The Effect of Cross Training on the Intensity and Quality of Selected Muscle Activity in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Payandeh M[1], Daneshmandi H[2]

1. PhD Candidate of Corrective Exercises and Sports Injuries Department of Corrective Exercises and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran
2. Professor of Corrective Exercises and Sports Injuries, Department of Corrective Exercises and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.

Received: 2023.10.24 Accepted: 2024.01.06

Abstract

Purpose: The purpose of this research was to investigate the effect of eight weeks of cross-training on the intensity of electrical activities and the functional quality of the muscles of athletes with anterior cruciate ligament injury during walking.

Methods: This semi-experimental study utilized a pre-test/post-test design. The statistical population included the athletes from Qeshm Island and Bandar Abbas City (football and volleyball), who had at least six months since their anterior cruciate ligament reconstruction. In this research, there were 30 participants who were divided into two training groups and a control group. The average age of the training group was 24.15 ± 7.89 and the control group was 24.97 ± 7.18 years. The electrical activity of the muscles was measured by an electromyography device in two phases, 100 milliseconds before (in the swing phase) and 200 milliseconds after the contact of the foot with the ground (in the stance phase). Also, the force plate device was used to measure the functional quality of the muscles. Ground reaction force; GRF and center of pressure; COP fluctuations were measured from the time of foot contact with the ground to 200 milliseconds after contact (in the stance phase), before and after cross training. The data were analyzed using SPSS software, version 25 and Repeated Measures ANOVA.

Results: In the swing phase (100 milliseconds before the heel strike), the electromyography data of the research showed that after a period of cross training, the electrical activity of all the selected muscles increased, but this increase was significant in the tibialis anterior(from 45.18 to 48.31 microvolts) (p=0.009), rectus femoris (from 38.54 to 40.17 microvolts) (p=0.004), and gluteus medius (from 29.18 to 33.50 microvolts) (p=0.005). Also, the results of examining the electrical activity of the muscles in the stance phase (200 milliseconds after the heel strike), showed that the intensity of the electrical activity of all muscles increased after a period of cross training, but this increase was significant, in the anterior tibial (from 09 44.56 to 49.5 microV) (p=0.001), vastus medialis(from 48.00 to 56.58 microV) (p=0.004), rectus femoris (from 45.18 to 48.31 microV) (p=0.02), biceps femoris (from 40.54 to 48.74 µV) (p=0.007) and gluteus medius (from 34.09 to 39.17 µV) (p=0.01). The results of the data related to moror control, (including the components of the ground reaction force and the fluctuations of the center of pressure from the time of the heel strike to 200 milliseconds later) after a period of cross training, a significant reduction has been shown in the vertical components (from 16 123.75 to 113.75 percent of weight in kilograms) (p=0.001), and the posterior component of the ground reaction force (from 23.12 to 19.15 percent of weight in kilograms) (p=0.002), and also in the fluctuations of the pressure center in the lateral direction (from 1.39 to 1.18 mm/s) (p=0.004) and the anterior direction (from 1.32 to 1.52 mm/s) (p=0.001).

Conclusion: Cross- training has been able to create changes in the injured leg through positive neuroplasticity in the motor cortex of the brain, which not only increases muscle activity, but also improves the quality and control of movement. It is suggested for sports injury and rehabilitation specialists to positively transfer the quality of movement to the injured leg It is suggested for sports injury and rehabilitation specialists to positively transfer the quality of movement to the injured leg. These exercises can be used to prevent anterior cruciate ligament injury and also in the initial time after the injury (when the person is unable to move the injured leg) or even after months of the injury.

Keywords: Cross training, Anterior cruciate ligament, Electromyography, Center of pressure fluctuations, Ground reaction force

► **Please cite this article as:**
Payandeh M. The Effect of Cross Training on the Intensity and Quality of Selected Muscle Activity in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **JPSR** 2023; 12(4): 64-78.
DOI: 10.22038/JPSR.2024.75104.2552

بررسی تاثیر یک دوره تمرینات متقاطع بر شدت و کیفیت فعالیت عضلات منتخب ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی

مصطفی پاینده[1]، حسن دانشمندی[2]

هدف: هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر هشت هفته تمرینات متقاطع (Cross Training) بر شدت فعالیت الکتریکی و کیفیت عملکردی عضلات منتخب ورزشکاران دارای آسیب لیگامان صلیبی قدامی در هنگام راه رفتن بود.

روش بررسی: این تحقیق از نوع نیمه تجربی بود که با طرح پیش آزمون و پس آزمون اجرا گردید. جامعه آماری این تحقیق شامل ورزشکاران مرد رشته فوتبال و والیبال شهرستان قشم و شهر بندرعباس که حداقل شش ماه از بازسازی لیگامان صلیبی قدامی آنها گذشته بود انتخاب گردید. در این تحقیق۳۰ شرکت کننده حاضر بودند که به دو گروه تجربی و گروه کنترل تقسیم شدند. میانگین سنی گروه تجربی ۷/۸۹ ± ۲۴/۱۵ و گروه کنترل ۷/۱۸ ± ۲۴/۹۷ سال بود. فعالیت الکتریکی عضلات به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی در دو مرحله ۱۰۰ میلی ثانیه قبل و ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین و همچنین برای سنجش کیفیت عملکردی عضلات از دستگاه فورس پلیت و با اندازه‌گیری مولفه های نیروی عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار از زمان تماس پا با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین، قبل و بعد از تمرینات متقاطع مورد اندازه گیری و ارزیابی قرار گرفت. برای تحلیل داده ها نیز از آزمون آنالیز واریانس داده های تکراری در سطح معناداری ($p\leq$۰/۰۵) و با استفاده از نرم افزار spss نسخه ۲۵ انجام شد.

یافته ها: در مرحله نوسان (۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه) اطلاعات الکترومایوگرافی تحقیق نشان داد که بعد از یک دوره تمرینات متقاطع، فعالیت الکتریکی تمام عضلات منتخب افزایش یافته است ولی این افزایش در عضلات درشت نی قدامی (از ۴۵/۱۸ به ۴۸/۳۱ میکرو ولت) (p=۰/۰۰۹)، راست رانی (از ۳۸/۵۴ به ۴۰/۱۷ میکرو ولت) (p=۰/۰۰۴)، و عضله سرینی میانی (از ۲۹/۱۸ به ۳۳/۵۰ میکرو ولت) (p=۰/۰۰۵) به شکل معنی دار بوده است. همچنین نتایج بررسی فعالیت الکتریکی عضلات در مرحله استنس (۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه) نیز نشان داد که در این مرحله شدت فعالیت الکتریکی تمام عضلات بعد از یک دوره تمرینات متقاطع افزایش یافته است ولی این افزایش درعضلات درشت نی قدامی (از ۴۴/۰۹ به ۴۹/۵۶ میکرو ولت) (p=۰/۰۰۱) پهن داخلی (از ۴۸/۰۰ به ۵۶/۵۸ میکرو ولت) (p=۰/۰۰۴)، عضله راست رانی(از ۴۵/۱۸ به ۴۸/۳۱ میکرو ولت) (p=۰/۰۲)، دو سر رانی (از ۴۰/۵۴ به ۴۸/۷۴ میکرو ولت) (p=۰/۰۰۷) و عضله سرینی میانی (از ۳۴/۰۹ به ۳۹/۱۷ میکرو ولت) (p=۰/۰۱) به شکل معنی دار بوده است. نتایج داده‌های مرتبط با کنترل حرکت از جمله مولفه های نیروی عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار از زمان ضربه پاشنه تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن نشان داد که بعد از یک دوره تمرینات متقاطع، نمونه‌های تحقیق در مولفه های عمودی نیروی عکس العمل زمین (از ۱۲۳/۱۶ به ۱۱۳/۷۵درصدی از وزن به کیلو گرم) (p=۰/۰۰۱)، مولفه خلفی (از ۲۳/۱۲ به ۱۹/۱۵ درصدی از وزن به کیلو گرم) (p=۰/۰۰۲)، نوسانات مرکز فشار در جهت خارجی (از ۱/۳۹ به ۱/۱۸ میلی متر بر ثانیه) (p=۰/۰۰۴) و در جهت قدامی (از ۱/۵۲ به ۱/۳۲ میلی متر بر ثانیه) (p=۰/۰۰۱) کاهش معنی داری داشته اند.

نتیجه گیری: تمرینات متقاطع یا تمرین دادن پای مقابل آسیب توانسته تغییراتی را در پای آسیب دیده ایجاد کند که نه تنها باعث افزایش فعالیت عضلانی، بلکه باعث بهبود کیفیت و کنترل حرکت نیز شود، با توجه به نتایج تحقیق حاضر پیشنهاد می شود، متخصصان آسیب های ورزشی و توانبخشی چه برای پیشگیری از آسیب لیگامان صلیبی قدامی و چه در زمان اولیه بعد از آسیب که فرد قادر به انجام حرکت در پای آسیب دیده نیست و یا حتی بعد از گذشت ماه ها از آسیب برای انتقال مثبت کیفیت حرکت به پای آسیب دیده با تدوین پروتکل تمرینات متقاطع، پای سالم فرد را مورد تمرین قرار دهند.

کلمات کلیدی: تمرینات متقاطع، لیگامان صلیبی قدامی، الکترومایوگرافی، نوسانات مرکز فشار، نیروی عکس العمل زمین

نویسنده مسئول: مصطفی پاینده، paradise.gheshm2011@gmail.com، ORCID: 0000-0002-5074-1902

آدرس: استان گیلان، رشت، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی

۱- دانشجوی دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران
۲- استاد گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

مقدمه

تحقیقات اخیر نشان می دهند که میزان شیوع آسیب لیگامان متقاطع قدامی به سرعت در حال افزایش است (۱). پارگی این رباط منجر به کاهش حس عمقی، تعادل، کاهش قدرت، کاهش عملکرد عضلانی و همین طور که اشاره شد، منجر به تغییرات وسیع سیستم عصبی مرکزی و نوروپلاستیسیی (نورپلاستیسیتی به عنوان توانایی مغز برای تغییر، بازسازی و سازماندهی مجدد به منظور توانایی بهتر برای سازگاری با شرایط جدید تعریف می شود (۲)) و همچنین تغییرات بیومکانیکی خواهد شد (۳). شواهد نشان می دهد که بعد از پارگی لیگامان صلیبی قدامی تغییرات قابل توجهی در عملکرد سیستم عصبی ایجاد می شود که با توانبخشی سنتی اصلاح نمی‌گردد .(۴). به نظر می رسد یکی از راه هایی که باعث بهبود عملکرد در سیستم عصبی می‌شود تمرینات متقاطع است، تحقیق Farthing و همکاران (۵) نشان داد که تمرینات متقاطع سازگاری‌هایی را درون قشر حسی حرکتی و همچنین تاثیر بر لوپ گیجگاهی که مرتبط با حافظه حرکت است ایجاد می‌کند. همچنین تحقیق Ruddy و Carson (۶) نشان داد تمریناتی که بر روی پای سالم انجام می شود، احتمالا می تواند به دلیل افزایش تحریک عصبی در قشر حرکتی مرتبط با پای آسیب دیده که تمرین داده نشده است تاثیرگذار باشد. به طور کلی در توضیح مکانیسم اثر تمرینات متقاطع دو دیدگاه یا دو مدل وجود دارد. مدل اول که معروف به مدل " فعال سازی متقابل" است مشاهداتی را در بر می‌گیرد که که اجرای یک طرفه یک وظیفه حرکتی باعث افزایش دوطرفه در تحریک‌پذیری کورتیکواسپاینال همزمان در هر دو سمت می شود. حدس مربوطه این است که تمرینات متقاطع منجر به سازگاری همزمان در مدارهای عصبی می شود که به عضلات اندام آموزش ندیده پیش می روند، بنابراین انجام بعدی کار را تسهیل می کنند. از طرف دیگر مدل دوم یعنی مدل "دسترسی دو طرفه (Bilateral Access; BS) " مستلزم این است که انگرام های حرکتی (تحولاتی که در سطح سلول رخ می دهد) که در طی حرکات یک طرفه شکل می گیرند، متعاقبا ممکن است به صورت دو طرفه توسط مدار عصبی که مراکز کنترل حرکات هر دو اندام را تشکیل می دهد مورد استفاده قرار گیرند (۷، ۶).

با توجه به اینکه تحقیقات گذشته ثابت کرده اند خطاهای ذهنی کوچک در قضاوت و هماهنگی عضلات در هنگام برنامه ریزی حرکت توسط مغز با توجه به نوروپلاستیستی رخ داده چه قبل و چه بعد از آسیب منجر به بروز نیروهای بزرگ و زودرس در مفاصل حین فعالیت‌های ورزشی می شود (۹، ۸)، و اینکه ایجاد این نیروهای بزرگ به دلیل کاهش هماهنگی عضلات توسط مغز در کسری از ثانیه که گاها به کمتر از ۷۰ میلی ثانیه می رسد (ایجاد پاسخ رفلکسی مناسب جهت سفتی عضلات برای محافظت از مفصل تا ۵۰۰ میلی ثانیه طول می‌کشد (۱۱، ۱۰) منجر به بروز پارگی لیگامان صلیبی قدامی می شود (۱۲) و نیز با توجه به اینکه رویکرد توانبخشی که در حال حاضر دنبال می شود در درجه اول بر روی بازگرداندن عملکرد عصبی عضلانی از طریق تمرینات تقویت عضلات و کنترل عصبی عضلانی متمرکز است (۱۳، ۱۲)، و مطالعات متعددی نیز ثابت کرده اند که بعد از پارگی لیگامان صلیبی قدامی علیرغم بازسازی و انجام دوره توانبخشی باز هم تغییرات منفی نوروپلاستیسیتی مغز و تغییرات آرتروکینماتیک مفصل زانو به نسبت پای سالم همچنان به شکل معنی داری باقی می ماند (۱۴، ۸). به نظر، بسیار ضروری می رسد که بعد از سال ها مطالعه در مورد توانبخشی لیگامان صلیبی قدامی که بعضا حتی بعد از این همه سال مطالعه به دلیل آمار بالای آسیب مجدد و بروز استئوآرتریت (۵۷ درصد) (۱۵) در بین متخصصان یک نوع سرخوردگی ایجاد کرده است (۱۵-۱۷، ۴). دامنه و چهارچوب تمرینات توانبخشی این رباط را گسترش داد تا عوارض بعد از آسیب را به حداقل، و کارایی عضلات و به شکل کلی کارایی حرکت را به حداکثر رساند. به همین دلیل تحقیق حاضر بنا به ضرورت توضیح داده شده تدوین گردید تا تمریناتی که با رویکرد تاثیر مستقیم بر قشر حرکتی تنظیم شده است را مورد بررسی قرار دهد. لذا هدف از تحقیق حاضر این است

که با یک رویکرد متفاوت بررسی کند که تغییراتی که در مغز به دلیل تمرین دادن پای سالم در جهت بهبود کارایی پای آسیب دیده ایجاد می شود به چه مقدار بر شدت فعالیت، هماهنگی و کنترل عضلانی، در جهت کاهش نیروهای وارده بر زمین بر روی همان پا موثر خواهد بود.

روش بررسی

این تحقیق از نوع نیمه تجربی که با طرح پیش آزمون و پس آزمون اجرا گردید. همه شرکت کنندگان با توجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. جامعه آماری این تحقیق شامل ورزشکاران (رشته فوتبال و والیبال) شهرستان قشم و شهر بندرعباس که حداقل شش ماه از بازسازی لیگامان صلیبی قدامی آن ها گذشته بود انتخاب گردید. نمونه آماری این تحقیق نیز شامل ۳۰ نفر (۱۵ نفر گروه تمرینات متقاطع و ۱۵ نفر گروه کنترل) در دامنه سنی ۴۰-۱۸ سال، که هیچ‌گونه سابقه اختلالات بدنی و بیماری های زمینه ایی غیر از عارضه ی مد نظر یا جراحی اندام تحتانی، بیماری های عصبی-عضلانی نداشته و با معیارهای ورود از جمله؛ گذشت حداقل شش ماه از بازسازی لیگامان صلیبی قدامی، کسب اجازه پزشک ارتوپد جهت ورود به تحقیق، عدم وجود ضایعات دیگر در زانو و سایر مفاصل، نداشتن سابقهٔ بیماری های عصبی- عضلانی، قرار داشتن در محدوده سنی ۴۰-۱۸ سال، داشتن حداقل سه سال سابقه فعالیت ورزشی و رضایت داوطلبانه آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق و معیارهای خروج شامل: داشتن درد، سابقه آسیب در قسمت‌های دیگر، مصرف هرگونه داروی موثر بر سیستم عصبی – عضلانی (۲۱) همخوانی داشتند به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب گردید. برای تعیین حجم نمونه، از مطالعات قبلی مشابه (۱۹، ۱۸) و براساس نرم افزار G*Power با توان آزمودنی ۰/۸، اندازه اثر ۰/۳ و سطح معنی داری ۰/۰۵ ۲۶ نفر به دست آمد، که به دلیل پیش بینی ریزش احتمالی برای هر گروه ۱۵ نفر در نظر گرفته شد(۱۹).

در این پژوهش آزمودنی ها از لحاظ شاخص هایی همچون قد، وزن و سن، همسان‌سازی شدند تا تأثیر این متغیرها بر روی نتایج پژوهش به حداقل برسد. ویژگی-های فردی این افراد در جدول ۳ آورده شده است. بعد از انتخاب نمونه ها روند تحقیق برای آزمودنی های شرح داده شد. آزمون های مربوط به ثبت فعالیت - الکترومیوگرافی (Electromyography) و مولفه های نیروهای عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار در هر دو گروه اندازه‌گیری و روز بعد از اتمام ثبت این اندازه گیری ها، تمرینات تدوین شده گروه تجربی زیر نظر محقق به مدت ۸ هفته شروع گردید. لازم است اشاره شود که شروع ارزیابی و انجام پروتکل تمرینی زمانی بود که افراد هر دو گروه (هم در رشته فوتبال و هم در رشته والیبال) در استراحت پایان فصل و گروه کنترل نیز روند زندگی عادی خود را سپری می کردند. بعد از اتمام دوره تمرینی آزمون های گرفته شده در پیش آزمون، دوباره با همان روند اندازه‌گیری و نتایج این آزمون ها به عنوان نتایج پس آزمون ثبت گردید.

چگونگی ثبت و نحوه محاسبه فعالیت عضلات

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از جفت الکترودهای دو قطبی سطحی به شکل دایره هایی با قطر ۱۱ میلی متر، دارای مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگتر از ۱۱۰ دسی‌بل که به فاصله دو سانتی متر از همدیگر روی پوست چسبانده می شوند استفاده گردید. محل مناسب جهت الکترود گذاری عضلات بر اساس دستورالعمل SENIAM، انتخاب شد (۲۰). هشت عضله منتخب شامل عضلات؛ درشت نی قدامی، دوقلو (قسمت داخلی)، پهن داخلی، راست رانی، دو سر رانی، سرینی میانی، پاراورتبرال کمری، راست شکمی بود. برای ثبت داده‌های الکترومیوگرافی، از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ME6000 EMG channels 8 شرکت Electronic Mega ساخت کشور فنلاند استفاده شد. پس از مشخص شدن محل قرارگیری الکترودها و آماده سازی پوست، الکترودها که به وسیله آداپتورهای دوقطبی به دستگاه الکترومایوگرافی متصل و به بدن فرد، روی محل های مشخص شده در حد فاصل مرکز عصب دهی عضله و تاندون انتهایی نصب گردید. در پردازش سیگنال-های الکترومایوگرافی برای اینکه امکان مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی های متفاوت فراهم شود، فعالیت عضله باید با یک مقدار مرجع نرمال شود. پیش از شروع اندازه‌گیری به منظور نرمال سازی داده های الکترومیوگرافی از روش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximum Voluntary Isometric Contraction ;MVIC) استفاده و الکترومایوگرافی سطحی با نرخ نمونه برداری

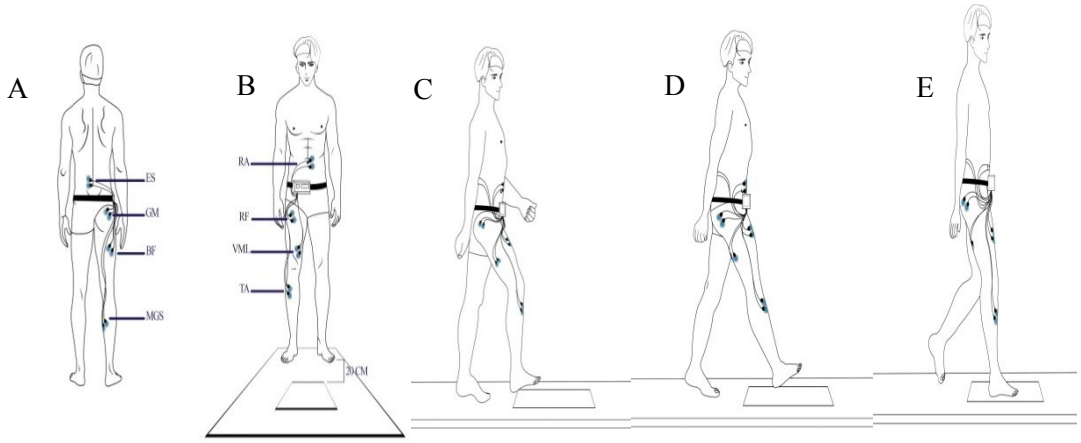
جدول ۱ : نحوه تدوین پروتکل تمرینی

عضلات مد نظر	نحوه انجام تمرین
دورسی فلکسورها و پلانتار فلکسور ها	تمرین ۱و ۲: با استفاده از سیم کش و در حالی که فرد با زانوی اکستنشن شده بر روی زمین قرار دارد دسته سیم کش به قسمت بالایی پای فرد وصل شده، و با ایجاد مقاومت توسط سیم کش از جلو برای تقویت دورسی فلکسورها و از عقب جهت تقویت پلانتار فلکسورها این تمرینات انجام شد. تمرین ۳و ۴ : به مانند تمرین شماره ۱، جهت درگیر کردن مرکز بدن و ایجاد چالش بیشتر جهت تقویت بهتر عضلات مرکزی و تعادل فرد، تمرین بر روی توپ سوئیس بال انجام شد. برای رعایت اصل تفاوت های فردی میزان وزنه ایی انتخاب شد که فرد دهمین تکرار را به سختی انجام دهد و همچنین برای رعایت اصل اضافه بار با ارزیابی های انجام شده به وزنه تمرینی فرد اضافه می شد.
فلکسورها و اکستنسورهای زانو و ران	تمرین ۵ و ۶: فرد در حالی که بر روی توپ سویس بال قرار گرفته و دسته سیم کش به ساق پای وی وصل بود تمرینات مرتبط با اکستنسورها و فلکسورهای زانو را انجام می داد. تمرین ۷و ۸ : به مانند حالت بالا فرد در حالت ایستاده با استفاده از سیم کش فلکسورها و اکستنسورهای ران را تمرین می داد. برای رعایت اصل تفاوت های فردی، میزان وزنه‌ایی انتخاب گردید که فرد دهمین تکرار را به سختی انجام دهد و همچنین برای رعایت اصل اضافه بار با ارزیابی های انجام شده به وزنه تمرینی فرد اضافه می شد.
آبداکتورهای ران	تمرین ۹: در حالی که دسته سیم کش به ساق پای فرد وصل هست و فرد در حالت ایستاده به جانب برای حرکت آبداکشن ران قرار می‌گرفت، با ایجاد مقاومت توسط سیم کش تمرینات مربوط به این عضلات انجام شد. برای رعایت اصل تفاوت های فردی، میزان وزنه‌ایی انتخاب گردید، که فرد دهمین تکرار را به سختی انجام دهد و هم چنین برای رعایت اصل اضافه بار با ارزیابی های انجام شده به وزنه تمرینی فرد اضافه می شد.
عضلات مرکزی تنه شامل فلکسورها و اکستنسورهای تنه	تمرین ۱۰: در حالی که فرد بر روی توپ سوئیس بال قرار می گرفت، جهت ایجاد چالش قدامی برای عضلات شکم و تنه فرد با دست مخالف پای آسیب دیده سیم کش را از جلو به سمت عقب حرکت می داد. تمرین ۱۱: در حالی که فرد بر روی توپ سوئیس بال قرار می گرفت، جهت ایجاد چالش خلفی برای عضلات شکم و تنه فرد با دست موافق پای آسیب دیده سیم کش را از عقب به سمت جلو حرکت می داد. برای رعایت اصل تفاوت های فردی میزان وزنه‌ایی انتخاب شد که فرد دهمین تکرار را به سختی انجام دهد و هم چنین برای رعایت اصل اضافه بار با ارزیابی های انجام شده به وزنه تمرینی فرد اضافه می شد.

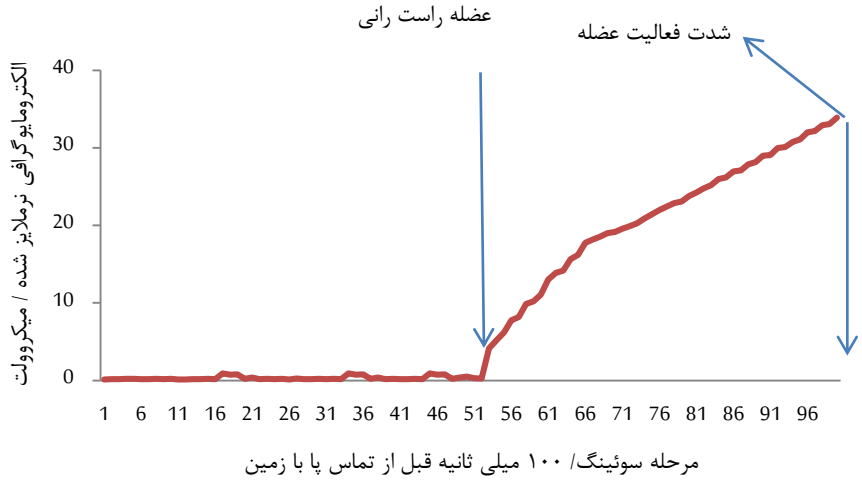
۱۰۰۰ هرتز ثبت و با استفاده از فیلتر میانگذر ۱۰-۵۰۰ هرتز عبور داده شد. اطلاعات خام الکترومایوگرافی با روش میانگین ریشه مربعی (Root Mean Square ;RMS)، مورد تحلیل قرار گرفت (۲۱). در این راستا از هر یک از عضلات مورد مطالعه ۲ بار آزمون حداکثر انقباض ارادی با ۳۰ ثانیه استراحت بین هر تکرار گرفته و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در ۱۰ ثانیه ثبت گردید. از آزمودنی ها خواسته شد تلاش کنند ۲ ثانیه به حداکثر قدرت خود رسیده و سپس آن را به مدت ۳ ثانیه نگه داشته و در عرض ۲ ثانیه دیگر از حداکثر تلاش خود به حالت استراحت برگردند. برای پردازش اطلاعات، ۲ ثانیه اول و آخر آن حذف و ۶ ثانیه میانی انتخاب و بیشترین مقدار حاصل از ۲ بار اندازه‌گیری برای تحلیل داده ها استفاده گردید. افراد در فاصله ۲۰ سانتی متری از صفحه نیرو سنج (Force Plate; FP) مدل ۹۲۸۱ سی، ساخت شرکت کیستلر سوئیس و در حالی که پاها به اندازه عرض شانه ها باز بود قرار می‌گرفتند (تصویر۱)، ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در دو مرحله ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس پا با زمین یعنی در مرحله سویئنگ و از زمان تماس پا با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن یعنی در مرحله استنس ثبت گردید (نمودار ۱)، تعیین دقیق لحظه تماس پا با زمین به وسیله صفحه نیرو سنج که با دستگاه الکترومایوگرافی سینگ بود مشخص گردید.

نحوه محاسبه فعالیت الکتریکی عضلات و مولفه های صفحه نیرو سنج

برای ثبت و تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به دست آمده از الکترودهای سطحی از نرم افزار MegaWin استفاده می شود. داده های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز در ثانیه جمع آوری می شوند و نسبت سیگنال به نویز برابر ۹۰ دسی‌بل خواهد بود. محدوده گذردهی سیگنال ها ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز انتخاب می شود (فیلتر پایین گذر : ۵۰۰ هرتز و بالاگذر : ۱۰هرتز) قبل از ثبت



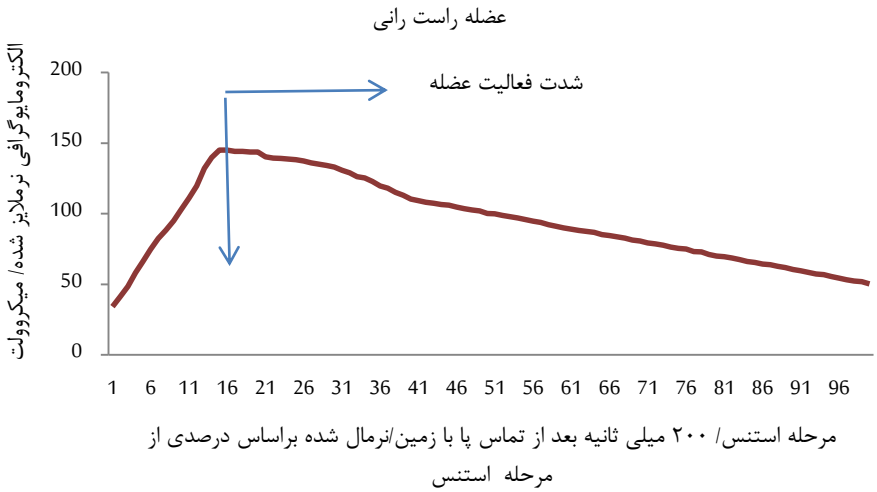
تصویر۱: A: قرارگیری الکترودها بر روی عضلات منتخب خلف، B: قرارگیری الکترودها بر روی عضلات منتخب قدامی و نحوه قرار گیری فرد جلو صفحه نیرو با فاصله ۲۰ سانتی متری از آن (موقعیت شروع تست)، C: مرحله سوئینگ (۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس پا با صفحه نیرو) D: تماس پا با صفحه نیرو و شروع مرحله استنس، E: موقعیت انتهایی تست ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با صفحه نیرو



نمودار ۱: محاسبه شدت فعالیت عضله در مرحله سوئینگ (۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس پا با زمین)

فعالیت الکتریکی عضلات به منظور بررسی (بصری) کیفیت سیگنال، نویز خط پایه سیگنال های خام توسط محقق مورد بررسی قرار گرفت. برای بررسی میزان فعالیت عضلات به کارگیری عضلات، پس از اعمال فیلتر دیجیتال پایین گذر با فرکانس قطع ۰/۱ روی سیگنال، داده ها توسط ریشه دوم میانگین یکنواخت شدند. در نهایت میزان فعالیت عضله با شاخص RMS بر مقادیر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب گردید (۷). در انتها شدت فعالیت عضلات در دو مرحله سوئینگ و استنس مورد بررسی و اندازه‌گیری قرار گرفت (نمودار ۲-۱).

از همسان سازی دستگاه الکترومایوگرافی با صفحه نیروسنج (Force Plate) جهت تشخیص اولین تماس پا با زمین و سنجش کیفیت حرکت با استفاده از ارزیابی مولفه‌های نیروی عکس العمل عمودی زمین، نیروی عکس العمل خلفی، داخلی و خارجی و هم چنین مولفه های نوسانات مرکز فشار در جهت های داخلی، خارجی، قدامی و خلفی استفاده شد. بعد از نصب الکترودها فرد در فاصله ۲۰ سانتی متری صفحه نیرو سنج که با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز تنظیم و با دستگاه الکترومایوگرافی همسان سازی شده بود قرار می گرفت با اعلام کلمه شروع فرد بدون



نمودار ۲: محاسبه میزان شدت فعالیت عضله در مرحله استنس (۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه)

آگاهی از قرار گیری صفحه نیرو سنج در پیش رو، گام برداری خود را شروع می کرد (تصویر ۱). تمام ارزیابی ها تحقیق در ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پاشنه با زمین و از زمان تماس پا با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از برخورد پا با زمین مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت (تصویر ۱). تمام داده‌های صفحه نیرو سنج با فیلتر باتروورث درجه ۲۰ پایین گذر فیلتر شد. برای مقایسه مولفه‌های نیروهای عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار بین آزمودنی ها با استفاده از نرم افزار متلب زمان بروز متغیرها براساس درصدی از کل زمان تماس پا با زمین مشخص گردید (نمودار ۳). برای داده های نیروی عکس العمل زمین و به منظور استاندارد کردن داده ها، اعداد به دست آمده تقسیم بر وزن افراد براساس نیوتون و ضربدر ۱۰۰ شد تا عامل وزن به یک عامل خنثی در محاسبات آماری تبدیل شود (۲۵-۲۲). برای تحلیل داده ها نیز از آزمون شاپیروویلک برای بررسی نرمال بودن و همچنین از تست لون برای بررسی همگن بودن داده ها استفاده شد. پس از مشخص شدن طبیعی بودن توزیع و همچنین همگن بودن داده ها از آزمون آنالیز واریانس داده های تکراری در سطح معناداری ($p\leq ۰/۰۵$) و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام شد.

برنامه تمرینی

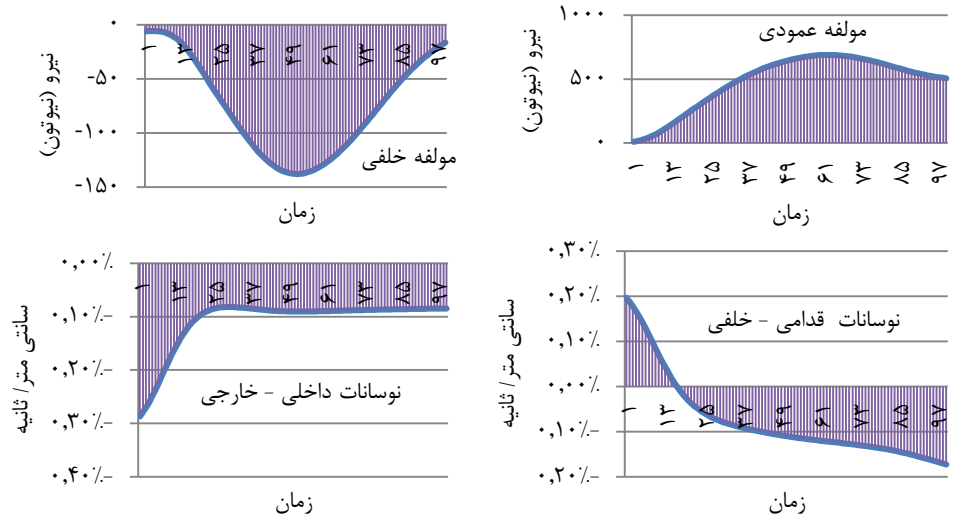
برنامه تمرینی با توجه به عضلاتی که از طریق الکترومایوگرافی مورد ارزیابی قرار گرفتند تنظیم شدند این عضلات شامل: دورسی فلکسورها و پلانتار فلکسورهای مچ پا؛ فلکسورها و اکستنسورهای زانو؛ آبداکتورهای ران و عضلات مرکزی تنه شامل فلکسورها و اکستنسورهای تنه بودند. نمونه تمرینات را در جدول ۱ مشاهده می‌کنید. این تمرینات براساس تمرینات پیشنهادی در مطالعات An و Jo (۲۶)، Shima و همکاران (۱۰) Rohman و همکاران (۲۸) Munn و همکاران (۲۷)، Ebert و همکاران(۱۶)، Simpson و همکاران (۲۹)، انتخاب شدند. شدت تمرینات نیز به صورت ویژه برای هر فرد براساس اصل تفاوت های فردی و دیگر اصول مرتبط با علم تمرین تدوین شد (جدول ۲).

یافته ها

۳۰ شرکت کننده در این تحقیق حاضر بودند که به دو گروه تجربی و گروه کنترل تقسیم شدند. میانگین سنی گروه تجربی ۷/۸۹ ± ۲۴/۱۵ و گروه کنترل با میانگین سنی ۷/۱۸ ± ۲۴/۹۷ سال بود. میانگین شاخص توده بدن نیز در گروه تجربی ۱/۸۹ ± ۲۴/۳۲ و گروه کنترل ۲/۱۴ ± ۲۴/۰۲ کیلو گرم بر متر مربع بود (جدول ۳).

بررسی آزمون شاپیرو ویلک (Shapiro-Wilk Test) نشان داد که همه متغیرها براساس نتایج، توزیع نرمالی داشتند (جدول ۴).

طبق نتایج آزمون آنالیز واریانس داده های تکراری در مرحله سوئینگ (۱۰۰میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه) اطلاعات الکترومایوگرافی تحقیق نشان داد (جدول ۵)، که



نمودار ۳: مولفه های نیروی عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار از زمان تماس پا با صفحه نیرو تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد آن

جدول ۲: شدت تمرینات در ۸ هفته پروتکل تمرینی

شماره تمرین	هفته اول و دوم	هفته سوم و چهارم	هفته پنجم و ششم	هفته هفتم و هشتم
تمرین ۱	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۲	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۳	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۴	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۵	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۶	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۷	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۸	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه
تمرین ۹	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه (۲×)	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)
تمرین ۱۰	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه (۲×)	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)
تمرین ۱۱	۲ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)	۲ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه (۲×)	۳ ست ۱۰ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)	۳ ست ۱۲ تایی بین هر ست ۱ دقیقه استراحت و پایان ست ۱۸۰ ثانیه(۲×)

جدول ۳ : ویژگی های آنتروپومتریکی آزمودنی ها

متغیر	گروه	میانگین ± انحراف معیار	p- مقدار
سن (سال)	تجربی	۲۴/۱۵ ± ۷/۸۹	۰/۹۸۵
	کنترل	۲۴/۹۷ ± ۷/۱۸	
قد (سانتی متر)	تجربی	۱۷۵/۱۶ ± ۴/۱۰	۰/۷۸۰
	کنترل	۱۷۴/۶۷ ± ۶/۱۶	
وزن (کیلو گرم)	تجربی	۷۴/۵۶ ± ۶/۰۹	۰/۵۹۳
	کنترل	۷۳/۶۰ ± ۶/۱۸	
شاخص توده بدنی*(کیلوگرم بر مترمربع)	تجربی	۲۴/۳۲ ± ۱/۸۹	۰/۳۴۸
	کنترل	۲۴/۰۲ ± ۲/۱۴	
میانگین مدت زمانی که از بازسازی رباط گذشته است	تجربی	۹ ماه و ۱۱ روز	۰/۲۳۱
	کنترل	۸ ماه و ۲۱ روز	

*Body Miss Index; BMI

جدول ۴: خروجی آزمون شاپیرو ویلک برای متغیرهای تحقیق در حالت سوئینگ

عضلات منتخب	گروه	پیش آزمون		پس آزمون	
		میانگین ± انحراف معیار	p- مقدار	میانگین ± انحراف معیار	p- مقدار
درشت نی قدامی	تجربی	۴۵/۸۱ ± ۶/۱۱	۰/۲۰۰	۴۸/۳۱ ± ۸/۵۴	۰/۰۶۳
	کنترل	۴۶/۶۷ ± ۷/۱۸	۰/۰۹۸	۴۶/۹۸ ± ۷/۹۱	۰/۲۳۴
دوقلو داخلی	تجربی	۱۵/۱۲ ± ۴/۶۴	۰/۱۵۴	۱۶/۴۳ ± ۳/۷۶	۰/۲۰۰
	کنترل	۱۴/۲۹ ± ۴/۳۲	۰/۱۲۳	۱۳/۸۴ ± ۲/۳۷	۰/۰۸۷
پهن داخلی	تجربی	۴۰/۹۸ ± ۸/۰۵	۰/۲۰۰	۴۶/۶۸ ± ۶/۶۵	۰/۲۰۰
	کنترل	۴۱/۳۴ ± ۷/۸۹	۰/۲۰۰	۴۱/۰۸ ± ۷/۱۹	۰/۱۹۸
راست رانی	تجربی	۳۸/۵۴ ±۱۱/۳۳	۰/۱۱۷	۴۰/۱۷ ±۱۳/۷۸	۰/۱۶۶
	کنترل	۳۸/۷۸ ± ۱۰/۳۹	۰/۱۸۹	۳۷/۴۹ ± ۱۱/۸۳	۰/۰۹۸
دو سر رانی	تجربی	۳۲/۴۳ ±۷/۳۰	۰/۰۶۵	۳۵/۲۷ ±۵/۲۹	۰/۶۱۹
	کنترل	۳۱/۷۶ ± ۶/۶۹	۰/۲۰۰	۳۲/۰۱ ± ۴/۱۱	۰/۲۰۰
سرینی میانی	تجربی	۲۹/۱۸ ±۳/۱۹	۰/۲۰۹	۳۳/۵۴ ±۶/۱۹	۰/۱۱۰
	کنترل	۲۹/۹۸ ± ۴/۱۲	۰/۰۸۲	۳۰/۱۱ ± ۵/۲۳	۰/۱۷۹
پاراورتبرال کمری	تجربی	۱۳/۵۷ ±۳/۱۳	۰/۱۱۹	۱۴/۹۱ ±۴/۲۹	۰/۲۰۰
	کنترل	۱۲/۷۸ ± ۳/۵۱	۰/۱۶۳	۱۲/۹۸ ± ۳/۰۷	۰/۰۷۱
راست شکمی	تجربی	۱۷/۶۴ ±۳/۲۹	۰/۱۰۱	۱۸/۰۲ ±۵/۴۳	۰/۱۷۸
	کنترل	۱۸/۰۴ ± ۳/۱۴	۰/۲۱۹	۱۸/۱۲ ± ۴/۰۰	۰/۲۰۰

جدول ۵: نتایج آزمون برای مقایسه شدت فعالیت عضلات منتخب، ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه در دو گروه قبل و بعد از تمرینات متقاطع (مرحله سوینگ) (براساس میکر ولت)

متغیر	گروه تجربی		گروه کنترل		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان* گروه
	پیش آزمون انحراف معیار± میانگین	پس آزمون انحراف معیار± میانگین	پیش آزمون انحراف معیار± میانگین	پس آزمون انحراف معیار± میانگین			
درشت نی قدامی	۴۵/۸۱ ± ۶/۱۱	۴۸/۳۱ ± ۸/۵۴	۴۶/۶۷ ± ۷/۱۸	۴۶/۹۸ ± ۷/۹۱	۰/۰۰۲*	۰/۰۰۷*	۰/۰۰۹*
دوقلو داخلی	۱۵/۱۲ ± ۴/۶۴	۱۶/۴۳ ± ۳/۷۶	۱۴/۲۹ ± ۴/۳۲	۱۳/۸۴ ± ۲/۳۷	۰/۷۶	۰/۱۶	۰/۲۹
پهن داخلی	۴۰/۹۸ ± ۸/۰۵	۴۶/۶۸ ± ۶/۶۵	۴۱/۳۴ ± ۷/۸۹	۴۱/۰۸ ± ۷/۱۹	۰/۰۰۷*	۰/۱۳	۰/۳۹
راست رانی	۳۸/۵۴ ±۱۱/۳۳	۴۰/۱۷ ±۱۳/۷۸	۳۸/۷۸ ± ۱۰/۳۹	۳۷/۴۹ ± ۱۱/۸۳	۰/۰۰۱*	۰/۰۲*	۰/۰۰۴*
دو سر رانی	۳۲/۴۳ ±۷/۳۰	۳۵/۲۷ ±۵/۲۹	۳۱/۷۶ ± ۶/۶۹	۳۲/۰۱ ± ۴/۱۱	۰/۰۲*	۰/۷۳	۰/۱۷
سرینی میانی	۲۹/۱۸ ±۳/۱۹	۳۳/۵۴ ±۶/۱۹	۲۹/۹۸ ± ۴/۱۲	۳۰/۱۱ ± ۵/۲۳	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۳*	۰/۰۰۵*
پاراورتبرال کمری	۱۳/۵۷ ±۳/۱۳	۱۴/۹۱ ±۴/۲۹	۱۲/۷۸ ± ۳/۵۱	۱۲/۹۸ ± ۳/۰۷	۰/۱۲	۰۰/۲۹	۰/۱۰
راست شکمی	۱۷/۶۴ ±۳/۲۹	۴۸/۳۱ ± ۸/۵۴	۱۸/۰۴ ± ۳/۱۴	۴۶/۹۸ ± ۷/۹۱	۰/۲۳	۰/۷۱	۰/۹۱

بعد از یک دوره تمرینات متقاطع، فعالیت الکتریکی تمام عضلات منتخب افزایش یافته است ولی این افزایش در عضلات درشت نی قدامی (p=۰/۰۰۹) راست رانی (p=۰/۰۰۴)، و عضله سرینی میانی (p=۰/۰۰۵) به شکل معنی داری بوده است.

هم چنین نتایج بررسی فعالیت الکتریکی عضلات در مرحه استنس (۲۰۰ میلی ثانیه) نیز نشان داد (جدول ۶) در این مرحله شدت فعالیت الکتریکی تمام عضلات بعد از یک دوره تمرینات متقاطع افزایش یافته است ولی این افزایش درعضلات درشت نی قدامی(p=۰/۰۰۱) پهن داخلی (p=۰/۰۰۴)، عضله راست رانی (p=۰/۰۲)، دو سر رانی (p=۰/۰۰۷) و عضله سرینی میانی (p=۰/۰۱) به شکل معنی داری بوده است

نتایج داده های مرتبط با کنترل حرکت از جمله مولفه های نیروی عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار از زمان ضربه پاشنه تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن نیز نشان داد (جدول ۷) که بعد از یک دوره تمرینات متقاطع، نمونه های تحقیق در مولفه های عمودی نیروی عکس-العمل زمین (p=۰/۰۰۱)، مولفه خلفی (p=۰/۰۰۳)، نوسانات مرکز فشار در جهت خارجی (p=۰/۰۰۴) و در جهت قدامی (p=۰/۰۰۱) دارای کاهش معنی داری شده اند.

بحث و نتیجه گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر هشت هفته تمرینات متقاطع بر شدت و کیفیت فعالیت عضلات منتخب ورزشکاران دارای آسیب لیگامان صلیبی قدامی که حداقل ۶ ماه از بازسازی رباط آن ها گذشته بود. در این تحقیق تغییرات شدت فعالیت عضلات با دستگاه الکترومایوگرافی و کیفیت فعالیت عضلات با دستگاه فورس پلیت از طریق بررسی مولفه های نیروهای عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار مورد ارزیابی قرار گرفت.

نتایج تحقیق نشان داد یک دوره تمرینات متقاطع یعنی تمرین دادن پای سالم توانسته از طریق مکانسیم های مثبت در نوروپلاستیسیتی مغز باعث انتقال مثبت و افزایش فعالیت عضلات در پای آسیب دیده شود، البته هدف محققان تحقیق علاوه بر، بررسی تغییرات در شدت فعالیت عضلات پای آسیب دیده به دنبال بررسی این ایده نیز بودند که اگر تغییری در شدت فعالیت رخ داد، این تغییر چه تاثیری بر میزان کنترل و کیفیت حرکت خواهد گذاشت.

در این تحقیق تاثیر ۸ هفته تمرینات متقاطع بر روی ۸ عضله پای آسیب دیده در دو مرحله سوئینگ (۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس پا با زمین) و مرحله استنس (از زمان تماس پا با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن) مورد ارزیابی قرار گرفت. همان طورکه اشاره شد نتایج تحقیق نشان داد که دو ماه تمرین دادن پای سالم توانسته بر روی شدت فعالیت عضلات منتحب پای آسیب دیده تاثیر مثبت بگذارد که این تاثیر در مرحله سوئینگ هر چند نه بر روی همه عضلات تمرین داده شده بلکه بر روی

جدول ۶: نتایج آزمون برای مقایسه شدت فعالیت عضلات منتخب، از لحظه تماس پاشنه با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن در دو گروه، قبل و بعد از تمرینات متقاطع (مرحله استنس) (براساس میکر ولت)

	گروه تجربی		گروه کنترل				
متغیر	پیش آزمون انحراف معیار± میانگین	پس آزمون انحراف معیار± میانگین	پیش آزمون انحراف معیار± میانگین	پس آزمون انحراف معیار± میانگین	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان* گروه
درشت نی قدامی	۵۷/۹۷ ± ۹/۰۹	۶۲/۶۶ ± ۷/۱۹	۵۸/۳۳ ± ۱۰/۱۰	۵۹/۱۲ ± ۹/۶۱	۰/۰۳*	۰/۰۴*	۰/۰۰۱*
دوقلو داخلی	۱۷/۷۶ ± ۵/۱۲	۱۹/۳۸ ± ۶/۰۳	۱۶/۸۹ ± ۴/۸۸	۱۶/۷۴ ± ۵/۸۷	۰/۰۷	۰/۱۸	۰/۳۹
پهن داخلی	۴۸/۰۰ ± ۹/۱۳	۵۶/۵۸ ± ۱۲/۰۶	۴۹/۳۴ ± ۱۰/۲۴	۵۰/۱۷ ± ۱۰/۷۹	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۲*	۰/۰۰۴*
راست رانی	۴۴/۰۹ ±۷/۸۹	۴۹/۵۶ ±۹/۰۸	۴۵/۱۷ ± ۱۰/۶۳	۴۴/۱۶ ± ۹/۴۳	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۴*	۰/۰۲*
دو سر رانی	۴۰/۵۴ ±۶/۱۱	۴۸/۷۴ ±۶/۸۸	۳۹/۴۷ ± ۷/۱۹	۴۰/۰۷ ± ۵/۳۷	۰/۰۰۲*	۰/۰۱*	۰/۰۰۷*
سرینی میانی	۳۴/۵۹ ±۶/۲۲	۳۹/۱۷ ±۵/۲۱	۳۲/۷۱ ± ۵/۰۷	۳۳/۷۶ ± ۴/۹۸	۰/۰۰۹	۰/۰۳*	۰/۰۱*
پاراورتبرال کمری	۲۰/۷۶ ±۵/۱۵	۲۲/۱۴ ±۳/۱۳	۲۲/۳۸ ± ۴/۰۷	۲۲/۶۹ ± ۴/۵۳	۰/۱۷	۰/۶۳	۰/۳۹
راست شکمی	۱۹/۷۳ ±۶/۹۳	۲۰/۸۹ ±۵/۰۹	۱۹/۶۷ ± ۴/۴۸	۱۸/۹۰ ± ۴/۲۲	۰/۶۹	۰/۴۵	۰/۱۹

جدول ۷: مولفه های نیروهای عکس العمل زمین (براساس درصدی از وزن به کیلو گرم) و نوسانات مرکز فشار (میلی متر بر ثانیه) بلافاصله بعد از تماس پاشنه با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد، قبل و بعد از تمرینات متقاطع (مرحله استنس)

	گروه تجربی		گروه کنترل				
متغیر	پیش آزمون انحراف معیار± میانگین	پس آزمون انحراف معیار± میانگین	پیش آزمون انحراف معیار± میانگین	پس آزمون انحراف معیار± میانگین	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان* گروه
مولفه نیروی عکس العمل عمودی (*BW%)	۱۲۳/۱۶ ± ۱۴/۰۹	۱۱۳/۷۵ ± ۱۲/۱۰	۱۲۱/۴۱ ± ۱۵/۲۷	۱۲۲/۹۱ ± ۱۳/۳۸	۰/ ۰۰۲*	۰/۰۴*	۰/۰۰۱*
مولفه نیروی عکس العمل خلفی (BW%)	-۲۳/۱۲ ± ۳/۲۶	-۱۹/۱۵ ± ۴/۳۹	-۲۲/۸۷± ۴/۰۵	۲۲/۹۹ ± ۴/۷۴	۰/۰۳*	۰/۰۴*	۰/۰۰۳*
مولفه نیروی عکس العمل داخلی(BW%)	۱/۷۵ ± ۰/۵۴	۱/۵۸ ± ۰/۷۸	۱/۷۳ ± ۰/۶۷	۱/۷۴ ± ۰/۱۲	۰/۰۴*	۰/۰۷	۰/۰۶
مولفه نیروی عکس العمل خارجی(BW%)	۱/۹۱ ±۰/۲۴	۱/۷۶ ±۰/۳۱	۱/۹۰ ± ۰/۷۲	۱/۹۱ ± ۰/۶۳	۰/۰۲*	۰/۲۳	۰/۱۸
نوسانات خارجی مرکز فشار (COP)	۱/۳۹ ±۰/۳۱	۱/۱۸ ±۰/۲۲	۱/۴۲ ± ۰/۱۰	۱/۴۱ ± ۰/۳۱	۰/۰۰۱*	۰/۰۳*	۰/۰۰۴*
نوسانات قدامی مرکز فشار (COP)	۱/۵۲ ±۰/۱۹	۱/۳۲ ±۰/۱۶	۱/۵۴ ± ۰/۲۸	۱/۵۵ ± ۰/۳۳	۰/۰۲*	۰/۰۴	۰/۰۰۱*
نوسانات خلفی مرکز فشار (COP)	۱/۱۸ ±۰/۶۱	۱/۰۰ ±۰/۲۹	۱/۱۹ ± ۰/۴۲	۱/۱۸ ± ۰/۳۱	۰/۰۱*	۰/۱۹	۰/۳۴
مولفه نیروی عکس العمل عمودی (*BW%)	۱۲۳/۱۶ ± ۱۴/۰۹	۱۱۳/۷۵ ± ۱۲/۱۰	۱۲۱/۴۱ ± ۱۵/۲۷	۱۲۲/۹۱ ± ۱۳/۳۸	۰/ ۰۰۲*	۰/۰۴*	۰/۰۰۱*

* براساس درصدی از وزن بدن (% Body Weight)

عضلات تبیالیس قدامی، راست رانی و سرینی میانی تاثیر معنی دار بگذارد و هم چنین در مرحله استنس نیز این تغییرات در عضلات، تیبالیس قدامی، راست رانی، پهن داخلی و دو سر رانی معنی دار بود.

در مورد تاثیر تمرینات متقاطع تحقیقات بسیاری انجام شده است که در ابتدا بر روی افراد سالم و در سالیان بعد بر روی افرادی که در یک سمت دچار مشکل شدید بودند مانند افراد دارای سکته مغزی انجام گردیده است(۲۹-۳۳). به عنوان نمونه جدیدترین تحقیقی که در این زمینه انجام شده است، را می‌توان به تحقیق Hasebe و همکاران (۳۴) با موضوع " تأثیر تمرینات متقابل بر عملکرد حرکتی و مدت زمان ایستادن پس از آرتروپلاستی کامل هیپ " اشاره کرد. تحقیق آن ها نشان داد که در گروه تجربی درد لگن در حین راه رفتن به طور قابل‌توجهی کاهش و قدرت بازکننده‌های زانو، زمان ایستادن تک پا، سرعت راه رفتن و طول گام نیز افزایش یافت.

باید اشاره کرد که بررسی تاثیر این نوع تمرینات بر روی افراد دارای آسیب لیگامان صلیبی قدامی به شکل محدود انجام شده است و حتی تحقیقی که تاثیر این نوع تمرینات را بر روی الکترومیوگرافی عضلات مورد بررسی قرار داده باشد یافت نشد. شاید یکی از مهمترین تحقیقی که تاثیر این نوع تمرینات را بر روی افراد دچار پارگی لیگامان

صلیبی قدامی مورد بررسی قرار داده است را می توان به تحقیق Lepley و همکاران (۳۵) اشاره کرد. تحقیق آن ها به شکل کلی تاثیر تمرینات متقاطع بر روی فعل و انفعالات مغز و با موضوع " تمرینات متقاطع اکسنتریک پس از بازسازی لیگامان صلیبی قدامی: رویکرد جدید برای تقویت نوروپلاستیسیته" انجام شده بود. نتایج تحقیق آن ها نشان داد که این تمرینات منجر به تسهیل و سازگاری مثبت در عملکرد عصبی عضلانی در قسمت قشر حرکتی شده است.

البته همان طور که اشاره شد هدف از تحقیق حاضر نه تنها بررسی تاثیر تمرینات متقاطع بر فعالیت الکتریکی عضلات پای آسیب دیده، بلکه به دنبال بررسی تاثیر این نوع تمرینات بر کنترل و کیفیت حرکت به وسیله مولفه های نیروی عکس العمل زمین و نوسانات مرکز فشار نیز بود. اطلاعات به دست آمده از تحقیق حاضر در این زمینه نشان داد، که بعد از دو ماه تمرینات متقاطع مولفه های نیروی عکس العمل عمودی و خلفی و نیز نوسانات مرکز فشار در جهت های خارجی و قدامی کاهش معنی‌داری داشته اند، کاهش این مولفه ها نشان دهنده افزایش کیفیت و کنترل بهتر حرکت به دلیل کاهش فشار وارده از اندام تحتانی به زمین و بالطبع طبق قانون سوم نیوتون باعث کاهش نیروهای وارده از زمین به پاها شده است. و همچنین همراه با کاهش نیروهای وارده به بدن نوسانات مرکز فشار نیز کاهش یافته است. کاهش نوسانات مرکز فشار ممکن است دلایل مختلفی داشته باشد که یکی از دلایل می تواند کاهش خطاهای مغز در محاسبات خروجی کنترل حرکت باشد. در نتیجه کاهش این خطاها می تواند کیفیت و کنترل حرکت را بهبود دهد (۳۷، ۳۶)، همان طور که تحقیقات گذشته نیز نشان داده اند افزایش این مولفه ها به دلیل ناکارآمدی در کنترل حرکت رخ خواهد داد (۳۸).

Cacolice و همکاران (۳۹) در تحقیق خود نشان دادن که افزایش نیروی عکس العمل عمودی و همچنین مولفه خلفی نیروی عکس العمل به طور پیش بینانه با آسیب لیگامان صلیبی قدامی مرتبط است. برای مثال به شکل تخصصی تر یکی از مولفه هایی که بیشتر بر روی افراد دارای آسیب لیگامان صلیبی قدامی مورد بررسی قرار گرفته، مولفه خلفی نیروی عکس العمل زمین است، چون این مولفه نشان دهنده میزان نیروی برشی است که استخوان درشت نی به سمت قدام وارد می‌کند. در واقع افزایش این نیروی برشی که به وسیله مولفه خلفی نیروی عکس العمل زمین مورد اندازه گیری قرار می‌گیرد نشان دهنده ناکارآمدی لیگامان صلیبی قدامی و عضله همسترینگ برای جلوگیری از افزایش حرکت درشت نی به سمت قدام است. همان طور که Sell و همکاران (۴۰) نشان دادند که نیروی خلفی عکس العمل زمین و گشتاور فلکشن زانو به طور معنی دار نیروی برشی قدامی وارده بر مفصل زانو رو پیش بینی می کنند.

همان طور که اشاره شد نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تمرینات متقاطع توانسته میزان فعالیت عضله دو سر رانی را افزایش دهد، که این افزایش فعالیت می تواند به لیگامان صلیبی قدامی با کاهش حرکت درشت نی به سمت قدام کمک کند. ولی از آن طرف نتایج به دست آمده نیز نشان داد این تمرینات بر روی افزایش فعالیت عضلات چهار سر ران نیز تاثیر مثبت داشته است، که این افزایش می تواند نیروی برشی قدامی، که باعث فشار بیشتر به لیگامان صلیبی قدامی می شود را نیز افزایش دهد (۴۱). آن چیز که در انتها بسیار مهم است کیفیت تنظیمات مغز در استفاده درست از عضلات برای کاهش نیروهای وارده جهت محافظت از مفصل زانو است. هر چند به دلیل وجود محدودیت ها محققان تحقیق نتوانستند مستقیما تاثیر این تمرینات را بر روی مغز مورد بررسی قرار دهند ولی نتایج تحقیق نشان داد که تمرین دادن پای سالم توانسته تغییراتی را در مغز ایجاد کند که برای پای آسیب دیده بستری را آماده کند که کیفیت کنترل حرکت را با افزایش فعالیت عضلات و کاهش نوسانات و نیروهای وارده فراهم کند.

با توجه به نتایج تحقیق حاضر به نظر بسیار ضروری می رسد، رویکرد کنونی توانبخشی آسیب لیگامان صلیبی قدامی که توجه کمتری به بر طرف کردن اختلالات تنظیمی مغز دارد به سمت چنین تمریناتی که تاثیر مثبت بر نوروپلاستیتی مغز می گذارد سوق پیدا کند، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که می توان از تمرینات متقاطع جهت بهبود کیفیت و کنترل حرکت پای آسیب دیده استفاده کرد.

تمرین دادن پای سالم توانسته تغییراتی را در پای آسیب دیده ایجاد کند که نه تنها باعث افزایش فعالیت عضلانی، بلکه باعث بهبود کیفیت و کنترل حرکت نیز شود، با توجه به نتایج تحقیق حاضر پیشنهاد می شود، متخصصان آسیب

های ورزشی و توانبخشی چه در زمان اولیه آسیب که فرد قادر به انجام حرکت در پای آسیب دیده نیست و چه حتی بعد از گذشت ماه ها از آسیب برای انتقال مثبت کیفیت حرکت به پای آسیب دیده با تدوین پروتکل تمرینی مدون پای سالم فرد را نیز مورد تمرین قرار دهند.

سپاسگزاری

تحقیق حاضر برگرفته از رساله دکتری در رشته آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه گیلان می‌باشد. بدین وسیله از تمامی عزیزانی که ما را در راستای اجرای این تحقیق یاری رساندند، کمال قدردانی و تشکر را داریم. تحقیق حاضر دارای تاییدیه کد اخلاق با شناسه IR.GUILAN.REC.1401.082 از کمیته دانشگاهی اخلاق در پژوهش زیست پزشکی دانشگاه گیلان می باشد.

منابع

1. Collins SL, Layde P, Guse CE, Schlotthauer AE, SE. VV. The Incidence and Etiology of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Patients under the Age of 18 in the State of Wisconsin. Pediat Therapeut 2014; 4: 196.

2. Demarin V, MOROVIĆ S, Béné R. Neuroplasticity. Periodicum Biologorum 2014; 116(2): 209-211.

3. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. Clinics in Sports Medicine 2008 ;27(3): 383-404

4. Diekfuss JA, Hogg JA, Grooms DR, Slutsky-Ganesh AB, et al. Can We Capitalize on Central Nervous System Plasticity in Young Athletes to Inoculate Against Injury? . Journal of Science in Sport and Exercise 2020; 2(4): 305-318.

5. Farthing JP, Borowsky R, Chilibeck PD, Binsted G, Sarty GE. Neuro-physiological adaptations associated with cross-education of strength. Brain Topography 2007; 20(2): 77-88.

6. Ruddy KL, Carson RG. Neural pathways mediating cross education of motor function. Front hum Neurosci 2013; 7: 397.

7. Hendy AM, Lamon S. The Cross-Education Phenomenon: Brain and Beyond. Front physiol 2017; 8: 297.

8. Daneshmandi H, Payandeh M, Mohammad Ashour Z. Brain Neuroplasticity Effects on the Occurrence of Anterior Cruciate Ligament Injury and the Effect of this Injury on Brain Function and Structure: A Systematic Review. Archives of Rehabilitation 2022; 23(2): 162-185. [Persian]

9. Grooms DR, Page SJ, Nichols-Larsen DS, Chaudhari AM, et al. Neuroplasticity Associated with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 2017; 47(3): 180-189.

10. Shima N, Ishida K, Katayama K, Morotome Y, et al. Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. Eur J Appl Physiol 2002; 86(4): 287-294.

11. Yasuda K, Erickson AR, Beynnon BD, Johnson RJ, Pope MH. Dynamic elongation behavior in the medical collateral and anterior cruciate ligaments during lateral impact loading. J Orthop Res 1993; 11(2): 190-198.

12. Gokeler A, Seil R, Kerkhoffs G, Verhagen E. A novel approach to enhance ACL injury prevention programs. J exp orthop 2018; 5(1): 22.

13. Herrington L, Myer G, Horsley I. Task based rehabilitation protocol for elite athletes following Anterior Cruciate ligament reconstruction: a clinical commentary. Physical therapy in sport 2013; 14(4): 188-198.

14. Norasteh AA, Payandeh M, Mohammad-Ashour Z. Investigation of Knee Arthrokinematic Changes Before and After Reconstruction of Anterior Cruciate Ligament: A Systematic Review. Iauh-Biomech 2020; 6(2): 66-85. [Persian]

15. Barenius B, Ponzer S, Shalabi A, Bujak R, et al. Increased risk of osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a 14-year follow-up study of a randomized controlled trial. Am J Sports Med 2014; 42(5): 1049-1057.

16. Ebert JR, Edwards PK, Fick DP, Janes GC. A Systematic Review of Rehabilitation Exercises to Progressively Load the Gluteus Medius. J Sport Rehabil 2017; 26(5): 418-436.

17. Lepley LK, Grooms DR, Burland JP, Davi SM, et al. Eccentric cross-exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: Novel case series to enhance neuroplasticity. Phys Ther Sport 2018; 34: 55-65.

18. Norouzi K, Hashemi Javaheri AA, Ariamanesh ASH, Khoshraftar Yazdi N. The Effect of Cross Eercise on the Quadriceps Muscle Strength after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. JPSR 2015; 4(1): 49-57. [Persian]

19. Russell W, Pritchard-Wiart L, Manns PJ. Clinician perspectives on cross-education in stroke rehabilitation. Disabil Rehabil 2018; 40(22): 2644-2649.

20. Hermens HJ, 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.

21. Albertus-Kajee Y, Tucker R, Derman W, Lamberts RP, Lambert MI. Alternative methods of normalising EMG during running. J Electromyogr Kinesiol 2011; 21(4): 579-586.

22. Payandeh M, Khoshraftar Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M, Safari Bak M. Evaluation of the Horizontal Components Ground Reaction Force During Gait of Children with Flat Foot. JPSR. 2015; 4(2): 15-23. [Persian]

23. Payandeh M, Khoshraftar Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M. Comparison of vertical ground reaction force during walking in children with flat foot and a normal foot. J Rehab Med 2015; 4(1): 33-41. [Persian]

24. Payandeh M, Khoshraftar Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M. Effect of Corrective Exercise Program on the Ground Reaction Force in Student with Flat Foot during Gait Cycle. J Res Rehabil Sci 2014;10 (2): 292-305. [Persian]

25. Taheri H, Saberi Kakhaki A, Enferadi A, mahjur M, M. P. Effect of a Period of Balance Training on Center of Pressure (COP) Fluctuations during Walking in Patients with Multiple Sclerosis. Qom Univ Med Sci J 2017; 11 (6): 64-71. [Persian]

26. An C-M, Jo S-O. Effects of Talocrural Mobilization with Movement on Ankle Strength, Mobility, and Weight-Bearing Ability in Hemiplegic Patients with Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. J Stroke Cerebrovasc Dis 2017; 26(1): 169-176.

27. Munn J, Herbert RD, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. J Appl Physiol 2004; 96(5): 1861-1866.

28. Rohman E, Steubs JT, Tompkins M. Changes in involved and uninvolved limb function during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: implications for Limb Symmetry Index measures. Am J Sports Med 2015; 43(6): 1391-1398.

29. Simpson D, Ehrensberger M, Broderick P, Horgan F, et al. Cross-education plus mirror therapy as a post-stroke rehabilitation intervention: A case study.

Physiotherapy Practice and Research 2019; 40: 51-57.

30. Salehi Dehno N, Kamali F, Shariat A, Jaberzadeh S. Unilateral Strength Training of the Less Affected Hand Improves Cortical Excitability and Clinical Outcomes in Patients with Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial. Arch Phys Med Rehabil 2021; 102(5): 914-924. [Persian]

31. Sariyildiz M, Karacan I, Rezvani A, Ergin O, Cidem M. Cross-education of muscle strength: cross-training effects are not confined to untrained contralateral homologous muscle. Scand J Med Sci Sports 2011; 21(6): e359-e364.

32. Sun Y, Ledwell NMH, Boyd LA, Zehr EP. Unilateral wrist extension training after stroke improves strength and neural plasticity in both arms. Exp Brain Res 2018; 236(7): 2009-2021.

33. Zult T, Goodall S, Thomas K, Solnik S, et al. Mirror Training Augments the Cross-education of Strength and Affects Inhibitory Paths. Med Sci Sports Exerc 2016; 48(6): 1001-1013.

34. Hasebe Y, Akasaka K, Otsudo T, Hall T, Yamamoto M. Effects of cross-training on motor function and length of stay after total hip arthroplasty: A randomized controlled trial. J Back Musculoskelet Rehabil 2023; 36(1): 163-171.

35. Lepley LK, Grooms DR, Burland JP, Davi SM, et al. Eccentric cross-exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: Novel case series to enhance neuroplasticity. Phys ther sport 2018; 34: 55-65.

36. Quijoux F, Nicolaï A, Chairi I, Bargiotas I, Ricard D, Yelnik A, et al. A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code. Physiol Rep 2021; 9(22): e15067.

37. Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. Eur Spine J 2011; 20(3): 358-368.

38. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. Clin Biomech 2004; 19(6): 617-621.

39. Cacolice PA, Carcia CR, Scibek JS, Phelps AL. Ground Reaction Forces Are Predicted with Functional and Clinical Tests in Healthy Collegiate Students. J Clin Med 2020; 9(9): 2907.

40. 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): 1589-1597

41. Norozian B, Arabi S, Marashipour SM, Khademi Kalantari K, et al. Recovery of Quadriceps Strength and Knee Function Using Adjuvant EMG-BF After Primary ACL Reconstruction. J Lasers Med Sci. 2023; 14: e6. [Persian]