Journal of Military Medicine
Winter 2016 ,Volume 17, Issue 4
Pages: 257-264

The Investigation of the Muscle Timing of Anterior Cruciate Ligament Agonist and Antagonist Muscles in Athletes with Hyper Pronated Feet

Javdaneh N.[1*] MSc, Minoonejad H.[2] PhD, Shirzad E.[2] PhD, Javdaneh N.[3] MSc.

[1] Faculty of Physical education & Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
[2] Department of Health & Sport Medicine, Faculty of Physical education & Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
[3] Faculty of Physical education & Sport Sciences, University of Shahrekord, Shahrekord, Iran

Abstract

Aims: The aim of this research was to investigate the timing factors of ACL agonist and antagonist muscles in athletes with ankle pronation deformity.

Method: In the present research, 15 athletes with an increased pronation of ankle and 15 normal athletes were purposefully selected. Electromyographic signals were recorded by using surface electrode from four muscles (rectus femoris, medial hamstring, lateral hamstring, vastus medialis, vastus lateralis and Medial gastrocnemius). The MANOVA method was used as a statistical analysis to investigate muscle timing of jump-landing between the two groups.

Results: Results showed that there is a significant difference between the two groups in muscle timing of rectus femoris (p=0/007) and vastus lateralis (p=0/002). There is also no significant difference between the muscle timing of the other muscles of the two groups ($p \geq 0.05$).

Conclusion: Increased pronation of the ankle along with change in muscle timing of rectus femoris and vastus lateralis muscles can be a risk factor in ACL injury incidences.

Keywords: Ankle Pronation, Anterior Cruciate Ligament, Neuromuscular Factors, Electromyography, Muscle Timing

[*]Corresponding author: Javdaneh N. Email: Njavdaneh68@gmail.com

مجله طب نظامی
دوره ۱۷، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۴
صفحات: ۲۶۴-۲۵۷

بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلات موافق و مخالف عملکردی رباط صلیبی قدامی مردان ورزشکار دارای ناهنجاری پرونیشن مچ

نورالله جاودانه*[۱].MSc، هومن مینو نژاد[۲].PhD، الهام شیرزاد[۲] .PhD، نورمحمد جاودانه[۳].MSc

[۱] دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
[۲] گروه طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
[۳] دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

چکیده

اهداف: هدف از این تحقیق بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلات موافق و مخالف عملکردی رباط صلیبی قدامی ورزشکاران دارای پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا با ورزشکاران سالم بود.

روش‌ها: در تحقیق حاضر تعداد ۱۵ ورزشکار دارای پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا و ۱۵ ورزشکار سالم به صورت هدفمند به عنوان نمونه آماری این تحقیق انتخاب شدند. سیگنال‌های الکترومیوگرافی با استفاده از الکترود سطحی از ۷ عضله (مدیال همسترینگ، بایسپس فموریس، گلوتئوس مدیوس، رکتوس فموریس، واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و مدیال گاستروکنمیوس) ثبت شد. روش آماری MANOVA جهت بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلات در بین دو گروه استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون‌های آماری با استفاده از آزمون مانووا نشان داد بین زمان‌بندی فعالیت عضلات رکتوس فموریس (P=۰/۰۰۷) و واستوس لترالیس (P=۰/۰۰۲) بین دو گروه تفاوت معنی‌دار وجود دارد و بین زمان‌بندی فعالیت سایر عضلات ارتباط معنی‌داری وجود ندارد (P≥۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: ناهنجاری پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا با تغییر در زمان‌بندی فعالیت عضلات رکتوس فموریس و واستوس لترالیس می‌تواند به عنوان یک عامل خطرآفرین در بروز آسیب‌های ACL دخیل باشد.

کلیدواژه‌ها: پرونیشن مچ پا، رباط صلیبی قدامی، الکترومیوگرافی، زمان‌بندی فعالیت، عضلات ثبات دهنده زانو

*نویسنده مسئول: نورالله جاودانه. پست الکترونیک: Njavdaneh68@gmail.com
دریافت مقاله: ۹۳/۱۰/۱۰ پذیرش مقاله: ۹۴/۱۲/۱۹

مقدمه

آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) از جمله شایع‌ترین آسیب‌دیدگی‌ها در بین ورزشکاران به شمار می رود و در تحقیقات مختلف انجام‌شده تا به امروز سازوکارهای مختلفی در رابطه با نحوه آسیب‌دیدگی این رباط ارائه‌شده است [۱, ۲]. ۷۰ ٪ از آسیب‌های رباط صلیبی قدامی مربوط به ورزش است و تقریباً ۷۰ ٪ از آسیب‌های رباط صلیبی قدامی به صورت غیر برخوردی است [۳, ۴]. آسیب رباط صلیبی قدامی ماهیت چند عامله دارد و عوامل درونی و بیرونی زیادی در بروز این آسیب دخیل‌اند، اما به طور ویژه فاکتورهای محیطی، فاکتورهای آناتومیکی و بیومکانیکی، الگوهای حرکتی، نحوه فرود از پرش و سطح هورمون‌های تولیدی، از عوامل اختصاصی است که با آسیب رباط صلیبی قدامی ارتباط دارند [۵–۷]. یکی از متغیرهای آناتومیکی که ممکن است باعث آسیب رباط صلیبی قدامی‌شود، پرونیشن افزایش‌یافته پا است [۷].

در طی پرونیشن مفصل ساب تالار، چرخش خارجی پاشنه موجب می‌شود استخوان تالوس به داخل و پایین بلغزد. چون تالوس به صورت محکم در حفره عمیقی که از انتهای تحتانی درشت نی تشکیل‌شده قرار دارد، این حرکت رو به پایین و داخل قاب، چرخش داخلی درشت نی و سپس فشار والگوس زانو را موجب می‌شود. چرخش تیبیا با چرخش ران در همان سمت، اما با میزان کمتر همراه است [۷–۹]. این امر می‌تواند منجر به بر هم خوردن عواملی چون راستای طبیعی استخوان‌ها، خصوصیت فیزیکی مفاصل اندام تحتانی، کنترل عصبی–عضلانی و عملکرد حمایتی مناسب بافت‌های نرم موضع گردد [۱۰]. محققان پیشنهاد کرده‌اند یکی از ساز و کارهای آسیب رباط صلیبی قدامی چرخش بیش از حد درشت نی به دلیل پرونیشن افزایش‌یافته مفصل ساب تالار است. بکت و همکاران (۱۹۹۲)، لودون و همکاران (۱۹۹۶) و همچنین آلن و همکاران (۲۰۰۰) بیان کردند افراد دارای سابقه آسیب رباط صلیبی قدامی افت استخوان ناوی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند که این امر نشان دهنده پرونیشن مفصل ساب تالار می‌باشد [۱۱–۱۳].

اختلال ثبات مفصل در سه صفحه حرکتی، در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی و تنه به علت نقص در کنترل عصبی–عضلانی پویا (Dynamic Neuromuscular control) از علل اصلی آسیب رباط صلیبی قدامی است [۱۴]. همچنین زمان‌بندی (Timing) و فراخوانی (Recruitment) نادرست و غیرطبیعی در عضلات نیز حین انجام مانورهای ورزشی در اندام تحتانی، رباط صلیبی قدامی را مستعد آسیب می‌سازد [۱۴]. با وجود این هنوز کاملاً مشخص نیست که راستای استاتیک پا و مچ پا چگونه بر عملکرد دینامیک زانو و بروز آسیب رباط صلیبی قدامی اثر می‌گذارد.

سیستم عصبی–عضلانی نقش بسیار تعیین کننده‌ای در فعال‌سازی عضلات و پیشگیری از بروز آسیب دارد. این سیستم به وسیله به‌کارگیری دو مکانیسم فیدفورواردی (Feed forward) و فیدبکی (Feedback)، عضلات را فعال می‌کند. مکانیسم فیدفورواردی بدین صورت است که طی آن سیستم عصبی–عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌کند. در واقع سیستم عصبی بر اساس تجربیات قبلی خود، عضلات را از قبل فعال کرده و از بر هم خوردن تعادل هنگام فرود و ایجاد آسیب جلوگیری می‌کند [۱۵]. فراخوانی و زمان‌بندی مناسب عضلات نقش قابل‌توجهی را در ایجاد ثبات زانو بر عهده دارد [۱۶]. فعالیت عضلانی مقدماتی (Preparatory) منجر به تعدیلات وضعیتی پیش بین (Anticipatory postural Adjustment) می‌شود. این تعدیلات بدن را در وضعیتی قرار می‌دهند که تعادل بدن حین اعمال نیروهای بزرگ مانند دویدن، پرتاب کردن و لگدزدن حفظ شود [۱۶]. تعدیلات وضعیتی پیش بین، ثبات پروگزیمال را برای حرکات دیستال فراهم می کنند، به این ترتیب فعالیت‌های عضلانی با تولید گشتاورهای عکس‌العمل، نیروها و بارهای وارده بر مفاصل را کنترل می کنند [۱۷]. الگوهای فراخوانی نوروماسکولار عضلات ران احاطه‌کننده اطراف زانو، مسئول فراهم کردن سفتی و ثبات دینامیک زانو در طی حرکت می‌باشند [۱۸]. عضلات کوادریسپس و همسترینگ دستخوش هم انقباضی رفلکسی و مقدماتی می‌شوند تا با افزایش سفتی مفصل، باعث جلوگیری از آسیب شوند [۱۹]. سطح فعالیت متوازن عضلات آگونیست و آنتاگونیست زانو برای ایجاد پایداری، نشان‌دهنده اهمیت حسی حرکتی این عضلات نسبت به قدرت و استقامت این عضلات است. فعالیت این گروه از عضلات باید به گونه‌ای تنظیم شود که این عضلات بتوانند به صورت کاملاً هماهنگ، در زمان مناسب، در مدت مناسب و با ترکیب درستی از نیروها وارد عمل شوند [۱۶]. فعال شدن عضلات همسترینگ با زمان‌بندی مناسب به وسیله ثبات دادن به تیبیا، کاهش انتقال قدامی و چرخشی تیبیا به حفاظت ACL در برابر استرین مکانیکی کمک می‌کند [۱۸]. فعال شدن زودهنگام کوادریسپس به قدری مخرب است که باعث می شود انتقال قدامی تیبیا رخ دهد، از این رو فرد در معرض آسیب ACL قرار می‌گیرد [۲۰, ۲۱]. از طرفی فعال شدن نامناسب فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس، منجر به مقاومت کمتر در برابر چرخش داخلی و نزدیک شدن ران می‌شود. کاهش در فعالیت پیش بین عضلات ابداکتور ران، سفتی ران را در صفحه فرونتال کاهش می‌دهد. همچنین

کاهش فعالیت پیش بین، در کاهش گشتاور مفصلی و کاهش گشتاور اداکتوری خارجی ران نقش دارد [۲۲].

تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن مچ پا ممکن است بر بارهای مفصلی، بازده‌ی مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت‌یابی حس عمقی اثرگذار باشد و به تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی بینجامد [۲۳]. از این رو عملکرد نامناسب عضلات اطراف زانو می‌تواند ثبات آن را تحت تأثیر قرار دهد و مفصل را مستعد آسیب کند. بررسی مطالعات نشان می‌دهد که تا به امروز مطالعه‌ای بر روی زمان‌بندی فعالیت عضلات ورزشکاران دارای پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا در رابطه با آسیب رباط صلیبی قدامی، صورت نگرفته است.

لذا هدف از این مطالعه بررسی زمان‌بندی فعالیت (زمان تأخیر) عضلات گلوتئوس مدیوس، بایسپس فموریس، همسترینگ خارجی، رکتوس فموریس، واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و گاستروکنمیوس خارجی حین فرود تک پا در مردان ورزشکار دانشگاهی دارای پرونیشن افزایش پا با ورزشکاران سالم بود.

روش‌ها

جامعه آماری مورد مطالعه در این تحقیق، کلیه دانشجویان ورزشکار پسر ۲۰-۲۵ ساله دانشگاه تهران بود که در یکی از رشته‌های والیبال، بسکتبال و هندبال فعالیت داشتند و حداقل سه سال سابقه ورزشی منظم داشتند و به طور متوسط سه جلسه در هفته ورزش می‌کردند. از جامعه آماری فوق تعداد ۱۵ ورزشکار دارای پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا و ۱۵ ورزشکار سالم به صورت هدفمند به عنوان نمونه آماری این تحقیق انتخاب و پس از کسب رضایت‌نامه کتبی وارد تحقیق شدند.

از جمله معیارهای ورود به تحقیق، داشتن پرونیشن افزایش‌یافته مچ در هر دو پا برای گروه دارای پرونیشن، نداشتن سابقه پیچ خوردن مچ پا در یک سال گذشته، نداشتن سابقه هیچ‌گونه جراحی در ناحیه اندام تحتانی، نداشتن هیچ‌گونه بدشکلی و ناهنجاری قابل‌مشاهده (ساختاری) در راستای زانوها (ژنووارم، ژنووالگوم و ژنورکورواتوم) در وضعیت استاتیک، نداشتن سابقه بیماری‌های عصبی و عضلانی اسکلتی که باعث محدودیت در انجام حرکت باشد، نداشتن هیچ‌گونه درد در اندام تحتانی در قبل و زمان انجام آزمون‌ها و نداشتن سابقه آسیب لیگامانی یا منیسک در زانو، بود.

روش اندازه‌گیری افت استخوان ناوی (Navicular drop): به منظور تعیین ناهنجاری‌های پرونیشن افزایش‌یافته و یا طبیعی بودن قوس کف پا، از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی برادی (Brody) استفاده شد. بدین منظور، از آزمودنی خواسته می‌شد تا با پای برهنه برروی صندلی بنشیند ارتفاع صندلی به گونه‌ای تنظیم شد که زاویهٔ ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. سپس برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد. با استفاده از خط‌کش فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری گردید. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که وزن به طور مساوی روی هر دو پای آزمودنی قرار گیرد. در این حالت نیز فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمونگر فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصلهٔ استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کسر کرد. عدد بدست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی را نشان می داد. اندازه‌گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و از میانگین آنها به منظور طبقه-بندی افراد در دو گروه استفاده شد. اگر میزان افت استخوان ناوی آزمودنی بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود در گروه پای سالم و بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه پرونیشن افزایش‌یافته قرار می گرفت [۲۴, ۲۵].

شکل۱. روش اندازه گیری افت استخوان ناوی

جهت بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی مدل ME6000 ساخت شرکت Mega کشور فنلاند استفاده شد. در این تحقیق از الکترودهای سطحی یک بار مصرف مارک SKINTACT جنس نقره-کلرید نقره ساخت کشور استرالیا استفاده شد. داده‌های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه برداری (Sampling rate) ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند. این سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت‌شده (Preamplifier) و در محدوده گذردهی-(Band pass filter) بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردیدند [۳۷].

پس از حضور نمونه‌ها در محل آزمایشگاه و تکمیل فرم رضایت‌نامه شرکت در تحقیق، از شاخص افت ناوی برای اندازه‌گیری نوع کف پا استفاده شد. سپس ورزشکاران وارد مرحله اندازه‌گیری و ثبت سیگنال های الکترومیوگرافی شدند. عضلات مورد بررسی در این مطالعه عبارت بودند از: گلوتئوس مدیوس، بایسپس فموریس، همسترینگ داخلی، رکتوس فموریس، واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و گاستروکنمیوس داخلی.

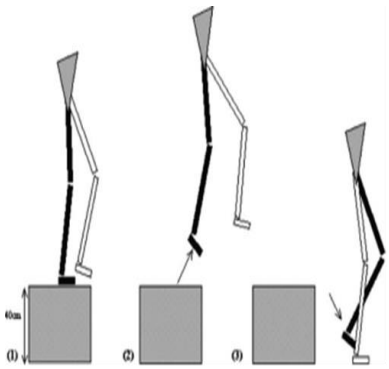
پس از مشخص شدن محل اتصال الکترودهای دستگاه EMG، محل اتصال الکترودها آماده‌سازی شد (زدن موهای زائد و تمیز کردن با آب و الکل). مکان‌های الکترود گذاری برای عضلات مورد مطالعه از روی لند مارک‌های استخوانی، بر مبنای روش‌های ارائه‌شده در پژوهش‌های پیشین، به این ترتیب به بدن فرد متصل شدند: عضله گلوتئوس مدیوس، وسط فاصله میان تروکانتر بزرگ ران و خارجی‌ترین وجه ستیغ ایلیاک، ۵ سانتی‌متر خلف ASIS و ۳ تا ۴ سانتی‌متر پایین ستیغ ایلیاک، عضله

واستوس لترالیس، ۱۰ سانتی‌متر بالا و ۷ سانتی‌متر خارج خط فوقانی پاتلا و با زاویه ۱۰ درجه به خارج نسبت به خط عمود، عضله همسترینگ خارجی، نقطه ۵۰ درصدی فاصله بین توبوربزیته ایسکیال تا سر فیبولا، واستوس مدیالیس تقریباً ۴ سانتی‌متر بالا و ۳ سانتی‌متر داخل تر نسبت به خط فوقانی- داخلی پاتلا و با زاویه ۵۵ درجه به داخل نسبت به خط عمود، مدیال همسترینگ نقطه ۳۶ درصدی فاصله بین توبروزیته ایسکیال و بخش داخلی حفره پوپلیتئال، رکتوس فموریس فاصله ۵۰ درصدی خار خاصره قدامی فوقانی تا لبه فوقانی کشکک و گاستروکنمیوس داخلی بر روی بالک اصلی عضله در جانب داخل قرار گرفت [۲۶]. سپس از افراد خواسته می‌شود تا با پوشیدن لباس ورزشی مناسب، به مدت ۵ دقیقه بدن خود را گرم کنند (نرم دویدن، انجام حرکات کششی). سیگنال‌های الکترومیوگرافی پای غالب افراد در حین انجام حرکت پرش فرود ثبت شد. پس از ارائه توضیحات کامل در مورد نحوه انجام آزمون پرش فرود تک پا از فرد خواسته می‌شود تا چند بار آزمون را به صورت آزمایشی و جهت آمادگی انجام دهد. سپس هر فرد ۳ بار تکلیف پرش فرود تک پا را انجام داده و میانگین ۳ تکرار صحیح محاسبه و به عنوان زمان‌بندی فعالیت عضلات (زمان تأخیر) ثبت شد.

برای محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات، در ابتدا امواج یکسویه شده و سه برابر انحراف استاندارد میزان فعالیت الکتریکی عضلات در خط زمینه به عنوان آستانه آغاز فعالیت شناخته می‌شود. بر طبق، قرارداد هنگامی که فعالیت عضله به آستانه رسید و حداقل به مدت ۲۵ میلی‌ثانیه بالای سطح آستانه باقی بماند، این نقطه به عنوان زمان آغاز فعالیت در نظر گرفته می‌شود [۲۷]. در تحقیق حاضر نیز از این روش در بازه زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه پیش از برخورد پا تا ۳۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین استفاده شد. برای انجام محاسبات فوق ابتدا فایل‌های ثبت‌شده در برنامه Megawin به فرمت ASCII تبدیل‌شده و سپس در برنامه MATLAB مورد بررسی قرار گرفت. سیگنال‌های الکترومیوگرافی در برنامه نوشته شده توسط متخصص الکترونیک در محیط MATLAB از فیلتر ناچ ۵۰ هرتز عبور داده می‌شد و سپس موارد عنوان‌شده در فوق در سیگنال‌ها برای تشخیص فعالیت عضلات لحاظ می‌شد [۳۷].

تکلیف پرش فرود تک پا: نحوه انجام این آزمون بدین شکل است که از فرد خواسته می‌شد تا درحالی‌که دست‌های خود را بر روی سینه خود قرار داده، با پاهای بدون کفش، پای مورد آزمون را از زانو خم کرده و در حالت ریلکس و آزاد نگه دارد و با پای دیگر بر روی پله ۴۰ سانتی‌متری بایستد (از footswitch به منظور ثبت لحظه‌ی تماس پا با زمین استفاده شد)؛ سپس از وی خواسته می‌شود تا به میزان چند سانتی‌متر به بالا پریده و با پای مورد آزمون فرود آید و تعادل خود را برای ۳ ثانیه حفظ نماید. هر فرد این کار را برای ۳ بار انجام داد و میانگین ۳ تکرار صحیح برای محاسبه فعالیت عضلات مورد استفاده قرار گرفت [۳۹].

تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ و با روش‌های آماری مناسب انجام گرفت. بدین صورت که برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون کلموگروف اسمیرنوف استفاده شد. از آزمون تحلیل واریانس چند متغیره (MANOVA) جهت مقایسه متغیرها بین دو گروه استفاده شد. سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ($P\leq ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.



شکل۲. تکلیف پرش فرود تک پا

نتایج

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

نتایج مانوا نشان داد که متغیرهای مستقل (دو گروه مورد بررسی) یک تأثیر چند متغیری معنادار بر فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات مورد بررسی دارد ($P\leq ۰/۰۵$) (جدول ۲).

با توجه به معنادار بودن آزمون MANOVA، بررسی تفاوت‌های بین گروهی نشان داد در زمان‌بندی فعالیت عضلات واستوس لترالیس ($P=۰/۰۰۲$) و رکتوس فموریس ($P=۰/۰۰۷$) بین دو گروه اختلاف معنی‌داری وجود دارد و در زمان‌بندی فعالیت سایر عضلات بین دو گروه دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا و سالم تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P\geq ۰/۰۵$) (جدول ۳).

بحث

هدف از این تحقیق، مقایسه زمان‌بندی فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس، بایسپس فموریس، مدیال همسترینگ، رکتوس فموریس، واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس و مدیال گاستروکنمیوس ورزشکاران دارای پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا با ورزشکاران سالم، در حین انجام تکلیف پرش فرود تک پا بود. نتایج تحقیق نشان داد که ناهنجاری پرونیشن مچ پا باعث شروع زود هنگام فعالیت عضلات واستوس لترالیس و رکتوس فموریس می شود.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی های دو گروه افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا و افراد سالم.

گروه‌ها متغیر	گروه دارای ناهنجاری پرونیشن پا (N=15) (میانگین و انحراف استاندارد)	گروه دارای پای طبیعی (N=15) (میانگین و انحراف استاندارد)
سن (سال)	۲۳±۳/۷۲	۲۲/۰۰±۲/۹۴
قد (سانتی‌متر)	۱۷۴±۱۱/۲۵	۱۷۵/۰۰±۵/۵۷
وزن (کیلوگرم)	۱۷۰±۷/۳۶	۱۶۸/۰۰±۵/۸۴
BMI	۲۲/۶۰±۲/۵۰	۲۱/۷۸±۳/۲۱
میزان افت ناوی (میلی‌متر)	۱۳/۲۶±۲/۱۳	۷/۵۲±۱/۴۴

جدول۲. نتایج آزمون مانوا (MANOVA) برای بررسی زمانبندی فعالیت عضلات بین دو گروه کنترل (n=۱۵) و دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا (n=۱۵).

متغیر	Wilks' λ	Df	F	Sig[1]	Partial Eta Squard[2]
زمان آغاز عضلات	۰/۴۸	۲۲/۰۰	۳/۳۲	۰/۰۱۴	۰/۵۱

۱. significant

۲. از مجذور اتا برای بررسی اندازه اثر هر یک از متغیرها استفاده شد که در آن مجذور اتای ۰/۰۱ اندازه اثر کوچک، مجذور اتای ۰/۰۶ اندازه اثر متوسط، و مجذور اتای ۰/۱۴ اندازه اثر بزرگ می باشد.

جدول ۳. بررسی زمانبندی فعالیت عضلات و تفاوت های بین گروهی، بین دو گروه کنترل (n=۱۵) و دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا (n=۱۵).

متغیر	عضله	گروه	میانگین± انحراف معیار	Sig	F	Df	Partial Eta Squared
زمان تاخیر عضلات	گلوتئوس مدیوس	کنترل	-۵۵/۳۶±۲۴/۷۰	۰/۲۳۱	۱/۴۶	۱/۰۰	۰/۰۵
		دارای پرونیشن مچ	-۳۲/۲۴±۳۱/۱۲				
	رکتوس فموریس	کنترل	-۲۵/۳۶±۸/۹۶	۰/۰۰۷	۸/۵۱	۱/۰۰	۰/۲۳
		دارای پرونیشن مچ	-۸۲/۹۷±۱۸/۷۰				
	واستوس مدیالیس	کنترل	-۶۱/۶۳±۳۵/۷۷	۰/۳۴۰	۰/۹۱	۱/۰۰	۰/۰۳۱
		دارای پرونیشن مچ	-۸۸/۹۷±۲۸/۹۸				
	واستوس لترالیس	کنترل	-۲۵/۲۰±۱۷/۱۲	۰/۰۰۲	۱۲/۳۸	۱/۰۰	۰/۳۰
		دارای پرونیشن مچ	-۹۸/۴۰±۲۵/۳۵				
	بایسپس فموریس	کنترل	-۳۵/۱۶±۱۵/۳۳	۰/۷۵۱	۰/۰۹۸	۱/۰۰	۰/۰۰۳
		دارای پرونیشن مچ	-۲۸/۵۴±۱۸/۲۶				
	همسترینگ داخلی	کنترل	-۳۵/۸۰±۱۸/۶۱	۰/۴۱۲	۰/۶۸	۱/۰۰	۰/۰۲۴
		دارای پرونیشن مچ	-۲۵/۲۵±۲۰/۳۰				
	گاستروکنمیوس داخلی	کنترل	-۵۹/۴۰±۱۱/۸۶	۰/۷۰۰	۰/۱۵	۱/۰۰	۰/۰۰۵
		دارای پرونیشن مچ	-۶۴/۰۷±۲۴/۸۹				

الگوهای فعال شدن عصبی عضلانی یکی از حیطه‌های تحقیق در زمینه آسیب‌دیدگی ACL به شمار می رود. کنترل نوروماسکولار تحت عنوان تنظیم فعال شدن عضلانی از طریق سیستم عصبی و عوامل مرتبط با اجرای فعالیت ورزشی تعریف می‌شود [۲۸]. الگوهای فراخوانی نوروماسکولار عضلات ران احاطه‌کننده اطراف زانو، مسئول فراهم کردن سفتی و ثبات دینامیک زانو در طی حرکت می‌باشند. عضلات کوادریسپس و همسترینگ دستخوش هم انقباضی رفلکسی و مقدماتی(Preparatory) می‌شوند تا با افزایش سفتی مفصل، باعث جلوگیری از آسیب شوند [۱۹]. هم انقباضی تحت عنوان فعالیت همزمان عضلات آنتاگونیست اطراف یک مفصل تعریف می‌شود. هدف اصلی هم انقباضی حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارده به سطوح مفصلی است [۲۹]. در اصل باید گفت که ایجاد حرکات کنترل نشده‌ای مانند Giving Way و والگوس ناگهانی زانو نتیجه نقص در هم انقباضی محسوب می‌شود. از عواقب ناگوار Giving Way می‌توان به افزایش نیروهای برشی در سطوح مفصلی و بی‌ثباتی مفصل زانو اشاره کرد [۲۹]. سطح فعالیت متوازن عضلات آگونیست و آنتاگونیست زانو برای ایجاد پایداری، نشان‌دهنده اهمیت سنسوری موتور این عضلات نسبت به قدرت و استقامت این عضلات است. فعالیت این گروه از عضلات باید به گونه‌ای تنظیم شود که این عضلات بتوانند به صورت کاملاً هماهنگ، در زمان مناسب، در مدت مناسب و با ترکیب درستی از نیروها وارد عمل شوند [۱۶]. ثبات دینامیک ناشی از عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش نسبت به بارهای اعمال‌شده بر مفصل است. هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات دهنده زانو شود، در

درجه اول ثبات زانو را و در درجه بعدی آسیب ACL را به دنبال خواهد داشت [۱۸]. کنترل نوروماسکولار کارآمد که در نتیجه زمان‌بندی مناسب عضلانی و تولید نیروی مناسب حاصل می‌شود، برای سفتی دینامیک زانو و ثبات دهی محافظتی ضروری است [۱۸]. زمان‌بندی فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ با آسیب ACL مرتبط است [۳۰]. چگونگی و زمان فعال شدن این عضلات، بر توانایی زانو در بهینه کردن سفتی زانو، جذب و پراکنده کردن نیروها تأثیرگذار بوده و از این طریق از آسیب ACL جلوگیری می‌کند. فعال شدن زودهنگام کوادریسپس به قدری مخرب است که حتی عضلات همسترینگ را مجبور می‌کند که در دوره زمانی بسیار طولانی بتوانند تیبیا را ثبات بخشند که این عمل همسترینگ به قدری با تأخیر انجام می‌شود که انتقال قدامی تیبیا رخ می‌دهد، از این رو فرد در معرض آسیب ACL قرار می‌گیرد [۲۰, ۲۱]. اولین و مهم‌ترین قربانی زمان‌بندی نامناسب فعالیت عضلات اطراف زانو، ثبات دینامیک زانو است. زمان‌بندی مناسب فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو، الگوهای فیدفورواری مناسب را برای کنترل حرکت و وضعیت مفصل در مانورهای آسیب زا فراخوانی می‌کند و در صورت نبود زمان‌بندی مناسب شروع فعالیت عضله، مفصل در معرض صدمه قرار می‌گیرد. از طرف دیگر، برای فائق آمدن بر حرکات کنترل نشده‌ای مانند والگوس زانو، نیاز است که الگوهای فیدفورواردی در زمان مناسب وارد عمل شوند تا جلوی این حرکات را بگیرند.

بر اساس نتایج تحقیق حاضر، ناهنجاری پرونیشن مچ باعث شروع زودهنگام فعالیت عضلات رکتوس فموریس و واستوس لترالیس می‌شود. شروع زودهنگام فعالیت عضله رکتوس فموریس اجازه خم شدن لازم برای جذب شوک به مفصل زانو را نمی‌دهد، از طرف دیگر فعالیت سریع واستوس لترالیس نیز احتمال ایجاد والگوس زانو را افزایش می‌دهد. شروع زودهنگام فعالیت عضلات کوادریسپس در فرود تک پا در افراد دارای ناهنجاری پرونیشن پا بیانگر آن هستند که این افراد استراتژی‌های نامناسب فعال‌سازی عضلانی را در برابر نیروهای عمل‌کننده بر زانو در حرکت فرود به نمایش می‌گذارند. با توجه به این که در حین فرود از پرش، تأخیر در هم انقباضی رخ می‌دهد، باعث می‌شود زانو نزدیک به اکستنشن کامل برود، در این حالت یک وضعیت ناکارآمد رخ می‌دهد که در آن ACL به عنوان اولین محدودکننده انتقال قدامی تیبیا عمل می‌کند [۳۱]. فعال شدن زودهنگام عضلات کوادریسپس باعث می‌شود که خم شدن همزمان ران و زانو دچار مشکل شود یعنی زانو خم شود اما خم شدن ران آهسته‌تر از زانو انجام شود، در این حالت تیبیا در معرض انتقال قدامی قرا گرفته و این انتقال تنها به وسیله ACL کنترل خواهد شد [۳۱]. بنابراین در صورتی که به طور موقتی فعال شدن عضلانی مناسب وجود نداشته باشد تا در برابر انتقال قدامی تیبیا مقاومت کند، در این صورت ACL در معرض ورود بارهای بیش از حد قرار می‌گیرد. در فعالیت‌های برخوردی مثل پریدن، شوک حاصل از جهش به اندام‌هایی تحتانی منتقل می‌شود و ممکن است در صورت پرونیشن مچ پا به اعمال نیروی نامناسب منجر شود. اگر هم انقباضی مناسب حتی چند میلی‌ثانیه قبل از برخورد با زمین وجود نداشته باشد، نیروی عکس‌العمل زمین بار بیش از حدی را بر تیبیا در کلیه صفحات مخصوصاً صفحه ساجیتال وارد می‌کند. نیروی عکس‌العمل زمین باعث ورود نیروهای فشاری به کمپارتمان های خارجی و داخلی تیبیا می‌شود. در صورت نبود اصطکاک، نیروهای فشارنده مفصلی به طور عمودی به طبق‌های داخلی و خارجی تیبیا وارد می‌شود. در نزدیک زاویه اکستنشن کامل زانو، نیروهای فشارنده مفصلی باعث ایجاد انتقال قدامی در تیبیا می‌شود [۳۲]. نسبت کم فراخوانی عضلات بخش مدیال به لترال کوادریسپس منجر به فشردگی بخش خارجی مفصل زانو ، باز شدن کمپارتمان داخلی مفصل زانو و افزایش نیروی برشی قدامی می‌شود که لیگامان ACL را در معرض صدمه‌دیدگی قرار می‌دهند [۳۳].

برخی یافته‌های علمی اذعان دارند یک فرود مناسب، نیازمند عملکرد خوب سیستم‌های عصبی عضلانی [۳۴] و حس عمقی [۳۵] در زانو است. بطوری که افزایش توانایی‌های حس عمقی و عصبی عضلانی از مهم‌ترین عوامل موثر بر حفظ تعادل در هنگام فرود، در مفاصل اندام تحتانی مانند زانو و کاهش آسیب در این اندام ها است [۳۶]. بنابراین تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن مچ پا بر بارهای مفصلی، بازده‌ی مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت‌یابی حس عمقی اثرگذار است و به تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی می‌انجامد و اثرات مخرب خود را در آینده به جای خواهد گذاشت. لذا می‌توان افزایش فراخوانی زودهنگام عضلات رکتوس فموریس و واستوس لترالیس را در پاسخ به این تغییرات دانست.

نتیجه‌گیری

ناهنجاری پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا با فراخوانی زودهنگام فعالیت عضلات رکتوس فموریس و واستوس لترالیس، می‌تواند به عنوان یک عامل خطرآفرین در بروز آسیب‌های ACL دخیل باشد. لذا به منظور پیشگیری از ایجاد آسیب‌های ACL، باید در جهت رفع این نقصان‌ها از طریق طراحی برنامه‌های تمرینی و اصلاحی مناسب گام برداشت.

پیشنهادات برای محققین آینده

۱. به دلیل اینکه نقص در سیستم کنترل عصبی عضلانی در زنان شایع تر است، پیشنهاد می‌شود تحقیق مشابهی نیز بر روی زنان انجام شود.

۲. انجام تحقیقی مانند تحقیق حاضر با استفاده از دستگاه آنالیز حرکتی و صفحه نیرو همراه با الکترومیوگرافی برای بررسی

تغییرات کنتیکی و کنماتیکی در افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا پیشنهاد می‌شود.

تشکر و قدردانی: مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی دانشگاه تهران می باشد. بدینوسیله از همکاری صمیمانه کلیه شرکت‌کنندگان که ما را در انجام این مطالعه یاری فرمودند، کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

منابع

1. Boden BP, Dean GS, Feagin J, Garrett W. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000;23(6):573-8.

2. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. British journal of sports medicine. 2007;41(suppl 1):i47-i51.

3. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury abnormalities in hip and ankle kinematics. The American Journal of Sports Medicine. 2009;37(2):252-9.

4. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. North American journal of sports physical therapy: NAJSPT. 2010;5(4):234.

5. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer NCAA data and review of literature. The American Journal of Sports Medicine. 1995;23(6):694-701.

6. 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. The American journal of sports medicine. 2006;34(9):1512-32.

7. Hertel J, Dorfman JH, Braham RA. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. J Sports Sci Med. 2004;3.۵-۲۲۰:(۴)

8. Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. Gait & posture. 2010;32(4):637-40.

9. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. Journal of athletic training. 2002;37(2):129.

10. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. Clinics in sports medicine. 2002;21(3):521-46.

11. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. Journal of athletic training. 2000;35(4):403.

12. Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. Journal of athletic training. 1992;27(1):58.

13. Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996;24(2):91-7.

14. Hewett T, Zazulak B, Myer G, Ford K. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. British journal of sports medicine. 2005;39(6):347-50.

15. Silvers HJ, Mandelbaum BR. ACL injury prevention in the athlete. Sport-Orthopädie-Sport-Traumatologie-Sports Orthopaedics and Traumatology. 2011;27(1):18-26.

16. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. Sports medicine. 2008;38(11):893-916.

17. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports medicine. 2006;36(3):189-98.

18. Baratta R, Solomonow M, Zhou B, Letson D, Chuinard R, D'ambrosia R. Muscular coactivation The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. The American journal of sports medicine. 1988;16(2):113-22.

19. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of 39 cases. The American journal of sports medicine. 2007;35(3):359-67.

20. Kimura J. Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice: Oxford university press; 2013.

21. Shultz SJ, Perrin DH, Adams MJ, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Neuromuscular response characteristics in men and women after knee perturbation in a single-leg, weight-bearing stance. Journal of athletic training. 2001;36(1):37.

22. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2005;35 (5):292-9.

23. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. Procedia - Social and Behavioral Sciences. 2011;15:3349-54.

24. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn S-H, Park

SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation. 2012;25(1):21-6.

25. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005;40(1):41.

26. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2000;10(5):361-74.

27. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control. 1996;101(6):511-9.

28. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. Journal of athletic training. 2002;37(1):71.

29. Solomonow M, Baratta R, Zhou B, d'Ambrosia R. Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. Experimental neurology. 1988;100(3):470-7.

30. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. 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. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009;19(5):e370-e9.

31. Hashemi J, Chandrashekar N, Jang T, Karpat F, Oseto M, Ekwaro-Osire S. An alternative mechanism of non-contact anterior cruciate ligament injury during jump-landing: in-vitro simulation. Experimental mechanics. 2007;47(3):347-54.

32. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. Journal of biomechanics. 2009;42(3):280-5.

33. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am. 1990;72(4):557-67.

34. Risberg MA, Holm I, Myklebust G, Engebretsen L. Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. Physical therapy. 2007;87(6).

35. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. Journal of sport rehabilitation. 2009;18(1):104.

36. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. Sports Medicine. 2007;37(6):547-56.

38. Haddadnezhad M. Compairing the effect of functional stabilization and plyometric training on lumbo-pelvic muscle electromyogheraphy index of active females with trunk control deficiet(prone to acl injury). university of tehran; (PHD thesis) 2013. [Persian]

39. KalantariyanM,Minoonejad H, Rajabi R, Beyranvand R.(2013)" The comparison of the electromyography activity of selected muscles of the ankle joint in athletes with ankle dorsiflexion range of motion limitation with healthy athletes during the single-leg jump landing". J Rehab Med. 2(2): 14-23.[Persian]