

طب ورزشی _ پاییز و زمستان ۱۳۹۲
دوره ۵، شماره ۲ - ص: ۲۳-۳۷
تاریخ دریافت: ۹۲/۰۲/۲۴
تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۸/۰۵

مقایسه بروز الگوهای خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL) در پای برتر و غیربرتر حین حرکت برش به تفکیک جنس

۱. محمدرضا سیدی - ۲. الهام شیرزاد^۱ - ۳. سیدحسین میرکریم پور - ۴. ندا رضوانخواه گلسفیدی
۱ و ۳ و ۴. دانشجوی دکتری دانشگاه تهران، ۲. استادیار دانشگاه تهران

چکیده

تغییر جهت بدن در حرکات سریع ورزشی از منظر ایجاد خطر بروز آسیب همواره مورد توجه بوده و در این میان سازوکارهای آسیب رباط متقاطع قدامی اهمیت ویژه‌ای داشته است. هدف از پژوهش حاضر مقایسه بروز الگوهای خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی در پای برتر و غیربرتر حین عمل برش و به تفکیک دختران و پسران بود. تعدادی از ورزشکاران ملی و باشگاهی رشته اسکواش شامل ۱۳ دختر (با میانگین سن $23/04 \pm 6/6$ سال، قد $163/3 \pm 5/4$ سانتی‌متر و وزن $61/60 \pm 5/0$ کیلوگرم) و ۱۳ پسر (با میانگین سن $24/7 \pm 4/1$ سال، قد $179/9 \pm 5/8$ سانتی‌متر و وزن $78/8 \pm 7/8$ کیلوگرم) در تحقیق حاضر شرکت کردند. به‌منظور اندازه‌گیری زوایای خم شدن زانو، خم شدن تنه، خم شدن جانبی تنه و والگوس زانو حین حرکت برش و در دو لحظه تماس اولیه پا با زمین و مرحله میانی سکون، حرکت برش با پای برتر و غیربرتر بررسی شد. پس از نصب نشانگرها، حرکت برش با استفاده از دوربین‌های پرسرعت کاسیو مدل Exilim، با فرکانس ۳۰۰ هرتز ثبت شد و حرکات ثبت‌شده به‌وسیله نرم‌افزار WinAnalyze نسخه 3D 1-4 آنالیز شد. به‌منظور مقایسه زوایای به‌دست‌آمده از تحلیل حرکت در پای برتر و غیربرتر، از نرم‌افزار SPSS²⁰ و آزمون آماری تی زوجی استفاده شد. نتایج تحقیق نشان داد زوایای مفصلی زانو و تنه حین حرکت برش در پای برتر و غیربرتر در دختران به‌طور معناداری تفاوت دارد که این تفاوت در پای برتر و غیربرتر پسران فقط در دو مؤلفه خم شدن زانو و تنه در لحظه تماس اولیه معنادار بود ($P \geq 0/05$). این نتایج نشان داد که الگوهای خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی در حرکت برش با پای غیربرتر بیشتر بروز می‌کند و در نتیجه خطر بروز آسیب رباط متقاطع قدامی در حرکت برش با پای غیربرتر بیشتر از حرکت با پای برتر است.

واژه‌های کلیدی

آسیب ACL، حرکت برش، پای برتر، کینماتیک زانو، کینماتیک تنه.

مقدمه

محققان رشته‌های مختلف علمی از دیرباز علاقه زیادی به بررسی حرکات انسان داشته‌اند (۱۶). یکی از اهداف علم بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی از بررسی حرکات مختلف بدن، بهبود عملکرد ورزشی و نیز جلوگیری از بروز آسیب در حین ورزش است. از آنجا که ورزش همواره با خطر آسیب‌دیدگی همراه است، محققان همواره به دنبال شناسایی، تعدیل و حذف الگوهای حرکتی خطرناک بوده‌اند (۱۱،۲).

تغییر جهت بدن در حرکات سریع ورزشی مانند حرکت برش^۱، از منظر ایجاد خطر بروز آسیب مورد توجه بوده است. حرکت برش، حرکتی در زنجیره بسته است که در رشته‌های ورزشی متعددی مانند بسکتبال، والیبال، تنیس، اسکواش، فوتبال و هندبال توسط ورزشکاران به منظور تغییر راستای مسیر حرکت، بسیار استفاده می‌شود (۲۹). رباط متقاطع قدامی (ACL) اغلب هنگام کاهش شتاب اندام تحتانی در حرکات پویا آسیب می‌بیند که معمولاً این حرکات شامل حرکات برشی‌اند (۳). از آنجا که آسیب‌های رباط متقاطع قدامی با ناتوانی و زمان از دست‌رفته^۲ و نیز هزینه‌های مالی زیادی همراه است که بر ورزشکاران و تیم‌های ورزشی آنها تحمیل می‌شود، امروزه به شناسایی و درک مکانیسم‌های آسیب غیربرخوردی این رباط به منظور پیشگیری مؤثرتر از آنها بیشتر توجه شده است (۱۴،۱). در مطالعات کینماتیکی افرادی که در حین ورزش دچار آسیب رباط متقاطع قدامی شده‌اند، نشان داده شده است که حرکات برشی و فرود در مقایسه با حرکات‌های رو به جلو، خطر بیشتری ایجاد می‌کنند (۱۸،۳). همچنین تحقیقات نشان داده است که این آسیب‌ها اغلب در مرحله تماس اولیه^۳ پا با زمین و ۱۷ تا ۵۰ میلی‌ثانیه پس از آن (۱۹) و طی مرحله ابتدایی کاهش شتاب که شامل ۲۰ درصد ابتدایی سیکل برش است، رخ می‌دهد (۳). مارکولف و همکاران بیان کردند که بار وارد بر رباط متقاطع قدامی هنگامی که زانو در حالتی نزدیک به انتهای دامنه باز شدن^۳ قرار دارد، بیشتر است (۲۱). همچنین در این وضعیت، نیروهای عکس‌العمل زمین، چرخش درشت‌نی و لغزش قدامی درشت‌نی نیز افزایش می‌یابد (۲۰). با کاهش زاویه خم شدن زانو، گشتاور والگوس/ واروس زانو موجب افزایش نیروهای کششی و تنش در رباط متقاطع قدامی می‌شود (۷). مک لین و همکاران اظهار کردند که گشتاور والگوس زانو اصلی‌ترین عامل ایجاد بار اضافی بر روی رباط متقاطع قدامی در صفحه فرونتال است (۲۲). تحقیقات نشان داده‌اند که حرکت جانبی تنه یکی از اجزای اصلی

1. Cutting maneuver
2. Time loss
3. Terminal Extension

مکانیزم آسیب رباط متقاطع قدامی است (۱۵)، به طوری که این عامل می تواند با حساسیت^۱ ۸۳ درصد خطر آسیب رباط متقاطع قدامی در زنان را پیش بینی کند (۳۳). همچنین در صفحه ساجیتال، کاهش خم شدن تنه موجب افزایش والگوس یا فشار محوری^۲ می شود (۱۵). با توجه به یافته های تحقیقات پیشین، کاهش زاویه خم شدن تنه و خم شدن زانو و افزایش زاویه والگوس زانو و خم شدن جانبی تنه در لحظه تماس اولیه و مرحله میانی سکون را می توان الگوهای پرخطر بروز آسیب رباط متقاطع قدامی دانست که در تحقیق حاضر نیز همین عوامل به عنوان الگوی خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی در نظر گرفته شده است.

با توجه به اختلاف معنادار آسیب رباط متقاطع قدامی با توجه به جنسیت نمونه ها که نشان دهنده بروز ۲ تا ۱۰ برابری این آسیب در زنان نسبت به مردان است، و نیز تفاوت فعالیت عضلانی و به کارگیری متفاوت اندام طرفی برتر و غیربرتر، در این تحقیق مقایسه وضعیت های خطرزا برای آسیب رباط متقاطع قدامی در پای برتر و غیربرتر به تفکیک جنس صورت گرفت تا تفاوت ها آشکارتر شود (۱، ۴، ۱۴).

به نظر می رسد تفاوت آسیب دیدگی های افراد در نتیجه تعامل ویژگی های متعدد باشد و تفاوت در بیشتر این ویژگی ها خود را به شکل تفاوت در الگوی حرکت نشان می دهد (۱۷). بنابراین ارزیابی و بررسی الگوی حرکت و ارتباط آن با اینکه تغییر جهت روی پای برتر یا غیربرتر انجام می گیرد، به عنوان مقوله ای مهم در شکل گیری و اجرای صحیح و بدون خطر حرکت حائز اهمیت است. مطالعات بیومکانیکی متعددی به بررسی ویژگی های تکنیکی مرتبط با جنسیت و سرعت حرکت با عملکرد زانو در هنگام مانور برشی و فعالیت های مشابه پرداخته اند (۳۱، ۶۲، ۲۸، ۲۳، ۶). ولی با اینکه به نظر می رسد غالب بودن پای تکیه گاه حین حرکت برش می تواند به طور مستقیم با عوامل آسیب رباط متقاطع قدامی در ارتباط باشد، تا کنون کمتر بررسی شده است.

تحقیقات پیشین بیانگر این نکته است که الگوهای پرخطر، رباط متقاطع قدامی را در معرض خطر آسیب دیدگی قرار می دهند. همچنین می دانیم هر بازیکن روی اندام طرفی برتر خود کنترل عصبی-عضلانی بهتری دارد که می تواند الگوی حرکتی متفاوتی در دو طرف بدن به وجود آورد. الگوی حرکتی، ویژگی های بار (برای مثال، نقطه اثر، مقدار، جهت و ...) یا فشار وارد شده بر مفصل زانو و به خصوص رباط متقاطع قدامی را تحت تأثیر قرار می دهد (۱۷). به همین علت هرگونه تفاوت مشاهده شده در الگوی حرکت می تواند بیانگر تفاوت در

1. Sensitivity

2. Axial load

خطر بروز آسیب باشد و این سؤال مطرح می‌شود که آیا اجرای حرکت برش روی پای برتر یا غیر برتر، تفاوتی در بروز الگوهای خطرزای آسیب به رباط متقاطع قدامی ایجاد می‌کند یا خیر؟ بنابراین هدف این مطالعه، مقایسه بروز الگوهای خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL) در پای برتر و غیربرتر حین حرکت برش به تفکیک جنسیت نمونه‌ها بود.

روش تحقیق

۲۶ بازیکن اسکواش در سطح باشگاهی و ملی (۱۳ زن و ۱۳ مرد به ترتیب با میانگین سنی $۲۳/۰۶ \pm ۶/۶$ و $۲۴/۷۵ \pm ۴/۱۸$) به‌عنوان آزمودنی در این تحقیق ارزیابی شدند. ۵۰ درصد از بازیکنان ۵ سال یا بیشتر ۲۸ درصد ۳-۵ سال و ۲۱ درصد کمتر از ۵ سال تجربه بازی اسکواش داشتند.

آزمودنی‌ها قبل از اجرای تحقیق پرسشنامه اطلاعات پزشکی و فرم رضایت‌نامه را تکمیل کرده و برای آشنایی با تجهیزات، روش کار و اجرای آزمون‌ها به شکل صحیح، در یک جلسه توجیهی شرکت کردند. از شرایط اصلی ورود به تحقیق سلامت آزمودنی‌ها در زمان اجرای آزمون‌ها و عدم آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی بود. همچنین هیچ یک از آزمودنی‌های تحقیق سابقه جراحی در اندام تحتانی، آرتريت، مشکلات پزشکی یا عصبی نداشتند.



شکل ۱. محیط آزمایشگاه به منظور انجام حرکت برش

حرکت با دوربین‌های پرسرعت کاسیو مدل Exilim، ساخت ژاپن و با فرکانس ۳۰۰ هرتز ثبت شد و حرکات ثبت‌شده به وسیله نرم‌افزار WinAnalyze نسخه 3D 1-4 ساخت شرکت Mikromak آنالیز شد. همچنین به منظور شناسایی جانسان‌های^۱ مورد نظر از نشانگرهای رفلکسی^۲ استفاده شد.

روش کار

نخست ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها مانند سن، قد و وزن اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس به منظور تعیین پای برتر و غیربرتر هر آزمودنی، توپی در مقابل آنها قرار گرفت و از ایشان خواسته شد با پای خود آن را به دورترین فاصله ممکن شوت کنند. پایي که آزمودنی توپ را با آن شوت می‌کرد، به‌عنوان پای برتر و پایي که ترجیح می‌داد برای ضربه روی آن بایستد و از پای ضربه‌زننده حمایت کند، به‌منزله پای غیربرتر وی در نظر گرفته شده و نتایج ثبت شد (۳۰، ۱۳، ۱۰). برای ارزیابی کینماتیکی دوبعدی، محدوده‌ای برای اجرای حرکت برش طراحی شد. در این روش ابتدا زوایای ۳۵ درجه و ۵۵ درجه از مسیر اصلی روی زمین مشخص شد تا فرد حرکت برش را در زاویه ۴۵ درجه انجام دهد (شکل ۱) (۲۸). دو دوربین پرسرعت در محلی قرار گرفت که در لحظه اجرای حرکت برش توسط آزمودنی، حرکت از دو نمای جانبی و روبه‌رو ثبت شود. سپس آزمودنی از فاصله ۷ متری و با سرعت ۴/۵ تا ۷ متر بر ثانیه به سمت محل انجام حرکت برش دوید (۲۸، ۸). آزمودنی شروع به دویدن می‌کرد و در لحظه رسیدن به محل انجام حرکت برش، پای خود را در وسط محل تعیین‌شده قرار می‌داد و بر اساس قرارگیری پای راست یا چپ خود به‌عنوان تکیه‌گاه به‌ترتیب به سمت چپ یا راست در مسیر تعیین‌شده تغییر جهت می‌داد. آزمودنی‌ها برای آشنایی با حرکت و رسیدن به سرعت مناسب پیش از شروع آزمون چند بار حرکت را انجام دادند و در انتها حرکت برش اصلی را اجرا کردند (۹). در تحقیق حاضر حرکت برش در دو مرحله تماس اولیه^۳ پا و مرحله میانی سکون^۴ بررسی شد. به این منظور نشانگرهایی در نقاط خاصی روی بدن آزمودنی (که محل هر یک در شکل ۲ نشان داده شده است) قرار داده شد تا در لحظه تماس اولیه پا و مرحله میانی سکون از نمای جانبی (ساجیتال) زوایای خم شدن زانو و تنه و از نمای روبه‌رو (فرونرال) فلکشن جانبی تنه و والگوس زانو ارزیابی شود.

-
1. Landmarks
 2. Reflective markers
 3. Initial contact
 4. Mid stance



شکل ۲. محل نشانگرهای انعکاسی متصل به بدن آزمودنی‌ها

این نشانگرها روی فاصله میان دو قوزک مچ پا، قوزک خارجی پا، اپی کندیل خارجی زانو، وسط کشکک، برجستگی بزرگ ران، خارخاره‌ای قدامی فوقانی و زائده آخروی قرار داده شد. حرکت برش توسط آزمودنی‌ها با هر یک از پای برتر و غیربرتر سه بار اجرا شد و برای ارزیابی آماری، میانگین نتایج به دست آمده از این تلاش‌ها به کار رفت. شایان ذکر است که برای نشان دادن مواردی که زاویه‌های به دست آمده برای مفاصل به جای زاویه خم شدن، زاویه باز شدن بود، از اعداد منفی استفاده شد. پس از بررسی و تحلیل فیلم هر آزمودنی، سرعت رسیدن به محل حرکت برش و میزان تغییر زوایای مفصلی وی در هر تلاش به وسیله نرم افزار اندازه‌گیری شد.

روش آماری

به منظور تحلیل داده‌ها از نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۰ استفاده شد. برای مقایسه نتایج به دست آمده در هر گروه از آزمون تی زوجی (در صورت نرمال بودن توزیع داده‌ها) استفاده شد. سطح معناداری در این تحقیق $P \leq 0/05$ در نظر گرفته شد.

نتایج و یافته‌های تحقیق

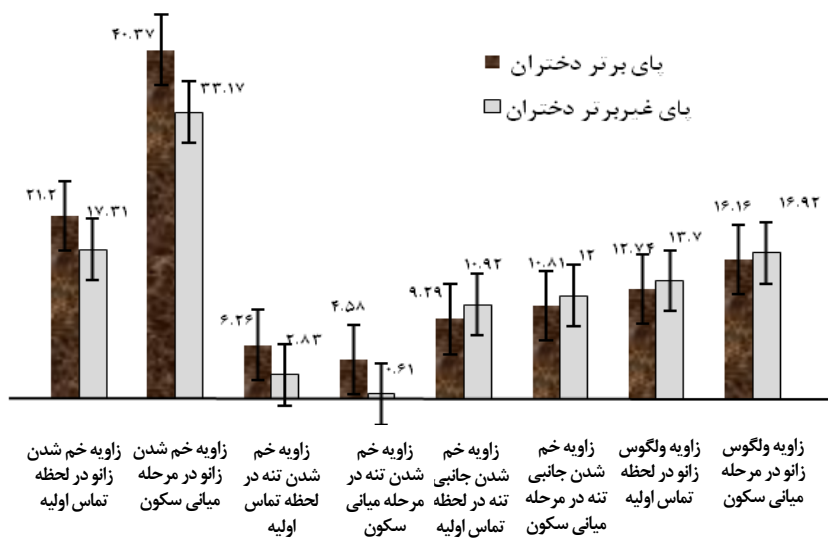
مشخصات عمومی هر یک از دو گروه آزمودنی در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مشخصات عمومی نمونه‌ها

سن (سال)	قد (cm)	وزن (کیلوگرم)	سابقه فعالیت باشگاهی
دختران	۱۶۳/۳±۵/۴	۶۱/۶۰±۵/۰	۳/۶±۰/۶
پسران	۱۷۹/۹±۵/۸	۷۸/۸±۷/۸	۴/۸±۰/۷

داده‌های توصیفی جمع‌آوری شده از اندازه‌گیری زوایای مفاصل در لحظه تماس اولیه و مرحله میانی سکون در حرکت با پای برتر و غیر برتر به تفکیک جنس در نمودارهای زیر آورده شده است.

زوایای مفصلی اندازه‌گیری شده در دختران

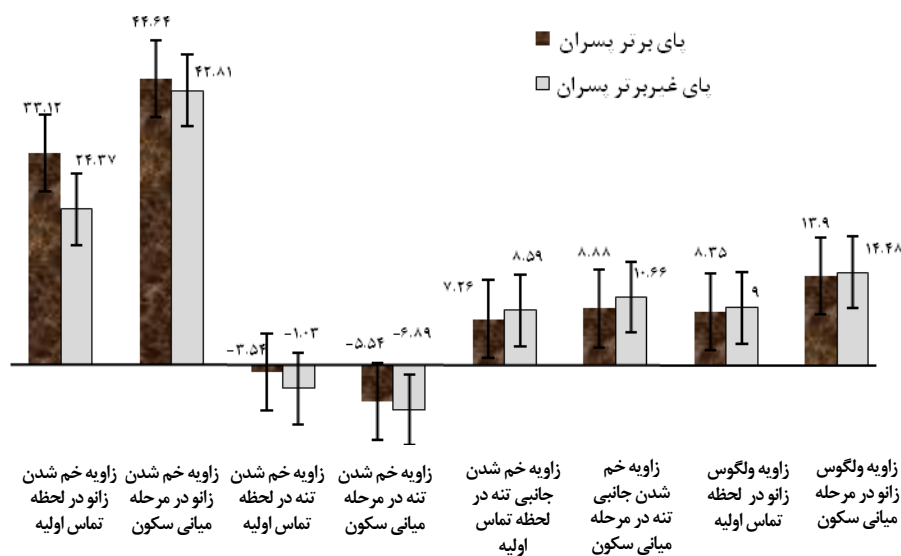


نمودار ۱. زوایای مربوط به مفاصل دختران در حرکت برش

همان‌طور که مشاهده می‌شود، زاویه خم شدن زانو در هر دو زمان و جنس در حرکت با پای برتر بیشتر از حرکت با پای غیر برتر بود، همچنین زاویه خم شدن تنه در هر دو جنس و زمان در حرکت با پای برتر بیشتر بود و نیز زاویه خم شدن جانبی تنه و والگوس زانو در هر دو جنس و زمان در حرکت با پای برتر کمتر از حرکت با پای غیر برتر بود. شایان ذکر است که تنه پسران در لحظه تماس اولیه و نیز لحظه تماس کف پا به جای خم شدن، باز شده است که در اینجا از اعداد منفی برای نمایش آن استفاده شده است.

نرمال بودن توزیع داده‌ها از طریق آزمون K-S بررسی شد و پس از تأیید به‌منظور تعیین تفاوت از آزمون تی زوجی استفاده شد. نتایج مربوط به آزمون تی زوجی برای مقایسه زوایای اندازه‌گیری‌شده در حرکت با پای برتر و غیربرتر در جدول ۲ آمده است ($P < 0/05$).

زوایای مفصلی اندازه‌گیری شده در پسران



نمودار ۲. زوایای مربوط به مفاصل پسران در حرکت برش

همان‌طور که در جدول نتایج آزمون تی نشان داده شده است، همه زوایای به‌دست‌آمده از حرکت با پای برتر و غیربرتر در دختران به‌طور معناداری تفاوت دارد، ولی در پسران فقط زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس اولیه و زاویه خم شدن تنه در لحظه تماس اولیه تفاوت معناداری داشت که آن هم تفاوت قوی و بارزی نیست (مقدار تی ۰/۰۴۷ و ۰/۰۴۳) و در نقطه مقابل تمامی تفاوت‌های به‌دست‌آمده در دختران به‌صورت قوی و بارز است.

این نتایج نشان داد حد خم شدن زانوی پای برتر در لحظه تماس اولیه و در مرحله میانی سکون در دختران به‌طور معناداری بیشتر از پای غیربرتر آنان بود، درحالی‌که در پسران این تفاوت تنها در لحظه تماس اولیه پا

بیشتر و معنادار بود و در مرحله میانی سکون با اینکه زانوی پای برتر بیشتر از غیربرتر خم شده بود، تفاوت به اندازه‌ای نبود که معنادار باشد. داده‌های مربوط به زاویه خم شدن تنه نیز نشان داد که در لحظه تماس اولیه و نیز در مرحله میانی سکون، در هر دو جنس در حرکت با پای برتر زاویه خم شدن تنه بیشتر از پای غیربرتر بود، ولی تفاوت فقط در دختران معنادار بود. همچنین داده‌ها نشان داد میزان والگوس زانو در لحظه تماس اولیه و مرحله میانی سکون در دختران در حرکت با پای برتر، به‌طور معناداری کمتر است.

جدول ۲. نتایج آزمون تی زوجی در زوایای مفصلی اندازه‌گیری شده در پای برتر و غیر برتر حین حرکت برش

مقدار تی	دختران		مقدار تی	سطح معناداری
	سطح معناداری	مقدار تی		
۲/۶۳۰	*۰/۰۲۲	۲/۲۱۶	۰/۰۴۷*	زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس اولیه
۳/۹۳۱	*۰/۰۰۲	۱/۶۶۵	۰/۱۲۲	زاویه خم شدن زانو در مرحله میانی سکون
۲/۵۴۳	*۰/۰۲۶	۲/۲۵۸	۰/۰۴۳*	زاویه خم شدن تنه در لحظه تماس اولیه
۲/۸۱۸	*۰/۰۱۶	۰/۷	۰/۴۹۷	زاویه خم شدن تنه در مرحله میانی سکون
-۳/۰۴۱	*۰/۰۱	-۰/۸۶۱	۰/۴۰۶	زاویه خم شدن جانبی تنه در لحظه تماس اولیه
-۲/۷۲۸	*۰/۰۱۸	-۰/۸۸۲	۰/۳۹۵	زاویه خم شدن جانبی تنه در مرحله میانی سکون
-۲/۴۹۶	*۰/۰۲۸	۰/۵۵۵	۰/۵۸۹	زاویه والگوس زانو در لحظه تماس اولیه
-۲/۶۷۶	*۰/۰۲	-۱/۲۶۵	۰/۲۳	زاویه والگوس زانو در مرحله میانی سکون

* تفاوت بین میانگین‌ها معنادار بوده است.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، مقایسه بروز الگوهای خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL) در پای برتر و غیربرتر حین حرکت برش به تفکیک جنسیت نمونه‌ها بود که نتایج به‌دست‌آمده بیانگر تفاوت معنادار زاویه خم شدن زانو در زمان تماس اولیه در هر دو جنس در حرکت با پای برتر بود، زاویه خم شدن تنه در هر دو جنس و لحظه در حرکت با پای برتر بیشتر بود و زاویه خم شدن جانبی تنه و والگوس زانو در هر دو جنس و لحظه در حرکت با پای برتر کمتر از حرکت با پای غیربرتر بود، در نتیجه در همه فاکتورهای اندازه‌گیری‌شده، حرکت برش با پای برتر امن‌تر از حرکت با پای غیربرتر بوده است و تنه پسران در لحظه تماس اولیه و نیز لحظه تماس کف پا

به جای خم شدن، باز شده بود. این نتایج با فرضیه متفاوت بودن مکانیک حرکت برش با پای برتر و غیربرتر در دختران همخوانی داشت، ولی در پسران نتایج فقط در دو فاکتور همسو بود. به طور کلی نتایج تحقیق در زمینه بیشتر بودن الگوهای خطرناک در دختران نسبت به پسران با نتایج تحقیق فورد و همکاران همسوست (۱۲). همچنین در زمینه تفاوت الگوی مکانیکی حرکت برش با پای برتر و غیربرتر، نتایج تحقیق حاضر با نتایج پژوهش براون و همکاران در سال ۲۰۱۲ همسوست (۶).

در حین مرحله ترمز^۱ در حرکت برش، بدن شتاب خود را کاهش می‌دهد. در این حالت ضمن خم شدن مفصل زانو، عضله چهارسر ران تحت کشش قرار می‌گیرد و افزایش طول می‌دهد، که این مسئله موجب جذب نیرو در اطراف مفصل زانو می‌شود (۲۴). این جذب نیرو در مفصل زانو نشان‌دهنده جذب انرژی جنبشی توسط عضلات زانو و بافت‌های همبند از جمله رباط متقاطع قدامی است. در واقع رباط متقاطع قدامی حین خم شدن صفر تا ۴۰ درجه زانو در حرکات برشی، تحت تنش بالایی قرار می‌گیرد (۳۲). در این پژوهش، میانگین زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس پاشنه به زمین در حرکت برش در پای برتر و غیربرتر به ترتیب ۲۷/۱۶ و ۲۰/۸۴ به دست آمد، که این زاویه‌ها به ترتیب به ۴۲/۵۰ و ۳۷/۹۹ در مرحله میانی سکون و مرحله پیش رفتن افزایش یافت، که به وضوح نشان‌دهنده تنش بالاتر رباط متقاطع قدامی در لحظه تماس پاشنه نسبت به مرحله میانی سکون و نیز در پای غیربرتر نسبت به پای برتر است. از طرفی با توجه به اینکه وقتی تنشی به بافت ویسکوالاستیک مانند رباط متقاطع قدامی وارد می‌شود، نحوه بارگذاری مکانیکی^۲ و نرخ بارگذاری^۳ در پاسخ آن بافت مؤثر است (۲۵)، رباط متقاطع قدامی پای غیربرتر در لحظه تماس اولیه پا در حرکت برش در معرض نیروی کششی بیشتری قرار می‌گیرد. علاوه بر این نشان داده شده که پای غیربرتر در لحظه تماس اولیه پا در حرکت برش دارای چرخش داخلی زیادی در زانو است که می‌تواند رباط متقاطع قدامی را در معرض تنش بیشتری قرار دهد (۲۵). در نتیجه همزمانی این عوامل احتمالاً رباط متقاطع قدامی در حرکت برش با پای غیربرتر و در لحظه تماس اولیه پا با زمین تحت کشش بیشتری قرار می‌گیرد که می‌تواند خطر بروز آسیب آن را در پای غیربرتر افزایش دهد.

-
1. Braking phase
 2. Mechanical loading
 3. Loading rate

در مرحله پیش رفتن^۱ در حرکت برش، بدن در جهت حرکت برش شتاب می‌گیرد و عضله چهارسر رانی کوتاه می‌شود و زانو به سمت باز شدن می‌رود (۶). همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد در مرحله تماس اولیه پا به زمین تنه حالت خم‌شدگی بیشتری دارد و با رفتن به مرحله پیش رفتن از میزان خم شدن آن به‌خصوص در حرکت با پای غیربرتر کاسته می‌شود که خطر بروز آسیب رباط متقاطع قدامی را افزایش خواهد داد.

یکی از دلایل احتمالی تفاوت الگوی حرکت برش در پای برتر و غیربرتر ممکن است کنترل عضلانی بهتر اندام برتر و نیز تفاوت در میزان قدرت عضلانی باشد. تحقیقات انجام‌گرفته نشان‌دهنده اثر سطح مهارت اندام در مکانیزم حرکت برش است (۲۸). چنانچه مهارت بیشتری را برای پای برتر در نظر بگیریم، انتظار می‌رود این پا در مقایسه با پای غیربرتر توانایی جذب نیروی بیشتری را نیز در حرکت برش داشته باشد. از آنجا که پای برتر در این پژوهش پای در نظر گرفته شد که فرد ترجیح می‌داد با آن به توپ ضربه بزند، انتظار می‌رود این پا در حرکات خم شدن ران و باز شدن زانو که از اجزای اصلی ضربه زدن در فوتبال است، مهارت بیشتری کسب کرده باشد (۵). همچنین تفاوت قدرت مؤثر و عملگر عضلات کنترل‌کننده مفصل در پای برتر و غیربرتر می‌تواند از عوامل اصلی بروز تفاوت الگوی حرکت برش در این دو پا باشد. براساس تحقیقات انجام‌گرفته به‌نظر می‌رسد داشتن قدرت متعادل در پای برتر و غیربرتر می‌تواند از طریق ایجاد ثبات بیشتر و تقویت استحکام مفصل زانو و در نتیجه کاهش تغییرات گشتاور زانو، به‌طور بالقوه‌ای خطر بروز آسیب رباط متقاطع قدامی را کاهش دهد (۶). در نتیجه توجه ویژه به تعادل قدرت عضلات خم‌کننده و بازکننده زانو در پای برتر و غیر برتر از طریق برنامه‌های تمرینی مناسب، به‌منظور کاهش احتمال خطر آسیب رباط متقاطع قدامی در دختران ضروری به‌نظر می‌رسد.

نتایج تحقیق نشان داد مکانیک حرکت بدن در حین اجرای حرکت برش توسط پای برتر و غیربرتر در دختران به‌طور معناداری تفاوت دارد و بروز الگوهای خطرزای آسیب رباط متقاطع قدامی در حرکت با پای غیر برتر محتمل‌تر است. به‌نظر می‌رسد که پای غیربرتر، الگوهای خطرزای بیشتری را حین حرکت برش هم در لحظه تماس اولیه پا و هم در مرحله میانی سکون که پا در مرحله پیش رفتن قرار دارد، برای آسیب رباط متقاطع قدامی به‌وجود می‌آورد.

نتایج این پژوهش می‌تواند به دانش موجود در زمینه آسیب رباط متقاطع قدامی در زنان بسیار کمک کند. از آنجا که رباط متقاطع قدامی یک بافت ویسکوالاستیک است و بسته به نوع تنش و مدت زمان آن پاسخ

1. Propulsive phase

متفاوت می‌دهد، پیشنهاد می‌شود برای روشن‌تر شدن اثر نیروها و سازوکار آسیب در حرکت برش، پژوهشی مشابه بررسی نحوه کشش رباط متقاطع قدامی در حرکت برش و نیز با استفاده از صفحه نیرو به منظور بررسی دقیق نیروها صورت گیرد. از این رو پیشنهاد می‌شود با تعیین نقش تعادل قدرت عضلانی و کنترل عصبی عضلانی در تفاوت الگوی حرکت برش توسط پای برتر و غیربرتر، اقدامات پیشگیرانه در جهت کاهش بروز آسیب رباط متقاطع قدامی به‌ویژه در بانوان ورزشکار صورت گیرد.

منابع و مآخذ

۱. دانشمندی، حسن. ساکی، فرزانه. (۱۳۸۸). " بررسی راستای اندام تحتانی در زنان ورزشکار با سابقه آسیب لیگامان صلیبی قدامی ". طب ورزشی، شماره ۱، ص: ۷۵-۹۱.
2. Bahr, R, & Krosshaug, T. (2005). "**Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport**". British journal of sports medicine, 39(6), PP: 324-329 .
3. Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin Jr, J.A., & Garrett Jr, W.E. (2000). "**Mechanisms of anterior cruciate ligament injury**". Orthopedics, 23(6), P: 573 .
4. Brophy, Robert, Silvers, Holly Jacinda, Gonzales, Tyler, & Mandelbaum, Bert R. (2010). "**Gender influences: the role of leg dominance in ACL injury among soccer players**". British journal of sports medicine, 44(10), PP: 694-697.
5. Brophy, Robert H, Backus, Sherry, Kraszewski, Andrew P, Steele, Barbara C, Ma, Yan, Osei, Daniel, & Williams, Riley J. (2010). "**Differences between sexes in lower extremity alignment and muscle activation during soccer kick**". The Journal of Bone & Joint Surgery, 92(11), PP: 2050-2058.
6. Brown, Scott R. (2012). "**The relationship between leg dominance and knee mechanics during the cutting maneuver**". Ball State University .PP: 32-43.
7. Browne, U.P. (2007). "**A Comparison of Risk Factors Between a Cutting Task and a Stop-jump as it Relates to the Non Contact Anterior Cruciate Ligament Injury**". ProQuest. PP: 21-42.
8. Dayakidis, Michael K, & Boudolos, Konstantinos. (2006). "**Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. Clinical Biomechanics**". 21(4), PP: 405-411.

9. Ebben, William P, Fauth, McKenzie L, Petushek, Erich J, Garceau, Luke R, Hsu, Brittni E, Lutsch, Brittney N, & Feldmann, Christina R. (2010). "**Gender-based analysis of hamstring and quadriceps muscle activation during jump landings and cutting**". The Journal of Strength & Conditioning Research, 24(2), PP:408-415.
10. Faude, Oliver, Junge, Astrid, Kindermann, Wilfried, & Dvorak, Jiri. (2006). "**Risk factors for injuries in elite female soccer players**". British journal of sports medicine, 40(9), PP:785-790.
11. Finch, Caroline. (2006). "**A new framework for research leading to sports injury prevention**". Journal of Science and Medicine in Sport, 9(1-39)
12. Ford, Kevin R, Myer, Gregory D, Toms, Harrison E, & Hewett, Timothy E. (2005). "**Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes**". Med Sci Sports Exerc, 37(1), PP:124-129.
13. Greig, Matt. (2009). "**The influence of soccer-specific activity on the kinematics of an agility sprint**". European Journal of Sport Science, 9(1), PP:23-33.
14. Griffin, Letha Y, Agel, Julie, Albohm, Marjorie J, Arendt, Elizabeth A, Dick, Randall W, Garrett, William E, Ireland, Mary Lloyd. (2000). "**Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies**". Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 8(3), PP: 141-150.
15. Hewett, T.E., Torg, J.S., & Boden, B.P. (2009). "**Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism**". British journal of sports medicine, 43(6), PP:417-422.
16. Hunter, Edward, Schlenzig, Jennifer, & Jain, Ramesh. (1995). "**Posture estimation in reduced-model gesture input systems**". Paper presented at the International Workshop on Automatic Face-and Gesture-Recognition.
17. James, C.R., Sizer, P.S., Starch, D.W., Lockhart, T.E., & Slauterbeck, J. (2004). "**Gender differences among sagittal plane knee kinematic and ground reaction force characteristics during a rapid sprint and cut maneuver**". Research quarterly for exercise and sport, 75(1), P:31.

18. Kirkendall, D.T., & Garrett, W.E. (2000). "**The anterior cruciate ligament enigma: injury mechanisms and prevention**". *Clinical orthopaedics and related research*, 372, PP:64-68.
19. Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B.P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J.R., Bahr, R. (2007). "**Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of 39 cases**". *The American journal of sports medicine*, 35(3), PP:359-367.
20. Li, G., DeFrate, L.E., Rubash, H.E., & Gill, T.J. (2006). "**In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion**". *Journal of orthopaedic research*, 23(2), PP: 340-344.
21. Markolf, K.L., Burchfield, D.M., Shapiro, M.M., Shepard, M.F., Finerman, G.A.M., & Slauterbeck, J.L. (1995). "**Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces**". *Journal of orthopaedic research*, 13(6), PP:930-935.
22. McLean, S.G., Huang, X., Su, A., & van den Bogert, A.J. (2004). "**Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting**". *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(8), PP:828-838.
23. McLean, S.G., Lipfert, S.W., & van den Bogert, A.J. (2004). "**Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting**". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), PP:1008-1016.
24. Negrete, Rodney J, Schick, Elizabeth A, & Cooper, Joshua P. (2007). "**Lower-limb dominance as a possible etiologic factor in noncontact anterior cruciate ligament tears**". *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), PP:270-273.
25. Olsen, Odd-Egil, Myklebust, Grethe, Engebretsen, Lars, & Bahr, Roald. (2004). "**Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis**". *The American journal of sports medicine*, 32(4), PP: 1002-1012.
26. Pollard, C.D., Davis, I.M.C., & Hamill, J. (2004). "**Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver**". *Clinical Biomechanics*, 19(10), PP: 1022-1031 .

27. Sigward, S.M., Pollard, C.D., Havens, K. & Powers, C.M. (2012). "**Influence of Sex and Maturation on Knee Mechanics during Side-Step Cutting**". *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), PP:1497-1503.
28. Sigward, S.M., & Powers, C.M. (2006). "**The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting**". *Clinical Biomechanics*, 21(1), PP:41-48.
29. Stacoff, A., Steger, J., Stuessi, E., & Reinschmidt, C. (1996). "**Lateral stability in sideward cutting movements**". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(3); P:350.
30. Willems, Tine Marieke, Witvrouw, Erik, Delbaere, Kim, Mahieu, Nele, De Bourdeaudhuij, Ilse, & De Clercq, Dirk. (2005). "**Intrinsic Risk Factors for Inversion Ankle Sprains in Male Subjects A Prospective Study**". *The American journal of sports medicine*.33(3): PP: 415-423.
31. Wu, S.G. (2012). "**Developing a three dimensional finite element model of the anterior cruiate ligament to examine the risk factors for women during the sidestep cutting maneuver**". Worcester Polytechnic institute. PP: 11-23.
32. Yu, Bing, & Garrett, William E. (2007). "**Mechanisms of non-contact ACL injuries**". *British journal of sports medicine*, 41(suppl 1), i47-i51.
33. Zazulak, B.T., Hewett, T.E., Reeves, N.P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). "**Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk A Prospective Biomechanical-Epidemiologic Study**". *The American journal of sports medicine*, 35(7), PP:1123-1130.