

Hamstring Injury as a Preview of Athletic Biomechanical Knee Injuries: A Review Article

Rose Fouladi^{*1}, Reza Rajabi², Hooman Minoonejad³, Mansour Eslami⁴

1. PhD student of Sport Injuries and Corrective Exercise, Faculty of Sports Science, University of Tehran, Tehran, Iran
2. Professor in Sports Medicine, Faculty of Sports Science, University of Tehran, Tehran, Iran
3. Assistant Professor in Sports Injuries, Faculty of Sports Science, University of Tehran, Tehran, Iran
4. Associated Professor of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Science, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

Received: 2016.August.25 Revised: 2016. October.21 Accepted: 2016.October.29

Abstract

Back ground and Aim: Hamstring strain is the most prevalent injury with long term complications and the attendant poor function. As previously known, hamstring has an important role in knee joint biomechanics and there is a link between its function and the function of Anterior Cruciate Ligament (ACL). The aim of the present study was to review the hamstring injury effects on the knee biomechanical changes and its role in increasing the incidence of non-contact knee injuries such as ACL tearing as the most common injury.

Materials and Methods: PubMed, ScienceDirect, and GoogleScholar databases were searched for studies published in English between 2000 and 2016. The following terms: knee, athletes, and hamstring injury, as well as the combination of these terms were used.

Results: Among the relevant studies, 32 studies were selected based on the topics and then divided into three groups: 1) hamstring neuromuscular changes after injury; 2) role of hamstring injury on the knee biomechanical changes, and 3) hamstring co-activation with the other lower extremity muscles.

Conclusion: Because of long term defect after hamstring injury, long term period of treatment, and its effects on the knee joint biomechanics in some special tasks, hamstring injury could be the reason of knee joint biomechanical changes and non-contact injuries, such as ACL tearing.

Keywords: Knee; Athletes; Hamstring Injury

Cite this article as: Rose Fouladi, Reza Rajabi, Hooman Minoonejad, Mansour Eslami. Hamstring Injury as a Preview of Athletic Biomechanical Knee Injuries: A Review Article. *J Rehab Med.* 2017; 6(3): 274-285.

* **Corresponding Author:** Rose Fouladi. PhD student of Sport Injuries and Corrective Exercise, Faculty of Sports Science, University of Tehran, Tehran, Iran
Email: rosefouladi@ut.ac.ir

پارگی عضله همسترینگ مقدمه ای برای آسیب های بیومکانیکی زانو در ورزشکاران، مطالعه مروری

رز فولادی^{۱*}، رضا رجبی^۲، هومن مینونزاد^۳، منصور اسلامی^۴

۱. دانشجوی دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۲. دکتری طب ورزشی، استاد گروه طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، استادیار گروه طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۴. دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابل، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۶/۰۴ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۷/۳۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۸/۰۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

کشیدگی عضله همسترینگ یکی از شایع ترین آسیب های ورزشی است که دوره درمان طولانی دارد و آثار آن تا مدت ها بر عملکرد این عضله تاثیر می گذارد. با وجود نقش مهم عضله همسترینگ در بیومکانیک زانو و رابطه منطقی فعالیت این عضله با عملکرد رباط صلیبی قدامی (ACL)، هدف از مطالعه مروری حاضر بررسی نقش کشیدگی همسترینگ در تغییرات بیومکانیکی زانو و در نهایت تاثیر آن بر پارگی ACL، به عنوان یکی از آسیب های شایع و پرهزینه در ورزشکاران است.

مواد و روش ها

برای انجام پژوهش حاضر مقالات انگلیسی چاپ شده در بانک های اطلاعاتی PubMed، GoogleScholar، ScienceDirect جستجو شد. در این جستجو که محدود به مطالعات سال های ۲۰۰۰ تا ۲۰۱۶ بود، از کلیدواژه های Knee, Athletes, Hamstring و ترکیبی از آنها استفاده شد.

یافته ها

از میان تقریباً مقالات مرتبط با موضوع، ۳۲ مقاله برای بررسی انتخاب شده است که بر اساس موضوع مورد بررسی به سه گروه تقسیم شد. گروه اول شامل مقالاتی است که تغییرات نوروماسکولار عضله همسترینگ را پس از کشیدگی آن بررسی کرده اند و گروه دوم نقش پارگی عضله همسترینگ را بر بیومکانیک زانو مورد بررسی قرار داده اند و گروه سوم به همکاری عضله همسترینگ با سایر عضلات اندام تحتانی پرداخته اند.

نتیجه گیری

با توجه به آثار ماندگار پارگی عضله همسترینگ، دوره طولانی درمان و نقش بیومکانیکی مهم این عضله در مهارت های حرکتی زانو، چنین به نظر می رسد که نقص عملکرد این عضله می تواند زمینه ساز تغییرات بیومکانیکی زانو و در نهایت آسیب های غیربرخوردی این مفصل از جمله پارگی ACL باشد.

واژه های کلیدی

زانو؛ ورزشکار؛ کشیدگی همسترینگ

نویسنده مسئول: رز فولادی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: rosefouladi@ut.ac.ir

مقدمه و اهداف

کشیدگی عضله همسترینگ یکی از آسیب های شایع در ورزش است که تعداد زیادی از ورزشکاران را مبتلا می کند.^[۱، ۲ و ۳] این آسیب دیدگی در بسیاری از موارد تکرار می شود، گاهی باعث محرومیت همیشگی ورزشکار از صحنه رقابت های ورزشی می شود و درمان آن بسیار طولانی است^[۳ و ۴]، اما گذشته از نقش مهم عضله همسترینگ، اهمیت این عضله و همکاری آن با عضله کوادریسپس در حمایت از زانو شناخته شده است. به گونه ای که فعالیت مناسب و انقباض هماهنگ این دو عضله باعث ایجاد ثبات دینامیک زانو می شود.^[۵] از آنجا که عضله همسترینگ تا مدت ها پس از آسیب دیدگی قادر به ترمیم کامل و بازگشت به شرایط قبلی خود نیست.^[۶ و ۷ و ۸] تغییر مکانیسم تاندونی-عضلانی ایجاد شده پس از آسیب دیدگی همسترینگ و تأثیری که بر تغییر مسیر نیرو دارد، در نهایت بر روی توانایی طول-تنش واحد تاندونی-عضلانی و الگوی حرکت مفصل زانو اثر می گذارد.^[۹] با توجه به بهم خوردن عملکرد عصبی-عضلانی همسترینگ پس از آسیب آن و با در نظر گرفتن نقش مهم این عضله در کاهش فشارهای وارده بر یکی از مهمترین لیگامان های زانو از جمله رباط صلیبی قدامی در برابر نیروی عکس العمل زمین و مهار جابجایی ساق پا به جلو در زمان برخورد پا با زمین^[۱۰ و ۱۱ و ۱۲]، چنین به نظر می رسد که اختلال عملکرد عضله همسترینگ پس از آسیب دیدگی و کاهش فعالیت این عضله نسبت به کوادریسپس، می تواند در افزایش ریسک آسیب پذیری زانو نقش قابل توجهی داشته باشد. به گونه ای که شاید بتوان بهبود قدرت و عملکرد عضله همسترینگ نسبت به کوادریسپس را به عنوان نکته کلیدی پیشگیری از آسیب های غیربرخوردی زانو در بین ورزشکاران معرفی کرد.^[۱۳] لذا مطالعه حاضر قصد دارد تا به مروری بر تاثیر پارگی عضله همسترینگ بر آسیب های غیربرخوردی زانو داشته باشد و طی یک مطالعه مروری، نقش آسیب دیدگی همسترینگ را بر آسیب های زانو بررسی کند.

مواد و روش ها

برای انجام پژوهش حاضر، مقالات انگلیسی زبان چاپ شده در زمینه کشیدگی عضله همسترینگ و آسیب های زانو در ورزشکاران، از بانک های اطلاعاتی PubMed، GoogleScholar و ScienceDirect جستجو شد. در این جستجو که به مطالعات سال های ۲۰۰۰ تا ۲۰۱۶ محدود بود، از کلیدواژه های Knee, Athletes, Hamstring و ترکیبی از آنها استفاده شد. نتیجه این جستجو، یافتن تعداد ۳۸ مقاله در پایگاه های ذکر شده بود که با توجه به عنوان و چکیده مقالات و بعد از کنار گذاشتن مقالات تکراری مربوط به بیش از سال ۲۰۰۰ که یافته های آنها در مطالعات جدید نقض شده بود و مقالات غیرمرتبط که به بررسی عواملی غیر از عضله همسترینگ بر بیومکانیک زانو پرداخته بود، ۳۲ مقاله برای مطالعه متن کامل آنها انتخاب و وارد پژوهش شد. از تمامی مقالات انتخاب شده، ۲۴ مقاله از نوع موردی شاهی و ۶ مورد از نوع مروری و ۲ مورد برگرفته از کتاب بود.

یافته ها

مقالات انتخاب شده در مطالعه حاضر بر پایه موضوع مورد بررسی به ۳ گروه تقسیم بندی شد. گروه اول شامل مقالاتی است که تغییرات نوروماسکولار عضله همسترینگ پس از کشیدگی آن را بررسی کرده اند، گروه دوم مقالاتی است که به بررسی تاثیر کشیدگی همسترینگ بر بیومکانیک زانو پرداخته اند و گروه آخر شامل مقالاتی است که هماهنگی انقباض همسترینگ و سایر عضلات اندام تحتانی را مورد بررسی قرار داده اند.

جدول ۱: خلاصه یافته های مطالعات تغییرات نوروماسکولار همسترینگ

نویسنده	نمونه ها	پارامترهای اندازه گیری	نتایج
Askling 2007	۳۰ ورزشکار سالم (دوگروه)- آموزش تمرینات همسترینگ به یک گروه	اندازه گیری قدرت ایزوکینتیک و سرعت دویدن دو گروه قبل و بعد از آموزش و میزان آسیب همسترینگ	تأثیر مثبت تمرینات بر قدرت و سرعت دویدن و عدم تأثیر بر نرخ آسیب و همچنین آسیب بیشتر در سر بلند بایسپس فموریس دیده شد.
Silder 2008	۱۴ ورزشکار آسیب دیده با آسیب درجه ۱ یا ۲ همسترینگ در ۵ تا ۲۳ ماه گذشته- ۵ سالم	اندازه گیری کیفی تغییرات مورفولوژی و حجم اسکار در همسترینگ	وجود تغییرات تاندونی-عضلانی طولانی مدت پس از آسیب همسترینگ به خصوص در سر بلند بایسپس فموریس، آتروفی سر بلند و هایپرتروفی سر کوتاه بایسپس فموریس دیده شد.
Woods 2004	۹۱ فوتبالیست حرفه ای	اندازه گیری تعداد آسیب در دو فصل با کمک پرسش نامه	۱۲٪ کل آسیب ها به همسترینگ تعلق داشت که ۵۳٪ آن بایسپس فموریس بود. آسیب مجدد همسترینگ هم ۱۲٪ بود.
Thelen 2005	۱۴ ورزشکار سالم	آنالیز حرکت سه بعدی با سرعت ۸۰ تا ۱۰۰٪ ماکزیمم	ماکزیمم طول همسترینگ در آخر فاز نوسان رخ داد که بیشترین آن متعلق به بایسپس فموریس بود.
Fyfe 2013	مطالعه مروری	-	مهار نوروماسکولار عضله همسترینگ پس از کشیدگی رخ می دهد.
Brockett 2004	۹ ورزشکار آسیب دیده	Mean Optimum Angle of Peack Torque با کمک دینامومتر	تغییر ۱۲ درجه ای زاویه مفصل زانو در اوج گشتاور فلکسوری

پای آسیب‌دیده رخ داد.	ایزوکینتیک	همسترینگ - ۱۸ سالم	
عدم وجود تفاوت معنادار در قدرت، ماکزیم ظرفیت کشش و الگوی فعالیت عضلانی دو طرف وجود دارد.	ارزیابی بیومکانیکی روی تردمیل و مقایسه دوطرفه با کمک MRI و ایزو کینتیک	۱۸ ورزشکار آسیب‌دیده همسترینگ با سابقه بیش از ۵ ماه	Silder 1010
کشیدگی فاسیکول‌های سری در آسیب دوباره عضله همسترینگ، در سر پروگزیمال بایسپس فموریس رخ می‌دهد.	Cyclic Knee Flex/ext on MRI	۸ آسیب‌دیده همسترینگ پس از آسیب دوباره - ۱۱ سالم	Silder 2010
در ۸۹٪ موارد سیگنال غیرنرمال و در یک سوم موارد علائم فیبروز دیده شد.	MRI پس از طی دوره درمان	۵۳ آسیب‌دیده همسترینگ پس از ۲۸ روز	Reurink 2014
کاهش قدرت فلکشن زانو، بیوالکتریک همسترینگ، گشتاور فلکسوری انقباض اکستنتریک و نسبت قدرت آن به کوادریسپس دیده شد.	-	مطالعه مروری	Opar 2014

جدول ۲: خلاصه یافته‌های مطالعات نقش پارگی همسترینگ در تغییرات بیومکانیکی زانو

اسکار همسترینگ باعث تغییرات مکانیسم تاندونی-عضلانی می‌شود و مسیر انتقال نیرو را تغییر می‌دهد و روی توانایی طول-تنش واحد تاندونی-عضلانی و الگوی حرکت مفصل اثر می‌گذارد.	-	مطالعه مروری	Huijing 2003
نقش دوسر همسترینگ یکسان نیست و فشار بر لترال همسترینگ نقش بیشتری در کشیدگی ACL دارد.	بررسی سه بعدی عملکرد مکانیکی میال و لترال همسترینگ و فشار بر ACL	۷ جسد	Guelick 2015
نقش متفاوت سر میال و لترال همسترینگ در صفحه فرونتال و نقش بیشتر بایسپس فموریس بر بیومکانیک زانو	-	مطالعه مروری	Opar 2014
والگوس بیشتر و افزایش گشتاور ابداکتوری در صفحه فرونتال عامل پارگی ACL است و این امر به کنترل نوروماسکولار آن وابسته است.	اندازه گیری سه بعدی کینتیک و کینماتیک در زمان مانور پرش-فرود	۲۰۵ زن ورزشکار فوتبالیست، والیبالیست و بسکتبالیست	Hewett 2005
عدم وجود ثبات دینامیک در صفحه فرونتال و دلایل نوروماسکولار از دلایل آسیب‌های زانو به خصوص در زنان ورزشکار است.	اندازه گیری حرکت والگوس و زاویه واروس-والگوس در مانور افت-فرود	۸۱ بسکتبالیست نوجوان	Ford 2003
اوج گشتاور ابداکتوری زانو همزمان با آغاز اوج فلکشن و چرخش داخلی و زاویه والگوس زانو رخ می‌دهد.	بررسی گشتاور ابداکتوری زانو در زمان برخورد پا با زمین	۱۰ زن و ۱۰ مرد ورزشکار سالم	Mclean 2005
پارگی ACL در اثر نیروهای خطی نیست و گشتاور ابداکتوری بیشتر باعث پارگی MCL می‌شود و بعد در ترکیب با سایر جهات باعث پارگی ACL می‌شود.	بررسی سه بعدی گشتاور ابداکتوری خالص	طراحی یک مدل سه بعدی زانو	Shin 2009
با فشار Abd ابتدا MCL و بعد ACL پاره می‌شود.	اندازه گیری نیرویی کافی برای پارگی کامل MCL و تخریب ACL	۱۲ زانوی جسد با رباط سالم	Mazzocca 2003
تغییر فعالیت عضله بایسپس فموریس در گروه با سابقه آسیب همسترینگ بر کینماتیک اندام تحتانی اثر می‌گذارد و پتانسیل آسیب زانو را بالا می‌برد.	الکترومیوگرافی و اندازه گیری کینماتیک	۹ ورزشکار نخبه آسیب-دیده همسترینگ پس از بازگشت به ورزش - ۸ سالم	Daly 2015
انقباض شدید کوادریسپس عامل درونی در سرخوردن تیبیا به جلو و دلیل کشیدگی ACL می‌باشد.	کشش در جهت انقباض کوادریسپس در فلکشن ۲۰ درجه و اندازه گیری کینماتیک زانو و ثبت جابجایی روبه جلو با آرترومتر	۱۳ زانوی جسد	Demorat 2004
جابجایی تیبیا به جلو و نیروی برشی که در مفصل ایجاد می‌کند، دلیل اصل مکانیسم کشش ACL است.	-	مطالعه مروری	Dali 2014
فاکتورهای بیومکانیکی صفحه ساجیتال از مهمترین فاکتورهای تاثیرگذار بر پارگی ACL هستند و گشتاور چرخشی و ابداکتوری، سایر ساختارهای زانو از جمله MCL را هم تحت تاثیر قرار می‌دهند.	-	مطالعه مروری	Yu 2007

جدول ۳: خلاصه یافته‌های مطالعات انقباض هماهنگ همسترینگ و سایر عضلات

نویسنده	نمونه‌ها	پارامترهای اندازه‌گیری	نتایج
Wojtys 2002	۲۳ ورزشکار سالم	اندازه‌گیری جابجایی تیبیا به جلو با آرترومتر و تست فانکشنال زانو	هماهنگی در انقباض کوادریسپس و همسترینگ باعث ایجاد ثبات فعال زانو می‌شود.
Shultz 2001	۳۲ زن و ۳۲ مرد سالم ورزشکار	ثبت Long Latency Reflex Time، مدیال و لترال همسترینگ، کوادریسپس و گاستروکنمیوس با الکترومیوگرافی سطحی	تاخیر در انقباض همزمان کوادریسپس و همسترینگ، نکته کلیدی پاسخ نامناسب به نیروهای وارد بر زانو است.
Shimokochi 2008	مطالعه مروری	-	کاهش عملکرد H/Q و افزایش فشار والگوس و چرخش داخلی زانو، باعث پارگی ACL می‌شود.
Brown 2014	۳۵ زن ورزشکار	بیومکانیک سه بعدی زانو و الکترومیوگرافی اندام تحتانی در مانور فرود تک‌پا	کاهش عملکرد کوادریسپس نسبت به همسترینگ در حمایت از زانو مفید است.
Daly 2015	۹ آسیب‌دیده همسترینگ پس از بازگشت به ورزش - ۸ ورزشکار سالم	الکترومیوگرافی و اندازه‌گیری کینماتیک	کاهش فعالیت عضله مایل خارجی تنه، آرکتور اسپاین، گلوئتوس ماکزیموس و بایسپس فموریس سمت آسیب‌دیده و عدم تعادل دینامیک زانوی همان سمت دیده شد.
Neumann 2010	کتاب	-	مقاومت اکستریک عضله گلوئتال در برابر چرخش داخلی و ادداکشن ران در ایجاد والگوس زانو و آسیب ACL نقش دارد.
Herman 2008	۶۶ زن ورزشکار غیرحرفه‌ای	کینتیک و کینماتیک سه بعدی زانو و ران در مانور پرش، پس از سه هفته تمرین قدرتی گلوئتال و کوادریسپس و همسترینگ	تمرینات مقاومتی به تنهایی نمی‌تواند کینتیک و کینماتیک ران و زانو را تغییر دهد.
Mokhtarzadeh 2013	۱۰ ورزشکار سالم	اندازه‌گیری نیروی عضلانی مانور فرود تک‌پا	عضلات ساق پا به خصوص سولئوس، نقش زیادی در حمایت از زانو دارد.
Hewett 2007	کتاب	-	در زوایای کم فلکشن زانو گاستروکنمیوس نقش آنتاگونیستی و سولئوس آگونستی با ACL دارد، اما در ادامه فلکشن، هردو آگونست هستند.
Padraza 2010	۱۰ مرد ورزشکار سالم	بررسی فاز شتاب منفی فرود تک‌پا به کمک آنالیز حرکت	سولئوس نقش مهمی در ثبات زانو و به عنوان سینرژیست عضله همسترینگ دارد.

تغییرات نوروماسکولار عضله همسترینگ

کشیدگی عضله همسترینگ بر اساس محل و خصوصیات آن به دو نوع تقسیم می‌شود. در نوع اول، انقباض اکستریک در انتهای فاز نوسان دویدن یعنی در زمانی که هنوز پا با زمین برخورد ندارد و دقیقاً قبل از تماس پا با زمین، در ورزش‌های جهشی و سرعتی همچون دو میدانی و فوتبال عامل کشیدگی سر بلند بایسپس فموریس در قسمت پروگزیمال اتصال تاندونی-عضلانی آن می‌شود و غالباً به صورت حاد رخ می‌دهد و شیوع آن بیشتر است. در نوع دوم که در اثر کشش یکباره و در ورزش‌هایی همانند باله و ژیمناستیک رخ می‌دهد، ناحیه نزدیک به برجستگی ایسکیوم و ناحیه پروگزیمال تاندون سمی ممبرانوسوس درگیر و دچار پارگی می‌شود.^[۱۴] مطالعات انجام شده به وسیله Askling ۲۰۰۷، Silder ۲۰۰۸ و Woods ۲۰۰۴ و همکارانشان نشان داده است که بیشتر کشیدگی‌های همسترینگ در حین دویدن، به سر بلند عضله بایسپس فموریس اختصاص دارد.^[۱۵ و ۱۶] که از نظر Thelen و همکارانش ۲۰۰۴ این امر می‌تواند به دلیل اتصال دورتر سر بلند همسترینگ خارجی نسبت به سر داخلی باشد که سبب کشیدگی سر خارجی در پایان فاز نوسان دویدن می‌شود.^[۱۶] بر اساس مطالعات انجام شده، عضله همسترینگ در پایان فاز نوسان و آغاز فاز برخورد پا با زمین در زمان جهش دویدن فعالیت قابل توجهی دارد.^[۱۷] در مقایسه مکانیسم دوطرفه دویدن افراد مبتلا به کشیدگی همسترینگ دیده شده است که در فاز دوم نوسان دویدن، حرکت در پای مصدوم با پای سالم متفاوت است و طول گام پای مصدوم کوتاهتر می‌شود.^[۱۷] و همکارانش در سال ۲۰۱۳ در یک مطالعه مروری، مهار نوروماسکولار عضله همسترینگ پس از کشیدگی آن را، دلیل افزایش پتانسیل این عضله در مکانیسم عدم تطابق آن در حرکت و افزایش شانس آسیب دوباره آن دانستند. از نظر آنها این عدم تطابق شامل مواردی چون ضعف اکستریک عضله همسترینگ که باعث بی‌کفایتی عضله در جذب نیروها و کاهش عملکرد آن نسبت به چهارسر به خصوص در پایان فاز نوسان دویدن می‌شود، آتروفی ناحیه آسیب‌دیده به خصوص سر بلند همسترینگ و کاهش قدرت فلکسوری آن و همچنین تغییر جهت منحنی نسبت گشتاور فلکسوری به زاویه مفصل زانو در تطابق با مهار نوروماسکولار عضله می‌باشد.^[۱۸] به طوری که در مطالعه Brockett و همکارانش در سال ۲۰۰۴، تغییر ۱۲ درجه زاویه مفصل زانو در اوج گشتاور فلکسوری پایی که سابقه کشیدگی همسترینگ داشت در مقایسه با پای سالم گزارش شده

است.^[۱۰] اگرچه در مطالعه‌ای که Silder و همکارانش در سال ۲۰۱۰ بر روی ۱۸ فرد با سابقه بیش از ۵ ماه آسیب همسترینگ انجام دادند، نتایج دیگری دیده شد. آنها با نتایج حاصل از MRI، تست ایزوکتیتیک و ارزیابی بیومکانیکی بر روی تردمیل و مقایسه دوطرفه پای مصدوم و سالم در این مطالعه، مشاهده کردند که با وجود طولیل شدن ناحیه پروگزیمال عضله بایسپس فموریس و افزایش حجم تاندون آن در سمت مصدوم، هیچ تفاوت معناداری در قدرت، ماکزیمم ظرفیت کشش و الگوی فعالیت عضلانی دو طرف وجود ندارد. آنها به این نتیجه رسیدند که وجود عدم تقارن در حجم تاندون دو طرف، رابطه‌ای با عملکرد فانکشنال این عضله ندارد، البته مطالعات بیشتر را به منظور بررسی نقش وجود بافت اسکار عضلانی در بالا بردن شانس آسیب مجدد همسترینگ توصیه کردند.^[۱۹]

بافت اسکار غیرالاستیک به جای مانده از پارگی همسترینگ و متعاقب آن تغییرات نوروماسکولار این عضله، تا ماه‌ها و گاهی برای همیشه باقی می‌ماند و از نظر Silder و همکاران ۲۰۱۰، این امر به دلیل انعطاف‌پذیری ناکافی بخشی از عضله و عدم همراهی با سایر فیبرهای عضلانی در پاسخ مناسب به پیام‌های عصبی می‌تواند پس از بازگشت فرد به تمرین و رقابت ورزشی، شانس کشیدگی دوباره عضله آسیب‌دیده را در فاسیکول‌هایی که به صورت سری و در امتداد هم قرار گرفته‌اند، افزایش دهد.^[۲۰ و ۲۱] همچنین در مطالعه‌ای که Reuring و همکارانش در سال ۲۰۱۴ بر روی ۵۳ ورزشکار مبتلا به پارگی همسترینگ انجام دادند، مشاهده شد که در یافته‌های MRI ۸۹٪ از ورزشکاران آسیب‌دیده حتی پس از گذشت ۲۸ روز از زمان پارگی عضله همسترینگ، سیگنال‌های غیرنرمال وجود دارد و در حدود یک سوم افراد، علائم توسعه بافت فیروز را نشان داده‌اند که می‌تواند مقدمه و پیش‌آگهی آسیب مجدد همسترینگ باشد. تنها در MRI درصد اندکی از ورزشکاران ابنورمالیتی وجود نداشت. این امر نشان داد که حتی در زمانی که از نظر علائم کلینیکی به افراد مصدوم اجازه بازگشت به ورزش داده می‌شود، ممکن است در بافت عضله مراحل ترمیم به طور کامل طی نشده باشد و ریسک آسیب مجدد وجود داشته باشد.^[۸] به طور کلی و بر اساس مطالعات انجام شده توسط Opar و همکارانش ۲۰۱۴، تطابق نامناسب عضله همسترینگ پس از پارگی آن سبب می‌شود تا قدرت اکستریک فلکشن زانو به میزان ۱۰-۲۴٪ و فعالیت میوالکتریک عضله طی ماکزیمم انقباض اکستریک فلکشن زانو به میزان ۱۸-۲۰٪ کاهش یابد. همچنین سرعت گشتاور اکستریک فلکشن زانو ۳۹-۴۰٪، فعالیت میوالکتریک عضله در بخش ابتدای انقباض اکستریک فلکشن زانو به میزان ۱۹-۲۵٪ و نسبت عملکردی عضله همسترینگ به چهارسر ۱۹٪ کاهش یابد.^[۱۳] که تمامی آنها زمینه را برای آسیب‌های بعدی همین عضله و مفصل زانو فراهم می‌کند. خلاصه مقالات بررسی شده در این بخش، در جدول ۱ جمع‌آوری شده است.

نقش پارگی عضله همسترینگ در تغییرات بیومکانیکی زانو

در مطالعه Huijing و همکارانش در سال ۲۰۰۳ نشان داده شده است که آسیب ناشی از کشیدگی همسترینگ و اسکار به جای مانده از آن می‌تواند تغییرات مکانیسم تاندونی-عضلانی به وجود آورد و مسیر انتقال نیرو را تغییر دهد، در نهایت روی توانایی طول-تنش واحد تاندونی عضلانی و الگوی حرکت مفصل تاثیر بگذارد.^[۹] از آنجا که میزان نیروی دینامیک عکس‌العمل زمین که بر زانوی ورزشکاران غیرحرفه‌ای در زمان پرش-فرود تک‌پا وارد می‌شود، تا ۷/۵ برابر وزن افراد گزارش شده است.^[۲۱] چنین به نظر می‌رسد که ضعف عضلانی و بی‌کفایتی در جذب نیروهای وارده بر زانو در زمان فرود می‌تواند باعث افزایش لقی در مفصل زانو شود و ریسک آسیب‌های لیگامانی را افزایش دهد.^[۲۲]

در مطالعه‌ای که Guelick و همکارانش در سال ۲۰۱۵ بر روی ۷ جسد انجام دادند، به بررسی سه بعدی عملکرد مکانیکی همسترینگ داخلی و خارجی و فشار بر رباط صلیبی قدامی پرداختند. در این مطالعه مشاهده شد که فشار بر سر خارجی همسترینگ نسبت به سر داخلی آن، نقش بیشتری در کاهش کشیدگی رباط صلیبی قدامی دارد و تاثیر دوسر عضله همسترینگ بر بیومکانیک زانو یکسان نیست.^[۲۳] Opar و همکاران هم در سال ۲۰۱۴ در بررسی مطالعات مربوطه، نقش‌های متفاوتی برای سر داخلی و خارجی عضله همسترینگ در کنترل زانو در صفحه فرونتال مطرح کرده و نقش کشیدگی عضله همسترینگ را در افزایش ریسک پارگی رباط صلیبی قدامی بسیار موثر دانسته است. همچنین شیوع درگیری عضله بایسپس فموریس را نسبت به سر داخلی عضله همسترینگ بیشتر و نقش آن را بر بیومکانیک زانو تاثیرگذارتر معرفی کرده است.^[۱۳] از نظر Hewett و همکارانش ۲۰۰۵ و همچنین Ford و همکاران ۲۰۰۳ ضعف عضلانی و درگیری بیشتر سمت خارج با افزایش زاویه والگوس و گشتاور ابدکتوری در زمان فرود، کاهش کنترل مفصلی در این صفحه حرکتی و افزایش ریسک پارگی رباط صلیبی قدامی را به دنبال دارد.^[۲۴ و ۲۵] McLeen و همکارانش هم در مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۵ به بررسی فشار وارد بر والگوس زانو، به عنوان ریسک فاکتور پارگی غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی در فعالیت ورزشی پرداختند. در این مطالعه که بر روی ۱۰ زن و ۱۰ مرد ورزشکار انجام شد، زوایای ران، زانو و مچ پا و همچنین گشتاور ابدکتوری زانو در لحظه برخورد پا با زمین اندازه‌گیری شد و در نتایج به دست آمده مشاهده شد که اوج گشتاور ابدکتوری زانو همزمان با آغاز اوج فلکشن و چرخش داخلی ران و زاویه والگوس زانو رخ می‌دهد و این امر می‌تواند پیش‌آگهی پارگی غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی باشد.^[۲۶] هر چند که این رباط تنها بافت

تاثیرپذیر از نیروی والگوس زانو نمی‌باشد و سلامت ساختارهای لیگامانی دیگر همچون رباط طرفی داخلی نیز تحت تاثیر این نیرو قرار می‌گیرد. Shin در مطالعه خود در سال ۲۰۰۹ به بررسی گشتاور ابدکتوری به عنوان ریسک فاکتور پارگی رباط صلیبی پرداخته است و چنین مشاهده کرد که گشتاور ابدکتوری به تنهایی، قادر به ایجاد نیروی کافی برای پارگی کامل رباط صلیبی قدامی نیست و قبل از آن می‌تواند موجب پارگی رباط طرفی داخلی شود و ترکیب نیروها در صفحات حرکتی دیگر، از جمله چرخش خارجی تیبیا نقش بیشتری در پارگی رباط صلیبی قدامی بازی می‌کند.^[۲۷] در همین راستا Mazzocca و همکارانش در سال ۲۰۰۳ نشان داده‌اند که ساختار اصلی حمایت‌کننده سمت مدیال زانو، رباط طرفی داخلی می‌باشد و در صورت سلامت این رباط، رباط صلیبی قدامی مداخله کمتری در مقابله با فشار گشتاور ابدکتوری خواهد داشت و در صورت پارگی کامل رباط طرفی، هنوز ۶۰٪ از بافت رباط صلیبی سالم است و مقاومت می‌کند.^[۲۸] اما بیشترین نقش عضله همسترینگ در حفظ ثبات دینامیک مفصل زانو در صفحه ساجیتال است و اینکار از طریق همکاری با عضله کوادریسپس امکان‌پذیر می‌باشد.^[۲۹] Yu و همکارانش در سال ۲۰۰۷ چنین مطرح کردند که فاکتورهای بیومکانیکی صفحه حرکتی ساجیتال، از جمله کاهش زاویه فلکشن زانو، بزرگی نیروی عکس‌العمل افقی زمین به سمت عقب و همچنین نیروی انقباض قوی عضله کوادریسپس از مهمترین فاکتورهای تاثیرگذار بر پارگی رباط صلیبی قدامی است.^[۳۰] این امر در مطالعات به عمل آمده توسط Dali و همکاران ۲۰۱۴ و همچنین DeMorat و همکاران ۲۰۰۴ مورد تایید قرار گرفت. در تمام این مطالعات افزایش نیروی عکس‌العمل افقی زمین به سمت عقب و افزایش گشتاور اکستنسوری زانو برای حفظ تعادل و همچنین عدم پاسخ کافی و مناسب عضله همسترینگ، می‌تواند عامل اصلی افزایش اوج نیروی سرخوردن ساق پا به جلو و کشیدگی رباط صلیبی قدامی باشد.^[۳۰، ۳۱، ۳۲، ۳۳] البته Yu و همکارانش در همان مطالعه به این امر هم اشاره کردند که با توجه به وجود نیرو در سایر صفحات حرکتی، گشتاور چرخشی و ابدکتوری تنها به آسیب رباط صلیبی قدامی ختم نمی‌شود و ساختارهای دیگر زانو از جمله رباط طرفی داخلی هم تحت تاثیر قرار خواهند گرفت.^[۳۰] با توجه به نقش‌های متفاوت سر داخلی و خارجی عضله همسترینگ در چرخش داخلی و خارجی زانو در صفحه هوریزونتال^[۱۳، ۱۴] و با در نظر گرفتن اینکه کشیدگی و پارگی همسترینگ در ورزشکاران، غالباً در عضله بایسپس فموریس رخ می‌دهد.^[۳۴، ۳] در مطالعه Daly و همکارانش در سال ۲۰۱۵ تاثیر سابقه آسیب-دیدگی عضله همسترینگ بر کینماتیک اندام تحتانی ارزیابی شد. در این مطالعه که بر روی ۹ ورزشکار مرد نخبه با سابقه آسیب همسترینگ و ۸ ورزشکار سالم به عنوان گروه کنترل انجام گرفت، در فاز پایانی نوسان ورزشکاران آسیب‌دیده، عدم تقارن ساجیتال در فلکشن ران، تیلت لگن، چرخش داخلی زانو دیده شد که همگی این‌ها همسترینگ را در وضعیت طولی شده قبل از برخورد پاشنه با زمین قرار می‌دهد. سابقه آسیب همسترینگ با تغییرات بایسپس فموریس مرتبط بود که می‌تواند باعث افزایش چرخش داخلی زانو در لحظه برخورد پا با زمین باشد و البته تمامی این موارد شانس آسیب مجدد همسترینگ و آسیب‌های غیربرخوردی زانو را افزایش می‌دهد.^[۳۵] Opar و همکاران نیز در مطالعه مروری خود در سال ۲۰۱۴ مکانیسم پارگی غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی را در زاویه کم فلکشن، افزایش والگوس و چرخش همزمان زانو معرفی کرده است که از نظر ایشان تمامی این موارد با آسیب-دیدگی همسترینگ و کاهش فعالیت این عضله نسبت به کوادریسپس رخ می‌دهد.^[۱۳]

لذا با توجه به نقش بیومکانیکی مهم همسترینگ بر زانو، چنین به نظر می‌رسد که کشیدگی همسترینگ می‌تواند زمینه‌ساز تغییرات بیومکانیکی زانو و آسیب‌های غیربرخوردی آن باشد. یافته‌های مطالعات بررسی شده در این بخش، در جدول ۲ جمع‌آوری شده است.

انقباض هماهنگ عضلات همسترینگ و سایر عضلات

با بررسی مطالعات گذشته چنین به نظر می‌رسد که ریسک آسیب زانو بیشتر از اینکه به قدرت و شرایط همسترینگ وابسته باشد، می‌تواند تحت تاثیر ضعف نسبی همسترینگ و عدم تعادل قدرت همسترینگ به کوادریسپس (H/Q) واقع شود.^[۳۶، ۳۷ و ۳۸] Wojtys و همکارانش در سال ۲۰۰۲ نشان دادند که هماهنگی در انقباض عضلات کوادریسپس و همسترینگ باعث ایجاد ثبات فعال زانو می‌شود و در نهایت ثبات کنترلی به وجود می‌آورد.^[۳۹] در واقع از نظر Shultz و همکاران ۲۰۰۱، تاخیر در انقباض همزمان عضلات همسترینگ و کوادریسپس به عنوان نکته کلیدی در پاسخ نامناسب به تحریکات مختلف محیطی و عدم توانایی مقاومت در برابر نیروهای وارده است.^[۴۰] در مطالعات بررسی شده در مطالعه مروری Shimokochi و همکاران ۲۰۰۸، آسیب غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی در حرکت با شتاب مثبت یا منفی و با کاهش هماهنگی انقباض همسترینگ و کوادریسپس، نزدیک به اکستنشن نهایی زانو رخ می‌دهد. با کاهش عملکرد همسترینگ نسبت به کوادریسپس و افزایش فشار والگوس در ترکیب با چرخش داخلی زانو، احتمال گیرافتادگی رباط صلیبی قدامی و در نهایت احتمال پارگی غیربرخوردی آن افزایش می‌یابد.^[۴۱] Brown و همکارانش نیز در سال ۲۰۱۴ به بررسی رابطه الگوی عضلانی پیش از فعالیت اندام تحتانی و بیومکانیک زانو در مانور فرود با یک پا پرداختند. در این مطالعه، بیومکانیک سه بعدی زانو و الکترومیوگرافی عضلانی ۳۵ زن ورزشکار طی فرود بر روی یک پا مورد بررسی قرار گرفت. ارتباط بین رکتوس فموریس، همسترینگ خارجی، واستوس خارجی با ماکزیمم زاویه فلکشن زانو و گشتاور آن و همچنین نیروی خارجی هل دادن ساق پا به جلو محاسبه و ارزیابی شد. همین‌طور همسترینگ خارجی و واستوس خارجی و انقباض همزمان VL/LH و رابطه با بازوی گشتاور و زاویه ابداکشن زانو بررسی شد. در نتایج به

دست آمده دیده شد که فعالیت سریعتر و بیشتر عضله رکتوس فموریس باعث افزایش نیروی سرخوردن به جلو ساق پا می شود و بازوی گشتاور فلکشن زانو را کاهش می دهد. در حالی که انقباض سریعتر همسترینگ خارجی باعث افزایش زاویه فلکشن می شود، در آن مطالعه، هیچ یافته الکترومیوگرافی نتوانست زاویه ابداکشن زانو را پیش بینی کند. در نهایت این گونه نتیجه گیری شد که کاهش عملکرد عضله کوادریسپس در انجام مانور فرود بر روی یک پا، می تواند در حمایت از زانو سودمند باشد، هر چند که انقباض مناسب آن برای حفظ ثبات زانو در این گونه مانورها لازم است.^[۴۳] در مطالعه Daly و همکارانش هم در سال ۲۰۱۵ فعالیت عضلات اندام تحتانی از جمله گلوئوس ماکزیموس دوطرفه، اکسترنال ابلیک، رکتوس فموریس، بایسپس فموریس و لومبار ارکتور اسپاین در دو گروه مبتلا به سابقه پارگی همسترینگ و گروه سالم اندازه گیری و ثبت شد. در نتایج به دست آمده دیده شد که گروه آسیب دیده در فاز پایانی نوسان، کاهش فعالیت عضلات مایل خارجی تنه، ارکتور اسپاین و گلوئوس ماکزیموس و بایسپس فموریس همان طرف و همچنین رکتوس فموریس سمت مقابل نشان دادند که در نهایت بر تعادل دینامیک زانو تاثیر گذار است.^[۴۵]

با توجه به نقش چرخش داخلی و اداکشن ران در ایجاد والگوس زانو و در نهایت آسیب های غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی^[۴۴] Neumann و همکاران در سال ۲۰۱۰ اهمیت عضله گلوئوتال (ماکزیموس و مدیوس) را در مقاومت اکستریک در برابر این حرکات قابل توجه دانسته است.^[۴۳] اگرچه از نظر Herman و همکاران ۲۰۰۸ قدرت عضلات گلوئوتال نمی تواند تاثیر چندانی بر والگوس زانو در زمان مانورهای دینامیک داشته باشد^[۴۴]، اما باید در نظر داشت که مهارت هایی همچون فرود نیازمند اعمال قدرت زیاد عضلانی نیست، بلکه کنترل کینماتیکی نقش مهمتری از اعمال قدرت عضلانی دارد.^[۴۵] فعالیت هر دو عضله گلوئوتال و همسترینگ داخلی می تواند والگوس زانو را محدود کند که گلوئوتال این کار را از طریق کنترل اداکشن و چرخش داخلی ران^[۴۶] و مدیال همسترینگ از طریق کنترل حرکت زانو در صفحه فروتال انجام می دهد.^[۴۷] بنابراین همکاری گلوئوتال و همسترینگ داخلی می تواند در کنترل و پیشگیری از پارگی ACL و حمایت دینامیک مفصل زانو موثر باشد.^[۴۸]

با وجود اهمیت زیاد هماهنگی انقباض عضلات همسترینگ و کوادریسپس، چنین به نظر می رسد که نقش عضلات ساق پا را در ثبات دینامیک زانو نباید نادیده گرفت. به طوری که Mokhtarzadeh و همکارانش در سال ۲۰۱۳ ریسک پارگی غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی را تنها به عضلات اطراف زانو وابسته دانستند و نقش عضلات ساق پا به خصوص پلاتنار فلکسورهای میچ پا را در حمایت از زانو بر اهمیت معرفی کردند.^[۴۹] Hewett و همکاران نیز در مطالعه خود در سال ۲۰۰۷ چنین مطرح کرد که در زوایای کم فلکشن زانو، عضله گاسترونمیوس با جابجایی ران نسبت به ساق به سمت عقب، به عنوان آنتاگونیست رباط صلیبی قدامی باعث افزایش کشیدگی آن می شود و عضله سولئوس با انقباض به موقع خود می تواند سرخوردن ساق نسبت به ران را در اثر انقباض چهارسر کنترل و محدود کند و به عنوان آگونیست رباط صلیبی قدامی عمل کند، اما این امر در ادامه فلکشن زانو به دلیل کاهش طول و قدرت انقباض عضله دومفصلی گاسترونمیوس در مقایسه با سولئوس، افزایش مولفه عمودی نیروی آن و همچنین نقش بیشتر عضله همسترینگ و ممانعت از سرخوردن ساق پا به جلو در فلکشن بیش از ۲۰ درجه زانو، تغییر کرده و این دو عضله همسو و آگونیست رباط صلیبی قدامی می شود.^[۵۰ و ۵۱] در همین راستا Padraza و همکارانش هم در سال ۲۰۱۰ با مطالعه بر روی ۱۰ مرد ورزشکار سالم و اندازه گیری با کمک دوربین و صفحه نیرو، به بررسی فاز شتاب منفی فرود تک پا از ارتفاع ۱۰/۵ سانتی متر پرداختند. آنها نیز نقش عضله سولئوس را به عنوان یکی از مهمترین ثبات دهنده های زانو در زمان فرود مطرح کردند و این عضله را سینرژیست عضله همسترینگ در مقابله با جابجایی ساق پا به جلو در مانور فرود دانستند.^[۵۲]

با توجه به اهمیت هماهنگی انقباض عضلات اطراف زانو در حفظ ثبات و سلامت آن، نقص فعالیت همسترینگ در این فعالیت هماهنگ می تواند زمینه ساز غلبه سایر عضلات و بهم خوردن تعادل بیومکانیکی زانو و آسیب های غیربرخوردی آن باشد. جدول ۳ به خلاصه مطالعات مربوط به هماهنگی انقباض همسترینگ با سایر عضلات اندام تحتانی اشاره کرده است.

بحث

همان طور که در بررسی مطالعات گذشته مشاهده شد، پس از کشیدگی همسترینگ بافت عضلانی غالباً تا مدت ها قادر به ترمیم کامل و بازگشت به شرایط قبل از آسیب دیدگی نیست و این امر در تصاویر MRI گرفته شده از بافت اسکار پس از گذشت ۶ هفته از مصدومیت نشان داده شده است.^[۶] البته برخی مطالعات هم عمر اسکار را تا ماه ها پس از کشیدگی همسترینگ و حتی پس از بازگشت به ورزش گزارش کرده اند.^[۷] این آسیب دیدگی می تواند باعث تغییر مکانیسم تاندونی-عضلانی شود و با تغییر مسیر انتقال نیرو، بر ظرفیت طول-تنش واحد تاندونی-عضلانی و الگوی حرکت مفصل اثر بگذارد.^[۹] به طوری که در مقایسه دوطرفه عضله همسترینگ پس از آسیب یک-طرفه این عضله دیده شده است که گشتاور فلکسوری زانو در پای مصدوم افزایش می یابد^[۷ و ۱۰ و ۱۸]، هر چند که نظرات مخالفی هم در این زمینه وجود دارد.^[۱۹]

از نظر بیومکانیکی، پایین بودن میزان قدرت فلکسورهای زانو (به تنهایی یا در ارتباط با اکستنسورها) عامل کاهش فلکشن زانو در زمان تماس پا با زمین است و افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را به همراه دارد.^[۱۳ و ۲۱] در واقع ضعف عضلانی و بی‌کفایتی در جذب نیروهای وارده بر زانو در زمان فرود می‌تواند باعث افزایش لقی در مفصل زانو شده و ریسک آسیب‌های لیگامانی را افزایش دهد.^[۲۲] از آنجا که عضله همسترینگ در پایان فاز نوسان و آغاز فاز برخورد پا با زمین در زمان جهش دویدن فعالیت قابل توجهی دارد^[۱۷] و اوج استرین ACL تقریباً در همین زمان، یعنی در ۲۵ میلی‌ثانیه ابتدای برخورد پاشنه پا با زمین در لحظه فرود، نزدیک به زاویه اکستنشن کامل زانو، در فاز شتاب منفی^[۵۳] و در زمانی که نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به اوج می‌رسد رخ می‌دهد^[۵۳ و ۵۴]، می‌توان این مرحله را مقدمه آسیب غیربرخوردی زانو از جمله پارگی رباط صلیبی قدامی دانست.^[۵۵-۵۷]

البته باید در نظر داشت که استرس وارد بر رباط صلیبی قدامی تنها در یک صفحه حرکتی رخ نمی‌دهد و در هر سه صفحه حرکتی نیاز به بررسی دارد.^[۲۴ و ۵۸] با توجه به نقش‌های متفاوت سر داخلی و خارجی عضله همسترینگ در کنترل زانو در صفحه فرونتال و با در نظر گرفتن نقش کنترل نوروماسکولار زانو در این صفحه حرکتی و اهمیت آن در میزان گشتاورهای تولیدی اطراف زانو^[۱۳ و ۲۳] شاید بتوان آسیب‌دیدگی و کاهش عملکرد نوروماسکولار هر یک از سرهای عضله همسترینگ را عامل اصلی تغییر بیومکانیکی زانو و دلیل اصلی پارگی لیگامان‌های مهمی همچون رباط صلیبی قدامی و رباط طرفی داخلی معرفی کرد^[۲۴ و ۲۵ و ۲۷ و ۲۸]، اما بیشترین نقش عضله همسترینگ در حفظ ثبات دینامیک مفصل زانو در صفحه ساجیتال است و این کار از طریق همکاری با عضله کوادریسپس امکان‌پذیر می‌باشد.^[۲۹] از آنجا که بسیاری از آسیب‌های جدی زانو از جمله پارگی رباط صلیبی قدامی در صفحه حرکتی ساجیتال رخ می‌دهد، چنین به نظر می‌رسد که افزایش نیروی عکس‌العمل افقی زمین به سمت عقب و افزایش گشتاور اکستنسوری زانو برای جبران و حفظ تعادل و همچنین عدم پاسخ کافی و مناسب عضله همسترینگ به دلیل اختلال عملکرد نوروماسکولار آن، می‌تواند عامل اصلی افزایش اوج نیروی سرخوردن ساق پا به جلو و کشیدگی رباط صلیبی قدامی باشد.^[۳۰-۳۳]

سرهای داخلی و خارجی عضله همسترینگ نقش‌های متفاوتی در چرخش داخلی و خارجی زانو در صفحه هوریزونتال ایفا می‌کند^[۱۳ و ۲۳]، لذا انتظار می‌رود که آسیب دیدگی هر یک از سرهای همسترینگ با تغییر در گشتاور چرخشی زانو، آسیب دیدگی بیومکانیکی زانو را به دنبال داشته باشد و البته این امر در ترکیب با تغییرات بیومکانیکی در سایر صفحات حرکتی به مراتب خطرناکتر است. با در نظر گرفتن اینکه کشیدگی و پارگی همسترینگ در ورزشکاران، غالباً در عضله بایسپس فمورس رخ می‌دهد^[۳۴ و ۳۵] شاید بتوان این امر را به افزایش چرخش داخلی زانو در زمان فرود و کشیدگی رباط صلیبی قدامی در صفحه هوریزونتال مرتبط دانست.^[۳۵]

تاخیر در فعالیت عضلانی و عدم انقباض هماهنگ همسترینگ و کوادریسپس در چند میلی‌ثانیه پیش از برخورد پا با زمین و نقش آن در جذب نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان نیروی کلیدی اعمال شده بر استخوان ساق پا در تمام صفحات حرکتی به خصوص صفحه ساجیتال قابل توجه است.^[۲۱] در صفحه فرونتال هم، تعادل عضلانی و نوروماسکولار همسترینگ داخلی (مسئول چرخش داخلی و واروس زانو) و همسترینگ خارجی (مسئول چرخش خارجی و والگوس زانو) در حفظ ثبات دینامیک زانو به خصوص در تغییر جهت دویدن موثر است و تاخیر در انقباض به موقع هریک از آنها شانس آسیب‌های لیگامانی زانو را افزایش می‌دهد.^[۱۳ و ۲۳]

با توجه به نقش چرخش داخلی و ادداکشن ران در آسیب‌های غیربرخوردی زانو، اهمیت عضلات گلوئتال (ماکزیموس و مدیوس) در مقاومت اکستنریک در برابر این حرکات قابل توجه است.^[۲۴ و ۴۳] البته چنین به نظر می‌رسد که کنترل کینماتیکی عضله گلوئتال نقش مهمتری از اعمال قدرت عضلانی آن داشته باشد و بهبود همکاری گلوئتال و همسترینگ بیشتر از افزایش صرفاً قدرت هر یک از آنها، می‌تواند در حمایت دینامیک زانو موثر باشد.^[۴۴-۴۵] با وجود نقش کنترلی عضلات گلوئتال و همچنین اهمیت زیاد هماهنگی انقباض عضلات همسترینگ و کوادریسپس، نقش عضلات ساق پا را در ثبات دینامیک زانو نباید نادیده گرفت^[۴۹]، به طوری که در بررسی مطالعات گذشته دیده شد، عضلات گاسترونمیوس و سولئوس با انقباض به موقع خود می‌توانند در طول دامنه حرکتی زانو در برابر سرخوردن ساق پا نسبت به ران مقاومت کنند و با ترکیب جدیدی به نام گاسترو-سولئوس از کشیدگی و پارگی رباط صلیبی قدامی جلوگیری نمایند.^[۵۹] البته باید در نظر داشت که در این میان، نقش عضله سولئوس در انتهای دامنه حرکتی اکستنشن زانو مهمتر و پررنگ‌تر است.^[۵۰] از آنجا که اغلب آسیب‌های رباط صلیبی قدامی نزدیک به اکستنشن زانو رخ می‌دهد و معمولاً در این وضعیت عضلات اکستنسور زانو غالب هستند، چنین به نظر می‌رسد که عضله همسترینگ به تنهایی نمی‌تواند نیروی کافی برای مقابله با سرخوردن ساق پا به جلو ایفا کند و همکاری عضله سولئوس با آن در حفظ ثبات دینامیک زانو لازم و موثر است.^[۵۲]

نتیجه‌گیری

از آنجا که میزان شیوع پارگی عضله همسترینگ در میان ورزشکاران بسیار بالا گزارش شده است و آثار ناشی از نقص نوروماسکولار این عضله پس از آسیب دیدگی آن تا مدت‌ها باقی می‌ماند، همچنین با توجه به اهمیت هماهنگی عملکرد همسترینگ با سایر عضلات و نقش مهم این عضله بر بیومکانیک زانوی ورزشکاران در اجرای مهارت‌های ورزشی، چنین به نظر می‌رسد که می‌توان پارگی و نقص عملکرد

این عضله را زمینه ساز تغییرات بیومکانیکی زانو و در نهایت پارگی رباط صلیبی قدامی، به عنوان یکی از آسیب های شایع و پرهزینه در ورزشکاران معرفی کرد. لذا پیشنهاد می شود تا در بررسی آسیب های بیومکانیکی زانو، وضعیت سلامت عضله همسترینگ و سابقه آسیب دیدگی آن نیز ارزیابی شود و در یک مطالعه مقطعی و گذشته نگر، به تحلیل و بررسی نقش پارگی عضله همسترینگ بر فاکتورهای بیومکانیکی زانو پرداخته شود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان نامه دکترای آسیب شناسی ورزشی رز فولادی به راهنمایی جناب آقای دکتر رضا رجبی و مشاوره جناب آقای دکتر مینونژاد و جناب آقای دکتر اسلامی نگارش شده است.

منابع

1. Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med.* 2004; 32: 5S–16S.
2. Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sports.* 2003; 13: 244–250.
3. Woods C, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M, Thomas A, Hodson A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football — analysis of hamstring injuries. *Br J Sports Med.* 2004; 38: 36–41.
4. Orchard J, Best TM. The management of muscle strain injuries: an early return versus the risk of recurrence. *Clin J Sport Med.* 2002; 12: 3–5.
5. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Mechanisms and risk factors for non-contact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of literature since 1980. *J Strength Cond Res.* 2011; 26:3160-76.
6. Connell DA, Schneider-Kolsky ME, Hoving JL, Malara F, Buchbinder R, Koulouris G, BURKE F, BASS C. Longitudinal study comparing sonographic and MRI assessments of acute and healing hamstring injuries. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2004;183: 975–984.
7. Silder A, Heiderscheit BC, Thelen DG, Enright T, Tuite MJ. MR observations of long-term musculotendon remodeling following a hamstring strain injury. *Skeletal Radiol.* 2008; 37: 1101–1109.
8. Reurink G, Goudswaard GJ, Tol JL, Almusa E, Moen MH et al. MRI observations at return to play of clinically recovered hamstring injuries. *Br J Sports Med.* 2014; 48:1370–1376
9. Huijing PA. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 2003; 31: 167–175.
10. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36:379-87.
11. Sole G, Milosavljevic S, Nicholson HD, Sullivan SJ. Selective strength loss and decreased muscle activity in hamstring injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011; 41:354-63.
12. Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med.* 2012; 42: 209-26.
13. Opar DA, Serpell BG. Is There a Potential Relationship Between Prior Hamstring Strain Injury and Increased Risk for Future Anterior Cruciate Ligament Injury? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2014; 95:401-5.
14. Brukner P, Khan K. Brukner& khan's Clinical sports medicine. McGraw hill companies. Fourth edition. 2009
15. Askling C, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *Am J Sports Med* 2007; 35 (2):197–206.
16. Thelen DG, Chumanov ES, Hoerth DM, Best TM, Swanson SC, Li L, et al. Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37(1):108–14.
17. Liu H, Garrett WE, Moorman CT, Yu B. Injury rate, mechanism, and risk factors of hamstring strain injuries in sports: A review of the literature. *Journal of sport and health science* 2012; 1(2): 92-101.
18. Fyfe JJ, Opar DA, Williams MD, Shield AJ. The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *Journal of Electromyography & Kinesiology* 2013; 23(3): 523-530.
19. Silder A, Thelen DG, Heiderscheit BC. Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clinical Biomechanics.*2010; 25: 681–686.
20. Silder A, Reeder SB, Thelen DG. The influence of prior hamstring injury on lengthening muscle tissue mechanics. *J Biomech* 2010a;43(12):2254–60.
21. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *J.Athl.Train.* 2003; 38(4): 311–314.
22. Hashemi J, Breighner R, Chandrashekar N, Hardy DM, Chaudhari AM. Hip extension knee flexion paradox: A new mechanism for non-contact ACL injury *Journal of Biomechanics.* 2011;44: 577–585

23. Guelich DR, Xu D, Koh JL, Nuber GW, Zhang LQ. Different roles of the medial and lateral hamstrings in unloading the anterior cruciate ligament. *Knee*. 2015 6(15):00161-1.
24. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Jr., Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2005; 33(4): 492-501.
25. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2003; 35(10): 1745-50.
26. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics* 2005; 20(8): 863-70.
27. Shin ChS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. *Journal of Biomechanics* 2009; 42: 280-285.
28. Mazzocca AD, Nissen CW, Geary M, et al. Valgus medial collateral ligament rupture causes concomitant loading and damage of the anterior cruciate ligament. *J Knee Surg* 2003;16:148-51.
29. Chmielewski T, Hurd W, Snyder-Mackler L. Elucidation of a potentially destabilizing control strategy in ACL deficient non-copers. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15:83-92.
30. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med*. 2007; 41: 47-51.
31. Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech*. 2006; 21: 297-305.
32. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2004; 32: 477-83.
33. Dali B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior Cruciate Ligament injuries in soccer: Loading mechanisms risk factors and prevention programs. *Journal of Sports and Health Science*. 2014; 3: 299-306.
34. Battermann N, Appell HJ, Dargel J, Koebke J. An anatomical study of the proximal hamstring muscle complex to elucidate muscle strains in this region. *Int J Sports Med* 2011; 32: 211-215.
35. Daly C, McCarthy Persson U, Twycross-Lewis R, Woledgel RC, Morrissey D. The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;10: 1111.
36. Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am. J. Sports Med*. 2008; 36:1469-1475.
37. Lee MJ, Reid SL, Elliott BC, Lloyd DG. Running biomechanics and lower limb strength associated with prior hamstring injury. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2009;
38. Yeung, SS, Suen, AM, Yeung, EW. A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br. J. Sports Med*. 2009; 43, 589-594.
39. Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ. A gender-related difference in contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity. *J Bone Jt Surg*. 2002; 84 (1):10-16.
40. Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, et al. Neuromuscular response characteristics in men and women after knee perturbation in a single-leg weight-bearing stance. *J Athl Train*. 2001; 36(1):37-43.[PubMed: 12937513]
41. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanism of non-contact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*. 2008; 43(4):396-408.
42. Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *J Sci Med Sport*. 2014; 17(4):408-13.
43. Neumann D. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, 2 ed. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri. 2010
44. Herman D.C., Weinhold P.S., Guskiewicz K.M., Garrett W.E., Yu B., Padua D.A. The effects of strength training on the lower extremity biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. *Am. J. Sports Med*. 2008; 36, 733-740.
45. Distefano L.J., Blackburn J.T., Marshall S.W., Padua D.A. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 2009; 39, 532-540.
46. Patrek M.F., Kernozek T.W., Willson J.D., Wright G.A., Doberstein S.T. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *J. Athl. Train*. 2011; 46, 31-42.
47. Lloyd DG, Buchanan TS, Besier TF. Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2005; 37:1939-1947.
48. Struminger AH, Lewek MD, Goto Sh, Hibberd E, Blackburn T. Comparison of gluteal and hamstring activation during five commonly used plyometric exercises. *Clinical Biomechanics*. 2013; 28: 783-789.
49. Mokhtarzadeh H, Yeow ChH, Goh JChH, Oetomo D. Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles of the ACL loading during single leg landing. *Journal of Biomechanics*. 2013; 46: 1913-1920.
50. Hewett TE, Shultz SJ, Griffin LY, medicine Aofs. *Understanding and Preventing Noncontact Acl Injuries: Human Kinetics Pub. Incorporated*; 2007: 35-40.

51. Elias JJ, Faust AF, Chu YH, Chao EY, Cosgarea AJ. The soleus can act as an agonist for the ACL: an in vitro experimental study. *Am J Sports Med.* 2003; 31: 241-246.
52. Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: Implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *The Knee* 2010; 17: 291–295.
53. Kernozek TW, Ragan RJ. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clin Biomech.* 2008; 23: 1279–1286.
54. Olsen OE, Myklebust G, Engebresten L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am. J. Sports Med.* 2004; 32: 1002–1012.
55. Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM. The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *Journal of Biomechanics.* 2011; 44: 1845–185.
56. Kernozek TW, Ragan RJ. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clin Biomech.* 2008; 23: 1279–1286.
57. Olsen OE, Myklebust G, Engebresten L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am. J. Sports Med.* 2004; 32: 1002–1012.
58. Ford KR, Myer GD, Toms HE, Hewett TE. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exercise.* 2005; 37:124–129.
59. Boden B, Torg J, Knowles S, Hewett T. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities of hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med.* 2009;37: 252–9.