

مقایسه دو مدل وضعیت قرارگیری نشانگرها جهت بررسی زاویه پشت پا طی فاز استقرار راه رفتن در دو وضعیت با و بدون کفش در افراد با پای طبیعی

چکیده

حسین فرزانه^{۱*}، سعید ایل‌بیگی^۲

۱- گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

۲- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

دریافت: ۱۳۹۴/۵/۲۰ پذیرش: ۱۳۹۴/۹/۲۵

هدف: هدف از تحقیق حاضر، مقایسه دو مدل وضعیت قرارگیری نشانگرها جهت بررسی زاویه پشت پا در افراد با پای طبیعی طی مراحل مختلف فاز استقرار راه رفتن در حالت با و بدون استفاده از کفش بود.

روش‌ها: تعداد ۱۵ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند به‌صورت هدفمند و بر اساس شاخص افت استخوان ناوی انتخاب شدند. پس از قرارگیری نشانگرها با استفاده از مدل‌های Clarke و همکاران و Nigg، به‌طور هم‌زمان بر روی پا، اطلاعات زاویه پشت پای آزمودنی‌ها با استفاده از سیستم ثبت تصاویر دوبعدی از نمای پشت (دوربین پاناسونیک)، حین راه رفتن با سرعت ۱/۷ متر بر ثانیه بر روی تردمیل در دو وضعیت با و بدون کفش جمع‌آوری شد. جهت تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها از آزمون T مستقل در سطح $(p \leq 0.05)$ ، استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که بین مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در نتیجه بررسی دو مدل نشانه‌گذاری Clarke و Nigg در هر دو وضعیت‌های با و بدون استفاده از کفش طی فاز استقرار راه رفتن اختلاف معنی‌داری وجود دارد $(p \leq 0.001)$.

نتیجه‌گیری: با توجه به اختلاف مشاهده شده در مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها بر اساس دو مدل مورد بررسی، توجه به ویژگی‌های هر مدل در هنگام بررسی کینماتیکی زاویه پشت پا، امری ضروری به نظر می‌رسد. **کلید واژگان:** زاویه پشت پا، فاز استقرار، راه رفتن، کفش، پای‌برهنه

* نویسنده مسئول: گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

تلفن: ۰۹۱۵۸۳۳۵۲۹۴

E-mail: farzaneh_h68@yahoo.com

مقدمه

مقدار کمتری حرکات استخوان قاپ (Talus bone) درون کام میج پا (قله) در وضعیت صفحه فرونتال (Frontal plan) فراهم می‌کند (۱). Wright و همکاران اولین محققانی بودند که به بررسی الگوی حرکتی زاویه پشت پا پرداختند (۲). این محققین حرکات و چرخش‌های ایجاد شده در دو مفصل سواب تالار و تالوکروال (Talocrural) در هنگام راه رفتن را مورد تجزیه و تحلیل قرار دادند. به‌طور معمول انجام چنین پژوهش‌هایی توسط محققان و

به‌طور کلی یکی از عناصر اساسی نشان‌دهنده عملکرد پا، اندازه‌گیری میزان زاویه پشت پا (Rearfoot angle) است که اغلب در حالت‌های پویا نظیر راه رفتن و دویدن مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. اندازه‌گیری زاویه پشت پا نسبت به ساق پا اطلاعاتی درباره حرکات انجام‌شده در مفصل سواب تالار (Subtalar joint) و احتمالاً به

پزشکان به منظور انجام مداخلات در کفش و ارتز (۳،۴،۵) و استفاده در پروتکل‌های درمانی جهت پیشگیری و درمان آسیب احتمالی ناشی از آن، صورت می‌گیرد.

یافته‌های پژوهشی نشان داده‌اند که بین آسیب‌های مختلف اندام تحتانی و افزایش بیش از حد زاویه پشت پا و پرونیشن پا ارتباط وجود دارد (۴،۶). Luethi و همکاران اشاره کردند که بین میزان درد و آسیب‌های رایج اندام تحتانی و زاویه پشت پا (زاویه بین پاشنه با ساق پا) در بازیکنان تنیس ارتباط معنی‌داری وجود دارد (۷)؛ همچنین گزارش شده است که حرکت بیش از حد زاویه پشت پا یکی از فاکتورهای مهمی است که با آسیب‌های اندام تحتانی ناشی از دویدن (۸) و فعالیت‌های ورزشی مرتبط است (۹). Duffey و همکاران و Tiberio در مطالعات خود بیان کردند که انحراف غیرطبیعی زاویه پشت پا موجب سندروم درد کشکی رانی (Patellofemoral pain syndrome) می‌شود (۱۰،۱۱). همچنین بین پرونیشن بیش از حد در مفصل ساب تالار با آسیب‌های ناشی از پرکاری زانو ارتباط وجود دارد (۱۲). به همین منظور افراد زیادی به اهمیت کنترل افزایش بیش از حد زاویه پشت پا در هنگام راه رفتن و دویدن اشاره کرده‌اند (۱۳-۱۵)، بنابراین درک بیومکانیک و پاتومکانیک همواره در درک آسیب و پیشگیری از بروز آن‌ها اهمیت داشته و انجام چنین پژوهش‌هایی به عنوان پژوهش‌های پایه و بنیادی جهت استفاده در دیگر مطالعات مرتبط، ضروری و حائز اهمیت است.

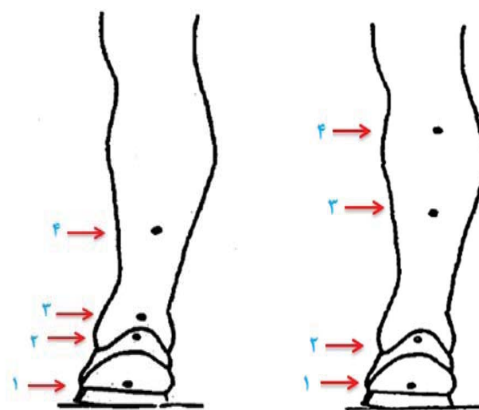
به طور کلی محور اصلی مطالعات انجام شده جهت اندازه‌گیری موقعیت و حرکات ساب تالار و بررسی تغییرات زاویه پشت پا، استفاده از فیلم‌برداری و سینماتوگرافی است، که برخی اوقات به صورت دوبعدی (۱۶-۱۸) یا سه‌بعدی (۱۹، ۱۴، ۱۳) در محیط‌های آزمایشگاهی روی تردمیل با استفاده از مارکرها، نشانگرها و بازتاب‌دهنده‌های نوری که در بخش خلفی پا نصب شده‌اند مورد بررسی و در نهایت توسط نرم‌افزارهای تحلیل حرکت در محیط کامپیوتر مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است (۲۰). در اکثر این پژوهش‌ها به منظور بررسی حرکات مفصل ساب تالار و حرکات پشت پا (Rearfoot motion)، از مدل‌های مارکر گذاری Clarke و همکاران (۲۱، ۲۲، ۱۴، ۴، ۳) و Nigg (۲۶-۲۳، ۱۷) استفاده شده است. این دو مدل مارکر گذاری از نظر موقعیت قرارگیری تا حدودی متفاوت هستند و احتمالاً نتایج به دست آمده از این دو مدل با یکدیگر متفاوت خواهند بود. در مدل نشانه گذاری Clarke برای اندازه‌گیری زاویه پشت پا از

چهار نشانگر استفاده می‌شود، که به ترتیب نشانگر شماره ۱، در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت پایینی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۲، در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت بالایی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۳ و ۴، در قسمت خلفی ساق پا روی قسمت خلفی عضله دوقلو (روی بطن عضله، حدوداً ۲۰ سانتی متر بالاتر از نشانگرهای شماره ۱ و ۲) عمود بر پاشنه پا (۴)، قرار می‌گیرند. (شکل ۱) و در مدل Nigg نیز چهار نشانگر استفاده می‌شود که به ترتیب نشانگر شماره ۱، در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت پایینی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۲، در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت بالایی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۳، قسمت خلفی بالایی لبه کفش روی تاندن آشیل و نشانگر شماره ۴، روی قسمت تحتانی خلفی عضله دوقلو (حدوداً ۱۵ سانتی متر بالاتر از نشانگر شماره ۱) عمود بر راستای پاشنه (۲۷)، قرار می‌گیرند (شکل ۲). در واقع، اختلاف عمده این دو مدل در موقعیت قرارگیری نشانگرهای شماره ۳ و ۴ می‌باشد، در مدل Clarke دو نشانگر شماره ۳ و ۴ در قسمت میانی و شکم عضله دوقلو قرار می‌گیرد، اما در مدل Nigg این دو نشانگر در قسمت تحتانی ساق پا و در محل اتصال عضله دوقلو به تاندون آشیل قرار می‌گیرد.

با وجود این اختلاف در موقعیت نشانه گذاری‌ها، تحقیقات بسیار محدودی به بررسی و مقایسه این دو روش نشانه گذاری پرداخته است و تنها می‌توان به مطالعه Csontos اشاره نمود، در این مطالعه نشان داده شده است که بین نتایج حاصل از دو مدل نشانه گذاری Clarke و Nigg هنگام بررسی و اندازه‌گیری برخی از مؤلفه‌های حرکتی پشت پا اختلاف معناداری وجود دارد (۲۷)؛ اما این مسئله به طور کلی بیان شده است و به صورت خاص تاکنون اثرات این دو مدل بر روی مقادیر زاویه پشت پا مورد بررسی قرار نگرفته است. علاوه بر این، چون در تحقیق Csontos داده‌های جمع‌آوری شده توسط سیستم آنالیز حرکت APAS (Ariel performance analysis system)، بر روی جامعه زنان (۱۲ نفر) و در وضعیت با استفاده از کفش مورد ارزیابی قرار گرفته است. لذا لزوم مقایسه این دو روش در دیگر جوامع، با دیگر وضعیت‌ها و در دیگر سرعت‌ها، سیستم‌ها و روش‌های محاسبه آنالیز حرکت به منظور اطمینان و مقایسه و کسب نتایج دقیق‌تر احساس می‌شود (در پژوهش حاضر مقدار زاویه پشت پای ۱۵ مرد سالم در دو وضعیت با و بدون استفاده از کفش در سرعت ۱/۷ متر بر ثانیه (راه رفتن) و توسط

آزمون را کامل کردند (۲۸)، همچنین از کلیه آزمودنی خواسته شده بود که در ۴۸ ساعت قبل از آزمون هیچ گونه فعالیت خسته کننده جهت به حداقل رساندن اثر خستگی، کوفتگی و گرفتگی عضلانی را که ممکن است در الگوی راه رفتن افراد تغییر ایجاد کند، نداشته باشند. علاوه بر این، آزمودنی ها قبل و بعد از انجام آزمون جهت گرم کردن و جلوگیری از آسیب دیدگی به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی و نرمشی سبک و ۵ دقیقه با سرعت پایین جهت آشنایی با دستگاه تردمیل به راه رفتن پرداختند. بعد از انجام برنامه گرم کردن، هر آزمودنی به مدت ۱۶ دقیقه، ۸ دقیقه بدون استفاده از کفش و ۸ دقیقه نیز با استفاده از کفش ورزشی مدل (اف)، در سرعت ۱/۷۵ متر بر ثانیه روی تردمیل مدل (Hp cosmos para motion) ساخت (کشور آلمان) با کمترین پوشش اندام تحتانی (شورت ورزشی) در شیب صفر درجه به فعالیت راه رفتن پرداختند. فاصله استراحت زمانی بین هر آزمون مدت ۱۰ دقیقه بود، از آنجایی که ممکن است افراد به خاطر آگاهی داشتن از ضبط و ثبت اجرای خود، رفتار و الگوی متفاوتی نسبت به الگوی طبیعی نشان دهند، بنابراین محقق شروع کار آزمودنی را مورد محاسبه قرار نداده و در واقع زمانی را مورد محاسبه قرار داده است که فرد به الگوی پایدار راه رفتن رسیده و دیگر بر حرکاتش تمرکز نداشته باشد. کلیه مراحل آزمون با استفاده از دو دوربین فیلم برداری پاناسونیک مدل ۳۳۰ (NV-GS) با فرکانس ۱۲۵ هرتز در ثانیه از نمای خلفی تصویربرداری شد. قبل از اجرای آزمون دوربین در فاصله ۱/۵ متری نسبت به تردمیل و در ارتفاع بین ۴۰ تا ۵۰ سانتی متر نسبت به زمین کالیبره شد.

جهت سنجش و اندازه گیری تغییرات زاویه پشت پا، قبل از آزمون با استفاده از مازیک مخصوص دستگاه، درحالی که آزمودنی روی تخت به صورت دمر قرار داشت در موقعیت خنثی بر اساس مدل نشانه گذاری انتخابی در این پژوهش، «ترکیبی از مدل های نشانه گذاری Clarke و همکاران، و Nigg»، موقعیت های مورد نظر مشخص و نشانه گذاری شد. معیار سنجش و تجزیه تحلیل زاویه پشت پا، پای راست آزمودنی ها بود که معیار تشخیص و محاسبه این زاویه در مراحل فاز استقرار راه رفتن، میزان درجه اختلافی بین دو خط نیم سازه پاشنه و ساق پا بود. در نهایت بعد از بررسی نرمال بودن داده ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک، از آزمون آماری T مستقل در سطح $(p \geq 0/05)$ ، در محیط SPSS ۱۹ استفاده شد.



شکل ۲. مدل نشانه گذاری
Nigg (۱۹۸۶)

شکل ۱. مدل نشانه گذاری
Clarke و همکاران
(۱۹۸۳)

تردمیل و سیستم درجه بندی و محاسبه آنالیز حرکت Hpcosmos (para motion)، مورد ارزیابی قرار گرفته است. در نتیجه چنین به نظر می رسد که به علت متفاوت بودن پژوهش حاضر از حیث موارد اشاره شده در روش ها و مواد مورد بررسی نسبت به پژوهش Csontos، پژوهش حاضر اطلاعات سودمندی به منظور مقایسه و کسب اطمینان بیشتر از این مسئله (اختلاف دو مدل) در دیگر وضعیت ها و سیستم های آنالیز حرکت فراهم نماید.

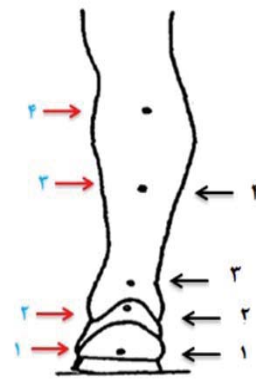
روش شناسی

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات نیمه تجربی است. جامعه آماری این تحقیق، کلیه دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند سال تحصیلی ۹۳-۹۲، نمونه آماری تعداد ۱۵ نفر با میانگین و انحراف استاندارد سن $24/3 \pm 1/06$ سال، قد $174 \pm 5/09$ سانتی متر، وزن $70 \pm 5/88$ کیلوگرم و اختلاف ارتفاع نایکولار $6/68 \pm 1/07$ HA (متر میلی) که به صورت هدمند، و بر اساس اندازه گیری شاخص افت استخوان ناوی (Navicular - drop) توسط محقق از بین جامعه غربال شده انتخاب شدند. معیار قرارگیری هر فرد در پژوهش حاضر، وجود ساختار مشابه در هر دو اندام تحتانی و تأیید توسط محقق با معیارها و شاخص های فوق و عدم ابتلا به بیماری های عصبی - عضلانی، سابقه سوختگی و عدم داشتن هرگونه درد در ناحیه پا، شکستگی و جراحی در اندام تحتانی بود. کلیه آزمودنی ها قبل از آزمون، پرسشنامه سلامت فردی (SF-۳۶) و فرم رضایت نامه شرکت در

می‌شد. با استفاده از کولیس فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه برحسب میلی‌متر اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمونگر فاصله برجستگی استخوان تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کسر می‌کرد که عدد به‌دست‌آمده به‌عنوان اندازه افتادگی استخوان ناوی ثبت می‌شد. اندازه‌گیری افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و میانگین آن‌ها به‌منظور طبقه‌بندی افراد در سه گروه پای چرخیده به خارج، پای صاف و پای گود به کار رفت. آزمودنی‌ها دارای افتادگی ناوی بین ۴ تا ۹ میلی‌متر در گروه با کف پای طبیعی قرار گرفتند (۲۹). با عنایت به استاندارد بودن، این آزمون دارای اعتبار لازم برای سنجش مقدار پرونیشن پا است. ضریب پایایی آن توسط مولر و همکاران (۱۹۹۳) $r=85$ ، شالتز و همکاران (۲۰۰۶) $r=80$ ، ایوانز و همکاران (۲۰۰۳) $r=76$ ، و هرتل و همکاران (۲۰۰۴) $r=70$ ، گزارش شده است (۳۱).

نحوه اندازه‌گیری و محاسبه زاویه پشت پا

به‌طور کلی اصولاً در بررسی و محاسبه زاویه پشت پا، از دو روش ترسیم و برآورد زاویه به‌صورت مطلق (Absolute angle)، یا نسبی (relative angle)، استفاده می‌شود (۲۷). محققین در پژوهش حاضر به‌منظور بررسی و اندازه‌گیری مقادیر زاویه پشت پای آزمودنی‌ها، از روش برآورد زاویه به‌صورت نسبی و از سیستم درجه‌بندی و ابزارهای تعبیه‌شده در دستگاه آنالیز حرکت استفاده شده در این پژوهش مانند (خطوط، درجه و زاویه)، استفاده کرده‌اند. به‌طوری‌که پس از تصویربرداری و ثبت الگوی راه رفتن آزمودنی‌ها توسط دوربین موردنظر قطعه فیلم ویدئوی ضبط‌شده هر فرد به‌منظور تشخیص و تعریف مراحل و زیر فازهای سیکل راه رفتن، به‌صورت جداگانه وارد محیط نرم‌افزاری دستگاه آنالیز حرکت مذکور می‌شد و بر طبق نظر و تشخیص محققین این پژوهش، در یک دوره زمانی ۴ دقیقه‌ای برای هر زیر فاز تعداد ۱۰ نمونه مشخص و در جایگاه مخصوص دستگاه تعریف می‌گردید. در نهایت، جهت تجزیه و تحلیل مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در زیر فازها و نمونه‌های مشخص‌شده، با استفاده از رسم نقاط موردنظر به‌وسیله علائم و ابزارهای تعبیه‌شده در دستگاه شامل (خطوط، درجه و زاویه)، بدین‌صورت که ابتدا راستای ساق پا به‌وسیله رسم خطی که دقیقاً منطبق بر روی دو نشانگر ساق پا بود رسم می‌شد، و سپس خط دیگری منطبق بر راستای دو نشانگر پاشنه ترسیم می‌گردید و



شکل ۳. مدل نشانه‌گذاری

مدل نشانه‌گذاری این پژوهش

به‌منظور بررسی و مقایسه نتایج دو مدل نشانه‌گذاری Clarke و همکاران و Nigg، محققین در این پژوهش از روش ترکیب شده این دو مدل استفاده کرده‌اند. به این صورت که به‌جای استفاده از ۴ نشانگر به‌صورت جداگانه برای نمایش هر مدل، به‌طور کلی تعداد ۵ نشانگر برای نمایش هر دو مدل استفاده شده است (شکل ۳). نشانگرهای مشخص شده در سمت چپ شکل، معرف مدل Clarke و همکاران و نشانگرهای مشخص شده در سمت راست شکل معرف مدل Nigg هستند.

روش اندازه‌گیری افت استخوان ناوی

به‌منظور تعیین ناهنجاری پا، از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل تحت قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۲۹). با استفاده از روش توصیف شده توسط Brody (۳۰)، افتادگی استخوان ناوی ارزیابی شد. از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه‌ای به ارتفاع چند سانتی‌متر قرار دهد. به‌طوری‌که زاویه ران و زانو ۹۰ درجه باشد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه اداکشن و اداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار داشت. آزمونگر سمت داخلی و خارجی کام (قله) مچ پا را در حالی که انگشت شست و انگشت اشاره در بخش قدامی استخوان نازک‌کنی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرار داده می‌شد، لمس می‌کرد. آزمودنی اندکی به مچ پا حرکت اینورشن و اورشن می‌داد تا برآمدگی‌های استخوانی در زیر انگشتان در ارتفاع یکسان قرار گیرند و آزمونگر مطمئن می‌شد که مفصل تحت قاپی در حالت معمولی قرار دارد. در این حالت پای مورد ارزیابی به‌جز وزن خودش هیچ وزن دیگری را تحمل نمی‌کند. سپس برآمدگی استخوان ناوی که زیر و جلو قوزک داخلی قرار داشت مشخص و علامت‌گذاری

و خط آبی نیز در راستا و امتداد دو نقطه ساق پا ترسیم شده است، زاویه به وجود آمده بین این دو خط به عنوان زاویه پشت پا در نظر گرفته شده است، که به رنگ سبز و بر حسب درجه نمایش داده شده است. شکل (۵ و ۶) نیز نشان دهنده میانگین اختلافات زوایای پشت پا در فازهای مختلف استقرار راه رفتن با هر دو مدل نشانه گذاری Nigg و Clarke، در حالت های با و بدون استفاده از کفش می باشد. عبارات مشخص شده در شکل (۵ و ۶) نشان دهنده: H.O (Heel off) و H.S (Heel strike) و F.F (Foot Flat) و M.S (Mid stance) و T.O (Toe Off) می باشد. علامت (*)، نشان دهنده اختلاف معنی دار در سطح معنی داری ($p \geq 0.05$) می باشد.

طبق مدل ارزیابی و برآورد زاویه پشت پا به صورت نسبی، علامت منفی (-) در جدول نشان دهنده زاویه پرونیشن و علامت مثبت (+) نیز نشان دهنده زاویه سوپینشن است (۲۷، ۴).

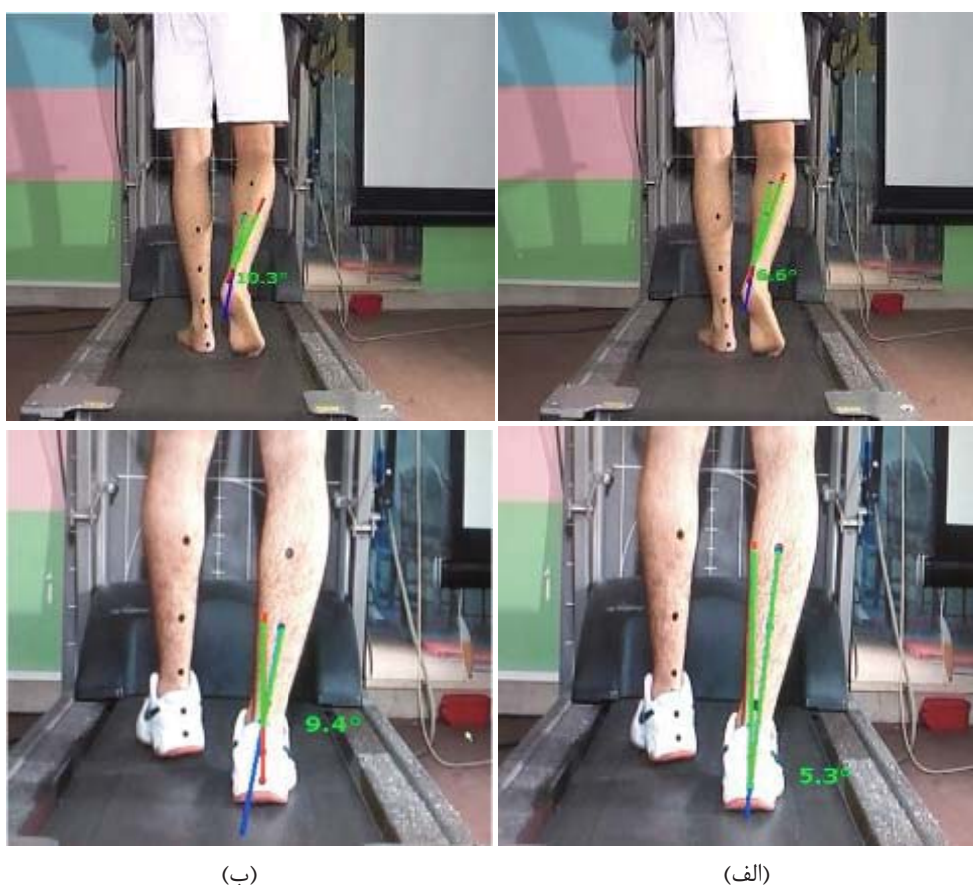
نتایج آزمون شاپیرو-ویلک، نشان داد که داده ها از وضعیت نرمالی برخوردار بوده اند. همچنین، نتایج آزمون آماری T مستقل نشان داد که بین

در نهایت از انطباق این دو خط بر هم، زاویه ای به وجود می آمد که به عنوان زاویه پشت پا محسوب می شد (شکل ۴). میانگین زوایای به دست آمده در هر زیر فاز، به عنوان مقدار زاویه پشت پای آزمودنی ها در آن زیر فاز ثبت و گزارش می شد.

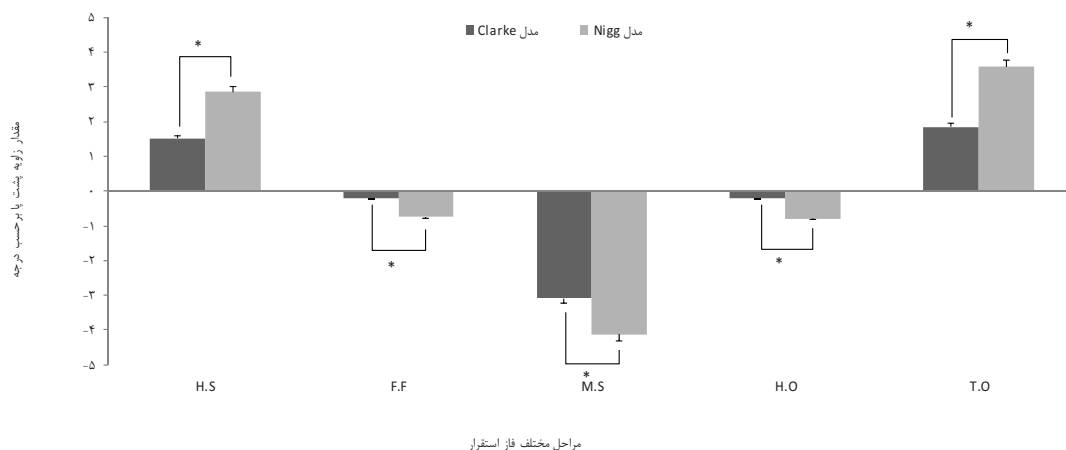
نتایج

در شکل زیر مقدار اختلاف زاویه پشت پای آزمودنی ها بر اساس دو مدل نشانه گذاری Clarke و همکاران و Nigg، در دو وضعیت با و بدون استفاده از کفش در برخی از مراحل فاز استقرار راه رفتن نشان داده شده است (شکل ۴). « شکل سمت راست (الف) نشان دهنده زاویه پشت پا بر اساس مدل Clarke، شکل سمت چپ (ب) نشان دهنده مدل Nigg » می باشد.

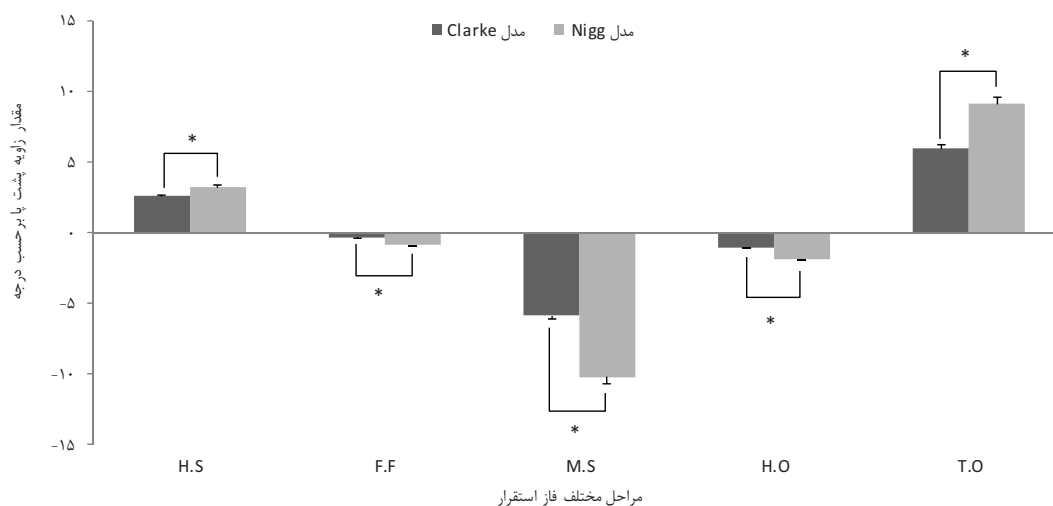
همان طوری که در شکل (۴) نشان داده شده است، خط قرمز رنگ در راستا و منطبق بر دو نقطه مشخص شده در بخش خلفی پاشنه است



شکل ۴. مقایسه میزان درجه اختلافات زاویه پشت پا بر اساس دو مدل (الف) Clarke و (ب) Nigg



شکل ۵. مقایسه میانگین‌های نتایج حاصل از دو مدل نشانه‌گذاری در کلیه مراحل فاز استقرار راه رفتن (بدون کفش)



شکل ۶. مقایسه میانگین‌های نتایج حاصل از دو مدل نشانه‌گذاری در کلیه مراحل فاز استقرار راه رفتن (با کفش).

و Nigg هنگام بررسی زاویه پشت پا طی فاز استقرار راه رفتن در سرعت ۱/۷ متر بر ثانیه در هر دو حالت با و بدون استفاده از کفش اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($p \geq 0.001$). نتایج این پژوهش با تحقیق Csontos که به‌عنوان تنها تحقیق انجام شده در این زمینه می‌باشد، همسو است (۲۷). این پژوهش نیز به بررسی و مقایسه مدل‌های نشانه‌گذاری Clarke و Nigg در بررسی حرکات پا هنگام دویدن در سرعت‌های ۲/۴۴ و ۳/۵۸ متر بر ثانیه در محیط تصویربرداری سه‌بعدی در حالت با استفاده از کفش پرداخته و به‌صورت جانبی نشان داده است که بین مدل‌های فوق هنگام بررسی مقادیر زاویه پشت پا اختلاف معنی‌داری وجود دارد. از آنجایی که تأثیر استفاده از کفش بر مقدار زاویه پشت پا امری طبیعی و منطقی

نتایج حاصل از مدل نشانه‌گذاری Clarke و همکاران و Nigg هنگام بررسی زاویه پشت پا، در کلیه مراحل فاز استقرار راه رفتن در هر دو حالت با و بدون استفاده از کفش اختلاف معناداری وجود دارد. مقدار معنی‌داری (p)، در کلیه مراحل و حالت‌های مورد بررسی $p \geq 0.001$ به‌دست آمد.

بحث

هدف از تحقیق حاضر مقایسه دو مدل وضعیت قرارگیری نشانگرها جهت بررسی زاویه پشت پا در افراد با پای طبیعی طی فاز استقرار راه رفتن، در حالت با و بدون استفاده از کفش بود. نتایج پژوهش حاضر بیانگر این مطلب است که بین دو مدل نشانه‌گذاری Clarke

جایگاهی پوست بدن متأثر از حرکات پا طی سیکل راه رفتن می‌باشد. گرچه تاکنون پژوهشی باهدف شناسایی و انتخاب یکی از این دو مدل، به‌عنوان مدل دقیق‌تر و مرجع جهت اندازه‌گیری حرکات و زوایای پشت پا صورت نگرفته است، اما این احتمال وجود دارد که مدل نشانگر گذاری Clarke و همکاران به خاطر موقعیت قرارگیری دو نشانگر شماره‌های ۳ و ۴ در قسمت میانی و شکم عضله دوقلو، به مقدار بیشتری متأثر از انقباض و حرکت عضله شود و نتایج ضعیف‌تری نسبت به مدل نشانگر گذاری Nigg ارائه دهد. گرچه این مسئله با احتیاط نسبت داده می‌شود و نیاز به مطالعات دقیق‌تر دیگری جهت شناسایی یک معیار و رفرنس اصلی دارد که بتوان این دو مدل را با آن مقایسه کرد و روش ارجح‌تر بر دیگری مشخص شود.

بررسی مقادیر زاویه پشت پا و الگوی راه رفتن آزمودنی‌ها در هر دو حالت با و بدون استفاده از کفش طی سیکل راه رفتن نشان‌دهنده این مطلب است که در ابتدای مرحله برخورد پاشنه پا با زمین، کف پا در وضعیت سوپینیشن جزئی با زمین برخورد می‌کند و با حرکت پلانتار فلکشن (Plantar flexion) روی زمین قرار می‌گیرد. میانگین و انحراف استاندارد مقدار سوپینیشن ایجاد شده در این مرحله، طبق دو مدل نشانگر گذاری Clarke و Nigg در دو وضعیت با و بدون استفاده از کفش در دامنه بین (۲ تا ۳ درجه)، نشان داده شده است. به‌طور کلی میزان زاویه پشت پا مشاهده شده در این مرحله با تحقیق Csontos ناهمسو است که احتمالاً این اختلاف به‌وجود آمده به خاطر عدم تطابق سرعت‌های موردبررسی و نوع و میزان دقت دستگاه استفاده شده در این پژوهش با پژوهش حاضر می‌باشد. علاوه بر این، Donatelli مقدار سوپینیشن طبیعی در این مرحله را بین (۲ تا ۳ درجه) گزارش کرده است (۳۳) که با تحقیق حاضر همسو است. همچنین، به‌نظر می‌رسد در ادامه سیکل، مفصل زیر قاپی همراه با چرخش داخلی درشت‌نمی و ران و در نتیجه برخورد خارج پاشنه به زمین و اعمال فشار برطرف داخل، بلافاصله حرکت پرونیشن را شروع می‌کند (۳۴) مقدار پرونیشن ایجاد شده در این پژوهش نیز، از ابتدای مرحله تماس کف پا با زمین شروع می‌شود و در مرحله میانی سکون پا با زمین به اوج خود می‌رسد. درواقع پرونیشن تا زمانی ادامه می‌یابد که تقریباً در ۳۵ تا ۴۵ درصد مرحله استقرار به اوج خود برسد (۳۵). مکانیزم عملکرد پرونیشن در زنجیره حرکتی بسته در مفصل ساب تالار به این صورت است که استخوان تالوس به پلنتار فلکشن و اداکشن و استخوان پاشنه به اورشن می‌رود.

به نظر می‌رسد. بنابراین، محققین در این پژوهش به‌منظور کسب نتایج دقیق‌تر، مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها را در وضعیت بدون استفاده از کفش نیز، مورد ارزیابی قرار داده‌اند. بر اساس نتایج به‌دست‌آمده نه تنها بین مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها بر اساس دو مدل مذکور در حالت با استفاده از کفش اختلاف معنی‌داری مشاهده شد، بلکه در حالت بدون استفاده از کفش نیز این اختلاف در نتیجه استفاده از دو مدل Clarke و Nigg، در کلیه مراحل فاز استقرار راه رفتن در افراد با پای طبیعی معنی‌دار بود که این مسئله ضمن تأکید و مشخص کردن تفاوت قابل توجه این دو مدل نشانگر گذاری در ارزیابی زاویه پشت پا، احتیاط در تجزیه و تحلیل با استفاده از هر کدام از این دو روش مرسوم را نیز بیان می‌کند. لذا، با توجه به وجود این اختلاف (اختلاف در نتایج دو مدل)، توصیه می‌شود محققین در پژوهش‌های مرتبط خود هنگام بررسی و مقایسه اطلاعات کینماتیکی زاویه پشت پا با دیگر پژوهش‌های انجام شده، به نوع مدل‌های استفاده شده (Clarke یا Nigg)، دقت و توجه ویژه‌ای نمایند. به عبارت دیگر، به نظر می‌رسد جهت کسب نتایج دقیق‌تر، باید اطلاعات به‌دست‌آمده از مدل نشانگر گذاری Clarke، تنها با نتایج پژوهش‌هایی که از همین مدل نشانگر گذاری (Clarke) استفاده کرده‌اند، مقایسه و بررسی شوند. در غیر این صورت احتمال ایجاد اشتباه و خطا در نتیجه‌گیری افزایش خواهد یافت.

علاوه بر این، نتایج این پژوهش نیز نشان می‌دهد که در هر دو سیستم تصویربرداری دوبعدی (این پژوهش) یا سه‌بعدی (پژوهش Csontos)، در تجزیه و تحلیل زاویه پشت پا، ابتدا باید روش و سیستم مرجع مورد استفاده مشخص شود و سپس اطلاعات موردنظر بر اساس رفرنس مورد استفاده مورد بحث و بررسی قرار گیرد. همچنین این پژوهش در رابطه با مقایسه مقدار زاویه پشت پا بر اساس دو مدل موردنظر (Clarke و Nigg) نشان داد که بیشترین مقدار زاویه پشت پای نمایش داده شده در کلیه مراحل فاز استقرار راه رفتن در هر دو وضعیت با و بدون استفاده از کفش، مربوط به مدل نشانگر گذاری Nigg می‌باشد که از این حیث به‌نوعی نتایج این پژوهش با تحقیق Csontos همسو می‌باشد. چون در برخی از تحقیقات گزارش شده است که اندازه‌گیری حرکات و زوایای پشت پا متأثر از انقباضات عضلانی و جابجایی پوست بدن می‌باشد (۲۷، ۳۲). بنابراین، احتمالاً یکی از مؤثرترین عوامل به وجود آورنده میزان اختلاف بین این دو مدل نشانگر گذاری، انقباضات عضلانی و

بدون استفاده از کفش اختلاف معنی داری وجود دارد. بنابراین توصیه می شود در پژوهش های مرتبط آینده، هنگام استفاده از هر یک از مدل های مذکور در بررسی کینماتیکی زاویه پشت پا، به ویژگی هر مدل توجه ویژه و خاصی صورت گیرد. همچنین، بر اساس نظر محققین این پژوهش با احتمال ارجحیت مدل نشانه گذاری Nigg به خاطر موقعیت قرارگیری مناسب تر، کاهش تحرکات پوستی و انقباضات عضلانی، نیست به مدل نشانه گذاری Clarke و همکاران، اشاره می شود. گرچه این مسئله به صورت احتمالی گزارش می شود و به منظور کسب نتایج دقیق تر و مشخص شدن یک رفرنس کلی به منظور بررسی زاویه پشت پا، انجام چنین پژوهش هایی به صورت جامع تر و در محیط های پیشرفته تر به وسیله ابزارهای مرتبط کارآمدتر توصیه می شود.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری کرده اند به ویژه دانشجویان دانشگاه بیرجند که در این پژوهش شرکت نموده اند، قدردانی و تشکر می شود.

این وضعیت باعث باز شدن مفاصل میدتارسال شده و در نتیجه این قابلیت را به پا می دهد تا بتواند با سطوح ناهموار خود را تطبیق دهد. همچنین با ایجاد یک ساختار منعطف، به جذب آسان تر نیروی های وارده به پا کمک می کند و در نهایت در ابتدای مرحله جدا شدن پاشنه پا از زمین میزان پرونیشن به مقدار قابل توجهی کاهش می یابد تا اینکه در آخر این مرحله و مرحله جدا شدن شست پا از زمین سوپینیشن شروع می شود. حرکت سوپینیشن ایجاد شده در مفصل ساق تالارد زنجیره حرکتی بسته بدین صورت است که استخوان تالوس به دورسی فلکشن و ابداکشن و استخوان داشته به اینورشن می رود که باعث قفل شدن مفاصل میدتارسال شده، از این رو باعث تبدیل شدن پا به یک ساختار اهرمی مفید جهت پیشروی پا در ادامه این مرحله و سراسر مرحله نوسان خواهد شد (۳۶).

نتیجه گیری نهایی

بر اساس نتایج به دست آمده از این پژوهش در بررسی مقادیر زاویه پشت پا طی فاز استقرار راه رفتن در افراد با ساختار پای سالم بین دو مدل نشانه گذاری Clarke و Nigg در هر دو وضعیت با و

References

1. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1994;19(3):162-7.
2. Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the subtalar and ankle – joint complex during the stance phase of walking. *Journal of Bone & Joint Surgery*. 1964;46:361-82.
3. Baitch SP, Blake RL, Fineagan PL, Senatore J. Biomechanical analysis of running with 25 degrees inverted orthotic devices. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1991;81(12):647-52.
4. Clarke TE, Frederick EC, Hamill CL. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1983;15(5):376-81.
5. Novick A, Kelley DL. Position and Movement Changes of the Foot with Orthotic Intervention during the Loading Response of Gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1990;11(7):301-12.
6. Frederick EC. Kinetically mediated effects of sport shoe design: a review. *Journal of sports sciences*. 1986;4(3):169-84.
7. Luethi SM, Fredrick EC, Hawes MR, Nigg BM. influence of Shoe Construction on Lower Extremity Kinematics and Load During Lateral Movements in Tennis. *International Journal Sport Biomech*. 1986;(2):166-174.
8. Milani TL, Hennig EM. Measurements of rearfoot motion during running. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*. 2000;14(3):115-20.
9. Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports medicine*. 1998;26(6):395-413.
10. Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2000;32(11):1825-32.
11. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Ortho-*

- paedic& Sports Physical Therapy. 1987;9(4):160-5.
12. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *Journal of athletic training*. 2000;35(4):403-6.
 13. Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekström H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *Journal of biomechanics*. 1990;23(9):933-40.
 14. Engsborg JR, Andrews JG. Kinematic analysis of the talocalcaneal/talocrural joint during running support. *Med Sci Sports Exerc* 1987;19(3):275-84.
 15. Kernozek TW, Ricard MD. Foot placement angle and arch type: effect on rearfoot motion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1990;71(12):988-91.
 16. Bates BT, Osternig LR, Mason BR, James SL. Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. *Medicine and science in sports*. 1979;11(4):328-31
 17. Nigg BM, Morlock M. The influence of lateral heel flare running shoes on pronation and impact forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1987;19(3):294-302.
 18. Nigg BM, Bahlsten HA. Influence of Heel Flare and Midsole Construction on Pronation, Supination, and Impact Forces for Heel-Toe Running. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1988; (4): 205-219.
 19. Soutas-Little RW, Beavis GC, Verstraete MC, Markus TL. Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1987;19(3):285-93.
 20. Bart Van DH, Philip RO, Kaat DE. Rearfoot Kinematics During Initial Takeoff of Elite High Jumpers: Estimation of Spatial Position and Orientation of Subtalar Axis. *Journal of applied biomechanics*. 2003;(19):Issue1, p13
 21. Hamill J, Bates BT, Holt KG. Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1992;24(7):807-13.
 22. Kernozek TW, Greer NL. Quadriceps angle and rearfoot motion: relationships in walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1993;74(4):407-10.
 23. Feltner ME, MacRae HS, MacRae PG, Turner NS, Hartman CA, Summers ML, et al. Strength training effects on rearfoot motion in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1994;26(8):1021-7.
 24. Nigg BM, Bahlsten HA, Luethi SM, Stokes S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of biomechanics*. 1987;20(10):951-9.
 25. Stacoff A, Kälin X, Stüssi E. The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1991;23(4):482-90
 26. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1995;27(1):98-105
 27. Csontos CM. Investigation of marker placement schemes for determining of rearfoot motion. Msc Thesis, University of Wisconsin – lacrosse. 1996: 5-23.
 28. Montazeri A, Goshtasebi A, Vahdaninia M, Gandek B. The Short Form Health Survey (SF-36): translation and validation study of the Iranian version. *Quality of life research*. 2005;14(3):875-82.
 29. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of athletic training*. 2005;40(1):41-46.
 30. Brody DM. *OrthopClin North Am*. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The orthopedic clinics of north America*. 1982;13(3):541-58.
 31. Walker M, Fan HJ. Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot & ankle international*. 1998;19(6):379-83.
 32. Wood GA. Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics. *Exercise and sport sciences reviews*. 1982;10:308-62.
 33. Donatelli RA. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic& Sports Physical Therapy*. 1987;9(1):11-6.
 34. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*. 1988;68(12):1822-30.
 35. Halbach J. Pronated foot disorders. *Athletic Training*. 1981; 16:53-55.
 36. Hamill J, Knutzen, Kathleen M. *Biomechanical basis of human movement*, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia; 2003. p. 310-321.

The Comparison of two Models of Marker –placement for Identifying the Rear Foot Angle in Normal People with and without Shoes During the Stance Phase of Walking

Hossein Farzaneh^{1*},
Saeed Ilbeigi²

1. Department of physical
education and sport science,
Faculty of physical education
and sport sciences, Birjand,
University, Birjand, Iran.

2. Department of Sport Biome-
chanics, Faculty of physical
education and sport sciences,
Birjand, University, Birjand,
Iran.

* Corresponding author:
Department of physical education and
sport science, Faculty of physical educa-
tion and sport science, Birjand, University,
Birjand, Iran.
Tel: 09158335294
Email: farzaneh_h68@yahoo.com

Abstract

Received: Aug. 11, 2015 Accepted: Dec. 16, 2016

Objective: The purpose of this study was to compare the two models of marker placement for identifying of rear foot angle in normal people with and without shoes during the different stage of stance phase of walking.

Methods: Fifteen male students in Birjand University were selected based on Navicular Drop Index. After marker placement based on Clarke and Nigg models, the rear foot angle were recorded with two-dimensional analysis (Panasonic Camera) from behind position while subjects walked with 1.7 m/s on a treadmill with and without shoes. For statistical analysis, independent samples t-test was used ($p \leq 0.05$).

Results: The Results showed a significant difference in rear foot angle during the stance phase between the two models of Clarke and Nigg during walking with and without shoes ($p \leq 0.001$).

Conclusion: Based on the results of the present study, due to their specific features care must be considered when using any of these two models to investigate the angular kinematics of the foot.

Keywords: Rear foot angle, Stance phase, Walking, Shoes, Barefoot

آقای حسین فرزانه، مدرک کارشناسی و کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی را به ترتیب از دانشگاه فردوسی مشهد و دانشگاه بیرجند اخذ نموده است. زمینه تحقیقاتی ایشان آنترپومتری، ارزیابی عملکرد افراد دارای



اختلالات اسکلتی عضلانی، تجزیه تحلیل راه رفتن و بیومکانیک اندام تحتانی در افراد با ساختار پای چرخیده به خارج است. ایشان دارای ۷ مقاله ارائه و چاپ شده در همایش ها و مجلات داخلی است.

دکتر سعید ایل بیگی، درجه دکتری خود را در سال ۲۰۰۸ در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه VUB بروکسل بلژیک دریافت کرد. در حال حاضر ایشان عضو هیئت علمی دانشگاه بیرجند بوده و علاوه بر این به عنوان مدیریت تربیت بدنی



و فوق برنامه دانشگاه مشغول به کار می باشند. زمینه تحقیقاتی ایشان در ارتباط با الکترومیوگرافی، تجزیه و تحلیل راه رفتن و دویدن، بیومکانیک استارت های دو و میدانی، آنترپومتری، بیومکانیک و تحلیل حرکت در توانبخشی و ورزش می باشد. ایشان دارای بیش از ۳۰ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی و بیش از ۱۰ مقاله نمایه شده در مجلات خارج از کشور هستند.