی فعالیت عضله می‌باشد [۴۶].

باتوجه به مطالعات صورت گرفته و نتایج تحقیق حاضر به نظر می‌رسد افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی به‌دلیل اختلالات حسی طی آسیب و همچنین اختلالات حسی باقیمانده پس از جراحی و تغییرات سیستم عصبی – عضلانی [۱, ۲۰, ۴۰, ۴۴] تأخیر در شروع فعالیت و زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلانی دارند. هنگام تماس پا با زمین، عملکرد عضلات چهارسر با انقباض برونگرا برای کاهش نیروی عکس‌العمل، عضله سرینی میانی برای مقابله با چرخش داخلی و اداکشن ران و نهایتاً پیشگیری از والگوس زانو محافظت مناسبی از رباط متقاطع قدامی هنگام تماس پا فراهم می‌کنند. مکانیسم پیش خوراند عضله دوقلو داخلی بعنوان فلکسور زانو و اکستنور مچ پا [۳۹] و عضله درشت نی قدامی که بخشی از زنجیره کینماتیکی اندام تحتانی است محافظت مناسبی از طریق افزایش ثبات ساق و نهایتاً زانو، هنگام تماس پاشنه فراهم می‌کنند. عضله همسترینگ از کشش قدامی ساق روی ران جلوگیری می‌کند؛ بنابراین تأخیر در شروع فعالیت و زمان رسیدن به اوج نیروی تولیدی این عضلات عامل ریسک محسوب می‌گردند. باتوجه به نقش الزامی دویدن در سلامتی قلبی - عروقی، در بخش گرم کردن و یا سرد کردن رشته‌های ورزشی و همچنین در برنامه‌های توانبخشی، که با سرعت‌های پایین تا متوسط مکرر مورد استفاده قرار می‌گیرد لذا بررسی متغیرهای الکترومایوگرافی اندام تحتانی طی وظیفه حرکتی دویدن روی زمین ازجمله نقاط قوت این مطاللعه محسوب می‌گردد. از آنجایی که نتایج این مطالعه مبتنی برآزمودنی‌های مرد است باتوجه به تفاوت‌های آناتومیکی بین مرد و زن ازجمله زاویه Q تعمیم نتایج به جامعه مرد با مشکل مواجه است که عدم دسترسی به آزمودنی‌های زن از محدودیت‌های تحقیق به‌شمار می‌آید. داشتن یک پروتکل خستگی تصور بهتری از عملکرد عصبی – عضلانی بیماران می‌دهد که به‌دلیل عدم تمایل بیماران برای اجرای پروتکل خستگی و پارگی مجدد این قسمت از برنامه حذف گردید که از دیگر محدودیت‌های تحقیق حاضر محسوب می‌گردد.

نتیجه گیری

زمان شروع به فعالیت و زمان رسیدن به اوج فعالیت در افراد با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی در عضلات اندام تحتانی با تأخیر همراه است. این تاخیرها ممکن است با بروز پارگی مجدد رباط متقاطع قدامی و یا بروز استئوآرتریت مرتبط باشد. توانبخشی عضلات با هدف افزایش

نیرو و هماهنگی عضلانی و تقویت گیرنده‌های حسی در توانبخشی این افراد پس از جراحی و به طور دوره‌ای باید جدی گرفته شود. مطالعه طولی در این زمینه توصیه می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

این پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۱۳۹۴/۳/۲ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹پ مورد تأیید قرار گرفت. تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه فرم رضایت نامه را پس از کسب اطلاع از اهداف و روش تحقیق امضا و بطور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. همچنین اطلاعات شرکت کنندگان در این مطالعه کاملاً محرمانه حفظ گردید.

حمایت مالی

همچنین هیچ گونه حمایت مالی دریافت نگردید.

سهم نویسندگان

آقای امین مردآزاد ناوی: نگارش و تهیه درافت اولیه و نهایی، آنالیز آماری داده‌ها، سابمیت و رویژن مقاله و کار آزمایشگاهی را انجام داد. آقای نادر فرهپور: ایده اولیه و چک کردن نگارش اولیه مقاله را انجام داد. آقای یاسین حسینی: ایده اولیه مطالعه و کارهای آزمایشگاهی و رویژن مقاله را انجام داد.

تضاد منافع

نویسندگان مقاله هیچ گونه تعارض منافعی را اعلام ندارند.

کاربرد عملی مطالعه

این مطالعه برای بازتوانی افراد پس از جراحی رباط متقاطع قدامی مفید خواهد بود و همچنین می‌تواند به افراد جهت پیشگیری از بروز آسیب مجدد رباط متقاطع قدامی و استئوآرتریت و نهایتاً سبک زندگی سالم کمک کند.

سپاسگذاری

این مقاله منتج از پایان نامه مقطع کارشناسی ارشد آقای امین مردآزاد به راهنمایی آقای دکتر نادر فرهپور مصوب دانشگاه بوعلی سینا همدان می‌باشد. این پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۱۳۹۴/۳/۲ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹پ مورد تأیید قرار گرفت. از تمامی مسئولین مربوطه و همچنین از تمامی ورزشکارانی که بعنوان آزمودنی در این پژوهش شرکت کردند تشکر می‌کنیم.

References

1. Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006;14(10):982-92. **doi:** 10.1007/s00167-006-0076-z **pmid:** 16897068
2. Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, Lephart SM, Engebretsen L, Ageberg E, et al. Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant? Br J Sports Med. 2012;46(3):180-92. **doi:** 10.1136/bjsm.2010.082578 **pmid:** 21511738
3. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, Demaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. Am J Sports Med. 2006;34(9):1512-32. **doi:** 10.1177/0363546506286866 **pmid:** 16905673
4. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. J Athl Train. 2007;42(2):311-9. **pmid:** 17710181
5. McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. New Zealand Med J. 1990;103(901):537-9.
6. Grontvedt T, Heir S, Rossvoll I, Engebretsen L. Five-year outcome of 13 patients with an initially undiagnosed anterior cruciate ligament rupture. Scand J Med Sci Sports. 1999;9(1):62-4. **doi:** 10.1111/j.1600-0838.1999.tb00209.x **pmid:** 9974200
7. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, et al. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. J Orthop Res. 2007;25(12):1589-97. **doi:** 10.1002/jor.20459 **pmid:** 17626264
8. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Jr., Garrett WE, Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000;23(6):573-8. **pmid:** 10875418
9. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Investigating isolated neuromuscular control contributions to non-contact anterior cruciate ligament injury risk via computer simulation methods. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23(7):926-36. **doi:** 10.1016/j.clinbiomech.2008.03.072 **pmid:** 18485552
10. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. J Athl Train. 1999;34(2):150-4. **pmid:** 16558558
11. Lohman EB, 3rd, Balan Sackiriyas KS, Swen RW. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. Phys Ther Sport. 2011;12(4):151-63. **doi:** 10.1016/j.ptsp.2011.09.004 **pmid:** 22085708
12. Hohmann E, Wortler K, Imhoff AB. MR imaging of the hip and knee before and after marathon running. Am J Sports Med. 2004;32(1):55-9. **doi:** 10.1177/0363546503258904 **pmid:** 14754724
13. Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. J Biomechanic. 1980;13(5):397-406. **doi:** 10.1016/0021-9290(80)90033-0
14. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature. 2010;463(7280):531-5. **doi:** 10.1038/nature08723 **pmid:** 20111000
15. Radin EL. Role of muscles in protecting athletes from injury. Acta Med Scand Suppl. 1986;711:143-7. **doi:** 10.1111/j.0954-6820.1986.tb08943.x **pmid:** 3465203
16. Komi PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. J Biomechanic. 2000;33(10):1197-206. **doi:** 10.1016/S0021-9290(00)00064-6

17. Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. Med Sci Sports Exerc. 1989;21(4):467-79. **doi:** 10.1249/00005768-198908000-00020
18. Alexander RM. Energy-saving mechanisms in walking and running. J Experimental Biol. 1991;160(1):55-69.
19. Alexander RM. Models and the scaling of energy costs for locomotion. J Exp Biol. 2005;208(Pt 9):1645-52. **doi:** 10.1242/jeb.01484 **pmid:** 15855396
20. De Ste Croix MB, Priestley AM, Lloyd RS, Oliver JL. ACL injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. Scand J Med Sci Sports. 2015;25(5):e531-8. **doi:** 10.1111/sms.12355 **pmid:** 25556396
21. Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. J Athl Train. 2007;42(1):76-83. **pmid:** 17597947
22. Leporace G, Metsavaht L, Pereira GR, Oliveira LP, Crespo B, Batista LA. Knee Synergism during Gait Remain Altered One Year after Acl Reconstruction. Acta Ortop Bras. 2016;24(3):137-41. **doi:** 10.1590/1413-785220162403153479 **pmid:** 27217814
23. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG, Fu FH. Reactive muscle fring of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. J Athl Train. 1999;34:121-9. **doi:** 10.1007/s40279-019-01120-x **pmid:** 31102111
24. Lewek M, Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. The efect of insufcient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Biomech. 2002;17:56-63. **doi:** 10.1007/s40279-019-01120-x **pmid:** 31102111
25. Patras K, Zampeli F, Ristanis S, Tsepis E, Ziogas G, Stergiou N. Hamstring-dominant strategy of the bone-patellar tendon-bone graft anterior cruciate ligament-reconstructed leg versus quadriceps-dominant strategy of the contralateral intact leg during high-intensity exercise in male athletes. Arthroscopy. 2012;28:1262-70. **doi:** 10.1007/s40279-019-01120-x **pmid:** 31102111
26. O'Connor KM, Price TB, Hamill J. Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. J Electromyogr Kinesiol. 2006;16(5):522-30. **doi:** 10.1016/j.jelekin.2005.09.003 **pmid:** 16275015
27. Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD. High intensity running results in an impaired neuromuscular response in ACL reconstructed individuals. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009;17:977-84. **doi:** 10.1007/s40279-019-01120-x **pmid:** 31102111
28. Kyrolainen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. Med Sci Sports Exerc. 2001;33(8):1330-7. **doi:** 10.1097/00005768-200108000-00014 **pmid:** 11474335
29. Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury. Br J Sports Med. 2009;43(13):1049-56. **doi:** 10.1136/bjsm.2008.055954 **pmid:** 19372596
30. Kagaya Y, Fujii Y, Nishizono H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. J Sport Health Sci. 2015;4(2):182-7. **doi:** 10.1016/j.jshs.2013.08.002
31. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athl Train. 2002;37(1):71-9. **pmid:** 16558670
32. Rezaiee K, Mazloum V, Mamashli A. A comparison of timing of core muscles between ACL reconstructed and healthy athletes while landing. (Persian). J Sport Med. 2016;8(1):49-65.
33. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med. 2004;32(2):477-83. **doi:** 10.1177/0363546503258928 **pmid:** 14977677
34. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. Am J Sports Med. 2002;30(2):261-7. **doi:** 10.1177/03635465020300021901 **pmid:** 11912098
35. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Acad Orthop Surg. 2000;8(3):141-50. **doi:** 10.5435/00124635-200005000-00001 **pmid:** 10874221
36. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. J Orthop Res. 1995;13(6):930-5. **doi:** 10.1002/jor.1100130618 **pmid:** 8544031
37. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
38. Adouni M, Shirazi-Adl A, Marouane H. Role of gastrocnemius activation in knee joint biomechanics: gastrocnemius acts as an ACL antagonist. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2016;19(4):376-85. **doi:** 10.1080/10255842.2015.1032943 **pmid:** 25892616
39. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2001;9(2):62-71. **doi:** 10.1007/s001670000166 **pmid:** 11354855
40. Hess T, Duchow J, Roland S, Kohn D. Single-versus two-incision technique in anterior cruciate ligament replacement: influence on postoperative muscle function. Am J Sports Med. 2002;30(1):27-31. **doi:** 10.1177/03635465020300011801 **pmid:** 11798992
41. Coats-Thomas MS, Miranda DL, Badger GJ, Fleming BC. Effects of ACL reconstruction surgery on muscle activity of the lower limb during a jump-cut maneuver in males and females. J Orthop Res. 2013;31(12):1890-6. **doi:** 10.1002/jor.22470 **pmid:** 23966333

42. Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. J Electromyograph Kinesiol. 2001;11(4):263-8. **doi:** 10.1016/S1050-6411(00)00056-0
43. Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009;17(8):968-76. **doi:** 10.1007/s00167-009-0821-1 **pmid:** 19495727
44. Lee HM, Cheng CK, Liau JJ. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. Knee. 2009;16(5):387-91. **doi:** 10.1016/j.knee.2009.01.006 **pmid:** 19239988
45. Huijbregts PA. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: A motor control approach for the treatment and prevention of low back pain, ed 2. Physic Therap. 2005;85(5):470.
46. Zadpoor AA, Nikooyan AA. Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. J Biomech. 2010;43(2):186-93. **doi:** 10.1016/j.jbiomech.2009.09.028 **pmid:** 19883916