بررسی زاویه فلکشن زانو و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا و سالم در حین فرود

نورالله جاودانه*[1]، هومن مینو نژاد[1]، الهام شیرزاد[1]، نورمحمد جاودانه[2]

۱) گروه طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

۲) گروه تربیت بدنی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

تاریخ دریافت: ۹۴/۱/۲۳ تاریخ پذیرش: ۹۴/۲/۱۶

چکیده

مقدمه: راستای مکانیکی اندام تحتانی به طور کلی بر ثبات مفصل زانوی ورزشکاران اثر دارد. تحقیقات اشاره دارند که پرونیشن شدید مچ پا در شیوع آسیب ACL موثر است. لذا هدف از این تحقیق بررسی زاویه فلکشن زانو و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ ورزشکاران دارای پرونیشن افزایش یافته مچ پا با ورزشکاران سالم در حین فرود بود.

مواد و روش ها: در تحقیق حاضر تعداد ۱۵ ورزشکار دارای پرونیشن افزایش یافته مچ پا و ۱۵ ورزشکار سالم به صورت هدفمند به عنوان نمونه آماری این تحقیق انتخاب شدند. سیگنال های الکترومیوگرافی با استفاده از الکترود سطحی از چهار عضله(رکتوس فموریس، واستوس لترالیس، همسترینگ خارجی و همسترینگ داخلی) و میزان زاویه فلکشن زانو با استفاده از الکتروگونیامتر ثبت شد. از روش آماری T مستقل جهت بررسی اختلاف بین متغیرها استفاده شد.

یافته های پژوهش: نتایج آزمون های آماری با استفاده از آزمون T نشان داد که در میزان زاویه فلکشن زانو($P=0.034$) و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ($P=0.001$) گروه دارای پرونیشن مچ پا و کنترل اختلاف معنی داری وجود دارد.

بحث و نتیجه گیری: ناهنجاری پرونیشن مچ پا با تغییر در نسبت فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ و زاویه فلکشن زانو می تواند به عنوان یک عامل خطر آفرین در بروز آسیب های ACL دخیل باشد.

واژه های کلیدی: پرونیشن مچ پا، رباط صلیبی قدامی، فعالیت الکترومیوگرافی، هم انقباضی عضلات، زاویه فلکشن زانو

*نویسنده مسئول: گروه طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

Email: njavdane@ut.ac.ir

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

مقدمه

آسیب ACL از جمله شایع ترین آسیب دیدگی ها در بین ورزشکاران به شمار می رود و در تحقیقات مختلف انجام شده تا به امروز مکانیسم های مختلفی در رابطه با نحوه آسیب دیدگی این لیگامنت ارائه شده است(۳-۱). ۷۰ درصد از آسیب های رباط صلیبی قدامی مربوط به ورزش هست و تقریباً ۷۰ درصد از آسیب های رباط صلیبی قدامی به صورت غیر برخوردی است(۲،۴). آسیب لیگامنت صلیبی قدامی ماهیت چند عامله دارد و عوامل درونی و بیرونی زیادی در بروز این آسیب دخیل اند، اما به طور ویژه فاکتورهای محیطی، فاکتورهای آناتومیکی و بیومکانیکی، الگوهای حرکتی، نحوه فرود از پرش و سطح هورمون های تولیدی، از عوامل اختصاصی است که با آسیب رباط صلیبی قدامی ارتباط دارند(۷-۵). یکی از متغیرهای آناتومیکی که ممکن است باعث آسیب رباط صلیبی قدامی شود، پرونیشن افزایش یافته پا است(۷).

در طی پرونیشن مفصل ساب تالار، چرخش خارجی پاشنه موجب می شود استخوان تالوس به داخل و پایین بلغزد. چون تالوس به صورت محکم در حفره عمیقی که از انتهای تحتانی درشت نی تشکیل شده قرار دارد، این حرکت رو به پایین و داخل قاب، چرخش داخلی تیبیا و سپس فشار والگوس زانو را موجب می شود. چرخش ران در همان سمت، اما با میزان کمتر همراه است(۹-۷). این امر می تواند منجر به بر هم خوردن عواملی چون راستای طبیعی استخوان ها، خصوصیت فیزیکی مفاصل اندام تحتانی، کنترل عصبی-عضلانی و عملکرد حمایتی مناسب بافت های نرم موضع گردد(۱۰). محققان پیشنهاد کرده اند یکی از ساز و کارهای آسیب رباط صلیبی قدامی چرخش بیش از حد درشت نی به دلیل پرونیشن افزایش یافته مفصل ساب تالار است. Bekett و همکاران(۱۹۹۲)، Loudon و همکاران(۱۹۹۶) و هم چنین Allen و همکاران(۲۰۰۰) بیان کردند افراد دارای سابقه آسیب رباط صلیبی قدامی افت استخوان ناوی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند که این امر نشان دهنده پرونیشن مفصل ساب تالار می باشد(۱۳-۱۱). تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن مچ پا ممکن است بر بارهای مفصلی، بارگذاری و راستای نامناسب زانو، بازده مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت یابی حس عمقی اثرگذار باشد و به تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی بیانجامد(۱۴). از این رو بارگذاری و راستای نامناسب و هم چنین عملکرد نامناسب عضلات اطراف زانو می تواند ثبات آن را تحت تاثیر قرار دهد و مفصل را مستعد آسیب کند.

کاهش زاویه فلکشن زانو، نیروی برشی قدامی وارده بر انتهای پروگزیمال تیبیا را افزایش می دهد(۳). افزایش زاویه فلکشن زانو ممکن هست با تغییر عملکرد کوادریسپس و همسترینگ همراه باشد. انقباض همسترینگ در زوایای فلکشن اندک زانو نمی تواند استرین ACL را کاهش دهد. به این دلیل که این عضلات در فلکشن بیشتر زانو بر روی تیبیا اثر می گذارند(۱۵،۱۶). از طرف دیگر در زوایای فلکشن بیشتر از ۶۰ درجه زانو، انقباض کوادریسپس توانایی افزایش استرین ACL را نداشته(۱۷) و جا به جایی قدامی تیبیا و چرخش داخلی تیبیا به علت تغییر در انقباض کوادریسپس کاهش پیدا می کنند(۱۸). علاوه بر این، انقباض همسترینگ منجر به کاهش جا به جایی قدامی تیبیا و چرخش داخلی آن در این زوایا می شود(۱۹). به طور کلی باید گفت که افزایش زاویه فلکشن اولیه زانو منجر به بر طرف شدن غلبه کوادریسپس و هم چنین منجر به کنماتیک بهتر زانو، بهینه شدن فعالیت عضلات همسترینگ و افزایش جذب شوک و کاهش نیروی عکس العمل زمین می شود. با وجود این هنوز کاملاً مشخص نیست که راستای استاتیک پا و مچ پا چگونه بر عملکرد دینامیک و استاتیک زانو و بروز آسیب رباط صلیبی قدامی اثر می گذارد.

از این رو بارگذاری و راستای نامناسب و هم چنین عملکرد نامناسب عضلات اطراف زانو می تواند ثبات آن را تحت تاثیر قرار دهد و مفصل را مستعد آسیب کند. لذا هدف از این مطالعه بررسی مقایسه زاویه فلکشن زانو و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا و سالم در حین فرود بود.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

مواد و روش ها

جامعه آماری مورد مطالعه در این تحقیق، کلیه دانشجویان ورزشکار پسر ۲۵-۲۰ ساله دانشگاه تهران بود که در یکی از رشته های والیبال، بسکتبال و هندبال فعالیت داشتند و حداقل سه سال سابقه ورزشی منظم داشتند و به طور متوسط سه جلسه در هفته ورزش می کردند. از جامعه آماری فوق تعداد ۱۵ ورزشکار دارای پرونیشن افزایش یافته مچ پا و ۱۵ ورزشکار سالم به صورت هدفمند به عنوان نمونه آماری این تحقیق انتخاب و پس از کسب رضایت نامه کتبی وارد تحقیق شدند.

از جمله معیارهای ورود به تحقیق، داشتن پرونیشن افزایش یافته مچ در هر دو پا برای گروه دارای پرونیشن، نداشتن سابقه پیچ خوردن مچ پا در ۱ سال گذشته، نداشتن سابقه هیچ گونه جراحی در ناحیه اندام تحتانی، نداشتن هیچ گونه بدشکلی و ناهنجاری قابل مشاهده(ساختاری) در راستای زانوها(ژنووارم، ژنووالگوم و ژنورکورواتوم) در وضعیت استاتیک، نداشتن سابقه بیماری های عصبی و عضلانی اسکلتی که باعث محدودیت در انجام حرکت باشد، نداشتن هیچ گونه درد در اندام تحتانی در قبل و زمان انجام آزمون ها و نداشتن سابقه آسیب لیگامانی یا منیسک در زانو، بود. پس از حضور نمونه ها در محل آزمایشگاه و تکمیل فرم رضایت نامه شرکت در تحقیق، از شاخص افت ناوی برای اندازه گیری نوع کف پا استفاده شد.

روش اندازه گیری افت استخوان ناوی: بدین منظور، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند. ارتفاع صندلی به گونه ای تنظیم شد که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. سپس برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت گذاری شد. با استفاده از خط‌کش فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی متر اندازه گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه ای که وزن به طور مساوی روی هر دو پای آزمودنی قرار گیرد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه گیری و ثبت شد. آزمون فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن(ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن(نشسته روی صندلی) کم کرد. عدد به دست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی را نشان می داد. اندازه گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و از میانگین آن ها به منظور طبقه بندی افراد در گروه های سه گانه تحقیق استفاده شد. میزان افت استخوان ناوی آزمودنی بین ۵ تا ۹ میلی متر در گروه پای سالم و بیشتر از ۱۰ میلی متر، در گروه پرونیشن افزایش یافته قرار گرفت(۲۰،۲۱).

سپس ورزشکاران وارد مرحله اندازه گیری فعالیت الکترومیوگرافی و ثبت میزان زاویه فلکشن زانو در تکلیف فرود، شدند. به این صورت که از افراد خواسته می شد تا با پوشیدن لباس ورزشی مناسب، به مدت ۵ دقیقه بدن خود را گرم کنند(نرم دویدن، انجام حرکات کششی). فعالیت الکترومیوگرافی و زاویه فلکشن پای غالب افراد در حین انجام حرکت فرود ثبت شد. پس از ارائه توضیحات کامل در مورد نحوه انجام آزمون فرود بر روی یک پا از فرد خواسته می شود تا چند بار آزمون را به صورت آزمایشی و جهت آمادگی انجام دهد. سپس هر فرد ۳ بار تکلیف فرود تک پا را انجام داده و میانگین ۳ تکرار صحیح محاسبه و به عنوان میزان فعالیت الکترومیوگرافی و زاویه فلکشن زانو ثبت شد.

جهت بررسی فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی مدل ME6000 ساخت شرکت Mega کشور فنلاند استفاده شد. در این تحقیق از الکترودهای سطحی یک بار مصرف مارک SKINTACT جنس نقره-کلرید نقره ساخت کشور استرالیا استفاده شد. داده های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شدند. این سیگنال ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت شده و در محدوده گذردهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردیدند. عضلات مورد بررسی در این مطالعه عبارت بودند از: همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس. پس از مشخص شدن محل اتصال الکترودهای دستگاه EMG، محل اتصال الکترودها آماده سازی شد(زدن موهای زائد و تمیز کردن با آب و الکل). مکان های الکترود گذاری برای عضلات مورد مطالعه از روی لند مارک های

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

استخوانی، بر مبنای روش های ارائه شده در پژوهش های پیشین، به ترتیب زیر به بدن فرد متصل شدند: عضله همسترینگ خارجی نقطه ۵۰ درصدی فاصله بین توبوربزیته ایسکیال تا سر فیبولا، مدیال همسترینگ نقطه ۳۶ درصدی فاصله بین توبروزیته ایسکیال و بخش داخلی حفره پوپلیتئال، رکتوس فموریس فاصله ۵۰ درصدی خار خاصره قدامی فوقانی تا لبه فوقانی کشکک و عضله واستوس لترالیس ۱۰ سانتی متر بالا و ۷ سانتی متر خارج خط فوقانی پاتلا و با زاویه ۱۰ درجه به خارج نسبت به خط عمود(۲۲). در پردازش سیگنال های الکترومیوگرافی، برای این که مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی های متفاوت فراهم شود، فعالیت عضله باید به یک مقدار مرجع نرمالیزه شود. در این تحقیق مرجع نرمالیزه کردن میزان فعالیت الکتریکی، حداکثر انقباض ایزومتریکی در نظر گرفته شد. لازم به ذکر است که زمان مورد نظر برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات و میزان زاویه فلکشن زانو، ۱۵۰ میلی ثانیه قبل تا ۳۵۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین است که با استفاده از شاخص RMS و به وسیله نرم افزار Megawin محاسبه شد. داده های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شدند. این سیگنال ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت شده و در محدوده گذردهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردیدند.

برای اندازه گیری زاویه فلکشن زانو در صفحه ساجیتال، از الکتروگونیامتر استفاده شد که به کانال یک دستگاه الکترومیوگرافی وصل می شد. برای نصب الکتروگونیامتر از فرد خواسته می شد در حالت آناتومیک قرار بگیرد. برای مشخص کردن محل قرارگیری الکتروگونیامتر، یک خط از تروکانتر بزرگ ران تا قوزک خارجی مچ پا ترسیم می شد. الکتروگونیامتر بر روی سطح خارجی ران و ساق به نحوی قرار می گرفت که محور چرخش آن در سطح خارجی فضای مفصلی زانو واقع می شد. سپس بازوهای الکتروگونیامتر توسط چسب دو طرفه بر روی نقاط مورد نظر چسبانده می شد. ارزیابی دقیق زاویه فلکشن زانو با تعیین لحظه برخورد پا با زمین با کمک سوئیچ یابی اندازه گیری شد. میزان زاویه فلکشن زانو، در لحظه تماس پا با زمین به وسیله نرم افزار Megawin محاسبه شد.

نسبت کلی فعالیت کوادریسپس به همسترینگ: در این نسبت حاصل جمع فعالیت عضلات رکتوس فموریس و واستوس لترالیس به حاصل جمع فعالیت عضلات مدیال همسترینگ و لترال همسترینگ تقسیم می شود. نزدیک شدن این نسبت به یک بیانگر تعادل در میزان فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ است و در این صورت میزان فلکشن زانو با مقاومت کمتری انجام می شود. هم چنین از طرف دیگر افزایش این نسبت منجر به ایجاد اکستنشن در زانو شده و فرد را مستعد آسیب ACL می‌سازد.

تکلیف فرود بر روی یک پا: نحوه انجام این آزمون بدین شکل است که از فرد خواسته می شد تا در وضعیتی متعادل نزدیک به لبه سکویی به ارتفاع ۴۰ سانتی متر به طریقی بایستد که پای غالب در حالت معلق(پاشنه پا در تماس با لبه جلویی سکو) قرار گرفته و به لبه جلویی سکو تکیه داشته باشد. وزن آزمودنی به صورت کامل به وسیله پای غیر غالب تحمل می شود. برای انجام آزمون از آزمودنی خواسته می شد تا به صورت کاملاً عمودی و متعادل، بدون خم کردن، پایین آوردن تنه و حالت پرشی بر روی پای غالب فرود آید. از footswitch به منظور ثبت لحظه تماس پا با زمین استفاده شد. هر فرد این کار را برای ۳ بار انجام داد و میانگین ۳ تکرار صحیح برای محاسبه زاویه فلکشن زانو و میزان فعالیت عضلات، مورد استفاده قرار گرفت.

تجزیه و تحلیل داده ها از طریق نرم افزار SPSS vol.20 و با روش های آماری مناسب انجام گرفت. بدین صورت که برای بررسی نرمال بودن داده ها از آزمون کلموگروف اسمیرنوف استفاده شد. از آزمون T مستقل جهت مقایسه زاویه فلکشن زانو و نسبت فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ بین دو گروه استفاده شد. سطح معنی داری در آزمون ها($P\leq0.05$) در نظر گرفته شد.

یافته های پژوهش

مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

جدول شماره ۱. مشخصات دموگرافیک(میانگین±انحراف معیار) آزمودنی های دو گروه افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا و افراد سالم.

متغیر	گروه دارای ناهنجاری پرونیشن پا(n=۱۵)(SD±Mean)	گروه دارای پای طبیعی (SD±Mean)(n=۱۵)
سن(سال)	۲۳/۰۰±۳/۷۲	۲۲/۰۰±۲/۹۴
قد(سانتی‌متر)	۱۷۴/۰۰±۱۱/۲۵	۱۷۵/۰۰±۵/۵۷
وزن(کیلوگرم)	۱۷۰/۰۰±۷/۳۶	۱۶۸/۰۰±۵/۸۴
BMI	۲۲/۶۰±۲/۵۰	۲۱/۷۸±۳/۲۱
میزان افت ناوی(میلی متر)	۱۳/۲۶±۲/۱۳	۷/۵۲±۱/۴۴
میزان فعالیت واستوس لترالیس	۸۲/۷۰±۱۸/۲۰	۷۱/۲۶±۱۳/۱۴
میزان فعالیت رکتوس فموریس	۱۳۲/۳۵±۲۱/۲۰	۸۳/۲۳±۲۶/۲۵
میزان فعالیت همسترینگ داخلی	۵۰/۸۴±۸/۵۴	۷۹/۵۰±۱۴/۱۲
میزان فعالیت همسترینگ خارجی	۶۱/۱۲±۹/۴۵	۸۴/۲۳±۲۱/۱۴

نتایج آزمون T مستقل نشان داد که در میزان زاویه فلکشن زانو در لحظه برخورد پا با زمین(P=0.034) و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ(P=0.001) گروه دارای پرونیشن مچ پا و کنترل اختلاف معنی داری وجود دارد(جدول شماره ۲).

جدول شماره ۲. تغییرات زاویه فلکشن زانو و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ گروه دارای پرونیشن مچ پا و کنترل

متغیر آماره	گروه دارای پرونیشن (SD±Mean)	گروه کنترل (SD±Mean)	T	P
زاویه فلکش زانو در لحظه تماس پا با زمین	۲۳/۸۶±۴/۲۹	۳۹/۸۷±۸/۴۷	۸/۳۲	۰/۰۳۴
نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ	۱/۴۷±۰/۱۹	۱/۰۶±۰/۲۱	۵/۲۷۰	۰/۰۰۱

بحث و نتیجه گیری

هدف از این مطالعه بررسی مقایسه زاویه فلکشن زانو و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا و سالم در حین فرود بود. نتایج تحقیق نشان داد که ورزشکاران دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا، میزان زاویه فلکشن کمتری و نسبت فعالیت عضله کوادریسپس به همسترینگ بیشتری را در تکلیف فرود به نمایش می گذارند.

با بررسی مطالعات مشاهده شد که تا به امروز مطالعه ای بر روی کنترل عصبی عضلانی و راستا و بارگذاری زانوی ورزشکاران دارای پرونیشن افزایش یافته مچ پا در رابطه با آسیب رباط صلیبی قدامی، صورت نگرفته است، بنا بر این محققین قادر نبودند که به طور مستقیم این نتایج را با تحقیقات قبلی مقایسه کنند. کاهش زاویه فلکشن زانو، نیروی برشی قدامی وارده بر انتهای پروگزیمال تیبیا را افزایش می دهد(۳). کاهش زاویه فلکشن زانو منجر به افزایش زاویه بالا رفتن و انحراف ACL می شود. افزایش زاویه بالا رفتن و انحراف ACL منجر به افزایش نیروی برشی وارده بر ACL می گردد. کاهش زاویه فلکشن زانو باعث عمودی تر شدن خط عمل ACL شده و بدین معنی است که زاویه بالا رفتن ACL افزایش یافته است(۲۳). برخی از محققین زاویه بالا رفتن و انحراف ACL را به عنوان عملکرد زاویه فلکشن زانو در تحمل وزن می دانند(۲۴). از طرفی افزایش زاویه فلکشن زانو ممکن هست با تغییر عملکرد کوادریسپس و همسترینگ همراه باشد. انقباض همسترینگ در زوایای فلکشن اندک زانو نمی تواند استرین ACL را کاهش

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

دهد. به خاطر این که این عضلات در فلکشن بیشتر زانو بر روی تیبیا اثر می گذارند(۱۵،۱۶). از طرف دیگر در زوایای فلکشن بیشتر از ۶۰ درجه زانو، انقباض کوادریسپس توانایی افزایش استرین ACL را نداشته(۱۷) و جا به جایی قدامی تیبیا و چرخش داخلی تیبیا به علت تغییر در انقباض کوادریسپس کاهش پیدا می کنند(۱۸) علاوه بر این، انقباض همسترینگ منجر به کاهش جا به جایی قدامی تیبیا و چرخش داخلی آن در این زوایا می شود(۱۹). به طور کلی باید گفت که افزایش زاویه فلکشن اولیه زانو منجر به بر طرف شدن غلبه کوادریسپس، و هم چنین منجر به کنماتیک بهتر زانو، بهینه شدن فعالیت عضلات همسترینگ و افزایش جذب شوک و کاهش نیروی عکس العمل زمین می شود. ایمبالانس عضلانی بین کوادریسپس و همسترینگ منجر به آسیب دیدگی ورزشکاران می شود. آسیب غیر برخوردی ACL در لحظه تماس پا با زمین در مانورهای ورزشی اتفاق می افتد. در این لحظه، عضلات کوادریسپس به صورت استریکی در مقابل فلکشن زانو مقاومت می کنند(۲۵). نقش کوادریسپس کشش قدامی تیبیا است که این عمل اگر کنترل شده نباشد باعث ورود فشار بیش از حد بر لیگامان ACL در فلکشن اندک زانو می شود(۲۶). غلبه کوادریسپس ایمبالانس نوروماسکولاری است که مسبب آسیب ACL ورزشکاران هست. تسلط کوادریسپس زمانی رخ می دهد که استراتژی های عصبی–عضلانی به کار گرفته شده توسط ورزشکاران برای فراهم کردن ثبات زانو ترجیحاً باعث فعال شدن عضلات کوادریسپس می شوند(۴). تسلط کوادریسپس به عنوان ایمبالانس بین قدرت، فراخوانی و هماهنگی عضلات اکستنسور و فلکسور زانو تعریف شده است که به پایدار کردن مفصل زانو عمدتاً به وسیله عضلات کوادریسپس بر می گردد. زمانی که عضله کوادریسپس فعال شود زانو در وضعیت اکستنشن قرار می گیرد که این وضعیت یکی از مکانیسم های رایج آسیب ACL است. منقبض شدن چهار سر هم چنین باعث سفت یا فشرده شدن مفصل درشت نی رانی می شود. در این وضعیت ACL تلاش می کند تیبیا را به عقب بکشد. انقباض عضله کوادریسپس در چنین وضعیتی باعث اعمال نیروهای برشی به تیبیا و ACL می شود(۴،۲۷)؛ به عبارت دیگر خط کشش عضلات همسترینگ به گونه ای است که می تواند تیبیا را به عقب بکشد و فشار را روی ACL کم کند. فعال سازی همسترینگ می تواند میزان بار وارد شده بر ساختارهای غیر فعال زانو را کاهش دهد، نیروی فشاری مفصل زانو را افزایش داده و زانو را نسبت به بارهای خارجی واروس یا والگوس پایدار کند. در واقع ترکیب افزایش فعالیت کوادریسپس و کاهش فعال سازی همسترینگ خطر آسیب ACL را در ورزشکاران افزایش داده است(۲۸،۲۹). قدرت کم همسترینگ نسبت به کوادریسپس می تواند یکی از دلایل آسیب ACL باشد(۳۰). کشش ناکافی تیبیا به عقب توسط همسترینگ به دلیل ضعف در قدرت، فعال شدن محدود یا تأخیر در زمان رسیدن به اوج گشتاور، نمی تواند ثبات کافی را برای متعادل کردن نیروهای تولید شده توسط کوادریسپس و نیروهای خارجی اعمال شده به ساق پا فراهم کند(۳۰). پرونیشن افزایش یافته مچ پا، باعث تغییر در محور چرخش اندام تحتانی می شود، که این تغییر باعث وارد آمدن استرس غیر طبیعی به بافت های اطراف، و نهایتاً اختلال در حس وضعیت مفصل و پیام های آوران ارسالی به سیستم عصبی می شود. وظیفه اصلی سیستم کنترل حرکتی انسان، برقراری ارتباط بین پیام های آورانی که از قسمت های مختلف بدن انسان به سیستم عصبی فرستاده می شود و فرمان های حرکتی ارسالی از مراکز کنترل حرکتی به مناطق مختلف بدن می باشد. طبیعی است زمانی که اطلاعات ناصحیح از حس وضعیت، به سیستم عصبی فرستاده شود، پاسخ سیستم عصبی نیز به صورت ناصحیح و ناکارآمد ارائه خواهد شد. بنا بر این زمانی که سیستم کنترل عصبی عضلانی در افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا دچار اختلال شود، فرد در معرض آسیب ACL قرار می گیرد.

بنا بر این فعالیت بیشتر عضلات کوادریسپس نسبت به همسترینگ می تواند به عنوان یک عامل در کاهش زاویه فلکشن زانو افراد دارای پرونیشن مچ پا باشد که این تغییرات در افراد دارای ناهنجاری پرونیشن مچ پا، افزایش خطر آسیب ACL را پیش بینی می

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

کند. یکی از دلایل احتمالی ایجاد این تغییرات در برنامه های حرکتی، می تواند به دلیل تغییرات بیومکانیکی صورت گرفته و اختلال در فعالیت آورانی گیرنده های مکانیکی مفصل در اثر ناهنجاری پرونیشن این افراد باشد که منجر به ایجاد سازگاری نامناسب و تغییر در الگوی حرکتی به جای استراتژی و الگوی حرکتی مرجع می گردد. ناهنجاری پرونیشن افزایش یافته مچ پا با تغییر در نسبت فعالیت عضلات کوادریسپس و همسترینگ و زاویه فلکشن زانو می تواند به عنوان یک عامل خطر آفرین در بروز آسیب های ACL دخیل باشد. لذا به منظور پیشگیری از ایجاد آسیب های ACL، باید در جهت رفع این نقصان ها از طریق طراحی برنامه های تمرینی و اصلاحی مناسب گام برداشت.

سپاسگزاری

مقاله حاضر بر گرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشگاه تهران می باشد. از همکاری صمیمانه کلیه شرکت کنندگان که ما را در انجام این مطالعه یاری فرمودند، کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

References

1.Boden BP, Dean GS, Feagin Jr Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics2000;23:573-8.

2.Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury abnormalities in hip and ankle kinematics. American J Sports Med2009;37:252-9.

3.Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non contact ACL injuries. British J Sports Med2007;41: 47-51.

4.Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL injuries current biomechanical and epidemiologic considerations update. American J Sports Physic Therap2010;5:234-9.

5.Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer NCAA data and review of literature. American J Sports Med1995;23:694-701.

6.Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligamentinjuries a review of the hunt valley ii meeting. American J Sports Med2006;34:1512-32.

7.Hertel J, Dorfman JH, Braham RA. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. J Sports Sci Med2004;5:220-5.

8.Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low back. Gait Pos2010;32:637-40.

9.Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. J Athlet Train2002;37:129-33.

10.Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment looking beyond the viewbox. Clin Sports Med2002;21:521-46.

11.Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. J Athlet Train2000;35:403-8.

12.Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee a clinical perspective . J Athlet Train1992;27:58-63.

13.Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. J Orthop Sports Physic Therap1996;24:91-7.

14.Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. Proced Soc Behavior Sci2011;15:3349-54.

15.Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E. The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. American J Sports Med1984;12:8-18.

16.Pandy MG, Shelburne KB. Dependence of cruciate ligament loading on muscle forces and external load. J Biomechanic2000;30:993-8.

17.Andriacchi T, Alexander E, Toney M, Dyrby C, Sum J. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. J Biomechanic Eng1998;120:743-9.

18.Hirokawa S, Solomonow M, LuY, Lou ZP, Dambrosia R. Anterior posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. American J Sports Med1992;20:299-306.

19.More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM. Hamstrings an anterior cruciate ligament protagonist An in vitro study. American J Sports Med1993;21:231-7.

20.Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity accordingto landing height between flat and normal feet. J Back Musculoskelet Rehabil2012;25:21-6.

21.Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athletic Train2005;40:41-6.

22.Hermens HJ, Freriks B, Disselhorstklug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyographkinesiol 2000;10:361-74.

23.Herzog W, Read L. Lines of action and moment arms of the major force carrying structures crossing the human knee joint. J Anatomy1993;182:213-9.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

24.Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. Invivo kinematics of the ACL during weight bearing knee flexion .J Orthop Res2005;23:340-4.
25.Delfico AJ, Garrett Jr WE. Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players. Clin Sports Med1998;17:779-85.
26.Colby S, Francisco A, Yu B, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers implications for anterior cruciate ligament injury. American J Sports Med2000;28:234-40.
27.Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurementof resultant forces in the anterior cruciate ligament. J Bone Join SurAm1990;72:557-67.
28.Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes decreased impact forces and increased hamstring torques. American J Sports Med1996;24:765-73.
29.Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. American J Sports Med1996;24:427-36.
30.Baratta R, Solomonow M, Zhou B, Letson D, Chuinard R ,Dambrosia R. Muscular coactivation The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. American J Sports Med1988;16:113-22.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]

Investigating Knee Flexion Angle and Quadriceps to Hamstring Co-Activation in Athletes with Ankle Pronation Deformity and Healthy

Javdaneh N[1], Minonejad H[2], Shirzad E[2], Javdaneh N[3]*

(Received: April 12, 2015 Accepted: May 6, 2015)

Abstract

Introduction: Mechanical alignment of lower limb has effect on knee joint stability of athletes. Researches show high pronation of ankle is effective in happening anterior cruciate ligament (ACL) injury. So the objective of this research is investigating knee flexion angle and Quadriceps to Hamstring Co-activation in athletes with ankle pronation deformity and healthy.

Materials & methods: In this research 15 athletes with increased pronation of ankle and 15 normal athletes selected purposeful. Electromyographic signals and knee flexion angle recorded with using surface electrode from four muscles (rectus femoris, vastuslateralis, medial hamstring and lateral hamstring)and electro goniometer respective. Statistical analysis method of T-independent was used for investigating between variables.

Findings: Results showed there is significant different between two groups in knee flexion angle (P=0/034) and quadriceps to hamstring Co-activation (P=0/001).

Discussion & Conclusion: Increased pronation of ankle with change in quadriceps to hamstring Co-activation andknee flexion angle can be a risk factor in ACL injury incidence.

Keywords: Ankle pronation, Anterior cruciate ligament, EMG activity, Muscle Co-activation, knee flexion angle

1.Dept of Sports Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Tehran University, Tehran, Iran.
2. Dept of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahrekord University, Shahrekord, Iran
**Corresponding author Email : njavdane@ut.ac.ir*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-17]