مجله علوم پزشکی رازی دوره ۲۹، شماره ۴، تیر ۱۴۰۱ http://rjms.iums.ac.ir

مقاله پژوهشی

مقایسه زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام حرکت برشی‌جانبی بین ورزشکاران با سابقه جراحی رباط متقاطع قدامی و سالم

زهرا مصلحی: کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

یاسین حسینی: استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران (* نویسنده مسئول) yasin.hoseiny@gmail.com

نادر فرهپور: استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: تغییر مسیر ناگهانی هنگام دویدن در بسیاری از ورزش‌ها اجتناب ناپذیر است. نقص عملکرد سیستم عصبی-عضلانی در تامین ثبات مفصل در این‌گونه مانورهای حرکتی می‌تواند منجر به آسیب رباط متقاطع قدامی زانو گردد. هنوز تاثیر متقابل بین آسیب رباط‌های زانو و ضعف عملکرد عضلات آن بخوبی تبیین نشده است. هدف این پژوهش بررسی زمانبندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در افرادی با سابقه بازسازی رباط متقاطع قدامی در مقایسه با افراد سالم حین حرکت برشی جانبی بود.

روش کار: تعداد ۱۰ مرد سالم به عنوان گروه کنترل و ۱۰ مرد با سابقه‌ی جراحی رباط متقاطع قدامی به عنوان گروه تجربی از بین فوتبالیست‌هایی که حداقل ۳ سال سابقه داشتند مورد مطالعه قرار گرفتند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشتنی قدامی، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، پهن داخلی، پهن خارجی، نیموتری و دوسررانی با دستگاه بی تی اس فری ای ام جی ۳۰۰ هنگام حرکت برشی‌جانبی ثبت گردید. جهت تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس چند متغیره با سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها: شروع فعالیت عضلات درشتنی قدامی، دوقلوی داخلی و خارجی در گروه تجربی زودتر از گروه کنترل بود؛ ($p\leq۰/۰۵$). همچنین زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات درشتنی قدامی و دوقلوی داخلی در گروه تجربی زودتر از گروه سالم بود ($p\leq۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: بازسازی رباط متقاطع قدامی با تغییراتی در عملکرد عضلات اندام تحتانی از نظر زمان شروع به فعالیت همراه است. توجه به تغییر در عملکرد عضلات، به مربیان ورزشی و فیزیوتراپیست‌ها جهت ارائه برنامه توانبخشی مناسب برای افرادی با جراحی رباط متقاطع قدامی کمک بسزایی خواهد کرد.

تعارض منافع: گزارش نشده است.

منبع حمایت‌کننده: حامی مالی ندارد.

کلیدواژه‌ها

حرکت برشی‌جانبی،

رباط متقاطع قدامی،

الکترومایوگرافی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۲/۱۷

تاریخ چاپ: ۱۴۰۱/۰۴/۱۸

شیوه استناد به این مقاله:

Moslehi Z, Hoseini Y, Frahpour N. Comparison the Timming of Lower Limb Muscle Activity during Cutting Manuvre between Athletes and Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction History. Razi J Med Sci. 2022;29(4):10-19.

*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 3.0 صورت گرفته است.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

Razi Journal of Medical Sciences. 2022;29(4):10-19. http://rjms.iums.ac.ir

Original Article

Comparison the Timming of Lower Limb Muscle Activity during Cutting Manuvre between Athletes and Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction History

Zahra Moslehi: MA, Department of Sport Biomechanic, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran
Yasin Hoseini: Assistant Professor, Department of Sport Science, Malayer University, Malayer, Iran (* Corresponding author) yasin.hoseiny@gmail.com
Nader Farahpour: Professor, Department of Sport Biomechanic, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran

Abstract

Background & Aims: Anterior cruciate ligament rupture is very common in athletes (1). Dysfunction of the musculoskeletal system leads to joint instability in various motor maneuvers, resulting in the introduction of abnormal forces into the anterior cruciate ligament (1). The cutting maneuver is one of the most common movements in various sports (3). During the descent from a height, the contraction of the hamstring muscle causes the tibia to pull back and reduce the amount of shear force applied to the anterior cruciate ligament. In contrast, the quadriceps muscle causes the anterior tibia to move over the femur and apply shear to the with anterior cruciate ligament (ACL) (4, 5). In some simulated models, the posterior leg muscles have been introduced as knee stabilizers (5).
Usually, the average activity of quadriceps muscles in women is higher than in men (6) and the ratio of hamstring to quadriceps muscle activity in the stop stage of lateral shear maneuver is lower than the lateral movement stage (7). On the other hand, when walking, the timing of hamstring activity before the foot hits the ground is different between men and women (8). Due to the fact that hamstring muscle activity reduces the shear force in the knee joint, the relative decrease in hamstring muscle activity in women is one of the reasons for the higher risk of ACL injury in women than men (8). It is clinically important to evaluate the activity and timing of muscles in various sports movements, including lateral incision (9,10). Because in the cutting manuvre movement, the knee of the support foot is placed in the position of the valgus and this movement is one of the mechanisms of anterior cruciate ligament injury, there is very little information about the function of the knee muscles during this maneuver in athletes (9, 10). One of the limitations of previous research is that researchers often examine the intensity of muscle activity in this movement and no information is available on the coordination and timing of knee muscle activity. The interaction between knee ligament injury and poor muscle function has not yet been well understood. The aim of this study was to evaluate the activity of lower limb muscle activity in people with a history of anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy individuals during cutting maneuvers.
Methods: 10 healthy male soccer players participated as a control group and 10 soccer players with a history of anterior cruciate ligament reconstruction participated as an experimental group in this study. The experimental group underwent anterior cruciate ligament reconstruction using the technique of two Gracilis-semi- tendinous bundles. Electromyographic activity of tibialis anterior, medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, and biceps femoris with BTS Free EMG 300 device was recorded during cutting maneuvers. Before performing the main tests and recording the data, the subjects were first instructed to run at a speed of 2.5 m / s and perform a cutting maneuver. To perform a cutting maneuver, subjects ran a 5-meter path and then cut the path at a 45-degree angle to the side (left or right). Electromyographic signals with a frequency of 2500 Hz and a bandwidth of 1250 Hz were recorded in computer memory. Later, with a bandwidth filter, signals above 500 Hz and below 10 Hz were

Keywords
Cutting maneuvers, Anterior Cruciate Ligament, Electromyography

Received: 07/05/2022
Published: 09/07/2022

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

removed. A 50 Hz notch filter was also used to remove electrical device signals. The device GAIN was considered equal to 1250. The linear envelope technique was used in the EMG Graphing software environment to obtain the time to start muscle activity. This means that in the Linear envelop diagram, a point of 10% relative to the signal peak of each activity was considered as the beginning of muscle activity. Simultaneously with the recording of electromyographic signals, the kinematic variables of the lower extremities were recorded using the Vicon motion analysis system with 4 T-series cameras and a sampling frequency of 200 Hz. Plug-in-gait marking model was used to track the lower limb and determine the moment of heel contact with the ground (HC) and the moment of toe separation from the ground (TO). Before using this device, the cameras were calibrated using a space of 3 meters long /0 0.9 meters wide × 2 meters high. Camera system data recording and electromyography were simultaneous. For data analysis, first, the Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality of data distribution. All data had a normal distribution. Then, multivariate analysis of variance was used to compare the research variables between groups. Statistical analysis was performed using SPSS-23 software and $p < 0.05$ was considered as the significance level.

Results: The activity onset of tibialis anterior, medial and lateral gastrocnemius muscles was earlier in the experimental group than the control group; ($p<0.05$). Also, the time to reach the peak of tibialis anterior and medial gastrocnemius major muscle activity in the experimental group was earlier than the healthy group ($p\geq0.05$).

Conclusion: The results of the present study showed that in cutting maneuver motion, the moment of onset of tibialis anterior muscle activity in patients with ACL injury was earlier than in healthy individuals. This muscle plays an important role in dorsiflexion and supination of the foot (13, 14). The tibialis anterior plays an important role in dorsiflexion and supination of the foot. Researchers believe that the tibialis anterior muscle is one of the stabilizers of the ankle joint at the moment of the heel's initial contact with the ground when walking and running. Researchers have also shown that the tibialis anterior plays a role in stabilizing the ankle joint in the stance phase of cutting maneuvers (13, 14). This muscle helps maintain the stability of the knee by maintaining tibial stability. (13). Some researchers believe that this muscle stabilizes the ankle joint in the phase of the initial contact of the foot with the ground (19, 20). Changes in the timing and magnitude of muscle activity are considered as a compensatory mechanism in people with ACL rupture (20,21). Early-onset of gastrocnemius muscle activity in people with ACL rupture compared to healthy individuals can be a protective mechanism to maintain knee stability (22). The earlier activity of the gastrocnemius muscles in people with anterior cruciate ligament injury compared to healthy people can be explained by the fact that it is a protective mechanism to maintain the stability and strength of the knee. Muscular responses and the mechanism of joint mechanical behavior are closely related to the time to reach maximum muscle activity (22). These muscular responses may be related to muscle function in maintaining knee joint stability before, during, and after movement. In fact, due to the rupture of the ACL, the joint position and the sense of movement are disturbed and the movement pattern may change. Anterior cruciate ligament reconstruction is associated with changes in lower limb muscle function in terms of onset time. It seems that after the surgery, a new kind of muscular adaptation develops. Further investigation is needed to determine the association between this compatibility and the risk of osteoarthritis or re-rupture. Injury to a joint in the body causes a change in the activity of the muscles around the joint; ACL injury also affects the function of the quadriceps, hamstrings, and twin muscles of the knee joint (18). Evidence suggests that ACL injury affects twin muscle function and strategies (12. This research also has certain limitations. These limitations are that the research results are based on male subjects and due to individual differences between men and women in anatomical and biomechanical characteristics, the generalization of these results to the whole male and female community will be difficult. It seems that differences in size and body size and Q angle of women may show different results.

Conflicts of interest: None
Funding: None

Cite this article as:

Moslehi Z, Hoseini Y, Frahpour N. Comparison the Timming of Lower Limb Muscle Activity during Cutting Manuvre between Athletes and Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction History. Razi J Med Sci. 2022;29(4):10-19.

*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

مقدمه

آسیب رباط متقاطع قدامی در ورزشکاران از شیوع نسبتا بالایی برخوردار است (۱). حدود ۴۵٪ از همه آسیب‌های زانو مربوط به رباط متقاطع قدامی است (۲). معمولا بعد از بازسازی ACL (anterior cruciate ligament)، حدود ۶ تا ۹ ماه دوره توانبخشی ضروری است (۳). تقریباً ۷۰٪ از موارد پارگی رباط متقاطع قدامی به طور غیربرخوردی و هنگام مانورهای فرود تک پا بعد از پرش، و یا مانور برش‌جانبی (تغییر مسیر) رخ می‌دهد (۴). برش‌جانبی (Cutting Moneuver) یکی از حرکاتی است که در بسیاری از ورزش‌های تیمی به‌منظور گذشتن از سد حریف به اجرا درمی‌آید. هنگام اجرای این حرکت فشار زیادی به لیگامان متقاطع وارد می‌شود. عضله همسترینگ به دلیل هم راستا بودن با ACL به عنوان آگونیست ACL و عضله چهار سران به عنوان آنتاگونیست ACL شناخته شده‌اند (۳). هنگام فرود عضله همسترینگ به واسطه انقباض خود، استخوان تیبیا را به عقب می‌کشد و از مقدار نیروی قیچی وارده به لیگامنت متقاطع قدامی کم می‌کند. در مقابل عضله چهار سر رانی باعث جابجایی قدامی تیبیا بر روی فمور و اعمال نیروی برشی به ACL می‌شود (۵). در برخی از مدل‌های شبیه سازی شده نیز عضلات خلفی ساق پا به عنوان تثبیت کننده زانو معرفی شده‌اند (۵).

معمولا فعالیت متوسط عضلات چهارسر در زنان بیشتر از مردان است (۶) و نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به چهارسر ران در مرحله توقف در اجرای مانور برشی-جانبی نسبت به مرحله حرکت جانبی کمتر است (۷). از طرف دیگر، هنگام راه رفتن زمان‌بندی فعالیت همسترینگ قبل از برخورد پا با زمین در زنان و مردان متفاوت است (۸). با توجه به اینکه فعالیت عضله همسترینگ موجب کاهش نیروی برشی در مفصل زانو است کاهش نسبی فعالیت عضلات همسترینگ در زنان ازجمله دلایل بیشتر بودن ریسک آسیب ACL در زنان نسبت به مردان به شمار می‌روند (۸).

بررسی نحوه فعالیت و زمان بندی عضلات در حرکات مختلف ورزشی از جمله برش جانبی از اهمیت بالینی برخوردار است. بررسی چگونگی فعالیت عضلات در ارائه برنامه‌های بدنسازی مناسب و همچنین برنامه‌های بازتوانی متناسب با آسیب از اهمیت بالایی برخوردار هستند (۹و۱۰). با توجه به اینکه در حرکت برش جانبی، پای اتکا در والگوس قرار می‌گیرد و این حرکت یکی از مکانیسم‌های آسیب رباط متقاطع قدامی است، اطلاعات بسیار کمی در رابطه با عملکرد عضلات زانو هنگام اجرای این مانور در ورزشکاران وجود دارد (۹و۱۰). از جمله محدودیت‌های تحقیقات قبلی این است که محققین غالباً به بررسی شدت فعالیت عضلات در این حرکت پرداخته‌اند و در زمینه هماهنگی و زمانبندی شروع فعالیت عضلات زانو اطلاعاتی در دسترس نیست.

عدم تولید به موقع نیرو توسط یک عضله که ممکن است ناشی از تاخیر در فعالیت عضله و یا تاخیر در اعمال نیروی حداکثری آن عضله باشد، می‌تواند فعالیت آن عضله را برای تثبیت مفصل و محافظت از زانو بی اثر سازد. تغییر در زمان بندی فعالیت عضلات از جمله متغیرهای درونی قابل اصلاح (۱۰) است به این معنی که با برنامه تمرینی مناسب می توان تاحدودی به زمان بندی مطلوب رسید با وجود اینکه عوامل عصبی-عضلانی از متغیرهای درونی قابل تعدیل هستند (۱۰) و مطالعات کمی در این خصوص صورت گرفته است. قبل از ارائه برنامه بازتوانی برای افراد با عارضه پارگی رباط متقاطع قدامی، ابتدا باید به دنبال شناسایی تغییرات احتمالی فعالیت عضلات ناحیه زانو به دنبال ایجاد این عارضه بود، از این جهت سوال اصلی تحقیق حاضر این است که آیا در افراد با سابقه بازسازی رباط متقاطع قدامی، عملکرد عضلات زانو هنگام اجرای حرکت برشی از لحاظ شدت فعالیت و زمان شروع فعالیت با افراد سالم متفاوت است؟ لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی زمان شروع و رسیدن به اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی در دو گروه سالم و ورزشکاران با سابقه بازسازی رباط متقاطع قدامی بود.

روش کار

آزمودنی‌ها: پژوهش حاضر از نوع شبه‌تجربی و آزمایشگاهی است. تعداد ۱۰ فوتبالیست سالم مرد به عنوان گروه شاهد و ۱۰ فوتبالیست با سابقه بازسازی رباط متقاطع قدامی به عنوان گروه تجربی شرکت کردند. با استفاده از نرم افزار G-Power و بر اساس

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

جدول ۱- ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در دو گروه شاهد و تجربی

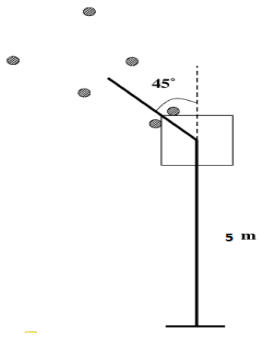
	گروه شاهد	گروه تجربی	مقدار P
سن (سال)	۲۱/۹±۱/۶۵	۲۲/۱±۱/۳۴	۰/۷۰۰
قد (سانتی‌متر)	۱۷۵/۳±۴/۹۰	۱۷۶/۴±۶/۱۵	۰/۱۱۹
وزن (کیلوگرم)	۶۷/۱±۷/۲۷	۷۲/۴±۹/۳۵	۰/۶۲۶
شاخص توده‌ی بدنی(KG/M^2)	۲۱/۸±۱/۶۵	۲۳/۲±۲/۵۲	۰/۱۰۸
مدت‌زمان بعد از جراحی (ماه)	-----	۲۴/۵±۴/۶۶	------

داده‌های قبلی، برای $\alpha = ۰/۰۵$ ؛ $\beta=۰/۲$ و توان آماری ۸۰٪ تعداد ۱۰ نفر آزمودنی در هر گروه کافی بود. افراد گروه تجربی با استفاده از تکنیک باند زوجی خیاطه- نیم‌وتری تحت عمل بازسازی رباط متقاطع قدامی قرار گرفته بودند. شرط ورود آزمودنیها داشتن حداقل سه سال سابقه ورزش باشگاهی در رشته فوتبال، نداشتن ناهنجاری اسکلتی– عضلانی ازجمله اختلاف طول پاها، کجی ستون فقرات، افتادگی شانه و یا ناهنجاری های عصبی عضلانی بود. در گروه تجربی شرایط ورود دقیقا شرایط ورود گروه کنترل به استثنای جراحی ACL بود. آزمودنی ها در صورت داشتن شرایط درد در بخشی از بدن، شاخص توده‌ی بدنی بالای ۲۶ و فعالیت جسمانی شدید منجر به خستگی طی ۷۲ ساعت منتهی به آزمایش از مطالعه خارج شدند. ویژگی‌های آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ آورده شده است. قبل از اجرای آزمون اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا نمودند. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹پ مورد تائید قرار گرفت.

ابزار و روش اجرا: در این مطالعه برای اندازه‌گیری فعالیت الکترومیوگرافی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۱۶ کانالهٔ BTS free EMG 300 ساخت کشور ایتالیا با الکترودهای دوقطبی استفاده شد. الکترودها ساخت کشور کره و از نوع چسبنده، یک‌بارمصرف، از جنس Ag/AgCl و دارای ژل هادی بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر در نظر گرفته شد.

به‌منظور ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی، ابتدا موهای پوست در محل مورد نظر تراشیده شد و پوست با پنبه آغشته به الکل ایزوپروپیل ۵٪ تمیز گردید. سپس الکترودها براساس پروتکل اروپایی الکترومایوگرافی (۱۱) بر روی عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، پهن میانی، پهن خارجی، دوسررانی و نیم‌وتری متصل شدند. همزمان با ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی، متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی با استفاده از سیستم تحلیل حرکتی وایکان با ۴ دوربین سری T با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شدند. برای ردیابی اندام تحتانی و تعیین لحظه تماس پاشنه پا با زمین (Heel Contact) و نیز لحظه جداشدن انگشتان پا از زمین (Toe Off) از مدل مارکرگذاری به روش Plug-in-gait استفاده شد. قبل از کاربرد این دستگاه، دوربین‌ها با استفاده از یک فضای ۳ متر طول× ۰/۹ متر عرض × ۲ متر ارتفاع کالیبره شدند. ثبت داده‌های سیستم دوربین‌ها و دستگاه الکترومیوگرافی همزمان بودند.

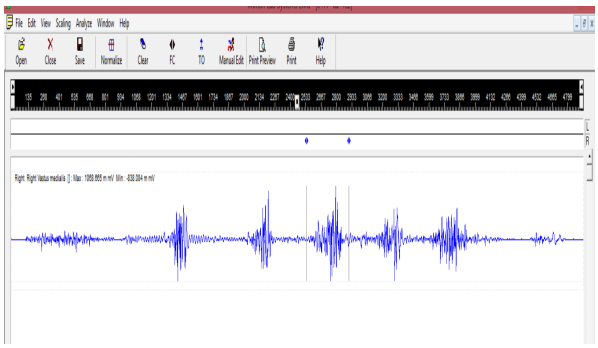
قبل از اجرای آزمایش‌های اصلی و ثبت داده‌ها ابتدا حرکت برشی‌جانبی به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا با سرعت ۲/۵ متر بر ثانیه بدوند و حرکت برشی‌جانبی را انجام دهند. برای اجرای مانور برشی‌جانبی، آزمودنی‌ها یک مسیر ۵ متری را دویده و سپس با زاویه ۴۵ درجه به سمت جانب مسیر را قطع می‌کردند (به سمت چپ یا راست). برای اینکه مسیر برش آزمودنی‌ها دقیق و یکسان شود از خط راهنما استفاده شد (شکل ۱). هر آزمودنی سه بار کوشش را تکرار می‌کرد و کوشش در



شکل ۱- مسیر دویدن با حرکت برشی‌جانبی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]



شکل ۲- نمایی از سیگنال EMG در نرم‌افزار EMG

صورتی پذیرفته می‌شد که فرد از مسیر تعیین شده با سرعت مورد نظر حرکت کند و پای فرد روی صفحه نیرو فرود بیاید (۹). کلیه آزمودنی‌ها با پای راست خود (پای آسیب دیده) حرکت برشی‌جانبی را انجام دادند.

پردازش داده‌ها: سیگنال‌های الکترومایوگرافی با فرکانس ۲۵۰۰ هرتز و پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز در حافظه کامپیوتر ثبت گردید. سپس با یک فیلتر باندگذر سیگنالهای بالای ۵۰۰ هرتز و کمتر از ۱۰ هرتز حذف شدند. همچنین از فیلتر ناچ ۵۰ هرتز نیز برای حذف سیگنالهای وسایل برقی استفاده شد. GAIN دستگاه برابر با ۱۲۵۰ در نظر گرفته شد. برای بدست آوردن زمان شروع به فعالیت عضلات از تکنیک Linear envelop در محیط نرم افزار EMG Graphing استفاده گردید. بدین معنی که در نمودار Linear envelop نقطه‌ی ۱۰ درصدی نسبت به اوج سیگنال هر فعالیت، زمان شروع فعالیت عضله در نظر گرفته شد (۱۲). لازم به ذکر است لحظه خوردن پاشنه پا به زمین که با استفاده از تصاویر دوربین‌ها تعیین می‌شد به‌عنوان مبدأ صفر در نظر گرفته شد. اگر لحظه شروع فعالیت عضله قبل از مبداء صفر بود با علامت منفی (به معنای زودتر از لحظه برخورد پاشنه با زمین) و اگر بعد از مبداء صفر بود با علامت مثبت (به معنای فعالیت با تاخیر نسبت به لحظه برخورد پاشنه) گزارش شد. در شکل ۲ نمونه‌ای از سیگنال الکترومایوگرافی در طول دوره حرکت برشی‌جانبی و نمودار Linear envelop آن نمایش داده شده‌است.

تحلیل آماری: ابتدا به‌منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. همه داده‌ها توزیع نرمال داشتند. سپس برای مقایسه بین-گروهی در مورد متغیرهای تحقیق از روش آماری تحلیل واریانس چندمتغیره استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS-23 انجام شد و سطح معناداری $p<۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج تحلیل واریانس چند متغیره نشان داد عضلات درشت‌نی قدامی ($F=۱۲/۴۵$،$p=۰/۰۱۵$)، دو قلوی داخلی ($F=۴/۹۳$،$p=۰/۰۳$) و دو قلوی خارجی ($F=۱۵/۷۵$،$p=۰/۰۰۲$) در گروه شاهد به‌ترتیب ۰/۰۹۷، ۰/۰۶، و ۰/۰۴۱ ثانیه دیرتر از گروه تجربی شروع به فعالیت کردند (جدول ۲).

تحلیل واریانس چند متغیره نشان داد عضلات درشت‌نی قدامی ($F=۱۰/۴۲$،$p=۰/۰۲۱$) و دوقلوی داخلی ($F=۳/۲۵$،$p=۰/۰۴۳$) در گروه شاهد به‌ترتیب ۰/۰۹۴۳ و ۰/۰۸۶۶ ثانیه دیرتر از گروه تجربی به زمان اوج فعالیت خود رسیدند.

بحث

هدف پژوهش حاضر، مقایسه زمان شروع و رسیدن به اوج فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام حرکت برشی در دو گروه افراد با رباط متقاطع قدامی بازسازی شده و سالم بود.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در حرکت برشی جانبی لحظه شروع فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در افراد مبتلابه آسیب رباط متقاطع قدامی از افراد سالم زودتر بود. این نتیجه با نتایج تحقیق بیولی و همکاران (۲۰۰۹) که حرکت برشی‌جانبی در دو جهت مختلف، به شیوه ای غیرمنتظره انجام می‌شد و نیتون و همکاران

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

جدول ۲- شروع فعالیت عضلات (ثانیه) در دو گروه شاهد و تجربی (Mean ±SD)

عضلات	شاهد	تجربی	خطای استاندارد	ارزش p
درشت‌نی قدامی	-۰/۰۳۸±۰/۰۴۹	-۰/۱۳۶±۰/۱۰۴	۰/۰۲۵	۰/۰۱۵
دوقلوی داخلی	۰/۱۲۷±۰/۰۷	۰/۰۶۷±۰/۰۳۹	۰/۰۱۸	۰/۰۳
دوقلوی خارجی	۰/۱۲±۰/۰۲۱	۰/۰۷۹±۰/۰۳	۰/۰۰۸	۰/۰۰۲
پهن داخلی	۰/۱۳۳±۰/۰۸	۰/۰۹۲±۰/۰۶۰	۰/۰۲۲	۰/۲۱۱
پهن خارجی	۰/۱۳۳±۰/۰۵۳	۰/۱۰۳±۰/۰۶۴	۰/۰۱۸	۰/۲۷۱
نیمه وتری	-۰/۰۲۶±۰/۰۵۵	-۰/۰۲۵±۰/۰۶۷	۰/۰۱۹	۰/۹۷۱
دوسررانی	۰/۰۱۷±۰/۰۸۵	۰/۰۶۶±۰/۰۱۹	۰/۰۱۹	۰/۰۹۴

جدول ۳- زمان اوج فعالیت عضلات (ثانیه) در دو گروه شاهد و تجربی (Mean ±SD)

عضلات	شاهد	تجربی	خطای استاندارد	ارزش p
درشت‌نی قدامی	۰/۲۰۴±۰/۱۱۱	۰/۱۱±۰/۰۳۷	۰/۰۲۶	۰/۰۲۱
دوقلوی داخلی	۰/۳۷۴±۰/۰۹۷	۰/۲۸۷±۰/۰۷۹	۰/۰۲۸	۰/۰۴۳
دوقلوی خارجی	۰/۳۵۹±۰/۱۲۵	۰/۳۰۵±۰/۰۷۴	۰/۰۳۲	۰/۲۵۳
پهن داخلی	۰/۳۲۷±۰/۱۲	۰/۲۵۸±۰/۰۷۳	۰/۰۳۱	۰/۱۴
پهن خارجی	۰/۳۱۶±۰/۱۰۵	۰/۲۶۳±۰/۰۷۳	۰/۰۲۸	۰/۲۰۹
نیمه‌تری	۰/۲۲±۰/۱۰۴	۰/۱۸۴±۰/۰۸۷	۰/۰۳	۰/۴۲۴
دوسررانی	۰/۳۰۵±۰/۰۸۹	۰/۲۸۵±۰/۰۵۳	۰/۰۲۳	۰/۵۴۳

(۱۹۹۹) موافق است (۱۳و۱۴). عضله درشت نی قدامی با توجه به نحوه قرار گیری و ارتباطی که با سطح خارجی درشت نی و اولین استخوان میخی و همچنین سطح داخلی قاعده اولین استخوان کف پا دارد، نقش مهمی در دورسی فلکشن و سوپینیشن پا ایفا می‌کند. بر همین اساس محققان معتقدند که عضله درشت نی قدامی یکی از ثبات دهنده های مفصل مچ پا در لحظه برخورد اولیه پاشنه با زمین هنگام راه رفتن و دویدن است. همچنین محققین نشان داده اند که عضله درشت‌نی قدامی نقش ثبات‌دهندگی مفصل مچ پا را در فاز استقرا حرکت برشی دارد (۱۳و۱۴). با این‌حال پیشنهاد شده است که این عضله به‌عنوان بخشی از زنجیره کینماتیکی اندام تحتانی، قادر است بر مفصل زانو تأثیر بگذارد و ممکن است نقش پایدارکنندگی خود در مفصل زانو را از طریق تأمین ثبات برای درشت‌نی فراهم نماید (۱۳). با توجه به اینکه در این مطالعه، فعالیت این عضله در بیماران مبتلابه پارگی رباط متقاطع قدامی زودتر از افراد سالم آغاز می‌شود؛ می‌توان آن را به‌عنوان تلاشی برای افزایش ثبات مفصل زانو از طریق ثبات استخوان درشت‌نئی در نظر گرفت.

نتایج تحقیق حاضر همچنین نشان داد که زمان شروع فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و دوقلوی خارجی در افراد مبتلابه پارگی رباط متقاطع قدامی به‌طور معناداری زودتر از افراد سالم است. این نتیجه با نتایج کوستر و همکاران (۱۹۹۵)، لیندستروم و همکاران (۲۰۱۰)، رادولف و همکاران (۲۰۰۱) و تیسن و همکاران (۲۰۱۶) هم راستا است (۱۵-۱۷). فعالیت عضلات در هر مفصل تحت تاثیر آسیب های مفصلی قرار می گیرند؛ کلینی و همکارانش در سال ۲۰۱۲ نشان دادند که آسیب رباط متقاطع قدامی در عملکرد عضلات چهارسرانی، همسترینگ و دوقلو که از عضلات مفصل زانو هستند تأثیر گذار است (۱۸). شواهد نشان می‌دهد که آسیب رباط متقاطع قدامی بر عملکرد و استراتژی‌های عضله دوقلو تأثیر می‌گذارد (۱۲). بسیاری از محققان معتقدند که این عضله می‌تواند از طریق افزایش سختی مفصل زانو به ثبات این مفصل کمک نماید و از میزان فشارهای برشی وارد بر درشت‌نی حین تحمل وزن بکاهد (۱۹و ۲۰).

تغییر در زمان‌بندی و بزرگی شدت فعالیت عضلانی به‌عنوان یک مکانیسم جبرانی در افراد مبتلابه پارگی رباط متقاطع قدامی در نظر گرفته‌شده است (۲۰و۲۱). رادولف و همکاران گزارش کرده‌اند که در مقایسه با

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]
[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

گروه شاهد در افراد مبتلابه پارگی رباط متقاطع قدامی، در فعالیت‌های با شدت پایین، عضلات مچ پا زودتر فعالیت خود را شروع می‌کنند. این محققان استدلال کرده‌اند که این تغییرات ممکن است به دلیل کاهش فلکشن زانو در فاز تحمل وزن باشد که گشتاور حمایتی را از زانو به مچ منتقل می‌سازد و فعالیت زودتر و طولانی‌تر عضله دوقلوی داخلی را ضروری می‌سازد (۱۵و۲۰). فعالیت زودتر عضله دوقلو در افراد با آسیب رباط متقاطع قدامی در مقایسه با افراد سالم را می توان اینگونه توجیه کرد که این یک مکانیسم حفاظتی برای حفظ ثبات و استحکام زانو می باشد. پاسخ‌های عضلانی و مکانیزم رفتار مکانیکی مفصل ارتباط بسیار نزدیکی را با زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلانی دارد. این پاسخ‌های عضلانی ممکن است با عملکرد عضلات در حفظ ثبات مفصل زانو قبل، حین و بعد از اجرای حرکات مرتبط باشند (۲۲). نتایج بررسی زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلانی در عضلات مورد مطالعه در این پژوهش نشان داد که عضلات دوقلوی داخلی و درشت‌نی قدامی در افراد مبتلا به آسیب رباط متقاطع قدامی به‌طور معناداری زودتر از افراد سالم به حداکثر فعالیت خود رسیده‌اند. این نتایج با تحقیقات رادولف و همکاران (۲۰۰۰) و چمیلوسکی و همکاران (۲۰۰۵) هم راستا بود (۲۰و۲۱). قبلاً اشاره گردید که افراد مبتلا به پارگی رباط متقاطع قدامی شروع فعالیت عضلانی زودتری را نیز نشان دادند که ممکن است تلاشی برای کمک به کنترل تعادل و افزایش حس عمقی و ثبات مفصلی بوده باشد. با وجود بازگرداندن ساختارهای پاسیو، تغییر الگوهای حرکتی پس از جراحی همچنان باقی می‌ماند (۲۳). همچنین گفته می‌شود که عدم بهبودی کامل عملکرد زانو پس از جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی درنتیجه نقص ساختارهای حسی و حرکتی است (۲۴). در واقع به‌دنبال پارگی رباط متقاطع قدامی وضعیت مفصل و حس حرکتی دچار اختلال می‌شود و ممکن است الگوی حرکتی دچار تغییر گردد (۲۵)، همچنین، کنترل پاسچر و پاسخ‌های تعادلی کاهش می‌یابد و حساسیت به نیروهای بالقوه آسیب‌زا کمتر می‌شود (۱۸). نقایص حسی ممکن است همیشگی باشد، زیرا هنگامی‌که لیگامنت صلیبی قدامی آسیب می‌بیند یا توسط گرافت جایگزین می‌شود، تعداد زیادی از مکانورسپتورهای اولیه و اتصالات عصبی دیگر بازگردانده نمی‌شوند. رباط متقاطع قدامی اطلاعات حسی مهمی را برای حفظ ثبات مفصل زانو فراهم می‌آورد (۲۶و۲۷). با توجه به این که تحقیقی که به بررسی الگوی فعالیت عضلانی دوقلوی داخلی و درشت‌نی قدامی با تأکید بر حس عمقی پرداخته باشد توسط محققان این پژوهش یافت نگردید، اما می‌توان چنین استنباط کرد که اختلالات به‌وجود آمده در پیام‌آوران به دنبال آسیب رباط متقاطع قدامی یا شلی بیش‌ازحد مفصلی زانو می‌تواند سبب ایجاد یک استراتژی سازگاری عضلانی برای افزایش جریان حس عمقی از دوک عضلانی این عضلات شده باشد. در واقع حس عمقی حین انقباض عضلات در یک مفصل درنتیجه افزایش فعالیت فازیموتور دوک عضلانی بهبود می‌یابد (۲۸و۲۹). الگوی فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و درشت‌نئی قدامی مشاهده‌شده در تحقیق حاضر در بیماران مبتلا به پارگی رباط متقاطع قدامی ممکن است سبب تسهیل کنترل حس عمقی در فعالیت مانور برشی گردد. این تحقیق از محدودیت های خاصی نیز برخوردار است. این محدودیت ها عبارتند از اینکه نتایج تحقیق مبتنی بر آزمودنی‌های مرد می‌باشد و با توجه به تفاوت های فردی بین زن و مرد در مشخصات آناتومیکی و بیومکانیکی تعمیم این نتایج به کل جامعه زن و مرد با اشکال مواجه خواهد شد. به نظر می‌رسد تفاوت در اندازه و ابعاد بدنی و زاویه Q زنان ممکن است نتایج متفاوتی را نشان دهد. یکی دیگر از محدودیت‌های این تحقیق عدم کنترل شرایط روحی و روانی افراد بود.

نتیجه‌گیری

هنگام حرکت برشیِ جانبی، شروع فعالیت زودهنگام عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی و خارجی و رسیدنِ زودهنگام به اوج فعالیت در عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی در گروه تجربی نشان دهنده شکل‌گیری یک سازگاری عصبی-عضلانی پس از جراحی رباط متقاطع قدامی است. هنوز معلوم نیست که این سازگاری به منزله یک واکنش به ضعف عضلات اکستنسور زانو است و یا اینکه برای کنترل و پیشگیری از بروز درد در زانو در دوره توانبخشی شکل گرفته

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

است. روشن شدن این موضوع می تواند در توانبخشی زانو پس از جراحی تعیین کننده باشد.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از کلیه آزمودنی‌ها بخاطر شرکت در این مطالعه تشکر و قدردانی مینماییم.

References

1. Hébert-Losier K, Pini A, Vantini S, Strandberg J, Abramowicz K, Schelin L, & Häger C K. One-leg hop kinematics 20 years following nterior cruciate ligament rupture: Data revisited functional data analysis. Clin Biomech. 2015; 30(3): 1153–1161.

2. Fong D, Lam M, Lai P, Yung P, Fung K, & Chan K. Effect of anticipation on knee kinematics during a stop-jump task. Gait & Posture. 2014; 39(3): 75-79.

3. Kellis E, Sahinis C, & Baltzopoulos V. Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. J Sport Health Sci. 2022; 21(2): 50-67

4. Nyman Jr, & Armstrong C. Real-time feedback during drop landing training improves subsequent frontal and sagittal plane knee kinematics. Clin Biomech. 2015; 30(4): 988–994.

5. Sharifi M, & Shirazi-Adl A. Changes in gastrocnemii activation at mid-to-late stance markedly affects the intact and anterior cruciate ligament deficient knee biomechanics and stability in gait. The Knee. 2021; 29 (2): 530-540.

6. Weinhandl J, Earl-Boehm J, Ebersole K, Huddleston W, Armstrong S, & O'Connor K. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. Clin Biomech. 2013; 28(6): 655-663.

7. Landry S, McKean K, Hubley-Kozey C, Stanish W, Deluzio K. Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15–18 years old adolescent soccer players. J Electromyogr Kinesiol. 2009; 19(5): 370–9.

8. Bencke J, Zebis K. The influence of gender on neuromuscular pre-activity during side-cutting. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011; 21(2): 371-5.

9. Havens K, Sigward S. Whole body mechanics differ among running and cutting maneuvers in skilled athletes. Gait & Posture. 2014; 42(3): 240-245.

10. Cunha J, & Solomon D. ACL rehabilitation improves postoperative strength and motion and return to sport in athletes. Arthrosc Sports Med Rehabil. 2022, 4(1): 65-69.

11. Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, & Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol . 2000, 10(5): 361-374.

12. Kristian M, Thomas B, Joseph H. Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. J Electromyogr Kinesiol . 2006; 16(4): 522-530.

13. Beaulieu M, 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): 968-97.

14. Neptune R, Wright C, & Van Den Bogert, A. Muscle coordination and function during cutting movements. Med Sci Sports Exerc . 1999; 31(2), 294-302.

15. Rudolph S, Michael J, Thomas S, John P, Snyder Ly. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc . 2001; 9(2): 62-71.

16. Lindström M, Felländer L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc . 2010; Arthroscopy 18(1): 106-114.

17. Theisen D, Rada I, Brau A, Gette P, Seil R. Muscle Activity Onset Prior to Landing in Patients after Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis. PloS one. 2016; 11(5): 155-167.

18. Klyne D, Keays S, Bullock J, Newcombe P. The effect of anterior cruciate ligament rupture on the timing and amplitude of gastrocnemius muscle activation: a study of alterations in EMG measures and their relationship to knee joint stability. J Electromyogr Kinesiol. 2012; 22(3): 446-455.

19. Kvist J, Gillquist J. Anterior positioning of tibia during motion after anterior cruciate ligament injury. Med Sci Sports Exerc. 2001; 33(7): 1063-1072.

20. Chmielewski T, Hurd W, Rudolph K, Axe M & Snyder M. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. Phys Ther . 2005; 85(8), 740-749 .

21. Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2000; 8(5): 262-269.

22. Coats S, Daniel L, Gary J, & Braden C. 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): 1890-189.

23. Rezaiee K, Mazloum V, & Mamashli A. A Comparison of Timing of Core Muscles between ACL Reconstructed and Healthy Athletes While Landing. J Sci Med Sport . 2016; 8(1), 49-65. doi:

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]

10.22059/jsmed.2016.58871
24. Noyes F, Matthews D, Mooar P, Grood E. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. JBJS. 1983;65(2): 174-163.
25. Courtney C, Rine s, Kroll P. Central somatosensory changes and altered muscle synergies in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. Gait & posture. 2005; 22(1): 69-74.
26. Lee H, Cheng K, Liau J. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. The Knee. 2009; 16(5), 387-391.
27. Johnson R. The Anterior Cruciate Ligament Problem. Clin Orthop Relat Res . 1983; 172, 14-18.
28. Fitzpatrick R, McCloskey D. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. J Physiol . 1994; 478(1), 173-186.
29. Gandevia S, McCloskey D, Burke D. Kinaesthetic signals and muscle contraction. Trends Neurosci . 1992; 15(2), 62-65.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-08-04]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1401.29.4.4.1]