

سینماتیک مفصل زانو در اجرای شوت رو پای فوتبالیست‌های زانو پرنانزی و نقش گشتاور عضلات ران و زانو

علی شمسی ماجلان^۱، فرهاد رحمانی نیا^۲، ارسلان دمیرچی^۳، علی اصغر نورسته^۴

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۱۰/۲۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱۲/۱۳

چکیده

تاکنون مقایسه‌ای بین عملکرد فوتبالیست‌های زانو پرنانزی و زانو طبیعی در اجرای مهارت‌های فوتبال انجام نشده است. هدف مطالعه حاضر این است که ضمن بررسی تفاوت متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو و سرعت شوت روی پا در دو زاویه دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه میان فوتبالیست‌های زانو پرنانزی و زانو طبیعی، رابطه سرعت شوت را با گشتاور عضلات زانو و ران بررسی کند. ۹ فوتبالیست زانو پرنانزی (سن: $24/9 \pm 3/3$ ، وزن: $69/9 \pm 6/4$ ، قد: $1/78 \pm 0/06$) و ۹ فوتبالیست با زانوی طبیعی (سن: $25/4 \pm 5/6$ ، وزن: $72/2 \pm 7/1$ ، قد: $1/78 \pm 0/07$) در این مطالعه شرکت داشتند. متغیرهای سینماتیکی به وسیله دستگاه آنالیز حرکت، سرعت توپ با استفاده از دو دوربین دیجیتال سرعت بالا و گشتاور عضلات به وسیله قدرت سنج دستی اندازه‌گیری شد. زاویه زانو در سطح فرونتال در هر دو زاویه دورخیز در گروه زانو پرنانزی بیشتر بود، اما این تفاوت فقط در شوت‌های با زاویه دورخیز ۴۵ درجه معنی‌دار بود ($p < 0/05$). در هر دو زاویه دورخیز تفاوت معنی‌داری در حداکثر سرعت زاویه‌ای زانوی پای ضربه و سرعت توپ مشاهده نشد ($p \geq 0/05$) و در نهایت آزمون همبستگی نشان داد بین نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرنانزی و طبیعی در زاویه دورخیز دلخواه رابطه مثبت و معنی‌داری وجود دارد ($p < 0/05$). با این حال بین نسبت قدرت عضلات اداکتور به اداکتور ران با سرعت شوت رابطه معنی‌داری مشاهده نشد ($p \geq 0/05$). یافته‌ها نشان داد با توجه به زاویه دورخیز و محل قرارگیری هدف، سرعت شوت در بازیکنان زانو پرنانزی و زانو طبیعی تفاوت معنی‌داری نداشت و با توجه به پیشینه مطالعات نقش مهم عضلات اکستنسور زانو در اجرای شوت تأیید شد.

کلیدواژه‌های فارسی: شوت روی پا، زاویه، سرعت زاویه‌ای، سرعت شوت، گشتاور عضلات.

۱. عضو هیئت علمی دانشگاه گیلان (نویسنده مسئول)

Email: frahmani2001@yahoo.com

۲. استاد دانشگاه گیلان

Email: damirchi@guilan.ac.ir

۳ و ۴. دانشیار دانشگاه گیلان

Email: asgharnorasteh@yahoo.com

مقدمه

بررسی وضعیت بدنی بازیکنان فوتبال و اثرات احتمالی تغییر قامت یا پاسچر بر عملکرد آن‌ها کمتر مطالعه شده است. یکی از موضوعات مورد علاقه برخی محققان بررسی راستای مفصل زانو در بازیکنان فوتبال است (۱، ۲). اگرچه تجارب بالینی نشان‌دهنده وجود رابطه بین زانوی پرانتری و بازی فوتبال است، تاکنون یافته‌های علمی این رابطه را تأیید نکرده‌اند در حالی که کانتراین^۱ و همکاران بیان می‌کنند که فشار و کشش زیاد حاصل از شرکت در فعالیت‌های ورزشی به مفصل زانو در دوران رشد می‌تواند به بروز ناهنجاری‌هایی منجر شود (۳). صرف‌نظر از رابطه علت و معلولی بین فوتبال و عارضه زانوی پرانتری، یانیو^۲ و همکاران (۱) در مقایسه بازیکنان فوتبال و تنیس نشان دادند شیوع زانوی پرانتری به‌طور معنی‌داری در بازیکنان فوتبال از بازیکنان تنیس بیشتر است. همچنین ویت و رو^۳ و همکاران (۲) نشان دادند در سن ۱۶ تا ۱۸ سال زاویه عارضه پای پرانتری در بازیکنان فوتبال به‌طور قابل توجهی بیشتر از گروه مشاهده بود.

ضربه پا از جمله مهارت‌های فوتبال است که تاکنون مطالعات بیومکانیکی زیادی درباره آن انجام شده است. به‌طور کلی به‌دلیل نوع توپ، سرعت و موقعیت توپ، ماهیت و هدف ضربه، گونه‌های بسیاری از این نوع مهارت وجود دارند، ولی یک نوع از این مهارت‌ها که در متون مربوط به‌ترین گزارش‌ها درباره آن ارائه شده است ضربه روی پا با حداکثر سرعت به توپی غیرمتحرک (ثابت) است (۴، ۵). محققان به عوامل متعددی در خصوص تغییرات سینتیکی و سینماتیکی این مهارت اشاره کرده‌اند، از جمله زاویه و سرعت نزدیک شدن به توپ و میزان دورخیز (۶، ۷)، سطح بازیکنان (۸)، کفش (۹) و قدرت عضلانی (۱۰، ۱۱). با توجه به اطلاعات موجود، تاکنون رابطه بین راستای زانو و متغیرهای سینماتیکی و عملکرد مهارت‌های فوتبال بررسی نشده است. این در حالی است که تجربیات واقعی و نتایج برخی از مطالعات (۱، ۲) نشان داده‌اند بازیکنان زانو پرانتری زیادی در سطوح مختلف فوتبال فعالیت دارند. آیا ابتلا به زانوی پرانتری می‌تواند سطح عملکرد بازیکن را در اجرای مهارت‌های فوتبال تحت تأثیر قرار دهد؟ نشان داده شده است که ابتلا به زانوی پرانتری نیروهای وارد بر زانو را تغییر می‌دهد به‌طوری که خط اعمال نیرو نسبت به مرکز مفصل زانو به سمت داخل جابه‌جا شده، فشار بر کمپارتمان داخلی مفصل را افزایش می‌دهد؛ در نتیجه، نیروی عکس‌العمل مفصل در سطح

-
1. Chantrain
 2. Yaniv
 3. Witvrouw

داخلی ۳/۵ برابر ناحیه خارجی کمپارتمان می‌شود (۱۲). این افزایش فشار در کمپارتمان داخلی می‌تواند زانو را در معرض استئوآرتریت قرار دهد (۱۳). به نظر می‌رسد تغییر در راستای طبیعی بخش‌های مختلف بدن می‌تواند الگوی سینماتیک فعالیت‌های دینامیک ساده‌تری مانند راه رفتن را تحت تأثیر قرار دهد (۱۳، ۱۴). در صفحه عرضی، هنگام راه رفتن گشتاورهای چرخشی ناهنجار زانو به داخل و مفصل ران به خارج در افراد مبتلا به عارضه زانوی پرانتری گزارش شده است (۱۳). این یافته‌ها نشان می‌دهند علائم و عوارض ناهنجاری زانوی پرانتری به صفحه فرونتال منحصر نمی‌شود. با این حال به نظر می‌رسد بررسی ارتباط پاسچر و متغیرهای سینماتیکی و سینماتیکی فعالیت‌های دینامیک منحصر به راه رفتن است و با توجه به اطلاعات موجود، تاکنون این رابطه در مورد حرکات پیچیده‌ای مانند مهارت‌های ورزشی مطالعه نشده است. انجام تحقیقاتی نظیر تحقیق حاضر می‌تواند در راستای پاسخ به این پرسش اساسی باشد که با توجه به عوارض و آسیب‌هایی که زانوی پرانتری می‌تواند برای ورزشکاران به همراه داشته باشد، این تغییر شکل ساختاری تا چه اندازه بر عملکرد ورزشکار در اجرای مهارت‌هایی نظیر شوت فوتبال مؤثر است. همچنین اگر با توجه به نتایج این‌گونه تحقیقات بتوان نقاط ضعف و قوت بازیکنان با پاسچر خاص مانند زانوی پرانتری را تا اندازه‌ای تعیین کرد، می‌توان رهنمودهایی برای مربیان در به‌کارگیری بازیکنان با وضعیت بدنی خاص مانند زانوی پرانتری در موقعیت‌های مختلف فوتبال ارائه داد؛ بنابراین در پژوهش حاضر برآنیم که ضمن بررسی تفاوت متغیرهای زاویه، سرعت زاویه‌ای مفصل زانو و سرعت شوت رو پا در فوتبالیست‌های زانو پرانتری و زانو طبیعی در دو زاویه دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه، رابطه سرعت شوت را با نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و اداکتور به اداکتور ران بررسی کنیم.

روش‌شناسی پژوهش

نمونه پژوهش حاضر ۹ فوتبالیست زانو پرانتری و ۹ فوتبالیست با زانوی طبیعی و همسان به لحاظ قد و وزن بودند که در مسابقات لیگ برتر استان گیلان (فصل ۸۹-۹۰) شرکت داشتند (جدول ۱). براساس ملاحظات پژوهش افرادی که کمتر از ۷ سال سابقه شرکت در مسابقات فوتبال، پای چپ به‌عنوان پای برتر، سابقه پارگی رباط‌ها و مینیسک زانو، احساس درد در سیستم عضلانی - اسکلتی در زمان انجام پژوهش و ناهنجاری‌های دیگری در اندام تحتانی از قبیل زانوی عقب رفته، آنتی ورژن ران و چرخش درشت‌نی داشتند از گروه آزمودنی‌ها حذف شدند. قبل از اجرای طرح پژوهش، مراحل مختلف اجرا برای آزمودنی‌ها تشریح شد و همه آن‌ها فرم رضایت‌نامه را تکمیل کردند.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (میانگین \pm انحراف استاندارد)

زنانوی پرنانزی (۹ نفر)	زنانوی طبیعی (۹ نفر)	
۲۴/۹ \pm ۳/۳	۲۵/۴ \pm ۵/۶	سن (سال)
۶۹/۹ \pm ۶/۴	۷۲/۲ \pm ۷/۱	وزن (کیلوگرم)
۱/۷۸ \pm ۰/۰۶	۱/۷۸ \pm ۰/۰۷	قد (متر)
۹/۹ \pm ۲	۱۱/۴ \pm ۳/۸	سابقه فعالیت (سال)
-۸/۵ \pm ۱/۳	-	زاویه تیبیوفمورال راست (درجه)
-۸/۷ \pm ۱/۲	-	زاویه تیبیوفمورال چپ (درجه)

اندازه‌گیری زاویه رانی - درشت نئی (تیبیوفمورال)

زاویه بین محور مکانیکی ران^۱ (خطی از مرکز سر استخوان ران به مرکز بین کندیل‌های ران) و محور مکانیکی درشت‌نی^۲ (خطی از مرکز طبق درشت‌نی تا مرکز سطح مفصلی درشت‌نی) با استفاده از گونیا متر اندازه‌گیری و به‌عنوان زاویه تیبیوفمورال ثبت شد (۱۵، ۱۶). محل سر استخوان ران در وسط فاصله بین برجسته‌ترین قسمت تروکانتر بزرگ ران و خار خارصه‌ای قدامی فوقانی^۳ (ASIS) در نظر گرفته شد (۱۷). زاویه تیبیوفمورال در افراد با زانوی پرنانزی منفی در نظر گرفته می‌شود. اندازه طبیعی این زاویه در مطالعات حدود ۱- درجه و بیشترین انحراف استاندارد گزارش شده ۲/۹ بود (۱۸-۲۰). در مطالعه حاضر با احتساب دو انحراف استاندارد از میانگین گزارش شده در مطالعات، افراد با زاویه تیبیوفمورال برابر و بیشتر از ۷- در گروه زانوی پرنانزی قرار گرفتند. همچنین زوایای آنتی‌ورژن ران^۴ (۲۱)، زانوی عقب رفته (۲۲) و تورشن درشت‌نی^۵ (۲۳) در مرحله انتخاب نمونه‌ها و به‌عنوان متغیرهای کنترل‌شده اندازه‌گیری شد.

اندازه‌گیری نسبت گشتاور عضلات

اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات اداکتور و ابداکتور ران و فلکسور و اکستنسور زانو در پای ضربه (پای راست) به‌وسیله قدرت سنج دستی (MMT, North coast, USA) انجام شد (۲۴)، پس از اینکه آزمودنی‌ها ۵ تا ۱۰ دقیقه بدن خود را با حرکات کششی و نرمشی گرم کردند، در هر گروه عضلانی سه تکرار با حداکثر قدرت، هرکدام به مدت ۵ ثانیه و با فواصل

1. Mechanical axis of the femur
2. Mechanical axis of the tibia
3. Anterior superior iliac spine
4. Femoral anteversion
5. Tibial torsion

استراحتی ۳۰ ثانیه‌ای انجام شد. بیشترین قدرت در سه تکرار ثبت شد. برای اندازه‌گیری قدرت فلکسورهای زانو آزمودنی به شکم دراز کشید و در حالی که مفصل زانو ۹۰ درجه فلکشن داشت، سر MMT در سطح خلفی انتهای دیستال ساق پا، در راستای پروگزیمال قوزک خارجی قرار گرفت. قدرت اکستنشن زانو در وضعیت نشسته روی میز معاینه در حالی که مفصل ران و زانو در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت اندازه‌گیری شد و سر MMT در سطح قدامی انتهای دیستال ساق پا در راستای پروگزیمال قوزک خارجی قرار گرفت. در این دو اندازه‌گیری ناحیه میانی ران به وسیله باند ثابت‌کننده به میز معاینه محکم شد. قدرت اداکشن ران در وضعیت درازکش به پهلو، در وضعیتی که مفصل ران ۳۰ درجه اداکشن اولیه داشت، انجام شد. ثبات لگن به وسیله باند فراهم شد. قدرت اداکشن ران در وضعیتی اندازه‌گیری شد که آزمودنی به پهلو راست دراز کشیده، پای چپ وی از ناحیه زانو خم شده بود و روی چهارپایه‌ای با ارتفاع ۳۵ سانتی متر قرار گرفته بود. محل قرارگیری سر MMT برای اندازه‌گیری قدرت اداکتورها و اداکتورهای ران به ترتیب در سطح خارجی و داخلی انتهای دیستال ران، در راستای پروگزیمال کنده‌های ران در نظر گرفته شد (۲۴). طول بازوی اهرم مفاصل ران و زانو در پای برتر به وسیله متر نواری اندازه‌گیری شد. نشانه پروگزیمال بازوی اهرم در مفاصل ران و زانو به ترتیب راستای تروکانتر بزرگ و مرکز مفصل زانو و انتهای دیستال آن محل قرارگیری مرکز سر MMT (قدرت سنج دستی) در نظر گرفته شد (۲۴، ۲۵). سپس گشتاور هر گروه عضلانی محاسبه و در نهایت، با توجه به قد و وزن آزمودنی‌ها نرمال‌سازی شدند (۲۴):

$$\text{گشتاور (Nm)} = \text{نیرو (N)} \times \text{طول اهرم (m)}$$

$$\text{گشتاور نرمال‌شده (\%)} = \left[\frac{\text{گشتاور (Nm)}}{\text{وزن (N)} \times \text{قد (m)}} \right] \times ۱۰۰$$

برای تعیین اعتبار اندازه‌گیری‌ها پنج آزمودنی قبل از اجرای طرح تحقیق در مطالعه آزمایشی شرکت کردند. ضریب همبستگی بین گروهی ۱/۱ (ICC1,1) و خطای استاندارد اندازه‌گیری‌ها (SEM) برای اندازه‌گیری‌های مربوط به راستای اندام تحتانی به ترتیب بین ۰/۸۴ - ۰/۹۱ و ۰/۷۹ - ۲/۵۴ و ضریب همبستگی بین گروهی ۲/۱ (ICC2,1) و خطای استاندارد اندازه‌گیری‌ها (SEM) برای اندازه‌گیری قدرت عضلات به ترتیب بین ۰/۷۶ - ۰/۹۰ و ۰/۳۵ - ۳/۲ گزارش شد.

اندازه‌گیری داده‌های سینماتیکی مفصل زانو و سرعت شوت

زاویه مفصل زانو در سطح ساجیتال و فرونتال و سرعت زاویه‌ای زانو در سطح ساجیتال به وسیله دستگاه آنالیز حرکت (ساخت شرکت وایکن، انگلیس، مدل ۴۶۰) و با استفاده از نرم‌افزار

Workstation وایکن جمع‌آوری شد. داده‌های سینماتیکی دستگاه آنالیز حرکت با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز ثبت و از روش Woltring برای فیلتراسیون داده‌ها استفاده شد. قبل از اندازه‌گیری، کالیبراسیون استاتیک و کالیبراسیون دینامیک انجام شد. در پژوهش حاضر با توجه به اینکه از نرم‌افزار دستگاه برای مدل‌سازی حرکت استفاده شده است، سیستم مارکر گذاری Plug In Gait مربوط به نرم‌افزار به کار گرفته شد. ۱۶ مارکر کروی به اندام تحتانی متصل شد که در هر طرف از اندام تحتانی به ترتیب از بالا تا پایین روی ASIS، PSIS، سطح خارجی ران، سطح خارجی مفصل زانو، سطح خارجی ساق پا، فوزک خارجی، برجستگی خلفی پاشنه و سطح خارجی پایه انگشت پنجم، با استفاده از چسب‌های دوطرفه متصل شدند. پس از آماده‌سازی دستگاه‌ها و اجرای آزمون استاتیک برای شناساندن هر مارکر به نرم‌افزار، داده‌های سینماتیکی با اجرای آزمون دینامیک ثبت شد. داده‌های مربوط به مختصات هر مارکر و متغیرهای سینماتیکی دیگر در غالب نرم‌افزار Excel در مکانی که از قبل تعریف شده بود ذخیره شد. برای اندازه‌گیری سرعت شوت، شوت‌های آزمودنی‌ها با استفاده از دو دوربین دیجیتال سرعت بالا (Casio EX-F1، ۳۰۰ فریم بر ثانیه، رزولوشن ۷۲۰×۵۴۰) فیلمبرداری شدند. یکی از دوربین‌ها در پشت آزمودنی و دیگری در کنار و سمت راست قرار گرفت که زاویه بین آن‌ها ۹۰ درجه بود. با استفاده از یک فلاش نوری در میدان دید دوربین‌ها، این دو دوربین با هم سینکرونایز شدند. سرعت شوت‌ها با تحلیل فیلم‌های گرفته شده توسط دوربین‌ها به روش^۱ DLT (۲۶) و به وسیله نرم‌افزار MATLAB اندازه‌گیری شد به این ترتیب که میانگین سرعت توپ شش فریم پس از رها شدن از پا ثبت شد. پس از تعیین سرعت شوت‌ها، سریع‌ترین شوت در هر زاویه دورخیز برای بررسی سینماتیکی بیشتر انتخاب شد.

روش اجرای شوت‌ها

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با حداکثر قدرت و با روی پا به توپ ضربه بزنند و براساس گزارش آزمودنی شوت‌هایی که در آن تماس بین پا و توپ به خوبی انجام نمی‌شد، ثبت نشدند. در هر زاویه دورخیز آزمودنی چهار شوت به سوی هدف در سمت راست دروازه می‌زد؛ یعنی هر بازیکن جمعاً هشت شوت اجرا می‌کرد. ترتیب اجرای شوت‌ها به لحاظ زاویه دورخیز به‌طور تصادفی تعیین شد و برای جلوگیری از بروز خستگی بین هر دو شوت ۲ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. شوت‌ها به سمت هدفی با ابعاد ۶۰×۶۰ سانتی‌متر پرتاب شدند که در فاصله حدود ۷ متری از توپ، ارتفاع ۷۵ سانتی‌متری از زمین و فاصله ۱/۵ متری از مرکز در سمت

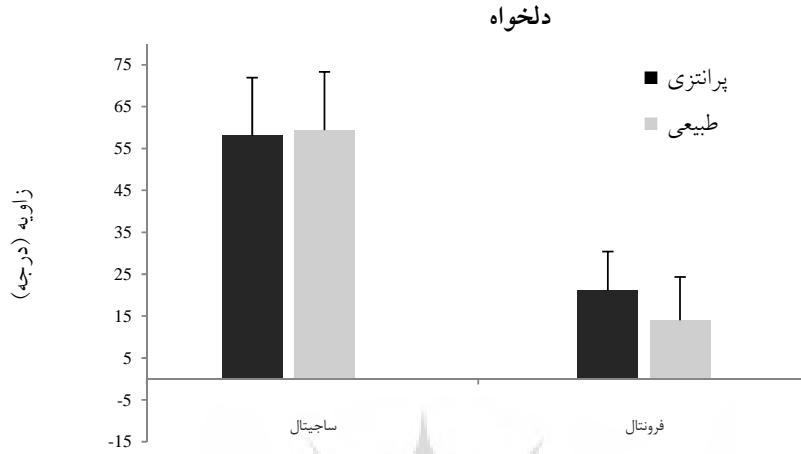
راست دروازه فرضی قرار داشت، زده شدند. از توپ سایز ۵ و استاندارد مورد تأیید فیفا برای شوت زدن استفاده شد. آزمودنی‌ها کفش استوک‌دار خود را که معمولاً از آن در تمرینات و مسابقات خود استفاده می‌کردند به پا داشتند. مسیر حرکت بازیکن در زاویه‌های دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه روی چمن مصنوعی علامت گذاری شد.

روش آماری

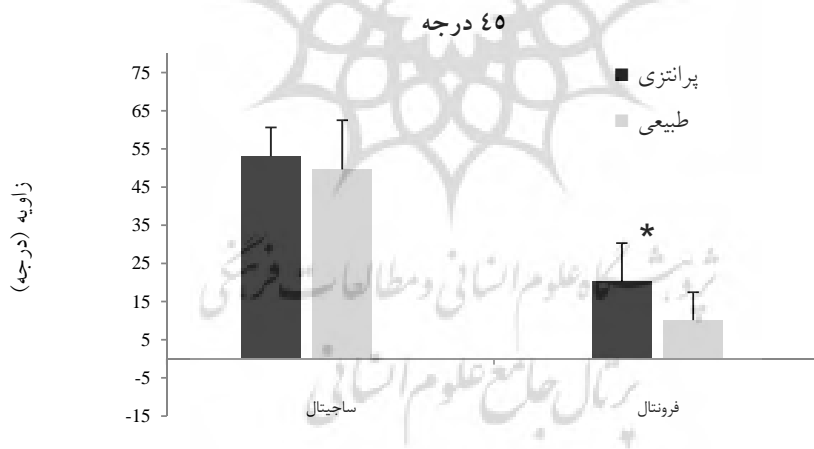
تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS انجام شد. نحوه توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف - اسمیرنوف تعیین شد. برای بررسی تفاوت آماری متغیرهای مختلف از آزمون t مستقل و بررسی ارتباط بین قدرت عضلات و سرعت توپ از روش همبستگی پیرسون استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری در سطح معنی‌داری $P < 0/05$ انجام شد.

یافته‌های پژوهش

زاویه زانو در سطح فرونتال در هر دو زاویه دورخیز در گروه زانو پرنانتری بیشتر بود، اما این تفاوت فقط در شوت‌های با زاویه دورخیز ۴۵ درجه معنی‌دار بود ($p = 0/026$). تفاوت این زاویا در سطح ساجیتال (فلکشن زانو) معنی‌دار نبود ($p \geq 0/05$) (شکل‌های ۱ و ۲). در هیچ‌یک از دو زاویه دورخیز در حداکثر سرعت زاویه‌ای زانوی پای ضربه قبل از تماس پا با توپ (از فریم برخورد پای تکیه‌گاه با زمین تا فریم تماس پا با توپ) و در لحظه تماس پا با توپ تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($p \geq 0/05$) (شکل‌های ۳ و ۴). همچنین در هر دو زاویه دورخیز دلخواه ($p = 0/280$) و ۴۵ درجه ($p = 0/476$) تفاوت معنی‌داری در سرعت توپ مشاهده نشد (شکل ۵). آزمون همبستگی پیرسون نشان داد رابطه معنی‌داری بین نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرنانتری و طبیعی در زاویه دورخیز دلخواه وجود دارد ($p < 0/05$). با این حال بین نسبت گشتاور عضلات اداکتور به اداکتور ران با سرعت شوت فوتبالیست‌های با زانوی پرنانتری و زانوی طبیعی رابطه معنی‌داری مشاهده نشد ($p \geq 0/05$) (جدول ۲).

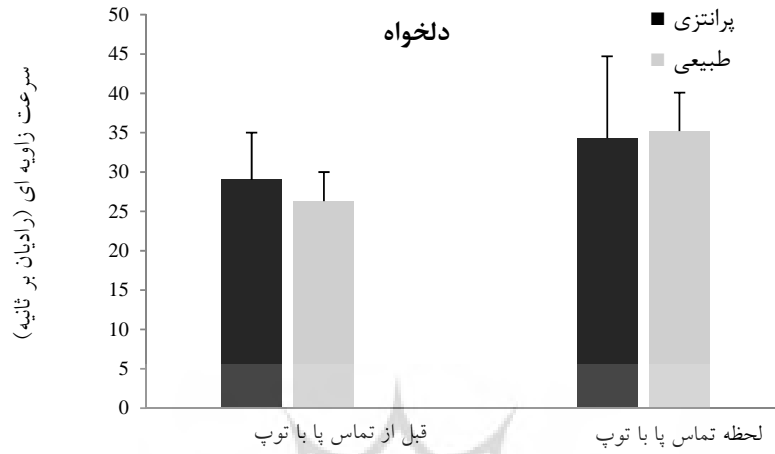


شکل ۱. زاویه زانوی پای ضربه در لحظه تماس پا با توپ در زاویه دورخیز دلخواه

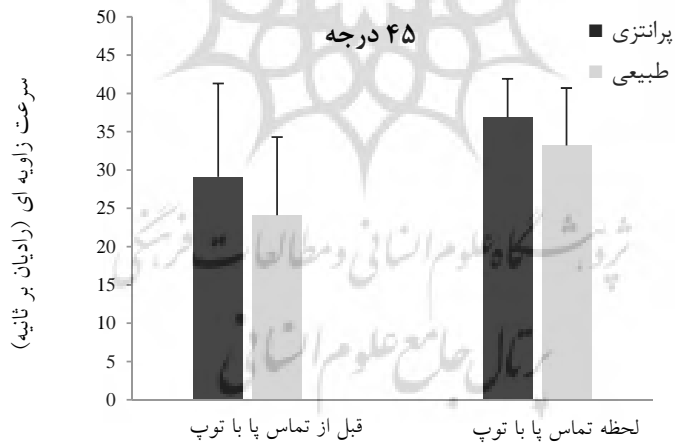


شکل ۲. زاویه زانوی پای ضربه در لحظه تماس پا با توپ در زاویه دورخیز ۴۵ درجه

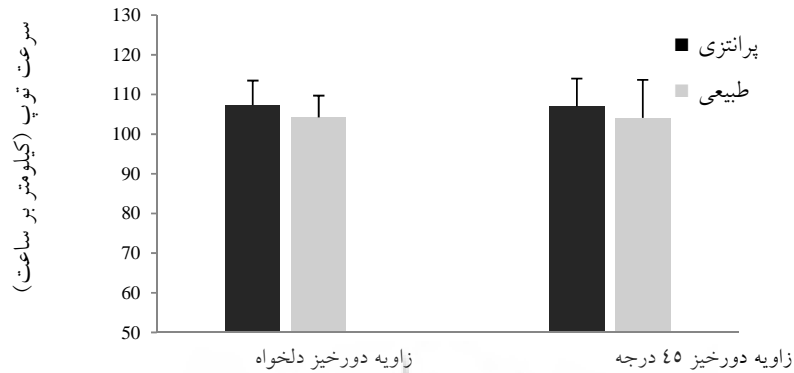
(*) معنی‌داری در سطح $p < 0.05$



شکل ۳. سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانوی پای ضربه در زاویه دورخیز دلخواه



شکل ۴. سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانوی پای ضربه در زاویه دورخیز ۴۵ درجه



شکل ۵. سرعت توپ

جدول ۲. رابطه نسبت گشتاور عضلات ران و زانو و سرعت شوت. ضریب همبستگی پیرسون (۳) و

سطح معنی‌داری (p)

p	r		
۰/۵۳۱	۰/۲۴۱	اداکتور به اداکتور ران	زاویه دلخواه
*۰/۰۱۶	۰/۸۱۰	اکستنسور به فلکسور زانو	زانوی پرانتری
۰/۵۰۳	۰/۲۵۸	اداکتور به اداکتور ران	زاویه ۴۵ درجه
۰/۱۲۶	۰/۵۶۳	اکستنسور به فلکسور زانو	
۰/۸۰۸	-۰/۰۹۵	اداکتور به اداکتور ران	زانوی طبیعی
*۰/۰۰۸	۰/۸۴۵	اکستنسور به فلکسور زانو	زاویه دلخواه
۰/۶۵۱	۰/۱۷۶	اداکتور به اداکتور ران	
۰/۱۸۶	۰/۵۵۶	اکستنسور به فلکسور زانو	زاویه ۴۵ درجه

* معنی‌داری در سطح ($p < ۰/۰۵$) **بحث و نتیجه‌گیری**

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد در لحظه ضربه شوت روی پا با زاویه دورخیز دلخواه، تفاوت معنی‌داری در زاویه زانو در هر دو سطح فرونتال و ساجیتال بین دو گروه زانو پرانتری و زانو طبیعی وجود نداشت، اما در زاویه دورخیز ۴۵ درجه، زاویه زانو در سطح فرونتال در گروه زانو پرانتری به‌طور معنی‌داری بزرگ‌تر از گروه با زانوی طبیعی بود. در اندازه‌گیری استاتیک، زانوی پرانتری عارضه‌ای است که در سطح فرونتال مشاهده می‌شود به‌طوری که زاویه تییبیومورال در جهت منفی افزایش می‌یابد (۱۸). در مطالعه حاضر میانگین زاویه تییبیومورال در پای ضربه

گروه زانو پرانتری $1/3 \pm 8/5$ بود؛ بنابراین به نظر می‌رسد زاویه مفصل زانو در سطح فرونتال هنگام انجام فعالیت‌های دینامیک با زاویه آن در وضعیت استاتیک مرتبط باشد. نشان داده شده است که عارضه زانوی پرانتری می‌تواند به‌طور چشمگیری موقعیت قرارگیری پا را در هنگام دویدن تغییر دهد به‌طوری که این افراد تمایل دارند در فاز سکون دویدن خط پیشرفت حرکت را قطع کنند (۲۷)، وضعیتی که به‌نظر می‌رسد در آزمودنی‌های زانو پرانتری تحقیق حاضر هنگام اجرای شوت نسبت به گروه با زانوی طبیعی رخ داده است. البته تفاوت مشاهده‌شده فقط در شوت‌های با زاویه دورخیز ۴۵ درجه معنی‌دار بود. با توجه به اینکه همه آزمودنی‌ها با پای راست به توپ ضربه می‌زدند و هدف تعیین‌شده در سمت راست دروازه بود، به نظر می‌رسد هنگام شوت با زاویه دورخیز ۴۵ درجه بازیکنان نیاز بیشتری به حرکت پای ضربه در سطح فرونتال دارند که این مسئله می‌تواند تفاوت مشاهده‌شده را توجیه کند.

همان‌طور که بیان شد بین دو گروه زانو پرانتری و زانو طبیعی در سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانوی پای ضربه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. یکی از اندازه‌هایی که در بسیاری از مطالعات به‌عنوان عامل تعیین‌کننده موفقیت در اجرای شوت در نظر گرفته شده، حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مفصل زانو است که دقیقاً قبل از تماس پا با توپ اتفاق می‌افتد. پوتنام^۱ (۲۸) این میزان را حدود ۴۰ رادیان بر ثانیه، دورگه^۲ و همکاران (۲۹) ۳۳ رادیان بر ثانیه و رابرتس و متکالف^۳ (۳۰) بین ۲۶/۱ تا ۳۴/۹ رادیان بر ثانیه گزارش کردند که با نتایج تحقیق حاضر (۲۴/۱ تا ۳۶/۹ رادیان بر ثانیه) مطابقت دارد. از طرفی به نظر می‌رسد به‌دلیل سرعت زیاد اکستنشن زانو، قدرت عضلات می‌تواند نقشی تعیین‌کننده در شکل‌گیری تفاوت در سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانو ایفا کند (۳۸). در مطالعه حاضر تفاوت معنی‌داری در نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو مشاهده نشد که این یافته می‌تواند تا اندازه زیادی مشاهده نشدن تفاوت معنی‌دار در سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانو را توجیه کند. باید به این نکته توجه داشت که پای مسلط همه آزمودنی‌ها، پای راست بود و با توجه به قرارگیری هدف در سمت راست دروازه و جهت دورخیز بازیکنان، امکان استفاده از حداکثر کارایی عضلات در جهت اکستنشن زانو وجود نداشت و برای جهت دادن به توپ بخشی از حرکت پای ضربه در صفحه فرونتال و هوریزونتال انجام می‌شد. البته سرعت زاویه‌ای پای ضربه در سطوح فرونتال و هوریزونتال در مطالعه حاضر اندازه‌گیری نشده است.

-
1. Putnam
 2. Dorge
 3. Roberts and Metcalf

همچنین نتایج نشان داد در هر دو زاویه دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه تفاوت معنی‌داری در سرعت توپ مشاهده نشد. سرعت توپ شاخص بیومکانیکی اصلی در تعیین ضربات موفق است که به عوامل متعددی مرتبط است (۸، ۳۸، ۳۹). گستردگی عوامل مرتبط می‌تواند تفاوت نتایج مطالعات را در مورد سرعت توپ توجیه کند. میانگین حداکثر سرعت توپ در مطالعات مختلف بین ۷۲ تا ۱۱۵ کیلومتر بر ساعت گزارش شده است (۸). در مطالعه حاضر سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرانتری $۶/۲ \pm ۱۰۷/۳$ و ۷ ± ۱۰۷ و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو طبیعی $۵/۵ \pm ۱۰۴/۲$ و $۶/۹ \pm ۱۰۴/۱$ به ترتیب در زوایای دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه بود. همان‌طور که مشاهده می‌شود سرعت شوت در آزمودنی‌های زانو پرانتری بیشتر است، اما این تفاوت به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با توجه به اینکه همه آزمودنی‌ها با پای راست به توپ ضربه می‌زدند و هدف تعیین‌شده در سمت راست دروازه بود، بازیکنان مجبور بودند علاوه بر به-کارگیری حرکت اکستنشن و فلکشن زانو برای هدایت توپ در مسیر مناسب از اداکشن ران نیز سود ببرند. در این راستا یامادا و همکاران نشان دادند قدرت عضلات اداکتو مفصل ران در افراد مبتلا به زانوی پرانتری بیشتر از گروه شاهد است، در حالی که قدرت اداکتورهای ران در آن‌ها یکسان است. در مطالعه حاضر نیز با وجود معنی‌دار نبودن تفاوت نسبت گشتاور عضلات اداکتور به اداکتور ران، این نسبت در زانو پرانتری‌ها بیشتر از افراد با زانوی طبیعی بود؛ بنابراین انتظار می‌رفت بازیکنان زانو پرانتری بتوانند عملکرد بهتری در اجرای شوت‌های پرسرعت داشته باشند. البته متغیرهایی مانند سطح مهارت و تکنیک بازیکنان بر سرعت شوت مؤثرند (۳۱). بازیکنان در باشگاه‌های مختلفی فعالیت می‌کردند؛ بنابراین کیفیت و کمیت تمرینات آن‌ها کنترل نشده بود. همچنین احتمال دارد نبود امکان ایجاد شرایط واقعی فوتبال در محیط آزمایشگاهی ممکن بود بر عملکرد آن‌ها تأثیرگذار باشد.

از دیگر نتایج پژوهش حاضر این بود که بین گشتاور نسبی عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرانتری و طبیعی در زاویه دورخیز دلخواه رابطه مثبت و معنی‌داری وجود دارد، با این حال این ارتباط در مورد نسبت گشتاور عضلات اداکتور به اداکتور ران معنی‌دار نبود. با توجه به سرعت زاویه‌ای زیاد اکستنشن زانو در لحظه ضربه به نظر می‌رسد عضلات اکستنسور زانو نقش مهمی در اجرای ضربه دارند. در این خصوص، نشان داده شده است که بین قدرت عضلانی و عملکرد بازیکنان فوتبال در اجرای شوت ارتباطی وجود دارد. چنین رابطه‌ای را چند پژوهشگر گزارش کرده‌اند (۱۰، ۱۱، ۳۲). کابری^۱ و همکاران با استفاده از دینامومتر ایزوکینتیک و در سرعت زاویه‌ای $۳/۶$ رادیان بر ثانیه، قدرت عضلات فلکسور و

اکستنسور زانو را اندازه‌گیری کردند که همبستگی زیادی بین مسافت ضربات و قدرت اکستنسورهای زانو ($r = 0.74$) مشاهده شد (۱۵). نتایج مشابهی در مطالعات رایلی و دراست^۱ (۳۲)، پل مدیس^۲ و همکاران (۳۳) و نارسی^۳ و همکاران (۳۴) مشاهده شده است که با نتایج مطالعه حاضر مطابقت دارد. البته در مطالعه حاضر قدرت عضلات بر اساس حداکثر قدرت ایزومتریک بازیکنان ثبت شد که باید در بررسی رابطه آن با عملکرد بازیکن در حرکتی دینامیک مانند شوت زدن به این نکته توجه داشت؛ چون اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک در زاویه خاصی از دامنه حرکتی انجام می‌شود. در پایان، یافته‌ها نشان داد با توجه به زاویه دورخیز و محل قرارگیری هدف، سرعت شوت در بازیکنان زانو پرانتری و زانو طبیعی تفاوت معنی‌داری نداشت و با توجه به پیشینه مطالعات، نقش مهم عضلات اکستنسور زانو در اجرای شوت تأیید شد.

تاکنون شواهد پژوهشی موجود در مورد تأثیر ناهنجاری راستای اندام تحتانی بر عملکرد فعالیت‌های دینامیک محدود به مطالعات راه رفتن و دویدن بوده و نشان داده شده است که برخی متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با عملکرد می‌تواند تحت تأثیر راستای زانو قرار گیرد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد با وجود تفاوت‌های معنی‌دار در برخی متغیرهای بیومکانیکی و گشتاور عضلات در اجرای شوت روی پا، سرعت توپ ضربات فوتبالیست‌های زانو پرانتری و بازیکنان با زانوی طبیعی تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشتند.

منابع:

1. Yaniv M, Becker T, Goldwirt M, Khamis S, Steinberg DM, Weintroub S. (2006). Prevalence of bowlegs among child and adolescent soccer players. *Clin J Sport Med*. 16(5):392-6.
2. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. (2009). Does soccer participation lead to genu varum? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 7(4):422-7.
3. Chantrain A. (1985). Knee joint in soccer players: osteoarthritis and axis deviation. *Med Sci Sports Exerc* 17:434-439
4. Dorge HC, Andersen TB, Sorensen H, Simonsen EB. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 20, 293-299.
5. Nunome H, Ikegami Y. (2005). The effect of hip linear motion on lower leg

-
1. Reilly and Drust
 2. Poulmedis
 3. Narici

- angular velocity during soccer instep kicking. In Q. Wang (Ed.), Proceedings of the XXIIIrd Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (pp. 770–772). Beijing: The People Sports Press.
6. Kellis E, Katis A, Gissis I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 1017–1028.
 7. Kellis E, Katis A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 154–165.
 8. Kawamoto R, Miyagi O, Ohashi J, Fukashiro S. (2007). Kinetic comparison of a side foot soccer kick between experienced and inexperienced players. *Sports Biomechanics*, 6, 187–198.
 9. Sterzing T, Hennig EM. (2008). The influence of soccer shoes on kicking velocity in full-instep kicks. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36, 91–97.
 10. De Proft E, Clarys J, Bollens E, Cabri J, Dufour W. (1988). Muscle activity in the soccer kick. In: *Science and Football*. Eds: Reilly, T., Lees, A., Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN Spon. 434-440.
 11. Cabri J, De Proft E, Dufour W, Clarys J. (1988). The relation between muscular strength and kick performance. In: *Science and Football*. Eds: Reilly, T., Lees, A., Davids, K. Murphy, W. London: E & FN Spon. 186-193.
 12. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. (2004). Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 12:745-751.
 13. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. (2011). Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture*. 33(3):490-5.
 14. Teixeira LF, Olney SJ. (1996). Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 11(3):126-134.
 15. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. (1987). The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*; 69:873-80.
 16. Yoshioka Y, Siu D, Scudamore RA, Cooke TD. (1989). Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res*; 7:132-7.
 17. Cooke TDV, Li J, Scudamore RA. (1994). Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am*; 25:387-93.
 18. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. (1994). Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am*; 25:379-86.
 19. Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P. (1997). Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and

- osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage*; 5:39-47.
20. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. (1987). Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*; 69:745-9.
 21. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. (2011). Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia Social and Behavioral Sciences*. 15: 3349–3354.
 22. Mckeon JM, Hertel J. (2009). Sex differences and representative values for 6 lower extremity alignment measures. *journal of athletic training*, 44(3):249-255.
 23. Shultz SJ, Nguyen AD, Levine BJ. (2009). The Relationship Between Lower Extremity Alignment Characteristics and Anterior Knee Joint Laxity. *Sports Health*. 1(1): 54–60.
 24. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH. (2007). Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 88:37-42.
 25. Nyström Eek M, Kroksmark A-K, Beckung E. (2006). Isometric muscle torque in children 5 to 15 years of age: normative data. *Arch Phys Med Rehabil*. 87:1091-9.
 26. Abdel-Aziz YI, Karara HM. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry* (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
 27. Subotnick S I. (1975). *Podiatric Sports Medicine*. Mount Kisco, NY: Futura, 33–45.
 28. Putnam, C.A. (1983). Interaction between segments during a kicking motion. In *Biomechanics VIII-B* (edited by H. Matsui and K. Kobayashi), pp. 688-694. Champaign, IL: Human Kinetics.
 29. Dorge H, Bull-Andersen T, Sorensen H, Simonsen E, Aagaard H, Dyhre Poulsen P, Klausen K. (1999). EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 9, 155- 200.
 30. Roberts EM, Metcalf A. (1968). Mechanical analysis of kicking. In *B iomechanics I* (edited by J. Wartenweiller, E. Jokl and M. Hebbelink), 315- 319. Basel: Karger.
 31. Lees, A. and Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences* 16, 211-234.
 32. Reilly T, Drust B. (1994). The isokinetic strength of women soccer players.

Communication to the 10th Commonwealth and International Scientific Conference, Victoria Canada, August.

33. Poulmedis P, Rondoyannis G, Mitsou A, Tsarouchas E. (1988). The influence of isokinetic muscle torque exerted in various speeds on soccer ball velocity. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 10, 93-96.
34. Narici M, Sirtori M, Mognoni P. (1988) Maximal ball velocity and peak torques of hip flexor and knee extensor muscles. In: *Science and Football*. Eds: Reilly, T., Lees, A., Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN Spon. 429-433.

