



## مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی زنان و مردان ورزشکار در تکالیف پرش - فرود: مطالعه بازنگری نظام مند

محمد سیداحمدی: دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

هومن مینونژاد: دانشیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران (\*نویسنده مسئول) [h.minoonejad@ut.ac.ir](mailto:h.minoonejad@ut.ac.ir)

محمد کریمی‌زاده اردکانی: استادیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

محمد بیات ترک: استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه هرمزگان، بندرعباس، ایران

### چکیده

#### کلیدواژه‌ها

الکترومایوگرافی،  
فعالیت عضلانی،  
پرش فرود،  
رابط صلیبی قدامی،  
زانو

**زمینه و هدف:** تفاوت در جنسیت می‌تواند یکی از عوامل خطرزا در آسیب‌های اسکلتی عضلانی باشد و این تغییرات می‌تواند در کنترل عصبی عضلانی نقش برجسته‌تری داشته باشد. هدف از این مطالعه مرور سیستماتیک پژوهش‌هایی بود که به مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در تکلیف پرش-فرود بین مردان و زنان پرداخته بودند.

**روش کار:** جستجوی مقالات به زبان انگلیسی در پایگاه اطلاعات Science direct, PubMed, Google Scholar, Cochrane Library و WOS, Scopus, ProQuest, بدون محدودیت زمانی تا سال ۲۰۲۰ با کلیدواژه‌های مرتبط با "الکترومایوگرافی"، "پرش-فرود"، "جنسیت" انجام شد. معیارهای ورود شامل تحقیقاتی که از نوع مقطعی و به شکل مقایسه بین جنسیت، نمونه‌ها مردان و زنان ورزشکار بدون سابقه آسیب ورزشی، نوع تکلیف پرش - فرود تک‌پا و جفت‌پا و فعالیت الکترومایوگرافی یا زمان بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی پیش از فرود و یا پس از تماس با زمین، بودند. برای ارزیابی کیفیت مطالعات انتخاب شده از چک‌لیست تعدیل شده‌ای داونز و همکارانش (۱۹۹۸) استفاده شد.

**یافته‌ها:** بر اساس معیارهای ورود و خروج در نهایت ۸ مقاله از ۱۰۱۸ مطالعه مورد بررسی جامع قرار گرفت. بررسی نتایج مطالعات در زمینه فعال‌سازی عضلات در مرحله فیدفوراردی و فیدبکی هنگام تکلیف پرش فرود تک‌پا و جفت‌پا در ارتفاع‌های مختلف نشان داد هیچ تفاوتی بین الگوی فعال‌سازی عضلات زنان و مردان وجود ندارد.

**نتیجه‌گیری:** نتایج نشان داد که زنان و مردان الگوهای فعال‌سازی عضلانی مشابهی را قبل و در طول تکلیف پرش فرود از ارتفاع به نمایش می‌گذارند، اگر شدت تکلیف ارائه شده متناسب با توان آنها باشد. بنابراین علت آسیب‌پذیری بیشتر زنان را باید در سایر موارد مانند عوامل بیومکانیکی و هورمونی جستجو کرد. همچنین مشخص شد نوع تمرینات و سطح آمادگی بدنی افراد می‌تواند بر الگوی فعال‌سازی عضلات اثرگذار باشد.

**تعارض منافع:** گزارش نشده است.

**منبع حمایت‌کننده:** حامی مالی نداشته است.

شیوه استناد به این مقاله:

Seyedahmadi M, Minoonejad H, Karimi zadeh Ardakani M, Bayattork M. Comparison of lower extremity electromyography activity between male and female athletes in the Jump - landing tasks: A systematic review. Razi J Med Sci. 2020;27(8):168-181.

\*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با [CC BY-NC-SA 3.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/) صورت گرفته است.

Review Article

## Comparison of lower extremity electromyography activity between male and female athletes in the Jump - landing tasks: A systematic review

**Mohammad Seyedahmadi:** PhD Student of Sport Injuries and Corrective Exercises, Health and Sport Medicine Department, Physical Education Faculty, University of Tehran, Tehran, Iran

**Hooman Minoonejad:** Associate Professor, Health and Sport Medicine Department, Physical Education Faculty, University of Tehran, Tehran, Iran (\*Corresponding author) [h.minoonejad@ut.ac.ir](mailto:h.minoonejad@ut.ac.ir)

**Mohammad Karimi zadeh Ardakani:** Assistant Professor, Health and Sport Medicine Department, Physical Education Faculty, University of Tehran, Tehran, Iran

**Mohammad Bayattork:** Assistant Professor, Sport Sciences and Physical Education Department, Faculty of Humanities Science, University of Hormozgan, Bandar Abbas, Iran

### Abstract

**Background:** Women are two to eight times more likely than men to tear the anterior cruciate ligament. The most common mechanism of anterior cruciate ligament injury is non-contact, which accounts for about 72% of all ligament injuries and occurs during activities such as deceleration, jump landing, and cutting. Among these, jump-landing is the most commonly reported mechanism of ACL injury in sports, as an inappropriate technique during jump-landing manoeuvres can cause considerable force on the ACL and result in rupture. Although exercise manoeuvres lead to excessive loads on the knee in both sexes, these manoeuvres cause more injury to women. This significant increase in the incidence of injuries in women has led to extensive studies on gender differences. Therefore, the purpose of this systematic review was to the studies that compared the electromyography activity of the lower limb muscles in the jump-landing task between men and women.

**Methods:** Papers in English were searched in the Google Scholar, Science Direct, PubMed, WOS, Scopus, ProQuest, and Cochrane Library databases without time limitation until 2020 and with keywords related to "electromyography", "jump-landing", and "gender". Inclusion criteria included cross-sectional and gender comparisons studies in which samples were male and female athletes with no history of sports injury, the task was one or two jump-landing and lower extremity electromyography activity was measured before or after ground contact. The modified checklist of Downes (1998) was used to evaluate the quality of the studies.

**Results:** Searching for selected keywords in different databases led to finding 1018 articles. Then duplicate articles were removed (415) and 603 articles and their abstracts were reviewed, and after the screening, 66 articles were studied in more detail. Seventeen articles were excluded from the review process due to differences in the type of assignment or unrelated information provided. Some studies provided information only about female athletes or did not directly compare men and women (33, 34) or the task presented in them was not according to our criteria (35). Finally, Eight articles were selected for a comprehensive review.

Quality index score was obtained for all articles above 6, so the included articles had a desirable level in terms of quality. Numerous studies have examined muscle

### Keywords

Electromyography,  
Muscle Activity,  
Jump - Landing,  
Anterior Cruciate  
Ligament,  
Knee,  
Gender

Received: 16/08/2020

Published: 16/11/2020

activation in the feedforward and feedback stages (before and after foot contact with the ground) during the jump landing task to determine gender differences and the causes of ACL injuries. The jump landing conditions studied include two-legged landings from heights of 20 and 40 cm (36), 30 cm (38) and jump-landings that are normalized with respect to the maximum vertical jump of the subjects (39). Sex differences in rectus femoris muscle activation were seen in one study (43) out of 5 studies (36, 39, 41, 43, 44). However, Ebben (39) showed that this muscle is used significantly earlier in women. Only Ebben (39) reported significant sex differences in external hamstring muscle activation so that men showed more activity before and after contact. Four studies (36, 39, 40, 42) examined the mean and maximum activity of internal extensor muscle. The results of Ebben study (39), which examined the timing of activity, showed that the vastus medialis muscle was activated earlier in women. Few authors have studied the activity of the medial and lateral gastrocnemius muscles. Rozzi (40) examined the lateral gastrocnemius muscle, and Rozzi and Zazulak (40, 43) studied gastrocnemius medial and in neither of them was there a significant difference between the two sexes while performing the jump landing task in this muscle. Activation of the gluteus medius muscle was measured in 4 studies (38, 42-44), and no significant difference was reported in the activation of the gluteus medius between the two sexes. Zazulak (43) studied the mean and maximum activity of the gluteus maximus muscle which showed that the mean and maximum muscle activity after foot contact with the ground is higher in men than women (43) but before contact with the ground, there is a significant difference between the two sexes. The results of studies examining the activity of the muscles of the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, medial hamstring, lateral hamstring, gastrocnemius and gluteus medius in the feedforward and feedback stages during the landing task were performed at different altitudes. There is no difference between men and women in terms of the muscle activation pattern.

**Conclusion:** The results showed that men and women show similar patterns of muscle activation before and after jump-landing when the intensity of the task is appropriate to their ability. Therefore, the cause of women's greater vulnerability should be sought in other cases such as biomechanical and hormonal factors. It was also found that the type of exercise and the level of physical fitness of individuals can affect the pattern of muscle activation..

**Conflicts of interest:** None

**Funding:** None

#### Cite this article as:

Seyedahmadi M, Minoonejad H, Karimi zadeh Ardakani M, Bayattork M. Comparison of lower extremity electromyography activity between male and female athletes in the Jump - landing tasks: A systematic review. Razi J Med Sci. 2020;27(8):168-181.

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

## مقدمه

آسیب‌های مربوط به رباط صلیبی قدامی ACL (Anterior Cruciate Ligament) در فعالیت‌های ورزشی پویا در ورزشکاران (۱۶ تا ۳۹ ساله) رایج است و حدود ۲۶٪ کل آسیب‌های داخلی زانو را شامل می‌شود (۱) و هزینه‌های مربوط به درمان و توان‌بخشی هر آسیب ACL تقریباً ۱۷۰۰۰ دلار خواهد بود (۲). بیش از ۲۵ درصد افرادی که ACL آنها آسیب می‌بینند حتی بعد از جراحی و توان‌بخشی موفق نمی‌توانند به سطوح قبلی فعالیت خود برگردند (۳). صدمات ACL به دلیل عواقب جدی برای ورزشکار آسیب‌دیده، با از دست دادن زمان ورزش و تأثیر منفی بر عملکرد، نگرانی‌های زیادی را در ورزش ایجاد کرده است. عواقب دراز مدت ناشی از این آسیب ممکن است با افزایش خطر شروع زودرس استئوآرتریت، کاهش عملکرد زانو، درد و حتی شدیدتر هم باشند (۴). بر طبق تحقیقات Majewski و Prodomos احتمال وقوع آسیب لیگامان صلیبی قدامی در زنان ۲ تا ۸ برابر بیشتر از مردان است (۵، ۶). متداول‌ترین مکانیسم آسیب ACL غیر برخوردی بوده که حدود ۷۲٪ کل آسیب‌های این لیگامان را در برمی‌گیرد و در خلال فعالیت‌هایی نظیر کاهش شتاب، فرود از پرش و حرکات برشی رخ می‌دهد (۷). در این میان، فرود از پرش به‌عنوان رایج‌ترین مکانیسم گزارش شده آسیب ACL در ورزش می‌باشد، به‌طوری‌که تکنیک نامناسب در هنگام مانور پرش-فرود می‌تواند باعث اعمال نیروی قابل توجه روی ACL و در نتیجه پارگی آن شود (۸).

اگرچه مانورهای ورزشی منجر به اعمال بارهای بسیار زیاد بر زانو در هر دو جنس می‌شود ولی این مانورها در زنان آسیب‌های بیشتری ایجاد می‌کند (۹). این افزایش چشمگیر در میزان وقوع آسیب‌ها در زنان منجر به مطالعات گسترده در زمینه تفاوت‌های جنسیتی شده است (۱۰، ۱۱). سه دلیل اصلی برای مستعد بودن بیشتر زنان برای آسیب لیگامان صلیبی قدامی بیان شده است که شامل عوامل آناتومیکی، هورمونی و نوروماسکولار می‌باشد (۱۲). مطالعات بررسی کننده تأثیر عوامل نوروماسکولار بر آسیب زنان نشان می‌دهد که زنان نسبت به مردان مبتلا به نقص‌هایی در سیستم کنترل نوروماسکولار می‌باشند (۱۳). نقص‌های کنترل

نوروماسکولار تحت عنوان الگوهای نامناسب فعال‌سازی، توان و قدرت عضلانی اندک در ناحیه تنه و اندام تحتانی تعریف شده است که منجر به افزایش بارهای وارده به مفصل زانو حین حرکات ورزشی می‌شوند (۱۴). کنترل پویای عضلانی راستای مفصل زانو، به ویژه تفاوت در به‌کارگیری عضلات، الگوهای فعال‌سازی (Firing Pattern) و قدرت ممکن است تا حدودی مسئول نابرابری جنسیتی در بروز آسیب ACL باشد. در هنگام فرود، زنان نزدیک شدن و چرخش داخلی بیشتری را نسبت به مردان در مفصل ران نشان می‌دهند که موجب ایجاد والگوس و چرخش بیرونی در زانو می‌شود (۱۶). تجزیه و تحلیل ویدئویی از لحظه‌ی آسیب ACL در ورزش‌های رقابتی وجود چنین وضعیت بدنی (والگوس زانو) را در لحظه آسیب تأیید کرده‌اند (۱۷).

در کنار نیروهای خارجی که حین فعالیت‌های پویا روی مفصل زانو عمل می‌کنند، فعالیت گروه‌های عضلانی مختلف می‌تواند بر اساس نحوه هماهنگ شدن باعث ایجاد فشار یا کاهش فشار بر لیگامنت زانو شوند (۱۸-۲۰). سطح فعالیت متوازن عضلات آگونیست و آنتاگونیست زانو و ران برای ایجاد پایداری، نشان‌دهنده اهمیت حسی حرکتی این عضلات نسبت به قدرت و استقامت آن‌هاست (۲۱). فعالیت این گروه از عضلات باید به گونه‌ای تنظیم شود که به‌صورت کاملاً هماهنگ، در زمان مناسب، در مدت مناسب و با ترکیب درستی از نیروها وارد عمل شوند (۲۱). از این‌رو بارگذاری و راستای نامناسب و همچنین عملکرد نامناسب عضلات اطراف زانو می‌تواند ثبات آن را تحت تأثیر قرار دهد و مفصل را مستعد آسیب کند (۲۲). تحقیقات نشان داده‌اند که زمان‌بندی فعالیت عضلات چهارسر ران، همسترینگ و همچنین دوقلو با آسیب لیگامان ACL مرتبط می‌باشد (۲۳). 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 (۲۳). نسبت قدرت و زمان فعال شدن همسترینگ به چهارسر ران، نیز به عنوان یک شاخص مهم در برآورد افزایش احتمال وقوع آسیب لیگامان ACL معرفی شده است (۲۴). از طرفی تحقیقات اخیر نشان داده‌اند در

اطلاعاتی، مقالات تکراری خارج شدند. پس از حذف موارد تکراری تمام عنوان‌ها و چکیده‌ها جهت یافتن مقالات مرتبط با موضوع تحقیق بررسی شدند. معیارهای ورود شامل موارد زیر بود: ۱- تحقیقاتی که از نوع مقطعی و به شکل مقایسه بین جنسیت باشند ۲- نمونه‌ها آنها شامل مردان و زنان ورزشکار بدون سابقه آسیب ورزشی در دامنه سنی ۱۶ تا ۳۷ سال باشند ۳- نوع تکلیف مورد آزمون پرش - فرود تک‌پا و یا جفت‌پا باشد ۴- فعالیت الکترومایوگرافی یا زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی را پیش از فرود و یا پس از تماس با زمین اندازه‌گیری کرده باشد. مقالاتی که از تحقیق خارج شدند توسط دو محقق مورد بحث و بررسی قرار گرفتند و موارد اختلاف توسط سرپرست گروه به عنوان مرورگر نهایی مورد قضاوت و تصمیم‌گیری قرار گرفت. پس از بررسی چکیده‌ها به‌طور مستقل توسط دو محقق متن کامل مقالات به لحاظ واجد شرایط بودن مورد مطالعه قرار گرفت و بر اساس نوع تکلیف مورد آزمون، نوع و زمان اندازه‌گیری و عضلات مورد مطالعه دسته‌بندی شدند.

**استراتژی جستجو:** جستجوی مقالات به انگلیسی در پایگاه اطلاعات Google Scholar، Science direct، PubMed، WOS، Scopus، ProQuest، Cochrane، Library بدون محدودیت زمانی تا سال ۲۰۲۰ با کلیدواژه‌های فعالیت عضلانی (Muscle Activity)، فعالیت عصبی-عضلانی (Neuromuscular activity) پرش\_ فرود (Jump Landing OR Landing)، اندام تحتانی (lower Extremity)، رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament)، الکترومایوگرافی (Electromyography)، جنسیت (Gender) انجام شد.

**استخراج داده‌ها:** مطالعه کنونی در چند مرحله به تعیین دقیق مسئله مورد مطالعه، جمع‌آوری، تحلیل و تفسیر یافته‌ها بر اساس سیستم گزارش دهی مطالعات سیستماتیک و متآنالیز (PRISMA=Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses) پرداخت (۳۱) (نمودار ۱). نتایج مربوط به الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی آزمودنی‌ها در مطالعاتی که مرتبط شناخته شدند استخراج شد. میانگین و انحراف استاندارد نمرات عضلات مختلف برای نمونه‌های زن و مرد ثبت شد و معنی‌داری تفاوت بر

حین فعالیت‌هایی که ACL را درخطر پارگی قرار می‌دهند مانند حرکات برشی و فرود آمدن از پرش، عضلات ساق پا نیز درگیر هستند (۲۵). در مطالعاتی که روی نقش عضلات خلفی ساق در اعمال فشار روی ACL انجام گرفته است به این نتیجه رسیدند که عضله دوقلوی ساق پا در فعالیت‌های زنجیره حرکتی بسته روی ACL فشار اعمال می‌کند و نقش آنتاگونیستی برای ACL دارد (۲۶-۲۸).

همان‌طور که بیان گردید، عوامل مختلفی اعم از عوامل کینماتیک، کینماتیک و عصبی و عضلانی در افزایش خطر بروز آسیب ACL نقش دارند که در این میان میزان، زمان‌بندی و ترتیب فعالیت عضلات اطراف مفاصل ران و زانو نقش قابل‌توجهی دارند. به‌منظور شناسایی سازوکارهای محافظتی مفصل زانو برای پیشگیری از آسیب ACL، عملکرد عصبی-عضلانی که اندام تحتانی را در طول فعالیت‌های گوناگون کنترل می‌کنند، شاخصی است که باید مورد توجه قرار گیرد (۲۹). الگوهای به‌کارگیری عصبی-عضلانی و سرعت انقباض، ترتیب به‌کارگیری عضلات و فعالیت فیدفوراردی و فیدبکی عضلات اندام تحتانی نقش مهمی را در فراهم‌سازی ثبات مفصل زانو و پیشگیری از آسیب مجدد بازی می‌کنند (۳۰). آگاهی در مورد شدت، زمان فعالیت و نسبت نیروهای عضلانی موافق و اندام تحتانی به‌صورت فیدفوراردی و فیدبکی هنگام اجرای حرکاتی مانند پرش\_ فرود جهت شناسایی علل آسیب رباط متقاطع قدامی و پیشگیری از آن کمک کننده است. به نظر می‌رسد با بررسی تفاوت فعالیت عضلانی در مردان و زنان ورزشکار و تأیید این تفاوت بتوان برنامه‌های تمرینی متفاوتی برای آنها جهت پیشگیری از آسیب رباط صلیبی طراحی نمود. لذا هدف از این مرور سیستماتیک، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در عضلات سرینی (بزرگ و میانی)، چهارسر ران (راست رانی، پهن داخلی و خارجی)، همسترینگ (دوسر رانی و نیم غشایی) و ساق پا (دوقلوی داخلی و خارجی) در تکلیف پرش - فرود در زنان و مردان ورزشکار بود.

## روش کار

**معیار انتخاب مقالات:** پس از جستجوی پایگاه‌های

کامل مورد مطالعه قرار گرفتند. تعداد ۱۷ مقاله به دلیل اینکه نوع تکلیف یا اطلاعات عضلات که مورد نظر ما را ارائه نمی‌دادند، به طور مثال مطالعاتی وجود داشت که فقط اطلاعات مربوط به ورزشکاران زن ارائه می‌دادند و یا مستقیماً مردان و زنان را با یکدیگر مقایسه نمی‌کردند (۳۳، ۳۴) یا تکلیف ارائه شده در آنها با معیار ما متفاوت بود، از روند بررسی خارج شدند (۳۵) و در پایان هشت مقاله برای بررسی جامع انتخاب شدند (نمودار ۱).

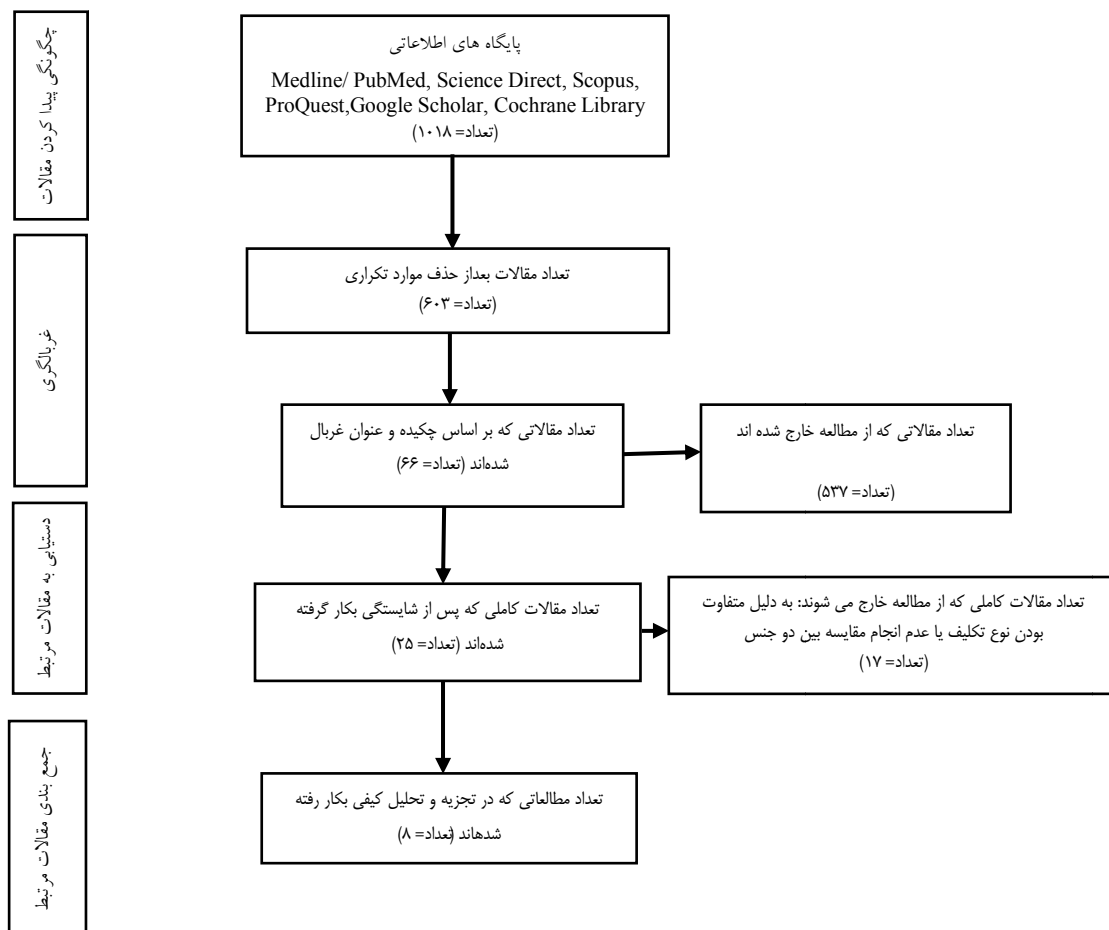
داده‌های الکترومیوگرافی یا به صورت درصد میزان حداکثر انقباض ارادی (MVC) میانگین درصد میزان انقباض ارادی (MVC) یا مجذور میانگین مربعات (Normalized Root-Mean-Square (RMS)) به عنوان یک مقدار ارائه شدند. تفاوت‌هایی در تعداد دفعات اجرای تکلیف، لحظه اندازه‌گیری و ارتفاع پرش

اساس جنسیت بررسی شد. اطلاعات EMG ارائه شده تا حد امکان بر اساس عضلات مختلف و تکلیف مورد اجرا دسته‌بندی و خلاصه شدند.

**ارزیابی کیفیت:** برای ارزیابی کیفیت مطالعات انتخاب شده از چک‌لیست تعدیل شده‌ای که برگرفته از چک‌لیست Downs و همکاران (۱۹۹۸) است، استفاده شد (۳۲).

## یافته‌ها

با جستجو کلیدواژه‌های مورد نظر در پایگاه‌های مختلف ۱۰۱۸ مقاله یافت شد. سپس مقالات تکراری حذف شدند (۴۱۵) و تعداد ۶۰۳ مقاله عنوان و چکیده آنها مورد بررسی قرار گرفت و بعد از غربالگری تعداد ۶۶ مقاله مورد بررسی بیشتر قرار گرفتند. با توجه به رعایت تمام معیارهای ورود و خروج تعداد ۲۵ مقاله



نمودار ۱- نتایج جستجو در طول فرایند بررسی



جدول ۱- ویژگی‌های و نمرات ارزیابی کیفیت مطالعات (MQA)

| نویسنده و سال     | جامعه                              | جنسیت  | سال        | قد          | وزن          | کیفیت مقالات |
|-------------------|------------------------------------|--------|------------|-------------|--------------|--------------|
| ۱۹۹۹ Rozzi        | ورزشکاران دانشگاهی فوتبال، بسکتبال | مرد ۱۷ | ۲۰/۴±۱/۷   | ۱۸۱/۵±۷/۲   | ۸۰/۳±۱۰/۳    | ۷            |
|                   |                                    | زن ۱۷  | ۱۸/۹±۰/۹   | ۱۶۸/۵±۴/۹   | ۶۵/۶±۸/۳     |              |
| ۲۰۰۵ Garrison     | بازیکنان فوتبال                    | مرد ۸  | ۱۹/۳±۱/۵   | ۱۸۲/۹±۲/۴   | ۷۷/۱±۶/۹     | ۷            |
|                   |                                    | زن ۸   | ۲۲/۱±۲/۴   | ۱۶۸/۶±۶/۸   | ۶۱/۸±۳/۲     |              |
| ۲۰۰۵ Zazulak      | بازیکنان فوتبال                    | مرد ۹  | گزارش نشده | ۱۸۰/۶       | ۷۶/۵         | ۷            |
|                   |                                    | زن ۱۳  |            | ۱۶۸/۱       | ۶۴/۶         |              |
| ۲۰۰۷ Carcia       | ورزشکاران تفریحی                   | مرد ۱۰ | ۲۲/۸۲±۲/۵۲ | ۱۷۸/۴۴±۶/۴۵ | ۱۷۸/۴۴±۱۲/۰۹ | ۷            |
|                   |                                    | زن ۱۰  | ۲۵/۵۶±۲/۴۹ | ۱۶۹/۹۹±۷/۰۲ | ۶۳/۴۴±۷/۰۲   |              |
| ۲۰۰۷ Nagano       | بازیکنان بسکتبال و تنیس            | مرد ۱۸ | ۱۹/۸±۴/۶   | ۱۷۷±۴۰      | ۶۸/۷±۱۶/۲    | ۷            |
|                   |                                    | زن ۱۹  | ۱۹/۴±۰/۹   | ۱۶۶±۱۰      | ۶۰±۷/۵       |              |
| ۲۰۱۰ Ebben        | ورزشکاران دانشگاهی                 | مرد ۱۲ | ۲۱±۱/۲     | گزارش نشده  | ۸۱/۶۱±۱۳/۳   | ۸            |
|                   |                                    | زن ۱۲  | ۱۹/۹۱±۰/۹  |             | ۶۴/۳۶±۶/۱۴   |              |
| ۲۰۱۴ de Britto    | ورزشکاران تفریحی                   | مرد ۱۰ | ۲۸/۹±۴     | ۱۸۲±۷       | ۸۱±۱۱        | ۷            |
|                   |                                    | زن ۸   | ۲۸/۴±۶     | ۱۶۷±۶       | ۵۹±۶         |              |
| Ogasawara<br>۲۰۱۴ | غیر ورزشکار                        | مرد ۱۷ | ۲۴/۸±۴/۳   | ۱۷۲/۷±۶/۵   | ۷۰/۹±۹/۱     | ۷            |
|                   |                                    | زن ۱۷  | ۲۳±۱       | ۱۶۱/۳±۴/۲   | ۵۳/۱±۷/۴     |              |

استفاده شد، در دو مطالعه (۳۹، ۴۰) زمان فعال‌سازی عضلات نسبت به تماس اولیه پا با زمین گزارش شده در حالی که در تمام هشت مطالعه (۳۶، ۳۸-۴۴) حداکثر یا میانگین فعالیت عضلات در فواصل زمانی خاص قبل و یا پس از تماس با زمین را گزارش شده است. تفاوت‌های جنسی در فعال شدن عضله راست رانی در یک مطالعه (۴۳) از ۵ مطالعه (۳۶، ۳۹، ۴۱، ۴۳، ۴۴) دیده شد. البته Ebben (۳۹) نشان داد که این عضله به‌طور معناداری در زنان زودتر به کار گرفته می‌شود. فقط Ebben (۳۹) از ۶ تحقیق (۳۶، ۳۹-۴۲، ۴۴) تفاوت‌های جنسی معنی‌داری را در فعال‌سازی عضله همسترینگ خارجی (دو سر رانی) گزارش کرد، به‌طوری که مردان میزان فعالیت بیشتری را در پیش و پس از تماس نشان داده‌اند. چهار مطالعه (۳۶، ۳۹، ۴۰، ۴۲) به بررسی میانگین و حداکثر فعالیت عضله پهن داخلی پرداختند در این میان نتایج مطالعه Ebben (۳۹) که به بررسی زمان‌بندی فعالیت پرداخته بودند نشان داد که عضله پهن داخلی در زنان زودتر فعال می‌شود. نویسندگان کمی در مورد فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی تحقیق کرده‌اند در واقع Rozzi (۴۰) به بررسی عضله دوقلوی خارجی و Rozzi و Zazulak (۴۰، ۴۳) به بررسی دوقلوی داخلی پرداخته‌اند و در

وجود داشت به‌طوری که ارتفاع پرش از ۲۰ سانتی‌متر (۳۶) تا ۶۰ سانتی‌متر (۳۷) متغیر بود (جدول ۲). مطالعات زیادی فعال‌سازی عضلات را در مرحله فیدفوراردی و فیدبکی (قبل و بعد از تماس پا با زمین) هنگام تکلیف پرش فرود را برای تعیین تفاوت‌های جنسیتی و علل آسیب‌های ACL بررسی کرده‌اند. شرایط پرش\_ فرود که مورد مطالعه قرار گرفته است شامل فرودهای دو پا از ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متر (۳۶)، ۳۰ سانتی‌متر (۳۸) و پرش\_ فرودهایی که با توجه به ارتفاع پرش آزمودنی‌ها نرمال شده‌اند (۳۹). فرودهای تک‌پا از ارتفاع ۲۵/۴ سانتی‌متر (۴۰)، ۳۰ سانتی‌متر (۴۱)، ۳۲ سانتی‌متر (۴۲) و ۳۰/۵ سانتی‌متر (۴۳) ۶۰ سانتی‌متر (۴۴) بوده است. در مجموع، این مطالعات زمینه‌ای برای درک تفاوت‌های جنسیتی در فعال شدن عضلات عمل‌کننده در مچ پا، زانو و لگن در هنگام پرش و فرود فراهم می‌کند. تماس اولیه زمین رایج‌ترین زمان انجام اندازه‌گیری‌ها بوده است. دوسر رانی (۶ مطالعه) (۳۶، ۳۹-۴۲، ۴۴) و نیم غشایی (۵ مطالعه) (۳۶، ۳۹-۴۲) عضلاتی بودند که بیشتر از همه مورد اندازه‌گیری قرار گرفته بودند. روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری فعال‌سازی عضلات

جدول ۲- مروری بر خصوصیات مطالعات اصلی

| عضله  | نویسنده          | تکلیف | ارتفاع<br>Cm | اندازه‌گیری    | زمان اندازه‌گیری                     | مردان<br>Mean ± SD | زنان<br>Mean ± SD |
|-------|------------------|-------|--------------|----------------|--------------------------------------|--------------------|-------------------|
|       | Garrison (2005)  | SLL   | ۶۰           | میانگین RMS    | تماس اولیه                           | ۸/۵۵ ± ۵/۶۵        | ۷/۸۱ ± ۳/۴۸       |
|       | Zazulak (2005)   | SLL   | ۳۰/۵         | حداکثر MVC     | ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل برخورد یا با زمین | ۱۸/۷ ± ۸/۲         | *۳۳/۶ ± ۱۸/۵      |
|       |                  |       |              | میانگین MVC    |                                      | ۹/۴ ± ۵/۲          | ۱۳/۹ ± ۹/۱        |
|       |                  |       |              | حداکثر MVC     | ۲۵۰ میلی‌ثانیه بعد برخورد یا با زمین | ۴۵/۱ ± ۳۵/۰        | ۶۶/۲ ± ۳۱/۹       |
|       |                  |       |              | میانگین MVC    |                                      | ۲۵/۸ ± ۱۴/۹        | ۳۹/۶ ± ۱۹/۶       |
|       | Nagano (2007)    | SLL   | ۳۰           | درصد MVC       | ۵۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد          | a                  | a                 |
| راست  |                  |       |              |                | ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد          | a                  | a                 |
| رانی  | Debritto (2014)  | BDJ   | ۲۰           | درصد NEMG      | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود     | a                  | a                 |
|       |                  |       | ۴۰           |                | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود     | a                  | a                 |
|       | Ebben (2010)     | BDJ   | نرمال        | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | ۲۶/۷ ± ۲۱/۹۲       | ۱۹/۷۴ ± ۷/۴۰      |
|       |                  |       | شده با       | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۶۴/۷۱ ± ۴۶/۳۲      | ۴۹/۸۱ ± ۲۱/۴۶     |
|       |                  |       | MVJ          | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | ۶۹/۴۴ ± ۳۵/۱۹      | ۵۷/۶۷ ± ۸/۰۹      |
|       |                  |       |              | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۲۲۴/۱۷ ± ۴۱/۶۳     | ۲۳۶/۹۷ ± ۲۳/۱۳    |
|       | Rozzi(1999)      | SLL   | ۲۵/۴         | زمان (ms)      | از برخورد یا تا شروع انقباض عضلات    | ۳۰/۶۰ ± ۵۱/۹۸      | ۳۹/۲۰ ± ۵۶/۶۶     |
|       |                  |       |              | حداکثر (mv)    | اولین انقباض متعاقب فرود پرش         | ۲۹۰/۸۷ ± ۱۷۳/۶۲    | ۳۶۱/۶۵ ± ۲۵۵/۴۹   |
|       | Ogasawara(2014)  | SLL   | ۳۲           | حداکثر MVC     | لحظه تماس یا با زمین                 | ۸۴/۲ ± ۲۲/۸        | ۱۴۲/۵ ± ۴۲/۳      |
|       |                  |       |              | زمان‌بندی (ms) |                                      | ۱۱۵ ± ۲۸/۴         | ۹۳/۶ ± ۳۸/۶       |
| پهن   | Debritto (2014)  | BDJ   | ۲۰           | درصد NEMG      | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود     | a                  | a                 |
| داخلی |                  |       | ۴۰           | درصد NEMG      | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود     | a                  | a                 |
|       | Ebben (2010)     | BDJ   | نرمال        | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | ۴۰/۰۷ ± ۳۰/۶۴      | ۳۷/۹۹ ± ۳۰/۲۶     |
|       |                  |       | شده با       | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۸۰/۵۰ ± ۳۹/۵۶      | ۸۵/۰۹ ± ۳۶/۹۴     |
|       |                  |       | MVJ          | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | *۶۴/۰۸ ± ۱۲/۲۰     | *۵۲/۲۰ ± ۹/۷۷     |
|       |                  |       |              | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۲۲۳/۳۶ ± ۳۰/۶۴     | ۲۳۶/۸۰ ± ۱۸/۴     |
|       | Rozzi (1999)     | SLL   | ۲۵/۴         | زمان (ms)      | از برخورد یا تا شروع انقباض عضلات    | ۵۲/۹۴ ± ۷۰/۵۹      | ۴۰/۵۱ ± ۲۸/۲۱     |
|       |                  |       |              | حداکثر (mv)    | اولین انقباض متعاقب فرود پرش         | ۲۹۸/۰۰ ± ۲۳۱/۲۷    | ۳۱۵/۸۲ ± ۱۶۲/۲۵   |
|       | Garrison. (2005) | SLL   | ۶۰           | میانگین RMS    | تماس اولیه                           | ۱۴/۸۸ ± ۶/۹۳       | ۹/۶۹ ± ۳/۵۸       |
|       | Ogasawara(2014)  | SLL   | ۳۲           | حداکثر MVC     | لحظه تماس یا با زمین                 | ۱۶/۴ ± ۱۷/۷        | ۱۱۵/۶ ± ۲۳/۶      |
| پهن   |                  |       |              | زمان‌بندی (ms) |                                      | ۱۰۵/۳ ± ۴۶/۱       | ۹۷/۸ ± ۴۲/۰       |
| خارجی | Ebben (2010)     | BDJ   | نرمال        | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | ۳۰/۴۹ ± ۱۳/۲۰      | ۲۴/۹۷ ± ۱۶/۴۳     |
|       |                  |       | شده با       | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۹۷/۶۱ ± ۶۱/۱۷      | ۸۹/۷۳ ± ۵۱/۴۷     |
|       |                  |       | MVJ          | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | *۶۲/۰۸ ± ۱۶/۲۸     | *۴۶/۹۵ ± ۱۰/۱۰    |
|       |                  |       |              | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۲۲۵/۷۰ ± ۳۳۷/۲۸    | ۲۳۶ /۰۸ ± ۲۹/۶۹   |
|       | Nagano (2007)    | SLL   | ۳۰           | درصد MVC       | ۵۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد          | a                  | a                 |
|       |                  |       |              |                | ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد          | a                  | a                 |
|       | Garrison (2005)  | SLL   | ۶۰           | میانگین RMS    | تماس اولیه                           | ۸/۹۷ ± ۶/۷۶        | ۶/۱۳ ± ۳/۱۵       |
|       | Rozzi 1999       | SLL   | ۲۵/۴         | زمان (ms)      | از برخورد یا تا شروع انقباض عضلات    | ۲۱۷/۶۳ ± ۱۰۸/۹۵    | ۱۸۷/۰۱ ± ۱۳۳/۱۹   |
|       |                  |       |              | حداکثر (mv)    | اولین انقباض متعاقب فرود پرش         | ۸۴/۸۴ ± ۴۳/۴۷      | ۱۵۶/۰۰ ± ۷۲/۵۹    |
|       | Ogasawara (2014) | SLL   | ۳۲           | حداکثر MVC     | لحظه تماس یا با زمین                 | ۳۰/۸ ± ۱۷/۹        | ۳۱/۶ ± ۱۷/۹       |
| دو سر |                  |       |              |                |                                      | ۸/۸ ± ۴۵/۱         | ۳۲/۸ ± ۲۸/۰       |
| رانی  | Debritto (2014)  | BDJ   | ۲۰           | درصد NEMG      | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود     | a                  | a                 |
|       |                  |       | ۴۰           |                | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود     | a                  | a                 |
|       | Ebben (2010)     | BDJ   | نرمال        | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | ۲۶/۲۴ ± ۲۱/۴۰      | ۱۶/۶۸ ± ۱۳/۱۰     |
|       |                  |       | شده با       | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | *۴۱/۲۳ ± ۴۳/۳۲     | *۱۶/۶۷ ± ۱۶/۱۱    |
|       |                  |       | MVJ          | حداکثر MVC     | قبل از برخورد یا                     | ۷۹/۹۷ ± ۲۳/۹۱      | ۸۱/۷۴ ± ۱۸/۹۵     |
|       |                  |       |              | میانگین MVC    | بعد از برخورد یا                     | ۲۰۴/۰۹ ± ۳۹/۹۴     | ۲۱۵/۱۴ ± ۲۹/۳۲    |

MVC: حداکثر انقباض ارادی (Maximal Volitional Contraction)؛ RMS: ریشه میانگین مربعات (Root Mean Squared)؛ NEMG: فعالیت الکتریکی نرمال شده عضله (Normalized Myoelectric Activity)؛ SLL: فرود تک‌پا (Single-Leg Landing)؛ BDJ: فرود پرش دو پا (Bilateral Drop-Jump)؛ MVJ: حداکثر پرش عمودی (Maximum Vertical jump)؛ a: متغیرها را نشان می‌دهد اما بدون داده‌های عددی گزارش شده است؛ \*a: تفاوت معنی‌داری بین ارزش‌های زن و مرد را نشان می‌دهد p < 0.05.

هیچ‌کدام تفاوت معناداری بین دو جنس حین اجرای فعال‌سازی عضله سرینی میانی در ۴ مطالعه (۳۸، تکلیف پرش فرود در این عضله مشاهده نشد. ۴۲-۴۴) اندازه‌گیری شد و هیچ تفاوت معناداری



جدول ۲- مروری بر خصوصیات مطالعات اصلی (ادامه)

| عضله           | نویسنده         | تکلیف | ارتفاع<br>Cm | اندازه‌گیری               | زمان اندازه‌گیری   | مردان<br>Mean ± SD          | زنان<br>Mean ± SD                           |
|----------------|-----------------|-------|--------------|---------------------------|--|-----------------------------|---|
|                | Nagano (2007)   | SLL   | ۳۰           | درصد MVC                  | ۵۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد<br>۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد                   | a<br>a                      | a<br>a                                      |
|                | Rozzi 1999      | SLL   | ۲۵/۴         | زمان (ms)<br>حداکثر (mv)  | از برخورد پا تا شروع انقباض عضلات<br>اولین انقباض متعاقب فرود پرش            | ۱۸۲/۴۴ ± ۹۱/۸۸              | ۱۷۵/۵۷ ± ۱۰۸/۵۶<br>۱۶۳/۴۹ ± ۸۴/۴۵           |
|                | Ogasawara(2014) | SLL   | ۳۲           | حداکثر MVC                | لحظه تماس پا با زمین   | ۳۰/۲ ± ۱۷/۴                 | ۲۷/۷ ± ۷/۷<br>۱۲/۹ ± ۴/۸۷                   |
| نیم<br>غشایی   | Debritto (2014) | BDJ   | ۲۰           | درصد NEMG                 | ۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود<br>۱۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود         | *a<br>a                     | *a<br>a                                     |
|                | Ebben (2010)    | BDJ   | ۴۰           | حداکثر MVC                | قبل از برخورد پا   | ۳۹/۵۱ ± ۴۵/۹۳               | ۲۶/۳۲ ± ۴۷/۳۰                               |
|                |                 |       |              | میانگین MVC               | بعد از برخورد پا   | ۲۷/۲۴ ± ۲۷/۱۲               | ۲۳/۷۱ ± ۲۷/۹۴                               |
|                |                 |       |              | حداکثر MVC                | قبل از برخورد پا   | ۱۰۳/۵۶ ± ۹۶/۳۲              | ۸۰/۷۲ ± ۲۲/۱۹                               |
|                |                 |       |              | میانگین MVC               | بعد از برخورد پا   | ۲۰۰/۸۹ ± ۶۸/۱۵              | ۲۰۰/۹۴ ± ۲۶/۶۷                              |
| دوقلو<br>داخلی | Rozzi 1999      | SLL   | ۲۵/۴         | زمان (ms)<br>حداکثر (mv)  | از برخورد پا تا شروع انقباض عضلات<br>اولین انقباض متعاقب فرود پرش            | ۲۸۹/۰۹ ± ۱۷۷/۹۶             | ۲۴۱/۱۰ ± ۱۴۱/۵۷<br>۲۲۵/۸۶ ± ۲۲۳/۳۵          |
| دوقلو<br>خارجی | Rozzi 1999      | SLL   | ۲۵/۴         | زمان (ms)<br>حداکثر (mv)  | از برخورد پا تا شروع انقباض عضلات<br>اولین انقباض متعاقب فرود پرش            | ۴۴/۱۹ ± ۹۸/۵۸               | ۱۹۳/۹۰ ± ۱۵۵/۳۳<br>۱۳۱/۷۲ ± ۶۴/۹۰           |
| سرینی<br>بزرگ  | Zazulak (2005)  | SLL   | ۳۰/۵         | حداکثر MVC<br>میانگین MVC | ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل برخورد پا با زمین<br>۲۵۰ میلی‌ثانیه بعد برخورد پا با زمین | ۴۷/۴ ± ۳۱/۶<br>*۸۰/۰ ± ۳۳/۴ | ۳۱/۱ ± ۱۸/۲<br>*۶۹/۵ ± ۳۰/۲<br>*۳۷/۵ ± ۱۵/۶ |
|                | Garrison (2005) | SLL   | ۶۰           | میانگین RMS               | تماس اولیه   | ۷/۴۰ ± ۴/۸۵                 | ۳/۸۴ ± ۲/۳۷                                 |
|                | Carcia (2007)   | BDJ   | ۳۰           | حداکثر MVC<br>میانگین MVC | قبل از برخورد پا   | ۳۶/۱ ± ۱۶/۷                 | ۵۱/۰ ± ۵۰/۱<br>۲۱/۳ ± ۱۱/۳                  |
|                |                 |       |              | حداکثر MVC<br>میانگین MVC | قبل از برخورد پا   | ۱۱۱/۱ ± ۴۵/۳                | ۱۲۱/۱ ± ۶۲/۱                                |
| سرینی<br>میانی | Zazulak (2005)  | SLL   | ۳۰/۵         | حداکثر MVC<br>میانگین MVC | ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل برخورد پا با زمین<br>۲۵۰ میلی‌ثانیه بعد برخورد پا با زمین | ۶۱/۶ ± ۲۲/۳<br>۴۸/۴ ± ۲۷/۰  | ۷۲/۶ ± ۴۲/۰<br>۳۹/۶ ± ۱۶/۵<br>۲۰/۸ ± ۱۰/۴   |
|                |                 |       |              | حداکثر MVC<br>میانگین MVC | ۲۵۰ میلی‌ثانیه بعد برخورد پا با زمین   | ۷۹/۳ ± ۳۰/۴                 | ۶۹/۲ ± ۲۸/۲<br>۳۹/۹ ± ۱۸/۵                  |
|                | Ogasawara(2014) | SLL   | ۳۲           | حداکثر MVC                | لحظه تماس پا با زمین   | ۴۰/۳ ± ۱۳/۴                 | ۴۶/۴ ± ۲۳/۴<br>۵۶/۸ ± ۵۵/۳                  |

MVC: حداکثر انقباض ارادی (Maximal Volitional Contraction); RMS: ریشه میانگین مربعات (Root Mean Squared); NEMG: فعالیت الکتریکی نرمال شده عضله (Normalized Myoelectric Activity); SLL: فرود تک‌پا (Single-Leg Landing); BDJ: فرود پرش دو پا (Bilateral Drop-Jump); MVJ: حداکثر پرش عمودی (Maximum vertical jump); a: متغیرها را نشان می‌دهد اما بدون داده‌های عددی گزارش شده است؛ \*a: تفاوت معنی‌داری بین ارزش‌های زن و مرد را نشان می‌دهد  $p < 0.05$ .

کیفیت از سطح مطلوبی برخوردار بودند. فعالیت الکترومایوگرافی در هنگام پرش - فرود در هشت مقاله بررسی‌شده و فعالیت الکترومایوگرافی برای عضلات مختلف در حین فرود و پرش گزارش شده است (۳۶، ۳۸-۴۴) (جدول ۱).

### بحث

میزان فعالیت عضلانی عضله راست رانی توسط پنج محقق در حین تکلیف پرش فرود از ارتفاع‌های مختلف بررسی شده است. نتایج تحقیق Zazulak (ارتفاع ۳۰/۵ سانتی‌متر) و Nagano (ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر) (۴۱) نشان داد که فعالیت فیدفوراردی راست رانی در

در فعال‌سازی سرینی میانی بین دو جنس گزارش نشد و Zazulak (۴۳) به بررسی میانگین و حداکثر فعالیت عضله سرینی بزرگ پرداخته که نتایج آن نشان داد میانگین و حداکثر فعالیت عضله پس از تماس پا با زمین در مردان بیشتر از زنان است (۴۳) ولی قبل از تماس با زمین تفاوت معنی‌داری بین دو جنس بدین لحاظ وجود ندارد.

**نتیجه ارزیابی کیفیت:** نتایج حاصل از ارزیابی کیفیت در جدول (۱) آورده شده است. کلیه مطالعات بر اساس شاخص تعدیل شده کیفیت (۴۵) ارزیابی گردیدند و نمره شاخص کیفیت برای تمام مقالات بالاتر از شش به دست آمده است لذا مقالات منتخب به لحاظ

داخلی حین تکلیف پرش فرود توسط Rozzi در ارتفاع ۲۵/۴ سانتی‌متری، Ogasawara در ارتفاع ۳۲ سانتی‌متری، De Britto در ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متری و Ebben (ارتفاع تعدیل شده) مورد مطالعه قرار گرفت و هیچ تفاوت معنی‌داری در دو جنس مشاهده نشد. فقط Ebben و همکاران به بررسی زمان فعال‌سازی عضله پهن داخلی به‌صورت فیدفورواری و فیدبکی پرداخته است و نتایج حاصل از تحقیق او نشان داد که زنان به‌طور معنی‌داری سریع‌تر از مردان در مرحله فیدفورواری عضله پهن داخلی را فعال می‌کنند ولی در مرحله فیدبکی تفاوتی بین دو جنس وجود ندارد (۳۹).

میزان فعالیت عضله پهن داخلی به‌صورت فیدفورواری و فیدبکی توسط محققین در ارتفاع‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفت و نتایج یکسانی حاصل شده است به طوری که Rozzi در آزمون تکلیف با ارتفاع ۲۵/۴ سانتی‌متر (۴۰)، Ogasawara در ارتفاع ۳۲ سانتی‌متر (۴۲)، Ebben در ارتفاع تعدیل شده و Garrison در ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری تفاوت معناداری بین دو جنس مشاهده نکردند. همچنین Ebben در تحقیق خود فعال‌سازی سریع‌تر این عضله پهن خارجی در مرحله فیدفورواری در زنان نسبت به مردان را گزارش کرده است. به‌طور کلی میزان فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی در دو جنس تفاوتی نداشته است اما زمان فعال‌سازی این عضلات در مرحله فیدفورواری در زنان سریع‌تر از مردان بوده است.

هشت مطالعه به بررسی میزان فعالیت فیدفورواری عضله دو سر رانی زنان و مردان ورزشکار پرداختند. Nagano (۲۰ سانتی‌متر) Garrison (۶۰ سانتی‌متر) Ogasawara (۳۲ سانتی‌متر)، De Britto (۲۰ و ۴۰ سانتی‌متر) و Ebben (ارتفاع تعدیل شده) که پرش فرود از ارتفاع‌های مختلف به‌صورت فیدفورواری را بررسی کرده بودند هیچ تفاوت معنی‌داری بین زنان و مردان مشاهده نکردند در حالی که در بررسی عضلات چهار سر دیدیم ارتفاع باعث ایجاد تفاوت شد. این نتیجه با یافته‌های فورده که نشان داد فعالیت چهارسر زنان تحت تأثیر ارتفاع است ولی همسترینگ نیست (۴۸) و یافته‌های Peng که عدم تأثیرپذیری همسترینگ از ارتفاع را تأیید کرده هماهنگ است (۳۳).

زنان به‌طور معنی‌داری بیشتر از مردان بوده است. درحالی‌که Ebben (ارتفاع تعدیل شده) (۳۹)، Garrison (۶۰ سانتی‌متر) (۴۴) و De Britto (۴۰ و ۲۰ سانتی‌متر) (۳۶) بین دو جنس در فعالیت فیدفورواری یا فیدبکی عضله راست رانی تفاوتی مشاهده نکردند. علت این تفاوت در نتایج را می‌توان با فشار کار ناشی از نوع تکلیف ارائه شده مرتبط دانست چرا که De Britto در تکلیف با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری تفاوتی مشاهده نکرد ولی در ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر مقداری تفاوت مشاهده کرد اگرچه معنادار نبود و احتمالاً به این دلیل بود که نمونه‌ها افراد ورزشکاری بودند که حداقل ۲ روز در هفته و به مدت ۴۵ دقیقه ورزش‌های با تکلیف پرش فرود انجام می‌دادند (۳۶) همان‌طور که در تحقیق Medina (۲۹) نیز تأثیر ورزشکار بودن بر الگوی فعالیت عضلات تأیید شده است و از طرفی پرش فرود دو پا نسبت به یک‌پا تکلیفی سبک‌تر محسوب می‌شود (۴۶). با توجه به اینکه برخی مطالعات نشان داده‌اند که توانایی پرش زنان ۷۵/۲ درصد مردان است (۴۷) بنابراین در ارتفاع برابر ممکن است زنان شدت فعالیت بیشتری را احساس کنند. لذا در فعالیت‌های پرش دو پا از ۴۰ سانتی‌متر یا پرش تک‌پا از ارتفاع ۳۰/۵ و ۳۰ سانتی‌متر زنان فعالیت فیدفورواری بیشتری نشان دادند درحالی‌که Ebben با تنظیم ارتفاع متناسب با حداکثر پرش عمودی افراد در تکلیف خود هیچ تفاوتی بین دو جنس مشاهده نکرد. همچنین De Britto در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر و Garrison در ارتفاع ۶۰ سانتی‌متر تفاوتی در دو جنس مشاهده نکردند می‌توان استنباط کرد چون شدت فعالیت برای دو جنس یا سبک (۲۰ سانتی‌متر) یا سنگین (۶۰ سانتی‌متر) محسوب می‌شده است. با توجه به آنچه ذکر گردید احتمالاً می‌توان نتیجه گرفت چنانچه شدت فعالیت متناسب با توان افراد نرمال شود به لحاظ میزان فعالیت فیدفورواری و فیدبکی بین عضله راست رانی بین دو جنس در تکلیف پرش فرود تفاوت معناداری وجود ندارد. همچنین می‌توان نتیجه گرفت با افزایش ارتفاع میزان فعالیت راست رانی افزایش می‌یابد که این مسئله توسط Peng نیز تأیید شده است (۳۳).

میزان فعالیت فیدفورواری و فیدبکی عضله پهن

به صورت فیدفوراردی ارزیابی کرده است مشاهده کردند که میزان فعالیت عضله نیم غشایی در زنان به طور معناداری پیش از تماس پا با زمین بیشتر از مردان است (۳۶). این تفاوت در نتایج ممکن است به علت تفاوت در اجرای تکلیف باشد زیرا فرود تک پا با دو پا به لحاظ فشار و مکانیسم فعال سازی متفاوت است (۴۶) از طرفی شیوه ارائه اطلاعات دو مقاله نیز متفاوت است. De Britto میزان فعالیت را به صورت NEMG گزارش کرده (۳۶) در حالی که Nagano به صورت درصد MVC گزارش کرده است (۴۱)؛ اما به لحاظ زمان فعال سازی نیز بین دو جنس تفاوتی در مطالعه Ebben و Rozzi به صورت فیدفوراردی و فیدبکی گزارش نشده است (۳۹).

Rozzi به بررسی فیدبکی عضله دوقلوی داخلی و خارجی به لحاظ زمان فعال سازی در حین پرش فرود تک پا از ارتفاع ۲۵/۴ پرداخت و هیچ تفاوت معناداری بین دو جنس مشاهده نکرد (۴۰). Zazulak نیز به بررسی فعالیت فیدبکی این عضله در حین تکلیف پرش و فرود تک پا از ارتفاع ۳۰/۵ پرداخت و تفاوتی مشاهده نکرد (۴۳). تحقیقات کمی در رابطه با این عضله در تکلیف پرش فرود صورت گرفته است با این حال همخوانی این دو تحقیق حاکی از آن است که احتمالاً میزان فعالیت این عضلات تحت تأثیر جنسیت نیست.

در بررسی های انجام شده فقط Zazulak و همکاران (۲۰۰۵) به بررسی فعالیت عضله سرینی بزرگ در حین تکلیف پرش فرود پرداخته بود و نتایج تحقیق آنها نشان داد که میزان فعالیت این عضله در فاز فیدفوراردی بین دو جنس تفاوتی ندارد اما در فاز فیدبکی تفاوت معنی داری دارد به طوری که در مردان این عضله انقباض و فعالیت بیشتری را نشان داده است (۴۳).

Ogasawara, Carcia, Garrison و Zazulak به بررسی فعالیت عضله سرینی میانی به صورت فیدفوراردی و فیدبکی در ارتفاع های مختلف پرداخته اند و هیچ تفاوت معنی داری را به لحاظ میزان و زمان بندی فعالیت عضله مشاهده نکردند (۳۸، ۴۲-۴۴). به نظر می رسد که عضلات سرینی بزرگ و چرخاننده های خارجی ران نقش مهم تری را نسبت به سرینی میانی در کنترل ران و مفصل درشت نگی - رانی دارند. در واقع سرینی بزرگ به عنوان کنترل

میانگین فعالیت فیدبکی عضله دو سر رانی توسط Nagano (۳۰ سانتی متر)، Garrison (۶۰ سانتی متر) مورد بررسی قرار گرفت و هیچ تفاوت معناداری مشاهده نکردند. Ogasawara (۳۲ سانتی متر) (۴۲) و Rozzi (۲۵/۴ سانتی متر) (۴۰) و Ebben (ارتفاع تعدیل شده) حداکثر فعالیت عضلانی (Peak MVC) پس از فرود را بررسی کرده اند و نتایج تحقیقات آنها در این رابطه متناقض بوده به طوری که Ogasawara هیچ تفاوت معنی داری مشاهده نکرد (۴۲). در حالی که Rozzi و Ebben تفاوت معنی داری بین دو جنس مشاهده کردند به شکلی که Rozzi حداکثر فعالیت عضلانی در زنان بیشتر ولی Ebben در مردان بیشتر گزارش کردند (۳۹، ۴۰). با توجه به اینکه نمونه های Rozzi ورزشکاران حرفه ای بسکتبال و فوتسال بوده اند و ارتفاع نیز کم بوده است (۲۵/۴ سانتی متر) احتمالاً به طور اکتسابی (خودآگاه یا ناخودآگاه) آموخته اند که عضله همسترینگ را بیشتر فعال کنند اما نمونه های Ebben افراد بودند که ورزشکار حرفه ای نبودند (غیر ورزشکار) و ارتفاع پرش نیز با توان آزمودنی ها نیز نرمال شده بود یکی دیگر از عوامل تأثیرگذار بر این عدم توافق بازه زمانی اندازه گیری بکار رفته است (۳۹، ۴۰). Rozzi و Ogasawara اولین انقباض در لحظه برخورد پا با زمین را به عنوان فعالیت فیدبکی محسوب کرده (۴۰، ۴۲) در حالی که Ebben حداکثر انقباض را در فاصله اولین برخورد پا با زمین تا ۱۲۵ میلی ثانیه بعد از آن محاسبه کرده اند. در حالی که Seegmiller و همکاران عنوان کردند اولین نیروی بازتاب بیشینه زمین در محدوده ۱۰ تا ۱۸ میلی ثانیه بعد از برخورد پا با زمین اتفاق می افتد (۴۹)؛ بنابراین تفاوت در زمان اندازه گیری دلیل این تفاوت می تواند باشد.

Ogasawara, Rozzi, Ebben حداکثر انقباض MVC عضله همسترینگ داخلی را پس از تماس پا با زمین در زنان و مردان در تکلیف پرش فرود با هم مقایسه کردند و هیچ تفاوت معنی داری مشاهده نکردند (۳۹، ۴۰، ۴۲). Nagano پرش فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی متری را بررسی کرده و تفاوت معناداری در میزان فعالیت عضله نیم غشایی پیش و پس از تماس پا با زمین مشاهده نکرده است (۴۱) اما De Britto که پرش فرود دو پا از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتی متری را

3. Brophy RH, Schmitz L, Wright RW, Dunn WR, Parker RD, Andrich JT, et al. Return to play and future ACL injury risk after ACL reconstruction in soccer athletes from the Multicenter Orthopaedic Outcomes Network (MOON) group. *AJSM*. 2012;40(11):2517-22.

4. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Quatman CE, Research® R. The 2012 ABJS Nicolas Andry Award: The sequence of prevention: a systematic approach to prevent anterior cruciate ligament injury. *Clinical Orthopaedics*. 2012;470(10):2930-40.

5. Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The knee*. 2006;13(3):184-8.

6. 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: Arthroscopy*. 2007;23(12):1320-5. e6.

7. Etnoyer J, Cortes N, Ringleb SI, Van Lunen BL, Onate JA. Instruction and jump-landing kinematics in college-aged female athletes over time. *J Athl Train*. 2013;48(2):161-71.

8. Onate J, Cortes N, Welch C, Van Lunen B. Expert versus novice interrater reliability and criterion validity of the landing error scoring system. *J Sport Rehabil*. 2010;19(1):41-56.

9. Hewett TE, Johnson DL. ACL prevention programs: fact or fiction? *Orthopedics*. 2010;33(1).

10. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *AJSM*. 2009;37(2):252-9.

11. Ford KR, Myer GD, Toms HE, Hewett TE. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37(1):124-9.

12. 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. *Br J Sports Med*. 2009;43(6):417-22.

13. Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *J Athl Train*. 2011;46(1):31-42.

14. Hewett TE. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. *Sports Med*. 2000;29(5):313-27.

15. Vibert B, Wojtys EM. Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *Am J Knee Surg*. 2001;14:215-20.

16. Ireland ML. The female ACL: why is it more prone to injury? *Orthopedic Clinics*. 2002;33(4):637-51.

17. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE.

کننده میزان فلکشن و چرخش داخلی ران در نظر گرفته شده است (۵۰). در این تحقیق فقط مقالاتی که به زبان انگلیسی بودند، مورد بررسی قرار گرفت که به عنوان محدودیت پژوهش حاضر است. یکی از کاربردهای نتایج این مطالعه این است که به مربیان و متخصصین فیزیوتراپی و آسیب شناسی حرکات اصلاحی کمک کند تا بر اساس نتایج بتوانند به تدوین برنامه های تمرینی پیشگیری از آسیب های عصبی عضلانی (به عنوان یک عامل مهم در آسیب نروماسکولار ورزشکاران است) بپردازند.

### نتیجه گیری

به طور کلی می توان نتیجه گرفت اگر شدت تکلیف ارائه شده متناسب با توان آنها باشد زنان و مردان الگوهای فعال سازی عضلانی مشابهی را قبل و در طول تکلیف پرش فرود از ارتفاع به نمایش می گذارند؛ بنابراین علت آسیب پذیری بیشتر زنان را باید در سایر عوامل مانند عوامل بیومکانیکی و یا هورمونی جستجو کرد. همچنین در مرور تحقیقات مشخص شد نوع تمرینات و سطح آمادگی افراد بدنی می تواند بر الگوی فعال سازی عضلات اثرگذار باشد.

**ملاحظات اخلاقی:** پیروی از اصول اخلاق پژوهش: با توجه به اینکه مقاله از نوع مروری سیستماتیک است، اصول اخلاقی وجود ندارد. این مقاله برگرفته از پایان نامه دکتری تخصصی در رشته آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران است. **کد اخلاق:** این تحقیق برگرفته از رساله دکتری با کد اخلاق IR.UT.SPORT.REC.1389.063 در دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران می باشد.

### References

- Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train*. 2007;42(2):311.
- Parkari J, Pasanen K, Mattila VM, Kannus P, Rimpelä A. The risk for a cruciate ligament injury of the knee in adolescents and young adults: a population-based cohort study of 46 500 people with a 9 year follow-up. *Br J Sports Med*. 2008;42(6):422-6.

- Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573-8.
18. Beynnon B, Howe J, Pope MH, Johnson RJ, Fleming B. The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop*. 1992;16(1):1-12.
19. Colby S, Francisco A, Bing Y, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: implications for anterior cruciate ligament injury. *AJSM*. 2000;28(2):234-40.
20. Li G, Rudy T, Sakane M, Kanamori A, Ma C, Woo SY. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*. 1999;32(4):395-400.
21. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports Med*. 2008;38(11):893-916.
22. Javdaneh N, Minoonejad H, Shirzad E, Javdaneh N. Investigating Knee Flexion Angle and Quadriceps to Hamstring Co-Activation in Athletes with Ankle Pronation Deformity and Healthy. *J Ilam Univ Med Sci*. 2015;23(4 (SUPPLEMENT)):158-67.(persian).
23. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. *N Am J Sports Phys Ther: NAJSPT*. 2010;5(4):234.
24. Kong PW, Burns SF. Bilateral difference in hamstrings to quadriceps ratio in healthy males and females. *Phys Ther Sport*. 2010;11(1):12-7.
25. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *AJSM*. 1999;27(6):699-706.
26. Adouni M, Shirazi-Adl A, Marouane H, engineering b. Role of gastrocnemius activation in knee joint biomechanics: gastrocnemius acts as an ACL antagonist. *Comput Methods Biomech*. 2016;19(4):376-85.
27. Elias JJ, Faust AF, Chu YH, Chao EY, Cosgarea AJ. The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament: an in vitro experimental study. *AJSM*. 2003;31(2):241-6.
28. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res*. 2001;19(6):1178-84.
29. Medina JM, McLeod TCV, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(4):591-7.
30. Hashemi J, Breighner R, Jang T-H, Chandrashekar N, Ekwaro-Osire S, Slauterbeck JR. Increasing pre-activation of the quadriceps muscle protects the anterior cruciate ligament during the landing phase of a jump: an in vitro simulation. *The Knee*. 2010;17(3):235-41.
31. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JP, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. *J Clin Epidemiol*. 2009;62(10):e1-e34.
32. Downs SH, Black N, Health C. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol*. 1998;52(6):377-84.
33. Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Quadriceps and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Phys Ther Sport*. 2011;12(3):127-32.
34. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. *J Athl Train*. 2012;47(4):406-13.
35. Márquez G, Alegre L, Jaén D, Martin-Casado L, Aguado X. Sex differences in kinetic and neuromuscular control during jumping and landing. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2017;17(1):409.
36. de Britto MA, Carpes FP, Koutras G, Pappas E, Kinesiology. Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. *J Electromyogr*. 2014;24(4):508-12.
37. Hart JM, Craig Garrison J, Casey Kerrigan D, Palmieri-Smith R, Ingersoll CD. Gender differences in gluteus medius muscle activity exist in soccer players performing a forward jump. *Res Sports Med*. 2007;15(2):147-55.
38. Carcia CR, Martin RL. The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump. *Phys Ther Sport*. 2007;8(4):169-76.
39. Ebben WP, Fauth ML, Petushek EJ, Garceau LR, Hsu BE, Lutsch BN, et al. Gender-based analysis of hamstring and quadriceps muscle activation during jump landings and cutting. *J Strength*. 2010;24(2):408-15.
40. Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *AJSM*. 1999;27(3):312-9.
41. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*. 2007;14(3):218-23.
42. Ogasawara I, Miyakawa S, Wakitani S. Gender difference in neuromuscular hip and knee joint control during single-leg landing. *MJHES*. 2014;4(1):1-11.
43. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of



hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(5):292-9.

44. Garrison JC, Hart JM, Palmieri RM, Kerrigan DC, CD I. Lower extremity EMG in male and female college soccer players during single-leg landing. *J Sport Rehabil.* 2005;14(1):48-57.

45. Bruton MR, O'Dwyer N, Adams R, Kinesiology. Sex differences in the kinematics and neuromuscular control of landing: biological, environmental and sociocultural factors. *J Electromyogr.* 2013;23(4):747-58.

46. Minoonejad H, Pourmahmoudian P. Comparison of the electromyography activity of gluteus medius in male and female athletes in single leg and double leg jump-Landing. *J Res Sport Rehabili.* 2016;4(8):101-15.(persian).

47. Ebben W, Flanagan E, Jensen R. Gender similarities in rate of force development and time to takeoff during the countermovement jump. *J Exerc Physiol Online.* 2007;10(6).

48. Ford KR, Myer GD, Schmitt LC, Uhl TL, Hewett TE. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity. *J Appl Biomech.* 2011;27(3):215-22.

49. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *J Athl Train.* 2003;38(4):311.

50. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):82-94.