اثر تمرین‌های اصلاحی بر مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین طی راه‌رفتن در افراد مبتلا به انحراف زانوی پرانتزی

امیرعلی جعفرنژاد گرو*[۱]، فرشاد قربانلو[۲]، سیدمجید علوی‌مهر[۲]، مهدی مجلسی[۳]

۱. استادیار، بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی

۳. استادیار، بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۲/۲۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۱۰/۳۰ شماره صفحات: **۱۳ تا ۲۲**

چکیده

ازآنجاکه زانوی پرانتزی یکی از عارضه‌های اندام تحتانی است، اصلاح نکردن آن به ایجاد ناهنجاری‌های ثانویه در بزرگ‌سالی می‌انجامد. هدف این پژوهش، بررسی اثر برنامهٔ تمرینی اصلاحی بر مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین، میزان بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد طی مرحلهٔ استقرار راه‌رفتن بود. به این منظور، ۱۷ کودک مبتلا به اختلال زانوی پرانتزی داوطلب مشارکت در این پژوهش شدند (سن: ۱/۶۸±۱۱/۷۱ سال؛ قد: ۰/۰۹±۱/۴۰ متر؛ جرم؛ ۱۱/۴۷±۳۵/۱۴ کیلوگرم، و شاخص تودهٔ بدن: ۳/۶۱±۱۷/۴۹ کیلوگرم بر متر مربع). اطلاعات نیروی واکنش زمین به‌وسیلهٔ صفحهٔ نیروی کیستلر طی پیش و پس‌آزمون اندازه‌گیری شد. تمرین‌های اصلاحی طی شانزده هفته برای آزمودنی‌ها اجرا شد. مقدار زمان رسیدن پای برتر به اوج در مؤلفهٔ نیروی واکنش زمین در راستای داخلی-خارجی، در لحظهٔ تماس پاشنه، حدود ۶۱/۹۰ درصد کاهش نشان داد (p=۰/۰۱۱). همچنین، مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی واکنش زمین در میانهٔ مرحلهٔ استقرار، تمایل به افزایش معناداری را در حدود ۱۱/۴۷ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (p=۰/۰۶۳). مقادیر اوج مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین، میزان بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد بین پیش و پس‌آزمون اختلاف معنی‌داری نداشت. یافته‌ها نشان داد که تمرین‌های اصلاحی به کار رفته در پژوهش حاضر بیشترین اثر را بر مؤلفه‌های زمان رسیدن به اوج نیروهای واکنش زمین داشته است، اما اثر معنی‌داری بر مؤلفه‌های میزان بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد نشان نداده است. تمرین‌های اصلاحی پژوهش حاضر بیشترین اثر را بر مؤلفه‌های زمان رسیدن به اوج نیروهای واکنش زمین و بهبود آنها داشته است. از سوی دیگر، این تمرین‌ها بر مقادیر بارگذاری عمودی و ضربه و گشتاور آزاد اثر معناداری نداشته‌اند.

کلیدواژه‌ها: زانوی پرانتزی، نیروهای واکنش زمین، میزان بارگذاری، ضربه، گشتاور آزاد.

The effect of corrective exercise on walking ground reaction force components in children with genu varus

Jafarnezhadgero, A.A[1]., Ghorbanlou, F[2]., Alavi-Mehr, S.M[2]., Majlesi, M[3].

1. Assistant Professor, Sport Biomechanic, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Master of Science, Sport Biomechanic, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Assistant Professor, Sport Biomechanic, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Literature and Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran

Abstract

Genu varus is one of the malalignment of the lower limbs, the failure to correct it leads to secondary abnormalities in adulthood. The purpose of this study was to investigate the effects of a corrective exercise program on ground reaction forces, loading rates, impulses and free moment during stance phase of walking. 17 children with genu varus were volunteered to participate in this study (Age:11.71±1.68 years, Height:1.40±0.09 meter, Weight:35.14±11.47 Kg, and BMI:17.49±3.61Kg/M^2). Ground reaction forces were recorded with two Kisler force plates during pre and post-test. At the dominant limb, the amount of time to peak in the mediolateral ground reaction force component during heel contact decreased by of 61.90% (P=0.011). Also, the time to peak of the vertical ground reaction force component during mid-stance tend to increase significantly by 11.47% during the post-test compared to the pre-test (P=0.063). The values of peak ground reaction force components, loading rate, impulse and free moment did not show any significant differences between pre and post-test. The findings showed that the corrective exercise trainings used in the present study had the most effect on the time to peak components of the GRF, but there were no significant effects on the loading rate, impulses, and free moment components. The corrective exercises used in the present study have had the most effect on the time to peak of ground reaction forces and improve them. On the other hand, these exercises did not have any significant effect on the vertical loading rate, impact and free moment values.

Keywords: Genu Varum, Ground Reaction Forces, Loading Rate, Impulse, Free Moment.

*.amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]

[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

مقدمه

زانوی پرانتزی یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی است (۱). گزارش شده است که ۱۳درصد از کودکان رده یازده ساله به تغییر شکل زانوی پرانتزی دچارند که جهت جلوگیری از رخداد ناهنجاری ثانویه در بزرگسالی، نیاز به درمان دارند (۲). تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که احتمال ابتلا به استئوآرتریت کمپاتمان زانو، ده برابر بیشتر از کمپاتمان خارجی است (۳). طی راه‌رفتن نیز میزان بار منتقل‌شده بر کمپاتمان داخلی حدود ۲/۵ برابر بیشتر از میزان بار واردشده بر کمپارتمان خارجی است و مقدار این بار در افراد دارای زانوی پرانتزی با شدت متوسط (حدود ۹ درجه) حدود ۳/۳ بزرگ‌تر است (۴). ناهنجاری زانوی پرانتزی با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی در طی راه‌رفتن همراه است. افزایش شدت پرانتزی شدن زانو باعث افزایش چرخش داخلی مچ پا و استخوان درشت‌نی در طول مرحلهٔ استقرار در راه‌رفتن می‌شود (۵). گزارش شده است که این عارضه، افزایش گشتاور پرونیتوری در لحظهٔ تماس پاشنه و کاهش گشتاور چرخش خارجی در مرحلهٔ هل‌دادن راه‌رفتن را نیز در پی دارد (۶). این ناهنجاری تأثیر زیادی بر گشتاور چرخش داخلی مفصل مچ پا و مفصل ران دارد (۶). در عارضهٔ زانوی پرانتزی، جهت نیروهایی که بر زانو اعمال می‌شوند تغییر می‌کند، که باعث انتقال خط گرانشی به قسمت داخلی مفصل زانو شود (۷). ناهنجاری واروس زانو نیز با چرخش داخلی تیبیا در طی انتهای مرحلهٔ استقرار راه‌رفتن مرتبط است (۵). علاوه‌براین، اختلاف معنادار و زیادی بین اوج گشتاور اداکتور خارجی زانو در طی انتهای فاز استقرار راه‌رفتن وجود دارد که یک عامل اساسی خطرساز در ابتلا به عارضهٔ استئوآرتریت زانو در بزرگ‌سالی است (۵). گزارش شده که کودکان پسر دارای عارضهٔ زانوی پرانتزی مقادیر بزرگ‌تری از نیروی واکنش زمین را در راستای خارجی پای برتر و نیز نیروی واکنش بیشتری در هر دو راستای خارجی و داخلی در پای غیر برتر در مقایسه با همسالان سالم دارند (۸). به‌علاوه، بیان شده است که افراد دارای عارضهٔ زانوی پرانتزی دارای میزان بارگذاری بیشتری در مقایسه با همتایان سالم در هر دو پای برتر (حدود ۵۵درصد) و غیربرتر (حدود ۳۶درصد) هستند (۸). مقادیر گشتاور آزاد گروه دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با گروه سالم نیز اختلاف معناداری نشان نداد (۸). ازآنجاکه این تغییرات بیومکانیکی طی راه‌رفتن افراد دارای زانوی پرانتزی، عامل اصلی خطر ابتلا به آسیب‌هایی همچون استئوآرتریت زانو است (۷)، پیداکردن شیوه‌های درمانی جهت بهبود این اختلالات بیومکانیکی از اهمیت بسیاری برخوردار است.

درمان عارضهٔ زانوی پرانتزی احتمالاً به درک بهتر چگونگی رفع عوامل خطرزای بیومکانیک مرتبط با آسیب زانو کمک می‌کند (۹). گزارش شده که نواربندی کینزیو (نواربندی عضلات دوسر رانی و پهن خارجی)، میانگین توان منفی در مفصل مچ پا و زانو را در اندام برتر طی مرحلهٔ پاسخ بارگیری راه‌رفتن افزایش می‌دهد (۱۰). به‌علاوه، میانگین توان منفی مفصل زانو در انتهای مرحلهٔ نوسان و میانگین توان مثبت مفصل ران در ابتدای مرحلهٔ نوسان در پای غیربرتر، با وجود نواربندی، کاهش یافته است (۱۰). در زمینهٔ اثر تمرین‌های اصلاحی (تمرین‌های تقویتی برای عضلات ضعیف‌شده و تمرینات کششی برای گروه عضلات کوتاه‌شده)، گزارش شده است که این تمرین‌ها سبب کاهش اوج زاویهٔ دورسی فلکشن مچ پا، اوج زاویهٔ چرخش داخلی

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

پا، اوج زاویهٔ چرخش داخلی زانو، اوج زاویهٔ چرخش خارجی ران و اوج زاویهٔ ابداکشن ران در پای برتر می‌شود (۹). با وجود این، اوج زاویهٔ چرخش خارجی زانو در پای برتر در کودکان مبتلا به زانوی پرانتزی، بعد از تمرین‌های اصلاحی افزایش یافت (۹). تمرین‌های اصلاحی سبب کاهش زاویهٔ اینورژن مچ پا، اوج زاویهٔ اورژن مچ پا، اوج زاویهٔ چرخش داخلی پا، اوج زاویهٔ چرخش داخلی زانو، اوج چرخش ابداکشن ران و اوج زاویهٔ چرخش خارجی ران در پای غیربرتر طی راه‌رفتن می‌شود (۹). اختلال در فعال‌سازی عضلات چرخانندهٔ خارجی زانو و عضلات جانبی مفصل زانو ممکن است چرخش داخلی مفصل زانو را کاهش دهد و بنابراین، باعث کاهش بار وارد شده بر پا می‌شود (۱۱). بااین‌حال، اثر برنامهٔ اصلاحی در کودکان با پای پرانتزی، بر بارهای خارجی وارده شده بر پا (شامل اوج نیروهای واکنش زمین، میزان بارگذاری عمودی، ضربه در سه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد) به‌لحاظ علمی ارزیابی نشده است (۹). هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر شانزده هفته تمرین اصلاحی بر مقادیر اوج نیروهای واکنش زمین، میزان بارگذاری عمودی، ضربه در سه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد در دو پای برتر و غیربرتر در میان کودکان پسر مبتلا به عارضهٔ پای پرانتزی طی مرحلهٔ استقرار راه‌رفتن است.

روش‌شناسی

نرم‌افزار G * Power 3.1 نشان داد که کمترین تعداد نمونه برای دست‌یابی به توان آماری ۰/۸ در اندازهٔ اثر برابر با سطح آلفای ۰/۰۵، ۱۴ نفر است (۸). بنابراین، ۱۴ کودک پسر مبتلا به عارضهٔ زانوی پرانتزی (سن: ۱۱/۷۱±۱/۶۸ سال؛ قد: ۱/۴۰±۰/۰۹ متر؛ جرم: ۳۵/۱۴±۱۱/۴۷ کیلوگرم، و شاخص تودهٔ بدن: ۱۷/۴۹±۳/۶۱ کیلوگرم بر متر مربع) برای مشارکت در مطالعه انتخاب شدند. کودکان از کلینیک‌های فیزیوتراپی انتخاب شدند. ویژگی‌های افراد برای ورود به پژوهش شامل زاویهٔ محوری مکانیکی[1] (MAA) (زاویهٔ بین خطوط کشیده‌شده از مرکز ران به مرکز زانو و خط اتصال‌دهندهٔ مرکز زانو تا مرکز مچ پا) بزرگتر از ۱/۳۸ درجه، زاویهٔ Q≤ ۶، فقدان عوامل پاتولوژیکی دیگر در هر دو زانو و داشتن دامنهٔ سنی ۹ تا ۱۴ سال بود. ویژگی‌های خروج از پژوهش شامل سابقهٔ اختلال عملکرد عضلانی- اسکلتی، سابقهٔ بیماری‌های مفصلی، عفونت مزمن مفصلی یا بیماری‌های استخوانی، کمردرد، آسیب رباط‌ها، باز سازی رباط‌ها، اختلالات عضلانی، اختلال در عملکرد عضلات پایین‌تنه، اختلاف طولی در پا بیشتر از یک سانتی‌متر و سابقهٔ ترومای عمده یا جراحی اندام تحتانی بود. پای برتر همهٔ آزمودنی‌ها پای راست بود که به وسیلهٔ آزمون شوت توپ تعیین شد (۱۲). ازآنجاکه سن آزمودنی‌ها کمتراز ۱۸ بود، موافقت کتبی برای مشارکت آنها در پژوهش از والدین دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش با اعلامیهٔ هلسینکی مطابق بود (۱۳).

تحلیل داده‌ها در دو مرحله صورت گرفت: پیش‌آزمون (دو روز قبل از برنامهٔ تمرین) و پس‌آزمون (شش روز پس از آخرین جلسهٔ تمرین) انجام شد تا اطمینان حاصل شود که پیامدهای فیزیولوژیکی حاد تمرین در نتایج

1. Mechanical Axis Angle

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

اثر نگذا شته با شد. طی پیش و پس‌آزمون، پنج کو شش راه‌رفتن به صورت آزمایشی و سپس پنج کو شش صحیح راه‌رفتن انجام شد. سرعت راه‌رفتن به انتخاب خود شخص بود. کوشش راه‌رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا با بخش میانی د ستگاه صفحه‌نیرو کیستلر[1] بود. اگر آزمودنی صفحه‌نیرو را جهت تنظیم گام هدف قرار می‌داد، یا تعادلش به هم می‌خورد، کوشش راه‌رفتن تکرار می‌شد. داده‌های نیروی واکنش و داده‌های کینماتیک با استفاده از یک فیلتر باترورث با برش فرکانسی به ترتیب برابر ۲۰ هرتز و ۸ هرتز و مرتبهٔ چهار هموار شدند. مرحلهٔ ا ستقرار، زمانی ا ست که پا کاملاً با زمین در تماس ا ست و این بخش به سه قسمت تماس پاشنه، میانهٔ استقرار و هل‌دادن پا از زمین تقسیم می‌شود. در میان برنامهٔ تمرین اصلاحی، برنامهٔ اصلاحی پیوسته[2] (CEC) یکی از متداول‌ترین برنامه‌های درمانی مربوط به اختلالات ساختاری است. برنامهٔ CEC چهار مرحلهٔ ا صلی دارد: مرحلهٔ اول، با ا ستفاده از تکنیک‌های آزاد سازی مایع بین‌بافتی[3] (SMR) بر روی عضلات سرینی میانی، قسمت داخلی بخش همسترینگ و عضلهٔ پهن داخلی است. تکنیک‌های SMR به همت یک فیزیوتراپیست با یک پروتکل از پیش طراحی شده انجام شد. از مشارکت‌کنندگان خواسته شد فشار را تا آستانهٔ درد ادامه دهند. گروه تجربی پنج بار در هفته برای یک دورهٔ دو هفته‌ای، SMR را برای ۱۰ دقیقه در هر منطقه در هر جلسه انجام دادند (۱۴). مرحلهٔ دوم، شامل ا ستفاده از تکنیک‌های کشش ایستا و پویا بود. پروتکل کشش ایستا شامل پنج کشش بود که مربی موقعیت‌های کشش را شرح می‌داد. تمرینات کشش روی عضلات سرینی میانی، بخش داخلی همسترینگ و عضلهٔ پهن داخلی هر دو پا انجام شد. از مشارکت‌کنندگان خواسته شد تا حدود ۳۰ ثانیه کشش را تا آستانهٔ درد برای هر عضله انجام دهند. در طول هر جلسه، کشش چهار بار با فاصلهٔ زمانی استراحت حدود ۱۰ ثانیه تکرار شد. کشش استاتیک برای ۳۰ * ۴ ثانیه به‌منظور کاهش سختی بخش عضلانی- تاندون گزارش شده ا ست. علاوه‌براین، هر جلسه شامل دو مجموعه از سه حرکت پویا (۳۰ ثانیه برای هر مجموعه) ا ست. حرکات پویا شامل راه‌رفتن قیچی‌وار، آزمون راست‌کردن پا با حرکات قیچی اندام تحتانی و دویدن قیچی‌وار بود. کشش‌های پویا پنج بار در هفته برای یک دورهٔ دو هفته‌ای اجرا شد.

مرحلهٔ سوم، با ا ستفاده از تمرین‌های تقویتی و تکنیک‌های ایزومتریک موضعی انجام شد. تمرین‌های تقویتی و تکنیک‌های ایزومتریک موقعیتی شامل سه تمرین بود (جدول ۲). گروه‌های عضلانی تقویتی شامل پهن داخلی، دوسر رانی و نزدیک‌کننده‌های ران بودند. مشارکت‌کنندگان قبل از شروع جلسه‌های آموزشی، به تکنیک‌های آموزش عادت کردند. آنها تمرینات مقاومتی را سه بار در هفته برای ده هفته انجام دادند (۳۰ جلسهٔ آموزشی قدرت). هر جلسهٔ تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم‌کردن (دوچرخهٔ ایستاده)، ۴۰ دقیقه تمرین مقاومتی و ۵ دقیقه سردکردن بود. تمام تمرینات با استفاده از تراباند و تحت نظارت فیزیوتراپیست انجام شد. تمام دستورالعمل‌های کلامی سازگار برای جلوگیری از آسیب‌های مرتبط با ورزش به مشارکت‌کنندگان آموزش داده شد. مقاومت به‌تدریج از گروه مقاومتی کم (باندکشی زرد) به یک نوار مقاومت بالا (قرمز، آبی و

1. Kistler, AG, Winterthur, Switzerland
2. Corrective Exercise Continuum
3. Self-Myofascial Release

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

بیشتر به سیاه) (بر طبق جدول تناوبی نیروی باندکشی ۱) افزایش یافت. همچنین، حجم تمرین با افزایش تعداد تکرار افزایش یافت، درحالی‌که میزان پیشرفت برا ساس بهبود فردی بود (رنگ باند ارتقا داده شد، اگر مشارکت‌کنندگان قادر به انجام دو تکرار دیگر در مجموعه دوم بودند). در نهایت، مرحلهٔ چهارم، مرحلهٔ ادغام (بعد از دو هفته، سه جلسه در هفته) بود. یک نمونه از حرکات پویای یک‌پارچه ممکن است شامل تمرین دو پا با کمترین فشار بر پایداری (مانند اسکوات چسبیده به دیوار) باشد. این مرحله شامل: پیشروی از اینجا به حرکت متحرک اندام (برای مثال، اسکوات تک‌پا) و سپس پیشروی به یک تمرین جالب توجه و پیچیده (برای مثال، اسکوات ترکیبی) به حرکات دشوارتر پویا در یک پا (مثلاً، تمرین تعادل چندمنظورهٔ تک‌پا) (شکل ۵) بود. این برنامه‌ها نحستین بار در صفحهٔ ساجیتال انجام شد؛ سپس، در صفحهٔ فرونتال (سمت به سمت) و در نهایت، برنامه‌ها به مقیاس عرضی (چرخش) صورت گرفت. از تمام آزمودنی‌ها خواسته شد که در هیچ فعالیت ورزشی دیگری در طول تحقیق مشارکت نکنند. برای درنظرگرفتن پاسخ هر دو طرف به پروتکل آموزش، تمام تمرینات و اندازه‌گیری‌ها روی اندام‌های برتر و غیربرتر انجام شد. نیروی واکنش زمین در محورهای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی-خارجی (x) ثبت شد. محور z در مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین برای مرحله‌های تماس پاشنه (FZ_{HC})، میانهٔ استقرار (FZ_{MS}) و هل‌دادن (FZ_{PO}) گزارش شد. نیروی واکنش زمین در محور y برای مرحلهٔ تماس پا شنه (FY_{HC} و FY_{PO}) و در محور x برای مرحله‌های تماس پا شنه (FX_{HC})، میانهٔ ا ستقرار (FX_{MS} و FX_{PO}) نیز گزارش شد. ضربه با ا ستفاده از روش ذوزنقه برای محورهای x، y و z به صورت زیر محاسبه شد (۱۵):

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

محاسبهٔ گشتاور آزاد مطابق با مختصات نیروی واکنش‌گرا، (Y) در جهت قدامی-خلفی، محور عمودی (Z) نیروی عمودی واکنش زمین و محور (X) نیروهای داخلی-خارجی است (شکل ۱)؛ بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند. برعکس، اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌کند. محا سبهٔ FM به اجزای نیرو (Fx، Fy، Fz) و گشتاورهای Mx، My، Mz و نیز موقعیت COP نیاز دارد که به صورت زیر محاسبه می‌شود (۱۶):

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

ازآنجاکه CoP_x و CoP_y موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی- خارجی و قدامی-خلفی هستند، و Z_{off} در صفحهٔ ورتیکال و مرکز واقعی صفحه‌نیرو سنج ا ست، بنابراین، برای کنترل مقادیر خطاهای CoP در ابتدا و پایان به‌علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (Fz)، محاسبهٔ CoP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی که مقدار Fz بالاتر از ۵٪ از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر کو شش با شد، FM با فرمول زیر به‌دست می‌آید (۱۶):

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

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

میزان عادی بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو ویلک (p≤۰/۰۵) بررسی شد. از آزمون تحلیل واریانس دو سویه (سمت=۲ (برتر و غیر برتر)*زمان=۲(پیش‌آزمون و پس‌آزمون)) و آزمون تعقیبی تی زوجی به‌منظور تعیین اهمیت آماری تفاوت‌های اندازه‌گیری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ انجام گرفت. جهت محاسبهٔ اندازهٔ اثر (d) از این رابطه استفاده شد (۱۷):

$$\text{اندازهٔ اثر } (d)= \frac{\text{اختلاف میانگین دو وضعیت}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو وضعیت}}$$

یافته‌ها

سرعت راه‌رفتن طی پیش‌آزمون (۱/۲۴±۰/۰۶ متر بر ثانیه) و پس‌آزمون (۱/۲۵±۰/۰۹ متر بر ثانیه) اختلاف معنی‌داری به‌لحاظ آماری نشان نداد (p≤۰/۰۵). یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر اوج مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی-خارجی در پای غیر برتر نشان نداد (p≥۰/۰۵) (جدول۱). با وجود این، مقدار اوج مؤلفهٔ داخلی-خارجی نیروی واکنش زمین در میانهٔ مرحلهٔ استقرار (Fx_{MS}) طی پس‌آزمون، تمایل به افزایش معناداری با میزان اندازهٔ اثر بالا نشان داد (p=۰/۰۹۲؛ اندازهٔ اثر بالا) (جدول ۱). یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر اوج مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در پای برتر نشان ندادند (p≥۰/۰۵) (جدول۱). یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی-خارجی در پای غیر برتر نشان ندادند (p≥۰/۰۵) (جدول ۲). در پای برتر، مقدار زمان رسیدن به اوج در مؤلفهٔ نیروی واکنش زمین در راستای داخلی-خارجی در لحظهٔ تماس پاشنه، حدود ۶۱/۹۰ درصد کاهش نشان داد (p=۰/۰۱۱؛ اندازهٔ اثر بالا) (جدول ۲). مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی واکنش زمین در میانهٔ مرحلهٔ استقرار، تمایل به افزایش معناداری در حدود ۱۱/۴۷ در صد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (p=۰/۰۶۳؛ اندازهٔ اثر بالا). بقیهٔ مقادیر زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در سه راستا بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون اختلاف معنادار آماری نشان نداد (p≥۰/۰۵) (جدول ۱). اثر عامل سمت (اندام برتر و غیربرتر) در هیچ‌یک از مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین و زمان رسیدن به اوج نیروها معنی‌دار نبود (p≥۰/۰۵) (جدول ۲).

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

جدول۱. نیروهای واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی خارجی و زمان رسیدن به اوج نیروها

صفحه		پای برتر			پای غیربرتر			سطح معنی‌داری (اندازهٔ اثر)		
		پیش‌آزمون میانگین (SD)	پس‌آزمون میانگین (SD)	درصد Δ	پیش‌آزمون میانگین (SD)	پس‌آزمون میانگین (SD)	درصد Δ	اثر عامل تمرین	اثر عامل سمت	اثر تعاملی تمرین و سمت
F_z	HC	۱۰۴/۲ (۱۲/۶)	۱۰۶/۴ (۱۹/۰)	۲/۱۱	۱۰۷/۲ (۹/۲)	۱۰۵/۸ (۱۶/۵)	۰/۹۲	(۰/۰۰۱)۰/۹۴۶	(۰/۰۸۱)۰/۵۳۵	(۰/۵۱۵)۰/۰۶۹
	MS	۵۵/۷ (۱۷/۷)	۵۷/۸ (۱۰/۴)	۳/۷۷	۵۳/۹ (۱۶/۷)	۵۸/۷ (۱۱/۱)	۸/۹۰	(۰/۰۹۸)۰/۴۹۵	(۰/۰۴۴)۰/۶۵۱	(۰/۰۸۶)۰/۵۲۳
	PO	۹۳/۰ (۱۷/۲)	۹۲/۵ (۱۲/۱)	۰/۵۳	۹۴/۵ (۱۵/۱)	۹۲/۹ (۱۵/۳)	۱/۶۹	(۰/۰۵۵)۰/۶۱۴	(۰/۲۵۲)۰/۲۵۱	(۰/۰۲۲)۰/۷۵۲
F_y	HC	-۳۸/۰ (۱۰/۲)	-۳۹/۷ (۱۰/۸)	۴/۴۷	-۳۷/۹ (۳/۷)	-۳۷/۵ (۸/۶)	۱/۰۵	(۰/۰۰۴)۰/۸۹۴	(۰/۰۳۴)۰/۶۹۰	(۰/۰۳۹)۰/۶۷۱
	PO	۳۹/۲ (۵/۵)	۳۹/۵ (۵/۸)	۰/۷۶	۳۷/۷ (۳/۷)	۵۵/۶ (۴۰/۹)	۴۷/۴۸	(۰/۱۹۲)۰/۳۲۶	(۰/۱۳۶)۰/۴۱۵	(۰/۱۸۴)۰/۳۳۸
F_x	HC	۱۴/۳ (۱۰/۰)	۹/۶ (۴/۸)	۳۲/۸۶	۱۲/۱ (۹/۴)	۱۰/۰ (۶/۴)	۱۷/۳۵	(۰/۳۲۷)۰/۱۸۰	(۰/۰۴۴)۰/۶۵۳	(۰/۰۶۴)۰/۵۸۴
	MS	-۷/۶ (۵/۳)	-۸/۶ (۳/۵)	۱۳/۱۵	-۷/۰ (۱/۸)	-۹/۱ (۱/۷)	۳۰/۰۰	(۰/۱۴۹)۰/۳۹۲	(۰/۰۰)۰/۹۶۷	(۰/۰۳۶)۰/۶۸۵
	PO	-۴/۲ (۶/۷)	-۸/۱ (۳/۰)	۹۲/۸۵	-۶/۳ (۲/۴)	-۸/۱ (۱/۵)	۲۸/۵۷	(۰/۲۸۵)۰/۲۱۸	(۰/۱۱۵)۰/۴۵۷	(۰/۰۸۱)۰/۵۳۶
$TTPF_z$	HC	۹۴/۰ (۳۱/۷)	۱۱۵/۱ (۲۹/۲)	۲۲/۴۴	۱۲۱/۰ (۳۴/۱)	۱۱۱/۲ (۸/۹)	۸/۰۹	(۰/۰۲۴)۰/۷۴۲	(۰/۲۶۶)۰/۲۳۶	(۰/۵۰۶)۰/۰۷۳
	MS	۲۱۳/۰ (۴۰/۵)	۲۰۶/۹ (۳۱/۰)	۲/۸۶	۲۵۴/۵ (۳۰/۰)	۲۴۴/۱ (۲۲/۰)	۴/۰۸	(۰/۲۳۳)۰/۲۷۳	(۰/۲۶۳)۰/۲۳۹	*(۰/۷۰۵)۰/۰۱۸
	PO	۳۹۰/۳ (۷۵/۲)	۴۳۵/۱ (۱۲/۸)	۱۱/۴۷	۴۳۰/۳ (۷۲/۲)	۴۲۱/۱ (۲۹/۱)	۲/۱۳	(۰/۰۹۲)۰/۵۰۹	(۰/۱۸۰)۰/۳۴۳	*(۰/۷۹۷)۰/۰۰۷
$TTPF_Y$	HC	۵۸/۶ (۱۸/۶)	۸۶/۳ (۴۱/۴)	۴۷/۲۶	۶۹/۶ (۱۷/۴)	۷۹/۷ (۷/۶)	۱۴/۵۱	(۰/۳۴۸)۰/۱۶۴	(۰/۰۱۷)۰/۷۸۳	(۰/۱۵۷)۰/۳۷۸
	PO	۴۶۰/۶ (۷۱/۹)	۴۹۳/۷ (۱۶/۴)	۷/۱۸	۴۶۶/۳ (۷۴/۹)	۴۸۲/۵ (۲۹/۸)	۳/۴۷	(۰/۱۱۸)۰/۴۵۱	(۰/۰۳۱)۰/۷۰۷	(۰/۳۳۸)۰/۱۷۱
$TTPF_x$	HC	۲۵/۳ (۷/۲)	۹/۶ (۴/۸)	۶۲/۰۵	۲۵/۶ (۵/۳)	۳۴/۳ (۱۸/۴)	۳۳/۹۸	(۰/۱۸۷)۰/۳۳۳	(۰/۱۷۸)۰/۳۴۶	(۰/۱۹۱)۰/۳۲۷
	MS	۱۰۵/۳ (۲۵/۹)	۱۳۱/۳ (۳۲/۷)	۲۴/۶۹	۱۴۰/۵ (۳۳/۴)	۱۴۴/۰ (۴۱/۶)	۲/۴۹	(۰/۰۲۳)۰/۷۴۷	(۰/۰۱۴)۰/۸۰۲	(۰/۲۳۵)۰/۲۷۱
	PO	۳۸۵/۹ (۸۰/۷)	۳۶۹/۶ (۴۷/۲)	۴/۲۲	۳۹۰/۶ (۷۶/۶)	۳۷۰/۱ (۴۷/۷)	۵/۲۴	(۰/۰۹۵)۰/۵۰۲	(۰/۰۰۶)۰/۸۷۴	(۰/۰۱۳)۰/۸۱۱

سطح معنی‌داری $p \leq ۰/۰۵$

یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در مقادیر بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد در مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در پای غیربرتر طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان نداد ($p \geq ۰/۰۵$) (جدول ۲). در پای برتر، مقدار ضربه در راستای قدامی-خلفی حدود ۸/۲۷ درصد افزایش نشان داد که معنادار می‌نماید ($p=۰/۰۶۲$، اندازهٔ اثر بالا) (جدول ۲). بقیهٔ مقادیر نرخ بارگذاری،

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

ضربه و گشتاور آزاد بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون اختلاف معنادار آماری نشان نداد (p≥۰/۰۵) (جدول۲). اثر عامل سمت (اندام برتر و غیربرتر) در هیچ‌یک از متغیرها تأثیر معنی‌داری نشان نداد (p≥۰/۰۵) (جدول ۲).

جدول۲. میزان بارگذاری عمودی، ضربه در دو راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی و گشتاور آزاد در اوج منفی و اوج مثبت

متغیرها	پای برتر			پای غیربرتر			سطح معنی‌داری (اندازهٔ اثر)		
	پیش‌آزمون میانگین (SD)	پس‌آزمون میانگین (SD)	درصد Δ	پیش‌آزمون میانگین (SD)	پس‌آزمون میانگین (SD)	درصد Δ	اثر عامل تمرین	اثر عامل سمت	اثر تعاملی تمرین و سمت
میزان بارگذاری عمودی	۴۹/۷ (۲۳/۲)	۴۷/۱ (۱۵/۶)	۵/۲۳	۴۵/۱ (۹/۱)	۴۷/۶ (۳/۳)	۵/۹۲	(۰/۰۵۸)۰/۶۰۴	(۰/۲۷۳)۰/۲۲۹	(۰/۲۱۲)۰/۲۹۸
ضربهٔ قدامی-خلفی	۸/۸ (۱/۲)	۹/۵ (۱/۶)	۷/۹۵	۹/۵ (۱/۷)	۹/۳ (۱/۸)	۲/۱۰	(۰/۱۳۵)۰/۴۱۸	(۰/۱۷۰)۰/۳۵۷	(۰/۴۴۴)۰/۱۰۲
ضربهٔ داخلی-خارجی	۲/۸ (۱/۰)	۲/۹ (۰/۶)	۳/۵۷	۲/۷ (۰/۸)	۲/۸ (۰/۵)	۳/۷۰	(۰/۰۰۹)۰/۸۴۲	(۰/۰۳۵)۰/۶۸۷	(۰/۰۰۸)۰/۸۴۴
گشتاور آزاد اوج منفی	-۰/۰۵ (۲۶/۰۶)	-۰/۰۷ (۱۵/۴۱)	۴۰/۰۰	-۰/۰۶ (۱۲/۹۳)	۱۰/۰ (۶/۴)	۱۶/۶۶	(۰/۰۰)۰/۹۸۶	(۰/۰۴۳)۰/۶۵۷	*(۰/۶۱۳)۰/۰۳۷
گشتاور آزاد اوج مثبت	۰/۰۵ (۷/۳۸)	۰/۰۵ (۶/۸۷)	۰/۰۰	۰/۰۷ (۲۴/۷۰)	۰/۰۵ (۱۹/۴۰)	۲۸/۵۷	(۰/۲۱۲)۰/۲۹۸	(۰/۱۳۴)۰/۴۲۰	(۰/۳۳۸)۰/۱۷۱

سطح معنی‌داری p≤۰/۰۵

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر شانزده هفته تمرین اصلاحی بر مقادیر اوج نیروهای واکنش زمین، میزان بارگذاری عمودی، ضربه در سه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد در دو پای برتر و غیربرتر در کودکان پسر مبتلا به پای پرانتزی طی مرحلهٔ استقرار راه‌رفتن بود. نتایج نشان داد که مقدار اوج مؤلفهٔ داخلی-خارجی نیروی واکنش زمین در میانهٔ مرحلهٔ استقرار (Fx_{MS}) طی پس‌آزمون، به افزایش معناداری با میزان اندازهٔ اثر بالا گرایش دارد. مقدار زمان رسیدن به اوج در مؤلفهٔ نیروی واکنش زمین در راستای داخلی-خارجی در لحظه تماس پاشنهٔ پای برتر، حدود ۶۱/۹۰ درصد کاهش نشان داد. همین‌طور، مقادیر زمان رسیدن نیروی عمودی واکنش زمین به اوج، در میانهٔ مرحلهٔ استقرار، افزایش معناداری در حدود ۱۱/۴۷ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد.

یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در مقادیر بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد در مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی-خارجی در پای غیربرتر طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون برآورد نکردند. در پای برتر، مقدار ضربه در راستای قدامی-خلفی حدود ۸/۲۷ درصد افزایش نشان داد که به معناداری گرایش داشت. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مقدار اوج مؤلفهٔ داخلی-خارجی نیروی واکنش زمین در میانهٔ مرحلهٔ استقرار (Fx_{MS}) طی پس‌آزمون، به افزایش معنادار با میزان اندازهٔ اثر بالا در مقایسه با پیش‌آزمون گرایش دارد. اصلاح‌کردن زانوی پرانتزی ممکن است با جبران ریرفوت برای

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

به‌دست‌آوردن پای ثابت صورت بگیرد. یکی دیگر از پیامدهای احتمالی پای پرانتزی در راه‌رفتن این است که نیروی اعمال‌شده به زمین بیشتر به صورت داخلی عمل کند و سبب افزایش نیروی واکنش زمین در جهت خارجی در مقایسه با افراد سالم شود (۸)؛ بنابراین، با توجه به نتایج پژوهش حاضر (افزایش نیروی واکنش زمین در جهت داخلی بعد از دورهٔ تمرین اصلاحی) می‌توان گفت که تمرین‌های اصلاحی می‌توانند در بهبود نیروهای واکنش زمین به‌ویژه در راستای داخلی‌خارجی مفید باشند. همچنین، گزارش شده است که اصلاح زانوی پرانتزی احتمالاً موجب ابداکشن بیشتر استخوان ران می‌شود که ممکن است گشتاورهای ادداکشن ران را تغییر دهد و بر مکانیک افتادگی لگن تأثیر بگذارد (۱۸).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در پای برتر مقدار زمان رسیدن به اوج در مؤلفهٔ نیروی واکنش زمین در راستای داخلی–خارجی در لحظهٔ تماس پاشنه حدود ۶۱/۹۰ درصد کاهش می‌یابد. همچنین، مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی واکنش زمین در میانهٔ مرحلهٔ استقرار، در حدود ۱۱/۴۷ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنادار داشت. اخیراً مطالعه‌ای نشان داده است که زمان رسیدن به اوج نیروهای واکنش زمین در کودکان مبتلا به زانوی پرانتزی نسبت به همسالان، در اغلب مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین کاهش یافته است (۸)؛ بنابراین، می‌توان گفت تمرین‌های اصلاحی پژوهش حاضر در بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای واکنش زمین مفید بوده است. هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد در سه راستای عمودی، قدامی– خلفی و داخلی–خارجی در پای غیربرتر طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون مشاهده نشد. در پای برتر، مقدار ضربه در راستای قدامی–خلفی حدود ۸/۲۷ درصد افزایش نشان داد که به معناداری تمایل داشت. علاوه‌براین، نشان داده شده است که دوندگان با سابقهٔ آسیب قبلی (شکستگی فشاری درشت‌نی و پرونیشن بیش‌ازحد) دامنه‌های گشتاور آزاد بالاتری نسبت به دوندگان سالم (بدون آسیب) دارند (۱۶،۱۹،۲۰). به‌علاوه، بیان شده است که افراد دارای عارضهٔ زانوی پرانتزی، دارای مقادیر بارگذاری بالاتری در مقایسه با همتایان سالم در هر دو پای برتر (حدود ۵۵٪) و غیربرتر (حدود ۳۶٪) هستند (۸). همچنین، مقادیر گشتاور آزاد گروه دارای زانوی پرانتزی، در مقایسه با گروه سالم، اختلاف معناداری نشان نداد (۸). ازآنجاکه این تغییرات بیومکانیکی طی راه‌رفتن در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی یک عامل خطرساز اساسی در ابتلا به آسیب‌هایی همچون استئوآرتریت زانو هستند (۷)، باید از مداخله‌های درمانی استفاده کرد تا مقادیر متغیرهای بارگذاری و گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای زانوی پرانتزی کاهش یابد.

پیشنهاد شده است که میزان بارگذاری عمودی، متغیری مفید برای کاهش بار اضافی در بافت عضلانی اسکلتی اندام تحتانی است (۲۱،۲۲). ازآنجاکه برنامهٔ تمرین اصلاحی پژوهش حاضر این کاهش را به دنبال نداشت، باید تمرین‌های دیگری نیز به این برنامه (همچون تقویت عضلات چهارسر ران) اضافه شود. با وجود این، اثبات بهتر این موضوع، به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه نیاز دارد. محدودیت‌های پژوهش حاضر عبارت‌اند از: فقدان گروه کنترول، عدم وجود جنس مؤنث در پژوهش، کم‌بودن تعداد آزمودنی‌ها و عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]

نتیجه‌گیری

تمرین‌های اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر، بیشترین اثر را بر مولفه‌های زمان رسیدن به اوج نیروهای واکنش زمین و بهبود آنها داشته است. از سوی دیگر، این تمرین‌ها بر مقادیر بارگذاری عمودی، ضربه و گشتاور آزاد اثر معناداری نداشته‌اند. به‌همین‌دلیل اضافه کردن تمرینات تقویتی دیگر به برنامهٔ تمرینات اصلاحی پژوهش حاضر توصیه می‌شود.

منابع

1. Mongashti Joni, Y., Fatahi, F., Ghanizadeh Hasar, N., Hosseinpour, E. (2017). Effect of genu varum deformity on gluteus medius muscle activity and postural control during single-leg jump-landing. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 7(2):79-88.
2. Voloc, A., Esterle, L., Nguyen, T., Walrant-Debray, O., Colofitchi, A., Jehan, F., Garabedian, M. (2010). High prevalence of genu varum/valgum in European children with low vitamin D status and insufficient dairy products/calcium intakes. European Journal of Endocrinology. 163(5):811-7.
3. Ahlbäck, S. (1968). Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. Acta Radiologica: Diagnosis. 227:7-72.
4. Schipplein, O., Andriacchi, T. (1991). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. Journal of Orthopaedic Research. 9(1):113-9.
5. Stief, F., Böhm, H., Dussa, C.U., Multerer, C., Schwirtz, A., Imhoff, A.B., Döderlein, L. (2014). Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. The Knee. 21(3):688-93.
6. Van Gheluwe, B., Kirby, K.A., 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):531-41.
7. Stief, F., Böhm, H., Schwirtz, A., Dussa, C.U., 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):490-5.
8. Jafarnezhadgero, A.A., Shad, M.M., Majlesi, M., Granacher, U. (2017). A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. Plos One. 12(9):e0185057.
9. Jafarnezhadgero, A.A., Majlesi, M., Etemadi, H., Robertson, D. (2018). Rehabilitation improves walking kinematics in children with a knee varus: Randomized controlled trial. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. 61(3):125-34 .
10. Jafarnezhadgero, A.A., Shad, M.M., Majlesi, M., Zago, M. (2017). Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. Journal of Bodywork and Movement Therapies. [In press]
11. Heiden, T.L., Lloyd, D.G., Ackland, T.R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clinical Biomechanics. 24(10):833-41.
12. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H., Wootten, M. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopaedic Research. 8(3):383-92.
13. Williams, J.R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. Bulletin of the World Health Organization. 86(8):650-1.
14. MacDonald, G.Z., Penney, M.D., Mullaley, M.E., Cuconato, A.L., Drake, C.D., Behm, D.G., Button D.C. (2013). An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. The Journal of Strength & Conditioning Research. 27(3):812-21.
15. Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. (2013). Research Methods in Biomechanics, 2E: Human Kinetics. PP:90-115.
16. Almosnino, S., Kajaks, T., Costigan, P.A. (2009). The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 1:19.
17. Cohen, J. (1992). A power primer. Psychological Bulletin. 112(1):155-9.
18. Barrios, J.A., Davis, I.S., Higginson, J.S., Royer, T.D. (2009). Lower extremity walking mchanics of young individuals with asymptomatic varus knee alignment. Journal of Orthopaedic Research. 27(11):1414-9.
19. Milner, C.E., Davis, I.S., Hamill, J. (2006). Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. Journal of Biomechanics. 39(15):2819-25.
20. Holden, J.P., Cavanagh, P.R. (1991). The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. Journal of Biomechanics. 24(10):887-97.
21. Liikavainio, T., Bragge, T., Hakkarainen, M., Karjalainen, P.A., Arokoski, J.P. (2010). Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. The Knee. 17(1):69-76.
22. de Oliveira Silva, D., Briani, R.V., Pazzinatto, M.F., Ferrari, D., Aragão, F.A., de Azevedo, F.M. (2015). Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. Clinical Biomechanics. 30(9):971-5.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.18.2.4]

[DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13]