

ارتباط آسیب‌های ACL زنان ورزشکار نخبه با مکانیک بدنی آنان

❖ دکتر حسن دانشمندی؛ استادیار دانشگاه گیلان *

❖ فرزانه ساکی؛ کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی دانشگاه گیلان

چکیده:

زنان ورزشکار در ورزش‌های پرخطر ۲ تا ۸ برابر بیشتر از مردان دچار آسیب ACL می‌شوند. هدف از تحقیق حاضر عبارت است از بررسی ارتباط ناراستایی اندام تحتانی و آسیب ACL. بیست زن ورزشکار با سابقه آسیب ACL (میانگین سن $24/90 \pm 5/75$ سال، قد $167/05 \pm 6/58$ سانتی‌متر، وزن $60/88 \pm 5/58$ کیلوگرم، و سابقه ورزشی $7/70 \pm 4/41$ سال) و ۲۰ زن ورزشکار سالم (میانگین سن $24/85 \pm 5/59$ سال، قد $166/15 \pm 6/39$ سانتی‌متر، وزن $60/20 \pm 6/08$ کیلوگرم، و سابقه ورزشی $7 \pm 3/69$ سال) در این پژوهش شرکت کردند که از نظر سن، رشته ورزشی، و عضو درگیر با گروه آسیب‌دیده هم‌تاسازی شدند. افت ناوی، دورسی فلکشن مچ، پیچش درشت‌نی، زاویه Q، زاویه آنتروژن، چرخش‌های داخلی و خارجی ران، هایپراکستنشن زانو، اختلاف طول حقیقی و ظاهری پاها، و سستی عمومی مفصلی آزمودنی‌ها ارزیابی شد. داده‌ها پس از بررسی توصیفی با روش خی دو (X^2) و رگرسیون لجستیک در سطح $p \leq 0/05$ تجزیه و تحلیل آماری شدند. نتایج تحقیق نشان داد بین افت ناوی، هایپراکستنشن زانو، و پیچش درشت‌نی و سستی عمومی مفصلی با آسیب ACL ارتباط معناداری وجود دارد ($p \leq 0/05$). همچنین، نتایج رگرسیون لجستیک نشان داد ارتباط پیش‌بین معناداری بین سستی عمومی مفصلی و افت ناوی با آسیب ACL وجود دارد. بر اساس نتایج این تحقیق شناسایی عوامل آناتومی‌ای که ACL را در معرض آسیب قرار می‌دهند و آگاه کردن ورزشکاران از ارتباط ناهنجاری‌ها و آسیب مذکور ضروری به‌نظر می‌رسد.

واژگان کلیدی: آسیب ACL، افت استخوان ناوی، سستی عمومی مفصل، هایپراکستنشن زانو.

* E.mail : daneshmandi_ph@yahoo.com

مقدمه

ورزشکار در ورزش‌هایی که با کاهش شتاب، فرود، و چرخش‌های مکرر همراه‌اند ۲ تا ۸ برابر بیشتر از مردان به ACL دچار می‌شوند (۱۸، ۲۰، ۲۲، ۳۰، ۳۲، ۳۳). هر چند آسیب ACL ماهیت چندعامله دارد و عوامل بیرونی و درونی زیادی بر

سالانه، شیوع آسیب لیگامان صلیبی قدامی ACL^۱ در آمریکا ۲۵۰،۰۰۰ مورد و هزینه درمانی آن ۲ میلیارد دلار گزارش شده است (۲۲). شیوع آسیب‌های ACL با سازوکار غیربرخوردی در زنان بیشتر است (۳۳). زنان

1. Anterior Cruciate Ligament

www.SID.ir

ورزشی سازگار و سلامت فرد را تأمین می‌کند (۲۳). بنابراین، درک بیومکانیک و پاتومکانیک همواره در درک آسیب و پیشگیری از بروز آن‌ها اهمیت دارد (۴).

بیشتر محققان اندام تحتانی را مستعدترین موضع بدن برای آسیب معرفی کرده‌اند (۳). برهم خوردن راستا ممکن است به علت عدم تعادل عضلات یا تغییر در انسجام لیگامان‌ها، کپسول مفصلی، یا ساختارهای عضلانی - وتری به وجود آید (۲۲). با وجود این، هنوز کاملاً واضح نیست که راستای استاتیک اندام تحتانی چگونه بر عملکرد دینامیک زانو و بروز آسیب اثر می‌گذارد. تحقیقات اندکی وجود دارند که راستای اندام تحتانی را در ارتباط با چند متغیر بررسی کرده‌اند (۱۱، ۱۵). خلأ چنین تحقیقاتی همچنان وجود دارد. بنابراین، هدف تحقیق حاضر عبارت است از بررسی رابطه راستای اندام تحتانی و سابقه آسیب ACL در زنان ورزشکار.

روش‌شناسی

بیست زن ورزشکار با سابقه آسیب ACL یک‌جانبه با میانگین سن $24/90 \pm 5/75$ سال و سابقه ورزشی $7/70 \pm 4/41$ سال و ۲۰ زن ورزشکار سالم با میانگین سن $24/85 \pm 5/59$ سال و سابقه ورزشی $7 \pm 3/69$ سال که از نظر سن، رشته ورزشی (فوتبال، بسکتبال، والیبال، و هندبال)، و عضو درگیر با گروه آسیب‌دیده هم‌سازای شدند آزمودنی‌های این تحقیق انتخاب شدند. همه آزمودنی‌های گروه آسیب‌دیده، بر اساس سوابق پزشکی معین، پارگی لیگامانی درجه ۳ داشتند و لیگامان آن‌ها ۶ الی ۲۴ ماه قبل از انجام این پژوهش با عمل جراحی

بروز این آسیب اثر دارند، اما اختلافات ساختاری اندام تحتانی، الگوهای حرکتی، سازوکارهای ویژه فعال‌سازی عضلات چهارسر به هنگام جابه‌جایی درشت‌نی، نحوه فرود و سطح هورمون‌های تولیدی از عوامل اختصاصی‌اند که با آسیب ACL زنان ارتباط دارند (۱۱). ساختار اسکلتی هر فرد ممکن است عاملی خطر ساز در آسیب دیدگی او باشد (۲). محققان عنوان کرده‌اند ناهنجاری‌ها، ساختار آناتومی ورزشکار را در معرض آسیب قرار می‌دهند. برخی ناهنجاری‌ها ذاتی‌اند و به مرور زمان به افزایش مصرف انرژی، خسته شدن ورزشکار، و ایجاد پاسجرهای ثانویه می‌انجامد، اما در مورد اینکه این برهم خوردن راستا بر عملکرد ورزشکار تأثیر بگذارد یا نه هنوز ابهام وجود دارد (۲۳). بیشتر پژوهش‌ها در زمینه بررسی رابطه راستای اندام تحتانی و آسیب ACL یک یا دو متغیر آناتومی مؤثرتر را به‌طور مستقل از هم مطالعه کرده‌اند (۵، ۶، ۲۵، ۲۷).

بکت و همکاران (۶)، وودفورد راجرز و همکاران (۳۱)، اسمیت و همکاران (۲۷)، و آلن و همکاران (۵) رابطه پرونیشن پا و آسیب ACL را ارزیابی کردند. شامباگ و همکاران (۲۵) و گری و همکاران (۱۰) رابطه زاویه Q و آسیب‌های زانو را بررسی کردند و نتایج متناقضی را گزارش کردند. اندام‌های تحتانی زنجیره ستون‌ها و اتصالاتی‌اند که وزن بدن را متحمل می‌شوند، و جذب ضربات و راه رفتن فرد را ممکن می‌سازند. این زنجیره شامل ران، زانو، مچ، انگشتان، و مفاصل مربوط با مکانیک صحیح فرد را با شرایط استاتیکی و دینامیکی در هنگام عملکردهای

سه بار اندازه‌گیری و میانگین آن اندازه‌نهایی ثبت شد. لازم به ذکر است برای تعیین ضریب پایایی درونی متغیرها ۱۵ دانشجوی دختر آزمایش شدند (جدول ۱).

روش اندازه‌گیری متغیرها

اندازه‌گیری افت ناوی. از آزمون برودی

برای اندازه‌گیری پرونیشن پا استفاده شد. برای اندازه‌گیری افت ناوی ابتدا از آزمودنی خواسته شد روی صندلی بنشیند، و در حالی که ران و زانوی او در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه، کف پاهای او روی زمین، و مفصل ساب تالار او در وضعیت خنثی و بدون تحمل وزن قرار داشت، آزمونگر برجستگی استخوان ناوی آزمودنی را لمس و علامت‌گذاری کرد و فاصله آن را تا زمین با خط‌کش اندازه گرفت. سپس، از آزمودنی خواسته در وضعیت

بازسازی شد. سابقه پزشکی، سازوکار آسیب، و زمان جراحی با پرسشنامه محقق ساخته‌ای که اعتبار صوری آن را اساتید و متخصصان امر تعیین کردند و با توجه به اطلاعات مندرج در پرونده پزشکی آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. اندازه‌گیری‌ها را آزمونگر در محل فدراسیون پزشکی ورزشی انجام داد. آزمودنی‌ها با پر کردن فرم رضایتنامه آمادگی خود را برای شرکت در این پژوهش اعلام کردند و اطلاعات لازم در خصوص هدف و نحوه اجرای تحقیق به صورت کتبی و شفاهی در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت. سپس، راستای اندام تحتانی در متغیرهای افت ناوی^۱، دورسی فلکشن مچ، پیچش درشت‌نی^۲، زاویه Q، زاویه آنتروورژن، چرخش داخلی ران، چرخش خارجی ران، هایپراکستنشن زانو، اختلاف حقیقی طول پا، اختلاف ظاهری طول پا، و سستی عمومی مفصل

جدول ۱. ضریب پایایی درونی و خطای برآورد استاندارد

متغیر	ICC	SEM
افت ناوی (mm)	۰/۹۲	۰/۵۹
پیچش درشت‌نی (°)	۰/۸۷	۱/۸۰
زاویه Q (°)	۰/۹۵	۰/۶۳
هایپراکستنشن زانو (°)	۰/۹۶	۰/۷۵
آنتروورژن ران (°)	۰/۹۰	۰/۹۴
اختلاف حقیقی طول پا (cm)	۰/۹۹	۰/۲۰
اختلاف ظاهری طول پا (cm)	۰/۹۹	۰/۲۷
چرخش داخلی ران (°)	۰/۸۶	۱/۰۴
چرخش خارجی ران (°)	۰/۸۶	۰/۶۸
دورسی فلکشن (°)	۰/۸۹	۰/۰۵
سستی عمومی مفصل (نمره)	۰/۹۹	۰/۲۴

1. navicular drop

2. tibial torsion

نصف می‌کرد چرخش درشت‌نی ثبت شد. برای اندازه‌گیری این زاویه نیز از گونیامتر یونیورسال استفاده شد (۲۶).

اندازه‌گیری زاویه Q. زاویه Q آزمودنی‌ها در وضعیت ایستاده در حالی که زانو و لگن آزمودنی در وضعیت طبیعی و اکستنشن قرار داشت با گونیامتر اندازه‌گیری شد. ابتدا خطی از خار خاصره‌ای قدامی فوقانی به مرکز کشکک رسم شد. سپس، خط دیگری از برجستگی درشت‌نی به مرکز کشکک ترسیم شد (۲). سرانجام، زاویه‌ای که با این دو خط ایجاد می‌شد با گونیامتر اندازه‌گیری و زاویه Q ثبت شد.

اندازه‌گیری زاویه آنتروورژن ران. برای اندازه‌گیری آنتروورژن ران از تست گریز استفاده شد. بدین منظور از آزمودنی خواسته شد در وضعیت خوابیده به شکم قرار گیرد، در حالی که زانوی او در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت. آزمونگر بخش خلفی تروکانتر بزرگ ران آزمودنی را لمس کرد. سپس، به صورت پاسیو ران آزمودنی را چرخش داد تا زمانی که برجسته‌ترین بخش تروکانتر بزرگ با میز معاینه موازی شود (در این وضعیت گردن ران با سطح موازی است). زاویه بین خط عمود و شفت درشت‌نی زاویه آنتروورژن در پای چپ و راست آزمودنی اندازه‌گیری شد (۲۶). از گونیامتر یونیورسال برای اندازه‌گیری آنتروورژن استفاده شد.

اندازه‌گیری چرخش داخلی ران. دامنه حرکتی چرخش‌های ران نیز در این پژوهش با گونیامتر اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری چرخش خارجی از آزمودنی خواسته شد لبه میز معاینه بنشیند،

ایستاده قرار گیرد و پاها را به اندازه عرض شانه باز و وزن بدن را به طور مساوی روی دو پا در وضعیت تحمل وزن قرار دهد. فاصله استخوان ناوی تا زمین دوباره اندازه‌گیری شد. اختلاف بین این دو وضعیت به میلی‌متر میزان افت ناوی را نشان داد (۸).

اندازه‌گیری دورسی فلکشن. از آزمودنی خواسته شد در وضعیت خوابیده به شکم قرار گیرد، در حالی که زانوها در وضعیت اکستنشن و مچ از لبه میز معاینه آویزان بود. سر استخوان درشت‌نی، پنجمین استخوان متاتارس و قوزک خارجی نقاط مرجع علامت‌گذاری شدند. مرکز گونیامتر یونیورسال روی قوزک خارجی، بازوی ثابت در امتداد سر درشت‌نی، و بازوی متحرک در امتداد پنجمین استخوان متاتارس قرار گرفت. سپس، از آزمودنی خواسته شد به صورت فعال حرکت دورسی فلکشن را انجام دهد، در حالی که آزمونگر به صورت پاسیو پا را هم‌زمان دورسی فلکشن می‌داد تا زمانی که تنش از بین برود (۲۳).

اندازه‌گیری پیچش درشت‌نی. برای اندازه‌گیری پیچش درشت‌نی از آزمون اصلاح شده استاب‌رگ و همکاران استفاده شد. ابتدا در وضعیت خوابیده به پشت، در حالی که زانو در وضعیت اکستنشن قرار داشت، از آزمودنی خواسته شد پای خود را بچرخاند تا زمانی که خط بین کندیل‌های ران با میز معاینه موازی شود. سپس، محور بین قوزکی از برجسته‌ترین نقطه قوزک خارجی به برجسته‌ترین نقطه قوزک داخلی در کف پا ترسیم شد. آنگاه، زاویه بین خط عمود بر محور بین قوزکی و خطی که محور بین قوزکی را در راستای انگشت شست

خود را منقبض کند و زانو را در وضعیت حداکثر اکستنشن قرار دهد. سپس، تروکانتر بزرگ ران، کندیل خارجی ران، و قوزک خارجی درشتنی لمس و علامت گذاری شد. مرکز گونیامتر روی کندیل خارجی ران، بازوی ثابت در امتداد تروکانتر بزرگ، و بازوی متحرک در امتداد قوزک خارجی پا قرار گرفت (۱۶).

اندازه گیری اختلاف حقیقی و ظاهری

طول پاها. طول ظاهری پا از ناف تا قوزک داخلی و طول حقیقی پا از خار خاصره‌ای قدامی فوقانی تا قوزک داخلی با متر نواری اندازه گیری شد. بدین صورت که آزمودنی در وضعیت خوابیده به پشت قرار گرفت، در حالی که زانوها در وضعیت اکستنشن و پاها ۱۵ سانتی متر از هم فاصله داشتند. اختلاف طول پاها از حاصل تفریق طول پای چپ از راست به دست آمد (۱۷).

اندازه گیری سستی عمومی مفصلی. این

متغیر هایپرموبیلیتی مفاصل را توصیف می کند و معمولاً با استفاده از شاخص بینگتون اندازه گیری می شود (۲۰). فلکشن تنه (قرار دادن کف دست‌ها روی زمین) هایپراکستنشن پنجمین انگشت (۹۰°)، هایپراکستنشن آرنج (۹۰°)، آپوزیشن شست (توانایی لمس سطح قدامی ساعد)، و هایپراکستنشن زانو (۹۰°) در سمت چپ و راست هر آزمودنی ارزیابی شد. برای فلکشن تنه از آزمودنی خواسته شد زمین را لمس کند، در حالی که زانوهای او در وضعیت اکستنشن قرار داشت. برای هایپراکستنشن انگشت پنجم از آزمودنی خواسته شد با انگشت شست دست مخالف پنجمین متاکارپال را ثابت کند و با انگشت اشاره مفصل پنجمین MCP را

در حالی که زانو در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه و ران در ابداکشن و آداکشن صفر درجه و فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت. آزمونگر یک دست را در بخش دیستال ران و دست دیگر را در بخش دیستال درشتنی قرار می داد و پای آزمودنی را به داخل می چرخاند و نحوه حرکت را به آزمودنی آموزش می داد. سپس، از آزمودنی خواست به صورت فعال چرخش داخلی را انجام دهد. مرکز گونیامتر بالای بخش قدامی کشکک، بازوی ثابت در امتداد خط وسط پا، و بازوی متحرک به صورت عمود به زمین قرار گرفت (۹).

اندازه گیری چرخش خارجی ران.

برای اندازه گیری دامنه حرکتی چرخش خارجی ران از آزمودنی خواسته شد در همان وضعیت قبلی (چرخش داخلی) قرار گیرد. آزمونگر یک دست را جهت ایجاد ثبات در بخش دیستال ران و دست دیگر را جهت جلوگیری از هر گونه چرخش زانو در بخش دیستال درشتنی قرار می داد و پای آزمودنی را به خارج می چرخاند و نحوه حرکت را به آزمودنی آموزش می داد. سپس، از آزمودنی می خواست به صورت فعال چرخش خارجی را انجام دهد. مرکز گونیامتر بالای بخش قدامی کشکک، بازوی ثابت در امتداد خط وسط پا، و بازوی متحرک به صورت عمود به زمین قرار گرفت (۹).

اندازه گیری هایپراکستنشن زانو. هایپراکستنشن

زانو در وضعیت خوابیده به پشت در حالی که یک بالشتک ۱۰ سانتی متری زیر بخش دیستال درشتنی آزمودنی قرار داشت اندازه گیری شد. ابتدا از آزمودنی خواسته شد عضلات چهارسر

از آزمون t مستقل و برای بررسی رابطه راستای اندام تحتانی در متغیرهای فوق و سابقه آسیب ACL از آزمون‌های مجذور کای و رگرسیون لجستیک استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها در جدول ۲ آمده است. جدول ۳ نتایج آزمون t در دو گروه را نشان می‌دهد. نتایج پژوهش نشان داد ۹۰ درصد آسیب‌ها سازوکار غیربرخوردی و ۱۰ درصد آن‌ها سازوکار برخوردی داشتند. با استناد به میزان خفی دو و سطح معناداری در جدول ۴ مشاهده می‌شود بین افت ناوی، پیچش درشت‌نی، و هایپراکستنشن زانو با آسیب ACL ارتباط معناداری وجود دارد. اما بین آنتروژن ران، سستی عمومی مفصل، زاویه Q، اختلاف حقیقی طول پا، اختلاف ظاهری طول پا، چرخش داخلی ران، چرخش خارجی ران، و دورسی فلکشن با آسیب ACL ارتباط معناداری وجود ندارد.

به آرامی و تا حد ممکن و بدون درد اکستنشن دهد. برای آپوزیشن شست از آزمودنی خواسته شد با دست مخالف بخش دیستال ساعد را ثابت کند، سپس با استفاده از انگشت شست دست تثبیت کننده به صورت پاسیوانگشت شست را به سمت قدامی ساعد آبداکشن دهد. مچ نیز در وضعیت فلکشن قرار داشت. برای اندازه‌گیری هایپراکستنشن آرنج از آزمودنی خواسته شد در حالی که ساعد در وضعیت سوپینشن و شانه در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه است تا جایی که می‌تواند آرنج را به صورت فعال اکستنشن دهد. هایپراکستنشن زانو نیز در وضعیت خوابیده به پشت اندازه‌گیری شد. امتیازدهی بدین صورت انجام گرفت که اگر آزمودنی در هر یک از مفاصل فوق سستی داشت، نمره ۱ و اگر نداشت، نمره ۰ به او تعلق می‌گرفت. در نهایت، مجموع نمره ۹ مفصل سستی عمومی ثبت شد (۲۰).

روش آماری

برای مقایسه متغیرها در گروه سالم و آسیب‌دیده

جدول ۲. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

متغیر	گروه آسیب‌دیده	گروه سالم
سن (سال)	۲۴/۹۰ ± ۵/۷۵	۲۴/۸۵ ± ۵/۵۹
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۸۸ ± ۵/۵۸	۶۰/۲۰ ± ۶/۰۸
قد (سانتی‌متر)	۱۶۷/۰۵ ± ۶/۵۸	۱۶۶/۱۵ ± ۶/۳۹
سابقه ورزشی (سال)	۷/۷۰ ± ۴/۴۱	۷ ± ۳/۶۹

• مقادیر بر اساس $\bar{X} \pm SD$ بیان شده‌اند.

جدول ۳. نتایج آزمون t مستقل در مقایسه متغیرها در دو گروه

متغیر	گروه آسیب دیده	گروه سالم	مقدار t	سطح معناداری
افت ناوی (mm)	۱۰/۹۴±۳/۰۹	۸/۲۵±۱/۶۰	۳/۴۴۸	*۰/۰۰۱
پیچش درشتنی (°)	۱۵/۵۰±۷/۶	۲۱/۴۹±۹/۶۷	-۲/۱۷۰	*۰/۰۳۶
زاویه Q (°)	۱۵/۰۸±۲/۲۸	۱۵/۷۲±۲/۷۸	-۰/۸۰۰	۰/۴۲۹
هایپراکستنشن زانو (°)	۸/۴۲±۳/۵۳	۵/۸۲±۳/۷۶	۲/۲۴۹	*۰/۰۳۶
آنتروژن ران (°)	۱۷/۳۹±۵/۴۶	۱۵/۹۷±۶/۶۸	۰/۷۳۶	۰/۴۶۶
اختلاف حقیقی طول پا (cm)	۰/۳۱±۰/۳۵	۰/۳۱±۰/۳۱	۰/۰۴۷	۰/۹۳۶
اختلاف ظاهری طول پا (cm)	۰/۴۱±۰/۴۲	۰/۴۵±۰/۳۷	-۰/۲۷۵	۰/۷۸۵
چرخش داخلی ران (°)	۴۰/۸۵±۵/۷۹	۳۹/۲۰±۵/۹۷	۰/۸۸۶	۰/۳۸۱
چرخش خارجی ران (°)	۳۶/۳۵±۳/۸۴	۳۷/۱۵±۳/۹۲	-۰/۶۵۱	۰/۵۱۹
دورسی فلکشن (°)	۱۴/۸۵±۲/۸۷	۱۵/۵۵±۲/۳۳	-۰/۸۴۴	۰/۴۰۴
سستی عمومی مفصل (نمره)	۵/۳۵±۲/۴۷	۲/۶۵±۱/۸۴	۳/۹۱۱	*۰/۰۰۰

جدول ۴. نتایج آزمون خی دو در بررسی ارتباط راستای اندام تحتانی با آسیب ACL

متغیرها	میزان خی دو با تصحیح یتس	درجه آزادی	سطح معناداری
افت ناوی	۸/۱۸۲	۱	*۰/۰۰۴
پیچش درشتنی	۷/۳۹۳	۱	*۰/۰۰۷
هایپراکستنشن زانو	۱۰/۲۳۰	۱	*۰/۰۰۱
آنتروژن ران	۰/۱۰۴	۱	۰/۷۴۷
سستی عمومی مفصل	۱۳/۹۱۷	۱	*۰/۰۰۱
زاویه Q	۰/۹۰۰	۱	۰/۳۴۳
اختلاف حقیقی طول پا	۰/۰۰۰	۱	۱/۰۰۰
اختلاف ظاهری طول پا	۰/۰۰۰	۱	۱/۰۰۰
چرخش داخلی ران	۰/۰۰۰	۱	۱/۰۰۰
چرخش خارجی ران	۰/۰۰۰	۱	۱/۰۰۰
دورسی فلکشن	۰/۰۰۰	۱	۱/۰۰۰

* p < ۰/۰۵

www.SID.ir

ضریب معناداری در پیش‌بینی آسیب دیدگی ACL محسوب می‌شوند. ستون آخر میزان تغییرپذیری خطر آسیب ACL به ازای هر واحد متغیر پیش‌بین را نشان می‌دهد. جدول ۶ طبقه‌بندی افراد آسیب دیده را بر اساس اندازه‌های استاندارد متغیرها نشان می‌دهد. برای مثال، افت ناوی ۵ نفر در دامنه طبیعی، ۱۵ نفر بیشتر از دامنه طبیعی، و ۱ نفر افت ناوی کمتر از حد طبیعی داشتند.

جدول ۵ ضرایب مدل پیش‌بینی و تأثیر آن‌ها را بر مدل نشان می‌دهد. همان‌طور که ملاحظه می‌کنید، سستی عمومی مفصل، افت ناوی، پیچش درشتنی، هایپراکستنشن زانو، و اختلاف حقیقی طول پا با آسیب ACL ارتباط مستقیم، و سایر متغیرها با وقوع آسیب ACL ارتباط معکوس دارند. با توجه به آماره والد و سطح معناداری، سستی عمومی مفصل و افت ناوی

جدول ۵. ضرایب پیش‌بینی هر یک از متغیرها در مدل رگرسیون لجستیک

متغیرهای پیش‌بین	ضرایب پیش‌بینی	S.E.	Wald	df	Sig.	میزان تغییر به ازای هر واحد
سستی عمومی مفصل	-۱/۰۱۳	۰/۴۹۰	۴/۲۸۱	۱	*۰/۰۳۹	۰/۳۶۳
افت ناوی	-۰/۱۵۰	۰/۰۳۹	۳/۸۹۱	۱	*۰/۰۰۱	۰/۷۸۰
پیچش درشتنی	-۰/۰۶۹	۰/۰۶۸	۱/۰۳۷	۱	۰/۳۰۸	۰/۹۳۳
زاویه Q	۰/۱۹۳	۰/۲۷۰	۰/۵۱۰	۱	۰/۴۷۵	۱/۲۱۳
هایپراکستنشن زانو	-۰/۱۴۹	۰/۲۶۷	۰/۳۱۲	۱	۰/۵۷۶	۰/۸۶۱
آنترورژن ران	۰/۰۹۸	۰/۱۲۷	۰/۵۹۷	۱	۰/۴۴۰	۱/۱۰۳
اختلاف حقیقی طول پا	-۱/۸۸۵	۳/۴۰۳	۰/۳۰۷	۱	۰/۵۸۰	۰/۱۵۲
اختلاف ظاهری طول پا	۵/۱۵۲	۳/۵۲۳	۲/۱۳۸	۱	۰/۱۴۴	۱۷۲/۷۶۶
چرخش داخلی ران	-۰/۰۰۹	۰/۱۴۹	۰/۰۰۴	۱	۰/۹۵۰	۰/۹۹۱
چرخش خارجی ران	۰/۱۵۳	۰/۱۵۰	۱/۰۴۴	۱	۰/۳۰۷	۱/۱۶۶
دورسی فلکشن	۰/۱۱۷	۰/۲۶۵	۰/۱۹۴	۱	۰/۶۶۰	۱/۱۲۴
ثابت	-۴/۸۵۷	۸/۵۰۹	۰/۳۲۶	۱	۰/۵۶۸	۰/۰۰۸

جدول ۶. طبقه‌بندی افراد آسیب‌دیده بر اساس اندازه‌های استاندارد (تعداد افراد)

High		Normal		Low		متغیر
سالم	آسیب‌دیده	سالم	آسیب‌دیده	سالم	آسیب‌دیده	
۵	۱۴	۱۳	۵	۲	۱	افت ناوی
۸	۶	۱۰	۳	۲	۱۱	پیچش درشتنی
۲	۳	۶	۹	۱۲	۸	زاویه Q
۶	۱۷	۱۴	۳	-	-	هایپراکستنشن زانو



۶	۹	۱۳	۱۱	۱	-	آنتروژن ران
۲	۴	۱۸	۱۵	-	۱	اختلاف حقیقی طول پا
۵	۶	۱۵	۱۲	-	۲	اختلاف ظاهری طول پا
۷	۱۲	۱۲	۶	۱	۲	چرخش داخلی ران
۴	۶	۱۵	۱۳	۱	۱	چرخش خارجی ران
۳	۲	۱۲	۵	۵	۱۳	دورسی فلکشن
۱	۱۱	۱۲	۷	۷	۲	سستی عمومی مفصل

بیشتری نسبت به گروه کنترل دارند. همچنین، بین افت ناوی و آسیب ACL ارتباط معناداری مشاهده شد. این نتیجه با نتایج تحقیق بکت و همکاران (۶)، لودن و همکاران (۱۵)، آلن و همکاران (۵)، تریمبل و همکاران (۲۸)، و هرتل و همکاران (۱۱) همخوانی دارد.

بکت و همکاران (۶) دریافتند آزمودنی‌های با سابقه آسیب ACL در مقایسه با افراد سالم، میزان پرونیشن بیشتری در مفصل ساب‌تالار خود دارند. لودن و همکاران (۱۵) گزارش کردند افت استخوان ناوی و هایپراکستنشن زانو ارتباط پیش‌بین معناداری با آسیب ACL دارند. آلن و همکاران (۵) نیز بیان کردند افراد مبتلا به آسیب ACL افت ناوی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند. در حالی که اسمیت و همکاران (۲۷) و کرامر (۱۳) بین افت ناوی افراد با سابقه آسیب ACL و افراد سالم تفاوت معناداری را گزارش نکردند (۲۷، ۱۳). مطالعات قبلی نشان داده‌اند پرونیشن بیش از حد با آسیب‌های پرکاری زانو ارتباط دارد (۵).

در چرخه راه رفتن هنگام فاز تماس پرونیشن مفصل ساب‌تالار و چرخش داخلی درشت‌نی با هم روی می‌دهند. با چرخش داخلی درشت‌نی لیگامان صلیبی قدامی سفت می‌شود. افزایش پرونیشن

بحث و بررسی

نتایج تحقیق نشان داد ۹۰ درصد آسیب‌ها با سازوکار غیربرخوردی روی دادند. آسیبی که بدون تماس بدنی بین ورزشکاران رخ دهد به آسیب دیدگی غیربرخوردی اشاره دارد و شایع‌ترین سازوکار آسیب لیگامان صلیبی قدامی در ورزش‌هایی است که با کاهش شتاب، فرود، و چرخش‌های مکرر همراه‌اند (۳۳). این نتیجه با نتایج تحقیق مکنر و همکاران، و لودن و همکاران همخوانی دارد. آن‌ها به نقل از رنستروم (۲۲) گزارش کردند ۷۰ درصد آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی سازوکار غیربرخوردی و ۳۰ درصد آن سازوکار برخوردی دارند. یافته‌های مذکور بر امکان شناسایی عوامل خطر آفرین و قابل حذف در بروز آسیب‌های ACL تأکید دارند و اهمیت راهبردهای پیشگیرانه در مربیان و پزشک‌یاران ورزشی را روشن می‌سازند.

افت ناوی

افت ناوی شاخص اندازه‌گیری بالینی پرونیشن پاست. دامنه طبیعی افت ناوی ۶-۹ میلی‌متر گزارش شده است (۵). بیشتر از ۹ میلی‌متر به هایپرپرونیشن اشاره دارد. نتایج تحقیق نشان داد زنان با سابقه آسیب ACL به طور معناداری میانگین افت ناوی

قبلی کمتر مطالعه شده است. احتمال می‌رود پرونیشن دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ را کاهش دهد. هر چند در این تحقیق دامنه حرکتی دورسی فلکشن گروه آسیب‌دیده از گروه کنترل کمتر بود، اما این اختلاف از نظر آماری معنادار نبود.

پیچش درشت‌نی

پژوهش‌ها نشان داده‌اند پیچش درشت‌نی عاملی خطر آفرین در بروز آسیب است (۲۴). میزان طبیعی پیچش درشت‌نی ۱۳-۱۸ درجه و در برخی مطالعات ۲۰-۲۵ درجه گزارش شده است (۷، ۱۷). بیشتر از ۲۵ درجه به پیچش خارجی و کمتر از ۲۰ درجه به چرخش داخلی اشاره دارد (۷). در تحقیق حاضر مشاهده شد آزمودنی‌های آسیب‌دیده میانگین پیچش درشت‌نی کمتری نسبت به گروه کنترل داشتند. هگل و همکاران (۱۲) گزارش کردند افراد با سابقه آسیب لیگامان صلیبی قدامی زاویه T-F^۲ بزرگ‌تری دارند. پیشنهاد شده در افرادی که زاویه T-F بیش از حد دارند، درشت‌نی تمایل به چرخش خارجی دارد. هنگام دویدن و پرش، این چرخش جبرانی بیشتر می‌شود. لذا، ACL در معرض آسیب قرار می‌گیرد (۱۲).

در تحقیق حاضر برای ارزیابی چرخش درشت‌نی از آزمون اصلاح شده استاب‌رگ و همکاران استفاده شد و هنگام اندازه‌گیری مفصل ساب‌تالار در وضعیت خنثی قرار گرفت. در حالی که هگل و همکاران با استفاده از اندازه‌گیری زاویه T-F میزان پیچش درشت‌نی را ارزیابی کردند و مفصل ساب‌تالار را در وضعیت خنثی قرار

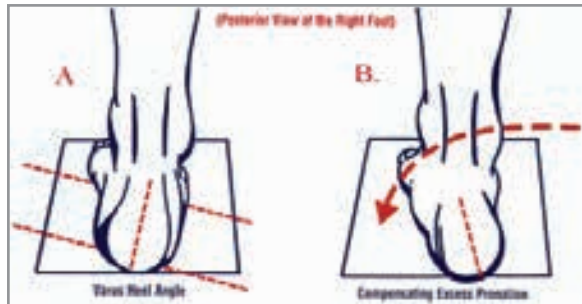
نیازهای بیومکانیکی مفصل زانو را افزایش می‌دهد و یکی از اجزای سندرم درد بدفرجامی^۱ است. از طرفی، پرونیشن بیش از حد ممکن است چرخش داخلی درشت‌نی را افزایش دهد و لیگامان صلیبی قدامی را در معرض فشار قرار دهد. محققان پیشنهاد کرده‌اند یکی از سازوکارهای آسیب لیگامان مذکور چرخش بیش از حد درشت‌نی به دلیل هایپر پرونیشن مفصل ساب‌تالار است (۵). لذا، ورزشکارانی که هایپر پرونیشن دارند بیشتر در معرض پارگی‌های این لیگامان قرار می‌گیرند، به خصوص در فعالیت‌هایی که با دویدن، پرش، و تغییر جهت همراه‌اند.

دورسی فلکشن

یافته‌های تحقیق نشان داد زنان آسیب‌دیده میانگین دورسی فلکشن کمتری نسبت به گروه کنترل دارند. اما از نظر آماری ارتباط معناداری بین این متغیر و آسیب ACL مشاهده نشد. کمتر بودن دامنه حرکتی دورسی فلکشن به پرونیشن ربط دارد. در واقع، پرونیشن باعث می‌شود توانایی دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ کم شود. دامنه طبیعی دورسی فلکشن ۱۰-۱۴ درجه گزارش شده است.

لان و همکاران (۲۰۰۴) گزارش کردند بین دورسی فلکشن دونده‌های آسیب‌دیده و سالم اختلاف معناداری وجود دارد (۱۶)، که با نتایج این تحقیق تناقض دارد. روش اندازه‌گیری دورسی فلکشن در دو تحقیق مذکور متفاوت بود. همچنین، آزمودنی‌های تحقیق لان و همکاران افراد با سابقه سندرم درد کشکی رانی بودند، در حالی که آزمودنی‌های تحقیق حاضر را افراد با سابقه ACL تشکیل می‌دادند. این متغیر نیز در تحقیقات

1. miserable syndrome
2. Thigh-Foot angle



برونیشن مفصل ساب‌تالار و پیچش داخلی درشتنی

زاویه‌های لگن، چرخش ران، چرخش درشتنی، وضعیت کشکک، و پا را نشان می‌دهد (۱۵). زاویه Q افزایش یافته ممکن است بر اثر افزایش آنتروژن ران یا افزایش پیچش خارجی درشتنی به وجود آمده باشد. زاویه Q بزرگ‌تر با عضله راستنی، کشش جانبی بیشتری را به کشکک وارد می‌کند. فرض بر این است که زاویه Q بزرگ‌تر اندام تحتانی را در وضعیت الگوس قرار می‌دهد، بنابراین ACL تحت فشار قرار می‌گیرد (۱۷). با وجود این، در تحقیق حاضر بین زاویه Q و آسیب ACL ارتباط معناداری مشاهده نشد. گری و همکاران (۱۰) به بررسی زاویه Q و آسیب‌های ACL در زنان بسکتبالیست پرداختند و ارتباط معناداری را بین این دو متغیر گزارش نکردند. هرتل و همکاران (۱۱) نیز گزارش کردند بین زاویه Q با آسیب ACL ارتباط معناداری وجود ندارد. نتیجه تحقیق حاضر با این پژوهش‌ها همخوانی دارد.

در مقابل، مورفی و همکاران (۱۹) و شامباگ و همکاران (۲۵) دریافتند افراد با سابقه آسیب اندام تحتانی، میانگین زاویه Q بزرگ‌تری نسبت

ندادند، ساموکاوا و همکاران (۲۴) پیچش درشتنی آزمودنی‌ها در فلکشن ۳۰ و ۹۰ درجه زانو را با استفاده از اینکلاینومتر اندازه‌گیری کردند. آن‌ها گزارش کردند هم در فلکشن ۳۰ درجه و هم در فلکشن ۹۰ درجه اختلاف معناداری در چرخش داخلی درشتنی دو گروه وجود دارد. این نتایج با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد. مک کلاهی و همکاران (۲۴) نیز بیان کردند دوندگانی که برونیشن بیشتری دارند چرخش داخلی درشتنی بیشتری دارند. هاپر برونیشن درشتنی را در وضعیت پیچش داخلی قرار می‌دهد. این دو ناهنجاری در ترکیب با هم فشار بیشتری به لیگامان صلیبی قدامی وارد می‌کنند و آن را در معرض آسیب قرار می‌دهند.

زاویه Q

گزارش شده زاویه Q یکی از عواملی است که بر آسیب‌های زانو مثل سندرم درد پاتلا فمورال^۱ اثر می‌گذارد (۱۹). میزان طبیعی زاویه Q در زنان ۱۴ تا ۱۸ درجه گزارش شده است (۱۷). زنان به علت لگن عریض‌تر و طول ران کوتاه‌تر زاویه Q بزرگ‌تری نسبت به مردان دارند. زاویه Q ترکیبی از اندازه

ران، به دلیل حفظ تعادل در کشش عناصر کپسولی و لیگامانی مفصل ران، سر و گردن مفصل ران در وضعیت طبیعی خود قرار می‌گیرند و این انحراف خود را به صورت چرخش بیش از حد تنه ران نسبت به گردن ران نمایان می‌کند. این چرخش به داخل ران در آنتروژن باعث می‌شود محور عرضی مفصل زانو که در حالت طبیعی کاملاً در صفحه روبرو قرار دارد به طور مایل به داخل متمایل شود. انتقال این چرخش به کل اندام تحتانی باعث می‌شود فرد در حین راه رفتن با قرار دادن پنجه پاها به داخل راه برود (۱۴).

لودن و همکاران (۱۵) گزارش کردند بین زاویه آنتروژن و آسیب ارتباط معناداری وجود ندارد که با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد (۱۵). در صورت عدم اصلاح آنتروژن گردن ران با ازدیاد سن این احتمال وجود دارد که این طرز راه رفتن در فرد باقی بماند. با وجود این، در اکثر موارد با اضافه شدن انحراف جبرانی در ناحیه ساق پا، وضعیت راه رفتن به حالت طبیعی باز می‌گردد. چرخش به داخل ران مفصل ساب‌تالار را در معرض پرونیشن قرار می‌دهد. پرونیشن نیز در صورت یک طرفه بودن باعث کوتاهی اندام تحتانی می‌شود و این خود عاملی برای شیوع دردهای ناحیه کمر و مفاصل ساکروایلیاک است (۱۴). آنتروژن، همچنین استحکام مفصل ران و کارایی عضلات آبداکتور را کاهش می‌دهد. نتایج تحقیق نشان داد بین چرخش‌های داخلی و خارجی با آسیب مذکور ارتباط معناداری وجود ندارد. با این حال میزان چرخش داخلی ران در افراد با سابقه آسیب نسبت به گروه کنترل بیشتر است، هرچند این اختلاف از نظر

به افراد سالم دارند. نتیجه تحقیق حاضر با نتایج این پژوهشگران همخوانی ندارد. احتمال می‌رود نوع آسیب و نوع رشته ورزشی از دلایل مغایرت تحقیق حاضر با نتایج این محققان باشد. در تحقیق حاضر فقط آسیب ACL مورد نظر محقق بوده است، در حالی که در پژوهش‌های ذکر شده محققان کل آسیب‌های اندام تحتانی را بررسی کردند. عواملی چون زانوی ضربدری، شکل غیر طبیعی کشکک، کوتاهی لیگامان جانب خارجی، ضعف عضله پهن داخلی، عدم ثبات مفصل کشککی-رانی، و چرخش خارجی درشت‌نی زاویه Q را افزایش می‌دهند. حالانی مانند چرخش داخلی درشت‌نی، زانوی پرائنتزی، و ضعف عضلات همسترینگ باعث کاهش زاویه Q می‌شود (۲۵). از آنجا که بیشتر آسیب‌های زانو بر اثر ترکیبی از نیروها و حرکات هر دو صفحه فرونتال و هوریزنتال رخ می‌دهند، این مسئله تا حدی توضیح می‌دهد چرا زاویه Q عامل پیش‌بینی‌کننده ضعیف در آسیب‌های زانوست.

آنتروژن و چرخش‌های ران

نتایج تحقیق نشان داد بین آنتروژن و آسیب ACL ارتباط معناداری وجود ندارد. با این حال میانگین زاویه آنتروژن در آزمودنی‌های با سابقه آسیب بیشتر است، اما این اختلاف از نظر آماری معنادار نبود. آنتروژن حالتی است که زاویه پیشگی گردن ران بیش از ۱۵ درجه شود. اندازه طبیعی این زاویه ۸-۱۵ درجه است. تنها مزیت قابل توجه آنتروژن گردن ران، ازدیاد طول بازوی گشتاوری عضلات اکستانسور ران است. در آنتروژن گردن

افراد، عادات‌های کاری یا ورزشی باعث می‌شود یک ران و یک طرف ستون فقرات قوی‌تر از سمت دیگر شود. حمل یک طرفه وسایل سنگین با یک دست یا دویدن ساعتگرد روی پیست دو و میدانی به بی‌تعادلی عملکردی می‌انجامد که باعث اختلاف ظاهری طول پاها می‌شود (۱). نمونه دیگر نوع نشستن است، به صورتی که فرد هنگام نشستن یک پا را از روی پای دیگر عبور می‌دهد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین اختلاف حقیقی و ظاهری طول پاها با آسیب ACL ارتباط معناداری وجود ندارد. این نتایج با نتایج هرتل و همکاران (۱۱) و کرامر و همکاران (۱۳) همخوانی دارد. در حالی که امینی (۱) گزارش کرد ارتباط معناداری بین اختلاف حقیقی طول پا با آسیب‌های زانو وجود دارد، که با نتایج تحقیق حاضر تناقض دارد. متنوع بودن آسیب‌های زانو و مختلف بودن جنسیت آزمودنی‌ها را می‌توان از دلایل احتمالی تناقض تحقیق حاضر با تحقیق وی دانست. میزان طبیعی اختلاف طول پاها ۰/۵ تا ۱ سانتی‌متر گزارش شده و در تحقیق حاضر اکثر آزمودنی‌ها اختلاف طول پای طبیعی داشتند.

هایپراکستنشن زانو

مشاهده شد بین هایپراکستنشن زانو و آسیب ACL ارتباط معناداری وجود دارد. این نتایج با نتایج لودن و همکاران (۱۵) و کرامر (۱۳) همخوانی دارد. لودن و همکاران گزارش کردند زانوی عقب رفته ارتباط پیش‌بین معناداری با آسیب ACL دارد، به‌خصوص زمانی که با پرونیشن پاها نیز همراه باشد. کرامر نیز گزارش کرد آزمودنی‌های با سابقه هایپراکستنشن زانوی بیشتری نسبت به افراد

آماری معنادار نبود. افزایش آنتروژن باعث می‌شود چرخش داخلی افزایش پیدا کند و از میزان چرخش خارجی کاسته شود.

کریویکاس (۱۴) در مطالعه مروری عوامل آناتومی مرتبط با آسیب‌های ناشی از پرکاری را بررسی کرد. این پژوهشگر آسیب‌های پرکاری را ناشی از فشارهای مکرری می‌داند که به عضله و استخوان وارد می‌شود و باعث تخریب آن‌ها می‌گردد. او عوامل مؤثر بر آسیب‌های پرکاری را به دو دسته عوامل داخلی و خارجی تقسیم می‌کند. همچنین، بیان کرد برهم خوردن راستای اندام تحتانی مثل افزایش آنتروژن ران، افزایش زاویه Q، پیچش خارجی درشت‌نی، و زانوی ضربدری و پرانتری از جمله عوامل آناتومی‌اند که با آسیب‌های پرکاری ارتباط دارند (۱۴). پژوهش‌های اندکی در مورد آنتروژن و آسیب ACL انجام شده و از آنجا که احتمال می‌رفت افزایش آنتروژن تعادل دامنه حرکتی ران را برهم بزند و ACL را در معرض فشار قرار دهد، چرخش‌های ران نیز مطالعه شدند.

اختلاف طول پاها

کوتاهی طول اندام باعث پرونیشن عضو کوتاه شده می‌شود. اختلاف طول ظاهری نشان‌دهنده اختلاف غیرساختمانی بین دو سمت است. یکی از علل شایع این اختلاف طول ظاهری کوتاهی عضلات اداکتور و اداکتور ران در یک سمت است. در این وضعیت بیمار در حالت ایستاده انحراف طرفی لگن در یک سمت را نشان می‌دهد. اختلاف ظاهری طول پاها در طول زمان بر اثر اجرای تکراری فعالیت‌های همیشگی رخ می‌دهد. در بعضی

آزمون هایپرموبیلیتی نمره بالای ۵ دارد و ۵۵٪ آزمودنی‌های گروه آسیب‌دیده به هایپرموبیلیتی مفصلی مبتلا بودند. این نتایج با نتایج تحقیق کرامر و همکاران (۱۳)، نیکلاس و همکاران (۲۱)، اهورچاک و همکاران (۲۹)، و مایر و همکاران (۲۰) همخوانی دارد. کرامر و همکاران دریافتند افراد با سابقه آسیب ACL نمره سستی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند. اهورچاک و همکاران (۲۹) به بررسی سستی عمومی مفصلی و سستی زانو پرداختند. آن‌ها گزارش کردند افراد آسیب‌دیده هم سستی عمومی و هم سستی زانوی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند. نیکلاس و همکاران (۲۱) نیز دریافتند افرادی که مفاصل شل‌تری دارند بیشتر در معرض آسیب قرار دارند. مایر و همکاران (۲۰) نیز گزارش کردند سستی عمومی مفصلی ارتباط پیش‌بین معناداری با آسیب مذکور دارد. ثبات دینامیکی زانو هم به محدودیت‌های مفصلی غیرفعال (لیگامان‌ها) و هم به محدودیت‌های فعال (عصبی-عضلانی) بستگی دارد. گزارش شده زنان ورزشکار هنگام فعالیت‌های دینامیکی فرود افزایش حرکت ابداکشن و افزایش نیروی گشتاوری را نشان می‌دهند. چنین وضعیتی به ثبات دینامیکی زانو و کنترل عصبی-عضلانی مربوط می‌شود (۲۰). اما هنوز مشخص نشده کدام‌یک از اجزای فعال و غیرفعال بر خطر آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی اثر بیشتری دارد. سستی غیرفعال بیش از حد زانو به علت کاهش ثبات دینامیکی زانو حین فعالیت‌های ورزشی به وجود می‌آید. افزایش آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی ممکن است بر اثر فقدان سستی کافی لیگامان‌ها و

سالم دارند. میزان طبیعی هایپراکستنشن زانو ۰-۴ درجه گزارش شده است. هایپراکستنشن زانو به طور معمول ناهنجاری اکتسابی ثانویه است که به دلیل برهم خوردن راستای اسکلتی مفاصل بخش دیستال زانو و الگوهای حرکتی جبرانی ایجاد می‌شود و با سستی بافت‌های نرم بخش خلفی، خلفی-داخلی، و خلفی-خارجی ساختارهای مفصلی متمایز می‌شود (۱۵). هر یک درجه از این ناهنجاری ACL را در معرض فشارهای کششی قرار می‌دهد و در نتیجه باعث گیرافتادگی آن در فضای بین‌کندیلی می‌شود. هایپراکستنشن زانو همچنین ممکن است با افزایش تیلت قدامی لگن مرتبط باشد. چنین وضعیتی باعث می‌شود عضلات همسترینگ را در وضعیت کشیدگی قرار دهد. در نتیجه این عضلات نیز کارآیی مؤثر خود را از دست می‌دهند (۷). طولیل شدن عضلات همسترینگ زمان پاسخ عصبی-عضلانی و در نتیجه توانایی این عضلات را به صورت آگونیست‌های دینامیک لیگامان صلیبی قدامی کند می‌کند. در مقابل، تیلت قدامی با کوتاهی فلکسورهای ران به‌ویژه عضله راست رانی مرتبط است و این وضعیت ممکن است پاسخ عصبی-عضلانی را تسهیل کند و در پدیده چهارسر مسلط هنگام جابه‌جایی قدامی درشت‌نی نقش داشته باشد.

سستی عمومی مفصل

نتایج تحقیق حاکی از آن است که سستی عمومی مفصل ارتباط پیش‌بین معناداری با آسیب ACL دارد. در تحقیق حاضر میزان سستی بر اساس آزمون بینتون ارزیابی شد. در این

افت استخوان ناوی، چرخش بیش از حد درشت‌نی، هایپراکستنشن زانو، و سستی عمومی مفصلی و با استناد به برخی تحقیقات پیشین مبنی بر برهم خوردن زاویه Q که عوامل خطر آفرین در بروز آسیب‌های ACL است غربالگری‌های اختصاصی ورزشکاران از سوی مربیان و متخصصان علوم ورزشی، و نیز مراقبت و درمان ورزشکاران مستعد ضروری به نظر می‌رسد. بسیاری از این ناهنجاری‌های اسکلتی با روش‌های غیرتهاجمی مربیان و پزشک‌یاران ورزشی قابل شناسایی، بهبود، و اصلاح‌اند.

تاندون‌های احاطه‌کننده اندام تحتانی به وجود آید که نیروهای جاذبه زمین را جذب و ثبات زانو را فراهم می‌کنند.

نتیجه‌گیری

با استفاده از نتایج تحقیق حاضر و یافته‌های موافق محققان پیشین مبنی بر استعداد آسیب‌پذیری ACL زنان ورزشکار به‌ویژه در رشته‌های توأم با فرود، کاهش شتاب و چرخش‌های پیاپی، و نیز ارتباط آن با ناهنجاری‌های بیومکانیکی اندام تحتانی به‌ویژه

منابع

۱. امینی، سوران، ۱۳۸۶، راستاهای غیرطبیعی اندام تحتانی و سابقه آسیب‌دیدگی زانو، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه رازی کرمانشاه.
۲. دانشمندی، حسن؛ عزیزاده، محمدحسین؛ مقدسی، مهرزاد، ۱۳۸۵، بررسی راستای طبیعی زانوها و ارتباط آن با برخی عامل‌های مؤثر در ورزشکاران حرفه‌ای، المپیک (۳۳): ۴۱-۵۰.
۳. زارعی، مصطفی؛ رهنما، نادر؛ رجبی، رضا، ۱۳۸۸، تجزیه و تحلیل ویدیویی آسیب‌های بازیکنان فوتبال در جام ملت‌های آسیای ۲۰۰۷، المپیک (۴۶): ۹۱-۱۰۰.
۴. مقامی، مهدی؛ ذوالاکتاف، وحید؛ کارگرفرد، مهدی، ۱۳۸۵، شناسایی اندام‌های آسیب‌پذیر و مکانیسم‌های ایجابی آن‌ها در فوتبال، المپیک (۳۵): ۷-۲۱.
5. Allen, M.K. & Glasoe, G. (2000). "Metrecom measurement of navicular drop in subjects with ACL injury", *Journal of Athletic Training*, 35(4): 403-6.
6. Bekett M, Massie D, Bowers K (1992). Incidence of Hyperpronation in the ACL injured knee: A clinical perspective, *journal of athletic training*. Volume 27 number 1.
7. Bonci, C.M. (1999). "Assessment and Evaluation predisposing factors to anterior cruciate ligament injury", *J of Athletic Training*, 34 (2): 155-169.
8. Brody, D. (1982). "Techniques in the evaluation of the injured runner", *Orthopedic clinics of North American*, 13, 542-558.
9. Cynthia, C.; Norkin, D.; Joyce, W. (2003). "Measurement of joint motion A guide to Goniometry", Philadelphia, PA 10103 pp.202-206.
10. Gary, J.; Taunting, J.; Mckenzie, D.; McConkey, J.; Davidson, R. (1995). "A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball player", *International journal of sport medicine*, 6:314-316.
11. Hertel, J.; Dorfman, J.; Braham, R. (2004). "Lower extremity Malalignment and anterior cruciate ligament injury history", *Journal of sport sciences and medicine*, 3:220-225.
12. Huegel, M.; Meister, K.; Rolle (1997). "The influence of lower extremity alignment in the female population on the incidence of noncontact ACL injury payer", 23rd annual meeting of the orthopedic society for sports medicine.
13. Kramer, L. (2004). The relationship of lower extremity malalignment in collage student s with a history of ACL injury, Submitted in partial fulfillment of the Requirements for the degree of Doctor Philosophy.
14. Krivickas, L.S. (1997). Anatomical factors associated with overuse sports injuries.
15. Loudon, J.; Jenkis, W.; Loudon, K. (1996). "The relationship between static posture and ACL injury in female athletes", *Journal of sport and physical therapy*, 24 (2)91-97.
16. Lun, V.; Meeuwisse, Stergiou and Stefanyszshyn (2004). "Relationship between running injury and static lower limb alignment in recreational runners", *Br J Sport Med*, 38:576-580.
17. Magee, D.J. (1992). *Orthopedic Physical Assessment*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders Co.
18. Marcacci, M.; Zaffagnini, S.; Giordano, G.; Iacono, F. and Presti (2009). "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Associated With Extra-articular Tenodesis", *Am J Sports Med*, 37: 707.

19. Murphy, D.F.; Connolly, D.A.; Beynon, B.D. (2003). "Risk factors for lower extremity injury", A review of the literature *Br. J. Sports Med.*; 37; 13-29.
20. Myer, G.D. et.al (2008). "The effect of general joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes", *Am. J. sports Med.*, 36:1078-1080.
21. Nicholas, J. (1997). "Injuries to knee ligament relationship to looseness and tightness in football player", *JAMA*, 212: P.2236-2239.
22. Renestrom, P. et.al. (2008). "Non-contact ACL injuries in female athletes: an international Olympic committee current concepts statement", *Br. J. sport Med.*, 42:394-412.
23. Riegger-Kugh, C. (1996). "Skeletal malalignment of the lower Quarter: Correlated and Compensatory Motions and posture", *JOSPT*, 23:164-170.
24. SamuKawa, M.; Magee, D.; Katayose, M. (2007). "The effect of tibial rotation on the presence of instability in the anterior cruciate ligament deficient", *J Sport Rahabi*, 16:2-17.
25. Shambaugh, J.P.; Klein, A.; Herbert, J.H. (1991). "Structural measure as predictors of injury basketball players", *Med sic Sport Exerc.*, 23:522-7.
26. Shultz, S.J.; Nguyen, A.D.; Schmitz, R.J. (2008). "Differences in lower extremity anatomical alignment and postural characteristics in male and females between maturation groups", *Journal of orthopedic & sports physical therapy*, 38, 137-149.
27. 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", *Journal of Athletic Training*, 32: 25-28.
28. Trimble, M.H. et.al (2000). "The relationship between clinical measurements of lower extremity posture Tibial translation", *clinical Biomechanics*, 17:286-290.
29. Uhorchak, J.M.; Scoville, C.R.; William, G.N.; Arciero, R.A.; Pierre, S.T.; Taylor DC, P. (2003). "Risk factors associated with non-contact injury of the anterior cruciate ligament", *Am J Sport Med.*, 31:831-842.
30. Wojciech, W.; Jerzy, W.; Bogdan, K. and Karol, S. (2009). "Untreated Asymptomatic Deep Cartilage Lesions Associated with Anterior Cruciate Ligament injury", *Am J Sports Med.*, 37: 688.
31. Wood Ford-Rogers, Cyphert L.; Denegar, C.R. (1994). "Risk factors for ACL injury in high school and college students", *J Athl Train.*, 29:343-346.
32. Yeow, C.; Rubab, Sh.V.; S.P. Goh, L. and J (2009). "Inhibition of Anterior Tibial Translation or Axial Tibial Rotation Prevents Anterior Cruciate Ligament Failure During Impact Compression", *Am J Sports Med.*, 37: 813.
33. Yu Bing, Garrett William E (2007). "Mechanism of non- contact ACL injuries", *Br. J. Sport Med.*, 41:47-51.