

تفاوت های فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ بین زنان و مردان والیبالیست در عمل

پرش - فرود

پدرام پورمحمودیان^{۱*}، هومن مینونژاد^۲

^۱ دانشجوی دکتری تربیت بدنی ویژه، دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان، گیلان، ایران

^۲ دکترای حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، استادیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۱۰/۲۶ *

دریافت مقاله ۱۳۹۴/۳/۱۰ *

چکیده

مقدمه و اهداف

آسیب لیگامان صلیبی قدامی در زنان ۲ تا ۸ برابر بیشتر از مردان رخ میدهد و یکی از دلایل آن وجود نقص هایی در سیستم کنترل نوروماسکولار زنان می باشد. لذا هدف این مطالعه بررسی تفاوت های موجود در الگو و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کوادریسپس و همسترینگ بین مردان و زنان والیبالیست در پرش - فرود است.

مواد و روش ها

در این مطالعه که از نوع کاربردی است از طریق نمونه گیری هدفمند ۱۸ والیبالیست دانشگاهی (۹ مرد و ۹ زن) بصورت داوطلبانه شرکت کردند. داده های میزان فعالیت و زمان شروع فعالیت عضله در هنگام فرود بین زنان و مردان مورد بررسی قرار گرفتند.

یافته ها

مقدار فعالیت فیدفوراردی عضلات کوادریسپس در زنان بطور معنی داری بیشتر از مردان بود ($p < 0.001$). در میزان فعالیت همسترینگ بین زنان و مردان هیچ تفاوت معنی داری وجود ندارد. نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به کوادریسپس در زنان بطور معنی داری کمتر از مردان در فاز فیدفوروارد است ($p < 0.05$).

بحث و نتیجه گیری

یافته های تحقیقاتی که تاکنون در زمینه تفاوت های جنسیتی موجود در فعالیت همسترینگ و کوادریسپس انجام گرفته است بسیار متناقض می باشند و نتایج این تحقیق نیز دامنه این تناقضات را افزایش داد. این تناقضات میتواند ناشی از تعداد کم نمونه های تحقیقات و یا تفاوت های موجود در سطح آمادگی جسمانی و نوع رشته ورزشی آزمودنی ها باشد. تنها نتیجه مشترک تمام تحقیقات تقویت و بهبود سیستم نوروماسکولار همسترینگ می باشد.

واژگان کلیدی

پرش - فرود، غلبه کوادریسپس، لیگامان صلیبی قدامی، نسبت همسترینگ به کوادریسپس، والیبالیست

نویسنده مسئول: پدرام پورمحمودیان. گیلان، رشت، کیلومتر ۶ جاده رشت به قزوین، دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان، گروه حرکات اصلاحی.

آدرس الکترونیکی: ppourmahmoudian@gmail.com

مقدمه و اهداف

آسیب لیگامان صلیبی قدامی (ACL) از شایع ترین آسیب دیدگی ها در بین ورزشکاران به شمار می رود. بر اساس مطالعات صورت گرفته خطر بروز آرتروز زودرس در ورزشکارانی که برای طولانی مدت از آسیب ACL رنج می برند به میزان ۱۰ برابر بیشتر است، بنابر این پیشگیری از آسیب لیگامان صلیبی قدامی به دلیل ایجاد آسیب های ثانویه حائز اهمیت است [۱].

بر طبق آمار احتمال وقوع آسیب ACL در زنان ۲ تا ۸ برابر بیشتر از مردان است. ۷۰٪ از آسیب های ACL مربوط به ورزش می باشد و تقریباً ۷۰٪ از آسیب های ACL بصورت غیربرخوردی و در طی حرکات کاهش شتاب، چرخش های طرفی و فرود همراه با اعمال بار بسیار زیاد بر زانو ایجاد می شوند. اگرچه مانورهای ورزشی منجر به اعمال بارهای بسیار زیاد بر زانو در هر دو جنس می شود ولی این مانورها در زنان آسیب های بیشتری ایجاد می کند [۲]. در این ارتباط سه دلیل اصلی برای مستعد بودن بیشتر زنان برای آسیب ACL بیان شده است که شامل عوامل آناتومیکی، هورمونی و نروماسکولار می باشد [۲]. مطالعات بررسی کننده تاثیر عوامل نروماسکولار بر آسیب زنان نشان می دهد که زنان نسبت به مردان مبتلا به نقص هایی در سیستم کنترل نروماسکولار می باشند [۳]. نقص های کنترل نروماسکولار تحت عنوان الگوهای نامناسب فعال سازی، 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 می شوند [۲-۴].

عضلات کوادریسپس و همسترینگ بعنوان ثبات دهنده های اصلی دینامیک زانو گزارش شده اند [۵، ۶]. مشخص شده است که فعالیت شدید عضله کوادریسپس پتانسیل تولید نیروی برشی قدامی برای آسیب ACL در زوایای پایین فلکشن زانو را دارد [۳، ۶]. Renstrom و همکاران بیان کردند که عضلات همسترینگ یک تاثیر محافظتی بر روی ACL دارند [۵] و این عضلات از طریق مقاومت در برابر نیروهای جلو برنده تیبیا ثبات دینامیک زانو را تأمین می کنند [۳، ۶]. تعادل بین فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ در حین فعالیتهای ورزشی ناشناخته مانده است و نسبت نامناسب فعالیت عضلات همسترینگ به کوادریسپس احتمال آسیب ACL را بالا می برد [۴، ۶].

داشتن درک مناسبی از فاکتورهایی همچون تفاوت های جنسیتی موجود در فعالیت عضلات همسترینگ و کوادریسپس که در آسیب ACL نقش دارند می تواند در پیشگیری از این آسیب بسیار مهم باشد. Ebben و همکاران فعالیت بیشتر عضلات همسترینگ را در مردان نسبت به زنان در هنگام فرود گزارش کرده اند [۷]، اما برخی محققین عدم وجود تفاوت معنی دار در بین عضلات اندام تحتانی زنان و مردان [۸] و برخی دیگر فعالیت بیشتر همسترینگ را در زنان گزارش کرده اند [۹]. در بررسی عضلات کوادریسپس، Garrison و همکاران نبودن تفاوت معنی دار در فعالیت عضله رکتوس فموریس بین زنان و مردان را گزارش کردند [۸] اما برخی محققان دیگر فعالیت بیشتر کوادریسپس را در زنان در هنگام فرود اعلام کرده اند [۱۰، ۱۱].

علاوه بر این، در زمان بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی بین زنان و مردان نتایج گوناگونی بیان شده است. کولینگ و همکاران (۲۰۰۰) تأخیر آغاز فعالیت سمی تندینوس مردان را نسبت به زنان گزارش کردند [۱۲] در حالیکه دیگر محققان نبودن تفاوت در زمان بندی همسترینگ و فعال شدن سریعتر واستوس لترالیس و واستوس مدیالیس را در مردان گزارش کرده اند [۷]. در بررسی نسبت فعالیت همسترینگ به کوادریسپس Urabe و همکاران این نسبت را در مردان بیشتر از زنان بیان کردند [۱۰] اما دیگران نتایج متناقضی را گزارش کرده اند [۷، ۱۳].

بررسی پیشینه تحقیق نشان می دهد که نتایج در زمینه زمان بندی، میزان و نسبت فعالیت عضلات همسترینگ و کوادریسپس دارای ابهام و نتایج متفاوتی می باشند. از این رو هدف از تحقیق حاضر بررسی الگو، میزان و نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، بایسپس فموریس و سمی تندینوس در هنگام پرش-فرود در ورزشکاران زن و مرد است.

مواد و روش ها

تحقیق حاضر از نوع کاربردی است و بصورت در دسترس تعداد ۹ ورزشکار مرد و ۹ ورزشکار زن در تحقیق حاضر شرکت کردند. ضوابط ورود شامل نداشتن سابقه آسیب ACL و بیماری قلبی عروقی، سن بین ۱۸ تا ۲۶ و داشتن حداقل سه جلسه تمرین در هفته و هر جلسه حداقل به مدت نیم ساعت تمرین بود. معیارهای خروج از تحقیق شامل نداشتن رضایت و تمایل آزمودنی ها به ادامه روند تحقیق و ایجاد درد و آسیب دیدگی در طول انجام تحقیق بودند. برای اطمینان از همسان سازی گروه های مرد و زن متغیرهای مزاحمی از جمله تعداد افراد هر گروه، سن آزمودنیها و سطح فعالیت ورزشی در دو گروه یکسان در نظر گرفته شدند.

پس از گرفتن فرم رضایت نامه از آزمودنی ها و ارائه توضیحات کامل درباره تحقیق، آزمودنی ها به آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه تهران برای انجام تحقیق می آمدند. نحوه انجام آزمون پرش-فرود بدین شکل بود که از فرد خواسته می شد تا در حالت ایستاده بر روی هر دو پا حداکثر پرش عمودی خود را انجام دهد و با پای غالب خود فرود بیاید (پایبی که برای ضربه به توپ استفاده می کند). هر فرد این حرکت را ۳ بار تکرار می کرد و میانگین ۳ تکرار برای محاسبه فعالیت عضلات مورد استفاده قرار گرفت.

برای 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، ساخت استرالیا و فاصله بین الکترودی ۲۰ میلیمتر استفاده شد (نسبت ولتاژ ورودی به خروجی=۱۰۰۰ dB، امپدانس ورودی=۱۰۱۲ Ω، نسبت حذف سیگنال مشترک=۱۲۰ dB در ۶۰ Hz). آماده کردن پوست برای چسباندن الکترودها شامل زدن موهای زاید و تمیز کردن ناحیه با الکل برای فراهم کردن سطحی مناسب برای 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^[۱۴]. تمامی داده های الکترومیوگرافی از پای برتر افراد و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شدند.

فعالیت الکترومیوگرافی هر عضله در دو فاز فیدفوروارد و فیدبک محاسبه شد. فاز فیدفوروارد در یک محدوده زمانی ۲۰۰ میلی ثانیه ای (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 ثانیه ای (از ۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد تا ۱۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد) در نظر گرفته شد^[۱۵]. داده های الکترومیوگرافی بوسیله ریشه دوم میانگین مربعات در پنجره های ۱۵ میلی ثانیه ای یکنواخت شد. نسبت فعالیت همسترینگ به کوادریسیس در دو فاز فیدفوروارد و فیدبک محاسبه شد.

برای محاسبه حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضلات کوادریسیس فرد در حالت نشسته قرار می گرفت و در مقابل مقاومت، فلکشن ایزومتریک زانو را در زاویه فلکشن ۳۰ درجه انجام می داد، برای بایسپس فموریس فرد به حالت دمر دراز کشیده و در مقابل مقاومت، فلکشن و چرخش خارجی ایزومتریک زانو را در زاویه فلکشن ۴۵ درجه انجام می داد، برای سمی تندینوس فرد به حالت دمر دراز کشیده و در مقابل مقاومت، فلکشن 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^[۱۶]. برای امکان مقایسه بین آزمودنی ها مقادیر الکترومیوگرافی بدست آمده از محاسبه ریشه میانگین مربعات، به مقادیر بدست آمده از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی هر عضله تقسیم شد و میزان فعالیت عضلات به صورت درصدی از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC%) در نظر گرفته شد. هر وضعیت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی دو بار تکرار شد و هر بار به مدت سه ثانیه نگه داشته شد و سپس میانگین داده ها مورد استفاده قرار گرفت (بدلیل اینکه داده های دو تکرار حداکثر انقباض ایزومتریک بسیار مشابه بودند دو تکرار را کافی و نیازی به تکرارهای بیشتر حرکت ندیدیم).

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 در برنامه MATLAB که توسط متخصص الکترونیک برای این منظور طراحی شده است 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 در نظر گرفته می شد. این روش پایایی بسیار بالایی دارد ولی برای اطمینان از روایی آن باید محقق سیگنال را نگاه کرده و نقطه تعیین شده را تایید نماید^[۱۷]. در این تحقیق بازه زمانی ۳۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین تا لحظه برخورد مورد بررسی قرار گرفت.

تحقیق حاضر دو گروهی (یک گروه مرد و یک گروه زن) بود و بررسی نرمال بودن توزیع متغیرها با آماره کلموگروف اسمیرنوف صورت گرفت. برای مقایسه داده های میزان فعالیت و مدت زمان آغاز فعالیت عضلات قبل از لحظه برخورد پا با زمین بین زنان و مردان از آزمون T مستقل با نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ (SPSS Inc. Chicago, IL) استفاده شد ($p \leq 0.05$).

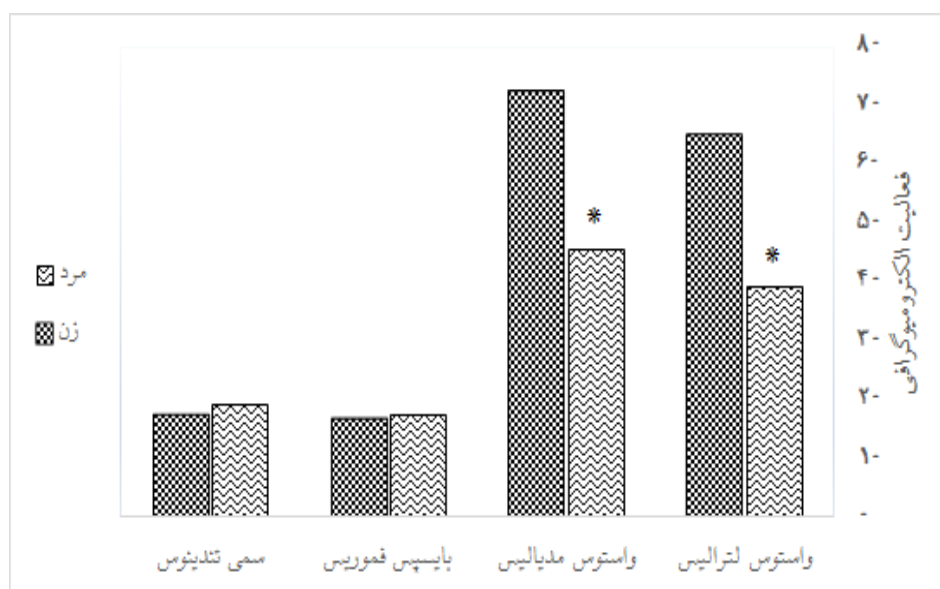
یافته ها

جدول ۱ اطلاعات دموگرافیک آزمودنی های تحقیق را نشان میدهد. در بررسی نرمال بودن توزیع متغیرها نتایج آزمون آماری KS نشان داد که تمام متغیرها دارای توزیع نرمال می باشند ($p > 0.05$).

جدول ۲: مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها

جنسیت	تعداد آزمودنی ها	سن	قد (سانتیمتر)	وزن (کیلوگرم)
مرد	۹	۲۲/۳±۲/۳	۱۸۴/۲±۵/۲	۷۳/۹±۳/۹
زن	۹	۲۱/۳±۱/۵	۱۶۶/۸±۶/۶	۵۶/۴±۴/۵

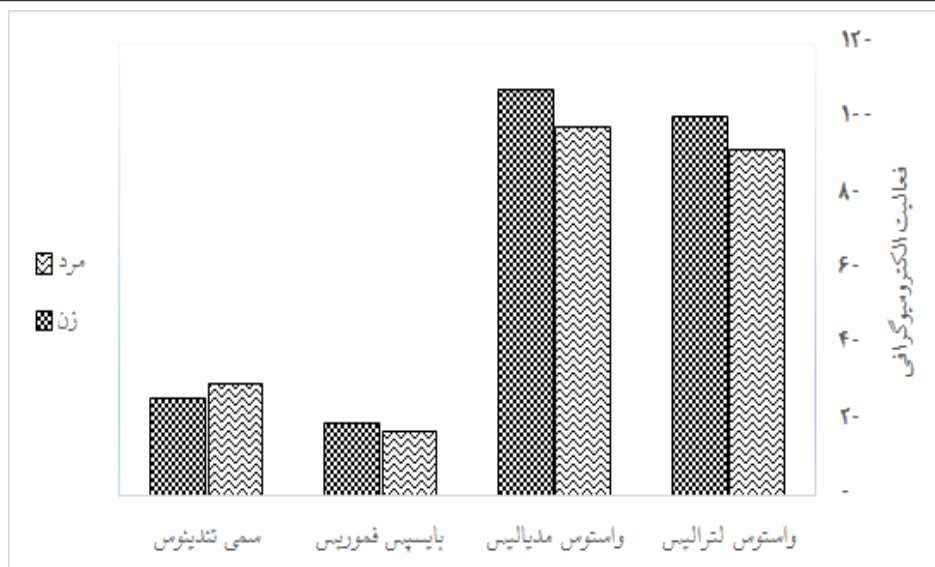
تصویر ۱ نشان می دهد در فاز فیدفوروارد متوسط $MVIC\%$ و استوس مدیالیس در مردان $45/3 \pm 13/8\%$ و در زنان $72/3 \pm 11/4\%$ بود که سطح فعالیت در زنان بطور معنی داری بالاتر بود ($p=0/0001$). متوسط $MVIC\%$ و استوس لترالیس در مردان $39/05 \pm 8/8\%$ و در زنان $64/9 \pm 15/1\%$ بود که این سطح فعالیت نیز در زنان بطور معنی داری بالاتر بود ($p=0/0001$). متوسط $MVIC\%$ بایسپس فموریس در مردان $17/4 \pm 2/59\%$ و در زنان $16/8 \pm 5/3\%$ بود و این مقادیر برای سمی تندینوس $19/2 \pm 5/7\%$ در مردان و $17/8 \pm 5/3\%$ در زنان بود که در فعالیت این دو عضله بین زنان و مردان هیچ تفاوت معنی داری وجود نداشت ($p>0/05$).



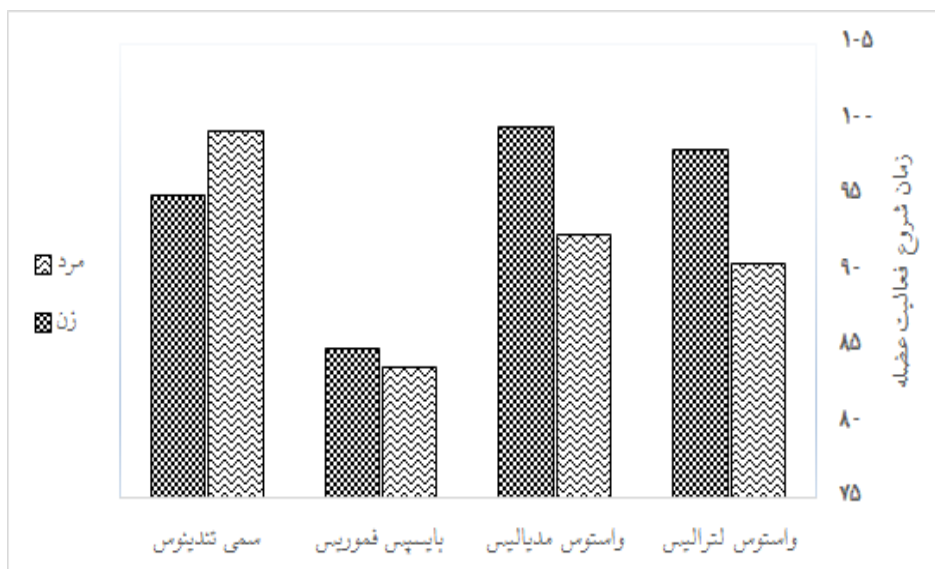
تصویر ۱. متوسط $MVIC\%$ فاز فیدفورواردی عضلات در زنان و مردان

* متوسط $MVIC\%$ در مردان بطور معنی داری کمتر از زنان است ($p=0/0001$).

تصویر ۲ متوسط $MVIC\%$ چهار عضله مردان و زنان را در فاز فیدبک نشان می دهد که بین مقادیر فعالیت عضلانی زنان و مردان هیچ تفاوت معنی داری وجود نداشت ($p>0/05$). تصویر ۳ مدت زمان شروع فعالیت عضله را پیش از لحظه برخورد پا با زمین نشان می دهد که در هر چهار عضله از این نظر هیچ تفاوت معنی داری بین زنان و مردان وجود ندارد ($p>0/05$).



تصویر ۲. متوسط MVIC% فاز فیدبکی عضلات در زنان و مردان



شکل ۳. متوسط زمان شروع فعالیت عضلات پیش از لحظه برخورد با زمین بر حسب میلی ثانیه

هنگامی که نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به کوادریسپس بین زنان و مردان مقایسه شدند، در فاز فیدفورارد تفاوت معنی داری در تمام این نسبت ها بین زنان و مردان وجود داشت (جدول ۲)، برای مثال متوسط فعالیت بایسپس فموریس نسبت به واستوس مدیالیس در مردان $0/41 \pm 0/11$ بود و در زنان $0/24 \pm 0/11$ بود که این نسبت در زنان بطور معنی داری کمتر از مردان بود ($p=0/007$). اما در فاز فیدبک هیچ تفاوت معنی داری در این نسبت ها بین زنان و مردان وجود نداشت ($p>0/05$) (جدول ۳).

جدول ۲: سنجش میزان فعالیت عضلات همسترینگ نسبت به کوادریسپس در فاز فیدفوروارد بر حسب %MVIC

(میانگین \pm انحراف استاندارد)

سمی تندینوس واستوس لترالیس	سمی تندینوس واستوس مدیالیس	بایسپس فموریس واستوس لترالیس	بایسپس فموریس واستوس مدیالیس	
۰/۵۳ \pm ۰/۲۷*	۰/۴۳ \pm ۰/۰۹*	۰/۴۷ \pm ۰/۱۶*	۰/۴۱ \pm ۰/۱۱*	مرد
۰/۲۸ \pm ۰/۱۱	۰/۲۴ \pm ۰/۰۷	۰/۲۸ \pm ۰/۱۶	۰/۲۴ \pm ۰/۱۱	زن

* این نسبت بطور معنی داری در مردان بیشتر از زنان است ($p < 0.05$).جدول ۳: سنجش میزان فعالیت عضلات همسترینگ نسبت به کوادریسپس در فاز فیدبک بر حسب %MVIC (میانگین \pm انحراف استاندارد)

سمی تندینوس واستوس لترالیس	سمی تندینوس واستوس مدیالیس	بایسپس فموریس واستوس لترالیس	بایسپس فموریس واستوس مدیالیس	
۰/۳۲ \pm ۰/۱۳	۰/۳۱ \pm ۰/۱۲	۰/۱۸ \pm ۰/۰۷	۰/۱۷ \pm ۰/۰۶	مرد
۰/۲۵ \pm ۰/۰۷	۰/۲۴ \pm ۰/۰۸	۰/۱۸ \pm ۰/۰۷	۰/۱۷ \pm ۰/۰۷	زن

بحث

هدف از این مطالعه بررسی تفاوت های موجود در الگو، میزان و نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، بایسپس فموریس و سمی تندینوس در هنگام پرش-فرود در والیبالیست های زن و مرد بود.

در این تحقیق فعالیت عضلات کوادریسپس در فاز فیدفوروارد در زنان بطور معنی داری بیشتر از مردان است اما در فعالیت فیدبکی عضلات کوادریسپس و فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات همسترینگ تفاوتی بین زن و مرد وجود ندارد که این باعث می شود که نسبت فعالیت همسترینگ به کوادریسپس در مردان نسبت به زنان در فاز فیدفوروارد بیشتر باشد. این نتایج متناقض با برخی محققین قبلی است که اعلام کرده اند نسبت فعالیت همسترینگ به کوادریسپس مردان در فاز فیدبک بیشتر از زنان است و در فاز فیدفوروارد تفاوتی بین آنها وجود ندارد^[۷]. برای بیان این تناقض بایستی اظهار کرد که آنها فاز فیدفوروارد را تا لحظه برخورد پا با زمین در نظر گرفته اند اما در این تحقیق تا ۴۰ میلی ثانیه بعد از لحظه برخورد پا با زمین جزء فعالیت فیدفورواردی در نظر گرفته شده است و بازه زمانی ۴۰ تا ۱۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد بعنوان فعالیت فیدبکی است. همچنین Seegmiller و همکاران عنوان کرده اند که در فرود از پرش، اولین نیروی بازتاب بیشینه زمین با یک برابر تا ۲/۴ برابر وزن بدن و در محدوده ۱۰ تا ۱۸ میلی ثانیه بعد از اولین برخورد پا با زمین اتفاق می افتد^[۱۸]. از این رو این ۴۰ میلی ثانیه تغییر در محاسبات بین تغییرات می تواند دلیل این تفاوت نتایج باشد.

گزارش شده است که حداکثر جابجایی قدامی تیبیا و آسیب ACL در زنان با نسبت کمتر فعالیت همسترینگ به کوادریسپس اتفاق می افتد^[۱۹]. Krosshaug و همکاران گزارش کرده اند که آسیب ACL حدود ۱۷ تا ۵۰ میلی ثانیه بعد از برخورد اولیه پا با زمین در لحظه فرود رخ می دهد^[۲۰]. بررسی زمانهای بروز آسیب نشان می دهد که محققین قبلی اعلام کرده اند که آسیب ACL در ثانیه های ابتدایی فرود یعنی همان بازه فیدفورواردی این تحقیق اتفاق می افتد.

نتایج تحقیق نشان داد که در فعالیت همسترینگ بین زنان و مردان تفاوت معنی داری وجود ندارد اما فعالیت کوادریسپس در زنان بطور معنی - داری بیشتر است یعنی زنان دچار غلبه کوادریسپس هستند که این نتایج همراستا با نتایج برخی محققین قبلی است^[۱۱، ۱۰]. اما برخی دیگر از محققین بیان کرده اند که در فعالیت کوادریسپس از لحاظ جنسیتی تفاوتی وجود ندارد و فعالیت همسترینگ در مردان بطور معنی داری بیشتر است یعنی مردان نسبت به زنان دارای غلبه همسترینگ هستند^[۷، ۱۳]. همچنین برخی از محققین اعلام کرده اند که هیچ تفاوتی از لحاظ

جنسیتی در فعالیت کوادریسپس و همسترینگ وجود ندارد^[۸] و برخی دیگر نیز اعلام کرده اند که فعالیت واستوس لترالیس در زنان بیشتر است^[۹]. بررسی تحقیقات نشان می دهد که تعداد نمونه های هر یک از گروه های مرد و زن در نیمی از تحقیقات حدود ۱۰ نفر^[۸-۱۰] و در نیمی دیگر از تحقیقات حدود ۱۵ نفر بوده است^[۶، ۷، ۹، ۲۱] از این رو شاید دلیل این همه تناقضات تعداد کم نمونه های تحقیقات باشد و برای رفع این تناقضات انجام یک تحقیق با نمونه آماری بیشتر می تواند راهگشا باشد.

روش فرود ما با برخی از مطالعات دیگر تفاوت دارد. در تعداد زیادی از مطالعات انجام شده فرد از روی یک سکو فرود را انجام می دهد^[۳، ۳۲] اما در تحقیق ما آزمودنی ها یک پرش عمودی را با هر دو پا انجام می دادند و با یک پا فرود می آمدند که با آنچه که در میادین ورزشی اتفاق می افتد نزدیک تر است. Fagenbaum و همکاران به بررسی الگو و فعالیت عضلات همسترینگ مردان و زنان در پرش-فرود از ارتفاع های مختلف تحت شرایط خستگی مختلف پرداختند و اعلام کردند که زنان الگو و فعالیت تقریباً مشابهی با مردان دارا می باشند^[۲۲]، گرچه آنها تنها به بررسی همسترینگ پرداختند. در این تحقیق ما فعالیت همسترینگ را نسبت به کوادریسپس بررسی کردیم و دیده شد که زنان نسبت فعالیت کمتری را در فاز فیدفوروارد داشتند.

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، ۲۳]. افراد دارای غلبه کوادریسپس فعال شدن زود هنگام عضلات کوادریسپس را به وضوح نشان می دهند و این فعال شدن زود هنگام این عضلات منجر به خم شدن اندک زانو در هنگام فرود و واگوس زانو می گردد^[۲۴]. برخلاف این نتایج، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که زمان فعال شدن عضلات بین زنان و مردان تقریباً یکسان است. Ebben و همکاران برخلاف نتایج این تحقیق نشان دادند که زمان شروع فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و واستوس لترالیس در مردان زودتر از زنان است. این تفاوت می تواند ناشی از آن باشد که آنها زمان شروع فعالیت عضله را از لحظه ای که فعالیت عضله از ۱۵۰٪ فعالیت زمینه فراتر میرفت در نظر گرفته بودند، اما در این تحقیق نقطه ای که فعالیت آن از فعالیت زمینه ای با اضافه سه برابر انحراف استاندارد فراتر میرفت و حداقل به مدت ۲۵ میلی ثانیه بالای این سطح باقی می ماند بعنوان نقطه شروع در نظر گرفته شد. Cowling و همکاران برخلاف نتایج تحقیق Ebben و همکاران و نتایج این تحقیق بیان کردند که مردان نسبت به زنان دارای تأخیر فعالیت سمی ممبرانوس هستند و این تأخیر فعالیت یک الگوی حمایتی ACL را در مردان نسبت به زنان ایجاد می کند^[۱۲]. این نتایج متناقض می تواند ناشی از تفاوت های موجود در سطح آمادگی و رشته ورزشی آزمودنی های هر یک از تحقیق ها باشد.

ما انتظار داشتیم همراه با افزایش فعالیت کوادریسپس در زنان مقادیر بیشتری از فعالیت همسترینگ را نیز مشاهده کنیم ولی همانطور که دیگر محققان^[۲۵] بیان کردند تنها فعالیت عضلات کوادریسپس افزایش می یابد که این سبب تغییر میزان فعالیت عضلات زانو و الگوهای حرکتی می شود که این عدم تعادل عضلانی خطر بروز آسیب ACL را افزایش می دهد^[۲۶] و بر طبق مدل بروز آسیب Bahr & Krosshaug این وضعیت تنها نیاز به یک عامل محرکه (همانند اغتشاشات ایجاد شده توسط بازیکن حریف) دارد تا آسیب رخ دهد^[۲۷].

نتایج این تحقیق نشان می دهد که یک استراتژی برای پیشگیری از آسیب ACL حفظ فعالیت بالای همسترینگ در هنگام فرود است از این رو فعالیت هایی که باعث افزایش فعالیت همسترینگ می شوند می توانند بسیار مفید باشد. Hewett و همکاران بیان کردند که تمرینات پلايومتریک موجب افزایش فراخوانی عضلات همسترینگ و کاهش نیروی بازتاب زمین می شوند^[۴]. محققین زیادی به اهمیت حس عمقی در کاهش آسیب ACL اشاره کرده اند^[۲۳]. Boden و همکاران اعلام کردند که هم انقباضی مناسب عضلات زانو بطور معنی داری موجب کاهش جابه جایی قدامی تیبیا می شود^[۲۶]. از این رو میبایست به تمام این عوامل برای کاهش آسیب و بهبود فعالیت همسترینگ توجه کرد. از بین تمام راهکارهای ارائه شده برای افزایش فعالیت همسترینگ و کاهش بروز آسیب ACL، تمرینات پلايومتریک بعنوان یکی از مهمترین تمرینات برای بهبود سیستم نروماسکولار بیان شده اند^[۴]. تمرینات پلايومتریک دارای انواع و طیف وسیعی هستند و میزان فعالیت و تقویت همسترینگ در بین هر یک از تمرینات پلايومتریک می تواند متفاوت باشد، از این رو پیشنهاد می شود که انواع تمرینات پلايومتریک از نظر فعالیت همسترینگ مورد بررسی قرار گرفته و بهترین تمرین یا تمرینات برای تقویت و بهبود سیستم نروماسکولار همسترینگ انتخاب شود.

نتیجه گیری

نتایج تحقیقاتی که تاکنون بر روی تفاوت های موجود بین الگو و میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی بین زنان و مردان صورت گرفته است دارای تناقضات زیادی با یکدیگر است و در برخی موارد این تناقضات در حد عکس بودن کامل با یافته های تحقیقات دیگران پیش می رود، از جمله نتایج این تحقیق که هیچ تحقیقی یافت نشد که تمام یافته های این تحقیق را تایید کند و حتی نتایج تحقیقاتی که در موارد زیادی با این تحقیق همراستا بوده اند باز هم حداقل در نتایج یک عضله با هم مخالف بودند. در توضیح این تناقضات میتوان دلایل زیر را بیان کرد: (۱) تفاوت های جنسیتی موجود در فعالیت عضلات اندام تحتانی وابسته به سطح آمادگی جسمانی، نوع رشته ورزشی، نوع پرشی که برای گرفتن داده انجام می دهند و بسیاری عوامل دیگر تغییر خواهد کرد و هیچ رابطه و قانون ثابتی را نمیتوان برای این تفاوت های جنسیتی بیان کرد. (۲) شاید دلیل این تناقضات تعداد کم نمونه های تحقیقات باشد و با انجام تحقیقاتی با نمونه های بیشتر بتوان این تناقضات را برطرف کرد. وجود این همه تناقض از اهمیت تفاوت های جنسیتی فعالیت عضلات همسترینگ و کوادریسپس در بروز آسیب ACL می کاهد و شاید هم هنگامی که این فاکتور در کنار فاکتورهای خطرناک دیگری مثل راستای اندام تحتانی، سابقه قبلی آسیب و ... قرار می گیرد نقش آن پررنگ میشود.

در پایان میتوان تنها نتیجه مشترکی که نتیجه این تحقیق و تقریباً تمام تحقیقات گذشته است را بیان کرد و آن تقویت و بهبود سیستم نوروماسکولار همسترینگ و بهبود نسبت همسترینگ به کوادریسپس است و انجام تمرینات پلائیومتریک تاکنون بهترین نتایج را برای تقویت و بهبود سیستم نوروماسکولار همسترینگ و کاهش آسیب ACL بدست آورده اند^۴.

تشکر و قدردانی

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

منابع

1. Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee*. 2006;13(3):184-8.
2. Hewett TE. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. *Strategies for intervention. Sports medicine*. 2000;29(5):313-27.
3. Huston LJ, Vibert B, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *The American journal of knee surgery*. 2001;14(4):215-9.
4. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *The American journal of sports medicine*. 1996;24(6):765-73.
5. 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.
6. 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.
7. 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. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(2):408-15.
8. Garrison JC, Hart JM, Palmieri RM, Kerrigan DC, Ingersoll CD. Lower extremity EMG in male and female college soccer players during single-leg landing. *Journal of sport rehabilitation*. 2005;14(1):48-57.
9. Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *The American journal of sports medicine*. 1999;27(3):312-9.
10. Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, Tanaka K, Yoshida N, Nishiwaki GA, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *The Knee*. 2005;12(2):129-34.
11. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2005;35(5):292-9.
12. Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2001;11(4):263-8.

13. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *The American journal of sports medicine*. 1996;24(4):427-36.
14. 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.
15. 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.
16. Mior SA. Muscle Testing, Techniques of Manual Examination .*The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 1985;29(1):49-55.
17. 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.
18. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. *Journal of athletic training*. 2003;38(4):311-4.
19. 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.
20. 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.
21. Youdas JW, Hollman JH, Hitchcock JR, Hoyme GJ, Johnsen JJ. Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a single-limb squat on both a stable and labile surface. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007;21(1):105-11.
22. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*. 2003;31(2):233-40.
23. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15–18 years old adolescent soccer players. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(5):e370-e9.
24. 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;25(3):445-52.
25. 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):112-7.
26. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Jr., Garrett WE, Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573-8.
27. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport . *British journal of sports medicine*. 2005;39(6):324-9.