

تأثیر گوه جانبی پا با شیب‌های مختلف بر کینماتیک پا با استفاده از تکنیک آنالیز مولفه‌های اصلی (PCA)

محمد ربیعی^۱، منصور اسلامی^{۱*}، حیدر صادقی^۲، افشین فیاض موقر^۳

گروه فیزیولوژی و بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران؛ گروه بیومکانیک و اصلاحی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران؛ گروه آمار، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

تاریخ دریافت: ۹۵/۲/۱۷ تاریخ پذیرش: ۹۵/۴/۶

چکیده:

زمینه و هدف: بر هم خوردن مقدار و زمان پرونیشن پا ممکن است منجر به استئوآرتروز زانو شود که برای درمان آن از مداخلاتی مانند گوه جانبی در ناحیه پا استفاده می‌شود. تاکنون نتایج مطالعات متناقض بوده‌اند که احتمالاً ناشی از شیب‌های مختلف گوه و تکنیک‌های استفاده شده می‌باشد. مطالعه حاضر با هدف بررسی تأثیر گوه جانبی پا با شیب‌های مختلف بر کینماتیک پا با استفاده از تکنیک آنالیز مولفه‌های اصلی (PCA) انجام شد. روش بررسی: ۷۵ فرد سالم در این مطالعه شرکت کردند. سینماتیک اندام تحتانی آزمودنی‌ها در ۵ حالت دویدن با کفش و کفش با گوه جانبی با شیب‌های ۳، ۶، ۹ و ۱۱ درجه در قسمت پاشنه کفش، ثبت شد. سپس با استفاده از روش آماری PCA مولفه‌های اصلی پرونیشن محاسبه شد. برای بررسی اثر گوه بر اورژن و شاخص پرونیشن (مولفه اول PCA) از آنالیز واریانس با داده‌های تکراری استفاده شد. یافته‌ها: گوه‌های ۹ و ۱۱ درجه موجب افزایش معنی دار زاویه اورژن شدند. هنگام بررسی شاخص پرونیشن علاوه بر گوه‌های ۹ و ۱۱ درجه، گوه ۶ درجه نیز با حالت بدون گوه افزایش معنی داری نشان داد. روش PCA مشخص کرد که گوه ۶ درجه، علاوه بر اثرات کلینیکی گزارش شده، بر مکانیک پا نیز اثر می‌گذارد. نتیجه گیری: اورژن پا به تنهایی قادر به بیان تأثیر گوه‌های جانبی بر پا نمی‌باشد و برای به دست آوردن نتایج دقیق‌تر باید تمامی صفحات حرکتی در نظر گرفته شود. روش PCA می‌تواند معیار دقیق‌تری برای بررسی پرونیشن فراهم کند.

واژه های کلیدی: گوه جانبی، استئوآرتروز، PCA، پرونیشن پا، زانو درد.

مقدمه:

از بر هم خوردن مقدار و زمان پرونیشن پا باشد که در زنجیره بسته، در مرحله اتکا راه رفتن، باعث اختلال در مقدار و زمان حرکات درشت نی نسبت به فمور، حرکت غیر طبیعی کشکک بر روی زانو و اعمال استرس و فشار غیر عادی روی سطوح مفصلی و در نتیجه آسیب در ناحیه زانو می‌شود. از همین رو در بسیاری از صدمات اندام تحتانی از مداخلاتی در ناحیه پا جهت تصحیح راستای نیروهای وارده به مفاصل استفاده می‌شود.

سندرم‌های درد پتلوفمورال و استئوآرتروز زانو از شایع‌ترین بیماری‌های زانو هستند (۴-۱). این بیماری‌ها ناشی از عوامل چندگانه هستند که عوامل موضعی به عنوان خطر آن‌ها شناخته شده‌اند (۲). مطالعات پیشین علت اصلی آن‌ها را اعمال استرس بر سطح مفصلی در اثر راستای غیر طبیعی و حرکات غیر عادی این سطوح بر هم بیان کرده‌اند (۵، ۶). در این موارد، این تئوری مطرح است که آسیب‌های مفصل زانو ممکن است ناشی

* نویسنده مسئول: بابلسر- دانشگاه مازندران- گروه فیزیولوژی و بیومکانیک ورزشی- تلفن: ۰۱۱-۲۵۳۴۲۲۰۱، E-mail: mseslami@gmail.com

اثرات چشمگیری را در کینماتیک زانو، ران و لگن تشخیص دهند (۲۳). از سوی دیگر شمسی و همکاران طی مطالعه‌ای گزارش کردند، استفاده از کفی‌های دارای گوه خارجی، چه در قسمت پاشنه و چه در قسمت جلوی پا، تأثیری بر اثرگذاری این نوع کفی‌ها بر روی گشتاور آداکشن زانو و نیروهای عکس‌العمل زمین نداشت (۲۴). نتایج متناقض حاصله از مطالعات تا حدودی می‌تواند ناشی از نمونه‌های آزمایشی کوچک، رده‌های سنی متفاوت، استفاده از گوه با شیب‌های متفاوت، و استفاده از اورژن به عنوان پرونیشن باشد.

از سوی دیگر به دلیل ماهیت سه بعدی حرکت پرونیشن (حرکات همزمان اورژن، آبداکشن پا و دورسی فلکشن) محاسبه آن دشوار بوده و تاکنون فقط از زاویه اورژن به عنوان پرونیشن در مطالعات استفاده شده است (۹، ۱۰، ۱۵، ۱۶، ۲۱، ۲۳). با این حال، این مقایسه ساده در یک صفحه، در به تصویر کشیدن تفاوت‌ها با محدودیت‌هایی روبه‌رو است. از این رو استفاده از روش‌های آماری پیشرفته می‌تواند درک بهتری را در خصوص اطلاع از پدیده‌های پیچیده راه رفتن مانند پرونیشن را فراهم کند. یکی از این تکنیک‌های پیشرفته آماری که به منظور طبقه‌بندی، کاهش اطلاعات و تعیین ساختار اطلاعات، کاربرد داشته و در تحقیقات گذشته در راه رفتن به کار رفته، تکنیک آنالیز اجزای اصلی (PCA) است. این روش قادر است اطلاعات موجود در هر سه صفحه حرکتی پا را در قالب یک مولفه به صورت همزمان بررسی نماید و از این رو بررسی جامع‌تر و دقیق‌تری از حرکات پا و تأثیر مداخلات به عمل آورد.

شواهد مرتبط با اثربخشی بالینی ارتزهای پا در کنترل اختلالات مفاصل اندام تحتانی به طور گسترده در متون علمی موجود هستند، با این حال، تشریح اثرات بیومکانیکی ارتزهای پا بسیار محدودند. به منظور

امروزه از کفی‌های طبی برای درمان غیر تهاجمی بسیاری از صدمات اندام تحتانی استفاده می‌شود (۷، ۸). عموماً کفی‌های طبی با هدف بازچینش ساختارهای استخوانی، تغییر الگوی حرکت اندام تحتانی حین راه رفتن و کاهش علایم مربوط به عوارض اندام تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرند (۹، ۱۰). نتایج استفاده از این وسایل در درمان و تعدیل مشکلات اندام تحتانی مانند التهاب نیام کف پای، درد قدامی زانو، صافی کف پا، تاندونیت آشیل و استئوآرتریت زانو به صورت موفقیت آمیز اعلام شده است (۸). یکی از انواع کفی‌های طبی مورد استفاده گوه جانبی است. به طور تنوریکال ممکن است این گوه‌ها موجب تغییر میزان پرونیشن پا، تصحیح زاویه بین تیبیا و فمور و یا جابجایی مرکز فشار پا به سمت خارج شوند و به دنبال آن بازوی گشتاوری زانو را کاهش دهند (۱۱).

مطالعات انجام شده در زمینه استفاده از گوه جهت درمان ناهنجاری‌های پا و زانو با نتایج متناقضی همراه است و نظر جامعی در مورد سودمندی توکفی‌های گوه‌ای بیان نشده است (۱۹-۱۲). بسیاری از مطالعات نشان داده‌اند که استفاده از توکفی‌های گوه‌ای با زاویه ۵ تا ۱۰ درجه به سمت داخل در درمان استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو مفید است (۱۶-۱۲). اسفندیاری و همکاران گزارش کردند، کفی با گوه خارجی می‌تواند سبب بهبودی علائم آرتریت در بیمارانی با استئوآرتریت خفیف در بخش داخلی زانو گردد (۲۰). اسلامی و همکاران گزارش کردند استفاده از این وسایل باعث تغییر در زمان‌بندی حرکات و کاهش در دامنه حرکتی مفاصل پا می‌شود (۲۱). مطالعات بسیاری کاهش در گشتاور واروس زانو هنگام استفاده از گوه خارجی را گزارش کرده‌اند (۱۵، ۱۷، ۲۲)، در حالی که Nester و همکاران هنگام استفاده از ارتوز پا نتوانستند

مستقیم حرکت پا، قسمت عقب کفش با اندازه ۴×۴ سانتی متر توسط کفاش ماهر بریده و قسمت بالای آن توسط چسب ولکرو به هم متصل شد تا آزمودنی بتواند بدون جداکردن مارکرها، گوه‌ها را تعویض نماید. در این پژوهش از یک نمونه کفش ورزشی معمولی اصلاح شده و ۴ گوه در قسمت پاشنه با شیب‌های ۳، ۶، ۹ و ۱۱ استفاده شد. گوه‌ها توسط نجار ماهر از چوب سخت ساخته شدند.

کینماتیک سه بعدی پا و ساق طی فاز اتکای دویدن و در حالت ایستادن ثابت ثبت شد. مارکرهای آناتومیک جهت ساختن مدل کینماتیک ساق و پا استفاده شدند که به نقاط آناتومیک زیر متصل شده بودند: کندیل‌های داخلی و خارجی درشت‌نی، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و نوک انگشت دوم پا. مارکرهای ترکیبگ توسط یک کلاستر ۴ مارکری به قسمت کناری ساق و یک کلاستر ۳ مارکری به قسمت پشت پا متصل شدند.

هنگامی که آزمودنی به صورت ثابت روی تخته نیروسنج ایستاده بود، یک تصویر با تمامی مارکرها برای ساخت مدل کینماتیک و تعریف وضعیت طبیعی مفصل از وی گرفته شد. پس از ثبت تصویر ایستاده، ۶ مارکر آناتومیک از آزمودنی جدا شده و آزمودنی با ۷ مارکر ترکیبگ در مسیر مشخص شده می‌دوید.

همه آزمودنی‌ها الگوی دویدن پاشنه پنجه را داشتند و سرعت دویدن آن‌ها توسط کرنومتر در ۳ متر بر ثانیه کنترل شد. در ابتدا برای آشنایی با محیط آزمایشگاه، کفش و مسیر دویدن، به آزمودنی‌ها ۱۵ دقیقه فرصت گرم کردن در محوطه آزمایشگاه داده شد. هر فرد در مسیر تعیین شده، دویدن در ۵ وضعیت مختلف را انجام می‌داد، یک حالت دویدن با کفش و ۴ حالت دویدن با کفش که هر یک از گوه‌ها در کناره خارجی کفش در

مشخص ساختن چگونگی تأثیر گوه خارجی بر درمان آسیب‌های زانو، مشخص ساختن اثرات کینماتیکی درجات مختلف شیب گوه در پا ضروری است. از همین رو، هدف مطالعه حاضر تعیین تأثیر گوه جانبی پا با شیب‌های مختلف بر کینماتیک پا با استفاده از تکنیک آنالیز مولفه‌های اصلی است.

روش بررسی:

تحقیق حاضر از نوع میدانی و نیمه تجربی بود که ۷۵ نفر (۳۷ مرد، ۳۸ زن) از دانشجویان دانشگاه مازندران با میانگین سن (۲۲/۳±۲/۸)، وزن (۳/۷±۷۰) و قد (۱۷۰±۸) در آن شرکت کردند. سلامت جسمانی همه آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل پژوهشی توسط متخصص ارزیابی شد و آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را امضا کردند. آزمودنی‌ها فاقد هر گونه مشکلات اسکلتی-عضلانی، ناهنجاری‌های اندام تحتانی و سابقه آسیب در اندام تحتانی طی دو سال گذشته بودند.

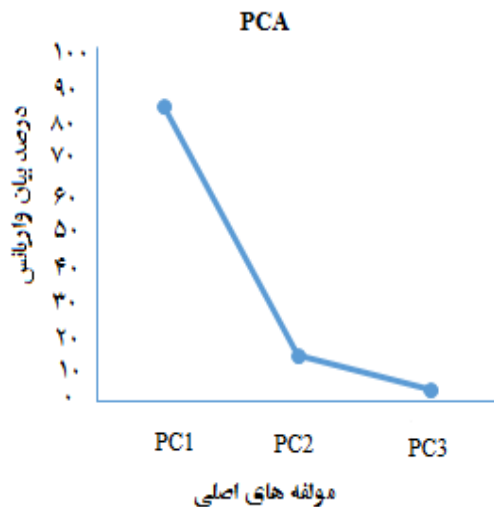
۶ دوربین (SIMI; JVC-9X00; 200 Hz) به صورت دایره‌ای دور یک عدد تخته نیروسنج (Kistler, Winterthor, Switzerland, 1000 Hz) تعبیه شده در مسیر دویدن ۱۵ متری، چیده شدند. فضای تصویربرداری این نوع چینش، حرکات پا و ساق را پوشش می‌داد. کینماتیک حرکت توسط دوربین‌ها ثبت شد و تخته نیروسنج جهت مشخص کردن لحظه برخورد پاشنه و جدا شدن پنجه در مسیر دویدن تعبیه شد.

دو مشکل روش‌شناسی که معمولاً موجب تأثیر بر نتایج بیومکانیکی می‌شوند، عبارتند از کندن و اتصال مجدد مارکرها هنگام تعویض کفی و تخمین حرکت پا با استفاده از مارکرهای روی کفش (۲۷-۲۵). به همین دلیل برای اتصال مستقیم مارکرها به پا جهت مشاهده

عکس‌العمل عمودی زمین به ۴ زیرفاز تقسیم شد که عبارتند از: صفر تا ۵٪ فاز اتکا (زیرفاز ۱)، ۵٪ تا ۲۰٪ فاز اتکا (زیرفاز ۲)، ۲۰٪ تا ۳۵٪ فاز اتکا (زیرفاز ۳) و ۳۵٪ تا ۵۰٪ فاز اتکا (زیرفاز ۴). از آمار توصیفی برای بیان ویژگی‌های آزمودنی‌ها و میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های گوه‌ها استفاده شد. از آنالیز واریانس با داده‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) جهت مقایسه میانگین اورژن و پرونیشن در زیرفازهای مرحله اتکا بین گوه‌ها استفاده شد. سطح معنی داری ۰/۰۵ فرض شد.

یافته‌ها:

با استفاده از روش PCA سه مولفه به دست آمد که مولفه اول به تنهایی قادر به بیان بیش از ۸۰٪ اطلاعات شد (نمودار شماره ۱).



نمودار شماره ۱: نتایج حاصل از PCA و میزان بیان

اطلاعات توسط هر یک از مولفه‌ها

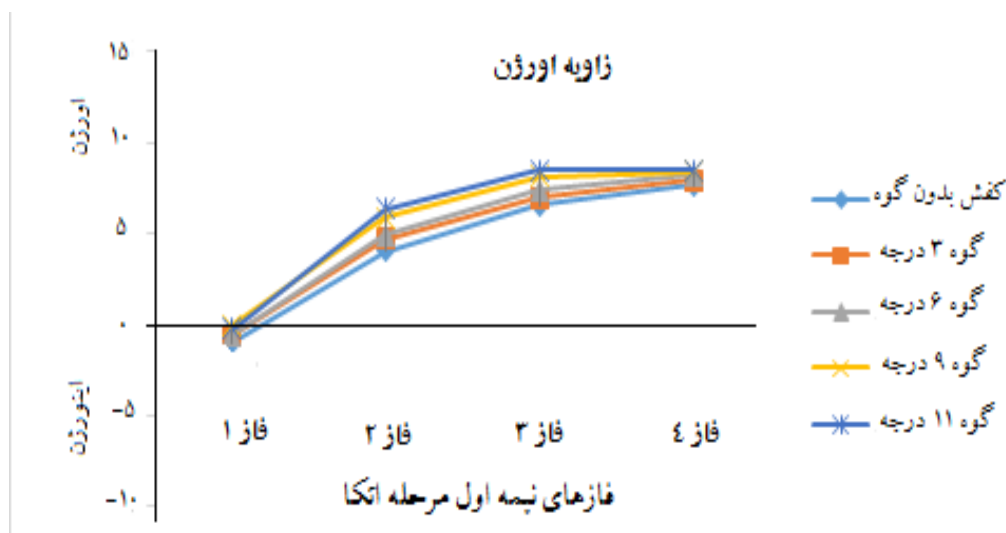
با استفاده از روش PCA ۳ مولفه به دست آمد که مولفه اول به تنهایی قادر به بیان بیش از ۸۰٪ اطلاعات شد. از این رو، در ادامه آنالیز اطلاعات، مولفه اول (PC1) استفاده شده است. PC1 شامل ترکیب خطی از متغیرهای

زیر پاشنه قرار داده شده بود. هر یک از آزمودنی‌ها ۳ تلاش موفق در هر یک از حالت‌ها را انجام می‌دادند که انتخاب حالت‌ها به صورت تصادفی بوده و بین آزمون‌ها ۳ دقیقه استراحت می‌کردند. تلاش موفق شامل برخورد پای راست (غالب) آزمودنی روی تخته نیروسنج و الگوی دویدن پاشنه پنجه بود. زوایای سه بعدی اندام‌ها توسط روش Euler محاسبه شد. داده‌های کینماتیک با Fourth-order low-pass Butterworth filter 15hz فیلتر شدند. سپس زوایای مفصلی مورد نظر در برنامه نوشته شده آنالیز سه بعدی در نرم افزار MATLAB 2013 محاسبه شد. در نهایت با استفاده از روش آماری PCA، مولفه‌های اصلی پرونیشن محاسبه شدند. به منظور اجرای این تکنیک در مرحله اول ماتریس کواریانس روی اطلاعات زوایای پا هنگام پوشیدن کفش بدون گوه ترسیم شد. این ماتریس برای هر فرد از ۳ ستون (زاویه پا در هر سه سطح حرکتی) و ۳۰۳ ردیف (۳ آزمون که هر یک به ۱۰۰٪ نرمالایز شده بودند) تشکیل شده بود. PCA با استفاده از همبستگی موجود در ماتریس، کل اطلاعات موجود را در قالب چند مولفه (PCs) تعریف می‌کند، به طوری که هر کدام از این مولفه‌ها قادرند تا درصدی از کل واریانس اطلاعات را توصیف کنند. داخل هر مولفه، اطلاعات اولیه قرار دارد و هر کدام از این اطلاعات با توجه به وزنی که PCA به آن می‌دهد (وزن عاملی)، درون مولفه قرار می‌گیرند. در مرحله بعد به منظور انتخاب تعداد مولفه‌هایی (PCs) که باید برای مرحله بعدی آنالیز به کار برده شوند، از مولفه‌هایی استفاده می‌شود که قادر باشند بیشتر از ۷۵٪ واریانس کل اطلاعات را توصیف کنند.

بیشترین تأثیر ارتوزهای پا در نیمه اول فاز اتکا است (۲۸). از این رو جهت بررسی تأثیر گوه‌های مختلف بر کینماتیک پا، فاز اتکا بر اساس تغییرات نیروی

۹ و ۱۱ درجه می‌توانند باعث افزایش میزان اورژن پا در فازهای ۲ و ۳ نیمه اول فاز اتکا شوند (نمودار شماره ۲، جدول شماره ۱)، اما تفاوت معنی داری هنگام استفاده از گوه‌های ۳ و ۶ درجه یافت نشد.

اولیه (زوایای اینورژن/ اورژن، دورسی/ پلنتار فلکشن و چرخش داخلی/ خارجی پا) بود که بر اساس ماتریس ضرایب مولفه‌های حاصل از اجرای آنالیز مولفه‌های اصلی محاسبه شد. نتایج تست آماری مشخص کرد که گوه‌های



نمودار شماره ۲: تأثیر گوه‌های مختلف بر زاویه اورژن در فازهای ۱ تا ۴ نیمه اول مرحله اتکا

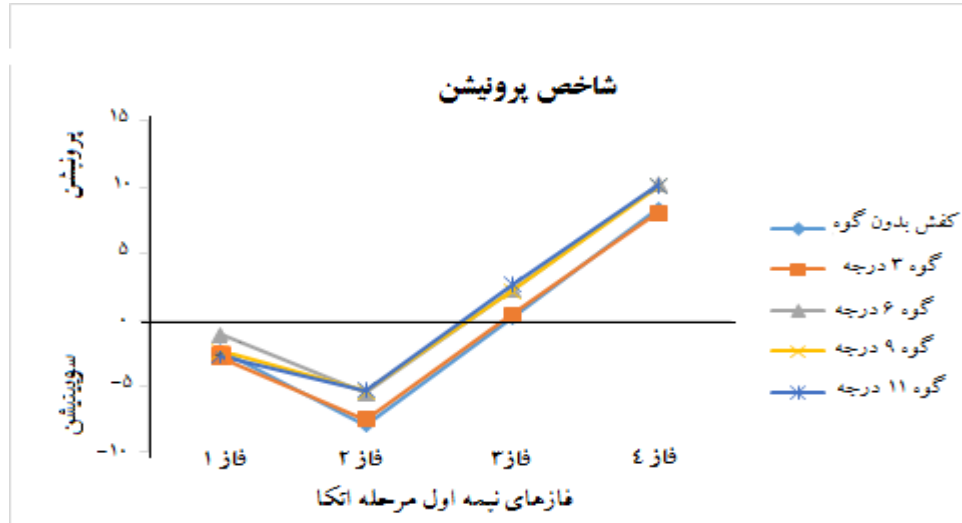
جدول شماره ۱: میانگین و انحراف استاندارد زاویه اورژن پا هنگام استفاده از گوه‌ها در هر یک از فازها

حالت کفش و گوه	فاز ۱	فاز ۲	فاز ۳	فاز ۴
کفش بدون گوه	-۱/۰۱±۱۴/۸۵	۴/۰۲±۱۳/۹۱	۶/۵۶±۱۳/۹۱	۷/۶۱±۱۴/۲۳
کفش با گوه ۳ درجه	-۰/۵۶±۱۴/۹	۴/۶۹±۱۳/۹۸	۶/۹۹±۱۴/۲	۷/۸۹±۱۴/۷۵
کفش با گوه ۶ درجه	-۰/۶۱±۱۴/۹۴	۴/۹±۱۴/۳۷	۷/۴±۱۴/۱۷	۸/۲۱±۱۴/۴۲
کفش با گوه ۹ درجه	-۰/۰۵±۱۵/۱۱	۵/۸۵±۱۴/۳۲*	۸/۱±۱۴/۵۷*	۸/۳۸±۱۴/۷۷
کفش با گوه ۱۱ درجه	-۰/۲۳±۱۵/۹۱	۶/۳۵±۱۴/۷۳*	۸/۴۳±۱۴/۶۱*	۸/۴۹±۱۴/۷۸

*: تفاوت معنی دار با حالت کفش بدون گوه می‌باشد ($P < 0/05$).

آن، هنگام بررسی افزایش شیب گوه مشخص شد که بیشترین افزایش در شاخص پرونیشن با استفاده از گوه ۶ درجه حاصل شده است و پس از آن با افزایش میزان شیب گوه تغییر معنی داری مشاهده نمی‌شود (نمودار شماره ۳، جدول شماره ۲).

با این حال شاخص پرونیشن مشخص کرد که علاوه بر گوه‌های ۹ و ۱۱ درجه، گوه ۶ درجه هم باعث افزایش میزان پرونیشن پا می‌شود (نمودار شماره ۳، جدول شماره ۲). همچنین مشخص شد که این افزایش در فازهای ۲ تا ۴ مرحله اتکا معنی دار است. علاوه بر



نمودار شماره ۳: تأثیر گوه‌های مختلف بر شاخص پرونیشن پا در فازهای ۱ تا ۴ نیمه اول مرحله اتکا

جدول شماره ۲: میانگین و انحراف استاندارد شاخص پرونیشن پا هنگام استفاده از گوه‌ها در هر یک از فازها

فاز ۴	فاز ۳	فاز ۲	فاز ۱	حالت کفش و گوه
۸/۳±۲۰/۳۲	۰/۱۶±۲۰/۳۶	-۷/۹±۱۸/۵۷	-۲/۳۴±۱۷/۲۵	کفش بدون گوه
۸/۰۶±۲۰/۳۷	۰/۳۵±۲۰/۲۱	-۷/۵±۱۸/۴۳	-۲/۸۶±۱۶/۵۸	کفش با گوه ۳ درجه
۱۰/۲۱±۲۰/۲۷*	۲/۲۶±۲۰/۶۷*	-۵/۵±۱۸/۹۸*	-۱/۱۰±۱۶/۶	کفش با گوه ۶ درجه
۱۰/۰۲±۲۰/۲۵*	۲/۱۴±۲۰/۸۸*	-۵/۴±۱۹/۰۱*	-۲/۳۹±۱۶/۸۵	کفش با گوه ۹ درجه
۱۰/۰۸±۲۰/۰۲*	۲/۶۴±۲۰/۸۱*	-۵/۳۱±۱۸/۵۴*	-۲/۶۷±۱۶/۳۷	کفش با گوه ۱۱ درجه

*: نشانگر تفاوت معنی دار با حالت کفش بدون گوه می‌باشد ($P < 0/05$).

بحث:

هنگام بررسی تأثیر گوه جانبی بر اورژن پا، نتایج تحقیق حاضر مشخص کرد گوه با شیب کمتر از ۹ درجه تأثیری بر حرکت سینماتیک پا نداشته و فقط گوه‌های ۹ و ۱۱ درجه در فازهای ۲ و ۳ مرحله اتکا دوییدن بر اورژن پا تأثیر داشتند (نمودار شماره ۲، جدول شماره ۱). همچنین هنگام استفاده از گوه با شیب‌های بالاتر از ۶ درجه، بسیاری از افراد احساس آزرده‌گی در قسمت پا را گزارش کردند. بسیاری از تحقیقات پیشین نیز نتایج مشابهی را گزارش کرده‌اند. گوهرپی و همکاران طی مطالعه‌ای

هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر گوه جانبی پا با شیب‌های مختلف بر کینماتیک پا با استفاده از تکنیک آنالیز مولفه‌های اصلی بود. با وجود تحقیقات زیاد در مورد تأثیرات استفاده از گوه جانبی در درمان دردهای پا، نتایج آن‌ها همسو نبوده و در بسیاری از موارد متناقض می‌باشند. در حالی که بسیاری از مطالعات کلینیکی کاهش درد را هنگام استفاده از گوه‌های با شیب ۵ درجه گزارش کرده‌اند، در تحقیقات بیومکانیکی تأثیری مشاهده نشده است (۲۰، ۲۴، ۳۴-۲۷).

گشتاور آداکتوری اضافه شد و در ۶۷٪ این گشتاور کاهش یافت (۳۴). به صورت کلی گوه موجب انتقال مرکز فشار پا به سمت جانب، افزایش اورژن مجموعه مفصلی مچ/ سابتالار و گشتاور اورژنی در مقایسه با وضعیت کنترل شد.

با این حال، هنگام استفاده از روش آماری آنالیز مولفه های اصلی (PCA)، نتایج تحقیق حاضر مشخص کرد، علاوه بر گوه های جانبی با شیب بالاتر از ۹ درجه، گوه جانبی با شیب ۶ درجه نیز می تواند بر میزان پرونیشن در افراد سالم تأثیر داشته باشد (نمودار شماره ۳، جدول شماره ۲). احتمالاً یکی از دلایل وجود تناقض در زمینه تأثیر گوه های جانبی بر پا، ماهیت سه بعدی حرکت پرونیشن باشد که ترکیب حرکات اورژن، دورسی فلکشن و آداکشن پا است، با این حال، اورژن پا به تنهایی قادر به بیان آن نبوده است. با در نظر گرفتن محور حرکتی مایل مچ پا، ممکن است گوه جانبی علاوه بر اورژن، بر چرخش و دورسی فلکشن پا نیز تأثیر گذار باشد، اما مقدار آن کم بوده، به طوری که در نظر گرفتن هر یک از این صفحات حرکتی به تنهایی نتواند تفاوت بین گوه ها یا تأثیر گوه با شیب کم را مشخص کند. با توجه به خصوصیت روش PCA در ترکیب اطلاعات و بیان اطلاعات به صورت مولفه های جدیدی که تمامی جنبه های حرکت را در نظر می گیرد، این روش با در نظر گرفتن تغییرات در هر سه صفحه حرکتی پا توانست تأثیر گوه جانبی را مشخص کند. با توجه به نتایج تحقیق حاضر، می توان این گونه بیان کرد که کاهش درد مشاهده شده هنگام استفاده از گوه جانبی با شیب ۶ درجه در درمان استئوآرتریت زانو، ناشی از تغییرات در مقدار پرونیشن می باشد. همچنین با توجه به عدم توانایی زاویه اورژن پا در بیان تأثیر گوه جانبی با شیب کمتر از ۹ درجه، باید از روش دقیق تری که قادر به در نظر گرفتن تأثیر مداخلات در همه صفحات حرکتی باشد، استفاده شود.

از سوی دیگر بسیاری از تحقیقات گزارش کرده اند که گوه با شیب های ۵ تا ۱۷ درجه تأثیر تقریباً

گزارش کردند که کفی جانبی با شیب ۶ درجه تأثیری بر راستای زانو ندارد (۳۵). Kakihana و همکاران تفاوت بین افراد حین استفاده از کفی جانبی با زاویه ۶ درجه را گزارش کردند (۱۵). همچنین گزارش کردند که گوه بر زاویه زانو و مفصل سابتالار تأثیر معنی داری نداشته و در نیروی عکس العمل زمین تغییری ایجاد نکرده است. Crenshaw و همکاران بیان کردند که با وجود کاهش درد و بهبود عملکرد هنگام استفاده از گوه جانبی ۵ درجه، در زوایای مفصل ران، زانو، مچ پا و کینتیک مچ پا و زانو تفاوتی مشاهده نشد (۲۲). Hinman و همکاران گزارش کردند که گوه جانبی ۵ درجه تأثیری بر چیدمان پا در حالت ایستا نداشت، با این حال موجب کاهش درد و گشتار آداکشن زانو شد (۳۶). با این حال، در مطالعه دیگری توسط Hinman و همکاران بیان شد که بین افراد مختلف در پاسخ به گوه تفاوت وجود داشت (۳۷). Maly و همکاران پس از بررسی تأثیر گوه جانبی ۵ درجه بیان کردند که گوه بر نحوه چیدمان پا در حالت ایستا، حداکثر میزان آداکشن و میزان جابجایی مرکز فشار تأثیری نداشت (۳۸). همچنین این محققین در متغیرهای فضایی زمانی بین گوه و کفش معمولی تفاوتی پیدا نکردند. تحقیقات متعدد دیگری نیز انجام شده که استفاده از گوه جانبی را در بیماران استئوآرتریت زانو بی تأثیر بیان کرده اند (۳۹،۴۰،۴۱،۴۲،۴۳،۴۴،۴۵،۴۶،۴۷،۴۸،۴۹). تمامی این تحقیقات در یافتن تأثیر مکانیکی گوه جانبی بر پا ناموفق بوده اند و کاهش درد مشاهده شده در برخی از این تحقیقات را ناشی از تأثیر گوه جانبی بر عضلات، اعصاب یا بافت های نرم گزارش کرده اند.

متاآنالیز بیان کردند، اگرچه روش متاآنالیز هنگام بررسی کلی افراد، یک رابطه بین استفاده از گوه و کاهش درد در استئوآرتریت داخلی زانو نشان داد، با این حال محدودیت در مطالعاتی که از گوه های معمولی برای مقایسه استفاده کرده بودند، ارتباط معنی دار یا کلینیکی مهم را نشان نداده اند و استفاده از گوه جانبی را حمایت نمی کنند (۳۳). Chapman و همکاران گزارش کردند که هنگام استفاده از گوه جانبی، در ۳۳٪ افراد

یکسانی بر درد داشته‌اند، اما گوه با شیب بالاتر موجب ناراحتی و در برخی موارد آسیب پای افراد استفاده کننده شده است (۱۷،۲۹،۴۰،۴۱). روش PCA مشخص کرد که بیشترین تأثیر هنگام افزایش شیب گوه، بین گوه‌های ۳ و ۶ درجه می‌باشد و پس از آن با افزایش شیب گوه، با وجود افزایش در مقدار زاویه اورژن (نمودار شماره ۲، جدول شماره ۱)، در شاخص پرونیشن (نمودار شماره ۳، جدول شماره ۲) تفاوت چشم‌گیری مشاهده نمی‌شود. شاید دلیل احتمالی این عدم مزیت شیب‌های بالاتر، نقش جبرانی بدن باشد که در پاسخ به ناراحتی موجب انقباض عضلانی و جلوگیری از انحراف بیشتر توسط گوه‌های با شیب بالاتر شود.

نتیجه‌گیری:

در مجموع می‌توان گفت اورژن شاخص مناسبی برای بررسی تأثیر مداخلات گوناگون بر پا نمی‌باشد و استفاده از روش‌های جدیدتر مانند PCA که تغییرات در تمامی صفحات حرکتی را به صورت همزمان در بر می‌گیرند، پیشنهاد می‌شود. با توجه به تأثیر گوه بر شاخص پرونیشن، احتمالاً کاهش درد هنگام استفاده از گوه جانبی در درمان استئوآرتریت زانو، ناشی از تأثیر گوه بر میزان پرونیشن باشد. به صورت کلی گوه با شیب ۶ درجه به خاطر احساس راحتی بیشتر در ناحیه پا و تأثیرگذاری مناسب برای بیشتر افراد توصیه می‌شود، با این حال هنگام تجویز کفی باید ویژگی‌های فردی را نیز در نظر گرفت. این

مطالعه دارای محدودیت‌ها و پیشنهاداتی به شرح ذیل می‌باشد: ۱- با توجه به محدودیت جامعه در دسترس، فقط روی افراد جوان سالم انجام گرفته است که پیشنهاد می‌شود این بررسی در مطالعات آینده در جوامع بزرگتر، رده‌های سنی دیگر و افراد دارای ناراحتی‌های زانو نیز انجام گردد؛ ۲- این مطالعه صرفاً روی افرادی انجام گرفته که پای راست آن‌ها غالب بوده است. با توجه به توانایی عصبی عضلانی متفاوت در دو اندام پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی هر دو اندام غالب و غیر غالب مورد بررسی قرار گیرند؛ ۳- با توجه به بیان دقیق‌تر تفاوت‌ها توسط روش PCA و همچنین تأثیر سن، جنس و میزان قدرت بدنی در تأثیر مداخلات گوناگون بر پا و سایر اندام‌ها، پیشنهاد می‌شود، تأثیر این مداخلات در اندام‌های مختلف، به خصوص اندام‌هایی با حرکات همزمان در چندین صفحه حرکتی، با استفاده از روش جدید PCA در تحقیقات آتی بررسی شوند.

تشکر و قدردانی:

از تمامی افرادی که در اجرای این طرح تحقیقی ما را یاری نمودند و همچنین افرادی که به صورت داوطلبانه به عنوان آزمودنی در این طرح شرکت کردند، تشکر و قدردانی می‌گردد. مقاله حاضر حاصل از پایان نامه دکتری بیومکانیک ورزشی به شماره تصویب ۱۰۱۷۸۶۷، تاریخ ۱۳۹۳/۱۰، دانشگاه مازندران می‌باشد.

منابع:

1. Johnston L, Groos M. Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop and Sport Phys Ther.* 2004; 34: 440-8.
2. Arden N, Nevitt MC. Osteoarthritis: Epidemiology. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2006; 20(1): 3-25.
3. Arti HR, Fakoor M. Evaluation of correlation between Q-angle and anterior knee pain. *J Shahrekord Univ Med Sci.* 2012; 14(1): 11-19.
4. Salehi K, Hamidzadeh S, Mohammadi E, Torkaman G, Hosaini S. The effect of Trans-cutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) on range of motion and morning stiffness of knee joint on patient with knee osteoarthritis. *J Shahrekord Univ Med Sci.* 2007; 9(2): 62-7.

5. Herrington L, Nester C. Q angle- relation between Q angle and mediolateral position of the patella. *Clin Bio*. 2004; 19: 1007-13.
6. Forogh B, Pour Ghasem A, Saeidi H, Rahimi F. The effect of functional foot orthoses on quality of life for individual with patellofemoral pain syndrome. *J Guilan Univ Med Sci*. 2007; 16(61); 81-9.
7. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin Bio*. 2006; 21: 1074-80.
8. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin Bio*. 2008; 23: 1287-93.
9. Collins N, Bisset LM, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses in lower limb overuse conditions: A systematic review and meta-analysis. *Foot Ankle Int*. 2007; 28: 396-412.
10. McMillan A, Payne C. Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: A systematic literature review. *J Foot Ankle Res*. 2008; 1: 1-13.
11. Sohrabi M, Khademi-Kalantari Kh, Hosseini SM, AkbarZadeh-Baghban A, Rezaee M. Comparison of the effects of shoe orthotics on the replacement of center of pressure in patients with severe medial compartment knee osteoarthritis. *J Rehab Med* 2013; 2(2): 24-31.
12. Shimada S, Kobayashi S, Wada M, Uchida K, Sasaki S, Kawahara H, et al. Effects of disease severity on response to lateral wedged shoe insole for medial compartment knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87(11): 436-41.
13. Fang MA, Taylor CE, Nouvong A, Masih S, Kao KC, Perell KL. Effect of footwear on medial compartment knee osteoarthritis. *J Rehabil Res Develop*. 2006; 43(4): 427-34.
14. Toda Y, Tsukimura N. A six-month follow up of a randomized trial comparing the efficacy of a lateral-wedge insole with subtalar strapping and an in-shoe lateral-wedge insole in patients with varus deformity osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*. 2004; 50(10): 3129-36.
15. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Nito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehab*. 2005; 86(7): 1465-71.
16. Toda Y, Tsukimura N, Kato A. The effects of different elevations of laterally wedged insoles with subtalar strapping on medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehab*. 2004; 85(4): 673-7.
17. Kerrigan DC1, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a Lateral wedge insole on knee torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehab* 2002; 83(7): 889-93.
18. Maillefert JF, Hudry C, Baron G, Kieffert P, Bourgeois P, Lechevalier D, et al. Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis: a prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2001; 9(8):738-45.
19. Maillefert JF1, Hudry C, Baron G, Kieffert P, Bourgeois P, Lechevalier D, et al. Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis: A two- year prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2001; 9(8): 738-45.
20. Esfandiari E, Kamyab M, Foroughi N, Yazdi HR. The effect of lateral wedge insole with and without sub-talar strap on pain, function, and quality of life in medial knee osteoarthritis. *J Modern rehabil*. 2012; 6(1): 17-26.
21. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *J Sci Med Sport*. 2009; 12: 679-84.
22. Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2000; 375: 185-92.
23. Nester CJ, Van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture*. 2003; 17(2): 180-7.
24. Shamsi F, Tabatabai Ghomshe F, Bahramizade M, Mousavi ME, Rezasoltani P. Effects of lateral heel and forefoot wedges on the knee adduction moment in healthy male students. *J rehabil*. 2012; 12(4): 27-34.
25. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mundermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35(2): 314-9.

26. Rodrigues P, Chang R, TenBroek T, Hamill J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait Posture*. 2013; 37: 526-31.
27. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*. 2005; 21(2): 226-37.
28. Eslami M, Ferber R. Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? *J Sci Med Sport*. 2013; 16: 377-81.
29. Soleymani B, Kamali M, Tahmasebi A, Tahmasebi T. Different treatment techniques in subjects with medial compartment knee osteoarthritis: A review of literature. *J Res Rehabil Sci*. 2015; 10(8): 979-90.
30. Alshawabka AZ, Liu A, Tyson SF, Jones RK. The use of a lateral wedge insole to reduce knee loading when ascending and descending stairs in medial knee osteoarthritis patients. *Clin Biomech*. 2014; 29: 650-6.
31. Bennell KL, Bowles KA, Payne C, Cicuttini F, Williamson E, Forbes A, et al. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: 12 month randomized controlled trial. *BMJ*. 2011; 18; 342: d2912.
32. Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: Effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clin Biomech*. 2012; 27: 27-33.
33. Parkes MJ, Maricar N, Lunt M, LaValley MP, Jones RK, Segal NA, et al. Lateral wedge insoles as a conservative treatment for pain in patients with medial knee osteoarthritis: A meta-analysis. *JAMA*. 2013; 21; 310(7): 722-30.
34. Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, Felson DT, Jones RK. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles? an ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015; 23: 1316-22.
35. Gaoharpay SH, Shatterzadeh MJ, Fakur M. Effectiveness of common supportive orthosis in relieving patients suffering from knee osteoarthritis. *J Ilam Univ Med Sci*. 2002; 16(1): 7-13.
36. Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Rheum*. 2008; 59(3): 408-15.
37. Hinman RS, Bowles KA, Payne C, Bennell KL. Effect of length on laterally-wedged insoles in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2008; 59(1): 144-7.
38. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech*. 2002; 17: 603-10.
39. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-footorthoses. *Clin Biomech*. 2006; 21(6): 631-9.
40. Toda Y, Tsukimura N. A six-month followup of a randomized trial comparing the efficacy of a lateral-wedge insole with subtalar strapping and an in-shoe lateral-wedge insole in patients with varus deformity osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*. 2004; 50(10): 3129-36.
41. Toda Y, Tsukimura N, Kato A. The effects of different elevations of laterally wedged insoles with subtalar strapping on medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 85: 673-7.

Effect of lateral wedge insole with different inclination on foot kinematics using Principal Component Analysis (PCA)

Rabie M¹, Eslami M^{1*}, Sadeghi H², Fayaz Movaqqar A³

¹Physiology and Biomechanics Sport Dept., University of Mazandaran, Babolsar, I.R. Iran;

²Biomechanics and Corrective Dept., Khwarizmi Thran University, Thran, I.R. Iran; ³Statistics Dept., University of Mazandaran, Babolsar, I.R. Iran.

Received: 6/May/2016 Accepted: 26/Jun/2016

Background and aims: Disruption of pronation magnitude and timing lead to knee Osteoarthritis, that it can be treated by lateral wedge insole under foot. There were inconsistent results that maybe arising from different inclination or used techniques. The aim of current study was to assess the effect of lateral wedge insole with different inclination using Principal Component Analysis (PCA).

Methods: 75 subjects were participated in this study. Lower limb kinematics was recorded at five conditions including, running with regular shoe, and regular shoe with 3°, 6°, 9° and 11° lateral wedge insole at rearfoot. Then, principal components (PCs) of pronation were calculated by PCA. Repeated measure ANOVA was used to evaluate the effect of lateral wedge insole on foot eversion and pronation index (PC1).

Results: The 9° and 11° lateral wedge conditions lead to significant increase in eversion angle. However, in addition to the 9° and 11° lateral wedge conditions, 6° lateral wedge showed significant differences with regular shoe. The PCA method revealed that 6° lateral wedge insole has significant effects on foot mechanics.

Conclusion: The eversion angle could not exclusively present the foot pronation, and all of three movement planes should be considered for accurate results. The PCA method provides more accurate criteria for investigating pronation.

Keywords: Lateral wedge insole, Osteoarthritis, PCA, Foot Pronation, Patellofemoral pain.

Cite this article as: Rabie M, Eslami M, Sadeghi H, Fayaz Movaqqar A. Effect of lateral wedge insole with different inclination on foot kinematics using Principal Component Analysis (PCA). J Shahrekord Univ Med Sci. 2017; 19(1): 62-72.

***Corresponding author:**

Physiology and Biomechanics sport Dept., Mazandaran University, Babolsar, I.R. Iran.
Tel: 00981125342201, E-mail: mseslami@gmail.com