

اثر دو نوع تمرین اسکات و پرس پا بر تغییرات مرکز فشار پا و نیروی عمودی

عکس‌العمل زمین هنگام پایین آمدن از پله

نادر فرهپور^۱، محسن شایسته^۲، امیرعلی جعفرنژادگرو^۳

چکیده

سابقه و هدف: موقعیت مرکز فشار و مقدار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (GRFz) در فعالیت‌های مختلف روزمره از جمله راه رفتن و تردد از پله با آسیب‌های اندام تحتانی و کمر مرتبط است. هدف این پژوهش بررسی اثر دو شیوه تمرینات مقاومتی مختلف بر متغیرهای بیومکانیکی نظیر تغییرات نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و جابه‌جایی داخلی-خارجی مرکز فشار پاها (COP_x) طی پایین آمدن از پله بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۲۰ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه بوعلی سینای همدان در دو گروه اسکات و پرس پا به ترتیب با میانگین سنی $25/1 \pm 2/7$ و $23/8 \pm 3/2$ سال قرار گرفتند. تغییرات GRFz و COP_x قبل و بعد از ۱۲ جلسه تمرین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. گروه اسکات، حرکت اسکات را همراه با حداکثر آداکشن ران و گروه پرس پا، حرکت پرس پا را همراه با حداکثر آداکشن ران طی ۱۲ جلسه تمرین کردند. جهت مقایسه درون‌گروهی و بین‌گروهی داده‌ها به ترتیب از دو آزمون t همبسته و t مستقل استفاده شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: در گروه پرس پا، مقدار جابجایی داخلی-جانبی COP بعد از تمرین به طور معناداری کاهش یافت ($P=0/030$)؛ همچنین میزان GRF در قله دوم منحنی نیرو بعد از تمرینات پرس پا به‌طور معنی‌داری کاهش یافت ($P=0/027$). با وجود این، مقادیر GRF و COP بین دو گروه معنی‌دار نبود.

نتیجه‌گیری: تمرینات پرس پا می‌تواند سبب بهبود کاهش جابجایی COP و کاهش مقدار GRFz در نقطه اوج نیروی دوم، و در نتیجه کنترل وضعی پاسچر بهتر در هنگام پایین آمدن از پله شود.

واژه‌های کلیدی: پایین آمدن از پله، اسکات، پرس پا، مرکز فشار، نیروی عکس‌العمل زمین.

۱. استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا همدان، ایران. نویسنده مسئول. NaderFarahpour1@gmail.com

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا همدان، ایران.

۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

مقدمه

تردد از پله در زندگی روزمره اجتناب ناپذیر است. هنگام بالا رفتن از پله فشار مکانیکی زیادی به مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه زانو وارد می‌شود (۱). تجزیه و تحلیل راه رفتن روی سطح هموار دارای یک سابقه طولانی است (۲). اما در زمینه تردد از پله بررسی مکانیکی کافی انجام نگرفته است. عضلات مفاصل اندام تحتانی در بالا رفتن از پله برای غلبه بر وزن بدن با انقباض کانستریک و در پایین آمدن از پله نیز برای کنترل گشتاور ناشی از وزن از طریق انقباض اکستریک فعالیت زیادی را متحمل می‌شوند (۳). میزان نیروی عکس‌العمل زمین^۱ (GRF) و تغییرات مرکز فشار^۲ (COP) هنگام پایین رفتن از پله با راه رفتن بر روی زمین مسطح بسیار متفاوت است (۴). به نظر می‌رسد کنترل تعادل هنگام تردد از پله‌ها به‌ویژه در پایین آمدن از پله دشوارتر از کنترل تعادل در راه رفتن عادی است (۵). حدود ۶٪ از همه سقوط‌ها به پله نسبت داده شد است (۶) و ۷۵ درصد از سقوط بر روی پله‌ها در طی پایین آمدن رخ می‌دهد (۷). در افراد مسن و افراد قطع عضو، جابجایی خارجی-داخلی مرکز فشار پاها (COP) بیشتر از افراد عادی است (۸، ۹)، به همین دلیل باید در مطالعات توجه بیشتری بر روی این متغیر صورت پذیرد. مقدار گشتاور ناشی از GRF بستگی به مقدار بازوی گشتاور دارد. این بازوی گشتاور توجه به محل COP متغیر است. از این روی، محل COP همراه با میزان GRF هنگام راه رفتن و دویدن در مطالعات مختلف مورد توجه قرار گرفته اند.

در راه رفتن روی سطح صاف نیروی عکس‌العمل عمودی زمین دو اوج و یک فرورفتگی بین دو اوج دارد. اوج اول مربوط به برخورد پاشنه با زمین و اوج دوم در آخرین مراحل استقرار و با فشار پنجه برای تولید نیروی جلوبرنده ایجاد می‌شود. فرورفتگی وسط منحنی نیز در نیمه استقرار و با پذیرش وزن بدن و ایجاد فلکشن در زانو به وجود می‌آید (۱۰). در پایین آمدن از پله همانند راه رفتن روی سطح دو اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و یک فرورفتگی بین دو اوج نیرو دارد، با این تفاوت که اوج نیروی اول بسیار بزرگتر از اوج نیروی دوم است (۱۱). تحقیقات متعددی درباره عملکرد اندام تحتانی در پایین آمدن از پله انجام گرفته است (۱، ۵). در این تحقیقات، تأثیر ارتفاع پله (۱۲، ۱۳)، سرعت عبور از پله (۱۲)، سن (۱۴) و الگوهای رفتن متناوب از پله (۱۵) مورد بررسی قرار گرفته است. اغلب تحقیقات گذشته روی کینماتیک، EMG یا گشتاور زانو بوده است (۱۶-۱۹). همچنین در مطالعات بالینی، محققان از فعالیت پایین آمدن از پله برای ارزیابی مکانیک اندام تحتانی در افراد با درد پاتلوفمورال (۲۰) و آرتروز زانو استفاده کردند (۲۱)؛ به طور کلی مطالعات اندکی تأثیر تمرینات بر متغیرهای کینتیکی طی فاز پایین رفتن از پله را مورد بررسی قرار داده‌اند.

مقدار نیروی عکس‌العمل عمودی ارتباط مستقیمی با مکانیک مفاصل اندام تحتانی و کم دارد. هنگام فرود آمدن پا روی زمین، نیروی عضلات ضد جاذبه از جمله پلانتر فلکسورهای مچ، اکستنسورهای زانو ران با جذب نیرو و کار منفی از شدت بار وارده بر مفاصل می‌کاهد. هرچند در زمینه تعامل بین نیروی عضلانی و میزان GRF در راه رفتن و دویدن در سطح صاف شواهد علمی وجود دارد؛ اما این متغیرها هنگام بالا و پایین رفتن از پله و نیز اثر تمرینات تقویتی بر آنها چندان مورد کنکاش و بررسی قرار نگرفته و نیازمند بررسی و مطالعه می‌باشد. پژوهش‌های گذشته در زمینه اثر تمرینات مختلف زنجیره حرکتی باز و بسته (۲۲-۲۴) شامل تمرینات اسکات و پرس پا در شرایط مختلفی بوده‌اند و نمی‌توان نتایج آنها را به اثر تمرینات عضلانی در میزان GRF و یا وضعیت

1 . Ground reaction force

2 . Center of pressure

پوسچر ربط داد. بعلاوه غالب تحقیقات پیشین به بررسی اثر آنی تمرینات در زنجیره‌های حرکتی باز (پرس پا) و بسته (اسکات) بر روی فعالیت عضلانی پرداخته‌اند و تا کنون اثر طولانی‌مدت اجرای این حرکات بر روی متغیرهای بیومکانیکی طی اجرای تکالیف روزمره همچون پایین رفتن از پله مورد مقایسه قرار نگرفته است. در اجرای تمرینات اسکات و پرس پا، وقتی که ران در وضعیت آداکشن قرار گیرد، عضله پهن داخلی و نزدیک‌کننده ران بیشتر از حالت عادی فعال و تقویت می‌شوند (۲۵-۲۷). هدف این تحقیق، بررسی اثر تمرینات مقاومتی اسکات و پرس پا بر متغیرهای بیومکانیکی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (GRF_z) و جابه‌جایی مرکز فشار (COP_x) طی پایین آمدن از پله می‌باشد.

روش‌شناسی

آزمودنی‌ها

این پژوهش از نوع نیمه تجربی-آزمایشگاهی است. جامعه این پژوهش را دانشجویان پسر دانشگاه بوعلی سینا همدان تشکیل دادند. از این افراد تعداد ۲۰ نفر غیر ورزشکار به‌صورت در دسترس انتخاب و به طو تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. یک گروه به تمرینات اسکات و گروه دیگر به تمرینات پرس پا پرداختند. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، رضایت‌نامه کتبی خود را مبنی بر شرکت در آزمایش اعلام کردند. آزمودنی‌ها فاقد هرگونه سابقه آسیب ارتوپدی، عمل جراحی، ناهنجاری اسکلتی-عضلانی، شکستگی، دررفتگی در اندام تحتانی بودند. اطلاعات آنتروپومتریکی شامل قد، وزن و سن در جدول ۱ آورده شده است.

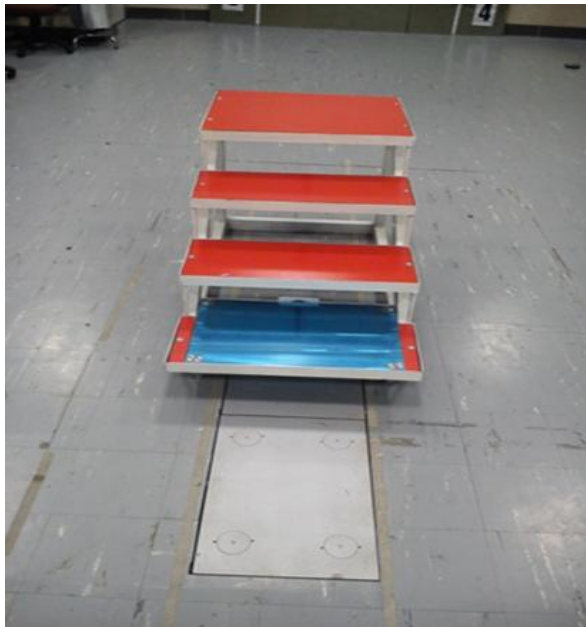
جدول ۱: اطلاعات میانگین سن، قد و وزن آزمودنی‌ها

سن (سال)	جرم (کیلوگرم)		قد (سانتی‌متر)		
	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	
۲۵/۱±۲/۷	۷۸/۱±۶/۶	۷۷/۵±۵/۴	۱۷۹/۵±۷/۳	۱۷۹/۲±۷/۱	گروه اسکات
۲۳/۸±۳/۲	۷۶/۹±۶/۵	۷۵/۳±۷/۳	۱۸۰/۵±۴/۹	۱۸۰/۵±۴/۲	گروه پرس پا
۰/۵۶۵	۰/۷۲۴	۰/۵۲۶	۰/۹۳۶	۰/۹۲۱	سطح معنی‌داری

شیوه اجرا

در هر گروه ابتدا از آزمودنی یک پیش‌آزمون گرفته شد. اجرای پیش‌آزمون عبارت بود از اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین و تغییرات مرکز فشار هنگام پایین رفتن از پله با سرعت یکنواخت و معمولی. آزمودنی چندین بار حرکت موردنظر را به طور تمرینی اجرا می‌کرد. سپس در بالای پله‌ها قرار می‌گرفت، دست‌ها را به‌صورت ضربدر روی شانه‌های خود قرار می‌داد و با شنیدن فرمان حرکت، با سرعت یکنواخت که توسط مترونوم کنترل می‌شد، حرکت پایین آمدن، از راه‌پله‌ای که مجموعاً ۴ پله با ارتفاع ۲۰، پهنای ۸۰ و عرض ۳۰ سانتی‌متر را انجام می‌داد. آزمودنی، گام برداری خود را با پای برتر شروع می‌کرد و سومین فرود وی روی فورس‌پلیت بود و پاهای بعدی روی پله‌های متوالی فرود می‌آمد که فاقد فورس‌پلیت بودند. این حرکت ۸ بار تکرار شد. بین هر تکرار به آزمودنی یک دقیقه استراحت داده می‌شد. ۵ تکرار بدون نقص برای تجزیه‌وتحلیل انتخاب شدند. بعد از اجرای پیش‌آزمون، هر گروه تمرینات اختصاصی مربوط به خود را انجام داده و سپس شرایط پس‌آزمون دقیقاً همانند

پیش‌آزمون تکرار شد. اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین (GRFz) و تغییرات مرکز فشار (COPx) توسط صفحه نیرو (Kistler Instruments، سوئیس) (شکل ۱) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که در مسیر گام برداری روی پله تعبیه شده بود، ثبت گردید. میزان برش فرکانسی در داده‌های نیروی عکس‌العمل برابر ۲۰ هرتز بود. داده‌های GRFz نسبت به وزن بدن نرمالایز شدند (۲۸-۳۰). قابل ذکر است که وزن طی هر دو مرحله پیش و پس‌آزمون مورد اندازه‌گیری و جهت نرمال‌سازی داده‌های کینتیکی مورد استفاده قرار گرفت. سرعت گام برداری در آزمون با یک مترونوم با ضربان ۹۰ (bpm) بار در دقیقه تنظیم شد.



شکل ۱: موقعیت قرارگیری صفحه نیرو بر روی پله

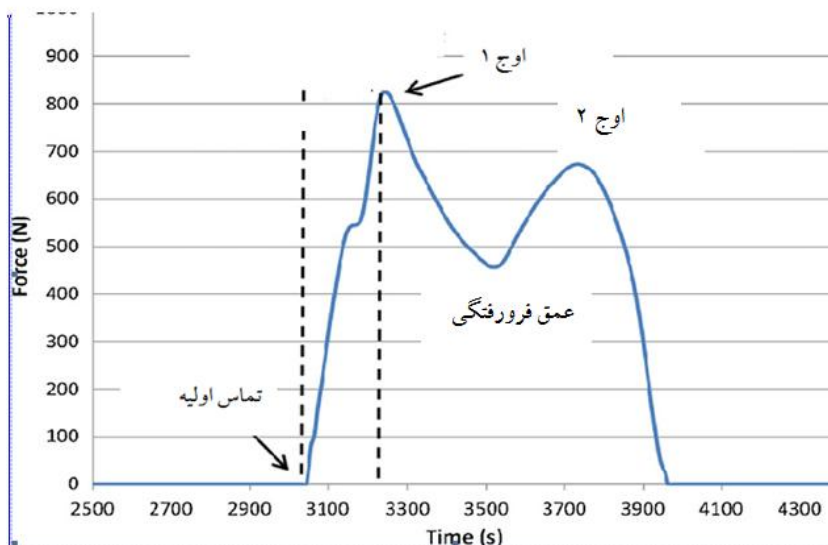
برای انجام تمرینات مقاومتی عضلات چهارسر رانی یک گروه حرکت اسکات و گروه دیگر حرکت پرس پا را انجام دادند. ابتدا از آزمودنی‌های هر دو گروه خواسته شد که به مدت ۵ دقیقه به صورت عمومی و دلخواه گرم کنند. سپس برای تعیین میزان قدرت عضلات چهارسر رانی هر آزمودنی، از آن‌ها آزمون یک تکرار بیشینه (1-RM) گرفته شد. وزنه‌ای برای تعیین 1-RM انتخاب شد که شخص نتواند آن را بیش از ۹ تکرار جابجا کند. این تمرین در ۳ ست انجام شد و بین هر ست ۳ الی ۵ دقیقه استراحت داده شد. از این سه ست میانگین گرفته شد و طبق فرمول؛

$$1\text{-RM} = \text{Weight} \div (1.0278 - (0.0278 \times \text{Number of repetitions}))$$

مقدار 1RM میانگین محاسبه شد. سپس آزمودنی‌های هر گروه با ۶۰٪ 1-RM تعیین شده برای هر شخص، در چهار ست، هر ست ۱۲ تکرار، استراحت بین ست‌ها ۲ الی ۳ دقیقه و به صورت ۳ جلسه در هفته تمرینات خود را انجام دادند. از یک وسیله کمکی مانند توپ برای حداکثر آداکشن ایزومتریک ران استفاده شد. به‌گونه‌ای که توپ را بین زانوهای آزمودنی قرار داده و از وی خواسته شد که حین اجرای حرکت حداکثر آداکشن ران را انجام دهد. این تمرینات ۱۲ جلسه به طول انجامید، در پایان جلسه ششم مجدداً از آزمودنی‌ها آزمون

IRM به عمل آمد و مقدار یک تکرار بیشینه مشخص شد. آزمودنی‌ها ۶ جلسه باقیمانده را با ۶۰٪ یک تکرار بیشینه دوم تمرین کردند. در ادامه بعد از ۷۲ ساعت از پایان آخرین جلسه تمرینی از آزمودنی آزمون پس‌آزمون به عمل آمد.

پارامترهای GRF که در حین پایین آمدن از پله طی پیش و پس‌آزمون مورد مطالعه قرار گرفتند شامل: اوج اول، عمق فرورفتگی و اوج دوم منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین عمودی بود (شکل ۲).



(شکل ۲): الگوی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی پایین آمدن از پله

(محور عمودی: نیروی عکس‌العمل؛ محور افقی: زمان استقرار)

تجزیه و تحلیل آماری

همگنی واریانس‌ها در دو گروه توسط آزمون لون مورد تایید قرار گرفت. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شپیرو-ویلک و برای تجزیه و تحلیل داده‌های به‌دست‌آمده از روش آماری T همبسته و T مستقل استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ با سطح معنی‌داری $p < 0.05$ انجام شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد (۳۱):

$$D = (\text{Mean1} - \text{Mean2}) / [(\text{SD1} + \text{SD2}) / 2]$$

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کمتر باشد نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵، تغییرات متوسط و ۰/۸، تغییرات بزرگ می‌باشد (۳۱).

یافته‌ها

در این تحقیق تغییرات COP و GRF از لحظه تماس پا با سطح اتکا (Initial contact) تا لحظه جدا شدن پا از پله (toe-off)، مورد بررسی قرار گرفته است. اطلاعات مربوط به میانگین و انحراف استاندارد COP در جدول شماره ۲ قابل مشاهده است. نتایج این پژوهش نشان داد که تغییرات COP در جهت خارجی-داخلی در گروه پرس پا بعد از تمرین نسبت به قبل تمرین ۲۸/۹٪ کاهش یافته است که به لحاظ آماری معنی‌دار است

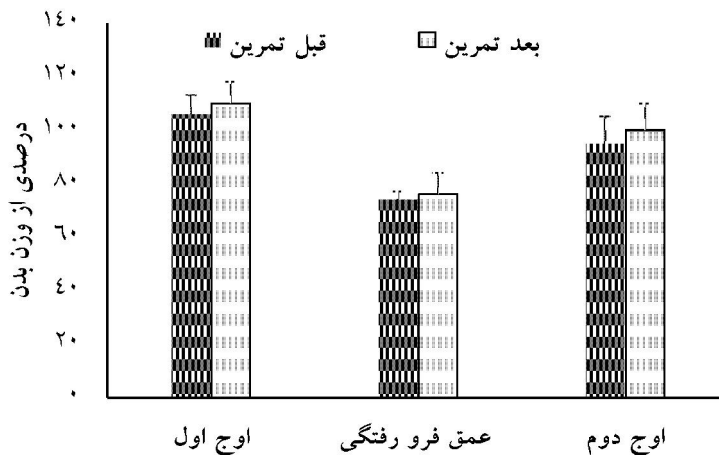
($t=-2/56$; $p=0/030$; $d=0/70$) تغییرات COP در گروه اسکات بعد از تمرین در مقایسه با قبل تمرین اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. مقایسه تغییرات (اختلاف بین پیش و پس‌آزمون) COP بین دو گروه اسکات ($0/80 \pm 28/8$) و پرس پا ($-14/7 \pm 18/2$) نشان داد که به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری بین دو گروه وجود ندارد ($p=0/166$).

نتایج به‌دست‌آمده از تغییرات GRF نشان داد که در گروه تمرینی اسکات، بین قبل و بعد از تمرین به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (نمودار ۲).

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر متغیر COP (برحسب میلی‌متر) در دو گروه قبل و بعد از تمرین.

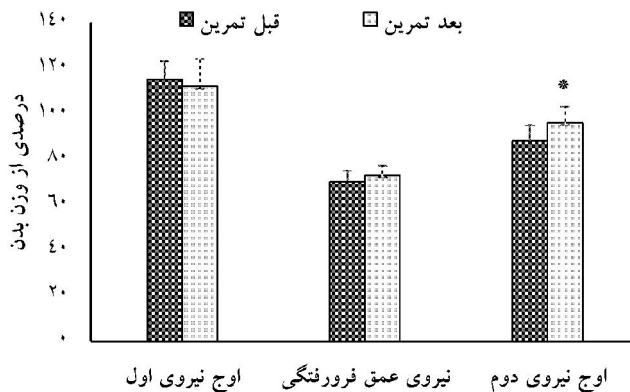
پایین آمدن				
t	P	بعد	قبل	
0/08	0/93	38/11 ± (18/44)	37/3 ± (20/68)	اسکات
-2/56	*0/03	36/24 ± (16/69)	51 ± (25/02)	پرس پا
0/34	0/74	مقایسه تغییرات بین گروهی		

* سطح معنی‌داری $P < 0/05$

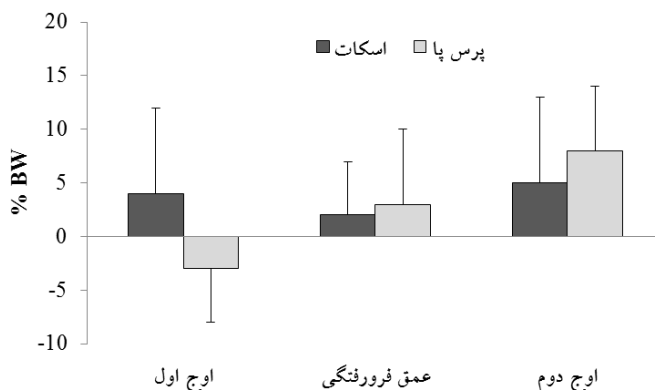


نمودار ۲: مقایسه مقادیر GRF (میانگین \pm انحراف استاندارد) قبل و بعد از تمرینات در گروه اسکات طی پایین آمدن از پله.

نتایج مربوط به تغییرات GRF در گروه پرس پا قبل و بعد از تمرین در نمودار ۳ نمایش داده شده است. نتایج این پژوهش نشان داد که، مقدار تغییرات GRF در نقطه اوج دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین طی پایین آمدن از پله بعد از تمرین نسبت به قبل تمرینات پرس پا ۹/۰٪ افزایش یافته است که این اختلاف به لحاظ آماری معنی‌دار است ($d=0/۶۳$; $p = 0/۰۲۷$; $t=۲/۶۳$). اوج اول و عمق فرورفتگی منحنی نیروی عمودی عکس العمل زمین طی پایین آمدن از پله در گروه پرس پا طی پس از آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (نمودار ۳). در مقایسه بین گروهی مقادیر اختلاف پیش و پس‌آزمون، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه اسکات و پرس پا مشاهده نشد (نمودار ۴).



نمودار ۳: مقایسه مقادیر GRF (میانگین \pm انحراف استاندارد) قبل و بعد از تمرینات در گروه پرس پا طی پایین آمدن از پله



نمودار ۴: مقایسه مقادیر تغییرات GRF (میانگین \pm انحراف استاندارد) در دو گروه پرس پا و اسکات.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که جابجایی مرکز فشار در جهت خارجی-داخلی در گروه پرس پا بعد از تمرین نسبت به قبل از تمرین کاهش معنی‌داری یافته است. در حالیکه در گروه اسکات تغییری در میزان جابجایی مرکز فشار طی پس از آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون مشاهده نشد. از نظر حرکت شناسی، در تمرین اسکات، مجموعه

عضلات پلانتر فلکسورهای مچ، اکستنسورهای زانو، و اکستنسورهای ران فعال هستند. بنابر این به طور طبیعی اثر تمرین در یک مدت زمان خاص در سه مفصل تقسیم می‌شود. در حالی که پرس پا، فقط روی اکستنسورهای زانو متمرکز است. در فرود از پله، ثبات زانو در حفظ تعادل و کنترل پوسچر نقش مهمی در زنجیره مچ، زانو و ران ایفا می‌کند. این نتایج دلالت می‌کنند بر اینکه تمرینات پرس پا موجب کنترل بهتر پاسچر دینامیک مردان سالم طی پایین آمدن از پله شده‌است. باتوجه به اینکه ناپایداری مفصلی با بهم خوردن تعادل و سقوط افراد مرتبط است؛ کاهش نوسانات COP می‌تواند به میزان قابل توجهی از سقوط افراد از پله جلوگیری کند.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در گروه اسکات تغییرات GRF در هر یک از سه نقطه اوج نیرو، در پس-آزمون نسبت به پیش‌آزمون تغییر معنی‌داری نداشته است. با وجود این، اوج دوم نیروی عکس العمل عمودی بعد از تمرینات پرس پا به طور معنی‌داری افزایش یافته است. محققان بر این باورند که به خاطر ماهیت عملکردی تمرینات زنجیره بسته همچون حرکت اسکات اثربخشی بیشتری در توان بخشی زانو ایفا می‌کند (۳۲)؛ اما در مطالعه حاضر مشاهده شد که پس از انجام دوازده جلسه تمرین مقاومتی، تمرینات پرس پا اثربخشی بیشتری بر روی مقادیر جابجایی مرکز فشار و اوج دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی پایین رفتن از پله داشته است. یکی از علل تناقض در نتایج پژوهش حاضر در مقایسه با پژوهش‌های گذشته را می‌توان اینگونه تشریح نمود که حرکت اسکات نسبت به پرس پا مهارتی دشوار است که فراگیری و افزایش رکورد آن نیازمند زمان بسیار طولانی‌تری است. با توجه به اینکه آزمودنی‌های این پژوهش افراد مبتدی بوده‌اند و زمان تمرینات نیز نسبتاً کوتاه بوده است. بنابراین نمی‌توان با توجه به نتایج این پژوهش به طور صریح در مورد اثربخشی این تمرینات اظهار نظر نمود. اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر با دوره زمانی تمرین طولانی‌تر دارد. مارسلو^۱ و همکاران (۲۰۱۱)، طی مطالعه‌ای روی فعالیت پله نشان دادند که، افراد مبتلا به درد قدامی زانو هنگام بالا رفتن و پایین آمدن از پله ناحیه جابجایی مرکز فشار گسترده‌تر، فعالیت EMG بیشتر و مقدار کمتر GRF در نقطه اوج نیروی دوم را نشان دادند. با توجه به کاهش مقادیر جابجایی مرکز فشار در پژوهش حاضر بعد از انجام تمرینات پرس پا همراه با آداکشن ران، توصیه می‌شود که پژوهش حاضر بر روی افراد مبتلا به درد قدامی زانو انجام پذیرد تا این موضوع بررسی گردد که آیا انجام این تمرینات آیا سبب کاهش جابجایی مرکز فشار در این افراد نیز می‌گردد یا خیر. آلکوک^۲ و همکاران (۲۰۱۵) بیان نمودند که یکی از مواردی که می‌تواند میزان اوج GRF را طی پایین آمدن از پله کنترل نماید، میزان ارتفاع قوس طولی داخلی پا است (۳۳). بنابراین، می‌توان اثرات تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر را همراه با تقویت همزمان عضلات نگه‌دارنده قوس طولی داخلی پا بر بیومکانیک تردد از پله مورد ارزیابی قرار داد. ویتهد^۳ و همکاران (۲۰۱۵) گزارش نمودند که وسایل ارتودیک قادر به افزایش اوج نیروی عمودی طی پایین رفتن از پله بوده و میزان جذب توان را در دو مفصل مچ پا و زانو افزایش می‌دهند (۳۴). با وجود این، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات اسکات تأثیری بر مقادیر اوج GRF دارا نمی‌باشند.

نتایج تحقیقات پیشین گزارش نموده‌اند که بیماران استئوآرتریت زانو در مقایسه با افراد بزرگسال سالم، طی پایین آمدن از پله، برخورد شدیدتر و نیروی عکس‌العمل زمین بزرگتری را نشان داد (۳۵). در این مطالعه مشاهده شد که تمرین مقاومتی پرس پا موجب کاهش اوج دوم نیروی عمودی می‌شود، این موضوع نشان‌دهنده کاهش

1. Marcello
2. Alcock
3. Whitehead

بار عمودی وارده بر پا بعد از دوره تمرینی در این گروه می‌باشد که می‌تواند در پیشگیری از آسیب موثر باشد (۳۶). بنابراین احتمالاً انجام تمرینات پرس پا همراه با آداکشن ران در طولانی‌مدت می‌تواند در بیماران دارای استئوآرتریت زانو مفید باشد. هر چند که اثبات بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد. مقدار تغییرات GRF طی پایین آمدن از پله در پس‌آزمون در گروه اسکات و گروه پرس پا به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری را نشان نداده است. این تحقیق از آن نظر که به بررسی تأثیر و مقایسه دو نوع تمرین مقاومتی روی یک فعالیت ثانویه که همه انسان‌ها به‌طور مداوم با آن سروکار دارند (فعالیت پایین آمدن از پله) و جنبه بازتوانی برای مفصل زانو دارد از دیگر پژوهش‌ها متمایز می‌باشد. بر اساس دانش ما این پژوهش، اولین مطالعه‌ای است که به بررسی اثر تمرین بر متغیرهای بیومکانیکی طی پایین آمدن از پله پرداخته است. از آنجاکه تاکنون مطالعه مشابهی در زمینه بررسی اثر تمرین بر تغییرات مرکز فشار و نیروی عکس‌العمل زمین هنگام پایین آمدن از پله انجام نگرفته، امکان مقایسه نتایج این پژوهش با پژوهش‌های قبلی وجود ندارد، نتایج به‌دست‌آمده از این مطالعه می‌تواند برای همه افراد جامعه به‌منزله پیشگیری و برای مراکز بازتوانی به‌منظور درمان بیماران مورد استفاده قرار گیرد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم اطلاع از تغذیه و استراحت شرکت‌کنندگان در طی دوره تمرینی اشاره نمود. همچنین در تمرینات اسکات معلوم نبود در هر آزمودنی دقیقاً چقدر از توان ایجاد شده در هر یک از مفاصل تولید شده است نتیجه‌گیری: دوازده جلسه تمرین پرس پا منجر به کاهش جابجایی داخلی-خارجی مرکز فشار پاها و بهبود ثبات پاسچری و نیز کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی هنگام پایین آمدن از پله شد. اما همین مدت زمان تمرین اسکات تأثیری بر میزان جابجایی مرکز فشار پا و میزان اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی پایین آمدن از پله نداشت. پیشنهاد می‌شود این مقایسه در گروه‌های سالم و افراد مبتلا به درد کشکی-رانی در مدت طولانی‌تر و با کنترل بیشتر در میزان فشار مکانیکی حاصل از این دو تمرین انجام شود.

References:

1. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. 2016. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. *Clinical Biomechanics*. 35:56-61.
2. Cappozzo A, Marchetti M, Tosi V. *Biocomotion: a century of research using moving pictures: Promograph*; 1992.
3. Lewis J, Freisinger G, Pan X, Siston R, Schmitt L, Chaudhari A. 2015. Changes in lower extremity peak angles, moments and muscle activations during stair climbing at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 25(6):982-9.
4. Costigan PA, Deluzio KJ, Wyss UP. 2002. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait & posture*. 16(1):31-7.
5. Qu X, Hu X. 2014. Lower-extremity kinematics and postural stability during stair negotiation: Effects of two cognitive tasks. *Clinical Biomechanics*. 29(1):40-6.

6. Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ. 1993. An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study. *Australian journal of public health*. 17(3):240-5.
7. Startzell JK, Owens DA, Mulfinger LM, Cavanagh PR. 2000. Stair negotiation in older people: a review. *Journal of the American Geriatrics Society*. 48(5):567-80.
8. Trombini-Souza F, Kimura A, Ribeiro AP, Butugan M, Akashi P, Passaro AC, et al. 2011. Inexpensive footwear decreases joint loading in elderly women with knee osteoarthritis. *Gait & posture*. 34(1):126-30.
9. Nigg BM, Emery C, Hiemstra LA. 2006. Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 38(10):1701.
10. Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. 1998. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology*. 80(4):1868-85.
11. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IA. 2005. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & posture*. 21(1):24-38.
12. Spanjaard M, Reeves ND, Van Dieën J, Baltzopoulos V, Maganaris CN. 2009. Influence of gait velocity on gastrocnemius muscle fascicle behaviour during stair negotiation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 19(2):304-13.
13. Spanjaard M, Reeves ND, Van Dieën J, Baltzopoulos V, Maganaris CN. 2008. Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass. *Journal of experimental biology*. 211(9):1368-75.
14. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. 2008. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18(2):218-27.
15. Reid SM, Lynn SK, Musselman RP, Costigan PA. 2007. Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns. *Medicine and science in sports and exercise*. 39(11):2005.
16. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & posture*. 15(1):32-44.
17. Savvidis E, von der Decken C. 1999. Forces acting on foot soles during stair climbing in healthy probands and in patients with coxarthrosis. *Biomedizinische Technik Biomedical engineering*. 44(4):98-103.
18. Christina KA, Cavanagh PR. 2002. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. *Gait & posture*. 15(2):153-8.
19. Lobo da Costa P, Amadio A editors. Ground reaction force factors and electromyographic patterns during level and stair walking in children. *Proceedings of the, XV, congress of the international society of biomechanics; 1995.*

20. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. 2001. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 16(10):906-12.
21. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An K-N. 2001. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*. 34(7):907-15.
22. Hanten WP, Schulthies SS. 1990. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Physical Therapy*. 70(9):561-5.
23. Noorbhai H. 2012. The effects of open vs closed kinetic chain exercises among injured adolescent cricket players in KZN, South Africa. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 15:S131.
24. Levin S, de Solórzano SL, Scarr G. 2017. The significance of closed kinematic chains to biological movement and dynamic stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. [In press]
25. Peng H-T, Kernozek TW, Song C-Y. 2013. Muscle activation of vastus medialis obliquus and vastus lateralis during a dynamic leg press exercise with and without isometric hip adduction. *Physical Therapy in Sport*. 14(1):44-9.
26. Earl J, Schmitz RJ, Arnold B. 2001. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 11(6):381-6.
27. Coqueiro KRR, Bevilacqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. 2005. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 15(6):596-603.
28. Lymbery JK, Gilleard W. 2005. The stance phase of walking during late pregnancy: temporospatial and ground reaction force variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 95(3):247-53.
29. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. 2011. Ground reaction forces during gait in pregnant fallers and non-fallers. *Gait & posture*. 34(4):524-8.
30. Hamel KA, Okita N, Bus SA, Cavanagh PR. 2005. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics*. 48(8):1047-56.
31. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavior science*. Lawrence Erlbaum Association. 1988.
32. Laprade J, Culham E, Brouwer B. 1998. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 27(3):197-204.

33. Alcock L, Vanicek N. 2015. Biomechanical demands of the 2-step transitional gait cycles linking level gait and stair descent gait in older women. *Journal of biomechanics*. 48(16):4191-7.
34. Whitehead JMA, Esposito ER, Wilken JM. 2016. Stair ascent and descent biomechanical adaptations while using a custom ankle-foot orthosis. *Journal of Biomechanics*. [In press]
35. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. 2007. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? *The Knee*. 14(3):231-8.
36. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.