Archive of SID

Avicenna Journal of Clinical Medicine No 96, Volume 27, Issue 2, Summer 2020, Pages: 100-109

Original Article

doi: 10.21859/ajcm.27.2.100

Comparison of Range of Motion and Strength of Hip Muscles in Female Athletes with and without Dynamic Knee Valgus

Farzaneh Saki[1,*], Farzaneh Ramezani[2]

[1] *Assistant Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran*

[2] *MSc in Sport Injury and Corrective Exercises, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran*

**** Corresponding Author:** Farzaneh Saki, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran. Email: f_saki@basu.ac.ir*

Received: 04.06.2020
Accepted: 13.08.2020

How to Cite this Article:
Saki F, Ramezani F. Comparison of Range of Motion and Strength of Hip Muscles in Female Athletes with and without Dynamic Knee Valgus. *Avicenna J Clin Med*. 2020; 27(2): 100-109. DOI: 10.21859/ajcm.27.2.100

Abstract

Background and Objective: Medial Knee movement during exercise causes disorder of normal body alignment and import stress on the tissues. Increased knee valgus during exercise is one of the risk factors for lower extremity injuries. With this background in mind, the current study aimed to make a comparison between healthy women and women with dynamic knee valgus in terms of isometric strength of the muscles and the range of motion of the hip.

Materials and Methods: This case-control study was conducted on 20 healthy female athletes and 20 athletes with dynamic knee valgus who participated in regular exercise for at least 2 years. The maximum isometric strength of extensor, flexor, adductor, abductor, as well as external and internal hip rotators, was measured with a hand dynamometer (kg). Moreover, the active range of motion of extension, flexion, adduction, abduction, as well as hip external and internal rotation, was measured with a standard goniometer (degree). Independent t-test and Multivariate Analyses of Variance were used to determine differences in strength and range of motion between groups.

Results: As illustrated by the obtained results, the group with dynamic knee valgus had less extensor (P=0.006), hip external rotator muscle strength (P=0.029), and hip external rotation range of motion (P=0.005), compared to the healthy group. Nonetheless, no significant difference was observed between other variables in the two groups.

Conclusion: Based on the results of the present study, training programs with a focus on the strength and range of motion of the hip joint can improve the kinematics of the knee joint in the frontal plane.

Keywords: Anterior Cruciate Ligament Injury, Knee Injury, Muscle Strength, Range of Motion

www.SID.ir

Copyright © 2020 Avicenna Journal of Clinical Medicine

مقاله پژوهشی

doi: 10.21859/ajcm.27.2.100

مقایسه دامنه حرکتی و قدرت عضلات هیپ در زنان ورزشکار دارای والگوس داینامیک زانو با همتایان سالم

فرزانه ساکی[۱،*]، فرزانه رمضانی[۲]

[۱] استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

[۲] کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

* **نویسنده مسئول:** فرزانه ساکی، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

ایمیل: f_saki@basu.ac.ir

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۰۳/۱۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۵/۲۳

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

چکیده

سابقه و هدف: حرکت زانو به سمت داخل حین فعالیت‌های ورزشی موجب برهم‌خوردن راستای طبیعی اندام و تحمیل استرس بر بافت‌ها می‌شود. افزایش والگوس زانو هنگام انجام حرکات ورزشی یکی از علل آسیب‌های اندام تحتانی است. ازاین‌رو هدف از مطالعه حاضر مقایسه قدرت ایزومتریک عضلات و دامنه حرکتی هیپ در زنان ورزشکار دارای والگوس داینامیک زانو با زنان ورزشکار سالم است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مورد-شاهدی ۲۰ ورزشکار زن سالم و ۲۰ ورزشکار با والگوس داینامیک زانو شرکت کردند که حداقل به مدت دو سال فعالیت ورزشی منظم داشتند. حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات اکستنسور، فلکسور، اداکتور، ابداکتور، اکسترنال و اینترنال روتیتور ران با دینامومتر دستی برحسب کیلوگرم و دامنه حرکتی فعال اکستنشن، فلکشن، اداکشن، ابداکشن، اکسترنال روتیشن و اینترنال روتیشن ران با گونیامتر استاندارد پلاستیکی برحسب درجه در آنان اندازه‌گیری شد. برای تعیین اختلاف دامنه حرکتی و قدرت بین دو گروه از آزمون‌های تی مستقل و تحلیل واریانس چندمتغیره استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد گروه دارای والگوس داینامیک زانو قدرت عضلات اکستنسور (P=۰/۰۰۶) و اکسترنال روتیتور هیپ (P=۰/۰۲۹) و دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن هیپ (P=۰/۰۰۵) کمتری نسبت به گروه سالم دارد، اما بین سایر متغیرها در دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج مطالعه، برنامه‌های تمرینی با تمرکز بر قدرت و دامنه حرکتی مفصل ران می‌تواند موجب بهبود کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال شود.

واژگان کلیدی: آسیب رباط صلیبی قدامی، آسیب زانو، دامنه حرکتی، قدرت عضلانی

مقدمه

والگوس داینامیک زانو به‌عنوان مجموعه‌ای از تغییرات کینماتیک اندام تحتانی، ازجمله افزایش اداکشن مفصل ران و چرخش داخلی اجزای پروگزیمال، ابداکشن زانو و چرخش خارجی اجزای دیستال تعریف شده است [۱]. نام این ناهنجاری به انحراف مفصل زانو به داخل هنگام انجام حرکات پویا اشاره دارد. این حرکت پیچیده، چند صفحه حرکتی را درگیر می‌کند و به آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL: Anterior Cruciate Ligament) و آسیب‌های اندام تحتانی ازجمله سندرم درد کشککی زانو (PFPS: PatelloFemoral Pain Syndrome) منجر می‌شود. اگرچه علت دقیق این عارضه همچنان نامعلوم است، برخی منابع نقص در کنترل عصبی-عضلانی و پایداری پویای مفاصل لگن و زانو را در بروز آن مؤثر دانسته‌اند [۲،۳].

فراوانی این عارضه در زنان به‌خاطر تفاوت‌های آناتومیکی چون زاویه Q، بیشتر از مردان است [۴]. زنان در طول انجام فعالیت‌های ورزشی اداکشن، چرخش داخلی ران بیشتری را در مقایسه با همتایان مرد از خود نشان می‌دهند [۵]. والگوس داینامیک زانو، به‌منزله یک ریسک فاکتور برای آسیب‌های سندرم درد کشککی زانو، آسیب رباط صلیبی قدامی، استئوآرتریت زانو، آسیب رباط جانبی داخلی (MCL: Medial Collateral Ligament)، آسیب غضروف و مینیسک زانو و سندروم ایلیوتیبیال بیان شده است [۶]. وجود اختلال و انحراف در راستای پاسچر مطلوب در زانو، موجب تغییر در چگونگی

www.SID.ir

Archive of SID

توزیع وزن بر ساختارهای ناحیه زانو می‌شود. درنتیجه باعث ایجاد تغییر و فشار به این ساختارها و کاهش کارایی مکانیکی فرد می‌شود و او را مستعد آسیب‌های عضلانی یا عصبی می‌کند [۷]. این اختلالات عملکرد روزانه، زندگی اجتماعی و خانوادگی، استقلال عملکردی و برنامه‌ریزی فرد برای آینده را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

والگوس داینامیک زانو را می‌توان از طریق آزمون‌هایی مانند اسکات، فرود و پرش ارزیابی کرد. آزمون اسکات جفت‌پا یک آزمون غربالگری مفید و راحت است؛ زیرا برای انجام این آزمون به تجهیزات خاص و فضای بزرگی نیاز نیست؛ بنابراین، تقریباً در هر مکانی قابل اجراست. این آزمون برای ارزیابی کیفیت کلی حرکت یک فرد استفاده می‌شود [۸،۹]. آزمون اسکات جفت‌پا یک آزمون فانکشنال رایج است که ارتباط بین مفاصل مختلف و گروه‌های عضلانی را ارزیابی می‌کند و معمولاً طی فعالیت‌های ورزشی و همچنین فعالیت‌های روزانه انجام می‌شود. اعتقاد بر این است که الگوهای حرکتی ضعیف مانند والگوس داینامیک زانو یا جابه‌جایی داخلی زانو که با افزایش خطر آسیب مرتبط هستند از رایج‌ترین اختلالات حرکتی است و در طول آزمون اسکات جفت‌پا مشاهده می‌شود [۱۰]. ایمبالانس عضلانی در لگن همراه با کاهش انعطاف‌پذیری در مچ پا به‌خصوص در زنان می‌تواند به اداکشن و اینترنال روتیشن هیپ منجر شود که این موضوع می‌تواند به والگوس داینامیک زانو طی فعالیت‌های تحمل وزن همچون اسکات منجر شود [۸،۹].

عوامل دخیل در پایداری مفصل همچون قدرت عضلانی می‌تواند به‌عنوان یک مکانیسم محافظت‌کننده عمل کند. اختلال در تولید نیروی عضلات ران در والگوس داینامیک زانو می‌تواند دامنه حرکتی اداکشن ران و چرخش داخلی ران را طی فعالیت‌های تحمل وزن افزایش دهد که این موضوع به‌طور بالقوه بر کینماتیک اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد [۱۱]. در مطالعات زیادی رابطه بین قدرت عضلات هیپ، کینماتیک اندام تحتانی و چگونگی ارتباط آن با آسیب والگوس زانو بررسی شده است [۱۲-۱۵]. برخی از مطالعات به این نتیجه رسیده‌اند که کاهش قدرت ابداکتور و اکسترنال روتیتور هیپ یک عامل خطر برای درد پاتلافمورال [۱۶] و آسیب رباط صلیبی قدامی [۱۷] است. همچنین در مطالعه‌ای از ضعف در قدرت عضلات ران به‌عنوان یک عامل خطر مستقل از کینماتیک برای آسیب اندام تحتانی یاد شده است [۱۸]. این در حالی است که در مطالعه Baggaley و همکاران (۲۰۱۵) و Malloy و همکاران (۲۰۱۶) هیچ رابطه‌ای بین قدرت عضلات ران و والگوس داینامیک زانو مشاهده نشد [۱۲،۱۴]. جامعه آماری تحقیقات گذشته بیشتر افراد سالم بودند، درحالی‌که شیوع آسیب رباط صلیبی قدامی در افراد در معرض خطر آسیب مانند افراد دارای والگوس داینامیک زانو بیشتر است؛ بنابراین، این سؤال مطرح می‌شود که آیا بین قدرت و دامنه حرکتی دختران ورزشکار با و بدون والگوس داینامیک زانو تفاوتی وجود دارد.

با توجه به اهمیت این موضوع و محدودبودن مطالعاتی که بر مقایسه قدرت و دامنه حرکتی عضلات هیپ در این افراد تمرکز داشته باشد، این مطالعه با هدف مقایسه قدرت و دامنه حرکتی در زنان ورزشکار با و بدون والگوس پویای زانو و با این فرضیه انجام گرفت که بین قدرت و دامنه حرکتی عضلات هیپ ورزشکاران زن با و بدون والگوس داینامیک زانو تفاوت معناداری وجود دارد.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع مورد-شاهدی است. جامعه آماری شامل تمام دختران ورزشکار ۱۵ تا ۲۵ سال ساکن شهر همدان بود که در یکی از رشته‌های بسکتبال، والیبال، هندبال و فوتسال حداقل به مدت دو سال فعالیت منظم داشتند. از بین آن‌ها با توجه به مطالعات گذشته [۱۹] و همچنین نرم‌افزار جی پاور [۲۰] و با استفاده از آزمون آماری F مانووا، اندازه اثر ۰/۳۷۵، آلفای ۰/۰۵ و قدرت ۰/۹۰، ۴۰ نفر به‌صورت هدفمند و در دسترس (۲۰ نفر سالم و ۲۰ نفر دارای والگوس زانو) به‌عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. برای تشخیص والگوس داینامیک زانو از آزمون اسکات جفت‌پا استفاده شد [۸]. برای انجام این آزمون از آزمودنی خواسته شد پاها را در راستای عرض شانه قرار دهد و درحالی‌که انگشتان پاها روبه‌جلو و دست‌ها بالای سر قرار دارد، اسکات را همانند وضعیت نشستن روی صندلی تا زاویه ۶۰ درجه ۵ مرتبه انجام دهد. حین انجام آزمون، آزمونگر او را از روبه‌رو مشاهده می‌کرد. اگر حین سه بار اجرای آزمون اسکات آزمونگر به‌طور بصری و از نمای قدامی مشاهده می‌کرد که مرکز پتلای پای برتر از قسمت مدیال انگشت بزرگ پا عبور می‌کند، فرد در گروه والگوس داینامیک قرار می‌گرفت. آزمودنی‌هایی که در پای برتر آن‌ها حین اجرای آزمون اسکات والگوس زانو مشاهده می‌شد، واجد شرایط گروه والگوس داینامیک زانو بودند. قبل از اجرای آزمون هر آزمودنی ۵ دقیقه زمان برای گرم‌کردن در اختیار داشت.

معیارهای ورود به مطالعه شامل این موارد بود: ورزشکاران رشته‌های مختلف ورزشی که همراه با چرخش و فرود است و این ورزشکاران باید دو سال سابقه ورزشی منظم داشته باشند، به‌طوری‌که حداقل سه جلسه در هفته در جلسات تمرینی تیم خود شرکت کنند. معیارهای خروج از مطالعه عبارت بودند از: سابقه آسیب رباط صلیبی قدامی، سابقه جراحی در تنه و اندام تحتانی، شرکت در هرگونه برنامه تمرینی با هدف پیشگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی، وجود ناهنجاری‌های اندام تحتانی شامل آنتی‌ورژن ران، زانو ضربدری و زانو پرانتزی و داشتن درد یا هرگونه اختلال حرکتی در روز آزمون و یا هنگام انجام آزمون‌ها

www.SID.ir

Archive of SID

[۱۹]. تمام آزمون‌ها در آزمایشگاه علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینای همدان و با سه تکرار انجام گرفت و میانگین آن‌ها به‌عنوان میزان متغیر ثبت شد.

آزمون‌های قدرت

از دینامومتر دستی دیجیتال (MMT,North Coast، ساخت آمریکا) برای ارزیابی حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات ران با ضریب همبستگی درونی ۰/۹۶-۰/۹۸ استفاده شد [۲۱]. قبل از انجام آزمون، پس از توضیح نحوه انجام آزمون برای هر آزمودنی، به آن‌ها اجازه داده شد یک بار آزمون مدنظر را به‌صورت تمرینی انجام دهند. تمامی آزمودنی‌ها حین انجام آزمون برای به‌کارگیری حداکثر نیرو تشویق می‌شدند. هر آزمون قدرت به مدت ۵ ثانیه با ۳ تکرار و ۱۵ ثانیه استراحت بین کوشش‌ها انجام شد [۲۲]. درنهایت میانگین نیرو پس از نرمال‌شدن با وزن آزمودنی‌ها به‌عنوان میزان متغیر ثبت شد. قدرت فلکسورهای ران در وضعیت نشسته در حالی اندازه‌گیری شد که ران و زانو ۹۰ درجه فلکشن داشتند. دینامومتر ۳ سانتی‌متر بالاتر از بخش فوقانی پتلا روی قسمت قدامی ران قرار داده شد. برای ثابت‌کردن دینامومتر از یک استرپ استفاده شد [۲۳،۲۴]. قدرت اکستنسورهای ران در وضعیت دمر در حالی ارزیابی شد که زانو در فلکشن ۹۰ درجه و هیپ مقدار کمی اکسترنال روتیشن داشت. لگن با یک استرپ در وضعیت خنثی ثابت شد. دینامومتر در بخش خلفی و دیستال ران قرار داده شد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد اکستنشن ران را در برابر استرپ با حداکثر تلاش و بدون بالابردن و جداکردن لگن از روی میز انجام دهد [۲۳،۲۴].

قدرت ابداکتورهای ران در وضعیت خوابیده به پهلو روی میز معاینه اندازه‌گیری شد. ران پای مورد آزمون (پای بالایی) در ابداکشن صفر درجه قرار می‌گرفت. برای حفظ این وضعیت یک حوله رول‌شده یا یک بالش بین ران‌ها قرار داده شد. برای اجتناب از حرکات لگن آزمودنی از استرپ استفاده شد. دینامومتر در ۵ سانتی‌متری پروگزیمال کندیل خارجی ران توسط استرپ ثابت می‌شد. به آزمودنی آموزش داده می‌شد که انگشتان پا را به سمت جلو نگه دارد و از خم‌کردن و چرخش خارجی ران خودداری کند و ابداکشن ران را با حداکثر تلاش انجام دهد [۲۵]. اندازه‌گیری قدرت اداکتورهای ران در وضعیت خوابیده به پهلو انجام شد. ران پای مورد آزمون (پای زیرین) در وضعیت خنثی و زانو در وضعیت اکستنشن قرار می‌گرفت. ران و زانوی پای غیر آزمون (پای بالایی) در فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت. دینامومتر بالای قوزک داخلی با استرپ به میز درمان ثابت می‌شد. از آزمودنی خواسته می‌شد در مقابل مقاومت اعمال‌شده توسط استرپ، اداکشن ران را با حداکثر تلاش انجام دهد [۲۳،۲۵].

برای اندازه‌گیری قدرت روتیتورهای ران آزمودنی در وضعیت نشسته به‌نحوی‌که ران و زانو فلکشن ۹۰ درجه داشتند، لبه میز درمان قرار گرفت. برای ارزیابی قدرت اکسترنال روتیتورهای هیپ، ران مقدار کمی اکسترنال روتیشن و قوزک داخلی در امتداد خط وسط بدن قرار داشت. آزمونگر دینامومتر را در ۵ سانتی‌متری بالای قوزک داخلی قرار می‌داد. در این وضعیت از آزمودنی خواسته می‌شد اکسترنال روتیتورهای هیپ را به‌صورت ایزومتریک و با تلاش حداکثر منقبض کند. از یک استرپ برای ثابت‌کردن دینامومتر استفاده شد [۲۶،۲۷]. قدرت اینترنال‌های روتیتورهای ران در وضعیتی اندازه‌گیری شد که هیپ در وضعیت خنثی قرار داشت. دینامومتر بالای قوزک خارجی با استرپ به پایه میز ثابت شد و آزمودنی اینترنال روتیتورها را با حداکثر تلاش به‌صورت ایزومتریک منقبض می‌کرد.

آزمون‌های دامنه حرکتی

به‌منظور ارزیابی متغیرهای دامنه حرکتی مفصل ران شامل دامنه حرکتی فلکشن، اکستنشن، ابداکشن، اداکشن، اینترنال روتیشن و اکسترنال روتیشن از یک گونیامتر استاندارد پلاستیکی ۳۶۰ درجه ساخت کشور ایران و محصول شرکت دانش پزشکی استفاده شد. برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی فلکشن ران از آزمودنی خواسته می‌شد به‌صورت طاق باز دراز بکشد. زانو و ران پای غیر آزمون در وضعیت اکستنشن بدون ابداکشن و اداکشن قرار گیرد و با اندام مورد آزمون حرکت فلکشن ران را با زانوی خم انجام دهد. مرکز گونیامتر روی تروکانتر بزرگ ران، بازوی ثابت موازی با نیمساز لترال لگن و میز معاینه و بازوی متحرک موازی با نیمساز لترال فمور به‌طرف اپی کندیل خارجی قرار می‌گرفت [۲۸].

برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی اکستنشن ران از آزمودنی خواسته می‌شد که مطابق آزمون دامنه حرکتی فلکشن در وضعیت دمر روی تخت معاینه قرار گیرد و با اندام مورد آزمون حرکت اکستنشن ران را با زانوی صاف انجام دهد. قرارگیری گونیامتر برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی ران مطابق آزمون قبلی صورت گرفت [۲۸]. برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی ابداکشن ران از آزمودنی خواسته می‌شد در وضعیت سوپاین روی میز معاینه دراز بکشد. لگن در وضعیت خنثی و پاها در وضعیت آناتومیکی قرار می‌گرفت. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد حرکت ابداکشن ران را تا جایی انجام دهد که خار خاصره‌ای قدامی فوقانی (ASIS: Anterior Superior Iliac Spine) در سمت مقابل به پایین حرکت نکند. مرکز گونیامتر روی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی در طرف اندازه‌گیری‌شده، بازوی ثابت در راستای خطی که خار خاصره‌ای قدامی فوقانی راست و چپ را به یکدیگر متصل می‌کند و بازوی متحرک موازی با محور طولی ران به‌طرف خط میانی کشکک قرار می‌گیرد. در وضعیت شروع گونیامتر ۹۰ درجه را نشان می‌دهد که به‌عنوان صفر در

www.SID.ir

Archive of SID

نظر گرفته شد [۲۸].

اندازه‌گیری دامنه حرکتی اداکشن ران مطابق اندازه‌گیری دامنه حرکتی ابداکشن ران صورت گرفت. در این آزمون از آزمودنی خواسته شد حرکت اداکشن ران را تا جایی انجام دهد که خار خاصره‌ای قدامی فوقانی در سمت مقابل به پایین حرکت نکند [۲۸]. برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی اینترنال و اکسترنال روتیشن ران، از آزمودنی خواسته شد لبه میز معاینه بنشیند، درحالی‌که پشت زانو با میز تماس نداشته باشد و زانو و ران در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن و ران در ابداکشن و اداکشن صفر درجه قرار گیرد. سپس حرکات چرخش داخلی و خارجی ران را انجام دهد. مرکز گونیامتر روی بخش قدامی پتلا، بازوی متحرک در امتداد نیمساز قدامی ساق پا (به‌طرف نقطه میانی دو قوزک) و بازوی ثابت به‌صورت عمود بر زمین قرار می‌گرفت [۲۸].

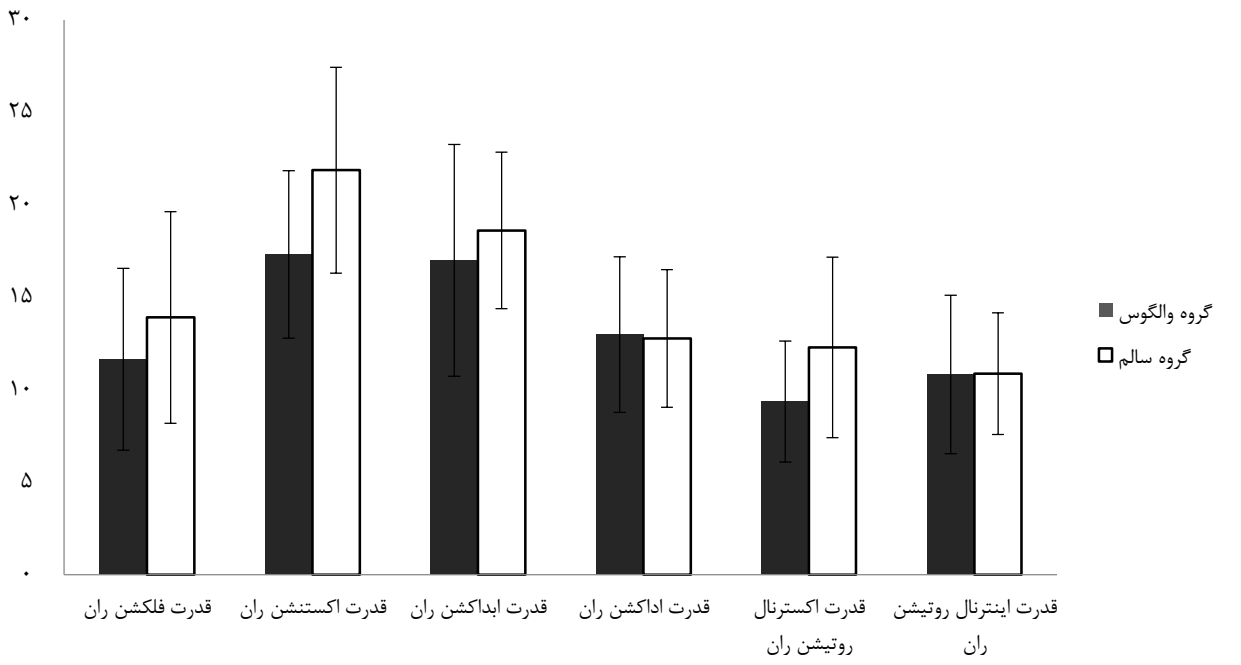
پس از جمع‌آوری اطلاعات، برای بررسی نرمال‌بودن توزیع داده‌ها در گروه‌های مطالعه‌شده از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. پس از احراز نرمال‌بودن توزیع داده‌ها، برای مقایسه اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه از آزمون تی مستقل و برای مقایسه متغیرهای تحقیق بین دو گروه سالم و والگوس از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره استفاده شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ و در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. پیش‌فرض‌های آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره شامل طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها (با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک)، همگنی واریانس‌ها (با استفاده از آزمون لون) و همگنی ماتریس‌های کوواریانس (با استفاده از آزمون ام باکس) برقرار بود.

یافته‌ها

نتایج مطالعه حاضر نشان داد بین ویژگی‌های دموگرافیک دو گروه مطالعه‌شده تفاوت معناداری وجود ندارد (جدول ۱). شکل‌های ۱ و ۲ میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای مطالعه را نشان می‌دهد. نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره نشان داد قدرت عضلات اکستنسور و اکسترنال روتیتورهای ران و دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران در گروه سالم به‌طور معناداری نسبت به گروه دارای والگوس داینامیک زانو بیشتر است ($P\leq ۰/۰۵$). بین سایر متغیرها در دو گروه مطالعه‌شده تفاوت معناداری مشاهده نشد (جدول ۲).

جدول ۱: نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه

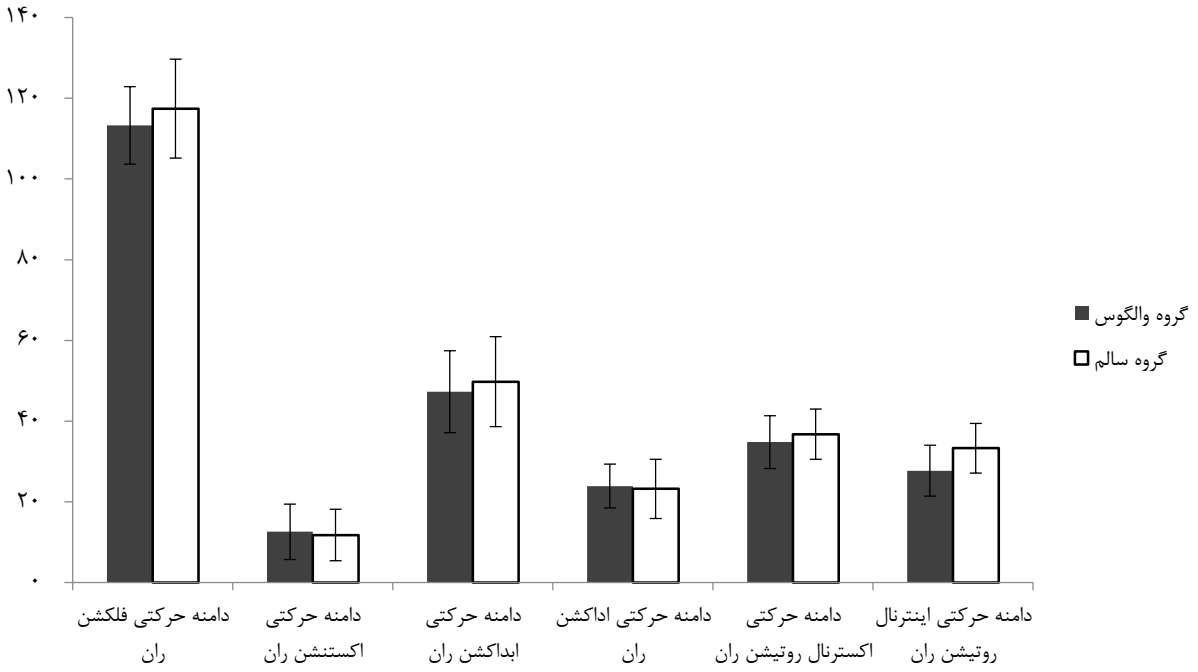
	انحراف استاندارد± میانگین		اختلاف	درجه	t	P
	گروه سالم	گروه والگوس	میانگین	آزادی		
سن (سال)	۱۹/۲۶±۳/۷۹	۲۱/۰۵±۲/۳۹	-۱/۷۸۹	۳۸	-۱/۸۱۷	۰/۰۷۷
قد (سانتی‌متر)	۱۶۶/۱۷±۴/۵۱	۱۶۵/۲۵±۴/۵۰	۰/۹۲۴	۳۸	۰/۶۷۰	۰/۵۰۷
وزن (کیلوگرم)	۵۶/۷۰±۷/۶۹	۵۷/۳۵±۹/۹۴	-۰/۶۵۴	۳۸	-۰/۲۴۳	۰/۸۰۹
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۰/۵۱±۲/۵۵	۲۰/۹۶±۳/۲۰	-۰/۴۴۱	۳۸	-۰/۵۰۲	۰/۶۱۸



شکل ۱: مقایسه قدرت ورزشکاران با و بدون والگوس داینامیک زانو (درصد وزن)

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۲: مقایسه دامنه حرکتی ورزشکاران با و بدون والگوس دینامیک زانو (درجه)

جدول ۲: نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره برای مقایسه متغیرهای تحقیق در دو گروه

	F	P	اندازه اثر (Partial Eta Squared)
قدرت فلکشن ران	۱/۹۰۷	۰/۱۷۵	۰/۰۴۴
قدرت اکستنشن ران	۸/۴۸۶	٭۰/۰۰۶	۰/۱۷۱
قدرت ابداکشن ران	۰/۹۸۷	۰/۳۲۶	۰/۲۴۰
قدرت اداکشن ران	۰/۰۳۲	۰/۸۵۹	۰/۰۰۱
قدرت اکسترنال روتیشن ران	۵/۱۲۷	٭۰/۰۲۹	۰/۱۱۱
قدرت اینترنال روتیشن ران	۰/۰۰۱	۰/۹۷۶	۰/۰۰۰
دامنه حرکتی فلکشن ران	۱/۴۸۶	۰/۲۳۰	۰/۰۳۵
دامنه حرکتی اکستنشن ران	۰/۱۶۴	۰/۶۸۸	۰/۰۰۴
دامنه حرکتی ابداکشن ران	۰/۵۷۴	۰/۴۵۳	۰/۰۱۴
دامنه حرکتی اداکشن ران	۰/۱۱۷	۰/۷۳۴	۰/۰۰۳
دامنه حرکتی اینترنال روتیشن ران	۰/۹۸۵	۰/۳۲۷	۰/۰۲۳
دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران	۸/۶۵۸	٭۰/۰۰۵	۰/۱۷۴

بحث

هدف این مطالعه مقایسه قدرت و دامنه حرکتی عضلات ران بین افراد با و بدون والگوس دینامیک زانو حین اسکات جفت‌پا بود. نتایج نشان داد در قدرت اکستنسورها و اکسترنال روتیتورهای ران و دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران بین دو گروه دارای والگوس دینامیک زانو و افراد سالم تفاوت معناداری وجود دارد. نتایج میانگین گروه‌ها نشان داد قدرت اکستنسورها و اکسترنال روتیتورهای ران و دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران در گروه سالم بیشتر از گروه دارای والگوس دینامیک زانو است. در سایر متغیرهای مطالعه‌شده تفاوت معناداری مشاهده نشد.

بر اساس مطالعات، زنان ورزشکار ۵/۳ بار بیشتر از مردان در ورزش‌های یکسان در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار می‌گیرند [۲۹]. درمانگران ورزشی و مربیان ورزشکاران سطح بالا در برنامه‌های اختصاصی ورزشکاران تمرینات تقویتی و کنترلی ران و زانو را به‌منظور پیشگیری از آسیب قرار می‌دهند. بااین‌وجود رابطه بین قدرت و دامنه حرکتی هیپ و والگوس دینامیک زانو پیچیده‌تر از تصور ماست؛ زیرا الگوی حرکتی انسان بسیار پیچیده است. حرکت یک مفصل از طریق دامنه حرکت بیومکانیکی‌اش، نشان‌دهنده عملکرد یکپارچه سیستم حرکتی است [۳۰-۳۲]. اگر این سیستم به‌درستی عمل کند، راستای ساختاری مطلوب، هماهنگی و دامنه حرکتی مطلوب را در هر مفصل امکان‌پذیر

www.SID.ir

Archive of SID

می‌کند [۳۳]. این موضوع برای طول و قدرت مناسب هر عضله و همچنین دامنه حرکتی مفصلی مطلوب ضروری است [۳۱]. اگر مفصلی دامنه حرکتی مناسب نداشته باشد، مفصل و بافت‌های مجاور باید بیشتر حرکت کنند تا این نقص عملکردی را جبران کنند. به‌طورکلی هر مفصل برای انتقال کارآمد نیرو به‌منظور پایدارکردن مفاصل مرتبط بدن و تولید حرکات مطلوب انسان، باید دامنه حرکتی مناسبی از خود نشان دهد. ازاین‌رو می‌توان دامنه حرکتی مفصل ران و قدرت عضلات ران را به‌عنوان یک عامل تأثیرگذار بر سیستم حرکتی نام برد.

با توجه به مطالعات انجام‌شده، والگوس داینامیک زانو می‌تواند به علت ضعف در عضلات اکستنسور، ابداکتور و اکسترنال روتیتور ران باشد که این موضوع مانع از مقابله با اداکشن و اینترنال روتیشن ران و درنتیجه والگوس داینامیک زانو طی انجام مانورهای ورزشی در زنان ورزشکار می‌شود [۳۴،۳۵] همچنین عضله همسترینگ به‌عنوان اکستنسور ران و فلکسور زانو در برابر نیروهای برشی قدامی و چرخش داخلی بیش‌ازحد درشت‌نی توسط عضلات چهارسر رانی در اکستنشن کامل عمل متقابل را انجام می‌دهد [۳۶،۳۷] ازاین‌رو ضعف عضلات همسترینگ در زنان ورزشکار به‌عنوان یکی از عوامل آسیب رباط صلیبی قدامی شمرده می‌شود [۳۸،۳۹].

نتایج مطالعه حاضر با نتایج این مطالعات همخوانی داشت. در مطالعه Bell و همکاران ویژگی‌های قدرت عضلانی و انعطاف‌پذیری افراد دارای والگوس داینامیک زانو بررسی شد. نتایج این مطالعه نشان داد افراد دارای والگوس زانو قدرت اکسترنال روتیتوری ران کمتر، قدرت اکستنسور ران بیشتر و قدرت پلنتار فلکسوری کمتری نسبت به افراد بدون والگوس زانو دارند. همچنین افراد دارای والگوس زانو دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران بیشتری در مقایسه با افراد سالم دارند [۸]. نتایج مطالعه حاضر در قدرت اکستنسورهای ران و دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران با مطالعه ذکرشده همسو نیست، اما در قدرت اکسترنال روتیتورهای هیپ با تحقیق حاضر همسو است. از علت‌های ناهمسویی نتایج پژوهش حاضر با این مطالعه می‌توان به همگن و ورزشکار نبودن آزمودنی‌ها اشاره کرد؛ زیرا در تحقیق Bell و همکاران از آزمودنی‌های زن و مرد غیرورزشکار با میانگین سنی ۲۰ سال استفاده شده است.

در مطالعه‌ای رابطه بین قدرت ایزوکنتیک هیپ و زانو و والگوس داینامیک زانو بررسی شد. نتایج این مطالعه نشان داد بین قدرت ایزوکنتیک هیپ و زانو ورزشکاران پسر و والگوس داینامیک زانو طی اسکات تک‌پا تنها در پای غیر برتر این افراد همبستگی وجود داشت [۴۰]. قدرت عضلات هیپ عامل مهمی در محافظت از زانو است؛ زیرا عضلات هیپ می‌تواند به پایداری زانو در صفحه فرونتال کمک کند و ضعف در قدرت عضلات هیپ می‌تواند آسیب رباط صلیبی قدامی را پیش‌بینی کند. یک مطالعه مورد-شاهدی آینده‌نگر روی ۵۰۱ ورزشکار در رشته‌های ورزشی مختلف انجام شد. در این مطالعه قبل از شروع فصل مسابقات قدرت ایزومتریک اکسترنال روتیشن و ابداکشن هیپ اندازه‌گیری شد. در این مطالعه آینده‌نگر ۱۵ نفر از ورزشکاران دچار آسیب غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی شدند که با توجه به نتایج، افراد آسیب‌دیده قدرت ابداکشن و اکسترنال روتیشن هیپ کمتری نسبت به افراد سالم و بدون آسیب داشتند [۴۱]. در حمایت از اهمیت قدرت عضلات هیپ، Leetun و همکاران گزارش کردند زنانی که قدرت ابداکشن و اکسترنال روتیشن هیپ کمتری نسبت به همتایان خود دارند، بیشتر در معرض آسیب اندام تحتانی قرار دارند [۴۲]. نتایج مطالعه حاضر با نتایج این مطالعات مبنی بر اهمیت قدرت عضلات اکسترنال روتیشن هیپ در جلوگیری از آسیب‌های زانو همخوانی دارد.

مطالعات اندکی به بررسی ارتباط بین محدودیت اکسترنال روتیشن هیپ و ریسک پارگی رباط صلیبی قدامی پرداخته‌اند. Philippon و Schenker در مطالعه‌ای از الگوهای مختلف گیرافتادگی استابولار فمورال به‌عنوان مهم‌ترین علت درد ران در بین ورزشکاران با محدودیت دامنه حرکتی ران و اختلال در عملکرد ورزشی نام بردند. این عامل ممکن است به شکلی هم‌افزایی عمل کند تا دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن مفصل ران کمتر شود و زانو و به‌خصوص رباط صلیبی قدامی در معرض خطر آسیب‌دیدگی قرار گیرد [۴۳]. Tainaka و همکاران از احتمال وجود ارتباط بین آسیب‌های غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی در ورزشکاران دبیرستانی با دامنه حرکتی هیپ گزارش کردند. این پژوهشگران دریافتند با کاهش دامنه حرکتی اینترنال یا اکسترنال روتیشن هیپ، خطر آسیب رباط صلیبی قدامی افزایش می‌یابد [۴۴]. همچنین نتایج پژوهش Noyes و همکاران که رابطه بین دامنه حرکتی ران و ریسک آسیب رباط صلیبی قدامی را بررسی کردند از این موضوع پشتیبانی می‌کند که خانم‌ها به دلیل آناتومی لگن، محدودیت دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن هیپ و همچنین ضعف عضلات هیپ بیشتر در معرض خطر آسیب رباط صلیبی قدامی هستند [۴۵]. نتایج مطالعه حاضر با نتایج این مطالعات در محدودیت اکسترنال روتیشن هیپ همسو است.

در این مطالعه محققان با استفاده از یک دینامومتر دستی و گونیامتر به ترتیب قدرت ایزومتریک عضلات و دامنه حرکتی استاتیک مفصل ران را در آزمایشگاه و با تکنیک‌های رایج و قابل تکرار اندازه‌گیری کردند. پایایی و روایی این تکنیک‌های اندازه‌گیری به آزمونگر مرتبط است [۲۰] تا مشخص شود کدام‌یک از ورزشکاران در معرض آسیب‌دیدگی زانو هستند و به تقویت قدرت و بهبود دامنه حرکتی هیپ نیاز دارند. ازاین‌رو عدم معنی‌داری قدرت عضلات فلکسور، ابداکتور، اداکتور و اینترنال روتیتور و همچنین دامنه حرکتی فلکشن، اکستنشن، اداکشن، ابداکشن و اینترنال روتیشن هیپ را می‌توان مربوط به این موضوع دانست و شاید در صورت استفاده از تجهیزاتی که نقش انسان در

www.SID.ir

Archive of SID

اندازه‌گیری کم‌رنگ است مثل استفاده از دستگاه ایزوکنتیک برای قدرت و اینکلاینومتر برای دامنه حرکتی، نتایج متفاوتی مشاهده می‌شد.

بر اساس مطالعات والگوس دینامیک زانو هنگام آزمون اسکات جفت‌پا، متأثر از کاهش قدرت ابداکتورها و اکسترنال روتیتورهای ران [۳۵]، افزایش فعالیت اداکتورهای ران [۴۶] و محدودیت دورسی فلکشن مچ [۴۶،۴۷] است. این نتایج نشان می‌دهد نواقص حرکتی مشاهده‌شده طی اسکات جفت‌پا، ممکن است درنتیجه تغییرات دامنه حرکتی مفاصل دیستال و پروگزیمال، فعال‌سازی عضله و کنترل کلی عصبی عضلانی باشد که این مسئله می‌تواند موجب افزایش خطر آسیب‌دیدگی شود. با توجه به مطالب ذکرشده بدیهی است که نه‌تنها قدرت عضلات ران، بلکه شاید مهم‌تر از آن، دامنه حرکتی مناسب ران نیز برای جلوگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی باید موردتوجه مربیان و فیزیکال‌تراپیست‌ها قرار بگیرد.

مطالعه حاضر محدودیت‌هایی داشت؛ به‌طور مثال، از روش بصری برای شناسایی افراد دارای والگوس دینامیک زانو استفاده شد که توصیه می‌شود در تحقیقات آینده از روش‌های دقیق تحلیل حرکت دوبعدی و سه‌بعدی برای تشخیص والگوس دینامیک زانو استفاده شود. همچنین ازآنجاکه فعالیت‌های دینامیک مانند اسکات به قدرت کانسنتریک و اکسنتریک وابسته است، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده ارتباط قدرت ایزوکنتیک ران و والگوس دینامیک زانو نیز بررسی شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به اینکه زنان بیشتر از مردان در معرض آسیب رباط صلیبی قدامی قرار دارند، تأکید زیادی بر شناسایی و رفع تمامی عوامل خطر مربوط به این آسیب در طول زنجیره حرکتی است. کاهش قدرت اکستنسورها و اکسترنال روتیتورهای ران و محدودیت حرکتی اکسترنال روتیشن ران می‌تواند در ایجاد والگوس دینامیک زانو مؤثر باشد. به نظر می‌رسد مداخلات اصلاحی مناسب با تمرکز بر قدرت و دامنه حرکتی مفصل ران می‌تواند نقش مهمی در کاهش حرکت زانو در صفحه فرونتال و جلوگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی داشته باشد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی مصوب دانشگاه بوعلی سینا با شماره ۱۴۵۲۷۹۵ گرفته شده که در ایرانداک ثبت شده است. از تمام آزمودنی‌هایی که در انجام این مطالعه ما را یاری کردند و از حمایت مالی دانشگاه کمال تشکر را داریم.

تضاد منافع

بین منافع نویسندگان و نتایج مطالعه هیچ‌گونه تعارضی وجود ندارد.

ملاحظات اخلاقی

کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان با شناسه IR.UMSHA.REC.1397.1000 مطالعه حاضر را تأیید کرده است. پیش از شروع پروژه به تمام افراد درباره هدف کلی تحقیق و نحوه انجام آزمون اطلاعاتی داده شد و پس از موافقت و تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه شرکت در مطالعه، به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند.

سهم نویسندگان

نویسنده اول (پژوهشگر اصلی) مسئول مکاتبات، تدوین چارچوب کلی طرح، نگارش بخش روش‌شناسی، نتایج و بحث، نگارش و ویرایش علمی مقاله ۵۰ درصد؛ نویسنده دوم (پژوهشگر اصلی) تدوین پروپوزال، جمع‌آوری آزمودنی‌ها و داده‌ها، تدوین مقدمه، بازنگری متون و مشارکت در نگارش مقاله ۵۰ درصد.

حمایت مالی

دانشگاه بوعلی سینا تأمین‌کننده بودجه این طرح پژوهشی است.

REFERENCES

1. de Marche Baldon R, Lobato DF, Yoshimatsu AP, dos Santos AF, Francisco AL, Santiago PR, et al. Effect of plyometric training on lower limb biomechanics in females. *Clin J Sport Med*. 2014;**24**(1):44-50. PMID: 24100464 DOI: 10.1097/01.jsm.0000432852.00391.de
2. Zeller BL, McCrory JL, Ben Kibler W, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med*. 2003;**31**(3):449-56. PMID: 12750142 DOI: 10.1177/03635465030310032101
3. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech*. 2008; **23**(2):203-11. PMID: 17942202 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025
4. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S. Lower extremity malalignment and linear relation with Q angle in female athletes. *Brazil J Biom*. 2011;**5**(1):45-52.
5. Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. *Sports Med*. 2011;**41**(7):541-57. PMID: 21688868 DOI: 10.2165/11589140-000000000-00000
6. Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, DiCesare CA, Ford KR. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther*. 2015;**10**(2):136-46. PMID: 25883862
7. Hrysomallis C, Goodman C. A review of resistance exercise and posture realignment. *J Strength Cond Res*. 2001; **15**(3):385-90. PMID: 11710670
8. Bell DR, Padua DA, Clark MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;**89**(7):1323-8. PMID: 18586134 DOI: 10.1016/j.apmr.2007.11.048
9. Mauntel TC, Post EG, Padua DA, Bell DR. Sex differences during an overhead squat assessment. *J Appl Biomech*.

www.SID.ir

Archive of SID

2015;**31**(4):244-9. PMID: 25838245 DOI: 10.1123/jab.2014-0272
10. Post EG, Olson M, Trigsted S, Hetzel S, Bell DR. The reliability and discriminative ability of the overhead squat test for observational screening of medial knee displacement. *J Sport Rehabil*. 2017;**26**(1):178. PMID: 27834577 DOI: 10.1123/jsr.2015-0178
11. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;**40**(2):42-51. PMID: 20118526 DOI: 10.2519/jospt.2010.3337
12. Baggaley M, Noehren B, Clasey JL, Shapiro R, Pohl MB. Frontal plane kinematics of the hip during running: are they related to hip anatomy and strength? *Gait Posture*. 2015;**42**(4):505-10. PMID: 26364243 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.064
13. Nilstad A, Krosshaug T, Mok KM, Bahr R, Andersen TE. Association between anatomical characteristics, knee laxity, muscle strength, and peak knee valgus during vertical drop-jump landings. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;**45**(12):998-1005. PMID: 26381485 DOI: 10.2519/jospt.2015.5612
14. Malloy P, Morgan A, Meinerz C, Geiser CF, Kipp K. Hip external rotator strength is associated with better dynamic control of the lower extremity during landing tasks. *J Strength Cond Res*. 2016;**30**(1):282-91. PMID: 26110347 DOI: 10.1519/JSC.0000000000001069
15. Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech*. 2014;**29**(4):468-74. PMID: 24467971 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2013.12.017
16. Chumanov ES, Wall-Scheffler C, Heiderscheit BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech*. 2008;**23**(10):1260-8. PMID: 18774631 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.07.011
17. Ramskov D, Barton C, Nielsen RO, Rasmussen S. High eccentric hip abduction strength reduces the risk of developing patellofemoral pain among novice runners initiating a self-structured running program: a 1-year observational study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;**45**(3):153-61. PMID: 25627149 DOI: 10.2519/jospt.2015.5091
18. Rathleff M, Rathleff C, Crossley K, Barton C. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2014;**48**(14):1088. DOI: 10.1136/bjsports-2013-093305
19. Saki F, Rajabi R, Tabatabaei F. Relationship between hip and knee strength and knee valgus angle during drop jump in elite female athletes. *Phys Treat Specific Phys Ther J*. 2014;**4**(1):39-46.
20. Lawrence RK 3rd, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clin Biomech*. 2008;**23**(6):806-13. PMID: 18395310 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009
21. Jackson SM, Cheng MS, Smith Jr AR, Kolber MJ. Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Musculoskelet Sci Pract*. 2017;**27**:137-41. PMID: 27476066 DOI: 10.1016/j.math.2016.07.010
22. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil*. 2009;**18**(1):76-90. PMID: 19321908 DOI: 10.1123/jsr.18.1.76
23. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;**40**(10):641-7. PMID: 20508327 DOI: 10.2519/jospt.2010.3120
24. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;**39**(8):1227-32. PMID: 17762354 DOI: 10.1249/mss.0b013e3180601109
25. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH. Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;**88**(1):37-42. PMID: 17207673 DOI: 10.1016/j.apmr.2006.09.011
26. Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;**37**(5):232-8. PMID: 17549951 DOI: 10.2519/jospt.2007.2439
27. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;**38**(8):448-56. PMID: 18678957 DOI: 10.2519/jospt.2008.2490
28. Clark M, Lucett S. NASM essentials of corrective exercise training. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
29. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*. 2007;**35**(3):359-67. PMID: 17092928 DOI: 10.1177/0363546506293899
30. Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction-contemporary developments. *Man Ther*. 2001;**6**(1):15-26. PMID: 11243905 DOI: 10.1054/math.2000.0388
31. Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. St. Louis: Mosby; 2002.
32. Liebenson C. Integrating rehabilitation into chiropractic practice (blending active and passive care). Rehabilitation of the Spine. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996. P. 13-43.
33. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992;**5**(4):383-9. PMID: 1490034 DOI: 10.1097/00002517-199212000-00001
34. Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: a systematic review. *Phys Ther Sport*. 2019;**37**:197-209. PMID: 29859898 DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.05.015
35. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;**33**(11):671-6.
36. Aagaard P, Simonsen E, Andersen J, Magnusson S, Bojsen-Møller F, Dyhre-Poulsen P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports*. 2000;**10**(2):58-67. PMID: 10755275 DOI: 10.1034/j.1600-0838.2000.010002058.x
37. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech*. 2008;**23**(3):313-9. PMID: 18037546 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003
38. Buckley B, Kaminski T. Hamstring and quadriceps strength ratios in healthy males and females: implications for ACL injury. *J Athl Train*. 2003;**38**(2):S14-5.
39. Pfeifer CE, Beattie PF, Sacko RS, Hand A. Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Int J Sports Phys Ther*. 2018;**13**(4):575-87. PMID: 30140551
40. Mail MS, Azhar NM, Affandi NF, Shaharudin S, Agrawal S, Chee LM. Relationship between isokinetic leg strength and knee frontal plane projection angle during single leg squat among male junior athletes. *J Health Translat Med*. 2019;**22**(2):43-8. DOI: 10.22452/jummec.vol22no2.7
41. 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):355-61. PMID: 26646514 DOI: 10.1177/0363546515616237
42. 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):926-34. PMID: 15179160 DOI: 10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3
43. Philippon MJ, Schenker ML. Arthroscopy for the treatment of femoroacetabular impingement in the athlete. *Clin Sports Med*. 2006;**25**(2):299-308. PMID: 16638493 DOI: 10.1016/j.csm.2005.12.006
44. Tainaka K, Takizawa T, Kobayashi H, Umimura M. Limited hip rotation and non-contact anterior cruciate ligament injury: a case-control study. *Knee*. 2014;**21**(1):86-90. PMID:

www.SID.ir

Archive of SID

23953661 DOI: 10.1016/j.knee.2013.07.006
45. Noyes FR, Barber-Westin S. ACL injuries in the female athlete: causes, impacts, and conditioning programs. Berlin, Germany: Springer; 2018.
46. Vesci B, Padua D, Bell D, Strickland L, Guskiewicz K, Hirth C. Influence of hip muscle strength, flexibility of hip and ankle musculature, and hip muscle activation on dynamic knee valgus motion during a double-legged squat. *J Athl Train*. 2007;**42**(2 Suppl):83.
47. Bell D, Padua D. Influence of ankle dorsiflexion range of motion and lower leg muscle activation on medial knee displacement during a double-legged squat. *J Athl Train*. 2008;**43**(5):543-5.

www.SID.ir