

## بررسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در مردان فعال با و بدون دفورمیتی ژنوواروم، طی فاز استانس دویدن

دریافت: ۱۳۹۷/۳/۲۹ پذیرش: ۱۳۹۷/۶/۳

### چکیده

حسین تاجدینی کاکاوندی<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۱</sup>، علی عباسی<sup>۱</sup>

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

**هدف:** دفورمیتی ژنوواروم به‌عنوان عاملی برای برهم زدن خط جاذبه و الگوی نیرو در اندام تحتانی معرفی شده است که ممکن است افراد مبتلا را به‌ویژه در فعالیت‌های تکراری مانند دویدن، بیش‌ازپیش در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار دهد. هدف از پژوهش حاضر بررسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در افراد با و بدون دفورمیتی ژنوواروم حین دویدن بود.

**روش‌ها:** تعداد ۳۰ دانشجوی مرد فعال برحسب وضعیت زانویشان در دو گروه ژنوواروم (۱۵ نفر) و نرمال (۱۵ نفر) قرار گرفتند. نیروهای عکس‌العمل زمین در سه جهت قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و عمودی با استفاده از دو دستگاه صفحه نیرو ثبت و محاسبه شد. از آزمون تحلیل واریانس چند متغیری (مانوا) برای بررسی اختلافات بین گروهی و آزمون تی وابسته برای بررسی اختلافات درون‌گروهی در سطح معناداری  $p < 0.05$  استفاده شد.

**یافته‌ها:** نتایج آزمون آماری نشان داد که اختلاف معناداری در اوج نیروی پیش‌برنده راستای قدامی خلفی ( $P = 0.044$ ) و اوج نیروی راستای داخلی خارجی ( $P = 0.048$ ) نیروی عکس‌العمل زمین در اندام برتر بین دو گروه ژنوواروم و نرمال حین دویدن وجود دارد؛ اما در راستای عمودی نیروی عکس‌العمل زمین بین دو گروه تفاوت معناداری وجود نداشت ( $P > 0.05$ ). همچنین بین اندام برتر و غیر برتر در هیچ‌کدام از راستاها در هر دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد ( $P > 0.05$ ).

**نتیجه‌گیری:** اگرچه انحراف مکانیکی ناشی از دفورمیتی ژنوواروم در صفحه فرونتال اتفاق می‌افتد، نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که این عارضه ممکن است نیروی عکس‌العمل زمین در سایر صفحات حرکتی را تحت تأثیر قرار دهد، بنابراین پیشنهاد می‌شود در طراحی برنامه‌های تعادلی و فعالیت‌های ورزشی این افراد، کلیه صفحات حرکتی مورد توجه قرار گیرد.

**کلید واژگان:** ژنوواروم، نیروی عکس‌العمل زمین، دویدن، مردان فعال

\* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

تلفن: ۰۹۳۶۴۴۲۹۶۵۸  
E-mail: tajdini@yahoo.com

### مقدمه

اشاره کرد (۱). در واقع این آسیب‌ها در زمان برخورد پا با زمین زمان اتفاق می‌افتد و مکانیزم وقوع این آسیب‌ها تحمیل بار ضربه‌ای بر اندام تحتانی است (۲). اندام تحتانی به‌واسطه نقش عمده‌ای که در تحمل وزن، جذب و تعدیل فشارها و ضربات وارد شده در هنگام فعالیت‌های دینامیکی چون راه رفتن، دویدن، پریدن و حفظ وضعیت بدن در حالت ایستاده و در حال حرکت بر عهده دارد، از اهمیت ویژه‌ای در بین تحقیقات برخوردار است. از آنجاکه پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری به‌ویژه

دویدن فعالیت‌های عمومی است که از افراد علاقه‌مند به فعالیت‌های تفریحی تا قهرمانان حرفه‌ای همه از آن بهره می‌برند. تحقیقات گذشته نشان می‌دهد که ۶۷-۲۴ درصد کسانی که به‌صورت تفریحی می‌دوند از آسیب‌های مرتبط با دویدن رنج می‌برند (۱). از جمله این آسیب‌ها می‌توان به استرس فراکچر، استئوآرتریت، اسپرین مزمن، مچ پا و درد قسمت تحتانی کمر

نامناسب نیروهای بر خوردی پا با سطح زمین که در قالب نیروی عکس‌العمل زمین شناخته می‌شوند، می‌باشد. بررسی مقادیر اوج نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان متغیری شاخص در ایجاد و توسعه آسیب‌های مرتبط با دویدن معرفی شده است (۱۲). نیروی عکس‌العمل زمین دارای سه مؤلفه عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی است که مؤلفه عمودی به دلیل مقدار بیشتر، دارای اهمیت بیومکانیکی زیادی است. با وجود اینکه مقدار این نیروها برای بروز آسیب‌های حاد کمتر از حد لازم است اما از آنجا که مقدار آن‌ها تکرار شونده نیز می‌باشد دارای اهمیت ویژه‌ای می‌گردند که افزایش و تکرار این نیروها، اندام تحتانی را دچار آسیب‌های ریز می‌کند که می‌تواند باعث وقوع آسیب‌های مزمن شوند (۱۳). با وجود ساختارهایی مانند غضروف مفصلی، مینیسک و دیسک‌های بین مهره‌ای برای محافظت در برابر این نیروها، ممکن است این ساختارها در اثر نیروهای تکراری و زیاد، دچار خستگی مکانیکی شوند و به دنبال آن آسیب رخ دهد (۱۴).

در میان پارامترهای کینتیکی که در اکثر مطالعات به‌منظور شناسایی فاکتورهای خطر مورد ارزیابی قرار می‌گیرند، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین از اهمیت کلینیکی برخوردار است و می‌تواند به‌منظور ارائه بازخوردهایی در شناسایی مکانیسم‌های بالقوه ریسک فاکتورهای آسیب شامل جذب شوک، پایداری مفصل و کاهش استرس خم‌کننده استخوان مورد استفاده قرار گیرد (۱۵). بررسی مطالعات گذشته نشان می‌دهد که این مطالعات محدود به بررسی راه رفتن افراد مبتلابه دفورمیتی ژنوواروم بوده‌اند (۹، ۱۶). با توجه به اینکه در هنگام دویدن نیروی عکس‌العمل زمین ۲/۸ تا ۳ برابر وزن بدن است (۱۳) مطالعات بسیار کمی به بررسی تأثیر دفورمیتی ژنوواروم بر دویدن پرداخته‌اند؛ بنابراین با توجه به شیوع دفورمیتی ژنوواروم، مکرر بودن فعالیت دویدن و مطالعات محدود و ناقص در نتایج این حوزه، درک این موضوع که وجود این دفورمیتی تا چه میزان مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین را حین دویدن دستخوش تغییر می‌سازد، پتانسیل کشف این عوامل را ضرورت می‌بخشد. از این رو هدف از پژوهش حاضر بررسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در مردان فعال با و بدون دفورمیتی ژنوواروم، طی فاز استانس دویدن بود.

## روش شناسی

جامعه آماری این مطالعه مقطعی را کلیه دانشجویان فعال پسر ۲۰ تا ۲۵

زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد (۳). ژنوواروم (Genu Varum) از جمله دفورمیتی‌های شایع اندام تحتانی در صفحه فرونتال است که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان فمور از یکدیگر دور می‌شوند. محور مکانیکی زانو و خط جاذبه در حالت نرمال از مرکز مفصل زانو یعنی از تو برکل بین کوندیلی تیبیا می‌گذرد و در حالت ایستاده روی دو پا نیروی وزن به‌صورت مساوی بین بخش‌های داخلی و خارجی زانو تقسیم می‌شود (۴). دفورمیتی ژنوواروم با انحراف نیروی عکس‌العمل زمین و جابه‌جایی مسیر نیروها به سمت بخش داخلی زانو، سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد؛ به صورتی که میزان نیروی عکس‌العمل در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود (۵). مطالعات گذشته گزارش نموده‌اند که بروز عارضه ژنوواروم می‌تواند ریسک آسیب‌پذیری در رباط متقاطع قدامی و خلفی (ACL & PCL) رباط داخلی زانو (MCL) و مینیسک داخلی مفصل زانو را افزایش دهد (۶). همچنین نشان داده شده است که این عارضه می‌تواند با کاهش خون‌رسانی به کپسول مفصلی زانو، منجر به استئوآرتریت زانو گردد (۷). این عارضه که ممکن است در اثر شلی لیگامانتهای مفصل زانو ایجاد شود، می‌تواند منجر به ایجاد سفتی در نوار ایلیوتیبیال (Iliotibial band tightness) گردد (۸)؛ بنابراین درمان و اصلاح این دفورمیتی می‌تواند درد و آسیب‌های اندام تحتانی حین فعالیت را کاهش دهد (۹).

Stief و همکاران نشان دادند که در صفحه فرونتال حداکثر گشتاورهای اداکشن زانو در مراحل میداستانس و ترمینال استانس راه رفتن تقریباً به‌اندازه ۳۲٪ و حداکثر گشتاور اداکشن هیپ بلافاصله پس از تماس پاشنه با زمین در گروه دارای ژنوواروم در مقایسه با افراد نرمال بیشتر است و در صفحه عرضی افراد دارای ناهنجاری ژنوواروم میزان گشتاور چرخشی داخلی زانو و گشتاور چرخش خارجی هیپ افزایش یافته‌ای را از خود نشان دادند (۹)؛ بنابراین افزایش میزان گشتاور اداکشنی در افراد مبتلابه ژنوواروم می‌تواند عاملی در تخریب بافت‌های داخلی مفصل زانو، استئوآرتریت زانو و درد مفصلی باشد (۱۰). افزایش میزان بار مکانیکی روی بخش داخلی زانو با وجود اینکه تخریب فیبریلایسیون غضروف مفصلی را تسریع می‌کند، ممکن است باعث شروع استئوآرتریت مفاصل مجاور، مانند هیپ شود. گزارش شده است ۳۶٪ بیماران مبتلابه استئوآرتریت زانو، استئوآرتریت هیپ نیز دارند (۱۱).

از جمله پارامترهای بیومکانیکی که می‌تواند تحت تأثیر عدم هم‌راستایی قسمت‌های مجاور در اندام تحتانی قرار گیرد، الگوی تولید و جذب

۱۰ متری را با سرعت انتخابی دلخواه و با پای برهنه دویدن را انجام دهند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر).

برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین از دو دستگاه فورس پلیت سه محوره (مدل BERTEC، ATMI،  $7 \times 60 \times 40$ ، ساخت کشور آمریکا) که در مسیر گام‌برداری آزمایشگاه جاسازی شده بود، با نرخ نمونه‌برداری  $250$  هرترز استفاده شد. بعد از اتمام مراحل تست و برای تعیین مراحل برخورد پاشنه با زمین و جدایی پنجه از زمین از آستانه  $10$  نیوتن نیرو عمودی عکس‌العمل زمین استفاده شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای دویدن استخراج و با استفاده از یک فیلتر باترورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی  $20$  هرترز فیلتر شد (۱۸). برای هرکدام از داده‌های موردنظر و به‌منظور نرمال کردن یافته‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین، اعداد به دست آمده بر وزن افراد تقسیم و در عدد  $100$  ضرب شد تا عامل وزن بی‌تأثیر باشد. مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین شامل اوج نیروی عمودی، اوج نیروی توقف قدامی-خلفی و اوج نیروی پیش برنده قدامی-خلفی، اوج نیروی داخلی-خارجی است. از میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف متغیرها، آزمون شاپیرو ویلک برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها، آزمون لوین برای بررسی همگن بودن واریانس داده‌ها، آزمون تی مستقل جهت بررسی وجود اختلاف در مشخصات دموگرافیک بین دو گروه، آزمون تحلیل واریانس چند متغیری (مانوا) برای مقایسه بررسی اختلافات بین گروهی و آزمون تی همبسته جهت بررسی اختلاف درون گروهی (اندام برتر و غیر برتر) در سطح معناداری  $P < 0.05$  استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام گرفت.

## نتایج

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه ژنوواروم و نرمال به تفکیک سن، وزن، قد و میزان فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو در جدول ۱ نشان داده شده است. نتایج حاصل آزمون تحلیل واریانس چند متغیری (MANOVA) (جدول ۲) برای بررسی اختلاف میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین دو گروه نشان داد، بین نیروهای عکس‌العمل زمین دو گروه ژنوواروم و نرمال تفاوت معناداری وجود دارد ( $P = 0.01$ ). با توجه به معنادار بودن آزمون تحلیل واریانس چند متغیری (جدول ۳)، نتایج آزمون‌های بین گروهی نشان داد که بین نیروی عکس‌العمل زمین در اوج نیروی پیش برنده راستای قدامی خلفی ( $P = 0.044$ ) و اوج

ساله دانشگاه خوارزمی که در طول  $1/5$  تا  $3$  سال گذشته حداقل هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه حداقل به مدت  $1/5$  ساعت فعالیت بدنی منظم داشتند، تشکیل دادند. از درون جامعه آماری  $30$  آزمودنی برحسب وضعیت زانویشان در دو گروه ژنوواروم ( $15$  نفر) و نرمال ( $15$  نفر) به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب و به آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی دعوت شدند. تلاش شد آزمودنی‌ها از لحاظ قد و وزن و سن در محدوده نزدیک به هم باشند. میزان، نوع و مدت فعالیت ورزشی گروه فعال نیز در سطح یکسانی قرار داشت و فعالیت ورزشی آن‌ها شامل دویدن نرم، انجام حرکات نرمشی و تمرینات با وزنه جهت حفظ تندرستی و تناسب اندام بود. شرایط خروج از تحقیق برای آزمودنی‌ها، شامل وجود سابقه جراحی در اندام‌های تحتانی و کمر، وجود سابقه آسیب در دو سال گذشته و وجود درد در هر قسمتی از تنه و اندام تحتانی و داشتن وضعیت‌های غیرطبیعی در ساختارهای بدن (به‌استثنای دفورمیتی ژنوواروم در گروه مورد) در روند انجام تحقیق بود. هدف و روند انجام تست برای آزمودنی‌ها شرح داده و قبل از اندازه‌گیری، فرم رضایت‌نامه کتبی آزمودنی‌ها برای شرکت در این مطالعه و اطلاعات شخصی آن‌ها، شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. برای تشخیص ژنوواروم فاصله بین دو کندیل داخلی استخوان فمور در برجسته‌ترین نقطه با استفاده از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته با دقت  $1/1$  میلی‌متر ساخت شرکت LLD کشور ژاپن، اندازه‌گیری و ثبت شد. برای انجام تست، آزمودنی‌ها پابرهنه درحالی‌که زانو، ران و مچ پاها نمایان بود در مقابل آزمونگر به صورت کاملاً راحت و بدون انقباض غیرطبیعی در عضلات اندام تحتانی ایستادند. از آزمودنی‌ها خواسته شد درحالی‌که پشت به دیوار ایستاده‌اند و ناحیه پشت سر، ستون فقرات پشتی، باسن و پاشنه در تماس با دیوار قرار دارد پاها را به صورت جفت در کنار هم نگه دارند. در صورت وجود فاصله بیش از سه سانتی‌متر بین دو کوندیل داخلی فمور، فرد در گروه افراد مبتلا به ژنوواروم قرار می‌گرفت (۱۷). از آزمون شاخص افتادگی ناوی (Navicular dome) برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در پا استفاده شد. ملاک تشخیص پای برتر به وسیله ترجیح آزمودنی برای انتخاب یک‌پا برای شوت کردن توپ صورت گرفت. قبل از انجام آزمون، آزمودنی به مدت  $5$  دقیقه عمل گرم کردن و به‌منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت موردنظر را انجام دادند. به‌منظور نزدیک کردن آزمون به شرایط طبیعی و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی دویدن در اثر تمرکز روی سرعت دویدن، آزمودنی‌ها خواسته شد که مسیر

## جدول ۱.

میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن قد، و فاصله بین دو اپی‌کنیدیل داخلی زانو آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	فاصله بین دو اپی‌کنیدیل داخلی زانو (سانتی‌متر)
نرمال	۱/۵۹±۲۲/۵۳	۶/۷۶±۷۴/۶۶	۵/۳۵±۱۷۶/۱۳	۰/۶۵±۰/۷۸
ژنواروم	۱/۵۶±۲۲/۸۰	۶/۵۲±۷۲/۷۳	۴/۷۵±۱۷۸/۲۶	۰/۷۸±۵/۶۸
P	۰/۶۵۷	۰/۴۳۳	۰/۲۵۹	۰/۰۰۰

## جدول ۲.

نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیره برای مقایسه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین

متغیر	Wilks' λ	F	Sig <sup>1</sup>	Partial Eta Squared <sup>2</sup>
مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین	۰/۲۳۶	۱۹/۳۷	۰/۰۱	۰/۷۶

.۱ Significant

۲. مجذور اتا به منظور بررسی اندازه اثر هر یک از متغیرها، مورد استفاده قرار گرفت (مجذور اتای ۰/۰۱ اندازه اثر کوچک، مجذور اتای ۰/۰۶ اندازه اثر متوسط، مجذور اتای ۰/۱۴ اندازه اثر بزرگ)

## جدول ۳.

نتایج آزمون بین گروهی برای مقایسه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین

تکلیف	اندام	متغیر	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	F	Sig	Partial Eta Squared
تکلیف ۱	برتر	اوج نیروی راستای عمودی	نرمال	۲۴/۱۷±۲۰۳/۶۹	۸۴۰/۱	۰/۱۸۶	۰/۰۶۲
			ژنواروم	۱۸/۱۱±۱۹۳/۱۱			
		اوج نیروی توقف راستای قدامی خلفی	نرمال	۵/۱۵±۲۸/۰۶	۰/۱۴۲	۰/۱۶۷	۰/۰۶۷
			ژنواروم	۵/۳۵±۳۰/۷۸			
تکلیف ۲	غیر برتر	اوج نیروی پیش برنده راستای قدامی-خلفی	نرمال	۵/۱۹±۲۴/۱۴	۴/۴۳۹	* ۰/۰۴۴	۰/۱۳۷
			ژنواروم	۵/۵۸±۲۸/۲۹			
		اوج نیروی راستای داخلی-خارجی	نرمال	۲/۱۷±۱۱/۳۳	۴/۲۸۹	* ۰/۰۴۸	۰/۱۳۳
			ژنواروم	۲/۲۶±۱۳/۰۱			
تکلیف ۳	غیر برتر	اوج نیروی راستای عمودی	نرمال	۲۳/۸۰±۲۰۶/۹۹	۲/۸۶۶	۰/۱۰۲	۰/۰۹۳
			ژنواروم	۱۹/۰۱±۱۹۳/۶۷			
		اوج نیروی توقف راستای قدامی خلفی	نرمال	۶/۲۴±۲۷/۲۶	۳/۵۳۸	۰/۰۷۰	۰/۱۱۲
			ژنواروم	۵/۸۶±۳۱/۴۲			
تکلیف ۴	غیر برتر	اوج نیروی پیش برنده راستای قدامی-خلفی	نرمال	۴/۸۹±۲۴/۶۶	۰/۷۷۳	۰/۳۸۷	۰/۰۲۷
			ژنواروم	۵/۶۸±۲۶/۳۶			
		اوج نیروی راستای داخلی-خارجی	نرمال	۲/۶۳±۱۱/۸۵	۱/۰۱۰	۰/۳۲۴	۰/۰۳۵
			ژنواروم	۲/۶۹±۱۲/۸۳			

\*وجود تفاوت آماری (P&lt;۰/۰۵)

نیروی راستای داخلی خارجی (P=۰/۰۴۸) دو گروه در اندام برتر اختلاف معناداری وجود دارد و گروه ژنواروم نسبت به گروه نرمال، مقدار بیشتری را به ثبت رساند. در اوج نیروی راستای عمودی عکس‌العمل زمین با وجود اینکه گروه ژنواروم کمتر از گروه نرمال بود اما بین دو گروه اختلاف معناداری مشاهده نشد (P<۰/۰۵). همچنین نتایج آزمون t همبسته نیز نشان داد بین اندام برتر و غیر برتر هر دو گروه در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین تفاوت معناداری وجود ندارد (P<۰/۰۵) (جدول ۴).

جدول ۴.

نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه اندام برتر و غیر برتر

Sig	T	میانگین و انحراف استاندارد	اندام	گروه	جهت
۰/۲۷۵	-	۲۴/۱۷±۲۰۳/۶۹	برتر	نرمال	اوج نیروی راستای عمودی
	۱/۱۳۵	۲۳/۸۰±۲۰۶/۹۹	غیر برتر		
۰/۸۵۱	-	۱۸/۱۱±۱۹۳/۱۱	برتر	ژنوواروم	
	۰/۱۹۲	۱۹/۰۱±۱۹۳/۶۷	غیر برتر		
۰/۳۹۶	۰/۸۷۵	۵/۱۵±۲۸/۰۶	برتر	نرمال	اوج نیروی توقف راستای قدامی خلفی
		۶/۲۴±۲۷/۲۶	غیر برتر		
۰/۳۶۹	-	۵/۳۵±۳۰/۷۸	برتر	ژنوواروم	
	۰/۹۲۸	۵/۸۶±۳۱/۴۲	غیر برتر		
۰/۴۹۸	-	۵/۱۹±۲۴/۱۴	برتر	نرمال	اوج نیروی پیش برنده راستای قدامی-خلفی
	۰/۶۹۷	۴/۸۹±۲۴/۶۶	غیر برتر		
۰/۰۷۰	۱/۹۶۴	۵/۵۸±۲۸/۲۹	برتر	ژنوواروم	
		۵/۶۸±۲۶/۳۶	غیر برتر		
۰/۵۸۵	-	۲/۱۷±۱۱/۳۳	برتر	نرمال	اوج نیروی راستای داخلی-خارجی
	۰/۵۵۹	۲/۶۳±۱۱/۸۵	غیر برتر		
۰/۷۵۳	۰/۳۲۱	۲/۲۶±۱۳/۰۱	برتر	ژنوواروم	
		۲/۶۹±۱۲/۸۳	غیر برتر		

## بحث

نتایج تحقیق نشان داد، حین دویدن اوج نیروی توقف و اوج نیروی پیش برنده حین دویدن در هر دو اندام گروه ژنوواروم مقادیر بیشتری را نسبت به گروه نرمال به ثبت رساند که این اختلاف در نیروی اوج پیش برنده حین دویدن با اندام برتر معنادار بود. میزان نیروهای افقی که در راستای قدامی - خلفی و داخلی - خارجی اعمال می‌شود در مقایسه با نیروی عمودی کوچک‌تر است (۲۲). نیروی اوج توقف که مربوط به نیمه اول مرحله استانس دویدن می‌باشد، دارای مقداری منفی بوده که حاکی از تکانه منفی است و دلیل آن وجود نیروی اصطکاک برخلاف جهت حرکت بین سطح تماس و پا می‌باشد. این نیرو نشان می‌دهد که پس از برخورد پا با زمین حین دویدن، زمین نیرویی در خلاف جهت حرکت به پای فرد اعمال می‌کند که موجبات توقف فرد را فراهم می‌کند. همچنین نیروی اوج پیش برنده مربوط به نیمه دوم مرحله استانس می‌باشد که دارای مقداری مثبت است و در نتیجه عمل عضلات پلانتر فلکسور به زمین، زمین نیرویی در جهت پیشروی به پا اعمال می‌کند. تحقیقات مختلف نشان دادند، تغییر شکل ژنوواروم توانایی عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی را جهت ایجاد ثبات دینامیک در صفحه ساجیتال و فرونتال تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲۳) و ظرفیت عضلات چهار سر رانی، دوقلوی داخلی و نزدیک کننده دراز حین راه رفتن در افراد مبتلا به این ناهنجاری و افراد طبیعی متفاوت است (۲۴). از طرفی،

هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در مردان فعال با و بدون دفورمیتی ژنوواروم، طی فاز استانس دویدن بود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد مقادیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین دویدن در گروه ژنوواروم با اندام برتر و غیر برتر کمتر از گروه نرمال است، اما این اختلافات از نظر آماری معنادار نبود. راه رفتن‌های پاتولوژیک با محدود کردن میزان بار اندام‌ها می‌تواند اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را کاهش دهد (۱۹). Chen و همکاران گزارش کردند که پاتولوژی می‌تواند الگوی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را تحت تأثیر قرار دهد. در مطالعه آن‌ها افراد با استئوآرتریت ران در مقایسه با افراد سالم نیروی عکس‌العمل عمودی کمتری در راه رفتن با سرعت یکسان داشتند (۲۰). Nilsson و Thorstensson گزارش کردند که بارهای وارد بر هر یک عضوها میزان اوج نیروی عکس‌العمل را تعیین می‌کند که تحت تأثیر سرعت راه رفتن می‌باشد (۲۱)؛ بنابراین می‌توان بیان کرد که دفورمیتی ژنوواروم با محدود کردن میزان بار اندام‌ها با نظر به اینکه بارهای وارد بر هر یک عضوها میزان اوج نیروی عکس‌العمل زمین را تعیین می‌کند، می‌تواند اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را کاهش دهد.

میان سال بودند و اینکه در متغیر داخلی خارجی نیروی عکس العمل زمین میانگین کل مرحله استانس را در نظر گرفته اند. همچنین در مقایسه بین پای برتر و غیر برتر یافته‌های تحقیق نشان داد، در بیشتر موارد اندام غیر برتر مقدار بیشتری را نسبت به اندام برتر به ثبت رساند، اما این اختلاف از لحاظ آماری معنادار نبود. برتری در یک پا موجب می‌شود ورزشکار استفاده متفاوتی از گروه عضلات پای برتر و نیز پای غیر برتر در حین فعالیت‌های تمرینی و اجرای تکنیک‌ها داشته باشد. در همین راستا Matsuda و همکاران گزارش کردند که توانایی تعادل پای برتر و غیر برتر در بازیکنان فوتبالی آماتور مشابه است (۲۹). نتایج تحقیق Barone و همکاران نشان داد بین پای برتر و غیر برتر فوتبالیست‌ها اختلاف معنی داری وجود دارد. علت ناهمخوانی را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که در تحقیق برونی فوتبالیست‌ها در سطح مسابقات لیگ ایتالیا (در سطح خیلی بالاتری نسبت به آزمودنی‌های پژوهش حاضر) رقابت می‌کردند. آن‌ها نتایج خود را این‌گونه توجیه کردند که فوتبالیست‌ها کنترل یا تعادل بیشتری هنگام ایستادن روی پای غیر برتر دارند و تکرار مهارت‌های فوتبال با ایستادن روی پای غیر برتر ممکن است به افزایش عوامل حس عمقی، کنترل عصبی عضلانی، قدرت سفتی تولید شده در اطراف مفاصل و تاندون‌ها در پای غیر برتر بینجامد (۳۰). به نظر می‌رسد افرادی که به‌طور مساوی از هر دو پا در ورزش خود استفاده می‌کنند، تفاوتی بین پای برتر و غیر برتر نداشته باشند و تفاوت بیشتر در ورزشکارانی مشاهده شود که در ورزش مربوط به آن‌ها از یک پا به مراتب بیشتر استفاده کنند و در سطح قهرمانی و مسابقات ورزشی ملی یا بین‌المللی رقابت می‌کنند (۳۱).

## نتیجه گیری نهایی

به نظر می‌رسد انحراف مکانیکی ناشی از دفورمیتی ژنوواروم می‌تواند عاملی تأثیرگذار بر مؤلفه‌های نیروی عکس العمل زمین حین دویدن باشد؛ اگرچه دفورمیتی ژنوواروم در صفحه فرونتال اتفاق می‌افتد، نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که این عارضه ممکن است نیروی عکس العمل زمین در صفحه ساجیتال را نیز تحت تأثیر قرار دهد از این رو توصیه می‌شود در طراحی برنامه‌های تعادلی و فعالیت‌های ورزشی افراد مبتلا به دفورمیتی ژنوواروم، صفحه ساجیتال نیز مورد توجه قرار گیرد. با این وجود پیشنهاد می‌شود که این تحقیق را با نمونه‌های بیشتر و با طیف سنی وسیع‌تر انجام داد تا بتوانیم یافته‌های حاصل از آن را به گروه‌های بیش‌تر تعمیم دهیم.

Nyland و همکاران گزارش کردند که افراد دارای ژنوواروم در مقایسه با افراد نرمال به علت اتکا بیشتر به مفاصل سواب تالار و میدتارسال دارای کنترل وضعیتی و تعادل ضعیف‌تری هستند و کنترل عملکردی ضعیف‌تری در عضلات پلانتر فلکسور مچ پا دارند (۲۵). روشن است که افزایش واروس زانو عملکرد عضلات پلانتر فلکسور را دستخوش تغییر می‌سازد و باعث کاهش کارایی این عضلات در مفصل تالوکروال خواهد شد و این دلیل احتمالاً موجب کاهش جذب نیرو توسط مفصل تالوکروال در افراد مبتلا به ژنوواروم شود. از آنجاکه نیرو پیش برنده به‌طور مستقیم با عملکرد عضلات پلانتر فلکسور مچ پا به‌عنوان عامل نیروی پیش برنده طی دویدن در ارتباط است، بیشتر بودن معنادار این نیرو در گروه ژنوواروم نسبت به گروه نرمال قابل توجیه است.

نتایج تحقیق نشان داد، مقادیر مربوط به متغیر داخلی - خارجی نیروی عکس العمل زمین در افراد دارای ژنوواروم هر دو اندام برتر و غیر برتر از افراد دارای زانوی نرمال بیشتر است و اختلاف معناداری بین دو گروه ژنوواروم و نرمال در دویدن در اندام برتر مشاهده شد. این نیرو نشان‌دهنده اداکشن و اداکشن پا می‌باشد. در مطالعاتی که روی راه رفتن افراد مبتلا به ژنوواروم شده است، گزارش شده که هنگام راه رفتن، گشتاور اداکشن زانو تمایل دارد که نیرویی به داخل را در مفصل زانو ایجاد کند. بخش اعظم این گشتاور اداکشن در راه رفتن، به‌وسیله اعمال نیروی عکس العمل زمین بر محور مفصل زانو تولید می‌شود. این گشتاور تمایل دارد هرچه بیشتر زانو را در وضعیت پرانتری شدن قرار دهد (۲۶). در مطالعه حاضر با توجه به اینکه ژنوواروم راستای اندام تحتانی در سطح فرونتال (داخلی خارجی) اتفاق می‌افتد، می‌توان افزایش نیروی عکس العمل زمین در جهت داخلی - خارجی را به همین علت دانست که باعث افزایش گشتاور اداکشن زانو می‌شود و به‌صورت نیروی عکس العمل زمین ظاهر می‌شود. در همین راستا Chung و همکاران بیان کردند که نیروی عکس العمل زمین با عملکرد فرد همبستگی دارد (۲۷). از طرفی می‌توان علت کاهش نیروی عمودی در افراد مبتلا به ژنوواروم را افزایش نیرو در راستای قدامی خلفی و داخلی خارجی دانست بنابراین پایین‌تر بودن نیروی عمودی عکس العمل زمین در گروه ژنوواروم احتمالاً می‌تواند به این دلیل باشد که این نیرو در دو سطح قدامی - خلفی و داخلی خارجی به‌طور معناداری نسبت به گروه نرمال بیشتر است. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Norasteh و همکاران (۲۸) ناهم‌سو بود. دلیل ناهم‌سو بودن نتایج را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که افراد مطالعه تحقیق نورسته و همکاران زنان

## References

- Lohman EB, Sackiriyas KSB, Swen RW. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*. 2011;12(4):151-63.
- Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley JA. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *British Journal of Sports Medicine*. 2007;41(8):510-4.
- Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*. 2001;17(2):153-63.
- Johnson F, Leidl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *Bone & Joint Journal*. 1980;62(3):346-9.
- Brouwer G, Van Tol A, Bergink A, Belo J, Bernsen R, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatology*. 2007;56(4):1204-11.
- Anbarian M, Jafarnejhad A. Knee malalignment influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait in boy adolescents. *Gait & Posture*. 2015;42:39-40.
- Pretkiewicz-Abacjew E. A comparison of body positioning in children with and without genu valgum. *Gait & Posture*. 2006;24:S184-S6.
- Noble CA. Iliotibial band friction syndrome in runners. *The American Journal of Sports Medicine*. 1980;8(4):232-4.
- Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait & Posture*. 2011;33(3):490-5.
- Oatis CA. The mechanics and pathomechanics of human movement. 2003.
- Elliott AL, Kraus VB, Luta G, Stabler T, Renner JB, Woodard J, et al. Serum hyaluronan levels and radiographic knee and hip osteoarthritis in African Americans and Caucasians in the Johnston County Osteoarthritis Project. *Arthritis & Rheumatism*. 2005;52(1):105-11.
- Logan S, Hunter I, Hopkins JT, Feland JB, Parcell AC. Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2010;9(1):147.
- Bischof JE, Abbey AN, Chuckpaiwong B, Nunley JA, Queen RM. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. *Gait & Posture*. 2010;31(4):502-5.
- Riskowski J, Mikesky A, Bahamonde R, Alvey T, Burr D. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related?. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 2005;5(4):379.
- Niu W, Feng T, Jiang C, Zhang M. Peak vertical ground reaction force during two-leg landing: a systematic review and mathematical modeling. *BioMed Research International*. 2014;2014.
- Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/ Clinical Neurophysiology*. 2008;38(2):105-16.
- Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomy and human movement: structure and function*: Elsevier Health Sciences; 2006.
- Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics, 2E. Human Kinetics*; 2013.
- Brown M, Batten C, Porell D. Efficiency of walking after total hip replacement. *The Orthopedic clinics of North America*. 1978;9(2):364-7.
- Chen CP, Chen MJ, Pei Y-C, Lew HL, Wong P-Y, Tang SF. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2003;82(4):307-12.
- Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1989;136(2):217-27.
- Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey: Slack. 1992:186-220.
- Kakavandi HT, Sadeghi H, Abbasi A. The Effects of Genu Varum Deformity on the Pattern and Amount of Electromyography Muscle Activity Lower Extremity during the Stance Phase of Walking. *Journal of Clinical Physiotherapy Research*. 2017;2(3):110-8.
- Saga N, Dobashi H, Irie S, Maehara K, editors. Influence of lower extremity alignment on human gait based on wireless sensors. *Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP), 2012 19th International Conference*; 2012: IEEE.
- Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2002;34(7):1150-7.
- Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *The Ortho-*

pedic Clinics of North America. 1994;25(3):395-403.

27. Chung M-J, Wang M-JJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture*. 2010;31(1):131-5.

28. Norasteh AA, Emami S, Shamsi Majelan A. Kinetic and Kinematic Variables in Middle-Aged Women with Normal and Genu Varum Knee Angle with Emphasis on Walking and Running Activities. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*. 2014;4(2):77-82.

29. Matsuda S, Demura S, Demura T. Examining differences

between center of pressure sway in one-legged and two-legged stances for soccer players and typical adults. *Perceptual and Motor Skills*. 2010;110(3):751-60.

30. Barone R, Macaluso F, Traina M, Leonardi V, Farina F, Di Felice V. Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *Open Access Journal of Sports Medicine*. 2011;2:1.

31. kakavandi HT, Sadeghi H, Abbasi A. The Effect of Genu Varum Deformity on Posture Control During Walking and Running in Active Male. *Journal of Applied Exercise Physiology*. 2018;14(27):4-5.



## Investigating Ground Reaction Forces in Active Male with and without Genu Varum Deformity during the Stance Phase of Running

Hossein Tajdini Kakavandi<sup>1\*</sup>,  
Heydar Sadeghi<sup>1</sup>,  
Ali Abbasi<sup>1</sup>

*1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.*

\* Corresponding author:  
Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.  
Tel: 09364429658  
Email: h\_tajdini@yahoo.com

### Abstract

Received: June 19, 2018 Accepted: Aug. 25, 2018

**Objective:** Genu Varum deformity is known as a factor disrupting gravity line and force patterns in lower limb and may make the individual more exposed to lower extremity injuries especially in repeated activities like running. The aim of this study was to investigate Ground Reaction Forces in subjects with and without genu varum deformity during running.

**Methods:** Thirty active men were divided into two groups of genu varum (15) and normal (15) based on their knee posture. Ground Reaction Forces in three directions of anterior – posterior and medial-lateral and vertical using force plate was recorded and analyzed. Data were analyzed utilizing MANOVA for between-group differences and paired samples t-test for within-group differences at a .05 level of significance.

**Results:** The findings indicated that there was a statistically significant difference in peak of propelling anterior-posterior direction ( $p=0/044$ ) and peak of medial-lateral ground reaction force ( $p=0/048$ ) in dominant between normal and Genu varum groups during running. But the vertical directions of ground reaction force were not significantly different between the two groups ( $p>0/05$ ). In addition, regarding the dominant and non-dominant limb, no significant difference was observed in any of the directions ( $p>0.05$ ).

**Conclusion:** Although mechanical departure resulting from genu varum deformity, will occur in frontal plane, the results showed that this complication might affect ground reaction force in other motion planes. Therefore, it is suggested that when designing balance schedules and exercising activities for those suffering from genu varum deformity, all motion planes be considered.

**Keywords:** Genu varum, Ground reaction force, Running, Active male

دکتر علی عباسی، فارغ التحصیل دکتری بیومکانیک ورزشی از دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۱۳۹۳ می باشند. ایشان استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می باشند.



آقای حسین تاجدینی، فارغ التحصیل بیومکانیک ورزشی در مقطع کارشناسی ارشد از دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۱۳۹۵، دارای چهار مقاله علمی پژوهشی، سه مقاله ارائه شده در کنفرانس ملی و دو مقاله ارائه شده در کنفرانس بین المللی، رتبه یک کنکور کارشناسی ارشد می باشد.



پروفسور حیدر صادقی فارغ التحصیل پسا (فوق) دکتری توان بخشی (گرایش بیومکانیک و توان بخشی) در سال ۱۳۸۰ از دانشکده پزشکی دانشگاه مونترال کانادا می باشند. ایشان استاد تمام دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می باشند. انتشار بیش از ۸۰ مقاله در مجلات معتبر خارجی، انتشار ۱۱۰ مقاله در مجلات معتبر داخلی، تألیف یا تصنیف ۹ کتاب، ترجمه ۱۷ کتاب تخصصی، ۲۰ طرح پژوهشی کاربردی، استاد راهنمای (۱۵ راهنمایی دکتری، ۶۰ راهنمایی کارشناسی ارشد)، استاد مشاور (۵ مشاوره دکتری، ۱۵ مشاوره کارشناسی ارشد)، تجدید چاپ همراه با تجدید نظر اساسی ۶ کتاب، بررسی و نقد و یا تصحیح ۴ کتاب، ۷ نوآوری علمی معتبر، ارائه ۲۹۵ مقاله در مجامع علمی ملی و بین المللی، از جمله فعالیت های آموزشی ایشان می باشد.

