مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال

سید صدرالدین شجاع‌الدین[1]، محمدرضا مهکی[*]، رغد معمار[2]

چکیده

مقدمه: نرخ بارگذاری بالا با آرتروز ارتباط دارد و زانوی پرانتزی زمینه‌ساز بروز آرتروز می‌باشد، درک این موضوع که وجود این ناهنجاری تا چه میزان متغیرهای بیومکانیکی را در حین فرود دستخوش تغییر می‌سازد، سبب می‌شود تا در جهت پیش‌گیری از آرتروز در افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی گام مهمی را برداریم. لذا هدف مطالعه حاضر، مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا در مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال بود.

مواد و روش‌ها: ۴۰ نفر دانشجوی مرد سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی، شامل ۲۱ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۱۹ نفر دارای زانوی نرمال در این تحقیق شرکت کردند. ناهنجاری زانوی پرانتزی با استفاده از کولیس اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمودنی‌ها حرکت فرود تک پا را از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر روی صفحه نیرو انجام دادند. به منظور مقایسه پارامترها بین دو گروه از روش آماری MANOVA استفاده شد.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری در حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه نشان داده نشد (P = ۰/۴۸)، اما تفاوت حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پاشنه (P = ۰/۰۲) و میزان بار (P = ۰/۰۴) بین دو گروه معنی‌دار بود.

نتیجه‌گیری: تغییرات اندک در زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تأثیر می‌گذارد. ممکن است یک دلیل بالاتر بودن خطر آسیب دیدگی و ابتلا به آرتروز در افراد دارای زانوی پرانتزی نسبت به افراد نرمال، نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری بالای اعمال شده به اندام تحتانی آن‌ها در حین فرود آمدن است و توصیه می‌شود برای کاهش خطر آسیب دیدگی و ابتلا به آرتروز، بر تمرینات اصلاحی و عمل بیومکانیکی اصلاح یافته تمرکز شود.

کلید واژه‌ها: حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، فرود تک پا، زانوی پرانتزی

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۹۱/۴/۶

تاریخ پذیرش: ۹۱/۷/۸

مقدمه

زانوی پرانتزی (Genu varum) از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال به شمار می‌رود که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیر ورزشکاران کشورمان بالا است (۱). زانوی پرانتزی مسیر نیروها از مرکز زانو به سمت قسمت داخلی آن را هنگام راه رفتن تغییر داده و سبب اعمال بار بیشتر به

این مقاله حاصل پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه خوارزمی تهران است.

[*] دانشجوی کارشناس ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
Email: mahaki.mr@gmail.com

۱- دانشیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

ساختار داخلی زانو می‌گردد؛ به طوری که میزان نیروی عکس‌العمل در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی است (۲). این امر ممکن است باعث اختلال در تحمل وزن گردد و منجر به بی‌ثباتی در وضعیت بدنی شده و استراتژی کنترل وضعیت را در افراد دارای زانوی پرانتزی حین ایستادن دچار اختلال سازد (۳).

همچنین تغییر اندک در زاویه مفصل رانی- درشت‌نی (Tibiofemoral angle) در صفحه فرونتال و زاویه پا در حالت ایستاده (Standing foot angle) بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تأثیر می‌گذارد (۶-۴). علاوه بر این، زاویه مفصل رانی- درشت‌نی در صفحه فرونتال بر مکانیسم آسیب ورزشکار از طریق افزایش بار وارد بر بافت‌های خاص یا عدم اعمال بار بر آن بافت‌ها تأثیرگذار است (۸، ۷). زانوی پرانتزی با تخریب غضروف مفصلی در بخش داخلی مفصل رانی- درشت‌نی زانو در ارتباط است و به عنوان عامل خطری برای بروز آرتروز (Osteoarthritis) محسوب می‌شود (۱۱-۹).

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید و اغلب با آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است (۱۳، ۱۲). این ضربه مکانیکی باید از طریق سیستم اسکلتی- عضلانی کاهش یابد. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۱۴).

یکی از مهم‌ترین عوامل درگیر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی می‌باشد (۱۵، ۱۲). میزان کاربرد نیروهای فرود یا نرخ بارگذاری (ROL یا Rate of loading) معیاری در جهت میزان فشار وارد بر بافت‌ها می باشد (۱۷، ۱۶). افزایش اثر نرخ بارگذاری بر جذب شوک ضعیف و وارد آمدن میزان بالای فشار بر اندام تحتانی در مدت زمان کوتاه دلالت دارد (۱۸).

عواملی که در بزرگی نرخ بارگذاری تأثیر می‌گذارد شامل سرعت حرکت، ارتفاع فرود، نوع کفش، وزن بدن، موقعیت و سطح فرود و نیز استراتژی فرود می‌باشد (۲۳-۱۹، ۱۶).

به نظر می‌رسد، در نرخ بارگذاری زیاد و تکراری، کنترل نرخ بارگذاری (ROL) با آرتروز مرتبط و در ارتباط با تخریب مفصلی، ROL نسبت به مقدار بار (یعنی زمان رسیدن به حداکثر نیرو نسبت به مقدار نیرو) مهم‌تر باشد (۴).

نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین (VGRF یا Vertical ground reaction forces) پارامترهایی هستند که نحوه فرود فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند (۲۴، ۱۵).

حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین متغیرهای بیومکانیکی هستند که به ترتیب در اثر برخورد پنجه (F۱) و پاشنه (F۲) با زمین حین فرود ظاهر می‌شود. بزرگی حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F۲) به طول اهرم (طول پا) و فعال‌سازی و انقباض برون‌گرای عضلات پلنتارفلکسور بستگی دارد (۲۵، ۲۰).

تحقیقات بسیاری در رابطه با اندازه‌گیری بزرگی نیروهای عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن، دویدن و فرود صورت گرفته است که از آن جمله می‌توان به تحقیقات Frederick و Hagy و Maeda و همکاران اشاره نمود که بزرگی نیروی عکس‌العمل زمین را طی راه رفتن و دویدن و فرود تک پا به ترتیب ۰/۶، ۲/۹ و ۳/۸ برابر وزن بدن گزارش کردند (۲۶، ۱۹).

در ارتباط با بزرگی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در افراد دارای ناهنجاری‌های اندام تحتانی، تحقیقات اندکی صورت گرفته است که می‌توان به مطالعه عباسی و همکاران و Hargrave و همکاران در زمینه مقایسه حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری بین افراد دارای کف پای صاف، گود و طبیعی اشاره کرد (۲۷، ۱۸).

Mizrahi و Susak گزارش کردند که مفاصل ران، زانو و مچ پا با به کارگیری عضلات این مفاصل در جذب شوک نقش دارند (۲۸). Yeow و همکاران گزارش کردند که در صفحه فرونتال، مفصل زانو جذب کننده اصلی نیرو در حرکت فرود تک پا به شمار می‌رود. آن‌ها گزارش کردند که در فرود تک پا در مقایسه با فرود دو پا، زانو بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب انرژی را در صفحه فرونتال از خود

www.mui.ac.ir

نشان داده است (۲۹). به نظر می‌رسد تغییر زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تأثیر می‌گذارد و وجود ناهنجاری زانوی پرانتزی این متغیرهای بیومکانیکی را در حین فرود دستخوش تغییر می‌سازد (۶-۴).

مطالعات نشان داده‌اند که نرخ بارگذاری بالا با آرتروز ارتباط دارد (۳۰) و زانوی پرانتزی با تخریب غضروف مفصلی در بخش داخلی مفصل رانی- درشت‌نی زانو در ارتباط است و به عنوان عامل خطری برای بروز آرتروز (Osteoarthritis) محسوب می‌شود (۱۱-۹)، اما با توجه به شیوع به نسبت زیاد این ناهنجاری در کشورمان (۱) و با دانش کنونی ما، مطالعه‌ای یافت نشد که نرخ بارگذاری را بین افراد دارای زانوی پرانتزی و طبیعی مقایسه کند. درک این موضوع که وجود این ناهنجاری تا چه میزان متغیرهای بیومکانیکی را در حین فرود دستخوش تغییر می‌سازد و افراد دارای این ناهنجاری در مقایسه با افراد طبیعی تا چه اندازه در معرض آسیب قرار دارند، کمک خواهد کرد تا موضوع پیش‌گیری از بروز ناهنجاری زانوی پرانتزی از طریق اجرای تمرینات اصلاحی به صورت جدی‌تری مورد توجه قرار گرفته و در جهت جلوگیری از پیشرفت این وضعیت به صورت بیماری‌های تخریب مفصلی نظیر آرتروز در افراد دارای این ناهنجاری گام مهمی برداشته شود.

بنابراین فهم و درک ارتباط نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری با این ناهنجاری به این دلیل مهم است که این ارتباط می‌تواند تأثیر احتمالی بی‌نظمی‌های آناتومیکی بر عملکرد عصبی- عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را بیشتر توضیح دهد و وجود این اطلاعات با توجه به شیوع به نسبت بالای آسیب اندام تحتانی در ورزش‌های توأم با فرود و شدت این آسیب‌ها، ضرورت ایجاد برنامه تمرینی پیش‌گیرانه را بیش از پیش نشان می‌دهد.

با فرض این که زانوی پرانتزی می‌تواند تفاوت در میزان حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری اعمال شده بر اندام تحتانی و در نتیجه بروز آسیب را موجب شود، مطالعه حاضر به منظور مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال انجام شد.

مواد و روش‌ها

تحقیق موردی- شاهدی حاضر بر روی دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی که در سال تحصیلی ۹۱-۱۳۹۰ مشغول به تحصیل بودند، انجام شد. آزمودنی‌های مطالعه ۴۰ نفر (۲۱ نفر دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی و ۱۹ نفر دارای زانوی نرمال) از مردان دانشجو بوده که به روش نمونه‌گیری غیر تصادفی در دسترس انتخاب شدند. قبل از انجام هر گونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب دیدگی جمع‌آوری شد. وزن آزمودنی‌ها توسط ترازوی دیجیتالی اندازه‌گیری گردید. ملاک‌های ورود آزمودنی‌ها عبارت از نداشتن سابقه آسیب دیدگی و بیماری‌های مفصلی نظیر آرتروز در اندام تحتانی به گونه‌ای که بیومکانیک فرود را تحت تأثیر قرار دهد، ورزشکار حرفه‌ای نباشند و نیز عدم وجود ناهنجاری‌های کف پای صاف و گود بود. علاوه بر این، افراد هیچ برنامه تمرینی پرشی و قدرتی که شامل حرکت فرود تک پا به گونه‌ای که در این مطالعه استفاده می‌شود را تجربه نکرده باشند.

برای تعیین ناهنجاری پا از آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی (Navicular dome) استفاده شد (۳۱). با استفاده از روش توصیف شده توسط Brody (۳۲)، افتادگی استخوان ناوی مورد ارزیابی قرار گرفت. از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته با دقت ۱/۱ ساخت شرکت LTD کشور ژاپن برای ارزیابی زانوی پرانتزی و نرمال استفاده شد. اگر فاصله دو اپی‌کندیل داخلی ران در حالت ایستاده؛ در حالی که فرد بدون هیچ گونه فشاری دو قوزک داخلی پا را به هم چسبانده بود، بیش از ۳ سانتی‌متر بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی در نظر گرفته شد (۳).

فرایند معاینات توسط متخصص طب ورزشی انجام گرفت. در این مطالعه سعی شد، میزان شدت زانوی پرانتزی

www.mui.ac.ir

افراد در طیف نزدیک به هم باشند. قبل از انجام تست، آزمودنی به مدت ۱ تا ۳ دقیقه به انجام حرکات کششی پرداخت و ۳ تا ۵ بار به منظور آشنایی با تست و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک پا را انجام داد.

روش اجرای تست به این صورت بود که آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار گرفت، سپس در حالی که پاها برهنه بود با پای برتر از سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت به مرکز صفحه نیرو (مدل BERTEC، ۷ CM × ۶۰ × ۴۰، ساخت کشور آمریکا) فرود آمد. پای برتر، پایی تعریف شده که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام دهد. آزمودنی‌ها تنها عمل فرود و نه عمل پرش را انجام دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را در حالی که در سر تا سر تمرین دستشان روی لگن باشد، حفظ کنند. سه فرود قابل قبول ثبت گردید. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش و زاویه فلکشن زانو بیش از ۹۰ درجه است (۱۸). از آزمودنی‌ها خواسته شد ضمن این که راستای تنه را حین فرود حفظ کنند (۳۳)، فرود طبیعی خود را انجام دهند و هیچ گونه دستورالعملی در مورد نحوه فرود داده نشد (شکل ۱).

شکل ۱. پروتکل فرود تک پا

به منظور رعایت اصول اخلاقی و برای اطمینان از مضر نبودن فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری برای افراد دارای زانوی پرانتزی، قبل از اجرای هر گونه تستی با متخصص طب ورزشی در این مورد مشورت شد.

از صفحه نیرو سه محوره برای اندازه‌گیری تماس آغازین پا (Initial contact یا IC) با صفحه نیرو، حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری استفاده گردید. تماس پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از ۱۰ نیوتن فراتر رود.

اطلاعات فرود تک پا توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۴۰۰ هرتز جمع‌آوری و روی کامپیوتر ذخیره شد. سپس میانگین داده‌های به دست آمده از سه فرود موفق، برای محاسبه این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحه نیرو، حداکثر نیروهای عکس‌العمل عمودی، حداکثر نیروی عمودی (N) ثبت شده در حین فرود آمدن در هنگام برخورد پنجه (F۱) و پاشنه (F۲) مد نظر قرار گرفت که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شده و به صورت مضربی از وزن بدن (Body weight یا BW) بیان می‌شوند. نرخ بارگذاری به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس آغازین پا با زمین محاسبه شد (۲۵).

$$Loading\ rate = \left[\frac{peak F_z(N) / body\ weight\ (N)}{Time\ to\ peak\ F_z}\right] = \frac{BW}{ms}$$

یافته‌ها

جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آماری MANOVA با تعیین سطح معنی‌داری ۰/۰۵ برای مقایسه بین حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در زمان برخورد پنجه و پاشنه و نیز نرخ بارگذاری در دو گروه استفاده شد. نتایج آزمون آماری Kolmogorov-Smirnov نشان داد که توزیع داده‌های مورد استفاده در این تحقیق نرمال می‌باشد.

به منظور توصیف دو گروه از منظر متغیرهای سن، وزن و میزان فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی مفصل زانو، ابتدا

www.mui.ac.ir

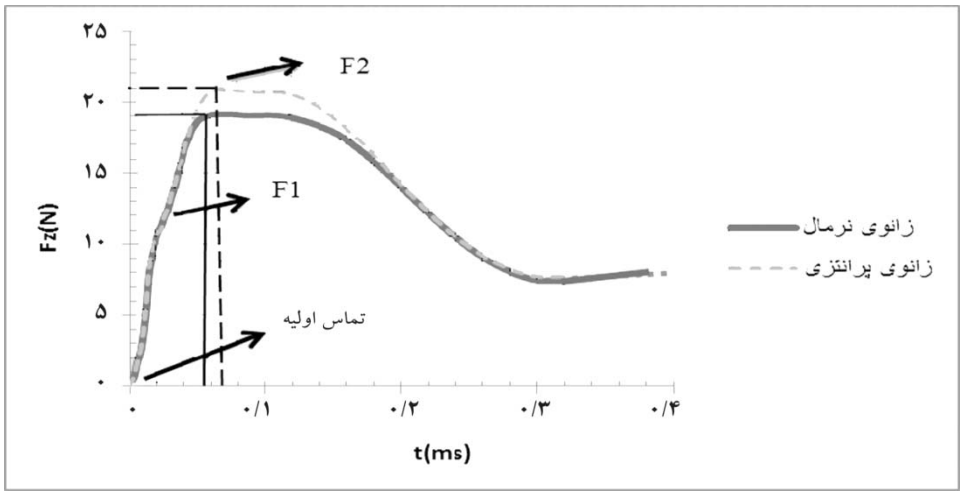
جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن و فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی مفصل زانو در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال

پارامتر	گروه	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	زانوی پرانتزی	۲۱/۵۷	۱/۹۱
	نرمال	۲۱/۷۸	۲/۴۱
وزن (کیلوگرم)	زانوی پرانتزی	۶۵/۴۲	۶/۷۴
	نرمال	۶۷/۵۲	۹/۶۴
فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۴/۳	۰/۴
	نرمال	۰/۵	۰/۳

شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از دو گروه محاسبه گردید که نتایج در جدول ۱ آمده است.

آزمودنی‌های دو گروه تحقیقی از لحاظ میانگین ویژگی‌های فردی تا حدودی یکسان بوده و اختلاف معنی‌داری بین دو گروه مشاهده نشد.سپس به منظور مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در زمان برخورد پنجه و پاشنه و نیز نرخ بارگذاری در دو گروه، ابتدا همبستگی بین این متغیرها با استفاده از ضریب همبستگی Pearson آزمون گردید. به دلیل وجود همبستگی معنی‌دار بین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زمان برخورد پاشنه و میزان بار ($P < ۰/۰۱$) از آزمون MANOVA جهت مقایسه متغیرها استفاده گردید. نتایج این آزمون تفاوت معنی‌داری را بین دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال نشان داد ($P = ۰/۰۲$). تفاوت در دو گروه به دلیل تفاوت در حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زمان برخورد پاشنه ($P = ۰/۰۲$) و نرخ بارگذاری ($P = ۰/۰۴$) بین آن‌ها بود؛ در حالی که تفاوت حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زمان برخورد پنجه در دو گروه معنی‌دار نبود ($P = ۰/۴۸$).

میانگین نیرو- زمان حرکت فرود تک پای افراد دارای زانوی پرانتزی و نرمال در نمودار ۱ آمده است. شاخص‌های توصیفی متغیرهای حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در زمان برخورد پنجه و پاشنه و نیز نرخ بارگذاری در دو گروه و همچنین نتایج آزمون MANOVA در جدول ۲ مشاهده می‌شود.



نمودار ۱. نمودار میانگین نیرو- زمان حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال

www.mui.ac.ir

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه و پاشنه و نرخ بارگذاری در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال و نتایج آزمون MANOVA

پارامتر	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	F	P**
حداکثر VGRF* در هنگام برخورد پنجه (N)	زانوی پرانتزی	۱۳/۳۶	۳/۴۶	۰/۴۹	۰/۴۸
	طبیعی	۱۲/۵۱	۴/۰۹		
حداکثر VGRF در هنگام برخورد پاشنه (N)	زانوی پرانتزی	۲۱/۸۰	۲/۱۸	۱۱/۴۱	۰/۰۲
	طبیعی	۱۹/۴۱	۲/۲۹		
نرخ بارگذاری (N)	زانوی پرانتزی	۳۵۵/۴۱	۹۷/۰۴	۴/۱۹	۰/۰۴
	طبیعی	۲۹۹/۴۴	۷۹/۴۴		

*VGRF: Vertical ground reaction forces

**معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

بحث

هدف از مطالعه حاضر، مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه (F۱) و پاشنه (F۲) و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال بود. نتایج نشان دادند که مقدار حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه (F۱) در حرکت فرود تک پا بین آزمودنی‌های دارای زانوی پرانتزی و طبیعی هیچ تفاوت معنی‌داری ندارد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد نرمال مقدار حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پاشنه (F۲) و نرخ بارگذاری (ROL) بیشتری در حرکت فرود تک پا متحمل می‌شوند.

با توجه به مطالعات انجام شده و نتایج مطالعه حاضر، به دلیل وجود همبستگی مستقیم بین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری، منطقی است که در صورت معنی‌دار شدن تفاوت بین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در دو گروه مورد مطالعه، نتیجه مشابهی برای نرخ بارگذاری به دست آید.

هنگام راه رفتن در ۵۰ میلی ثانیه بعد از تماس آغازین پا با زمین، موج شوک به بدن منتقل می‌شود (۳۴). این موج می‌تواند منجر به شلی مفصلی، استرس فراکچر (Stress fracture)، التهاب تاندونی، سردرد و بیماری‌های تخریب کننده مفصلی نظیر آرتروز شود (۳۵). ساختارهای درونی از جمله کپسول مفصلی، مینیسک، دیسک بین مهره‌ای به بدن در جذب و کاهش شوک در لحظه تماس آغازین پا با زمین کمک می‌کنند. از این میان جذب غیر فعال شوک توسط بافت‌های نرم استخوان و جذب فعال شوک از طریق انقباض برون‌گرای عضلات صورت می‌گیرد و اعتقاد بر این است که مکانیسم فعال نسبت به مکانیسم غیر فعال در جذب شوک مهم‌تر است (۳۶).

در زمینه جذب و کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری، فرض بر این است که حرکت اندام قبل از تماس پا با زمین می‌تواند بر نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری تأثیر گذارد. برخی از افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می‌دهند و یا آن را متوقف می‌کنند؛ در حالی که به نظر می‌رسد بعضی دیگر اجازه می‌دهند زمین پای آن‌ها را متوقف کند. همچنین فرض است که وضعیت مناسب زانو قبل از تماس پا با زمین و انقباض برون‌گرای عضلات رانی در لحظه تماس پا با زمین به پخش کردن بار و کاهش فشار روی مفصل کمک می‌کند (۳۷). هر دو مکانیسم بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند (۳۹، ۳۸).

نشان داده شده که در شرایط فرود آمدن‌های مختلف، اکستنسورهای مفصل زانو در جذب انرژی به طور متناوب شرکت دارند (۲۵). Decker و همکاران و Zhang و همکاران گزارش کردند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در

www.mui.ac.ir

حین فرود آمدن با انقباض برون‌گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل، همچنین انقباض برون‌گرای عضلات پلنتارفلکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شوند. این محققان گزارش کردند که در حین فرود آمدن از ارتفاع، ابتدا اکستنسورهای مفصل زانو فعال می‌شوند و عمل برون‌گرای این عضلات نیروهای فرودی را تعدیل می‌کنند. سپس، انقباض اکستنسورهای ران و پلنتارفلکسورهای مچ پا به کاهش شتاب بدن در حین فرود آمدن کمک می‌کنند. از این رو عضلات اکستنسور زانو جذب کننده اولیه شوک و عضلات اکستنسور ران و پلنتارفلکسور مچ پا جذب کننده ثانویه شوک توصیف شده‌اند (۴۰، ۲۴).

در افراد دارای زانوی پرانتزی به علت تغییر راستای وتر عضلات چهار سر، این عضلات دچار کاهش عملکرد می‌شوند. ممکن است یکی از دلایل بیشتر بودن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه و نرخ بارگذاری در حرکت فرود تک پا در مقایسه با افراد طبیعی به این مورد مربوط باشد (۴۱)، از طرفی Nyland و همکاران گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا به علت اتکای بیشتر به مفصل سابتالار و میدتارسال دارای کنترل وضعیتی و تعادل ضعیف تری هستند و کنترل عملکردی ضعیف‌تری در عضلات پلنتارفلکسور مچ پا دارند (۴۲). بنابراین ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون‌گرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی می‌تواند سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین شود.

Yeow و همکاران گزارش کردند که در صفحه فرونتال، مفصل زانو جذب کننده اصلی نیرو در حرکت فرود تک پا به شمار می‌رود. آن‌ها گزارش کردند که در مقایسه با فرود دو پا، در فرود تک پا زانو بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب انرژی را در صفحه فرونتال از خود نشان داده است (۲۹).

به نظر می‌رسد، تغییر در زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تأثیر می‌گذارد (۶، ۴) و وجود ناهنجاری زانوی پرانتزی، این متغیرهای بیومکانیکی را در حین فرود دستخوش تغییر می‌سازد و افراد دارای این ناهنجاری در مقایسه با افراد نرمال بیشتر در معرض آسیب‌ها و بیماری‌های تخریبی مفصل زانو از جمله آرتروز قرار دارند، بنابراین از این نظر یافته‌های تحقیق حاضر با یافته‌های Brouwer و همکاران، Sharma و همکاران و Wu و همکاران همخوانی دارد (۱۱، ۹).

نتیجه‌گیری

به طور کلی می‌توان چنین بیان کرد که حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری بین افراد دارای زانوی پرانتزی و نرمال شرکت کننده در مطالعه حاضر تفاوت معنی‌داری نشان داد و به نظر می‌رسد که یک دلیل آن، بالاتر بودن خطر آسیب دیدگی و ابتلا به آرتروز در افراد دارای زانوی پرانتزی نسبت به افراد نرمال و نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری بالای اعمال شده به اندام تحتانی آن‌ها در حین فرود آمدن است.

نتایج این پژوهش می‌تواند در پیش‌گیری از ابتلای افراد دارای زانوی پرانتزی به آرتروز در سنین بزرگسالی اهمیت داشته باشد. بنابراین توصیه می‌شود، این افراد برای کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین کاهش نرخ بارگذاری که در افزایش بارهای مفصلی و در نتیجه تخریب بافت‌های مفصل زانو مؤثر هستند، از شیوه‌های پیش‌گیری کننده مانند استفاده از بریس (۴۳)، کفش‌های مناسب (۴۴) و تمرین راه رفتن (۴۵) و تمرینات مقاومتی فزاینده (۴۶) استفاده نمایند.

پیشنهادها

با توجه به این که تفاوت نرخ بارگذاری بین دو گروه در سطح ۰/۰۴ معنی‌دار شد که نزدیک به مقدار ۰/۰۵ است، به منظور این که بینش بهتری از تفاوت نرخ بارگذاری بین افراد دارای زانوی پرانتزی و طبیعی حاصل شود، توصیه می‌گردد که تحقیقات بیشتر با حجم نمونه بزرگ‌تری انجام گیرد. همچنین نتایج مطالعه حاضر به حرکت فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر

www.mui.ac.ir

محدود می‌شود و نمی‌تواند به حرکات دیگر ورزشی نظیر فرود دو پا و فرود از ارتفاع‌های دیگر تعمیم داده شود، بنابراین به منظور درک بهتر تفاوت بین دو گروه، تحقیقات آینده می‌توانند به منظور مقایسه، از سایر حرکات ورزشی نظیر حرکات برشی، فرود دو پا و فرود از ارتفاع‌های مختلف بهره بگیرند.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی (در حال دفاع) می‌باشد. به این وسیله از همکاری مسؤولین آزمایشگاه و دانشجویان این دانشکده قدردانی می‌شود.

References

1. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. J Rehabil Sci 2011; 7(2): 188-96.
2. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage 2004; 12(9): 745-51.
3. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Int J Sports Med 2012; 33(6): 469-73.
4. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. J Orthop Res 1996; 14(2): 289-95.
5. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. Orthop Clin North Am 1994; 25(3): 395-403.
6. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. Orthop Clin North Am 1994; 25(3): 379-86.
7. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. Am J Sports Med 1999; 27(6): 699-706.
8. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. Am J Sports Med 1996; 24(6): 765-73.
9. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. Arthritis Rheum 2007; 56(4): 1204-11.
10. Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis 2010; 69(11): 1940-5.
11. Wu DD, Burr DB, Boyd RD, Radin EL. Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. J Orthop Res 1990; 8(4): 572-85.
12. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. Br J Sports Med 2000; 34(4): 293-6.
13. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Med 1991; 12(5): 326-37.
14. Wu HW, Liang KH, Lin YH, Chen YH, Chuang H. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. Bioengineering Conference, 2009 IEEE 35th Annual Northeast 2009; 1-2.
15. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc 1992; 24(1): 108-15.
16. De Wit B, Clercq DD, Lenoir M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. JAB 1995; 11(4): 395-406.
17. Cook TM, Farrell KP, Carey IA, Gibbs JM, Wiger GE. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. J Orthop Sports Phys Ther 1997; 25(4): 236-44.
18. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. J Athl Train 2003; 38(1): 18-23.
19. Frederick EC, Hagy JL. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. JAB 1986; 2(1): 41-9.
20. McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. JAB 1991; 7(2): 201-24.
21. McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C. Landing strategies used by gymnasts on diMerent surfaces. JAB 1995; 10(3): 237-52.

22. Nigg BM, Morlock M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. Med Sci Sports Exerc 1987; 19(3): 294-302.
23. Ricard MD, Veatch S. Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. JAB 1994; 10(1): 14-27.
24. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Med Sci Sports Exerc 2000; 32(4): 812-9.
25. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM. Quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis. JAB 2001; 17(2): 142-52.
26. Maeda A, Shima N, Nishizono H, Kurata H, Higuchi S, Motohashi Y. Lower extremity function in terms of shock absorption when landing with unsynchronized feet. J Physiol Anthropol Appl Human Sci 2003; 22(6): 279-83.
27. Abasi A, Khaleghi Tzji H, Sadeghi H, Dastmanesh S. Ground reaction forces attenuation in supinated and pronated foot during single leg drop landing. Research on Sport Sciences 2008; 6(1): 97-109. [In Persian].
28. Mizrahi J, Susak Z. Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. Eng Med 1982; 11(3): 141-7.
29. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci 2011; 30(3): 624-35.
30. Mikesky AE, Meyer A, Thompson KL. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. J Orthop Res 2000; 18(2): 171-5.
31. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train 2005; 40(1): 41-6.
32. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am 1982; 13(3): 541-58.
33. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(3): 313-9.
34. Wakeling JM, Liphardt AM, Nigg BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. J Biomech 2003; 36(12): 1761-9.
35. Folman Y, Wosk J, Voloshin A, Liberty S. Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. Arch Orthop Trauma Surg 1986; 104(6): 363-5.
36. Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, Ebersole KT. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006; 21(10): 1090-7.
37. Cappozzo A. The mechanics of human walking. Advances in Psychology 1991; 78: 167-86.
38. Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'Connor JJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J Orthop Res 1991; 9(3): 398-405.
39. Yakovenko S, Gritsenko V, Prochazka A. Contribution of stretch reflexes to locomotor control: a modeling study. Biol Cybern 2004; 90(2): 146-55.
40. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard SJ. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2003; 18(7): 662-9.
41. Junge A, Dvorak J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. Sports Med 2004; 34(13): 929-38.
42. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med Sci Sports Exerc 2002; 34(7): 1150-7.
43. Fantini Pagani CH, Potthast W, Bruggemann GP. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(1): 70-6.
44. Fisher D, Mündermann A, Morag E, Andriacchi T. Gait adaptations to recent footwear history: implication for the treatment of knee osteoarthritis. 50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco, CA, Trans Orthop Res Soc 2004; 50-88.
45. Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. Arthritis Rheum 2004; 50(4): 1172-8.
46. McQuade KJ, de Oliveira AS. Effects of progressive resistance strength training on knee biomechanics during single leg step-up in persons with mild knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2011; 26(7): 741-8.

www.mui.ac.ir

The comparsion of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee

Sayed Sadredin Shojaedin[1], *Mohammadreza Mahaki*[*], *Raghad Mi'mar*[2]

Received date: 26/06/2012
Accept date: 29/08/2012

Abstract

Introduction: High rate of loading is related to osteoarthritis and genu varum result in osteoarthritis. Knowing the rate of affected biomechanical variables during landing which is the cause of this deformity result in fundamental understanding to prevent osteoarthritis in people with genu varum deformity. Hence the purpose of this study is to compare the peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee.

Materials and Methods: 40 male students in physical education and sport science participated in this research; subjects were 21 people with genu varum deformity and 19 with normal knee. Genu varum deformity was measured and recorded by a caliper. Subjects performed single-leg landing dropping from a 0.3 m height onto a force platform. Statistical analysis of data was performed between two groups via MANOVA test.

Results: No significant difference was found in the peak vertical ground reaction during metatarsal contact (P = 0.48). However the peak of vertical ground reaction force in calcaneus contact (P = 0.02) and the rate of loading (P = 0.04) between groups were significantly different.

Conclusion: Subtle variations in frontal plane of tibiofemoral joint angulation and standing foot angle, influence knee and ankle joint forces, moments, and muscle activation characteristics. The higher rate of injury and osteoarthritis risk in people with genu varum in respect to normal ones might be due to higher ground reaction forces and the rate of high loading inserted to the extremity during landing. To diminish the risk of injury and osteoarthritis, corrective exercises and corrected biomechanical activity are recommended.

Keywords: Peak vertical ground reaction forces, Rate of loading, Single leg drop landing, Genu varum
Type of article: Original article

* MSc, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran Email: mahaki.mr@gmail.com
1. Associate Professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran
2. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran

www.mui.ac.ir