مقایسه نیروی برشی قدامی زانو در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت فرود تک پا

حیدر صادقی*[1]، سید صدرالدین شجاع‌الدین** ، هادی اکبری***

* دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران
** استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران
*** کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران

تاریخ دریافت مقاله: ۸۶/۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۸

چکیده

هدف از انجام مطالعه حاضر مقایسه نیروی برشی قدامی زانو در پای چرخیده به داخل و خارج و نرمال در حرکت فرود تک پا بود. آزمودنی‌های تحقیق را ۳۰ نفر(۱۵ مرد و ۱۵ زن) از دانشجویان فاقد هرگونه آسیب (سن ۱/۷۳±۲۲/۰۰ سال و وزن ۷/۲۴±۷۳/۳۲ کیلوگرم و قد ۵/۳۴±۱۷۵/۰۸ سانتی‌متر) رشته تربیت‌بدنی تشکیل دادند. آزمودنی‌ها بر اساس تست افتادگی ناوی در هر جنس در سه گروه پای چرخیده به داخل و خارج و معمولی قرار گرفتند. آزمودنی‌ها از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر و به فاصله ۱۵ سانتی‌متر از صفحه نیرو، به صورت تک پا روی مرکز صفحه نیرو فرود آمدند. اطلاعات مربوط به نیروها از طریق صفحه نیرو جمع‌آوری و بوسیله تقسیم‌کردن بر وزن افراد، نرمال و سپس فیلتر گردیدند. حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی به عنوان نیروی برشی قدامی زانو(معادل فشار بر ACL[2]) در نظر گرفته شد. جهت مقایسه سه گروه پای مردان و همینطور مقایسه سه گروه پای زنان از تحلیل واریانس یک راهه استفاده گردید. نتایج نشان داد گروه پای چرخیده به داخل زنان نسبت به دو گروه دیگر زنان تفاوت معناداری از لحاظ نیروی برشی قدامی زانو دارند. احتمالا زنانی که پای چرخیده به داخل دارند نسبت به دو گروه دیگر زنان بیشتر در معرض صدمه به ACL می‌باشند.

کلید واژه‌های فارسی: نیروی برشی قدامی زانو، پای چرخیده به داخل، پای چرخیده به خارج، حرکت فرد تک پا

1. sadeghih@yahoo.com
2. Anterior Cruciate Ligament

مقدمه

مفصل زانو مانند دیگر مفاصل بدن آسیب می‌بیند، اما میزان صدمه آن به دلیل شرایط خاص این مفصل که باید همزمان با حرکت، وزن را نیز تحمل کند زیاد است (۱). از جمله اجزاء زانو که شیوع صدمه آن در ورزشکاران رایج است لیگامنت متقاطع قدامی زانو(ACL[1]) است (۲). عملکرد اصلی ACL ممانعت از جابجایی قدامی درشت‌نی نسبت به ران است(۱). نیروهای عکس‌العمل زمین (GRFs)[2] رایج‌ترین نیروهایی هستند که بر کف پا اعمال می‌شوند (۳). GRFs بالا که باعث فشار زیاد به نیام، لیگامنت، تاندون و استخوان می‌شود، در بسیاری از فعالیت‌های پرش فرودی مشاهده می‌شوند (۳). نیروی برشی قدامی زانو (AKSF)[3] یک نیرو یا فشار در جهت قدامی سر پروگزیال درشت‌نی نسبت به سر دیستال استخوان ران است (٤) و یا به طور برعکس یک نیروی در جهت خلفی سر دیستال استخوان ران نسبت به سر پروگزیمال استخوان درشت‌نی می‌باشد (۵). از طرفی حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی معادل نیروی برشی قدامی زانو است (۷-٦). آشکار شده که AKSF، انتقال قدامی درشت‌نی را ایجاد می‌کند که عمدتا بوسیله ACL بازداشته می‌شود و نتیجتا لیگامنت کشیده می‌شود(۸) و این فشار عامل اصلی پارگی ACL است (۹).

نظریه‌های متعددی، آسیب‌شناسی، آسیب ACL را در دو گروه عوامل درونی و بیرونی تقسیم نموده‌اند. عوامل درونی به فاصله کم بین دو کندیل استخوان ران، سفتی مفصل ناکافی، اثر هورمونی و ناهنجاری اندام تحتانی از جمله پرونیشن مفصل تحت‌قاپی مرتبط است. عوامل بیرونی به ارتباط غیر طبیعی عضله چهار سر رانی نسبت به همسترینگ، کنترل عصبی- عضلانی تغییر یافته، سطح تقابل کفش با زمین بازی، زمین بازی و سبک بازی اشاره دارد (۲). آسیب ACL در دو دسته برخوردی و غیربرخوردی قرار داده شده است (۲,۱۰). اگرچه زنان و مردان برای صدمات ACL مستعد هستند، لیکن میزان آن در زنان بسیار زیادتر از مردان است (۱۱). تقریبا ۸۵٪ صدمات ACL در زنان به صورت غیربرخوردی می‌باشد (۱۲). گزارش شده که بیشترین شیوع آسیب‌های زانو، در ورزش‌هایی که در آن‌ها حرکات برشی و پرشی مشاهده می‌شود، وجود دارد. به عنوان مثال گری و همکاران (۱۳) ۵۸ درصد تمام آسیب‌های زنان بسکتبالیست را به دنبال فرود ناشی از پرش و گودوین _گربیریج و همکاران (١٤) پرش- فرود در طول رقابت والیبال را با ٦۳ درصد آسیب‌های مچ پا و زانو مرتبط دانسته‌اند. شیوع پیاپی صدمات وارده به ACL در بین ورزشکاران موجب جهت‌گیری تحقیقات به منظور تعیین رابطه بین بروز این آسیب و ویژگی‌های فردی ورزشکاران و یا نوع مهارت ورزشی شده است (١٦-۱۵). در برخی از مطالعات انجام شده (۲۱-۱۵)، احتمال ارتباط برخی از ساختارهای آناتومیکی با بروز صدمه ACL، به‌ویژه فاصله بین دو کندیل ران، پرونیشن زیاد مچ پا و مقدار زیاد جابجایی سر پروگزیمال تیبیا، گزارش شده است لیکن در همه آن‌ها

1. Anterior Cruciate Ligament
2. Ground Reaction Force
3. Anterior Knee Shear Force

به‌استثناء یک مورد، پرونیشن مفصل تحت قاپی اندازه‌گیری شده توسط افتادگی ناوی را به عنوان یک عامل که ممکن است برای صدمه ACL نقش داشته باشد، ذکر کرده‌اند. اغلب مطالعات انجام شده در این مورد به صورت گذشته‌نگر بوده و مشخص نیست که آیا آسیب ACL باعث تغییر در وضعیت اندام تحتانی از جمله پرونیشن مفصل تحت قاپی شده یا ناهنجاری اندام تحتانی از جمله پرونیشن مفصل تحت قاپی باعث این آسیب شده است. مطالعات انجام شده در خصوص اینکه آیا ناهنجاری پای چرخیده به داخل به تنهایی شاخص کافی برای بروز صدمات غیربرخوردی ACL است یا نه، نتایج چندانی را نشان نمی‌دهند. در مطالعه حاضر، محقق قصد دارد نیروی برشی قدامی زانو که شاخص فشار بر ACL است (۸) را بین گروه‌های پای چرخیده به داخل و خارج و نرمال در حرکت فرود تک پا مقایسه کند.

روش شناسی

این تحقیق از نوع تحقیقات علی مقایسه‌ای بود. ۳۰ دانشجو (۱۵ مرد و ۱۵ زن) با سن ۱/۷۳±۲۲/۰۰ سال، وزن ۷/۲٤±۷۳/۳۲ کیلوگرم و قد ٥/۳٤±۱۷٥/۰۸ سانتی‌متر که ورزشکار حرفه‌ای نبودند و ناهنجاری زانو و سابقه هیچگونه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی در ٦ ماه گذشته را نداشتند آزمودنی‌های این مطالعه را تشکیل دادند. آزمودنی‌ها از طریق نمونه‌گیری هدفمند از بین دانشجویان تربیت‌بدنی دانشگاه تربیت معلم تهران که در سال تحصیلی ۸٦-۸٥ مشغول به تحصیل بودند انتخاب و در ٦ گروه ٥ نفره قرار گرفتند. بر اساس آزمون شاخص افتادگی ناوی، مردان و زنان هر کدام در سه گروه پای چرخیده به داخل، پای چرخیده به خارج، پای معمولی قرار گرفتند. مقادیر افتادگی ناوی، اندازه کلینیکی معتبر و پایایی از پرونیشن پا می‌باشد (۲٦-۲۲). مک پویل و همکاران در سال ۱۹۹٦ پایایی روش افتادگی ناوی را ۰/۹۸-۰/۹٤ ذکر کردند (۲٦). از یک دانشجوی دختر که قبلا مهارت لازم را برای اجرای آزمون‌ها کسب نموده بود کمک گرفته شد. ابتدا جهت پیدا کردن و علامت‌گذاری برجستگی ناوی پا، آزمودنی بر روی صندلی نشسته، زاویه زانوها تقریبا ۹۰ درجه، دو پا روی زمین و مفصل تحت‌قاپی در وضعیت طبیعی قرار گرفت. حرکت ران به صورت دستی توسط آزمونگر کنترل شد. وضعیت طبیعی مفصل تحت‌قاپی، به صورت چرخش دادن پاسیو مچ پا به داخل و خارج توسط آزمونگر بدست آمد تا اینکه جنبه داخلی و خارجی قاپ بتواند به صورت مساوی لمس شود. قاپ به وسیله قراردادن انگشت شست به طرف جلو و پایین قوزک داخلی در مفصل قاپی‌ناوی و انگشت اشاره به طرف جلو قوزک خارجی، لمس شد. آزمونگر دیگر، فاصله برجستگی ناوی را تا زمین به میلی‌متر ثبت نمود. سپس فرد در همان وضعیت ایستاده و وزن را بین دو پا تقسیم کرد. مجددا برجستگی ناوی علامت‌گذاری و ارتفاع سطح ناوی تا زمین اندازه‌گیری شد. شاخص افتادگی ناوی، اختلاف بین ارتفاع ناوی در دو وضعیت نشسته و ایستاده می‌باشد. سه بار این تست انجام و میانگین سه نمره بدست آمده از اختلاف بین وضعیت نشسته و ایستاده به عنوان شاخص افتادگی ناوی فرد لحاظ

شد. آزمودنی‌هایی که شاخص افتادگی ناوی آن‌ها بیش از ۱۰mm بود به عنوان پای چرخیده به داخل، بین ۹mm-۵ پای معمولی و کمتر از ٤mm پای چرخیده به خارج محسوب شدند (۲۷).

فرود تک پا آموزش و نشان داده شد و سپس توسط هر آزمودنی تمرین می‌شد تا اینکه آزمونگر تعیین کند وی قادر است عمل فرود را به صورت متوالی و به گونه‌ای که آموزش دیده انجام دهد. آزمودنی به صورتی روی دو پا ایستاده بود که دستش روی لگن قرار داشت و پاها برهنه بود و با پای برتر از سکویی به ارتفاع ۳۰cm که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵cm فاصله داشت به مرکز صفحه نیرو فرود می‌آمد. پای برتر را پایی تعریف نموده که فرد ۲ پرش از ۳ پرش خود را با آن پا انجام دهد. آزمودنی‌ها صرفا عمل فرود و نه عمل پرش را انجام می‌دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را در حالیکه در سرتاسر تمرین دست‌شان بر روی لگن بود، حفظ می‌کردند. سه فرود قابل قبول آنها ثبت گردید. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش و زاویه فلکشن زانوی بیش از ۹۰ درجه بود (۲۸). سپس میانگین داده‌های بدست آمده توسط صفحه نیرو از سه فرود موفق، برای محاسبه نیروهای عکس‌العمل زمین مورد استفاده قرار گرفت. اطلاعات مربوط به نیروها در حین فرود آمدن توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰Hz بدست آمد. حداکثر نیروی برشی سر پروگزیمال درشت‌نی که معادل فشار بر ACL است از طریق حداکثر نیروی عکس العمل زمین در جهت خلفی محاسبه شد (۷-٦). نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت خلفی پس از نرمال شدن از طریق تقسیم کردن بر وزن افراد، فیلتر شدند. جهت مقایسه سه گروه پای مردان و برای مقایسه سه گروه پای زنان به علت اینکه یک متغیر وابسته و یک متغیر مستقل دارای سه سطح داشتیم از تحلیل واریانس یک راهه در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

جدول شماره ۱ ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها را نشان میدهد.

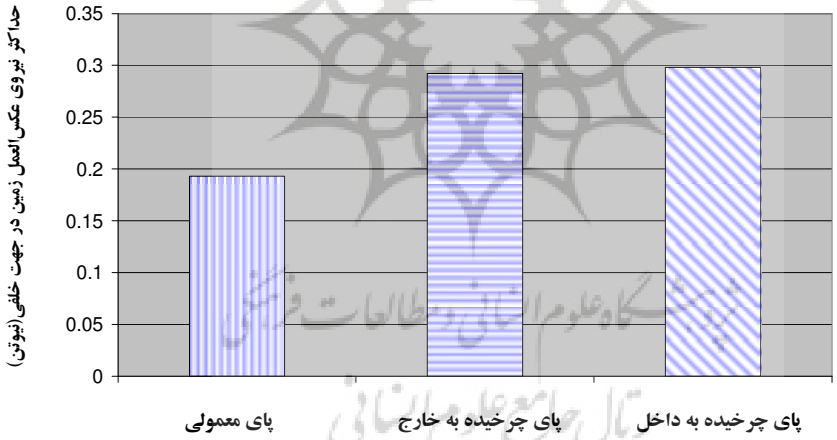
جدول شماره ۱: اطلاعات مربوط به میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن، قد و اختلاف افتادگی ناوی آزمودنی‌ها

	گروه	سن(سال)	وزن(کیلوگرم)	قد(سانتی متر)	اختلاف افتادگی ناوی (میلی متر)
مرد	پای معمولی	۲۲/٤۰±۱/٤۰	۷٤/۸۰±٦/۲۹	۱۷٤/۷۱±۵/۳۲	٦/۸۵±۱/۲۲
	پای چرخیده به داخل	۲۱/۵۰±۱/٤٦	۷۵/۷۰±۷/۱۳	۱۷٦/۸۸±۵/۸۰	۱۱/٦۲±۱/۷۲
	پای چرخیده به خارج	۲۲/۲٤±۱/۸۰	۷۹/٤۳±٦/۷٤	۱۷۸/۸۱±٦/٤۳	۲/۱۲±۱/۸۰
زن	پای معمولی	۲۲/۱٦±۱/٤۲	۷۰/۲۰±۵/۳۱	۱۷۱/٤۵±۵/٤۲	٦/۹۹±۱/۸۷
	پای چرخیده به داخل	۲۱/۲۰±۱/۵۳	٦۹/۵٤±٦/۳۲	۱۷۲/۷۵±۵/۱۲	۱۱/۹۱±۱/٤۹
	پای چرخیده به خارج	۲۲/۵۲±۱/۷٤	۷۰/۲۸±٤/٤۳	۱۷٤/٦٤±٦/۲۱	۱/۹۹±۱/۹۲

جهت مقایسه سه گروه پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی مردان از لحاظ حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی از تحلیل واریانس یک راهه استفاده شد. همانطور که در جدول شماره ۲ مشاهده می‌شود اختلاف معناداری بین انواع گروه‌های پا از لحاظ حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی در مردان مشاهده نمی‌شود ($P=۰/٤٤٤، F_{۲،۱۲}=۰/۸۷۰، \alpha\leq۰/۰۵$). نمودار شماره ۱ میانگین حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بین انواع گروه‌های پا در مردان را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود گروه پای چرخیده به داخل نسبت به دو گروه دیگر مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بیشتری از خود نشان می‌دهد.

جدول شماره ۲: آمار توصیفی و نتیجه آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه جهت مقایسه حداکثر نیروی عکس العمل زمین در جهت خلفی بین انواع گروه‌های پا در مردان

	میانگین	انحراف استاندارد	$F_{۲،۱۲}$	Sig
پای معمولی	۰/۱۹۳	۰/۰٤۸	۰/۸۷۰	۰/٤٤٤
پای چرخیده به خارج	۰/۲۹۲	۰/۰۸٤		
پای چرخیده به داخل	۰/۲۹۸	۰/۰۷۲		

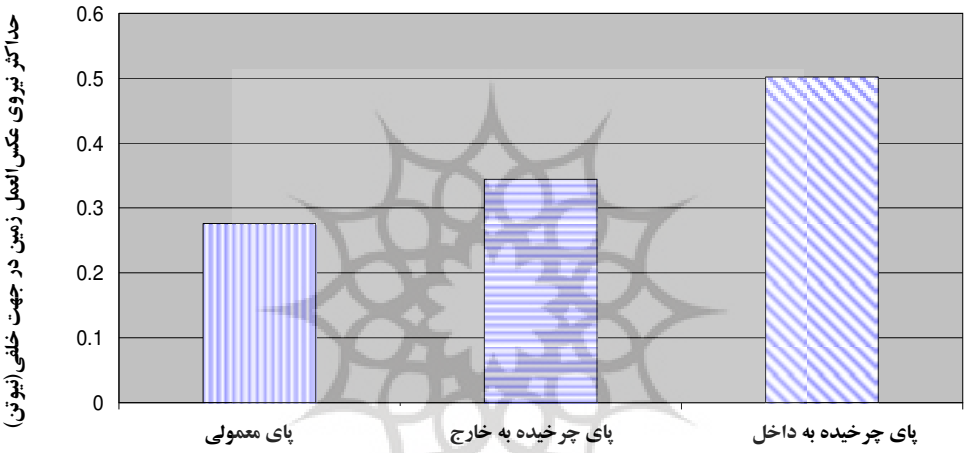


نمودار شماره ۱: میانگین حداکثر نیروی عکس العمل زمین در جهت خلفی بین انواع گروه‌های پا در مردان

همچنین جهت مقایسه سه گروه پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی زنان از لحاظ حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی از تحلیل واریانس یک راهه استفاده شد. مشاهده اطلاعات ارائه شده در جدول شماره ۳ نشان می‌دهد که اختلاف معناداری بین انواع گروه‌های پای زنان از لحاظ حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی وجود دارد($P=۰/۰٤٦، F_{۲،۱۲}=٤/۰٤۱، \alpha\leq۰/۰۵$). همچنین نمودار شماره ۲ میانگین حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بین انواع گروه‌های پا در زنان را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود گروه پای چرخیده به داخل نسبت به دو گروه دیگر مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بیشتری از خود نشان می‌دهد.

جدول شماره ۳: آمار توصیفی و نتیجه آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه جهت مقایسه حداکثر نیروی عکس العمل زمین در جهت خلفی بین انواع گروه‌های پا در زنان

	میانگین	انحراف استاندارد	$F_{۲،۱۲}$	Sig
پای معمولی	۰/۲۷٦	۰/۰٦۸	٤/۰٤۱	۰/۰٤٦
پای چرخیده به خارج	۰/۳٤٤	۰/۰۵۸		
پای چرخیده به داخل	۰/۵۰۲	۰/۰۸۸		



نمودار شماره ۲: میانگین حداکثر نیروی عکس العمل زمین در جهت خلفی بین انواع گروه‌های پا در زنان

از آزمون تعقیبی توکی به منظور مشخص کردن اینکه بین کدام یک از گروهها اختلاف معناداری وجود دارد استفاده گردید. جدول شماره ٤ نتایج آزمون تعقیبی توکی را نشان می‌دهد. نتایج نشان داد که بین گروه‌های پای چرخیده به داخل و پای معمولی زنان از لحاظ میزان حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی اختلاف معنی‌داری وجود دارد($P=۰/۰٤۲$ و$\alpha\leq۰/۰۵$). لیکن بین گروه‌های پای چرخیده به داخل و خارج زنان و بین گروه‌های پای معمولی و چرخیده به خارج زنان اختلاف معنی‌داری مشاهده نمی‌شود.

جدول شماره ۵: جفت های مقایسه ای مربوط به آزمون تعقیبی تحلیل واریانس یک‌راهه

		Sig.
پای معمولی	پای چرخیده به خارج	۰/٦۹۲
	پای چرخیده به داخل	*۰/۰٤۲
پای چرخیده به خارج	پای معمولی	۰/٦۹۲
	پای چرخیده به داخل	۰/۱۷۰
پای چرخیده به داخل	پای معمولی	*۰/۰٤۲
	پای چرخیده به خارج	۰/۱۷۰

*معنی داری در سطح ۰/۰۵

همچنین برای تعیین پایایی اعداد به دست آمده بین آزمونگر مرد و زن، توسط هر یک از آزمونگرها از یک نفر ۱۰ بار با فاصله زمانی، آزمون افتادگی ناوی گرفته شد. نتایج ICC[1] پایایی خوبی را نشان داد (ICC=۰/۸٤).

بحث و بررسی

هدف از انجام مطالعه حاضر مقایسه نیروی برشی قدامی زانو در گروه‌های پای چرخیده به داخل و خارج و نرمال در حرکت فرود تک پا بود. نتایج مطالعه ما نشان داد از لحاظ حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بین دو گروه پای چرخیده به داخل و معمولی زنان اختلاف معنی‌داری به نفع گروه پای چرخیده به داخل وجود دارد و در نتیجه احتمالا بیشتر در معرض صدمه ACL در حرکت‌های دارای فرود می‌باشند ولی بین گروه‌های پای چرخیده به خارج و پای نرمال زنان و گروه‌های پای چرخیده به داخل و پای چرخیده به خارج زنان اختلاف معناداری وجود ندارد. همچنین بین انواع گروه‌های پای مردان از لحاظ حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی اختلاف معناداری وجود ندارد ولی گروه پای چرخیده به داخل نسبت به دو گروه دیگر مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بیشتری از خود نشان می‌دهد. زمینه ناهنجاری پرونیشن زیاد مفصل تحت‌قاپی و آسیب ACL نتیجه مطالعه حاضر مبنی بر اینکه پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی در زنان نسبت به دیگر گروه‌های پای زنان احتمالا یک عامل خطرزا برای صدمه ACL است با نتایج تحقیقات هرتل و همکاران در سال ۲۰۰٤(۲۹)، تریمبل و همکاران در سال ۲۰۰۲ (۳۰)، آلن و همکاران در سال ۲۰۰۰ (۳۱)، لادن و همکاران در سال ۱۹۹٦ (۳۲)، وود فورد- راجرز و همکاران در سال ۱۹۹٤ (۱۵)، بکت و همکاران در سال ۱۹۹۲ (۱٦) همسو و با تحقیق اسمیت و همکاران در سال ۱۹۹۷ (۳۳) همسو نبود. تحقیقاتی که در گذشته در مورد نقش ناهنجاری‌های اندام تحتانی از جمله پرونیشن زیاد مفصل تحت‌قاپی صورت گرفته از جمله بکت و همکاران (۱٦)، آلن و همکاران (۳۱)، فورد- راجرز و همکاران (۱۵)، هرتل و همکاران (۲۹)، اسمیت و همکاران (۳۳) و لادن و همکاران (۳۲) به صورت گذشته‌نگر[2] بوده و از میان آن‌ها بکت و همکاران (۱٦)، آلن و همکاران (۳۱)، فورد- راجرز و همکاران (۱۵) و هرتل و همکاران (۲۹) و لادن و همکاران (۳۲) افراد را به دو گروه ACL صدمه‌دیده و ACL سالم تقسیم کرده و افتادگی ناوی را بین آن‌ها مقایسه کردند. آنها مشاهده کردند که گروه ACL صدمه دیده، میزان افتادگی ناوی بیشتری دارند و پیشنهاد کردند که پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی احتمالا یک عامل خطرزا برای صدمه به ACL می‌باشد. اسمیت و همکاران (۳۳) پای سالم گروه ACL صدمه دیده را به عنوان حالت قبل از صدمه معرفی و آن را با یک پای افراد گروه ACL سالم مقایسه می‌کردند. افتادگی ناوی در افراد ACL صدمه دیده بیشتر بود. لیکن متاسفانه هیچ روشی به منظور معتبر کردن این فرض که پای سالم گروه ACL صدمه دیده، به عنوان حالت قبل از صدمه پای ACL صدمه دیده باشد، بدون اجرای یک

1. Intraclass Correlation Coefficients
2. Retrospective

مطالعه آینده‌نگر وجود ندارد. زیرا احتمالا تغییرات بیومکانیکی مشاهده شده در پای سالم افراد ACL صدمه دیده، ناشی از تغییر در پای صدمه دیده می‌باشد. فقط یک مطالعه از نوع آینده‌نگر[1] تریمبل وهمکاران(۳۰) وجود دارد که ارتباط بین افتادگی ناوی را با میزان جابجایی قدامی سر پروگزیمال درشت‌نی بررسی کرده و نتیجه‌گیری کردند کسانی که افتادگی ناوی بیشتری دارند، میزان جابجایی قدامی سر پروگزیمال درشت‌نئی بیشتر و احتمالا بیشتر مستعد صدمه ACL هستند. اما اشکالی که در این روش وجود دارد آن است که میزان جابجایی قدامی سر پروگزیمال درشت‌نی را در حالت ایستا توسط دستگاه KT-1000 بررسی کرده و در حالت‌های پویا مثل فعالیتهای ورزشی این مقدار را نسنجیده است. اینکه نتایج این تحقیق با تحقیقات تریمبل وهمکاران (۳۰)، بکت و همکاران (۱٦)، وود فورد- راجرز و همکاران (۱۵)، هرتل و همکاران (۲۹)، آلن و همکاران (۳۱) و لادن و همکاران (۳۲) همسو بوده احتمالا بدین علت می‌باشد که پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی ممکن است به عنوان یک عامل خطرزا برای آسیب ACL محسوب گردد و با تحقیق اسمیت و همکاران (۳۳) ناهمسو بوده که احتمالا به دلیل مقایسه‌کردن پای سالم گروه ACL صدمه دیده به عنوان حالت قبل از صدمه، با یک پای افراد گروه ACL سالم می‌باشد.

پوسچر ایده‌آل حالتی از بالانس عضلانی و اسکلتی است که از ساختارهای حمایت‌کننده بدن در مقابل صدمه یا دفرمیتی پیشرونده، بدون توجه به این که این ساختارها در حال کار یا استراحت یعنی ایستادن، خوابیدن، دویدن، بلندشدن، پریدن و غیره می‌باشند، حفاظت می‌کنند (۳٤). راستای نادرست عضوها یا انحراف‌های بخش‌های اسکلتی از کارایی حرکت عضو کم می‌کند که منجر به سطوح بالاتر مصرف انرژی و فشارهای مکانیکی شده و به عنوان پاتولوژی بالقوه یا واقعی سیستم عصبی عضلانی اسکلتی نقش دارد (۳٤). در طول دوره‌هایی از اعمال زیاد فشار یا نیروی عضلانی تغییریافته، ساختارهای حمایت‌کننده مخصوصا لیگامنت‌ها، آسیب‌های میکرواستراکچرال را در بیشتر زمان‌ها علاوه بر تغییر نقش عصبی حسی آن‌ها، تجربه می‌کنند که احتمال ناثباتی عملکردی را افزایش می‌دهد. فرض شده مفاصل در شرایط راستای پوسچرال نامناسب پیش فشاری[2] را بر لیگامنت‌ها اعمال می‌کند. مفهوم پیش فشار ممکن است به عنوان توضیحی برای درصد بالای صدمات غیربرخوردی ACL که در طول فعالیت‌های ورزشی رخ می‌دهد، بیان شود (۲۷,۳۵). پس پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی به عنوان یک ناهنجاری که روی درشت‌نی تاثیر می‌گذارد احتمالا به همین شکل می‌تواند روی ACL نیز تاثیر بگذارد و آن را مستعد صدمه در هنگام فعالیت‌های عملکردی مخصوصا داینامیک گرداند. یک عامل خطرزا که نقش مهمی در تغییر کینماتیک اندام تحتانی دارد و ممکن است افراد را مستعد صدمات عضلانی اسکلتی کند، پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی می‌باشد (٤۲-۳٦). از طرفی پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی،

1. Prospective
2. Preloading

رایج‌ترین ناهنجاری است که در افراد ACL صدمه دیده وجود دارد (۱۶,۳۲-۱۵). سوالی که اینجا مطرح می‌شود اینست که چگونه پرونیشن زیاد مفصل تحت قاپی روی ACL تاثیر می‌گذارد. در پاسخ به این سوال می‌توان موارد زیر را مطرح ساخت. فهم مکانیسم دقیق و پوزیشن اندام تحتانی در هنگام صدمه به ACL مشکل است. اما صدمه معمولا ناشی از افتادن غیر منتظره در هنگام دویدن و حرکات برشی، چرخشی و کاهش شتابی می‌باشد(۴۴-۴۳). همان‌طور که انتظار می‌رود، چرخش داخلی درشت‌نی و بازشدگی بیش از حد زانو، فشار زیادی را برACL وارد می‌کند (۴۵-۴۴). با توجه به رابطه قاپ و ناوی (۱۶,۴۶)، پرونیشن طولانی مدت پا و مجموعه مچ پا چرخش داخلی درشت‌نی بیش از اندازه‌ای را تولید می‌کند و بنابراین ممکن است پیش فشاری را به وجود آورد. چنانچه پرونیشن بیش از حد مجموعه پا و مچ پا به همراه چرخش داخلی درشت‌نی درازمدت ناشی از آن همراه باشد، به منظور مقابله با نیروهایی که باعث جابجایی قدامی درشت‌نی می‌شوند، ممانعت کمتری صورت خواهد گرفت (۱۶). انقباض چهارسر به همراه اینرسی عضو، نیرویی را که منجر به جابجایی قدامی درشت‌نی و گشتاور چرخش داخلی می‌شود، تولید می‌کنند (۱۶). ACL، همسترینگ و مینیسک برای ممانعت از جابجایی چرخشی و قدامی عمل می‌کنند. وقتی سلامتی ACL به مخاطره بیافتد، این نیروها ممانعت کمتری را در مقابل خود می‌بینند (۴۷). افرادی که پرونیشن پای بیشتری دارند، حرکت چرخشی بیشتری در زانو دارند (۴۶) و همان‌طور که چرخش داخلی یا خارجی زانو افزایش می‌یابد قدرت مطلق ACL کاهش می‌یابد(۴۸). مکانیسم‌هایی که صدمه ACL را به طور غیربرخوردی باعث می‌شوند، مرتبط با فیکس‌شدن پا، بازشدن بیش از حد زانو و فشارهای چرخشی است و صدمات ناشی از این مکانیسم‌ها، اغلب شامل یک جزء نیروهای کاهش شتاب - فرودی می‌باشد (۴۹). همان‌طور که قبلا اثبات شده افزایش پرونیشن با چرخش داخلی درشت‌نی در صفحه عرضی همراه است (۲۹,۴۶). این چرخش اضافی ممکن است فشار زیادی را در طول فعالیت‌های کاهش شتابی بر ACL وارد کند و خطر پارگی ACL را افزایش دهد. هنگامی که پا در طی حرکت‌های زنجیره بسته، به روی سطح ساپورت[1] فیکس می‌شود، حرکت صفحه عرضی پرونیشن مفصل تحت‌قاپی به حرکت چرخش داخلی درشت‌نی تبدیل می‌شود(۵۰). چرخش داخلی زیاد درشت‌نی در طول فعالیت‌های زنجیره حرکتی بسته با زانوی خم شده مثل دویدن و فرود آمدن، می‌تواند منجر به چرخش داخلی درشت‌نی- رانی زیاد و فشار وارد به ACL (۴۶) شود که مکانیسم رایج صدمات ACL به صورت غیربرخوردی می‌باشد (۵۱).

نتایج مطالعه ما نشان داد که مقدار نیروی برشی قدامی زانو در گروه پای چرخیده به داخل بیشتر از گروه‌های دیگر پاست. اما چرا تفاوت نیروی برشی قدامی زانو بین گروه پای چرخیده به داخل و پای معمولی زنان معنی‌دار شده ولی بین مردان معنی‌دار نشده است. پرونیشن پا در گروه پای چرخیده به داخل مردان احتمالا باعث شده آن گروه نسبت به گروه های دیگر پای مردان، نیروی برشی بیشتری را تجربه کند ولی تاثیر آن به حدی نبوده که

1. Support surface

تفاوت نیروی برشی قدامی را بین گروه‌ها معنی‌دار کند. دلیل احتمالی تفسیر این مساله، نقش عوامل دیگری نظیر الگوی فرود و زمان‌بندی فعالیت عضله همسترینگ و چهارسر مناسب‌تر مردان نسبت به زنان (۵۵-۵۲) می‌باشد که باعث شده پرونیشن مفصل تحت‌قاپی نتواند زیاد بر روی نیروی برشی زانو تاثیر بگذارد و در نتیجه تفاوت نیروی برشی بین گروه‌های پای مردان معنی‌دار نشده است. لیکن زنان به علت ویژگی‌های آناتومیکی خاص، شلی مفصلی، الگوی نامناسب فرود (فرود با زانوهای باز و وضعیت والگوس)، زمان‌بندی نامناسب عضله همسترینگ نسبت به عضله چهارسر و عدم تعادل قدرت عضلات چهارسر و همسترینگ، پرونیشن زیاد مفصل تحت‌قاپی توانسته روی نیروی برشی قدامی زانوی آن‌ها تاثیر بگذارد.

وجود نداشتن اختلاف معنی‌دار بین گروه‌های پای چرخیده به خارج و معمولی ممکن است به این دلیل باشد که سوپینیشن به دلیل تاثیر روی ساق پا(۵۶) همانند پرونیشن مفصل تحت قاپی بر میزان حداکثر نیروی عکس العمل زمین در جهت خلفی و همچنین نیروی برشی قدامی سر پروگزیمال درشت‌نی تاثیر می‌گذارد لیکن تاثیر آن به **میزان تاثیر پرونیشن بر میزان حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی نمی‌باشد.**

نتیجه گیری

گروه پای چرخیده به داخل زنان نسبت به دو گروه پای چرخیده به خارج و معمولی حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی بیشتری از خود نشان می‌دهد که نشان‌دهنده آن است که این گروه نسبت به دو گروه دیگر، نیروی برشی قدامی سر پروگزیمال درشت‌نی بیشتر و احتمالا در معرض خطر افزایش یافته‌ای برای صدمه به ACL در فعالیت های دارای فرود قرار دارد. حرکت‌های پرش- فرودی در اغلب ورزش‌ها وجود دارد، بنابراین توجه به ساختار پای زنان جهت پیشگیری از آسیب ناشی از این حرکت‌ها ممکن است مفید واقع گردد. از آنجایی که ناهنجاری پای چرخیده به داخل ممکن است بر میزان نیروهای وارده بر زانوی ورزشکار تاثیر بگذارد، لذا پیشنهاد می‌شود در رفع این ناهنجاری توسط برنامه‌های اصلاحی تاکید گردد.

منابع و ماخذ:

۱. جمشیدی علی اشرف، (۱۳۸٦). جزوه درسی آناتومی زانو، دپارتمان فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران.
2. Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A., Garrett, W.E. 2000. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 23:573-578.
3. Griffiths, I.W. 2005. Principles of Biomechanics & Motor Analysis. Lipp Incott Williams & Wilkins. Chapter 1. p:1-21.
4. Stuart, M.J., Meglan, D.A., Lutz, G.E. 1996. Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. Am J Sports Med. 24:792-799.
5. Moglo, K. E., Shirazi-Adl, A. 2003. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. The Knee. 10:265-276.
6. Sell, C.S., Ferris, C.M., Abt, J.P., Tsai, Y-S., Myers, J.B., Fu, F.H., Lephart, S.M. 2006. The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. Am J Sports Med. 34.
7. Yu, B., Lin, C-F., Garrett, W.E. 2006. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. Clin biomech. 21:297-305.
8. Woo, S.L-Y., Debski, R.E., Withrow, J.D., Janaushek, M.A. 1999. Biomechanics of knee ligaments. Am J Sports Med. 27:533-543.
9. Chappell, J.D., Yu, B., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E. 2002. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. Am J Sports Med. 30:261-267.
10. Griffin, L.Y., Agel, J., Albohm, M.J., Arendt, E.A., Dick, R.W., Garrett, W.E., Garrick, J.G., Hewett, T.E., Huston, L., Ireland, M.L., Johnson, R.J., Kibler, W.B., Lephart, S., Lewis, J.L., Lindenfeld, T.N., Mandelbaum, B.R., Marchak, P., Teitz, C.C., Wojtys, E.M. 2000. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Acad Orthop Surg. 8:141-150.
11. Hughes, G., Watkins, J. 2006. A Risk-Factor for Anterior Cruciate Ligament Injury. Sports Med. 36(5):411-428.
12. Kramer, L.C. 2004. The relationship of lower extremity malalignment in college students with a history of ACL injury. Doctoral theses.
13. Gray, J., Taunton, J.E., McKenzie, D.C., Clement, D.B., McKonkey, J.P., Davidson, R.G. 1985. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of knee in female basketball players. Int J Sports Med. 6:314-316.
14. Wikstrom, E, A., Powers, M.E., Tillman, M.D. 2004. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athletic Train. 39(3):247-253.
15. Woodford-Rogers, B., Cyphert, L., Denegar, C.R. 1994. Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. J Athletic Train. 29:343-346.
16. Beckett, M.E., Massie, D.L., Bowers, K.D., Stoll, D.A. 1992. Incidence of hyperpronation in the ACL-injured knee: a clinical perspective. J Athletic Train. 27:58-62.
17. Good, L., Odenstein, M., Gillquist, J. 1991. Intercondylar notch measurements with special reference to anterior cruciate ligament surgery. Clin Orthop. 263:185-189.
18. Barrett, G.R., Rose, J.M., Ried, E.M. 1992. Relationship of anterior cruciate ligament to notch width index (a roentgenographic study). J Miss State Med Assoc. 33:279-283.
19. Houseworth, S.W., Mauro, V.J., Mellon, B.A., Kieffer, D.A. 1987. The intercondylar notch in acute tears of the anterior cruciate ligament: a computer graphics study. Am J Sports Med. 15:221-224.
20. Schickendantz, M.S., Weiker, G.G. 1993. The predictive value of radiographs in the evaluation of unilateral and bilateral anterior cruciate ligament injuries. Am J Sports Med. 21:110-113.
21. Souryal, T.O., Moore, H.A., Evans, J.P. 1988. Bilaterality in anterior cruciate ligament injuries: associated intercondylar notch stenosis. Am J Sports Med. 16:449-454.
22. Williams, D.S., McClay, I.S. 2000. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. Phys Ther. 80:864–871.
23. Saltzman, C.L., Nawoczenski, D.A., Talbot, K.D. 1995. Measurement of the medial longitudinal arch. Arch Phys Med Rehab. 76:45–49.
24. Menz, H.B. 1998. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. J Am Podiatr Med Assoc. 88:119 –129.
25. Cornwall, M.W., McPoil, T.G. 1999. Relative movement of the navicular bone during normal walking. Foot Ankle Int. 20:507–512.
26. McPoil, T.G., Cornwall, M.W. 1996. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. J Orthop Sports Phys Ther. 24:309 –314.

27. Brody, D. 1982. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am. 13:542-558.
28. Windly, T.C. 2005. Anatomical and neuromuscular contributions to anterior knee shear force during single-leg landing. Doctoral theses.
29. Hertel, J., Dorfman, J.H., Braham, R.A. 2004. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. J Sports Sci & Med. 3:220-225.
30. Trimble, M.H., Bishop, M.D., Buckley, B.D., Fields, L.C., Rozea, G.D. 2002. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. Clin Biomech. 17:286-290.
31. Allen, M.K., Glasoe, W.M. 2000. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. J Athletic Train. 35(4):403-406.
32. Loudon, J.K., Jenkins, W., Loudon, K.L. 1996. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. JOSPT. 24:91-97.
33. Smith, J., Szczerba, J.E., Arnold, B.L., Martin, D.E., Perrin, D.H. 1997. Role of hyperpronation as a possible risk factor for anterior cruciate ligament injuries. J Athl Train. 32:25–28.
34. Sahrmann, S.A. 1987. Diagnosis and treatment of muscle imbalance associated with musculoskeletal pain. Continuing education seminar sponsored by Frankfort Hospital; Philadelphia, PA.
35. Noyes, F.R., Mooar, P.A., Matthews, D.S., Butler, D.L. 1983. The symptomatic anterior cnuciate deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals. J Bone Joint Surg. 65A:154-162.
36. Gould, N. 1983. Evaluation of hyperpronation and pes planus in adults. Clin Orthop. 181:37-45.
37. Mann, R.A. 1993. Biomechanics of the foot and ankle. Surgery of the Foot and Ankle. 6th ed. St. Louis, MO: Mosby; 19-23.
38. Radin, E.L., King, H.Y., Rieggeir, C. 1991. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J Orthop Res. 9:398-405.
39. Root, M.L., Orien, W.P., Weed, J.H., Hughes, R.J. 1971. Biomechanical Examination of the Foot. Los Angeles, CA: Clinical Biomechanical Corp. 72-74, 92-96, 116.
40. McNair, P.J., Marshall, R.N. 1994. Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. Arch Phys Med Rehabil. 75:584-589.
41. Shambaugh, J.P., Klein, A., Herbert, J.H. 1991. Structural measures as predictors of injury in basketball players. Med Sci Sport Exerc. 23:522-527.
42. Vogelbach, W.D., Combs, L.C. 1987. A biomechanical approach to the management of chronic lower extremity pathologies as they relate to excessive pronation. Athl Train, JNATA. 22:6-16.
43. Noyes, F.R., McGinnis, G.H. 1985. Controversy about treatment of the knee with anterior cnrciate laxity. Clin Orthop. 198:61-75.
44. Bergfeld, J., Johnson, R.J., Clancy, W.G., DeHaven, K.E. l982. Injury to the anterior cruciate ligament (a round table). Phys Sports med. 10(11):47-59.
45. Rovere, G.D., Adair, D.M. 1983. Anterior cruciate-deficient knees: a review of the literature. Am J Sports Med. 11:412-419.
46. Coplan, J.A. 1989. Rotational motion of the knee: a comparison of normal and pronating subjects. J Orthop Sports Phys Ther. 10:366–369.
47. Tamea, C.D., Henning, C.E. 1981. Pathomechanics of the pivot shift maneuver: an instant center analysis. Am J Sports Med. 9:31-37.
48. Alm, A., Eckstrom, H., Gillquist, J., Stromberg, B. 1974. Tensile strength of the anterior cruciate ligament in the dog. Acta Chir Scand Suppl. 445:15-19.
49. Baker, B.E. 1990. Prevention of ligament injuries to the knee. Exerc Sport Sci Rev. 18:291-305.
50. Areblad, M., Nigg, B.M., Ekstrand, J., Olsson, K.O., Ekstrom, H. 1990. Three-dimensional measurement of rear foot motion during running. J Biomech. 23:933–940.
51. Emerson, R.J. 1993. Basketball knee injuries and the anterior cruciate ligament. Clin Sports Med. 12:317–328.
52. Hewett, T.E., Stroupe, A.L., Nance, T.A., Noyes, F.R. 1996. Plyometric training in female athletes. Am J Sports Med. 24:765-773.
53. Ireland, M.L. 1999. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Epidemiology. J Athl Train. 34:150-154.
54. Huston, L.J., Greenfield, M.L., Wojtys, E.M. 2000. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete: Potential risk factors. Clin Orthop Rel Res. 372:50-63.
55. Caraffa, A., Cerulli, G., Projetti, M., Aisa, G., Rizzo, A. 1996. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 4:19-21.

۵۶. صادقی محمد، ساختار و عملکرد مفاصل بدن، فصل مچ و پا، ص ۱۶۶-۱۳۵.