Archive of SID

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

Shirvanipour S[1], Khaleghi Tazaji M[2], Sharifnezhad A[3], Abbasi A[4]

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 different 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 پرانتزی 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[۳]

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

روش بررسی: در این مطالعه نیمه آزمایشی۳۰ فوتبالیست مرد جوان در دو گروه مساوی زانو پزانتزی و نرمال به عنوان آزمودنی مشارکت داشتند. داده های نیروی عکس العمل زمین حین دویدن در شرایط پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده با استفاده از دو صفحه نیرو جمع آوری شد.

یافته ها: نتایج نشان داد نیروی عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری عمودی در هر دو وضعیت پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده به طور معناداری در گروه زانو پرانتزی بیشتر از گروه نرمال بود ($p \leq ۰/۰۵$). همچنین زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین در وضعیت پیش‌بینی نشده به طور معناداری از وضعیت پیش‌بینی شده بیشتر بود ($p \leq ۰/۰۵$). اختلاف معناداری بین گروه‌های زانو پرانتری و نرمال و 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 پیشروی و زمان استقرار دویدن مشاهده نشد ($p > ۰/۰۵$)

نتیجه گیری: با توجه به نتایج، به نظر می رسد کینتیک دویدن در بازیکنان فوتبال می‌تواند تحت تاثیر زانوی پرانتزی و پیش‌بینی حرکت قرار گیرد.

www.SID.ir

Archive of SID

کلمات کلیدی: زانوی پرانتزی، پیش‌بینی، نیروی عکس العمل زمین، نرخ بارگذاری، ضربه، فوتبال
نویسنده مسئول: سیاوش شیروانی پور، siavash876@yahoo.com، ORCID: 0000-0001-9491-7888
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

فوتبال محبوب ترین فعالیت ورزشی در سراسر دنیا شناخته می شود و این ورزش به وسیله میلیون ها نفر در جهان دنبال می شود. به علت فعالیت های انفجاری و دویدن های مکرر و ماهیت ورزش فوتبال فشارها و نیروهای زیادی به ران‌ها، ساق پا، مفاصل پا و شکم وارد می شود. وارد آمدن این فشارها در اثر تمرینات بیش از حد و حرکات تکراری و تأثیرپذیری بدن از آن ها، باعث به وجود آمدن اختلالات وضعیتی در ورزشکاران می شود (۱). یکی از تغییرات وضعیتی شایع در فوتبالیست ها افزایش واروس زانو یا زانوی پرانتزی می باشد (۴–۲). زانوی پرانتزی معمولاً با تغییر راستای طبیعی نیروی عکس العمل زمین و انتقال آن به سمت کمپارتمان داخلی زانو همراه می باشد (۵). این ناهنجاری می تواند با تخریب غضروف مفصلی موجب استئوآرتریت کمپارتمان داخلی تیبیوفمورال شود (۶). همچنین زمینه بروز آسیب های زانو از قبیل پارگی مینیسک، شین اسپلینت و سندرم درد پاتلوفمورال را فراهم می‌کند (۷). چندین مطالعه نیز زانوی پرانتزی را به عنوان وضعیت ضعیف در اجرای تکنیک های 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 تاثیر می‌گذارد.

از طرفی بسیاری از حرکات فوتبال بدون برنامه ریزی قبلی اجرا می شوند، چرا که محیط ورزشی می تواند غیرقابل پیش-بینی باشد. و لازم است ورزشکار به سرعت بین استراتژی های 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 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 واکنش های ناگهانی به محرک بیرونی از قبیل فرار از یک بازیکن دیگر یا دنبال کردن جهش توپ، لازمه عملکرد موفقیت آمیز در ورزش های گروهی می‌باشد (۱۳). بنابراین در وضعیت پیش‌بینی نشده ورزشکار باید سریعا 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 پیش بینی 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 عمدتا روی تفاوت های 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 متداول ترین 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 پرانتزی 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 پرانتزی 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 پرانتزی بودن زانو،

www.SID.ir

Archive of SID

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 افزیش یافته زانو در گروه زانوی پرانتزی)، نداشتن اختلاف طول حقیقی در پاها بودند.

قبل از انجام اندازه‌گیری، 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 اپی‌کوندیل 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 پرانتزی 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 پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده اجرا کردند.

به هر وررزشکار 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 پیش‌بینی 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 تکلیف در یک جهت مناسب هدایت می کرد. در صورتی که پای افراد طی انجام مانورها به طور کامل روی صفحه نیرو قرار نمی‌گرفت یا جهت 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 انتگرال‌گیری ذوزنقه‌ای استفاده شد (۱۹). نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب بخش ابتدائی 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 اندازه‌گیری 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 تحلیل‌های آماری در سطح $p \leq ۰/۰۵$ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت.

یافته‌ها

مطابق جدول ۱ دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال از نظر مشخصات فیزیکی همسان بوده، و در ویژگی پرانتزی 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

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: دموگرافیک آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال) میانگین ± انحراف معیار	قد (سانتی متر) میانگین ± انحراف معیار	وزن (کیلوگرم) میانگین ± انحراف معیار	طول اندام تحتانی (سانتی متر) میانگین ± انحراف معیار	میزان واروس زانو (درجه) میانگین ± انحراف معیار
زانوی پرانتزی	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 $p \leq ۰/۰۵$

جدول ۲: نتایج بررسی نرمال بودن توزیع- باقیمانده‌ها

متغیر	p- مقدار پیش‌بینی شده	p- مقدار 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 $p \leq ۰/۰۵$

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 آمارهBox 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 $p \leq ۰/۰۵$

www.SID.ir

Archive of SID

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

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

N= نیوتن، S= ثانیه، $N.S^{-1}$ = نیوتن بر ثانیه، N.S=نیوتن در ثانیه، *سطح معناداری $p \leq ۰/۰۵$

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 می دهد که فرض استقلال خطاهای مدل نیز برقرار است. با 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 پرانتزی بیشتر از گروه نرمال بود ($p \leq ۰/۰۵$). 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 ($p \leq ۰/۰۵$). از لحاظ آماری اختلاف معناداری بین گروه های زانو پرانتری و نرمال و 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 دویدن مشاهده نشد ($p \geq ۰/۰۵$). هیچ گونه اثر تعاملی معناداری بین واروس زانو و پیش‌بینی حرکت در هیچکدام از متغیرهای تحقیق مشاهده نشد ($p \geq ۰/۰۵$).

بحث و نتیجه‌گیری

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

www.SID.ir

Archive of SID

است. زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل زمین در همه مولفه ها در گروه زانوی پرانتزی از گروه نرمال کمتر بوده است با این حال تنها برای مولفه عمودی تفاوت ها از نظر آماری معنادار بوده است. این نتایج با یافته های 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 بیماری های تخریب کننده مفصل مانند آرتروز شود (۲۷). ساختارهای درونی از جمله کپسول مفصلی، مینیسک، دیسک‌های بین مهره ای به بدن در جذب و کاهش شوک کمک می‌کنند، با این حال جذب فعال شوک توسط انقباض برونگرای عضلات انجام می-شود (۲۸).

Decker و همکاران (۲۹) و Zhang و همکاران (۳۰) در مطالعات جداگانه ای گزارش کردند که نیروی وارده بر اندام تحتانی حین فرود آمدن پا با انقباض برونگرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران حین فلکشن آن ها و انقباض برونگرای عضلات پلنتار 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 چرخشه 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 ناهنجاری های 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 پرانتزی در مقایسه با افراد نرمال کنترل عملکردی ضعیفتری در عضلات پلانتار فلکسور مچ پا دارند. بنابراین زانوی پرانتزی ممکن است ناتوانی عضلات در 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 تفاوت ها 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 دریافتند 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 Dutaillis و همکاران(۳۷) در پژوهش خود دریافتند 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 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

www.SID.ir

Archive of SID

ندارد (۴۱-۳۹، ۱۵، ۱۴) لذا بی‌کفایتی در ایجاد یک پاسچر بهینه می‌تواند عملکرد بیومکانیکی تکیف از قبیل سرعت اجرای حرکت و زوایا را دستخوش تغییر سازد و نسبت به وضعیت پیش‌بینی 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 پرانتزی 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 پیش‌بینی نشده می‌تواند بر کینتیک حرکت اثرگذار باشد. بنابراین پیشنهاد می شود متخصصان، مربیان و ورزشکاران، استراتژی های لازم در جهت پیشگیری از ابتلای افراد به زانوی پرانتزی 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 می‌گردد. ضمنا 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 پژوهش‌های زیست پزشکی مورد تصویب قرار گرفت.

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

www.SID.ir

Archive of SID

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 comparsion 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. Comparsion 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.

www.SID.ir

Archive of SID

28. Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, EbersoleKT. 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 extremety coordination varibility 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.

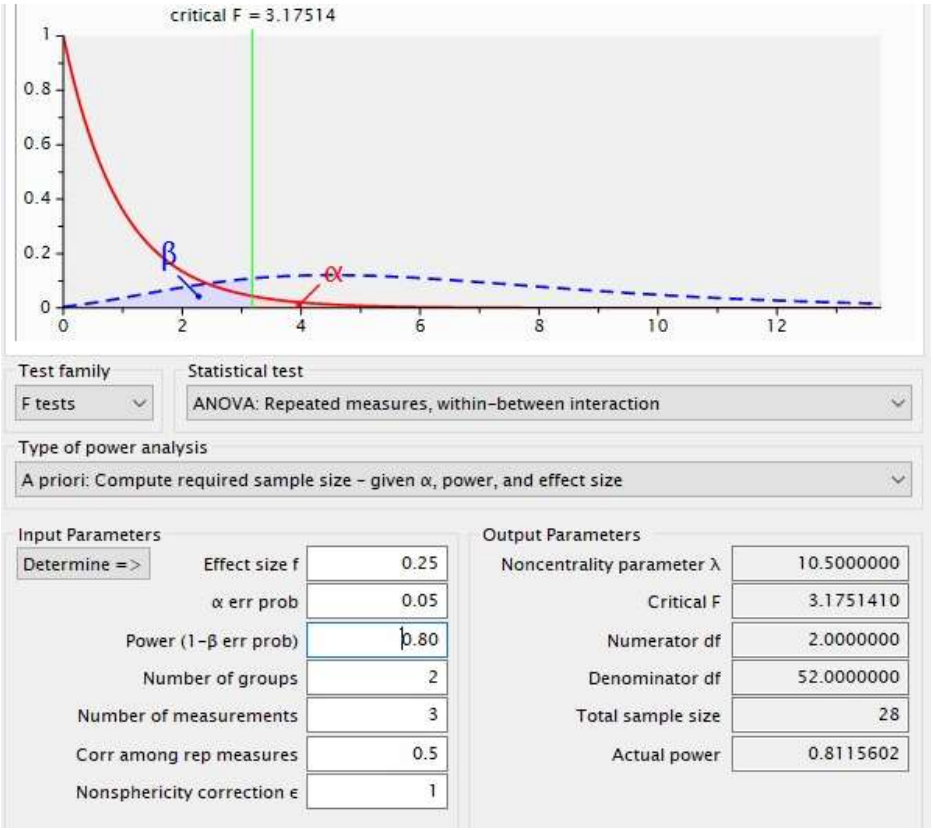
41. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15–18 years old adolescent soccer players. J Electromyogr Kinesiol 2009; 19(5): e370–e379.

www.SID.ir

Archive of SID

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*Power در تعیین حجم نمونه



www.SID.ir