Archive of SID

Published Online: 2016. January.1 **Research Article**

Investigating the pattern and activity of vastus medialis and semitendinosus muscles in drop from different heights

Pedram Pourmahmoudian[1*], Hooman Minoonejad[2], Ali Ashraf Jamshidi[3]

1. PhD Student in Special Physical Education, Department of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical education, University of Guilan, Guilan, Iran
2. Assistant Professor of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran
3. Associate Professor of Physical Therapy, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2015. August.05 Revised: 2015.November.14 Accepted: 2015.December.23

ABSTRACT

Background and Aim: Lack of balance in pattern and activity of quadriceps and hamstring muscles increases the risk of Anterior Cruciate Ligament injury (ACL). The purpose of the present study was to investigate the changes in pattern and activity of vastus medialis and semitendinosus muscles in landing from different heights and to understand if these changes will increase the risk of ACL injury or not.

Materials and Methods: Following a semi-experimental method, in the present study, 16 athletes (from volleyball, handball, and basketball sports), 23/1±1/2 years, 178±4/5 cm height, and 64/8±2/4 kg weights, did jump-landing from 20, 40, and 70 cm heights. The results of activity in feed forward and feedback phases and pattern were investigated using ME6000. To compare pattern and activity of each muscle in the three heights use, one way repeated measures ANOVA and to compare pattern and activity between vastus medialis and semitendinosus**,** independent T test were run in SPSS (version 20) ($p \leq 0/05$).

Results: Feed forward activity ($p=0/001$) and onset time ($p=0/014$) of vastus medialis in 70-cm height were found to be significantly more than those of 20- and 40-cm heights, but in activity and onset time of semitendinosus, no significant difference was observed ($p>0/05$). The results of independent T showed that feed forward and feedback activity of semitendinosus is significantly fewer than those of vastus medialis ($p<0/05$).

Conclusion: Increase in landing height can increase the quadriceps to hamstring activity ratio and onset time of vastus medialis. These negative changes in pattern and activity of muscles increase the shear forces on ACL and the risk of injury.

Keywords: Jump-landing; Knee; Anterior Cruciate Ligament; vastus medialis; Semitendinosus; Electromyography

Cite this article as: Pedram Pourmahmoudian, Hooman Minoonejad, Ali Ashraf Jamshidi. Investigation of the Pattern and Activity of Quadriceps and Hamstring Muscles in Drop from Different Heights in Collegiate Male Athletes. J Rehab Med. 2017; 5(4): 1-9.

* **Corresponding Author:** Pedram Pourmahmoudian. Department of Corrective Exercises, Faculty of Physical education, University of Guilan, Kilometer 6 of Rasht to Qazvin Road, Guilan, Iran
E-mail address: ppourmahmoudian@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی زمان بندی و میزان فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و سمی تندینوس در فرود از ارتفاع های مختلف

پدرام پورمحمودیان[1*]، هومن مینونژاد[2]، علی اشرف جمشیدی[3]

۱. دانشجوی دکتری تربیت بدنی ویژه، گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه گیلان، گیلان، ایران
۲. استادیار گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توان بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹٤/۰۵/۱٤ بازنگری مقاله ۱۳۹٤/۰۸/۲۳ پذیرش مقاله ۰۲ /۱۰/۱۳۹٤ *

چکیده

مقدمه و اهداف

عدم تعادل در زمانبندی و میزان فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ موجب افزایش احتمال آسیب لیگامان صلیبی قدامی (ACL) می شود. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی زمانبندی و میزان فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و سمی تندینوس مردان ورزشکار در هنگام پرش-فرود از ارتفاع های مختلف جهت شناخت تغییراتی است که در زمان بندی و میزان فعالیت این عضلات همراه با تغییر ارتفاع ایجاد می شود و این تغییرات احتمال بروز آسیب ACL را تغییر میدهند یا خیر.

مواد و روش‌ها

در تحقیق نیمه تجربی با نمونه گیری در دسترس حاضر، ۱۶ ورزشکار (والیبالیست، هندبالیست، بسکتبالیست) با متوسط سن ۱/۲±۲۳/۱ سال، وزن ۲/۴±۶۴/۸ کیلوگرم و قد ۴/۵±۱۷۸ سانتیمتر، حرکت پرش-فرود را از ارتفاع های ۲۰، ۴۰ و ۷۰ سانتیمتر انجام دادند. میزان فعالیت فازهای فیدفوروارد و فیدبک و نتایج زمانبندی فعالیت عضلات با استفاده از دستگاه ME6000 مورد بررسی قرار گرفت. برای مقایسه زمانبندی و میزان فعالیت هر عضله در فرود از سه ارتفاع، از روش تحلیل واریانس اندازه گیری مکرر، و برای مقایسه میزان فعالیت و زمانبندی بین عضلات واستوس مدیالیس و سمی تندینوس از آزمون T مستقل با نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده شد($p\leq ۰/۰۵$).

یافته‌ها

میزان فعالیت فیدفوروواردی ($p=۰/۰۰۱$) و زمان آغاز فعالیت ($p=۰/۰۱۴$) عضله واستوس مدیالیس در ارتفاع ۷۰ سانتیمتر بطور معنی داری بیشتر از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر است. اما در میزان فعالیت و زمان آغاز فعالیت عضله سمی تندینوس تفاوت معنی داری وجود نداشت($p>۰/۰۵$). در آزمون T مستقل، میزان فعالیت سمی تندینوس بطور معنی داری کمتر از واستوس مدیالیس است($p<۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری

افزایش ارتفاع فرود باعث افزایش نسبت کلی فعالیت کوادریسپس به همسترینگ و فعال شدن زودتر عضله واستوس مدیالیس می شود. این تغییرات منفی در زمانبندی و میزان فعالیت عضلات میزان نیروهای برشی وارد بر ACL را افزایش میدهد و فرد را مستعد آسیب می سازد.

واژه‌های کلیدی

پرش-فرود، زانو، لیگامان صلیبی قدامی، واستوس مدیالیس، سمی تندینوس، الکترومیوگرافی

نویسنده مسئول: پدرام پورمحمودیان. گیلان، رشت، کیلومتر ٦ جاده رشت به قزوین، دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان، گروه حرکات اصلاحی.

آدرس الکترونیکی: ppourmahmoudian@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. January.1

مقدمه و اهداف

یکی از آسیب های شایع در ورزش های والیبال، بسکتبال، هندبال و فوتبال، آسیب ACL است. آسیب ACL دارای شیوع سالانه ۰/۶ تا ۸/۵ ٪ بین تمام ورزشکاران مرد است و باعث دوری همیشگی تقریباً ۵٪ از ورزشکاران (صرفه نظر از سطح ورزشی آنها) میشود[۱، ۲]. عدم تعادل عضلانی ، زمان بندی و فراخوانی نادرست و غیر طبیعی در عضلات حین انجام مانورهای ورزشی با ایجاد وضعیت والگوس حین فعالیتهای داینامیک در اندام تحتانی، ACL را مستعد آسیب می سازد [۳-۵]. Renstrom و همکاران بیان کردند که عضلات همسترینگ یک تاثیر محافظتی بر روی ACL دارند و این عضلات از طریق مقاومت در برابر نیروهای جلو برنده تیبیا ثبات دینامیک زانو را تأمین می کنند [۶]. در زاویه فلکشن بین صفر تا ۳۰ درجه زانو، عضلات کوادریسپس نیروی شدیدی بر تیبیا وارد می کنند که باعث ایجاد تعامل غیر معمول و ناقص عضلات کوادریسپس و همسترینگ میشود. این اختلال در زمان بندی و میزان فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ، حس عمقی مفصل زانو را در حرکات پرش- فرود و برشی دچار نقص کرده و نقص در حس عمقی نیز فعالیت فیدفورواردی عضلات مذکور را دچار اشکال میسازد، تا در نهایت باعث افزایش جابه جایی قدامی تیبیا و افزایش نیروی عکس العمل زمین حین فرود شده و فرد را مستعد آسیب ACL می سازد [۵، ۷]. زمان بندی و میزان فعالیت همسترینگ نسبت به کوادریسپس شاخص مهمی در برآورد افزایش احتمال وقوع آسیب ACL به شمار می رود و متعاقب افزایش نسبت فعالیت همسترینگ به کوادریسپس، ثبات زانو نیز افزایش یافته و احتمال جابه جایی قدامی تیبیا نیز کاهش پیدا می کند [۸]. Walshو همکاران عنوان کردند که افراد دارای غلبه کوادریسپس نسبت فعالیت کوادریسپس به همسترینگ بیش از حدی دارند و برنامه های پیشگیرانه از آسیب ACL در این گروه از افراد باید بر کاهش این نسبت تمرکز داشته باشند [۴].

با وجود اهمیت تعادل بین فعالیت دو عضله کوادریسپس و همسترینگ، این نسبت تنها در برخی از فعالیت های ورزشی بررسی شده است [۹-۱۴]. یکی از این فعالیت های ورزشی که در ورزش دارای اهمیت زیادی است فرود میباشد. محققین قبلاً بیان کرده اند که در لحظه فرود عضلات کوادریسپس بیش از حد فعال شده و خم شدن زانو را محدود می کنند[۳]. اما تحقیقاتی که بطور مستقیم در ارتباط با بررسی تغییرات الگو، میزان فعالیت و هم انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ در پی تغییر در ارتفاع فرود انجام شده است محدود می باشد [۱۱-۱۴]. Mrdakovic و همکاران اعلام کردند همراه با افزایش ارتفاع، افزایش در فعالیت فیدفورواردی عضلات سولئوس، تیبالیس آنتریور و واستوس لترالیس مردان مشاهده شد [۱۳]. Ebben و همکاران و Kellis و همکاران فعالیت بایسپس فموریس را در فرود-پرش بررسی کردند اما هیچ یک از این تحقیقات فعالیت عضلات فلکسور و اکستنسور زانو را به صورت هدفمند با تغییرات ارتفاع بررسی نکرده اند [۱۱، ۱۲] و تنها Peng و همکاران به بررسی میزان فعالیت همسترینگ و کوادریسپس در فرود-پرش همراه با تغییر ارتفاع پرداختند. آنها اعلام کردند که میزان فعالیت کوادریسپس در پرش از ارتفاع ۶۰ سانتیمتر نسبت به پرش از ارتفاع های ۲۰ و۳۰ سانتیمتر بیشتر بود ولی فعالیت بایسپس فموریس در پرش از ارتفاع های مختلف تقریباً یکسان بود [۱۴]، البته آنها تنها میزان فعالیت این عضلات را بررسی کردند و با توجه به اینکه زمان فعال شدن عضلات در آسیب ACL بسیار مهم است [۸]، خلاء عدم محاسبه زمانبندی فعالیت عضلات در تحقیق آنها وجود دارد. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی زمان بندی و میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات واستوس مدیالیس و سمی تندینوس در هنگام پرش-فرود از ارتفاع های ۲۰، ۴۰ و ۷۰ سانتیمتر جهت شناخت تغییراتی است که در زمان بندی و میزان فعالیت این عضلات همراه با تغییر ارتفاع ایجاد می شود. عضلات واستوس مدیالیس و سمی تندینوس به این دلیل که هر دو در جانب داخلی ران قرار گرفته اند و فعالیت مناسب این عضلات میتواند از میزان ولگوس زانو حین فعالیت های ورزشی بکاهد انتخاب شدند [۹، ۱۵].

مواد و روش ها

در تحقیق حاضر که از نوع کاربردی و بصورت نیمه تجربی می باشد ۱۶ ورزشکار مرد دانشگاهی به صورت داوطلبانه و در دسترس بعد از پر کردن فرم رضایت آگاهانه در تحقیق حاضر که در آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه تهران انجام شد شرکت کردند. ضوابط ورود شامل عضویت در یکی از تیم های والیبال، هندبال و بسکتبال دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران، داشتن حداقل سه جلسه تمرین در هفته و هر جلسه حداقل به مدت نیم ساعت تمرین، نداشتن سابقه آسیب ACL، نداشتن سابقه بیماری قلبی عروقی (بصورت خود گزارشی در فرم های جمع آوری اطلاعات) و سن بین ۱۸ تا ۲۶ بود. معیارهای خروج از تحقیق شامل عدم رضایت و تمایل آزمودنی ها به ادامه روند تحقیق و ایجاد درد و آسیب

www.SID.ir

Archive of SID

دیدگی در طول انجام تحقیق بودند. قابل ذکر است که این تحقیق توسط کمیته پژوهش دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران مورد تایید قرار گرفته است.

نحوه ی انجام آزمون پرش–فرود بدین شکل بود که از فرد خواسته می‌شد تا در حالت ریلکس با دو پا بر روی پله های ۲۰، ۴۰ و ۷۰ سانتی متری بایستد. سپس از وی خواسته می‌شد تا به میزان ۵ سانتی متر به بالا پریده و با دو پا فرود آید (ترتیب انتخاب ارتفاع ها برای پرش–فرود بصورت تصادفی بود تا خستگی یک اثر دائمی بر روی نتایج نداشته باشد). هر فرد این کار را ۳ بار تکرار می کرد و میانگین ۳ تکرار برای محاسبه فعالیت عضلات مورد استفاده قرار گرفت. مدت زمان استراحت در بین فرود از ارتفاع های مختلف و از یک ارتفاع مشخص ۱ دقیقه بود.

جهت بررسی فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی مدل ME6000 ساخت شرکت Mega کشور فنلاند و الکترودهای سطحی نقره/کلریدنقره (Skintact) با قطر ۲ سانتی متر و ساخت استرالیا استفاده شد (Input Impedance= 1012 Ω, Common Mode Rejection Ratio = 110 dB, Gain Range= 1000 dB). آماده کردن پوست برای چسباندن الکترودها شامل زدن موهای زاید و تمیز کردن ناحیه با الکل برای فراهم کردن سطحی مناسب جهت اتصال الکترودها و کاهش مقاومت پوست بود. برای تعیین محل الکترودها از لمس لندمارک های استخوانی و انقباض ایزومتریک استفاده شد. الکترودها بر طبق توصیه های SENIAM بر روی عضلات قرار گرفتند [۱۶]. تمامی داده‌های الکترومیوگرافی از پای برتر افراد (پایی که برای ضربه به توپ استفاده می شود) و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شدند.

فعالیت الکترومیوگرافی هر عضله در دو فاز فیدفوروارد و فیدبک در هر تمرین پلایومتریک محاسبه شد. فاز فیدفوروارد در یک محدوده زمانی ۲۰۰ میلی ثانیه‌ای (از ۱۶۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین تا ۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد) و فاز فیدبک در یک محدوده زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه‌ای (از ۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد تا ۱۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد) در نظر گرفته شد [۱۷]. داده‌های الکترومیوگرافی بوسیله ریشه دوم میانگین مربعات (RMS) و در پنجره های ۱۵ میلی ثانیه ای یکنواخت شد.

برای محاسبه حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضله واستوس مدیالیس فرد در حالت نشسته قرار می گرفت و در مقابل مقاومت، اکستنشن ایزومتریک زانو را در زاویه فلکشن ۳۰ درجه انجام می داد (کنترل زاویه فلکشن با استفاده از گونیامتر صورت گرفت)، برای مدیال همسترینگ فرد به حالت دمر دراز کشیده و در مقابل مقاومت، فلکشن و چرخش داخلی ایزومتریک زانو را در زاویه فلکشن ۴۵ درجه انجام می داد، در هر یک از وضعیت ها از آزمودنی خواسته می شد که با بیشترین مقدار نیرو عضلات خود را منقبض کند [۱۸]. برای امکان مقایسه بین آزمودنی ها مقادیر الکترومیوگرافی بدست آمده از محاسبه ریشه میانگین مربعات حین پرش–فرود، به مقادیر بدست آمده از MVIC هر عضله تقسیم شد و میزان فعالیت عضلات به صورت درصدی از MVIC در نظر گرفته شد. هر وضعیت MVIC سه بار تکرار شد و هر بار به مدت سه ثانیه نگه داشته شد و سپس میانگین داده ها مورد استفاده قرار گرفت.

برای محاسبه مدت زمان شروع فعالیت عضلات قبل از لحظه برخورد پا با زمین فایل های ثبت شده در برنامه Megavin به فرمت ASCII تبدیل شده و سپس با استفاده از کد نوشته شده در برنامه MATLAB که توسط متخصص الکترونیک برای این منظور طراحی شده بود مورد بررسی قرار گرفتند. ابتدا امواج یکسویه شده و سپس هنگامی که فعالیت عضله از میانگین فعالیت خط زمینه باضافه سه برابر انحراف استاندارد میزان فعالیت خط زمینه فراتر میرفت و حداقل به مدت ۲۵ میلی ثانیه بالای این سطح باقی می ماند بعنوان نقطه آغاز فعالیت تایید می شد [۱۹]. در این تحقیق بازه زمانی ۳۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین تا لحظه برخورد مورد بررسی قرار گرفت.

تحقیق حاضر بصورت یک گروهی و بررسی نرمال بودن توزیع متغیرها با آماره کلموگروف اسمیرنوف صورت گرفت. برای مقایسه میزان فعالیت و مدت زمان آغاز فعالیت عضلات قبل از لحظه برخورد پا با زمین از روش تحلیل واریانس اندازه گیری های مکرر یک راهه به همراه آزمون تعقیبی بونفرونی و برای مقایسه میزان فعالیت و زمان آغاز فعالیت عضلات بین عضلات واستوس مدیالیس و مدیال همسترینگ از آزمون T مستقل با نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ (SPSS Inc. Chicago, IL) استفاده شد. سطح معنی دار برای تمام آزمونها در سطح ۰/۰۵ تنظیم شد.

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. January.1

یافته ها

مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها در جدول ۱، متوسط میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در جداول ۲ و ۳ و متوسط زمان آغاز فعالیت عضلات قبل از برخورد پا با زمین در جدول ۴ آورده شده است.

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها

تعداد آزمودنی ها	سن	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
۱۶	۲۳/۱±۱/۲	۱۷۸±۴/۵	۶۴/۸±۲/۴

جدول ۲: متوسط میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات نسبت به MVIC بر حسب میکرو ولت (میانگین±انحراف استاندارد)

عضله	ارتفاع ۲۰	ارتفاع ٤٠	ارتفاع ۷۰
واستوس مدیالیس	۰/۴۳±۰/۱۹	۰/۵۱±۰/۱۱	۰/۶۶±۰/۱۸ *
مدیال همسترینگ	۰/۲۰±۰/۰۶ α	۰/۲۱±۰/۰۵ α	۰/۲۴±۰/۱۲ α

*: به‌طور معناداری بیشتر از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متر است.

α: مدیال همسترینگ به‌طور معناداری کمتر از واستوس مدیالیس است.

جدول ۳: متوسط میزان فعالیت فیدبکی عضلات نسبت به MVIC بر حسب میکرو ولت (میانگین±انحراف استاندارد)

	ارتفاع ۲۰	ارتفاع ٤٠	ارتفاع ۷۰
واستوس مدیالیس	۰/۹۹±۰/۲۶	۱/۰۱±۰/۲۶	۱/۱۰۷±۰/۳۰۷
مدیال همسترینگ	۰/۳۴±۰/۱۶ α	۰/۳۷±۰/۲۱ α	۰/۴۳±۰/۳۴ α

α: مدیال همسترینگ به‌طور معناداری کمتر از واستوس مدیالیس است.

جدول ٤: متوسط زمان آغاز فعالیت عضلات قبل از لحظه برخورد پا با زمین برحسب میلی ثانیه (میانگین±انحراف استاندارد)

عضله	ارتفاع ۲۰	ارتفاع ٤٠	ارتفاع ۷۰
واستوس مدیالیس	۹۹±۳۵	۱۱۳±۲۲	۱۵۰±۴۲ *
مدیال همسترینگ	۱۱۳±۴۴	۱۱۷±۴۹	۱۳۷±۳۸

*: به‌طور معناداری بیشتر از ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متر است.

نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه گیری های مکرر تک راهه نشان داد که تفاوت های معنی داری در میزان فعالیت فیدفورواردی (p=۰/۰۰۱، F (2،45)= 307/11) و زمان آغاز فعالیت (p=۰/۰۱۴، F(2،45)=927/5) عضله واستوس مدیالیس بین سه ارتفاع وجود دارد. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در پرش–فرود از ارتفاع ۷۰ سانتیمتر میزان فعالیت فیدفورواردی و مدت زمان آغاز فعالیت عضله قبل از لحظه برخورد پا با زمین بطور معنی داری بیشتر از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر است (p<۰/۰۱).

در بررسی عضله مدیال همسترینگ نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه گیری های مکرر تک راهه نشان داد که در میزان فعالیت فیدفوررادی (p=۰/۲۵۰، F(2،45)=534/1) و فیدبکی (p=۰/۴۸۳، F(2،45)=766/0) و زمان آغاز فعالیت عضله (p=۰/۲۷۷، F(2،45)=411/1) بین سه ارتفاع هیچ تفاوت معنی داری وجود ندارد.

نتایج آزمون T مستقل در مقایسه بین عضلات واستوس مدیالیس و مدیال همسترینگ نشان داد که میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی مدیال همسترینگ بطور معنی داری کمتر از واستوس مدیالیس است (p<۰/۰۵)، اما تفاوت معنی داری در زمان فعال شدن این عضلات وجود ندارد (p>۰/۰۵).

www.SID.ir

Archive of SID

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی تغییراتی است که در زمان بندی و میزان فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و مدیال همسترینگ در پی پرش–فرود از ارتفاع های ۲۰، ۴۰ و ۷۰ سانتیمتر ایجاد می شود. یافته های اولیه این تحقیق نشان دادند که میزان فعالیت فیدفوروواردی و زمان آغاز فعالیت عضله واستوس مدیالیس در پرش–فرود از ارتفاع ۷۰ سانتیمتر بطور معنی داری بیشتر از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر است و میزان فعالیت فیدفوروواردی و فیدبکی مدیال همسترینگ بطور معنی داری کمتر از واستوس مدیالیس است.

Ruan & Li در بررسی میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات رکتوس فموریس و بایسپس فموریس در فرود از ارتفاع های ۱۵ تا ۶۰ سانتیمتر اعلام کردند که افزایش ارتفاع فرود تغییری در میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات ایجاد نمی کند که با نتایج تحقیق حاضر متناقض است. این تناقض میتواند ناشی از آن باشد که آنها به افراد یک هفته تمرین داده بودند [۲۰] اما در تحقیق حاضر چنین مداخله ای وجود نداشت.

Ebben و همکاران که به بررسی فعالیت همسترینگ، کوادریسپس و گاستروکنمیوس در ۱۰ تمرین پلایومتریک پرداختند، مشخص کردند که در حرکات مختلف میزان فعالیت کوادریسپس متفاوت است ولی فعالیت همسترینگ تقریباً یکسان است [۱۱]. Mrdakovic و همکاران نوسان فعالیت فیدفوروواردی عضله واستوس لترالیس مردان فوتبالیست را در فرود از ارتفاع های مختلف مورد بررسی قرار دادند. آنها اعلام کردند همراه با افزایش ارتفاع، افزایش در فعالیت فیدفوروواردی عضله واستوس لترالیس مشاهده شد که این افزایش ارتفاع فرود در اندازه های بیشتر از حد طبیعی باعث بهبود سیستم عصبی عضلانی و تطابق بهتر در نسبت فعال سازی عضلات نمی شود و بهتر است در طی تمرینات از ارتفاع های فرود طبیعی استفاده شود [۱۳، ۲۱] که در همین راستا نتایج تحقیق حاضر نشان داد که علاوه بر افزایش فعالیت فیدفوروواردی در پی افزایش ارتفاع فرود، مدت زمان آغاز فعالیت عضلات نیز افزایش می یابد که این عامل نیز برای ACL خطرساز است.

در فاز فیدبک هیچ تفاوت معنی داری در میزان فعالیت عضلات همراه با افزایش ارتفاع مشاهده نشد. این نتایج همراستا با نتایج Peng و همکاران و Ruan & Li می باشد که آنها نیز عدم تغییر در میزان فعالیت فیدبکی را گزارش کردند [۱۴، ۲۰]. توضیحی که برای این عدم تغییر میتوان بیان کرد این است که همراه با افزایش ارتفاع فرود مهار عصبی–عضلانی بصورت یک استراتژی محافظتی برای پیشگیری از آسیب تاندون و عضله فعال میشود و باعث افزایش انرژی الاستیک بجای افزایش فعالیت عضلانی میشود [۲۰].

Krosshaug و همکاران گزارش کرده اند که آسیب ACL حدود ۱۷ تا۵۰ میلی ثانیه بعد از برخورد اولیه پا با زمین در لحظه فرود رخ می دهد [۸]. Seegmiller و همکاران عنوان کرده اند که در فرود از پرش، اولین نیروی عکس العمل بیشینه زمین با یک برابر تا ۲/۴ برابر وزن بدن و در محدوده ۱۰ تا ۱۸ میلی ثانیه بعداز اولین برخورد پا با زمین اتفاق می افتد [۲۲]. در این تحقیق تا ۴۰ میلی ثانیه بعد از لحظه برخورد پا با زمین جزء فعالیت فیدفوروواردی در نظر گرفته شده است و بازه زمانی ۴۰ تا ۱۴۰ میلی ثانیه بعنوان فعالیت فیدبکی است لذا مطابق با گفته این محققین، فعالیت فیدفوروواردی مهمتر از فعالیت فیدبکی می باشد و همانطور که نتایج این تحقیق نشان دادند میزان فعالیت فیدفوروواردی عضله واستوس مدیالیس در پرش–فرود از ارتفاع ۷۰ سانتیمتر بیشتر از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر است و از طرف دیگر هیچ تفاوت معنی داری در میزان فعالیت مدیال همسترینگ که بعنوان آگونیست ACL است ایجاد نمی شود و این وضعیت باعث می شود واستوس مدیالیس نیروی برشی بیشتری به ACL وارد کند و احتمال آسیب ACL افزایش یابد.

زمانبندی فعالیت عضلات با آسیب ACL مرتبط می باشد و چگونگی و زمان فعال شدن عضلات، بر توانایی زانو در جذب و پراکنده کردن نیروها تاثیرگذار بوده و از این طریق در بروز آسیب ACL تاثیر گذار است [۸، ۲۲]. افراد دارای غلبه کوادریسپس فعال شدن زود هنگام عضلات کوادریسپس را به وضوح نشان می دهند که منجر به خم شدن اندک زانو در فرود و والگوس زانو می گردد [۲۳]. با توجه به اینکه جابه جایی قدامی تیبیا در زوایای اندک فلکشن زانو اتفاق می افتد بنابراین بنظر میرسد که وارد عمل شدن سریعتر همسترینگ (در زوایای فلکشن اندک) منجر به ثبات دهی مناسب مفصل زانو و حمایت مناسب از ساختارهای زانو بخصوص ACL می شود [۸، ۲۳]. اما نتایج ما نشان میدهد که در پی افزایش ارتفاع فرود عضله واستوس مدیالیس که یک آنتاگونیست ACL میباشد و افزایش فعالیت آن منجر به خم شدن اندک زانو در فرود و والگوس زانو می گردد نسبت به سمی تندینوس که یک آگونیست ACL میباشد زودتر وارد عمل میشود و این وضعیت برای ACL بسیار خطرناک است و احتمال آسیب را بیشتر میکند.

www.SID.ir

Archive of SID

انتظار بر این بود که در فرود از ارتفاع ۷۰ سانتیمتر مقادیر بیشتری از فعالیت همسترینگ برای ایجاد فلکشن زانو در هنگام فرود مشاهده گردد ولی همانطور که پنگ و همکاران بیان کردند با افزایش ارتفاع فرود میزان فعالیت عضلات همسترینگ تقریباً ثابت می ماند و میزان فعالیت عضلات کوادریسپس افزایش می یابد و پرش از ارتفاع های بیشتر از ۶۰ سانتیمتر باعث تغییر میزان فعالیت عضلات زانو و الگوهای حرکتی می شود که خطر آسیب زانو را افزایش می دهد [۱۴]، در این تحقیق نیز فعالیت پائین مدیال همسترینگ در دو فاز فیدبک و فیدفوروارد پرش–فرود از ارتفاع ۷۰ سانتیمتر مشاهده شد اما واستوس مدیالیس بیشترین فعالیت فیدفوروواردی را در این ارتفاع داشته که می توان با توجه به فعالیت پایین همسترینگ و فعالیت بالای کوادریسپس بیان کرد که حرکت فلکشن زانو توسط انقباض برونگرای کوادریسپس و انقباض درونگرای ضعیف همسترینگ کنترل می شود و این وضعیت نیروی برشی بسیار زیادی را بر ACL وارد می کند [۲]، این عدم تعادل عضلانی خطر بروز آسیب ACL را افزایش می دهد [۲، ۲۴] و بر طبق مدل بروز آسیب Bahr این وضعیت تنها نیاز به یک عامل محرکه (همانند اغتشاشات ایجاد شده توسط بازیکن حریف) دارد تا آسیب رخ دهد [۲۵]. رشته های بسکتبال، والیبال و هندبال دارای بیشترین میزان آسیب ACL می باشند [۲۶] و یکی از مهمترین زمان های بروز آسیب در این ورزش ها، لحظه فرود پس از یک پرش ارتفاع بلند است [۲۷، ۲۸]. مکانیسم و دلایلی که بیان شد می تواند علت بروز بالای آسیب در لحظه فرود در این قبیل رشته ها را بیان کند.

نسبت کلی فعالیت کوادریسپس به همسترینگ بر زاویه فلکشن زانو تاثیر گذار است. افزایش این نسبت (یعنی افزایش فعالیت کوادریسپس و یا غلبه کوادریسپس بر همسترینگ) منجر به کاهش زاویه فلکشن اولیه زانو و کاهش این نسبت (یعنی به تعادل رسیدن فعالیت کوادریسپس و همسترینگ) باعث افزایش زاویه فلکشن اولیه زانو می شود [۲، ۵]. نتایج تحقیق حاضر نشان میدهد که همواره میزان فعالیت واستوس مدیالیس بطور معنی داری بیشتر از مدیال همسترینگ است که باعث کاهش زاویه فلکشن زانو شده و احتمال آسیب را افزایش می دهد، لذا بایستی از دیگر عوامل خطرناک (همانند افزایش ارتفاع فرود) که باعث تشدید این نسبت میشود خودداری کرد.

Hewett و همکاران اعلام کردند که نقص هایی همانند اختلال در زمان بندی و میزان فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ، حس عمقی مفصل زانو را در حرکاتی همچون پرش، فرود و حرکات برشی دچار نقص کرده و نقص در حس عمقی نیز فعالیت فیدفوروواردی عضلات مذکور را دچار اشکال ساخته و نهایتاً فرد را مستعد آسیب ACL می سازد [۳]. لذا با توجه به نتایج تحقیقات گذشته [۱۴،۳] و یافته های تحقیق حاضر مشخص می شود که همراه با افزایش ارتفاع فرود خطر بروز آسیب ACL افزایش می یابد.

نتیجه گیری

در پایان، این تحقیق زمانبندی و میزان فعالیت های متفاوت عضله واستوس مدیالیس را همراه با تغییر ارتفاع نشان داد و مشخص کرد که افزایش ارتفاع فرود باعث ایجاد تغییرات منفی در زمانبندی و فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست زانو می شود که این عامل تأثیر تمرینات پلایومتریک را کاهش داده و خطر آسیب زانو را افزایش می دهد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این پژوهش وظیفه خود می دانند که از تمامی شرکت کنندگان در این پژوهش و مسئولین محترم آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران کمال تشکر و قدردانی را داشته باشند.

منابع

1. Waldén M, Hägglund M, Werner J, Ekstrand J. The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): a review of the literature from a gender-related perspective. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2011;19(1):3-10.
2. Boden BP, Griffin LY, Garrett WE, Jr. Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. The Physician and sportsmedicine. 2000;28(4):53-60.
3. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. 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.
4. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. Journal of athletic training. 2012;47(4):406-11.

www.SID.ir

Archive of SID

5. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. The American journal of sports medicine. 2006;34(3):490-8.
6. Renstrom P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. The American journal of sports medicine. 1986;14(1):83-7.
7. Draganich LF, Jaeger RJ, Kralj AR. Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. The Journal of bone and joint surgery American volume. 1989;71(7):1075-81.
8. 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.
9. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. Medicine and science in sports and exercise. 2003;35(10):1745-50.
10. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. British journal of sports medicine. 2009;43(6):417-22.
11. Ebben WP, Simenz C, Jensen RL. Evaluation of plyometric intensity using electromyography. Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association. 2008;22(3):861-8.
12. Kellis E, Arabatzi F, Papadopoulos C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(3):229-38.
13. Mrdakovic V, Ilic DB, Jankovic N, Rajkovic Z, Stefanovic D. Pre-activity modulation of lower extremity muscles within different types and heights of deep jump. Journal of sports science & medicine. 2008;7(2):269-78.
14. Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine. 2011;12(3):127-32.
15. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA. 2009;17(7):705-29.
16. 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.
17. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2001;31(10):546-66.
18. Mior SA. Muscle Testing, Techniques of Manual Examination. The Journal of the Canadian Chiropractic Association. 1985;29(1):49-54.
19. 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.
20. Ruan M, Li L. Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(5):932-8.
21. Pourmahmoudian P, Minoonejad H, Ashraf Jamshidi AA, Pourmahmoudian P. Investigating the electromyography activity of the effective selected muscles in anterior cruciate ligament injury during implementation of four plyometric exercises on soft and hard surfaces. Medicina dello Sport. 2015; 68(2):313-21.
22. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. Journal of athletic training. 2003;38(4):311-4.
23. Anderson AF, Dome DC, Gautam S, Awh MH, Rennirt GW. Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size, and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates. The American journal of sports medicine. 2001;29(1):58-66.
24. Pourmahmoudian P, Minoonejad H, Jamshidi AA, Davati Kazemnia Y, Javdaneh N. Investigation of Gluteus Medius and Biceps Femoris Activity in Three Plyometric Exercises. 2. 2014;4(3):27-32.

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. January.1

25. Bahr R, Engebretsen L. Handbook of Sports Medicine and Science, Sports Injury Prevention, 1ed. John Wiley & Sons; 2011. p. 42-68.
26. Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury–reduction regimen. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. 2007;23(12):1320-5 .
27. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Jr., Garrett WE, Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000;23(6):573-8.
28. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. British journal of sports medicine. 2007;41 :47-51.

www.SID.ir