



## مقایسه دو روش اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا و ارتباط آن با زاویه پشت پا در حالت پویا طی فاز استانس راه رفتن در افراد با ساختار پای چرخیده به خارج

حسین فرزانه<sup>۱\*</sup>، سعید ایل ییگی<sup>۲</sup>، مهرداد عنبریان<sup>۳</sup>

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند

۲. استادیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه بیرجند

۳. دانشیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا

دریافت ۳۰ مرداد ۱۳۹۳؛ پذیرش ۳۰ بهمن ۱۳۹۳

### چکیده

زمینه و هدف: هدف از تحقیق حاضر، مقایسه دو روش اندازه‌گیری زاویه پشت پا (RFA) در حالت ایستا و ارتباط آن با زاویه پشت پا طی فاز استانس راه رفتن در افراد با پای چرخیده به خارج بود.

روش بررسی: ۱۵ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند به‌صورت هدفمند و براساس شاخص افتادگی استخوان ناوی انتخاب شدند. پس از اندازه‌گیری RFA در حالت ایستا به‌وسیله گونیامتر و دستگاه آنالیز حرکت دو بعدی طبق مدل نشانه‌گذاری کلارک (۱۹۸۳)، اطلاعات دوبعدی RFA آزمودنی‌ها با استفاده از سیستم آنالیز حرکت حین راه رفتن با سرعت ۱/۷ متر بر ثانیه بر روی تردمیل در وضعیت بدون کفش جمع‌آوری شد. جهت تجزیه و تحلیل آماری از آزمون‌های تی وابسته و همبستگی پیرسون در سطح  $(p \leq 0.05)$ ، استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که بین اندازه‌گیری RFA در حالت ایستا به‌وسیله گونیامتر و سیستم درجه‌بندی آنالیز حرکت دو بعدی طبق روش نشانه‌گذاری کلارک، اختلاف معناداری وجود دارد  $(p \leq 0.001)$ ، همچنین بین RFA در حالت ایستا و پویا در کلیه مراحل فاز استانس راه رفتن ارتباط معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: نتایج این پژوهش علاوه بر تأکید استفاده از سیستم‌های درجه‌بندی آنالیز حرکت برای اندازه‌گیری RFA در حالت ایستا، نشان داد که اندازه‌گیری RFA در حالت ایستا، نمی‌تواند نشان‌دهنده این زاویه در حالت پویا حین فاز استانس راه رفتن باشد.

### واژگان کلیدی

زاویه پشت پا

فاز استانس

راه رفتن

پای چرخیده به خارج

## مقدمه

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد جهت حرکت از یک مکان به مکان دیگر است. در این ارتباط، پا یکی از اندام‌های مهم بدن انسان محسوب می‌شود، زیرا سه عملکرد جذب نیروهای برخوردی با زمین، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلو برنده را بر عهده دارد (لوساردی و نیلسن، ۲۰۰۷). از دیدگاه بیومکانیکی، ساختار پا برای ایجاد عملکرد حرکتی مناسب شکل یافته است. بنابراین وجود هر گونه تغییر شکل و یا اختلال در ساختار طبیعی و آناتومیکی پا می‌تواند کنترل و ثبات بدن را تحت تاثیر قرار دهد (کوت و همکاران، ۲۰۰۵؛ تیبریو، ۱۹۸۸). یکی از این تغییر شکل‌ها و ناهنجاری‌ها، افزایش پرونیشن<sup>۱</sup> پا (افزایش زاویه پشت پا<sup>۲</sup>) است، که می‌تواند باعث ایجاد عوارضی از جمله آسیب‌های خاصی از قبیل؛ شین اسپلینت<sup>۳</sup> (توید و همکاران، ۲۰۰۸)، آسیب‌های پرکاری زانو (آلن و کلاسو، ۲۰۰۰)، آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی<sup>۴</sup> (بکت و همکاران، ۱۹۹۲)، و سندروم فشار داخلی ساق پا<sup>۵</sup> (سامر و ولنتونه، ۱۹۹۵) برای فرد شود. زاویه پشت پا، نشان‌دهنده زاویه میان خط طولی نیمساز پا (پاشنه) و خط نیمساز یک سوم تحتانی ساق پا تا زمین است (جانسون و گروس، ۱۹۹۷). اندازه‌گیری زاویه پشت پا نسبت به ساق پا اطلاعاتی درباره حرکت مفصل ساب تالار<sup>۶</sup> و احتمالاً به مقدار کمتری حرکات استخوان قاپ<sup>۷</sup> در مچ پا در صفحه فرونتال<sup>۸</sup> را فراهم می‌کند (سل و همکاران، ۱۹۹۴).

در حال حاضر، یکی از رایج‌ترین روش‌های معتبر جهت اندازه‌گیری زاویه پشت پا، اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا به وسیله گونیامتر است، پایایی این روش در پژوهش‌های گذشته (ICC=۰/۶۹) گزارش شده است و تا کنون در مطالعات و تحقیقات زیادی جهت اندازه‌گیری زاویه پشت پا از این روش استفاده شده است (لاوک، ۱۹۷۸؛ هانت و همکاران، ۲۰۰۰؛ نجاتی و همکاران، ۲۰۰۹؛ داداش پور و شجاع‌الدین، ۲۰۱۳؛ همیل و همکاران، ۱۹۸۹). به طور معمول استفاده از این روش بیشتر به منظور تعیین میزان پرونیشن پا (زاویه پشت پا) در حالت ایستا صورت می‌گیرد.

از آن جایی که، استفاده از این روش تنها در حالت ایستا قابل اجراست و نمی‌توان از این روش در حالت‌های پویا نظیر راه رفتن و دویدن استفاده کرد بنابراین، به منظور اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت پویا هنگام راه رفتن و دویدن از روش‌های درجه‌بندی سیستم‌های آنالیز حرکت در محیط‌های دو بعدی یا سه بعدی استفاده می‌شود (کاجایا، ۲۰۱۳؛ میک لی و منال، ۱۹۹۸). این اختلاف روش‌های اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا و پویا، موجب می‌شود که اگر پژوهشی با هدف مقایسه و بررسی ارتباط زاویه پشت در حالت ایستا و پویا در سیستم‌های آنالیز حرکت دو بعدی یا سه بعدی صورت گیرد، نتوان اطلاعات حاصل از سیستم درجه‌بندی دستگاه‌های آنالیز حرکت را، با اطلاعات به دست آمده از اندازه‌گیری به وسیله گونیامتر در حالت ایستا مقایسه کرد، زیرا امکان اختلاف زاویه (درجه) اثر استفاده از دو ابزار متفاوت شکل خواهد گرفت و احتمالاً نتایج دقیق و قابل استنادی حاصل نخواهد شد. با این حال، گاهی در برخی از مطالعات انجام شده این مسأله در نظر گرفته نشده و مقدار زوایای به دست آمده با ابزارهای دستی (زاویه‌سنج، نقاله و گونیامتر)، با زوایای حاصل از سیستم درجه بندی دستگاه‌های آنالیز حرکت مقایسه شده است (داناتلی و همکاران، ۱۹۹۹). علاوه بر این، از آن جایی که در پژوهش‌های گذشته، اندازه‌گیری‌های بالینی پا در شرایط استاتیک، به عنوان عامل مؤثر و مفیدی در شناسایی و درک عوامل مؤثر بر اختلالات و ناهنجاری‌های به وجود آمده در حرکات پا هنگام راه رفتن، معرفی شده است (لاوک، ۱۹۷۸؛ مکی پیل و کانول، ۱۹۹۶؛ داناتلی و همکاران، ۱۹۹۹). بنابراین به همین منظور، تحقیقات زیادی به اندازه‌گیری نوع ساختارهای پا در حالت استاتیک و ارتباط آن با ناهنجاری ناشی از آن در حالت دینامیک (پویا) حین راه رفتن و دویدن پرداخته‌اند (هانت و همکاران، ۲۰۰۰؛ مکی پیل و کانول، ۱۹۹۶؛ کانول و مکی پیل، ۲۰۰۴؛ همیل و همکاران، ۱۹۸۹).

شوته (۲۰۱۰)، در مطالعه خود نشان داد که بین اندازه‌گیری ناهنجاری پا در حالت استاتیک به وسیله شاخص پوسچر پا<sup>۹</sup> و حداکثر اورژن<sup>۱۰</sup> زاویه پشت پا طی سیکل راه رفتن ارتباط مثبت و معناداری (r=۰/۸۱) وجود دارد (شوته، ۲۰۱۰). توید و همکاران (۲۰۰۸)، در مطالعه خود بیان

1. Pronation
2. Rear foot
3. Shin splints
4. Anterior cruciate ligament
5. Medial tibial stress syndrome
6. Subtalar joint
7. Talus bone
8. Frontal plan

9. Foot posture index

10. Eversion

همچنین، آیا بین میزان زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج در حالت ایستا با حالت پویا ارتباط معنا داری وجود دارد؟ به عبارت دیگر آیا افرادی که با افزایش زاویه پشت پا در حالت ایستا مواجه هستند، در حالت پویا نیز، با افزایش زاویه پشت پا مواجه خواهند شد؟

### روش‌شناسی

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات نیمه‌تجربی است. جامعه آماری این تحقیق، کلیه دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند سال تحصیلی ۹۳-۹۲، نمونه آماری تعداد ۱۵ نفر که به‌صورت هدفمند، و براساس اندازه‌گیری شاخص افتادگی استخوان ناوی<sup>۱</sup> 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 شاخص‌های فوق و عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی، سابقه سوختگی، و عدم داشتن هر گونه درد در ناحیه پا، شکستگی و جراحی در اندام تحتانی بود. کلیه آزمودنی‌ها قبل از آزمون، پرسشنامه‌ی سلامت فردی (SF-36) و فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را کامل کردند، همچنین از کلیه آزمودنی‌ها خواسته شده بود که ۴۸ ساعت قبل از آزمون هیچ‌گونه فعالیت خسته‌کننده جهت به حداقل رساندن اثر خستگی، کوفتگی و گرفتگی عضلانی که ممکن است در الگوی راه رفتن افراد تغییر ایجاد کند، نداشته باشند. علاوه بر این، آزمودنی‌ها قبل و بعد از انجام آزمون جهت گرم کردن و جلوگیری از آسیب‌دیدگی 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 ۸ دقیقه، در حالت بدون استفاده از کفش، در سرعت ۱/۷ متر برثانیه 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. از آن جایی که ممکن است افراد به‌خاطر آگاهی داشتن از ضبط و ثبت اجرای خود، رفتار و الگوی متفاوتی نسبت 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

کرده‌اند که بین پرونیشن پا در وضعیت ایستا و پویا با آسیب شین اسپلینت در دوندگان رابطه معناداری وجود دارد (توید و همکاران، ۲۰۰۸). در این بین، مطالعاتی نیز به بررسی ارتباط بین زاویه پشت پا در حالت ایستا با حالت پویا هنگام راه رفتن و دویدن پرداخته‌اند (لاوک، ۱۹۷۸؛ مکی پیل و کانول، ۱۹۹۶؛ کانول و مکی پیل، ۲۰۰۴؛ ریت و همکاران، ۱۹۷۷). در برخی از این پژوهش‌ها گزارش شده است که بین میزان زاویه پشت پا در حالت ایستا با مقدار زاویه پشت پا در حالت پویا حین راه رفتن ارتباط معناداری وجود دارد. (ساتلند، ۱۹۹۶؛ ریت و همکاران، ۱۹۷۷). داناتلی و همکاران (۱۹۹۹)، نشان دادند که بین زاویه پشت در حالت ایستا و حداکثر پرونیشن پا هنگام راه رفتن ارتباط معناداری وجود دارد (داناتلی و همکاران، ۱۹۹۹). با این حال دیگر محققان نظیر: هانت و همکاران (۲۰۰۰)، مکی پیل و همکاران (۱۹۹۶)، کانول و همکاران (۲۰۰۴) و همیل و همکاران (۱۹۸۹) اشاره کرده‌اند که بین زاویه پشت پا در حالت ایستا و پویا حین راه رفتن ارتباط معناداری وجود ندارد (داناتلی و همکاران، ۱۹۹۹؛ هانت و همکاران، ۲۰۰۰؛ مکی پیل و کانول، ۱۹۹۶؛ کانول و مکی پیل، ۲۰۰۴؛ همیل و همکاران، ۱۹۸۹).

با توجه به نتایج ضد و نقیض تحقیقات گذشته و اندک بودن تحقیقاتی مانند پژوهش حاضر که با هدف شناسایی و ارتباط‌سنجی میزان زاویه پشت پا در حالت ایستا، با میزان تغییرات احتمالی این زاویه در حالت‌های پویا نظیر راه رفتن و دویدن پرداخته باشد، و همچنین، احتمال اختلاف نتایج به‌دست آمده در زوایای حاصل از دو روش اندازه‌گیری زاویه پشت پا به‌وسیله (گونیا متر و سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت)، به‌نظر می‌رسد که انجام چنین پژوهش‌هایی ضمن روشن ساختن ساز و کارهای وقوع و پیش‌بینی آسیب‌های احتمالی ناشی از افزایش پرونیشن پا (زاویه پشت پا)، و همچنین، ارائه راهکارهایی جهت جلوگیری و پیشگیری از این عارضه، و استفاده در پروتکل‌های درمانی یا ساخت ارتزها و کفش مورد استفاده در این گونه افراد؛ به این سؤالات نیز پاسخ خواهد داد که آیا، می‌توان از اطلاعات حاصل از اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا (توسط گونیا متر)، با اطلاعات حاصل از اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت پویا (توسط دستگاه آنالیز حرکت دوبعدی) جهت مقایسه و ارتباط‌سنجی در چنین پژوهش‌هایی استفاده کرد؟

حالت معمولی قرار دارد. در این حالت پای مورد ارزیابی به جز وزن خودش هیچ وزن دیگری را تحمل نمی‌کند. سپس برآمدگی استخوان ناوی که زیر و جلو قوزک داخلی قرار داشت مشخص و علامت‌گذاری شد. 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 به‌دست آمده 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 طبیعی، پای صاف و پای گود به‌کار رفت (شکل ۱). آزمودنی‌های دارای افتادگی ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه کف پای صاف، بین ۴ تا ۹ میلی‌متر در گروه کف پای طبیعی و کمتر از ۴ میلی‌متر در گروه کف پای گود قرار گرفتند (کوت و همکاران، ۲۰۰۵). با عنایت به استاندارد بودن، این آزمون دارای اعتبار لازم برای سنجش مقدار پرونیشن پا است. ضریب پایایی آن توسط مولر و همکاران (۱۹۹۳)  $r = 0.85$ ، شالتز و همکاران (۲۰۰۶)  $r = 0.80$ ، ایوانز و همکاران (۲۰۰۳)  $r = 0.76$  و هرتل و همکاران (۲۰۰۴)  $r = 0.70$  گزارش شده است (وکر و فن، ۱۹۹۸).

#### اندازه‌گیری زاویه پرونیشن (زاویه پشت پا) به‌وسیله گونیامتر

زاویه پرونیشن پا از طریق اندازه‌گیری زاویه والگوس پاشنه (زاویه پشت پا) مشخص می‌شود، به این صورت که خط میانی ساق پا در یک سوم تحتانی و خط میانی پشت پا (پاشنه) آزمودنی در وضعیت خوابیده به شکم رسم خواهد شد، سپس در حالت ایستاده و متحمل وزن زاویه تشکیل شده بین این دو خط با گونیامتر اندازه‌گیری می‌شود (نجاتی و همکاران، ۲۰۰۹؛ داداش پور و شجاع‌الدین، ۲۰۱۳) (شکل ۲).

حرکاتش تمرکز نداشته باشد. کلیه مراحل آزمون با استفاده از دو دروبین فیلم‌برداری پاناسونیک مدل (NV-GS330) با سرعت ۱۲۵ هرتز در ثانیه از نمای خلفی و جانبی تصویربرداری شد. قبل از اجرای آزمون دو دروبین در فاصله ۱/۵ متری نسبت به ترمپل و در ارتفاع بین ۴۰ تا ۵۰ سانتی‌متر نسبت به زمین، کالیبره شد.

جهت سنجش و اندازه‌گیری تغییرات زاویه پشت پا، قبل از آزمون با استفاده از ماژیک مخصوص دستگاه، در حالی که آزمودنی روی تخت به‌صورت دمر قرار داشت در موقعیت خنثی براساس مدل نشانه‌گذاری کلارک<sup>۱</sup> (۱۹۸۳)، موقعیت‌های موردنظر مشخص و نشانه‌گذاری شد (کلارک و همکاران، ۱۹۸۳)، (شکل ۴). معیار سنجش و تجزیه تحلیل زاویه پشت پا، پای راست آزمودنی‌ها بود، که معیار تشخیص و محاسبه این زاویه در مراحل فاز استانس راه رفتن، میزان درجه اختلاف بین دو خط نمیساز پاشنه و ساق پا بود. در نهایت بعد از بررسی نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون کلموگروف اسمیرنف، از آزمون‌های آماری تی وابسته و همبستگی پیرسون در سطح  $(p \leq 0.05)$ ، در محیط SPSS 19 استفاده شد.

#### روش اندازه‌گیری افت استخوان ناوی

به‌منظور تعیین ناهنجاری پا، از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل تحت قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (کوت و همکاران، ۲۰۰۵). با استفاده از روش توصیف شده توسط برودی<sup>۲</sup> (برودی، ۱۹۸۲)، افتادگی استخوان ناوی، ارزیابی شد. به این منظور از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه، به‌طوری‌که زاویه ران و زانو ۹۰ درجه باشد، قرار دهد. مفصل ران در این حالت بدون هیچ‌گونه ابداکشن و اداکشن 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 نازک نئی 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

1. Clarke

2. Brody



شکل ۲: روش اندازه‌گیری زاویه پشت پا توسط گونیامتر

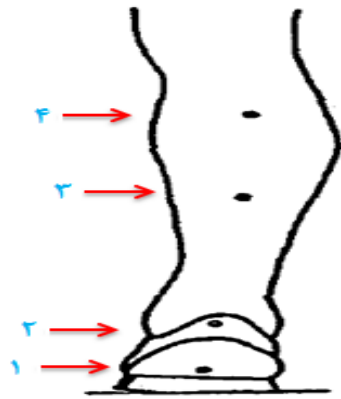


شکل ۱: روش اندازه‌گیری ارتفاع استخوان ناوی

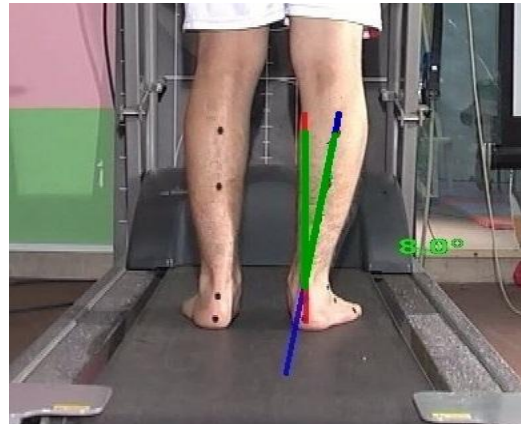
توسط دو دوربین فیلم‌برداری تصویربرداری و ثبت می‌شد، اجرا گردید. و در مرحله بعد، قطعه فیلم ویدئویی ضبط شده هر فرد به‌منظور تشخیص و تعریف مراحل و زیر فازهای سیکل راه رفتن، به‌صورت جداگانه وارد محیط نرم افزاری دستگاه آنالیز حرکت مذکور می‌شد و بر طبق نظر و تشخیص محققین این پژوهش، در یک دوره زمانی ۴ دقیقه ای 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 مشخص شده، با استفاده از رسم نقاط موردنظر به‌وسیله علائم و ابزارهای تعبیه شده در دستگاه شامل: خطوط، درجه، زاویه و ...، 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 در نهایت از انطباق این دو خط بر هم، زاویه‌ای به‌وجود می‌آمد که به‌عنوان زاویه پشت پا محسوب می‌شد (شکل ۳). میانگین زوایای بدست آمده در هر زیر فاز به‌عنوان مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در آن زیر فاز ثبت و گزارش می‌شد (کلارک و همکاران، ۱۹۸۳).

### اندازه‌گیری زاویه پشت پا به‌وسیله سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت

در این پژوهش علاوه بر اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا به‌وسیله گونیامتر، اندازه‌گیری زاویه پشت پا در هر دو حالت ایستا و پویا نیز، به‌وسیله سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت دو بعدی مدل (hp cosmos para motion) مورد ارزیابی قرار گرفت. بدین‌منظور، ابتدا پس از مشخص کردن موقعیت نشانگرهای موردنظر براساس مدل نشانه گذاری کلارک (۱۹۸۳)، در حالت ایستا از مقدار زاویه پشت پای هر آزمودنی قبل از اجرای آزمون اصلی (۸ دقیقه راه رفتن با سرعت ۱/۷ متر بر ثانیه)، توسط سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت مذکور اندازه‌گیری به‌عمل آمد. طبق این مدل (کلارک)، جهت بررسی زاویه پشت پا از چهار نشانگر استفاده می‌شود که به‌ترتیب 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 (۲۰ سانتی‌متر بالایی عضله) عمود بر پاشنه پا (کلارک و همکاران، ۱۹۸۳)، قرار می‌گیرد. (شکل ۴). سپس آزمون اصلی پژوهش در حالی که



شکل ۴: مدل نشانه گذاری کلارک (۱۹۸۳)



شکل ۲: اندازه‌گیری زاویه پشت پا به وسیله سیستم آنالیز حرکت دو بعدی

**یافته‌ها**

جدول زیر نشان‌دهنده‌ی میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها می‌باشد (جدول ۱). در جدول ۲ مقایسه مقدار پرونیشن پای آزمودنی‌ها در حالت ایستا (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد) نمایش داده شده است.

علاوه بر این، در جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد زاویه پشت پا در حالت پویا حین راه رفتن، مقدار همبستگی و سطح معناداری بین زاویه پشت پا در حالت ایستا و پویا طی مراحل فاز استانس راه رفتن نشان داده شده است.

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

| متغیر                          | سن (سال)        | قد (سانتی‌متر) | وزن (کیلوگرم) | BMI <sup>۱</sup> (کیلوگرم بر متر <sup>۲</sup> ) | اختلاف ارتفاع ناویکولار $\Delta H$ (میلی‌متر) | تعداد |
|--------------------------------|-----------------|----------------|---------------|---|---|-------|
| میانگین $\pm$ انحراف استاندارد | ۲۵/۱ $\pm$ ۲/۰۸ | ۱۷۳ $\pm$ ۴/۰۷ | ۷۳ $\pm$ ۷/۸۰ | ۲۳/۰۹ $\pm$ ۲/۵                                 | ۱۱/۸۶ $\pm$ ۵/۰۳                              | ۱۵    |

جدول ۲: مقایسه مقدار پرونیشن پای آزمودنی‌ها در حالت ایستا (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد)

| P                    | تعداد                          | اندازه‌گیری با گونیامتر (درجه) | اندازه‌گیری با سیستم آنالیز حرکت دو بعدی، طبق مدل کلارک (درجه) |
|----------------------|--------------------------------|--------------------------------|--|
| زاویه پرونیشن (درجه) | میانگین $\pm$ انحراف استاندارد | ۱۲/۸۸ $\pm$ ۰/۵۸               | ۱۲/۰۲ $\pm$ ۰/۵۰   |
| ۰/۰۰۱                | ۱۵                             |                                |  |

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد زاویه پشت پا در حالت پویا، همبستگی و سطح معناداری

| معناداری | همبستگی | زاویه پشت پا در حالت پویا (درجه) | مراحل                        |
|----------|---------|----------------------------------|------------------------------|
| ۰/۲۴     | -۰/۱۹   | ۴/۵۰ $\pm$ ۲/۵۳                  | برخورد پاشنه با زمین         |
| ۰/۳۱     | ۰/۱۴    | -۰/۹۳ $\pm$ ۰/۱۹                 | تماس کف پا با زمین           |
| ۰/۰۷     | ۰/۳۸    | -۱۲/۱۱ $\pm$ ۳/۲۴                | مرحله میانی سکون             |
| ۰/۲۷     | ۰/۱۶    | -۱/۶۱ $\pm$ ۰/۱۱                 | جدا شدن پاشنه پا از زمین     |
| ۰/۲۲     | -۰/۳۳   | ۱۰/۰۴ $\pm$ ۰/۴۷                 | جدا شدن انگشت شست پا از زمین |

سطح معناداری ( $P \leq 0/05$ ) در نظر گرفته شده است.

1. Body mass index

سیستم‌های درجه‌بندی طبق دو روش مورد بررسی می‌باشد. بنابراین با توجه به نتایج حاصل از این پژوهش، پیشنهاد می‌شود اگر در مطالعات آینده پژوهشی مانند پژوهش حاضر، به دنبال بررسی ارتباط و مقایسه زاویه پشت در حالت ایستا نسبت به حالت پویا می‌باشد بهتر است جهت کسب نتایج دقیق‌تر ابتدا زاویه پشت پا در حالت ایستا توسط دستگاه آنالیز حرکت مورد نظر مورد ارزیابی قرار گیرد و سپس نتایج به دست آمده در حالت پویا را با نتایج کسب شده حاصل از دستگاه در حالت ایستا مورد مقایسه و ارتباط سنجی قرار گیرد. علاوه بر این، توصیه می‌شود از اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا تنها جهت اندازه‌گیری زاویه پرونیشن پا (زاویه پشت پا)، به منظور غربالگری و گروه‌بندی افراد مورد ارزیابی، استفاده شود.

همچنین نتایج این پژوهش نشان داد که، بین زاویه پشت پا در حالت ایستا و پویا طی مراحل فاز استانس راه رفتن در سرعت ۱/۷ متر بر ثانیه در افراد با ساختار پای چرخیده به خارج ارتباط معناداری وجود ندارد. این نتایج با تحقیق همیل و همکاران (۱۹۸۹)، هانت و همکاران (۲۰۰۰)، کانول و همکاران (۲۰۰۴) همسو است (هانت و همکاران، ۲۰۰۰؛ همیل و همکاران، ۲۰۰۴؛ کانول و مکی پیل، ۲۰۰۴). اکثر این پژوهش‌ها در محیط‌های سه بعدی و با استفاده از مارکر روی اشخاص با پای طبیعی صورت گرفته است و مطالعات محدودی به بررسی و مقایسه زاویه پشت پا در افراد با پای چرخیده به خارج پرداخته است. علاوه بر این، نتایج این پژوهش با تحقیق مکی پیل و همکاران (۱۹۹۶)، که مانند پژوهش حاضر در محیط دو بعدی صورت گرفته است نیز همسو می‌باشد (مکی پیل و کانول، ۱۹۹۶). اما با تحقیق داناتلی و همکاران (۱۹۹۹)، ناهمسو می‌باشد (داناتلی و همکاران، ۱۹۹۹). این پژوهش نیز در محیط دو بعدی روی ۷۴ بازیکن حرفه‌ای بیس بال در (دو گروه افراد با ساختار پای طبیعی و پرونیته)، صورت گرفته است. احتمالاً دلیل ناهمخوانی نتایج این پژوهش با پژوهش حاضر، متفاوت بودن نوع روش‌های نشانه‌گذاری و سیستم‌های درجه‌بندی آنالیز حرکت استفاده شده در این دو پژوهش باشد. در پژوهش حاضر از مدل نشانه‌گذاری کلارک (۱۹۸۳) و سیستم بندی آنالیز حرکت (hp cosmos para motion analysis system) استفاده شده است، در حالی که در پژوهش داناتلی (۱۹۹۹)، از مدل نشانه‌گذاری نینگ (۱۹۸۶) و دستگاه

طبق مدل ارزیابی کلارک (۱۹۸۳)، علامت منفی (-) در جدول نشان‌دهنده زاویه پرونیشن و علامت مثبت نیز نشان‌دهنده زاویه سوپینشن است (کلارک و همکاران، ۱۹۸۳).

نتایج آزمون همبستگی پیرسون نشان داد که بین زاویه پشت پا در حالت ایستا و پویا در کلیه مراحل فاز استانس راه رفتن ارتباط معناداری وجود ندارد ( $p \leq 0/05$ ).

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر، مقایسه دو روش اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا و ارتباط آن با زاویه پشت پا در حالت پویا طی فاز استانس راه رفتن در افراد با ساختار پای چرخیده به خارج بود.

نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که، بین اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا به وسیله گونیامتر و اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا توسط سیستم آنالیز حرکت دو بعدی مدل (Simi hp cosmos para motion) ساخت کشور آلمان) طبق مدل نشانه‌گذاری کلارک (۱۹۸۳)، اختلاف معناداری وجود دارد ( $p \leq 0/001$ ). به نظر محققین این پژوهش، این اختلاف به وجود آمده می‌تواند ناشی از سه عامل: متفاوت بودن نوع سیستم‌های درجه‌بندی طبق دو روش، اختلاف بین راستای موقعیت نشانگرها نسبت به خط ترسیم شده در حالت بررسی زاویه پشت پا به وسیله گونیامتر و سیستم آنالیز حرکت، و در نهایت خطای حاصل از اندازه‌گیری زاویه پشت در حالت دستی نسبت به روش سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت باشد.

از آنجایی که در این پژوهش جهت بررسی زاویه پشت پا در هر دو حالت مورد بررسی (با استفاده از گونیامتر و سیستم آنالیز حرکت)، ابتدا راستای آناتومیکی عضله دو قلو و پاشنه در موقعیت خنثی در حالی که آزمودنی‌ها به صورت دمر روی تخت دراز کشیده بودند مشخص شد و سپس با توجه به خطی که منطبق بر این دو نقطه ترسیم شده است، اندازه‌گیری‌ها و موقعیت‌های مورد نظر ارزیابی شده‌اند و علاوه بر این، چون این پژوهش توسط ابزارهای استاندارد آزمایشگاهی توسط افراد متخصص در سه نوبت مورد ارزیابی قرار گرفته است. بنابراین، احتمال خطای به وجود آمده بر اثر دو عامل آخر محدود و به حداقل می‌رسد و به احتمال زیاد مؤثرترین عامل اختلاف به وجود آمده، متفاوت بودن نوع

رفتن نمی‌تواند بی‌تأثیر باشد و در نهایت مجموع این عوامل، شاید دلیلی باشد بر این که نتوانیم براساس اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا به پیش‌بینی و ارتباط زاویه پشت پا در حالت پویا دست یابیم.

### نتیجه‌گیری کلی

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد که استفاده از نتایج حاصل از ابزار گونیامتر در پژوهش‌هایی که با هدف بررسی ارتباط RFA در حالت ایستا با حالت پویا صورت می‌گیرد، ممکن است منجر به خطای نتیجه‌گیری شود. بنابراین، توصیه می‌شود به‌منظور کسب نتایج دقیق‌تر در این گونه پژوهش‌ها، هر دو نوع اندازه‌گیری RFA در حالت ایستا و پویا، به‌وسیله دستگاه‌های آنالیز حرکت انجام شود. و از ابزار گونیامتر در هنگام اندازه‌گیری زاویه پشت، تنها به‌منظور غربال‌گری و گروه‌بندی افراد مورد ارزیابی استفاده شود. همچنین، از آن جایی که بین RFA در حالت ایستا و پویا در کلیه مراحل فاز استانس راه رفتن ارتباط معناداری مشاهده نشده است. بنابراین، نمی‌توان ادعا نمود که هر فردی که در حالت ایستا از RFA بیشتری برخوردار است، در حالت پویا نیز، با افزایش این زاویه مواجه خواهد شد. در واقع، RFA ایستا نشان‌دهنده‌ی و پیش‌گو کننده مناسبی برای RFA پویا نمی‌باشد.

### تقدیر و تشکر

بدین وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری کرده‌اند به‌ویژه دانشجویان شرکت‌کننده در این تحقیق، و مسؤولین محترم آزمایشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند تشکر و قدردانی می‌شود.

(FootTrak motion analysis system) استفاده شده است. به‌عبارت دیگر، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که افزایش مقدار زاویه پشت پا در حالت ایستا، صرفاً افزایش مقدار زاویه پشت پا در حالت پویا حین فاز استانس راه رفتن را در پی نخواهد داشت، و اندازه‌گیری زاویه پشت پا در حالت ایستا، نمی‌تواند پیش‌گوکننده مناسب و قوی جهت پیش‌بینی مقدار زاویه پشت پا در حالت پویا حین راه رفتن باشد. با توجه به ساختار آناتومیکی پا و موقعیت قرارگیری آن در پایین‌ترین بخش زنجیره حرکتی اندام تحتانی و سطح اتکاء نسبتاً کوچکی که بدن روی آن تعادل خود را حفظ می‌کند، منطقی به‌نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکاء بر کنترل پاسچر (کوت و همکاران، ۲۰۰۵)، و نوع الگوی راه رفتن و دوییدن افراد تأثیرگذار باشد. علاوه بر این، از آن جایی که پرونیشن پا در یک زنجیره حرکتی بسته قرار می‌گیرد، بنابراین به عقیده محققین، این احتمال وجود دارد که این مقدار پرونیشن اندازه‌گیری شده در حالت استاتیک، طی سیکل راه رفتن با تغییرات جبرانی (ثانویه) در دیگر اندام‌های تحتانی بدن نظیر: چرخش داخلی ساق و ران (پاورز و همکاران، ۲۰۰۲؛ پاکه و همکاران، ۲۰۰۸؛ رایم و برون، ۲۰۰۴؛ هرتل و همکاران، ۲۰۰۲)، تغییر بر ورودی‌های حس بدنی از طریق تغییر در تحرک‌پذیری مفصل یا مساحت سطح تماس (هانت و اسمیت، ۲۰۰۴)، و یا تغییر در استراتژی‌های عضلانی (هانت و همکاران، ۲۰۰۰) نظیر: افزایش فعالیت عضلات اینورتور از قبیل درشت نئی خلفی، درشت نئی قدامی و همچنین کاهش فعالیت عضلات اورتور نظیر نازک نئی طویل همراه شود (نیلی و همکاران، ۲۰۰۹؛ نیچی و همکاران، ۲۰۰۱)، این تغییرات، به نوبه خود در اندازه‌گیری‌ها و مقدار زاویه پشت پا در حالت پویا حین راه

## References

- Lusaradi MM, Nilsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2nd edition Butterworth Heneman. 2007. 182-183
- Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train. 2005;40(1):41-46.
- Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. Phys Ther. 1988;68(12):18.40-9.
- Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. J Am Podiatr Med Assoc. 2008;98(6):436-44
- Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. J Athl Train. 2000;35(4):403-6.
- Beckett ME1, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of Hyperpronation in the ACL Injured Knee: A Clinical Perspective. J Athl Train. 1992;27(1):58-62.
- Sommer HM, Vallentyne SW. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. Med Sci Sports Exerc. 1995;27(6):800-4.



- Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;25(4):253-63.
- Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(3):162-7.
- Hunt AE, Fahey AJ, Smith RM. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Aust J Physiother.* 2000;46(1):9-16.
- Hlavac HF: *The Foot Book*, Mountain View, CA: World Publications. 1978.
- McPoil TG, Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24(5):309-14.
- Donatelli R, Wooden M, Ekedahl SR, Wilkes JS, Cooper J, Bush AJ. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(6):316-25.
- Chuter VH. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *J Foot Ankle Res.* 2010;16:3-9.
- Cornwall MW, McPoil TG. Influence of rearfoot postural alignment on rearfoot motion during walking. *J the Foot Res.* 2004;14 (3):133-138.
- J Hamill, BT Bates, KM Kuntzen, GM Kirkpatrick. Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. *J Clin Biome.* 1989; (4): 217-225.
- Root, ML, Orien, WP, Weed, JH: *Clinical Biomechanics: Normal and. Abnormal Function of the Foot.* Clin Biome. 1977; (2): 175-8.
- Southland CC. Gait evaluation in clinical biomechanics. In: Valmassy. RL, editor. *Clinical biomechanics of the lower extremities.* St. Louis, MO: Mosby; 1996. p. 149-77.
- Nejati P, Forugh B, Kuhpayezade J, Moeineddin R, Nejati M. Effects of Foot Orthoses on Knee Pain and Function of Female Athletes with Patellofemoral Pain Syndrome. *J.ZUMS.* 2009;17 (66):49-60. [Persian]
- Dadashpoor A, Shojaeddin SS. The effect of a selected strength training program on hip abductor and lateral rotator muscles correcting foot pronation. *J Sport medic.* 2013;8. 73-88. [Persian]
- Buchanan KR, Davis I. The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(9):559-66.
- Kagaya Y, Fujii Y, Nishizono H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *J of Sport and Heal Sci.* 2013;8(2):1-6.
- McClay I, Manal K. The influence of foot abduction on differences between two-dimensional and three-dimensional rearfoot motion. *Foot Ankle Int.* 1998;19(1):26-31.
- Clarke TE, Frederick EC, Hamill CL. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med Sci Sports Exerc.* 1983;15(5):376-81..
- Brody DM. *Orthop Clin North Am.* Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982;13(3):541-58.
- Walker M, Fan HJ. Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot Ankle Int.* 1998;19(6):379-83.
- Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield PH. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. *Stud Health Technol Inform.* 2008;140:231-9.
- Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int.* 2002.;23(7):634-40.
- Rome K, Brown CL. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil.* 2004;18(6):624-30.
- Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. *J Athl Train.* 2002;37(2):129-132.
- Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(4):391-7.
- Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 2009;26;2:35.
- Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech.* 2001;34(11):1387-98.