Archive of SID

Published Online: 2016. October. 10 **Research Article**

The Study of Neuromuscular Activity Pattern and Timing of Knee Muscles during Jump-Landing Tasks in Active Young Females

Fatemeh Alirezaei *[1], Heidar Sadeghi[2], Esmaeel Ebrahimi Takamjani [3], Ramin Kordi [4]

1. PhD, Faculty of Sport Science, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran
2. PhD, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. PhD, Department of Physical Therapy, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4. PhD, Sport Medicine Research Center, Tehran University of Medical Science Tehran, Iran

Received: 2016. June.23 Revised: 2016. September.06 Accepted: 2016.October.04

ABSTRACT

Background and Aims: Various jump-landing tasks, as fundamental sport skills, have a significant role in athletic achievements. Injury to the lower limb is prevalent in athletes engaged in jump-landing activities. Therefore, the study of biomechanics of landing is an important aspect to address in the development of preventive and training strategies. The purpose of the present study was to compare neuromuscular activity pattern of lower extremity during various jump-landing tasks in active young females.

Materials and Methods: In the present quasi-experimental study, nine healthy active women volunteered to participate (age: 21.2 ± 2.7 years, height: 1.68 ± 0.5 m, weight: 63.15 ± 7.73 kg, and fat percent: 25.2 ±4.1). The onset time of wave prior to initial contact and maximum RMS over 150 ms pre-landing and 150 ms post-landing for Vastus Lateralis (VL), Lateral Hamstring (LH), Medial Hamstring (MH) and Lateral Gastrocnemious (LG), in Drop-landing, Jump-landing, and countermovement jump tasks were calculated and then normalized to the peak RMS amplitude of MVIC and reported as percentage of it. Repeated measure ANOVA was used to compare amplitude of muscle activity in different tasks, and dependent t-test was used to compare the mean amplitude and onset time of muscle activity between pre and post contact.

Results: The post-impact activation of LH in countermovement jump was significantly different for different jumps and landings. VL activities in all the three tasks and for LH in drop jump and drop landing were significantly different between pre- and post-contact. No significant difference was observed in the onset of muscle activity prior to impact in the three tasks.

Conclusion: Based on the results, neuromuscular activity was different in various jump-landing tasks. The differences in the demands of tasks can change the lower extremity muscle activity patterns, especially after contact. Therefore, using the most common tasks in sport, especially jump-landing and countermovement jump, instead of jump landing tasks, is essential in the study of landing biomechanics.

Keywords: Jump-landing biomechanics; Neuromuscular responses; Active women

Cite this article as: Alirezaei Fatemeh, Sadeghi Heidar, Ebrahimi Takamjani Esmaeel, Kordi Ramin. The Study of Neuromuscular activity pattern and timing of knee muscles during jump-landing tasks in active young females. J Rehab Med. 2017; 5(4): 217-225.

*** Corresponding Author**: Fatemeh Alirezaei, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Science, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran
Email: alirezaee@um.ac.ir Ealirezaei.ft@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی فعالیت عصبی عضلانی و زمانبندی عضلات زانو حین فرودهای مختلف در زنان جوان فعال

فاطمه علیرضایی*[1]، حیدر صادقی[2]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[3]، رامین کردی[4]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران
۲. استاد دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استاد گروه فیزیوتراپی دانشگاه توانبخشی ایران، تهران، ایران
۴. دانشیار گروه طب ورزشی دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات پزشکی ورزشی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۴/۰۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۶/۱۶ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۷/۱۳ *

مقدمه و اهداف

انواع مختلف پرش- فرود به عنوان مهارت‌های حرکتی پایه، نقش مهمی در موفقیت‌های ورزشی دارند. آسیب در اندام تحتانی ورزشکاران شرکت کننده در فعالیت‌های شامل فرود بسیار شایع است. در نتیجه تحقیقات زیادی بیومکانیک فرود را در تلاش برای فهم بهتر مکانیزم آسیب‌ها و کمک به پیشگیری و نیز تدوین استراتژی‌های تمرینی و توانبخشی بررسی کرده‌اند. هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر، مقایسه الگوی عملکرد عضلات اندام تحتانی در زنان جوان حین فرود در حرکات مختلف پرش-فرود بود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه نیمه تجربی حاضر، ۹ زن جوان فعال (سن ۲,۷±۲۱,۲ سال، وزن ۱۳,۱±۷۶,۴ کیلوگرم، قد ۵,۲±۱۶۸,۶ متر، سابقه فعالیت ۳±۷,۸ سال و درصد چربی ۴,۱±۲۵,۲ درصد) که به شیوه داوطلبی در دسترس انتخاب شده بودند، در مطالعه‌ی حاضر شرکت کردند. با بهره‌گیری از الکترومایوگرافی سطحی، زمان شروع موج نسبت به لحظه برخورد و اوج RMS سیگنال الکترومیوگرافی ۱۵۰ ثانیه قبل و پس از برخورد با زمین در عضلات لترال کوادریسپس، مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ و لترال گستروکنمیوس در سه حرکت فرود-پرش، پرش معکوس و فرود جمع‌آوری و داده‌های مربوط به آمپلی تود سیگنال به اوج انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه نرمال و به عنوان درصدی از آن گزارش شد. از آزمون تحلیل واریاس اندازه‌گیری مکرر به منظور مقایسه میانگین‌ها در سه تکلیف، و آزمون تی زوجی به منظور مقایسه میانگین آمپلی تود فعالیت عضلانی قبل و پس از برخورد استفاده شد.

یافته‌ها

فعالیت عضلات لترال همسترینگ پس از برخورد با زمین در پرش معکوس تفاوت معناداری با دو حرکت دیگر و لترال گستروکنمیوس تفاوت معناداری با حرکت پرش-فرود داشت. همچنین در فعالیت عضلات وستوس لترالیس در هر سه حرکت پرش معکوس، فرود-پرش و فرود و فعالیت لترال همسترینگ در حرکات فرود و فرود-پرش تفاوت معناداری بین قبل و بعد برخورد مشاهده شد. زمان شروع فعالیت عضلات نسبت به لحظه برخورد با زمین تفاوت معناداری بین فرود در دو حرکت فرود-پرش و فرود نشان ندادند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج مطالعه‌ی حاضر، فعالیت عصبی-عضلانی در انواع مختلف پرش و فرود متفاوت است. تفاوت‌های موجود در هر تکلیف قادر است فعالیت عضلات اندام تحتانی را به ویژه پس از فرود تغییر دهد. از این رو استفاده از حرکاتی که در فعالیت‌های ورزشی رایج‌تر است همانند فرود-پرش و یا پرش معکوس به جای حرکات ایزوله فرود در مطالعه بیومکانیک فرود حائز اهمیت است.

واژگان کلیدی

بیومکانیک پرش- فرود؛ پاسخ‌های عصبی-عضلانی؛ زنان جوان فعال

نویسنده مسئول: دکتر فاطمه علیرضایی، استادیار بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، میدان آزادی، مشهد، ایران

آدرس الکترونیکی: alirezaei.ft@gmail.com alirezaee@um.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. October. 10 **Research Article**

مقدمه و اهداف

انواع مختلف پرش و فرود به عنوان مهارت‌های حرکتی پایه، علاوه بر اینکه نقش مهمی در موفقیت‌های ورزشی دارند، ابزار مناسبی به منظور بهبود قدرت، توان عضلانی و عملکرد ورزشی، و جلوگیری از آسیب‌ها هستند.[۱] در فاز فرود و لحظه برخورد با زمین در فعالیت‌های پرشی، فشار زیادی روی مفاصل اندام تحتانی وارد می‌شود تا حرکت رو به پایین بدن را کنترل[۲] و انرژی جنبشی تولید شده در لحظه فرود را مهار کنند.[۳] آسیب در اندام تحتانی ورزشکاران شرکت کننده در فعالیت‌های شامل فرود بسیار شایع است، در این میان زنان ۳–۸ برابر مردان بیشتر در خطر آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL) هستند.[۴] تفاوت‌های جنسیتی در عوامل بیومکانیکی و عصبی–عضلانی دلیل شیوع این آسیب در زنان است. در این میان فاکتورهای بیومکانیکی شامل قدرت عضلانی، حرکت بدن، کنترل عصبی–عضلانی و سطح مهارت نقش عمده‌تری در شیوع آسیب ACL در زنان ایفا می‌کنند.[۵] در نتیجه تحقیقات زیادی بیومکانیک و پاتومکانیک فرود را در تلاش برای فهم بهتر مکانیزم آسیب‌ها به عنوان پایه و اساس پیشگیری و نیز تدوین راهبردهای تمرینی و توانبخشی مورد بررسی قرار داده‌اند.

زانو یک سیستم پیچیده و پویا است که نقش جذب کنندگی ضربه در حرکات برخوردی و فرود را به عهده دارد. جهت حفظ عملکرد طبیعی زانو، هم انقباضی عضلات قدامی و خلفی زانو نقش مهمی در کنترل سفتی[۱] مفصلی و نیز حفظ ثبات مفصل ایفا می‌کند.[۶] سیستم عصبی با دو مکانیزم پیش–خوراند[۲] و پس–خوراند[۳] کنترل حرکات بدن و پاسچر را به عهده دارد. در مکانیزم پس–خوراند سیستم عصبی با پایش سیگنال-های حسی اندام و به کاربردن چنین اطلاعاتی به‌طور مستقیم بر عملکرد اندام تاثیر می‌گذارد. کنترل لحظه به لحظه برای تصحیح خطاها را مکانیزم پس–خوراند گویند. از طرفی، زمان‌بندی پیش فعالیت عضلانی جهت کنترل سفتی اندام تحتانی در لحظه تماس پا با زمین ضروری است. زمان شروع و مدت زمان فعالیت عضلات قبل از تماس پا با زمین از متغیرهای کلیدی هستند که سطح مناسب فعالیت عضلانی ایجاد شده در لحظه برخورد پا با زمین را تضمین می‌کنند.[۷] محققان معتقدند که شروع فعالیت عضلانی و آمپلی تود پیش فعالیت عضلانی بستگی به زمان مورد انتظار برخورد با زمین بر اساس ارتفاع پرش، و ویژگی‌های سطح تماس دارد. آمپلی تود فعالیت عضلانی پس از فرود نیز بستگی به کنترل مرکزی از پیش برنامه‌ریزی شده (بر اساس تجربیات قبلی) و فعالیت‌های رفلکسی دارد.[۷] درک کامل اینکه سیستم عصبی مرکزی چگونه مکانیزم‌های جذب نیروی تماسی را طراحی و کنترل می‌کند. جهت تعیین مکانیزم آسیب‌های حین فرود و طراحی پروتکل‌های تمرینی و پیشگیری ضروری است.

مطالعه بیومکانیک پرش–فرود همواره مورد توجه بسیاری از متخصصان بوده است.[۶-۱] برای مثال Shultz و همکاران (۲۰۱۰) دریافتند که در فرود–پرش سهم مفاصل ران و مچ پا در جذب انرژی بیشتر و سهم زانو نسبت به فرود کمتر است.[۱۰] Leukel و همکاران (۲۰۰۸) نیز شاهد تفاوت پش فعالیت عضلانی در دو تکلیف مورد نظر بودند.[۱۱] Tillman و همکاران (۲۰۰۴) فعالیت عضلانی بین دو تکلیف فرود–پرش دو پا و تک پا مقایسه کردند تا تاثیر نوع تکلیف را بر این الگوی عملکرد عضلانی و همچنین نیروی عکس العمل زمین بررسی کنند.[۱۲] بر اساس یافته‌های این مطالعات، شدت فعالیت عضلانی متفاوتی برای کنترل چرخش‌های مفصلی که ناشی از نیروی عکس العمل زمین یا ضربه است، مورد نیاز می‌باشد. این شرایط مستلزم آمادگی کل بدن برای جذب ضربه است (مارکویچ). حرکاتی که غالبا در مطالعات مربوط به بیومکانیک فرود مورد بررسی قرار می‌گیرد، فرود از یک ارتفاع مشخص با قرار دادن یک گام به جلو[۴] است. این حرکت در واقع نوعی تکلیف تجربی برای مدلسازی فرود است، چرا که وابستگی فاز فرود را از فاز پرش و عواملی مثل ارتفاع پرش حذف می‌کند[۹-۸]، اما این حرکت در فضای واقعی کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرد، در حالی‌که افراد معمولا در فعالیت‌های ورزشی، فرود را بدون حرکت متعاقب و یا همراه با حرکت دیگری همانند فرود–پرش[۵] در ریباند بسکتبال انجام می‌دهند و یا قبل از انجام پرش از حرکت معکوس[۶] استفاده می‌کنند. بدیهی است که تفاوت‌های موجود در تکالیف مثل استفاده از چرخه کشش–انقباض و یا ریباند مستلزم تعدیل و تغییراتی در نحوه جذب ضربه یا نیروی عکس العمل زمین است که به نظر می‌رسد الگوی فعالیت عضلانی را تحت تاثیر قرار دهد. اما تحقیقی که در آن به تاثیر چرخه کشش انقباض و حرکت متعاقب (یا

[1] Stiffness
[2] Feed Forward
[3] Feed Back
[4] Step off or Drop-Landing
[5] Drop-Jump
[6] Counter Movement Jump

www.SID.ir

Archive of SID

ریباند) به‌طور هم زمان بر الگوی فعالیت عضلانی حین فرود پرداخته باشد، یافت نشد. با توجه به اینکه انواع مختلف پرش–فرود جزء اصلی بسیاری از برنامه‌های تمرینی با هدف بهبود قدرت و توان عضلانی و در نتیجه بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب را تشکیل می‌دهند، بنابراین افزایش آگاهی و شناخت تفاوت‌های فعالیت عضلات در زنان فعال جهت دستیابی به این هدف حائز اهمیت است. در تحقیق حاضر تلاش شد تا تفاوت‌های الگوی عملکرد عضلات اندام تحتانی در حرکات فرود–پرش، پرش معکوس و فرود در زنان جوان فعال مورد مطالعه قرار گیرد. به‌طور مشخص هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر مقایسه الگوی عملکرد عضلات اندام تحتانی (زمان بندی و مقدار فعالیت عضلات زانو) در سه حرکت فرود–پرش، پرش معکوس و فرود در زنان فعال بود.

مواد و روش‌ها

نه زن جوان (سن ۷٫۲±۲۱/۲ سال، وزن ۱۳/۱±۷۶/۴ کیلوگرم، قد ۵/۲±۱۶۸/۶ متر، سابقه فعالیت ۳±۷/۸ سال و درصد چربی ۴/۱±۲۵/۲ درصد) از جامعه زنان جوان فعال بدون سابقه آسیب ACL، عدم ثبات لیگامنتی، بیماری قلبی عروقی، تنفسی، عصبی و آسیب اسکلتی–عضلانی در شش ماه گذشته و یا جراحی در اندام تحتانی، در تحقیق پیش‌رو شرکت کردند. در مطالعه‌ی حاضر منظور از افراد فعال کسانی هستند که در سه ماه اخیر حداقل سه روز در هفته و هر جلسه حداقل ۳۰ دقیقه به فعالیت جسمانی پرداخته باشند. داده‌ها در ۱۰ روز اول سیکل قاعدگی جمع‌آوری شد، چرا که بر اساس مطالعات قبلی هورمون‌های جنسی، شلی مفصل زانو و در نتیجه الگوی فعالیت عضلات مفصل زانو را تحت تاثیر قرار می‌دهند.[۱۳]

ابتدا آزمودنی‌ها با نحوه انجام مطالعه آگاه شده و در صورت رضایت و پس از تکمیل فرم موافقت آگاهانه در مطالعه شرکت کردند. آزمودنی‌ها در دو جلسه آشنایی با شیوه انجام تست‌ها و جلسه تست‌های اصلی حضور یافتند. شروع هر جلسه شامل گرم کردن و حرکات کششی پویای هر عضله به مدت ۱۵ ثانیه بود. در جلسه آشنایی، پس از تکمیل پرسش‌نامه مربوط به اطلاعات زمینه‌ای و معیارهای انتخاب، ویژگی‌های آنتروپومتریکی افراد اندازه‌گیری شد. سپس آزمودنی‌ها با تست‌های اصلی و نحوه انجام آنها آشنا شده و به تمرین حرکات شامل فرود–پرش، پرش معکوس و فرود پرداختند. ضمن اینکه آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک در گروه‌های عضلانی مورد نظر انجام شد.

به منظور انجام حرکات، آزمودنی‌ها در وضعیتی متعادل و نزدیک به لبه جلویی نیمکتی به ارتفاع ۴۵ سانتی‌متر از زمین قرار گرفتند طوری‌که پای مورد آزمون کاملا از روی صفحه برداشته شد و معلق قرار گرفت و پاشنه پا روی لبه جلویی به حالت استراحت قرار گرفت. این وضعیت مرکز ثقل آزمودنی را تا حد امکان به منظور محدودیت حرکت افقی جلو برد تا آزمودنی با انتقال وزن به جلو و به سمت پایین اقدام به فرود کند.[۱۴] هر آزمودنی فرود–پرش، پرش معکوس و فرود با دو پا را سه بار با فاصله زمانی مناسب (۱۵ ثانیه استراحت) برای اجتناب از خستگی و ترتیب تصادفی (کنترل فرآیند یادگیری) و در یک روز انجام داد. انجام صحیح و استاندارد فرود–پرش، پرش معکوس و فرود به افراد آموزش داده شد. در تکلیف فرود، پس از قرارگیری فرد روی جعبه‌ای به ارتفاع ۴۵ سانتی‌متری با علامت شروع، پرش انجام شد و روی سطح زمین و در نقطه‌ای مشخص فرود آمد.[۱۵] برای انجام حرکت فرود–پرش، مشابه حرکت قبل، شروع کرده و پس از فرود اول یک پرش عمودی حداکثر به سمت بالا انجام داده و مجددا در جا فرود آمد.[۱۶] در حرکات پرش معکوس نیز از افراد خواسته شد تا با علامت شروع به وضعیت اسکات ۹۰ درجه رفته و تا حد امکان صاف و مستقیم به سمت بالا پریده و سپس روی همان نقطه با دو پا فرود آیند.[۱۴] آزمودنی‌ها باید دست‌ها را در طول هر فاز از حرکت روی کمر نگه داشته تا از دخالت آن‌ها در انجام تست‌ها جلوگیری شود و تکالیف مورد نظر را تا حد امکان طبیعی و شبیه به شرایط تمرینی خود انجام دهند. تست‌های اصلی با پای برهنه انجام شد. به افراد آموزش‌های لازم داده شد که با مکانیک مناسب و به‌طور نرم فرود آیند. فرود نرم عبارت از فرود روی پنجه پا، در حالی‌که پاها به اندازه عرض شانه‌ها باز بوده و موقعیت زانو و پنجه‌ها نسبت به هم و شانه‌ها و زانوها نیز نسبت به هم صحیح بوده و در وضعیت نیمه اسکات تعادل خود را پس از فرود حفظ کنند. آزمودنی‌ها اجازه داشتند تست‌ها را تا جایی که نسبت به انجام آنها احساس راحتی کنند، انجام دهند.

در مرحله آماده سازی پوست و الکترودگذاری ابتدا به منظور آماده سازی و کاهش مقاومت پوست در ناحیه مورد نظر، در صورت لزوم موهای سطح پوست تراشیده و با الکل تمیز شده و با سمباده نرم به آرامی خراش داده شد تا مقاومت پوست کاهش یابد. برای ارزیابی شاخص‌های الکترومایوگرافی شامل زمان شروع و آمپلی تود حین تکالیف مذکور، الکترود گذاری روی عضلات انجام شد. برای جمع‌آوری و ثبت آمپلی تود عضلات لترال کوادریسپس، مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ و لترال گستروکنمیوس در پای برتر، الکترودهای سطحی به شکم هر یک از عضلات مذکور طبق دستورالعمل ذکر شده در مطالعات پیشین متصل شد. الکترودها موازی با طول تارهای عضلانی و در فاصله میان

www.SID.ir

Archive of SID

موتورپوینت و تاندون دیستال عضلات مذکور قرار گرفت. مکان دقیق آناتومیکی برای قرارگیری الکترودها بر اساس دستورالعمل‌های مطالعات قبلی یافت شد.[۱۷] با استفاده از تست دستی عضلات، از وجود یا عدم وجود تداخل سیگنال عضلات غیر مرتبط اطمینان حاصل شد.[۱۸] تست دستی عضلات همسترینگ در حالی انجام شد که آزمودنی دمر روی میز با بدنی صاف و کشیده دراز کشیده و پنجه پاها از لبه تخت آویزان است و سپس اقدام به انجام حرکت فلکشن زانو در مقابل مقاومت آزمونگر می‌کند. آزمونگر یک دست را بالای زانو و دست دیگر را پشت ساق پا قرار می‌دهد و مقاومتی خلاف جهت حرکت فلکشن اعمال می‌کند. برای مشاهده انقباض در عضله لترال همسترینگ آزمودنی لازم است علاوه بر فلکشن چرخش خارجی درشت نی را نیز انجام دهد. برای تشخیص عضله مدیال همسترینگ، علاوه بر فلکشن، باید چرخش داخلی درشت‌نی انجام شود. در عضله وستوس لترالیس، در حالی‌که آزمودنی لبه میز نشسته است، مفصل ران و زانو را در زاویه ۹۰ درجه فلکشن قرار می‌دهد. سپس از این وضعیت اقدام به انجام اکستنشن زانو علیه مقاومت اعمال شده از طریق آزمونگر می‌کند. در عضله لترال گستروکنموس، آزمودنی روی پنجه پاها با زانوهای صاف و کشیده می‌ایستد تا از وجود انقباض در این عضله اطمینان حاصل شود.

الکترودها از جنس نقره–کلرید نقره، قطر ۱۰ میلی‌متر با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر بودند. برای ثابت کردن الکترودها روی عضلات از چسب دوطرفه استفاده شد. الکترود مرجع یا زمین نیز روی مچ دست و در محل زائده نیزه‌ای استخوان زند اعلا قرار گرفت. الکترودها و سیم‌ها با استفاده از باندهای مخصوص محکم شدند. سیم‌ها از قسمت جانبی پا به سمت عقب آمده و به شکل یک رشته سیم به سمت سیستم گیرنده رفته و به آن متصل شدند. الکترودها به مدارهایی متصل بودند که پیش تقویت کننده آنها دارای فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۱۰ هرتز تنظیم شده بود. دستگاه الکترومایوگرافی سطحی ساخت کشور انگلستان (LogSW800 ،Data ،Biometrics) جهت بررسی و ثبت پاسخ‌های الکترومایوگرافی حین تکالیف مذکور استفاده شد. سیستم گیرنده این دستگاه دارای هشت ورودی آنالوگ و چهار ورودی دیجیتال مستقل است که سیگنال دریافت شده را روی یک دستگاه رایانه همراه سونی نمایش می‌داد. مشخصات تقویت کننده این دستگاه عبارت است از حساسیت ۱۰۰۰، پهنای باند ۲۰–۴۵۰ هرتز، نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۱۰ دسی‌بل، مقاومت ورودی بیشتر از صد مگا اهم بود. تست MVIC ایزومتریک هر عضله به منظور تعیین آمپلی تود بیشینه هر عضله قبل از انجام حرکات پرش–فرود و فرود پرش بر اساس دستورالعمل Peretto (۱۹۹۹) سه بار انجام شد. در هر تست هر عضله نقش آگونیست داشت. از تشویق و بازخورد لازم برای ارائه حداکثر تلاش آزمودنی‌ها استفاده شد. مقادیر MVIC بعدا به منظور نرمالیزاسیون سیگنال‌های الکترومایوگرافی استفاده شد.

یک سوئیچ پایی حساس به فشار کف پای آزمودنی و زیر اولین استخوان کف پایی قرار گرفته بود و سیگنال آن به‌طور همزمان با اطلاعات الکترومیوگرافی جمع‌آوری گردید تا لحظه تماس (اولین لحظه برخورد) با زمین را حین حرکات فرود–پرش، پرش معکوس و فرود ثبت کند. اطلاعات این سوئیچ به شکل دیجیتال از طریق گیرنده مخابره و سیگنال‌های ثبت شده از عضلات به صورت فایل عددی در نرم‌افزار بیومتریک جهت پردازش‌های بعدی ذخیره شد.

کاهش داده‌ها و پردازش آنها در نرم‌افزار مت لب نسخه ۱۰ انجام شد. در کوشش‌های مربوط به انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه، ثانیه‌های ابتدایی و انتهایی سیگنال EMG هر کوشش قبل از تحلیل‌های بعدی حذف شدند. سیگنال EMG با استفاده از یک فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۳۵۰ هرتز و سپس یک الگوریتم RMS مرکزی با پنجره ثابت ۱۰۰ میلی‌ثانیه‌ای پردازش شد. ماکسیمم RMS سیگنال در بازه ۱۵۰ میلی‌ثانیه‌ای از سه تکرار MVIC هر عضله به‌دست آمد تا برای نرمالایز داده‌های اصلی استفاده شود. در کوشش‌های مربوط به فرود–پرش سیگنال EMG با استفاده از فیلتر میان گذر باتروورث در محدوده فرکانسی ۱۰–۳۵۰ هرتز فیلتر شد. پس از یک‌سویه‌سازی، با استفاده از الگوریتم RMS با پنجره ۲۵ میلی‌ثانیه‌ای پردازش شدند. سپس با استفاده از یک بافر زمانی به‌دست آمده از میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلانی تون پایه، زمان شروع فعالیت عضلانی بر حسب میلی‌ثانیه استخراج شد. زمان شروع عملکرد هر عضله بر اساس مطالعات قبلی زمانی است که آمپلی تود سیگنال به اندازه سه انحراف استاندارد از میانگین آمپلی تود پایه افزایش یابد و در حدود ۲۵ میلی‌ثانیه ادامه داشته باشد. آمپلی تود پایه حین ایستادن در حدود ۵۰۰ میلی‌ثانیه ثبت شد. همچنین RMS سیگنال الکترومیوگرافی ۱۵۰ ثانیه قبل و پس از لحظه برخورد با زمین در هر سه نوع پرش محاسبه شد. داده‌های مربوط به آمپلی تود سیگنال به اوج MVIC RMS نرمالایز شدند و به عنوان درصدی از آن گزارش شدند (شکل ۲).[۱۶]

آزمون کولموگروف اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن داده‌ها و تحلیل واریانس یک راهه اندازه‌گیری مکرر برای مقایسه فعالیت عضلات قبل و پس از برخورد بین سه نوع تکلیف استفاده شد. در صورت معناداری آزمون تحلیل واریانس از تصحیح بونفرونی برای مقایسه میانگین‌ها و از

www.SID.ir

Archive of SID

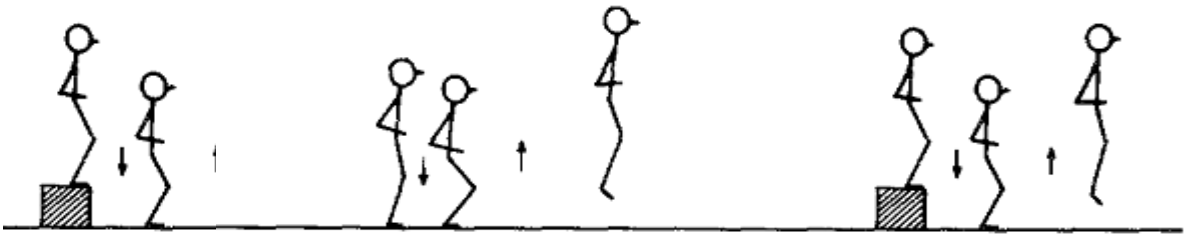
تست تی همبسته برای مقایسه فعالیت عضلات قبل و پس از برخورد با زمین در سه تکلیف، همچنین برای مقایسه زمان شروع فعالیت عضلانی بین دو تکلیف فرود و فرود–پرش استفاده شد. معناداری آماری در سطح $p<0,05$ تنظیم شد.

یافته‌ها

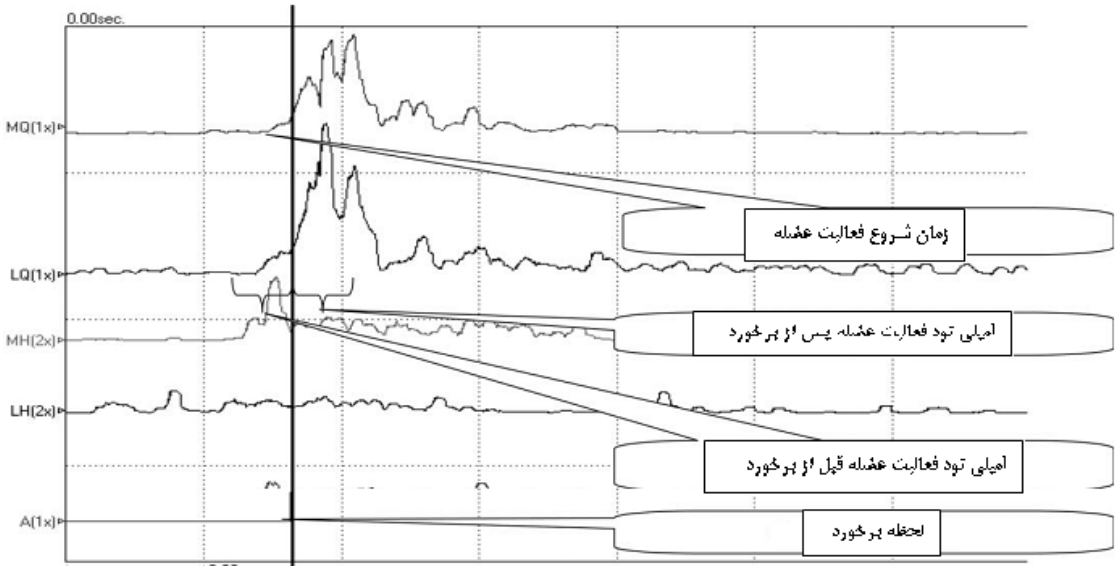
نتایج مقایسه آمپلی تود فعالیت عضلانی بین قبل و پس از برخورد با زمین در هر تکلیف: فعالیت عضله وستوس لترالیس پس از برخورد با زمین در هر سه حرکت پرش معکوس (p=۰/۰۱)، فرود–پرش (p=۰/۰۱) و فرود (p=۰/۰۴) در مقایسه با قبل از برخورد افزایش معناداری نشان داد (شکل ۳). همچنین فعالیت عضله لترال همسترینگ در فرود–پرش (p=۰/۰۳) پس از برخورد با زمین به‌طور معناداری بیشتر از مقادیر قبل از برخورد بود، اما در حرکت فرود (p=۰/۳۵) فعالیت عضله لترال همسترینگ پس از برخورد با زمین به‌طور معناداری کمتر از مقدار قبل از برخورد بود (شکل ۴).

نتایج مقایسه آمپلی تود فعالیت عضلانی بین تکالیف: نتایج مقایسه بین تکالیف نشان داد که در پرش معکوس فعالیت عضله لترال همسترینگ پس از برخورد با زمین به‌طور معناداری بیشتر از دو تکلیف دیگر بود(p=۰/۰۳). همچنین فعالیت عضله لترال گستروکنمیوس پس از برخورد با زمین در حرکت پرش–فرود به‌طور معناداری بیشتر از تکلیف فرود بود (p=۰/۰۴) (جدول ۱).

نتایج مقایسه زمان شروع فعالیت عضلانی بین تکالیف: زمان شروع فعالیت عضلات نسبت به لحظه برخورد با زمین هیچ تفاوت معناداری بین فرود در دو حرکت فرود–پرش و فرود وجود نداشت (جدول ۲). به علت شروع فعالیت عضلانی از لحظه پرش و امتداد آن تا پس از برخورد پرش معکوس در تحلیل آماری لحاظ نشد.



تصویر ۱: از سمت راست به چپ به ترتیب حرکات فرود–پرش، پرش معکوس و فرود



تصویر ۲ : نمونه‌ای از متغیرهای استخراج شده از داده‌های خام الکترومایوگرافی پس از پردازش اطلاعات

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. October. 10 **Research Article**

جدول ۱: آمپلی تود فعالیت عضلات قبل و پس از برخورد با زمین (بر حسب درصدی از MVIC (n=۹))

عضله		فرود-پرش	پرش معکوس	فرود
وستوس لترالیس	قبل از برخورد	*۳۶/۲۵±۲۰/۳۴	*۶۲/۷۲±۳۲	*۷۲/۷±۴۰/۹۲
	بعد از برخورد	۱۱۰/۸۸±۷۲/۶۸	۱۲۱±۶۳/۳۶	۹۰/۶۲±۳۸/۳۹
لترال همسترینگ	قبل از برخورد	*۴۲/۷±۳۳	۷۴/۵۱±۴۳/۰۳	*۱۰۴/۱±۱۰/۴
	بعد از برخورد	۵۲/۲۵±۳۹/۰۱	**۸۱/۵۸±۵۲/۱۳	۲۷/۶۳±۲۳/۳۵
مدیال همسترینگ	قبل از برخورد	۴۳/۹۴±۳۵/۳۸	۵۹/۸۲±۳۳/۱۲	۵۳/۲۷±۶۳/۰۳
	بعد از برخورد	۴۵/۴۵±۲۳/۳	۷۳/۶۸±۵۸/۱	۷۱/۵۵±۵۲/۰۷
لترال گستروکنمیوس	قبل از برخورد	۴۵/۵۵±۲۸/۲	۳۷/۳۷±۱۵/۷۹	۳۶/۳۸±۹/۷
	بعد از برخورد	***۶۰/۲۸±۴۲/۱۷	۳۶/۷۲±۱۰/۶۵	۳۷/۷۵±۲۴/۷۷

*تفاوت معنادار بین قبل و پس از برخورد با زمین **تفاوت معنادار بین پرش معکوس و فرود ***تفاوت معنادار بین فرود-پرش و فرود

جدول ۲: زمان شروع فعالیت عضلات نسبت به لحظه برخورد با زمین در حرکات فرود و فرود-پرش بر حسب میلی‌ثانیه (n=۹).

عضله	فرود	فرود-پرش
وستوس لترالیس	۷۳/۶±۳۷/۳	۹۷±۴۳
لترال همسترینگ	۵۳/۳±۱۷/۷	۱۲۲/۶±۵۳/۳
مدیال همسترینگ	۱۰۳/۸±۲۵/۱۳	۹۴/۸۳±۳۷/۸
لترال گستروکنمیوس	۱۰۵/۷±۳۹/۲	۱۱۰/۳±۶۴/۹۷

بحث

هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر مقایسه الگوی عملکرد عضلانی در سه حرکت فرود-پرش، پرش معکوس و فرود بود. نتایج مطالعه‌ی حاضر بیانگر نقش متفاوت هر عضله در کنترل فرود در سه تکلیف مختلف بود. در فعالیت عضله وستوس لترالیس تفاوت معناداری بین قبل و بعد از برخورد مشاهده شد. نتایج مشابهی در مطالعات قبلی برای سایر عضلات چهارسر رانی از جمله راست رانی مشاهده شده است.[۹] به نظر می‌رسد که این نتایج با عملکرد مفصل زانو در هنگام فرود به ویژه به علت عمل اکسنتریک عضلات چهارسر برای جذب انرژی ناشی از نیروی عکس العمل زمین و توقف حرکت ارتباط داشته باشد. بنابراین پس از برخورد افزایش فعالیت الکتریکی این عضله مورد انتظار بود. فعالیت عضله وستوس لترالیس به عنوان یک عضله ضد جاذبه در هر سه تکلیف پس از برخورد با زمین افزایش یافت که نشان دهنده نقش این عضله در کاهش شتاب جاذبه و مقابله با نیروی عکس العمل زمین حین برخورد است.

فعالیت عضله لترال همسترینگ پس از برخورد با زمین در تکلیف فرود-پرش در مقایسه با قبل از فرود بیشتر و در عضله مدیال همسترینگ کمتر بود. این نتایج با یافته‌های Ambegaonka و همکاران (۲۰۱۱) متناقض است. با توجه به اینکه آزمودنی‌های مطالعه حاضر فقط زنان فعال بودند با لحاظ کردن نقش عضلات همسترینگ در زنان این نتیجه قابل توجیه است. در زنان به علت وجود تفاوت‌های آناتومیکی در ساختار زانو حرکت چرخش خارجی زانو پس از فرود که توسط عضلات لترال همسترینگ جهت کنترل والگوس زانو و کاهش چرخش داخلی انجام می‌شود، مشهودتر است. اگرچه عضلات همسترینگ، فلکسورهای زانو می‌باشند، اما در ابتدای فرود در هر دو تکلیف جهت جذب شوک حائز اهمیت هستند و پس از فرود نقش قابل توجهی ندارند. عملکرد این عضلات قادر به کم کردن استرس و فشار از روی رباط متقاطع قدامی، افزایش سفتی مفصلی، کاهش نیروی برشی قدامی و کاهش چرخش داخلی زانو است. در تکلیف فرود، کار عضلات همسترینگ پس از فرود تمام می‌شود چرا که کار جذب شوک تمام می‌شود و همسترینگ نقش مشخصی ندارد. در فرود-پرش، انجام یک پرش متعاقب فرود نیاز به انجام اکستنشن زانو دارد که باز هم همسترینگ ها نقش قابل توجهی ندارند. کاهش فعالیت عضله لترال همسترینگ در تکلیف فرود بیان‌گر این است که بیشتر جذب شوک توسط ساختارهای غیرفعال انجام می‌شود و در نتیجه احتمال آسیب نیز افزایش می‌یابد.[۱۹] مطالعات قبلی نشان می‌دهند که زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل زمین در فرود و فرود-پرش کوتاه‌تر است و افراد در این دو تکلیف کمتر برای برخورد آماده‌اند چرا که فلکشن ران، زانو و دورسی فلکشن کمتری در مقایسه با پرش معکوس داشته‌اند، در حالی‌که در پرش معکوس از قبل از برخورد

www.SID.ir

Archive of SID

با زمین یعنی از لحظه پرش تا لحظه فرود فعال بوده‌اند.[۲۰-۲۱] عدم تفاوت در فعالیت عضله لترال همسترینگ قبل و پس از برخورد در پرش معکوس به نظر می‌رسد که به علت شروع فعالیت این عضله قبل از دورخیز و ادامه آن تا پس از برخورد باشد. در مطالعات قبلی که روی تکلیفی مشابه با پرش معکوس انجام شد نتایج مشابهی در مورد فعالیت عضله دوسررانی مشاهده شد.[۲۲]

مقدار فعالیت عضله لترال گستروکنمیوس پس از برخورد با زمین در تکلیف فرود بیشتر از مقدار فعالیت این عضله در تکلیف فرود–پرش بود. در دو حرکت فرود و فرود–پرش سطح رهایی و سطح فرود یکسان هستند، اما هدف دو تکلیف متفاوت است. در حرکت فرود، هدف کاهش شتاب و اندازه حرکت بدن، جذب نیروهای ضربه‌ای، تثبیت بدن و جلوگیری از چرخش‌های مضر و مفرط در مفاصل است.[۲۳-۲۴] در حرکت فرود–پرش علاوه بر این، یک پرش متعاقب فرود انجام می‌شود.[۲۵-۲۶] بنابراین هنگام آماده شدن برای انجام یک پرش متعاقب فرود، به نظر می‌رسد که مقدار فعالیت عضلات ضدجاذبه بیشتر شود تا زمان اتلاف انرژی[7] را کاهش و فاز پیشروی را افزایش داده و از چرخه کشش–انقباض در فرود–پرش استفاده بهینه کنند.[۲۵] این چرخه در حرکت فرود به اندازه فرود–پرش مهم نیست و جذب شوک در هنگام فرود هدف نهایی تکلیف است. به علت انجام یک پرش اضافه در فرود–پرش انجام این حرکات رایج‌تر و پرکاربردتر است. پس از فرود در پرش معکوس در مقایسه با دو تکلیف دیگر عضله لترال گستروکنمیوس نقش کمتری در افزایش فلکشن زانو و نیز ایجاد گشتاور پلنتارفلکشن به منظور کنترل دورسی فلکشن مچ پا دارد و به نظر می‌رسد به دنبال سقوط از ارتفاع در دو تکلیف فرود و فرود–پرش این عضله برای ایجاد گشتاور پلنتارفلکسور نقش بیشتری داشته است. با توجه به اینکه در دو تکلیف فرود و فرود–پرش، برخورد با زمین از ارتفاع بیشتر نسبت به پرش معکوس انجام می‌شود، به نظر می‌رسد عضله لترال گستروکنمیوس پس از برخورد نقش مهمی در کنترل فرود و حفظ ثبات مفصل در دو تکلیف فرود و فرود–پرش داشته باشد.

زمان شروع عملکرد عضلات نسبت به لحظه برخورد هیچ تفاوتی در سه نوع تکلیف نداشتند. این عدم تفاوت در فعالیت عضلات علی‌رغم تفاوت در تکلیف ممکن است به این علت باشد که فرآیند شروع فعالیت عضلانی به کنترل پیش–خوراند مربوط بوده و از پیش برنامه‌ریزی شده است.[۲۷] همچنین توالی فعالیت عضلات در تکالیف مذکور تقریبا مشابه بود. ترتیب شروع فعالیت در ابتدا با عضله اکستنسور مچ پا (گستروکنمیوس)، سپس با فلکسور زانو و اکستنسور ران (همسترینگ) و در انتها اکستنسور زانو (وستوس لترالیس) بود.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان می‌دهند عضلات اطراف زانو نقش متفاوتی را در کنترل ثبات مفصل در فاز فرود زنان جوان فعال در تکالیف مختلف به عهده دارند. عضله وستوس لترالیس نقش مهمی در کاهش شتاب مفصل زانو و حرکت رو به پایین دارد که به ویژه افزایش فعالیت آن بعد از برخورد نسبت به قبل از برخورد در هر سه تکلیف مشهود بود. عضله لترال همسترینگ که به نظر می‌رسد نقش مهمی در کاهش تنش مفصلی داشته باشد، در تکالیف برخوردی شدیدتر (فرود–پرش) پس از فرود نقش مهم‌تری دارد. بر اساس نتایج مطالعه‌ی حاضر، روی هم رفته فعالیت عصبی–عضلانی در انواع مختلف پرش و فرود متفاوت است. تفاوت‌های موجود در هر تکلیف قادر است الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی را به ویژه پس از فرود تغییر دهد. بنابراین استفاده از حرکاتی که در فعالیت‌های ورزشی رایج‌تر است همانند فرود–پرش و یا پرش معکوس به جای حرکات ایزوله فرود در مطالعه بیومکانیک فرود حائز اهمیت است. لازم به ذکر است که نتایج مطالعه‌ی حاضر محدود به زنان فعال سالم است و مطالعات بیشتر باید جامعه مردان و زنان فعال در رشته‌های مختلف ورزشی و حتی غیرفعال را دربرگیرد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از دکتر امیر حسین معماری، دکتر فرزین حلب چی و دکتر مظاهری از مرکز تحقیقات پزشکی ورزشی به خاطر حمایت‌های بی دریغشان در انجام مطالعه‌ی حاضر قدردانی می‌شود.

منابع

1. Martel GF, Harmer ML, Logan GM. 2005. Aquatic plyometric training increases vertical jump in female volleyball players. Med Sci Sports Exerc, 37(10):1814-9 .
2. Rodacki AL, Fowler NE. 2001. Intermuscular coordination during pendulum rebound exercises. J Sports Sci 19 (6):411-425 .
3. Hoffman JR, Liebermann D, Gusis A. 1997. Relationship of leg strength and power to ground reaction forces in both experienced and novice jump trained personnel. Avviat Environ Med 68(5):710-714.

[7] Amortization Time

www.SID.ir

Archive of SID

4. Arendet EA, Agel J. 1999. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. J Athl Train 34(2): 86-92 .
5. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA. 2000. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Academy Orthopic Surg, 8(3), 141-150.
6. Solomonov M, Krogsgaard M. 2001. Sensory-motor control of knee stability. Scand J Med Sci Sport, 11(1):64-80.
7. Santello M, McDonagh MJN. 1998. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Experimental Physiology, 83(6), 857-874 .
8. McLean SG, Lipfert SW, Van Den Bogert AJ. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. Med & Sci Sport & Exerc. 2004 36;(6):1008-1016.
9. Fagenbaum R, Darling WG .2003. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for Anterior Cruciate ligament Injury. Am J Sports Med, 31(2):233-40.
10. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen A. 2010. Joint laxity is related to lower extremity energetics during drop jump landing. Med Sci Sport Exerc 42(4):771-780.
11. Leukel C, Gollhofer A, Keller M, Taube W. 2008. Phase and task specific modulation of soleuse H-reflex during drop jumps and landings. Exp Br Res 190 (1):71-79.
12. Tillman MD, Criss RM, Brunt D, Hass CJ. 2004. Landing constraints influence ground reaction forces and lower extremity EMG in female volleyball players. J Appl Biomech; 20(1):36-50.
13. Shultz SJ, Nguyen AD, Leonard MD. 2009. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. Med Sci Sports Exerc, 33(4):923-931.
14. Affifi M, Hinrichs RN. 2012. A mechanics comparison between landing from a countermovement jump and landing from stepping off a box. J App Biomech, 28(1): 1-9
15. Padua D A, Marshal S A, Boling M C. 2009. The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump landing biomechanics: The JUMP-ACL study. Am J of Sports Med, 37(10):1996-2002 .
16. Ambegaonkar AP, Shultz JA, Perrin DH. 2011. A subsequent movement alters lower extremity muscle activity and kinetics in drop jumps vs drop landings. J Strength and Conditioning, 25(10):2781-89.
17. Peretto A. 2005. Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunks. Springfield, IL:Charles C Thomas, P:194-228.
18. Hislop HJ, Montgomery J. Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination. 6th ed. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1995. pp. 207–208.
19. Wojtys EM, Huston LJ, Schock HL, Boylan JP, Ashton-Miller JA. 2003. Gender differences in muscular protection of knee in torsion in size-mached athletes. The Journal of bone and joint surgery, 85 (5): 782-789.
20. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. 2003. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. Med Sci Sport Exerc, 35(1): 119-127.
21. Cowling EJ, Steele JR. 2001. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. Journal of Electromyography and Kinesiology, 11(4): 263-268.
22. Hanson AM, Padua DA, Blackburn JT, Prentice WE, Hirth CJ. 2008. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. J Athl Train, 43(2):133-43 .
23. Arampatzis A, Bruggemann G. 2001. Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. Med Sci Sports Exerc 33(6):923-931.
24. Viitasalo JT. Salo A, Lahtinen J. 1998. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jumps. Eue J Appl Physiol 78(5):432-440.
25. Bastian AJ. 2006. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feed-foward movement control. Curr Opin Neurobiol, 16 (4):645-649.
26. Dyhre-Poulsen P, Laursen AM.1980. Programmed and reflex muscular activity in monkeys landing from a leap. In spinal and supraspinal control mechanisms of voluntary motor control and locomotion. Karger, Basel, 323-329 .

www.SID.ir