

تحلیل سینتیکی دو شوت روی پای زمینی و هوایی با حداکثر تلاش بوسیله مدل دینامیکی

مصطفی حاج لطفعلیان^۱، شهرام لنجان نژادیان^۲، حسین مجتهدی^۳

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی*

۲ و ۳- استادیار دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۸/۲۶

تاریخ دریافت: ۹۲/۰۱/۲۳

چکیده

هدف از این مطالعه، بررسی برخی از پارامترهای سینتیکی مفاصل پای ضربه و انجام مقایسه بین دو شوت زمینی و هوایی به کمک مدل دینامیکی مناسب بود. بدین منظور از ۶ نفر ورزشکار ماهر با میانگین سن: $25/16 \pm 2/2$ سال، وزن: $70/8 \pm 6/6$ کیلوگرم و قد: $173 \pm 6/5$ سانتی متر دعوت شد تا به عنوان آزمودنی در تحقیق شرکت کنند. به منظور محاسبه سینماتیک حرکت، تعداد ۵ مارکر به نقاط آناٹومیکی پای ضربه متصل و از حرکت شوت زمینی و هوایی ورزشکاران با دو دوربین کاسیو (ZR200) با سرعت نمونه برداری ۲۴۰ فریم بر ثانیه تصویر گرفته شد. برای انجام تحلیل سینتیکی حرکت، داده‌های سینماتیکی بدست آمده از پردازش تصویر، وارد مدل دینامیکی شد که بوسیله نرم‌افزار شبیه ساز مکانیکی ساخته شده بود. مدل ساخته شده دارای ۴ درجه‌ی آزادی شامل فلکشن و آبداکشن ران، اکستنشن زانو و پلانٹار فلکشن میچ بود. نتایج پژوهش نشان داد که دو شوت زمینی و هوایی در گشتاور ایجاد شده در فلکشن ران و پلانٹار فلکشن میچ، با یکدیگر اختلاف معنی‌دار داشتند. بعلاوه هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین دو شوت در گشتاور آبداکشن ران و اکستنشن زانو مشاهده نشد. در نهایت باید گفت وجود یک ترتیب توالی‌وار در بروز گشتاور مفاصل، عامل انجام یک شوت هماهنگ و پر قدرت است.

واژگان کلیدی: شوت روی پا، سینتیک، مدل دینامیکی، گشتاور مفاصل.

مقدمه

شوت روی پا یکی از کاربردی‌ترین مهارت‌ها در بازی فوتبال است که به کمک آن یک فوتبالیست می‌تواند هر دو فاکتور قدرت و دقت را در حد مطلوبی ایجاد نماید (۱). عوامل موثر بر ضربه شوت روی پا از جنبه‌های متفاوتی از جمله بیومکانیک بررسی شده‌اند. یکی از جنبه‌های مورد بررسی، تحلیل سینتیکی حرکت است که منظور از آن بررسی نیروها و گشتاورهایی است که از طرف اجسام خارجی بر بدن وارد می‌شود و همچنین نیروها و گشتاورهای داخلی که در مفاصل و توسط عضلات برای ایجاد حرکت یا مقاومت در برابر حرکت تولید می‌شود. در حین زدن شوت، نیروی اعمالی توسط عضلات از طریق محاسبه‌ی گشتاور تولید شده در مفاصل ارزیابی می‌شود (۲). بدون به‌کارگیری معادلات حرکت، فهم و درک ما از جزئیات حاکم بر حرکت و روابط بین متغیرهای مؤثر بر آن ناقص خواهد بود. بنابراین دستیابی به یک درک بهتر، از حرکت شوت روی پای فوتبال که یک حرکت نسبتاً پیچیده است به کمک مدل‌سازی محقق می‌گردد. مدل‌سازی، فرایندی است که به کمک آن می‌توان یک مسئله‌ی دشوار را به یک شکل قابل فهم و ساده، مورد بررسی قرار داد. از مزیت‌های این روش، امکان تغییر تک تک متغیرها به صورت دلخواه می‌باشد. در این راستا برخی محققان از مدل‌هایی برای تحلیل حرکات پایه‌ای بهره برده‌اند. برای مثال اشپاگل^۱ و همکاران مدلی برای اندام تحتانی در پرش عمودی ارائه کرده و توانستند گشتاور تولید شده توسط عضلات موثر را برآورد کنند (۳). برخی محققان نیز در تحقیقاتشان از مدل‌های چند لینیکی برای تحلیل کاربردی تکنیک شوت روی پا، استفاده کرده‌اند (۴-۷). یکی از عوامل موثر در انتخاب این موضوع، جدید و بدیع بودن عنوان تحقیق و روش اجرای آن در حیطه‌ی بیومکانیک ورزش در سطح کشور می‌باشد. به رغم اینکه در سالیان اخیر در سطح جهان برای تحلیل حرکات ورزشی از مدل استفاده شده، اما این امر در ایران به خصوص در بین محققان تربیت بدنی چندان متداول نبوده و کمتر کار شده است. بنابراین تحقیق حاضر می‌تواند تا حدی این کمبود را پر کند.

شوت‌های زمینی و هوایی دو نوع از اجراهای مختلف شوت روی پا می‌باشند که بسته به شرایط، در جریان مسابقه مورد استفاده قرار می‌گیرد. در سال‌های اخیر با وجود اینکه محققان در مطالعات بسیاری به مقایسه‌ی شوت روی پای فوتبال با انواع دیگر شوت، از جمله بغل پا و بیرون پا پرداخته‌اند (۲، ۸، ۹)، اما کمتر بر روی تفاوت‌های سینتیکی دو شوت زمینی و هوایی و مقایسه‌ی آن‌ها با هم پژوهش کرده‌اند.

لذا در تحقیق حاضر بر آن خواهیم بود تا تفاوت‌های سینتیکی دو نوع شوت زمینی و هوایی را بررسی کنیم. از آنجایی که در این مطالعه از روند دینامیک معکوس استفاده شد، سینماتیک حرکت با ابزار مناسب تعیین و سپس با استفاده از مدل دینامیکی از اندام تحتانی که به کمک نرم افزار شبیه‌ساز مکانیکی ارائه شد، سینتیک حرکت محاسبه گردید. هدف از انجام این تحقیق، محاسبه‌ی گشتاورهای ایجاد شده در مفاصل اندام تحتانی با روشی جدید و مقایسه‌ی آن‌ها در دو شوت زمینی و هوایی می‌باشد.

روش پژوهش

آزمودنی‌ها و روش اجرا

در این تحقیق نیمه تجربی، نمونه‌ی تحقیق شامل ۶ نفر ورزشکار ماهر راست پا بود که حداقل ۸ سال سابقه‌ی شرکت در مسابقات فوتبال را داشتند و به صورت در دسترس انتخاب شدند (جدول ۱). کلیه‌ی تست‌ها در محیط آزمایشگاه و در یک فضای کالیبره شده انجام شد. آزمودنی‌ها می‌بایست تنها پس از دو گام به سمت هدفی با عرض ۱ متر که در فاصله‌ی ۵ متری توپ قرار داشت، با روی پا و با حداکثر توان به توپ ضربه می‌زدند.

جدول ۱. مشخصات فردی آزمودنی‌ها

ویژگی	میانگین	انحراف استاندارد	دامنه
سن (سال)	۲۵/۱۶	۲/۲	۲۲ - ۲۸
قد (سانتی‌متر)	۱۷۳/۵	۶/۵	۱۶۴ - ۱۸۴
وزن (کیلوگرم)	۷۰/۸	۶/۶	۶۲ - ۷۷
سابقه ورزشی (سال)	۹	۱/۶	۸ - ۱۲

بر اساس پروتکل تحقیق، شوت‌هایی که دارای زاویه‌ی پرتاب کمتر از ۱۰ درجه بودند، شوت زمینی و شوت‌هایی که زاویه‌ی پرتاب بیش از ۳۰ درجه داشتند، هوایی در نظر گرفته شدند. برای تشخیص نوع شوت، از دو علامت بر روی دیوار مقابل استفاده شد. رابطه‌ی ۱ طریق‌ه‌ی محاسبه‌ی آن‌ها را نشان می‌دهد.

$$\tan(\alpha) * \text{فاصله تا دیوار} = \text{ارتفاع علامت} \quad \text{رابطه ۱}$$

$$\alpha = 10^\circ \rightarrow \text{علامت اول}$$

$$\alpha = 30^\circ \rightarrow \text{علامت دوم}$$

از توپ سایز (۵) که مطابق با استانداردهای فیفا بود برای انجام آزمایش استفاده شد. بعلاوه قبل از اجرای طرح پژوهش، کلیه‌ی مراحل اجرا برای آزمودنی‌ها تشریح شد و از تمامی آن‌ها

رضایت‌نامه‌ی کتبی گرفته شد. در زمان انجام آزمون، افراد به مدت ۱۰ دقیقه گرم می‌کردند، سپس برای هر تکنیک دو بار تمرین می‌کردند تا در نهایت برای انجام تست اصلی آماده شوند. در هنگام آزمون اصلی افراد به صورت تصادفی، برای انجام آزمایش فراخوانی شدند و دو تکرار برای شوت روی پای زمینی و دو تکرار برای شوت روی پای هوایی که می‌بایست با حداکثر تلاش انجام می‌شد، ثبت و مورد پردازش قرار گرفت.

اندازه‌گیری داده‌های سینماتیکی اندام پایین تنه

به منظور محاسبه‌ی جابجایی زاویه‌ای مفاصل پای ضربه، مختصات مارکرها از روش DLT^۱ محاسبه شد. به کمک این روش می‌توان با حداقل دو دوربین مختصات سه‌بعدی نقاط را در یک فضای کالیبره شده بدست آورد. ابتدا فضایی با طول و عرض و ارتفاع ۲، ۱/۵ و ۱/۲۵ متر کالیبره شد. سپس ورزشکاران می‌بایست در این فضا به توپ ضربه می‌زدند. برای تصویربرداری از حرکت ورزشکاران از دو دوربین کاسیو^۲ (ZR200) با سرعت تصویر برداری ۲۴۰ فریم بر ثانیه استفاده شد. این دوربین‌ها بر روی سه پایه در فاصله‌ی ۱ متری از فضای کالیبره و با زاویه‌ی ۹۰ درجه نسبت به یکدیگر قرار داشتند. تعداد ۵ مارکر بر روی مرکز مفاصل الف) قسمت خارجی تاج خاصره، ب) برجستگی بزرگ ران، ج) اپی‌کندیل خارجی زانو، د) قوزک خارجی و ه) انگشت کوچک پای راست، چسبانده و کاملاً ثابت گردید تا به کمک آن بعد از فرایند پردازش تصویر، جابجایی زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ در صفحه ساجیتال و ران در صفحه فرونتال بدست آید. کلیه‌ی فریم‌های مربوط به حرکت پا به سمت جلو تا لحظه‌ی ضربه به توپ، مورد پردازش و تحلیل قرار گرفت.

پردازش تصویر و هموارسازی داده‌ها

به‌منظور محاسبه‌ی جابجایی زاویه‌ای مفاصل، یک برنامه‌ی کاربردی در نرم‌افزار متلب^۳ نوشته و استفاده شد. کد مربوطه این قابلیت را داشت که دامنه‌ای انتخابی، از مُد رنگ RGB^۴ را، در تصاویر ضبط شده مورد جست‌وجو قرار دهد و تمامی پیکسل‌هایی را که دارای رنگ مورد نظر بودند، پیدا کند. سپس به کمک نرم‌افزار از تمامی پیکسل‌های پیدا شده برای هر مارکر، میانگین‌گیری شد و مختصات مرکز آن‌ها گزارش گردید. در نهایت بوسیله‌ی معادلات DLT

1. Direct Linear Translation

2. Casio ZR-200

3. MATLAB

۴. RGB مخفف سه رنگ اصلی قرمز (R)، سبز (G) و آبی (B) است که هرکدام دارای دامنه‌ای از ۰ تا ۲۵۵ می‌باشد و تمام رنگ‌ها از ادغام این سه رنگ بوجود می‌آید. دو طرف این طیف، رنگ‌های مشکی با RGB (۰ ۰ ۰) و رنگ سفید با RGB (۲۵۵ ۲۵۵ ۲۵۵) می‌باشد.

مختصات سه‌بعدی مارکرها محاسبه شد و زاویه‌ی بین اندام‌ها در هریک از فریم‌ها به کمک روابط هندسی در نرم‌افزار متلب بدست آمد.

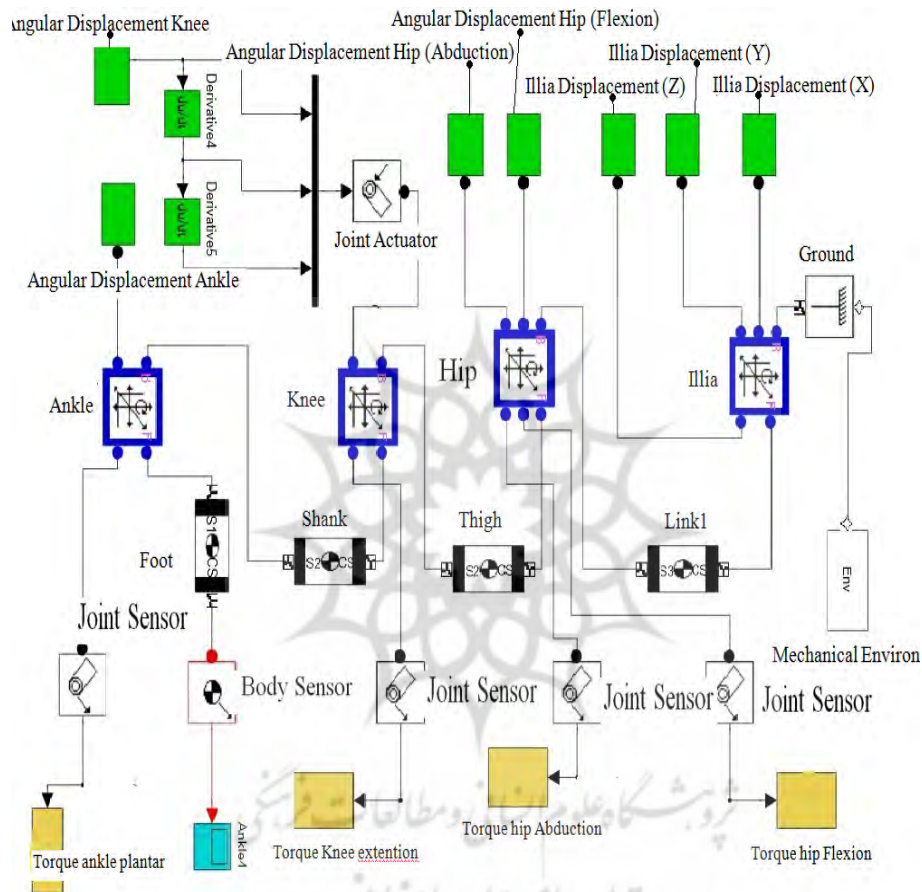
در این مطالعه به منظور هموار کردن و کاهش نویز و خطای داده‌های مکانی، از نرم‌افزار متلب و از قسمت برازش منحنی^۱ استفاده شد و داده‌های جابجایی به نمودارهای چند جمله‌ای^۲ درجه چهار، برازش شدند.

ساخت مدل دینامیکی

بر خلاف روش دینامیک مستقیم که سینماتیک از سینتیک بدست می‌آید، در روش دینامیک معکوس به کمک داده‌های سینماتیکی می‌توان نیروها و گشتاورهای حرکت (سینتیک) را بدست آورد. پس از محاسبه‌ی جابجایی زاویه‌ای مفاصل، باید آن‌را وارد مدل دینامیکی کرد تا از طریق آن بتوان گشتاور مفاصل را به عنوان خروجی از مدل دریافت کرد. در این مطالعه برای ساخت مدل، از نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی^۳ که یکی از ابزارهای نرم‌افزار متلب است استفاده شد. از آنجایی که در مدل مذکور، حرکت مفاصل زانو و مچ پا در صفحه‌ی ساجیتال مد نظر بود، مفصل لولایی با یک درجه آزادی به کار رفت. بعلاوه برای حرکت ران، از مفصلی با دو درجه آزادی در دو راستای فرونتال و ساجیتال استفاده شد. در نهایت آخرین مفصل به کار برده شده در ساخت این مدل، یک مفصل کشویی^۴ با سه درجه آزادی بود که بر روی تاج خاصه قرار گرفت. این مفصل به این دلیل مورد استفاده قرار گرفت که در ابتدا مارکر مربوط به تاج خاصه به عنوان یک نقطه‌ی ثابت (Ground) در نظر گرفته شده بود و می‌بایست سیستم مختصات کلی بر روی آن قرار می‌گرفت؛ پس از انجام تست و تحلیل داده‌ها، مشخص گردید که این نقطه دارای یکسری حرکت جزئی است. بنابراین برای از بین بردن تأثیر این حرکات در تحلیل بیومکانیکی شوت، مختصات اولیه‌ی مارکر تاج خاصه به عنوان مرجع قرار گرفت و حرکات مارکر تاج خاصه در ادامه فرایند شوت، توسط مفصل کشویی اعمال گردید و نهایتاً نقطه‌ی مرجع در سرتاسر حرکت، هیچ‌گونه جابجایی نداشت. برای به حرکت در آوردن مدل، جابجایی، سرعت و شتاب زاویه‌ای حرکات مختلف، به مفاصل مربوطه داده شد. بعلاوه مختصات سه بعدی مارکر تاج خاصه که از پردازش تصویر بدست آمد، نیز به مفصل کشویی داده شد. اطلاعات مربوط به خصوصیات آنتروپومتریکی افراد شامل پارامترهای جرم، طول، ممان اینرسی و موقعیت مرکز ثقل اندام نیز از طریق معادلات رگرسیون بدست آمد (۱۰). در این مدل، اندام‌ها

-
1. Curve fitting
 2. Polynominal
 3. SimMechanic
 4. Prismatic

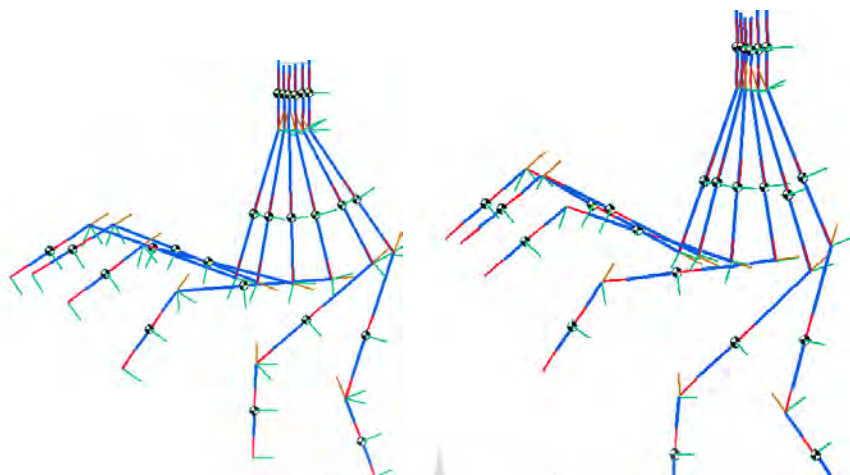
صلب در نظر گرفته شد و در راستای ساجیتال و فرونتال حرکت می‌کرد. پس از وارد کردن این اطلاعات، مدل آماده‌ی اجرا گردید و گشتاور به عنوان خروجی از مدل دریافت شد.



شکل ۱. نمایشی از مدل دینامیک معکوس ساخته شده در نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی؛ ورودی

سینماتیک ()، مفاصل ()، لینک‌ها و اندام‌ها ()،

گشتاور خروجی (Torque)



شکل ۲. انیمیشن معادلات حرکت ایجاد شده در نرم افزار شبیه ساز مکانیکی، در زمان های ۰، ۲۰، ۴۰، ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ درصدی فاز حرکت رو به جلوی پا از نمای عمود بر صفحه ساجیتال. شوت هوایی (راست)، شوت زمینی (چپ)

تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS انجام گرفت. با توجه به کم بودن تعداد آزمودنی ها و احتمال پائین بودن توان، از آزمون ویلکاکسون برای بررسی تفاوت آماری ماکزیمم گشتاور مفاصل تحتانی پای ضربه در دو شوت زمینی و هوایی، استفاده گردید. بررسی اختلاف آماری بین دو شوت در مقدار ($P < 0/05$) انجام گرفت.

نتایج

به اثر چرخشی نیرو، گشتاور یا ممان نیرو گفته می شود. از آنجایی که در این مطالعه برای تحلیل حرکت شوت از روش دینامیک معکوس استفاده شد، ما قادر به تشخیص فعال و یا غیر فعال بودن گشتاور نخواهیم بود و گشتاور خالص که حاصل جمع کلیه گشتاورهای فعال و غیر فعال است، گزارش می شود. در شکل ۱ ماکزیمم گشتاور خالص حاصل از دو شوت روی پای زمینی و هوایی در سه مفصل ران، زانو و مچ پا نمایش داده شده است. شایان ذکر است همانطور که در جدول ۱ قابل مشاهده است، در حرکات آبداکشن ران و پلانتر فلکشن مچ، بین دو شوت زمینی و هوایی اختلاف معنادار مشاهده گردید.

جدول ۱. ماکزیمم گشتاور تولیدی (N.m) در مفاصل پای ضربه زنده در دو شوت زمینی و هوایی

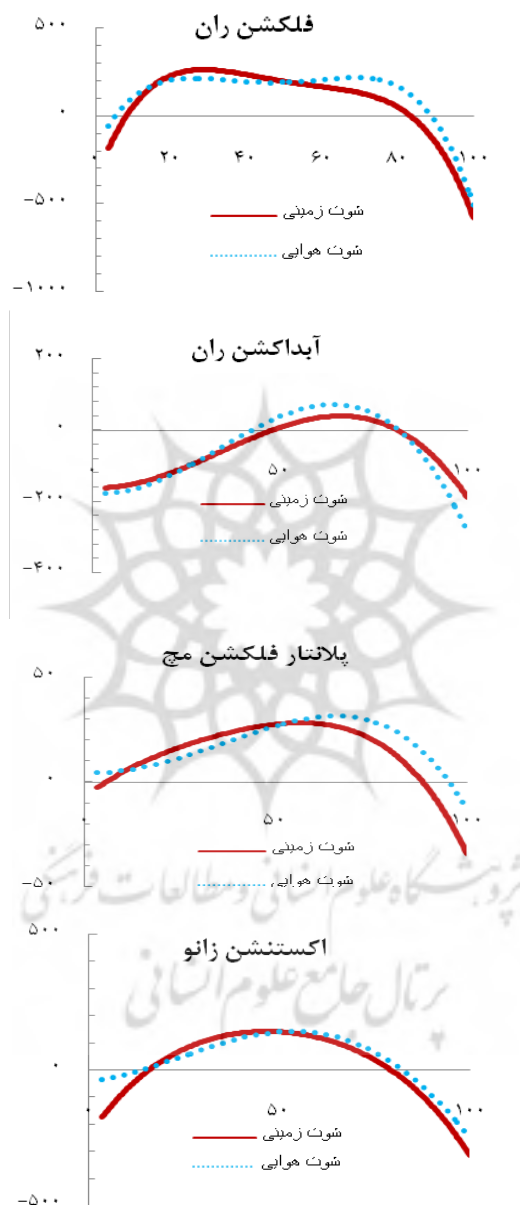
پارامتر	حرکت	شوت روی پای زمینی $\bar{x}(SD)$	شوت روی پای هوایی $\bar{x}(SD)$	ارزش z	مقدار P
	فلکشن ران	۲۶۰ (۱۶)	۲۴۱ (۲۲/۹)	-۱/۷۸	۰/۰۷۵
ماکزیمم گشتاور	آبداکشن ران	۴۰/۹ (۸/۹)	۶۹/۹ (۱۴/۳)	-۲/۲	* ۰/۰۲۸
	اکستنشن زانو	۱۳۷/۹ (۲۶)	۱۴۰/۴ (۲۴/۵)	-۰/۴۲	۰/۶۷
	پلانتار مچ	۲۸/۸ (۸)	۳۵/۵ (۱۱/۹)	-۱/۹۹	* ۰/۰۴۶

اختلاف معنی‌دار ($P < 0/05$)

جدول ۲. ماکزیمم گشتاور و سرعت زاویه‌ای مفاصل را در حرکات مختلف مفاصل ران، زانو و مچ پای ضربه، نشان می‌دهد و همانطور که مشاهده می‌شود به استثنای فلکشن ران، در بقیه حرکات، ماکزیمم گشتاور در شوت روی پای هوایی بیشتر است. بعلاوه شکل ۳ نیز میانگین گشتاور را در سه مفصل بررسی شده، در تمامی آزمودنی‌ها نشان می‌دهد.

جدول ۲. میانگین گشتاور و ماکزیمم سرعت زاویه‌ای تولیدی در مفاصل پای ضربه در دو شوت زمینی و هوایی

پارامتر	حرکت	شوت روی پای زمینی	شوت روی پای هوایی
میانگین گشتاور (N.m)	فلکشن ران	۱۱۶/۳۶	۱۱۸/۵۰
	آبداکشن ران	-۴۶/۲۲	-۴۶/۷۴
	اکستنشن زانو	۳۱/۹۵	۳۴/۹
	پلانتار مچ	۱۵/۵	۱۸/۷۵
ماکزیمم سرعت زاویه‌ای (rad/s)	فلکشن ران	۱۰/۰۶	۸/۴۶
	آبداکشن ران	۲/۵۳	۲/۳۳
	اکستنشن زانو	۱۸/۴۹	۲۱/۰۳
	پلانتار مچ	۸/۶۷	۶/۷۱



شکل ۳. میانگین تغییرات گشتاور (N.m) مفاصل اندام پایین تنه آزمودنی‌ها در دو شوت زمینی و هوایی

بحث و نتیجه گیری

هدف از این مطالعه، ساخت مدل دینامیکی مناسب به منظور بررسی برخی از پارامترهای سینتیکی مفاصل پای ضربه حین شوت روی پای فوتبال و انجام مقایسه بین دو شوت زمینی و هوایی بود. همانطور که در شکل ۳ قابل مشاهده است، روند تغییرات گشتاور مفاصل اندام پایین تنه در دو شوت زمینی و هوایی با توجه به روی پا بودن هر دو شوت، نسبتاً یکسان بود، بنابراین در این تحقیق شوت روی پا به طور کلی مورد بحث و بررسی قرار گرفت. توانایی عضلات در تولید گشتاور عضلانی بیشتر حین شوت، باعث حرکت سریع مفاصل و در نهایت منجر به انجام ضرباتی قدرتمندتر می شود. در اکثر مطالعاتی که در این زمینه صورت گرفته، برای محاسبه ی گشتاور عضلات از دینامومتر ایزوکینتیک استفاده شده بود که دامنه ی سرعت زاویه ای مفاصل در آن ها بین ۱/۴ تا ۵/۲۴ رادیان بر ثانیه بوده است (۲). در این مطالعه از روش دینامیک معکوس و با استفاده از مدل دینامیکی، گشتاور مفاصل محاسبه گردید. پیش از این، محققانی از جمله جورج و همکاران (۲۰۰۲) و نانومی و همکاران (۲۰۰۶) به کمک مدل دینامیکی، گشتاور موجود در مفاصل را محاسبه کرده بودند (۲، ۱۱). سائوسیدیس و زاتسیورسکی^۱ (۱۹۹۶) سرعت توپ را تحت تاثیر دو فاکتور مهم دانستند، اول مقدار انرژی ای که عضلات در لحظه ی برخورد پا به توپ ایجاد می کنند و دیگری انرژی یا گشتاوری که باعث حرکت هماهنگ و رفتارهای مکانیکی پا قبل از ضربه می شود (۱۲). بنابراین حرکت مفاصل و اندام ها، نتیجه ی گشتاوری است که حین زدن شوت ایجاد می شود. به طور معمول تحقیق بر روی خصوصیات سینتیکی شوت در دو حوزه ی محاسبه ی گشتاور ایجاد شده در اطراف مفاصل پایین تنه و توالی زمانی ایجاد گشتاور در طول ضربه خلاصه می شود. محققان زیادی در تحقیقاتشان مقدار میانگین و ماکزیمم گشتاور مفاصل اندام پایین تنه را در حین زدن شوت روی پا با حداکثر تلاش مورد بررسی و محاسبه قرار دادند که نام آن ها در جدول ۳ آمده است (۱۳).

جدول ۳. گشتاور مفاصل اندام تحتانی (Nm) بیان شده در تحقیقات گذشته (۱۲)

مطالعه تحقیقی	متغیر	فلکشن ران	اکستنشن زانو	پلاننار فلکشن مچ
نانومی ^۲ (۲۰۰۲)	میانگین	۲۴۹±۳۱	۹۸±۲۷	-
نانومی (۲۰۰۶)	ماکزیمم	۳۰۹/۲±۲۸/۹	۱۲۹/۹±۲۵/۵	-
دورج ^۳ (۱۹۹۹)	ماکزیمم	۲۷۱/۳	۱۶۱	-
لاهتانن ^۴ (۱۹۸۸)	ماکزیمم	۱۹۴±۳۳	۸۳±۲۱	۲۰±۴
روبرتسون ^۵ (۱۹۸۵)	ماکزیمم	۲۲۰	۹۰	-
پاتنام ^۶ (۱۹۹۱)	میانگین	۲۲۹±۳۴	۸۵±۱۲	-

1. Tsaousidis and Zatsiorsky
2. Nunomi
3. Dorge
4. Luhtanen
5. Robertson
6. Patnum

همانطور که مشاهده می‌شود محققان مختلف، گشتاورهای متفاوتی را برای مفاصل پایین‌تنه بدست آوردند. اما اکثر آن‌ها مقدار گشتاور ایجاد شده حول مفصل ران را در حدود دو برابر مفصل زانو محاسبه کردند (۴،۱۴،۱۵). در این مطالعه نیز نسبت ماکزیمم گشتاور ایجاد شده در ران به زانو در هر دو شوت زمینی و هوایی قرابت زیادی با نتایج تحقیقات نانومی و همکاران (۲۰۰۲)، دورج و همکاران (۱۹۹۹) و نانومی و همکاران (۲۰۰۶) داشت. بر اساس نتایج تحقیق نانومی و همکاران (۲۰۰۲) که از محدود محققانی بودند که گشتاور مفصل مچ را مورد بررسی قرار دادند، گشتاور ایجاد شده در مفصل مچ به طور معمول کمتر از ۲۰ تا ۳۰ نیوتن متر می‌باشد. بعلاوه آن‌ها بیان کردند که در ابتدا مقدار گشتاور ایجاد شده در مچ اندک است ولی در دامنه‌ی ۷۰ تا ۸۰ درصد فاز رو به جلوی حرکت، به اوج می‌رسد. طبق شکل ۳ دو شوت زمینی و هوایی نیز در همین دامنه‌ی زمانی به ماکزیمم گشتاور رسیدند. بعلاوه مقدار گشتاور محاسبه شده برای مچ در این تحقیق، قرابت زیادی با نتایج تحقیق نانومی و همکاران (۲۰۰۲) داشت. البته نباید فراموش کرد که حرکات اینورژن و ایورژن پا نقش موثری بر دقت شوت دارند (۱۳)؛ اما از آنجایی که در این مطالعه تنها قدرت شوت مدنظر بود از وارد کردن آن به مدل و محاسبه‌ی گشتاور ناشی از آن صرف‌نظر شد.

در حرکات ورزشی که با تاب‌دادن بخشی از اندام همراه است، انتقال حرکت از بخش‌های نزدیک تنه به دور از تنه اتفاق می‌افتد و این توالی منجر به افزایش سرعت در بخش‌های دور از تنه شده و در نهایت باعث افزایش سرعت شوت می‌شود (۱۶). بان^۱ (۱۹۷۲) در تحقیق خود بیان کرد که هر اندام دور از تنه زمانی حرکت خود را آغاز می‌کند که اندام مجاور نزدیک به تنه، به ماکزیمم سرعت زاویه‌ای خود رسیده باشد (۱۷). بعلاوه هادسون^۲ (۱۹۸۶) در این رابطه می‌گوید که چرخش در اندام‌ها مبتنی بر شتاب و سرعت در آنهاست که این شتاب و سرعت نیز مبتنی بر توالی و همزمانی در حرکت اندام‌هاست (۱۸). تامی^۳ (۱۹۸۹) طی تحقیقی بیان کرد که افراد از توالی نزدیک تنه - دور از تنه استفاده می‌کردند تا به حداکثر سرعت زاویه‌ای برسند. وی پس از آنالیز حرکت به این نتیجه رسید که حرکت در یک عضو، وابسته به حرکت در اندام مجاور است (۱۹). از آنجایی که بین گشتاور و سرعت زاویه‌ای مفاصل رابطه‌ی مستقیمی برقرار است، می‌توان توالی نزدیک تنه - دور از تنه را در شکل ۳ استنباط کرد. همانطور که مشاهده می‌شود گشتاور ایجاد شده در مفصل ران، در اوایل فاز حرکت رو به جلوی

1. Bunn
2. Hudson
3. Toomey

پا، به ماکزیمم مقدار خود می‌رسد که باعث افزایش سرعت زاویه‌ای ران می‌شود. افزایش سرعت زاویه‌ای ران باعث بوجود آمدن گشتاوری در مفصل زانو به‌عنوان یک مفصل دور از تنه شده که به آن گشتاور وابسته به حرکت^۱ می‌گویند. این گشتاور به‌همراه گشتاور ایجاد شده توسط عضلات بازکننده‌ی زانو، در زمان حدود ۵۰ درصدی در هر دو شوت زمینی و هوایی به ماکزیمم مقدار خود می‌رسد و باعث بوجود آمدن سرعت زاویه‌ای زیادی در مفصل زانو می‌شود (جدول ۲)، که طبق نظر لوانون و داپنا^۲ (۱۹۹۸) و بارفیلد^۳ (۱۹۹۵)، این سرعت زاویه‌ای، موثرترین مؤلفه برای افزایش سرعت شوت است (۲۰،۲۱). همچنین این روند در مفصل مچ پا نیز ادامه پیدا می‌کند و در آن گشتاوری ناشی از حرکت سریع مفصل زانو ایجاد می‌شود که باعث پلاننارفلکشن بیشتر مچ می‌شود و همانطور که در شکل ۳ قابل ملاحظه است، ماکزیمم گشتاور مفصل مچ به عنوان دورترین مفصل از تنه در شوت روی پا، پس از مفصل زانو و در دامنه‌ی ۷۰ تا ۸۰ درصد فاز رو به جلوی حرکت رخ می‌دهد و باعث به حداکثر رسیدن سرعت زاویه‌ای پلاننارفلکشن مچ در لحظه‌ی ضربه می‌شود که با نتایج تحقیق نانومی و همکاران (۲۰۰۲) مطابقت داشت (۱۵).

به طور کلی گشتاور یک پارامتر سینتیکی موثر بر عملکرد است که به کمک آن می‌توان بدون بررسی تک تک عضلات، گروه عضلات موثر بر حرکت را بررسی کرد. بعلاوه در صورت داشتن گشتاور مفاصل در یک تکنیک بهینه، می‌توان توصیه‌هایی را مبنی بر تقویت گروه عضلات، برای رسیدن به آن تکنیک خاص ارائه داد. همچنین در حیطه‌ی مدل‌سازی باید گفت، در صورتی که مدل به اندازه‌ی کافی، ساده و دقیق ساخته شود، می‌تواند وسیله‌ای قدرتمند برای افزایش فهم ما از مکانیزم و چگونگی وقوع پدیده‌ها باشد و به‌عنوان یک ابزار قدرتمند در تحلیل بیومکانیکی به کار رود.

منابع

1. Barfield W. R., Kirkendall D. T., & Yu, B. Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2002; 1(3): 72-9.
2. Nunome H., Ikegami Y., Kozakai R., Apriantono T., & Sano S. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*. 2006; 24(05): 529-41.

-
1. Motion-Dependent Moment
 2. Levanon & Dapena
 3. Barfield

3. Spägle T., Kistner A., & Gollhofer A. Modelling. simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*. 1999; 32(5): 521-530.
4. Roberts E., Zernicke R., Youm Y., & Huang T. Kinetic parameters of kicking. *Biomechanics IV*. 1974; 157-62.
5. Zernicke R. F. Human lower extremity Kinetic parameter relationships during systematic variations in resultant limb velocity. *Dissertation Abstracts International*. 1974; 35, 5105A.
6. Naito K., Fukui Y., & Maruyama T. Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. *Human Movement Science*. 2010; 29(2): 259-76.
7. Youm Y., Huang T. C., Zernicke R. F., & Roberts E. M. Mechanics of simulated kicking. In J. L. Bleustein (ED.), . *Mechanics and Sport*, NewYork: American Society of Mechanical Engineers. 1973.
8. Putnam C., Dunn E., & Jonsson B. Performance variations in rapid swinging motions: Effects on segment interaction and resultant joint moments. *In Biomechanics XB*. 1987; 661-5.
9. Katis A., & Kellis E. Three-dimensional kinematics and ground reaction forces during the instep and outstep soccer kicks in pubertal players. *Journal of Sports Sciences*, 2010; 28(11): 1233-41.
10. Winter D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons Inc. 2009.
11. Dörge H. C., Andersen T. B., Sørensen H., & Simonsen E. B. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 2002; 20(4): 293-9.
12. Tsaousidis N. and V. Zatsiorsky. Two types of ball-effector interaction and their relative contribution to soccer kicking. *Human Movement Science*. 1996; 15(6) : p. 861-76.
13. Kellis E., & Katis A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2007; 6(2): 154-65.
14. Dörge H. C., Andersen T., Sørensen H., Simonsen E. B., Aagaard H., Dyhre-Poulsen P., & Klausen, K. EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1999; 9(4): 195-200.
15. Nunome H., Asai T., Ikegami Y., & Sakurai S. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2002; 34(12): 2028-36.
16. Kreighbaum E., & Barthels K. M. *Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement*. Needham, MA: Allyn and Bacon. 1999; 335-45.

17. Bunn J. W. Scientific principles of coaching: Prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ. 1972.
18. Hudson J. L. Coordination of segments in the vertical jump. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1986; 18(2): 242-51.
19. Toomey M., J. Thigh and shank interactions during soccer place kicking. *International Society of Biomechanics Newsletter*, 6. 1989.
20. Levanon J., & Dapena, J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1998; 30(6): 917-27.
21. Barfield W. Effects of selected kinematic and kinetic variables on instep kicking with dominant and nondominant limbs. *Journal of Human Movement Studies*. 1995; 29: 251-72.

ارجاع مقاله به روش ونگوور

حاج لطفعلیان مصطفی، لنجان نژادیان شهرام، مجتهدی حسین. تحلیل سینتیکی دو شوت روی پای زمینی و هوایی با حداکثر تلاش بوسیله مدل دینامیکی. *مطالعات طب ورزشی*، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۴): ۷۲-۵۹

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

Kinetic analysis of maximum effort low drive and high drive soccer instep kick via dynamic model

M.H. Lotfalian¹, SH. Lenjannejadian², H. Mojtahedi³

1- Ph.D. Student. Kharazmi University*

2, 3- Assistant professor at University of Isfahan

Abstract

The aim of the present study was to examine the difference between maximum effort low drive and high drive soccer instep kick in kinetic parameters by developing dynamic model. Six skilled collegiate soccer players volunteered as subjects in the study. Average of the subjects individual characteristic have contained, age: $25/16 \pm 2/2$ years, weight: $70/6 \pm 6/6$ Kg and height: $173 \pm 6/5$ cm. In order to calculate the lower extremity joints kinematic parameters and kicks velocity, five markers attached to anatomical points of the foot (iliac crest, greater trochanter of femur, lateral epicondyle of knee, lateral malleolus and lateral phalanges of foot) and their movements were filmed at 240 Hz with two Casio ZR200 cameras. In order to calculate kinetic parameters of motion, kinematic parameters were entered into the model. This model was built with Simmechanics software and it had 4 degree of freedom. The results indicate that there were significant difference between low drive and high drive instep kick in thigh flexion and ankle plantar flexion moment. Also no significant different were found in thigh abduction and knee extension moment among low drive and high drive kicks. Finally, to demonstrate a powerful and coordinate soccer instep kick, joint torque should occur with a sequence.

Keywords: Instep kick, Kinetic, Dynamic model, joint moment.

* (Corresponding Author)

Email: Mostafa.H.Lotfalian@gmail.com