

طب ورزشی - پاییز و زمستان ۱۳۹۷
دوره ۱۰، شماره ۲، ص: ۱۹۶-۱۸۵
تاریخ دریافت: ۰۳ / ۰۸ / ۹۵
تاریخ پذیرش: ۱۵ / ۱۲ / ۹۷

اثر خستگی بر حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زنان با راستاهای متفاوت زانو در پرش و فرود تک‌پا

رعنا محمدزاده اصل*^۱ - سید صدرالدین شجاع‌الدین^۲

۱. کارشناس ارشد، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران ۲. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: انحراف در راستای مطلوب مفصل زانو موجب تغییر در چگونگی توزیع وزن و در نتیجه کاهش کارایی مکانیکی آن می‌شود (۲۰۱). آگاهی از میزان تغییرات بیومکانیکی حاصل از این ناهنجاری‌ها به‌هنگام خستگی گام مهمی در جهت پیشگیری از بروز آسیب‌های بعدی است. از این‌رو هدف از این تحقیق، بررسی اثر خستگی بر حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک‌پای زنان دارای زانوی پرانتری، ضربدری و نرمال بود. مواد و روش‌ها: ۴۰ دانشجوی زن سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی، دارای زانوی پرانتری (۱۴ نفر)، زانوی ضربدری (۱۴ نفر) و زانوی نرمال (۱۲ نفر) در این تحقیق شرکت کردند. از کولیس برای ارزیابی راستای زانوی استفاده شد و آزمودنی‌ها در سه گروه (زانو پرانتری، ضربدری و نرمال) قرار گرفتند. سپس آزمودنی‌ها فرود تک‌پا را از ۵۰ درصد حداکثر پرش سارجنت بر روی صفحه نیرو انجام دادند. پس از اجرای پروتکل خستگی، تکلیف پرش_فرود دوباره اندازه‌گیری و ثبت شد. برای مقایسه درون‌گروهی، از آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر استفاده شد. نتایج نشان داد مقدار حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زنان با راستاهای متفاوت زانو ($P=0/314$) معنادار نبود. همچنین خستگی ($P=0/479$) بر مقدار این مؤلفه تفاوت معناداری نداشت. با توجه به نتایج تحقیق حاضر به‌نظر می‌رسد خستگی (مطابق پروتکل این تحقیق) نتوانست میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد با راستاهای مختلف زانو را دستخوش تغییر سازد که ضرورت انجام مطالعات بیشتر با پروتکل‌های مختلف خستگی را روشن می‌سازد.

واژه‌های کلیدی

خستگی، زانوی پرانتری، زانوی ضربدری، فرود تک‌پا، نیروی عمودی عکس‌العمل.

مقدمه

انحراف از وضعیت بدنی مطلوب در اندام تحتانی، می‌تواند علاوه بر تأثیر در وضعیت ایستاده، بر چگونگی جابه‌جایی فرد نیز اثر بگذارد (۳،۱). تغییر اندک در زاویه مفصل رانی - درشتنی در صفحه فرونتال که به‌عنوان ناهنجاری زانوی پرانتری و زانوی ضربدری تعبیر می‌شود، گشتاورها، مسیر و مقدار نیروهای مفصلی و فعالیت عضلانی را در مفاصل زانو و مچ پا تغییر می‌دهد (۴،۵) و عامل خطرزا برای بروز آسیب (ACL) محسوب می‌شود (۴). از طرفی تغییر وضعیت اندام تحتانی طی فعالیت‌های با ریسک بالا مانند دویدن، چرخش یا فرود ممکن است از عوامل اصلی پارگی ACL باشد (۶). فشار وارده بر مفصل زانو طی فرود ۲ تا ۱۲ برابر وزن است (۷،۸) که باید از طریق سیستم عضلانی کاهش یابد. حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین متغیرهایی هستند که در اثر برخورد پنجه و پاشنه ایجاد می‌شوند و میزان شدت نیروها را نشان می‌دهد. بزرگی این نیرو به فعال‌سازی و انقباض عضلات پلانتارفلکسور بستگی دارد (۹،۱۰). افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا به مفصل سابتالار و میدتالار اتکای بیشتری دارند، در نتیجه کنترل عملکردی ضعیف‌تری در عضلات پلانتارفلکسور مچ پا دارند (۱۱،۱۲). براساس نتایج تحقیقات میزان سفتی عناصر غیرفعال در زانوی زنان کمتر از مردان است، بنابراین زنان به عناصر فعال برای ثبات‌بخشی زانو نیازمندند (۱۳). عضلات و لیگامان‌های زانو عامل اصلی ایجاد ثبات در زانو محسوب می‌شوند. از طرفی اختلافات ساختاری اندام تحتانی، الگوهای حرکتی و فعال‌سازی عضلات بر سازوکار لیگامان‌های زانو تأثیر می‌گذارد (۱۴). همچنین زنان دارای استراتژی‌های خاص کنترل حرکتی‌اند که الگوهای حرکتی زانو را تغییر می‌دهد. تغییرات الگوی حرکتی ممکن است میزان بار وارده ACL را افزایش دهد (۱۵). براساس بررسی‌های انجام‌گرفته در فوتبالیست‌های زن، خستگی تأثیر زیادی بر پرش و فرود صرف‌نظر از مسیرهای حرکت دارد و این اثر در راستای قدامی - خلفی برجسته‌تر است (۱۶). محققان با بررسی اثر خستگی بر پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی زانو در اجزای ورزشی، نتیجه گرفتند که خستگی عضلانی موجب تغییر استراتژی‌های کنترل تعادل و نیز افزایش احتمال آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود (۱۷). همچنین خستگی سبب ایجاد تغییراتی هرچند کوچک، در متغیرهای بیومکانیکی تکلیف پرش - فرود می‌شود (۱۸) و میزان بار را به‌طور ثانویه در مفصل زانوی زنان

 1. Anterior cruciate ligament

در حرکت پرش و فرود افزایش می‌دهد (۱۹). به دلیل نقش کاربردی اندام تحتانی در تمامی فعالیت‌های بدنی، به نظر می‌رسد عضلات این مفصل بیشتر در معرض خستگی قرار می‌گیرد. خستگی سبب بروز تغییرات عصبی-عضلانی، تغییر الگوی حرکت و تعادل می‌شود و فعالیت عضلات را دستخوش تغییر می‌سازد و ممکن است به‌عنوان عامل مهم در بروز آسیب‌ها مطرح شود (۲۰۱۷، ۱۸). از طرفی در حرکت فرود تک‌پا، مفصل زانو جذب‌کننده اصلی نیرو به‌شمار می‌رود و در مقایسه با فرود دوپا، بیشترین مقدار جذب انرژی را از خود نشان می‌دهد (۲۰).

وضعیت بدنی نامطلوب، بیماری نیست، اما می‌تواند با تغییر نیروهای وارده بر بدن موجب بروز عوارض متعددی در ساختارهای همجوار شود. برهم خوردن راستای طبیعی بدن به دلیل ایجاد فشار بر ساختارهای دیگر، زمینه بروز آسیب و احتمالاً کاهش عملکرد مهارتی فرد را فراهم خواهد آورد (۲۱). ACL موجب ایجاد عوارضی مانند تخریب زودرس سطوح مفصلی، بی‌ثباتی و عدم کارایی مفصل زانو می‌شود. هزینه‌های بازسازی و بازتوانی این آسیب زیاد است و احتمال ابتلا به بیماری‌های مفصلی حتی بعد از بازسازی و بازتوانی زانو وجود دارد (۲۲). درک ارتباط نیروهای عکس‌العمل زمین با ناهنجاری سیستم اسکلتی-عضلانی ضروری است، زیرا می‌تواند تأثیر احتمالی بی‌نظمی‌های آناتومیکی بر عملکرد عصبی-عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را بیشتر توضیح دهد و وجود این اطلاعات ضرورت شناخت و تشخیص زودهنگام آسیب‌های این مفصل، ایجاد برنامه تمرینی پیشگیرانه و اصلاح حرکات و میزان موفقیت برنامه ارائه شده را بیش از پیش نشان می‌دهد. این دلایل ما را بر آن داشت تا اثر خستگی را بر حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در زنان با راستاهای متفاوت زانو در پرش-فرود تک‌پا بررسی کنیم.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات مقایسه‌ای است و جامعه آماری تحقیق حاضر ۴۰ نفر از زنان دارای زانوی پرانتری (۱۴ نفر)، زانوی ضربداری (۱۴ نفر) و نرمال (۱۲ نفر) بودند که از میان دانشجویان زن دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی به روش نمونه‌گیری غیرتصادفی در دسترس انتخاب شدند. پیش از 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 آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. وزن آزمودنی‌ها با ترازوی دیجیتال اندازه‌گیری شد. ملاک‌های ورود آزمودنی‌ها عبارت بود از نداشتن سابقه آسیب‌دیدگی و بیماری‌های مفصلی مانند آرتروز در اندام تحتانی به‌گونه‌ای که بیومکانیک فرود را تحت تأثیر قرار دهد، آزمودنی‌ها ورزشکار حرفه‌ای نبوده و دارای ناهنجاری‌های کف پای صاف و گود نباشند.

برای ارزیابی زانوی افراد از کولیس تغییرشکل یافته با دقت ۱/۱ ساخت شرکت LTD کشور ژاپن استفاده شد. فاصله بیش از سه سانتی متر بین دو قوزک داخلی به عنوان زانوی ضربداری و فاصله بیش از سه سانتی متر بین دو اپی کندیل داخلی به عنوان زانوی پرانتری در نظر گرفته شد (۹،۲۳). به منظور کسب حداکثر پرش عمودی از دستگاه پرش سارجنت استفاده شد و ۵۰ درصد حداکثر پرش عمودی به عنوان ارتفاع پرش در نظر گرفته شد. آزمودنی روی صفحه نیرو (مدل BERTEC، ۴۰×۶۰×۷ CM، ساخت آمریکا)، پشت فاصله ۷۰ سانتی متری علامت گذاری شده از صفحه نیرو جاسازی شده در walk way، می ایستاد و همانند آزمون حداکثر پرش ارتفاع تا حد ممکن دست خود را به سمت بالا می کشید و با دو پا پرش می کرد و پس از لمس نقطه ۵۰ درصد بالای صفحه نیرو با پای غالب در مرکز صفحه نیرو فرود می آمد و دستها را در ناحیه لگن قرار می داد و سعی می کرد که تعادلش را حفظ کند (۲۴). پای غالب پای تعریف شد که آزمودنی ۲ فرود از ۳ فرود را با آن پا انجام دهد. فرودهایی ثبت شدند که فرد پس از فرود حداقل به مدت یک ثانیه تعادل خود را حفظ می کرد. سه فرود قابل قبول برای هر فرد ثبت شد. از آزمودنی خواسته شد فرود طبیعی خود را انجام دهد و هیچ دستورالعملی برای فرود به فرد داده نشد. سپس برای ایجاد خستگی پروتکل تعدیل شده بوناسی با استفاده از دوچرخه کارسنج مدل Tunturi 604 اجرا شد و آزمودنیها دوباره تکلیف پرش و فرود تک پا را اجرا کردند و دادههای حاصل ثبت شد (۲۵). اطلاعات فرود به وسیله صفحه نیروی سه محوره که در Walk Way جاسازی شده بود، با فرکانس ۵۰۰ هرتز ثبت و ذخیره شد. در ابتدا همزمان با پایان هر کوشش از سوی آزمودنی، الگوهای سیگنالهای نیرو به دست آمده با در تحقیقات مشابه مقایسه و در صورت عدم تطابق الگوی سیگنالها کوشش حذف و مجدداً اجرا شد. در محیط نرم افزار اکسل ابتدا به روش آنالیز باقیمانده، دادهها در فرکانسهای مختلف فیلتر شدند و سپس آنالیز باقیمانده (مجذور میانگین مجموع توان دوم تفاوت دادههای فیلتر شده و دادههای فیلتر نشده) محاسبه شد. سپس به روش پیشنهاد شده توسط وینتر (۲۶) فرکانس قطع انتخاب شد و دادهها با فیلتر باترورث (پایین گذر) مرتبه چهارم (بدون تأخیر فاز) در فرکانس ۲۵ هرتز فیلتر شدند. برای تکلیف پرش و فرود تک پا میانگین حاصل از سه کوشش محاسبه و مقدار حاصل به وزن بدن فرد (نیوتن) تقسیم و در ۱۰۰ ضرب شد تا مقدار نهایی براساس درصدی از وزن بیان شود و تأثیر وزن بدن آزمودنی به حداقل کاهش یابد. همچنین از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف دادهها و برای تعیین نرمال بودن دادهها از آزمون Kolmogorov-Smirnov استفاده شد و برای مقایسه

درون گروهی، آزمون تحلیل کوواریانس در سطح معناداری ۵ درصد استفاده شد و در صورت معنادار بودن اختلاف‌های درون گروهی از آزمون تعقیبی شفه برای مقایسه بین تکلیف و گروه‌ها استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون کولموگروف اسمیرنوف نشان داد که توزیع داده‌ی مورد استفاده در این تحقیق نرمال است. توصیف گروه‌ها از نظر ویژگی‌های دموگرافی شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های دموگرافی آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	طول اندام تحناتی (سانتی‌متر)	میزان واریوس و والگوس (درجه)	۵۰ درصد میزان پرش سارجنت (سانتی‌متر)
نرمال	۲۳/۳±۹۲/۰۸	۱۶۴/۷±۵/۲	۱۰±۵۷/۷	۳±۸۸/۶	۱/۰±۲/۲	۲۲/۸±۵
زانوی ضربدری	۲۳/۲±۷/۱	۱۶۲/۵±۵/۵	۶۴/۶±۷/۲	۸۶/۲±۱/۹	۴/۱±۸/۳	۱۹/۶±۶
زانوی پرانتزی	۲۳/۲±۵/۵	۱۶۲/۳±۶/۹	۵۰/۷±۶/۹	۳±۸۷/۵	۴/۰±۵/۹	۲۳/۸±۲/۵
Sig	۰/۷۶	۰/۸۱	۰/۰۰	۰/۹۳	۰/۰۰	۰/۲۱

اختلاف بسیار اندک در مقادیر ویژگی‌های دموگرافی آزمودنی‌ها نشان می‌دهد که در تحقیق حاضر به غیر از وزن ($P=0/00$) در بقیه ویژگی‌ها، گروه‌ها همگن بودند که اثر وزن از تحقیق خارج شد. مقادیر میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در جدول ۲ به تفکیک گروه‌های مورد تحقیق آورده می‌شود.

برای مقایسه‌ی اندازه‌های بین گروهی و مراحل مختلف (قابل مقایسه)، در سطح معناداری $P \leq 0/05$ از آزمون آماری کوواریانس استفاده شد. نتایج جدول ۳ حاکی از آن است که حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زنان با راستاهای متفاوت زانو ($P=0/836$) معنادار نبوده است، به این معنا که حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین گروه‌های مختلف تفاوت معناداری نداشته است. همچنین خستگی

($P=0/128$) بر مقدار این مؤلفه تفاوت معناداری نداشته است. همچنین بین اثر تعاملی مرحله (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) و گروه ($P=0/282$) تفاوت معناداری مشاهده نشد.

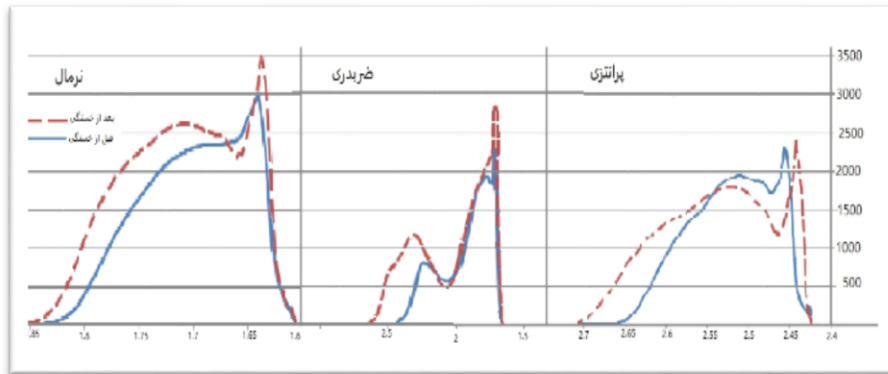
جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مربوط به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین

میانگین و انحراف		مراحل	گروه	تکلیف
sig	استاندارد نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (N)			
0/200	412/146±1/1	پیش‌آزمون	نرمال	
0/200	376/107±8/5	پس‌آزمون		
0/200	386/87±5	پیش‌آزمون	ضربدری	پرش - فرود
0/200	409/94±7/2	پس‌آزمون		
0/190	465/148±6	پیش‌آزمون	پرانتری	
0/177	99±407/8	پس‌آزمون		

جدول ۳. مقایسه تأثیر خستگی بر مقادیر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین سه گروه

متغیر	F	sig
گروه	0/18	0/836
مرحله	2/46	0/128
تعامل مرحله و گروه	1/31	0/282

نتایج آزمون تعقیبی شفه حاکی از آن است که بین دو گروه با راستاهای ضربدری با نرمال و ضربدری با پرانتری ($P=0/000$ و $P=0/039$) تفاوت معناداری وجود دارد، اما بین راستاهای پرانتری و نرمال ($P=0/29$) تفاوت معناداری مشاهده نشد.



نمودار ۱. مقایسه نموداری حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین قبل و بعد از خستگی به تفکیک سه گروه

بحث

هدف از تحقیق حاضر مقایسه تأثیر خستگی بر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در زنان دارای راستاهای مختلف زانو طی تکلیف پرش- فرود تک‌پا بود. نتایج تحقیق نشان داد که مقدار این مؤلفه در زنان با راستاهای متفاوت زانو ($P=0/212$) از لحاظ آماری معنادار نبوده است، با این حال مقدار نیروی عمودی در حرکت پرش- فرود تک‌پا، با پای غالب در مرحله پیش‌آزمون در زنان با راستای پرانتزی ($465/148 \pm 6$) بیشتر از دو گروه دیگر (گروه نرمال $412/1 \pm 146/1$ و گروه زانوی ضربدری $386/5 \pm 87$) بوده است، اما مقدار این مؤلفه، در مرحله پس‌آزمون تکلیف پرش- فرود تک‌پای زنان با راستای ضربدری ($409/94 \pm 7/2$) بیشتر از دو گروه دیگر (گروه نرمال $376/8 \pm 107/5$ و گروه زانوی پرانتزی $407 \pm 99/8$) بوده است. افزایش نیروهای برخوردی هنگام فرود و تکرار این نیروها زمینه بروز آسیب‌های بافت نرم اطراف مفصل را فراهم می‌کند. از جمله مهم‌ترین عوامل درگیر در بروز آسیب هنگام فرود، میزان بارهای وارده به مفاصل اندام تحتانی است (۱۸). حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل میزان شدت فرود فرد را توصیف می‌کنند (۱۹). بزرگی حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به فعال‌سازی و انقباض برون‌گرای عضلات پلانتر فلکسور بستگی دارد. در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن مانند فرود، اندام‌های تحتانی مسئول جذب شوک هنگام تماس پا با زمین هستند و برای کاهش میزان نیروهای عکس‌العمل پیش‌بینی فرود نیز از عوامل تأثیرگذار است که از طریق انقباض عضلانی میزان نیروی فرود را کاهش می‌دهد (۲۷، ۱۰). ممکن است فعال‌سازی عضلانی و نیروهای تماسی هنگام فرود به یکدیگر وابسته باشند. زمانی که بدن نتواند انقباضات برون‌گرا و پیش‌بین عضلات را به کار برد، سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان

رسیدن به پایداری می‌شود (۲۸). از طرفی حرکت اندام و وضعیت زانو و انقباض برون‌گرای عضلات رانی در لحظه تماس پا با زمین می‌تواند در کاهش مقدار نیروی عکس‌العمل دخیل باشد (۲۴). برخی افراد پیش از تماس با زمین، سرعت پا را کاهش می‌دهند یا آن را متوقف می‌کنند، درحالی‌که برخی دیگر اجازه می‌دهند زمین پای آنها را متوقف کند (۲۹). دکرا^۱ و همکاران (۲۰۰۳) و زانگ^۲ و همکاران (۲۰۰۰) گزارش کردند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض برون‌گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل، همچنین انقباض برون‌گرای عضلات پلنتارفلیکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شوند. عضلات اکستنسور زانو جذب‌کننده اولیه شوک و عضلات اکستنسور ران و پلنتارفلیکسور مچ پا جذب‌کننده ثانویه شوک توصیف شده‌اند. در افراد دارای زانوی پرانتری به علت تغییر راستای وتر عضلات چهارسر، این عضلات دچار کاهش عملکرد می‌شوند (۳۰، ۳۱). همچنین در افراد با زانوی پرانتری با تغییر راستای وتر عضلات چهارسر، این عضلات دچار کاهش عملکرد می‌شوند که ممکن است از دلایل بیشتر بودن حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک‌پا در مقایسه با افراد طبیعی باشد (۳۲). همچنین افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا به مفصل سابتالار و میدتارسال اتکای بیشتری دارند، در نتیجه کنترل عملکردی ضعیف‌تری در عضلات پلنتارفلیکسور مچ پا دارند (۳۳). بنابراین ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون‌گرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی می‌تواند سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین شود. ملیسا و همکاران (۲۰۰۳) تأثیر پرونیشن مفصل ساب تالار را بر میزان بار و حداکثر نیروی عمودی را در تکلیف پرش-فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری بررسی کردند و هیچ تفاوتی بین میزان بار و حداکثر نیروی عمودی بین سه گروه (سوپینیت، پرونیته و طبیعی) گزارش نکردند (۳۴). نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق یحیایی راد و همکاران (۲۰۱۳) همخوان است. یحیایی راد و همکاران در تحقیق پایداری پاسچر را در زنان با راستاهای مختلف زانو در حین تکالیف پرش فرود در جهت قدامی- خلفی (مانند تکلیف تحقیق حاضر)، با استفاده از دستگاه صفحه نیرو اندازه گرفتند و بیان داشتند تفاوت معناداری بین گروه‌ها مشاهده نشده است (۳۴، ۳۶). از آنجا که ناهنجاری زانوی پرانتری به صورت والگوس ساب تالار و پرونیشن بخش جلویی پا و در ناهنجاری زانوی ضربدری به صورت واروس ساب تالار و سوپینیشن بخش جلویی پا جبران می‌شود و میزان اورژن نرمال ساب تالار ۱۵ درجه و اینورژون نرمال آن در حدود ۳۰ درجه است،

1. Decker

2. Zhang

بنابراین میزان جبران افراد زانوی ضربدری بیشتر از گروه زانوی پرانتری است که با مقدار نیروی وارده بیشتر توسط گروه زانوی پرانتری در مرحله پیش‌آزمون همخوان است (۳۶). هارینگتون^۱ و همکاران (۱۹۸۳) بیان کردند که برای افراد با ناهنجاری زانوی ضربدری جبران نیروهای وارده از گروه زانوی پرانتری آسان‌تر است، زیرا این گروه الگوی بارگذاری قابل پیش‌بینی‌تری (محل قرارگیری مرکز فشار) نسبت به افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری از خود نشان می‌دهند. با توجه به شواهد به‌نظر می‌رسد گروه زانوی ضربدری و نرمال حین اجرای تکالیف از وضعیت‌های جبرانی برای کاهش مقدار نیروی وارده استفاده کرده‌اند. از طرفی با توجه به نتایج تحقیقات صورت‌گرفته گروه زانوی پرانتری عملکرد ضعیف‌تری در تولید انقباضات برون‌گرای عضلات اندام تحتانی دارد. بنابراین سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود که با نتایج تحقیق حاضر مطابقت دارد (۲۹). همچنین یافته‌ها نشان داد که خستگی بر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی ($P=0/375$) از لحاظ آماری معنادار نبوده است. با توجه به اینکه اندام تحتانی مسئولیت جذب نیرو در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن مانند فرود را بر عهده دارد، خستگی قابلیت جذب شوک و کنترل نیروها در مفاصل را کاهش می‌دهد، از این رو می‌توان تغییر نیروی عکس‌العمل زمین متعاقب خستگی را به این عوامل نسبت داد.

نتیجه‌گیری

براساس یافته‌های تحقیق حاضر تفاوتی در مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی نرمال، پرانتری و ضربدری در اثر خستگی مشاهده نشد، از این رو به‌نظر می‌رسد خستگی (مطابق پروتکل این تحقیق) نتوانست میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد با راستاهای مختلف زانو را دستخوش تغییر سازد که ضرورت انجام مطالعات بیشتر با پروتکل‌های مختلف خستگی را روشن می‌سازد.

پیشنهادها

با توجه به نتایج تحقیق توصیه می‌شود افراد دارای بدراستایی زانو که فعالیت ورزشی آنها مانند پروتکل خستگی تحقیق حاضر است، می‌توانند تکالیف پرش- فرود را بدون نگرانی از تأثیر خستگی بر میزان نیروی عمودی عکس‌العمل وارده زمین (پرش فرود تا ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع پرش فرد) انجام

دهند. همچنین به منظور بررسی همه‌جانبه تأثیر خستگی بر نیروهای عکس‌العمل زمین، پیشنهاد می‌شود استراتژی‌های مختلف فرود، فعالیت عضلانی و زاویه‌سنجی تکالیف پرش - فرود همزمان بررسی شود.

منابع و مآخذ

1. Gharakhanlou R, Alizadeh M h, Daneshmandi H. Corrective Exercises. 2nd ed. Tehran, SAMT & Sport Sciences Research Institute; 2004.
2. Shojadin S, Johari K, Sadeghi H. The Effect of the Fatigue in Lower Extremity Proximal and Distal Muscles on Dynamic Balance in Male Soccer Players (In Persian). Journal of sport medicine. 2011;2(2): 65-80.
3. Stroebel S, De Redder JH, Wilders CJ, Ellis S M. Differences in body composition and prevalence for postural deviations in girls from two racial groups in South Africa. South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation. 2009; 31(2): 119-33.
4. Shahamiri Fatahi F, Alizadeh MH, Minoonejad H. Effect of Genu Varum Deformity on Dynamic Stabilization during Single-Leg Jump-Landing (In Persian). 2013;5(13):39-52.
5. Chao E Y, Neluheni E V, Hsu R W, Paley D. Biomechanics of malalignment. Orthopedic Clinics of North America. 1994; 25(3): 379-86.
6. Malinzak R A, Colby S M, Kirkendall D T, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical Biomechanics. 2001, 16(5): 444-83.
7. Dufek J S, Bates B T. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Medicine. 1991; 12(5): 326-37.
8. McNair P J, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. British Journal of Sport Medicine. 2000; 34(4): 293-296.
9. Letafatkar A, Daneshmandi H, Hadadnezhad M, Abdolvahabi Z. Advanced Corrective Exercises (From theory to Application). Thran, Avaye Zohor; 2011.
10. McNitt Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. Human kinetics Journals. 1991; 7(2): 201-24.
11. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Medicine & Science in Sports & Exercise . 2002; 34(7): 1150-7.
12. Hrysomallis C, Goodman C. A review of resistance exercise and posture realignment. The Journal of Strength & Conditioning Research . 2001; 15(3): 385-90.
13. Cammarata ML, Dhaher YY. The differential effects of gender , anthropometry and prior hormonal state on frontal plane knee joint stiffness. Clinical Biomechanics 2008;23: 937-945.
14. Boden B P, Dean G S, Feagin J A, Garrett W E. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000; 23: 573-78.

15. Robert A, Maliinzak S M, Colby D, T. Kirkendall B Yu William E. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*. 2001; 16(5) 438-445.
16. Boham M, deBeliso M, Harris Ch, Pfeiffer R, McChesney J, Berning J.M. The effects of functional fatigue on ground reaction force of a jump, land, and cut task. *Science and Engineering Investigations*. 2013;2(21): 22-28.
17. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop – jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005;33(7):1022-9.
18. Pappas E, Sheikhzadeh A, Hagins M, Nordin M. The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2007;6:77-84.
19. Devita P, Skelly W A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1992; 24(1): 108-15.
20. Yeow C H, Lee P V, Goh JC. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*. 2011; 30(3): 624-35.
21. Alizadeh M H, Gheytsi M. *Fundamental Concepts of Corrective exercises*. Tehran. Sport Sciences Research Institute. 2013.
22. Shiekh Saraf b. *The Influence of Gender on Knee Kinematics During Landing and Cutting* [MSc]. Tarbiat Moalem University; 2008.
23. Bakhtiary A H, Fatemi E, Rezasoltani A. Genu varum deformity may increase postural sway and falling risk. *koomesh*. 2012;13(3):330 - 7.
24. Mahaki M, Shojaedin S, Memar R, Mahaki B. [The Comparison of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee (IN Persian)]. *Bimonthly journal of research in rehabilitation sciences*. 2014;8(3):61-70.
25. Bonacci J, Vleck V, Saunders PU, Blanch P, Vicenzino B. Rating of perceived exertion during cycling is associated with subsequent running economy in triathletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013; 16: 49–53.
26. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. John Wiley & Sons, Inc; 2009.

27. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM. Quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis. *Human Kinetics Journals* . 2001; 17(2): 142-52.
28. Shahmiri Fatahi F, Alizadeh MH, Minoonejad H. Effect of Genu Varum Deformity on Dynamic Stabilization during Single-Leg Jump-Landing (In Persian). *Sport Medicine Studies*. 2013;5(13):39-52.
29. Cappozzo A. *The mechanics of human walking*. *International Journal of Applied Physics*. 1991; 78: 167-86.

30. Decker M J, Torry M R, Wyland D J, Sterett W I, Richard S J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing . *Clinic Biomechanic* (Bristol, Avon) 2003; 18(7): 662-9.
31. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. “Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings”. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2000; 32(4): 812-9.
32. Junge A, Dvorak J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. *Sports Medicen.* 2004; 34(13): 929-38.
33. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. “Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 2002; 34(7): 1150-7.
34. Melissa D H, Christopher R C, Bruce M G, Sandra J S h. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. *Journal of athletic training.* 2003;38(1):18–23.
35. Yayaei-Rad M, Norasteh A A , Shamsi A, Sanjari M A. The Comparison of Postural Stability in Different Knee Alignment. *Journal of Basic and Applied Scientific Research.* 2013; 3(7): 322-326.
36. Abbasi A, Sadeghi H, Khaleghi Tzji M, Hoseynimehr S H. Gender differences in attraction of Ground reaction forces in Jump and landing (In Persian). *Journal of Olympic.* 2010;4(48):83-92.

The effect of fatigue on peak of Ground reaction forces in female with different knee alignments during jump single leg landing task

Raana Mohammadzadeh Asl^{*1} - Seyed Sadredin Shojaeddin²

1.MSc, Department of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2.Associate Professor, Department of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
(Received: 2016/10/24 ;Accepted: 2019/03/06)

Abstract

Background: Deviation of the knee alignment may cause to change in weight distribution and reduce the mechanical efficiency as a result. Understanding the biomechanical variables resulting from these deformities during fatigue is an important step in the prevention of subsequent injuries. So, the purpose of this study was to compare the peak vertical ground reaction forces during single leg landing drop in female with different knee alignments. Materials and Methods: 40 female students of physical education and sport science with genu varum deformity (14 subjects), genu valgum deformity (14 subjects) and normal knee (12 subjects) participated in this research. Caliper was used to assess alignment of knee and the subjects were divided into three groups (genu varum, genu valgum and normal knee). Then, Subjects performed single-leg landing dropping from 50% of maximum sergeant jump onto the force platform. After the fatigue protocol, single-leg drop was measured again and recorded. Statistical data analysis was performed between three groups via Repeated Measures test. Results: No significant difference was found in the peak vertical ground reaction force between female with different knee alignments ($p=0/314$). Thus, fatigue effect on this force had no significant difference ($p=0/479$). Conclusion: According to the results of present study, we can say that single-leg landing combined with abnormal lower limb alignment and fatigue of muscles around knee (such as fatigue protocol of present study) can't cause to the ACL damage.

Keywords

Fatigue, Genu valgum, Genu varum, Peak vertical ground reaction forces, Single leg landing drop.

* Corresponding Author: Email: raana8889@yahoo.com ; Tel: +989379370848