مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۷، دی ۱۳۹۷، ۹۵۰-۹۳۷

اثرات یک دوره برنامه تمرینی اصلاحی بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در کودکان دارای زانوی پرانتزی: یک مطالعه کارآزمایی

امیرعلی جعفرنژادگرو[۱]، فرشاد قربانلو[۲]، مهدی مجلسی[۳]

دریافت مقاله: ۹۷/۳/۱۲ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۷/۴/۱۶ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۷/۸/۱۵ پذیرش مقاله: ۹۷/۸/۱۹

چکیده

زمینه و هدف: زانوی پرانتزی (Genu varum) یکی از ناهنجارهای اندام تحتانی است که با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی در طی راه رفتن و دویدن همراه می‌باشد. از آنجایی‌که برنامه اصلاحی منتخب دارای کم‌ترین عوارض برای کودکان می‌باشد، لذا هدف پژوهش حاضر تعیین اثرات یک دوره برنامه تمرینی اصلاحی بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در کودکان دارای زانوی پرانتزی بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه کارآزمایی، ۱۷ کودک دارای عارضه زانوی پرانتزی در شهر همدان در سال ۱۳۹۵ به صورت داوطلب در پژوهش، شرکت داده شدند. آزمون‌ها به صورت پس‌آزمون و پیش‌آزمون صورت گرفت. تمرینات اصلاحی طی مدت زمان ۱۶ هفته روی آزمودنی‌ها اجرا شد. از آزمون t زوجی برای تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: در پای برتر، مقدار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی فاز هل دادن، افزایش معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (P=۰/۰۱۲). یافته‌ها در پای غیر برتر نشان داد که ایمپالس در راستای قدامی-خلفی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون به‌طور معنی‌دار کاهش می‌یابد (P=۰/۰۳۹). هم‌چنین در پای غیر برتر گشتاور آزاد در اوج منفی افزایش معنی‌داری را بعد از دوره تمرینی نشان داد (P=۰/۰۱۵). سایر مولفه‌ها از جمله نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد در اوج مثبت و منفی هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را در مرحله پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان نداد (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: یافته‌ها نشان داد که تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر، در بهبود اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، ضربه و گشتاور آزاد مؤثر است، اما اثر معنی‌داری بر روی نرخ بارگذاری ندارد.

واژه‌های کلیدی: زانوی پرانتزی، نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، ضربه، گشتاور آزاد، کودکان

۱- (نویسنده مسئول) استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تلفن: ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹، دورنگار: ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران

مقدمه

زانوی پرانتزی (Genu varum) یکی از ناهنجارهای اندام تحتانی است [۱]. ناهنجاری زانوی پرانتزی با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی در طی راه رفتن و دویدن همراه می‌باشد. مطالعات متعددی بیان نموده‌اند که توسعه استئوآرتریت مفصل زانو همراه با ناهنجاری زانوی پرانتزی احتمال وقوع آسیب‌های ثانویه در مفصل کشککی-رانی را افزایش می‌دهند [۴-۲]، عارضه زانوی پرانتزی از طریق تولید گشتاور چرخش داخلی، روی پا و مچ پا تأثیر می‌گذارد [۵]. وجود این عارضه، نیروهای زانو را تغییر می‌دهد، به طوری که نیروی محوری، از مرکز مفصل زانو دورتر می‌شود و نیروی واکنش مفاصل را افزایش می‌دهد و تقریباً سه و نیم برابر آن در کمپارتمان خارجی دیده می‌شود [۶]. که طی راه رفتن و دویدن، میزان بار منتقل شده بر روی کمپارتمان داخلی حدود ۲/۵ برابر بالاتر از میزان بار وارد شده بر روی کمپارتمان خارجی است و مقدار این بار در افراد دارای زانوی پرانتزی با شدت متوسط (حدود ۹ درجه) تقریباً ۳/۳ بیشتر می‌باشد [۷]. تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که احتمال ابتلاء به استئوآرتریت ساختمان داخلی زانو ۱۰ برابر بیش‌تر از ساختمان خارجی است [۷].

گزارش شده است که تغییرات بیومکانیکی (کینماتیکی و کینتیکی) در طی راه رفتن در افراد دارای زانوی پرانتزی وجود دارد. تغییرات کینماتیکی شامل افزایش زاویه ابداکشن زانو، اورژن مچ پا [۸-۷] و افزایش اوج زاویه چرخش داخلی زانو [۹] می باشد. هم‌چنین نشان داده شده است که ناهنجاری زانو پرانتزی سبب افزایش چرخش داخلی درشت‌نی در طی انتهای فاز اتکای راه رفتن شده که با ایجاد آسیب مرتبط است [۹]. تغییرات کینتیکی شامل افزایش گشتاورهای اداکتوری خارجی زانو [۸]، افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی نسبت به گروه سالم [۱۰، ۸] و افزایش گشتاور چرخش خارجی در طول مرحله اتکا در راه رفتن می‌باشد [۱۱، ۹]. با توجه به تغییرات بیومکانیکی ایجاد شده در طی فعالیت‌های انتقالی هم‌چون راه رفتن و دویدن، پیدا نمودن شیوه‌های درمانی جهت جلوگیری از پیشرفت آسیب در این افراد ضروری می‌باشد. یکی از روش‌های درمانی غیر تهاجمی برای این افراد استفاده از برنامه تمرینات اصلاحی است [۷].

مطالعات قبلی اثرات مثبتی از برنامه‌های تمرین اصلاحی با مقدار مناسب برای بهبود اختلالات عضلانی اسکلتی را نشان داده‌اند [۱۳-۱۲]. درمان عارضه زانوی پرانتزی احتمالاً در فهم بیش‌تر در مورد چگونگی بهبود عوامل خطرزای بیومکانیک مرتبط با آسیب زانو کمک می‌کند [۱۴]. در ارتباط با اثرات برنامه تمرینات اصلاحی (تمرینات تقویتی برای عضلات ضعیف شده و تمرینات کششی برای گروه عضلات کوتاه شده) گزارش شده است که این تمرینات سبب کاهش اوج زاویه دورسی فلکشن مچ پا، اوج زاویه چرخش داخلی پا، اوج زاویه چرخش داخلی زانو، اوج زاویه چرخش خارجی ران و اوج زاویه ابداکشن ران در پای برتر می‌شود [۱۴]. هم‌چنین برنامه تمرینی اصلاحی سبب کاهش زاویه چرخش رو به داخل مچ پا، اوج زاویه چرخش رو به خارج مچ پا، اوج زاویه

چرخش داخلی پا، اوج زاویه چرخش داخلی زانو، اوج چرخش ابداکشن ران و اوج زاویه چرخش خارجی ران در پای غیر برتر طی راه رفتن می‌شود [۱۴]. با این حال، اثر برنامه تمرینات اصلاحی در کودکان با زانوی پرانتزی بر بارهای خارجی وارده بر پا (شامل اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری عمودی، ضربه در سه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد) به لحاظ علمی مورد ارزیابی قرار نگرفته است [۱۴].

نرخ بارگذاری، شیب منحنی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی تا زمان رسیدن به اولین قله تعریف می‌شود [۱۵]. گزارش شده است که افزایش نرخ بارگذاری بیشتر از ۷۰ و ۷۲ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه با خطر شکستگی ناشی از فشار [۱۷-۱۶] و هم‌چنین درد کشککی رانی [۱۸] در ارتباط است. بیان شده است که دوندگان دارای شکستگی فشاری در استخوان درشت‌نی نرخ بارگذاری بالایی داشته‌اند [۲۰-۱۹]. ضربه برابر است با انتگرال نیروهای عکس‌العمل زمین در فاز اتکای دویدن یا راه رفتن که با اندازه حرکت بدن معادل است و نیز گشتاور آزاد نیز به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می‌شود [۱۵]. بیان شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیش‌تری به تغییر شکل پیچشی درشت نی طی دویدن و راه رفتن دارد [۲۱]. بنابراین با کاهش نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد هنگام دویدن، می‌توان احتمال ایجاد آسیب را در اندام تحتانی در افراد دارای عارضه زانو پرانتزی به حداقل رساند.

هدف پژوهش حاضر تعیین اثرات ۱۶ هفته تمرینات اصلاحی بر مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این نیروها، نرخ بارگذاری عمودی، ضربه درسه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد در هر دو پای برتر و غیر برتر در کودکان پسر دارای پای پرانتزی طی فاز اتکای دویدن است.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع کارآزمایی با کد کارآزمایی (IRCT201611030657N1) بوده و برای نشان دادن حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز از نرم‌افزار (G Power 3.1) استفاده شد که جهت دست‌یابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر با سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۱۵ نفر آزمودنی مشخص شد [۲۲]. نمونه این پژوهش در سال ۱۳۹۵ در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد واحد همدان انجام شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و هم‌چنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR.ARUMS.REC.1395.77) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل می‌باشد.

۱۷ کودک پسر دارای زانوی پرانتزی را با اجازه والدین-شان برای شرکت در مطالعه انتخاب شد. کودکان از کلینیک‌های فیزیوتراپی انتخاب شدند. آزمودنی‌ها شامل کودکان پسر دارای زانوی پرانتزی بودند. شرایط ورود به پژوهش شامل زاویه محوری مکانیکی MAA (Mechanical Axis Angle)(زاویه بین خطوط کشیده شده از مرکز ران به مرکز زانو و خط اتصال‌دهنده مرکز زانو تا مرکز مچ پا) بزرگتر از ۱/۳۸ درجه، زاویه

Q<۶ [۱۰،۲۳]، عدم وجود شرایط آسیب دیگر در هر دو زانو. شرایط خروج از پژوهش شامل سابقه اختلال عملکرد عضلانی اسکلتی، سابقه بیماری‌های مفصلی، عفونت مزمن مفصلی یا بیماری‌های استخوانی، کمردرد، آسیب رباط‌ها، بازسازی رباط‌ها، اختلالات عضلانی، اختلال در عملکرد عضلات پایین تنه، اختلاف طولی در پا به مقدار بیش‌تر از ۱ سانتی‌متر و سابقه ترومای عمده یا جراحی اندام تحتانی بود. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست بود که توسط آزمون شوت توپ تعیین شد [۲۴]. از آنجایی که سن آزمودنی‌ها کمتر از ۱۸ سال بود، موافقت کتبی برای مشارکت در پژوهش از والدین آن‌ها دریافت گردید. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه (Helsinki) بود [۲۵].

برنامه تمرین اصلاحی: در میان برنامه تمرین اصلاحی، برنامه CEC(Corrective Exercise Continuum) یکی از بهترین و کامل‌ترین درمان‌های مربوط به اختلالات ساختاری است [۲۶]. برنامه CEC شامل چهار مرحله اصلی است. مرحله اول با استفاده از تکنیک‌های SMR (Self-Myofascial Release) بر روی عضلات سرینی میانی، قسمت داخلی بخش همسترینگ و عضله پهن داخلی بود. توسط یک فیزیوتراپیست تکنیک‌های SMR که از یک پروتکل از پیش طراحی‌شده بود، انجام شد. از شرکت‌کنندگان خواسته شد فشار را تا آستانه درد ادامه دهند. گروه تجربی ۵ بار در هفته برای یک دوره ۲ هفته‌ای، SMR را برای ۱۰ دقیقه در هر منطقه در هر جلسه انجام دادند [۲۷].

مرحله دوم شامل استفاده از تکنیک‌های کشش ایستا و پویا بود. برنامه کشش ایستا شامل ۵ کشش بود که موقعیت‌های کشش توسط مربی شرح داده شد. تمرینات کشش بر روی عضلات سرینی میانی، بخش داخلی همسترینگ و عضله پهن داخلی هر دو پا انجام شد. از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا حدود ۳۰ ثانیه کشش را تا آستانه درد برای هر عضله انجام دهند. در طول هر جلسه کشش ۴ بار با فاصله زمانی استراحت حدود ۱۰ ثانیه تکرار شد. کشش استاتیک برای ۳۰ × ۴ ثانیه برای کاهش سختی بخش عضلانی-تاندون گزارش شده است [۲۸]. علاوه بر این، هر جلسه شامل ۲ مجموعه از ۳ حرکت پویا (۳۰ ثانیه برای هر مجموعه) می‌باشد. حرکات پویا شامل راه رفتن قیچی‌وار، آزمون راست کردن پا با حرکات قیچی اندام تحتانی و دویدن قیچی‌وار بود. کشش‌های پویا ۵ بار در هفته برای یک دوره ۲ هفته‌ای اجرا شد [۲۹].

مرحله سوم با استفاده از تمرینات تقویتی و تکنیک‌های ایستا (ایزومتریک) موضعی انجام شد. تمرینات تقویتی و تکنیک‌های ایزومتریک موقعیتی شامل ۳ تمرین بود [۳۱-۳۰]. گروه‌های عضلانی تقویتی شامل پهن داخلی، دوسر رانی و نزدیک کننده‌های ران بودند. شرکت‌کنندگان قبل از شروع جلسات آموزشی به تکنیک‌های آموزش عادت کردند. آن‌ها تمرینات مقاومتی را ۳ بار در هفته برای ۱۰ هفته انجام دادند (۳۰ جلسه آموزشی قدرت). هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن (دوچرخه ایستاده)، ۴۰ دقیقه تمرین مقاومتی و ۵ دقیقه سرد کردن بود. تمام تمرینات توسط تراباند و تحت نظارت فیزیوتراپیست بود.

تمام دستورالعمل‌های کلامی سازگار برای جلوگیری از آسیب‌های مرتبط با ورزش به شرکت‌کنندگان آموزش داده شد. مقاومت به تدریج از گروه مقاومتی کم (باند کشی زرد) به یک نوار مقاومت بالا (قرمز، آبی و بیشتر به سیاه) (بر اساس جدول تناوبی نیروی باند کشی ۱) افزایش یافت. هم‌چنین حجم تمرین با افزایش تعداد تکرار افزایش یافت، در حالی که میزان پیشرفت براساس بهبود فردی بود (رنگ باند ارتقاء داده شد، اگر شرکت‌کنندگان قادر به انجام ۲ تکرار دیگر در مجموعه دوم بودند).

در نهایت مرحله چهارم مرحله ادغام (بعد از ۲ هفته، ۳ جلسه در هفته) بود. یک نمونه از حرکات پویا یک‌پارچه ممکن است شامل تمرین دو پا با حداقل فشار بر پایداری (مانند اسکوات چسبیده به دیوار) باشد. این مرحله شامل: پیشرفت از این‌جا به حرکت متحرک اندام (به عنوان مثال، اسکوات تک‌پا) و سپس پیشرفت به یک تمرین جالب و پیچیده (به عنوان مثال، اسکوات ترکیبی) به حرکات دشوارتر پویا در یک پا (به عنوان مثال، تمرین تعادل چند منظوره تک پا) بود. این برنامه‌ها را می‌توان برای اولین بار در صفحه سهمی (SAGITAL) انجام داد، سپس در صفحه پیشایی (FROUNTAL) (سمت به سمت) و در نهایت به مقیاس عرضی (چرخش) انجام شد [۷].

از تمام آزمودنی‌ها خواسته شد که در هیچ فعالیت ورزشی دیگری که در طول تحقیق صورت می‌گرفت شرکت نکنند. برای در نظر گرفتن پاسخ هر دو سمت برتر و غیر برتر، تمام تمرینات و اندازه‌گیری‌ها بر روی اندام‌های دو سمت انجام شد [۷].

نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی-خارجی (x) ثبت گردیدند. محور z در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای فازهای تماس پاشنه (Fz_{HC})، میانه استقرار (Fz_{MS}) و هل دادن (Fz_{PO}) گزارش شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در محور y برای فازهای تماس پاشنه (Fy_{HC})و(Fy_{PO}) و در محور x برای فازهای تماس پاشنه (Fx_{HC})، میانه استقرار (Fx_{MS}) و (Fx_{PO}) نیز گزارش شد. در منحنی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان دهنده نیرو در جهت خلفی و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت قدامی است. در منحنی داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین، علامت منفی نشان دهنده نیرو در جهت داخل و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت خارج می‌باشد. ضربه با استفاده از روش ذوزنقه‌ای (trapezoidal) برای محور های x، y و z به صورت زیر محاسبه گردید [۱۵]:

$$\text{ضربه} = \Delta t\left(\left(\frac{F1+Fn}{2}\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

محاسبه گشتاورآزاد مطابق با یک سیستم مختصات نیروی واکنش‌گرا، (y) در جهت قدامی- خلفی، محور عمودی (z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و محور (x) نیروهای داخلی خارجی می باشند. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند و اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌نماید. محاسبه FM نیاز به داشتن نیروها در سه راستا (Fx، Fy، Fz)، گشتاورهای سه راستا (Mx، My، Mz) و

هم‌چنین موقعیت مرکز فشار COP (Center Of Presser)، که به صورت زیر محاسبه می‌شود [۳۲]:

$$COP_X=-\frac{My+Fx(Zoff)}{Fz}$$

$$COP_Y=\frac{Mx-Fy(Zoff)}{Fz}$$

از آنجای که CoP_x و CoP_y موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی-خارجی و قدامی-خلفی هستند و Z_{off} در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه نیروسنج است، بنابراین برای کنترل مقادیر خطاها COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (F_Z)، محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی که مقدار Fz بالاتر از ۵٪ از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر کوشش باشد FM (Free Moment) با فرمول زیر به‌دست می‌آید [۳۲]:

$$FM= M_Z -F_Y (COP_X) +F_X (COP_Y)$$

داده‌های تجزیه و تحلیل دویدن در ۲ مرحله انجام شد. پیش‌آزمون ۲ روز قبل از برنامه تمرینی و پس‌آزمون، ۶ روز پس از آخرین جلسه تمرینی انجام شد تا اطمینان حاصل شود که پیامدهای فیزیولوژیکی حاد تمرین در نتایج حاصله اثرگذار نباشد. طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون، ۵ کوشش دویدن به طور آزمایشی و سپس ۵ کوشش صحیح دویدن انجام شد. سرعت دویدن به صورت خودانتخابی بود. کوشش‌های صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو (Kistler, AG, Winterthur, Switzerland) بود. اگر صفحه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش راه رفتن تکرار می‌شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل و داده‌های کینماتیک با استفاده از یک فیلتر Butterworth با برش فرکانسی به ترتیب برابر ۲۰ هرتز و ۱۰ هرتز و مرتبه چهار هموار گردیدند [۷].

هم‌چنین نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون Shapiro-Wilk (P<۰/۰۵) بررسی شد. آزمون t زوجی منظور تعیین اهمیت آماری تفاوت‌های اندازه‌گیری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون انجام شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام پذیرفت.

نتایج

میانگین سن، وزن و قد آزمودنی‌ها به ترتیب برابر ۱۱/۷۱±۱/۶۸ سال، ۳۲/۱۲۵±۲/۸۰ کیلوگرم، ۱۳۷±۴/۲۴ سانتی‌متر بود. یافته‌ها نشان داد در پای غیر برتر مقدار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در لحظه تماس پاشنه حدود ۲۴/۷۸ درصد کاهش معنی‌داری را داشته است (P=۰/۰۱۲؛ اندازه اثربالا) (جدول ۱). در پای برتر مقدار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی فاز هل دادن حدود ۷/۱۲ درصد افزایش معنی‌داری را نشان داد (P=۰/۰۱۲؛ اندازه اثرکوچک) (جدول ۱). هم‌چنین در پای برتر مقادیر اوج مؤلفه‌ها نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی در لحظه هل دادن تمایل به افزایش معنی‌داری را حدود ۳۷/۲۲ درصد نشان داد (P=۰/۰۶۷؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۱). سایر مقادیر اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستا بین

پیش‌آزمون و پس‌آزمون اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول۱- میانگین و انحراف معیار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن) در سه بعد طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در کودکان پسر دارای پای پرانتزی (n=۱۷) شهر همدان، در سال ۱۳۹۵

	متغیر	مؤلفه	پیش‌آزمون (انحراف معیار±میانگین)	پس‌آزمون (انحراف معیار±میانگین)	مقدارP	اندازه اثر
پای غیر برتر	نیروی عمودی	Fz_{HC}	۹۵/۸۴ ± ۳۶/۲۷	۱۰۸/۲۳ ± ۱۷/۳۳	۰/۳۶۸	۰/۴۶
		Fz_{MS}	۹۷/۳۹ ± ۴۹/۱۷	۸۰/۷۹ ±۱۷/۵۹	۰/۵۳۵	۰/۴۹
		Fz_{PO}	۱۶۳/۵۵ ± ۳۸/۶۲	۱۶۲/۶۹ ± ۲۸/۵۶	۰/۸۹۰	۰/۰۲
	نیروی قدامی-خلفی	Fy_{HC}	-۵۳/۶۲ ± ۶/۹۷	-۴۰/۳۱ ± ۱۰/۷۵	*۰/۰۱۲	۱/۵۰
		Fy_{PO}	۳۴/۷۰ ± ۴/۲۴	۳۳/۳۴ ± ۱/۸۶	۰/۵۳۸	۰/۴۴
	نیروی داخلی-خارجی	Fx_{HC}	۱۲/۹۷ ± ۷/۳۹	۱۱/۲۹ ± ۵/۹۵	۰/۴۰۹	۰/۲۵
		Fx_{MS}	-۱۲/۰۷ ± ۵/۱۳	-۷/۶۳ ±۱ /۲۹	۰/۱۱۳	۱/۳۸
		Fx_{PO}	-۱۰/۰۹ ± ۴/۲۱	-۷/۲۱ ± ۲/۸۲	۰/۱۹۸	۰/۸۲
پای برتر	نیروی عمودی	Fz_{HC}	۱۱۵/۷۹ ± ۴۹/۰۰	۱۲۶/۰۰ ± ۳۲/۹۶	۰/۵۳۲	۰/۲۴
		Fz_{MS}	۷۵/۰۳ ± ۳۰/۱۸	۷۹/۵۳ ± ۲۳/۳۰	۰/۴۰۳	۰/۱۶
		Fz_{PO}	۱۵۹/۹۵ ± ۳۵/۰۹	۱۷۱/۳۵ ± ۳۰/۵۷	*۰/۰۱۲	۰/۳۴
	نیروی قدامی-خلفی	Fy_{HC}	-۵۰/۴۴ ± ۱۰/۷۶	-۵۴/۳۵ ± ۵۴/۰۵	۰/۸۷۴	۰/۱۲
		Fy_{PO}	۳۴/۴۹ ± ۷/۰۳	۴۰/۶۹ ± ۷/۴۱	۰/۰۹۴	۰/۸۵
	نیروی داخلی-خارجی	Fx_{HC}	۱۳/۵۳ ± ۸/۰۹	۱۳/۷۲ ± ۳/۵۳	۰/۹۳۶	۰/۰۳
		Fx_{MS}	-۹/۹۹ ± ۷/۷۴	-۷/۳۷ ± ۱/۷۱	۰/۴۰۶	۰/۵۵
		Fx_{PO}	-۷/۸۷ ± ۲/۸۹	-۴/۹۴ ± ۳/۵۸	۰/۰۶۷	۰/۹۰

**** آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار***

یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را در مقادیر زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در پای غیر برتر نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۲). در پای برتر مقدار زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی هل دادن تمایل به افزایش معنی‌داری حدود ۴۹/۵۸ درصد را نشان داد (P=۰/۰۶۲؛ اندازه اثر بالا) (جدول۲). سایر مقادیر زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستا بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون اختلاف معنی‌دار آماری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

یافته‌ها در پای غیر برتر نشان دادند که ایمپالس در راستای قدامی-خلفی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون حدود ۱۲/۳۶ درصد کاهش معنی‌داری را داشته است (P=۰/۰۳۹؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۳). هم‌چنین در پای غیر برتر گشتاور آزاد در اوج منفی افزایش معنی‌داری را حدود ۱۴۹/۸۰ درصد بعد از دوره تمرینی نشان داد (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۳). سایر مقادیر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون اختلاف معنی‌دار آماری نشان نداد (P<۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۲- میانگین و انحراف معیار زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (میلی‌ثانیه) در سه بعد طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در کودکان پسر دارای پای پرانتزی (n=۱۷) شهر همدان، در سال ۱۳۹۵

سمت	متغیر	مؤلفه	پیش‌آزمون (انحراف معیار±میانگین)	پس‌آزمون (انحراف معیار±میانگین)	مقدار P	اندازه اثر
پای غیر برتر	زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی	Fz_{HC}	۱۱/۶۰ ± ۳/۲۴	۱۸/۹۲ ± ۱۸/۳۱	۰/۳۵۶	۰/۶۷
		Fz_{MS}	۴۲/۸۸ ± ۱۷/۱۳	۳۸/۴۷ ± ۲۲/۰۶	۰/۶۶۳	۰/۲۲
		Fz_{PO}	۱۰۶/۵۳ ± ۲۳/۰۶	۱۱۴/۵۰ ± ۲۱/۹۲	۰/۶۳۷	۰/۳۵
	زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی	Fy_{HC}	۳۷/۱۵ ± ۱۷/۹۰	۵۵/۸۷ ± ۲۳/۶۹	۰/۱۳۲	۰/۹۰
		Fy_{PO}	۱۹۶/۷۲ ± ۲۳/۷۱	۱۹۷/ ۲۰ ± ۱۷/۴۳	۰/۹۷۴	۰/۰۲
	زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی	Fx_{HC}	۲۰/۳۷ ± ۳/۶۲	۲۴/۵۸ ± ۱۲/۵۱	۰/۴۹۲	۰/۵۲
		Fx_{MS}	۴۹/۵۰ ± ۱۴/۲۷	۵۱/۰۷ ± ۲۷/۳۲	۰/۹۱۳	۰/۰۷
		Fx_{PO}	۱۵۱/۷۷ ± ۱۲/۷۰	۱۶۱/۶۳ ± ۱۳/۰۳	۰/۳۸۲	۰/۷۶
پای برتر	زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی	Fz_{HC}	۲۹/۴۰ ± ۱۸/۲۷	۱۲/۱۷ ± ۲/۶۳	۰/۱۰۴	۱/۶۴
		Fz_{MS}	۳۳/۴۲ ± ۱۲/۳۴	۳۷/۹۲ ± ۱۳/۵۹	۰/۴۳۶	۰/۳۴
		Fz_{PO}	۱۱۴/۵۵ ± ۲۲/۷۴	۱۷۱/۳۵ ± ۳۰/۵۷	۰/۰۶۲	۲/۱۳
	زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی	Fy_{HC}	۴۱/۰۲ ± ۱۵/۱۱	۴۶/۰۰ ± ۱۱/۳۳	۰/۶۰۴	۰/۳۷
		Fy_{PO}	۱۹۲/۲۰ ± ۲۳/۲۴	۱۷۳/۰۰ ± ۱۴/۸۷	۰/۲۵۵	۱/۰۰
	زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی	Fx_{HC}	۲۸/۸۸ ± ۱۲/۳۴	۱۹/۳۷ ± ۳/۹۳	۰/۱۶۷	۱/۱۶
		Fx_{MS}	۵۹/۵۵ ± ۱۶/۵۹	۴۸/۴۰ ± ۱۰/۹۸	۰/۰۸۸	۰/۸۰
		Fx_{PO}	۱۷۵/۱۸ ± ۳۳/۴۵	۱۴۷/۵۰ ± ۱۴/۹۶	۰/۱۵۰	۱/۱۴

** آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار*

جدول ۳- میانگین و انحراف معیار مقادیر نرخ بارگذاری(وزن بدن بر ثانیه)، ضربه (وزن بدن در ثانیه)، گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای پای پرانتزی (n=۱۷) شهر همدان، در سال ۱۳۹۵

سمت	متغیر	مؤلفه	پیش‌آزمون (انحراف معیار±میانگین)	پس‌آزمون (انحراف معیار±میانگین)	مقدار P	اندازه اثر
پای غیر برتر	نرخ بارگذاری	عمودی	۸/۴۴ ± ۳/۰۱	۸/۷۸ ± ۴/۷۳	۰/۸۹۳	۰/۰۸
		قدامی-خلفی	۵/۶۶ ± ۱/۰۲	۴/۹۶ ±۰/۸۱	*۰/۰۳۹	۰/۷۶
		داخلی-خارجی	۱/۷۳ ± ۰/۶۱	۱/۴۲ ± ۰/۱۵	۰/۳۳۸	۰/۸۱
	گشتاور آزاد	اوج مثبت	۰/۰۴۳ ± ۰/۰۲۸	۰/۰۵۷ ± ۰/۰۰۸	۰/۳۶۰	۰/۷۴
		اوج منفی	-۰/۰۱۱ ± ۰/۰۳۹	-۰/۰۵۹ ± ۰/۰۱۰	*۰/۰۱۵	۲/۴۰
پای برتر	نرخ بارگذاری	عمودی	۵/۹۳ ± ۴/۸۸	۱۰/۶۶ ± ۲/۹۹	۰/۰۷۴	۱/۲۰
	ضربه	قدامی-خلفی	۵/۳۳ ± ۰/۵۴	۵/۰۳ ± ۰/۷۶	۰/۱۵۶	۰/۴۶
		داخلی-خارجی	۱/۷۹ ± ۰/۴۵	۱/۳۹ ± ۰/۳۶	۰/۱۶۵	۱/۰۰
	گشتاور آزاد	اوج مثبت	۰/۰۳۸ ± ۰/۰۲۳	۰/۰۵۹ ± ۰/۰۲۱	۰/۲۸۴	۰/۹۳
		اوج منفی	-۰/۰۸۵ ± ۰/۰۳۹	-۰/۰۶۰ ± ۰/۰۱۴	۰/۱۴۲	۰/۹۱

** آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار*

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مؤلفه‌های اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در لحظه تماس پاشنه، زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی و فاز تماس پاشنه و زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی طی فاز تماس پاشنه در پای برتر طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معنی‌داری را داشته است. هم‌چنین مقدار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در پای برتر در راستای عمودی و قدامی-خلفی طی فاز هل دادن، نرخ بارگذاری و در اوج منفی گشتاور آزاد پای غیر برتر افزایش معنی‌داری را بعد از دوره تمرینی نشان دادند.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد در پای غیر برتر مقدار اوج مؤلفه نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی در لحظه میانه استقرار طی پس‌آزمون کاهش معنی‌داری را با میزان اندازه اثر بالا دارا می‌باشد. نشان داده شده است که در طی راه رفتن در سرعت‌های مختلف عضلات دورکننده ران و پلنتار فلکسورها، سهم بیشتری نسبت به نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی خارجی نسبت به مشارکت پویایی منفعل دارند [۳۴].

مقادیر اوج نیروی عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین اختلاف معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان نداد. نشان داده شده است که فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوسر رانی در پسران دارای زانوی پرانتزی نسبت به گروه کنترل‌های سالم در طی مرحله پاسخ بارگیری به طور معنی‌داری بالاتر می‌باشد [۳۵]. با وجود این، نتایج پژوهش حاضر در اوج عمودی نیروی عکس‌العمل زمین قبل و بعد از دوره تمرینی اختلاف معنی‌داری را در راستای عمودی طی فاز هل دادن نشان داد. به‌علاوه، یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد در پای برتر مقادیر اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در جانب داخلی طی هل دادن تمایل به افزایش معنی‌داری را حدود ۳۷/۲۲ درصد نشان داد. در این راستا در افراد جوان مبتلا به زانوی پرانتزی، چرخش داخلی غیر طبیعی زانو و گشتاورهای چرخش خارجی مفصل ران در طول راه رفتن و دویدن تشخیص داده شد که ممکن است خطر بروز صدمات زانو را افزایش دهد [۱۱]. هم‌چنین، گزارش شده است که عارضه زانوی پرانتزی سبب افزایش گشتاور چرخش خارجی در لحظه تماس پاشنه و کاهش گشتاور چرخش داخلی در مرحله پروپالژن راه رفتن می‌شود [۵]. افزایش مؤلفه جانب داخلی نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز هل دادن بعد از دوره تمرینات اصلاحی احتمالاً می‌تواند در بهبود گشتاور مفاصل اندام تحتانی افراد دارای زانوی پرانتزی مفید باشد. با وجود این، اثبات این موضوع نیاز به ثبت کینتیک مفاصل اندام تحتانی طی دویدن بعد از دوره تمرینات اصلاحی دارد.

در پای برتر مقدار زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی هل دادن از زمین تمایل به افزایش معنی‌داری حدود ۴۹/۵۸ درصد طی پس‌آزمون را نشان داد. یک مطالعه اخیر نشان داده است که زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای زانوی پرانتزی نسبت به هم‌سالان خود در اغلب مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین کاهش داشته است [۲۲]. بنابراین می‌توان بیان نمود که تمرینات

اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر در بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین مفید بوده است.

تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر افزایش معنی‌داری را بر نرخ بارگذاری عمودی در پای برتر داشت. افزایش نرخ بارگذاری عمودی در پسران دارای زانوی پرانتزی در حین دویدن با سرعت ترجیحی، ممکن است سرعت رشد دژنراسیون مفصلی پیشرفته را از نظر سن شروع آرتروز زانو افزایش دهد [۲۲]. بنابراین، می‌توان بیان نمود که تمرینات حاضر نیاز به اضافه نمودن بخش‌های تمرینی بیشتری جهت اثرگذاری بر نرخ بارگذاری و کاهش آن دارد.

یافته‌ها نشان دادند در پای غیر برتر، ضربه در راستای قدامی-خلفی حدود ۱۲/۳۶ درصد تمایل به کاهش معنی‌داری را طی پس‌آزمون داشته است. هم‌چنین در پای غیر برتر گشتاور آزاد در اوج منفی افزایش معنی‌داری را نشان داد. قبلاً نشان داده شده است که عارضه زانوی پرانتزی منجر به ضخیم‌تر شدن پایه و افزایش چرخش داخلی درشت‌نئی در طول مرحله اتکا می‌شود [۹]. علاوه‌بر این، افراد دارای زانوی پرانتزی به ترتیب در پای برتر و غیر برتر، ۵۵٪ و ۳۶٪ وزن بدن را توزیع کرده‌اند [۲۲]. نشان داده شده است که دوندگان با سابقه آسیب (شکستگی فشاری درشت‌نئی و چرخش داخلی بیش از حد)، دامنه‌های گشتاور آزاد بیش‌تری را نسبت به دوندگان سالم (بدون آسیب) دارا هستند [۳۶، ۳۲، ۱۹]. به نظر می‌رسد که گشتاور آزاد می‌تواند برای طبقه بندی کودکان با عارضه زانوی پرانتزی به گروه‌های کاربردی مورد استفاده قرار گیرد، زیرا دارای اختلاف قابل توجه بین گشتاور آزاد افراد و ارتباط با خواسته‌های مکانیکی بر روی مفاصل اندام تحتانی و به طور بالقوه خطر آسیب‌زا بودن وجود دارد [۲۲]. بنابراین، با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان نمود که تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر بر مقادیر گشتاور آزاد اثر مثبتی را طی دویدن دارا نبوده است.

محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم وجود گروه کنترل (به دلیل هزینه بالای آزمایشگاه)، عدم وجود جنس مؤنث در پژوهش، کم بودن تعداد آزمودنی‌ها و عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات قبل و بعد از دوره تمرینی می‌باشند. پیشنهاد می‌شود پژوهش حاضر همراه با گروه کنترل و در هر دو جنس در مطالعات آینده انجام شود.

نتیجه‌گیری

تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر بیش‌ترین اثر را بر روی اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی و داخلی-خارجی، زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و باعث بهبود آن‌ها شده است. از سوی دیگر این تمرینات اثر معنی‌داری بر روی ضربه نداشته است. هم‌چنین اوج منفی گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری در نتیجه استفاده از این تمرینات زیاد شده است. به همین دلیل احتمالاً اضافه نمودن تمرینات تقویتی دیگر به برنامه تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر می‌تواند مفید باشد.

تشکر و قدردانی

از تمامی کودکان و والدینشان که در این پژوهش شرکت داشتند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

References

[1] Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of Genu Varum Deformity on Gluteus Medius Muscle Activity and Postural Control During Single-Leg Jump-Landing. *Phys Ther* 2017; 7(2): 79-88.

[2] Lun V, Meeuwisse W, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Brit J Sport Med* 2004; 38(5): 576-80.

[3] Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D ,Zumbo B. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Brit J Sport Med* 2002; 36(2): 95-101.

[4] Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin J Sport Med* 1998;8(3):187-94.

[5] Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Med Assoc* 2005; 95(6): 531-41.

[6] Lewek MD, Rudolph KS, Snyder L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoar artilage* 2004; 12(9): 745-51.

[7] Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus. *Plos One* 2017; 12(9): e0185057.

[8] Barrios JA, Davis IS, Higginson JS, Royer TD. Lower extremity walking mechanics of young individuals with asymptomatic varus knee alignment. *J Orthop Res* 2009; 27(11): 1414-9.

[9] Stief F, Böhm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *The Knee* 2014; 21(3): 688-93.

[10] Jafarnezhadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *J Bodyw Mov Ther* 2018; 22(2): 511-8.

[11] 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.

[12] Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. *J Bodyw Mov Ther* 2017; 21(4): 1009-16.

[13] Ruivo R, Carita A, Pezarat-Correia P. The effects of training and detraining after an 8 month resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder postures in adolescents:

randomised controlled study. *Manual Ther* 2016; 21: 76-82.

[14] Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Etemadi H, Robertson D. Rehabilitation improves walking kinematics in children with a knee varus: Randomized controlled trial. *Ann Phys Rehabil Med* 2018; 61(3): 125-134.

[15] Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2e: *J Hum Kinet* 2013; P: 80-190.

[16] Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin Biomech* 2011; 26(1): 78-83.

[17] Zadpoor AA, Nikooyan AA .The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clin Biomech* 2011; 26(1): 23-8.

[18] Cheung RT, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011; 41(12): 914-9.

[19] Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *J Biomech* 2006; 39(15): 2819-25.

[20] Ferber R, Davis IM, Hamill J, Pollard CD, McKeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2002; 34(5): S5.

[21] Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. *Plos One* 2014; 9(4): e94525.

[22] Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. *Plos One* 2017; 12(9): e0185057.

[23] Magee DJ. *Alcoholics Anonymous* 2014; P: 580-690.

[24] Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8(3): 383-92.

[25] Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," *Declaration of Helsinki* http://www wma net/e/policy/b3 htm. 2004.

[26] Clark M, Lucett S. NASM essentials of corrective exercise training: *Lippincott Williams & Wilkins* 2010; P: 60-122.

[27] MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG, et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond* 2013; 27(3): 812-21.

[28] Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Costa PB, et al. The time course of musculotendinous stiffness responses following

different durations of passive stretching. *J Orthop Sport Phys* 2008; 38(10): 632-9.

[29] Castro Sánchez AM, Matarán Penarrocha GA, Arroyo-Morales M, Saavedra-Hernández M, Fernández-Sola C, Moreno-Lorenzo C. Effects of myofascial release techniques on pain, physical function ,and postural stability in patients with fibromyalgia: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* 2011; 25(9): 800-13.

[30] Espejo-Antunez L, Lopez-Minarro P, Albornoz-Cabello M, Garrido-Ardila E. Acute effect of electrical muscle elongation and static stretching in hamstring muscle extensibility. *Sci Sport* 2016; 31(1): e1-e7.

[31] Yuktasir B, Kaya F. Investigation into the long-term effects of static and PNF stretching exercises on range of motion and jump performance. *J Bodyw Mov Ther* 2009; 13(1): 11-21.

[32] Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *BMC Sports Science, Am J Phys Med Rehabil* 2009; 1(1): 19.

[33] Cohen J. A power primer. *Psychol Bul* 1992; 112(1): P: 155.

[34] John CT, Seth A, Schwartz MH, Delp SL. Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. *J Biomech* 2012; 45(14): 2438-43.

[35] Anbarian M, Jafarnezhad A. Knee malalignment influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait in boy adolescents. *Gait Posture* 2015; 42: 39-40.

[36] Holden JP, Cavanagh PR. The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. *J Biomech* 1991; 24(10): 887-97.

The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study

A. Jafarnezhadgero[1], F. Ghorbanlou [2], M. Majlesi[3]

Received: 02/06/2018 Sent for Revision: 07/07/2018 Received Revised Manuscript: 06/11/2018 Accepted: 10/11/2018

Background and Objectives: Genu varum is one of the lower limb malalignments that is associated with changes in the lower limb biomechanics during walking and running. The selected corrective program has the least complications for children. Therefore the purpose of the present study was to investigate the effects of a period of corrective exercise training program on the running ground reaction forces in children with genu varum.

Materials and Methods: In this clinical trial, 17 children with genu varum from Hamadan city were volunteered to participate in 2016. Tests were done in the form of pre and post-tests. Corrective exercises were performed on subjects over a 16-week period. Paired sample t-test was used for statistical analysis of data.

Results: In the dominant limb, the peak vertical ground reaction force during push-off phase demonstrated a significant increase during the post-test compared to the pre-test (p=0.012). In the non-dominant limb, the findings showed that impulse decreased significantly in the anterior-posterior direction during the post-test compared to the pre-test (p=0.039). Also, at the non-dominant limb in the free moment, the negative peak showed a significant increase after the training period (p= 0.015). Other components such as vertical loading rate, impulse and free moment at the positive and negative peak showed no significant difference between the pre and post-test (p> 0.05).

Conclusion: The findings indicated that the corrective exercises used in the present study improved peak ground reaction forces, impulse and free moment values, but did not have any significant effect on the loading rate.

Key words: Genu varum, Ground reaction forces, Loading rate, Impulse, Free moment, Children

Funding: This study was funded by University of Mohaghegh Ardabili.

Conflict of interest: None declared**.**

Ethical approval: The Ethics Committee of Ardabil University of Medical Sciences approved the study (IR.ARUMS.REC.1395.77)

How to cite this article: Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2019; 17 (10): 937-50. [Farsi]

1-. Assistant Prof. of Sport Biomechanics, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-2739-4340

(Corresponding Author) Tel: (045) 31505649, Fax: (045) 31505649, E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

2- MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-1118-332x

3- Assistant Prof. of Sport Biomechanics, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamadan Branch, Hamadan, Iran, ORCID: 0000-0003-2032-4937