مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۸، مهر ۱۳۹۸، ۶۸۸-۶۷۵

بررسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی طی مرحله استقرار راه رفتن در مردان فعال با و بدون زانوی پرانتزی در دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۶: یک مطالعه توصیفی

حسین تاجدینی کاکاوندی[۱]، حیدر صادقی[۲]، علی عباسی[۳]

دریافت مقاله: ۹۷/۳/۲۰ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۷/۷/۷ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۸/۱/۲۷ پذیرش مقاله: ۹۸/۱/۲۸

چکیده

زمینه و هدف: زانوی پرانتزی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های مفصل زانو است که به علت انحراف محور مکانیکی اندام تحتانی، می‌تواند تغییراتی در مسیر اعمال نیروها بر بدن و نحوه عملکرد عضلات اندام تحتانی ایجاد کند. هدف از مطالعه حاضر، تعیین مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی طی مرحله استقرار راه رفتن در افراد با و بدون زانوی پرانتزی بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه توصیفی که در دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۶ انجام شد، ۳۰ مرد فعال برحسب وضعیت زانویشان در دو گروه زانوی پرانتزی (۱۵ نفر) و طبیعی (۱۵ نفر) با دامنه سنی ۲۰ تا ۲۵ سال مورد بررسی قرار گرفتند. با استفاده از دستگاه صفحه نیرو و الکترومیوگرافی به ترتیب نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت عضلات محاسبه شد. از آزمون t مستقل برای بررسی اختلافات بین گروهی استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون آماری نشان داد که نیروی عمق مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه طبیعی به‌طور معنی‌داری، بیش‌تر از گروه زانوی پرانتزی است (P=۰/۰۱۸). هم‌چنین عضله سرینی میانی در مرحله انتقال وزن حین راه رفتن در گروه زانوی پرانتزی، به‌طور معنی‌داری میزان فعالیت بیش‌تری نسبت به گروه طبیعی داشت (P=۰/۰۳۱).

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های این مطالعه، به نظر می‌رسد انحراف مکانیکی ناشی از زانوی پرانتزی می‌تواند باعث برخی تغییرات در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و عملکرد عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن شود. نتایج به دست آمده می‌تواند ضرورت توجه به این فاکتورها را در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی، مهم تلقی کند.

واژه‌های کلیدی: زانوی پرانتزی، نیروی عکس‌العمل زمین، الکترومیوگرافی، راه رفتن

۱- (نویسنده مسئول) دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
تلفن: ۲۲۲۲۳۳۷۸-۰۲۱، دورنگار: ۲۲۲۶۹۵۴۷-۰۲۱، پست الکترونیکی: h_tajdini@yahoo.com
۲- استاد گروه آموزشی بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- استادیار گروه آموزشی بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

مقدمه

راه رفتن از جمله وظایف اصلی و عمده اندام تحتانی است که با انجام اعمال جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین، حفظ تعادل و تولید نیروهای جلو برنده در ایجاد الگوی یک‌پارچه و هماهنگ صحیح راه رفتن، اصلی‌ترین نقش را دارد. در سال‌های اخیر مطالعات مختلفی به بررسی تأثیر فاکتورهایی مانند، سن، سرعت راه رفتن و ناهنجاری‌های قامتی بر پارامترهای راه رفتن پرداخته‌اند [۳-۱]. دستگاه اسکلتی- عضلانی بدن انسان مجموعه‌ای به‌هم پیوسته است که هرگونه تغییر در بخشی از آن می‌تواند بر سایر قسمت‌های دیگر اثر گذاشته و باعث بروز مشکلاتی در مهارت‌های حرکتی پایه مانند راه رفتن شود [۴]. زانوی پرانتزی (Genu varum) از ناهنجاری‌های شایع راستای اندام تحتانی است که در آن برجستگی‌های داخلی استخوان ران از یکدیگر دور می‌شوند [۵]. شیوع این ناهنجاری در دانش آموزان پسر کشور ۲۵/۸۴ درصد گزارش شده است [۶]. مطالعات گذشته گزارش نموده‌اند که بروز ناهنجاری زانوی پرانتزی می‌تواند خطر آسیب‌پذیری در رباط متقاطع قدامی و خلفی، رباط داخلی زانو و منیسک داخلی مفصل زانو را افزایش دهد [۷]. هم‌چنین نشان داده شده است که این عارضه می‌تواند با کاهش خون‌رسانی به کپسول مفصلی زانو، منجر به استئوآرتریت زانو گردد [۸].

اندازه‌گیری نیروی‌های عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی و افقی حین راه رفتن به‌تازگی معیاری برای شناسایی و یا طبقه‌بندی افراد مد نظر قرار گرفته است [۹]. این نیروها از آن‌جا که مقدار آن‌ها تکرار شونده می‌باشد دارای اهمیت ویژه‌ای هستند و می‌تواند در مرحله ابتدایی راه رفتن اثرات آسیب‌رسانی روی ساختارهای عضلانی- اسکلتی داشته باشد [۱۰]. نیروی عکس‌العمل زمین گشتاور نزدیک کننده‌ای را در صفحه فرونتال بر مفصل زانو در مرحله استقرار راه رفتن تحمیل می‌کند [۱۱]. Stief و همکاران نشان دادند که در صفحه فرونتال حداکثر گشتاورهای نزدیک کننده زانو در مراحل میانی استقرار و پایانی استقرار راه رفتن در گروه دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد طبیعی بیش‌تر است. این افزایش میزان گشتاور نزدیک کننده در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی می‌تواند عاملی در تخریب بافت‌های داخلی مفصل زانو، استئوآرتریت زانو و درد مفصلی باشد [۱۲]. افزایش میزان بار مکانیکی روی بخش داخلی زانو با وجود این‌که تخریب فیبریلاسیون غضروف مفصلی را تسریع می‌کند، ممکن است باعث شروع استئوآرتریت مفاصل مجاور، مانند ران شود. گزارش شده است ۳۶ درصد بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو، استئوآرتریت ران نیز دارند [۱۳].

منطقی به نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در راستای اندام تحتانی بر فعالیت عضلات تأثیرگذار باشد و منجر به تغییر در عملکرد عضلات و کاهش کارآیی آن‌ها شود [۱۴]. مکانیسم جبرانی ناشی از ضعف عضلانی توسط برخی عضلات دیگر می‌تواند باعث برهم خوردن نسبت نیروهای عضلانی و به دنبال آن باعث تغییرات الگوی حرکتی

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

شود [۱۵]. گرچه تاکنون مطالعات فراوانی عملکرد عضلات را در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی مورد مطالعه قرار داده‌اند، ولی در اکثر آن‌ها تغییرات ساختاری و عملکردی عضله چهارسر مورد مطالعه قرار گرفته و مطالعات کمی بر روی دیگر عضلات انجام شده است و نیاز به انجام مطالعات بیش‌تر در این زمینه احساس می‌شود [۱۹-۱۶].

بنابراین با توجه به شیوع ناهنجاری زانوی پرانتزی و مطالعات محدود و ناقص در نتایج این حوزه [۲۰-۱۸]، هدف مطالعه حاضر تعیین مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی طی مرحله استقرار راه رفتن در افراد با و بدون زانوی پرانتزی بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه توصیفی در دانشگاه خوارزمی و در سال ۱۳۹۶ انجام شد. جامعه آماری تحقیق حاضر را کلیه دانش‌جویان فعال پسر ۲۰ تا ۲۵ ساله 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 – می‌دادند. از این جامعه آماری، ۳۰ آزمودنی برحسب وضعیت زانویشان در دو گروه زانوی پرانتزی (۱۵ نفر) و گروه طبیعی (۱۵ نفر) به‌صورت هدف‌مند و در دسترس انتخاب و به آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی دعوت شدند. آزمودنی‌های دو گروه تحقیقی از لحاظ میانگین ویژگی‌های دموگرافیک تا حدودی یک‌سان بوده که نشان‌دهنده همگنی دو گروه است [۲۱]. آزمودنی‌های مطالعه حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*POWER و مبتنی بر آزمون آماری t مستقل با α=۰/۰۵ و β=۰/۲ (توان آماری ۰/۸۰)، ۱۵ نفر برای هر گروه تعیین گردید [۲۲].

میزان، نوع و مدت فعالیت ورزشی آزمودنی‌ها نیز در سطح یک‌سانی قرار داشت که شامل دویدن نرم، انجام حرکات نرمشی و تمرینات با وزنه جهت حفظ تندرستی و تناسب اندام بود. معیارهای ورود به تحقیق برای گروه زانوی پرانتزی و نرمال شامل: نداشتن اختلاف طول حقیقی بیش از ۱ سانتی‌متر در پاها، عدم سابقه جراحی در اندام‌های تحتانی و کمر، عدم وجود سابقه آسیب در دو سال گذشته و وجود درد در هر قسمتی از تنه و اندام تحتانی و نداشتن وضعیت‌های غیرطبیعی در ساختارهای بدن (به استثنای زانوی پرانتزی در گروه مورد) در روند انجام تحقیق بود. هدف و روند انجام تست برای آزمودنی‌ها شرح داده و قبل از اندازه‌گیری، فرم رضایت‌نامه کتبی آزمودنی‌ها برای شرکت در این مطالعه و اطلاعات شخصی آن‌ها، شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد.

برای تشخیص زانوی پرانتزی فاصله بین دو برجستگی داخلی استخوان ران در برجسته‌ترین نقطه با استفاده از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته (ساخت شرکت LLD کشور ژاپن) با دقت ۱/۱ میلی‌متر، اندازه‌گیری و ثبت شد. برای انجام تست، آزمودنی‌ها پا برهنه درحالی‌که زانوها، ران و مچ پاها نمایان بود، در مقابل آزمون‌گر به صورت کاملاً

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

راحت و بدون انقباض در عضلات ایستادند. از آزمودنی‌ها خواسته شد در حالی‌که 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 برجستگی داخلی ران، فرد در گروه افراد مبتلا به زانوی پرانتزی قرار می‌گرفت [۲۳]. از آزمون شاخص افتادگی ناوی (Navicular dome) برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در پا استفاده شد [۲۴]. ملاک تشخیص پای برتر به‌وسیله ترجیح آزمودنی برای انتخاب یک پا برای شوت کردن توپ صورت گرفت [۲۵].

قبل از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۵ دقیقه عمل گرم کردن و به‌منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت مورد نظر را انجام دادند. به‌منظور نزدیک کردن آزمون به شرایط طبیعی و پیش‌گیری از تغییر احتمالی الگوی راه رفتن در اثر تمرکز روی سرعت راه رفتن، از آزمودنی‌ها خواسته شد با سرعت انتخابی دلخواه و با پای‌برهنه راه رفتن را انجام دهند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر) [۲۶]. البته برای کنترل اثر احتمالی سرعت راه رفتن در طول مسیر، از هر فرد خواسته شد که با سرعت معمول خود مسافت ۱۰ متری تعیین شده را طی کند و زمان با کرنومتر (مدل Q and Q ساخت کشور چین) با دقت یک صدم ثانیه اندازه‌گیری و سرعت راه رفتن محاسبه گردید، به طوری‌که سرعت هر کوشش نباید از ۵± درصد سرعت متوسط گرم کردن تجاوز می‌کرد [۲۶].

برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین از دستگاه صفحه نیرو سه محوره (مدل BERTEC، ATMI ۷×۶۰×۴۰، 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 (مرحله استقرار) از آستانه ۱۰ نیوتن نیروی عمودی عکس-العمل زمین استفاده شد. سپس از یک فیلتر باتروورث پایین گذر (Butterworth low pass filter) مرتبه چهارم با فرکانس قطع (Cut off frequency) ۲۰ هرتز جهت حذف نویز داده‌ها استفاده شد.

برای مقایسه متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین بین آزمودنی‌ها، زمان بروز این متغیرها بر اساس درصدی از کل زمان تماس پا با زمین تعیین گردید. برای هرکدام از داده‌های مورد نظر و به‌منظور نرمال کردن یافته‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین، اعداد به دست آمده بر وزن افراد تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد تا عامل وزن بی‌تأثیر باشد [۲۲]. نیروهای عکس‌العمل زمین شامل سه مؤلفه، نیروی عمودی (دارای دو نقطه اوج و یک نقطه عمق)، قدامی-خلفی (اوج نیروی توقف و اوج نیروی پیش برنده) و اوج نیروی داخلی-خارجی است [۲۷].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

برای بررسی میزان فعالیت عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله (مدل MIE ساخت کشور انگلیس) که با دستگاه صفحه نیرو هم‌زمان‌سازی (Synchronic) شده بود، استفاده شد. داده‌های الکترومیوگرافی با فرکانس ۱۰۲۴ هرتز جمع‌آوری شدند.

برای فیلتر کردن داده‌های الکترومیوگرافی از روش باتروورث باندگذر (Butterworth band pass filter) مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد [۲۶]. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک‌بار مصرف (مدل SKINTACT ساخت کشور استرالیا) با قطر ۱ سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند. پس از تراشیدن کامل موهای زائد و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل، الکترودها روی عضلات مورد نظر نصب گردید. محل نصب الکترودها در عضلات سرینی میانی (وسط فاصله میان برجستگی بزرگ ران و خارجی‌ترین قسمت تاج خاصره)، راست رانی (فاصله ۵۰ درصدی خار خاصره قدامی فوقانی تا لبه فوقانی کشکک) و دوقلو داخلی (بالک اصلی عضله در قسمت داخل) بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد [۲۸].

برای محاسبه میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات حین راه رفتن، طی مرحله انتقال وزن (۱۵ درصد ابتدایی مرحله استقرار) و مرحله میانه استقرار و مرحله پیش‌روی (۴۵ درصد انتهایی مرحله استقرار) از شاخص ریشه میانگین مربعات (Root mean square) فعالیت استفاده شد [۲۶].

برای طبیعی شدن داده‌ها و امکان مقایسه بین آزمودنی‌ها، مقادیر به دست آمده از ریشه میانگین مربعات، به مقادیر حاصل از حداکثر انقباض ارادی (Maximum voluntary isometric contraction) هر عضله تقسیم و به‌صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی در نظر گرفته شد [۲۹].

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ و با روش‌های آماری مناسب انجام گرفت. از میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف متغیرها، از آزمون Shapiro-Wilk برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون Levene برای بررسی همگن بودن واریانس داده‌ها و از آزمون t مستقل جهت بررسی اختلافات بین گروهی در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

نتایج جدول ۱ نشان می‌دهد که نیروی عمق مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی پرانتزی به‌طور معنی‌داری از افراد طبیعی کم‌تر بود (P=۰/۰۱۸). در نیروی اوج اول و دوم مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵). هم‌چنین در نیروی اوج توقف و نیروی اوج پیش برنده قدامی- خلفی و نیروی اوج داخلی- خارجی مؤلفه افقی نیروی عکس‌العمل زمین نیز بین دو گروه تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد نیروهای عکس‌العمل زمین بین دو گروه زانوی پرانتزی (n=۱۵) و طبیعی (n=۱۵) دانش‌جویان دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۱۳۹۶

متغیر	شاخص نیرو	گروه	انحراف معیار ± میانگین	مقدار t	مقدار P
نیروهای عکس‌العمل زمین	نیروی اوج اول عمودی	طبیعی	۱۱۲/۸۳ ± ۸/۰۱	۱/۸۱۸	۰/۰۸۰
		زانوی پرانتزی	۱۰۷/۱۱ ± ۹/۱۶		
	نیروی عمق عمودی	طبیعی	۸۶/۹۶ ± ۸/۳۲	۲/۵۰۲	۰/۰۱۸
		زانوی پرانتزی	۷۹/۸۶ ± ۷/۱۷		
	نیروی اوج دوم عمودی	طبیعی	۱۱۰/۵۸ ± ۷/۸۹	۰/۷۰۲	۰/۴۸۹
		زانوی پرانتزی	۱۰۸/۳۸ ± ۹/۱۹		
	نیروی اوج توقف قدامی-خلفی	طبیعی	۲۰/۹۴ ± ۴/۶۸	۱/۳۷۱	۰/۱۸۱
		زانوی پرانتزی	۱۸/۷۶ ± ۴/۰۳		
	نیروی اوج پیش برند قدامی-خلفی	طبیعی	۲۰/۱۲ ± ۴/۱۴	-۰/۸۹۲	۰/۳۸۰
		زانوی پرانتزی	۲۱/۴۹ ± ۴/۲۶		
	نیروی اوج داخلی-خارجی	طبیعی	۶/۳۷ ± ۱/۳۰	-۱/۹۸۷	۰/۰۵۷
		زانوی پرانتزی	۷/۴۲ ± ۱/۵۶		

آزمون t مستقل، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

هم‌چنین نتایج آزمون آماری مربوط به مقایسه فعالیت عضلات بین دو گروه در جدول ۲ نشان می‌دهد که بین میزان فعالیت عضله سرینی میانی دو گروه طی مرحله انتقال وزن راه رفتن اختلاف معنی‌داری وجود دارد (P=۰/۰۳۱) و گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه طبیعی، فعالیت بیش‌تری را به ثبت رساند. در میزان فعالیت عضلات راست رانی و دوقلو داخلی بین دو گروه در هیچ‌یک از مراحل اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات بین دو گروه زانوی پرانتزی (n=۱۵) و طبیعی (n=۱۵) در دانش‌جویان دانشگاه خوارزمی تهران در سال ۱۳۹۶

متغیر	عضله	گروه	انحراف معیار ± میانگین	مقدار t	مقدار P
میزان فعالیت مرحله انتقال وزن	دوقلو داخلی	طبیعی	۱۹/۰۹ ± ۶/۳۴	۱/۱۲۷	۰/۲۶۹
		زانوی پرانتزی	۱۶/۶۷ ± ۵/۳۸		
	راست رانی	طبیعی	۲۱/۶۹ ± ۷/۱۳	۱/۳۶۵	۰/۱۸۳
		زانوی پرانتزی	۱۸/۲۶ ± ۶/۶۰		
	سرینی میانی	طبیعی	۳۸/۹۳ ± ۱۰/۴۸	-۲/۲۷۰	۰/۰۳۱
		زانوی پرانتزی	۴۷/۲۷ ± ۹/۶۲		
میزان فعالیت مرحله میانه استقرار/مرحله پیشروی	دوقلو داخلی	طبیعی	۳۸/۷۸ ± ۹/۲۳	۱/۱۶۸	۰/۲۵۳
		زانوی پرانتزی	۳۴/۷۳ ± ۱۰/۱۴		
	راست رانی	طبیعی	۸/۷۶ ± ۳/۷۰	۰/۳۳۶	۰/۷۳۹
		زانوی پرانتزی	۸/۳۰ ± ۳/۸۹		
	سرینی میانی	طبیعی	۱۸/۴۶ ± ۶/۶۵	-۱/۹۵۰	۰/۰۶۱
		زانوی پرانتزی	۲۳/۰۵ ± ۶/۲۳		

آزمون t مستقل، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

بحث

نتایج مطالعه نشان داد که مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در گروه طبیعی بیش‌تر از گروه زانوی پرانتزی است که این اختلاف در نیروی عمق از لحاظ آماری معنی‌دار بود. بارهای وارد بر هریک از عضوها میزان اوج نیروی عکس‌العمل را تعیین می‌کند، به طوری که راه رفتن‌های پاتولوژیک با محدود کردن میزان بار اندام‌ها می‌تواند اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را کاهش دهد [۳۰]. Chen و همکاران با تأکید بر این موضوع که پاتولوژی می‌تواند الگوی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را تحت تأثیر قرار دهد، نشان دادند که افراد با استئوآرتریت ران نیروی عکس‌العمل عمودی کم‌تری در مقایسه با گروه کنترل در راه رفتن دارند [۳۱]. در مطالعه حاضر نیز همان‌طور که گزارش شد، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در گروه زانوی پرانتزی از گروه طبیعی پایین‌تر بود که می‌تواند ناشی از تغییراتی باشد که در میزان بار اعمال شده توسط اندام‌های تحتانی صورت می‌گیرد. در همین رابطه Sadeghi و همکاران [۳۲] و Norasteh و همکاران [۲۰] در تحقیقاتی جداگانه به نتایج مشابه مطالعه حاضر دست یافتند. نتایج مطالعه حاضر با مطالعه Mahaki و همکاران که به بررسی و مقایسه نیروی عکس‌العمل زمین تکلیف فرود تک‌پا بین دو گروه زانوی پرانتزی و طبیعی پرداختند، ناهم‌خوان است [۳۳]. علت ناهم‌خوانی را می‌توان به تفاوت موجود در الگوی تماس پا با زمین در دو تکلیف راه رفتن و فرود دانست که در حین راه رفتن به سمت جلو، معمولاً تحمل وزن از ناحیه خلفی خارجی پاشنه پا در زمان انتقال وزن بر روی پاشنه شروع شده، به طرف جلو در امتداد طرف خارجی پا پیش رفته و در نزدیکی اولین مفصل متاتارسوفالانژیال ختم می‌شود.

در سطح قدامی-خلفی، اوج نیرو توقف در گروه زانوی پرانتزی کم‌تر از گروه طبیعی بود، اما در اوج نیروی پیش برنده گروه زانوی پرانتزی مقادیر بیش‌تری را نسبت به گروه طبیعی به ثبت رساند. با وجود این‌که اختلاف معنی‌داری بین دو گروه در راستای قدامی-خلفی وجود نداشت، تفاوت بین میانگین دو گروه را می‌توان به تأثیر زانوی پرانتزی بر عملکرد عضلات ساق پا نسبت داد [۳۴] که نیروهای راستای قدامی-خلفی به‌طور مستقیم با عملکرد عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور مچ پا در ارتباط است.

در سطح داخلی-خارجی نیز اختلاف معنی‌داری بین دو گروه در اوج نیروی عکس‌العمل زمین وجود نداشت، اما گروه دارای زانوی پرانتزی مقادیر بیش‌تری را به ثبت رساند. در مطالعاتی که بر روی راه رفتن افراد مبتلا به زانوی پرانتزی شده است، گزارش شده که هنگام راه رفتن، گشتاور نزدیک کننده زانو تمایل دارد که نیرویی به داخل را در مفصل زانو ایجاد کند. بخش اعظم این گشتاور نزدیک کننده در راه رفتن، به‌وسیله اعمال نیروی عکس‌العمل زمین بر محور مفصل زانو تولید می‌شود. این گشتاور تمایل دارد، هرچه بیش‌تر زانو را در وضعیت پرانتزی شدن قرار دهد [۳۵]،

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

بنابراین مقدار بیش‌تر این گروه در افراد دارای زانوی پرانتزی قابل توجیه است.

Chung و همکارش بیان کردند که نیروی عکس‌العمل زمین با عملکرد فرد هم‌بستگی دارد [۳۶]. با توجه به این‌که زانوی پرانتزی در سطح فرونتال اتفاق می‌افتد، به نظر می‌رسد الگوی غالب حرکت و اعمال بیش‌تر نیرو حین راه رفتن در محور داخلی-خارجی رخ می‌دهد، بنابراین از دلایل کاهش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه زانوی پرانتزی می‌توان به اعمال بیش‌تر این نیرو در راستای داخلی -خارجی و هم‌چنین تفاوت در عملکرد و نحوه به کارگیری عضلات درگیر نسبت به افراد طبیعی اشاره کرد.

هم‌چنین نتایج مطالعه نشان داد که اختلاف معنی‌داری در فعالیت عضله سرینی میانی طی مرحله انتقال وزن بین گروه زانوی پرانتزی و طبیعی وجود دارد. از علل احتمالی مشاهده چنین نتیجه‌ای می‌توان اشاره کرد که در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی اغلب برون خمیدگی لگن (Coxa valga) نیز مشاهده می‌شود [۳۷]. از آن جایی که در برون خمیدگی لگن، استخوان ران در وضعیت دور شده قرار می‌گیرند و زانوها را به واروس می‌برد. این وضعیت، بازوی محرک عضلات دورکننده ران را کاهش می‌دهد. به علت این عدم مزیت مکانیکی، عضلات دورکننده در جبران باید بیش‌تر فعال شوند تا بتوانند لگن را حین تحمل وزن در سطح افقی نگه دارند [۳۸]. با فعال شدن بیش از حد این عضلات، نیروهای فشاری در سر استخوان ران افزایش یافته و فرد را مستعد استئوآرتریت مفصل ران می‌کنند [۳۹]. در واقع هنگامی که عضله‌ای ضعیف است، سیستم عصبی مرکزی با افزایش سطح تحریک عصبی (Neural drive)، این ضعف را جبران کرده تا به نیروی مشابهی دست پیدا کند و در نتیجه فعالیت عضله بیش‌تر می‌شود [۳۷].

در عضلات راست رانی و دوقلو داخلی اختلاف معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت، اما فعالیت این دو عضله در گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه طبیعی کم‌تر بود. کاهش عملکرد عضله راست رانی در افراد دارای زانوی پرانتزی را می‌توان به دلیل تغییر در خط کشش و راستای تاندون عضله چهار سر و انتقال نیرو به سمت داخل عضله در صفحه سهمی دانست [۴۰]. Tsakoniti و همکاران نیز تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در مورد عضله راست رانی مشاهده نکردند و دلیل این مشاهده را دو مفصله بودن این عضله دانستند که این عضله بیش‌تر از این‌که عضله صاف کننده زانو باشد، به خم کردن مفصل ران کمک می‌کند [۱۹]. هم‌چنین کاهش فعالیت عضله دوقلو داخلی در گروه زانوی پرانتزی را می‌توان به تغییرات ثانویه این ناهنجاری در اندام تحتانی نسبت داد که سبب ایجاد چرخش داخلی استخوان تیبیا و تغییر در وضعیت مچ پا در حین تحمل وزن می‌شود [۴۱]. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Barati [۴۲]، Anbarian و همکاران [۴۳]، Heiden و همکاران [۴۴] و Tsakoniti و همکاران [۱۹] هم‌خوان و با نتایج Mahaki و همکاران [۳۲]، Musavi و همکاران [۴۴] ناهم‌خوان بود. به

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

نظر می‌رسد علت ناهم‌خوانی را می‌توان به تفاوت موجود در الگوی تماس پا با زمین (پاشنه و پنجه) در حین دو تکلیف راه رفتن و فرود و به دنبال آن تفاوت در الگوی به‌کارگیری عضلات دانست.

در فعالیت‌هایی مانند راه رفتن که پا با زمین برخورد می‌کند، شوک حاصل از این برخورد به اندام‌های تحتانی منتقل می‌شود و ممکن است در صورت زانوی پرانتزی به اعمال نیروی نامناسب منجر شود. چنانچه انقباضی مناسب وجود نداشته باشد، نیروی عکس‌العمل زمین بار بیش از حدی را در کلیه صفحات به قسمت‌های مختلف وارد می‌کند که می‌تواند باعث افزایش نیروهای فشاری به ساختارها و مفاصل شود و در نهایت آسیب‌هایی را به دنبال داشته باشد. بنابراین تغییرات بیومکانیکی ناشی از زانوی پرانتزی و ناهنجاری‌های جبرانی مانند پای چرخیده به داخل (Pronated foot) [۴۱] و برون خمیدگی لگن [۳۷]، می‌تواند بر بارهای مفصلی، بازده مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت‌یابی حسی عمقی اثرگذار باشد و به دنبال آن تغییر عملکرد عضلانی را در پی دارد که اثرات مخرب خود را در آینده به‌جای خواهد گذاشت [۴۶].

عدم بررسی داده‌های کینماتیکی برای دست‌یابی به نتایج دقیق‌تر از محدودیت‌های این مطالعه بود. با این وجود پیشنهاد می‌شود که این مطالعه را با نمونه‌های بیش‌تر و با طیف سنی وسیع‌تر در جمعیت‌های مختلف به‌خصوص زنان انجام داد تا بتوانیم یافته‌های حاصل از آن را به گروه‌های بیش‌تر تعمیم دهیم.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر به نظر می‌رسد انحراف مکانیکی ناشی از زانوی پرانتزی می‌تواند باعث برخی تغییرات در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و عملکرد عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن می‌شود که احتمالاً در طولانی مدت فرد مبتلا را مستعد آسیب نماید. نتایج به دست آمده می‌تواند ضرورت توجه به این فاکتورها را در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی مهم تلقی کند.

تشکر و قدردانی

این مطالعه برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد گرایش بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی است. نویسندگان به این وسیله از تمام دانش‌جویان شرکت کننده در این مطالعه که کمال همکاری را به عمل آوردند، سپاس‌گزاری می‌نمایند.

Refernces

[1] Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibiocalcaneal kinematics of walking gait. *Gait Posture* 2017; 52: 129-34.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

[2] Rethlefsen SA, Blumstein G, Kay RM, Dorey F, Wren TA. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level. *Dev Med Child Neurol* 2017; 59(1): 79-88.

[3] Ganesan B, Fong K, Luximon A, Al-Jumaily A. Kinetic and kinematic analysis of gait pattern of 13 year old children with unilateral genu valgum. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 2016; 20(15): 3168-71.

[4] Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture* 2002; 15(1): 1-9.

[5] Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik K, Ghaly LR, Hull ML. Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty?. *Int Orthop* 2015; 39(11): 2117-24.

[6] Ghandi A, Hadi H, Behruzi A, Holakooie A. The prevalence of genu-varum in students aged 7-16 in Arak city. *J Arak Uni Med* 2012; 15 (4):63-8. [Farsi]

[7] 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.

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

[9] Jenkins J, Ellis C, editors. Using ground reaction forces from gait analysis: body mass as a weak biometric. *Lect Notes Comput Sci* 2007; 44(8): 251-67.

[10] Riskowski J, Mikesky A, Bahamonde R, Alvey T, Burr D. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related?. *J Muscul Neur Inter* 2005; 5(4): 379-87.

[11] Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2006; 39(12): 2213-20.

[12] 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.

[13] Elliott AL, Kraus VB, Luta G, Stabler T, Renner JB, Woodard J, et al. Serum hyaluronan levels and radiographic knee and hip osteoarthritis in African Americans and Caucasians in the Johnston County

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

Osteoarthritis Project. *Arthritis Rheum* 2005; 52(1): 105-11.

[14] Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res* 2007; 57(3): 389-97.

[15] Goldberg EJ, Neptune RR. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait posture* 2007; 25(3): 360-7.

[16] Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. *J Mod Rehabil* 2014; 8(3): 1-9. [Farsi]

[17] Sogabe A, Mukai N, Shimojo H, Shiraki H, Miyakawa S, Mesaki N, et al. A genu varum effects on each lower extremity muscle activity during legpress exercise. *Japanese J Phys Fit and Sport Med* 2003; 52(3): 275-84.

[18] Sogabe A, Mukai N, Miyakawa S, Mesaki N, Maeda K, Yamamoto T, et al. Influence of knee alignment on quadriceps cross-sectional area. *J biomech* 2009; 42(14): 2313-7.

[19] Tsakoniti AE, Stoupis CA, Athanasopoulos SI. Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of Q angle. *J Appl Physiol* 2008; 105(3): 800-4.

[20] Norasteh AA, Emami S, Shamsi Majelan A. Kinetic and Kinematic Variables in Middle-Aged Women with Normal and Genu Varum Knee Angle with Emphasis on Walking and Running Activities. *Phys Treat* 2014; 4(2): 77-82. [Farsi]

[21] kakavandi HT, Sadeghi H, Abbasi A. The Effect of Genu Varum Deformity on Posture Control During Walking and Running in Active Male. *J Appl Exer Physiol* 2018; 14(27): 4-5. [Farsi]

[22] Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. *Hum Kinet* 2013; P: 191-8.

[23] Letafatkar, A, Mantashloo Z, Moradi M. Comparison the time to stabilization and activity of the lower extremity muscles during jump-landing in subjects with and without Genu Varum. *Gait Posture* 2018; 65: 256-61

[24] Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin N Am* 1982; 13(3): 541-58.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

[25] Gribble PA, Tucker WS, White PA. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *J Athl Train* 2007; 42(1): 35-41.

[26] Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait posture* 2009; 29(2): 172-87.

[27] 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. *J Am Podiatr Med Assoc* 2005; 95(6): 531-41.

[28] Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Enschede: Roessingh Res Dev* 2007; 23(3): 108-12.

[29] Albertus-Kajee Y, Tucker R, Derman W, Lamberts RP, Lambert MI. Alternative methods of normalising EMG during running. *J Electromyogr Kinesiol* 2011; 21(4): 579-86.

[30] Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989; 136(2): 217-27.

[31] Chen CP, Chen MJ, Pei Y-C, Lew HL, Wong P-Y, Tang SF. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil* 2003; 82(4): 307-12.

[32] Sadeghi H, Shirvanipour S, Mimar R. The Comparison of Vertical Ground Reaction Force during Forward and Backward Walking among Professional Male Karatekas with Genu Varum and Normal Knees. *J Sport Biomech* 2017; 3(1): 37-46. [Farsi]

[33] Mahaki MR, Shojaedin SS, Memar R, Khaleghinazeji M. Comparison of electromyography activity of leg muscles and maximum vertical ground reaction forces in the single leg landing between patients with genu varum and normal men. *Sport Med* 2013; 4(9): 87-106. [Farsi]

[34] Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet?. *Clin Biomech* 2010; 25(7): 728-36.

[35] Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994; 25(3): 395-403.

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

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

[37] Tajdini-Kakavandi H, Sadeghi H, Abbasi A. The Comparison of the Pattern and Activity of Selected Muscles of the Lower Extremity in Athletes with Genu Varum and Healthy Athletes during Running: A Case-Control Study. *J Res Rehabil Sci* 2016; 12(5): 274-82. [Farsi]

[38] Chumanov ES, Wall-Scheffler C, Heiderscheit BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech* 2008; 23(10): 1260-8.

[39] Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *J Athl Train* 2011; 46(1): 31-42.

[40] Junge A, Dvorak J. Soccer injuries. *Sports Med* 2004; 34(13): 929-38.

[41] Mann RA, Haskell A. Biomechanics of the Foot and Ankle. *Surg Foot Ankle* 1993; P: 29.

[42] Barati AH. The Effect of Various Standing Positions in Muscles Activity between Healthy Young Men and those with Genu Varum. *J Sport Biomech* 2015; 1(1): 53-61. [Farsi]

[43] Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejhad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. *J Res Rehabil Sci* 2012; 8(2): 298-309. [Farsi]

[44] Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech* 2009; 24(10): 833-41.

[45] Musavi SK, Shojaedin SS, Memar R. Comparison of maximum vertical ground reaction forces and electromyography activity of leg muscles in the single leg landing between patients with genu varum and normal men of different heights. *Sport Med* 2012; 2(6): 167-86. [Farsi]

[46] Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia Soc Behav Sci* 2011; 15: 3349-54.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]

Investigating Ground Reaction Forces and Electromyography Muscle Activity of Lower Extremity During the Stance Phase of Walking in Active Male with and Without Genu Varum Deformity in Kharazmi University in 2017: A Descriptive Study

H. Tajdini Kakavandi[1], H. Sadeghi[2], A. Abbasi[3]

Received: 10/06/2018 Sent for Revision: 29/09/2018 Received Revised Manuscript: 16/04/2019 Accepted: 17/04/2019

Background and Objective: Genu varum is one of the most common knee deformities, which can cause changes in the forces of the body and the way the muscles of the lower limbs function due to changes in the mechanical axis of lower limb. The aim of this study was to investigate ground reaction forces and electromyography muscle activity of lower extremity during the stance phase of walking in subjects with and without genu varum deformity.

Materials and Methods: In this descriptive study conducted in Kharazmi University in 2017, 30 active men were categorized into two groups of genu varum (n=15) and normal (n=15) based on their knee posture. The participants' age ranged from 20 to 25 years. Using force plate and electromyography, respectively, ground reaction force and muscle activity were calculated. The data were analyzed utilizing independent samples t-test for between-group differences.

Results: The findings indicated that the depth force of vertical ground reaction force in the normal group had significantly higher value compared to the genu varum group (p=0.018). Also, gluteus medius muscle during the loading response phase of walking in the active male with genu varum had significantly higher levels of activity than the control group (p=0.031).

Conclusion: According to the findings of this research, it seems that mechanical deviation due to the deformity of the genu varum causes some changes in the ground reaction forces and the performance of the lower limb muscles during walking. The findings point to the need to pay attention to these factors in people with genu varum.

Key words: Genu varum, Ground reaction force, Electromyography, walking

Funding: There was no fund for this study.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Kharazmi University approved the study.

How to cite this article: Tajdini Kakavandi H, Sadeghi H, Abbasi A. Investigating Ground Reaction Forces and Electromyography Muscle Activity of Lower Extremity During the Stance Phase of Walking in Active Male with and Without Genu Varum Deformity in Kharazmi University in 2017: A Descriptive Study. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2019; 18 (7): 675-88. [Farsi]

1- ***PhD Student of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0002-3404-1834***
(Corresponding Author) Tel: (021) 22223378, Fax: (021) 22269547, E-mail: h_tajdini@yahoo.com
2- ***Prof., Dept. of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0001-6563-9882***
3- ***Assistant Prof., Dept. of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0001-9733-6501***

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-11-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.7.3.1]