

The Effects of Hip Abductor and External Rotator Strengthening on Pelvic Position in Frontal Plane in Men with Dynamic Knee Valgus During Single-leg Landing

Safari Bak M¹, Khayam Bashi Kh², Esmaeili H³, Lenzhan Nezhadian Sh³

Abstract

Purpose: It has been theorized that contralateral pelvic drop indicates weakness of the stance hip-abductor and external rotator musculature, results in impaired load transfer, which may contribute to lower extremity injuries. In spite of the relationship between hip weakness and pelvic tilt, unfortunately few studies have been investigated the effect of hip strengthening on pelvic position. Therefore, the purpose of the present study was to investigate the effect of hip abductor and external rotator strengthening on pelvic position in frontal plane during single-leg landing.

Methods: Thirty-two males with knee valgus angle more than 8 degree were selected through non-probability inconvenient sampling and randomized into an experimental (n=16, age: 22.35 ± 1.82 year, height: 1.78 ± 0.07 meter, weight: 70.92 ± 11.6 kg) and control groups (n=16, age: 22.66 ± 1.79 year, height: 1.8 ± 0.05 meter, weight: 71.01 ± 11.61 kg). The experimental group carried out 8 weeks of bilateral hip abductor and external rotator strengthening 3 times per week (each session 45-60 minutes) and control group continue to daily activity as usual. Pre and post-tests hip strength were measured with isokinetic dynamometer (Kin-Com) and motion capture data were collected during 3 single-leg landing trials before and after training. Pelvic tilts were estimated using QTM and Visual 3D software. Data were analyzed via SPSS software applying the repeated measures ANOVA at a significant level of p<0.05.

Results: Significant group-by-time interactions were observed for concentric and eccentric hip abduction (p<0.001, p<0.001) and external rotation (p<0.02, p<0.001) strength and upward pelvic tilt (p=0.047) and range of motion of pelvic drop (p=0/005), respectively. Post hoc testing revealed that concentric and eccentric hip abductor (p<0.001, p=0.004) and external rotator (p=0.01, p<0.001) strength increased and upward pelvic tilt (p=0.04) and range of motion of pelvic drop (p=0.008) respectively, decreased in the experimental group following the 8-week intervention but did not change in the control group (p> 0.05).

Conclusion: An eight weeks hip abductor and external rotator strengthening programs was effective in improvement concentric and eccentric hip abductor and external rotator strength and pelvic position in frontal plane.

Keywords: Pelvis tilt, Injury prevention, Isokinetic, Landing, Strength

Received:2019.11.01 Accepted: 2020.05.03

تاثیر تقویت عضلات دور کننده و چرخاننده خارجی ران بر وضعیت لگن در صفحه فرونتال در مردان دارای ولگوس

پویای زانو طی حرکت فرود تک پا

مهدی صفری بک^۱، خلیل خیام باشی^۲، حامد اسماعیلی^۳، شهرام لنجان نژادیان^۳

هدف: افتادگی لگن در سمت مخالف پای تکیه گاه، طبق نظریات بیانگر ضعف عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران می باشد. این ضعف با ایجاد نقص در انتقال نیرو در بدن می تواند ریسک بروز آسیب های اندام تحتانی را افزایش دهد. علی رغم وجود ارتباط تاکنون تحقیقات محدودی در زمینه تاثیر تقویت این عضلات بر وضعیت لگن انجام شده است. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی تقویت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران بر وضعیت لگن در صفحه فرونتال طی حرکت فرود تک پا می باشد.

روش بررسی: سی دو مرد دارای ولگوس زانو بیش از ۸ درجه به صورت در دسترس و هدفمند انتخاب و به طور تصادفی در دو گروه تجربی (۱۶ نفر، سن: ۲۲/۳۵±۱/۸۲ سال، قد: ۱/۷۸±۰/۰۷ متر، وزن: ۷۰/۹۲±۱۱/۶ کیلوگرم) و کنترل (۱۶ نفر، سن: ۲۲/۶۶±۱/۷۹ سال، قد: ۱/۸±۰/۰۵ متر، وزن: ۷۱/۰۱±۱۱/۶۱ کیلوگرم) قرار گرفتند. پس از انجام پیش آزمون، گروه تجربی سه جلسه در هفته (هر جلسه ۴۵-۶۰ دقیقه) و به مدت هشت هفته تمرینات تقویتی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران را به صورت دو طرفه و گروه کنترل فعالیت های معمول روزانه خود را انجام دادند و در انتها از هر دو گروه پس آزمون گرفته شد. در مرحله پیش و پس-آزمون، قدرت عضلات ران با استفاده از دینامومتر ایزوکنتریک (کین کام) و اطلاعات کینماتیک طی سه حرکت پرش و فرود ثبت و وضعیت لگن در صفحه فرونتال با استفاده از نرم افزارهای QTM و Visual 3D محاسبه شد. داده ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری در سطح معناداری ($p < 0.05$) توسط نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته ها: یافته های پژوهش حاضر نشان داد که اثر متقابل گروه آزمایشی و زمان اندازه‌گیری برای قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات دورکننده ($p < 0.001$, $p < 0.001$) و چرخاننده خارجی ران ($p = 0.02$, $p < 0.001$) و حداکثر زاویه بالا رفتن لگن ($p = 0.047$) و دامنه پایین افتادن لگن ($p = 0.005$) در صفحه فرونتال معنی دار بود. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که در گروه تجربی میانگین نمرات قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات دورکننده ($p = 0.004$, $p < 0.001$) و چرخاننده خارجی ران ($p < 0.001$, $p = 0.01$) در پی هشت هفته تمرینات افزایش و زاویه بالا رفتن لگن ($p = 0.04$) و دامنه پایین افتادن آن ($p = 0.008$) نیز کاهش یافته است. اما در گروه کنترل تغییر معنی داری مشاهده نشد ($p > 0.05$).

نتیجه گیری: هشت هفته تمرینات تقویتی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران می تواند در بهبود قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی و وضعیت لگن در صفحه فرونتال هنگام فرود تک پا موثر باشد.

کلمات کلیدی: تیلت لگن، پیشگیری از آسیب، ایزوکنتریک، فرود، قدرت

نویسنده مسئول: خلیل خیام باشی، dr.khayam@yahoo.com ORCID: 0000-0003-0596-221X

آدرس: اصفهان، دانشگاه اصفهان، دانشکده علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی

۱- دانشجوی دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استاد گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

مقدمه

افزایش گشتاور آبداکتوری زانو و ایمپالس حین راه رفتن می شود. Takacs and Hunt (۴) نشان دادند که پایین افتادن لگن در صفحه فرونتال به تنهایی می تواند باعث افزایش چشمگیر گشتاور آبداکتوری زانو طی ایستادن تک پا شود که این امر می تواند خطر ابتلا به بسیاری از آسیب های ناحیه زانو نظیر استئوآرتریت زانو، سندرم درد کشکی-رانی و پارگی لیگامان متقاطع قدامی را افزایش دهد (۴). لذا این امر باعث گردیده تا متخصصین طب ورزشی نگاه ویژه‌ای به بحث شناسایی ریسک فاکتورهای مرتبط با نقص حرکتی لگن در صفحه فرونتال و پیشگیری از بروز آسیب در مفاصل پروگزیمال و دیستال داشته باشند. در دهه اخیر قدرت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی

بدن انسان به صورت یک زنجیره حرکتی می باشد و نقص در هر بخش از این زنجیره می‌تواند بر روی کینماتیک و کینتیک مفاصل دیستال و پروگزیمال طی فعالیت های تحمل وزن نظیر فرود تاثیر گذار باشد (۱). در بخش میانی این زنجیره حرکتی کمربند لگنی قرار دارد که از طریق مفصل هیپ با اندام تحتانی و از طریق ستون فقرات با اندام فوقانی در ارتباط است (۲). لذا هرگونه نقص حرکتی در این قسمت می تواند بالطبع بر روی کینماتیک و کینتیک مفاصل زانو، مچ پا و تنه تاثیرگذار باشد (۱). یکی از نقص‌های حرکتی لگن پایین افتادن آن در صفحه فرونتال در حالت تحمل وزن روی یک پا می‌باشد. Dunph. و همکاران (۳) بیان کردند افت لگن باعث

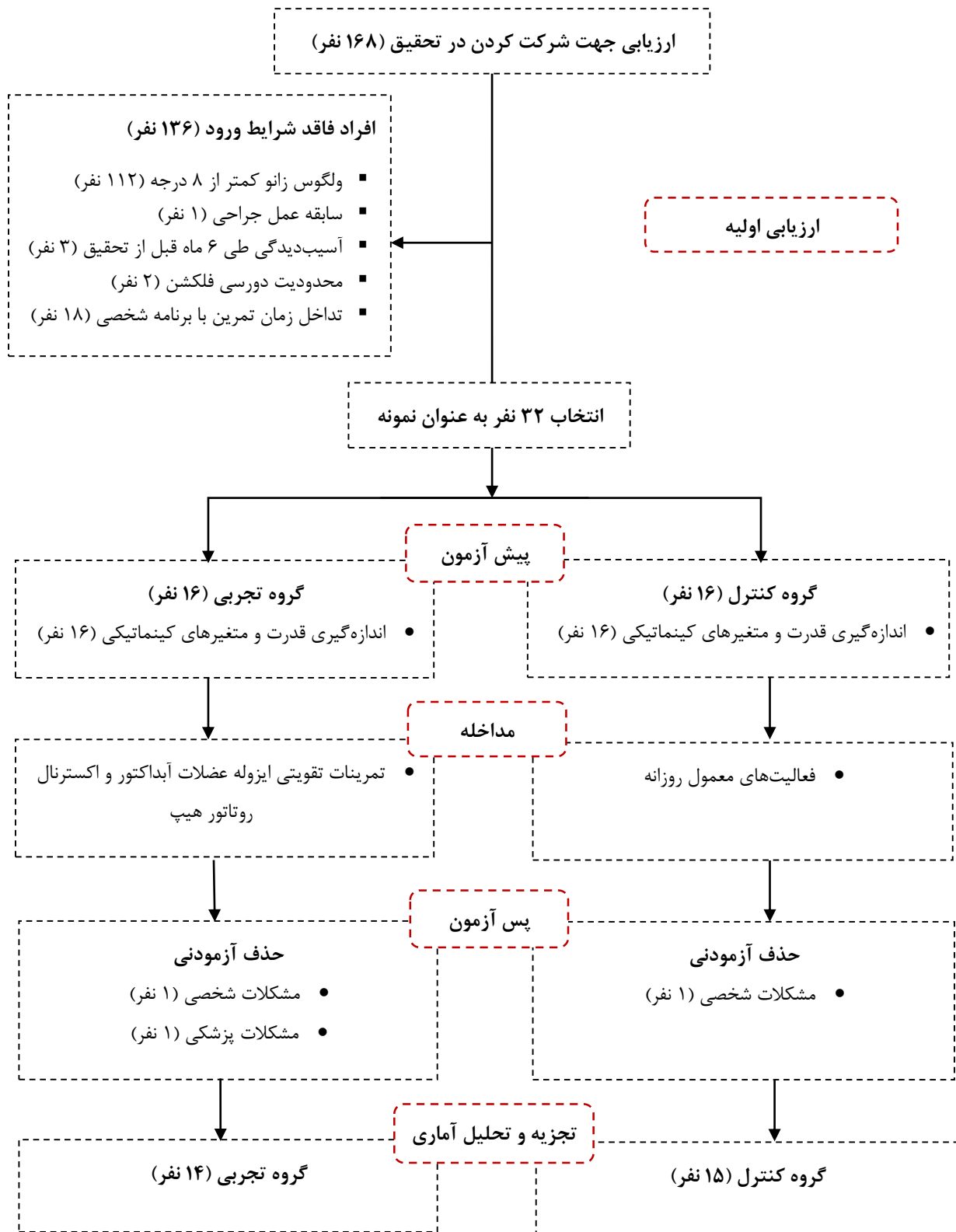
(۲۱) نیز به این نتیجه رسیدند که ۸ هفته تمرینات تقویتی عضلات تنه و هیپ، میزان افتادگی لگن در سمت مقابل را طی راه رفتن کاهش داده است (۲۱). Baldon و همکاران (۲۲) نیز گزارش کردند که ۸ هفته تمرینات عملکردی می تواند میزان افتادگی لگن در سمت مقابل را کاهش دهد. علیرغم اثرات مثبت این برنامه‌ها متاسفانه غالب آن‌ها شامل انواع مختلفی از تمرینات می‌باشد که گروه‌های عضلانی مختلفی را درگیر می‌سازد و این امر مانع از درک اثربخشی نوع خاصی از تمرینات در اصلاح وضعیت لگن می‌گردد. از سوی دیگر، تحقیقاتی که در این زمینه انجام شده است، غالباً میزان افتادگی لگن را گزارش کرده‌اند و توجه خاصی به حرکت جبرانی تنه درخصوص بالا کشیدن آن نداشته‌اند (۲۰-۲۲). از آنجائی که وضعیت لگن در صفحه فرونتال نقش مهمی را در راستای بیومکانیکی اندام تحتانی و اثرات تخریبی آن بر مفصل زانو دارد (۱۸) و از طرفی با توجه به نقش عضلات هیپ در حفظ وضعیت لگن در صفحه فرونتال (۱۶)، محققین براین فرض هستند که با تقویت این عضلات می‌توانند پایین افتادن یا حرکت جبرانی بالا آوردن لگن در سمت مقابل پای تکیه‌گاه را طی فرود تک‌پا کاهش دهند. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر تقویت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران بر وضعیت لگن در صفحه فرونتال طی حرکت فرود تک‌پا می‌باشد.

روش بررسی

تحقیق حاضر از نوع کارآزمایی تصادفی کنترل شده با دو گروه کنترل و تجربی و با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون بود. جامعه آماری تحقیق را دانشجویان تربیت بدنی پسر دانشگاه غیرانتفاعی خاوران با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال تشکیل می‌دهند. از میان جامعه آماری تعداد ۳۲ نفر به صورت در دسترس و هدفمند انتخاب و به تصادف در گروه‌های تجربی (۱۶ نفر) و کنترل (۱۶ نفر) قرار گرفتند (تصویر ۱). برای تعیین حجم نمونه ابتدا مقدار d (اندازه اثر) را با استفاده از تحقیقات پیشین (۲۴، ۲۳) و توسط سایت <https://www.polyu.edu.hk/mm/effectsizefas/calculator/calculator.html> بدست آوردیم (۲۵) سپس با استفاده از فرمول $f^2 = d^2/2k$ (تعداد گروه‌های

ران و ارتباط آن با آسیب‌های اندام تحتانی توجه بسیاری از محققین را به خود جلب نموده است و تحقیقات آن‌ها نشان داده است که بین قدرت این عضلات و آسیب‌های سندروم درد کشککی-رانی، سندروم ایلوتیبیال باند، اسپرین مچ پا و پارگی لیگامان متقاطع قدامی ارتباط وجود دارد (۱۵-۵). عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران در قسمت خلفی-جانبی لگن قرار دارند. عضله سرینی میانی مهم‌ترین دورکننده و عضله سرینی بزرگ مهم‌ترین چرخاننده خارجی ران می‌باشد (۱۶). عضله سرینی بزرگ علاوه بر چرخش خارجی ران بواسطه موقعیت چسبندگی تارهای خود نقش مهمی را نیز در دورکردن ران ایفا می‌کند (۱۶).

هنگام تحمل وزن روی یک پا، این عضلات در سمت پای تکیه‌گاه مسئول حفظ راستای لگن می‌باشند. در صورت ضعف این عضلات، لگن راستای طبیعی خود را از دست داده و به سمت مقابل متمایل می‌شود (علامت ترندلنبرگ (Trendelenburg Sign)) (۱۷). علاوه بر این ران پای تکیه‌گاه در وضعیت نزدیک شدن و چرخش داخلی قرار می‌گیرد که به این وضعیت اصطلاحاً "کولاپس زانو (Knee Collapse)" یا ولگوس زانو می‌گویند (۱۸). یکی از استراتژی‌های جبرانی که بدن برای کنترل لگن و مفصل هیپ بکار می‌برد حرکت تنه می‌باشد. تنه تقریباً ۵۰ درصد توده بدن را تشکیل می‌دهد و حرکت آن می‌تواند تاثیر معنی‌داری بر وضعیت لگن، هیپ و بالطبع زانو داشته باشد (۱۹). طی فرود تک‌پا، در صورت ضعف عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ممکن است فرد به صورت جبرانی برای تراز نگه داشتن لگن و کاهش کولاپس زانو، تنه را به سمت پای تکیه‌گاه متمایل کند (۱۸). اگر چه این حرکت جبرانی به ظاهر منجر به تراز شدن لگن و کاهش کولاپس زانو می‌شود، اما می‌تواند اثرات بسیار مخربی رو مفصل زانو داشته باشد (۱۸). بر همین مبنا تاکنون برنامه‌های پیشگیری از آسیب مختلفی با هدف اصلاح بیومکانیک لگن طی فعالیت‌های عملکردی طراحی شده است که در این راستا Willy و همکاران (۲۰) نشان دادند که ۶ هفته پروتکل آموزش حرکت (Movement Education Protocol) و تمرینات قدرتی عضلات هیپ توانسته است میزان افتادگی لگن را هنگام دویدن و اسکات تک‌پا کاهش دهد (۲۰). Cruz و همکاران



تصویر ۱: دیاگرام تحقیق

(Dynamometer) استفاده شد. قبل از انجام تست جزئیات کامل انجام تست قدرت برای آزمودنی ها تشریح و به آن ها اجازه داده شد تا پس از گرم کردن، تست را با ۳ تکرار زیر بیشینه تمرین کنند. سپس پس از دو دقیقه استراحت تست اصلی با ۵ تکرار و با حداکثر قدرت انجام شد. بین تست گروه های عضلانی به آزمودنی ۲ دقیقه اجازه استراحت داده می شد تا وضعیت دستگاه برای تست بعدی تنظیم شود. همه تست ها با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه انجام شد (۲۸). برای ارزیابی قدرت چرخاننده های خارجی ران از آزمودنی خواسته شد تا روی صندلی دینامومتر بشیند و مفصل هیپ و زانو او در زاویه ۹۰ درجه فلکشن قرار می گرفت. ران پای مورد تست و تنه فرد با استفاده از استرپ به دستگاه ثابت می شد. جهت جلوگیری از حرکت نزدیک شدن ران هنگام تست، یک فوم غلتان بین پاهای آزمودنی قرار می گرفت. محور چرخش دینامومتر همراستا با خط مفصل زانو تنظیم می شد و تست قدرت کانسنتریک و اکسنتریک در دامنه حرکتی ۵ درجه چرخش داخلی هیپ (طبیعی) تا ۲۰ درجه چرخش خارجی هیپ و در مجموع ۲۵ درجه چرخش داخلی و خارجی انجام شد (تصویر ۲. الف) (۲۹). برای ارزیابی قدرت عضلات دورکننده آزمودنی در وضعیت خوابیده به پهلو قرار می گرفت، به گونه ای که پای مورد آزمون در بالا قرار داشت. پای زیرین و تنه توسط استرپ فیکس می شد. محور چرخش دینامومتر در راستای داخلی خار خاصه قدامی فوقانی و همسطح با برجستگی بزرگ ران پای مورد آزمون قرار می گرفت و اهرم مقاومتی در قسمت خارجی و تحتانی ران قرار داده می شد. سپس از آزمودنی خواسته می شد تا حداکثر قدرت خود را علیه بازوی مقاوم در جهت دور شدن پا اعمال نماید. گشتاور کانسنتریک و اکسنتریک عضلات دورکننده در دامنه ۰ تا ۲۰ درجه آبداکشن اندازه گیری شد (تصویر ۲. ب) (۲۹). در نهایت برای هر فرد اوج گشتاورهای کانسنتریک و اکسنتریک بدست آمده به وزن بدن او نرمال گردید.

برای ثبت متغیرهای کینماتیکی، ۴۸ مارکر بازتابی با قطر ۱۴ میلی متر براساس راهنمای مارکرگذاری نرم افزار Visual-3D (نسخه ۶، تولید شرکت c-motion، آمریکا) روی لندمارک های مهره هفتم گردنی، زانده آکرومیون چپ

تحقیق (k)، اندازه اثر دی کوهن (d)، اندازه اثر بر مبنای تعداد گروه های تحقیق جهت وارد کردن در نرم افزار جی پاور (f) مقدار f را محاسبه و خروجی را در نرم افزار G*Power (نسخه ۳،۰،۱۰) قرار دادیم و در نهایت حجم نمونه ۳۰ نفر بدست آمد (پیوست ۱). با توجه به اینکه احتمال ریزش آزمودنی ها وجود داشت، تعداد ۳۲ نفر را در نظر گرفتیم.

یکی از معیارهای اصلی ورود به تحقیق داشتن ولگوس بیش از ۸ درجه هنگام فرود تک پا بود. زیرا تحقیقات نشان داده است انحراف بیش از ۸ درجه یکی از ریسک فاکتورهای بیومکانیکی اصلی آسیب زانو است (۲۶). دیگر معیارهای ورود به تحقیق شامل داشتن سابقه فعالیت در یکی از رشته های فوتبال، فوتسال، والیبال، هندبال و بسکتبال، نداشتن برنامه تمرینی منظم تقویت عضلات هیپ، نداشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی، نداشتن آسیب در اندام تحتانی طی ۶ ماه قبل از انجام تحقیق، نداشتن هیچ گونه ناهنجاری قابل مشاهده در اندام تحتانی و نداشتن محدودیت در دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا بودند (۲۴). معیارهای خروج نیز آسیب دیدگی در طی دوره تحقیق، غیبت بیش از دو جلسه در برنامه تمرینی و عدم همکاری و تلاش لازم در طول اجرای تحقیق بود. برای تعیین زاویه ولگوس جهت ورود به تحقیق از افراد خواسته شد تا از روی سکوی پرش ۳۱ سانتی متری با پای برتر روی نقطه علامت زده شده در فاصله ۴۰ درصدی قد خود فرود آمده و بلافاصله تا حداکثر ارتفاع ممکن به سمت بالا پرش نمایند (۲۷). دوربین فیلمبرداری در فاصله ۲ متری در مقابل فرد و همسطح با ارتفاع زانو روی سه پایه قرار گرفت. فریمی را که نشان دهنده حداکثر انحراف زانو بود به نرم افزار اتوکد (AutoCAD) (نسخه ۲۰۱۳، ساخت شرکت Autodesk، آمریکا) منتقل کرده و زاویه مورد نظر محاسبه می شد. هر فرد ۳ مرتبه حرکت پرش- فرود تک پا را انجام می داد. در صورتی که فرد در ۲ تکرار از ۳ تکرار، زاویه ولگوس بیش از ۸ درجه را نشان می داد، جهت بررسی سایر معیارهای ورود انتخاب می شد (۲۴).

برای اندازه گیری اوج گشتاور کانسنتریک و اکسنتریک عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران پای برتر از دینامومتر ایزوکنتیک (Kin Com 500H Isokinetic)



تصویر ۲: اندازه‌گیری قدرت عضلات ران (الف): چرخاننده‌های خارجی ران، (ب): دورکننده های ران

فرکانس برشی ۱۲ هرتز فیلتر شدند. در نرم افزار Visual-3D پس از ساخت مدل، برای تعیین تیلت های لگن در صفحه فرونتال، سگمنت لگن نسبت به آزمایشگاه با توالی چرخش کاردان (Z-Y-X Cardan Sequence) در نظر گرفته شد (۳۱). سه کوشش صحیح جهت آنالیز استفاده شد و حداکثر بالا رفتن و دامنه پایین افتادن لگن در بازه زمانی فرود تا اوج فلکشن زانو در ۳ کوشش محاسبه و میانگین آن جهت تحلیل آماری در نظر گرفته شد. لحظه فرود با استفاده از داده های صفحه نیرو تعیین شد. تمامی آزمون ها یک بار قبل از شروع تمرینات، تحت عنوان پیش آزمون و یکبار بعد از اتمام تمرینات تحت عنوان پس آزمون از هر دو گروه کنترل و تجربی گرفته شد.



تصویر ۳: نقاط نصب مارکرهای بازتابی و اجرای تست استاتیک

پروتکل تمرینی

به دلیل محدودیت های اجرایی در استفاده از ماشین یا وزنه- های آزاد جهت افزایش قدرت عضلانی و اطمینان از تقویت

راست، محل اتصال ترقوه به جناغ، زائده خنجری استخوان جناغ، زاویه تحتانی کتف راست و چپ، مهره دوازدهم پشتی، خار خاصره قدامی فوقانی چپ و راست، خار خاصره خلفی فوقانی چپ و راست، تاج خاصره چپ و راست، کندیل داخلی و خارجی مفصل زانوی چپ و راست، قوزک داخلی و خارجی پای چپ و راست و سر متاتارس اول، پنجم، پاشنه و نوک هر دو پا متصل شد. همچنین ۴ کلاستر که هر کدام شامل ۴ مارکر متصل به صفحات مستطیل شکل است به سطح قدامی- جانبی ساق و ران توسط استرپ متصل شدند. به منظور افزایش دید دوربین ها کلاسترها به فاصله مساوی بین سطح قدامی و جانبی ساق و ران افراد قرار داده شد (تصویر ۳). (۳۰). قبل از اجرای حرکت فرود تک پا جهت همراستا شدن مختصات آزمودنی با مختصات آزمایشگاه، آزمودنی روی سکوی پرش و در وضعیت آناتومیک قرار می گرفت تا سیستم موقعیت فضایی مارکرها را ثبت نماید (تصویر ۳). سپس از فرد خواسته می شد تا ۳ مرتبه حرکت پرش-فرود را (بین هر کوشش ۳۰ ثانیه استراحت) از روی سکوی ۳۱ سانتی متری انجام دهد. سکو در فاصله ۴۰ درصدی قد آزمودنی نسبت به صفحه نیرو قرار داشت. از آزمودنی خواسته می شد تا از بالای سکو به گونه ای پرش انجام دهد که با پای برتر خود روی صفحه نیرو فرود آمده و بلافاصله تا حداکثر ارتفاع ممکن به سمت بالا پرش نماید. کوشش صحیح زمانی صورت می گرفت که آزمودنی درست روی صفحه نیرو فرود آمده و بدون از دست دادن تعادل یا برخورد پای دیگر با زمین، تا حداکثر ارتفاع ممکن رو به سمت بالا می پرید. (۲۷). موقعیت فضایی مارکرها توسط نرم افزار QTM (نسخه ۲/۱۲، تولید شرکت Qualysis، سوئیس) با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت و با

یافته ها

اطلاعات مربوط به مشخصات دموگرافیک افراد مورد مطالعه در جدول ۱ و یافته های تحقیق در دو بخش قدرت عضلات هیپ و وضعیت لگن در صفحه فرونتال ارائه شده است.

قدرت عضلات هیپ: بر اساس یافته های تحقیق (جدول ۳) در گروه تجربی میانگین قدرت کانسنتریک و اکسنتریک دور شدن و چرخش خارجی ران در پس آزمون نسبت به پیش آزمون افزایش یافته است. اما در گروه کنترل میانگین قدرت کانسنتریک و اکسنتریک دور شدن و چرخش خارجی ران در پس آزمون نسبت به پیش آزمون تغییراتی نداشته است.

وضعیت لگن در صفحه فرونتال: بر اساس یافته های تحقیق (جدول ۳) در گروه تجربی میانگین زاویه بالا رفتن لگن و دامنه پایین افتادن لگن در سمت مقابل پای تکیه گاه در پس-آزمون نسبت به پیش آزمون کاهش داشته است. اما در گروه کنترل این میزان در پس آزمون نسبت به پیش آزمون افزایش داشته است.

نرمال بودن توزیع خطاها بوسیله آزمون شاپیرو-ویلک مورد بررسی قرار گرفت و براساس نتایج این آزمون (جدول ۲)، فرض نرمال بودن توزیع داده ها برای نمرات قدرت کانسنتریک و اکسنتریک دور شدن و چرخش خارجی ران و نیز زاویه بالا رفتن لگن و دامنه پایین افتادن لگن در مرحله پیش آزمون و پس آزمون تأیید شد. فرض همگنی واریانس بین گروه ها نیز از طریق آزمون لوین بررسی شد. بر اساس نتایج این آزمون (جدول ۲) فرض همگنی واریانس بین گروه ها در نمرات پیش آزمون و پس آزمون تمام متغیرها تأیید شد. فرض همگنی ماتریس کوواریانس نیز بوسیله آزمون باکس (جدول ۲) برای تمامی متغیرها به غیر از قدرت کانسنتریک و اکسنتریک دور شدن ران نیز تأیید شد.

بر اساس جدول ۳، نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه های تکراری، فرض یکسان بودن میانگین قدرت کانسنتریک $(f(1,27)=23/299, p<0/001, \eta^2=0/462)$ و اکسنتریک دور شدن ران $(f(1,27)=16/314, p<0/001, \eta^2=0/377)$ در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون رد، اما بین دو گروه کنترل و تجربی به ترتیب برای قدرت کانسنتریک $(f(1,27)=0/967, p=0/334, \eta^2=0/035)$ و اکسنتریک دور شدن ران $(f(1,27)=0/004, p=0/949, \eta^2=0/001)$

گروه های عضلانی مورد نظر از کش های ورزشی الاستیک تیوبی و لوپ ساخت کشور آمریکا با نام تجاری Thera-Band با ۴ رنگ آبی، بنفش، نقره ای و مشکی استفاده شد. کش با رنگ آبی دارای کمترین مقاومت و کش با رنگ مشکی دارای بیشترین مقاومت بود (۳۲). تمرینات طی مدت ۸ هفته، هفته ای ۳ جلسه و به منظور رعایت اصول تمرین هر هفته پیشرفت داده می شد. هر جلسه تمرین شامل ۵ دقیقه گرم کردن، ۳۵ دقیقه تمرینات مقاومتی و ۵ دقیقه سرد کردن بود. تمرینات برای هر دو پا و هر کدام ۳ ست اجرا می شدند. پیش از شروع برنامه تمرینی از آزمودنی ها خواسته شد تا دو جلسه به صورت آزمایشی در تمرینات شرکت کرده تا مناسب بودن کش تمرینی تأیید و با نحوه صحیح انجام حرکت و تمرین با کش آشنایی پیدا نمایند. هفته اول و دوم از کش آبی، هفته سوم و چهارم کش بنفش، هفته پنجم و ششم کش نقره ای و هفته هفتم و هشتم از کش مشکی استفاده شد. برای هفته اول و دوم از هر آزمودنی خواسته می شد تا بیشترین تعداد تکراری که می تواند با کش آبی به صورت صحیح و کامل بزند را ثبت و سپس برنامه هفته اول او با ۸۵-۸۰٪ بیشترین تکرار با کشش آبی در سه ست با استراحت ۹۰ ثانیه بین هر ست طراحی می شد. برای رعایت اصل اضافه بار در هفته دوم طول کش تیوبی به ۷۵٪ طول اولیه کاهش می یافت. بدین ترتیب هر دو هفته رنگ کش و هر هفته طول کش تیوبی تغییر می کرد تا اصل اضافه بار رعایت شود. رنگ کش لوپ نیز هر دو هفته تغییر اما طول آن ثابت بود. طول اولیه کش برای حرکت دور کردن هیپ از خار خاصه قدامی فوقانی تا قوزک داخلی و برای حرکت چرخش خارجی از تروکانتر بزرگ ران تا کندیل خارجی زانو تعیین می شد (تصویر ۴).

پس از جمع آوری داده ها با توجه به طرح مطالعه، برای تحلیل داده ها از مدل آنالیز واریانس با اندازه های تکراری استفاده شد. مفروضات مدل آنالیز واریانس با اندازه های تکراری از قبیل نرمال بودن توزیع خطا از طریق آزمون شاپیرو-ویلک و همگنی واریانس ها از طریق آزمون لون و همگنی ماتریس کوواریانس ها از طریق آزمون باکس بررسی شدند. سطح معناداری آزمون ها $(p<0/05)$ در نظر گرفته شد. آزمون های آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد.



تصویر ۴: تمرین تقویت عضلات چرخاننده خارجی هیپ

(الف): وضعیت شروع، (ب): وضعیت پایان. تمرین تقویت عضلات دورکننده هیپ (پ): وضعیت شروع، (ت): وضعیت پایان. تمرین تقویت ترکیبی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی هیپ (ج): وضعیت شروع، (خ): وضعیت پایان

جدول ۱: مشخصات آزمودنی ها

متغیر	گروه کنترل میانگین±انحراف معیار	گروه تجربی میانگین±انحراف معیار
سن (سال)	۲۲/۱±۶۶/۷۹	۲۲/۱±۳۵/۸۲
قد (متر)	۱/۰±۸/۰۵	۱/۰±۷۸/۰۷
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۱۱±۰۱/۶۱	۷۰/۱۱±۹۲/۶

جدول ۲: میانگین یافته های تحقیق و نتایج آزمون های بررسی توزیع خطا، همگنی واریانس و همگنی ماتریس کوواریانس

متغیر	گروه	پیش آزمون	شاپیرو-ویلک -p مقدار	لوین -p مقدار	پس آزمون	شاپیرو-ویلک -p مقدار	لوین -p مقدار	آزمون باکس -p مقدار	Box's M
گشتاور کانسنتریک دور شدن ران	کنترل	۱/۰±۶۵/۳۸	۰/۰۵۴	۰/۶۸۸	۱/۰±۶۳/۳۷	۰/۱۷۴	۰/۸۴۱	۰/۰۱۰*	۱۲/۲۵۲
	تجربی	۱/۰±۶/۵۵			۲/۰±۰۱/۴۲				
گشتاور اکسنتریک دور شدن ران	کنترل	۱/۰±۵۳/۳	۰/۳۳۱	۰/۵۲۳	۱/۰±۵۴/۲۶	۰/۳۵۱	۰/۳۶۲	۰/۰۰۱*	۱۸/۲۲۱
	تجربی	۱/۰±۴۱/۵۱			۱/۰±۷۷/۴۳				
گشتاور کانسنتریک چرخش خارجی ران	کنترل	۰/۰±۹۱/۱۳	۰/۸۰۴	۰/۲۴۳	۰/۰±۹۲/۱۲	۰/۲۹۸	۰/۰۶۲	۰/۰۸۹	۷/۰۸۱
	تجربی	۰/۰±۹۴/۲۱			۱/۰±۰۷/۱۹				
گشتاور اکسنتریک چرخش خارجی ران	کنترل	۰/۰±۹۴/۱۵	۰/۹۹۸	۰/۷۸۳	۰/۰±۹۴/۱۶	۰/۰۷۳	۰/۲۴۶	۰/۱۰۹	۶/۵۸۵
	تجربی	۰/۰±۹۲/۱۸			۱/۰±۱۱/۲۱				
حداکثر میزان بالا رفتن لگن	کنترل	۱۲/۳±۲۷/۴۵	۰/۹۳۶	۰/۴۴۵	۱۲/۳±۳۹/۷۱	۰/۱۸۰	۰/۹۷۸	۰/۳۸۹	۳/۲۸۱
	تجربی	۱۳/۳±۷۷/۶۳			۱۱/۳±۹۱/۹۹				
دامنه پایین افتادن لگن	کنترل	۱۱/۳±۰۱/۳۹	۰/۸۵۰	۰/۵۷۱	۱۱/۳±۷۹/۳۸	۰/۴۹۴	۰/۵۵۱	۰/۹۷۱	۰/۲۶۱
	تجربی	۱۳/۳±۷۲/۰۱			۱۱/۳±۹/۰۹				

* سطح معنی داری (P<۰/۰۵) در نظر گرفته شد.

جدول ۳: نتایج مقایسه میانگین نمرات بین دو گروه در پیش آزمون و پس آزمون

متغیر	اثر	منبع تغییر	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	آماره آزمون	p - مقدار	مجذور اتا
گشتاور کانستریک دور شدن ران	بین گروهی	گروه	۰/۲۵۸	۱	۰/۲۵۸	۰/۹۶۷	۰/۳۳۴	۰/۰۳۵
		خطا	۷/۲۰۳	۲۷	۰/۲۶۷			
	درون گروهی	زمان	۰/۷۹۲	۱	۰/۷۹۲	۲۳/۲۹۹	<۰/۰۰۱*	۰/۴۶۲
گشتاور اکسنتریک دور شدن ران	بین گروهی	زمان*گروه	۰/۸۴۷	۱	۰/۸۴۷	۲۵/۶۵۱	<۰/۰۰۱*	۰/۴۸۷
		خطا	۰/۹۲۰	۲۷	۰/۰۳۴			
	درون گروهی	گروه	۰/۰۰۱	۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۴	۰/۹۴۹	۰/۰۰۱
گشتاور کانستریک چرخش خارجی ران	بین گروهی	خطا	۴/۶۶۵	۲۷	۰/۱۷۳			
		زمان	۰/۶۱۹	۱	۰/۶۱۹	۱۶/۳۱۴	<۰/۰۰۱*	۰/۳۷۷
	درون گروهی	زمان*گروه	۰/۶۰۰	۱	۰/۶۰۰	۱۵/۸۱۰	<۰/۰۰۱*	۰/۳۶۹
گشتاور اکسنتریک چرخش خارجی ران	بین گروهی	خطا	۱/۰۲۴	۲۷	۰/۰۳۸			
		گروه	۰/۱۰۵	۱	۰/۱۰۵	۲/۱۴۴	۰/۱۵۵	۰/۰۷۴
	درون گروهی	خطا	۱/۳۲۷	۲۷	۰/۰۴۹			
گشتاور کانستریک چرخش خارجی ران	بین گروهی	زمان	۰/۰۷۴	۱	۰/۰۷۴	۷/۶۳۰	<۰/۰۰۱*	۰/۲۲۰
		زمان*گروه	۰/۰۵۹	۱	۰/۰۵۹	۶/۰۷۷	<۰/۰۰۱*	۰/۱۸۴
	درون گروهی	خطا	۰/۲۶۴	۲۷	۰/۰۱۰			
گشتاور اکسنتریک چرخش خارجی ران	بین گروهی	گروه	۰/۰۸۶	۱	۰/۰۸۶	۱/۵۴۱	۰/۲۲۵	۰/۰۵۴
		خطا	۱/۵۰۰	۲۷	۰/۰۵۶			
	درون گروهی	زمان	۰/۱۲۸	۱	۰/۱۲۸	۱۶/۰۳۹	<۰/۰۰۱*	۰/۳۷۳
حداکثر میزان بالا رفتن لگن	بین گروهی	زمان*گروه	۰/۱۲۵	۱	۰/۱۲۵	۱۵/۶۸۹	<۰/۰۰۱*	۰/۳۶۸
		خطا	۰/۲۱۵	۲۷	۰/۰۰۸			
	درون گروهی	گروه	۳/۷۵۱	۱	۳/۷۵۱	۰/۱۵۶	۰/۶۹۶	۰/۰۰۶
دامنه پایین افتادن لگن	بین گروهی	خطا	۶۵/۰۸۰۰	۲۷	۲۴/۱۰۴			
		زمان	۱۱/۰۰۸	۱	۱۱/۰۰۸	۳/۳۳۵	۰/۰۷۹	۰/۱۱۰
	درون گروهی	زمان*گروه	۱۴/۳۴۰	۱	۱۴/۳۴۰	۴/۳۴۵	<۰/۰۰۱*	۰/۱۳۹
گشتاور کانستریک دور شدن ران	بین گروهی	خطا	۸۹/۱۱۵	۲۷	۳/۳۰۱			
		گروه	۲۸/۷۶۲	۱	۲۸/۷۶۲	۱/۵۶۸	۰/۲۲۱	۰/۰۵۵
	درون گروهی	خطا	۴۹۵/۲۵۱	۲۷	۱۸/۳۴۳			
گشتاور کانستریک دور شدن ران	بین گروهی	زمان	۳/۹۰۷	۱	۳/۹۰۷	۱/۵۲۱	۰/۲۲۸	۰/۰۵۳
		زمان*گروه	۲۴/۶۴۷	۱	۲۴/۶۴۷	۹/۵۹۶	<۰/۰۰۱*	۰/۲۶۲
	درون گروهی	خطا	۶۹/۳۴۵	۲۷	۲/۵۶۸			

* سطح معنی داری ($p < 0.05$) در نظر گرفته شد.

مقابل نشان داد در گروه کنترل میانگین نمرات قدرت کانستریک و اکسنتریک دور شدن ران در دو مرحله پیش-آزمون و پس آزمون تفاوت معنی داری نداشت ($p > 0.05$). ولی این نمرات در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون به طور معنی داری افزایش داشته است ($p < 0.05$).

پذیرفته شد. همچنین اثر متقابل گروه آزمایشی و زمان اندازه-گیری برای قدرت کانستریک ($\eta^2 = 0.487$, $p < 0.001$), اکسنتریک دور شدن ران ($f(1,27) = 25.651$, $\eta^2 = 0.369$), در سطح خطای پنج درصد معنی دار بود. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی مربوط به اثر

($p > 0.05$). ولی این نمرات در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون به طور معنی داری کاهش داشته است ($p < 0.05$).

بحث و نتیجه گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی تقویت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران بر وضعیت لگن در صفحه فرونتال طی حرکت فرود تک پا بود.

نتایج تحقیق نشان داد که هشت هفته برنامه قدرتی با کش‌های الاستیک قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران را به طور معنی داری افزایش داده است. این یافته‌ها با نتایج دیگر محققان که از کش‌های الاستیک مقاومتی برای تقویت عضلات هیپ استفاده کرده‌اند همخوانی می‌باشد. Smith و همکاران (۳۳) پس از چهار هفته تمرینات قدرتی با کش، ۲۸ درصد افزایش قدرت ایزومتریک در حرکت چرخش خارجی ران و ۲۴ درصد را برای دورکردن ران گزارش کردند (۳۳). Khayambashi و همکاران (۱۵) نیز پس از ۸ هفته تمرین با کش مقاومتی، ۳۹/۵ درصد افزایش در قدرت ایزومتریک چرخش خارجی و ۳۷ درصد را در حرکت دورکردن ران نشان دادند (۱۵).

ادبیات تحقیقی نشان داده است که افزایش قدرت در پی تمرینات مقاومتی عموماً در نتیجه تغییر در فعال سازی عصبی-عضلانی و تغییر در تارهای عضلانی می‌باشد. اعتقاد بر این است که در برنامه‌های تمرینی که مدت زمان آن ۴ هفته و یا کمتر می‌باشد، قدرت بدست آمده اصولاً ناشی از تغییر در کنترل عصبی-عضلانی می‌باشد (۳۴). در حالی که افزایش قدرت بواسطه هایپرترافی عموماً در برنامه‌های تمرینی با مدت زمان حداقل ۶ تا ۸ هفته رخ می‌دهد (۳۵). بنابراین با توجه به اینکه در تحقیق حاضر تمرینات مقاومتی به مدت ۸ هفته و با شدت ۸۰-۸۵ درصد حداکثر تکرار اجرا شده است، احتمالاً علت افزایش قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران را بتوان به هایپرترافی و تغییر در تارهای عضلانی نسبت داد.

درخصوص متغیرهای کینماتیکی نتایج تحقیق نیز نشان داد که افزایش یافتن قدرت اکسنتریک و کانسنتریک دورشدن و چرخش خارجی ران پس از هشت هفته تمرین در گروه

درخصوص قدرت عضلات چرخاننده خارجی، با توجه به نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (جدول ۳)، فرض یکسان بودن میانگین قدرت کانسنتریک ($\eta^2 = 0.220$)، $f(1,27) = 7.630$ ، $p = 0.010$ ، و اکسنتریک چرخش خارجی ران ($f(1,27) = 16.039$ ، $p < 0.001$ ، $\eta^2 = 0.373$) در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون رد، اما بین دو گروه کنترل و تجربی به ترتیب برای قدرت کانسنتریک ($\eta^2 = 0.074$)، $f(1,27) = 2.144$ ، $p = 0.155$ ، و اکسنتریک چرخش خارجی ران ($f(1,27) = 0.054$ ، $p = 0.225$ ، $\eta^2 = 0.154$) پذیرفته شد. همچنین اثر متقابل گروه آزمایشی و زمان اندازه‌گیری برای قدرت کانسنتریک ($\eta^2 = 0.184$)، $p = 0.020$ ، $f(1,27) = 6.077$ ، و اکسنتریک چرخش خارجی ران ($f(1,27) = 0.368$)، $\eta^2 = 0.001$ ، $f(1,27) = 15.689$ ، $p < 0.001$ در سطح خطای پنج درصد معنی دار بود. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی مربوط به اثر متقابل نشان داد در گروه کنترل میانگین نمرات قدرت کانسنتریک و اکسنتریک چرخش خارجی ران در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون تفاوت معنی داری نداشت ($p > 0.05$) ولی این نمرات در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون به طور معنی داری افزایش داشته است ($p < 0.05$).

در ارتباط با وضعیت لگن در صفحه فرونتال، با توجه به نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (جدول ۳)، فرض یکسان بودن میانگین زاویه بالا رفتن لگن ($\eta^2 = 0.110$)، $f(1,27) = 3.335$ ، $p = 0.079$ ، و دامنه پایین افتادن لگن ($f(1,27) = 1.521$ ، $p = 0.228$ ، $\eta^2 = 0.053$) در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون و بین دو گروه کنترل و تجربی به ترتیب برای زاویه بالا رفتن لگن ($\eta^2 = 0.006$)، $p = 0.696$ ، و دامنه پایین افتادن لگن ($\eta^2 = 0.055$)، $f(1,27) = 0.156$ ، $p = 0.221$ ، $f(1,27) = 1.568$ پذیرفته شد. همچنین اثر متقابل گروه آزمایشی و زمان اندازه‌گیری برای زاویه بالا رفتن لگن ($\eta^2 = 0.139$)، $f(1,27) = 4.345$ ، $p = 0.047$ ، و دامنه پایین افتادن لگن ($\eta^2 = 0.262$)، $f(1,27) = 9.596$ ، $p = 0.005$ در سطح خطای پنج درصد معنی دار بود. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی مربوط به اثر متقابل نشان داد در گروه کنترل میانگین نمرات زاویه بالا رفتن و دامنه پایین افتادن لگن در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون تفاوت معنی داری نداشت

مفاصل، عضلات سرینی میانی و کوچک تقریباً تمام ثبات لازم را تامین می‌کنند. اما، از صاف شدن کامل کف پا بر روی زمین تا جدا شدن پنجه پای مخالف از سطح زمین (مرحله بارگذاری راه رفتن) عضله سرینی بزرگ که یکی از مهم ترین عضلات چرخاننده خارجی ران می باشد، همانند عضلات سرینی میانی و کوچک بخش عظیمی از ثبات لگن را تامین می نماید (۳۸). اگرچه تحقیقات مدل سازی به صورت غیرمستقیم از نقش عضلات دورکننده در حفظ ثبات لگن در مرحله میانی سکون حمایت می‌کند، اما با این حال برای حفظ ثبات پویای بدن طی فعالیت هایی دینامیک نظیر راه رفتن یا پرش و فرود، در کنار فعالیت عضلات سرینی کوچک و میانی، عملکرد عضله سرینی بزرگ نیز حائز اهمیت می باشد. بر همین اساس ما در تحقیق حاضر علاوه بر عضلات دورکننده، عضله سرینی بزرگ که اصلی ترین چرخاننده خارجی ران می باشد (۱۶) را نیز مد نظر قرار دادیم و برخلاف نتایج تحقیقات فوق کاهش معنی داری را در میزان افتادگی لگن مشاهده کردیم.

عضلات ناحیه خلفی جانبی لگن در طی فعالیت هایی نظیر فرود تک پا که وزن بدن بر روی یک پا قرار دارد، مسئولیت حفظ راستای لگن را بر عهده دارند. در صورت وجود ضعف در این عضلات، لگن در سمت مقابل دچار افتادگی می شود (۱۷). یکی از استراتژی های جبرانی برای حفظ راستای لگن، فلکشن جانبی تنه می باشد. این افراد با انجام فلکشن جانبی تنه به سمت پای تکیه‌گاه، لگن سمت مقابل را به سمت بالا کشیده تا تراز لگن برقرار شود (۱۹). بنابراین براساس نتایج تحقیق و با توجه به ایزوله بودن نوع تمرینات به نظر می رسد افزایش یافتن قدرت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران به صورت مجزا باعث شده است تا این عضلات بتوانند در لحظه فرود و تحمل وزن روی یک پا به صورت اکسنتریک میزان افتادن لگن در سمت مقابل پای تکیه‌گاه را کنترل و با تراز نگه داشتن لگن از حرکت جبرانی تنه و بالاکشیدن لگن جلوگیری نمایند.

تحقیق حاضر دارای محدودیت هایی بود. یکی از این محدودیت‌ها بررسی روی آزمودنی های مرد بود. ادبیات پژوهشی اظهار داشته است که متغیرهای کینماتیکی هنگام فرود از جمله فلکشن زانو و فلکشن هیپ و نیز قدرت عضلات ناحیه هیپ بین دو جنس متفاوت است (۴۰، ۳۹). لذا

تجربی توانسته است به صورت معنی داری میزان افتادگی لگن و حداکثر زاویه بالا رفتن لگن را کاهش دهد ($p < 0.05$). این نتایج با یافته‌های Willy و همکاران (۲۰)، Cruz و همکاران (۲۱) و Baldon و همکاران (۲۲) همخوان می‌باشد. Willy و همکاران (۲۰) نشان دادند که ۶ هفته پروتکل آموزش حرکت و تمرینات قدرتی عضلات هیپ توانسته است میزان افتادگی لگن را هنگام دویدن و اسکات تک پا کاهش دهد (۲۰). Cruz و همکاران (۲۱) نیز به این نتیجه رسیدند که ۸ هفته تمرینات تقویتی عضلات تنه و هیپ، میزان افتادگی لگن در سمت مقابل را طی راه رفتن کاهش داده است (۲۱). Baldon و همکاران (۲۲) نیز گزارش کردند که ۸ هفته تمرینات عملکردی می‌تواند میزان افتادگی لگن در سمت مقابل را کاهش دهد (۲۲).

بر خلاف نتایج ما Burnet and Pidcoe (۳۶) گزارش کردند که بین حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات دورکننده و حرکت لگن در صفحه فرونتال طی دویدن ارتباط معنی داری وجود ندارد (۳۶). Henriksen و همکاران (۳۷) نیز نشان دادند که علیرغم کاهش ۳۹/۶ درصدی در حداکثر فعالیت عضله سرینی میانی بواسطه تزریق محلول سالیین و کاهش گشتاور آبداکتوری هیپ، تغییر معنی داری در میزان افتادگی لگن و فلکشن جانبی تنه طی راه رفتن رخ نداده است (۳۷). از دلایل عدم همخوانی نتایج فوق با تحقیق حاضر می‌توان به روش اندازه‌گیری قدرت اشاره کرد. در تحقیق Burnet and Pidcoe (۳۶) قدرت عضلانی به صورت ایزومتریک اندازه‌گیری شده است، در حالی که دویدن و راه رفتن یک فعالیت حرکتی دینامیک می‌باشد که طی آن عضلات به صورت کانسنتریک و اکسنتریک منقبض شده و تولید نیرو می‌نمایند. از دلایل ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با یافته های Henriksen و همکاران (۳۷) نیز می‌توان به عضلات مورد هدف اشاره کرد. مطالعات مدل سازی بیومکانیکی نشان داده است که طی راه رفتن، عضلات آبداکتور هیپ نقش حمایتی مهمی را طی مرحله سکون ایفا می‌کنند، اما با این وجود Anderson and Pandy (۳۸) نشان دادند که در مرحله میانی سکون عضلات دیگری نیز در حفظ ثبات لگن طی راه رفتن دخیل هستند. این محققان معتقدند که در مرحله میانی سکون، در کنار مقاومت پاسیو استخوان ها و

منابع

1. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11): 639-646.
2. Clark M, Lucett S. *NASM essentials of corrective exercise training*: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
3. Dunphy C, Casey S, Lomond A, Rutherford D. Contralateral pelvic drop during gait increases knee adduction moments of asymptomatic individuals. *Hum Mov Sci* 2016; 49: 27-35.
4. Takacs J, Hunt MA. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *J Biomech* 2012; 45(16): 2791-2796.
5. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76(12): 1138-1143.
6. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. *Clin J Sport Med* 2000; 10(2): 89-97.
7. Ferber R, Davis IM, Williams Iii DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 2003; 18(4): 350-357.
8. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9): 1635-1641.
9. Knutzen K, Price A. Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *J Am Podiatr Med Assoc* 1994; 84(4): 171-180.
10. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36(6): 926-934.

نمی توان نتایج تحقیق حاضر به آزمودنی های زن تعمیم داد. تحقیقات آتی باید نتایج این تحقیق را نیز در آزمودنی های زن مورد بررسی قرار دهند. یکی دیگر از محدودیت های تحقیق عدم بررسی وضعیت تنه هنگام فرود بود. تحقیقات قبلی نشان داده است که فلکشن جانبی تنه روی پای تکیه گاه می تواند کینماتیک اندام تحتانی را طی فرود تغییر دهد (۴). اما با این حال ما در گروه تجربی کاهش معنی داری را در حرکت رو به بالا لگن مشاهده کردیم که این امر می تواند به صورت غیر مستقیم بیانگر کاهش میزان فلکشن جانبی تنه در گروه تجربی باشد.

براساس نتایج پژوهش حاضر می توان نتیجه گرفت که تقویت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران در بهبود قدرت کانسنتریک و اکسنتریک این عضلات و وضعیت لگن در صفحه فرونتال هنگام فرود تک پا موثر بوده است. این تمرینات ممکن است با تراز نگه داشتن لگن در صفحه فرونتال هنگام فرود و جلوگیری از حرکت جبرانی تنه برای حفظ وضعیت لگن، بتواند خطر بروز آسیب در اندام تحتانی را کاهش دهد.

سپاسگزاری

از تمام آزمودنی ها که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند، از جناب آقای عبدالله نژاد مسئول محترم آزمایشگاه دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد و جناب آقایان طالبی فرد و بهاری فر کمال تشکر و قدردانی را داریم. تمام روند تحقیق زیر نظر کمیته اخلاق دانشگاه اصفهان با کد IR.UI.REC 1398.023 و ثبت کارآزمایی بالینی به شماره IRCT20190511043552N1 انجام شده است.

11. Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ. Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. *Clin J Sport Med* 2005; 15(1): 14-21.
12. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39(8): 1227-1232.
13. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, et al. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med*. 2000; 10(3): 169-175.
14. Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis I. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2): 52-58.
15. Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip muscle strength predicts noncontact anterior cruciate ligament injury in male and female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 2016; 44(2): 355-361.
16. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2): 82-94.
17. Trendelenburg F. Trendelenburg's test: 1895. 1998.
18. Noyes FR, Barber-Westin S. ACL injuries in the female athlete: causes, impacts, and conditioning programs: Springer; 2018.
19. Plagenhoef S, Evans FG, Abdelnour T. Anatomical data for analyzing human motion. *Research quarterly for exercise and sport* 1983; 54(2):169-178.
20. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011; 41(9): 625-632.
21. Cruz AdC, Fonseca ST, Araújo VL, Carvalho Dds, et al. Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. *Appl Bionics Biomech* 2019;2019.
22. Baldon RdM, Lobato D, Carvalho LP, Wun P, et al. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(1): 135-145.
23. Stearns KM, Powers CM. Improvements in hip muscle performance result in increased use of the hip extensors and abductors during a landing task. *The Am J Sports Med* 2014; 42(3): 602-609.
24. Jackson KM, Beach TA, Andrews DM. The Effect of an Isometric Hip Muscle Strength Training Protocol on Valgus Angle During a Drop Vertical Jump in Competitive Female Volleyball Players. *IJKSS* 2017; 5(4): 1-9.
25. Lenhard W, Lenhard A. Calculation of effect sizes. Dettelbach, Germany; 2016.
26. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr RS, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 2005; 33(4): 492-501.
27. Thompson JA, Tran AA, Gatewood CT, Shultz R, et al. Biomechanical effects of an injury prevention program in preadolescent female soccer athletes. *Am J Sports Med* 2017; 45(2): 294-301.
28. Perrin D. Isokinetic exercise and assessment. Human Kinetics Pub. Inc; 1993.
29. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train* 2009; 44(1): 7-13.
30. van Sint Jan S. Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions E-Book: Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations: Elsevier Health Sciences; 2007.
31. Baker R. Pelvic angles: a mathematically rigorous definition which is consistent with a conventional clinical understanding of the terms. *Gait Posture* 2001; 13(1): 1-6.

32. Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The effects of isolated hip abductor and external rotator muscle strengthening on pain, health status, and hip strength in females with patellofemoral pain: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(1): 22-29.
33. Smith BI, Curtis D, Docherty CL. Effects of hip strengthening on neuromuscular control, hip strength, and self-reported functional deficits in individuals with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil* 2018; 27(4): 364-370.
34. Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979; 58(3): 115-130.
35. Lieber RL. *Skeletal muscle structure, function, and plasticity*: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
36. Burnet EN, Pidcoe PE. Isometric gluteus medius muscle torque and frontal plane pelvic motion during running. *J Sports Sci Med* 2009; 8(2): 284.
37. Henriksen M, Aaboe J, Simonsen EB, Alkjær T, Bliddal H. Experimentally reduced hip abductor function during walking: implications for knee joint loads. *J Biomech* 2009; 42(9): 1236-1240.
38. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 2003; 17(2): 159-169.
39. Jacobs C, Mattacola C. Sex differences in eccentric hip-abductor strength and knee-joint kinematics when landing from a jump. *J Sport Rehabil* 2005; 14(4): 346-355.
40. Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train* 2007; 42(1): 76.

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*Power جهت محاسبه حجم نمونه

