

## مقایسه پارامترهای بیومکانیکی منتخب و خطر آسیب پای تکیه‌گاه، حین شوت با پای برتر و غیر برتر در بین بازیکنان مبتدی فوتسال

مصطفی حاج لطفعلیان<sup>۱\*</sup>، مهدی کارگرفرد<sup>۲</sup>، حیدر صادقی<sup>۳</sup>، سجاد محمدی<sup>۱</sup>

۱. دانشجوی دوره کارشناسی ارشد، بیومکانیک ورزشی، دانشگاه اصفهان

۲. دانشیار فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان

۳. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۱۲/۳

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۸/۱۴

### چکیده

با توجه به تأثیر موقعیت قرارگیری پای تکیه‌گاه به‌منزله عاملی مؤثر بر موفقیت شوت و بروز آسیب در مفصل مچ پا، هدف این تحقیق، مقایسه منتخبی از ویژگی‌های بیومکانیکی و عوامل مؤثر بر آسیب پای تکیه‌گاه در شوت با پای برتر و غیربرتر بازیکنان مبتدی فوتسال بود. در این تحقیق نیمه‌تجربی، ۱۲ بازیکن فوتسال آماتور جوان با میانگین و انحراف استاندارد سن  $21 \pm 1/5$  سال، قد  $176 \pm 4/2$  سانتی‌متر، وزن  $67/6 \pm 5/5$  کیلوگرم مشارکت کردند. درحالی‌که از ورزشکاران خواسته شد تا توپ را با پای برتر و غیربرتر با حداکثر تلاش از فاصله ۱۰ متری به‌سمت دروازه شوت کنند، اطلاعات مربوط به نیرو و ضربه وارد شده به کف پا و موقعیت پای تکیه‌گاه به‌کمک دستگاه سنجش فشار کف پای صفحه‌ای Platform و با سرعت نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. برای بررسی خطر آسیب مچ پا، نیروها، ضربه‌ها و بیشترین فشار وارد به قسمت‌های لترال و مدیال، در دو پای برتر و غیربرتر اندازه‌گیری شد. نتایج حاکی از وجود اختلاف معنادار در دامنه حرکتی مفصل سابتالار بود که احتمالاً می‌توان دلیل آن را وجود انعطاف و هماهنگی بیشتر در پای برتر دانست. در مقدار ضربه وارد به قسمت‌های جلویی، میانی و عقبی پا، اختلاف معنی‌داری بین پای راست و چپ مشاهده نشد. حداکثر فشار در قسمت لترال پای غیربرتر به‌طور معناداری بیشتر از پای دیگر بود که احتمالاً می‌تواند یکی از علل افزایش خطر آسیب داخلی مچ پا تلقی شود. با توجه به تازه‌کار بودن و فقدان هماهنگی عصبی عضلانی مناسب در اندام غیربرتر آزمودنی‌ها قادر نبودند الگوی پیشرفته‌ای از حرکت شوت را در پای غیربرتر ارائه دهند. از این‌رو، فقدان هماهنگی عصبی عضلانی می‌تواند به اتلاف انرژی و وارد آمدن فشارهای غیراصولی به قسمت‌های مختلف بدن به‌ویژه کف پا منجر شود و بروز آسیب را تشدید کند. با توجه به نتایج تحقیق، می‌توان گفت ورزشکاران مبتدی فوتسال، حین زدن شوت با پای برتر، کیفیت بالاتری را از نظر فاکتورهای بیومکانیکی دخیل در حرکت نشان می‌دهند. همچنین، با توجه به پارامترهایی که بررسی شد، احتمال آسیب در مچ پای تکیه‌گاه فوتبالیست‌های مبتدی، هنگامی که با پای غیربرتر اقدام به شوت می‌کنند، بیشتر از پای تکیه‌گاه است. البته تعمیم این نتایج به بازیکنان نیمه‌مبتدی و حرفه‌ای نیاز به تحقیقات بیشتری دارد.

کلیدواژه‌ها: بیومکانیک، شوت روی پا، پای تکیه‌گاه، پای برتر و غیربرتر، فشار کف پا.

### Comparison of selected biomechanical parameters and support foot injury during soccer instep kick by preferred and non-preferred lower limbs of the novice players

Hajlotfalian, M<sup>1</sup>., Kargarfard, M<sup>2</sup>., Sadeghi, H<sup>3</sup>., Mohammadi, S<sup>1</sup>.

1. M. Sc. Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Isfahan

2. Associate Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Isfahan University

3. Full Professor, Sports Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Iran

### Abstract

Support foot position is one of the important factors which can affect instep kick quality and ankle joint injury. The aims of this study were to examine the support foot parameters in maximal instep kicking with the preferred and the non-preferred leg and research on risk factors for ankle joint injury in amateur futsal players. In this semi experimental study, twelve young and novice futsal players performed maximal speed place kicks with the preferred and the non-preferred leg. Average of the subjects individual characteristic have contained, age :  $21/2 \pm 1/5$  years, weight :  $67/6 \pm 5/5$  Kg and height :  $176 \pm 4/2$  cm. Athletes were kicking the ball towards the goal from 10 meters. amount of support foot pressure were calculated at 300 Hz. To calculate injury of ankle joint, Forces, impulses, position of the fixed leg and maximum pressure of the lateral and medial portions of the foos were determined. Results indicated a significant difference in amount of subtalar joint range of motion. Higher range of motion in dominant leg were caused by a greater flexibility and coordination in this side of the body. In addition there were no significant different in impact of anterior, middle and posterior portion of fixed

\*. mostafa.h.lotfalian@gmail.com

legs between two support foot. In contrast the maximum pressure in lateral side of non-preferred leg, was significantly more than other foot. In addition, the maximum force in non-preferred leg occurred prior then other foot. These problems can exacerbate ankle injury risk. Because the subjects were novice and they do not have appropriate neuromuscular coordination, can't show a good movement pattern in non preferred leg. Hence, the absence of neuromuscular coordination can lead to energy loss and high pressure coming into the body, especially the feet and it can exacerbate injuries. In a nutshell, amateur subjects indicated higher quality of biomechanical parameters in support foot of the preferred leg. Also likelihood of ankle sprain in dominant foot was less than other. Also generalization of these results to semi-professional and professional players, need further research.

**Keywords:** Biomechanics, Instep Kick, Support Foot, Preferred and Non-Preferred Foot, Foot Pressure.

## مقدمه

ساختار متحرک مفصل مچ پا به دلیل آنکه وزن کل بدن را تحمل می‌کند، از آسیب‌پذیرترین مفاصل بدن حین انجام حرکات ورزشی است (۱). مستند شده است که سالانه بیش از دو بلیون دلار صرف درمان و بازتوانی مبتلایان به این آسیب می‌شود (۲). بروز این آسیب در پای تکیه‌گاه، می‌تواند زمانی که ورزشکار در حال انجام حرکتی است که در آن از سطح مهارتی مطلوب و کافی برخوردار نیست، همانند شوت با پای غیرتخصصی، تشدید شود. اکستراند و همکاران (۱۹۸۳) میزان آسیب مفصل مچ پا را در پای برتر بسیار شایع دانستند که البته بخش اعظمی از این آسیب‌ها در پای تکیه‌گاه، زمانی رخ داده که ورزشکار از پای غیرتخصصی خود برای زدن شوت استفاده کرده است. سن، جنس، مصدومیت‌های قبلی، قد، دامنه حرکتی مفاصل و میزان تعادل ایستا و پویا برخی از عواملی هستند که بر بروز آسیب مچ پا تأثیر می‌گذارند و محققان بسیاری تأثیر آنها را بررسی کرده‌اند (۳-۷). مستند شده است که استفاده از اندام‌های برتر و غیربرتر نیز یکی دیگر از عواملی است که می‌تواند بروز آسیب در مفصل مچ پا را تحت تأثیر قرار دهد. برای مثال، برخی محققان، درباب احتمال بروز آسیب در پای برتر و غیربرتر اختلاف معناداری را گزارش کردند (۸-۱۰)، درحالی‌که برخی دیگر، اختلاف معناداری در میزان آسیب مفصل مچ پا بین دو اندام چپ و راست مشاهده نکردند (۱۱-۱۳).

شوت روی پا یکی از پرکاربردترین مهارت‌های بازی فوتبال است (۱۴). اگرچه تکنیک شوت روی پا، از زوایای متعددی بررسی شده است (۱۵،۱۶)، نقش پای تکیه‌گاه در فرایند انجام شوت، نسبت به پای ضربه، کمتر مورد توجه بوده و بیشتر مطالعاتی که در این زمینه انجام شده، در زمینه محاسبه نیروی عکس‌العمل زمین بوده است (۱۷،۱۸). نقش پای تکیه‌گاه در حین شوت، کم‌کردن سرعت بدن و افزایش پایداری است تا عضلات بتوانند به‌خوبی نیرو تولید کنند (۱۶). تعداد محدودی ورزشکار در سطح جهان وجود دارند که می‌توانند توپ را با هر دو پا، با یک کیفیت شوت کنند (۱۹). به نظر می‌رسد دلیل اصلی ناتوانی ورزشکاران برای زدن شوت باکیفیت، با پای غیربرتر، شکل نگرفتن الگوی حرکت در بدن ورزشکاران به‌طور صحیح است. بنابراین، این مسئله در زمان‌هایی که ورزشکار مجبور به زدن شوت با پای غیرتخصصی می‌شود، می‌تواند صدمه ایجاد کند (۲۰). با توجه به اینکه در حین بروز پیچ‌خوردگی مچ پا، توازن در فشار اعمال‌شده بر بخش‌های مختلف کف پا به هم می‌خورد (۲۱)، در این مطالعه مقدار فشار وارد بر قسمت‌های مختلف کف پای تکیه‌گاه اندازه‌گیری شد تا با

مقایسه پارامترهای بیومکانیکی در پای برتر و غیربرتر، فرضیه بالا بودن احتمال بروز آسیب در پای تکیه‌گاه حین انجام شوت با پای غیربرتر نسبت به پای برتر بررسی شود. به‌طور مشخص، هدف این تحقیق، مقایسه منتخبی از ویژگی‌های بیومکانیکی و خطر فاکتورهای آسیب پای تکیه‌گاه در شوت با پای برتر و غیربرتر بازیکنان فوتسال بود.

## روش‌شناسی

جامعه آماری این تحقیق نیمه‌تجربی را دانشجویان رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان تشکیل دادند. از درون جامعه آماری، ۱۲ فوتسالیست مبتدی دانشگاه اصفهان با مشخصات  $21/2 \pm 1/5$  سال، وزن  $67/6 \pm 5/5$  کیلوگرم و قد  $176 \pm 4/2$  سانتی‌متر، که سابقه بازی فوتسال را داشتند، به‌صورت تصادفی ساده به‌منزله نمونه آماری در دسترس در این مطالعه مشارکت کردند. دو نفر از آزمودنی‌ها چپ‌پا و ده نفر دیگر راست‌پا بودند. همه آزمودنی‌ها از لباس و کفش مناسب استفاده می‌کردند. از توپ با اندازه ۴ که مطابق با استانداردهای فیفا بود برای انجام آزمایش استفاده شد. در محیط آزمایشگاه، موقعیت زدن ضربه از نقطه پنالتی دوم در بازی فوتسال شبیه‌سازی شد؛ به‌طوری‌که فاصله محل ضربه تا هدف ۱۰ متر بود و دروازه فوتسال به‌منزله هدف در نظر گرفته شد. طرح تحقیق برای آزمودنی‌ها تشریح شد و پس از گرفتن رضایت‌نامه کتبی برای مشارکت در آزمایش، قرار شد ورزشکاران توپ را با هر دو پای خود با حداکثر تلاش به‌سمت دروازه شلیک کنند. افراد به‌صورت تصادفی برای انجام آزمون فراخوانی می‌شدند. از دستگاه سنسور فشار کف پا ساخت شرکت (RsScan) و نرم‌افزار مربوط به آن، که این قابلیت را به کاربر می‌دهد تا کف پا را با توجه به اندازه و شکل، به مناطق دلخواه تقسیم کند و پارامترهای بیومکانیکی هر قسمت را جداگانه مورد بررسی قرار دهد، برای محاسبه فشار قسمت‌های مختلف پا استفاده شد. دستگاه مذکور با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ داده بر ثانیه، اطلاعات را ذخیره می‌کرد. به‌علاوه، یک دوربین به فاصله ۱۰ متری از محل ضربه در صفحه ساجیتال قرار داده شد تا کیفیت ضربه‌ها از نظر سرعت نیز بررسی شود. به‌منظور جلوگیری از بروز خطای هدف‌گزینی در حین آزمایش، که می‌توانست الگوی حرکتی و درنهایت نتایج تحقیق را تحت تأثیر قرار دهد، دستگاه در محل استتار شد و از ورزشکاران خواسته شد تا با حداکثر توان ضربات خود را به تویی که ثابت روی زمین قرار داشت اعمال کنند. در نهایت، برای هر یک از آزمودنی‌ها دو ضربه با پای راست و دو ضربه با پای چپ از بین شوت‌هایی که در آنها پای تکیه‌گاه به‌طور کامل به دستگاه برخورد کرده بود و نیز دارای قدرت و دقت پذیرفتنی بود انتخاب شد و مقدار فشار اعمال‌شده بر قسمت‌های مختلف کف پای تکیه‌گاه در حین شوت استخراج شد تا مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرد. نیروی عکس‌العمل زمین و محاسبه مقدار ضربه وارد به قسمت‌های مختلف پا، از دیگر اطلاعات خروجی دستگاه فشار

پا<sup>۱</sup> است که از اطلاعات به دست آمده از کف پای تکیه‌گاه به کمک نرم‌افزار به سه قسمت عقبی، میانی و جلویی تقسیم، و مقدار ضربه وارد به این مناطق در بازه زمان محاسبه شد و در دو پای تکیه‌گاه برتر و غیربرتر در حین زدن شوت روی پا مقایسه شد. معادلات به کار رفته برای محاسبه پارامترها به شرح ذیل است:

رابطه ۱	فشار = نیرو / سطح مقطع
رابطه ۲	ضربه = نیرو * زمان
رابطه ۳	گشتاور = نیرو * بازوی گشتاور
رابطه ۴	گشتاور = (فشار * بازوی گشتاور) / سطح مقطع

وضعیت توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کالموگروف - اسمرینوف بررسی شد. از آزمون t زوجی برای مقایسه آماری متغیرها بین دو اندام برتر و غیربرتر در سطح معنی‌داری  $P \leq 0/05$  استفاده شد.

### یافته‌ها

به منظور بررسی ویژگی‌های پای تکیه‌گاه در حین شوت با پای برتر و غیربرتر، زاویه مفصل ساب‌تالار<sup>۲</sup> که بیان‌کننده مقدار اینورژن و ایورژن پاست و زاویه محور پا که نشان‌دهنده میزان انحراف پای تکیه‌گاه از راستای مستقیم است، در بین دو حرکت مقایسه و اختلاف معنادار قابل توجهی در بین دو پا مشاهده شد. ضمن اینکه ضربه وارد به سه قسمت جلویی، میانی و عقبی پا نیز تحت بررسی قرار گرفت و اختلاف معناداری در این پارامتر بین ورزشکاران مبتدی در پای برتر و غیربرتر دیده نشد. نتایج محاسبه شده مربوط به فشار وارد به قسمت‌های داخلی و خارجی پا نشان داد که میانگین بیشترین فشار در قسمت داخلی پای تکیه‌گاه، هنگامی که آزمودنی‌ها با پای برتر اقدام به شوت روی پا کردند، ۱۹/۶۸ پاسکال است که این مقدار برای پای تکیه‌گاه غیربرتر ۲۰ درصد بیشتر بود. ضمن اینکه در بیشترین فشار وارد به قسمت خارجی پا، بین پای چپ و راست اختلاف معناداری مشاهده شد (جدول ۱).

1. Foot Scan  
2. Subtalar

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار پارامترهای بیومکانیکی در پای تکیه‌گاه برتر و غیربرتر (استاندارد شده براساس وزن)

مقدار P	شوت با پای غیر برتر	شوت با پای برتر	
* ۰/۰۱۳	۴۸/۳±۱۴	۵۹/۹±۱۳/۸	زاویه ساق تالار (deg)
* ۰/۰۰۱	۱۶/۳۳±۸/۲	۵/۹±۴/۲	زاویه محور پا (deg)
۰/۲۶۷	۸/۵±۴/۵	۷/۳۳±۳/۳	ضربه وارده به عقب پا (N*s)
۰/۲۳۴	۳/۷±۱/۴	۴/۰۶±۱/۳	ضربه وارده به وسط پا (N*s)
۰/۴۶۱	۸۷/۷±۵/۶	۸۸/۵±۴/۳	ضربه وارده به جلوی پا (N*s)
* ۰/۰۰۵	۳۲/۹۷±۱۲/۷	۲۴/۳±۸/۳	حداکثر فشار وارد به خارج پا (Pa)
۰/۱	۲۳/۸±۹/۳	۱۹/۷±۷/۵	حداکثر فشار وارد به داخل پا (Pa)
* ۰/۰۳۶	۲۷/۱۵	۳۴/۱۴	زمان وقوع حداکثر نیرو در پای تکیه‌گاه (%)

\* اختلاف در سطح معناداری ( $p \leq 0/05$ )

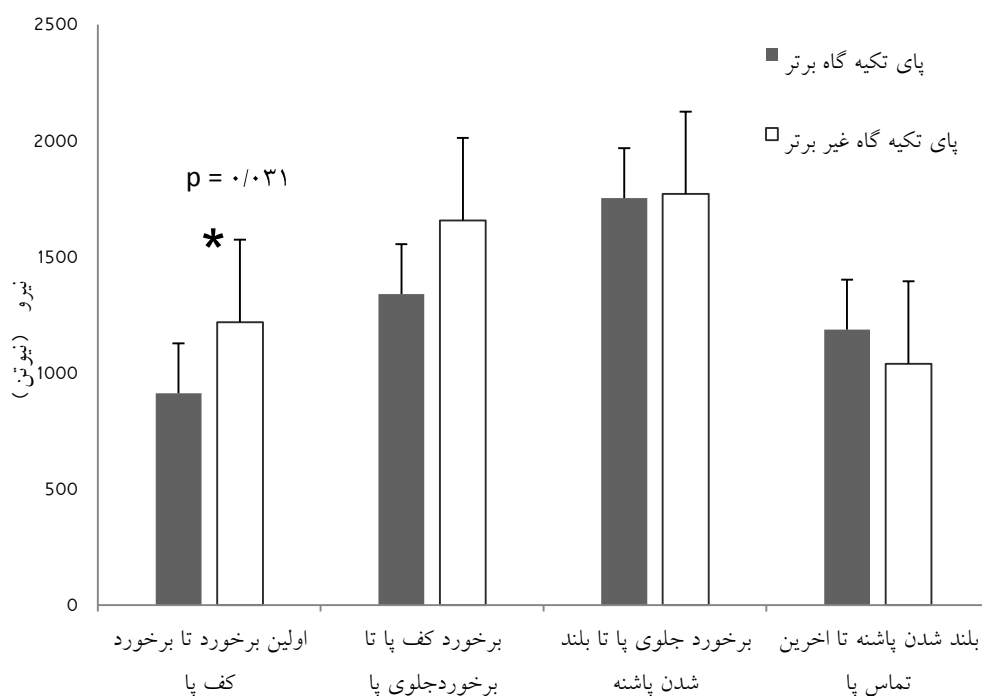
اطلاعات مربوط به زمان‌بندی مراحل مختلف قرارگرفتن پای تکیه‌گاه روی زمین، در حین شوت روی پا با پای تخصصی و غیرتخصصی در جدول ۲ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، آزمودنی‌هایی که با پای غیربرتر خود اقدام به زدن شوت می‌کنند، برای کامل‌شدن حرکت، زمان بیشتری را در فاز استقرار صرف می‌کنند. ضمن اینکه، در لحظه جداشدن پاشنه از زمین، بین دو پای تکیه‌گاه برتر و غیربرتر اختلاف معنی‌دار دیده می‌شود.

جدول ۲. میانگین زمان رسیدن پای تکیه‌گاه به مراحل مختلف فاز استقرار در حین شوت با پای برتر و غیر برتر

مقدار P	پای تکیه‌گاه غیر برتر(ثانیه)	پای تکیه‌گاه برتر(ثانیه)	مراحل فاز استقرار
	۰	۰	لحظه اولین برخورد
۰/۵۰	۰/۰۸۷	۰/۰۷۸	لحظه اولین برخورد کف پا
۰/۷۰	۰/۱۳۳	۰/۱۲۲	لحظه برخورد کامل کف پا
* ۰/۰۳۹	۰/۵۹	۰/۴۳	لحظه بلند شدن پاشنه
۱	۱/۹۵	۱/۲۵	لحظه جدا شدن پا

\* اختلاف در سطح معناداری ( $p \leq 0/05$ )

مقدار نیروی عمودی وارد بر پای تکیه‌گاه در مراحل مختلف فاز استقرار نیز در این مطالعه محاسبه شد و در دو پای برتر و غیربرتر تحت مقایسه قرارگرفت. میانگین نیروی عمودی وارد به پای تکیه‌گاه غیربرتر در ابتدای برخورد پا به صفحه فشار تا انتهای لحظه بلندشدن پاشنه، بیشتر از پای تکیه‌گاه برتر بود و در مقدار این نیرو، در دامنه برخورد اولیه تا برخورد کف پا، اختلاف معناداری بین پای برتر و غیربرتر مشاهده شد (شکل ۱).



شکل ۱. میانگین نیروی وارد به پای تکیه‌گاه در مراحل مختلف فاز استقرار بین پای برتر و غیربرتر (معنی‌داری در سطح  $p \leq 0/05$ )

## بحث

هدف این مطالعه، مقایسهٔ منتخبی از پارامترهای بیومکانیکی و میزان خطر آسیب میچ پای تکیه‌گاه برتر و غیربرتر در حین انجام شوت روی پا در فوتسال‌بست‌های مبتدی بود. پارامترهایی که در این مطالعه بررسی شدند، می‌توانند از منظر تکنیک و نقش و تأثیر این پارامترها بر تفاوت‌های بین شوت با پای تخصصی و غیرتخصصی و خطر فاکتورهای آسیب در میچ پای تکیه‌گاه مورد بررسی قرار گیرند (۱۸). براساس یافته‌های تحقیق، دامنهٔ حرکتی مفصل ساب‌تالار در پای تکیه‌گاه برتر بیشتر از پای دیگر بود که با توجه به حرفه‌ای نبودن آزمون‌دهندگان و نبودن قابلیت زدن شوت با کیفیت با پای غیرتخصصی، این مسئله که مفاصل پای غیرتخصصی این افراد دارای دامنهٔ حرکتی و انعطاف‌پذیری کمتری باشد، توجیه‌پذیر است. این مسئله با نتایج تحقیق رهنما و همکاران (۲۰۰۵) مشابه است که وجود انعطاف بیشتر در پای برتر را بیان کردند (۲۲). کلیز و کاتیز (۲۰۰۷) بیان می‌کنند که برای زدن یک شوت روی پای پر قدرت و بادقت، پای تکیه‌گاه، پای ضربه، تنه و به‌طور کلی بدن، بایست در راستای هدف قرار گیرد (۱۵). در شوت با پای برتر، محور پای تکیه‌گاه دارای انحراف کمتری نسبت به راستای مستقیم است که ناشی از کنترل بیشتر آمودنی‌ها بر حرکت بدن، به‌خصوص پای تکیه‌گاه، است (۲۳، ۲۴). از دیگر

پارامترهای تحت بررسی در این پژوهش، مقدار ضربه وارد به قسمت‌های مختلف پای تکیه‌گاه بود. زمانی که پاشنه پای تکیه‌گاه از زمین جدا می‌شود، نیروی زیادی به زمین وارد می‌کند تا بدن را به جلو پیش ببرد. در این تحقیق نیز مشاهده شد که مقدار ضربه وارد به قسمت فوقانی پا اختلاف درخور توجهی با دیگر مناطق داشت. ضمن اینکه میانگین ضربه به قسمت جلوی پای تکیه‌گاه برتر بیشتر از پای غیربرتر بود. با توجه به اطلاعات مندرج در جدول ۲، می‌توان گفت افراد در حین انجام شوت با پای غیربرتر، زمان بیشتری را در فاز استقرار صرف می‌کنند که دلیل احتمالی آن را می‌توان ناتوانی عضلات پای تکیه‌گاه برای انقباض هم‌زمان و قدرتمند و نداشتن الگوی حرکتی مناسب در حین شوت دانست (۲۵،۲۶). نایت و همکاران (۲۰۱۱) فعالیت الکترومایوگرافی برخی عضلات حرکت‌دهندهٔ مچ را در دو پای برتر و غیربرتر بررسی و اختلاف درخور توجهی را، که حاکی از وجود قدرت بیشتر در عضلات پای برتر بود، گزارش کردند (۲۷).

از منظر مقایسهٔ خطر فاکتورهای آسیب مچ، در بین دو پای برتر و غیربرتر، مشاهده می‌شود که میانگین و بیشترین فشار واردشده به قسمت لترال پای تکیه‌گاه غیربرتر، بیشتر از پای برتر است و اختلاف معناداری با آن دارد. با توجه به مواردی همچون کم‌تربودن انعطاف و نداشتن هماهنگی مناسب در هنگام شوت در پای غیربرتر در بین فوتسالیست‌های مبتدی و با عنایت به روابط ۱، ۳ و ۴ می‌توان به وجود رابطهٔ مستقیم بین فشار و نیرو پی‌برد و احتمال داد که مقدار گشتاور ایجادشده برای چرخاندن پا به سمت داخل، در پای تکیه‌گاه غیربرتر بیشتر از پای تکیه‌گاه برتر است. به‌علاوه، اختلاف فشار وارد شد به قسمت‌های مدیال و لترال پای تکیه‌گاه غیربرتر به‌مراتب بیشتر از پای تکیه‌گاه برتر است و این اختلاف باعث به‌هم‌خوردن تعادل و به‌وجود آمدن نیروی برشی در پا می‌شود (جدول ۱). بنابراین، می‌توان میزان خطر آسیب مچ را در پای تکیه‌گاه غیرتخصصی بیشتر دانست. این نتیجه با نتایج برخی تحقیقات گذشته که به وجود تفاوت در میزان آسیب مچ در پای برتر و غیربرتر پرداخته‌اند همسو بود (۸،۹). بیشتر بودن انحراف محور پا از راستای مستقیم و کم‌تربودن دامنهٔ حرکتی در مفصل ساب‌تالار در پای غیربرتر نیز می‌تواند احتمال بروز آسیب را در افراد تحت آزمایش افزایش دهد (۲۸-۳۰). افزایش بارگذاری نیرو، رابطهٔ مستقیمی با بروز آسیب در بدن انسان دارد. اورلوف (۲۰۰۸) و کلاگ (۲۰۰۹) مدعی شدند که پای تکیه‌گاه غیربرتر پایداری و ثبات کمتری نسبت به پای برتر در حین زدن شوت روی پا دارد (۱۸،۳۱). براساس یافته‌های کلاگ (۲۰۰۹)، میزان نیروی ترمز و عکس‌العمل زمین، در پای غیربرتر بیشتر از پای برتر است که این مسئله باعث بروز آسیب در زانو و مچ می‌شود (۳۱). نتایج مربوط به شکل ۱، بیشتر بودن نیروی عکس‌العمل زمین را در پای غیربرتر نشان می‌دهد که می‌تواند احتمال آسیب را افزایش دهد. از یافته‌های دیگر این تحقیق که می‌توان آن را در حیطهٔ آسیب‌شناسی مفصل مچ بررسی کرد، تغییر در زمان اعمال نیروی اوج به کف پای تکیه‌گاه است. براساس نتایج تحقیق کالفیلد و همکاران (۲۰۰۴)، اگر نیروی اوج سریع‌تر به پای فرد وارد شود، نشان‌دهندهٔ فقدان ثبات و استحکام در مفصل است و تنش بیشتری را به مچ وارد می‌کند و این مسئله احتمالاً به‌سبب ضعف

در کنترل حرکت رخ می‌دهد (۳۲). با توجه به جدول ۱، می‌توان مشاهده کرد که بیشترین نیرو در پای تکیه‌گاه غیربرتر زودتر از پای برتر بروز پیدا کرده است و این می‌تواند در جریان مسابقه و در تکرارهای مکرر، زمانی که فرد توپ را با پای غیربرتر شوت می‌کند، احتمال وقوع آسیب در مفصل مچ را افزایش دهد.

### نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق، می‌توان گفت بین پای تکیه‌گاه برتر و غیربرتر در بین فوتسالیست‌های مبتدی، تفاوت‌های بیومکانیکی متعددی در شوت روی پا وجود دارد. ضمن اینکه میزان خطر آسیب مچ پای تکیه‌گاه در فوتسالیست‌های مبتدی در زدن شوت روی پا با پای غیربرتر به مراتب بیشتر از پای برتر است.

### منابع

- Nielsen, A.B., Yde, J. (1989). Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. *The American Journal of Sports Medicine*. 17(6):803-7.
- Jørring, K. (1980). Osteoarthritis of the hip: epidemiology and clinical role. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 51(1-6):523-30.
- Söderman, K., Alfredson, H., Pietilä, T., Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 9(5):313-21.
- Ekstrand, J., Gillquist, J. (1983). The avoidability of soccer injuries. *International Journal of Sports Medicine*. 4(02):124-8.
- Chomiak, J., Junge, A., Peterson, L., Dvorak, J. (2000). Severe injuries in football players . Influencing factors. *The American Journal of Sports Medicine*. 28(5):58-68.
- Backous, D.D., Friedl, K.E., Smith, N.J., Parr, T.J., Carpine, W.D. (1988). Soccer injuries and their relation to physical maturity. *American Journal of Diseases of Children*. 142(8):839-42.
- Östenberg, A., Roos, H. (2000). Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 10(5):279-85.
- Baumhauer, J.F., Alosa, D.M., Renström, P.A., Trevino, S., Beynnon, B. (1995). A prospective study of ankle injury risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*. 23(5):564-70.
- Ekstrand, J., Gillquist, J. (1982). Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 15(3):267-70.
- Orchard, J.W. (2001). Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in australian football. *The American Journal of Sports Medicine*. 29(3):300-3.
- Beynnon, B.D., Renström, P.A., Alosa, D.M., Baumhauer, J.F., Vacek, P.M. (2001). Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of Orthopaedic Research*. 19(2):213-20.
- Seil, R., Rupp, S., Tempelhof, S., Kohn, D. (1998). Sports injuries in team handball A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. *The American Journal of Sports Medicine*. 26(5):681-7.
- Surve, I., Schweltnus, M.P., Noakes, T., Lombard, C. (1994). A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *The American Journal of Sports Medicine*. 22(5):601-6.
- Barfield, W.R., Kirkendall, D.T., Yu, B. (2002). Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. *Journal of Sports Science and Medicine*. 1(3):72-9.
- Kellis, E., Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*. 6(2):154-65.
- Katis, A., Kellis, E. (2010). Three-dimensional kinematics and ground reaction forces during the instep and outstep soccer kicks in pubertal players. *Journal of Sports Sciences*. 28(11):1233-41.
- Orloff, H., Sumida, B., Chow, J., Habibi, L., Fujino, A., Kramer, B. (2008). Ground reaction forces and kinematics of plant leg position during instep kicking in male and female collegiate soccer players. *Sports Biomechanics*. 7(2): 238-47.
- Lees, A., Asai, T., Andersen, T.B., Nunome, H., Sterzing, T. (2010). The biomechanics of kicking in soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*. 28(8):805-17.
- Dörge, H.C., Andersen, T.B., Sørensen, H., Simonsen, E.B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*. 20(4):293-99.
- Murphy, D.F., Connolly, D.A. J., Beynnon, B.D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*. 37(1):13-29.
- Ekstrand, J. (2008). Epidemiology of football injuries. *Science & Sports*. 23(2):73-77.
- Rahnama, N., Lees, A., Bambaecchi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*. 48(11-14):1568-75.



23. Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A., Stergioulas, L.K. (2006). Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *Journal of Sports Sciences*. 24(1):11-22.
24. Davids, K., Lees, A., Burwitz, L. (2000). Understanding and measuring coordination and control in kicking skills in soccer: Implications for talent identification and skill acquisition. *Journal of Sports Sciences*. 18(9):703-14.
25. Masuda, K., Kikuhara, N., Takahashi, H., Yamanaka, K. (2003). The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players. *Journal of Sports Sciences*. 21(10):851-58.
26. Maraj, B.K., Morrison, Z.J., JiaYi, C., Davids, K. (2006). The perceptual-motor regulation of kicking in soccer. *International Journal of Sport Psychology*. 37(2/3):157-85.
27. Knight, A.C., Weimar, W.H. (2011). Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. *Journal of Sport Rehabilitation*. 20(3):321-32.
28. Kvist, M. (1994). Achilles tendon injuries in athletes. *Sports Medicine*. 18(3):173-201.
29. Siegler, S., Chen, J., Schneck, C.D. (1988). The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part I: Kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*. 110(4):364-73.
30. Krivickas, L.S. (1997). Anatomical factors associated with overuse sports injuries. *Sports Medicine*. 24(2):132-46.
31. Clagg, S.E., Warnock, A., Thomas, J.S. (2009). Kinetic analyses of maximal effort soccer kicks in female collegiate athletes. *Sports Biomechanics*. 8(2):141-53.
32. Caulfield, B., Garrett, M. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics*. 19(6):617-21.