

تأثیر دفورمیتی ژنوواروم بر کنترل پاسچر بدن حین راه رفتن و دویدن در مردان فعال

حسین تاجدینی کاکاوندی^۱، حیدر صادقی^۲، علی عباسی^۳

چکیده

زمینه و هدف: دفورمیتی ژنوواروم به‌عنوان عاملی برای برهم زدن خط جاذبه و الگوی نیرو در اندام تحتانی معرفی شده است که می‌تواند موجب اختلال در کنترل پاسچر و افزایش خطر آسیب‌دیدگی حین فعالیت‌های ورزشی شود. هدف از انجام این تحقیق بررسی اثر دفورمیتی ژنوواروم بر شاخص کنترل پاسچر بدن حین راه رفتن و دویدن بود.

مواد و روش‌ها: ۳۰ دانشجوی مرد فعال برحسب وضعیت زانویشان در دو گروه ژنوواروم (۱۵ نفر) و نرمال (۱۵ نفر) قرار گرفتند. شاخص کنترل پاسچر (تغییرات مرکز جرم به مرکز فشار) در دو جهت قدامی- خلفی و داخلی- خارجی با استفاده از دو دستگاه صفحه نیرو ثبت و محاسبه شد. از آزمون MANOVA برای بررسی اختلافات بین گروهی و آزمون تی وابسته برای بررسی اختلافات درون گروهی در سطح معناداری $p < 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها: تغییرات مرکز جرم به فشار در جهت قدامی- خلفی بین گروه‌های آزمایشی حین راه رفتن ($p = 0.038$) و دویدن ($p = 0.01$) در اندام برتر و دویدن در اندام غیربرتر ($p = 0.002$) معنادار بود، اما در جهت داخلی- خارجی اختلاف معناداری در هیچ‌کدام از متغیرها مشاهده نشد. همچنین بین اندام برتر و غیربرتر در هیچ‌کدام از جهات در هر دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: انحراف مکانیکی ناشی از دفورمیتی ژنوواروم با وجود اینکه در صفحه فرونتال اتفاق می‌افتد، اما می‌تواند صفحه ساجیتال را نیز دستخوش تغییر سازد و باعث کاهش معنادار شاخص کنترل پاسچر در صفحه ساجیتال شود، بنابراین پیشنهاد می‌شود در طراحی برنامه‌های اصلاحی و تعادلی این افراد، کلیه صفحات حرکتی مورد توجه قرار گیرد.

واژگان کلیدی: ژنوواروم، کنترل پاسچر، راه رفتن، دویدن، مردان فعال

۱ کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول) Email: h_tajdini@yahoo.com

۲ استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳ استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

مقدمه

از کنترل پاسچر به عنوان توانایی نگهداری تعادل و جهت‌گیری بدن در محیط که تحت تأثیر نیروی جاذبه قرار دارد، یاد می‌شود (۱). موضوعی که در اغلب رشته‌های ورزشی، نقش تعیین‌کننده‌ای در عملکرد ورزشکاران دارد. در واقع حفظ پاسچر مناسب به فرد اجازه می‌دهد که به طور کامل بر تکلیف حرکتی تمرکز کند. وجود یک سیستم کنترل تعادل سالم و توانمند ضمن بهبود عملکرد فرد هنگام فعالیت‌های جسمی از ضروریات جلوگیری از آسیب حین فعالیت‌های بدنی سنگین مثل فعالیت‌های ورزشی نیز می‌باشد (۲). مک گوین^۱ و همکاران عنوان کردند شیوع بیشتر آسیب با کنترل پاسچر ضعیف همراه است، آن‌ها تعادل بسکتبالیست‌های دبیرستانی را قبل از فصل مسابقه اندازه‌گیری کرده و گزارش کردند؛ بسکتبالیست‌هایی که تعادل ضعیف‌تری در آزمون‌های قبل از مسابقه داشتند، هفت برابر بیشتر از بسکتبالیست‌هایی که تعادل خوبی داشتند دچار عارضه پیچ‌خوردگی می‌چ پا در طول مسابقات شدند (۳).

یافته‌های برخی پژوهش‌ها نشان می‌دهد، راستای اندام تحتانی از عوامل اثرگذار بر کنترل پاسچر است (۴). اندام تحتانی به واسطه نقش عمده‌ای که در تحمل وزن، جذب و تعدیل فشارها و ضربات واردشده 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 آنجا که پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری به‌ویژه زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد (۵). از جمله دفورمیتی‌های زانو در صفحه فروتال، ژنوواروم^۲ نام دارد که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان فمور از یکدیگر دور می‌شوند. شیوع این ناهنجاری در میان ورزشکاران و غیر ورزشکاران کشور بالا است (۶). چنین تغییراتی در اندام تحتانی می‌تواند موجب برهم خوردن خط جاذبه^۳ نسبت به سطح اتکا^۴ شود که در نهایت موجب تغییراتی در شاخص تعادل فرد می‌شود (۱). محور مکانیکی زانو و خط جاذبه در حالت نرمال از مرکز مفصل زانو یعنی از توبرکل بین کوندیلی تیبیا می‌گذرد و در حالت ایستاده روی دو پا نیروی وزن به‌صورت مساوی بین بخش‌های داخلی و خارجی زانو تقسیم می‌شود (۷). دفورمیتی ژنوواروم موجب جابه‌جایی خط جاذبه به سمت بخش داخلی زانو شده و نیروهای فشاری را در این قسمت افزایش می‌دهد (۸). این تغییرات موجب برهم خوردن قرینگی در توزیع نیروی وزن و بی‌ثباتی در وضعیت‌های تحمل وزن می‌گردد (۹). مطالعات نشان داده که انحراف مکانیکی زانو هنگام دفورمیتی ژنوواروم می‌تواند منجر به انحراف نیروی عکس‌العمل زمین^۵ شده و استراتژی کنترل پاسچر را هنگام ایستادن به چالش بکشد (۱۰). ون قلو^۶ و همکاران (۱۱) نشان دادند که دفورمیتی ژنوواروم می‌تواند موجب پرونیشن مفصل ساب تالار در فاز تماس پاشنه پا با زمین و ابتدای فاز بلند شدن پاشنه هنگام راه رفتن شود و به دنبال آن باعث تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین گردد و محل مرکز فشار^۷ فشار^۷ را در صفحه کف پا جابه‌جا کند. این افزایش گشتاور برون‌چرخیدگی موجب تغییر گشتاور نیروی جاذبه و افزایش استرس روی قوس‌های کف پا می‌شود (۱۲)، که در نهایت هنگام ایستادن روی دو پا می‌تواند موجب بر

1. McGuine
2. Genu Varum
3. Line of Gravity
4. Base of Support
5. Ground Reaction Force
6. Van Gheluwe
7. Center of Pressure

هم خوردن پایداری پاسچر در وضعیت‌های ایستا و پویا گردد (۴). لذا وجود یک سیستم سالم کنترل تعادل هنگام فعالیت‌های ورزشی می‌تواند موجب پایداری و کنترل پاسچر شود و به فرد کمک می‌کند که با کنترل بهتر حرکات هنگام فعالیت‌های بدنی از آسیب‌های توأم فعالیت‌های ورزشی جلوگیری کند (۱۳). در تحقیقات گذشته از جابجایی مرکز فشار به عنوان شاخص غیرمستقیمی از نوسان پاسچر و در نتیجه توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است (۱۴). گزارش شده است که مرکز فشار که نشان‌دهنده سازوکار بیومکانیکی حمایت پا در مرحله استقرار راه رفتن است و مرکز جرم یا سرعت مرکز جرم که نشان‌دهنده حرکت بدن می‌باشد، ارتباط نزدیکی با پایداری بدن در راه رفتن دارند (۱۵). با فرض اینکه که کنترل پاسچر پویا در فعالیت‌های روزمره و عملکردهای مطلوب ورزشی لازم و تعیین‌کننده است (۴)، ارزیابی آن می‌تواند ابزار مهمی برای تعیین سطوح عملکردی عصبی-عضلانی ورزشکاران و همچنین جلوگیری از آسیب‌دیدگی و توان‌بخشی باشد (۱۶).

بررسی تحقیقات گذشته نشان می‌دهد که مطالعات اندکی به ثبات و پایداری دینامیک افراد با دفورمیتی ژنوواروم پرداخته‌اند و بیشتر مطالعاتی که در ارتباط با پایداری این افراد صورت گرفته در حالت ایستا بوده و به‌وسیله تست‌های میدانی انجام گرفته است (۱۷). کلی و همکاران (۱۸) بیان کردند که وضعیت ایستاده، سیستم عصبی عضلانی را در فعالیت‌های ورزشی، تفریحی یا حتی در فعالیت‌های روزانه به‌طور مؤثری به چالش نمی‌کشد. ارزیابی دینامیکی تعادل تکالیفی مانند راه رفتن و دویدن ممکن است ابزار دقیق‌تری در ارزیابی سیستم عصبی عضلانی باشد که می‌تواند استراتژی اتخاذ شده جهت کنترل بدن و نقش سیستم‌های درگیر در حفظ تعادل را به‌طور عملکردی تعیین کند (۱۹). همچنین ابزارهای آزمایشگاهی به علت دقت بالاتر نسبت به تست‌های میدانی و تعداد خطای این تست‌ها، امکان تعیین اختلاف در تعادل افراد را بهتر فراهم می‌کند.

از طرفی آگاهی از عدم توازن تعادل بین پای برتر و غیر برتر به‌عنوان عاملی خطرآفرین و آسیب‌زا برای ورزشکاران در حرکاتی مانند راه رفتن و دویدن که از هر دو پا به‌طور یکسان استفاده می‌شود بسیار مهم است؛ بنابراین با توجه به مطالعات اندک و ناقص در نتایج این حوزه و شیوع نسبتاً بالای دفورمیتی ژنوواروم، درک این موضوع که وجود این دفورمیتی تا چه میزان شاخص کنترل پاسچر افراد را حین راه رفتن و دویدن دستخوش تغییر می‌سازد، پتانسیل کشف این عوامل را ضرورت می‌بخشد. بنابراین در این مطالعه تلاش شد که به این پرسش پاسخ داده شود: آیا دفورمیتی ژنوواروم بر کنترل پاسچر بدن حین راه رفتن و دویدن در اندام برتر و غیربرتر تأثیرگذار است؟

روش تحقیق

جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی را کلیه دانشجویان فعال پسر ۲۰ تا ۲۵ ساله دانشگاه خوارزمی که در طول ۱/۵ تا ۳ سال گذشته حداقل هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه حداقل به مدت ۱/۵ ساعت فعالیت بدنی منظم داشتند، تشکیل دادند. از درون جامعه آماری ۳۰ آزمودنی برحسب وضعیت زانوپیشان در دو گروه ژنوواروم (۱۵ نفر) و نرمال (۱۵ نفر) به‌صورت هدفمند و در دسترس بر اساس معیارهای ورود و خروج (به‌خصوص فعال مبتلابه ژنوواروم) 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.

معیارهای ورود و خروج به‌طور دقیق توسط نویسنده‌های مقاله بررسی شد. ابتدا یک غربال‌گری کلی انجام شد مشخصات و ویژگی آزمودنی‌ها از طریق پرسشنامه و مصاحبه شفاهی ثبت گردید. با توجه به مشخصات آزمودنی‌ها از آن‌ها دعوت به ادامه مراحل تحقیق شد و مجدداً اندازه‌گیری‌های لازم در دو مرحله دیگر انجام شد. میانگین سه مرحله اندازه‌گیری ثبت شد. معیارهای خروج افراد از تحقیق حاضر، شامل بی‌ثباتی و شلی (Laxity) در مفاصل بدن به خصوص زانو، سابقه جراحی و آسیب‌دیدگی در اندام‌های تحتانی و کمر، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، عفونت مفصلی مزمن، نداشتن قدرت نرمال و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، استئوآرتریت زانو، معلولیت ناشی از اختلالات عصبی-عضلانی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها، داشتن ناهنجاری‌های دیگر مانند کف پای صاف، گود و غیره بود. از آزمون شاخص افتادگی ناوی^۱ برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در پا استفاده شد. 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 ۱/۱۰ میلی‌متر ساخت شرکت LLD کشور ژاپن، اندازه‌گیری و ثبت شد. سعی شد میزان واروس زانوی افراد در یک محدوده نزدیک به هم باشد. راوود و همکاران (۲۰) پایایی^۲ کولیس را برای اندازه‌گیری ناهنجاری‌های زانو مقداری برابر ۰/۹۸ - ۰/۹۵ گزارش کردند. برای انجام تست، آزمودنی‌ها پابرهنه درحالی که زانوهای، ران و مچ پاها نمایان بود در مقابل آزمونگر به‌صورت کاملاً راحت و بدون انقباض غیرطبیعی در عضلات اندام تحتانی ایستادند. از آزمودنی‌ها خواسته شد درحالی که پشت به دیوار ایستاده‌اند و ناحیه پشت سر، ستون فقرات پشتی، باسن و پاشنه در تماس با دیوار قرار دارد پاها را به‌صورت جفت در کنار هم نگه دارند. در صورت وجود فاصله بیش از سه سانتی‌متر بین دو کندیل داخلی فمور، فرد در گروه افراد مبتلابه ژنوواروم قرار می‌گرفت (۲۱). ملاک تشخیص پای برتر به‌وسیله ترجیح آزمودنی برای انتخاب یک‌پا برای شوت کردن توپ صورت گرفت. قبل از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۵ 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 راه رفتن و دویدن در اثر تمرکز روی سرعت انجام تست‌ها، از آزمودنی‌ها خواسته شد که مسیر ۱۰ متری را با سرعت انتخابی دلخواه و با پای برهنه راه رفتن و دویدن را انجام دهند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر). البته برای کنترل اثر احتمالی سرعت راه رفتن در طول مسیر، سرعت راه رفتن فرد با سرعت سنج کنترل گردید سرعت هر کوشش نباید از $\pm 5\%$ سرعت متوسط گرم کردن تجاوز می‌کرد. در آزمون اصلی آزمودنی‌ها مسیر را سه بار دیگر طی نمودند. در این حین اگر خطایی از جمله اینکه فرد تمام پای خود را روی صفحه نیرو قرار نمی‌داد و یا به صفحه نیرو نگاه می‌کرد و یا مواردی که در خروجی داده‌های حرکات موردنظر، اختلال ایجاد می‌کرد حرکت دوباره انجام می‌شد.

برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به تغییرات مرکز جرم به فشار از دو دستگاه صفحه نیرو سه محوره (مدل ATMI.BERTEC ۴۰×۶۰×۷، ساخت کشور آمریکا) که در Walk way جاسازی شده بود، با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز استفاده شد. بعد از اتمام مراحل تست و برای تعیین مراحل برخورد پاشنه با زمین و جدایی پنجه از زمین

1. Navicular dome
2. Reliability

از آستانه ۱۰ نیوتن نیرو عمودی عکس‌العمل زمین استفاده شد. سپس جهت حذف نویز داده‌ها از فیلتر باترورث درجه ۲۰ پایین‌گذر استفاده شد. مقادیر بدست آمده با استفاده از نرم‌افزار Exel 2013 پردازش شد. تغییرات مرکز جرم به فشار بدن در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی با استفاده از فرمول پاندول معکوس ویتتر^۱ ($COP-COM=I \times C\ddot{O}M/Wh$) محاسبه شد (۲۲). در این فرمول I گشتاور اینرسی حول مفصل مچ پا ($I_{M/L}=0.0572 \times mH^2$ و $I_{A/P}=0.0533 \times mH^2$) که H قد فرد و m جرم بدن، $C\ddot{O}M$ شتاب مرکز جرم (در دو جهت داخلی-خارجی و قدامی-خلفی) که از تقسیم نیروی عکس‌العمل زمین در آن جهت بر وزن بدن به دست آمد، W وزن فرد و h قد فرد است (۲۳). از آنجاکه مرکز فشار و جرم کاملاً مستقل از هم اندازه‌گیری می‌شوند، همبستگی معادله (COP-COM) با $C\ddot{O}M$ معیار سنجش اعتبار این مدل ساده شده است (۲۳). همچنین روش‌های اعتبار سنجی مشابهی برای توجیه مدل پاندول معکوس در راه رفتن و سایر حرکات پویا انجام شده است. متوسط همبستگی در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی ۰/۹۴- گزارش شده است (۲۳). تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ و با روش‌های آماری مناسب انجام گرفت. از میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف متغیرها، آزمون کولموگروف اسمیرنوف برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها، آزمون لوین برای بررسی همگن بودن واریانس داده‌ها، آزمون تی مستقل جهت بررسی وجود اختلاف در مشخصات فیزیکی بین دو گروه، آزمون تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه بررسی اختلافات بین گروهی و آزمون تی همبسته جهت بررسی اختلاف درون گروهی (اندام برتر و غیربرتر) در سطح معناداری $P < 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های دو گروه ژنوواروم و نرمال به تفکیک سن، وزن، قد و میزان فاصله بین دو اپی-کندیل داخلی زانو در جدول ۱ آورده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود آزمودنی‌های دو گروه تحقیقی از لحاظ میانگین ویژگی‌های فردی تا حدودی یکسان بوده و اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده نشد که نشان دهنده همگنی دو گروه است؛ اما اختلاف فاصله بین اپی‌کندیل‌های زانو دو گروه معنادار و محسوس بود.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد دموگرافی آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	فاصله بین دو اپی-کندیل داخلی فمور (سانتی‌متر)
نرمال	۲۲/۵۳±۱/۵۹	۷۴/۶۶±۶/۷۶	۱۷۶/۱۳±۵/۳۵	۰/۷۸±۰/۶۵
ژنوواروم	۲۲/۸۰±۱/۵۶	۷۲/۷۳±۶/۵۲	۱۷۸/۲۶±۴/۷۵	۵/۶۸±۰/۷۸
P	۰/۶۵	۰/۴۳	۰/۲۵	۰/۰۰۱

نتایج حاصل از آزمون تحلیل واریانس چند متغیری MANOVA برای بررسی اختلاف میانگین تغییرات مرکز جرم به فشار دو گروه نشان داد، بین دو گروه ژنوواروم و کنترل تفاوت معناداری وجود دارد ($p=0.021$).

جدول ۲. نتایج آزمون MANOVA برای مقایسه تغییرات مرکز جرم به فشار دو گروه ژنوواروم و کنترل

متغیر	Wilks' λ	F	Sig	Partial Eta Squared
تغییرات مرکز جرم به فشار	۰/۴۶۷	۲/۹۹۲	۰/۰۲۱	۰/۵۳۳

با توجه به معنادار بودن آزمون MANOVA، نتایج آزمون‌های بین گروهی نشان داد که بین تغییرات مرکز جرم به فشار در جهت قدامی - خلفی دو گروه ژنوواروم و نرمال حین راه رفتن در اندام برتر ($p=0/038$) و دویدن در اندام برتر ($p=0/01$) و غیربرتر ($p=0/002$) اختلاف معناداری وجود دارد. در جهت داخلی - خارجی نیز تفاوت معناداری بین دو گروه در هردو تکلیف راه رفتن و دویدن در اندام برتر و غیر برتر مشاهده نشد ($p>0/05$).

جدول ۳: مقایسه تغییرات مرکز جرم به فشار بدن در جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی

حین راه رفتن و دویدن

جهت	اندام	تکلیف	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	Df	F	Sig	Partial Eta Squared
خلفی - قدامی	برتر	راه رفتن	نرمال	۰/۷۴۲±۰/۰۷۲	۱	۴/۷۴۰	۰/۰۳۸	۰/۱۴۵
		ژنوواروم	۰/۸۱۷±۰/۱۱۱					
	دویدن	نرمال	۰/۸۲۱±۰/۰۷۳	۱	۷/۷۰۴	۰/۰۱۰	۰/۲۱۶	
		ژنوواروم	۰/۹۲۰±۰/۱۱۶					
غیربرتر	راه رفتن	نرمال	۰/۷۶۴±۰/۰۸۲	۱	۳/۶۴۲	۰/۰۶۷	۰/۱۱۵	
		ژنوواروم	۰/۸۲۸±۰/۱۰۰					
	دویدن	نرمال	۰/۸۳۶±۰/۰۶۹	۱	۱۱/۵۱۷	۰/۰۰۲	۰/۲۹۱	
		ژنوواروم	۰/۹۳۴±۰/۰۸۷					
داخلی - خارجی	برتر	راه رفتن	نرمال	۰/۳۵۶±۰/۰۶۴	۱	۳/۸۱۱	۰/۰۶۱	۰/۱۲۰
		ژنوواروم	۰/۴۰۸±۰/۰۸۰					
	دویدن	نرمال	۰/۵۰۶±۰/۱۲۳	۱	۳/۴۱۱	۰/۰۷۵	۰/۱۰۹	
		ژنوواروم	۰/۶۱۲±۰/۱۸۶					
غیربرتر	راه رفتن	نرمال	۰/۳۷۸±۰/۱۱۰	۱	۰/۱۴۲	۰/۷۰۹	۰/۰۰۵	
		ژنوواروم	۰/۳۹۴±۰/۱۲۱					
	دویدن	نرمال	۰/۵۴۰±۰/۱۱۴	۱	۰/۱۷۳	۰/۶۸۰	۰/۰۰۶	
		ژنوواروم	۰/۵۶۶±۰/۲۱۲					

$P<0/05$ سطح معنادار در نظر گرفته شده است

نتایج جدول ۴ نشان دهنده عدم اختلاف معنادار در میانگین تغییرات مرکز جرم به فشار در هردو جهت داخلی - خارجی و قدامی - خلفی بین پای برتر و غیربرتر است ($p>0/05$).

جدول ۴: نتایج آزمون T همبسته برای مقایسه تغییرات مرکز جرم به فشار در اندام برتر و غیر برتر افراد

Sig	t	میانگین و انحراف استاندارد	اندام	گروه	تکلیف	جهت
۰/۳۷	-۰/۹۱۶	۰/۳۵۶±۰/۰۶۴	برتر	نرمال	راه رفتن	داخلی-خارجی
		۰/۳۷۸±۰/۱۱۰	غیر برتر			
۰/۶۱	۰/۵۰۹	۰/۴۰۸±۰/۰۸۰	برتر	ژنوواروم		
		۰/۳۹۴±۰/۱۲۱	غیر برتر			
۰/۳۷	-۰/۹۲۰	۰/۵۰۶±۰/۱۲۳	برتر	نرمال	دویدن	
		۰/۵۴۰±۰/۱۱۴	غیر برتر			
۰/۴۱	۰/۸۴۲	۰/۶۱۲±۰/۱۸۶	برتر	ژنوواروم		
		۰/۵۶۶±۰/۲۱۲	غیر برتر			
۰/۱۶	-۱/۴۷۳	۰/۷۴۲±۰/۰۷۲	برتر	نرمال	راه رفتن	قدامی-خلفی
		۰/۷۶۴±۰/۰۸۲	غیر برتر			
۰/۵۳	-۰/۶۴۰	۰/۸۱۷±۰/۱۱۱	برتر	ژنوواروم		
		۰/۸۲۸±۰/۱۰۰	غیر برتر			
۰/۵۱	-۰/۶۷۰	۰/۸۲۱±۰/۰۷۳	برتر	نرمال	دویدن	
		۰/۸۳۶±۰/۰۶۹	غیر برتر			
۰/۶۲	-۰/۵۰۴	۰/۹۲۰±۰/۱۱۶	برتر	ژنوواروم		
		۰/۹۳۴±۰/۰۸۷	غیر برتر			

بحث

هدف این مطالعه، بررسی تأثیر دفورمیتی ژنوواروم بر کنترل پاسچر بدن حین راه رفتن و دویدن در پای برتر و غیر برتر مردان فعال بود. از تغییرات مرکز جرم به فشار بدن برای محاسبه شاخص کنترل پاسچر استفاده شد. در این روش هرچه میزان تغییرات مرکز جرم به فشار بیشتر باشد، نشان دهنده کنترل پاسچر ضعیف تر است. دارا بودن سیستم کنترل تعادل سالم موضوعی مهم برای جلوگیری از آسیب هنگام فعالیت های روزمره و ورزشی است

(۱۳). وجود ساختار طبیعی و سالم در مفاصل اندام تحتانی از ضروریات عملکرد سالم و دقیق آن در کنترل پاسچر است (۲۴). تغییرات بیومکانیکی ناشی از برهم خوردن راستای آناتومیکی طبیعی احتمالاً بر بازخورد مفصل یا گیرنده‌های حس عمقی در عضلات و ساختارهای مفاصل زانو و ران تأثیر می‌گذارد و سبب تغییر رفتارهای بازتابی و ثبات در این دو مفصل می‌شود که این عوامل می‌تواند سبب تفاوت در عملکرد عصبی عضلانی و کنترل ثبات در ورزشکاران دچار ناهنجاری در اندام تحتانی نسبت به افراد طبیعی شود (۲۵). اهمیت تأثیر دفورمیتی‌های زانو بر کنترل پاسچر به خصوص در وضعیت پویا به علت شیوع دفورمیتی‌های زانو به خصوص ژنووآروم در افراد مسن و افزایش خطر افتادن این افراد بیشتر احساس می‌شود (۲۶).

بر اساس نظریه سیستم‌ها، حفظ تعادل و متعاقب آن ایجاد حرکت، مستلزم تلفیق^۱ داده‌های حسی و توانایی سیستم عضلانی - اسکلتی برای اعمال نیروی مناسب می‌باشد. با توجه به اینکه تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی بازخورد و استراتژی‌های حرکتی بین ران، زانو و مچ پا متکی است، نقص در بازخورد آوران (دستگاه بینایی، دهلیزی و حسی - پیکری)، نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل (۲۴) و یا هرگونه تغییر در موقعیت مفصل، می‌تواند باعث اختلال در تعادل گردد (۱). در این تحقیق، سعی شد تا آزمودنی‌ها را در دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال انتخاب کنند، زیرا به گفته دو پسکویر^۲ و همکاران (۲۷) اوج ثبات پاسچر در ۲۵ سالگی می‌باشد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد، با وجود کنترل پاسچر ضعیف‌تر گروه ژنووآروم نسبت به گروه نرمال در راستای داخلی - خارجی اما این اختلاف در هردو تکلیف راه رفتن و دویدن در اندام برتر و غیربرتر از لحاظ آماری معنادار نبود. همچنین نتایج این مطالعه نشان داد، میانگین تغییرات مرکز جرم به فشار در جهت قدامی - خلفی حین راه رفتن و دویدن در گروه ژنووآروم نسبت به گروه دارای زانوی طبیعی بیشتر بود که این اختلاف در هر دو تکلیف راه رفتن و دویدن در اندام برتر و دویدن در اندام غیربرتر از لحاظ آماری معنادار بود. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات، پناه‌آبادی و همکاران (۲۸) و نایلند و همکاران (۱۷) هم‌خوان بود. استیف^۳ و همکاران (۲۹) نشان دادند که با اینکه ناهنجاری ژنووآروم در صفحه فرونتال اتفاق می‌افتد اما تغییرات متعددی را در صفحه ساجیتال و هورزینتال نیز ایجاد می‌کند. از جمله این تغییرات می‌توان به کاهش معنادار حداکثر گشتاور اکستنشن زانو و حداکثر دامنه اکستنشن زانو در مرحله ترمینال استانس راه رفتن (۲۹) و همچنین والگوس جلوی پا (۳۰) اشاره کرد. وجود ساختار طبیعی و سالم در پا و مفاصل آن از ضروریات عمل کرد سالم و دقیق پا در حفظ خط ثقل در محدوده سطح اتکا است (۲۴). افراد دارای ساختار نرمال پا به‌طور معمول از استراتژی مچ پا برای نگه‌داری خط ثقل در محدوده سطح اتکا استفاده می‌کنند (۳۱). هیم^۴ و همکاران (۳۲) گزارش کردند دفورمیتی زانو می‌تواند توزیع نرمال و متقارن وزن را در این مفصل تغییر دهد. انکر و همکاران (۹) نیز نشان دادند که نامتقارن بودن تحمل وزن می‌تواند نوسان پاسچری را افزایش دهد. افزایش توزیع نامتقارن وزن موجب افزایش بی‌ثباتی پاسچرال از طریق کاهش تأثیر مکانیسم load/unload مفصل ران و افزایش گشتاورهای جبرانی در مفصل مچ پا می‌گردد که در نهایت افزایش نوسانات پاسچرال را به هم راه دارد. دفورمیتی ژنووآروم موجب چرخش داخلی ساق پا، پرونیشن مفصل ساب‌تالار و میدتارسال هنگام تحمل وزن می‌شود (۳۳). مطالعات نشان داده است که افراد دارای برون چرخیدگی یا پرونیشن پا دارای نوسانات پاسچرال بیش تری بوده که در نتیجه، روند کنترل تعادل

1. Integration
2. Du Pasquier
3. Stief
4. Haim

در وضعیت‌های ایستا و پویا را دستخوش اختلال می‌کند (۴). تغییرات به وجود آمده در ساختارهای پا می‌تواند باعث تغییر عملکرد پا برای کنترل پاسچر گردد. تعادل ضعیف‌تر افراد ژنوواروم در جهت قدامی - خلفی را می‌توان به اتکای بیشتر این افراد به مفصل ساب تالار و میدتارسال پا نسبت داد که افراد دارای این دفورمیتی به‌منظور برقراری تعادل وابستگی بیشتری به عضلات پلانتر فلکسور به‌عنوان تنظیم‌کننده اینورشن و اورشن مفصل ساب تالار و میدتارسال دارند، درحالی‌که افراد نرمال از عضلات پلانتر فلکسور بیشتر در مفصل تالوکرورال به‌منظور حفظ تعادل استفاده می‌کنند (۱۷). از طرفی والگوس جلوی پا در افراد دارای ژنوواروم (۳۰) باعث کاهش سطح مقطع بخش جلوی پا می‌شود، بنابراین با افزایش نیروها و گشتاورها با توجه به کاهش سطح مقطع در قسمت جلویی پا، می‌توان شاهد بالا رفتن فشار در پا باشیم. فتاحی و همکاران (۳۴)، سماعی و همکاران (۳۵) لیتن^۱ و همکاران (۳۶)، علیرغم وجود عملکرد ضعیف‌تر تعادلی گروه ژنوواروم در راستای قدامی - خلفی، نتایج را از نظر آماری معنادار گزارش نکردند، که با نتایج تحقیق حاضر ناهمخوان بود. شاید بتوان علت این ناهمخوانی را با تفاوت در جنسیت آزمودنی‌ها و همچنین انجام تکالیف دینامیک در تحقیق حاضر مرتبط دانست و اینکه باید در نظر داشت که ابزار و روش آزمایشگاهی مورد استفاده در پژوهش حاضر به علت دقت بالاتر نسبت به تست‌های میدانی، امکان تعیین اختلاف در تعادل افراد را بهتر فراهم می‌کند. همچنین لیتن و همکاران (۳۶)، یکی دلایل احتمالی وجود اختلاف نتایج در مقایسه با سایر پژوهش‌ها را یادگیری و آشنایی کامل آزمودنی‌ها با اجرای تست و در نتیجه تکرارهای زیاد که در پژوهش ایشان انجام گردید بیان نمودند.

همچنین نتایج تحقیق نشان داد اختلاف معناداری بین اندام برتر و غیربرتر دو گروه در هر دو جهت حین راه رفتن و دویدن مشاهده نشد. کلیفورد^۲ و همکاران (۳۷) عنوان کردند افراد سالم هنگام حفظ تعادل روی پای غیر برتر نسبت به پای برتر خیلی بیشتر از استراتژی مچ پا استفاده می‌کنند. با توجه به اینکه دفورمیتی ژنوواروم موجب چرخش داخلی ساق پا و به دنبال آن تغییر در مفصل مچ پا می‌شود، انتظار می‌رفت توانایی حفظ تعادل بین پای برتر و پای غیر برتر افراد مبتلا به ژنوواروم متفاوت باشد که این تفاوت مشاهده نشد. برونی^۳ و همکاران (۳۸) گزارش کردند بین تعادل پای برتر و غیربرتر فوتبالیست‌ها اختلاف معناداری وجود دارد و توانایی حفظ تعادل روی پای غیربرتر بیشتر است. آن‌ها عنوان کردند فوتبالیست‌ها میل به شوت توپ با پای برتر دارند، چون کنترل یا تعادل بیشتری حین ایستادن روی پای غیربرتر دارند. 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 تکرار مهارت‌های فوتبال با ایستادن روی پای غیربرتر ممکن است به افزایش عوامل حس عمقی، کنترل عصبی عضلانی، قدرت سفتی تولید شده در اطراف مفاصل و تاندون‌ها در پای غیربرتر بینجامد. آن‌ها همچنین عنوان کردند شیوع زیاد آسیب در پای برتر فوتبالیست‌ها ممکن است به علت تفاوت در توانایی حفظ تعادل پای برتر و غیربرتر باشد. با توجه به نتایج تحقیق حاضر به نظر می‌رسد افرادی که به طور مساوی از هر دو پا در ورزش خود استفاده می‌کنند، تفاوتی در توانایی حفظ تعادل بین پای برتر و غیربرتر نداشته باشند. پیداست که تفاوت بین پای برتر و غیربرتر بیشتر در ورزشکارانی مشاهده می‌شود که در ورزش مربوط به آن‌ها از یک پا به مراتب بیشتر استفاده می‌کنند و در سطح

1. Lyytinen
2. Clifford
3. Barone

حرفه‌ای فعالیت ورزشی دارند. جستونتر^۱ و همکاران (۳۹) گزارش کردند در توانایی حفظ تعادل و پاسخ‌های عضلانی بین پای برتر و غیربرتر فوتبالیست‌های آماتور اختلاف معناداری وجود ندارد، که با نتایج متسودا^۲ و همکاران (۴۰) همخوانی دارد. با توجه به اینکه آزمودنی‌های این تحقیق به‌طور مساوی از هر دو پا در ورزش‌های خود استفاده می‌کنند و ورزشکار حرفه‌ای نبودند، نتایج تحقیق حاضر قابل توجه است. درک و فهم توانایی حفظ تعادل بین پای برتر و غیر برتر در حرکاتی مانند راه رفتن و دویدن که از هر دو پا به‌طور یکسان استفاده می‌شود بسیار مهم است. با توجه به اینکه برای ارزیابی فرآیندهای توان‌بخشی آسیب‌های اندام تحتانی عموماً از آزمون‌های تعادلی بر روی یک‌پا (پای برتر) استفاده می‌شود و ممکن است عدم تعادل در آزمون‌های حفظ تعادل روی یک‌پا به علت عملکرد آن اندام نباشد و وجود آسیب‌های حاد یا مزمن در یک‌پا علت عدم تعادل باشد، نتایج تحقیق حاضر می‌تواند برای متخصصان این حوزه مفید باشد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد انحراف مکانیکی ناشی از دفورمیتی ژنوواروم می‌تواند عاملی تأثیرگذار بر شاخص کنترل پاسچر افراد حین راه رفتن و دویدن باشد و افراد دارای این دفورمیتی ثبات دینامیک کمتری در صفحه‌ی ساجیتال نسبت به افراد نرمال دارند؛ از این رو توصیه می‌شود در طراحی برنامه‌های تعادلی و فعالیت‌های ورزشی افراد دارای 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.

References:

1. Horak FB. 1987. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*. 67(12):1881-1885.
2. Pau M, Arippa F, Leban B, Corona F, Ibba G, Todde F, Scorcu M. 2015. Relationship between static and dynamic balance abilities in Italian professional and youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport*. 16(3):236-241.
3. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. 2000. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 10(4):239-244.
4. Cote KP, Brunet II ME, Gansneder BM, Shultz SJ. 2005. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*. 40(1):41.
5. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. 2001. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*. 17(2):153-163.
6. Hadadnezhad M, Letafatkar A. 2011. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 7(2):188-196. [Persian]
7. Johnson F, Leidl S, Waugh W. 1980. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *Bone & Joint Journal*. 62(3):346-349.
8. Levangie PK, Norkin CC. 2011. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*: FA Davis.
9. Anker LC, Weerdesteijn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. 2008. The

- relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*. 27(3):471-477.
10. Desai SS, Shetty GM, Song H-R, Lee SH, Kim TY, Hur CY. 2007. Effect of foot deformity on conventional mechanical axis deviation and ground mechanical axis deviation during single leg stance and two leg stance in genu varum. *The Knee*. 14(6):452-457.
 11. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. 2005. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 95(6):531-541.
 12. Colby LA, Kisner C. *Therapeutic exercise: Foundations and techniques*: FA Davis Company; 2007.
 13. Thacker S, Stroup D, Branche C, Gilchrist J. 2003. Prevention of knee injuries in sports: A systemic review of the literature. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 43(2):165.
 14. Regolin F, Carvalho GA. 2010. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 14(6):464-469.
 15. Yoon S-H, Kim T-S, Lee J-H, Ryu J-S, Kwon Y-H. 2007. Evaluation of the elderly gait stability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 17(4):99-106.
 16. Pashnameh A, Mirnasouri R, Nikravan M. 2014. Relationship between genu valgum, genu varum and flat foot Deformities with static and dynamic balance in female students of dorud Islamic Azad University. *Asian Journal of Multidisciplinary Studies*. 2(2): 59-63.
 17. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. 2002. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 34(7):1150-1157.
 18. Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR, Malone TR, Colby SM, et al. 1999. Author Response. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 29(8):444-454.
 19. Guskiewicz KM, Perrin DH. 1996. Research and Clinical Applications of Assessing Balance. *Journal of Sport Rehabilitation*. 5:45-63.
 20. Ravaut P, Chastang C, Auleley G, Giraudeau B, Royant V, Amor B, et al. 1996. Assessment of joint space width in patients with osteoarthritis of the knee: a comparison of 4 measuring instruments. *The Journal of rheumatology*. 23(10):1749-1755.
 21. Palastanga N, Field D, Soames R. 2006. *Anatomy and human movement: structure and function*: Elsevier Health Sciences.
 22. Lafond D, Duarte M, Prince F. 2004. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*. 37(9):1421-6.
 23. Winter DA. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons.
 24. Barrett R, Lichtwark GA. 2008. Effect of altering neural, muscular and tendinous factors associated with aging on balance recovery using the ankle strategy: a simulation study. *Journal of Theoretical Biology*. 254(3):546-554.
 25. Nakhaee Z, Rahimi A, Abaee M, Rezasoltani A, Kalantari KK. 2008. The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *The Foot*. 18(2):84-90.
 26. Sturnieks D, St George R, Lord S. 2008. Balance disorders in the elderly.

- Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology. 38(6):467-478.
27. Du Pasquier R, Blanc Y, Sinnreich M, Landis T, Burkhard P, Vingerhoets F. 2003. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 33(5):213-218.
 28. Panah-abadi M, Aghayari A, Salari Esker F, Anbarian M. 2013. The effect of genu varum deformity on balance control following postural perturbation in adolescent girls. *Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences*. 18(2):67-76. [Persian]
 29. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. 2011. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait & Posture*. 33(3):490-495.
 30. Magee DJ. 2014. *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences.
 31. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*. 514(3):915-928.
 32. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf A. 2008. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study. *Journal of Biomechanics*. 41(14):3010-3016.
 33. Mann RA, Haskell A. 1993. Biomechanics of the foot and ankle. In: Coughlin MJ, Mann RA, Saltzman CL, editors. *Surgery of the foot and ankle*. 6th ed. Philadelphia. PA: Mosby.
 34. Shahamiri FF, Alizadeh MH, Minonezhad H. 2012. The effect of genu varum deformity on dynamic stability in single jump-land. *Studies of Sport Medicine*. 13: 39-52. [Persian]
 35. Samaei A, Bakhtiary A, Elham F, Rezasoltani A. 2012. Effects of genu varum deformity on postural stability. *International Journal of Sports Medicine*. 33(06):469-73. [Persian]
 36. Lyytinen T, Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JP. 2010. Postural control and thigh muscle activity in men with knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(6):1066-1074.
 37. Clifford AM, Holder-Powell H. 2010. Postural control in healthy individuals. *Clinical Biomechanics*. 25(6):546-551.
 38. Barone R, Macaluso F, Traina M, Leonardi V, Farina F, Di Felice V. 2011. Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *Open Access Journal of Sports Medicine*. 2:1.
 39. Gstöttner M, Neher A, Scholtz A, Millionig M, Lemberg S, Raschner C. 2009. Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer players. *Motor Control*. 13(2):218-231.
 40. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. 2008. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of Sports Sciences*. 26(7):775-779.