

The Effect of Genu Varum on the Kinetics of Running Among Soccer Players in Anticipated and Unanticipated Conditions

Shirvanipour S¹, Khaleghi Tazaji M², Sharifnezhad A³, Abbasi A⁴

Abstract

Purpose: Since changes in body alignment cause an impairment of motor skills, the purpose of this study was to investigate the effect of genu varum on the kinetics of running in anticipated and unanticipated conditions.

Methods: 30 elite male soccer players (two groups of genu varum and normal) were recruited in this semi-experimental study. The data of ground reaction force was collected by two force plates during running.

Results: The results showed that vertical ground reaction force and loading rate were significantly greater in genu varum group compared with normal group in both anticipated and unanticipated conditions ($p \leq 0.05$). Also, time to peak of vertical ground reaction force in unanticipated condition was longer than anticipated condition ($p \leq 0.05$). There was no significant difference between groups and conditions in anterior-posterior and medial-lateral GRF, time to peak of anterior-posterior GRF, vertical and propulsive impulse and contact time ($p > 0.05$).

Conclusion: According to the results, it seems that kinetics of running of soccer players can be affected by genu varum and anticipation.

Keywords: Genu varum, anticipation, Ground reaction force, Loading rate, impulse, Soccer

Received: 2020.06.09 Accepted: 2020.11.21

اثر زانوی پرانتری بر کینتیک دویدن در بازیکنان نخبه فوتبال در شرایط پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده

سیاوش شیروانی پور^۱، مهدی خالقی تازجی^۲، علی شریف نژاد^۳، علی عباسی^۴

هدف: از آنجا که تغییر در راستای بدن می‌تواند موجب اختلال در مهارت‌های حرکتی شود، هدف پژوهش حاضر بررسی اثر زانوی پرانتری بر کینتیک دویدن در بازیکنان نخبه فوتبال در شرایط پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده بود.

روش بررسی: در این مطالعه نیمه آزمایشی ۳۰ فوتبالیست مرد جوان در دو گروه مساوی زانو پرانتری و نرمال به عنوان آزمودنی مشارکت داشتند. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین دویدن در شرایط پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده با استفاده از دو صفحه نیرو جمع‌آوری شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری عمودی در هر دو وضعیت پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده به طور معناداری در گروه زانو پرانتری بیشتر از گروه نرمال بود ($p \leq 0.05$). همچنین زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در وضعیت پیش‌بینی نشده به طور معناداری از وضعیت پیش‌بینی شده بیشتر بود ($p \leq 0.05$). اختلاف معناداری بین گروه‌های زانو پرانتری و نرمال و وضعیت‌های پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده در متغیرهای نیروی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی، ضربه پیشروی و زمان استقرار دویدن مشاهده نشد ($p > 0.05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج، به نظر می‌رسد کینتیک دویدن در بازیکنان فوتبال می‌تواند تحت تاثیر زانوی پرانتری و پیش‌بینی حرکت قرار گیرد.

کلمات کلیدی: زانوی پرانتری، پیش‌بینی، نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، ضربه، فوتبال

ORCID: 0000-0001-9491-7888

نویسنده مسئول: سیاوش شیروانی پور، siavash876@yahoo.com

آدرس: تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه آموزشی- ورزشی شهید کشوری، دانشگاه خوارزمی تهران، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، ، ایران

۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

مقدمه

محدود برای پاسخ به محرک. بنابراین ورزشکار ممکن است در یک وضعیت مطلوب برای جذب نیروهای برخوردی بالا و ایجاد اندازه حرکت کافی برای تولید حرکت بهینه نباشد (۱۲). با این حال واکنش‌های ناگهانی به محرک بیرونی از قبیل فرار از یک بازیکن دیگر یا دنبال کردن جهش توپ، لازمه عملکرد موفقیت آمیز در ورزش‌های گروهی می‌باشد (۱۳). بنابراین در وضعیت پیش‌بینی نشده ورزشکار باید سریعاً قبل از شروع تکلیف، تعدیلات مناسب وضعیت بدنی را ایجاد نماید، تا به عملکرد مطلوب ختم شود (۱۴، ۱۵). بر اساس گزارش مطالعات پیشین حرکات پیش‌بینی نشده ریسک بروز آسیب را در مفصل اندام تحتانی افزایش می‌دهند (۱۴، ۱۵). تحقیقات گذشته اغلب اثر پیش‌بینی حرکت را حین مانورهای برشی مورد بررسی قرار دادند و عمدتاً روی تفاوت‌های بیومکانیکی و عصبی-عضلانی بین دو جنس تمرکز کردند (۱۲). اینکه پیش‌بینی حرکت و وضعیت بدنی استاتیک زانو هر کدام به طور مجزا و در تعامل باهم چه تاثیری بر کینتیک دویدن به عنوان متداول‌ترین الگوی جابجایی در فوتبال دارند موضوعی است که کمتر مورد توجه محققین قرار گرفته است. بنابراین در مطالعه حاضر در نظر بود تا اثر پیش‌بینی حرکت و زانوی پرانتری و برهمکنش این دو متغیر بر کینتیک دویدن در بازیکنان فوتبال مورد مطالعه و بررسی قرار گیرد.

روش بررسی

جامعه آماری پژوهش نیمه آزمایشی حاضر را بازیکنان لیگ برتر و دسته یک فوتبال در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال که دچار زانوی پرانتری هستند، تشکیل داد. از میان افرادی که داوطلبانه برای حضور در تحقیق اعلام آمادگی کردند و با در نظر گرفتن معیارهای ورود به پژوهش شرایط مشارکت را داشته‌اند، ۱۵ نفر انتخاب شد. همچنین ۱۵ فوتبالیست سالم و همسان با گروه مورد با تفاوت در ویژگی پرانتری بودن زانو،

فوتبال محبوب‌ترین فعالیت ورزشی در سراسر دنیا شناخته می‌شود و این ورزش به وسیله میلیون‌ها نفر در جهان دنبال می‌شود. به علت فعالیت‌های انفجاری و دویدن‌های مکرر و ماهیت ورزش فوتبال فشارها و نیروهای زیادی به ران‌ها، ساق‌ها، مفاصل پا و شکم وارد می‌شود. وارد آمدن این فشارها در اثر تمرینات بیش از حد و حرکات تکراری و تأثیرپذیری بدن از آن‌ها، باعث به وجود آمدن اختلالات وضعیتی در ورزشکاران می‌شود (۱). یکی از تغییرات وضعیتی شایع در فوتبالیست‌ها افزایش واروس زانو یا زانوی پرانتری می‌باشد (۲-۴). زانوی پرانتری معمولاً با تغییر راستای طبیعی نیروی عکس‌العمل زمین و انتقال آن به سمت کمپارتمان داخلی زانو همراه می‌باشد (۵). این ناهنجاری می‌تواند با تخریب غضروف مفصلی موجب استئوآرتریت کمپارتمان داخلی تیبیوفمورال شود (۶). همچنین زمینه بروز آسیب‌های زانو از قبیل پارگی مینیسک، شین اسپلینت و سندرم درد پاتلوفمورال را فراهم می‌کند (۷). چندین مطالعه نیز زانوی پرانتری را به عنوان وضعیت ضعیف در اجرای تکنیک‌های فوتبال معرفی کردند (۸، ۹). در همین رابطه Arnold و همکاران (۱۰) گزارش کردند که واروس افزایش یافته زانو و چرخش درشت‌نی بر اجرای بازیکنان فوتبال تأثیر می‌گذارد.

از طرفی بسیاری از حرکات فوتبال بدون برنامه ریزی قبلی اجرا می‌شوند، چرا که محیط ورزشی می‌تواند غیرقابل پیش‌بینی باشد. و لازم است ورزشکار به سرعت بین استراتژی‌های مختلف حرکتی در پاسخ به تغییرات محیط پیرامون و شرایط، دست به انتخاب بزند (۱۱). اگر ورزشکار مجبور به انجام یک حرکت پیش‌بینی نشده در پاسخ به حریف یا هم تیمی خود باشد، حداقل به دو دلیل ممکن است بیومکانیک وی تغییر یابد: ۱- تردید در مورد انتخاب حرکت صحیح ۲- زمان

حرکت اشتباه بود، تکلیف تکرار می شد. بین کوشش ها ۳ دقیقه استراحت داده شد (۱۸). در نهایت سه کوشش موفق از هر تکلیف ثبت و مورد پردازش قرار گرفت.

تماس اولیه به عنوان اولین لحظه ای تعریف شد که نیروی عمودی عکس العمل زمین از ۱۰ نیوتن تجاوز می کرد و جدایی پاشنه لحظه ای در نظر گرفته شد که این نیرو به کمتر از ۱۰ نیوتن می رسید. داده ها با استفاده از فیلتر باترورث (Butterworth) مرتبه چهار با فرکانس برش ۲۰ هرتز پالایش شدند. برای محاسبه اندازه ضربه عمودی و پیشروی (مساحت بخش مثبت نمودار مولفه قدامی-خلفی نیروی عکس العمل زمین) از روش انتگرال گیری دوزنقه‌ای استفاده شد (۱۹). نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب بخش ابتدایی منحنی نیروی عمودی عکس العمل زمین (از لحظه تماس پاشنه تا اولین اوج نیرو) تعریف شد، از تقسیم اوج نیروی نرمال شده با وزن بدن بر زمان رسیدن به اوج نیرو محاسبه شد.

در بخش تحلیل آماری از آزمون شاپیرو ویلک برای اطمینان از نرمال بودن توزیع داده ها استفاده شد. از آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری مکرر برای بررسی فرضیه های تحقیق استفاده شده و در صورت وجود اثر تعاملی معنادار بین وضعیت زانو و الگوی حرکت و همچنین اختلافات بین گروهی معنادار از آزمون های t استفاده شد. تمامی تحلیل های آماری در سطح $p \leq 0.05$ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت.

یافته‌ها

مطابق جدول ۱ دو گروه زانوی پرنانتری و نرمال از نظر مشخصات فیزیکی همسان بوده، و در ویژگی پرنانتری بودن زانو دارای اختلاف معنادار بودند.

مطابق نتایج جدول ۲، چون p -مقدار در همه متغیرها از ۰/۰۵ بیشتر است بنابراین خطاهای مدل از توزیع نرمال پیروی می کنند. بر اساس نتایج جدول ۳، کوواریانس مشاهده شده بین متغیرهای مختلف برای نیروی عمودی و داخلی-خارجی عکس العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی و قدامی-خلفی عکس العمل زمین، ضربه نیروی عمودی و نرخ بارگذاری عمودی برابر بوده است. بنابراین برای

به عنوان گروه کنترل در این پژوهش حضور داشتند. حجم نمونه تحقیق با استفاده از نرم افزار G*Power با آلفای ۰/۰۵، بتای ۰/۲۰، و اندازه اثر ۰/۲۵ برای دو گروه، ۲۸ نفر برآورد شده است (پیوست ۱). معیارهای ورود به پژوهش شامل: نداشتن سابقه آسیب در اندام تحتانی طی یکسال گذشته، نداشتن سابقه جراحی در ساختارهای اندام تحتانی، نداشتن ناهنجاری اسکلتی-عضلانی اثرگذار بر متغیرهای پژوهش (جز واروس افزایش یافته زانو در گروه زانوی پرنانتری)، نداشتن اختلاف طول حقیقی در پاها بودند.

قبل از انجام اندازه گیری، فرم رضایت نامه و پرسشنامه اطلاعات فردی آزمودنی ها شامل: سن، وزن، قد، سابقه ورزشی، پست بازی، تعداد جلسات ورزشی در هفته و ... جمع آوری شد. از کولیس با دقت ۱ میلی متر برای ارزیابی وضعیت بدنی استاتیک زانو در صفحه فرونتال (Frontal) استفاده شد. چنانچه فاصله دو اپی کوندیل داخلی ران در حالت ایستاده در حالی که فرد بدون هیچ گونه فشاری دو قوزک داخلی پا را به هم چسبانده، بیش از ۳ سانتی متر بود به عنوان ناهنجاری زانوی پرنانتری در نظر گرفته شد (۳). نیروهای عکس العمل زمین با استفاده از دو صفحه نیرو مدل . در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شد. آزمودنی ها پیش از انجام کوشش های اصلی ۱۵ دقیقه به گرم کردن و انجام حرکات کششی پرداختند (۱۶). همچنین به منظور آشنایی با محیط و تکالیف مورد نظر، آزمودنی ها چندین بار هر یک از تکالیف را اجرا کردند. هر کدام از آزمودنی ها تکالیف دویدن مستقیم را در دو شرایط پیش بینی شده و پیش بینی نشده اجرا کردند.

به هر ورزشکار آموزش داده شد که پشت خط تعریف شده (به اندازه یک قدم هر آزمودنی از صفحه نیرو) در وضعیتی که پاها اندازه عرض شانه ها از هم فاصله داشت قرار بگیرند (۱۷). برای تکالیف پیش بینی نشده یک برنامه کامپیوتری شبیه سازی شده به یک چراغ ترافیک (قرمز، زرد، سبز) روی یک مانیتور به آزمودنی علامت می داد که چه زمانی باید به سمت جلو پرش کند. ۰/۵ ثانیه پس از شروع پرش، همان مانیتور با نمایش یک پیکان آزمودنی را برای انجام تکالیف در یک جهت مناسب هدایت می کرد. در صورتی که پای افراد طی انجام مانورها به طور کامل روی صفحه نیرو قرار نمی گرفت یا جهت

جدول ۱: دموگرافیک آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	طول اندام تحتانی (سانتی متر)	میزان واروس زانو (درجه)
زانوی پراتنزی	۱۵	۱۹/۵۵±۱/۷	۱۸۱/۶۳±۵/۳۳	۷۳/۲۲±۵/۶۶	۹۶/۶±۴/۴۸	۴/۲±۰/۸۶
نرمال	۱۵	۱۸±۱/۱	۱۷۹/۸۲±۷/۱۲	۷۲/۱۵±۵/۱۱	۹۶/۸±۴/۴۲	۱/۶۴±۱/۰۷
p-مقدار		۰/۴۰	۰/۵۱	۰/۶۵	۰/۹۲	*۰/۰۰۱

*سطح معناداری $p \leq 0.05$

جدول ۲: نتایج بررسی نرمال بودن توزیع- باقیمانده‌ها

متغیر	p-مقدار	
	پیش‌بینی شده	پیش‌بینی نشده
نیروی عمودی (N)	۰/۲۰	۰/۱۰
نیروی قدامی-خلفی (N)	۰/۲۰	۰/۲۰
نیروی داخلی-خارجی (N)	۰/۰۶	۰/۲۰
زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی (S)	۰/۲۰	۰/۰۶
زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی (S)	۰/۲۰	۰/۲۰
نرخ بارگذاری عمودی ($N.S^{-1}$)	۰/۲۰	۰/۱۱
ضربه نیروی عمودی (N.S)	۰/۱۰	۰/۱۳
ضربه نیروی پیشروی (N.S)	۰/۰۶	۰/۲۰
زمان استقرار (S)	۰/۰۶	۰/۱۰

N = نیوتن، S = ثانیه، $N.S^{-1}$ = نیوتن بر ثانیه، $N.S$ = نیوتن در ثانیه، *سطح معناداری $p \leq 0.05$

جدول ۳: نتایج اثرات اصلی درون و بین گروهی، اثر متقابل و پذیره‌های زیربنایی آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر

متغیر	آماره دوربین-واتسون (Durbin-Watson)	p-مقدار آماره Box M	F-مقدار (بین گروهی)	p-مقدار (بین گروهی)	F-مقدار (درون گروهی)	p-مقدار (درون گروهی)	p-مقدار (اثر تعاملی)
نیروی عمودی (N)	۱/۵۴	۰/۲۲	۸/۵۷	*۰/۰۱	۱/۰۶	۰/۳۲	۰/۷۵
نیروی قدامی-خلفی (N)	۲/۳۰	۰/۰۱	۰/۹۸	۰/۳۳	۰/۱۹	۰/۶۷	۰/۷۵
نیروی داخلی-خارجی (N)	۱/۹۴	۰/۱۹	۰/۷۴	۰/۴۰	۲/۴۶	۰/۱۴	۰/۸۱
زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی (S)	۲/۰۲	۰/۵۳	۱/۰۰	۰/۳۳	۴/۵۱	۰/۰۵	۰/۸۲
زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی (S)	۲/۳۷	۰/۸۴	۱/۸۴	۰/۰۸	۱/۲۶	۰/۲۸	۰/۷۹
نرخ بارگذاری عمودی ($N.S^{-1}$)	۱/۹۰	۰/۹۷	۲/۰۰	۰/۱۷	۲/۸۹	۰/۱۱	۰/۳۹
ضربه نیروی عمودی (N.S)	۲/۲۰	۰/۶۱	۰/۷۴	۰/۰۷	۳/۶۸	۰/۰۷	۰/۲۷
ضربه نیروی پیشروی (N.S)	۲/۱۸	۰/۰۴	۱/۷۵	۰/۲۰	۱/۳۲	۰/۲۶	۰/۸۷
زمان استقرار (S)	۲/۲۲	۰/۷۸	۰/۰۰	۰/۹۸	۱/۲۹	۰/۲۷	۰/۷۱

N = نیوتن، S = ثانیه، $N.S^{-1}$ = نیوتن بر ثانیه، $N.S$ = نیوتن در ثانیه، *سطح معناداری $p \leq 0.05$

جدول ۴: نتایج آزمون تی برای مقایسه دو به دوی گروه‌ها و شرایط

متغیر	وضعیت	زنانی پرنانزی میانگین \pm انحراف معیار	نرمال میانگین \pm انحراف معیار	p- مقدار	p- مقدار
نیروی عمودی (N)	پیش‌بینی شده	۲/۱۱ \pm ۰/۱۲	۱/۹۵ \pm ۰/۱۷	۰/۱۳	* ۰/۰۲۲
	پیش‌بینی نشده	۲/۰۷ \pm ۰/۲۳	۱/۹۰ \pm ۰/۱۳		* ۰/۰۴۳
نیروی قدامی-خلفی (N)	پیش‌بینی شده	۰/۳۰ \pm ۰/۱۴	۰/۲۵ \pm ۰/۰۸	۰/۶۶	۰/۲
	پیش‌بینی نشده	۰/۲۸ \pm ۰/۱۵	۰/۲۴ \pm ۰/۰۸		۰/۵۴
نیروی داخلی-خارجی (N)	پیش‌بینی شده	۰/۲۹ \pm ۰/۱۴	۰/۲۵ \pm ۰/۰۸	۰/۱۴	۰/۴۱
	پیش‌بینی نشده	۰/۲۴ \pm ۰/۱۴	۰/۲۱ \pm ۰/۱۲		۰/۶۱
زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی (S)	پیش‌بینی شده	۰/۱۳ \pm ۰/۰۳	۰/۱۶ \pm ۰/۰۴	* ۰/۰۴۶	۰/۰۶۳
	پیش‌بینی نشده	۰/۱۸ \pm ۰/۱۰	۰/۲۰ \pm ۰/۱۱		۰/۶۵
زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی (S)	پیش‌بینی شده	۰/۲۰ \pm ۰/۰۵	۰/۲۳ \pm ۰/۰۶	۰/۲۸	۰/۱۸
	پیش‌بینی نشده	۰/۲۲ \pm ۰/۱۱	۰/۲۷ \pm ۰/۱۲		۰/۳۶
نرخ بارگذاری عمودی (N.S ⁻¹)	پیش‌بینی شده	۱۶/۶۱ \pm ۳/۸۲	۱۲/۹۳ \pm ۴/۲۲	۰/۱۱	* ۰/۰۴۴
	پیش‌بینی نشده	۱۳/۰۳ \pm ۶/۱۹	۱۱/۸۰ \pm ۶/۱۷		۰/۶۴
ضربه نیروی عمودی (N.S)	پیش‌بینی شده	۶۴/۵۴ \pm ۱۰/۲۸	۷۰/۳۶ \pm ۱۵/۴۹	۰/۰۷	۰/۳۱
	پیش‌بینی نشده	۸۵/۶۲ \pm ۳۵/۲۵	۷۵/۲۹ \pm ۴۱/۴۳		۰/۴۷
ضربه نیروی پیشروی (N.S)	پیش‌بینی شده	۴/۴۲ \pm ۰/۲۲	۶/۲۳ \pm ۰/۲۵	۰/۰۹	۰/۱۱
	پیش‌بینی نشده	۷/۲۰ \pm ۰/۱۲	۸/۱۸ \pm ۰/۰۸		۰/۲۷
زمان استقرار (S)	پیش‌بینی شده	۰/۶۱ \pm ۰/۱	۰/۶۳ \pm ۰/۱۲	۰/۲۰	۰/۶۹
	پیش‌بینی نشده	۰/۵۹ \pm ۰/۱۳	۰/۵۷ \pm ۰/۱۳		۰/۶۹

N=نیوتن، S=ثانیه، N.S⁻¹=نیوتن بر ثانیه، N.S=نیوتن در ثانیه، *سطح معناداری $p \leq 0.05$

وضعیت های پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده در متغیرهای نیروی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی عکس العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی، ضربه نیروی عمودی و پیشروی و زمان استقرار دوییدن مشاهده نشد ($p \geq 0.05$). هیچ گونه اثر تعاملی معناداری بین واروس زانو و پیش‌بینی حرکت در هیچکدام از متغیرهای تحقیق مشاهده نشد ($p \geq 0.05$).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر زانوی پرنانزی و پیش‌بینی حرکت و تعامل این دو متغیر بر کینتیک دوییدن در بازیکنان فوتبال بود. نتایج تحقیق نشان داد نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری در گروه زانوی پرنانزی از گروه نرمال بیشتر است هر چند این تفاوت تنها در مولفه عمودی معنادار بوده

این متغیرها از آزمون اثر پیلایی (Pilla's Trace) و برای نیروی قدامی-خلفی عکس العمل زمین و ضربه نیروی پیشروی چون فرض همگنی کوواریانس رعایت نشد از آزمون لامبدای ویلکز (Wilks' Lambda) استفاده شد. همچنین مقادیر آزمون دوربین-واتسون (Durbin-Watson) نشان می‌دهد که فرض استقلال خطاهای مدل نیز برقرار است. با توجه به نتایج جدول ۴، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری عمودی در هر دو وضعیت پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده به طور معناداری در گروه زانو پرنانزی بیشتر از گروه نرمال بود ($p \leq 0.05$). همچنین نتایج مقایسه درون گروهی نشان داد زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین در وضعیت پیش‌بینی نشده به طور معناداری از وضعیت پیش‌بینی شده بیشتر بود ($p \leq 0.05$). از لحاظ آماری اختلاف معناداری بین گروه های زانو پرنانزی و نرمال و

تولید انقباضات بهینه و جذب مطلوب شوک را به همراه داشته باشد و از این طریق سبب افزایش مقادیر نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری گردد.

در خصوص اثر اتخاذ تصمیم (Making Decision) یا به عبارتی انجام حرکت با و بدون برنامه ریزی قبلی بر متغیر- های مد نظر تحقیق، نتایج نشان داد که در وضعیت پیش‌بینی نشده مقادیر هر سه مولفه نیروی عمودی عکس العمل زمین نسبت به وضعیت پیش‌بینی شده کمتر و زمان رسیدن به اوج این نیروها و مقادیر ضربه نیروی عمودی و ضربه نیروی پیشروی نسب به وضعیت پیش‌بینی شده بیشتر بود، هر چند تنها در متغیر زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی تفاوت‌ها از نظر آماری معنادار بود. همسو با نتایج تحقیق حاضر Kim و همکاران (۳۳، ۱۳) در دو مطالعه مجزا گزارش کردند که در وضعیت پیش‌بینی نشده نسبت به وضعیت پیش‌بینی شده، زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل زمین بیشتر و مقدار اوج نیرو کمتر بود. همچنین Yom و همکاران (۳۴) در پژوهشی دریافته‌اند که زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی- خارجی عکس العمل زمین در وضعیت پیش‌بینی نشده در مقایسه با وضعیت پیش‌بینی شده بیشتر بود. نتایج دیگر مطالعاتی که پارامترهای کینماتیکی و عصبی- عضلانی را مد نظر قرار دادند نیز از تاثیر فرایند اتخاذ تصمیم بر بیومکانیک مانورهای برشی، فرود و دویدن حکایت داشت (۳۵، ۳۵، ۱۵). در همین رابطه Dutailis و همکاران (۳۷) در پژوهش خود دریافته‌اند که تفاوت چشمگیری بین تغییرپذیری و هماهنگی حرکات مفاصل اندام تحتانی طی حرکات پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده وجود دارد. Sankey و همکاران (۳۸) نیز در مطالعه خود گزارش کردند که تکالیف پیش‌بینی نشده به طور معناداری کندتر و با زمان تماس طولانی‌تری اجرا شده‌اند. پیش‌بینی حرکات می تواند پاسخ های رفلکسی و تعدیلات وضعیت بدنی را برای به حداقل رساندن اغتشاشات و اتخاذ یک پاسچر مناسب تغییر دهد (۱۱). با این حال در شرایط پیش‌بینی نشده به علت پردازش اطلاعات طولانی‌تر و ضرورت استفاده بیشتر از ظرفیت شناختی، زمان کافی برای ایجاد تعدیلات مناسب وضعیت بدنی قبل از اجرای تکلیف از قبیل وضعیت قرارگیری پا روی زمین نسبت به مرکز جرم بدن و ایجاد وضعیت مناسب در تنه و مفاصل اندام تحتانی وجود

است. زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل زمین در همه مولفه‌ها در گروه زانوی پرنانتری از گروه نرمال کمتر بوده است با این حال تنها برای مولفه عمودی تفاوت‌ها از نظر آماری معنادار بوده است. این نتایج با یافته‌های شجاع الدین و همکاران (۲۰)، موسوی و همکاران (۲۱)، نورسته و همکاران (۲۲) و صادقی و همکاران (۲۳) همسو می باشد. افزایش نرخ بارگذاری به معنای ضعف در جذب شوک و وارد آمدن میزان بالای فشار بر اندام تحتانی می باشد (۲۴). اعتقاد بر این است که نرخ بارگذاری (یعنی شیب رسیدن به اوج نیرو) از مقدار نیرو یا بار وارده مهمتر است (۲۵). هنگام گام برداری پس از تماس اولیه پا با زمین، موج شوک به بدن منتقل می شود (۲۶). این موج ممکن است باعث استرس فراکچر، شلی مفصلی، التهاب تاندونی و بیماری‌های تخریب کننده مفصل مانند آرتروز شود (۲۷). ساختارهای درونی از جمله کپسول مفصلی، مینیسک، دیسک‌های بین مهره‌ای به بدن در جذب و کاهش شوک کمک می‌کنند، با این حال جذب فعال شوک توسط انقباض برون‌گرایی عضلات انجام می- شود (۲۸).

Decker و همکاران (۲۹) و Zhang و همکاران (۳۰) در مطالعات جداگانه‌ای گزارش کردند که نیروی وارده بر اندام تحتانی حین فرود آمدن پا با انقباض برون‌گرایی عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران حین فلکشن آن‌ها و انقباض برون‌گرایی عضلات پلناتار فلکسور مچ پا حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می شود. از آنجا که وضعیت بدنی نامطلوب موجب می شود تا مفاصل در وضعیت نامناسبی قرار گرفته و از محور چرخش بهینه خود خارج شوند، این شرایط می تواند بواسطه برهم خوردن تعادل عضلانی موجب تغییر در الگوی فعال شدن عضلات و کاهش کنترل عصبی- عضلانی شوند (۳۱). Haim و همکاران (۳۲) در تحقیق خود گزارش کردند که ناهنجاری‌های زانو می تواند توزیع نرمال و متقارن وزن را در این مفصل تغییر دهد که این امر می تواند منجر به کاهش تاثیر مکانیسم جذب نیرو در مفصل ران و افزایش گشتاور جبرانی در مچ پا گردد. Nyland و همکاران (۹) نیز مدعی شدند که افراد با زانوی پرنانتری در مقایسه با افراد نرمال کنترل عملکردی ضعیفتری در عضلات پلناتار فلکسور مچ پا دارند. بنابراین زانوی پرنانتری ممکن است ناتوانی عضلات در

منابع

1. Júnior J, Pastre CM, Monteiro HL. Postural alterations in male Brazilian athletes who have participated in international muscular power competitions. *Rev Bras Med Esporte* 2004; 10(3): 199-201.
2. Asadi K, Mirbolook A, Heidarzadeh A, Kivi MM et al. Association of soccer and genu varum in adolescents. *Trauma Mon* 2015; 20(2): 47-51.
3. Scaramussa K, de Castro JV, Gomes JLE. Does decrease in hip range of motion interfere in frontal plane leg alignment in teenage soccer players? *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2018; 28(3): 477-483.
4. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? *Knee surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2009; 17(4): 422-427.
5. Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, Wluka AE et al. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care Res Off J Am Coll Rheumatol* 2009; 61(4): 459-467.
6. Brouwer GM, Tol AW Van, Bergink AP, Belo JN et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 2007; 56(4): 1204-1211.
7. Lohmander LS, Östenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum Off J Am Coll Rheumatol* 2004; 50(10): 3145-3152.
8. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. *Res Rehabil Sci* 2011; 7(2): 188-196. [Persian]
9. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med*

ندارد (۳۹-۴۱، ۱۵، ۱۴) لذا بی کفایتی در ایجاد یک پاسچر بهینه می تواند عملکرد بیومکانیکی تکلیف از قبیل سرعت اجرای حرکت و زوایا را دستخوش تغییر سازد و نسبت به وضعیت پیش بینی شده بارهای خارجی اعمال شده به مفاصل اندام تحتانی را افزایش دهد.

مطالعه حاضر بخشی از یک پژوهش جامع تر می باشد که با توجه به ابزارهای مورد استفاده و متغیرهای مد نظر، امکان انجام آن محیط واقعی ورزشی میسر نبود. با این حال، عوامل دیگری از جمله سطح بازی، کفش فوتبال و حتی ادراک متفاوت بازیکن از محیط واقعی ورزش و شرایط آزمایشگاهی می تواند اثرگذار باشد.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر به نظر می رسد زانوی پرانتری می تواند روی مقادیر نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری حین دویدن در بازیکنان فوتبال اثرگذار باشد و از این طریق ریسک بروز آسیب های اسکلتی-عضلانی را افزایش داده و تغییر در عملکرد بازیکنان فوتبال را به دنبال داشته باشد. از طرفی انجام حرکات و مهارت های فوتبال در شرایط پیش بینی نشده می تواند بر کینتیک حرکت اثرگذار باشد. بنابراین پیشنهاد می شود متخصصان، مربیان و ورزشکاران، استراتژی های لازم در جهت پیشگیری از ابتلای افراد به زانوی پرانتری را دنبال کنند و برنامه های اصلاحی موثر را به کار گیرند. از سوی دیگر به بکارگیری راهکارهای مناسب ورزشکاران را به سطوح مطلوب کنترل حرکتی برسانند و از این طریق ضمن کاهش ریسک وقوع آسیب های اسکلتی-عضلانی کیفیت اجرای ورزشکاران را بهبود بخشند.

سپاسگزاری

از تمامی بازیکنانی که به عنوان آزمودنی در این پژوهش مشارکت داشتند و از همکاری مدیریت و عوامل باشگاه های پرسپولیس، استقلال و پیکان تهران صمیمانه تشکر می گردد. ضمناً این مقاله مستخرج از رساله دکتری سیاوش شیروانی پور می باشد. شایان ذکر است پژوهش حاضر با شناسه اخلاق IR.KHU.REC.1399.001 در کمیته ملی اخلاق در پژوهش های زیست پزشکی مورد تصویب قرار گرفت.

- Sci Sport Exerc 2002; 34(7): 1150–1157.
10. Arnold JA, Brown B, Micheli RP, Coker TP. Anatomical and physiologic characteristics to predict football ability: report of study methods and correlations, University of Arkansas, 1976. *Am J Sports Med* 1980; 8(2): 119–122.
 11. Mache MA, Hoffman MA, Hannigan K, Golden GM, Pavol MJ. Effects of decision making on landing mechanics as a function of task and sex. *Clin Biomech* 2013; 28(1): 104–109.
 12. Hughes G. A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Res Sport Med* 2014; 22(2): 193–212.
 13. Kim JH, Lee K-K, Kong SJ, An KO et al. Effect of anticipation on lower extremity biomechanics during side-and cross-cutting maneuvers in young soccer players. *Am J Sports Med* 2014; 42(8): 1985–1992.
 14. Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Gender differences in time-frequency EMG analysis of unanticipated cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40(10): 1795–1804.
 15. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech* 2008; 23(1): 81–92.
 16. Havens KL, Sigward SM. Whole body mechanics differ among running and cutting maneuvers in skilled athletes. *Gait Posture* 2015; 42(3): 240–245.
 17. Imwalle LE, Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *J strength Cond Res Strength Cond Assoc* 2009; 23(8): 2223–2230.
 18. Cochrane JL, Lloyd DG, Besier TF, Elliott BC et al. Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Med Sci Sport Exerc* 2010; 42(8): 1535–1544.
 19. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics*. Canada; Human kinetics: 2013. 79-108.
 20. Shojaedin SS, Mi'mar R. MM. The comparison of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee. *Res Rehabil Sci* 2012; 8(3): 560-570. [Persian]
 21. Mosavi SK, Barati AH, Shojaeddin SS, Memar R. Comparison of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee from different heights. *J Gorgan Univ Med Sci*. 2015;17(2):65–71. [Persian]
 22. Norasteh AA, Emami S, Shamsi Majelan A. Kinetic and Kinematic Variables in Middle-Aged Women with Normal and Genu Varum Knee Angle with Emphasis on Walking and Running Activities. *Phys Treat Phys Ther J* 2014; 4(2): 77–82.
 23. Sadeghi H, Shirvanipour S, Mimar R. The Comparison of Vertical Ground Reaction Force during Forward and Backward Walking among Professional Male Karatekas with Genu Varum and Normal Knees. *J Sport Biomech* 2017; 3(1): 37–46.
 24. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *J Athl Train* 2003; 38(1): 18-23.
 25. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *Int J Sports Med* 2012; 33(06): 469–473.
 26. Wakeling JM, Liphardt A-M, Nigg BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *J Biomech* 2003; 36(12): 1761–1769.
 27. Folman Y, Wosk J, Voloshin A, Liberty S. Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. *Arch Orthop Trauma Surg* 1986; 104(6): 363–365.

28. Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, Ebersole KT. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clin Biomech* 2006; 21(10): 1090–1097.
29. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman JR. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech* 2003; 18(7): 662–669.
30. Zhang S-N, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sport Exerc* 2000; 32(4): 812–819.
31. McLean SG, Felin RE, Suedekum N, Calabrese G et al. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Med Sci Sport Exerc* 2007; 39(3): 502–514.
32. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf A. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study. *J Biomech* 2008; 41(14): 3010–3016.
33. Kim JH, Lee K-K, Ahn KO, Kong SJ et al. Evaluation of the interaction between contact force and decision making on lower extremity biomechanics during a side-cutting maneuver. *Arch Orthop Trauma Surg* 2016; 136(6): 821–828.
34. Yom JP, Owens T, Arnett S, Beebe J, Son V. The effects of an unanticipated side-cut on lower extremity kinematics and ground reaction forces during a drop landing. *Sport Biomech* 2019; 18(4): 414–425.
35. Weir G, Jewell C, Emmerik R Van, Hamill J. Lower extremity coordination variability during anticipated and unanticipated sidestepping: Implications for ACL injury prevention. *ISBS Proc Arch* 2017; 35(1): 125-128.
36. Meinerz CM, Malloy P, Geiser CF, Kipp K. Anticipatory effects on lower extremity neuromechanics during a cutting task. *J Athl Train* 2015; 50(9): 905–913.
37. Dutaillis B, Opar DA, Pataky T, Timmins RG et al. Trunk, pelvis and lower limb coordination between anticipated and unanticipated sidestep cutting in females. *Gait Posture* 2021; 85: 131–137.
38. Sankey SP, Robinson MA, Vanrenterghem J. Anticipatory effects on whole-body dynamic stability in side cutting. *ISBS Proc Arch* 2020; 38(1): 872-875.
39. Houck JR, Duncan A, Kenneth E. Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait & Posture* 2006; 24(3): 314–322.
40. Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2009; 17(8): 968–976.
41. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15–18 years old adolescent soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(5): e370–e379.

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*Power در تعیین حجم نمونه

